

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2009/072177

発行日 平成23年4月21日 (2011. 4. 21)

(43) 国際公開日 平成21年6月11日 (2009.6.11)

(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	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	
	A 6 1 B 1/04 3 7 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

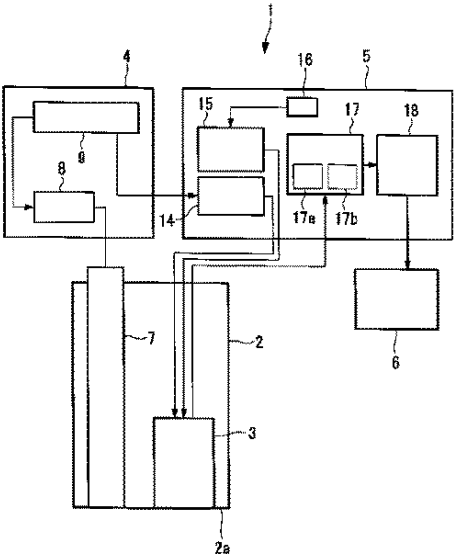
出願番号	特願2009-544512 (P2009-544512)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2007/073337		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成19年12月3日 (2007. 12. 3)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, 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), A E, 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, K P, 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, U G, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW	(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737 弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	中岡 正哉 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパス株式会社内
		(72) 発明者	上原 靖弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパス株式会社内
		Fターム (参考)	4C061 CC06 FF40 FF47 HH54 LL02 NN01 PP12 QQ04 RR04 RR14

(54) 【発明の名称】 分光観察装置、内視鏡システムおよびカプセル内視鏡システム

(57) 【要約】

同一波長の蛍光を観察する場合においても、S/N比の高い観察しやすい画像が望まれる観察条件と、他の蛍光成分の混入を抑えることが望まれる観察条件とに応じて、それぞれ適正な観察を行うことを可能にする。撮影対象に向けて励起光を照射する励起光光源（8）と、該励起光光源（8）からの励起光の照射により撮影対象から放射される蛍光から、中心波長が同一で、通過帯域幅の異なる複数の波長帯域の蛍光を分離可能な分光素子（12）と、該分光素子（12）により分離された蛍光を撮像する撮像部（13）とを備える分光観察装置を提供する。

【図1】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮影対象に向けて励起光を照射する励起光光源と、
該励起光光源からの励起光の照射により前記撮影対象から放射される蛍光から、中心波長が同一で、通過帯域幅の異なる複数の波長帯域の蛍光を分離可能な分光素子と、
該分光素子により分離された蛍光を撮像する撮像部とを備える分光観察装置。

【請求項 2】

前記分光素子が、間隔をあけて互いに対向する複数の光学部材と、これらの光学部材の間隔を変更するアクチュエータとを備える可変分光素子からなる請求項 1 に記載の分光観察装置。

10

【請求項 3】

前記分光素子が、同一の中心波長で通過帯域幅の異なる透過率特性を有する 2 種以上の光学フィルタであり、

前記撮像部が、2 次元的に配列された複数の画素を有する撮像素子からなり、

前記光学フィルタと前記撮像素子とは、異なる光学フィルタを透過した蛍光が、前記撮像素子の異なる画素に結像されるよう配置されている請求項 1 に記載の分光観察装置。

【請求項 4】

前記撮像部が、2 以上の撮像素子と、前記撮影対象から放射される蛍光を前記各撮像素子に向けて分岐するビームスプリッタとを備え、

前記透過率特性の異なる 2 種以上の光学フィルタが、異なる撮像素子に対向して配置されている請求項 3 に記載の分光観察装置。

20

【請求項 5】

第 1 の波長帯域の蛍光を撮像する第 1 の撮影モードと、第 1 の波長帯域よりも通過帯域幅の狭い第 2 の波長帯域の蛍光を撮像する第 2 の撮影モードとを選択的に設定するモード設定部を備える請求項 1 に記載の分光観察装置。

【請求項 6】

前記モード設定部が、前記第 2 の撮影モードに先立って第 1 の撮影モードを設定する請求項 5 に記載の分光観察装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の分光観察装置を備える内視鏡システム。

30

【請求項 8】

請求項 1 に記載の分光観察装置を備えるカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、分光観察装置、内視鏡システムおよびカプセル内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、分光素子を用いて蛍光を波長分離可能な分光蛍光内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

40

この分光蛍光内視鏡装置は、生体内に投与または散布された蛍光薬剤が励起されて発生する蛍光を観察したり、生体内に元来存在する蛍光物質が励起されて発生する蛍光、すなわち自家蛍光を観察したりすることが可能である。

【特許文献 1】 特開 2006-25802 号公報

【発明の開示】**【0003】**

しかしながら、特に、生体内における撮影対象からの蛍光を波長分離して画像化する場合には、短波長の光は散乱され易く生体の内部には到達し難い一方、長波長の光は水分による吸収により、やはり生体内部に到達し難いという性質があるため、使用できる薬剤蛍

50

光の波長帯域は比較的限定されてしまうという不都合がある。

このため、複数の蛍光薬剤を使用すると、その励起波長や蛍光波長が近接し、蛍光成分の混入が生じ易いという問題がある。

【0004】

また、自家蛍光を観察する場合においても、生体内部には種々の自家蛍光成分が存在し、単一の励起光波長で複数の自家蛍光物質が蛍光を発する場合があり、同様の問題が生ずることが考えられる。

そして、蛍光の強度は一般に微弱であるため、撮像素子の読み出しノイズや暗電流等のノイズ成分の影響を受け易いという問題もある。

【0005】

10

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、同一波長の蛍光を観察する場合においても、S/N比の高い観察しやすい画像が望まれる観察条件と、他の蛍光成分の混入を抑えることが望まれる観察条件とに応じて、それぞれ適正な観察を行うことができる分光観察装置および内視鏡システムを提供することを目的としている。

【0006】

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、撮影対象に向けて励起光を照射する励起光光源と、該励起光光源からの励起光の照射により前記撮影対象から放射される蛍光から、中心波長が同一で、通過帯域幅の異なる複数の波長帯域の蛍光を分離可能な分光素子と、該分光素子により分離された蛍光を撮像する撮像部とを備える分光観察装置である。

20

【0007】

上記第1の態様においては、前記分光素子が、間隔をあけて互いに対向する複数の光学部材と、これらの光学部材の間隔を変更するアクチュエータとを備える可変分光素子からなることとしてもよい。

また、上記第1の態様においては、前記分光素子が、同一の中心波長で通過帯域幅の異なる透過率特性を有する2種以上の光学フィルタであり、前記撮像部が、2次元的に配列された複数の画素を有する撮像素子からなり、前記光学フィルタと前記撮像素子とは、異なる光学フィルタを透過した蛍光が、前記撮像素子の異なる画素に結像されるよう配置されている構成としてもよい。

【0008】

30

また、上記構成においては、前記撮像部が、2以上の撮像素子と、前記撮影対象から放射される蛍光を前記各撮像素子に向けて分岐するビームスプリッタとを備え、前記透過率特性の異なる2種以上の光学フィルタが、異なる撮像素子に対向して配置されていることとしてもよい。

【0009】

また、上記第1の態様においては、第1の波長帯域の蛍光を撮像する第1の撮影モードと、第1の波長帯域よりも通過帯域幅の狭い第2の波長帯域の蛍光を撮像する第2の撮影モードとを選択的に設定するモード設定部を備える構成としてもよい。

また、上記構成においては、前記モード設定部が、前記第2の撮影モードに先立って第1の撮影モードを設定することとしてもよい。

40

本発明の第2の態様は、上記分光観察装置を備える内視鏡システムである。

また、本発明の第3の態様は、上記分光観察装置を備えるカプセル内視鏡システムである。

【0010】

本発明によれば、同一波長の蛍光を観察する場合においても、S/N比の高い観察しやすい画像が望まれる観察条件と、他の蛍光成分の混入を抑えることが望まれる観察条件とに応じて、それぞれ適正な観察を行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡システムの全体構成を示すブロック図であ

50

る。

【図 2】図 1 の内視鏡システムの撮像ユニット内部の構成を示す概略構成図である。

【図 3】図 1 の内視鏡システムを構成する各光学部品の透過率特性、照射光および蛍光の波長特性を示す図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡システムの撮像ユニット内部の構成を示す概略図である。

【図 5】図 4 の撮像ユニットに備えられるフィルタを示す図である。

【図 6】本発明の第 3 の実施形態に係るカプセル内視鏡システムの構成を示す概略図である。

【図 7】本発明の第 4 の実施形態に係る内視鏡システムの撮像ユニット内部の構成を示す概略図である。 10

【図 8 A】図 7 の撮像ユニットに備えられるフィルタを示す図である。

【図 8 B】図 7 の撮像ユニットに備えられるフィルタを示す図である。

【符号の説明】

【0012】

A 撮影対象

1 内視鏡システム

8 励起光光源

12 可変分光素子（分光素子）

12a, 12b 光学部材 20

12c アクチュエータ

13, 22a, 22b 撮像素子（撮像部）

16 切替スイッチ（モード設定部）

20a 第 1 のフィルタ（光学フィルタ）

20b 第 2 のフィルタ（光学フィルタ）

20c 第 3 のフィルタ（光学フィルタ）

20d 第 4 のフィルタ（光学フィルタ）

21 ビームスプリッタ

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】 30

以下、本発明の第 1 の実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムについて、図 1～図 3 を参照して説明する。

本実施形態に係る分光観察装置は、図 1 に示される内視鏡システム 1 に備えられている。

【0014】

本実施形態に係る内視鏡システム 1 は、図 1 に示されるように、生体の体腔内に挿入される挿入部 2 と、該挿入部 2 内に配置される撮像ユニット 3 と、励起光を発生する光源ユニット 4 と、前記撮像ユニット 3 および光源ユニット 4 を制御する制御ユニット 5 と、撮像ユニット 3 により取得された画像を表示する表示ユニット 6 とを備えている。

また、本実施形態に係る分光観察装置は、撮像ユニット 3 と、光源ユニット 4 と、制御 40
ユニット 5 とにより構成されている。

【0015】

前記挿入部 2 は、生体の体腔に挿入できる極めて細い外形寸法を有し、その内部に、前記撮像ユニット 3 および前記光源ユニット 4 からの光を先端 2a まで伝播するライトガイド 7 を備えている。

前記光源ユニット 4 は、体腔内の撮影対象に照射され、撮影対象 A 内に存在する蛍光物質を励起して蛍光を発生させるための励起光を発する励起光用光源 8 と、該励起光用光源 8 を制御する光源制御回路 9 とを備えている。

【0016】

前記励起光用光源 8 は、例えば、ピーク波長 $660 \pm 5 \text{ nm}$ の励起光を出射する半導体 50

レーザである。この波長の励起光は、Cy5.5（商標：旧Amersham社製、現GE Healthcare, Inc.）および、AlexaFluor700（商標：Molecular Probe社製）等の蛍光薬剤を励起することができる。

【0017】

前記撮像ユニット3は、図2に示されるように、撮影対象Aから入射される光を集光する撮像光学系10と、撮影対象Aから入射されてくる励起光を遮断する励起光カットフィルタ11と、制御ユニット5の作動により分光特性を変化させられる可変分光素子（可変分光部）12と、撮像光学系10により集光された光を撮影して電気信号に変換する撮像素子（撮像部）13とを備えている。符号10aは集光レンズ、符号10bはコリメートレンズ、符号10cは結像レンズである。

10

【0018】

励起光カットフィルタ11は、図3に示されるように、420nm以上640nm以下の波長帯域で透過率80%以上、650nm以上670nm以下の波長帯域でOD値4以上（＝透過率 1×10^{-4} 以下）、680nm以上750nm以下の波長帯域で透過率80%以上の透過率特性を有している。

【0019】

前記可変分光素子12は、平行間隔を空けて配置され対向面に図示しない反射膜が設けられた2枚の平板状の光学部材12a、12bと、該光学部材12a、12bの間隔を変化させるアクチュエータ12cとを備えるエタロン型の光学フィルタである。アクチュエータ12cは、例えば、圧電素子である。この可変分光素子12は、アクチュエータ12cの作動により光学部材12a、12bの間隔寸法を変化させることで、その透過する光の波長帯域を変化させることができるようになっている。

20

【0020】

光学部材12a、12b間の間隔寸法は極めて微小な値、例えば、ミクロンオーダーかそれ以下になるように設定されている。

そして、アクチュエータは、以下の関係式で表されるストロークを有している。

$$S \geq (m_2 - m_1) \lambda_0 / (2n \cdot \cos \theta)$$

ここで、 m_1 、 m_2 ：干渉次数（ $m_2 > m_1$ ）、 S ：ストローク、 λ_0 ：透過波長、 n ：光学部材12a、12b間の屈折率、 θ ：光学部材12a、12b間における光の入射角である。

30

また、光学部材12a、12bの光学有効径の外側には輪帯形状の容量センサ電極12dが配置されている。

【0021】

前記反射膜は、例えば、誘電体多層膜により構成されている。

また、容量センサ電極12dは金属膜により構成されている。容量センサ電極12dからの信号をフィードバックしてアクチュエータ12cへの駆動信号を制御することにより、透過特性の調節精度を向上することができるようになっている。

【0022】

本実施形態において、可変分光素子12は、蛍光薬剤が励起光により励起されることによって発せられる2種類の蛍光（薬剤蛍光）の波長を含む波長帯域（例えば、680nm以上740nm以下）に可変透過帯域を備えている。そして、可変分光素子12は、制御ユニット5からの制御信号に応じて4つの状態に変化している。

40

【0023】

第1の状態は、可変透過帯域における透過帯域を半値全幅で680nm以上720nm以下に設定し、Cy5.5からの蛍光を透過させる状態である。

第2の状態は、可変透過帯域における透過帯域を半値全幅で700nm以上740nm以下に設定し、AlexaFluor700からの蛍光を透過させる状態である。

第3の状態は、可変透過帯域における透過帯域を半値全幅で690nm以上710nm以下に設定し、第1の状態と同様に、Cy5.5からの蛍光を透過させる状態である。

第4の状態は、可変透過帯域における透過帯域を半値全幅で710nm以上730nm

50

以下に設定し、第2の状態と同様に、Alexa Fluor 700からの蛍光を透過させる状態である。

【0024】

第1の状態と第2の状態とは、可変分光素子12の同一の干渉次数の中で透過帯域を増減させて、当該透過帯域を2種類の蛍光薬剤の蛍光の波長帯域に一致させた状態（第1の撮影モード）である。

一方、第3の状態と第4の状態とは、第1の状態および第2の状態とは次数の異なる透過帯域の中で当該透過帯域を2種類の蛍光薬剤からの蛍光の波長帯域に一致させた状態（第2の撮影モード）である。

【0025】

10

また、第1の状態と第3の状態、第2の状態と第4の状態は、それぞれ、可変分光素子12の異なる干渉次数の透過帯域を同一の薬剤蛍光の波長帯域に一致させた状態である。低次数の透過帯域は、高次数の透過帯域の透過帯域幅より広くなり、より広い波長帯域の蛍光を透過することができるようになっている。一方、透過帯域幅の狭い高次数の透過帯域は、より狭い波長帯域の蛍光を透過することができるようになっている。

【0026】

前記制御ユニット5は、図1に示されるように、撮像素子13を駆動制御する撮像素子駆動回路（撮像素子制御回路）14と、可変分光素子12を駆動制御する可変分光素子制御回路15と、該可変分光素子制御回路15に接続され、操作者に操作される切替スイッチ（モード設定部）16と、撮像素子13により取得された画像情報を記憶するフレームメモリ17と、該フレームメモリ17に記憶された画像情報を処理して表示ユニット6に出力する画像処理回路18とを備えている。

20

【0027】

撮像素子駆動回路14は、前記光源制御回路9に接続され、光源制御回路9による励起光用光源8の作動に同期して撮像素子13を駆動制御するようになっている。

切替スイッチ16は、例えば、可変分光素子12の上述した4つの状態を選択するためのスイッチである。該切替スイッチ16により第1～第4の状態が選択されると、可変分光素子制御回路15から、該第1～第4の状態を実現するための電圧が可変分光素子12に供給され、可変分光素子12が、電圧に応じて第1～第4の状態に設定されるようになっている。

30

【0028】

フレームメモリ17には、第1のフレームメモリ17aおよび第2のフレームメモリ17bが備えられ、例えば、可変分光素子12が第1または第2の状態にあるときに撮像素子13により取得された画像情報が、第1のフレームメモリ17aに記憶され、可変分光素子12が第3または第4の状態にあるときに撮像素子13により取得された画像情報が、第2のフレームメモリ17bに記憶されるようになっている。

【0029】

また、画像処理回路18は、例えば、第1のフレームメモリ17aから受け取った画像情報を表示ユニット6の第1のチャンネルに出力し、第2のフレームメモリ17bから受け取った画像情報を表示ユニット6の第2のチャンネルに出力するようになっている。

40

【0030】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡システム1の作用について、以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム1を用いて、生体の体腔内の撮影対象Aを撮像するには、蛍光薬剤を体内に注入するとともに、挿入部2を体腔内に挿入し、その先端2aを体腔内の撮影対象Aに対向させる。この状態で、光源ユニット4および制御ユニット5を作動させ、光源制御回路9の作動により、励起光用光源8を作動させて励起光を発生させる。

【0031】

光源ユニット4において発生した励起光は、ライトガイド7を介して挿入部2の先端2

50

aまで伝播され、挿入部2の先端2aから撮影対象Aに向けて照射される。

励起光が撮影対象Aに照射されると、撮影対象Aに存在する蛍光薬剤が励起されて蛍光が発せられる。撮影対象Aから発せられた蛍光は、撮像ユニット3の集光レンズ10a、コリメートレンズ10bおよび励起光カットフィルタ11を透過し可変分光素子12に入射される。

【0032】

可変分光素子12は、操作者による切替スイッチ16の操作に応じて、可変分光素子制御回路15の作動により、状態が切り替えられているので、入射された光の内、選択された状態に応じた透過帯域の蛍光を透過させることができる。この場合に、撮影対象Aに照射された励起光の一部が、撮影対象Aにおいて反射され、蛍光とともに撮像ユニット3に入射されるが、撮像ユニット3には励起光カットフィルタ11が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子13に入射されることが阻止される。

【0033】

そして、可変分光素子12を透過した蛍光は撮像素子13に入射され、画像情報（蛍光画像）が取得される。取得された画像情報は、選択された可変分光素子の状態に応じて、第1または第2のフレームメモリ17a、17bに記憶され、画像処理回路18によって、表示ユニット6の第1または第2のチャンネルに出力されて表示ユニット6により表示される。

【0034】

すなわち、Cy5.5を用いた蛍光観察を行う場合には、操作者が切替スイッチ16を操作して、第1の状態または第3の状態を選択する。この場合に、明るい蛍光画像を取得したい場合には、第1の状態を選択し、他の波長からの分光を精度よく行いたい場合には、第3の状態を選択する。第3の状態を選択することにより、第1の状態に対して透過帯域の中心波長を動かすことなく、透過帯域幅が絞られるので、取得される画像の強度は弱くなるが、不必要な波長の蛍光の混入を防止することができる。

【0035】

また、AlexaFluor700を用いた蛍光観察を行う場合には、操作者が切替スイッチ16を操作して、第2の状態または第4の状態を選択する。この場合にも、上記と同様に、明るい蛍光画像を取得したい場合には、第2の状態を選択し、他の波長からの分光を精度よく行いたい場合には、第4の状態を選択する。第4の状態を選択することにより、第2の状態に対して透過帯域の中心波長を動かすことなく、透過帯域幅が絞られるので、不必要な波長の蛍光の混入を防止することができる。

【0036】

この場合において、本実施形態によれば、可変分光素子12を第1の状態から第3の状態に、または第2の状態から第4の状態に変化させるために、それぞれ、アクチュエータ12cを以下のストロークSだけ移動させるだけで済む。

$$S = \lambda_0 / (2n \cdot \cos \theta)$$

これにより、必要に応じて、中心波長が同一で、透過帯域幅の異なる波長帯域の蛍光を簡易に選択して透過させることができる。

【0037】

なお、本実施形態に係る内視鏡システム1によれば、挿入部2を体腔内に挿入し、先端2aを撮影対象Aに近接させていく過程において、まず、可変分光素子12を第1または第2の状態に設定し、次いで、第3または第4の状態に設定することが好ましい。挿入部2の先端2aが撮影対象Aから離れている場合には、可変分光素子12を第1の状態または第2の状態として、撮影対象Aからのできるだけ多くの蛍光を透過させることができる。また、挿入部2の先端2aが撮影対象Aに近接しているときには、可変分光素子12を第3の状態または第4の状態として、蛍光分離の精度が高く他の蛍光成分の混入の少ない画像を取得することができる。

【0038】

また、本実施形態においては、可変分光素子12の干渉次数を1次分増減させることで

、透過帯域幅を変更する場合について説明したが、2次分以上増減させることとしてもよい。

その場合、アクチュエータ12cは以下のストロークSだけ移動させればよい。

$$S = d \lambda_0 / (2n \cdot \cos \theta)$$

ただし、dは増減させる干渉次数の変化量である。

【0039】

また、本実施形態においては、操作者の選択により、可変分光素子12を第1～第4の状態に設定することとしたが、これに代えて、第1、第2の状態を所定のタイミングで交互に切り替えて撮影を行う第1の撮影モードと、第3、第4の状態を所定のタイミングで交互に切り替えて撮影を行う第2の撮影モードのいずれかを操作者に選択させることにしてもよい。第1の撮影モードによれば、明るいCy5.5の蛍光画像とAlexaFluor700の蛍光画像とを同時に取得し表示することができる。また、第2の撮影モードによれば、分光精度の高いCy5.5の蛍光画像とAlexaFluor700の蛍光画像とをほぼ同時に取得し表示することができる。

【0040】

また、本実施形態においては、操作者の選択により撮影モードを切り替えることとしたが、これに代えて、例えば、撮像素子13により取得された画像情報を処理して光量情報を抽出し、光量が不足していると判断される場合には第1の撮影モードを、光量が十分な状態では第2の撮影モードを自動選択することとしてもよい。

【0041】

また、Cy5.5の蛍光画像を取得する撮影モードと、AlexaFluor700の蛍光画像を取得する撮影モードのいずれかを操作者により選択させ、各撮影モードにおいては、可変分光素子13を第1の状態と第3の状態との間または第2の状態と第4の状態との間で所定のタイミングで交互に切り替えることとしてもよい。このようにすることで、Cy5.5あるいはAlexaFluor700の明るい蛍光画像と分光精度の高い蛍光画像とをほぼ同時に取得し表示できる。

【0042】

次に、本発明の第2の実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムについて図4および図5を参照して説明する。

なお、本実施形態の説明において、上述した第1の実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムと構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0043】

本実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムは、第1の実施形態における可変分光素子12に代えて、以下の透過帯域を有する4種類のフィルタ（光学フィルタ）20a～20dを撮像素子13の各画素に対応するようにモザイク状に配列したものである。

第1のフィルタの透過帯域：半値全幅680nm以上720nm以下

第2のフィルタの透過帯域：半値全幅700nm以上740nm以下

第3のフィルタの透過帯域：半値全幅690nm以上710nm以下

第4のフィルタの透過帯域：半値全幅710nm以上730nm以下

【0044】

このように構成された本実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムによれば、第1～第4のフィルタ20a～20dに対応する画素により、半値全幅680nm以上720nm以下、700nm以上740nm以下、690nm以上710nm以下、710nm以上730nm以下の蛍光画像をそれぞれ取得することができる。

そして、第1の実施形態と同様にして、第1、第2のフィルタ20a、20bに対応する画素から画像を取得する第1の撮影モードと、第3、第4のフィルタ20c、20dに対応する画素から画像を取得する第2の撮影モードとを、撮影者が状況に応じて選択することとしてもよい。また、各画像を処理して、光量が不足していると判断される場合には第1の撮影モードを、光量が十分な状態では第2の撮影モードを自動選択することとしてもよい。

【0045】

次に、本発明の第3の実施形態に係る分光観察装置およびカプセル内視鏡システムについて図6を参照して説明する。本実施形態の説明において、上述した第2の実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムと構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0046】

本実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムは、内視鏡システム1における挿入部3をカプセル型としたものである。第2の実施形態と同様に、4種類のフィルタ20a～20dを撮像素子13の各画素に対応するようにモザイク上に配置したものである。

カプセル内視鏡31は透明カバー42とケース41の内側に撮像ユニット30および発光素子33が配置されている。撮像ユニット30はレンズ32、励起光カットフィルタ11、フィルタ20a～20d、撮像素子13からなる。発光素子33は第1の実施形態の励起光用光源と同様に、例えばピーク波長660±5nmの励起光を出射する半導体レーザーである。また、半導体レーザーの代わりにLEDを用いることとしてもよい。

【0047】

第2の実施形態と同様に、第1、第2のフィルタ20a、20bに対応する画素から画像を取得する第1の撮像モードと、第3、第4のフィルタ20c、20dに対応する画素から画像を取得する第2の撮像モードとを、撮影者が状況に応じて選択することとしてもよい。

可変分光素子に代えてモザイク状のフィルタを採用したため、可変装置が不要となり、空間的な制約が大きいカプセル型内視鏡としては、可変装置が必要とする空間分だけ小型化できる、または、その空間に他の構成要素を配置することができる等の大きな効果がある。さらに、可変装置を用いないことにより、電力供給が限られているカプセル型内視鏡の消費電力を低減できるという効果を奏する。

【0048】

次に、本発明の第4の実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムについて、図7、図8Aおよび図8Bを参照して以下に説明する。

本実施形態の説明においても、上述した第2の実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムと構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

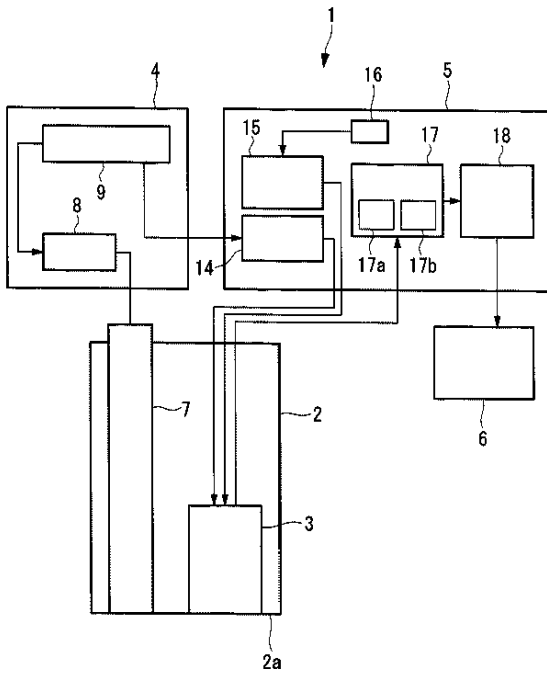
【0049】

本実施形態に係る分光観察装置および内視鏡システムは、撮影対象Aからの光を2つに分岐するビームスプリッタ21と、該ビームスプリッタ21により分岐された光をそれぞれ撮影する2つの撮像素子22a、22bを備えている。一方の撮像素子22aの前段には、図8Aに示される第1、第2のフィルタ20a、20bが配置され、他方の撮像素子22bの前段には、図8Bに示される第3、第4のフィルタ20c、20dが配置されている。

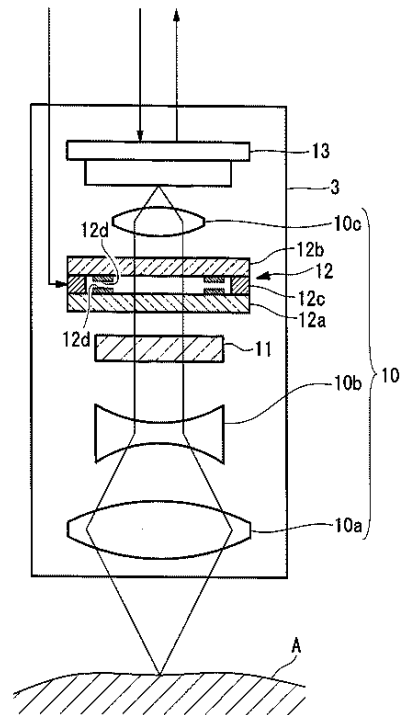
【0050】

このように構成することにより、第2の実施形態と同様に、撮像素子22a、22bの出力から、半値全幅680nm以上720nm以下、700nm以上740nm以下、690nm以上710nm以下、710nm以上730nm以下の蛍光画像をそれぞれ取得することができる。

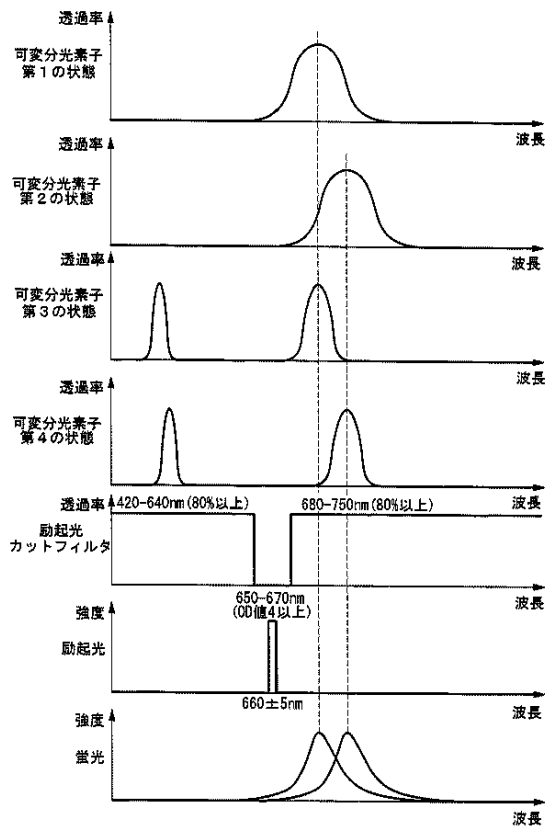
【図 1】



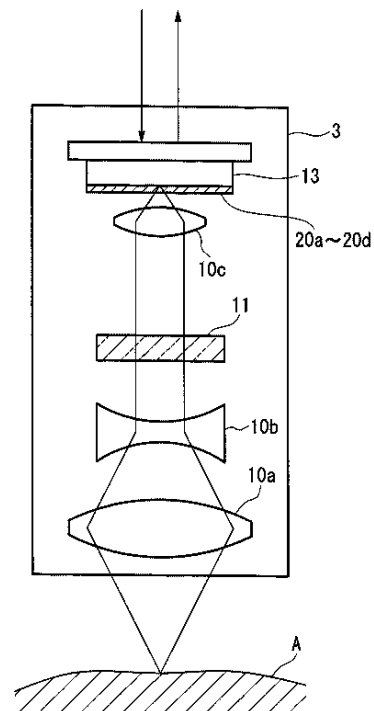
【図 2】



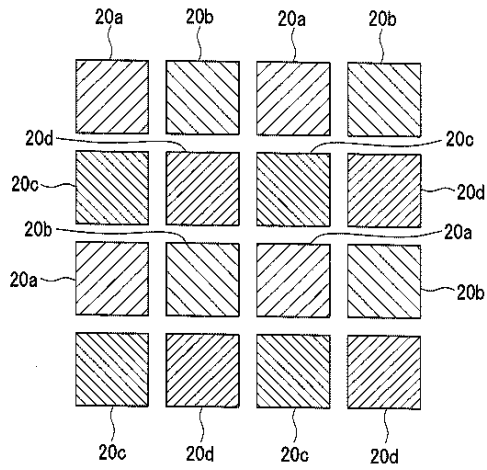
【図 3】



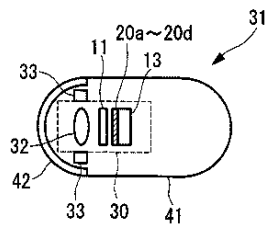
【図 4】



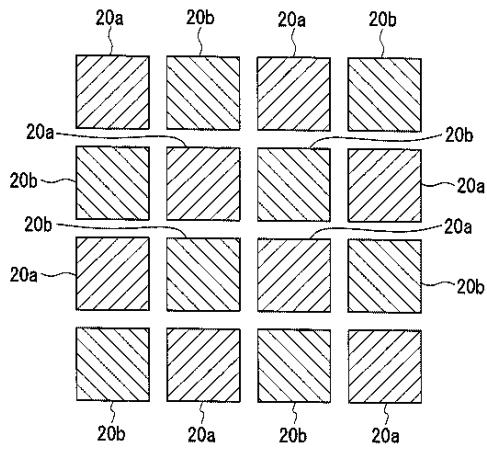
【図 5】



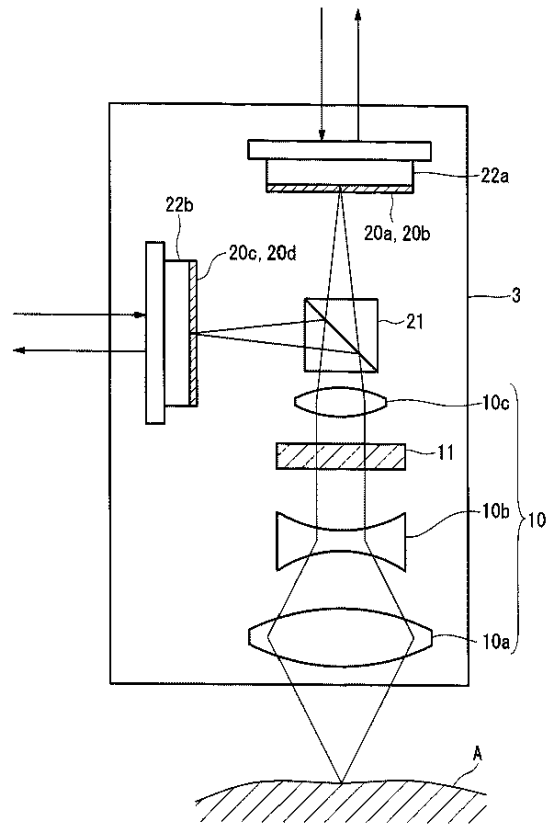
【図 6】



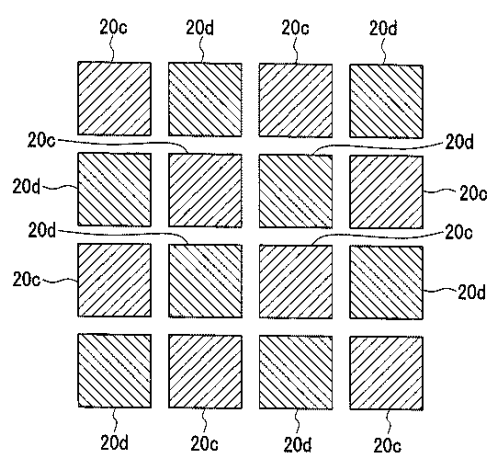
【図 8 A】



【図 7】



【図 8 B】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/073337
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.
X X A	JP 2006-178320 A (Olympus Corp.), 06 July, 2006 (06.07.06), Par. Nos. [0003] to [0005], Figs. 15 to 18; Par. Nos. [0019] to [0034], Figs. 1 to 14; full text; all drawings & US 2006-0139780 A1	1, 2, 5-8 3 4
X A	JP 2006-122195 A (Olympus Corp.), 18 May, 2006 (18.05.06), Par. Nos. [0017] to [0021]; Figs. 1 to 3 (Family: none)	1, 2, 5-8 3, 4
X A	JP 2006-25802 A (Olympus Corp.), 02 February, 2006 (02.02.06), Full text; all drawings & US 2005-0027166 A1	1, 2, 5-8 3, 4
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 06 February, 2008 (06.02.08)		Date of mailing of the international search report 19 February, 2008 (19.02.08)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/073337

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2005-308688 A (Olympus Corp.), 04 November, 2005 (04.11.05), Par. Nos. [0006] to [0009]; Figs. 15 to 18 & US 2005-0237416 A1	1, 2, 5-8 3, 4
X A	JP 2005-87728 A (Olympus Corp.), 07 April, 2005 (07.04.05), Full text; all drawings & US 2005-0029437 A1	1, 2, 5-8 3, 4

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 7 3 3 3 7	
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	
X	JP 2006-178320 A (オリンパス株式会社) 2006.07.06 段落 [0003]-[0005], 図 15-18	1, 2, 5-8	
X	段落[0019]-[0034], 図 1-14	3	
A	全文、全図 & US 2006-0139780 A1	4	
X	JP 2006-122195 A (オリンパス株式会社) 2006.05.18	1, 2, 5-8	
A	段落[0017]-[0021], 図 1-3 (ファミリーなし)	3, 4	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 06.02.2008		国際調査報告の発送日 19.02.2008	
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) 長井 真一	2Q 9117
		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 0 7 / 0 7 3 3 3 7

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 請求の範囲の番号
X A	JP 2006-25802 A (オリンパス株式会社) 2006.02.02 全文、全図 & US 2005-0027166 A1	1, 2, 5-8 3, 4
X A	JP 2005-308688 A (オリンパス株式会社) 2005.11.04 段落[0006]-[0009], 図15-18 & US 2005-0237416 A1	1, 2, 5-8 3, 4
X A	JP 2005-87728 A (オリンパス株式会社) 2005.04.07 全文、全図 & US 2005-0029437 A1	1, 2, 5-8 3, 4

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）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 1 8 4 条の 1 0 第 1 項(実用新案法第 4 8 条の 1 3 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。

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載
 【部門区分】第1部門第2区分
 【発行日】平成23年6月2日(2011.6.2)

【国際公開番号】WO2009/072177
 【年通号数】公開・登録公報2011-016
 【出願番号】特願2009-544512(P2009-544512)
 【国際特許分類】

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 1/04 3 7 2

【手続補正書】

【提出日】平成23年3月31日(2011.3.31)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮影対象に向けて励起光を照射する励起光光源と、

該励起光光源からの励起光の照射により前記撮影対象から放射される蛍光から、中心波長が同一で、通過帯域幅の異なる複数の波長帯域の蛍光を分離可能な分光素子と、

該分光素子により分離された蛍光を撮像する撮像部とを備える分光観察装置。

【請求項2】

前記分光素子が、間隔をあけて互いに対向する複数の光学部材と、これらの光学部材の間隔を変更するアクチュエータとを備える可変分光素子からなる請求項1に記載の分光観察装置。

【請求項3】

前記分光素子が、同一の中心波長で通過帯域幅の異なる透過率特性を有する2種以上の光学フィルタであり、

前記撮像部が、2次元的に配列された複数の画素を有する撮像素子からなり、

前記光学フィルタと前記撮像素子とは、異なる光学フィルタを透過した蛍光が、前記撮像素子の異なる画素に結像されるよう配置されている請求項1に記載の分光観察装置。

【請求項4】

前記撮像部が、2以上の撮像素子と、前記撮影対象から放射される蛍光を前記各撮像素子に向けて分岐するビームスプリッタとを備え、

前記透過率特性の異なる2種以上の光学フィルタが、異なる撮像素子に対向して配置されている請求項3に記載の分光観察装置。

【請求項5】

第1の波長帯域の蛍光を撮像する第1の撮影モードと、第1の波長帯域よりも通過帯域幅の狭い第2の波長帯域の蛍光を撮像する第2の撮影モードとを選択的に設定するモード設定部を備える請求項1に記載の分光観察装置。

【請求項6】

前記モード設定部が、前記第2の撮影モードに先立って第1の撮影モードを設定する請求項5に記載の分光観察装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の分光観察装置を備える内視鏡システム。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の分光観察装置を備えるカプセル内視鏡システム。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JPWO2009072177A5	公开(公告)日	2011-06-02
申请号	JP2009544512	申请日	2007-12-03
[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	中岡正哉 上原靖弘		
发明人	中岡 正哉 上原 靖弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00096 A61B1/043 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/04.372		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JPWO2009072177A1		

摘要(译)

光谱观察装置通过分别满足优选具有高S / N比的易于观察的图像的观察条件和优选抑制任何其他荧光成分的混入的观察条件来进行适当的观察，即使在该条件下也可以。观察到相同的波长。光谱观察装置具有：激发光源（8），其向观察对象照射激发光；以及分光元件（12），通过将来自激发光源（8）的激发光的照射，从观察对象发出的荧光分离为中心波长相同且通带不同的多种荧光波段；摄像部（13）拍摄由分光元件（12）分离的荧光的图像。