

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5282173号
(P5282173)

(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.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A
	G 0 2 B 23/26 A

請求項の数 7 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2012-550241 (P2012-550241)	(73) 特許権者 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(86) (22) 出願日 平成24年3月1日 (2012.3.1)	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2012/055186	
(87) 国際公開番号 W02012/132750	(74) 代理人 100118913 弁理士 上田 邦生
(87) 国際公開日 平成24年10月4日 (2012.10.4)	(74) 代理人 100112737 弁理士 藤田 考晴
審査請求日 平成24年11月1日 (2012.11.1)	(72) 発明者 島田 朋子 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号 特願2011-80634 (P2011-80634)	(72) 発明者 吉野 真広 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日 平成23年3月31日 (2011.3.31)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	
早期審査対象出願	
	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

視差画像を取得する走査型内視鏡装置であって、
第1光学特性を有する第1視点用の照明光を被写体に向けて出射する第1コア部と、
該第1コア部と並列して設けられ、前記第1光学特性とは異なる第2光学特性を有する
第2の視点用の照明光を前記被写体に向けて出射する第2コア部と、
前記第1コア部および前記第2コア部の先端部を一体的に振動させることにより、前記
第1コア部から出射された照明光および前記第2コア部から出射された照明光を2次元走
査させる駆動部と、
前記第1コア部から出射された照明光および前記第2コア部から出射された照明光の前
記被写体からの戻り光を受光する受光部と、
該受光部によって受光された前記戻り光を、前記第1光学特性を有する戻り光と、前記
第2光学特性を有する戻り光とに分配する分波部と、
該分波部によって分配された前記第1光学特性を有する戻り光を光電変換し、前記第1
視点用の第1撮像信号を出力する第1光検出部と、
前記分波部によって分配された前記第2光学特性を有する戻り光を光電変換し、前記第
2視点用の第2撮像信号を出力する第2光検出部と、
前記第1光検出部から出力された前記第1撮像信号に基づいて前記第1視点用の第1画
像を生成するとともに、前記第2光検出部から出力された前記第2撮像信号に基づいて前
記第2視点用の第2画像を生成する画像生成部とを備える走査型内視鏡装置。

10

20

【請求項 2】

前記第 1 光学特性が、第 1 波長帯域であり、

前記第 2 光学特性が、前記第 1 波長帯域とは異なる第 2 波長帯域である請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 光学特性が、第 1 偏光方向であり、

前記第 2 光学特性が、前記第 1 偏光方向とは異なる第 2 偏光方向である請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第 1 コア部から出射される前記第 1 光学特性を有する照明光と、前記第 2 コア部から出射される前記第 2 光学特性を有する照明光とを、前記被写体に同時に照射するように制御する光源制御部を備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

10

【請求項 5】

前記第 1 コア部から出射される前記第 1 光学特性を有する照明光と、前記第 2 コア部から出射される前記第 2 光学特性を有する照明光とを、前記被写体に時分割で照射するように制御する光源制御部を備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 1 コア部および前記第 2 コア部の先端側に設けられ、前記照明光を集束させる光学部材を備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 7】

20

前記駆動部による前記第 1 コア部および前記第 2 コア部の振動に応じて前記戻り光が画像化されるように前記駆動部と前記画像生成部とを同期させる制御部を備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、走査型内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、2つの光線を、観察対象のずれた位置に2次元走査しながら照射することにより、視点の異なる2つの画像（視差画像）を取得する走査型内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献1参照。）。このような視差画像を用いて観察対象を立体視することができる。

30

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献1】米国特許出願公開第2009/0137893号明細書

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

40

しかしながら、特許文献1の場合、挿入部の先端部において、光線を走査するためのアクチュエータが各光線に対して1つつ設けられている。したがって、挿入部の外径が大きくなってしまいうという不都合がある。

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、立体視観察可能な複数の視点からの画像を取得可能でありながら挿入部の細径化を図ることができる走査型内視鏡装置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】**【0005】**

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、被検体内に挿入される細長い挿入部内に長手方向に沿って設けられ、基端側

50

からそれぞれ導光した照明光をその先端から、前記照明光の光軸に交差する方向に互いにずれた位置に照射する少なくとも2つのコア部を有する光ファイバ部材と、該光ファイバ部材の長手方向に交差する2軸方向に少なくとも2つの前記コア部の先端部を一体的に振動させることにより前記照明光を2次元走査させる駆動部と、少なくとも2つの前記照明光の戻り光を共通して受光する受光部と、該受光部によって受光された少なくとも2つの前記戻り光を別々に検出する検出部と、該各検出部によって検出された前記戻り光を、前記駆動部による前記照明光の照射位置に基づいて画像化することにより各照明光の走査領域の画像を生成する画像生成部とを備える走査型内視鏡装置を提供する。

【0006】

本発明によれば、光ファイバ部材の2つのコア部から被検体内のずれた位置に照射された照明光が駆動部によって2次元走査される。これにより、画像生成部は、位置がずれた複数の走査領域の画像、すなわち、複数の視点から観察された画像からなる視差画像を生成することができる。

10

この場合に、複数のコア部を共通の駆動部によって振動させることにより、駆動部によって占められる挿入部の半径方向の面積が小さくて済む。これにより、挿入部の細径化を図ることができる。

【0007】

上記発明においては、前記少なくとも2つのコア部から照射される前記照明光が、互いに異なる波長を有し、前記検出部が、前記受光部によって受光された戻り光を波長によって分岐する波長分岐機構と、該波長分岐機構によって分岐された各波長の戻り光を検出する少なくとも2つの光検出器とを備えた構成とされていてもよい。

20

このようにすることで、画像生成部は、各光検出器によって検出された各波長の戻り光の情報から各走査領域の画像を生成することとなる。これにより、被検体の異なる波長の光による画像が得られ、各画像から被検体の各波長の光に対する特性を観察することができる。

【0008】

上記発明においては、前記少なくとも2つのコア部から照射される前記照明光が、互いに異なる偏光方向を有し、前記検出部が、前記受光部によって受光された戻り光を偏光方向によって分岐する偏光分岐機構と、該偏光分岐機構によって分岐された各偏光方向の戻り光を検出する少なくとも2つの光検出器とを備えた構成とされていてもよい。

30

【0009】

このようにすることで、画像生成部は、各光検出器によって検出された各偏光方向の戻り光の情報から各走査領域の画像を生成することとなる。これにより、被検体の異なる偏光方向の光による画像が得られ、各画像から被検体の各偏光方向の光に対する特性を観察することができる。また、各コア部から照射される照明光として同一の波長帯域の光を用いることができる。

【0010】

上記の波長分岐機構または偏光分岐機構を備えた構成においては、前記少なくとも2つのコア部に該コア部の基端側から前記照明光を入射する照明部を備え、該照明部が、前記少なくとも2つのコア部に同時に前記照明光を入射することとしてもよい。

40

このようにすることで、視点が異なる複数の画像を同時に取得することができる。

【0011】

上記発明においては、前記少なくとも2つのコア部に該コア部の基端側から照明光を入射する照明部を備え、該照明部が、前記少なくとも2つのコア部に時分割で前記照明光を入射することとしてもよい。

このようにすることで、視点が異なる複数の画像を略同時に取得することができる。また、走査領域に照明光が照射される積算時間を短くして照明光が走査領域に与える影響を低減することができる。

【0012】

上記発明においては、前記光ファイバ部材の先端側に設けられ、前記照明光を集束させ

50

る光学部材を備えることとしてもよい。

このようにすることで、被検体に照射される照明光のスポット径をより小さくして画像の分解能を向上することができる。

上記発明においては、前記光ファイバ部材の振動に応じて前記戻り光が画像化されるように前記駆動部と前記画像生成部とを同期させる制御部を備えることとしてもよい。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、立体視観察可能な複数の視点からの画像を取得可能でありながら挿入部の細径化を図ることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

10

【0014】

【図1】本発明の一実施形態に係る走査型内視鏡装置の全体構成図である。

【図2】図1の投光ファイバの先端部を拡大した図である。

【図3】図1の挿入部の先端面を示す図である。

【図4】図1の走査型内視鏡装置によって照明光が走査される2つの走査領域を示す図である。

【図5】図1の投光ファイバの変形例を示す図である。

【図6】図2の投光ファイバの先端面にGRINレンズが設けられた構成を示す図である。

【図7】図2の投光ファイバの先端面にボールレンズが設けられた構成を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下に、本発明の一実施形態に係る走査型内視鏡装置1について図面を参照して説明する。

本実施形態に係る走査型内視鏡装置1は、平行法により立体視可能な視差画像を取得するものである。走査型内視鏡装置1は、図1に示されるように、照明光L1、L2を射出する投光ファイバ（光ファイバ部材）2、受光ファイバ3および投光ファイバ2の先端部を振動させるアクチュエータ（駆動部）4を有する挿入部5と、投光ファイバ2に照明光L1、L2を供給する照明ユニット6と、アクチュエータ4を駆動させる駆動ユニット7と、受光ファイバ3によって受光された照明光L1、L2の戻り光を光電変換する検出ユニット（検出部）8と、該検出ユニット8からの信号に基づいて視差画像を生成する画像生成ユニット9と、照明ユニット6および駆動ユニット7の作動を制御するとともに画像生成ユニット9により生成された視差画像をモニタ14に出力する制御ユニット10とを備えている。

30

【0016】

挿入部5の内部には、投光ファイバ2および受光ファイバ3が長手方向に沿って配置されている。投光ファイバ2の先端側には照明光学系11が設けられている。

投光ファイバ2は、図2に示されるように、少なくとも先端部分において一体に接合された2つの光ファイバ21、22からなる。各光ファイバ21、22は、1つずつコア（コア部）21a、22aを有するシングルモードファイバである。一方のコア21aから射出された第1の照明光L1および他方のコア22aから射出された第2の照明光L2は、照明光学系11によって集束されて観察面Aに照射される。

40

【0017】

ここで、後述するように、第1の照明光L1の波長と第2の照明光L2の波長は互いに異なる。したがって、これらの照明光L1、L2は、照明光学系11を通過する際に生じる収差によって、観察面A上において光軸に交差する方向にずれた位置を照射する。

【0018】

このときの2つの照明光L1、L2の照射位置のずれ量dは、例えば、80μm以上500μm以下程度が好ましい。各光ファイバ21、22の直径を勘案すると、照射位置のずれ量dを80μmより小さくすることは困難である。一方、照射位置のずれ量dが50

50

0 μm より大きい場合、挿入部 5 が太径化するため好ましくない。照射位置のずれ量 d は、2つのコア 2 1 a , 2 2 a 間の距離や各コア 2 1 a , 2 2 a からの照射光 L 1 , L 2 の射出方向などを調節することにより設計されることもできる。

【 0 0 1 9 】

受光ファイバ 3 は、その先端面からなる受光面（受光部） 3 1 によって 2 つの照明光 L 1 , L 2 の戻り光を共通して受光し、受光した戻り光を検出ユニット 8 へ導光する。ここで、図 3 に示されるように、受光ファイバ 3 は複数（図示する例では 1 2 ）備えられ、挿入部 5 の先端面において受光面 3 1 が照明光学系 1 1 を周方向に囲んで配列されている。これにより、観察面 A からの戻り光の受光量が増大されるようになっている。

【 0 0 2 0 】

10

アクチュエータ 4 は、例えば、電磁式またはピエゾ式である。アクチュエータ 4 は、駆動ユニット 7 から駆動電圧（後述）が印加されることにより、投光ファイバ 2 の先端部分を、該投光ファイバ 2 の長手方向に交差する 2 軸方向（X 方向および Y 方向）に振動させる。これにより、2 つの照明光 L 1 , L 2 が同時に観察面 A 上において 2 次元走査される。走査方式は、特に限定はなく、スパイラル走査方式やラスタ走査方式などが用いられる。

【 0 0 2 1 】

ここで、2 つの光ファイバ 2 1 , 2 2 の先端部分が互いに接合されていることにより、図 4 に示されるように、2 つの照明光 L 1 , L 2 の走査軌跡は同一形状となる。また、2 つの照明光 L 1 , L 2 によって走査される観察面 A 上の走査領域（図示する例ではスパイラル走査方式による走査領域） S 1 , S 2 が、2 つの照明光 L 1 , L 2 の照射位置のずれ量 d だけずれることとなる。

20

【 0 0 2 2 】

照明ユニット 6 は、第 1 の波長を有する第 1 の照明光 L 1 を一方のコア 2 1 a に入射し、第 1 の波長とは異なる第 2 の波長を有する第 2 の照明光 L 2 を他方のコア 2 2 a に入射するように構成されている。第 1 の照明光 L 1 および第 2 の照明光 L 2 は、単一波長の連続波である。第 1 の波長および第 2 の波長は、例えば、532 nm と 440 nm である。照明ユニット 6 は、例えば、第 1 の照明光 L 1 と第 2 の照明光 L 2 とをそれぞれ射出する 2 つの光源によって構成される。光源としては、導光効率に優れた単一波長の固体レーザーが好ましい。

30

【 0 0 2 3 】

駆動ユニット 7 は、アクチュエータ 4 を駆動させる駆動信号をデジタル信号として生成する信号生成部 7 1 と、該信号生成部 7 1 によって生成された駆動信号をアナログ信号に変換する D / A 変換部 7 2 a , 7 2 b と、該 D / A 変換部 7 2 a , 7 2 b の出力を増幅する信号増幅部 7 3 とを備えている。

【 0 0 2 4 】

信号生成部 7 1 は、投光ファイバ 2 を振動させる X 方向および Y 方向についての 2 つの駆動信号を生成し、2 つの駆動信号を別々の D / A 変換部 7 2 a , 7 2 b に入力する。信号増幅部 7 3 は、D / A 変換部 7 2 a , 7 2 b によって生成されたアナログ信号、つまり、駆動電圧を、アクチュエータ 4 の駆動に適した大きさまで増幅してアクチュエータ 4 に出力する。

40

【 0 0 2 5 】

検出ユニット 8 は、各受光ファイバ 3 によって導光されてきた戻り光を波長によって分配する波長分波器（波長分岐機構） 8 1 と、該波長分波器 8 1 によって分配された各戻り光を検出して光電変換する 2 つの光検出器 8 2 a , 8 2 b とを備えている。

波長分波器 8 1 は、入力された戻り光のうち、第 1 の波長を有する戻り光と第 2 の波長を有する戻り光を抽出して別々の光検出器 8 2 a , 8 2 b に出力する。

光検出器 8 2 a , 8 2 b は、例えば、フォトダイオードや光電子増倍管である。各光検出器 8 2 a , 8 2 b は、検出した戻り光の光量に応じた大きさの光電流を各 A / D 変換部 9 1 a , 9 1 b に出力する。

50

【 0 0 2 6 】

画像生成ユニット 9 は、各光検出器 8 2 a , 8 2 b から出力された光電流をデジタル信号に変換する 2 つの A / D 変換部 9 1 a , 9 1 b と、該各 A / D 変換部 9 1 a , 9 1 b によって生成されたデジタル信号から 2 次元画像を生成する視差画像生成部 9 2 とを備えている。

【 0 0 2 7 】

視差画像生成部 9 2 は、各 A / D 変換部 9 1 a , 9 1 b から受け取ったデジタル信号と、制御ユニット 1 0 から受け取った照射光 L 1 , L 2 の走査位置の情報（後述）とに基づいて、2 つの 2 次元画像を生成する。ここで、2 つの 2 次元画像は、第 1 の照明光 L 1 による走査領域 S 1 からの戻り光から生成した画像と、第 2 の照明光 L 2 による走査領域 S 2 からの戻り光から生成した画像である。すなわち、2 つの 2 次元画像は、2 つの照明光 L 1 , L 2 の照射位置のずれ量 d に相当する量だけ視点が平行に移動した画像である。これら 2 つの 2 次元画像から視差画像を構成することができる。

10

【 0 0 2 8 】

制御ユニット 1 0 は、信号生成部 7 1 に対して駆動信号の仕様、例えば、振動数や振幅などを指定する指定信号を出力するとともに、該指定信号の情報、つまり、照射光 L 1 , L 2 の走査位置を含む情報を視差画像生成部 9 2 に出力する。

また、制御ユニット 1 0 は、視差画像生成部 9 2 から受け取った 2 つの 2 次元画像を、立体視観察に適した状態に画像再構築しモニタ 1 4 に表示させる。これにより、操作者は、走査型内視鏡装置 1 によって画像生成された観察面 A を立体視観察することができる。

20

【 0 0 2 9 】

この場合に、本実施形態によれば、2 つの照明光 L 1 , L 2 によって視差画像を取得する構成であっても、2 つの照明光 L 1 , L 2 を走査するアクチュエータ 4 が 1 つで済むので、挿入部 5 の細径化を図ることができるという利点がある。また、異なる波長の照明光 L 1 , L 2 による観察面 A の画像が取得されるので、異なる波長帯域の光による同時観察が可能となる。例えば、第 1 の照明光 L 1 を蛍光色素の励起光（例えば、近赤外光）に変更し、第 2 の励起光 L 2 を R G B の 3 つの固体レーザーからの光を合波させた白色光に変更し、波長分波器 8 1 によって分配する戻り光の波長を適宜変更することにより、蛍光画像と白色光画像とを同時に観察することができる。

30

【 0 0 3 0 】

なお、本実施形態においては、各コア 2 1 a , 2 2 a から照射される照明光 L 1 , L 2 の波長が互いに異なることとしたが、これに代えて、偏光方向が互いに異なることとしてもよい。この場合には、照明ユニット 6 が、例えば、異なる偏光方向の光を抽出して各コア 2 1 a , 2 2 a に出力する 2 つの偏光素子を備える。また、観察面 A と受光面 3 1 との間には、各偏光方向の光を抽出する偏光分波器（図示略、偏光分岐機構）が備えられる。

このようにしても、各走査領域 S 1 , S 2 からの戻り光を区別して検出し、各走査領域 S 1 , S 2 の画像を別々に生成することができる。また、第 1 の照明光 L 1 および第 2 の照明光 L 2 として同一波長の光を用いることが可能となる。

【 0 0 3 1 】

また、本実施形態においては、投光ファイバ 2 が単一のコアを有する 2 つの光ファイバ 2 1 , 2 2 からなることとしたが、これに代えて、図 5 に示されるように、2 つのコア 2 3 a , 2 3 b を有する 1 つの光ファイバ 2 3 からなってもよい。

40

このようにしても、光軸に交差する方向にずれた位置を照射する 2 つの照明光を 1 つのアクチュエータ 4 によって同時に 2 次元走査して視差画像を得ることができる。

【 0 0 3 2 】

また、本実施形態においては、2 つの光ファイバ 2 1 , 2 2 の先端面に、各コア 2 1 a , 2 2 a から射出された照明光 L 1 , L 2 を平行光にまたはより小さいスポット径に集束する光学部材が接合されていてもよい。光学部材としては、例えば、図 6 に示されるように、G R I N（屈折率分布）レンズ 1 2 や、図 7 に示されるように、ボールレンズ 1 3 が用いられる。このようにすることで、視差画像の分解能を向上することができる。こ

50

のようにして光学部材を備える場合には、照明光学系 11 が省略されていてもよい。

【0033】

また、本実施形態においては、照明光 L1, L2 として連続光を用いることとしたが、これに代えて、パルス光を用いることとしてもよい。

このようにすることで、観察面 A に照明光 L1, L2 が照射される積算時間が短くなるので、観察面 A に照明光 L1, L2 が与える影響を低減することができる。例えば、蛍光観察の際には蛍光色素の褪色を防止することができる。また、第 1 の照明光 L1 と第 2 の照明光 L2 を時分割で観察面 A に照射する場合には、観察面 A における生体分子の挙動などの時間分解測定を行うこともできる。

【0034】

10

照明光 L1, L2 としてパルス光を用いる場合には、照明ユニット 6 が、2 つの照明光 L1, L2 をパルスのタイミングをずらして各コア 21a, 22a に入射し、検出ユニット 8 が、パルスのタイミングに同期して戻り光を検出するように構成されていてもよい。この構成においては、照明光 L1, L2 の波長は同一であってもよく、異なってもよい。後者の場合は 2 つの異なる蛍光色素を用いた蛍光イメージングに適している。

【0035】

また、本実施形態においては、投光ファイバ 2 が 2 つコア 21a, 22a を備えることとしたが、これに代えて、3 つ以上のコアを備えることとしてもよい。例えば、単一のコアを有する 3 つ以上の光ファイバの先端部分を互いに接合した場合でも、全てのコアからの照射光を走査するアクチュエータ 4 が 1 つ済むので、挿入部 5 の細径化を図りながら 3

20

【符号の説明】

【0036】

- 1 走査型内視鏡装置
- 2 投光ファイバ
- 3 受光ファイバ
- 4 アクチュエータ（駆動部）
- 5 挿入部
- 6 照明ユニット（照明部）
- 7 駆動ユニット
- 8 検出ユニット（検出部）
- 9 画像生成ユニット（画像生成部）
- 10 制御ユニット
- 11 照明光学系
- 12 GRIN レンズ（光学部材）
- 13 ボールレンズ（光学部材）
- 14 モニタ
- 21, 22, 23 光ファイバ（光ファイバ部材）
- 21a, 22a, 23a, 23b コア（コア部）
- 31 受光面（受光部）
- 71 信号生成部
- 72a, 72b D / A 変換部
- 73 信号増幅部
- 81 波長分波器（波長分岐機構）
- 82a, 82b 光検出器
- 91a, 91b A / D 変換部
- 92 視差画像生成部
- A 観察面
- L1 第 1 の照明光
- L2 第 2 の照明光

30

40

50

フロントページの続き

(72)発明者 五十嵐 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特開2011-036592(JP,A)

特表2011-504782(JP,A)

特表平05-504845(JP,A)

国際公開第2006/080076(WO,A1)

特表2007-526014(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/06

G02B 23/26

专利名称(译)	扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JP5282173B2	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	JP2012550241	申请日	2012-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	島田 朋子 吉野 真広 五十嵐 誠		
发明人	島田 朋子 吉野 真広 五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00167 A61B1/00172 A61B1/00193 A61B1/0638 A61B1/07 G02B23/243 G02B23/2469 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/06.A G02B23/26.A		
代理人(译)	上田 邦夫 藤田 考晴		
优先权	2011080634 2011-03-31 JP		
其他公开文献	JPWO2012132750A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

虽然使得可以从多个立体可视的视点获取图像，但是插入部分的直径减小。两个芯（21a，22a）设置在细长的插入部分（5）中并照射照明光（L1，L2）以在与照明光（L1，L2）的光轴交叉的方向上相互偏移位置通过使芯（21a，22a）在与具有光纤（2）的长轴相交的两个轴向上整体振动来对照明光（L1，L2）进行二维扫描。驱动单元（4），用于接收共同的照明光（L1，L2）的返回光的光接收单元，以及用于分别检测由光接收单元接收的返回光的检测单元（8）；提供一种扫描内窥镜装置（1），包括图像生成单元（9），用于根据由检测单元（8）检测的返回光生成每个照明光（L1，L2）的扫描区域的图像。

