

(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2015-20031
(P2015-20031A)

(43) 公開日 平成27年2月2日(2015. 2. 2)

(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 P	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2013-153021 (P2013-153021)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成25年7月23日 (2013. 7. 23)		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	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(72) 発明者	山邊 俊明
			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 CA11 GA06 GA10 GA11
			4C161 BB01 BB08 CC07 FF40 FF46
			HH54 LL10 MM09 PP11 QQ04
			RR06 RR19 WW17

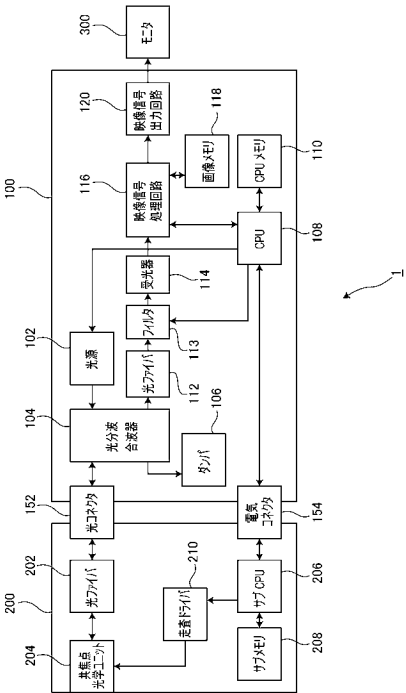
(54) 【発明の名称】 走査型共焦点内視鏡システムおよび画像取得方法

(57) 【要約】

【課題】 蛍光塗料を用いることなく、容易かつ安定的にキャリブレーションを行うことが可能な、走査型共焦点内視鏡システムおよび画像取得方法を提供すること。

【解決手段】 被写体に励起光を照射し、該励起光によって励起された蛍光を受光する走査型共焦点内視鏡と、走査型共焦点内視鏡が受光した蛍光に基づいて、通常観察のための蛍光画像を生成するプロセッサと、キャリブレーションのための指標と、からなる走査型共焦点内視鏡システムであって、キャリブレーション時に、走査型共焦点内視鏡は、指標に蛍光とは異なる所定の波長の光を照射し、該所定の波長の光の反射光を受光し、プロセッサは、走査型共焦点内視鏡が受光した所定の波長の光の反射光に基づいて、指標の画像を生成する構成とした。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体に励起光を照射し、該励起光によって励起された蛍光を受光する走査型共焦点内視鏡と、

前記走査型共焦点内視鏡が受光した前記蛍光に基づいて、通常観察のための蛍光画像を生成するプロセッサと、

キャリブレーションのための指標と、からなる走査型共焦点内視鏡システムであって、

キャリブレーション時に、前記走査型共焦点内視鏡は、前記指標に前記蛍光とは異なる所定の波長の光を照射し、該所定の波長の光の反射光を受光し、前記プロセッサは、前記走査型共焦点内視鏡が受光した前記所定の波長の光の反射光に基づいて、前記指標の画像を生成することを特徴とする、走査型共焦点内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記所定の波長の光は、前記励起光であることを特徴とする、請求項 1 に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 3】

前記プロセッサは、通常観察時に前記励起光をカットし、キャリブレーション時に前記励起光を透過するよう構成されたフィルタを備えることを特徴とする、請求項 2 に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 4】

前記フィルタは、入射角度によって透過率が変化するチューナブルバンドパスフィルタであることを特徴とする、請求項 3 に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記プロセッサは、前記励起光を供給するための第一の光源と、前記所定の波長の光を供給するための第二の光源と、を備えることを特徴とする、請求項 1 に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 6】

前記所定の波長は、600～650nmであることを特徴とする、請求項 5 に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 7】

前記指標は、キャップ形状の部材と、該部材の底面に貼り付けられたグリッドからなり

30

、キャリブレーション時に、前記キャップ形状の部材が前記走査型内視鏡に装着されることを特徴とする、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 8】

前記指標は、前記走査型共焦点内視鏡の先端に設けられたカバーガラスに形成される複数のドットからなることを特徴とする、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の走査型共焦点内視鏡システム。

【請求項 9】

被写体に励起光を照射し、励起光によって励起された蛍光を受光する走査型共焦点内視鏡と、前記走査型共焦点内視鏡が受光した前記蛍光に基づいて、通常観察のための蛍光画像を生成するプロセッサと、からなる走査型共焦点内視鏡システムの画像評価に用いられる画像の取得方法であって、

40

前記走査型共焦点内視鏡から、前記蛍光とは異なる所定の波長の光をキャリブレーションのための指標に照射し、前記走査型共焦点内視鏡によって該所定の波長の光の反射光を受光するステップと、

前記プロセッサによって、前記走査型共焦点内視鏡が受光した前記所定の波長の光の反射光に基づいて、前記指標の画像を生成するステップと、を含むことを特徴とする、画像取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

この発明は、生体組織の蛍光画像を取得するための走査型共焦点内視鏡システム、および走査型共焦点内視鏡システムのキャリブレーションのための画像取得方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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渦巻状に走査させ、観察部位から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知られている（例えば、特許文献 1）。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、二軸アクチュエータによって片持ち梁状に保持される。二軸アクチュエータは、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を渦巻状に走査（スキャン）し、当該観察部位からの戻り光に基づきその照射領域（走査領域）の画像が取得される。

10

【 0 0 0 3 】

また、近年、特許文献 1 に記載されているような走査型内視鏡システムを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 2）。走査型共焦点内視鏡システムは、薬剤（蛍光剤）が投与された生体組織にレーザ光（励起光）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。特許文献 2 に記載の走査型共焦点内視鏡システムは、生体組織の特定の狭小領域をレーザ光で 2 次元又は 3 次元に走査することで、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。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特表 2 0 0 8 - 5 1 4 3 4 2 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 1 - 2 5 5 0 1 5 号 公 報

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 および 2 に記載されるような走査型内視鏡システムにおいては、走査領域（観察部位）からの反射光又は蛍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。従って、歪みの無い再現性の高い内視鏡画像を生成するためには、各サンプリング点の走査位置をモニタの表示座標系に正確に合わせる必要がある。そこで、この種の走査型内視鏡システムにおいては、実際の走査パターン（走査軌跡）をモニタしながら、理想的な走査パターンが得られるように校正（キャリブレーション）している。詳しくは、特許文献 1 に記載のシステムでは、光ファイバから射出される照明光を P S D（Position Sensitive Detector）によって受光し、走査パターン（走査軌跡）中の照射スポットの位置を検出しながら、二軸アクチュエータへの印加電圧の振幅、位相、周波数等を調整し、理想的な走査パターンが得られるようにキャリブレーションしている。

40

【 0 0 0 6 】

また、キャリブレーションの一つとして、走査型内視鏡システムによってロッド状の真鍮部材に貼り付けられたグリッド（格子模様）などの指標の画像を取得し、取得された画像の歪みを測定して、画像の評価や歪み補正を行うことも可能である。ここで、従来、特許文献 2 に記載されるような走査型共焦点内視鏡システムにおいて、画像の評価を行う場

50

合には、指標として用いるグリッドに蛍光塗料を塗布して、得られる蛍光画像に基づいて評価を行っている。しかしながら、グリッドに塗布した蛍光塗料は、時間経過や照射されるレーザ光量によって退色してしまうため、頻繁に蛍光塗料を塗り直す必要があり、大変煩雑である。また、蛍光塗料を塗布する際に濃淡にムラが発生してしまうこともあり、このような場合には、システムに起因する画像の歪みを適切に判定できなくなってしまう。さらに、蛍光塗料の退色や濃淡のムラが発生することにより、取得される画像に再現性がなく、安定した評価を行うことも困難であるといった問題もある。

【0007】

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、蛍光塗料を用いることなく、容易かつ安定的にキャリブレーションに用いるための画像を取得することが可能な、走査型共焦点内視鏡システムおよび画像取得方法を提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記の目的を達成するため、本発明により、被写体に励起光を照射し、該励起光によって励起された蛍光を受光する走査型共焦点内視鏡と、走査型共焦点内視鏡が受光した蛍光に基づいて、通常観察のための蛍光画像を生成するプロセッサと、キャリブレーションのための指標と、からなる走査型共焦点内視鏡システムが提供される。また、本発明の走査型共焦点内視鏡システムは、キャリブレーション時に、走査型共焦点内視鏡が、指標に蛍光とは異なる所定の波長の光を照射し、該所定の波長の光の反射光を受光し、プロセッサが、走査型共焦点内視鏡が受光した所定の波長の光の反射光に基づいて、指標の画像を生成することを特徴とする。

20

【0009】

このように、キャリブレーション時には、通常観察時の蛍光とは異なる波長の光に基づいて指標の画像を生成することにより、指標に対して蛍光塗料を塗布する必要がない。そのため、蛍光塗料の退色による塗り直しなどの手間や、濃淡ムラによる画像のひずみが解消され、キャリブレーションにおける画像評価のための画像を容易にかつ安定して取得することができる。

【0010】

また、上記所定の波長の光は、励起光であっても良く、プロセッサは、通常観察時に励起光をカットし、キャリブレーション時に励起光を透過するよう構成されたフィルタを備える構成としても良い。また、フィルタは、入射角度によって透過率が変化するチューナブルバンドパスフィルタであっても良い。

30

【0011】

また、プロセッサは、励起光を供給するための第一の光源と、所定の波長の光を供給するための第二の光源と、を備える構成としても良い。また、この場合、所定の波長は、600～650nmであっても良い。

【0012】

また、上記指標は、キャップ形状の部材と、該部材の底面に貼り付けられたグリッドからなる構成としても良い。この場合、キャリブレーション時に、キャップ形状の部材が走査型内視鏡に装着される。このように構成することにより、従来のような大掛かりなキャリブレーション装置に比べて、手軽にキャリブレーションを行うことが可能になるとともに、指標と走査型共焦点内視鏡との位置決めを容易に行うことが可能となる。

40

【0013】

また、上記指標は、走査型共焦点内視鏡の先端に設けられたカバーガラスに形成される複数のドットからなる構成としても良い。このように構成することにより、部品点数を削減できるとともに、キャリブレーション時に新たな部材を走査型共焦点内視鏡に装着する必要がなく、作業を簡素化することができる。また、場所と時間を選ばずに、通常観察の途中などでも、容易にキャリブレーションを行うことが可能となる。

【0014】

さらに、本発明により、被写体に励起光を照射し、励起光によって励起された蛍光を受

50

光する走査型共焦点内視鏡と、走査型共焦点内視鏡が受光した蛍光に基づいて、通常観察のための蛍光画像を生成するプロセッサと、からなる走査型共焦点内視鏡システムの画像評価に用いられる画像の取得方法であって、走査型共焦点内視鏡から、蛍光とは異なる所定の波長の光をキャリブレーションのための指標に照射し、走査型共焦点内視鏡によって該所定の波長の光の反射光を受光するステップと、プロセッサによって、走査型共焦点内視鏡が受光した所定の波長の光の反射光に基づいて、指標の画像を生成するステップと、を含むことを特徴とする、画像取得方法が提供される。

【発明の効果】

【0015】

本発明の走査型共焦点内視鏡システムによれば、蛍光塗料を用いることなくキャリブレーションのための画像を取得することができるため、煩雑な作業を必要とせずに、再現性のある安定した画像評価を行うことが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の第1実施形態に係る走査型共焦点内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1実施形態に係る共焦点光学ユニットの概略構成を示す側断面図である。

【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】本発明の第1実施形態に係るキャリブレーション部材の外観図である。

20

【図5】本発明の第1実施形態に係るキャリブレーションの流れを示すフローチャートである。

【図6】図6(a)は、本発明の第2実施形態に係る共焦点光学ユニットの概略構成を示す側断面図であり、図6(b)および図6(c)は、カバーガラスの指標面を示す図である。

【図7】本発明の第3実施形態に係る走査型共焦点内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の第3実施形態に係るキャリブレーションの流れを示すフローチャートである。

30

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0018】

図1は、本発明の第1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、およびモニタ300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う。

40

【0019】

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、フィルタ113、受光器114、映像信号処理回路116、画像メモリ118、および映像信号出力回路120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。

【0020】

以下、走査型共焦点内視鏡システム1における通常観察について説明する。光源102は、CPU108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（波長：488nm）を射出する。励起光は、光分波合波器104に入射する。光分波合波

50

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 1 】

光ファイバ 2 0 2 の一端（以下、「基端」という。）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 の他端（以下、「先端」という。）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 から射出された励起光は、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 の先端から射出される。

10

【 0 0 2 2 】

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 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、光ファイバ 2 0 2 の先端（以下、符号「 2 0 2 a 」を付す。）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、Z 方向に配置された光ファイバ 2 0 2 の軸心を示しており、光ファイバ 2 0 2 の先端 2 0 2 a が振動していない状態（初期状態）のとき、中心軸 A X は、光ファイバ 2 0 2 の光路と一致する。

20

【 0 0 2 3 】

図 1 に戻って、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 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 2 4 】

走査ドライバ 2 1 0 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 2 0 2 a 付近の光ファイバ 2 0 2 の外周面に接着固定された二軸アクチュエータ 2 0 4 C を駆動制御する。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 と接続された一対の 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 2 5 】

走査ドライバ 2 1 0 は、所定の周波数を有する交流電圧 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 方向に振動させると共に、交流電圧 X と同一の周波数を有し、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 方向に振動させる。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 2 0 2 の先端 2 0 2 a は、二軸アクチュエータ 2 0 4 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、「 X Y 近似面」と記す。）上において中心軸 A X を中心に渦巻状のパターンを描くように回転する。先端 2 0 2 a の

50

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。

【0026】

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、光ファイバ202の先端202aから射出される。以下、説明の便宜上、この期間を「サンプリング期間」と記す。上述したように、二軸アクチュエータ204Cへ交流電圧が印加されると、光ファイバ202の先端202aは、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。そのため、サンプリング期間中、光ファイバ202の先端202aから射出した励起光は、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、光ファイバ202の振動は、所定時間後に略ゼロとなる（すなわち、先端202a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202a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、さらに所定時間の経過を待って、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「セトリング期間」と記す。セトリング期間は、光ファイバ202の先端202aを中心軸AX上に完全に停止させるための待機時間であり、セトリング時間を設けることにより、先端202aを精確に走査させることが可能となる。また、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、セトリング期間を調整することによって、フレームレートを調整することができる。つまり、セトリング期間は、光ファイバ202の先端202a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できるようになっている。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。

【0027】

光ファイバ202の先端202aの前方には、対物光学系204Dおよびカバーガラス204Gが設置されている。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。カバーガラス204Gは、外筒204Aの先端面に固定されている。

【0028】

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。

【0029】

光ファイバ202の先端202aから射出された励起光は、対物光学系204Dおよびカバーガラス204G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

10

20

30

40

50

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。

【0030】

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：ピーク波長515nm）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から射出される励起光と分離して光ファイバ112に導く。

【0031】

また、光ファイバ202の先端202aには、蛍光とともに励起光の反射光も入射し、光ファイバ112に導かれる。励起光の反射光は、蛍光画像を生成する際のノイズとなるため、受光器114の手前に設けられたフィルタ113によってカットされる。本実施形態のフィルタ113は、光の入射角度に応じて透過率を変更することが可能なチューナブルバンドパスフィルタである。具体的には、フィルタ113は、光の入射角度が60度の場合に約470nm～約495nmの波長の光のみを透過し、入射角度が45度の場合に約495nm～約520nmの波長の光のみを透過し、入射角度が30度の場合に約520nm～約540nmの波長の光のみを透過する構成となっている。また、フィルタ113は、光の入射角度が可変となるように、回転可能に取り付けられており、CPU108によってフィルタ113の角度が制御される。通常、蛍光画像観察時には、励起光の反射光（すなわち、488nmの波長の光）をカットして蛍光のみを透過させるために、入射角度が30度になるようフィルタ113の角度が制御される。フィルタ113を透過した蛍光は、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。

【0032】

検出信号は、映像信号処理回路116に入力する。映像信号処理回路116は、CPU108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がほぼ一義的に決まる。本実施形態においては、予め、校正治具等を用いた実測結果を参考に信号取得タイミングからスポット形成位置が推定され、推定位置に対応する画像上の位置が決定されている。CPUメモリ110には、決定された信号取得タイミングと画素位置（画素アドレス）とを関連付けたリマップテーブルが格納されている。

【0033】

映像信号処理回路116は、リマップテーブルを参照して、各デジタル検出信号により表現される点像の画素アドレスへの割り当てを信号取得タイミングに応じて行う。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蛍光画像が表示される。

【0034】

続いて、本実施形態の走査型共焦点内視鏡システム1におけるキャリブレーションについて説明する。より詳しくは、走査型共焦点内視鏡システム1によって取得される画像を評価するための画像（キャリブレーション画像）の取得方法について説明する。図4は、本実施形態のキャリブレーションで指標として用いられるキャリブレーション部材400の外観図である。図4(a)は、キャリブレーション部材400の斜視図であり、図4(b)は、キャリブレーション部材400を図4(a)の矢印Aの方向から見た底面図であ

10

20

30

40

50

る。図4(a)および図4(b)に示すように、キャリブレーション部材400は、円筒形のキャップ405と、キャップ405の底面に貼り付けられたグリッド410からなる。キャリブレーションの際には、共焦点プローブ200の先端部にキャリブレーション部材400が装着され、グリッド410の画像が取得される。

【0035】

キャップ405は、生体適合性を有するポニフェレンエーテル(PPE)またはポリフェニレンサルファイド(PPS)などの樹脂を用いて形成される。キャップ405の内径は、共焦点光学ユニット204の外筒204Aの外径に対応する。このように、キャリブレーション部材400を共焦点プローブ200の先端部形状に対応するキャップ形状とすることで、グリッド410(指標)に対する共焦点光学ユニット200のX方向およびY方向の位置決めを容易に行うことができる。グリッド410は、真鍮などの金属で形成され、表面は鏡面加工されていても良い。なお、本実施形態では、グリッド410に対して蛍光塗料は塗布されない。

10

【0036】

次に、図5を参照して、本実施形態のキャリブレーション(画像取得)の流れを説明する。本実施形態では、まず、共焦点プローブ200の先端に、キャリブレーション部材400を装着する(S1)。そして、キャリブレーションの開始の指示に従って、CPU108の制御の下、光源102から励起光(波長:488nm)が供給される(S2)。キャリブレーションの開始の指示は、ユーザ(術者、介助者など)による操作ボタン(不図示)の操作、または、キャリブレーション部材400が共焦点プローブ200に装着されたことを検出して判断される。

20

【0037】

続いて、CPU108の制御に従って、フィルタ113の透過率が変更される(S3)。具体的には、CPU108によって、入射角度が60度となるようフィルタ113の角度が制御される。これにより、通常観察時においてカットされていた励起光の反射光がフィルタ113を透過する。

【0038】

続いて、共焦点プローブ200のサブCPU206によって、共焦点光学ユニット204の内筒204BをZ方向に進退させるよう、走査ドライバ210が制御される(S4)。このとき、CPU108は、受光器114における受光量をモニタリングし、受光量が最大となるZ位置(焦点位置)を検出する。そして、受光量が最大となるZ位置を発見した場合(S5:YES)、当該Z位置を共焦点プローブ200のサブメモリ208に記憶する(S6)。このように共焦点プローブ200が備えるZ方向への移動機構を利用することで、焦点位置の検出を容易に行うことが可能となる。

30

【0039】

その後、記憶したZ位置において、上述した通常観察時と同様の方法で、グリッド410の画像を取得する(S7)。ここでは、S3において、励起光を透過するようフィルタ113の透過率を変更したことにより、励起光の反射光に基づいたグリッド410の画像が取得される。

【0040】

このように、本実施形態では、キャリブレーションを行う際に使用する指標に蛍光塗料を塗布する必要がないため、蛍光塗料の退色や濃淡ムラによる影響を受けることなく、容易に安定した画像の取得および評価を行うことができる。また、画像評価のための指標をキャップ形状のキャリブレーション部材400とすることで、従来のようなマイクロステージを備えた大がかりなキャリブレーション装置を必要とすることなく、手軽にキャリブレーションを行うことができる。

40

【0041】

次に、本発明の第2実施形態について、図6を参照して説明する。本実施形態では、共焦点光学ユニット204'のカバーガラス204G'の構成が第1実施形態と相違する。共焦点プローブ200におけるその他の構成およびシステム本体100の構成は、第1実

50

施形態と同様であり、説明を省略する。図6(a)に示されるように、本実施形態における共焦点光学ユニット204'のカバーガラス204G'の内面には、指標面214が形成されている。図6(b)は、指標面214を示す図である。指標面214は、所定の大きさを有する正方形状のアルミ膜からなる複数のドットDが格子状に蒸着されて形成される。カバーガラス204G'に入射した励起光は、一部がドットDによって反射され、残りはドットDが蒸着されていない部分によって透過される。すなわち、励起光の一部は被写体に照射されず、画像を得ることができない。そのため、通常の蛍光画像観察を行う場合には、画素の補間が必要となる。また、指標面214におけるドットDの数や配置(間隔)は、画素の補間が適切に行えることを考慮して設定する。

【0042】

本実施形態では、指標面214をキャリブレーションの際の指標として用いる。そのため、共焦点プローブ200の先端にキャリブレーション部材400を装着する必要がない。本実施形態におけるキャリブレーションの流れは、図5に示される第1実施形態のキャリブレーション(画像取得)の流れと、S1の処理が不要となる点を除いて同様である。詳しくは、本実施形態では、まず、共焦点プローブ200の先端に何も装着されていない状態で、キャリブレーションの開始が指示されると、CPU108の制御に従って、光源102から励起光が供給される(S2)。キャリブレーションの開始の指示は、ユーザ(術者、介助者など)によるシステム本体100に設けられた操作ボタン(不図示)の操作などによって行われる。続いて、CPU108の制御に従って、励起光を透過させるために、入射角度が60度になるようフィルタ113の角度が制御される(S3)。続いて、内筒204BをZ方向に進退させつつ、受光量をモニタリングする(S4)。そして、受光量が最大となるZ位置を発見した場合(S5: YES)、当該Z位置を記憶し(S6)、記憶したZ位置において、指標面214の画像を取得する(S7)。この場合の指標面214の画像は、励起光の反射光による画像である。

【0043】

本実施形態では、第1実施形態と同様の効果に加え、キャリブレーションのための部材を用いることなく、さらに容易にキャリブレーションのための画像を取得することが可能となる。例えば、通常観察を行っている最中に画像の歪みが発生した場合にも、共焦点プローブ200を体外へ取り出すことなく、キャリブレーションの開始指示を行うだけで、容易に画像評価のための画像を取得し、歪み補正等を行うことができる。

【0044】

また、本実施形態の指標面214におけるドットDの配置は、図6(b)に示される例に限定されるものではない。例えば、走査型内視鏡の場合は、中心部付近の取得座標密度が高く、周辺は低いことなどを考慮し、カバーガラス204G'の全体に均一にドットDを形成するのではなく、中心部付近と周辺部でドットDの蒸着分布を可変としても良い。この場合の一例が図6(c)に示される。図6(c)では、放射状にドットDを蒸着させている。さらに、別の実施形態として、ドットDをアルミ膜で形成するのではなく、屈折率を制御可能な誘電体膜などによって形成し、通常観察時とキャリブレーション時において屈折率を可変としても良い。

【0045】

続いて、本発明の第3実施形態について図7を参照して説明する。図7は、第3実施形態における共焦点内視鏡システム1'の概略構成図である。図7に示されるように、第3実施形態は、光源102の構成のみが第1実施形態と相違する。共焦点プローブ200の構成およびシステム本体100'のその他の構成は、第1実施形態と同様であり、説明を省略する。本実施形態では、光源として488nmの波長の光(励起光)を照射するレーザ102aと、600~650nmの波長の光(赤色光)を照射するレーザ102bを備えている。通常観察時には、レーザ102aから励起光が供給され、キャリブレーション時には、レーザ102bから600~650nmの波長の光が供給される。レーザ102aおよびレーザ102bは、CPU108によって切り替えられる。なお、本実施形態においては、フィルタ113は、励起光をカットするフィルタであれば良く、チューナブル

10

20

30

40

50

バンドパスフィルタのように透過率が可変なものである必要はない。ただし、チューナブルバンドパスフィルタを用いることも可能である。

【0046】

本実施形態におけるキャリブレーション（画像取得）の流れを図8に示す。本実施形態では、第1実施形態と同様に、まず、共焦点プローブ200の先端に、キャリブレーション部材400を装着する（S11）。そして、キャリブレーションの開始が指示されると、CPU108の制御に従って、光源がレーザ102aからレーザ102bに切り替えられ、レーザ102bから600～650nmの波長の光が供給される（S12）。続いて、内筒204BをZ方向に進退させつつ、受光量をモニタリングする（S13）。そして、受光量が最大となるZ位置を発見した場合（S14：YES）、当該Z位置を記憶し（S15）、記憶したZ位置において、グリッド410の画像を取得する（S16）。この場合のグリッド410の画像は、600～650nmの波長の光の反射光による画像である。

10

【0047】

本実施形態においても、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。また、第2実施形態を第3実施形態と組み合わせることも可能である。この場合は、第2実施形態における指標面214のドットDをアルミ膜ではなく、600～650nmの波長の光のみを反射する物質で形成する。これにより、キャリブレーション時に、600～650nmの波長の光の反射光に基づく指標の画像を得ることができる。また、この場合は、励起光（488nmの波長の光）は全てカバーガラス204Gを透過するため、通常の蛍光画像観察の際における励起光のロスが発生しない。そのため、第2実施形態のように、画素の補間を行う必要がなくなる。

20

【0048】

以上が本発明の実施形態の説明であるが、本発明は、上記の各実施形態における構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な組み合わせおよび変形が可能である。まず、上記実施形態は、観察対象をらせん状に走査する走査型共焦点内視鏡システムに適用した場合について説明したが、本発明は、その他の走査型共焦点内視鏡システムにも適用することが可能である。例えば、走査領域の水平方向を往復走査するラスタスキャン方式や、走査領域を正弦波的に走査するリサージュスキャン方式等を採用する走査型内視鏡システムにも本発明を適用することが可能である。また、本実施形態の共焦点プローブ200は、電子内視鏡の鉗子チャネルを介して、患者の体内（例えば消化管内）に挿入されるプローブタイプのもので説明したが、共焦点プローブ200は、電子内視鏡と一体に構成されてもよい。その場合、キャリブレーション部材400の内径は電子内視鏡の外径に対応し、グリッド410は、共焦点光学ユニット204によって画像を取得できる位置に適宜貼り付けられる。

30

【0049】

また、上記第1および第2実施形態では、フィルタ113として、透過率を変更可能なチューナブルバンドパスフィルタを使用する場合を例に説明したが、これに限定されるものではない。例えば、励起光カットフィルタを一時的に退避可能な構成（スライド式、またはロータリーシャッター式）とし、キャリブレーション時には退避させても良い。また、その他にも、フィルタ113を音響光学変調可変フィルタ（AOTF）によって構成し、透過率を外部変調によって可変とする構成としても良い。さらに、光分波合波器104において、励起光の透過率を制御し、キャリブレーション時には励起光を透過する構成とすることも可能である。この場合は、フィルタ113が不要となる。

40

【0050】

また、上記第1および第3実施形態では、キャップ形状のキャリブレーション部材400をキャリブレーションの際の指標として用いる構成としたが、これに限定されるものではなく、ロッド状のグリッドを有する従来のキャリブレーション装置に共焦点プローブ200を取り付けて、グリッドの画像を取得する構成としても良い。この場合も、グリッドに蛍光塗料を塗布する必要はなく、容易かつ安定的に画像歪みの評価を行うことが可能と

50

なる。

【符号の説明】

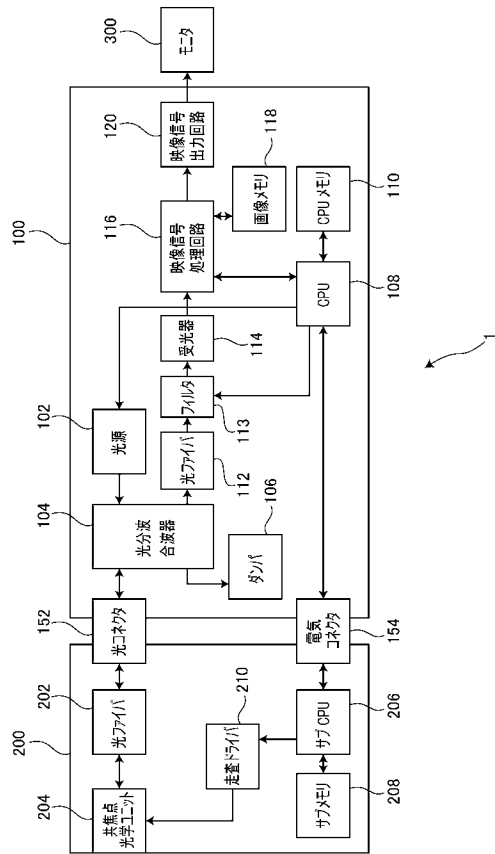
【0051】

- 1 走査型共焦点内視鏡システム
- 100 システム本体
- 102 光源
- 104 光分波合波器
- 106 ダンパ
- 108 CPU
- 110 CPUメモリ
- 112 光ファイバ
- 113 励起光カットフィルタ
- 114 受光器
- 116 映像信号処理回路
- 118 画像メモリ
- 120 映像信号出力回路
- 122 光源制御回路
- 200 共焦点プローブ
- 202 光ファイバ
- 204 共焦点光学ユニット
- 204C 二軸アクチュエータ
- 204G カバーガラス
- 206 サブCPU
- 208 サブメモリ
- 210 走査ドライバ
- 400 キャリブレーション部材

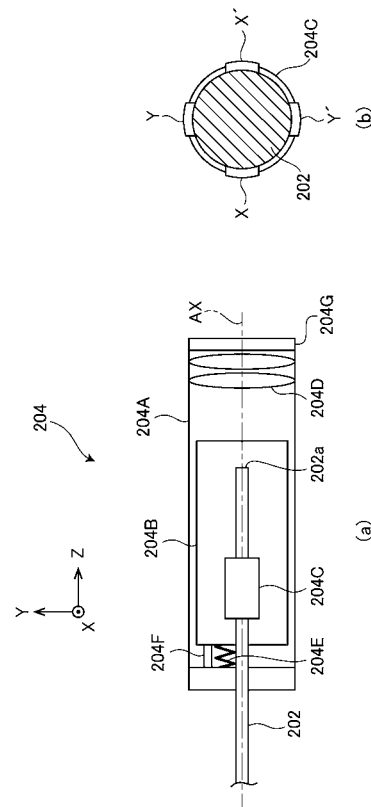
10

20

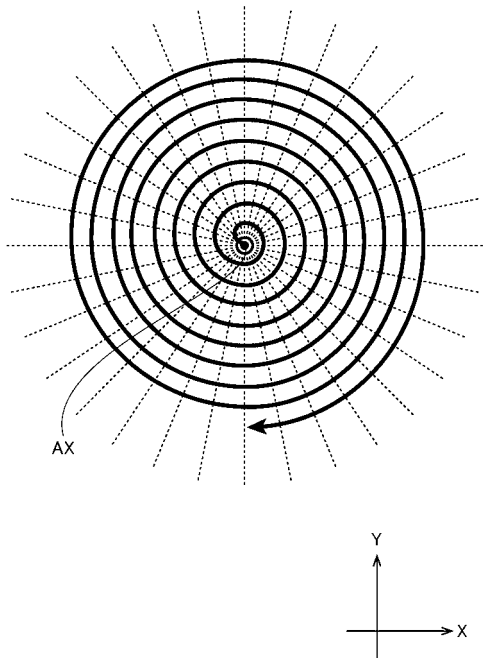
【図 1】



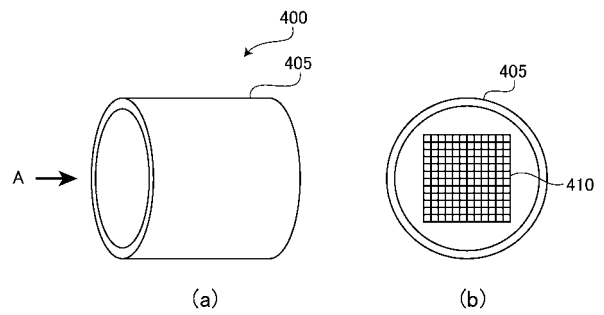
【図 2】



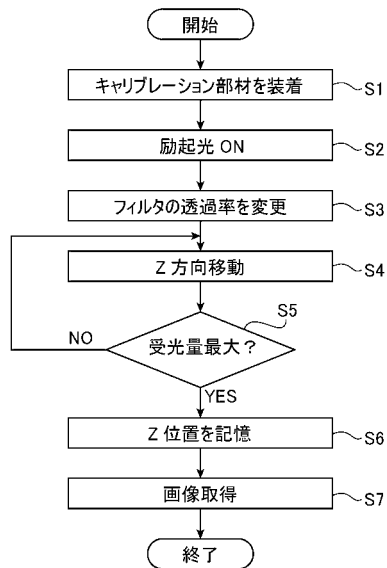
【図 3】



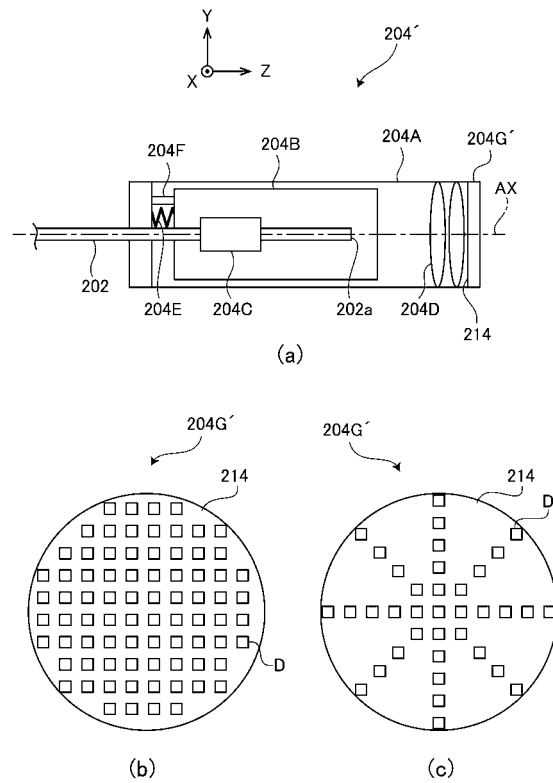
【図 4】



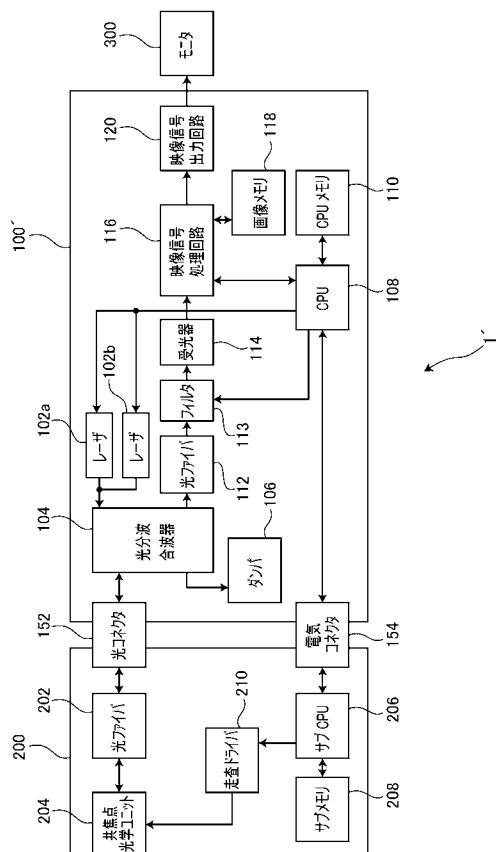
【 図 5 】



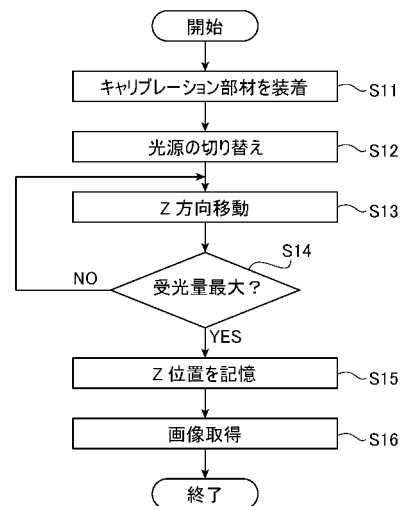
【 図 6 】



【 圖 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	扫描共焦内窥镜系统和图像采集方法		
公开(公告)号	JP2015020031A	公开(公告)日	2015-02-02
申请号	JP2013153021	申请日	2013-07-23
[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	山邊俊明		
发明人	山邊 俊明		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/00057 A61B1/043 G02B21/0036 G02B21/0076 G02B23/26 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/00.300.P A61B1/00.300.B A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/24.B A61B1/00.524 A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.650 A61B1/00.651 A61B1/00.652 A61B1/00.715 A61B1/00.716 A61B1/00.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH54 4C161/LL10 4C161/MM09 4C161/PP11 4C161/QQ04 4C161/RR06 4C161/RR19 4C161/WW17		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	JP6179943B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种无需使用荧光涂料即可轻松，稳定地进行校准的扫描共聚焦内窥镜系统和图像获取方法。扫描共聚焦内窥镜，其向被检体照射激发光并接收由激发光激发的荧光，并且基于扫描共聚焦内窥镜接收的荧光进行正常观察 一种扫描共聚焦内窥镜系统，包括：用于产生荧光图像的处理器和用于校准的指标，其中，在校准期间，扫描共聚焦内窥镜不具有荧光作为指标。 处理器根据扫描共聚焦内窥镜接收到的预定波长的反射光，照射不同的预定波长的光，接收预定波长的反射光，处理器 它被配置为生成图像。 [选型图]图1

