

(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2011-50667

(P2011-50667A)

(43) 公開日 平成23年3月17日 (2011.3.17)

(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 D	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O U	4 C O 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 A	
G O 2 B 3/00 (2006.01)	G O 2 B 3/00 B	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2009-204327 (P2009-204327)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成21年9月4日 (2009.9.4)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

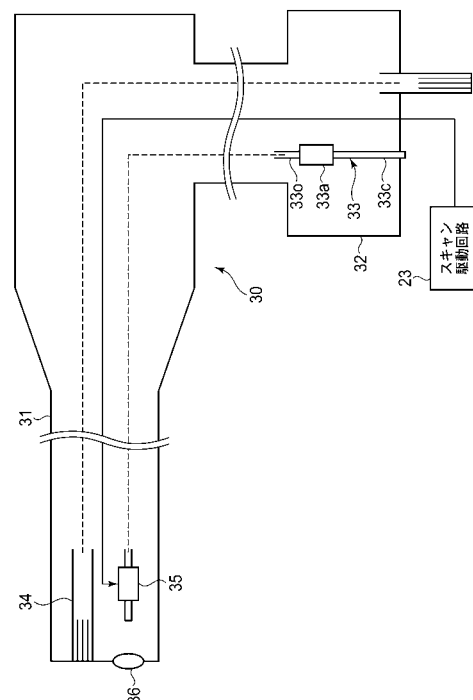
(54) 【発明の名称】 光走査型内視鏡

(57) 【要約】

【課題】位置合わせの精度を高めることなく、光走査型内視鏡と光源ユニット間の伝達損失を低減化させる。

【解決手段】光走査型内視鏡30はスキャニングファイバ33を有する。スキャニングファイバ33は接続ファイバ部33c、出射ファイバ部33o、および光アダプタ33aによって形成される。G I型マルチモードファイバである接続ファイバ33cとシングルモードファイバである出射ファイバ部33oとを光アダプタ33aによって光学的に結合する。接続ファイバ部33c側の端部をコネクタ32に、出射ファイバ部33o側の端部を挿入管31の遠位端に配置する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体に照射される照射光を供給する光源システムに対して着脱自在に接続される第 1 の端部から挿入管の遠位端に配置される第 2 の端部に前記照射光を伝達し、G I 型マルチモードファイバによって形成される接続ファイバ部を少なくとも前記第 1 の端部に有するスキャニングファイバと、

前記照射光を前記第 1 の端部に入射しながら前記第 2 の端部を変位させることにより、前記照射光を走査するアクチュエータとを備える

ことを特徴とする光走査型内視鏡。

【請求項 2】

前記スキャニングファイバ全体が前記 G I 型マルチモードファイバによって形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 3】

前記スキャニングファイバは、前記接続ファイバ部に光学的に接続され、前記第 2 の端部側に延び、シングルモードファイバによって形成される出射ファイバ部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 4】

前記接続ファイバ部と前記出射ファイバ部とは、異径融着接続あるいは光アダプタによって光学的に結合されることを特徴とする請求項 3 に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 5】

前記接続ファイバ部は、前記第 1 の端部側においてコア系が拡大された T E C 化ファイバであることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 6】

前記接続ファイバ部に設けられ、前記第 2 の端部から前記第 1 の端部に向かって伝達される光を分岐させるマルチモード光カプラを前記スキャニングファイバが有することを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、位置合わせの精度を高めることなく、光走査型内視鏡と光源ユニット間の伝達損失の低減化に関する。

【背景技術】**【0002】**

光走査型内視鏡が提案されている（特許文献 1 参照）。光走査型内視鏡で画像を撮像するために、観察対象領域内の微小領域に光を照射する必要がある。微小領域に照明光などを照射するために、出射光の発散を抑制するシングルモードファイバが用いられている。

【0003】

多様な種類の光走査型内視鏡に照明光を供給可能なように、光源ユニットと光走査型内視鏡とは着脱自在である。光走査型内視鏡を光源ユニットに接続するときに、光走査型内視鏡内部のシングルモードファイバを光源ユニットに設けられるシングルモードファイバに光学的に接続する必要がある。すなわち、両シングルモードファイバのコアを一致させる必要がある。

【0004】

しかし、シングルモードファイバのコア径は極めて小さく（ $5 \sim 10 \mu m$ ）、着脱自在な構成において接続時にコアを一致させることは困難であった。それゆえ、光走査型内視鏡に十分な光量の照明光などを供給することが困難であった。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献 1】 国際公開第 2007/084915 号パンフレット

10

20

30

40

50

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

したがって、本発明では、光源ユニットから十分な光量の照明光などを受光可能な光走査型内視鏡の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0007】**

本発明の光走査型内視鏡は、被写体に照射される照射光を供給する光源システムに対して着脱自在に接続される第1の端部から挿入管の遠位端に配置される第2の端部に照射光を伝達しG I型マルチモードファイバによって形成される接続ファイバ部を少なくとも第1の端部に有するスキャニングファイバと、照射光を第1の端部に入射しながら第2の端部を変位させることにより照射光を走査するアクチュエータとを備えることを特徴としている。

10

【0008】

なお、スキャニングファイバ全体がG I型マルチモードファイバによって形成されることが好ましい。

【0009】

また、スキャニングファイバは接続ファイバ部に光学的に接続され第2の端部側に延びシングルモードファイバによって形成される出射ファイバ部を有することが好ましい。

【0010】

20

また、接続ファイバ部と出射ファイバ部とは異径融着接続あるいは光アダプタによって光学的に結合されることが好ましい。

【0011】

また、接続ファイバ部は第1の端部側においてコア系が拡大されたT E C化ファイバであることが好ましい。

【0012】

また、接続ファイバ部に設けられ、第2の端部から第2の端部に向かって伝達される光を分岐させるマルチモード光カプラをスキャニングファイバが有することが好ましい。

【発明の効果】**【0013】**

30

本発明によれば、光源システムに対して着脱自在に接続される端部がG I型マルチモードファイバである接続ファイバ部を有しており、コア径がシングルモードファイバのモードフィールド径より大きいので、接続時の位置合わせの精度が低くても伝達損失を低減化させることが可能である。

【図面の簡単な説明】**【0014】**

【図1】本発明の第1の実施形態を適用した光走査型内視鏡装置の外観を概略的に示す外観図である。

【図2】光走査型内視鏡プロセッサの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図3】第1の実施形態の光走査型内視鏡の内部構成を模式的に示す構造図である。

40

【図4】従来の光走査型内視鏡を内視鏡プロセッサに接続するときの接続用ファイバと接続ファイバ部との光軸のずれの影響を説明する図である。

【図5】本実施形態の光走査型内視鏡を内視鏡プロセッサに接続するときの接続用ファイバと接続ファイバ部との光軸のずれの影響を説明する図である。

【図6】第2の実施形態の光走査型内視鏡の内部構成を模式的に示す構造図である。

【図7】接続ファイバ部と出射ファイバ部とを異径融着した状態を説明する図である。

【発明を実施するための形態】**【0015】**

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図1は、本発明の第1の実施形態を適用した光走査型内視鏡を有する光走査型内視鏡装

50

置の外観を概略的に示す外観図である。

【 0 0 1 6 】

光走査型内視鏡装置 1 0 は、光走査型内視鏡プロセッサ 2 0、光走査型内視鏡 3 0、およびモニタ 1 1 によって構成される。光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 は、光走査型内視鏡 3 0、およびモニタ 1 1 に接続される。

【 0 0 1 7 】

光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 から観察対象領域 O A に照射する光が供給される。供給された光はスキャニングファイバ（図 1 において図示せず）により挿入管 3 1 の遠位端に伝達され、観察対象領域内の一点（符号 P 1 参照）に向かって照射される。

【 0 0 1 8 】

スキャニングファイバの遠位端側の端部の方向が、アクチュエータ（図 1 において図示せず）により変えられる。端部の方向を変えることにより、スキャニングファイバから照射される光が観察対象領域上に走査される。アクチュエータは、光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 により制御される。

【 0 0 1 9 】

光の照射位置において散乱する反射光は受光ファイバ（図 1 において図示せず）によって光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 に伝達される。光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 は反射光の受光量に応じた画素信号を生成する。走査する領域全体の画素信号を生成することにより、1 フレームの画像信号を生成する。生成した画像信号がモニタ 1 1 に送信され、画像信号に相当する画像がモニタ 1 1 に表示される。

【 0 0 2 0 】

次に、光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 の構成について説明する。図 2 に示すように、光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 には、光源ユニット 2 1、受光ユニット 2 2、スキャン駆動回路 2 3、画像信号処理回路 2 4、およびタイミングコントローラ 2 5 などが設けられる。

【 0 0 2 1 】

光走査型内視鏡 3 0 のコネクタ 3 2（図 1 参照）を光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 の内視鏡端子（図示せず）に嵌合すると、スキャニングファイバ 3 3 と光源ユニット 2 1 に設けられる接続用ファイバ 2 1 c とが、および受光ファイバ 3 4 と受光ユニット 2 2 とが光学的に接続される。なお、後述するように、G I 型マルチモードファイバであるスキャニングファイバ 3 3 の入射端と、シングルモードファイバである接続用ファイバ 2 1 c とが光学的に接続される。

【 0 0 2 2 】

また、コネクタ 3 2 を内視鏡端子に嵌合すると、スキャン駆動回路 2 3 と光走査型内視鏡 3 0 に設けられるアクチュエータ 3 5 とが電氣的に接続される。

【 0 0 2 3 】

光源ユニット 2 1 には、赤色光レーザ、緑色光レーザ、および青色光レーザを発光するレーザ光源（図示せず）が設けられる。それぞれのレーザ光源から出射される赤色光レーザ、緑色光レーザ、および青色光レーザはミラー（図示せず）および光学フィルタ（図示せず）によって形成される光結合器（図示せず）によって混合され、白色光レーザとして出射可能である。

【 0 0 2 4 】

光源ユニット 2 1 には、シングルモードファイバによって形成される接続用ファイバ 2 1 c が設けられる。光結合器によって混合された白色光レーザは接続用ファイバ 2 1 c に入射するように、接続用ファイバ 2 1 c は配置される。

【 0 0 2 5 】

前述のように、スキャニングファイバ 3 3 は光源ユニット 2 1 の接続用ファイバ 2 1 c に接続され、白色光がスキャニングファイバ 3 3 に供給される。スキャン駆動回路 2 3 は、アクチュエータ 3 5 にスキャニングファイバ 3 3 を駆動させ、スキャニングファイバ 3 3 から出射する光の照射位置を変位させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

前述のように、光が照射された観察対象領域の反射光が、受光ファイバ 3 4 により光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 に伝達される。光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 に伝達された光は、受光ユニット 2 2 に入射される。

【 0 0 2 7 】

受光ユニット 2 2 はミラー（図示せず）および光学フィルタ（図示せず）によって形成される分光器（図示せず）を有しており、受光ユニット 2 2 に入射する光が赤色光、緑色光、および青色光に分光される。受光ユニット 2 2 には赤色光、緑色光、および青色光に対応する光電子増倍管（図示せず）が設けられる。それぞれの光電子増倍管により赤色光、緑色光、および青色光の受光量に応じた画素信号が生成される。

10

【 0 0 2 8 】

画素信号は、画像信号処理回路 2 4 に送信される。画像信号処理回路 2 4 では、画素信号が画像メモリ 2 6 に格納される。観察対象領域全体に対応する画素信号が格納されると、画像信号処理回路 2 4 は画素信号に所定の信号処理を施し、1 フレームの画像信号としてエンコーダ 2 7 を介してモニタ 1 1 に送信する。

【 0 0 2 9 】

なお、光源ユニット 2 1、受光ユニット 2 2、スキャン駆動回路 2 3、画像信号処理回路 2 4、およびエンコーダ 2 7 は、タイミングコントローラ 2 5 により各部位の動作の時期が制御される。

【 0 0 3 0 】

20

次に、光走査型内視鏡 3 0 の構成について説明する。図 3 に示すように、光走査型内視鏡 3 0 には、スキャニングファイバ 3 3、受光ファイバ 3 4、アクチュエータ 3 5、および撮影レンズ 3 6 などが設けられる。

【 0 0 3 1 】

コネクタ 3 2 内部において、スキャニングファイバ 3 3 の端部、受光ファイバ 3 4 の端部、およびアクチュエータ 3 5 とスキャン駆動回路 2 3 とを結ぶ信号線の端子は所定の位置に固定されている。

【 0 0 3 2 】

また、内視鏡端子内部において、接続用ファイバ 2 1 c の端部、受光ユニット 2 2、およびアクチュエータ 3 5 とスキャン駆動回路 2 3 とを結ぶ信号線の端子も所定の位置に固定される。

30

【 0 0 3 3 】

コネクタ 3 2 を内視鏡端子に嵌合させるときに、スキャニングファイバ 3 3 と接続用ファイバ 2 1 c とが光学的に、受光ファイバ 3 4 と受光ユニット 2 2 とが光学的に、および信号線の端子同士が電氣的に接続されるように、コネクタ 3 2 および内視鏡端子内部における位置が定められる。

【 0 0 3 4 】

スキャニングファイバ 3 3 は、コネクタ 3 2 から挿入管 3 1 の遠位端まで延設される。スキャニングファイバ 3 3 は、接続ファイバ部 3 3 c、出射ファイバ部 3 3 o、および光アダプタ 3 3 a によって構成される。

40

【 0 0 3 5 】

接続ファイバ部 3 3 c は、G I 型マルチモードファイバによって形成される。出射ファイバ部 3 3 o はシングルモードファイバによって形成される。接続ファイバ部 3 3 c および出射ファイバ部 3 3 o は光アダプタ 3 3 a によって光学的に結合される。接続ファイバ 3 3 c がコネクタ 3 2 に、出射ファイバ 3 3 o が挿入管 3 1 の遠位端に配置されるように、スキャニングファイバ 3 3 は光走査型内視鏡 3 0 内に設けられる。

【 0 0 3 6 】

前述のように、光源ユニット 2 1 から出射される白色光レーザが、接続用ファイバ 2 1 c を介してスキャニングファイバ 3 3 の入射端（第 1 の端部）に入射する。入射端に入射した白色光は出射端（第 2 の端部）側に伝達される。伝達された白色光は出射端から出射

50

され、撮影レンズ 36 を透過して観察対象領域に照射される。

【0037】

アクチュエータ 35 が、スキャニングファイバ 33 の出射端付近に設けられる。アクチュエータ 35 はスキャニングファイバ 33 の出射端を、長手方向に垂直な 2 方向に屈曲させることが可能である。

【0038】

スキャニングファイバ 33 の出射端は、スキャニングファイバ 33 の長手方向に垂直な 2 方向に沿って振幅の増加と減少を繰返しながら振動するように駆動され、渦巻き型の変位経路を通るように変位する。渦巻き型の変位経路を通るように変位させることにより、白色光が観察対象領域上で走査される。

10

【0039】

光が照射された観察対象領域 OA の一点における反射光が散乱し、散乱した反射光が反射光ファイバ 34 の入射端に入射する。複数の反射光ファイバ 34 が、光走査型内視鏡 30 に設けられる。観察対象領域 OA 上の一点における散乱光は各反射光ファイバ 34 に入射し、受光ユニット 22 に伝達される。

【0040】

以上のような構成の光走査型内視鏡 30 によれば、光走査型内視鏡 30 に設けられるスキャニングファイバ 33 と光走査型内視鏡プロセッサ 20 に設けられる光源ユニット 21 とを着脱自在に接続可能な構成でありながら、光源ユニット 21 からスキャニングファイバ 33 への光の伝達損失を低減化させることが可能である。伝達損失の低減化について以下に説明する。

20

【0041】

光を出射する光ファイバのコアまたはモードフィールドが光を入射する光ファイバのコアまたはモードフィールド内から変位するほど、光ファイバの接続における伝達損失が大きくなる。従来の構成では、スキャニングファイバ全体がモードフィールド径の小さいシングルモードファイバで形成されるので、スキャニングファイバと接続用ファイバとの光軸が僅かにずれても伝達損失が大きくなる。

【0042】

例えば、図 4 に示すように、モードフィールド径が互いに $5.0 \mu\text{m}$ のシングルモードファイバの接続において、互いの光軸の中心が $2.5 \mu\text{m}$ ずれる場合に接続用ファイバのモードフィールドの面積の半分以上がスキャニングファイバのモードフィールドに重なり合わない。

30

【0043】

一方で、本実施形態の光走査型内視鏡 30 では、スキャニングファイバ 33 の入射端はコア径がシングルモードファイバより大きなマルチモードファイバである。そのため、スキャニングファイバ 33 と接続用ファイバ 21c の光軸がすこしずれたとしても、接続用ファイバ 21c のモードフィールドがスキャニングファイバ 33 のコアと重なる可能性は高い。

【0044】

例えば、図 5 に示すように、入力端のコア径が $50.0 \mu\text{m}$ であるスキャニングファイバ 33 とモードフィールド径が $5.0 \mu\text{m}$ である接続用ファイバ 21c との接続において、互いの光軸の中心が $10.0 \mu\text{m}$ ずれる場合であっても接続用ファイバ 21c のモードフィールドがスキャニングファイバ 33 のコアと重なり合う。

40

【0045】

以上のように、スキャニングファイバ 33 の入射端をマルチモードファイバとすることにより、接続用ファイバ 21c との接続における光軸ずれの許容誤差が大きくなるので、スキャニングファイバ 33 と接続用ファイバ 21c とを高い精度で位置合わせしなくても、伝達損失を低減化することが可能である。

【0046】

また、GI 型のマルチモードファイバを用いることにより、シングルモードが維持され

50

るので、観察対象領域内の微小領域に白色光を照射することが可能である。

【0047】

次に、本発明の第2の実施形態を適用した光走査型内視鏡について説明する。第2の実施形態の光走査型内視鏡は、光カプラを有する点において第1の実施形態と異なる。以下、第1の実施形態と異なる点を中心に説明する。なお、第1の実施形態と同じ機能を有する部位には、同じ符号を付す。

【0048】

図6に示すように、光走査型内視鏡300には、第1の実施形態と同じく、スキャニングファイバ33、受光ファイバ34、アクチュエータ35、および撮影レンズ36などが設けられる。さらに、光走査型内視鏡300には、第1の実施形態と異なり、マルチモード光カプラ37が設けられる。

10

【0049】

マルチモード光カプラ37は、接続ファイバ部33cに設けられる。外部光源装置12から延びる接続用ファイバ12cが、マルチモード光カプラ37に着脱自在である。マルチモード光カプラ37はスキャニングファイバ33の出射端側から入射端側に伝達される光を分岐させる光カプラである。したがって、接続ファイバ部33cの入射端から入射される光および/または接続用ファイバ12cから入射される光が、出射端に伝達される。また、出射端に入射する光は分岐されて、接続ファイバ部33cの入射端および接続用ファイバ12cに伝達される。

【0050】

20

したがって、接続用ファイバ12cをマルチモード光カプラ37に接続すると、外部光源装置12から出射される光も、スキャニングファイバ33の出射端に伝達される。外部光源装置12は、例えば、PDTに用いられるエキシマ・ダイ・レーザを出射する。

【0051】

以上のような構成である第2の実施形態の光走査型内視鏡では、第1の実施形態と同様に伝達損失を低減化可能である。さらに、第2の実施形態では、PDTなどの特定の目的に応じたレーザビームをスキャニングファイバ33の出射端から出射させることが可能である。

【0052】

なお、第1、第2の実施形態において、接続ファイバ部33cと出射ファイバ部33oとは光アダプタ33aにより光学的に結合される構成であるが、他の方法により光学的に結合させてもよい。たとえば、図7に示すように、マルチモードファイバである接続ファイバ部33cとシングルモードファイバである出射ファイバ部33oとを、異径融着接続することにより結合させる構成であってもよい。

30

【0053】

また、第1、第2の実施形態において、接続ファイバ部33cはコア系が一定のマルチモードファイバを用いる構成であるが、入射端側のコア系を拡大させたTEC化ファイバを用いてもよい。

【0054】

また、第1、第2の実施形態において、スキャニングファイバ33は、マルチモードファイバである接続ファイバ部33cとシングルモードファイバである出射ファイバ部33oとにより形成される構成であるが、スキャニングファイバ33全体がGI型のマルチモードファイバによって形成される構成であってもよい。スキャニングファイバ33全体がGI型のマルチモードファイバであっても、接続用ファイバ21cとの接続における光軸のずれの許容誤差を大きくすることが可能である。

40

【0055】

また、第1、第2の実施形態において、光源ユニット21から白色光を出射する構成であるが、少なくとも赤色光、緑色光、および青色光の一種の光を別々に出射する構成であってもよく、さらには、別の帯域の光を出射する構成であってもよい。例えば、生体組織に蛍光を発光させる励起光を出射してもよい。

50

【 0 0 5 6 】

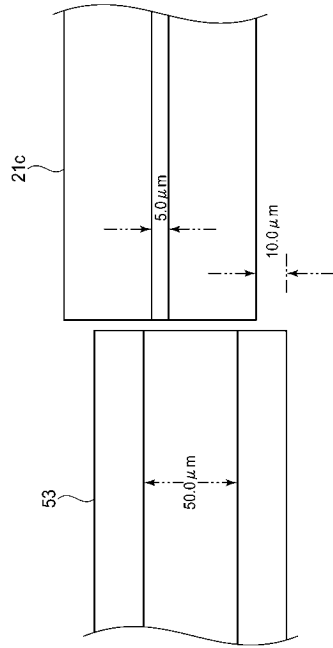
また、第 2 の実施形態において、マルチモード光カプラ 3 7 には外部光源装置 1 2 が光学的に接続され、被写体に照射する光をスキャニングファイバ 3 3 に供給する構成であるが、マルチモード光カプラ 3 7 に外部受光装置を接続することも可能である。被写体の照射光に対する反射光または発する蛍光は、スキャニングファイバ 3 3 にも入射する。そこで、スキャニングファイバ 3 3 に入射する反射光などを外部受光装置によって検出することも可能である。

【 符号の説明 】

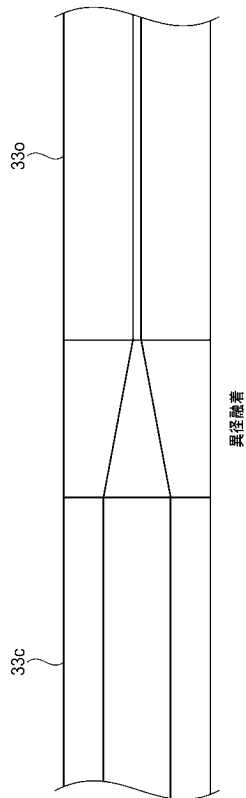
【 0 0 5 7 】

1 0	光走査型内視鏡装置	10
1 1	モニタ	
2 0	光走査型内視鏡プロセッサ	
2 1	光源ユニット	
2 1 c	接続用ファイバ	
2 2	受光ユニット	
2 3	スキャン駆動回路	
2 4	画像信号処理回路	
2 5	タイミングコントローラ	
2 6	画像メモリ	
2 7	エンコーダ	20
3 0、3 0 0	光走査型内視鏡	
3 1	挿入管	
3 2	コネクタ	
3 3	スキャニングファイバ	
3 3 a	光アダプタ	
3 3 c	接続ファイバ部	
3 3 o	出射ファイバ部	
3 4	受光ファイバ	
3 5	アクチュエータ	
3 6	撮影レンズ	30
3 7	マルチモード光カプラ	

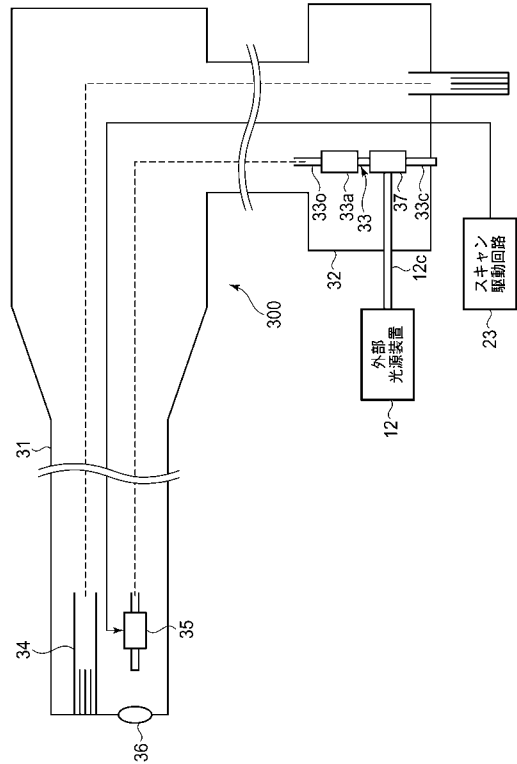
【図 5】



【図 7】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 山邊 俊明

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 池谷 浩平

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA04 CA09 CA11 CA12 CA22 CA27 DA21 GA11

4C061 CC07 DD03 FF07 FF46 GG01 JJ06 LL10 MM10

专利名称(译)	光学扫描内窥镜		
公开(公告)号	JP2011050667A	公开(公告)日	2011-03-17
申请号	JP2009204327	申请日	2009-09-04
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	山邊俊明 池谷浩平		
发明人	山邊 俊明 池谷 浩平		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 G02B3/00		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/00126 A61B1/0017 G02B23/2469 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/06.D A61B1/00.300.U G02B23/24.A G02B3/00.B A61B1/00.524 A61B1/00.732 A61B1/06.520 A61B1/07.732 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA21 2H040/GA11 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/FF07 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/JJ06 4C061/LL10 4C061/MM10 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF07 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/LL10 4C161/MM10		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少光学扫描型内窥镜和光源单元之间的传输损耗，而不提高定位精度。解决方案：光学扫描型内窥镜30包括扫描光纤33。扫描光纤33由连接光纤部分33c，发射光纤部分33o和光学适配器33a形成。作为GI型多模光纤的连接光纤33c和作为单模光纤的发射光纤部分33o通过光学适配器33a光学耦合。连接纤维部分33c侧的端部布置在连接器32处，并且发射纤维部分33o侧的端部布置在插入管31的远端处。

