

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/089053

発行日 平成27年4月27日 (2015. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成25年6月20日 (2013. 6. 20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 300T	2H040
<b>A61B 1/06 (2006.01)</b>	A61B 1/00 300D	4C161
<b>G02B 23/24 (2006.01)</b>	A61B 1/00 300Y	
<b>G02B 23/26 (2006.01)</b>	A61B 1/06 A	
	G02B 23/24 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁) 最終頁に続く

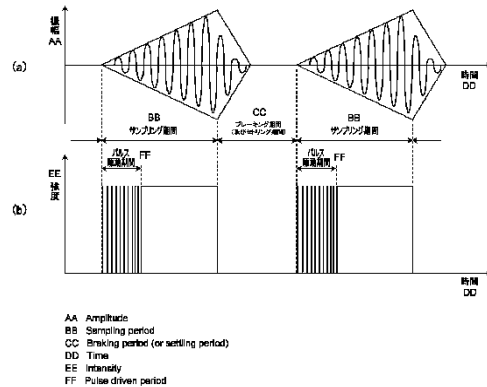
出願番号 特願2013-549247 (P2013-549247)	(71) 出願人 000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/081894	
(22) 国際出願日 平成24年12月10日 (2012.12.10)	
(31) 優先権主張番号 特願2011-271374 (P2011-271374)	(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平
(32) 優先日 平成23年12月12日 (2011.12.12)	(74) 代理人 100169856 弁理士 尾山 栄啓
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴
	(72) 発明者 牧野 貴雄 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内
	(72) 発明者 人形 洋一 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

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】

走査型内視鏡システムが、所定の光源より供給される照射光を射出端まで導光し被写体に射出する第一の光ファイバと、照射光が略円形の走査領域内で中心部から周辺部に向って渦巻状に回転走査するように光ファイバの射出端を渦巻状に回転駆動させる光ファイバ走査手段と、照射光の発光を制御する光源制御手段と、被写体より戻される戻り光を受光し画像信号を検出する画像信号検出手段と、検出された画像信号を用いて被写体の画像を生成する画像生成手段とを備え、光源制御手段は、照射光が走査領域内の中心部を走査するときに、照射光をパルス状に発光させ、照射光が走査領域内の周辺部を走査するときに、照射光を連続的に発光させる。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

所定の光源より供給される照射光を射出端まで導光し、該射出端から被写体に射出する第一の光ファイバと、

前記第一の光ファイバの射出端から射出される照射光が該第一の光ファイバの長手方向に延びる軸を中心とした略円形の走査領域内で中心部から周辺部に向って一定の回転周期で渦巻状に回転走査するように、該第一の光ファイバの射出端を渦巻状に回転駆動させる光ファイバ走査手段と、

前記照射光のオン/オフを制御する光源制御手段と、

前記照射光により照射された被写体より戻される戻り光を受光し、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、

前記検出された画像信号を用いて被写体の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、

前記照射光が前記走査領域内の中心部を走査するときに、該照射光を所定のパルス幅を有する駆動パルスでパルス状に発光させ、該照射光が前記走査領域内の周辺部を走査するときに、該照射光を連続的に発光させることを特徴とする、走査型内視鏡システム。

**【請求項 2】**

前記画像生成手段は、

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前記画像を生成し、

前記光源制御手段は、

連続する複数の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割り当てられる場合に、該連続する複数の画像信号の検出タイミングの何れか 1 つを基準タイミングとして、該基準タイミングに基づいて前記駆動パルス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 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 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、

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 4 の何れか一項に記載の走査型内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記画像信号の検出タイミングは、一定の周期であり、

前記駆動パルスのパルス幅は、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 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の走査型内視鏡システム。

**【請求項 7】**

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、

10

20

30

40

50

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 1 から請求項 6 の何れか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 8】

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 1 から請求項 7 の何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、

前記第一の光ファイバの射出端を渦巻状に回転駆動させた後、所定の期間、該第一の光ファイバの射出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、前記照射光の発光を停止させる

ことを特徴とする、請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 10】

前記照射光は、励起光であり、

前記画像信号検出手段は、

前記励起光により励起された被写体から発生する蛍光を、該励起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介して受光し、前記所定の検出タイミングで画像信号を検出する

ことを特徴とする、請求項 1 から請求項 9 の何れか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 11】

前記共焦点ピンホールは、

前記励起光の集光点と共役の位置に配置された、前記第一の光ファイバの射出端である

ことを特徴とする、請求項 10 に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 12】

前記照射光は、可視領域の波長を含む光であり、

前記画像信号検出手段は、

前記可視領域の波長を含む光により照射された被写体からの反射光を受光し、前記所定の検出タイミングで画像信号を検出する

ことを特徴とする、請求項 1 から請求項 9 の何れか一項に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 13】

前記可視領域の波長を含む光は、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の各波長を含む光であり、

前記画像信号検出手段は、

前記被写体からの反射光より、R、G、B の各波長の光を分離して受光し、前記所定の検出タイミングで画像信号を検出する

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】

前記画像信号検出手段は、

前記被写体からの反射光が入射される第二の光ファイバと、

前記第二の光ファイバに入射された反射光であって、R、G、B の各波長の光に異なる光路差が付与されるように、該第二の光ファイバの導光路中の異なる位置に配置された、R、G、B の各波長に対応する波長選択手段と、

前記波長選択手段により異なる光路差が付与された R、G、B の各波長の光を所定の時間差で受光する受光手段と、

を備え、

前記所定の時間差で受光された R、G、B の各波長の光から前記所定の検出タイミングで画像信号を検出する

10

20

30

40

50

ことを特徴とする、請求項 1 3 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、所定の走査光により被写体を渦巻状に回転走査し、走査された被写体より戻される戻り光を検出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、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、その反射光を受光して画像化する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。この種の走査型共焦点内視鏡システムの具体的構成が、例えば特開2004-321792号公報に開示されている。以下、特開2004-321792号公報を「特許文献1」と記す。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ー光を照射し、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は、生体組織に照射されるレーザー光を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。

10

20

【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、例えば、米国特許第6,856,712号明細書、米国特許第6,959,130号明細書、米国特許第6,975,898号明細書で提案されている。以下、米国特許第6,856,712号明細書を「特許文献2」と記し、米国特許第6,959,130号明細書を「特許文献3」と記し、米国特許第6,975,898号明細書を「特許文献4」と記す。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いる。内視鏡内部において光ファイバの基端部は、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、照射領域（走査領域）の画像が取得される。

30

【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が例えば特開2010-162090号公報で提案されている。以下、特開2010-162090号公報を「特許文献5」と記す。

【発明の概要】

【0005】

特許文献2～5に記載の走査型内視鏡システムについて詳述すると、該システムは、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、該システムは、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。）で受光して画像化し、二次元の内視鏡画像を表示する。

40

【0006】

図9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9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き状に走査する構成を採っている

50

。ここで、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るため、走査領域の中心部分ではサンプリング点が集中しているのが判る。すなわち、走査領域の中心部分と周辺部分とでは、走査領域（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。そのため、内視鏡画像の明るさが中心部分と周辺部分とで落差の大きいものとなるだけでなく、例えば、走査領域の周辺部分の明るさを確保するためにレーザ強度を上げた結果、走査領域の中心部分に位置する患部に必要以上のレーザ光が照射される虞がある。

【0007】

また、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。その結果、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。

10

【0008】

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、上述した問題の発生を抑えるべく、走査領域内における単位面積当たりの照射エネルギーのパラツキを抑え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。

【0009】

本発明の一形態に係る走査型内視鏡システムは、所定の光源より供給される照射光を射出端まで導光し、該射出端から被写体に射出する第一の光ファイバと、第一の光ファイバの射出端から射出される照射光が第一の光ファイバの長手方向に延びる軸を中心とした略円形の走査領域内で中心部から周辺部に向って一定の回転周期で渦巻状に回転走査するように、第一の光ファイバの射出端を渦巻状に回転駆動させる光ファイバ走査手段と、照射光のオン/オフを制御する光源制御手段と、照射光により照射された被写体より戻される戻り光を受光し、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、検出された画像信号を用いて共焦点画像を生成する画像生成手段とを備え、光源制御手段は、照射光が走査領域内の中心部を走査するときに、照射光を所定のパルス幅を有する駆動パルスでパルス状に発光させ、照射光が走査領域内の周辺部を走査するときに、照射光を連続的に発光させることを特徴とする。

20

【0010】

このような構成により、従来照射エネルギーの高かった走査領域内の中心部分において照射光の照射エネルギーが減少するため、例えば走査領域の中心部分における褪色の進行を抑えることができ、また、走査領域の中心部分に位置する患部に必要以上のレーザ光が照射されるという問題を避けることができる。また、走査領域内において単位面積当たりの照射エネルギーのパラツキが抑えられ、走査領域の中心部分から周辺部分にかけて略一様な明るさの画像を得ることが可能となる。

30

【0011】

また、画像生成手段は、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画像を生成する構成としてもよい。また、光源制御手段は、連続する複数の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割り当てられる場合に、該連続する複数の画像信号の検出タイミングの何れか1つを基準タイミングとして、該基準タイミングに基づいて駆動パルスを生成する構成としてもよい。このような構成によれば、画像信号の検出タイミングと同期のとれた駆動パルスを容易に生成することが可能となる。

40

【0012】

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構成とすることが好ましい。

【0013】

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、例えばパルス状の励起光によって被写体から発せられた

50

蛍光や、被写体に照射されたパルス状の光の反射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。

【0014】

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、照射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、例えば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に変化が生じた場合であっても、パルス状の励起光によって被写体から発せられた蛍光や、被写体に照射されたパルス状の光の反射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。

10

【0015】

また、画像信号の検出タイミングは、一定の周期であり、駆動パルスのパルス幅は、該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、被写体を十分に照射することが可能となるため、十分な光量の蛍光や反射光を得ることが可能となる。また、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蛍光や反射光を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、蛍光試薬の反応時間に応じて駆動パルスのパルス幅を調整することができるため、蛍光試薬の種類や被写体によって蛍光試薬の反応時間が変化するような場合であっても、被写体を十分に励起することができ、十分な光量の蛍光を得ることが可能となる。また、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蛍光や反射光を確実に検出することが可能となる。

20

【0017】

また、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。

【0018】

また、光ファイバ走査手段は、第一の光ファイバの射出端を渦巻状に回転駆動させた後、所定の期間、第一の光ファイバの射出端の回転駆動を停止する構成としてもよい。この場合、光源制御手段は、所定の期間、照射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、不必要な励起光による褪色の進行を抑えることができ、また、患部に対する不要なレーザ光照射を抑えることができる。

30

【0019】

照射光は、例えば励起光である。画像信号検出手段は、励起光により励起された被写体から発生する蛍光を、励起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介して受光し、所定の検出タイミングで画像信号を検出する構成としてもよい。共焦点ピンホールは、例えば、励起光の集光点と共役の位置に配置された、第一の光ファイバの射出端である。

【0020】

照射光は、可視領域の波長を含む光であってもよい。画像信号検出手段は、可視領域の波長を含む光により照射された被写体からの反射光を受光し、所定の検出タイミングで画像信号を検出する構成としてもよい。可視領域の波長を含む光の一例は、R (Red)、G (Green)、B (Blue)の各波長を含む光である。この場合、画像信号検出手段は、被写体からの反射光より、R、G、Bの各波長の光を分離して受光し、所定の検出タイミングで画像信号を検出するように構成される。

40

【0021】

また、画像信号検出手段は、被写体からの反射光が入射される第二の光ファイバと、第二の光ファイバに入射された反射光であって、R、G、Bの各波長の光に異なる光路差が付与されるように、第二の光ファイバの導光路中の異なる位置に配置された、R、G、B

50

の各波長に対応する波長選択手段と、波長選択手段により異なる光路差が付与された R、G、B の各波長の光を所定の時間差で受光する受光手段とを備え、所定の時間差で受光された R、G、B の各波長の光から所定の検出タイミングで画像信号を検出する構成としてもよい。

【0022】

本発明の一形態によれば、走査領域内における単位面積当たりの照射エネルギーのバラツキを抑えつつ、走査領域の中心部分における褪色の進行を抑えることができ、また、走査領域の中心部分の患部に対する必要以上のレーザ光照射を抑えることが可能な走査型内視鏡システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

10

【0023】

【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。

【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射出する励起光の強度に関する図である。

【図5】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】走査領域の中心部分のリマップテーブルと発光パターンデータとの関係、及びサンプリング点とラスタ座標との関係を説明する図である。

20

【図7】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8】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9】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10】別の実施形態の走査型内視鏡システムの構成を示す模式図である。

【図11】別の実施形態の走査型内視鏡システムが有するシステム本体の構成を示すブロック図である。

【図12】別の実施形態の走査型内視鏡システムが有する走査型内視鏡の先端部の内部構造を示す側断面図である。

30

【図13】別の実施形態の走査型内視鏡の先端部の内部構造を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

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

【0025】

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100、共焦点プローブ200、モニタ300、キャリブレーションユニット400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200の先端面を被写体に当て付けた状態で行われる。

40

【0026】

システム本体100は、光源102、光分波合波器（フォトカップラ）104、ダンパ106、CPU108、CPUメモリ110、光ファイバ112、受光器114、映像信号処理回路116、画像メモリ118、リマップテーブル用メモリ119、映像信号出力回路120、レーザ制御回路122、操作パネル124、A/D130を有している。共焦点プローブ200は、光ファイバ202、共焦点光学ユニット204、サブCPU206、サブメモリ208、走査ドライバ210を有している。

50

## 【 0 0 2 7 】

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に含有されている蛍光物質を励起する励起光（例えば、波長 4 8 8 n m のレーザ光）を射出する。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 から射出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。

## 【 0 0 2 8 】

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 の先端部分は、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 を射出した励起光は、光コネクタ 1 5 2 を通過して光ファイバ 2 0 2 の基端（システム本体 1 0 0 側の端部）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（共焦点プローブ 2 0 0 の先端側の端部）から射出される。

10

## 【 0 0 2 9 】

図 2 ( a ) は、共焦点光学ユニット 2 0 4 の内部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）にスライド可能に保持している。光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a 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 に収容された状態で不図示の保持部材により支持されている。先端 2 0 2 a は、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。なお、図 2 ( a ) 中、中心軸 A X は、共焦点光学ユニット 2 0 4 の中心軸を示す。光ファイバ 2 0 2 が初期位置にあるときは（光ファイバ 2 0 2 が振動されていない状態では）、中心軸 A X と光ファイバ 2 0 2 の軸心とが一致する。

20

## 【 0 0 3 0 】

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、共焦点プローブ 2 0 0 をシステム本体 1 0 0 に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 0 6 に送信する。サブ CPU 2 0 6 は、CPU 1 0 8 から送信された制御信号に従って走査ドライバ 2 1 0 に必要な設定値を指定する。

30

## 【 0 0 3 1 】

先端 2 0 2 a 付近の光ファイバ 2 0 2 の外周面には、二軸アクチュエータ 2 0 4 C が接着固定されている。図 2 ( b ) は、二軸アクチュエータ 2 0 4 C 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 2 0 4 C は、走査ドライバ 2 1 0 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。

40

## 【 0 0 3 2 】

走査ドライバ 2 1 0 は、サブ CPU 2 0 6 により指定される設定値に基づいてドライブ信号を生成し、生成されたドライブ信号によって二軸アクチュエータ 2 0 4 C を駆動制御する。より詳細には、走査ドライバ 2 1 0 は、交流電圧 X を二軸アクチュエータ 2 0 4 C 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

50

る。交流電圧  $X$ 、 $Y$  は夫々、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 202 a は、二軸アクチュエータ 204 C 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移動する。先端 202 a 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 202 a の回転軌跡を示す。

#### 【0033】

光源 102 から射出される励起光は、二軸アクチュエータ 204 C 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 202 a から所定の発光パターンで射出される。以下、説明の便宜上、この期間を「サンプリング期間」と記す。先端 202 a より射出される励起光は、先端 202 a がサンプリング期間中に  $XY$  近似面上で渦巻状に移動することにより、中心軸  $AX$  を中心とした所定の円形の走査領域を渦巻状に走査する。サンプリング期間が経過して二軸アクチュエータ 204 C 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 202 a の運動は、光ファイバ 202 の振動の減衰に伴って収束し、所定時間後にほぼゼロとなる (すなわち、先端 202 a は中心軸  $AX$  上でほぼ停止する。)。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 202 a が中心軸  $AX$  上にほぼ停止するまでの期間を「ブレーキング期間」と記す。ブレーキング期間の経過後、更に所定時間待機して、次のサンプリング期間が開始される。以下、説明の便宜上、ブレーキング期間が終了してから次のサンプリング期間の開始までの期間を「セtring期間」と記す。セtring期間は、先端 202 a を中心軸  $AX$  上に完全に停止させるための待機時間である。セtring時間を設定することにより、先端 202 a の回転軌跡を安定させることができる。先端 202 a の回転軌跡を安定させることにより、被写体に対する走査の精度を保證できるようになる。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ブレーキング期間で構成されており、選択的にセtring期間を追加することができる。フレームレートは、セtring期間を調節することにより、柔軟に設定変更することができる。このように、セtring期間は、先端 202 a が完全に停止するまでの時間とフレームレートとの関係から適宜設定することが可能となっている。なお、ブレーキング期間を短縮するため、ブレーキング期間の初期段階に二軸アクチュエータ 204 C 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。

#### 【0034】

光ファイバ 202 の先端 202 a の前方には、対物光学系 204 D が設置されている (図 2)。対物光学系 204 D 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 204 A に保持されている。対物光学系 204 D の光軸は、中心軸  $AX$  と一致する。レンズ枠は、外筒 204 A の内部において、内筒 204 B と相対的に固定された状態で支持されている。そのため、レンズ枠に保持された対物光学系 204 D は、外筒 204 A の内部を内筒 204 B と一体となって  $Z$  方向にスライドする。なお、外筒 204 A の先端面は、図示省略されたカバーガラスにより封止されている。

#### 【0035】

内筒 204 B の基端面と外筒 204 A の内壁面との間には、圧縮コイルばね 204 E 及び形状記憶合金 204 F が取り付けられている。圧縮コイルばね 204 E は、自然長から  $Z$  方向に初期的に圧縮挟持されている。形状記憶合金 204 F 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 204 F は、形状記憶効果による復元力が圧縮コイルばね 204 E 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 CPU 206 が指定した設定値に応じたドライブ信号を生成し、生成されたドライブ信号によって形状記憶合金 204 F を通電し加熱することにより、形状

10

20

30

40

50

記憶合金 132F の伸縮量を制御する。形状記憶合金 204F は、伸縮量に応じて内筒 204B を光ファイバ 202 ごと Z 方向に進退させる。具体的には、形状記憶合金 204F は、加熱されて Z 方向に延びる（復元する）ことにより、内筒 204B を光ファイバ 202 ごと前方（Z 方向）に押し出す。形状記憶合金 204F はまた、徐冷が進むにつれて形状記憶効果による復元力が低下することに伴い、圧縮コイルばね 204E により Z 方向に圧縮されて、内筒 204B を光ファイバ 202 ごと後方（Z 方向）に引っ込める。

【0036】

光ファイバ 202 の先端 202a を射出した励起光は、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。

10

【0037】

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より発せられる蛍光のうち先端 202a と光学的に共役な集光点からの蛍光のみが入射する。先端 202a より光ファイバ 202 内に入射した蛍光は、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 から射出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を採用することができる。

20

【0038】

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、スポット形成位置とサンプリング点とがほぼ一義的に決まる。ここで、スポット形成位置とは、先端 202a が任意の位置に来た時に射出される励起光により走査領域内に形成されるスポットの位置をいう。また、サンプリング点とは、上記スポット形成位置からの戻り光（蛍光）を受光器 114 で受光してデジタル検出信号を得る信号取得タイミングをいう。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 に格納される。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。これらデータの格納に関する詳細は後述する。

30

40

【0039】

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を、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、上記の割り当て処理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た後、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が表示される。

50

## 【 0 0 4 0 】

図 3 に示すように、被写体は、X Y 方向に関して走査領域の中心から周辺に向かって渦巻き状に走査（スパイラルスキャン）されるが、光ファイバ 2 0 2 は共振運動を行うため、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。

## 【 0 0 4 1 】

図 4（a）は、光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a の動きを示す図である。図 4（b）は、光源 1 0 2 が射出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 A X を基準とした先端 2 0 2 a 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）に示されるように、励起光は、サンプリング期間の開始から所定の期間（以下、「パルス駆動期間」という。）パルス状に射出される。励起光は、パルス駆動期間経過後は連続的に射出される。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る。本実施形態では、発光タイミングは、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 の期間がパルス駆動期間に設定される。すなわち、CPU 1 0 8 は、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（すなわち、走査領域の中心部分）とみなして、励起光をパルス状に発光するように制御している。従って、本実施形態によれば、走査領域の中心部分における励起光の照射エネルギーが連続的な励起光を照射する場合と比べて減少するため、蛍光体の分解が極端に進行することはなく、蛍光の褪色が抑えられることとなる。また、走査領域の周辺部分では励起光が連続的に照射されるため、観察領域周辺部で検出光の光量不足が生ずることがない。励起光の照射エネルギーの高い走査領域の中心部分において照射エネルギーを減少させることにより、走査領域内において単位面積当たりの照射エネルギーのバラツキが抑えられ、走査領域の中心部分から周辺部分にかけて略様な光量の蛍光を得ることが可能となる。また、本実施形態においては、ブレーキング期間中、励起光の射出が停止するように制御される。従って、ブレーキング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。

## 【 0 0 4 2 】

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、本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作成方法について詳述する。

## 【 0 0 4 3 】

リマップテーブルは、キャリブレーションユニット 4 0 0（図 1）を用いて光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a 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 4 0 0 による先端 2 0 2 a 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 4 0 0 を共焦点光学ユニット 2 0 4 の先端に配置して行われる。

## 【 0 0 4 4 】

図 1 に示すように、キャリブレーションユニット 4 0 0 は、P S D（Position Sensitive Detector）4 0 2、アンプ 4 0 4 を備えている。P S D 4 0 2 は、半導体位置検出素子であり、共焦点光学ユニット 2 0 4 から射出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 4 0 0 が共焦点光学ユニット 2 0 4 の先端に配置されると、P S D 4 0 2 は、共焦点光学ユニット 2 0 4 の光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a と対向して配置される。そして、この配置状態で、CPU 1 0 8 は、光源 1 0 2 及び走査ドライバ 2 1 0 を制御し、光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a を渦巻き状に走査（回転）させながら励起光を連続的に射出する。光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a から射出された励起

10

20

30

40

50

光は、PSD402によって受光され、渦巻き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、励起光の位置情報（電圧信号）は、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、デジタル値に変換される。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。

#### 【0045】

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15×15ピクセルとした場合、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のようになる。従って、CPU108は、この関係に基づいてサンプリング点から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サンプリング点が集まって褪色が発生するのを防止するため、励起光をパルス状に射出させるための発光パターンデータを作成している。

#### 【0046】

図6は、CPU108によって作成された走査領域の中心部分のリマップテーブルと発光パターンデータとの関係、及びサンプリング点とラスタ座標（内視鏡画像の画素アドレス）との関係を説明する図である。図6(a)は、本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であり、図6(b)は、回転軌跡に沿って連続する10個のサンプリング点及びラスタ座標との対応関係を示す図である。ここで、図6(b)の各サンプリング点に付された番号は、図6(a)のサンプリング点の番号に対応している。図6(a)及び(b)に示すように、サンプリング点1～3は、ラスタ座標(6, 8)に対応し、サンプリング点4、5は、ラスタ座標(6, 7)に対応し、サンプリング点6は、ラスタ座標(7, 7)に対応し、サンプリング点7、8は、ラスタ座標(7, 6)に対応し、サンプリング点9、10は、ラスタ座標(8, 6)に対応するものとして説明する。

#### 【0047】

CPU108は、各サンプリング点に対応するラスタ座標を求めた後、各サンプリング点のラスタ座標について次のサンプリング点のラスタ座標との差（デルタ座標）を求める。CPU108は、デルタ座標に基づいてリマップテーブルを完成させる。例えば、サンプリング点3のラスタ座標(6, 8)とサンプリング点4のラスタ座標(6, 7)との差を求めた場合、サンプリング点3のデルタ座標は(0, -1)となり、サンプリング点5のラスタ座標(6, 7)とサンプリング点6のラスタ座標(7, 7)との差を求めた場合、サンプリング点5のデルタ座標は(1, 0)となる。このように、連続するサンプリング点に対して順番にデルタ座標を求めることにより、ラスタ座標が変化するサンプリング点（すなわち、異なる画素との境界に位置するサンプリング点）を求めている。完成したリマップテーブルは、リマップテーブル用メモリ119に送られて記憶される。

#### 【0048】

次に、CPU108は、デルタ座標が(0, 0)以外の値を有するサンプリング点（すなわち、ラスタ座標が変化するサンプリング点）を抽出し、その発光パターンデータを「1」とする（換言すれば、それ以外は「0」とする）処理を行って発光パターンデータを生成する。すなわち、発光パターンデータは、同一のラスタ座標を有する連続する複数のサンプリング点のうち、ラスタ座標が変化するサンプリング点（すなわち、異なる画素との境界に位置するサンプリング点）でのみ「1」となるデータである。同一のラスタ座標を有する連続する複数のサンプリング点は、1つのサンプリング点に間引かれて、対応する内視鏡画像の画素（ラスタ座標）に発光パターンデータとして割り当てられる。な

10

20

30

40

50

お、図6(b)においては、発光パターンデータが「1」となるサンプリング点を黒丸で示し、発光パターンデータが「0」となるサンプリング点を白丸で示している。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122aに送られて記憶される。本実施形態においては、パルス駆動期間(すなわち、走査領域の中心部分)の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ことで、走査領域の中心部分で蛍光の褪色が発生するのを防止している。なお、図6においては、説明の便宜上、走査領域の中心部分のリマップテーブル及び発光パターンデータを示して説明を行ったが、走査領域の周辺部分のリマップテーブル及び発光パターンデータも同様に作成される。ただし、走査領域の周辺部分においてはパルス駆動期間外となるため、各サンプリング点の発光パターンデータは全て「1」とされる。

10

**【0049】**

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、CPU108は、光ファイバ202の先端202aを渦巻き状に走査(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、CPU108が制御するレーザ制御回路122は、発光パターン用メモリ122a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。

**【0050】**

20

図7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、ラスタ座標(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。上述したように、発光パターンデータは、同一のラスタ座標を有する連続する複数のサンプリング点を1つに間引くことによって生成されたデータである。従って、図7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、走査領域の中心部分の内視鏡画像の各画素には、その画素に含まれる回転軌跡の数(すなわち、径方向の走査ライン数)に相当するパルスの励起光が照射されることとなる。例えば、図7の場合、ラスタ座標(7,6)の画素には、1つの走査ラインしか含まれないため、1パルスの励起光が照射され、ラスタ座標(8,10)の画素には、2つの走査ラインが含まれるため、2パルスの励起光が照射される。

30

**【0051】**

図8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8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8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18.5ns(1/54MHz)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ことによる。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。そのため、ユーザが操作パネル124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。

40

**【0052】**

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。そのため、本実施形態においては、ユーザが操作パネル124を操作することによって、レーザ駆動信号の立ち上がり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。

**【0053】**

50

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、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(すなわち、走査領域の直径の略1/3を直径とする円内)を蛍光の褪色が発生する領域であるとしてパルス駆動期間に設定した。このパルス駆動期間は、蛍光の褪色具合に応じて、サンプリング期間の最初の1/3の期間よりも長く設定してもよく、また短く設定してもよい。また、ユーザが操作パネル124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。

#### 【0054】

また、本実施形態においては、走査領域の周辺部分のリマップテーブルについて、各サンプリング点の発光パターンデータを全て「1」に設定する構成としたが、この構成に限定されるものではなく、例えば、走査領域の周辺部分については、発光パターンデータを設定せず、励起光を連続照射するように構成してもよい。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、また、リマップテーブルのデータサイズを小さくすることができる。

10

#### 【0055】

また、本実施形態では、走査型共焦点内視鏡システムについて説明したが、本実施形態における励起光の発光制御は、特許文献5に例示される、別のタイプ(例えばカラー画像を撮影可能なタイプ)の走査型内視鏡システムにも適用することができる。図10は、別の実施形態の走査型内視鏡システム1Mを構成する、システム本体500の一部及び走査型内視鏡600の構成を示す模式図である。図11は、モニタ300及びシステム本体500の構成を示すブロック図である。図11においては、システム本体500と走査型内視鏡600との接続関係等を明確にするため、走査型内視鏡600の一部の構成も模式的に示している。なお、別の実施形態において、本実施形態と説明が重複する部分については適宜省略又は簡略する。

20

#### 【0056】

図11に示されるように、システム本体500の前面には光コネクタ502及び電気コネクタ504が設けられており、走査型内視鏡600の基端には光コネクタ602及び電気コネクタ604が設けられている。光コネクタ602が光コネクタ502に差し込まれることにより、システム本体500と走査型内視鏡600とが光学的に接続され、電気コネクタ604が電気コネクタ504に差し込まれることにより、システム本体500と走査型内視鏡600とが電氣的に接続される。なお、図10においては、システム本体500と走査型内視鏡600との接続関係等を分かり易くするため、光コネクタ502と光コネクタ602との接続部分を敢えて三つに分けて図示している。

30

#### 【0057】

システム本体500は、各種回路の信号処理タイミングを統括的に制御するCPU520を有している。また、システム本体500は、R、G、Bの各波長の光(以下、夫々、「R光」、「G光」、「B光」と記す。)を射出可能なレーザ光源510R、510G、510Bを有している。また、特殊光観察に適した波長の光(以下、「特殊光」と記す。)を射出するレーザ光源510Sを有している。なお、これら4つのレーザ光源は、例えば広帯域(可視光および特殊光を含む帯域)であるスーパーコンティニウム光等を射出する単一のファイバレーザに置き換えてもよい。また、光源は、レーザ光源に限らず例えばLED(Light Emitting Diode)等の他の形態の光源に置き換えてもよい。

40

#### 【0058】

システム本体500は、レーザ光源510R、510G、510B、510Sの各レーザ光源の発光を制御するレーザ制御回路512を有している。レーザ制御回路512には発光パターン用メモリ512aが内蔵されている。発光パターン用メモリ512aには、キャリブレーションユニット400(図10及び図11では不図示)を用いて作成された、本実施形態と同様の発光パターンデータが格納されている。レーザ制御回路512は、

50

発光パターン用メモリ 5 1 2 a に格納された発光パターンデータに基づいてレーザ光源 5 1 0 R、5 1 0 G、5 1 0 B、5 1 0 S の発光制御を行い、R 光、G 光、B 光、特殊光を同期したタイミングで射出させる。一例として、レーザ制御回路 5 1 2 は、R 光、G 光、B 光、特殊光の各波長の光を、サンプリング期間の開始から所定期間（パルス駆動期間であり、例えばサンプリング期間の最初の 1 / 3 の期間）中はパルス状に射出させ、パルス駆動期間経過後の残りのサンプリング期間中には連続的に射出させる。

【 0 0 5 9 】

各レーザ光源から射出された R 光、G 光、B 光、特殊光は、光結合器 5 1 4 に入射される。光結合器 5 1 4 は、入射された各波長の光を結合し、走査型内視鏡 6 0 0 が有するシングルモードファイバ 6 1 0 の入射端 6 1 0 a に入射させる。シングルモードファイバ 6 1 0 に入射された光は、シングルモードファイバ 6 1 0 内を伝送されて、走査型内視鏡 6 0 0 の先端部 6 2 0 内に配されたシングルモードファイバ 6 1 0 の射出端 6 1 0 b より射出される。

10

【 0 0 6 0 】

図 1 2 は、走査型内視鏡 6 0 0 の先端部 6 2 0 の内部構造を示す側断面図である。また、図 1 3 は、先端部 6 2 0 の内部構造を示す斜視図である。図 1 2 に示されるシース 6 2 2 は、可撓性を有する走査型内視鏡 6 0 0 の保護チューブである。シース 6 2 2 は、先端部 6 2 0 から光コネクタ 6 0 2 にまで延びた形状を有し、走査型内視鏡 6 0 0 が有する各種内蔵部品を保護している。シース 6 2 2 の外径は、走査型内視鏡 6 0 0 がイメージセンサ等を搭載しない構成であるため、従来型の電子スコープの外径に比べて格段に細い。そのため、走査型内視鏡 6 0 0 は、従来型の電子スコープに比べてより一層の低浸襲性が達成されている。

20

【 0 0 6 1 】

シース 6 2 2 内部には、支持体 6 2 4 が取り付けられている。シングルモードファイバ 6 1 0 の先端部分 6 1 0 c は、支持体 6 2 4 の貫通穴に挿入され通されて片持ち梁の状態では支持されている。支持体 6 2 4 には二軸アクチュエータ 6 2 6 も支持されている。システム本体 5 0 0 が有する走査ドライバ 5 3 0 は、交流電圧 X を二軸アクチュエータ 6 2 6 C 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。これにより、シングルモードファイバ 6 1 0 の射出端 6 1 0 b は、XY 近似面上において中心軸 AX を中心に渦巻状のパターンを描くように移動する。射出端 6 1 0 b より射出される光は、サンプリング期間中、走査型内視鏡 6 0 0 の先端に取り付けられた集光レンズ 6 2 8 を介して、中心軸 AX を中心とした所定の円形の走査領域を渦巻状に走査する。

30

【 0 0 6 2 】

被写体を走査した光の反射成分は、集光レンズ 6 2 8 を介してシース 6 2 2 内に入射される。ここで、シース 6 2 2 内において、支持体 6 2 4 の端面 6 2 4 a には、複数の貫通穴が円環状に並べて形成されている。各貫通穴には検出用ファイバ 6 3 0 が埋設されている。シース 6 2 2 内に戻された被写体からの反射光は、各検出用ファイバ 6 3 0 の入射端 6 3 0 a に入射される。各入射端 6 3 0 a に入射された反射光は、検出用ファイバ 6 3 0 内を終端に向かって伝送される。

40

【 0 0 6 3 】

図 1 3 において図示省略するが、各検出用ファイバ 6 3 0 は支持体 6 2 4 の後方で束ねられ、光ファイババンドル 6 3 0 B を構成している。光ファイババンドル 6 3 0 B は、走査型内視鏡 6 0 0 の先端部 6 2 0 から光コネクタ 6 0 2 に延びている。光ファイババンドル 6 3 0 B の終端は、光コネクタ 6 0 2 に収容されている。光コネクタ 6 0 2 内において、光ファイババンドル 6 3 0 B の終端は、光サーキュレータ 6 4 0 により波長選択ファイバ 6 5 0 の一端と光学的に結合されている。

【 0 0 6 4 】

ファイババンドル 6 3 0 B ( 検出用ファイバ 6 3 0 ) 内を伝送された反射光は、光サー

50

キュレータ 640 によりファイババンドル 630 B の終端と結合された波長選択ファイバ 650 の結合端に入射される。光サーキュレータ 640 は、ファイババンドル 630 B からの反射光を波長選択ファイバ 650 にのみ入射させるように構成されている。つまり、ファイババンドル 630 B からの反射光を後述の光ファイバ 660 には入射させないように構成されている。

【0065】

波長選択ファイバ 650 は、光コネクタ 602 内に蟻局を巻くように収容されている。波長選択ファイバ 650 の導光路中には、結合端側から順に R (Red)、G (Green)、B (Blue) の各波長に対応するファイブラッググレーティング 670 R、670 G、670 B が形成されている。そのため、波長選択ファイバ 650 に入射され伝送される反射光は、まず、ファイブラッググレーティング 670 R により R 成分について強い後方反射が引き起こされる。つまり、ファイブラッググレーティング 670 R は、反射光に含まれる R 光のみを反射させて波長選択ファイバ 650 の結合端側に戻すとともに他の成分を透過させる。ファイブラッググレーティング 670 G、ファイブラッググレーティング 670 B においても同様の光学的作用が引き起こされる。すなわち、ファイブラッググレーティング 670 G においては G 光のみが、ファイブラッググレーティング 670 B においては B 光のみが夫々反射されて波長選択ファイバ 650 の結合端側に戻される。

10

【0066】

ファイブラッググレーティング 670 R、670 G、670 B は、R、G、B の各波長の反射光に所定の光路差を付与するように位置が決められ形成されている。ここで、光サーキュレータ 640 は、波長選択ファイバ 650 からの光を光ファイバ 660 にのみ入射させるように構成されている。つまり波長選択ファイバ 650 からの光をファイババンドル 630 B には入射させないように構成されている。そのため、波長選択ファイバ 650 の結合端に所定の時間遅延をもって到達した R、G、B の各波長の反射光は、当該所定の時間差を維持しつつ光ファイバ 660 に順次入射される。

20

【0067】

光ファイバ 660 の終端 660 a は、光コネクタ 502 と光コネクタ 602 とを接続させたとき、システム本体 500 が有するカップリングレンズ 542 R G B を介して光検出器 544 R G B と結合される。そのため、光検出器 544 R G B には、R、G、B の各波長の反射光が所定の時間差をもって順次受光される。

30

【0068】

一方、ファイババンドル 630 B からの反射光に含まれる特殊光に対応する成分は、波長選択ファイバ 650 を伝送中、何れのファイブラッググレーティングによっても反射されることなく波長選択ファイバ 650 の終端 650 a より射出される。終端 650 a は、光コネクタ 602 をコネクタ 502 に接続させたとき、システム本体 500 が有するカップリングレンズ 542 S を介して光検出器 544 S と光学的に結合される。そのため、光検出器 544 S には、特殊光に対応する成分が受光される。

【0069】

光検出器 544 R G B 及び 544 S により受光され検出された各信号は、映像信号処理回路 550 に入力される。映像信号処理回路 550 は、CPU 520 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 A/D 変換してデジタル検出信号を得る。

40

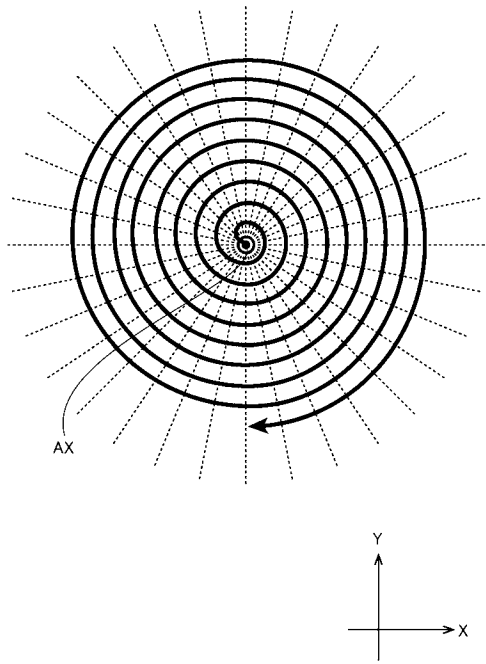
【0070】

システム本体 500 は、リマップテーブル用メモリ 560 を有している。リマップテーブル用メモリ 560 には、キャリブレーションユニット 400 を用いて作成された、本実施形態と同様のリマップテーブルが格納されている。映像信号処理回路 550 は、リマップテーブル用メモリ 560 に格納されたリマップテーブルに基づいてリマッピングを行う。具体的には、映像信号処理回路 550 は、光検出器 544 R G B で検出された R、G、B の各波長に対応するデジタル検出信号をリマッピングし、画像メモリ 570 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

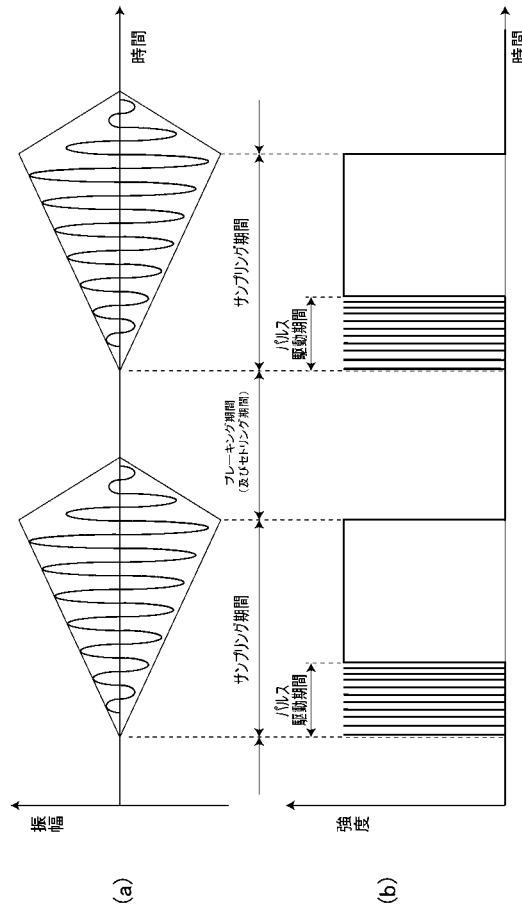
50



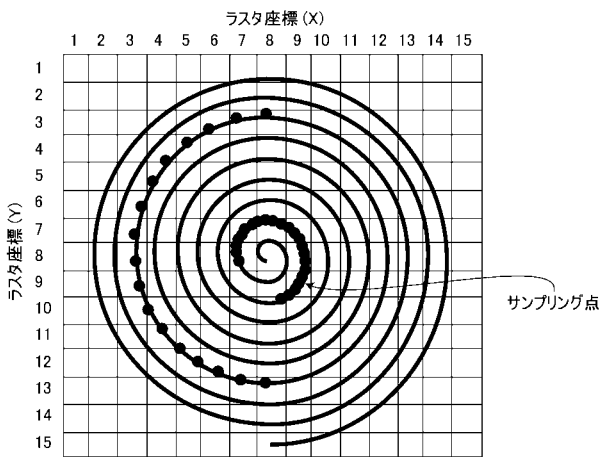
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



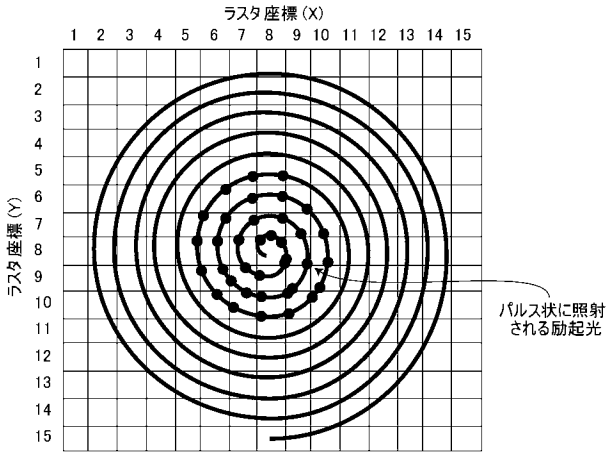
【 図 6 】

(a)

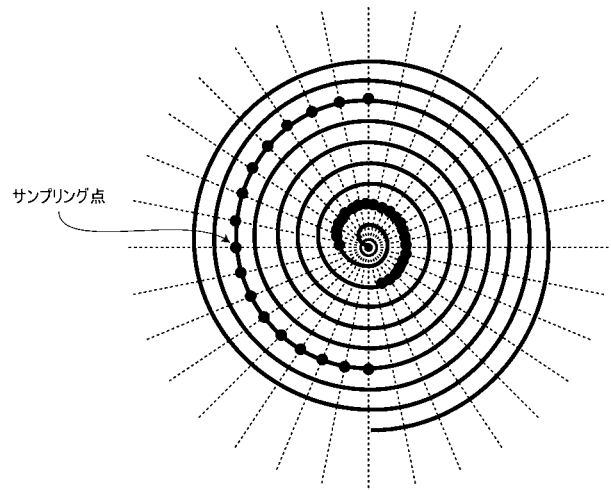
リマップテーブル			発光パターンデータ
サンプリング点番号	ラスタ座標	デルタ座標	
①	(6, 8)	(0, 0)	0
②	(6, 8)	(0, 0)	0
③	(6, 8)	(0, -1)	1
④	(6, 7)	(0, 0)	0
⑤	(6, 7)	(1, 0)	1
⑥	(7, 7)	(0, -1)	1
⑦	(7, 6)	(0, 0)	0
⑧	(7, 6)	(1, 0)	1
⑨	(8, 6)	(0, 0)	0
⑩	(8, 6)	(1, 0)	1



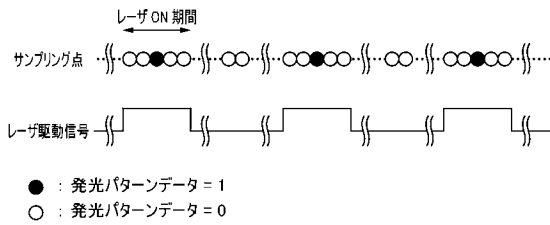
【 図 7 】



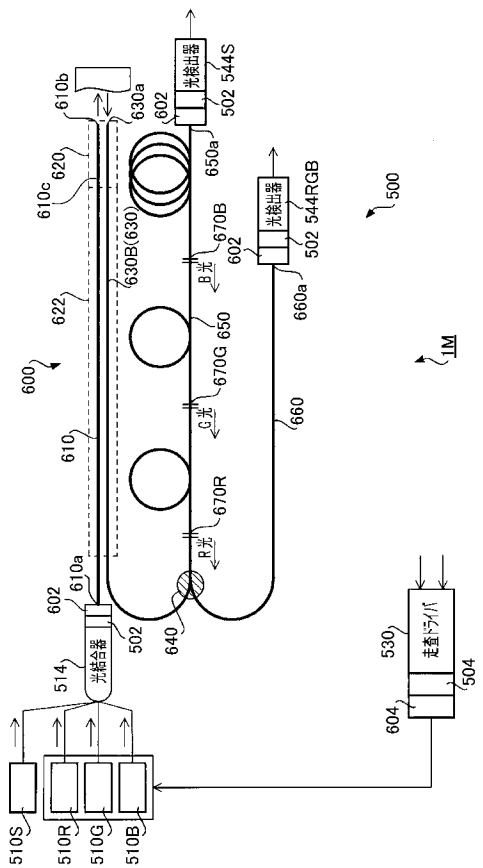
【 図 9 】



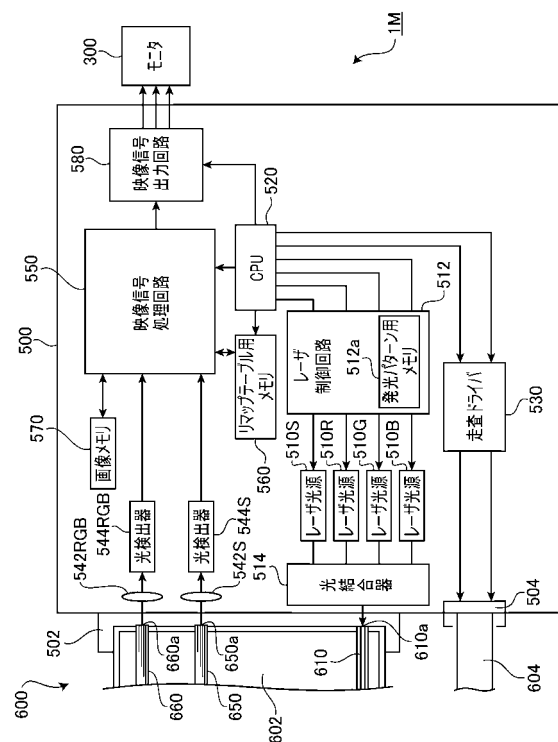
【 図 8 】



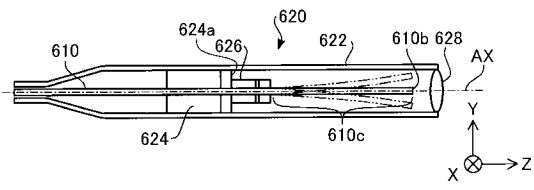
【 図 10 】



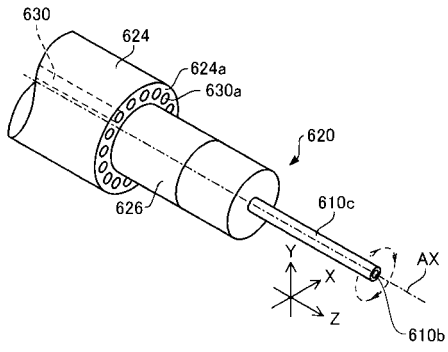
【 図 11 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/081894
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/06, G02B23/26  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-36462 A (Hoya Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), paragraph [0030] & US 2011/0037841 A1 & DE 102010036963 A & CN 101991400 A	1-14
A	JP 2009-508571 A (The Regents of the University of Michigan), 05 March 2009 (05.03.2009), paragraph [0035] & US 2009/0219523 A1 & EP 1931969 A & WO 2007/040589 A1 & CA 2550390 A	1-14
A	JP 2011-19706 A (Hoya Corp.), 03 February 2011 (03.02.2011), paragraph [0042] & US 2011/0015528 A1 & DE 102010036427 A	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 27 February, 2013 (27.02.13)		Date of mailing of the international search report 12 March, 2013 (12.03.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/081894

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-241321 A (Olympus Corp.), 08 September 2005 (08.09.2005), paragraphs [0019] to [0025] (Family: none)	1-14
P, X	JP 2012-110479 A (Hoya Corp.), 14 June 2012 (14.06.2012), paragraph [0040] & WO 2012/070298 A	1

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 8 1 8 9 4									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/06, G02B23/26											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2011-36462 A (HOYA株式会社) 2011.02.24, 【0030】 & US 2011/0037841 A1 & DE 102010036963 A & CN 101991400 A	1 - 14									
A	JP 2009-508571 A (ザ リージェンツ オブ ザ ユニバーシティ オブ ミシガン) 2009.03.05, 【0035】 & US 2009/0219523 A1 & EP 1931969 A & WO 2007/040589 A1 & CA 2550390 A	1 - 14									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 27.02.2013		国際調査報告の発送日 12.03.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 昭治	2Q 4077								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 8 1 8 9 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-19706 A (HOYA株式会社) 2011.02.03, 【0042】 & US 2011/0015528 A1 & DE 102010036427 A	1 - 14
A	JP 2005-241321 A (オリンパス株式会社) 2005.09.08, 【0019】～【0025】 (ファミリーなし)	1 - 14
P X	JP 2012-110479 A (HOYA株式会社) 2012.06.14, 【0040】 & WO 2012/070298 A	1

## 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

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA11 GA00 GA11

4C161 BB08 CC06 FF40 FF46 HH54 JJ17 MM03 MM10 NN01 PP13

QQ04 QQ07 RR03 RR18 RR26 WW17

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	扫描内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2013089053A1</a>	公开(公告)日	2015-04-27
申请号	JP2013549247	申请日	2012-12-10
[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	牧野貴雄 人形洋一		
发明人	牧野 貴雄 人形 洋一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	G02B23/2423 A61B1/00172 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/07 G02B23/26 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA11 2H040/GA00 2H040/GA11 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/MM03 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP13 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/WW17		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
优先权	2011271374 2011-12-12 JP		
其他公开文献	JP6055420B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

扫描内窥镜系统将从预定光源提供的照射光引导至出射端，并且将第一光纤发射至被检体，并且该照射光具有从中央部分到周边部分的大致圆形的扫描区域。光纤扫描装置，用于使光纤的出口端以螺旋状旋转，从而沿其方向旋转；以及光源控制装置，用于控制照射光的发射，并接收从对象返回的返回光。设置有检测图像信号的图像信号检测单元和通过使用检测到的图像信号生成被摄体的图像的图像生成单元，并且当照射光在扫描区域中扫描中心部分时，提供了光源控制单元。另外，照射光以脉冲形状发射，并且当照射光扫描扫描区域中的外围部分时，照射光连续地发射。

