

(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2006-181061
(P2006-181061A)

(43) 公開日 平成18年7月13日(2006.7.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O D	
	G 0 2 B 23/26	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2004-377142 (P2004-377142)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成16年12月27日 (2004.12.27)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100098235
			弁理士 金井 英幸
		(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 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA09 CA04 CA10 CA11
			4C061 CC06 FF46 FF47 GG01 HH51
			JJ18 NN09 PP12 QQ02 QQ04
			QQ07 QQ09 RR14 RR17 RR25
			YY14

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

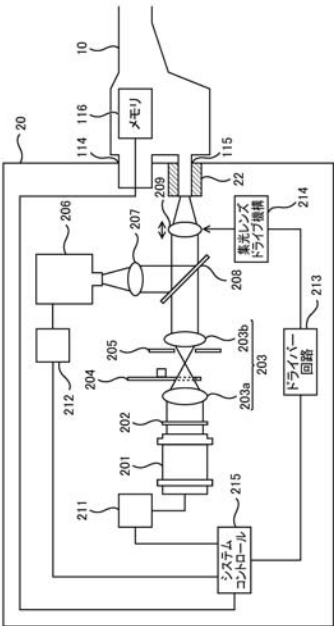
【課題】

同一の光源装置に対して、内視鏡内に引き通されたライトガイドの径が異なる内視鏡取り替えて使用したとしても、ライトガイドの先端から射出される光量のロスがなく、ライトガイドの先端から射出される光にムラがない内視鏡システムを、提供する。

【解決手段】

蛍光観察内視鏡10は、メモリ116にライトガイド101aのファイババンドル102の径を記憶している。システムコントロール回路215は、メモリ116に記憶されたファイババンドル102の径を読み出して、ライトガイド101aの基端面において、集光レンズ209によって集光された光の径とファイババンドル102の径とを一致させるように集光レンズ209の位置を移動させる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に照明光を導くためのライトガイドを備えた内視鏡を、このライトガイドに照明光を入射させる光源装置に対して、取り替え可能に取り付けられる内視鏡システムであって、

複数の光ファイバを束ねたファイババンドルを有するライトガイド、及び、このファイババンドルの径を記憶した記憶装置を備えた内視鏡と、

照明光を平行光として射出する光源部、この光源部から射出された照明光を前記内視鏡のライトガイドの基端面に収束させる集光レンズ、この集光レンズを前記内視鏡のライトガイドの基端面に対して接離自在に移動させるレンズ移動手段、及び、前記内視鏡の記憶装置からファイババンドルの径を読み出し、前記ライトガイドの基端面において前記ファイババンドルの径と一致する大きさに前記照明光を収束する位置へ前記集光レンズを移動するように前記レンズ移動手段を制御する制御部を有する光源装置とを備えたことを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記光源装置は、

白色光を平行光として射出する白色光光源部と、

生体組織を励起させるための励起光を平行光として射出する励起光光源部と、

前記白色光光源部から平行光として射出される前記白色光の光路と前記励起光光源部から平行光として射出される前記励起光の光路とを同一の光路となるように合成する光路合成素子と

20

を備えることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記制御部は、前記集光レンズの焦点距離と、前記集光レンズに入射する励起光の径と、前記記憶部から読み出したファイババンドルの径とに基づいて、前記ライトガイドの基端面において前記ファイババンドルの径と一致する大きさに前記照明光を収束させるための前記レンズの位置を算出した上で、前記レンズ移動手段を制御すること

を特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【0001】

本発明は、内視鏡に設けられたライトガイドを通じて体腔内に照明光を照射し、体腔内の観察を行う内視鏡システムに、関する。

【背景技術】**【0002】**

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起されて蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。近年、体腔内の生体組織に生じた異常をこの現象を利用して検出する内視鏡システムが、開発されている。特許文献 1 には、この種の内視鏡システムが、開示されている。

40

【0003】

このような内視鏡システムでは、光源装置と内視鏡とが別々の部品として作られるとともに、光源装置と内視鏡とを接続することによって光源装置から発せられた光を内視鏡の先端から照射できるようにする構成が、採用されることがある。以下、このような内視鏡システムについて説明する。

【0004】

この従来の内視鏡システムは、照明光（白色光）及び励起光を射出する光源装置と、被験者の体腔内に挿入される内視鏡とから、構成されている。

【0005】

図 4 は、従来の内視鏡システムにおける光源装置の内部構成を示す概略図である。この

50

図 4 に示されるように、光源装置は、白色光を平行光として射出する白色光光源 301 と、励起光を射出する励起光光源 306 とを、備えている。この白色光の光路と励起光の光路とは光源装置内で交差しており、これらの光路同士が交差する位置には、白色光を透過させるとともに励起光を反射するダイクロイックミラー 308 が配置されている。また、光源装置の内部には、ダイクロイックミラー 308 を透過した白色光及びダイクロイックミラー 308 に反射された励起光の光路上に、これらの光を収束させる集光レンズ 309 が配置されている。

【0006】

そして、白色光光源 301 とダイクロイックミラー 308 との間には、赤外カットフィルタ 302 と、一对の凸レンズ 303a 及び凸レンズ 303b から構成される光束径縮小光学系 303 とが配置されており、この凸レンズ 303a 及び凸レンズ 303b の間には、光束を遮断又は通過させる回転遮蔽板 304 と光量絞り 305 とが配置されている。また、励起光光源 306 とダイクロイックミラー 308 との間には、励起光光源 306 から射出された励起光を平行光に変換する平行化レンズ 307 が配置されている。

【0007】

内視鏡は、光源装置から発せられた光を内視鏡の先端から照射するために、その内部にライトガイド 401a を備えている。このライトガイド 401a は、複数の光ファイバを束ねたファイババンドル 411a とこのファイババンドル 411a の側面を覆う保護チューブ 412 (図 5 (a) 参照) とから構成されている。そして、光源装置に内視鏡が接続されたときには、ライトガイド 401a の基端面と集光レンズ 309 とが対向するように構成されている。

【0008】

そのため、光源装置に内視鏡を接続した後に、回転遮蔽板 304 を光束が通過できる状態にすれば、赤外領域の成分が除去された白色光を内視鏡のライトガイド 401a の基端面に収束させることができる。また、回転遮蔽板 304 を光束が遮蔽される状態にするとともに、励起光光源 306 から励起光を射出させれば、励起光のみを内視鏡のライトガイド 401a の基端面に収束させることができる。

【0009】

次に、図 5 (a) に基づいて、ライトガイド 401a に光が入射される様子について具体的に説明する。なお、図 5 (a) は、集光レンズ 309 によって集光された光がライトガイド 401a の基端面に収束される様子を示す説明図である。

【0010】

図 5 (a) に示されるように、集光レンズ 309 は、光源装置の内部において、光源装置と内視鏡とが接続されたときに入射した光をライトガイド 401a のファイババンドル 411a の径と一致する径にまで収束する位置に、配置されている。

【0011】

そのため、光源装置と内視鏡とが接続されたときには、ファイババンドル 411a を構成する全ての光ファイバーに光が入射するようになる。

【特許文献 1】特開 2000 - 23903 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

ところで、このような内視鏡システムを用いた診察を行う際に、診察内容に応じて、ライトガイドの径が異なる内視鏡を取り替える場合がある。このようにライトガイドの径が異なる内視鏡を取り替えて使用する場合について、図 5 (b), (c) に基づいて説明する。

【0013】

図 5 (b) は、図 5 (a) におけるライトガイド 401a を有する内視鏡の代わりにライトガイド 401a の径よりも小さい径のライトガイド 401b を採用した内視鏡を光源装置に接続した場合の説明図であり、図 5 (c) は図 5 (a) におけるライトガイド 40

10

20

30

40

50

1 a を有する内視鏡の代わりにライトガイド 4 0 1 a の径よりも大きい径のライトガイド 4 0 1 c を採用した内視鏡を光源装置に接続した場合の説明図である。なお、図 5 (a) と共通する構成については同じ番号を用いており、その説明を省略する。

【 0 0 1 4 】

図 5 (b) に示すように、ライトガイド 4 0 1 b が採用された内視鏡が光源装置に接続された場合には、ライトガイド 4 0 1 b の基端面において、集光レンズ 3 0 9 によって収束された光は、ファイババンドル 4 1 1 b の径よりも大きいことになる。そのため、このライトガイド 4 0 1 b の基端面において、集光レンズ 3 0 9 を透過した光の一部がファイババンドル 4 1 1 b に入射できなくなってしまうため、内視鏡の先端から照射される光の光量が少なくなってしまうこと（ロスがあること）になる。このようにライトガイド 4 0 1 b に入射される光にロスが生じてしまう状態になっていると、ライトガイド 4 0 1 b に励起光を入射させたとしても、生体組織を励起するために必要なエネルギーが十分に得られなくなってしまうため、蛍光による観察を行うことができなくなってしまう虞がある。

10

【 0 0 1 5 】

また、図 5 (c) に示すように、ライトガイド 4 0 1 c が採用された内視鏡が光源装置に取り付けられた場合には、ライトガイド 4 0 1 c の基端面において、集光レンズ 3 0 9 によって収束された光の径は、ファイババンドル 4 1 1 c の径よりも小さいことになる。そのため、ファイババンドル 4 1 1 c を構成する光ファイバのうち、外周側の光ファイバには、光が入射しないことになる。

【 0 0 1 6 】

ここで、一般的なライトガイドについて説明する。一般的なライトガイドでは、像ではなく光のエネルギーを伝えるために、ライトガイドの基端側における各光ファイバ同士の位置関係に対してライトガイドの先端側における各光ファイバ同士の位置関係がランダムになるように、設計されている。

20

【 0 0 1 7 】

そのため、ライトガイド 4 0 1 c の基端面においてファイババンドル 4 1 1 c の一部分に光が円形に収束されていたとしても、ライトガイド 4 0 1 c の先端から射出される光が円形にはならないことがあり得る。例えば、ライトガイド 4 0 1 c の先端から射出される光にムラが生じてしまい、この光が照射された生体組織上ではまだら状の明暗が生じることがある。このようにライトガイド 4 0 1 c から照射される光にムラがあると、ライトガイド 4 0 1 c に励起光を入射させた場合には、この生体組織が正常部であったとしても、生体組織から発せられる蛍光もまだら状（一部が暗い状態）になってしまう。従って、この場合には、観察対象となる部分が正常部であったとしても、その部分を病変部として診断してしまう虞があることになる。

30

【 0 0 1 8 】

そこで、本発明の課題は、同一の光源装置に対して、内視鏡内に引き通されたライトガイドの径が異なる内視鏡を取り替えて使用したとしても、ライトガイドの基端に入射される光のロスがなく、ライトガイドの先端から射出される光にムラが生じない内視鏡システムを、提供することにある。

【課題を解決するための手段】

40

【 0 0 1 9 】

上記の課題を解決するために案出された本発明による内視鏡システムは、体腔内に照明光を導くためのライトガイドを備えた内視鏡を、このライトガイドに照明光を入射させる光源装置に対して、取り替え可能に取り付けられる内視鏡システムであって、複数の光ファイバを束ねたファイババンドルを有するライトガイド、及び、このファイババンドルの径を記憶した記憶装置を備えた内視鏡と、照明光を平行光として射出する光源部、この光源部から射出された照明光を前記内視鏡のライトガイドの基端面に収束させる集光レンズ、この集光レンズを前記内視鏡のライトガイドの基端面に対して接離自在に移動させるレンズ移動手段、及び、前記内視鏡の記憶装置からファイババンドルの径を読み出し、前記ライトガイドの基端面において前記ファイババンドルの径と一致する大きさに前記照明光

50

を収束する位置へ前記集光レンズを移動するように前記レンズ移動手段を制御する制御部を有する光源装置とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

このように構成されると、内視鏡を光源装置に接続した場合には、内視鏡に設けられた記憶装置に記憶されている当該内視鏡におけるライトガイドのファイババンドルの径に基づいて集光レンズの位置が調整されるようになる。そのため、本発明によると、同一の光源装置に対して、ライトガイドの径が異なる内視鏡を取り替えて接続したとしても、内視鏡のライトガイドのファイババンドルには集光レンズによって収束された照明光が全て入射するとともに、このファイババンドルを構成する全ての光ファイバに照明光が入射されるため、ライトガイドの基端に入射される光のロスがなく、ライトガイドの先端から射出される光にムラがない内視鏡システムを提供することができる。

【 0 0 2 1 】

なお、前記光源装置は、白色光を平行光として射出する白色光光源部と、生体組織を励起させるための励起光を平行光として射出する励起光光源部と、前記白色光光源部から平行光として射出される前記白色光の光路と前記励起光光源部から平行光として射出される前記励起光の光路とを同一の光路となるように合成する光路合成素子とを備えていてもよい。

【 0 0 2 2 】

また、前記制御部は、前記集光レンズの焦点距離と、前記集光レンズに入射する励起光の径と、前記記憶部から読み出したファイババンドルの径とに基づいて、前記ライトガイドの基端面において前記ファイババンドルの径と一致する大きさに前記照明光を収束させるための前記レンズの位置を算出した上で、前記レンズ移動手段を制御してもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明によると、同一の光源装置に対して、内視鏡内に引き通されたライトガイドの径が異なる内視鏡を取り替えて使用したとしても、ライトガイドの基端に入射される光のロスがなく、ライトガイドの先端から射出される光にムラが生じない内視鏡システムを、提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 4 】

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

【 0 0 2 5 】

図 1 は、本発明の実施の形態である内視鏡システムの外観図である。図 1 に示されるように、この内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡 10、光源プロセッサ装置 20、及び、モニター 30 を、備えている。

【 0 0 2 6 】

蛍光観察内視鏡 10 は、通常電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部 10a、その体腔内挿入部 10a の先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ等を有する操作部 10b、操作部 10b と光源プロセッサ装置 20 とを接続するためのライトガイド可撓管 10c、及び、このライトガイド可撓管 10c の基端に設けられたコネクタ 10d を、備えている。

【 0 0 2 7 】

体腔内挿入部 10a は、体腔内に挿入される部分であり、樹脂製の被覆管とこの被覆管に覆われた管状の骨格構造とを備えている。その骨格構造は、与えられた外力に応じて柔軟に屈曲するとともに、体腔壁を傷つけない程度に屈曲の状態を維持できる剛性を保有する。また、体腔内挿入部 10a は、図示していないが、先端部内に、対物光学系及び撮像素子を備えている。対物光学系は、体腔内挿入部 10a の先端に対向した被写体の像を形成し、撮像素子は、対物光学系によって形成された像を撮像して画像信号に変換する。

【 0 0 2 8 】

操作部 10b は、アングルノブ 112、鉗子口 113などを備えた部分であり、体腔内

挿入部 10 a の基端に接続されている。なお、アングルノブ 112 は、体腔内挿入部 10 a におけるその先端から基端に向かった所定の長さの部分に組み込まれた湾曲機構を通じて、体腔内挿入部 10 a の先端部分の湾曲状態を変化させるための把手である。鉗子口 113 は、体腔内挿入部 10 a の内部に引き通された細管（鉗子チャンネル）へ、鉗子などの処置具を挿入するための開口である。

【0029】

ライトガイド可撓管 10 c は、ライトガイド 101 a 及び各種の信号線が内部に引き通された樹脂製のケーブルであり、その先端は、操作部 10 b の側面に接続されている。このライトガイド 101 a は、図 3 (a) の拡大図に示すように、束ねられた複数の光ファイバからなるファイババンドル 102 とこのファイババンドル 102 の外周を覆う保護チューブ 103 とから構成されており、挿入部 10 a、操作部 10 b、ケーブル部 10 c 内に順に引き通されている。また、ライトガイド 101 a の先端は、挿入部 10 a の先端に固定されている。なお、ライトガイド可撓管 10 c 内の信号線は、操作部 10 b 及び体腔内挿入部 10 a に引き通されて体腔内挿入部 10 a の撮像素子に接続された信号線を、含んでいる。

10

【0030】

コネクタ 10 d は、ライトガイド可撓管 10 c の基端に接続されており、光源プロセッサ装置 20 に着脱自在に装着させるための接続部分である。このコネクタ 10 d の端面には、図 2 の概略図に示すように、ライトガイド可撓管 10 c 内に引き通された信号線の端部が接続された端子 114 及び垂直に突出する金属管 115 が、設けられている。また、コネクタ 10 d は、信号線にて端子 114 に接続されたメモリ 116（記憶装置に相当する）を、内部に備えている。このメモリ 116 は、ライトガイド 101 a のファイババンドル 102 の径を記憶している。なお、ライトガイド 101 a の基端は、コネクタ 10 d における上記の金属管 115 内に挿入され固定されている。

20

【0031】

光源プロセッサ装置 20 は、蛍光観察内視鏡 10 のライトガイド 101 a の基端面に照明光（白色光）及び励起光を選択的に導入するとともに、蛍光観察内視鏡 10 のコネクタ 10 d の端子 114 を通じて撮像素子から受信した画像信号に対して画像処理を行うことによってビデオ信号を生成してモニター 30 へ出力する装置である。

【0032】

この光源プロセッサ装置 20 の筐体の正面パネルには、通常観察モードを指定するスイッチ及び蛍光観察モードを指定するスイッチを含む各種スイッチ 21 と、蛍光観察内視鏡 10 のコネクタ 10 d における金属管 115 がその外面から挿入される筒であるソケット 22 とが、設けられている。このソケット 22 に穿たれた貫通孔は、光源プロセッサ装置 20 の内部空間に通じている。

30

【0033】

図 2 は、光源プロセッサ装置 20 の内部構成を示す概略図である。この光源プロセッサ装置 20 の内部では、ソケット 22 の中心軸（即ち、ソケット 22 に挿入された金属管 115 内のライトガイド 101 a の中心軸）の延長線上に、ソケット 22 に向かって順番に、白色光光源 201、赤外線除去フィルタ 202、光束径縮小光学系 203、回転遮蔽板 204、光量絞り 205、ダイクロイックミラー 208、及び、集光レンズ 209 が、配置されている。さらに、この光源プロセッサ装置 20 の内部には、ソケット 22 の中心軸の延長線に対してダイクロイックミラー 208 の表面にて垂直に交わる線上に、ダイクロイックミラー 208 に向かって順番に、励起光光源 206 及び平行化レンズ 207 が、配置されている。

40

【0034】

白色光光源 201（白色光光源部に相当する）は、白色光を平行光として射出する装置であり、焦点から放射される光を平行光として反射する放物面鏡、及び、放物面鏡の焦点に発光点が配置されたキセノンランプを、備えている。赤外線除去フィルタ 202 は、入射してきた光の中から赤外領域の光を除去して残りを透過させるためのフィルタであり、

50

白色光光源 201 から射出される白色光の光路上に配置されている。光束径縮小光学系 203 は、一对の凸レンズ 203a, 203b からなるケプラー型のアフォーカル光学系であり、赤外線除去フィルタ 202 を透過した白色光の光束径を、縮小する。

【0035】

回転遮蔽板 204 は、略半円形の開口が一つだけ穿たれた円板であり、その貫通孔の円弧の中心は、回転遮蔽板 204 の外周円の中心に一致している。この回転遮蔽板 204 の中心は、図示せぬモーターの駆動軸の先端に固定されており、図示せぬモーターによって駆動されると、回転遮蔽板 204 は、その駆動軸を回転中心として回転する。また、回転遮蔽板 204 は、光束径縮小光学系 203 の光軸に対して直交しており、白色光は、回転遮蔽板 204 の偏心位置に入射する。このため、回転遮蔽板 204 の開口が光束縮小光学系 203 の光軸上に配置された場合には、当該光束縮小光学系 203 から白色光が通過し、回転遮蔽板 204 の開口以外の部分が光束縮小光学系 203 の光軸上に配置された場合には、当該光束縮小光学系 203 から白色光が遮断される。

10

【0036】

光量絞り 205 は、略円形開口を形成する複数の絞り羽根によって光の一部を遮蔽するという周知の構造により光量を絞るための器具であり、回転遮蔽板 204 と凸レンズ 203b との間において、白色光の光路上に配置されている。この光量絞り 205 は、各絞り羽根を変位させるための機構を備えており、各絞り羽根が変位されてその開口の直径が変化すると、開口を通過する光束の量が増加又は減少する。

【0037】

20

励起光光源 206 は、生体組織を励起して蛍光を生じさせるための励起光を射出するレーザーダイオードである。なお、この励起光光源 206 は、白色光光源 301 から射出される白色光の波長帯域よりも短い波長の光（例えば、紫外光）を射出する。平行化レンズ 207 は、励起光光源 206 から発散光として射出される励起光を平行光に変換するコリメートレンズである（励起光光源 206 及び平行化レンズ 207 が励起光光源部に相当する）。

【0038】

ダイクロイックミラー 208 は、白色光を透過させるとともに励起光を反射する光学素子である。ダイクロイックミラー 208 は、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置に配置されており、光束径縮小光学系 203 の光軸方向に対して 45° 傾いているとともに、平行化レンズ 207 の光軸方向に対しても 45° 傾いている。光束径縮小光学系 203 から平行光として射出された白色光は、ダイクロイックミラー 208 を透過し、平行化レンズ 207 から射出された励起光は、ダイクロイックミラー 208 によって直角に反射されることにより、白色光と同一の光路上をこの白色光の進行方向と同じ方向へ進む。従って、ダイクロイックミラー 208 は、光路合成素子として機能する。なお、本実施形態では、光量絞り 205 によって白色光の径を調整することにより、励起光の光路と白色光の光路とを合成したときに両者の径が略一致するようにしている。

30

【0039】

集光レンズ 209 は、平行光を収束させる正のパワーを有するレンズである。この集光レンズ 209 は、ダイクロイックミラー 208 を透過した白色光及びダイクロイックミラー 208 に反射された励起光の光路上に配置されている。

40

【0040】

光源プロセッサ装置 20 は、以上に説明した構成を動作させるために、更に、第 1 電源回路 211, 第 2 電源回路 212, ドライバー回路 213, 集光レンズドライブ機構 214, 及び、システムコントロール回路 215 を、備えている。

【0041】

第 1 電源回路 211 は白色光光源 201 に電力を供給するための回路であり、第 2 電源回路 212 は励起光光源 206 に電力を供給するための回路である。

【0042】

集光レンズドライブ機構 214（レンズ移動手段に相当する）は、集光レンズ 209 を

50

光軸方向に移動させるための機構である。即ち、この集光レンズドライブ機構 214 は、例えばモーターによって駆動されるラックアンドピニオン方式のギア列を介して集光レンズ 209 を保持する図示せぬレンズ枠を、集光レンズ 209 の光軸方向に移動するように構成されている。よって、集光レンズ 209 は、集光レンズドライブ機構 214 により、ライトガイド 101a の基端面に対して同軸な状態を維持しながら、この基端面に対して接離する。

【0043】

ドライバー回路 213 は、集光レンズドライブ機構 214 のモーターを制御するための回路であり、集光レンズ 209 の移動方向及び移動量をシステムコントロール回路 215 から受信すると、その移動方向へその移動量だけ集光レンズ 209 が移動するように、集光レンズドライブ機構 214 のモーターを制御する。

10

【0044】

システムコントロール回路 215 (制御部に相当する) は、光源プロセッサ装置 20 全体を制御するためのコントローラであり、光源プロセッサ装置 20 の筐体の正面パネルに設けられた各種スイッチ 21 (図 2 に図示していない)、第 1 電源回路 211、第 2 電源回路 212、ドライバー回路 213、及び、画像処理部 (図 2 に図示していない) に、接続されている。また、蛍光観察内視鏡 10 のコネクタ 10d が光源プロセッサ装置 20 に装着されると、システムコントロール回路 215 は、コネクタ 10d の端子 114 を介して、体腔内挿入部 10a 内の図示せぬ撮像素子、及び、メモリ 116 に接続される。そのため、スイッチ 21 に対する操作によって生じた操作信号は、システムコントロール回路 215 に入力されることになり、撮像素子が撮像を行うことによって出力した画像信号もシステムコントローラ回路 215 に入力されることになる。

20

【0045】

そして、システムコントロール回路 215 は、蛍光観察内視鏡 10 が光源プロセッサ装置 20 に接続されたときには、メモリ 116 に記憶されている蛍光観察内視鏡 10 のファイババンドル 102 の径を読み出す。すると、システムコントロール回路 215 は、読み出したファイババンドル 102 の径と、定数として記憶している集光レンズ 209 に入射する励起光の径及び集光レンズ 209 の焦点距離とに基づいて、ライトガイド 101a の基端面上において集光レンズ 209 によって収束された励起光の径がファイババンドル 102 の径と等しくなる集光レンズ 209 の位置を、算出する。この算出結果に基づいて、システムコントロール回路 215 は、ドライバー回路 213 を制御し、集光レンズドライブ機構 214 によって集光レンズ 209 を、上記の算出された位置へ移動させる。図 3 (a) には、このようにして移動された集光レンズ 209 とライトガイド 101a の基端面との位置関係が示されている。

30

【0046】

そして、システムコントロール回路 215 は、このように集光レンズ 209 の移動が行われた後に、各種スイッチ 21 を操作したことによって生じた操作信号に基づいて、光源プロセッサ装置 20 の各 부품の制御を行う。以下、スイッチ 21 における通常観察モードを指定するスイッチ及び蛍光観察モードを指定するスイッチを操作した場合について、夫々、光学プロセッサ装置 20 内部の動作を説明する。

40

【0047】

システムコントロール回路 215 は、通常観察モードを指定するスイッチが操作されたことによって生じた操作信号を受信すると、第 1 電源回路 211 を制御することによって白色光光源 201 に対して白色光の射出を開始させ、回転遮蔽板 204 の開口を白色光が通過する回転位置まで当該回転遮蔽板 204 を回転させ、第 2 電源回路 212 を制御することによって励起光光源 206 に対して励起光の射出を停止させる。これにより、白色光のみが集光レンズ 209 に入射するようになるので、蛍光観察内視鏡 10 のライトガイド 101a には白色光のみが入射し、蛍光観察内視鏡 10 の体腔内挿入部 10a の先端からは、白色光のみが射出されるようになる。

【0048】

50

他方、システムコントロール回路 215 は、蛍光観察モードを指定するスイッチが操作されたことによって生じた操作信号を受信すると、回転遮蔽板 204 を連続的に回転させる。同時に、この回転遮蔽板 204 の回転と同期をとって第 2 電源回路 212 を制御して、回転遮蔽板 204 が白色光を遮蔽する位置にあるときのみ励起光光源 206 に対して励起光を射出させる。これにより、励起光と白色光とが交互に集光レンズ 209 に入射するようになるので、蛍光観察内視鏡 10 のライトガイド 101a には励起光と白色光とが交互に入射し、蛍光観察内視鏡 10 の挿入部 10a の先端からは、励起光と白色光とが交互に射出されるようになる。

【0049】

画像処理部は、蛍光観察内視鏡 10 の撮像素子からシステムコントロール回路 215 を介して送られてきた画像信号をビデオ信号に変換し、このビデオ信号に基づく映像をモニター 30 上に表示させる。 10

【0050】

即ち、画像処理部は、通常観察モードを指定するスイッチが操作された場合には、被写体の表面で反射された白色光により形成される当該被写体（すなわち白色光にて照明された被写体）の画像である通常観察画像を、モニター 30 上に表示させる。

【0051】

また、画像処理部は、蛍光観察モードを指定するスイッチが操作された場合には、被写体の表面から放射された蛍光により形成される当該被写体の画像である蛍光観察画像を、モニター 30 上に表示させる。なお、画像処理部は、被写体の表面で反射された白色光を撮像して得た画像信号（通常画像の画像信号）と被写体から放射された蛍光を撮像して得た画像信号（蛍光観察画像の画像信号）とを比較し、通常画像では明るく表示されるのに蛍光画像では暗く表示される部分を、病変部として抽出して、モニター 30 上に表示させる。 20

【0052】

以上のように構成されるので、本発明による内視鏡システムは、以下に記述するように、作用する。

【0053】

本発明による内視鏡システムを使用して被験者に対して施術を行う術者は、表示装置 30 及び光源プロセッサ装置 20 の主電源をそれぞれ投入し、蛍光観察内視鏡 10 のコネクタ 10d を光源プロセッサ装置 20 に接続する。すると、光源プロセッサ装置 20 内では、前述した集光レンズ 209 の移動処理が実行されて、ライトガイド 101a の基端面上において集光レンズ 209 によって収束される励起光の径とファイババンドル 102 の径とが同じ径になる位置に、集光レンズ 209 が配置される。なお、上述のように、集光レンズ 209 に入射する白色光の径は励起光の径と略一致しているため、ライトガイド 101a の基端面上において集光レンズ 209 によって収束される白色光の径も、ファイババンドル 102 の径と略一致する。 30

【0054】

そのため、本実施形態によると、ファイババンドル 102 には集光レンズ 209 を透過した全ての光が入射するとともにファイババンドル 102 を構成する全ての光ファイバに光が入射するため、集光レンズ 209 を透過した光をロス無くライトガイド 101a の基端に入射することができるとともにライトガイド 101a の先端から射出される光にムラが生じること（体腔壁に照射された光がまだら状になってしまうこと）を防ぐことができるようになる。 40

【0055】

次に、術者は、光源プロセッサ装置 20 の筐体に設けられたスイッチ 21 を操作することによって通常観察モードを選択し、蛍光観察内視鏡 10 の挿入部 10a の先端を被験者の体腔内に挿入する。すると、蛍光観察内視鏡 10 の挿入部 10a の先端からは、白色光が射出され、体腔壁の表面で反射された白色光により形成されたその体腔壁の画像が、通常観察画像としてモニター 30 に映し出される。術者は、この通常観察画像を見ることに 50

より、体腔壁の状態を観察することができる。

【0056】

そして、この通常観察画像を見ることにより病変の疑いがある部分が見つかった場合には、術者は、光源プロセッサ装置20の筐体に設けられたスイッチ21を操作することによって、蛍光観察モードに切り替える。すると、蛍光観察内視鏡10の挿入部10aの先端からは励起光及び白色光が交互に射出され、蛍光観察画像がモニター30に映し出される。なお、上述のように、ライトガイド101aの先端から射出される励起光にはムラがないため、励起光が照射された範囲における体腔壁の生体組織の状態が全て同じ状態（例えば全て正常部）であれば、当該励起光が照射された範囲から発せられる蛍光の強度は、場所に依らず一定となる。そのため、術者は、モニター30上に表示されている画像に基づいて、病変部の有無を正確に診断することができる。

10

【0057】

ところで、術者は、被験者に対する診察内容に応じて、その内部に引き通されたライトガイドの径が異なる電子内視鏡を使用することがある。このような場合について、以下、図3(b), (c)に基づいて説明する。

【0058】

図3(b)はライトガイド101aよりも小さい径を有するライトガイド101bが内部に引き通された蛍光観察内視鏡10を光源プロセッサ装置20に接続した場合を示す説明図であり、また、図3(c)はライトガイド101aよりも大きい径を有するライトガイド101cが内部に引き通された蛍光観察内視鏡10を光源プロセッサ装置20に接続した場合を示す説明図である。

20

【0059】

ライトガイド101aが引き通された蛍光観察内視鏡10が光源プロセッサ装置20に接続された状態で診察が行われた後にその蛍光観察内視鏡10が光源プロセッサ装置20から取り外され、この光源プロセッサ装置20に対してライトガイド101b（又はライトガイド101c）が引き通された別の蛍光観察内視鏡10が取り付けられた場合には、この蛍光観察内視鏡10のメモリ116に記憶されているライトガイド101b（又はライトガイド101c）のファイババンドル102の径に基づいて、集光レンズ209が移動される。そのため、図3(b), (c)に示すように、ライトガイド101b（又はライトガイド101c）の基端面上において、集光レンズ209によって収束された光の径とファイババンドル102の径とが同じ径になる。

30

【0060】

以上説明したように、本実施形態による光源装置によると、同一の光源プロセッサ装置に対して、ライトガイドの径が異なる蛍光観察内視鏡を取り替えて使用したとしても、蛍光観察内視鏡10のメモリ116に記憶されているファイババンドル102の直径に関する情報に基づいて集光レンズ209の位置が自動的に調整されるので、ライトガイドの先端に入射する光のロスがなく、ライトガイドの先端から射出される光にムラがない内視鏡システムを、提供できる。

【0061】

なお、上述の実施形態では、集光レンズ209に入射する励起光の径に基づいて、集光レンズ209の位置が算出されていたが、光源プロセッサ装置20が白色光のみを射出する構成である場合（蛍光観察内視鏡システムではなく、通常の観察のみを行う内視鏡システムの場合）には、集光レンズ209に入射する白色光の径に基づいて、集光レンズ209の位置を算出するようにしてもよい。

40

【0062】

また、システムコントロール回路215は、ファイババンドル102の径と集光レンズ209の位置とを対応させたテーブルを備えるとともに、蛍光観察内視鏡10のメモリ116に記憶されたファイババンドル102の径を読み出した後には、このテーブルに基づいて、そのファイババンドル102の径に対応した位置（即ち、集光レンズ209によって収束された励起光の径がファイババンドル102の径と等しくなる位置）に集光レンズ

50

209の位置を移動するように、設計されていてもよい。

【0063】

また、上述の実施形態では、光量絞り205によって集光レンズ209に入射する白色光の径を励起光の径と一致させる構成を採用していたが、この光量絞り205の開口を広げて（又は、光源プロセッサ装置20から取り除いて）、集光レンズ209に入射する白色光の径を励起光の径よりも大きくする構成を採用しても良い。この場合には、ライトガイド101aの基端面上において、集光レンズ209によって収束された白色光はファイババンドル102の径よりも大きいことになる。それでも、一般的には、白色光光源から射出される白色光の出力は励起光光源から出力される励起光の出力よりも強いため、ファイババンドル102に入射する白色光に多少ロスがあったとしても、体腔内の様子を観察可能な通常観察画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図1】本発明の実施形態による内視鏡システムの外観を示す外観図

【図2】内視鏡システムにおける光源プロセッサ装置の内部構成を示す概略図

【図3】集光レンズによってライトガイドの基端面に集光される光の径の説明図

【図4】従来の内視鏡システムにおける光源装置の内部構成を示す概略図

【図5】従来の内視鏡システムにおける集光レンズによってライトガイドの基端面に集光される光の径の説明図

【符号の説明】

【0065】

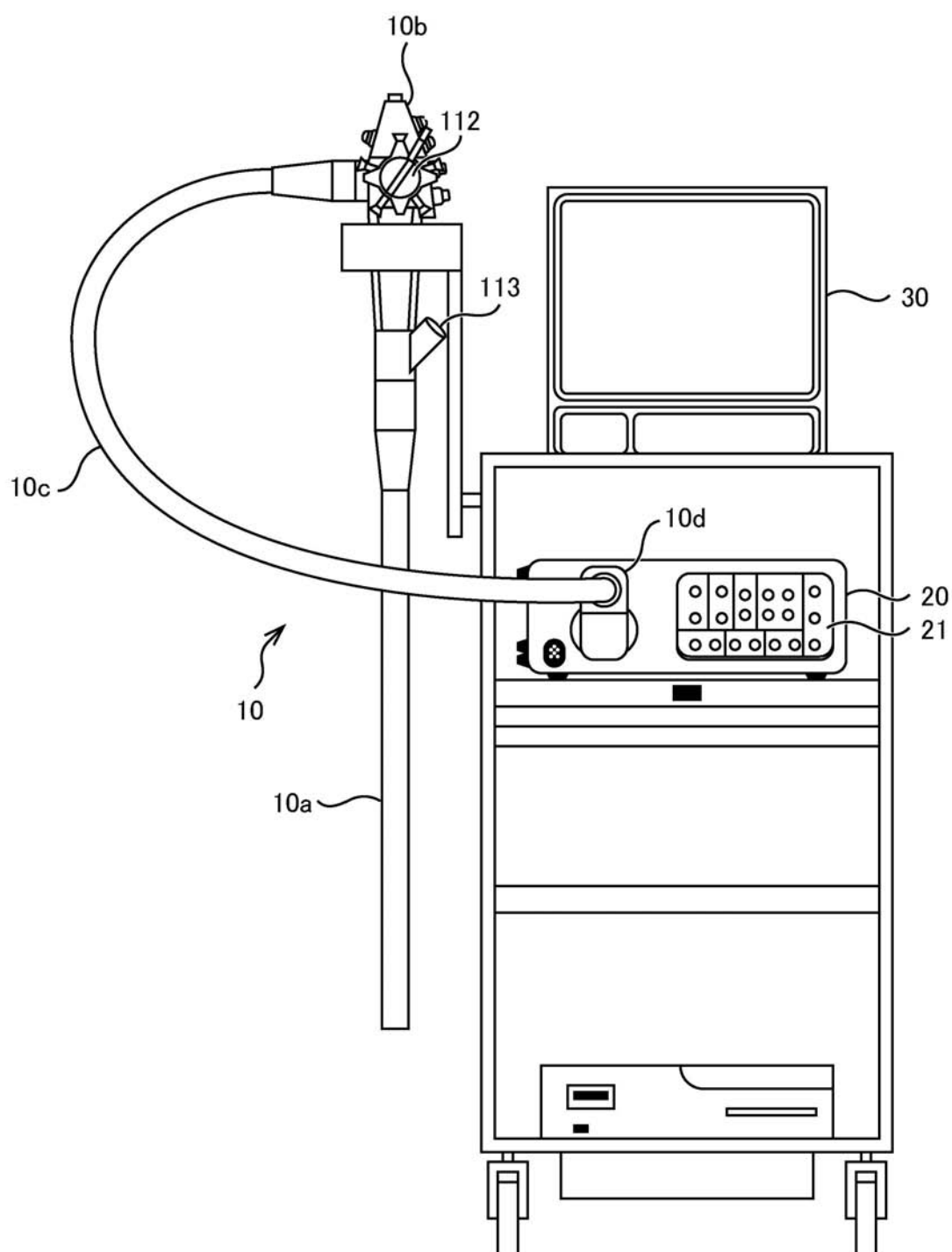
- 10 蛍光観察内視鏡
- 20 光源プロセッサ装置
- 30 モニター
- 101 ライトガイド
- 102 ファイババンドル
- 116 メモリ
- 201 白色光光源
- 206 励起光光源
- 208 ダイクロイックミラー
- 209 集光レンズ
- 214 集光レンズドライブ機構
- 215 システムコントロール回路

10

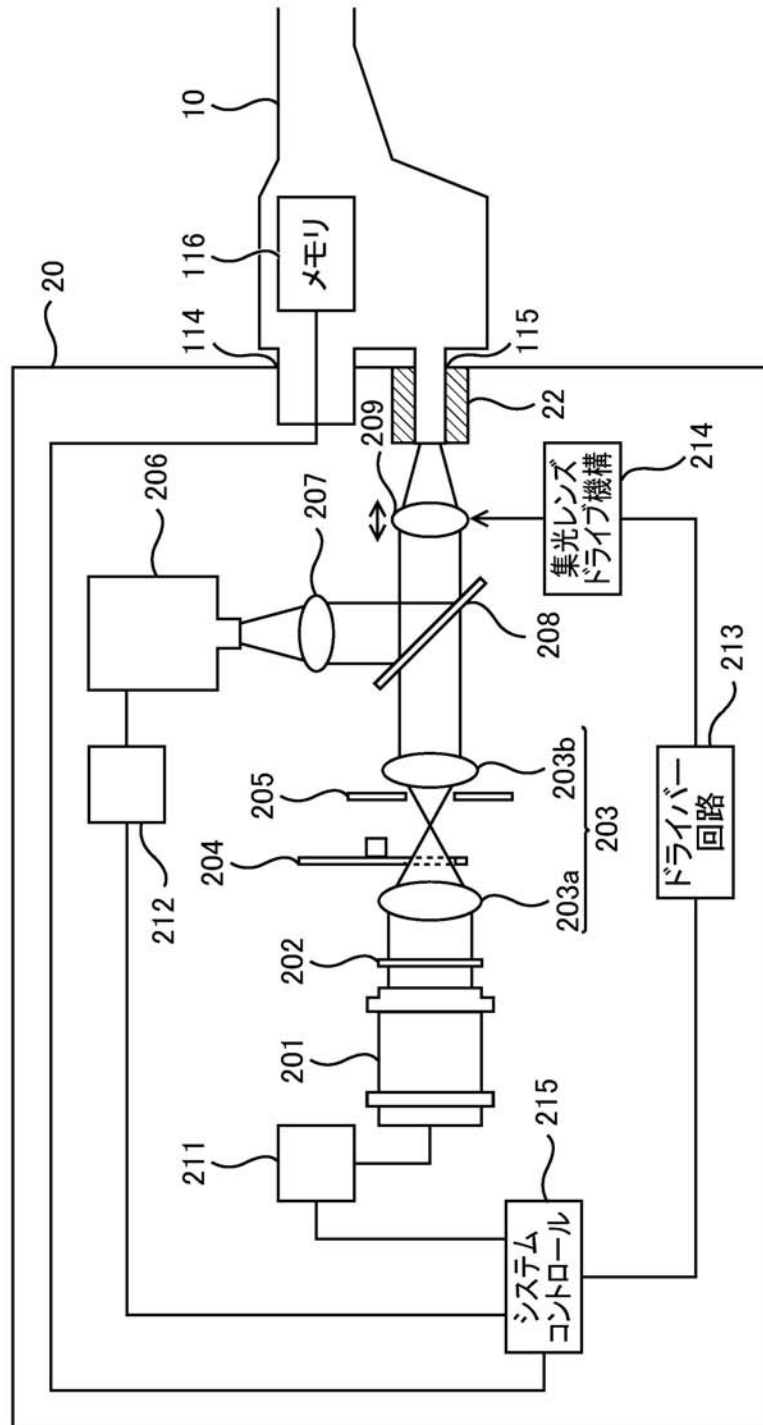
20

30

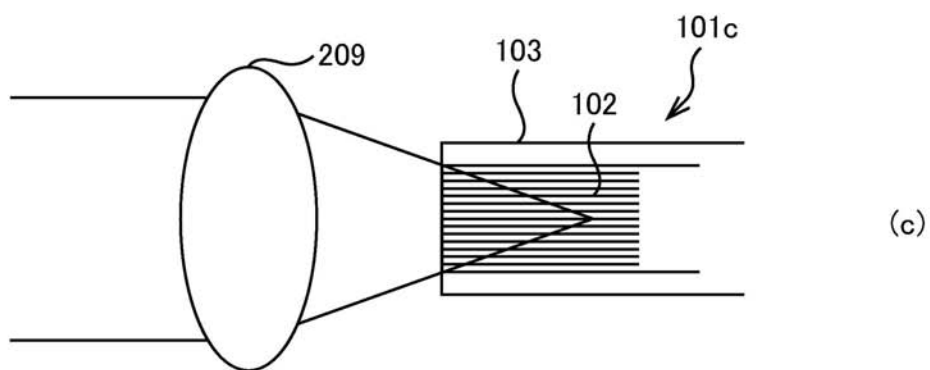
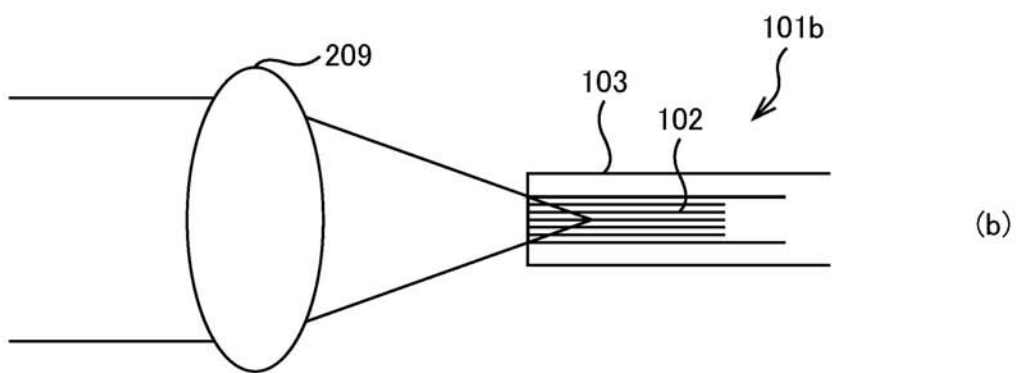
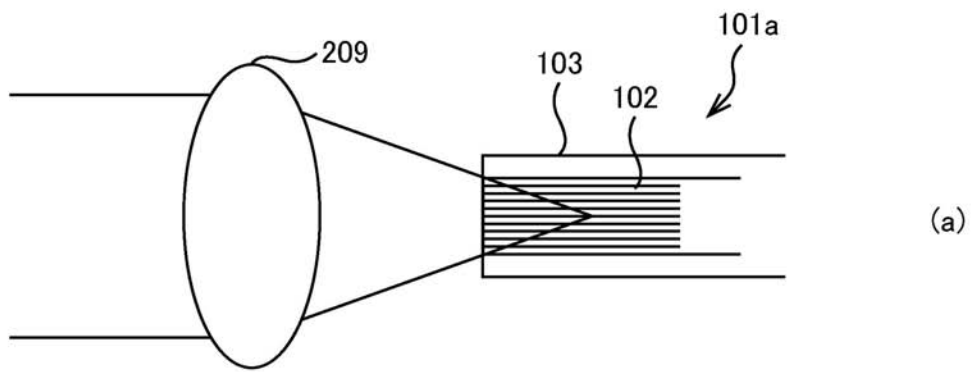
【 図 1 】



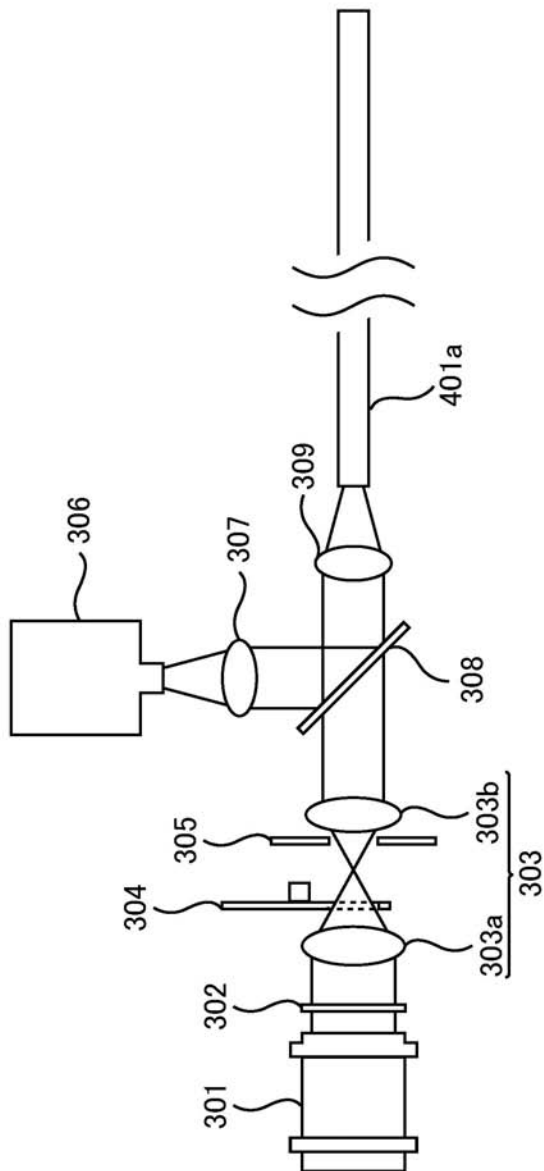
【図 2】



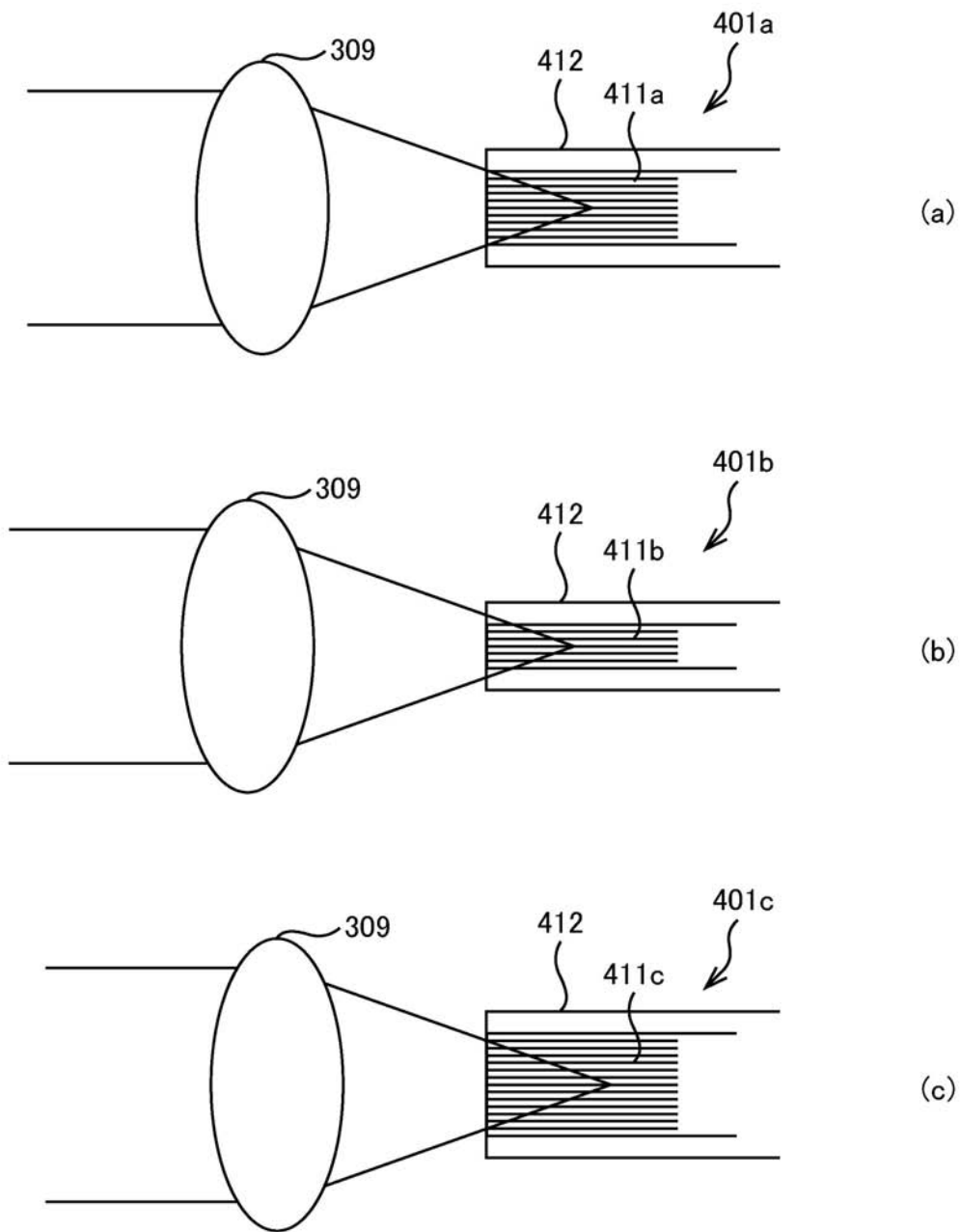
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006181061A	公开(公告)日	2006-07-13
申请号	JP2004377142	申请日	2004-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/06.B A61B1/00.300.D G02B23/26 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.520 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ18 4C061/NN09 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR14 4C061/RR17 4C061/RR25 4C061/YY14 4C161/CC06 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ18 4C161/NN09 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR25 4C161/YY14		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 即使将内窥镜替换为通过内窥镜引出的不同直径的光导而使用相同的光源设备，也不会损失从光导尖端发射的光量，（EN）提供了一种内窥镜系统，其中从尖端发出的光没有不均匀。[解决方案] 在荧光观察内窥镜10中，光导101a的纤维束102的直径被存储在存储器116中。系统控制电路215读取存储在存储器116中的纤维束102的直径，并且在光导101a的基端面处，由聚光透镜209会聚的光的直径与纤维束102的直径匹配。移动聚光透镜209的位置以使其形成。[选择图]图2

