

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/050712

発行日 平成22年2月25日 (2010. 2. 25)

(43) 国際公開日 平成20年5月2日 (2008. 5. 2)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/27 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
	G 0 1 N 21/27 F	

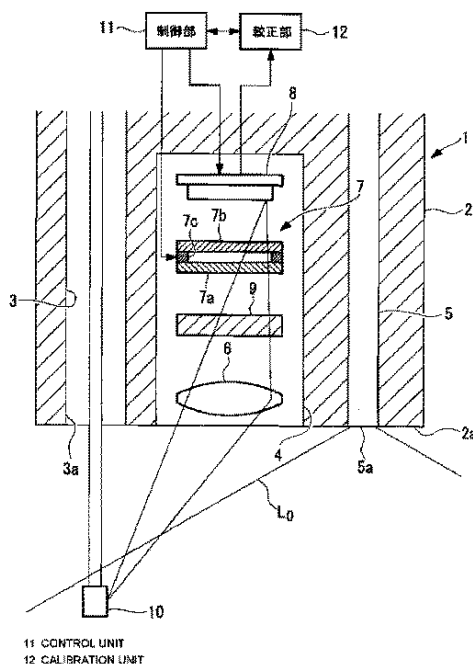
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 11 頁)

出願番号	特願2008-540975 (P2008-540975)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2007/070536	(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
(22) 国際出願日	平成19年10月22日 (2007. 10. 22)	(74) 代理人	100112737 弁理士 藤田 考晴
(31) 優先権主張番号	特願2006-287438 (P2006-287438)	(72) 発明者	高岡 秀行 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内
(32) 優先日	平成18年10月23日 (2006. 10. 23)	(72) 発明者	松本 伸也 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	Fターム (参考)	2G059 BB12 DD20 EE02 EE12 FF01 JJ03 JJ11 JJ17 KK04 MM14 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 分光内視鏡およびその波長校正方法

(57) 【要約】

分光内視鏡の使用に際して、使用条件に適した分光特性に精度よく設定する。体腔内に挿入される挿入部に長手方向に沿って設けられたチャンネル(3)と、挿入部(2)の先端部付近の画像を取得する撮像部(8)および該撮像部(8)に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部(7)と、既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有し、チャンネル(3)を通じて撮像部(8)の視野範囲内に導入される基準光部材(10)と、可変分光部(7)により撮像部(8)に入射させる光の波長を変化させつつ、チャンネル(3)を介して導入された基準光部材(10)の像を撮像部(8)に撮影させる制御部(11)と、撮像部(8)により取得された基準光部材(10)の画像に基づいて、可変分光部(7)の分光特性を校正する校正部(12)とを有する分光内視鏡(1)を提供する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入部に長手方向に沿って設けられたチャンネルと、
前記挿入部の先端部付近の画像を取得する撮像部および該撮像部に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部と、

既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有し、前記チャンネルを通じて前記撮像部の視野範囲内に導入される基準光部材と、

前記可変分光部により前記撮像部に入射させる光の波長を変化させつつ、前記チャンネルを介して導入された前記基準光部材の像を前記撮像部に撮影させる制御部と、

前記撮像部により取得された前記基準光部材の画像に基づいて、前記可変分光部の分光特性を校正する校正部とを有する分光内視鏡。 10

【請求項 2】

前記撮像部および可変分光部が、前記挿入部の先端部に配置されている請求項 1 に記載の分光内視鏡。

【請求項 3】

前記基準光部材が、前記挿入部の先端から出射された励起光により既知の波長特性の蛍光を発生する蛍光物質を備える請求項 1 に記載の分光内視鏡。

【請求項 4】

前記基準光部材が、前記挿入部の先端から出射された照明光に対する反射スペクトルが既知である反射部材を備える請求項 1 に記載の分光内視鏡。 20

【請求項 5】

前記基準光部材が、既知の波長特性の光を発生する光源を備える請求項 1 に記載の分光内視鏡。

【請求項 6】

前記撮像部に入射させる光の波長を前記可変分光部により連続的に走査して、前記撮像部により前記基準光部材の像を連続的に撮影する請求項 1 に記載の分光内視鏡。

【請求項 7】

前記基準光部材の波長特性が、特定の波長において狭帯域ピークを有する請求項 1 に記載の分光内視鏡。

【請求項 8】 30

前記基準光部材の波長特性が、複数の狭帯域ピークを有する請求項 7 に記載の分光内視鏡。

【請求項 9】

前記基準光部材が出射または吸収する光の波長帯域が、観察時に投与される蛍光薬剤により発生される蛍光の波長帯域とほぼ同一である請求項 1 に記載の分光内視鏡。

【請求項 10】

体腔内に挿入される挿入部の長手方向に沿って設けられたチャンネルと、
前記挿入部の先端部付近の画像を撮像する撮像部および該撮像部に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部と、

既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有し、前記チャンネルを通じて前記撮像部の視野範囲内に導入される基準光部材の像を、前記可変分光部により前記撮像部に入射させる光の波長を変化させつつ前記撮像部に撮影させる制御部と、 40

前記撮像部により取得された前記基準光部材の画像に基づいて、前記可変分光部の分光特性を校正する校正部とを備える分光内視鏡。

【請求項 11】

既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有し、分光内視鏡の挿入部に長手方向に沿って設けられたチャンネルを介して、前記挿入部の先端部付近の画像を取得する撮像部の視野範囲内に導入され、該撮像部に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部の分光特性を校正するために使用される基準光部材。

【請求項 12】 50

体腔内に挿入される挿入部の長手方向に沿って設けられたチャネルと、該挿入部の先端部付近の画像を取得する撮像部および該撮像部に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部とを備える分光内視鏡の波長較正方法であって、

既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有する基準光部材を、前記チャネルを通じて前記撮像部の視野範囲内に導入する工程と、

前記可変分光部により前記撮像部に入射させる光の波長を変化させつつ前記撮像部により前記基準光部材の像を撮影する工程と、

前記撮像部により取得された前記基準光部材の画像に基づいて、前記可変分光部の分光特性を較正する工程とを備える分光内視鏡の波長較正方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、分光内視鏡およびその波長較正方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、2枚の平板状の光学基板の面間隔を変更して透過する光の波長を変化させるファブリペロー型の可変分光素子が知られている（例えば、特許文献1参照。）。

この可変分光素子は、各光学基板の対向面に反射膜および容量センサ電極を備え、該容量センサ電極間の静電容量値により光学基板間の間隔寸法を検出し、アクチュエータの駆動により光学基板間の間隔を変化させ、透過する光の波長を変化させる。

20

また、従来、2枚の平板状の光学基板の面間隔を変更して透過する光の波長を変化させるファブリペロー型の可変分光素子を先端部に組み込んだ分光内視鏡が知られている（例えば、特許文献2参照。）。

この分光内視鏡によれば、可変分光素子の光学基板の面間隔に応じて予め定められた波長の光を透過させることにより、被観察対象からの特定の波長帯域の光を選択的に撮影して画像化することができる。したがって、光学基板の面間隔を制御することにより、所望の波長の光を透過させて撮影することができる。

【特許文献1】特開2002-277758号公報

【特許文献2】特開2006-25802号公報

【発明の開示】

30

【0003】

分光内視鏡は患者の体腔内に挿入配置されて診断や処置に用いられるため、製造した環境や保管する環境とは異なる環境で使用されることになる。患者の体腔内は湿度が高く、また温度も36℃近傍であるため、患者の体外の周囲湿度及び温度とは異なる。一般に内視鏡の挿入部は水密構造となっているが、患者の体腔内に挿入されることにより、分光内視鏡に搭載されている可変分光素子の光学基板間の温度や湿度が僅かに変動する。これは、可変分光素子の光学基板間の空気の屈折率や誘電率が変動することを示しており、これにより透過波長が変動することになる。したがって、体外において精度よく調整しておいても、体腔内においては分光特性が変化して、所望の波長帯域の光を画像化することができないという不都合がある。

40

【0004】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、分光内視鏡の使用に際して、使用条件に適した分光特性に精度よく設定することができる分光内視鏡およびその波長較正方法を提供することを目的としている。

【0005】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の第1の態様は、体腔内に挿入される挿入部に長手方向に沿って設けられたチャネルと、該挿入部の先端部付近の画像を取得する撮像部および該撮像部に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部と、既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有し、前記チャネルを通じて前記撮像部の視野範囲内に導入される基準光部材と、前記可

50

変分光部により前記撮像部に入射させる光の波長を変化させつつ、前記チャンネルを介して導入された前記基準光部材の像を前記撮像部に撮影させる制御部と、前記撮像部により取得された前記基準光部材の画像に基づいて、前記可変分光部の分光特性を校正する校正部とを有する分光内視鏡である。

【0006】

上記第1の態様においては、前記撮像部および可変分光部が、前記挿入部の先端部に配置されていることとしてもよい。

また、上記第1の態様においては、前記基準光部材が、前記挿入部の先端から出射された励起光により既知の波長特性の蛍光を発生する蛍光物質を備えることとしてもよい。

【0007】

また、上記第1の態様においては、前記基準光部材が、前記挿入部の先端から出射された照明光に対する反射スペクトルが既知である反射部材を備えることとしてもよい。

また、上記第1の態様においては、前記基準光部材が、既知の波長特性の光を発生する光源を備えることとしてもよい。

【0008】

また、上記第1の態様においては、前記撮像部に入射させる光の波長を前記可変分光部により連続的に走査して、前記撮像部により前記基準光部材の像を連続的に撮影することとしてもよい。

また、上記第1の態様においては、前記基準光部材の波長特性が、特定の波長において狭帯域ピークを有することとしてもよい。この場合には、前記基準光部材の波長特性が、複数の狭帯域ピークを有することとしてもよい。

【0009】

また、上記第1の態様においては、前記基準光部材が出射または吸収する光の波長帯域が、観察時に投与される蛍光薬剤により発生される蛍光の波長帯域とほぼ同一であることとしてもよい。

【0010】

また、本発明の第2の態様は、体腔内に挿入される挿入部の長手方向に沿って設けられたチャンネルと、該挿入部の先端部付近の画像を撮像する撮像部および該撮像部に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部と、既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有し、前記チャンネルを通じて前記撮像部の視野範囲内に導入される基準光部材の像を、前記可変分光部により前記撮像部に入射させる光の波長を変化させつつ前記撮像部に撮影させる制御部と、前記撮像部により取得された前記基準光部材の画像に基づいて、前記可変分光部の分光特性を校正する校正部とを備える分光内視鏡である。

【0011】

また、本発明の第3の態様は、既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有し、分光内視鏡の挿入部に長手方向に沿って設けられたチャンネルを介して、前記挿入部の先端部付近の画像を取得する撮像部の視野範囲内に導入され、該撮像部に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部の分光特性を校正するために使用される基準光部材である。

【0012】

また、本発明の第4の態様は、体腔内に挿入される挿入部の長手方向に沿って設けられたチャンネルと、該挿入部の先端部付近の画像を取得する撮像部および該撮像部に入射させる光の波長を変更可能な可変分光部とを備える分光内視鏡の波長校正方法であって、既知の波長特性の光を出射し、または既知の吸収特性を有する基準光部材を、前記チャンネルを通じて前記撮像部の視野範囲内に導入する工程と、前記可変分光部により前記撮像部に入射させる光の波長を変化させつつ前記撮像部により前記基準光部材の像を撮影する工程と、前記撮像部により取得された前記基準光部材の画像に基づいて、前記可変分光部の分光特性を校正する工程とを備える分光内視鏡の波長校正方法である。

【0013】

本発明によれば、分光内視鏡の使用に際して、使用条件に適した分光特性に精度よく設

10

20

30

40

50

定することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一実施形態に係る分光内視鏡の先端部を示す模式図である。

【図2】図1の分光内視鏡により取得された基準蛍光部材を含む画像例を示す図である。

【図3】図1の分光内視鏡を用いた本発明の一実施形態に係る波長較正方法を示すフローチャートである。

【図4】図3の波長較正方法に用いる基準蛍光部材の波長特性例を示す図である。

【図5】図4の基準蛍光部材を用いて測定した容量センサの検出信号 V_s と基準蛍光部材の蛍光強度との関係を示す図である。

10

【符号の説明】

【0015】

1 分光内視鏡

2 挿入部

3 鉗子チャンネル (チャンネル)

7 可変分光素子 (可変分光部)

8 CCD (撮像部)

10 基準蛍光部材 (基準光部材)

11 制御部

12 較正部

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の一実施形態に係る分光内視鏡1およびその波長較正方法について、図1～図5を参照して説明する。

本実施形態に係る波長較正方法が適用される分光内視鏡1は、図1に示されるように、患者の体腔内に挿入される細長い挿入部2を備えている。挿入部2には、該挿入部2の長手方向に沿ってほぼ全長にわたって鉗子等の処置具を挿入するための鉗子チャンネル (チャンネル) 3が設けられている。

また、挿入部2の先端部には撮影ユニット4および励起光 L を出射するライトガイド (励起光出射部) 5の一端面が配置されている。

30

【0017】

撮影ユニット4は、挿入部2の先端面2aよりも前方から入射してくる光を集光する対物レンズ6と、該対物レンズ6により集光された光を分光する可変分光素子 (可変分光部) 7と、該可変分光素子7を通過させられた光を撮影するCCD (撮像部) 8とを備えている。図中、符号9は、対物レンズ6により集光された所定の波長の励起光 L を遮断する励起光カットフィルタ、符号10は可変分光素子7およびCCD8を制御する制御部、符号11は較正部である。

【0018】

可変分光素子7は、図1に示されるように、平行間隔をあけて配置される2枚の光学基板7a、7bと、これら光学基板7a、7b間に配置され2枚の光学基板7a、7bの間隔寸法を調節するよう駆動されるピエゾ素子のようなアクチュエータ7cと、2枚の光学基板7a、7bの対向面のそれぞれ対向する位置に配置された金属膜からなる電極を備えた容量センサ (図示略) とを備えている。

40

【0019】

制御部11は、容量センサからの信号に基づきアクチュエータ7cおよびCCD8を制御するようになっている。アクチュエータ7cに加える電圧を変化させることにより、アクチュエータ7cを伸縮させて、光学基板7a、7bの間隔寸法を変化させる。また、このとき容量センサの検出信号に基づいて、光学基板7a、7bの間隔寸法を検出し、この間隔寸法と透過波長特性との関係式(1)から、アクチュエータ7cに加える電圧のフィードバック制御を行うことができるようになっている。

50

なお、ファブリペロー型の可変分光素子は、光の干渉作用により、式(1)で示すように1対の反射膜の面間隔 d と共振する波長 λ において周期的に透過スペクトルピークを選択的に得られる。

$$2nd \cos \theta = m \lambda \cdots (1)$$

但し、 n : 1対の反射膜の面間隔 d の媒質の屈折率 (Airyの時、 $n=1$)

d : 1対の反射膜の面間隔

λ : 波長

θ : 反射膜への入射角度

m : 次数 (整数)

【0020】

10

この分光内視鏡1によれば、ライトガイド5の先端面5aから励起光 L_0 を出射することにより、被観察対象である生体(図示略)内の蛍光物質が励起されて発せられた蛍光が、対物レンズ6により集光され、可変分光素子7により分光されてCCD8により撮影される。生体において反射して戻る励起光 L_0 は、励起光カットフィルタ9により遮断されるのでCCD8に入射されることがない。

【0021】

また、可変分光素子7により、撮影ユニット4に入射されてくる蛍光の内、所定の波長帯域を有する蛍光のみがCCD8への入射を許容される。すなわち、可変分光素子7の作動により、生体に導入する蛍光薬剤、あるいは生体内に生来存在する自家蛍光物質が励起光 L_0 により励起されて発生する蛍光を目的に応じて選択し、選択された蛍光の画像を取得することができる。

20

【0022】

本実施形態に係る分光内視鏡1の波長較正方法は、まず、分光内視鏡1の挿入部2を体腔内に挿入し、その先端部を所望の位置に配置する(ステップS1)。この状態で、挿入部2の鉗子チャンネル3を介して図1に示されるように、基準蛍光部材(基準光部材)10を体腔内に導入し(ステップS2)、その先端部を撮影ユニット4の視野範囲内に配置する。基準蛍光部材10は、鉗子チャンネル3の先端開口3aから突出させられる先端部に、ライトガイド5の先端面5aから出射される励起光 L_0 により励起されて、既知の波長特性の蛍光 L_1 を発生する蛍光物質が塗布されたものである。例えば、蛍光物質は、図4に示されるように、単一の波長 λ_0 においてピークを有する波長特性を有している。

30

【0023】

次いで、ライトガイド5の先端面5aから励起光 L_0 を出射する(ステップS3)。これにより、出射された励起光 L_0 が挿入部の前方に突出させられている基準蛍光部材10に照射され、基準蛍光部材10の蛍光物質が励起されて蛍光 L_1 が発生される。発生される蛍光 L_1 は、既知の波長特性を有しているので、この波長特性を測定する。この測定を通じて、容量センサの検出信号 V_s と該可変分光素子7を透過する蛍光 L_1 の波長 λ とを正確に対応づける(較正する)ことができる。これにより制御部の較正が行え、アクチュエータ7cに加える電圧のフィードバック制御を正確に行うことができる。

【0024】

具体的には、制御部11が、アクチュエータ7に加える初期の電圧 V を設定する(ステップS4)。次いで、アクチュエータ7cに加える印加電圧 V を、例えば、透過する光の波長が短波長側から長波長側に向かって連続的に変化するように変化させつつ、容量センサの検出信号 V_s と、CCD8により取得される基準蛍光部材10の画像の光強度を検出する(ステップS4'~S7)。これにより、図5に示されるように、容量センサの検出信号 V_s とCCD8により取得された基準蛍光部材10の画像の光強度との関係を得ることができる(ステップS8)。この関係図によれば、容量センサの検出信号 V_s が V_0 のときに、基準蛍光部材10の画像の光強度はピークをとるようになっている。したがって、このときに可変分光素子7が波長 λ_0 の蛍光 L_1 を透過させる状態であることがわかり、これにより容量センサの検出値から算出される光学基板7a, 7bの間隔寸法と透過波長特性とを正確に対応させることができるので、これにより制御部の較正を行え、結果と

40

50

して可変分光素子7の分光特性を補正することができる。

【0025】

このように、本実施形態に係る分光内視鏡1の波長較正方法によれば、分光内視鏡1の挿入部2を体腔内に挿入して、その先端部を被観察対象近傍に配置した状態において、可変分光素子7を較正することができる。その結果、挿入部2の周囲温度や湿度の変化により可変分光素子7の分光特性が変化しても、これを精度よく較正して、高い精度で所望の蛍光 L_1 を分光した鮮明な蛍光画像を取得することができるという利点がある。

【0026】

本実施形態における基準蛍光部材10としては、被観察対象の観察時に使用される蛍光薬剤により発生する蛍光の波長帯域とほぼ同一の波長帯域の蛍光 L_1 を発生するものを採用することが好ましい。これにより、実際に観察に使用される波長帯域において可変分光素子7の分光特性を補正ことができ、より精度よく分光された蛍光画像を取得することができる。

また、基準蛍光部材10として、鉗子チャネル3を介して挿入される処置具(図示略)の先端に蛍光物質を塗布したものを採用してもよい。

【0027】

なお、本実施形態に係る分光内視鏡1の波長較正方法においては、基準蛍光部材10として、単一の狭帯域ピークを有する波長特性の蛍光物質を塗布する場合について例示したが、これに代えて、複数の狭帯域ピークを有する波長特性の蛍光物質あるいは、異なる単一の狭帯域ピークを有する波長特性の複数の蛍光物質を塗布したものを採用してもよい。これにより、可変分光素子7の分光特性の補正の精度を向上することができる。

【0028】

また、基準光部材として、励起光 L_0 により励起されて既知の波長特性を有する蛍光 L_1 を発生する蛍光物質が塗布された基準蛍光部材10を例示したが、これに代えて、既知の波長特性を有し、所定の波長帯域の光を反射する基準反射部材(図示略)を採用し、ライトガイドから照明光を出射することにしてもよい。このようにすることによっても、上記実施形態と同様にして、可変分光素子7のアクチュエータ7cに加える電圧Vを変化させながら、基準反射部材において反射されて戻る光を検出することにより、容量センサの検出信号 V_s と透過波長特性との関係を正確に較正ことができ、これにより可変分光素子7の分光特性を精度よく補正することができる。

【0029】

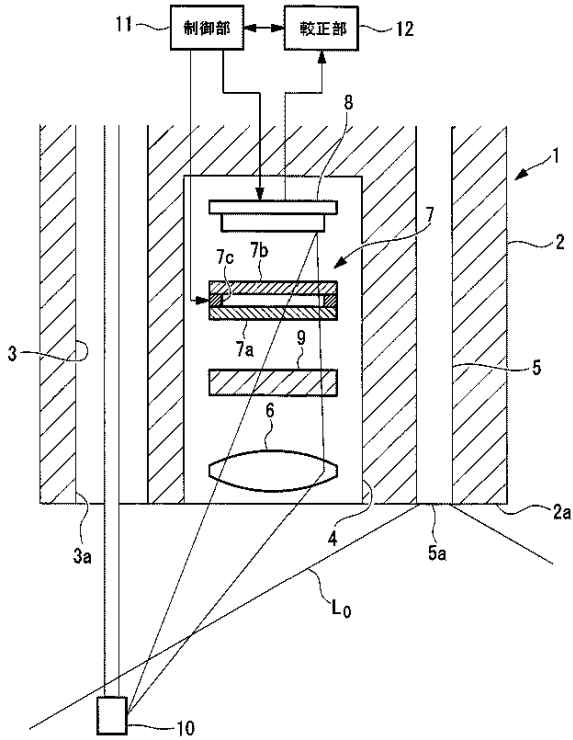
さらに、基準反射部材に代えて、所定の波長帯域の光を吸収する基準吸収部材を採用してもよい。

また、基準光部材として、自ら所定の波長の光を発生する光源、あるいは該光源から発生された光を伝播して先端から出射する光ファイバあるいはライトガイドを採用し、分光内視鏡1の挿入部2に備えられたライトガイド5aから光を出射させずに較正を行うことにしてもよい。

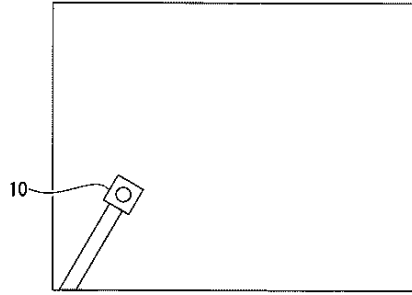
【0030】

また、基準光部材として、既知の波長特性を有する蛍光薬剤を採用し、該蛍光薬剤を体腔内の観察対象部位以外の部位に散布して、励起光 L_0 を照射し、可変分光素子7のアクチュエータ7cに加える電圧Vを変化させながら、容量センサの検出信号 V_s と発生した蛍光 L_1 を検出することにより、上記と同様にして可変分光素子7の分光特性を較正することにしてもよい。さらに、観察時に利用する波長帯域とは十分に離れた波長帯域において狭帯域ピークを有するような波長特性の蛍光薬剤を観察対象部位の近傍に散布して同様の較正を行うことにしてもよい。

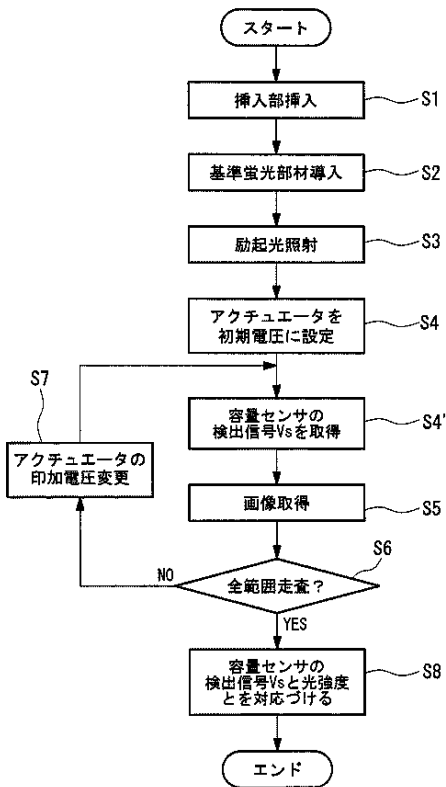
【図1】



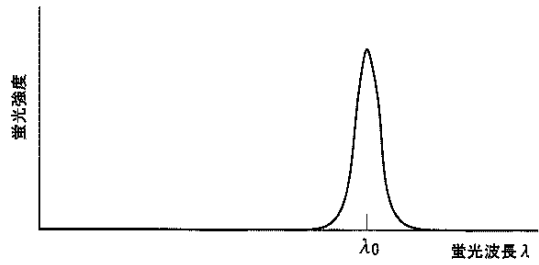
【図2】



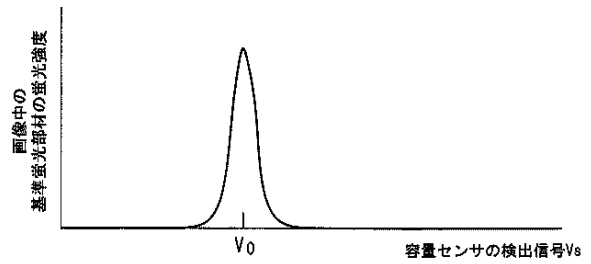
【図3】



【図4】



【図5】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/070536
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00		
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 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-308688 A (Olympus Corp.), 04 November, 2005 (04.11.05), Par. No. [0026] & US 2005/0237416 A1	1-12
A	JP 2000-507858 A (LifeSpex, Inc.), 27 June, 2000 (27.06.00), Page 26, lines 7 to 18; Fig. 12 & US 5902246 A & WO 1997/035513 A1	1-12
<input 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 10 January, 2008 (10.01.08)		Date of mailing of the international search report 22 January, 2008 (22.01.08)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 7 0 5 3 6	
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			
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			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2008年 日本国実用新案登録公報 1996-2008年 日本国登録実用新案公報 1994-2008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 請求の範囲の番号	
A	JP 2005-308688 A (オリンパス株式会社) 2005.11.04 段落 26 & US 2005/0237416 A1	1-12	
A	JP 2000-507858 A (ライフスペックス・インコーポレイテッド) 2000.06.27 26頁7-18行目、図12 & US 5902246 A & WO 1997/035513 A1	1-12	
<input 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 「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 「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 「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) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 10.01.2008		国際調査報告の発送日 22.01.2008	
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) 右高 孝幸	2Q 9808
		電話番号 03-3581-1101 内線	3292

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C061 BB02 CC06 FF40 HH54 JJ17 LL02 NN01 PP12 RR04 RR17
RR22

(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)	光谱内窥镜及其波长校准方法		
公开(公告)号	JPWO2008050712A1	公开(公告)日	2010-02-25
申请号	JP2008540975	申请日	2007-10-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	高冈秀行 松本伸也		
发明人	高冈 秀行 松本 伸也		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/27		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/00057 A61B1/045		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G01N21/27.F		
F-TERM分类号	2G059/BB12 2G059/DD20 2G059/EE02 2G059/EE12 2G059/FF01 2G059/JJ03 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/KK04 2G059/MM14 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/RR04 4C061/RR17 4C061/RR22		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2006287438 2006-10-23 JP		
其他公开文献	JP5094730B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用光谱内窥镜时，可以将光谱特性精确地设定为适合使用条件。提供了一种光谱内窥镜（1），其包括：沿纵向方向在插入单元中插入以插入体腔的通道（3）；摄像部（8），其在插入单元（2）的远端附近捕获图像。可变速谱部分（7），其能够改变入射到图像拾取部分（8）中的光的波长；参照光部件（10），该参照光部件（10）发出波长特性已知或吸收特性已知的光，并经由通道（3）被引入摄像部（8）的视场范围内。；控制单元（11），其控制图像拾取部分（8）以捕获已经通过通道（3）引入的参照光部件（10）的图像，同时控制可变速谱部分（7）以改变光路。入射到摄像部（8）的光的波长；校准单元（12），根据由摄像部（8）拍摄到的参照光部件（10）的图像，对可变速谱部（7）的光谱特性进行校准。

