

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-516568

(P2009-516568A)

(43) 公表日 平成21年4月23日(2009.4.23)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300Y 2 H045
A61N 5/06 (2006.01)	A 61 B 1/00	300D 4 C061
G02B 26/10 (2006.01)	A 61 N 5/06 G02B 26/10 G02B 26/10	Z C 4 C082 26/10 109Z

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2008-542289 (P2008-542289)
 (86) (22) 出願日 平成17年11月23日 (2005.11.23)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年5月23日 (2008.5.23)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2005/042577
 (87) 國際公開番号 WO2007/067163
 (87) 國際公開日 平成19年6月14日 (2007.6.14)

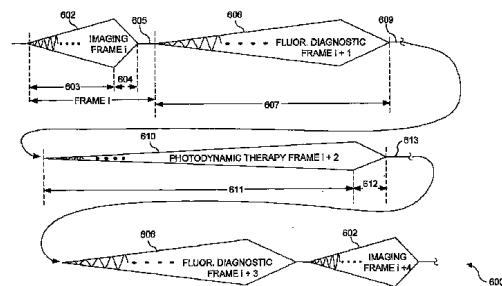
(71) 出願人 502457803
 ユニヴァーシティ オブ ワシントン
 アメリカ合衆国 98105-4608
 ワシントン州 シアトル 11 アベニュー
 ノースイースト 4311 スイート
 500
 (74) 代理人 100077481
 弁理士 谷 義一
 (74) 代理人 100088915
 弁理士 阿部 和夫
 (72) 発明者 エリック ザイベル
 アメリカ合衆国 98117 ワシントン
 州 シアトル 34 アベニュー ノース
 ウエスト 6702

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 中断される走査共振を使用する可変順次フレーミングを用いたビームの走査

(57) 【要約】

内視鏡または他の用途で使用するための走査デバイスは、連続走査フレーム中に1つまたは複数の異なる走査パラメータを用いて領域を走査するように駆動することができる。1つまたは複数の軸に関して移動するようにアクチュエータにより駆動される光ファイバまたは反射面を含むことができる走査デバイスは、連続走査フレーム中に異なるドライブ信号を提供されたり、それにより走査パターンは、サイズ、少なくとも1つの方向での振幅、深さ、持続時間、形状、および解像度の1つまたは複数について連続走査フレーム間で異なるようになることができる。したがって、走査デバイスにより実施される各機能に関して適切な走査パターン、適切な光源、および他のパラメータを使用して、様々な走査フレームを、撮像のため、診断を実施するため、治療を施すため、および/または部位を監視するために採用することができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の走査フレーム中に光のビームを用いて領域を走査するために採用される走査デバイスであって、

(a) 光を用いて前記領域を走査するために、光源からの光を搬送するように構成された光伝達媒体であって、光ファイバを備える光伝達媒体と、

(b) 前記光伝達媒体に結合され、所望のパターンで前記領域を走査することにより、前記光伝達媒体を通して搬送される光を前記領域に向けるように構成された走査要素と、

(c) 前記走査要素に結合されたドライバであって、前記所望のパターンで前記領域にわたり前記光ビームが走査するように前記走査要素を移動させる力を前記走査要素に加えるドライバと、

(d) 前記ドライバにより前記走査要素に加えられる前記力の振幅と方向との少なくとも1つを変化させるために前記ドライバに駆動信号を供給する制御機構であって、前記駆動信号は、前記ドライバが、ある機能を実現するために1つの走査フレーム中に第1のモードで前記走査要素を移動させ、かつ別の機能を実現するために後続の走査フレーム中に第2のモードで同じ走査要素を移動させるようにし、前記第1のモードでの前記所望のパターンの少なくとも1つの特性は、前記第2のモードでは実質的に異なる制御機構とを備えることを特徴とする走査デバイス。

【請求項 2】

前記ドライバは、2つの概して直交する方向に関して前記走査要素を移動させるために前記力を加えることを特徴とする請求項1に記載の走査デバイス。

【請求項 3】

前記走査要素は、前記ドライバにより駆動されて動作する可動に取り付けられた光反射面を備え、前記光ビームが前記所望のパターンで前記領域を走査するように、前記領域に向けて前記光ビームを反射することを特徴とする請求項1に記載の走査デバイス。

【請求項 4】

前記ドライバにより加えられる前記力は、前記所望のパターンを実現するために、前記走査要素を駆動させて概して共振動作にし、前記走査要素の前記共振動作は、前記1つの走査フレームと前記後続の走査フレームとの間で中断されることを特徴とする請求項1に記載の走査デバイス。

【請求項 5】

前記光伝達媒体は、前記1つの走査フレーム中に第1の光源に結合され、前記後続の走査フレーム中に第2の光源に結合されるように構成され、前記第1の光源は、前記第2の光源により生成される光とは実質的に異なる光を生成することを特徴とする請求項1に記載の走査デバイス。

【請求項 6】

前記第1の光源により生成される前記光は、

(a) 前記光の強度と、

(b) 前記光の波長と、

(c) 前記光の変調周波数と

の少なくとも1つについて、前記第2の光源により生成される前記光とは実質的に異なることを特徴とする請求項4に記載の走査デバイス。

【請求項 7】

前記第1のモードにおいて前記第2のモードとは異なる、前記所望のパターンの前記少なくとも1つの特性は、

(a) スキャンパターンサイズと、

(b) スキャンパターン形状と、

(c) スキャンパターン持続時間と、

(d) 前記スキャンパターンの解像度と、

(e) 前記光ビームを構成する前記光の質と

の少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 に記載の走査デバイス。

【請求項 8】

前記制御機構は、前記第 1 のモード中に前記第 2 のモード中とは実質的に異なる滞留時間が採用されるように、前記領域にわたって前記光ビームを走査させるための滞留時間を選択的に制御することを特徴とする請求項 1 に記載の走査デバイス。

【請求項 9】

さらに、前記領域から光を受け取る光検出器を備え、前記光検出器は、前記領域の画像を表示するためのディスプレイに接続するように構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の走査デバイス。

【請求項 10】

前記第 1 のモードは、

- (a) 前記領域を撮像する機能と、
- (b) 前記領域の状態を監視する機能と、
- (c) 前記光ビームを用いて前記領域に治療を提供する機能と、
- (d) 前記領域の状況を診断する機能と

からなる機能の群から選択される少なくとも 1 つの機能に関して使用されることを特徴とする請求項 8 に記載の走査デバイス。

【請求項 11】

前記第 2 のモードは、

- (a) 前記領域を撮像する機能と、
- (b) 前記領域の状態を監視する機能と、
- (c) 前記光ビームを用いて前記領域に治療を提供する機能と、
- (d) 前記領域の状況を診断する機能と

の少なくとも 1 つに関して使用されることを特徴とする請求項 8 に記載の走査デバイス

。

【請求項 12】

前記第 1 のモードと前記第 2 のモードとのそれぞれにおける前記所望のパターンは、

- (a) 概して円形のスキャンと、
- (b) 概して楕円形のスキャンと、
- (c) 前記走査デバイスが点を実質的に照明する点スキャンと、
- (d) 線形スキャンと、
- (e) プロペラスキャンと、
- (e) リサージュスキャンと

の少なくとも 1 つを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の走査デバイス。

【請求項 13】

前記光伝達媒体の端部は、損傷を伴わずに高い強度の光の伝播を可能にするように調整されており、前記調整は、

- (a) エンドキャップと、
- (b) アバーチャと、
- (c) 機械研磨と、
- (d) 光学研磨と、
- (e) 気密封止と

の少なくとも 1 つを利用することを特徴とする請求項 1 に記載の走査デバイス。

【請求項 14】

さらに、

- (a) ビデオイメージングと、
- (b) 反射率監視と

の少なくとも 1 つを使用する、損傷について前記光伝達媒体の入射面を監視するための手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の走査デバイス。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

さらに、前記光伝達媒体の入射面の位置を制御するための動作制御システムを備え、前記光伝達手段の位置合わせをユーザが実施できるようにすることを特徴とする請求項1に記載の走査デバイス。

【請求項16】

前記走査デバイスを用いて行われる治療の進行は、

- (a) 赤外放射と、
- (b) 偏光と、
- (c) 飛行測定の時間と

の少なくとも1つとして、対象領域からフィードバックを収集することにより監視されることを特徴とする請求項1に記載の走査デバイス。

10

【請求項17】

続いて生じる走査フレーム中に複数の異なる機能を実現するために領域にわたり光ビームを走査させるための方法であって、

(a) 1つの走査フレーム中に、光ビームを用いて前記領域を走査するために、第1の走査パターンで走査要素を駆動するステップと、

(b) 後続の走査フレーム中に、前記光ビームを用いて前記領域を走査するために、第2の走査パターンで同じ走査要素を駆動するステップであって、前記第1の走査パターンは、前記第2の走査パターンとは少なくとも1つの特性で実質的に異なるステップと、

(c) 前記第1の走査パターンを使用して前記領域内で前記光ビームを走査させるとときに、第1の機能を実施するのに適した前記光ビームのための光を提供するステップと、

(d) 前記第2の走査パターンを使用して前記領域内で前記光ビームを走査させるとときに、第2の機能を実施するのに適した前記光ビームのための光を提供するステップであって、前記第2の機能は、前記第1の機能とは異なるステップと

20

を含むことを特徴とする方法。

【請求項18】

前記走査要素は、前記光反射ミラーが前記第1の走査パターンと前記第2の走査パターンとの少なくとも一方で駆動されるときに、前記光ビームを用いて前記領域を走査するように枢動可能に取り付けられた光反射面を備えることを特徴とする請求項17に記載の方法。

30

【請求項19】

さらに、前記第1の走査パターンと前記第2の走査パターンとの一方で前記領域を走査することにより生成される前記領域からの光を撮像するステップを含むことを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項20】

前記第1の機能は、

- (a) 前記領域を撮像する機能と、
- (b) 前記光ビームを用いて前記領域に治療を提供する機能と、
- (c) 前記領域の状況を診断する機能と、
- (d) 前記領域を監視する機能と

の少なくとも1つを備えることを特徴とする請求項17に記載の方法。

40

【請求項21】

前記第2の機能は、

- (a) 前記領域を撮像する機能と、
- (b) 前記光ビームを用いて前記領域に治療を提供する機能と、
- (c) 前記領域の状況を診断する機能と、
- (d) 前記領域を監視する機能と

の少なくとも1つを備えることを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項22】

前記第1の走査パターンで走査要素を駆動するステップと、前記第2の走査パターンで同じ走査要素を駆動するステップの少なくとも1つは、実質的に共鳴状態に前記走査要素

50

を移動させるようにするステップを含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記第 1 のモードが前記第 2 のモードとは異なる前記少なくとも 1 つの特性は、

- (a) サイズと、
- (b) 少なくとも 1 つの方向の振幅と、
- (c) 持続期間と、
- (d) 形状と、
- (e) 解像度と、
- (f) 深度と

の少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

10

【請求項 2 4】

前記第 1 のモード中に前記第 2 のモード中とは実質的に異なる滞留時間が使用されるように、滞留時間を可変して選択的に与えるステップをさらに含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記第 1 の走査モードと、前記第 2 の走査モードで前記光伝達媒体を駆動するステップのそれぞれは、

- (a) 概して円形のスキャンと、
- (b) 概して橢円形のスキャンと、
- (c) 前記走査デバイスが前記領域の点に関連して移動しない点スキャンと、
- (d) 線形スキャンと、
- (e) プロペラスキャンと、
- (f) リサージュスキャンと

20

の少なくとも 1 つで前記光伝達媒体を駆動するステップを含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 6】

さらに、

- (a) 前記領域から光を受け取るステップと、
 - (b) 前記受け取った光に応答して、前記領域の画像を生成するステップと
- を含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

30

【請求項 2 7】

前記領域から受け取られた光は、前記第 1 の走査モードと前記第 2 の走査モードの少なくとも 1 方の期間の前記領域を走査する前記光ビームにより提供されることを特徴とする請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 2 8】

さらに、前記画像で見るようにより小さい部分を拡大するために、前記第 1 の走査モードと前記第 2 の走査モードの 1 方の期間の前記領域の部分が、前記第 1 の走査モードと前記第 2 の走査モードの他の 1 方より小さい領域を走査するステップを含むことを特徴とする請求項 2 6 に記載の方法。

40

【請求項 2 9】

さらに、前記第 1 の走査モードと前記第 2 の走査モードの少なくとも 1 方の期間の前記光ビームのための実質的により高い強度の光源であって、前記領域に治療を提供するために使用されるものを採用するステップを含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 3 0】

前記第 1 の走査モードと前記第 2 の走査モードの少なくとも 1 方で走査するために前記光伝達媒体を駆動するステップは、前記走査要素を駆動するために走査モードの間を中断する振幅変調駆動信号を提供するステップを含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 3 1】

前記走査要素を走査するために駆動するステップの少なくとも 1 つは、前記光ビームの

50

走査の方向と振幅をそれぞれより小さい領域に光ビームを向けさせるように制御することにより、前記走査要素を前記領域の1以上の異なる実質的により小さな部分を選択的に走査するようにさせるステップを含むことを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項32】

さらに、診断機能を実施するために所望の位置で前記光ビームでの前記領域の走査を中断するステップを備え、

前記診断機能は、

- (a) 前記所望の位置で蛍光の検出することと、
- (b) 前記所望の位置で蛍光または燐光寿命の1つを求めるることと、
- (c) 前記所望の位置でレーザ誘導蛍光分光分析を行うことと、
- (d) 前記所望の位置で白色光反射率分光分析を行うことと、
- (e) 前記所望の位置でラマン分光分析を行うことと、
- (f) 前記所望の位置への距離を求めるために距離測定を実施することと、
- (g) 前記所望の位置で光コヒーレント反射深さ測定を行うことと、
- (h) 前記所望の位置でマルチフォトン検査を行うことと

の少なくとも1つを備えることを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項33】

さらに、治療機能を実施するために所望の位置で前記光ビームでの前記領域の走査を中断するステップと、

- (a) 前記所望の位置で焼灼の実施と、
- (b) 前記所望の位置で加熱させることと、
- (c) 前記所望の位置で光線力学療法を実行することと、
- (d) 前記所望の位置で光学イオン化させることと、
- (e) 前記所望の位置で光学重合させることと、
- (f) 前記所望の位置で光学音響振動させることと、
- (g) 前記所望の位置で分子を光学活性化させることと

の少なくとも1つを実行するステップとを含むことを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項34】

前記第1の走査モードと前記第2の走査モードの少なくとも1方は、

- (a) レーザ照明オプトボレーション処置、または
- (b) ビジョン修正処置

のうちの1つから採用されることを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項35】

さらに、光ビームで走査される前記領域に関して追加の機能を提供するために、1以上の追加の走査モードで走査要素を駆動するステップであって、前記それぞれの追加の走査モードの少なくとも1つがそれぞれ他の走査モードの対応する特徴と異なるステップを含むことを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項36】

さらに、光吸收を補助するために外的クロマフォアを採用するステップを含むことを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項37】

さらに、光診断を補助するために外的フルオロフォアを採用するステップを含むことを特徴とする請求項17に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、少なくとも一部は、米国国立衛生研究所からの助成金（No. CA094303、R21 CA110184、CA094303-R33、およびCA110184-R21）による資金提供を受けた。米国政府は、本発明に一定の権利を有する。

10

20

30

40

50

【背景技術】**【0002】**

最小侵襲性医療処置（MIMP）の分野の拡大が、組織損傷および外傷をより少なくし、回復時間により速くし、かつ患者への危険をより小さくするシステムの必要性を高めている。理想的には、MIMPの医師は、より多様な機能を行うより小さな器具を必要とする。「1器具が全てを行う」手法は、簡単に使用できることを保証し、その操作をマスターするのに必要な時間を最小限にすることにより、複雑ではなく単純なものでなければならない。

【0003】

MIMPの医師により使用される器具は典型的に、光撮像、監視、操縦、サイジング、診断、生検、治療、手術、および非視覚監視／感知のための幾つかの異なる別個のシステムを含む。これらの機能のただ1つのみをそれぞれが提供する複数の単一機能ツールに現在必要とされている手術ポートの数を減少するために、これらの器具により提供される機能を単一のコンパクトなデバイス内に組み合わせることが明らかに好ましい。ただ1つの小さなポートだけが使用されるように、一体型の多機能ツールを採用することにより、手術ツールを繰り返し取り外して挿入することに関連するリスクを激減させることができる。ほとんどのMIMPは、医師が視覚的に処置を常に監視することを必要とするので、次に治療を施すために特定の部位を識別するため、または既に施された治療の結果を見るための光撮像が、MIMPのための任意の完全に一体化されたシステムに必要なものと考えられる。したがって、適切な多機能器具は、大抵、光撮像システムを含み、撮像システムは、1つまたは複数の診断、撮像、および／または治療ツールと一体化させるべきである。

【0004】

現在、MIMPに関して一般的に使用されているツールは、得られる器具のサイズを過剰に増加させることなく單一デバイスに一体化することは容易にはできない。例えば、操縦可能な可撓性シャフトを含む全ての市販の光撮像システムは、画像品質を保つためにあるサイズ（直径）を保たなければならない。現在、可撓性スコープは、画像視野（FOV）または解像度が犠牲にされない限り、この限界よりも小さくすることはできない。撮像および何らかの診断能力は、癌の早期検出のための蛍光と組み合せた標準の組織撮像など、現在使用されている既存のスコープに一体化することができるが、現行の可撓性スコープの光学システムは、一体化された診断と治療とを、医師により将来要求されることになる所要の程度の性能、サイズ、および価格で提供することはできない。

【0005】**[MIMPのために使用されている現行技術]**

現在市販されている可撓性スコープ設計は、光ファイバの束（光導波路）、および／または画像を捕捉するために検出器のアレイを有する1つまたは複数のカメラを使用する。したがって、遠隔撮像のために採用されるこれらの可撓性スコープの直径は、画像サイズよりも小さく低減することはできない。したがって、照明のために使用される光ファイバを無視すると、スコープ直径は、カメラの個々の画素サイズにより、または画像を獲得するために使用される光ファイバの直径により制限される。現在、最小の画素要素は、約2 μm の最小コア直径を有する光ファイバの端部のサイズにより決定される。光ファイバを通して光を伝播させるために、周囲のクラッド層が必要とされ、最小画素サイズを直径3 μm よりも大きくなるように増加させる。（例えば640×480画素の解像度を有する）標準のVGA画像が望まれる場合、画像光ファイバだけのために必要とされる最小直径は2mmよりも大きい。したがって、2mm未満の全体直径を有するスコープを実現するためには、画素要素をより少なくすることにより、解像度および／またはFOVを犠牲にしなければならない。全ての市販のスコープは、高画像品質と小さなサイズとの間のこの根本的な二律背反に直面している。

【0006】

したがって、MIMPのために使用される器具の全体サイズを減少する目的で遠隔撮像

10

20

30

40

50

システムに診断、監視、および治療（または光学手術）能力を追加することが望ましい。上述した理由から、可撓性スコープのための現在の設計は、撮像性能を低減することなくサイズを容易には低減することができないので、診断および治療用途を撮像システムと一体化するための選択肢は、器具のサイズの増加、または各機能のための別個の器具の使用を必要とするものと思われる。例えば、光線力学療法（PDT）またはレーザ手術を行うために、一般的な内視鏡手術システムに高強度光源が追加されることがあり、あるいはROIの状況を診断および／または感知するために、偏光源または他のマルチスペクトル特殊光源が必要とされることがある。しかし、標準の内視鏡撮像のための白色光照明は、典型的には、組織を拡散的に照明する光ファイバ束を通して提供され、効果的な光治療を生み出すために高い強度および解像度での指向された光エネルギーを提供することができず、しばしば、診断プロセスに必要とされる特性を有さない。したがって、PDTおよびレーザ手術など、高強度光の指向された照明を必要とする任意の光治療、または特別な光源も必要とする任意の診断プロセスは、可撓性撮像スコープのための既存の光学的設計を使用できず、代わりに、第2の光経路および別個の制御機構に依拠しなければならない。

10

【0007】

診断または治療MIMPを行うために、1つまたは複数の別個の器具が、標準の内視鏡撮像装置のFOV内部で使用され、任意の追加の別個の器具は、しばしば第2の医師により把持されて操縦されなければならない。典型的には、第2の器具は、光治療のための光の高強度点源、熱的治療のための高温先端プローブ、または機械的切断のために使用されるトロカールを提供する。第2の器具は、組織の表面に向けて移動され、通常、組織の表面内部または表面にわたり移動され、ツールが手動で走査および操縦されるときに対象領域をカバーする。これらの二次器具は、別個のポートを通して患者の体内に挿入され、したがって、使用される間、視覚画像における別の視点から見られる。さらに、治療器具はしばしば、撮像ツールを用いて医師がROIを直接的に見るのを妨害し、医師が非常に正確な治療を実現するのをかなり困難にする。これらの難点を克服し、進入点で摩擦および非直観的な枢動を有する器具のシャフトを通して伝えられるわずかな感覚だけを頼りに作業ができるようにするには、多大な訓練および実践が必要である。したがって、現行の撮像および治療技術を用いて効果的に作業するためには、MIMPの医師は、多くの訓練を受けて、高い技術を身に付けていなければならない。

20

【0008】

明らかに、撮像、診断、および治療機能を一体化し、比較的小さな直径を通してこれらの機能を送達し、訓練または技能をほとんど必要としない十分に直観的に使用することができる器具の必要性がある。理想的には、器具は、単一の光ファイバを使用して実施されるべきであり、しかしそれでも、十分なFOV、良好な画像サイズ、および解像度を提供することができるべきであり、治療を行いながら、患者の体内のROIが撮像中のROIに対応することを保証すべきである。現在、市販されている器具はどれもこれらの能力を提供せず、そのような能力を提供するように簡単に修正することができない。

30

【0009】

これらの問題に対する少なくとも部分的な解決策が開発され、開示されている（例えば、特許文献1参照）。「Medical Imaging, Diagnosis, and Therapy Using a Scanning Single Optical Fiber System」と題し、2001年5月7日に出願された特許文献1は、単一光ファイバの遠位端を駆動させて共振または近共振動作にして、患者の体内の対象領域のための撮像、監視、感知、スクリーニング、診断、および治療を提供するために使用することができる方法を開示する。しかし、高出力レーザにより提供される治療のため、ならびにMIMP中の撮像、光学的診断、および光学的監視のために同じ光ファイバを使用することができるようにこの先行開示の走査ファイバ内視鏡に治療用高出力レーザ光源を追加する試みを行うとき、問題が生じる。

40

【0010】

单一のコンパクトなデバイスでこの組合せ機能を提供するために同じ共振光ファイバを

50

使用することができる 2 つのシナリオが存在する。第 1 のシナリオでは、単一光ファイバが、撮像のために赤色、緑色、および青色（RGB）レーザに結合され、また、部位に治療を提供するために高出力レーザに選択的に結合される。先行の特許出願の教示を受けて、非常に短い滞留時間に亘って単一または幾つかの画素を照明するために簡単に高出力レーザが励起され、この滞留時間は、共振光ファイバの動作が部位の撮像と部位への治療の実施との間で中断されないので、この出願で開示されるように、RGB レーザを用いた低出力レーザ光撮像のために使用されるのと同じ滞留時間である。この第 1 のシナリオでは、撮像のための同じシングルモード光ファイバが、高出力パルスを送達するために使用される。

【0011】

10

【特許文献 1】米国特許出願第 09 / 850594 号明細書（この出願は許可され、特許発行料は 1 年以上前に支払われているが、特許状はまだ発行されていない）

【非特許文献 1】“Modeling and Control of the Resonant Fiber Scanner for Laser Scanning Display or Acquisition,” Smithwick et al., page 1455, SID '03 Digest, (2003)

【非特許文献 2】“A Miniature Head-Mounted Two-Photon Microscope: High-Resolution Brain Imaging in Freely Moving Animals,” Helmchen et al., Neuron, Vol.31, 903-912, September 27, 2001, Copyright 2001 by Cell Press

【非特許文献 3】Yuhe Shao et al., “MEMS Three-dimensional scan mirror, In MOEMS Display and Imaging Systems II,” edited by Hakan Urey et al, Proceedings of the SPIE Vol.5348: 175-183, 2004

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかし、この第 1 の手法を用いた実質的な問題は、組織のカラー撮像に適した短い滞留時間が固定され、しかし典型的には、光治療の効果的な送達のためには短すぎることである。同じシングルモード光ファイバを介して送達することができるレーザ出力を使用して光治療を行うには固定滞留時間が短すぎる場合、代替手法が必要とされる。この代替手法は、撮像、診断、および／または監視機能のために使用される共振光ファイバスキーナとは別個の、治療用光パワーを組織に送達するだけの追加の光ファイバを使用することを必要とすることがある。この代替手法では、大抵、治療に使用される別個の光ファイバは非走査であり、撮像範囲内部に治療照明の固定点を生み出す。治療用光ファイバが定位に固定される場合、望まれる場合には部位に高出力レーザ光が指向される状態で内視鏡を静止して保つことができると仮定すると、高出力レーザ照明の滞留時間は、治療用レーザ光源が励起される限り延長することができる。残念ながら、この第 2 の代替手法は、内視鏡のサイズおよび複雑さを増加させ、おそらく、治療が行われるべき部位の一部分に亘って治療用光ファイバを容易に走査させるという選択肢を提供しない。固定された治療用光ファイバは、内視鏡の遠位端が、治療用光ファイバの遠位端から所望の治療部位に向かって放出される高強度の光を指向するように操縦されることを必要とする。これらの機能の任意の 1 つのために様々な滞留時間を可能にするただ 1 つの走査光ファイバを使用する、治療と、撮像、診断、および監視など他の機能の 1 つまたは複数との両方を行うための別の方法を開発することが好ましい。

30

【0013】

40

また、単一の走査光ファイバを使用して所望の機能の任意のものを提供するとき、走査されるパターンのサイズ、ならびにその形状、および他の特性を変更することが望ましい。例えば、撮像中の走査パターンは、治療を送達するときまたは光学的診断を行うときに走査すべき比較的小さな領域部分に比べて、かなり大きな領域を撮像することがある。先行の開示はどれも、機能モードを変更するため、および特定の機能に適した走査特性に変更するために走査光ファイバを中断する技法を提供していない。

【0014】

50

可変順次フレーミングは、同じ共振走査デバイスを使用することにより、撮像と、診断、治療、および監視の1つとを時系列で提供するので、撮像機能と共にフレームシーケンシャル様式で行われる非撮像機能に必要とされる時間を最小限にすることが望ましい。一般に、治療および何らかの診断に関して、より短い滞留時間は、局所化加熱を低減し、組織に向けられたレーザ光により引き起こされることがある非照準組織への光損傷を最小限にする。しかし、より短い滞留時間は、レーザ源に関してより高いピーク出力を必要とし、光伝達媒体を光損傷の危険にさらす。特別に調整された光伝達媒体は、光損傷しきい値を増加する助けとなり、したがって滞留時間を最小限にできるようになる。光損傷の危険は完全に低減することはできないので、光伝達媒体が適切に機能していないときには医師がデバイスの使用を避けることができるよう、損傷について光伝達媒体の端部を監視することが望ましい。光伝達媒体が損傷を受けた場合、医師が、媒体を新たなものに交換してシステム機能を回復させる必要がある。したがって、システムは、光伝達媒体を光源に結合する高い技術的な熟練を必要としない様式で光伝達媒体の交換を容易にする手段を含むべきである。この目的は、ユーザによる入力とは無関係なソフトウェアベースの位置合わせルーチンを用いた自動化された位置制御システムを含むことにより実現することができる。

10

【0015】

滞留時間を短縮するための別の技法は、ROI 内での外的クロマフォア (extrinsic chromophores) の使用である。医師により適用されるとき、これらのクロマフォアは、吸光、およびそれによる局所化加熱を補助することができ、加えられる光の必要な滞留時間を短縮する。医師は、個々の診断または治療処置について特定のクロマフォアを使用することを望むことがある。したがって、診断または治療システムが、最もよく使用されるクロマフォアおよびフルオロフォア (fluorophores) を含む処置のための偶発性を含むことが望ましい。これらの偶発性は、大抵、クロマフォアを補償するために滞留時間の変化を含む。

20

【0016】

完了する時間を医師が前もって知らないことがあるので、処置が完了する時を求めるために、加えられる治療の進行を監視する必要がしばしばある。従来使用されている手法は、固定されたファイバ検出器を使用した画像収集を提供している。しかし、この状況で有用な他の技法が存在する。例えば、ROI からの赤外放射の収集は、領域の温度に関する有用な手がかりを与えることができる。ROI から戻される光の偏光を監視することは、治療のターゲットの状態を求めるのに有用であることがある。飛行時間測定は、スコープの遠位先端からの ROI の深さまたは距離に関する特定の情報を与えることができる。したがって、少なくとも 1 つの実施形態では、外科用スコープは、ROI からのフィードバックを収集することにより、加えられる治療の進行を監視することができる能力を有するべきである。

30

【課題を解決するための手段】

【0017】

したがって、例示的な走査デバイスで具現化される、複数の走査フレーム中に光のビームを用いて領域を走査するための新たな手法が開発された。走査デバイスは、光源から光を搬送するように構成された光伝達媒体を含む。走査要素が、光伝達媒体に結合され、所望のパターンで領域を走査することにより、光伝達媒体を通して搬送される光を領域に向けるように構成される。ドライバが、走査要素に結合されて、所望のパターンで領域にわたり光ビームが走査するように走査要素を移動させる力を走査要素に加える。さらに、制御機構が、ドライバにより走査要素に加えられる力の振幅および方向の少なくとも 1 つを変更するためにドライバに駆動信号を供給する。この駆動信号は、ドライバが、1 つの走査フレーム中に第 1 のモードで走査要素を移動させ、後続の走査フレーム中に第 2 のモードで走査要素を移動させるようにする。第 1 のモードでの所望のパターンの少なくとも 1 つの特性は、第 2 のモードでは実質的に異なる。

40

【0018】

50

1つの例示的な実施形態では、ドライバは、2つの概して直交する方向に関して走査要素を移動させるために力を加えるように構成される。以下に論じる少なくとも1つの実施形態において、走査要素は、ドライバにより駆動されて動作状態になるように構成された可動に取り付けられた光反射面（例えばミラー）を備え、したがって光ビームは、領域に向けて光反射面から反射され、それにより所望のパターンで領域を走査する。

【0019】

必要とはされないが、1つの例示的な実施形態では、ドライバにより加えられる力は、所望のパターンを実現するために、走査要素を駆動して概して共振動作にする。この場合、走査要素の共振動作は、連続走査フレーム間で中断することができる。

【0020】

1つの例示的な実施形態では、光伝達媒体は、1つのフレーム中に第1の光源に、かつ後続のフレーム中に第2の光源に結合される、または連絡するように構成される。第1の光源は、第2の光源により生成される光とは実質的に異なる光を生成する。例えば、第1の光源により生成される光は、光の強度と、光のパルスまたは連続性質と、光の波長との少なくとも1つについて、第2の光源により生成される光とは実質的に異なることがある。

【0021】

1つの例示的な実施形態では、光伝達媒体は、スキャナにマルチスペクトル光を搬送すると共に、走査要素の一部でもあるシングルモード光ファイバである。以下に論じる少なくとも1つの実施形態では、そのようなシングルモード光ファイバの遠位先端からの光の得られる点源は、ファイバスキャナの機械的な共振またはその付近で2つの概して直交する方向で走査することができる。所望のパターンを発生するために、走査される光の共振動作の振幅を変調することにより多次元走査パターンを発生させることができる。

【0022】

別の例示的な実施形態では、小さなコアの光ファイバの少なくとも一端が、損傷を伴わずに高い強度の光の伝播を可能にするように調整されている。調整の形態は、例えば、エンドキャップ、アパーチャ、機械研磨、光学研磨、および／または気密封止を含むことがある。例えばビデオイメージングまたは光反射率測定を使用して、損傷を検出するために、撮像および治療を行う光ファイバの近位端を監視することができる。

【0023】

第1のモードにおいて第2のモードとは異なる、所望のパターンの少なくとも1つの特性は、スキャンパターンサイズ、形状、深さ、持続時間、解像度、または光ビームを構成する光の質であってよい。また、制御機構は、第1のモード中に第2のモード中とは実質的に異なる滞留時間が採用されるように、領域にわたり光ビームを走査させるための滞留時間を選択的に制御するように構成することができる。

【0024】

また、走査デバイスは、領域から光を受け取る光検出器を含むことがある。光検出器は、好みしくは、領域の画像を表示するためのディスプレイに接続するように構成される。したがって、第1のモードは、領域を撮像する機能と、領域の状態を監視する機能と、光ビームを用いて領域に治療を提供する機能と、領域の状況を診断する機能との少なくとも1つに関して使用することができる。同様に、第2のモードは、領域を撮像する機能と、領域の状態を監視する機能と、光ビームを用いて領域に治療を提供する機能と、領域の状況を診断する機能との少なくとも1つのために使用することができる。

【0025】

例えば、走査デバイスの用途に応じて、第1のモードと第2のモードとのそれぞれにおける所望のパターンは、例えば、概して円形のスキャンと、概して楕円形のスキャンと、点スキャン（すなわち、走査要素が移動されない場合）と、線形スキャンと、プロペラスキャンと、リサーチュスキャンとの少なくとも1つを含むことができる。

【0026】

別の態様は、続いて生じる走査フレーム中に複数の異なる機能を実現するために領域に

10

20

30

40

50

わたり光ビームを走査させるための方法を対象とする。この方法のステップは、上述した走査デバイスにより提供される機能に概して整合性がある。

【0027】

この発明の開示の項は、発明を実施するための最良の形態の項で以下に詳細にさらに説明する単純化された形態での幾つかの概念を紹介するために提供された。しかし、この発明の開示の項は、特許請求される主題の重要な、または本質的な特徴を識別することは意図されておらず、特許請求される主題の範囲を決定する助けとして使用されることも意図されていない。

【0028】

1つまたは複数の例示的な実施形態およびそれに対する修正形態の様々な態様および付随する利点は、添付図面に関連して述べられる際に以下の詳細な説明を参照してより良く理解されれば、より容易に把握されよう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

[図および開示される実施形態は限定するものではない]

例示的な実施形態を、図面の参考図に例示する。本明細書に開示される実施形態および図は、限定ではなく例示とみなされるものと意図されている。

【0030】

[例示的な走査デバイス]

走査デバイスにより提供される連続走査フレームが走査周波数、走査パターン、振幅、持続時間などの少なくとも1つの特性に関して異なるように走査デバイスを駆動するための以下に論じる技法は、様々な異なるタイプの走査デバイスに対して、かつ幾つかの異なる用途に関して適用可能である。用語「走査フレーム」は、部位を走査することにより单一画像フレームを獲得することに関連して用いられるときに明瞭な意味を有する。しかし、本明細書で使用する際、「走査フレーム」（または単に「フレーム」）は、特定のモードで走査デバイスが動作する、例えば特定のパターンで、または特定の振幅または周波数で走査デバイスが動作する時間間隔を意味するものと意図される。フレームは、典型的には、通常の撮像のみの動作中、連続的に繰り返される。

【0031】

その単純さゆえに最良の実施形態が図1Aに例示されており、図1Aは、光ファイバデバイス10を示し、光ファイバデバイス10は、可変線形または橜円スキャンモードで駆動可能である。この図に示されるスキャンモードは、例えば圧電セラミック管アクチュエータ30を使用して光学的片持ち梁20を駆動させて共振（または近共振）状態にすることにより、発生させることができる。単軸（線形）スキャンパターン22は、アクチュエータ32の一方または両方の電極に電圧を印加することにより発生させることができる。ベース励起ファイバ片持ち梁の機械的共振周波数またはその付近での振動電圧（例えば正弦波）を印加することにより、ファイバ片持ち梁の機械的共振により、先端動作の振幅を機械的に増幅することができる。例えば、同じまたはわずかに異なる共振周波数で、アクチュエータの電極34の第2の直交する組に第2の正弦曲線電圧（余弦波）を同時に印加することにより、共振ファイバ先端が橜円パターンで動作する。

【0032】

画像は、撮像レンズ24を使用して、ファイバの走査される遠位端からの光を合焦することにより、図1Aに示されるファイバスキャナにより生成される。典型的には、撮像レンズは、走査するファイバ先端からの走査点源を、線形（1次元）または橜円（2次元）パターンで対象領域（ROI）に合焦して拡大する。橜円スキャン中にアクチュエータに印加される電圧の振幅を変更することにより、2次元（2D）空間充填照明パターンが生成される。時系列（1時点に1画素）で2D画像を生成するための信号を提供する後方散乱照明光を収集するために、ファイバスキャナを取り囲む光収集光ファイバ26が使用される。典型的には、光収集光ファイバ26は、光収集効率を高める目的で、大きなコアおよび高い開口数のマルチモード光ファイバである。対照的に、走査照明のために使用され

10

20

30

40

50

る光ファイバ 20 は、シングルモード光ファイバである。シングルモード光ファイバは、最小の実効点源を提供し、これは、対象領域上での走査スポットの点像分布関数（P S F）を減少し、2 D 画像からの最高の空間解像度を可能にする。シングルモードファイバは、電気通信および感知用途で一般に使用される小さなコアの光ファイバであってよく、あるいはミクロ構造ファイバであって、より大きな実効コアサイズを有することができる光子結晶またはバンドギャップ光ファイバであってよい。

【 0 0 3 3 】

図 1 B に例示されるように、後方散乱光の収集は、シングルモードコアと 2 つの同心円クラッド層とを有する光ファイバを使用することにより増強することができ、内側クラッドが、後方散乱光の収集のために使用される。静止二重クラッド光ファイバ 50 の遠位先端は、光ファイバの異なる導波領域に光を受け取るための 2 つの開口数を有するように示されている。典型的には、内側領域（コア）は、低い開口数を有し、しばしば小さなコア直径 52 を有する。コアの開口数は、円錐として示されており、その頂点はコア端面 54 にある。一方、二重クラッド光ファイバの内側クラッド領域は、典型的には、はるかに大きな直径 56 を有し、より大きな円錐角 58 により示されるようにより高い開口数を有し、外側クラッド層は、しばしば、最小屈折率の薄膜ポリマーコーティング 60 である。二重クラッド光ファイバ 50 など、より複雑な照明光ファイバの使用は、撮像用途のための周囲の収集光ファイバ 26 をなくすという利点を提供し、全体的な内視鏡先端直径をより小さくできるようにする。

【 0 0 3 4 】

例えば、図 2 A の切欠図が、光ファイバデバイス 200 の可変半径または螺旋スキャンモードを例示する。この図に示されるスキャンモードは、2 軸圧電セラミック管アクチュエータ 206 を使用して光ファイバ 208 を駆動させて共振（または近共振）状態にすることにより、発生させることができる。この例示的な実施形態では、複数の光検出器 204 が、単純な構成で单一圧電セラミック管アクチュエータ 206 の周りに配列されて、この図には示されていない R O I から受け取られる光を示す信号を生成する。別法として、同心円状に配置されて間隔を空けられた光ファイバ 202 の同様のアレイが、光ファイバの遠位端で受け取られた光を、R O I から、光ファイバの近位端（例えば患者の身体の外側）に配設された光検出器（図示せず）に搬送することができる。圧電セラミック管アクチュエータ 206 が、光ファイバ 208 を同心円状に取り囲み、光ファイバは、遠位端 210 に向けてテープを付けられる。この管アクチュエータは、光ファイバ 208 の自然共振周波数の高調波に対応する駆動力を生成し、それにより光ファイバの遠位端は、作動制御された半径を有する軌道 212 で動作する。走査光ファイバの遠位端は、撮像レンズ系 214 を追加することにより照明面（図示せず）上に合焦することができる光源に対応する。この実施形態の主な利点は、これが、高解像度と、指向された照明と、比較的小さな直径の筐体内での撮像とを提供する單一アクチュエータおよび導波路を採用することである。

【 0 0 3 5 】

円形スキャンモードでは、一連の可変半径の円が生成される。光ファイバは、連続走査フレーム中にいずれかのモードで駆動させることができる。螺旋スキャンモードで駆動されるとき、光ファイバは、半径が交互に増加および減少する螺旋スキャンを生成する。代替のスキャンパターンでは、半径は、所望のパターンで増加され、次いでファイバが、より迅速にその中央位置に戻り、次のフレームを始める。円形または螺旋スキャンモードでは、光ファイバ 208 の遠位端が R O I を走査して、領域を撮像し、また R O I にわたり治療および／または診断機能を行う。片持ち式光ファイバの旋回動作は、圧電セラミック管アクチュエータ 206 の 4 つの個々の象限に印加される電圧を増加または減少させることにより、より大きな直径またはより小さな直径で制御可能に駆動される。したがって、1 つの走査フレームから次のフレームへとスキャンの直径の変化をもたらすことができる。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

「プロペラ」スキャンモード 216 が図 2B に例示されている。この走査モードでは、走査光ファイバが、様々な直径の円に沿って往復して移動して、ROI を走査する。線形スキャンの回転は、2 軸圧電セラミック管アクチュエータにより、または単に、動作軸が光ファイバの長手方向軸の周りで対応する様式で回転するように単軸アクチュエータを回転させることにより発生させることができる。先と同様に、プロペラスキャンモードも連続走査フレームで使用することができ、あるいは線形、橍円、円形、または螺旋スキャンモードと組み合わせて連続走査フレームで使用することができる。

【0037】

内視鏡の先端で静止撮像レンズ系を使用する代わりに、光ファイバデバイスの代替ビーム走査実施形態 220 が図 2C に例示されている。この実施形態は、遠位ファイバ先端にあるマイクロレンズ 228 と、スキャンレンズ系 238 との組合せを使用する。光ファイバ 226 の遠位端でのマイクロレンズ 228 の使用は、広い視野 (FOV) にわたって一貫して小さい IPSF を生成する。共振片持ち式導波路構造へのマイクロレンズの追加は、図 1A および 2A に示される前述の点源撮像実施形態よりも複雑な動的システムを形成する。ビーム走査実施形態 220 は、円筒形支持ハウジング 222 を含み、ハウジング 222 内に、共振 2D 走査モードで振動するように光ファイバ 226 を駆動させる圧電または圧電セラミックタイプの円筒形アクチュエータ 224 が配設される。マイクロレンズ 228 は、光の走査ビームを概してコリメートする目的で光ファイバ 226 の遠位端に作製される。光の走査ビーム 230 は、スキャンレンズ系 238 により合焦され、光ファイバおよび円筒形ハウジング 222 の長手方向軸に対して好ましくは少なくとも 40° 以上の角度をなす。走査時、光ファイバの片持ち部分の中央が、例示されるようにこの軸の周りで往復して移動し、一方、光ファイバ 226 の遠位先端から発する光の点源は、その慣性質量により、かつ振動ノードが共振の第 2 のノードで先端付近にあることにより、概して静止したままである。アクチュエータ 224 とマイクロレンズ 228 の質量とを越えて遠位方向に延在する光ファイバ 226 の長さは、この形態の動作で走査が行われることを保証するように選択される。光検出器 232 は、スキャンレンズ 233 の外環として、円筒形アクチュエータ 224 を囲むベース 235 に配設され、アクチュエータ 224 は、後方散乱光を高い効率で検出器にチャネルする助けとなるように高い光反射性の材料 237 (例えばアルミニウム) で被覆されることがある。光検出器は、光センサであってよく、または収集光ファイバの遠位先端を構成していてもよい (収集効率を高めるために、各収集光ファイバにマイクロレンズを含めるという選択肢もある)。

【0038】

理論上は、モノクロームまたは白黒画像を発生させるためには、後方散乱された走査光を収集するためにただ 1 つの光検出器のみが必要とされる。フルカラー画像を発生させるための単純な方法は、青色、緑色、または赤色光伝送のために選択された異なるフィルタでそれぞれカバーされた 3 つの光検出器を使用することである。シリコンベースの半導体フォトダイオード (Si-PIN タイプなど) が、それらの高感度、低コスト、小さなサイズ、高速、および耐久性により、可視および近IR 光検出に好ましい。IR 光検出を使用する本発明の実施形態には、InGaAs 材料フォトダイオードなど、電気通信業界で慣例的に使用されているフォトダイオードが好ましい。一体型の光走査技法の解像度は、光検出器のサイズおよび数に依存しないので、信号レベルの増加と信号レベル間の区別との目的で、光ファイバアセンブリの遠位端での全ての利用可能な空間を光検出器でカバーすることができる。少なくとも 1 つの実施形態では、光検出器は、光軸の周りでステレオ対として提供され、それにより ROI のトポグラフィィーチャ (topographical features) (例えば影) を向上させることができ、スペクトル反射からのグレア (glare) を低減させることができる。IR 放射が可視光に関連して使用される場合、フィルタ (図示せず) を用いずに、様々な感光材料からなる光検出器を使用することができる。フィルタされない光検出器のスペクトル応答を分離するための代替方法は、検出器信号を、パルス出力を有する適切な照明源と時間的に同期させることを必要とする。例えば、RGB レーザまたは他の光源が、高速時系列で、光検出器から受信される

10

20

30

40

50

信号の処理と同期して個々にパルスされる場合、フィルタを用いずに同じ可視光検出器を使用することができる。

【0039】

リード線 234 が、各光検出器から、患者の身体の外部にある光ファイバの近位端に延在して、上述したように、光検出器から外部機器に電気信号を搬送する。アクチュエータ 224 は、リード線 236 を介して供給される電気信号により駆動され、電気信号の特性およびタイミングが、スキャンパターン、振幅、および各連続走査フレームで実行される走査パターンの他のパラメータを決定する。

【0040】

[例示的な走査システム]

図 3 は、患者の体内にある様々な構成要素により発生される信号が外部機器により処理される様子、および連続走査フレームの（1つまたは複数の）走査パラメータを変更するためにシステムを制御するのに使用される信号が、患者の体内に（例えば内視鏡に）位置決めされた構成要素に入力される様子を示すシステム 350 を例示する。したがって、一体化された撮像と他の機能とを提供するために、システム 350 は、患者の身体の外部にある構成要素と、体内で使用される構成要素（すなわち、破線 352 内部の構成要素）とに分割される。ブロック 354 は、走査光ファイバシステムの遠位端に配設された機能構成要素を列挙する。そこに示されるように、これらの例示的な構成要素は、照明光学系と、1つまたは複数の電気機械的スキャンアクチュエータと、1つまたは複数のスキャン制御アクチュエータと、スキャナ動作の制御のための1つまたは複数のスキャナ動作検出器と、ROI を撮像するための光子検出器と、任意選択で、診断目的のため、ならびに治療および監視目的のための追加の光子検出器とを含むことができ、それらの1つまたは複数は、様々な走査フレーム中に採用される走査のパラメータを変更することにより同じ走査デバイスを使用して実施することができる。システム 350 に関して、特定の用途に実際に必要とされる機能構成要素だけしか含まれないこともあることに留意すべきである。また、撮像以外の追加の機能は、診断または治療、あるいはこれらの機能の組合せであつてよい。

10

20

30

40

50

【0041】

外部から、照明光学系および（1つまたは複数の）スキャナは、ブロック 356 に示される撮像源および変調器から光を供給される。光ファイバシステムの遠位端に搬送される RGB、UV、IR、および／または高強度光を発生するための外部光源システムの幾つかの好ましい実施形態に関するさらなる詳細は、以下に開示され、または当業者に明らかであろう。走査を制御するためにスキャナセンサを使用することができ、スキャナアクチュエータ、照明源、および変調器にフィードバックされる信号を発生して、ブロック 360 での信号処理後に走査制御を実施する。温度が共振に影響を及ぼすので、センサは、単に1つまたは複数の温度センサでよく、初期化に基づいたオープンフィードバックシステムであつてもよい。また、システムを介して伝送されるより高いパワーの治療用照明により、または間接的に、組織から放射されて戻る熱の結果として、温度上昇が生じることもある。

【0042】

ブロック 360 で、撮像光子検出器により、かつ診断／治療および監視目的のために採用される他の光子検出器に関して生成される電子信号を使用して、画像信号フィルタリング、バッファリング、スキャン変換、増幅、および他の処理機能が実施される。ブロック 356 および 360 は、それぞれのブロックにより行われる機能を容易にする信号を搬送するために双方向で相互接続される。同様に、これらのブロックのそれぞれは、ブロック 362 と通信して双方で結合され、ブロック 362 で、アナログデジタル（A/D）およびデジタルアナログ（D/A）変換器が、画像獲得、処理のため、関連プログラムの実行のため、および他の機能のために採用されるコンピュータワークステーションユーザインターフェースまたは他の計算デバイスに供給される信号を処理するために提供される。コンピュータワークステーションからの制御信号は、ブロック 362 にフィードバックさ

れ、適切な場合には、ブロック 356、358、および 360 で提供される各機能を制御または作動するためにアナログ信号に変換される。また、ブロック 362 の A / D 変換器および D / A 変換器は、データ記憶装置が提供されるブロック 364、およびブロック 366 に双方向で結合される。ブロック 366 は、走査光ファイバの端部を患者の体内で操縦、位置決め、および安定化するためのユーザインターフェースを表す。

【0043】

ブロック 364 で、データ記憶装置は、患者の体内にある検出器により生成された画像データを記憶するため、ならびに走査光ファイバにより実施される撮像および諸機能に関係付けられる他のデータを記憶するために使用される。また、ブロック 364 は、コンピュータワークステーション 368、およびブロック 370 にある（1つまたは複数の）対話式ディスプレイモニタに双方向で結合される。ブロック 370 は、ブロック 360 から入力を受信し、ROI の画像を対話式に表示できるようにする。さらに、ブロック 372 に示されるように、1つまたは複数の受動ビデオディスプレイモニタがシステム内部に含まれることもある。また、他のタイプのディスプレイデバイス、例えばヘッドマウントディスプレイ（HMD）システムを提供することもでき、医療従事者が擬似立体画像として ROI を閲覧できるようにする。

10

【0044】

[撮像、診断、および治療のための例示的な走査システム]

図 4 は、使用される機器に応じて、走査システム 460 内の走査デバイスを用いて行うことができる様々な機能を例示する。この例では、ただ 1 つの走査導波路が、撮像、抽出診断（sampling diagnoses）、および投与治療のために使用され、各機能は、所望の機能を実現できるようにするために走査プロセスの 1 つまたは複数のパラメータを適切に変更することにより、異なるフレーム中に行われる。この走査システムの一部として使用される構成要素に小さな変更を施すことにより様々な機能を提供することができることを理解することは有用である。例えば、診断能力を提供するのではなく、走査システムを用いて行われる治療の進行を監視するために、走査システムの走査パラメータおよび他の動作態様を変更することにより、走査システムを容易に変更することができる。走査システム 460 で、対話式コンピュータワークステーション 462 は、医師が走査光ファイバを制御できるようにし、かつ撮像、診断（例えば光学的生検を得ることにより）、および投与治療のために使用されるソフトウェアアルゴリズムを実行できるようにし、撮像、診断、および投与治療は全て、同じ走査光ファイバにより、異なる走査パラメータを用いて実施される異なる走査フレーム中に行われる。高解像度カラー モニタ 464 が、光ファイバシステム 488 を介して分散コンソール 472 に搬送された走査光ファイバ 484 からの信号を受信する。走査光ファイバ 484 に隣接して患者の体内に内部的に含まれていない場合には、任意選択の RGB 検出器が提供されることもある。ユーザに表示される高解像度カラー画像を生成するために、対象領域（ROI）486 が光ファイバにより走査される。

20

30

【0045】

例示的な受動ディスプレイ実施形態では、2 つの陰極管モニタ（CRT）が、同じ物体の画像（例えば、ROI での組織の画像）を生成するために 2 つの異なるコントラストモードを使用して画像を表示する。例えば、同じ共振駆動型の走査光ファイバが、一方の CRT 上でのフルカラー光学画像と、もう一方の CRT モニタ上でのグレースケール蛍光画像との両方を生成することがある。励起および信号の光学特性が重畠しない場合、2 つ以上の画像を同時に生成することができる。そうでない場合には、2 つの画像が、順次フレームで、または高速共振スキャナのラインスイープ（line sweeps）を交代させて捕捉される。画像コントラストモード間（フルカラー光学モードと蛍光モードと）で切り換えるために、走査デバイスを用いて実施されるフレームに応じて光源がシャッタを閉められる、またはオフ / オンに直接切り換えられる。照明パワーとスペクトル範囲との両方の変調中に時間的に同期して、光子検出器からの信号が記録され、個別の画像として表示される。この例では、同じ ROI の第 2 の蛍光画像を与えられることにより、医師は

40

50

、小さな病変または前癌病変を見つけて、能動的に識別することができ、これらの病変は、撮像モード中に生成される標準の白色光画像では見ることができることもできないこともある。

【0046】

2つのディスプレイの一方は、医師がレーザ手術のためのROIを選択（ROIの輪郭を描画）できるようにするタッチスクリーン、またはパッド、ボイス、もしくはジョイスティック制御モニタであってもよいと企図されている。画像は移動していることがあるので、タッチスクリーンモニタは、画像を捕捉して、時間的に静止させる必要がある。しかし、このROIの輪郭が描かれると、画像分割および物体認識アルゴリズムを実施して、リアルタイム画像獲得および表示中にROIをハイライト表示して保つことができる。タッチスクリーンモニタは、パワーレベルおよびレーザ放射暴露の持続時間など、レーザ治療のためのパラメータを医師が設定するためのサイドバーメニューを提供することができる。第2のディスプレイは、双方向性を提供せず、しかし好ましくは、フルカラーまたはグレースケールでリアルタイム光学画像を表示する高解像度モニタである。IR光子検出器が内視鏡に一体化される場合、擬似カラーを用いた高解像度ディスプレイが、レーザ手術中の組織加熱および／または組織照射などレーザ治療の進行を医師が監視できるようになる。

10

【0047】

走査光ファイバは、ブロック466に示されるガイドワイヤまたはカニューレ（図示せず）と、先端誘導および安定化を容易にする手動制御装置とを使用して、ROI 486に向かい合う患者の体内の所望の位置に位置決めされる。ROI 486内で、光学的生検「スポット」485が、疾患の診断のための単一点スペクトル測定の空間および時間的分布を示す。これらのスポットは、インビトロ生検分析のために組織試料を侵襲的に採取する現行の処置によく似た形で分布される。各スポットは、光学スキャナのフレームサイクル中に分光分析されることがあり、 t_1 と t_2 とを例えば約1/30秒だけ離す。走査光ファイバにより提供される画像に加えて、ROIからIR信号を受信するために、ブロック468に示されるIR熱光検出器（および任意選択の温度モニタ）を含むこともできる。

20

【0048】

走査光ファイバまたは光導波路の動作の制御を容易にするために、ブロック470に示されるように、マイクロセンサおよび制御電子回路のための電源が提供される。制御電子回路により提供される信号は、光ファイバを走査させるアクチュエータがブロック470内部の電気ハードウェアとソフトウェアとの両方により制御されるとき、光ファイバの振幅および変位制御を可能にする。分光光度計および／またはスペクトル解析器474が診断目的のために含まれる。これは、分光光度分析に基づいて、ROIの状況の評価の際に、医師が、癌などの疾患のためのスクリーニングおよび診断のために、ROI 486から受け取られる光のスペクトル組成と光学的生検位置485の分布とを使用することができるからである。ROIを撮像することができるようROIを照明するために、赤色、緑色、および青色光源476、478、および480が組み合わされ、それらが生み出す光が、光ファイバシステムを介して走査光ファイバ484に搬送される。スペクトル解析のために使用される光源は、RGB光源（例えばレーザ）の1つ、または二次レーザもしくは白色光源からの高出力パルスであってよい。信号強度、時間、および照明強度に制限があるので、初めに、フラッシュ照明を使用して反復型の単一点分光方法を採用することができる。さらに、同じまたは異なる高出力レーザ源482を採用して、PDT、腫瘍のレーザ焼灼、および高強度源を用いて行われる他のタイプの治療などの治療を実施することができる。そのような治療に関連付けられる走査パラメータは、明らかに、撮像および診断のために使用されるものとは異なっている必要がある。例えば、治療用の高強度レーザ光が、それを必要とする組織に限定されることを保証するために、スキャン振幅およびスキャン周波数は、撮像のために使用されるものよりもはるかに小さい可能性がある。

30

40

【0049】

50

システム 460 を使用する際、医師は、標準のフルカラー内視鏡画像を表示する高解像度カラー モニタを見ながら、可撓性の単一走査光ファイバ構成要素を患者の身体の適切な領域に誘導して操縦する。腫瘍および / または前癌病変の探索は、モニタを見ることにより始まる。分光光度計およびスペクトル解析器 474 と共に含まれる第 2 のモニタ（別個には示されていない）が、内視鏡画像のグレースケールバージョンの上に擬似カラーで蛍光マッピングを表示する。異常出現組織など ROI が見つかったとき、可撓性の内視鏡が機械的に安定化される。ROI は、FOV 内で中心を合わされ、次いで本発明により提供される多重解像能力を使用して拡大される。ROI または腫瘍のサイズが評価され、可視画像または診断画像を画像処理することにより、かつ場合によってはスキャナの遠位端から ROI への距離測定を実施することにより、画素境界が決定される。LIFS など分光診断が必要とされる場合、光学的生検点の分布が、照明レベルと共に推定される。診断測定は、多くの撮像フレームにわたり自動的に照明を繰り返し送達することにより行われる。ユーザは、診断を中止することができ、または、明確な診断を得ることができまでサンプリングの信号対雑音比および / または密度を改良するようにワークステーションを継続させることができる。診断の結果は、リアルタイムであることが期待され、標準の画像の上に重畠される。

【0050】

共振走査画像のための画素滞留時間は、特定の FOV および画像解像度に関して固定されているので、単一点または単一画素光学的生検処置は、フレームシーケンシャル信号平均化を行うのに十分な光パワーまたは画像安定性を有さないことがある。これらの場合には、単一光学的生検「スポット」が、撮像 FOV の中心の近くに選択される。通常の撮像のための振幅変調共振走査をフレーム間で中断することができる。診断フレームは、任意の期間にわたり「停留」された単一照明ビームであってよい。単一光学的生検「スポット」の持続時間は、ユーザまたはシステムが決定することができ、正確な診断のために十分な信号が獲得されていることを確定している。診断中に走査しない機能は、光 - 組織相互作用の滞留時間が完全に不定である極端な場合のものである。実際には、単一光学的生検スポットは、照明光の非共振走査により、または撮像フレーム中に採用されるものよりも大きさがかなり小さいアクチュエータに印加されるドライブ信号に応答した共振走査により、わずかに拡大されることがある。例示的なドライブ信号が、幾つかの得られるスキャンパターンと共に図 5A ~ 5H に例示されている。

【0051】

走査光ファイバシステム（または他のタイプの走査デバイス）を用いて実施される診断機能は、走査される領域内の位置にある組織の蛍光を検出することができ、これは生理的状態の証拠となることがある。あるいは、診断機能は、領域内の所望の位置で蛍光または熒光寿命を求めることができる。実施することができる他の診断処置は、走査される領域内の所望の位置でレーザ誘導蛍光分光分析を行うこと、所望の位置で白色光反射率分光分析を行うこと、およびその位置でラマン分光分析を行うことを含む。実施することができるさらなる診断および治療処置は、蛍光のマルチフォトン励起を使用する ROI のマルチフォトン検査と、光子の第二次高調波発生と、インサイチュでの光治療のためのマルチフォトン焼灼の破壊力を含む。診断は、例えば、サイズまたはコヒーレント撮像を推定するための内視鏡と組織との間の距離測定、あるいは、腫瘍貫入など、組織内部の構造の深さを推定するための光コヒーレントモグラフィラインスキャンを実施することにより、距離および深さの正確なマッピングを含むことがある。当業者は、これらの各診断機能を実現するために適切な光源および走査パラメータをどのように適用することができるかを容易に理解されよう。

【0052】

PDT など光治療が保証される場合、光照射線量が決定され、走査光学システムを制御する対話式コンピュータワークステーションにプログラムされる。PDT 治療は、PDT 蛍光色素に関して事前選択された典型的には高出力レーザ源 482 による高強度レーザ照明の光学スキャンであり、ダイクロイックフィルタ、減衰器、および電気機械シャッタを

10

20

30

40

50

使用して制御することができる。フレームシーケンシャル様式では、PDT治療中に、蛍光画像と可視画像との両方が、様々な走査フレームでの各機能に適切な走査を実現するように走査パラメータを制御することにより同じ走査デバイスを使用して獲得される。医師は、両方のディスプレイ上でこれらの獲得された画像を観察することにより、PDT治療の進行を監視する。

【0053】

共振光学走査と光学診断との一体化と同様に、画像フレーム内の個別の画素に関する滞留時間は、単に光照明強度が増加されるときには、レーザ焼灼または熱壊死など所望の治療効果を引き起こすには不十分であることがある。したがって、撮像のために使用される共振走査は、オフに切り換えられ、または中断されることが必要となる場合があり、照明は、治療のために特定のROIの上に「停留」される。フレームシーケンシャルベースで撮像範囲内の中心画素に照明を停留することができる機能は、ユーザが、撮像システムの制限によらずに、光・組織相互作用の滞留時間を任意または選択的に定義できるようにする。レーザ穴開けまたは単一点レーザ焼灼には長い滞留時間が必要とされることがある。単一点光学的生検「スポット」は、診断を決定するには十分であることがあるが、ほとんどの場合、光治療のためにはROI全体が治療されなければならない。したがって、例えば多くのより小さな穴をパターン状に形成することにより大きな穴が開けられるとき、開けられる穴は、領域全体を埋めるように事前決定されることがある。各穴が開けられる合間に、または多くの穴が開けられた後、ROIをフレームシーケンシャル様式で再撮像することができる。各穴は、非共振周波数で走査することにより、または撮像のために使用される共振周波数またはその付近で非常に低い振幅で走査することにより、わずかに拡大することができる。撮像フレームによりカバーされる面積よりもはるかに小さな面積を走査することにより、走査されるスポットのより遅い並進により、各画素位置での滞留時間は増加される。例示的なドライブ信号が、得られるスキャンパターンと共に図6A～6Dおよび7A～7Fに例示される。

10

20

30

【0054】

適切な強度の光源を提供し、走査デバイスドライブ信号の走査パラメータを制御して、所望のパターンおよび他の適切な特性を実現することにより、走査デバイスを使用して様々なタイプの光治療を送達することができる。フレームシーケンシャル様式では、この治療の制御は、治療の反復実施の合間に撮像することにより、または赤外熱撮像もしくは血流撮像フレームなど個別の監視機能を提供することにより監視することができる。例えば、走査される領域が患者の目である場合、走査デバイスを使用して、分子を解放することによるレーザ照明光活性化、またはレーザオプトポレーション処置(laser opto poration procedure)、またはビジョン修正処置(vision modification procedure)を送達することができ、次いで、使用されるパラメータおよび光源を切り換えることにより、医師が、治療の有効性を求める、損傷の任意の症候を査定する、かつ／またはさらなる治療が必要とされるかどうか求めることができる。

40

【0055】

[連続走査フレームおよび得られるスキャンパターンの例]

図5A～5Hは、連続走査フレームで採用される様々な走査パラメータの幾つかの例を示す。図5A～5Hは全て、等しい周波数および振幅に設定された片持ち式光ファイバの横方向振動のための2次元アクチュエータへのドライブ信号を用いた、共振ファイバスキヤナの螺旋スキャンの例示的な場合を例示する。しかし、ドライブ信号のただ1つの軸のみが図5A～5Hに示されており、これはXドライブ軸と標示されている。典型的には、Yドライブ軸は、振幅および周波数がほぼ同一であり、しかし、所望のパターンを生成するよう、例えば円形の共振動作を発生するために90度だけ位相シフトされている。

【0056】

図5Aに、複数の走査フレーム500が例示され、ここで各連続走査フレーム502は同一であり、しかし走査デバイスは、共振走査デバイスに要求される機能に応じて、任意

50

の、または選択された時間間隔にわたり停止される。この場合、反復走査フレームは、走査ファイバ内視鏡の通常動作の連続撮像モードを表す。拡大螺旋持続時間 504 により識別されるように、各撮像フレーム内で、共振ファイバスキャンが駆動されて拡大螺旋パターンになる時間がある。螺旋スキャンの完全な拡大の後、別の撮像フレームの前にファイバを開始位置に戻して位置決めし直すための期間、すなわちリトレース時間 (retrace time) 506 と、共振振幅をゼロに整定するために使用される最小整定時間 508 とが存在する。全ての時間間隔が、走査フレームに要求される機能に応じて、ユーザにより（または自動的にシステムにより）選択的に調節可能である。この例では、拡大螺旋持続時間 (ESD) 504 と、リトレースのための時間 506 と、最小整定時間 508 とにより定義される反復撮像フレームは、フレーム i として例示される第 1 の撮像フレームと同一である。後続の撮像フレームは、 $i + 1$ により示される。この第 2 の撮像フレームの後、整定時間 508 は、参照番号 509 として図 5A に示されるように、フレーム $i + 2$ 中の診断機能のために、任意に時間を延長することができる。この診断機能は、任意の時間長にわたりファイバスキャナを静止位置に維持することができ、十分な光パワーが、前に定義したように単一位置または「スポット」で光学的生検診断を実施できるようとする。撮像のための中斷された共振ファイバ走査は、後続のフレーム $i + 3$ で再開される。

10

【0057】

撮像のために使用される拡大螺旋スキャンは、X および Y ドライブ軸の原点に関して対称であり、図 5B に示される円形の 2 次元スキャンパターン 510 をもたらす。図 5A からの 3 つの撮像フレーム i 、 $i + 1$ 、および $i + 3$ はそれぞれ、図 5B の円形領域 512 を走査する。単一光学的生検「スポット」が、円形領域 512 の原点または中心 514 に位置される。他の機能の実施のために採用されるフレームにより中断される連続撮像フレームからの 2D スキャンパターンの全ての表現は、ファイバ走査動作以外に動作がない、すなわち内視鏡が静止したままであると仮定している。

20

【0058】

図 5C に、複数の走査フレーム 520 が例示され、ここでは、走査フレーム 502 に整定時間 508 が続き、整定時間 508 中、走査デバイスが停止され、次に走査デバイスは、走査フレーム 522 で示されるように駆動される。走査フレーム 522 において、走査デバイスは、フレーム 502 の最大振幅の 2 倍まで、しかし走査フレーム 502 におけるよりも実質的に低い周波数で駆動され、走査フレーム 522 の持続時間は、走査フレーム 502 の持続時間よりも長い。この例では、撮像フレーム内の周波数は、ファイバスキャナの共振またはその付近であり、一方、後続の診断フレーム内の周波数は、実質的にスキャナ共振未満である。非共振周波数ではスキャナ応答の機械的な振幅がないことにより、X ドライブ信号のより大きな振幅は、図 5D に示されるように、単一診断スポットをわずかにだけ拡大する働きをする。図 5D における 2D スキャンパターン 530 での円形撮像領域 532 は、図 5B における円形領域 512 と正確に同じである。しかし、図 5B からの円形領域 512 と比較して、図 5D での單一生検スポット 534 は、非共振走査によりわずかに拡大される。

30

【0059】

図 5E に、複数の走査フレーム 540 が例示され、ここでは、走査フレーム 502 に整定時間 508 が続き、整定時間 508 中、走査デバイスは、走査フレーム 542 での走査デバイスの駆動が始まるまで停止される。走査フレーム 542 で、走査デバイスは、非常に小さい振幅での周期信号 (AC 信号) と、大きい振幅での定常状態オフセット (DC オフセット) との組合せにより駆動される。診断フレーム内の生検スポットが大きな振幅の非共振スキャンによりわずかに拡大される図 5C に示される例とは異なり、図 5E での診断フレーム中の小さな振幅の周期信号は、共振周波数またはその付近にあり、動作の機械的な振幅を可能にする。図 5F での 2D スキャンパターン 550 に示されるように、得られる光学的生検スポット 554 は拡大され、加えられる DC オフセットにより、撮像範囲 552 の原点または中心からずらされる。また、非共振 DC オフセットは、軸方向で（ま

40

50

たは深さ方向で)、かつ横方向で単一光学的生検スポットをシフトすることもできる。D C オフセットは、アクチュエータに適用することができ、アクチュエータが、レンズ系により近接するように点源をシフトし、これは焦点深度を増加する。例えば、管構造を効果的に拡大するために、点源を横方向に変位させることなくレンズ系に向けてファイバ先端を移動させることにより、管圧電セラミックアクチュエータの全ての4つの象限(+X、-X、+Y、-Y)を同様に活動化させることができる。走査される照明平面の深さと光学診断の位置とを光学的にズームして変更するために、D C オフセットを用いて別のアクチュエータ(図示せず)を活動化させることもできる。

【0060】

図5Gで、複数の走査フレーム560が、中断される共振を用いて動作される走査デバイスを用いた一連の交互撮像フレームを例示する(Xドライブ信号のみで例示される)。この例では、フレームiに関するドライブ信号562は、共振ファイバ走査画像を発生し、この画像は、ドライブ信号564により生成されるフレームi+1の共振ファイバ走査画像の2倍の振幅を有し、しかしESDは半分である。両方のフレームが、ファイバスキャナ共振周波数またはその付近で撮像しているので、拡大螺旋持続時間が、撮像範囲内の走査線(円)の数を決定する。ドライブ信号の最大振幅は、ファイバスキャナの最大振幅を決定し、これは、撮像される視野に直接関係する。しかし、両方の画像が、等しい画素マッピングのディスプレイスクリーン570上に等しい解像度で同時に表示される場合、図5Hに示されるように、フレームiから得られる画像572は、フレームi+1からの画像574の直径の半分となる。典型的には、より大きな視野の画像フレーム(フレームi)は、より小さな視野の画像フレーム(フレームi+1)よりも大きな表示面積にわたりユーザに表示され、したがって実際、2つの異なるディスプレイが使用され、または画像のフォーマッティングをユーザの期待に沿うように調節することができる。時系列で共振光学スキャナに印加される連続的に変化するドライブ信号の使用は、得られる2つの表示画像をユーザに同時に表示できることを示す。

【0061】

複数の撮像フレームは、図6Aの図示の例600では、診断フレームと治療フレームとの両方により中断される。そこに示されるように、共振ファイバスキャナを駆動するための一連の5つのフレームにわたるXドライブ信号が示され、一方、Yドライブ信号は、同様であり、しかし90度位相がずれて現れることが予想される(螺旋走査に関して)。初期フレーム602は、図5Aに表された標準の撮像フレームiである。拡大螺旋持続時間603、リトレース時間604が示され、整定時間605が、撮像フレームiを後続の診断フレーム606、すなわち診断フレームi+1から離す。診断フレーム(i+1)は、撮像フレーム(i)よりも単位面積当たりでより長い光-組織相互作用滞留時間を必要とすることがある蛍光画像であってよく、これはESD607を必要とする。リトレース時間608および整定時間609の持続時間は、視野がほぼ同じ(同じ最大振幅)であるので、撮像フレームに関するものと同じであると予想される。後続の治療フレーム(i+2)は、面積当たり最長の光-組織相互作用滞留時間を必要とし、したがって拡大螺旋持続時間611は最大化され、一方、リトレース時間612および整定時間613は、より大きなFOVを有する前のフレームと同じ、またはそれよりも短くすることができる。治療フレーム(i+2)は、光線力学療法に関するものであってよく、前の診断フレーム(i+1)で撮像されたのと同じ蛍光増感剤を、しかしあるかに高いパワーで、より小さい面積にわたり励起する。以降のフレームは、診断フレーム606と同様の反復診断フレーム(i+3)を表し、これは、前の診断フレーム(i+1)からのものと同じ蛍光発光スペクトルを撮像する。反復蛍光診断は、ユーザに残留蛍光活性の尺度を与えることができ、残余蛍光活性は、光線力学療法を繰り返す見込みに相關することができる。最終のフレーム(i+4)(初期フレーム602と同様)は、一連の反復撮像フレームを表す。これらの例示的な順次フレームは、本発明の手法を使用する内視鏡の典型的な動作に何が期待されているかに対応する。

【0062】

10

20

30

40

50

順次時系列で撮像、診断、および治療フレームをもたらす例示的なXドライブ信号の2Dスキャンパターンは、図6Bに例示されるように重畠することができる。重畠された螺旋スキャンパターン620は、垂直線模様で表された撮像領域622、水平線模様で表された蛍光診断領域624、および(黒塗りの)より小さな治療PDT領域(626)として示される。ドライブ信号ではオフセット電圧が使用されなかったので、全ての走査パターンが原点に中心合わせされる。また、XおよびYドライブ信号はどちらも周波数および振幅が合致されると仮定されたので、走査パターンは円対称である。

【0063】

図6Cは、共振ファイバスキャンを発生するのに必要とされるXドライブ信号により生成される撮像、治療、監視、および撮像の連続するフレームの例示的な組640を示す。
第1の撮像フレーム(i)602は、図6Aに示されるのと同様に、拡大螺旋持続時間603と、リトレース時間604と、整定時間605とを有する。後続の治療フレーム($i+1$)646は、任意の時間量にわたり静止または単一点の治療を提供する。熱的加熱(thermal heating)および熱壊死などの治療には、長期の光-組織相互作用が必要とされる。治療フレームには、すぐに監視フレーム($i+2$)650が続き、これは、適用される光治療への組織応答を査定するため、および治療を繰り返すべきかを査定するために採用される。監視フレームは、損傷の深さを査定するために赤外撮像を使用することができ、または組織の温度を査定するためにサーマルマッピングを使用することができる。一連のフレームは、反復撮像フレーム($i+3$)で終了し、このフレームは初期フレーム602と同一である。

10

20

【0064】

図6Dは、図6CのXドライブ信号から生成される得られる2Dスキャンパターン660を例示する。撮像、治療、および監視の全ての3つのスキャンパターンが重畠されている。撮像領域662は、最大の円形領域であり、治療中心スポット664は、走査がなかつたので原点に位置される。監視用のスキャン666は、撮像用のスキャン662の最大駆動振幅の半分であり、したがってこの領域は、スキャン662の直径の半分で図示される。

30

【0065】

走査デバイスを駆動する走査信号は、図7Aで入力信号波形700および715により示されるように、2つの直交する方向、すなわちX方向とY方向とでドライブすることができる。入力信号波形700は、初期フレーム(i)および最終($i+10$)走査画像フレーム701を含み、これらは、9つの別個の治療フレーム($i+1$ から $i+9$)702から710により離隔されている。別個の走査フレームそれぞれで、Xドライブ信号は、ステップ電圧信号の振幅により示されるDCオフセット電圧によりシフトされる。同様に、Yドライブ信号波形715は、9つの治療フレーム($i+1$ から $i+9$)717から725により離隔された初期フレーム(i)と最終($i+10$)撮像フレーム716とを含む。Yドライブ信号に関するDCオフセット電圧の別個の組が、固定点照明の中心点と8つの周囲の点とを生成する。XおよびY入力信号波形700および715は、同じ総時間間隔を表す。共振スキャン周波数は、全ての振幅変調撮像スキャンと同じであるが、Yスキャンドライブ信号は、入力信号波形700および715ではXスキャンドライブ信号から90度位相をずらされており、共振ファイバスキャンを使用して螺旋スキャンを発生する。

40

【0066】

図7Aにおける波形からの例示的なスキャンパターン730が図7Bに示される。9つの治療スポット732が、円形撮像領域731上に重畠されて図示されている。長い持続期間にわたる熱的加熱により形成された図6Dにおける単一治療スポット664と比較して、図7Bでの9つのより小さな治療スポット732は、より短い持続時間にわたるレーザ焼灼により生成され、穴開けをもたらす。撮像領域の中心原点の周りのより大きな面積をカバーするために、図7Aに示されるXおよびYドライブ信号に8つの異なる非共振DCオフセットを加えることにより、治療穴開けは時系列で横方向にシフトされる。また、

50

加えられる D C オフセットは、軸方向 Z 方向であってよく、これは、焼灼面積よりも大きく穴深さを拡げる。

【 0 0 6 7 】

図 7 C で、2 つの直交診断ラインスキャン、それぞれ 750 および 760 が、X および Y 方向に関する異なる例示的なスキャナ入力（ドライブ信号）を有する一連の走査撮像フレーム内に導入される。最初 (i) および最後 (i + 3) のフレームは、それぞれ X および Y ドライブ信号に関する共振走査画像フレーム 701 および 716 である。X ドライブ信号に関して、時間 (i + 1) での次のフレームは、任意の時間 752 にわたり繰り返される水平または X 軸に沿って共振ラインスキャンである。この反復水平ラインスキャン中の対応する Y 軸ドライブ信号 762 は、X 軸に直交する方向では振幅が必要とされないので、ゼロである。後続のフレーム (i + 2) は、直交する垂直 Y 軸に沿った共振ラインスキャンであり、これは、X ドライブに関しては任意の時間 754 にわたり反復され、Y ドライブに関しては任意の時間 764 にわたり反復される。ラインスキャンは、垂直または Y 軸のみに沿っているので、このフレーム (i + 2) 中に X ドライブに関しては振幅が存在せず、しかし Y ドライブ信号に関しては全振幅である。線形走査パターン（水平および垂直）はそれぞれ、実施される診断処置により定義することができる任意の期間にわたる反復共振ラインスキャンである。スキャンパターンは各診断期間中に同じままであるので、直交方向での得られる診断ラインスキャンは、2 つのフレーム (i + 1) および (i + 2) と呼ばれる。

10

【 0 0 6 8 】

撮像および診断フレームの 2D 走査パターンが、図 7 D に例示されている。円形撮像領域 772 は、垂直および水平軸の原点に中心合わせされる。2 つの直交線形スキャンは、撮像および診断のための共振ドライブ信号の最大振幅が同じであるので、撮像円形領域内で水平軸 774 および垂直軸 776 に沿って繰り返される。

20

【 0 0 6 9 】

反復診断ラインスキャンは、幾つかの機能を有することができる。同じ領域にわたり反復して走査することにより、弱い診断信号スキャンが各画素で平均化されて、信号対雑音比を増加する。別法として、光源は、マルチスペクトルまたはハイパースペクトル解析を行うために走査照明の様々なスペクトル領域に調整する、またはフィルタすることができる。さらに、組織構造を通る断面図またはスライスを作成するために、反復ラインスキャンにわたり焦点深度を変化させて、増加する深さにわたり診断光学蛍光または後方散乱光（光コヒーレントトモグラフィ信号）を測定することができる。

30

【 0 0 7 0 】

図 7 E および 7 F は、診断、治療、および / または監視のための 1 つまたは複数のフレームにより中断され、ユーザの望みに合致する、または R O I の幾何形状に合致するようにサイズを選択的に決定されたスキャン面積を有する複数の共振走査撮像フレームを例示する。以下に説明するように、図 7 E に、X ドライブ（実線）および Y ドライブ（破線）信号 780 への様々な入力が例示され、螺旋走査パターンで共振ファイバスキャナを使用する。最初 (i) および最後 (i + 2) の撮像フレーム 782 は、診断、治療、および / または監視フレーム (i + 1) 784 の前および後の連続的な撮像を表す。フレーム (i + 1) 784 は、Y ドライブ信号振幅 788 の 2 倍である最大 X ドライブ信号振幅 786 を有する。先行および後続の撮像フレームと比較して、振幅変調共振走査のための X ドライブ信号は、撮像フレームの 2 倍を超える持続時間であり、しかし撮像フレームの最大振幅よりも小さい。図 7 F に、得られる 2D スキャンパターンが重ね合わせ 790 として例示される。円形撮像領域 792 は、原点の周りに中心合わせされ、一方、診断、治療、または監視される領域を画定する楕円領域 794 は、より小さく、その最大寸法が X 軸に沿っている。この例ではオフセット電圧が印加されなかったので、楕円領域は、原点の周りに中心合わせされる。

40

【 0 0 7 1 】

フレームシーケンシャル様式で撮像、診断、治療、および監視など機能の実装を変更す

50

る目的での中断される共振走査の例は、全て、共振ファイバスキャナを使用して、主に螺旋走査動作モードで例示された。螺旋走査フレームの通常動作は、共振ファイバスキャナのための高速リトレースおよび整定時間をなくし、振幅変調波形に関して連続三角波で動作し、これはゼロ振幅の共振ファイバ動作になることが決してない（例えば、非特許文献1参照）。フィードバック制御を伴った、および伴わない三角波の使用を説明している）。リザージュスキャンパターンなど、他の走査パターンを、小さな変更により走査ファイバを用いて実施することができる（例えば、非特許文献2参照）。最後に、光学スキャナを、照明のみ、照明と検出、または光信号の検出のみのために使用することができる。

【0072】

[例示的な移動ミラー走査デバイス]

図8は、領域840を走査するために移動マイクロ電気機械システム（MEMS）反射面818を使用する内視鏡において使用するための例示的な走査デバイス800の第1の実施形態を例示する。シングルモード光ファイバ810は、光信号816を搬送し、例えば約0.11に等しい開口数を有する拡大ビームを生成する。垂直駆動アクチュエータ812および水平駆動アクチュエータ814が、中心線838に対してXおよびY方向で二軸で反射面を動作させる。オリフィス820が、MEMS反射面に形成されて、拡大光ビームが固定凸面鏡824に向かって経路826に沿ってMEMS反射面を通過できるようになる。光ビームは、固定凸面鏡から経路828に沿って反射され、次いで、MEMS反射面から経路830に沿ってスキャンレンズ832および834に向かって反射され、スキャンレンズ832および834が、領域840にわたり走査する点836に光ビームを合焦する。MEMS反射面は（図に示されるように）凹形である必要はなく、その代わりに、光ビームを合焦するための任意の光パワーを提供しないように平坦であってもよいことに留意すべきである。さらに、MEMSミラー表面は、動的に変化するように作製することができる（例えば、非特許文献3参照）。この場合、光学システムは、依然として、内視鏡の遠位端の遠位にある点836での所望の焦点に光ビームを集束することができる。実際には、（凹形ではなく）平坦なMEMS反射面のほうが、高い光学品質で製造するのが簡単である。内視鏡に関して十分なFOVを提供するのに必要なMEMS反射面の二軸走査は、MEMS反射面が共振または近共振動作で移動することを必要とすることが多い。しかし、顕微鏡FOV（例えば、直径1mm未満）には、MEMS反射面の非共振動作で十分であることがある。

【0073】

例えば内視鏡で使用することができる移動ミラー走査デバイス900の第2の例示的な実施形態が、図9Aおよび9Bに例示される。走査デバイス900は、一方がX軸に関するものであり、一方がY軸に関するものである2つの直交軸に関する2つの別個の反射面を使用するので、走査デバイス800とは異なる。したがって、各反射面は、1つの軸に関してのみ走査するように駆動される。共振駆動装置902は、水平方向で往復して移動するように反射面904を駆動するために使用される。大抵、共振駆動装置902および走査反射面904が、共振MEMSスキャナを備える。シングルモード光ファイバ910は、平坦な反射面906に向けて光ビーム912を搬送し、反射面906は、ビームを垂直に走査させる働きをし、シャフト908aに取り付けられている。シャフト908aは、垂直駆動装置908により往復して振動するように駆動され、垂直駆動装置908は、水平スキャナよりも小さく、高速フライバックで共振または近共振状態で動作する（例えばラスタスキャンのフレームレートで）。光ビームは、平坦な反射面906から経路914に沿って水平走査反射面904に向けて反射され、それにより、経路916に沿ってスキャンレンズ918および920を通るように反射される。これらのスキャンレンズは、領域940上の点922に光ビームを合焦し、それにより、点は、垂直および水平スキャナを駆動する信号により決定される所望のパターンで領域にわたり走査する。

【0074】

走査デバイス900は、非共焦幾何形状を有するものとして例示されている。走査により得られる領域からの光は、スキャンレンズ920および918を通って戻り、例示的な

10

20

30

40

50

経路 924 に沿って、任意選択の収集光ファイバ 926、928、および 930 内に進み、これらの光ファイバ 926、928、および 930 は、赤色、緑色、および青色フィルタ、または他の波帯フィルタリングを設けられることがある。任意選択の収集光ファイバは、レンズを含む内視鏡の走査デバイス部分の外側に配置することができ、または図示されるように、垂直スキャナを構成する MEMS 反射面を取り囲むこともある。さらに、シングルモード RGB 光ファイバ 910、ならびに他の任意選択の光ファイバ 932、934、および 936 を、他の機能を実施するように提供することもできる。例えば、任意選択の光ファイバ 936 は、2 つのスキャナを使用する、領域 940 の所望の部分に治療を施すための高出力レーザにより生成される高強度光ビームを送達するシングルモード光ファイバであってよい。

10

【0075】

光損傷しきい値を増加するように調整されている小さなコアの光ファイバの実施形態が図 10 に示されている。この例示では、光ファイバ 1050 を通して伝達されることになる光 1010 は、初めに、カップリングレンズ 1020 を通されて、エネルギーを合焦する。任意選択のアーチャ 1030 を使用して、光ビームが光ファイバ 1050 の小さなコアに集束するときに光ビームの直径を制御することができる。精密に制御された直径は、吸収があり光損傷をもたらす可能性がある迷光が最小であることを保証する。小さなコアの光ファイバ 1050 の前面または近位端に、エンドキャップ 1040 が取り付けられる。エンドキャップ 1040 は、光ファイバのコアの材料と同じまたは同様の材料からなり、本質的には、単により大きな直径の構成要素であり、これは、近位界面への光送達の強度を減少する。キャップ 1040 は、界面 1060 で最小の吸収が生じるようにし、吸着汚染の可能性をなくし、このとき光強度は、光が局所的に伝播するための連続媒体を提供することにより最大になる。エンドキャップ 1040 と光ファイバ 1050 とは同一または同様の材料からなるので、エンドキャップ 1040 と光ファイバ 1050 とを接合して 1 つの連続する非妨害媒体にするために高品質スライシングまたは融合プロセスが使用されると仮定すると、界面 1060 は、物理的にではなく象徴的にのみ存在する。空気と媒体との界面は、エンドキャップの近位端に設けられる界面 1070 に効果的に移動される。

20

【0076】

界面 1070 は、この界面での吸光の量を減少するために機械または光学研磨を使用して調整することができる。機械研磨は、界面 1070 の表面を、表面に擦傷や窪みなどがなくなるまで、次第に細かくなる研磨剤を用いて研削することを含む。光学研磨は、プラズマが表面上に短期間発生するように高出力赤外光源を用いて界面 1070 の表面を照射することを含む。プラズマが冷却し、材料が再凝固するとき、任意の残余擦傷や穴などは除去されている。また、選択された光周波数での反射を最小限にすることによって界面 1070 の表面を被覆することもできる。最終的に、エンドキャップ 1040 を有する光伝達光ファイバ 1050 と、合焦レンズ 1020 と、任意選択のアーチャ 1030 とを、内部筐体 1080 の内部に気密封止することができ、それにより、界面 1070 の表面上に汚染物質が生じないようにする。XYZ マイクロ位置決めシステム 1090 を、光ファイバとエンドキャップとのシステムに追加することができ、治療のために使用される高出力光エネルギーの一時的な導入による位置の任意の熱ドリフトの補償を提供する。

30

【0077】

本発明の発展形態を、本発明を実施する好ましい形態およびその修正形態に関連して説明してきたが、頭記の特許請求の範囲の範囲内でこの技術に多くの他の修正を施すことができることを当業者は理解されよう。したがって、発展形態の範囲は、上の説明により制限されることは意図されておらず、そうではなく頭記の特許請求の範囲を参照して完全に決定される。排他的な権利を主張する本発明は、頭記の特許請求の範囲により定義される。

40

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図 1A】ラインまたは可変半径橜円を構成する振幅変調共振パターンで領域を走査する

50

ために駆動することができるシングルモード光ファイバを有する例示的な走査デバイスを例示する図である。

【図 1 B】シングルモードコアから光を放出し、二重クラッドを有する光ファイバの内側クラッドを通して搬送される光を収集する例示的なファイバ走査デバイスを例示する図である。

【図 2 A】可変半径円または螺旋走査モードで領域を走査するために駆動することができるテーパ付き光ファイバを有する例示的な走査デバイスを例示する図である。

【図 2 B】光ファイバを駆動することができる例示的なプロペラスキヤンモードを概略的に例示する図である。

【図 2 C】マイクロレンズと適合され、領域を走査するために駆動されて機械的共振をするように構成された光ファイバを有する走査デバイスを示す概略図である。 10

【図 3】撮像、監視、診断の実施、および領域への治療の提供のために、本明細書で述べる走査デバイスと共に使用可能なシステム内の信号の機能的な流れを例示するブロック図である。

【図 4】光治療送達および監視能力を有する一体型の癌撮像、スクリーニング、および生検走査システムの機能ブロック図である。

【図 5 A】共振ファイバスキャナへの様々な例示的な走査 X ドライブ信号を示す例示的な図であって、撮像および診断の目的で連続走査フレーム間で中断が生じる図である。 20

【図 5 B】得られる 2 次元走査パターンを示す例示的な図である。

【図 5 C】共振ファイバスキャナへの様々な例示的な走査 X ドライブ信号を示す例示的な図であって、撮像および診断の目的で連続走査フレーム間で中断が生じる図である。 20

【図 5 D】得られる 2 次元走査パターンを示す例示的な図である。

【図 5 E】共振ファイバスキャナへの様々な例示的な走査 X ドライブ信号を示す例示的な図であって、撮像および診断の目的で連続走査フレーム間で中断が生じる図である。 20

【図 5 F】得られる 2 次元走査パターンを示す例示的な図である。

【図 5 G】共振ファイバスキャナへの様々な例示的な走査 X ドライブ信号を示す例示的な図であって、撮像および診断の目的で連続走査フレーム間で中断が生じる図である。 20

【図 5 H】得られる 2 次元走査パターンを示す例示的な図である。

【図 6 A】共振ファイバスキャナへの様々な例示的な走査 X ドライブ信号を示す例示的な図であって、診断、治療、および監視の目的で連続走査フレーム間で中断が生じる図である。 30

【図 6 B】得られる 2 次元走査パターンを示す例示的な図である。

【図 6 C】共振ファイバスキャナへの様々な例示的な走査 X ドライブ信号を示す例示的な図であって、診断、治療、および監視の目的で連続走査フレーム間で中断が生じる図である。

【図 6 D】得られる 2 次元走査パターンを示す例示的な図である。

【図 7 A】共振ファイバスキャナへの例示的な X ドライブ信号および例示的な Y ドライブ信号の図であって、診断および治療の目的で連続フレーム間で中断が生じる図である。 40

【図 7 B】得られる非円形 2 次元走査パターンの図である。

【図 7 C】共振ファイバスキャナへの例示的な X ドライブ信号および例示的な Y ドライブ信号の図であって、診断および治療の目的で連続フレーム間で中断が生じる図である。

【図 7 D】得られる非円形 2 次元走査パターンの図である。

【図 7 E】共振ファイバスキャナへの例示的な X ドライブ信号および例示的な Y ドライブ信号の図であって、診断および治療の目的で連続フレーム間で中断が生じる図である。

【図 7 F】得られる非円形 2 次元走査パターンの図である。

【図 8】領域を走査するために移動ミラー面と固定ミラーとを採用する実施形態の概略側面図である。

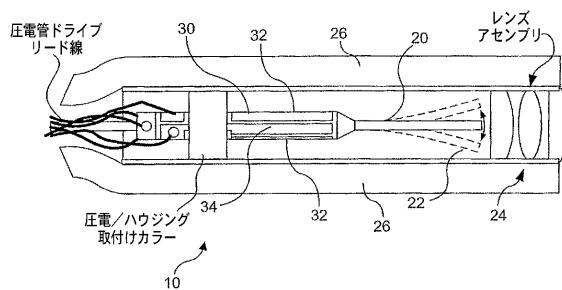
【図 9 A】領域を走査するために 2 つの移動ミラーを含む実施形態の概略側面図である。

【図 9 B】領域を走査するために 2 つの移動ミラーを含む実施形態の端面図である。

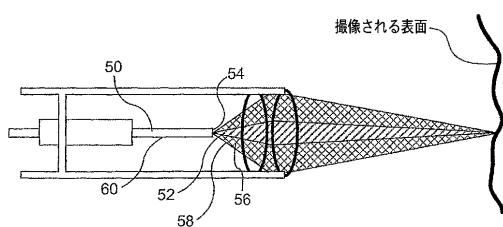
【図 10】光損傷しきい値を増加するように調整されている小さなコアの光ファイバとし 50

て例示的な光伝達媒体を示す図である。

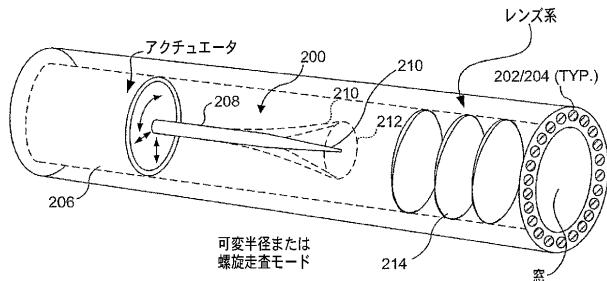
【図1A】



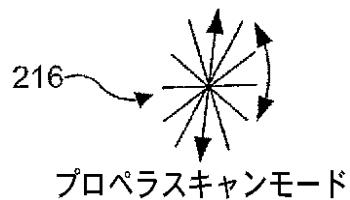
【図1B】



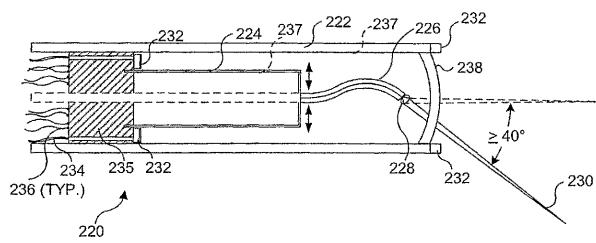
【図2A】



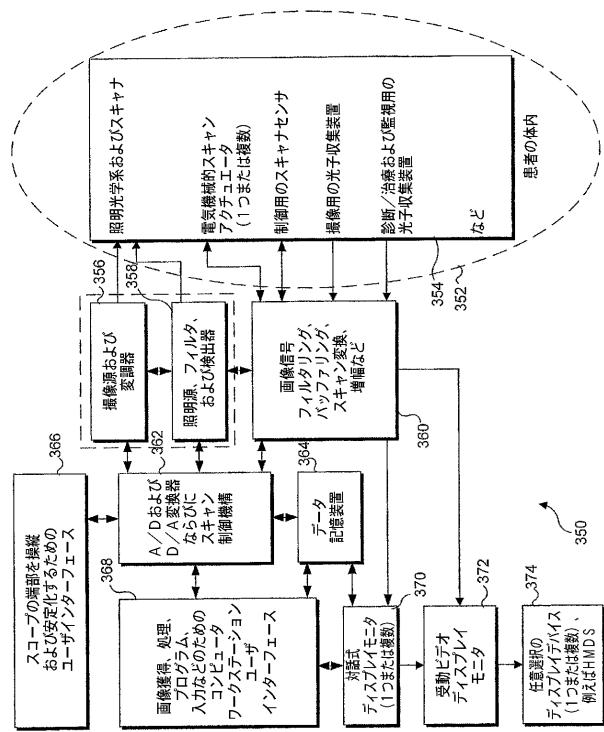
【図2B】



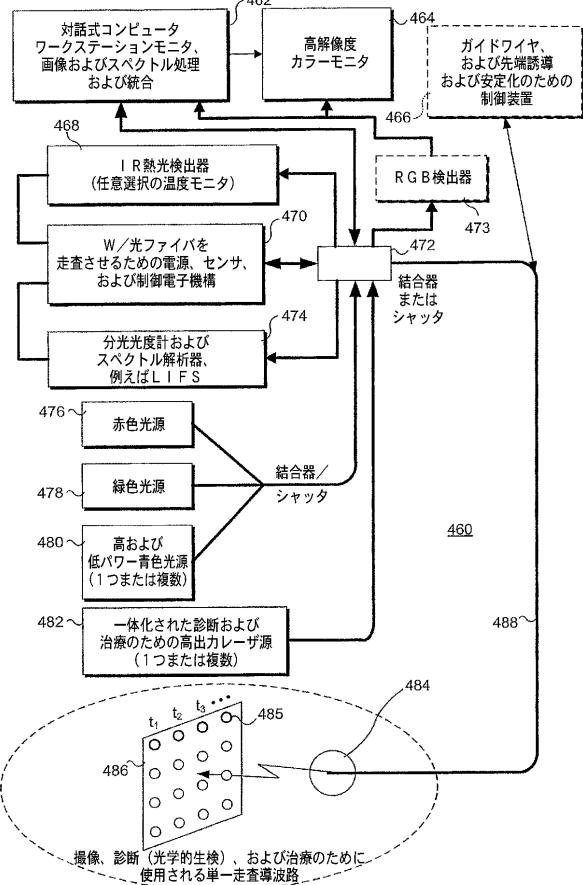
【図2C】



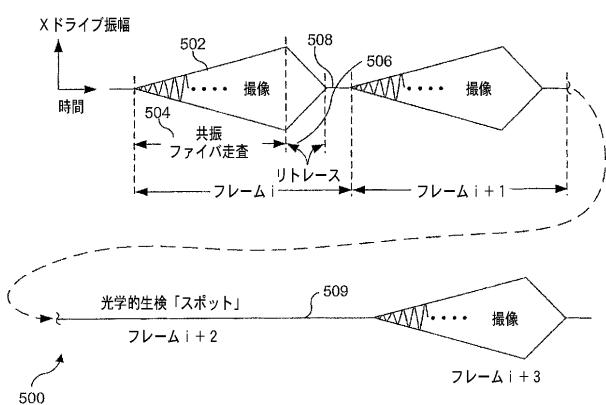
【図3】



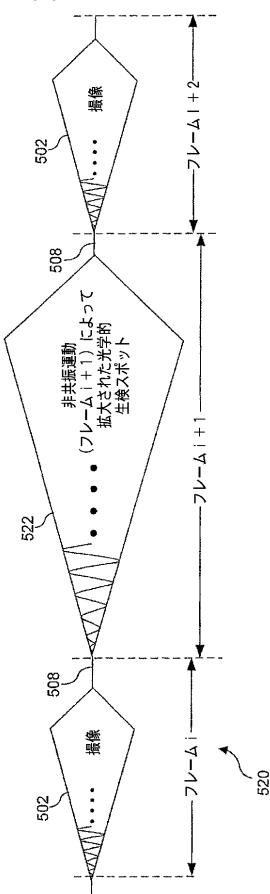
【図4】



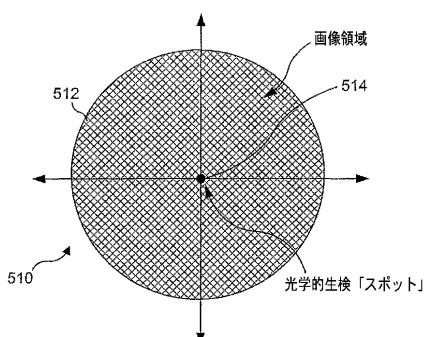
【図5 A】



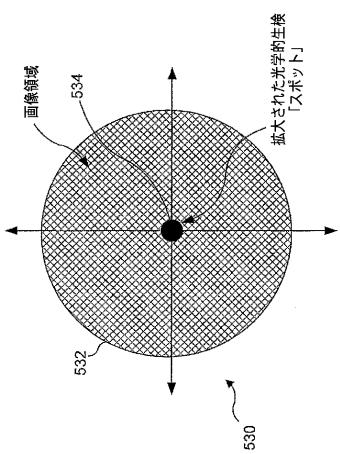
【図5 C】



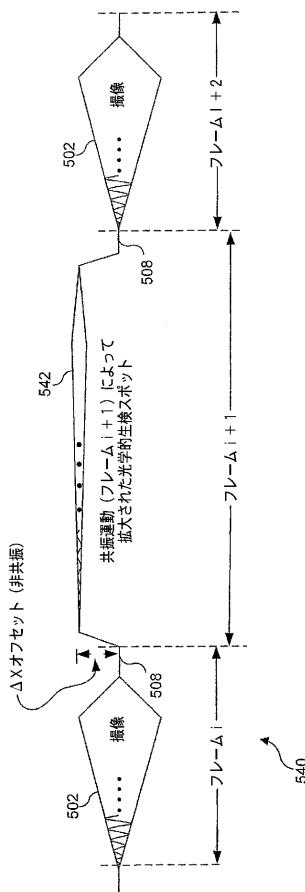
【図5 B】



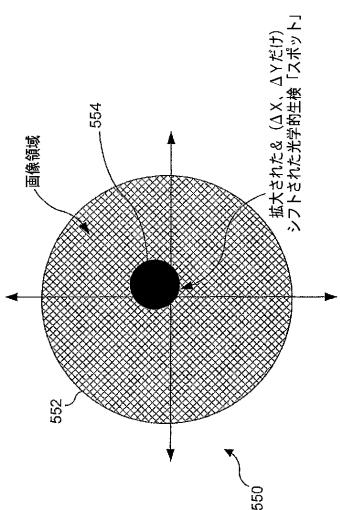
【図5D】



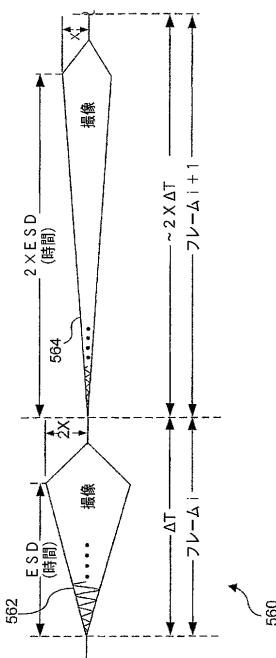
【 図 5 E 】



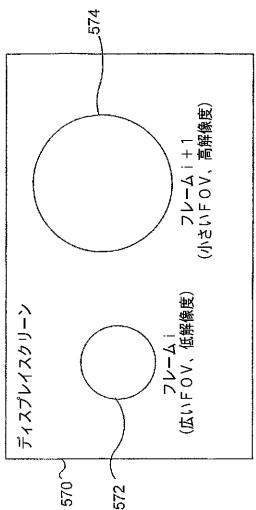
【図5F】



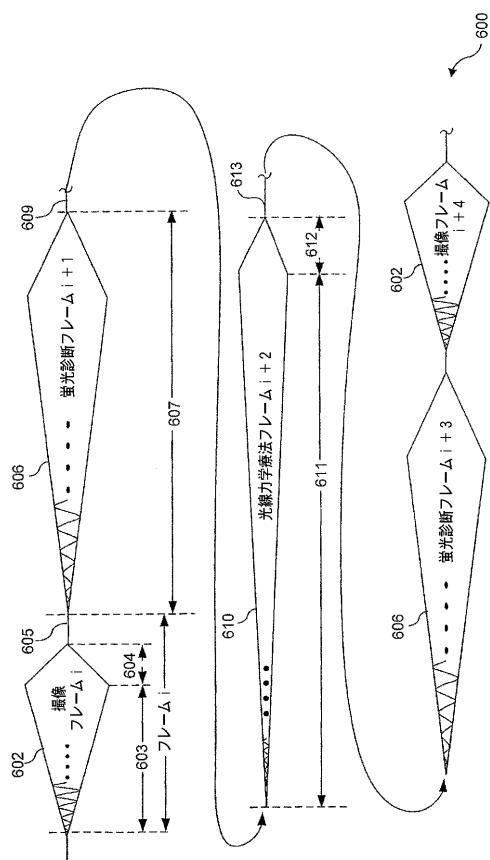
【 図 5 G 】



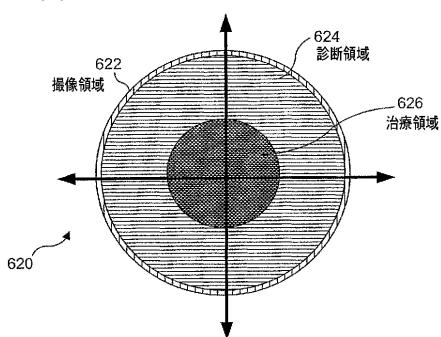
【図 5 H】



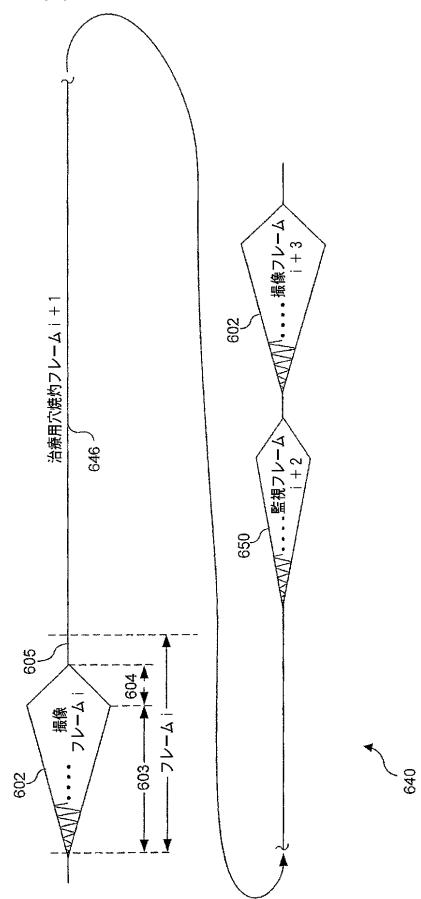
【図 6 A】



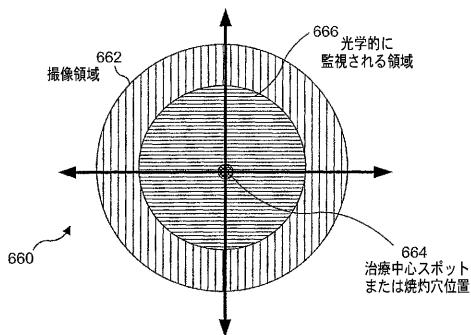
【図 6 B】



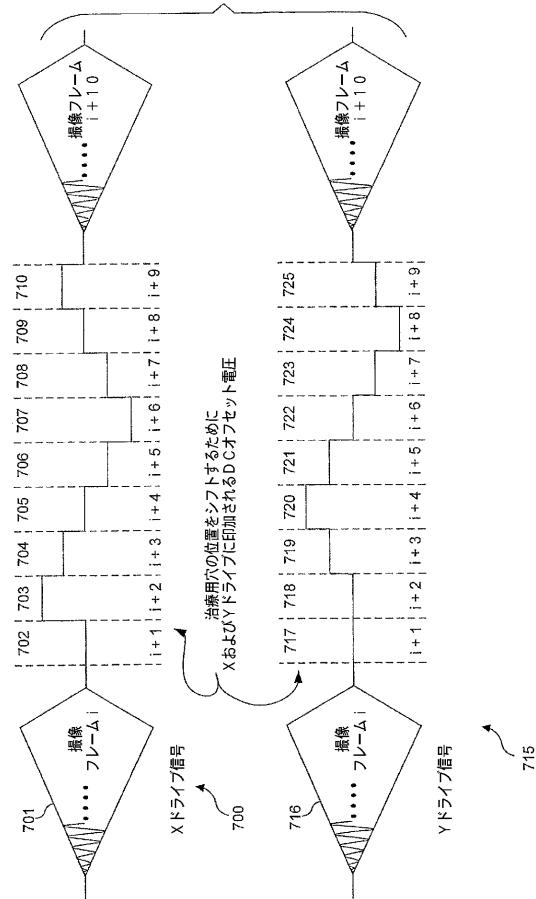
【図 6 C】



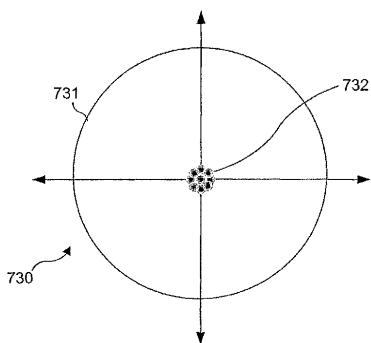
【図 6 D】



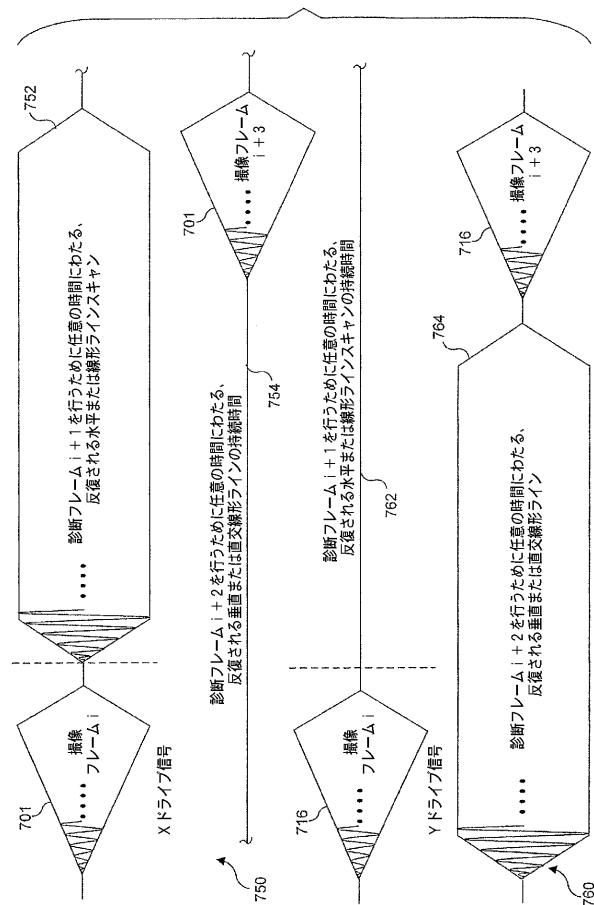
【図 7 A】



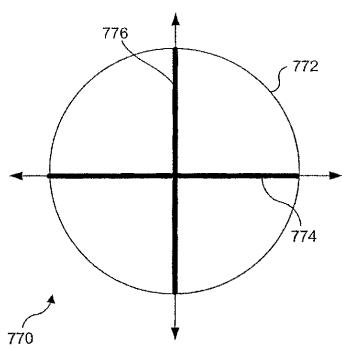
【図 7 B】



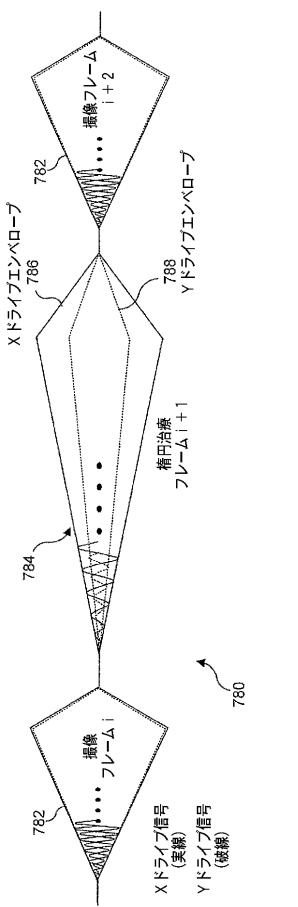
【図 7 C】



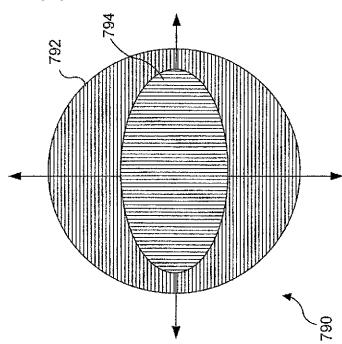
【図 7 D】



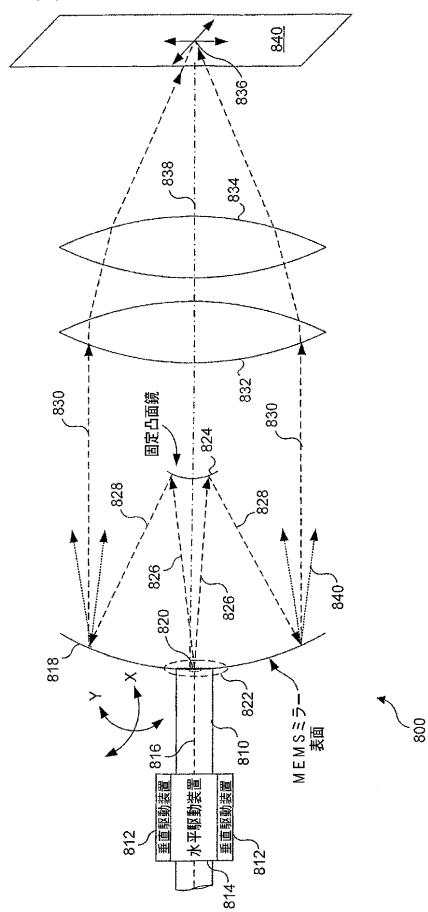
【図 7 E】



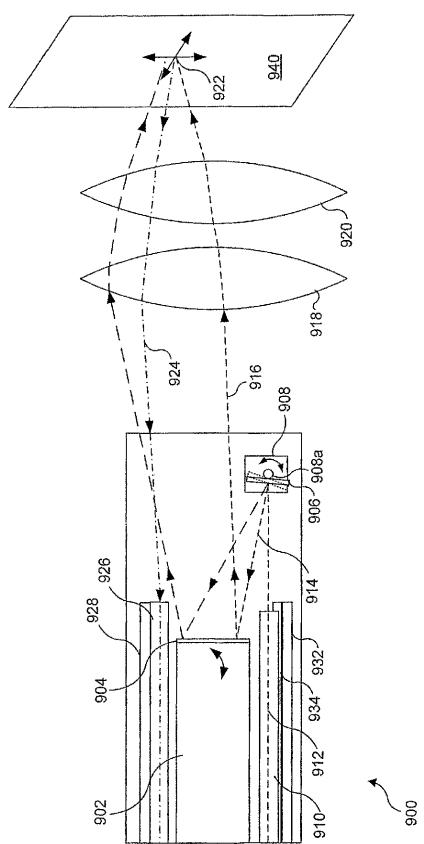
【図 7 F】



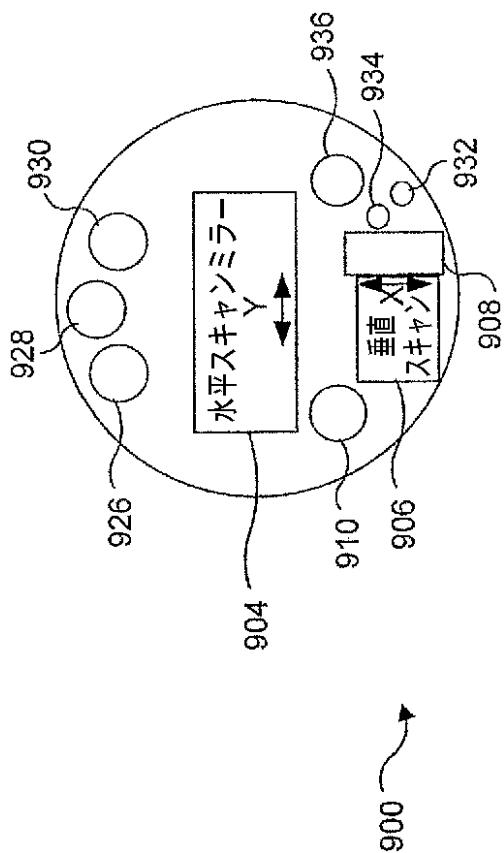
【図 8】



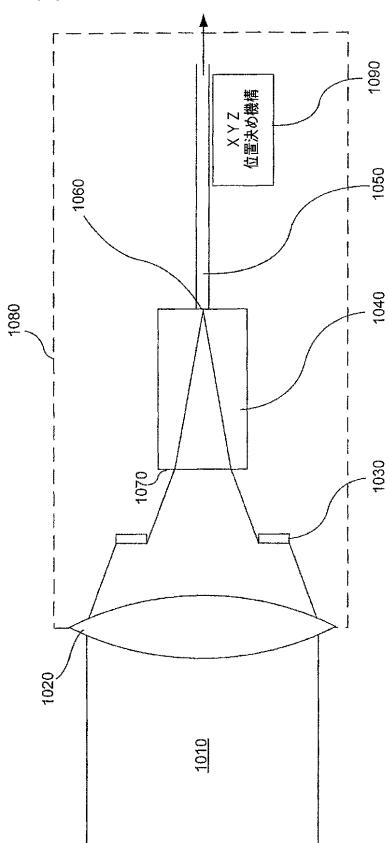
【図 9 A】



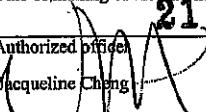
【図 9 B】



【図 10】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US05/42577																					
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: A61B 6/00(2006.01) USPC: 600/473 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC																							
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/473, 600/476																							
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched																							
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)																							
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category *</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">X</td> <td style="padding: 2px;">US 5,735,276 A (LEMELSON) 07 April 1998 (07.04.1998) entire document</td> <td style="padding: 2px;">1-33, 35</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">---</td> <td style="padding: 2px;">---</td> <td style="padding: 2px;">---</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 6,203,538 B1 (PEYMAN) 20 March 2001 (20.03.2001) abstract</td> <td style="padding: 2px;">34, 36-37</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 5,770,737 A (REINHARDT et al.) 23 June 1998 (23.06.1998) col. 7 line 38-40</td> <td style="padding: 2px;">34</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 2002/0149769 A1 (ROORDA et al.) 17 October 2002 (17.10.2002) paragraph 0004 .1998) entire doc</td> <td style="padding: 2px;">36</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;"></td> <td style="padding: 2px;"></td> <td style="padding: 2px;">37</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 5,735,276 A (LEMELSON) 07 April 1998 (07.04.1998) entire document	1-33, 35	---	---	---	Y	US 6,203,538 B1 (PEYMAN) 20 March 2001 (20.03.2001) abstract	34, 36-37	Y	US 5,770,737 A (REINHARDT et al.) 23 June 1998 (23.06.1998) col. 7 line 38-40	34	Y	US 2002/0149769 A1 (ROORDA et al.) 17 October 2002 (17.10.2002) paragraph 0004 .1998) entire doc	36			37
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																					
X	US 5,735,276 A (LEMELSON) 07 April 1998 (07.04.1998) entire document	1-33, 35																					
---	---	---																					
Y	US 6,203,538 B1 (PEYMAN) 20 March 2001 (20.03.2001) abstract	34, 36-37																					
Y	US 5,770,737 A (REINHARDT et al.) 23 June 1998 (23.06.1998) col. 7 line 38-40	34																					
Y	US 2002/0149769 A1 (ROORDA et al.) 17 October 2002 (17.10.2002) paragraph 0004 .1998) entire doc	36																					
		37																					
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.																							
* Special categories of cited documents: "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed																							
Date of the actual completion of the international search 06 January 2007 (06.01.2007)	Date of mailing of the international search report 21 FEB 2007																						
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201	Authorized officer  Jacqueline Cheng Telephone No. 571-272-5596																						

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 リチャード ジョンストン

アメリカ合衆国 98075 ワシントン州 サマミッシュ サウスイースト 28 ストリート
25524

(72)発明者 ブランドン タトル

アメリカ合衆国 98310 ワシントン州 ブレマートン パーカー プレイス 2105

F ターム(参考) 2H045 AE02 AE05 BA12 BA14

4C061 CC06 FF40 FF46 HH54 HH56 MM01 MM02 MM10 NN01 NN05

QQ07 WW17

4C082 PA06 PC10 PG13 PG15 PL05

专利名称(译)	使用中断扫描共振的可变顺序成帧扫描光束		
公开(公告)号	JP2009516568A	公开(公告)日	2009-04-23
申请号	JP2008542289	申请日	2005-11-23
[标]申请(专利权)人(译)	华盛顿大学		
申请(专利权)人(译)	盐湖城华盛顿		
[标]发明人	エリックザイベル リチャードジョンストン ブランドンタトル		
发明人	エリック ザイベル リチャード ジョンストン ブランドン タトル		
IPC分类号	A61B1/00 A61N5/06 G02B26/10		
CPC分类号	A61B1/0008 A61B1/00172 A61B1/0607 A61B2018/20351 A61B2018/20357 A61B2018/20361 A61N5/0601 A61N5/062 G01N21/64 G02B23/2423 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D A61N5/06.Z G02B26/10.C G02B26/10.109.Z		
F-TERM分类号	2H045/AE02 2H045/AE05 2H045/BA12 2H045/BA14 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/HH54 4C061/HH56 4C061/MM01 4C061/MM02 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ07 4C061/WW17 4C082/PA06 4C082/PC10 4C082/PG13 4C082/PG15 4C082/PL05		
代理人(译)	谷义 安倍晋三和夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可以驱动用于内窥镜或其他应用的扫描装置，以在连续扫描帧期间扫描具有一个或多个不同扫描参数的区域。扫描装置可以包括由致动器驱动以相对于一个或多个轴移动的光纤或反射表面，可以提供在连续扫描帧期间不同的驱动信号，从而可以使扫描图案不同在连续扫描帧之间，通过尺寸，至少一个方向上的振幅，深度，持续时间，形状和分辨率中的一个或多个来确定。因此，可以使用不同的扫描帧来进行成像，执行诊断，渲染治疗和/或监测部位，使用适当的扫描模式，适当的光源以及通过扫描执行的每个功能的其他参数。设备。

