

【特許請求の範囲】

【請求項1】 患者内の関心領域に対する画像化および少なくとも1つの他の機能を選択的に提供する装置であって、

(a)光を発する少なくとも1つの光源と、

(b)前記少なくとも1つの光源が光学的に結合されている近位端と、関心領域に隣接して配置されるように適合されている遠位端とを有する光ガイドと、

(c)前記少なくとも1つの光源から発せられて前記光ガイド内を伝送された光に関心領域を走査させる、前記光ガイドの前記遠位端に隣接して配置される走査アクチュエータと、

(d)関心領域の画像形成に使用するため、関心領域からの光を受け取り、前記光の強度に対応する信号を生成する光検出器と、

(e)ユーザが関心領域の画像を可視化できるように適合されているディスプレイと、

(f)前記走査アクチュエータ、前記少なくとも1つの光源、および前記光ガイドを制御するように結合され、前記少なくとも1つの光源を選択的に付勢して、関心領域を画像化し、かつ状態の診断、治療の実施、状態の検出、および状態の監視の少なくとも1つを含む少なくとも1つの機能に関心領域に対して行わせる制御回路と

を備えることを特徴とする装置。

【請求項2】 前記少なくとも1つの光源は、色の異なる光を発する複数の光源を含み、前記複数の光源から発せられた前記色の異なる光を前記光ガイドの前記近位端に入力するために組み合わせる結合器をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項3】 前記光検出器は、前記複数の光源から発せられる前記色の異なる光の1つにそれぞれ感応する複数の光センサを含むことを特徴とする請求項2に記載の装置。

【請求項4】 前記光検出器は、前記光ファイバの前記遠位端に隣接して配置される複数の光センサを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項5】 関心領域から反射される前記光を前記複数の光センサに伝送

する複数の光ガイドをさらに備えることを特徴とする請求項4に記載の装置。

【請求項6】 前記複数の光ガイドの様々な部分は、関心領域内で離間している複数領域から収集される光を伝送するように適合されており、ユーザがディスプレイで関心領域の擬似ステレオ画像を可視化することを可能にすることを特徴とする請求項5に記載の装置。

【請求項7】 前記光検出器は、前記光ガイドの前記遠位端に結合された複数の光センサを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項8】 前記走査アクチュエータは、前記光ガイドの前記遠位端を2次元走査モードで移動させる、少なくとも1つの電気機械式アクチュエータを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項9】 前記走査アクチュエータは、前記光ガイドが含む前記遠位端の共振周波数の調波にて付勢されて前記光ガイドを振動させる piezoelectric アクチュエータを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項10】 前記光ガイドが光ファイバを含み、前記光ファイバの前記遠位端は、前記光ファイバのより近位方向部分の断面寸法よりも実質的に小さい断面寸法まで先細り形状であることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項11】 前記光ガイドの前記遠位端と関心領域との間に配置されるように適合されており、前記少なくとも1つの光源から発せられる前記光の焦点を関心領域上で合わせるように適合された少なくとも1つのレンズをさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項12】 前記少なくとも1つのレンズは、前記光ガイドの前記遠位端に取付けられるレンズを含み、前記走査アクチュエータは、関心領域を走査するように前記光ガイドの前記遠位端を共鳴モードで駆動するように適合されており、前記光ガイドの前記遠位端に取付けられる前記レンズが十分な質量を有し、それにより、関心領域を走査するとき、発光方向が変化するように前記光ガイドが移動するにつれて前記レンズが概ね回転することを特徴とする請求項11に記載の装置。

【請求項13】 前記光ガイドは、前記光ガイドの前記遠位端に配置される第1の薄膜光導波路を含み、それにより、前記少なくとも1つの光源から発せられ

た前記光は、前記第1の薄膜光導波路を通過した後、関心領域上に向けて送られるように適合されていることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項14】 前記走査アクチュエータは、前記第1の薄膜光導波路に隣接して配置されて、前記第1の薄膜光導波路を移動させることにより、前記光に関心領域を走査させるように適合されていることを特徴とする請求項13に記載の装置。

【請求項15】 前記光ガイドは、前記光ガイドの前記遠位端に配置され、前記第1の薄膜光導波路と略平行に移動することにより、前記第1の薄膜光導波路と平行に関心領域を走査するように適合されている第2の薄膜光導波路を含むことを特徴とする請求項13に記載の装置。

【請求項16】 前記薄膜光導波路の断面寸法は0.01mm未満であることを特徴とする請求項13に記載の装置。

【請求項17】 (a)関心領域が偏光照明光で照明されるように、前記少なくとも1つの光源と関心領域との間、および

(b)前記関心領域と少なくとも1つの光センサとの間の少なくとも一方に配置されるように適合されている偏光フィルタをさらに備えることを特徴とする請求項3に記載の装置。

【請求項18】 前記光検出器は、所定の偏光軸を有する偏光を検出することを特徴とする請求項17に記載の装置。

【請求項19】 前記少なくとも1つの光源は、関心領域を照明するために、可視光、紫外線光および赤外線光の少なくとも1つを提供するように適合されていることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項20】 前記光検出器は、可視光、紫外線光および赤外線光の少なくとも1つに応答することを特徴とする請求項19に記載の装置。

【請求項21】 前記光検出器は、燐光および蛍光の一方により、関心領域から発せられる光に応答することを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項22】 関心領域の状態診断に使用するため、前記光検出器に結合された少なくとも1つの分光光度計およびスペクトル分析装置をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項23】 関心領域内の温度監視に使用するため、前記光ガイドの前記近位端および遠位端の一方に結合された熱検出器をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項24】 前記ディスプレイは、ユーザが関心領域の擬似ステレオ画像を可視化することを可能にするステレオディスプレイを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項25】 前記光ガイドの前記遠位端を患者内の関心領域に案内および操作するための手段をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項26】 膨張させると、前記光ガイドの前記遠位端を患者内の空隙で安定させるように適合されている、前記光ガイドの前記遠位端に隣接して配置されたバルーンをさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項27】 前記光ガイドに沿って遠位端にかけて延在し、前記走査アクチュエータを付勢するように前記走査アクチュエータに接続されている導線をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項28】 患者内の関心領域について、選択的に画像化および他の少なくとも1つの独立機能を実行するために、統合型光ガイドシステムを使用する方法であって、

- (a)光ガイドを介して、前記患者内の関心領域に光を方向付けるステップと、
- (b)前記光ガイドを走査アクチュエータと共に移動させることにより、前記光で前記関心領域を走査するステップと、
- (c)前記関心領域からの光を検出し、それに応答して、前記関心領域から受け取った前記光の強度を含む前記光の特徴を示す信号を生成するステップと、
- (d)前記検出ステップにより生成された前記信号を用いて、前記関心領域を画像化するステップと、
- (e)(i)前記関心領域を監視するステップ、
 - (ii)前記関心領域の生物物理学的状態を決定するステップ、および
 - (iii)前記関心領域上に向けて送られた前記光を用いて、前記関心領域に治療を施すステップ

の少なくとも1つを選択的に実行するために、前記光ガイドを介して前記関心領

域に対する前記光の管理を制御するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項29】 複数の離間した位置で前記関心領域から光を受け取るステップをさらに備え、前記画像化ステップは、ユーザが前記関心領域の擬似ステレオ画像を視覚的に認知できるようにするステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項30】 前記走査ステップは、前記光ガイドから出る前記光が2つの略垂直な方向で前記関心領域を走査するように、前記光ガイドを移動させるステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項31】 前記走査ステップは、前記光ガイドから出る前記光が螺旋円弧状で前記関心領域を走査するように、前記光ガイドを移動させるステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項32】 前記走査ステップは、前記光ガイドから出る前記光は、
(a)様々な半径の略同心円状、および
(b)プロペラ走査モード
の少なくとも一方で前記関心領域を走査するように、前記光ガイドを移動させるステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項33】 レンズを介して、前記関心領域上に前記光の焦点を合わせるステップをさらに備えることを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項34】 前記レンズを前記光ガイドの遠位端に取付けるステップをさらに備えることを特徴とする請求項33に記載の方法。

【請求項35】 前記レンズは、前記光ガイドが移動したとき、前記レンズがその中心を軸にして回転するが、他の方法では概ね固定状態を保つ十分な質量のものであることを特徴とする請求項34に記載の方法。

【請求項36】 前記光ガイドの遠位端は薄膜光導波路を含み、前記走査ステップは、前記薄膜光導波路から発せられる光が前記関心領域を走査するように、前記薄膜光導波路を移動させるステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項37】 前記走査ステップは、前記光ガイドの遠位端を共鳴移動モ

ードで駆動するステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項38】 前記関心領域に向けて送られる前記光は、望ましくない組織を破壊するために、前記関心領域上の前記望ましくない組織に向けて送られる高強度レーザ光を含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項39】 前記関心領域に関して全ての病理学的状態を検出するために、選択的に前記関心領域をスクリーニングするステップをさらに備えることを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項40】 病理学的状態を検出するために、前記関心領域の固有の生物学的状態を選択的に感知するステップをさらに備えることを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項41】 前記決定ステップは、
(a)前記関心領域内の組織に散乱される光のスペクトル、
(b)前記関心領域内の組織から発せられる光のスペクトル、および
(c)前記関心領域内の組織に吸収される光のスペクトル
の少なくとも1つを検出することにより、前記組織の全ての病理学的状態を識別するステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項42】 前記関心領域に向けて送られる光は、所定の周波数帯の光を含み、前記決定ステップは、前記組織の全ての病理学的状態を識別するために、前記所定周波数帯の前記光に曝露されたときに前記関心領域内の組織が吸収したスペクトルを検出するステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項43】 前記吸収スペクトル検出ステップは、前記組織の全ての病理学的状態を識別するために、前記組織について、吸収率、発光蛍光率、および燐光率の少なくとも1つをマッピングするステップを含むことを特徴とする請求項42に記載の方法。

【請求項44】 前記治療を施すステップは、前記関心領域の前記画像を基にピクセル毎の解像度で前記関心領域に前記光を出力するステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項45】 前記関心領域に治療を施し、治療を施した結果としての前

記関心領域の状態を監視するために光を用いるステップをさらに備えることを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項46】 前記光ガイドの遠位端を内視鏡的に前記患者の前記関心領域まで前進させるステップをさらに備えることを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項47】 前記関心領域を画像化するステップは、前記関心領域の境界をより明確に決定するステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項48】 前記決定ステップは、前記関心領域の光干渉式断層撮影および反射率解析を行うステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項49】 前記決定ステップは、前記関心領域に対して、レーザ誘起蛍光分析、蛍光寿命分析、弾性散乱分光分析、光学的刺激による振動音響分析、ラマン分光分析、および化学発光検出の少なくとも1つを実行するステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項50】 1列に配置した複数の統合型光ガイドを用いて、ステップ(a)-(e)を実行するステップをさらに備えることを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項51】 前記関心領域を走査するステップの前に、既存の剛性内視鏡システムを前記統合型光ガイドシステムを用いて改造するステップをさらに備えることを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項52】 患者の身体内の関心領域を自動的に走査する装置であって、

(a)光源と、

(b)前記光源に光学的に結合され、近位端および遠位端を有し、前記光源が発する光を患者の身体内の関心領域に伝送するように適合された光ガイドと、

(c)前記光ガイドの前記遠位端に隣接して配置され、前記光ガイドに結合されて、前記光ガイド内に伝送された光が関心領域上に走査パターンを形成するように、前記光ガイドの前記遠位端を移動させるように適合された走査アクチュエータと

を備えることを特徴とする装置。

【請求項53】 前記走査アクチュエータは、それぞれ前記光ガイドの前記遠位端を実質的に横方向に移動させる1対の電気機械式アクチュエータを含むことを特徴とする請求項52に記載の装置。

【請求項54】 前記走査アクチュエータは、前記光ガイドの前記遠位端の共振周波数の調波にて付勢されて前記光ガイドを振動させるpiezoelectricアクチュエータを含むことを特徴とする請求項52に記載の装置。

【請求項55】 前記光ガイドは光ファイバを含み、前記光ファイバの前記遠位端は、前記光ファイバのより近位方向部分より実質的に小さな断面寸法になるまで先細り形状となっていることを特徴とする請求項52に記載の装置。

【請求項56】 前記光ガイドの前記遠位端と関心領域との間に配置されるように適合され、前記少なくとも1つの光源から発せられる前記光の焦点を関心領域上で合わせるように適合された前記少なくとも1つのレンズをさらに備えることを特徴とする請求項52に記載の装置。

【請求項57】 前記少なくとも1つのレンズは、前記光ガイドの前記遠位端に取付けられたレンズを含み、前記走査アクチュエータは、関心領域を走査するように前記光ガイドの前記遠位端を共鳴モードで駆動するように適合されており、前記光ガイドの前記遠位端に取付けられた前記レンズが十分な質量を有し、それにより、関心領域を走査するとき、発光方向が変化するように前記光ガイドが移動するにつれて前記レンズが概ね回転することを特徴とする請求項56に記載の装置。

【請求項58】 前記光ガイドは、前記光ガイドの前記遠位端に配置された薄膜光導波路を含むことにより、前記光ガイド内に伝送された前記光は、前記薄膜光導波路を通過して、関心領域上に向けられるように適合されていることを特徴とする請求項52に記載の装置。

【請求項59】 前記走査アクチュエータは、前記薄膜光導波路に隣接して配置されて、前記薄膜光導波路を前記走査パターンで移動させることを特徴とする請求項58に記載の装置。

【請求項60】 前記薄膜光導波路の断面寸法が0.01mm未満であることを特

徴とする請求項58に記載の装置。

【請求項61】 前記関心領域からの光を受け取るように適合された光検出器をさらに備えることを特徴とする請求項52に記載の装置。

【請求項62】 患者の身体内の関心領域を自動的に走査する方法であって、

(a)前記関心領域に隣接して配置される遠位端を有する光ガイドを介して光源から光を伝送するステップと、

(b)走査信号に応答して、所望の走査パターンで前記光ガイドの前記遠位端を自動的に移動させるステップと、

(c)前記関心領域を、前記走査パターンで前記関心領域に前記光を方向付けながら、前記光の前記遠位端を介して前記関心領域に向けて送られた光で走査するステップと

を備えることを特徴とする方法。

【請求項63】 前記走査ステップは、前記光ガイドから出る前記光が前記関心領域を2つの略垂直な方向に走査するように、前記光ガイドの前記遠位端を移動させるステップを含むことを特徴とする請求項62に記載の方法。

【請求項64】 前記走査ステップは、前記光ガイドから発せられる前記光が前記関心領域を螺旋円弧状に走査するように、前記光ガイドを移動させるステップを含むことを特徴とする請求項62に記載の方法。

【請求項65】 前記走査ステップは、前記光ガイドから発せられる前記光は、

(a)様々な半径の略同心円状、および

(b)プロペラ走査モード

の一方で前記関心領域を走査するように、前記光ガイドを移動させるステップを含むことを特徴とする請求項62に記載の方法。

【請求項66】 前記光ガイドの遠位端に前記レンズを取付けるステップをさらに備えることを特徴とする請求項62に記載の方法。

【請求項67】 前記レンズは、前記光ガイドが移動したとき前記レンズが回転する十分な質量のものであることを特徴とする請求項66に記載の方法。

【請求項68】 前記光ガイドの遠位端は薄膜光導波路を含み、前記走査ステップは、前記薄膜光導波路の遠位端から発せられる光が前記関心領域を前記所望の走査パターンで走査するように、前記薄膜光導波路の遠位端を移動させるステップを含むことを特徴とする請求項62に記載の方法。

【請求項69】 前記走査ステップは、前記光ガイドの遠位端を共鳴移動モードに駆動するステップを含むことを特徴とする請求項62に記載の方法。

【請求項70】 前記関心領域の画像化に用いる信号を生成するために、前記関心領域からの光を検出するステップをさらに備えることを特徴とする請求項62に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

(関連出願)

本願は、2000年6月19日に出願された、先に同時係属の仮特許出願第60/212,411号に基づくものである。米国特許法 § 119(e)により、この出願日より得られる利益を本明細書により請求する。

【0002】

(発明の分野)

本発明は一般に、関心領域(ROI)との間で、または生体内に光を伝送する光ファイバシステムに関し、より詳細には、診断を容易にするためのROIの画像化と、ROIへの治療の実施とを目的として選択的に使用されるシステムに関する。

【0003】

(発明の背景)

成長分野である最小侵襲治療法(MIMP)では、組織の破損および損傷がより少なく、回復時間がより短く、患者への危険性がより低いシステムへの要望が強まってきている。理想的には、MIMPの専門医は、より多様な機能を実行できる、より小型の器具を必要としている。さらに、「1つの器具ですべてをこなす」アプローチを取り入れることにより、容易に使用することを保証するため、その操作の習得時間が確実に最小限ですむことから、複雑さではなく簡略化が得られなければならない。

【0004】

MIMPの専門医が使用する器具の例として通常、光学的画像化、監視、操作、寸法測定、診断、生検、治療、手術、および非可視監視/感知を目的とする、数種類の異なる別個のシステムが挙げられる。こうした器具で得られる機能を1つの小型装置に組み合わせて、複数の単一機能ツールに現在必要とされている外科用ポート数を削減できれば好ましい。統合型多機能ツールを用いて1つの小型ポートのみを使用することにより、外科用ツールの除去および挿入を繰返すことによる危険性を大幅に低下させることができる。大半のMIMPにおいて、専門医はその処置を視覚的に絶えず監視していなければならないため、光学的な画像化は、MI

MP用にすべてを統合したシステムのいずれにも必須であると考えられる。したがって、適当な多機能器具は、光学的画像化システムをほぼ含むことになり、その画像化システムに、1つまたは複数の診断および/または治療用ツールを統合させなければならない。

【0005】

現在MIMP用に使用されているツールは、統合すると寸法が大幅に拡大してしまうため、容易に統合することはできない。操作自在な可撓性シャフトを含む市販の光学的画像化システムはすべて、画質を維持するために、その特定寸法(直径)を変更することができない。目下、画像の視野(FOV)や解像度を犠牲にしない限り、可撓性スコープをこの限度より小型化することはできない。画像化およびある程度の診断性能を、ガンの早期検出を目的とする蛍光を組み合わせた標準の組織画像化などの既存のスコープ内に統合することはできるが、現在の可撓性スコープを用いる光学システムが、専門医が将来要望するであろう程度の性能、寸法および価格で、統合型診断および治療を提供することはできない。

【0006】

MIMPに用いられている現在の技術

現在利用可能な可撓性スコープは、画像をキャプチャする検出器配列を有する光ファイバ(光導波路)の束および/または1つまたは複数のカメラを使用するように設計されている。したがって、遠隔画像化用に用いられている可撓性スコープの直径を、画像寸法より小さく縮小することはできない。したがって、照明用の光ファイバを除いて、スコープの直径は、カメラの各ピクセルサイズにより、または画像を得るために使用する光ファイバの直径により制約される。現在、最小ピクセル要素は、光ファイバの端部寸法により決定され、その最小コア直径は約4 μ mである。光ファイバ内に光を伝播するには、包囲するクラッド層が必要であり、これにより、最小ピクセルサイズの直径は5 μ m以上に拡大する。標準VGA画像を所望する場合(例えば、640 $\times$ 480ピクセルの解像度)、画像光ファイバのみに必要な最小直径だけでも3mm以上となる。したがって、スコープの直径全体を3mm未満にするには、ピクセル成分を削減することで解像度および/またはFOVを犠牲にしなければならない。利用可能なスコープはすべて、高画質と小型寸法との間

のこの基本的な駆引きに苦しんでいる。

【0007】

したがって、MIMPに用いる器具の寸法全体を縮小する目的で、遠隔画像化システムに、診察および治療または外科的性能を加えられれば望ましい。上述した理由から、現在の設計では、可撓性スコープの寸法を、画像化性能を低下させずに縮小することは容易ではないため、診察および治療用途を画像化システムに統合するには、器具の寸法を拡大しなければならない、または各機能に別個の器具を使用しなければならないように思える。例えば、一般の内視鏡外科システムに高強度光源を付属させて、光力学治療(PDT)やレーザ手術を行う、または、ROIの状態を診断かつ/または検出するために、偏光源や他の特殊光源が必要になる可能性がある。しかし、標準内視鏡画像化用の白色光照明は通常、組織を拡散的に照明する光ファイバ束を介して得られるものであり、有効な光学治療を施すための有向光学エネルギーを高強度および高解像度で提供することはできず、診断過程に必要な特徴を備えていない場合もある。したがって、PDTおよびレーザ手術などの、高強度光による有向照明を必要とする光学治療や、特殊光源を必要とする診断過程ではいずれにおいても、可撓性画像化スコープ用の既存の光学設計を用いることはできないため、第2の光学路および別個の制御メカニズムに頼らざるを得ない。

【0008】

診察および治療用MIMPを行うには、標準内視鏡画像装置のFOV内に1つまたは複数の別個の器具を用い、別の追加器具があればそれを第2の医療専門家が保持および操作しなくてはならない場合が多い。通常、第2の器具は、光学治療用の高強度点光源、熱治療用の高温先端部を備えるプローブ、機械的切断に用いるトロカールを提供するものである。この第2の器具を組織表面まで移動した後、ツールを手動で走査および操作しながら、通常、組織表面内または組織表面全体を移動して、関心領域をカバーする。こうした2次的器具を、別個のポートを介して患者の身体内に挿入し、使用中に、別の観察地点からその可視画像を見る。さらに、この治療用器具の場合、その画像化ツールが邪魔して、専門医がROIを直接見ることができないことも多い。こうなると、医療専門家が精度の高い治療を行

うことが極めて難しい。この難しさを乗り越えるには、かなりの訓練および実践、ならびに入口地点で摩擦および非直感型枢軸を有する器具のシャフトを介して伝わる接触した感覚を少なくできる作業能力が必要である。このように、現在の画像化および治療技術で効率よく作業するには、MIMP専門医はかなりの訓練を積んだ熟練者でなければならない。

【0009】

明らかに、画像化、診断および治療機能を統合してこれらの機能を比較的細い直径を介して提供し、使用法が直感的に理解できるため訓練や技術をほとんど必要としない器具が必要である。理想的には、この器具は、1本の光ファイバを用いて実行可能であり、かつ、十分なFOV、十分な画像サイズおよび解像度を提供することができ、治療を施しているときの患者の身体内のROIが、画像化時のものに対応していることを確認できるものでなければならない。現在、利用可能な器具のどれからもこうした性能は得られず、得るために容易に変更することもできない。

【0010】

(発明の概要)

本発明によれば、患者のROIに対する画像化、監視、検出、スクリーニング、診断および治療を選択的に提供する装置が定義される。この装置は、好ましくは、少なくとも1つの光源を含む。例えば、1つの光源を画像化光用の照明光を得るために使用し、別の光源から、別の用途向けの、画像化光とは実質的に特徴の異なる光を発生させることができる。または、同じ光源を、画像化と他の目的とに使用することができる。近位端および遠位端を有する光ガイドも含まれる(以下の請求の範囲において用語「光ガイド」またはその複数が用いられており、この用語は、光ファイバ、薄膜光学路、および所望の通路に沿って光を伝送する他のデバイスおよび構成体を含むと解釈すべきであることに留意されたい。)1つまたは複数の光源が光ガイドの近位端に光学的に結合されており、光ガイドの遠位端は、ROIに隣接して配置されるように適合されている。走査アクチュエータは、光ガイドの遠位端に隣接して配置されて、光ガイドを介して伝送される、1つまたは複数の光源からの光にROIを走査させる。光検出器は、ROIからの光を受け取

って、その光の強度に対応する、ROIの画像形成に使用するための信号を生成する。ROI画像をユーザが視覚化できるディスプレイと、走査アクチュエータ、1つまたは複数の光源、および光ガイドを制御するために操作自在に結合された制御回路も含まれる。この制御回路は、ROIを画像化し、ROIに対して少なくとも1つの他の機能を提供するために、1つまたは複数の光源を選択的に付勢するものである。他の機能の例として、状態の診断、治療の実施、状態の感知、医療処置の監視が挙げられ、これらはすべてROIに関して行われる。

【0011】

本発明の一実施形態において、複数の光源が色の異なる光を発する。この装置はさらに、それらの光を光ガイドの近位端に入力するための、複数の光源が発する色の異なる光を組み合わせる結合器を含む。また、この実施形態に対して、光検出器は、複数の光源が発する色の異なる光の1つにそれぞれ感応する複数の光センサを含む。この実施形態の一形態において、複数の光センサは、光ガイドの遠位端に隣接して配置され、別の形態では、複数の光ガイドが、ROIから反射された画像化光を複数の光センサに伝送する。複数の光ガイドの様々な部分を用いてROIの離間した領域から反射された光を伝送することにより、ユーザはROIの擬似ステレオ画像を可視化することができる。したがって、ユーザがROIの擬似ステレオ画像を可視化できるように、ステレオディスプレイが好ましくは含まれる。

【0012】

走査アクチュエータの一形態は、光ガイドの遠位端を実質的に横断方向にそれぞれ移動させる1対の電気機械アクチュエータを含む。別の実施形態は、走査アクチュエータは、光ガイドの遠位端の共振周波数の調波にて付勢されるピエゾセラミックアクチュエータまたは電気機械アクチュエータを含む。

【0013】

一構成において、光ガイドは光ファイバを含み、光ファイバの遠位端は、光ファイバのより近位方向部分よりも実質的に細い断面寸法になるまで先細り、光ファイバの先細りでない端部から発せられる光より実質的に小さな点像分布関数(PSF)を有する光を発する先細り状端部を形成している。

【0014】

本発明の大半の実施形態において、画像化光および治療光源からの光の焦点をROI上で合わせることを目的として、少なくとも1つのレンズが、光ガイドの遠位端とROIとの間に配置される。好ましくは、高解像度および十分なFOVを得るため、一実施形態において、レンズを光ガイドの遠位端上に取付ける。この構成では、走査アクチュエータが光ガイドの遠位端を、ROIをスキャンするように共鳴モードで駆動すると、光ガイドの遠位端に取付けられたレンズは、十分な質量があるため、光ガイドの移動と共にレンズ中心を軸として一般に回転する。光ガイドが移動すると、レンズが発せられるROIを走査するための光の方向が変化する。

【0015】

さらに別の実施形態において、光ガイドは、少なくとも1つの光源が発した光をROI上に方向付けるように光ガイドの遠位端に光学的に結合される薄膜光導波路を含む。走査アクチュエータは、その薄膜光導波路に隣接して配置されて薄膜光導波路を移動させ、その光でROIを走査させる。好ましくは、薄膜光導波路の断面寸法は0.01mm未満である。複数の薄膜光導波路を並列させて、光をROIとの間で伝送することも考えられる。

【0016】

一実施形態において、偏光フィルタを少なくとも1つの光源とROIとの間に配置して、ROIを偏光照明光で照明する。この実施形態では、光検出器が、所定の偏光軸を有する偏光を検出する。

【0017】

さらに別の実施形態において、少なくとも1つの光源が、照明光として、可視光、紫外(UV)光、および赤外(IR)光の1種類または複数種類を提供する。この実施形態に関連して、光検出器が、対応する可視光、UV光、および/またはIR光の1種類または複数種類に反応する。別法による別の実施形態では、光検出器は、燐光または蛍光により、ROIが発する光に反応する。

【0018】

この光検出器に、分光光度計またはスペクトル分析装置を好ましくは結合して、ROIの状態決定に使用する。任意に、熱検出器(光学的種類の検出器でよい)を

光ガイドの近位端および遠位端の1つに結合して、ROIの温度監視に使用する。

【0019】

この装置はまた、好ましくは、光ガイドの遠位端を患者のROIに案内して操作するように適合された手段を含む。光ガイドの遠位端を安定化させる必要がある場合、光ガイドの遠位端に隣接して配置されたバルーンを、患者の身体内の空隙や通路内で膨張させる。

【0020】

本発明の上述の態様および付随する数多くの利点は、添付の図面と併せて以下の詳述を参照することでよりよく理解され、明白になるであろう。

【0021】

(好適な実施形態の説明)

従来技術による画像化内視鏡

図1Aを参照すると、非走査型画像化処理の実行方法を示しながら、可撓性内視鏡20の遠位端が概略的に図示されている。画像化レンズ22aおよび22bは、光源24aおよび24bで照明されている患者の身体内のROIから反射された光を受け取る。光源に画像化レンズ22bが隣接して図示されているが、別法として、これらの光源を患者の身体外に配置して、光源からの光を光ファイバ(図示せず)により内部部位まで伝送することもできる。画像化レンズ22aおよび22bを通過した光は、ピクセルアレイ光ファイバ束30(または別法としてピクセルアレイカメラ(図示せず))に受け取られる。この場合、患者の身体内で、画像化レンズ22aおよび22bからの光が患者の身体外まで伝送される光ファイバ束の遠位端に、または近位方向の端部に配置された各カメラまたは検出器は、単一画像ピクセルにのみ対応する。上述したように、拡散的に照明されたROIの画像全体を形成するために必要な光ファイバまたはアレイの寸法は、内視鏡20の直径により制約されている。

【0022】

図1Bに示す時系列式ピクセル内視鏡32は、連続する各ピクセルを画像面33aにて検出する。前の場合と同様に、画像化レンズ22aおよび22bがその画像の焦点を画像面33a上で合わせ、これをカンチレバー式光ファイバ34で走査して、画像内の各連続ピクセルに対応する光をカンチレバー式光ファイバ内に送信し、それま

でに送信されている画像ピクセルデータに追加し、これを時系列式ピクセル内視鏡の近位端にて表示する。ピクセル光データのストリームを時系列式ピクセル内視鏡の近位端に送信するには、1本のみまたは数本の光ファイバで足りるため、内視鏡のシャフトの直径を、図1Aで示した非走査型設計の場合より小さくすることができる。カンチレバー式光ファイバ32は、好ましくは、多モード型ファイバであり、光源24aおよび24bから提供されて患者身体内ROIから反射される拡散照明を受け取る。この従来技術による走査型装置は、事実上すべての従来型内視鏡照明システムがそうであるように、ROIの画像化を行うためにのみ使用されることに留意されたい。

【0023】

本発明に使用する走査型デバイス

図1Aおよび図1Bに示した従来技術による装置とは対照的に、本発明は、部位に対する画像化用および治療や他の機能用の別個器具を必要とするのではなく、内部ROIに対する画像化と、診断、監視および治療などの非画像化機能とを統合する。多くの光学的診断および治療技術は、強度の高い高性能照明に依存しており、これは、光学的走査の特有の性質であるため、拡散照明で行うことはできない。強い光学エネルギーの走査ビームであれば、診断画像化システムに使用される光子検出器の信号対雑音限界を乗り越える際により有効である。蛍光染料分子を特異細胞または構造のトレーサとして使用しても、照明から蛍光への信号変換率は非常に低く、雑音内に埋もれてしまう場合も多い。PDTなどの多くの治療用途において、ガン性細胞上でPDT標識を光学的に付勢すると、遊離基が生成され、それにより近傍の細胞が死んでしまう。身体内の固有緩衝メカニズムに打ち勝つために、強い光学照明線量を適用して、有効な遊離基濃度を得る。組織に対する光学的な加熱、切断および焼灼に依存するレーザ治療は、送出される最も強度の高い、拡散照明では有効に使用できない光が必要である。制御した光学走査システムで形成される周囲組織の破損を低減するには、有向光ビームを、正確な曝露時間の間、組織上に焦点を合わせなければならない。さらに、高性能照明であれば、高い光学単色性、可干渉性、偏光程度、高変調周波数、高いパルス繰返し率、および短いパルス持続時間を含むことができる。

【0024】

図1Cおよび図1Dは、2次元(2D)走査型点源照明装置の実施形態を示す図である。図1Cにおいて、本発明による走査型点源照明装置40を図示する。点源照明装置40は、患者身体内のROIを走査するように、光ファイバ42を介して点源照明を提供する性能を有する。走査型光ファイバが発する光は、走査型光ファイバから得られる点源が移動するのに合わせて、画像化レンズ44a、44bおよび44cを通過してROIの様々な部分を照明する。実線で示した位置では、光ビーム46がROIの特定部分を照明しており、点線で図示する位置では、走査型光ファイバが、ROIの別の部分を照明する光ビーム46'を発している。走査型光ファイバが照明した各連続地点から反射される光が、画像化レンズ44c、44bおよび44aを通過して戻ると、それぞれをRGB光子検出器45r、45gおよび45bが受け取って対応電気信号を生成する。この信号がROIのフルカラー画像の表示に使用するために、患者身体の外部に転送される。

【0025】

さらに、走査型光ファイバ42を用いて治療を行うことができる。例えば、比較的強いレーザを用いて走査型光ファイバで走査した地点を照明することにより、高強度光PDTや温熱治療をそのROIに施すことができる。RGB光子検出器が生成する信号が、ROIの連続地点に対応していることから、生成信号から得られる画像は、画像ピクセルデータの時系列的蓄積に基づくものである。走査型光ファイバ42は、好ましくは、遠隔通信等級以上の単一モードまたは中空光ファイバである。この統合システムの1つの大きな利点は、可視画像の形成に用いられるメカニズムが、診断、治療および外科処置に使用するものと同じであるということである。画像化方法が、MIMPに求められる画質要件に合致可能であるだけでなく、既存の画像化技術より小型のユニットでより高い解像度を実現することができる。これにより、MIMPに、単一でより小型であり、より可撓性に富むシステムを使用することができる。走査システムが比較的より小型であれば、組織の損傷を低減し、大人、小児および小動物内におけるMIMPの適用範囲を拡大することができる。画像取得に有向光学照明を用いることにより、最も緻密な診断および治療をこの単一画像化システム内に統合することができる(走査エンジン、ディスプレイ

およびユーザインターフェースを共有)。統合すれば、別個であればかかるであろう装置の価格を実際に低下させる、かつ/または、内視鏡MIMPの実行に必要とされる時間を短縮することができる。同じことが、本明細書に開示する走査型システムの各実施形態に当てはまる。

【0026】

図1Dは、図1Cに示した実施形態と同様に走査型光ファイバ42を含む走査型光学ビーム照明装置40'を例示している。しかし、画像化レンズを使用する代わりに、走査型光学ビーム照明装置40'は、走査型光ファイバの遠位端に装着したコリメートレンズ43および走査レンズ44'を使用している。光ファイバ42内を伝送される光は、コリメートレンズ43により平行にされた後、患者身体内のROIにそれぞれ相当する平坦な照明面33bまたは湾曲した照明面33c上でその焦点を合わせられる。走査型光ファイバの移動に伴って走査された各連続地点から反射する光は、走査レンズ44'を通過して戻り、RGB検出器45r、45gおよび45bにより検出される。これらの検出器からはそれぞれライン48に向けてRGB信号が生成され、この信号が、ピクセル毎に蓄積されたデータと共に画像形成に用いられる。

【0027】

この照明面では、走査モードすべてにおける目的である最大強度および/または光学性能を実現するように、光学照射ビームの焦点が合わされる。組織がこの照明面と一致している場合、その光学的照度は、組織上の光パワーと光スポットサイズとに依存する。したがって、画像化、診断および治療に関して、MIMPの解像度は、画像面におけるこのスポットサイズにより決定される。画像取得に関して、この画像解像度は、照明スポットサイズ、検出器の帯域幅(および走査率)、および信号対雑音比(照明強度および集光率)により決定されるが、光子検出器の物理的寸法や数により制約されるものではない。

【0028】

診断および治療では正確に位置を特定しなくてはならないため、送出前に予め較正された有向照明が必要である。光学的画像化に診断および治療用走査を統合することにより、医療専門家は、診断や治療を行う前に、表示された画像を見て、光学走査の空間的特定を容易に行うことができる。最後に、コンピュータ画像

キャプチャ用電子光学および画像化ソフトウェアを統合することにより、画像、診断および治療用データをピクセル毎の単位で分析することができる。各ピクセルが組織の同面積または体積に対応していることから、システムに単一ファイバを統合することにより、画像化、診断および治療の3種類すべての機能を空間的に整合させることができる。3種類すべての機能について同じ地点から一貫して空間的整合がとられるため、この単一ファイバシステムは、極めて正確であり、最小侵襲処置の専門医は容易に使用することができる。

【0029】

本発明の統合走査デバイスをMIMPに用いることにより得られる利点は、

- ・統合して寸法がより小さくなっていること、
 - ・統合と低価格構成要素の使用とにより価格が低く抑えられていること、
 - ・曲げ剛性がより低くなっているため、体内でのアクセス範囲が拡大されていること、
 - ・特に、治療を反復して実施する必要がある場合、手続きにかかる時間が短縮されていること、
 - ・高解像度画像化装置および対話式ディスプレイを統合したことにより、正確さがより高められていること、
 - ・可変解像度(実時間ズーム調節)および高いステレオ効果(シェーディングなど)など、走査型光学システムによる追加機能が得られること、
 - ・不可視化光学源および検出器を統合したことにより、追加機能が得られること、
 - ・複数のツールや複数回の切開による感染に対する患者の危険性が低下していること、
 - ・健康組織の破損が少なく、麻酔量も少ないことから、患者の早期回復が見込まれること
- である。

【0030】

システムプロセスの概要

図2は、患者の身体内にある様々な構成要素が生成する信号が外部計測器で処

理される方法と、システム制御用の信号が、患者の身体内にある構成要素に入力される方法を示すシステム50を図示するものである。統合型の画像化および他機能を提供するため、システム50は、患者身体の外部に配置する構成要素と、内部で使用する構成要素(すなわち、点線52内の構成要素)とに分けられる。ブロック54は、走査型光ファイバシステムの遠位端に位置する機能的構成要素を列挙している。ブロック内に示すように、その構成要素として、照明光学系、1つまたは複数の電気機械式走査アクチュエータ、1つまたは複数のスキャナ制御アクチュエータ、スキャナ動作制御用である1つまたは複数のスキャナ動作検出器、ROIを画像化するための光子検出器、および任意に、診断用ならびに治療および監視用の追加光子検出器が挙げられる。システム50では、特定用途に実際に必要とされる機能的構成要素のみが含まれ得ることに留意されたい。また、画像化以外の追加機能として、診断、治療、またはこれらの組合せ機能が可能である。

【0031】

外部では、ブロック56に示すように、照明光学系に照明源および変調器から光が供給される。光ファイバシステムの遠位端に伝送されるRGB、UV、IRおよび/または高強度光を発する外部光源システムの幾つかの好適実施形態に関する詳述を、以下に開示する。ブロック58は、照明源、変調器、フィルタおよび検出器が任意に、患者の身体内の電気機械式走査アクチュエータ(1つまたは複数)およびスキャナ制御アクチュエータに結合されることを示している。スキャナ動作検出器は、走査の制御に使用され、走査制御を実施するために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生成する。

【0032】

ブロック60では、画像化光子検出器により、診断/治療用および監視を目的とする他の光子検出器用に生成される電子信号を用いて、画像信号フィルタリング、バッファリング、走査変換、増幅および他の処理機能が実行される。ブロック56、58および60は、各ブロックで実施される機能を実行容易にする信号を伝送するように、双方向に相互接続されている。同様に、これらのブロックはそれぞれ、画像の取得および処理に使用されるコンピュータワークステーションのユーザーインターフェースに供給される信号を処理するため、関連プログラムを実行する

ため、および他の機能のためにアナログ・デジタル(A/D)変換器およびデジタル・アナログ(D/A)変換器が設けられているブロック62と双方向に結合されて連通している。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62にフィードバックされ、ブロック56、58および60で提供される各機能を制御または作動するために、アナログ信号が適切であれば、アナログ信号に変換される。ブロック62内のA/D変換器およびD/A変換器はまた、データ記憶装置が設けられたブロック64、およびブロック66と双方向に結合されている。ブロック66は、患者の身体内で走査型光ファイバの端部を操作、位置付けおよび安定させるためのユーザーインターフェースを表している。このブロック内で行われる安定化機能提供に関するシステムの詳細を以下に述べる。

【0033】

ブロック64において、患者身体内の検出器が生成した画像データを格納するため、また、走査型光ファイバが実行する画像化および他の機能に関連する他のデータを格納するため、データ記憶装置を用いる。ブロック64はまた、ブロック70内のコンピュータワークステーションおよび対話式表示モニタ(1つまたは複数)と双方向に結合されている。ブロック70は、ブロック60からの入力を受け取って、ROIの画像を対話式に表示する。さらに、ブロック72内に示しているように、1つまたは複数のパッシブビデオディスプレイモニタをこのシステム内に含むことができる。ヘッドマウントディスプレイ(HMD)システムなどの他の種類の表示装置を設けて、医療関係者にROIを擬似ステレオ画像として表示することができる。

【0034】

カンチレバー式走査型光ファイバ

図3Aおよび図3Bに、「ジグザグ」または直線走査型光ファイバ80が図示されている。この走査型光ファイバは、生体適合性である、または機械基部86を取巻く生体適合性コーティング84を有する静止機械支持部分82を含む。機械基部86の遠位端から延出しているのは、バイモルフ型圧電ベンダー88である。これは、矢印96で示すように反対方向に曲がることにより、その反対側の両面を横切って印可される電気電圧に反応する。複数の光子検出器92が、中央のカンチレバー式光フ

ファイバまたは導波路94の周囲に配列され、2次的支持ディスク93上に取付けられている。カンチレバー式光ファイバ94は、光ファイバが中に延在しているチューブ方圧電アクチュエータ95により矢印98で示す方向に移動させられる。複数本の導線90aおよび90bが、バイモルフ型圧電バインダ88の側部に延在して、図2のシステム50で示したように、複数の光子検出器からの信号を患者身体の外部に配置されている構成要素に伝送している。図3Aおよび図3Bに示したように、矢印96および98は互いに実質的に直交して、ROIを縦横に走査できるように、カンチレバー式光ファイバ94の走査をジグザグまたは直線状に実行できるようにしている。生体適合性スリーブおよび遠位レンズを含む外枠全体は図示していない。

【0035】

図3Aおよび図3Bに示したジグザグまたは直線状の実施形態は、物理的寸法が実質的により大きく、光子検出器を移動させなくてはならないため、以下に開示する他の実施形態に比較すると好適ではない。例えば、カンチレバー式光ファイバ94の直径は通常およそ0.1mmであり、静止機械支持部82の直径全体は数ミリにもなり得る。

【0036】

圧電アクチュエータ以外の走査アクチュエータを用いて、光ファイバを走査モードで動作させることができる。例えば、図3Cは、鉄棒103を片側に装着して有するカンチレバー式光ファイバ102を含む走査型光ファイバドライバ100を図示している。これにより、電気機械式アクチュエータ110が、コア114の周囲に巻付けられたコイル112内の電流で付勢されると、その鉄棒を引付けて、図に示すように光ファイバを2D式に走査させる。好ましくは、走査型光ファイバを、その共振周波数の調波である1種類または複数種類の周波数で励振して、最適効率を実現する。しかし、光ファイバを共振周波数以外で励振することも考えられる。図示していないが、第2の電気機械式アクチュエータを含めて、電気機械式アクチュエータ110の方向と直交する方向の力を得ることにより、カンチレバー式光ファイバ102を、図3Cに示す方向に直交する方向に走査させることができる。これにより、直角な1対の電気機械式アクチュエータのそれぞれに供給する電流を制御して、カンチレバー式光ファイバ102の走査位置を正確に制御することができる。

。

【0037】

カンチレバー式光ファイバは、画像化レンズ104を通過して、患者身体内のROIに相当する画像化面106上に焦点を合わせられ、図示のようにPSF108を形成する光を発する。カンチレバー式光ファイバが電気機械式アクチュエータ110により移動させられるにつれて、画像化面106上の異なる位置にPSF108'が形成される。

【0038】

図3Dにおいて、スキャナ122が、カンチレバー式光ファイバ124内に第1のモードの振動共鳴を発生させる電気機械式デバイスまたはピエゾセラミック製チューブアクチュエータを含む、さらに別の実施形態120が図示されている。この場合、カンチレバー式光ファイバは、その遠位端に位置するコリメートレンズ126と、コリメートレンズを通過した光を照明面132上に再画像化する走査レンズ128を含む。走査レンズ128により焦点を合わせられた光が、照明面132上でPSF134を形成し、カンチレバー式光ファイバの移動と共に、PSF134'は、照明面上を移動する。カンチレバー式光ファイバ124を、矢印130で示すように単軸に沿って走査するように制限することができるが、直交軸に沿って走査するように(すなわち、図面の平面を出入りする)光ファイバを移動させるアクチュエータを利用することも可能である。しかし、線形単軸型アクチュエータにより励振される高振幅共鳴振動における光ファイバの動作は、機械的な力が非線形に交差結合することにより2次元となり得る。したがって、2D走査に2軸アクチュエータは不要である。

。

【0039】

走査型薄膜光導波路の実施形態

図3Aおよび図3Bの実施形態に示した断面積より狭い走査型光ファイバを製造し、こうした装置を比較的低価格および少ない容積で製造してより経済的なものにすることで、使い捨て装置としての広範な使用を容易にすると望ましいことを理解されたい。マイクロ電気機械システム(MEMS)技術は、薄膜デバイスを統合型アクチュエータと併用して、こうした目標を実現させるものである。図4A、図4Bおよび図4Cは、薄膜光学システム140の初期原型を図示しており、この手法は有効

なものとすでにわかっているものである。図4Dに示す別法140'は、走査用の平行なカンチレバー式薄膜光導波路と検出器とを含む。これらの図に示した薄膜画像化システムを製造するとなると、より小型で、大量生産により適切な型にできそうであるが、この初期原型から少なくとも、この薄膜光学デバイスが有効な走査性能を有し、本発明でも使用可能であることが証明されている。

【0040】

この薄膜光学デバイスにおいて、クラッド142を有する光ファイバ144は、静電アクチュエータ156により作動される。しかしこの場合、静電アクチュエータ156は、光ファイバに走査させるのではなく、隆起した出張り部分148上で支持されている薄膜光導波路150に作用する。すると、薄膜光導波路の遠位部分152は、図4Aおよび図4Bの湾曲した矢印で示す2つの直交方向で走査する。薄膜光導波路の直径はたったおよそ0.005mmである。この走査動作は、1次元(すなわち、単軸沿い)か、図示のように2次元(ラスタパターン沿い)になり得ることに留意されたい。任意に、薄膜光学デバイスをロッド143上に取付けることができる。これを手動または機械的に回転または振動させて、配向を変える、または単軸走査を変位させる。また、シリコン基材146(または他の基材材料)に好ましくは取付けられたレンズ154を設ける。別法として、静電アクチュエータではなく、外部アクチュエータ(図示せず)を用いることができる。この場合、光ファイバ144およびレンズ154をシリコン基材146で支持し、これを外部アクチュエータにより振動させて、カンチレバー式薄膜光導波路を共鳴走査させる(resonantly scan)。光ファイバ144を、薄膜光導波路150との位置合わせを確実にするために、好ましくは、中心のV字型ノッチ160内でシリコン製基材146に固着する。光ファイバの直径はおよそ0.1mmであるため、光ファイバの端部と薄膜光導波路との間の正確な位置合わせを慎重に行わなくてはならない。

【0041】

図4Aおよび図4Bは、光ファイバ144と薄膜光導波路150との間を突合わせ結合した実施形態を示すものである。光ファイバと薄膜光導波路との間を適切に位置合わせするため、V字型ノッチ160により、光ファイバを薄膜光導波路に対して正確に配置する。図4A、図4Bおよび図4Cに示す実施形態を見ると、ROIから反射して

戻った光は、レンズ154を通過して、RGB検出器162r、162gおよび162bにそれぞれ受け取られる。これらの検出器は、上述したように、対応する色の光に応答して、近位の外部構成要素まで伝送される信号を生成する。図4Dでは、別個の画像化および診断/治療用薄膜光導波路が、距離をあけて配置されており、並行して走査する。この実施形態は、診断用「DIAG」検出器162dを使用している。

【0042】

先細り状および他の走査型光ファイバ

比較的小さな照明PSFを形成するために、他の技術を用いることもできる。例えば、図5Aおよび図5Bに示すように、従来の光ファイバ164は、テーパ部分166を具備する微細加工された端部168を含む。この微細加工端部は、エッチング(最も好ましい)や微細機械加工により、または、加熱した光ファイバを引張った後、伸びたファイバを所望まで細くなった直径部分で切断すること(好ましさの程度が最も低い)により、形成する。遠位先端部においてクラッド層を最小厚さまで化学エッチングすると、光伝送の損失のない状態でこの先細り加工を行うことができる。光ファイバを引張って寸法を縮小すると、その処理時にたいがい光伝送の損失があるため、任意に、反射性コーティング167を先細り形状の導波路側部に適用することができる。しかし、これらの処理を組み合わせ、微細加工を施し、走査周波数、FOVおよび解像度を改良した光ファイバスキャナを形成することができる。微細加工端部168を有する走査型光ファイバを用いることの1つの利点は、図5Bに示す光ファイバの共振周波数が、微細加工を施していない鈍い先端部を有する光ファイバの共振周波数より実質的に高いことである。しかし、主な利点は、先細り状ではないファイバに比較すると、より高い共振周波数において、先端部をより大きな振幅で偏向させられることである。上述したように、微細加工端部168の遠位動作は、線形パターン169aと2次元パターン169bとなり得る。さらに、微細加工されていない光ファイバと比較すると、先端部の偏向が大きければ、横方向の先端部変位は小さくなる。微細加工した先細り端部の形成に好ましくは用いるエッチング処理は、当業者に周知の技法を用いて行う。

【0043】

図5Cに示すように、様々な形態の光ファイバに対する相対的PSFおよびFOVは、

R0I170に向けて光を出す光ファイバ遠位端の置かれる部位の性質に応じて変化する。この図では、共鳴振動の第1、第2および第3のモードにおける具体的な光ファイバの変位を、点線で示している。鈍い端部を有する光ファイバ172は、第1の共鳴モードにおいて単軸を中心にして振動するように駆動されて光174を出す。この光は、レンズ184により焦点を合わせられてPSF176を形成する。光ファイバ遠位端における部位の寸法が他の場合より大きいため、このPSFは最も大きいものとなる。最小のPSF182は、より高い共鳴モードで単軸に沿って駆動される先細り形状の光ファイバ178（上述したように、エッチング、微細機械加工、または引張ることにより形成）から出た光180が形成するものである。この先細り状光ファイバが共鳴して振動する物理的走査距離は比較的小さいため、小さな直径の筐体内に収められることに留意されたい。遠位端をボールレンズ186に結合し、第2のモード（節がボールレンズ内）で駆動される光ファイバ184からの光188は、レンズ185を通過して、3つの構成の中では最も大きなFOVをカバーする中間サイズのPSF190を形成する光となる。図5Cに示す第2および第3のモードにおける実施形態が、単一アクチュエータのみを必要とし、断面寸法が比較的小さく、解像度が比較的高く、ROIに対する多様な走査ができるため、一般に好ましい。

【0044】

上述した線形モードや直線状またはジグザグモードと異なる他の走査モードも実現可能である。図5Dは、2軸ピエゾセラミックチューブアクチュエータ206により形成可能な、光ファイバ走査システム200の可変半径または螺旋状走査モードを示すものである。この実施形態では、ROI（この図では示さず）から受け取る光を示す信号を生成するために、複数の光検出器204が、単一のピエゾセラミックチューブアクチュエータ206の周囲に単純に配列されている。別法として、同心状で離間して配置された光ファイバ202の同様の配列が、その遠位端でROIからの光を受け取って、その近位端の光検出器（図示せず）（例えば、患者の身体外）まで伝送することができる。ピエゾセラミックチューブアクチュエータ206は、遠位端210で先細り状になっているクラッド光ファイバ208を同心状で包囲している。このチューブアクチュエータが、光ファイバ208の固有共振周波数の調波に対応する駆動力を生成することにより、光ファイバの遠位端は、作動制御半径を有す

る軌道212を描く。走査型光ファイバの遠位端には光点源があり、その焦点を、画像化レンズ(図示せず)を追加することにより、照明面(図示せず)に合わせられる。上述した他の実施形態に対するこの実施形態の主な利点は、この実施形態では、単一アクチュエータおよび先細り状導波路を用いて、高解像度、有向照明、および比較的小さな直径枠内における画像化を得ていることである。

【0045】

一連の可変半径円が、円形走査モードにおいて光ファイバにより描かれ、螺旋走査モードにおける光ファイバは、半径が交互に増減する螺旋走査を行う。この円形または螺旋走査モードにおいて、光ファイバ208の遠位端は、その領域を画像化するためにROIを走査し、そのROIに対する治療および/または診断機能も行う。カンチレバー式光ファイバの旋回動作は、ピエゾセラミックチューブアクチュエータ206の各四分区間に印可される電圧を増減することにより、直径のより大きな、またはより小さな範囲に制御自在に駆動される。「プロペラ」走査モード216を図5Eに示す。この走査モードにおける走査型光ファイバは、円の様々な直径に沿って前後に移動しながらROIを走査する。2軸ピエゾセラミックチューブアクチュエータにより、または、光ファイバの長手方向軸を中心に単軸アクチュエータを単に回転させることにより、この線形走査を回転させることができる。

【0046】

画像化、診断および治療用に最大FOV全体のピクセル数を最大にするには、レンズシステムにより、照明の回折限界スポットを形成しなければならない。理想的な走査型光ファイバを想定すると、出力された照明の空間解像度は、投射される光点源サイズとレンズシステムの回折限界または収差限界の(aberration-limited)性能とにより制約を受ける。収差が制限されている光学システムの場合、図5Fで2次的画像化レンズまたは小型レンズ228をファイバ先端部に配置する主な目的は、光収差を低減して、照明スポットサイズを縮小することである。回折限界光学システムでは、より大きなレンズまたは走査した光学照明ビームを用いて、スポットサイズをより小さくすることができる。したがって、図5Hに示すように、固定FOV内のピクセルを増加させるには、高解像度光学設計において特大コリメートレンズまたはボールレンズ245を用いる。回折限界のコリメートレンズ

および走査レンズを想定すると、約1.0mmの直径枠内である光ファイバ走査システムで最大のピクセル数または表示解像度が理論的に可能である。図5Fおよび図5Hに示す横方向振動共鳴モードが、移動する導波路を大きく横方向に変位させることなく、遠位先端部における高角度偏向の要件を満たしていることに留意されたい。旋回またはプロペラ運動で走査することにより、この実施形態では、超薄型単一ファイバシステムにおいて高解像度も広角FOVも得られる。

【0047】

したがって、図5Fは、ビーム走査型実施形態220を詳細に示すものである。これがおそらく、上述した実施形態の中で最も好適である。上述した図5Cから、光ファイバの遠位端にボールレンズを使用すると、他の形態の走査型光ファイバよりも広角なFOVにわたり常に小さなPSFを形成できるため、図5Gで示すように、比較的小さなスポットサイズ240となることを思い出されたい。ビーム走査型実施形態220は、円柱状の支持筐体222を含む。この筐体内には、圧電または piezoelectric ラミックタイプの円柱状アクチュエータ244が配置されている。このアクチュエータは、光ファイバが曲がって、このデバイスの公称長手方向軸の両側に節を形成するように、光ファイバ226を駆動して共鳴2D走査モードで振動させる(図5Hに示す例に関しては以下でさらに説明する)。ボールレンズ228が光ファイバ226の遠位端に固着されている。光ファイバ内を伝送された光は、ボールレンズおよびレンズ238により焦点を合わせられてビーム230を形成する。ビーム230は、好ましくは、光ファイバおよび円柱状筐体222の長手方向軸に対して少なくとも40°以上の角度をなしている。走査時、図示のように、光ファイバのカンチレバー部分の中心がこの軸を中心に前後に移動するが、ボールレンズ228の中心は、その慣性質量と振動節が第2の共鳴節にて先端部付近にあることによりほぼ静止状態を保つ(図5C参照)。アクチュエータ224を超えて遠位に延在する光ファイバ226の長さ、ボールレンズ228の質量とを、確実にこの動作形態で走査が行われるように選択する。光検出器232は、円柱状アクチュエータ224の周囲に配置する。このアクチュエータを、検出器への後方散乱光の高効率誘導を補助するように高反射性材料(例えば、アルミニウム)237でコーティングすることができる。

【0048】

理論的に、後方散乱した走査光を収集し、モノクロまたは白黒画像を形成するには、単一光検出器のみが必要である。フルカラー画像を生成する単純な方法は、青、緑または赤の光伝送を透過するように選択された異なるフィルタでそれぞれカバーされている3つの光検出器(上述のように)を使用することである。可視光および近IR光の検出には、その高感度、低コスト、小型寸法、高速度および丈夫さから、シリコンを主成分とする半導体フォトダイオード(Si-PINタイプなど)が好適である。InGaAs材料製フォトダイオードなどの通信産業で普通に使用されているフォトダイオードが、IR光を検出する本発明の実施形態に好適である。統合型光走査技術の解像度は、光検出器の寸法および数に左右されるものではないため、信号のレベル間を増幅して識別することを目的に、光ファイバアセンブリの遠位端で利用可能な空間すべてを光検出器でカバーすることができる。以下の説明でより明白になるが、ROIの形状上の特徴(陰など)の画質を高め、スペクトル反射からのグレアを消滅することができるように、光検出器を、好ましくは、光軸を中心にステレオペアで設ける。IR放射線を可視光と併用する場合、異なる感光材料による複数の光検出器をフィルタなしで 사용할 ことができる(図示せず)。フィルタリングされていない検出器のスペクトル応答を分離する別法では、パルス出力を有する適当な照明源と検出器信号を同期させなくてはならない。例えば、RGBレーザまたは他の光源がそれぞれ、迅速な時系列で、光検出器から受け取る信号処理と同期してパルス化される場合、同じ可視光検出器をフィルタなしで 使用することができる。

【0049】

リード234が、光検出器のそれぞれから、患者身体の外にある光ファイバの近位端まで延在して、上述したように、光検出器からの電気信号を外部計測器まで伝送する。アクチュエータ224は、リード236から供給される電気信号で駆動される。

【0050】

アクチュエータ224などのアクチュエータの駆動により振動される光ファイバ244の動作をわかり易くする詳述を、比較的小さなユニットでより高い解像度を提供する、特大コリメートレンズを用いる図5Hに示す。光ファイバ244はクラッド2

42により包囲されており、その遠位端は、光ファイバ244内を移動してきた光を平行にするボールレンズ245に結合されている。上述したように、光ファイバ244のカンチレバー部分の中心は、上方から下方に偏向する間、ボールレンズ245は、その質量が比較的より大きいいため実質的に静止状態を続ける。光ファイバ244内を移動してきた光は、光ファイバが図示のように走査範囲の上方と下方との間を移動する際に、ボールレンズ245の中心246を通過する。ボールレンズ245を通過した光は、直径をおよそ0.5mmにコリメートされて走査レンズ248から出る。光ファイバ244がその最大振動幅時になすボールレンズ245の中心246からの内包角は、およそ60°である。したがって、走査レンズ248から出た光がROIを走査して形成するPSFまたはスポットサイズは比較的小さい。この特大ボールレンズ型実施形態は、「Single Fiber Flexible Endoscope: General Design for Small Size, High Resolution, and Wide Field of View」、Eric J. Seibel Quinn、Y. J. Smithwick、Chris M. BrownおよびPer G. Reinhall著、Biomonitoring and Endoscopy Technologies, Proceedings of SPIE, 第4158号(2001年1月)に記載されている。その開示内容は参照により本明細書内に組み込まれている。光ファイバの遠位端にレンズを設ける実施形態は、屈折率分布型レンズ、回折または光学構成要素、または回折および屈折レンズの組合せを使用できる。

【0051】

画像化およびスペクトル解析または偏光解析用光ファイバシステム

図6Aは、本発明による、ROIの擬似ステレオ画像提供と、分光光度計で解析可能なスペクトル画像取得との双方に使用するシステム266を示すものである。このシステムにおいて、光ファイバアセンブリ250は、遠位端が先細り形状となっており、圧電アクチュエータ254で包囲された光ファイバ256を含む。アクチュエータ254が、光ファイバ256を振動させ、レンズ258aおよび258bを通過する光を発生しながらROIを走査させる。ROIからの反射光や、ROIから受け取る他の光(燐光または蛍光発光など)を、光ファイバ256の周囲で周方向に1列に配置された12本の光ファイバ252が収集する。この図に例示したように、集合として参照番号を260とする光ファイバ1、2および3はそれぞれ、周方向列の左側に対応する外部RGB画像検出器に結合されている。同様に、集合として参照番号を262とする光ファイ

バ7、8および9はそれぞれ、周方向列の右側に対応する外部RGB画像検出器に結合されている。もう1つのセットである、光ファイバ4、5、6、10、11および12に対応する光ファイバ264は、分光光度計270に結合されている。分光光度計は、紫外線、可視光および/またはIR光を用いた、スペクトルの解析およびスペクトル画像の取得を目的に使用するものである。主方向列の左側および右側に対応するRGB検出器が、列の離間した2つの部分(すなわち左側および右側)におけるROIからの光を受け取るため、この検出器から、HMDディスプレイ(図示せず)を用いれば容易に見ることのできる擬似ステレオフルカラー画像が得られる。

【0052】

本発明によるもう1つのシステム271が図6Bに図示されている。システム271では、光ファイバ束250が光ファイバ256の周囲で同心状に配置され、プリズム/格子と、ROIからの光のスペクトルを測定するためのスペクトル検出器列とを使用する分光光度計272に結合されている。分光光度計272からの出力信号は、コンピュータワークステーションおよびスペクトル分析装置274に入力され、そこで、RGBビデオディスプレイ276上にフルカラー画像が形成される。また、コンピュータワークステーションおよびスペクトル分析装置274は、ROIのスペクトル分析および診断に使用可能なスペクトルディスプレイ278に接続されている。標準内視鏡画像およびスペクトルマッピングと、他のあらゆる追加診断/スクリーニング情報との双方の統合表示を、テキスト、擬似色のオーバーレイ、音響強化、立体画法による画像などの複数の形式279で一緒に示すことができる。システム266と同様に、患者身体内に配置される光ファイバシステム部分は、点線の長方形で囲んで示している。

【0053】

光ファイバの走査を制御するため、追加光検出器およびエミッタを走査型光ファイバに隣接して(並列または隣接)使用することにより、光ファイバ遠位先端部の時間経過に伴う動作および位置(または周波数および速度)を検出することができる。図6Aに示すように、光ファイバがより急峻に折れ曲がって光の漏れ量が増加した場合、それを受動光子センサ255で検出することができる。

【0054】

図6Bにおいて、IRエミッタ281およびIR検出器283が、光ファイバスキャナの両側に配置されており、光ファイバ256の振動する先細り状遠位端または先端部の位置が変化することによる光学的光透過量の変化を利用して、その先端部の位置を制御する。図6Cでは、エミッタ281および検出器283は、互いに隣接して(並んで)配置されており、これを用いて反射光の変化を検出する。これらの方法は、光ファイバ感知業界では普通に使用されており(ただし、走査制御用ではない)、別個の非画像化波長のエミッタおよび検出器は、走査型プローブマイクロスコープの制御に特に有用である。これらのセンサからの信号は、圧電式、磁気式または静電式のいずれでもよく、スキャナの歪みを低下させつつ走査率を高めるフィードバックコントローラで利用される。

【0055】

治療用に有向照明を発する走査型光ファイバシステムの空間解像度は、照明画像面上に投射され得る光の識別可能なスポット数により左右される。解像度は、最小スポットサイズに左右され、FOVは最大走査角度(識別可能なスポットの合計数)に左右される。画像を取得した場合、空間解像度はまた、光子検出器の帯域幅(信号対雑音比が十分であると仮定して)およびディスプレイシステムに利用可能なピクセル合計数に左右される。走査システム構成要素の帯域幅制限内で操作することにより、解像度およびFOVを動的に変化させて、ROIの表示倍率および動的倍率変更などの機能を実行できるようにする。多くの用途において、ROIも単一光ファイバシステムも静止状態にあるため(走査している光ファイバの遠位端以外)、走査によるぼけの発生率は、ディスプレイ装置の再生率を大幅に下回るまで低下する。標準ビデオ撮影速度よりゆっくり走査することにより、この光学システムは、より高い電力を光学治療に提供し、より長い時間にわたり、信号の弱い蛍光診断から信号を統合することができる。したがって、走査型光学システムのダイナミックレンジは、システムの構成要素および用途要件にしたがって最適化することができる。

【0056】

フレーム毎に1ピクセルまたは数ピクセルのみの照明を発することができる。例えば、本発明を用いると、ROI内の1地点について実時間による光学的生検を実

行でき、極めて明るい励起光を用いることができ、正常画像に対する分光学的取得およびスペクトルマッピング用の時間が得られる。

【0057】

図6Cは、クラッド286で囲まれた比較的細い中心光ファイバ284を含む同心状光ファイバアセンブリ280の一部を示すものである。細い光ファイバを、それより直径の太い光ファイバが取り囲んでいる。ROIの照明は、直径の小さい光ファイバ284を介して得られ、ここから発せられる光はレンズ288a、288bおよび288cを通過してROIを照明する。反射および反射以外でROIから受け取られる光の焦点は、これらのレンズにより光ファイバアセンブリ289内に戻って合わせられ、このアセンブリにより、患者身体外に配置されている計測器まで伝送される。このいわゆる同心共焦点型画像化では、単一光ファイバが、ROIの照明もROIからの光の外部計測器への伝送もできることに留意されたい。この同心状光ファイバ構成は、互いに融合されているか、あるいはまた、ガラス繊維を半径方向にドーピングすることにより屈折率の異なる同心状領域を製造することができるかのいずれかである単一機械ユニットである。管状圧電アクチュエータ282が、この同心状光ファイバを一緒に移動させて、上述したモードの1つでROIを走査させる。周囲の光ファイバ内で収集される光を反射された共焦点から半径方向に離れる距離における検出器または光ファイバからの信号と併用して、診断、画像化および治療を目的に画像解析を改良し、光浸透距離を深くすることができる。極端に振幅利得または信号弁別の高い検出構造では、後方散乱光を導波路の同じ部分(例えば、光ファイバのコア部分)で収集することができる。このような応用例では、光学的可干渉性能を用いて、低い信号レベルを増幅し、光干渉式反射率測定(OCR)や光干渉式断層撮影(OCT)、またはレーザ誘起フィードバックを基に診断地図を形成することができる。

【0058】

図6Dおよび図6Eは、RGB、UVおよびIRスペクトル成分用検出器を含む実施形態を図示するものである。光ファイバアセンブリ295は、支持体293上に取付けられた内部アクチュエータ291を含む。光ファイバ300は、開口298を有する筐体内に収容され、アクチュエータ291の遠位方向に延在しており、上述したモードの1つ

で、好ましくは管状圧電方である内部アクチュエータにより移動させられる。図6Eに示すように、RGB検出器292および294は、光ファイバ300の上方および下方に配置され、RGB検出器306および308は、光ファイバの左および右に配置されている。さらに、これらの図で示すように、RGB検出器290および296は、アセンブリの頂部および底部にてその外面に配置されている。同様に、図6Eに示すように、RGB検出器302および304は、検出器の左側および右側に取付けられている。UV検出器310および312は、RGB検出器の間で一方の対角線上に取付けられ、IR検出器314および316は、RGB検出器の間でもう一方の対角線上に取付けられている。したがって、擬似ステレオ画像を、このアセンブリに含まれる様々な検出器で受け取るRGB、UVまたはIRスペクトル成分について形成することができる。

【0059】

図6Fおよび図6Gは、平行および垂直偏光検出器を含む光ファイバアセンブリ295'を示すものである。光ファイバ300が、参照番号328で示す平行な方向に偏向される光を伝送する。図6Gに示すように、光ファイバ300の両側には平行偏光検出器334および336が配置されており、光ファイバ300の上方および下方に垂直偏光検出器324および326が配置されている。さらに、垂直偏光検出器320および322が、垂直偏光検出器324および326の上方および下方に配置され、平行偏光検出器329および330が平行偏光検出器334および336の左および右に配置されている。したがって、光ファイバアセンブリ295'は、患者身体の外部に配置されている計測器で解析するため、ROIから反射された、または反射以外にROIから受け取る両方の向きの偏光を検出することができる。また、特定種類の偏光に対応する画像を形成するために、様々な偏光検出器が生成する信号を用いることができる。

【0060】

図7Aには、異なるスペクトル成分の光を発する、光ファイバ360内に結合された光源システム340が概略的に示されている。この実施形態では、赤光源342、緑光源344、青光源346およびUV光源348がそれぞれ選択的に光ファイバ360内に結合される。光源それぞれに増幅器350が設けられて、光源からの光の強度を選択的に制御できるようにしている。対応する緑、青およびUV光源のそれぞれが発する光の色に特異のコーティングを含む3つのダイクロイックミラー352、354および3

56が、緑、青およびUV光をそれぞれ光ファイバ360の近位端内に反射するように光路内に配置されている。各ダイクロイックミラーの反射帯域外である光はそのダイクロイックミラーを通過し、レンズ358により光ファイバ360の近位端内で焦点を合わせられる。

【0061】

別法による光源システム362を図7Bに示す。この実施形態では、赤光源342、緑光源344、青光源346はそれぞれ、任意の増幅器350を介し、レンズ364を介して、一連または1配列の光カプラ366に結合されている。レンズ364は、異なる色の光源それぞれから発せられる光の焦点を光ファイバ365内で合わせる。光ファイバ365がその光を光カプラ366に伝送する。さらに、IR源368は、光を任意の減衰器350およびレンズ364を介して光ファイバ365内に伝送する。光ファイバ365はそのIR光を列の最後の光カプラに伝送する。光検出器370を、異なる光源それぞれについて光の強度レベルまたは出力レベルを監視するために設けて、様々な光源の強度を制御できるようにする。最後の光カプラからは、光ファイバ367が光を光検出器370に伝送入力し、最後の光カプラからの出力は、光ファイバ360の近位端に入力されて、患者の身体に入力される。光源寸法による影響を最も低く抑えるため、図7Cで選択される光ファイバは、青色光の波長以上の波長に対する単一モードとする。

【0062】

図7Cに、多スペクトル成分レーザ光源システム380が図示されている。このシステムでは、可変波長IRレーザ382が、任意の周波数倍増器384からシャッタおよびパワーメータ386内に通過するIR光を生成する。このシャッタおよびパワーメータを制御して、IR光の強度を変調し、また患者身体内に延びている光ファイバ402の近位端に適用するかどうかを制御することができる。別法として、可変波長IRレーザ382の周波数を倍増して、より短い波長の光を発することができる。さらに、緑色レーザ388は、複数のシャッタ390の1つを通過する緑色コヒーレント光を生成し、青色レーザ392は、やはりシャッタ390に制御される青色コヒーレント光を生成する。同様に、赤色レーザ396は、赤色コヒーレント光を生成する。様々なレーザ源からの光のレンズ398を介する伝送には、複数のダイクロイッ

クリフレクタ394を使用し、その焦点を、先細り状の中空ガラスチューブ400内で合わせる。先細り状の中空ガラスチューブのテーパ角度は、その内面での内部反射により、各レーザ源からの光が光ファイバ402の近位端内に「注ぎ込まれる」ものとなっている。波長を組み合わせ注ぎ込まれた光は、中実コアまたは中空コア光ファイバに伝送して、その光ファイバの遠位端にてROI内の組織に出力することができる。各レーザ源からの光の強度は治療用および診断用に比較的高くなっているが、先細り状中空ガラスチューブ400は、レーザ源からの高出力信号を容易に組み合わせることができる。中空ガラス注入口に関するさらなる詳述は、論文「Ultraviolet, Visible, and Infrared Laser Delivery Using Laser-To-Fiber Coupling Via a Grazing-Incidence-Based Hollow Taper」、I. IlevおよびR. W. Waynant著、オランダ、アムステルダム、2000年7月4日付の会報EOS/SPIE/ELA European Biomedical Optics Week-EbioS 2000内に提供されている。この論文は、2001年にも「Proceedings of the SPIE, Biomonitoring and Endoscopy Technologies」の第4158号として発行されている。また、「Uncoated Hollow Taper as a Simple Optical Funnel for Laser Deliver」、I. IlevおよびR. W. Waynant著、Review of Scientific Instruments、第70巻、No. 10、3840-3843頁(1999年)も参照されたい。

【0063】

機能ブロック図

図8は、本発明で実施できる様々な機能を示すものである。診断、治療および監視などの機能を、点線で囲まれたブロックで示し、システム410の画像化機能には実線を用いている。図示のように、画像化レーザ412は、患者の身体内に向けられ、走査型光ファイバの画像化光学系を介する光を生成する。さらに、ブロック416内の診断、治療および監視用レーザは、遠隔光学スイッチにより制御され、ブロック418内の減衰器は、光学結合機構420を介して、患者身体内に配置されている追加光学構成要素422に伝送されるコヒーレント光を生成する。RGB光子検出器430は、ROIから受け取る光に応答して電気信号を生成する。この信号は、導体を介して、患者身体外に配置された計測器に伝送される。別法として、RGB光を、光ファイバを介して外部光子検出器426または、例えばフォトダイオード

および関連電気回路を含む他の光検出器424に伝送することができる。ボックス432内に示すように、このシステムは、1つまたは複数の分光光度計またはスペクトル分析器で使用するために、光収集用光ファイバに関連する追加高出力または低出力UVおよび/または可視および/またはIR検出器を含むことができる。例えば、ブロック434内に示す分光光度計スペクトル分析器は、光収集用光ファイバ内で伝送された光を、および/またはブロック436内に示す導体で伝送された信号として受け取ることができる。このシステムは、さらなる選択肢として、患者身体内に配置される追加光子検出器を含むことができる。信号は、ブロック432および434とブロック440内のコンピュータワークステーションおよびデータ取得構成要素との間で双方向に交換される。このコンピュータワークステーションは、非線形走査パターンを提供するアルゴリズムと制御アルゴリズムとを実行することができる、また、強度データの取得、画像マッピング、およびデータの記憶を実行するようにプログラミングできるものである。さらに、リアルタイムフィルタリング(例えば、動作およびスキャナアーティファクトの補正)、比率およびバックグラウンド減算のリアルタイム決定、デコンボリューション、擬似ステレオ強調、および様々な検出器が生成する信号の処理が、このコンピュータワークステーションにより実行される。このコンピュータワークステーションが提供する信号は、画像表示装置およびデータ記憶装置に出力される。画像表示装置はブロック442に示すように、陰極線管、液晶ディスプレイおよびHMD装置または他の種類の立体画法によるディスプレイを含むことができる。この統合型単一ファイバシステムは、3D画像を伝送でき、手動操作が不要であることから、将来、侵襲度を最小限にした遠隔手術および自動機械式処置にさらに容易に適用できるようになる。市販のMIMP用ディスプレイは直線型ビデオフォーマットが必要であることから、非直線型である光学操作パターンはいずれも、非直線型走査の多くの利点(簡素型単一アクチュエータ、円柱状スキャナ寸法およびより低い走査速度など)を利用するために、データバッファ(メモリ)内に格納して、表示モニタ用に標準ラスタ走査形式に変換しなければならない。信号調整および再マッピングにおけるこの追加ステップは、プログラム可能な記憶装置では技術的に取るに足りないものである。

【0064】

さらに、スペクトルおよび多変量解析を実行し、関心領域の境界を位置決めおよび算出するための画像解析ソフトウェアは、コンピュータワークステーションや他の計算機デバイスを用いて実行される。ROIについて、算出により、その分布、境界、容積、色および光学密度を特定することができる上、ROIから収集されたデータに基づいて、組織の疾患状態、医療的段階付けを決定し、治療用放射線量を算出および監視することができる。これらの機能のすべてをブロック444内に示しており、ブロック440の通常の画像化コンピュータワークステーションを使用することができる。ブロック444はブロック446につながっている。ブロック446では、追加対話式ディスプレイおよび画像オーバーレイフォーマットが提供される。ブロック444に関連するブロック448では、電気機械式スキャナを作動させ、ブロック450内のサーボセンサから信号を受け取るためのスキャナ電力制御エレクトロニクスが提供される。サーボセンサは、通常の画像取得およびスクリーニング、監視および診断に関わる改善と治療用ピクセルの正確な出力との双方に使用される。

【0065】

以上、光ファイバ走査アクチュエータの様々な実施形態について記載してきた。ブロック454は、光ファイバを患者身体内に挿入し、ROIに隣接した所望の位置に配置できるように、走査型光ファイバの遠位先端部を手動制御するための準備が整えられることを示している。手動制御は、走査型光ファイバを所望の位置に導入することを容易にできるように、ブロック456で示すように、位置転換装置およびサーボセンサを含むことができる。配置後、ブロック452に示すように、患者の生体運動(呼吸および心臓血管による動作)および物理的動作に関する画像を安定化させるために、自動振動補正を行う。さらに、身体の空隙内または患者身体内通路で所望する位置に光ファイバを安定化させるために、以下に開示する少なくとも一実施形態において、他のメカニズムが設けられる。

【0066】

本発明で実施可能な様々な機能の詳細を以下に記す。

【0067】

統合型画像化、スクリーニングおよび診断

- ・ UV、可視およびIR波長を用いた光学的な組織の画像化
- ・ UV、可視およびIR波長を用いた蛍光画像化
- ・ IR波長を用いた熱画像化
- ・ IR波長を用いた深層組織画像化
- ・ 同心共焦点および真共焦点画像化
- ・ IR波長を用いた血液を介する画像化
- ・ 偏光コントラストによる画像化
- ・ レーザフィードバックによる顕微鏡検査法
- ・ 光干渉式断層撮影(OCT)および光干渉式反射率測定(OCR)
- ・ 光学的誘発による振動音響分析
- ・ 高解像度および高倍率の組織接触式画像化
- ・ レーザ誘起蛍光(LIF)およびレシオ蛍光 (ratio fluorescence) による画像

化および検出

- ・ 多光子励起蛍光による画像化
- ・ 蛍光寿命による画像化および解析
- ・ ステレオレンジファインダオプションを用いた画像構造の真寸法調節
- ・ レーザ誘起蛍光分光(LIFS)
- ・ ラマン分光分析
- ・ 弾性散乱分光(ESS)解析
- ・ 吸収分光分析
- ・ 化学発光および細胞生存能力の検出およびマッピング
- ・ 光学センサデータ(酸素濃度、pH、イオン濃度など)の空間マッピング
- ・ 温度測定およびフィードバック制御
- ・ その他、監視およびフィードバックを目的とした、色、レーザ出力送出、組織性能、フォトブリーチング、化合物のフォトクリエーションの測定

【0068】

治療、手術および監視

- ・ 光力学治療(PDT)

- ・組織および/または腫瘍に対する加熱(例えば、温熱療法)
- ・光学照明によるレーザ手術(UV、加熱および/または切除)
- ・化学反応の光活性化、光重合、および生体材料の移植
- ・スキャナの高温先端部によるレーザ焼灼(光学的または電子的に加熱)
- ・光学的パルス照射の吸収で生成された衝撃波を用いる組織の機械的破壊

【0069】

対話式ディスプレイおよび高度ユーザインターフェース設計

・表示モニタ上の擬似ステレオ、擬似カラーの重ね合わせを用いた立体画法によるマッピング、および真3D表示フォーマット(注:各ディスプレイの戦略および性能は、具体的用途により変わるものである。)

- ・対話式タッチ/ポインティングスクリーン (point screen)

【0070】

図9Aおよび図9Bは、使用する計測器に応じて変化する、本発明で実行可能な別の機能を示すものである。図9Aは、画像化、サンプリング、診断および治療の実施に用いられる単一走査型導波路を示し、図9Bには、3D画像化、腫瘍生検の実施、および内視鏡手術の監視用に用いられる単一走査型導波路を示している。どちらの図にも同一構成要素が多く使用されているため、システムの一部として使用する構成要素をわずかに変更すれば、異なる機能が得られることがわかる。図9Aに示すシステム460では、対話式コンピュータワークステーション462があるため、専門医は走査型光ファイバを制御し、画像化、診断(例えば、光学的生検)および治療実施に用いるソフトウェアアルゴリズムを実施することができる。高解像度であるカラーモニタ464が、光ファイバシステム488から分配コンソール472まで伝送された、走査型光ファイバ484からの信号を受け取る。患者身体の内側に含まれていない場合には、任意のRGB検出器を走査型光ファイバ484に隣接して設けることができる。ROI486を光ファイバで走査して、ユーザに表示する高解像度カラー画像を生成する。パッシブディスプレイの実施形態では、2つの陰極線管モニタ(CRT)が、同じ対象物(例えば、組織)に対して複数の画像を形成するために2種類のコントラストモードを用いて画像を表示する。例えば、同じ共鳴駆動による走査型光ファイバは、一方のCRTにはフルカラー光学画像を、またもう

一方のCRTモニタにはグレースケール蛍光画像を生成することができる。励起および信号の光学特性が一致しないと、2つまたはそれ以上の画像が同じに形成される場合がある。そうでなければ、2つの画像が、フレームシーケンス方法により取り込まれるか、高速共鳴スキャナの交互のラインスイープで取り込まれる。画像コントラストのモード(フルカラー光学系と蛍光)を切り替えるには、光源を遮断するか、直接光源の電源を切る/入れる。光子検出器からの信号は別々の画像として記録および表示される。照明パワーおよびスペクトル範囲の双方の調整時に同期すると、光子検出器からの信号が記録され、別個の画像として表示される。同じROIに対する第2の蛍光画像を有するこの実施例では、専門医は、標準の白光画像では見えたり見えなかったりする小さなまたは前癌性病変を見つけ、明確に識別することができる。

【0071】

2つのディスプレイのうち一方を、専門医がレーザ手術を行うROIを選択できる(輪郭を描く)タッチスクリーンモニタにすることが考えられる。この画像が可動型の場合があるため、タッチスクリーンモニタは、画像を取り込まれて一時的に静止させられるものでなければならない。しかし、このROIの輪郭を描いたら、画像細分化および対象物認識用アルゴリズムを実施して、実時間画像の取得および表示中、そのROIを強調表示させておくことができる。タッチスクリーンモニタでは、パワーレベルおよびレーザ放射曝露時間などのレーザ治療用パラメータを設定するために、専門医はサイドバーメニューを利用することができる。第2のディスプレイは対話式ではなくてもよいが、好ましくは、実時間光学画像をフルカラーまたはグレースケールで表示する高解像度モニタとする。IR光子検出器が内視鏡と一体化している場合、擬似カラーを用いた高解像度表示が得られるため、専門医は、レーザ手術における組織の加熱および/または組織への照射などのレーザ治療の進行具合を監視することができる。

【0072】

ブロック466に示すように、案内ワイヤやカニューレ(図示せず)、および先端部の操縦および安定化を可能にする手動コントローラを用いて、走査型光ファイバを、患者の身体内でROI486に対向する所望の位置に配置する。ROI486内では、

光学的生検「スポット」485が、疾患を診断するための一点スペクトル測定の空間的および時間的分布を示している。これらのスポットは、体外生検解析用に組織サンプルを侵襲的に採取する現在の診療とほぼ同様に配分されている。各スポットを、光学スキャナのフレームサイクル中に、 t_1 と t_2 とを例えば約1/30秒毎に分けて、分光学的に解析することができる。走査型光ファイバから得る画像の他に、ブロック468に示すIR熱による光検出器(および光学的温度モニタ)を含めて、IR信号をROIから受け取ることができる。

【0073】

走査型光ファイバや光導波路の動作の制御を容易にするため、ブロック470に示すように、マイクロセンサおよび制御電子回路用電力を提供する。ブロック470内において、光ファイバを走査させるアクチュエータが、電氣的ハードウェアとソフトウェアとの双方で制御されると、制御電子回路から得た信号で、光ファイバの振幅および変位を制御することができる。ROI486から受け取るスペクトル組成および光学的生検位置485の分布を、専門医がガンなどの疾患に対してスペクトル測光解析に基づいてそのROIの状態を評価するに当たり、スクリーニングおよび診断用に用いることができるため、分光光度計および/またはスペクトル分析装置474を診断用を含める。ROIを画像化できるようにROIを照明するため、赤色、緑色および青色光源476、478および480を組み合わせでできあがる光を、光ファイバシステムを介して走査型光ファイバ484に伝送する。スペクトル分析に使用する光源は、RGB光源(例えば、レーザ)の1つ、2次的レーザまたは白色光源からの高出力パルスでよい。信号の強度、時間および照度の制約があるため、フラッシュ照明を用いて、繰返し一点分光法(repeated single point stereoscopic method)をまずとる。さらに、同じまたは別の高出力レーザ源482を用いて、PDT、腫瘍のレーザ切除、および他の高強度光源と共に行われる種類などの治療を施す。

【0074】

システム460を用いる際、専門医は、標準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、可撓性単一走査型光ファイバ構成要素を患者身体の適当な領域へ操縦および操作する。腫瘍および/または前癌性病変を探すに

は、まずこのモニタを見ることから始める。分光光度計およびスペクトル分析装置474を含む第2のモニタ(別個には図示せず)は、内視鏡画像のグレースケール版に対する擬似カラーで蛍光マッピングを表示する。異常な様相をした組織などのROIが見つかったら、可撓性内視鏡を機械的に安定にする(以下に説明するように)。ROIをFOV内の中央に置き、本発明による多解像度性能を用いてこれを拡大する。ROIまたは腫瘍の寸法を見積り、可視画像または蛍光画像のいずれかを画像化して、ピクセル境界を決定する。LIFSなどの分光学的診断が必要な場合は、光学的生検地点の分布を照明レベルと共に見積もる。照明を数多くの画像化フレームに対する繰返し照明を自動的に行って、診断測定を行う。ユーザは診断を停止する、または、ワークステーションでの作業を続けて、明確な診断ができるまで信号対雑音比を改良する、かつ/またはサンプリング密度を高めることができる。リアルタイムで、標準画像より優れた診断結果が期待される。

【0075】

PDTなどの光学治療が認められた場合、光学放射照射線量を決定し、操作型光ファイバシステムを制御している対話式コンピュータワークステーションをプログラム化する。PDT治療は、PDT蛍光染料用に事前選択された高出力レーザ源482によって高強度レーザ照明で光学的に走査するものであり、上述したように、ダイクロイックフィルタ、減衰器および電気機械式シャッタを用いて制御される。フレームシーケンス方式において、蛍光画像も可視画像もPDT治療中に得られる。専門医は、PDT治療の進行具合を、これらの取得した画像を両方のディスプレイで見ながら監視する。

【0076】

図9Bを参照すると、光ファイバシステム460'が、内視鏡手術の3D画像化、生検および監視に使用されている。ROIの擬似ステレオ画面を3D画像化するために、HMD490が含まれている。さらに、このシステムは、図9Aと併せて上述した高解像度カラーモニタ464を含む。また、IR光学的位相検出器492が測定距離用に含まれている。IR照明の高周波数変調を測定して、数ミリ程度の光学伝播距離による位相シフトを決定することができる。走査型光ファイバまたは光導波路の遠位端とROI486との間の距離は、内視鏡手術中に適用すべき光の強度を評価する際に、具

体的なROI487をマッピングして境界や寸法を特定するため、また、ROIに含まれる腫瘍の容積など、腫瘍の寸法および形状の特徴を特定するために、重要となり得る。紫外-可視生検光源494により、光学的生検を特定ROI487にて実行することができる。ブロック474内の分光光度計およびスペクトル分析装置は、この計測器から得られるスペクトル分析を基にすると内視鏡手術中のROIの状態を最適に特定できる場合があるため、内視鏡手術実施中のROIの状態を監視するために有用である。他の点において、図9Bに設けられた別の機能に使用されている構成要素は図9Aのものと同じである。

【0077】

システム460'の使用時、専門医はこの場合も、可視波長(フルカラー)画像を示す高解像度カラーモニタ464を見ながら、単一走査型光ファイバの可撓性先端部を移動させて腫瘍を探す。腫瘍があった場合、走査型光ファイバを機械的に安定させる。再度、ROIをFOV内で中央に置き、多解像度性能で拡大する。しかし、周囲組織が動作しているために取得できる画像が静止していない場合、画像のスナップショットを取り込んで、タッチスクリーン型ディスプレイである対話式コンピュータワークステーションモニタに転送する。静止しているROIの境界をタッチスクリーンで描き、腫瘍の容積を、測距用IR光学位相検出器492を用いてピクセルでの直径測定値とスコープと組織との間の距離測定値とから推定する。光学的生検は、紫外可視生検光源494で行う。この光源は、弾性散乱分光(ESS)用ファイバ結合アークランプとすることができる。この腫瘍が認められた場合、光学的照射線量を算出し、治療プロトコルを、対話式コンピュータワークステーションモニタ462内でプログラム化する。画像の安定化を維持するため、デジタル画像化アルゴリズムを、このROIを自動的に細分化する、または、ディスプレイのフレームレートと同じかそれより短くできる実時間で取得した画像からの動作アーティファクトを除去するため、較正することができる。レーザーによる焼灼外科治療を、可視光源に光学的に結合された高強度レーザー482(IR)で行うことができる。IR距離測定オプションは必要ないが、IR温度モニタまたはレーザーモニタを所望する場合、これらの別監視機能に対してIR源を代わりに用いることができる。フレームシーケンス方式では、IR画像も可視画像もレーザー手術および焼灼中に取得

できる。このIR画像は、ROI走査時におけるレーザ照明からの後方散乱に対するマッピングか、ROIの熱画像かのどちらかであり、これを、グレースケール可視画像上の擬似カラーとして対話式コンピュータディスプレイ上で表示することができる。専門医は、両方の高解像度タッチスクリーンディスプレイモニタでこれらの取得画像を観察しながら、IR放射線治療の進行具合を監視する。

【0078】

安定化およびレンズを用いない走査

ROIへの治療および診断、ならびに画像化を行うには走査型光ファイバ用に比較的安定な固定台が必要であるため、図10に示すように、走査型光ファイバを身体通路510内で安定化させるためのメカニズムを設けることが時折重要となる。この図を見ると、光ファイバアセンブリ500は、膨張させることのできるバルーン504を含む。このバルーンは、光ファイバアセンブリ内に含まれる管腔部分(図示せず)を通じて膨張する。バルーン504を通路510の両側に接触するように膨張させることにより、光ファイバアセンブリ500の位置が通路に対して固定される。こうすると、この通路の壁部512にあるROI514を画像化することができる。こうして、ROIについて、光ファイバアセンブリの遠位端がROIに対して実質的に移動してしまわないかどうかを気にすることなく、走査型光ファイバで画像化を行い、診断、治療および/または監視機能を行うことができる。しかし、この方法では、呼吸および血流によって多く起こる相対的な組織運動を取り除くことはできない。ROIを安定化させる電子的方法は、対話式タッチセンスディスプレイスクリーン上で画像を電子的に静止させ、タッチ検知型スクリーン上でROIの境界をマークして、画像のセグメンテーションおよび処理用アルゴリズムを処理してそのROIの閾値レベルを記憶するというものである。これらのアルゴリズムを取得した画像上で実行してROIを追跡することにより、正確な治療用途に向けて、相対的な組織運動の間もその境界を固定することができる。

【0079】

上記に開示した走査型光ファイバまたは光導波路の実施形態はそれぞれ画像化レンズまたは走査レンズを含んでいたが、他の実施形態において、画像化レンズも走査レンズも使用しない走査型光ファイバを構成することも可能である。図11

A-図11Cに示すように、走査型導波路516が、遠位に澄明なガラス窓502を有し走査型導波路516から発せられた光が直接この窓を介して通路壁部512上に伝送されるようになっている光ファイバアセンブリ501を介して光を伝送する。こうして、光はROI514上に向けて送られる。走査型導波路516から出る光は、低い広がり角または伸張したビームウェスト518を有する。図11Bに示すように、導波路516は、モードの1つで導波路から出た光がROI514の表面全体をカバーできるように、線形か2D状かのいずれかに走査させられる。走査型光ファイバ516は、開きを少なくする、焦点合わせを良好にする、またはコリメートさせることを目的に、高光学性能入力をするための単一モード光ファイバ部分524と、屈折率分布528を得るための、その遠位端に位置する多モード光ファイバ526とを含む。走査型導波路516の遠位端および透明ガラス窓502についてのさらなる詳細は、図11Cに図示されている。

【0080】

剛性内視鏡の走査型光ファイバシステムとの組込み改造

以上から、本発明による走査型光ファイバを、図12に示す内視鏡540など、既存の高解像度剛性内視鏡システムに対する改造物として実施できることがわかった。図12に示すように、光ファイバアセンブリ542は、走査型光ファイバ546の走査動作のために使用するアクチュエータ544(圧電、piezoelectric、または他の電気機械デバイス)を含む。この走査型光ファイバから出た光は、ダイクロイックミラーおよび/または偏光型デバイスであるビームスプリッタ554から反射される。この光は、光の焦点をリレーレンズシステム558内に合わせるレンズ556を介して方向付けられる。リレーレンズシステム558の遠位端に位置する対物レンズ560がその光の焦点をROIの組織562上に合わせる。 t_1 にあるときは、光は対物レンズ560を介して、 t_1 で示す通路に沿って前進し、 $t_2=t_1+\Delta t$ にあれば、光は異なる通路に沿って前進する。ROIからの光は対物レンズ560およびリレーレンズシステム558、レンズ556、およびビームスプリッタ554を介して通過する。その後、その光の焦点はレンズ564により電荷結合素子(CCD)566内(またはビデオカメラ)に合わせられる。CCDまたはビデオカメラが生成する信号は、リード568を介して外部に伝送され、照明されている組織を画像化できるようにする。さらに、ま

たは画像化カメラに代わって、照明光を診断および/または治療用光と組み合わせて、別の光学検出器により時系列で画像化または監視することができる。組織から受け取られる画像化、診断および/または治療用の光は、ビームスプリッタ554により、レンズ552に戻って通過し、フォトダイオード548および/または光ファイバ(図示せず)上に向けて送られる。フォトダイオードは、リード550を介して伝送される信号を生成する。このリードは、光ファイバアセンブリ542を介して光信号の処理に使用する外部計測器まで延在している。走査型光ファイバ546の位置を光学的に追跡するマイクロセンサ570は、走査型光ファイバの走査動作(例えば、位置、速度、周波数など)を正確に決定することにより、より正確で早い走査照明を出力できるようにする信号を提供するものである。

【0081】

従来の剛性内視鏡では、ROIを照明する散乱性白色光照明を得るために、光ファイバのリングを通常用いることを理解されたい。図12の改造型内視鏡では、走査型光ファイバが、画像化、診断および治療に必要な照明すべてを伝送することができる。これまでの実施形態とは異なり、改造型内視鏡における走査型光ファイバは、デバイスの遠位先端部に配置されないため、比較的厳しい寸法上の拘束を受けることがない。この実施形態では、本発明の利点として、ピクセル単位の正確さで高エネルギーレーザ照明に向けて送られること、ガンのスクリーニングおよび他の診断を目的として蛍光画像化および他の診断評価ができること、および、距離測定を実行できることが挙げられる。さらに、光学的治療および組織検出、および放射線量の監視もこのシステムで実行できる。このシステムを可撓性画像化システムの近位端にまで拡張することも考えられるが、そうすると許容範囲を超えるまで光学解像度を損失する可能性がある。図12に示すデバイスでは、フォトダイオード548を、光学的診断の一部として、分光分析、または近位端でコヒーレンスを測定するmad共焦点法(mad confocal)用に光ファイバに置き換えることができる。別法として、高解像度光学走査用に、図示した走査型光ファイバではなく、先細り状または引張られて成形されたガラス製光ファイバまたは薄膜導波路を使用することができる。

【0082】

以上、本発明をその好適実施形態および変形例と併せて記載してきたが、当業者であれば、以下の請求の範囲内において本発明に対して他にも数多くの変更を加えられることは明らかであろう。したがって、本発明の範囲は、上述に何ら制限されるものではなく、特許請求の範囲によってのみ定められるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1A】

(従来技術)各検出器が単一画像ピクセルである非走査型可撓性内視鏡の遠位端を示す略図である。

【図1B】

(従来技術)時系列シーケンスで各ピクセルを検出するカンチレバー式走査型光ファイバを示す略図である。

【図1C】

本発明による時系列光子検出器および画像化レンズを有する走査型点源照明装置を示す略図である。

【図1D】

本発明による走査レンズおよび検出器を有する走査型光学ビーム照明装置を示す略図である。

【図2】

本発明による、画像化、監視、診断、および治療を目的として光ファイバと併用可能なシステムにおける信号の機能フローを示すブロック図である。

【図3A】

2つの横断方向の一方または両方に選択的に走査できる直線走査型光ファイバの構成要素を示す図である。

【図3B】

2つの横断方向の一方または両方に選択的に走査できる直線走査型光ファイバの構成要素を示す図である。

【図3C】

画像化レンズを有する、図3Aおよび図3Bの走査型光ファイバを駆動するアクチュエータの一実施形態を示す図である。

【図3D】

走査レンズを有する、図3Aおよび図3Bの走査型光ファイバを駆動するアクチュエータの一実施形態を示す図である。

【図4A】

図3Aおよび図3Bの実施形態に走査機能が類似している薄膜直線型照明装置の第1の実施形態を示す上面図である。

【図4B】

図3Aおよび図3Bの実施形態に走査機能が類似している薄膜直線型照明装置の第1の実施形態を示す、図4Aの線分4B-4Bを通る横断面図である。

【図4C】

図3Aおよび図3Bの実施形態に走査機能が類似している薄膜直線型照明装置の第1の実施形態を示す、図4Aの線分4C-4Cを通る端面図である。

【図4D】

ROIを照明する1対の薄膜平行カンチレバーを含む第2の実施形態を示す立面端面図である。

【図5A】

テーパを形成するように微細加工された従来の光ファイバの遠位端であり、真直ぐな状態の遠位端を示す図である。

【図5B】

テーパを形成するように微細加工された従来の光ファイバの遠位端であり、共鳴時に楕円状に偏向した遠位端を示す図である。

【図5C】

走査型光ファイバの3種類の先端部プロファイルに対する相対的PSFを示す図である。

【図5D】

本発明による先細り状光ファイバの可変半径の円形または螺旋走査型モードを示す図である。

【図5E】

光ファイバを駆動できるプロペラ走査モード運動を示す図である。

【図5 F】

ボールレンズを嵌合し、第2の機械的共振モードで動作する光ファイバプローブを示す略図である。

【図5 G】

図5Fの光ファイバ構造に対する立体的(3D)PSFを示す図である。

【図5 H】

光を平行にするために使用するボールレンズが取付けられた光ファイバを示す略図である。

【図6 A】

遠位の光ファイバ位置センサと擬似ステレオ画像を取得できる近位光ファイバ集光器を備えて近位に配置された光子検出器との構成を示す略図である。

【図6 B】

光ファイバ束と単一同心コア光ファイバとを用いた、近位の光子フィルリングおよび検出用の別法による構成を示す略図である。

【図6 C】

光ファイバ束と擬似ステレオ画像を取得できない単一同心コア光ファイバとを用いた、近位における光子フィルリングおよび検出用の別法による構成を示す略図である。

【図6 D】

ステレオペア形状と、前方および側方対面式に間隔を置いて配置した検出器を用いて背景散乱光を抜く性能とを利用する、遠位における光子の赤、緑、青(RGB)のフィルタリングおよび検出を示す略側面図である。

【図6 E】

ステレオペア形状と、前方および側方対面式に間隔を置いて配置した検出器を用いて背景散乱光を抜く性能とを利用する、遠位における光子の赤、緑、青(RGB)のフィルタリングおよび検出を示す略端図である。

【図6 F】

ステレオペア形状と、前方および側方対面式に間隔を置いて配置した検出器を用いて表皮組織からの信号を増強する性能とを利用する、遠位における偏光光子

のフィルタリングおよび検出を示す略側面図である。

【図6G】

ステレオペア形状と、前方および側方対面式に間隔を置いて配置した検出器を用いて表皮組織からの信号を増強する性能とを利用する、遠位における偏光光子のフィルタリングおよび検出を示す略端図である。

【図7A】

ダイクロイックフィルタを組み合わせた可視およびUVレーザ源からの放射線を用いる光ファイバシステムを示す略図である。

【図7B】

光ファイバ結合器を直列に接続して組み合わせた可視およびIRレーザ源からの放射線を用いる光ファイバシステムを示す略図である。

【図7C】

先細り状中空チューブを組み合わせた、可変波長レーザ源および標準RGB画像化光源を含む光ファイバシステムを示す略図である。

【図8】

本発明による光ファイバシステムの機能的入力および出力構成要素を示すブロック図である。

【図9A】

本発明による、光学的治療のための出力および監視性能を有する、ガンの画像化、スクリーニング、および生検を行う統合型システムを示す機能ブロック図である。

【図9B】

本発明による、立体画法による外科的サポートおよび表示性能を有する、腫瘍を画像化および診断する統合型システムを示す機能ブロック図である。

【図10】

光ファイバを治療部位に隣接した位置で固定するための膨張させることができるバルーンを有する光ファイバの遠位端を示す側面図である。

【図11A】

光ファイバの遠位端とROIとの間に画像化レンズを含まない光ファイバの一実

施形態を示す図である。

【図11B】

光ファイバの遠位端とROIとの間に画像化レンズを含まない光ファイバの一実施形態を示す図である。

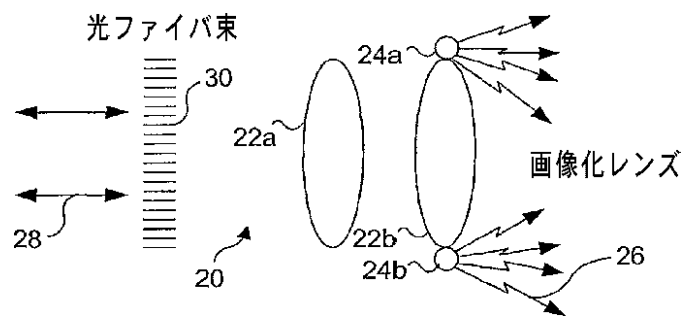
【図11C】

光ファイバの遠位端とROIとの間に画像化レンズを含まない光ファイバの一実施形態を示す図である。

【図12】

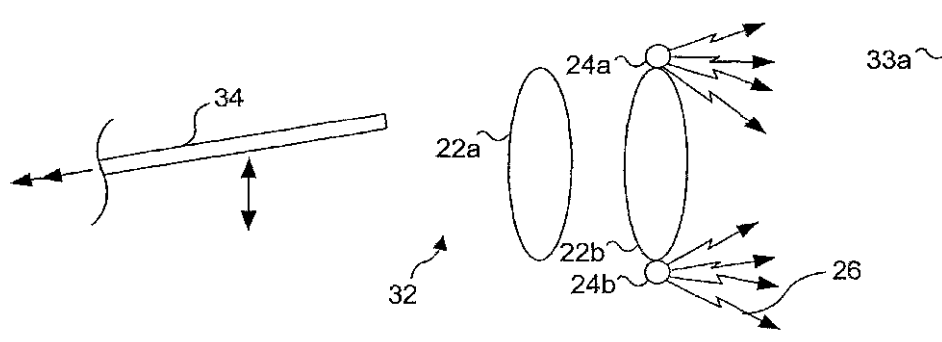
剛性内視鏡内に組み入れられた本発明の一実施形態を示す横断面図である。

【図1A】



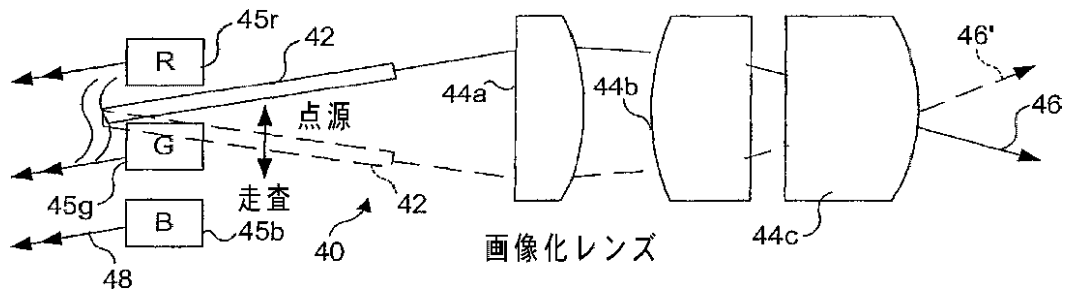
従来技術

【図1B】

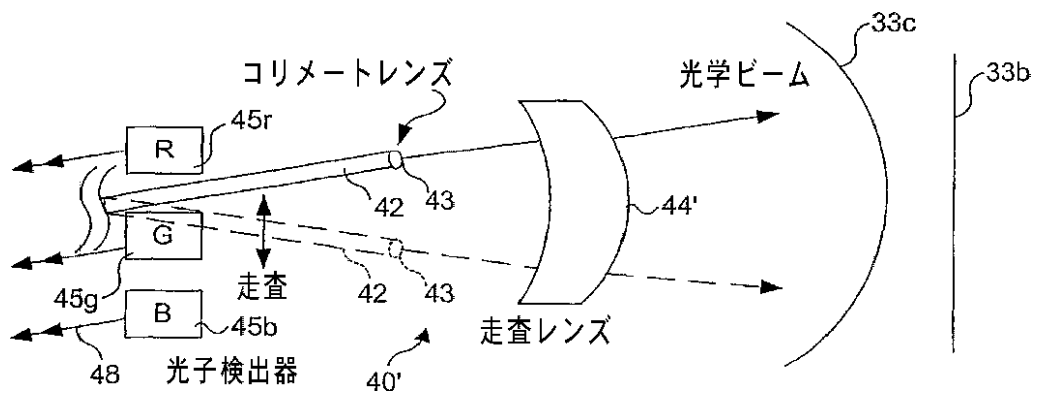


従来技術

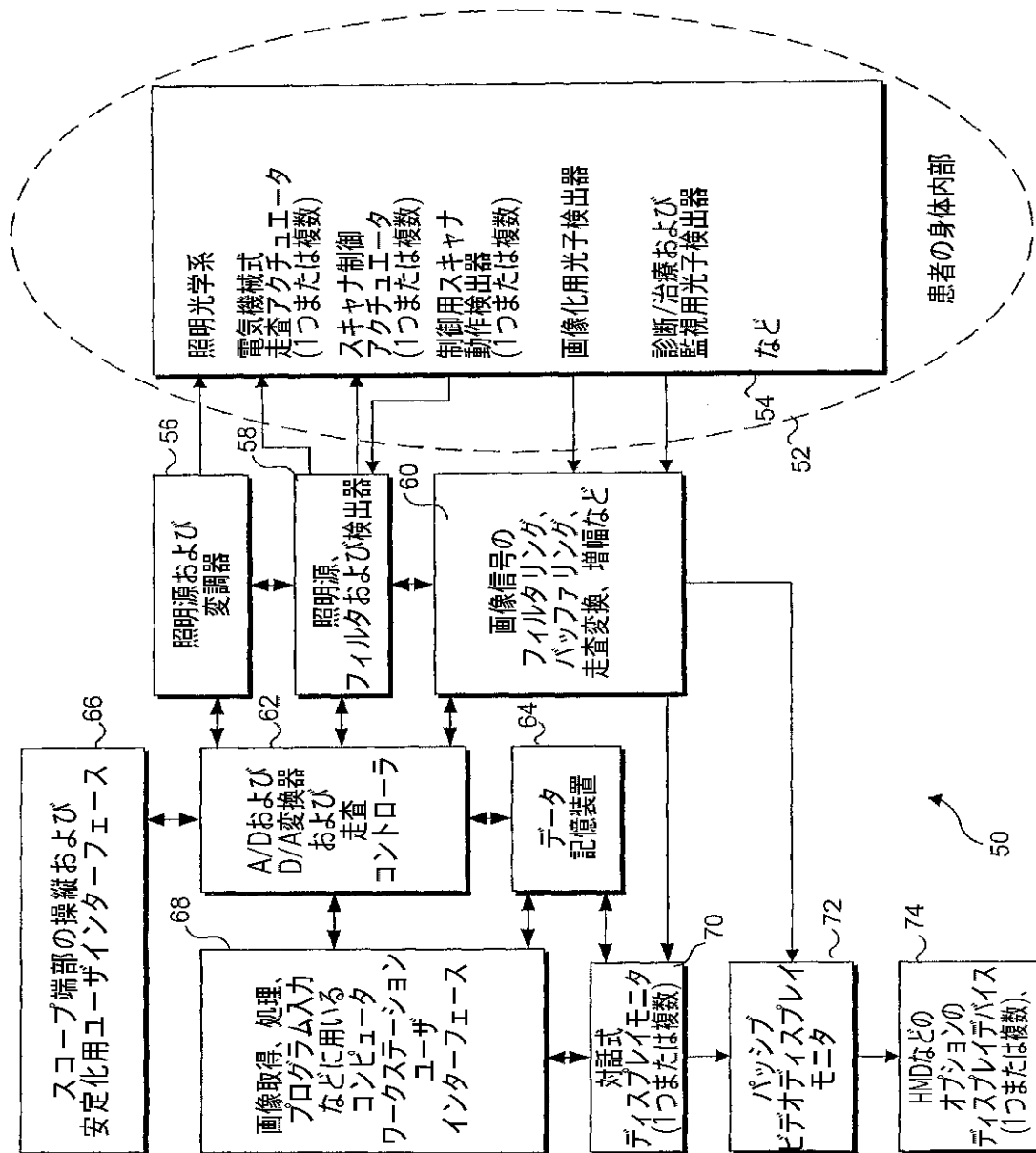
【図 1 C】



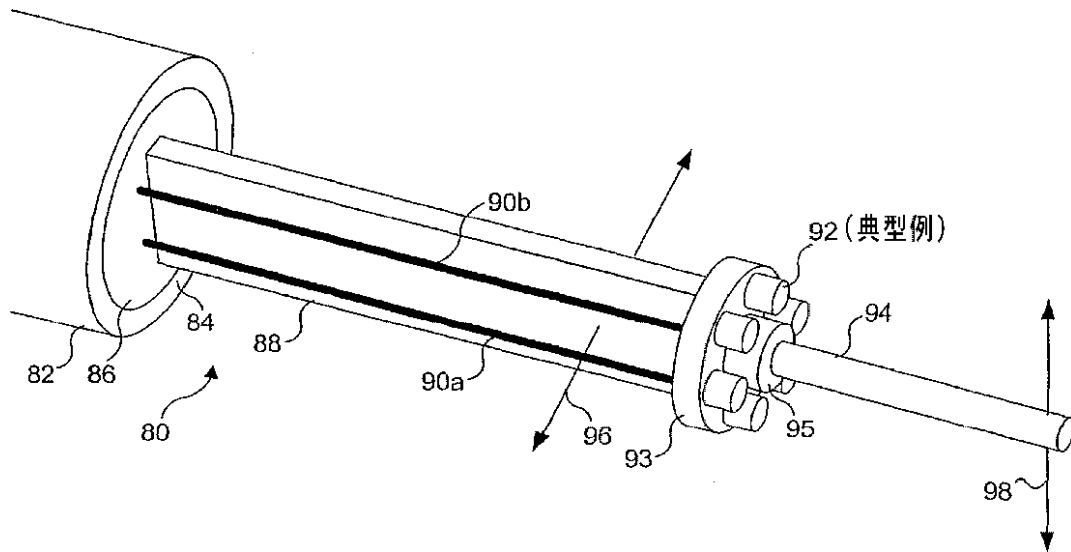
【図 1 D】



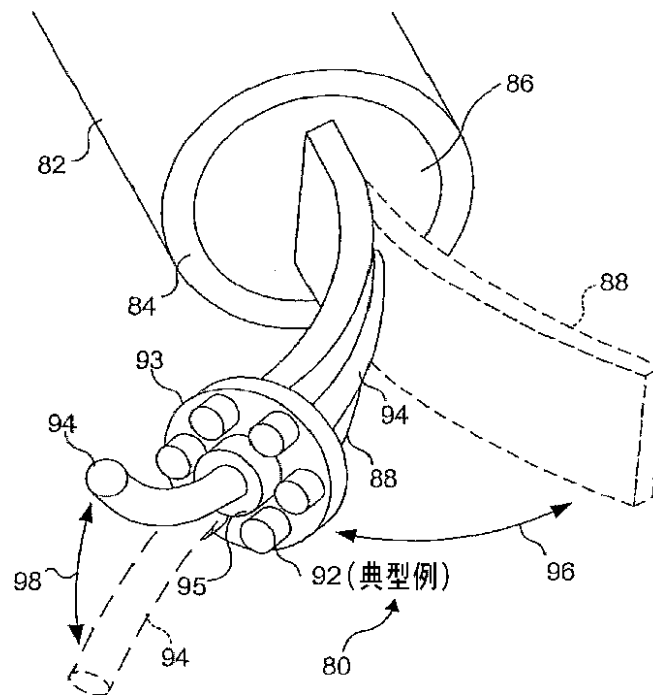
【図2】



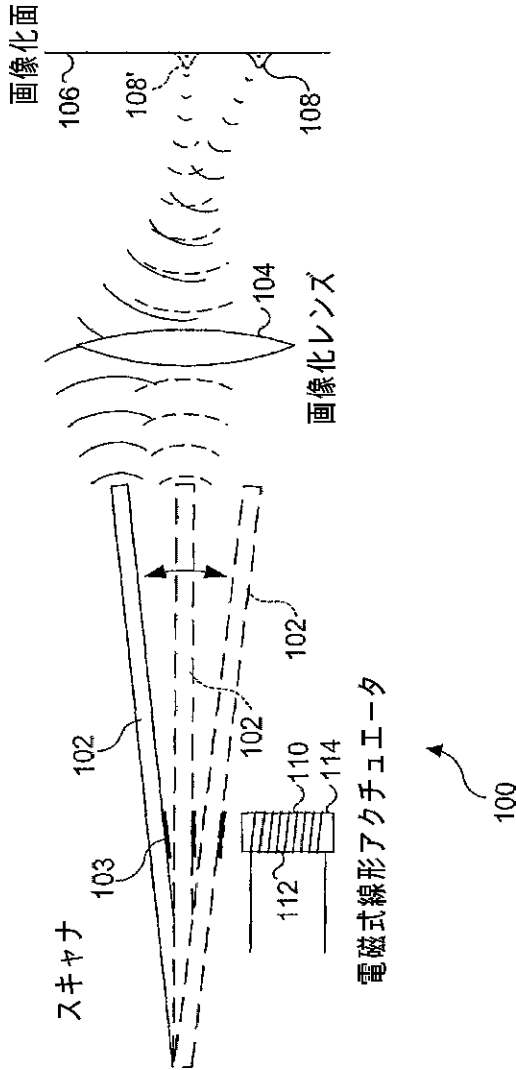
【図 3 A】



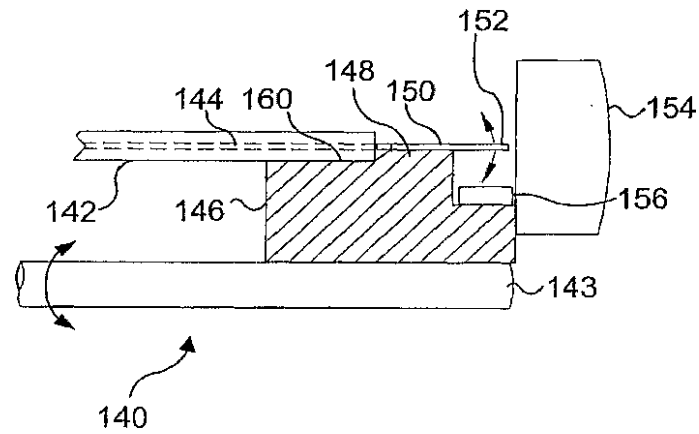
【図 3 B】



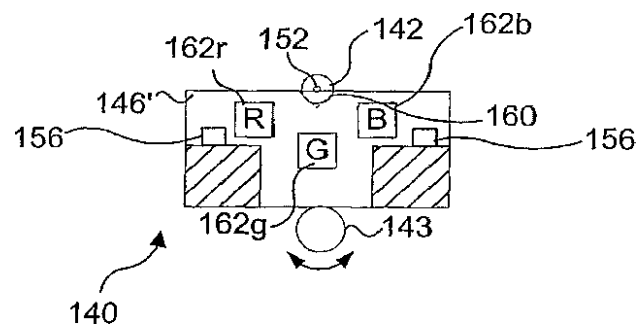
【図3C】



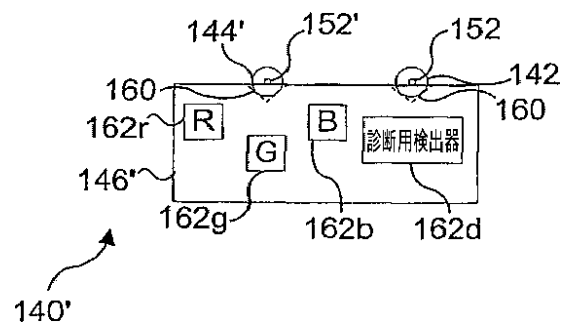
【図4B】



【図4C】



【図4D】



【図5A】

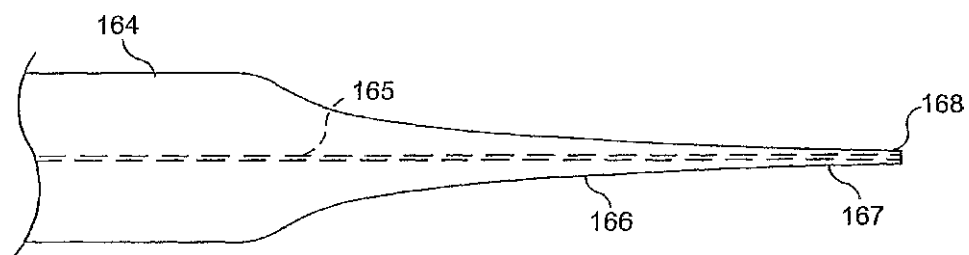


Figure 1 is a schematic diagram of a probe in its first mode. The probe consists of a main body 164 and a tapered section 166. The outer diameter of the tapered section is labeled "狭められた外枠直径" (Reduced outer diameter). The probe tip is labeled 168. A curved arrow indicates the probe's movement, labeled "線形または円形走査" (Linear or circular scanning). The probe is shown scanning a surface, with the scanning area labeled 169a and 169b. The probe is also labeled 167.

Figure 1 is a schematic diagram of an optical system in three modes. The diagram shows a vertical axis 170 and a horizontal axis 176. The system is divided into three horizontal sections. The top section, labeled "第1のモード" (Mode 1), shows a light source 172 emitting light through a lens 174 to form a beam 184 with a half-FOV of FOV/2. The middle section, labeled "第2または第3のモード" (Mode 2 or Mode 3), shows a light source 172 emitting light through a lens 180 to form a beam 184 with a half-FOV of FOV/2. The bottom section, labeled "第2のモード、ボールレンズにおける節" (Mode 2, Node in Ball Lens), shows a light source 184 emitting light through a lens 186 to form a beam 188 with a half-FOV of FOV/2. The diagram also shows a vertical axis 170 and a horizontal axis 176.

204(典型例) アクチュエータ

200

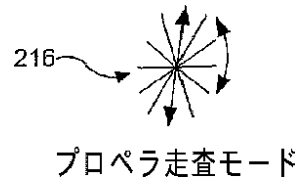
208

210

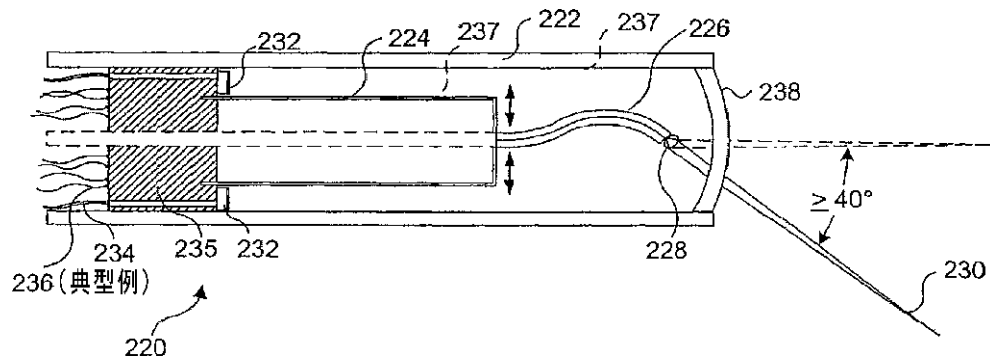
212

可変半径または螺旋走査モード

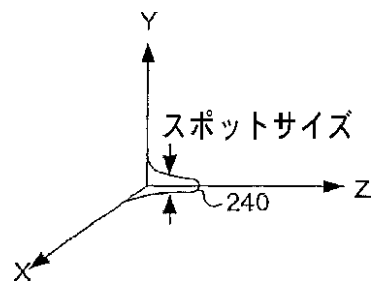
【図5E】



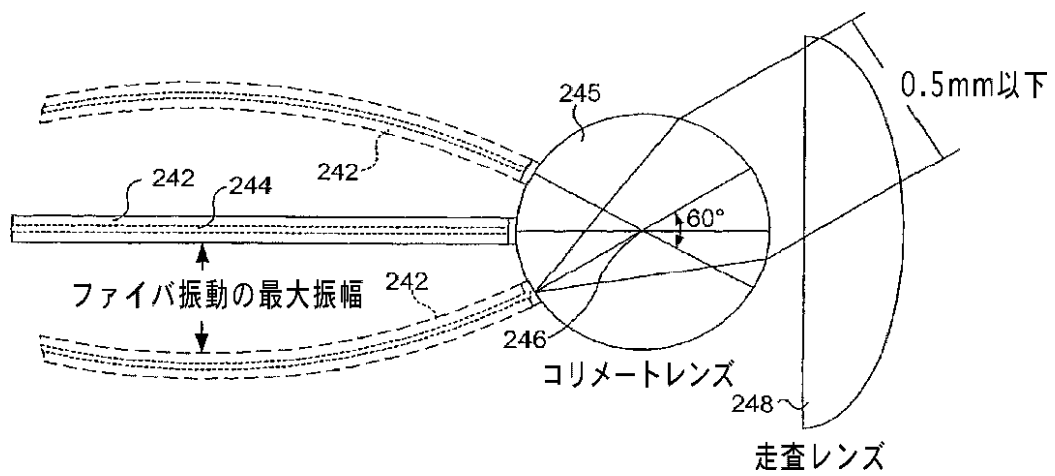
【図5F】



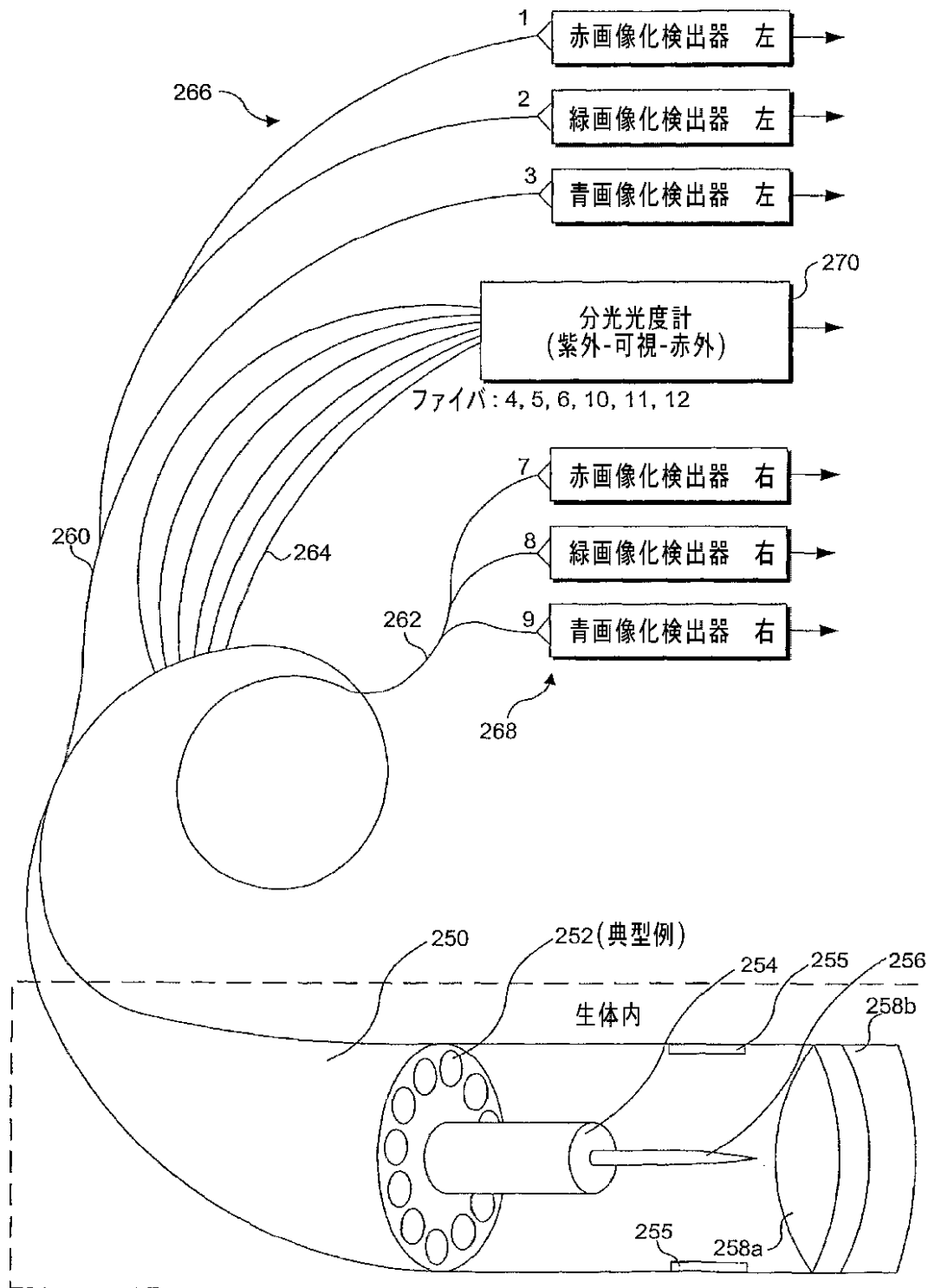
【図5G】



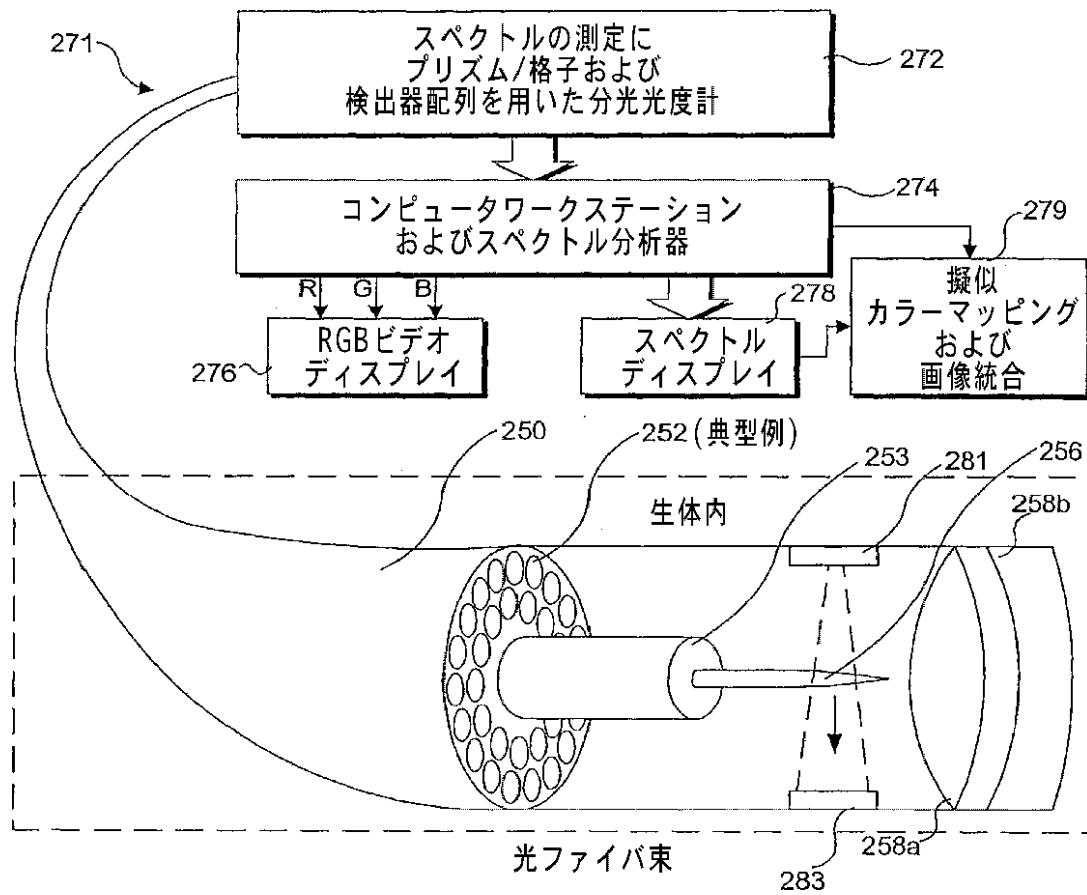
【図5H】



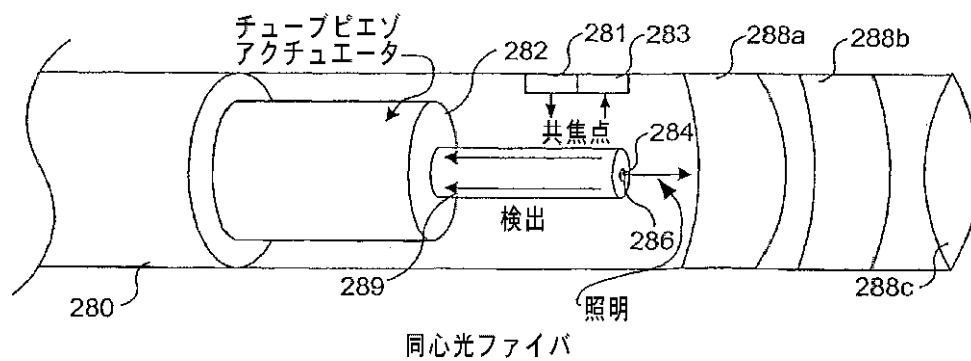
【図6A】



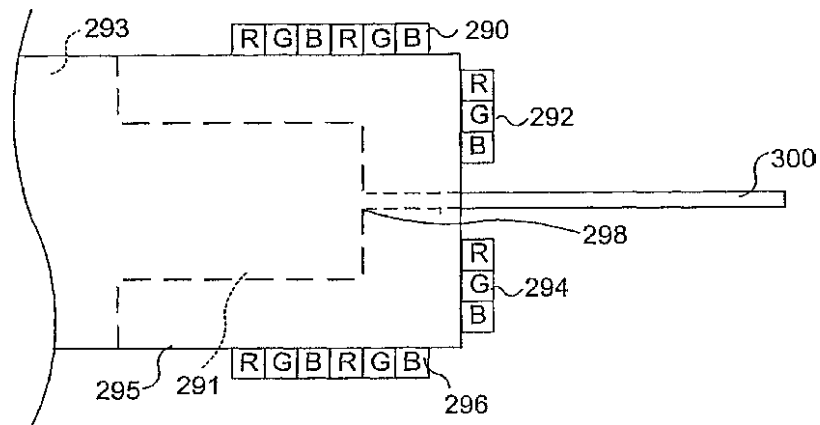
【図6B】



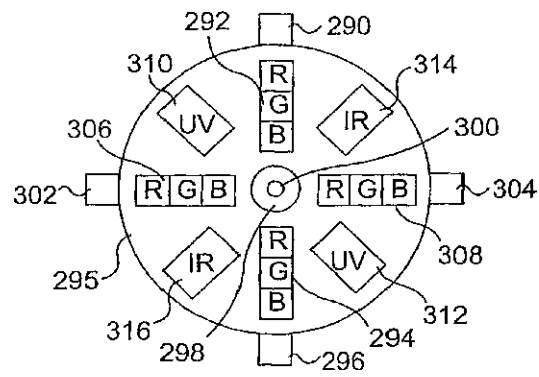
【図6C】



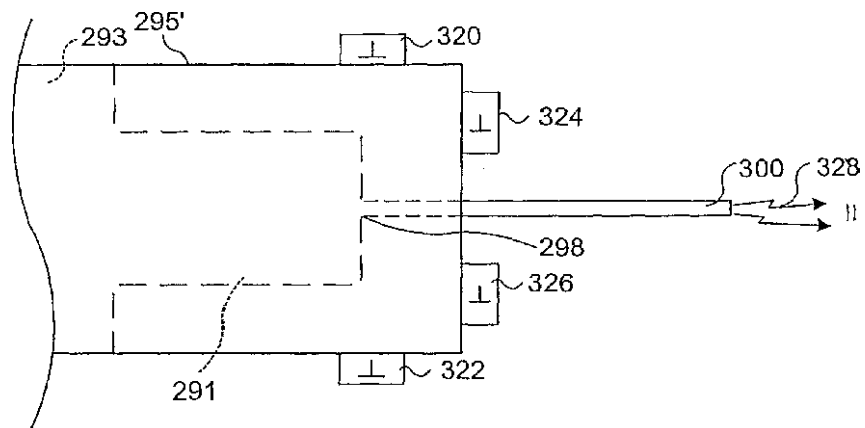
【図6D】



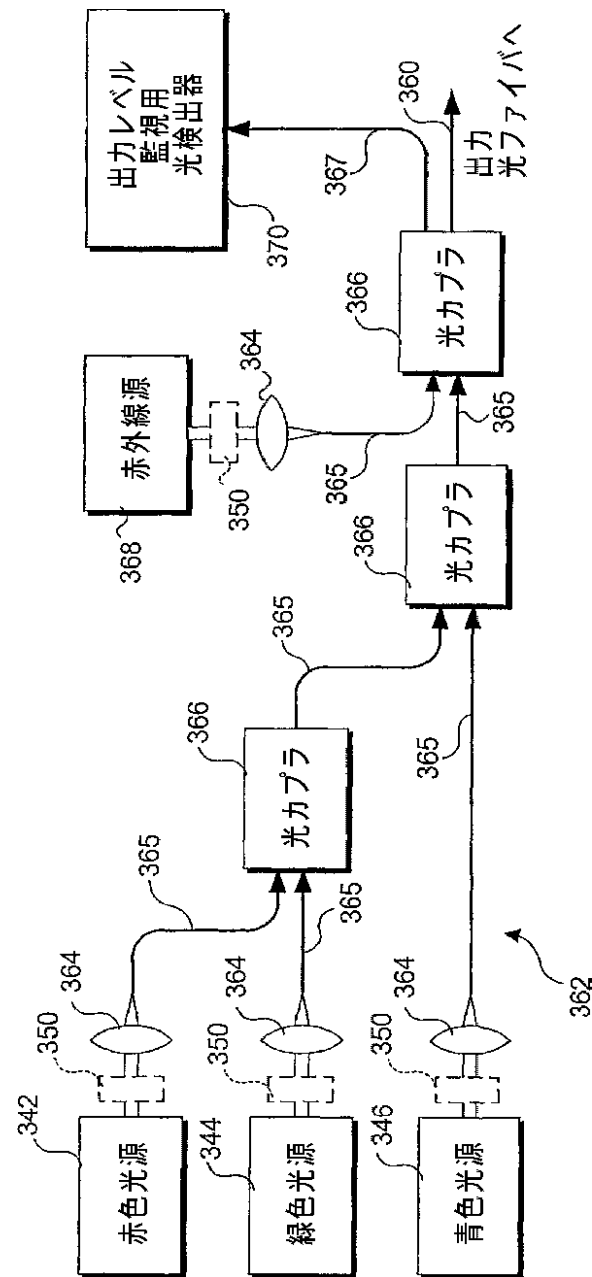
【図6E】



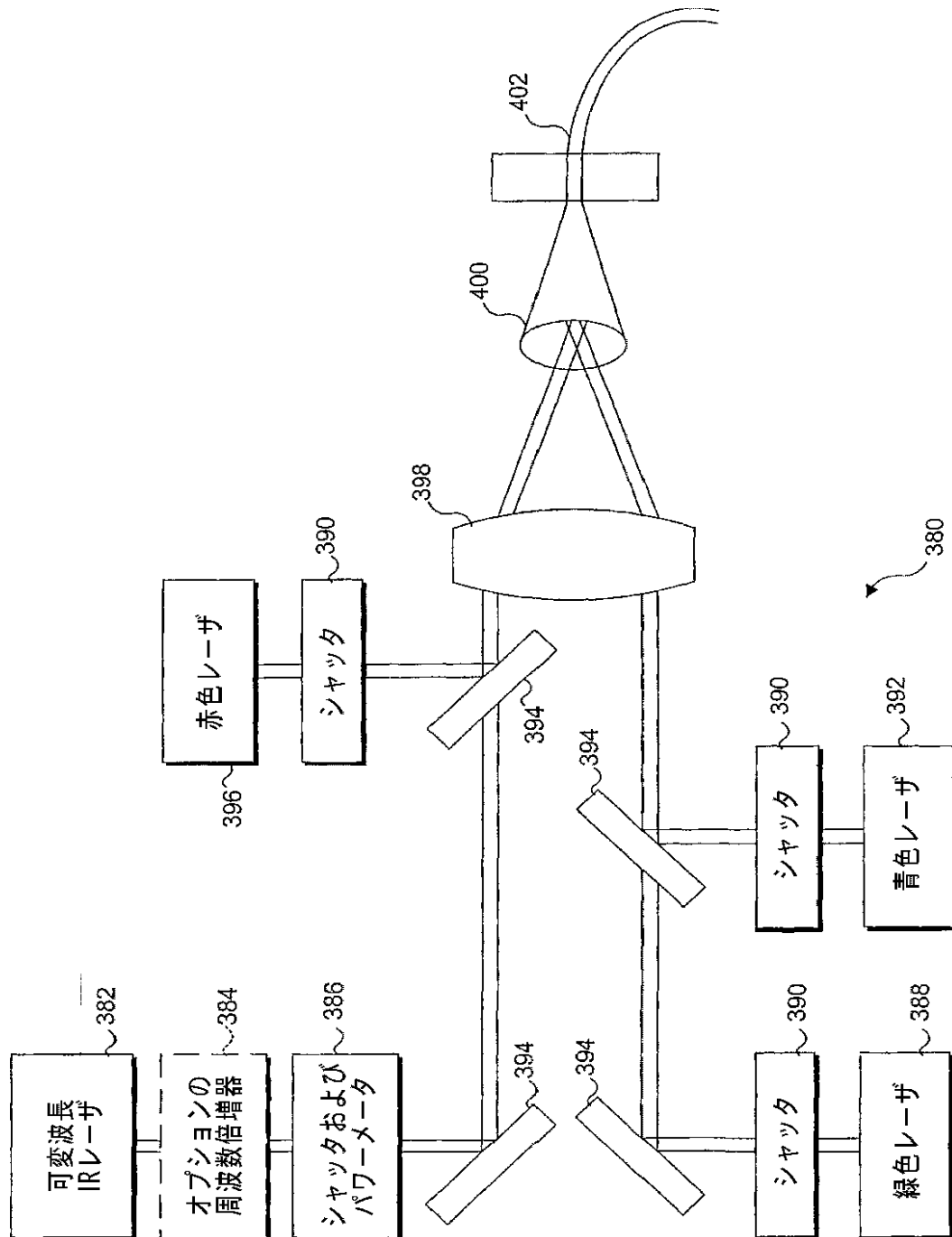
【図6F】



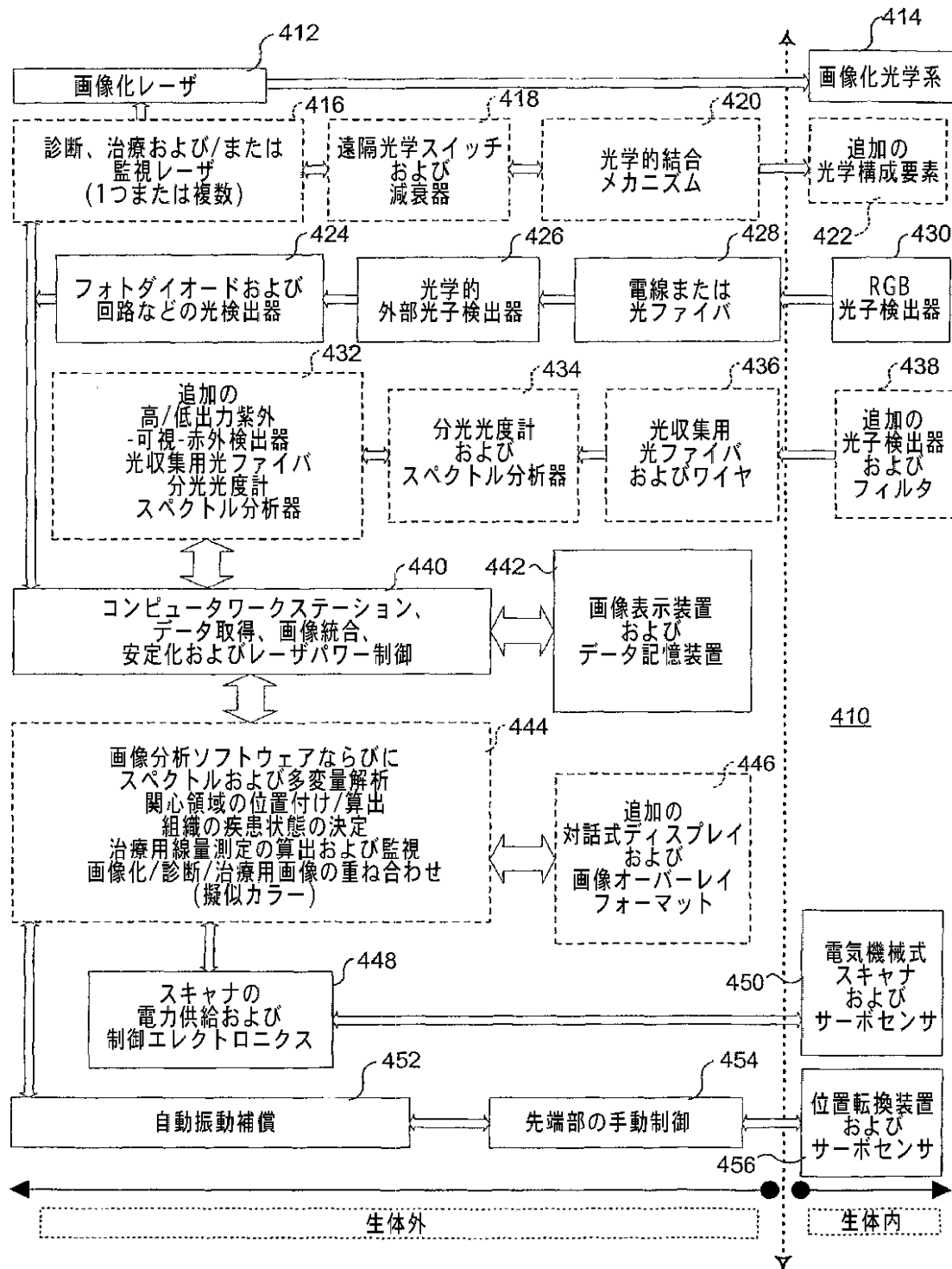
【図7B】



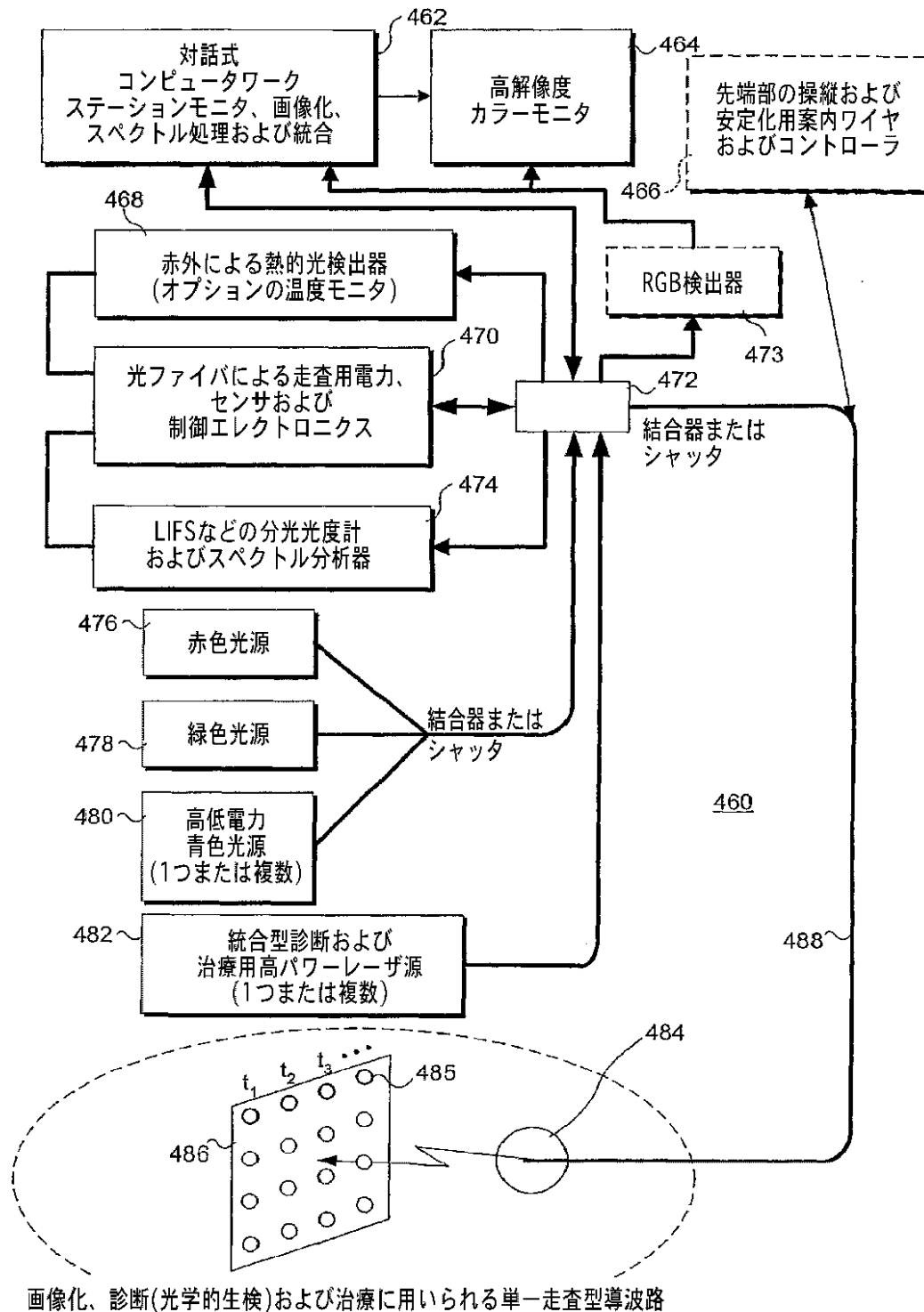
【図7C】



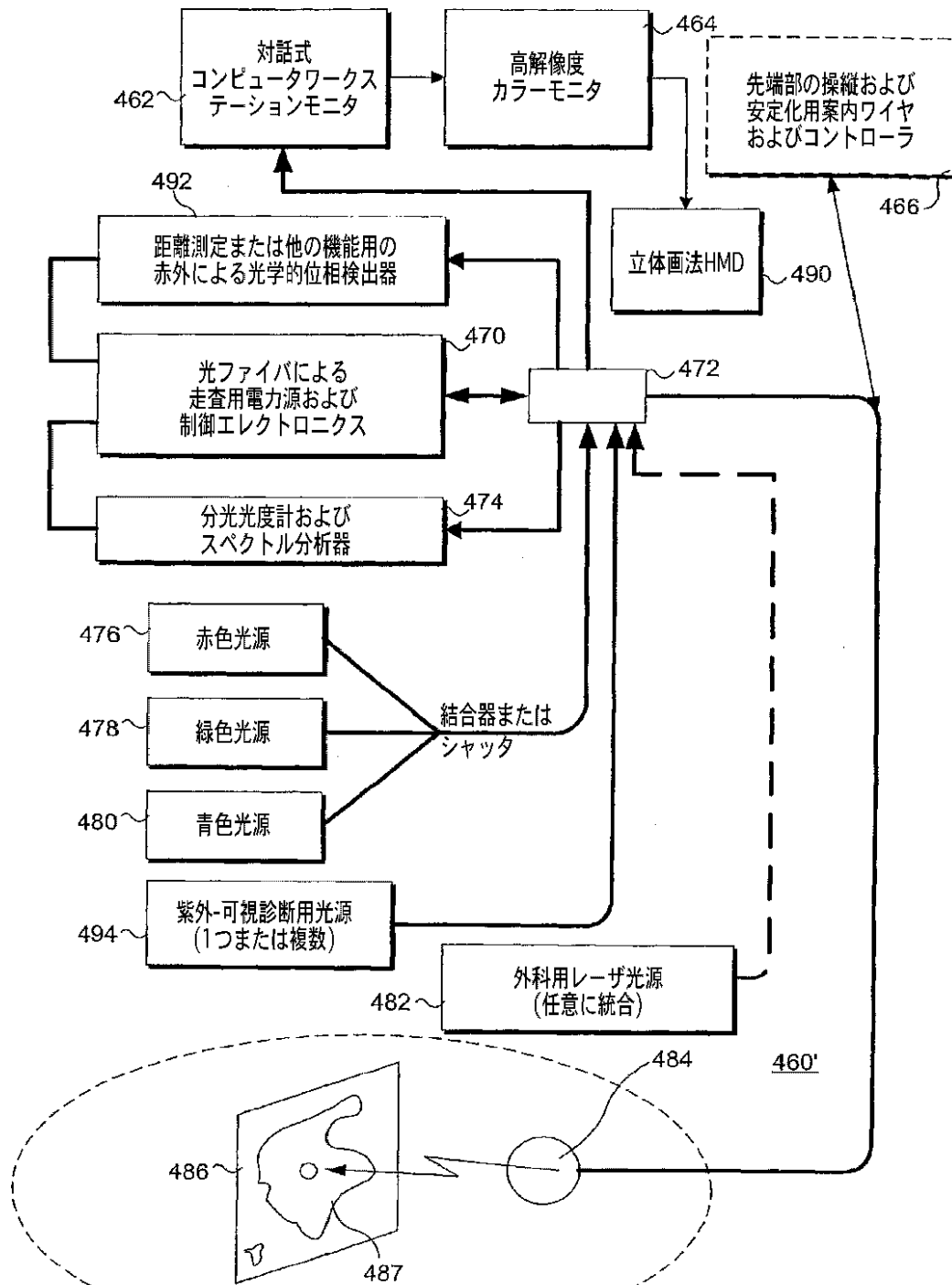
【図8】



【図9A】

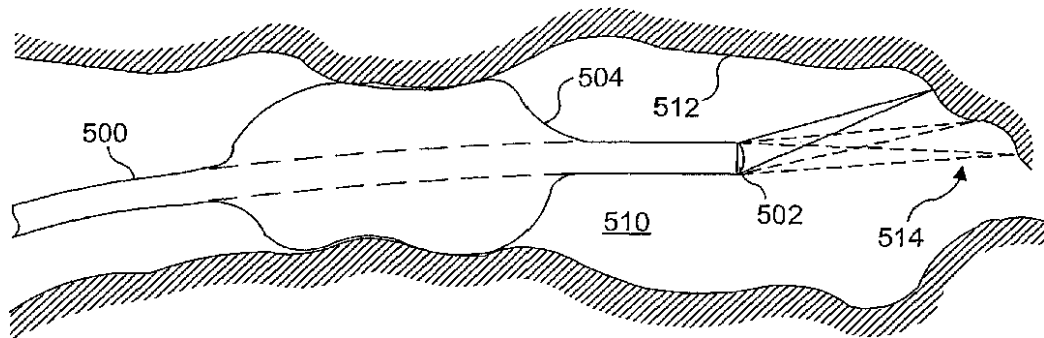


【図9B】

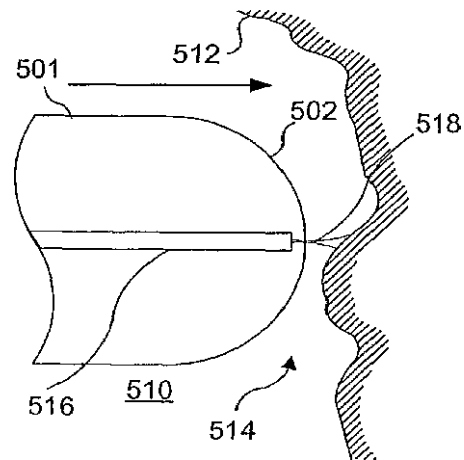


3D画像化、診断および内視鏡手術補助に用いられる単一走査型導波路

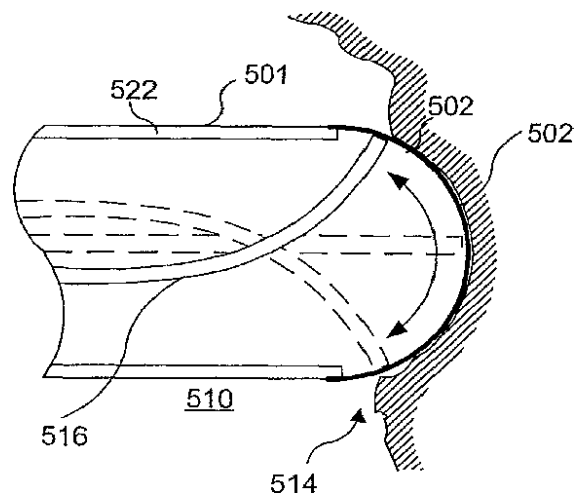
【図10】



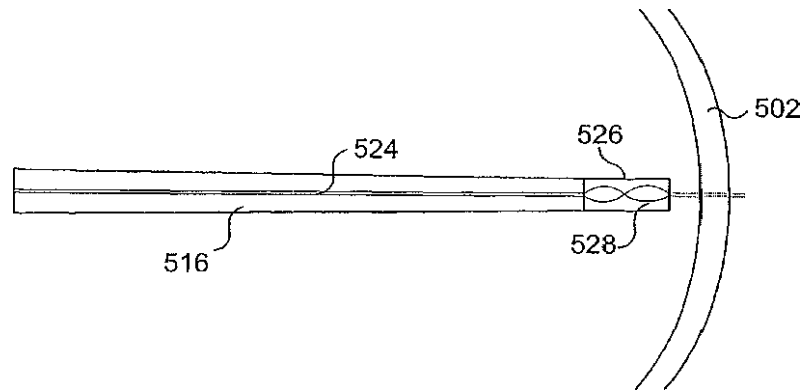
【図11A】



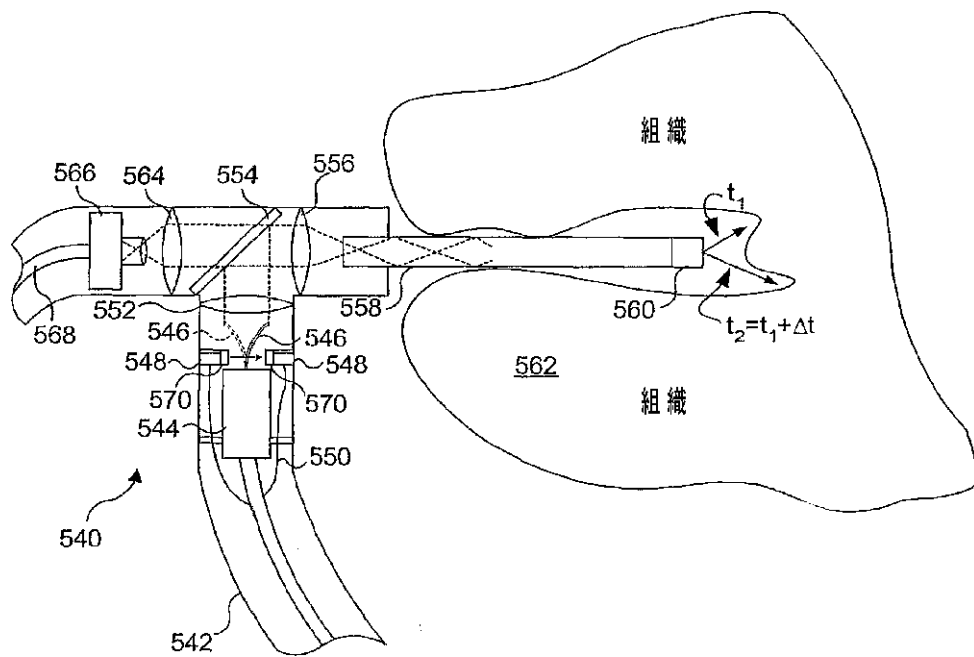
【図11B】



【図11C】



【図12】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US01/16844												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 6/00 US CL : 600/478, 160, 182; 356/31, 300 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. : 600/478, 478, 476, 160, 163, 182; 606/11, 15; 356/31, 300, 327, 312 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"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X —, P Y</td> <td>US 6,161,035 A (FURUSAWA) 12 December 2000, see col. 2, lines 19-48, col. 5, lines 51-65, col. 8 lines 21-32.</td> <td>1-8,11, 19-22,25, 27,30, 33-35, 39-43, 46- 47,49, 50,52,55, 56, 61-63, 66,67,70 6,9,10, 12-17,18, 23,24,26, 28,29,31, 32,36-39, 44,45,54, 57-60, 64,65,69</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X —, P Y	US 6,161,035 A (FURUSAWA) 12 December 2000, see col. 2, lines 19-48, col. 5, lines 51-65, col. 8 lines 21-32.	1-8,11, 19-22,25, 27,30, 33-35, 39-43, 46- 47,49, 50,52,55, 56, 61-63, 66,67,70 6,9,10, 12-17,18, 23,24,26, 28,29,31, 32,36-39, 44,45,54, 57-60, 64,65,69						
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X —, P Y	US 6,161,035 A (FURUSAWA) 12 December 2000, see col. 2, lines 19-48, col. 5, lines 51-65, col. 8 lines 21-32.	1-8,11, 19-22,25, 27,30, 33-35, 39-43, 46- 47,49, 50,52,55, 56, 61-63, 66,67,70 6,9,10, 12-17,18, 23,24,26, 28,29,31, 32,36-39, 44,45,54, 57-60, 64,65,69												
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.														
<table border="1"> <thead> <tr> <th>* Special categories of cited documents</th> <th>"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</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>"X" document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</td> </tr> <tr> <td>"E" earlier document published on or after the international filing date</td> <td>"Y" document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</td> </tr> <tr> <td>"L" document which may throw doubts on priority claims, or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</td> <td>"g" document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td></td> </tr> <tr> <td>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>			* 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	"X" document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	"E" earlier document published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	"L" document which may throw doubts on priority claims, or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"g" document member of the same patent family	"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	
* 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	"X" document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone													
"E" earlier document published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art													
"L" document which may throw doubts on priority claims, or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"g" document member of the same patent family													
"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 28 JANUARY 2002		Date of mailing of the international search report 13 MAR 2002												
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3290		Authorized officer SHAWNA J. SHAW <i>Diane Smith</i> Telephone No. (703) 308-0854												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US01/16844

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5,649,897 A (NAKAMURA et al.) 22 July 1997, see col. 4 lines 24-42 and col. 8 lines 59-62.	6,17,18,24, 29
Y	US 5,247,174 A (BERMAN) 21 September 1993, see col. 5 lines 49-55.	9,37,54,69
Y, E	US 6,327,493 B1 (OZAWA et al.) 04 December 2001, see figures 3,4,8,19,21, col. 5 lines 41-52 and col. 6 lines 37-56.	10,12-16, 28,31,32, 36,38,48, 57-60,64, 65
Y, P	US 6,211,904 B1 (ADAIR et al.) 03 April 2001, see figure 1,14 and 15.	23,26,28, 39,44,45

フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	ターマコード [*] (参考)
G 0 1 N 21/64		H 0 4 N 7/18	M
H 0 4 N 7/18		A 6 1 B 17/36	3 5 0
(81)指定国	EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW		
Fターム(参考)	2G043 AA03 BA16 EA01 EA03 EA14 EA15 FA01 FA05 FA06 GA01 GB01 HA01 HA05 HA09 HA11 JA02 KA01 KA02 KA03 KA09 LA03 NA06		
	2G059 AA06 BB12 CC16 EE02 EE03 EE05 EE07 EE11 EE16 FF01 FF06 GG01 GG03 HH01 HH02 HH03 JJ02 JJ11 JJ17 JJ22 KK04 MM09 MM10 PP04		
	4C026 AA02 AA03 AA04 AA08 FF17 FF36 FF52 FF53 FF55 FF58 GG06 HH03 HH05 HH06 HH12		
	4C061 CC06 FF03 FF35 FF46 FF47 HH51 HH56 JJ06 LL10 MM03 MM10 NN01 NN05 QQ02 QQ03 QQ04 VV03 VV04 WW17		
	5C054 CC07 CF05 HA12		

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2003535659A5	公开(公告)日	2008-07-03
申请号	JP2002503383	申请日	2001-05-23
[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		
当前申请(专利权)人(译)	盐湖城华盛顿		
[标]发明人	エリックセイベル		
发明人	エリック セイベル		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G01N21/27 G01N21/64 H04N7/18 A61B18/20		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/07 A61B1/0008 A61B5/0068 G02B6/262 A61B1/00183 G02B6/32 A61B5/0084 G02B6/357 A61N5/062 A61B5/0071 A61B5/1076 A61B1/0638 G02B26/10 A61N2005/063 G02B6/241 A61B1/0051 A61B5/0062 A61B1/00193 G02B6/3572 G02B6/3502 A61B1/043 G02B6/3566 A61B1/00167 A61N5/0601 A61B5/0075 A61B1/00048 G02B6/3578		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U G01N21/27.A G01N21/64.Z H04N7/18.M A61B17/36.350		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA03 2G043/EA14 2G043/EA15 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA01 2G043/GB01 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/HA11 2G043/JA02 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA06 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE03 2G059/EE05 2G059/EE07 2G059/EE11 2G059/EE16 2G059/FF01 2G059/FF06 2G059/GG01 2G059/GG03 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH03 2G059/JJ02 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK04 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/PP04 4C026/AA02 4C026/AA03 4C026/AA04 4C026/AA08 4C026/FF17 4C026/FF36 4C026/FF52 4C026/FF53 4C026/FF55 4C026/FF58 4C026/GG06 4C026/HH03 4C026/HH05 4C026/HH06 4C026/HH12 4C061/CC06 4C061/FF03 4C061/FF35 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/JJ06 4C061/LL10 4C061/MM03 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/VV03 4C061/VV04 4C061/WW17 5C054/CC07 5C054/CF05 5C054/HA12		
优先权	60/212411 2000-06-19 US		
其他公开文献	JP2003535659A JP5025877B2		

摘要(译)

集成式内窥镜图像采集和治疗输出系统，用于微创治疗（MIMP）（50）。该系统使用由扫描光电致动器提供的定向扫描光学照明，该光电致动器在远端包括集成的成像和诊断/治疗仪器。这种定向照明可在宽视野（FOV）中提供全彩色高分辨率成像，可与传统柔性内窥镜产生的图像相比或更高。利用扫描光学照明，所得图像的分辨率和像素数不再受光子检测器的大小和数量的限制。其他特征包括在患者体内定义感兴趣区域的形状特征的能力，在三个维度上看到感兴趣区域的能力以及准确测量感兴趣区域的特征尺寸的能力。它有助于诊断，监视和/或治疗。

