

(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2008-43493

(P2008-43493A)

(43) 公開日 平成20年2月28日(2008.2.28)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)
A61B 1/06 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/00 300 D
A 61 B 1/00 300 U
A 61 B 1/06 A

テーマコード(参考)

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号

特願2006-221106 (P2006-221106)

(22) 出願日

平成18年8月14日 (2006.8.14)

(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43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 中岡 正哉

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C061 BB08 GG01 HH54 NN01 QQ04

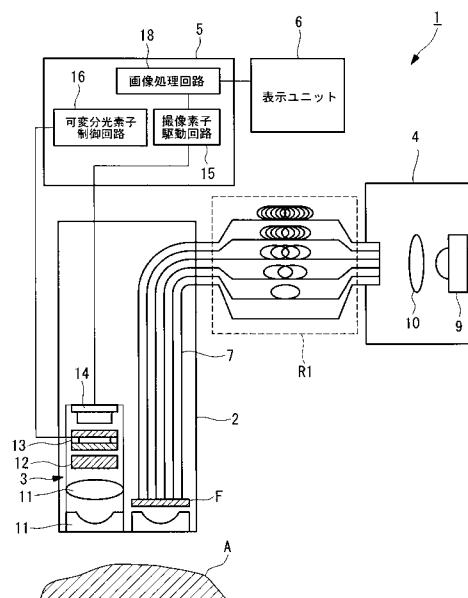
(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】得られる画像情報に対するスペックルノイズの影響を低減することができる蛍光内視鏡システムを提供する。

【解決手段】生体の体腔内に少なくとも先端部が挿入される挿入部2と、可干渉光である励起光を発する光源ユニット4(光源部)と、挿入部2に設けられて光源ユニット4から発せられた励起光を挿入部2の先端部2aに導くライトガイド7と、光源ユニット4が発した励起光に由来するスペックルノイズを低減させるノイズ低減装置Rと、観察対象Aから放出される蛍光の情報を含む画像情報を取得する撮像部3とを設ける。ライトガイド7を、励起光のコヒーレンス長以上の光路長差を有する複数本の光ファイバを束ねたファイババンドルによって構成し、このファイババンドルによって、ノイズ低減装置Rを構成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の体腔内に少なくとも一部が入れられ、当該体腔内の観察対象の蛍光観察画像を取得する蛍光内視鏡システムであって、

前記生体の前記体腔内に少なくとも先端部が挿入される挿入部と、

可干渉光である光線を発する光源部と、

前記挿入部に設けられて前記光源部から発せられる前記光線を前記挿入部の前記先端部に導くライトガイドと、

前記光源部が発した前記光線に由来するスペックルノイズを低減させるノイズ低減装置と、

前記観察対象から放出される蛍光の情報を含む画像情報を取得する撮像部と、
を備える蛍光内視鏡システム。

【請求項 2】

前記ノイズ低減装置が前記ライトガイドに設けられている請求項 1 記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 3】

前記ライトガイドは、前記光源部が発する光線のコヒーレンス長以上の光路長差を有する複数本の光ファイバを束ねたファイババンドルによって構成されており、

該ファイババンドルが前記ノイズ低減装置を構成している請求項 2 に記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 4】

前記挿入部が前記光源部に対して着脱を可能にして設けられており、

前記ノイズ低減装置は、前記光源部に設けられている請求項 1 記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 5】

前記ノイズ低減装置が、互いに前記光源部が発する前記光線のコヒーレンス長以上の光路長差を有する複数本の光ファイバを束ねたファイババンドルである請求項 4 に記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 6】

予め蛍光色素が付着または吸収させられた観察対象の蛍光観察に用いられる請求項 1 記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 7】

前記光源部がレーザー光源である請求項 1 に記載の蛍光内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、視鏡システム、特に、観察対象物の蛍光観察を行う蛍光内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡システムを用いた生体の内視鏡観察において、生体の状態を精度よく観察するためには、分光特性の異なる複数種類の光を用いて観察を行うことが好ましい。

分光特性の異なる複数種の光を用いた観察が可能な内視鏡システムとしては、例えば後記の特許文献 1 や特許文献 2 に開示されている技術が知られている。

また、特許文献 2 には、蛍光観察を行うための励起光としてレーザー光を用いることが開示されており、特許文献 3 には、照明光としてレーザー光を用いることが開示されている。

【特許文献 1】特許第 3683271 号明細書**【特許文献 2】特開 2001-190489 号公報****【特許文献 3】特開平 6-167640 号公報**

10

20

30

40

50

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

ここで、レーザー光のように可干渉性の光を照明光として用いると、光の干渉によってスペックルノイズと呼ばれるノイズが発生する。このため、可干渉性の光を照明光として用いた場合には、干渉性の低い光を照明光として用いた場合に比べて、得られる画像情報の画質が悪化する。特に、蛍光内視鏡システムにおいて行われる蛍光の強調処理など、得られた画像情報に画像処理を施す場合には、画像処理によってスペックルノイズが増幅されてしまうことがある。

【0004】

特許文献3には、レーザー光を光源とする照明装置におけるスペックル雑音の除去装置が記載されている。

しかしながら、特許文献3には、この技術を蛍光内視鏡システムの励起光照射用の光学系に用いることについては一切の記載も示唆もない。

【0005】

この発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、得られる画像情報に対するスペックルノイズの影響を低減することができる蛍光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】**【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。

本発明は、生体の体腔内に少なくとも一部が入れられ、当該体腔内の観察対象の蛍光観察画像を取得する蛍光内視鏡システムであって、前記生体の前記体腔内に少なくとも先端部が挿入される挿入部と、可干渉光である光線を発する光源部と、前記挿入部に設けられて前記光源部から発せられた前記光線を前記挿入部の前記先端部に導くライトガイドと、前記光源部が発した前記光線に由来するスペックルノイズを低減させるノイズ低減装置と、前記観察対象から放出される蛍光の情報を含む画像情報を取得する撮像部と、を備える蛍光内視鏡システムを提供する。

【0007】

このように構成される蛍光内視鏡システムでは、光源部が発した光線は、ライトガイドによって挿入部の先端部に導かれて、観察対象に照射される。

この蛍光内視鏡システムには、ノイズ低減装置が設けられているので、光源部が発した光線は、スペックルノイズが低減されたのちに観察対象に照射される。

これにより、撮像部によって得られる画像情報に対するスペックルノイズの影響が低減されるので、観察対象の良好な画像情報を得ることができる。

【0008】

ここで、前記ノイズ低減装置が前記ライトガイドに設けられていてもよい。

また、前記ライトガイドが前記光源部が発する光線のコヒーレンス長以上の光路長差を有する複数本の光ファイバを束ねたファイババンドルによって構成されており、該ファイババンドルが、前記ノイズ低減装置を構成していてもよい。

この場合には、ライトガイドを構成する複数本の光ファイバが、それぞれ光源部が発する光線のコヒーレンス長以上の光路長差を有しているので、各光ファイバを通過した光線同士は、干渉を起こさなくなる。これにより、ライトガイドを通過した光線に含まれるスペックルノイズが低減される。

このように、ライトガイド自体がノイズ低減装置を構成しているので、蛍光内視鏡システムの部品点数が少なくなり、製造コストを低減することができる。

【0009】

ここで、例えば各光ファイバがマルチモード光ファイバである場合には、同一の光ファイバを通過する光束には複数のモードが含まれる。このため、各光ファイバを通過した光束には、異なるモードの光束の干渉によって生じるスペックルノイズが含まれる。

10

20

30

40

50

しかし、上記のようにライトガイドは複数本の光ファイバによって構成されているので、観察対象には、各光ファイバを通過した光束が重畳して照射される。これにより、各光ファイバごとのスペックルノイズも重畳されて平均化されることになり、撮像部によって得られる画像情報に対するスペックルノイズの影響が低減される。

【0010】

ここで、本発明に係る蛍光内視鏡システムにおいて、前記挿入部が前記光源部に対して着脱を可能にして設けられており、前記ノイズ低減装置は、前記光源部の内部、あるいは前記光源部に一体的に設けられていてもよい。

この場合には、光源部を挿入部と分離して、他の内視鏡システムの光源部として利用することができる。すなわち、他の内視鏡システムとの間で同一の光源部を共用することができる。この光源部には、ノイズ低減装置が設けられているので、他の内視鏡システムの光源部として用いた場合にも、同様にスペックルノイズの低減を図ることができる。これにより、ノイズ低減装置を有していない内視鏡システムについても、この光源部を取り付けることで、スペックルノイズを低減することができ、各内視鏡システムに個別にノイズ低減装置を設けた場合に比べてコストを低減することができる。

また、前記ノイズ低減装置は、互いに前記光源部が発する光線のコヒーレンス長以上の光路長差を有する複数本の光ファイバを束ねたファイババンドルであってもよい。

【0011】

本発明に係る蛍光内視鏡システムは、予め蛍光色素が付着または吸収させられた観察対象の蛍光観察に用いられる蛍光内視鏡システムであってもよい。

ここで、自家蛍光観察では、観察対象自体が励起光を受けて励起されることによって放つ蛍光を観測する。このため、自家蛍光観察では、基本的に撮像部の撮像範囲において観察対象が存在する領域全体から蛍光が観測される。

一方、観察対象の特定の部分（例えば病変部）に付着または吸収される蛍光薬剤を用いた薬剤蛍光観察では、蛍光薬剤が放つ蛍光を観測する。このため、薬剤蛍光観察では、撮像部の撮像範囲において、蛍光薬剤が存在する領域のみから蛍光が観測される。このため、その蛍光部分に励起光の強度ムラが重なると、蛍光の明暗（蛍光強度）が変動してしまい、正確な蛍光観察が困難となる。

本発明の蛍光内視鏡システムでは、上記のように、ノイズ低減装置によって光源部が発する光線に由来するスペックルノイズが低減されるので、スペックルノイズの影響が特に問題となる薬剤蛍光観察に用いても、良好な観測を行うことができる。

【0012】

また、前記光源部がレーザー光源であってもよい。

【発明の効果】

【0013】

本発明に係る蛍光内視鏡システムによれば、得られる画像情報に対するスペックルノイズの影響を低減することができ、蛍光内視鏡による観察、特に蛍光観察を良好に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の第1の実施形態に係る蛍光内視鏡システム1について、図1および図2を参照して説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム1は、図1に示されるように、生体の体腔内に先端部が挿入される挿入部2と、該挿入部2内に配置される撮像ユニット（撮像部）3と、励起光として可干渉光を発する光源ユニット（光源部）4と、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（制御部）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（出力部）6と、光源ユニット4が発した励起光に由来するスペックルノイズを低減させるノイズ低減装置R1とを備えている。

なお、挿入部2は、光源ユニット4に対して着脱を可能にして設けられている。

【0015】

10

20

30

40

50

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、体腔内の観察対象Aに照射され、観察対象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9と、励起光用光源9が発した励起光を集光してライトガイド7の入射端に入射させる光源光学系10とを備えている。

【0016】

本実施形態では、前記ノイズ低減装置R1が、ライトガイド7に設けられている。

具体的には、ライトガイド7は、励起光のコヒーレンス長以上の光路長差を有する複数本の光ファイバを束ねたファイババンドルによって構成されており、このファイババンドルがノイズ低減装置R1を構成している。

このように、ライトガイド7を構成する複数本の光ファイバが、それぞれ励起光のコヒーレンス長以上の光路長差を有しているので、各光ファイバを通過した励起光同士は、干渉を起こさなくなる。これにより、ライトガイド7を通過した励起光に含まれるスペックルノイズが低減される。

【0017】

ここで、ライトガイド7を構成する各光ファイバは、それぞれの入射端同士、およびそれぞれの射出端同士を揃える必要がある。このため、各光ファイバにおいて、光路長差を構成している部分（最も短い光ファイバの長さを越える部分）を、操作の邪魔にならないように適切な方法で束ねておくことが好ましい。

本実施形態では、ライトガイド7を構成する各光ファイバは、光路長差を形成している部分を、挿入部2において体腔に挿入される部位以外の部分で束ねられている。これにより、挿入部2において体腔に挿入される部位の径の増加を抑えることができ、体腔への挿入性を低下させずに済む。

【0018】

また、本実施形態では、観察対象Aに対する励起光の照射光量を確保するため、このファイババンドルを構成する光ファイバは、マルチモード光ファイバとされている。

この場合には、同一の光ファイバを通過する励起光には複数のモードが含まれるため、各光ファイバを通過した励起光には、異なるモード間での励起光の干渉によって生じるスペックルノイズが含まれる。

しかし、上記のようにライトガイド7は複数本の光ファイバによって構成されているので、観察対象Aには、各光ファイバを通過した励起光が重畠して照射される。これにより、各光ファイバごとのスペックルノイズも重畠されて平均化されることになり、撮像ユニット3によって得られる画像情報に対するスペックルノイズの影響が低減される。

【0019】

ここで、光源ユニット4から発せられた励起光を観察対象Aまで導く光学系（励起光用光学系、例えばライトガイド7）においても、励起光が照射されることで、自家蛍光やラマン散乱光が発生する場合がある。この自家蛍光やラマン散乱光が観察対象Aに反射して撮像ユニット3に入射すると、観察画像におけるノイズとなってしまう。

そこで、本実施形態では、ライトガイド7の射出端に、励起光用光学系の蛍光やラマン散乱光を低減させる特性を有する励起光用光学系側フィルタFを設けている。具体的には、励起光用光学系側フィルタFとして、励起光の波長に相当する650nm～670nmの帯域で50%以上の透過率をもち、励起光用光学系由来の蛍光やラマン散乱光を低減するために、690nm～730nmの範囲でOD値2以上（=透過率 1×10^{-2} 以下）の遮光性をもつフィルタを配置している。

これにより、励起光用光学系由来の蛍光やラマン散乱光の反射光が撮像ユニット3に入射しなくなり、良好な蛍光観察を行うことができる。

【0020】

本実施形態では、前記励起光用光源9は、例えば、中心波長660nmの励起光を出射する

10

20

30

40

50

半導体レーザである。

この波長の励起光は、市販の蛍光色素であるCy5.5 (Amersham社製) と、AlexaFlour700 (Molecular Probe社製) とを励起することができる。

【0021】

前記撮像ユニット3は、観察対象Aから入射される光を集光する撮像光学系11と、観察対象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12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)13と、撮像光学系11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14とを備えている。

【0022】

前記可変分光素子13は、平行間隔を空けて配置され対向面に反射膜が設けられた2枚の平板状の光学部材と、該光学部材の間隔を変化させるアクチュエータとを備えるエタロン型の光学フィルタである。アクチュエータは、例えば、圧電素子である。この可変分光素子13は、アクチュエータの作動により光学部材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。

具体的には、可変分光素子13は、図2に示されるように、2つの透過帯域のいずれか一方のみを透過する透過率波長特性を有している。

【0023】

本実施形態において、可変分光素子13は、690nm～710nmの第1透過帯域(透過率50%以上)と、710nm～730nmの第2透過帯域(透過率50%以上)とを備えている。そして、可変分光素子13は、制御ユニット5からの制御信号に応じて、透過帯域が第1透過帯域のみとなる第1の状態と、第2透過帯域のみとなる状態のうちのいずれか一方の状態に変化するようになっている。

【0024】

また、前記励起光カットフィルタ12は、690nm～730nmの波長帯域で透過率50%以上、650～670nmの波長帯域でOD値2以上(=透過率 1×10^{-2} 以下)である。

【0025】

前記制御ユニット5は、図1に示されるように、撮像素子14を駆動制御する撮像素子駆動回路15と、可変分光素子13を駆動制御する可変分光素子制御回路16と、撮像素子14により取得された画像情報を記憶するフレームメモリ(図示せず)と、該フレームメモリ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。

【0026】

可変分光素子制御回路16は、Cy5.5 (Amersham社製) による薬剤蛍光観察を行う場合には、可変分光素子13を第1の状態として、撮像素子駆動回路15が撮像素子14から出力される画像情報をフレームメモリに出力させるようになっている。これにより、可変分光素子13を第1の状態とした場合には、Cy5.5 (Amersham社製) による蛍光画像情報が画像処理回路18によって処理されて、表示ユニット6に表示されるようになっている。

【0027】

また、可変分光素子制御回路16は、AlexaFlour700 (Molecular Probe社製) による薬剤蛍光観察を行う場合には、可変分光素子13を第2の状態として、撮像素子駆動回路15が撮像素子14から出力される画像情報をフレームメモリに出力するようになっている。これにより、可変分光素子13を第2の状態とした場合には、AlexaFlour700 (Molecular Probe社製) による蛍光画像情報が画像処理回路18によって処理されて、表示ユニット6に表示されるようになっている。

【0028】

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

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム1を用いて、生体の体腔内の観察対象Aを撮像するには、まず、挿入部2を体腔内に挿入し、その先端2aを観察対象A（例えば体腔内の生体組織において病変が疑われる部位）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、励起光用光源9を作動させて励起光を発生させる。

この操作と前後、または平行して、観察対象Aに対して蛍光薬剤を投与する。

【0029】

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2aまで伝播され、挿入部2の先端2aから観察対象Aに向けて照射される。

これにより、観察対象Aに浸透している蛍光薬剤が励起されて蛍光が発せられる。

ここで、この蛍光内視鏡システム1には、ノイズ低減装置R1が設けられているので、励起光は、スペックルノイズが低減されたのちに観察対象Aに照射される。すなわち、観察対象Aにおいて励起光の照射範囲には、ほぼ強度ムラなく励起光が照射される。これにより、観察対象Aに浸透している蛍光薬剤が場所によらずムラなく励起されて、強度ムラの小さな正確な蛍光観察が可能となる。

観察対象Aから発せられた蛍光は、撮像ユニット3の撮像光学系11により集光され励起光カットフィルタ12を透過し可変分光素子13に入射される。

【0030】

可変分光素子13は、可変分光素子制御回路16の作動により、観察したい蛍光薬剤の励起光に対応した状態に切り替えられているので、観察したい蛍光薬剤の発した蛍光を透過させることができる。この場合に、観察対象Aに照射された励起光の一部が、観察対象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12が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子14に入射されることが阻止される。

【0031】

そして、可変分光素子13を透過した蛍光は撮像素子14に入射され、蛍光画像情報が取得される。取得された蛍光画像情報は、フレームメモリに記憶され、画像処理回路18によって蛍光強度を増幅する処理が行われたのちに表示ユニット6に出力されて、表示ユニット6により表示される。

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム1によれば、平板状の光学部材の間隔を変更するだけで光の透過率特性を変化させる可変分光素子13を用いているので、極めて小型の可変分光素子13および撮像素子14を挿入部2先端2aに配置することができる。したがって、観察対象Aからの蛍光を、ファイババンドルを用いて体外に取り出す必要がない。

【0032】

また、本実施形態においては、観測したい蛍光の種類に応じて可変分光素子13の状態を切り替えるので、波長帯域の異なる複数種の光を同一の撮像素子14により撮影することができる。したがって、各蛍光に対応した複数の撮影光学系を設ける必要がない。その結果、挿入部2を細径化することができる。

【0033】

また、生体の体腔内であっても生体組織を透過する外光が存在するため、特に蛍光観察のように微弱な光を観察する際にはノイズを低減することが重要であるが、本実施形態においては、撮像ユニット3に可変分光素子13を設けることによって、観察する波長帯域が変わっても常に観察対象Aの波長以外の光を遮光することができるため、ノイズを低減した良好な画像を得ることができる。

【0034】

一般に、生体においては長波長ほど散乱の影響を受けにくく、生体の深部で発生した蛍光であっても観察し易い。しかし、長波長の光は水分の吸収によって減衰してしまい観測が困難になる。したがって、本実施形態に係る蛍光内視鏡システム1のように、近赤外域の蛍光を発する蛍光色素を利用することにより、生体内の情報、特に粘膜付近から発生するガン等の病変の情報を効率的に取得することが可能となる。

【0035】

10

20

30

40

50

以上述べたように、この蛍光内視鏡システム1によれば、ノイズ低減装置R1によって、光源ユニット4が発した励起光は、スペックルノイズが低減されたのちに観察対象Aに照射される。

これにより、撮像ユニット3によって得られる画像情報に対するスペックルノイズの影響が低減されるので、観察対象Aの良好な画像情報を得ることができる。

【0036】

また、ライトガイド7自体がノイズ低減装置R1を構成しているので、蛍光内視鏡システム1の部品点数が少なくなり、製造コストを低減することができる。

【0037】

なお、本実施形態に係る蛍光内視鏡システム1においては、撮像ユニット3において、挿入部2先端2a側から撮像光学系11、励起光カットフィルタ12および可変分光素子13の順に配列したが、これらの部品の配列順序はこれに限定されるものではなく、任意の配列順序を採用することができる。

【0038】

また、本実施形態に係る蛍光内視鏡システム1においては、蛍光色素／プローブとして、Cy5.5 (Amersham社製) およびAlexaFlour700 (Molecular Probe社製) を用いたが、これに限られることなく、蛍光の波長帯域が重複していないものであれば、任意の蛍光薬剤の組み合わせを用いることができる。また、蛍光薬剤は、三種類以上用いてもよい。

【0039】

次に、本発明の第2の実施形態に係る蛍光内視鏡システム51について、図3を参照して以下に説明する。

なお、本実施形態の説明において、上述した第1の実施形態に係る蛍光内視鏡システム1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。

【0040】

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム51は、光源ユニット54の構成及びノイズ低減装置R2の構成において、第1の実施形態に係る蛍光内視鏡システム1と相違している。

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム51の光源ユニット54は、励起光用光源9と、ノイズ低減装置R2と、励起光用光源9が発した励起光を集光してノイズ低減装置R2の入射端に入射させる光源光学系60と、ノイズ低減装置R2から射出される光線を中継してライトガイド7の入射端に入射させる接続光学系61とを備えている。

ノイズ低減装置R2は、励起光のコヒーレンス長以上の光路長差を有する複数本の光ファイバを束ねたファイババンドルによって構成されている。

ここで、ノイズ低減装置R2は、光源ユニット54の内部に設けられていてもよく、あるいは光源ユニット54に一体的に設けられていてもよい。本実施形態では、ノイズ低減装置R2は、光源ユニット54の筐体内部に設けられている。

【0041】

また、本実施形態では、挿入部2に設けられるライトガイド7は、光源ユニット54に対して着脱を可能にして設けられている。具体的には、ライトガイド7は、光源ユニット54の筐体に対してコネクタCを介して着脱を可能にして設けられている。

【0042】

このように構成される蛍光内視鏡システム51では、励起光用光源9が発する励起光は、光源ユニット54に設けられたノイズ低減装置R2によってスペックルノイズが低減されたのちに、ライトガイド7に入射させられる。

ノイズ低減装置R2とライトガイド7との間で励起光を中継する接続光学系61は、ノイズ低減装置R2を構成する各光ファイバから射出された励起光を、ライトガイド7の入射端のうち、各光ファイバに対向するごく狭い領域にのみ入射させる。すなわち、ノイズ低減装置R2の各光ファイバから射出された励起光は、それぞれライトガイド7のごく一部の光ファイバにのみ入射させられる。

【0043】

これにより、ノイズ低減装置R2によって励起光のコヒーレンス長以上の光路長差をつ

10

20

30

40

50

けられた複数の光束が、ほぼ独立した状態でライトガイド 7 の光ファイバに入射されるととなる。その結果、ライトガイド 7 の各光ファイバから射出された光束は、一部を除いて干渉しなくなる。

これにより、撮像ユニット 3 によって得られる画像情報に対するスペックルノイズの影響が従来よりも低減されるので、観察対象 A の良好な画像情報を得ることができる。

【0044】

また、この蛍光内視鏡システム 51 では、光源ユニット 54 を挿入部 2 と分離して、他の内視鏡システムの光源ユニットとして利用することができる。すなわち、他の内視鏡システムとの間で同一の光源ユニット 54 を共用することができる。この光源ユニット 54 には、ノイズ低減装置 R2 が設けられているので、他の内視鏡システムの光源ユニットとして用いた場合にも、同様にスペックルノイズの低減を図ることができる。これにより、ノイズ低減装置を有していない内視鏡システムについても、この光源ユニット 54 を取り付けることで、スペックルノイズを低減することができ、各内視鏡システムに個別にノイズ低減装置を設けた場合に比べてコストを低減することができる。

10

【画面の簡単な説明】

【0045】

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

20

【図 2】図 1 の蛍光内視鏡システムを構成する各光学部品の透過率特性および蛍光の波長特性を示す図である。

【図 3】本発明の第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡システムの全体構成を示すブロック図である。

20

【符号の説明】

【0046】

A 観察対象

R1, R2 ノイズ低減装置

1, 51 蛍光内視鏡システム

30

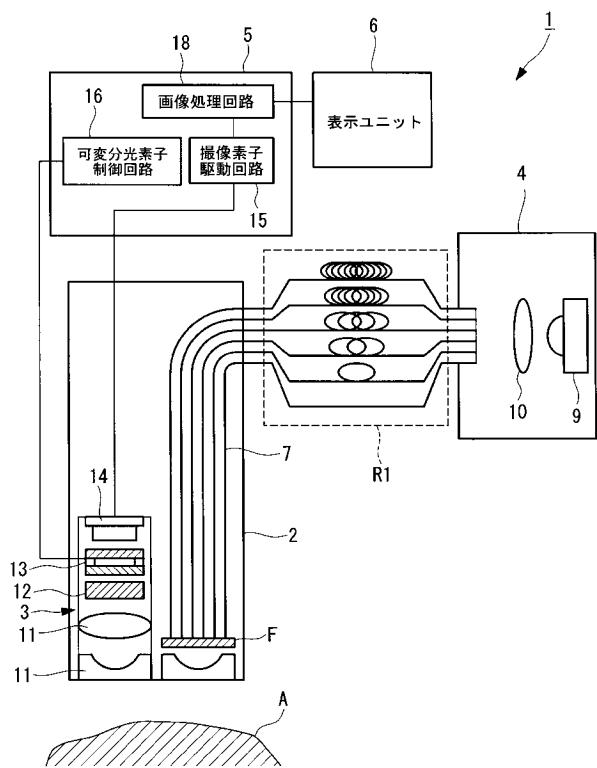
2 挿入部

3 撮像部

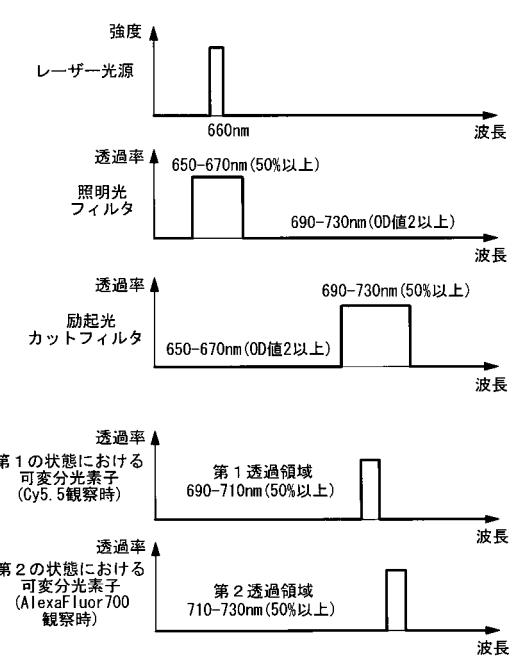
4, 54 光源ユニット(光源部)

7 ライトガイド

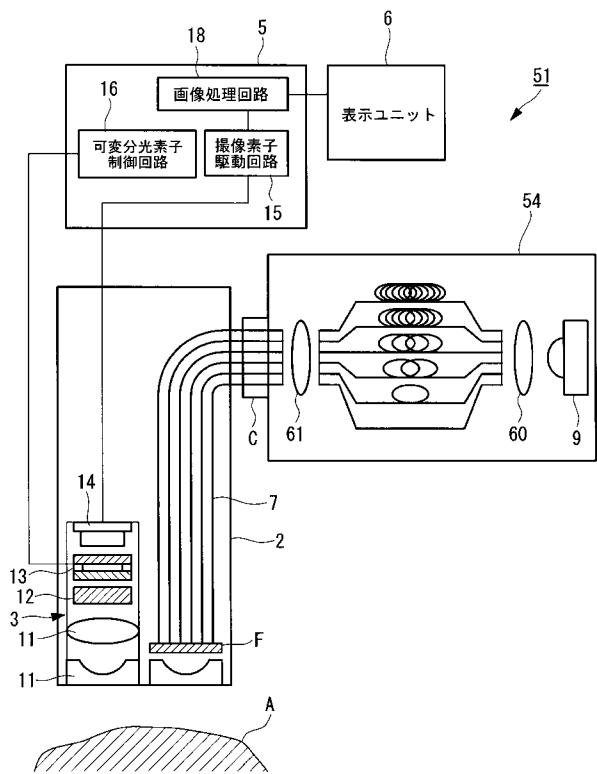
【図1】



【図2】



【図3】



专利名称(译)	荧光内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008043493A	公开(公告)日	2008-02-28
申请号	JP2006221106	申请日	2006-08-14
[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		
发明人	中岡 正哉		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/06.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C161/BB08 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/NN01 4C161/QQ04		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种荧光内窥镜系统，该系统能够减少斑点噪声对获得的图像信息的影响。解决方案：插入部分2（其中至少一个尖端部分插入到生物体的体腔中），用于发射作为相干光的激发光的光源单元4（光源部分）以及设置在该插入部分2中的用于从光源单元发射光的光源单元。将这样产生的激发光引导到插入部2的尖端2a的导光板7，降低从光源单元4发出的激发光产生的斑点噪声以及从观察对象A发出的荧光的降噪装置R。以及图像获取部分（3），用于获取包括该信息的图像信息。导光体7由纤维束构成，在该纤维束中，束合光程差为激发光的相干长度以上的多根光纤，并构成降噪装置R。[选型图]图1

