

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3862582号
(P3862582)

(45) 発行日 平成18年12月27日(2006.12.27)

(24) 登録日 平成18年10月6日(2006.10.6)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 8 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2002-89107 (P2002-89107)	(73) 特許権者	000005201
(22) 出願日	平成14年3月27日(2002.3.27)		富士フイルムホールディングス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-79568 (P2003-79568A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成15年3月18日(2003.3.18)	(74) 代理人	100073184
審査請求日	平成16年3月8日(2004.3.8)		弁理士 柳田 征史
(31) 優先権主張番号	特願2001-199131 (P2001-199131)	(74) 代理人	100090468
(32) 優先日	平成13年6月29日(2001.6.29)		弁理士 佐久間 剛
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	千代 知成
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士写真フイルム株式会社内
		(72) 発明者	林 克巳
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士写真フイルム株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光画像取得方法および装置並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

励起光を含む照明光を観察部に照射することにより該観察部において得られる蛍光に基づいて、該観察部の蛍光診断画像を取得する蛍光診断画像取得手段を備えた蛍光画像取得装置において、

白色光を前記観察部に照射することにより該観察部において得られる反射光に基づいて、該観察部の通常画像を取得する通常画像取得手段と、

前記通常画像の色情報、前記蛍光の強度および異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値のいずれかに基づいて、前記観察部における第1の仮妨害領域を検出し、該第1の仮妨害領域において、該第1の仮妨害領域の検出に用いた情報以外のいずれかの情報に基づいて、前記観察部における第2の仮妨害領域を検出し、該第2の仮妨害領域において、前記第1および前記第2の仮妨害領域の検出に用いた情報以外の情報に基づいて、前記観察部に付着した妨害因子を表す妨害領域を検出する妨害領域検出手段とを備えたことを特徴とする蛍光画像取得装置。

【請求項2】

励起光を含む照明光を観察部に照射することにより該観察部において得られる蛍光に基づいて、該観察部の蛍光診断画像を取得する蛍光診断画像取得手段を備えた蛍光画像取得装置において、

前記蛍光に基づいて、前記蛍光の強度および異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を取得する手段と、

10

20

前記蛍光の強度および前記蛍光演算値に基いて、前記観察部に付着した妨害因子を表す妨害領域を検出する妨害領域検出手段とを備えたことを特徴とする蛍光画像取得装置。

【請求項 3】

前記妨害領域検出手段は、前記蛍光の強度および前記蛍光演算値のいずれか一方に基づいて、前記観察部における仮妨害領域を検出し、該仮妨害領域において前記蛍光の強度および前記蛍光演算値のいずれか他方に基づいて、前記妨害領域を検出する手段であることを特徴とする請求項 2 記載の蛍光画像取得装置。

【請求項 4】

前記蛍光診断画像の前記妨害領域に対して例外表示処理を施す例外表示処理手段と、
該例外表示処理が施された蛍光診断画像を表示する表示手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の蛍光画像取得装置。

10

【請求項 5】

前記蛍光診断画像取得手段の一部または全部が、生体内部に挿入される内視鏡の形態であることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の蛍光画像取得装置。

【請求項 6】

励起光を含む照明光を観察部に照射することにより該観察部において得られる蛍光に基づいて、該観察部の蛍光診断画像を取得する蛍光画像取得方法をコンピュータに実行させるためのプログラムにおいて、

白色光を前記観察部に照射することにより該観察部において得られる反射光に基づいて、該観察部の通常画像を取得する手順と、

20

前記通常画像の色情報、前記蛍光の強度および異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値のいずれかに基づいて、前記観察部における第 1 の仮妨害領域を検出し、該第 1 の仮妨害領域において、該第 1 の仮妨害領域の検出に用いた情報以外のいずれかの情報に基づいて、前記観察部における第 2 の仮妨害領域を検出し、該第 2 の仮妨害領域において、前記第 1 および前記第 2 の仮妨害領域の検出に用いた情報以外の情報に基づいて、前記観察部に付着した妨害因子を表す妨害領域を検出する手順とを備えたことを特徴とするプログラム。

【請求項 7】

励起光を含む照明光を観察部に照射することにより該観察部において得られる蛍光に基づいて、該観察部の蛍光診断画像を取得する蛍光画像取得方法をコンピュータに実行させるためのプログラムにおいて、

30

前記蛍光に基づいて、前記蛍光の強度および異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を取得する手順と、

前記蛍光の強度および前記蛍光演算値に基づいて前記妨害領域を検出する手順とを有することを特徴とするプログラム。

【請求項 8】

前記蛍光診断画像の前記妨害領域に対して例外表示処理を施す手順と、
該例外表示処理が施された蛍光診断画像を表示する手順とをさらに有することを特徴とする請求項 6 または 7 記載のプログラム。

【発明の詳細な説明】

40

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、励起光を含む照明光を観察部に照射し、この励起光の照射により観察部から得られた蛍光に基づいて、観察部の蛍光診断画像を取得する蛍光画像取得方法および装置並びに蛍光画像取得方法をコンピュータに実行させるためのプログラムに関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来より、生体内在色素の励起光波長領域にある励起光を生体組織である観察部に照射した場合に、正常組織と病変組織とでは発生する蛍光強度が異なることを利用して、生体組

50

織に所定波長領域の励起光を照射し、生体内在色素が発する蛍光を検出することにより病変組織の局在、浸潤範囲を認識する蛍光検出装置が提案されている。

【0003】

通常、生体組織に励起光を照射すると、図15に実線で示すように正常組織からは強い蛍光が発せられ、病変組織からは破線で示すように正常組織から発せられる蛍光より弱い蛍光が発せられるため、蛍光強度を測定することにより、生体組織が正常であるか病変状態にあるかを判定することができる。

【0004】

さらに、蛍光を撮像素子等により撮像し、蛍光の強度に応じた蛍光診断画像として表示する方法も提案されている。ここで、生体組織には凹凸があるため、生体組織に照射される励起光の強度は均一ではない。また、生体組織から発せられる蛍光強度は励起光照度に略比例するが、励起光照度は距離の2乗に反比例して低下する。このため、光源から遠くにある正常組織からよりも近くにある病変組織からの方が強い蛍光を受光する場合があります、励起光による蛍光の強度の情報だけでは生体組織の組織性状を正確に識別することができない。このような不具合を低減するために、異なる波長帯域(480nm付近の狭帯域および430nm近傍から730nm近傍の広帯域)の蛍光像における2種類の蛍光強度の比率を除算により求め、その除算値に基づく演算画像を蛍光診断画像として表示する方法、すなわち、生体の組織性状を反映した蛍光スペクトルの形状の違いに基づいた画像表示方法や、種々の生体組織に対して一様な吸収を受ける近赤外光を参照光として生体組織に照射し、この参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射光の強度を検出して蛍光強度との比率を除算により求め、その除算値に基づく演算画像を蛍光診断画像として表示する方法、すなわち、蛍光収率を反映した値を求めて画像表示する方法等が提案されている。また、異なる波長帯域の蛍光強度の除算値または蛍光強度と参照光の照射による反射光の強度の除算値に色の情報を割り当てて蛍光診断画像を生成し、蛍光診断画像における色の違いにより生体組織の病変状態を表す方法や、その色の違いにより生体組織の病変状態を示す色画像と参照光の照射による反射光の強度に輝度の情報を割り当てることにより得られた輝度画像とを合成することにより、生体組織の形状も画像に反映させた凹凸感のある蛍光診断画像を表示する方法等も提案されている(米国特許第5590660号、同第5647368号、特開平9-308604号公報、同10-225436号公報、特開2001-157658号等)。

【0005】

このようにして蛍光診断画像を取得し、モニタ等に表示して観察することにより、生体組織が正常であるか病変状態にあるか否かを正確に判定することができる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、生体組織に血液、粘液、消化液、唾液、泡、残渣等(以下妨害因子とする)が付着している場合に生体組織を撮像して蛍光診断画像を取得すると、妨害因子も同時に撮像されることから、蛍光診断画像には妨害因子の画像が含まれることとなる。ここで、生体組織に妨害因子が付着していると、妨害因子が付着している部分において蛍光強度が低下したり、600nm以上の長波長での蛍光が発生したりする。このため、妨害因子が含まれる蛍光診断画像を用いて診断を行う場合、妨害因子が付着した部分については、正常組織であるにも拘わらず病変組織と判断するおそれがある。以下、妨害因子を原因とする誤判断について説明する。

【0007】

生体組織に励起光を照射することにより得られる蛍光の強度スペクトルは、上記図15に示すものとなり、この蛍光強度スペクトルを規格化(全波長域に亘る積分値が1となるようにする)することにより得られる規格化蛍光強度スペクトルは図16に示すものとなる。図15に示すように、正常組織と病変組織とでは蛍光強度(全波長域に亘る積分値)は明らかに異なり、さらに、図16に示すように規格化蛍光強度スペクトルにおいて、病変組織は480nm付近の相対強度が正常組織と比較して低下し、さらに630nm付近に

10

20

30

40

50

において相対強度が正常組織よりも大きくなる。したがって、蛍光強度および規格化蛍光強度スペクトルに基づいて、生体組織が正常であるか病変であることを認識することができる。

【0008】

一方、残渣に励起光を照射することにより得られる蛍光の強度スペクトルを図17に、規格化蛍光強度スペクトルを図18にそれぞれ示す。図17に示すように、残渣の場合、蛍光強度が正常組織の蛍光強度と同程度となるが、図18に示すように規格化蛍光強度スペクトルにおいては、480nm付近の相対強度が正常組織と比較して低下し、さらに670nm付近において相対強度が正常組織よりも大きくなる。したがって、例えば上述した2種類の蛍光の強度の除算値に基づく演算画像を蛍光診断画像とする方法のように、規格化蛍光強度スペクトルの形状を反映させた蛍光診断画像を得る場合、残渣が存在する部分は病変組織と同様の画素値となることから、正常組織であるにもかかわらず残渣の存在によりその部分を病変組織と診断するおそれがある。

10

【0009】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、蛍光診断画像を用いての診断を正確に行うことができる蛍光画像取得方法および装置並びに蛍光画像取得方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを提供することを目的とするものである。

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明による蛍光画像取得方法は、励起光を含む照明光を観察部に照射することにより該観察部において得られる蛍光に基づいて、該観察部の蛍光診断画像を取得する蛍光画像取得方法において、

20

前記観察部に付着した妨害因子を表す妨害領域を検出することを特徴とするものである。

【0011】

「蛍光診断画像」としては、励起光の照射により観察部から発せられた蛍光の強度に応じた画像、異なる波長帯域において取得した2種類の蛍光強度の比率を表す画像、蛍光強度と参照光の照射により観察部から得られた反射光の強度との比率を表す画像、異なる波長帯域の蛍光強度の比率または蛍光強度と参照光の照射による反射光の強度の比率に色の情報を割り当てた画像、あるいはこの色の情報を割り当てた色画像と参照光の照射による反射光の強度に輝度の情報を割り当てることにより得られた輝度画像との合成画像等を用いることができる。

30

【0012】

「色の情報」とは、例えば、顕色系(HSB/HVC/Lab/Luv/La^{*}b^{*}/Lu^{*}v^{*}色空間)や混色系(XYZ色空間)の色相、彩度、色度(色相および彩度)、TV信号等に代表される映像信号の色差(例えばNTSC信号のYIQのYIQ、YCbCrのCbCr等)、色信号(R,G,BまたはC,M,Y,G)の混合比率等を意味する。

【0013】

「輝度の情報」とは、例えば、顕色系(HSB/HVC/Lab/Luv/La^{*}b^{*}/Lu^{*}v^{*}色空間)や混色系(XYZ色空間)の明度、輝度、TV信号等に代表される映像信号の輝度(例えばNTSC信号のYIQのYIQ、YCbCrのCbCr等)等を意味する。

40

【0014】

「妨害領域」とは、観察部において血液、粘液、消化液、唾液、泡、残渣等の妨害因子が付着した箇所を表す領域を意味する。この妨害領域は、正常組織であるにも拘わらず病変組織と判断される蓋然性が高い領域である。なお、本発明においては、妨害領域に対応する蛍光診断画像上の領域、および妨害領域に対応する通常画像上の領域についても、妨害領域と称するものとする。

【0015】

なお、本発明による蛍光画像取得方法においては、白色光を前記観察部に照射することにより該観察部において得られる反射光に基づいて、該観察部の通常画像をさらに取得し、

50

該通常画像の色情報に基づいて前記妨害領域を検出するようにしてもよい。

【0016】

また、本発明による蛍光画像取得方法においては、前記蛍光に基づいて前記観察部の蛍光情報を取得し、

該蛍光情報に基づいて前記妨害領域を検出するようにしてもよい。

【0017】

この場合、前記蛍光情報としては、前記蛍光の強度、および異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を用いることができる。

【0018】

また、この場合、前記蛍光の強度および前記蛍光演算値のいずれか一方（例えば蛍光の強度）に基づいて、前記観察部における仮妨害領域を検出し、

該仮妨害領域において前記蛍光の強度および前記蛍光演算値のいずれか他方（例えば蛍光演算値）に基づいて、前記妨害領域を検出するようにしてもよい。

【0019】

また、本発明による蛍光画像取得方法においては、白色光を前記観察部に照射することにより該観察部において得られる反射光に基づいて、該観察部の通常画像をさらに取得し、前記蛍光に基づいて前記観察部の蛍光情報を取得し、

前記通常画像の色情報および前記蛍光情報に基づいて前記妨害領域を検出するようにしてもよい。

【0020】

この場合、前記蛍光情報としては、前記蛍光の強度または異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を用いることができる。

【0021】

また、この場合、前記色情報、および前記蛍光の強度または前記蛍光演算値のいずれか（例えば色情報）に基づいて、前記観察部における仮妨害領域を検出し、

該仮妨害領域において、該仮妨害領域の検出に用いた以外の情報（例えば蛍光の強度または蛍光演算値）に基づいて、前記妨害領域を検出することが好ましい。

【0022】

さらに、前記蛍光情報としては、前記蛍光の強度および異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を用いてもよく、この場合、前記色情報、前記蛍光の強度および前記蛍光演算値のいずれか（例えば色情報）に基づいて、前記観察部における第1の仮妨害領域を検出し、

該第1の仮妨害領域において、該第1の仮妨害領域の検出に用いた以外の情報（例えば蛍光の強度）に基づいて、前記観察部における第2の仮妨害領域を検出し、

該第2の仮妨害領域において、該第2の仮妨害領域の検出に用いた以外のいずれかの情報（例えば蛍光演算値）に基づいて、前記妨害領域を検出するようにしてもよい。

【0023】

また、本発明による蛍光画像取得方法においては、前記蛍光診断画像の前記妨害領域に対して例外表示処理を施し、該例外表示処理が施された蛍光診断画像を表示するようにしてもよい。

【0024】

「例外表示処理」とは、蛍光診断画像に含まれる妨害領域の画像を、一見してそれが妨害領域であると認識できるような態様にて表示可能とする処理をいう。具体的には、妨害領域の画像を他の領域の画像が取り得ない色となるような処理とすればよい。例えば、蛍光診断画像が有彩色であれば、妨害領域の画像を無彩色としたり、逆に蛍光診断画像が無彩色であれば、妨害領域の画像を有彩色としたり、さらには蛍光診断画像が正常組織から病変組織の変化に応じて、緑色から黄色を経て赤色に変化するものである場合には、妨害領域の画像を青色としたりすればよい。また、妨害領域の画像を背景と同一色としたり、妨害領域の画像を透明としてもよい。また、蛍光診断画像に含まれる妨害領域以外の画像を透明としてもよい。さらに、蛍光診断画像において病変組織と見なせる部分に矢印等のマ

10

20

30

40

50

ーカを表示する場合があるが、このような場合には、妨害領域にマーカを付与しないようにする処理も例外表示処理に含むものである。

【0025】

本発明による蛍光画像取得装置は、励起光を含む照明光を観察部に照射することにより該観察部において得られる蛍光に基づいて、該観察部の蛍光診断画像を取得する蛍光診断画像取得手段を備えた蛍光画像取得装置において、
前記観察部に付着した妨害因子を表す妨害領域を検出する妨害領域検出手段を備えたことを特徴とするものである。

【0026】

なお、本発明による蛍光画像取得装置においては、白色光を前記観察部に照射することにより該観察部において得られる反射光に基づいて、該観察部の通常画像をさらに取得する通常画像取得手段をさらに備えるものとし、
前記妨害領域検出手段を、前記通常画像の色情報に基づいて前記妨害領域を検出する手段としてもよい。

10

【0027】

また、本発明による蛍光画像取得装置においては、前記妨害領域検出手段を、前記蛍光に基づいて前記観察部の蛍光情報を取得し、該蛍光情報に基づいて前記妨害領域を検出する手段としてもよい。

【0028】

この場合、前記蛍光情報は、前記蛍光の強度、および異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を用いることができる。

20

【0029】

また、この場合、前記妨害領域検出手段を、前記蛍光の強度および前記蛍光演算値のいずれか一方に基づいて、前記観察部における仮妨害領域を検出し、該仮妨害領域において前記蛍光の強度および前記蛍光演算値のいずれか他方に基づいて、前記妨害領域を検出する手段としてもよい。

【0030】

さらに、本発明による蛍光画像取得装置においては、白色光を前記観察部に照射することにより該観察部において得られる反射光に基づいて、該観察部の通常画像をさらに取得する通常画像取得手段をさらに備えるものとし、
前記妨害領域検出手段を、前記蛍光に基づいて前記観察部の蛍光情報を取得し、前記通常画像の色情報および前記蛍光情報に基づいて前記妨害領域を検出する手段としてもよい。

30

【0031】

この場合、前記蛍光情報としては、前記蛍光の強度または異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を用いることができる。

【0032】

また、この場合、前記妨害領域検出手段を、前記色情報、および前記蛍光の強度または前記蛍光演算値のいずれかに基づいて、前記観察部における仮妨害領域を検出し、該仮妨害領域において、該仮妨害領域の検出に用いた情報以外の情報に基づいて、前記妨害領域を検出する手段としてもよい。

40

【0033】

さらに、前記蛍光情報としては、前記蛍光の強度および異なる波長帯域において取得した複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を用いることができる。

【0034】

この場合、前記妨害領域検出手段を、前記色情報、前記蛍光の強度および前記蛍光演算値のいずれかに基づいて、前記観察部における第1の仮妨害領域を検出し、該第1の仮妨害領域において、該第1の仮妨害領域の検出に用いた情報以外のいずれかの情報に基づいて、前記観察部における第2の仮妨害領域を検出し、該第2の仮妨害領域において、前記第1および前記第2の仮妨害領域の検出に用いた情報以外の情報に基づいて、前記妨害領域を検出する手段としてもよい。

50

【0035】

また、本発明による蛍光画像取得装置においては、前記蛍光診断画像の前記妨害領域に対して例外表示処理を施す例外表示処理手段と、
該例外表示処理が施された蛍光診断画像を表示する表示手段とをさらに備えることが好ましい。

【0036】

さらに、本発明による蛍光画像取得装置においては、前記蛍光診断画像取得手段の一部または全部が、生体内部に挿入される内視鏡の形態であることが好ましい。

【0037】

なお、本発明による蛍光画像取得方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供してもよい。

【0038】

【発明の効果】

本発明によれば、蛍光診断画像を取得するに際し、蛍光診断画像において、観察部に付着した妨害因子を表す妨害領域を検出するようにしたため、検出した妨害領域を他の領域と異なる色としたり、妨害領域を除去等して蛍光診断画像を表示することにより、妨害領域が病変組織であると診断するおそれがなくなる。したがって、蛍光診断画像を用いての診断を正確に行うことができることとなる。

【0039】

また、白色光を観察部に照射することにより得られる反射光に基づいて観察部の通常画像を取得した場合、通常画像における妨害領域は通常画像内の他の領域とは色が異なるものとなる。したがって、通常画像の色情報に基づくことにより、妨害領域を正確に検出することができる。

【0040】

また、励起光を妨害因子を含む観察部に照射することにより得られる蛍光の強度を複数の波長帯域において取得し、これら複数の蛍光強度の比率を表す蛍光演算値を算出した場合、妨害領域における蛍光演算値は病変組織に近い値となる。一方、観察部の妨害因子から発生する蛍光強度は正常組織の蛍光強度に近い値となる。したがって、蛍光の強度および上記蛍光演算値等の蛍光情報に基づくことにより、観察部における妨害領域と他の領域とを識別することができる。したがって、蛍光情報に基づくことにより、妨害領域を正確に検出することができる。

【0041】

とくに、蛍光の強度および蛍光演算値に基づいて妨害領域を検出する際に、蛍光の強度および蛍光演算値のいずれか一方に基づいて仮妨害領域を検出し、さらにこの仮妨害領域において蛍光の強度および蛍光演算値の他方に基づいて妨害領域を検出することにより、仮妨害領域からの妨害領域の検出については、観察部の全領域についての蛍光情報から妨害領域を検出する場合と比較して、検出のための演算量を低減することができる。例えば、蛍光の強度に基づいて仮妨害領域を検出した場合、仮妨害領域についてのみ蛍光演算値に基づく妨害領域の検出を行えばよくなる。一方、蛍光演算値に基づいて仮妨害領域を検出した場合、仮妨害領域についてのみ蛍光強度に基づく妨害領域の検出を行えばよくなる。したがって、妨害領域検出のための演算量を低減して、より高速に妨害領域を検出することができる。

【0042】

また、通常画像の色情報および蛍光情報に基づいて妨害領域を検出することにより、妨害領域検出のためのパラメータを増やすことができ、これにより妨害領域をより正確に検出することができる。

【0043】

さらに、色情報および蛍光の強度または蛍光演算値を用いて妨害領域を検出する際に、色情報および蛍光の強度または蛍光演算値のいずれかに基づいて仮妨害領域を検出し、仮妨害領域において、仮妨害領域の検出に用いた情報以外の情報に基づいて妨害領域を検出す

10

20

30

40

50

ることにより、仮妨害領域からの妨害領域の検出については、観察部の全領域についての色情報および蛍光情報から妨害領域を検出する場合と比較して、検出のための演算量を低減することができ、その結果、より高速に妨害領域を検出することができる。

【0044】

また、色情報、蛍光の強度および蛍光演算値を用いて妨害領域を検出する際に、色情報、蛍光の強度および蛍光演算値のいずれかに基づいて第1の仮妨害領域を検出し、第1の仮妨害領域において、第1の仮妨害領域の検出に用いた情報以外のいずれかの情報に基づいて第2の仮妨害領域を検出し、第2の仮妨害領域において、第1および第2の仮妨害領域の検出に用いた情報以外の情報に基づいて妨害領域を検出することにより、第1の仮妨害領域からの第2の仮妨害領域の検出、および第2の仮妨害領域からの妨害領域の検出については、観察部の全領域についての色情報および蛍光情報から妨害領域を検出する場合と比較して、検出のための演算量を低減することができ、その結果、より高速に妨害領域を検出することができる。

10

【0045】

さらに、蛍光診断画像を表示する際に、蛍光診断画像における妨害領域に対して例外表示処理を施すことにより、表示された蛍光診断画像を観察すれば、一見して妨害領域を視認することができる。したがって、妨害領域を病変組織と誤認するおそれがなくなり、蛍光診断画像を用いての診断をより正確に行うことができることとなる。

【0046】

また、例えば、蛍光診断画像に含まれる妨害領域以外の画像を透明とした画像を、通常画像に重畳して表示すれば、この通常画像を観察すれば、一見して妨害領域を視認することができる。したがって、妨害領域の中にある病変組織を見落とすおそれがなくなり、蛍光診断画像を用いての診断を一層正確に行うことができることとなる。

20

【0047】

【発明の実施の形態】

以下図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図1は本発明の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図である。本発明の第1の実施形態による蛍光内視鏡装置は、励起光が照射された観察部から発せられた蛍光をイメージファイバにより2次元的に検出し、波長帯域が430nm～530nmの蛍光から得られる狭帯域蛍光画像と波長帯域が430nm～730nmの蛍光から得られる広帯域蛍光画像とを撮像し、両蛍光の光強度すなわち広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像の各画素における画素値の除算値に基づいて色相画像を生成し、また白色光を照射された観察部の反射光からIR反射画像を撮像し、IR反射光の光強度すなわちIR反射画像の各画素の画素値に基づいて明度画像を生成し、両画像を合成した合成画像を蛍光診断画像としてモニタに表示するものである。

30

【0048】

図1に示すように、本発明の第1の実施形態による蛍光内視鏡装置は、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部100および画像処理部1からなる。

【0049】

画像処理部1は、通常画像およびIR反射画像撮像用の白色光L1（参照光L5を含む）および蛍光画像撮像用の励起光L2を射出する光源を備える照明ユニット110、観察部10についての波長帯域が異なる2種類の蛍光画像およびIR反射画像を撮像して蛍光画像データK1、K2およびIR反射画像データF1を得る撮像ユニット120、各蛍光画像データK1、K2により表される蛍光画像間における対応する画素値の除算値を算出して除算値に基づいた色相画像データHと、IR反射画像データF1により表されるIR反射画像の各画素の画素値に基づいた明度画像データVとを生成し、色相画像データHおよび明度画像データVを合成し、さらに後述する例外表示処理を施して処理済みの蛍光診断画像を表す処理済み蛍光診断画像データKPを生成する蛍光診断画像生成ユニット130、通常画像を表す通常画像データNおよび処理済み蛍光診断画像データKPに対して、可視画像として表示するための画像処理を行う画像処理ユニット140、後述する妨害領域

40

50

の検出を行う妨害領域検出ユニット150、各ユニットに接続され、動作タイミングの制御を行うコントローラ160、画像処理ユニット140において処理された通常画像データNを可視画像として表示するモニタ170、並びに画像処理ユニット140において処理された処理済み蛍光診断画像データKPを可視画像として表示するモニタ180から構成されている。

【0050】

内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるライトガイド101、CCDケーブル102およびイメージファイバ103を備えている。ライトガイド101およびCCDケーブル102の先端部、すなわち内視鏡挿入部100の先端部には、照明レンズ104および対物レンズ105を備えている。また、イメージファイバ103は石英ガラスファイバであり、その先端部には集光レンズ106を備えている。CCDケーブル102の先端部には、図示省略されたカラーフィルタがオンチップされたCCD撮像素子107が接続され、CCD撮像素子107には、プリズム108が取り付けられている。また、CCD撮像素子107とプリズム108との間には、CCD撮像素子107の各画素に対応させてR、G、Bのバンドパスフィルタがモザイク状に配列されたRGBフィルタ109が配設されている。ライトガイド101は、多成分ガラスファイバである白色光ライトガイド101aおよび石英ガラスファイバである励起光ライトガイド101bがバンドルされ、ケーブル状に一体化されており、白色光ライトガイド101aおよび励起光ライトガイド101bは照明ユニット110へ接続されている。CCDケーブル102の一端は、画像処理ユニット140に接続され、イメージファイバ103の一端は、撮像ユニット120へ接続されている。

【0051】

なお、R、G、BのバンドパスフィルタからなるRGBフィルタ109に代えて、図2に示すように、C（シアン）、Y（イエロー）およびG（グリーン）のバンドパスフィルタからなるCYGフィルタを用いてもよい。

【0052】

照明ユニット110は、通常画像およびIR反射画像撮像用の白色光L1（近赤外光からなる参照光L5を含む）を発するハロゲンランプ等の白色光源111、白色光源111に電氣的に接続された白色光源用電源112、白色光源111から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ113、蛍光画像撮像用の励起光L2を発するGaN系半導体レーザ114、GaN系半導体レーザ114に電氣的に接続されている励起光用電源115、およびGaN系半導体レーザ114から射出される励起光を集光する励起光用集光レンズ116を備えている。なお、参照光L5を射出する参照光源を白色光源111とは別個に設けるようにしてもよい。

【0053】

撮像ユニット120は、イメージファイバ103により伝搬された蛍光L3を結像系に導くコリメートレンズ128、蛍光L3から励起光近傍の420nm以下の波長帯域をカットする励起光カットフィルタ121、3種類の光学フィルタが組み合わされた切換フィルタ122、切換フィルタ122を回転させるモータ等のフィルタ回転装置124、切換フィルタ122を透過した反射光L6および蛍光L3を結像させる集光レンズ129、集光レンズ129により結像された反射光L6および蛍光L3により表されるIR反射画像および蛍光画像を撮像するCCD撮像素子125、CCD撮像素子125において取得された撮像信号をデジタル化して2種類の蛍光画像データK1、K2およびIR反射画像データF1を得るA/D変換回路126を備えている。

【0054】

図3は切換フィルタの構成を示す図である。図3に示すように、切換フィルタ122は、430nm～730nmの光を透過させるバンドパスフィルタである光学フィルタ123a、480nm±50nmの光を透過させるバンドパスフィルタである光学フィルタ123b、および750nm～900nmの光を透過させるバンドパスフィルタである光学フィルタ123cから構成されている。光学フィルタ123aは、広帯域蛍光画像撮像用の

10

20

30

40

50

光学フィルタであり、光学フィルタ 1 2 3 b は、狭帯域蛍光画像撮像用の光学フィルタであり、光学フィルタ 1 2 3 c は、I R 反射画像撮像用の光学フィルタである。この切換フィルタ 1 2 2 は、観察部 1 0 に白色光 L 1 が照射されている場合には、光路上に光学フィルタ 1 2 3 c が配置され、観察部 1 0 に励起光 L 2 が照射されている場合には、光学フィルタ 1 2 3 a または光学フィルタ 1 2 3 b が交互に配置されるように、フィルタ回転装置 1 2 4 を介してコントローラ 1 6 0 により制御されている。

【 0 0 5 5 】

蛍光診断画像生成ユニット 1 3 0 は、撮像ユニット 1 2 0 の A / D 変換回路 1 2 6 において得られた 2 種類の蛍光画像データ K 1 , K 2 および I R 反射画像データ F 1 を記憶する画像メモリ 1 3 1、I R 反射画像データ F 1 により表される I R 反射画像の各画素値の範囲とマンセル表色系における明度とを対応付けたルックアップテーブルが記憶され、このルックアップテーブルを参照して I R 反射画像データ F 1 から明度画像データ V を求める明度演算部 1 3 2、蛍光画像データ K 1 , K 2 により表される蛍光画像間の除算値の範囲とマンセル表色系の色相環における色相とを対応付けたルックアップテーブルが記憶され、このルックアップテーブルを参照して蛍光画像間の除算値から色相画像データ H を生成する色相演算部 1 3 3、色相画像データ H および明度画像データ V を合成して蛍光診断画像を表す蛍光診断画像データ K 0 を生成する画像合成部 1 3 4、および蛍光診断画像における妨害領域に対して例外表示処理を施して処理済み蛍光診断画像データ K P を得る例外表示処理部 1 3 5 から構成されている。

【 0 0 5 6 】

画像メモリ 1 3 1 は、図示省略した狭帯域蛍光画像データ記憶領域、広帯域蛍光画像データ記憶領域および I R 反射画像データ記憶領域から構成され、励起光 L 2 が照射され、狭帯域蛍光画像撮像用の光学フィルタ 1 2 3 a がイメージファイバ 1 0 3 を伝搬した蛍光 L 3 の光路上に配置された状態で撮像された蛍光画像を表す狭帯域蛍光画像データ K 1 は狭帯域蛍光画像データ記憶領域に記憶され、励起光 L 2 が照射され、広帯域蛍光画像撮像用の光学フィルタ 1 2 3 b がイメージファイバ 1 0 3 を伝搬した蛍光 L 3 光路上に配置された状態で撮像された蛍光画像を表す広帯域蛍光画像データ K 2 は広帯域蛍光画像データ記憶領域に記憶される。また参照光 L 5 すなわち白色光 L 1 が照射され、I R 反射画像撮像用の光学フィルタ 1 2 3 c がイメージファイバ 1 0 3 を伝搬した反射光 L 6 すなわち反射光 L 4 の光路上に配置された状態で撮像された I R 反射画像を表す I R 反射画像データ F 1 は I R 反射画像データ記憶領域に記憶される。

【 0 0 5 7 】

例外表示処理部 1 3 5 は、蛍光診断画像データ K 0 により表される蛍光診断画像の妨害領域に対して例外表示処理を施す。この例外表示処理は、蛍光診断画像に含まれる妨害領域を、妨害領域以外の他の領域とは異なる態様にて表示するための処理である。具体的には、妨害領域に対応する画素値を他の領域が取り得ない色に変換する。例えば、蛍光診断画像が、観察部 1 0 における正常組織から病変組織の変化に応じて、緑色から黄色を経て赤色に変化する場合には、妨害領域が青色となるように妨害領域に対応する各画素値を変換する。なお、妨害領域の色を背景と同一色となるようにしてもよく、妨害領域を透明としてもよい。あるいは、蛍光診断画像に含まれる妨害領域以外の画像を透明としてもよい。また、本実施形態においては、蛍光診断画像は有彩色であるため、妨害領域を無彩色となるようにしてもよい。なお、蛍光診断画像が無彩色である場合には、妨害領域を有彩色とすればよい。

【 0 0 5 8 】

さらに、妨害領域内の画像を階調表示してもよい。具体的には、観察部 1 0 が取り得る色情報の平均値 C ave および標準偏差 C std を予め算出しておき、妨害領域内の各画素の画素値 C xy についてのマハラノビス距離 C m を下記の式 (1) により算出する。

$$C m = (C xy - C ave) ^ 2 / C std \quad (1)$$

【 0 0 5 9 】

式 (1) により算出されたマハラノビス距離 C m は、観察部 1 0 の平均的な色から外れ妨

10

20

30

40

50

害領域である可能性が高いほど大きくなる。したがって、マハラノビス距離 C_m の値に対して階調を割り当てることにより、妨害領域を妨害因子である可能性の大きさに応じて階調表示することができる。なお、階調表示に代えて、マハラノビス距離 C_m の大きさに応じて、妨害領域に等高線を設定して等高線表示することも可能である。

【0060】

さらに、蛍光診断画像において病変組織と見なせる部分に矢印等のマーカを表示する場合があるが、このような表示を行う場合、例外表示処理としては妨害領域にはマーカを付与しないような処理としてもよい。

【0061】

なお、蛍光診断画像生成ユニット130は、蛍光画像データ K_1 、 K_2 により表される各蛍光画像の相対応する画素値間の除算値に基づいて処理済み蛍光診断画像データ K_P を生成するものであってもよく、いずれか一方の蛍光画像の画素値と I_R 反射画像の画素値との比率を除算により求め、その除算値に基づいて処理済み蛍光診断画像データ K_P を生成するものであってもよい。また、蛍光画像間の除算値または蛍光画像と I_R 反射画像との除算値に色の情報を割り当て、その色の違いにより観察部10の病変状態を表す処理済み蛍光診断画像データ K_P を生成するものであってもよい。

【0062】

また、 I_R 反射画像データ F_1 を用いて蛍光診断画像データ K_0 を生成する際には、 I_R 反射画像データ F_1 に代えて、通常画像データ N に含まれる R の色データあるいは通常画像データ N から算出された輝度データを用いてもよい。また、後述するように、 R 、 G 、 B の各色の光を観察部10に照射して通常画像を撮像する場合には、 R 光の反射光に基づく色データを I_R 反射画像データ F_1 に代えて用いてもよい。

【0063】

画像処理ユニット140は、 CCD 撮像素子107において取得された撮像信号からカラー画像である通常画像をアナログの通常画像データとして生成する信号処理回路141、信号処理回路において生成された通常画像データをデジタル化してデジタルの通常画像データ N を得る A/D 変換回路142、通常画像データ N を記憶する通常画像メモリ143、通常画像メモリ143から出力された通常画像データ N および蛍光診断画像生成ユニット130において生成された処理済み蛍光診断画像データ K_P をビデオ信号に変換するビデオ信号処理回路144を備えている。

【0064】

妨害領域検出ユニット150においては、通常画像データ N により表される通常画像の色情報に基づいて、観察部10において血液、粘液、消化液、唾液、泡、残渣等の妨害因子が付着した領域を表す妨害領域を検出するものである。ここで、色情報としては、例えば、顕色系 ($H S B / H V C / L a b / L u v / L a^* b^* / L u^* v^*$ 色空間) や混色系 ($X Y Z$ 色空間) の色相、彩度、色度 (色相および彩度)、 $T V$ 信号等に代表される映像信号の色差 (例えば $N T S C$ 信号の $Y I Q$ の $Y I Q$ 、 $Y C b C r$ の $C b C r$ 等)、各色データ (R 、 G 、 B または C 、 M 、 Y 、 G) の混合比率等を用いることができる。

【0065】

具体的には、色相を色情報として用いた場合、観察部10が正常組織である場合および病変組織である場合には、通常画像は特定の色相の範囲に存在する。一方、妨害因子が存在する場合には、通常画像における妨害因子の色相は正常組織の色相からも病変組織の色相からも外れたものとなる。したがって、通常画像データ N に基づいて通常画像の各画素における色相を算出し、各画素の色相が予め定められた特定範囲から外れたか否かを判断し、特定範囲から外れた画素からなる領域を妨害領域として検出する。

【0066】

また、色度を色情報として用いた場合、観察部10が正常組織である場合および病変組織である場合には、通常画像は色度図上において特定の色度範囲に存在する。一方、妨害因子が存在する場合には、通常画像における妨害因子の色度は正常組織の色度範囲からも病変組織の色度範囲からも外れたものとなる。したがって、通常画像データ N に基づいて通

10

20

30

40

50

常画像の各画素における色度を算出し、各画素の色度が予め定められた特定範囲から外れたか否かを判断し、特定範囲から外れた画素からなる領域を妨害領域として検出する。

【0067】

なお、通常画像データNは、R、G、B（またはC、Y、G）の各色データからなるものであるため、各色データを用いれば色相および色度を容易に算出することができる。一方、色差を色情報として妨害領域を検出する場合には、R、G、B（またはC、Y、G）の各色データから色差信号を算出すればよい。ところで、本実施形態におけるビデオ信号処理回路144においては、通常画像データNを輝度および色差からなるビデオ信号に変換しているものである。したがって、色差を色情報とする場合には、ビデオ信号処理回路144において、通常画像データNをビデオ信号に変換することにより得られる色差を用いて、妨害領域検出ユニット150において妨害画素を検出することにより、妨害領域検出ユニット150において色差を算出する演算を省略することができる。

10

【0068】

次いで、第1の実施形態の動作について説明する。まず、通常画像の撮像および通常画像の表示の動作を説明し、次に反射画像の撮像、蛍光画像の撮像時の動作を説明し、その後で妨害画素の検出、蛍光診断画像の合成および処理済み蛍光診断画像の表示の動作について説明する。

【0069】

第1の実施形態による実施形態においては、通常画像およびIR反射画像の撮像と、蛍光画像の撮像が時分割で交互に行われる。通常画像およびIR反射画像の撮像時には、コントローラ160からの信号に基づいて白色光源用電源112が駆動され、白色光源111から白色光L1が射出される。白色光L1は白色光用集光レンズ113を経て白色光ライトガイド101aに入射され、内視鏡挿入部100の先端まで導光された後、照明レンズ104から観察部10へ照射される。

20

【0070】

白色光L1の反射光L4は対物レンズ105によって集光され、プリズム108において反射されて、RGBフィルタ109を透過してCCD撮像素子107に結像される。

【0071】

信号処理回路141においては、CCD撮像素子107において撮像された反射光L4からカラー画像であるアナログの通常画像データが作成される。アナログの通常画像データはA/D変換回路142へ入力され、デジタル化された後、通常画像データNとして通常画像メモリ143に記憶される。通常画像メモリ143に記憶された通常画像データNは、ビデオ信号処理回路144によってビデオ信号に変換された後にモニタ170に入力され、モニタ170に可視画像として表示される。上記一連の動作は、コントローラ160によって制御される。

30

【0072】

一方、同時に白色光L1の反射光L4（参照光L5の反射光L6を含む）は、集光レンズ106により集光され、イメージファイバ103の先端に入射され、イメージファイバ103を経て、コリメートレンズ128により集光され、励起光カットフィルタ121および切換フィルタ122の光学フィルタ123cを透過する。

40

【0073】

光学フィルタ123cは、波長帯域750nm～900nmの光のみを透過させるバンドパスフィルタであるため、光学フィルタ123cにおいては参照光L5の反射光L6のみが透過する。

【0074】

光学フィルタ123cを透過した反射光L6は、CCD撮像素子125において受光される。CCD撮像素子125において光電変換されることにより得られたアナログのIR反射画像データは、A/D変換回路126においてデジタル信号に変換された後、蛍光画像生成ユニット130における画像メモリ131のIR反射画像記憶領域にIR反射画像データF1として記憶される。

50

【 0 0 7 5 】

次に、蛍光画像を撮像する場合の動作について説明する。コントローラ 1 6 0 からの信号に基づいて励起光用電源 1 1 5 が駆動され、G a N 系半導体レーザ 1 1 4 から波長 4 1 0 n m の励起光 L 2 が射出される。励起光 L 2 は、励起光用集光レンズ 1 1 6 を透過し、励起光ライトガイド 1 0 1 b に入射され、内視鏡挿入部先端まで導光された後、照明レンズ 1 0 4 から観察部 1 0 へ照射される。

【 0 0 7 6 】

励起光 L 2 が照射されることにより観察部 1 0 から発生する蛍光 L 3 は、集光レンズ 1 0 6 により集光され、イメージファイバ 1 0 3 の先端に入射され、イメージファイバ 1 0 3 を経てコリメートレンズ 1 2 8 により集光され、励起光カットフィルタ 1 2 1 および切換フィルタ 1 2 2 の光学フィルタ 1 2 3 a および 1 2 3 b を透過する。

10

【 0 0 7 7 】

光学フィルタ 1 2 3 a は、波長帯域 4 3 0 n m ~ 7 3 0 n m の光を透過させるバンドパスフィルタであり、光学フィルタ 1 2 3 a を透過した蛍光 L 3 は、広帯域蛍光画像を表すものとなる。光学フィルタ 1 2 3 b は、波長帯域 $4 8 0 \pm 5 0$ n m の光を透過させるバンドパスフィルタであり、光学フィルタ 1 2 3 b を透過した蛍光 L 3 は、狭帯域蛍光画像を表すものとなる。

【 0 0 7 8 】

広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像を表す蛍光 L 3 は、C C D 撮像素子 1 2 5 において受光され、光電変換された後、A / D 変換回路 1 2 6 においてデジタル信号に変換され、蛍光画像生成ユニット 1 3 0 における画像メモリ 1 3 1 の広帯域蛍光画像記憶領域および狭帯域蛍光画像記憶領域にそれぞれ広帯域蛍光画像データ K 1 および狭帯域蛍光画像データ K 2 として記憶される。

20

【 0 0 7 9 】

以下、蛍光診断画像生成ユニット 1 3 0 における処理済み蛍光診断画像データ K P の生成動作を説明する。まず、明度演算部 1 3 2 においては、I R 反射画像データ F 1 により表される I R 反射画像の各画素毎に、信号強度とルックアップテーブルとを用いて、マンセル表色系における明度を定め、これを明度画像データ V として画像合成部 1 3 4 に出力する。

【 0 0 8 0 】

蛍光診断画像生成ユニット 1 3 0 の色相演算部 1 3 3 においては、画像メモリ 1 3 1 に記憶された広帯域蛍光画像データ K 1 および狭帯域蛍光画像データ K 2 により表される広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像の各画素毎に、狭帯域蛍光画像における画素値を広帯域蛍光画像における画素値で除算し、その除算値と予め記憶されているルックアップテーブルとを用いて、マンセル表色系における色相 (H u e) を定め、これを色相画像データ H として画像合成部 1 3 4 に出力する。

30

【 0 0 8 1 】

画像合成部 1 3 4 においては、色相画像データ H および明度画像データ V が合成され、蛍光診断画像を表す蛍光診断画像データ K 0 が生成される。なお、画像をカラー表示する場合に、色の 3 属性である、色相、明度および彩度が必要であるため、画像合成の際には、マンセル表色系における彩度 S (S a t u r a t i o n) として、各色相、明度毎の最大値を設定する。なお、蛍光診断画像データ K 0 は R G B 変換がなされ、R G B 各色からなるカラー画像を表すものとなる。

40

【 0 0 8 2 】

一方、妨害領域検出ユニット 1 5 0 においては、通常画像データ N により表される通常画像の色情報に基づいて観察部 1 0 に付着した妨害因子を表す妨害領域が検出される。そして、蛍光診断画像生成ユニット 1 3 0 の例外表示処理部 1 3 5 において、蛍光診断画像データ K 0 により表される蛍光診断画像における妨害領域に対して例外表示処理が施され、処理済み蛍光診断画像データ K P が得られる。

【 0 0 8 3 】

50

以下、妨害領域の検出から例外表示処理までの動作をフローチャートを用いて説明する。図4は妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャートである。まず、通常画像の各画素における色情報が妨害領域検出ユニット150において算出され(ステップS1)、通常画像の各画素の色情報が予め定められた特定の範囲外であるか否かが判断される(ステップS2)。ステップS2が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、その画素に対応する蛍光診断画像の画素に対しては何ら処理は施されない(ステップS3)。ステップS2が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表すものとして、その画素に対応する蛍光診断画像の画素に対して例外表示処理部135において蛍光診断画像データK0に対して例外表示処理が施され、処理済み蛍光診断画像データKPが得られる(ステップS4)。

10

【0084】

処理済み蛍光診断画像データKPは画像処理ユニット140のビデオ信号処理回路144へ出力される。ビデオ信号処理回路144によってビデオ信号に変換された処理済み蛍光診断画像データKPは、モニタ180に入力され、モニタ180に可視画像として表示される。モニタ180に表示された処理済み蛍光診断画像においては、妨害領域について例外表示処理が施されている。

【0085】

このように、本実施形態によれば、蛍光診断画像において妨害領域を検出するようにしたため、検出した妨害領域に対して例外表示処理を施して得られた処理済み蛍光診断画像をモニタ180に表示することにより、蛍光診断画像に含まれる妨害領域を一見して認識することが可能となる。したがって、妨害領域が病変組織であると診断するおそれがなくなり、蛍光診断画像を用いての診断を正確に行うことができることとなる。

20

【0086】

また、例えば、例外表示処理として、蛍光診断画像に含まれる妨害領域以外の画像を透明とする処理を施して得られた処理済み蛍光診断画像を、通常画像に重畳して、この通常画像をモニタ180に表示すれば、この通常画像を観察することにより、通常画像に含まれる妨害領域を一見して認識することが可能となる。したがって、妨害領域に含まれる病変組織を見落とすおそれなくなり、蛍光診断画像を用いての診断を一層正確に行うことができることとなる。

【0087】

さらに、複数種類の例外表示処理から、所望の例外表示処理を外部スイッチ等を用いて選択可能な構成とすれば、本装置の利便性が一層向上する。例えば通常の診断時には、蛍光診断画像に含まれ妨害領域を無彩色とし、その他の部分を有彩色とした蛍光診断画像を表示することにより、妨害領域が病変組織であると診断されることを防止し、一方診断終了の直前に、蛍光診断画像に含まれる妨害領域以外の画像を透明とする処理を施して得られた処理済み蛍光診断画像を、通常画像に重畳して表示することにより、妨害領域に含まれる病変組織を見落とすことを防止できる。

30

【0088】

また、妨害領域は他の領域とは色が異なるため、通常画像の色情報に基づいて妨害領域を検出することにより、妨害領域を正確に検出することができる。

40

【0089】

次いで、本発明の第2の実施形態について説明する。図5は本発明の第2の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図である。なお、第2の実施形態において第1の実施形態と同一の構成については同一の参照番号を付し、詳細な説明は省略する。図5に示すように、本発明の第2の実施形態による内視鏡装置は、通常画像の色情報に基づいて妨害領域を検出する妨害領域検出ユニット150に代えて、蛍光の強度および2つの蛍光画像データK1, K2により表される蛍光画像間における対応する画素値の比率すなわち除算値に基づいて、妨害領域を検出する妨害領域検出ユニット151を備えた点が第1の実施形態と異なる。

【0090】

50

ここで、蛍光画像データ K 1 , K 2 により表される蛍光画像間の画素値の除算値（以下蛍光演算値とする）は、妨害領域においては正常組織の値よりも小さく、病変組織に近い値となる。一方、妨害領域における蛍光強度は正常組織の蛍光強度に近い値となる。したがって、妨害領域検出ユニット 1 5 0 においては、蛍光画像データ K 1 , K 2 から蛍光演算値を算出し、蛍光演算値が予め定められたしきい値 T h 1 以下であるか否かを判断し、しきい値 T h 1 以下となる画素についてのみ、蛍光強度すなわち蛍光画像データ K 1 または K 2 により表される蛍光画像の画素値が予め定められたしきい値 T h 2 以上であるか否かを判断し、しきい値 T h 2 以上となる画素からなる領域を妨害領域として検出するようにしたものである。なお、妨害領域検出ユニット 1 5 1 においては、蛍光演算値を算出することなく、蛍光診断画像生成ユニット 1 3 0 の色相演算部 1 3 3 において算出される蛍光画像間の除算値を用いるようにしてもよい。

10

【 0 0 9 1 】

次いで、第 2 の実施形態の動作について説明する。通常画像の撮像、通常画像の表示、I R 反射画像の撮像、蛍光画像の撮像、および蛍光診断画像の合成動作については、第 1 の実施形態と同一であるためここでは説明を省略し、妨害画素の検出および処理済み蛍光診断画像の表示についてのみ説明する。

【 0 0 9 2 】

図 6 は、第 2 の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャートである。図 6 に示すように、まず、蛍光画像データ K 1 , K 2 により表される蛍光画像間の比率すなわち蛍光演算値が妨害領域検出ユニット 1 5 1 において算出され（ステップ S 1 1 ）、蛍光画像の各画素における蛍光演算値がしきい値 T h 1 以下であるか否かが判断される（ステップ S 1 2 ）。ステップ S 1 2 が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない（ステップ S 1 3 ）。ステップ S 1 2 が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表す可能性が高いことから、画素値がしきい値 T h 2 以上であるか否かが判断される（ステップ S 1 4 ）。ステップ S 1 4 が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない（ステップ S 1 3 ）。ステップ S 1 4 が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表すものとして、例外表示処理部 1 3 5 において蛍光診断画像データ K 0 に対して例外表示処理が施され、処理済み蛍光診断画像データ K P が得られる（ステップ S 1 5 ）。

20

【 0 0 9 3 】

処理済み蛍光診断画像データ K P は画像処理ユニット 1 4 0 のビデオ信号処理回路 1 4 4 へ出力され、上記第 1 の実施形態と同様に妨害領域について例外表示処理が施された状態で、モニタ 1 8 0 に表示される。

30

【 0 0 9 4 】

なお、上記第 2 の実施形態においては、ステップ S 1 2 において蛍光演算値がしきい値 T h 1 以下となった画素についてのみ、ステップ S 1 4 においてその画素値がしきい値 T h 2 以上であるか否かを判断しているが、先にステップ S 1 4 の判断を行い、ステップ S 1 4 が肯定された画素についてのみ、蛍光演算値を算出してステップ S 1 1 の処理およびステップ S 1 2 の判断を行ってもよい。また、全ての画素についてステップ S 1 1 の処理、ステップ S 1 2 の判断およびステップ S 1 4 の判断を並列に行い、蛍光演算値がしきい値 T h 1 以下かつ画素値がしきい値 T h 2 以上となる画素からなる領域を妨害領域として検出してもよい。

40

【 0 0 9 5 】

また、第 2 の実施形態において、妨害領域内の画像を階調表示する場合には、まず、観察部 1 0 が取り得る蛍光強度の平均値 F L ave および標準偏差 F L std を予め算出しておき、妨害領域内の各画素の画素値 F L xy についてのマハラノビス距離 F m を下記の式（ 2 ）により算出する。

$$F m = (F L xy - F L ave) ^ 2 / F L std \quad (2)$$

【 0 0 9 6 】

式（ 2 ）により算出されたマハラノビス距離 F m は、観察部 1 0 の平均的な蛍光強度から

50

外れ妨害領域である可能性が高いほど大きくなる。したがって、マハラノビス距離 F_m の値に対して階調を割り当てることにより、妨害領域を妨害因子である可能性の大きさに応じて階調表示することができる。なお、階調表示に代えて、マハラノビス距離 F_m の大きさに応じて、妨害領域に等高線を設定して等高線表示することも可能である。

【0097】

さらに、上記第2の実施形態においては、通常画像の撮像、IR反射画像の撮像および蛍光画像の撮像を行っているが、図7に示すように、ライトガイド101、イメージファイバ103、照明レンズ104、および集光レンズ106のみを備えた内視鏡挿入部100、GaN系半導体レーザ114、励起光用電源115、および励起光用集光レンズ116のみを備えた照明ユニット110、切換フィルタ122に代えて、光学フィルタ123a、123bのみからなる切換フィルタ122を備えた撮像ユニット120、画像メモリ131、蛍光演算値を算出する演算部137、および蛍光演算値により表される演算画像における妨害領域に対して例外表示処理を施して処理済み蛍光診断画像データKPを得る例外表示処理部135からなる蛍光診断画像生成ユニット130、ビデオ信号処理回路144のみを備えた画像処理ユニット140、コントローラ160、並びに蛍光診断画像を表示するモニタ180のみを備え、蛍光画像の撮影のみを行って蛍光演算値を算出し、この蛍光演算値を蛍光診断画像として表示する蛍光内視鏡装置においても、第2の実施形態と同様に妨害領域を検出して、例外表示処理を行うことができる。

【0098】

次いで、本発明の第3の実施形態について説明する。図8は本発明の第3の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図である。なお、第3の実施形態において第1の実施形態と同一の構成については同一の参照番号を付し、詳細な説明は省略する。図8に示すように、本発明の第3の実施形態による内視鏡装置は、通常画像の色情報に基づいて妨害領域を検出する妨害領域検出ユニット150に代えて、通常画像の色情報および蛍光の強度に基づいて、妨害領域を検出する妨害領域検出ユニット152を備えた点が第1の実施形態と異なる。

【0099】

ここで、通常画像において妨害領域の色は、正常組織および病変組織のいずれとも異なるものとなる。また、妨害領域における蛍光強度（すなわち蛍光画像の画素値）は正常組織の蛍光強度に近い値となる。したがって、妨害領域検出ユニット152においては、通常画像の色情報が予め定められた特定範囲外であるか否かを判断し、特定範囲外となった画素に対応する蛍光画像の画素値が予め定められたしきい値 Th_3 以上であるか否かを判断し、しきい値 Th_3 以上となる画素からなる領域を妨害領域として検出するようにしたものである。

【0100】

次いで、第3の実施形態の動作について説明する。通常画像の撮像、通常画像の表示、反射画像の撮像、蛍光画像の撮像、および蛍光診断画像の合成動作については、第1の実施形態と同一であるためここでは説明を省略し、妨害画素の検出および処理済み蛍光診断画像の表示についてのみ説明する。

【0101】

図9は、第3の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャートである。図9に示すように、まず、通常画像の各画素における色情報が算出され（ステップS21）、通常画像の各画素の色情報が予め定められた特定の範囲外であるか否かが判断される（ステップS22）。ステップS22が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない（ステップS23）。ステップS22が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表す可能性が高いことから、通常画像における色情報が特定範囲外となった画素に対応する蛍光画像の画素についてのみ、画素値がしきい値 Th_3 以上であるか否かが判断される（ステップS24）。ステップS24が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない（ステップS23）。ステップS24が肯定された場合には、その画素は

妨害領域を表すものとして、例外表示処理部 135 において蛍光診断画像データ K0 に対して例外表示処理が施され、処理済み蛍光診断画像データ KP が得られる（ステップ S25）。

【0102】

処理済み蛍光診断画像データ KP は画像処理ユニット 140 のビデオ信号処理回路 144 へ出力され、上記第 1 の実施形態と同様に妨害領域について例外表示処理が施された状態で、モニタ 180 に表示される。

【0103】

なお、上記第 3 の実施形態においては、ステップ S22 において色情報が特定範囲外となった画素についてのみ、ステップ S24 において蛍光画像の画素値がしきい値 Th3 以上であるか否かを判断しているが、先にステップ S24 の判断を行い、ステップ S24 が肯定された画素についてのみ、色情報を算出してステップ S22 の判断を行ってもよい。また、全ての画素についてステップ S22 の判断およびステップ S24 の判断を並列に行い、通常画像の色情報が特定範囲外かつ蛍光画像の画素値がしきい値 Th3 以上となる画素からなる領域を妨害領域として検出してもよい。

10

【0104】

なお、第 3 の実施形態において、妨害領域内の画像を階調表示あるいは等高線表示する場合には、まず、上記式（1）または式（2）を用いてマハラノビス距離 Cm、Fm を求め、これに階調を割り当てるあるいは等高線を設定すればよい。また、下記の式（3）に示すように、マハラノビス距離 Cm、Fm を重み付け加算した総合距離 Gm を求め、総合距離 Gm の値に階調を割り当てるあるいは総合距離 Gm の値に応じて等高線を設定してもよい。

20

$$Gm = \quad \cdot Cm + \quad \cdot Fm \quad (3)$$

但し、 \quad 、 \quad ：重み係数

【0105】

次いで、本発明の第 4 の実施形態について説明する。本発明の第 4 の実施形態による蛍光内視鏡装置は、図 8 に示す本発明の第 3 の実施形態による蛍光内視鏡装置において、妨害領域検出ユニット 152 に代えて、通常画像の色情報および 2 つの蛍光画像データ K1、K2 により表される蛍光画像間における対応する画素値の比率すなわち除算値に基づいて妨害領域を検出する妨害領域検出ユニット 153 を備えた点が第 3 の実施形態と異なる。

30

【0106】

ここで、通常画像において妨害領域の色は、正常組織および病変組織のいずれとも異なるものとなる。また、蛍光画像データ K1、K2 により表される蛍光画像間の画素値の除算値（以下蛍光演算値とする）は、妨害領域においては、正常組織の値よりも小さく、病変組織に近い値となる。したがって、妨害領域検出ユニット 153 においては、通常画像の色情報が予め定められた特定範囲外であるか否かを判断し、特定範囲外となった画素に対応する蛍光画像の画素についてのみ、蛍光画像データ K1、K2 から蛍光演算値を算出し、蛍光演算値が予め定められたしきい値 Th4 以下であるか否かを判断し、しきい値 Th4 以下となる画素からなる領域を妨害領域として検出するようにしたものである。なお、妨害領域検出ユニット 153 においては、蛍光演算値を算出することなく、蛍光診断画像生成ユニット 130 の色相演算部 133 において算出される蛍光画像間の除算値を用いるようにしてもよい。

40

【0107】

次いで、第 4 の実施形態の動作について説明する。通常画像の撮像、通常画像の表示、反射画像の撮像、蛍光画像の撮像、および蛍光診断画像の合成動作については、第 1 の実施形態と同一であるためここでは説明を省略し、妨害画素の検出および処理済み蛍光診断画像の表示についてのみ説明する。

【0108】

図 10 は、第 4 の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャートである。図 10 に示すように、まず、通常画像の各画素における色情報が算

50

出され（ステップS31）、通常画像の各画素の色情報が予め定められた特定の範囲外であるか否かが判断される（ステップS32）。ステップS32が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない（ステップS33）。ステップS32が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表す可能性が高いことから、通常画像における色情報が特定範囲外となった画素に対応する画素についてのみ、蛍光画像データK1、K2により表される蛍光画像間の除算値すなわち蛍光演算値が算出される（ステップS34）。そして、蛍光演算値がしきい値Th4以下であるか否かが判断される（ステップS35）。ステップS35が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない（ステップS33）。ステップS35が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表すものとして、例外表示処理部135において蛍光診断画像データK0に対して例外表示処理が施され、処理済み蛍光診断画像データKPが得られる（ステップS36）。

10

【0109】

処理済み蛍光診断画像データKPは画像処理ユニット140のビデオ信号処理回路144へ出力され、上記第1の実施形態と同様に妨害領域について例外表示処理が施された状態で、モニタ180に表示される。

【0110】

なお、上記第4の実施形態においては、ステップS32において色情報が特定範囲外となった画素についてのみ、ステップS34において蛍光演算値を算出し、ステップS35において蛍光演算値がしきい値Th4以下であるか否かを判断しているが、先にステップS34の処理およびステップS35の判断を行い、ステップS35が肯定された画素についてのみ、通常画像の色情報を算出するステップS32の判断を行ってもよい。また、全ての画素についてステップS32の判断、ステップS34の処理およびステップS35の判断を並列に行い、通常画像の色情報が特定範囲外かつ蛍光演算値がしきい値Th4以下となる画素からなる領域を妨害領域として検出してもよい。

20

【0111】

次いで、本発明の第5の実施形態について説明する。本発明の第5の実施形態による蛍光内視鏡装置は、図8に示す本発明の第3の実施形態による蛍光内視鏡装置において、妨害領域検出ユニット152に代えて、通常画像の色情報、蛍光の強度および2つの蛍光画像データK1、K2により表される蛍光画像間における対応する画素値の比率すなわち除算値に基づいて妨害領域を検出する妨害領域検出ユニット154を備えた点が第3の実施形態と異なる。

30

【0112】

ここで、通常画像において妨害領域の色は、正常組織および病変組織のいずれとも異なるものとなる。また、妨害領域において得られる蛍光強度は正常組織の蛍光強度に近い値となる。さらに、蛍光画像データK1、K2により表される蛍光画像間の画素値の除算値（以下蛍光演算値とする）は、妨害領域においては、正常組織の値よりも小さく、病変組織に近い値となる。したがって、妨害領域検出ユニット154においては、通常画像の色情報が予め定められた特定範囲外であるか否かを判断し、特定範囲外となった画素に対応する蛍光画像の画素についてのみ、特定範囲外となった画素に対応する蛍光画像の画素値が予め定められたしきい値Th5以上であるか否かを判断し、さらに、しきい値Th5以上となった画素についてのみ蛍光画像データK1、K2から蛍光演算値を算出し、蛍光演算値が予め定められたしきい値Th6以下であるか否かを判断し、しきい値Th6以下となる画素からなる領域を妨害領域として検出するようにしたものである。なお、妨害領域検出ユニット154においては、蛍光演算値を算出することなく、蛍光診断画像生成ユニット130の色相演算部133において算出される蛍光画像間の除算値を用いるようにしてもよい。

40

【0113】

次いで、第5の実施形態の動作について説明する。通常画像の撮像、通常画像の表示、反射画像の撮像、蛍光画像の撮像、および蛍光診断画像の合成動作については、第1の実施

50

形態と同一であるためここでは説明を省略し、妨害画素の検出および処理済み蛍光診断画像の表示についてのみ説明する。

【0114】

図11は、第5の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャートである。図11に示すように、まず、通常画像の各画素における色情報が算出され(ステップS41)、通常画像の各画素の色情報が予め定められた特定の範囲外であるか否かが判断される(ステップS42)。ステップS42が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない(ステップS43)。ステップS42が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表す可能性が高いことから、通常画像における色情報が特定範囲外となった画素に対応する蛍光画像の画素についてのみ、画素値がしきい値Th5以上であるか否かが判断される(ステップS44)。ステップS44が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない(ステップS43)。ステップS44が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表す可能性がさらに高いことから、画素値がしきい値Th5以上となった画素についてのみ、蛍光画像データK1、K2により表される蛍光画像間の除算値すなわち蛍光演算値が算出される(ステップS45)。そして、蛍光演算値がしきい値Th6以下であるか否かが判断される(ステップS46)。ステップS46が否定された場合は、その画素は妨害領域を表すものではないことから、何ら処理は施されない(ステップS43)。ステップS46が肯定された場合には、その画素は妨害領域を表すものとして、例外表示処理部135において蛍光診断画像データK0に対して例外表示処理が施され、処理済み蛍光診断画像データKPが得られる(ステップS47)。

10

20

【0115】

処理済み蛍光診断画像データKPは画像処理ユニット140のビデオ信号処理回路144へ出力され、上記第1の実施形態と同様に妨害領域について例外表示処理が施された状態で、モニタ180に表示される。

【0116】

なお、上記第5の実施形態においては、ステップS42において色情報が特定範囲外となった画素についてのみ、ステップS44において蛍光画像の画素値がしきい値Th5以上であるか否かを判断し、しきい値Th5以上となった画素についてのみステップS45において蛍光演算値を算出し、ステップS46において蛍光演算値がしきい値Th6以下であるか否かを判断しているが、いずれのステップを先に行ってもよい。例えば、ステップS44の判断、ステップS42の判断、ステップS45の処理およびステップS46の判断をこの順序で行ってもよく、ステップS44の判断、ステップS45の処理、ステップS46の判断およびステップS42の判断をこの順序で行ってもよい。さらには、ステップS45の処理、ステップS46の判断、ステップS42の判断およびステップS44の判断をこの順序で行ってもよく、ステップS45の処理、ステップS46の判断、ステップS44の判断およびステップS42の判断をこの順序で行ってもよい。

30

【0117】

また、全ての画素についてステップS42の判断、ステップS44の判断、並びにステップS45の処理およびステップS46の判断を並列に行い、通常画像の色情報が特定範囲外、かつ蛍光画像の画素値がしきい値Th5以上かつ蛍光演算値がしきい値Th6以下となる画素からなる領域を妨害領域として検出してもよい。

40

【0118】

さらに、ステップS42の判断を行った後に、ステップS44の判断、並びにステップS45の処理およびステップS46の判断を並列に行ってもよく、ステップS44の判断を行った後に、ステップS42の判断、並びにステップS45の処理およびステップS46の判断を並列に行ってもよく、さらに、ステップS45の処理およびステップS46の判断を行った後に、ステップS42の判断およびステップS44の判断を並列に行ってもよい。

【0119】

50

なお、上記第 1 から第 5 の実施形態においては、色情報が特定範囲外となったか否かの判断、蛍光画像の画素値がしきい値以上であるか否かの判断および / または蛍光演算値がしきい値以下であるか否かの判断を行う際に、通常画像および / または蛍光画像の各画素を間引いて行ってもよい。このように画素を間引いて判断を行うことにより、処理の高速化を図ることができる。なお、このような判断を行った後、検出された妨害領域についてのみ画素を間引くことなく判断を行うことが好ましい。

【 0 1 2 0 】

また、上記第 1 から第 5 の実施形態において、観察部 1 0 に R 光、G 光、B 光、参照光および励起光を順次照射して通常画像、I R 反射画像および蛍光画像の撮影を行うことも可能である。以下これを第 6 の実施形態として説明する。図 1 2 は本発明の第 6 の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の構成を示す概略図である。なお、第 6 の実施形態において第 1 の実施形態と同一の構成については同一の参照番号を付し、詳細な説明は省略する。図 1 2 に示すように、本発明の第 6 の実施形態による内視鏡装置は、内視鏡挿入部 2 0 0 および画像処理部 2 からなる。

10

【 0 1 2 1 】

内視鏡挿入部 2 0 0 は、第 1 の実施形態における内視鏡挿入部 1 0 0 を構成するライトガイド 1 0 1、イメージファイバ 1 0 3、照明レンズ 1 0 4、および集光レンズ 1 0 6 と同様のライトガイド 2 0 1、イメージファイバ 2 0 3、照明レンズ 2 0 4、および集光レンズ 2 0 6 を備える。

【 0 1 2 2 】

画像処理部 2 は、R 光、G 光、B 光（以下照明光 L 1 とする、参照光 L 5 および励起光 L 2 を順次射出する照明ユニット 2 1 0、観察部 1 0 についての通常画像、波長帯域が異なる 2 種類の蛍光画像および I R 反射画像を撮像して通常画像データ N、蛍光画像データ K 1、K 2 および I R 反射画像データ F 1 を得る撮像ユニット 2 2 0、蛍光診断画像生成ユニット 1 3 0、通常画像を表す通常画像データ N および処理済み蛍光診断画像データ K P に対して、可視画像として表示するための画像処理を行う画像処理ユニット 2 4 0、妨害領域検出ユニット 1 5 0、コントローラ 2 6 0 およびモニタ 1 7 0、1 8 0 から構成されている。

20

【 0 1 2 3 】

照明ユニット 2 1 0 は、白色光を射出するハロゲンランプ等の白色光源 2 1 1、白色光源 2 1 1 に電氣的に接続されている白色光源用電源 2 1 2、白色光源 2 1 1 から射出される白色光を集光する集光レンズ 2 1 3、白色光を R 光、G 光、B 光、参照光 L 5 および励起光 L 2 に順次色分解するための回転フィルタ 2 1 4、および回転フィルタ 2 1 4 を回転させるモータ 2 1 5 を備えている。

30

【 0 1 2 4 】

図 1 3 は回転フィルタの構成を示す図である。図 1 3 に示すように、回転フィルタ 2 1 4 は、R、G、B、750 nm ~ 900 nm の近赤外域（I R）および 410 nm の励起光の波長域の光を透過するフィルタ要素 2 1 4 a ~ 2 1 4 e からなる。

【 0 1 2 5 】

撮像ユニット 2 2 0 は、イメージファイバ 2 0 3 により伝搬された R 光、G 光、B 光の反射光 L 4、参照光 L 5 の反射光 L 6 および蛍光 L 3 を結像系に導くコリメートレンズ 2 2 8、反射光 L 4、L 6 および蛍光 L 3 から励起光近傍の 420 nm 以下の波長帯域をカットする励起光カットフィルタ 2 2 1、励起光カットフィルタ 2 2 1 を透過した反射光 L 4、L 6 および蛍光 L 3 を結像させる集光レンズ 2 2 9、集光レンズ 2 2 9 により結像された反射光 L 4、L 6 および蛍光 L 3 により表される通常画像、I R 反射画像および蛍光画像を撮像するモザイクフィルタ 2 2 7 がオンチップされた CCD 撮像素子 2 2 5、CCD 撮像素子 2 2 5 において取得された撮像信号をデジタル化して通常画像データ N、2 種類の蛍光画像データ K 1、K 2 および I R 反射画像データ F 1 を得る A / D 変換回路 2 2 6、並びに通常画像データ N を記憶する通常画像メモリ 2 2 4 を備えている。

40

【 0 1 2 6 】

50

図 1 4 はモザイクフィルタ 2 2 7 の構成を示す図である。図 1 4 に示すように、モザイクフィルタ 2 2 7 は、4 0 0 n m ~ 9 0 0 n m の波長域の全波長域の光を透過させる広帯域フィルタ要素 2 2 7 a および 4 3 0 n m ~ 5 3 0 n m の波長域の光を透過させる狭帯域フィルタ要素 2 2 7 b が交互に組み合わせられ、各帯域フィルタ要素 2 2 7 a , 2 2 7 b は C C D 撮像素子 2 2 5 の画素に一对一で対応している。

【 0 1 2 7 】

なお、回転フィルタ 2 1 4 が回転することにより、R 光、G 光、B 光、近赤外光および励起光の観察部 1 0 への照射が繰り返される。ここで、観察部 1 0 に R 光、G 光、B 光および参照光 L 5 が照射されている間は、モザイクフィルタ 2 2 7 の広帯域フィルタ要素 2 2 7 a を透過した光学像のみを C C D 撮像素子 2 2 5 において検出し、励起光 L 2 が照射されている間は広帯域フィルタ要素 2 2 7 a および狭帯域フィルタ要素 2 2 7 b をそれぞれ透過した蛍光像を C C D 撮像素子 2 2 5 において検出する。

10

【 0 1 2 8 】

画像処理ユニット 2 4 0 は、第 1 の実施形態のビデオ信号処理回路 1 4 4 と同様のビデオ信号処理回路 2 4 4 を備える。

【 0 1 2 9 】

以下、第 6 の実施形態による内視鏡装置の動作について説明する。なお、蛍光診断画像の合成、妨害画素の検出、および処理済み蛍光診断画像の表示動作については、第 1 の実施形態と同一であるため、ここでは説明を省略し、通常画像の撮像、通常画像の表示、I R 反射画像の撮像および蛍光画像の撮像についてのみ説明する。

20

【 0 1 3 0 】

第 6 の実施形態による蛍光内視鏡装置においては、R 光、G 光および B 光の観察部 1 0 への照射による通常画像の撮像、I R 反射画像の撮像並びに蛍光画像の撮像が時分割で交互に行われる。このために、照明ユニット 2 1 0 における回転フィルタ 2 1 4 を回転させ、白色光源 2 1 1 から射出される白色光を、回転フィルタ 2 1 4 を透過させることにより、R 光、G 光、B 光、参照光 L 5 および励起光 L 2 が順次観察部 1 0 に照射される。

【 0 1 3 1 】

まず、通常画像を表示する際の動作を説明する。まず、R 光が観察部 1 0 へ照射され、観察部 1 0 において反射された R 光による反射光 L 1 は集光レンズ 2 0 6 により集光され、イメージファイバ 2 0 3 の先端に入射され、イメージファイバ 2 0 3 を経てコリメートレンズ 2 2 8 により集光され、励起光カットフィルタ 2 2 1 を透過し、集光レンズ 2 2 9 により集光され、モザイクフィルタ 2 2 7 の広帯域フィルタ要素 2 2 7 a を透過して C C D 撮像素子 2 2 5 において受光される。

30

【 0 1 3 2 】

C C D 撮像素子 2 2 5 において受光された R 光の反射光 L 4 は、光電変換された後、A / D 変換回路 2 2 6 においてデジタル信号に変換され、通常画像メモリ 2 2 4 の R 画像データの記憶領域に記憶される。

【 0 1 3 3 】

所定時間が経過すると、回転フィルタ 2 1 4 が回転して白色光源 2 1 1 から射出される白色光の光路上にあるフィルタ要素が R 光用のフィルタ要素 2 1 4 a から G 光用のフィルタ要素 2 1 4 b に切り替わり、同様の動作により G 画像データが取得される。さらに、所定時間が経過すると回転フィルタ 2 1 4 が回転してフィルタ要素が B 光用のフィルタ要素 2 1 4 c 切り替わり、B 画像データが取得される。G 画像データおよび B 画像データは通常画像メモリ 2 2 4 の G 画像データの記憶領域および B 画像データの記憶領域にそれぞれ記憶される。

40

【 0 1 3 4 】

3 色の画像データが通常画像メモリ 2 2 4 に記憶されると、表示タイミングに合わせて同時化されて通常画像データ N として出力され、ビデオ信号処理回路 2 4 4 においてビデオ信号に変換されてモニタ 1 7 0 に入力され、モニタ 1 7 0 に可視画像として表示される。上記一連の動作は、コントローラ 2 6 0 によって制御される。

50

【 0 1 3 5 】

次に I R 反射画像を撮像する場合の動作について説明する。回転フィルタ 2 1 4 はコントローラ 2 6 0 からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素 2 1 4 c に続いてフィルタ要素 2 1 4 d が白色光源 2 1 1 から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、観察部 1 0 には近赤外光である参照光 L 5 が照射される。

【 0 1 3 6 】

観察部 1 0 において反射された参照光 L 5 による反射光 L 6 は、集光レンズ 2 0 6 により集光され、イメージファイバ 2 0 3 の先端に入射され、イメージファイバ 2 0 3 を経てコリメートレンズ 2 2 8 により集光され、励起光カットフィルタ 2 2 1 を透過し、集光レンズ 2 2 9 により集光され、モザイクフィルタ 2 2 7 の広帯域フィルタ要素 2 2 7 a を透過して C C D 撮像素子 2 2 5 において受光される。

10

【 0 1 3 7 】

C C D 撮像素子 2 2 5 において受光された反射光 L 6 は、光電変換された後、A / D 変換回路 2 2 6 においてデジタル信号に変換され、蛍光画像生成ユニット 1 3 0 における画像メモリ 1 3 1 の I R 反射画像記憶領域に I R 反射画像データ F 1 として記憶される。

【 0 1 3 8 】

次に、蛍光画像を撮像する場合の動作について説明する。回転フィルタ 2 1 4 はコントローラ 2 6 0 からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素 2 1 4 d に続いてフィルタ要素 2 1 4 e が白色光源 2 1 1 から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、観察部 1 0 には励起光 L 2 が照射される。

20

【 0 1 3 9 】

励起光 L 2 を照射されることにより観察部 1 0 から発生する蛍光 L 3 は、集光レンズ 2 0 6 により集光され、イメージファイバ 2 0 3 の先端に入射され、イメージファイバ 2 0 3 を経てコリメートレンズ 2 2 8 により集光され、励起光カットフィルタ 2 2 1 を透過し、集光レンズ 2 2 9 により集光され、モザイクフィルタ 2 2 7 の広帯域フィルタ要素 2 2 7 a および狭帯域フィルタ要素 2 2 7 b を透過して C C D 撮像素子 2 2 5 において受光される。

【 0 1 4 0 】

C C D 撮像素子 2 2 5 においては、蛍光 L 3 が広帯域フィルタ要素 2 2 7 a および狭帯域フィルタ要素 2 2 7 b にそれぞれ対応する画素毎に光電変換された後、A / D 変換回路 2 2 6 においてデジタル信号に変換され、蛍光画像生成ユニット 1 3 0 における画像メモリ 1 3 1 の広帯域蛍光画像記憶領域および狭帯域蛍光画像記憶領域にそれぞれ広帯域蛍光画像データ K 1 および狭帯域蛍光画像データ K 2 として記憶される。

30

【 0 1 4 1 】

そして、第 1 の実施形態と同様に、蛍光診断画像生成ユニット 1 3 0 の画像合成部 1 3 4 において、蛍光診断画像データ K 0 が合成される。一方、妨害領域検出ユニット 1 5 0 において、通常画像の色情報に基づいて妨害領域が検出され、例外表示処理部 1 3 5 において妨害領域に対して例外表示処理が施されて処理済み蛍光診断画像データ K P が生成される。処理済み蛍光診断画像データ K P は、ビデオ信号処理回路 2 4 4 においてビデオ信号に変換されてモニタ 1 8 0 に入力され、可視画像として表示される。

40

【 0 1 4 2 】

なお、第 2 から第 5 の実施形態についても上記と同様に、照明ユニット 1 1 0、撮像ユニット 1 2 0 および画像処理ユニット 1 4 0 に代えて、照明ユニット 2 1 0、撮像ユニット 2 2 0 および画像処理ユニット 2 4 0 を用いることが可能である。

【 0 1 4 3 】

また、上記第 1 から第 6 の実施形態においては、蛍光画像を撮像するための C C D 撮像素子を画像処理部内に設置しているが、図 1 4 に示すモザイクフィルタ 2 2 7 をオンチップした C C D 撮像素子を、内視鏡挿入部の先端に設置してもよい。さらに、C C D 撮像素子を、例えば特開平 7 - 1 7 6 7 2 1 号公報に記載されたように、増倍率制御信号に基づいた増倍率により、撮像された信号電荷を増倍する電荷増倍型の C C D 撮像素子とすれば、

50

より高感度で蛍光画像の撮像を行うことができ、さらには蛍光画像のノイズを低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 2】C Y G フィルタの構成を示す図

【図 3】切換フィルタの構成を示す図

【図 4】第 1 の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャート

【図 5】本発明の第 2 の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図 10

【図 6】第 2 の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャート

【図 7】本発明の第 2 の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の変形例を示す概略構成図

【図 8】本発明の第 3 の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 9】第 3 の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャート

【図 10】第 4 の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャート 20

【図 11】第 5 の実施形態における妨害領域の検出から例外表示処理までの動作を示すフローチャート

【図 12】本発明の第 6 の実施形態による蛍光画像取得装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 13】回転フィルタの構成を示す図

【図 14】モザイクフィルタの構成を示す図

【図 15】正常組織および病変組織の蛍光強度スペクトルの強度分布を示す説明図

【図 16】正常組織および病変組織の規格化蛍光強度スペクトルの強度分布を示す説明図

【図 17】正常組織および残渣の蛍光強度スペクトルの強度分布を示す説明図 30

【図 18】正常組織および残渣の規格化蛍光強度スペクトルの強度分布を示す説明図

【符号の説明】

1, 2 画像処理部

10 観察部

100, 200 内視鏡挿入部

110, 210 照明ユニット

120, 220 撮像ユニット

130 蛍光診断画像生成ユニット

131 画像メモリ

132 明度演算部 40

133 色相演算部

134 画像合成部

135 例外表示処理部

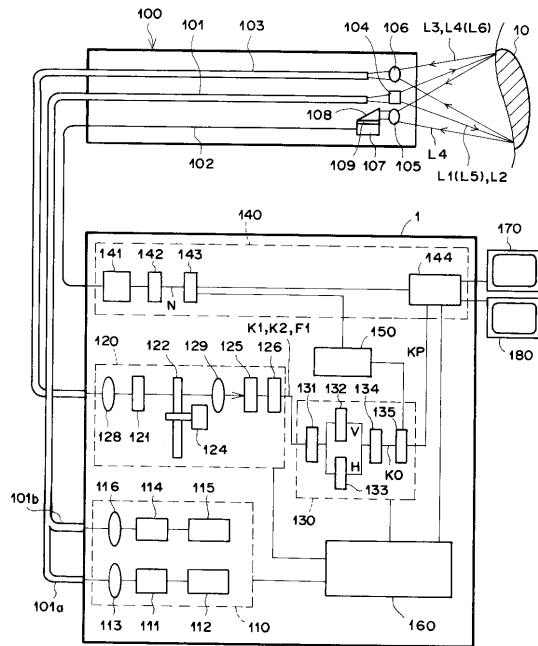
140, 240 画像処理ユニット

150, 151, 152, 153, 154 妨害領域検出ユニット

160, 260 コントローラ

170, 180 モニタ

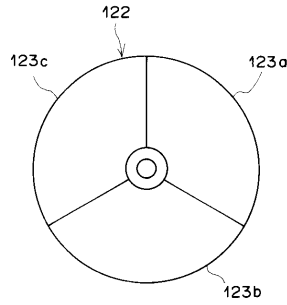
【図 1】



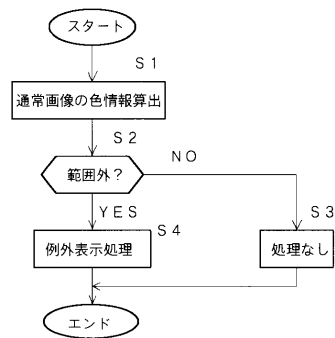
【図 2】

G	C	G	C	G	C	G	C
G	Y	G	Y	G	Y	G	Y
G	C	G	C	G	C	G	C
Y	G	Y	G	Y	G	Y	G
G	C	G	C	G	C	G	C
G	Y	G	Y	G	Y	G	Y
G	C	G	C	G	C	G	C
Y	G	Y	G	Y	G	Y	G

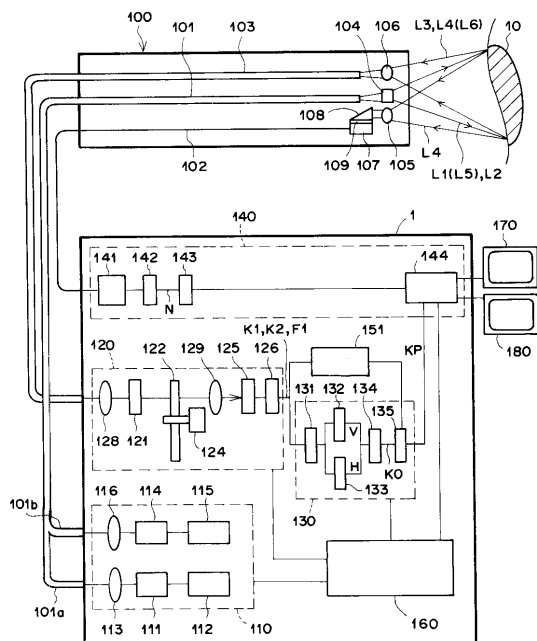
【図 3】



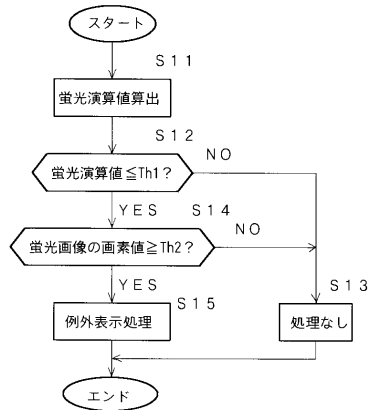
【図 4】



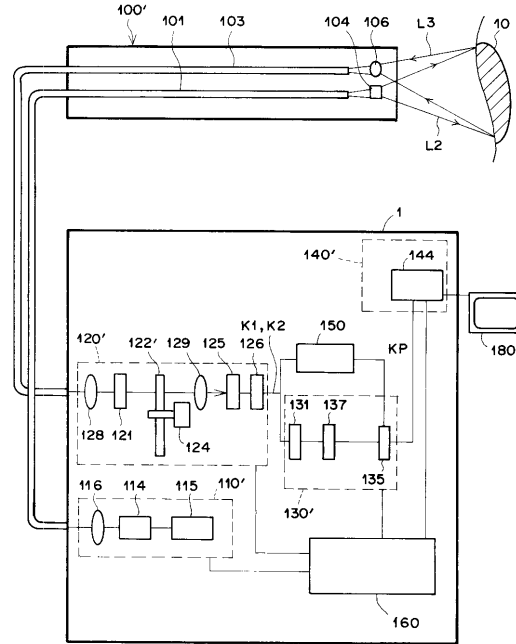
【図 5】



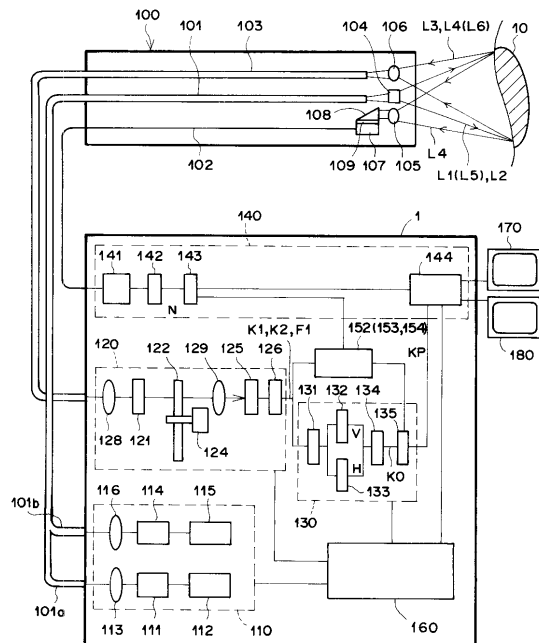
【図 6】



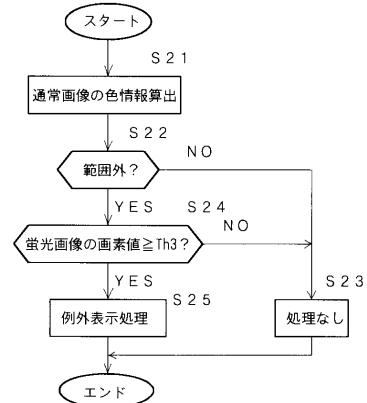
【図 7】



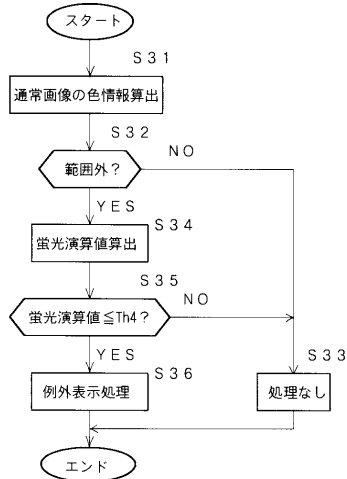
【図 8】



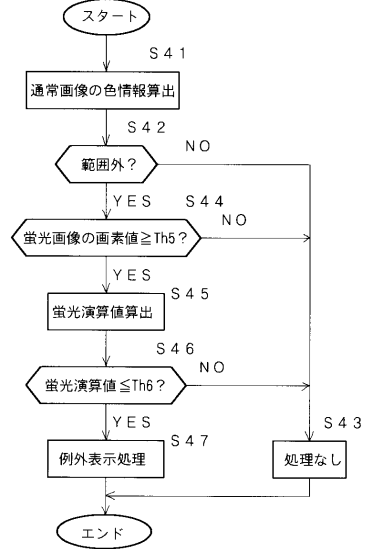
【図 9】



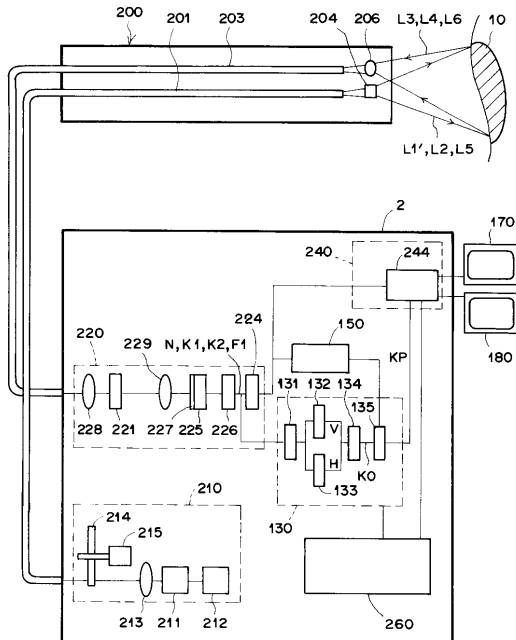
【図 10】



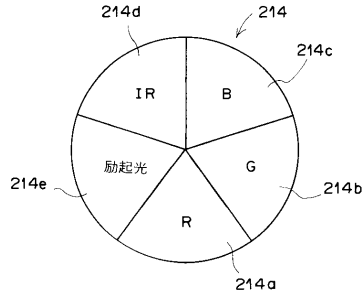
【図 11】



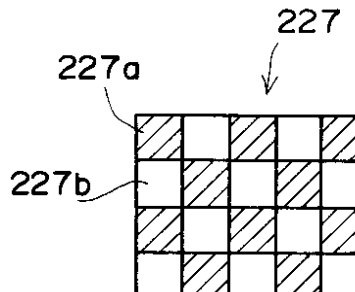
【図 12】



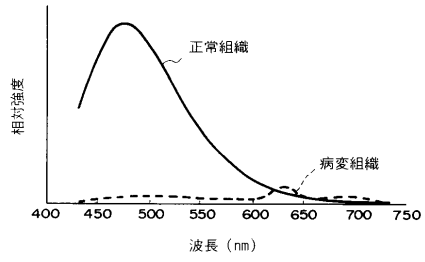
【図 13】



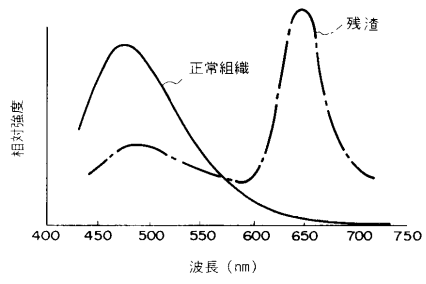
【図 14】



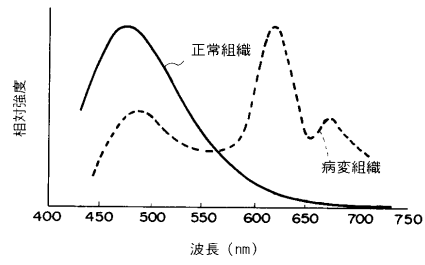
【図 15】



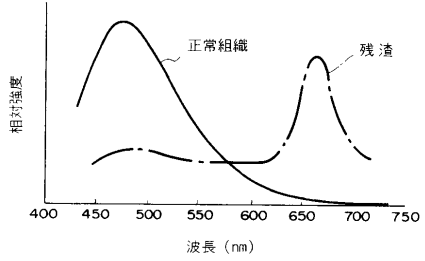
【図 18】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平7 - 155292 (J P , A)
特開平10 - 328129 (J P , A)
特開2001 - 14444 (J P , A)
特開2001 - 169300 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 1/00

专利名称(译)	荧光图像采集方法，装置和程序		
公开(公告)号	JP3862582B2	公开(公告)日	2006-12-27
申请号	JP2002089107	申请日	2002-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片控股株式会社		
[标]发明人	千代知成 林克巳		
发明人	千代 知成 林 克巳		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/64 A61B1/04 A61B1/05 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.615 A61B1/045.618 A61B1/045.622 G01N21/64.Z		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA04 2G043/GA08 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/GB21 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/JA03 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/LA03 2G043/NA01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL01 4C061/MM03 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/SS09 4C061/SS10 4C061/TT01 4C061/TT03 4C061/WW02 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL01 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS09 4C161/SS10 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	佐久间刚		
优先权	2001199131 2001-06-29 JP		
其他公开文献	JP2003079568A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了防止在使用通过使用内窥镜装置等获得的荧光透视图像进行诊断时识别作为损伤组织的干扰区域的干扰区域的错误，即使血液和残留物等干扰因素附着于生物组织。解决方案：将白光和荧光应用于躯体检查部分10以拾取图像以获得正常图像和荧光透视图像。因为干涉区域的颜色与正常组织和病变组织不同，所以计算包括正常图像的色调和色度的颜色信息，并且根据颜色信息是否在特定范围之外来检测干扰区域。通过使干涉区域的颜色与其他区域不同，在荧光透视图像上执行显示示例的处理，以在监视器180上显示处理后的透视图像。

G	C	G	C	G	C	G	C
G	Y	G	Y	G	Y	G	Y
G	C	G	C	G	C	G	C
Y	G	Y	G	Y	G	Y	G
G	C	G	C	G	C	G	C
G	Y	G	Y	G	Y	G	Y
G	C	G	C	G	C	G	C
Y	G	Y	G	Y	G	Y	G