

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-222870
(P2004-222870A)

(43) 公開日 平成16年8月12日(2004.8.12)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 1/00**
GO1N 21/17
GO2B 23/26

F 1

A 61 B 1/00
GO 1 N 21/17
GO 2 B 23/26
GO 2 B 23/26300 T
620
A
D

テーマコード(参考)

2 G 05 9
2 H 04 0
4 C 06 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2003-12787 (P2003-12787)
平成15年1月21日 (2003.1.21)(71) 出願人 000000527
ペンタックス株式会社
東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(74) 代理人 100078880
弁理士 松岡 修平
(72) 発明者 水野 純 ホジエリオ
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
F ターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 BB14 CC16
EE02 FF01 FF02 GG01 GG03
JJ11 JJ17 JJ22 KK04
2H040 CA03 CA09 CA12 CA23 CA24
CA27 DA03 DA18 DA53 FA01
FA08 GA03

最終頁に続く

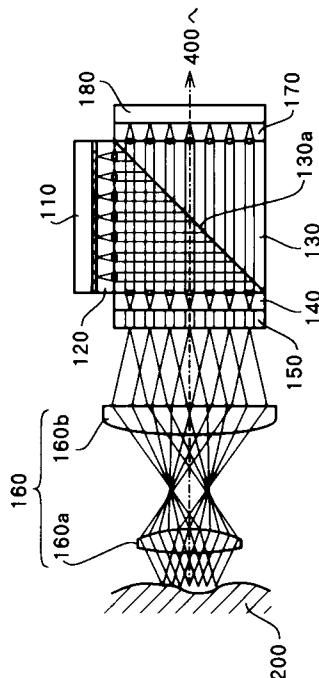
(54) 【発明の名称】内視鏡用プローブ

(57) 【要約】

【課題】走査ミラーの使用に伴う走査ミラーの耐久性、消費電力、及び漏れ電流などの問題点を考慮する必要がなく、かつ患者に対してリアルタイムに治療を施す。

【解決手段】生体組織に向けて集光するよう光束を、光束が集光する集光位置と共に位置に配設された絞り手段を介して照射すると共に、絞り手段により集光位置において生体組織により反射された反射光を抽出する共焦点抽出部を複数備える。これら複数の共焦点抽出部は、光束の各々が生体組織に互いに所定の間隔で照射されるように配設する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織を観察するために体腔内に挿入される内視鏡用プローブにおいて、
生体組織に向けて集光するよう光束を、前記光束が集光する集光位置と共に位置に配設
された絞り手段を介して照射すると共に、前記絞り手段により前記集光位置において前記
生体組織により反射された反射光を抽出する共焦点抽出部を複数備え、
前記複数の共焦点抽出部は、前記光束の各々が前記生体組織に互いに所定の間隔で照射さ
れるように配設されていること、を特徴とする内視鏡用プローブ。

【請求項 2】

前記絞り手段は、生体組織に向けて照射される照射光、及び前記生体組織により反射され
た反射光を伝送するシングルモード光ファイバの端面であること、を特徴とする請求項 1
に記載の内視鏡用プローブ。 10

【請求項 3】

複数のレーザ発振部を有し、複数のレーザ光を射出する面発光レーザをさらに備え、
前記複数の共焦点抽出部の各々は、前記面発光レーザが射出する前記複数のレーザ光のうち、
それぞれ異なる一つを生体組織へ向けて照射する光束として利用すること、を特徴と
する請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の内視鏡用プローブ。

【請求項 4】

複数の受光素子を備えた撮像素子をさらに備え、
前記複数の共焦点抽出部の各々は、抽出した反射光がそれぞれ異なる前記受光素子に入射
されるように配置されていること、を特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載
の内視鏡用プローブ。 20

【請求項 5】

前記複数の共焦点抽出部から照射された複数の前記光束の光路上に配置された縮小光学系
をさらに備えていること、を特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡
用プローブ。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

この発明は、生体組織を観察するために体腔内に挿入される内視鏡用プローブに関する。 30

【0002】**【従来の技術】**

従来技術として、レーザ光を体腔内の生体組織に照射して、その照射された生体組織から
の反射光のうち、対物光学系の物体側焦点面における反射光のみを抽出することによって
、その生体組織の表面像または断層像を観察する共焦点光走査プローブが知られている。
(例えば、特許文献 1 参照。)。

【0003】

この共焦点光走査プローブは、対物光学系の物体側焦点位置と共に位置に配設されたピ
ンホールによって、生体組織からの反射光を、その生体組織で焦点を結んだ 1 点の光に絞
っている。そして、画像処理を行うプロセッサなどに設けられた受光素子は、ピンホール
によって絞られたこの 1 点の光を受光し、光電変換処理を行っている。このため、生体組織
の 2 次元あるいは 3 次元の観察情報を得るには、この観察対象である生体組織内にお
いてレーザ光を走査する必要がある。そこで、通常、共焦点光走査プローブには、生体組織
内において平面方向、または平面方向及び深さ方向にレーザ光を走査するための走査ミラ
ーが設けられている。 40

【0004】**【特許文献 1】**

特開 2002-277743 号公報 (第 6、7 頁、第 16 ~ 20 図)

【0005】**【発明が解決しようとする課題】**

50

上述した、生体組織内においてレーザ光を走査するための走査ミラーは、シリコン板からエッチングによって形成されたトーションバーを有している。この走査ミラーは、可動コイルに電流が流されると、その際に発生するトルクによってこのトーションバーがねじられる。このレーザ光を反射するミラーが蒸着されたプレートは、トーションバーと一緒に形成されているため、このトーションバーのねじれに伴い、回転する。すなわち、駆動電流が流れる度にトーションバーはねじられるため、走査ミラーを過度に駆動させると、トーションバーを破壊する可能性がある。

【0006】

また、静電アクチュエータによって駆動する走査ミラーがある。ところが、静電アクチュエータは高精度な振幅制御を可能にする一方、その駆動電圧が数百ボルトと高いため、この走査ミラーをプローブで使用する場合、消費電力が高くなるという問題がある。また、特に生体内に使用する場合、漏れ電流への対策が不可欠であるが、アクチュエータの電極に高い駆動電圧を掛けることによって漏れ電流が増加し、その対策が困難となる問題もある。

【0007】

また、観察する生体組織にレーザ光を走査するとき、走査ミラーが生体組織を走査する走査時間、及び画像処理部が画像処理に費やす時間を考慮すると、リアルタイムに生体組織を観察することができないため、リアルタイムに治療を施すことが困難となってしまう。

【0008】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、走査ミラーの使用に伴う走査ミラーの耐久性、消費電力、及び漏れ電流などの問題点を考慮する必要がなく、かつ患者に対してリアルタイムに治療を施すことが可能となる内視鏡用プローブを提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡用プローブは、生体組織を観察するために体腔内に挿入されるものであって、生体組織に向けて集光するよう光束を、光束が集光する集光位置と共に位置に配設された絞り手段を介して照射すると共に、絞り手段により集光位置において生体組織により反射された反射光を抽出する共焦点抽出部を複数備えている。これら複数の共焦点抽出部は、光束の各々が生体組織に互いに所定の間隔で照射されるように配設されている。そのため、それぞれの共焦点抽出部によって抽出された生体組織の反射光が、互いに所定の間隔で並ぶことで形成される像、例えば生体組織の2次元観察画像を、レーザ光を走査させずに得ることが可能となる。その結果、レーザ光を走査する走査ミラーを有する必要がなくなり、走査ミラーの使用に伴う走査ミラーの耐久性、消費電力、及び漏れ電流などの問題点がなくなる。また、走査ミラーを走査する時間がなくなるため、被験者に対してリアルタイムに治療を施すことが可能となる。なお、生体組織に向けて照射される照射光、及び生体組織により反射された反射光を伝送するシングルモード光ファイバの端面を絞り手段として利用してもよい。

【0010】

また、上記内視鏡用プローブは、複数のレーザ発振部を有し、複数のレーザ光を射出する面発光レーザを備えている。そして複数の共焦点抽出部の各々は、この面発光レーザが射出する前記複数のレーザ光のうち、それぞれ異なる一つを生体組織へ向けて照射する光束として利用する。すなわち、生体組織への照射手段として面発光レーザを用いることによって、共焦点プローブを省エネルギー駆動させることが可能となる。

【0011】

また、上記内視鏡用プローブは、複数の受光素子を備えた撮像素子を備えている。そして複数の共焦点抽出部の各々は、抽出した反射光がそれぞれ異なる受光素子に入射されるように配置される。そのため、各反射光を、それぞれ異なる受光素子に対応して受光させることができ、撮像素子の受光効率を高くすることができる。

【0012】

また、上記内視鏡用プローブは、複数の共焦点抽出部から照射された複数の光束の光路上

10

20

30

40

50

に配置された縮小光学系を備えている。そのため、生体組織を拡大して観察することが可能となる。

【0013】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明の第1の実施形態の内視鏡用プローブ装置500の構成を示すブロック図である。この内視鏡用プローブ装置500は、生体組織の表面像または断層像を得ることができると内視鏡用プローブ100と、この内視鏡用プローブ100から送信される信号を処理し、その観察画像を生成することができる画像処理プログラムが内蔵されたパソコン（以下、PCとする）400から構成される。

【0014】

以下に、この内視鏡用プローブ装置500の構成、及びその光学系の動作について説明する。

【0015】

内視鏡用プローブ100は、面発光レーザ110と、対物光学系160と、CCD180と、共焦点抽出部から構成される。ここでいう共焦点抽出部とは、コリメータマイクロレンズ120と、ビームスプリッタキューブ130と、フォーカシングマイクロレンズ140と、アパーチャ150と、フォーカシングマイクロレンズ170から構成されるものである。

【0016】

図2は、ビームスプリッタキューブ130周辺の構成を示す側断面図である。面発光レーザ110をビームスプリッタキューブ130上方とすると、ビームスプリッタキューブ130上方の面には、コリメータマイクロレンズ120が貼り付けられており、さらにその上方には、面発光レーザ110が設けられている。また、ビームスプリッタキューブ130の内視鏡用プローブ100先端側の面には、フォーカシングマイクロレンズ140が貼り付けられており、さらにその先端側には、アパーチャ150が設けられている。また、ビームスプリッタキューブ130の内視鏡用プローブ100起端側（先端側と逆）の面には、フォーカシングマイクロレンズ170が貼り付けられており、その起端側には、CCD180が設けられている。

【0017】

面発光レーザ110は、半導体基板上に、この半導体基板に対して垂直に共振器が設けられたレーザ発振器である。この面発光レーザ110表面には、CCD180が有する受光素子それぞれに対応するように、マトリクス状に配設された複数のレーザ発振器が設けられている。このレーザ発振器は、数 μ m程度のサイズで構成されている。また、この面発光レーザ110がレーザ光を発振するしきい値は極めて低く、その消費電流も1mA以下となっており極めて少ない。面発光レーザ110は、コリメータマイクロレンズ120に向けて複数のレーザ光を照射する。

【0018】

図3は、本実施形態のコリメータマイクロレンズ及びフォーカシングマイクロレンズに用いられるマイクロレンズの断面を示す図である。すなわち図3は、種々の実施形態に用いられるコリメータマイクロレンズ120、フォーカシングマイクロレンズ140、及びフォーカシングマイクロレンズ170の断面を示す図である。

【0019】

図3に示すマイクロレンズは、板ガラス上に、マトリクス状に整列した複数のマイクロレンズを設けた光学素子である。このマイクロレンズは、面191と面193とを有している。

【0020】

マイクロレンズの面193にはレンズ194が複数設けられている。これら複数のレンズ194の各々は、それぞれの中心部194aを中心に球状に屈折率分布を有するレンズであり、面発光レーザ110が有する複数のレーザ発振器に対応した数設けられており、かつこれら複数のレーザ発振器に対応した位置にそれぞれ設けられている。これら複数のレ

10

20

30

40

50

ンズ 194 が有する中心部 194a の各々は、複数のレーザ発振器の各々から発振された光束の各々の光軸上に位置している。また、これら複数のレンズ 194 が有する球状の屈折率分布を有する部位 194b の各々は、対応する中心部 194a の各々を中心として周辺に向かって屈折率が徐々に低くなるように形成されている。また、面 191 は平面として形成されている。

【0021】

このマイクロレンズがコリメータマイクロレンズとして使用される場合は、面 191 に入射する光束を平行光束にして、レンズ 194 から射出させる。また、フォーカシングマイクロレンズとして使用される場合は、レンズ 194 に入射する平行光束を面 191 近傍で焦点を結ばせて、面 191 から射出させる。

10

【0022】

面発光レーザ 110 が照射した複数のレーザ光の各々は、コリメータマイクロレンズ 120 の面 191 に入射する。入射したこれら複数のレーザ光の各々は、レンズ 194 により複数の平行光束とされ、レンズ 194 の各々から射出される。コリメータマイクロレンズ 120 によって平行光束とされた上記複数の光束の各々は、ビームスプリッタキューブ 130 に入射する。

【0023】

ビームスプリッタキューブ 130 に入射した複数の平行光束は、ビームスプリッタキューブ 130 が有するハーフミラー 130a によって 90 度折り曲げられる。そして、折り曲げられた複数の平行光束は、フォーカシングマイクロレンズ 140 に導かれる。

20

【0024】

ビームスプリッタキューブ 130 からフォーカシングマイクロレンズ 140 に入射した複数の平行光束は、その射出面近傍で焦点を結ぶ。

【0025】

アパー チャ 150 は、シート状の遮光部材に、マトリクス状に整列した複数のピンホールが設けられたものである。このアパー チャ 150 は、フォーカシングマイクロレンズ 140 の射出面上に設けられており、アパー チャ 150 が有する複数のピンホールの各々は、フォーカシングマイクロレンズ 140 が有する複数のレンズ 194 に対応した数が設けられおり、かつそれら複数のレンズ 194 に対応した位置にそれぞれ設けられている。

30

【0026】

フォーカシングマイクロレンズ 140 の射出面近傍で焦点を結んだ複数の光束は、アパー チャ 150 が有する複数のピンホールの各々を通過する。そして、これらのピンホールを通過した複数の光束の各々は、対物光学系 160 に導かれる。

【0027】

対物光学系 160 は、フォーカシングレンズ 160a とコリメータレンズ 160b から構成される。この対物光学系 160 はテレセントリック光学系である。また、この対物光学系 160 は、縮小光学系であるため、焦点距離は短く、その NA (開口数) は高い。そのため操作者は、狭い領域の被観察部位 200 を高分解能で観察することができる。

【0028】

対物光学系 160 のコリメータレンズ 160b に入射した複数の光束の各々は、コリメータレンズ 160b、フォーカシングレンズ 160a を介して、被観察部位 200 の表面または断層においてそれぞれ焦点を結ぶ。

40

【0029】

被観察部位 200 においてそれぞれ焦点を結んだこの複数の光束の各々は、被観察部位 200 によって反射される。そして対物光学系 160 のフォーカシングレンズ 160a に入射し、フォーカシングレンズ 160a、コリメータレンズ 160b を介して、アパー チャ 150 が有する各々のピンホール近傍において、それぞれ焦点を結ぶ。これらのピンホールは、複数の光束の各々が、対物光学系 160 を介して被観察部位 200 においてそれぞれ焦点を結んだ位置と共役である。そのため、被観察部位 200 によって反射された反射光のうち、被観察部位 200 において焦点を結んだそれぞれの光束の反射光のみがピンホ

50

ールを通過し、それら以外の反射光は、アパー チャ 150 の遮光部分によって遮光されてしまう。すなわち、アパー チャ 150 を通過する反射光は、被観察部位 200 において焦点を結んだそれぞれの反射光のみとなる。

【 0030 】

被観察部位 200 で焦点を結んだ反射光のみに絞られたそれぞれの光束は、フォーカシングマイクロレンズ 140 に入射し、ハーフミラー 130a を透過する。そして、フォーカシングマイクロレンズ 170 に入射し、CCD 180 上において焦点を結ぶ。

【 0031 】

上述したように面発光レーザ 110 は、CCD 180 が有する受光素子それぞれに対応するように、マトリクス状に配設されたレーザ発振器からレーザ光を発振し、各マイクロレンズは、そのレーザ発振器に対応するようにレンズ 194 を有している。そのため、CCD 180 上において焦点を結ぶ複数の光束は、各光束に対応する各受光素子上において、焦点を結び、受光される。受光された複数の光束は、CCD 180 によって光電変換され、画像信号となり、外部機器に送信される。

10

【 0032 】

PC 400 は、内視鏡用プローブ 100 と通信ケーブルによって接続されている。この PC 400 は、内視鏡用プローブ 100 によって得られた画像信号をモニタ表示可能に処理する画像処理プログラムを有する。すなわち、内視鏡用プローブ 100 から送信された画像信号は、この画像処理プログラムによって処理され、PC 400 が有するモニタ上に観察画像として表示される。

20

【 0033 】

以上説明したように、この内視鏡用プローブ 100 は、被観察部位 200 の表面または断層において焦点を結んだ 1 点の光を得る共焦点抽出部が、内視鏡用プローブ 100 内でマトリクス状に配設されている。そのため、各共焦点抽出部によって得られた 1 点の光がマトリクス状に整列した観察像、すなわち被観察部位 200 の 2 次元観察画像を、レーザ光を走査することなく得ることができる。

30

【 0034 】

なお、第 1 の実施形態において、CCD 180 上において焦点を結ぶ複数の光束は、各光束に対応する各受光素子上において、焦点を結び、受光される。すなわち複数の光束は、CCD 180 上の非受光部に集光されることなく、各光束に対応したそれぞれ異なった受光素子上に集光されるため、CCD 180 は効率よくこれらの光束を受光することができる。なお、各共焦点抽出部が配設されている間隔と CCD 180 の画素ピッチとが同等の間隔である場合、各受光素子に対して、各共焦点抽出部から各光束が垂直に入射するため、より効率よく光束を受光することが可能となる。

40

【 0035 】

また、第 1 の実施形態において、被観察部位 200 に照射する面発光レーザ 110 は、内視鏡用プローブ 100 内に設けられている。そのため、内視鏡用プローブ 100 を用いて体腔内の生体組織を観察する場合は、別途光源装置を備える必要がない。また、この面発光レーザ 110 は、一般に内視鏡用プローブに用いられるレーザ光源と比較すると、レーザを発振するしきい値が極めて低いため、内視鏡用プローブ 100 は省エネルギーで駆動することが可能である。

【 0036 】

図 4 は、本発明の第 2 の実施形態の内視鏡用プローブ装置 500z の構成を示すブロック図である。なお、内視鏡用プローブ装置 500z において、図 1 で示す第 1 の実施形態の内視鏡用プローブ装置 500 と同一の構成には、同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。この内視鏡用プローブ装置 500z は、内視鏡用プローブ 100z と、プロセッサ 300 と、PC 400 から構成される。

【 0037 】

以下に、この内視鏡用プローブ装置 500z の構成、及びその光学系の動作について説明する。

50

【0038】

第2の実施形態の内視鏡用プローブ100zは、対物光学系160を有し、光ファイバ150zによってプロセッサ300と光学的に接続している。また、プロセッサ300は、面発光レーザ110と、コリメータマイクロレンズ120と、ビームスプリッタキューブ130と、フォーカシングマイクロレンズ140と、フォーカシングマイクロレンズ170と、CCD180と、画像処理回路310を有し、光ファイバ150zによって内視鏡用プローブ100zと光学的に接続している。

【0039】

面発光レーザ110が照射した複数のレーザ光は、コリメータマイクロレンズ120によって複数の平行光束となり、ハーフミラー130aによって90度折り曲げられ、フォーカシングマイクロレンズ140に入射する。そして、フォーカシングマイクロレンズ140に入射した複数の光束は、その射出面近傍でそれぞれ焦点を結ぶ。

【0040】

光ファイバ150zは、フォーカシングマイクロレンズ140が有する複数のレンズ194に対応するように、マトリクス状に整列した複数のシングルモード光ファイバが束ねられた光ファイバ束である。光ファイバ150zの端面151zは、フォーカシングマイクロレンズ140の射出面近傍に設けられている。また、それぞれのシングルモード光ファイバから射出した光束が対物光学系160を介して焦点を結ぶ位置と共役の位置に、光ファイバ150zの端面152zは配設されている。

【0041】

フォーカシングマイクロレンズ140によって集光された複数の光束は、それぞれ対応して配設されたシングルモード光ファイバに入射し、対物光学系160に導光される。そしてこの光束は、対物光学系160を介して被観察部位200の表面または断層において焦点を結ぶ。

【0042】

被観察部位200において焦点を結んだこれら複数の光束は、被観察部位200によって反射し、対物光学系160を介して、光ファイバ150zの端面152z上にある各シングルモード光ファイバのコア近傍においてそれぞれ焦点を結ぶ。上述したようにこの端面152zは、それぞれのシングルモード光ファイバから射出した光束が対物光学系160を介して焦点を結ぶ位置と、共役の位置に設けられており、かつシングルモード光ファイバのコア径は極めて小さいため、被観察部位200によって反射した反射光のうち、被観察部位200において焦点を結んだそれぞれの光束の反射光のみが各シングルモード光ファイバを通過し、それら以外の反射光は、光ファイバ150zが有するクラッド部などによって遮光されてしまう。すなわち、光ファイバ150zを通過する反射光は、被観察部位200において焦点を結んだそれぞれの光束の反射光のみとなる。

【0043】

光ファイバ150zによって被観察部位200において焦点を結んだ複数の反射光のみとなつたこれらの光束は、フォーカシングマイクロレンズ140に入射し、ハーフミラー130aを透過する。そして、フォーカシングマイクロレンズ170に入射し、CCD180上において焦点を結び、受光される。受光された複数の光束は、CCD180によって光電変換され、画像信号となり、画像処理回路310に送信される。画像処理回路310に送信された画像信号は、画像処理回路310によって所定の画像処理が施され、PC400が有するモニタ上に観察画像として表示される。

【0044】

以上説明したように、この内視鏡用プローブ100zは、被観察部位200の表面または断層において焦点を結んだ1点の光を得る共焦点抽出部が、内視鏡用プローブ100z内でマトリクス状に配設されている。そのため、それぞれの共焦点抽出部によって得られた1点の光がマトリクス状に整列した観察像、すなわち被観察部位200の2次元観察画像を、レーザ光を走査することなく得ることができる。

【0045】

10

20

30

40

50

なお、第2の実施形態の内視鏡用プローブ装置500zにおいて、内視鏡用プローブ100zは、光ファイバ150zと対物光学系160を有し、レーザ光源である面発光レーザ110や他の光学素子は、プロセッサ300内に設けられている。すなわち、操作者が把持して体腔内に挿入する内視鏡用プローブ100zの構成が簡略化されているため、内視鏡用プローブ100zの軽量化及び細径化が容易に達成され、操作性も向上する。

【0046】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【0047】

なお、本実施形態において、被観察部位200によって反射した反射光のうち、被観察部位200において焦点を結んだ複数の光束の反射光のみを、フォーカシングマイクロレンズ140に入射させる手段に、アパーチャ150や光ファイバ150zを用いているが、半導体基板に光集積回路として構成される導波路でもよい。また、フォーカシングマイクロレンズ140の面191上のアパーチャ150の複数のピンホールの各々に対応する箇所以外を遮光材をコーティングしたり、光を遮光できる金属を蒸着したりして、ピンホールの機能を有するよう構成してもよい。その場合、構成部品が削減できるため、プローブの小型化を図ることが可能となる。

【0048】

また、第1の実施形態において、内視鏡用プローブ100はPC400と電気的なやりとり、すなわち通信を行っている。そのため、内視鏡用プローブ100に無線装置を備え、受信装置を有するPCなどの画像処理装置を用いることによって、ワイヤレス機能を有する内視鏡用プローブを実現することが可能である。またこの時、面発光レーザ110は通常の内視鏡用プローブ装置に用いられるレーザ光源と比較すると、レーザが発振するしきい値が極めて低いため、バッテリーも小型で軽量なものでよい。すなわち、第1の実施形態の内視鏡用プローブ100を応用すると、小型で携帯することができるワイヤレス機能を有する内視鏡用プローブを実現することが可能である。

【0049】

【発明の効果】

以上のように本発明の内視鏡用プローブは、光束が集光する集光位置と共に位置に配設された絞り手段を介して照射すると共に、絞り手段により集光位置において生体組織により反射された反射光を抽出する共焦点抽出部を複数備え、これら複数の共焦点抽出部を、光束の各々が生体組織に互いに所定の間隔で照射されるように配設している。そのため、それぞれの共焦点抽出部によって抽出された生体組織の反射光が、互いに所定の間隔で並ぶことで形成される像、例えば生体組織の2次元観察画像を、レーザ光を走査させずに得ることが可能となる。その結果、レーザ光を走査する走査ミラーを有する必要がなくなり、走査ミラーの使用に伴う走査ミラーの耐久性、消費電力、及び漏れ電流などの問題点がなくなる。また、走査ミラーを走査する時間がなくなるため、被験者に対してリアルタイムに治療を施すことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態の内視鏡用プローブ装置の構成を示すブロック図である。

【図2】ビームスプリッタキューブ周辺の構成を示す側断面図である。

【図3】コリメータマイクロレンズ及びフォーカシングマイクロレンズの断面を示す図である。

【図4】本発明の第2の実施形態の内視鏡用プローブ装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

100 内視鏡用プローブ

110 面発光レーザ

500 内視鏡用プローブ装置

10

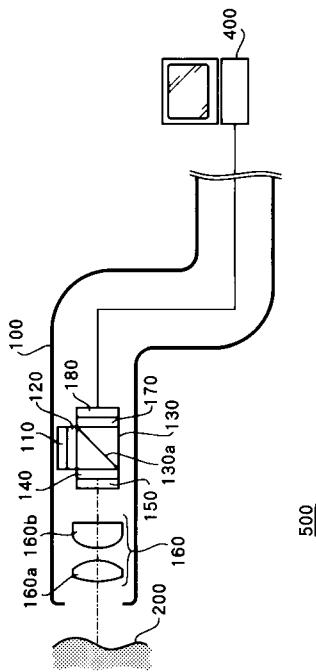
20

30

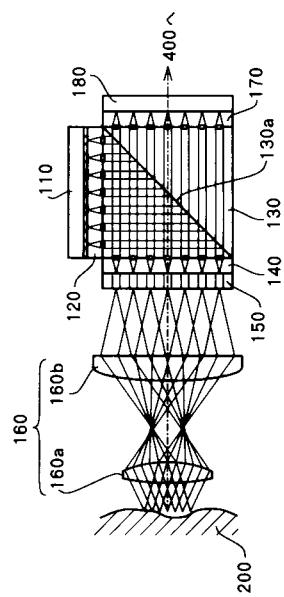
40

50

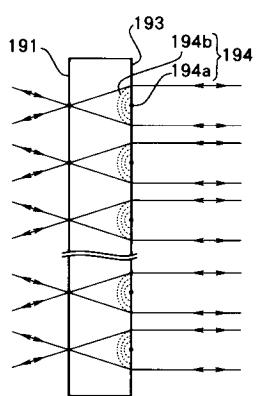
【 図 1 】



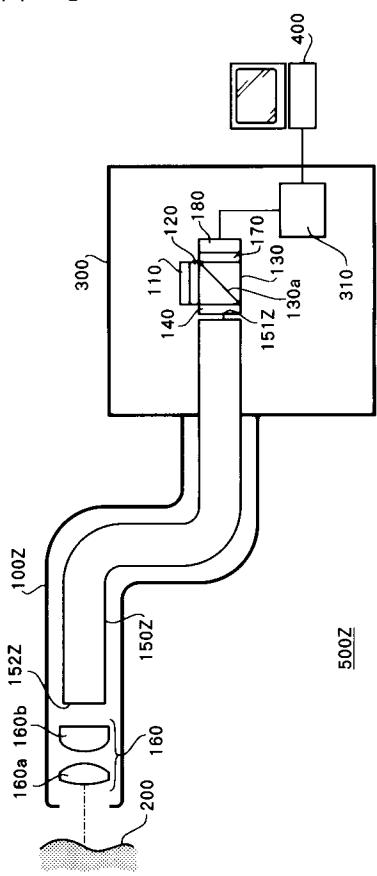
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF40 FF47 LL02 NN01 PP11 QQ01
QQ06 QQ09 RR02 RR15 WW20

专利名称(译)	内窥镜探头		
公开(公告)号	JP2004222870A	公开(公告)日	2004-08-12
申请号	JP2003012787	申请日	2003-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	水野純ホジエリオ		
发明人	水野 純 ホジエリオ		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00 A61B5/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B5/0068 A61B5/0084 G02B23/2423 G02B23/2461		
FI分类号	A61B1/00.300.T G01N21/17.620 G02B23/26.A G02B23/26.D A61B1/00.525 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/05 A61B1/06.531		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/BB14 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/FF01 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG03 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK04 2H040/CA03 2H040/CA09 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/CA27 2H040/DA03 2H040/DA18 2H040/DA53 2H040/FA01 2H040/FA08 2H040/GA03 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ01 4C061/QQ06 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/WW20 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ01 4C161/QQ06 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/WW20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不考虑扫描镜的耐用性，功耗和使用扫描镜所引起的问题的情况下，为患者提供实时治疗。解决方案：光束被聚焦以便通过一个光阑单元朝着生物组织会聚，该光阑单元布置在与会聚光束的聚光位置共轭的位置处，同时活体被光阑单元会聚在该聚光位置处。提供多个共聚焦提取单元，用于提取由组织反射的反射光。布置多个共焦提取单元，使得每个光束以预定间隔施加到活组织。[选择图]图2

