

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6253231号  
(P6253231)

(45) 発行日 平成29年12月27日(2017.12.27)

(24) 登録日 平成29年12月8日(2017.12.8)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 5 1 3  
**A 6 1 B 1/07 (2006.01)** A 6 1 B 1/07 7 3 6  
 A 6 1 B 1/00 C

請求項の数 21 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2012-285556 (P2012-285556)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成24年12月27日(2012.12.27)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2014-124490 (P2014-124490A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成26年7月7日(2014.7.7)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成27年12月22日(2015.12.22)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体観察システム及びその方法、カプセル型内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定波長のスペクトル成分を含む観察光を発光し、当該観察光を被検体に照射する被検体観察光源と、

前記観察光が照射された前記被検体の照射領域からの反射光を撮像し、前記反射光の撮像により取得した青色領域と緑色領域と赤色領域とに対応する複数の画像信号に基づいて波長領域の相違する少なくとも2つの観察画像を取得する画像取得手段と、  
を具備し、

前記観察光は、前記青色領域と前記緑色領域と前記赤色領域とに発光スペクトルの成分を含み、

前記観察光に含まれる前記青色領域は、第1の領域と、前記被検体における特定観察対象の吸収強度が前記第1の領域よりも低く、前記第1の領域と異なる第2の領域と、を有し、

前記第2の領域の発光スペクトルの光量は、前記第1の領域の発光スペクトルの光量よりも小さく、

前記被検体観察光源は、  
励起光を出射する1つの励起光源と、

前記1つの励起光源から出射された前記励起光の少なくとも一部を波長変換して波長変換光を生成し、前記波長変換光と前記励起光の一部との混合光である前記観察光を射出する波長変換手段と、のみからなり、

前記緑色領域の発光スペクトルのピーク波長は、前記緑色領域内に含まれる波長領域 5 2 5 n m ~ 5 5 5 n m 内の前記特定観察対象の吸収係数が最大となる吸収ピーク波長での吸収係数の値に対して 2 分の 1 以上の吸収係数を有する波長領域内に存在することを特徴とする被検体観察システム。

【請求項 2】

前記波長変換手段は蛍光体であり、

前記観察光のスペクトルは、前記 1 つの励起光源から出射される前記励起光のスペクトル及び前記励起光が前記蛍光体によって波長変換される蛍光のスペクトルのみによって構成されている請求項 1 に記載の被検体観察システム。

【請求項 3】

前記励起光源は、前記青色領域を含む前記励起光を出射し、

前記波長変換手段は、前記青色領域の前記励起光の一部を透過すると共に、前記励起光を波長変換して所定の色領域の蛍光を発生する蛍光体を有する、ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の被検体観察システム。

【請求項 4】

前記所定の色領域は、黄色領域であって、

前記透過した前記青色領域の前記励起光と前記蛍光とによって、前記観察光の発光スペクトルは略白色になることを特徴とする請求項 3 に記載の被検体観察システム。

【請求項 5】

前記画像取得手段は、前記反射光の撮像により取得した前記複数の画像信号のうち、前記青色領域と前記緑色領域と前記赤色領域とに対応する各画像信号に基づいて前記被検体の通常光観察画像を生成する第 1 の画像生成部と、

前記複数の画像信号のうち、前記青色領域と前記緑色領域とに対応する各画像信号に基づいて前記特定観察対象を強調する特殊光観察画像を生成する第 2 の画像生成部と、を有し、

前記特殊光観察画像における前記特定観察対象のコントラストは、前記通常光観察画像における前記特定観察対象のコントラストよりも高い、ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか 1 項に記載の被検体観察システム。

【請求項 6】

前記画像取得手段は、青色画素と緑色画素と赤色画素とを有する撮像手段を備え、

前記第 1 の画像生成部と前記第 2 の画像生成部とは、前記複数の画像信号のうち、それぞれ前記撮像手段の前記青色画素と前記緑色画素と前記赤色画素により取得した 1 フレーム分の各画像信号に基づいて前記被検体の同一部位の前記通常光観察画像と前記特殊光観察画像とを取得する、ことを特徴とする請求項 5 に記載の被検体観察システム。

【請求項 7】

前記青色領域の発光スペクトルのピーク波長は、可視光領域における前記特定観察対象の吸収係数が最大となる吸収ピーク波長の吸収係数の値に対して 5 分の 1 以上の吸収係数を有する波長領域内に存在し、

前記青色領域の発光スペクトルの最大強度は、前記緑色領域と前記赤色領域との各発光スペクトルの最大強度よりも大きい、ことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体観察システム。

【請求項 8】

前記励起光源は、前記青色領域内に含まれる波長領域 4 0 0 n m ~ 4 4 0 n m に発光ピークの波長を有する第 1 の発光スペクトルを発光し、

前記波長変換手段は、前記第 1 の発光スペクトルの一部を吸収すると共に、前記緑色領域内に含まれる波長領域 5 2 5 n m ~ 5 5 5 n m を含む第 2 の発光スペクトルに波長変換し、かつ前記第 1 の発光スペクトルと前記第 2 の発光スペクトルとを重ね合わせて前記観察光として出射し、

前記観察光の前記青色領域内に含まれる波長領域 4 5 0 n m ~ 4 8 0 n m の光量は、波長領域 4 0 0 n m ~ 4 4 0 n m の光量の 5 分の 1 以下であり、

10

20

30

40

50

前記赤色領域内に含まれる波長領域600nm以上の光量は、波長領域525nm～555nmの光量の3分の1以上である、  
ことを特徴とする請求項2記載の被検体観察システム。

【請求項9】

前記第2の発光スペクトルは、前記緑色領域から前記赤色領域内に含まれる波長領域525nm～600nmにおいて、連続する発光スペクトル成分を有し、

当該波長領域525nm～600nmの最小強度は、前記第2の発光スペクトルのピーク強度の5分の1以上である、

ことを特徴とする請求項8記載の被検体観察システム。

【請求項10】

前記励起光源は、レーザダイオードを含み、

前記波長変換手段は、前記レーザダイオードから出射された前記第1の発光スペクトルを吸収し、波長525nm以上にピーク波長を有する第2の発光スペクトルを発する第1の蛍光体を有し、

前記被検体観察光源は、前記第1の発光スペクトルを導光する導光部材を有し、前記レーザダイオードから出射された前記第1の発光スペクトルを前記導光部材に通して前記第1の蛍光体に照射する、ことを特徴とする請求項8記載の被検体観察システム。

【請求項11】

前記観察光は、波長領域450nm～480nmにおいて、前記第1の発光スペクトルのピーク強度の20分の1以下の強度となる波長領域が連続して5nm以上存在することを特徴とする請求項8記載の被検体観察システム。

【請求項12】

前記励起光源は、波長領域400nm～440nmにおける前記第1の蛍光体の吸収スペクトルが最大となる波長と前記波長領域400nm～440nmにおける前記特定観察対象の吸収のピーク波長との間の波長領域に、前記第1の発光スペクトルのピーク波長が存在することを特徴とする請求項10記載の被検体観察システム。

【請求項13】

前記第1の蛍光体は、Ce賦活のガーネット系蛍光材を有しており、

前記励起光源は、波長領域415nm～440nmに前記第1の発光スペクトルのピーク波長を有する、ことを特徴とする請求項10記載の被検体観察システム。

【請求項14】

前記波長変換手段は、前記第1の発光スペクトルと前記第2の発光スペクトルとを所定の割合で混合して前記観察光として略白色の光を出射するように、前記第1の発光スペクトルと前記第2の発光スペクトルとの成分比率が設定されている請求項10記載の被検体観察システム。

【請求項15】

前記波長変換手段は、前記第1の蛍光体に加え、前記第1の発光スペクトル又は前記第2の発光スペクトルを吸収し、前記第2の発光スペクトルのピーク波長よりも長波長側にピーク波長を有する第3の発光スペクトルを発光する第2の蛍光体を有することを特徴とする請求項10記載の被検体観察システム。

【請求項16】

前記第1の発光スペクトルと前記第2の発光スペクトルと前記第3の発光スペクトルとを所定の割合で混合して前記観察光として略白色の光を出射するように、前記第1の発光スペクトルと前記第2の発光スペクトルと前記第3の発光スペクトルとの成分比率が設定されている請求項15記載の被検体観察システム。

【請求項17】

前記画像取得手段は、青色領域と緑色領域と赤色領域との3つの領域にそれぞれ最大感度を有する青色画素と緑色画素と赤色画素とを有する撮像手段を備え、

前記第1の発光スペクトルは、前記青色領域内に存在する、

ことを特徴とする請求項8記載の被検体観察システム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 18】

前記励起光源は、波長 400 nm ~ 440 nm の間の前記特定観察対象の吸収ピーク波長と、前記画像取得手段の撮像手段における青色画素の受光感度のピーク波長との間の波長領域に前記第 1 の発光スペクトルのピーク波長を有することを特徴とする請求項 8 記載の被検体観察システム。

## 【請求項 19】

前記特定観察対象は、ヘモグロビンであることを特徴とする請求項 1 乃至 18 のいずれか 1 項に記載の被検体観察システム。

## 【請求項 20】

被検体観察システムの被検体観察光源が、発光により所定波長のスペクトル成分を含む観察光を被検体観察光源により生成して当該観察光を被検体に照射し、

被検体観察システムの被検体観察光源が、前記観察光が照射された前記被検体の照射領域からの反射光を撮像手段により撮像し、前記撮像手段から出力される、前記反射光の撮像により取得した青色領域と緑色領域と赤色領域とに対応する複数の画像信号に基づいて波長領域の相違する少なくとも 2 つの観察画像を取得する、被検体観察システムの作動方法であって、

前記観察光は、前記青色領域と前記緑色領域と前記赤色領域とに発光スペクトルの成分を含み、

前記観察光に含まれる前記青色領域は、第 1 の領域と、前記被検体における特定観察対象の吸収強度が前記第 1 の領域よりも低く、前記第 1 の領域と異なる第 2 の領域と、を有し、

前記第 2 の領域の発光スペクトルの光量は、前記第 1 の領域の発光スペクトルの光量よりも小さく、

前記被検体観察光源は、

励起光を出射する 1 つの励起光源と、

前記 1 つの励起光源から出射された前記励起光の少なくとも一部を波長変換して波長変換光を生成し、前記波長変換光と前記励起光の一部との混合光である前記観察光を射出する波長変換手段と、のみからなり、

前記緑色領域の発光スペクトルのピーク波長は、前記緑色領域内に含まれる波長領域 525 nm ~ 555 nm 内の前記特定観察対象の吸収係数が最大となる吸収ピーク波長での吸収係数の値に対して 2 分の 1 以上の吸収係数を有する波長領域内に存在することを特徴とする被検体観察システムの作動方法。

## 【請求項 21】

請求項 1 乃至 19 のうちいずれか 1 項に記載の被検体観察システムを設けたことを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、白色光による通常観察や、この通常観察での波長とは異なる波長の光、例えば特定の被検体を観察するための特殊光による観察などの複数の観察を行う被検体観察システムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

例えば内視鏡等の被検体観察システムは、被検体に白色光等を照射するために発光装置を備えている。このような発光装置としては、現在、光ファイバ先端に波長変換部材を配置し、小型固体光源から出力された光を波長変換部材により波長変換することにより、光を所望の照射パターンや色へ変化させるものが開発されている。特許文献 1 は、励起光源と光ファイバ先端に配置する波長変換部材との組合せにより、様々な色が射出可能な発光装置及びそれをを用いた内視鏡装置を開示する。

## 【先行技術文献】

10

20

30

40

50

## 【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2005-205195号公報

## 【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1は、光ファイバ先端に複数の波長変換部材を配置し、これら波長変換部材を励起光源から出力される励起光により励起して、可視光領域の広範囲にスペクトル成分を持つ白色光を内視鏡用光源として射出し、この白色光を生体内の被検体に照射することにより生体内の通常光観察を実現している。また、特許文献1は、通常光観察の光とは異なる波長の光を発光装置から射出する場合には、種類の異なる波長変換部材を励起光源で励起することにより実現している。

10

【0005】

このため、特許文献1では、白色光による通常光観察と、白色光と異なる波長の光による観察との複数の観察を行う場合、発光特性が異なる2つの波長変換部材を光ファイバ先端に配置する必要がある。又、特許文献1では、励起光源から出力される励起光を波長変換部材に導く導光部材や、励起光源も場合によっては複数必要となり、発光装置等の小型化が困難である。

【0006】

そこで本発明は、観察対象である被検体の吸収特性を考慮して、特定波長帯域に発光する1つの励起光源と波長変換手段との組合せにより、通常光観察や特殊光観察等の複数の観察に使用可能な小型の観察光源を用いた被検体観察システム及びその方法、カプセル型内視鏡システムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の主要な局面に係る被検体観察システムは、所定波長のスペクトル成分を含む観察光を発光し、当該観察光を被検体に照射する被検体観察光源と、前記観察光が照射された前記被検体の照射領域からの反射光を撮像し、前記反射光の撮像により取得した青色領域と緑色領域と赤色領域とに対応する複数の画像信号に基づいて波長領域の相違する少なくとも2つの観察画像を取得する画像取得手段と、を具備し、前記観察光は、前記青色領域と前記緑色領域と前記赤色領域とに発光スペクトルの成分を含み、前記観察光に含まれる前記青色領域は、第1の領域と、前記被検体における特定観察対象の吸収強度が前記第1の領域よりも低く、前記第1の領域と異なる第2の領域と、を有し、前記第2の領域の発光スペクトルの光量は、前記第1の領域の発光スペクトルの光量よりも小さく、前記被検体観察光源は、励起光を出射する1つの励起光源と、前記1つの励起光源から出射された前記励起光の少なくとも一部を波長変換して波長変換光を生成し、前記波長変換光と前記励起光の一部との混合光である前記観察光を射出する波長変換手段と、のみからなり、前記緑色領域の発光スペクトルのピーク波長は、前記緑色領域内に含まれる波長領域525nm～555nm内の前記特定観察対象の吸収係数が最大となる吸収ピーク波長での吸収係数の値に対して2分の1以上の吸収係数を有する波長領域内に存在する。

30

40

【0008】

本発明の主要な局面に係る被検体観察システムの作動方法は、被検体観察システムの被検体観察光源が、発光により所定波長のスペクトル成分を含む観察光を被検体観察光源により生成して当該観察光を被検体に照射し、被検体観察システムの被検体観察光源が、前記観察光が照射された前記被検体の照射領域からの反射光を撮像手段により撮像し、前記撮像手段から出力される、前記反射光の撮像により取得した青色領域と緑色領域と赤色領域とに対応する複数の画像信号に基づいて波長領域の相違する少なくとも2つの観察画像を取得する。前記観察光は、前記青色領域と前記緑色領域と前記赤色領域とに発光スペクトルの成分を含み、前記青色領域の発光スペクトルは、前記被検体における特定観察対象の吸収強度が相対的に低い波長領域において他の領域と比較して小さく、前記被検体観察

50

光源は、励起光を出射する1つの励起光源と、前記1つの励起光源から出射された前記励起光の少なくとも一部を波長変換して波長変換光を生成し、前記波長変換光と前記励起光の一部との混合光である前記観察光を射出する波長変換手段と、のみからなり、前記緑色領域の発光スペクトルのピーク波長は、前記緑色領域内に含まれる波長領域525nm～555nm内の前記特定観察対象の吸収係数が最大となる吸収ピーク波長での吸収係数の値に対して2分の1以上の吸収係数を有する波長領域内に存在する。

本発明の主要な局面に係るカプセル型内視鏡システムは、上記被検体観察システムを設けている。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、観察対象である被検体の吸収特性を考慮して、特定波長帯域に発光する1つの励起光源と波長変換手段との組合せにより、通常光観察と特殊光観察との両方に使用可能な小型の観察光源を用いた被検体観察システム及びその方法、カプセル型内視鏡システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明に係る被検体観察システムの第1の実施形態を示すブロック構成図。

【図2】同システムにおける被検体観察光源を示す具体的な構成図。

【図3】同システムにおける波長変換部材（第1の蛍光体）の吸収/蛍光特性を示す図。

【図4】同システムにおける撮像手段における一般的なCCDの感度特性を示す図。

【図5】同システムにおける被検体観察光源から出射される観察光のスペクトル特性を示す図。

【図6】同システムにより観察する被検体における血管内のヘモグロビンの吸収強度の指標となる吸収係数を示す図。

【図7】同システムにおける波長変換ユニットの変形例を示す構成図。

【図8】同波長変換ユニットの変形例における第1の蛍光体の吸収/蛍光特性を示す図。

【図9】同波長変換ユニットの変形例における第2の蛍光体の吸収/蛍光特性を示す図。

【図10】本発明の被検体観察システムの第2の実施形態を適用したカプセル型内視鏡を示す構成図。

【図11】同システムにおける被検体観察光源を示す構造図。

【図12】同システムにおける被検体観察光源からそれぞれ射出される観察光のスペクトル形状を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

[第1の実施の形態]

以下、本発明の第1の実施の形態について図面を参照して説明する。

本実施の形態を説明するに当たり、当該実施の形態における色領域と波長領域との関係は、以下のように定義する。青色領域は波長領域380nm～500nmとし、緑色領域は波長領域500nm～600nmとし、赤色領域は波長領域600nm～720nmとする。又、本実施形態において撮像手段の青画素、緑画素、赤画素の感度が最大となるときの波長領域は、それぞれ青色領域、緑色領域、赤色領域とする。

被検体Qは、例えば人体等であり、血管Kを含む生体組織Jである。血管K内には、血液が流れ、この血液にヘモグロビンが含まれる。

【0012】

図1は被検体観察システムのブロック構成図を示す。この被検体観察システムは、人体等の被検体Qに観察光Pを照射する被検体観察光源1と、被検体Qの画像情報を取得する画像取得手段2とを有する。

被検体観察光源1は、所定波長のスペクトル成分を含む観察光Pを発光し、当該観察光Pを被検体Qに照射するもので、励起光源3と、光源制御手段4と、導光手段5と、波長変換手段6とを有する。

10

20

30

40

50

励起光源 3 は、青色領域内に含まれる波長領域 400 nm ~ 440 nm (又は 400 nm ~ 415 nm) に発光ピークの波長を有する第 1 の発光スペクトル成分である励起光 H を出射する。

光源制御手段 4 は、励起光源 3 を駆動制御する。

導光手段 5 は、励起光源 3 から出射される励起光 H を波長変換手段 6 に導光する。

波長変換手段 6 は、励起光 H の一部を吸収して当該励起光 H よりも長波長側の波長領域の波長変換光に変換し、励起光 H と波長変換光との混合光である観察光 P を射出する。

【0013】

図 2 は被検体観察光源 1 の具体的な構成図を示す。励起光源 3 は、例えば第 1 のスペクトル成分である励起光 H を出射する半導体レーザ、具体的にレーザダイオード (LD) である。この励起光源 3 は、上記の通り青色領域内に含まれる波長領域 400 nm ~ 440 nm (又は 400 nm ~ 415 nm) に発光ピークの波長を有する第 1 の発光スペクトルを発光する。具体的に半導体レーザ 3 は、発光ピークが波長 420 nm (1) で、半幅が波長数 nm 以下の青色領域の励起光 H、すなわち第 1 のスペクトル成分である青色のレーザ光を射出する。

10

【0014】

光源制御手段 4 は、半導体レーザ 3 を駆動制御して当該半導体レーザ 3 から励起光 H を出射させるもので、半導体レーザ 3 の駆動電流や駆動方式、例えばパルス駆動、連続駆動 (CW) などを制御する。

導光手段 5 は、励起光源 3 から出射される励起光 H を波長変換手段 6 に導光する。例えば光ファイバである。この光ファイバ 5 は、例えばコア径 50 μm、開口数 FNA = 0.2 を有するマルチモード光ファイバである。なお、半導体レーザ 3 と光ファイバ 5 との間には、半導体レーザ 3 から出射される励起光 H を収束させて光ファイバ 5 に結合するための結合レンズ (不図示) が設けられている。

20

【0015】

波長変換手段 6 は、励起光源 3 から出射された青色領域の励起光 H の一部を透過すると共に、青色領域の励起光 H の一部を吸収し、当該励起光 H よりも長波長側の波長領域の光、ここでは黄色領域の光に波長変換して、励起光 H と波長変換光との混合光である観察光 P を射出するもので、光ファイバ 5 の射出端側に配置されている。この波長変換手段 6 は、波長変換部材としての第 1 の蛍光体 7 と、光透過部材 8 と、ホルダ 9 とを一体的に形成した波長変換ユニット 10 から成る。

30

【0016】

この観察光 P は、青色領域と緑色領域と赤色領域とに発光スペクトルの成分を含む。このうち青色領域の発光スペクトルは、ヘモグロビン等の特定観察対象の吸収強度が相対的に吸収されにくい波長領域において小さい。

青色領域の発光スペクトルのピーク波長は、可視光領域におけるヘモグロビン等の特定観察対象の吸収係数が最大となる吸収ピーク波長の吸収係数の値に対して 5 分の 1 以上の吸収係数を有する波長領域内に存在する。

青色領域の発光スペクトルの最大強度は、緑色領域と赤色領域との各発光スペクトルの最大強度よりも大きい。

40

緑色領域の発光スペクトルのピーク波長は、緑色領域内に含まれる波長領域 525 nm ~ 555 nm 内のヘモグロビン等の特定観察対象の吸収係数が最大となる吸収ピーク波長での吸収係数の値に対して 2 分の 1 以上の吸収係数を有する波長領域内に存在する。

【0017】

具体的に波長変換手段 6 は、半導体レーザ 3 から出射される青色のレーザ光 (第 1 の発光スペクトル) の一部を吸収すると共に、緑色領域内に含まれる波長領域 525 nm ~ 555 nm を含むブロードな黄色領域の蛍光 (第 2 の発光スペクトル) に波長変換し、かつ第 1 の発光スペクトルと第 2 の発光スペクトルとを重ね合わせて観察光 P として射出する。すなわち、この波長変換手段 6 は、第 1 の発光スペクトルと第 2 の発光スペクトルとを所定の割合で混合して観察光 P として略白色の光を出射するように、第 1 の発光スペクトル

50

ルと第2の発光スペクトルとの成分比率が設定されている。

【0018】

第1の蛍光体7は、Eu（ユーロピウム）賦活のシリケート系蛍光材（以下、シリケート蛍光材と称する）を含む。このシリケート蛍光材は、半導体レーザ3の発する波長420nmの青色のレーザ光を吸収して黄色の蛍光（以下、黄色蛍光と称する）を発する。具体的にシリケート蛍光材は、例えば励起光源3であるレーザダイオードから出射された励起光H（第1のスペクトル成分である青色のレーザ光）の第1の発光スペクトルを吸収し、波長525nm以上にピーク波長を有する第2の発光スペクトル（黄色蛍光）を発する。

【0019】

この第1の蛍光体7は、一般的に以下の光学的な性質を持つ。図3は第1の蛍光体7の吸収/蛍光スペクトル特性を示す。吸収強度がピーク値の半分以上である領域を吸収スペクトルの吸収領域として定義すると、波長380nm～780nmの可視光領域における第1の蛍光体7の吸収領域は、およそ波長380nm～480nmである。

蛍光スペクトルは、蛍光ピークが波長565nm（ $\lambda_2$ ）に存在し、その半値幅は波長95nmのブロードな蛍光スペクトル（第2の発光スペクトル）を有する。この蛍光スペクトルの波形は、蛍光ピーク波長に対して長波長側が短波長側と比べて緩やかな傾斜な特性を有する。蛍光半値幅の短波長端は、波長521nm（ $\lambda_2 - 44\text{nm}$ ）であり、蛍光半値幅の長波長端は、波長616nm（ $\lambda_2 + 51\text{nm}$ ）である。

【0020】

この第1の蛍光体7から出射する黄色領域の蛍光（第2の発光スペクトル）は、緑色領域から赤色領域内に含まれる波長領域525nm～600nmにおいて、連続する発光スペクトル成分を有し、かつ当該波長領域525nm～600nmの最小強度は、第2の発光スペクトルのピーク強度の5分の1以上である。

【0021】

この第1の蛍光体7の製造方法は、粉末形状のシリケート蛍光材を、シリコン樹脂やガラスなどの封止材に分散させて、封止材を固化することにより形成される。この蛍光体7の厚さや、封止材に混合されるシリケート蛍光材の濃度条件は、シリケート蛍光材の励起光吸収率や波長変換効率の特性等を考慮して、青色のレーザ光の一部を所望の蛍光、例えば、黄色の蛍光に変換するための所定の条件に設定される。

【0022】

光透過部材8は、透過率が高いガラスやシリコン樹脂で形成され、光ファイバ5の射出端から射出される励起光Hと、第1の蛍光体7から放射される波長変換光（黄色蛍光）とを透過する性質を有する。

ホルダ9は、光透過部材8と第1の蛍光体7とを保持し、励起光Hが入射する入射部と、励起光Hの一部及び黄色蛍光を射出する射出部とを有する。ホルダ9の内部は、テーパ形状に形成されている。このテーパ形状の内周面には、励起光H及び黄色蛍光を正反射又は拡散反射する反射部材が形成されている。なお、第1の蛍光体7は、ホルダ9の入射部から入射する励起光Hの光路軸上に配置されている。

【0023】

一方、画像取得手段2は、観察光Pが照射された被検体Qの照射領域Sからの反射光Fを撮像し、青色領域と緑色領域と赤色領域とに対応する複数の画像信号に基づいて波長領域の相違する被検体の少なくとも2つの観察画像、例えば通常光観察画像と特殊光観察画像とを取得するもので、撮像手段11と、画像処理手段12と、画像出力手段13とを有する。このうち画像処理手段12は、第1画像生成部12-1と、第2画像生成部12-2とを有する。

撮像手段11は、被検体観察光源1によって照射された被検体Qの領域（照射領域）Sからの反射光Fの像の撮像を行うもので、例えば固体撮像素子（CCD）を有する。このCCDは、青色画素（B画素）と緑色画素（G画素）と赤色画素（R画素）とを備え、これらBGR画素から出力される画素信号を画像処理手段12に伝達する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 4 】

図 4 は一般的な C C D の感度特性を示す。具体的に C C D は、青色領域内の波長 4 6 0 n m ( b ) に感度ピークを有する B 画素と、緑色領域内の波長 5 4 0 n m ( g ) に感度ピークを有する G 画素と、赤色領域内の波長 6 3 0 n m ( r ) に感度ピークを有する R 画素を備える。なお、第 1 のスペクトル成分である励起光 H ( 青色のレーザー光 ) は、青色領域内に存在する。

## 【 0 0 2 5 】

B 画素の感度領域は、長波長側で波長 5 4 0 n m まで存在し、R 画素の感度領域は短波長側で波長 5 4 0 n m まで存在する。したがって、B 画素と G 画素、G 画素と R 画素では、隣接する波長領域で感度が重なる波長領域を有する。

ここで、波長  $\lambda$  に対する B 画素の受光感度特性を  $b(\lambda)$ 、G 画素の受光感度特性を  $g(\lambda)$ 、R 画素の受光感度特性を  $r(\lambda)$  と定義する。

## 【 0 0 2 6 】

画像処理手段 1 2 は、撮像手段 1 1 の C C D から出力された B 画素、G 画素、R 画素の各画素信号を入力し、これら画素信号から第 1 画像生成部 1 2 - 1 によって被検体 Q の第 1 画像としての通常光観察画像を生成し、第 2 画像生成部 1 2 - 2 によって第 2 画像として特殊光観察画像を生成する。

## 【 0 0 2 7 】

具体的に、第 1 画像生成部 1 2 - 1 は、撮像手段 1 1 により反射光 F を撮像したときに取得される青色領域と緑色領域と赤色領域とに対応する各画素信号に基づいて被検体 Q の通常光観察画像を生成する、すなわち撮像手段 1 1 の C C D から出力された B 画素、G 画素、R 画素の各画素信号のレベルに基づいて通常光観察画像を生成する。

第 2 画像生成部 1 2 - 2 は、C C D から出力された B 画素、G 画素、R 画素の各画素信号のうち B 画素、G 画素の各画素信号のレベルに基づいて被検体 Q における特定観察対象、例えば血管 K 中に流れるヘモグロビンを強調する特殊光観察画像を生成する。

## 【 0 0 2 8 】

これら第 1 画像生成部 1 2 - 1 と第 2 画像生成部 1 2 - 2 とは、1 つのフレーム期間内に並行して画像生成を行い、通常光観察画像と特殊光観察画像との 2 画像を生成する機能も有する。具体的に第 1 画像生成部 1 2 - 1 と第 2 画像生成部 1 2 - 2 とは、それぞれ撮像手段 1 1 の B 画素、G 画素、R 画素により取得した 1 フレーム分の各画像信号に基づいて被検体 Q の同一部位の通常光観察画像と特殊光観察画像とを取得する。

## 【 0 0 2 9 】

又、画像処理手段 1 2 は、通常光観察画像と特殊光観察画像との生成時の色情報を決定するホワイトバランス係数を有する。このホワイトバランス係数は、例えば観察光 P の波長  $\lambda$  に対する発光強度特性である  $P(\lambda)$  と、撮像手段 1 1 の C C D の受光感度特性である  $b(\lambda)$ 、 $g(\lambda)$ 、 $r(\lambda)$  とを掛け合わせた感度特性に対して、反射特性が可視光領域でほぼ平坦な白色板を用いて設定される。

観察光 P の  $P(\lambda)$  と撮像手段 1 1 の C C D の  $b(\lambda)$ 、 $g(\lambda)$ 、 $r(\lambda)$  とをそれぞれ掛け合わせた青色、緑色、赤色の各色成分 B、G、R は、以下のように算出される。

## 【 0 0 3 0 】

## 【 数 1 】

$$B = \int_{380}^{780} P(\lambda) \cdot b(\lambda) d\lambda$$

$$G = \int_{380}^{780} P(\lambda) \cdot g(\lambda) d\lambda$$

$$R = \int_{380}^{780} P(\lambda) \cdot r(\lambda) d\lambda$$

10

20

30

40

50

例えば、白色板の反射特性（吸収特性）が可視光領域で一定であった場合は、 $B/G$ が  $G$  に対する  $B$  のホワイトバランス係数  $W_b$  であり、 $R/G$  が  $G$  に対する  $R$  のホワイトバランス係数  $W_r$  となる。

色成分  $B$ 、 $R$  の各ホワイトバランス係数  $W_b$ 、 $W_r$  とが  $1.0$  の場合、観察光  $P$  のスペクトル特性と  $CCD$  の各画素の感度特性とを掛け合せたときに、 $B$ 、 $G$ 、 $R$  の各成分のバランスが良いことを示している。

ホワイトバランス係数  $W_b$  と  $W_r$  との係数による補正により、観察光  $P$  のスペクトルが白色光とは異なっても、通常光観察画像と特殊光観察画像との画像生成は可能である。

ホワイトバランス係数  $W_b$  と  $W_r$  とが極端に小さい又は大きい数値では、色バランス設定時に特定画素のノイズが増幅されて生成画像のノイズが大きくなるので、ホワイトバランス係数  $W_b$  と  $W_r$  とは、 $1/3 \sim 3$  の範囲が好ましい。

10

#### 【0031】

従って、観察光  $P$  に占める色成分比率に関して、赤色領域に含まれる  $R$  画素が最大感度を有する波長  $600\text{ nm}$  以上の赤色光量は、緑画素が最大感度を有する波長領域、例えば波長  $525\text{ nm} \sim 555\text{ nm}$  の緑色光量と比較して、 $1/3$  以上あることが好ましい。

画像出力手段  $13$  は、画像処理手段  $12$  で生成された通常光観察画像と特殊光観察画像とを出力するもので、例えば図示しない  $CRT$  ディスプレイや液晶ディスプレイなどに出力する。また、メモリーカードやハードディスクなどに、画像を保存する手段を有するものでも良い。

#### 【0032】

20

次に、上記の如く構成されたシステムの動作について説明する。

被検体観察光源  $1$  から観察光  $P$  を射出するときの動作は、次の通りである。

被検体観察システムにより被検体  $Q$  を観察するために、光源制御手段  $4$  は、外部からの入力設定情報に基づいて励起光源  $3$  としての半導体レーザをオンにする。この半導体レーザ  $3$  がオンになると、当該半導体レーザ  $3$  は、波長  $420\text{ nm}$  の青色のレーザ光を射出する。

この半導体レーザ  $3$  から射出された青色のレーザ光は、光ファイバ  $5$  に入射して当該光ファイバ  $5$  に導光され、当該光ファイバ  $5$  の射出端側にある波長変換ユニット  $10$  に入射する。

#### 【0033】

30

波長  $420\text{ nm}$  の青色のレーザ光は、第  $1$  の蛍光体  $7$  に含まれるシリケート蛍光材の吸収領域の波長を有するので、波長変換ユニット  $10$  に入射した青色レーザ光の一部は、第  $1$  の蛍光体  $7$  によって波長  $565\text{ nm}$  付近にピークを有するブロードなスペクトルの黄色蛍光に波長変換される。

波長変換ユニット  $10$  に入射し、第  $1$  の蛍光体  $7$  で吸収されなかった波長  $420\text{ nm}$  の青色レーザ光と、第  $1$  の蛍光体  $7$  で波長変換された波長  $565\text{ nm}$  付近にピークを持つ黄色蛍光との混合光は、図  $2$  に示すように波長変換ユニット  $10$  の射出端から観察光  $P$  として射出される。

#### 【0034】

図  $5$  は観察光  $P$  のスペクトル特性  $P(\quad)$  を示す。なお、各波長の領域（各色の領域）においてスペクトル成分が有するとは、各色領域の最大強度に対して  $1/20$  より大きい強度が存在する領域と定義し、最大強度に対して  $1/20$  以下となる強度はスペクトル成分を有さないとする。

40

#### 【0035】

観察光（混合光） $P$  は、主に、波長  $420\text{ nm}$  にピークを持つ狭帯域の青色レーザ光（第  $1$  のスペクトル成分）と、波長  $565\text{ nm}$  付近にピークを有する黄色蛍光（第  $2$  のスペクトル成分）とにより成り、かつ白色光付近となるような青色レーザ光と黄色蛍光との成分比率が設定されている。

#### 【0036】

観察光  $P$  における青色レーザ光と黄色蛍光との間の波長  $450\text{ nm} \sim 480\text{ nm}$  の最大

50

強度は、青色レーザー光のピーク波長（ 1 ）の強度に対して  $1/20$  以下となっている。同観察光 P における波長  $450\text{ nm} \sim 480\text{ nm}$  の光量は、波長  $400\text{ nm} \sim 440\text{ nm}$  の光量の  $1/20$  以下となっている。

【 0037 】

観察光 P の青色領域と緑色領域と赤色領域との光量比率は、例えばおよそ 5（青色）：3（緑色）：2（赤色）となっている。青色レーザー光のピーク波長 1 と蛍光ピークの波長 2 との波長差分は、およそ  $150\text{ nm}$  であり、青色レーザー光の半値幅端と黄色蛍光の半値幅端の波長差分は、およそ  $80\text{ nm}$  である。

波長変換ユニット 10 から射出される観察光 P は、所定の配光角を有しており、その配光角と波長変換ユニット 10 の射出端と被検体 Q との距離により、図 1 に示すような被検体 P を照射する照射領域 S が形成される。

10

【 0038 】

次に、観察光 P が被検体 Q に照射されたときの動作について説明する。

被検体 Q には、図 1 に示すように血管 K と生体組織 J（例えば粘膜など）との少なくとも 2 種の組織が存在する。

図 6 は被検体 Q における血管 K 内のヘモグロビンの吸収強度の指標となる吸収係数を示す。波長  $380\text{ nm} \sim 780\text{ nm}$  の可視光領域において、ヘモグロビンは、波長  $415\text{ nm}$  付近（ h 1 ）と波長  $540\text{ nm}$  付近（ h 2 ）と波長  $580\text{ nm}$  付近（ h 3 ）の異なる各波長に吸収強度ピークを持ち、かつ波長  $415\text{ nm}$ （ h 1 ）付近の吸収強度が最も大きい性質を持つ。

20

【 0039 】

一般に内視鏡の NBI 観察は、波長  $415\text{ nm}$  付近（ h 1 ）と波長  $540\text{ nm}$  付近（ h 2 ）との各波長領域を含む 2 つの波長の光、およそ波長  $400\text{ nm} \sim 440\text{ nm}$  の光と、およそ波長領域  $525\text{ nm} \sim 555\text{ nm}$  の光とを観察光として使用する。

さらに、NBI 観察では、当該 2 つの波長の光が生体組織 J の表面から内部へ侵入する光の深さ及び散乱特性が異なる性質を持つことを利用して血管 K 等をコントラスト良く観察することで、例えば癌等の発見を容易にする技術（特殊光観察）がある。

【 0040 】

本実施形態における観察光 P は、波長  $420\text{ nm}$  の青色レーザー光と、波長  $565\text{ nm}$  付近にピークを持つ黄色蛍光とにより白色光となる成分を有している。

30

波長  $420\text{ nm}$  の青色レーザー光は、生体組織 J の比較的表層部で吸収散乱されるので、生体組織 J の表面近傍の血管 K の観察に有効である。

【 0041 】

一方、黄色蛍光は、ブロードなスペクトルで、波長  $540\text{ nm}$  付近（ h 2 ）の光を含んでおり、当該波長  $540\text{ nm}$  付近の光は、生体組織 J に照射するときにある程度散乱されつつも、波長  $420\text{ nm}$  の光よりも皮下深くまで進行し、皮下にある血管 K 等に吸収散乱されるので、皮下組織の血管 K の観察に有効である。好ましくは、蛍光成分のピーク波長 2 は、緑色領域のヘモグロビンの吸収ピーク波長  $540\text{ nm}$ （ h 2 ）の吸収係数に対して、 $1/2$  以上である吸収係数の波長帯域内に存在することが、皮下組織の血管 K の観察に吸収される割合増加と、緑色画素の感度が増加する方向となるため、コントラストが高い画像を得ることができる。

40

【 0042 】

これに対してヘモグロビンの吸収特性は、図 6 に示すように波長  $415\text{ nm}$  付近（ h 1 ）から長波長側になるにつれて、吸収強度が急激に低下する傾向を示す。例えば、波長  $450\text{ nm}$  の吸収係数を波長  $415\text{ nm}$  付近（ h 1 ）と比較した場合に、波長差  $35\text{ nm}$  でおおよそ  $1/5$  まで低下する。

これに対して被検体 Q 内の生体組織 J は、肌色から赤色を示すものが多く、例えば生体組織 J の吸収特性の一例として、青色領域から赤色領域にかけて吸収係数が緩やかに低下し、青色領域の波長  $415\text{ nm}$  付近（ h 1 ）ではヘモグロビンの吸収係数よりも小さく、波長  $450\text{ nm}$  付近ではヘモグロビンの吸収係数より大きい組織も存在する。

50

## 【0043】

血管Kをコントラスト高く観察するためには、ヘモグロビンの吸収係数が生体組織Jよりも大きい波長415nm付近(h1)の光量を、ヘモグロビンの吸収係数が生体組織Jよりも小さい波長460nm付近の光量よりも多くし、これにより、ヘモグロビンが生体組織Jに対して吸収される観察光Pに含まれている青色領域の光量の割合を増加させることが必要である。

## 【0044】

画像取得に使用する撮像手段11のCCDのB画素は、波長450nm付近の感度が波長415nm(h1)付近よりもおよそ2倍程度高い。又、波長領域450nm~480nmでは、生体組織Jの表面近傍の血管(ヘモグロビン)に対して波長415nm(h1)よりも吸収されにくい。

10

従って、波長450nmから長波長側の青色領域である波長領域450nm~480nmの光量が波長415nm(h1)付近である波長領域400nm~440nmの光量の1/2程度の比率であれば、波長領域450nm~480nmの光量は、コントラストを高める際に画像ノイズとして影響を与えてしまう。

## 【0045】

従って、画像ノイズの低減のためには、波長領域450nm~480nmの光量は、波長領域400nm~440nmの光量の1/5以下に抑えることが有効である。さらに、当該光量を1/10以下とすることで画像ノイズ低減に加えて、コントラスト高い画像を得ることができる。

20

また、通常光観察用としての観察光Pは、白色光であることが望ましく、特に生体組織J内に多い肌色から赤色を観察するために、緑色から赤色の波長領域にかけて、連続した平坦なスペクトル成分が有効と考えられる。

## 【0046】

次に、観察光Pの反射光Fを受光して通常光画像と特殊光画像とを生成する動作について説明する。

観察光Pは、照射領域S内にある血管Kや生体組織Jの吸収特性によって一部が吸収され、残りの一部が散乱、反射されて、R画素とG画素とB画素とを有する撮像手段11のCCDで受光される。

B画素の受光感度特性は、波長領域380nm~540nmに存在するので、B画素が受光する観察光Pの反射光Fは、青色レーザー光と黄色蛍光との短波長領域になる。但し、B画素の波長520nm付近の感度が低いので、主にB画素で受光される成分は青色レーザー光となる。

30

## 【0047】

G画素の受光感度特性は、波長領域460nm~640nmに存在する。G画素で青色領域のスペクトル成分が受光されないことが、G画素の画像ノイズの低減に有効である。G画素で青色領域のスペクトル成分が受光されないようにするためには、観察光Pに含まれる波長領域450nm~480nmの青色成分を少なくするか、又は青色成分と緑色成分とを波長分離(波長450nm~480nmの成分は、波長400~440nmのピーク強度の1/20以下となる領域が5nm以上存在する)することが好ましい。すなわち、観察光はP、波長領域450nm~480nmにおいて、例えば、第1の発光スペクトルのピーク強度の20分の1以下の強度となる波長領域が連続して5nm以上存在するように設定される。

40

## 【0048】

観察光Pの反射光Fは、波長580nm以上の赤色領域成分も含む。R画素は、波長領域540nm~720nmの感度領域の中で、その赤色の蛍光成分を主に受光する。

撮像手段11は、CCDで受光されたRGBの各画素の受光信号は、それぞれ画像処理手段12に伝送する。

## 【0049】

この画像処理手段12の第1画像生成部12-1は、撮像手段11のCCDから出力さ

50

れたB画素、G画素、R画素の各画素信号のレベルに基づいて通常光観察画像を生成する。すなわち、第1画像生成部12-1は、B画素、G画素、R画素の各画素の受光信号と、所定の画像処理（ホワイトバランス、ノイズ低減、構造強調、ガンマ補正など）とに基づき、観察光照射時の通常光観察画像を生成する。通常光観察画像は、観察光Pに含まれる全スペクトル成分を用いて生成される。

#### 【0050】

さらに、画像処理手段12の第2画像生成部12-2は、撮像手段11のCCDから出力されたB画素、G画素の各画素信号のレベルに基づいて特殊光観察画像を生成する。すなわち、第2画像生成部12-2は、B画素の受光信号をB画素とG画素との受光信号として割り当て、G画素の受光信号をR画素の受光信号として割り当てる信号処理と、所定の画像処理とに基づいて観察光照射時の特殊光観察画像を生成する。特殊光観察画像は、観察光に含まれる成分の中で、青色領域と緑色領域のみを用いて生成される。

10

#### 【0051】

画像出力手段13は、画像処理手段12で生成された通常光観察画像と特殊光観察画像とを例えばCRTディスプレイや液晶ディスプレイなどに出力する。

以上の動作により、被検体Qに1つの観察光Pを照射して、通常光観察と、血管のコントラストを高く強調表示した特殊光観察との2画像を取得することが可能となる。

#### 【0052】

このように上記第1の実施の形態によれば、被検体Qに観察光Pを照射する被検体観察光源1と、この被検体観察光源1によって照射された照射領域Sの画像を取得する画像取得手段11とを備え、当該画像取得手段11は、それぞれ異なる複数の観察画像、例えば通常光観察画像と特殊光観察画像とを取得するので、観察対象である被検体Qの吸収特性を考慮して、特定波長帯域に発光する1つの励起光源3と波長変換部6との組合せにより、通常光観察と特殊光観察との両方に使用可能な小型の観察光源を用いた被検体観察システムを実現できる。

20

#### 【0053】

観察光Pのスペクトル成分の中に、ヘモグロビンの吸収ピーク付近の波長420nmの青色レーザ光と、緑色領域のヘモグロビンの吸収ピーク540nmを含むので、通常光観察と共に、観察光に含まれる成分の中で、青色領域と緑色領域のみを用いての特殊光観察が実現できる。特に、観察光Pに含まれる青色光は、狭帯域の青色レーザ光であり、青色光と緑色光とは分離されているので、生体組織Jの表面の血管Kをコントラスト高く表現した画像を得ることができる。すなわち、第2画像生成部12-2は、B画素の受光信号をB画素とG画素との受光信号として割り当て、G画素の受光信号をR画素の受光信号として割り当てる信号処理と、所定の画像処理とに基づいて観察光照射時の特殊光観察画像を生成できる。

30

#### 【0054】

観察光Pのスペクトル成分の中には、赤色光も含んだ白色光を実現しているので、所定の画像取得手段と組み合わせた通常光観察が実現できる。

観察光Pのスペクトルは、1つの励起光源3と1つの波長変換部材としての蛍光体7のみを用いて構成しており、励起光源3や波長変換ユニット10を配置する領域に制限のある場合、例えば経鼻内視鏡などに特に有効である。

40

#### 【0055】

なお、上記第1の実施の形態は、次のように変形してもよい。

励起光源3は、波長領域400nm~440nmにおける第1の蛍光体7の吸収スペクトルが最大となる波長と、同波長領域400nm~440nmにおける特定観察対象（ヘモグロビン）の吸収のピーク波長との間の波長領域に、励起光Hの第1の発光スペクトルのピーク波長が存在するようにしてもよい。すなわち、半導体レーザ3から射出する青色レーザ光（励起光Hの第1の発光スペクトル）は、ヘモグロビンの吸収係数が大きい波長400nm~440nmの間にピーク波長を有するものを使用してもよい。

#### 【0056】

50

撮像手段 11 の CCD の青色領域の感度ピークが 440 nm よりも長波長側にある場合、青色レーザー光のピーク波長は、ヘモグロビンの吸収ピークの 415 nm と 440 nm との間に存在するのがよい。このことは、血管 K のコントラストが高く、明るい画像を得られ易いため好ましい。

【0057】

第 1 の蛍光体 7 に含まれる蛍光材は、シリケート蛍光材 (Eu 賦活の酸化物蛍光材) に限らず、波長 400 nm ~ 440 nm の光を吸収し、黄色のブロードな蛍光を発光する蛍光材でもよい。これにより、Eu 賦活の酸窒化物蛍光材や、Eu 賦活の硫化物蛍光材なども使用することができる。

また、第 1 の蛍光体 7 に含まれる蛍光材として、すなわち Ce (セリウム) 賦活のガーネット結晶構造を有する酸化物蛍光材 (YAG、TAG) を用いても良い。この Ce 賦活のガーネット系蛍光材は、波長 430 nm ~ 470 nm の光を吸収して黄色蛍光を発光可能な材料であるので、例えば波長 430 nm ~ 440 nm にピークを有する青色レーザー光と組み合わせて使用することができる。又、この第 1 の蛍光体 7 を励起する励起光源 3 として、波長領域 415 nm ~ 440 nm に第 1 の発光スペクトルのピーク波長を有するレーザー光を出射するものを用いてもよい。

【0058】

観察光 P に占める青色領域の波長 450 nm ~ 480 nm の光量は、波長 400 nm ~ 440 nm の光量と比べて 1/5 以下までであれば、G 画素で受光する青色光成分が少なく、特殊光画像のノイズ成分としての影響が少ない。望ましくは、1/10 以下である。

【0059】

以下、変形例について説明する。

図 7 は波長変換ユニット 10 の構成図を示す。この波長変換ユニット 10 は、2 つの波長の蛍光を発光する。この波長変換ユニット 10 は、第 1 の蛍光体 7-1 に第 2 の蛍光体 7-2 を加え、これら第 1 の蛍光体 7-1 と第 2 の蛍光体 7-2 とを積層してなる。この第 2 の蛍光体 7-2 は、第 1 の発光スペクトル又は第 2 の発光スペクトルを吸収し、第 2 の発光スペクトルのピーク波長よりも長波長側にピーク波長を有する第 3 の発光スペクトルを発光する。

これら第 1 の発光スペクトルと第 2 の発光スペクトルと第 3 の発光スペクトルとは、所定の割合で混合して観察光 P として略白色の光を出射するように、第 1 の発光スペクトルと第 2 の発光スペクトルと第 3 の発光スペクトルとの成分比率が設定されている。

【0060】

具体的に、第 1 の蛍光体 7-1 は、波長 420 nm の光を吸収して緑色領域の蛍光を発光するもので、Eu 賦活の酸窒化物蛍光材を有している。図 8 は第 1 の蛍光体 7-1 の吸収/蛍光特性を示す。

第 2 の蛍光体 7-2 は、赤色領域の蛍光を発光するもので、Eu 賦活の窒化物蛍光材を有している。図 9 は第 2 の蛍光体 7-2 の吸収/蛍光特性を示す。なお、第 2 の蛍光体 7-2 は、波長 420 nm を吸収せずに、緑色蛍光を吸収して発光する蛍光体材料でも良い。

波長変換ユニット 10 は、波長 420 nm の青色レーザー光と、緑色蛍光と、赤色蛍光とが所定の割合で混合された白色光の観察光 P を射出する。

【0061】

このような波長変換ユニット 10 であれば、観察光 P が緑色領域から赤色領域にかけて平坦なスペクトルを有する白色光となり、通常光観察時の演色性が向上する。上記第 1 の実施形態と比較して、赤色領域のスペクトル成分が長波長側まで存在するので、被検体 Q 内の生体組織 J に多く存在する赤色組織の見え方が再現性高く実現できる。

[第 2 の実施の形態]

次に、本発明の第 2 の実施の形態について図面を参照して説明する。

図 10 は本発明の被検体観察システムを適用したカプセル型内視鏡 20 の構成図を示す。この被検体観察システムは、複数の被検体観察光源、例えば 6 つの被検体観察光源 1 -

10

20

30

40

50

1、1-2等をカプセル型内視鏡20に搭載している。なお、図10では図示する関係上から2つの被検体観察光源1-1、1-2を示す。

この被検体観察システムは、被検体Q内に導入され、当該被検体Q内の画像情報を取得する撮像手段11を備え、上記図1に示す構成と同様に、撮像手段11により取得された画像情報を被検体Q外に送信するカプセル型内視鏡20と、被検体Q外に配置され、カプセル型内視鏡20からの画像情報を受信して被検体Q内のそれぞれ異なる複数の画像、例えば通常光観察画像と特殊光観察画像とを生成する画像処理手段12と、この画像処理手段12により生成された通常光観察画像と特殊光観察画像とを表示する画像出力手段13とにより構成される。

#### 【0062】

このカプセル型内視鏡20は、被検体Q内に照射する観察光Pを射出する2つの被検体観察光源1-1、1-2と、被検体Q内に照射された観察光Pの反射光Fを受光する撮像素子(撮像手段)11とを備える。

このカプセル型内視鏡20は、光透過性の部材により形成された半球状の筐体21を備える。この筐体21内には、中心部が空洞で、リング状に形成された基板22が設けられている。この基板22上には、上記の通り複数の被検体観察光源1-1、1-2等として例えば6個の被検体観察光源が設けられている。又、基板22上には、撮像素子11に被検体Qからの反射光Fを集光するレンズ23が設けられている。撮像素子11とレンズ23とは、同一光軸上に設けられている。

#### 【0063】

図11は被検体観察光源1-1、1-2等の構造図を示す。これら被検体観察光源1-1、1-2は、それぞれ基板22と、この基板22上に搭載された励起光源としての青色LED31と、この青色LED31を覆うように設けられた蛍光体32とを有する。基板22の両端部には、それぞれ電極33-1、33-2が設けられている。これら電極33-1、33-2は、図示しない電池に接続されると共に、それぞれ各ワイヤ34-1、34-2を介して青色LED31に電氣的に接続されている。従って、青色LED31は、図示しない電池からの電力供給を受けて発光動作する。

#### 【0064】

又、基板22上には、第1の樹脂35が青色LED31を覆うように設けられている。この第1の樹脂35は、光透過性の樹脂から成る。この第1の樹脂35と青色LED31との間の空間には、第2の樹脂36が充填されている。この第2の樹脂36は、光透過性の樹脂から成る。

#### 【0065】

青色LED31は、波長420nmにピークを持ち、半値幅約20nmの青色LED光(励起光H)を出射する。

蛍光体32は、例えばシリケート粉末蛍光材であって、第1の樹脂35中に封止されている。なお、蛍光体32としては、LED素子上の第2の樹脂36中に封止されていても良い。

図12は各被検体観察光源1-1、1-2等からそれぞれ射出される観察光Pのスペクトル形状を示す。これら被検体観察光源1-1、1-2から出射される観察光Pは、波長420nmにピークを有し、青色LED光と黄色蛍光との比率により白色光として出射される。波長領域450nm~480nmの光量は、波長領域440nm~440nmと比べて10分の1以下である。

#### 【0066】

次に、上記の如く構成されたシステムの動作について説明する。なお、上記第1の実施の形態と同様な動作についてはその概略を説明する。

青色LED31は、電池からの電力供給を受けて発光動作すると、波長420nmにピークを持ち、半値幅約20nmの青色LED光(励起光H)を出射する。この青色LED光は、第2の樹脂36を透過して第1の樹脂35中に封止されている蛍光体32に照射される。

10

20

30

40

50

## 【0067】

この蛍光体32は、青色LED31から出射される青色LED光の一部を吸収すると共に、緑色領域内に含まれる黄色領域の蛍光に波長変換し、かつ青色LED光と黄色領域の蛍光とを重ね合わせて白色光の観察光Pとして出射する。この観察光Pは、上記の通り波長420nmにピークを有し、青色LED光と黄色蛍光との比率により白色光として出射される。波長領域450nm~480nmの光量は、波長領域440nm~440nmと比べて10分の1以下である。

## 【0068】

観察光Pは、照射領域S内にある血管Kや生体組織Jの吸収特性によって一部が吸収され、残りの一部が散乱、反射されて、R画素とG画素とB画素とを有する撮像手段11のCCDで受光される。

10

この撮像手段11は、CCDで受光されたRGBの各画素の受光信号は、それぞれ画像処理手段12に伝送する。

## 【0069】

この画像処理手段12の第1画像生成部12-1は、撮像手段11のCCDから出力されたB画素、G画素、R画素の各画素信号のレベルに基づいて通常光観察画像を生成する。すなわち、第1画像生成部12-1は、B画素、G画素、R画素の各画素の受光信号と、所定の画像処理(ホワイトバランス、ノイズ低減、構造強調、ガンマ補正など)とに基づき、観察光照射時の通常光観察画像を生成する。通常光観察画像は、観察光Pに含まれる全スペクトル成分を用いて生成される。

20

## 【0070】

第2画像生成部12-2は、撮像手段11のCCDから出力されたB画素、G画素の各画素信号のレベルに基づいて特殊光観察画像を生成する。すなわち、第2画像生成部12-2は、B画素の受光信号をB画素とG画素との受光信号として割り当て、G画素の受光信号をR画素の受光信号として割り当てる信号処理と、所定の画像処理とに基づいて観察光照射時の特殊光観察画像を生成する。特殊光観察画像は、観察光に含まれる成分の中で、青色領域と緑色領域のみを用いて生成される。

## 【0071】

画像出力手段13は、画像処理手段12で生成された通常光観察画像と特殊光観察画像とを例えばCRTディスプレイや液晶ディスプレイなどに出力する。

30

このように上記第2の実施の形態によれば、カプセル型内視鏡20において、青色LED31を搭載する被検体観察光源1-1、1-2等から観察光Pを出射し、被検体Qの照射領域Sからの散乱光、反射光を撮像手段11で受光してその受光信号を出力し、第1画像生成部12-1によりBGR画素の各画素信号のレベルに基づいて通常光観察画像を生成し、第2画像生成部12-2によりBG画素の各画素信号のレベルに基づいて特殊光観察画像を生成するので、上記第1の実施の形態と同様の効果を奏することができると共に、波長420nmの青色LEDと黄色蛍光とを組合せた1種類の観察光源で、通常光観察と特殊光観察との両方を使用可能であり、複数の観察用途に複数色のLEDを配置する必要がなく小型化ができる。

又、励起光源3にLEDを使用するので、消費電流が数mAの低いLED駆動電流で観察光Pを出射することが可能である。

40

## 【0072】

従って、本実施の形態は、カプセル型内視鏡20のような電池で駆動して観察光Pを出射する小型の構造を有する装置に適用するのに有効である。

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

## 【符号の説明】

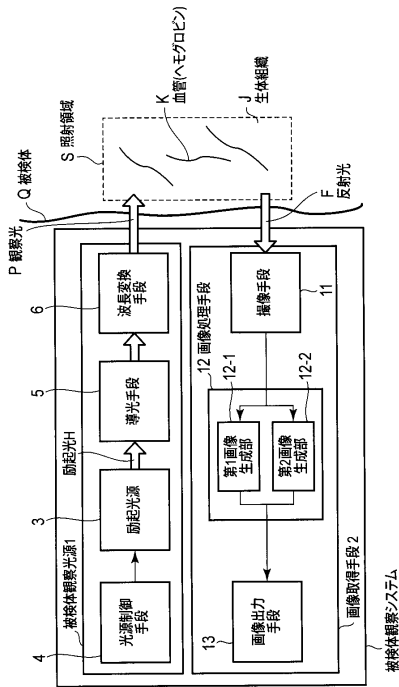
50

【0073】

1：被検体観察光源、2：画像取得手段、Q：被検体、P：観察光、3：励起光源（半導体レーザ）、4：光源制御手段、5：導光手段（光ファイバ）、6：波長変換手段、H：励起光、7：第1の蛍光体、7-1：第1の蛍光体、7-2：第2の蛍光体、8：光透過部材、9：ホルダ、10：波長変換ユニット、11：撮像手段、12：画像処理手段、12-1：第1画像生成部、12-2：第2画像生成部、13：画像出力手段、20：カプセル型内視鏡、1-1、1-2：被検体観察光源、21：筐体、22：基板、23：レンズ、31：青色LED、32：蛍光体、33-1、33-2：電極、34-1、34-2：ワイヤ、35：第1の樹脂、36：第2の樹脂。

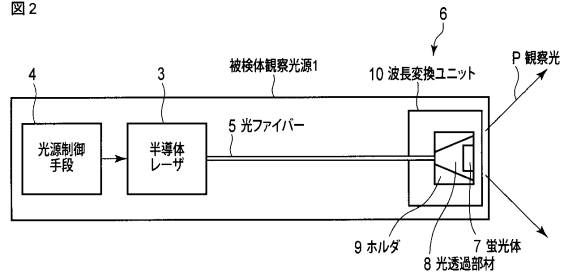
【図1】

図1



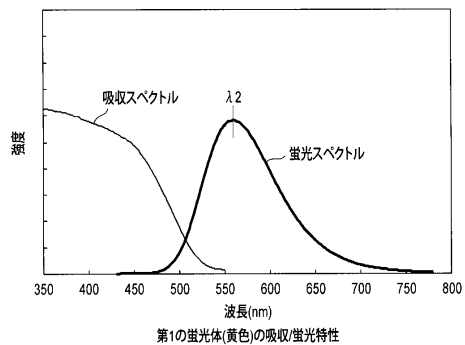
【図2】

図2



【図3】

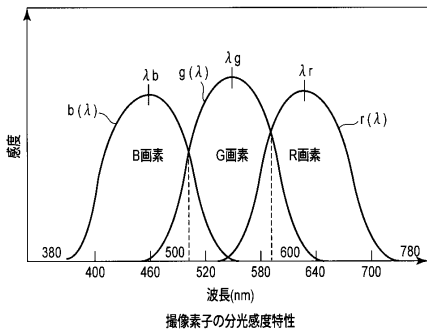
図3



第1の蛍光体(黄色)の吸収/蛍光特性

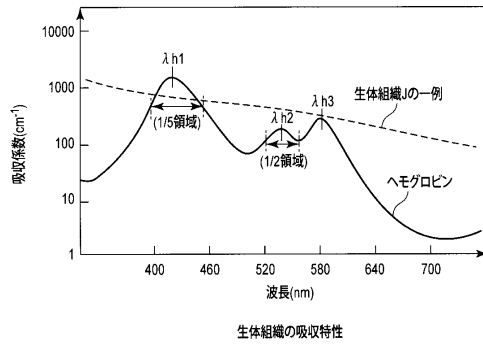
【図4】

図4



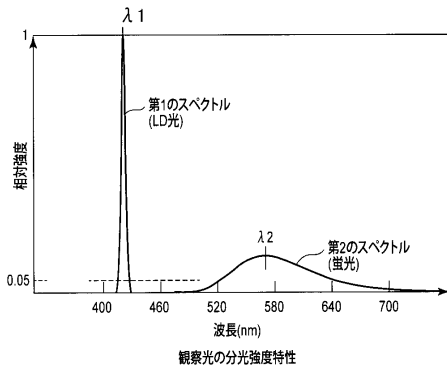
【図6】

図6



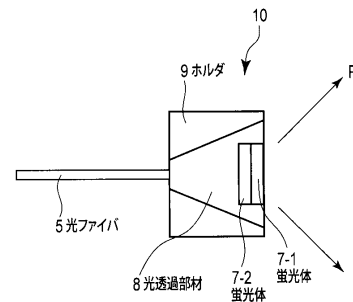
【図5】

図5



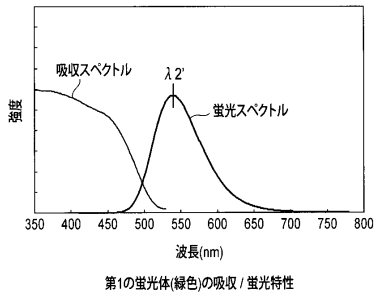
【図7】

図7



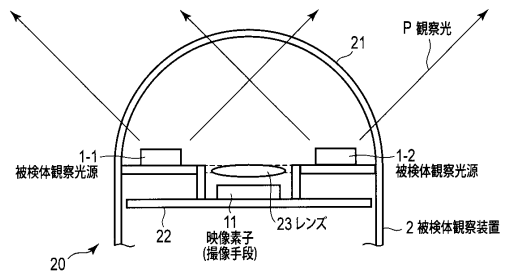
【図8】

図8



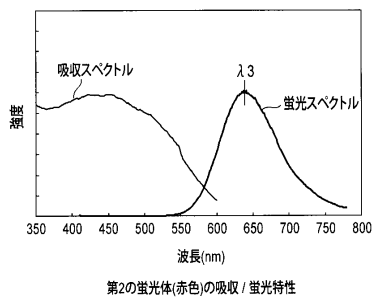
【図10】

図10



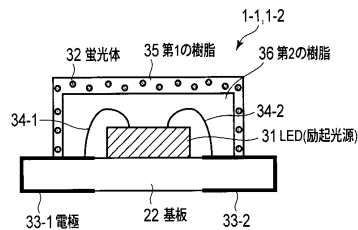
【図9】

図9



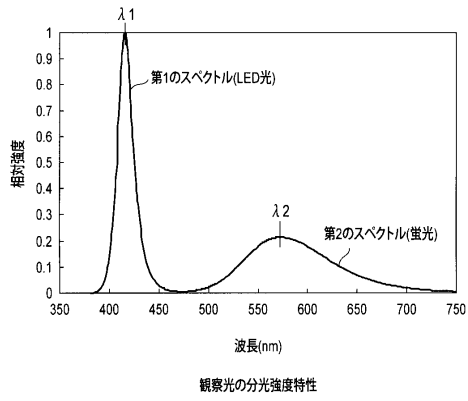
【図11】

図11



【 図 1 2 】

図 12



## フロントページの続き

- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580  
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062  
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 田村 和昭  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリnbas株式会社内
- (72)発明者 伊藤 毅  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリnbas株式会社内
- (72)発明者 駒崎 岩男  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリnbas株式会社内

審査官 九鬼 一慶

- (56)参考文献 特開2012-016545(JP,A)  
特開2005-205195(JP,A)  
特開2012-152459(JP,A)  
特開2012-143397(JP,A)  
特開2012-245042(JP,A)  
特開2012-213541(JP,A)  
特開2013-175(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	主题观察系统和方法，胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP6253231B2</a>	公开(公告)日	2017-12-27
申请号	JP2012285556	申请日	2012-12-27
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	田村和昭 伊藤毅 駒崎岩男		
发明人	田村 和昭 伊藤 毅 駒崎 岩男		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/07		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/041 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/0084 A61B5/073		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/07.736 A61B1/00.C A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/045.617 A61B1/06.A A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF40 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR11 4C161/WW17		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上正 冈田隆		
其他公开文献	JP2014124490A JP2014124490A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

甲考虑到上述目的，其是要观察的对象，其可用于激发光源中的一个的两个组合和用于发射特定波长带中的波长变换部，和普通光观察和特殊光观察的吸收特性使它紧凑。包含预定波长的谱组分A发出的观察光，以及用于观察用光照射到物体的物体观测光源，从物体观测光的照明区域的反射光被照射到成像中，被检体内观察系统，其包括：图像获取单元，用于获取具有不同波长区域的至少两个观察图像基于所述多个对应于蓝色区域以及绿色区域和红色区域中，观察光的图像信号的包括的发光光谱和蓝色区域，绿色区域和红色区域，蓝色区域的发射光谱的部件，相比于吸收强度其他区域是特定的观察目标的相对低的波长区域中的受试者它很小。点域1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6253231号 (P6253231)
(45) 発行日 平成29年12月27日(2017.12.27)	(24) 登録日 平成29年12月8日(2017.12.8)	
(51) Int. Cl. A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/07 (2006.01)	F I A61B 1/00 513 A61B 1/07 736 A61B 1/00 C	
請求項の数 21 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-285556 (P2012-285556)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2-9-1番地	
(22) 出願日 平成24年12月27日(2012.12.27)	(74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊	
(65) 公開番号 特開2014-124490 (P2014-124490A)	(74) 代理人 100089683 弁理士 福原 淑弘	
(43) 公開日 平成26年7月7日(2014.7.7)	(74) 代理人 100103034 弁理士 中村 誠	
審査請求日 平成27年12月22日(2015.12.22)	(74) 代理人 100095441 弁理士 野河 信久	
	(74) 代理人 100075672 弁理士 白根 俊郎	
	(74) 代理人 100075672 弁理士 峰 隆司	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 被検体観察システム及びその方法、カプセル型内視鏡システム