

(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2013-121455
(P2013-121455A)

(43) 公開日 平成25年6月20日(2013.6.20)

(51) Int.Cl.	F I	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 Y	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2011-271375 (P2011-271375)
(22) 出願日 平成23年12月12日 (2011.12.12)

(71) 出願人 000113263
H O Y A 株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100078880
弁理士 松岡 修平
(74) 代理人 100148895
弁理士 荒木 佳幸
(74) 代理人 100169856
弁理士 尾山 栄啓
(72) 発明者 松本 健太郎
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
Fターム(参考) 2H040 BA09 CA07 CA11 CA27 GA10
GA11

最終頁に続く

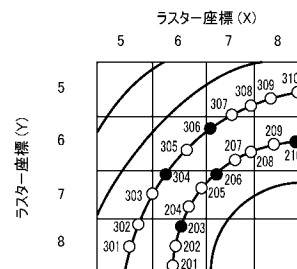
(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】無駄な光の照射をなくし、一様な明るさの内視鏡画像を得ることが可能な走査型内視鏡システムを提供することである。

【解決手段】走査型内視鏡システムが、照明光を出射端まで導光し被写体に出射する光ファイバと、光ファイバの出射端から出射される照明光が被写体上の二次元の走査領域内を周期的に走査するように光ファイバの出射端を周期的に移動させる光ファイバ走査手段と、照明光を駆動するための駆動信号を生成し駆動信号に基づいて照明光をオン/オフ制御する光源制御手段と、被写体からの散乱光を受光し所定の検出タイミングで画像信号を検出する画像信号検出手段と、画像信号の検出タイミングに応じた二次元の画素位置を割り当て該画素位置に画像信号を配列して内視鏡画像を生成する画像生成手段とを備え、光源制御手段は、照明光の照射密度が走査領域の全域において略一定となるように画像信号の検出タイミングに基づいて駆動信号を生成する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

入射端に入射する照明光を出射端まで導光し、該出射端から被写体に出射する光ファイバと、

前記光ファイバの出射端から出射される前記照明光が前記被写体上の二次元の走査領域内を周期的に走査するように、前記光ファイバの出射端を周期的に移動させる光ファイバ走査手段と、

前記照明光を駆動するための駆動信号を生成し、該駆動信号に基づいて前記照明光をオン/オフ制御する光源制御手段と、

前記被写体からの散乱光を受光し、所定の検出タイミングで画像信号を検出する画像信号検出手段と、

前記画像信号の検出タイミングに応じた二次元の画素位置を割り当て、該割り当てた画素位置に該画像信号を配列して内視鏡画像を生成する画像生成手段と、
を備え、

前記光源制御手段は、前記照明光の照射密度が前記走査領域の全域において略一定となるように、前記画像信号の検出タイミングに基づいて前記駆動信号を生成することを特徴とする走査型内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光源制御手段は、前記画像信号の検出タイミングが同一の二次元の画素位置に複数個割り当てられる場合に、該複数の前記画像信号の検出タイミングのいずれか 1 つを基準タイミングとして所定のパルス幅を有する駆動パルスを生成し、該駆動パルスに基づいて前記駆動信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 3】

前記基準タイミングは、同一の二次元の画素位置に割り当てられた前記複数の画像信号の検出タイミングのうち、前記走査領域内において最も外側に位置する検出タイミングであることを特徴とする請求項 2 に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源制御手段は、前記基準タイミングに先立って前記駆動パルスを発生させることを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源制御手段は、前記基準タイミングを含むように前記駆動パルスを生成することを特徴とする請求項 2 から請求項 4 のいずれか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 6】

前記光源制御手段は、ユーザからの入力を受け付ける第 1 の入力手段を備え、前記第 1 の入力手段が受け付けたユーザ入力に応じて、前記駆動パルスの発生タイミングと前記基準タイミングとの間の時間を調整することを特徴とする請求項 2 から請求項 5 のいずれか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 7】

前記駆動パルスのパルス幅が、前記画像信号の検出タイミングの周期よりも長いことを特徴とする請求項 2 から請求項 6 のいずれか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 8】

前記光源制御手段は、ユーザからの入力を受け付ける第 2 の入力手段を備え、前記第 2 の入力手段が受け付けたユーザ入力に応じて、前記駆動パルスのパルス幅を調整することを特徴とする請求項 2 から請求項 7 のいずれか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 9】

前記光ファイバ走査手段は、前記照明光の走査速度が一定とならないように、前記光ファイバの出射端を移動させることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 10】

前記光ファイバ走査手段は、前記照明光が前記走査領域内を一定の周期でリサーチ走

10

20

30

40

50

査するように、前記光ファイバの出射端を互いに直交する2つの方向に単振動させることを特徴とする請求項9に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項11】

前記光ファイバ走査手段は、前記照明光が前記走査領域内の中心部から周辺部に向かって一定の回転周期で渦巻状に回転走査するように、前記光ファイバの出射端を渦巻状に回転駆動させることを特徴とする請求項9に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項12】

前記光源制御手段は、前記照明光が前記走査領域内の中心部を走査するときに、前記駆動パルスを生成することを特徴とする請求項11に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項13】

前記走査領域内の中心部の直径は、前記走査領域の直径の略1/3以下であることを特徴とする請求項12に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項14】

前記光ファイバ走査手段は、前記光ファイバの出射端を渦巻状に回転駆動させた後、所定の期間、前記光ファイバの出射端の回転駆動を停止し、

前記光源制御手段は、前記所定の期間、前記照明光の発光を停止させることを特徴とする請求項11から請求項13のいずれか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項15】

前記照明光の集光点と共役の位置に配置された共焦点ピンホールを備え、

前記画像信号検出手段は、前記散乱光を、前記共焦点ピンホールを介して受光することを特徴とする請求項1から請求項14のいずれか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、光ファイバによって導光される光を観察部位に対して走査させ、その反射光又は蛍光を受光して画像化する走査型内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、走査型内視鏡システムの1つとして、走査型共焦点内視鏡システムが知られている(例えば、特許文献1)。走査型共焦点内視鏡システムは、薬剤が投与された生体組織にレーザ光を照射し、その生体組織から発せられる蛍光のうち、共焦点光学系の焦点位置と共役の位置に配置されたピンホールを介した成分のみを抽出することにより、その生体組織を、通常の内視鏡光学系によって得られる観察像より高倍率で観察可能にするものである。走査型共焦点内視鏡システムにおいては、生体組織に照射されるレーザ光を2次元若しくは3次元に走査させることで、通常の内視鏡光学系によって得られる観察像の倍率では観察できないような微小な対象物を観察したり、生体組織の断層部を観察したりすることができるように構成されている。

【0003】

また、近年、光ファイバによって導光される光を観察部位に対して渦巻状に走査させ、その反射光を受光して画像化する走査型内視鏡システムが提案されている(例えば、特許文献2~4)。このような走査型内視鏡システムでは、シングルモード型の光ファイバを内視鏡内部に備えており、その基端部は、圧電アクチュエータによって片持ち梁状に保持される。そして、圧電アクチュエータは、振動の振幅を変調および増幅させながら、ファイバ先端部を固有振動数に従って2次元的に振動させて(共振させて)、光ファイバの先端部を渦巻状に駆動させる。その結果、光ファイバによって光源から導光された照明光が観察部位へ向けて渦巻状に照射され、その照射領域(走査領域)の画像が取得される。

【0004】

そして、近年、特許文献2~4に記載されているような、光を渦巻状に走査させる構成の走査型内視鏡システムを、特許文献1に記載されているような走査型共焦点内視鏡システムに適用することも提案されている(例えば、特許文献5)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-321792号公報

【特許文献2】米国特許第6,856,712号明細書

【特許文献3】米国特許第6,959,130号明細書

【特許文献4】米国特許第6,975,898号明細書

【特許文献5】特開2010-162090号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

特許文献2～5に記載の走査型内視鏡システムは、光ファイバの先端部近傍に複数の圧電アクチュエータを備えており、各圧電アクチュエータに所定の周期及び振幅の電圧を印加することで光ファイバを所定の方向に屈曲させ、光ファイバによって導光される連続光を観察部位に対して渦巻状に走査させる。そして、走査領域（観察部位）からの反射光を所定周期のタイミング（以下、「サンプリング点」という。）で受光し、各サンプリング点での輝度情報をモニタの表示座標系（内視鏡画像の画素位置）に割り当てて、二次元の内視鏡画像を表示している。

【0007】

図12は、従来の走査型内視鏡システムにおける、光の走査軌跡とサンプリング点との関係を示す模式図である。図12に示すように、従来の走査型内視鏡システムにおいては、走査領域の中心部分から周辺部分に向かって連続光を渦巻状に走査する構成を採っているが、光ファイバの共振運動を利用した構成であるため、走査領域の中心部分と周辺部分とでは光の走査速度が異なり、走査領域の中心部分ではサンプリング点が集まることとなる。そして、このようなサンプリング点をモニタの表示座標系に割り当てた場合、走査領域の中心部分では、同一の表示座標に複数のサンプリング点が割り当てられることとなる。また、サンプリング点をモニタの表示座標系に割り当てる処理は、渦巻状の走査軌跡を正方配置された内視鏡画像の画素位置に割り当てる処理であるため、隣接する複数の走査軌跡が同一の内視鏡画像の画素を通る場合もあり、この場合にも同一の表示座標に複数のサンプリング点が割り当てられることとなる。そして、同一の表示座標に複数のサンプリング点が割り当てられた場合、余剰なサンプリング点で得られた輝度情報は破棄されていた。すなわち、従来の走査型内視鏡システムにおいては、不必要なサンプリング点においても光が照射される構成となっているため、消費電力、光源の寿命等の観点から問題があった。

20

30

【0008】

また、従来の走査型内視鏡システムにおいては、光の走査速度が一定ではないため、走査領域の中心部分と周辺部分とでは、走査領域（すなわち、観察部位）の単位面積当たりの光量（照射エネルギー）が大きく異なることとなる。従って、このような構成の走査型内視鏡システムを特許文献1に記載されているような、生体組織からの蛍光を利用する走査型共焦点内視鏡システムに適用すると、単位面積当たりの照射エネルギーが高い走査領域の中心部分で蛍光体の分解がより速く進行してしまう結果、走査領域の中心部分が周辺部分に比べて暗い画像となり（褪色し）、一様な明るさの内視鏡画像を得ることができないといった問題が生じる。

40

【0009】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、無駄な光の照射をなくし、一様な明るさの内視鏡画像を得ることが可能な走査型内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の目的を達成するため、本発明の走査型共焦点内視鏡システムは、入射端に入射す

50

る照明光を出射端まで導光し該出射端から被写体に出射する光ファイバと、光ファイバの出射端から出射される照明光が被写体上の二次元の走査領域内を周期的に走査するように光ファイバの出射端を周期的に移動させる光ファイバ走査手段と、照明光を駆動するための駆動信号を生成し該駆動信号に基づいて照明光をオン/オフ制御する光源制御手段と、被写体からの散乱光を受光し所定の検出タイミングで画像信号を検出する画像信号検出手段と、画像信号の検出タイミングに応じた二次元の画素位置を割り当て該割り当てた画素位置に該画像信号を配列して内視鏡画像を生成する画像生成手段とを備え、光源制御手段は、照明光の照射密度が走査領域の全域において略一定となるように画像信号の検出タイミングに基づいて駆動信号を生成することを特徴とする。

【0011】

このような構成により、走査領域の全域において照明光の照射エネルギーが略一様となるため、一様な明るさの内視鏡画像を得ることが可能となる。また、不必要な照明光の発光がなくなるため、消費電力も低減される。

【0012】

また、光源制御手段は、画像信号の検出タイミングが同一の二次元の画素位置に複数個割り当てられる場合に、該複数の画像信号の検出タイミングのいずれか1つを基準タイミングとして所定のパルス幅を有する駆動パルスを生成し、該駆動パルスに基づいて駆動信号を生成するように構成することができる。このような構成によれば、内視鏡画像の各画素に対して1つのパルス発光された照明光が割り当てられるため、一様な明るさの内視鏡画像を得ることが可能となる。

【0013】

また、基準タイミングは、同一の二次元の画素位置に割り当てられた複数の画像信号の検出タイミングのうち、走査領域内において最も外側に位置する検出タイミングとすることが好ましい。

【0014】

また、光源制御手段は、基準タイミングに先立って駆動パルスを発生させるように構成することができる。

【0015】

また、光源制御手段は、基準タイミングを含むように駆動パルスを生成することが好ましい。このような構成によれば、パルス状の照明光によって発生した散乱光を基準タイミングで確実に検出することが可能となる。

【0016】

また、光源制御手段は、ユーザからの入力を受け付ける第1の入力手段を備え、第1の入力手段が受け付けたユーザ入力に応じて、駆動パルスの発生タイミングと基準タイミングとの間の時間を調整するように構成することができる。このような構成によれば、照明光を照射し始めるタイミングを任意に調整することが可能となるため、システム構成の変更によって、信号の遅延時間に変化が生じた場合であっても、パルス状の照明光によって発生した散乱光を基準タイミングで確実に検出することが可能となる。

【0017】

また、駆動パルスのパルス幅が、画像信号の検出タイミングの周期よりも長いことが好ましい。このような構成によれば、システムに起因する遅延時間等にバラツキがあるような場合であっても散乱光を確実に検出することが可能となる。

【0018】

また、光源制御手段は、ユーザからの入力を受け付ける第2の入力手段を備え、第2の入力手段が受け付けたユーザ入力に応じて、駆動パルスのパルス幅を調整する構成としてもよい。このような構成によれば、システムに起因する遅延時間等にバラツキがあるような場合であっても散乱光を確実に検出することが可能となる。

【0019】

また、光ファイバ走査手段は、照明光の走査速度が一定とならないように、光ファイバの出射端を移動させることが好ましい。この場合において、光ファイバ走査手段は、照明

10

20

30

40

50

光が走査領域内を一定の周期でリサーチ走査するように、光ファイバの出射端を互いに直交する2つの方向に単振動させるように構成してもよい。また、光ファイバ走査手段は、照明光が走査領域内の中心部から周辺部に向かって一定の回転周期で渦巻状に回転走査するように、光ファイバの出射端を渦巻状に回転駆動させるように構成してもよい。

【0020】

また、光源制御手段は、照明光が走査領域内の中心部を走査するときに、駆動パルス生成することが好ましい。この場合においては、走査領域内の中心部の直径は、走査領域の直径の略1/3以下であることが好ましい。このような構成によれば、励起光が走査領域内の周辺部を走査するときに駆動パルスを生成する必要がなくなるため、駆動パルスを生成するために必要な負荷が低減される。

10

【0021】

また、光ファイバ走査手段は、光ファイバの出射端を渦巻状に回転駆動させた後、所定の期間、光ファイバの出射端の回転駆動を停止し、光源制御手段は、所定の期間、照明光の発光を停止させる構成とすることが好ましい。このような構成によれば、さらに消費電力が低減される。

【0022】

また、照明光の集光点と共役の位置に配置された共焦点ピンホールを備え、画像信号検出手段は、散乱光を、共焦点ピンホールを介して受光するように構成することができる。このような構成によれば、共焦点内視鏡として機能することとなるが、走査領域の全域において照明光(励起光)の照射エネルギーが略一様となるため、蛍光体の分解が走査領域の一部分で極端に進行することはなく、一様な明るさの内視鏡画像(共焦点画像)を得ることが可能となる。

20

【発明の効果】

【0023】

本発明の走査型内視鏡システムによれば、無駄な光の照射がなくなるため、一様な明るさの内視鏡画像を得ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

30

【図2】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムが有する共焦点光学ユニットの構成を概略的に示す図である。

【図3】XY近似面上における光ファイバの先端の回転軌跡を示す図である。

【図4】本発明の実施形態の光源が出射する励起光の強度を示す図である。

【図5】本発明の実施形態の励起光の位置(サンプリング点)と内視鏡画像の画素位置(ラスタ座標)との関係を示す図である。

【図6】本発明の実施形態のリマップテーブル及び発光パターンデータの一例を示す図である。

【図7】本発明の実施形態における、サンプリング点とラスタ座標との対応関係を説明する図である。

40

【図8】本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムで実行される発光パターンデータ生成処理のフローチャートである。

【図9】本発明の実施形態の発光パターンデータに基づいてパルス状に照射される励起光と、ラスタ座標との関係を模式的に示す図である。

【図10】各サンプリング点とレーザ駆動信号との関係を示すタイミングチャートである。

【図11】本発明の実施形態の変形例における、励起光の強度を示す図である。

【図12】従来の走査型内視鏡システムにおける、光の走査軌跡とサンプリング点との関係を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 2 5 】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システムについて説明する。

【 0 0 2 6 】

図 1 は、本発明の実施形態の走査型共焦点内視鏡システム 1 の構成を示すブロック図である。本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム 1 は、共焦点顕微鏡の原理を応用して設計されたシステムであり、高倍率かつ高解像度の被写体を観察するのに好適に構成されている。図 1 に示されるように、走査型共焦点内視鏡システム 1 は、システム本体 1 0 0、共焦点プローブ 2 0 0、モニタ 3 0 0、キャリアレシジョンユニット 4 0 0 を有している。走査型共焦点内視鏡システム 1 を用いた共焦点観察は、可撓性を有する管状の共焦点プローブ 2 0 0 の先端面を被写体に当て付けた状態で行う。

10

【 0 0 2 7 】

システム本体 1 0 0 は、光源 1 0 2、光分波合波器（フォトカップラ）1 0 4、ダンパ 1 0 6、CPU 1 0 8、CPU メモリ 1 1 0、光ファイバ 1 1 2、受光器 1 1 4、映像信号処理回路 1 1 6、画像メモリ 1 1 8、リマップテーブル用メモリ 1 1 9、映像信号出力回路 1 2 0、レーザ制御回路 1 2 2、A / D 変換器 1 3 0 を有している。共焦点プローブ 2 0 0 は、光ファイバ 2 0 2、共焦点光学ユニット 2 0 4、サブ CPU 2 0 6、サブメモリ 2 0 8、走査ドライバ 2 1 0 を有している。

【 0 0 2 8 】

光源 1 0 2 は、CPU 1 0 8 の指示によるレーザ制御回路 1 2 2 の駆動制御に従い、患者の体腔内に投与された薬剤を励起する励起光（例えば、波長 4 8 8 nm のレーザ光）を出射する。励起光は、光分波合波器 1 0 4 に入射する。光分波合波器 1 0 4 のポートの一つには、光コネクタ 1 5 2 が結合している。光分波合波器 1 0 4 の不要ポートには、光源 1 0 2 から出射された励起光を無反射終端するダンパ 1 0 6 が結合している。前者のポートに入射した励起光は、光コネクタ 1 5 2 を通過して共焦点プローブ 2 0 0 内に配置された光学系に入射する。

20

【 0 0 2 9 】

光ファイバ 2 0 2 の基端は、光コネクタ 1 5 2 を通じて光分波合波器 1 0 4 と結合している。光ファイバ 2 0 2 の先端は、共焦点プローブ 2 0 0 の先端部に組み込まれた共焦点光学ユニット 2 0 4 内に収められている。光分波合波器 1 0 4 を出射した励起光は、光コネクタ 1 5 2 を通過して光ファイバ 2 0 2 の基端に入射後、光ファイバ 2 0 2 を伝送して光ファイバ 2 0 2 の先端から出射される。

30

【 0 0 3 0 】

図 2 (a) は、共焦点光学ユニット 2 0 4 の構成を概略的に示す図である。以下、共焦点光学ユニット 2 0 4 を説明する便宜上、共焦点光学ユニット 2 0 4 の長手方向を Z 方向と定義し、Z 方向に直交しかつ互いに直交する二方向を X 方向、Y 方向と定義する。図 2 (a) に示されるように、共焦点光学ユニット 2 0 4 は、各種構成部品を収容する金属製の外筒 2 0 4 A を有している。外筒 2 0 4 A は、外筒 2 0 4 A の内壁面形状に対応する外壁面形状を持つ内筒 2 0 4 B を同軸（Z 方向）にスライド自在に保持している。光ファイバ 2 0 2 の先端（以下、符号「2 0 2 a」を付す。）は、外筒 2 0 4 A、内筒 2 0 4 B の各基端面に形成された開口を通じて内筒 2 0 4 B に収容支持されており、走査型共焦点内視鏡システム 1 の二次的な点光源として機能する。点光源である先端 2 0 2 a の位置は、CPU 1 0 8 による制御に基づいて周期的に変化する。

40

【 0 0 3 1 】

サブメモリ 2 0 8 は、共焦点プローブ 2 0 0 の識別情報や各種プロパティ等のプローブ情報を格納している。サブ CPU 2 0 6 は、システム起動時にサブメモリ 2 0 8 からプローブ情報を読み出して、システム本体 1 0 0 と共焦点プローブ 2 0 0 とを電氣的に接続する電気コネクタ 1 5 4 を介して CPU 1 0 8 に送信する。CPU 1 0 8 は、送信されたプローブ情報を CPU メモリ 1 1 0 に格納する。CPU 1 0 8 は、格納したプローブ情報を必要時に読み出して共焦点プローブ 2 0 0 の制御に必要な信号を生成して、サブ CPU 2

50

06に送信する。サブCPU206は、CPU108から送信された制御信号に従って走査ドライバ210に必要な設定値を指定する。

【0032】

走査ドライバ210は、指定された設定値に応じたドライブ信号を生成して、先端202a付近の光ファイバ202の外周面に接着固定された二軸アクチュエータ204Cを駆動制御する。図2(b)は、二軸アクチュエータ204Cの構成を概略的に示す図である。図2(b)に示されるように、二軸アクチュエータ204Cは、走査ドライバ210と接続された一对のX軸用電極(図中「X」、「X'」)及びY軸用電極(図中「Y」、「Y'」)を圧電体上に形成した圧電アクチュエータである。

【0033】

走査ドライバ210は、交流電圧Xを二軸アクチュエータ204CのX軸用電極間に印加して圧電体をX方向に共振させると共に、交流電圧Xと同一周波数であって位相が直交する交流電圧YをY軸用電極間に印加して圧電体をY方向に共振させる。交流電圧X、Yはそれぞれ、振幅が時間に比例して線形に増加して、時間(X)、(Y)かけて実効値(X)、(Y)に達する電圧として定義される。光ファイバ202の先端202aは、二軸アクチュエータ204CによるX方向、Y方向への運動エネルギーが合成されることにより、X-Y平面に近似する面(以下、「XY近似面」と記す。)上において中心軸AXを中心に渦巻状のパターンを描くように回転する。先端202aの回転軌跡は、印加電圧に比例して大きくなり、実効値(X)、(Y)の交流電圧が印加された時点で最も大きい径を有する円の軌跡を描く。図3に、XY近似面上の先端202aの回転軌跡を示す。

【0034】

光源102から出射される励起光は、二軸アクチュエータ204Cへの交流電圧の印加開始直後から印加停止までの期間中、レーザ制御回路122から光源102に供給されるレーザ駆動信号に従って、光ファイバ202の先端202aから所定の発光パターンで出射される。以下、説明の便宜上、この期間を「サンプリング期間」と記す。サンプリング期間が経過して二軸アクチュエータ204Cへの交流電圧の印加が停止すると、光ファイバ202の振動が減衰する。XY近似面上における先端202aの円運動は、光ファイバ202の振動の減衰に伴って収束し、所定時間後に中心軸AX上で停止する。以下、説明の便宜上、サンプリング期間が終了してから先端202aが中心軸AX上に停止するまでの期間(より正確には、中心軸AX上での停止を保証するため、停止までに要する計算上の時間より僅かに長い期間)を「制動期間」と記す。一フレームに対応する期間は、一つのサンプリング期間と一つの制動期間で構成される。制動期間を短縮するため、制動期間の初期段階に二軸アクチュエータ204Cに逆相電圧を印加して制動トルクを積極的に加えてもよい。

【0035】

光ファイバ202の先端202aの前方には、対物光学系204Dが設置されている(図2)。対物光学系204Dは、複数枚の光学レンズで構成されており、図示省略されたレンズ枠を介して外筒204Aに保持されている。レンズ枠は、外筒204Aの内部において、内筒204Bと相対的に固定され支持されている。そのため、レンズ枠に保持された光学レンズ群は、外筒204Aの内部を内筒204Bと一体となってZ方向にスライドする。

【0036】

内筒204Bの基端面と外筒204Aの内壁面との間には、圧縮コイルばね204E及び形状記憶合金204Fが取り付けられている。圧縮コイルばね204Eは、自然長からZ方向に初期的に圧縮保持されている。形状記憶合金204Fは、Z方向に長尺な棒形状を持ち、常温下で外力が加わると変形して、一定温度以上に加熱されると形状記憶効果で所定の形状に復元する性質を有している。形状記憶合金204Fは、形状記憶効果による復元力が圧縮コイルばね204Eの復元力より大きくなるように設計されている。走査ドライバ210は、サブCPU206が指定した設定値に応じたドライブ信号を生成して、形状記憶合金204Fを通電し加熱して伸縮量を制御する。形状記憶合金204Fは、伸

10

20

30

40

50

縮量に応じて内筒 204B を光ファイバ 202 ごと Z 方向に進退させる。

【0037】

光ファイバ 202 の先端 202a を出射した励起光は、対物光学系 204D を透過して被写体の表面又は表層でスポットを形成する。スポット形成位置は、点光源である先端 202a の進退に応じて Z 軸方向に変位する。すなわち、共焦点光学ユニット 204 は、二軸アクチュエータ 204C による先端 202a の XY 近似面上の周期的な円運動と Z 方向の進退を併せることで、被写体を三次元走査する。

【0038】

光ファイバ 202 の先端 202a は、対物光学系 204D の前側焦点位置に配置されているため、共焦点ピンホールとして機能する。先端 202a には、励起光により励起された被写体の散乱成分（蛍光）のうち先端 202a と光学的に共役な集光点からの蛍光のみが入射する。蛍光は、光ファイバ 202 を伝送後、光コネクタ 152 を通過して光分波合波器 104 に入射する。光分波合波器 104 は、入射した蛍光を光源 102 から出射される励起光と分離して光ファイバ 112 に導く。蛍光は、光ファイバ 112 を伝送して受光器 114 で検出される。受光器 114 は、微弱な光を低ノイズで検出するため、例えば光電子増倍管等の高感度光検出器としてもよい。

10

【0039】

受光器 114 によって検出された検出信号は、映像信号処理回路 116 に入力される。映像信号処理回路 116 は、CPU 108 の制御下で動作して、検出信号を一定のレートでサンプルホールド及び AD 変換してデジタル検出信号を得る。ここで、サンプリング期間中の光ファイバ 202 の先端 202a の位置（軌跡）が決まると、当該位置に対応する観察領域（走査領域）中のスポット形成位置、当該スポット形成位置からの戻り光（蛍光）を検出してデジタル検出信号を得る信号取得タイミング（以下、「サンプリング点」という。）がほぼ一義的に決まる。後述するように、本実施形態においては、予め、キャリブレーションユニット 400 を用いて先端 202a の軌跡を測定し、その実測結果を基にスポット形成位置及びサンプリング点を推定している。そして、当該サンプリング点から対応する画像上の位置（モニタ 300 に表示される内視鏡画像の画素位置）及び励起光の発光パターンを決定している。サンプリング点と内視鏡画像の画素位置（画素アドレス）との対応関係は、リマップテーブルとして映像信号処理回路 116 に接続されたリマップテーブル用メモリ 119 に格納され、リマップテーブルのサンプリング点及び画素アドレスと励起光の発光パターンとの対応関係は、発光パターンデータとしてレーザ制御回路 122 に内蔵されている発光パターン用メモリ 122a に格納される（詳細は後述）。

20

30

【0040】

映像信号処理回路 116 は、リマップテーブルを参照して、各サンプリング点で得られる各デジタル検出信号に対応する画素アドレスのデータとして割り当てる。以下、説明の便宜上、上記の割り当て作業をリマッピングと記す。映像信号処理回路 116 は、リマッピング結果に従って、各点像の空間的配列によって構成される画像の信号を画像メモリ 118 にフレーム単位でバッファリングする。バッファリングされた信号は、所定のタイミングで画像メモリ 118 から映像信号出力回路 120 に掃き出されて、NTSC (National Television System Committee) や PAL (Phase Alternating Line) 等の所定の規格に準拠した映像信号に変換されてモニタ 300 に出力される。モニタ 300 の表示画面には、高倍率かつ高解像度の被写体の三次元共焦点画像（本明細書においては、単に「内視鏡画像」ともいう。）が表示される。

40

【0041】

上述したように、被写体は、XY 方向に関して走査領域の中心から周辺に向かって渦巻状に走査（スパイラルスキャン）されるが（図 3）、光ファイバ 202 は共振運動のため、各スパイラルの周期（一回転の走査にかかる時間）は同じである。このため、走査領域の中心ほど励起光の照射密度（単位面積当たりの照射エネルギー）が高くなり、蛍光体の分解がより速く進行して褪色が起きる。その結果、観察主体が位置する観察領域中央部で画像が暗くなる不具合が生じる。そこで、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム 1 で

50

は、励起光の発光パターンを適切に制御することで蛍光の褪色を好適に抑えるように構成している。

【0042】

図4(a)は、光ファイバ202の先端202aの動きを示す図である。図4(b)は、光源102が出射する励起光の強度を示す図である。図4(a)、(b)の横軸は共に時間軸である。図4(a)の縦軸は、中心軸AXを基準とした先端202aのX(又はY)方向の変位量を示す。図4(b)の縦軸は、励起光の強度を示す。図4(b)に示すように、本実施形態においては、サンプリング期間中、パルス状の励起光を出射している(以下、パルス状の励起光が出射される期間を「パルス駆動期間」という。)。後述するように、パルス駆動期間中の励起光の発光パターン(発光タイミング)は、リマップテーブルに基づいて生成された発光パターンデータによって定まり、本実施形態においては、所定のパルス幅を有する1パルスの励起光が内視鏡画像の1画素に対応するように発光パターンデータが生成される。上述したように、走査領域の中心部分の走査速度が周辺部分の走査速度よりも遅いため、走査領域の中心部分に相当する内視鏡画像の1画素に対して多くのサンプリング点が集中するが、このような構成とすることで、不必要な(重複する)サンプリング点を間引き、励起光の照射密度が走査領域の全域において略一定となるようにしている。従って、本実施形態によれば、特に多くのサンプリング点が集中する走査領域の中心部分において励起光の照射エネルギーが減少するため、蛍光体の分解が極端に進行することはない。また、本実施形態においては、制動期間中、励起光の出射が停止するように制御される。従って、制動期間中の不必要な励起光によって蛍光体の分解が進行することもない。また、本実施形態によれば、不必要な励起光の発光がなくなるため、上述した従来の構成に比較して消費電力が低減されることとなる。従って、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム1を、バッテリーを用いたシステムで用いる場合に特に有効である。また、本実施形態によれば、上述した従来の構成に比較して励起光の照射時間が少なくすむため、光源102の寿命が延び、また、内視鏡先端部が励起光によって加熱されることも防止される。すなわち、従来の構成に比較して、製品寿命と安全性の観点からも著しい改善をもたらすものとなる。

10

20

【0043】

上述したように、本実施形態においては、パルス駆動期間中の励起光の発光パターンは、リマップテーブルに基づいて生成される発光パターンデータによって定められる。以下

30

【0044】

リマップテーブルは、キャリブレーションユニット400(図1)を用いて光ファイバ202の先端202aの回転軌跡を測定することによって作成される。キャリブレーションユニット400による先端202aの回転軌跡の測定は、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム1を使用する前に行う、いわゆる校正作業であり、キャリブレーションユニット400を共焦点光学ユニット204の先端に配置して行われる。

【0045】

キャリブレーションユニット400は、PSD(Position Sensitive Detector)402、アンプ404を備えている(図1)。PSD402は、半導体位置検出素子であり、共焦点光学ユニット204から出射される励起光の位置を検出する光センサである。キャリブレーションユニット400が共焦点光学ユニット204の先端に配置されると、PSD402は、共焦点光学ユニット204の光ファイバ202の先端202aと対向して配置される。そして、この状態で、CPU108は、光源102及び走査ドライバ210を制御し、光ファイバ202の先端202aを渦巻状に走査(回転)させながら励起光を連続的に出射する。光ファイバ202の先端202aから出射された励起光は、PSD402によって受光され、渦巻状に走査される励起光の位置情報が逐次電流に変換されて出力される。PSD402から出力された電流は、アンプ404によって電圧に変換されて、システム本体100のA/D130に送られる。そして、A/D130によって、所定のサンプリング周波数(例えば、54MHz)でサンプリングされた上で、デジタル値に変

40

50

換され、デジタル値に変換された励起光の位置情報は、CPUメモリ110に順次記憶される。ここで、サンプリング周波数は、走査領域の周辺部分において内視鏡画像の略1画素を走査するのに掛かる時間に対応する周波数である。

【0046】

次に、CPU108は、CPUメモリ110に記憶された励起光の位置情報を画像メモリ118に対応付けてリマップテーブルを作成し、リマップテーブル用メモリ119に格納する。すなわち、リマップテーブルは、励起光の位置情報とモニタ300に表示される内視鏡画像との対応関係を記述するテーブルであり、例えば、内視鏡画像を水平方向(X方向)15ピクセル、垂直方向(Y方向)15ピクセルの画素で構成した場合、順次サンプリングされた励起光の位置(サンプリング点)と内視鏡画像の画素位置(ラスタ座標)との関係は図5のようになり、CPU108は、この関係に基づいて各サンプリング点に対応する内視鏡画像の画素位置(ラスタ座標)を求めてリマップテーブルを作成する。そして、更に本実施形態においては、走査領域の中心部分で内視鏡画像の同一の画素に複数のサンプリング点が集まることにより褪色が発生するのを防止するため、励起光をパルス状に出射させるための発光パターンデータを作成している。なお、図5においては、図面の見易さを考慮し、走査領域の中心部分と周辺部分の一部のサンプリング点を示しているが、実際には渦巻状の走査軌跡に沿って多数のサンプリング点が存在する。

10

【0047】

図6は、CPU108によって作成されるリマップテーブル及び発光パターンデータの一例を示す図である。また、図7は、サンプリング点とラスタ座標との対応関係を説明する図である。図5～図7に示すように、本実施形態においては、内視鏡画像が水平方向(X方向)15ピクセル、垂直方向(Y方向)15ピクセルの画素で構成されているものとし、励起光が、ラスタ座標(8,8)から(8,15)にわたって渦巻状に走査されるものとして説明する。また、サンプリング期間中(すなわち、ラスタ座標(8,8)から(8,15)にわたって渦巻状に走査される間)に1000個のサンプリング点があるものとし、サンプリングされる順に番号を付して(サンプリング点番号)示す。なお、図7の黒丸及び白丸は各サンプリング点を示し、各サンプリング点に付された番号は、図6のサンプリング点番号に対応している。なお、図7においては、図面の見易さを考慮し、走査領域の中心部分の一部のサンプリング点を示しているが、実際には実線で示される渦巻状の走査軌跡に沿って多数のサンプリング点が存在する。

20

30

【0048】

図6に示すように、走査領域のほぼ中心においては、走査速度が極端に遅いため、内視鏡画像の同一の画素(ラスタ座標)に対して多くのサンプリング点が集まることとなる(図6のサンプリング点1～10)。走査が外側に進むほど、各サンプリング点の間隔は徐々に広がるが、走査領域の中心部分(例えば、サンプリング期間の最初の1/3の期間)においては、連続する複数のサンプリング点が同一のラスタ座標に割り当てられる場合もある(図6のサンプリング点201～310)。また、図6及び図7に示すように、リマッピングは、励起光の渦巻状の走査軌跡を正方配置された内視鏡画像の画素位置に割り当てる処理であるため、例えば、サンプリング点204、205、303、304のように、走査軌跡の内側と外側とで同一の内視鏡画像の画素を通る(すなわち、同一のラスタ座標が割り当てられる)場合もあり得る。このように、同一のラスタ座標に複数のサンプリング点の割り当てられ、全てのサンプリング点で励起光が照射されると、特に走査領域の中心部分において単位面積当たりの照射エネルギーが高くなり、蛍光体の分解がより速く進行してしまい、蛍光の褪色が発生する。そこで、本実施形態においては、CPU108が、後述する発光パターンデータ生成処理を実行することにより、励起光が、内視鏡画像の各画素に対応する位置で1回だけパルス発光するように発光パターンデータを生成している。具体的には、各ラスタ座標に複数のサンプリング点の割り当てられている場合に、最も外側(すなわち、最も大きなサンプリング点番号)のサンプリング点で励起光がパルス発光するように発光パターンデータを生成する処理を行っている。例えば、図6及び図7においては、ラスタ座標(6,7)にサンプリング点204、205、303、30

40

50

4 が割り当てられているが、サンプリング点 304 の位置でのみ励起光がパルス発光するように発光パターンデータが「1」とされ、サンプリング点 204、205、303、の位置においては励起光が発光しないように発光パターンデータが「0」とされる。図7の黒丸は、励起光がパルス発光するサンプリング点を示し、白丸は、励起光がパルス発光しない（すなわち、消灯する）サンプリング点を示している。

【0049】

図8は、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム1で実行される発光パターンデータ生成処理のフローチャートである。本実施形態の発光パターンデータ生成処理は、CPU108によってリマップテーブルが作成されたことを契機に、CPU108によって実行されるサブルーチンである。図8に示すように、発光パターンデータ生成処理が開始されると、CPU108はステップS1を実行する。

10

【0050】

ステップS1では、CPU108は、リマップテーブルを参照し、各サンプリング点のラスタ座標のX座標値を大きさNの1次元配列 $x[N]$ に格納し、Y座標値を大きさNの1次元配列 $y[N]$ に格納する。ここで、Nは、サンプリング点番号の最大値を意味し、図5～7の場合、Nは1000である。ステップS1の処理により、配列 x 及び配列 y の各要素には、各サンプリング点のX座標値及びY座標値が順番に格納され、配列 x 及び配列 y の各インデックスは各サンプリング点番号に対応することとなる。次いで、処理は、ステップS2に進む。

【0051】

20

ステップS2では、CPU108は、大きさ $M \times M$ の2次元配列 $n[M][M]$ を用意し、全ての要素を「0」に初期化する。ここで、Mは、内視鏡画像のX方向及びY方向の画素数を意味し（すなわち、配列 n の各インデックスは各ラスタ座標に対応することとなり）、図5～7の場合、「15」である。このように、2次元配列 n の各要素は、内視鏡画像の各画素（ラスタ座標）と対応しており、後述するように、励起光がパルス発光されるべきサンプリング点のサンプリング点番号が記憶される。次いで、処理は、ステップS3に進む。

【0052】

ステップS3では、CPU108は、大きさNの1次元配列 $v[N]$ を用意し、全ての要素を「0」に初期化する。後述するように、配列 v は、発光パターンデータを記憶する配列である。次いで、処理は、ステップS4に進む。

30

【0053】

ステップS4では、CPU108は、ループ変数 k をN（すなわち、サンプリング点番号の最大値）に設定する。ループ変数 k は、後述するステップS8でディクリメントされるループ変数であり、サンプリング点番号に対応している。次いで、ステップS5に進む。

【0054】

ステップS5では、CPU108は、配列 x のインデックス k の要素 $x[k]$ 、及び、配列 y のインデックス k の要素 $y[k]$ を読み出し、それぞれの値が、1～Mの範囲内であるか否か（すなわち、内視鏡画像の有効画素範囲内であるか否か）を判断する。上述したように、配列 x 及び配列 y のインデックスはサンプリング点番号に対応する。従って、ステップS5の処理により、サンプリング点番号 k のサンプリング点に割り当てられたラスタ座標が、内視鏡画像の有効画素範囲に含まれているか否かを確認することができる。なお、後述するように、ステップS8においてループ変数 k が順次ディクリメントされるため、ステップS5では、サンプリング点番号の大きいものから順に、そのサンプリング点に割り当てられたラスタ座標を読み出し、内視鏡画像の有効画素範囲に含まれているか否かの確認を行うこととなる。ステップS5において、サンプリング点番号 k のサンプリング点に割り当てられたラスタ座標が、内視鏡画像の有効画素範囲に含まれていると判断された場合（ステップS5：YES）、処理はステップS6に進み、内視鏡画像の有効画素範囲に含まれていないと判断された場合（ステップS5：NO）、処理はステップS8

40

50

に進む。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 6 では、CPU 108 は、配列 n のインデックス [x [k]] [y [k]] の要素（すなわち、サンプリング点番号 k のサンプリング点に割り当てられたラスタ座標に対応する要素）を読み出し、その値がループ変数 k よりも小さいか否かを判断する。上述したように、配列 n の全要素は「 0 」に初期化されているため、最初にステップ S 6 が実行される時（すなわち、サンプリング点番号 k のサンプリング点に割り当てられたラスタ座標が配列 n のインデックス [x [k]] [y [k]] と最初に一致したとき）、ループ変数 k は初期値「 0 」よりも大きくなるため（ステップ S 6 : Y E S）、処理はステップ S 7 に進み、2 回以上ステップ S 6 が実行される時、（後述するように）ループ変数 k は配列 n のインデックス [x [k]] [y [k]] の要素よりも小さくなるため（ステップ S 6 : N O）、処理はステップ S 8 に進む。

10

【 0 0 5 6 】

ステップ S 7 では、配列 n のインデックス [x [k]] [y [k]] の要素に、ループ変数 k の値を入れ、配列 v のインデックス [k] に「 1 」を入れる。上述したように、ステップ S 6 は、配列 n のインデックス [x [k]] [y [k]] の要素（すなわち、サンプリング点番号 k のサンプリング点に割り当てられたラスタ座標に対応する要素）を読み出し、その値がループ変数 k よりも小さいか否かを判断する処理である。従って、後述するステップ S 8 でループ変数 k がディクリメントされ、2 回以上ステップ S 6 が実行される場合、ループ変数 k は配列 n のインデックス [x [k]] [y [k]] の要素よりも必ず小さくなり、ステップ S 7 が実行されることはない。すなわち、ステップ S 6 とステップ S 7 によって、各ラスタ座標に割り当てられたサンプリング点のうち、最も外側（すなわち、最も大きなサンプリング点番号）のサンプリング点が特定されて、配列 n のインデックス [x [k]] [y [k]] の要素に記憶されると共に、その特定されたサンプリング点で「 1 」となる配列 v（すなわち、発光パターンデータ）が生成される。

20

【 0 0 5 7 】

ステップ S 8 では、CPU 108 は、ループ変数 k をディクリメントし、ステップ S 9 に進む。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 9 では、CPU 108 は、ループ変数 k の値が 1 以上であるか否かを判断する。上述したように、ループ変数 k は、サンプリング点番号を示しているため、サンプリング点が 1 よりも小さくなった場合（ステップ S 9 : N O）、全てのサンプリング点について発光パターンデータが生成されたと判断して処理を終了し、サンプリング点が 1 以上である場合（ステップ S 9 : Y E S）、未だ全てのサンプリング点について発光パターンデータが生成されていないと判断して、処理はステップ S 5 に戻り、ステップ S 5 ~ S 9 が繰り返し実行される。

30

【 0 0 5 9 】

以上説明したように、CPU 108 によって、発光パターンデータ生成処理が実行されることにより、配列 v に発光パターンデータが生成される。そして、このように生成された発光パターンデータは、レーザ制御回路 122 に内蔵の発光パターン用メモリ 122 a に送られて記憶される。

40

【 0 0 6 0 】

リマップテーブル及び発光パターンデータが完成すると、キャリブレーションユニット 400 を共焦点光学ユニット 204 の先端から取り外すことで、通常の共焦点観察（内視鏡観察）が可能となる。すなわち、CPU 108 は、光ファイバ 202 の先端 202 a を渦巻状に走査（回転）させながら、光源 102 から発光パターンデータに応じた励起光が射出されるようにレーザ制御回路 122 を制御する。具体的には、CPU 108 が制御するレーザ制御回路 122 は、発光パターン用メモリ 122 a から各サンプリング点の発光パターンデータを順に呼び出しながら、レーザ駆動信号を生成し、光源 102 に供給することで励起光のオン/オフ制御を行う。

50

【0061】

図9は、発光パターンデータに基づいてパルス状に照射される励起光と、ラスト座標（内視鏡画像の画素アドレス）との関係を模式的に示す図である。図9に示すように、励起光が発光パターンデータに基づいて照射される結果、内視鏡画像の各画素に対して、最も外側に位置するサンプリング点でのみサンプリングが行えるように、1パルスの励起光が照射されることとなる。すなわち、励起光の照射密度は、走査領域の全域において略一定となる。

【0062】

図10は、各サンプリング点とレーザ駆動信号との関係を示すタイミングチャートである。図10中、黒丸は、発光パターンデータが「1」のサンプリング点を示し、白丸は、発光パターンデータが「0」のサンプリング点を示している。図10に示すように、本実施形態のレーザ駆動信号は、発光パターンデータが「1」のサンプリング点を中心とした一定の幅（例えば、5サンプリング分）を持ったパルス信号としている。これは、1つのサンプリング点に対応する時間で励起光を照射した場合、励起光の照射時間が約18.5 ns（1/54 MHz）となり、蛍光試薬の反応時間との関係から十分な光量の蛍光を得ることが難しいことと、システムに起因する遅延時間等の影響により励起光をサンプリング点に正確に照射することが難しいためである。なお、システムに起因する遅延時間は使用する部品によってもバラツキがあり、また、蛍光試薬の反応時間は、その種類、観察対象によっても変化するため、システム本体100に設けられたユーザインターフェース（不図示）を操作することによって、レーザ駆動信号のパルス幅が可変できるように構成してもよい。

【0063】

また、システム構成や蛍光試薬の変更によって、信号の遅延時間や蛍光試薬の反応時間が変化することが考えられるため、本実施形態においては、システム本体100に設けられたユーザインターフェース（不図示）を操作することによって、レーザ駆動信号をサンプリング点に対して任意に早めることができる（すなわち、励起光を照射し始めるタイミングを任意に調整することができる）ように構成されている。

【0064】

以上が本発明の実施形態の説明であるが、本発明は、上記の実施形態に限定されるものではなく、技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。例えば、本実施形態においては、走査型共焦点内視鏡システムを例に挙げて説明したが、共焦点の構成に限定されるものではなく、特許文献2～5に記載の通常の走査型内視鏡システムに適用することも可能である。この場合においても、上述の発光パターンデータ生成処理を実行し、発光パターンデータに基づいてレーザ光（照明光）をパルス駆動することにより、各ラスト座標に対して、1パルスの照明光を照射することが可能となる。従って、不必要な照明光の照射を抑えつつ、一様な明るさの内視鏡画像を得ることが可能となり、従来の構成に比較して消費電力が低減され、レーザ光源の寿命が延びる。また、内視鏡先端部が照明光によって加熱されることも防止される。

【0065】

また、本実施形態においては、励起光の走査は、渦巻状の走査として説明したが、この構成に限定されるものではない。例えば、光ファイバ202の先端202aを互いに直交する2つの方向に単振動させることによって、励起光を正弦波的に走査する、いわゆるリサーチ走査方式の走査型内視鏡システムに適用することも可能である。このような走査方式においても、走査領域の特定箇所では走査速度が遅くなるため（すなわち、励起光の走査速度が徐々に変化し、一定とはならないため）、同一のラスト座標に複数のサンプリング点が割り当てられる。従って、一部のラスト座標について、照射密度が高くなり、蛍光の褪色が進行するといった問題が生じる。しかし、このような走査方式においても、上述の発光パターンデータ生成処理を実行し、発光パターンデータに基づいて励起光をパルス駆動することにより、各ラスト座標に対して、1パルスの励起光を照射することが可能となるため、本実施形態と同様、かかる問題が有効に解決される。

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態においては、全サンプリング期間をパルス駆動期間として、励起光を発光パターンデータに基づいたレーザ駆動信号でパルス状に照射する構成したが、励起光の照射密度が走査領域の全域において略一定となればよく、この構成に限定されるものではない。例えば、蛍光の褪色は、特に走査領域の中心部分で顕著となるため、図 1 1 に示すように、走査領域の中心部分のみをパルス駆動期間の対象として上記発光パターンデータ生成処理を行い、走査領域の周辺部分では各サンプリング点の発光パターンデータを無条件に「1」とする（すなわち、連続発光する）ように構成してもよい。この場合、発明者らが行った実機検証の結果に基づいて、サンプリング期間の最初の 1 / 3 の期間をパルス駆動期間に設定し（すなわち、サンプリング期間の最初の 1 / 3 の期間を蛍光の褪色が発生する期間とみなして）、励起光をパルス状に発光するように制御することが好ましい。このような構成とすれば、パルス駆動期間に相当するサンプリング点についてのみ発光パターンデータを生成すればよく、処理を効率化することができる。また、ユーザがユーザインターフェース（不図示）を操作することによって、パルス駆動期間を任意に設定できる構成としてもよい。

10

【 符号の説明 】

【 0 0 6 7 】

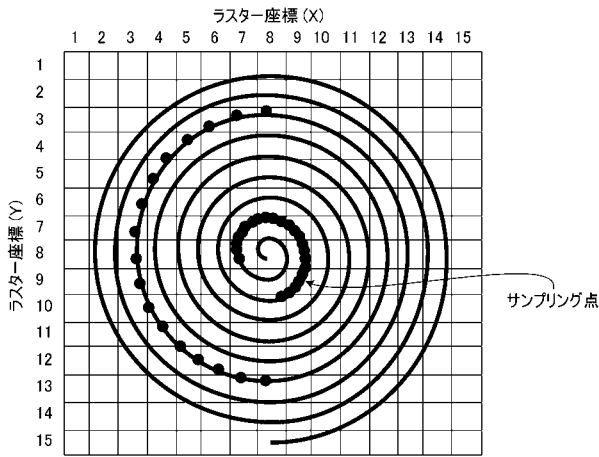
- 1 走査型共焦点内視鏡システム
- 1 0 0 システム本体
- 1 0 2 光源
- 1 0 4 光分波合波器
- 1 0 6 ダンパ
- 1 0 8 C P U
- 1 1 0 C P U メモリ
- 1 1 2 光ファイバ
- 1 1 4 受光器
- 1 1 6 映像信号処理回路
- 1 1 8 画像メモリ
- 1 1 9 リマップテーブル用メモリ
- 1 2 0 映像信号出力回路
- 1 2 2 レーザ制御回路
- 1 2 2 a 発光パターン用メモリ
- 1 3 0 A / D
- 2 0 0 共焦点プローブ
- 2 0 2 光ファイバ
- 2 0 4 共焦点光学ユニット
- 2 0 6 サブ C P U
- 2 0 8 サブメモリ
- 2 1 0 走査ドライバ
- 3 0 0 モニタ
- 4 0 0 キャリブレーションユニット
- 4 0 2 P S D
- 4 0 4 アンブ

20

30

40

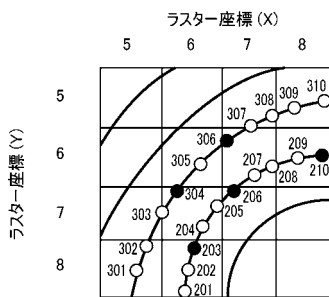
【 図 5 】



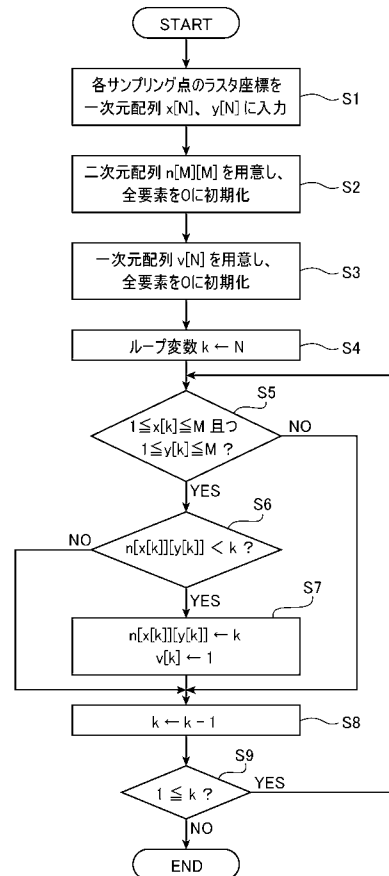
【 図 6 】

サンプリング点番号	ラスタ座標		発光パターンデータ
	X	Y	
1	8	8	0
2	8	8	0
3	8	8	0
4	8	8	0
5	8	8	0
6	8	8	0
7	8	8	0
8	8	8	0
9	8	8	0
10	8	8	0
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
201	6	8	0
202	6	8	0
203	6	8	1
204	6	7	0
205	6	7	0
206	7	7	1
207	7	6	0
208	7	6	0
209	8	6	0
210	8	6	1
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
301	5	8	0
302	5	8	0
303	6	7	0
304	6	7	1
305	6	6	0
306	7	6	1
307	7	5	0
308	7	5	0
309	8	5	0
310	8	5	0
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
995	12	13	1
996	12	14	1
997	11	14	1
998	10	15	1
999	9	15	1
1000	8	15	1

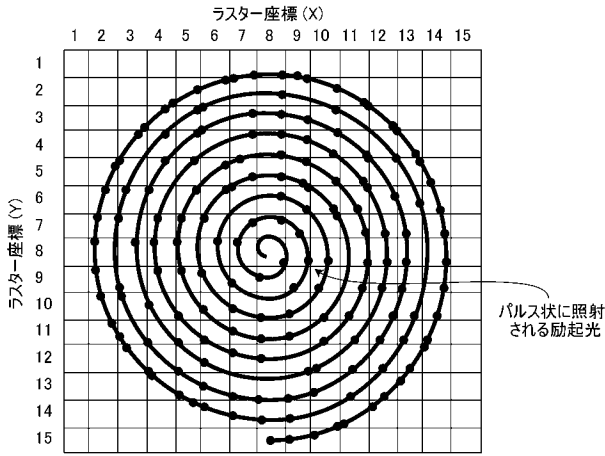
【 図 7 】



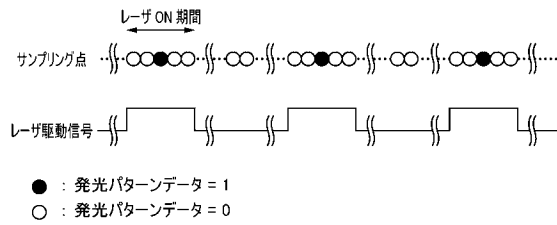
【 図 8 】



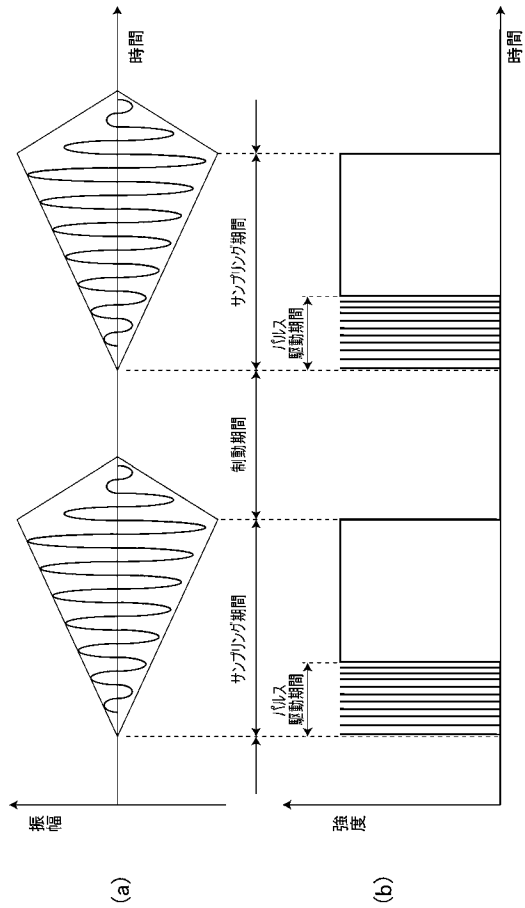
【 図 9 】



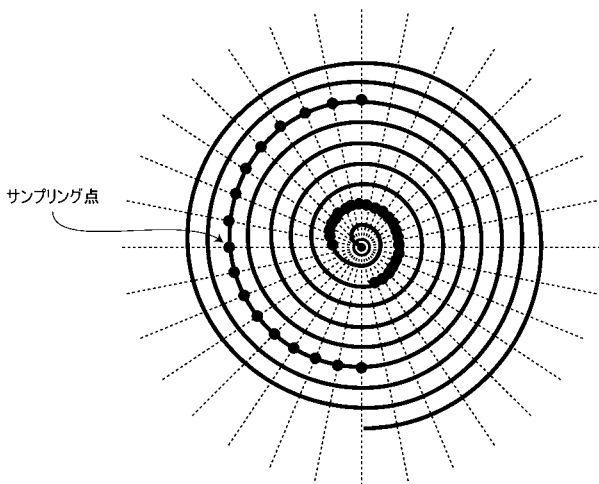
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 23/26

Fターム(参考) 4C161 AA00 BB00 CC07 DD03 FF40 FF47 HH54 LL10 MM10 NN01
NN05 PP12 QQ04 QQ09 RR03 RR04 RR26 WW17

专利名称(译)	扫描内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2013121455A	公开(公告)日	2013-06-20
申请号	JP2011271375	申请日	2011-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	松本健太郎		
发明人	松本 健太郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00172 G02B23/2423 G02B23/26 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.P A61B1/04.370 A61B1/04.362.A G02B23/24.B G02B23/26 A61B1/00.524 A61B1/00.525 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.632 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH54 4C161/LL10 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/WW17		
代理人(译)	荒木义行 尾山荣启		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够消除无用光照射并获得均匀亮度的内窥镜图像的扫描型内窥镜系统。解决方案：扫描型内窥镜系统包括：用于将照明光引导到发射端并发射它的光纤一个主题；光纤扫描装置，用于循环移动光纤的发射端，使得从光纤的发射端发射的照明光循环扫描对象上的二维扫描区域；光源控制装置，用于产生用于驱动照明光的驱动信号和基于驱动信号控制照明光的开/关；图像信号检测装置，用于接收来自对象的散射光并在规定的检测定时检测图像信号；图像生成装置，用于分配与图像信号的检测定时相对应的二维像素位置，在像素位置处排列图像信号并生成内窥镜图像。光源控制装置根据图像信号的检测定时产生驱动信号，使得照明光的照射密度大致固定在整个扫描区域中。

