

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6071591号  
(P6071591)

(45) 発行日 平成29年2月1日(2017.2.1)

(24) 登録日 平成29年1月13日(2017.1.13)

(51) Int. Cl.	F 1
<b>GO 2 B 23/24 (2006.01)</b>	GO 2 B 23/24 B
<b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06 A
<b>GO 2 B 26/10 (2006.01)</b>	GO 2 B 26/10 1 0 9
	GO 2 B 26/10 C

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2013-14814 (P2013-14814)  
 (22) 出願日 平成25年1月29日 (2013.1.29)  
 (65) 公開番号 特開2014-145941 (P2014-145941A)  
 (43) 公開日 平成26年8月14日 (2014.8.14)  
 審査請求日 平成27年9月16日 (2015.9.16)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 100147485  
 弁理士 杉村 憲司  
 (74) 代理人 100147692  
 弁理士 下地 健一  
 (72) 発明者 藤原 真人  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内  
 (72) 発明者 西村 淳一  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光走査型内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

固定部および該固定部に対して揺動可能な揺動部を有し、該揺動部の先端からレーザー光を観察対象物に照射するファイバと、

前記ファイバの前記揺動部を振動駆動するための駆動部と、

前記観察対象物から前記レーザー光の照射により得られる光を検出し電気信号に変換する検出部と、を備え、

前記駆動部は、異なる2軸方向にそれぞれ一定の駆動周波数で振動させ前記ファイバの前記揺動部を螺旋状に走査させるとともに、該ファイバの振動の振幅を実質的にゼロと所定の最大値との間で変調周波数により変動させ、前記駆動周波数は、

上限周波数 駆動周波数 高周波数側準共振周波数 + 変調周波数  
 または

下限周波数 駆動周波数 低周波数側準共振周波数 - 変調周波数  
 であることを特徴とする光走査型内視鏡。

ここで、前記上限周波数および前記下限周波数は、それぞれ、共振周波数の高周波数側および低周波数側で、前記駆動部の前記駆動による前記ファイバの振動の振幅が、前記共振周波数で駆動した場合の10分の1となる際の周波数であり、

前記準共振周波数は、前記駆動部を一次元方向に振動駆動し、駆動周波数を共振周波数からずらしていったときに、長軸方向に往復する軌道が一部重なり合うときの周波数である。

## 【請求項 2】

前記駆動周波数は、

$$\text{駆動周波数} = \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

または

$$\text{駆動周波数} = \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

であ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】

前記駆動部は、互いに直交する 2 軸方向に約 90° の位相差で振動させることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光走査型内視鏡。

## 【請求項 4】

前記駆動部の前記駆動周波数を変化させたとき、該駆動周波数に対する前記揺動部の振幅が、共振周波数を中心に非対称性を示す場合、

高周波数側準共振周波数における前記振幅が、低周波数側共振周波数における前記振幅よりも大きいときは前記駆動周波数を、

$$\text{上限周波数} \quad \text{駆動周波数} \quad \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

とし、

低周波数側準共振周波数における前記振幅が、高周波数側共振周波数における前記振幅よりも大きいときは前記駆動周波数を、

$$\text{下限周波数} \quad \text{駆動周波数} \quad \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

と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。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、揺動可能なファイバを用いる光走査型内視鏡に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、レーザ光により観察対象物を走査し、該観察対象物からの透過光、反射光、または、蛍光を光電変換手段により電気信号に変換して画像データを形成する光走査型観察装置として、揺動可能なファイバの先端からレーザ光を観察対象物に対して照射し、このファイバを振動させることにより観察対象物上のレーザ光を順次走査して画像を取得する光走査型内視鏡が知られている（例えば、特許文献 1 および特許文献 2 参照）。

## 【0003】

光走査型内視鏡のファイバを振動させる手段としては、 piezo 圧電素子をファイバに取付けて振動させる方式（例えば、特許文献 1 参照）や、ファイバに取付けた永久磁石を電磁コイルで振動させる電磁コイル方式（例えば、特許文献 2 参照）がある。ファイバを振動駆動する場合、piezo 圧電素子や電磁コイルなどの駆動素子を、揺動されるファイバの共振周波数近傍で振動駆動させると、小さいエネルギーでファイバの大きな偏向（変位、振幅）が得られる。

## 【0004】

しかしながら、実際にファイバを共振周波数近傍で駆動すると、非線形振動のために、軌跡が安定しない。例えば、観察対象物上のレーザ光の照射位置の軌跡が直線となるように振動させたい場合でも、共振周波数の近傍で駆動した場合は楕円形の軌跡となってしまう。このことは、X 軸方向に走査している場合でも、それと垂直な Y 軸方向にも意図せず走査されることを意味しており、2 次元の走査を行った場合にも走査軌跡に歪みをもたらす。例えば、2 次元のスパイラル走査を行った場合、X 軸走査と Y 軸走査との位相差が 90° からずれ、円走査が楕円走査に歪むことに繋がる。また、スパイラル走査の振幅が最も小さいときでもゼロとはならないため、画面中心が走査されない、すなわち画面中心の画像が得られないなどの現象が発生する（非特許文献 1 参照）

## 【0005】

このような共振周波数近傍での駆動による波形の歪みに対して、共振周波数から数 % ず

10

20

30

40

50

らした周波数で駆動すると、直線的に振動駆動させた場合にはファイバ先端の軌跡が直線になり安定することが報告されている（非特許文献2参照）。非特許文献2では、ファイバを一次的に振動させたときに、軌跡が楕円から直線となる周波数を準共振周波数と呼んでいる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許第6294775号明細書

【特許文献2】特開2008-116922号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Quinn Y. J. Smithwick et. al. "An Error Space Controller for a Resonating Fiber Scanner: Simulation and Implementation" Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control Vol.128, pp899, 2006 (University of Washington)

【非特許文献2】Sucbei Moon et. al. "Semi-resonant operation of a fiber-cantilever piezotube scanner for stable optical coherence tomography endoscope imaging" Optics Express Vol.18, pp21183, 2010 (University of California, Irvine)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

非特許文献2に記載のように、駆動素子による駆動周波数を、ファイバの準共振周波数にずらすことによって、レーザ光の照射位置の軌跡を安定化させることが期待できる。しかし、本発明者らが鋭意実験、検証を行ったところ、スパイラル走査のように振幅変調を伴う走査を行う場合は、駆動素子を準共振周波数で駆動した場合でもレーザ光の走査軌跡に歪みが生じることがわかった。とくに、スパイラル走査を行う場合は、準共振周波数で走査しても、スパイラル走査の振幅が最も小さいときでもゼロにならず、走査中心が走査されないという問題点がある。

【0009】

したがって、これらの点に着目してなされた本発明の目的は、観察対象物のスパイラル走査を行う場合の走査軌跡が安定し、観察対象物の走査中心部からも、レーザ光の照射により信号を検出可能な光走査型内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成する光走査型内視鏡の発明は、

固定部および該固定部に対して揺動可能な揺動部を有し、該揺動部の先端からレーザ光を観察対象物に照射するファイバと、

前記ファイバの前記揺動部を振動駆動するための駆動部と、

前記観察対象物から前記レーザ光の照射により得られる光を検出し電気信号に変換する検出部と、を備え、

前記駆動部は、異なる2軸方向にそれぞれ一定の駆動周波数で振動させ前記ファイバの前記揺動部を螺旋状に走査させるとともに、該ファイバの振動の振幅を実質的にゼロと所定の最大値との間で変調周波数により変動させ、前記駆動周波数は、

上限周波数 駆動周波数 高周波数側準共振周波数 + 変調周波数

または

下限周波数 駆動周波数 低周波数側準共振周波数 - 変調周波数

であることを特徴とするものである。

ここで、前記上限周波数および前記下限周波数は、それぞれ、共振周波数の高周波数側および低周波数側で、前記駆動部の前記駆動による前記ファイバの振動の振幅が、前記共振周波数で駆動した場合の10分の1となるときの周波数であり、

前記準共振周波数は、前記駆動部を一次元方向に振動駆動し、駆動周波数を共振周波数

10

20

30

40

50

からずらしていったときに、長軸方向に往復する軌道が一部重なり合うときの周波数である。

【0011】

また、より好適には、前記駆動周波数は、

$$\text{駆動周波数} = \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

または

$$\text{駆動周波数} = \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

であることが好ましい。

【0012】

さらに、前記駆動部は、互いに直交する2軸方向に約90°の位相差で振動させることが好ましい。

10

【0013】

また、前記駆動部の前記駆動周波数を変化させたとき、該駆動周波数に対する前記揺動部の振幅が、前記共振周波数を中心に非対称性を示す場合、

前記高周波数側準共振周波数における前記振幅が、前記低周波数側準共振周波数における前記振幅よりも大きいときは前記駆動周波数を、

$$\text{上限周波数} \quad \text{駆動周波数} \quad \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

とし、

前記低周波数側準共振周波数における前記振幅が、前記高周波数側準共振周波数における前記振幅よりも大きいときは前記駆動周波数を、

20

$$\text{下限周波数} \quad \text{駆動周波数} \quad \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

とするとさらに好ましい

【0014】

なお、本願の準共振周波数とは、光ファイバを一次元方向に振動駆動し、共振周波数からずらしていったときに、軌跡が楕円から直線になる周波数であり、共振周波数より高周波数側と低周波数側との両側に存在する。高周波数側の準共振周波数を高周波数側準共振周波数と呼び、低周波数側の準共振周波数を低周波数側準共振周波数と呼ぶ。ここで、軌跡が楕円から直線になる周波数とは、軌跡の楕円率が3.5%以下となったときの周波数とする。その理由は以下である。すなわち、光走査型内視鏡で画角90度程度を得るためには、レンズ倍率による光学的な解像度を考慮すると、ファイバの振幅は0.1mm以上あることが好ましい。一方、一般に可視光で使用されるシングルモードファイバのモードフィールド径(MFD)は、3.5μmである。したがって、楕円率が約3.5%(長軸100μm,短軸3.5μmとして楕円率(E)=3.5/100)以下であれば、略長軸方向に往復する軌道が一部重なり合うことから楕円軌道を直線と見なすことができる。また、本願でファイバの揺動部の共振周波数とは、ファイバの揺動部の一部に駆動部の部材の一部が取り付けられている場合は、その部材が取り付けられた状態での共振周波数を意味する。

30

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、駆動部が、ファイバの揺動部を駆動周波数で振動させるとともに、ファイバの振動の振幅を実質的にゼロと所定の最大値との間で変調周波数により変動させ、駆動周波数を、

40

$$\text{上限周波数} \quad \text{駆動周波数} \quad \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

または

$$\text{下限周波数} \quad \text{駆動周波数} \quad \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

としたので、観察対象物の走査を行う場合の走査軌跡が安定し、観察対象物の走査中心部からもレーザ光の照射により信号を検出し観察することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】第1実施の形態に係る光走査型内視鏡の概略構成を示すブロック図である。

50

【図 2】図 1 の光走査型内視鏡本体を概略的に示す概観図である。

【図 3】図 2 の光走査型内視鏡本体の先端部を拡大して示す図である。

【図 4】図 3 の駆動部を拡大して示す図であり、( a ) はその全体を、( b ) は照明用光ファイバおよび磁石の概観を示す図である。

【図 5】図 1 の光走査型内視鏡の光源部の概略構成を示す図である。

【図 6】図 1 の光走査型内視鏡の検出部の概略構成を示す図である。

【図 7】図 1 の駆動部による走査を説明する図であり、( a ) は x 方向の振動の時間変化を、( b ) は x 方向に直交する y 方向の振動の時間変化を、( c ) は x y 平面内での走査軌跡をそれぞれ説明する図である。

【図 8】スパイラル走査における周波数スペクトルを説明する図である。

10

【図 9】準共振周波数を駆動周波数としてスパイラル走査を行う場合の周波数スペクトルと共振周波数近傍の不安定領域との関係を説明する図である。

【図 10】第 1 実施の形態によるスパイラル走査の周波数スペクトルと共振周波数近傍の不安定領域との関係を説明する図である。

【図 11】振幅変調による振幅および位相の変化の測定方法を説明する図であり、図 11 ( a ) は振幅変調を伴わない走査軌跡の測定を説明し、図 11 ( b ) は振幅変調を伴う場合の走査軌跡の測定を説明する図である。

【図 12】異なる変調周波数および駆動周波数について振幅変調による振幅および位相の変化の測定結果を示す図であり、( a ) は駆動部を振幅変調を行わず準共振周波数で振動駆動した場合、( b ) は駆動部を 3 . 7 H z で振幅変調し準共振周波数で振動駆動した場合、( c ) は駆動部を 3 . 7 H z で振幅変調し準共振周波数より 3 . 7 H z 低い駆動周波数で振動駆動した場合、( d ) は駆動部を 7 . 4 H z で振幅変調し準共振周波数より 3 . 7 H z 低い駆動周波数で振動駆動した場合、( e ) は駆動部を 7 . 4 H z で振幅変調し準共振周波数より 7 . 4 H z 低い駆動周波数で振動駆動した場合をそれぞれ示している。

20

【図 13】非線形振動が生じる場合の駆動周波数の選択について説明する図である。

【図 14】実験結果より得られた、駆動周波数に対する照明用光ファイバの先端部の振幅の一例を示すグラフである。

【図 15】第 2 実施の形態に係る光走査型内視鏡本体の先端部を拡大して示す図である。

【図 16】図 16 ( a ) は、図 15 の先端部の振動駆動機構および照明用光ファイバの揺動部を示す側面図であり、図 16 ( b ) は図 16 ( a ) の A - A 断面図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

【0018】

(第 1 実施の形態)

図 1 は、第 1 実施の形態に係る光走査型内視鏡の概略構成を示すブロック図である。光走査型内視鏡 10 は、光走査型内視鏡本体 20 と、光源部 30 と、検出部 40 と、駆動制御部 50 と、制御部 60 と、表示部 61 と入力部 62 とを含んで構成される。光源部 30 と光走査型内視鏡本体 20 との間はシングルモードファイバである照明用光ファイバ 11 により光学的に接続され、検出部 40 と光走査型内視鏡本体 20 との間はマルチモードファイバにより構成される複数の検出用光ファイバ 12 により光学的に接続されている。なお、光源部 30、検出部 40、駆動制御部 50 および制御部 60 は、同一の筐体内に収納されていても良く、また、別々の筐体に収納されていても良い。

40

【0019】

光源部 30 は、例えば、赤、緑および青の三原色の CW (連続発振) レーザ光を射出する 3 つのレーザ光源からの光を合波して白色光として出射する。光走査型内視鏡本体 20 は、照明用光ファイバ 11 により光源部 30 から出射されたレーザ光を、駆動部 70 により観察対象物 100 上で走査して、この走査により得られた信号光を検出用光ファイバ 12 に集光し、検出用光ファイバ 12 を介して検出部 40 に伝送する。ここで、制御部 60 からの制御に基づいて、駆動制御部 50 が駆動部 70 に対して配線ケーブル 13 を介して

50

駆動電流を印加する。

【 0 0 2 0 】

検出部 4 0 は、検出用光ファイバ 1 2 を通って来た信号光をスペクトル成分に分解し、フォトダイオードを用いた光検出器により、信号光を電気信号に変換する。制御部 6 0 は、光源部 3 0、検出部 4 0 および駆動制御部 5 0 を同期制御するとともに、検出部 4 0 により出力された電気信号を処理して、画像を合成し表示部 6 1 に表示する。また、入力部 6 2 から、光走査型内視鏡 1 0 に、走査速度や表示画像の明るさ等、種々の設定を行うことができる。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、光走査型内視鏡本体 2 0 を概略的に示す概観図である。光走査型内視鏡本体 2 0 は、操作部 2 2 および挿入部 2 3 を備え、操作部 2 2 の一方の端部と挿入部 2 3 の一方の端部とは接続されて一体となっている。操作部 2 2 には、光源部 3 0 からの照明用光ファイバ 1 1、検出部 4 0 からの複数の検出用光ファイバ 1 2、および、駆動制御部 5 0 からの配線ケーブル 1 3 が、それぞれ接続されている。これら照明用光ファイバ 1 1、検出用光ファイバ 1 2 および配線ケーブル 1 3 は挿入部 2 3 内部を通じて、挿入部 2 3 の操作部 2 2 と接続されている端部とは別の端部である先端部 2 4 (図 2 における破線部内の部分)まで導かれている。

10

【 0 0 2 2 】

図 3 は、図 2 の光走査型内視鏡本体 2 0 の挿入部 2 3 の先端部 2 4 を拡大して示す断面図である。また、図 4 は、図 3 の駆動部 7 0 を拡大して示す図であり、(a)はその全体を、(b)は照明用光ファイバ 1 1 および磁石の概観を示す図である。先端部 2 4 は、駆動部 7 0、投影用レンズ 2 5 を備えるととともに、挿入部 2 3 を通る照明用光ファイバ 1 1、検出用光ファイバ 1 2 および、様々な処置具を挿通するための鉗子穴 2 7 が延在している。ここで、図示していないが、検出用光ファイバ 1 2 の先端に検出用レンズを備えていても良い。

20

【 0 0 2 3 】

照明用光ファイバ 1 1 は、先端部 2 4 の内部に固定された取付環 2 6 により一部が固定された固定部 1 1 a となっており、固定部 1 1 a からレーザ光を観察対象物 1 0 0 に向けて射出する先端部 1 1 c までが、揺動可能に支持された揺動部 1 1 b となっている。一方、複数の検出用光ファイバ 1 2 は、それぞれが挿入部 2 3 の外周部を通るように配置され、先端部 2 4 の先端まで延びている。

30

【 0 0 2 4 】

照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b の一部には、照明用光ファイバ 1 1 の軸方向に着磁され貫通孔を有する永久磁石 7 3 が、照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b が貫通孔を通った状態で結合されている。また、揺動部 1 1 b を囲むように、一端部を取付環 2 6 に固定された角型チューブ 7 1 が設けられ、永久磁石 7 3 の 2 つの極と対向する部分の角型チューブ 7 1 のそれぞれ 4 つの側面には、螺旋状の偏向磁場発生用の電磁コイル 7 2 a ~ 7 2 h が設けられている。電磁コイル 7 2 a ~ 7 2 h は、配線ケーブル 1 3 に接続され、駆動制御部 5 0 に接続されている。駆動制御部 5 0 は、電磁コイル 7 2 a ~ 7 2 h に電流を印加することにより、観察対象物 1 0 0 上に X 方向および X 方向に直交する Y 方向よりなる面内でレーザ光を走査することができる。

40

【 0 0 2 5 】

さらに、投影用レンズ 2 5 は、先端部 2 4 の最先端に配置される。投影用レンズ 2 5 は、照明用光ファイバ 1 1 の先端部 1 1 c から射出されたレーザ光が、観察対象物 1 0 0 上に略集光するように構成されている。また、検出用レンズが配置される場合は、観察対象物 1 0 0 上に集光されたレーザ光が、観察対象物 1 0 0 により反射、散乱、屈折等をした光(観察対象物 1 0 0 と相互作用した光)又は蛍光等を検出光として取り込み、検出用レンズの後に配置された検出用光ファイバ 1 2 に集光、結合させるように配置される。

【 0 0 2 6 】

図 5 は、図 1 の光走査型内視鏡 1 0 の光源部 3 0 の概略構成を示す図である。光源部 3

50

0 は、それぞれ、赤、緑および青の三原色の CW（連続発振）レーザ光を射出するレーザ光源 3 1 R, 3 1 G, 3 1 B と、ダイクロイックミラー 3 2 a, 3 2 b と、AOM（音響光学モジュレータ）3 3 と、レンズ 3 4 とを備える。赤色のレーザ光源 3 1 R としては、例えば、LD（半導体レーザ）を使用することができる。また、緑色のレーザ光源 3 1 G としては、例えば、DPSLレーザ（半導体励起固体レーザ）を使用することができる。さらに、青色のレーザ光源 3 1 B としては、例えば、LDを使用することができる。

【0027】

レーザ光源 3 1 R を出射したレーザ光の光路と、レーザ光源 3 1 G を出射したレーザ光の光路とは、所定の点で交差するように配置され、それらの交差する位置にダイクロイックミラー 3 2 a が設けられる。ダイクロイックミラー 3 2 a は、赤色の波長帯域の光を透過させ、緑色の波長帯域の光を反射させる光学特性を有し、レーザ光源 3 1 R から出射しダイクロイックミラー 3 2 a を透過した赤色のレーザ光と、レーザ光源 3 1 G から出射してダイクロイックミラー 3 2 a により反射される緑色のレーザ光とが、合波される角度で配置される。

10

【0028】

さらに、赤色のレーザ光と緑色のレーザ光とを合波したレーザ光の光路と、レーザ光源 3 1 B を出射した青色のレーザ光の光路とは、所定の点で交差するように配置され、それらの交差する位置にダイクロイックミラー 3 2 b が設けられる。ダイクロイックミラー 3 2 b は、赤色の波長帯域の光と緑色の波長帯域の光とを透過させ、青色の波長帯域の光を反射させる光学特性を有し、ダイクロイックミラー 3 2 a で合波されダイクロイックミラー 3 2 b を透過したレーザ光と、レーザ光源 3 1 B から出射してダイクロイックミラー 3 2 b により反射される青色のレーザ光とが、合波される角度で配置される。このようにして、それぞれのレーザ光源 3 1 R, 3 1 G, 3 1 B を出射した赤、緑、青の 3 原色のレーザ光が合波されることにより白色のレーザ光となる。

20

【0029】

AOM 3 3 は入射する光を強度変調する素子であり、遮光状態と透光状態とを連続的に、かつ高速に切り替えることができる。ダイクロイックミラー 3 2 a, 3 2 b により合波された白色のレーザ光は、AOM 3 3 が透光状態の場合 AOM 3 3 を透過し、レンズ 3 4 により照明用光ファイバ 1 1 の入射端に入射される。AOM 3 3 は、図 1 の制御部 6 0 と電氣的に接続されている。なお、レーザ光源 3 1 R, 3 1 G, および 3 1 B 並びにダイクロイックミラー 3 2 a および 3 2 b の配置は、これに限られず、例えば、緑色および青色のレーザ光を合波した後、赤色のレーザ光を合波するようにしても良い。

30

【0030】

図 6 は、図 1 の光走査型内視鏡 1 0 の検出部 4 0 の概略構成を示す図である。検出部 4 0 は、赤、緑および青の各色に対応する光を検出するためのフォトダイオードを用いた受光器 4 1 R, 4 1 G, 4 1 B、ダイクロイックミラー 4 2 a, 4 2 b およびレンズ 4 3 を備える。検出部 4 0 には、複数の検出用光ファイバ 1 2 が束ねられて接続されている。

【0031】

レーザ光の照射により観察対象物 1 0 0 により反射されあるいは観察対象物 1 0 0 で発生し、検出用光ファイバ 1 2 を通りその出射端から出射した信号光は、レンズ 4 3 により略平行な光束となる。略平行光束となった信号光の光路上には、ダイクロイックミラー 4 2 a および 4 2 b が、光路の方向に対して傾いて配置されている。ダイクロイックミラー 4 2 b は、青色の波長帯域の光を反射させ、赤色および緑色の波長帯域の光を透過させる光学特性を有し、レンズ 4 3 で平行光束となった信号光から青色の信号光を分離する。分離された青色の信号光は、受光器 4 1 B により検出され、電気信号に変換される。また、ダイクロイックミラー 4 2 a は、緑色の波長帯域の光を反射させ、赤色の波長帯域の光を透過させる光学特性を有し、ダイクロイックミラー 4 2 b を透過した信号光を赤色と緑色の信号光とに分離する。分離された赤色および緑色の信号光は、それぞれ受光器 4 1 R および受光器 4 1 G により検出され電気信号に変換される。

40

【0032】

50

なお、受光器 4 1 R , 4 1 G および 4 1 B は、図 1 の制御部 6 0 に電氣的に接続されている。また、受光器 4 1 R , 4 1 G , および 4 1 B 並びにダイクロイックミラー 4 2 a および 4 2 b の配置は、これに限られず、例えば、信号光から赤色の光を分離した後、さらに緑色と青色の信号光を分離するような配置としても良い。

### 【 0 0 3 3 】

制御部 6 0 は、駆動制御部 5 0 を介して光走査型内視鏡本体 2 0 の駆動部 7 0 を振動駆動させ、照明用光ファイバ 1 1 から出射するレーザ光を、観察対象物 1 0 0 上で螺旋状に走査（スパイラル走査）させる。具体的には、電磁コイル 7 2 a ~ 7 2 h に電流を印加して、x および y 方向のそれぞれに次のような振動を生じせしめるようにする。

$$x = \sin ( \quad m t ) \cdot \sin ( \quad x t )$$

$$y = \sin ( \quad m t ) \cdot \sin ( \quad y t + 9 0 ^{\circ} )$$

ここで、 $\quad x$  と  $\quad y$  と ( $\quad x = \quad y$ ) は駆動角周波数であり、 $\quad m$  は振幅変調の変調角周波数である。図 7 の ( a ) は x 方向の振動の時間変化を、( b ) は x 方向に直交する y 方向の振動の時間変化を示す図であり、( c ) は x 方向および y 方向の振動を合成して得られる x y 平面内での目的とするレーザ光の走査軌跡を説明する図である。図 7 ( c ) の走査軌跡は、振幅変調の半周期分に相当する。図 7 ( c ) に示すように、レーザ光の走査軌跡は螺旋状となる。このように、ファイバの前記揺動部を直交する 2 軸方向に 9 0 ° の位相差で振動させることで、回転対称に近い（外周が円形に近い）走査軌跡が得られる。

### 【 0 0 3 4 】

このように、照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b を振動させると、周波数空間では図 8 に示すように駆動周波数 ( $f_x = \quad x / 2 = \quad y / 2$ ) の高周波数側および低周波数側に側帯波 ( $f_x \pm f_m$ ,  $f_m = \quad m / 2$ ) が現れる。本発明者らの検討によれば、照明用光ファイバ 1 1 の駆動周波数を、ファイバの準共振周波数にずらしても走査軌跡に歪が生じる理由は、この側帯波が、準共振周波数よりも共振周波数の近傍に位置する不安定領域に存在することにある。図 9 を用いてこれを説明する。図 9 は、低周波数側準共振周波数  $f_{q1}$  を駆動周波数としてスパイラル走査を行う場合の周波数スペクトルと共振周波数近傍の不安定領域との関係を説明する図である。図 9 の曲線のグラフは、駆動部 7 0 により振幅変調無しで同じ駆動エネルギーで駆動周波数を変化させた場合の、照明用光ファイバ 1 1 の先端部 1 1 c の振幅の変化を示したものである。グラフの振幅が最も大きくなる周波数が共振周波数  $f_r$  である。また、周波数  $f_{q1}$  および  $f_{qh}$  はそれぞれ共振周波数の低周波数側および高周波数側の準共振周波数である。周波数  $f_{q1}$  と  $f_{qh}$  との間の共振周波数近傍の領域は、振動波形が不安定となる不安定領域である。図 9 に示すように、駆動周波数  $f_x$  を低周波数側の準共振周波数  $f_{q1}$  に設定すると、高周波数側（周波数が  $f_x + f_m$ ）の側帯波が、共振周波数近傍の不安定領域に属することとなる。また、駆動周波数を  $f_x$  を高周波数側準共振周波数  $f_{qh}$  に設定しても、同様に低周波数側（周波数が  $f_x - f_m$ ）の側帯波が、共振周波数近傍の不安定領域に属することとなる。

### 【 0 0 3 5 】

そこで、本発明では、図 1 0 に示すように側帯波も含めて共振周波数の不安定領域外に位置するように、駆動周波数 ( $f_x$ ) は変調周波数 ( $f_m$ ) を考慮して設定する。すなわち、

$$\text{駆動周波数} = \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

または

$$\text{駆動周波数} = \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

とすれば、側帯波も含めて周波数スペクトルが高周波数側および低周波数側の準共振周波数 ( $f_{qh}$ ,  $f_{q1}$ ) の間の共振周波数近傍の不安定領域には無いので、スパイラル走査の走査軌跡が安定する。

### 【 0 0 3 6 】

一方、駆動周波数が共振周波数から離れるとともに、照明用光ファイバ 1 1 の振幅は急速に小さくなる。照明用光ファイバ 1 1 の振幅は、共振周波数で振動駆動した場合の振幅 ( A ) の 1 0 分の 1 以上の振幅が有ることが望ましい。これ以下の振幅では、振動駆動の

10

20

30

40

50

エネルギー効率が悪い。振幅が10分の1以下では、所望の振幅を得るためにはコイルを共振周波数で駆動する場合の10倍以上の電流を流す必要がある。その場合の発熱量の増加も10倍以上となるため、実用性を考慮した場合、10分の1以上の振幅があることが好ましい。よって、駆動周波数は、

$$\text{上限周波数} = \text{駆動周波数} = \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

または

$$\text{下限周波数} = \text{駆動周波数} = \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

とすることが好ましい。ここで、上限周波数および下限周波数は、それぞれ、共振周波数の高周波数側および低周波数側で、駆動部70の駆動によるファイバの振動の振幅が、共振周波数で駆動した場合の10分の1となるときの周波数 ( $f_{max}$ ,  $f_{min}$ ) である。

10

#### 【0037】

さらに、エネルギー効率の面からは、駆動周波数は共振周波数により近いほうが好ましい。したがって、駆動周波数を

$$\text{駆動周波数} = \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

または

$$\text{駆動周波数} = \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

とするのが好ましい。

#### 【0038】

次に、駆動周波数が本発明の条件を満たす場合に、振幅変調を伴う走査軌跡が安定化することを示すために、駆動信号の振幅変調による走査軌跡の振幅および位相の変化について測定を行った結果について説明する。図11は、振幅変調による振幅および位相の変化の測定方法を説明する図であり、図11(a)は振幅変調を伴わない走査軌跡の測定を説明し、図11(b)は振幅変調を伴う場合の走査軌跡の測定を説明する図である。まず、手順1として、図11(a)に示すように、振幅変調をしない状態で、一方向について一定周期(振動周期)ごとに走査位置を示す点の位置を時間とともにプロットする。ここで、振幅の中央にプロットされた点が直線的に並ぶことを確認する。次に、手順2として、図11(b)に示すように、三角波または正弦波等により振幅0(図11(b)において上端部および下端部の振幅)と最大振幅との間で振幅変調を行いながら、図11(a)の場合と同様に一定周期ごとに点をプロットする。このようにして得られた点の集合が構成する曲線を位相曲線と呼ぶ。ここで、プロットされた位相曲線が直線にならない場合は、位相に変化が生じていることを意味する。このような位相の変化は軌跡の歪みに繋がり、直線的な振動の場合は走査軌跡の形状を楕円形状へと変化させる。

20

30

#### 【0039】

図12は、異なる変調周波数および駆動周波数についての、振幅変調による振幅および位相の変化の測定結果を示す図である。この測定では、まず、駆動部70の振幅変調を行わず準共振周波数で振動駆動して、位相曲線を測定した。図12(a)に示すように、振幅変調を行わない場合、波形の歪みは生じないので位相曲線はほぼ直線となる。

#### 【0040】

次に、駆動部70を3.7Hzで振幅変調し低周波数側準共振周波数で振動駆動した場合、図12(b)に示すように位相曲線が湾曲し、位相変化が生じていることが確認された。さらに、図12(b)の上端部および下端部に位置する走査軌跡(図12では軌跡の包絡線を示す)の振幅の最小値(走査軌跡の節の部分)がゼロまで落ちなかった。走査軌跡の振幅の最小値がゼロまで落ちないということは、スパイラル走査を行った場合に、走査中心に走査されない領域が円形に残ってしまうことを意味する。その結果、得られた信号を画像化した場合、画像の中心が抜けてしまい、ドーナツ形状のような画像となってしまう。そこで、駆動部70を3.7Hzで振幅変調し、且つ、低周波数側準共振周波数より3.7Hz低い駆動周波数で振動駆動すると、図12(c)に示すように、位相曲線の湾曲がかなり小さくなり、すなわち、位相ずれが小さくなるとともに、走査軌跡の振幅の最小値が実質的にゼロになった。これによって、観察対象物100の走査中心まで走査す

40

50

ることが可能になり、画像の中心の抜けを無くすことができる。なお、走査軌跡が実質的にゼロであるとは、振幅の最小値が最大振幅の3.5%以内であると定義する。前述のように、ファイバの最大振幅が0.1mm以上あることが好ましいのに対して、シングルモードファイバのMFDが3.5μmであることから、振幅の最小値が最大振幅の3.5%以下であれば、最小振幅の際のレーザー光の軌道がほぼ走査中心に重なるためである。

【0041】

図12(d)は、駆動部70を7.4Hzで振幅変調し、低周波数側準共振周波数より3.7Hz低い駆動周波数で振動駆動した場合を示している。この場合は、図12(b)と同様に位相曲線が湾曲し、走査軌跡の上端部および下端部の振幅の最小値がゼロにならない。このため、観察対象物100の走査中心に走査されない領域が円形に残ってしまい、得られた信号を画像化した場合、ドーナツ形状のような穴の開いた画像となってしまう。そこで、駆動部70を7.4Hzで振幅変調し、且つ、低周波数側の準共振周波数より7.4Hz低い駆動周波数で振動駆動すると、図12(e)に示すように、位相曲線の湾曲がかなり小さくなり、すなわち、位相ずれが小さくなるとともに、走査軌跡の振幅の最小値が実質的にゼロとなっている。これによって、走査中心まで走査することが可能になり、画像の中心の抜けを無くすことができる。なお、駆動部70を7.4Hzで振幅変調し、準共振周波数で振動駆動した場合についても測定を行ったが、その場合は、波形が著しく不安定となったため図12には図示していない。

【0042】

上記の例は、変調周波数を3.7Hzおよび7.4Hzとした例であるが、他の変調周波数を用いた場合でも同様の効果が見込まれる。例えば、スパイラル走査で30Hzのフレームレートで振幅変調を行い動画像を取得する場合は、変調周波数を30Hzとし、駆動周波数を低周波数側共振周波数より30Hz低い周波数とすれば良い。

【0043】

以上のように、駆動周波数を

$$\text{駆動周波数} = \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

とすると、位相曲線の湾曲が小さくなると共に、走査軌跡の振幅の最小値が実質的にゼロとなった。

【0044】

以上の説明は、駆動周波数を低周波数側準共振周波数から低周波数側にずらした場合であるが、駆動周波数を高周波数側準共振周波数から高周波数側にずらした場合でも、同様の結果が得られる。そして、

$$\text{駆動周波数} = \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

を満たす駆動周波数で駆動すれば、スパイラル走査によって、走査中心まで観察対象物100の走査が可能になる。

【0045】

さらに、共振周波数近傍の不安定領域に周波数スペクトルが重ならず、かつ、共振周波数による駆動時の10分の1以上の振幅を得るために、走査型内視鏡1の駆動周波数を

$$\text{上限周波数} \quad \text{駆動周波数} \quad \text{高周波数側準共振周波数} + \text{変調周波数}$$

または

$$\text{下限周波数} \quad \text{駆動周波数} \quad \text{低周波数側準共振周波数} - \text{変調周波数}$$

とすることによって、光源部30から出射されたレーザー光が、観察対象物100上の所定の領域について、変調周波数により所定の領域全体をらせん状に繰り返し走査することができる。その結果、レーザー光の照射により、観察対象物100から得られる反射光、散乱光または蛍光等は、検出用光ファイバ12を介して検出部40で検出され、制御部60により、中心部に抜けのない画像を、変調周波数の周期で繰り返し生成し表示部61に出力することができる。

【0046】

次に、第1実施の形態において、非線形振動の影響が大きい場合について説明する。共振周波数近傍における非線形振動の影響が大きい場合には、照明用光ファイバ11の先端

10

20

30

40

50

部 1 1 c の駆動周波数に対する振幅のグラフは、振幅が大きくなるほど、図 1 3 に一例を示すように低周波数側または高周波数側に曲がった形状となる。図 1 3 では共振周波数近傍の不安定領域を破線で挟まれた領域で示している。このとき、共振周波数近傍の不安定領域は、グラフの曲がっている方向に、より拡張される。グラフが低周波数側と高周波数側で対称ではないため、低周波数側の準共振周波数と高周波数側の準共振周波数とは、同じエネルギーで照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b を駆動しても、得られる振幅が異なっている。図 1 3 では、高周波数側（グラフの曲がっていない側）の方が、より大きい振幅が得られる。

#### 【 0 0 4 7 】

したがって、駆動部 7 0 による駆動周波数を変化させ、横軸に駆動周波数、縦軸に照明用光ファイバ 1 1 の先端部 1 1 c の振幅をとり作成したグラフが、共振周波数を中心に非対称性を示す場合、高周波数側準共振周波数における前記振幅が、低周波数側準共振周波数における振幅よりも大きいときは駆動周波数を、

上限周波数 駆動周波数 高周波数側準共振周波数 + 変調周波数  
とし、低周波数側準共振周波数における振幅が、高周波数側準共振周波数における振幅よりも大きいときは駆動周波数を、

下限周波数 駆動周波数 低周波数側準共振周波数 - 変調周波数  
とすることができる。これにより、より大きい照明用光ファイバ 1 1 の先端部 1 1 c の振幅が得られる方の駆動周波数の範囲に属する駆動周波数により、照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b を振動駆動することができ、より高いエネルギー効率で照明用光ファイバ 1 1 を駆動することが可能になる。

#### 【 0 0 4 8 】

図 1 4 は、実験結果より得られた、駆動周波数に対する照明用光ファイバ 1 1 の先端部 1 1 c の振幅の一例を示すグラフである。この例では、駆動周波数 3 7 3 . 5 H z および 3 7 6 H z が、それぞれ低周波数側および高周波数側の準共振周波数 ( $f_{q1}$ ,  $f_{qh}$ ) となっている。すなわち、これら 3 7 3 . 5 H z と 3 7 6 H z との間の領域が不安定領域である。この場合、高周波数側の駆動周波数の方が、少ない駆動エネルギーで低周波数側より大きな振幅を得ることができる。

#### 【 0 0 4 9 】

(第 2 実施の形態)

図 1 5 は、第 2 実施の形態に係る走査型内視鏡の先端部 2 4 を拡大して示す図である。本実施の形態は、第 1 実施の形態に係る走査型内視鏡において、駆動部を永久磁石と電磁コイルを用いたものに代えて、圧電素子を用いたものである。また、図 1 6 ( a ) は、図 1 5 の先端部 2 4 の圧電素子 8 2 a ~ 8 2 d を含む振動駆動機構および照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b を示す側面図であり、図 1 6 ( b ) は図 1 6 ( a ) の A - A 断面図である。

#### 【 0 0 5 0 】

駆動部 8 0 は、取付環 2 6 により光走査型内視鏡本体 2 0 の挿入部 2 3 の内部に固定されたアクチュエータ管 8 1、並びに、アクチュエータ管 8 1 内に配置される圧電素子 8 2 a ~ 8 2 d、及び、内部を照明用光ファイバ 1 1 が貫通したファイバ保持部材 8 3 を含んで構成される。照明用光ファイバ 1 1 は、ファイバ保持部材 8 3 で支持されるとともにファイバ保持部材 8 3 で支持された固定端 1 1 a から先端部 1 1 c までが、揺動可能に支持された揺動部 1 1 b となっている。ファイバ保持部材 8 3 の 4 つの側面は、それぞれ + X 方向および + Y 方向並びにこれらの反対方向に向いている。そして、ファイバ保持部材 8 3 の + X 方向および - X 方向には X 方向駆動用の一対の圧電素子 8 2 a、8 2 c が固定され + Y 方向および - Y 方向には Y 方向駆動用の一対の圧電素子 8 2 b、8 2 d が固定される。

#### 【 0 0 5 1 】

また、各圧電素子 8 2 a ~ 8 2 d には、駆動制御部 5 0 からの配線ケーブル 1 3 が接続されている。駆動制御部 5 0 は、X 方向の圧電素子 8 2 a、8 2 c および Y 方向の圧電素

10

20

30

40

50

子 8 2 b , 8 2 d に振動電圧を印加して、照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b を振動駆動する。第 1 実施の形態と同様に、X 方向と Y 方向とで互いに位相を 9 0 度異ならせるとともに、それぞれの方向に、変調周波数で振幅変調することによって、観察対象物 1 0 0 をスパイラル走査することができる。その他の構成、作用は、第 1 実施の形態と同様であるので、同一または対応する構成要素には同一参照符号を付して説明を省略する。

#### 【 0 0 5 2 】

本実施の形態によれば、駆動部 8 0 として永久磁石と電磁コイルとの組み合わせではなく圧電素子 8 2 a ~ 8 2 d を用いて、照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b を振動駆動することができる。このため、第 1 実施の形態と同様に、照明用光ファイバ 1 1 の揺動部 1 1 b を駆動周波数で振動させるとともに、照明用光ファイバ 1 1 の振動の振幅をゼロと所定の最大値との間で変調周波数により変動させ、駆動周波数を、

上限周波数 駆動周波数 高周波数側準共振周波数 + 変調周波数  
または

下限周波数 駆動周波数 低周波数側準共振周波数 - 変調周波数  
とすることにより、観察対象物 1 0 0 の走査を行う場合の走査軌跡が安定し、観察対象物の走査中心部からもレーザー光の照射により信号の検出が可能となる。

#### 【 0 0 5 3 】

なお、本発明は、上記実施の形態にのみ限定されるものではなく、幾多の変形または変更が可能である。たとえば、上記実施の形態では、光源部に 3 つの波長の異なるレーザーを用いたが、光源部は単一のレーザーであっても良い。さらに、C W (連続発振) レーザ光でなく、パルスレーザー光であっても良い。また、レーザー光の走査方法は直交する 2 方向に同じ振幅で振動駆動する走査に限られず、例えば走査軌跡が一軸方向に長い走査方法も可能である。また、振幅変調は正弦波によるものに限られず、三角波のように振幅ゼロと最大振幅との間で、繰り返し振動するものであれば良い。

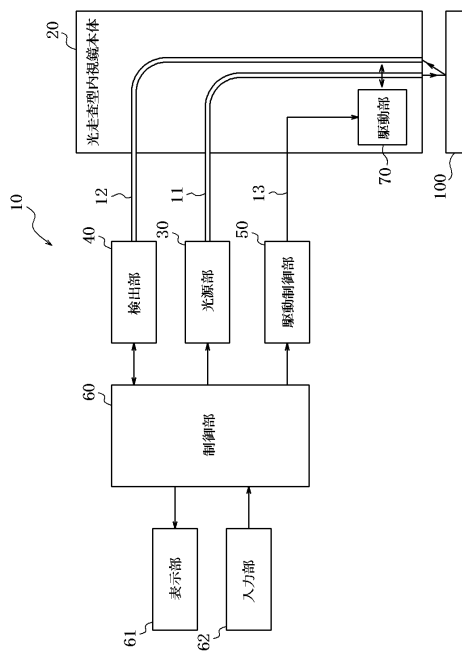
#### 【 符号の説明 】

#### 【 0 0 5 4 】

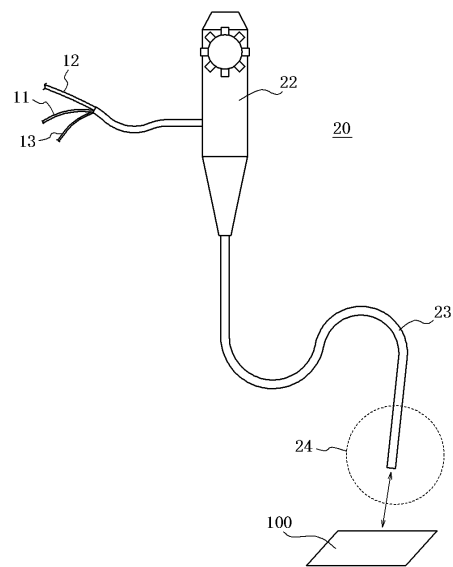
1 0	光走査型内視鏡	
1 1	照明用光ファイバ	
1 1 a	固定部	
1 1 b	揺動部	30
1 1 c	先端部	
1 2	検出用光ファイバ	
1 3	配線ケーブル	
2 0	光走査型内視鏡本体	
2 2	操作部	
2 3	挿入部	
2 4	先端部	
2 5	投影用レンズ	
2 6	取付環	
2 7	鉗子穴	40
3 0	光源部	
3 1 R , 3 1 G , 3 1 B	レーザー光源	
3 2 a , 3 2 b	ダイクロイックミラー	
3 3	A O M (音響光学モジュレータ)	
3 4	レンズ	
4 0	検出部	
4 1 R , 4 1 G , 4 1 B	受光器	
4 2 a , 4 2 b	ダイクロイックミラー	
4 3	レンズ	
5 0	駆動制御部	50

- 60 制御部
- 61 表示部
- 62 入力部
- 70 駆動部
- 71 角型チューブ
- 72 a ~ 72 h 電磁コイル
- 73 永久磁石
- 80 駆動部
- 81 アクチュエータ管
- 82 a ~ 82 d 圧電素子
- 83 ファイバ保持部材
- 100 観察対象物

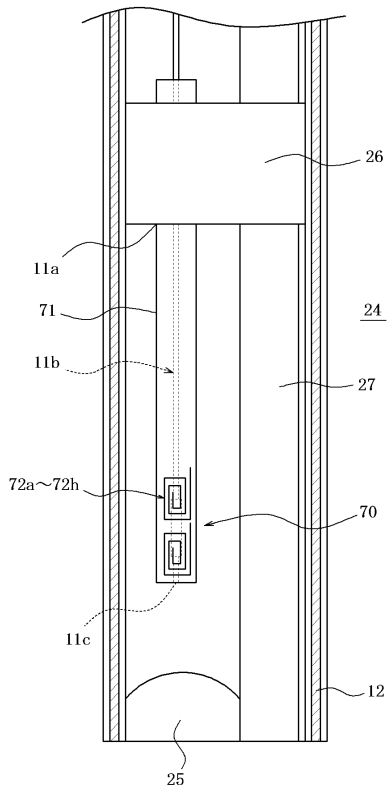
【図1】



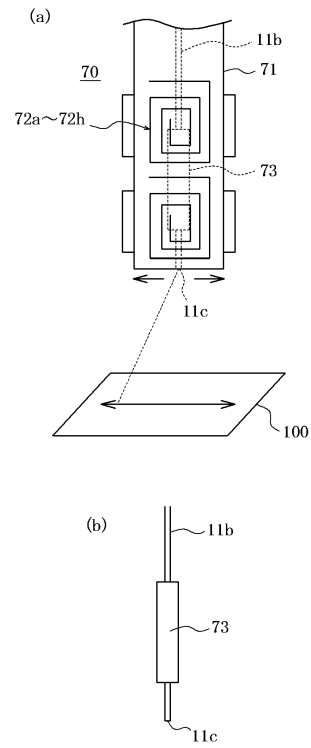
【図2】



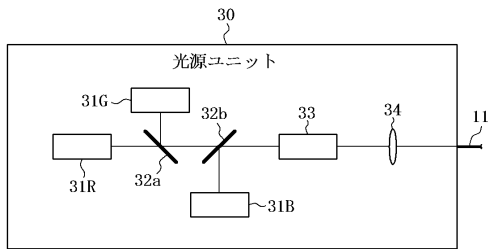
【図3】



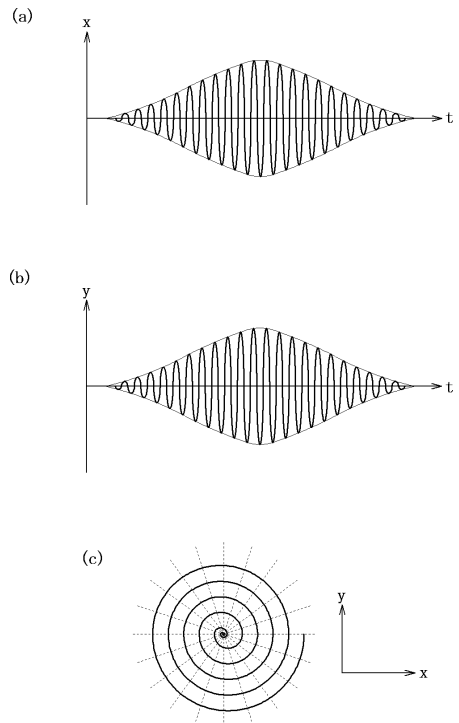
【図4】



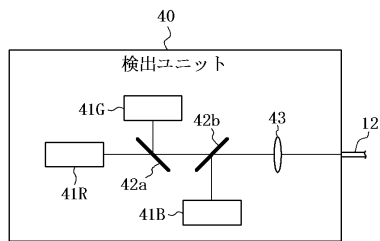
【図5】



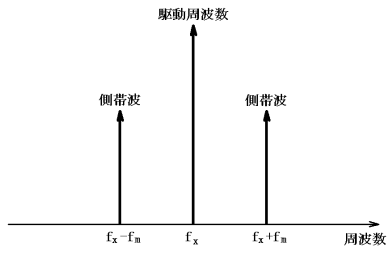
【図7】



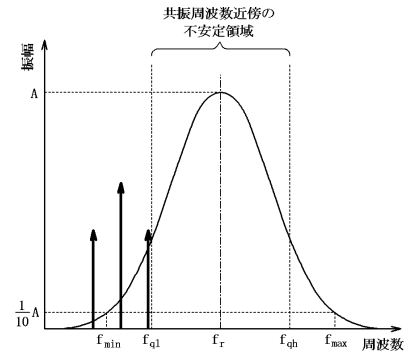
【図6】



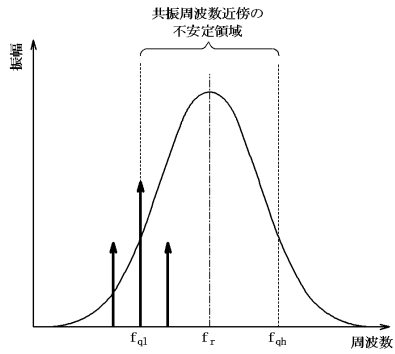
【図 8】



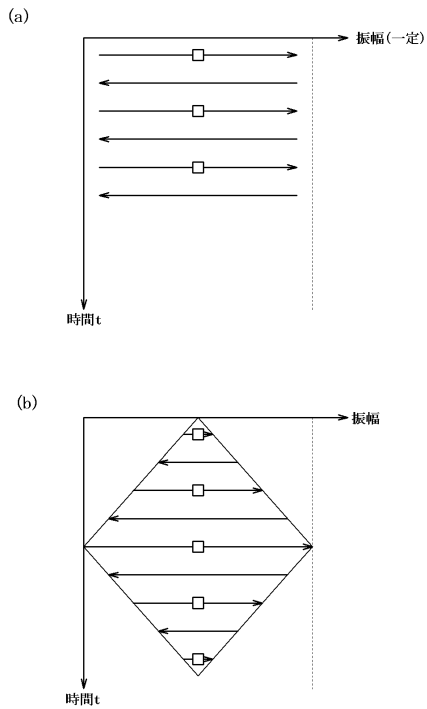
【図 10】



【図 9】



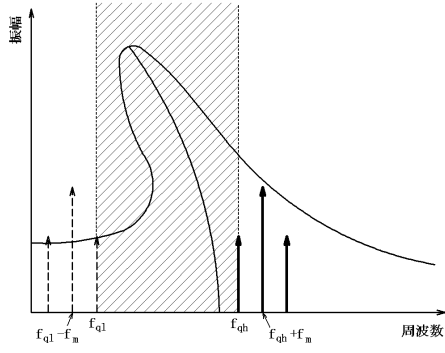
【図 11】



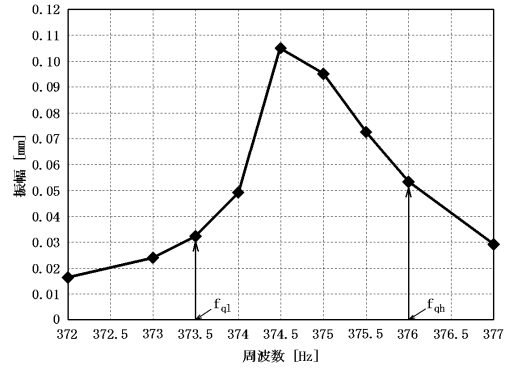
【図 12】

駆動周波数 変調周波数	準共振-7.4Hz	準共振-3.7Hz	準共振
変調なし			(a) 位相曲線 走査軌跡
3.7Hz		(c) 位相曲線 走査軌跡	(b) 位相曲線 走査軌跡
7.4Hz	(e) 位相曲線 走査軌跡	(d) 位相曲線 走査軌跡	

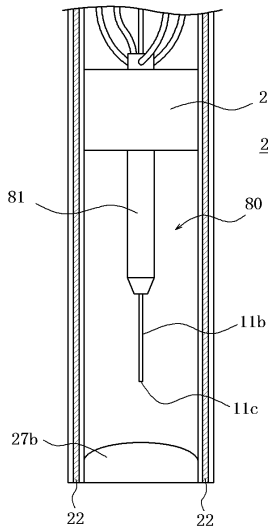
【図 13】



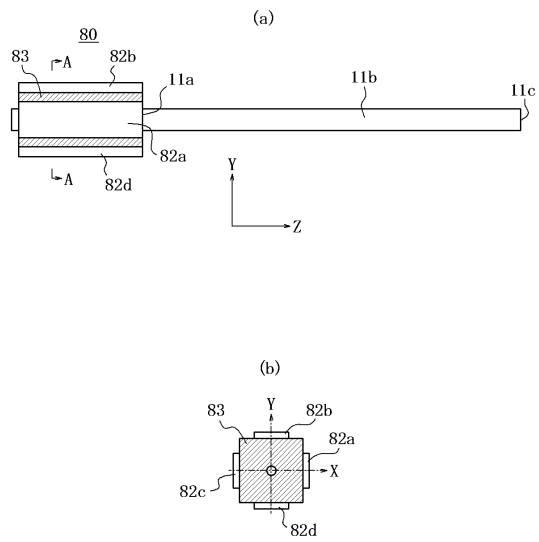
【図 14】



【図 15】



【図 16】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 山田 雅史  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 雙木 満  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内

審査官 殿岡 雅仁

- (56)参考文献 特表2010-527028(JP,A)  
特開2012-152244(JP,A)  
米国特許出願公開第2007/0213618(US,A1)  
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)

G02B 23/24 - 23/26  
A61B 1/00 - 1/32  
G02B 21/00 - 21/36  
G02B 26/10 - 26/12

专利名称(译)	光学扫描内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP6071591B2</a>	公开(公告)日	2017-02-01
申请号	JP2013014814	申请日	2013-01-29
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	藤原真人 西村淳一 山田雅史 雙木満		
发明人	藤原 真人 西村 淳一 山田 雅史 雙木 満		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/06 G02B26/10		
FI分类号	G02B23/24.B A61B1/06.A G02B26/10.109 G02B26/10.C A61B1/00.524 A61B1/07.730 G02B21/06		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA12 2H045/AE05 2H045/BA14 2H052/AA07 2H052/AC15 2H052/AC26 2H052/AF14 4C161/FF46 4C161/FF50 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ10		
代理人(译)	杉村健二 下地健一		
审查员(译)	正人Tonooka		
其他公开文献	JP2014145941A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

在执行观察对象的扫描的情况下的扫描轨迹是稳定的，从观察对象的扫描中心，以提供通过激光照射可检测的光扫描型内窥镜信号。光学扫描型内窥镜包括具有固定部分和摆动部分的光纤，并且从摆动部分的尖端向观察对象照射激光，以及振荡光纤的摆动部分的光纤。并且检测单元用于检测通过照射来自观察目标的激光而获得的光。驱动单元，导致在驱动频率的纤维的振荡部的振荡由调制频率基本上为零和预定最大值纤维的振动的幅度之间变化。驱动频率，频率比高频侧半共振频率下（F<sub>QH</sub>）更高的预定上限频率大于通过将调制频率获得的频率（f<sub>最大</sub>）或大于低频侧半共振频率高的频率（f<sub>QL</sub>），比由从预定的下限频率减去调制频率获得的频率较低（F<sub>分钟</sub>）到。The 10

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6071591号 (P6071591)
(45) 発行日 平成29年2月1日(2017.2.1)	(24) 登録日 平成29年1月13日(2017.1.13)	
(51) Int. Cl.	F I	
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	
A61B 1/06 (2006.01)	A61B 1/06 A	
G02B 26/10 (2006.01)	G02B 26/10 I O 9	
	G02B 26/10 C	
請求項の数 4 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-14814(P2013-14814)	(73) 特許権者 00000376 オリンパス株式会社	
(22) 出願日 平成25年1月29日(2013.1.29)	東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(63) 公開番号 特開2014-145841(P2014-145841A)	(74) 代理人 100147485 弁理士 杉村 豊司	
(43) 公開日 平成26年8月14日(2014.8.14)	(74) 代理人 100147692 弁理士 下地 健一	
審査請求日 平成27年9月16日(2015.9.16)	(72) 発明者 藤原 真人 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内	
	(72) 発明者 西村 淳一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内	
最終頁に続く		