

(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2018-75108

(P2018-75108A)

(43) 公開日 平成30年5月17日(2018.5.17)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2016-217657 (P2016-217657)
 (22) 出願日 平成28年11月7日 (2016.11.7)

(71) 出願人 515021068
 株式会社アサヒビジョン
 愛知県名古屋市西区枇杷島三丁目12番7号
 (74) 代理人 100115255
 弁理士 辻丸 光一郎
 (74) 代理人 100129137
 弁理士 中山 ゆみ
 (74) 代理人 100154081
 弁理士 伊佐治 創
 (72) 発明者 小出 珠貴
 愛知県名古屋市西区枇杷島三丁目12番7号 株式会社アサヒビジョン内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び生体内部器官観察方法

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、生体内部器官の内部情報を得ることができる内視鏡装置及び生体内部器官観察方法を提供することを目的とする。

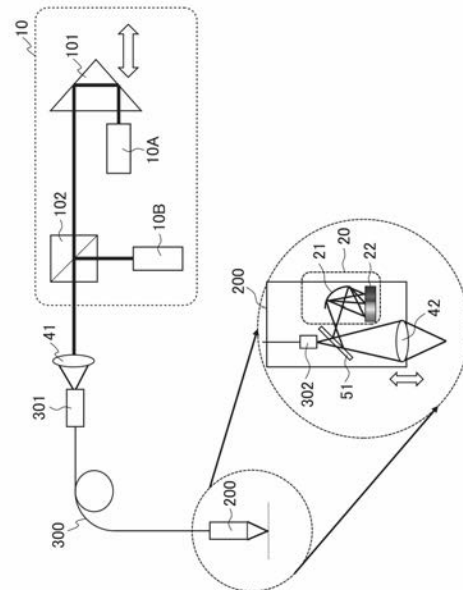
【解決手段】 本発明の内視鏡装置は、光照射手段10、分光手段21、分光検出手段22、及び、分光情報変換手段を含み、

光照射手段10により、生体内部器官に赤外光を含む照射光が照射され、

分光手段21により、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光の赤外光が、分光され、
 分光検出手段22により、分光された赤外光の波長毎の強度を含む分光情報が検出され、

前記分光情報変換手段により、前記分光情報から波長情報及び光強度情報が抽出され、前記波長情報が前記生体内部器官の表面から内部に向かう奥行情報に変換され、前記光強度情報が前記奥行方向に沿った前記生体内部器官の密度又は組成情報に変換される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光照射手段、分光手段、分光検出手段、及び、分光情報変換手段を含み、
前記光照射手段により、生体内部器官に赤外光を含む照射光が照射され、
前記分光手段により、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光の赤外光が、分光され、
前記分光検出手段により、分光された赤外光の波長毎の強度を含む分光情報が検出され、
前記分光情報変換手段により、前記分光情報から波長情報及び光強度情報が抽出され、前記波長情報が前記生体内部器官の表面から内部に向かう奥行情報に変換され、前記光強度情報が前記奥行方向に沿った前記生体内部器官の密度又は組成情報に変換される、
内視鏡装置。

10

【請求項 2】

撮像手段を含み、
前記撮像手段により、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光により前記生体内部器官が撮像される請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

光分離手段を含み、
前記光分離手段により、前記照射光を照射された前記生体内部器官から出射する出射光が、前記生体内部器官の空間の位置に応じて分離される、
請求項 1 又は 2 記載の内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記光照射手段が、コヒーレントアンチストークスラマン分光 (CARS) 用光照射手段を含み、
前記CARS用光照射手段により、連続光及びレーザー光の混合光が前記生体内部器官に照射され、
前記分光手段により、前記混合光に含まれる赤外光が分光され、
前記撮像手段により、前記混合光のうちポンプ光によって発生するルミネッセンス散乱光が撮像される、
請求項 2 又は 3 記載の内視鏡装置。

30

【請求項 5】

前記光照射手段が、赤外線連続光照射手段 (SC照射手段) を含み、
前記分光手段により、前記SC照射手段により照射される赤外光の一部が分光され、
前記撮像手段により、前記SC照射手段により照射された赤外光の分光されていない波長の光が撮像される、
請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光照射手段が、赤外チューナブルレーザーを含み、
前記赤外チューナブルレーザーが、前記分光手段を兼ねている、
請求項 2 又は 3 記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

焦点位置調節手段を含み、
前記焦点位置調節手段により、前記光照射手段により照射される照射光の前記生体内部器官における焦点位置が調節される、
請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 8】

本体部及びスコープ部を含み、
前記本体部は、光源装置及びモニターを含み、
前記スコープ部は、操作部、接続部及び挿入部を含み、
前記光照射手段は、前記光源装置を含み、前記光源装置から照射された光を前記スコープ部の前記接続部を介して前記挿入部先端から前記生体内部器官に光を照射し、

50

前記撮像手段で撮像された画像が前記モニターに表示され、
前記分光検出手段により検出された分光情報が前記モニターに表示される、
請求項 2 から 7 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記生体内部器官の密度又は組成情報が、体液の密度又は組成情報を含む請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

請求項 1 記載の内視鏡装置を用いた生体内部器官観察方法であって、
前記光照射手段により、生体内部器官に赤外光を含む照射光を照射する工程と、
前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光の赤外光を分光する分光工程と、

10

前記分光された赤外光の波長毎の強度を含む分光情報を検出する分光検出工程と、
前記分光情報から波長情報及び光強度情報を抽出し、前記波長情報を前記生体内部器官の表面から内部に向かう奥行情報に変換し、前記光強度情報を前記奥行方向に沿った前記生体内部器官の密度又は組成情報に変換する前記分光情報変換工程、
を含む生体内部器官観察方法。

【請求項 11】

前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光により前記生体内部器官を撮像する撮像工程を含む請求項 9 記載の生体内部器官観察方法。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置及び生体内部器官観察方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、低侵襲的な検査方法として内視鏡を用いた検査が行われている。例えば、特許文献 1 には、経口的及び経胃的に胃空腸吻合術を施すことを可能とする内視鏡システムが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0003】

【特許文献 1】特開 2003 - 284722 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の内視鏡システム又は内視鏡装置では、例えば、胃の粘膜内部のような生体内部器官の内部情報が得られるものはなかった。

【0005】

そこで、本発明は、生体内部器官の内部情報を得ることができる内視鏡装置及び生体内部器官観察方法を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

前記目的を達成するために、本発明の内視鏡装置は、
光照射手段、分光手段、分光検出手段、及び、分光情報変換手段を含み、
前記光照射手段により、生体内部器官に赤外光を含む照射光が照射され、
前記分光手段により、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光の赤外光が、分光され、
前記分光検出手段により、分光された赤外光の波長毎の強度を含む分光情報が検出され、
前記分光情報変換手段により、前記分光情報から波長情報及び光強度情報が抽出され、前記波長情報が前記生体内部器官の表面から内部に向かう奥行情報に変換され、前記光強度

50

情報が前記奥行方向に沿った前記生体内部器官の密度又は組成情報に変換される。

【0007】

本発明の生体内部器官観察方法は、
 本発明の内視鏡装置を用いた生体内部器官観察方法であって、
 前記光照射手段により、生体内部器官に赤外光を含む照射光を照射する工程と、
 前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光の赤外光を分光する分光工程と、
 前記分光された赤外光の波長毎の強度を含む分光情報を検出する分光検出工程と、
 前記分光情報から波長情報及び光強度情報を抽出し、前記波長情報を前記生体内部器官の表面から内部に向かう奥行情報に変換し、前記光強度情報を前記奥行方向に沿った前記生体内部器官の密度又は組成情報に変換する前記分光情報変換工程を含む。

10

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、生体内部器官の粘膜等の内部情報を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、本発明の内視鏡装置の構成の一例を示す図である。
 【図2】図2は、本発明の内視鏡装置の構成の別の一例を示す図である。
 【図3】図3は、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す図である。
 【図4】図4は、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す図である。
 【図5】図5は、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す図である。
 【図6】図6は、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す図である。
 【図7】図7は、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す図である。
 【図8】図8は、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す図である。
 【図9】図9は、図8の内視鏡装置の先端部を胃に挿入した状態を示す模式図である。
 【図10】図10は、波長選択フィルターの機能の一例を示すグラフである。
 【図11】図11は、波長を変化させた三次元分光分析の概念を示す模式図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0010】

つぎに、本発明について、例を挙げて説明する。ただし、本発明は、以下の説明により、なんら限定されない。

30

【0011】

本発明の内視鏡装置は、例えば、撮像手段を含み、前記撮像手段により、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光により前記生体内部器官が撮像されてもよい。

【0012】

本発明の内視鏡装置は、例えば、光分離手段を含み、前記光分離手段により、前記照射光を照射された前記生体内部器官から出射する出射光が、前記生体内部器官の空間の位置に応じて分離されてもよい。

【0013】

本発明の内視鏡装置は、例えば、前記光照射手段が、コヒーレントアンチストークスラマン分光(CARS)用光照射手段を含み、前記CARS用光照射手段により、連続光及びレーザー光の混合光が前記生体内部器官に照射され、前記分光手段により、前記混合光に含まれる赤外光が分光され、前記撮像手段により、前記混合光のうちポンプ光によって発生するルミネッセンス散乱光が撮像されてもよい。

40

【0014】

本発明の内視鏡装置は、例えば、前記光照射手段が、赤外線連続光照射手段(SC照射手段)を含み、前記分光手段により、前記SC照射手段により照射される赤外光の一部が分光され、前記撮像手段により、前記SC照射手段により照射された赤外光の分光されていない波長の光が撮像されてもよい。

50

【 0 0 1 5 】

本発明の内視鏡装置は、例えば、前記光照射手段が、赤外チューナブルレーザーを含み、前記赤外チューナブルレーザーが、前記分光手段を兼ねていてもよい。

【 0 0 1 6 】

本発明の内視鏡装置は、例えば、焦点位置調節手段を含み、前記焦点位置調節手段により、前記光照射手段により照射される照射光の前記生体内部器官における焦点位置（深度）が調節されてもよい。

【 0 0 1 7 】

本発明の内視鏡装置は、例えば、本体部及びスコープ部を含み、前記本体部は、光源装置及びモニターを含み、前記スコープ部は、操作部、接続部及び挿入部を含み、前記光照射手段は、前記光源装置を含み、前記光源装置から照射された光を前記スコープ部の前記接続部を介して前記挿入部先端から前記生体内部器官に光を照射し、前記撮像手段で撮像された画像が前記モニターに表示され、前記分光検出手段により検出された分光情報が前記モニターに表示されてもよい。

10

【 0 0 1 8 】

本発明の生体内部器官観察方法は、例えば、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光により前記生体内部器官を撮像する撮像工程を含んでいてもよい。

【 0 0 1 9 】

本発明において、前記生体内部器官の表面から内部に向かう「奥行」は、例えば、組織内部でもよいが、組織の重なり合ったひだの奥等でもよい。具体的には、例えば、後述する胃のひだの奥等であってもよい。本発明において、前記生体内部器官の密度又は組成情報は、体液の密度又は組成情報を含む。前記体液としては、例えば、血液、リンパ液、分泌液（胃液、膵液、胆汁、消化液、唾液、その他細胞や組織からの分泌液）等がある。

20

【 0 0 2 0 】

本発明において、前記生体内部器官に照射される光は、例えば、単色光でも、また、例えば、複数の波長の光を含む混合光であっても良く、例えば、連続光、単色光又はそれらの混合光であってもよい。前記単色光は、例えば、レーザー光であってもよい。前記レーザー光は、例えば、パルスレーザー光でもよいし、CW（連続発振）レーザー光でもよい。また、前記複数の波長の光を含む混合光は、例えば、連続光であってもよく、複数の単色光の混合光であってもよい。前記連続光は、例えば、白色光、又はスーパーコンティニウム（以下「SC」ということがある。）光であってもよい。

30

【 0 0 2 1 】

本発明の内視鏡装置は、例えば、さらに、コヒーレントアンチストークスラマン分光（CARS）用光照射手段を含み、前記CARS用光照射手段により、連続光及びレーザー光の混合光が生体内部器官に照射され、前記回折格子により、前記混合光が照射された生体内部器官からの出射光に含まれるラマン散乱光が分光されてもよい。これにより、例えば、さらに感度が高い分析をすることができる。

【 0 0 2 2 】

本発明の内視鏡装置は、例えば、前記CARS用光照射手段が、波長選択フィルターを含み、前記波長選択フィルターにより、前記混合光が分光され、必要な波長の光のみが選択的に生体内部器官に照射されてもよい。また、例えば、前記波長選択フィルターが、回折格子及び波長選択マスクを含み、前記回折格子により、前記混合光が分光され、必要な波長の光のみが前記波長選択マスクを通過し、生体内部器官に照射されてもよい。

40

【 0 0 2 3 】

本発明の内視鏡装置は、例えば、前記分光手段が、さらに、狭帯域フィルターを含み、前記分光された出射光が前記狭帯域フィルターを通過してもよい。

【 0 0 2 4 】

本発明の内視鏡装置は、例えば、さらに、円偏光手段を含み、前記円偏光手段により、前記生体内部器官に入射する光が、円偏光されてもよい。この場合、例えば、本発明の内視鏡装置が、さらに、円偏光分析手段を含み、前記円偏光分析手段により、前記生体内部

50

器官の少なくとも一部における、左右の円偏光に対する吸光度の違い（二色性）が検出されてもよい。

【0025】

本発明の内視鏡装置は、例えば、さらに、直線偏光手段を含み、前記直線偏光手段により、前記連続光を照射された前記生体内部器官から出射する出射光が、直線偏光されてもよい。この場合、例えば、本発明の内視鏡装置が、さらに、直線偏光分析手段を含み、前記直線偏光分析手段により前記直線偏光が分析されることで、前記生体内部器官の少なくとも一部における、左右の円偏光に対する屈折率の違い（旋光性）が検出されてもよい。

【0026】

前記円偏光手段及び前記直線偏光手段は、特に限定されないが、例えば、円偏光板、直線偏光板、1/2波長板等を適宜含んでいてもよい。

10

【0027】

本発明において、前記分光手段による分光は特に制限されず、例えば、前記出射光がラマン散乱光であれば、ラマン分光である。

【0028】

また、本発明において、「検査」「観察」及び「分析」は、特に断らない限り、定量分析（測定）でもよいし、又は、定性分析もしくは定性的な検査又は観察でもよい。

【0029】

以下、本発明の具体的な実施形態について説明する。以下の実施形態1は、前記CARS用光照射手段により、連続光及びレーザー光の混合光が生体内部器官に照射される例である。実施形態2は、実施形態1と同様の内視鏡装置において、さらに、撮像手段を含む例である。実施形態3は、赤外線連続光照射手段（SC照射手段）を用いる例である。実施形態4は、前記光照射手段が、赤外チューナブルレーザーを含む例である。実施形態5は、胃カメラとして用いる内視鏡装置の例である。ただし、以下の実施形態は例示であり、本発明は、これにより、なんら限定されない。

20

【0030】

[実施形態1]

図1に、本発明の内視鏡装置の構成の一例を示す。同図は、前記CARS用光照射手段により、連続光及びレーザー光の混合光が生体内部器官に照射される内視鏡装置の例である。図示のとおり、この内視鏡装置は、レーザーユニット（光照射手段）10と、挿入部20と、ファイバー300とを主要構成要素とする。ファイバー300は、その両端に、それぞれ光入射部301及び光出射部302を有する。挿入部20は、その内部に、ファイバー300の光出射部302と、赤外分光ユニット20と、ビームスプリッタ51と、対物レンズ42とを含む。なお、本発明において、ビームスプリッタは、特に限定されないが、例えば、偏光分離能を有するビームスプリッタでもよいし、偏光分離能が不要ない場合は、偏光分離能を有しないーフミラー等でもよい。赤外分光ユニット20は、凹面回折格子（分光手段）21と、検出器（分光検出手段）22とを含む。凹面回折格子21は、例えば、いわゆる回折格子又はプリズムとパワーを有するコリメータ及び再結像光学系の組み合わせでもよい。また、例えば、波長フィルターを用い、前記出射光から特定の光の波長のみを取り出すようにしてもよい。ファイバー300の光入射部301には、レンズ（カップリングレンズ）41を介して、レーザーユニット100からの出射（射出）光を入射することができる。また、レーザーユニット100は、光照射手段（光源）10A及び10Bと、光路長調整ユニット101と、リレーレンズ102とにより構成される。光路長調整ユニット101は、例えば、光を反射可能なミラー等から構成されており、光源10Aから照射された連続光（ストークス光）を反射する。そして、光路長調整ユニット101が、図中の矢印に示すとおり、光源10Bからの前記連続光の照射方向に沿って前後に移動することで、前記連続光の光路長を調整できる。これによって、光路長調整ユニット101は、例えば、後述する、連続光と超短パルスレーザー（ポンプ光及びプローブ光）の生体内部器官への入射タイミングを合わせる役割を果たす。また、図1の内視鏡装置は、さらに、分光情報変換手段（図示せず）を含む。

30

40

50

【 0 0 3 1 】

光源 1 0 A は、例えば、スーパーコンティニウム光 (SC) を発する光源である。光源 1 0 B は、レーザー光 (単色パルス光) を照射する。光源 10A の中にはフェムト秒又はピコ秒レーザーが搭載されており、光源 1 0 A から照射されるスーパーコンティニウム光の励起光の役割を果たす。また、前記レーザー光は、例えば、可視光又は赤外線を超短パルスレーザーである。

【 0 0 3 2 】

図 1 の内視鏡装置は、例えば、以下のようにして使用することができる。まず、光源 1 0 A 及び 1 0 B から光を照射させる。光源 1 0 A から照射されたスーパーコンティニウム光は、光路長調整ユニット 1 0 1 により光路長が調整される。光源 1 0 B から照射されたレーザー光は、リレーレンズ 1 0 2 により反射される。これにより、前記スーパーコンティニウム光 (連続光) 及び前記レーザー光の光路が重なって混合光となる。前記混合光は、レーザーユニット 1 0 0 から出射 (射出) され、レンズ (カップリングレンズ) 4 1 を介してファイバー 3 0 0 の光入射部 3 0 1 に入射される。光入射部 3 0 1 に入射された前記混合光は、さらに、ファイバー 3 0 0 を通過し、光出射部 3 0 2 から出射される。光出射部 3 0 2 から出射された前記混合光は、ビームスプリッタ 5 1 を透過し、さらに、対物レンズ 4 2 を通って被検体 (生体内部器官、例えば胃壁等) に照射される。前記照射光 (混合光) は、被検体により反射又は散乱され、対物レンズ 4 2 を通過し、さらにビームスプリッタ 5 1 により反射され、凹面回折格子 (分光手段) 2 1 により分散される。このようにして、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光の赤外光が、分光される (分光工程)。そして、検出器 (分光検出手段) 2 2 により、分光された赤外光の波長毎の強度を含む分光情報が検出される (分光検出工程)。さらに、分光情報変換手段 (図示せず) により、前記分光情報から波長情報及び光強度情報が抽出され、前記波長情報が前記生体内部器官の表面から内部に向かう奥行情報に変換され、前記光強度情報が前記奥行方向に沿った前記生体内部器官の密度又は組成の情報に変換される (分光情報変換工程)。なお、対物レンズ 4 2 は、前記照射光の光軸に沿った方向に移動させることにより、焦点 (フォーカス) を調整することができる。これにより、例えば、前記生体内部器官の奥行方向のスキャン及び撮影が可能である。この対物レンズ 4 2 を平行移動させる手段は、「焦点位置調節手段」に該当する。

【 0 0 3 3 】

図 1 の装置によれば、前記のとおり、光源 1 0 A によるスーパーコンティニウム光 (SC) と光源 1 0 B によるレーザー光 (単色パルス光) との混合光を生体内部器官に照射し、生体内部器官内で生成されたアンチストークスラマン散乱光を凹面回折格子 2 1 により分光する。一般に、アンチストークスラマン光は通常のラマン散乱光にくらべて非常に強度が高く、かつポンプ光によって発生するルミネッセンス光の影響を受けないので、これによりさらに感度が高い分析をすることができる。

【 0 0 3 4 】

また、図 2 に、図 1 の内視鏡装置の変形例を示す。この内視鏡装置は、光出射部 3 0 2 とビームスプリッタ 5 1 との間にコリメータ 6 1 が配置され、ビームスプリッタ 5 1 と凹面回折格子 (分光手段) 2 1 との間にマイクロレンズアレイ 6 2 が配置され、さらに、対物レンズ 4 2 に代えて、光分離手段であるマイクロレンズアレイ (対物レンズアレイ) 6 3 を有すること以外は、図 1 の内視鏡装置と同じである。なお、マイクロレンズアレイ 6 2 及び 6 3 は、その側面図 (図 2 右下の点線で囲った部分) に示すとおり、紙面に垂直な方向に、複数のマイクロレンズが直列に並んで構成されている。

【 0 0 3 5 】

図 2 の内視鏡装置は、例えば、以下のようにして使用することができる。まず、光出射部 3 0 2 から前記混合光が出射されるまでは、図 1 と同様である。光出射部 3 0 2 から出射された前記混合光は、コリメータ 6 1 により平行光に反感され、ビームスプリッタ 5 1 を透過し、さらに、マイクロレンズアレイ 6 3 を通って被検体 (生体内部器官) に照射される。前記照射光 (混合光) は、被検体により反射又は散乱され、その反射光 (出射光)

が、マイクロレンズアレイ（光分離手段）63により、前記生体内部器官の空間の位置に応じて分離される。マイクロレンズアレイ63により分離された前記反射光（出射光）は、ビームスプリッタ51により反射され、マイクロレンズアレイ62により集光された後に、凹面回折格子（分光手段）21により分散される。このようにして、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光の赤外光が、分光される（分光工程）。そして、検出器（分光検出手段）22により、分光された赤外光の波長毎の強度を含む分光情報が検出される（分光検出工程）。さらに、分光情報変換手段（図示せず）により、前記分光情報から波長情報及び光強度情報が抽出され、前記波長情報が前記生体内部器官の表面から内部に向かう奥行情報に変換され、前記光強度情報が前記奥行方向に沿った前記生体内部器官の密度又は組成の情報に変換される（分光情報変換工程）。なお、前記分光情報変換手段は、例えば、前記赤外光のスペクトル解析手段を含んでいてもよい。また、マイクロレンズアレイ63は、前記照射光の光軸に沿った方向に移動させることにより、焦点（フォーカス）を調整することができる。これにより、例えば、前記生体内部器官の奥行方向のスキャン及び撮影が可能である。このマイクロレンズアレイ63を平行移動させる手段は、「焦点位置調節手段」に該当する。

10

【0036】

図2の内視鏡装置によれば、マイクロレンズアレイ（光分離手段）63により、生体内部器官からの出射光が前記生体内部器官の空間の位置に応じて分離されることで、前記出射光の空間分布情報も得ることができる。

20

【0037】

なお、図1及び2の内視鏡装置は、例えば、レーザーユニット（光照射手段）10が、波長選択フィルター（バンドパスフィルター、図示せず）を含み、混合光が、前記波長選択フィルターにより分光され、必要な波長の光のみが、選択的にレンズ41に入射され、生体内部器官に照射されてもよい。具体的には、例えば、前記混合光に含まれる光のうち、ストークス光（生体内部器官に照射される連続光のうち、プローブとなる生体内部器官中の分子の励起に関わる光）及びポンプ光（光源10Bから出射されるレーザー光）のみが前記波長選択フィルターを通過（透過）し、選択的に生体内部器官に照射される。

【0038】

図10のグラフに、前記波長選択フィルターの機能を模式的に示す。同図において、横軸は波長であり、縦軸は透過率である。図示のとおり、ポンプ光の波長 λ_p と、ストークス光の波長帯 λ_s の光のみが前記波長選択フィルターを通過し、他の波長の光はカットされる。ただし、図10は例示であり、本発明をなんら限定しない。例えば、図10におけるポンプ光の波長 λ_p 及びストークス光の波長帯 λ_s は、一例であって、本発明はこれに限定されない。また、例えば、図10ではストークス光の波長帯が1つであるが、ストークス光の波長帯が複数の場合は、前記複数の波長帯のストークス光が全て前記波長選択フィルターを透過してもよい。ストークス光の波長帯が複数であると、例えば、複数の疾患に対応する分析が可能であり、それらの早期診断等に対応できる。

30

【0039】

必要な波長以外の光を前記波長選択フィルターで遮断（カット）し、生体内部器官に入射させないようにすることで、例えば、生体内部器官に入射する光エネルギー量を抑え、生体内部器官分析の安全性を高めることができる。また、例えば、必要な波長以外の光がなくなることで、眼内で発生する散乱光及びルミネッセンス光が減少することでバックグラウンド光が減少し、ラマン光が検出しやすくなり、ラマン光の波長に対応した分析（例えば、特定タンパク質等の分子の分析）の精度が向上する。

40

【0040】

また、例えば、光源10Aとして、連続光に代えてストークス光のみを出射する単色レーザー光源を用い、前記波長選択フィルターを用いなくても、前記波長選択フィルターの使用と同様の効果を得ることができる。しかしながら、連続光を用いた方が、温度変化によるレーザー出力波長の温度ドリフトなどの不安定性に強くなる（ロバストになる）ため好ましい。

50

【0041】

ストークス光の波長帯が複数の場合は、例えば、前記波長選択フィルターを複数用い、それぞれを切り替えることで、それぞれの波長選択フィルターに対応したストークス光の波長帯を通過させるようにしてもよい。また、例えば、前記波長選択フィルターを複数用いることに加え、又はそれに代えて、前記波長選択フィルターが波長可変フィルターであってもよい。前記波長可変フィルター（チューナブルフィルター）は、例えば、ファブリペローエタロン等であってもよい。

【0042】

また、例えば、複数の波長帯のストークス光を通過させるために、前記波長選択フィルターが回折格子及び波長選択マスクを含んでいてもよい。

10

【0043】

なお、図1及び2の装置において、ストークス光（生体内部器官1に照射される連続光のうち、プローブとなる生体内部器官中の分子の励起に関わる光）の波長は、特に限定されないが、例えば、1000～1550nmである。生体内部器官中の水の吸収帯等を考慮する場合は、分析対象部位まで光が届きやすくする観点から、波長が1400nmを超えないことが好ましい。また、ポンプ光（光源10Cから出射されるレーザー光）の波長も特に限定されないが、例えば、700nm以上である。光源10Cの出力も特に限定されないが、例えば、光源10Cからの光の放出持続時間が10秒の場合、15.6mW以下である。

【0044】

また、分光手段21及び分光検出手段22は、図1及び2では、内視鏡装置の挿入部200内に配置されている。しかし、本発明の内視鏡装置において、分光手段及び分光検出手段の配置位置は、挿入部内に限定されず、他の任意の位置でもよい。以下の各実施形態においても同様である。

20

【0045】

本実施形態の内視鏡装置は、例えば、CARSによる、分光学的プローブを用いた、被検体（生体内部器官）内のプローブ物質（例えば分子など）の検知に用いることができる。

【0046】

本実施形態の内視鏡装置によれば、CARSによる分子分光イメージングによって、病原に関わる微小分子を定量的に測定可能である。

30

【0047】

本実施形態の内視鏡装置によれば、図1及び2に示したとおり、二種類の光源（10A及び10B）からの出射光（照射光）を一つのファイバーにまとめて入射できるので、内視鏡の管径をコンパクトにすることができる。

【0048】

本実施形態の内視鏡装置によれば、例えば、分光手段（凹面回折格子）21により波長ごとに分光した異なる波長の光を、同時に分光検出手段（検出器）22に照射して検出する。これにより、分析の時間同時性が確保できる。本実施形態の内視鏡装置は、このように、異なる波長の光を同時に分析できることで、例えば、複数の波長の情報をプローブとした分析に有用である。図1及び2では、異なる波長の赤外光を分光手段により分光する例を示したが、これに限定されず、例えば、異なる波長の可視光を分光してもよい。また、例えば、分析の視野（分析対象となる生体内部器官の空間の範囲）を広げるために、スキャン機構（図示せず）によりスキャンを行いながら前記生体内部器官を分析してもよい。

40

【0049】

本実施形態の内視鏡装置によれば、例えば、生体内部器官内において、前記生体内部器官への光軸に対し垂直な面を、前記生体内部器官の空間の位置に応じて分析することができる。また、前記生体内部器官からの出射光を波長ごとに分光することにより、例えば、前記面方向の分析において、さらに波長を変化させた分析（三次元分光分析）を行うことができる。詳しくは後述する。

50

【 0 0 5 0 】

[実施形態 2]

図 3 に、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す。同図の内視鏡装置は、挿入部 2 0 0 が、さらに、可視イメージング部 3 0 を含み、ビームスプリッタ 4 5 1 と凹面回折格子 2 1 との間にビームスプリッタ 5 2 が配置されていること以外は、図 1 の内視鏡装置と同じである。可視イメージング部 3 0 は、レンズ 3 1 と、撮像素子（撮像手段）3 2 とを含む。撮像素子（撮像手段）3 2 は、レンズ（撮像光学系）3 1 を通じて入射した被写体の像を検出する。撮像素子（撮像手段）3 2 は、特に限定されないが、例えば、一般的なカメラ、冷却 CCD (Charge Coupled Device) カメラ、又は CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) カメラ、又は赤外線に感度を有するカメラであってもよい。また、撮像素子（撮像手段）3 2 の撮像面（画像形成面）は、例えば、カメラレンズ、又は赤外線カメラ（例えば、波長 1.2 μm 以下の場合にはブラックシリコン素子、波長 0.7 ~ 1.8 μm の場合には InGaAs 素子や HgCdTe 素子、波長 1 ~ 5 μm の場合には InSb 素子又は HgCdTe）の撮像面であってもよい。

10

【 0 0 5 1 】

図 3 の内視鏡装置は、図 1 と同様に使用できるとともに、前記生体内部器官の撮像が可能である。具体的には、ビームスプリッタ 5 1 により反射された前記生体内部器官からの反射光（出射光）の一部が、ビームスプリッタ 5 2 により反射され、レンズ 3 1 を透過して撮像素子（撮像手段）3 2 に入射し、前記出射光により前記生体内部器官が撮像される（撮像工程）。その画像を、例えば、スペクトル解析手段（図示せず）に供し、各視野の分光スペクトルを解析する。これにより、生体内部器官の状態の微細な変化も検出可能である。なお、前記スペクトル解析手段は、例えば、前記分光情報変換手段又はその一部であってもよい。

20

【 0 0 5 2 】

また、図 4 に、図 3 の内視鏡装置の変形例を示す。図 4 の内視鏡装置は、光出射部 3 0 2 とビームスプリッタ 5 1 との間にコリメータ 6 1 が配置され、ビームスプリッタ 5 1 と凹面回折格子（分光手段）2 1 との間にマイクロレンズアレイ 6 2 が配置され、さらに、対物レンズ 4 2 に代えて、光分離手段であるマイクロレンズアレイ（対物レンズアレイ）6 3 を有すること以外は、図 3 の内視鏡装置と同じである。また、図 4 の内視鏡装置は、挿入部 2 0 0 が、さらに、可視イメージング部 3 0 を含むこと以外は、図 2 の内視鏡装置と同じである。可視イメージング部 3 0 は、レンズ 3 1 と、撮像素子（撮像手段）3 2 とを含む。

30

【 0 0 5 3 】

図 4 の内視鏡装置は、図 3 の内視鏡装置と同様に使用できるとともに、前記生体内部器官の撮像が可能である。具体的には、ビームスプリッタ 5 1 により反射された前記生体内部器官からの反射光（出射光）の一部である、前記混合光のポンプ光からのルミネッセンス散乱光が、ビームスプリッタ 5 2 により反射され、レンズ 3 1 を透過して撮像素子（撮像手段）3 2 に入射し、前記出射光により前記生体内部器官が撮像される。

【 0 0 5 4 】

また、可視イメージング部 3 0（レンズ 3 1 及び撮像手段 3 2）は、図 3 及び 4 では、内視鏡装置の挿入部 2 0 0 内に配置されている。しかし、本発明の内視鏡装置において、撮像手段の配置位置は、挿入部内に限定されず、他の任意の位置でもよい。以下の各実施形態においても同様である。

40

【 0 0 5 5 】

本実施形態の内視鏡装置は、実施形態 1 の内視鏡装置と同様に使用でき、同様の利点があるとともに、撮像素子（撮像手段）3 2 を有することで、可視イメージングが可能である。すなわち、一つの出射光により、赤外分光による生体内部器官の奥行情報と画像情報と、画像情報が同時に得られる。内視鏡装置によって赤外光による測定と可視イメージングとの両方を同時に行なう場合、例えば、可視光及び赤外光の光源をそれぞれ別々に用意し、別々のファイバーにより導入する方法がある。この場合、内視鏡の管径が太くなる等

50

の問題がある。しかし、CARSを用いれば、実施形態1でも述べたとおり、二種類の光源からの出射光（照射光）を一つのファイバーにまとめて入射できるので、内視鏡の管径をコンパクトにすることができる。また、ポンプ光からのルミネッセンス散乱光を可視光イメージに用いることで、レーザーユニット10と別の光源を準備することなく可視イメージの同時撮影が可能であり、内視鏡装置のコンパクト化が可能である。

【0056】

[実施形態3]

図5に、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す。この装置は、光照射手段（レーザーユニット）10が、スーパーコンティニウム（SC）光源である赤外線連続光源（赤外線連続光照射手段、SC照射手段）10Cからなること以外は、図3の内視鏡装置と同じである。この装置は、図3の装置と同様にして使用することができる。撮像素子（撮像手段）32においては、赤外線連続光源10Cにより照射された赤外光の分光されていない波長の光が撮像される。また、対物レンズ42による前記生体内部器官の奥行方向のスキャンにより、前記生体内部器官の奥行方向の情報を、波長情報として、検出器22により検出可能である。

10

【0057】

また、図6に、図5の内視鏡装置の変形例を示す。図6の内視鏡装置は、光出射部302とビームスプリッタ51との間にコリメータ61が配置され、ビームスプリッタ51と凹面回折格子（分光手段）21との間にマイクロレンズアレイ62が配置され、さらに、対物レンズ42に代えて、光分離手段であるマイクロレンズアレイ（対物レンズアレイ）63を有すること以外は、図3の内視鏡装置と同じである。また、図6の内視鏡装置は、光照射手段（レーザーユニット）10が、赤外線連続光源10Cからなること以外は、図4の内視鏡装置と同じである。この内視鏡装置は、図4の装置と同様にして使用することができる。撮像素子（撮像手段）32においては、赤外線連続光源10Cにより照射された赤外光の分光されていない波長の光が撮像される。また、マイクロレンズアレイ63による前記生体内部器官の奥行方向のスキャンにより、前記生体内部器官の奥行方向の情報を、波長情報として、検出器22により検出可能である。

20

【0058】

本実施形態によれば、例えば、連続光又はSC光を用いた赤外線による被検体の断層写真撮影が可能である。また、SC光などの赤外線の連続光を用いることで、粘膜内部の断層写真を波長ごとの強度分布として得ることができる。本実施形態によれば、SC光に含まれる、分光に用いていない波長帯の光を撮像用の光として用いることで、観察系の光源とすることができる。このため、別途、観察用の可視光を別のファイバーを用いて導入する場合と比べて、内視鏡の管径のコンパクト化が実現できる。

30

【0059】

また、実施形態1及び2と同様に、例えば、生体内部器官内において、前記生体内部器官への光の入射方向に対し垂直な面を、前記生体内部器官の空間の位置に応じて分析することができる。また、前記生体内部器官からの出射光を波長ごとに分光することにより、例えば、前記面方向の分析において、さらに波長を変化させた分析（三次元分光分析）を行うことができる。詳しくは後述する。

40

【0060】

また、内視鏡装置が撮像素子（撮像手段）32を有することで、実施形態2と同様に可視イメージングが可能である。ただし、これに限定されず、例えば、図5及び6の装置は、それぞれ、可視イメージング部30（レンズ31及び撮像手段32）を含んでいなくてもよい。

【0061】

[実施形態4]

図7に、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す。この装置は、光照射手段（レーザーユニット）10が、赤外チューナブルレーザー10Dからなることと、挿入部200が赤外分光ユニット20を有していないこと以外は、図3の内視鏡装置と同様であ

50

る。赤外チューナブルレーザー 10D は、赤外線を、経時的に波長を変えて射出（出射）することが可能であり、分光手段を兼ねている。また、赤外チューナブルレーザー 10D から出射される赤外光の波長を変化させることで、前記生体内部器官の奥行方向のスキャンを行うこともできる。前記生体内部器官の奥行方向の情報は、波長情報として、検出器 22 により検出可能である。

【0062】

本実施形態によれば、チューナブルレーザーを用いることで、最短波長光を用いて直接的に画像の情報が得られる。また、実施形態 1～3 では、複数の波長を含む光を分光して同時に検出するのに対し、本実施形態は、赤外チューナブルレーザーにより、赤外線を、経時的に波長を変えて射出（出射）することで、継時的に分光情報を得ることが可能である。本実施形態は、赤外チューナブルレーザー 10D が分光手段を兼ねることで、内視鏡装置の構造をシンプルかつコンパクトにできる。特に、分光手段 21 及び分光検出手段 22 を省略できるので、例えば、内視鏡の挿入部（先端部）をさらにコンパクト化することができる。

10

【0063】

[実施形態 5]

図 8 に、本発明の内視鏡装置の構成のさらに別の一例を示す。同図の内視鏡装置は、例えば、胃カメラとして用いることができる。

【0064】

本発明の内視鏡装置は、前述のとおり、光照射手段、分光手段、分光検出手段、及び、分光情報変換手段を含み、前記光照射手段により、生体内部器官に赤外光を含む照射光が照射され、前記分光手段により、前記照射光が照射された前記生体内部器官から出射する出射光の赤外光が、分光され、前記分光検出手段により、分光された赤外光の波長毎の強度を含む分光情報が検出され、前記分光情報変換手段により、前記分光情報から波長情報及び光強度情報が抽出され、前記波長情報が前記生体内部器官の表面から内部に向かう奥行情報に変換され、前記光強度情報が前記奥行方向に沿った前記生体内部器官の密度もしくは組成情報に変換される。これ以外は、本発明の内視鏡装置の構成は、特に限定されず、例えば、一般的な内視鏡装置と同様の構成を適宜用いることができる。図 8 は、その一例である。

20

【0065】

図 8 に示すとおり、内視鏡装置（胃カメラ）500 は、超音波内視鏡 400 と、内視鏡用穿刺針 401（以下、単に「穿刺針 401」と称する。）とを有する。超音波内視鏡 400 は、挿入部 200 と、操作部 409 と、ユニバーサルコード 412 と、光源装置 413 と、光学的観察部 414 と、超音波観察部 415 と、モニター 416 とを有する。挿入部 200 は、先端から体内に挿入されるように構成されている。操作部 409 は、挿入部 200 の基端に取り付けられている。ユニバーサルコード 412 は、操作部 409 の側部に第一端が接続されている。ユニバーサルコード 412 の第二端には、分岐ケーブル 412a を介して光源装置 413 が接続され、分岐ケーブル 412b を介して光学的観察部 414 が接続され、分岐ケーブル 412c を介して超音波観察部 415 に接続されている。

30

【0066】

挿入部 200 は、先端硬質部 201、能動湾曲部 204、及び可撓管部 205 が先端側からこの順に並べて設けられている。また、可撓管部 205 は、その一部が体内に挿入されるとともに、挿入部 200 と操作部 409 とを接続する部材である。したがって、可撓管部 205 は、挿入部 200 の一部であるとともに、「接続部」であるということが出来る。また、挿入部 200（接続部を含む）及び操作部 409 を合わせたものが「スコープ部」に該当する。また、可撓管部 205 は、その内部に、ファイバー（図示せず）が通っており、前記ファイバーを介して、生体内部器官に光照射することができる。

40

【0067】

また、内視鏡装置（胃カメラ）500 は、分光手段、分光検出手段、及び、分光情報変換手段（図示せず）を有する。分光手段及び分光検出手段（図示せず）は、例えば、挿入

50

部 200 内に、実施形態 1 ~ 3 (図 1 ~ 6) と同様に設けられている。また、内視鏡装置 500 は、さらに、撮像手段 (図示せず) を有していてもよい。前記撮像手段は、例えば、挿入部 200 内に、実施形態 2 及び 3 (図 3 ~ 6) と同様に設けられていてもよい。しかしながら、前述のとおり、分光手段、分光検出手段、及び撮像手段の配置位置は、挿入部 200 内に限定されず、他の任意の位置でもよい。

【0068】

先端硬質部 201 は、例えば、光学撮像機構 (撮像手段) 202 と、超音波走査機構 203 と、起上台とを有する。光学撮像機構 202 は、光学的観察を行うための機構である。超音波走査機構 203 は、超音波観察を行うための機構である。前記起上台は、チャンネル 407 に挿通された穿刺針 401 の向きを調整するための機構である。光学撮像機構 202 は、特に限定されないが、例えば、撮像光学系と、イメージセンサ (撮像素子) と、前記イメージセンサの動作を制御する CPU 等 (図示せず) により構成されていてもよい。撮像光学系は、先端硬質部 201 の斜め前方に視野が向けられている。前記イメージセンサは、例えば、撮像光学系を通じて入射した被写体の像を検出する。前記イメージセンサ (撮像素子) は、特に限定されないが、例えば、一般的なカメラ、冷却 CCD (Charge Coupled Device) カメラ、又は CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) カメラ、又は赤外線に感度を有するカメラであってもよい。

10

【0069】

超音波走査機構 (プロブ) 203 は、超音波を出射し、受信する図示しない超音波振動子を有する。超音波走査機構 203 は、超音波振動子が発した超音波が観察対象に当たって反射した反射波を超音波振動子によって受信し、超音波振動子が受信した超音波に基づいた信号を超音波観察部 415 へ出力する。超音波走査機構 203 は、例えば、生検対象となる組織の超音波画像を取得し、また、例えば、生検の手技の過程で穿刺針 401 の針管の超音波画像を取得するために使用される。

20

【0070】

能動湾曲部 204 は、筒状をなす複数の関節が挿入部 200 の中心線方向に並べて連結されて構成される筒状部材である。能動湾曲部 204 は、能動湾曲部 204 の先端 204a (図 2 参照) に固定され操作部 409 まで延びる図示しないアングルワイヤを操作部 409 において牽引操作することによって、所定の方向へ湾曲する。本実施形態の能動湾曲部 204 は、超音波操作機構 203 の超音波の走査方向に沿って 2 方向に湾曲可能である。本実施形態において、能動湾曲部 204 の基端の位置は、特に限定されないが、例えば、挿入部 200 の先端から 9 ~ 10 センチメートルの位置にあってもよい。なお、能動湾曲部の湾曲方向は 2 方向に限定されず、例えば、4 方向であってもよい。

30

【0071】

前記起上台及び能動湾曲部 204 は、いずれも、穿刺針 1 を操作部 409 による能動的な湾曲操作に応じて湾曲形状に変形させる湾曲付与手段である。

【0072】

可撓管部 205 は、管腔組織内や体腔内において先端硬質部 201 を所望の位置に案内できるように柔軟に形成された筒状部材である。能動湾曲部 204 と可撓管部 205 とのそれぞれの内部には、チャンネル 407 と、送気送水や吸引などを行うための図示しない管路とが設けられている。可撓管部 205 のうち、能動湾曲部 204 の基端から所定の長さの範囲を、本発明では「倣い湾曲領域」と定義するが、詳細については後述する。

40

【0073】

また、操作部 409 は、超音波内視鏡 400 を使用する術者が手に持つことができるように形成されている。操作部 409 は、湾曲操作機構 410 と、複数のスイッチ 411 とを有する。湾曲操作機構 410 は、アングルワイヤを牽引して能動湾曲部 204 を湾曲動作させたり、起上用ワイヤを牽引して前記起上台を動作させたりする機構である。複数のスイッチ 411 は、管路を通じて送気、送水、あるいは吸引をするためのスイッチである。

【0074】

50

図 8 の内視鏡装置において、穿刺針 4 0 1 の操作部は、図示のとおり、操作本体 4 1 9 と、針スライダ（針管操作部）4 2 3 と、取り付けアダプタ 4 1 8 とを有する。取り付けアダプタ 4 1 8 は、操作本体 4 1 9 に連結されている。針スライダ 4 2 3 は、操作本体 4 1 9 の基端側に設けられている。

【 0 0 7 5 】

操作本体 4 1 9 は、針管及びシース部が挿通可能な管腔を有する。操作本体 4 1 9 の先端側には、取り付けアダプタ 4 1 8 が取り付けられている。操作本体 4 1 9 の基端側は、管状に形成された針スライダ 4 2 3 に挿入されている。操作本体 4 1 9 と取り付けアダプタ 4 1 8、及び操作本体 4 1 9 と針スライダ 4 2 3 は、外周面に形成された図示しない溝あるいは凸部等が互いに係合することにより、軸線まわりの相対回転が抑制されつつ軸線方向に摺動可能である。また、針スライダ 4 2 3 は、ストッパ 4 6 1 により移動が規制される。具体的には、針スライダ 4 2 3 はストッパ 4 6 1 と接触する位置まで操作本体 4 1 9 に対して前進できる。操作本体 4 1 9 に対するストッパ 4 6 1 の固定位置を調節することで、針管のシース部からの最大突出長を調節することができる。

10

【 0 0 7 6 】

取り付けアダプタ 4 1 8 は、超音波内視鏡 4 0 0 のチャンネル 4 0 7 の先端からの前記シース部の突出量を調整するために設けられている。取り付けアダプタ 4 1 8 は、取り付けアダプタ 4 1 8 の長手軸に沿って、操作本体 4 1 9 に対して移動可能に連結されている。取り付けアダプタ 4 1 8 の先端部は、超音波内視鏡 4 0 0 の基端口金 4 0 7 b に着脱可能である。

20

【 0 0 7 7 】

光源装置 4 1 3 は、例えば、光学撮像機構 2 0 2 によって撮像するための照明光を発するための装置である。光源装置 4 1 3 は、例えば、実施形態 1 ~ 4（図 1 ~ 7）のいずれかにおける光照射手段 1 0 と同様の光照射手段（光源）を含む。光源装置 4 1 3 から照射された光を、可撓管部 2 0 5 を介して挿入部 2 0 0 の先端から前記生体内部器官に光を照射することができる。

【 0 0 7 8 】

光学的観察部 4 1 4 は、光学撮像機構 2 0 2 のイメージセンサによって撮像された映像をモニター 4 1 6 に映し出すように構成されている。また、前記分光検出手段により検出された分光情報が前記モニターに表示される。

30

【 0 0 7 9 】

超音波観察部 4 1 5 は、超音波走査機構 2 0 3 から出力された信号を受信し、この信号に基づいて画像を生成してモニター 4 1 6 に映し出すように構成されている。

【 0 0 8 0 】

図 9 に、内視鏡 4 0 0 の先端部（挿入部）2 0 0 を胃に挿入した状態を示す。同図では、超音波走査機構 2 0 3 を十二指腸球部 D b の後壁に接触させるため、能動湾曲部 2 0 4 は大きな湾曲角度で湾曲されている。能動湾曲部 2 0 4 の基端から基端側の挿入部 2 0 0 のうち、做い湾曲領域 R 1 の少なくとも一部、例えば能動湾曲部 2 0 4 の基端から 2 5 センチメートルの位置を含む近傍の領域は、胃 S t の大弯 G c に接触するように湾曲されている。このように、做い湾曲領域 R 1 とは、内視鏡の先端部を十二指腸球部 D b に位置させたときに、大弯 G c の湾曲形状に倣って大弯 G c に沿うように配置されることが可能な挿入部の一定長さの領域を意味する。挿入部 2 0 0 のうち、做い湾曲領域 R 1 の基端よりも基端側の領域は、概ね直線状に噴門 C o まで延びている。做い湾曲領域 R 1 は、大弯 G c から外力を受けて受動的に湾曲される部分である。做い湾曲領域 R 1 は、大弯 G c から外力を受けても、内視鏡 4 0 0 の先端部を十二指腸球部 D b まで進めた状態では能動湾曲部 2 0 4 よりも曲率半径は大きい状態である。

40

【 0 0 8 1 】

挿入部 2 0 0 が図 9 に示すような形状であるとき、做い湾曲領域 R 1 の基端よりも基端側の領域は通常略直線状であり、胃壁から力を受けにくいいため、挿入部 2 0 0 の先端に設けられた超音波走査機構 2 0 3 の位置を安定させることには寄与しない。したがって、做

50

い湾曲領域 R 1 が大弯 G c 部分の胃壁からの力を受け易いか否かが、手技中における超音波走査機構 2 0 3 の位置の安定性を大きく左右する。

【 0 0 8 2 】

穿刺位置の決定後、術者又は介助者は、内視鏡 4 0 0 のチャンネル 4 0 7 に初期状態の穿刺針 4 0 1 の先端を挿入する。取り付けアダプタ 4 1 8 を基端口金 4 0 7 b に固定すると、穿刺針 4 0 1 が内視鏡 4 0 0 に装着される。穿刺針 4 0 1 が内視鏡 4 0 0 に装着された状態におけるシース部 7 のチャンネル 4 0 7 先端からの突出量は、操作本体 4 1 9 を操作して所望の長さに設定できる。例えば、光学撮像機構 2 0 2 でシース部 4 0 7 から突出する針管の先端を好適に観察できる程度の、例えば 1 0 ミリメートル程度に設定してもよい。

10

【 0 0 8 3 】

図 9 の状態から、例えば、単に、胃壁表面、胃の粘膜表面、胃壁内部、胃の粘膜内部等を内視鏡 4 0 0 により観察してもよい。また、例えば、穿刺針 4 0 1 により胃壁に穿孔し、生検対象の組織を採取して生検を行ってもよい。生検対象の組織が胃、十二指腸等の消化管である場合は、穿孔を行わず、前記消化管の組織を直接採取してもよい。本発明の内視鏡装置において、生体内部器官の組織を採取するための採取手段としては、特に限定されず、例えば、一般的な内視鏡装置と同様の手段を適宜採用できる。前記組織の採取手段は、具体的には、例えば、前記組織を切り取るための手段（例えば鉗子等）でもよいし、前記組織を吸引する（吸い取る）ための手段でもよい。また、本発明の内視鏡装置は、生検用の組織採取以外の任意の目的で、例えば、疾患の治療等を目的として、生体内部器官の組織を処置するための手段を有していてもよい。前記手段は、特に限定されないが、例えば、前記組織を切除する手段（例えば鉗子等）、前記組織を吸引する（吸い取る）ための手段、又は前記組織を焼くための手段が挙げられる。また、本発明において、前記生体内部器官の組織としては、消化器等の各器官の組織があげられ、特に限定されないが、例えば、胃壁組織、腸壁組織、胆のうの組織、肝臓の組織、すい臓の組織、これら器官のがん組織等が挙げられる。

20

【 0 0 8 4 】

胃壁にはひだがあり、このひだは、胃が拡張すれば伸び、空腹時には収縮する。スキルス胃がんは、このひだの奥に発生する。すなわち、スキルス胃がんは、胃壁にがん細胞が広がっていくのではなく、胃の粘膜の下にがん細胞が広がっていく。このため、スキルス胃がんは、通常は、ひだを広げて検査する等の特殊な検査方法を用いない限り、発見がきわめて困難である。さらに、スキルス胃がんは、通常の初期症状のような隆起や出血もなく、静かに進行していくため、いっそう発見が困難である。このため、スキルス胃がんが発見されたときには、すでに治療が不可能又はきわめて困難な状態となっている場合がある。しかしながら、本発明によれば、例えば、胃壁のひだを透過可能な赤外光を用いて検査を行うことにより、胃壁のひだの奥のスキルス胃がんも容易に発見できる。このため、本発明は、スキルス胃がんの早期発見及び早期治療に有用である。

30

【 0 0 8 5 】

[本発明の用途]

本発明の内視鏡装置及び生体内部器官分析方法は、例えば、以下の用途に用いることができる。ただし、これらは例示であって、本発明をなんら限定しない。

40

【 0 0 8 6 】

本発明によれば、例えば、生体内部器官内において、前記生体内部器官への光の入射方向に対し垂直な面を、前記生体内部器官の空間の位置に応じて分析することができる。分析対象とする前記面は、特に限定されないが、例えば、胃壁や腸壁であってもよい。

【 0 0 8 7 】

また、本発明によれば、前記生体内部器官からの出射光を波長ごとに分光することにより、例えば、前記面方向の分析において、さらに波長を変化させた分析（三次元分光分析）を行うことができる。図 1 1 に、本発明における三次元分光分析の概念を模式的に示す。図 1 1 は、前記平面方向（X 方向及び Y 方向とする）に加え、さらに、波長の変化（Z

50

方向とする)に応じた分析を行うことを示している。異なる波長帯で三次元分光分析を行うことによって、例えば、生体内部器官の断層写真の撮像により、赤外線波長の違いによる深度の違いの分析を行うことができる。また、例えば、可視光又は赤外線特定の波長の吸収を利用して、疾患の検査に用いることができる。

【0088】

また、本発明によれば、例えば、前記生体内部器官への光の入射方向に対し垂直な面方向に加え、前記光の入射方向に平行な方向(前記生体内部器官の奥行き方向)も含めて三次元的に分析することも可能である。また、これに加え、さらに波長を変化させた分析(四次元分光分析)を行うことができる。また、例えば、前記波長を変化させた四次元分光分析に加え、さらに、測定時刻を変化させた(測定方向に時間を加えた)五次元分光分析も可能である。

10

【0089】

また、本発明によれば、例えば、前記生体内部器官内の空間の特定位置において、前記特定位置からの出射光の波長と、前記出射光の偏光方位角()との関係を二次元的にプロットすることで、前記特定位置における生体内部器官の状態を分析できる。前記生体内部器官の状態としては、例えば、疾患の進行度合い等が挙げられる。

【0090】

また、本発明の用途は、前記の説明に限定されず、生体内部器官分析における任意の用途に広く使用可能である。本発明によれば、例えば、非侵襲的に、かつ簡便に生体内部器官の分析を行うことができる。例えば、本発明によれば、前述のとおり、胃壁のひだを透過可能な赤外光を用いて検査を行うことにより、スキルス胃癌の早期発見及び早期治療に有用である。また、同様の理由により、本発明は、スキルス胃癌に限定されず、通常は発見が困難な生体内部器官の内部(例えば、粘膜の奥行き方向)における疾患を、非侵襲で早期発見できるというメリットがある。これは、従来の内視鏡では実現できなかった優れた効果である。前記疾患としては、特に限定されないが、例えば、スキルス胃癌等のがん、悪性腫瘍等が挙げられる。また、本発明において、前記生体内部器官の観察は、特に限定されないが、例えば、細胞の状態又はその変化の観察、及び、前記生体内部器官内の物質又はその変化の分子レベルでの観察が挙げられる。

20

【0091】

また、本発明では、例えば、前述のとおり、生体内部器官に照射する光を、複数の波長の光を含む混合光(例えば、白色光、SC光等の連続光、又は複数の単色光の混合光)とすることができる。現在広く用いられている波長掃引型OCT(SS-OCT: Swept Source Optical Coherence Tomography)では、複数の波長の光を時間的に分けて入射するため、測定(分析)時間が長くなり、患者への負担も大となる。これに対し、本発明においては、例えば、前記複数の波長の光を含む混合光を一度だけ生体内部器官に照射するのみで生体内部器官の分析が可能である。これにより、SS-OCTと比較して分析時間を大幅に短縮可能であり、患者への負担を軽減できる。ただし、この説明は例示であり、本発明をなんら限定しない。

30

【0092】

以上、実施形態1~5により、本発明の内視鏡装置及び生体内部器官分析方法の例について説明し、さらに、本発明の用途の例について説明した。ただし、本発明は、これらに限定されず、任意の変更が可能である。例えば、分光法としては、CARS等のラマン分光法を中心に説明したが、本発明に用いることのできる分光法はこれに限定されず、例えば、フーリエ分光、時間領域分光(time domain)等の、一般的に用いられる任意の分光法を使用可能である。前記時間領域分光は、例えば、パルス光を用いた時間領域分光でもよい。

40

【0093】

また、分光手段、分光検出手段及び撮像手段は、実施形態1~5では、内視鏡の挿入部(先端部)内に配置する例を説明したが、前述のとおり、その他の任意の位置に配置してもよい。具体的には、例えば、分光手段、分光検出手段及び撮像手段の少なくとも一つを

50

、広帯域ファイバー、ファイバーバンドル等を通して内視鏡の挿入部（先端部）と接続することにより、内視鏡の挿入部（先端部）の外部に設置してもよい。

【0094】

また、本発明の内視鏡装置は、例えば、分光手段、分光検出手段及び撮像手段をカプセル内に設置することで、服用可能なカプセルユニットとしてもよい。例えば、このカプセルユニットを服用し、得られた撮影画像、装置の駆動信号（例えば赤外線分光データ等）を、電波、赤外線等を用いて受信することで、無線方式による検査を実現できる。

【0095】

また、本発明の内視鏡装置は、例えば、測定視野を広げる等の目的で、複数の内視鏡を用いて同時に測定してもよい

10

【0096】

また、本発明の内視鏡装置において、例えば、前記直線偏光手段又は前記円偏光手段を用いる場合、例えば、スペクトル解析手段によって異なる方向の直線偏光又は円偏光の分光スペクトルを比較してもよい。これにより、例えば、生体内部器官の少なくとも一部における、左右の円偏光に対する屈折率の違い（旋光性）が検出されてもよい。これにより、例えば、前記生体内部器官中の光学異性体の検出を行うことができる。前記光学異性体としては、例えば、アミノ酸又はアミノ酸残基のL体とD体が挙げられる。

さらに、検診対象者に染色剤を投与し、染色条件下で、本発明の内視鏡装置を用いて診断してもよい。

【産業上の利用可能性】

20

【0097】

以上、説明したとおり、本発明によれば、生体内部器官の状態の微細な変化も検出可能で、疾患の早期発見及び迅速診断等に有用な内視鏡装置及び生体内部器官分析方法を提供することができる。これにより、本発明によれば、器官の一部を採取しなくても、がん等の疾患を早期に、かつ迅速に診断可能になる場合があり、この場合は、PET等のような大掛かりかつ高価な診断装置を使用する必要がなくなり、低コストでの診断が可能となる。

【符号の説明】

【0098】

- 10 レーザーユニット（光照射手段）
- 10A、10B、10C、10D 光源
- 20 赤外分光ユニット
- 21 凹面回折格子（分光手段）
- 22 検出器（分光検出手段）
- 41 レンズ
- 42 対物レンズ
- 51、52 ビームスプリッター
- 61 コリメータ（コリメータレンズ）
- 62 マイクロレンズアレイ
- 63 マイクロレンズアレイ（対物レンズアレイ、光分離手段）
- 101 光路長調整ユニット
- 102 リレーレンズ
- 200 挿入部
- 201 先端硬質部
- 202 光学撮像機構
- 203 超音波走査機構
- 204 能動湾曲部
- 205 可撓管部（接続部）
- 300 ファイバー
- 301 光入射部
- 302 光出射部

30

40

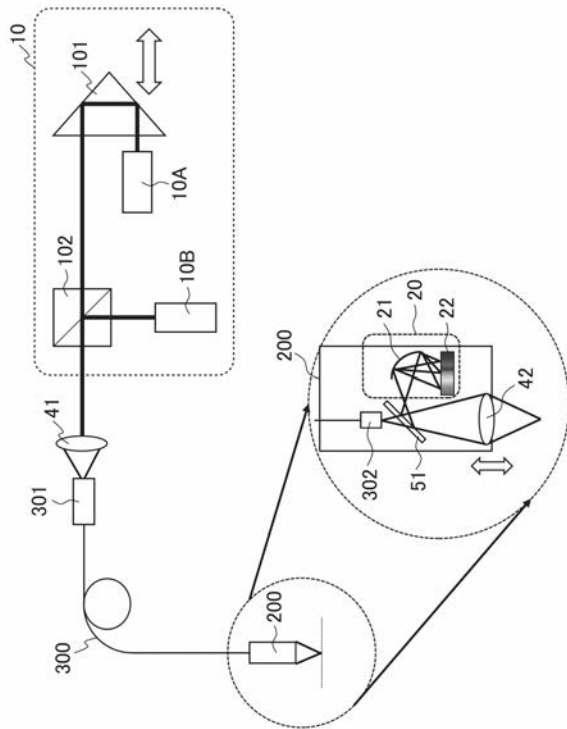
50

- 4 0 0 超音波内視鏡
- 4 0 1 内視鏡用穿刺針
- 4 0 7 チャンネル
- 4 0 7 b 基端口金
- 4 0 9 操作部
- 4 1 2 ユニバーサルコード
- 4 1 2 a、4 1 2 b、4 1 2 c 分岐ケーブル
- 4 1 3 光源装置
- 4 1 4 光学的観察部
- 4 1 5 超音波観察部
- 4 1 6 モニター
- 4 1 8 取り付けアダプタ
- 4 1 9 内視鏡用穿刺針 4 0 1 の操作本体
- 4 2 3 針スライダ (針管操作部)
- 4 6 1 ストップ
- 5 0 0 内視鏡装置
- R 1 倅い湾曲領域
- S t 胃
- G c 胃の大弯
- D b 十二指腸球部

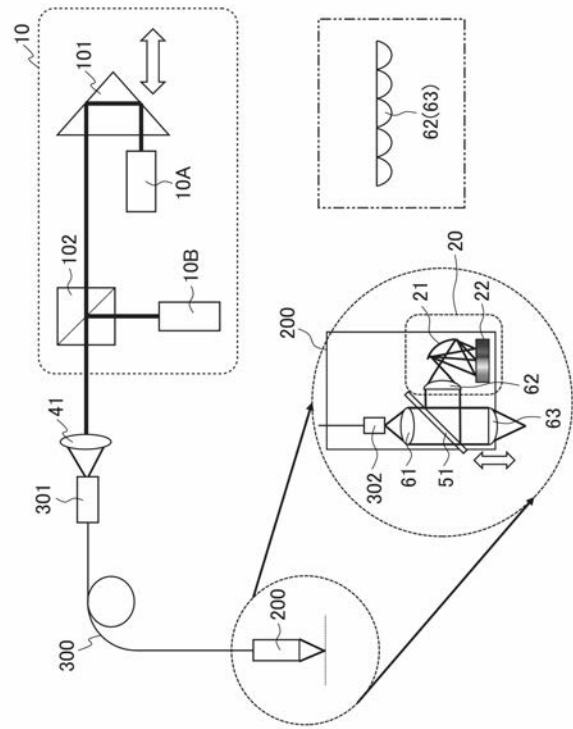
10

20

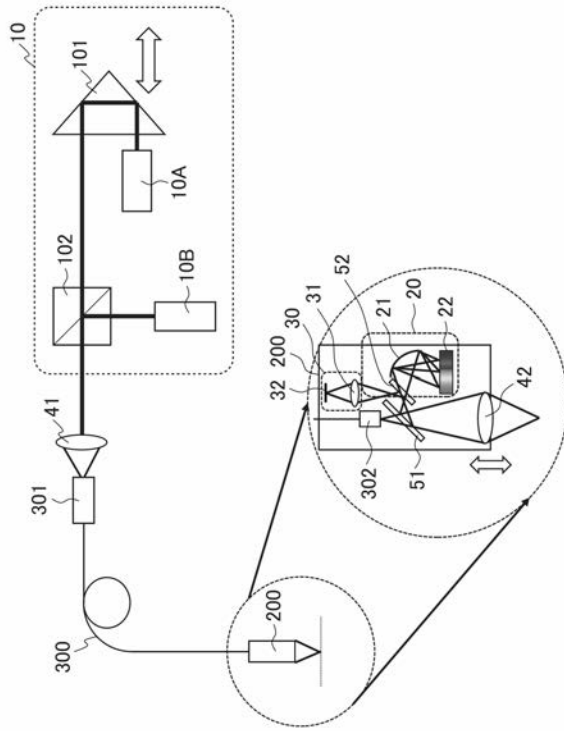
【 図 1 】



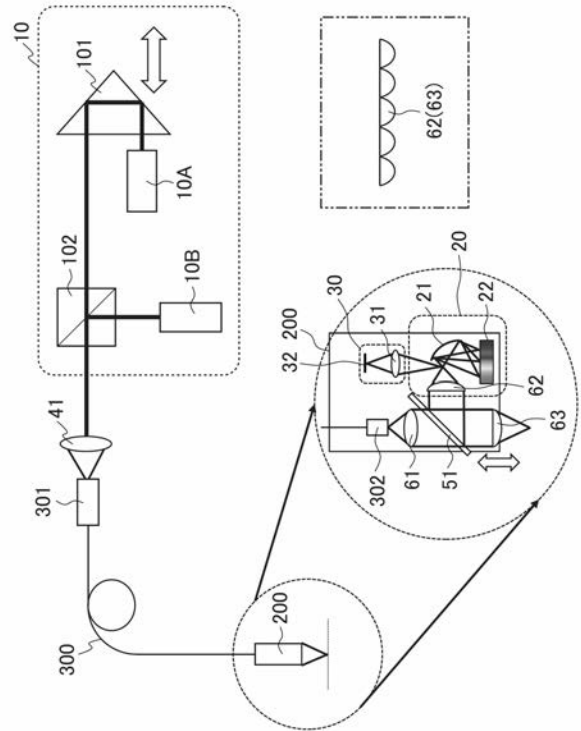
【 図 2 】



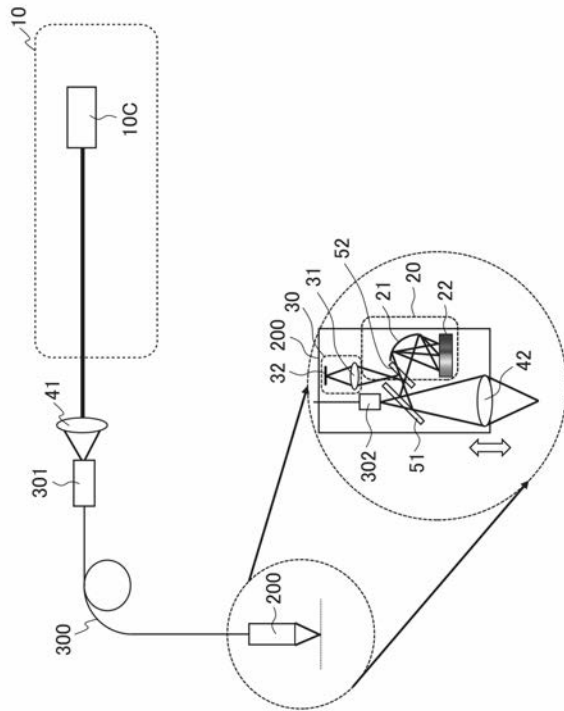
【 図 3 】



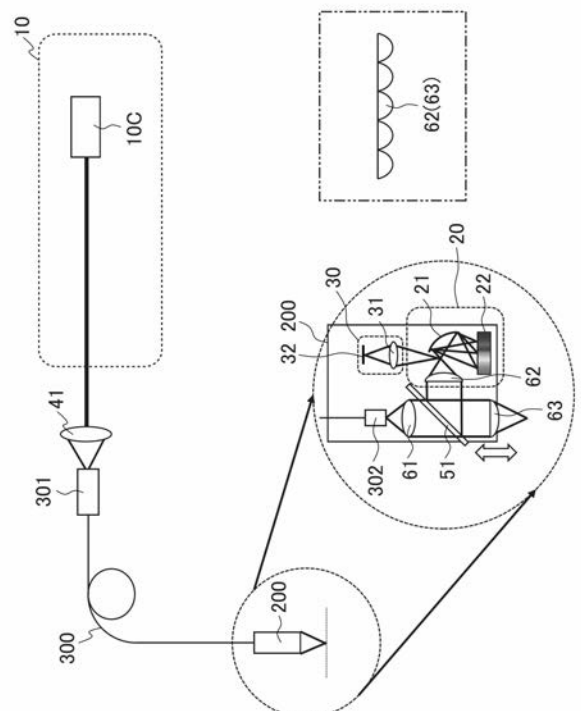
【 図 4 】



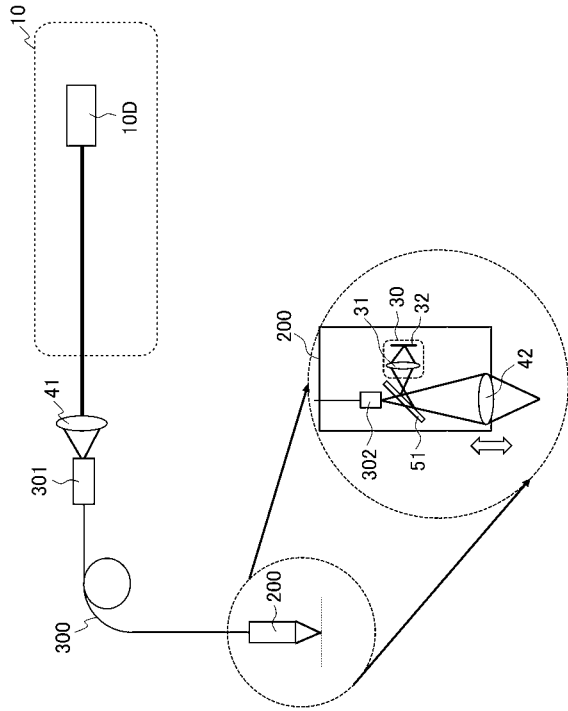
【 図 5 】



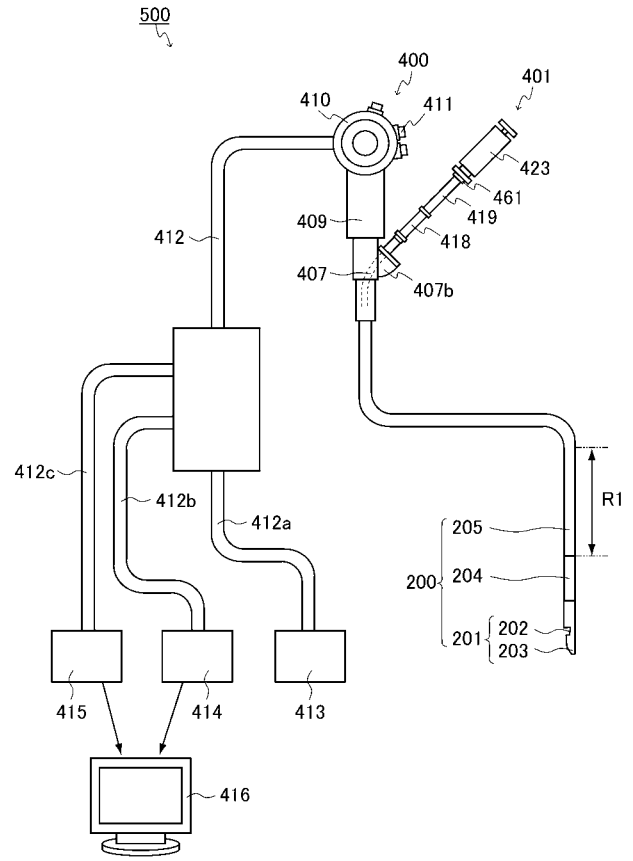
【 図 6 】



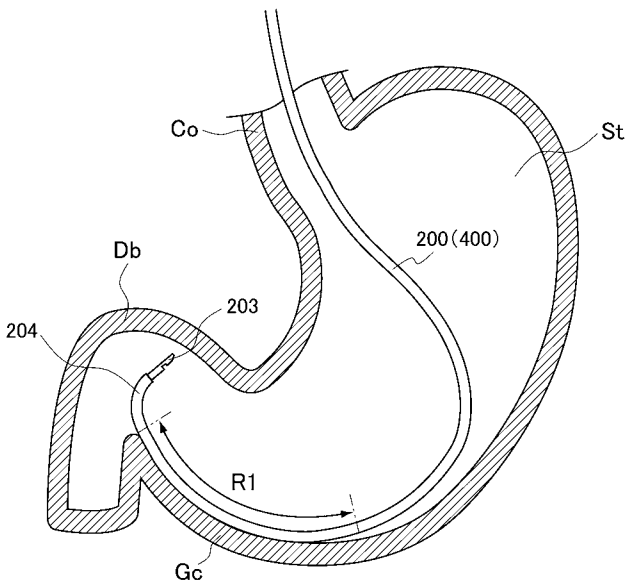
【 図 7 】



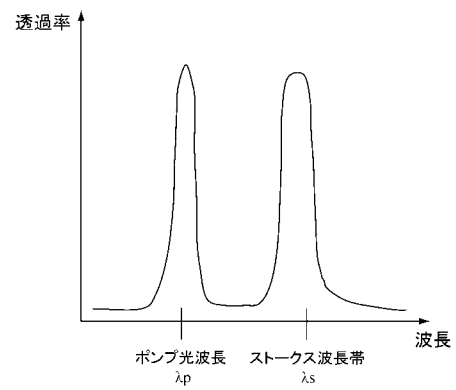
【 図 8 】



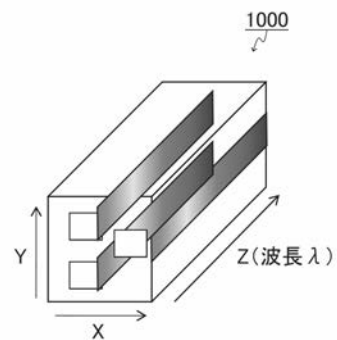
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

(72)発明者 池田 優二

京都府京都市左京区岩倉中町460-102

Fターム(参考) 2H040 CA12 GA02

4C161 AA01 AA04 CC06 CC07 DD03 DD07 FF46 HH51 LL02 QQ03

专利名称(译)	内窥镜装置和内脏器官观察方法		
公开(公告)号	JP2018075108A	公开(公告)日	2018-05-17
申请号	JP2016217657	申请日	2016-11-07
申请(专利权)人(译)	株式会社朝日展望		
[标]发明人	小出珠貴 池田優二		
发明人	小出 珠貴 池田 優二		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.512 A61B1/00.550 A61B1/00.735 A61B1/045.615		
F-TERM分类号	2H040/CA12 2H040/GA02 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/QQ03		
代理人(译)	TsujiMaru 一郎		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够获得生物体内部器官的内部信息的内窥镜装置和观察生物体内部器官的方法。 解决方案：本发明的内窥镜设备包括光照射装置10，光谱装置21，光谱检测装置22和光谱信息转换装置，通过光照射装置10将包括红外光的照射光照射到生物体的内脏器官，从照射光照射的生物体内脏器官发出的出射光的红外光被光谱装置21分离，通过光谱检测装置22检测包括分离的红外光的每个波长的强度的光谱信息，由光谱信息转换单元，从频谱信息的波长信息和光强信息被提取，波长信息被转换为朝向从活体器官的表面的内侧的深度信息，光强度信息为在深度方向对于生物体内部器官的密度或组成信息。 点域1

