

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6114609号  
(P6114609)

(45) 発行日 平成29年4月12日(2017.4.12)

(24) 登録日 平成29年3月24日(2017.3.24)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 T
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
			G 0 2 B	23/26	B

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2013-74122 (P2013-74122)  
 (22) 出願日 平成25年3月29日 (2013.3.29)  
 (65) 公開番号 特開2014-198089 (P2014-198089A)  
 (43) 公開日 平成26年10月23日 (2014.10.23)  
 審査請求日 平成28年2月22日 (2016.2.22)

(73) 特許権者 000113263  
 H O Y A 株式会社  
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号  
 (74) 代理人 100078880  
 弁理士 松岡 修平  
 (74) 代理人 100169856  
 弁理士 尾山 栄啓  
 (72) 発明者 山邊 俊明  
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O  
 Y A 株式会社内

審査官 ▲高▼ 芳徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内の画像を取得するための画像取得手段を備える走査型内視鏡であって、  
 前記画像取得手段は、

入射端に入射する光を射出端まで導光し、該射出端から被写体に射出する光ファイバと、

前記光ファイバに固定され、X方向および該X方向に直交するY方向に振動する二軸アクチュエータと、

前記光ファイバの射出端から射出される前記光が、所定の走査領域内で前記被写体面上を走査するように、所定の駆動周波数を有する駆動信号によって前記二軸アクチュエータの振動を制御する駆動制御手段と、

を有し、

前記所定の駆動周波数は、

前記光ファイバの共振周波数から ± 1 0 0 H z 以上離れた周波数であって、前記光ファイバの周波数特性または位相特性に基づいて設定され、

前記光ファイバの周波数特性は、

周波数毎の増幅率を示す特性であり、

前記増幅率は、

前記駆動信号に対する出力信号の振幅の比であり、

前記出力信号は、

前記駆動信号によって駆動する前記光ファイバの振動振幅に対応する信号であり、  
 前記光ファイバの位相特性は、  
 周波数毎の、前記二軸アクチュエータへの印加電圧に対する出力電圧の位相を示す特性であり、  
 前記出力電圧の位相は、  
 前記二軸アクチュエータに備えられる電極間の印加電圧に対する出力電圧の位相である、

走査型内視鏡。

【請求項 2】

前記所定の駆動周波数は、  
 周波数の変化に伴う前記駆動信号に対する出力信号の位相の変化率が所定閾値以下となる周波数である、  
 請求項 1 に記載の走査型内視鏡。

10

【請求項 3】

前記所定の駆動周波数は、  
 前記二軸アクチュエータが片軸駆動された場合に、前記 X 方向または前記 Y 方向に略直線の軌道を描いて振動することが可能な周波数である、  
 請求項 1 又は請求項 2 に記載の走査型内視鏡。

【請求項 4】

前記所定の駆動周波数は、  
 前記二軸アクチュエータが片軸駆動された場合に、駆動されている軸方向における増幅率と駆動されていない軸方向における増幅率との差が、前記光ファイバを該光ファイバの共振周波数で駆動した場合におけるこれらの増幅率の差よりも大きい所定の値となるような周波数である、  
 請求項 1 又は請求項 2 に記載の走査型内視鏡。

20

【請求項 5】

前記所定の値は 30 dB 以上である、  
 請求項 4 に記載の走査型内視鏡。

【請求項 6】

前記走査型内視鏡は、  
 前記光の集光点と共役の位置に配置された共焦点ピンホールをさらに備え、  
 前記光により励起された被写体から発生する蛍光を、前記共焦点ピンホールを介して受光する、共焦点内視鏡である、  
 請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の走査型内視鏡。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、患者の体腔内を観察するための内視鏡であって、特に所定の走査範囲内でファイバを周期的に走査させる走査装置を備える走査型内視鏡に関する。

【背景技術】

40

【0002】

従来、光ファイバによって導光される光を観察部位に対して渦巻状に走査させ、観察部位からの反射光を受光して画像化する走査型内視鏡システムが知られている（例えば、特許文献 1）。このような走査型内視鏡システムでは、シングルモード型の光ファイバを内視鏡内部に備えている。光ファイバの一端は、二軸アクチュエータによって片持ち梁状に保持される。二軸アクチュエータは、振動の振幅を変調および増幅させながら、ファイバ先端部を駆動周波数に従って 2 次元的に共振させて、光ファイバの先端部を渦巻状に駆動させる。その結果、光ファイバによって光源から導光された照明光が観察部位を渦巻状に走査（スキャン）し、当該観察部位からの戻り光に基づきその照射領域（走査領域）の画像が取得される。

50

## 【0003】

また、近年、特許文献1に記載されているような走査型内視鏡システムを走査型共焦点内視鏡システムに適用することも提案されている（例えば、特許文献2）。走査型共焦点内視鏡システムは、薬剤が投与された生体組織にレーザ光を照射し、その生体組織から発せられる蛍光のうち、共焦点光学系の焦点位置と共役の位置に配置されたピンホールを介した成分のみを抽出することにより、その生体組織を、通常の内視鏡光学系によって得られる観察像より高倍率で観察可能にするものである。特許文献2に記載の走査型共焦点内視鏡システムは、生体組織の特定の狭小領域をレーザ光で2次元又は3次元に走査することで、通常の内視鏡光学系によって得られる観察像の倍率では観察できないような微小な対象物を観察したり、生体組織の断層部を観察したりすることができるように構成されている。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献1】特表2008-514342号公報

【特許文献2】特開2011-255015号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

従来の走査型内視鏡では、ファイバを駆動するためのパラメータの一つであるファイバの駆動周波数として、ファイバの共振周波数が用いられている。ファイバの共振周波数を用いた場合、比較的小さな印加電圧によってファイバを大きく振動させることができ、効率よくファイバを駆動することができるという利点がある。一方で、ファイバの駆動周波数として共振周波数を用いることによる様々な課題も存在する。まず、ファイバの振動振幅は、二軸アクチュエータに印加する電圧の大きさによって変化するが、共振周波数で駆動した場合、二軸アクチュエータへの印加電圧とファイバの振動振幅との関係が線形性を有さない。そのため、印加電圧に基づいてファイバの振動振幅を安定して制御することが困難となっていた。

20

## 【0006】

また、走査型内視鏡のファイバは、位相をずらしたX方向およびY方向それぞれの振動を合成することで円を描くように構成される。そのために、X方向およびY方向それぞれにおいて直線の軌道を描いて振動することが理想である。しかしながら、共振周波数で駆動した場合は、X方向およびY方向それぞれに直線ではなく円または楕円の軌道を描いてしまうことがある。これにより、両方向の振動を合成した際に、意図したファイバの軌道が得られず、結果として得られる画像に歪みが生じてしまう。また、常に同じ軌道を描くとは限らないため、再現性が得られず、安定した制御が困難である。さらに、共振周波数で駆動した場合には、温度などの環境による影響を受けやすいといった問題もある。特に走査型共焦点内視鏡の場合には、小さな走査領域における画像を拡大表示するため、これらの問題による影響が大きく、画像の歪みが顕著となってしまう。

30

## 【0007】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、光ファイバを安定して駆動し、歪みの少ない画像を得ることが可能な走査型内視鏡を提供することである。

40

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

上記の目的を達成するため、本発明により、体腔内の画像を取得するための画像取得手段を備える走査型内視鏡であって、該画像取得手段は、入射端に入射する光を射出端まで導光し、該射出端から被写体に射出する光ファイバと、光ファイバに固定され、X方向および該X方向に直交するY方向に振動する二軸アクチュエータと、光ファイバの射出端から射出される光が、所定の走査領域内で被写体面上を走査するように、所定の駆動周波数

50

を有する駆動信号によって二軸アクチュエータの振動を制御する駆動制御手段と、を有する走査型内視鏡が提供される。また、本発明における所定の駆動周波数は、光ファイバの共振周波数とは異なる周波数であって、光ファイバの周波数特性または位相特性に基づいて設定されることを特徴とする。

【0009】

このように、光ファイバの共振周波数以外の周波数を各特性に基づいて適宜設定し、駆動周波数として使用することで、安定して光ファイバを駆動制御することが可能となる。また、安定して光ファイバを駆動することにより、光ファイバの駆動の再現性を保つことができ、画像の歪みを低減することも可能となる。

【0010】

また、本発明における所定の駆動周波数は、周波数の変化に伴う駆動信号に対する出力信号の位相の変化が急峻でない帯域の周波数、周波数の変化に伴う位相の傾きが略平坦となる帯域の周波数、または、周波数の変化に伴う位相の傾きが $\pm$ 約10度以下となる帯域の周波数であっても良い。このように構成することにより、温度変化等の影響によって周波数が変化した場合にも位相が大きく変化することを防ぐことができる。

【0011】

また、本発明における所定の駆動周波数は、二軸アクチュエータが片軸駆動された場合に、X方向またはY方向に略直線の軌道を描いて振動することが可能な周波数であっても良い。または、本発明における所定の駆動周波数は、二軸アクチュエータが片軸駆動された場合に、駆動されていない軸の影響が少ない周波数であっても良い。このように構成することにより、意図した光ファイバの軌道を得ることができ、歪みの少ない画像を取得することが可能となる。

【0012】

また、本発明における所定の駆動周波数は、二軸アクチュエータが片軸駆動された場合に、駆動されている軸方向における増幅率と駆動されていない軸方向における増幅率との差が、光ファイバを該光ファイバの共振周波数で駆動した場合におけるこれらの増幅率の差よりも大きい所定の値となるような周波数であっても良い。また、増幅率は、駆動信号に対する出力信号の振幅の比であっても良く、所定の値は30dB以上であっても良い。

【0013】

さらに、本発明における所定の駆動周波数は、光ファイバの共振周波数から $\pm$ 100Hz以上離れた周波数であっても良い。

【0014】

また、上記走査型内視鏡は、光の集光点と共役の位置に配置された共焦点ピンホールをさらに備え、光により励起された被写体から発生する蛍光を、共焦点ピンホールを介して受光する、共焦点内視鏡であっても良い。

【発明の効果】

【0015】

本発明の走査型内視鏡によれば、ファイバを安定して駆動し、歪みの少ない画像を得ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施形態に係る走査型共焦点内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施形態に係る共焦点走査光学ユニットの概略構成を示す側断面図である。

【図3】XY近似面上における光ファイバの先端の回転軌跡を示す図である。

【図4】片軸駆動の場合の周波数特性を示すグラフである。

【図5】X軸駆動の場合の周波数特性および位相特性を示すグラフである。

【図6】X軸駆動の場合の印加電圧毎の周波数特性を示すグラフである。

【図7】X軸駆動の場合の印加電圧毎の位相特性を示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 8】 X 軸駆動の場合の温度毎の位相特性を示すグラフである。

【図 9】 図 9 ( a ) は片軸駆動の場合の周波数特性を示すグラフであり、図 9 ( b ) は X 軸駆動の場合の周波数特性および位相特性を示すグラフである。

【図 10】 駆動周波数毎の各温度における画像の歪み率を示すグラフである。

【図 11】 所定の走査領域を走査するために印加される電圧を示すグラフである。

【図 12】 光ファイバの駆動周波数毎の電圧特性を示すグラフである。

【図 13】 本実施形態の走査型共焦点内視鏡システムによって撮像した画像である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。尚、以下の説明では、本発明を走査型共焦点内視鏡システムに適用した場合について説明する。

10

【 0 0 1 8 】

図 1 は、本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システム 1 の構成を示すブロック図である。本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム 1 は、共焦点顕微鏡の原理を応用して設計されたシステムであり、高倍率かつ高解像度の被写体を観察するのに好適に構成されている。図 1 に示されるように、走査型共焦点内視鏡システム 1 は、システム本体 100、共焦点プローブ 200、およびモニタ 300 を有している。走査型共焦点内視鏡システム 1 を用いた共焦点観察は、可撓性を有する管状の共焦点プローブ 200 の先端面を被写体に当て付けた状態で行う。

【 0 0 1 9 】

システム本体 100 は、光源 102、光分波合波器（フォトカップラ）104、ダンパ 106、CPU 108、CPUメモリ 110、光ファイバ 112、受光器 114、映像信号処理回路 116、画像メモリ 118、および映像信号出力回路 120 を有している。共焦点プローブ 200 は、光ファイバ 202、共焦点光学ユニット 204、サブ CPU 206、サブメモリ 208、走査ドライバ 210 を有している。

20

【 0 0 2 0 】

光源 102 は、CPU 108 の駆動制御に従い、患者の体腔内に投与された薬剤を励起する励起光を射出する。励起光は、光分波合波器 104 に入射する。光分波合波器 104 のポートの一つには、光コネクタ 152 が結合している。光分波合波器 104 の不要ポートには、光源 102 から射出された励起光を無反射終端するダンパ 106 が結合している。前者のポートに入射した励起光は、光コネクタ 152 を通過して共焦点プローブ 200 内に配置された光学系に入射する。

30

【 0 0 2 1 】

光ファイバ 202 の一端（以下、「基端」という。）は、光コネクタ 152 を通じて光分波合波器 104 と結合している。光ファイバ 202 の他端（以下、「先端」という。）は、共焦点プローブ 200 の先端部に組み込まれた共焦点光学ユニット 204 内に収められている。光分波合波器 104 から射出された励起光は、光コネクタ 152 を通過して光ファイバ 202 の基端に入射後、光ファイバ 202 を伝送して光ファイバ 202 の先端から射出される。

【 0 0 2 2 】

図 2 ( a ) は、共焦点光学ユニット 204 の構成を概略的に示す図である。以下、共焦点光学ユニット 204 を説明する便宜上、共焦点光学ユニット 204 の長手方向を Z 方向と定義し、Z 方向に直交しかつ互いに直交する二方向を X 方向、Y 方向と定義する。図 2 ( a ) に示されるように、共焦点光学ユニット 204 は、各種構成部品を収容する金属製の外筒 204 A を有している。外筒 204 A は、外筒 204 A の内壁面形状に対応する外壁面形状を持つ内筒 204 B を同軸（Z 方向）にスライド自在に保持している。光ファイバ 202 は、外筒 204 A、内筒 204 B の各基端面に形成された開口を通じて内筒 204 B に収容支持されており、光ファイバ 202 の先端（以下、符号「202 a」を付す。）は、走査型共焦点内視鏡システム 1 の二次的な点光源として機能する。点光源である先端 202 a の位置は、CPU 108 による制御に基づいて周期的に変化する。なお、図 2

40

50

( a ) 中、中心軸 A X は、Z 方向に配置された光ファイバ 2 0 2 の軸心を示しており、光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a が振動していない状態 ( 初期状態 ) のとき、中心軸 A X は、光ファイバ 2 0 2 の光路と一致する。

【 0 0 2 3 】

図 1 に戻って、サブメモリ 2 0 8 は、共焦点プローブ 2 0 0 の識別情報や各種プロパティ等のプローブ情報を格納している。サブ CPU 2 0 6 は、システム起動時にサブメモリ 2 0 8 からプローブ情報を読み出して、システム本体 1 0 0 と共焦点プローブ 2 0 0 とを電氣的に接続する電気コネクタ 1 5 4 を介して CPU 1 0 8 に送信する。CPU 1 0 8 は、送信されたプローブ情報を CPU メモリ 1 1 0 に格納する。CPU 1 0 8 は、格納したプローブ情報を必要時に読み出して共焦点プローブ 2 0 0 の制御に必要な信号を生成して、サブ CPU 2 0 6 に送信する。サブ CPU 2 0 6 は、CPU 1 0 8 から送信された制御信号に従って走査ドライバ 2 1 0 に必要な設定値を指定する。

10

【 0 0 2 4 】

走査ドライバ 2 1 0 は、指定された設定値に応じたドライブ信号を生成して、先端 2 0 2 a 付近の光ファイバ 2 0 2 の外周面に接着固定された二軸アクチュエータ 2 0 4 C を駆動制御する。図 2 ( b ) は、二軸アクチュエータ 2 0 4 C の構成を概略的に示す図である。図 2 ( b ) に示されるように、二軸アクチュエータ 2 0 4 C は、走査ドライバ 2 1 0 と接続された一対の X 軸用電極 ( 図中「 X 」、「 X ′ 」) 及び Y 軸用電極 ( 図中「 Y 」、「 Y ′ 」) を圧電体上に形成した圧電アクチュエータである。

【 0 0 2 5 】

走査ドライバ 2 1 0 は、所定の周波数を有する交流電圧 X を二軸アクチュエータ 2 0 4 C の X 軸用電極間に印加して圧電体を X 方向に振動させると共に、交流電圧 X と同一の周波数を有し、位相が直交する交流電圧 Y を Y 軸用電極間に印加して圧電体を Y 方向に振動させる。交流電圧 X 、 Y はそれぞれ、振幅が時間に比例して線形に増加して、時間 ( X ) 、 ( Y ) かけて実効値 ( X ) 、 ( Y ) に達する電圧として定義される。光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a は、二軸アクチュエータ 2 0 4 C による X 方向、Y 方向への運動エネルギーが合成されることにより、X - Y 平面に近似する面 ( 以下、「 X Y 近似面」と記す。 ) 上において中心軸 A X を中心に渦巻状のパターンを描くように回転する。先端 2 0 2 a の回転軌跡は、印加電圧に比例して大きくなり、実効値 ( X ) 、 ( Y ) の交流電圧が印加された時点で最も大きい径を有する円の軌跡を描く。図 3 に、X Y 近似面上の先端 2 0 2 a の回転軌跡を示す。

20

30

【 0 0 2 6 】

励起光は、二軸アクチュエータ 2 0 4 C への交流電圧の印加開始直後から印加停止までの期間中、光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a から射出される。以下、説明の便宜上、この期間を「サンプリング期間」と記す。上述したように、二軸アクチュエータ 2 0 4 C へ交流電圧が印加されると、光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a は、中心軸 A X を中心に渦巻状のパターンを描くように回転する。そのため、サンプリング期間中、光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a から射出した励起光は、中心軸 A X を中心とした所定の円形の走査領域を渦巻状に走査する。サンプリング期間が経過して二軸アクチュエータ 2 0 4 C への交流電圧の印加が停止すると、光ファイバ 2 0 2 の振動が減衰する。X Y 近似面上における先端 2 0 2 a の円運動は、光ファイバ 2 0 2 の振動の減衰に伴って収束し、光ファイバ 2 0 2 の振動は、所定時間後に略ゼロとなる ( すなわち、先端 2 0 2 a は、中心軸 A X 上でほぼ停止する ) 。以下、説明の便宜上、サンプリング期間が終了してから先端 2 0 2 a が中心軸 A X 上にほぼ停止するまでの期間を「ブレーキング期間」と記す。ブレーキング期間の経過後、さらに所定時間の経過を待って、次のサンプリング期間が開始される。以下、説明の便宜上、ブレーキング期間が終了してから次のサンプリング期間の開始までの期間を「セトリング期間」と記す。セトリング期間は、光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a を中心軸 A X 上に完全に停止させるための待機時間であり、セトリング時間を設けることにより、先端 2 0 2 a を精確に走査させることが可能となる。また、一フレームに対応する期間は、一つのサンプリング期間と一つのブレーキング期間で構成されており、セトリング期間

40

50

を調整することによって、フレームレートを調整することができる。つまり、セトリング期間は、光ファイバ202の先端202aが完全に停止するまでの時間とフレームレートとの関係から適宜設定することができるようになっている。なお、ブレーキング期間を短縮するため、ブレーキング期間の初期段階に二軸アクチュエータ204Cに逆相電圧を印加して制動トルクを積極的に加えてもよい。

**【0027】**

光ファイバ202の先端202aの前方には、対物光学系204Dが設置されている。対物光学系204Dは、複数枚の光学レンズで構成されており、図示省略されたレンズ枠を介して外筒204Aに保持されている。レンズ枠は、外筒204Aの内部において、内筒204Bと相対的に固定され支持されている。そのため、レンズ枠に保持された光学レンズ群は、外筒204Aの内部を内筒204Bと一体となってZ方向にスライドする。

10

**【0028】**

内筒204Bの基端面と外筒204Aの内壁面との間には、圧縮コイルばね204E及び形状記憶合金204Fが取り付けられている。圧縮コイルばね204Eは、自然長からZ方向に初期的に圧縮狭持されている。形状記憶合金204Fは、Z方向に長尺な棒形状を持ち、常温下で外力が加わると変形して、一定温度以上に加熱されると形状記憶効果で所定の形状に復元する性質を有している。形状記憶合金204Fは、形状記憶効果による復元力が圧縮コイルばね204Eの復元力より大きくなるように設計されている。走査ドライバ210は、サブCPU206が指定した設定値に応じたドライブ信号を生成して、形状記憶合金204Fを通電し加熱して伸縮量を制御する。形状記憶合金204Fは、伸縮量に応じて内筒204Bを光ファイバ202ごとZ方向に進退させる。

20

**【0029】**

光ファイバ202の先端202aから射出された励起光は、対物光学系204Dを透過して被写体の表面又は表層でスポットを形成する。スポット形成位置は、点光源である先端202aの進退に応じてZ軸方向に変位する。すなわち、共焦点光学ユニット204は、二軸アクチュエータ204Cによる先端202aのXY近似面上の周期的な円運動とZ方向の進退を併せることで、被写体を三次元走査する。

**【0030】**

光ファイバ202の先端202aは、対物光学系204Dの前側焦点位置に配置されているため、共焦点ピンホールとして機能する。先端202aには、励起光により励起された被写体の散乱成分(蛍光)のうち先端202aと光学的に共役な集光点からの蛍光のみが入射する。蛍光は、光ファイバ202を伝送後、光コネクタ152を通過して光分波合波器104に入射する。光分波合波器104は、入射した蛍光を光源102から射出される励起光と分離して光ファイバ112に導く。蛍光は、光ファイバ112を伝送して受光器114で検出される。受光器114は、微弱な光を低ノイズで検出するため、例えば光電子増倍管等の高感度光検出器としてもよい。

30

**【0031】**

検出信号は、映像信号処理回路116に入力する。映像信号処理回路116は、CPU108の制御下で動作して、検出信号を一定のレートでサンプルホールド及びAD変換してデジタル検出信号を得る。ここで、サンプリング期間中の光ファイバ202の先端202aの位置(軌跡)が決まると、当該位置に対応する観察領域(走査領域)中のスポット形成位置、当該スポット形成位置からの戻り光を検出してデジタル検出信号を得る信号取得タイミングがほぼ一義的に決まる。本実施形態においては、予め、校正治具等を用いた実測結果を参考に信号取得タイミングからスポット形成位置が推定され、推定位置に対応する画像上の位置が決定されている。CPUメモリ110には、決定された信号取得タイミングと画素位置(画素アドレス)とを関連付けたリマップテーブルが格納されている。

40

**【0032】**

映像信号処理回路116は、リマップテーブルを参照して、各デジタル検出信号により表現される点像の画素アドレスへの割り当てを信号取得タイミングに応じて行う。以下、説明の便宜上、上記の割り当て作業をリマッピングと記す。映像信号処理回路116は、

50

リマッピング結果に従って、各点像の空間的配列によって構成される画像の信号を画像メモリ 118 にフレーム単位でバッファリングする。バッファリングされた信号は、所定のタイミングで画像メモリ 118 から映像信号出力回路 120 に掃き出されて、NTSC (National Television System Committee) や PAL (Phase Alternating Line) 等の所定の規格に準拠した映像信号に変換されてモニター 300 に出力される。モニター 300 の表示画面には、高倍率かつ高解像度の被写体の三次元共焦点画像が表示される。

#### 【0033】

続いて、本実施形態にかかる光ファイバ 202 の駆動周波数の設定について詳述する。光ファイバ 202 の駆動周波数は、走査ドライバ 210 によって二軸アクチュエータ 204 C に印加されるドライブ信号 (交流電圧) の周波数である。従来、少ない印加電圧で効率よく光ファイバ 202 を振動させるために、ファイバの駆動周波数として、ファイバの共振周波数  $f_0$  が使用されていた。ファイバの共振周波数  $f_0$  は、片持ち梁状態で保持される光ファイバ 202 の固定端 (二軸アクチュエータ 204 C の先端側端面) から自由端 (先端 202 a) までの長さなどによって決まる。図 4 は、光ファイバ 202 を、X 軸および Y 軸それぞれに片軸駆動した場合の周波数特性を示すグラフである。片軸駆動とは、二軸アクチュエータ 204 C の X 軸用電極間だけに電圧を印加して光ファイバ 202 を駆動した場合 (以下、「X 軸駆動」という)、または Y 軸用電極間だけに電圧を印加して光ファイバ 202 を駆動した場合 (以下、「Y 軸駆動」という) をいう。図 4 の横軸は周波数 (Hz) を示し、縦軸は増幅率 (dB) を示す。ここでいう増幅率とは、各電極間に印加される電圧と出力電圧 (該印加電圧によって振動する光ファイバ 202 の自由端の振幅に対応する電圧) との比である。すなわち、増幅率が大きいほど、光ファイバ 202 の振動の効率が良いことを示す。尚、増幅率は、二軸アクチュエータ 204 C の仕様や走査型共焦点内使用システム 1 の設計に応じて様々な値を取り得るものであり、図 4 に示される値は一例である。

#### 【0034】

図 4 において、 $A_{xx}$  は X 軸駆動の場合における X 方向の振動に関する増幅率を示し、 $A_{yy}$  は、Y 軸駆動の場合における Y 方向の振動に関する増幅率を示す。また、 $A_{xy}$  は、X 軸駆動の場合における Y 方向の振動に関する増幅率を示し、 $A_{yx}$  は、Y 軸駆動における X 方向の振動に関する増幅率を示す。図 4 に示されるように、ファイバの共振周波数  $f_0$  付近 (破線で囲まれる領域) では、 $A_{xx}$  および  $A_{yy}$  の値が大きく、印加される電圧に対する振動振幅の効率が良いことがわかる。一方、ファイバの共振周波数  $f_0$  付近では、 $A_{xy}$  および  $A_{yx}$  の増幅率も大きくなっている。これは、X 軸駆動を行った場合に Y 方向への振動が発生し、Y 軸駆動を行った場合に X 方向への振動が発生していることを示す。ここで、光ファイバ 202 の X 方向および Y 方向の振動を合成して円形に駆動させるためには、片軸駆動の際に各軸において直線の軌道を描くことが理想である。すなわち、X 軸駆動を行った場合は X 方向に直線の軌道を描き、Y 軸駆動を行った場合は Y 方向に直線の軌道を描くことが理想である。しかしながら、光ファイバ 202 を共振周波数  $f_0$  付近で駆動した場合には、未入力軸 (X 軸駆動の場合の Y 軸または Y 軸駆動の場合の X 軸) 方向にも振動が伝わり、光ファイバ 202 の軌跡が直線ではなく、円もしくは楕円軌道を描いていることがわかる。一方、共振周波数  $f_0$  から離れた周波数においては、未入力軸方向の振動振幅 (増幅率) が小さく、各軸において略直線に近い軌道を描くことができると予想される。尚、図 4 では、共振周波数  $f_0$  付近において、 $A_{xx}$  および  $A_{yy}$  それぞれが一つのピーク値を有しているが (山が一つ)、実際には、片軸駆動の際に印加電圧によって光ファイバ 202 が描く楕円軌道が回転することで、ピーク値が二つ (山が二つ) 表れることがある。

#### 【0035】

続いて、図 5 は X 軸駆動の場合の周波数特性および位相特性を示すグラフである。図 5 の横軸は周波数 (Hz)、縦軸は増幅率 (dB) および位相 (度) を示す。ここでいう増幅率は、図 4 と同じく、各電極間に印加される電圧と出力電圧との比である。また、図 5 における位相とは、電極間に印加される電圧に対する出力電圧 (該印加電圧によって振動

10

20

30

40

50

する光ファイバ202の自由端の振幅に対応する電圧)の位相である。図5に示されるように、ファイバの共振周波数 $f_0$ 付近の帯域(破線で囲まれる領域)において、位相 $P_1$ は急峻に変化(下降)する。このことから、共振周波数 $f_0$ 付近で光ファイバ202を駆動した場合には、周波数の変化(温度等の影響による)に伴って位相が大きく変化することがわかる。これに対し、共振周波数 $f_0$ から離れた周波数帯域では、位相の傾きは略平坦であり、温度等の影響によって周波数が変化した場合も、位相がほとんど変化しないことがわかる。

#### 【0036】

続いて、図6はX軸駆動の場合の印加電圧毎の周波数特性を示すグラフである。図6の横軸は周波数(Hz)、縦軸は増幅率(dB)である。ここでいう増幅率は、図4と同じく、各電極間に印加される電圧と出力電圧との比である。図6における $A_{x1}$ は、X軸用電極に最小電圧を印加した場合の増幅率、 $A_{x3}$ は最大電圧を印加した場合の増幅率、 $A_{x2}$ は最小電圧と最大電圧の中間の電圧を印加した場合の増幅率を示す。具体的には、最小電圧は、図3に示される光ファイバ202の軌跡の中心付近を走査する際の電圧(例えば2Vpp)であり、最大電圧は最外周付近を走査する際の電圧(例えば20Vpp)であり、それらの中間の電圧は軌跡の中間付近を走査する際の電圧(例えば11Vpp)である。図6に示されるように、ファイバの共振周波数 $f_0$ 付近(破線で囲まれる領域)では、 $A_{x1}$ 、 $A_{x2}$ 、および $A_{x3}$ の値に大きな差が生じている。このことから、共振周波数 $f_0$ 付近で駆動した場合には、光ファイバ202の振動振幅は印加電圧の変化による影響を受けやすく、印加電圧によって光ファイバ202の振幅を安定して制御することが困難であることがわかる。一方、共振周波数 $f_0$ から離れた周波数では、印加電圧の違いによる増幅率の差異はほとんどなく、印加電圧の変化による影響がほとんどないことがわかる。

#### 【0037】

続いて、図7は、X軸駆動の場合の印加電圧毎の位相特性を示すグラフである。図7の横軸は周波数(Hz)、縦軸は位相(度)である。ここでいう位相は、図5と同じく、電極間に印加される電圧に対する出力電圧の位相である。図7において、 $P_{x1}$ は最小電圧を印加した場合の位相、 $P_{x3}$ は最大電圧を印加した場合の位相、 $P_{x2}$ は最小電圧および最大電圧の中間の電圧を印加した場合の位相を示す。ここでいう最小電圧、中間電圧および最大電圧は、図6の場合と同様(例えば2Vpp、11Vpp、20Vpp)である。尚、図7における横軸のレンジは、図4から6の横軸に対して拡大されている。図7に示されるように、ファイバの共振周波数 $f_0$ 付近(破線で囲まれる矩形の領域)では、 $P_{x1}$ 、 $P_{x2}$ 、および $P_{x3}$ の値に大きな差が生じている。すなわち、共振周波数 $f_0$ 付近で駆動した場合には、位相も印加電圧の変化による影響を受けやすいことがわかる。これに対し、共振周波数 $f_0$ から離れた周波数、特に高周波側では、印加電圧による位相の差がほとんどみられない。

#### 【0038】

続いて、図8は、X軸駆動の場合の温度毎の位相特性を示すグラフである。図8の横軸は周波数(Hz)、縦軸は位相(度)である。ここでいう位相も、図5と同じく、電極間に印加される電圧に対する出力電圧の位相である。図8において、 $T_{x1}$ は最小温度(例えば10度)における位相、 $T_{x3}$ は最大温度(例えば40度)における位相、 $T_{x2}$ は最小温度および最大温度の中間の温度(例えば25度)における位相を示す。尚、図8のグラフにおいては、印加電圧は一定であり、横軸のレンジは図7と同様である。図8に示されるように、ファイバの共振周波数 $f_0$ 付近(破線で囲まれる矩形の領域)では、 $T_{x1}$ 、 $T_{x2}$ 、および $T_{x3}$ の値にある程度のずれが生じている。このことから、光ファイバ202を共振周波数 $f_0$ で駆動した場合には、位相が温度変化の影響を受けることがわかる。尚、図7とは反対に、共振周波数 $f_0$ の高周波側ではある程度の位相のずれがみられるものの、低周波側では温度による位相のずれがほとんどみられない。尚、図5から図8は、X軸駆動の場合の位相特性を示しているが、Y軸駆動の場合も同様の特性を有している。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 9 】

このように、光ファイバ 2 0 2 の駆動周波数として共振周波数  $f_0$  を使用した場合には、意図した軌道を描くことができない、温度等の影響を受けやすく安定して駆動できない、などといった問題点がある。そこで、これらの問題点を踏まえ、理想的なファイバ駆動を実現するための光ファイバ 2 0 2 の駆動周波数を設定する。図 9 ( a ) は、図 4 に示される周波数特性のグラフの一部を拡大した図であり、図 9 ( b ) は図 5 に示される位相特性のグラフの一部を拡大した図である。まず、図 9 ( a ) に示される周波数特性から、未入力軸の影響が少ない周波数を採用することで、片軸駆動の際に略直線の軌道を維持できると予想される。具体的には、共振周波数  $f_0$  よりも高周波側又は低周波側において、増幅率  $A_{x x}$  と  $A_{x y}$  の差、または  $A_{y y}$  と  $A_{y x}$  の差が共振周波数  $f_0$  付近における該増幅率の差よりも大きい周波数を採用することが望ましい。好適な例としては、図 9 ( a ) に示されるように、 $A_{x x}$  と  $A_{x y}$  の差、または  $A_{y y}$  と  $A_{y x}$  の差が約 3 0 d B となる周波数  $f_1$  または  $f_2$  を、光ファイバ 2 0 2 の駆動周波数として採用することで、未入力軸の影響を抑えることができる。この場合の  $f_1$  は、共振周波数  $f_0$  を低周波側へ約 1 0 0 H z ずらした周波数 ( $f_0 -$  約 1 0 0 H z ) であり、 $f_2$  は、共振周波数  $f_0$  を高周波側へ約 1 0 0 H z ずらした周波数 ( $f_0 +$  約 1 0 0 H z ) である。尚、この約 3 0 d B は一例であり、未入力軸の影響が小さいと考えられる差 (例えば 1 0 d B 以上) となる任意の周波数を駆動周波数として採用することが可能である。

10

## 【 0 0 4 0 】

また、図 9 ( b ) に示される位相特性においては、位相の変化が急峻でない帯域の周波数を採用することで、周波数の変化に伴う位相の変化による影響を抑えることができると予想される。具体的には、共振周波数  $f_0$  よりも高周波側又は低周波側において、位相の変化が小さい (すなわち位相の傾きが略平坦な) 帯域の周波数を採用することが望ましい。好適な例としては、図 9 ( a ) と同様に、共振周波数  $f_0$  から  $\pm 1 0 0$  H z ずらした周波数  $f_1$  および  $f_2$  を採用することが可能である。尚、この  $f_1$  および  $f_2$  は一例であり、周波数の変化に伴う位相の変化が少ない (例えば位相の傾きが  $\pm 1 0$  度以下の) 任意の周波数を採用することが可能である。

20

## 【 0 0 4 1 】

また、図 6 および図 7 に示される電圧毎の周波数特性および位相特性においては、電圧による増幅率および位相の差が少ない周波数を採用することで、光ファイバ 2 0 2 を安定して駆動制御することが可能になると予想される。具体的には、図 9 ( a ) と同様に、共振周波数  $f_0$  から  $\pm 1 0 0$  H z ずらした周波数  $f_1$  および  $f_2$  を採用することが有効である。走査型共焦点内視鏡システム 1 では、印加電圧を段階的に上げていき、光ファイバ 2 0 2 を振動させるため、位相にずれが生じていないことがキャリブレーションのし易さにも影響する。さらに、図 8 に示される温度毎の位相特性においては、温度による位相の差が少ない周波数を採用することで、温度の影響を受けずに安定して駆動制御することが可能になると予想される。具体的には、図 9 ( a ) と同様に、共振周波数  $f_0$  から  $\pm 1 0 0$  H z ずらした周波数  $f_1$  および  $f_2$  を採用することが有効である。

30

## 【 0 0 4 2 】

尚、図 6 から図 9 に示される各特性は相互に関連している。そのため、例えば図 9 ( a ) に示される周波数特性に基づいて、未入力軸の影響が少ない周波数を採用した場合には、当該周波数における位相の傾きは略平坦となり、電圧や温度による位相差も小さくなる可能性が高い。また、図 9 ( b ) に示される位相特性に基づいて位相の傾きは略平坦となる周波数を採用した場合には、当該周波数における未入力軸の影響は少なく、電圧や温度による位相差も小さくなる可能性が高い。このように、本実施形態における光ファイバ 2 0 2 の駆動周波数は、様々な側面から適宜設定することができる。

40

## 【 0 0 4 3 】

続いて、実際に光ファイバ 2 0 2 の駆動周波数として  $f_1$  および  $f_2$  を使用した場合の画像の歪み率について図 1 0 を参照して説明する。図 1 0 は、駆動周波数毎の各温度における画像の歪み率を示すグラフである。図 1 0 の横軸は温度 ( ) を示し、縦軸は画像の

50

歪み率 (%) を示す。図 10 において、 $N_0$  は光ファイバ 202 の駆動周波数として共振周波数  $f_0$  を使用した場合の歪み率を示す。また、 $N_1$  は光ファイバ 202 の駆動周波数として周波数  $f_1$  を使用した場合、 $N_2$  は周波数  $f_2$  を使用した場合の歪み率をそれぞれ示す。さらに、図 10 における破線は、許容される歪み率の基準として、走査型内視鏡ではない共焦点内視鏡における画像の歪み率  $S$  を示す。

【 0 0 4 4 】

図 10 に示されるように、共振周波数  $f_0$  を使用した場合には、全体的に  $N_0$  の値が大きく、温度の変化に伴って  $N_0$  の値が大きく変化している。これに対し、周波数  $f_1$  および  $f_2$  を使用した場合には、ほとんどの温度において、 $N_1$  および  $N_2$  の値は基準の歪み率  $S$  を下回っている。また、温度変化による値の変化もほとんどみられない。すなわち、光ファイバ 202 の駆動周波数として周波数  $f_1$  および  $f_2$  を使用した場合には、共振周波数  $f_0$  を使用した場合に比べて、温度変化の影響が少なく、かつ歪みの少ない画像を取得することができる。

10

【 0 0 4 5 】

ここで、光ファイバ 202 の駆動周波数として周波数  $f_1$  および  $f_2$  を使用した場合に、所定の走査領域を走査するのに必要な印加電圧は、共振周波数  $f_0$  を使用した場合に必要な印加電圧とは異なる。詳しくは、共振周波数  $f_0$  を使用した場合には、最も小さな印加電圧で大きく振動させることが可能であり、周波数  $f_1$  および  $f_2$  を使用した場合にはより大きな印加電圧が必要となる。図 11 は、光ファイバ 202 における走査領域を  $500 \mu\text{m}$  (半径) とした場合の、当該走査領域を走査するのに必要な印加電圧を示すグラフである。図 11 の横軸は周波数 (Hz) であり、縦軸は印加電圧 (Vpp) である。図 11 の  $V_x$  は、X 軸用電極間に印加に示される電圧を示し、 $V_y$  は、Y 軸用電極間に印加に示される電圧を示す。

20

【 0 0 4 6 】

図 11 に示されるように、共振周波数  $f_0$  を使用した場合の電圧値は最も小さいが、 $V_x$  と  $V_y$  の差が最も大きくなっている。これにより、共振周波数  $f_0$  を使用した場合には、X 軸用電極と Y 軸用電極を同じ電圧で制御した場合も、光ファイバ 202 の挙動が不安定となることがわかる。一方、周波数  $f_1$  または  $f_2$  を使用した場合、印加電圧の値は大きくなるものの、 $V_x$  と  $V_y$  の差は小さくなる。そのため、周波数  $f_1$  または  $f_2$  を使用した場合には、X 軸用電極と Y 軸用電極とを同じ電圧で制御することが可能となり、安定して光ファイバ 202 を駆動させることができる。尚、光ファイバ 202 の駆動周波数を設定する際には、安全性のために各軸用電極への印加電圧の上限値 (例えば  $40 \text{ Vpp}$  以下) を考慮することも望ましい。

30

【 0 0 4 7 】

続いて、図 12 はファイバの駆動周波数毎の電圧特性を示すグラフである。尚、図 12 は、厳密には電圧特性を示すものではなく、スパイラル毎の光ファイバ 202 の振幅を示したものであるが、印加電圧に対するファイバの振れ幅を示している点で、電圧特性と同等と考えることができる。図 12 の横軸はスパイラル数であり、縦軸は光ファイバ 202 の振幅 (mm) を示す。図 12 において、 $R_0$  は光ファイバ 202 の駆動周波数として共振周波数  $f_0$  を使用した場合の振幅を示す。また、 $R_1$  は周波数  $f_1$  を、 $R_2$  は周波数  $f_2$  を使用した場合の振幅を示す。

40

【 0 0 4 8 】

まず、共振周波数  $f_0$  を使用した場合、図 12 に示されるように、スパイラル数が 0 から 250 までの間、 $R_0$  が急な傾斜で上昇する。すなわち、図 3 に示される光ファイバ 202 の軌跡の中心領域において、各スパイラル間の間隔が広くなる。このことから、画像の中心領域においては座標の抜けが発生し、画像が粗くなってしまうことがわかる。一方、250 スパイラル以降 (図 3 の軌跡の外周領域) では、傾斜がなだらかとなり、スパイラル間の間隔が狭くなる。このことから、画像の外周領域では、得られる画像に重複が発生する可能性が高くなることがわかる。すなわち、光ファイバ 202 の駆動周波数として共振周波数  $f_0$  を使用した場合には、電圧特性が線形を有さず、得られる画像の疎密が顕

50

著となってしまう。

【0049】

続いて、周波数  $f_1$  を使用した場合、図12に示されるように、100スパイラルまでに若干のふくらみはあるものの、 $R_1$  はほぼ一定の傾きで変位している。すなわち、周波数  $f_1$  を使用した場合の電圧特性は略線形性を有しており、安定して光ファイバ202を駆動することができる。また、画像の疎密もほとんど発生せず、歪みの少ない画像を得ることができる。

【0050】

同様に、周波数  $f_2$  を使用した場合、図12に示されるように、400スパイラル以降に若干の反りがあるものの、 $R_2$  はほぼ一定の傾きで変位している。すなわち、周波数  $f_1$  を使用した場合と同様に、周波数  $f_2$  を使用した場合の電圧特性も略線形性を有しており、安定して光ファイバ202を駆動できるとともに、画像の疎密がほとんどなく、歪みの少ない画像を得ることができる。また、周波数  $f_2$  を使用した場合には、400スパイラルを過ぎた付近で急激に  $R_2$  の値が上昇している。すなわち、400スパイラルを過ぎた付近で、各スパイラル間の間隔が広がる。そのため、周波数  $f_2$  を使用した場合には、同じ走査範囲を走査する場合に、周波数  $f_1$  を使用した場合に比べて、少ない印加電圧で済むといった効果もある。また、このような特性を備えることにより、キャリアレーションにかかる時間を短縮することも可能となる。

【0051】

図13は、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム1にてキャリアレーション用のグリッド画像を撮影して得られた画像を示す。図13(a)は、光ファイバ202の駆動周波数としてファイバの共振周波数  $f_0$  を使用した場合の画像を示し、図13(b)は、周波数  $f_1$  または  $f_2$  を使用した場合の画像を示す。図13(a)および(b)に示されるように、周波数  $f_1$  または  $f_2$  を使用した場合には、共振周波数  $f_0$  を使用した場合に比べて、得られる画像の歪みが少ないことがわかる。

【0052】

以上が本発明の実施形態の説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。まず、上記実施形態は、本発明を走査型共焦点内視鏡システムに適用した場合について説明したが、本発明は、その他の走査型内視鏡システムにも適用することが可能である。例えば、光ファイバによって導光される光を観察部位に対して走査させ、その反射光を受光してカラー画像を得る走査型内視鏡システムや、走査領域の水平方向を往復走査するラスタスキャン方式や、走査領域を正弦波的に走査するリサージュスキャン方式等を採用する走査型内視鏡システムにも本発明を適用することが可能である。また、本実施形態の共焦点プローブ200は、電子内視鏡の鉗子チャンネルを介して、患者の体内(例えば消化管内)に挿入されるプローブタイプのものとして説明したが、共焦点プローブ200は、電子内視鏡と一体に構成されてもよい。

【符号の説明】

【0053】

- 1 走査型共焦点内視鏡システム
- 100 システム本体
- 102 光源
- 104 光分波合波器
- 106 ダンパ
- 108 CPU
- 110 CPUメモリ
- 112 光ファイバ
- 114 受光器
- 116 映像信号処理回路
- 118 画像メモリ

10

20

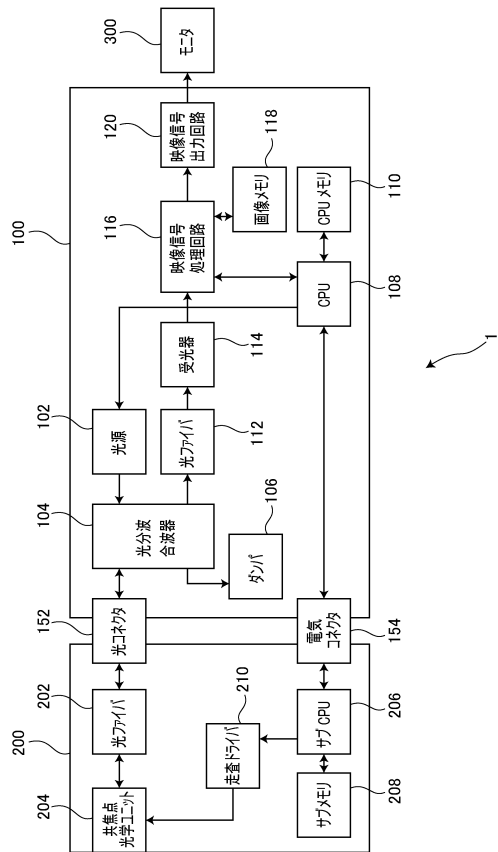
30

40

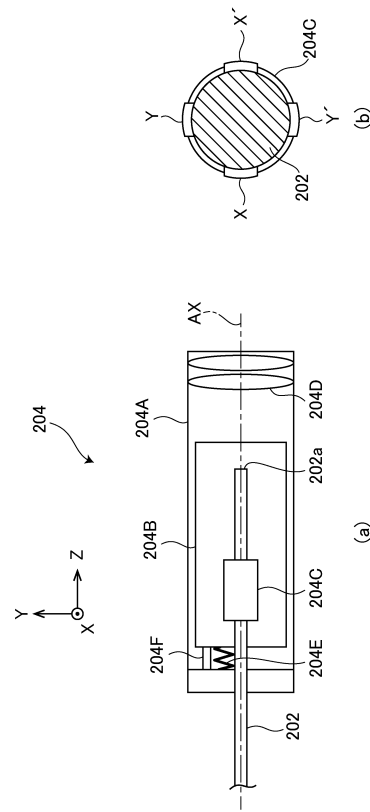
50

- 1 2 0 映像信号出力回路
- 1 2 2 光源制御回路
- 2 0 0 共焦点プローブ
- 2 0 2 光ファイバ
- 2 0 4 共焦点光学ユニット
- 2 0 4 C 二軸アクチュエータ
- 2 0 6 サブCPU
- 2 0 8 サブメモリ
- 2 1 0 走査ドライバ

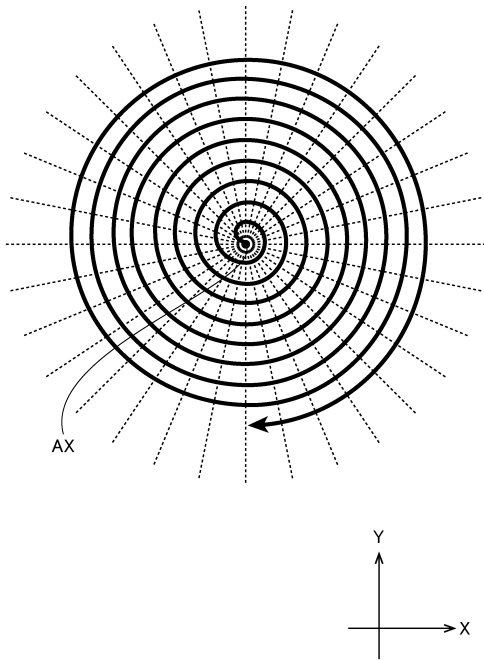
【図1】



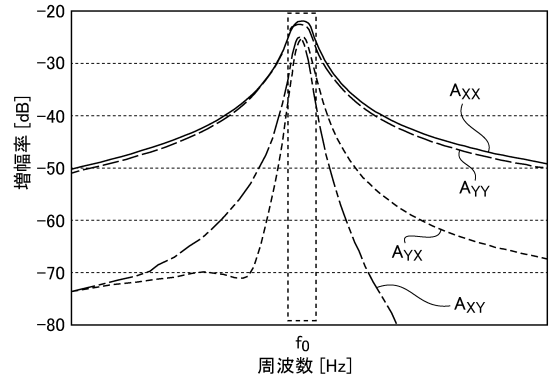
【図2】



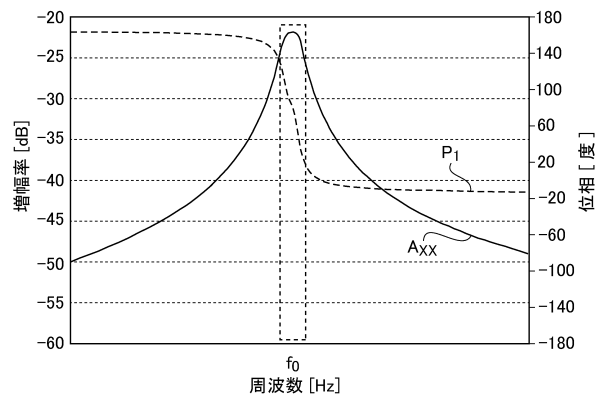
【 図 3 】



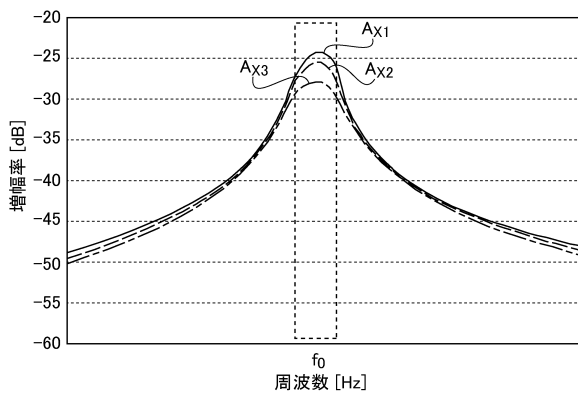
【 図 4 】



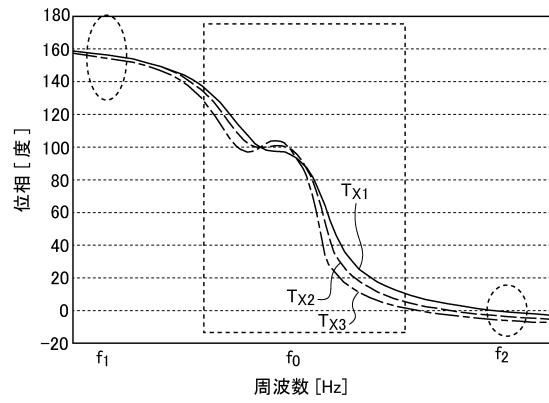
【 図 5 】



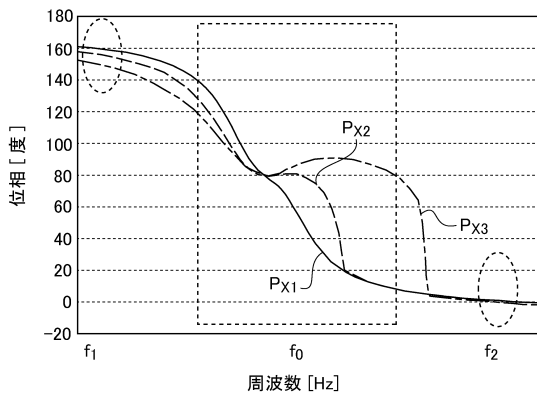
【 図 6 】



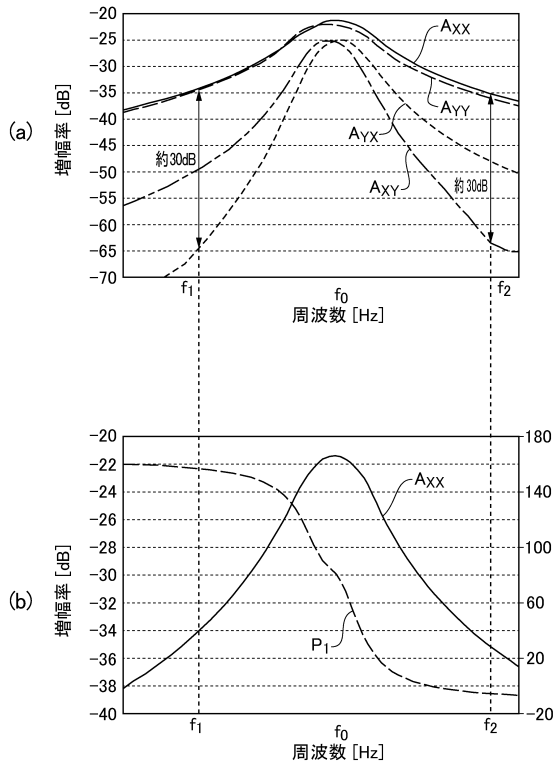
【 図 8 】



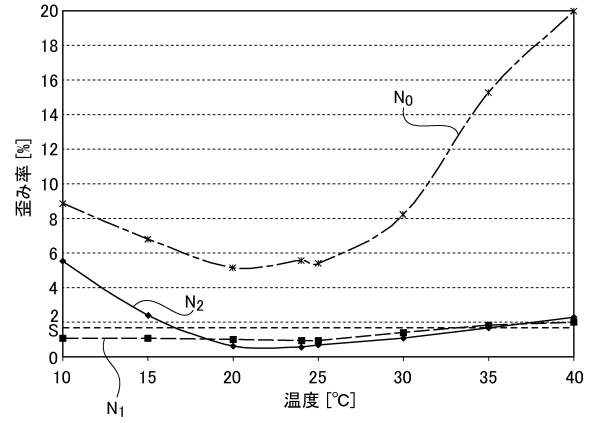
【 図 7 】



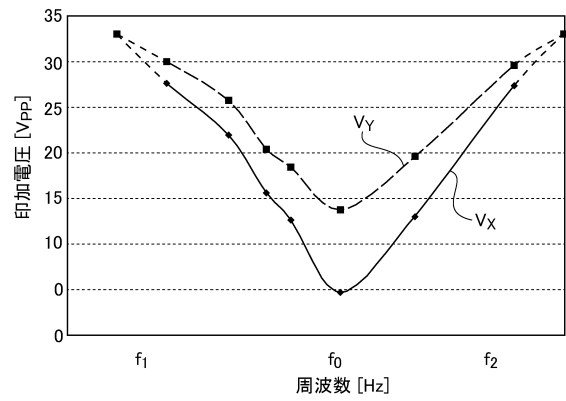
【図9】



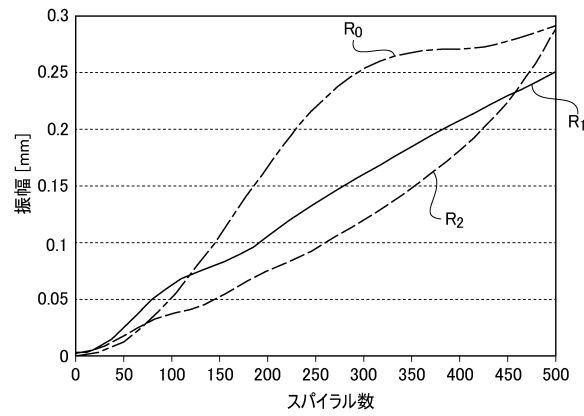
【図10】



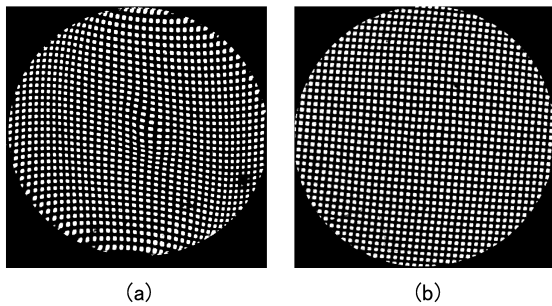
【図11】



【図12】



【図13】



(a)

(b)

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2014-145941(JP,A)  
特表2010-527028(JP,A)  
特開2013-244045(JP,A)  
Sucbei Moon et. al., "Semi-resonant operation of a fiber-cantilever piezotube scanner for stable optical coherence tomography endoscope imaging, OPTICS EXPRESS, 2010年9月27日, Vol. 18, No. 20, 21183-21197

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	扫描内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP6114609B2</a>	公开(公告)日	2017-04-12
申请号	JP2013074122	申请日	2013-03-29
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	山邊俊明		
发明人	山邊 俊明		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.524 A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2H040/CA06 2H040/CA11 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/JJ17 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ09 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW17		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	JP2014198089A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够稳定地驱动光纤并获得失真较小的图像的扫描型内窥镜。本发明公开了一种扫描型内窥镜，该设备具有用于获取体腔内的图像的图像获取装置，图像获取装置将入射到入射端的光引导到发射端，并且从发射端固定在光纤上并向被摄体射出光的光纤以及与X方向正交的X方向和Y方向双轴致动器沿双轴致动器的光轴方向振动，并具有预定驱动频率的驱动信号，使得从光纤出射端发射的光在预定扫描区域内扫描物体的表面，以及用于控制驱动控制装置的驱动控制装置。另外，规定的驱动频率与光纤的谐振频率不同，根据光纤的频率特性或相位特性来设定。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6114609号 (P6114609)
(45) 発行日 平成29年4月12日(2017.4.12)	(24) 登録日 平成29年3月24日(2017.3.24)	
(51) Int. Cl.		
A61B 1/00 (2006.01)	F I	A61B 1/00 300T
G02B 23/26 (2006.01)		A61B 1/00 300D
		G02B 23/26 B
請求項の数 6 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-74122(P2013-74122)	(73) 特許権者 000113263 HOYA株式会社	
(22) 出願日 平成25年3月29日(2013.3.29)	東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(65) 公開番号 特願2014-198089(P2014-198089A)	(74) 代理人 弁理士 松岡 修平	
(43) 公開日 平成26年10月23日(2014.10.23)	弁理士 尾山 榮啓	
審査請求日 平成28年2月22日(2016.2.22)	(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	
	審査官 ▲高▼ 秀徳	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 定置型内視鏡