(19)日本国特許庁(JP)　(12)特 許 公 報(B2)　(11)特許番号 特許第5279863号 (P5279863)

(45)発行日 平成25年9月4日(2013.9.4)　(24)登録日 平成25年5月31日(2013.5.31)

(51)Int.Cl.			FI		
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300Y
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	372
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	A
G02B	23/26	(2006.01)	G02B	23/26	D
			A61B	1/00	300P

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21)出願番号 特願2011-79257 (P2011-79257)
(22)出願日 平成23年3月31日 (2011.3.31)
(65)公開番号 特開2012-213441 (P2012-213441A)
(43)公開日 平成24年11月8日 (2012.11.8)
審査請求日 平成24年6月11日 (2012.6.11)

(73)特許権者 306037311
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 北野 亮
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

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54)【発明の名称】電子内視鏡及び電子内視鏡システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

被検体内に挿入される挿入部の先端部に設けられ、被検体内の像光を取り込んで観察を行うための観察光学系と、

前記観察光学系の焦点距離を通常観察及び拡大観察の間で可変させる焦点可変手段と、

前記観察光学系により取り込まれる観察範囲の像光が結像される撮像素子と、

前記観察範囲に向かって照明光を照射する照明光学系と、

前記観察範囲に対面する位置で、且つ前記観察光学系の周辺に設けられ、４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下の波長域で、光の反射率が最大となる青色光反射面とを備えることを特徴とする電子内視鏡。

【請求項２】

被検体内に挿入される挿入部の先端部に設けられ、被検体内の像光を取り込んで観察を行うための観察光学系と、

前記観察光学系の焦点距離を通常観察及び拡大観察の間で可変させる焦点可変手段と、

前記観察光学系により取り込まれる観察範囲の像光が結像される撮像素子と、

前記観察範囲に向かって照明光を照射する照明光学系と、

前記観察範囲に対面する位置で、且つ前記観察光学系の周辺に設けられ、４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下の波長の光については５０％以上の反射率で反射し、５５０ｎｍより大きく、７００ｎｍ未満の波長の光については４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下の波長の光よりも小さい反射率で反射し、７００ｎｍ以上の波長の光については５％以下の反射率

で反射する青色光反射面とを備えることを特徴とする電子内視鏡。
【請求項３】
　前記先端部は、先端部本体と、前記先端部本体の先端側に固着される先端保護キャップとを備え、
　前記青色光反射面は、前記先端保護キャップに形成されていることを特徴とする請求項１又は２記載の電子内視鏡。
【請求項４】
　前記先端部の外周面に装着されるフードを備え、
　前記青色光反射面は、前記フードに形成されていることを特徴とする請求項１又は２記載の電子内視鏡。
【請求項５】
　前記先端部は、外周面の一部を切り欠いた凹み部を有しており、
　前記観察光学系は、前記凹み部から露呈する位置に設けられ、前記挿入部の挿入方向と直交する側視方向からの像光を取り込む側視観察光学系であり、
　前記青色光反射面は、前記凹み部に設けられていることを特徴とする請求項１ないし４いずれか１項記載の電子内視鏡。
【請求項６】
　前記凹み部は、前記側視方向と直交する第１の凹み面と、前記外周面と前記第１の凹み面に囲まれ、先端側に向かって傾斜する第２の凹み面とから形成され、
　前記観察光学系は、前記第１の凹み面から露呈する位置に設けられ、
　前記照明光学系は、前記第２の凹み面から露呈する位置に設けられ、
　前記青色光反射面は、前記第１の凹み面に形成されることを特徴とする請求項５記載の電子内視鏡。
【請求項７】
　請求項１ないし６いずれか１項記載の前記電子内視鏡であり、前記照明光学系に照明光を導くライトガイドが設けられた前記電子内視鏡と、
　光を発する光源と、
　前記光源からの光を集光して前記ライトガイドに入射させる集光手段と、
　前記観察光学系が通常観察可能な状態から、拡大観察可能な状態に切り換わったとき、前記光源から前記ライトガイドまでの光路上に位置し、前記ライトガイドに入射される光のうち、中央に位置する減光領域のみを部分的に減光し、前記減光領域の周辺に位置する透過領域では減光せずに光を透過させる部分減光手段とを備え、
　前記照明光学系は、前記ライトガイドへ入射される光強度の分布に応じて照明光を照射することを特徴とする電子内視鏡システム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
　本発明は、被検体内を観察する電子内視鏡及び電子内視鏡システムに関する。
【背景技術】
【０００２】
　医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行われている。電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端部に、被検体内の像光を取り込むための観察光学系と、観察光学系により取り込んだ像光が結像される撮像素子と、被検体内へ照明光を照射するための照明光学系とを備えている。
【０００３】
　従来より、観察光学系の焦点距離を可変させる機構を備えた電子内視鏡がある。このような電子内視鏡では、通常観察及び拡大観察の間で焦点距離を切り換えることができるため、先ず通常観察を行い、病変部などの異常部位が見つかったとき、拡大観察に切り換えて鮮明な観察画像を得ることができる。
【０００４】

電子内視鏡で拡大観察を行う際、通常観察よりも観察光学系の被写界深度が狭くなる。よって、被検体の表面と観察光学系の先端との間隔（ワーキングディスタンスと称される。）を所定距離にしなければ被検体の表面にピントが合わない。被検体の表面にピントが合う距離にするために、挿入部を移動させて被検体に観察光学系を近づけたとき、照明光学系も被検体に近付くため、被検体の表面で反射した照明光が戻ってきて内視鏡先端部で再度反射し、この内視鏡先端部で反射した反射光が被検体の表面を再び照射する。
【０００５】
内視鏡先端部の表面が一般的な黒色の場合、反射率が低く、内視鏡先端部で反射した反射光が被検体の表面を再び照射することがない。このため、観察光学系を被検体に近接して観察を行う場合、内視鏡先端部の反射率が低い電子内視鏡では、観察光学系の観察範囲に照明光学系の照明が届かない中抜け状態となることがある。
【０００６】
そこで、特許文献１に記載の電子内視鏡では、内視鏡の先端部にフードを装着し、このフードの内面を白色の反射面とすることで、反射率を高めている。これにより、観察光学系を被検体に近接させたとき、観察範囲が中抜け状態になることを抑制することができる。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００７】
【特許文献１】特開２００３－２３５７８９号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００８】
医療用の電子内視鏡では、拡大観察を行うとき、血管と周辺部位とを区別できるように観察したい場合がある。しかしながら、上記特許文献１記載の電子内視鏡を使用すると、血管と周辺部位とのコントラストが低下して観察が困難になる場合がある。血液成分であるヘモグロビンは青色光の吸収率が高く、赤色光の吸収率が低い。すなわち、青色光は表層で吸収されるが、赤色光は被検体の内部にまで深達する。上記特許文献１記載の電子内視鏡のように白色の反射面による反射光で被検体を再度照射し、光強度が大きくなった白色光には、青色光～赤色光までの波長の光が満遍なく含まれているので、血管と周辺部位との観察に必要な青色光以外に、内部まで深達した赤色光が散乱して観察範囲内に混在する。これにより、血管と周辺部位とのコントラストが低下する。
【０００９】
本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、被検体の表面に近接して観察を行うとき、血管と周辺部位とのコントラストが大きい観察画像を得ることを可能とする電子内視鏡及び電子内視鏡システムを提供することを目的とする。
【課題を解決するための手段】
【００１０】
本発明の電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端部に設けられ、被検体内の像光を取り込んで観察を行うための観察光学系と、前記観察光学系の焦点距離を通常観察及び拡大観察の間で可変させる焦点可変手段と、前記観察光学系により取り込まれる観察範囲の像光が結像される撮像素子と、前記観察範囲に向かって照明光を照射する照明光学系と、前記観察範囲に対面する位置で、且つ前記観察光学系の周辺に設けられ、４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下の波長域で、光の反射率が最大となる青色光反射面とを備えることを特徴とする。
【００１１】
本発明の電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端部に設けられ、被検体内の像光を取り込んで観察を行うための観察光学系と、前記観察光学系の焦点距離を通常観察及び拡大観察の間で可変させる焦点可変手段と、前記観察光学系により取り込まれる観察範囲の像光が結像される撮像素子と、前記観察範囲に向かって照明光を照射する照明光学

系と、前記観察範囲に対面する位置で、且つ前記観察光学系の周辺に設けられ、４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下の波長の光については５０％以上の反射率で反射し、５５０ｎｍより大きく、７００ｎｍ未満の波長の光については４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下の波長の光よりも小さい反射率で反射し、７００ｎｍ以上の波長の光については５％以下の反射率で反射する青色光反射面とを備えることを特徴とする。

【００１２】

前記先端部は、先端部本体と、前記先端部本体の先端側に固着される先端保護キャップとを備え、前記青色光反射面は、前記先端保護キャップに形成されていることが好ましい。また、前記先端部の外周面に装着されるフードを備え、前記青色光反射面は、前記フードに形成されていることが好ましい。

【００１３】

前記先端部は、外周面の一部を切り欠いた凹み部を有しており、前記観察光学系は、前記凹み部から露呈する位置に設けられ、前記挿入部の挿入方向と直交する側視方向からの像光を取り込む側視観察光学系であり、前記青色光反射面は、前記凹み部に設けられていることが好ましい。

【００１４】

前記凹み部は、前記側視方向と直交する第１の凹み面と、前記外周面と前記第１の凹み面に囲まれ、先端側に向かって傾斜する第２の凹み面とから形成され、前記観察光学系は、前記第１の凹み面から露呈する位置に設けられ、前記照明光学系は、前記第２の凹み面から露呈する位置に設けられ、前記青色光反射面は、前記第１の凹み面に形成されることが好ましい。

【００１５】

本発明の電子内視鏡システムは、前記照明光学系に照明光を導くライトガイドが設けられた前記電子内視鏡と、光を発する光源と、前記光源からの光を集光して前記ライトガイドに入射させる集光手段と、前記観察光学系が通常観察可能な状態から、拡大観察可能な状態に切り換わったとき、前記光源から前記ライトガイドまでの光路上に位置し、前記ライトガイドに入射される光のうち、中央に位置する減光領域のみを部分的に減光し、前記減光領域の周辺に位置する透過領域では減光せずに光を透過させる部分減光手段とを備え、前記照明光学系は、前記ライトガイドへ入射される光強度の分布に応じて照明光を照射することを特徴とする。

【発明の効果】

【００１６】

本発明によれば、観察範囲に対面する位置で、且つ観察光学系の周辺に設けられた青色光反射面が、４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下の波長域で、光の反射率が最大となるので、血管と周辺部位とのコントラストが大きい観察画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】電子内視鏡システムの外観斜視図である。
【図２】電子内視鏡の先端部の構成を示す斜視図である。
【図３】観察光学系及び照明光学系に沿って切断した先端部の断面図である。
【図４】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。
【図５】電子内視鏡システムの電気的構成の概要を示すブロック図である。
【図６】電子内視鏡の使用時の状態を説明する説明図である。
【図７】本発明の第２実施形態の構成を示す斜視図である。
【図８】図７に示す挿入部先端部の断面図である。
【図９】本発明の第３実施形態の構成を示す斜視図である。
【図１０】図９に示す挿入部先端部の断面図である。
【図１１】第３実施形態の電気的構成の概要を示すブロック図である。
【図１２】部分減光板の平面図である。
【図１３】光源部の構成を示す説明図である。

【図１４】本発明の第４実施形態の構成を示す斜視図である。
【図１５】図１４に示す挿入部先端部の断面図である。
【発明を実施するための形態】
【００１８】
図１に示すように、電子内視鏡システム１０は、電子内視鏡１１、プロセッサ装置１２、光源装置１３、送気・送水装置１４などから構成されている。送気・送水装置１４は、光源装置１３に内蔵され、エアーの送気を行う周知の送気装置（ポンプなど）１４ａと、光源装置１３の外部に設けられ、洗浄水を貯留する洗浄水タンク１４ｂから構成されている。電子内視鏡１１は、被検体内に挿入される挿入部１６と、挿入部１６の基端部分に連設された手元操作部１７と、プロセッサ装置１２及び光源装置１３に接続されるコネクタ１８と、手元操作部１７とコネクタ１８との間を繋ぐユニバーサルコード１９とを有する。
【００１９】
挿入部１６は、その先端に設けられ、被検体内撮像用の撮像素子としてのＣＣＤ型イメージセンサ（図３参照。以下、ＣＣＤという）３８等が内蔵された先端部１６ａと、先端部１６ａの基端に連設された湾曲自在な湾曲部１６ｂと、湾曲部１６ｂの基端に連設された可撓性を有する可撓管部１６ｃとからなる。
【００２０】
コネクタ１８は複合タイプのコネクタであり、プロセッサ装置１２、及び光源装置１３、送気・送水装置１４がそれぞれ接続される。手元操作部１７には、湾曲部１６ｂを上下左右に湾曲させるためのアングルノブ２１や、送気・送水ノズル３０（図２参照）からエアー、水を噴出させるための送気・送水ボタン２２といった操作部材が設けられている。また、手元操作部１７には、鉗子チャンネル（図示せず）に電気メス等の処置具を挿入するための鉗子入口２３が設けられている。
【００２１】
プロセッサ装置１２は、光源装置１３と電気的に接続され、電子内視鏡システム１０の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置１２は、ユニバーサルコード１９や挿入部１６内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡１１に給電を行い、後述するＣＣＤ３８、の駆動を制御する。また、プロセッサ装置１２は、伝送ケーブルを介してＣＣＤ３８から出力された撮像信号を取得し、各種画像処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置１２で生成された画像データは、プロセッサ装置１２にケーブル接続されたモニタ２４に観察画像として表示される。
【００２２】
図２及び図３に示すように、先端部１６ａは、先端部本体２５、この先端部本体２５の先端側に固着される先端保護キャップ２６、後述する観察光学系３６を構成する観察レンズ２７、照明光学系としての照明レンズ２８ａ，２８ｂ、鉗子出口２９、及び送気・送水ノズル３０を備える。先端部本体２５の後端は、湾曲部１６ｂを構成する先端側の湾曲駒（図示せず）に連結されている。
【００２３】
先端保護キャップ２６は、先端部本体２５の先端側を覆う先端板部２６ａと、先端部本体２５の外周面を覆う円筒部２６ｂとからなる。湾曲部１６ｂの外周面を覆う外皮層３１が先端部本体２５まで延在し、外皮層３１の先端と円筒部２６ｂの後端とが突き合わされて端部同士が接着剤などにより固着されている。先端板部２６ａには、挿入部１６の軸方向（挿入方向）と直交する平坦状であり、先端側に位置する先端面２６ｃが形成されている。この先端面２６ｃに後述する青色光反射面３２が形成されている。先端板部２６ａには、貫通孔２６ｄ～２６ｇ、及び鉗子出口２９が形成されている。
【００２４】
観察レンズ２７は、挿入部１６の挿入方向と平行な直視方向Ｆに沿って光軸が配されている。この観察レンズ２７は、貫通孔２６ｄから露呈する位置に取り付けられ、且つ光入射面となる表面が青色光反射面３２と同一面上に位置し、側視方向Ｓからの像光を取り込

む。

【００２５】

照明レンズ２８ａ，２８ｂは、貫通孔２６ｅ，２６ｆから露呈する位置に取り付けられ、且つ表面が青色光反射面３２と同一面上に位置する。照明レンズ２８ａ，２８ｂの奥には、ライトガイド３２ａ，３２ｂの出射端が面している。照明レンズ２８ａ，２８ｂは、ライトガイド３２ａ，３２ｂによって導かれた照明光を観察光学系３６が像光を取り込む観察範囲に向かって照射する。

【００２６】

ライトガイド３２ａ，３２ｂは、多数の光ファイバー（例えば、石英からなる）を束ねており、外周面にチューブを被覆して形成されたものである。ライトガイド３２ａ，３２ｂは、先端部本体２５に保持され、挿入部１６、手元操作部１７、ユニバーサルコード１９、及びコネクタ１８の内部を通って光源装置１３からの照明光を照明レンズ２８ａ，２８ｂにそれぞれ導く。

【００２７】

また、鉗子出口２９は、鉗子管路（図示せず）を介して手元操作部１７の鉗子入口２３に連通している。鉗子入口２３から挿入された各種処置具は、鉗子管路に導かれ、鉗子出口２９から先端を突出して処置を行うことができる。送気・送水ノズル３０は、貫通孔２６ｇから露呈するように設けられ、送気・送水装置１４から供給されたエアーや洗浄水を観察レンズ２７に向けて噴射して、直視観察レンズ２７に付着した汚れなどを洗い流すことができる。

【００２８】

先端部１６ａには、撮像部３５が組み込まれている。撮像部３５は、観察光学系３６、レンズ移動機構３７、ＣＣＤ３８とを備える。観察光学系３６は、観察レンズ２７及びズームレンズ３９を備える。

【００２９】

ＣＣＤ３８は、観察レンズ２７の光軸の延長上に位置している。ズームレンズ３９は、観察レンズ２７及びＣＣＤ３８の間に位置し、観察レンズ２７及びＣＣＤ３８に対して光軸の位置を合わせて配されている。観察レンズ２７からの入射光がズームレンズ３９を経てＣＣＤ３８の受光面（図示せず）に結像され、撮像信号に変換される。

【００３０】

ズームレンズ３９及びレンズ移動機構３７は焦点可変手段を構成し、レンズ移動機構３７がズームレンズ３９を光軸方向に沿って進退移動させることにより、観察光学系３６の焦点距離が可変する。このレンズ移動機構３７は、ズームレンズ３９を保持するレンズ保持部材としての移動筒４１と、移動筒４１をガイドするガイド部材としての固定筒４２と、アクチュエータ４３とからなる。固定筒４２は、先端部本体２５の内部に固定され、軸方向がズームレンズ３９の光軸と平行に配されている。なお、固定筒４２の後端部には、ＣＣＤ３８が固定されている。

【００３１】

移動筒４１の外周面は、固定筒４２の内周面とスライド自在に嵌合する。これにより、ズームレンズ３９を光軸方向にガイドする。移動筒４１には、接続部４４が一体に設けられている。この接続部４４は、固定筒４２に形成されたスリット４５を通して固定筒４２の外部に突出する。アクチュエータ４３は、接続部４４を介して移動筒４１に接続されている。アクチュエータ４３としては、例えばソレノイドが用いられる。アクチュエータ４３の駆動によって、移動筒４１とともにズームレンズ３９を進退移動させることができる。

【００３２】

レンズ移動機構３７は、アクチュエータ４３の駆動でズームレンズ３９が進退移動することにより、通常観察と、通常観察よりも焦点距離が長い拡大観察との間で、観察光学系３６の焦点距離を可変させることができる。以下では、通常観察時のズームレンズ３９の位置を通常観察位置（図３の２点鎖線で示す位置）、拡大観察時のズームレンズ３９の位

置を拡大観察位置（図３の実線で示す位置）と称する。

【００３３】

先端保護キャップ２６は、青色光を選択的に反射する材料、例えば樹脂やゴムから形成されている。これにより、先端保護キャップ２６の先端面２６ｃには、青色光反射面３２が形成されている。さらに、青色光反射面３２は、観察レンズ２７の入射面と同一面上にあるため、観察光学系３６の観察範囲と対面する位置にある。よって、青色光反射面３２は、観察レンズ２７の周辺に設けられ、青色光を選択的に反射させることができる。具体的には、青色光反射面３２は、青色光として４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下の波長の光については５０％以上の反射率で反射し、一方、赤色光として７００ｎｍ以上の波長の光については５％以下の反射率で反射する。

【００３４】

図４に示すように、血液中のヘモグロビンは、照明光の波長によって吸光係数ｍＭｃｍ$^{-1}$が変化する。なお、Ｈｂは酸化ヘモグロビンの吸光係数を示し、ＨｂＯ２は還元ヘモグロビンの吸光係数をそれぞれ示す。これらの吸光係数は、ヘモグロビンの光の吸収率の大きさ（吸光度）を示しており、上述した赤色光（７００ｎｍ以上）では吸収率が低く、青色光（４００ｎｍ以上、５５０ｎｍ以下）では吸収率が高いことが分かる。

【００３５】

図５は、電子内視鏡システム１０の電気的構成の概略を示す。電子内視鏡１１には、撮像部３５の他に、ＡＦＥ５１、撮像制御部５２を備えている。ＣＣＤ３８は、上述したように受光面に結像された被検体内の像を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として出力する。出力された撮像信号はＡＦＥ５１に送られる。ＡＦＥ５１は、ＡＦＥ５１は、相関二重サンプリング（ＣＤＳ）回路、自動ゲイン調節（ＡＧＣ）回路、Ａ／Ｄ変換器など（いずれも図示は省略）から構成されている。ＣＤＳは、ＣＣＤ３８が出力する撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、ＣＣＤ３８を駆動することによって生じるノイズを除去する。ＡＧＣは、ＣＤＳによってノイズが除去された撮像信号を増幅する。

【００３６】

撮像制御部５２は、電子内視鏡１１とプロセッサ装置１２とが接続されたとき、プロセッサ装置１２内のコントローラ５７に接続され、コントローラ５７から指示がなされたときにＣＣＤ３８に対して駆動信号を送る。ＣＣＤ３８は、撮像制御部５２からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をＡＦＥ５１に出力する。

【００３７】

プロセッサ装置１２は、デジタル信号処理回路（ＤＳＰ）５３、デジタル画像処理回路（ＤＩＰ）５４、表示制御回路５５、ＶＲＡＭ５６、コントローラ５７、操作部５８等を備える。

【００３８】

コントローラ５７は、プロセッサ装置１２全体の動作を統括的に制御する。ＤＳＰ５３は、電子内視鏡１１のＡＦＥ５１から出力された撮像信号に対し、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、画像データを生成する。ＤＳＰ５３で生成された画像データは、ＤＩＰ５４の作業メモリに入力される。また、ＤＳＰ５３は、例えば生成した画像データの各画素の輝度を平均した平均輝度値等、照明光量の自動制御（ＡＬＣ制御）に必要なＡＬＣ制御用データを生成し、コントローラ５７に入力する。

【００３９】

ＤＩＰ５４は、ＤＳＰ５３で生成された画像データに対して、電子変倍、色強調処理、エッジ強調処理等の各種画像処理を施す。ＤＩＰ５４で各種画像処理が施された画像データは、観察画像としてＶＲＡＭ５６に一時的に記憶された後、表示制御回路５５に入力される。表示制御回路５５は、ＶＲＡＭ５６から観察画像を選択して取得し、モニタ２４上に表示する。

【００４０】

操作部５８は、プロセッサ装置１２の筐体に設けられる操作パネル、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスからなる。コントローラ５７は、操作部５８や電子内視鏡１１の手元操作部１７からの操作信号に応じて、電子内視鏡システム１０の各部を動作させる。

【００４１】

光源装置１３は、光源部６１、及び光源制御部６２などを備えている。光源部６１は、光源６３、ミラー６４、集光レンズ６５、光ファイバ６６などを備えている。

【００４２】

光源６３としては、キセノン管などの白色光源からなる。ミラー６４は、椀状に形成されたパラボラミラーであり、内周面に鏡面が形成されている。このミラー６４は、内周面の中央付近に光源６３が配置され、光源６３が発する光を前方へ反射する。集光レンズ６５は、光源６３、及びミラー６４の内周面と対面する位置にあり、光源６３が発する光、及びミラー６４が反射する光を集光して光ファイバ６６に導く。光ファイバ６６は、コネクタ１８を介して電子内視鏡１１のライトガイド３２ａ，３２ｂに接続される。集光レンズ６５から光ファイバ６６を経てライトガイド３２ａ，３２ｂへ光が入射される。

【００４３】

光源６３が発した光は、ライトガイド３２ａ，３２ｂに導かれ、照明レンズ２８ａ，２８ｂに入射する。そして、照明レンズ２８ａ，２８ｂにより照明光として被検体内に照射される。光源制御部６２は、プロセッサ装置１２のコントローラ５７から入力される調節信号や同期信号にしたがって光源６３の点灯／消灯のタイミングを調節する。

【００４４】

レンズ移動機構３７は、コントローラ５７からズームレンズ３９の移動指示がなされたときに、アクチュエータ４３の駆動によりズームレンズ３９が通常観察位置または拡大観察位置に移動する。

【００４５】

上記構成の作用について、図６を参照して説明する。被検体内に挿入部１６を挿入し、電子内視鏡１１での観察を行う際、初期状態では、撮像部３５が通常観察可能（ズームレンズ３９が通常観察位置）な状態となっている。この状態で通常観察を行い、被検体内を撮像した観察画像がモニタ２４上に表示される。

【００４６】

さらに精細な観察画像として、血管と周辺部位とを区別した拡大観察を行いたい場合がある。術者は通常観察から拡大観察に切り換える操作を操作部５８により行う。コントローラ５７は、操作部５８の操作に応じて、レンズ移動機構３７を動作させてズームレンズ３９を通常観察位置から拡大観察位置に移動させる。これにより、観察光学系３６は拡大観察が可能な状態になる。図６に示すように、拡大観察を行うとき、観察光学系３６のピントを被検体の表面Ｈに合わせるため、術者の操作により先端部１６ａが移動され、観察光学系３６の入射面すなわち観察レンズ２７の入射面が、被検体の表面Ｈと近接する位置になる。このとき、照明レンズ２８ａ，２８ｂから照射された照明光が被検体の表面Ｈで反射して戻ってくる。被検体の表面Ｈで反射した反射光の中には、観察レンズ２７の周辺に戻ってくる光もある。観察レンズ２７の周辺には青色光反射面３２が形成され、且つ青色光反射面３２は観察範囲と対面する位置にあるため、被検体の表面Ｈからの反射光は、青色光反射面３２によって青色光が再度反射し、赤色光はほとんどが反射しない。この青色光反射面３２で選択的に反射した青色光が被検体の表面Ｈを再び照射する。よって観察光学系３６の観察範囲には、青色光を多く含んだ照明光が照射されるため、この観察範囲を撮像する撮像部３５では、血管と周辺部位とのコントラストが大きい観察画像を得ることができる。

【００４７】

上記第１実施形態では、青色光を選択的に反射する材料から先端保護キャップ２６を成形することによって、先端保護キャップ２６の先端面２６ｃに青色光反射面３２を形成する構成としているが、これに限らず、先端保護キャップ２６としては、一般的な材料で形

成し、先端面に青色光を選択的に反射する塗料を塗布したり、青色光を選択的に反射する材料からなるシートを貼るなどして観察レンズ２７の周辺に青色光反射面を配置するようにしてもよい。また、青色光反射面３２としては、先端保護キャップ２６の全面に形成してもよく、先端面２６ｃのうち、観察レンズ２７の周辺に位置する一部のみに形成していてもよい。

【００４８】

上記第１実施形態では、先端部１６ａを構成する先端保護キャップ２６に青色光反射面３２を形成しているが、これに限らず、図７及び図８に示す第２実施形態のように、先端部７０の外周面に装着するフード７１に青色光反射面を形成するようにしてもよい。なお、図７及び図８においては、上記第１実施形態と同様の部品については、同符号を付して説明を省略する。

【００４９】

この第２実施形態では、先端部７０は、先端部本体２５と、この先端部本体２５の先端に固着される先端保護キャップ７２を備える。先端保護キャップ７２は、上記第１実施形態の先端保護キャップ２６と同様に先端板部７２ａ及び円筒部７２ｂを有し、観察レンズ２７、照明レンズ２８ａ，２８ｂ、及び送気・送水ノズル３０を露呈させる貫通孔７２ｄ～７２ｇ、及び鉗子出口２９が形成されている。この先端保護キャップ７２は、例えば一般的な材料から成形され、先端面７２ｃには青色光反射面を形成しなくてもよい。

【００５０】

先端部７０に装着されるフード７１は、先端部７０の外周面すなわち先端保護キャップ７２の外周面７３に嵌合し、且つ先端側が先端面７２ｃよりも挿入方向（直視方向Ｆ）の先端側へ突出するように形成されている。このフード７１は、内周面が観察レンズ２７の表面から被検体側に向かって徐々に外側（観察レンズ２７の光軸から離反する側）に傾斜するテーパー状になっており、この内周面に青色光反射面７４が形成されている。このフード７１は、上記第１実施形態の先端保護キャップ２６と同様の青色光を選択的に反射する材料から形成され、青色光反射面７４は、青色光を選択的に反射する。

【００５１】

青色光反射面７４は、先端面７２ｃを囲む位置、すなわち観察レンズ２７の周辺に配され、さらにテーパー状に形成されていることから被検体の表面と対面する。よって、被検体の表面Ｈからの反射光は、青色光反射面７４によって青色光が選択的に反射し、被検体の表面Ｈを再び照射するので、上記第１実施形態と同様の効果を得ることができる。なお、この第２実施形態においては、青色光を選択的に反射する材料からフード７１を成形することによって、フード７１の内周面に青色光反射面を形成する構成としているが、これに限らず、フード７１としては、一般的な材料で形成し、内周面に青色光を選択的に反射する塗料を塗布したり、青色光を選択的に反射する材料からなるシートを貼るなどして青色光反射面を配設するようにしてもよい。

【００５２】

上記第１及び第２実施形態においては、直視方向を観察するための観察光学系を備える電子内視鏡及び電子内視鏡システムに本発明を適用しているが、これに限るものではなく、以下で説明する本発明の第３実施形態では、図９～図１１に示すように、先端部８２に側視方向を観察するための側視観察光学系８３を備えた電子内視鏡８１及び電子内視鏡システム８０に適用する。なお、図９～図１１においては、上記第１実施形態と同様の部品については、同符号を付して説明を省略する。

【００５３】

この第３実施形態では、先端部８２は、先端部本体８４と、この先端部本体８４の先端側に固着される先端保護キャップ８５とを備えている。先端保護キャップ８５は、円柱形状の外周面８６の一部を切り欠いた凹み部８７が形成されている。凹み部８７には、側視観察光学系８３を構成する側視観察レンズ８８と、側視照明光学系としての側視照明レンズ８９と、鉗子出口９０と、ウォータージェット噴射口９１とが設けられている。側視観察レンズ８８は、挿入部１６の挿入方向と直交する側視方向Ｓに沿って光軸が配されてい

る。
【００５４】
凹み部８７は、側視方向Ｓと直交する平面状の第１の凹み面９２と、外周面８６と第１の凹み面９２に囲まれ、先端側に向かって傾斜する平面状の第２の凹み面９３とから形成される。側視観察レンズ８８は、第１の凹み面９２に形成された貫通孔９２ａから露呈する位置に取り付けられており、且つ光入射面となる表面が第１の凹み面９２と同一面上に位置し、側視方向Ｓからの像光を取り込む。
【００５５】
側視照明レンズ８９は、第２の凹み面９３に形成された貫通孔９３ａから露呈する位置に取り付けられ、側視照明レンズ８９の奥には、ライトガイド９４の出射端が面している。側視照明レンズ８９は、ライトガイド９４によって導かれた照明光を側視観察光学系８３が像光を取り込む観察範囲に向かって照射する。
【００５６】
また、第２の凹み面９３には、鉗子出口９０及びウォータージェット噴射口９１が設けられている。鉗子出口９０は、上記第１実施形態の鉗子出口２９と同様に鉗子管路（図示せず）を介して手元操作部１７の鉗子入口２３に連通している。
【００５７】
ウォータージェット噴射口９１は、挿入部１６、手元操作部１７及びユニバーサルコード１９内に配設されたウォータージェット管路（図示せず）に連通している。ウォータージェット管路は、送液装置（図示せず）に接続される。ウォータージェット噴射口９１は、第２の凹み面９３と直交する方向に沿って形成されており、送液装置からウォータージェット管路へ送り込まれた液体を被検体内へ直接吹き付けることができる。
【００５８】
ライトガイド９４は、多数の光ファイバ（例えば、石英からなる）を束ねており、外周面にチューブを被覆して形成されたものである。ライトガイド９４は、先端部本体８４に保持され、上記第１実施形態のライトガイド３２ａ，３２ｂと同様に、光源装置１３からの照明光を側視照明レンズ８９に導く。
【００５９】
図１０に示すように、先端部１６ａには、撮像部９５が組み込まれている。撮像部９５は、側視観察光学系８３、レンズ移動機構９８、ＣＣＤ９９を備える。先端部本体８４は、プリズム９６、ズームレンズ９７、レンズ移動機構９８、ＣＣＤ９９などを保持する。
【００６０】
側視観察光学系８３は、側視観察レンズ８８、プリズム９６、ズームレンズ９７から構成される。プリズム９６は、４５°直角二等辺三角形のプリズムであり、直角と対向する斜面に入射光を反射させるミラー９６ａが形成されている。このプリズム９６では、側視観察レンズ８８からの入射光はミラー９６ａで反射して出射面９６ｂから出射する。
【００６１】
ＣＣＤ９９は、プリズム９６の出射面９６ｂ側に位置している。ズームレンズ９７は、プリズム９６の出射面９６ｂ側、且つプリズム９６及びＣＣＤ９９の間に位置する。側視観察レンズ８８からの入射光がミラー９６ａで反射した反射光は、ズームレンズ９７を経てＣＣＤ９９の受光面（図示せず）に結像され、撮像信号に変換される。
【００６２】
ズームレンズ９７及びレンズ移動機構９８は焦点可変手段を構成する。レンズ移動機構９８は、上記第１実施形態のレンズ移動機構３７と同様に、移動筒４１、固定筒４２、アクチュエータ４３などからなる。このレンズ移動機構９８は、上記第１実施形態のレンズ移動機構３７と同様に、アクチュエータ４３の駆動でズームレンズ９７が進退移動することにより、通常観察と、通常観察よりも焦点距離が長い拡大観察との間で、側視観察光学系８３の焦点距離を可変させることができる。
【００６３】
先端部８２では、側視観察レンズ８８及び側視照明レンズ８９は、互いに異なる面であ

る第１の凹み面９２及び第２の凹み面９３から露呈するように設けられているため、側視照明レンズ８９が照明光を照射する照明方向は、側視観察光学系８３が像光を取り込む側視方向Ｓに対して交差する。

【００６４】

先端保護キャップ８５は、上記第１実施形態の先端保護キャップ２６と同様に、青色光を選択的に反射する材料から形成されている。これにより、第１の凹み面９２には、青色光反射面１０１が形成されている。さらに青色光反射面１０１は、側視観察レンズ８８と同一面上に位置し、側視観察光学系８３の観察範囲と対面する位置にある。よって、青色光反射面１０１は、側視観察レンズ８８の周辺に設けられ、上記第１実施形態と同様に青色光を選択的に反射させる。

【００６５】

図１１は、第３実施形態を適用した電子内視鏡システム８０の電気的構成の概略を示す。電子内視鏡システム８０は、先端部８２が設けられた電子内視鏡８１、プロセッサ装置１０２、光源装置１０３からなる。電子内視鏡８１には、撮像部９５の他に、ＡＦＥ５１、撮像制御部５２などを備えている。

【００６６】

プロセッサ装置１０２は、デジタル信号処理回路（ＤＳＰ）５３、デジタル画像処理回路（ＤＩＰ）５４、表示制御回路５５、ＶＲＡＭ５６、コントローラ１０４、操作部５８等を備え、上記第１実施形態と同様に、電子内視鏡１１のＡＦＥ５１から出力された撮像信号に対して各種信号処理を施し、画像データを生成し、また各種画像処理が施された画像データに基づく観察画像をモニタ２４上に表示する。

【００６７】

レンズ移動機構９８は、電子内視鏡１１とプロセッサ装置１２とが接続されたとき、ＡＦＥ５１、撮像制御部５２とともに、コントローラ１０４に接続される。レンズ移動機構９８は、コントローラ１０４からズームレンズ９７の移動指示がなされたときに、アクチュエータ４３の駆動によりズームレンズ９７が通常観察位置または拡大観察位置に移動する。

【００６８】

光源装置１３は、光源部１０５、及び光源制御部１０６などを備えている。光源部１０５は、光源１０７、ミラー１０８、集光レンズ１０９、光ファイバ１１０、部分減光部１１１などを備えている。

【００６９】

光源１０７、ミラー１０８、集光レンズ１０９は、上記第１実施形態の光源６３、ミラー６４、集光レンズ６５と同様であり、光源１０７が発する光、及びミラー１０８が反射する光を集光して光ファイバ１１０に導く。光ファイバ１１０は、コネクタ１８を介して電子内視鏡１１のライトガイド９４に接続される。ライトガイド９４と光ファイバ１１０とは、光軸の位置を合わせて接続され、集光レンズ１０９から光ファイバ１１０を経てライトガイド９４へ光が入射される。

【００７０】

光源１０７が発した光は、ライトガイド９４に導かれ、側視照明レンズ８９に入射する。そして、側視照明レンズ８９により照明光として被検体内に照射される。側視照明レンズ８９とライトガイド９４とは、光軸の位置を合わせて取り付けられる。側視照明レンズ８９は、ライトガイド９４へ入射される光強度の分布に応じて照明光を照射する。光源制御部１０６は、プロセッサ装置１０２のコントローラ１０４から入力される調節信号や同期信号にしたがって光源１０７の点灯／消灯のタイミングを調節する。

【００７１】

部分減光部１１１は、部分減光板１１２及びスライド機構１１３からなる。部分減光板１１２は、集光レンズ１０９と光ファイバ１１０との間に位置する。図１２に示すように、部分減光板１１２は、円板状であり、中央部分に円形状の減光フィルタ１１２ａが形成されている。この部分減光板１１２は、減光フィルタ１１２ａの光透過率が低く、減光フ

ィルタ１１２ａの周辺から外側までの部分は光透過率が高くなっている。

【００７２】

部分減光板１１２は、集光レンズ１０９から光ファイバ１１０に光が入射される光路上に位置し、且つ集光レンズ１０９の光軸Ｌ１上（図１３参照）に減光フィルタ１１２ａの中心位置を合わせる減光位置（図１１及び図１３の実線で示す位置）と、この減光位置すなわち光路上から退避する退避位置（図１１及び図１３の２点鎖線で示す位置）との間で移動自在に設けられている。

【００７３】

スライド機構１１３は、部分減光板１１２の移動をガイドするガイド部材、及び部分減光板１１２を移動させるアクチュエータ等を備える。アクチュエータとしては、例えばソレノイドが用いられる。スライド機構１１３は、コントローラ１０４によって光源制御部１０６に指示がなされたとき、光源制御部１０６からの制御信号を受けたアクチュエータの駆動により部分減光板１１２を退避位置及び減光位置の間でスライド移動させる。

【００７４】

コントローラ１０４は、側視観察光学系８３の焦点距離が通常観察及び拡大観察の間で切り換わったとき、すなわち、ズームレンズ９７が通常観察位置及び拡大観察位置の間で移動するとき、スライド機構１１３を動作させて部分減光板１１２を退避位置及び減光位置の間で移動させる。そして、ズームレンズ９７が通常観察位置にあるとき、部分減光板１１２は退避位置にあり、ズームレンズ９７が拡大観察位置にあるとき、部分減光板１１２は減光位置にある。

【００７５】

図１３に示すように、部分減光板１１２に形成された減光フィルタ１１２ａは、部分減光板１１２が減光位置にあるとき、集光レンズ１０９から光ファイバ１１０に入射される光のうち減光領域Ａ１に合わせて形成されている。減光領域Ａ１は、集光レンズ１０９が集光する光のうち、光軸Ｌ１の近傍の光強度が大きいため、光軸Ｌ１を含む中央の円形状領域が減光領域Ａ１として設定され、この減光領域Ａ１の周辺に透過領域Ａ２が設定されている。これにより、部分減光板１１２は、減光位置にあるとき、集光レンズ１０９から光ファイバ１１０に入射される光のうち中央に位置する減光領域Ａ１のみを部分的に減光し、透過領域Ａ２では減光せずに光を透過させる。

【００７６】

上記構成の作用について説明する。被検体内に挿入部１６を挿入し、電子内視鏡１１での観察を行う際、初期状態では、撮像部９５は通常観察可能（ズームレンズ９７が通常観察位置）な状態となっている。このとき、光源部１０５では、部分減光板１１２は退避位置にある。この状態で通常観察を行い、被検体内を撮像した観察画像がモニタ２４上に表示される。

【００７７】

撮像部９５を使用して通常観察を行っているときに、さらに精細な観察画像として、血管と周辺部位とを区別した拡大観察を行いたい場合、術者は通常観察から拡大観察に切り換える操作を操作部５８により行う。撮像部９５が拡大観察可能な状態になると、側視照明レンズ８９から照射された照明光が被検体の表面で反射して戻ってくる。被検体の表面で反射した反射光の中には、側視観察レンズ８８の周辺に戻ってくる光もある。この観察レンズ８８の周辺には、上述したように青色光反射面１０１が形成されているため、被検体の表面からの反射光は、青色光反射面１０１によって青色光が選択的に再度反射し、青色光が被検体の表面Ｈを再び照射する。側視観察光学系８３の観察範囲には、青色光を多く含んだ照明光が照射されるため、この観察範囲を撮像する撮像部９５では、血管と周辺部位とのコントラストが大きい観察画像を得ることができる。

【００７８】

また、ズームレンズ９７を通常観察位置から拡大観察位置に移動させるとき、コントローラ１０４は、光源制御部１０６を制御してスライド機構１１３を動作させ、部分減光板１１２を退避位置から減光位置に移動させる。これにより、光源部１０５では、集光レン

ズ１０９によって集光される光のうち、減光領域Ａ１のみが部分減光されてライトガイド９４へ入射される。側視照明レンズ８９は、部分減光板１１２によって部分減光され、ライトガイド９４に入射された光強度の分布に応じた照明光を側視観察光学系８３の観察範囲へ照射する。

【００７９】

側視照明レンズ８９は、側視観察光学系８３が像光を取り込む側視方向Ｓに対して交差する方向に照明を照射するため、観察範囲を確実に照明することができる。これにより、血管と周辺部位とのコントラストが大きく、さらに鮮明な観察画像を得ることができる。また、側視観察光学系８３で拡大観察を行うとき、部分減光板１１２によって部分減光された照明光が照射されるため、側視照明レンズ８９の光軸付近の光強度が下げられている。よって、側視観察光学系８３で拡大観察を行うとき、被検体の表面に側視観察光学系８３を近づけても反射光の増加を防ぎ、観察範囲内における輝度分布の偏りを抑制することができる。そして、輝度分布の偏りが抑制されているため、白とびなどが生じることを防いで鮮明な観察画像を得ることができる。

【００８０】

なお、上記第３実施形態では、青色光を選択的に反射する材料から先端保護キャップ８５を成形することによって、先端保護キャップ８５の第１の凹み面９２に青色光反射面１０１を形成する構成としているが、これに限らず、先端保護キャップ８５としては、一般的な材料で形成し、第１の凹み面９２に青色光を選択的に反射する塗料を塗布したり、青色光を選択的に反射する材料からなるシートを貼るなどして側視観察レンズ８８の周辺に青色光反射面を配置するようにしてもよい。また、青色光反射面１０１としては、先端保護キャップ８５の全面に形成してもよく、第１の凹み面９２のうち、側視観察レンズ８８の周辺に位置する一部のみに形成していてもよい。

【００８１】

また、上記第３実施形態では、部分減光部１１１として、光透過率が低い減光フィルタ１１２ａが形成された部分減光板１１２及び部分減光板１１２を移動させるスライド機構１１３からなる構成を用いているが、これに限らず、例えば、拡大観察時に光透過率が低い減光パターンが形成される液晶パネル及び液晶パネルを駆動制御するための液晶ドライバからなる部分減光部など、拡大観察時に減光領域のみを部分減光することができる構成であればよい。

【００８２】

また、上記第３実施形態では、先端部８２を構成する先端保護キャップ８５に青色光反射面３２を形成しているが、これに限らず、図１３及び図１４に示す第４実施形態のように、先端部１２０の外周面に装着するフード１２１に青色光反射面を形成するようにしてもよい。なお、図１３及び図１４においては、上記第３実施形態と同様の部品については、同符号を付して説明を省略する。

【００８３】

この第４実施形態では、先端部１２０は、先端部本体８４と、この先端部本体８４の先端に固着される先端保護キャップ１２２を備える。先端保護キャップ１２２は、上記第１実施形態の先端保護キャップ８５と同様に外周面１２３の一部を切り欠いた凹み部１２４が形成されている。凹み部１２４は、側視方向Ｓと直交する平面状の第１の凹み面１２５と、外周面１２３と第１の凹み面１２５に囲まれ、先端側に向かって傾斜する平面状の第２の凹み面１２６とから形成される。側視観察レンズ８８は、第１の凹み面１２５に形成された貫通孔１２５ａから露呈する位置に取り付けられており、側視方向Ｓからの像光を取り込む。側視照明レンズ８９は、第２の凹み面１２６に形成された貫通孔１２６ａから露呈する位置に取り付けられ、ライトガイド９４によって導かれた照明光を側視観察光学系８３が像光を取り込む観察範囲に向かって照射する。先端保護キャップ１２２は、例えば一般的な材料から成形され、第１の凹み面１２５には青色光反射面を形成しなくてもよい。

【００８４】

先端部１２０に装着されるフード１２１は、凹み部１２４を露呈させる開口部１２１ａが形成されており、先端部１２０の外周面すなわち先端保護キャップ先端保護キャップ１２２の外周面１２３に嵌合する。このフード１２１は、第１の凹み面１２５に対して開口部１２１ａの端面が側視方向Ｓの先端側へ突出するように形成されている。フード１２１の内周面は、側視観察レンズ８８の表面から被検体側に向かって徐々に外側（側視観察レンズ８８の光軸から離反する側）に傾斜するテーパー状になっており、この内周面に青色光反射面１２７が形成されている。このフード１２１は、上記第１，３実施形態の先端保護キャップ２６、第２実施形態のフード７１と同様の青色光を選択的に反射する材料から形成され、青色光反射面１２７は、青色光を選択的に反射する。

【００８５】

青色光反射面１２７は、第１の凹み面１２５を囲む位置、すなわち側視観察レンズ８８の周辺に配され、さらにテーパー状に形成されていることから被検体の表面と対面する。よって、被検体の表面からの反射光は、青色光反射面１２７によって青色光が選択的に反射し、被検体の表面Ｈを再び照射するので、上記第３実施形態と同様の効果を得ることができる。なお、フード１２１としては、一般的な材料で形成し、内周面に青色光を選択的に反射する塗料を塗布したり、青色光を選択的に反射する材料からなるシートを貼るなどして側視観察レンズ８８の周辺に青色光反射面を配置するようにしてもよい。

【００８６】

上記各実施形態では、側視観察光学系及び直視観察光学系のいずれか一方のみを備えた先端部の構成を示しているが、本発明はこれに限るものではなく、側視観察光学系及び直視観察光学系の両方を備える構成でもよく、この場合、例えば、側視観察光学系及び直視観察光学系に入射される光のいずれか一方を遮光し、他方を透過させる切り換え手段を備え、側視方向及び直視方向の観察のうち、いずれか一方を選択的に行う構成にしてもよい。

【００８７】

なお、上記各実施形態では、レンズ保持部材、ガイド部材、アクチュエータを備えるレンズ移動機構を備えているが、これに限らず、例えば回転駆動を直進駆動に変換してズームレンズを進退させるカム部材、カム部材を回転駆動する駆動源としてのステッピングモータなどを備えた構成でもよい。また、上記各実施形態においては、レンズ移動機構のアクチュエータとしてソレノイドを用いているが、これに限らず、例えば圧電素子を用いた圧電アクチュエータなど、ズームレンズを進退移動させることが可能なアクチュエータであればよい。

【００８８】

上記各実施形態では、焦点可変手段としてズームレンズとレンズ移動機構からなる構成を用いているが、これに限らず、側視観察光学系の焦点距離を通常観察及び拡大観察の間で可変させる構成であればよく、例えばＣＣＤを光軸方向に移動させて側視観察光学系の焦点距離を可変させる構成を用いてもよい。また、上記各実施形態では、側視観察光学系又は直視観察光学系で取り込んだ被検体内の像光を撮像する撮像素子としてＣＣＤを用いているが、ＣＣＤに限らず、ＣＭＯＳでもよい。

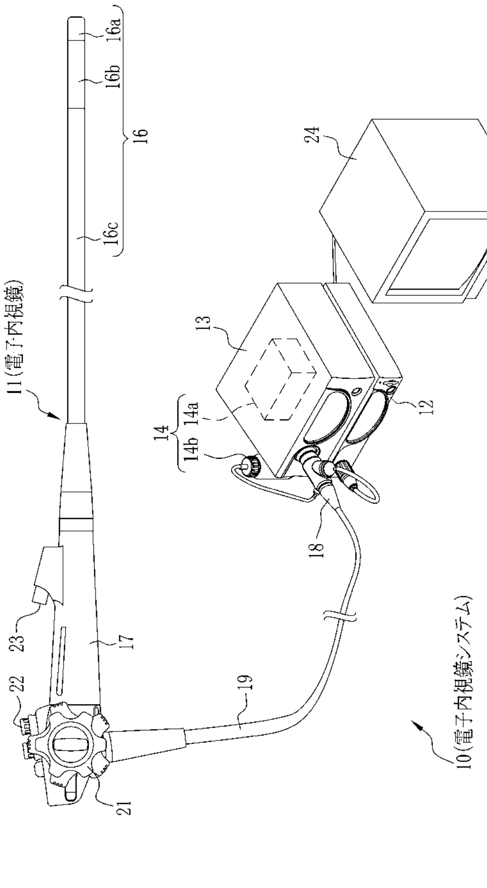
【符号の説明】

【００８９】

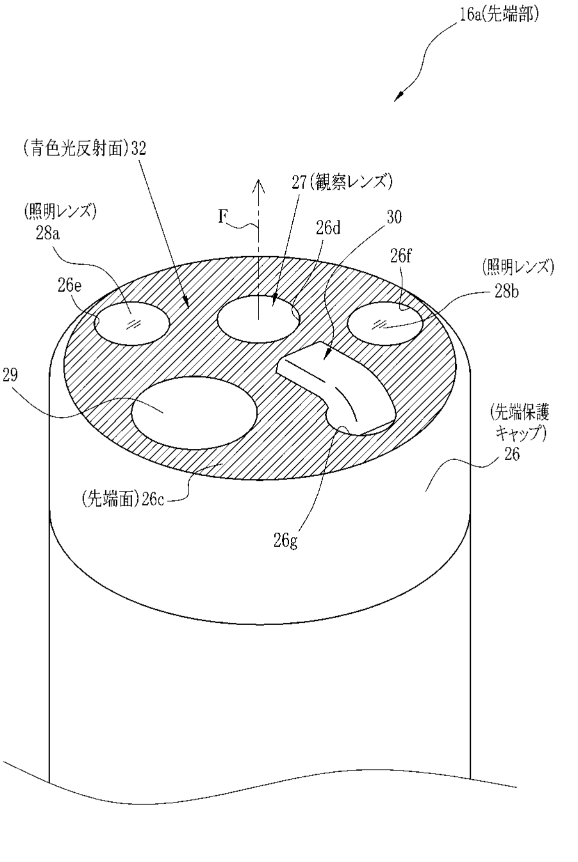
１０，８０　電子内視鏡システム
１１，８１　電子内視鏡
１６　挿入部
１６ａ，７０，８２，１２０　先端部
２７，８８　観察レンズ
２８ａ，２８ｂ，８９　照明レンズ
３２，７４，１０１，１２７　青色光反射面
３６，８３　観察光学系
３７，９８　レンズ移動機構

３９，９７　ズームレンズ
３８，９９　ＣＣＤ

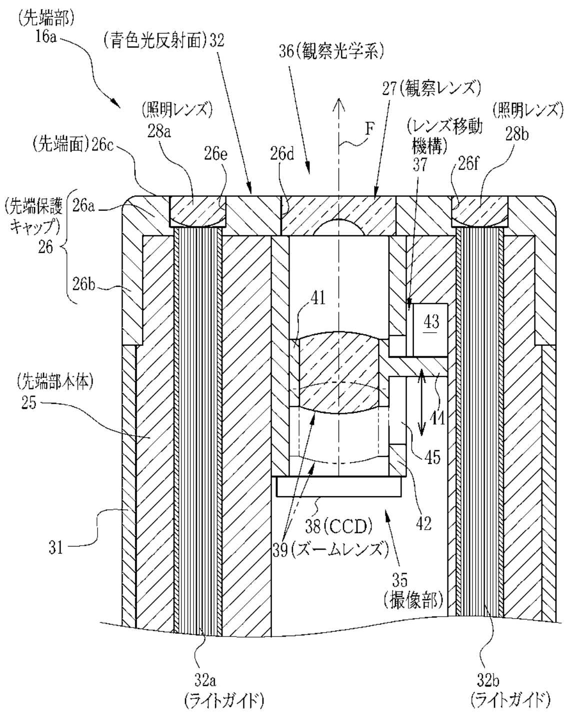
【図１】



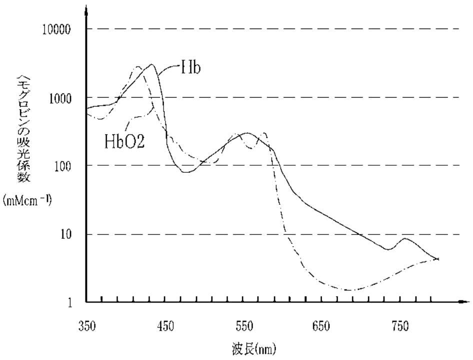
【図２】



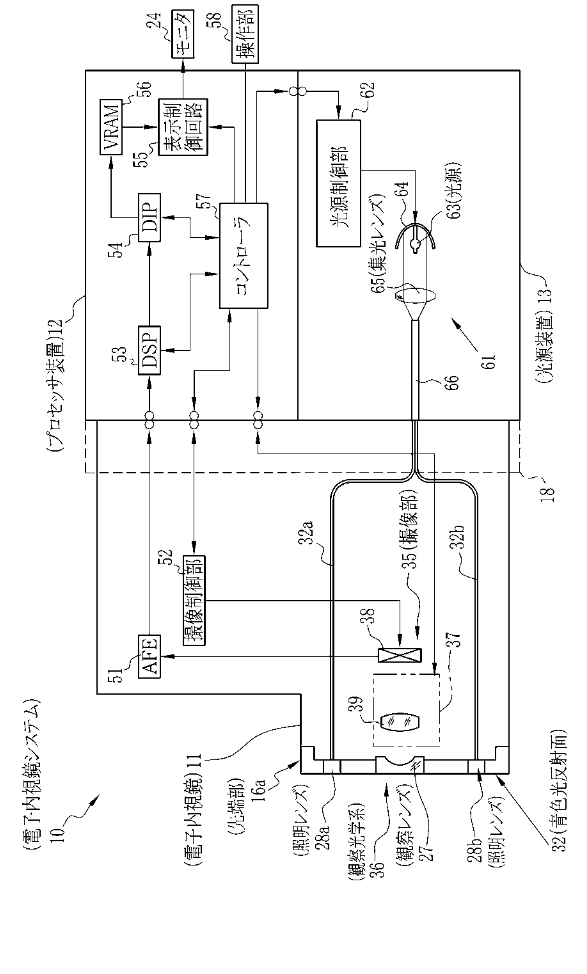
【図３】


(先端部)
16a
(青色光反射面)32
36(観察光学系)
27(観察レンズ)
(照明レンズ)
28a
(照明レンズ)
28b
(レンズ移動
機構)
37
(先端面)26c
26e
26d
F
26f
(先端保護
キャップ)
26
26a
26b
41
43
44
45
42
(先端部本体)
25
38(CCD)
39(ズームレンズ)
35
(撮像部)
31
32a
(ライトガイド)
32b
(ライトガイド)

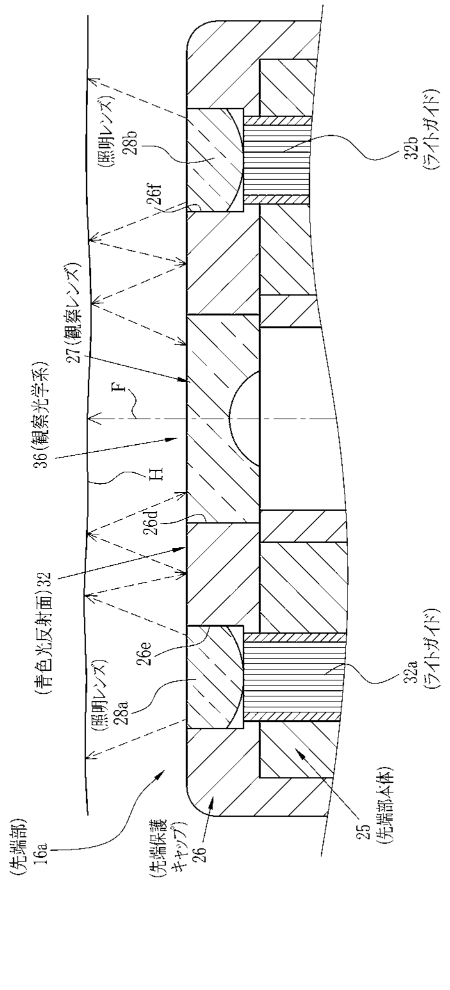
【図４】


10000
1000
100
10
1
Hb
HbO2
(mMcm⁻¹)
350
450
550
650
750
波長(nm)

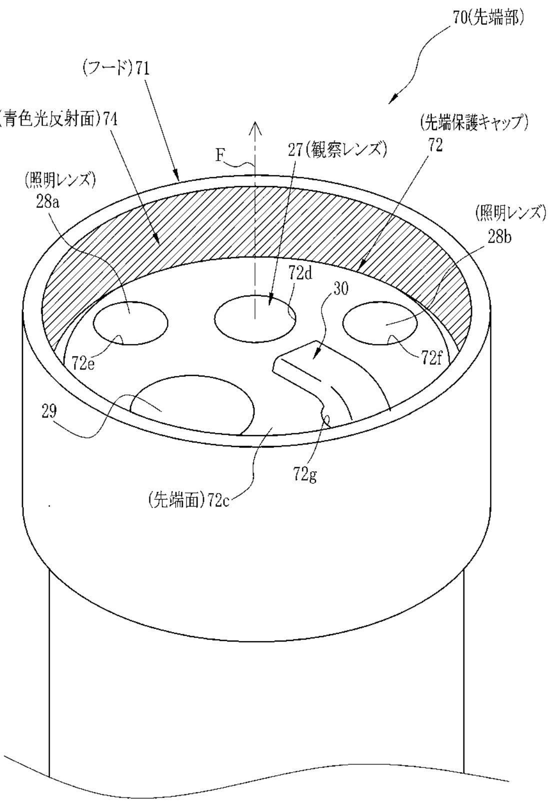
【図５】


24
モニタ
58
操作部
56
VRAM
表示制御回路
55
62
光源制御部
57
DIP
54
コントローラ
64
63(光源)
65(集光レンズ)
DSP
53
(プロセッサ装置)12
(光源装置)13
61
66
18
52
撮像制御部
32a
35(撮像部)
32b
38
37
AFE
51
39
(電子内視鏡システム)
10
(電子内視鏡)11
(先端部)
16a
(照明レンズ)
28a
(観察光学系)
36
(観察レンズ)
27
28b
(照明レンズ)
32(青色光反射面)

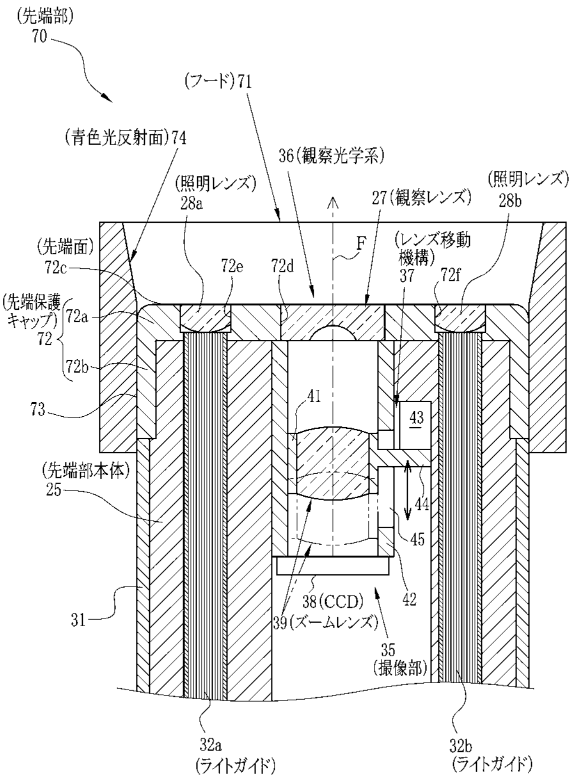
【図６】


(照明レンズ)
28b
32b
(ライトガイド)
26f
27(観察レンズ)
36(観察光学系)
F
H
26d
(青色光反射面)32
26e
(照明レンズ)
28a
32a
(ライトガイド)
(先端部)
16a
(先端保護
キャップ)
26
25
(先端部本体)

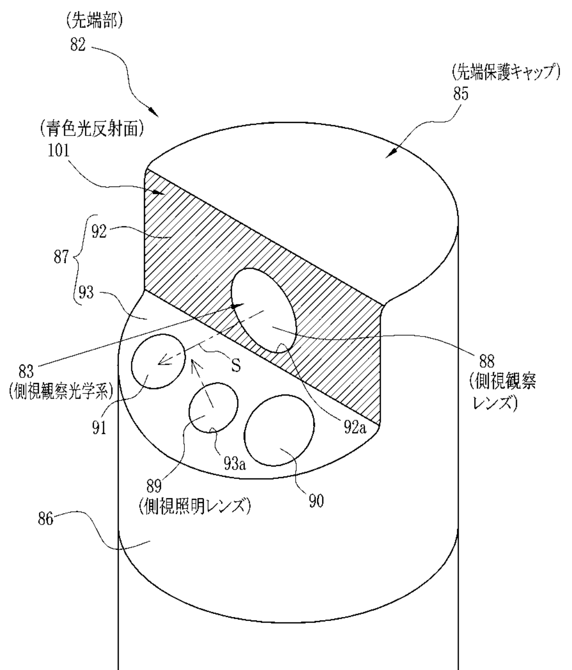
【図７】


70(先端部)
(フード)71
(青色光反射面)74
(先端保護キャップ)
72
F
27(観察レンズ)
(照明レンズ)
28a
(照明レンズ)
28b
72d
30
72e
72f
29
72g
(先端面)72c

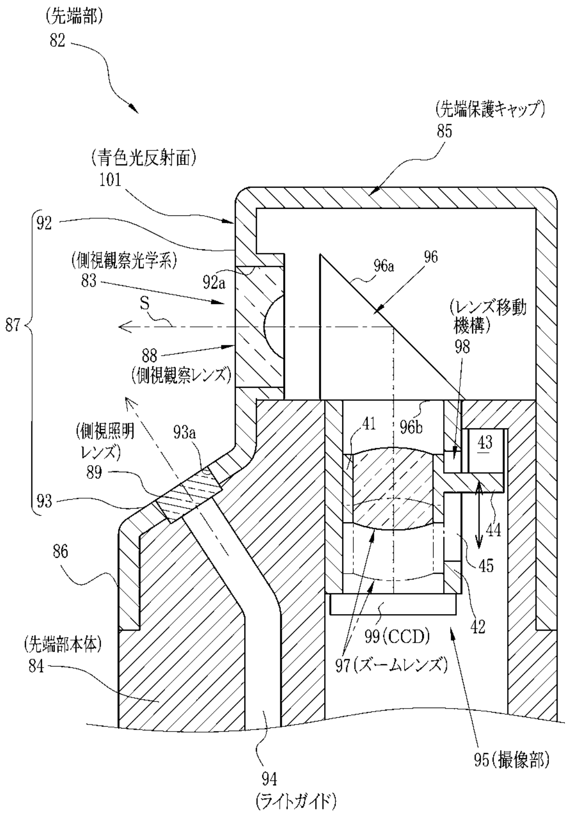
【図８】


(先端部)
70
(フード)71
(青色光反射面)74
36(観察光学系)
(照明レンズ)
28a
27(観察レンズ)
(照明レンズ)
28b
(先端面)
72c
F
(レンズ移動
機構)
72e
72d
37
72f
(先端保護
キャップ)
72a
72
72b
73
41
43
(先端部本体)
25
44
45
31
38(CCD)
39(ズームレンズ)
42
35
(撮像部)
32a
(ライトガイド)
32b
(ライトガイド)

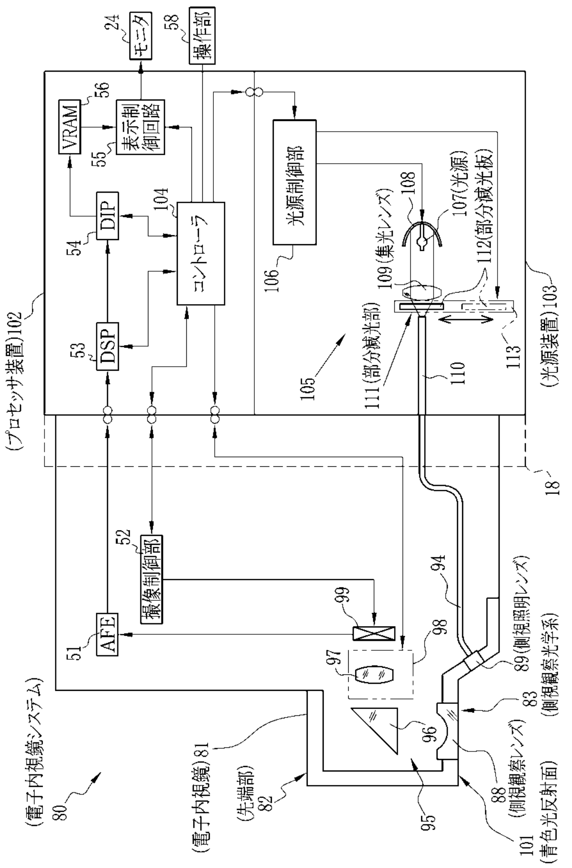
【図９】


(先端部)
82
(先端保護キャップ)
85
(青色光反射面)
101
92
87
93
83
(側視観察光学系)
S
88
(側視観察
レンズ)
91
92a
89
(側視照明レンズ)
93a
90
86

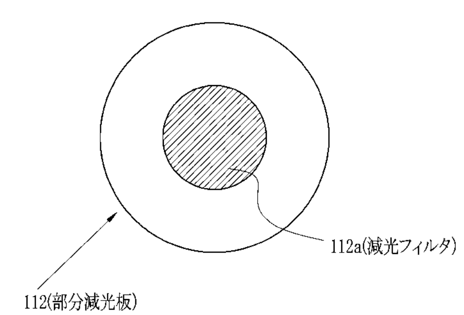
【図１０】


(先端部)
82
(先端保護キャップ)
85
(青色光反射面)
101
92
(側視観察光学系)
83
96a
96
92a
S
87
88
(側視観察レンズ)
(レンズ移動
機構)
98
(側視照明
レンズ)
89
93a
41
96b
43
93
44
86
45
42
(先端部本体)
84
99(CCD)
97(ズームレンズ)
94
(ライトガイド)
95(撮像部)

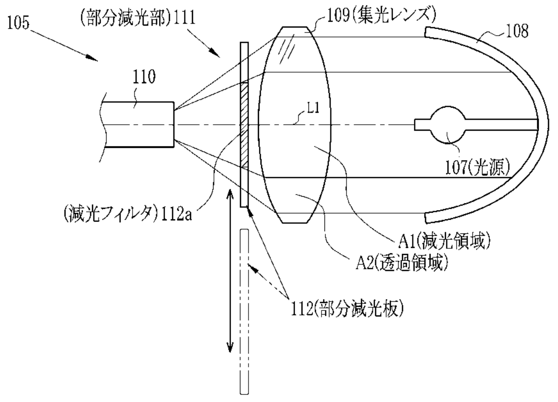
【図１１】



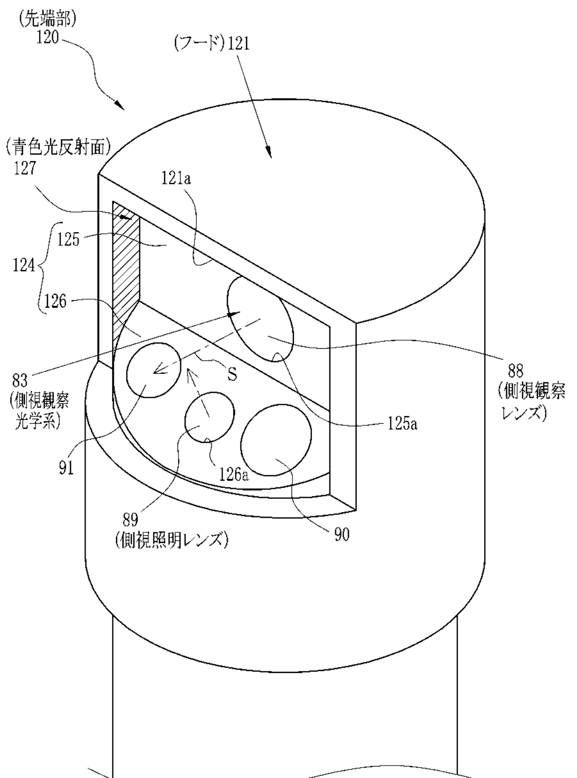
【図１２】



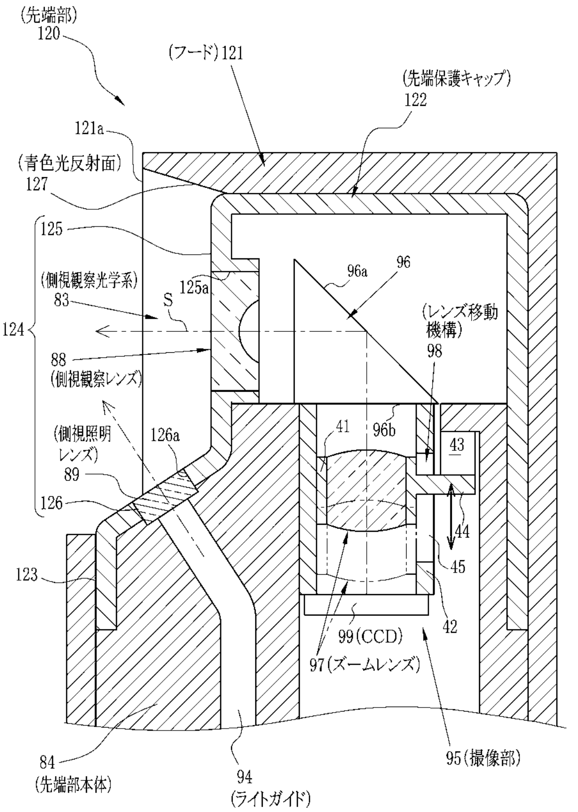
【図１３】



【図１４】



【図１５】



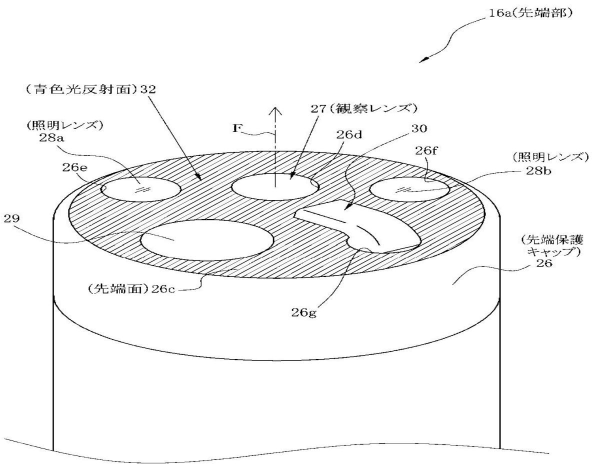
フロントページの続き

(56)参考文献　特開２００３－２３５７８９（ＪＰ，Ａ）
特開平１１－３１１７４４（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－０６６１１４（ＪＰ，Ａ）
特開平１１－０７６１５０（ＪＰ，Ａ）
特表２０１０－５３０７６８（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－２４６７１５（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－２１０４０３（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－３２３２１１（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　１／００－１／３２
Ｇ０２Ｂ　２３／２４－２３／２６

专利名称(译)	电子内窥镜和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5279863B2	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	JP2011079257	申请日	2011-03-31
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	北野亮		
发明人	北野 亮		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 A61B1/06.A G02B23/26.D A61B1/00.300.P A61B1/00.651 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/05 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA01 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA07 4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF37 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ10 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012213441A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当在靠近受试者表面观察时，提供在血管和周围部位之间具有高对比度的观察图像。 设置在电子内窥镜中的远端部分（16a）包括远端部分主体（25），远端保护盖（26），观察透镜（27）和照明透镜（28a，28b）。蓝色光反射表面32形成在远端保护帽26的远端表面26c上。观察透镜27和照明透镜28a和28b附接到从形成在端部保护帽26中的通孔26d到26f暴露的位置，并且它们的表面位于与蓝光反射表面32相同的平面上。来自物体表面H的反射光被蓝光反射表面32再次反射。由蓝光反射表面32选择性地反射的蓝光再次照射物体的表面H.观察光学系统36的观察范围用包含大量蓝光的照明光照射。 点域

【図２】