

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5203523号  
(P5203523)

(45) 発行日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日(2013.2.22)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 1 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-69440 (P2012-69440)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成24年3月26日 (2012.3.26)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2007-73393 (P2007-73393) の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
原出願日	平成19年3月20日 (2007.3.20)	(74) 代理人	100118913
(65) 公開番号	特開2012-120888 (P2012-120888A)		弁理士 上田 邦生
(43) 公開日	平成24年6月28日 (2012.6.28)	(74) 代理人	100112737
審査請求日	平成24年3月26日 (2012.3.26)		弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	渡邊 俊明
			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
		(72) 発明者	唐澤 亮
			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
		審査官	安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入部と、  
 該挿入部の基端側に配置され、励起光と、該励起光により発生される蛍光の波長帯域の少なくとも一部を含む参照光とを発生する光源部と、  
 該光源部から発せられた励起光および参照光を前記挿入部の先端側に導光する導光部と、  
 該導光部により導光された前記励起光を体腔内壁に照射する第1の照射状態と前記参照光を体腔内壁に照射する第2の照射状態とを切り替える照射制御部と、  
 前記体腔内壁から挿入部に戻る前記蛍光および前記参照光の反射光を撮像する撮像部と、  
 該撮像部により、前記第1の照射状態において取得された第1の撮像信号に前記参照光の強度に応じて定められる補正係数を乗じて得られた補正撮像信号と、前記第2の照射状態において取得された第2の撮像信号との差分を算出し、蛍光画像信号を生成する画像演算部と、  
 前記励起光の導光により前記導光部において発生する導光部由来ノイズ光の光量を検出するノイズ光検出部と、  
 該ノイズ光検出部により検出される導光部由来ノイズ光の光量と前記参照光の光量との比に基づいて、前記補正係数を設定する補正係数設定部と、  
 を備える蛍光内視鏡装置。

10

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は蛍光内視鏡装置に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、生体組織から発生する蛍光（自家蛍光）や病変に多く集積する蛍光物質から発生する蛍光（薬剤蛍光）を利用して、内視鏡の観察下で病変部を発見する診断技術が提案されている。薬剤蛍光を利用した診断技術においては、例えば、ヘマトポルフィリン誘導体、フォトリン誘導体やインドシアニングリーン誘導体標識抗体等のような腫瘍組織への集積性がある蛍光物質が用いられる。

10

## 【0003】

この診断技術により腫瘍組織を特定する場合、まず診断に先立って、上述したような蛍光物質が生体内に注入される。そして、蛍光物質が腫瘍組織へ集積された後に、内視鏡を挿入して、蛍光物質の励起波長帯域を有する励起光を体腔内に照射し、当該腫瘍組織に集積した蛍光物質から蛍光を生じさせる。腫瘍組織に集積した蛍光物質から発せられる蛍光は、内視鏡により受光されて蛍光画像として取得される。これにより、診断を行う者は、蛍光画像中における高輝度領域を腫瘍組織と診断する。このような診断技術に適用可能な内視鏡装置に関連して、種々の技術が提案されている（例えば、特許文献1～3参照。）

20

## 【0004】

特許文献1に開示されている内視鏡装置は、蛍光物質としてヘマトポルフィリン誘導体を用いた場合の蛍光内視鏡装置である。また、特許文献2に開示されている内視鏡装置は、蛍光物質としてインドシアニングリーン誘導体標識抗体を用いた場合の蛍光内視鏡装置である。これらの特許文献1および特許文献2に開示されている蛍光内視鏡装置は、蛍光を撮像する撮像部の全面に励起光を反射するための蛍光フィルタ等が設けられることにより、体腔からの蛍光のみを撮像することができる。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

30

【特許文献1】特開昭59-40830号公報

【特許文献2】特開平10-201707号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

特許文献1および特許文献2の内視鏡装置では、体腔に挿入する挿入部の基端側に設けられた光源から発せられる励起光を、挿入部内に設けられたライトガイドファイバを介して挿入部の先端まで導光し、体腔内壁に照射する。しかしながら、励起光がライトガイドファイバを通過する際に、ライトガイドファイバ内においてラマン散乱光や自家蛍光などのノイズ光（以下、導光部由来ノイズ光という。）が発生し、撮像部により撮像される蛍光に混入してしまう不都合がある。

40

## 【0007】

すなわち、励起光により励起されることにより発生する導光由来ノイズ光は、励起光の波長よりも長波長の光を含むため、撮像部前段の蛍光フィルタでは除去することができず、撮像部に到達してしまう。このため、正常組織で反射した導光部由来ノイズ光が、体腔内の蛍光物質から発生した蛍光とともに撮像部により撮像されるため、取得された蛍光画像上において、腫瘍組織等の病変組織と正常組織とを区別することが困難になるという問題がある。

## 【0008】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、導光部において発生した導光部

50

由来ノイズ光の影響を簡易な演算によって除去し、病変組織と正常組織との区別を容易にする鮮明な蛍光画像を取得することができる蛍光内視鏡装置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】

【0009】

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、体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の基端側に配置され、励起光と、該励起光により発生される蛍光の波長帯域の少なくとも一部を含む参照光とを発生する光源部と、該光源部から発せられた励起光および参照光を前記挿入部の先端側に導光する導光部と、該導光部により導光された前記励起光を体腔内壁に照射する第1の照射状態と前記参照光を体腔内壁に照射する第2の照射状態とを切り替える照射制御部と、前記体腔内壁から挿入部に戻る前記蛍光および前記参照光の反射光を撮像する撮像部と、該撮像部により、前記第1の照射状態において取得された第1の撮像信号に前記参照光の強度に応じて定められる補正係数を乗じて得られた補正撮像信号と、前記第2の照射状態において取得された第2の撮像信号との差分を算出し、蛍光画像信号を生成する画像演算部と、前記励起光の導光により前記導光部において発生する導光部由来ノイズ光の光量を検出するノイズ光検出部と、該ノイズ光検出部により検出される導光部由来ノイズ光の光量と前記参照光の光量との比に基づいて、前記補正係数を設定する補正係数設定部と、を備える蛍光内視鏡装置を提供する。

【0010】

本発明によれば、照射制御部の作動により、第1の照射状態においては、励起光が体腔内壁に照射され、第2の照射状態においては、参照光が照射される。励起光は、挿入部の基端側に配置された光源部から導光部を介して先端側まで導かれ、体腔内壁に照射されることにより、体腔内壁の蛍光物質を励起して蛍光を発生させる。発生した蛍光は撮像部により撮像され、第1の撮像信号として取得される。

【0011】

この場合に、励起光が導光部を通過する際に発生する導光部由来ノイズ光も体腔内壁に照射され、体腔内壁の表面において反射されて反射光として戻る。導光部由来ノイズ光は、励起光より長波長側の蛍光と同等の波長帯域を含んでおり、蛍光フィルタを備えていても撮像部により撮像される。したがって、第1の撮像信号には、体腔内壁における蛍光物質からの蛍光と導光部由来ノイズ光による信号とが含まれている。

【0012】

一方、参照光も挿入部の基端側に配置された光源部から導光部を介して先端側まで導かれ、体腔内壁に照射されると、その表面において反射され反射光として戻る。参照光は励起光により発生される蛍光の波長帯域の少なくとも一部を含んでいるので、蛍光フィルタを備えていても撮像部により撮像され、第2の撮像信号として取得される。

【0013】

第1の撮像信号に含まれる導光部由来ノイズ光の強度成分と第2の撮像信号に含まれる参照光の反射光の強度成分とは、一般には同等ではない場合が多いが、前記参照光の強度に応じて定められる補正係数を第1の撮像信号に乗じて補正撮像信号を求めることにより、該補正撮像信号内に含まれる導光部由来ノイズ光の強度成分を、第2の撮像信号と一致させることができる。

したがって、画像演算部の作動により、補正撮像信号を求め、該補正撮像信号と第2の撮像信号との差分を算出して蛍光画像信号を取得することにより、導光部由来ノイズ光の強度成分を除去した鮮明な蛍光画像を生成することができる。

【0014】

前記励起光の導光により前記導光部において発生する導光部由来ノイズ光の光量を検出するノイズ光検出部と、該ノイズ光検出部により検出される導光部由来ノイズ光の光量と前記参照光の光量との比に基づいて、前記補正係数を設定する補正係数設定部とを備えることで、補正係数設定部の作動により、補正撮像信号内に含まれる導光部由来ノイズ光の

10

20

30

40

50

強度成分を、第2の撮像信号と一致させるための補正係数を精度よく求めることができる。したがって、導光部由来ノイズ光の強度成分を十分に除去した、より鮮明な蛍光画像を生成することができる。

【0015】

また、本発明の参考例は、体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の基端側に配置され、励起光と、該励起光により発生される蛍光の波長帯域の少なくとも一部を含む参照光とを発生する光源部と、該光源部から発せられた励起光および参照光を前記挿入部の先端側に導光する導光部と、該導光部により導光された前記励起光を体腔内壁に照射する第1の照射状態と前記参照光を体腔内壁に照射する第2の照射状態とを切り替える照射制御部と、前記体腔内壁から挿入部に戻る前記蛍光および前記参照光の反射光を撮像する撮像部と、該撮像部により、前記第1の照射状態において取得された第1の撮像信号と、前記第2の照射状態において取得された第2の撮像信号との差分を算出し、蛍光画像信号を生成する画像演算部とを備える蛍光内視鏡装置を提供する。

10

【0016】

本参考例によれば、照射制御部の作動により、第1の照射状態においては、励起光が体腔内壁に照射され、第2の照射状態においては、参照光が照射される。励起光は、挿入部の基端側に配置された光源部から導光部を介して先端側まで導かれ、体腔内壁に照射されることにより、体腔内壁の蛍光物質を励起して蛍光を発生させる。発生した蛍光は撮像部により撮像され、第1の撮像信号として取得される。

【0017】

この場合に、励起光が導光部を通過する際に発生する導光部由来ノイズ光も体腔内壁に照射され、体腔内壁の表面において反射されて反射光として戻る。導光部由来ノイズ光は、励起光より長波長側の蛍光と同等の波長帯域を含んでおり、蛍光フィルタを備えていても撮像部により撮像される。したがって、第1の撮像信号には、体腔内壁における蛍光物質からの蛍光と導光部由来ノイズ光による信号とが含まれている。

20

【0018】

一方、参照光も挿入部の基端側に配置された光源部から導光部を介して先端側まで導かれ、体腔内壁に照射されると、その表面において反射され反射光として戻る。参照光は励起光により発生される蛍光の波長帯域の少なくとも一部を含んでいるので、蛍光フィルタを備えていても撮像部により撮像され、第2の撮像信号として取得される。

30

【0019】

したがって、画像演算部の作動により、第1の撮像信号と第2の撮像信号との差分を算出して蛍光画像信号を取得することにより、第1の撮像信号に含まれる導光部由来ノイズ光の強度成分と第2の撮像信号である参照光の反射光の強度成分とが同等であればこれを相殺し、導光部由来ノイズ光を除去した鮮明な蛍光画像を生成することができる。

【0020】

上記参考例においては、前記励起光の導光により前記導光部において発生する導光部由来ノイズ光の光量を検出するノイズ光検出部と、該ノイズ光検出部により検出される導光部由来ノイズ光の光量と前記参照光の光量とが同等となるように前記参照光の光量を調節する参照光調節部とを備えることとしてもよい。

40

【0021】

このようにすることで、参照光調節部の作動により、参照光の光量が、ノイズ光検出部によって検出された導光部由来ノイズ光の光量と同等となるように調節される。したがって、画像演算部においては、単純に第1の撮像信号から第2の撮像信号を減算するだけで、導光部由来ノイズ光の強度成分を除去した蛍光画像を生成することができる。

【0022】

また、上記参考例においては、前記参照光調節部が、参照光の透過光量を可変するフィルタを備えることとしてもよい。

このようにすることで、簡易に参照光の光量と導光部由来ノイズ光の光量とを一致させることができる。

50

## 【発明の効果】

## 【0023】

本発明によれば、導光部において発生した導光部由来ノイズ光の影響を簡易な演算によって除去し、病変組織と正常組織との区別を容易にする鮮明な蛍光画像を取得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】

## 【0024】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る蛍光内視鏡装置の全体構成を示す図である。

【図2】図1の蛍光内視鏡装置の光源部から出射される光のタイムチャートである。

【図3】図1の蛍光内視鏡装置の画像演算部における処理を説明するフローチャートである。

10

【図4】図1の蛍光内視鏡装置の光源部の変形例を示す図である。

【図5】図4の光源部に用いられるフィルタターレットを示す図である。

【図6】図4の変形例において光源部から出射される光のタイムチャートである。

【図7】図5のフィルタターレットの透過率特性を示す図である。

【図8】図4の蛍光内視鏡装置に画像演算部における処理を説明するフローチャートである。

【図9】図1の蛍光内視鏡装置の光源部の他の変形例を示す図である。

【図10】図9の変形例において光源部から出射される光のタイムチャートである。

【図11】図9の蛍光内視鏡装置に画像演算部における処理を説明するフローチャートである。

20

【図12】図1の蛍光内視鏡装置の他の変形例を示す全体構成図である。

【図13】本発明の第2の実施形態に係る蛍光内視鏡装置の全体構成を示す図である。

【図14】図13の蛍光内視鏡装置の画像演算部における処理を説明するフローチャートである。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0025】

以下、本発明の第1の実施形態に係る蛍光内視鏡装置1について、図1～図3を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置1は、図1に示されるように、体腔内に挿入される細長い挿入部2と、該挿入部2の基端側に配置された光源部3および画像処理部4と、該画像処理部4に接続されたモニタ5とを備えている。

30

## 【0026】

前記挿入部2には、その基端側から先端側まで、長手方向に沿って配置され、光源部3からの光を導光するライトガイドファイバ6と、該ライトガイドファイバ6の先端側に配置され、導光されてきた光を拡散させて体腔内壁Aに照射する照明光学系7と、体腔内壁Aから戻る光を集光する対物レンズ8と、該対物レンズ8により集光された光を撮像する撮像部9とが備えられている。

## 【0027】

前記光源部3は、白色光および励起光を発生する白色光源10と、参照光を発生する参照光源11と、これら白色光および励起光と参照光とを同一光路に合流させるダイクロイックミラー12と、合流された白色光、励起光および/または参照光を前記ライトガイドファイバ6の入射端6aに集光するカップリングレンズ13と、2つの照射状態を切り替える照射制御部14とを備えている。図中、符号15は、参照光の光束径を調節するビームエキスパンダである。

40

## 【0028】

前記照射制御部14は、ビームエキスパンダ15とダイクロイックミラー12との間に配置され、オンオフにより光路を開閉する光チョッパ16と、該光チョッパ16をオンオフ制御するチョッパ駆動部17とを備えている。チョッパ駆動部17の作動により、図2に示されるように、合流させる参照光をオンオフさせることにより、白色光および励起光

50

が照射される第1の照射状態と、白色光、励起光および参照光が照射される第2の照射状態とが交互に切り替えられるようになっている。

【0029】

前記撮像部9は、対物レンズ8により集光された光を白色光と蛍光とに分岐するダイクロイックミラー18と、該ダイクロイックミラー18により分岐された白色光を集光する集光レンズ19と、該集光レンズにより集光された白色光を撮影するCCD等の白色光撮像装置20と、前記ダイクロイックミラー18により分岐された蛍光を集光する集光レンズ21と、該集光レンズ21により集光された蛍光を撮影するCCD等の蛍光撮像装置22とを備えている。図中、符号23は蛍光に含まれる励起光を遮断する励起光カットフィルタである。

10

【0030】

前記画像処理部4は、前記白色光撮像装置20により取得された白色光の撮像信号に基づいて白色光画像信号を生成する白色光画像生成部24と、前記蛍光撮像装置22により取得された蛍光の撮像信号に基づいて蛍光画像信号を生成する蛍光画像生成部25と、前記第1の照射状態において蛍光撮像装置22により取得された第1の画像信号と、前記第2の照射状態において蛍光撮像装置22により取得された第2の画像信号とを分離する蛍光画像信号分離部26と、分離された第1、第2の画像信号をそれぞれ記憶する第1、第2のメモリ27、28と、該第1、第2のメモリ27、28に記憶された第1、第2の画像信号を用いて演算処理を行う画像演算部29と、該画像演算部29において演算された結果生成される蛍光画像信号と、前記白色光画像生成部24において生成された白色光画像信号とを合成してモニタ5に出力する画像合成部30とを備えている。

20

【0031】

前記蛍光画像信号分離部26は、チョッパ駆動部17から出力される光チョッパ16の駆動状態を示す信号を受信して、この信号に同期して第1、第2のメモリ27、28への出力を切り替えるようになっている。

【0032】

前記画像演算部29は、予め定められた係数 $k$ を備えていて、図3に示されるように、まず、第1のメモリ27に記憶された第1の照射状態において取得された第1の画像信号を読み出し(ステップS1)、読み出された第1の画像信号に補正係数 $(k + 1)$ を乗算し、補正画像信号を算出するようになっている(ステップS2)。

30

【0033】

次いで、第2のメモリ28に記憶された第2の照射状態において取得された第2の画像信号を読み出し(ステップS3)、読み出された第2の画像信号を前記補正画像信号から減算するようになっている(ステップS4)。そして、減算して得られた信号を係数 $k$ で除算するようになっている(ステップS5)。

第1、第2のメモリ27、28の読み出しタイミングは、チョッパ駆動部17から出力される光チョッパ16の駆動状態を示す信号に同期して設定されている。

【0034】

すなわち、第1の画像信号は、体腔内壁Aから発生した蛍光信号 $S_f$ と、体腔内壁Aで反射した導光部由来ノイズ光信号 $S_n$ とを含むので $(S_f + S_n)$ と表される。また、第2の画像信号は、さらに、体腔内壁Aで反射する参照光信号 $S_r$ を含むので $(S_f + S_n + S_r)$ と表される。

40

【0035】

したがって、画像演算部29における上記手順を数式で示すと、最終的に取得される蛍光画像信号 $F$ は、

$$F = ( (k + 1) (S_f + S_n) - (S_f + S_n + S_r) ) / k \quad (1)$$

となる。

式(1)を変形すると、

$$F = ( (S_f + S_n) - S_r ) / k \quad (2)$$

となる。

50

## 【0036】

ここで、係数  $\alpha$  として、導光部由来ノイズ光信号  $S_n$  と参照光信号  $S_r$  との比、

$$\alpha = S_r / S_n \quad (3)$$

を実験的に求めておくことにより、式(2)は、

$$F = (\alpha(S_f + S_n) - S_n) / \alpha = S_f \quad (4)$$

と変形することができる。

すなわち、式(4)に示されるように、蛍光画像信号  $F$  として、導光部由来ノイズ光信号  $S_n$  を含まない蛍光信号  $S_f$  を演算により容易に取得することができることになる。

## 【0037】

このように構成された本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 によれば、蛍光と同一波長を含む波長帯域の参照光を励起光と切り替えて交互に照射し、得られた 2 種類の画像信号に基づいて、簡易かつ迅速に、導光部由来ノイズ光信号  $S_n$  を含まない蛍光画像信号  $F$  を生成することができる。したがって、体腔内壁 A の病変部から発生している蛍光を明るく際立たせた蛍光画像をモニタ 5 に表示することができ、病変部と正常部とを区別して精度よく診断することができる。

## 【0038】

なお、本実施形態においては、白色光源 10 からの白色光および励起光を照射し続け、参照光源 11 からの参照光を光チョップ 16 の駆動により断続させることで、第 1 の照射状態と第 2 の照射状態とを切り替えることとしたが、これに代えて、図 4 および図 5 に示されるように、励起光を透過させる励起光フィルタ 31a と、参照光を透過させる参照光フィルタ 31b とを備えるフィルタターレット 31 を採用してもよい。すなわち、白色光源の光路上においてフィルタターレット 31 を回転させ、励起光フィルタ 31a と参照光フィルタ 31b とを交互に切り替えて光路上に配置することにより、図 6 に示されるように、白色光源 10 から発せられる白色光から励起光と参照光とを交互に切り替えて選択的に透過させることができる。

## 【0039】

この場合に、蛍光画像信号分離部 26 および画像演算部 29 を同期駆動させる信号としては、フィルタターレット 31 を回転駆動するモータ 32 のモータ駆動部 33 から出力される信号を用いることにすればよい。

また、励起光の光量に対して発生する蛍光の光量は極めて微細であり、導光部由来ノイズ光の光量も微細であるため、該導光部由来ノイズ光を除去するために照射する参照光の光量も導光部由来ノイズ光の光量と同等にしておく必要がある。そこで、図 7 に示されるように、参照光フィルタ 31b の透過率を励起光フィルタ 31a の透過率と比較して十分に低く設定しておくことが好ましい。図 7 中の波長を示す数値は一例である。

## 【0040】

このとき、第 1 の照射状態において取得される第 1 の画像信号は、体腔内壁 A から発生した蛍光信号  $S_f$  と、体腔内壁 A で反射した導光部由来ノイズ光信号  $S_n$  とを含むので  $(S_f + S_n)$  と表される。また、第 2 の画像信号は、さらに、参照光信号  $S_r$  のみであり、 $S_r$  と表される。

## 【0041】

したがって、図 8 に示されるように、第 1 の画像信号を読み出し(ステップ S11)、読み出された第 1 の画像信号に補正係数  $\alpha$  を乗算して補正画像信号を生成し(ステップ S12)、第 2 の画像信号を読み出し(ステップ S13)、前記補正画像信号から第 2 の画像信号を減算し(ステップ S14)、さらに全体を補正係数  $\alpha$  で除算すること(ステップ S15)により、蛍光画像信号  $F$  として、

$$F = (\alpha(S_f + S_n) - S_r) / \alpha \\ = (S_f + S_n - S_n) / \alpha = S_f$$

を得ることができる。したがって、このようにすることでも、蛍光画像信号  $F$  として、導光部由来ノイズ光信号  $S_n$  を含まない蛍光信号  $S_f$  を演算により容易に取得することができることになる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 2 】

また、図 9 に示されるように、光チョッパ 1 6 により参照光をオンオフさせること代えて、白色光および励起光を光チョッパ 1 6 によりオンオフさせることにしてもよい。

この場合には、図 1 0 に示されるように、参照光が連続的に照射され、白色光および励起光が断続させられるので、第 1 の照射状態において取得される第 1 の画像信号は、参照光  $S_r$  のみであり、 $S_r$  と表される。また、第 2 の照射状態において取得される第 2 の画像信号は、参照光  $S_r$  に加えて、体腔内壁 A から発生した蛍光信号  $S_f$  と、体腔内壁 A で反射した導光部由来ノイズ光信号  $S_n$  とを含むので  $(S_f + S_n + S_r)$  と表される。

## 【 0 0 4 3 】

したがって、図 1 1 に示されるように、第 1 の画像信号を読み出し (ステップ S 2 1 )、読み出された第 1 の画像信号に補正係数  $(\gamma + 1) / \gamma$  を乗算して補正画像信号を生成し (ステップ S 2 3 )、第 2 の画像信号を読み出し (ステップ S 2 2 )、該第 2 の画像信号から前記補正画像信号を減算すること (ステップ S 2 4 ) により、蛍光画像信号 F として、

$$F = (S_f + S_n + S_r) - ((\gamma + 1) / \gamma) S_r \\ = (S_f + (\gamma + 1) S_n) - (\gamma + 1) S_n = S_f$$

を得ることができる。したがって、このようにすることでも、蛍光画像信号 F として、導光部由来ノイズ光信号  $S_n$  を含まない蛍光信号  $S_f$  を演算により容易に取得することができることになる。

## 【 0 0 4 4 】

また、本実施形態においては、撮像部 9 が挿入部 2 の先端部に配置されていることとしたが、これに代えて、図 1 2 に示されるように、挿入部 2 に、対物レンズ 8 により集光された光を伝播するイメージガイドファイバ 3 4 を配置し、撮像部 9 を挿入部 2 の基端側の画像処理部 4 内に配置することとしてもよい。これにより、挿入部 2 を細径化することが可能となる。

## 【 0 0 4 5 】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 について、図 1 3 および図 1 4 を参照して以下に説明する。

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装置 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。

## 【 0 0 4 6 】

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 は、図 1 3 に示されるように、ライトガイドファイバ 6 の一部を分岐したライトガイドファイバ部 6 A の先端を画像処理部 4 に接続し、画像処理部 4 に、励起光カットフィルタ 4 1、光量検出器 4 2 および補正係数算出部 4 3 を備えている。

分岐されたライトガイドファイバ部 6 A の長さは、挿入部 2 の先端側まで延びるライトガイドファイバ 6 の他の部分の長さと同じであることが好ましい。

## 【 0 0 4 7 】

励起光カットフィルタ 4 1 は、分岐されたライトガイドファイバ部 6 A を介して伝播されてくる励起光を遮断し、ライトガイドファイバ部 6 A 内で発生した導光部由来ノイズ光のみを透過させることができるようになっている。光量検出器 4 2 は、例えばフォトダイオードである。

補正係数算出部 4 3 は、予め定められた参照光  $S_r$  の強度を記憶していて、光量検出器 4 2 により検出される導光部由来ノイズ光  $S_n$  の強度を用いて除算することにより係数を式 ( 3 ) により算出するようになっている。

## 【 0 0 4 8 】

このように構成された本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 によれば、画像演算部 2 9 においては、チョッパ駆動部 1 7 から受信したチョッパ駆動信号に同期して、第 1 のメモリ 2 7 および補正係数算出部 4 3 から第 1 の画像信号および係数  $(\gamma + 1) / \gamma$  を読み出し (ステップ S 3 1 , S 3 2 )、読み出された第 1 の画像信号に補正係数  $(\gamma + 1) / \gamma$  を乗算し、補正画

10

20

30

40

50

像信号を算出する(ステップS33)。

【0049】

次いで、第2のメモリ28に記憶された第2の画像信号を読み出し(ステップS34)、読み出された第2の画像信号を前記補正画像信号から減算する(ステップS35)。そして、減算して得られた信号を係数で除算する(ステップS36)。これにより、式(1)~(4)に従って、導光部由来ノイズ光信号 $S_n$ を含まない蛍光信号 $S_f$ が生成される。

【0050】

本実施形態によれば、導光部由来ノイズ光 $S_n$ を検出して係数を逐次計算するので、導光部由来ノイズ光 $S_n$ がライトガイドファイバ6の状態、例えば、温度等の変化に伴って変動しても、係数を精度よく算出して、蛍光画像信号から導光部由来ノイズ光をより確実に除去することができるという利点がある。

10

【0051】

なお、ライトガイドファイバ部6Aにより発生した導光部由来ノイズ光の強度が参照光の強度と等しくなるように参照光を調節する音響光学素子のような可変フィルタ(図示略)を備えることとしてもよい。このようにすることで、係数=1に常に設定することができ、演算に用いる補正係数を単純化して、演算を容易にすることができるという利点がある。

【符号の説明】

【0052】

20

A 体腔内壁

1, 1 蛍光内視鏡装置

2 挿入部

3 光源部

6 ライトガイドファイバ(導光部)

9 撮像部

14 照射制御部

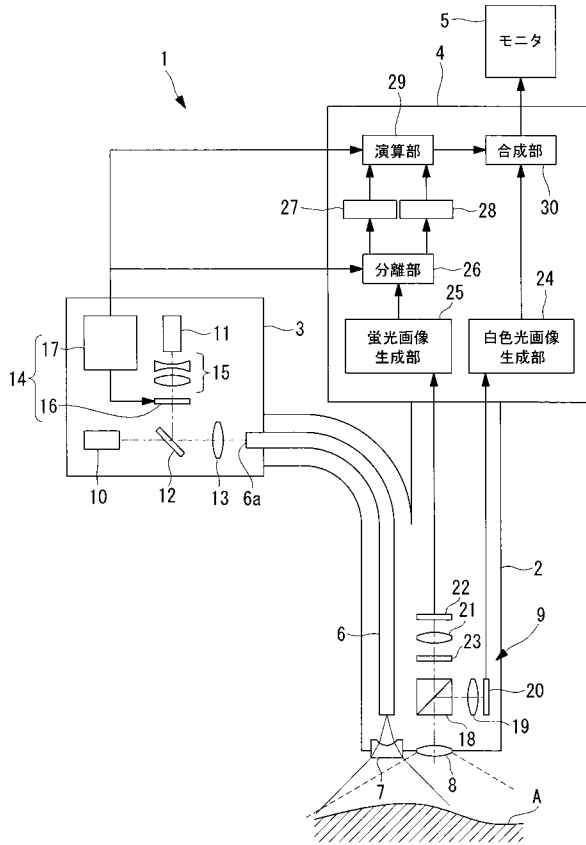
29 画像演算部

42 光量検出器(ノイズ光検出部)

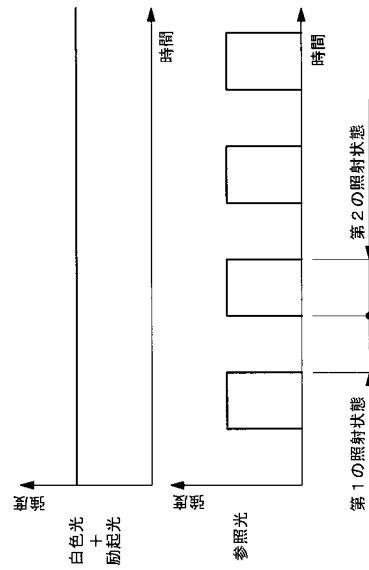
43 補正係数算出部(補正係数設定部)

30

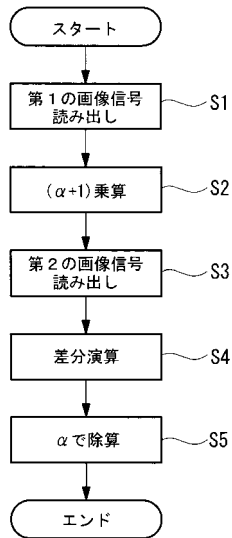
【図1】



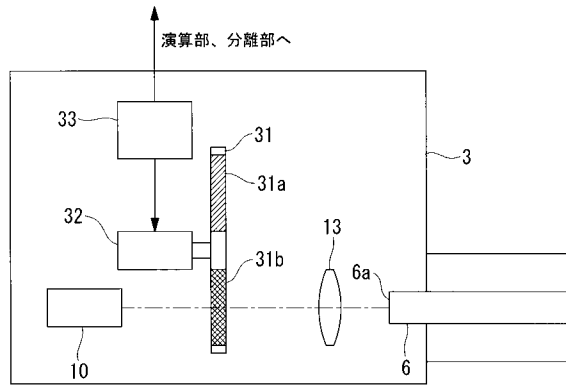
【図2】



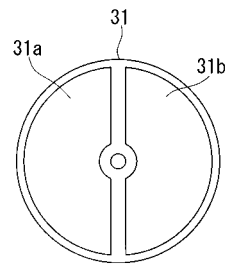
【図3】



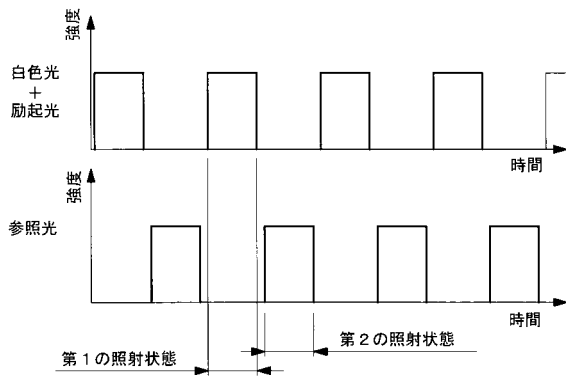
【図4】



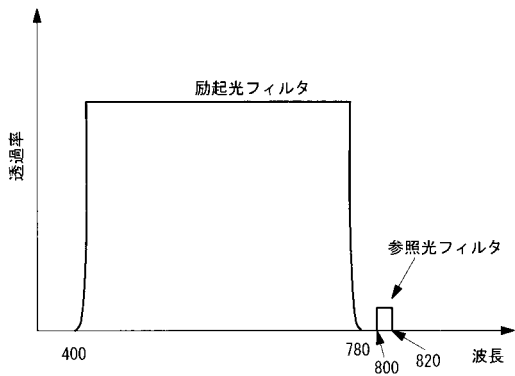
【図5】



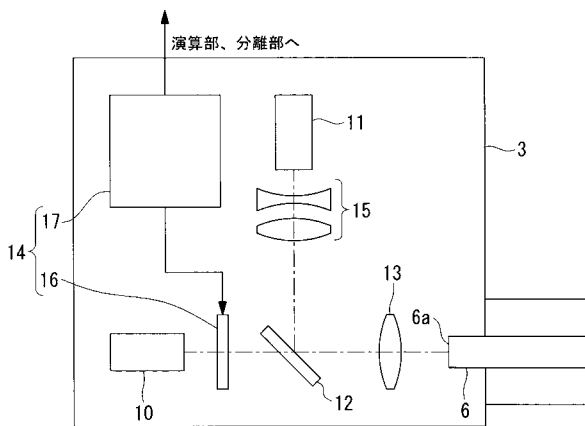
【図6】



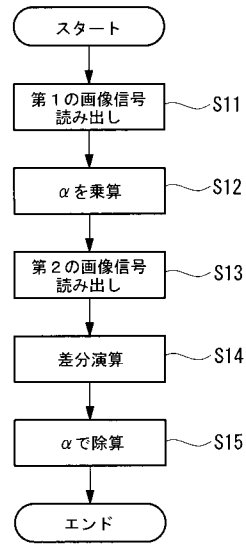
【図7】



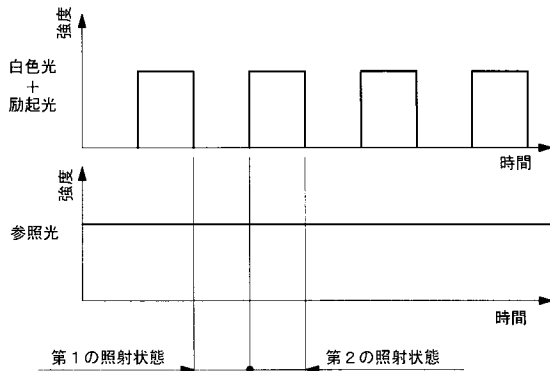
【図9】



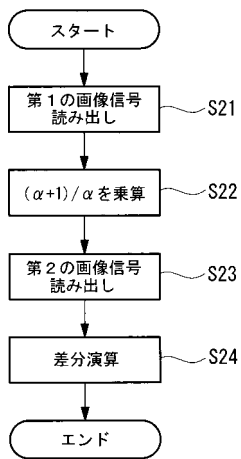
【図8】



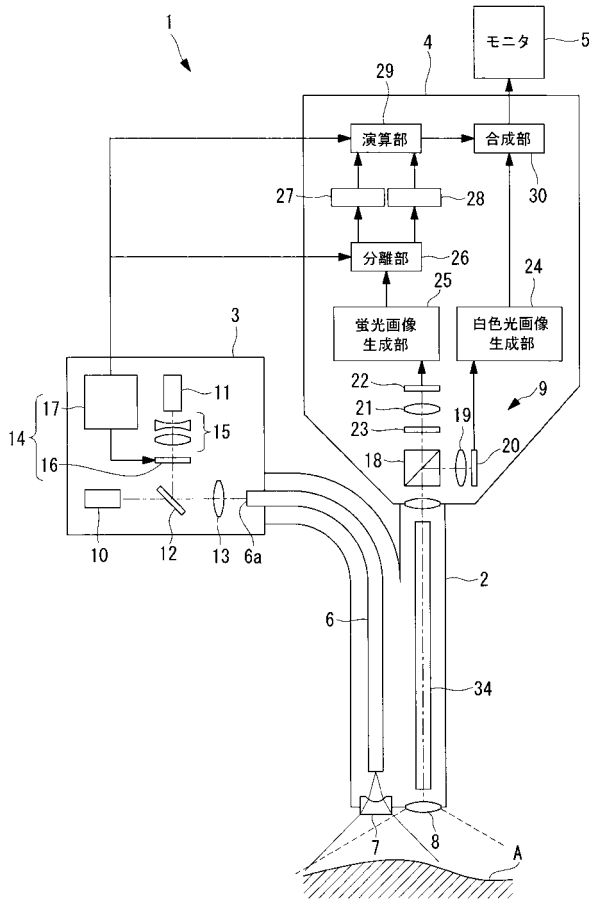
【図10】



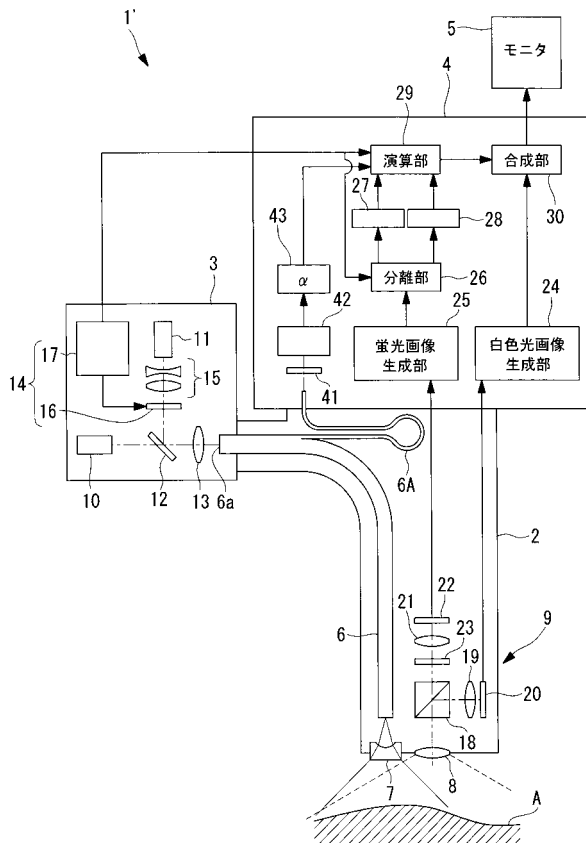
【図11】



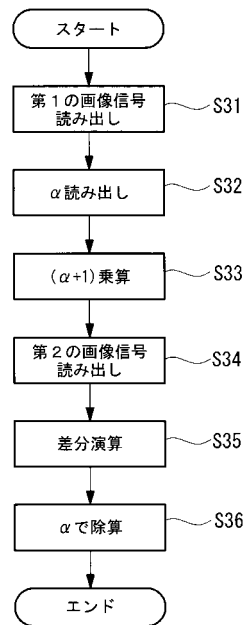
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-248721(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5203523B2</a>	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	JP2012069440	申请日	2012-03-26
[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	渡邊俊明 唐澤亮		
发明人	渡邊 俊明 唐澤 亮		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.611		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS22 4C161/TT13 4C161/MW17 4C161/YY12 4C161/YY18		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2012120888A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的目的是通过简单的计算消除来自光导的噪声光的影响，并获得易于区分患病组织和正常组织的清晰荧光图像。解决方案：插入体腔的插入部分2，布置在插入部分2的近端侧的激发光和包括由激发光产生的荧光的波长带的至少一部分的参考光光源单元3，用于将激发光和参考光引导到插入单元2的远端侧的光导单元6，用于将激发光照射到体腔壁A的第一照射状态和用于体腔壁A的参考光束照射控制单元14在要照射的第二照射状态，将荧光的反射光和从体腔壁A返回的参考光成像到插入单元2之间切换的成像单元9和在第一照射状态下获取的第一照射状态之间切换计算通过将成像信号1乘以根据参考光的强度确定的校正系数和在第二照射状态下获得的第二成像信号而获得的校正成像信号之间的差异，以获得荧光图像信号并且，荧光内窥镜装置1包括要生成的图像计算单元29。 [选图]图1

【图 1】

