

(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2008-194480

(P2008-194480A)

(43) 公開日 平成20年8月28日(2008.8.28)

(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 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L 公開請求 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-40695 (P2008-40695)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成20年2月21日 (2008.2.21)		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
		(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	上原 靖弘
			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
		Fターム(参考)	4C038 CC03
			4C061 BB08 CC06 JJ20 LL02 QQ04
			QQ06 UU06 WW17

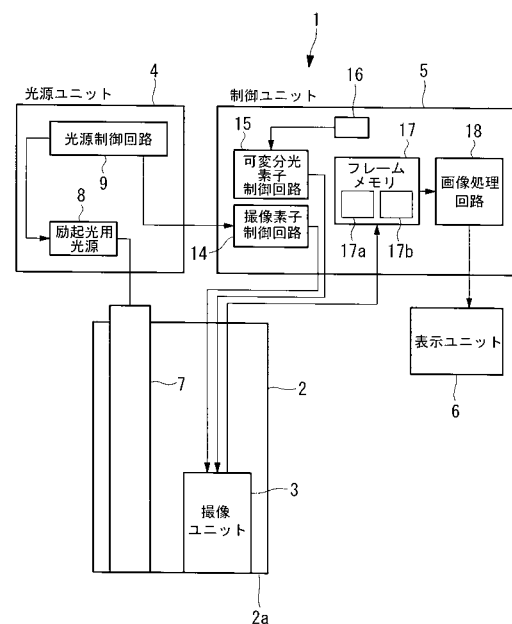
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】撮影対象に向けて励起光を照射する励起光用光源8と、該励起光用光源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とを備えるカプセル内視鏡システムを提供する。

【選択図】 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カプセル内視鏡システム。

【請求項 2】

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、

10

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 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 3】

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 2 に記載のカプセル内視鏡システム。

20

【請求項 4】

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 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 5】

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 4 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 6】

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】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、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。）。

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。

40

【特許文献 1】特開 2006 - 25802 号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【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。

50

【 0 0 0 4 】

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物質が存在し、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。

上述の問題点は上記分光蛍光内視鏡装置をカプセル内視鏡システムに適用した場合にも発生することとなる。

【 0 0 0 5 】

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カプセル内視鏡システムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

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カプセル内視鏡システムを提供する。

【 0 0 0 7 】

上記発明においては、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、上記発明においては、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こととしてもよい。

【 0 0 0 8 】

また、上記発明においては、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。

【 0 0 0 9 】

また、上記発明においては、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こととしてもよい。

また、上記発明においては、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。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

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。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

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

10

20

30

40

50

。

【 0 0 1 2 】

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、制御ユニット 5 とにより構成されている。

【 0 0 1 3 】

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 2 a 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。

【 0 0 1 4 】

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、Alexa Fluor700 (商標：MolecularProbe社製) 等の蛍光薬剤を励起することができる。

【 0 0 1 5 】

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 (可変分光手段) 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 10 a は集光レンズ、符号 10 b はコリメートレンズ、符号 10 c は結像レンズである。

【 0 0 1 6 】

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

【 0 0 1 7 】

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 12 a, 12 b と、該光学部材 12 a, 12 b の間隔を変化させるアクチュエータ 12 c 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 12 c 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 12 c の作動により光学部材 12 a, 12 b 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。

【 0 0 1 8 】

光学部材 12 a, 12 b 間の間隔寸法は極めて微小な値、例えば、ミクロンオーダーが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。

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

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 12 a, 12 b 間の屈折率、 θ : 光学部材 12 a, 12 b 間における光の入射角である。

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

【 0 0 1 9 】

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 1 2 d は金属膜により構成されている。容量センサ電極 1 2 d からの信号をフィードバックしてアクチュエータ 1 2 c 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。

【 0 0 2 0 】

本実施形態において、可変分光素子 1 2 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、680 ~ 740 nm）に可変透過帯域を備えている。そして、可変分光素子 1 2 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。

【 0 0 2 1 】

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 680 ~ 720 nm に設定し、Cy 5 . 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 700 ~ 740 nm に設定し、Alexa Fluor 700 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 690 ~ 710 nm に設定し、第 1 の状態と同様に、Cy 5 . 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 710 ~ 730 nm 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。

【 0 0 2 2 】

第 1 の状態と第 2 の状態とは、可変分光素子 1 2 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 種類の蛍光薬剤から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。

【 0 0 2 3 】

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 1 2 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。

【 0 0 2 4 】

前記制御ユニット 5 は、図 1 に示されるように、撮像素子 1 3 を駆動制御する撮像素子駆動回路（撮像素子制御回路）1 4 と、可変分光素子 1 2 を駆動制御する可変分光素子制御回路 1 5 と、該可変分光素子制御回路 1 5 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）1 6 と、撮像素子 1 3 により取得された画像情報を記憶するフレームメモリ 1 7 と、該フレームメモリ 1 7 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 1 8 とを備えている。

【 0 0 2 5 】

撮像素子駆動回路 1 4 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 1 3 を駆動制御している。

切替スイッチ 1 6 は、例えば、可変分光素子 1 2 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 1 6 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 1 5 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 1 2 に供給され、可変分光素子 1 2 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。

【 0 0 2 6 】

フレームメモリ 1 7 には、第 1 のフレームメモリ 1 7 a および第 2 のフレームメモリ 1 7 b が備えられ、例えば、可変分光素子 1 2 が第 1 または第 2 の状態にあるときに撮像素子 1 3 により取得された画像情報が、第 1 のフレームメモリ 1 7 a に記憶され、可変分光

10

20

30

40

50

素子 1 2 が第 3 または第 4 の状態にあるときに撮像素子 1 3 により取得された画像情報が、第 2 のフレームメモリ 1 7 b に記憶されるようになっている。

【 0 0 2 7 】

また、画像処理回路 1 8 は、例えば、第 1 のフレームメモリ 1 7 a 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 1 7 b 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。

【 0 0 2 8 】

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 2 a 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。

【 0 0 2 9 】

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 a まで伝播され、挿入部 2 の先端 2 a 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 1 0 a 、コリメートレンズ 1 0 b および励起光カットフィルタ 1 1 を透過し可変分光素子 1 2 に入射される。

【 0 0 3 0 】

可変分光素子 1 2 は、操作者による切替スイッチ 1 6 の操作に応じて、可変分光素子制御回路 1 5 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 1 1 が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子 1 3 に入射されることが阻止される。

【 0 0 3 1 】

そして、可変分光素子 1 2 を透過した蛍光は撮像素子 1 3 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 1 7 a , 1 7 b に記憶され、画像処理回路 1 8 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。

【 0 0 3 2 】

すなわち、C y 5 . 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 1 6 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。

【 0 0 3 3 】

また、Alexa Fluor 700 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 1 6 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。

【 0 0 3 4 】

この場合において、本実施形態によれば、可変分光素子 1 2 を第 1 の状態から第 3 の状

10

20

30

40

50

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 1 2 c 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、通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。

【0035】

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 2 a 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 1 2 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 2 a が撮影対象 A から離れている場合には、可変分光素子 1 2 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 2 a が撮影対象 A に近接しているときには、可変分光素子 1 2 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。

10

【0036】

また、本実施形態においては、可変分光素子 1 2 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 1 2 c は以下のストローク S だけ移動させればよい。

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

20

ただし、d は増減させる干渉次数の変化量である。

【0037】

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 1 2 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 Cy 5 . 5 の蛍光画像と Alexa Fluor 700 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 Cy 5 . 5 の蛍光画像と Alexa Fluor 700 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。

30

【0038】

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 1 3 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。

【0039】

また、Cy 5 . 5 の蛍光画像を取得する撮影モードと、Alexa Fluor 700 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 1 3 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、Cy 5 . 5 あるいは Alexa Fluor 700 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。

40

【0040】

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。

【0041】

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 1 2 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）2 0

50

a ~ 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 680 ~ 720 nm

第 2 のフィルタの透過帯域：半値全幅 700 ~ 740 nm

第 3 のフィルタの透過帯域：半値全幅 690 ~ 710 nm

第 4 のフィルタの透過帯域：半値全幅 710 ~ 730 nm

【0042】

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 680 ~ 720 nm、700 ~ 740 nm、690 ~ 710 nm、710 ~ 730 nm の蛍光画像をそれぞれ取得することができる。

10

そして、第 1 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。

【0043】

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。

20

【0044】

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 ± 5 nm の励起光を出射する半導体レーザである。また、半導体レーザの代わりに LED を用いることとしてもよい。

30

【0045】

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。

40

【0046】

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 および図 8 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。

【0047】

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 8(a) 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

50

素子 2 2 b の前段には、図 8 (b) に示される第 3 , 第 4 のフィルタ 2 0 c , 2 0 d が配置されている。

【 0 0 4 8 】

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 2 2 a , 2 2 b の出力から、半値全幅 6 8 0 ~ 7 2 0 n m 、 7 0 0 ~ 7 4 0 n m 、 6 9 0 ~ 7 1 0 n m 、 7 1 0 ~ 7 3 0 n m の蛍光画像をそれぞれ取得することができる。

【 0 0 4 9 】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれることとする。

また、上述した内視鏡システムおよび分光観察装置の構成を組み合わせることでカプセル内視鏡システムに適用することとしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 0 】

【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。

【図 8】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】

【 0 0 5 1 】

A 撮影対象

1 内視鏡システム

8 励起光用光源

1 2 可変分光素子 (分光素子)

1 2 a , 1 2 b 光学部材

1 2 c アクチュエータ

1 3 , 2 2 a , 2 2 b 撮像素子 (撮像部)

1 6 切替スイッチ (モード設定部)

2 0 a 第 1 のフィルタ (光学フィルタ)

2 0 b 第 2 のフィルタ (光学フィルタ)

2 0 c 第 3 のフィルタ (光学フィルタ)

2 0 d 第 4 のフィルタ (光学フィルタ)

2 1 ビームスプリッタ

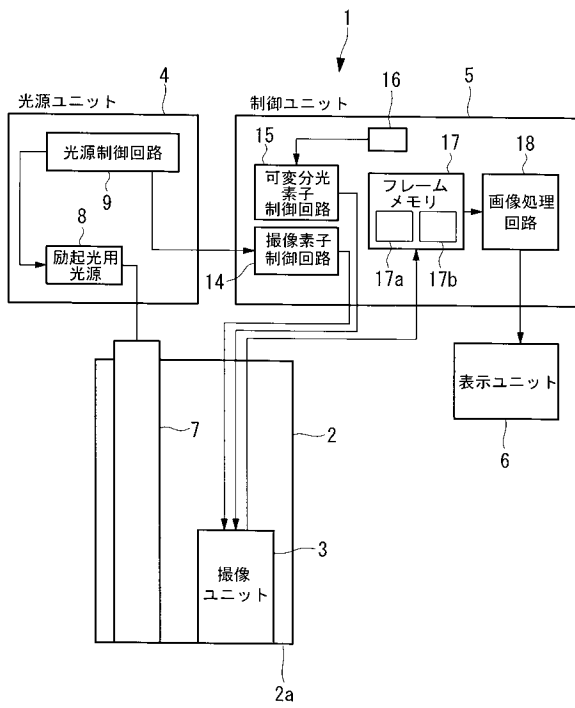
10

20

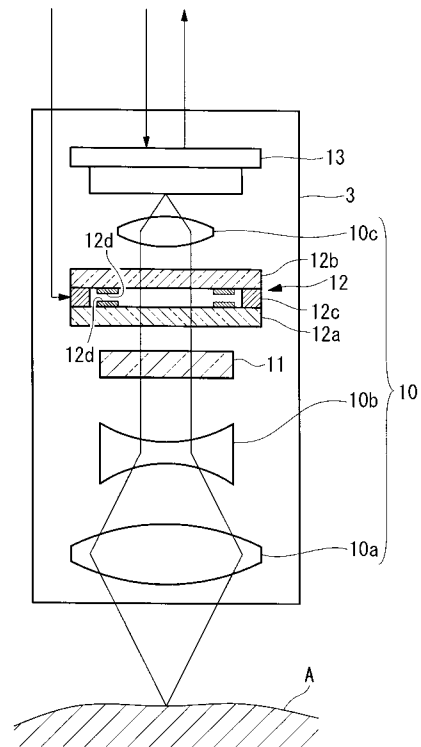
30

40

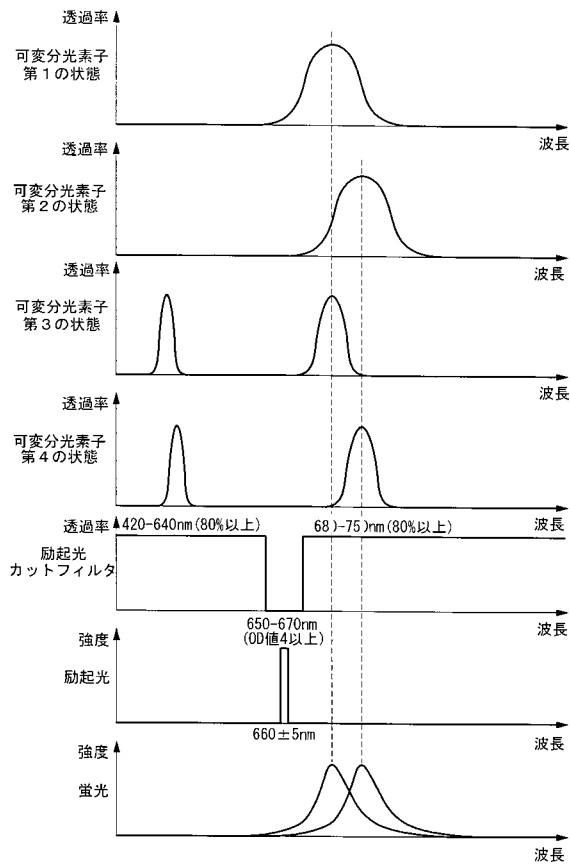
【 図 1 】



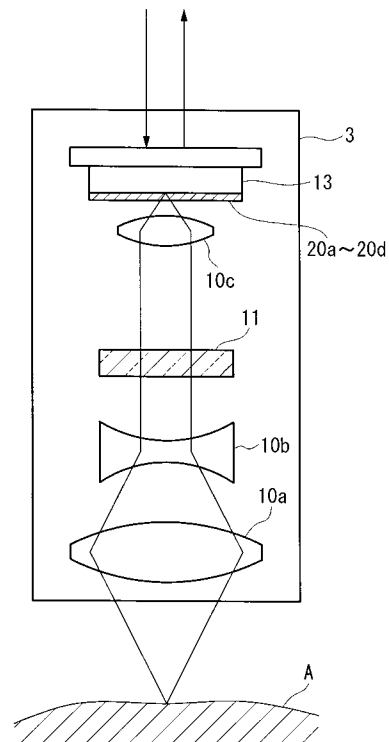
【 図 2 】



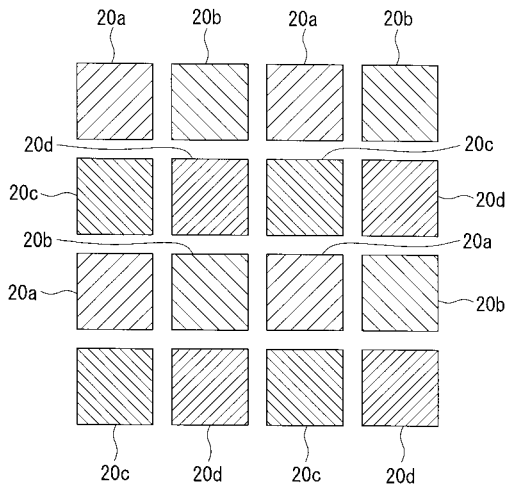
【 図 3 】



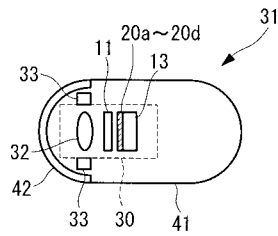
【 図 4 】



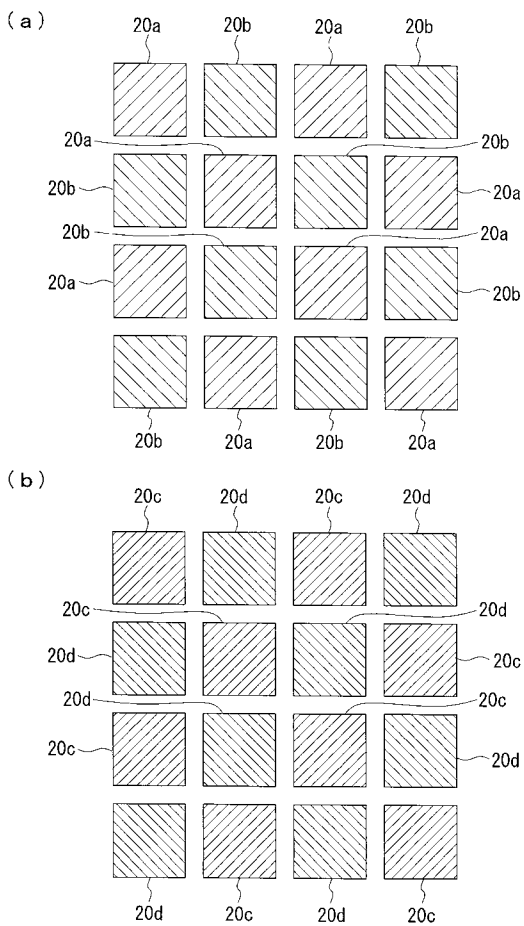
【 図 5 】



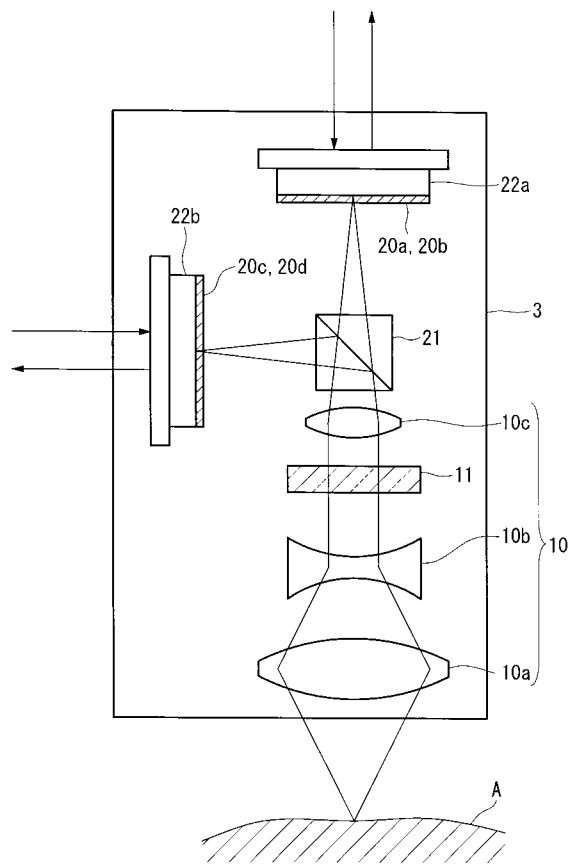
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 7 】



专利名称(译)	胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008194480A	公开(公告)日	2008-08-28
申请号	JP2008040695	申请日	2008-02-21
[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	上原靖弘		
发明人	上原 靖弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.511 A61B1/00.610 A61B1/00.731 A61B1/04.531 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/ UU06 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/UU06 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		

摘要(译)

本发明的目的是提供即使在观察相同波长的荧光时也易于观察的，具有高S / N比的图像，以及期望抑制其他荧光成分的混合的观察条件。这使得可以进行适当的观察。解决方案：用于用激发光照射成像对象的激发光源8和通过激发来自激发光源8的激发光的照射而从成像对象发出的荧光具有相同的中心波长并通过。（EN）胶囊型内窥镜系统，其包括：能够分离具有不同带宽的多个波长带的荧光的光分镜元件（12），以及对由分光镜元件（12）分离的荧光进行摄像的摄像单元（13）。[选型图]图1

