

(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2013-92779

(P2013-92779A)

(43) 公開日 平成25年5月16日(2013.5.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 26/10 (2006.01)	G02B 26/10 109	2H040
G02B 21/00 (2006.01)	G02B 26/10 C	2H045
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 21/00	2H052
G06T 1/00 (2006.01)	G02B 23/24 A	4C161
A61B 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 400B	5B047

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 31 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2012-262961 (P2012-262961)
 (22) 出願日 平成24年11月30日 (2012.11.30)
 (62) 分割の表示 特願2007-238297 (P2007-238297) の分割
 原出願日 平成19年9月13日 (2007.9.13)
 (31) 優先権主張番号 60/825,597
 (32) 優先日 平成18年9月14日 (2006.9.14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507171270
 オプティスカン・ピーティーワイ・リミテッド
 オーストラリア・ビクトリア・3168・ノッティング・ヒル・ノーマンビー・ロード・15-17
 (74) 代理人 100108453
 弁理士 村山 靖彦
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100089037
 弁理士 渡邊 隆
 (74) 代理人 100110364
 弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

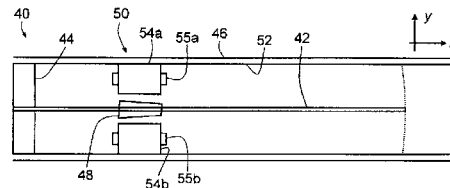
(54) 【発明の名称】 光ファイバ走査装置

(57) 【要約】

【課題】 走査装置および方法を提供すること。

【解決手段】 この装置は、光伝送器と、光伝送器の出口先端部から離れて配置された、光伝送器を支持するための取付台と、光伝送器を、第1の方向に共振的に振動するように、また第1の方向と直交する第2の方向に非共振的に振動するように駆動するための駆動部と、光伝送器の出口先端部が走査パターンを実施するように、光伝送器の第1の方向と第2の方向の振動を同期させるためのシンクロナイザとを備える。駆動部が、光伝送器に対して、取付台と出口先端部との間に駆動力を加える。

【選択図】 図2 A



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

出口先端部を有する光伝送器を走査する方法であって、
 前記光伝送器を、前記出口先端部から離れて配置された取付台内に支持する段階と、
 前記光伝送器に対して、前記取付台と前記出口先端部との間に駆動力を加える段階と、
 前記光伝送器を、第 1 の方向に第 1 の駆動力で共振的に振動するように、また前記第 1 の方向と直交する第 2 の方向に第 2 の駆動力で非共振的に振動するように駆動する段階と、
 前記光伝送器の前記出口先端部が走査パターンを実施するように、前記光伝送器の前記第 1 の方向の振動を、前記光伝送器の前記第 2 の方向の振動と同期させる段階とを含むことを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

前記走査パターンが、前記光伝送器が前記第 1 の方向に正弦振動を、また前記第 2 の方向に直線振動を実施した状態で、直線のラスタ走査に近づくことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記光伝送器を前記第 1 の方向に、機械的共振の第 1 のオーバートーンで振動させる段階を含むことを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記光伝送器上に取り付けられ、軸方向に分極された磁石と、前記磁石を前記第 1 の方向に駆動するための駆動コイル、および前記磁石の前記第 1 の方向の位置を示す位置信号の生成で使用する信号をもたらすためのセンサコイルを備え、前記磁石の両側で前記第 1 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 1 の電磁石コイル対と、前記磁石を前記第 2 の方向に駆動するための、前記磁石の両側で前記第 2 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 2 の電磁石コイル対とで、前記光伝送器を駆動する段階と、
 前記第 1 の方向の光伝送器の振動を維持するために、前記位置信号を使用して正帰還をもたらす段階とを含むことを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 5】

前記位置信号を、画像表示装置を同期させるために使用する段階を含むことを特徴とする、請求項 4 に記載の方法。

30

【請求項 6】

前記位置信号を、前記センサコイルの前記出力信号を積分することによって得る段階を含むことを特徴とする、請求項 4 または 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記駆動コイルを駆動電流で駆動する段階と、前記駆動コイルの磁界によって前記センサコイル内に誘導された電流による前記位置信号の汚染を補償するために、前記駆動電流に比例する信号を前記位置信号から減じる段階とを含むことを特徴とする、請求項 4 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記光伝送器を前記第 1 の方向に、前記第 2 の方向に、または前記第 1 の方向および第 2 の方向の両方に駆動するために、追加のコイルを使用する段階を含むことを特徴とする、請求項 4 から 7 のいずれか一項に記載の方法。

40

【請求項 9】

前記磁石が大幅に回転することなく横方向に移動するように、前記磁石をほぼ振動の腹のところに配置するか、または必要な光伝送器長を最小に抑えるために、オーバートーン周波数対磁石位置の曲線におけるほぼ最小値のところに配置する段階を含むことを特徴とする、請求項 4 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

前記磁石を、振動の腹と、オーバートーン周波数対磁石位置の曲線における最小値の実質

50

的に両方のところに配置する段階を含むことを特徴とする、請求項 4 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 1】

前記光伝送器を、前記第 2 のコイル対の低周波数交流励振で、前記第 2 の方向に非共振的に振動させる段階を含むことを特徴とする、請求項 4 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記光伝送器を、前記第 2 のコイル対の変動直流励振で、前記第 2 の方向に非共振的に振動させる段階を含むことを特徴とする、請求項 4 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 3】

回復力を、ばねまたは前記光伝送器の弾性を用いてもたらず段階を含むことを特徴とする、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記光伝送器が、1本の光ファイバ、または複数の光ファイバ、または光ファイバ束を備えることを特徴とする、請求項 1 から 1 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記第 1 および第 2 の方向の両方に、基本周波数での負帰還をもたらず段階を含むことを特徴とする、請求項 1 から 1 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記光伝送器を、前記第 2 の方向のコンプライアンスとは大幅に異なるコンプライアンスを前記第 1 の方向に有するように取り付ける段階を含むことを特徴とする、請求項 1 から 1 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記光伝送器を、薄い横はり上に取り付ける段階を含むことを特徴とする、請求項 1 から 1 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記光伝送器を、前記第 1 および第 2 の方向の一方が、前記第 1 および第 2 の方向の他方よりも低い共振周波数を有する片持ばり上に取り付ける段階を含むことを特徴とする、請求項 1 から 1 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 9】

出口先端部を有する光伝送器と、
前記光伝送器を支持するための、前記出口先端部から離れて配置された取付台と、
前記光伝送器を、第 1 の方向に第 1 の駆動力で共振的に振動するように、また前記第 1 の方向と直交する第 2 の方向に第 2 の駆動力で非共振的に振動するように駆動するための駆動部と、
前記光伝送器の前記出口先端部が走査パターンを実施するように、前記光伝送器の前記第 1 の方向の振動を、前記光伝送器の前記第 2 の方向の振動と同期させるためのシンクロナイザと

を備える走査装置であって、

前記駆動部は、前記光伝送器に対し、前記取付台と前記出口先端部との間において駆動力を加える

ことを特徴とする走査装置。

【請求項 2 0】

前記光伝送器上に取り付けられ、軸方向に分極された磁石と、

前記磁石を前記第 1 の方向に駆動するための駆動コイル、および前記磁石の前記第 1 の方向の位置を示す位置信号の生成で使用する信号をもたらすためのセンサコイルを備え、前記磁石の両側に前記第 1 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 1 の電磁石コイル対と、

前記磁石を前記第 2 の方向に駆動するための、前記磁石の両側に前記第 2 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 2 の電磁石コイル対と

10

20

30

40

50

を備える駆動部であって、

前記位置信号が、光伝送器の前記第 1 の方向の振動を維持するための帰還をもたらすのに適している

駆動部を備えることを特徴とする、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 21】

前記センサコイルの出力信号を積分して、前記位置信号を生成するための積分器を含むことを特徴とする、請求項 20 に記載の装置。

【請求項 22】

前記駆動コイルの磁界によって前記センサコイル内に誘導された電流による前記位置信号の汚染を補償するために、駆動電流に比例する信号を前記位置信号から減じるように構成されたことを特徴とする、請求項 20 または 21 に記載の装置。

10

【請求項 23】

前記磁石が大幅に回転することなく横方向に移動するように、前記磁石がほぼ振動の腹のところに配置されるか、またはオーバートーン周波数対磁石位置の曲線におけるほぼ最小値のところに配置されるか、または振動の腹と前記オーバートーン周波数対磁石位置の曲線における最小値の実質的に両方のところに配置されることを特徴とする、請求項 20 から 22 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 24】

前記光伝送器を、前記第 2 のコイル対の低周波数交流励振で、前記第 2 の方向に非共振的に振動させるように構成されることを特徴とする、請求項 20 から 23 のいずれか一項に記載の装置。

20

【請求項 25】

前記第 2 のコイル対を励振させ、それによって前記光伝送器を前記第 2 の方向に非共振的に振動させるための変動直流源をさらに備えることを特徴とする、請求項 20 から 24 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 26】

前記光伝送器に回復力をもたらすための、ばねまたは他の弾性機構をさらに備えることを特徴とする、請求項 19 から 25 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 27】

前記取付台が、前記第 1 および第 2 の方向に大幅に異なるコンプライアンスを有することを特徴とする、請求項 19 から 26 のいずれか一項に記載の装置。

30

【請求項 28】

前記光伝送器からの戻り光を処理して、そこから生成された画像を表示するための画像形成システムを備えることを特徴とする、請求項 19 から 27 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 29】

前記装置が、約 3.0 ~ 4.5 mm の直径、および約 23 ~ 30 mm の長さを有することを特徴とする、請求項 19 から 28 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 30】

請求項 19 に記載の走査装置を備えることを特徴とする画像形成装置。

40

【請求項 31】

請求項 19 に記載の走査装置を備えることを特徴とする、顕微鏡、内視鏡、内視顕微鏡、光干渉断層計、共焦点顕微鏡、共焦点内視鏡、または共焦点多光子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、顕微鏡法、（内視顕微鏡法を含む）内視鏡検査法、ならびに共焦点顕微鏡法および共焦点内視鏡検査法における、特定ではあるが決して排他的ではない適用分野の、（光ファイバなどの）光伝送器での走査を実現するための方法および装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

本願は、その内容が参照により全体として本明細書に組み込まれる、2006年9月14日出願の特許文献1の出願日に基づき、その利益を主張するものである。

【 0 0 0 3 】

一部の既存の顕微鏡および内視鏡は、サンプルへの光の供給、およびサンプルからの光収集のために、1本または複数本の光ファイバを使用する。サンプルを画像形成するためには、ファイバの出口先端部を走査することによって、供給された光がサンプル全体にわたって走査される。これは、ファイバによる光の放出後に光を走査することにより、または複数の戻りファイバを設けて光をそれぞれから順次収集することにより、行うことができる。

10

【 0 0 0 4 】

ファイバの走査は、ファイバの出口先端部を、音叉の振動枝などの機械的アクチュエータに取り付けることによって行うことができる。あるいは、一既存手法では、走査運動をファイバ、またしたがってその先端部に付与するために、ファイバの基部に配置されたアクチュエータを使用する。

【 0 0 0 5 】

例えば、小径の内視鏡で使用する、4つの背景技術走査機構10、12、14、16がそれぞれ、図1A～1Dに示してある。図1Aおよび1Bの走査機構10および12はそれぞれ、光ファイバ(図示せず)を支えるための、強磁性体材料からなる非対称音叉18を含む。音叉18の第1の(走査用)枝が軸方向に配置され、固定されたX駆動コイル20が、走査用枝と第2の(バランス用)枝のどちらも取り囲む。Y走査が、シーソー動作によって得られ、それによって音叉18が、Xコイル20内部で振動する。Y走査用の駆動力が、永久磁石22、およびY駆動電流を通す電磁石24で得られる。図1Bの走査機構12では、全体の長さを低減させるために磁気回路が折り曲げられ、Yコイル24が中空である。

20

【 0 0 0 6 】

走査機構10および12の両方での同期化が、音叉18の基部に取り付けられたピエゾセンサで得られ、これは、増幅器を通じて音叉を共振駆動するのに使用される。両機構でのX走査は正弦波状であり、通常、機械的走査の中央半分が画像形成に使用される。ファイバ先端部が遅くなり逆戻りする外側の走査領域は、廃棄される。

30

【 0 0 0 7 】

図1Cの走査機構14は、チューブピエゾドライバを使用する、基礎励振型片持ばりである。このレイアウトは、走査型顕微鏡、バーコードスキャナ、およびワシントン大学で開発された渦巻き走査型内視鏡において見られる。しかし、そのようなシステムには、走査ひずみの制御において問題があるようである。

【 0 0 0 8 】

図1Dを参照すると、特許文献2で開示された走査機構16が、ファイバ28にファイバの基部30の近くで取り付けられたスロット付き磁石26を含み、したがってファイバは、振動片持ばりとして働く。磁石26は、磁石を取り囲む4つの電磁石すなわちコイル32によって、活性化および制御される。

40

【 0 0 0 9 】

これらの走査システムのいくつかの例が、特許文献3、特許文献4、および特許文献5において開示されている。

【特許文献1】米国仮出願第60/825,597号明細書

【特許文献2】国際公開WO04/40267号パンフレット

【特許文献3】米国特許第6,294,775号明細書

【特許文献4】米国特許第6,975,898号明細書

【特許文献5】米国特許第6,845,190号明細書

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 1 0 】

したがって、第 1 の広い態様によれば、本発明は、出口先端部を有する光伝送器を走査する方法であって、

光伝送器を、出口先端部から離れて配置された取付台内に支持すること、

光伝送器に対して、取付台と出口先端部の間に駆動力を加えること、

光伝送器を、第 1 の方向に第 1 の駆動力で共振的に振動するように、また第 1 の方向と直交する第 2 の方向に第 2 の駆動力で非共振的に振動するように駆動すること、および

光伝送器の出口先端部が走査パターンを実施するように、光伝送器の第 1 の方向の振動を、光伝送器の第 2 の方向の振動と同期させること
を含む方法が提供される。

10

【 0 0 1 1 】

走査パターンは、光伝送器が第 1 の方向に正弦振動を、また第 2 の方向に直線振動を実施した状態で、直線のラスタ走査に近づくことができる。

【 0 0 1 2 】

一特定実施形態では、この方法は、光伝送器を第 1 の方向に、機械的共振の第 1 のオーバートーン（2 次の振動とも呼ばれる）で振動させることを含む。

【 0 0 1 3 】

この方法は、

光伝送器上（取付台の近くなど）に取り付けられ、軸方向に分極された磁石と、磁石を第 1 の方向に駆動するための駆動コイル、および磁石の第 1 の方向の位置を示す位置信号の生成で使用する信号をもたらすためのセンサコイルを備え、磁石の両側で第 1 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 1 の電磁石コイル対と、磁石を第 2 の方向に駆動するための、磁石の両側で第 2 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 2 の電磁石コイル対とで、光伝送器を駆動すること、および

20

第 1 の方向の光伝送器の振動を維持するために（また、任意選択で、画像表示装置を同期させるために）、位置信号を使用して正帰還をもたらすこと
を含むことができる。

【 0 0 1 4 】

一実施形態では、この方法は、位置信号を、センサコイルの出力信号を積分することによって得ることを含む。

30

【 0 0 1 5 】

一特定実施形態では、この方法は、駆動コイルの磁界によってセンサコイル内に誘導された電流による位置信号の汚染を補償するために、駆動電流に比例する信号を位置信号から減じることを含むことができる。

【 0 0 1 6 】

これらの実施形態では、第 2 の第 1 の電磁石コイル対の間に収容することができる磁石の体積を最大にするために、磁石を第 2 の方向にテーパ状にすることができる（磁石がその方向に走査されるとき回転するため）。しかし、磁石は、第 1 の方向には、よりテーパ状でなくても、非テーパ状でもよい（磁石が、腹のところまたはその近くに位置付けられたとき、第 1 の方向にほぼ平行に運動するため）。

40

【 0 0 1 7 】

別の実施形態では、光伝送器を第 1 の方向、第 2 の方向、または第 1 の方向および第 2 の方向の両方に駆動するために、追加のコイルを使用することができる。

【 0 0 1 8 】

一実施形態では、この方法は、磁石が大幅に回転することなく横方向に移動するように、磁石をほぼ振動の腹のところに配置するか、または必要な光伝送器長を最小限に抑えるために、オーバートーン周波数対磁石位置の曲線におけるほぼ最小値のところに配置することを含む。別の実施形態では、この方法は、磁石を、振動の腹とオーバートーン周波数対磁石位置の曲線における最小値の実質的に両方のところに配置することを含む。

【 0 0 1 9 】

50

そのような磁石位置の場合、得られる基本共振周波数は、(一部のスキャナに必要な周波数などの)所望の周波数に対して低すぎることがあり、したがって、その周波数の約4倍などのオーバートーン共振(例えば、第1のオーバートーン)を使用することが望ましくなる。

【0020】

この方法は、光伝送器を、第2のコイル対の低周波数交流励振で第2の方向に非共振的に振動させることを含むことができる。

【0021】

すなわち、一部の小型スキャナで利用できる磁力を制限することができ、したがって、いくつかの実施形態では、磁石を光伝送器の取付け位置(または基部)から除去して、先端部の所望の偏向に十分な曲げモーメントを得ることができる(特に、その方向に低周波数交流励振および非共振動作で駆動される場合)。

10

【0022】

一代替実施形態では、この方法は、光伝送器を、第2のコイル対の変動直流励振で、第2の方向に非共振的に振動させることを含む。そうした実施形態では、この方法は、(光伝送器を回復させるための)回復力を、ばねまたは光伝送器の弾性を用いてもたらすことを含むことができる。

【0023】

光伝送器は一般に、1本の光ファイバを備え、光ファイバはシングルモードでよいが、適用分野に応じてそうである必要はない。あるいは、光伝送器は、複数のファイバまたはファイバ束を備えることができ、その場合各ファイバは、シングルモードまたはその他のモードでよい。

20

【0024】

この方法は、第1および第2の方向の両方に、基本周波数での負帰還をもたらすことを含むことができる。

【0025】

このようになされるのは、低基本共振周波数が、外部振動の影響の受けやすさ、および直線駆動内にその周波数前後の任意の信号を生み出すためである。

【0026】

この方法は、光伝送器を、第2の方向のコンプライアンスとは大幅に異なるコンプライアンスを第1の方向に有するように取り付けることを含むことができる。

30

【0027】

この方法は、光伝送器を、薄い横はり上に取り付けることを含むことができる。このはりの主にねじれによるひずみが、さらなるコンプライアンスをもたらし、一方向の共振周波数を低下させる。

【0028】

別の実施形態では、この方法は、光伝送器を、一方の(例えばy)方向の方が、他方の(例えばx)方向よりも低い共振周波数を有する片持ばり上に取り付けることを含む。

【0029】

第2の広い態様によれば、本発明は、
出口先端部を有する光伝送器と、
光伝送器を支持するための、出口先端部から離れて配置された取付台と、
光伝送器を、第1の方向に第1の駆動力で共振的に振動するように、また第1の方向と直交する第2の方向に第2の駆動力で非共振的に振動するように駆動するための駆動部と、

40

光伝送器の出口先端部が走査パターンを実施するように、光伝送器の第1の方向の振動を、光伝送器の第2の方向の振動と同期させるためのシンクロナイザと
を備える走査装置であって、

駆動部は、光伝送器に対し、取付台と出口先端部との間において駆動力を加える走査装置を提供する。

50

【0030】

この装置は、

光伝送器上（取付台の近くなど）に取り付けられ、軸方向に分極された磁石と、磁石を第1の方向に駆動するための駆動コイル、および磁石の第1の方向の位置を示す位置信号の生成で使用する信号をもたらすためのセンサコイルを備え、磁石の両側に第1の方向に配置され、軸方向に向けられた第1の電磁石コイル対と、

磁石を第2の方向に駆動するための、磁石の両側に第2の方向に配置され、軸方向に向けられた第2の電磁石コイル対とを備える駆動部であって、

位置信号が、光伝送器の第1の方向の振動を維持するための帰還をもたらすのに（また、任意選択で、画像表示を同期させるのに）適している駆動部を含むことができる。

10

【0031】

一実施形態では、この装置は、センサコイルの出力信号を積分して位置信号を生成するための積分器を含む。

【0032】

一特定実施形態では、この装置は、駆動コイルの磁界によってセンサコイル内に誘導された電流による位置信号の汚染を補償するために、駆動電流に比例する信号を位置信号から減じるように構成される。

【0033】

これらの実施形態では、第2の第1の電磁石コイル対の間に収容することができる磁石の体積を最大にするために、磁石を第2の方向にテーパ状にすることができる。しかし、磁石は、第1の方向には、よりテーパ状でなくても、非テーパ状でもよい。

20

【0034】

一実施形態では、磁石が大幅に回転することなく横方向に移動するように、磁石がほぼ振動の腹のところに配置されるか、またはオーバートーン周波数対磁石位置の曲線におけるほぼ最小値のところに配置されるか、または振動の腹とオーバートーン周波数対磁石位置の曲線における最小値の実質的に両方のところに配置される。

【0035】

この装置は、光伝送器を、第2のコイル対の低周波数交流励振で、第2の方向に非共振的に振動させるように構成される。

30

【0036】

他の実施形態では、この装置は、第2のコイル対を励振させ、それによって光伝送器を第2の方向に非共振的に振動させるための変動直流源を含む。そうした実施形態では、回復力を光伝送器の弾性によってもたすことができ、あるいは装置は、回復力をもたすためのばねまたは他の弾性機構を含むことができる。

【0037】

光伝送器は一般に、1本の光ファイバを備える。あるいは、光伝送器は、複数のファイバまたはファイバ束を備えてもよい。

【0038】

光伝送器用の（薄い横はりまたは片持ばりなどの）取付台は、前記第1および第2の方向に、大幅に異なるコンプライアンスを有することができる。

40

【0039】

この装置は、光伝送器からの戻り光を処理して、そこから生成された画像を表示するための画像形成システムを含むことができる。

【0040】

本発明は、顕微鏡、内視鏡、内視顕微鏡、または光干渉断層計など、上述の走査装置を備える画像形成装置も提供する。

【0041】

いくつかの実施形態では、画像形成装置が、共焦点顕微鏡または共焦点内視鏡または多光子内視鏡などの共焦点画像形成装置である。

50

【 0 0 4 2 】

本発明をより明確に把握することができるように、ここで諸実施形態を、添付の図面を参照して、例として説明する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 4 3 】

本発明の第 1 の実施形態によるスキャナを、スキャナの断面側面図である図 2 A の 4 0 に概略的に示す。スキャナ 4 0 は、内視鏡の走査機構として使用するように適合され、標準的な光ファイバ 4 2 の形をとる可撓性光伝送器を含み、可撓性光伝送器は、取付台 4 4 内に取り付けられ、概して円筒形のハウジング 4 6 によって取り囲まれる。可撓性光伝送器は、別法としてファイバ束の形をとってもよいが、以下の説明では、話を簡単にするために、「1 本または複数本のファイバ 4 2」ではなく「ファイバ 4 2」と呼ばれることに留意されたい。とはいえ、「1 本または複数本のファイバ 4 2」が、いくつかの実施形態で適切となり得ることを理解されたい。

10

【 0 0 4 4 】

スキャナ 4 0 は、ファイバ 4 2 上で、取付台 4 4 からファイバ長の約 4 分の 1 のところに取り付けられた永久磁石 4 8 も含む。磁石 4 8 の正確な位置については、以下に詳細に論じる。磁石は、磁石を貫通する開口内、または磁石の 1 つの側面のスロット内にファイバを配置することを含む、任意の適切な方法で取り付けることができる。磁石は一般に、定位置に接着剤で保持される。本実施形態では、磁石 4 8 は、その上面にスロット（図示せず）を有し、ファイバがそのスロット内に配置されて、接着剤で保持される。

20

【 0 0 4 5 】

ファイバ 4 2 の、取付台 4 4 から磁石 4 8 までの長さは約 4 mm であり、取付台からファイバ先端部までの長さは 1.8 mm である。ファイバ 4 2 は、約 125 ミクロンの直径を有する。磁石 4 8 の長さは約 2 mm である。この幾何形状は、こうした寸法の標準的なファイバのステフネスに鑑みて適している。磁石 4 8 の取付台 4 4 からの距離は、予想されるよりも長い。所望の Y 偏向を機械的 Q の恩恵を受けることなく得るために使用される。その結果、（約 200 Hz の）基本共振周波数が比較的 low、一部の適用分野での画像形成に適さないことがある。この周波数は、外部振動に共振したリングングによる、歓迎されない干渉に対する影響の受けやすさももたらす。さらに、高速な Y 帰線が、長期間のリングングを誘発し、それが表示された画像内に持ち込まれる恐れがある。重力偏向と共振周波数の直接の関係については、以下により詳細に論じる。

30

【 0 0 4 6 】

スキャナ 4 0 は、ハウジング 4 6 の内壁 5 2 の内側に、磁石 4 8 の周囲に互いに等しく離隔されて配置された 4 つの電磁石コイル 5 0 の形をとる駆動部を含む。4 つのコイルは、2 つの Y コイル 5 4 a、5 4 b（この図中に示されている）、および Y コイルの平面に垂直な平面内に位置合わせされた 2 つの X コイル（図示せず）を備える。各コイルは、楕円形の断面を有し、シリコン鋼またはパーマロイのコア（例えば、コイル 5 4 a のコア 5 5 a）の周囲に巻かれている。各コアは、 ~ 0.8 mm の長軸、および ~ 0.4 mm の短軸からなる楕円形の断面を有し、一特定実施形態では、 0.7 mm の長軸および 0.3 mm の短軸を有する。これらのコイルは、円筒形ハウジング 4 6 の内壁に接し、それぞれのコアによって支持される。コアは、ファイバ取付台 4 4 も取り付けられる枠（図示せず）に取り付けられて、その枠によって支持され、枠の周囲にハウジング 4 6 が嵌められる。

40

【 0 0 4 7 】

以下により詳細に説明するように、ファイバ 4 2 は、第 1 のオーバートーン（電子回路によって自動的に選択される）を使用して、約 850 Hz の動作周波数で x 方向に共振的に駆動される（「高速走査」）。直交（すなわち y）方向は、低周波数交流駆動を使用して、非共振的に走査される。

【 0 0 4 8 】

以下により詳細に論じるが、簡潔に述べると、x 方向のオーバートーン動作は、一方の X コイル（X 駆動コイルと呼ばれる）を使用して駆動力を発生させ、他方の X コイルをセン

50

サ (X センサコイル) として使用することによって得られる。 X センサコイル内に誘導される e m f は、磁石の速度にほぼ比例し、この誘導電圧が電子的手段により積分されて、帰還情報をもたらされる。 X 駆動コイルから直接誘導される電圧もある。これは、駆動電流をサンプリングし、積分された波形からバランス部分 (b a l a n c i n g p r o p o r t i o n) を減じることによって取り消される。

【 0 0 4 9 】

磁石 4 8 の運動に比例する信号が、ファイバ 4 2 を振動させ続けるために、移相後の正帰還としても、通常通りスキャナ 4 0 の出力が最終的に画像表示装置に結合される場合に、そのような表示装置を同期させるためにも使用される。片持ばりを基本周波数で発振させないために、周波数選択性フィルタが帰還経路中に含まれる。この構成は、必要なオーバートーンでの自動スタート型である。

10

【 0 0 5 0 】

Y コイル 5 4 a 、 5 4 b は、 y 方向の振動をもたらす。これらは、バランス、および非共振走査に必要とされるより大きな力をもたらす。その対称性がまた、 X センサコイル内への任意の直接誘導、および Y コイル 5 4 a 、 5 4 b 内への共振駆動信号を低減させる。

【 0 0 5 1 】

y 方向の基本周波数での望ましくない振動の検知は、ブリッジ回路で達成される。磁石 4 8 の運動によって誘導される e m f が分離されて、周波数選択性フィルタによって電子的手段により増大され、負帰還ループ内で使用される。スキャナが動作中でさえ、どんな機械的外乱も検出できるように、監視信号も設けられる。

20

【 0 0 5 2 】

磁石 4 8 は、図 2 A に示す平面内、それに垂直な平面内では前記より少ない角度で、双方において概して台形であり、したがって、取付台 4 4 から離れてテーパ状になることに留意されたい。これは、コイルとの接触を回避しかつ磁石の体積を最大化することによる制約があるときの、この図に示す平衡位置から図の平面内とその平面に垂直な平面内のどちらにもファイバ 4 2 (および、したがって磁石 4 8) を偏向することができる角度を最大にする。

【 0 0 5 3 】

したがって、磁石の運動が設けられた空間に対して最大にされ、このことは小径の内視鏡で使用するのに重要である。同様に、コイル 5 0 が、その体積をその所望の強度に対して最小限に抑えるように設計される。図 3 は、(ハウジング 4 6 内の) Y コイル 5 4 a 、 5 4 b および X コイル 5 6 a 、 5 6 b の断面図である。4 つのコイル全ては、所望の巻き数を維持しながら、コイルより内側にある (ファイバ 4 2 および磁石 4 8 が移動しなければならない) 空間をできるだけ侵害しないように、楕円形である。得られる楕円はそれぞれ、ハウジングの直径の 3 分の 1 を占有して、磁石 4 8 が運動するときに磁石 4 8 に 3 分の 1 を残す。

30

【 0 0 5 4 】

これらのコイルは、最大サイズにおいて、ハウジング 4 6 に等しい曲率で接触し、互いに接触する。磁石の偏向は、弾性は理論および所望の (または必要な) ファイバ先端部の偏向から計算される。次いで、収容することができる最大磁石断面を決定することができる。円形のコイルではなく楕円形を使用する利点は、図 4 A および 4 B から明白である。図 4 A は、ハウジング 6 2 内の 4 つの円形コイル 6 0 (断面で示す)、ならびにファイバおよび磁石用に空いたままにされた網掛け付きの内部空間 6 4 を示す。このようなコイルを、スキャナ 4 0 内で使用することができる。しかし、図 4 B は、4 つの楕円形コイル 6 6 を備えた本実施形態の好ましい構成を示す。ファイバおよび磁石の運動用の網掛け付き内部空間 6 8 は、図 4 A の空間 6 4 の約 2 倍の幅および高さである。追加の内部空間により、円形コイルを用いて可能であるよりも、大きな磁石または大きなはりの偏向が、あるいはその両方が可能になる。

40

【 0 0 5 5 】

ハウジング 4 6 、 またしたがってスキャナ 4 0 の最終的な全体の直径は ~ 4 . 5 m m で

50

あり、長さは～30mmである。実際に、3.5mmの直径を有する、本実施形態によるスキャナを製作した。さらに、3.0mmの直径および23mmの長さを有するバージョンも設計した。また、さらに小さなバージョンを容易に製作することができると想定される。

【0056】

図2Bは、スキャナ40の完全Y偏向での、すなわちファイバ42がその最大の程度までY方向に偏向した状態での、断面側面図である。しかし、スキャナ40は、図2Cに概略的に示すように、X方向には第1のオーバートーンで共振するように構成される。機械的共振走査用の実際的な周波数範囲は、約800～1000Hz（または、場合によっては最大1600Hz）であり、したがって上述のように、スキャナ40は、約850Hzの第1のオーバートーンで共振するように適合される。永久磁石48が、このモードの腹の近くに配置され、したがって磁石は、（先端部のx方向の偏向の方が、y方向の偏向よりも大きいにもかかわらず）遠くに移動せず、移動時には、その残りの位置関係に対して、図2Bに示すY走査において見えるのと同程度に大きな角度ほどは回転されない。このことが、磁石48の図2Cに見える磁石の断面にほとんどテーパを加える必要がなく、またこの最小の偏向の利点を利用するようにその断面のサイズを最大にすることができるという、2つの結果をもたらす。

10

【0057】

ファイバ42に沿った永久磁石48の位置が、大雑把な言い方をすれば、十分な走査振幅をy方向にもたらず（磁石48が取付台44に近いほど、y方向の走査振幅が大きくなる）とともに、十分な間隔をx方向にもたらずように選択される。次いで、その位置は、最適な第1のオーバートーン性能が得られるように調整され、低周波数交流Y偏向の要件との適合性があるかどうか検査される。

20

【0058】

18mmの全ファイバ長について、基本周波数および第1のオーバートーン周波数をコンピュータで計算し、（磁石48の取付台44からの距離の関数として）図5にプロットしてある。基本周波数70は、磁石48の取付台44からの距離に伴って単調に減少する。しかし、オーバートーン周波数72は、約4mmのところを最小値を有し、これは実際、約850Hzの第1のオーバートーン周波数を使用して適切なY偏向をもたらすように選択された位置に近い。この位置は、この所望の周波数に対して最短のファイバを使用し、したがってスキャナの全体の長さを最小限に抑えるという意味において「最適」と述べることができる。

30

【0059】

直径が最優先に考慮すべき点である、（小径チューブの下方に嵌まるように製作された長い剛性のスキャナなどの）小径のスキャナの場合、磁石は、平行磁石運動および最良の間隔を得るために、腹のところに配置される。しかし、スキャナが、可撓性内視鏡の剛性の先端部で使用する場合（剛性先端部の長さが短い場合、こちらの方が一般に有用である）、（オーバートーン）動作の所与の周波数について最短のスキャナ長を実現するために、前述の最小周波数条件が好ましい基準となり得る。磁石を、実際的な間隔を伴って、この2つの理想的な位置の間に配置することができる。そのどちらも、放物線の最小値によって定義され、したがって、性能を犠牲にすることがほとんどない。本実施形態では、磁石48が図5に示す最小値のところに配置され、したがってスキャナ長が最小限に抑えられるが、それによって磁石48が基本的に振動の腹のところに配置され、したがってスキャナの直径を最小限に抑えることもできる。

40

【0060】

図6は、スキャナ40で使用する、正弦ノのこぎり歯状のパターン80を示す。図6は、ハウジング62をファイバ42の先端部82の位置で通る断面図である。先端部82は、その4つの極限偏向箇所において示され、先端部82は、いずれの場合もハウジング62にできるだけ近く、最大に可能な画像をもたらす。一般に、x方向の正弦波状の偏向80のうちで、先端部82が（左から右へなどの）一方向に移動した中央部分84（実曲線

50

で示す)のみが、データ収集に使用される。しかし、スキャナ40は、ほとんど全部の垂直、すなわちy方向の走査(基本的に、直線的なのこぎり歯運動を有する)を使用し、したがって実際には、先端部82のx方向行程の約半分になる。このため、ほぼ正方形の画像が維持される。より大きな程度の画像ゆがみが許容できる、または画像形成後の処理を使用してそのゆがみを低減させる場合、x方向の偏向のより大きな部分を使用することができる。

【0061】

双運動を起こすファイバを、共振時を除いて十分に偏向させることができず、機械的Qが利用される場合のために、他の走査パターンが開発されてきた。これは、交流駆動で駆動されているとき、利用できる駆動力が、ファイバを低周波数で直接偏向させるには小さすぎる場合に生ずる。

10

【0062】

スキャナ40で使用する別の可能な走査パターンは、可変な楕円を有し、その場合、ファイバがチューブに2点(すなわち、楕円の両端部)でしか接触しない。速度の点から、そのような可変な楕円が使用される場合の画像形成に適した面積は、図6に示すパターンでの面積よりもわずかに大きい。楕円形パターンのY振幅を、図1Dに示す楕円形パターンのY振幅に比べて増大させることができるが、次いで表示装置へのマッピングがより困難になる。しかし、一部の適用分野では、そうした走査の制限が、直線の表示装置への直接変換を伴ってさえも許容可能である。

20

【0063】

スキャナ40は、双運動を起こす共振片持ばりを備えるので、その潜在的な問題はふれまわりの問題である。取付台44が、x方向およびy方向に異なるコンプライアンス(compliance: 整合性)をもたらすように設計される。次いで、単一の駆動コイルによって作用される磁石48を用いて、基本的に直線の走査を得ることができる。図7は、取付台44の(z軸に沿って見た)概略図である。取付台44は、ファイバ42の基部を支持する薄い横はり92を備える円形枠90を含む。横はり92は、曲がってx方向の偏向を可能にすることができるよりも容易にねじれてy方向の偏向を可能にすることができる。したがって、上記で論じたように、x方向およびy方向に大幅に異なるコンプライアンスを可能にする。

30

【0064】

あるいは、(例えば、0.1mm厚さおよび1mm幅の)薄いポリマーstrippを、実質的に剛性の取付台の前方で、ファイバ42に横方向に取り付けることもできる。こうすることでも、x方向およびy方向に、大幅に異なるコンプライアンスをもたらすことができる。

【0065】

どんな技法が使用されようとも、(永久磁石48が、x方向に走査しているとき、Yコイル54a、54bの磁極片に接近しすぎないことを条件として)差(周波数差という点で述べた)が約20Hzである場合、コンプライアンスが十分に異なると推定される。低周波数交流Y駆動が使用されるので、この周波数差を、スキャナ40のy方向の動作を危うくすることなく、かなり大きくすることができる。

40

【0066】

[X電子回路]

スキャナ40のX電子回路は、磁石48のx位置を送出し、(正帰還ループを用いて)オーバートーンでの偏向を制御し、(負帰還ループを用いて)基本周波数での振動を抑制し、また画像同期化をもたらすことによって、x方向の共振走査を制御する。

【0067】

[X位置検知]

図8は、X電子回路の回路図であり、この図はまた、X駆動コイル56aとXセンサコイル56bとの間のファイバ42および磁石48も示す。磁石48がXコイル間で移動するので、Xセンサコイル56bに対する磁石の運動のため、磁石の(位置ではなく)速度

50

に比例する e m f が X センサコイル 5 6 b 内に誘導される。X 駆動コイル 5 6 a の磁界から X センサコイル 5 6 b 内への、かなりの直接誘導もある。より正確には、相互インダクタンスが、駆動電流の微分に比例する信号をもたらす。信号は、共振から容易に測り分けられ、定量化することができる。

【 0 0 6 8 】

これらの影響、すなわち誘導された e m f と直接誘導はどちらも、図中に 2 つの電圧源（それぞれ、

【 0 0 6 9 】

【 数 1 】

$$k_1 \frac{dx}{dt}$$

10

【 0 0 7 0 】

および

【 0 0 7 1 】

【 数 2 】

$$L_m \frac{di}{dt}$$

20

【 0 0 7 2 】

）として直列に、コイルインピーダンスの後ろに注釈付けされている。これらは、（スキヤナ 4 0 から）前置増幅器に渡され、前置増幅器から積分器に渡される。積分器の出力が位置信号であるが、これは依然として、ここで X 駆動電流に比例する直接誘導によって汚染されている。この汚染は、X 駆動コイル 5 6 a の基部に示す、サンプリングされた駆動電流の一部分を減じることによって除去される。最後に、回路図の右上に、磁石位置の良好な指標である信号が生成される。名目上の正弦波内に、磁界の幾何形状によるわずかな非対称性があるが、それはあまり重要ではない。

【 0 0 7 3 】

30

[オーバートーンでの偏向制御]

正帰還ループ内の高域フィルタが、（回路図の右上の）X 検知信号からオーバートーンを選択する。そうでない場合、ファイバは、約 2 0 0 H z の基本周波数で開始することができる。信号経路は、オーバートーン選択フィルタを通り、全通過移相器を介してリミッタまで続く。このリミッタは、振幅を制御するための（正帰還発振器に必要な）非直線性をもたらす。ある一定のファイバ偏向振幅より上で、リミッタが電源レールに制限された信号を生成する。次いで、この一定の振幅信号が、所望の走査をもたらすために、駆動段への入力端で適当に減衰される。したがって駆動波形は、リミッタのため、厳密に正弦波状ではなくむしろ方形であり、そのことが、X 検知信号に駆動信号からの汚染がないように調整するのを助ける。駆動信号が正弦波であれば、汚染はより明白でないことになる。方形波駆動の場合、オシロスコープを使用して、X 検知に加わった方形波をなくすように補償を調整することができる。

40

【 0 0 7 4 】

走査振幅制御の役割について、その制御を当初ゼロに設定した状態でシステムをオンに切り替えることを想像すれば、容易に理解することができる。利得が徐々に増大される場合、発振が開始し、ループ利得が 1 のとき低レベル正弦波を発生させる。この時点で、巻き抵抗および他のレベル依存損失の増大で利得制御の最もわずかな変化および非常にわずかな振幅調節が生じて、振幅が著しく上下する。制御をさらに進めることによって、リミッタ入力端での振幅が増大され、その結果正弦波の上ピークおよび下ピークのクリッピングが開始する。十分に大きな振幅で、駆動段への入力端での波形が、上述の方形波に近づ

50

く。

【 0 0 7 5 】

[基本周波数での振動の抑制]

振動減衰に使用される負帰還ループのいくつかの特性は、上述の正のループと際立った対照をなす。例えば、負のループは、発振ループを妨げずに、周波数範囲全体にわたって位相余裕を維持しながら、最大に可能なループ利得をもたらし、直線性をもたらし、より低い周波数領域（特に、基本機械的共振）を強めることを目的とする。意図される負のループは、重要な周波数範囲の外側で、容易に正になることができる。

【 0 0 7 6 】

低周波数では負のループとして働き、高周波数では正のループとして働くように、位相特性を2つの周波数範囲にわたって調整した状態で、単一のループで十分であると想像されるかもしれない。しかし、振幅制御に必要な非直線性が、X駆動コイル56aへの駆動内に、信号の混変調を引き起こすことになる。こうした理由で、本実施形態では並列ループが使用され、並列ループは、リミッタの後ろの駆動段への入力端に加わる。

10

【 0 0 7 7 】

したがって、X検知信号で始まって、ピーク低域フィルタが、駆動段への直接アクセスを有する負のループ内で基本周波数範囲を選択し、オーバトーンの振幅制御に使用されるリミッタを事実上バイパスする。走査中、ループ利得を、外部振動からの画像への干渉の点で最良の結果が得られるように調整することができる。あるいは、低振幅プローブ信号を駆動段に挿入して、Xコイル56a、56bおよびファイバ42からなるシステム全体を通過し、フィルタ出力端に戻った信号を観測することによって、ループ利得を定量化することもできる。プローブ信号が共振帯域によって同調されるとき、振幅および位相がプローブに対して測定される。位相差がピーク応答時に180°に近い場合、ループを安全に閉じることができ、振動減衰を実証することができる。

20

【 0 0 7 8 】

[画像形成用の同期信号の提供]

走査と走査からの画像形成の関係の間には、区別がつけられるべきである。さらに、スキャナ40は、ファイバ42によって放出されている、またはファイバ42に反射し戻されている励起光または戻り光とは独立した、画像形成用の同期化を別途設ける。バーコード走査などの適用分野では、必要な情報全てを対象物からピックアップすることができるが、高信頼性内視鏡の画像形成の場合、画像を生成することができるように、ファイバ42の先端部の位置を知ることが必要である。

30

【 0 0 7 9 】

共焦点顕微鏡の長所は、焦点はずれ光が画像に入るのが許されないことである。オペレータはしばしば、共焦点顕微鏡を始動するとすぐ、視野全体が暗いと感じる。というのも、焦点面が、たまたま視野下の物体と交差していないためである。深さが（z方向に）走査されるときにしか、任意の画像情報が現れない。こうした理由のため、画像とは独立した同期化が、共焦点顕微鏡に不可欠である。

【 0 0 8 0 】

したがって、図8の右上に戻ると、X検知信号が、ゼロ交差（表示の中央）用に処理され、画像形成機器が、適当な遅延を使用して走査信号を表示することができる。

40

【 0 0 8 1 】

スキャナ40およびその電子回路の始動時に、このX同期信号がコンピュータループ全体を開始させ、そのコンピュータループが、Y走査信号をスキャナ40に供給し戻す。

【 0 0 8 2 】

[Y電子回路]

図9は、ファイバ42および磁石48をy方向に移動させるようにY駆動を制御する、スキャナ40のY電子回路の回路図である。Yコイル54a、54bはどちらも、対称性、および磁石の十分な偏向を得るためという理由から、駆動電流を通す。

【 0 0 8 3 】

50

磁石 4 8 に対して作用する y 方向の力は x 成分を有し、x 成分はバランスが保たれる。1 つの Y コイルしか作動していない場合、y 走査が進むにつれて x が変調され、磁石 4 8 が Y コイルの磁極に近づく極限のところ、走査が楕円形になる危険性がある。さらに、y 方向の偏向が、Y 電流の点から直線のようにならないことになる。

【0084】

Y コイル 5 4 a、5 4 b 内への X 駆動磁界の誘導に関して、別の対称条件がある。X 駆動コイル 5 6 a は、(図 3 に示すように) Y コイル 5 4 a、5 4 b のどちらにも隣接し、またそのどちらともほぼ接触する。Y コイル 5 4 a、5 4 b を、図 9 に示すように直列に接続することによって、Y 内への X の誘導が大いに取り消される。

【0085】

Y 駆動信号が、図 9 の左上において、(画像形成機器から) Y 電子回路に入る。この信号は、一般にデジタルアナログ変換器から得られ、基本周波数に近い任意の成分を除去することが重要である。その成分は、変換にも、のこぎり歯の任意の急なフライバックにも由来し得る。そのどちらも、瞬間的な帰線に対してもオーバシュートまたはリングングすることなく時間領域応答するように設計されたフィルタによって減衰される。

【0086】

外部環境における振動による、基本周波数でのリングングの問題が残っている。Y 検知コイルがないので、磁石 4 8 の運動によって Y コイル 5 4 a、5 4 b 内に誘導される emf が使用される。これは、両 Y コイル内の、のこぎり歯駆動の存在下で行われる。

【0087】

駆動信号を取り消し、y 方向の磁石の振動によって両コイル内に誘導された電圧を抽出するのに使用されるブリッジが、(図中の Y コイルの左側に) 設けられる。ブリッジの出力が増幅されて帯域フィルタを通過し、Y 方向の基本共振を消滅させるために、Y 駆動に追加される。

【0088】

[テスト]

上記で論じた潜在的な摂動の影響に加えて、走査への単純な振動の干渉、およびよりかすかなパラメトリック変調の影響(その場合、振幅が取付台のコンプライアンスに依存する)が、問題となる恐れがある。前者は、(生体内の内視鏡内での運動などの)使用中のスキヤナの運動から生ずる。

【0089】

走査用の曲げモーメントを、片持ばりファイバ 4 2 の基部にどのように供給するかについて検討することができる。音叉スキヤナの枝に必要な大きなモーメントは、バランスを保つための、好ましくはより厚い枝によってしかもたすことができない。音叉を完全になくすことによって、曲げモーメントが所与の偏向について 1 桁低減され、駆動力も同様であり、最も重要なことには、機械的 Q も 1 桁低減される。したがって、スキヤナ 4 0 は、取付け要因の影響をより受けにくい。

【0090】

(実施例)

X 専用ファイバ片持ばりを、軽量の取付台を用いてテストした。次いで、X 検知信号を、一定の駆動を用いてさまざまな取付け条件下で測定した。基部から多少離れた距離のところ、パイラを用いて締め付けると、組立体と一緒に共振するように思われた 1 つの場合を除き、振幅がわずかに数パーセント変動した。ファイバ取付け領域に接触することでしか、この影響はなくならなかった。

【0091】

次いで、スキヤナ 4 0 に基づいて 2 つのスキヤナを製作し、内視鏡に組み込んだ。この 2 つのスキヤナで、いくつかの画像を撮影した。図 10 A は、これらのスキヤナのうち第 1 のもので収集した、蛍光繊維の画像(図 10 B に、見やすくするために陰画の形で再現した)であり、基本機械的共振での振動による干渉の影響を示す。この影響は、x 方向にジッタとして現れているが、Y 駆動波形内の非常に小さなグリッチ(glitch)に由来する。

10

20

30

40

50

同様の影響を、Y駆動を注意深くフィルタリングしない状態で、急速な帰線を用いて発生させることができる。

【0092】

図11は、第2のスキャナで収集した、編んだ繊維の画像であり、画像では、X方向とY方向のどちらにもジッタがなく、個々の繊維が、細部を示していることが見られる。

【0093】

図12は、蛍光格子を12.5ミクロン間隔で備え、図11の画像を収集するのに使用したのと同じスキャナで収集された、要求の厳しい対象物の画像である。この画像は、達成することができる視野および直線性の指標をもたらす。画像は、視野全体にわたってほぼ均一な縮尺を有する。

10

【0094】

図13A、13B、および13Cは、図2Aのスキャナ40と共に使用するための、本発明の一実施形態による代替ファイバ取付台100（すなわち、取付台44の代替）の図である。ワイヤカットしたチタンからなるファイバ取付台100は、（スキャナ40の円筒形ハウジング46内に配置するための）概して半円柱形の基部102と、光ファイバ42を保持するための、ネック106によって基部102に接合された、前方を向いた一体型片持ばり104とを備える。基部102は、約3mmの直径を有する。片持ばり104は、ファイバ42の一部分を受けるための上部溝108を含み、次いでファイバ42は、その前方端部が基本的に図2A～2Cに示すように走査されることができるよう、前方に（すなわちz方向に）片持ばり104を越えて突き出す。基部102は、完全な半円柱に満たないように形成されて、それによって溝108が、ファイバ42が円筒形ハウジング46と同軸になるように配置される。ファイバ42は、溝108内に接着剤で保持される。溝108は、取付台44の（z方向の）厚さよりも（z方向に）長く、したがってファイバ42を、取付台44内に配置するよりもしっかりと本実施形態のファイバ取付台100内に配置することができる。

20

【0095】

さらに、片持ばり104は、横すなわちx方向に、その縦すなわちy方向の厚さよりもかなり大きな（約1mmの）幅を有するので、いくらかスプリングボードのように働く。したがって片持ばり104は、y方向よりもx方向に硬く、したがってy方向の変位に対してよりもx方向の変位に対してより耐性がある。その結果、ファイバ取付台100を備えるスキャナ40の一実施形態では、ファイバ42のx方向の振動に関する共振周波数の方が、ファイバ42のy方向の振動に関する共振周波数よりも46kHz大きく、それによって、高速X走査および低速Y走査が容易になるということが分かった。

30

【0096】

ファイバ取付台100は、取付台100を軽くするために、または電気ケーブルなど用に、スキャナ40の前方部分へのフィードスルーを設けるために、概して円柱形の切欠き112をその下周辺部114内に光学的に含むことができる。

【0097】

図14A、14Bおよび14Cは、図2Aのスキャナ40と共に使用するための、本発明の一実施形態による代替コイルホルダ120の図である。図14Cは、コイルが設けられたコイルホルダ120を示す。やはりワイヤカットされたチタンからなるコイルホルダ120は、約3mmの直径を有する概して円筒形であり、スキャナ40のコイル50に相当する（図14Cに124で示す）4つの楕円形電磁石コイルを収容するための、4つの同一で等しく離隔された楕円形の内部陥凹122を含む。しかし、スキャナ40のコイル50とは異なり、コイル124は、その外側の巻線とそれぞれに対応する陥凹122の表面とが係合することによって、そのコア126によってではなくその外側の巻線によって保持される。したがって、コイル124は、円筒形ハウジング46の内壁に接するのではなく、むしろ陥凹122の表面に接する。コイルホルダ120は、コイル124の正確ですばやい位置決めを可能にし、製作に費用がかからない。

40

【0098】

50

さらに、コイルホルダ 120 の外面内に、1つまたは複数のスロットまたは溝（図示せず）を、ハウジング 46 の内壁 52 上に設けられた対応するフランジと係合させるために任意選択で設けることもできる。これらの任意選択の溝およびフランジは、コイルホルダ 120 の適所への位置決めおよび固定を容易にする。

【0099】

図 15 は、図 2 A の実施形態による光ファイバスキャナを備えるが、図 13 A ~ 13 C のファイバ取付台 100 と、図 14 A および 14 B のコイルホルダ 120 とを使用する共焦点内視鏡で得られた、マウス由来の小さな腸絨毛の画像である。マウスには、1%のフルオレセインナトリウム溶液 0.5 ml を静脈注射し、局所アクリフラビン（0.05% 溶液）を絨毛に施与した。次いで、組織を、488 nm レーザ照射を使用して画像形成した。

10

【0100】

図 16 は、図 15 の画像と同様の装置で収集された、マウス由来の肝臓血管の画像である。このサンプルは、（局所アクリフラビンの施与はないが）図 15 において画像形成されたものと同様にして用意した。

【0101】

図 15 と 16 のどちらの画像についても、視野は約 $500 \mu\text{m} \times 500 \mu\text{m}$ である。

【0102】

本発明の範囲内にある修正を、当分野の技術者なら容易に行うことができる。したがって、本発明は、先に例として記載した特定の実施形態に限定されないことを理解されたい。

20

【0103】

本発明の添付の特許請求の範囲および前述の記載では、明示的な言語または必要な推論のため文脈上異なる解釈を要する場合を除き、「備える (comprise)」という語、あるいは「備える (comprises)」または「備える (comprising)」などの変形が、包括的な意味で、すなわち、述べられた特徴の存在を指定するが、本発明のさまざまな実施形態におけるさらなる特徴の存在または追加を妨げないために、使用される。さらに、本明細書における従来技術へのどんな参照も、そのような従来技術が、共通一般知識の一部を成す、または成したことを意味するものではない。

【図面の簡単な説明】

30

【0104】

【図 1 A】背景技術の走査機構の概略図である。

【図 1 B】背景技術の別の走査機構の概略図である。

【図 1 C】背景技術の別の走査機構の概略図である。

【図 1 D】背景技術の別の走査機構の概略図である。

【図 2 A】本発明の第 1 の実施形態によるスキャナの概略側面図である。

【図 2 B】図 2 A のスキャナの使用中の概略側面図である。

【図 2 C】図 2 A のスキャナの使用中の別の概略側面図である。

【図 3】図 2 A のスキャナのコイルの断面概略図である。

【図 4 A】楕円形コイルが図 2 A のスキャナ内にある利点を、円形コイルと比較して示す概略図である。

40

【図 4 B】楕円形コイルが図 2 A のスキャナ内にある利点を、円形コイルと比較して示す、別の概略図である。

【図 5】ファイバ全長が 18 mm の場合の、基本周波数および第 1 のオーバートーン周波数を、図 2 A のスキャナの取付台からの磁石の距離の関数としてプロットした図である。

【図 6】図 2 A のスキャナで使用される、正弦ノのこぎり歯状の走査パターンの例を示す図である。

【図 7】図 2 A のスキャナの取付台の概略図である。

【図 8】図 2 A のスキャナの X 電子回路の回路図である。

【図 9】図 2 A のスキャナの Y 電子回路の回路図である。

50

【図 1 0 A】本発明の一実施形態に従って製作されたスキャナを含む内視鏡で収集された、蛍光繊維の画像の例である。

【図 1 0 B】見やすくするために用意された、図 1 0 A の画像の陰画版を示す図である。

【図 1 1】本発明の一実施形態に従って製作された別のスキャナを含む内視鏡で収集された、編んだ繊維の画像の例である。

【図 1 2】図 1 1 の画像を収集するのに使用された内視鏡で収集された、蛍光格子の画像の例である。

【図 1 3 A】図 2 A のスキャナと共に使用するための、本発明の一実施形態による代替ファイバ取付台の図である。

【図 1 3 B】図 2 A のスキャナと共に使用するための、本発明の一実施形態による代替ファイバ取付台の別の図である。

【図 1 3 C】図 2 A のスキャナと共に使用するための、本発明の一実施形態による代替ファイバ取付台の別の図である。

【図 1 4 A】図 2 A のスキャナと共に使用するための、本発明の一実施形態による代替コイルホルダを示す図である。

【図 1 4 B】図 2 A のスキャナと共に使用するための、本発明の一実施形態による代替コイルホルダを示す別の図である。

【図 1 4 C】図 2 A のスキャナと共に使用するための、本発明の一実施形態による代替コイルホルダを示す別の図である。

【図 1 5】図 1 3 A ~ 1 3 C のファイバ取付台、ならびに図 1 4 A、1 4 B および 1 4 C のコイルホルダを使用する図 2 A のスキャナで得られた、マウス由来の小さな腸絨毛の画像である。

【図 1 6】図 1 3 A ~ 1 3 C のファイバ取付台、ならびに図 1 4 A、1 4 B および 1 4 C のコイルホルダを使用する図 2 A のスキャナで得られた、マウス由来の肝臓血管の画像である。

【符号の説明】

【 0 1 0 5 】

- 4 0 スキャナ
- 4 2 光ファイバ
- 4 4 取付台
- 4 6 円筒形ハウジング
- 4 8 永久磁石
- 5 0 電磁石コイル
- 5 4 a Y コイル
- 5 4 b Y コイル
- 5 6 a X 駆動コイル
- 5 6 b X センサコイル
- 6 0 円形コイル
- 6 2 ハウジング
- 6 6 楕円形コイル
- 7 0 基本周波数
- 7 2 オーバートーン周波数
- 8 0 正弦ノのこぎり歯状のパターン（偏向）
- 8 2 先端部
- 8 4 中央部分
- 9 0 円形棒
- 9 2 横はり
- 1 0 0 ファイバ取付台
- 1 0 2 基部
- 1 0 4 片持ばり

10

20

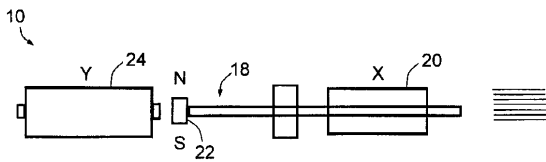
30

40

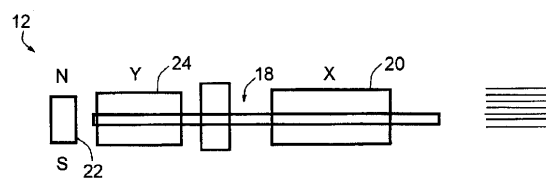
50

- 1 0 8 上部溝
- 1 2 0 コイルホルダ
- 1 2 2 内部陥凹
- 1 2 4 楕円形電磁石コイル

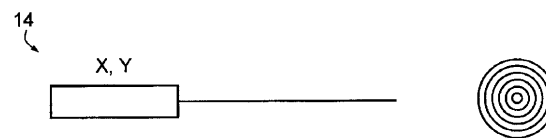
【図 1 A】



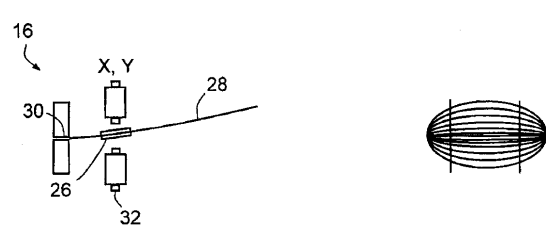
【図 1 B】



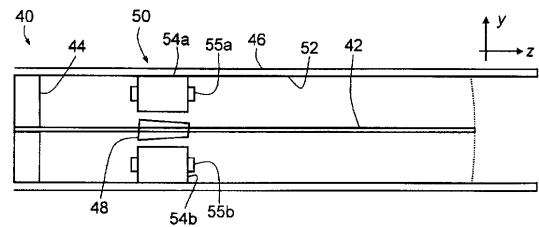
【図 1 C】



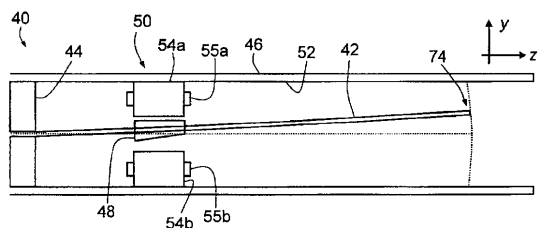
【図 1 D】



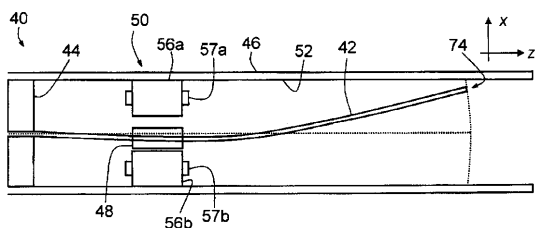
【図 2 A】



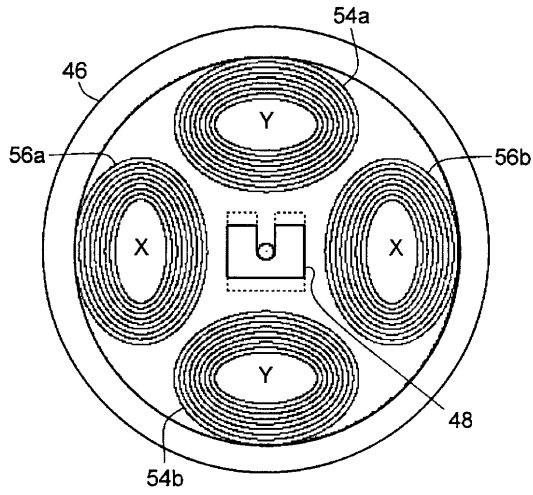
【図 2 B】



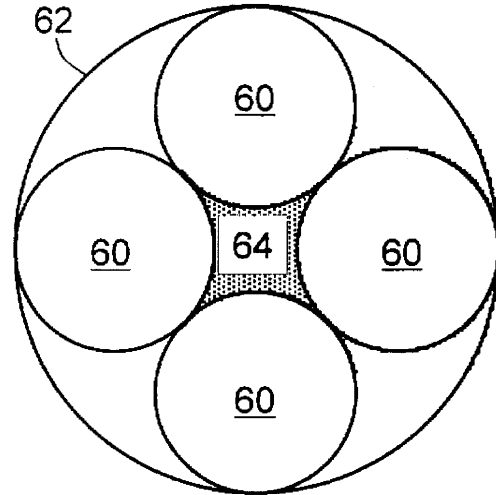
【図 2 C】



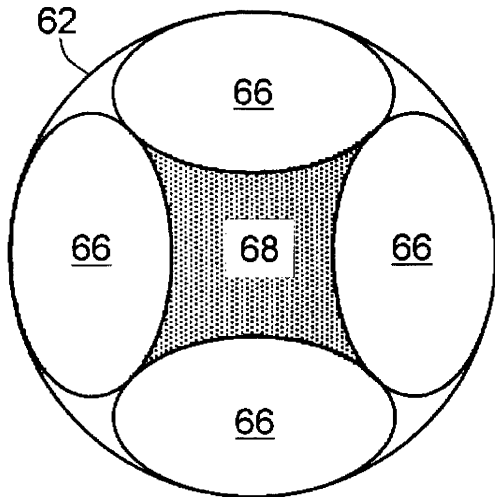
【 図 3 】



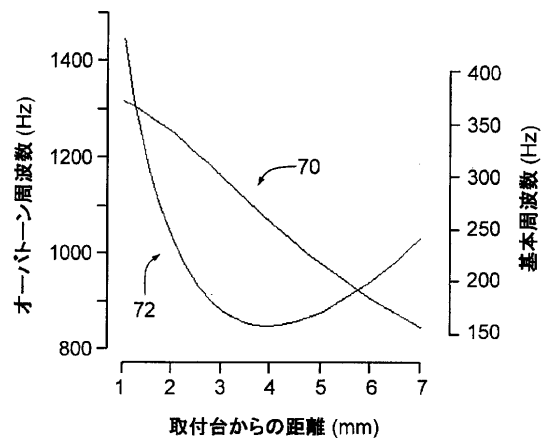
【 図 4 A 】



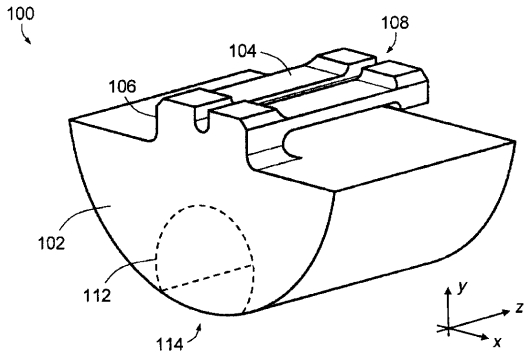
【 図 4 B 】



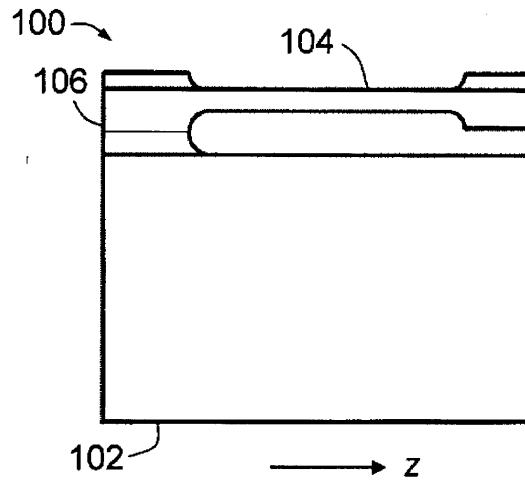
【 図 5 】



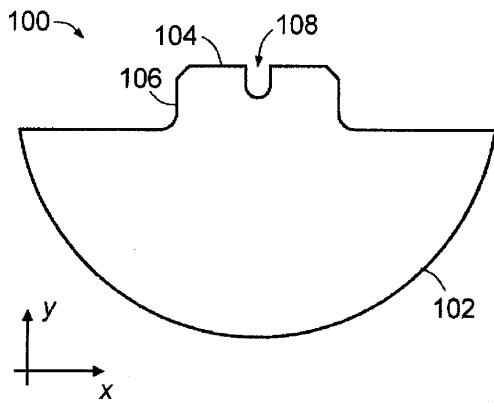
【図 1 3 A】



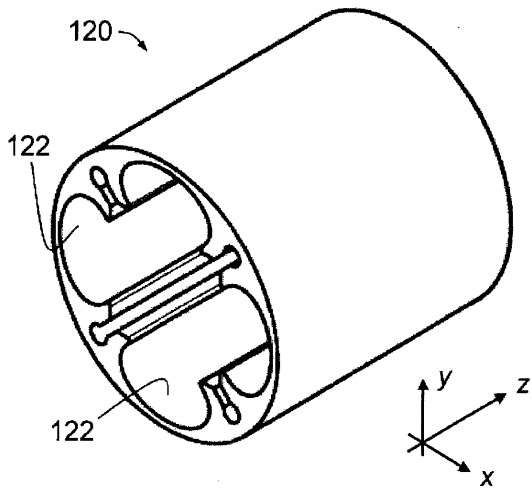
【図 1 3 C】



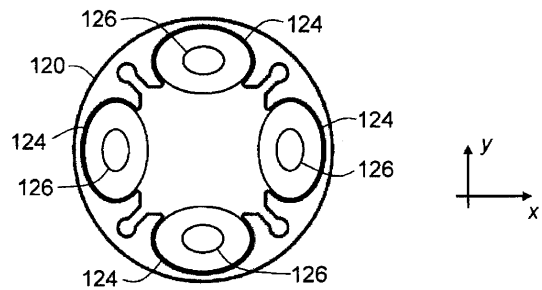
【図 1 3 B】



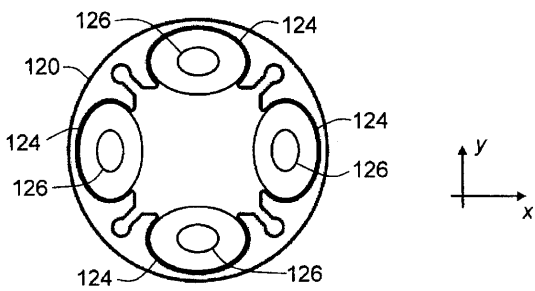
【図 1 4 A】



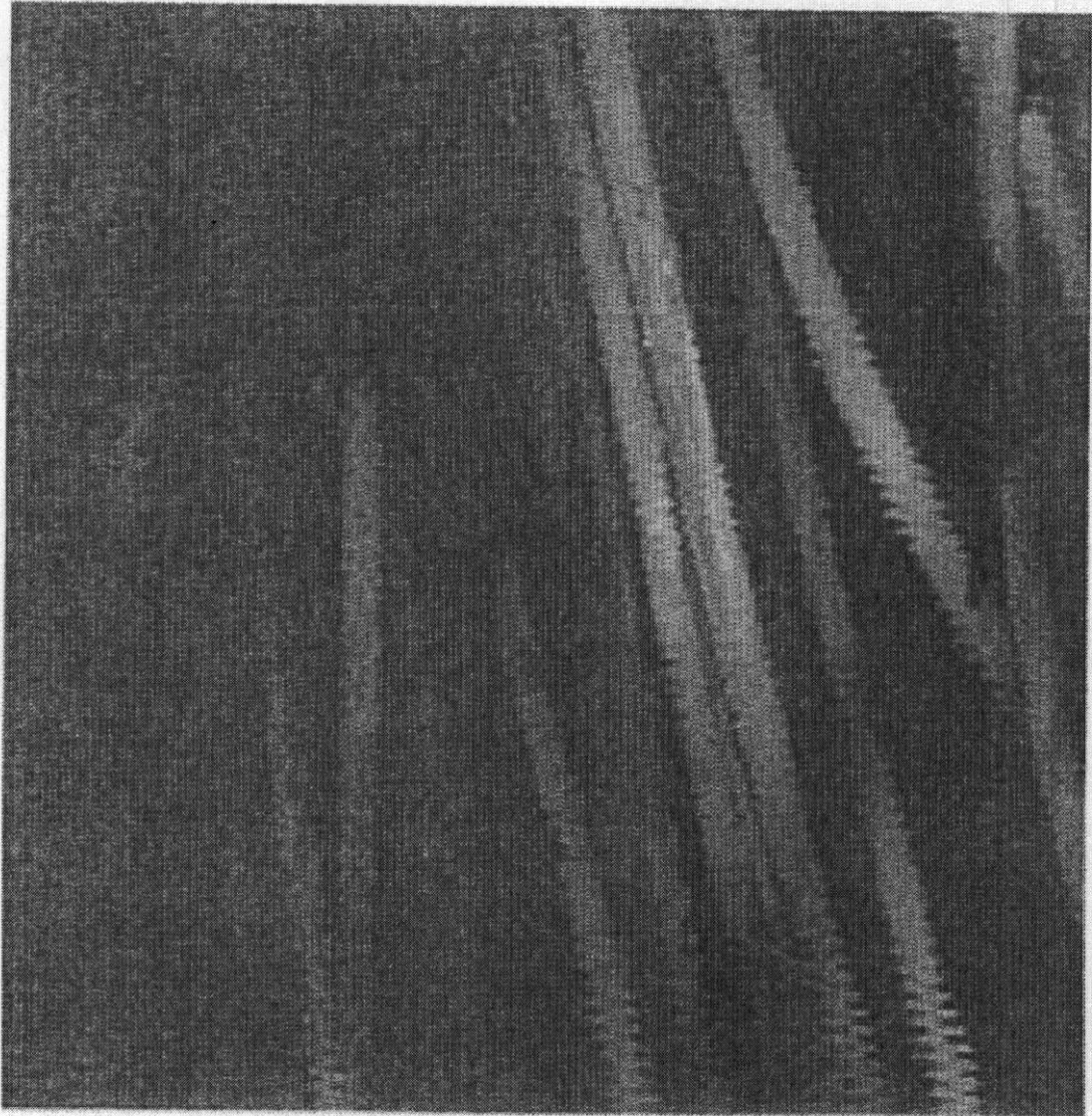
【図 1 4 C】



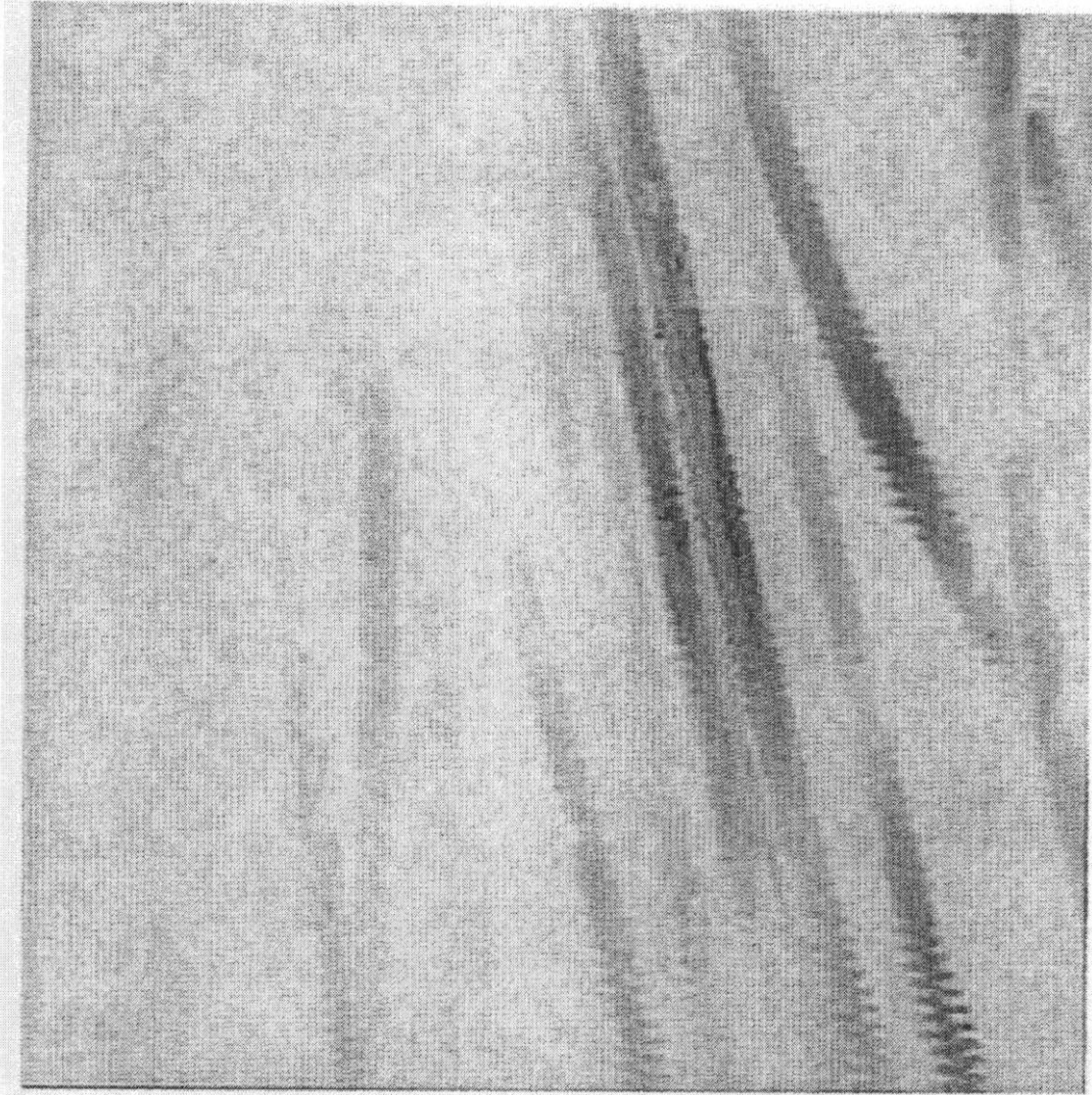
【図 1 4 B】



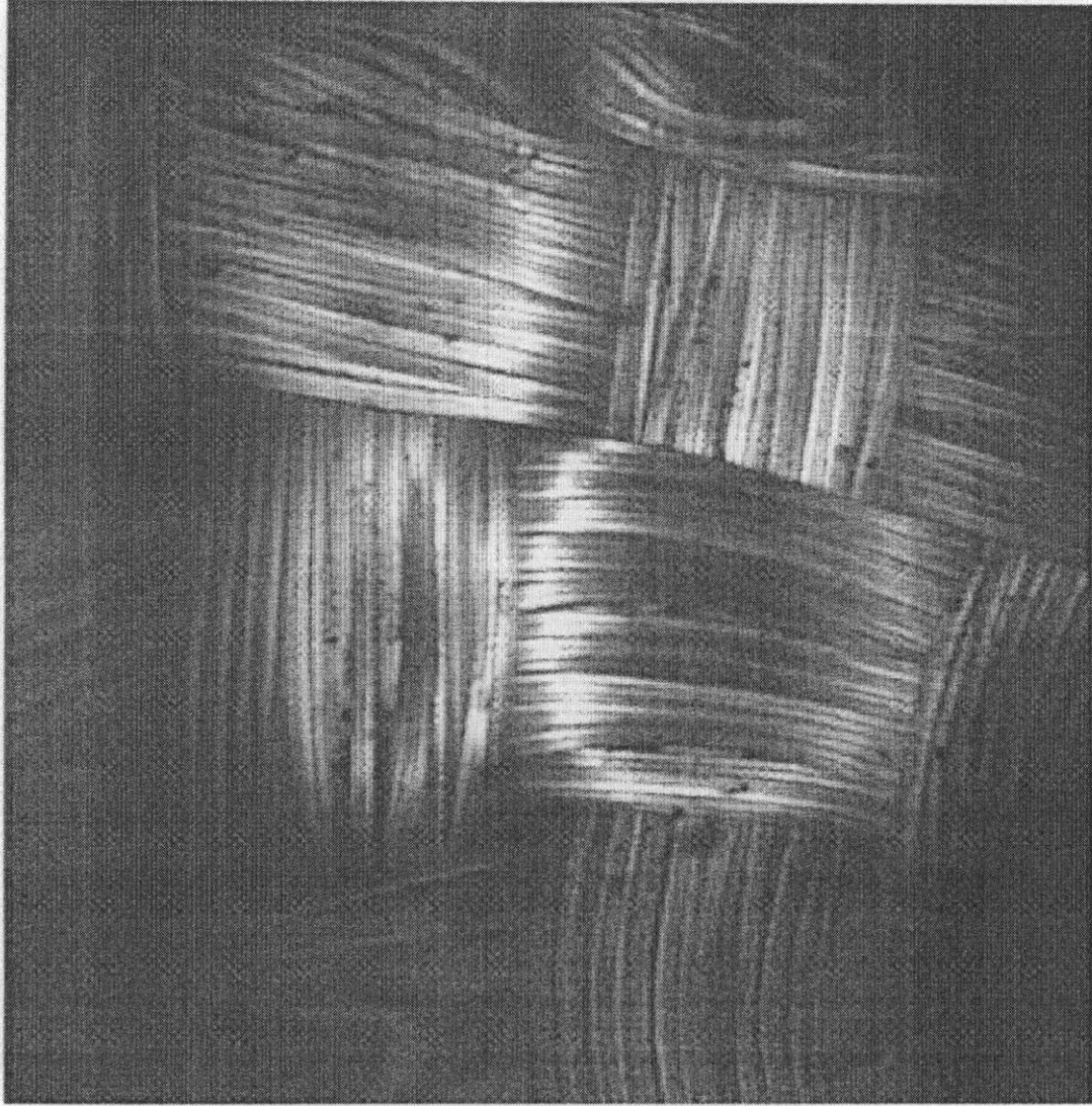
【図 10 A】



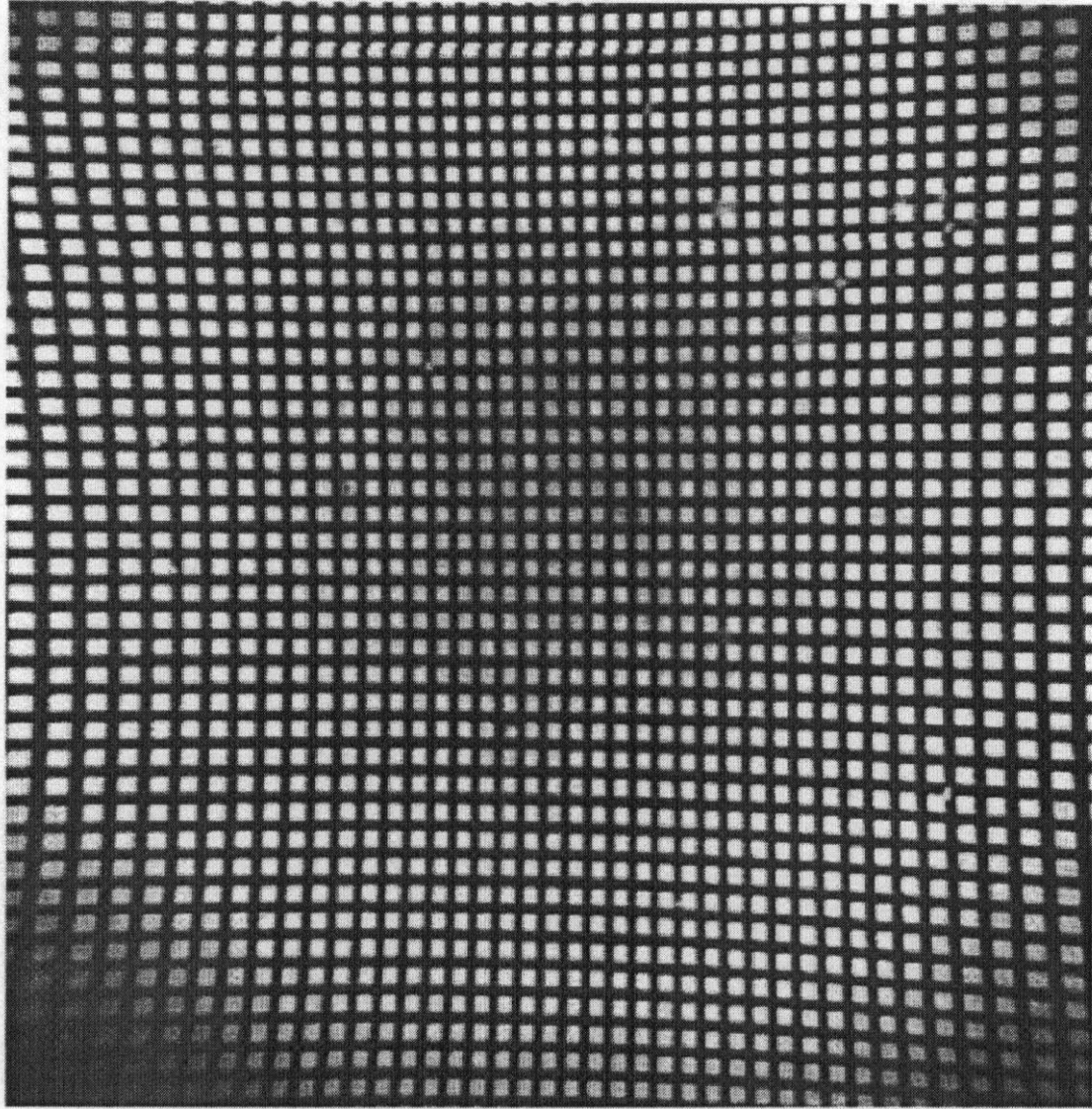
【図 10 B】



【 図 1 1 】



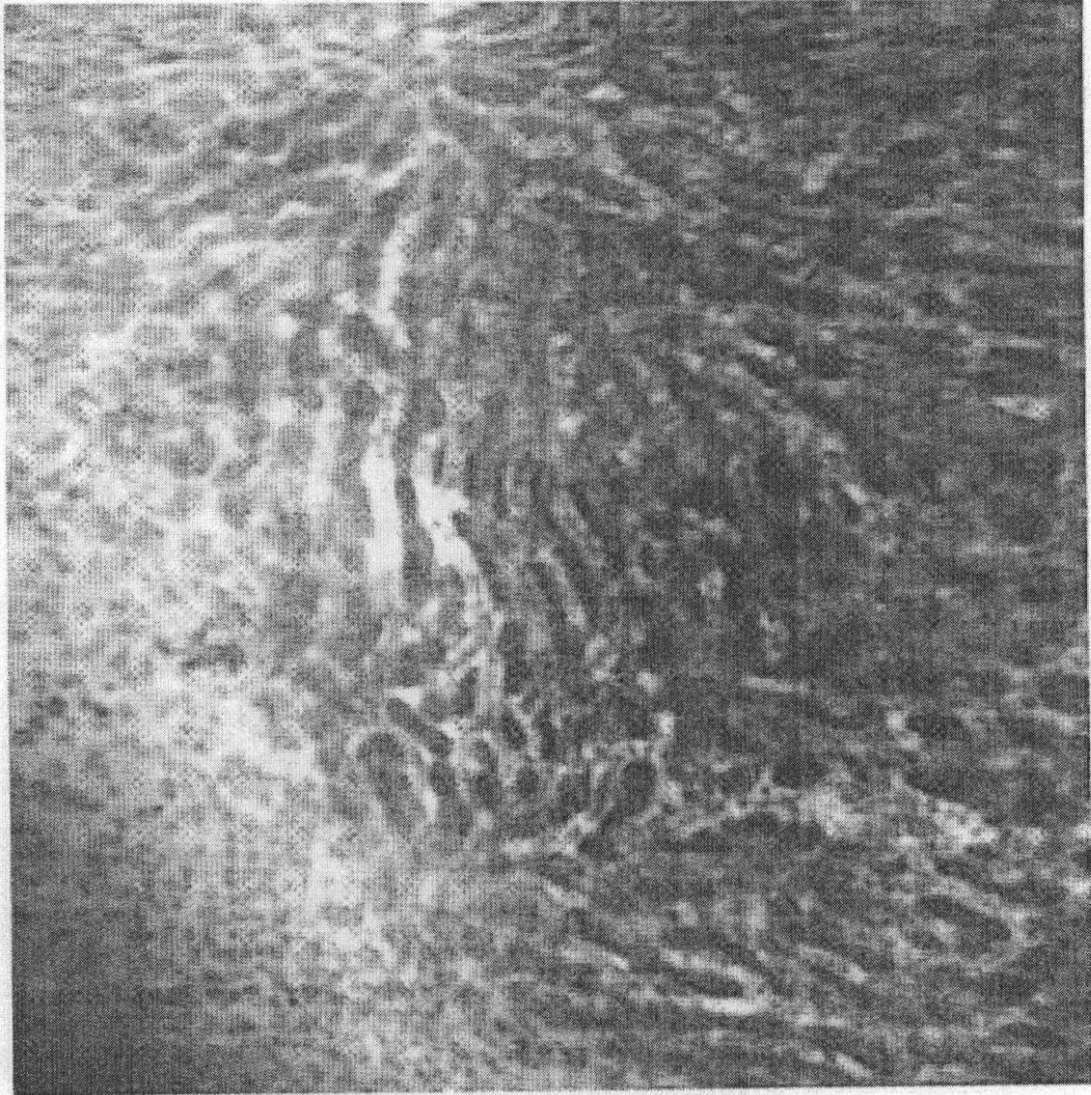
【図 12】



【 図 1 5 】



【図 16】



【手続補正書】

【提出日】平成24年12月25日(2012.12.25)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

出口先端部を有する光伝送器を走査する方法であって、
前記光伝送器を、前記出口先端部から離れて配置された取付台内に支持する段階と、
前記光伝送器に対して、前記取付台と前記出口先端部との間に駆動力を加える段階と、
前記光伝送器を、第1の方向に第1の駆動力で共振的に振動するように、また前記第1
の方向と直交する第2の方向に第2の駆動力で非共振的に振動するように駆動する段階と

、
前記光伝送器の前記出口先端部が走査パターンを実施するように、前記光伝送器の前記
第1の方向の振動を、前記光伝送器の前記第2の方向の振動と同期させる段階と
を含むことを特徴とする方法。

【請求項2】

前記走査パターンが、前記光伝送器が前記第 1 の方向に正弦振動を、また前記第 2 の方向に直線振動を実施した状態で、直線のラスタ走査に近づくことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記光伝送器上に取り付けられ、軸方向に分極された磁石と、前記磁石を前記第 1 の方向に駆動するための駆動コイル、および前記磁石の前記第 1 の方向の位置を示す位置信号の生成で使用する信号をもたらすためのセンサコイルを備え、前記磁石の両側で前記第 1 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 1 の電磁石コイル対と、前記磁石を前記第 2 の方向に駆動するための、前記磁石の両側で前記第 2 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 2 の電磁石コイル対とで、前記光伝送器を駆動する段階と、

前記第 1 の方向の光伝送器の振動を維持するために、前記位置信号を使用して正帰還をもたらす段階と

を含むことを特徴とする、請求項 1 又は 2 記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 および第 2 の方向の両方に、基本周波数での負帰還をもたらす段階を含むことを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

前記光伝送器を、前記第 2 の方向のコンプライアンスとは大幅に異なるコンプライアンスを前記第 1 の方向に有するように取り付ける段階を含むことを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

出口先端部を有する光伝送器と、

前記光伝送器を支持するための、前記出口先端部から離れて配置された取付台と、

前記光伝送器を、第 1 の方向に第 1 の駆動力で共振的に振動するように、また前記第 1 の方向と直交する第 2 の方向に第 2 の駆動力で非共振的に振動するように駆動するための駆動部と、

前記光伝送器の前記出口先端部が走査パターンを実施するように、前記光伝送器の前記第 1 の方向の振動を、前記光伝送器の前記第 2 の方向の振動と同期させるためのシンクロナイザと

を備える走査装置であって、

前記駆動部は、前記光伝送器に対し、前記取付台と前記出口先端部との間において駆動力を加える

ことを特徴とする走査装置。

【請求項 7】

前記光伝送器上に取り付けられ、軸方向に分極された磁石と、

前記磁石を前記第 1 の方向に駆動するための駆動コイル、および前記磁石の前記第 1 の方向の位置を示す位置信号の生成で使用する信号をもたらすためのセンサコイルを備え、前記磁石の両側に前記第 1 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 1 の電磁石コイル対と、

前記磁石を前記第 2 の方向に駆動するための、前記磁石の両側に前記第 2 の方向に配置され、軸方向に向けられた第 2 の電磁石コイル対と

を備える駆動部であって、

前記位置信号が、光伝送器の前記第 1 の方向の振動を維持するための帰還をもたらすのに適している

駆動部を備えることを特徴とする、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記光伝送器を、前記第 2 のコイル対の低周波数交流励振で、前記第 2 の方向に非共振的に振動させるように構成されることを特徴とする、請求項 7 記載の装置。

【請求項 9】

前記取付台が、前記第 1 および第 2 の方向に大幅に異なるコンプライアンスを有するこ

とを特徴とする、請求項 6 から 8 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 10】

請求項 6 に記載の走査装置を備えることを特徴とする、顕微鏡、内視鏡、内視顕微鏡、光干渉断層計、共焦点顕微鏡、共焦点内視鏡、または共焦点多光子内視鏡。

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	

(72)発明者 ギャヴァン・エドモンド・ロスマン
オーストラリア・ヴィクトリア・3 1 2 4・キャンバーウェル・デイヴィス・アヴェニュー・1 3

(72)発明者 ブラッドリー・チャールズ・ジョーンズ
オーストラリア・ヴィクトリア・3 8 0 2・エンデヴァー・ヒルズ・ライル・クロス・8

(72)発明者 ロバート・アラン・パティ
オーストラリア・ヴィクトリア・3 9 8 7・ニオラ・グレイデン・ストリート・1 - 9

(72)発明者 クリストファー・ジェラルド・バーン
オーストラリア・ヴィクトリア・3 8 0 6・パーウィック・パウンティ・ウェイ・3 0

Fターム(参考) 2H040 BA04

2H045 AE05 BA13 CA32 CA97

2H052 AA07 AA08 AC15

4C161 BB08 CC07 FF40 FF46 HH51 LL10 MM10 NN01 RR06 RR19

5B047 AA17 BC08 BC23 CA04 CA17 CA23 CB09

专利名称(译)	光纤扫描装置		
公开(公告)号	JP2013092779A	公开(公告)日	2013-05-16
申请号	JP2012262961	申请日	2012-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	在TY有限公司乐观虾		
申请(专利权)人(译)	乐观斯堪私人有限公司		
[标]发明人	ギャヴァンエドモンドロスマン ブラッドリーチャールズジョーンズ ロバートアランパティ クリストファージェラルドバーン		
发明人	ギャヴァン・エドモンド・ロスマン ブラッドリー・チャールズ・ジョーンズ ロバート・アラン・パティ クリストファー・ジェラルド・バーン		
IPC分类号	G02B26/10 G02B21/00 G02B23/24 G06T1/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0062 A61B5/0066 A61B5/0068 A61B5/0084 G02B21/0036 G02B23/2407 G02B26/103		
FI分类号	G02B26/10.109 G02B26/10.C G02B21/00 G02B23/24.A G06T1/00.400.B A61B1/00.300.U A61B1/00.300.Y A61B1/00.524 A61B1/00.525 A61B1/00.526 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/07.732 G02B21/26 G02B23/26.B G02B23/26.C		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H045/AE05 2H045/BA13 2H045/CA32 2H045/CA97 2H052/AA07 2H052/AA08 2H052/AC15 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/LL10 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/RR06 4C161/RR19 5B047/AA17 5B047/BC08 5B047/BC23 5B047/CA04 5B047/CA17 5B047/CA23 5B047/CB09		
代理人(译)	村山彦 渡边 隆		
优先权	60/825597 2006-09-14 US		
其他公开文献	JP5774573B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种扫描装置和方法。解决方案：光纤扫描装置包括：光发射器；从光发射器的出口尖端远离布置的支架，用于支撑光发射器；驱动部分，用于驱动光发射器在第一方向上共振，并在与第一方向垂直的第二方向上非共振地振动；和同步器，用于使光发射器在第一和第二方向上的振动同步，使得光发射器的出口尖端执行扫描模式。驱动部件在安装件和出口尖端之间向光发射器施加驱动力。

