

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト* (参考)
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A 2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	A 4 C 0 6 1
1/04	370	1/04	5 C 0 2 2
1/06		1/06	A
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	A
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 8 数) 最終頁に続く			

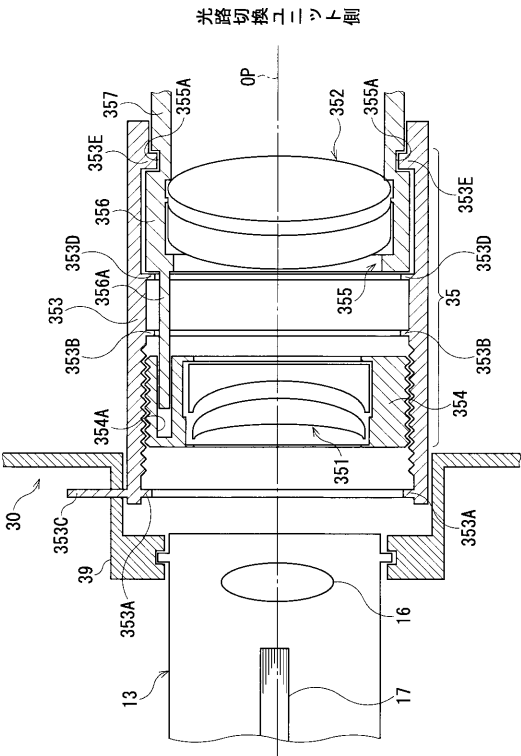
(21)出願番号	特願2001 - 1219(P2001 - 1219)	(71)出願人	000000527 旭光学工業株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22)出願日	平成13年1月9日(2001.1.9)	(72)発明者	宇津井 哲也 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内
		(74)代理人	100090169 弁理士 松浦 孝
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 蛍光内視鏡システム

(57)【要約】

【課題】 接続されるスコープの種類に応じて再現画像の倍率を調節することができる蛍光内視鏡システムを提供する。

【解決手段】 スコープの接眼部13の接眼光学系16を通過する光束の光路上に変倍光学系35を設ける。変倍光学系は接眼光学系16を光路切換ユニットとの間に配設する。変倍光学系35は接眼光学系16の光軸OPに沿って移動可能な第1のレンズ群351と固定された第2のレンズ群352とを有する。レバー353Cを操作するとカム環353が回転し、カム環353の回転に応じて第1のレンズ群351が移動する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 スコープと、

前記スコープが着脱自在に接続される撮像ユニットとを
備え、

前記撮像ユニットは、生体からの通常光の反射により得
られる通常光光学像を撮像する通常画像撮像手段と、前
記生体に励起光を照射することにより励起して得られる
蛍光光学像を撮像する蛍光画像撮像手段と、前記生体か
ら前記スコープにより導かれる光束の光路を前記通常画
像撮像手段と前記蛍光画像撮像手段のいずれかに選択的
に導く光路切換手段と、前記通常光光学像および前記蛍
光光学像の倍率を変換するための像倍率変換手段とを有
することを特徴とする蛍光内視鏡システム。

【請求項 2】 前記スコープは、前記光束を導くための
光ガイド部材と、該光ガイド部材の出射端近傍に配設さ
れる接眼光学系とを有し、

前記像倍率変換手段は、前記接眼光学系と前記光路切換
手段との間に配設される変倍光学系を有することを特徴
とする請求項 1 に記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 3】 前記変倍光学系は、前記接眼光学系の光
軸に沿って移動可能に保持される、像倍率を変換するた
めのレンズ群を有し、

前記像倍率変換手段は、前記レンズ群の位置を制御する
位置制御部材を有することを特徴とする請求項 2 に記載
の蛍光内視鏡システム。

【請求項 4】 前記倍率変換手段は、内周面に雌ねじが
形成された円筒状の回転部材と、前記回転部材内に配設
され、外周面に前記雌ねじに螺合する雄ねじが形成さ
れ、前記レンズ群を保持する円筒状のレンズ保持部材と
を有し、前記位置制御部材は、前記回転部材の外周面に
形成された突起状のレバー部材であることを特徴とする
請求項 3 に記載の蛍光内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、通常光観察と蛍光
観察が選択的に切り換えられる蛍光内視鏡システムに関
する。

【0002】

【従来の技術】従来より、特定波長の励起光を生体に照
射すると生体内組織が蛍光を発生することが知られてい
る。この自家発光の特性は正常組織と病変組織により異
なり、正常組織の発光強度の方が病変組織の発光強度よ
り強い。したがって、この生体内蛍光物質の自家蛍光を
利用すれば、生体の表層から視認することが困難な早期
癌の発見等に有効である。

【0003】医療の分野ではこの蛍光観察が可能な蛍光
内視鏡システムが提案されており、可視帯域の波長を有
する通常光を照射し生体を観察する通常光観察と、励起
光を照射し生体を観察する蛍光観察が切り換えられるよ
うになっている。通常光観察においては、生体に通常光

を照射し、生体から反射される通常光を結像させ、通常
光光学像が TV モニターに再現される。また、蛍光観察
においては、生体に励起光を照射し、生体内組織が自家
発光する蛍光による光学像が TV モニターに再現され
る。

【0004】生体からの反射光や、自家発光の蛍光は、
患者の体内に挿入されたスコープの挿入部の先端から、
スコープ内に設けられるイメージガイド・ファイバ・バ
ンドル（以下、イメージガイド）によりスコープの接眼
部に設けられる接眼光学系に導かれる。接眼光学系を通
過した光束は、スコープが接続される撮像ユニット内に
設けられた撮像手段へ導かれる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】撮像ユニットには、上
部消化管、十二指腸、大腸等、観察する部位に応じて異
なるタイプのスコープが接続される。これらのスコープ
は観察対象に合わせて異なる外径を有する。したがっ
て、内部に設けられるイメージガイドの外径もスコープ
により大小の差がある。すなわち、撮像手段に形成され
る光学像のサイズはイメージガイドの径に左右される。
その結果、接続されるスコープの種類によっては、TV
モニターに再現される画像が小さすぎたり、逆に大き
すぎたりして観察しにくいという問題があった。

【0006】本発明は以上の問題を解決するものであ
り、通常光観察と蛍光観察が選択的に切り換えられる蛍
光内視鏡システムにおいて、使用されるスコープのタイ
プに左右されることなく、常時、良好な再現画像を得る
ことを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明に係る蛍光内視鏡
システムは、スコープと、スコープが着脱自在に接続さ
れる撮像ユニットとを備え、撮像ユニットは、生体から
の通常光の反射により得られる通常光光学像を撮像する
通常画像撮像手段と、生体に励起光を照射することによ
り励起して得られる蛍光光学像を撮像する蛍光画像撮像
手段と、生体からスコープにより導かれる光束の光路を
通常画像撮像手段と蛍光画像撮像手段のいずれかに選択
的に導く光路切換手段と、通常光光学像および蛍光光学
像の倍率を変換するための像倍率変換手段とを有するこ
とを特徴とする。

【0008】好ましくは、スコープは、光束を導くため
の光ガイド部材と、光ガイド部材の出射端近傍に配設さ
れる接眼光学系とを有し、像倍率変換手段は、接眼光学
系と光路切換手段との間に配設される変倍光学系を有す
る。

【0009】好ましくは、変倍光学系は、接眼光学系の
光軸に沿って移動可能に保持される、像倍率を変換する
ためのレンズ群を有し、像倍率変換手段は、レンズ群の
位置を制御する位置制御部材を有する。

【0010】好ましくは、倍率変換手段は、内周面に雌

ねじが形成された円筒状の回転部材と、回転部材内に配設され、外周面に雌ねじに螺合する雄ねじが形成され、レンズ群を保持する円筒状のレンズ保持部材とを有し、位置制御部材は、回転部材の外周面に形成された突起状のレバー部材である。

【0011】以上のように、本発明によれば撮像ユニットに倍率変換手段が設けられている。したがって、接続されるスコープの種類によらず、倍率変換を行なうことができるため、常時、視認性のよい再現画像が得られる。

【0012】また、倍率変換手段の変倍光学系を接眼光学系と光路切換え手段との間に設けることにより、通常光観察の場合も蛍光観察の場合も、同様の像倍率で変換された再現画像が得られる。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。図1は本発明に係る実施形態が適用される蛍光内視鏡システムのブロック図である。スコープ10は、挿入部11と挿入部11の先端と反対側の基端に設けられる操作部12と、操作部12と一体的に設けられる接眼部13とを有する。挿入部11は患者の体内に挿入される可撓性導管である。スコープ10内には挿入部11の先端に照明光を導くためのライトガイド・ファイバ・バンドル（以下、ライトガイド）14が挿通させられている。ライトガイド14により挿入部11に導かれた照明光は、ライトガイド14の出射端近傍に設けられた発散光学系（図示せず）を介して生体Sに照射される。また、生体Sに通常光を照射することにより得られる反射光や、励起光を照射することにより生体内組織が自家発光する蛍光を接眼部13に導くイメージガイド・ファイバ・バンドル（以下、イメージガイド）15が挿通させられている。これらの反射光や自家発光の蛍光は、挿入部11の先端に設けられた対物レンズ（図示せず）を介してイメージガイド15の入射端に集光され、イメージガイド15により、接眼部13に設けられる接眼光学系16に導かれる。

【0014】ライトガイド14はライトガイド連結管17を介して光源装置20のキセノンランプ等の白色光源21に光学的に接続される。ライトガイド14の入射端と白色光源21との間には赤外線カットフィルタ（IR-CUTフィルタ）22と励起光用フィルタ（EXフィルタ）23が設けられる。IR-CUTフィルタ22は、白色光源21の出射光に含まれる赤外線成分を除去するためのフィルタであり、IR-CUTフィルタ22を白色光源21の出射光の光路上に介在させることにより、照明光が照射される部位の発熱が防止される。IR-CUTフィルタ22は、常時、白色光源21の出射光の光路上に位置付けられる。EXフィルタ23は、白色光源21の出射光に含まれる青色成分のみを通過させるためのフィルタであり、ソレノイド24により白色光源

21の出射光の光路上と光路から外れた位置との間を移動可能に設けられる。

【0015】スコープ10の接眼部13はカメラボックス30の取付口39に着脱自在に接続される。接眼部13は、パヨネット等の公知の取付機構により接眼光学系16の光軸を中心として回転可能に取り付けられる。カメラボックス30内には、通常画像用カメラヘッド31および蛍光画像用カメラヘッド32が設けられる。通常画像用カメラヘッド31はカラーチップフィルタを有するCCD（charge coupled device）イメージセンサを備える。蛍光画像用カメラヘッド32は、モノクロのCCDイメージセンサを備える。通常画像用カメラヘッド31および蛍光画像用カメラヘッド32はそれぞれ通常画像用カメラCCU（camera control unit）33、蛍光画像用カメラCCU34に接続されており、各CCUの制御に基づいて駆動される。

【0016】接眼光学系16を通過してカメラボックス30内に入射した光束は変倍光学系35を通過し、光路切換えユニット36へ導かれる。換言すれば、変倍光学系35は、スコープ10の接眼光学系16と光路切換えユニット36との間に設けられる。光路切換えユニット36は、接眼光学系16および変倍光学系35を通過する光束に含まれる青色成分をカットするためのFLフィルタ18と、同光束を通常画像用カメラヘッド31に導くためのダハプリズム19とを備える。

【0017】光路切換えユニット36には切換えレバー37が設けられている。切換えレバー37はカメラボックス30の外方に突出しており、操作者が切換えレバー37を図1中の矢印方向に押下したりあるいは引き上げることににより光路切換えユニット36は変位させられ、FLフィルタ18若しくはダハプリズム19が変倍光学系35を通過する光束の光路上に介在させられる。

【0018】光路切換えユニット36には切換え状態を検出するディテクタ38が備えられている。すなわち、ディテクタ38からは、変倍光学系35を通過する光束の光路上にFLフィルタ18、ダハプリズム19のいずれが位置付けられているのかを示す信号が出力される。

【0019】内視鏡システム全体の制御は、光源装置20内に設けられるマイクロコンピュータであるセレクトア25により行われる。セレクトア25は中央処理ユニット（CPU）、種々のルーチンを実行するためのプログラム、常数等を格納する読出し専用メモリ（ROM）、データ等を一時的に格納する書込み／読出し自在なメモリ（RAM）から成る。

【0020】セレクトア25には、上述のソレノイド24、ディテクタ38、通常画像用カメラCCU33および蛍光画像用カメラCCU34、TVモニター40が接続されている。通常画像用カメラヘッド31および蛍光画像用カメラヘッド32により得られた画像情報は、通常画像用カメラCCU33および蛍光画像用カメラCC

U34を介してセレクター25に入力され、セレクター25の制御に基づいていずれかの画像情報が選択されTVモニター40へ出力される。

【0021】尚、スコープ10の挿入部11に設けられた鉗子口(図示せず)には導光プローブ50が挿通させられている。導光プローブ50により、励起光の照射により発生する自家蛍光はポリクロメータ51へ導かれる。ポリクロメータ51は多波長スペクトル強度を測定する分光器であり、入射された蛍光の分光測定が行なわれる。その測定結果はパーソナルコンピュータ52において所定の演算処理が施され、TVモニター53に出力される。

【0022】図1は、切換レバー37が引き上げられた状態を示す。図1に示すように切換レバー37が引き上げられると、光路切換ユニット36はFLフィルタ18が変倍光学系35を通過する光束の光路上に介在するよう位置付けられる。この状態で、FLフィルタ18が同光路上に介在していることを示す検出信号がディテクタ38からセレクタ25に入力される。それに応じて、白色光源21の出射光の光路中にEXフィルタ23が位置付けられるよう、セレクタ25からソレノイド24に制御信号が出力される。また、セレクタ25は蛍光画像用カメラCCU34から入力される画像信号を選択し、TVモニター40に出力する。

【0023】白色光源21から出射された出射光はIR-CUTフィルタ22により赤外成分がカットされ、かつEXフィルタ23により青色成分のみが抽出された励起光がライトガイド14の入射端に入射する。励起光はライトガイド14によりスコープ10の先端部に導かれ、発散光学系を介して生体Sに照射される。

【0024】励起光が照射されると、生体S内の自家蛍光物質により自家発光する蛍光、および生体Sにより反射される励起光がイメージガイド15により接眼部13まで導かれる。接眼部13の接眼光学系16を介してカメラボックス30に入射し、変倍光学系35を通過する光束のうち、励起光の反射光はFLフィルタ18によりカットされ、蛍光成分のみが結像光学系320に導かれる。蛍光成分のみとなった光束は、結像光学系320によりイメージインテンシファイア321の画像入射部に結像され、イメージインテンシファイア321において光強度が増幅され、投影光学系322を介して蛍光画像用カメラヘッド32のCCDイメージセンサの受光部に投影される。蛍光光学像は蛍光画像用カメラヘッド32のCCDイメージセンサにより光電変換され、蛍光画像の画像情報が出力される。上述のように、セレクター25の制御は蛍光画像用カメラCCU34から入力される画像情報のみを選択しTVモニター40に出力するよう切り換えられている。したがってTVモニター40に蛍光画像が再現され、操作者は病変組織の有無をチェックすることができる。

【0025】図1に示す状態において切換レバー37を押すと光路切換ユニット36はダハプリズム19が変倍光学系35を通過する光束の光路中に介在するよう位置付けられる。ディテクタ38からは、ダハプリズム19が光路上に介在していることを示す検出信号がセレクタ25に入力される。それに応じて、白色光源21の出射光の光路からEXフィルタ23を退避させるよう、セレクタ25からソレノイド24に制御信号が出力される。また、セレクタ25は通常光画像用カメラCCU33から入力される画像情報を選択し、TVモニター40に出力する。その結果、内視鏡システムは図2に示すように通常光観察モードとなる。

【0026】白色光源21から出射された出射光はIR-CUTフィルタ22により赤外成分がカットされるのみであり、白色光である通常光がライトガイド14の入射端に入射する。通常光はライトガイド14によりスコープ10の先端部に導かれ、発散光学系を介して体内に照射される。

【0027】通常光が照射されると生体Sにより反射され、その反射光がイメージガイド15により接眼部13まで導かれる。接眼部13の接眼光学系16を介してカメラボックス30に入射し、変倍光学系35を通過した光束はダハプリズム19により光路が直角に変更され、結像光学系310を介して通常画像用カメラヘッド31のCCDイメージセンサの受光部に結像される。この通常光光学像はCCDイメージセンサにより光電変換され、通常画像の画像情報が出力される。上述のように、セレクター25の制御は通常画像用カメラCCU33から入力される画像情報のみを選択し、TVモニター25に出力するよう切り換えられている。その結果、TVモニター25に通常光画像が再現される。

【0028】図3は、変倍光学系35のレンズ構成を模式的に示す図である。変倍光学系35は第1レンズ群351と第2レンズ群352からなる。第1レンズ群351は、スコープ10の接眼光学系16側に配設される。第1レンズ群は変倍のために設けられるレンズ群であり、複数の光学要素を有し、接眼光学系16の光軸OPに沿って移動可能である。第1レンズ群351と接眼光学系16との距離が短くなるのに従って、上述のカメラヘッド31、32(図1、2参照)に結像される光学像のイメージサイズは拡大され、第1レンズ群351と接眼光学系16との距離が長くなるのに従って、同光学像のイメージサイズは縮小される。第2レンズ群352は光軸OP方向において固定されており、第1レンズ群351を通過する光束は第2レンズ群352を通過することにより平行光となり光路切換ユニット36(図1、2参照)へ導かれる。

【0029】図4は変倍光学系35が保持される部分を拡大して示す一部断面図である。円筒状のカム環353は、カメラボックス30内において、所定の支持機構

(図示せず)により接眼光学系 16 の光軸 O P を中心として回転可能に支持される。カム環 353 の内壁面において、接眼光学系 16 側には周方向に沿ってカム環 353 の内方に突出する第 1 の停止枠 353 A および第 2 の停止枠 353 B が形成されている。カム環 353 の内壁面において第 1 の停止枠 353 A と第 2 の停止枠 353 B に挟まれた部分には、周方向に沿って雌ねじが刻設されている。カム環 353 の外周面の一部には突起状の倍率調節レバー 353 C が固定されている。

【0030】カム環 353 の内部には、第 1 の停止枠 353 A と第 2 の停止枠 353 B との間に、第 1 レンズ群 351 を保持する円筒状のレンズ保持部材 354 が配設される。レンズ保持部材 354 の外周面には、カム環 353 の雌ねじに螺合する雄ねじが刻設されている。

【0031】円筒状のレンズ保持部材 355 はレンズ保持部 356 と取付部 357 とを有する。第 2 レンズ群 352 はレンズ保持部 356 内に固定されている。取付部 357 は所定の固定機構 (図示せず) により、カメラボックス 30 内に固定されており、光軸 O P に沿った方向の移動および光軸 O P を中心とする回転が防止される。

【0032】レンズ保持部材 355 の外周面には周方向に沿って固定溝 355 A が形成されている。カム環 353 の内周面には周方向の全周にわたってカム環 353 の内部に向かって突出する第 1 の固定枠 353 D および第 2 の固定枠 353 E が形成される。レンズ保持部材 355 は、レンズ保持部 356 の端面は第 1 の固定枠 353 D に当接しかつ第 2 の固定枠 353 E は固定溝 355 A に嵌合するよう、配設される。カム環 353 の第 1 および第 2 の固定枠 353 D、353 E に挟まれた部分とレンズ保持部 356、およびカム環 353 の第 2 の固定枠 353 E より光路切換ユニット側の部分と取付部 357 は、光軸 O P を中心とする回転方向において相対的に摺動可能に嵌合する。したがって、カム環 353 は接眼光学系 16 の光軸 O P を中心として回転可能であり、かつ光軸 O P 方向においては変位しないよう固定される。

【0033】レンズ保持部材 355 のレンズ保持部 356 の端面の一部にはレンズ保持部材 354 側に向かって突出する回転防止部材 356 A が一体的に形成されている。レンズ保持部材 354 には、レンズ保持部材 355 側の端面に開口部を有し、所定の深さを有する回転防止穴 354 A が形成されている。回転防止穴 354 A は回転防止部材 356 A が嵌合する形状に形成される。回転防止部材 356 A は回転防止穴 354 A 内において、光軸 O P に沿う方向において相対的に摺動可能に配設されている。したがって、回転防止部材 356 A は、レンズ保持部材 354 の光軸 O P に沿った移動を妨げることなく、光軸 O P を中心とする回転運動を防止する。

【0034】倍率変換レバー 353 C を回転させると、カム環 353 は光軸 O P を中心として回転する。上述のように、カム環 353 は光軸 O P に沿った方向において*

*固定されており、レンズ保持部材 354 は光軸 O P を中心とする回転方向において固定されている。したがって、カム環 353 の回転運動に応じてレンズ保持部材 354 は光軸 O P 方向に沿って変位する。

【0035】尚、レンズ保持部材 354 の移動範囲は第 1 および第 2 の停止枠 353 A、353 B により規定される。したがって、第 1 および第 2 の停止枠 353 A、353 B は、カム環 353 の雌ねじとレンズ保持部材 354 の雄ねじの螺合状態が外れ、レンズ保持部材 354 の移動が制御不可能とならないよう、位置付けられている。また、不要な外力がカメラボックス 30 に加えられても、第 1 の停止枠 353 A が形成されていることにより、レンズ保持部材 354 がカム環 353 の接眼部 13 側の開口部から突出することが防止される。

【0036】図 5 は、カメラボックス 30 においてスコープ 10 の接眼部 13 が嵌合するスコープ取付口 39 の近傍を示す斜視図である。スコープ取付口 39 は円筒形を呈し、その外周面には周方向に沿って所定の長さを有するスロット 39 A が形成されている。上述の倍率調節レバー 353 C はスロット 39 A から外方に突出している。したがって、倍率調節レバー 353 C の移動範囲はスロット 39 A の周方向に沿った長さにより定まる。すなわち、レンズ保持部材 354 の可動範囲はスロット 39 A の周方向の長さにより規定される。スロット 39 A の長さは、第 1 および第 2 の停止枠 353 A、353 B により規定されるレンズ保持部材 354 の移動範囲を超えないよう、決定される。

【0037】操作者は、スコープをカメラボックス 30 のスコープ取付口 39 A に接続した後、そのスコープの種類に応じて倍率変換レバー 353 C を 1 回、操作すればよい。スコープに適した像倍率が得られる位置に倍率変換レバー 353 C が位置決めされた後は、通常光観察、蛍光観察のいずれにおいても最適な倍率に変換された映像が、TV モニター 40 に常時、再現される。

【0038】尚、本実施形態において、変倍光学系 35 は 2 つのレンズ群 (351、352) で構成されているがこれに限るものではなく、カメラボックス 30 内における設計上の制限を満たす範囲内で、要求されるズーム比に応じて 3 群以上のレンズ群で構成されてもよい。

【0039】

【発明の効果】以上のように本発明によれば、通常光観察と蛍光観察の切換えが可能な蛍光内視鏡システムにおいて、使用されるスコープの種類に応じて像倍率を調節することができる。したがって、常時、最適な倍率に変換された再現画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る実施形態が適用される蛍光内視鏡システムのブロック図であり、蛍光画像を観察する状態を示す。

【図 2】通常光画像を観察する状態の蛍光内視鏡システ

ムのブロック図である。

【図 3】変倍光学系のレンズ構成を模式的に示す図である。

【図 4】変倍光学系の支持構造を示す一部断面図である。

【図 5】カメラボックスにおいてスコープの取付部の近傍を示す斜視図である。

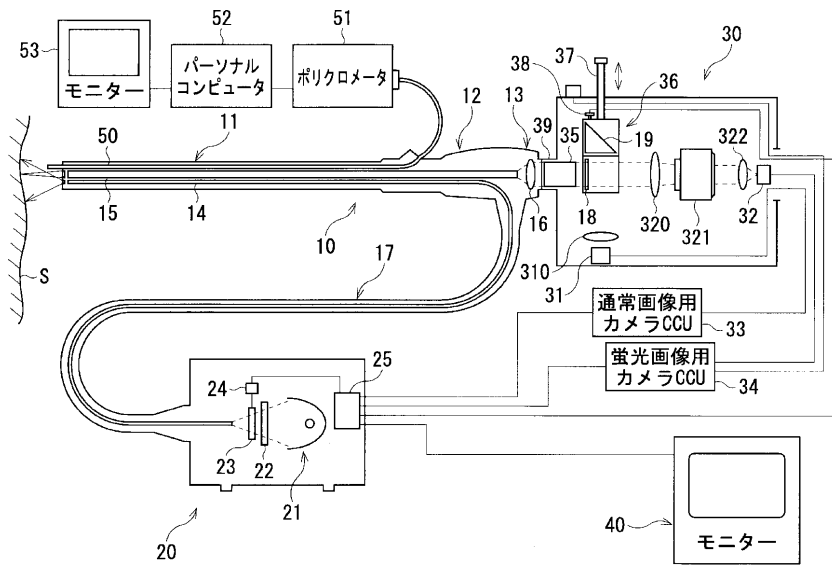
【符号の説明】

10 スコープ
14 ライトガイド
15 イメージガイド
20 光源装置

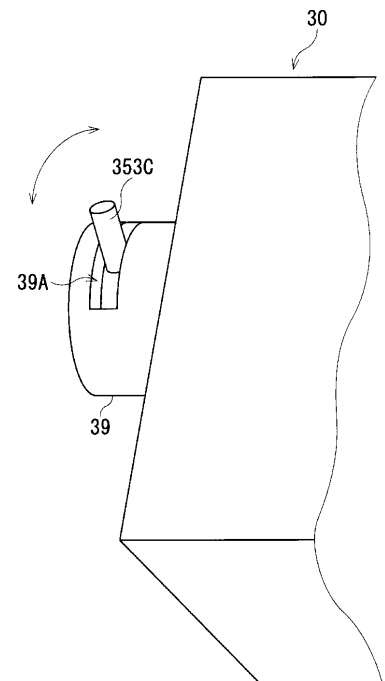
* 21 白色光源
23 励起光用フィルタ
24 ソレノイド
25 セレクター
30 カメラボックス
31 通常画像用カメラヘッド
32 蛍光画像用カメラヘッド
35 変倍光学系
36 光路切換ユニット
40 TVモニター
320 励起光カットフィルタ

*

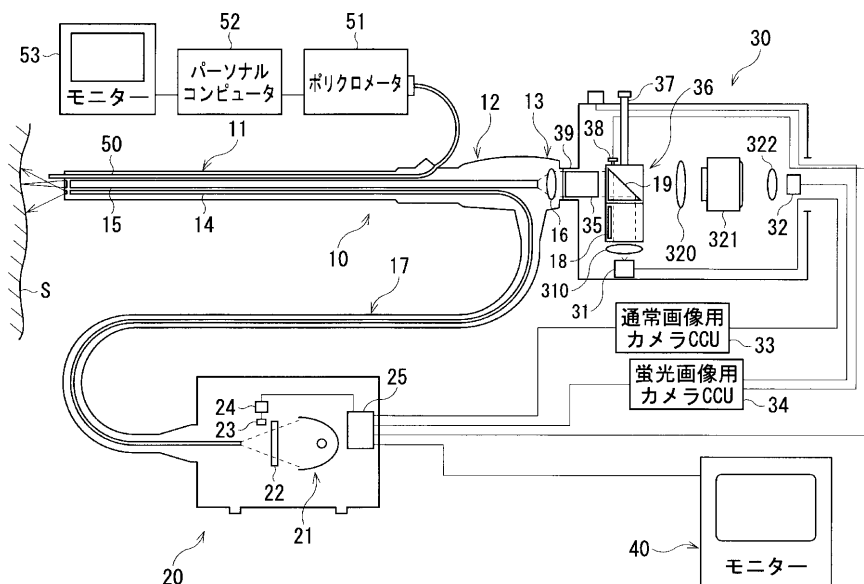
【図 1】



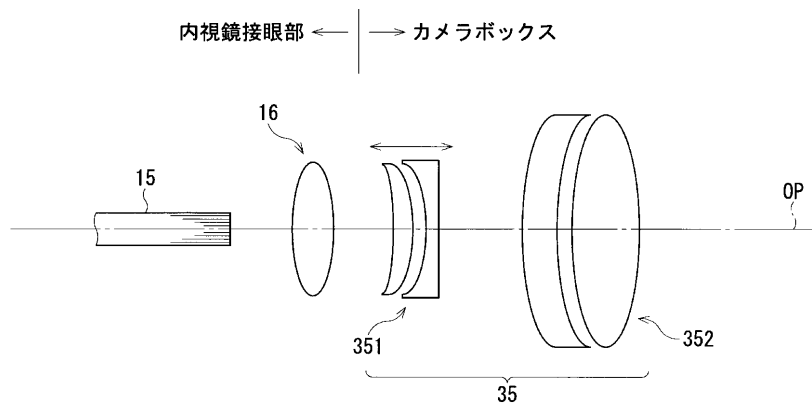
【図 5】



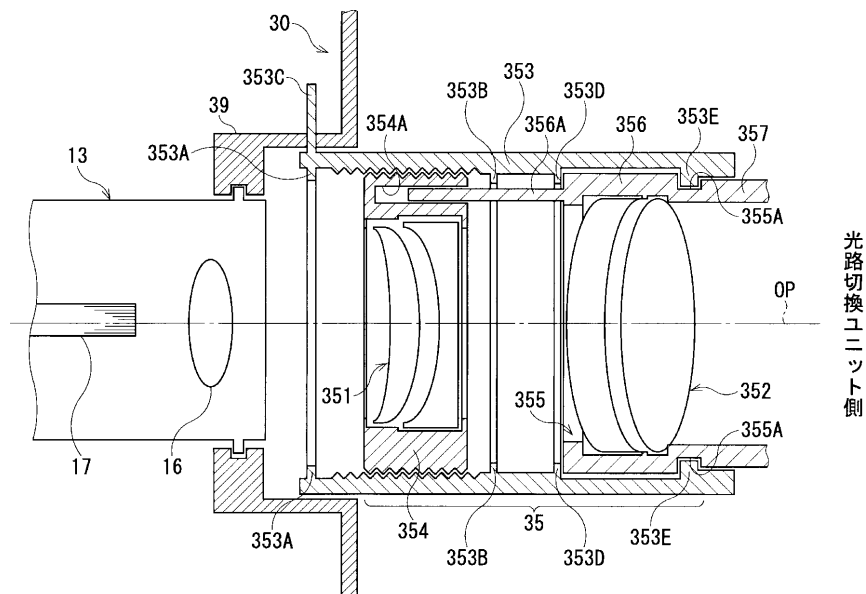
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁷

H 0 4 N 5/225

5/232

識別記号

F I

H 0 4 N 5/225

5/232

テ-マコード' (参考)

D

C

A

F ターム(参考) 2H040 BA03 BA09 CA22 CA29 GA02
GA11
4C061 AA01 AA04 BB02 BB05 BB08
CC07 LL03 LL08 MM07 NN01
NN05 NN09 PP12 QQ04 RR06
RR17 VV04 WW17 XX02
5C022 AA09 AA15 AB15 AB66 AC01
AC31 AC42 AC54 AC55 AC77

专利名称(译)	荧光内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2002207179A	公开(公告)日	2002-07-26
申请号	JP2001001219	申请日	2001-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
[标]发明人	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/232		
FI分类号	G02B23/24.A A61B1/00.300.A A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/26.A H04N5/225.D H04N5/225.C H04N5/232.A A61B1/00.511 A61B1/00.710 A61B1/00.733 A61B1/00.735 A61B1/04 A61B1/07.730 H04N5/225 H04N5/225.100 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA09 2H040/CA22 2H040/CA29 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/BB08 4C061/CC07 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/MM07 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN09 4C061/PP12 4C061/QQ04 4C061/RR06 4C061/RR17 4C061/VV04 4C061/WW17 4C061/XX02 5C022/AA09 5C022/AA15 5C022/AB15 5C022/AB66 5C022/AC01 5C022/AC31 5C022/AC42 5C022/AC54 5C022/AC55 5C022/AC77 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM07 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN09 4C161/PP12 4C161/QQ04 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/VV04 4C161/WW17 4C161/XX02 5C122/DA26 5C122/EA59 5C122/FB03 5C122/FB15 5C122/FB16 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FE02 5C122/FK23 5C122/FL04 5C122/GE03 5C122/GE04 5C122/GE05 5C122/GE11 5C122/GG03 5C122/GG09 5C122/GG30 5C122/HA86 5C122/HA88		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种荧光内窥镜系统，该系统能够根据所连接的示波器的类型来调整再现图像的放大倍率。 解决方案：可变功率光学系统35设置在通过镜筒目镜部分13的目镜光学系统16的光束的光路上。在变倍光学系统中，目镜光学系统16配置在光路切换部之间。变倍光学系统35具有可沿目镜光学系统16的光轴OP移动的第一透镜组351和固定的第二透镜组352。当操作杆353C时，凸轮环353旋转，并且第一透镜组351根据凸轮环353的旋转而移动。

