

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4202671号
(P4202671)

(45) 発行日 平成20年12月24日(2008.12.24)

(24) 登録日 平成20年10月17日(2008.10.17)

(51) Int.Cl.

F I

GO6T 5/00 (2006.01)

GO6T 5/00 100

HO4N 7/18 (2006.01)

HO4N 7/18 M

請求項の数 9 (全 24 頁)

| | | | |
|--------------|------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2002-120234 (P2002-120234) | (73) 特許権者 | 306037311 |
| (22) 出願日 | 平成14年4月23日 (2002. 4. 23) | | 富士フイルム株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2003-36436 (P2003-36436A) | | 東京都港区西麻布2丁目26番30号 |
| (43) 公開日 | 平成15年2月7日 (2003. 2. 7) | (74) 代理人 | 100073184 |
| 審査請求日 | 平成17年2月7日 (2005. 2. 7) | | 弁理士 柳田 征史 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2001-132421 (P2001-132421) | (74) 代理人 | 100090468 |
| (32) 優先日 | 平成13年4月27日 (2001. 4. 27) | | 弁理士 佐久間 剛 |
| (33) 優先権主張国 | 日本国 (JP) | (72) 発明者 | 袴田 和男 |
| 前置審査 | | | 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 | 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 |
| | | 審査官 | 松永 隆志 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 規格化画像生成方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

励起光の照射により生体組織から発生する蛍光に基づいて、広帯域蛍光画像と狭帯域蛍光画像とを蛍光画像検出手段によりそれぞれ検出し、前記広帯域蛍光画像に所望のオフセットを付加し、該所望のオフセットが付加された広帯域蛍光画像と前記狭帯域蛍光画像との比に基づいて規格化蛍光画像を生成する規格化画像生成方法において、

参照光の照射により性状が既知である所定の生体組織から反射される反射光による参照画像を参照画像検出手段により予め検出し、

該検出した参照画像に基づいて、次の(1)式で表わされる補正関数を算出し、

次の(2)式で表わされる補正規格化蛍光画像を生成することを特徴とする規格化画像生成方法。

$$(nir + os2) / nir \dots (1)$$

$$\{n / (w + os1)\} \times \{(nir + os2) / nir\} \dots (2)$$

ただし、

n : 狭帯域蛍光画像

w : 広帯域蛍光画像

nir : 参照画像

os1 : オフセット

os2 : 補正係数、 $os2 = os1 \times knir / kw$

knir : 参照画像 / 生体組織と参照画像検出手段との距離

k w : 広帯域蛍光画像 / 生体組織と蛍光画像検出手段との距離

【請求項 2】

前記 o s 2 が、正常部の生体組織に応じた前記 k n i r および前記 k w に基づいて算出されることを特徴とする請求項 1 記載の規格化画像生成方法。

【請求項 3】

前記 o s 2 が、病変部の生体組織に応じた前記 k n i r および前記 k w に基づいて算出されることを特徴とする請求項 1 記載の規格化画像生成方法。

【請求項 4】

前記 o s 2 が、正常部から病変部までの進行度を s 段階に分割したときの各前記段階の生体組織に応じた各前記 k n i r および各前記 k w に基づいてそれぞれ算出されることを特徴とする請求項 1 記載の規格化画像生成方法。

10

【請求項 5】

前記 s 段階のそれぞれの生体組織に応じた前記 o s 2 に基づく s 個の前記補正関数を用いて前記 s 段階のそれぞれの生体組織の基準となる前記規格化蛍光画像に前記距離補正を施して基準となる s 個の前記補正規格化蛍光画像をそれぞれ算出し、該 s 個の基準補正規格化蛍光画像に基づいて境界値を設定し、一方、前記生体組織の前記規格化蛍光画像に前記 s 個の補正関数を用いて前記距離補正を施すことにより s 個の前記補正規格化蛍光画像をそれぞれ算出し、該 s 個の補正規格化蛍光画像について前記境界値を用いて前記 s 段階の生体組織に応じた領域を抽出し、前記抽出された s 個の領域を重ね合わせて表示することを特徴とする請求項 4 記載の規格化画像生成方法。

20

【請求項 6】

生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、前記励起光の照射により前記生体組織から発生する蛍光に基づいて、広帯域蛍光画像と狭帯域蛍光画像とをそれぞれ検出する蛍光画像検出手段と、前記広帯域蛍光画像に所望のオフセットを付加し、該所望のオフセットが付加された広帯域蛍光画像と前記狭帯域蛍光画像との比に基づいて規格化蛍光画像を生成する規格化蛍光画像生成手段とを備えた規格化画像生成装置において、

参照光を性状が既知である所定の生体組織に照射する参照光照射手段と、

前記参照光照射手段による参照光の照射により前記性状が既知である生体組織から反射される反射光に基づいて参照画像を予め検出する参照画像検出手段とを有し、

前記参照画像検出手段により予め検出された参照画像に基づいて算出された、次の (1) 式で表わされる補正関数を用いて、次の (2) 式で表わされる補正規格化蛍光画像を生成する補正手段を備えたことを特徴とする規格化画像生成装置。

30

$(n i r + o s 2) / n i r \dots (1)$

$\{ n / (w + o s 1) \} \times \{ (n i r + o s 2) / n i r \} \dots (2)$

ただし、

n : 狭帯域蛍光画像

w : 広帯域蛍光画像

n i r : 参照画像

o s 1 : オフセット

o s 2 : 補正係数、 $o s 2 = o s 1 \times k n i r / k w$

40

k n i r : 参照画像 / 生体組織と参照画像検出手段との距離

k w : 広帯域蛍光画像 / 生体組織と蛍光画像検出手段との距離

【請求項 7】

前記 o s 2 が、病変部の生体組織の病変部に応じた前記 k n i r および前記 k w に基づいて算出されることを特徴とする請求項 6 記載の規格化画像生成装置。

【請求項 8】

前記 o s 2 が、正常部から病変部までの進行度を s 段階に分割したときの各前記段階の生体組織に応じた各前記 k n i r および各前記 k w に基づいてそれぞれ算出されることを特徴とする請求項 6 記載の規格化画像生成装置。

【請求項 9】

50

前記補正手段が、前記 s 段階のそれぞれの生体組織に応じた前記 $o \leq 2$ に基づく s 個の前記補正関数を用いて前記 s 段階のそれぞれの生体組織の基準となる s 個の前記規格化蛍光画像に前記距離補正を施し s 個の基準となる前記補正規格化蛍光画像を算出するものであり、

該 s 個の基準補正規格化蛍光画像に基づいて境界値を設定する境界値設定手段と、

前記補正手段により前記生体組織の前記規格化蛍光画像について前記 s 個の補正関数を用いて算出された s 個の前記補正規格化蛍光画像から前記境界値を用いてそれぞれ前記 s 段階の生体組織に応じた領域を抽出する領域抽出手段と、

該領域抽出手段により抽出された前記 s 個の補正規格化蛍光画像の領域を重ね合わせて表示する表示手段とを備えたことを特徴とする請求項 8 記載の規格化画像生成装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、光の照射により生体組織から発生した互いに異なる波長帯域の再輻射光を画像として検出し、その互いに異なる波長帯域の画像の少なくとも 1 つに所望のオフセットを付加し、そのオフセットの付加された互いに異なる画像の比を求めることにより規格化画像を生成する規格化画像生成方法および装置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に照射した場合に、正常組織と病変組織とでは発する蛍光強度が異なることを利用して、生体組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。

20

【0003】

通常、励起光を照射すると、図 10 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、励起光による蛍光を撮像素子などにより撮像し、蛍光の強度に応じた蛍光画像を表示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方法も提案されている。この技術においては、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なく、生体組織から発せられる蛍光強度は光源と生体組織との距離の 2 乗に比例して低下する。また、その蛍光の検出手段と生体組織との距離についても、その 2 乗に比例して低下する。そのため、光源または検出手段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（480 nm 付近の狭帯域と 430 nm 近傍から 730 nm 近傍の広帯域）から取得した 2 種類の蛍光強度に基づく蛍光画像の比率を除算により求め、その除算値に基づく規格化蛍光画像を生成する方法、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規格化画像生成方法が提案されている。また、異なる波長帯域の蛍光画像の除算値に色の情報を割り当て、その色の違いにより生体組織の病変状態を色画像として示す方法や、さらに、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、この参照光の照射による生体組織からの反射光の強度に基づく参照画像を検出し、その参照画像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を上記色画像と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画像を示す方法なども提案されている。

30

40

【0005】

また、上記のように異なる波長帯域の蛍光画像の除算値に基づいて規格化蛍光画像を生成する場合、その規格化演算に用いられる生体組織からの蛍光強度は微弱であるため、この

50

蛍光強度に基づく上記規格化蛍光画像の S/N は非常に低いものとなる。これを改善するため異なる波長帯域の蛍光画像の少なくとも1つにオフセットを付加して上記除算値を演算することにより、上記規格化蛍光画像の S/N を向上させる方法が提案されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記のようにオフセットを付加して除算値を求める際、良好な S/N を得るためにはオフセットの値を大きくすればよいが、蛍光強度はその検出手段と生体組織との距離に依存して大きさが変化するため、オフセット値を大きくし過ぎると、検出手段から遠点にある生体組織と近点にある生体組織とが同じ性状でもその除算値が大きく異なる場合が生じる。そのため、病変部の生体組織と正常部の生体組織との区別が困難となる。例として、図8に所定の正常部の生体組織および病変部の生体組織について、狭帯域蛍光画像とオフセットを付加した広帯域蛍光画像の除算値（狭帯域蛍光画像 / （広帯域蛍光画像 + オフセット））を算出したときのその除算値と上記距離との関係を示す。オフセットの値は5、10、15および20を使用し、正常部の生体組織についての除算値は白抜き記号で示し、病変部の生体組織についての除算値は黒塗り記号で示している。図示のとおり除算値が上記距離によって変化し、オフセットの値が大きいくほど上記距離が大きくなると正常部と病変部との除算値の差がより小さくなりその識別が困難になることがわかる。また、逆にオフセットの値が小さくすると、距離による除算値の変化は少なくなるが、当然、そのオフセット付加による規格化蛍光画像の S/N の向上の効果が十分に得られない問題が生じる。さらに、図9（A）、（B）に所定の生体組織について、検出手段と生体組織との距離が大きい（遠点）ときの上記除算値に基づく規格化蛍光画像（図9（A））と距離が小さい（近点）ときの上記除算値に基づく規格化蛍光画像（図9（B））を示す。なお、このときのオフセットは20であり、各画像において周辺画像よりも比較的暗い部分が病変部の画像を意味する。図示のとおり、本来遠点と近点との画像ではその病変部の画像同志、またはその正常部の画像同志がともに同じ明るさで表示されなければならないが、遠点の画像の方が近点の画像より暗く、正常部と病変部の画像のコントラストも小さいため、その識別がつきにくくなっている。

【0007】

本発明は、上記のような従来技術の問題点に鑑みて、互いに異なる波長帯域の画像の少なくとも1つに所望のオフセットを付加して規格化演算を行なって規格化画像を生成する規格化画像生成方法および装置において、検出手段と生体組織との距離に依存することなく、その距離が変化した場合においても一定の規格化演算値をとることができる規格化画像生成方法および装置を提供することを目的とするものである。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明の規格化画像生成方法は、光の照射により生体組織から発生する再輻射光に基づいて互いに異なる波長帯域の画像を画像検出手段によりそれぞれ検出し、互いに異なる波長帯域の画像の少なくとも1つに所望のオフセットを付加し、その少なくとも1つに所望のオフセットが付加された互いに異なる波長帯域の画像の比に基づいて規格化画像を生成する規格化画像生成方法において、規格化画像に所定の補正関数を用いて生体組織と画像検出手段との距離に起因する規格化画像の変動量を補正する距離補正を施して補正規格化画像を生成することを特徴とする。

【0009】

ここで、上記「画像検出手段」とは、例えば、励起光の照射により生体組織から発せられる蛍光を検出する蛍光内視鏡において、生体内に挿入される内視鏡挿入部、内視鏡挿入部により導光された蛍光を撮像する撮像素子およびその撮像素子までの導光部を含めたものを意味する。そして、互いに異なる波長帯域の画像について、撮像素子や導光部などの一部をそれぞれ別個に設けてもよいし、共通にしてもよい。

【0010】

また、上記「互いに異なる波長帯域の画像に所望のオフセットを付加する」とは、各画像

の各画素値にオフセット値を加えることを意味する。各画像にオフセット値を付加することにより、規格化演算後の規格化画像の画素値のバラツキが小さくなり、規格化画像の S/N を向上させることができる。オフセット値を付加する部分は、各画像全体でなくとも良く、特に画像が暗い部分、つまり S/N の低い部分にのみに付加しても良い。すなわち、各画像の比に基づいて規格化演算を行なったときに、組織性状の識別の精度が向上するように規格化画像の S/N を向上させることができる程の大きさのオフセット値を付加すればよい。

【0011】

また、上記「画像の比」とは、互いに異なる波長帯域の画像の各画像において、同じ座標上にある各画素値同志の比を意味するものであり、また「画像の比に基づいて規格化画像を生成する」とは、同じ座標上にある各画素値同志で除算、もしくはそれに類する規格化演算を行なって、その規格化演算された値を画素値とする画像を規格化画像として生成することを意味する。

10

【0012】

また、上記「生体組織と画像検出手段との距離」とは、検出される画像の画素値の大きさに実質的に影響を及ぼす距離を意味するが、例えば、蛍光内視鏡において、測定対象である生体組織と蛍光内視鏡における内視鏡挿入部の先端との距離を意味する。さらに、生体組織に励起光を照射する励起光照射手段も生体組織との位置関係において移動するような場合には、この移動によっても蛍光画像の画素値が異なるため、上記距離はこの励起光照射手段と生体組織との距離も含むものとする。

20

【0013】

また、上記「規格化画像の変動量」とは規格化画像の画素値の変動量を意味する。

【0014】

また、上記「距離に起因する規格化画像の変動量を補正する」とは、上記規格化画像の画素値が上記距離に依存して変動しないように画素値の大きさを補正することを意味する。

【0015】

また、本発明の規格化画像生成方法は、励起光の照射により生体組織から発生する蛍光に基づいて互いに異なる波長帯域の蛍光画像を蛍光画像検出手段によりそれぞれ検出し、互いに異なる波長帯域の蛍光画像の少なくとも1つに所望のオフセットを付加し、その少なくとも1つに所望のオフセットが付加された互いに異なる波長帯域の蛍光画像の比に基づいて規格化演算を行なって規格化蛍光画像を生成する規格化画像生成方法において、規格化蛍光画像に所定の補正関数を用いて生体組織と蛍光画像検出手段との距離に起因する規格化蛍光画像の変動量を補正する距離補正を施して補正規格化蛍光画像を生成することを特徴とする。

30

【0016】

また、上記互いに異なる波長帯域の蛍光画像を、狭帯域蛍光画像および広帯域蛍光画像とすることができる。

【0017】

また、上記補正関数を、性状が既知である所定の生体組織についての広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像の少なくとも1つに基づいて算出するようにすることができる。

40

【0018】

また、参照光の照射により性状が既知である所定の生体組織から反射される反射光による参照画像を参照画像検出手段により検出し、補正関数を、その参照画像に基づいて算出するようにすることができる。

【0019】

ここで、上記「参照光画像検出手段」とは、例えば、蛍光内視鏡において生体内に挿入される内視鏡挿入部、内視鏡挿入部により導光された参照光の照射による反射光を撮像する撮像素子およびその撮像素子までの導光部を含めたものを意味する。なお、参照光画像検出手段と蛍光画像検出手段とは、共通の内視鏡挿入部および導光部であることが望ましいが、波長帯域が異なるので各画像の波長帯域を選択する光学フィルタをそれぞれ設ける必

50

要がある。また、撮像素子も共通にする場合には露光するタイミングをずらして撮像するようにすればよい。

【 0 0 2 0 】

また、補正関数を参照画像に基づいて算出する場合には、参照画像検出手段と生体組織との距離と蛍光画像検出手段と生体組織との距離を等しくすることが望ましい。

【 0 0 2 1 】

また、補正関数を、次の (5) 式で表されるものとし、補正規格化蛍光画像を、次の (6) 式により算出するようにすることができる。

【 0 0 2 2 】

$(nir + os2) / nir \quad \dots (5)$

$\{n / (w + os1)\} \times \{(nir + os2) / nir\} \quad \dots (6)$

ただし、

n : 狭帯域蛍光画像

w : 広帯域蛍光画像

nir : 参照画像

os1 : オフセット

os2 : 補正係数、 $os2 = os1 \times knir / kw$

knir : 参照画像 / 生体組織と参照画像検出手段との距離

kw : 広帯域蛍光画像 / 生体組織と蛍光画像検出手段との距離

ここで、上記 n、w および nir はそれぞれ狭帯域蛍光画像、広帯域蛍光画像および参照画像の画素値を意味する。また、knir は参照画像の画素値を生体組織と参照画像検出手段との距離で除算したものであり、つまり単位距離あたりの参照画像の画素値を意味する。また、kw は広帯域蛍光画像の画素値を生体組織と蛍光画像検出手段との距離で除算したものであり、つまり単位距離あたりの広帯域蛍光画像の画素値を意味する。さらに、補正係数 os2 は上式のとおりのオフセット、knir および kw から算出されるものである。

【 0 0 2 3 】

また、上記 os2 は、正常部の生体組織を参照画像検出手段および蛍光画像検出手段により撮像したときの knir および kw に基づいて算出されるようにすることができる。

【 0 0 2 4 】

また、上記 os2 は、病変部の生体組織を参照画像検出手段および蛍光画像検出手段により撮像したときの knir および kw に基づいて算出されるようにすることができる。

【 0 0 2 5 】

また、上記 os2 は、正常部から病変部までの進行度を s 段階に分割したときの各段階の生体組織を参照画像検出手段および蛍光画像検出手段により撮像したときの各 knir および各 kw に基づいてそれぞれ算出されるようにすることができる。

【 0 0 2 6 】

また、上記 s 段階のそれぞれの生体組織に応じた os2 に基づく s 個の補正関数を用いて s 段階のそれぞれの生体組織の基準となる規格化蛍光画像に距離補正を施して基準となる s 個の補正規格化蛍光画像をそれぞれ算出し、その s 個の基準補正規格化蛍光画像に基づいて境界値を設定し、一方、生体組織の規格化蛍光画像に s 個の補正関数を用いて距離補正を施すことにより補正規格化蛍光画像をそれぞれ算出し、その s 個の補正規格化蛍光画像について境界値を用いて s 段階の生体組織に応じた領域を抽出し、その抽出された s 個の領域を重ね合わせて表示するようにすることができる。

【 0 0 2 7 】

ここで、上記「s 段階」の s は 2 以上の自然数を意味する。

【 0 0 2 8 】

また、上記「基準となる規格化蛍光画像」とは、上記境界値を設定するため s 段階の生体組織をそれぞれサンプルとして撮像し算出された規格化蛍光画像であり、上記「基準となる補正規格化蛍光画像」とはこの基準となる規格化蛍光画像にそれぞれの生体組織につい

10

20

30

40

50

て算出された補正関数を用いて距離補正が施されたものを意味する。

【0029】

また、上記「生体組織の規格化蛍光画像」とは、実際に画像診断等を行なう生体組織を撮像し、算出された規格化蛍光画像である。

【0030】

本発明の規格化画像生成装置は、生体組織に光を照射する光照射手段と、光の照射により生体組織から発生する再輻射光に基づいて互いに異なる波長帯域の画像をそれぞれ検出する画像検出手段と、互いに異なる波長帯域の画像の少なくとも1つに所望のオフセットを付加し、その少なくとも1つに所望のオフセットが付加された互いに異なる波長帯域の画像の比に基づいて規格化画像を生成する規格化画像生成手段とを備えた規格化画像生成装置において、規格化画像に所定の補正関数を用いて生体組織と画像検出手段との距離に起因する規格化画像の変動量を補正する距離補正を施して補正規格化画像を生成する補正手段を備えたことを特徴とするものである。

10

【0031】

また、本発明による規格化画像生成装置は、生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、励起光の照射により生体組織から発生する蛍光に基づいて互いに異なる波長帯域の蛍光画像をそれぞれ検出する蛍光画像検出手段と、互いに異なる波長帯域の蛍光画像の少なくとも1つに所望のオフセットを付加し、その少なくとも1つに所望のオフセットが付加された互いに異なる波長帯域の蛍光画像の比に基づいて規格化演算を行なって規格化蛍光画像を生成する規格化蛍光画像生成手段とを備えた規格化画像生成装置において、規格化蛍光画像に所定の補正関数を用いて生体組織と蛍光画像検出手段との距離に起因する規格化蛍光画像の変動量を補正する距離補正を施して補正規格化蛍光画像を生成する補正手段を備えたことを特徴とするものである。

20

【0032】

また、補正手段が、 s 段階のそれぞれの生体組織に応じた os^2 に基づく s 個の補正関数を用いて s 段階のそれぞれの生体組織の基準となる s 個の規格化蛍光画像に距離補正を施し s 個の基準となる補正規格化蛍光画像を算出するものであり、その s 個の基準補正規格化蛍光画像に基づいて境界値を設定する境界値設定手段と、補正手段により生体組織の規格化蛍光画像について s 個の補正関数を用いて算出された s 個の補正規格化蛍光画像から境界値を用いてそれぞれ s 段階の生体組織に応じた領域を抽出する領域抽出手段と、領域抽出手段により抽出された s 個の補正規格化蛍光画像の領域を重ね合わせて表示する表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

30

【0033】

【発明の効果】

本発明による規格化画像生成方法および装置によれば、光の照射により生体組織から発生する再輻射光に基づいて互いに異なる波長帯域の画像を画像検出手段によりそれぞれ検出し、互いに異なる波長帯域の画像の少なくとも1つに所望のオフセットを付加し、少なくとも1つに所望のオフセットが付加された互いに異なる波長帯域の画像の比に基づいて規格化画像を生成する規格化画像生成方法において、規格化画像に所定の補正関数を用いて生体組織と画像検出手段との距離に起因する規格化画像の変動量を補正する距離補正を施して補正規格化画像を生成するようにしたので、オフセットの付加による上記規格化演算値の S/N の向上を図ることができるとともに、上記画像検出手段と生体組織との距離に依存することなく、その距離が変化した場合においても一定の上記規格化演算値をとることができるので、生体組織の組織性状の識別をより正確に行なうことができる。

40

【0034】

また、上記互いに異なる波長帯域の画像を、狭帯域蛍光画像および広帯域蛍光画像とし、上記補正関数を、広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像の少なくとも1つに基づいて算出するようにした場合には、特に補正関数を求めるための機構を設けることなく、演算処理のみより補正関数を容易に得ることができる。

【0035】

50

また、参照光の照射により性状が既知である所定の生体組織から反射される反射光による参照画像を参照画像検出手段により検出し、補正関数を、その参照画像に基づいて算出するようにした場合には、参照画像は生体組織の性状に依存せず、生体組織と参照画像検出手段との距離をそのまま反映したものとなるので、より確度の高い距離補正を施すことができる。

【0036】

また、補正関数を、次の(7)式で表されるものとし、補正規格化蛍光画像を、次の(8)式により算出するようにした場合には、より簡易な演算処理にて補正関数を求めることができる。

【0037】

$$(nir + os2) / nir \quad \dots (7)$$

$$\{n / (w + os1)\} \times \{(nir + os2) / nir\} \quad \dots (8)$$

ただし、

n：狭帯域蛍光画像

w：広帯域蛍光画像

nir：参照画像

os1：オフセット

os2：補正係数、 $os2 = os1 \times knir / kw$

knir：参照画像／生体組織と参照画像検出手段との距離

kw：広帯域蛍光画像／生体組織と蛍光画像検出手段との距離

また、s段階のそれぞれの生体組織に応じたos2に基づくs個の補正関数を用いてs段階のそれぞれの生体組織の基準となる規格化蛍光画像に距離補正を施して基準となるs個の補正規格化蛍光画像をそれぞれ算出し、そのs個の基準補正規格化蛍光画像に基づいて境界値を設定し、一方、生体組織の規格化蛍光画像にs個の補正関数を用いて距離補正を施すことによりs個の補正規格化蛍光画像をそれぞれ算出し、そのs個の補正規格化蛍光画像について境界値を用いてs段階の生体組織に応じた領域を抽出し、その抽出されたs個の領域を重ね合わせて表示するようにした場合には、同一の生体組織について病体の進行度をより明確に画像により確認することができる。

【0038】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図1は、本発明の規格化画像生成方法を実施する規格化画像生成装置を適用した蛍光内視鏡の第1の実施の形態の概略構成を示す図である。

【0039】

本実施の形態による蛍光内視鏡は、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と、内視鏡挿入部100により生体組織から得られた情報を画像信号として処理する画像信号処理部1と、画像信号処理部1で処理された信号を可視画像として表示するモニタ600とから構成される。

【0040】

画像信号処理部1は、通常画像用白色光Lw、自家蛍光画像用励起光Lr、および参照画像用参照光Lsをそれぞれ射出する3つの光源を備えた照明ユニット110と、この励起光の照射により生体組織9から発生した自家蛍光像Zjと、参照光の照射により生体組織9から発生した参照像Zsを撮像し、デジタル値に変換して2次元画像データとして出力する画像検出ユニット300と、画像検出ユニット300から出力された自家蛍光像の2次元画像データから規格化演算を行って、その規格化演算値に色情報を割り当て、参照像の2次元画像データに輝度情報を割り当てて、2つの画像情報を合成して出力する画像演算ユニット400と、通常像をデジタル値に変換して2次元画像データとし、その2次元画像データおよび画像演算ユニット400の出力信号をビデオ信号に変換して出力する表示信号処理ユニット500と、各ユニットに接続され動作タイミングなどの制御を行う制御用コンピュータ200と、後述する通常画像表示状態と合成画像表示状態を切り換える

10

20

30

40

50

フットスイッチ 2 から構成される。

【 0 0 4 1 】

内視鏡挿入部 1 0 0 は、内部に先端まで延びるライトガイド 1 0 1 と、イメージファイバ 1 0 2 を備えている。ライトガイド 1 0 1 の先端部、即ち内視鏡挿入部 1 0 0 の先端部には、照明レンズ 1 0 3 を備えている。また、イメージファイバ 1 0 2 は多成分ガラスファイバであり、その先端部には励起光フィルタ 1 0 4 と集光レンズ 1 0 5 を備えている。ライトガイド 1 0 1 は、多成分ガラスファイバである白色光ライトガイド 1 0 1 a および石英ガラスファイバである励起光ライトガイド 1 0 1 b 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 1 0 1 a および励起光ライトガイド 1 0 1 b は照明ユニット 1 1 0 へ接続されている。なお、励起光ライトガイド 1 0 1 b は参照光を導光するライトガイドでもある。イメージファイバ 1 0 2 の一端は、画像検出ユニット 3 0 0 へ接続されている。

10

【 0 0 4 2 】

照明ユニット 1 1 0 は、自家蛍光画像用の励起光 L_r を発する GaN 系半導体レーザ 1 1 1、 GaN 系半導体レーザ 1 1 1 に電氣的に接続される半導体レーザ用電源 1 1 2、通常画像用の白色光 L_w を発する白色光源 1 1 4、その白色光源 1 1 4 に電氣的に接続される白色光用電源 1 1 5、参照画像用の参照光 L_s を発する参照光源 1 1 7、参照光源 1 1 7 に電氣的に接続される参照光源用電源 1 1 8、および GaN 系半導体レーザ 1 1 1 から出力される励起光 L_r を透過し、参照光源 1 1 7 から出力される参照光 L_s を直角方向に反射するダイクロイックミラー 1 2 0 から構成される。

20

【 0 0 4 3 】

画像検出ユニット 3 0 0 には、イメージファイバ 1 0 2 が接続され、イメージファイバ 1 0 2 により伝搬された自家蛍光像、通常像、参照像を結像するコリメートレンズ 3 0 1、コリメートレンズ 3 0 1 を透過した通常像を直角方向に全反射し、コリメートレンズ 3 0 1 を透過した蛍光像および参照像は、破線で示す位置に移動し通過させる可動ミラー 3 0 2、コリメートレンズ 3 0 1 を透過した蛍光像（ 750nm 以下の波長の光）を直角方向に反射するダイクロイックミラー 3 0 3、ダイクロイックミラー 3 0 3 を反射した自家蛍光像の光量の 50% を透過し、50% を直角方向に反射するハーフミラー 3 0 8、ハーフミラー 3 0 8 を透過した自家蛍光像を直角方向に反射する蛍光像用ミラー 3 1 3、蛍光像用ミラー 3 1 3 を直角方向に反射した自家蛍光像を結像させる広帯域蛍光像用集光レンズ 3 0 4、広帯域蛍光像用集光レンズ 3 0 4 を透過した自家蛍光像から $430\text{nm} \sim 730\text{nm}$ の波長を選択する広帯域バンドパスフィルタ 3 0 5、広帯域バンドパスフィルタ 3 0 5 を透過した自家蛍光像を撮像する広帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 0 6、広帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 0 6 により撮像された自家蛍光像をデジタル値に変換して 2 次元画像データとして出力する AD 変換器 3 0 7、ハーフミラー 3 0 8 を直角方向に反射した自家蛍光像を結像させる狭帯域蛍光像用集光レンズ 3 0 9、狭帯域蛍光像用集光レンズ 3 0 9 により結像された自家蛍光像から $430\text{nm} \sim 530\text{nm}$ の波長を取り出す狭帯域バンドパスフィルタ 3 1 0、狭帯域バンドパスフィルタ 3 1 0 を透過した自家蛍光像を撮像する狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 1 1、狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 1 1 により撮像された自家蛍光像をデジタル値に変換して 2 次元画像データとして出力する AD 変換器 3 1 2、ダイクロイックミラー 3 0 3 を透過した参照像を結像させる参照像用集光レンズ 3 1 4、参照像用集光レンズ 3 1 4 により結像された参照像を撮像する参照画像用撮像素子 3 1 5、および参照画像用撮像素子 3 1 5 により撮像された参照像をデジタル値に変換して 2 次元画像データとして出力する AD 変換器 3 1 6 を備えている。

30

40

【 0 0 4 4 】

画像演算ユニット 4 0 0 は、デジタル化された自家蛍光画像信号データを記憶する自家蛍光画像用メモリ 4 0 1 と、参照画像信号データを記憶する参照画像用メモリ 4 0 2、自家蛍光画像用メモリ 4 0 1 に記憶された 2 つの波長帯域の自家蛍光画像の各画素値に予め設定されたオフセット値を付加し、そのオフセットの付加された各画素値の比率に応じた演算を行って各画素の規格化演算値を算出する規格化蛍光画像生成手段 4 0 3、参照画像用

50

メモリ 402 に記憶された参照画像の画素値に基づいて後述する補正関数を演算し、その補正関数を用いて規格化蛍光画像生成手段 403 から出力された規格化演算値に補正を施して補正規格化演算値を算出する補正手段 404、補正手段 404 により算出された補正規格化演算値に色情報を割り当てる色画像演算手段 405、参照画像用メモリ 402 に記憶された参照画像の各画素値に輝度情報を割り当てる輝度画像演算手段 406、および色画像演算手段 405 から出力される色情報をもった画像信号と輝度画像演算手段 406 から出力される輝度情報をもった画像信号を合成して合成画像を生成し出力する画像合成手段 407 を備えている。

【0045】

自家蛍光画像用メモリ 401 は、図示省略した広帯域自家蛍光画像記憶領域および狭帯域自家蛍光画像記憶領域から構成され、広帯域蛍光画像用高感度撮像素子 306 により撮像された広帯域自家蛍光画像は、広帯域自家蛍光画像記憶領域に保存され、狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子 311 により撮像された狭帯域自家蛍光画像は狭帯域自家蛍光画像記憶領域に保存される。

【0046】

規格化蛍光画像生成手段 403 は、自家蛍光画像用メモリ 401 に記憶された自家蛍光画像の画素値にオフセット値を付加し、下式(9)に従って狭帯域自家蛍光画像と広帯域自家蛍光画像との比を算出する。なお、本実施の形態では、オフセット値は、下式(9)のとおり広帯域自家蛍光画像のみに付加するものとし、予め規格化蛍光画像生成手段 403 に記憶された所定の値である。

【0047】

$$n / (w + os1) \quad \dots \quad (9)$$

n : 狭帯域自家蛍光画像

w : 広帯域自家蛍光画像

os1 : オフセット

補正手段 404 は、規格化蛍光画像生成手段 403 により算出された規格化演算値に下式(10)により演算された補正関数を掛ける合わせることにより補正規格化演算値を算出する。つまり、補正規格化演算値を下式(11)に従って算出する。本実施の形態では、補正関数は下式(10)のとおり参照画像から算出されるものであり、補正手段 404 は参照画像用メモリ 402 に記憶された参照画像の画素値から補正関数を算出する。また、os2 は下式(12)に従って算出されるものであり、knir は、参照画像の画素値を、その参照画像検出時における内視鏡挿入部 100 の先端から生体組織 9 までの距離で割ったものであり、また、kw は、広帯域自家蛍光画像の画素値を、その広帯域自家蛍光画像検出時における内視鏡挿入部 100 の先端から生体組織 9 までの距離で割ったものである。

【0048】

$$(nir + os2) / nir \quad \dots \quad (10)$$

nir : 参照画像

os2 : 補正係数

$$\{n / (w + os1)\} \times \{(nir + os2) / nir\} \quad \dots \quad (11)$$

$$os2 = os1 \times knir / kw \quad \dots \quad (12)$$

knir : 参照画像 / 内視鏡挿入部 100 の先端から生体組織 9 までの距離

kw : 広帯域自家蛍光画像 / 内視鏡挿入部 100 の先端から生体組織 9 までの距離

色画像演算手段 405 は、補正手段 404 により算出された補正画素値の大きさに応じた色情報を割り当て色画像を生成する。

【0049】

輝度画像演算手段 406 は、参照画像用メモリ 402 に記憶された画素値の大きさに応じて輝度情報を割り当て輝度画像を生成する。

【0050】

画像合成手段 407 は、色画像演算手段 405 から出力された色画像と輝度画像演算手段

10

20

30

40

50

406から出力された輝度画像を合成して後述する表示信号処理ユニット500のビデオ信号処理回路506に出力する。

【0051】

表示信号処理ユニット500は、可動ミラー302により反射された通常像を直角方向に反射する通常像用ミラー501、通常像用ミラー501に反射された通常像を結像する通常像用集光レンズ502、通常像用集光レンズ502で結像された通常像を撮像する通常画像用撮像素子503、通常画像用撮像素子503により撮像された参照像をデジタル値に変換して2次元画像データとして出力するAD変換器504、デジタル化された通常画像信号を保存する通常画像用メモリ505、通常画像用メモリ505から出力された通常画像信号および画像合成部405から出力された合成画像信号をビデオ信号に変換して出力するビデオ信号処理回路506を備えている。モニタ600は、通常画像と合成画像を切り換えて表示するものである。

10

【0052】

次に、上記実施の形態における蛍光内視鏡の作用について説明する。まず、異なる2つの波長帯域の自家蛍光画像と参照画像を撮像し、これらの画像から合成画像を生成して表示する場合の作用について説明する。

【0053】

上記合成画像表示時には、制御用コンピュータ200からの信号に基づき半導体レーザ電源112によりGaN系半導体レーザ111から励起光Lrが射出され、励起光Lrは、励起光用集光レンズ113を透過し、ダイクロイックミラー120を透過し、励起光ライトガイド101bに入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、照明レンズ103から生体組織9へ照射される。励起光Lrの照射により生じる生体組織9からの自家蛍光像は、集光レンズ105により集光され、励起光カットフィルタ104を透過してイメージファイバ102の先端に入射され、イメージファイバ102を経て、コリメートレンズ301に入射する。励起光カットフィルタ104は、波長420nm以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。励起光Lrの波長は410nmであるため、生体組織9で反射された励起光は、この励起光カットフィルタ104でカットされる。コリメートレンズ301を透過した自家蛍光像は、ダイクロイックミラー303にて直角方向に反射される。そして、ハーフミラー308で50%の透過率で透過し、50%の反射率で反射される。ハーフミラー308を透過した自家蛍光像は、蛍光像用ミラー313を直角方向に反射し、広帯域蛍光像用集光レンズ304により結像され、広帯域蛍光像用集光レンズ304を透過した自家蛍光像は、広帯域バンドパスフィルタ305を透過して、広帯域蛍光画像用高感度撮像素子306により撮像され、広帯域蛍光画像用高感度撮像素子306からの映像信号はAD変換器307へ入力され、デジタル化された後、自家蛍光画像用メモリ401の広帯域自家蛍光画像記憶領域に保存される。

20

30

【0054】

また、ダイクロイックミラー303で反射し、ハーフミラー308により反射された自家蛍光像は、狭帯域蛍光像用集光レンズ309により結像され、狭帯域バンドパスフィルタ310を透過して、狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子311により撮像され、狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子311からの映像信号はAD変換器312へ入力され、デジタル化された後、自家蛍光画像用メモリ401の狭帯域自家域蛍光画像領域に保存される。なお、広帯域蛍光画像用高感度撮像素子306により撮像された自家蛍光像のデジタルデータと狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子311により撮像された自家蛍光像のデジタルデータはそれぞれ異なる領域に保存される。なお、このとき可動ミラー302は、自家蛍光像の光軸に対して平行な破線位置になっているものとする。

40

【0055】

また、参照光源用電源118により参照光源117から参照光Lsが射出され、この参照光Lsは、参照光用集光レンズ119を透過し、ダイクロイックミラー120を直角方向に反射して、励起光ライトガイド101bに入射され、内視鏡先端部まで導光された後、照明レンズ103から生体組織9へ照射される。参照光Lsの照射により生じる生体組織

50

9からの参照像は、集光レンズ105により集光され、集光レンズ105を透過した参照像は、励起光カットフィルタ104を透過し、イメージファイバ102の先端に入射され、イメージファイバ102を経て、コリメートレンズ301に入射する。励起光カットフィルタは、波長420nm以上の参照像を透過するロングパスフィルタである。コリメートレンズ301を透過した参照像は、ダイクロイックミラー303を透過し、参照像用集光レンズ314により結像され、参照画像用撮像素子315により撮像され、参照画像用撮像素子315からの映像信号はAD変換器316へ入力され、デジタル化された後、参照画像用メモリ402に保存される。なお、このとき可動ミラー302は、参照像の光軸に対して平行な破線位置になっているものとする。

【0056】

自家蛍光用画像メモリ401に保存された2つの波長帯域の自家蛍光画像は、規格化蛍光画像生成手段403において、広帯域自家蛍光画像のみにその各画素値にオフセットos1が付加される。そして、狭帯域自家蛍光画像との比が下式(13)に従って算出される。なお、os1は予め規格化蛍光画像生成手段403に設定された所定の値である。

【0057】

$$n / (w + os1) \quad \dots \quad (13)$$

n：狭帯域自家蛍光画像

w：広帯域自家蛍光画像

os1：オフセット

そして、規格化蛍光画像生成手段403で算出された規格化演算値は補正手段404に出力され、補正手段404により下式(14)に従って補正規格化演算値が算出される。

【0058】

$$\{n / (w + os1)\} \times \{(nir + os2) / nir\} \quad \dots \quad (14)$$

$$os2 = os1 \times knir / kw$$

knir：参照画像／内視鏡挿入部100の先端から生体組織までの距離

kw：広帯域自家蛍光画像／内視鏡挿入部100の先端から生体組織までの距離なお、補正関数 $(nir + os2) / nir$ は予め本実施の形態の蛍光内視鏡により検出された所定の生体組織についての参照画像および広帯域自家蛍光画像から算出されたものであり、補正手段404に予め記憶されているものである。本実施の形態では上記所定の生体組織として正常な生体組織を用いて参照画像および広帯域自家蛍光画像を撮像し、上記補正関数を算出している。上記のように補正関数を予め設定した後、実際に正常部と病変部とを持つ生体組織の自家蛍光画像および参照画像を撮像したときの補正規格化演算値と内視鏡挿入部100の先端から生体組織9までの距離との関係を図2に示す。図2においては、白丸が正常部の生体組織について算出された補正規格化演算値、黒丸が病変部の生体組織について算出された補正規格化演算値を示している。本実施の形態では、上記のように正常部の生体組織について補正関数を算出するようにしたので、図示のとおり正常部の生体組織について算出された補正規格化演算値は上記距離に依存することなく略一定の値をとるようにすることができる。従って、このとき例えば、白丸で示す補正規格化演算値に基づいて境界値を求め、この境界値以上の補正規格化演算値に応じた生体組織は正常部と判定し、この境界値未満である補正規格化演算値に応じた生体組織は病変部と判定するようにすればよい。上記境界値は、例えば、上記白丸で示した補正規格化演算値の平均値を複数種類(複数の患者)の正常部の生体組織について求め、その標準偏差を求め、平均値 - 2 または平均値 - 3 を境界値とすればよい。 - 2 または - 3 にするかは病変部の生体組織の補正規格化演算値との関係で決めればよい。

【0059】

また、本実施の形態のように正常部の生体組織について上記補正関数を算出するのではなく、病変部の生体組織について上記補正関数を算出するようにしてもよく、この場合には、病変部の生体組織について算出された補正規格化演算値が上記距離に依存することなく略一定の値をとるようにすることができる。従って、このときは例えば、上記同様に補正規格化演算値に基づいて境界値を求め、この境界値より大きい補正規格化演算値に応じた

10

20

30

40

50

生体組織は正常部と判定し、この境界値以下である補正規格化演算値に応じた生体組織は病変部と判定するようにすればよい。上記境界値は、例えば、病変部の生体組織の補正規格化演算値の平均値を複数種類（複数の患者）の正常部の生体組織について求め、その標準偏差を求め、平均値 + 2 または平均値 + 3 を境界値とすればよい。

【 0 0 6 0 】

そして、色画像演算手段 4 0 5 により上記のようにして補正規格化演算値について 2 値判定された結果に基づいて各画素に色情報が割り当てられ、色画像信号として画像合成手段 4 0 7 に出力される。一方、参照画像用メモリ 4 0 2 に保存された参照画像は、輝度画像演算手段 4 0 6 で、各画素値に輝度情報を割り当て、輝度画像信号を生成し出力する。色画演算手段 4 0 5 と輝度画像演算手段 4 0 6 から出力された 2 つの画像信号は、画像合成手段 4 0 7 で合成される。画像合成手段 4 0 7 で合成された合成画像は、ビデオ信号処理回路 5 0 6 によって D A 変換後にモニタ 6 0 0 に入力され、合成画像が表示される。

【 0 0 6 1 】

次に、通常画像を表示する場合の作用について説明する。まず、制御用コンピュータ 2 0 0 からの信号に基づき白色光源用電源 1 1 5 により白色光源 1 1 4 から白色光 L w が射出され、白色光 L w は、白色光用集光レンズ 1 1 6 を経て白色光ライトガイド 1 0 1 a に入射され、内視鏡挿入部 1 0 0 の先端部まで導光された後、照明レンズ 1 0 3 から生体組織 9 へ照射される。白色光 L w の反射光は集光レンズ 1 0 5 によって集光され、励起光フィルタ 1 0 4 を透過して、イメージファイバ 1 0 2 の先端に入射され、イメージファイバ 1 0 2 を経て、コリメートレンズ 3 0 1 に入射する。励起光カットフィルタ 1 0 4 は、波長 4 2 0 n m 以上の可視光を透過するロングパスフィルタである。コリメートレンズ 3 0 1 を透過した反射光は、可動ミラー 3 0 2 および通常像用ミラー 5 0 1 で反射し、通常像用集光レンズ 5 0 2 に入射される。通常像用集光レンズ 5 0 2 を透過した通常像は、通常画像用撮像素子 5 0 3 に結像される。通常画像用撮像素子 5 0 3 からの映像信号は A D 変換器 5 0 4 へ入力され、デジタル化された後、通常画像用メモリ 5 0 5 に保存される。その通常画像用メモリ 5 0 5 により保存された通常画像信号は、ビデオ信号処理回路 5 0 6 によって D A 変換後にモニタ 6 0 0 に入力され、そのモニタ 6 0 0 に可視画像として表示される。

【 0 0 6 2 】

上記合成画像表示の作用および通常画像表示の作用に関する一連の動作は、制御用コンピュータ 2 0 0 により制御される。

【 0 0 6 3 】

また、上記合成画像表示状態と通常画像表示状態の切り換えは、フットスイッチ 2 を押下することにより行なわれる。

【 0 0 6 4 】

本発明による規格化画像生成方法および装置を適用した上記実施の形態における蛍光内視鏡よれば、規格化蛍光画像（規格化演算値）に上記補正関数を用いて生体組織 9 と内視鏡挿入部 1 0 0 の先端との距離に起因する規格化蛍光画像（規格化演算値）の変動量を補正する距離補正を施して補正規格化蛍光画像（補正規格化演算値）を生成するようにしたので、オフセットの付加による上記規格化蛍光画像（規格化演算値）の S / N の向上を図ることができるとともに、内視鏡挿入部 1 0 0 の先端と生体組織 9 との距離に依存することなく、その距離が変化した場合においても一定の規格化演算値をとることができるので、生体組織における正常部と病変部の画像による識別をより正確に行なうことができる。

【 0 0 6 5 】

例えば、図 9（A）、（B）に示した同一のサンプルについての遠点および近点の画像に上記補正関数を用いて距離補正を施した場合の画像を図 3（A）、（B）に示す。なお、本画像は上記実施の形態のように 2 値判定した結果を表示したものでなく、補正規格化演算値の大きさに応じて輝度を割り当て輝度画像として表示させたものである。図示のとおり、図 9（A）、（B）と比較すると遠点の画像（図 3（A））と近点の画像（図 3（B））とで正常部の画像の明るさの差が小さく、正常部と病変部のコントラストの違いも小

さくなっていることがわかる。

【 0 0 6 6 】

また、上記第 1 の実施の形態では、式 (9) , (1 0) に従って、参照画像に基づいた補正関数を用いて補正規格化演算値を算出するようにしたが、上記実施の形態とは別の方法で参照画像に基づいて補正関数を求め、この補正関数を用いて補正規格化演算値を算出する方法を以下に示す。

【 0 0 6 7 】

まず、上記実施の形態と同様に、補正関数を求めるために予め正常部の生体組織について狭帯域自家蛍光画像、広帯域自家蛍光画像および参照画像を撮像し、各画像の画素値を自家蛍光画像用メモリ 4 0 1、参照画像用メモリ 4 0 2 に記憶する。そして、自家蛍光画像メモリ 4 0 1 に保存された 2 つの波長帯域の自家蛍光画像は、規格化蛍光画像生成手段 4 0 3 において、広帯域自家蛍光画像のみにその各画素値に上記 $os1$ が付加される。そして、狭帯域自家蛍光画像との比が下式 (1 5) に従って算出される。なお、 $os1$ は予め規格化蛍光画像生成手段 4 0 3 に設定された所定の値である。

【 0 0 6 8 】

$$n / (w + os1) \quad \dots \quad (1 5)$$

n : 狭帯域自家蛍光画像

w : 広帯域自家蛍光画像

$os1$: オフセット

規格化蛍光画像生成手段 4 0 3 で算出された規格化演算値は補正手段 4 0 4 に出力される。一方、参照画像用メモリ 4 0 2 に記憶された参照画像の画素値が補正手段 4 0 4 に出力される。補正手段 4 0 4 は、規格化蛍光画像生成手段 4 0 3 から出力された規格化演算値と参照画像用メモリ 4 0 2 から出力された参照画像の画素値に基づいて図 4 (A) に示すような補正関数 $hnf(NIR)$ を求め、記憶する。ここで、 hnf とは、このとき撮像された参照画像の画素値の逆数の 2 乗に基づく関数であり、この関数は内視鏡挿入部 1 0 0 の先端と生体組織との距離 NIR を変数とするものである。なお、距離 NIR とは、上記参照画像の画素値の逆数の 2 乗から算出されるものである。参照画像は、生体組織への吸収がほとんどない参照光の照射による反射光に基づいて撮像されるものなので、その画素値の大きさは内視鏡挿入部 1 0 0 の先端と生体組織との距離に依存する大きさである。従って、この参照画像の画素値の逆数の 2 乗に基づく関数である hnf は上記距離をそのまま反映したものといえる。

【 0 0 6 9 】

そして、実際の生体組織の撮像時には、実際に撮像された狭帯域自家蛍光画像、広帯域自家蛍光画像から規格化蛍光画像生成手段 4 0 3 にて上式 (1 5) に従って規格化演算値が算出される。そして、その規格化演算値および参照画像の画素値が補正手段 4 0 4 に出力され、下式 (1 6) に従って補正規格化演算値が出力される。

【 0 0 7 0 】

$$nf \times hnf(0) / hnf(NIR) \quad \dots \quad (1 6)$$

ここで、 nf は上記実際に撮像された自家蛍光画像に基づく規格化演算値である。

【 0 0 7 1 】

上記のように補正関数を用いて補正規格化演算値を求めることにより、図 4 (B) に示すように距離に依存する実際の規格化演算値 (破線) を距離に依存しない補正規格化演算値 (実線) に補正することができる。この補正規格化演算値を算出した後の作用については上記第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 0 7 2 】

次に、本発明の規格化画像生成方法を実施する規格化画像生成装置を適用した蛍光内視鏡の第 2 の実施の形態について説明する。図 5 は本実施の形態の概略構成を示す図である。なお、本実施の形態について、第 1 の実施の形態と同様の要素については同じ番号を付し、特に必要のない限りその説明を省略する。

【 0 0 7 3 】

本実施の形態による蛍光内視鏡は、第1の実施の形態における参照光を利用しない構成としたものである。

【0074】

画像信号処理部3は、通常画像用白色光Lw、自家蛍光画像用励起光Lrをそれぞれ射出する2つの光源を備えた照明ユニット120と、この励起光の照射により生体組織9から発生した自家蛍光像Zjを撮像し、デジタル値に変換して2次元画像データとして出力する画像検出ユニット310と、画像検出ユニット310から出力された自家蛍光像の2次元画像データから規格化演算を行って、その規格化演算値に色情報を割り当てて色画像信号として出力する画像演算ユニット410と、通常像をデジタル値に変換して2次元画像データとし、その2次元画像データおよび画像演算ユニット410の出力信号をビデオ信号に変換して出力する表示信号処理ユニット500と、各ユニットに接続され動作タイミングなどの制御を行う制御用コンピュータ210と、後述する通常画像表示状態と色画像表示状態を切り換えるフットスイッチ2から構成される。

10

【0075】

照明ユニット120は、自家蛍光画像用の励起光Lrを発するGaN系半導体レーザ121、GaN系半導体レーザ111に電氣的に接続される半導体レーザ用電源122、通常画像用の白色光Lwを発する白色光源124、および白色光源124に電氣的に接続される白色光用電源125から構成される。

【0076】

画像検出ユニット310には、イメージファイバ102が接続され、イメージファイバ102により伝搬された自家蛍光像、通常像を結像するコリメートレンズ331、コリメートレンズ331を透過した通常像を直角方向に全反射し、コリメートレンズ331を透過した蛍光像は、破線で示す位置に移動し通過させる可動ミラー332、コリメートレンズ331を透過した自家蛍光像(750nm以下の波長の光)の光量の50%を透過し、50%を直角方向に反射するハーフミラー323、ハーフミラー323を透過した自家蛍光像を結像させる狭帯域蛍光像用集光レンズ324、狭帯域蛍光像用集光レンズ324により結像された自家蛍光像から430nm~530nmの波長を取り出す狭帯域バンドパスフィルタ325、狭帯域バンドパスフィルタ325を透過した自家蛍光像を撮像する狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子326、狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子326により撮像された自家蛍光像をデジタル値に変換して2次元画像データとして出力するAD変換器327、ハーフミラー323を直角方向に反射した自家蛍光像を再び直角方向に反射する蛍光像用ミラー318、蛍光像用ミラー318を直角方向に反射した自家蛍光像を結像させる広帯域蛍光像用集光レンズ319、広帯域蛍光像用集光レンズ319を透過した自家蛍光像から430nm~730nmの波長を選択する広帯域バンドパスフィルタ320、広帯域バンドパスフィルタ320を透過した自家蛍光像を撮像する広帯域蛍光画像用高感度撮像素子321、および広帯域蛍光画像用高感度撮像素子321により撮像された自家蛍光像をデジタル値に変換して2次元画像データとして出力するAD変換器322を備えている。

20

30

【0077】

画像演算ユニット410は、デジタル化された広帯域自家蛍光画像信号データを記憶する広帯域自家蛍光用メモリ411と、狭帯域自家蛍光画像信号データを記憶する狭帯域自家蛍光用メモリ412、広帯域自家蛍光用メモリ411に記憶された広帯域自家蛍光画像の各画素値に予め設定されたオフセット値を付加し、そのオフセットの付加された画素値と狭帯域自家蛍光画像の画素値の比率に応じた演算を行って各画素の規格化演算値を算出する規格化蛍光画像生成手段413、広帯域自家蛍光用メモリ411に記憶された広帯域自家蛍光画像の画素値に基づいて後述する補正関数を演算し、その補正関数を用いて規格化蛍光画像生成手段413から出力された規格化演算値に補正を施して補正規格化演算値を算出する補正手段414、および補正手段414により算出された補正規格化演算値に色情報を割り当てて色画像信号を出力する色画像演算手段415を備えている。

40

【0078】

50

規格化蛍光画像生成手段 4 1 3 は、広帯域自家蛍光用メモリ 4 1 1 に記憶された自家蛍光画像の画素値にオフセット値を付加し、下式 (1 7) に従って狭帯域自家蛍光画像と広帯域自家蛍光画像との比を算出する。なお、本実施の形態では、オフセット値は、予め規格化蛍光画像生成手段 4 1 3 に記憶された所定の値である。

【 0 0 7 9 】

$$n / (w + o s 1) \quad \dots \quad (1 7)$$

n : 狭帯域自家蛍光画像

w : 広帯域自家蛍光画像

o s 1 : オフセット

補正手段 4 1 4 は、広帯域自家蛍光画像の画素値と上記規格化蛍光画像生成手段 4 1 3 により算出された規格化演算値に基づいて補正関数を求め、上記規格化演算値に距離の補正を施して補正規格化演算値を出力するものであるが、その詳細は後述する。

【 0 0 8 0 】

色画像演算手段 4 1 5 は、補正手段 4 1 4 により算出された補正画素値の大きさに応じた色情報を割り当て色画像を生成する。

【 0 0 8 1 】

次に、上記実施の形態における蛍光内視鏡の作用について説明する。まず、異なる 2 つの波長帯域の自家蛍光画像を撮像し、これらの画像から色画像を生成して表示する場合の作用について説明する。

【 0 0 8 2 】

上記色画像表示時には、制御用コンピュータ 2 0 0 からの信号に基づき半導体レーザ用電源 1 2 2 により G a N 系半導体レーザ 1 2 1 から励起光 L r が射出され、励起光 L r は、励起光用集光レンズ 1 2 3 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 1 0 0 の先端部まで導光された後、照明レンズ 1 0 3 から生体組織 9 へ照射される。励起光 L r の照射により生じる生体組織 9 からの自家蛍光像は、集光レンズ 1 0 5 により集光され、励起光カットフィルタ 1 0 4 を透過してイメージファイバ 1 0 2 の先端に入射され、イメージファイバ 1 0 2 を経て、コリメートレンズ 3 3 1 に入射する。励起光カットフィルタ 1 0 4 は、波長 4 2 0 n m 以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。励起光 L r の波長は 4 1 0 n m であるため、生体組織 9 で反射された励起光は、この励起光カットフィルタ 1 0 4 でカットされる。コリメートレンズ 3 3 1 を透過した自家蛍光像は、ハーフミラー 3 1 3 で 5 0 % の透過率で透過し、5 0 % の反射率で反射される。ハーフミラー 3 1 3 を反射した自家蛍光像は、蛍光像用ミラー 3 1 8 を直角方向に反射し、広帯域蛍光像用集光レンズ 3 1 9 により結像され、広帯域蛍光像用集光レンズ 3 1 9 を透過した自家蛍光像は、広帯域バンドパスフィルタ 3 2 0 を透過して、広帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 2 1 により撮像され、広帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 2 1 からの映像信号は A D 変換器 3 2 2 へ入力され、デジタル化された後、広帯域自家蛍光用メモリ 4 1 1 に保存される。

【 0 0 8 3 】

また、ハーフミラー 3 1 3 を透過した自家蛍光像は、狭帯域蛍光像用集光レンズ 3 1 4 により結像され、狭帯域バンドパスフィルタ 3 1 5 を透過して、狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 1 6 により撮像され、狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 1 6 からの映像信号は A D 変換器 3 1 7 へ入力され、デジタル化された後、狭帯域自家蛍光用メモリ 4 1 2 に保存される。なお、広帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 2 1 により撮像された自家蛍光像のデジタルデータと狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子 3 1 6 により撮像された自家蛍光像のデジタルデータはそれぞれ共通のメモリの異なる領域に保存されるようにしてもよい。なお、このとき可動ミラー 3 3 2 は、自家蛍光像の光軸に対して平行な破線位置になっているものとする。

【 0 0 8 4 】

ここで、本実施の形態では上記実施の形態と同様に、補正関数を求めるために予め正常部の生体組織について狭帯域自家蛍光画像および広帯域自家蛍光画像を撮像し、各画像の画

10

20

30

40

50

素値を広帯域蛍光用メモリ 4 1 1、狭帯域蛍光用メモリ 4 1 2 に記憶する。そして、広帯域蛍光用メモリ 4 1 1 に保存された広帯域自家蛍光画像は、規格化蛍光画像生成手段 4 1 3 において、その各画素値に上記 $os1$ が付加される。そして、狭帯域自家蛍光画像との比が下式 (18) に従って算出される。なお、 $os1$ は予め規格化蛍光画像生成手段 4 1 3 に設定された所定の値である。

【0085】

$$n / (w + os1) \quad \dots \quad (18)$$

n : 狭帯域自家蛍光画像

w : 広帯域自家蛍光画像

$os1$: オフセット

10

規格化蛍光画像生成手段 4 1 3 で算出された規格化演算値は補正手段 4 1 4 に出力される。一方、広帯域蛍光用メモリ 4 1 1 に記憶された広帯域自家蛍光画像の画素値が補正手段 4 1 4 に出力される。補正手段 4 1 4 は、規格化蛍光画像生成手段 4 1 3 から出力された規格化演算値と広帯域蛍光用メモリ 4 1 1 から出力された広帯域自家蛍光画像の画素値に基づいて図 6 (A) に示すような補正関数 $hnf(w)$ を求め、記憶する。ここで、 w とは、このとき撮像された、広帯域自家蛍光画像の画素値である。なお、 w とは内視鏡挿入部 100 の先端と生体組織 9 との距離が略 0 である場合 (非常に近接している場合) における広帯域自家蛍光画像の画素値の大きさであり、十分に大きな値である。

【0086】

そして、実際の生体組織の撮像時には、実際に撮像された狭帯域自家蛍光画像、広帯域自家蛍光画像から規格化蛍光画像生成手段 4 1 3 にて上式 (18) に従って規格化演算値が算出される。そして、その規格化演算値および広帯域自家蛍光画像の画素値が補正手段 4 1 4 に出力され、下式 (19) に従って補正規格化演算値が出力される。

20

【0087】

$$nf \times hnf(w) / hnf(w) \quad \dots \quad (19)$$

ここで、 nf は上記実際に撮像された自家蛍光画像に基づく規格化演算値であり、 $hnf(w)$ は実際に撮像された広帯域自家蛍光画像の画素値 w における補正関数 $hnf(w)$ の値である。

【0088】

上記のように補正関数を用いて補正規格化演算値を求めることにより、図 6 (B) に示すように距離に依存する実際の規格化演算値 (破線) を距離に依存しない補正規格化演算値 (実線) に補正することができる。

30

【0089】

本実施の形態では、上記のように正常部の生体組織について補正関数を算出するようにしたので、上記第 1 の実施の形態と同様に補正規格化演算値に基づいて境界値を求め、この境界値以上の補正規格化演算値に応じた生体組織は正常部と判定し、この境界値未満である補正規格化演算値に応じた生体組織は病変部と判定するようにすればよい。上記境界値は、上記第 1 の実施の形態と同様にして求めるようにすればよい。また、病変部の生体組織について上記補正関数を算出する場合の境界値の求め方も上記第 1 の実施の形態と同様である。

40

【0090】

そして、色画像演算手段 4 1 5 により上記のようにして補正規格化演算値について 2 値判定された結果に基づいて各画素に色情報が割り当てられ、色画像信号が生成される。色画像信号はビデオ信号処理回路 506 によって DA 変換後にモニタ 600 に入力され、色画像が表示される。その他の作用については上記第 1 の実施の形態と同様である。

【0091】

また、上記第 2 の実施形態においては、補正関数を自家蛍光画像に基づく規格化演算値と広帯域自家蛍光画像の画素値との関係から求めるようにしたが、これに限らず狭帯域自家蛍光画像の画素値と上記規格化演算値の関係、または、広帯域自家蛍光画像および狭帯域自家蛍光画像の画素値の和と上記規格化演算値との関係から補正関数を求めるようにして

50

もよい。

【 0 0 9 2 】

また、上記第 1 および第 2 の実施の形態においては、正常部または病変部の生体組織に基づいて補正関数を求め、その補正関数を用いて補正規格化演算値を算出し、この補正規格化演算値に基づいて境界値を設定して 2 値判定するようにしたが、補正関数を、正常部から病変部までの進行度を s 段階に分割したときの各段階のそれぞれの生体組織に基づいて求め、この補正関数に基づいて基準となる s 個の補正規格化演算値をそれぞれ算出し、この基準となる s 個の補正規格化演算値に基づいて境界値を設定するようにしてもよい。この場合、実際に撮像された生体組織について上記 s 段階のそれぞれの生体組織に応じた s 個の補正関数を用いてそれぞれ補正規格化演算値を算出し、この s 個の補正規格化演算値について、上記境界値を用いて s 段階の生体組織に応じた領域を s 個の補正規格化蛍光画像から抽出し、この s 個の領域について、例えばそれぞれ異なる色画像を割り当てて、この色画像を重ねて表示するようにしてもよい。この場合、例えば、第 1 の実施の形態に適用する場合には、図 6 に示すように補正手段 4 0 4 と色画像算出手段 4 0 5 の間に境界値設定手段 4 2 0 および領域抽出手段 4 2 1 を設けるようにし、画像合成手段 4 0 7 において色画像算出手段 4 0 5 から出力された s 段階の生体組織に応じた領域を重ね合わせるようにすればよい。

10

【 0 0 9 3 】

また、上記第 1 および第 2 の実施の形態では、正常部の生体組織または病変部の生体組織を用いて補正関数を算出するが、この生体組織として複数の患者の生体組織を利用するようにしてもよい。また、補正関数は、実際の画像診断などの前に予め算出し設定するようにしてもよいし、実際の画像診断などの途中で算出し設定したり、または、更新したりするようにしてもよい。

20

【 0 0 9 4 】

また、上記第 1 および第 2 の実施の形態では 1 つのモニタで合成画像および通常画像または色画像および通常画像をそれぞれ切り換えて表示するようにしているが、別々のモニタで表示するようにしてもよい。また、1 つのモニタで切り換える方法も上記実施の形態のようにフットスイッチによらず制御コンピュータより時系列で自動的に行ってもよい。

【 0 0 9 5 】

また、Ga N 系半導体レーザ 1 1 4 および白色光源 1 1 1 を別個の構成としたが、適当な光学透過フィルタを利用して、単一の光源を励起光源と白色光源とで兼用することもできる。

30

【 0 0 9 6 】

また、励起光源は、波長として 4 0 0 n m から 4 2 0 n m 程度のいずれのものを選んでも良い。

【 0 0 9 7 】

また、上記第 1 および第 2 の実施の形態においては、励起光の照射により生体組織から発せられる自家蛍光に基づいて規格化蛍光画像を生成する際に、本発明の規格化画像生成方法を適用した実施の形態を説明したが、上記のように自家蛍光に基づいて規格化蛍光画像を生成する際に限らず、例えば、生体組織への白色光の照射により反射光される反射光に基づいて生体組織の酸素飽和度を算出し、この酸素飽和度に基づいて規格化画像を生成する際にも、本発明の規格化画像生成方法を適用することができる。具体的には以下に説明する。

40

【 0 0 9 8 】

まず、上記酸素飽和度を算出する方法について説明する。上記のような蛍光内視鏡の内視鏡挿入部 1 0 0 から白色光を生体組織 9 に照射する。そして、このとき生体組織から反射される反射光を、異なる波長帯域 1 , 2 のバンドパスフィルタを介して撮像素子により撮像することにより、異なる波長帯域 1 , 2 の反射画像 r_1 , r_2 を得る。そして、この 2 つの反射画像 r_1 , r_2 について、各画素値と生体組織の照射された白色光の強度に基づいて、各画素毎の吸光度を算出する。

50

【 0 0 9 9 】

ここで、上記吸光度は生体組織の酸素飽和度に応じて変化するため、上記吸光度から酸素飽和度を算出することができるが、上記吸光度は生体組織の脈動により異なる。したがって、例えば、脈拍計などを設け、この脈拍計により計測された脈動に基づいて、例えば、吸光度が最も大きくなる時刻 T_1 と吸光度が最も小さくなる時刻 T_2 とを求め、この時刻 T_1 と時刻 T_2 における吸光度の変化分を算出し、この変化分に基づいて酸素飽和度を算出する。

【 0 1 0 0 】

つまり、各画素毎に、時刻 T_1 における波長帯域 1 の照射光に対する吸光度 $I_1(T_1)$ が時刻 T_1 における反射画像 r_1 に基づいて求められ、時刻 T_1 における波長帯域 2 の照射光に対する吸光度 $I_2(T_1)$ が時刻 T_1 における反射画像 r_2 に基づいて求められ、時刻 T_2 における波長帯域 1 の照射光に対する吸光度 $I_1(T_2)$ が時刻 T_2 における反射画像 r_1' に基づいて求められ、時刻 T_2 における波長帯域 2 の照射光に対する吸光度 $I_2(T_2)$ が時刻 T_2 における反射画像 r_2' に基づいて求められ、吸光度の変化分 I_1 および I_2 が以下のようにして求められる。

【 0 1 0 1 】

$$I_1 = I_1(T_1) - I_1(T_2)$$

$$I_2 = I_2(T_1) - I_2(T_2)$$

そして、上記 2 つの波長帯域 1, 2 に対する吸光度の時間変化分 I_1 、 I_2 に基づいて酸素飽和度 SaO_2 が以下の式により求められる。

【 0 1 0 2 】

$$SaO_2 = f(I_1, I_2)$$

$$I_2 = I_1 / I_2$$

なお、 f は実験により得られた I_2 と SaO_2 との関係に基づいて得られた関数である。

【 0 1 0 3 】

ここで、上記吸光度の変化分 I_1 、 I_2 は、上記自家蛍光と同様に非常に小さい値であるため、これらに基づいて I_2 を求めて酸素飽和度 SaO_2 を算出してこれを画像化した場合には、 S/N が悪い画像になってしまう。したがって、上記自家蛍光を画像化する場合と同様に、例えば、以下のようにオフセットを付加して I_2' を求めることが考えられる。

【 0 1 0 4 】

$$I_2' = I_1 / (I_2 + os_3)$$

ただし、 os_3 : オフセット

しかしながら、上記のようにオフセットを付加して I_2' を求めた場合、自家蛍光画像についてオフセットを付加して規格化蛍光画像を演算した場合と同様に、 I_2' の値が内視鏡挿入部 100 の先端と生体組織との距離によって異なる値となるため、 I_2' に基づいて生体組織の酸素飽和度を適切に示すことは困難である。したがって、上記実施の形態と同様に、 I_2' を補正関数により補正し、この補正された値に基づいて酸素飽和度 SaO_2 を算出して画像化することにより、内視鏡挿入部 100 の先端と生体組織との距離に依存せず、酸素飽和度が適切に示された画像を表示することができる。また、上記補正関数としては、例えば、下式 (20) のようなものを利用し、式 (21)、式 (22) による演算を行なうことにより、 I_2' を補正するようにすればよい。

【 0 1 0 5 】

$$(Wir + os_4) / Wir \dots (20)$$

Wir : 参照光を照射したときの吸光度

os_4 : 補正係数

$$\{ I_1 / (I_2 + os_3) \} \times \{ (Wir + os_4) / Wir \} \dots (21)$$

$$os_4 = os_3 \times hir / hw \dots (22)$$

hir : 参照光を照射したときの吸光度 / 内視鏡挿入部 100 の先端から生体組織 9 まで

10

20

30

40

50

の距離

hw : I 2 / 内視鏡挿入部 1 0 0 の先端から生体組織 9 までの距離

また、上式 (2 0) のような補正関数に限らず、上記実施の形態において説明したその他の補正関数を適用するにしてもよい。

【 0 1 0 6 】

また、上記異なる波長帯域 1 , 2 の反射画像 r 1 , r 2 を得る方法としては、波長帯域 1 , 2 のバンドパスフィルタからなる面順次フィルタを使用して 2 つの反射画像 r 1 , r 2 を時系列に得るようにしてもよいし、波長帯域 1 , 2 のバンドパスフィルタからなるモザイクフィルタを使用して 2 つの反射画像 r 1 , r 2 を同時に得るようにしてもよい。

10

【 0 1 0 7 】

また、上記反射画像 r 1 , r 2 の撮像は、生体組織に白色光を照射する通常画像の撮像時に行なってもよい。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による規格化画像生成方法および装置を適用した蛍光内視鏡の第 1 の実施の形態の概略構成図

【図 2】正常部と病変部とを持つ生体組織の自家蛍光画像および参照画像を撮像したときの補正規格化演算値と内視鏡挿入部の先端から生体組織までの距離との関係を示す図

【図 3】図 9 に示す遠点の画像 (A) および近点の画像 (B) について補正関数を用いて距離補正を施したときの画像を示す図

20

【図 4】狭帯域自家蛍光画像と広帯域自家蛍光画像に基づく規格化演算値と参照画像の画素値の逆数 N I R との関係 (A) および補正関数による補正 (B) を示す図

【図 5】本発明による規格化画像生成方法および装置を適用した蛍光内視鏡の第 2 の実施の形態の概略構成図

【図 6】狭帯域自家蛍光画像と広帯域自家蛍光画像に基づく規格化演算値と広帯域自家蛍光画像の画素値との関係 (A) および補正関数による補正 (B) を示す図

【図 7】補正手段により算出された s 段階の生体組織に応じた補正規格化演算値に基づいて境界値設定手段により境界値を設定し、この境界値に基づいて領域抽出手段により s 段階の生体組織に応じた領域を抽出し、この領域についてそれぞれ異なる色画像を割り当てて色画像を生成する場合の各手段の構成図

30

【図 8】正常部の生体組織および病変部の生体組織について、オフセットを付加して規格化演算値を求めたときのその規格化演算値と検出手段と生体組織との距離の関係を示す図

【図 9】同一のサンプルについて、検出手段と生体組織との距離が大きい (遠点) ときの除算値に基づく画像 (A) と距離が小さい (近点) ときの除算値に基づく画像 (B) を示す図

【図 1 0】正常部と病変部の生体組織の蛍光スペクトルの強度分布を示す説明図

【符号の説明】

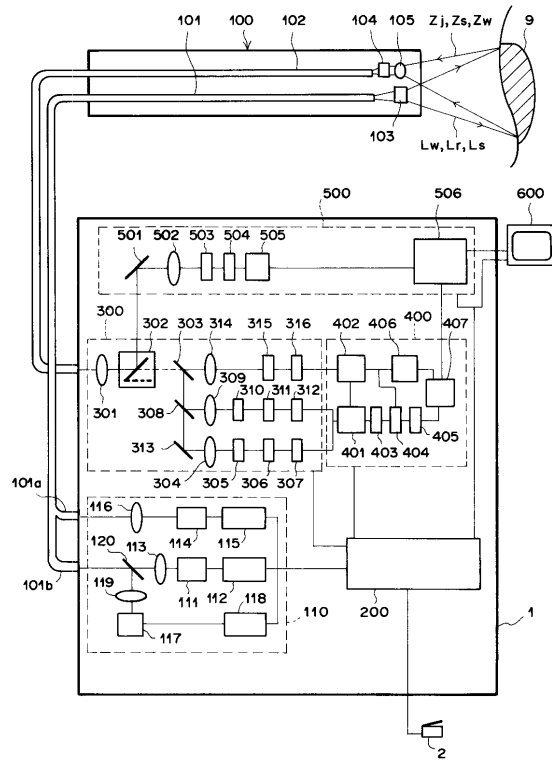
- 1 蛍光診断装置
- 2 フットスイッチ
- 9 生体組織
- 1 0 0 内視鏡挿入部
- 1 0 1 ライトガイド
- 1 0 1 a 白色光ライトガイド
- 1 0 1 b 励起光ライトガイド
- 1 0 2 イメージファイバ
- 1 0 3 照明レンズ
- 1 0 4 励起光カットフィルタ
- 1 0 5 対物レンズ
- 1 1 0 , 1 2 0 照明ユニット
- 1 1 1 , 1 2 1 G a N 系半導体レーザ

40

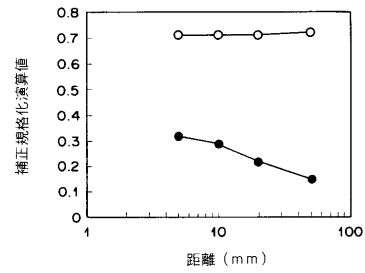
50

| | | |
|---|-----------------|----|
| 1 1 2 , 1 2 2 | 半導体レーザ用電源 | |
| 1 1 3 , 1 2 3 | 励起光用集光レンズ | |
| 1 1 4 , 1 2 4 | 白色光源 | |
| 1 1 5 , 1 2 5 | 半導体レーザ用電源 | |
| 1 1 6 , 1 2 6 | 白色光用集光レンズ | |
| 2 0 0 , 2 1 0 | 制御用コンピュータ | |
| 3 0 0 , 3 1 0 | 画像検出ユニット | |
| 3 0 1 | コリメートレンズ | |
| 3 0 2 | 可動ミラー | |
| 3 0 3 | ダイクロイックミラー | 10 |
| 3 0 4 , 3 1 9 | 広帯域蛍光像用集光レンズ | |
| 3 0 5 , 3 2 0 | 広帯域バンドパスフィルタ | |
| 3 0 6 , 3 2 1 | 広帯域蛍光画像用高感度撮像素子 | |
| 3 0 7 , 3 1 2 , 3 1 6 , 3 2 2 , 3 2 7 , 5 0 4 | A D 変換器 | |
| 3 0 8 , 3 2 3 | ハーフミラー | |
| 3 0 9 , 3 2 4 | 狭帯域蛍光像用ミラー | |
| 3 1 0 , 3 2 5 | 狭帯域バンドパスフィルタ | |
| 3 1 1 , 3 2 6 | 狭帯域蛍光画像用高感度撮像素子 | |
| 3 1 3 | 蛍光像用ミラー | |
| 3 1 4 | 参照像用集光レンズ | 20 |
| 3 1 5 | 参照画像用撮像素子 | |
| 3 3 1 | コリメートレンズ | |
| 3 3 2 | 可動ミラー | |
| 4 0 0 | 画像演算ユニット | |
| 4 0 1 | 自家蛍光画像用メモリ | |
| 4 0 2 | 参照画像用メモリ | |
| 4 0 3 , 4 1 3 | 規格化蛍光画像生成手段 | |
| 4 0 4 , 4 1 4 | 補正手段 | |
| 4 0 5 , 4 1 5 | 色画像演算手段 | |
| 4 0 6 | 輝度画像演算手段 | 30 |
| 4 0 7 | 画像合成手段 | |
| 5 0 0 | 表示信号処理ユニット | |
| 5 0 1 | 通常像用ミラー | |
| 5 0 2 | 通常像用集光レンズ | |
| 5 0 3 | 通常画像用撮像素子 | |
| 5 0 5 | 通常画像用メモリ | |
| 5 0 6 | ビデオ信号処理回路 | |
| 6 0 0 | モニタユニット | |

【図 1】



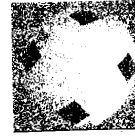
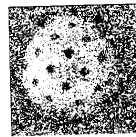
【図 2】



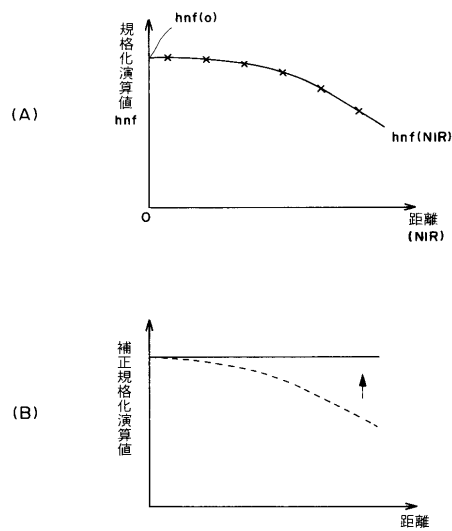
【図 3】

(A)

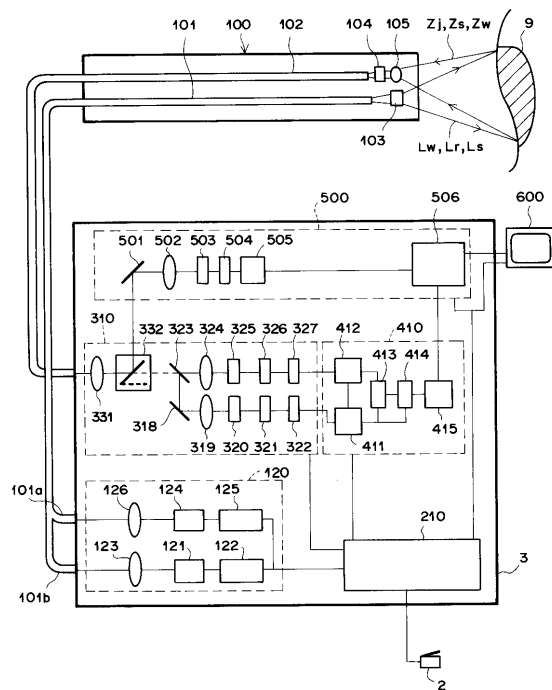
(B)



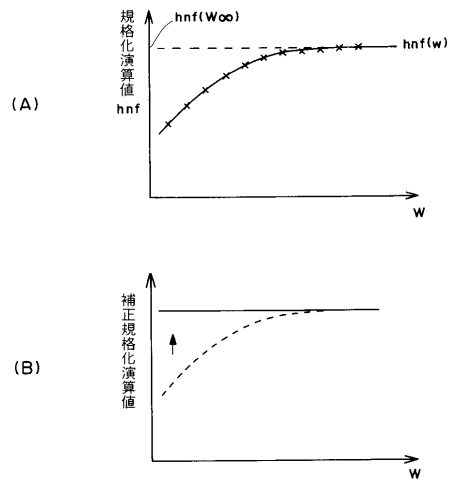
【図 4】



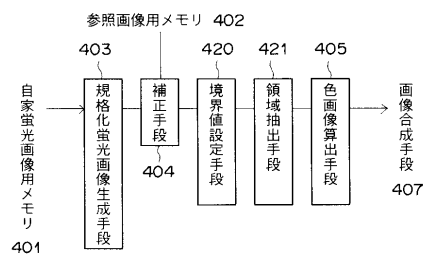
【図 5】



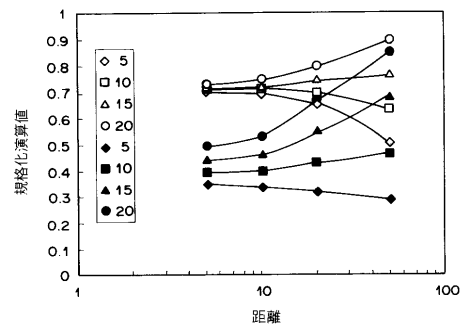
【図 6】



【図 7】



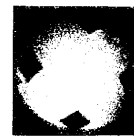
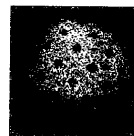
【図 8】



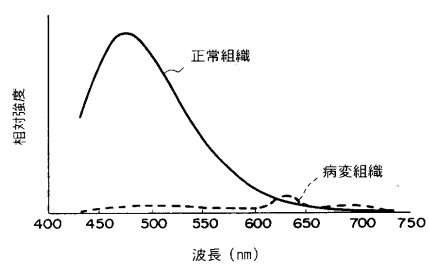
【図 9】

(A)

(B)



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 0 - 2 2 5 4 3 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G06T 5/00

H04N 7/18

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 归一化图像生成方法和装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP4202671B2 | 公开(公告)日 | 2008-12-24 |
| 申请号 | JP2002120234 | 申请日 | 2002-04-23 |
| [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) | 富士胶片株式会社 | | |
| [标]发明人 | 袴田和男 千代知成 | | |
| 发明人 | 袴田 和男 千代 知成 | | |
| IPC分类号 | G06T5/00 H04N7/18 G01N21/64 A61B1/00 | | |
| FI分类号 | G06T5/00.100 H04N7/18.M A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 G01N21/64.Z | | |
| F-TERM分类号 | 2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/GA21 2G043/GB28 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA05 4C061/AA00 4C061/CC00 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/QQ04 4C161/AA00 4C161/CC00 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/QQ04 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE11 5C054/CA02 5C054/CC07 5C054/FC07 5C054/HA12 | | |
| 代理人(译) | 佐久间刚 | | |
| 审查员(译) | 松永孝 | | |
| 优先权 | 2001132421 2001-04-27 JP | | |
| 其他公开文献 | JP2003036436A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：使标准化操作值恒定而不依赖于荧光图像的检测装置与活组织之间的距离，如标准化图像生成方法和装置，用于将至少一个所需偏移量添加到一个波长的荧光图像中彼此不同的条带，并且基于彼此不同的波长带中的荧光图像的比率执行标准化操作，以产生标准化的荧光图像。解决方案：基于参考图像计算校正函数，该参考图像由在用参考光照射预定活组织时反射的反射光形成，其中已知情况已知。该校正函数用于基于已经添加了偏移的自发荧光图像的计算的标准化值，以进行距离校正，该距离校正校正由活组织9和远端之间的距离引起的标准化操作值的波动。内窥镜插入部分100，从而产生校正的标准化荧光图像。

【图5】

