

(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2013-244045

(P2013-244045A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300P 2H040
G02B 23/26 (2006.01)	A 61 B 1/00	300D 4C161
G02B 23/24 (2006.01)	A 61 B 1/00	300Y
	GO2B 23/26	B
	GO2B 23/24	B

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-117768 (P2012-117768)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成24年5月23日 (2012.5.23)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(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 F ターム (参考) 2H040 BA12 CA11 CA12 CA22 GA05 GA11
			4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40 GG01 HH54 MM09 NN01 RR06 RR19 RR26

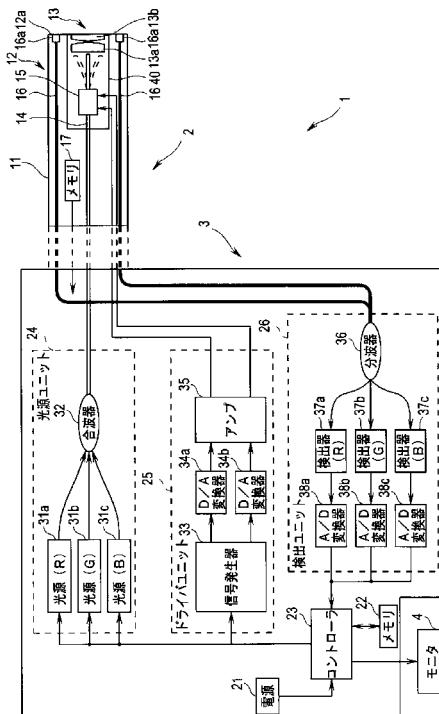
(54) 【発明の名称】走査型内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】挿入部の先端部を小型にして挿入部を細経化した走査型内視鏡の提供。

【解決手段】走査型内視鏡装置1は、挿入部11と、先端部12に配置され、生体に照明光を照射する光学素子14と、生体からの戻り光を検出する受光部16と、光学素子が挿通される接合部材と、接合部材に設けられ、光学素子の自由端を第1の方向に駆動させる第1の駆動部と、接合部材の第1の駆動部に対して90°点対称の位置に設けられ、光学素子14の自由端を第2の方向に駆動させる第2の駆動部と、照明領域が被写体像の所定のアスペクト比の有効画像領域を含むように、各駆動部を駆動制御して、光学素子の自由端を第2の方向よりも第1の方向が大きくなるように走査させる制御部25と、先端部に配設され、光学素子からの照明光の光線が通過する領域に応じた外形を有する照明光学系13と、を具備する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内に挿通される挿入部と、
前記挿入部の先端部に配置され、前記生体に照明光を照射する光学素子と、
前記生体からの戻り光を検出する受光部と、
前記光学素子が挿通される貫通孔を有する接合部材と、
前記接合部材に設けられ、前記光学素子の自由端を第1の方向に駆動させる第1の駆動部と、

前記接合部材の前記第1の駆動部に対して90°点対称の位置に設けられ、前記光学素子の自由端を第2の方向に駆動させる第2の駆動部と、

照明領域が前記戻り光から生成される被写体像の所定のアスペクト比の有効画像領域を含むように、前記第1の駆動部および前記第2の駆動部を駆動制御して、前記光学素子の自由端を前記第2の方向よりも前記第1の方向が大きくなるように走査させる制御部と、

前記先端部に配設され、前記光学素子からの照明光の光線が通過する領域に応じた外形が形成された照明光学系と、

を具備することを特徴とする走査型内視鏡装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記第1の駆動部および前記第2の駆動部に供給するそれぞれの駆動波形の振幅、周波数または位相を制御して、前記光学素子の自由端を前記第2の方向よりも前記第1の方向が大きくなるように走査させることを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記受光部材は、前記先端部の先端面において、前記照明光学系を挟んだ前記第2の方向の対称位置に複数配置されていることを特徴とする請求項1または請求項2に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記光学素子の自由端が前記第1の方向を長軸とし、前記第2の方向を短軸とした橢円螺旋状に走査するように前記第1の駆動部および前記第2の駆動部を駆動制御することを特徴とする請求項1から請求項3の何れか1項に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記光学素子の自由端が前記有効画像領域をラスタ走査するように前記第1の駆動部および前記第2の駆動部を駆動制御することを特徴とする請求項1から請求項3の何れか1項に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記光学素子の自由端が前記有効画像領域をリサーチュ走査するように前記第1の駆動部および前記第2の駆動部を駆動制御することを特徴とする請求項1から請求項3の何れか1項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、照明光を照射する照明ファイバを走査させて戻り光を検出して画像化する走査型内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

周知の如く、CCD、CMOSなどの固体撮像素子を有した撮像装置により被検体像を光電変換して、モニタに取得画像を表示する電子内視鏡がある。近年、このような固体撮像素子の技術を用い、被写体像を画像表示する装置として、光源からの光を導光する照明ファイバの先端を走査させ、被検体からの戻り光を照明ファイバの周囲に配置された照明ファイババンドルで受光し、経時的に検出した光強度信号を用いて画像化する走査型内

視鏡装が知られている。このような照明ファイバを走査して画像を取得する技術は、例えば、特許文献1に記載の内視鏡を含む照明ファイバ走査装置に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特表2005-501279号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、特許文献1に開示されるような従来の照明ファイバ走査装置は、照明ファイバを螺旋走査して被検体へ円形の照明を照射する。この従来の照明ファイバ走査装置を搭載した走査型内視鏡では、照明ファイバ走査装置を挿入部の先端部に設けたものがある。

【0005】

しかしながら、このような照明ファイバ走査装置が先端部に設けられた従来の走査型内視鏡では、照明ファイバ走査装置の照明光学系および検出光学系の他に処置具などを挿通するチャンネルなどを設けるスペースが必要となり、先端部が大型化して挿入部の細径化を阻害するという問題があった。

【0006】

そこで、本発明は、上述の事情に鑑みてなされたもので、挿入部の先端部を小型にして挿入部を細径化した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】

【0007】

本発明の一態様の走査型内視鏡装置は、生体内に挿通される挿入部と、前記挿入部の先端部に配置され、前記生体に照明光を照射する光学素子と、前記生体からの戻り光を検出する受光部と、前記光学素子が挿通される貫通孔を有する接合部材と、前記接合部材に設けられ、前記光学素子の自由端を第1の方向に駆動させる第1の駆動部と、前記接合部材の前記第1の駆動部に対して90°点対称の位置に設けられ、前記光学素子の自由端を第2の方向に駆動させる第2の駆動部と、照明領域が前記戻り光から生成される被写体像の所定のアスペクト比の有効画像領域を含むように、前記第1の駆動部および前記第2の駆動部を駆動制御して、前記光学素子の自由端を前記第2の方向よりも前記第1の方向が大きくなるように走査させる制御部と、前記先端部に配設され、前記光学素子からの照明光の光線が通過する領域に応じた外形が形成された照明光学系と、を具備する。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、挿入部の先端部を小型にして挿入部を細径化した走査型内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】走査型内視鏡を有する走査型内視鏡装置の構成を示す図

【図2】同、挿入部の先端部の構成を示す正面図

【図3】同、光走査ユニットの構成を示す断面図

【図4】同、図3のIV-IV線断面図

【図5】同、変形例のアクチュエータの断面図

【図6】同、アクチュエータに供給される信号波形の例を説明するための図

【図7】同、照明ファイバの走査軌跡の例を説明するための図

【図8】同、光走査ユニットの照明窓方向から見た正面図

【図9】本発明の第2の実施の形態に係り、位相制御によるアクチュエータに供給される信号波形の例を説明するための図

【図10】同、位相制御による照明ファイバの走査軌跡の例を説明するための図

【図11】本発明の第3の実施の形態に係り、照明ファイバの共振周波数の不一致による

10

20

30

40

50

X 軸方向およびY 軸方向での振幅差を示す図

【図12】本発明の第4の実施の形態に係り、照明ファイバをラスタ走査させるアクチュエータに供給される信号波形の例を説明するための図

【図13】同、照明ファイバのラスタ走査軌跡の例を示す図

【図14】同、照明ファイバをリサーディュ走査させるアクチュエータに供給される信号波形の例を説明するための図

【図15】同、照明ファイバのリサーディュ走査軌跡の例を示す図

【図16】同、先端部の先端面の構成を示す平面図

【図17】同、他の構成の先端部の先端面の構成を示す平面図

【発明を実施するための形態】

10

【0010】

以下、本発明である内視鏡について説明する。なお、以下の説明において、各実施の形態に基づく図面は、模式的なものであり、各部分の厚みと幅との関係、夫々の部分の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

【0011】

(第1の実施の形態)

先ず、図1および図2を用いて、本発明の第1の実施の形態の走査型内視鏡を有する走査型内視鏡装置の構成について以下に説明する。図1は、走査型内視鏡を有する走査型内視鏡装置の構成を示す図であり、図2は挿入部の先端部の構成を示す正面図、図3は光走査ユニットの構成を示す断面図、図4は図3のIV-IV線断面図、図5は変形例のアクチュエータの断面図である。

20

【0012】

図1に示すように、走査型内視鏡装置(以下、単に内視鏡装置という)1は、照明光を走査させながら被検体に照射し、被検体からの戻り光を得る走査型内視鏡(以下、単に内視鏡という)2と、この内視鏡2に接続される本体装置3と、本体装置3で得られる被検体像を表示するモニタ4とを有して構成されている。

【0013】

内視鏡2は、所定の可撓性を備えたチューブ体を主体として構成され、生体内に挿通される細長な挿入部11を有する。挿入部11の先端側には、先端部12が設けられている。また、挿入部11の基端側は、図示しないコネクタなどが設けられており、内視鏡2は、このコネクタなどを介して、本体装置3と着脱自在に構成されている。

30

【0014】

先端部12の先端面12aには、照明レンズ13a, 13bにより構成される照明光学系13および検出光学系16aが設けられている。また、挿入部11の内部には、照明光学系13と、基端側から先端側へ挿通され、後述する光源ユニット24からの光を導光し、生体に照明光を照射する光学素子としての照明ファイバ14と、照明ファイバ14の先端側に設けられ、後述するドライバユニット25からの駆動信号に基づき、照明ファイバ14の先端を所望の方向に走査させるアクチュエータ15と、が設けられた光走査ユニット40が搭載されている。このような構成により、光走査ユニット40の照明ファイバ14によって導光された光源ユニット24からの照明光が被写体に照射される。

40

【0015】

また、挿入部11の内部には、挿入部11の内周に沿って基端側から先端側へ挿通され、被検体からの戻り光を受光する受光部としての検出ファイバ16が設けられている。この検出ファイバ16の先端には、上述の検出光学系16aが配設されている。

【0016】

なお、検出ファイバ16は、少なくとも2本以上のファイババンドルであっても良い。内視鏡2が本体装置3に接続された際に、検出ファイバ16は後述する分波器36に接続される。

【0017】

50

また、挿入部 11 の内部には、内視鏡 2 に関する各種情報を記憶したメモリ 17 が設けられている。メモリ 17 は、内視鏡 2 が本体装置 3 に接続された際に、図示しない信号線を介して、後述するコントローラ 23 に接続され、内視鏡 2 に関する各種情報がコントローラ 23 によって読み出される。

【0018】

本体装置 3 は、電源 21 と、メモリ 22 と、コントローラ 23 と、光源ユニット 24 と、ドライバユニット 25 と、検出ユニット 26 を有して構成されている。光源ユニット 24 は、3 つの光源 31a, 31b, 31c と、合波器 32 と、を有して構成されている。

【0019】

ドライバユニット 25 は、信号発生器 33 と、デジタルアナログ（以下、D/A という）変換器 34a および 34b と、アンプ 35 とを有して構成されている。

【0020】

検出ユニット 26 は、分波器 36 と、検出器 37a ~ 37c と、アナログデジタル（以下、A/D という）変換器 38a ~ 38c とを有して構成されている。電源 21 は、図示しない電源スイッチなどの操作に応じて、コントローラ 23 への電源の供給を制御する。メモリ 22 には、本体装置 3 全体の制御を行うための制御プログラムなどが記憶されている。

【0021】

コントローラ 23 は、電源 21 から電源が供給されると、メモリ 22 から制御プログラムを読み出し、光源ユニット 24、ドライバユニット 25 の制御を行うとともに、検出ユニット 26 で検出された被写体からの戻り光の光強度の解析を行い、得られた被写体像の周囲を所定のアスペクト比の画像としてマスキング処理してモニタ 4 に表示させる制御を行う。

【0022】

光源ユニット 24 の光源 31a, 31b, 31c は、コントローラ 23 の制御に基づき、それぞれ異なる波長帯域の光、例えば、R（赤）、G（緑）、B（青）の波長帯域の光を合波器 32 に出射する。合波器 32 は、光源 31a, 31b, 31c から出射された R, G, B の波長帯域の光を合波し、照明ファイバ 14 に出射する。

【0023】

ドライバユニット 25 の信号発生器 33 は、コントローラ 23 の制御に基づき、照明ファイバ 14 の先端を所望の方向、例えば、橢円螺旋状に走査させるための駆動信号を出力する。具体的には、信号発生器 33 は、照明ファイバ 14 の先端を挿入部 11 の挿入軸に対して左右方向（X 軸方向）に駆動させる駆動信号を D/A 変換器 34a に出力し、挿入部 11 の挿入軸に対して上下方向（Y 軸方向）に駆動させる駆動信号を D/A 変換器 34b に出力する。

【0024】

D/A 変換器 34a および 34b は、それぞれ入力された駆動信号をデジタル信号からアナログ信号に変換し、アンプ 35 に出力する。アンプ 35 は、入力された駆動信号を増幅してアクチュエータ 15 に出力する。駆動部としてのアクチュエータ 15 は、アンプ 35 からの駆動信号に基づいて、照明ファイバ 14 の先端（自由端）を揺動させ、橢円螺旋状に走査させる。これにより、光源ユニット 24 から照明ファイバ 14 に出射された光は、被検体に対して橢円螺旋状に順次照射される。

【0025】

検出ファイバ 16 は、被検体の表面領域で反射された戻り光を受光し、受光した戻り光を分波器 36 に導光する。分波器 36 は、例えば、ダイクロイックミラーなどであり、所定の波長帯域で戻り光を分波する。具体的には、分波器 36 は、検出ファイバ 16 により導光された戻り光を、R, G, B の波長帯域の戻り光に分波し、それぞれ検出器 37a, 37b, 37c に出力する。

【0026】

10

20

30

40

50

検出器 37a、37b および 37c は、それぞれ R, G, B の波長帯域の戻り光の光強度を検出する。検出器 37a、37b および 37c で検出された光強度の信号は、それぞれ A/D 変換器 38a、38b, 38c に出力される。A/D 変換器 38a～38c は、それぞれ検出器 37a～37c から出力された光強度の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、コントローラ 23 に出力する。

【0027】

コントローラ 23 は、A/D 変換器 38a～38c からのデジタル信号に所定の画像処理を施して被写体像を生成し、モニタ 4 に表示する。

【0028】

次に、挿入部 11 の先端部 12 の詳細な構成について図 2 を用いて説明する。

10

図 2 に示すように、挿入部の先端部 12 の先端面 12a には、照明光学系 13 の照明レンズ 13b の表面としての照明窓 13c と、検出光学系 16a の表面としての、ここでは 2 つの検出窓 16b と、処置具などを挿通したり、体内の体液、血液、汚物などを吸引したりするチャンネルのチャンネル開口部 19 と、が設けられている。

【0029】

なお、照明光学系 13 の照明レンズ 13b は、照明窓 13c の表面形状が真円ではなく、真円の両側部が切り取られた形状、即ち、平行な直線状の 2 つの辺と、これら 2 つの辺を繋ぐ対向する円弧状の 2 つの辺と、を有した形状をしている。

【0030】

チャンネル開口部 19 は、先端部 12 の先端面 12a において、照明窓 13c の一方の直線状の辺の近傍に配置されている。そして、2 つの検出窓 16b は、先端部 12 の先端面 12a において、照明窓 13c およびチャンネル開口部 19 を挟むように両脇の空いたスペースに配置されている。

20

【0031】

ここで、挿入部 11 の先端部 12 の内部に設けられた光走査ユニット 40 の詳細な構成について図 3 を用いて説明する。

【0032】

図 3 に示すように、光走査ユニット 40 は、照明レンズ 13a, 13b により構成される照明光学系 13 と、この照明光学系 13 を保持する枠体 43 と、照明ファイバ 14 が挿通配置され、アクチュエータ 15 が設けられたフェルール 41 と、アクチュエータ 15 と共にフェルール 41 を枠体 43 に保持する保持体 44 と、を有して構成されている。なお、アクチュエータ 15 からは、ドライバユニット 25 (図 1 参照) から延設されたリード線 45 が接続されている。

30

【0033】

さらに、詳述すると、照明ファイバ 14 と、アクチュエータ 15 との間には、図 4 に示すように、接合部材としてのフェルール 41 が配置されている。フェルール 41 は、光通信の分野で用いられる部材であり、材質はジルコニア (セラミック)、ニッケルなどが用いられ、照明ファイバ 14 の外径 (例えば、125 μm) に対して高精度 (例えば、±1 μm) での中心孔加工が容易に実現できる。

40

【0034】

ここでのフェルール 41 は、四角柱であり、X 軸方向に対して垂直な側面 42a, 42c と、Y 軸方向に対して垂直な側面 42b, 42d と、を有する。なお、フェルール 41 は、四角柱に限定されるものではなく、如何なる形状の角柱であればよい。フェルール 41 の略中心には、照明ファイバ 14 の径に基づいた中心孔加工が施され、照明ファイバ 14 が接着剤などにより固定される。中心孔加工は、クリアランス (隙間) を極力小さくし、接着剤層を極力薄くする。また、接着剤は粘性の低いものを使用する。

【0035】

アクチュエータ 15 は、ここでは 4 つのアクチュエータ 15a～15d により構成され、各アクチュエータ 15a～15d は、四角柱のフェルール 41 の各側面 42a～42d に隣接するそれぞれが 90° 点対称の位置に設けられている。これらのアクチュエータ 1

50

5 a ~ 15 d は、例えば、圧電素子（ピエゾ素子）の離反する 2 つの面に電極が設けられた構成であり、ドライバユニット 25 からの駆動信号に応じて伸縮する。

【0036】

特に、第 1 の駆動部としての 2 つのアクチュエータ 15 a, 15 c は、D/A 変換器 34 a からの駆動信号に応じて駆動し、第 2 の駆動部としてのその他 2 つのアクチュエータ 15 b, 15 d は、D/A 変換器 34 b からの駆動信号に応じて駆動する。これにより、各アクチュエータ 15 a ~ 15 d は、フェルール 41 に振動を与えて、照明ファイバ 14 の先端を揺動させ、照明ファイバ 14 の先端を橙円螺旋状に走査させる。なお、各アクチュエータ 15 a ~ 15 d は、一対の電極を有した圧電素子から構成された圧電振動子に限定されるものではなく、例えば、電磁駆動するコイル型振動子であってもよい。

10

【0037】

各アクチュエータ 15 a ~ 15 d の GND 電極は、フェルール 41 にニッケルなどの導電素材を用いる場合、フェルール 41 自体を GND 電極とする。また、各アクチュエータ 15 a ~ 15 d の GND 電極は、フェルール 41 にジルコニアなどの非導電素材を用いる場合、フェルール 41 の表面に導電膜加工を施し、GND 電極とする。

【0038】

このように、内視鏡 2 は、アクチュエータ 15 と照明ファイバ 14 間に高精度な中心孔加工を施した接合部材であるフェルール 41 を挿入することにより、照明ファイバ 14 とフェルール 41 との固定に必要な接着剤層を極力薄くし、温度変化の影響を極力低減し、照明ファイバ 14 の安定駆動を実現している。

20

【0039】

なお、図 5 に示すように、フェルール 41 は、四角柱に限定されることなく、断面円形の円柱形状でも良い。このようにフェルール 41 を円柱形状とした場合、円弧状の 4 つのアクチュエータ 15 a ~ 15 d が用いられ、これらアクチュエータ 15 a ~ 15 d がフェルール 41 の外周面 41 a に面接触するようフェルール 41 の長手軸回りに隙間を有して配設される。また、各アクチュエータ 15 a ~ 15 d の隙間には、図 5 に示す、振動吸収部材 18 を設けても良い。

【0040】

次に、このように構成された内視鏡装置 1 の作用について図 6 および図 7 に基づいて以下に説明する。図 6 は、アクチュエータ 15 に供給される信号波形の例を説明するための図であり、図 7 は、照明ファイバ 14 の走査軌跡の例を説明するための図である。

30

【0041】

なお、図 6 (a) は、D/A 変換器 34 a からアンプ 35 を介して出力される第 1 の駆動信号の第 1 の信号波形である。この第 1 の信号波形は、照明ファイバ 14 を第 1 の方向としての X 軸方向に駆動させるための所定の駆動電圧における第 1 の駆動信号であり、アクチュエータ 15 a および 15 c に供給される。また、図 6 (b) は、D/A 変換器 34 b からアンプ 35 を介して出力される第 2 の駆動信号の第 2 の信号波形である。この第 2 の信号波形は、照明ファイバ 14 を第 2 の方向としての Y 軸方向 (X 軸方向に直交する方向) に駆動させるための第 2 の駆動信号であり、アクチュエータ 15 b および 15 d に供給される。なお、図 6 (c) は、図 6 (a), (b) の 2 つの信号波形を表示した図である。

40

【0042】

この Y 軸方向の第 2 の信号波形は、X 軸方向の第 1 の信号波形の位相を 90° ずらした信号波形となっている。具体的には、X 軸方向の第 1 の信号波形と Y 軸方向の第 2 の信号波形との位相差は、振動軸数 N が偶数の場合には下記の (式 1)、振動軸数 N が奇数の場合には下記の (式 2) により算出される。

【0043】

位相差 = 360° / (2 × 振動軸数 N) · · · (式 1)

位相差 = 360° / 振動軸数 N · · · (式 2)

本実施の形態では、振動軸数 N が 2 (偶数: X 軸および Y 軸) のため、上記 (式 1) か

50

ら、位相差は 90° となる。

【0044】

このように、ドライバユニット 25 は、アクチュエータ 15a, 15c に供給する第 1 の駆動信号と、アクチュエータ 15b, 15d に出力する第 2 の駆動信号とを生成し、第 1 の駆動信号の位相と第 2 の駆動信号の位相との位相差を振動軸数 N に基づいて制御する制御部を構成する。

【0045】

さらに、この制御部としてのドライバユニット 25 は、ここではアクチュエータ 15a, 15c に出力する第 1 の駆動電圧に対して、アクチュエータ 15b, 15d に出力する第 2 の駆動電圧が所定の数値だけ小さくなるように制御した第 2 の駆動信号を出力し、X 軸方向の第 1 の信号波形の振幅に対して Y 軸方向の第 2 の信号波形の振幅が所定の値だけ小さくなるように差をつけて変調をかけている。10

【0046】

つまり、ドライバユニット 25 は、アクチュエータ 15 に出力する第 1 の駆動信号と第 2 の駆動信号を、同一周波数であって、X 軸方向の振幅よりも Y 軸方向の振幅が所定の値だけ小さくなるように差をつけ、かつ変調して、位相差が 90° となるように制御する。

【0047】

これら第 1 の信号波形および第 2 の信号波形は、図 3 (a), (b), (c) に示すように、共に時間 T1 から時間 T2 にかけて徐々に振幅が大きくなり、時間 T2 で最大の振幅値となる。そして、第 1 および第 2 の信号波形は、共に時間 T2 から時間 T3 にかけて徐々に振幅が小さくなり、時間 T3 で最小の振幅値となる。20

【0048】

このときの光走査ユニット 40 に設けられた照明ファイバ 14 の走査軌跡は、その照明軌跡がアクチュエータ 15 に印加された電圧信号として、上述したように第 1 の駆動信号および第 2 の駆動信号がドライバユニット 25 によって制御されることで決定され、図 7 に示すような橜円螺旋軌跡となる。

【0049】

詳述すると、照明ファイバ 14 の先端は、時間 T1 において、X 軸と Y 軸との交点 O の位置となる。そして、照明ファイバ 14 の先端は、時間 T1 から時間 T2 にかけて第 1 および第 2 信号波形の振幅が大きくなると、X 軸方向および Y 軸方向の振幅値の違いから交点 O から外側に X 軸方向が大きく振れる橜円螺旋状に走査され、時間 T2 において、例えば、Y 軸との交点 Y1 の位置となる。つまり、照明ファイバ 14 の先端は、X 軸方向を長軸とし、Y 軸方向を短軸とした橜円螺旋状に走査される。30

【0050】

さらに、照明ファイバ 14 の先端は、時間 T2 から時間 T3 にかけて第 1 および第 2 信号波形の振幅が小さくなると、図示を省略しているが、ここでも X 軸方向および Y 軸方向の振幅値の違いから交点 Y1 から内側に X 軸方向が大きく振れる橜円螺旋状に走査され、時間 T3 において、交点 O の位置となる。

【0051】

つまり、本実施の形態では、従来のように第 1 および第 2 信号波形を同一周波数、同一振幅、かつ変調なし（電圧信号に振幅変調をかける場合もある）として、位相差が 90° とした真円の螺旋走査とは異なり、上述したように第 1 の駆動信号と第 2 の駆動信号をドライバユニット 25 によって制御して、第 1 および第 2 信号波形を同一周波数であって、X 軸方向の振幅よりも Y 軸方向の振幅が所定の値だけ小さくなるように差をつけ、かつ変調して、位相差が 90° とした X 軸方向が大きく振れる橜円螺旋状に走査している。40

【0052】

このようなドライバユニット 25 による橜円螺旋状の照明ファイバ 14 を走査する駆動制御は、コントローラ 23 によりマスキング処理してモニタ 4 に表示させる所定のアスペクト比の有効画像領域 S（図 7 の破線）に応じて予め決定されるものである。即ち、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、被検体に照明する照明領域内に少なくとも有効画像領域 S が

含まれれば良く、モニタ4に映し出されないマスキング処理される不要な照明領域をできるだけ少なくして無駄を省いた照明光の照明領域を制御している。

【0053】

そして、光走査ユニット40は、図8に示すように、照明ファイバ14による橒円螺旋状に走査による照明光の光線Lが通過する必要な領域に合わせて、照明光学系13の外形形状が決定されている。つまり、照明光学系13は、照明光の走査軌跡に合わせて、X軸方向の長さがY軸方向よりも長い外形が設定されている。

【0054】

したがって、光走査ユニット40は、中心軸（長手軸）周りの形状が、上述したように、照明光学系13の照明窓13cが真円ではなく、真円の両側部（Y軸方向における上下部分）が切り取られ、平行な直線状の2つの辺と、これら2つの辺を繋ぐ対向する円弧状の2つの辺と、を有した形状をしている。なお、図8は、光走査ユニット40の照明窓13c方向から見た正面図である。

【0055】

このように、本実施の形態の光走査ユニット40は、長手軸に直交する短手軸方向の断面外形形状が真円ではなく、真円の両側部が切り取られた形状として、外形を小型する構成となっている。即ち、光走査ユニット40は、図8の2点鎖線で示す部分だけ外形が従来構成よりも小型化できる。

【0056】

そして、本実施の形態の内視鏡2は、以上のように構成された挿入部11の先端部12に搭載される光走査ユニット40によって、先端部12内のスペースを有効利用できるように最適化して、ここでは先端部12にチャンネル（不図示）が配設され、図2に示したように、先端部12の先端面12aにチャンネル開口部19を光走査ユニット40の照明窓13cの直線状の一辺の近傍に配置することで、先端部12が大型化とならず、細径の挿入部11とすることができる。以上の説明から、本実施の形態の内視鏡装置1は、挿入部11の先端部12を小型にできるため、挿入部11の外径が細径にできる利点がある。

【0057】

（第2の実施の形態）

次に、本発明の第2の実施の形態の走査型内視鏡装置について図9および図10を用いて以下に説明する。図9は、位相制御によるアクチュエータに供給される信号波形の例を説明するための図、図10は位相制御による照明ファイバの走査軌跡の例を説明するための図である。なお、ここで走査型内視鏡装置1の構成は、第1の実施の形態の変形例であり、既述の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0058】

ここでは、制御部としてのドライバユニット25がX軸方向の第1の信号波形の振幅に対してY軸方向の第2の信号波形の振幅が所定の値だけ小さくなるように差をつけて制御する電圧信号の振幅制御とは異なり、電圧信号の位相制御によって照明ファイバ14を橒円螺旋状に走査させる例である。なお、図9および図10では、説明の簡素化のために振幅変調がない場合の橒円走査軌跡を示している。

【0059】

上述の第1の実施の形態では、第1および第2の信号波形を同一周波数、同一振幅、かつ変調なし（電圧信号に振幅変調をかける場合もある）として、位相差が90°とした場合に真円の軌跡になる説明をしたが、例えば、図9に示すような位相差 $n / 2$ である場合は、図10に示すようにX軸方向-Y軸方向の合成ベクトルの軌跡が、その合成ベクトルの振幅が変化しながら回転するため橒円状となる。そして、ここでは図9のX方向の信号およびY方向の信号は、振幅を同一で示しているが、これら振幅に変調をかけば第1の実施の形態と同様な橒円螺旋形状の軌跡となる。

【0060】

つまり、本実施の形態では、同一周波数、同一振幅の第1および第2信号波形が位相差 $n / 2$ である場合、光走査ユニット40のアクチュエータ15に供給される第1お

10

20

30

40

50

および第2の駆動信号をドライバユニット25によって制御して、第1および第2信号波形の振幅に変調をかけるだけで、第1の実施の形態と同様に照明ファイバ14を橜円螺旋走査することができる。その他の構成および作用効果は、第1の実施の形態と同じである。

【0061】

(第3の実施の形態)

次に、本発明の第3の実施の形態の走査型内視鏡装置について図11を用いて以下に説明する。図11は、共振周波数の不一致によるX軸方向およびY軸方向での振幅差を示す図である。なお、ここでの走査型内視鏡装置1の構成も、第1の実施の形態の変形例であり、既述の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0062】

ここでは、制御部としてのドライバユニット25がX軸方向の第1の信号波形の振幅に対してY軸方向の第2の信号波形の振幅が所定の値だけ小さくなるように差をつけて制御する電圧信号の振幅制御とは異なり、駆動周波数の設定によって照明ファイバ14を橜円螺旋状に走査させる例である。なお、図9および図10では、説明の簡素化のために振幅変調がない場合の橜円走査軌跡を示している。

【0063】

ところで、内視鏡2は、光走査ユニット40内に設けられる照明ファイバ14を共振振動することにより駆動させている。X軸方向とY軸方向の共振周波数は、完全に一致することが理想的であるが、ものづくりにおける個体差などにより、図11に示すようにX軸方向とY軸方向の照明ファイバ14の共振周波数特性のピーク(f_x, f_y)にずれが生じる。

【0064】

このように、照明ファイバ14の共振周波数特性のピーク(f_x, f_y)にずれが生じた場合、所定の周波数 f でアクチュエータ15を駆動させると圧電素子に入力する信号の振幅が同一の場合でも、図11に示すようにX軸方向およびY軸方向の共振周波数特性の違いにより照明ファイバ14の振幅(A_x, A_y)に差が生じる。

【0065】

このようにX軸方向およびY軸方の照明ファイバ14の共振周波数特性が異なる場合には、適当な駆動周波数 f を設定することによりX軸方向とY軸方向の照明ファイバ14の振幅(A_x, A_y)に差を生じさせることができ、これをを利用して第1の実施の形態と同様に照明ファイバ14を橜円螺旋走査することができる。その他の構成および作用効果は、第1の実施の形態と同じである。

【0066】

(第4の実施の形態)

次に、本発明の第4の実施の形態の走査型内視鏡装置について図12から図15を用いて以下に説明する。図12は、照明ファイバをラスタ走査させるアクチュエータに供給される信号波形の例を説明するための図、図13は照明ファイバのラスタ走査軌跡の例を示す図、図14は、照明ファイバをリサーディュ走査させるアクチュエータに供給される信号波形の例を説明するための図、図15は照明ファイバのリサーディュ走査軌跡の例を示す図である。なお、ここでの走査型内視鏡装置1の構成も、第1の実施の形態の変形例であり、既述の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0067】

ここでは、上述の各実施の形態での照明ファイバ14を橜円螺旋走査する構成ではなく、ラスタ走査またはリサーディュ走査させる構成例を明示する。

【0068】

ここでは制御部としてのドライバユニット25は、アクチュエータ15に供給する第1の駆動信号および第2の駆動信号を制御して、図12に示すように、第1の信号波形および第2の信号波形の周波数および振幅を制御して、図13に示すように、照明ファイバ14を有効画像領域Sに合わせてラスタ走査(スキャン)させるようにしている。

【0069】

10

20

30

40

50

また、ドライバユニット 25 は、アクチュエータ 15 に供給する第 1 の駆動信号および第 2 の駆動信号を制御して、図 14 に示すように、第 1 の信号波形および第 2 の信号波形の周波数および振幅を制御して、図 15 に示すように、照明ファイバ 14 を有効画像領域 S に合わせてリサージュ走査（スキャン）させるようにしても良い。

【0070】

このように、照明ファイバ 14 を有効画像領域 S に合わせてラスタ走査またはリサージュ走査させることで、第 1 の実施の形態の効果に加え、モニタ 4 に映し出されない不要な領域に照明することなく無駄のない照明光の照明領域を制御することができる。

【0071】

（第 5 の実施の形態）

次に、本発明の第 5 の実施の形態の走査型内視鏡装置について図 16 および図 17 を用いて以下に説明する。図 16 は、先端部の先端面の構成を示す平面図、図 17 は他の構成の先端部の先端面の構成を示す平面図である。なお、ここでの走査型内視鏡装置 1 の構成も、第 1 の実施の形態の変形例であり、既述の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0072】

ここでは、第 1 の実施の形態で図 2 を用いた先端部 12 における先端面 12a の構成と異なる例を説明する。

ここでの内視鏡 2 は、検出ファイバ 16 が先端部 12 の外周側に周方向に配置され、図 16 に示すように、光走査ユニット 40 およびチャンネル開口部 19 を囲むように検出窓 16b を設けた構成となっている。このように検出ファイバ 16 を先端部 12 の外周側に周方向に配置することで、被検体に照射した照明光の戻り光を効率よく検出することができる。

【0073】

また、内視鏡 2 は、チャンネルを有しておらず、チャンネル開口部 19 を先端部 12 の先端面 12a に設けなくて良い構成の場合、図 17 に示すように、光走査ユニット 40 の照明光学系 13 を保持する保持枠 42 の平行な直線状の一辺に沿った直線と先端部 12 の外周部に沿った円弧で囲んだ形状（三日月状）の検出窓 16b を、照明窓 13c を挟むように 2 つ設けた構成としても良い。このような構成とすることで、先端部 12 の先端面 12a のスペースを有効利用できるように最適化して、さらに先端部 12 を小型にできるため、挿入部 11 の外径が細経にできる。

【0074】

なお、上述の実施の形態に記載した発明は、その実施の形態および変形例に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記実施の形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得るものである。

【0075】

例えば、実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、述べられている課題が解決でき、述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得るものである。

【符号の説明】

【0076】

- 1 ... 走査型内視鏡装置
- 2 ... 走査型内視鏡
- 3 ... 本体装置
- 4 ... モニタ
- 1 1 ... 挿入部
- 1 2 ... 先端部
- 1 2 a ... 先端面
- 1 3 ... 照明光学系

10

20

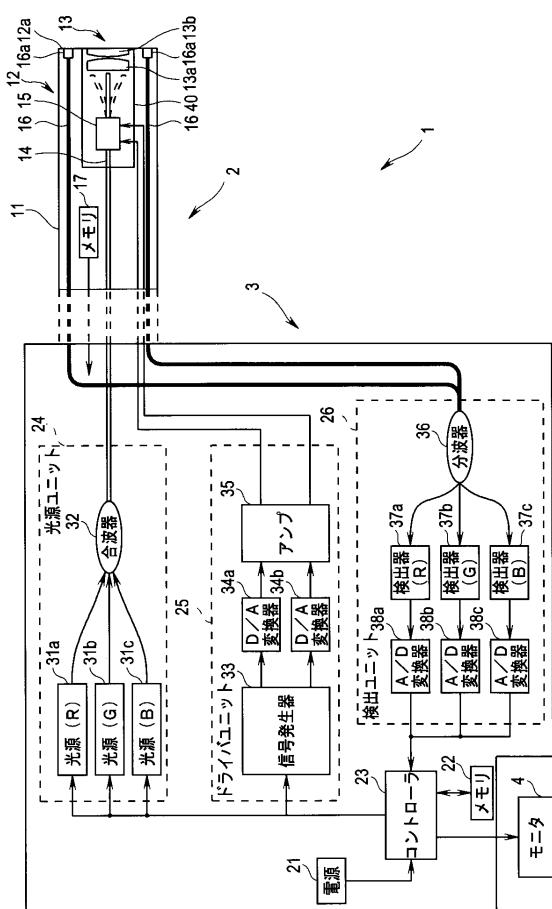
30

40

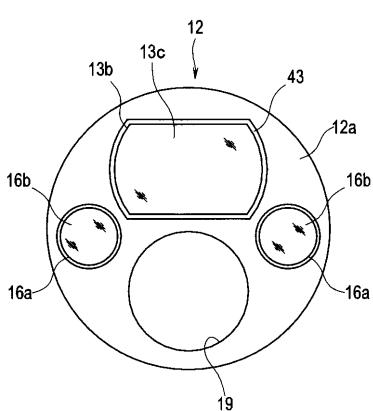
50

1 3 a , 1 3 b ... 照明レンズ	
1 3 c ... 照明窓	
1 4 ... 照明ファイバ	
1 5 ... アクチュエータ	
1 6 ... 検出ファイバ	
1 6 a ... 検出光学系	
1 6 b ... 検出窓	
1 7 ... メモリ	
1 8 ... 振動吸収部材	
1 9 ... チャンネル開口部	10
2 1 ... 電源	
2 2 ... メモリ	
2 3 ... コントローラ	
2 4 ... 光源ユニット	
2 5 ... ドライバユニット	
2 6 ... 検出ユニット	
3 1 a - 3 1 c ... 光源	
3 2 ... 合波器	
3 3 ... 信号発生器	
3 4 a , 3 4 b ... 変換器	20
3 5 ... アンプ	
3 6 ... 分波器	
3 7 a ... 検出器	
3 8 a ... 変換器	
4 0 ... 光走査ユニット	
4 1 ... フェルール	
4 1 a ... 外周面	
4 2 ... 保持枠	
4 2 a - 4 2 d ... 側面	
4 3 ... 枠体	30
4 4 ... 保持体	
4 5 ... リード線	
f ... 駆動周波数	
f ... 周波数	
L ... 光線	
N ... 振動軸数	
N ... 振動軸数	
O ... 交点	
S ... 有効画像領域	
T 1 ... 時間	40
T 2 ... 時間	
T 3 ... 時間	
Y 1 ... 交点	
... 位相差	

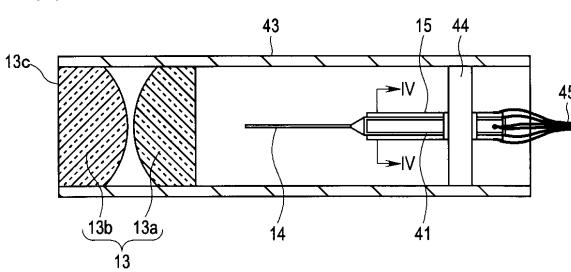
【図1】



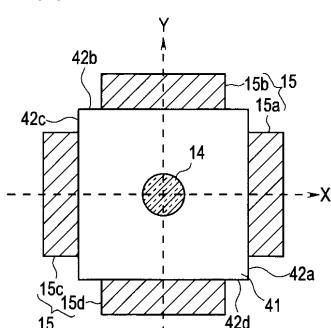
【図2】



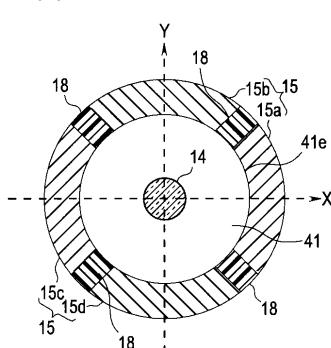
【図3】



【図4】

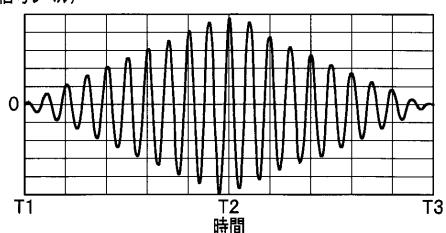


【図5】



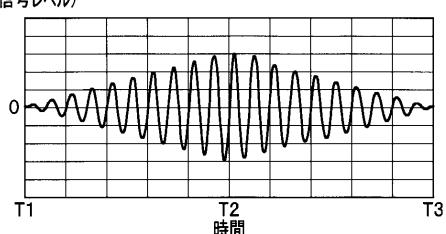
【図6】

振幅(信号レベル)



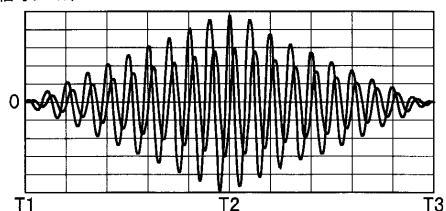
(a) X軸

振幅(信号レベル)



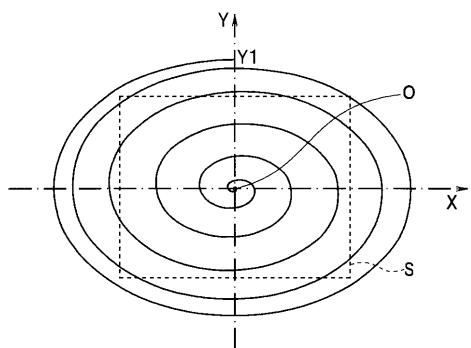
(b) Y軸

振幅(信号レベル)

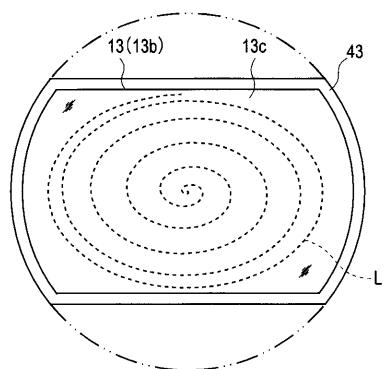


(c) X-Y軸

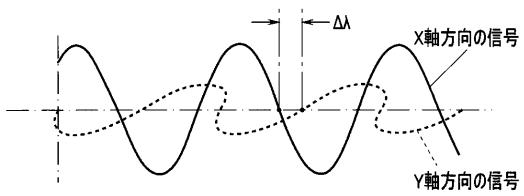
【図 7】



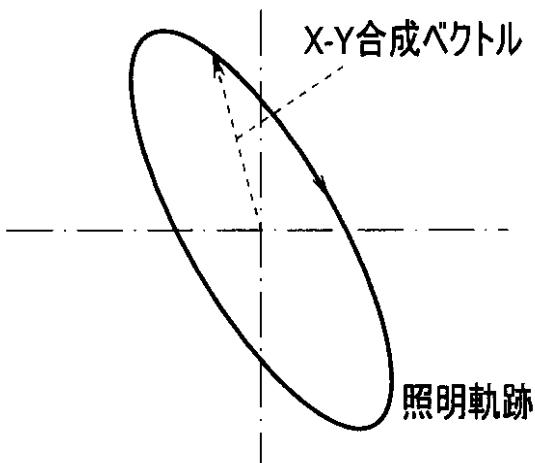
【図 8】



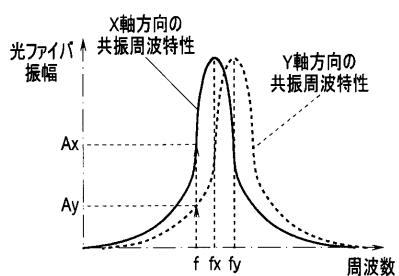
【図 9】



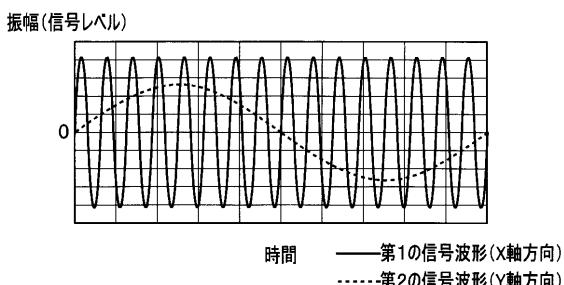
【図 10】



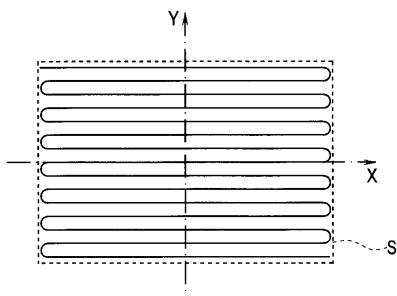
【図 11】



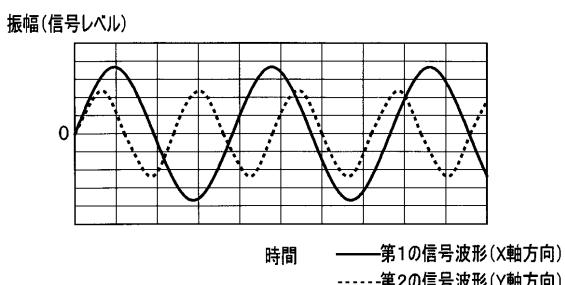
【図 12】



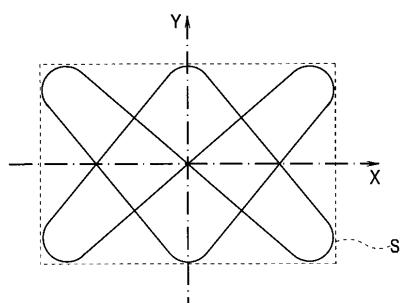
【図 13】



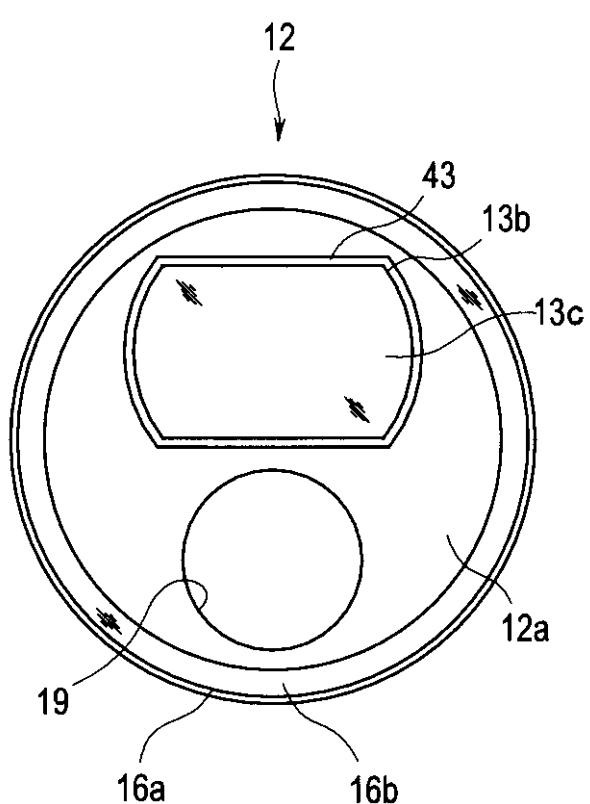
【図 14】



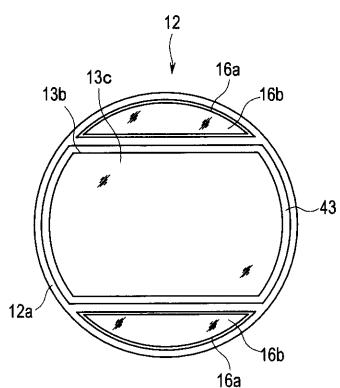
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



专利名称(译)	扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2013244045A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012117768	申请日	2012-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	吉野真広		
发明人	吉野 真広		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.P A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/26.B G02B23/24.B A61B1/00.524 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2H040/BA12 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/RR06 4C161/RR19 4C161/RR26		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种扫描内窥镜，其中插入部的远端部尺寸减小并且插入部变窄。扫描内窥镜装置(1)具备：插入部(11)，前端部(12)，利用照明光照射生物体的光学元件(14)，以及检测来自生物体的返回光的受光部(16)。光学元件通过其插入的连接构件，设置在该连接构件上的，用于沿第一方向驱动光学元件的自由端的第一驱动单元，以及相对于该连接构件的第一驱动单元的90°点。第二驱动单元和第二驱动单元被设置在对称位置处，并沿第二方向驱动光学元件14的自由端，使得每个驱动单元使得照明区域包括被摄体图像的预定纵横比的有效图像区域。控制单元25用于驱动和扫描光学元件的自由端，使得第一方向大于第二方向，并且来自光学元件的照明光的光束设置在尖端。照明光学系统(13)具有根据通过区域的外形。[选型图]图1

