

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5019866号  
(P5019866)

(45) 発行日 平成24年9月5日(2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月22日(2012.6.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 13 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2006-347975 (P2006-347975)  
(22) 出願日 平成18年12月25日(2006.12.25)  
(65) 公開番号 特開2008-154846 (P2008-154846A)  
(43) 公開日 平成20年7月10日(2008.7.10)  
審査請求日 平成21年11月9日(2009.11.9)

(73) 特許権者 000000376  
オリンパス株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
(74) 代理人 100118913  
弁理士 上田 邦生  
(74) 代理人 100112737  
弁理士 藤田 考晴  
(72) 発明者 石原 康成  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
リンパス株式会社内  
審査官 井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡及び蛍光内視鏡の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に照射する光を出射する光源と、  
前記被検体から発生した戻り光に含まれる蛍光を撮像する蛍光撮像手段と、  
該蛍光撮像手段により取得された蛍光に係るデータに基づいて、蛍光画像データを生成する  
蛍光画像生成手段と、  
前記蛍光画像データに基づいて、周囲の領域と比較して蛍光強度が高い関心領域を決定  
する関心領域決定手段と、  
前記関心領域の近傍の近傍領域を決定する近傍領域決定手段と、  
前記関心領域における蛍光強度に係る階調と、前記近傍領域における蛍光強度に係る階  
調との比に基づいて、修正画像データを生成する画像演算手段と、  
が設けられた蛍光内視鏡。

【請求項 2】

前記関心領域決定手段が、  
前記蛍光画像データにおける蛍光強度に係る階調と、  
所定閾値と、  
の比較に基づいて前記関心領域を決定する請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

【請求項 3】

前記関心領域決定手段が、前記蛍光画像データにおける蛍光強度に係る階調の空間的な  
変化率に基づいて前記関心領域を決定する請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

10

20

## 【請求項 4】

前記近傍領域決定手段が、前記関心領域の境界から所定距離だけ離れた位置までを近傍領域と決定する請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 5】

前記所定距離が、前記被検体に入射する前記光における入射面に対して交差する方向に沿って決定される請求項 4 記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 6】

前記近傍領域決定手段が、前記関心領域内の所定位置から所定距離だけ離れた位置までを近傍領域と決定する請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 7】

前記関心領域決定手段には、前記関心領域における蛍光強度に係る階調の代表値を算出する関心領域代表値算出手段が設けられ、

前記近傍領域決定手段には、前記近傍領域における蛍光強度に係る階調の代表値を算出する近傍領域代表値算出手段が設けられ、

前記画像演算手段が、前記関心領域の代表階調と、前記近傍領域の代表階調との比に基づいて修正画像データを生成する請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 8】

前記修正画像データに基づいて病変部を判定する画像判定手段と、

前記修正画像データと、前記画像判定手段により判定された病変部および反射光画像データと、を合わせた合成画像データを生成する画像合成手段と、

前記合成画像データを表示する画像表示手段と、  
が設けられた請求項 1 から 7 のいずれかに記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 9】

前記画像判定手段が、

前記関心領域の代表階調と前記近傍領域の代表階調との比と、

所定閾値と、

の比較に基づいて前記病変部を判定する請求項 8 記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 10】

前記関心領域代表値算出手段が、前記被検体に導入された蛍光色素から発せられる蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて、前記関心領域の代表階調値を算出し、

前記近傍領域代表値算出手段は、前記被検体から発せられる自家蛍光の強度に係る階調に基づいて、前記近傍領域の代表階調値を算出する請求項 7 記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 11】

前記戻り光に含まれる反射光を撮像する反射光撮像手段と、

該反射光撮像手段によって取得された反射光に係るデータに基づいて、反射光画像データを生成する反射光画像生成手段と、

前記反射光画像データと前記修正画像データとを合成する画像合成手段と、が設けられた請求項 1 から 10 のいずれかに記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 12】

前記被検体の体腔内に挿入可能な挿入部と、

前記光源から出射された光を、前記挿入部内を通じて前記挿入部の先端部まで導くとともに、前記光を前記被検体に向けて出射させる光伝達手段と、  
が設けられた請求項 1 から 11 のいずれかに記載の蛍光内視鏡。

## 【請求項 13】

蛍光内視鏡の作動方法であって、

被検体に向けて光を照射し、前記被検体からの戻り光に含まれる蛍光に係る蛍光画像データを取得する蛍光画像取得ステップと、

前記蛍光画像データに基づいて、周囲の領域と比較して蛍光強度が高い関心領域を決定する関心領域決定ステップと、

前記関心領域の近傍の近傍領域を決定する近傍領域決定ステップと、

10

20

30

40

50

前記関心領域における蛍光強度に係る階調と、前記近傍領域における蛍光強度に係る階調との比に基づいて、修正画像データを生成する演算ステップと、

前記修正画像データの前記関心領域における蛍光強度に係る階調と前記近傍領域における蛍光強度に係る階調との比が所定閾値よりも大きいかな否かを判定する蛍光内視鏡の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、励起光による蛍光像に基づいて病変部の判定が行える蛍光内視鏡および蛍光内視鏡の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、癌等の疾患部へ集積するとともに、励起光により蛍光を発する薬剤を用いて生体組織の癌等の疾患状態を診断する技術が開発されている。特に、上記薬剤を生体に注入した状態で蛍光内視鏡等から励起光を生体に照射することで、蛍光内視鏡等により疾患部に集積した薬物から発する蛍光を2次元画像として検出し、検出された蛍光像から疾患部を診断する技術が知られている。

【0003】

しかしながら、疾患部が正常部より遠方に位置する場合には、疾患部の薬剤に照射される励起光の単位面積当たりの強度が弱くなるため、疾患部の薬剤から発せられる蛍光の強度が弱くなる。例えば、励起光が円錐状に広がって照射する場合は、励起光の単位面積当たりの強度は、内視鏡先端部と疾患部との距離のおよそ2乗に反比例する。そのため、遠方の疾患部から発せられる蛍光と、近傍の正常部から発せられる蛍光との判別が困難になっていた。

【0004】

そこで、疾患部までの距離と正常部までの距離との違いに影響を受けることなく、疾患部と正常部との判別を行うことができるさまざまな技術が提案されている（例えば、特許文献1から3参照。）。

【0005】

上述の特許文献1および2においては、共に、被検体から発せられた蛍光に係る蛍光画像と、参照光が照射された被検体から反射された反射光に係る参照光画像と、に基づいて被検体における疾患部と正常部との判別を行う技術が開示されている。具体的には、上記蛍光画像における所定領域の輝度値と、上記参照光画像における対応する領域との比を求めることにより、上記距離の違いによる影響を低減させて疾患部と正常部との判別を行っている。

【0006】

しかしながら、参照光を出射する内視鏡等の先端部と被検体との相対位置関係によっては、被検体の表面において正反射した反射光が検出されるため、上記参照光画像を用いて疾患部と正常部との正確な判別を行うことができないという問題があった。つまり、被検体の表面において正反射した参照光の反射光が検出されると、被検体との距離と関係なく、正反射が発生した領域の輝度のみが突出する。そのため、上記蛍光画像における輝度値と、上記参照光画像における輝度値との比を求めた場合、正反射の発生した領域においてのみ比の値が著しく小さくなり、疾患部と正常部の判別ができなくなるという問題があった。

【0007】

一方、特許文献3においては、励起光を照射することにより被検体から発せられた2つの波長帯域の蛍光を検出し、一の波長帯域に係る蛍光の強度値と他の波長帯域に係る蛍光の強度値との比に基づいて、被検体における疾患部と正常部との判別を行う技術が開示されている。この場合、被検体から発せられた蛍光のみが検出され、被検体の表面からの反射光は検出されないため、被検体の表面における正反射の発生の有無に係わらず、疾患部

10

20

30

40

50

と正常部の判別が可能である。

【特許文献１】特開２００１－１３７１７３号公報

【特許文献２】特開２００３－２９０１３０号公報

【特許文献３】特開２００４－０２４３９２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

しかしながら、上記特許文献３においては、２つの波長帯域の蛍光を分離して検出するために、蛍光観察用の検出器を複数設けるか、複数の励起光カットフィルタを切替可能に配置する等しなければならず、内視鏡の構成が複雑になるという問題があった。

10

【０００９】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、１つの波長帯域の蛍光を用いて、簡易な構成により被検体との距離の影響を軽減した正常部と病変部の画像を得ることができる蛍光内視鏡および蛍光内視鏡の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

上記目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

本発明は、被検体に照射する光を出射する光源と、前記被検体から発生した戻り光に含まれる蛍光を撮像する蛍光撮像手段と、該蛍光撮像手段により取得された蛍光に係るデータに基づいて、蛍光画像データを生成する蛍光画像生成手段と、前記蛍光画像データに基づいて、周囲の領域と比較して蛍光強度が高い関心領域を決定する関心領域決定手段と、前記関心領域の近傍の近傍領域を決定する近傍領域決定手段と、前記関心領域における蛍光強度に係る階調と、前記近傍領域における蛍光強度に係る階調との比に基づいて、修正画像データを生成する画像演算手段と、が設けられた蛍光内視鏡を提供する。

20

【００１１】

本発明によれば、関心領域が関心領域決定手段により決定され、関心領域の近傍が近傍領域として近傍領域決定手段により決定され、関心領域と近傍領域とにおける蛍光強度の階調との比に基づいて画像演算手段が修正画像データを生成する。その結果、本発明の蛍光内視鏡は、１つの波長帯域に係る蛍光を用いて、簡易な構成により被検体との距離の影響を軽減した正常部と病変部の画像を得ることができる。

30

【００１２】

上述のように病変部には蛍光を発する薬剤が集積しやすく、病変部から発せられる蛍光強度は高いため、関心領域決定手段は、蛍光画像データに基づいて蛍光強度が高い領域を関心領域として決定することにより、病変部の可能性がある領域を関心領域として決定することができる。近傍領域決定手段は、関心領域決定手段により決定された病変部の可能性がある関心領域に隣接する近傍領域を、正常部の可能性がある領域として決定することができる。

【００１３】

画像演算手段は、関心領域における蛍光強度に係る階調と、当該関心領域に隣接する近傍領域における蛍光強度に係る階調との比に基づくことにより、被検体との距離の影響を軽減した修正画像データを生成することができる。具体的には、光源および蛍光撮像手段との距離の差が小さい上記関心領域に係る階調と、上記近傍領域に係る階調との比を演算により求めることにより、画像演算手段は、光源および蛍光撮像手段との距離が異なる複数の上記関心領域に係る階調を同時に評価できる修正画像データを生成することができる。その結果、画像演算手段は、複数の関心領域の中から正常部と病変部を判別することができる修正画像データを生成することができる。

40

【００１４】

また、画像演算手段は、一つの蛍光画像データにおける関心領域および近傍領域における蛍光強度に係る階調の比を求めることにより、被検体との距離の影響を軽減した修正画像データを生成することができる。そのため、本発明の蛍光内視鏡は、１つの波長帯域に

50

係る蛍光を用いて、簡易な構成により被検体との距離の影響を軽減した正常部と病変部の画像を得ることができる。

【 0 0 1 5 】

光源と、蛍光撮像手段と、蛍光画像生成手段とが設けられているため、本発明の蛍光内視鏡は、蛍光画像データを取得することができる。

光源は、被検体に照射する光を出射することができる。蛍光撮像手段は、被検体から発生した戻り光に含まれる蛍光を撮像することができる。蛍光画像生成手段は、蛍光撮像手段により取得された蛍光に係るデータに基づいて、蛍光画像データを生成することができる。

【 0 0 1 6 】

上記発明においては、前記関心領域決定手段が、前記蛍光画像データにおける蛍光強度に係る階調と、所定閾値と、の比較に基づいて前記関心領域を決定することが望ましい。

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、例えば、関心領域決定手段は、上記階調に係る所定閾値と比較して、蛍光画像データにおける蛍光強度に係る階調が高い領域を病変部の可能性がある関心領域として決定することができる。

【 0 0 1 8 】

上記発明においては、前記関心領域決定手段が、前記蛍光画像データにおける蛍光強度に係る階調の空間的な変化率に基づいて前記関心領域を決定することが望ましい。

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、関心領域決定手段は、例えば、蛍光画像データにおいて、所定のプロファイルに沿って蛍光強度に係る階調の変化率を求めることにより、蛍光強度に係る階調の空間的な変化率を求めている。蛍光強度に係る階調は正常部と病変部との間で異なるため、正常部と病変部との境目では、蛍光強度に係る階調の変化率が高くなる。そのため、関心領域決定手段は、上記変化率が高くなる場所を求めることにより、蛍光強度に係る階調が高い領域を関心領域として決定することができる。

【 0 0 2 0 】

上記発明においては、前記近傍領域決定手段が、前記関心領域の境界から所定距離だけ離れた位置までを近傍領域と決定することが望ましい。

【 0 0 2 1 】

本発明によれば、近傍領域決定手段は、関心領域を覆う領域であって、上記所定距離だけの厚さを有する領域を近傍領域と決定することができる。そのため、近傍領域決定手段は、常に関心領域に隣接する領域を近傍領域と決定することができる。

【 0 0 2 2 】

上記発明においては、前記所定距離が、前記被検体に入射する前記光における入射面に対して交差する方向に沿って決定されることが望ましい。

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、被検体に入射する光が出射する点から、被検体の表面までの距離が最も大きく変化するのは上記入射面に沿う方向であるため、所定距離を上記入射面に交差する方向に沿って決定することにより、上記被検体までの距離の影響を低減させることができる。特に、上記入射面に対して直交する方向に沿って上記所定距離を決定することで、上記被検体までの距離の影響を最も低減させることができる。

【 0 0 2 4 】

上記発明においては前記近傍領域決定手段が、前記関心領域内の所定位置から所定距離だけ離れた位置までを近傍領域と決定することが望ましい。

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、近傍領域決定手段は、関心領域の境界から、関心領域内の所定位置から所定距離だけ離れた位置までを近傍領域と決定するため、関心領域と隣接した領域を近傍領域として決定することができる。

近傍領域決定手段は、関心領域を覆う領域であって、上記所定位置から上記所定距離だ

10

20

30

40

50

け離れた位置を正常部との境界とする近傍領域として決定するため、近傍領域決定手段は、常に関心領域に隣接する領域を近傍領域と決定することができる。

また、近傍領域における正常部との境界を、関心領域の所定位置からの距離で決定する方法は、関心領域との境界からの距離で決定する方法と比較して容易に決定することができる。

#### 【0026】

上記発明においては、前記関心領域決定手段には、前記関心領域における蛍光強度に係る階調の代表値を算出する関心領域代表値算出手段が設けられ、前記近傍領域決定手段には、前記近傍領域における蛍光強度に係る階調の代表値を算出する近傍領域代表値算出手段が設けられ、前記画像演算手段が、前記関心領域の代表階調と、前記近傍領域の代表階調との比に基づいて修正画像データを生成することが望ましい。

10

#### 【0027】

本発明によれば、関心領域代表値算出手段により算出された関心領域の代表階調と、近傍領域代表値算出手段により算出された近傍領域の代表階調との比に基づいて、画像演算手段が修正画像データを生成する。これにより、画像演算手段は、光源および蛍光撮像手段との距離が異なる複数の上記関心領域の代表階調値を同時に評価できる修正画像データを生成することができる。その結果、本発明の蛍光内視鏡は、複数の関心領域の中から正常部と病変部を判別することができる画像を得ることができる。

#### 【0028】

上記発明においては、前記修正画像データに基づいて病変部を判定する画像判定手段と、前記修正画像データと、前記画像判定手段により判定された病変部および反射光画像データと、を合わせた合成画像データを生成する画像合成手段と、前記合成画像データを表示する画像表示手段と、が設けられたことが望ましい。

20

#### 【0029】

本発明によれば、修正画像データと画像判定手段により判定された病変部および反射光画像データとを基に画像合成手段によって合成画像データが生成され、合成画像データが画像表示手段に表示される。その結果、本発明の蛍光内視鏡は、1つの波長帯域に係る蛍光を用いて、簡易な構成により被検体との距離の影響を軽減した正常部と病変部の画像を得ることができる。

#### 【0030】

30

画像判定手段は、画像演算手段により生成された被検体との距離の影響を軽減した修正画像データに基づいて病変部を判定するため、被検体との距離の影響を軽減して正常部と病変部との判別を行うことができる。画像合成手段は、修正画像データと、画像判定手段により判定された病変部とを合わせることににより、正常部と病変部とを区別した合成画像データを生成することができる。

画像表示手段には、合成画像データに基づく合成画像が表示されるため、本発明の内視鏡の操作者は、画像表示手段に表示された正常部と病変部とが区別された合成画像を視認することができる。

#### 【0031】

上記発明においては、前記画像判定手段が、前記関心領域の代表階調と前記近傍領域の代表階調との比と、所定閾値と、の比較に基づいて前記病変部を判定することが望ましい。

40

#### 【0032】

本発明によれば、画像判定手段は、上記所定閾値と比較して、上記関心領域の代表階調値と上記近傍領域の代表階調値との比が高い領域を病変部として判定することができる。このように、上記関心領域の代表階調値と上記近傍領域の代表階調値との比を用いて病変部を判定することにより、画像判定手段は、被検体との距離の影響を軽減して正常部と病変部との判別を行うことができる。

#### 【0033】

上記発明においては、前記関心領域代表値算出手段が、前記被検体に導入された蛍光色

50

素から発せられる蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて、前記関心領域の代表階調値を算出し、前記近傍領域代表値算出手段は、前記被検体から発せられる自家蛍光の強度に係る階調に基づいて、前記近傍領域の代表階調値を算出することが望ましい。

【0034】

本発明によれば、蛍光色素から発せられる蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて関心領域の代表階調値が関心領域代表値算出手段により算出されるとともに、自家蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて近傍領域の代表階調値が近傍領域代表値算出手段により算出される。すなわち、これら関心領域の代表階調値および近傍領域の代表階調値を用いることにより、被検体との距離の影響を軽減した正常部と病変部の画像を得ることができる。

関心領域の代表階調値は、上記蛍光色素から発せられた蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて算出されている。そのため、関心領域代表値算出手段は、病変部との関わりのある上記蛍光色素から発せられた蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいた代表階調値を、上記蛍光色素が集積しやすい病変部の可能性がある関心領域の代表値とすることができる。近傍領域の代表階調値は、上記自家蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて算出されている。そのため、近傍領域代表値算出手段は、自家蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいた代表階調値を、上記蛍光色素が集積しにくい正常部の可能性がある近傍領域の代表値とすることができる。

よって、本発明の蛍光内視鏡は、被検体との距離の影響を軽減して正常部と病変部との判別を行うことができる。

【0035】

上記発明においては、前記戻り光に含まれる反射光を撮像する反射光撮像手段と、該反射光撮像手段によって取得された反射光に係るデータに基づいて、反射光画像データを生成する反射光画像生成手段と、前記反射光画像データと前記修正画像データとを合成する画像合成手段と、が設けられたことが望ましい。

【0036】

本発明によれば、戻り光に含まれる反射光は反射光撮像手段により撮像され、反射光画像生成手段において反射光画像データが生成される。これら反射光画像データと修正画像データとが画像合成手段において合成される。その結果、本発明の蛍光内視鏡は、蛍光以外の反射光に係る反射光画像データと、正常部と病変部との判別が容易な蛍光画像データとを合成することができる。

【0037】

上記発明においては、前記被検体の体腔内に挿入可能な挿入部と、前記光源から出射された光を、前記挿入部内を通じて前記挿入部の先端部まで導くとともに、前記光を前記被検体に向けて出射させる光伝達手段と、が設けられたことが望ましい。

【0038】

本発明によれば、被検体の体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の先端部から被検体に向けて光を出射させる光伝達手段とが設けられているため、被検体の体腔における正常部と病変部との判別を行うことができる。

光伝達手段は、光源から出射された光を挿入部の先端部まで導くとともに、体腔内に挿入された挿入部の先端から光を被検体に向けて出射させることができる。そのため、被検体の体腔に存在する正常部および病変部から蛍光を出射させることができ、当該蛍光の蛍光強度に基づいて、被検体の体腔における正常部と病変部との判別を行うことができる。

【0039】

本発明は、蛍光内視鏡の作動方法であって、被検体に向けて光を照射し、前記被検体からの戻り光に含まれる蛍光に係る蛍光画像データを取得する蛍光画像取得ステップと、前記蛍光画像データに基づいて、周囲の領域と比較して蛍光強度が高い関心領域を決定する関心領域決定ステップと、前記関心領域の近傍の近傍領域を決定する近傍領域決定ステップと、前記関心領域における蛍光強度に係る階調と、前記近傍領域における蛍光強度に係る階調との比に基づいて、修正画像データを生成する演算ステップと、前記修正画像データの前記関心領域における蛍光強度に係る階調と前記近傍領域における蛍光強度に係る階

調との比が所定閾値よりも大きいかな否かを判定する蛍光内視鏡の作動方法を提供する。

【 0 0 4 0 】

本発明によれば、蛍光画像取得ステップにおいて戻り光に含まれる蛍光画像データを取得し、蛍光画像データに基づいて、関心領域が関心領域決定ステップにおいて決定されるとともに近傍領域が近傍領域決定ステップにおいて決定される。これら関心領域および近傍領域における蛍光強度に係る階調の比に基づいて、修正画像データが演算ステップにおいて生成され、修正画像データの関心領域および近傍領域における蛍光強度に係る階調の比に基づいて、病変部が判定ステップにおいて判定される。その結果、本発明の蛍光測定方法は、1つの波長帯域に係る蛍光を用いて、簡易な構成により被検体との距離の影響を軽減した正常部と病変部の画像を得ることができる。

10

【 0 0 4 1 】

蛍光画像取得ステップでは、被検体に向けて光を照射し、被検体からの戻り光に含まれる蛍光に係る蛍光画像データが取得される。

取得された蛍光画像データに基づいて、関心領域決定ステップでは、病変部の可能性がある関心領域が決定される。上述のように病変部には蛍光を発する薬剤が集積しやすく、病変部から発せられる蛍光強度は高くなるため、関心領域決定ステップでは、病変部の可能性のある周囲の領域と比較して蛍光強度が高い領域を関心領域として決定する。近傍領域決定ステップでは、病変部の可能性がある領域に隣接する正常部の可能性がある近傍領域が決定される。

【 0 0 4 2 】

20

上述のように決定された関心領域における蛍光強度に係る階調と、当該関心領域に隣接する近傍領域における蛍光強度に係る階調との比に基づくことにより、演算ステップでは、被検体との距離の影響を軽減した修正画像データが生成される。

また、演算ステップでは、一つの蛍光画像データにおける関心領域および近傍領域における蛍光強度に係る階調の比に基づいて、被検体との距離の影響を軽減した修正画像データを生成するため、本発明の蛍光測定方法は、上述の特許文献1および2に開示された技術のように、1つの波長帯域に係る蛍光を用いて、簡易な構成により被検体との距離の影響を軽減した正常部と病変部との判別を行うことができる。

【 0 0 4 3 】

判定ステップでは、演算ステップにより生成された被検体との距離の影響を軽減した修正画像データに基づいて病変部を判定することができるため、被検体との距離の影響を軽減して正常部と病変部との判別を行うことができる。例えば、判定ステップでは、上記関心領域に係る階調と上記近傍領域に係る階調との比の値が、所定閾値よりも大きい場合には、上記関心領域を病変部と判定することができる。

30

【発明の効果】

【 0 0 4 4 】

本発明の蛍光内視鏡および蛍光内視鏡の作動方法によれば、本発明の蛍光内視鏡は、蛍光画像の他に参照光画面を用いることなく、被検体との距離の影響を軽減した正常部と病変部の画像を簡易な構成で得ることができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【 0 0 4 5 】

〔第1の実施形態〕

以下、本発明の第1の実施形態に係る蛍光内視鏡について図1から図18を参照して説明する。

図1は、本実施形態に係る蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

蛍光内視鏡1は、図1に示すように、被検体3の体腔内に挿入される挿入部5と、光源装置（光源）7と、画像生成装置9と、モニタ（画像表示手段）11とを備えている。

【 0 0 4 6 】

挿入部5は、被検体3の体腔内に挿入されるものであって、略円柱状に形成されたものである。

50



挿入部 5 は、外皮チューブ 12 と、ライトガイド（光伝達手段）13 と、照明用レンズ 15 と、撮像用レンズ 17 と、ダイクロイックプリズム 19 と、励起光カットフィルタ 21 と、蛍光撮像部（蛍光撮像手段）23 と、反射光撮像部（反射光撮像手段）25 と、を備えている。

【0047】

外皮チューブ 12 は、挿入部 5 の外周面を構成する円筒状の部材であって、可撓性を有する素材から形成されたチューブである。外皮チューブ 12 の内部には、ライトガイド 13 などが配置されている。

【0048】

ライトガイド 13 は、光源装置 7 から出射された励起光および照明光を挿入部 5 の先端面 27 まで導き、被検体 3 に向けて出射させるものである。

ライトガイド 13 は、光を導光する複数のファイバの束から構成されたものである。ライトガイド 13 は、挿入部 5 の略全長に渡って延びる略円筒状の形状に形成されている。ライトガイド 13 の内部には、ダイクロイックプリズム 19 や励起光カットフィルタ 21 や蛍光撮像部 23 や反射光撮像部 25 などが配置されている。

【0049】

照明用レンズ 15 は、ライトガイド 13 から出射された励起光および照明光を被検体 3 の観察領域全体に向けて拡散させるレンズである。

照明用レンズ 15 は、挿入部 5 の先端面 27 であって、ライトガイド 13 の光出射端面 29 と対向する位置に配置されている。照明用レンズ 15 はリング板状に形成されるときに、片凹レンズ状に形成されたものである。

【0050】

撮像用レンズ 17 は、被検体 3 からの戻り光を蛍光撮像部 23 および反射光撮像部 25 に結像させるレンズである。

撮像用レンズ 17 は、挿入部 5 の先端面 27 であって、照明用レンズ 15 の内側領域に配置されている。ここで、戻り光とは、被検体 3 から挿入部 5 に向かって伝搬する光を意味する。戻り光には、被検体 3 に導入された蛍光色素（薬剤）から発せられた蛍光や、被検体 3 自身が発する自家蛍光や、被検体 3 の表面において反射された照明光である反射光および励起光などが含まれている。

【0051】

ダイクロイックプリズム 19 は、戻り光に含まれる反射光を反射光撮像部 25 に向けて反射させるとともに、戻り光に含まれる蛍光や励起光などを蛍光撮像部 23 に向けて透過するものである。

ダイクロイックプリズム 19 は、挿入部 5 の先端面 27 近傍であって、ライトガイド 13 の内側の撮像用レンズ 17 と対向する位置に配置されている。また、ダイクロイックプリズム 19 の反射面は、撮像用レンズ 17 の光軸に対して約 45° の傾きを有するように配置されている。上記反射面は、ダイクロイックプリズム 19 に入射した戻り光に含まれる反射光のみを反射し、他の光を透過させるものである。ダイクロイックプリズム 19 において反射される反射光は、被検体 3 の表面において反射された照明光（白色光）である。なお、ダイクロイックプリズム 19 としては、公知のものをを用いることができ、特に限定するものではない。

【0052】

励起光カットフィルタ 21 は、ダイクロイックプリズム 19 を透過した光に含まれる蛍光のみを蛍光撮像部 23 に入射させるものである。

励起光カットフィルタ 21 は、撮像用レンズ 17 の光軸上であって、ダイクロイックプリズム 19 と蛍光撮像部 23 との間に配置されている。励起光カットフィルタ 21 が透過する蛍光には、上述の蛍光色素から発せられた蛍光と、被検体 3 自身が発する自家蛍光とがふくまれている。なお、励起光カットフィルタ 21 としては、公知のカットフィルタを用いることができ、特に限定するものではない。

【0053】

10

20

30

40

50

蛍光撮像部 23 は、被検体 3 から発せられた蛍光による像を撮像するものである。

蛍光撮像部 23 は、撮像用レンズ 17 の光軸上であって、励起光カットフィルタ 21 と対向する位置に配置されている。蛍光撮像部 23 から出力される蛍光に係るデータは、後述する蛍光画像生成部 37 に入力されている。蛍光撮像部 23 としては、CCD (Charge Coupled Devices) や CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) などの公知の撮像素子が面状に配置されたもの等を用いることができ、特に限定するものではない。

なお、蛍光撮像部 23 により撮像される蛍光には、蛍光色素から発せられた蛍光と、被検体 3 自身が発する自家蛍光とが含まれている。

【0054】

10

反射光撮像部 25 は、被検体 3 の表面において反射された反射光による像を撮像するものである。

反射光撮像部 25 は、ダイクロイックプリズム 19 により反射された反射光が入射する位置に配置されている。反射光撮像部 25 から出力される反射光に係るデータは、後述する反射光画像生成部 49 に入力されている。反射光撮像部 25 としては、CCD や CMOS などの公知な撮像素子が面状に配置されたもの等を用いることができ、特に限定するものではない。

【0055】

光源装置 7 は、被検体 3 に照射される励起光および照明光を出射するものである。光源装置 7 は、白色光源 31 と、光源用レンズ 33 と、光学フィルタ 35 とを備えている。

20

【0056】

白色光源 31 は、蛍光色素および被検体 3 自身を励起する励起光と、被検体 3 を照明する白色光とを含む光を出射するものである。

光源用レンズ 33 は、白色光源 31 から出射された光を略平行な光に変換するとともに、光をライトガイド 13 に入射させるレンズである。

光学フィルタ 35 は、白色光源 31 から出射された光のうち、励起光および照明光のみを透過させるフィルタである。光学フィルタ 35 は、光源用レンズ 33 とライトガイド 13 との間に配置されている。

【0057】

画像生成装置 9 は、蛍光撮像部 23 が取得した蛍光に係るデータと、反射光撮像部 25 が取得した反射光に係るデータと、に基づいてモニタ 11 に画像を表示させる画像データを生成するものである。

30

画像生成装置 9 は、蛍光画像生成部 (蛍光画像生成手段) 37 と、関心領域決定部 (関心領域決定手段、関心領域代表値算出手段) 39 と、近傍領域決定部 (近傍領域決定手段、近傍領域代表値算出手段) 41 と、画像演算部 (画像演算手段) 43 と、画像判定部 (画像判定手段) 45 と、画像合成部 (画像合成手段) 47 と、反射光画像生成部 (反射光画像生成手段) 49 と、観察距離判定部 51 と、を備えている。

【0058】

蛍光画像生成部 37 は、蛍光撮像部 23 が取得した蛍光に係るデータに基づいて、蛍光画像データを生成するものである。蛍光画像生成部 37 には、蛍光撮像部 23 から蛍光に係るデータが入力されている。また、蛍光画像生成部 37 からは、生成された蛍光画像データが関心領域決定部 39 に出力されている。

40

【0059】

関心領域決定部 39 は、蛍光画像データに基づいて関心領域を決定するものである。関心領域決定部 39 には、蛍光画像生成部 37 から蛍光画像データが入力されている。また、関心領域決定部 39 からは、関心領域に係るデータおよび蛍光画像データが近傍領域決定部 41 に出力されている。

【0060】

近傍領域決定部 41 は、関心領域に隣接する近傍領域を決定するものである。近傍領域決定部 41 には、関心領域決定部 39 から関心領域に係るデータおよび蛍光画像データが

50

入力されている。また、近傍領域決定部 4 1 からは、近傍領域に係るデータ、関心領域に係るデータおよび蛍光画像データが画像演算部 4 3 に出力されている。

【 0 0 6 1 】

画像演算部 4 3 は、関心領域における蛍光強度に係る階調と、近傍領域における蛍光強度に係る階調との比に基づいて、修正画像データを生成するものである。画像演算部 4 3 には、近傍領域決定部 4 1 から近傍領域に係るデータ、関心領域に係るデータおよび蛍光画像データが画像演算部 4 3 に入力されている。また、画像演算部 4 3 からは、画像判定部 4 5 および画像合成部 4 7 に修正画像データが出力されている。

【 0 0 6 2 】

画像判定部 4 5 は、修正画像データに基づいて病変部を判定するものである。画像判定部 4 5 には、画像演算部 4 3 から修正画像データが入力されている。また、画像判定部 4 5 からは、画像合成部 4 7 に病変部に係るデータが出力されている。

【 0 0 6 3 】

反射光画像生成部 4 9 は、反射光撮像部 2 5 が取得した反射光に係るデータに基づいて、反射光画像データを生成するものである。反射光画像生成部 4 9 には、反射光撮像部 2 5 から反射光に係るデータが入力されている。また、反射光画像生成部 4 9 からは、反射光画像データが観察距離判定部 5 1 に出力されている。

【 0 0 6 4 】

観察距離判定部 5 1 は、反射光画像データに基づいて観察距離が、想定された範囲内であるかを判定するものである。観察距離判定部 5 1 には、反射光画像生成部 4 9 から反射光画像データが入力されている。また、観察距離判定部 5 1 からは、画像合成部 4 7 に反射光画像データおよび観察距離に係るデータが出力されている。

【 0 0 6 5 】

画像合成部 4 7 は、修正画像データ、判定された病変部および反射光画像データを合わせた合成画像データを生成するものである。画像合成部 4 7 には、画像演算部 4 3 から修正画像データが入力され、画像判定部 4 5 から病変部に係るデータが入力され、観察距離判定部 5 1 から反射光画像データおよび観察距離に係るデータが入力されている。また、画像合成部 4 7 からは、モニタ 1 1 に合成画像データが出力されている。

【 0 0 6 6 】

モニタ 1 1 は、画像生成装置 9 により生成された合成画像データを、蛍光内視鏡 1 の操作者等に対して画像として表示するものである。

【 0 0 6 7 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 1 における被検体 3 の観察および正常部と病変部との判別について説明する。

図 2 は、被検体 3 と挿入部 5 との相対位置関係を説明する模式図である。

ここでは、図 2 に示すように、正常部である正常組織 N および良性腫瘍 B T と、病変部である癌 M T と、を有する被検体 3 を蛍光内視鏡 1 により観察し、正常組織 N と、良性腫瘍 B T と、癌 M T と、を判別する方法について説明する。挿入部 5 は、被検体 3 の斜め上方から被検体 3 を観察している。具体的には、被検体 3 の先端面 2 7 から良性腫瘍 B T までの距離を基準 ( = 1 ) とすると、先端面 2 7 から癌 M T までの距離は倍 ( = 2 ) となるように挿入部 5 と被検体 3 が配置されている。また、被検体 3 の正常組織 N、良性腫瘍 B T、癌 M T から発せられる蛍光の輝度は、それぞれ 2 0、2 0 0、5 0 0 となっている。なお、この数値は、被検体 3 の正常組織 N、良性腫瘍 B T、癌 M T に照射される励起光の条件などが等しい場合の数値である。

【 0 0 6 8 】

以下、正常組織 N、良性腫瘍 B T、癌 M T の蛍光の輝度が 2 0、2 0 0、5 0 0 である場合に適用して説明する。

最初に、被検体 3 に励起光により蛍光を発する蛍光色素 ( 薬剤 ) を投与する。この蛍光色素は被検体 3 における、例えば癌 M T などの病変部に集積する性質を有するものである。蛍光色素を被検体 3 に投与して、薬剤が被検体 3 内に十分に行き渡るのに必要な時間が

10

20

30

40

50

経過した後に蛍光内視鏡 1 による観察を行う。

【 0 0 6 9 】

蛍光内視鏡 1 による観察を行う場合には、図 1 に示すように、まず光源装置 7 から励起光および照明光が出射される。

つまり、白色光源 3 1 から少なくとも励起光および照明光が含まれる光が出射される。白色光源 3 1 から出射された光は、光源用レンズ 3 3 により略平行な光に変換され、ライトガイド 1 3 に向けて出射される。光源用レンズ 3 3 を透過した光は、光学フィルタ 3 5 に入射する。光学フィルタ 3 5 は、入射した光の内、励起光および照明光のみを透過し、その他の波長の光を遮光する。光学フィルタ 3 5 を透過した励起光および照明光は、光源装置 7 から出射される。

10

【 0 0 7 0 】

光源装置 7 から出射された励起光および照明光は、被検体 3 に照射される。

つまり、光源装置 7 から出射された励起光および照明光は、挿入部 5 のライトガイド 1 3 に入射する。ライトガイド 1 3 は、入射された励起光および照明光を挿入部 5 の先端面 2 7 まで導き、励起光および照明光を被検体 3 に向けて出射させる。ライトガイド 1 3 から出射された励起光および照明光は照明用レンズ 1 5 を介して被検体 3 に照射される。照明用レンズ 1 5 は、ライトガイド 1 3 から出射された光を拡散させることにより、被検体 3 の観察領域全体に励起光および照明光を照射させる。

【 0 0 7 1 】

励起光および照明光が照射された被検体 3 からの戻り光は、蛍光撮像部 2 3 および反射光撮像部 2 5 により撮像される。

20

つまり、被検体 3 からの戻り光は、撮像用レンズ 1 7 から挿入部 5 内部へ入射する。撮像用レンズ 1 7 は、蛍光撮像部 2 3 および反射光撮像部 2 5 の受光面上に入射した戻り光による被検体 3 の像を結像させる。撮像用レンズ 1 7 を透過した戻り光は、ダイクロイックプリズム 1 9 に入射する。ダイクロイックプリズム 1 9 は、戻り光に含まれる反射光のみを反射光撮像部 2 5 に向けて反射する。そのため、反射光撮像部 2 5 の受光面上には反射光による被検体 3 の像が結像される。残りの光は、ダイクロイックプリズム 1 9 を透過し、励起光カットフィルタ 2 1 に入射する。励起光カットフィルタ 2 1 は、上記残りの光に含まれる蛍光のみを透過し、励起光などの他の波長の光を遮光する。励起光カットフィルタ 2 1 を透過した蛍光は、蛍光撮像部 2 3 に入射する。そのため、蛍光撮像部 2 3 の受光面上には蛍光による被検体 3 の像が結像される。

30

【 0 0 7 2 】

蛍光撮像部 2 3 および反射光撮像部 2 5 は、それぞれ結像された蛍光による被検体 3 の像および反射光による被検体 3 の像を撮像して、蛍光に係るデータおよび反射光に係るデータを出力する（蛍光画像取得ステップ）。

蛍光に係るデータは、蛍光撮像部 2 3 における各撮像素子が受光した蛍光強度に応じて出力したデータの集合である。反射光に係るデータは、反射光撮像部 2 5 における各撮像素子が受光した反射光強度に応じて出力したデータの集合である。

【 0 0 7 3 】

図 3 は、図 1 の蛍光画像生成部 3 7 により生成される蛍光画像データに係る画像を示す図である。

40

蛍光撮像部 2 3 から出力された蛍光に係るデータおよび反射光撮像部 2 5 から出力された反射光に係るデータは、画像生成装置 9 に入力され、モニタ 1 1 に表示される合成画像データに変換される。

つまり、上述の蛍光に係るデータは、画像生成装置 9 の蛍光画像生成部 3 7 に入力される。蛍光画像生成部 3 7 は、蛍光に係るデータに基づいて、図 3 に示すような蛍光画像に係る蛍光画像データを生成する。ここで、蛍光画像データは、蛍光撮像部 2 3 の各撮像素子に対応する蛍光画像を構成する複数の画素に係るデータが集合したものである。蛍光画像データの各画素のデータとしては、蛍光画像における位置のデータと、蛍光の蛍光強度に応じた階調のデータとが例示できる。

50

## 【 0 0 7 4 】

図 4 は、図 1 の関心領域決定部 3 9 により決定された関心領域を示す図である。図 5 は、図 1 の関心領域決定部 3 9 における各関心領域の最大階調の抽出を示す図である。

蛍光画像生成部 3 7 が生成した蛍光画像データは、図 1 に示すように、関心領域決定部 3 9 に入力される。関心領域決定部 3 9 は、蛍光画像データに基づいて関心領域 C R を決定する（関心領域決定ステップ）。

## 【 0 0 7 5 】

つまり、関心領域決定部 3 9 は、図 4 に示すように、蛍光画像データにおいて、後述する関心領域閾値以上の階調を有する画素の領域を関心領域 C R 1 , C R 2 として抽出する。これら関心領域 C R 1 , C R 2 は、それぞれ癌 M T , 良性腫瘍 B T と対応している。本実施形態においては、上述の関心領域閾値が 4 5 である場合に適用して説明する。なお、関心領域閾値の大きさは、使用する蛍光色素の種類や、励起光の波長および光量、挿入部 5 の先端面 2 7 から被検体 3 までの距離など、さまざまな要因に基づいて定められるものであるため、上述の値に限定されるものではない。

## 【 0 0 7 6 】

関心領域 C R 1 , C R 2 を決定すると、関心領域決定部 3 9 は、図 5 に示すように、それぞれの関心領域 C R 1 , C R 2 における最大の階調を有する画素を代表画素 S 1 , S 2 として抽出し、その画素の位置データおよび階調のデータを代表値として取得する。

## 【 0 0 7 7 】

ここで、上述の関心領域 C R 1 , C R 2 の抽出に用いた関心領域閾値について説明する。

被検体 3 の正常組織 N、良性腫瘍 B T、癌 M T から発せられる蛍光の実際の輝度と、表示される階調との関係を下記の表 1 に示す。

【表 1】

		被 検 体 と の 距 離 (mm)		
	実 際 の 輝 度	1	1.5	2
正 常 組 織	20	20	9	5
良 性 腫 瘍	200	200	89	50
癌	500	500	225	125

## 【 0 0 7 8 】

実際の輝度は、実験などにより求められた既知の値であって、実際に発生する蛍光の輝度である。表示される階調は、蛍光を蛍光撮像部 2 3 により受光して、蛍光画像生成部 3 7 により生成された蛍光画像データにおける該当画素の階調である。さらに表示される階調は、被検体 3 と先端面 2 7 との距離が 1 mm、1.5 mm、2 mm の場合における表示

される階調に分けられている。距離の範囲が 1 mm から 2 mm までなのは、下記の理由によるためである。上記距離が 1 mm 未満の場合には、撮像用レンズ 17 の焦点深度より被検体 3 が先端面 27 に接近するため、蛍光撮像部 23 の受光面に被検体 3 の像を結像できなくなるためである。上記距離が 2 mm より遠くなると、被検体 3 から発せられる蛍光の減衰が大きくなり、蛍光撮像部 23 が十分な明るさの蛍光像を撮像できなくなるためである。

#### 【 0 0 7 9 】

したがって、以下は想定された観察距離が 1 mm 以上、2 mm 以下である場合に適用して説明する。

表 1 に示すように、表示される階調は、正常組織 N、良性腫瘍 B T、癌 M T とともに、上記距離の 2 乗に反比例して変化している。

以下の説明では、内視鏡 1 と癌 M T との距離を 2 mm と仮定し、内視鏡 1 と良性腫瘍 B T との距離を 1 mm と仮定する。したがって、表 1 より、関心領域 C R 1 の代表画素 S 1 の階調値である代表階調値が 125 であり、関心領域 C R 2 の代表画素 S 2 の階調値である代表階調値が 200 であるとする。

#### 【 0 0 8 0 】

図 6 は、表 1 の正常組織、良性腫瘍、癌における表示される階調の範囲を示すグラフである。

表 1 に示す正常組織 N、良性腫瘍 B T、癌 M T における表示される階調の範囲をグラフに示すと、図 6 に示すようになる。ここで、正常組織 N に係る階調の範囲は 20 から 5 である。良性腫瘍 B T に係る階調の範囲は 200 から 50 である。癌 M T に係る階調の範囲は 500 から 125 である。正常組織 N と良性腫瘍 B T との階調の範囲を比較すると、正常組織 N に係る階調の最大値が 20 であって、良性腫瘍 B T に係る階調の最小値が 50 である。つまり、階調が 20 から 50 までの間に関心領域閾値 T が設けられることにより、被検体 3 と先端面 27 と距離が 1 mm から 2 mm の間で変化しても、正常組織 N の領域と、良性腫瘍 B T と病変部である癌 M T とを含む領域とが識別される。この結果、関心領域決定部 39 は、設定された観察距離の範囲内で、病変部の可能性がある領域を確実に関心領域として決定することができる。

#### 【 0 0 8 1 】

図 7 は、図 1 の近傍領域決定部におけるプロファイルの設定を説明する図である。図 8 は、図 7 のプロファイル P 1 上の各画素の階調の分布を示すグラフである。図 9 は、図 7 のプロファイル P 2 上の各画素の階調の分布を示すグラフである。図 10 は、図 1 の近傍領域決定部により決定された近傍領域と関心領域との位置関係を示す図である。

関心領域決定部 39 により関心領域 C R 1、C R 2 および代表画素 S 1、S 2 が決定されると、蛍光画像データや関心領域 C R 1、C R 2 や代表画素 S 1、S 2 のデータなどが近傍領域決定部 41 に入力される。近傍領域決定部 41 は、蛍光画像データなどに基づいて関心領域 C R 1、C R 2 に隣接する近傍領域を決定する（近傍領域決定ステップ）。

#### 【 0 0 8 2 】

つまり、近傍領域決定部 41 は、入力された蛍光画像データなどに基づいてプロファイル P 1、P 2 を設定する。プロファイル P 1、P 2 は、代表画素 S 1、S 2 を通る直線であって、この直線に沿って各画素の階調データを抽出するものである。

#### 【 0 0 8 3 】

プロファイル P 1 上の各画素の階調は、図 8 に示す分布となる。各画素の階調は、代表画素 S 1 の階調（図 8 中の黒丸）を最大階調として、代表画素 S 1 から離れるにともない階調の値が下がっている。代表画素 S 1 を含む関心領域閾値の 45 よりも階調の値が大きい画素の領域は、関心領域 C R 1 を示している。近傍領域決定部 41 は、関心領域閾値と等しい階調の画素から、プロファイル P 1 に沿って所定の画素数だけ離れた代表画素 B 1（図 8 中の黒三角）までの領域を近傍領域 N R 1 と決定する。代表画素 B 1 の階調値は、近傍領域 N R 1 における画素の階調を代表する代表階調値である。本実施形態においては、代表画素 B 1 の代表階調値は、図 8 より 5 となる。

## 【 0 0 8 4 】

一方、プロファイル P 2 上の各画素の階調は、図 9 に示す分布となっている。各画素の階調は、代表画素 S 2 の階調（図 9 中の黒丸）を最大階調として、代表画素 S 2 から離れるにともない階調の値が下がっている。代表画素 S 2 を含む関心領域閾値の 4 5 よりも階調の値が大きい画素の領域は、関心領域 C R 2 を示している。近傍領域決定部 4 1 は、関心領域閾値と等しい階調の画素から、プロファイル P 2 に沿って所定の画素数だけ離れた代表画素 B 2（図 9 中の黒三角）までの領域を近傍領域 N R 2 と決定する。代表画素 B 2 の階調値は、近傍領域 N R 2 における画素の階調を代表する代表階調値である。本実施形態においては、代表画素 B 2 の代表階調値は、図 9 より 2 0 となる。

## 【 0 0 8 5 】

上述のように近傍領域決定部 4 1 により決定された近傍領域 N R 1 , N R 2 は、図 1 0 に示すように、それぞれ関心領域 C R 1 , C R 2 の周囲を覆うように決定される。

## 【 0 0 8 6 】

図 1 1 は、図 1 の画像演算部において生成された修正画像データに係る画像を示す図である。

近傍領域決定部 4 1 において決定された近傍領域 N R 1 , N R 2 に係るデータおよび代表画素 B 1 , B 2 に係るデータは、蛍光画像データと、関心領域 C R 1 , C R 2 に係るデータおよび代表画素 S 1 , S 2 に係るデータとともに、画像演算部 4 3 に入力される。画像演算部 4 3 は、入力された蛍光画像データなどに基づいて修正画像データを生成する（演算ステップ）。

## 【 0 0 8 7 】

つまり、画像演算部 4 3 は、関心領域 C R 1 における代表画素 S 1 の階調 1 2 5 を、隣接する近傍領域 N R 1 における代表画素 B 1 の階調 5 で割った値 2 5（代表画素 S 1 の階調と代表画素 B 1 の階調との比）を算出し、当該値 2 5 を関心領域 C R 1 における階調とする。一方、画像演算部 4 3 は、関心領域 C R 2 における代表画素 S 2 の階調 2 0 0 を、隣接する近傍領域 N R 2 における代表画素 B 2 の階調 2 0 で割った値 1 0 を算出し、当該値 1 0 を関心領域 C R 2 における階調とする。画像演算部 4 3 により算出された修正画像データに係る画像は、図 1 1 に示すようになる。図 1 1 に示すように、関心領域 C R 1 に属する画素は全て階調が 2 5 で表示され、関心領域 C R 2 に属する画素は全て階調が 1 0 で表示される。

画像演算部 4 3 により生成された修正画像データは、図 1 に示すように、画像判定部 4 5 および画像合成部 4 7 へ出力される。

## 【 0 0 8 8 】

画像判定部 4 5 は、入力された修正画像データに基づいて、関心領域 C R 1 , C R 2 がそれぞれ良性腫瘍 B T および癌 M T のいずれであるかを判定する（判定ステップ）。

つまり、画像判定部 4 5 は、図 1 1 に示すように、関心領域 C R 1 , C R 2 の階調の値が、判別閾値より大きい場合には、関心領域 C R 1 , C R 2 が癌 M T であると判定し（判定ステップ）、判別閾値より小さい場合には、関心領域 C R 1 , C R 2 が良性腫瘍 B T であると判定する。本実施形態においては、判別閾値は 1 5 であり、関心領域 C R 1 の階調は 2 5 であるため、画像判定部 4 5 は、関心領域 C R 1 を癌 M T と判定する。一方、関心領域 C R 2 の階調は 1 0 であるため、画像判定部 4 5 は、関心領域 C R 2 を良性腫瘍 B T と判定する。

## 【 0 0 8 9 】

この判定の結果により、画像判定部 4 5 は、関心領域 C R 1 , C R 2 がそれぞれ良性腫瘍 B T および癌 M T のいずれであるかを判別する。

画像判定部 4 5 は、図 1 に示すように、病変部に係るデータとして、関心領域 C R 1 が癌 M T であって、関心領域 C R 2 が良性腫瘍 B T であるとの判別結果を画像合成部 4 7 へ出力する。

## 【 0 0 9 0 】

一方、反射光画像生成部 4 9 には、図 1 に示すように、反射光撮像部 2 5 から反射光に

10

20

30

40

50

係るデータが入力される。反射光画像生成部 49 は、反射光に係るデータに基づいて、反射光画像データを生成する。ここで、反射光画像データは、反射光撮像部 25 の各撮像素子に対応する反射光画像を構成する複数の画素に係るデータが集合したものである。反射光画像データの各画素のデータとしては、反射光画像における位置のデータと、反射光の光強度に応じた階調のデータとを例示できる。

反射光画像データは、反射光画像生成部 49 から観察距離判定部 51 に入力される。

#### 【0091】

図 12 は、図 1 の観察距離判定部における F F T 処理結果を示すグラフである。

観察距離判定部 51 は、入力された反射光画像データに基づいて、被検体 3 と挿入部 5 の先端面 27 との距離を判定する。

10

つまり、観察距離判定部 51 は、反射光画像データに対して F F T ( F a s t F o u r i e r T r a n s f o r m ) 処理を行い、反射光画像の分解能を取得する。F F T 処理の結果をグラフに示したのが図 12 となる。図 12 においては、横軸に空間周波数を取り、縦軸に度数をとっている。図 12 のグラフ F 1 は、被検体 3 と挿入部 5 の先端面 27 と距離が 1 mm 未満であって、被検体 3 が被写界深度外に位置する場合のグラフである。グラフ F 2 は、被検体 3 と先端面 27 と距離が 1 mm であって、被検体 3 が被写界深度限界に位置する場合のグラフである。グラフ F 3 は、被検体 3 と先端面 27 と距離が 1 mm より離れている場合であって、被検体 3 が被写界深度内に位置する場合のグラフである。

#### 【0092】

観察距離判定部 51 は、グラフ F 2 を F F T 閾値として、被検体 3 と先端面 27 と距離が 1 mm より近い離れているかを判定する。観察距離判定部 51 は、観察距離に係るデータとしての判定結果と、反射光画像データとを画像合成部 47 に出力する。

20

なお、本実施形態においては、被検体 3 と先端面 27 と距離が 1 mm であるグラフ F 2 を F F T 閾値としたが、撮像用レンズ 17 の選択などにより被写界深度が変化するため、F F T 閾値として用いるグラフのデータは、被検体 3 と先端面 27 と距離が 1 mm の場合のデータに限られない。

#### 【0093】

画像合成部 47 は、蛍光画像データと、画像判定部 45 の判定結果と、反射光画像データと、観察距離判定部 51 の判定結果とに基づいて、合成画像データを生成する。

つまり、画像合成部 47 は、観察距離判定部 51 の判定結果が、被検体 3 と先端面 27 と距離が 1 mm 以上 離れている場合には、蛍光画像データなどに基づいて合成画像データを生成する。具体的には、画像合成部 47 は、関心領域 C R 1 に癌 M T を表す色を着色し、関心領域 C R 2 に良性腫瘍 B T を表す色を着色する処理を行い、これらの画像データを合成画像データに取り込む処理を行う。一方、関心領域 C R 1 , C R 2 以外の領域は、反射光画像データを合成画像データに取り込む処理を行う。生成された合成画像データは、画像合成部 47 からモニタ 11 に出力される。モニタ 11 は、入力された合成画像データに基づき、合成画像を表示する。

30

#### 【0094】

一方、画像合成部 47 は、観察距離判定部 51 の判定結果が、被検体 3 と先端面 27 と距離が 1 mm より近い場合には、合成画像データの生成を行わない。

40

#### 【0095】

また、観察距離が 2 mm を超える ときは、十分な明るさの蛍光が得られないため、それ以上の距離で観察することは想定されない。したがって、観察距離が常に想定の範囲内にあるときのみ、画像を生成する。

また、上述の通り、観察距離が 1 mm 未満 の場合に焦点深度外になり解像度が下がることは視認で識別できるため、観察距離判定部 51 はなくてもよい。

#### 【0096】

上記の構成によれば、関心領域決定部 39 と、近傍領域決定部 41 と、画像演算部 43 とが設けられているため、本実施形態の蛍光内視鏡 1 は、被検体 3 との距離の影響を軽減して正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を簡便に行うことができる。

50



## 【 0 0 9 7 】

関心領域決定部 3 9 は、蛍光画像データに基づいて、周囲の領域と比較して蛍光強度が高い関心領域 C R 1 , C R 2 を決定することができる。つまり、上述のように癌 M T には蛍光を発する蛍光色素が集積しやすく、癌 M T から発せられる蛍光強度は高いため、関心領域決定部 3 9 は、蛍光画像データに基づいて、関心領域 C R 1 , C R 2 を決定することにより、癌 M T の可能性がある領域を決定することができる。具体的には、関心領域決定部 3 9 は、関心領域閾値と比較して、蛍光画像データにおける蛍光強度に係る階調が高い領域を癌 M T の可能性がある関心領域 C R 1 , C R 2 として決定することができる。

## 【 0 0 9 8 】

近傍領域決定部 4 1 は、関心領域 C R 1 , C R 2 の近傍の近傍領域 N R 1 , N R 2 を決定することができる。つまり、近傍領域決定部 4 1 は、癌 M T の可能性がある領域に隣接する正常組織 N の可能性がある近傍領域 N R 1 , N R 2 を決定することができる。

具体的には、近傍領域決定部 4 1 は、関心領域 C R 1 , C R 2 を覆う領域であって、上記所定距離だけの厚さを有する領域を近傍領域 N R 1 , N R 2 と決定することができる。そのため、近傍領域決定部 4 1 は、常に関心領域 C R 1 , C R 2 に隣接する領域を近傍領域 N R 1 , N R 2 と決定することができる。

## 【 0 0 9 9 】

画像演算部 4 3 は、関心領域 C R 1 , C R 2 における蛍光強度に係る階調と、関心領域 C R 1 , C R 2 にそれぞれ隣接する近傍領域 N R 1 , N R 2 における蛍光強度に係る階調との比に基づくことにより、被検体 3 との距離の影響を軽減した修正画像データを生成することができる。具体的には、光源装置 7 および蛍光撮像部 2 3 との距離の差が小さい関心領域 C R 1 , C R 2 に係る階調と、近傍領域 N R 1 , N R 2 に係る階調との比を演算により求めることにより、画像演算部 4 3 は、光源装置 7 および蛍光撮像部 2 3 との距離が異なる複数の関心領域 C R 1 , C R 2 に係る階調を同時に評価できる修正画像データを生成することができる。その結果、画像演算部 4 3 は、複数の関心領域 C R 1 , C R 2 の中から良性腫瘍 B T と癌 M T を判別することができる修正画像データを生成することができる。

## 【 0 1 0 0 】

関心領域 C R 1 と近傍領域 N R 1 、および関心領域 C R 2 と近傍領域 N R 2 は互いに内視鏡先端部までの距離が略同じである。したがって、画像演算部 4 3 は、一つの蛍光画像データにおける関心領域 C R 1 , C R 2 および近傍領域 N R 1 , N R 2 における蛍光強度に係る階調の比を求めることにより、被検体 3 と内視鏡端面 2 7 との距離の影響を軽減した修正画像データを生成することができる。以上のように、同一蛍光画像内で距離の略等しい 2 つの領域での輝度の比を得るため、本実施形態の蛍光内視鏡 1 は、上述の特許文献 1 および 2 に開示された技術のように、蛍光画像の他に参照光画像を用いる必要がなく、正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を簡便に行うことができる。

## 【 0 1 0 1 】

光源装置 7 と、蛍光撮像部 2 3 と、蛍光画像生成部 3 7 とが設けられているため、本実施形態の蛍光内視鏡 1 は、蛍光画像データを取得することができる。

光源装置 7 は、被検体 3 に照射する光を出射することができる。蛍光撮像部 2 3 は、被検体 3 から発生した戻り光に含まれる蛍光を撮像することができる。蛍光画像生成部 3 7 は、蛍光撮像部 2 3 により取得された蛍光に係るデータに基づいて、蛍光画像データを生成することができる。

## 【 0 1 0 2 】

関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値を決定する関心領域決定部 3 9 と、近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値を決定する近傍領域決定部 4 1 とが設けられ、画像演算部 4 3 は関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値と、近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値との比に基づいて修正画像データを生成するため、本実施形態の蛍光内視鏡 1 は、 1 つの波長帯域に係る蛍光を用いて、簡易な構成により被検体 3 との距離の影響を軽減した正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を行うことができる。

## 【 0 1 0 3 】

関心領域決定部 3 9 は、蛍光色素から発せられる蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値を算出し、近傍領域決定部 4 1 は、自家蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値を算出するため、被検体 3 との距離の影響を軽減して正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を行うことができる。

## 【 0 1 0 4 】

関心領域決定部 3 9 は、被検体 3 に導入された蛍光色素（薬剤）から発せられる蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて、関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値を算出することができる。つまり、関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値は、上記蛍光色素から発せられた  
10  
蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて算出されている。そのため、関心領域決定部 3 9 は、癌 M T との関わりのある上記蛍光色素から発せられた蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいた代表階調値を上記蛍光色素が集積しやすい癌 M T の可能性がある関心領域 C R 1 , C R 2 の代表値とすることができる。

## 【 0 1 0 5 】

近傍領域決定部 4 1 は、被検体 3 から発せられる自家蛍光の強度に係る階調に基づいて、近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値を算出することができる。つまり、近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値は、上記自家蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいて算出されている。そのため、近傍領域決定部 4 1 は、自家蛍光の蛍光強度に係る階調に基づいた代表階調値を上記蛍光色素が集積しにくい正常組織 N の可能性がある近傍領域 N R 1 , N R 2 の  
20  
代表値とすることができる。

## 【 0 1 0 6 】

画像演算部 4 3 は、それぞれ算出された関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値と、関心領域 C R 1 , C R 2 に隣接する近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値との比に基づいて、被検体 3 との距離の影響を軽減した修正画像データを生成することができる。具体的には、光源装置 7 および蛍光撮像部 2 3 との距離の差が小さい関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値と、近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値との比を演算により求めることにより、  
30  
画像演算部 4 3 は、光源装置 7 および蛍光撮像部 2 3 との距離が異なる複数の関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値を同時に評価できる修正画像データを生成することができる。その結果、画像演算部 4 3 は、複数の関心領域 C R 1 , C R 2 の中から正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T を判別することができる修正画像データを生成することができる。

よって、本実施形態の蛍光内視鏡 1 は、被検体 3 との距離の影響を軽減して良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を行うことができる。

## 【 0 1 0 7 】

画像判定部 4 5 と、画像合成部 4 7 と、モニタ 1 1 とが設けられているため、本実施形態の蛍光内視鏡 1 は、被検体 3 との距離の影響を軽減して良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を簡便に行うことができる。

## 【 0 1 0 8 】

画像判定部 4 5 は、修正画像データに基づいて癌 M T を判定することができる。つまり、画像判定部 4 5 は、画像演算部 4 3 により生成された被検体 3 との距離の影響を軽減した修正画像データに基づいて、癌 M T を判定することができる。具体的には、画像判定部 4 5 は、所定閾値と比較して、算出された関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値と近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値との比が高い領域を癌 M T として判定することができる。関心領域 C R 1 , C R 2 の代表階調値と近傍領域 N R 1 , N R 2 の代表階調値との比を用いることにより、画像判定部 4 5 は、被検体 3 との距離の影響を軽減して良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を行うことができる。  
40

## 【 0 1 0 9 】

画像合成部 4 7 は、修正画像データと、画像判定部 4 5 により判定された癌 M T とを合わせた合成画像データを生成することができる。つまり、画像合成部 4 7 は、正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T とを区別した合成画像データを生成することができる。  
50

モニタ 11 は、合成画像データに基づく合成画像を表示することができる。そのため、本実施形態の蛍光内視鏡 1 の操作者は、モニタ 11 に表示された正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T とが区別された合成画像を視認することができる。つまり、上記操作者は、簡便に正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別ができる。

【0110】

反射光撮像部 25 と、反射光画像生成部 49 と、画像合成部 47 とが設けられているため、本実施形態の蛍光内視鏡 1 は、正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を簡便に行うことができる。

【0111】

反射光撮像部 25 は、被検体 3 からの戻り光に含まれる反射光、例えば白色光を撮像することができる。

10

反射光画像生成部 49 は、反射光撮像部 25 によって取得された反射光に係るデータに基づいて、蛍光以外の反射光に係る画像、つまり反射光画像データを生成することができる。

【0112】

画像合成部 47 は、上記反射光画像データと上記蛍光画像データとを合成することができる。例えば、反射光が白色光の場合には、肉眼で視認した場合と同じ画像である上記反射光画像データと、正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別が容易な上記蛍光画像データとを合成することにより、正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別をより簡便にすることができる。

20

【0113】

挿入部 5 とライトガイド 13 とが設けられているため、被検体 3 の体腔における正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を行うことができる。

挿入部 5 は、被検体 3 の体腔内に挿入することができる。ライトガイド 13 は、光源装置 7 から出射された光を、挿入部 5 内を通じて挿入部 5 の先端部まで導くとともに、光を被検体 3 に向けて出射させることができる。そのため、被検体 3 の体腔に存在する正常組織 N、良性腫瘍 B T および癌 M T から蛍光を出射させることができ、当該蛍光の蛍光強度に基づいて、被検体 3 の体腔における正常組織 N および良性腫瘍 B T と癌 M T との判別を行うことができる。

【0114】

30

なお、上述の実施形態のように、関心領域閾値 T を正常組織 N に係る階調の最大値と、良性腫瘍 B T に係る階調の最小値との間の所定値としてもよいし、正常組織 N に係る階調の最大値に所定の係数倍の値としてもよいし、正常組織 N に係る階調の最大値と、良性腫瘍 B T に係る階調の最小値との中間値としてもよいし、癌 M T に係る階調の最大値を所定の係数で除した値としてもよく、特に限定するものではない。

【0115】

正常組織 N に係る階調の最大値に所定の係数倍の値を関心領域閾値 T とする場合としては、例えば、正常組織 N に係る階調の最大値 20 の 2 倍の値である 40 を関心領域閾値 T とする例を挙げることができる。

【0116】

40

また、正常組織 N に係る階調の最大値と、良性腫瘍 B T に係る階調の最小値との中間値を関心領域閾値 T とする場合としては、例えば、正常組織 N に係る階調の最大値 20 と、良性腫瘍 B T に係る階調の最小値 50 との中間値 35 を関心領域閾値 T とする例を挙げることができる。

さらに、癌 M T に係る階調の最大値を所定の係数で除した値を関心領域閾値 T とする場合としては、例えば、癌 M T に係る階調の最大値 500 を 20 で除した値である 25 を関心領域閾値 T とする例を挙げることができる。

【0117】

図 13 は、図 7 のプロファイル P1 上の各画素の階調の分布を示す別のグラフである。

図 14 は、図 7 のプロファイル P2 上の各画素の階調の分布を示す別のグラフである。

50

なお、上述の実施形態のように、近傍領域NR1, NR2の代表画素B1, B2を、関心領域CR1, CR2における関心領域閾値と等しい階調を有する画素から所定の画素数だけ離れた画素として決定してもよいし、図13および図14に示すように、関心領域CR1, CR2の代表画素(所定位置)S1, S2からプロファイルP1, P2に沿って所定の画素数だけ離れた画素を代表画素B1', B2'と決定してもよく、特に限定するものではない。この場合には、関心領域CR1, CR2における関心領域閾値と等しい階調を有する画素から代表画素B1', B2'までの領域が近傍領域NR1, NR2となる。

#### 【0118】

このような演算方法においては、近傍領域決定部41は、関心領域CR1, CR2の境界から、関心領域CR1, CR2内の代表画素S1, S2から所定距離だけ離れた代表画素B1', B2'までを近傍領域NR1, NR2と決定するため、関心領域CR1, CR2と隣接した領域を近傍領域NR1, NR2として決定することができる。

10

#### 【0119】

近傍領域決定部41は、関心領域CR1, CR2の境界から、関心領域CR1, CR2内の代表画素S1, S2から所定距離だけ離れた代表画素B1', B2'までの領域を、近傍領域NR1, NR2と決定することができる。つまり、近傍領域決定部41は、関心領域CR1, CR2を覆う領域であって、正常組織Nとの境界を代表画素S1, S2から上記所定距離だけ離れた代表画素B1', B2'とする近傍領域NR1, NR2を決定することができる。そのため、近傍領域決定部41は、常に関心領域CR1, CR2に隣接する領域を近傍領域NR1, NR2と決定することができる。

20

また、近傍領域NR1, NR2における正常組織Nとの境界を、関心領域CR1, CR2の代表画素S1, S2からの距離で決定する方法は、関心領域CR1, CR2との境界からの距離で決定する方法と比較して容易に決定することができる。

#### 【0120】

なお、上述の実施形態のように、関心領域CR1, CR2の代表画素S1, S2を、関心領域CR1, CR2における最大の階調を有する画素として抽出してもよいし、関心領域CR1, CR2における重心位置に対応する画素を代表画素S1, S2としてもよく特に限定するものではない。上述の重心位置は、関心領域CR1, CR2に内接する楕円や円の中心として求めてもよいし、内接する三角形や多角形の重心位置として求めてもよく、特に限定するものではない。

30

#### 【0121】

図15は、図1の近傍領域決定部により設定された別のプロファイルを説明する図である。図16は、図1の近傍領域決定部により設定された更に別のプロファイルを説明する図である。図17は、図15のプロファイルP3上の各画素の階調の分布を示すグラフである。図18は、図16のプロファイルP3'上の各画素の階調の分布を示すグラフである。

なお、上述の実施形態のように、近傍領域決定部41によって設定されたプロファイルP1, P2が、それぞれ他の関心領域CR1, CR2を横切らない場合には問題ないが、図15に示すように、関心領域CR3について設定されたプロファイルP3が、隣接する関心領域CR4を横切るような場合には、図16に示すように、新たなプロファイルP3'が設定されてもよい。

40

#### 【0122】

つまり、プロファイルP3が隣接する関心領域CR4を横切る場合には、プロファイルP3上の各画素の階調は、図17に示す分布となる。この場合に関心領域CR3の境界画素から所定画素数だけ離れた画素を代表画素B3として決定すると、代表画素B3は関心領域CR4内に含まれ不適切となる。そのため、近傍領域決定部41は、隣接する関心領域CR4を横切らない新たなプロファイルP3'を設定する。プロファイルP3'上の各画素の階調は、図18に示す分布となる。この場合には、関心領域CR3の境界画素から所定画素数だけ離れた画素を代表画素B3'として決定する。このように代表画素B3'を設定することで、適切な代表画素B3'を設定することができる。

50

## 【 0 1 2 3 】

## 〔 第 1 の実施形態の第 1 変形例 〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例について図 1 9 から図 2 1 を参照して説明する。

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第 1 の実施形態と同様であるが、第 1 の実施形態とは、観察距離判定部における距離判定方法が異なっている。よって、本変形例においては、図 1 9 から図 2 1 を用いて観察距離判定部における距離判定方法のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図 1 9 は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

10

## 【 0 1 2 4 】

蛍光内視鏡 1 0 1 の画像生成装置 1 0 9 は、図 1 9 に示すように、蛍光画像生成部 3 7 と、関心領域決定部 3 9 と、近傍領域決定部 4 1 と、画像演算部 4 3 と、画像判定部 4 5 と、画像合成部 4 7 と、反射光画像生成部 4 9 と、観察距離判定部 1 5 1 と、を備えている。

## 【 0 1 2 5 】

観察距離判定部 1 5 1 は、反射光画像データに基づいて観察距離を判定するものである。観察距離判定部 1 5 1 には、反射光画像生成部 4 9 から反射光画像データが入力されている。また、観察距離判定部 1 5 1 からは、画像合成部 4 7 に反射光画像データおよび観察距離に係るデータが出力されている。

20

## 【 0 1 2 6 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 1 0 1 における被検体 3 の観察および正常部と病変部との判別について説明する。

なお、ここでは、被検体 3 と挿入部 5 との相対位置関係が第 1 の実施形態で説明した位置関係と同一の位置関係である場合について説明する。

また、蛍光内視鏡 1 0 1 から励起光および照明光を被検体 3 に照射し、戻り光に含まれる蛍光について修正画像データおよび良性腫瘍 B T か癌 M T かの判別結果が画像合成部 4 7 に入力されるまでは、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

## 【 0 1 2 7 】

30

また、戻り光に含まれる反射光について反射光画像データが観察距離判定部 1 5 1 に入力されるまでは、第 1 の実施形態と同様であるのでその説明を省略する。

## 【 0 1 2 8 】

ここで、観察距離判定部 1 5 1 における被検体 3 と挿入部 5 の先端面 2 7 との距離を判定方法について説明する。

図 2 0 は、図 1 9 の観察距離判定部において解析された反射光画像データにおける階調の度数分布の一例を示すグラフである。図 2 1 は、図 1 9 の観察距離判定部において解析された反射光画像データにおける階調の度数分布の別の例を示すグラフである。

観察距離判定部 1 5 1 は、入力された反射光画像データにおいて階調が飽和している画素の数に基づいて、被検体 3 と挿入部 5 の先端面 2 7 との距離を判定する。

40

つまり、観察距離判定部 1 5 1 は、反射光画像データから各階調における画素の数（度数）を抽出し、図 2 0 や図 2 1 に示すような、階調の度数分布を示すグラフを生成する。

## 【 0 1 2 9 】

被検体 3 と先端面 2 7 との距離が 1 mm より離れている場合には、階調の度数分布を示すグラフは図 2 0 に示すグラフのようになる。図 2 0 に示すように、階調の度数分布は、階調の飽和点 S T より低い階調領域に分布している。

この場合には、観察距離判定部 1 5 1 は、被検体 3 と先端面 2 7 との距離が 1 mm より離れていると判別する。

## 【 0 1 3 0 】

一方、被検体 3 と先端面 2 7 との距離が 1 mm 未満の場合には、階調の度数分布を示す

50

グラフは図 2 1 に示すグラフのようになる。図 2 1 に示すように、階調の度数分布は、階調の飽和点 S T を含む階調領域に分布している。

【 0 1 3 1 】

このとき、観察距離判定部 1 5 1 は、階調の飽和点 S T における度数が所定の度数閾値以上の場合には、被検体 3 と先端面 2 7 との距離が 1 m m 未満と判別する。また、階調の飽和点 S T における度数が所定の度数閾値未満の場合には、被検体 3 と先端面 2 7 との距離が 1 m m より離れていると判別する。

【 0 1 3 2 】

観察距離判定部 1 5 1 は、上述の判別結果と、反射光画像データとを画像合成部 4 7 に出力する。

10

なお、画像合成部 4 7 以後の作用などは、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 3 3 】

この方法は F F T を行う方法よりもアルゴリズムが簡便になる。

なお、上述の変形例のように、観察距離判定部 1 5 1 は、反射光画像データに基づいて被検体 3 と先端面 2 7 との距離を判別してもよいし、蛍光画像データに基づいて同様に被検体 3 と先端面 2 7 との距離を判別してもよく、特に限定するものではない。

【 0 1 3 4 】

〔第 1 の実施形態の第 2 変形例〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 2 変形例について図 2 2 から図 2 5 を参照して説明する。

20

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第 1 の実施形態と同様であるが、第 1 の実施形態とは、挿入部および画像生成装置の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図 2 2 から図 2 5 を用いて挿入部および画像生成装置の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図 2 2 は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 1 3 5 】

蛍光内視鏡 2 0 1 は、図 2 2 に示すように、被検体 3 の体腔内に挿入される挿入部 2 0 5 と、光源装置 7 と、画像生成装置 2 0 9 と、モニタ 1 1 とを備えている。

30

挿入部 2 0 5 は、外皮チューブ 1 2 と、ライトガイド 1 3 と、照明用レンズ 1 5 と、撮像用レンズ 1 7 と、ダイクロイックプリズム 1 9 と、励起光カットフィルタ 2 1 と、蛍光撮像部 2 3 と、反射光撮像部 2 5 と、先端突起部 2 2 6 と、を備えている。

【 0 1 3 6 】

先端突起部 2 2 6 は、挿入部 2 0 5 の先端面 2 7 と被検体 3 との最低距離を規制するものである。

先端突起部 2 2 6 は、挿入部 2 0 5 の先端面 2 7 から励起光および照明光の出射方向に延在された部材である。先端突起部 2 2 6 は、略円筒状であって、先端面 2 7 から 1 m m 程度の高さを有する長さ形成されている。また、先端突起部 2 2 6 の内側に照明用レンズ 1 5 が配置されるように先端突起部 2 2 6 の内径が定められている。

40

【 0 1 3 7 】

画像生成装置 2 0 9 は、蛍光画像生成部 3 7 と、関心領域決定部 3 9 と、近傍領域決定部 4 1 と、画像演算部 4 3 と、画像判定部 4 5 と、画像合成部（画像合成手段）2 4 7 と、反射光画像生成部（反射光画像生成手段）2 4 9 と、を備えている。

【 0 1 3 8 】

画像合成部 2 4 7 は、修正画像データ、判定された病変部および反射光画像データを合わせた合成画像データを生成するものである。画像合成部 2 4 7 には、画像演算部 4 3 から修正画像データが入力され、画像判定部 4 5 から病変部に係るデータが入力され、反射光画像生成部 2 4 9 から反射光画像データが入力されている。また、画像合成部 2 4 7 が

50

らは、モニタ 11 に合成画像データが出力されている。

【0139】

反射光画像生成部 249 は、反射光撮像部 25 が取得した反射光に係るデータに基づいて、反射光画像データを生成するものである。反射光画像生成部 249 には、反射光撮像部 25 から反射光に係るデータが入力されている。また、反射光画像生成部 249 からは、反射光画像データが画像合成部 247 に出力されている。

【0140】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 201 における被検体 3 の観察および正常部と病変部との判別について説明する。

図 23 は、本変形例における被検体 3 と挿入部 205 との相対位置関係の一例を示す模式図である。図 24 は、本変形例における被検体 3 と挿入部 205 との相対位置関係の別の例を示す模式図である。

図 23 に示すように、挿入部 205 が被検体 3 の斜め上方から被検体 3 に接近した場合、最初に先端突起部 226 が被検体 3 に接触する。そのため、挿入部 205 の先端面 27 と被検体 3 との最短距離は、少なくとも 1 mm 以上となる。また、図 24 に示すように、挿入部 205 が被検体 3 の上方から被検体 3 に接近した場合、先端突起部 226 が被検体 3 と接触する。そのため、先端面 27 と被検体 3 との距離は少なくとも 1 mm 以上となる。

つまり、先端面 27 と被検体 3 との距離は、常に 1 mm 以上になる。

【0141】

なお、蛍光内視鏡 201 から励起光および照明光を被検体 3 に照射し、戻り光に含まれる蛍光について修正画像データおよび良性腫瘍 B T か癌 M T かの判別結果が画像合成部 247 に入力されるまでは、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

また、戻り光に含まれる反射光については、反射光画像生成部 249 において生成された反射光画像データが画像合成部 247 に入力される点が第 1 の実施形態と異なるのみで、その他は第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【0142】

画像合成部 247 は、蛍光画像データと、画像判定部 45 の判定結果と、反射光画像データとに基づいて、合成画像データを生成する。つまり、画像合成部 247 は、常に蛍光画像データなどに基づいて合成画像データを生成する点が第 1 の実施形態と異なるのみで、その他は第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【0143】

図 25 は、図 22 の先端突起部の別の構成例を示す模式図である。

なお、上述の変形例のように、先端突起部 226 は、挿入部 205 の先端面 27 に設けられていてもよいし、図 25 に示すように、挿入部 205 の外皮チューブ 12 を覆うキャップ状に形成されていてもよく、特に限定するものではない。

この変形例を用いれば、距離判別手段を設ける必要がなくなるので、画像生成装置 209 を簡便化することができる。

【0144】

なお、本実施形態では、関心領域 C R の決定について、想定された観察距離の範囲が 1 mm 以上、2 mm 以下、すなわち、観察距離の上限値が下限値の 2 倍である場合に適用して説明したが、想定される観察距離は、被検体 3 である体腔内の管路の大きさ、または使用する蛍光色素の種類等に応じて変更することが可能である。

【0145】

つまり、観察距離は、体腔内の管路の大きさに応じて、観察距離の上限値と下限値の比を一定にしたまま変更してもよい。例えば、被検体 3 が人間の食道や、胃や、腸である場合には、想定される観察距離を、7.5 mm 以上、15 mm 以下、あるいは、10 mm 以上、20 mm 以下などに設定することができる。

これらの観察距離の下限値は、蛍光撮像部 23 の受光面に被検体 3 の像を結像させるため、挿入部 5 の先端面 27 からベストピント位置（合焦位置）までの距離に対して半分に

10

20

30

40

50

上の距離であることが好ましい。

【 0 1 4 6 】

また、良性腫瘍 B T および病変部である癌 M T から発光する蛍光の輝度は、蛍光色素に応じて異なるので、蛍光色素に応じて観察範囲を変更することが好ましい。ここで、表示される階調は、実際距離の 2 乗に反比例して変化するので、被検体 3 の良性腫瘍 B T や、癌 M T から発せられる蛍光の実際の輝度が、正常組織 N からの蛍光の実際の輝度よりも  $L^2$  倍高くなるような蛍光色素を用いる場合には、関心領域決定部 3 9 は、観察距離の上限値を、下限値の  $L$  倍以下の距離に設定する。

【 0 1 4 7 】

上述の内容を、具体例を挙げて説明する。

良性腫瘍 B T や、癌 M T からの蛍光の実際の輝度が、正常組織 N からの蛍光の実際の輝度よりも 1 0 倍以上高い場合、関心領域決定部 3 9 は、観察距離の上限値が、下限値の 3 倍となるように観察距離を 1 mm 以上、3 mm 以下に設定する。

このように上限値を設定した場合であっても、下記の表のように、良性腫瘍 B T または癌 M T の階調は、正常組織 N の階調と重複していない。したがって、階調が 4 5 から 6 0 までの間に関心領域閾値 T が設けられることにより、被検体 3 と先端面 2 7 との距離が 1 mm から 3 mm の間で変化しても、正常組織 N の領域と、良性腫瘍 B T と病変部である癌 M T とが含まれる領域とが識別される。

この結果、関心領域決定部 3 9 は、使用する蛍光色素が変更された場合であっても、適切な観察距離を設定することにより、病変部の可能性がある領域を確実に関心領域として決定することができる。

【表 2】

		被 検 体 と の 距 離 (mm)		
	実 際 の 輝 度	1	2	3
正 常 組 織	45	45	11	5
良 性 腫 瘍	540	540	135	60
癌	1350	1350	338	150

【 0 1 4 8 】

〔 第 2 の 実 施 形 態 〕

次に、本発明の第 2 の実施形態について図 2 6 から図 3 2 を参照して説明する。

本実施形態の蛍光内視鏡の基本構成は、第 1 の実施形態と同様であるが、第 1 の実施形態とは、関心領域の決定方法が異なっている。よって、本実施形態においては、図 2 6 から図 3 2 を用いて関心領域の決定方法の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図 2 6 は、本実施形態に係る蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 1 4 9 】

蛍光内視鏡 3 0 1 は、図 2 6 に示すように、被検体 3 の体腔内に挿入される挿入部 5 と、光源装置 7 と、画像生成装置 3 0 9 と、モニタ 1 1 とを備えている。

【 0 1 5 0 】

画像生成装置 3 0 9 は、蛍光画像生成部 3 7 と、関心領域決定部（関心領域決定手段、関心領域代表値算出手段）3 3 9 と、近傍領域決定部 4 1 と、画像演算部 4 3 と、画像判



定部 45 と、画像合成部 47 と、反射光画像生成部 49 と、観察距離判定部 51 と、を備えている。

#### 【0151】

関心領域決定部 339 は、蛍光画像データに基づいて関心領域を決定するものである。関心領域決定部 339 には、蛍光画像生成部 37 から蛍光画像データが入力されている。また、関心領域決定部 339 からは、関心領域に係るデータおよび蛍光画像データが近傍領域決定部 41 に出力されている。

#### 【0152】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 301 における被検体 3 の観察および正常部と病変部との判別について説明する。

なお、ここでは、被検体 3 と挿入部 5 との相対位置関係が第 1 の実施形態で説明した位置関係と同一の位置関係である場合について説明する。

また、蛍光内視鏡 301 から励起光および照明光を被検体 3 に照射し、戻り光に含まれる蛍光について蛍光画像データが関心領域決定部 339 に入力されるまでは、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

#### 【0153】

図 27 は、図 26 の関心領域決定部 339 において、蛍光画像データに設定された座標軸を説明する図である。図 28 は、図 27 のプロファイル P11 および P12 における画素の階調変化を示すグラフである。

関心領域決定部 339 は、入力された蛍光画像データにおける画素の階調の空間的な変化率に基づいて、関心領域 CR11, CR12 を決定する。

#### 【0154】

まず、関心領域決定部 339 は、図 27 に示すように、蛍光画像データに対して X 軸および Y 軸を設定する。そして、関心領域決定部 339 は、X 軸と略平行なプロファイルに沿って画素の階調変化を抽出する。図 28 には、所定の Y 軸の値を持つプロファイル P11 および P12 に沿った画素の階調変化が示されている（図 27 参照。）。ここで、プロファイル P11 は関心領域 CR11 を横切るプロファイルであって、プロファイル P12 は関心領域 CR12 を横切るプロファイルである。また、図 28 のグラフは、横軸に図 27 の X 軸における座標を X としてとり、縦軸に画素における階調の値を Z としてとっている。

#### 【0155】

プロファイル P11 は、癌 MT の領域である関心領域 CR11 に係るプロファイルであっても、被検体 3 と挿入部 5 の先端面 27 との距離が離れているため、図 27 に示す画素の階調は、全体的に低い値となる。一方、プロファイル P12 は、良性腫瘍 BT である関心領域 CR12 に係るプロファイルであっても、被検体 3 と先端面 27 との距離が近いいため、図 27 に示す画素の階調は、全体的に高い値となる。

#### 【0156】

図 29 は、蛍光画像データに立ち上がり位置 UP1, UP2 と、立ち下り位置 DP1, DP2 を重ね合わせた図である。

関心領域決定部 339 は、図 28 に示すグラフを取得すると、各プロファイル P11, P12 における画素の階調変化における立ち上がり位置 UP1, UP2 と、立ち下り位置 DP1, DP2 とを抽出する。ここで、立ち上がり位置とは、 $Z/X > 0$ 、かつ、 $|Z/X| > (\text{所定の値})$  の条件を満たす画素 (Pixel) が所定の画素数以上連続する位置である。また、立ち下り位置とは、 $Z/X < 0$ 、かつ、 $|Z/X| < (\text{所定の値})$  の条件を満たす画素 (Pixel) が所定の画素数以上連続する位置である。

#### 【0157】

関心領域決定部 339 により抽出された立ち上がり位置 UP1, UP2 と、立ち下り位置 DP1, DP2 とは、関心領域 CR11, CR12 の境界位置とされ、図 29 に示すように、蛍光画像データに重ね合わされる。

#### 【0158】

関心領域決定部 339 は、蛍光画像データが存在する全ての Y の値を有するプロファイルについて上述の演算を行い、関心領域 C R 1 1 , C R 1 2 の範囲を決定する。

その後、関心領域決定部 339 は、関心領域 C R 1 1 , C R 1 2 における代表画素 S 1 , S 2 を決定する。代表画素 S 1 , S 2 の決定方法、および、その後の画像生成装置 309 における演算方法は、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 5 9 】

上記の構成によれば、関心領域決定部 339 は、蛍光強度に係る階調の空間的な変化率に基づいて関心領域 C R 1 1 , C R 1 2 を決定するため、癌 M T の可能性がある領域を関心領域 C R 1 1 , C R 1 2 と決定することができる。

また、輝度の絶対値ではなくその空間的な変化率が連続して一定量続くか、ということを閾値としているため、局所的なノイズであって輝度の高い画素があっても、そこを関心領域とすることはしない。したがって、より正確に関心領域を抽出することができる。

【 0 1 6 0 】

関心領域決定部 339 は、蛍光画像データにおいて、プロファイル P 1 1 , P 1 2 などに沿った蛍光強度に係る階調の変化率を求めることにより、蛍光強度に係る階調の空間的な変化率をもとめている。蛍光強度に係る階調は正常組織 N と癌 M T との間で異なるため、正常組織 N と癌 M T との境目では、蛍光強度に係る階調の変化率が高くなる。そのため、関心領域決定部 339 は、上記変化率が高くなる場所を求めることにより、蛍光強度に係る階調が高い領域を関心領域 C R 1 1 , C R 1 2 として決定することとしてもよい。

【 0 1 6 1 】

図 3 0 は、微分フィルタをかけた後の蛍光画像データを示す図である。

なお、上述の実施形態のように、関心領域決定部 339 は、プロファイルごとに立ち上がり位置および立ち下り位置を抽出して関心領域 C R 1 1 , C R 1 2 の範囲を決定してもよいし、図 3 0 に示すように、 $| \nabla^2 Z / \nabla X \nabla Y |$  の値を求める微分フィルタを用いて、関心領域 C R 1 1 , C R 1 2 の境界を強調することで関心領域 C R 1 1 , C R 1 2 の範囲を決定してもよく、特に限定するものではない。

【 0 1 6 2 】

図 3 1 および図 3 2 は、図 2 6 の蛍光内視鏡におけるプロファイルの別の設定方法を説明する図である。図 3 1 は、図 3 2 における被検体および挿入部の相対位置関係を説明する模式図である。

なお、上述の実施形態のように関心領域決定部 339 は、所定の方法に設定された X 軸と略平行にプロファイルを設定してもよいし、図 3 2 に示すように、被検体 3 に入射する励起光および照明光における入射面に対して略直交する方向に沿ってプロファイル P 1 1 ' , P 1 2 ' を設定してもよく、特に限定するものではない。ここで、励起光等における入射面とは、図 3 2 において紙面と直交する面であって、挿入部 5 の中心軸線を含む面のことである。

【 0 1 6 3 】

また、入射面は挿入部 5 の傾き方向を含む面でもある。挿入部 5 の傾き方向とは、挿入部 5 の先端が行う首振り運動の方向のことである。この首振り運動において、挿入部 5 の U P 方向とは、図 3 2 においては、下向き三角のマーキング M が配置されている方向であり、図 3 1 においては、矢印の方向のことである。操作者は、図 3 2 のマーキング M の位置と反射光画像とから、挿入部 5 の傾き方向を判断する。そして、挿入部 5 の傾き方向に対して略直交する方向に沿ってプロファイル P 1 1 ' , P 1 2 ' を設定する。

【 0 1 6 4 】

プロファイル P 1 1 ' , P 1 2 ' は、励起光等における入射面に対して略直交する方向に沿って決定されるため、被検体 3 との距離の影響が低減された状態で近傍領域に係る所定距離を決定することができる。

被検体 3 に入射する励起光等が出射する照明用レンズ 1 5 から、被検体 3 の表面までの距離が最も大きく変化するの、入射面に沿う方向である。そのため、近傍領域に係る所定距離を入射面に略直交する方向に沿って決定することにより、関心領域と、それに対応

10

20

30

40

50

する近傍領域の内視鏡端面からの距離を略同一にすることができるため、被検体 3 までの距離の影響を低減させることができる。

【 0 1 6 5 】

〔 第 3 の実施形態 〕

次に、本発明の第 3 の実施形態について図 3 3 から図 3 5 を参照して説明する。

本実施形態の蛍光内視鏡の基本構成は、第 1 の実施形態と同様であるが、第 1 の実施形態とは、関心領域および近傍領域の決定方法が異なっている。よって、本実施形態においては、図 3 3 から図 3 5 を用いて関心領域および近傍領域の決定方法の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図 3 3 は、本実施形態に係る蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 1 6 6 】

蛍光内視鏡 4 0 1 は、図 3 3 に示すように、被検体 3 の体腔内に挿入される挿入部 5 と、光源装置 7 と、画像生成装置 4 0 9 と、モニタ 1 1 とを備えている。

【 0 1 6 7 】

画像生成装置 4 0 9 は、蛍光画像生成部 3 7 と、領域決定部（関心領域決定手段、近傍領域決定手段）4 3 9 と、画像演算部 4 3 と、画像判定部 4 5 と、画像合成部 4 7 と、反射光画像生成部 4 9 と、観察距離判定部 5 1 と、を備えている。

【 0 1 6 8 】

領域決定部 4 3 9 は、蛍光内視鏡 4 0 1 の操作者から入力される指示に基づき、関心領域および近傍領域を決定するものである。領域決定部 4 3 9 には、蛍光画像生成部 3 7 から蛍光画像データが入力されている。また、領域決定部 4 3 9 からは、関心領域および近傍領域に係るデータおよび蛍光画像データが画像演算部 4 3 に出力されている。

【 0 1 6 9 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 4 0 1 における被検体 3 の観察および正常部と病変部との判別について説明する。

なお、ここでは、被検体 3 と挿入部 5 との相対位置関係が第 1 の実施形態で説明した位置関係と同一の位置関係である場合について説明する。

【 0 1 7 0 】

また、蛍光内視鏡 4 0 1 から励起光および照明光を被検体 3 に照射し、戻り光に含まれる蛍光について蛍光画像データが領域決定部 4 3 9 に入力されるまでは、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 7 1 】

図 3 4 は、図 3 3 の領域決定部により関心領域および近傍領域を選択する一例を示す模式図である。

領域決定部 4 3 9 に蛍光画像データが入力されると、蛍光画像データはモニタ 1 1 により蛍光画像として表示される。蛍光内視鏡 4 0 1 の操作者は、表示された蛍光画像上においてマウスポインタなどのポインティングデバイスを用いながら関心領域と近傍領域とを選択する。例えば、操作者は、図 3 4 に示すように、蛍光画像上で関心領域 C R 3 1 と、隣接する近傍領域 N R 3 1 とを選択して、領域決定部 4 3 9 に入力する。

【 0 1 7 2 】

領域決定部 4 3 9 は、入力された関心領域 C R 3 1 および近傍領域 N R 3 1 に係るデータと、蛍光画像データとを画像演算部 4 3 に出力する。以後の画像生成装置 4 0 9 における演算方法は、第 1 の実施形態と同様であるので、説明を省略する。

【 0 1 7 3 】

図 3 5 は、図 3 3 の領域決定部により関心領域および近傍領域を選択する別の例を示す模式図である。

一方、操作者が、図 3 5 に示すように、蛍光画像上で関心領域 C R 3 2 と、隣接する近傍領域 N R 3 2 とを選択して領域決定部 4 3 9 に入力すると、領域決定部 4 3 9 は、入力

10

20

30

40

50

された関心領域 C R 3 2 および近傍領域 N R 3 2 に係るデータと、蛍光画像データとを画像演算部 4 3 に出力する。以後の画像生成装置 4 0 9 における演算方法は、第 1 の実施形態と同様であるので、説明を省略する。

手動で行うことにより、自動判別では困難である極めて複雑な画像が得られたときでも、確実に関心領域と近傍領域を抽出できる。

【 0 1 7 4 】

なお、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば、本発明を、上述の各実施形態を部分的に組み合わせた実施形態に適用することができるものである。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 7 5 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

【図 2】被検体と挿入部との相対位置関係を説明する模式図である。

【図 3】図 1 の蛍光画像生成部により生成される蛍光画像データに係る画像を示す図である。

【図 4】図 1 の関心領域決定部により決定された関心領域を示す図である。

【図 5】図 1 の関心領域決定部における各関心領域の最大階調の抽出を示す図である。

【図 6】表 1 の正常組織、良性腫瘍、癌における表示される階調の範囲を示すグラフである。

【図 7】図 1 の近傍領域決定部におけるプロファイルの設定を説明する図である。

【図 8】図 7 のプロファイル P 1 上の各画素の階調の分布を示すグラフである。

【図 9】図 7 のプロファイル P 2 上の各画素の階調の分布を示すグラフである。

【図 1 0】図 1 の近傍領域決定部により決定された近傍領域と関心領域との位置関係を示す図である。

【図 1 1】図 1 の画像演算部において生成された修正画像データに係る画像を示す図である。

【図 1 2】図 1 の観察距離判定部における F F T 処理結果を示すグラフである。

【図 1 3】図 7 のプロファイル P 1 上の各画素の階調の分布を示す別のグラフである。

【図 1 4】図 7 のプロファイル P 2 上の各画素の階調の分布を示す別のグラフである。

【図 1 5】図 1 の近傍領域決定部により設定された別のプロファイルを説明する図である。

【図 1 6】図 1 の近傍領域決定部により設定された更に別のプロファイルを説明する図である。

【図 1 7】図 1 5 のプロファイル P 3 上の各画素の階調の分布を示すグラフである。

【図 1 8】図 1 6 のプロファイル P 3 ' 上の各画素の階調の分布を示すグラフである。

【図 1 9】本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

【図 2 0】図 1 9 の観察距離判定部において解析された反射光画像データにおける階調の度数分布の一例を示すグラフである。

【図 2 1】図 1 9 の観察距離判定部において解析された反射光画像データにおける階調の度数分布の別の例を示すグラフである。

【図 2 2】本発明の第 1 の実施形態の第 2 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

【図 2 3】本変形例における被検体と挿入部との相対位置関係の一例を示す模式図である。

【図 2 4】本変形例における被検体と挿入部との相対位置関係の別の例を示す模式図である。

【図 2 5】図 2 2 の先端突起部の別の構成例を示す模式図である。

【図 2 6】本発明の第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

10

20

30

40

50

【図 27】図 26 の関心領域決定部において、蛍光画像データに設定された座標軸を説明する図である。

【図 28】図 27 のプロファイルにおける画素の階調変化を示すグラフである。

【図 29】蛍光画像データに立ち上がり位置と、立ち下り位置を重ね合わせた図である。

【図 30】微分フィルタをかけた後の蛍光画像データを示す図である。

【図 31】図 26 の蛍光内視鏡におけるプロファイルの別の設定方法を説明する図である。

【図 32】図 31 における被検体および挿入部の相対位置関係を説明する模式図である。

【図 33】本発明の第 3 の実施形態に係る蛍光内視鏡の構成を説明する概略図である。

【図 34】図 33 の領域決定部により関心領域および近傍領域を選択する一例を示す模式図である。 10

【図 35】図 33 の領域決定部により関心領域および近傍領域を選択する別の例を示す模式図である。

【符号の説明】

【0176】

1, 101, 201, 301 蛍光内視鏡

3 被検体

5, 205 挿入部

7 光源装置（光源）

11 モニタ（画像表示手段） 20

13 ライトガイド（光伝達手段）

23 蛍光撮像部（蛍光撮像手段）

25 反射光撮像部（反射光撮像手段）

37 蛍光画像生成部（蛍光画像生成手段）

39, 339 関心領域決定部（関心領域決定手段、関心領域代表値算出手段）

41 近傍領域決定部（近傍領域決定手段、近傍領域代表値算出手段）

43 画像演算部（画像演算手段）

45 画像判定部（画像判定手段）

47, 247 画像合成部（画像合成手段）

49, 249 反射光画像生成部（反射光画像生成手段） 30

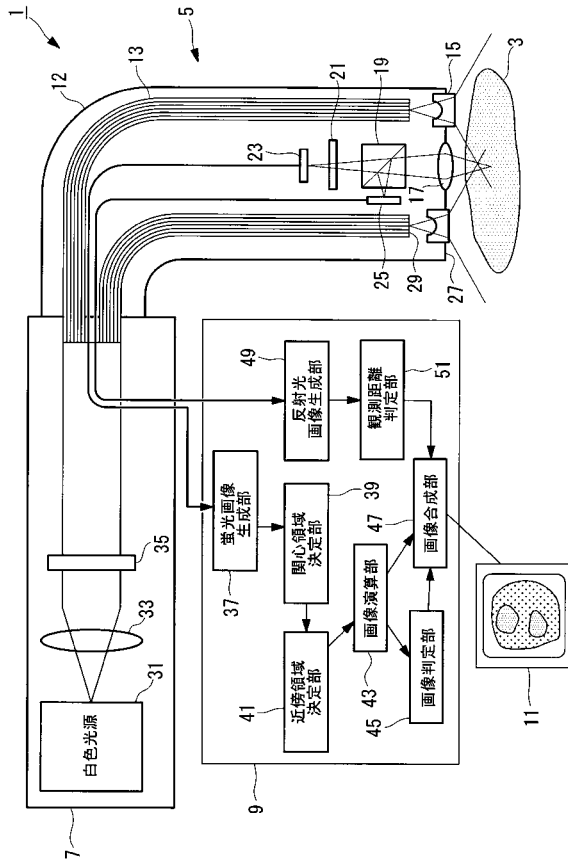
439 領域決定部（関心領域決定手段、近傍領域決定手段）

関心領域 CR1, CR2, CR3, CR4, CR11, CR12, CR31, CR3

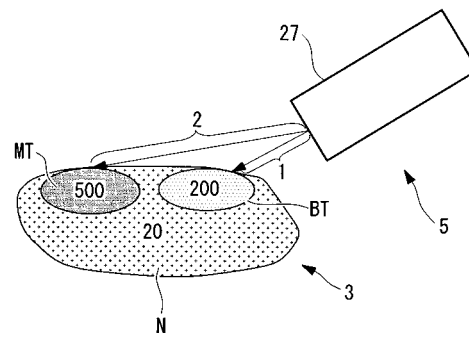
2

近傍領域 NR1, NR2, NR31, NR32

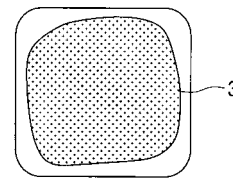
【図 1】



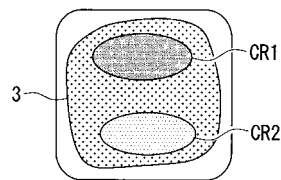
【図 2】



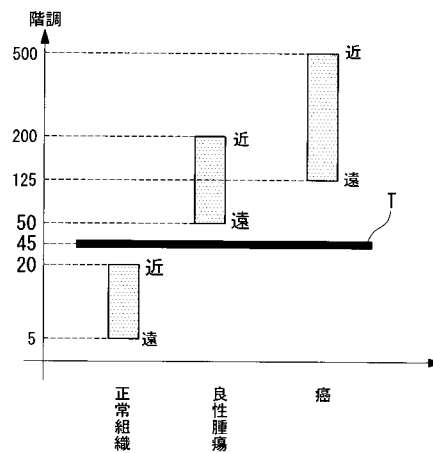
【図 3】



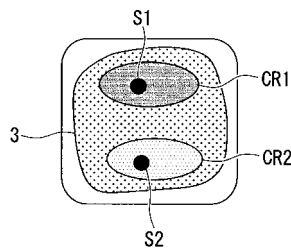
【図 4】



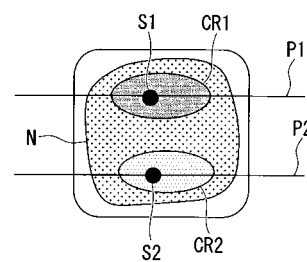
【図 6】



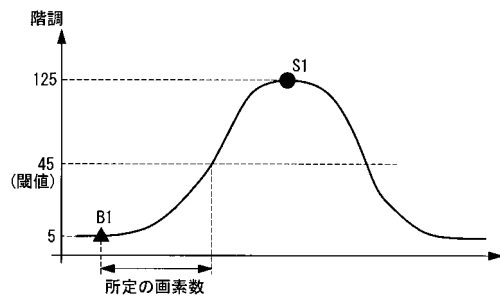
【図 5】



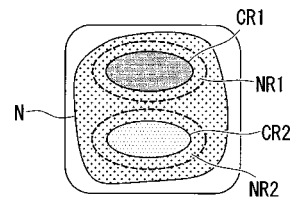
【図 7】



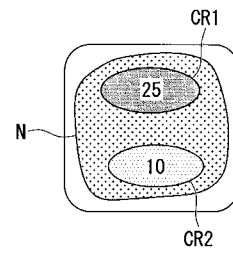
【図 8】



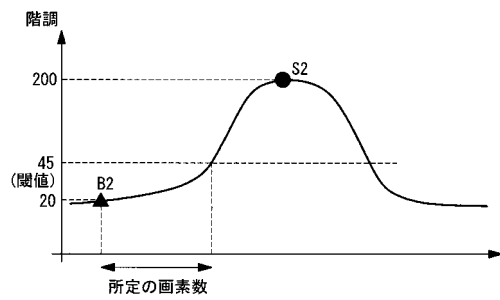
【図 10】



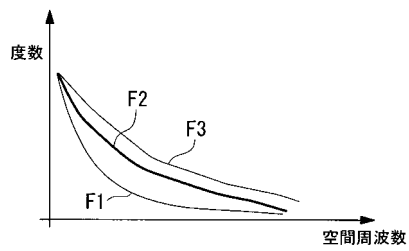
【図 11】



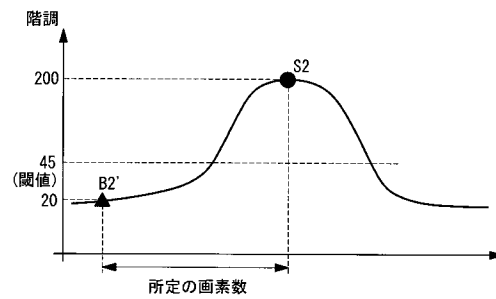
【図 9】



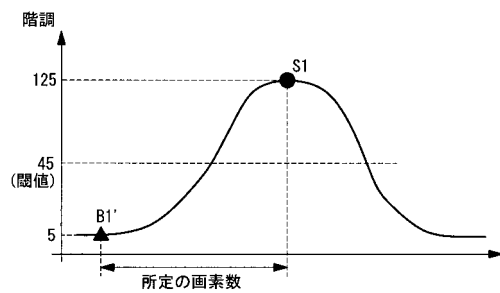
【図 12】



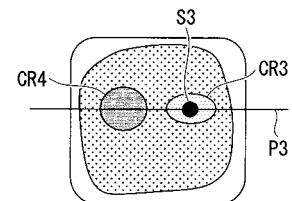
【図 14】



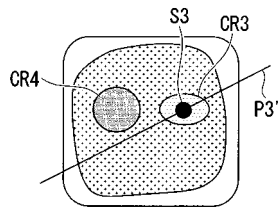
【図 13】



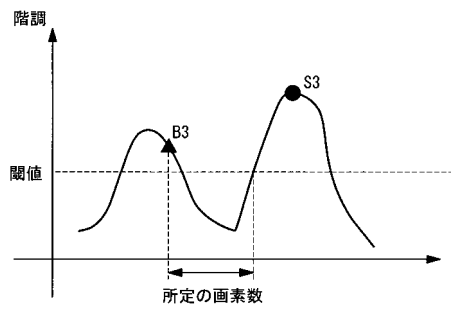
【図 15】



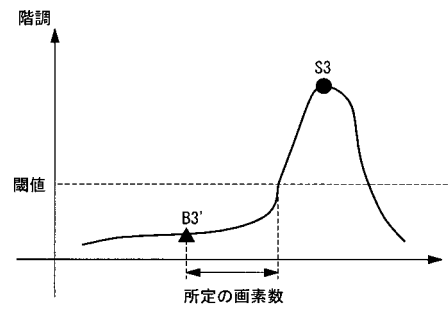
【図 16】



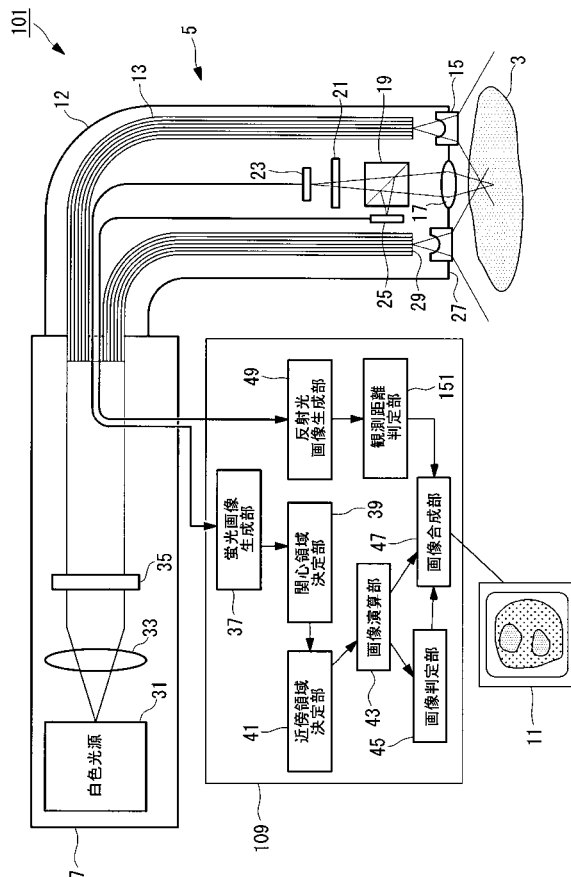
【図 17】



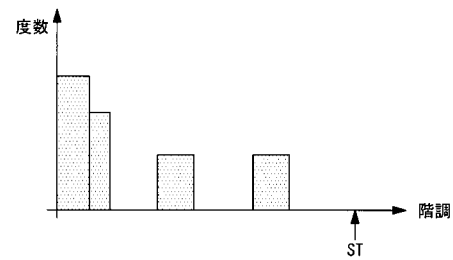
【図 18】



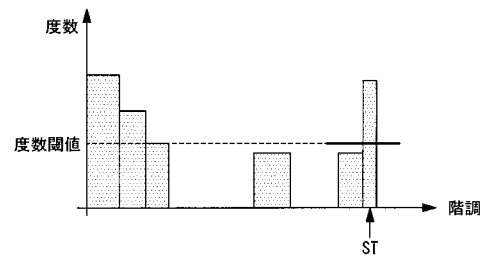
【図 19】



【図 20】

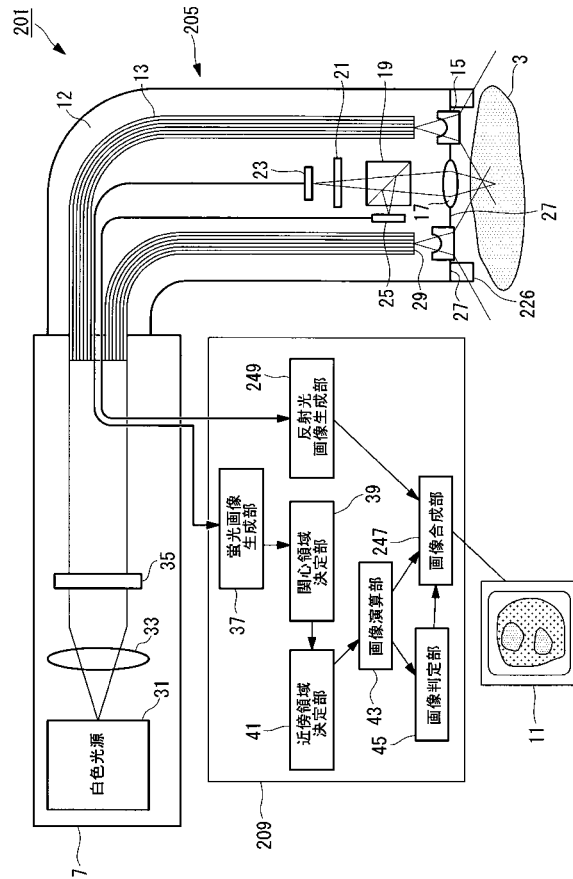


【図 21】

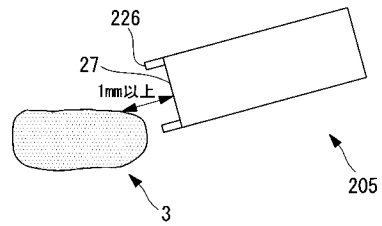




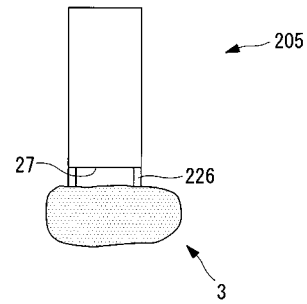
【図 2 2】



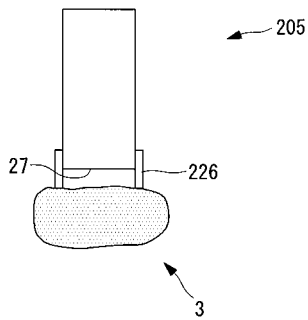
【図 2 3】



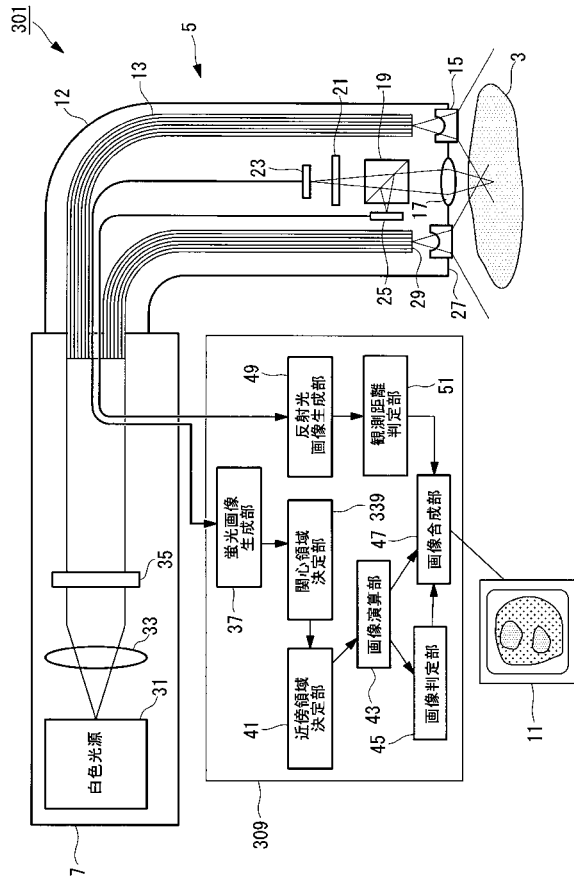
【図 2 4】



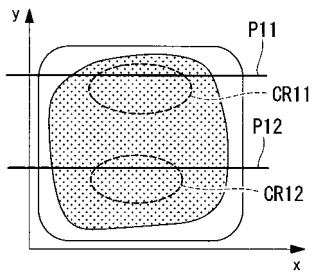
【図 2 5】



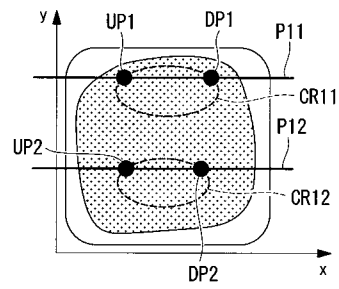
【図 2 6】



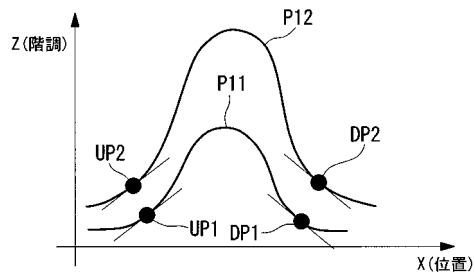
【図 27】



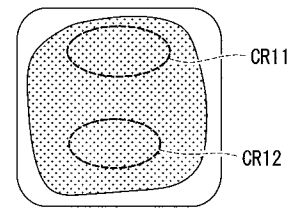
【図 29】



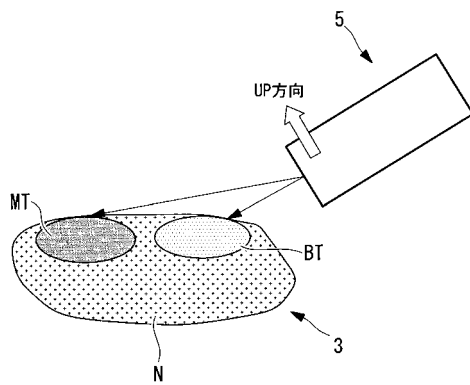
【図 28】



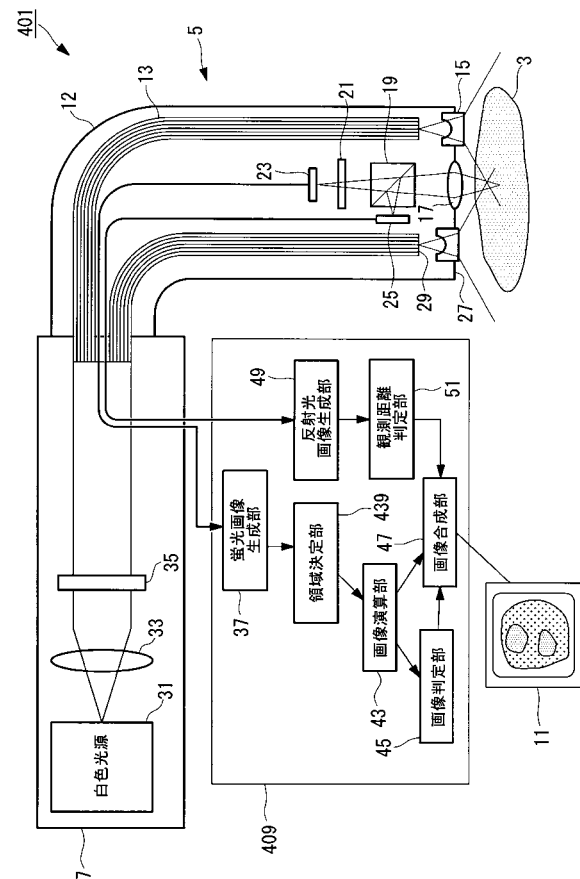
【図 30】



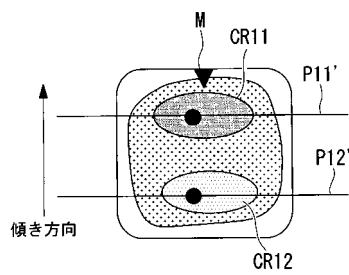
【図 31】



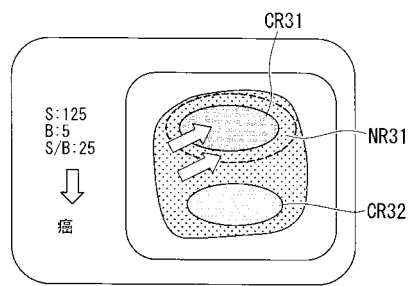
【図 33】



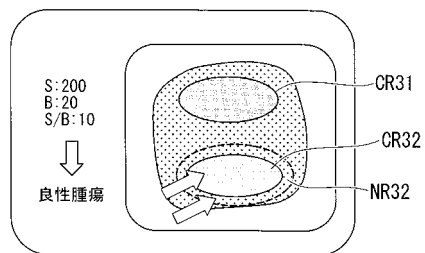
【図 32】



【図 3 4】



【図 3 5】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 1 6 4 4 1 4 ( J P , A )  
特開 2 0 0 6 - 1 9 1 9 8 9 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	荧光内窥镜和操作荧光内窥镜的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5019866B2</a>	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	JP2006347975	申请日	2006-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	石原康成		
发明人	石原 康成		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/07 A61B5/0084 A61B5/7257		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.615 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/SS21 4C061/WW02 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2008154846A5 JP2008154846A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

通过减少被检体的距离的影响，以提供一种能够正常区域和病变之间容易辨别荧光内窥镜和荧光测量方法A。 荧光成像单元，捕获从对象3产生的返回光中包括的荧光;以及数据获取单元，其获取由荧光成像单元获取的荧光数据，，感兴趣区域确定装置39，用于基于荧光图像数据确定与周围区域相比具有更高荧光强度的感兴趣区域，图像计算装置，用于基于与感兴趣区域中的荧光强度相关的灰度和与相邻区域中的荧光强度相关的灰度之间的比率来产生校正图像数据; 43设置在中心附近。 点域1

		被検体との距離 (mm)		
	実際の輝度	1	1.5	2
正常組織	20	20	9	5
良性腫瘍	200	200	89	50
癌	500	500	225	125