

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4149761号
(P4149761)

(45) 発行日 平成20年9月17日(2008.9.17)

(24) 登録日 平成20年7月4日(2008.7.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B	1/00	(2006.01)	A 61 B	1/00	300 D
G02B	23/24	(2006.01)	A 61 B	1/00	300 U
G02B	23/26	(2006.01)	G 02 B	23/24	B
			G 02 B	23/26	B

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2002-230718 (P2002-230718)
(22) 出願日	平成14年8月8日(2002.8.8)
(65) 公開番号	特開2003-116775 (P2003-116775A)
(43) 公開日	平成15年4月22日(2003.4.22)
審査請求日	平成16年12月28日(2004.12.28)
(31) 優先権主張番号	60/310917
(32) 優先日	平成13年8月8日(2001.8.8)
(33) 優先権主張国	米国(US)
(31) 優先権主張番号	10/082870
(32) 優先日	平成14年2月25日(2002.2.25)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	596092698 ルーセント テクノロジーズ インコーポ レーテッド アメリカ合衆国. 07974-0636 ニュージャーシー, マレイ ヒル, マウン テン アヴェニュー 600
(74) 代理人	100064447 弁理士 岡部 正夫
(74) 代理人	100085176 弁理士 加藤 伸晃
(74) 代理人	100106703 弁理士 産形 和央
(74) 代理人	100096943 弁理士 白井 伸一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】多光子内視鏡検査法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の光学開口を有するファイバでない光学素子、

第1及び第2の端部を有する内視鏡検査プローブであって、該プローブの長さ方向に沿って光を伝搬するよう構成された複合G R I Nレンズからなり、該複合G R I Nレンズが中継G R I Nレンズ及び該中継G R I Nレンズに直列に結合された対物G R I Nレンズを含み、該対物G R I Nレンズが該中継G R I Nレンズよりも短いピッチを有し、該第1の端部が該第1の光学開口からの光を受けるように配置されている内視鏡検査プローブ、及び

サンプル内の光によって発生した多光子吸収事象に応答して該第1の端部から発せられる光の特性値を測定するように構成され、出力信号を該サンプルの多光子結像のために生成するよう構成された検出器

を含む装置。

【請求項 2】

該複合G R I Nレンズが長さ1センチメートルまたはそれよりも長い請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

該複合G R I Nレンズがさらに、

該中継G R I Nレンズの反対側の端部に該対物G R I Nレンズのように直列に結合された結合G R I Nレンズからなり、

10

20

該結合 G R I N レンズが該中継 G R I N レンズよりも短いピッチを有する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

該対物 G R I N レンズのピッチが該中継 G R I N レンズのピッチよりも少なくとも 5 倍短い請求項 3 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

本出願は 2001 年 8 月 8 日出願の米国仮出願第 60/310917 号の特典を主張するものである。

【0002】

10

【発明の属する技術分野】

本発明は、光学的内視鏡検査法に関する。

【0003】

【従来の技術】

多光子結像法はサンプルの非線形の光学特性を利用してサンプルの画像を作り出す。多光子結像法の 1 つのタイプは、光を走査させることでサンプル中で二光子吸収が生じる結果としてサンプルの一部に蛍光を生じさせる二光子蛍光顕微鏡法である。その他のタイプの多光子結像法は他の多光子過程、例えば三光子蛍光、第二または第三調波発生、およびラマン吸収を使用して画像を作り出す。これらの多光子法はサンプルの走査画像の作成を可能にする。

20

【0004】

非線形光学特性に基づいた結像技術はいくつかの共通した特徴を有する。1 つの共通特徴は作成される画像がサンプルの化学組成によって決まることである。したがって、その画像はサンプルの化学組成に関するデータ、すなわち線形光学処理に基づく結像技術を通して入手することのできないデータの抽出を可能にする。また別の共通特徴は線形光学処理に基づく結像技術よりも低いエネルギーの光子を使用することである。非線形の光学的処理のために複数の光子が励起エネルギーを供給するので、より低いエネルギーの光子が使用される。低エネルギーの光子は、生物学的組織のような稠密なサンプル媒体中を通常はより一層透過する長波長を有する。また別の共通特徴は線形光学処理に基づく結像技術で使用されるよりも小さな光学断面を有することである。小さな光学断面は、普通、線形光学処理に基づく結像技術よりも高い照射強度を必要とする。高い照射強度のために、非線形光学結像システムは、通常、超高速パルス・レーザ、例えばフェムト秒パルスまたはピコ秒パルス・レーザに依存する。

30

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

そのような超高速パルス・レーザ源から入るパルスは結像装置内で生じる分散および非線形光学処理による劣化に弱い。分散および非線形光学処理は光学パルスの一時的でスペクトル性の変化を生じる。これらの劣化効果はサンプル中で多光子を発生させるパルスの性能を低下させる。分散は前もって補償することはできるが、非線形光学処理は、普通、事前の補償の対象にならない。その理由で、非線形光学処理は多光子結像技術と対立し、多光子結像法で光学的内視鏡を使用することを妨げてきた。

40

【0006】

【課題を解決するための手段】

単一モードの光ファイバでの非線形光学処理による劣化は多光子結像法での光学パルスの使用を妨げるものである。そのような劣化を回避するために、プローブの様々な実施形態ではグレーデッドインデックス (G R I N) のレンズ、すなわち半径方向に屈折率の勾配を有するレンズを使用してサンプルに照射光を供給する。 G R I N レンズは単一モード光ファイバよりも大きな芯径を有する。 G R I N レンズの大きな芯径は光強度を低下させ、それによって非線形光学処理のための断面は単一モード光ファイバまたは単一モード・ファイバのアレーに基づくプローブのそれと同じ大きさでなくなる。

50

【 0 0 0 7 】

一態様では、本発明は光学素子、G R I Nレンズ、および検出器を含む装置を特徴とする。この光学素子は第1の光学開口を有する。G R I Nレンズは第1および第2の端部を有する。G R I Nレンズの第1の端部は第1の光学開口から入る光を受けるように配置される。検出器は、G R I Nレンズの第2の端部からの光で照射されるサンプル内に多光子吸収が生じるのに応答して、G R I Nレンズの第1の端部から発せられる光の特性値を計測するように構成される。

【 0 0 0 8 】

いくつかの実施形態は長いG R I Nレンズ、すなわち1センチメートルよりも長いものを使用する。これらのG R I Nレンズはサンプルの外側に位置する端面で照射光を受け、サンプルの表面より下に深く入った第2の端面から光を発射するのに充分なほど長い。

10

【 0 0 0 9 】

また別の態様では、本発明はサンプルの領域を走査するための方法を特徴とする。この方法は、サンプルの領域近辺へのG R I Nレンズの第1の端面の位置決め、G R I Nレンズの第2の端面への光の伝播、第2の端面上の光の入射位置または角度の走査を含む。この走査および伝播は一緒に実行されてサンプルの領域の走査を生じる。

【 0 0 1 0 】**【発明の実施の形態】**

様々な実施形態がサンプルまたは身体に挿入するために設計されたプローブ、すなわち内視鏡検査プローブを含む。内視鏡検査プローブはサンプルを照射および走査するのに使用する光を輸送し、サンプルが発する光を収集する。この発光はサンプルの部分の走査画像を作成するのに使用される。

20

【 0 0 1 1 】

図1AはG R I Nレンズ4に基づく内視鏡検査プローブ2を示す。G R I Nレンズ4はサンプル10の内部にレーザ光パルスを供給する。レーザ光パルスはサンプル10の走査多光子画像を作成するための照明を提供する。G R I Nレンズ4は円筒断面と半径方向に勾配のついた屈折率プロファイルを有する。例示的なG R I Nレンズ4は約0.125ミリメートル(mm)から約3mmまでの範囲の直径を有する円筒レンズと光学G R I Nファイバを含む。

【 0 0 1 2 】

30

G R I Nレンズ4は、その半径方向の変化が内部を伝播する光線5を曲げるような屈折率プロファイルを有する。例示的な屈折率プロファイルは、G R I Nレンズ4の軸からの距離に依存して放物線または双曲線状割線を有する。G R I Nレンズ4の内側で、光線5はG R I Nレンズの中心軸についてほぼ正弦波形の径路をたどる。

【 0 0 1 3 】

ここで、G R I Nレンズのピッチ長さは、G R I Nレンズ内の光線軌道の全区間でレンズ軸に沿って測定したレンズ長さを称する。ピッチ長さ1のG R I Nレンズでは、光ビームの直径はレンズを通って伝播する間で2回の全振動を経験する。G R I Nレンズについては、ピッチは光ビームの幅に2回の全振動を生じるレンズ材料の長さであり、それゆえにピッチ長さはピッチの単位での長さである。もしも第1のG R I Nレンズが第2のG R I Nレンズよりも短いピッチ長さを有する場合、第1のG R I Nレンズは第2のG R I Nレンズよりも強く光線を曲げる。

40

【 0 0 1 4 】

様々な内視鏡検査プローブがG R I Nレンズの伝播および収束特性を使用して輸送光パルスへの不要な非線形効果を低減させる。特に、G R I Nレンズ内での光ビームの直径の正弦波形変化は、光強度が少なくとも光線径路の部分に沿って、すなわちG R I Nレンズの中心軸から離れた径路部分に沿って低くなっていくことを意味する。非線形の影響は高い光強度を必要とするので、そのような影響はG R I Nレンズでは単一モード光ファイバでよりも起こりにくいものであり、なぜならG R I Nレンズ内の光線径路の一部が通常は光強度の弱い領域にあるからである。この理由のため、非線形の影響は、同じ長さの単一モ

50

ード光ファイバにおいてよりも少ない変化しか G R I N レンズ内のパルス波形に生じさせない。

【 0 0 1 5 】

内視鏡検査プローブ 2 を使用するために、照明光ビーム 3 が G R I N レンズ 4 に収束される。照明光ビーム 3 はサンプル 10 の外部にある G R I N レンズ 4 の端面上または付近で焦点のくびれ部分 6 を形成する。G R I N レンズ 4 は、内視鏡検査プローブが G R I N レンズ 4 の他方の端面付近で第 2 の焦点くびれ部分 8 を形成するビーム 3' を発するように、1 / 2 ピッチよりもわずかに短い長さを有する。第 2 の焦点くびれ部分 8 はサンプル 10 の表面よりも下で、G R I N レンズ 4 の端面から距離 f のところに位置する。距離 f は多光子結像の間で走査される焦点面からの G R I N レンズ 4 の端面の距離を規定する。

10

【 0 0 1 6 】

G R I N レンズ 4 によって照明されるのに応答して、サンプルのスポットが光を発射する。この発光の一部は G R I N レンズ 4 によって収集され、その光が 2 色性平板 7 に供給される。2 色性平板 7 は照明光を透過させてサンプル 10 による発光を反射する。したがって、2 色性平板 7 は G R I N レンズ 4 がサンプル 10 から収集した光を外部の光学検出器 9 へと方向転換させる。検出器 9 は収集された発光の光学特性、例えば強度または位相を計測する。測定された特性はサンプル 10 の発光部分の走査画像を作成するためのデータを供給する。

【 0 0 1 7 】

多光子吸収は高い光強度を必要とするので、光強度の弱い領域ではそのような出来事は起こりにくい。内視鏡検査プローブ 2 については、焦点くびれ部分 6、8、すなわち相対光強度の高い領域から離れたサンプル 10 の領域で多光子の事象が起こることは殆どない。こうして、多光子吸収はサンプル 10 の焦点スポットに位置する部分からの発光を引き起こす。焦点スポットで、ビームはくびれ w 、およびレイリー範囲 z を有する。 w および z の量は多光子結像法でそれぞれ横方向および深さ方向の解像度を決定する。

20

【 0 0 1 8 】

例示的な G R I N レンズ 4 は 1 / 2 ピッチよりも短いかまたは等しい長さ L を有する。長さ L は図 1 A の内視鏡検査プローブ 2 がサンプル 10 に挿入され得る深さを決定する。通常の 1 / 2 ピッチのレンズは約 500 ミクロンから 5 センチメートルまでの範囲の値の長さ L を有する。 L は 1 センチメートルまたはそれ以上であることが好ましい。

30

【 0 0 1 9 】

ピッチ長さが 1 / 2 よりも短い G R I N レンズは、ビーム収束のせいで光強度が相対的に高くなる内部焦点くびれを持たない。したがって、1 / 2 よりも短いピッチの G R I N レンズは内部光強度が低いままであり、G R I N レンズ内側での不本意な非線形の影響を低減させる。さもなければ、そのような影響は G R I N レンズによって伝播される光学パルスの品質を劣化させ、したがって、多光子走査のためのそのようなパルスの品質を劣化させる。

【 0 0 2 0 】

いくつかの内視鏡検査プローブは 1 / 2 よりも長いピッチを備えた G R I N レンズを使用する。これらの内視鏡検査プローブはサンプル表面の下のより深くに位置する領域を画像化することが可能であり、なぜなら G R I N レンズの供給する照明光がさらに長いからである。しかし、長い G R I N レンズは少なくとも 1 つの内部焦点くびれをもまた有し、すなわち G R I N レンズの内側に有する内部焦点くびれで、相対的に増大した光強度に起因して多光子の事象がさらに生じ易くなる。それでもやはり、光強度は G R I N レンズ内の内部焦点くびれ部分でしか高くならないので、同じ長さの単一モード光ファイバの場合よりも非線形の影響が引き起こすパルスの劣化は長い G R I N レンズでは少ない。単一モード光ファイバでは光強度はファイバの全長に沿って高い。単一モード光ファイバでなくて G R I N レンズを使用することは走査対象のサンプル 10 にパルスを供給している間の照明パルスの広がりを減少させる。

40

【 0 0 2 1 】

50

長いG R I Nレンズは自己位相変調のような不本意な非線形の影響のわずかな増大を生じるが、長いG R I Nレンズはさらに長い内視鏡検査プローブの作製を可能にする。例示的なG R I Nレンズは、非線形処理を通して短い光学パルスの重大な劣化を伴なわずに30から200ミリメートルの長さの内視鏡を作り出す。多光子の影響がG R I Nレンズの短い焦点くびれ領域に限定されるので、低い劣化しか生じない。

【0022】

図1Bは約0.75から約1の間のピッチ長さを備えたG R I Nレンズ4'に基づいた長めの内視鏡検査プローブ2'を示している。このG R I Nレンズ4'は円筒状G R I NレンズまたはG R I N光ファイバのいずれかである。G R I Nレンズ4'は内部焦点くびれ部11およびサンプル10内に位置する外部焦点くびれ部8'を有する。G R I Nレンズ4'は図1AのG R I Nレンズ4よりも長いので、G R I Nレンズ4'は光学パルスの一層の色度分散を生じる。この色度分散は当業者に知られている事前の補償技術によって低減することができる。

10

【0023】

G R I Nレンズでは、ビーム直径の振動的变化はG R I Nの長さと共に減衰する。したがって焦点収束性能はG R I Nレンズの長さが増すにつれて劣化する。そのような劣化を低減するために、いくつかの内視鏡検査プローブは弱めのG R I Nレンズ、すなわち長いピッチ、例えば約1ミリメートルと1デシメートルの間のピッチを備えたG R I Nレンズを使用する。弱めのG R I Nレンズに基づいた内視鏡検査プローブは長くすることができ、それでもG R I Nレンズのわずか数倍のピッチでしかない長さを有する。そのような内視鏡検査プローブはパルス劣化が生じる2、3箇所の内部焦点くびれ部を含む。それでもやはり、これらの弱めのG R I Nレンズもまた長いレイリー範囲および焦点深度を有する。長い焦点深度とレイリー範囲は外部焦点くびれ部で達成可能な最大光強度および画像の深度選択性、すなわち光学的に分化した画像を作る性能を低下させる。長い焦点深度はまた、G R I Nレンズの端部に近い、すなわち数百ミクロン以内にあるサンプルの領域の画像化にとっても望ましくない。

20

【0024】

図1Cは弱めのG R I Nレンズに付随する問題のいくつかを克服するために複合G R I Nレンズを使用する内視鏡検査プローブ2"を示している。複合G R I Nレンズは中継G R I Nレンズ14、すなわち弱めのG R I Nレンズ、および対物G R I Nレンズ16、すなわち比較的強めのG R I Nレンズを直列に組み合わせる。中継および対物G R I Nレンズ14、16は円筒状G R I NレンズまたはG R I N光ファイバである。中継G R I Nレンズ14は対物G R I Nレンズ16よりも長い、例えば5倍以上長いピッチを有する。対物G R I Nレンズ16は中継G R I Nレンズよりも強めであり、短めの焦点距離 f' を有しており、例えば $f' = 1\text{ mm}$ である。中継G R I Nレンズ14はやはり対物G R I Nレンズ16よりも内視鏡検査プローブ2"の長い部分を形成する。例示的な中継G R I Nレンズ14は少なくとも0.5 cmの長さであり、好ましくは少なくとも1から5 cmまたはそれ以上、またはもっと長くて例えば5から100 cmの長さである。

30

【0025】

データ収集の間で、対物G R I Nレンズ16はサンプル10の表面の下に配置される。対物G R I Nレンズ16は顕微鏡の対物レンズと同様の方式で焦点くびれ部8"で照明光を収束させる。対物G R I Nレンズ16は小さい外部焦点くびれ w' および小さな焦点深度 $2z'$ を生じ、すなわち w' と $2z'$ はそれぞれ約1ミクロンおよび約3ミクロンよりも小さい。小さい w' と $2z'$ の値は焦点くびれ部8"で高い照明強度、すなわち多光子結像と深さ方向分化にとって充分に高い強度を生み出す。

40

【0026】

対物G R I Nレンズ16は中継G R I Nレンズ14よりも強めであるので、対物G R I Nレンズ16は中継G R I Nレンズ14よりも高い開口数を有する。したがって、対物G R I Nレンズ16によって収集された光のいくぶんかは中継G R I Nレンズ14に伝播することができない。特に、中継G R I Nレンズ14の受光角度よりも界面17に対して直角

50

のベクトルと大きな角度をなす収集光はその中に伝播しない。励起光については逆のことが言える、すなわち中継レンズ14から供給される光は対物レンズ16の受光コーンを満たすことがないであろう。こうして、対物GRINレンズ16の開口数は内視鏡検査プローブ2"のための最大画像解像度をそれ自体で固定することはない。

【0027】

図1Dは、外部光源への結合が中継GRINレンズ14の特性によって有意に制限されることのない内視鏡検査プローブ2"を示している。この内視鏡検査プローブ2"は中継GRINレンズ14'を結合GRINレンズ15'と対物GRINレンズ16'に直列に組み合わせている。結合および対物GRINレンズ15'、16'は中継GRINレンズ14'よりも大きな開口数を有する。それでもやはり、結合または対物GRINレンズ15'、16'で集められた光は、界面19'、17'で光が視準されるので、中継GRINレンズ16との界面19'、17'で有意に損失されることはない。界面17'、19'に入射する光を視準するために、界面17'および界面19'はそれぞれ焦点くびれ部8"および焦点くびれ部6に対してフーリエ共役となるように構成される。光は界面17'、19'で視準されるので、結合および対物GRINレンズ15'、16'によって集められる光の全体のコーンが中継GRINレンズ14'に伝播する。この理由のため、対物GRINレンズ16'の開口数が単独で画像の解像度を決定する。同様に、結合GRINレンズ15'の開口数が単独で内視鏡検査プローブ2"と外部パルス・レーザ源(図示せず)との間の結合効率を決定する。特に、結合GRINレンズ15'の開口数は、より大きい開口数のレンズがパルス・レーザ源からの光ビームを内視鏡検査プローブ2"の端面に収束させるとときできえ、有意の挿入損失が生じないように選択することができる。

【0028】

いくつかの内視鏡検査プローブはサンプルの領域をプローブに対して横方向に走査する。

【0029】

図1Eは、プローブ2^I^Vに対して横方向にサンプル10の部分を走査する内視鏡検査プローブ2^I^Vを示している。プローブ2^I^Vは中継GRINレンズ18、対物GRINレンズ20、および光学プリズム22を含む。光学プリズム22は内視鏡検査プローブ2^I^Vの中心軸に対して或る角度で配向する面23を有する。例示的な面角度は約15度から約75度までの範囲である。面23の角度付けは、プリズム22が照明ビームを内視鏡検査プローブ2^I^Vの軸に対して或る角度で方向転換させる原因となり、それによってサンプル10の横方向部分を照射する。プリズム22もまた、サンプル10の同じ横方向領域から発せられる光を集め。プローブ2^I^Vをその軸に関して回転させることにより、操作者は内視鏡検査プローブ2^I^Vによって照明および結像されるサンプル10の横方向領域を変えることができる、すなわちビームのくびれ部8^I^Vの横方向位置を変えることによって可能となる。

【0030】

多光子結像システムは画像データを獲得するためにサンプルの領域を走査するので、これらの結像システムは画像化されるサンプルの領域にわたって照明スポットを走査する。

【0031】

図2Aおよび2Bは単純なGRINレンズ、すなわち図1Aおよび1Bのプローブ2、2'に基づいた内視鏡検査プローブでサンプルを走査する方法を描いている。当業者にとって、これらの方法を図1C、1D、および1Eの内視鏡検査プローブ2"、2'"、2^I^Vでサンプルの走査を可能にするために適用するのは明白であろう。

【0032】

図2Aでは、収束された光ビームがGRINレンズ4^Vの外部端面を走査する。外部端面上の各々の光のスポット6^I^V、6^Vから、GRINレンズ4^Vはサンプル10の平面12^Vで光の第2の焦点収束スポット8^I^V、8^Vを作り出す。したがって、GRINレンズ4^Vの外部端面を走査すると、サンプル10の平面12^Vでの部分の走査が生じる。例示的なGRINレンズ4^Vは1/4から1/2モジュロ半整数の範囲の合計ピッチを有す

10

20

30

40

50

る。G R I Nレンズ 4^{\vee} の開口数は、多光子過程を励起する光が外部端面で損失しないように、外部端面に入射する光のコーン全体を受光するのに充分なほど大きくなければならない。

【0033】

解像度を維持するための結合レンズの必要性を回避する別の走査方法が図2Bに示されている。図2Bでは、G R I Nレンズ 4^{\vee} の外面上での視準照明ビーム 3^{\vee} 、 3^{\vee} の入射角度のピボット旋回が走査を生じる。準照明ビーム 3^{\vee} 、 3^{\vee} の入射配向の方向 18 と $18'$ との間のピボット旋回は、焦点収束されたスポットがG R I Nレンズ 4^{\vee} の焦点面 12^{\vee} 上で点 8^{\vee} から点 8^{\vee} までサンプル 10 を走査するきっかけとなる。照明光ビームがG R I Nレンズ 4^{\vee} の外面に当たる面積は走査を生じるピボット旋回動作の間でほぼ一定のままである。例示的なG R I Nレンズ 4^{\vee} は 0 から $1/4$ モジュロ半整数の範囲のピッチ長さを有する。

【0034】

図3は二光子吸収を使用してサンプル 40 の一部分の走査画像を作成する走査システム 19 を示している。この走査システム 19 はサンプル 40 で二光子吸収を生じるのに必要とされる高い強度の光学パルスを供給するパルス・レーザ 20 を含む。例示的なパルス・レーザ 20 はフェムト秒またはピコ秒パルス長を発生する超高速パルスTiサファイヤ・レーザである。パルス・レーザ 20 は色度分散を事前に補償するコンペンセータ 22 に光学パルスを送信する。コンペンセータ 22 は事前に補償をかけた光学パルスを光学供給システムに送り、これが内視鏡検査プローブ 38 にそのパルスを送信する。この内視鏡検査プローブ 38 は中継G R I Nレンズ 37 および対物G R I Nレンズ 39 を含み、例えは図1Cの内視鏡検査プローブ 2 である。内視鏡検査プローブ 38 は高い強度の光学パルスを走査対象のサンプル 40 の部分に供給する。

【0035】

コンペンセータ 22 は一対のブルースター角プリズム 24 、 26 、反射器 27 、およびピックオフ・ミラー 28 を含む。コンペンセータ 22 は、光が各々のプリズム 24 、 26 を2回通過するダブル・パス装置として機能する。ピックオフ・ミラー 28 はコンペンセータ 22 から入る事前に補償されたパルスのビームの一部を方向転換させ、光学供給システムにビームの方向転換部分を送る。

【0036】

光学供給システムは一対の x 方向と y 方向のビーム偏向器 30 、レンズ 32 、 34 の望遠鏡状の対、2色性ミラー 42 、および挿入レンズ 36 を含む。

【0037】

例示的な x 、 y 方向ビーム偏向器 30 は検流計で制御されるミラー、音響光学偏向器、および電気光学偏向器を含む。 x 方向および y 方向のビーム偏向器 30 は直角の横方向にビームを操縦し、それによってサンプル 40 の部分の二次元走査を生じる。プログラム可能なコンピュータ 50 はビーム偏向器 30 により発生される x 方向および y 方向のビーム偏向を制御する。したがって、コンピュータ 50 はビーム方向に対して横方向にサンプル走査を制御する。

【0038】

ビーム偏向器 30 から、光学パルスは拡幅照明ビーム 35 を生み出すためにビーム直径を拡大するレンズ 32 、 34 の望遠鏡状の対を通過する。拡幅ビーム 35 は2色性ミラー 42 を通過し、挿入レンズ 36 、すなわち高開口数レンズに伝播される。拡幅ビーム 35 の直径は挿入レンズ 36 の入射瞳と一致する。挿入レンズ 36 は拡幅照明ビーム 35 を内視鏡検査プローブ 38 の外部端面上または近辺でスポットに焦点収束させる。

【0039】

結像システム 19 は内視鏡検査プローブ 38 とサンプル 40 の表面との間の距離、および挿入レンズ 36 と内視鏡検査プローブ 38 との間の距離を独立して調節することを可能にする二焦点メカニズム(図示せず)を有する。二焦点メカニズムは内視鏡検査プローブ 38 自体を移動させることを必要としないでサンプル 40 内のプローブ焦点面の深さの微調

10

20

30

40

50

整を可能にする。

【0040】

サンプル40の部分は二光子吸収事象に応答して光を発する。内視鏡検査プローブ38がこの発光の一部を再度収集し、挿入レンズ36に収集した光を供給する。挿入レンズから、2色性ミラー42が収集光を色度フィルタ44へと方向転換させる。色度フィルタ44はサンプル40の放射スペクトルの外側にある波長を除去し、残りの光を収束レンズ46に供給する。収束レンズ46はこの残りの光を光強度検出器48、例えば光増倍管またはアバランシェ・フォトダイオードに焦点収束させる。光強度検出器48は受けた光の強度を示す電気信号を発生し、この電気信号をコンピュータ50、すなわちデータ・プロセッサおよびコントローラに送信する。コンピュータ50は光強度検出器48からの強度データおよび照明ビーム35のxとy偏向のデータを使用してサンプル40の走査画像を作成する。

【0041】

図4は、図3のシステム19でサンプル40を画像化するための走査方法60を描いたフローチャートである。方法60はサンプル40内に内視鏡検査プローブ38の第1の端部を位置決めするステップを有する(ステップ62)。方法60はまた、パルス・レーザ20から入る光、すなわちパルスを挿入レンズ36および内視鏡検査プローブ38の第2の端部に伝播させるステップをも有する(ステップ64)。この伝播ステップは中継GRINレンズ37の外部端面上での光の焦点収束、対物GRINレンズ38への光の供給、および対物GRINレンズ38の第2の端面からの光の発射を含む。この第2の端面はサンプル40の内側に位置する。

【0042】

方法60はまた、中継GRINレンズ37の外部端面上でレーザ光ビームの入射角度または入射位置のいずれかを走査するステップをも含む(ステップ66)。入射レーザ光ビームを走査すると、対物GRINレンズ39の第2の端面から発射される光によるサンプル40の空間領域の走査が生じる。

【0043】

方法60はまた、走査されるのに応答してサンプル40が発する光を同じ内視鏡検査プローブ38で受けるステップをも含む(ステップ68)。場合によってはある実施形態では、サンプル40によって発せられる光が第2の光学的導管、例えば単一モード光ファイバや第2のGRINレンズ(両方とも図示せず)によって収集される。方法60はまた、内視鏡検査プローブ38によって収集した光の強度または位相を光検出器48内で測定するステップをも含む(ステップ70)。光検出器48は二光子吸収事象に応答してサンプル40により発せられる光の特性、すなわちパルス・レーザ20のそれよりも短い波長を有する光の特性を測定する。方法60はまた、この発光の測定光学特性および走査サンプル領域の横方向座標からサンプル40の走査画像、例えば強度走査画像を作成するステップをも含む(ステップ72)。

【0044】

この開示、図面、および特許請求範囲から、当業者にとっては本発明のその他の実施形態は明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【図1A】1/2ピッチよりも短い長さのGRINレンズを備えた内視鏡検査プローブの断面図である。

【図1B】1/2ピッチよりも長い長さのGRINレンズを備えた内視鏡検査プローブの断面図である。

【図1C】複合GRINレンズを備えた内視鏡検査プローブの断面図である。

【図1D】複合GRINレンズを備えたまた別の内視鏡検査プローブの断面図である。

【図1E】複合GRINレンズとプリズムを備えた内視鏡検査プローブの断面図である。

【図2A】内視鏡検査プローブの一方の面での入射光走査がどのようにしてサンプル内に位置する焦点面の走査を生じるかを示す図である。

10

20

30

40

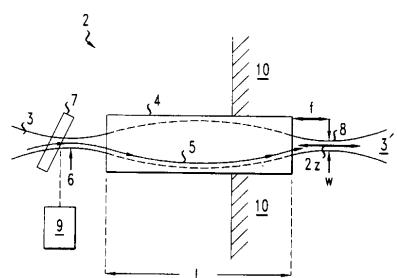
50

【図2B】内視鏡検査プローブの一方の面での入射光の方向のピボット旋回がどのようにしてサンプル内に位置する焦点面の走査を生じるかを示す図である。

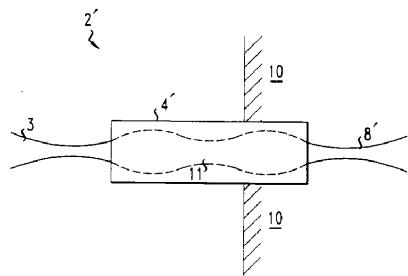
【図3】多光子内視鏡結像システムのブロック図である。

【図4】図3のシステムでサンプルを画像化するための方法を描いたフローチャート図である。

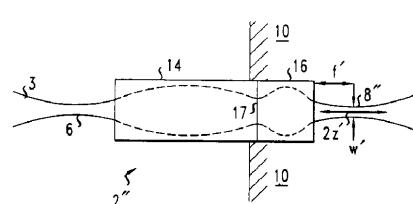
【図1A】



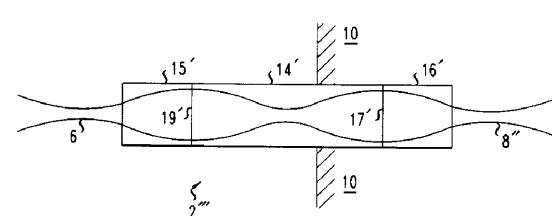
【図1B】



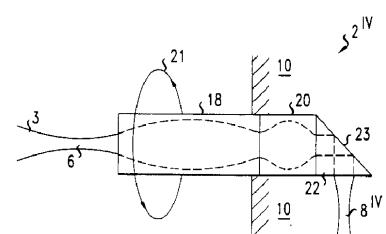
【図1C】



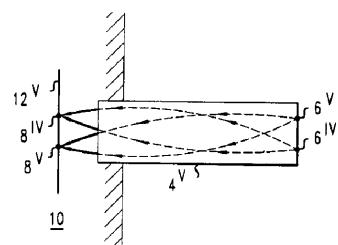
【図1D】



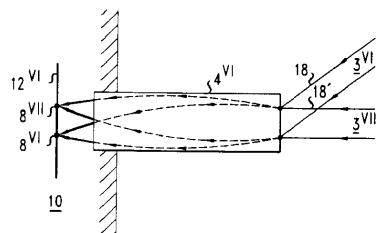
【図1E】



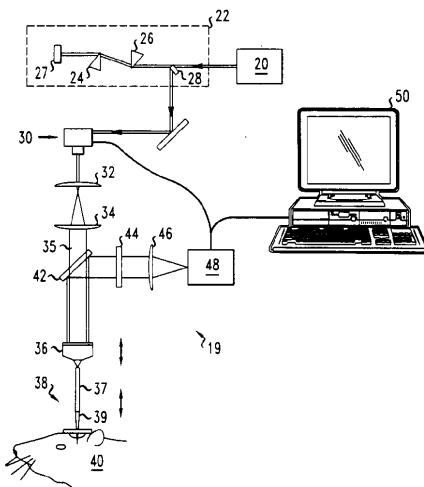
【図2A】



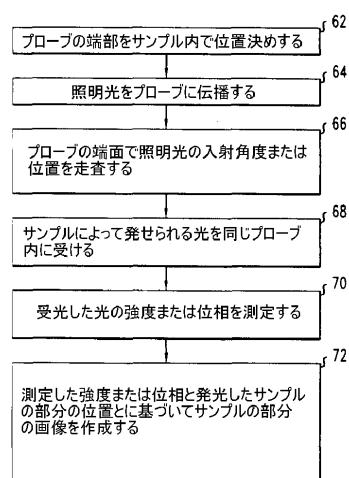
【図2B】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(74)代理人 100091889
弁理士 藤野 育男
(74)代理人 100101498
弁理士 越智 隆夫
(74)代理人 100096688
弁理士 本宮 照久
(74)代理人 100102808
弁理士 高梨 憲通
(74)代理人 100104352
弁理士 朝日 伸光
(74)代理人 100107401
弁理士 高橋 誠一郎
(74)代理人 100106183
弁理士 吉澤 弘司
(72)発明者 マーク ジェー. シュナイザー
アメリカ合衆国 07030 ニュージャージィ, ホボーケン, パーク アヴェニュー 77 ナンバー 802

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 国際公開第98/038907 (WO, A1)
特開平07-325249 (JP, A)
特開平11-056751 (JP, A)
特開平11-056786 (JP, A)
特開平05-253167 (JP, A)
特開平08-262341 (JP, A)
特開平11-148897 (JP, A)
特開2000-225090 (JP, A)
特表平08-501632 (JP, A)
米国特許第05804813 (US, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

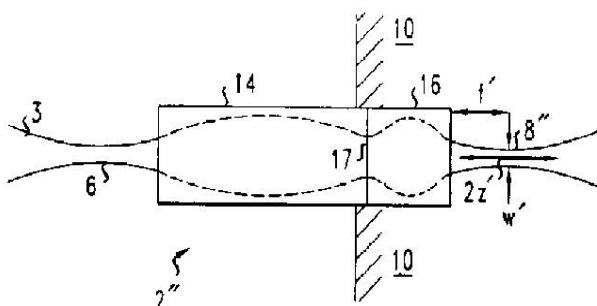
A61B 1/00
G02B 23/24
G02B 23/26

专利名称(译)	多光子内窥镜检查		
公开(公告)号	JP4149761B2	公开(公告)日	2008-09-17
申请号	JP2002230718	申请日	2002-08-08
[标]申请(专利权)人(译)	朗讯科技公司		
申请(专利权)人(译)	朗讯科技公司		
当前申请(专利权)人(译)	朗讯科技公司		
[标]发明人	マークジェーシュナイザー		
发明人	マーク ジェー. シュナイザー		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 A61B5/00 G01J3/44		
CPC分类号	G02B23/2446 A61B5/0084 G01J3/4406		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/FA02 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB01 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/RR03 4C061/RR11 4C061/RR26 4C061/WW17 4C161/BB01 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR11 4C161/RR26 4C161/WW17		
代理人(译)	臼井伸一 藤野郁夫 朝日 伸光 高桥诚一郎 吉泽博		
优先权	60/310917 2001-08-08 US 10/082870 2002-02-25 US		
其他公开文献	JP2003116775A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供多光子内窥镜检查方法。一种装置包括光学元件，GRIN透镜和检测器。光学元件具有第一光学孔径。GRIN透镜具有第一和第二端。GRIN透镜的第一端定位成接收来自第一光学孔的光。检测器被配置为响应于从内窥镜检查探针的第二端进入的光照射的样品中的多光子吸收事件，测量从第一端发射的光的特征值。构建。

【図1C】



【図1D】