

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5142564号  
(P5142564)

(45) 発行日 平成25年2月13日(2013.2.13)

(24) 登録日 平成24年11月30日(2012.11.30)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/04 (2006.01)** A 6 1 B 1/04 3 7 0  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-73393 (P2007-73393)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成19年3月20日 (2007.3.20)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2008-229026 (P2008-229026A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成20年10月2日 (2008.10.2)	(74) 代理人	100118913
審査請求日	平成22年3月19日 (2010.3.19)		弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			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	宮川 哲伸

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、  
 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、  
 前記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調節部により光量が調節された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。

【請求項 2】

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請求項1に記載の蛍光内視鏡装置。

【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。

【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

【発明の開示】

【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、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  
、前記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調節部により光量が調節された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

【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。

20

【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。

30

【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】

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。

40

【0014】

また、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ので、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。

【0016】

また、上記発明においては、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

50

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。

【0017】

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を備える蛍光内視鏡装置を提供する。

10

【0018】

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。

20

【0019】

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。

【0020】

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

【0021】

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。

40

【0022】

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としてもよい。

このようにすることで、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。

【発明の効果】

50

## 【 0 0 2 3 】

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。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 4 】

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。

10

## 【 0 0 2 5 】

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。

## 【 0 0 2 6 】

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。

20

## 【 0 0 2 7 】

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。

30

## 【 0 0 2 8 】

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。

## 【 0 0 2 9 】

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。

40

50

## 【 0 0 3 0 】

前記蛍光画像信号分離部 2 6 は、チョッパ駆動部 1 7 から出力される光チョッパ 1 6 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 2 7 , 2 8 への出力を切り替えるようになっている。

## 【 0 0 3 1 】

前記画像演算部 2 9 は、予め定められた係数  $\alpha$  を備えていて、図 3 に示されるように、まず、第 1 のメモリ 2 7 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 S 1 )、読み出された第 1 の画像信号に補正係数  $(\alpha + 1)$  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 S 2 )。

## 【 0 0 3 2 】

次いで、第 2 のメモリ 2 8 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 S 3 )、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 S 4 )。そして、減算して得られた信号を係数  $\alpha$  で除算するようになっている (ステップ S 5 )。

第 1 , 第 2 のメモリ 2 7 , 2 8 の読み出しタイミングは、チョッパ駆動部 1 7 から出力される光チョッパ 1 6 の駆動状態を示す信号に同期して設定されている。

## 【 0 0 3 3 】

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。

## 【 0 0 3 4 】

したがって、画像演算部 2 9 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、

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

となる。

式 ( 1 ) を変形すると、

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

となる。

## 【 0 0 3 5 】

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、

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

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。

## 【 0 0 3 6 】

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。

## 【 0 0 3 7 】

なお、本実施形態においては、白色光源 1 0 からの白色光および励起光を照射し続け、参照光源 1 1 からの参照光を光チョッパ 1 6 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 3 1 a と、参照光を透過させる参照光フィルタ 3 1 b とを備えるフィルタターレット 3 1 を採用してもよい。すなわち、白色光

10

20

30

40

50

源の光路上においてフィルタターレット 3 1 を回転させ、励起光フィルタ 3 1 a と参照光フィルタ 3 1 b 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 1 0 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。

【 0 0 3 8 】

この場合に、蛍光画像信号分離部 2 6 および画像演算部 2 9 を同期駆動させる信号としては、フィルタターレット 3 1 を回転駆動するモータ 3 2 のモータ駆動部 3 3 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 3 1 b の透過率を励起光フィルタ 3 1 a 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。

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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 S 1 1)、読み出された第 1 の画像信号に補正係数  $(+1)/$  を乗算して補正画像信号を生成し (ステップ S 1 2)、第 2 の画像信号を読み出し (ステップ S 1 3)、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 S 1 4)、さらに全体を補正係数  $(+1)/$  で除算すること (ステップ S 1 5) により、蛍光画像信号 F として、

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

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 1 】

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 2 】

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  $(+1)/$  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、

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

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 3 】

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

10

20

30

40

50

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 4 】

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 5 】

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 6 】

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 7 】

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、チョップ駆動部 1 7 から受信したチョップ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 (  $+ 1$  ) を乗算し、補正画像信号を算出する ( ステップ S 3 3 )。

【 0 0 4 8 】

次いで、第 2 のメモリ 2 8 に記憶された第 2 の画像信号を読み出し ( ステップ S 3 4 )、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 S 3 5 )。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 S 3 6 )。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。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

なお、ライトガイドファイバ部 6 A 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 ( 図省略 ) 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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 1 】

【 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。

10

20

30

40

50

【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。

【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。

10

【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。

【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。

【符号の説明】

【 0 0 5 2 】

A 体腔内壁

20

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

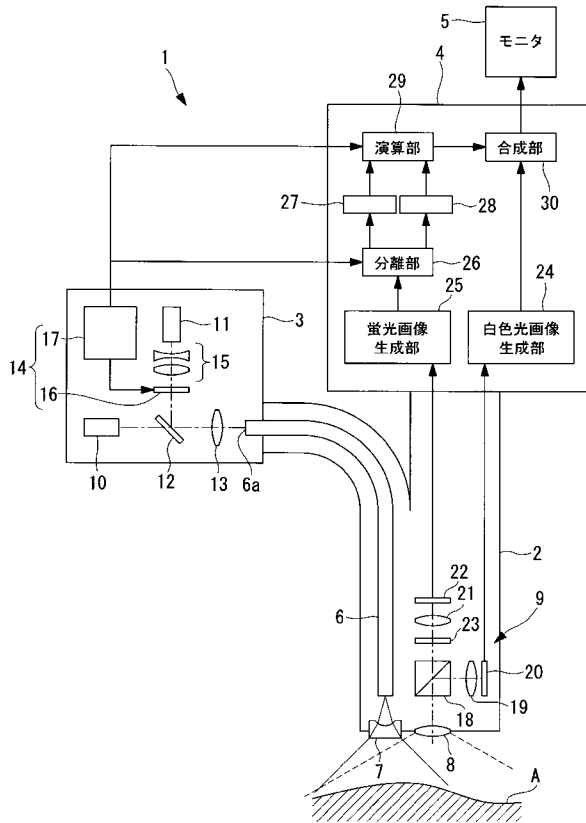
14 照射制御部

29 画像演算部

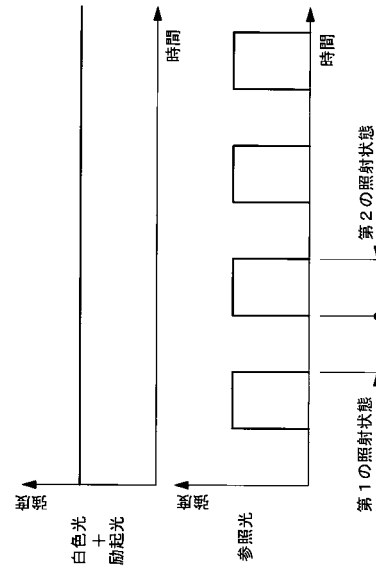
42 光量検出器(ノイズ光検出部)

43 補正係数算出部(補正係数設定部)

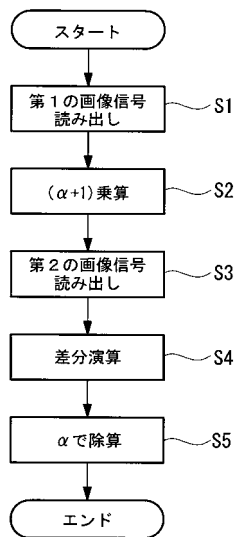
【図1】



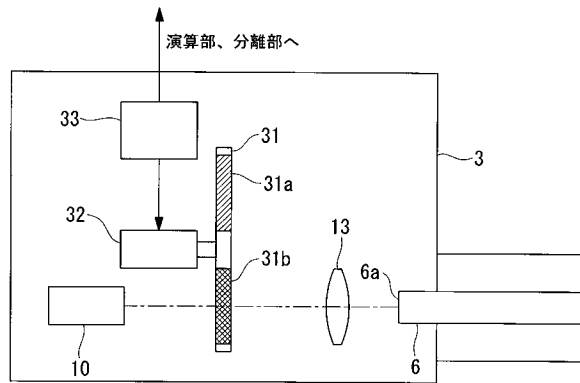
【図2】



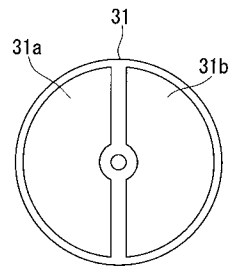
【図3】



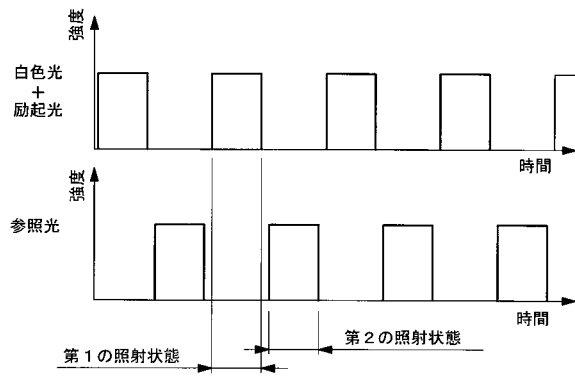
【図4】



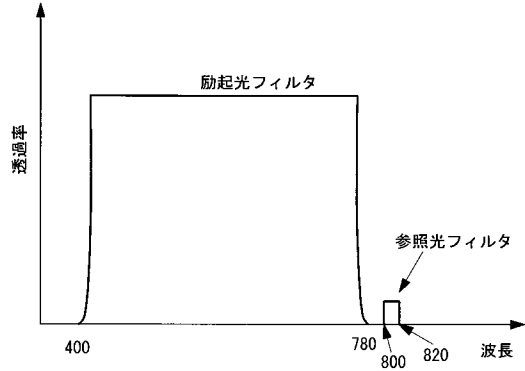
【図5】



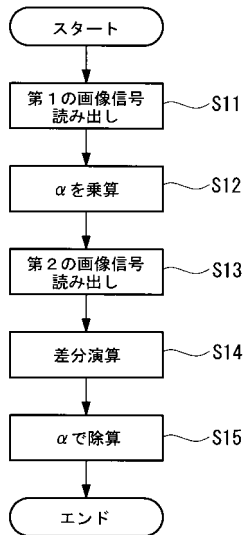
【図6】



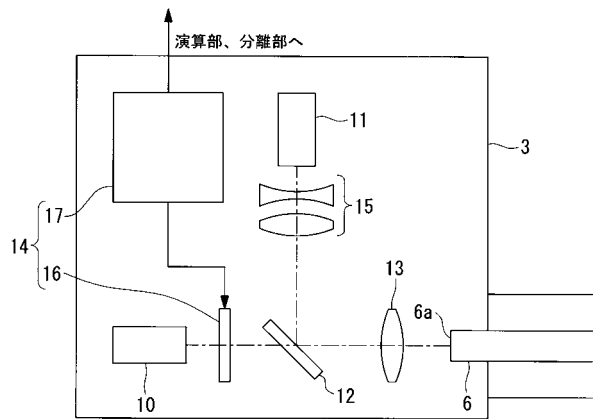
【図7】



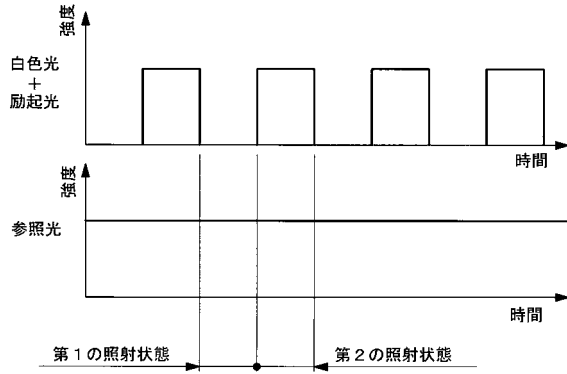
【図8】



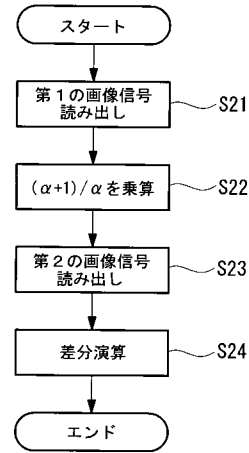
【図9】



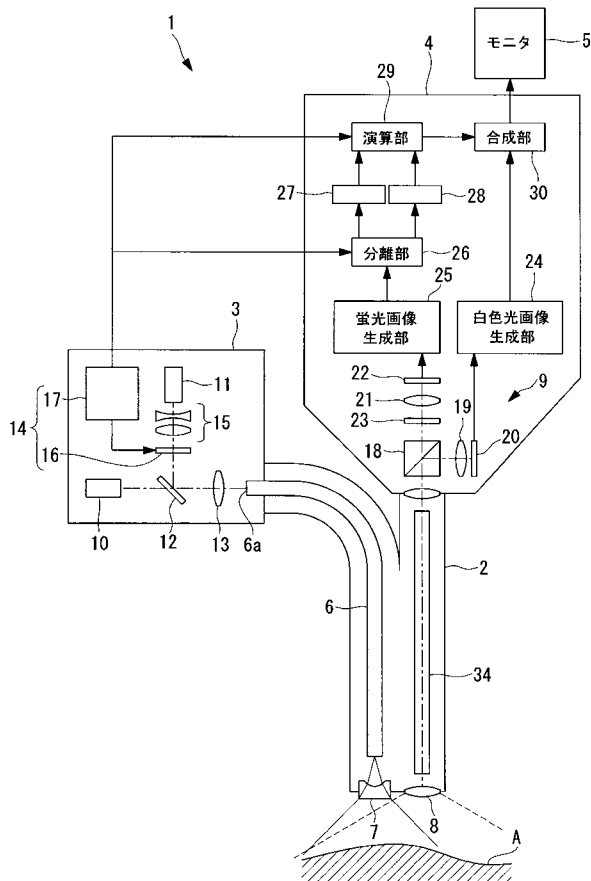
【図10】



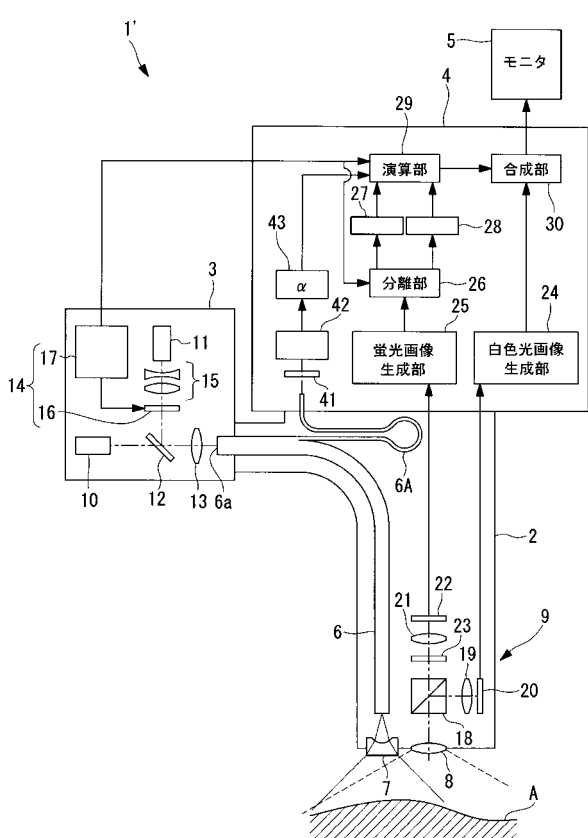
【図11】



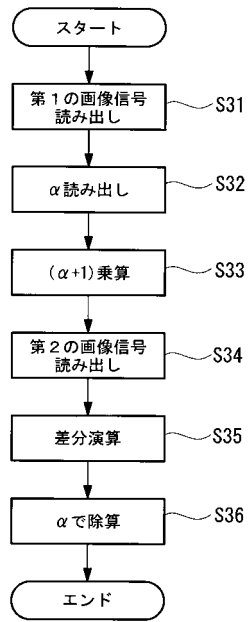
【図12】



【図13】



【 図 1 4 】



---

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="#">JP5142564B2</a>	公开(公告)日	2013-02-13
申请号	JP2007073393	申请日	2007-03-20
[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	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	H04N5/2256 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.611 A61B1/06.610 A61B1/07.730 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR05 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/TT12 4C061/WW05 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/TT12 4C161/WW05 4C161/YY12 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CB00 5C054/HA12		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2008229026A		
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在导光部分中产生的导光部分导出的噪声光的影响，并获得有助于区分患病组织和正常组织的清晰荧光图像。 解决方案：插入到体腔中的插入部分2，以及设置在插入部分2的近端侧上并且包括激发光和由激发光产生的荧光波长带的至少一部分的参考光。并且，导光单元6用于将从光源单元3发射的激发光和参考光引导到插入单元2的远端侧；以及由导光单元6引导的激发光照射控制单元14，其在光照射到体腔壁A的第一照射状态和参照光照射到体腔壁A的第二照射状态，从体腔壁A返回到插入部2的荧光和参考光之间切换。在成像单元9在第一照射状态下获取的第一成像信号中，以及在第二照射状态下获取的第二成像信号之间的差异以及产生荧光图像信号的图像操作单元29。 [选图]图1

【图 1】

