

(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2011-62348

(P2011-62348A)

(43) 公開日 平成23年3月31日(2011.3.31)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A61B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

2H040

A61B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 300

4 C O 6 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06

GO2B 23/24 (2006.01)

GO 2 B 23/24

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-215627 (P2009-215627)

(22) 出願日 平成21年9月17日 (2009. 9. 17)

(71) 出願人 306037311

富士フイルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74) 代理人 100115107

弁理士 高松 猛

(74) 代理人 100132986

弁理士 矢澤 清純

(72) 發明者 石井 秀一

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4

番地 富士フイルム株式会社内

F ターム (参考) 2H040 CA04 CA06 CA23 CA27 GA02

GA05 GA11

4C061 AA00 BB08 CC06 CC07 DD00

FF40 FF46 GG01 HH54 NN01

NN05 QQ04 RR17 RR26 WW17

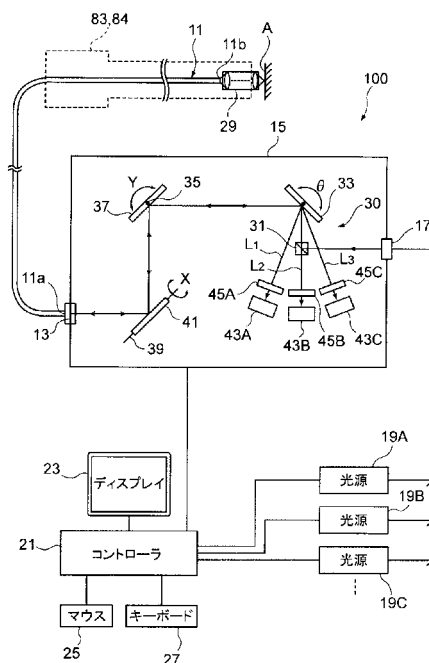
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】複数種の蛍光物質を任意に組み合わせることで蛍光観察を行う場合でも、励起光源波長、受光蛍光波長のミスマッチを発生させることなく、生体組織をリアルタイムで観察可能な内視鏡システムを提供し、これにより、内視鏡システムを用いた診断の適用範囲を広める。

【解決手段】被検体の所定の観察領域に走査光を照射して2次元画像を取得する際に、2次元画像の単位画素に対応する単位主走査期間内に、複数の光源19A、19B、19Cをそれぞれ順次パルス発光させ、この単位主走査期間内で検出器43A、43B、43Cによりパルス発光のタイミングに同期して各光源19A、19B、19Cに対する戻り光を検出することを主走査方向および副走査方向に対して繰り返し、一画面分の走査で各光源19A、19B、19Cに対応する複数の2次元画像を生成するようにした。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

互いに異なる発光波長帯を有する複数の光源と、

前記複数の光源からの出射光を、各出射光の光軸の垂直面上で主走査方向及び該主走査方向と直交する副走査方向に 2 次元走査した走査光を出力する光走査手段と、

内包される導光路の基端に前記光走査手段から走査光が導入され、前記導光路の先端に対物光学系が配設された導光手段と、

前記走査光を前記導光手段先端の対物光学系から被検体の観察領域に向けて照射した際に、前記観察領域から前記導光手段の導光路を通じて戻り来る戻り光を前記走査光の走査位置毎に検出する光検出手段と、

前記光走査手段による前記走査光の走査位置情報及び前記光検出手段による各走査位置における光検出情報を用いて前記観察領域に対応した検出光の 2 次元画像を生成する制御部と、

を備え、

前記制御部が、前記 2 次元画像の単位画素に対応する単位主走査期間内に、前記複数の光源をそれぞれ順次パルス発光させ、この単位主走査期間内で前記光検出手段により前記パルス発光のタイミングに同期して各光源に対する前記戻り光を検出することを主走査方向及び副走査方向に対して繰り返し行う内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡システムであって、

前記対物光学系が、前記導光路の光出射端を第 1 の焦点位置、該第 1 の焦点位置と共役な関係となる第 2 の焦点位置を前記観察領域とした共焦点光学系を構成する内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡システムであって、

前記導光手段の導光路が、屈折率の異なるコアとクラッドを有する光ファイバを多数本束ねて形成されている内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 1 ～請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、

前記光検出手段が、前記複数の光源それぞれに対応付けされた特定の発光波長帯の光成分を少なくとも除去する波長選択透過フィルタと、を有する内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 1 ～請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、

前記複数の光源がレーザ光を出射し、前記光検出手段は前記レーザ光を励起光として前記観察領域が発する蛍光を検出する内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 5 記載の内視鏡システムであって、

前記光検出手段が、予め被検体に投与された蛍光物質からの蛍光を検出する内視鏡システム。

【請求項 7】

請求項 5 記載の内視鏡システムであって、

前記光検出手段が、被検体からの自家発光を検出する内視鏡システム。

【請求項 8】

請求項 1 ～請求項 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、

前記導光手段は、前記導光路に接続される対物光学系を内視鏡スコープの鉗子口から鉗子チャンネルに挿通し、前記内視鏡スコープの挿入部先端部位から前記対物光学系の先端を表出させることができる内視鏡システム。

【請求項 9】

請求項 1 ～請求項 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、

前記対物光学系が内視鏡挿入部の先端部位に固設され、前記導光体が前記対物光学系か

10

20

30

40

50

ら延設されている内視鏡システム。

【請求項 10】

請求項 1～請求項 9 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、
前記生成された 2 次元画像に基づく情報を表示する画像表示手段を備えた内視鏡システム。

【請求項 11】

請求項 10 記載の内視鏡システムであって、
前記制御手段が、前記複数の光源に対応して前記生成された複数の 2 次元画像を、それぞれ任意の基本色に割り当てて疑似カラー画像を生成し、前記画像表示手段に表示させる内視鏡システム。

10

【請求項 12】

請求項 11 記載の内視鏡システムであって、
前記画像表示手段が、前記複数の光源それぞれに対応する前記疑似カラー画像のうち、1 つの光源に対応する画像情報を単独に、あるいは複数の光源に対応する画像情報を同時に表示する内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の所定の観察領域に走査光を照射して 2 次元画像情報を取得する内視鏡システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来より、観察したい生体組織にレーザ光を照射し、その生体組織からの反射光のうち対物光学系の物体側焦点位置の反射光のみを共焦点光学系により選択的に抽出し、この焦点位置を物体側焦点面内で走査することで、焦点面の 2 次元画像を得るようにした共焦点レーザプローブが提案されている（例えば特許文献 1）。また、この共焦点レーザプローブを電子顕微鏡と組み合わせた内視鏡システムや、共焦点レーザプローブを内視鏡の鉗子チャンネルから挿入し、内視鏡的に顕微鏡像（超拡大画像）を得る共焦点内視鏡システムもある（例えば特許文献 2）。このような共焦点内視鏡システムによれば、通常の観察光学系によって得られる像よりも高倍率かつ高解像度な像を観察できる。更に、生体に蛍光物質を投与した際に、生体に蛍光物質の励起光を照射することにより蛍光物質の発した蛍光を検出し、S/N 比が良好な画像を構築して、これを表示する共焦点内視鏡システムもある（例えば非特許文献 1）。

30

【0003】

ところが、共焦点内視鏡システムで生体組織を観察する場合、一般に励起光源は予めシステム（製品）によって決定されており、したがって使用する蛍光物質の種類も限定される。そして、分子イメージング分野等においては、所望の観察対象にマッチした様々な蛍光物質を使用して粘膜内の超拡大画像を観察するが、その場合、励起光源波長、受光蛍光波長のミスマッチが発生することがあり、任意の蛍光観察ができない事態に陥る。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2000 - 121961 号公報

【特許文献 2】特表 2006 - 511309 号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献 1】日本消化器内視鏡学会雑誌, Vol. 49, No.10, (2007)「共焦点内視鏡による超拡大観察」

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 6 】

本発明は、複数種の蛍光物質を任意に組み合わせて蛍光観察を行う場合でも、励起光源波長、受光蛍光波長のミスマッチを発生させることなく、生体組織をリアルタイムで観察可能な内視鏡システムを提供し、これにより、内視鏡システムを用いた診断の適用範囲を広めることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明は下記構成からなる。

互いに異なる発光波長帯を有する複数の光源と、

前記複数の光源からの出射光を、各出射光の光軸の垂直面上で主走査方向及び該主走査方向と直交する副走査方向に２次元走査した走査光を出力する光走査手段と、

内包される導光路の基端に前記光走査手段から走査光が導入され、前記導光路の先端に対物光学系が配設された導光手段と、

前記走査光を前記導光手段先端の対物光学系から被検体の観察領域に向けて照射した際に、前記観察領域から前記導光手段の導光路を通じて戻り来る戻り光を前記走査光の走査位置毎に検出する光検出手段と、

前記光走査手段による前記走査光の走査位置情報及び前記光検出手段による各走査位置における光検出情報を用いて前記観察領域に対応した検出光の２次元画像を生成する制御部と、

を備え、

前記制御部が、前記２次元画像の単位画素に対応する単位主走査期間内に、前記複数の光源をそれぞれ順次パルス発光させ、この単位主走査期間内で前記光検出手段により前記パルス発光のタイミングに同期して各光源に対する前記戻り光を検出することを主走査方向及び副走査方向に対して繰り返し行う内視鏡システム。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明に係る内視鏡システムによれば、複数の励起光源を順次パルス発光させながら主走査方向及び副走査方向に走査し、このパルス発光のタイミングに同期して各励起光源からの戻り光を各走査位置で検出することで、複数種の光源による観察画像を一度に得ることができる。このため、各励起光源による戻り光の画像情報がリアルタイムで処理でき、また、それぞれを重ね合わせて同時に表示することで、各光源による反射光や蛍光の情報を動的に、しかも視認性を高めて観察できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図１】本発明の実施形態を説明するための内視鏡システムのブロック構成図である。

【図２】光路切り替えの制御例を示すタイミングチャートである。

【図３】（ａ）は光源の発光光（励起光）と、この励起光を観察領域に照射したときに観察領域から生じる蛍光の波長分布、（ｂ）は光源の発光波長帯に対応して検出波長成分を選択する波長選択透過フィルタの分光特性、（ｃ）は波長選択透過フィルタを通過した後の分光分布を示す説明図である。

【図４】内視鏡システムの制御ブロック図である。

【図５】観察画像の生成手順の一例としてのタイミングチャートである。

【図６】各検出器による検出データから複数の２次元画像が生成される様子を模式的に示す説明図である。

【図７】各画像情報から表示画像を合成する様子を模式的に示す説明図である。

【図８】回転カラーフィルタを用いる光走査ユニットの構成図である。

【図９】内視鏡システムの具体的な使用形態を示す図で、（ａ）は内視鏡スコープの鉗子口に導光体を挿入するタイプ、（ｂ）は内視鏡スコープに導光体を固設したタイプを示す概略的な説明図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

以下、本発明に係る一実施形態について図面を参照して詳細に説明する。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための内視鏡システムのブロック構成図である。

この内視鏡システム 1 0 0 は、被検体の観察領域に対して長尺状の導光体先端から複数の特定波長帯のスポット光を 2 次元走査しつつ照射して、この照射された被検体の観察領域から発生する蛍光や反射光を走査位置毎に繰り返し検出し、これら検出した情報を画像化して表示する。

【 0 0 1 1 】

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 0 0 は、多数の透光性細線束（例えば、コア・クラッドを有する光ファイバの束）からなる導光路（図示略）が軸方向に沿って内部に形成され被検体内に挿入される導光手段としての導光体（詳細は後述する）1 1 と、導光体 1 1 の基端が光出射側コネクタ 1 3 を介して接続される光走査ユニット 1 5 と、光走査ユニット 1 5 に光導入側コネクタ 1 7 を介して接続され互いに異なる発光波長帯のレーザ光を時系列的に順次出射可能な複数（本構成例では一例として 3 つ）の光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C , . . . と、光走査ユニット 1 5 及び各光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C , . . . に接続されてこれらを制御するコントローラ 2 1 と、コントローラ 2 1 に接続され観察画像を表示する画像表示手段としてのディスプレイ 2 3 とを主に備える。コントローラ 2 1 は、入力手段としてマウス 2 5 やキーボード 2 7 が接続されている。

【 0 0 1 2 】

導光体 1 1 の光出射側となる先端には、導光路の出射端面 1 1 b に対峙させて、複数枚のレンズから構成される対物レンズ部（対物光学系）2 9 を配置している。この対物レンズ部 2 9 の第 1 の焦点位置を光細線束の出射端面 1 1 b とする。この第 1 の焦点位置と、これと共役な関係となる第 2 の焦点位置との間で共焦点光学系を構成する。第 2 の焦点位置は被検体の観察位置（観察深さ位置）となり、対物レンズ部 2 9 を被検体内で固定することで、所定の深さ位置の観察像を得ることができる。また、被検体の表面から対物レンズ部 2 9 までの垂直距離を変更することで任意の深さ層の観察も可能となる。

【 0 0 1 3 】

光走査ユニット 1 5 は、光導入側コネクタ 1 7 から導入された複数の光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C からのレーザ光を 2 次元走査して光出射側コネクタ 1 3 に出射するとともに、導光体 1 1 内の導光路を通じて光出射側コネクタ 1 3 に戻り来る光を、各光源に対応させて検出する機能を有する。つまり、図示例のように互いに発光波長帯の異なる 3 種の光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C を用いる場合、これら各光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C からのレーザ光を同一の光路を介して光導入側コネクタ 1 7 に導入する。この導入されたレーザ光は、光走査ユニット 1 5 内の光路途中に介装されたダイクロイックミラー 3 1 を介して θ 回転ミラー 3 3 に照射され、 θ 回転ミラー 3 3 で反射したレーザ光は Y 回転ミラー 3 7 に導かれる。

【 0 0 1 4 】

Y 回転ミラー 3 7 は、図中紙面垂直方向となる Y 回転軸 3 5 回りに所定のタイミングで揺動駆動される。Y 回転ミラー 3 7 からの反射光は、Y 回転軸 3 5 と直交する X 回転軸 3 9 回りに揺動駆動される X 回転ミラー 4 1 へ導かれる。これら X 回転ミラー 4 1 及び Y 回転ミラー 3 7 の揺動によって、X 方向及びこれと直交する Y 方向の 2 次元平面上でレーザ光が走査される。このように X 回転ミラー 4 1、Y 回転ミラー 3 7 は光走査手段として機能する。そして、この走査光は光出射側コネクタ 1 3 内の導光路の入射端面 1 1 a に導かれる。

【 0 0 1 5 】

光出射側コネクタ 1 3 に導入された走査光は、導光体 1 1 に内包された導光路を通じて、導光体 1 1 の先端まで導かれ、導光体 1 1 先端の出射端面 1 1 b に対峙して配置された共焦点光学系を構成する対物レンズ部 2 9 を介して観察領域 A に照射される。導光路は、屈折率の異なるコアとクラッドを有する光ファイバを多数本束ねた構成であるため、走査光は導光路内でその走査状態を維持したまま導光される。そのため、観察領域 A では X 回

10

20

30

40

50

転ミラー 4 1 及び Y 回転ミラー 3 7 によって 2 次元走査されるスポット光が照射される。このとき観察領域 A から対物レンズ部 2 9 及び導光体 1 1 内の導光路を通じて戻り来る光、即ち、観察領域 A からの反射光、及び走査光により励起発光する蛍光（以下、双方を総じて戻り光と称する）は、導光路を通じて光出射側コネクタ 1 3 から前述の光走査ユニット 1 5 内の光出射経路を遡って取り込まれ、 θ 回転ミラー 3 3 を有する検出光学系 3 0 に導入される。

【0016】

検出光学系 3 0 においては、 θ 回転ミラー 3 3 により、光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C , . . . に対応して光路を振り分けられる（本構成例においては 3 個の光源に対する 3 つの光路 L 1 , L 2 , L 3 を示す）。そして、それぞれ振り分けされた光路 L 1 , L 2 , L 3 において、各光路 L 1 , L 2 , L 3 に対応する光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C による戻り光の強度が、波長選択透過フィルタ 4 5 A , 4 5 B , 4 5 C を通して光検出手段である検出器 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C によってそれぞれ検出される。

10

【0017】

つまり、 θ 回転ミラー 3 3 は、光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C の発光タイミングと同期して揺動駆動され、最終的に検出器 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C により、光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C にそれぞれ対応付けされた特定の発光波長帯の光成分を少なくとも除去した光の検出が行われる。つまり、光源 1 9 A からのレーザ光を観察領域 A に照射したときに得られる戻り光は、 θ 回転ミラー 3 3 により検出器 4 3 A に向けて反射させて、波長選択透過フィルタ 4 5 A を通して検出器 4 3 A で検出する。同様にして、光源 1 9 B からレーザ光を照射したときに得られる戻り光は、 θ 回転ミラー 3 3 により検出器 4 3 B に向けて反射させて、波長選択透過フィルタ 4 5 B を通じて検出器 4 3 B で検出する。また、光源 1 9 C からレーザ光を照射したときに得られる戻り光は、 θ 回転ミラー 3 3 により検出器 4 3 C に向けて反射させて、波長選択透過フィルタ 4 5 c を通じて検出器 4 3 C で検出する。

20

【0018】

ところで、上記の各光路 L 1 , L 2 , L 3 の光検出には、各光源を同時に発光させると検出に不要な光が取り込まれるため、必要な光成分を分離させて取り出す必要がある。そのため、ここでは一例として光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C をパルス発光させ、 θ 回転ミラー 3 3 により光路切り替えするときに、受光時間差を利用して不要な光成分を除去する方式を採っている。

30

【0019】

図 2 に光路切り替えの制御例を示した。いずれかの光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C をパルス発光させると、殆どその発光タイミングで導光体 1 1 の導光路の入射端面 1 1 a（図 1 参照）に走査光が照射される。そして、走査光は導光路を通じて導光体 1 1 の先端へ導かれ、導光体 1 1 の先端から観察領域 A に出射される。この出射された走査光（走査されるスポット光）に対する戻り光が再び導光体 1 1 の導光路を通じて入射端面 1 1 a に戻され、検出器 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C に到達する。このときの導光路の入射端面 1 1 a に走査光が照射されてから再び戻り来るまでには、所定の期間 t_a （一例として、導光体 1 1 の全長が 4 m の場合、往復距離 8 m に対する t_a は約 40 ns となる）が経過する。

40

【0020】

そこで入射端面 1 1 a への照射開始タイミングから期間 t_a の後、検出器による検出を開始する。検出期間 t_b の後には、次の光源のパルス発光までに十分な期間 t_c が残される。このように受光時間差を利用することで、各光源 1 9 A , 1 9 B , 1 9 C のパルス発光による戻り光をそれぞれ分離して、各検出器 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C で個別に検出することができる。上記の技術は、例えば、Endoscopic Microscopy. Edited by Tearney, Guillermo J.; Wang, Thomas D. Proceedings of the SPIE, Volume 6082, pp. 29-38. 6082, 29-38 (2006)に記載されている。

【0021】

ここで、 θ 回転ミラー 3 3、X 回転ミラー 4 1、Y 回転ミラー 3 7 は、それぞれの回転軸回りに揺動駆動させる図示しない駆動部に接続されており、各ミラー 3 3 , 4 1 , 3 7

50

は詳細を後述する所定のタイミングで駆動制御される。これら駆動部は、光走査ユニット 15 内に専用の駆動制御回路を設けてこの駆動制御回路により一括して制御してもよく、図 1 に示すようにコントローラ 21 に接続して制御してもよい。

【0022】

また、検出器 43A, 43B, 43C は、波長選択透過フィルタ 45A, 45B, 45C の光路後方でダイクロイックミラー等により光路を統合し、一つの検出器で戻り光を検出する構成としてもよい。その場合は光学系を単純化できる。

【0023】

次に、図 3 を用いて上記の波長選択透過フィルタ 45A, 45B, 45C の機能について説明する。

同図は、光源の発光光（励起光）と、この励起光を観察領域に照射したときに観察領域から生じる蛍光の波長分布とを（a）に示し、光源の発光波長帯に対応して検出波長成分を選択する波長選択透過フィルタの分光特性を（b）に示し、波長選択透過フィルタを通過した後の分光分布を（c）に示している。

【0024】

例えば図 1 に示す光源 19A が波長 λ_A のレーザ光を出射し、このレーザ光により励起された蛍光が波長 λ_A より長波長側に現れるとする。この蛍光成分を検出するには、戻り光に含まれる反射光成分、即ち、波長 λ_A のレーザ光（励起光）成分を波長選択透過フィルタ 45A により除去して、蛍光成分のみを検出器 43A で検出すればよい。その場合、波長選択透過フィルタ 45A の分光特性を、光源 19A の発光波長である波長 λ_A の光成分を含まない長波長側の波長 λ_{FA} 以上を透過させ、波長 λ_{FA} より短波長側を除去するローパスフィルタとすればよい。つまり、波長選択透過フィルタは、対応付けされた光源の発光波長帯の光成分を少なくとも除去する分光特性を備える。

【0025】

光源 19B、19C についても同様であり、検出器 43B, 43C の光路途中に上記同様の光源に応じた分光特性を有する波長選択透過フィルタ 45B, 45C を介装することで、各検出器 43A, 43B, 43C が光源からの反射光成分の影響を受けることなく、蛍光成分のみの情報を選択的に検出できる。また、狭帯域の発光波長であるレーザ光を用いることで、特定の蛍光物質を選択的にしかも高強度で励起発光させることが容易に行える。

【0026】

図 4 に上記構成の内視鏡システム 100 の制御ブロック図を示した。

内視鏡システム 100 は、制御手段であるコントローラ 21 の指令により、光源 19A, 19B, 19C から互いに異なる発光波長帯のレーザ光を時系列的に順次出射させる。そして、Y 回転ミラー 37 に照射されたレーザ光が、Y 回転ミラー 37 により Y 方向（副走査方向）に走査され、更に Y 方向の走査光が X 回転ミラー 41 に照射されて X 回転ミラー 41 により Y 方向とは直交する X 方向（主走査方向）に走査されることで 2 次元の走査が行われる。このときの X 回転ミラー 41 及び Y 回転ミラー 37 を揺動させる駆動信号は、クロック発生回路 51 の基準パルスに基づいて生成される。

【0027】

このようにして時系列的に異なるタイミングで発光される複数のレーザ光を 2 次元走査して、図 1 に示す導光体 11 内の導光路に導入し、導光体 11 先端の対物レンズ部 29 から被検体の観察領域 A に照射する。そして、この観察領域 A から対物レンズ部 29 及び導光体 11 内の導光路を通じて戻り来る戻り光を、コントローラ 21 の指令によって θ 回転ミラー 33 を揺動駆動することで各光源 19A, 19B, 19C に応じた対応する光路 L1, L2, L3 に振り分け、検出器 43A, 43B, 43C でそれぞれ検出する。検出器 43A, 43B, 43C による検出結果は、それぞれ順次コントローラ 21 に送られる。

【0028】

コントローラ 21 は、各検出器 43A, 43B, 43C で検出された光強度情報と、X 回転ミラー 41, Y 回転ミラー 37 による走査位置情報と、を合せて 2 次元画像を生成す

10

20

30

40

50

る。走査位置情報は、各検出器 43A, 43B, 43C の検出タイミングと X 回転ミラー 41, Y 回転ミラー 37 への揺動の駆動信号とに基づいてコントローラ 21 が生成する。2 次元画像は各検出器 43A, 43B, 43C からの検出信号に対応してそれぞれ生成され、コントローラ 21 に備わるメモリ 53 に保存される。コントローラ 21 は、メモリ 53 に保存される各画像に対して、必要に応じて適宜な演算処理を行い、この演算処理された画像情報をディスプレイ 23 に表示する。

【0029】

ここで、観察画像の生成手順の一例について、図 5 に示すタイミングチャートを用いて説明する。

図 1 に示す内視鏡システム 100 は、2 次元画像の単位画素（例えば 1 画素）に対応する単位主走査期間内に、複数の光源 19A, 19B, 19C をそれぞれ順次パルス発光させ、この単位主走査期間内で検出器 43A, 43B, 43C によりパルス発光のタイミングに同期して各光源に対する戻り光を順次検出する。この発光と検出の処理を、X 回転ミラー 41 及び Y 回転ミラー 37 の揺動による主走査方向及び副走査方向の各走査位置（スポット光の照射位置）それぞれに対して行い、一画面分の走査で各光源 19A, 19B, 19C に対応する複数（本構成例では 3 つ）の 2 次元画像を一度に生成する。なお、単位画素としては、1 画素に限らず複数画素としてもよい。

【0030】

いま、X 回転ミラー 41、Y 回転ミラー 37 の揺動駆動について、各走査位置の単位移動（2 次元画像の 1 つの単位画素分の移動に相当）を 1 つのパルスとして表すと、図 5 に示すように、主走査である X 方向への走査は X 走査パルス 55（1）、55（2）により、副走査である Y 方向への走査は Y 走査パルス 57 により行われる。X 走査パルス 55（1）と 55（2）との間の単位主走査期間 ΔT は、2 次元画像の X 方向における 1 画素分に相当し、この単位主走査期間 ΔT 中に複数の光源 19A, 19B, 19C 全てに対する戻り光の検出を終了させる。

【0031】

つまり、パルス 61 により光源 19A をパルス発光させ、光源 19A の発光光を導光体 11 に送り、導光体 11 先端から観察領域 A に照射させる。この発光光照射時の θ 回転ミラー 33 の回動位置を、以降、基準位置と呼ぶ。そして、前述したように、その戻り光が導光体 11 を通じて光走査ユニット 15 に到達するまでの間に、 θ 回転ミラー 33 を駆動パルス 63（F1）により光源 19A に対応された光路 L1 に合うように回動させ、戻り光をパルス 65 に示すように検出器 43A で検出する。

【0032】

次に、 θ 回転ミラー 33 を駆動パルス 63（B1）により基準位置に戻して、光源 19B をパルス 67 によりパルス発光させる。この場合の戻り光は、光路 L2 を通じて検出器 43B に到達することになり、パルス 69 で示すように戻り光を検出器 43B で検出する。

【0033】

そして、 θ 回転ミラー 33 を基準位置としたまま、光源 19C をパルス 68 によりパルス発光させる。そして、その戻り光が導光体 11 を通じて光走査ユニット 15 に到達するまでの間に、 θ 回転ミラー 33 を駆動パルス 63（B3）により光源 19C に対応された光路 L3 に合うように回動させ、戻り光をパルス 70 に示すように検出器 43C で検出する。

【0034】

検出器 43C による戻り光の検出後、 θ 回転ミラー 33 を駆動パルス 63（F3）により基準位置に戻す。

【0035】

以上の各光源 19A, 19B, 19C に対する戻り光の検出を終了した後に、X 走査パルス 55（2）により X 回転ミラー 41 を更に 1 画素分走査させ、この処理を主走査方向に繰り返す。更に副走査方向に対しても繰り返すことで、一画面分の走査により、観察領

10

20

30

40

50

域 A 上の各走査位置に対する全検出器 43A, 43B, 43C からの検出データが得られる。このように 1 つの単位画素に対する主走査期間に複数の光源 19A, 19B, 19C に対応する戻り光の検出を完了するため、被検体の観察領域に速い動作（内視鏡自体の移動や生体組織の収縮や変位等）が生じて、この影響を最小限に抑えることができる。即ち、得られる複数枚の 2 次元画像の各画素は、それぞれ極めて短い時間内に全ての検出を完了されるため、複数枚の 2 次元画像間の対応する画素同士で、実際の観察位置がずれることがない。つまり、光源毎に得られる各画像間の比較や演算に、速い動作が及ぼす影響を最小限に抑えることができ、より精度の高い観察が可能となる。

【0036】

また、複数種の光源を任意に組み合わせる使用できるため、蛍光観察を行う場合に所望の蛍光物質に適合した光源を自由に選択することができる。これにより、任意の蛍光観察を簡単に実施することができる。また、高いフレームレートが要求される動画像の取得に有利となる。このように、複数の励起光源を順次パルス発光させながら主走査方向及び副走査方向に走査し、このパルス発光のタイミングに同期して各励起光源からの戻り光を各走査位置で検出することで、複数種の光源による各観察画像が、一画面分の走査終了時に纏めて得ることができる。このため、一画面分の走査で各励起光源による戻り光の画像情報がリアルタイムで処理でき、また、それぞれの戻り光の画像情報を重ね合わせて同時に表示することで、各光源による反射光や蛍光の画像情報を動的に、しかも視認性を高めて観察できる。

【0037】

なお、上記例では光路 L2 に各光源 19A, 19B, 19C からの光を導入しているが、光の導入位置はこれに限らず、例えば θ 回転ミラー 33 よりも内視鏡スコープ側の光路途中で導入する等、種々の設計変更が可能である。

【0038】

図 6 に各検出器による検出データから複数の 2 次元画像が生成される様子を模式的に示した。

上記の各光源 19A, 19B, 19C のパルス発光による戻り光の測定結果は、図 6 に一例として示される手順で画像情報として記録される。X 方向を主走査方向、Y 方向を副走査方向として、導光体 11 先端から観察領域 A に各光源の発光光が順次走査される。いま、同図に示す走査位置 P において、各検出器からの戻り光の検出結果である L_A （検出器 43A）、 L_B （検出器 43B）、 L_C （検出器 43C）は、検出器毎にそれぞれ画像情報 $IMG(A)$ 、 $IMG(B)$ 、 $IMG(C)$ として図 4 に示すメモリ 53 に記録される。

【0039】

そして、図 7 に各画像情報から表示画像を合成する様子を模式的に示すように、画像情報 $IMG(A)$ 、 $IMG(B)$ 、 $IMG(C)$ は、コントローラ 21（図 1 参照）により適宜な演算処理等が施されてディスプレイ 23 への表示画像に変換される。

【0040】

ここで、表示画像を生成する演算処理について例示する。

・疑似カラー画像の生成

画像情報 $IMG(A)$ 、 $IMG(B)$ 、 $IMG(C)$ は、互いに異なる波長帯の光を照射したときの観察領域からの戻り光の強度情報である。これらの強度情報は、異なる波長帯のために観察対象が異なる。つまり、蛍光物質が蛍光を発する励起波長は蛍光物質毎に異なっており、生体の内因性蛍光物質（コラーゲンや還元型ニコチンアミドアデニンジヌクレオチド：NADH）を自家発光させる励起波長は特定の波長帯に限られる。また、観察領域に対する光の浸入深さは波長依存性を有し、短波長ほど吸収が大きくなって浸入深さが浅くなる。そのため、照射する光が短波長であるほど表面層に近い深さ範囲の情報が得られ、長波長ほど深層までの情報が得られることになる。したがって、各画像情報は、それぞれ異なる観察対象の情報を示しており、これら各画像情報を違いに異なる色で表すことで、異なる観察対象の視認性を向上させて、表示画像上に同時に表現することができ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 4 1 】

例えば、画像情報 $IMG(A)$ を赤色 (R)、画像情報 $IMG(B)$ を緑色 (G)、画像情報 $IMG(C)$ を青色 (B) に割り当て、次式により疑似カラー表示画像 $Dout_{i,j}(R, G, B)$ を求め、これをディスプレイ 23 に表示する。

$$Dout_{i,j}(R, G, B) = IMG_{i,j}(A), IMG_{i,j}(B), IMG_{i,j}(C)$$

ここで、 i は主走査方向に対する画素位置、 j は副走査方向に対する画素位置を表す指標で検出走査時の X, Y に相当する。なお、上記以外にも、他の色同士の組合せで表示画像を生成してもよく、観察対象、観察目的に応じて適宜変更することができる。また、画素毎の演算に限らず、複数の画素かなる画素ブロック毎に演算を行ってもよい。

10

【 0 0 4 2 】

次に、光走査ユニットの他の構成例を説明する。

図 8 に回転カラーフィルタを用いる光走査ユニットの構成例を示した。

同図に示す光走査ユニット 15A は、前述の図 1 に示す光走査ユニット 15 の検出光学系 30 を変更した他は、光走査ユニット 15 と同様の構成を有する。光走査ユニット 15A の検出光学系 30A は、光導入側コネクタ 17 からの光路途中にダイクロイックミラー 31 により分岐されて設けられ、前述の光源 (図示略) に対応した波長選択透過フィルタ 71a, 71b, 71c を有する回転カラーフィルタ 71 と、光源のパルス発光と同期して回転カラーフィルタ 71 を回転駆動する駆動部 73 を備える。

20

【 0 0 4 3 】

また、検出光学系 30A は、回転カラーフィルタ 71 からの透過光を一つの検出器 43 で検出している。X 回転ミラー 41、Y 回転ミラー 37 は、それぞれの回転軸回りに揺動駆動させる図示しない駆動部に接続される。各駆動部と回転カラーフィルタ 71 の駆動部 73 は、光走査ユニット 15A 内に専用の駆動制御装置を設けてこの駆動制御装置により制御してもよく、コントローラ 21 (図 1 参照) に接続して制御してもよい。

【 0 0 4 4 】

上記構成の光走査ユニット 15A は、図 1 に示す光源 19A のパルス発光による戻り光を波長選択透過フィルタ 71a を介して検出器 43 で検出し、光源 19B のパルス発光による戻り光を波長選択透過フィルタ 71b を介して検出器 43 で検出し、光源 19C のパルス発光による戻り光を波長選択透過フィルタ 71c を介して検出器 43 で検出する。

30

【 0 0 4 5 】

したがって、光学系を単純化できるとともに検出のための光路切り替えが不要となり、制御を簡単化できる。よって、一層高速な観察画像の生成が可能となる。

【 0 0 4 6 】

以上説明した内視鏡システム 100 は、図 1 に示す導光体 11 及び共焦点光学系を、次の構成とすることができる。

図 9 は内視鏡システム 100 の具体的な使用形態を示しており、(a) は内視鏡スコープの鉗子口に導光体を挿入するタイプ、(b) は内視鏡スコープに導光体を固設したタイプを示す概略的な説明図である。

40

【 0 0 4 7 】

図 9 (a) に示すように、導光体 11 と共焦点光学系を細径のプロープ 81 で構成した場合、共焦点光学系を有するプロープ 81 の先端を、内視鏡スコープ 83 の鉗子口 85 から鉗子チャンネルに挿入し、内視鏡挿入部 87 の先端に開口する鉗子出口 89 から表出させる。体腔内への挿入後、このような状態とすることで、被検体に対して共焦点内視鏡による観察が行える。この場合には、プロープ 81 による共焦点内視鏡の機能は共焦点内視鏡制御部 91 の制御により実現され、内視鏡スコープ 83 の撮像部 93 による被検体の撮像や送気、送水等の機能は、内視鏡スコープ 83 の操作部 83a や、光源装置 95A や画像処理等を行うプロセッサ 95B 等を有する内視鏡制御部 95 の制御により実現される。したがって、この構成によれば、共焦点内視鏡と通常の可視光を用いる内視鏡との機能が

50

同時に利用可能となり、内視鏡の機能や利便性が高められる。

【 0 0 4 8 】

また、図 9 (b) に示すように導光体 1 1 及び共焦点光学系が内設され共焦点内視鏡の機能を備えた内視鏡スコープ 8 4 とすることにより、内視鏡スコープ 8 4 の鉗子口 8 5 を利用可能にして、多様な内視鏡的術式を可能にしている。

【 0 0 4 9 】

以上説明した内視鏡システムは 1 0 0、共焦点内視鏡を構成することで、倍率が 5 0 0 倍以上で、1 μ m より細かな分解能を有する観察画像を得ることができる。また、本内視鏡システムによれば、生体の組織の一部を採取し、その組織を検査する生体組織診断によることなく、生体を生きたそのままの状態でリアルタイムで観察することができる。また、共焦点光学系により、観察深さ位置を変更して複数回測定することで、被検体の所定深さのスライス画像を生成することもでき、3 次元的な観察・診断が可能となる。

10

【 0 0 5 0 】

また、蛍光像を観察する蛍光型共焦点内視鏡とした場合には、蛍光により S / N 比の高い画像が得られ、また、診断目的に応じた画像を取得でき、診断精度を向上できる。この蛍光観察の場合、蛍光物質を生体の組織に投与することで、数 μ m の細胞核までを観察することができる。蛍光物質としては、Fluorescein, Acridine, Tetracycline, Cresyl violet や、インドシアニングリーン : I C G、緑色蛍光蛋白質 : G F P、R F P 等が利用可能である。

20

【 0 0 5 1 】

更に、赤血球の大きさは直径約 8 μ m、厚さは約 2 μ m、白血球の大きさは 7 ~ 2 5 μ m 程度なので、蛍光マーカが赤血球、白血球に付与できれば上記内視鏡システムにより血流の観察が可能となる。

【 0 0 5 2 】

このように、上記内視鏡システムによって、励起光源波長、受光蛍光波長のミスマッチを発生させることなく、複数種の蛍光物質を任意に組み合わせた蛍光観察や、従来、測定が困難であった生体組織の動的な観察が可能となり、診断の適用範囲が広められる。

【 0 0 5 3 】

以上説明したように、本明細書には、次の事項が開示されている。

30

(1) 互いに異なる発光波長帯を有する複数の光源と、

前記複数の光源からの出射光を、各出射光の光軸の垂直面上で主走査方向及び該主走査方向と直交する副走査方向に 2 次元走査した走査光を出力する光走査手段と、

内包される導光路の基端に前記光走査手段から走査光が導入され、前記導光路の先端に対物光学系が配設された導光手段と、

前記走査光を前記導光手段先端の対物光学系から被検体の観察領域に向けて照射した際に、前記観察領域から前記導光手段の導光路を通じて戻り来る戻り光を前記走査光の走査位置毎に検出する光検出手段と、

前記光走査手段による前記走査光の走査位置情報及び前記光検出手段による各走査位置における光検出情報を用いて前記観察領域に対応した検出光の 2 次元画像を生成する制御部と、

40

を備え、

前記制御部が、前記 2 次元画像の単位画素に対応する単位主走査期間内に、前記複数の光源をそれぞれ順次パルス発光させ、この単位主走査期間内で前記光検出手段により前記パルス発光のタイミングに同期して各光源に対する前記戻り光を検出することを主走査方向及び副走査方向に対して繰り返し行う内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、複数の光源からの光を光走査手段により 2 次元走査させ、導光手段により被検体の観察領域に走査しながら照射し、観察領域からの戻り光を光源の発光タイミングに同期して光検出手段によりそれぞれ個別に検出することで、複数種の光源による観察画像を一度に得ることができる。このため、各励起光源による戻り光の画像情報がリアルタイムで処理でき、また、それぞれを重ね合わせて同時に表示することで

50

、各光源による反射光や蛍光の画像情報を動的に、しかも視認性を高めて観察できる。

【0054】

(2) (1)の内視鏡システムであって、

前記対物光学系が、前記導光路の光出射端を第1の焦点位置、該第1の焦点位置と共役な関係となる第2の焦点位置を前記観察領域とした共焦点光学系を構成する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、共焦点光学系が構成されることで、第2の焦点位置以外の不要な情報を除去された2次元画像を得ることができる。

【0055】

(3) (1)又は(2)の内視鏡システムであって、

前記導光手段の導光路が、屈折率の異なるコアとクラッドを有する光ファイバを多数本束ねて形成されている内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、導光手段の導光路内で光走査手段による走査光をその走査状態を維持したまま導光できる。

【0056】

(4) (1)～(3)のいずれか1つの内視鏡システムであって、

前記光検出手段が、前記複数の光源それぞれに対応付けされた特定の発光波長帯の光成分を少なくとも除去する波長選択透過フィルタと、を有する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、複数の光源それぞれに対応付けされた特定の発光波長帯の光成分を波長選択透過フィルタにより除去することで、光源毎に異なる波長帯域の光成分を検出することができる。

【0057】

(5) (1)～(4)のいずれか1つの内視鏡システムであって、

前記複数の光源がレーザ光を出射し、前記光検出手段は前記レーザ光を励起光として前記観察領域が発する蛍光を検出する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、特定の発光波長のレーザ光を用いることで、特定の蛍光物質を選択的に励起発光させることができる。

【0058】

(6) (5)の内視鏡システムであって、

前記光検出手段が、予め被検体に投与された蛍光物質からの蛍光を検出する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、特定の波長帯域の光により、投与された蛍光物質の蛍光波長帯域の光を選択的に検出することができる。

【0059】

(7) (5)の内視鏡システムであって、

前記光検出手段が、被検体からの自家発光を検出する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、特定の波長帯域の光により、被検体からの自家発光を選択的に検出することができる。

【0060】

(8) (1)～(7)のいずれか1つの内視鏡システムであって、

前記導光手段は、前記導光路に接続される対物光学系を内視鏡スコープの鉗子口から鉗子チャンネルに挿通し、前記内視鏡スコープの挿入部先端部位から前記対物光学系の先端を表出させることができる内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、内視鏡スコープとは別体に導光手段を構成することで、内視鏡スコープによる操作と、走査光による拡大観察とを並行して行うことができる。

【0061】

(9) (1)～(7)のいずれか1つの内視鏡システムであって、

前記対物光学系が内視鏡挿入部の先端部位に固設され、前記導光体が前記対物光学系から延設されている内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、内視鏡スコープと一体に構成されることで、内視鏡スコー

10

20

30

40

50

ープの鉗子口を占有することなく利用でき、多様な内視鏡的術式が可能となる。

【 0 0 6 2 】

(1 0) (1) ~ (9) のいずれか 1 つの内視鏡システムであって、

前記生成された 2 次元画像に基づく情報を表示する画像表示手段を備えた内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、戻り光の検出により生成された 2 次元画像やこれを演算処理した画像情報を画像表示手段に表示することで、正確かつ的確な診断が行える。

【 0 0 6 3 】

(1 1) (1 0) の内視鏡システムであって、

前記制御手段が、前記複数の光源に対応して前記生成された複数の 2 次元画像を、それぞれ任意の基本色に割り当てて疑似カラー画像を生成し、前記画像表示手段に表示させる内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、疑似カラー画像として表示することで、各光源に対応する画像情報を強調表示して、視認性を高めることができる。

【 0 0 6 4 】

(1 2) (1 1) の内視鏡システムであって、

前記画像表示手段が、前記複数の光源それぞれに対応する前記疑似カラー画像のうち、1 つの光源に対応する画像情報を単独に、あるいは複数の光源に対応する画像情報を同時に表示する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、各光源に対応する画像情報を選択的に表示でき、目的に応じて必要な情報を視認性を高めて表示することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 5 】

1 1 導光体 (導光手段)

1 1 a 入射端面

1 1 b 出射端面

1 3 光導入側コネクタ

1 5 , 1 5 A 光走査ユニット

1 7 光出射側コネクタ

1 9 A , 1 9 B , 1 9 C 光源

2 1 コントローラ (制御手段)

2 3 ディスプレイ (表示手段)

2 9 対物レンズ部

3 0 検出光学系

3 1 ダイクロイックミラー

3 3 θ 回転ミラー

3 5 Y 回転軸

3 7 Y 回転ミラー

3 9 X 回転軸

4 1 X 回転ミラー

4 3 A , 4 3 B , 4 3 C 検出器

4 5 A , 4 5 B , 4 5 C 波長選択透過フィルタ

7 1 a , 7 1 b , 7 1 c 波長選択透過フィルタ

7 1 回転カラーフィルタ

7 3 駆動部

8 1 プロープ

8 3 , 8 4 内視鏡スコープ

8 5 鉗子口

8 7 内視鏡挿入部

8 9 鉗子出口

10

20

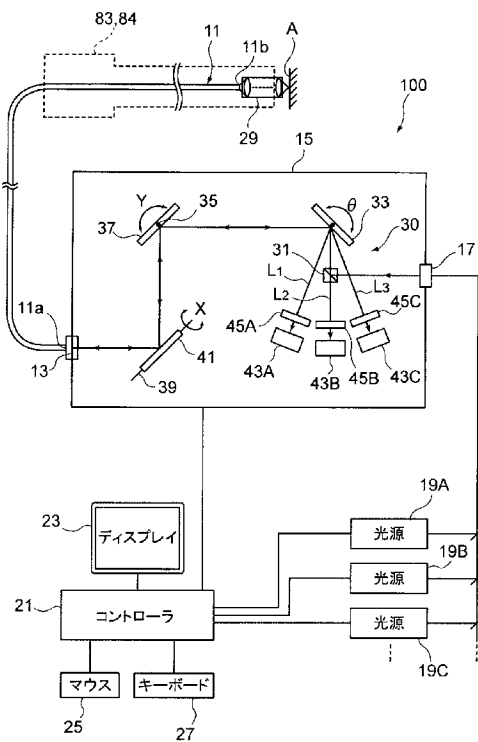
30

40

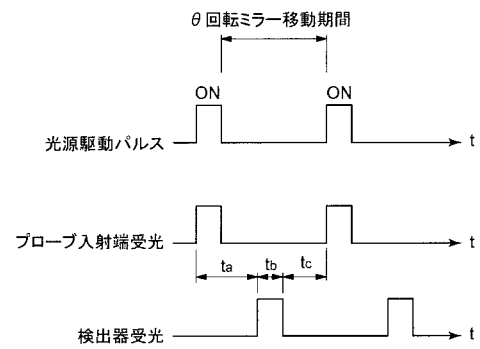
50

9 1 共焦点内視鏡制御部
 9 3 撮像部
 9 5 内視鏡制御部
 9 5 A 光源部
 9 5 B プロセッサ
 1 0 0 内視鏡システム
 A 観察領域
 L 1 , L 2 , L 3 光路
 Δ T 単位主走査期間

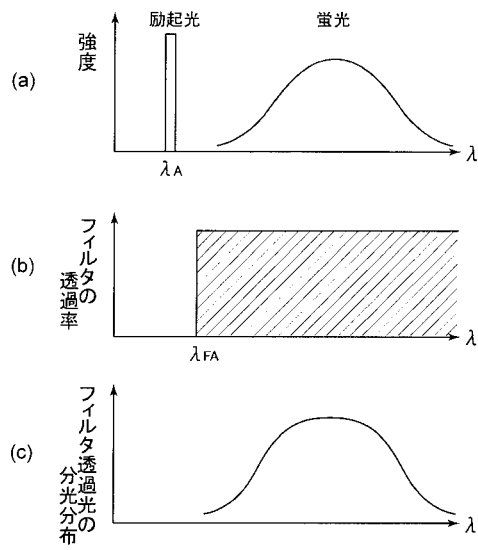
【図 1】



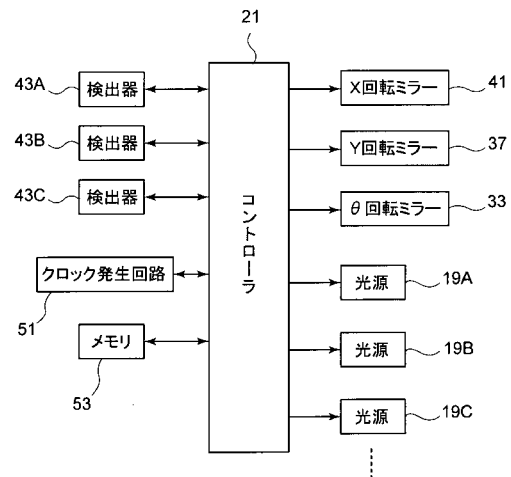
【図 2】



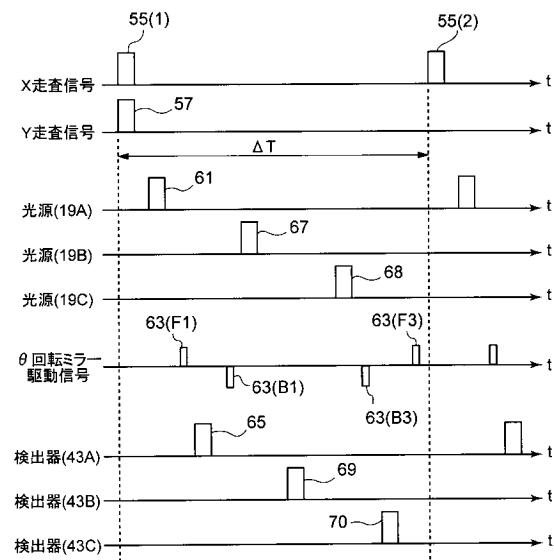
【図 3】



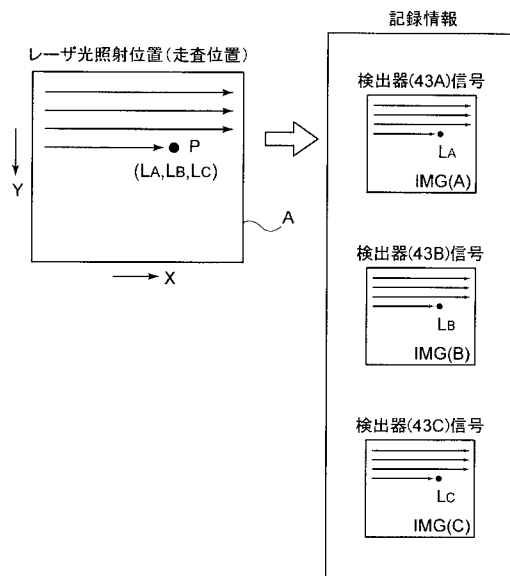
【図 4】



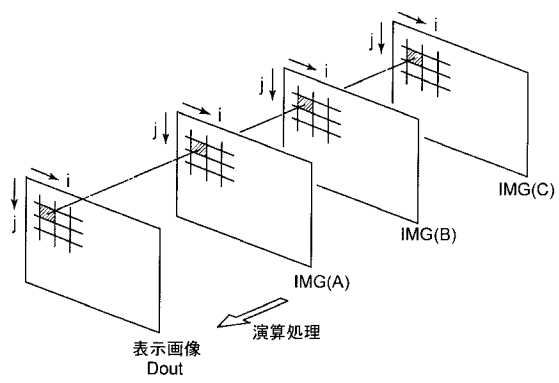
【図 5】



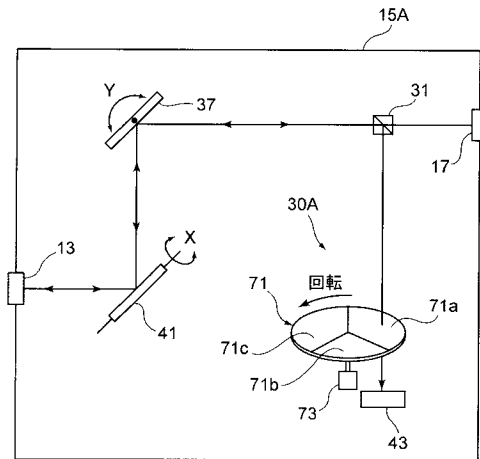
【図 6】



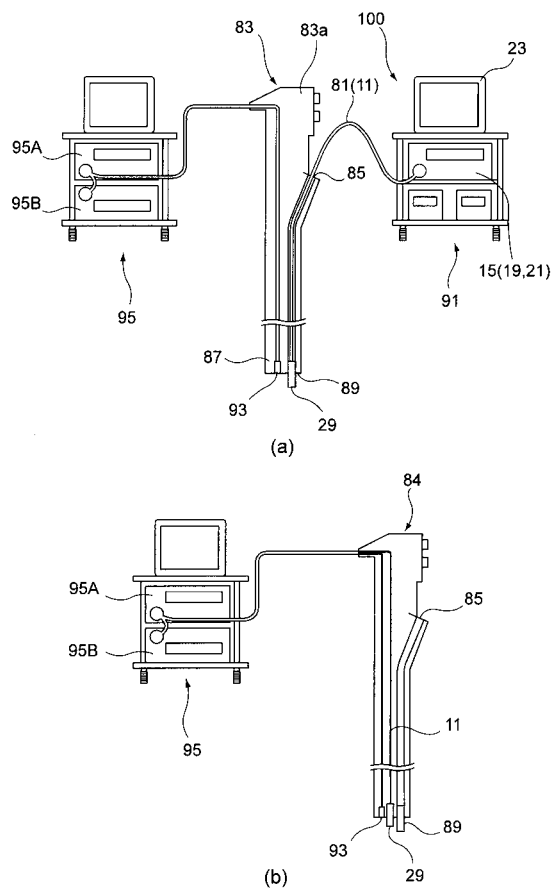
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011062348A	公开(公告)日	2011-03-31
申请号	JP2009215627	申请日	2009-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	石井秀一		
发明人	石井 秀一		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B A61B1/00.511 A61B1/00.523 A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/RR17 4C061/RR26 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，即使通过任意组合多种荧光物质进行荧光观察，也可以实时观察活体组织，而不会引起激发光源波长和光接收荧光波长之间的不匹配，从而使用内窥镜系统扩展诊断的应用范围。
 ŽSOLUTION：在通过将扫描光照射到对象的预定观察区域来获取二维图像时，多个光源19A，19B和19C在对应于单位像素的单位主扫描周期内连续发射脉冲光。在二维图像中，对于各个光源19A，19B和19C的返回光的检测在主扫描方向和副扫描方向上与检测器43A，43B的脉冲光发射的定时同步地重复，并且如图43C所示，在单位主扫描周期内，通过扫描一个屏幕产生与各个光源19A，19B和19C对应的多个二维图像。Ž

