

(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2012-147927
(P2012-147927A)

(43) 公開日 平成24年8月9日(2012. 8. 9)

(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 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-8571 (P2011-8571)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成23年1月19日 (2011. 1. 19)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	寺川 祐樹 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

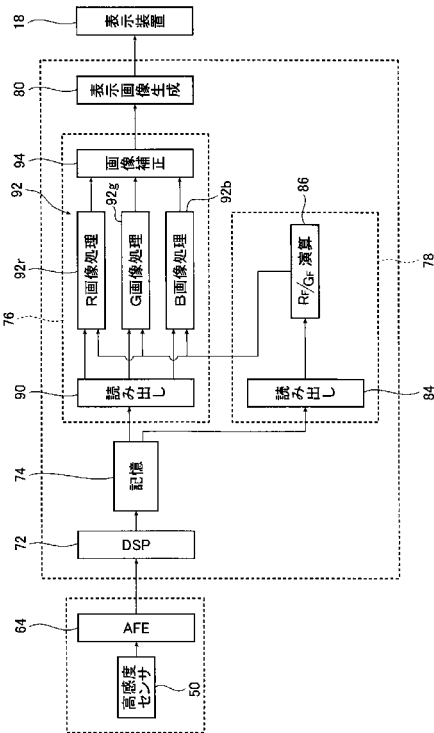
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 自家蛍光画像による内視鏡診断において、病変部を容易に識別できる画像が得られる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 励起光の照射による生体の自家蛍光を撮影した高感度センサ50は、生体組織が発する自家蛍光のR光およびG光と、励起光を観察部位に入射した際の生体からの反射光であるB光とを測光する。読み出し部84は、G蛍光信号およびR蛍光信号を読み出して演算部86に供給する。演算部86は、画像生成部76の蛍光処理部92に供給して自家蛍光画像を処理する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内の画像を光電的に撮影する内視鏡と、

生体内の蛍光成分を励起して蛍光を発光させる励起光を照射する蛍光観察用光源を有する光源装置と、

前記励起光の照射によって前記生体内の蛍光成分が発光した蛍光を前記内視鏡が撮影して得られた G 蛍光信号および R 蛍光信号を用いて、前記励起光の照射によって前記内視鏡が撮影した自家蛍光画像を処理する処理手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記蛍光観察用光源は、波長 370～470 nm の光を前記励起光として照射する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記内視鏡は、前記蛍光観察用光源が照射した前記励起光の反射光を受光して B 反射信号を取得し、前記自家蛍光画像の B 信号とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記処理手段は、R 蛍光信号を G 蛍光信号で除してなる『R 蛍光信号／G 蛍光信号』を用いて、前記自家蛍光画像の処理を行なう請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記処理手段は、前記自家蛍光画像信号の R 蛍光信号、G 蛍光信号および B 反射信号の少なくとも 1 つに、前記『R 蛍光信号／G 蛍光信号』を含む補正係数を乗じることにより、前記自家蛍光画像の処理を行なう請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記処理手段は、前記 R 蛍光信号に、1 に前記『R 蛍光信号／G 蛍光信号』を加算して得られる補正係数を乗じることにより、前記自家蛍光画像の処理を行なう請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記処理手段は、前記『R 蛍光信号／G 蛍光信号』に所定の係数 α を乗じた後に、1 に加算して前記補正係数を生成する請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記処理手段は、前記 G 蛍光信号および前記 B 反射信号の少なくとも 1 つに、1 から前記『R 蛍光信号／G 蛍光信号』を減算して得られる補正係数を乗じることにより、前記自家蛍光画像の処理を行なう請求項 4～7 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記処理手段は、前記『R 蛍光信号／G 蛍光信号』に所定の係数 α を乗じた後に、1 から減算して前記補正係数を生成する請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記処理手段は、前記 B 反射信号に対して、前記『R 蛍光信号／G 蛍光信号』を含む補正係数を用いた処理を行なわずに前記自家蛍光画像の処理を行なう請求項 3～9 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記内視鏡は、前記励起光の照射によって前記生体内の蛍光成分が発光した蛍光を撮像するための固体撮像素子を有し、

前記固体撮像素子の R 素子および G 素子は、前記励起光が通過せず、かつ、前記生体内の蛍光成分が発光した蛍光は通過するフィルタを介して、前記生体内の蛍光成分が発光した蛍光を撮影する請求項 1～10 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の自家蛍光を利用して診断を行なう内視鏡装置に関し、詳しくは、明るく、かつ、自家蛍光による病変部の識別が容易な内視鏡装置に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

医療分野において用いられている内視鏡装置による生体内部の観察としては、観察光として、白色光を生体の観察部位に入射して、生体からの反射光をCCDセンサ等で受光して、測光（光電変換）する、いわゆる通常光観察が一般的である。

【0003】

これに対して、近年では、生体内に存在する、紫外光～青光の照射によって蛍光する生体組織を利用する、いわゆる自家蛍光観察を行なう内視鏡装置も知られている。

この自家蛍光観察では、所定の波長帯域の光を、励起光として生体の観察部位に入射して、この励起光の入射によって生体組織が発生する蛍光をCCDセンサ等で測光する。生体内の正常部と病変部とでは、励起光の入射によって生体組織が発生する蛍光の強度等が異なる。従って、この自家蛍光を利用することにより、生体内の正常部位と病変部位を識別（判別）できる。

【0004】

このような自家蛍光観察を行なう内視鏡装置としては、例えば、特許文献1や特許文献2に記載される装置が知られている。

特許文献1に記載される装置では、励起光を観察部位に入射し、観察部位からの反射光および自家蛍光を、正常部と異常部とで自家蛍光強度が異なる第1のスペクトル帯域と、同自家蛍光強度が同一の第2のスペクトル帯域とに分光してCCDセンサ等の光検出器で測光する。この第1のスペクトル帯域での測光結果を例えばG（緑）チャンネルに、第2のスペクトル帯域での測光結果を例えばR（赤）チャンネルに、それぞれ、振り分けることにより、疑似カラー画像を生成して、自家蛍光観察を行なう。

【0005】

他方、特許文献2に記載される内視鏡装置では、所定の波長帯域を有する照明光と、生体組織の蛍光を発光させる励起光とを、所定の周期で、順次、観察部位に照射して、CCDセンサ等で撮像し、照明光による第1の画像信号と、生体の自家蛍光による第2の画像信号とを得る。この第1の画像信号および第2の画像信号を記憶して、前記周期に応じて同期させ、一方の画像信号を表示のためのR、G、およびB（青）チャンネルの1チャンネルあるいは2チャンネルに割り振り、他方の画像信号を残りのチャンネルに割り振ることにより、同様に疑似カラー画像を生成して、自家蛍光観察を行なう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第3810337号公報

【特許文献2】特開2006-43289号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

前述のように、病変部と正常部とでは、生体組織による自家蛍光の強度等が異なる。そのため、自家蛍光観察の画像によって、病変部と正常部との判別を行なうことができる。

ところが、従来の自家蛍光観察を行なう内視鏡装置は、前記特許文献1および特許文献2にも示されるように、生体組織の自家蛍光あるいはさらに生体からの反射光を受光して、これを表示用のR、GおよびBのチャンネルに割り振って疑似カラー画像を表示するのみである。

ここで、周知のように、生体組織の自家蛍光は、強度（発光量）が低い。そのため、このような単純な疑似カラー画像では、病変部と正常部とが明確に識別できない場合も多い。

【0008】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解決することにある、励起光を入射して生体組織の自家蛍光を測光する自家蛍光観察を行なう内視鏡装置において、生体組織の自家蛍

光によって病変部と正常部とを明確に識別することができる内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

前記目的を達成するために、本発明は、生体内の画像を光電的に撮影する内視鏡と、生体内の蛍光成分を励起して蛍光を発光させる励起光を照射する蛍光観察用光源を有する光源装置と、前記励起光の照射によって前記生体内の蛍光成分が発光した蛍光を前記内視鏡が撮影して得られたG蛍光信号およびR蛍光信号を用いて、前記励起光の照射によって前記内視鏡が撮影した自家蛍光画像を処理する処理手段とを有することを特徴とする内視鏡装置を提供する。

10

【0010】

このような本発明の内視鏡装置において、前記蛍光観察用光源は、波長370～470nmの光を前記励起光として照射するのが好ましい。

また、前記内視鏡は、前記蛍光観察用光源が照射した前記励起光の反射光を受光してB反射信号を取得し、前記自家蛍光画像のB信号とするのが好ましい。

【0011】

また、前記処理手段は、R蛍光信号をG蛍光信号で除してなる『R蛍光信号／G蛍光信号』を用いて、前記自家蛍光画像の処理を行なうのが好ましい。

この際において、前記処理手段は、前記自家蛍光画像信号のR蛍光信号、G蛍光信号およびB反射信号の少なくとも1つに、前記『R蛍光信号／G蛍光信号』を含む補正係数を乗じることにより、前記自家蛍光画像の処理を行なうのが好ましい。

20

また、前記処理手段は、前記R蛍光信号に、1に前記『R蛍光信号／G蛍光信号』を加算して得られる補正係数を乗じることにより、前記自家蛍光画像の処理を行なうのが好ましい。

さらに、前記処理手段は、前記『R蛍光信号／G蛍光信号』に所定の係数 α を乗じた後に、1に加算して前記補正係数を生成するのが好ましい。

また、前記処理手段は、前記G蛍光信号および前記B反射信号の少なくとも1つに、1から前記『R蛍光信号／G蛍光信号』を減算して得られる補正係数を乗じることにより、前記自家蛍光画像の処理を行なうのが好ましい。

さらに、前記処理手段は、前記『R蛍光信号／G蛍光信号』に所定の係数 α を乗じた後に、1から減算して前記補正係数を生成するのが好ましい。

30

【0012】

さらに、前記処理手段は、前記B反射信号に対して、前記『R蛍光信号／G蛍光信号』を含む補正係数を用いた処理を行わずに前記自家蛍光画像の処理を行なうのが好ましい。

また、前記内視鏡は、前記励起光の照射によって前記生体内の蛍光成分が発光した蛍光を撮像するための固体撮像素子を有し、前記固体撮像素子のR素子およびG素子は、前記励起光が通過せず、かつ、前記生体内の蛍光成分が発光した蛍光は通過するフィルタを介して、前記生体内の蛍光成分が発光した蛍光を撮影するのが好ましい。

【発明の効果】

40

【0013】

上記構成を有する本発明の内視鏡装置は、病変部と正常部とで、緑領域の自家蛍光と赤領域の自家蛍光との強度が逆になるという特性を利用することにより、病変部を強調することができる。

従って、本発明によれば、病変部と正常部との識別を正確に行い、適正な診断を行なうことが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の内視鏡装置の一例の概略斜視図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置の構成を概念的に示すブロック図である。

50

【図 3】励起光カットフィルタおよび高感度センサの構成を概念的に示す図である。

【図 4】図 1 に示す内視鏡装置の処理部を概念的に示すブロック図である。

【図 5】生体の病変部および正常部が生じる自家蛍光スペクトルの一例である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の内視鏡装置について、添付の図面に示される好適実施例に基づいて詳細に説明する。

【0016】

図 1 に、本発明の内視鏡装置の一例の概略斜視図を示し、図 2 に、図 1 に示す内視鏡装置の構成を概念的に示す。

【0017】

図示例の内視鏡装置 10 は、内視鏡 12 と、内視鏡 12 が撮影した画像の処理等を行なうプロセッサ装置 14 と、内視鏡 12 での観察（撮影）を行なうための励起光を供給する光源装置 16 とを有して構成される。

また、プロセッサ装置 14 には、内視鏡が撮影した画像を表示する表示装置 18 と、各種の指示等を入力するための入力装置 20 とが接続される。なお、プロセッサ装置 14 には、さらに、内視鏡が撮影した画像をハードコピーとして出力するプリンタ（記録装置）等が接続されてもよい。

本発明の内視鏡装置 10 は、白色光を観察光とする、いわゆる通常光観察と、観察部位に励起光を入射して、生体組織の自家蛍光を測光して画像とする、いわゆる自家蛍光観察（以下、蛍光観察とする）とを行なうことができる装置である。

【0018】

図 2 に示すように、内視鏡 12 は、CCD センサ等の撮像素子を用いて、生体内の画像を光電的に撮影する、いわゆる電子内視鏡である。この内視鏡 12 は、通常の内視鏡と同様、挿入部 26 と、操作部 28 と、ユニバーサルコード 30 と、コネクタ 32 と、ビデオコネクタ 36 とを有する。

内視鏡 12 は、観察時（診断時）には、ビデオコネクタ 36 がプロセッサ装置 14 の接続部 14a に、コネクタ 32 が光源装置 16 の接続部 16a に、それぞれ接続される。なお、コネクタ 32 には、通常の内視鏡と同様、観察部位の吸引や送気を行なう吸引手段や送気手段、観察部位に水を噴射するための吸水手段等が接続される。

【0019】

また、通常の内視鏡と同様、内視鏡 12 の挿入部 26 は、基端側の長尺な軟性部 38 と、CCD センサ等が配置される先端のスコープ部（内視鏡先端部）42 と、軟性部 38 とスコープ部 42 との間の湾曲部（アングル部）40 とを有し、さらに、操作部 28 には、湾曲部 40 を湾曲させる、操作ノブ 28a や静止画を撮影するための撮影ボタン等が設けられる。

【0020】

図 2 に概念的に示すように、スコープ部 42 には、撮影レンズ 46、CCD センサ 48、高感度 CCD センサ 50、励起光カットフィルタ 52、ハーフミラー 54、照明用レンズ 56、光ファイバ 58、レンズ等を保護するためカバーガラス（図示省略）等が配置される。

【0021】

なお、図示は省略するが、内視鏡 12 には、鉗子等の各種の処置具を挿通するための鉗子チャンネルおよび鉗子口、吸引、送気、送水等を行うための送気／送水チャンネルおよび送気／送水口等も設けられる。

鉗子チャンネルは、湾曲部 40 および軟性部 38 を通って操作部 28 に設けられる鉗子挿入口に連通し、送気／送水チャンネルは、湾曲部 40、軟性部 38、操作部 28、およびユニバーサルコード 30 を通って、コネクタ 32 の吸引手段、送気手段、送水手段との接続部に連通する。

【0022】

10

20

30

40

50

光ファイバ５８は、湾曲部４０、軟性部３８、操作部２８、およびユニバーサルコード３０を通して、光源装置１６に接続されるコネクタ３２まで挿通されている。

後述する光源装置１６が照射する観察光および励起光は、コネクタ３２から光ファイバ５８に入射して、光ファイバ５８で伝搬されて、スコープ部４２において、光ファイバ５８の先端部から、照明用レンズ５６に入射して、照明用レンズ５６によって観察部位に照射される。

【００２３】

また、観察光が照射された観察部位の画像（生体による反射光）は、ＣＣＤセンサ４８によって撮影される。また、励起光の照射によって観察部位の生体組織が発光した自家蛍光（以下、蛍光とする）、および、励起光が生体に反射された反射光は、高感度ＣＣＤセンサ５０によって撮影される。

10

【００２４】

ＣＣＤセンサ４８は、Ｒ（赤）光、Ｇ（緑）光およびＢ（青）光を測光することにより、カラー画像を撮像（撮影）する、一般的な内視鏡やデジタルカメラ等に利用されている通常のカラーのＣＣＤセンサである。従って、ＣＣＤセンサ４８からは、Ｒ画像、Ｇ画像、およびＢ画像の信号が出力される。

他方、高感度ＣＣＤセンサ５０（以下、高感度センサ５０とする）は、Ｒ（赤）光、Ｇ（緑）光およびＢ（青）光を測光する、微弱（低光量）な入射光も検出して信号を出力できる、高感度なＣＣＤセンサである。従って、高感度センサ５０からは、Ｒ画像、Ｇ画像、および、Ｂ画像の信号が出力される。

20

このようなＣＣＤセンサ４８および高感度センサ５０を含むスコープ部４２に関しては、後に詳述する。

【００２５】

なお、本発明において、撮像素子はＣＣＤセンサ４８に限定はされず、ＣＭＯＳイメージセンサ等、公知の各種の撮像素子が利用可能である。

また、高感度センサは、高感度なＣＣＤセンサに限定はされず、高感度な撮像素子であれば、ＣＭＯＳイメージセンサ等、公知の各種の撮像素子が利用可能である。

【００２６】

ＣＣＤセンサ４８および高感度センサ５０の出力信号は、信号線によって、スコープ部４２から湾曲部４０、軟性部３８、操作部２８、ユニバーサルコード３０、およびコネクタ３２を通してビデオコネクタ３６に送られる。

30

【００２７】

図示例においては、ビデオコネクタ３６に、ＡＦＥ（Analog Front End）基板６４が配置される。

ＡＦＥ基板６４には、一例として、相関二重サンプリング回路、アンプ（自動利得制御回路）、およびＡ／Ｄ変換器が配置される。ＣＣＤセンサ４８や高感度センサ５０の出力信号は、ＡＦＥ基板６４において、相関二重サンプリングによるノイズ除去、アンプによる増幅を行なわれ。さらに、Ａ／Ｄ変換器によってアナログ信号からデジタル信号に変換されて、デジタルの画像信号として、プロセッサ装置１４（後述するＤＳＰ７２）に、出力される。

40

なお、本発明の内視鏡装置において、これらの処理は、ビデオコネクタ３６ではなく、コネクタ３２で行なってもよく、あるいは、プロセッサ装置１４で行なってもよい。

【００２８】

前述のように、内視鏡装置１０において、内視鏡１２のコネクタ３２は、光源装置１６の接続部１６ａに接続される。

光源装置１６は、生体内での観察を行なうための観察光、および、生体組織に蛍光を発光させるための励起光を、内視鏡１２に供給するものである。前述のように、光源装置１６から内視鏡１２に供給された観察光および励起光は、コネクタ３２から光ファイバ５８に入射して伝搬されて、挿入部２６先端のスコープ部４２から観察部位に照射される。

【００２９】

50

図 2 に概念的に示すように、内視鏡装置 10 において、光源装置 16 は、白色光を照射する白色光光源 60 と、蛍光観察を行なうための励起光を照射する励起光光源 62 と、光ファイバ 60a および 62a とを有する。

【0030】

白色光光源 60 は、いわゆる内視鏡での通常光観察に用いられる観察光である白色光を照射するものである。

従って、図示例の内視鏡装置 10 においては、白色光光源 60 のみ用いて、カラーの CCD センサである CCD センサ 48 のみで画像を撮影することにより、白色光を観察光として用いる通常光観察を行なうことができる。

【0031】

白色光光源 60 には、特に限定はなく、キセノンランプや自然光 LED 等、内視鏡装置等で利用されている白色光を照射可能な光源が、各種、利用可能である。

また、本件出願人による特開 2009-56248 号の公報等に例示される、光源から発せられる第一の波長帯域の光で蛍光体を励起させて、第二の波長帯域の光を生じさせ、第一および第二の波長帯域の光を混合することで白色の照明光を生成する光源（光源装置）も、白色光光源 60 として好適に利用可能である。

【0032】

他方、励起光光源 62 は、生体内の生体組織、例えば、ポルフィリン、NADH (nicotinamide adenine dinucleotide の還元型)、NADPH (nicotinamide adenine dinucleotide phosphate の還元型)、FAD (flavin adenine dinucleotide) 等を励起して、（自家）蛍光を発光させる、励起光を照射する光源である。

【0033】

励起光には、特に限定はなく、生体組織を励起して蛍光を発光させることができる波長の光が、全て利用可能である。

中でも、後述する生体組織による R 蛍光および G 蛍光の発光強度の逆特性を好適に発現できる等の点で、波長 370～470 nm の光（この波長範囲内にピーク（最高強度）を有する光）が、励起光として好適に利用される。特に、前記逆特性の発現に加え、生体の安全性もより確実に確保できる等の点で、波長 400～450 nm の光は、より好適に利用可能である。

【0034】

励起光光源 62 としては、生体組織に蛍光を発生させる励起光を十分な強度で照射できる各種の光源が、全て、利用可能である。

励起光光源 62 としては、一例として、上記波長範囲内にピークを有する LED 等の各種のレーザ光源が、好適に例示される。また、前述の特許文献 2 に示されるような、キセノンランプなどの白色光光源と、励起光に対応する所定波長帯域の光を透過させるフィルタとを用いる光源も、励起光光源 62 として、利用可能である。

【0035】

白色光光源 60 が照射した白色光（通常光観察の観察光）は、光ファイバ 60a によって伝搬されて、接続部 16a から内視鏡 12 のコネクタ 32 に供給され、コネクタ 32 から光ファイバ 58 に供給される。他方、励起光光源 62 が照射した励起光は、光ファイバ 62a によって伝搬されて、同様に、接続部 16a から内視鏡 12 のコネクタ 32 に供給され、コネクタ 32 から光ファイバ 58 に供給される。

光ファイバ 58 に供給された白色光および励起光は、前述のように、光ファイバ 58 によって伝搬され、スコープ部 42 側の光ファイバ 58 の端部から出射して、照明用レンズ 56 によって、生体内の観察部位に照射される。

【0036】

観察光が照射された観察部位の画像（生体による反射光）、および、励起光の照射によって観察部位の生体組織が発光した蛍光は、撮影レンズ 46 およびハーフミラー 54 によって、CCD センサ 48 および高感度センサ 50 に結像され、撮影される。

すなわち、スコープ部 42 には、結像レンズ 46 の光軸上にハーフミラー 54 が配置さ

10

20

30

40

50

れている。このハーフミラー 54 を通過した光は、CCD センサ 48 に入射／結像され、ハーフミラー 54 によって反射された光は、励起光カットフィルタ 52 に入射し、一部の光が通過して、高感度センサ 50 に入射／結像される。

【0037】

ここで、図示例の内視鏡装置 10 において、自家蛍光画像の撮影を行なうために励起光を照射した際は、高感度センサ 50 の B 素子には、生体内の観察部位によって反射された励起光の反射光が入射し、生体の観察部位の構造を撮影する。一方、高感度センサ 50 の R 素子および G 素子には、自家蛍光の光が入射する。

そのため、励起光カットフィルタは、R 素子および G 素子に対応する所定の位置で、励起光の波長の光を遮蔽するように構成されている。

10

【0038】

図 3 は、励起光カットフィルタ 52 および高感度センサ 50 の構成を概念的に示す図である。

図 3 に示すように、励起光カットフィルタ 52 は、高感度センサ 50 の R 素子および G 素子に対応する位置において、励起光の波長の光を遮蔽するフィルタである。

すなわち、撮影レンズ 46 を通過した光のうち、高感度センサ 50 の R 素子および G 素子に入射する光は、高感度センサ 50 に入射する前に、励起光カットフィルタ 52 に入射し、励起光以外の波長の光が励起光カットフィルタ 52 を通過して、高感度センサ 50 の R 素子および G 素子に入射する。

一方、高感度センサ 50 の B 素子に入射する光は、全ての波長の光が励起光カットフィルタ 52 を通過して、高感度センサ 50 の B 素子に入射する。

20

【0039】

すなわち、自家蛍光画像の撮影のために励起光を照射した際には、高感度センサ 50 は、R 素子において、自家蛍光による R 光を検出し、G 素子において、自家蛍光による G 光を検出し、B 素子において、励起光の反射光である B 光を検出する。高感度センサ 50 が検出した R の蛍光、G の蛍光、B の反射光から自家蛍光画像を生成する。

【0040】

前述のとおり、励起光の入射によって生体組織が発生する自家蛍光は、強度（発光量）が低い。そのため、蛍光を検出するための高感度センサ 50 の R 素子および G 素子に励起光の反射光が入射すると、ノイズ等の原因となり、自家蛍光による R 光および G 光を精度よく検出することができない。

30

これに対して、高感度センサ 50 の R 素子および G 素子に対応する位置において、励起光の波長の光を遮蔽する励起光カットフィルタ 52 を配置することにより、高感度センサ 50 は、微弱な自家蛍光による R 光および G 光を精度よく検出することができる。

【0041】

また、前述のとおり、高感度センサ 50 は、B 素子において、生体の観察部位から反射された励起光の反射光を検出する。すなわち、自家蛍光による光を検出しない B 素子は、生体の観察部位から反射された励起光の反射光を検出して、生体の観察部位の構造を撮影する。これにより、自家蛍光による R 光および G 光の検出では得られない観察部位の構造をモノクロの画像（B の輝度画像）として得ることができる。

40

このように、自家蛍光による光を検出しない B 素子が、生体の観察部位から反射された励起光の反射光を検出する構成とすることにより、1 つのセンサで自家蛍光による画像と、反射光による画像とを取得することができ、蛍光観察を行なう際に、観察部位の構造を撮影するためのセンサを、自家蛍光画像を撮影するためのセンサと別に設ける必要がない。

【0042】

励起光カットフィルタ 52 は、高感度センサ 50 の R 素子および G 素子に対応する位置において、励起光を遮蔽して、励起光よりも長波長側（少なくとも R 光領域を含む波長域）の光を透過するフィルタが、各種、利用可能である。

一例として、励起光の最大波長以下の光は遮蔽し、励起光の最大波長を超える長波長側

50

の光を透過するフィルタが例示される。すなわち、励起光光源 70 が中心波長が 400 nm のレーザ光源であれば、波長が 420 nm 以下の光を遮蔽し（好ましくは波長が 410 nm 以下の光を遮蔽し）、それ以上の長波長側の光を透過する励起光カットフィルタが、例示される。

また、励起光が、前記特許文献 2 に示されるような帯域制限フィルタによって生成された励起光である場合には、この特許文献 2 に示されるような、公知の励起光カットフィルタが、各種、利用可能である。

【0043】

内視鏡装置 10 において、通常光観察を行なう場合には、光源装置 16 は、白色光光源 60 のみから連続的に白色光（観察光）を照射して、CCD センサ 48 のみで撮影を行なうことにより、通常の内視鏡装置における通常光観察と同様にして、通常光画像を撮影する。

一方、蛍光観察を行なう場合には、光源装置 16 は、励起光光源 62 のみから連続的に励起光を照射して、高感度センサ 50 で撮影を行なうことにより、自家蛍光画像を撮影する。

【0044】

なお、本発明において、CCD センサ 48 および高感度センサ 50 への光路（光）の振り分けは、ハーフミラー 54 によって行なう構成に限定はされず、光路への全反射ミラーの出し入れによって行なってもよい。

また、本発明の内視鏡装置 10 に用いられる内視鏡は、図示例のように、CCD センサ 48 および高感度センサ 50 への光路を振り分けて、1つの撮影レンズ 46 に対して、通常光観察用と蛍光観察用との2つの撮像素子を設ける、いわゆる1レンズ2センサの構成にも限定はされない。例えば、同じ観察部位の通常光観察画像と蛍光画像とを切り替えて撮影することができれば、通常光観察用の撮像素子と蛍光観察用の撮像素子の、それぞれに対応して撮像レンズを設ける、2レンズ2センサの構成であってもよい。

【0045】

前述のように、CCD センサ 48 および高感度センサ 50 の出力信号は、ビデオコネクタ 36 に送られて、AFE 64 によって A/D 変換等の処理を行なわれ、デジタルの画像（デジタル画像信号（画像データ／画像情報））として、プロセッサ装置 14（その処理部 14a）に供給される。

【0046】

プロセッサ装置 14 は、内視鏡 12 から供給（出力）された通常光観察画像および自家蛍光画像（以下、両者を区別する必要がある場合には、まとめて単に『画像』とも言う）に所定の処理を施して、内視鏡 12 が撮影した画像として表示装置 18 に表示すると共に、内視鏡装置 10 の制御を行なうものである。

図示例において、プロセッサ装置 14 は、画像の処理部 14a、および、プロセッサ装置 14 自身を含む内視鏡装置 10 の全体を制御する制御部 14b を有する。

【0047】

図 4 に、プロセッサ装置 14 における画像の処理部 14a を、ブロック図によって概念的に示す。

図 4 に示すように、処理部 14a は、DSP 72 と、記憶部 74 と、画像生成部 76 と、蛍光画像処理部 78 と、表示画像生成部 80 とを有する。

【0048】

プロセッサ装置 14 において、内視鏡 12 から供給された画像は、DSP 72 に供給される。

DSP 72 は、公知の DSP (Digital Signal Processor) であって、供給された自家蛍光画像に、ガンマ補正、色補正処理等の所定の処理を施した後、記憶部（メモリ）74 の所定領域に記憶させる。

【0049】

通常光画像または自家蛍光画像が記憶部 74 に記憶されると、画像生成部 76 もしくは

10

20

30

40

50

蛍光画像処理部 78 が、画像を読み出し、所定の処理を施す。

【0050】

蛍光画像処理部 78 は、読み出し部 84 および R_F/G_F 演算部 86 を有する。この蛍光画像処理部 78 は、蛍光観察を行なう場合にのみ作用する。

蛍光観察を行なう場合に、蛍光画像処理部 78 の読み出し部 84 は、制御部 14b による制御の下、記憶部 74 に、高感度センサ 50 によって撮影された自家蛍光画像が記憶された際に、自家蛍光画像を読み出し、 R_F/G_F 演算部 86 に供給する。前述のように、蛍光観察の場合には、高感度センサ 50 は、励起光の入射によって生体組織が発する自家蛍光の R 光および G 光と、励起光を観察部位に入射した際の生体からの反射光である B 光とを測光し、自家蛍光画像を撮影する。従って、読み出し部 84 は、R の蛍光画像 R_F および G の蛍光画像 G_F を読み出して、 R_F/G_F 演算部 86 に供給する。

R_F/G_F 演算部 86 は、供給された蛍光画像 R_F および蛍光画像 G_F を用いて、この蛍光画像 R_F と蛍光画像 G_F との比である R_F/G_F を演算して、後述する画像生成部 76 の蛍光処理部 92 に供給する。

【0051】

他方、画像生成部 76 は、読み出し部 90、蛍光処理部 92、および、画像補正部 94 を有する。

画像生成部 76 の読み出し部 90 は、制御部 14b による制御の下、記憶部 74 に記憶された画像を読み出す。

ここで、通常光観察の場合に、記憶部 74 に記憶される画像は、通常光画像である。従って、通常光観察の場合に、読み出し部 90 が読み出すのは、R の通常画像 R_N 、G の通常画像 G_N 、および、B の通常画像 B_N である。

他方、蛍光観察の場合に、記憶部 74 に記憶される画像は、自家蛍光画像である。従って蛍光観察の場合に、読み出し部 90 が読み出すのは、R の蛍光画像 R_F 、G の蛍光画像 G_F 、および、B の蛍光画像 B_F である。

【0052】

。

蛍光処理部 92 は、蛍光撮影を行なう場合にのみ、作用する。従って、通常光観察の際には、読み出し部 84 が読み出した、通常画像 R_N 、通常画像 G_N および通常画像 B_N は、蛍光処理部 92 では何も処理も行なわず（蛍光処理部 92 を通過して）、R の画像 R_D 、G の画像 G_D 、および、B の画像 B_D として、画像補正部 94 に供給される。

画像補正部 94 は、R、G および B の画像に、 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理などによる色変換処理；画面内の血管と粘膜との色味の差をつけて血管が見易くなるように、画像の平均的な色味よりも血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する色彩強調処理；シャープネス処理や輪郭強調などの像構造強調処理；等の画像補正を行なって、表示に対応する画像として、表示信号生成部 80 に送る。

【0053】

これに対し、蛍光観察を行なう際には、読み出し部 90 が読み出した、R の蛍光画像 R_F 、G の蛍光画像 G_F 、および、B の蛍光画像 B_F に、蛍光処理部 92 で所定の処理を施した後に、画像 R_D 、画像 G_D および画像 B_D として、画像補正部 94 に供給し、先と同様の画像補正を行なって、表示に対応する画像として、表示信号生成部 80 に供給する。

【0054】

蛍光処理部 92 は、R 画像処理部 92r、G 画像処理部 92g および B 画像処理部 92b を有する。各画像処理部は、自家蛍光画像（その各画素）に対して、 R_F/G_F 演算部 86 が算出した R_F/G_F （自家蛍光画像の各画素に対応する R_F/G_F ）を用いた処理を行なうものであり、R 画像処理部 92r は蛍光画像 R_F を処理して R の画像 R_D を、G 画像処理部 92g は蛍光画像 G_F を処理して G の画像 G_D を、B 画像処理部 92b は蛍光画像 B_F を処理して B の画像 B_D を、それぞれ、生成する。

【0055】

具体的には、図示例において、蛍光処理部 92 の各画像処理部は、それぞれ、下記式（

10

20

30

40

50

1) ~ (3) によって、自家蛍光画像を R_F / G_F で処理して、画像 R_D 、画像 G_D および画像 B_D を生成する。

$$R_D = R_F \times |1 + \alpha \times (R_F / G_F)| \cdots (1)$$

$$G_D = G_F \times |1 - \alpha \times (R_F / G_F)| \cdots (2)$$

$$B_D = B_F \cdots (3)$$

なお、上記式において、 α は、好ましい態様として用いられるものであり、病変部における R_F / G_F が 1 に近づき、好ましくは、さらに、正常部における R_F / G_F が 0 に近づくように、適宜、設定された係数である。

【0056】

図 5 に、中心波長が 380 nm のレーザ光源から照射した光を、励起光として生体（人の大腸粘膜）に照射した際における、生体組織の自家蛍光スペクトルを示す。

なお、図 5 において、横軸は自家蛍光の波長を、縦軸は自家蛍光の強度を示すものであり、また、通常の線が病変部の自家蛍光で、破線が正常部の自家蛍光である。

【0057】

B 光や青紫光を励起光として入射した際に生じる蛍光において、R の蛍光 R_F は、主にポルフィリンに起因する蛍光であり、G の蛍光 G_F は、主に NADH や NADPH に起因する蛍光であると考えられる。

ここで、R の蛍光 R_F を見ると、例えば 630 nm 付近の蛍光特性に示されるように、正常部では、それほど強い蛍光を示さないが、病変部では蛍光が非常に強くなっている。これに対し、G の蛍光 G_F は、例えば、470 ~ 530 nm 付近の蛍光特性に示されるように、正常部では強い蛍光を示すが、病変部では、差程、強い蛍光は示さない。すなわち、B 光を励起光として入射した際に生体組織が発生する蛍光 R_F と蛍光 G_F とは、正常部と病変部とで、強度が逆の特性を有している。

【0058】

この病変部と正常部との蛍光 R_F と蛍光 G_F との逆特性を利用することにより、病変部を強調することができる。

すなわち、病変部では、蛍光 R_F が強で蛍光 G_F が弱であるので R_F / G_F は、大きくなり、正常部では、逆に、蛍光 R_F が弱で蛍光 G_F が強であるので R_F / G_F は、小さくなる。従って、これを利用して、自家蛍光画像の蛍光画像 R_F に、 R_F / G_F を乗ずる、加算する等の処理を行なうことにより、自家蛍光画像において病変部の強調を行なって病変部を赤で強調した画像を得ることができる。また、自家蛍光画像の蛍光画像 G_F に、 R_F / G_F を除算する、減算する等の処理を行なうことにより、自家蛍光画像において病変部で蛍光画像 G_F の抑制を行なって、病変部を蛍光画像 R_F で、すなわち赤で強調した画像を得ることができる。

また、前述のとおり、蛍光画像 B_F は、励起光の反射光を検出して取得した画像であり、生体の構造を撮影したものであるので、式 (3) に示すように、 R_F / G_F での処理を行わず、蛍光画像 B_F をそのまま画像 B_D とすることにより、生体の構造を好適に画像に表示することができる。

【0059】

ここで、図示例においては、好ましい態様として、 R_F / G_F が大きくなる病変部では、 R_F / G_F が 1 に近づき、 R_F / G_F が小さくなる正常部では、 R_F / G_F が 0 に近づくように設定された係数 α を用いている。

また、R 画像では、 $\alpha \times R_F / G_F$ を 1 に加算して蛍光画像 R_F に乗じて画像 R_D を算出し、他方、G 画像では、 $\alpha \times R_F / G_F$ を 1 から減算して、蛍光画像 G_F に乗算して、画像 G_D を、それぞれ算出している。

【0060】

従って、蛍光処理部 92 で処理された自家蛍光画像は、正常部では、いずれも、 R_F / G_F が 0 (0 に近い値) であるので、R、G および B 画像共に、通常画像には 1 (1 に近い値) が乗じられる。従って、正常部では、自家蛍光画像と、画像 R_D 、画像 G_D および画像 B_D との間に、大きな画像の変化は無い。

これに対し、蛍光処理部 9 2 で処理された自家蛍光画像は、病変部では、蛍光画像 R_F に 2 (2 に近い値) が乗じられ、画像 R_D は、蛍光画像 R_F を 2 倍に強調した画像となる。また、病変部では、蛍光画像 G_F には、共に、0 (0 に近い値) が乗じられるので、画像 G_D は、共に、0 に近い画像となる。

すなわち、この例では、正常部に対して、病変部が赤色で強調された画像が得られる。

【0061】

以上の説明より明らかなように、本発明によれば、正常部と病変部とにおける蛍光 R_F と蛍光 G_F との逆特性を利用することにより、蛍光画像において、病変部で自家蛍光の強度が大きくなる蛍光画像 R_F を強調し、病変部ではさほど強い蛍光を示さない蛍光画像 G_F を抑制することができ、病変部を、蛍光 R_F の色で強調表示することができる。

10

従って、本発明の内視鏡装置によれば、病変部を強調した、蛍光画像によって、正確な病変部と正常部との識別を行なうことができる。

【0062】

前述のように、係数 α は、蛍光処理部 9 2 での R_F / G_F を用いた通常画像の処理において、好ましい態様として用いられるものであり、病変部における R_F / G_F が 1 に近づくように、適宜、設定される係数である。より好ましくは、係数 α は、病変部における R_F / G_F が 1 に近づき、さらに、正常部における R_F / G_F が 0 に近づくように、適宜、設定された係数である。

このような係数 α を用いることにより、各色の画像が不要に大きく／小さくなることを防止して、よりバランスよく好適な病変部の強調を行なうことができる。

20

【0063】

このような係数 α は、高感度センサ 5 0 の分光感度特性 (フィルタの帯域特性や素子の (分光) 感度)、光源装置 1 6 が照射する励起光の波長 (分光特性)、励起光カットフィルタ 5 2 の分光特性 (フィルタ特性) 等の内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 の装置特性に応じて、病変部における R_F / G_F が 1 に近づく (1 となる) ような係数 α を、適宜、設定すればよい。好ましくは、上記装置特性に応じて、病変部における R_F / G_F が 1 に近づき、かつ、正常部における R_F / G_F が 0 に近づく (0 となる) ような係数 α を、適宜、設定すればよい。

【0064】

前述のように、係数 α は、好ましい態様として用いられるものであり、必ずしも、用いる必要はない。また、前述のような内視鏡装置 1 0 の装置特性によっては、係数 α を用いなくても、病変部における R_F / G_F が 1 に近い値となり、あるいはさらに、正常部における R_F / G_F が 0 に近い値となる。

30

また、1 に R_F / G_F を加減算して、蛍光画像 R_F および G_F を処理するのにも限定はされず、 R_F / G_F を、そのまま蛍光画像に乗算して、画像 R_D および G_D を算出してもよい。あるいは、 R_F / G_F を、そのまま蛍光画像に加算、あるいは、減算して、画像 R_D および G_D を算出してもよい。

【0065】

また、以上の例では、R 画像および G 画像に対して、 R_F / G_F を含む補正係数での処理を行なって、G 画像に対しては、 R_F / G_F を含む補正係数での処理を行わずに、画像 R_D 、 G_D および B_D を算出しているが、本発明は、これに限定はされない。

40

例えば、R 画像は上記 (1) 式に示される演算を行ない、G 画像は上記 (2) 式に示される演算を行ない、さらに、B 画像にも、 R_F / G_F を含む補正係数での処理を行なって、 $B_D = B_F \times |1 - \alpha \times (R_F / G_F)|$ として、画像 R_D 、 G_D および B_D を算出してもよい。あるいは、R 画像は上記 (1) 式に示される演算を行ない、G 画像および B 画像は何の処理も行なわずに、画像 R_D 、 G_D および B_D を算出してもよい。

あるいは、R 画像には何の処理も行なわずに、G 画像は上記 (2) 式に示される演算を行ない、B 画像は上記 $B_D = B_F \times |1 - \alpha \times (R_F / G_F)|$ の演算を行なって、G 画像および B 画像を抑制することで、R 画像を強調して、画像 R_D 、 G_D および B_D を算出してもよい。

50

【0066】

前述のように、読み出し部90が読み出した通常画像 R_N 、 G_N および B_N は、通常光観察の場合には蛍光処理部92では何の処理も行なわれずに、画像 R_D 、 G_D および B_D として画像補正部94に供給される。また、蛍光観察の場合には、読み出し部90が読み出した自家蛍光画像 R_F 、 G_F および B_F は、蛍光処理部92で R_F/G_F によって処理された後に、画像 R_D 、 G_D および B_D として画像補正部94に供給される。

画像 R_D 、 G_D および B_D は、画像補正部94において、色変換処理や像構造強調処理等の所定の処理を施された後に、表示用の画像（通常光観察画像／蛍光画像）として、表示画像生成部80に供給される。

【0067】

表示信号生成部80は、画像生成部76から供給された通常光観察画像や蛍光画像に、色空間の変換や拡大／縮小等の必要な処理を行い、また、画像の割り付けや被検者の氏名などの文字情報の組み込み等の必要な処理を行なって、合成画像を組み込んだ表示用の画像を生成し、表示装置18に、この画像を表示させる。

【0068】

以下、蛍光観察を行なう場合を例に、内視鏡装置10の作用の一例を説明する。

入力装置20によって、内視鏡12による撮影開始が指示されると、光源装置16では、励起光光源62を点灯する。同時に、内視鏡12では、高感度センサ50が、撮影を開始する。

励起光光源が照射した励起光は、光ファイバ62aによって伝搬されて、接続部16bから内視鏡12のコネクタ32に供給される。

【0069】

内視鏡12のコネクタ32に供給された励起光は、光ファイバ58がスコープ部42まで伝搬して、スコープ部42において、光ファイバ58の先端から出射して、生体の観察部位に照射される。

励起光が照射され、高感度センサ50が撮影を行い、観察部位の生体組織が発した蛍光の R および G と、励起光の反射光の B とからなる自家蛍光画像が出力される。

【0070】

高感度センサ50の出力信号は、AFE基板64に供給される。AFE基板64は、高感度センサ50の出力信号に、相関二重サンプリングによるノイズ除去、増幅、A/D変換等を行い、デジタルの画像信号として、プロセッサ装置14（処理部14a）のDSP72に供給する。

DSP72は、供給された画像（画像信号）にガンマ補正、色補正処理等の所定の処理を施した後、処理済の画像を記憶部74の所定部位に記憶させる。

【0071】

画像信号が記憶部74に記憶されると、高感度センサ50が撮影した R の蛍光画像 R_F および G の蛍光画像 G_F を、蛍光画像処理部78の読み出し部84が読み出して、 R_F/G_F 演算部86に供給する。

また、 R_F/G_F 演算部86は、 R_F/G_F を演算して、蛍光処理部92（ R 画像処理部92r、 G 画像処理部92gおよび B 画像処理部92b）に供給する。

【0072】

また、画像生成部76の読み出し部90が、 R の蛍光画像 R_F 、 G の蛍光画像 G_F および B の蛍光画像 G_F を、読み出して、蛍光処理部92に供給する。

蛍光処理部92では、 R 画像処理部92rが蛍光画像 R_F を、 G 画像処理部92gが蛍光画像 G_F を、 B 画像処理部92bが蛍光画像 B_F を、それぞれ、前述の式（1）、式（2）、式（3）によって R_F/G_F で処理して、画像 R_D 、画像 G_D および画像 B_D を、演算する。

【0073】

蛍光処理部92で得られた画像 R_D 、画像 G_D および画像 B_D は、次いで、画像補正部94において、色変換処理や像構造処理等の所定の画像補正を施されて、表示用の画像とし

10

20

30

40

50

て表示画像生成部 80 に表示され、表示画像生成部 80 によって、蛍光画像として表示装置 18 に表示される。

この表示画像は、前述のように、蛍光観察によって撮影された病変部を赤で強調した画像であるので、正常部と病変部との認識が容易な画像である。

【0074】

以上、本発明の内視鏡装置について詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【0075】

例えば、図示例の内視鏡装置 10 においては、蛍光観察の際に、高感度センサ 50 の B 素子は、生体の観察部位で反射された励起光の反射光を検出し、生体の構造をモノクロ画像として撮影する構成としたが、本発明はこれに限定はされず、蛍光観察の際には、高感度センサ 50 の B 素子は何も検出しない構成としてもよい。高感度センサ 50 の B 素子が何も検出しない構成の場合には、B の画像には R または G の画像を割り当ててもよい。

【0076】

また、図示例の内視鏡装置 10 においては、式 (1) ~ (3) に示すように、蛍光画像 R_F を演算して得られる画像を画像 R_D に割り当て、蛍光画像 G_F を演算して得られる画像を画像 G_D に割り当て、蛍光画像 B_F を演算して得られる画像を画像 B_D に割り当てる構成としたが、本発明はこれに限定はされず、蛍光画像を演算して得られる画像の割り当ては、どのような組み合わせでもよい。

例えば、蛍光画像 R_F を演算して得られる画像を画像 G_D に割り当てて、 $G_D = R_F \times |1 + \alpha \times (R_F / G_F)|$ とし、蛍光画像 G_F を演算して得られる画像を画像 B_D に割り当てて、 $B_D = G_F \times |1 - \alpha \times (R_F / G_F)|$ とし、蛍光画像 B_F を演算して得られる画像を画像 R_D に割り当てて、 $R_D = B_F$ としてもよい。

【符号の説明】

【0077】

- 10 内視鏡装置
- 12 内視鏡
- 14 プロセッサ装置
- 16 光源装置
- 18 表示装置
- 20 入力装置
- 26 挿入部
- 28 操作部
- 30 ユニバーサルコード
- 32 コネクタ
- 36 ビデオコネクタ
- 38 軟性部
- 40 湾曲部
- 42 スコープ部
- 46 撮影レンズ
- 48 CCD センサ
- 50 高感度 (CCD) センサ
- 52 励起光カットフィルタ
- 54 ハーフミラー
- 56 照明用レンズ
- 58、60a、62a 光ファイバ
- 60 白色光光源
- 62 励起光光源
- 64 AFE 基板
- 72 DSP

10

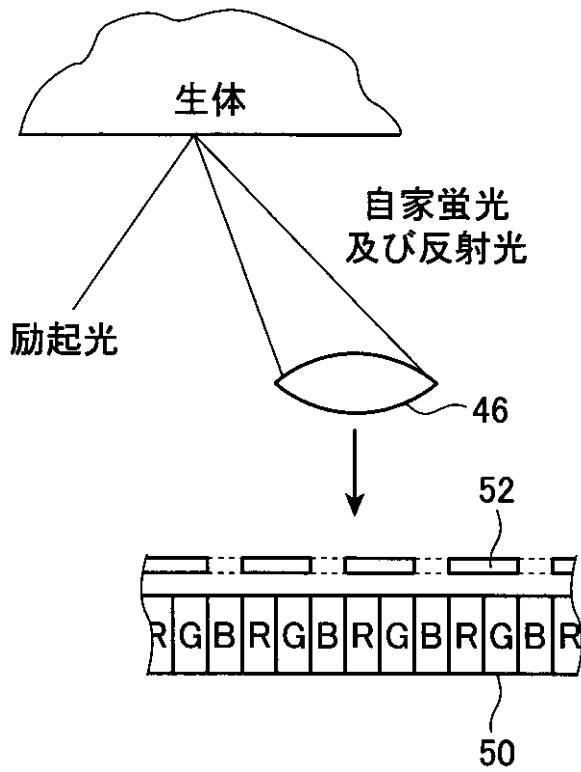
20

30

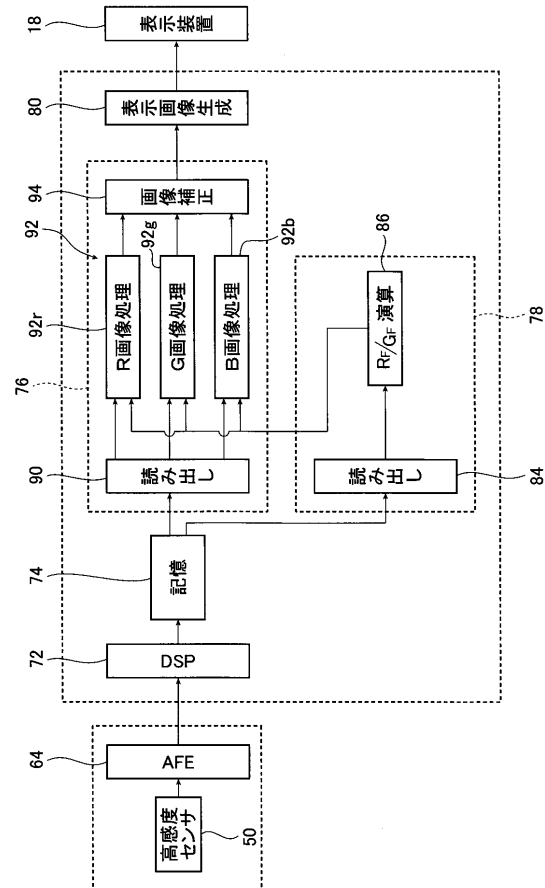
40

50

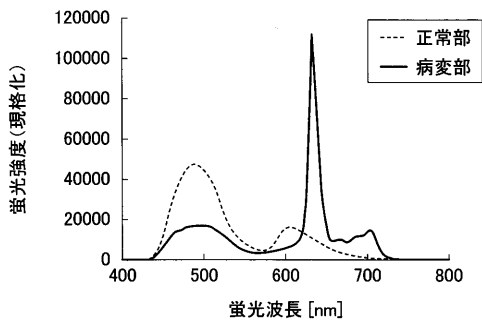
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2H040 CA04 GA02 GA05 GA06 GA10 GA11
4C061 CC06 GG01 HH54 LL02 QQ02 QQ04 RR22 SS21 SS23 TT01
WW17
4C161 CC06 GG01 HH54 LL02 QQ02 QQ04 RR22 SS21 SS23 TT01
WW17

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2012147927A	公开(公告)日	2012-08-09
申请号	JP2011008571	申请日	2011-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	寺川祐樹		
发明人	寺川 祐樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0669		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/26.B G02B23/24.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/04.531 A61B1/045.616 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR22 4C061/SS21 4C061/SS23 4C061/TT01 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR22 4C161/SS21 4C161/SS23 4C161/TT01 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5485190B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置能够利用自发荧光图像获得能够容易地在内窥镜诊断中识别病变的图像。 解决方案：高灵敏度传感器50通过激发光的照射来拍摄生物体的自发荧光，当激发光进入观察点时，该传感器用于反射从活体组织发出的自发荧光的R光和G光以及活体的反射。 测量作为光的B光。 读取单元84读取G荧光信号和R荧光信号，并将它们提供给算术单元86。 计算单元86提供图像生成单元76的荧光处理单元92以处理自发荧光图像。 [选择图]图4

