

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-24656
(P2004-24656A)

(43) 公開日 平成16年1月29日(2004.1.29)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00
A61B 1/04
G01N 21/64
G02B 23/24
HO4N 7/18

F 1

A 6 1 B 1/00
A 6 1 B 1/04
G O 1 N 21/64
G O 2 B 23/24
H O 4 N 7/18

3 0 0 D
3 7 2
Z
B
K

テーマコード(参考)

2 G 0 4 3
2 H 0 4 0
4 C 0 6 1
5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 22 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号
(22) 出願日

特願2002-187353 (P2002-187353)
平成14年6月27日 (2002. 6. 27)

(71) 出願人 000005201
富士写真フィルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼210番地
(74) 代理人 100073184
弁理士 柳田 征史
(74) 代理人 100090468
弁理士 佐久間 剛
(72) 発明者 辻田 和宏
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士写真フィルム株式会社内
(72) 発明者 中島 幸彦
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士写真フィルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

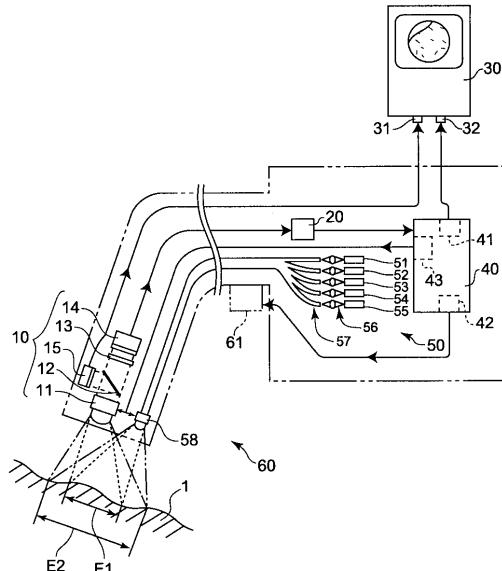
(57) 【要約】

【課題】 萤光内視鏡装置において、螢光画像に基づいて取得された診断情報の見落としを防止する。

【解決手段】 通常光の照射を受けた生体組織1によって反射された通常光、および励起光の照射を受けた上記生体組織1から発生した螢光をそれぞれ受光して通常画像および螢光画像を撮像する撮像手段10と、上記螢光画像に基づいて生体組織1の診断情報を取得する診断情報取得手段20と、上記通常画像を可視画像として表示する表示手段30と、この表示手段30によって通常画像を表示する際に、上記診断情報を、この通常画像に視覚的变化を与えることにより表示する診断支援手段40とを備える。

【選択図】

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

通常光の照射を受けた生体組織によって反射された通常光、および励起光の照射を受けた前記生体組織から発生した蛍光をそれぞれ受光して通常画像および蛍光画像を撮像する撮像手段と、前記蛍光画像に基づいて前記生体組織の診断情報を取得する診断情報取得手段と、前記通常画像を可視画像として表示する表示手段と、該表示手段によって前記通常画像を表示する際に、前記診断情報を、該通常画像に視覚的变化を与えることにより表示する診断支援手段とを備えていることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】

前記診断情報取得手段が、前記診断情報として前記生体組織の病変部の位置を示す情報を取得するものであり、前記診断支援手段が、前記病変部の位置を前記通常画像中にマークを表示することにより示すものであることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。 10

【請求項 3】

前記診断情報取得手段が、前記診断情報として前記生体組織の病変部の位置を示す情報を取得するものであり、前記診断支援手段が、前記病変部の位置を前記通常画像の中央に位置させるように前記通常画像の表示位置を移動するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記診断情報取得手段が、前記診断情報として前記生体組織の病変部の領域を示す情報を取得するものであり、前記診断支援手段が、表示された前記通常画像中に占める前記病変部の割合が一定となるように該通常画像の表示倍率を変化させるものであることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の蛍光内視鏡装置。 20

【請求項 5】

前記撮像手段が、前記蛍光画像が示す生体組織の領域が、前記通常画像が示す前記生体組織の領域を含み、かつ該領域より大きくなるように、前記通常画像および前記蛍光画像を取得するものであることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、蛍光内視鏡装置に関し、詳しくは、励起光の照射により生体組織から発生した蛍光を受光して取得した蛍光画像に基づく診断情報を表示する蛍光内視鏡装置に関するものである。 30

【0002】**【従来の技術】**

従来より、体腔内の生体組織を観察する内視鏡装置が広く知られており、通常の観察に使用される白色光等の通常光によって照明された体腔内の生体組織を撮像して通常画像を得、この通常画像を可視画像としてテレビ画面上に表示する電子式の内視鏡が広く実用化されている。また、体腔内の生体組織を通常光で照明して観察するばかりでなく、励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光を受光して蛍光画像を撮像し、この蛍光画像を上記通常画像と共にテレビ画面上に表示する蛍光内視鏡装置も知られている。 40

【0003】

上記蛍光内視鏡装置には蛍光画像に基づく診断情報を取得する機能を有するものがあり、例えば、波長 410 nm 近傍の励起光の照射により生体組織から発生した 480 nm 近傍の波長領域の蛍光の強度と 430 nm ~ 730 nm に亘る波長領域の蛍光の強度との比率で表される規格化蛍光強度や、上記励起光の照射を受けて生体組織から発生した蛍光の強度と参照光である近赤外光の照射を受けた生体組織によって反射された近赤外光の強度との比率で表される蛍光収率に基づいて生体組織の病変部を示す診断情報を取得し、この診断情報である病変部の領域を上記蛍光画像の表示画面中に赤色等で色分けして表示されることによって生体の組織性状を診断する蛍光内視鏡装置も提案されている。 50

【0004】

なお、この生体の組織性状を診断する蛍光内視鏡装置においては、上記診断情報を含む蛍光画像を、通常画像と共に同一画面上の異なる領域に表示したり、通常画像と切り換えて同一画面上に表示したり、通常画像の表示画面とは異なる他の表示画面に表示し、通常画像を観察する通常観察モードと蛍光画像を観察する蛍光観察モードとを切り換えて観察することにより生体の組織性状の診断が行なわれている。また、この表示モードを切り換えて観察する方式は、精査を行なう場合には高い診断能が得られるが、その反面、診断に要する時間が長いので、短時間で多くの患者のスクリーニングを行なう場合に適した方式とは言えない。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 10

ところで、上記蛍光内視鏡装置による診断では、一般的に通常画像の表示に基づいて観察を行ない、疑わしい組織を発見したときに、表示モードを切り換えて蛍光画像により診断が行なわれる。この通常画像による診断には以下の優位性がある。すなわち、医師の臨床経験に基づいた知見の活用が可能であり、癌病変に限らず各種炎症、各種疾患に対する診断能力を生かすことができるとともに、蛍光画像で確認しにくいタイプの癌に対する診断能力を生かすことができる。

【0006】

一方、蛍光画像による診断には以下の優位性がある。すなわち、広がりが小さい病変部、通常画像では変化が少なく視認しにくい病変部に対する診断能力を生かすことができる。 20

【0007】

一方で、通常画像による診断においては、病変化している範囲が小さい部位、あるいは生体組織の表面には病変化した特徴が現れていないが既に病変化している部位等、蛍光画像に基づく観察では認識できる病変部が通常画像の観察では見落されてしまうことがあるという問題がある。

【0008】

また、蛍光画像による診断においては、通常観察モードで観察領域を特定した後に、蛍光観察モードに切り換えてこの特定された観察領域の診断を行なうので、診断に要する時間が長くなり、また、病変部を見落とす可能性があるという問題がある。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、通常画像による臨床経験豊富な診断を行ないながら蛍光画像の高い診断能力を生かして、効率良く病変部のスクリーニングを行なうことができる蛍光内視鏡装置を提供することを目的とするものである。 30

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明の蛍光内視鏡装置は、通常光の照射を受けた生体組織によって反射された通常光、および励起光の照射を受けた前記生体組織から発生した蛍光をそれぞれ受光して通常画像および蛍光画像を撮像する撮像手段と、前記蛍光画像に基づいて生体組織の診断情報を取得する診断情報取得手段と、前記通常画像を可視画像として表示する表示手段と、この表示手段によって通常画像を表示する際に、診断情報を、この通常画像に視覚的变化を与えることにより表示する診断支援手段とを備えていることを特徴とするものである。 40

【0011】

前記診断情報取得手段を、診断情報として生体組織の病変部の位置を示す情報を取得するものとし、前記診断支援手段を、病変部の位置を通常画像中にマークを表示することにより示すものとすることができます。また、前記診断情報取得手段を、診断情報として生体組織の病変部の位置を示す情報を取得するものとし、前記診断支援手段を、病変部の位置を通常画像の中央に位置させるようにこの通常画像の表示位置を移動するものとすることができます。さらに、前記診断情報取得手段を、診断情報として生体組織の病変部の領域を示す情報を取得するものとし、前記診断支援手段を、表示された通常画像中に占める病変部の割合が一定となるように通常画像の表示倍率を変化させるものとすることができます。 50

【 0 0 1 2 】

前記撮像手段は、蛍光画像が示す生体組織の領域が、通常画像が示す生体組織の領域を含み、かつこの領域より大きくなるように、通常画像および蛍光画像を取得するものとすることができる。

【 0 0 1 3 】

前記視覚的变化は、表示された通常画像に診断情報を認識させる变化を与えるものであればどのような様のものであってもよい。

【 0 0 1 4 】**【発明の効果】**

本発明の蛍光内視鏡装置によれば、表示手段によって通常画像を表示する際に、蛍光画像に基づいて取得した診断情報を、この通常画像に視覚的变化を与えることにより表示するようにしたので、表示された通常画像を観察中であっても、上記蛍光画像に基づいて取得された診断情報が容易に認識され、通常画像を利用した診断において優位性がある各種炎症や各種疾病に対する診断能力と、蛍光画像を利用した診断において優位性がある通常画像では変化が少なく視認しにくい病変部や広がりが小さい病変部に対する診断能力とを共に生かすことができ、通常画像による臨床経験豊富な診断を行ないながら蛍光画像の高い診断能力を生かして、効率良く病変部のスクリーニングを行なうことができる。

10

【 0 0 1 5 】

なお、診断情報取得手段を、診断情報として生体組織の病変部の位置を示す情報を取得するものとし、診断支援手段を、病変部の位置を通常画像中にマークを表示することにより示すものとしたり、または、診断情報取得手段を、診断情報として生体組織の病変部の位置を示す情報を取得するものとし、診断支援手段を、病変部の位置を通常画像の中央に位置させるようにこの通常画像の表示位置を移動するものとしたり、あるいは、診断情報取得手段を、診断情報として生体組織の病変部の領域を示す情報を取得するものとし、診断支援手段を、表示された通常画像中に占める病変部の割合が一定となるようにこの通常画像の表示倍率を変化させるものとすれば、表示された通常画像を観察中であっても蛍光画像に基づいて取得された診断情報がより確実に認識され、より効率良く病変部のスクリーニングを行なうことができる。

20

【 0 0 1 6 】

また、撮像手段を、蛍光画像が示す生体組織の領域が、通常画像が示す上記生体組織の領域を含み、かつ、この領域より大きくなるように、通常画像および蛍光画像を取得するものとすれば、診断情報を通常画像が示す生体組織の範囲より広い範囲から取得することができ、より効率良く病変部のスクリーニングを行なうことができる。

30

【 0 0 1 7 】**【発明の実施の形態】**

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。図1は本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成示す概念図、図2はバンドルファイバの断面を示す断面図、図3は各レーザ光の照射タイミングを示す図、図4は表示された通常画像を示す図、図5は蛍光画像で示される診断情報である生体組織中の病変部の位置と領域を示す図、図6は通常画像中に表示された病変部の輪郭によるマークを示す図、図7は表示された通常画像の中央に病変部を移動した様子を示す図、図8は通常画像の表示倍率を変化させた様子を示す図、図9は蛍光観察領域に含まれ通常観察領域から外れている周縁領域の診断情報を示す図、図10は周縁領域に病変部が存在する場合に通常画像中に表示される診断情報を示す図、図11は診断情報を通常画像に視覚的变化を与えて表示する場合の種々の様子を示す図である。

40

【 0 0 1 8 】

本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置は、通常光の照射を受けた生体組織1によって反射された通常光、および励起光の照射を受けた上記生体組織1から発生した蛍光をそれぞれ受光して通常画像および蛍光画像を撮像する撮像手段10と、蛍光画像に基づいて生体組織1の診断情報を取得する診断情報取得手段20と、通常画像を可視画像とし

50

て表示する表示手段30と、この表示手段30によって通常画像を表示する際に、診断情報を、この通常画像に視覚的变化を与えることにより表示する診断支援手段40とを備えている。

【0019】

診断情報取得手段20は、上記診断情報として生体組織1の病変部の位置を示す情報を取得したり、生体組織1の病変部の領域を示す情報を取得したりするものである。

【0020】

表示手段30は、撮像手段からの通常画像の出力を入力する第1の入力端子31と、診断支援手段40からの通常画像に視覚的变化を与える出力である視覚变化信号を入力する第2の入力端子32とを備えている。

10

【0021】

診断支援手段40は、病変部の領域を通常画像中に輪郭によるマークで示す視覚变化信号を、表示手段30の第2の入力端子32に出力する視覚变化信号出力部41と、病変部の位置を通常画像の中央に位置させるようにこの通常画像の表示位置を移動するアングル信号を後述する先端アングル調節部61に出力するアングル信号出力部42と、表示された通常画像中に占める病変部の割合が一定となるようにこの通常画像の表示倍率を変化させる、後述する照明光ズームレンズ部58および撮像ズームレンズ部11にズーム信号を出力するズーム信号出力部43とを備えている。なお、上記アングル信号は、内視鏡先端部60の曲げ角度を変更させる信号である。

【0022】

撮像手段10は、蛍光および通常光を入射するズーム機能をもった撮像ズームレンズ部11と、蛍光と通常光とをそれぞれ所定の割合で透過および反射させるハーフミラー12と、ハーフミラー12を透過した蛍光に含まれる励起光を遮断する励起光カットフィルタ13と、励起光カットフィルタ13を通して蛍光を受光し蛍光画像を撮像する蛍光撮像部14と、ハーフミラー12で反射された通常光を受光し通常画像を撮像する通常撮像部15とを備えている。この撮像手段10は、蛍光撮像部14の受光領域を通常撮像部15の受光領域より大きくしたことにより、蛍光画像が示す生体組織1の蛍光観察領域E2が、通常画像が示すこの生体組織1の通常観察領域E1を含み、かつこの通常観察領域E1より大きくなるように、通常画像および蛍光画像を取得するものである。

20

【0023】

さらに、上記内視鏡装置は、内視鏡先端部60の曲げ角度を変更する先端アングル調節部61と、通常光および励起光を生体組織1に向けて照射する照射手段50とを備えている。

30

【0024】

この照射手段50は、通常光の光源となる赤色光を射出する赤色レーザ51、緑色光を射出する緑色レーザ52および青色光を射出する青色レーザ53レーザと、励起光を射出する励起光レーザ54と、近赤外光を射出する近赤外光レーザ55と、各レーザから射出されたそれぞれのレーザ光を収束させて後述するバンドルファイバ57に入射させるコリメータレンズ56と、各コリメータレンズ56を通して収束されたレーザ光を内視鏡先端部60に伝播させる多数のファイバを束ねて形成されたバンドルファイバ57と、バンドルファイバ57から出力された各レーザ光の光束の広がり角度を大きくして射出させ、かつこの光束の広がり角度を上記撮像ズームレンズ部11のズーミングに連動して変更可能な照明光ズームレンズ部58とを備えている。

40

【0025】

なお、照明光ズームレンズ部58は、撮像手段10によって生体組織1の通常観察領域E1が通常画像として取得され、通常観察領域E1より広い生体組織1の蛍光観察領域E2が蛍光画像として取得されるように、赤色光、緑色光および青色光を生体組織1の通常観察領域E1に照射し、励起光および近赤外光を通常観察領域E1より広い生体組織1の蛍光観察領域E2に照射する。照明光ズームレンズ部58から上記のように光を照射するには、以下のような手法を適用すればよい。例えば、図2に示すように、バンドルファイバ

50

57の断面Dの中央Cにのみ、赤色光、緑色光および青色光が入射されるファイバを配置し、励起光および近赤外光が入射されるファイバを断面Dの全体に分散させて配置するようになることができる。また、例えば、照明光ズームレンズ部58のレンズ系に、特定の波長領域の光に対して屈折力が大きく変化するレンズを使用し、波長の短い励起光および波長の長い近赤外光の光束を、赤色光、緑色光および青色光の光束より大きな角度に広げて射出せるようにしてもよい。

【0026】

なお、上記撮像手段10の撮像タイミングの制御、照射手段50からの各レーザ光の照射タイミングの制御、および各部への電源の供給等は図示しないコントローラによって行われる。

10

【0027】

次に上記第1の実施の形態における作用について説明する。

【0028】

以下、図3に示す各レーザ光の照射タイミングにしたがって上記蛍光内視鏡装置の動作を説明する。

【0029】

まず始めに。いずれのレーザも点灯されていない非点灯のときに、蛍光撮像部14で撮像された蛍光暗信号画像をこの蛍光撮像部14内に記憶しておくと共に、通常撮像部15で撮像された通常暗信号画像をこの通常撮像部15内に記憶しておく。

【0030】

次に、赤色レーザ51を点灯して、生体組織1の通常観察領域E1に赤色光を照射し、通常撮像部15により、この通常観察領域E1で反射した赤色光を受光し撮像して得られた画像から上記通常暗信号画像を差し引いて赤色画像を取得する。つづいて、緑色レーザ52を点灯して、生体組織1の通常観察領域E1に緑色光を照射し、通常撮像部15により、この通常観察領域E1で反射した緑色光を受光し撮像して得られた画像から上記通常暗信号画像を差し引いて緑色画像を取得する。さらに、青色レーザ53を点灯して、通常撮像部15により、生体組織1の通常観察領域E1に青色光を照射し、この通常観察領域E1で反射した青色光を受光し撮像して得られた画像から上記通常暗信号画像を差し引いて青色画像を取得する。

【0031】

上記のようにして得られた赤色画像と緑色画像と青色画像とが合成された通常画像が通常撮像部15から表示手段30の第1の入力端子31に出力され、図4に示すような通常画像が表示される。この通常画像による観察では病変部の存在は認められない。

30

【0032】

次に、近赤外光レーザ55を点灯して生体組織1の蛍光観察領域E2に近赤外光を照射し、蛍光撮像部14により、この蛍光観察領域E2で反射した近赤外光を受光し撮像して得られた画像から上記蛍光暗信号画像を差し引いて近赤外画像を取得する。つづいて、励起光レーザ54を点灯して生体組織1の蛍光観察領域E2に励起光を照射し、蛍光撮像部14により、この蛍光観察領域E2から発生した蛍光を受光し撮像して得られた画像から上記蛍光暗信号画像を差し引いて蛍光画像を取得する。上記取得された近赤外画像と蛍光画像とは診断情報取得手段20に出力される。

40

【0033】

近赤外画像と蛍光画像とを入力した診断情報取得手段20は、この励起光の照射を受けて生体組織から発生した蛍光に基づいて取得された蛍光画像と参照光である近赤外光の照射を受けた生体組織によって反射された近赤外光に基づいて取得された近赤外画像との強度の比率を演算して求めた蛍光収率に基づいて、図5に示すような生体組織1中の病変部B1を示す診断情報を取得する。すなわち、この診断情報取得手段20で、生体組織1中の病変部B1の位置を示す診断情報と、生体組織1中の病変部B1の領域を示す診断情報とが取得される。これらの診断情報は、診断情報取得手段20から診断支援手段40に出力される。

50

【0034】

上記生体組織1中の病変部B1の位置と領域の情報を取得した診断支援手段40は、病変部の位置と領域の情報を通常画像中に表示する視覚変化信号を視覚変化信号出力部41で作成し、この視覚変化信号を表示手段30の第2の入力端子32に出力する。また、上記病変部の位置を、通常画像の中央に位置させるように内視鏡先端部60の曲げ角度を調節してこの通常画像の表示位置を移動するアングル信号をアングル信号出力部42で作成し、このアングル信号を先端アングル調節部61に出力する。さらに、表示された通常画像中に占める病変部の割合が一定となるようにこの通常画像の表示倍率を変化させるズーム信号をズーム信号出力部43で作成し、このズーム信号を照明光ズームレンズ部58および撮像ズームレンズ部11に出力する。

10

【0035】

視覚変化信号を入力した表示手段30は、図6に示すように病変部B1の位置と領域を示すこの病変部B1の輪郭を通常画像中に表示する。

【0036】

アングル信号を入力した先端アングル調節部61は、図7に示すように、病変部B1の位置を、表示された通常画像の中央に位置させるように内視鏡先端部60の曲げ角度を調節して移動する。

【0037】

ズーム信号を入力した撮像ズームレンズ部11は、レンズをズーム調節して図8に示すように通常画像中に病変部B1の占める割合が一定（例えば10%）となるようにこの通常画像の表示倍率を変化させる。なお、このとき、ズーム信号を入力した照明光ズームレンズ部58も、撮像ズームレンズ部11のズーム調節に応じたズーム調節を行い、レーザ光の光束の広がり角度を変化させる。

20

【0038】

ここで、図9に示すように、蛍光画像で示される蛍光観察領域E2に含まれ、通常画像で示される通常観察領域E1から外れている周縁領域Fに病変部B2、病変部B3が存在する場合には、これらの病変部B2、病変部B3の位置を示す診断情報が、図10に示すように、通常画像に視覚的变化である三角印Y2、Y3が与えられて表示される。

【0039】

上記のように、蛍光画像に基づいて取得した診断情報を、通常画像に視覚的变化を与えることにより表示するようにしたので、通常画像を観察中であっても、上記診断情報を容易に認識することができ、蛍光画像に基づいて取得された上記診断情報の見落としを防止することができる。

30

【0040】

なお、蛍光画像に基づいて複数の病変部が発見された場合には、最も中心に近い病変部、あるいは最も大きい病変部を主要な診断情報として取り扱い、この病変部の診断情報を基に上記視覚的变化を通常画像に与えるようにすることができる。また、複数の病変部の中から注目する病変部を選択し、この病変部を上記主要な診断情報として取り扱うようにしてもよい。さらに、複数の病変部全てを上記輪郭等のマークで表示し、現在注目している病変部を選択してから、この病変部を上記主要な診断情報として取り扱うようにしてもよい。

40

【0041】

なお、上記マークは、図11(a)に示すように病変部Bを三角印Yのみで示したり、図11(b)に示すように病変部Bを丸印P1で囲んだり、図11(c)に示すように病変部の領域を塗りつぶして表示したり、図11(d)に示すように病変部Bの領域を半透明に覆って表示したりすることができる。また、上記マークを点滅させたり、四角形状等の図形で囲んだり、周辺の領域の色と異なる識別しやすい色で表示したりすることもでき、さらに、このマークは、上記各表示態様を組み合わせたものであってもよい。

【0042】

また、上記マークは病変部の位置や領域を示す場合に限らず、その他の診断情報を示すよ

50

うにしてもよい。

【0043】

また、上記通常画像の表示倍率を変化させる方式は、撮像された画素数を減少させて表示することにより画像の表示倍率を変化させるデジタル方式であってもよい。

【0044】

また、上記撮像手段は、蛍光撮像部14と通常撮像部15とを1つの撮像部で兼用するものとしてもよい。

【0045】

以下、本発明による第2の実施の形態の蛍光内視鏡装置について図12、図13および図14を参照して説明する。図12は第2の実施の形態の蛍光内視鏡装置の概略構成を示すブロック図、図13はビデオ信号処理回路の詳細を示す拡大ブロック図、図14は2つの異なる波長透過帯域のフィルタからなる透過フィルタの概略構成を示す図である。

【0046】

本発明の第2の実施の形態による蛍光内視鏡装置は、通常光である通常画像用の白色光Lwおよび励起光である蛍光画像用の励起光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110と、この励起光の照射により生体組織10から発生した自家蛍光を受光して2次元画像データからなる蛍光画像を撮像する蛍光画像用の撮像手段である画像検出ユニット300と、画像検出ユニット300から出力された蛍光画像を表す2次元画像データに基づいて距離補正等の演算を行い演算画像を算出し、演算画像の各画素のデータについて、予め記憶されている基準値と比較して比較結果に応じた信号を診断情報として取得する診断情報取得手段である画像演算ユニット400と、白色光Lwの照明を受けた生体組織によって反射された通常光である白色光を受光し通常画像を撮像する撮像手段である通常画像用撮像素子107と、通常画像を表す2次元画像データをビデオ信号に変換して表示させるとともに、画像演算ユニット400から出力される診断情報を上記通常画像に視覚的变化を与えて表示させる診断支援手段である表示信号処理ユニット500と、各ユニットに接続され、動作タイミングの制御を行う制御用コンピュータ190と、表示信号処理ユニット500によって診断情報に基づく視覚的变化が与えられた通常画像を表示する表示手段であるモニタユニット600と、診断のモード切換えのためのフットスイッチ140とを備えている。

【0047】

通常画像用撮像素子107は患者の検査部位に挿入される内視鏡挿入部100内に配置されており、照明ユニット110、画像検出ユニット300、画像演算ユニット400、表示信号処理ユニット500、および制御用コンピュータ190が画像信号処理部1を構成し、通常画像用撮像素子107と画像信号処理部1との間の情報の伝達は、後述するライトガイド101、CCDケーブル102およびイメージファイバ103等を介して行なわれる。

【0048】

内視鏡挿入部100は、先端まで延びるライトガイド101、CCDケーブル102、イメージファイバ103を内部に備えている。ライトガイド101およびCCDケーブル102の先端部、即ち内視鏡挿入部100の先端部には、照明レンズ104および対物レンズ105を備えている。また、イメージファイバ103は石英ガラスファイバであり、その先端部には集光レンズ106を備え、集光レンズ106によってイメージファイバ103の端面に結像された蛍光像Zrがこのイメージファイバ103を通して伝播される。CCDケーブル102の先端部には、通常画像用撮像素子107が接続され、その通常画像用撮像素子107には、プリズム108が取り付けられている。ライトガイド101は、多成分ガラスファイバである白色光ライトガイド101aおよび石英ガラスファイバである励起光ライトガイド101bがバンドルされ、ケーブル状に一体化されており、白色光ライトガイド101aおよび励起光ライトガイド101bは照明ユニット110に接続されている。CCDケーブル102の一端は、表示信号処理ユニット500に接続され、イメージファイバ103の一端は、画像検出ユニット300に接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

照明ユニット 110 は、白色光 L_w を発する白色光源 111、その白色光源 111 に電気的に接続された白色光源用電源 112、白色光源 111 から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ 113、励起光 L_r を発する GaN 系半導体レーザ 114 およびその GaN 系半導体レーザ 114 に電気的に接続されている半導体レーザ用電源 115、GaN 系半導体レーザ 114 から射出される励起光を集光する励起光用集光レンズ 116 を備えている。

【 0 0 5 0 】

画像検出ユニット 300 には、イメージファイバ 103 が接続され、イメージファイバ 103 により伝搬された蛍光像 Z_j を後述する蛍光用集光レンズ 305 に向けて伝播させる蛍光用レンズ 301、蛍光像 Z_j から励起光近傍付近の波長をカットする励起光カットフィルタ 302、その励起光カットフィルタ 302 を透過した蛍光像 Z_j から所望の波長帯域を切り出す透過フィルタ 303、その透過フィルタ 303 を回転させるフィルタ回転装置 304、その透過フィルタ 303 を透過した蛍光像 Z_j を結像させる蛍光用集光レンズ 305、蛍光用集光レンズ 305 により結像された蛍光像 Z_j を受光して撮像する蛍光画像用高感度撮像素子 306、蛍光画像用高感度素子 306 により撮像された蛍光画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 A/D 変換器 307 を備えている。

【 0 0 5 1 】

上記透過フィルタ 303 は図 14 に示すような、2 種類の光学フィルタ 303a および 303b から構成され、光学フィルタ 303a は 430 nm から 730 nm までの波長の光を透過させるバンドパスフィルタであり、光学フィルタ 303b は 430 nm から 530 nm の光を透過させるバンドパスフィルタである。

【 0 0 5 2 】

画像演算ユニット 400 は、2 種類の光学フィルタ 303a および 303b を通して撮像された蛍光画像をデジタル化した蛍光画像信号データを記憶する画像データメモリ 401、画像データメモリ 401 に記憶された蛍光画像の各画素で表される生体組織の領域が病変組織であるか正常組織であるかを判定するための予め定められた基準値 R_E を記憶している基準値用メモリ 402、画像データメモリ 401 に記憶された 2 つの異なる波長帯域の蛍光画像の各画素毎の画素値の比率を求める演算を行なって各画素毎の値を算出し、この値と基準値用メモリ 402 の基準値 R_E とを比較した結果に応じた演算画像を生成し出力する画像間演算部 403 を備えている。

【 0 0 5 3 】

基準値 R_E は、予め正常であることが明らかな正常組織あるいは病変組織していることが明らかな病変組織を撮像して取得された蛍光画像に基づいて設定される値である。

【 0 0 5 4 】

表示信号処理ユニット 500 は、通常画像用撮像素子 107 で得られた映像信号をデジタル化する A/D 変換器 501、デジタル化された通常画像を保存する通常画像データメモリ 502、通常画像データメモリ 502 から出力された信号をビデオ信号に変換するビデオ信号処理回路 503 を備えている。なお、ビデオ信号処理回路 503 は、通常画像データメモリ 502 から出力された信号をビデオ信号に変換する際に、画像間演算部 403 から出力された診断情報を入力し、この診断情報に基づいて上記通常画像データメモリ 502 から出力される通常画像に視覚的变化を与えるように上記ビデオ信号を作成するものである。

【 0 0 5 5 】

次に以上のように構成された第 2 の実施の形態による蛍光撮像装置の作用について説明する。

【 0 0 5 6 】

まず、内視鏡挿入部 100 は、照明光の照射を受けて撮像された生体組織を表す通常画像を表示させながら、体内の生体組織 10 付近まで挿入される。次に、フットスイッチ 140 を押すことで診断のモードが切り換わり通常光と励起光とが交互に照射され、通常光が

10

20

30

40

50

照射されているときに通常画像が撮像されるとともに、励起光の照射を受けた生体組織10から発生した蛍光の受光により蛍光画像が撮像され、この蛍光画像に基づく診断情報によって視覚的变化が与えられた通常画像がモニタユニット600に表示される。なお、上記通常画像と蛍光画像とを交互に取得する制御等は制御用コンピュータ190によって行なわれる。

【0057】

ここで、蛍光画像に基づく診断情報を取得する際の作用について説明する。

【0058】

制御コンピュータ190からの指令信号に基づき、励起光源電源115が駆動され、GaN系半導体レーザ114から波長410nmの励起光Lrが射出される。励起光Lrは、10励起光用集光レンズ116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104を通して生体組織10へ照射される。

【0059】

励起光Lrの照射により生体組織10から発生した自家蛍光は、集光レンズ106により集光されイメージファイバ103の先端に蛍光像Zjとして入射され、イメージファイバ103を伝播して蛍光用レンズ301を通して励起光カットフィルタ302に入射する。

【0060】

励起光カットフィルタ302を透過した蛍光像Zjは、透過フィルタ303に入射される。なお、励起光カットフィルタ302は、波長420nm未満の光を遮断し波長420nm以上の光を透過するロングパスフィルタである。すなわち、この励起光カットフィルタ302は、励起光の照射により生体組織から発生する蛍光の略全波長領域の光を透過させる。励起光Lrの波長は410nmであるため、生体組織10で反射された励起光はこの励起光カットフィルタ302でカットされ、透過フィルタ303へ入射することはない。

【0061】

また、上記制御コンピュータ190からの指令に基づき、フィルタ回転装置304も駆動され、透過フィルタ303に入射される蛍光像Zjは、光学フィルタ303aを透過した後、蛍光用集光レンズ305により結像され蛍光画像用高感度撮像素子306により蛍光画像が撮像されるとともに、光学フィルタ303bを透過した後、蛍光用集光レンズ305により結像され蛍光画像用高感度撮像素子306により蛍光画像が撮像される、蛍光画像用高感度撮像素子306によって撮像されたそれぞれの蛍光画像を表す信号はA/D変換回路307へ入力されデジタルデータに変換された後、画像データメモリ401に保存される。

【0062】

画像演算部403では、画像データメモリ401に保存されたそれぞれの蛍光画像の各画素値の比率に応じた演算を行って、その演算値と基準値メモリ402に予め保存された基準値REとの比較を行い、各画素について、正常組織であるか病変組織であるかの判定を行い、その判定に基づいて診断情報である演算画像を取得する。基準値メモリ402に保存された基準値REによる正常組織であるか病変組織であるかの判定は、この基準値REを閾値とし、この閾値と上記各画素におけるそれぞれの画素値の比率に応じて算出された演算値との比較により行われる。

【0063】

次に、通常画像を取得する際の作用について説明する。通常画像表示時には、制御コンピュータ190からの指令信号に基づいて白色光源電源112が駆動され、白色光源111から白色光Lwが射出される。白色光Lwは、白色光用集光レンズ113を経て白色光ライトガイド101aに入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、照明レンズ104から生体組織10へ照射される。白色光Lwの反射光は対物レンズ105によって集光され、プリズム108で反射して、通常画像用撮像素子107に結像される。通常画像用撮像素子107で受光され撮像された通常画像はA/D変換器501へ入力され、デジタル化された後、通常画像データメモリ502に保存される。その通常画像データ

10

20

30

40

50

メモリ 502 により保存された通常画像は、ビデオ信号処理回路 503 によってビデオ信号に変換されモニタユニット 600 に入力され、モニタユニット 600 に可視画像として表示される。

【0064】

ここで、ビデオ信号処理回路 503 は、通常画像信号をビデオ信号に変換する際に、画像間演算部 403 から出力された演算画像によって表される診断情報に基づいて、可視画像として表示される通常画像に視覚的变化を与える。上記視覚的变化は、第 1 の実施の形態と概略同様であり、例えば、病変組織の領域の表示色を変えることにより、この病変組織を瞬時に認識可能とすることができる。すなわち、診断者は通常画像による臨床経験豊富な診断を行ないながら蛍光画像の高い診断能力を生かして、効率良く病変部のスクリーニングを行なうことができる。上記一連の動作は、制御コンピュータ 190 によって制御される。

【0065】

ここで、上記画像間演算部 403 から出力された演算画像によって表される診断情報に基づいて、可視画像として表示される通常画像に視覚的变化を与えるビデオ信号処理回路 503 について詳しく説明する。

【0066】

図 13 に示すように、ビデオ信号処理回路 503 は、以下に説明する視覚变化信号生成部 150 と、画像合成部 151 と、ズーム処理部 152 と、ビデオ信号生成部 153 とを備えている。

【0067】

視覚变化信号生成部 150 は、画像間演算部 403 から入力された演算画像に基づいて生成された、病変部を表示色を変えた輪郭によるマークで示す輪郭マーク信号を出力する視覚变化信号出力部 141 と、画像間演算部 403 から入力された演算画像に基づいて生成された、上記病変部の位置を通常画像の中央に位置させるようにこの通常画像の表示位置を移動させるアングル信号を制御コンピュータ 190 を通して後述する先端アングル調節部 161 に出力するアングル信号出力部 142 と、画像間演算部 403 から入力された演算画像に基づいて生成された、表示される通常画像中に占める病変部の割合が一定となるようにこの通常画像の表示倍率を変化させるズーム信号を出力するズーム信号出力部 143 とを有している。

【0068】

画像合成部 151 は、通常画像データメモリ 502 から出力された通常画像を表す信号と視覚变化信号生成部 150 の視覚变化信号出力部 141 から出力された上記輪郭マーク信号を入力し、この輪郭マーク信号に基づいて病変部を表示色を変えた輪郭によるマークで示す画像合成を行なう。

【0069】

先端アングル調節部 161 は、視覚变化信号生成部 150 のアングル信号出力部 142 から出力され制御コンピュータ 190 を通して入力された上記アングル信号に基づいて、病変部の位置を、表示された通常画像の中央に位置させるようにスコープ部 100 の先端の曲げ角度を調節する。

【0070】

ズームシフト処理部 152 は、上記画像合成部 151 から出力された、画像合成が行なわれた通常画像を表す信号と、視覚变化信号生成部 150 のズーム信号出力部 143 から出力されたズーム信号を入力し、上記画像合成が行なわれた通常画像に対して、この通常画像中に占める病変部の割合が一定（例えば 20%）となるようにこの通常画像の表示倍率をデジタル的に（いわゆるデジタルズームの手法を用いて）変更する。また、このズームシフト処理部 152 は、通常画像の表示倍率をデジタル的に変更するとともに、通常画像中に表示される病変部の位置を通常画像の中央に位置させるようにシフトさせることもできる。

【0071】

10

20

30

40

50

ビデオ信号生成部 153 は、ズーム処理部 152 から出力された、視覚的变化が与えられた通常画像をビデオ信号に変換して出力する。

【0072】

上記のように、ビデオ信号処理回路 503 は、通常画像データメモリ 502 から入力した通常画像を表す信号に対して、病変部を輪郭によるマークで示す画像合成を施したり、アングル信号を出力して病変部の位置を通常画像の中央に位置させるようにしたり、通常画像中に病変部の占める割合が一定となるようにこの通常画像の表示倍率をデジタル的に変更するとともに通常画像中に表示される病変部の位置を通常画像の中央に位置させるようにシフトさせたりして取得した、視覚的变化が与えられた通常画像をビデオ信号に変換して出力する。そして、このビデオ信号はモニタユニット 600 に入力され可視画像として表示される。

【0073】

なお、上記ビデオ信号処理回路 503 による画像合成、アングル信号の出力、表示倍率の変更は、全て同時に実行される必要はなく、これらの 3 つの機能の中から 1 つの機能のみを選択して実行させたり、これらの 3 つの機能の中の 2 つの機能を組み合わせて実行させたりするようにしてもよい。

【0074】

以下、本発明による第 3 の実施の形態の蛍光内視鏡装置について図 15 から 21 を参照して説明する。図 15 は第 3 の実施の形態の蛍光内視鏡装置の概略構成を示すブロック図、図 16 は CCD 撮像素子に配置されるモザイクフィルタの概略構成を示す図、図 17 は赤色光、緑色光、青色光をそれぞれ透過する 3 種類のフィルタの組合せからなる切換フィルタの概略構成を示す図、図 18 は生体組織に付与されたマークを示す図、図 19 から図 22 は通常画像または蛍光診断画像によって示される病変部位およびマーク領域を示す図である。

【0075】

第 3 の実施の形態の蛍光内視鏡装置は、生体組織に、照明光 (Lr, Lg, Lb) を順次照射して、生体組織で反射された反射光を蛍光内視鏡先端に取り付けられた CCD 撮像素子で撮像し、生体組織の画像をカラー画像としてモニタ上に表示する通常画像表示機能と、生体組織に励起光を照射して、生体組織から発せられた蛍光を、上記内視鏡先端に取り付けられた CCD 撮像素子で 2 つの所定波長帯域において撮像した 2 つの蛍光画像を得、さらに、これらの蛍光画像同士を演算して上記それぞれの所定波長帯域における蛍光画像の信号強度の比率に応じた蛍光診断画像を診断情報として取得し、この診断情報を通常画像に重ねてモニタ上に表示して診断のスクリーニングを行なう診断支援機能を有するものである。上記蛍光診断情報を表示する場合には、蛍光診断画像によって示される診断情報のみを、この蛍光診断画像を取得した後に取得される現在観察中の通常画像に重ねて表示する。画像を重ねる際には、通常画像によって表示される生体組織の領域と蛍光診断画像によって表示される生体組織の領域とが略一致するように、蛍光診断画像に形状補正処理および回転補正処理を施した上でこの蛍光診断画像を通常画像上に重ねてモニタ上に表示するものである。なお通常画像と蛍光診断画像をモニタ上に表示する際には、蛍光診断画像を半透明化して通常画像に重畳した重畳診断画像を表示する重畳モードあるいは蛍光診断画像によって示される病変部位の輪郭を通常画像に重畳した輪郭重畳診断画像を表示する輪郭重畳モードが選択可能である。なお、診断情報に病変部位を示す情報が含まれていない場合には、通常画像に蛍光診断画像は重ねて表示されない。

【0076】

上記第 3 の実施の形態の蛍光内視鏡装置は、先端に CCD 撮像素子 205 を備え患者の病巣と疑われる部位に挿入されるスコープ部 200、通常像を撮像するときに生体組織に照射する照明光を発する光源と、蛍光像を撮像するときに生体組織に照射する励起光を発する光源を備える照明ユニット 210、CCD 撮像素子の動作を制御する CCD ドライバ 220、撮像された通常画像をカラー画像として取得するための画像処理を行う通常画像処理ユニット 130、蛍光像を撮像して得た 2 つの所定波長帯域における蛍光画像の信号強

10

20

30

40

50

度の比率に応じた診断情報を蛍光診断画像として取得する診断情報取得ユニット230、各部の動作タイミングの制御、診断のスクリーニングを行う際の蛍光診断画像の補正処理、および表示制御等を行い、通常画像を表示する際に、蛍光診断画像として取得された診断情報をこの通常画像に視覚的变化を与えることにより表示する診断支援手段240、上記視覚的变化が与えられた通常画像を可視画像として表示するモニタ150、上記モードを切換える信号等を入力する入力部260とから構成されている。

【0077】

スコープ部200は、先端まで延びるライトガイド201およびCCDケーブル202を内部に備えている。ライトガイド201およびCCDケーブル202の先端部、即ちスコープ部200の先端部には、照明レンズ206および対物レンズ207を備えている。ライトガイド201は、照明光用のライトガイド201a、励起光用のライトガイド201bがバンドルされ、ケーブル状に一体化されており、各ライトガイドは、照明ユニット210へ接続されている。CCDケーブル202の先端部には、モザイク状に組み合わされた微少な帯域フィルタからなるモザイクフィルタ204がオンチップされているCCD撮像素子205が接続され、このCCD撮像素子205には、プリズム208が取り付けられている。

【0078】

モザイクフィルタ204は、図16に示すように、430nm～530nmの波長帯域の光を透過させる狭帯域フィルタ204aと、430nm～700nmの波長帯域の光を透過させる広帯域フィルタ204bが交互に組み合わされ、各帯域フィルタはCCD撮像素子205の画素に一対一で対応している。なお、通常画像を取得する際には、上記広帯域フィルタ204bを透過して撮像された画像のみが使用される。

【0079】

CCDケーブル202、CCD撮像素子205の駆動信号を伝送する駆動ライン203aと、CCD撮像素子205から信号電荷を読み出す出力ライン203bおよび203cとが組み合わされ、駆動ライン203aはCCDドライバ220に接続され、出力ライン203bは診断情報取得ユニット230に接続され、出力ライン203cは通常画像処理ユニット130に接続されている。

【0080】

照明ユニット210は、白色光を射出するキセノンランプからなる白色光源221、該白色光源221に電気的に接続されている光源用電源222、白色光源から射出される白色光を集光する集光レンズ223、白色光を、赤色光であるR光、緑色光であるG光および青色光であるB光に順次色分解するための切換フィルタ224、および切換フィルタ224を回転させるフィルタ回転部225を備え、上記切換フィルタ224は、図17に示すように、R光を透過するRフィルタ224a、G光を透過するGフィルタ224b、B光を透過するBフィルタ224cおよび遮光機能を有するマスク部224dとから構成されている。さらに、この照明ユニット210は、蛍光像を撮像するときに励起光L_eを発するGaN系半導体レーザ211と、このGaN系半導体レーザ211に電気的に接続されている励起光源用電源212と、集光レンズ213とを備えている。

【0081】

CCDドライバ220は、CCD撮像素子205の動作タイミングを制御する動作制御信号を出力するものである。

【0082】

診断情報取得ユニット230は、CCD撮像素子205で撮像された信号のプロセス処理を行う信号処理回路231、この信号処理回路231で得られた画像信号をデジタル化するA/D変換回路232、デジタル化された画像信号を、モザイクフィルタ201の狭帯域フィルタ204aと広帯域フィルタ204bとにそれぞれ対応する画像信号として区分して記憶する画像メモリ233、この画像メモリ233に記憶された狭帯域フィルタ204aを透過した狭波長帯域の画像信号（以後狭帯域画像信号と記載）と広帯域フィルタ204bを透過した広波長帯域の画像信号（以後広帯域画像信号と記載）から蛍光診断画像

10

20

30

40

50

を作成する蛍光診断画像生成回路 234 を備えている。なお、蛍光診断画像は単なる蛍光の強度分布を表す画像や蛍光のスペクトル強度分布の違いを表す画像とは異なり、特定の診断情報を表す画像を意味するものである。

【0083】

通常画像処理ユニット 130 は、CCD 撮像素子 205 で撮像された信号のプロセス処理を行う信号処理回路 131、信号処理回路 131 で得られた画像信号をデジタル化する A/D 変換回路 132、デジタル化された画像信号を各色毎に保存する通常画像メモリ 133 を備えている。ここで、通常画像を表す画像信号は、モザイクフィルタ 201 の広帯域フィルタ 204b を透過した信号のみが採用される。

【0084】

なお、診断支援手段 240 は、各部に接続され、各部動作タイミングを制御して診断のスクリーニングを行う際に蛍光診断画像に補正処理を施す補正部 241、および診断のスクリーニングにおける表示動作を制御する表示制御部 242 を備えている。診断支援手段 240 の補正部 241 は、診断情報取得ユニット 230 から入力した蛍光診断画像を記憶する記憶部 243、形状補正処理を蛍光診断画像に施す形状補正部 244 および回転補正処理を蛍光診断画像に施す方位補正部 245 とを有し蛍光診断画像に基づいて補正蛍光診断画像を作成する。また表示制御部 242 は、上記補正部 241 で作成された補正蛍光診断画像と通常画像処理ユニット 130 から入力した通常画像とに基づいて重畠診断画像を生成する重畠診断画像生成部 247、および上記補正蛍光診断画像と通常画像とに基づいて輪郭重畠診断画像を生成する輪郭重畠診断画像生成部 248 とを有している。

10

20

30

40

50

【0085】

なお、この診断支援手段 240 から出力された上記重畠診断画像および輪郭重畠診断画像はビデオ信号処理回路 135 によってビデオ信号に変換して出力される。

【0086】

以下、上記第 3 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用について説明する。

【0087】

画像の取得に先立ち、観察者はスコープ部 200 を、被験者の体腔内に挿入し、スコープ部 200 先端を生体組織 10 の近傍に誘導する。なお、本実施例においては、図 18 に示すように、生体組織 10 内の病変部位 11 近傍に第 1 マーク 12 および第 2 マーク 13 が付与されている。この第 1 マーク 12 および第 2 マーク 13 は、事前の内視鏡検査時にあらかじめ病変部位 11 近傍に付与されたもので、生体に無害な白色の色素が混入された生体接着剤を用いて付与されたものであり、第 1 マーク 12 は 2 点のドットで形成され、第 2 マーク 13 は 1 点のドットで形成されている。

【0088】

励起光 L_e の照射と、蛍光像 Z_j の撮像と、蛍光診断画像の取得に関し以下詳細な説明を行う。

【0089】

診断者が入力部 260 を介して蛍光診断画像の取得を指示すると、診断支援手段 240 からの信号に基づき、励起光源用電源 212 が駆動され、GaN 系半導体レーザ 211 から波長 410 nm の励起光 L_e が射出される。励起光 L_e は、レンズ 213 を透過し、ライトガイド 201 に入射され、スコープ部先端まで導光された後、照明レンズ 206 から生体組織 10 に向けて照射される。

【0090】

励起光 L_e を照射されることにより生体組織 10 から発生した蛍光は、集光レンズ 207 により集光され、プリズム 208 で反射してモザイクフィルタ 204 を通して CCD 撮像素子 205 上に蛍光像 Z_j として結像される。

【0091】

CCD 撮像素子 205 では、蛍光像 Z_j が受光され光電変換されて、光の強弱に応じた電気信号が診断情報取得ユニット 230 へ出力される。

【0092】

CCD 撮像素子 205 から出力された信号は、診断情報取得ユニット 230 の信号処理回路 231 で、プロセス処理を施され画像信号として出力され、A/D 変換回路 232 でデジタル信号に変換されて、狭帯域画像信号と広帯域画像信号とに分けて、画像メモリ 233 の記憶領域へ記憶される。蛍光診断画像生成回路 234 では、隣接する画素毎に狭帯域の画像信号と広帯域の画像信号の信号の強度比を算出して蛍光診断画像を取得する。

【0093】

診断者は、この蛍光診断画像を取得する際に、第 1 マーク 12 と第 2 マーク 13 とが、取得される蛍光診断画像のほぼ中央に適切な大きさとなるように、通常画像を観察しながらスコープ部 200 の先端の位置を調整する。図 19 に示すような所望の位置に第 1 マーク 12 と第 2 マーク 13 とが表示されている時に、診断者は入力部 260 を操作して、蛍光診断画像を記憶させる指示を入力する。診断支援手段 240 は、この指示が入力された時に取得された蛍光診断画像を蛍光診断画像生成回路 234 から記憶部 243 に転送して記憶させる。この際この蛍光診断画像を特定できる付加情報、例えば被験者名、撮像部位名あるいは撮像日時等をこの蛍光診断画像と共に記憶させる。

【0094】

次に、通常画像の観察について説明する。なお、以下に説明する通常画像の観察は上記蛍光診断画像が記憶部に記憶された後に行なわれるものであり、この通常画像の観察は、上記蛍光診断画像が取得された直後に行なわれる場合もあれば、上記蛍光診断画像が取得されてから数週間経過してから行なわれる場合もある。

【0095】

まず、通常画像の赤色成分を表す R 画像を取得する際の動作を説明する。入力部 260 を介した診断者の指示に基づく診断支援手段 240 からの信号により、光源用電源 222 が駆動され、白色光源 221 から白色光が射出される。白色光は、集光レンズ 223 により集光され、切換フィルタ 224 を透過する。切換フィルタ 224 では、診断支援手段 240 からの信号に基づいて、R フィルタ 224a が光路上に配置されるように回転の同期がとられている。このため、白色光は、切換フィルタ 224 を透過すると R 光 Lr となる。R 光 Lr は、ライトガイド 101 に入射され、スコープ部 200 の先端まで導光された後、照明レンズ 206 から生体組織 10 へ照射される。

【0096】

生体組織 10 で反射された R 光 (Lr) の反射光は、集光レンズ 207 により集光され、プリズム 208 で反射して、CCD 撮像素子 205 上に R 光反射像 Zr として結像される。

【0097】

CCD 撮像素子 204 では、モザイクフィルタの広帯域フィルタ 204a を通して、R 光反射像 Zr が受光され、光電変換により光の強弱に応じた電気信号に変換されて出力される。CCD 撮像素子 205 より出力された R 画像の出力信号は、通常画像処理ユニット 130 の信号処理回路 131 で、プロセス処理が施され通常画像の赤色成分を表す R 画像として出力され、A/D 変換回路 132 でデジタル信号に変換されて、通常画像メモリ 133 の R 画像の記憶領域へ記憶される。

【0098】

以後、G 光を透過する G フィルタ 224b および B 光を透過する B フィルタ 224c が順次光路上に配置され、上記と同様な動作により通常画像の緑色成分を表す G 画像および通常画像の青色成分を表す B 画像が取得され、それぞれ、通常画像メモリ 133 の G 画像の記憶領域および B 画像の記憶領域へ記憶される。

【0099】

3 色の画像（通常画像）が通常画像メモリ 133 に記憶されると、表示タイミングに合わせて通常画像処理ユニット 130 から出力され、ビデオ信号処理回路 135 でビデオ信号に変換されて、モニタ 150 にカラー画像として表示される。

【0100】

第 1 マーク 12 および第 2 マーク 13 が付与されている生体組織 10 の病変部位 16 の通

10

20

30

40

50

常画像である上記カラー画像が表示されると、診断者は第1マーク12および第2マーク13がこのカラー画像のほぼ中央に表示されるように、スコープ部100の先端の位置を調整する。図20に示すような所望のカラー画像（以下通常画像15と記載）が表示されている時に、診断者は入力部260を通して診断のスクリーニングの指示を行なうと、補正部241は、上述の通常画像15の附加情報（被験者名、撮像部位名あるいは撮像日時等）を参照して既に取得されている上記通常画像15に対応する蛍光診断画像14を記憶部243から読み出す。

【0101】

なお、投薬の効果により病変部位11は病変部位16まで縮小しているが、図21の（a）に示すように通常画像15の倍率の方が蛍光診断画像14の倍率よりも大きいため、蛍光診断画像14を通常画像15上に重ねて観察しても、病変部位の縮小を簡単に認識することは困難となる。そのため、診断者が診断のスクリーニングの指示を入力する際には、同時に表示モードを指定する。すなわち、蛍光診断画像を半透明化して通常画像に重畠して表示させる重畠診断画像を作成する重畠モード、あるいは蛍光診断画像の病変部位の輪郭を通常画像に重畠して表示させる輪郭重畠診断画像を作成する輪郭重畠モードを選択する。

【0102】

診断支援手段240の補正部241では、上記の指示が入力されると、蛍光診断画像を入力し、最初に倍率補正部244において倍率補正処理が行われる。まず通常画像の第1マークが撮像された第1マーク領域と第2マークが撮像された第2マーク領域とを識別し、第1マーク領域と第2マーク領域との距離（以下マーク間距離と記載）を算出する。上記と同様に蛍光診断画像においてもマーク間距離を算出する。その後通常画像において算出されたマーク間距離と、蛍光診断画像において算出されたマーク間距離とが略等しくなるように蛍光診断画像の倍率を変更して記憶部243に補正蛍光診断画像として記憶される。この時点での補正蛍光診断画像および通常画像を表示させれば、図21の（b）に示すような画像となる。

【0103】

次に、方位補正部245において回転補正処理が行われる。通常画像における上記第1マーク領域に対する第2マーク領域の方位（以下マーク間方位と記載）と、補正蛍光診断画像における上記第1マーク領域に対する第2マーク領域の方位を算出し、その後通常画像のマーク間方位と、補正蛍光診断画像のマーク間方位とが略等しくなるように補正蛍光診断画像を回転させて記憶部243に再び記憶させる（図21（c）参照）。なお、第1マーク領域に対する第2マーク領域の方位とは、第1マーク領域と第2マーク領域とがモニタ上に表示されるときの、第1マーク領域に対する第2マーク領域の方位を意味している。

【0104】

次に、通常画像上に上記補正蛍光診断画像を重ねて表示させる。表示モードとして重畠モードが選択された場合には、重畠診断画像生成部247は、記憶部243から補正蛍光診断画像を読み出し、画像メモリ133から通常画像を読み出して、補正蛍光診断画像を半透明化して通常画像に重畠して重畠診断画像を作成する。なお補正蛍光診断画像を通常画像に重畠する際には、通常画像の第1マーク領域と第2マーク領域の位置が、半透明化された補正蛍光診断画像の第1マーク領域と第2マーク領域の位置に略一致するように重畠される。この重畠診断画像は表示制御部242からビデオ信号処理回路135に出力される。重畠診断画像は、ビデオ信号に変換されてモニタ150に出力され、図22の（a）に示すような重畠診断画像17として表示される。診断者はこの重畠診断画像17を観察することにより、病変部位16が病変部位11に比べ縮小していることを容易に識別できる。

【0105】

表示モードとして輪郭重畠モードが選択された場合には、輪郭重畠診断画像生成部247は、記憶部243から補正蛍光診断画像を読み出し、画像メモリ133から通常画像を読

10

20

30

40

50

み出す。補正蛍光診断画像で示される病変部位に基づいて、病変部位の輪郭および第1マーク領域と第2マーク領域からなる輪郭画像を作成し、この輪郭画像を通常画像に重畠して輪郭重畠診断画像を作成する。なお補正蛍光診断画像を通常画像に重畠する際には、通常画像の第1マーク領域と第2マーク領域の位置に、輪郭画像の第1マーク領域と第2マーク領域の位置が略一致するように重畠される。表示制御部242は、この輪郭重畠診断画像をビデオ信号処理回路135に出力する。輪郭重畠診断画像は、ビデオ信号に変換されて、モニタ150に出力され、図22の(b)に示すような輪郭重畠診断画像18として表示される。診断者はこの輪郭重畠診断画像18を観察することにより、病変部位16が病変部位11に比べ縮小していることを容易に識別できる。

【0106】

10

なお、上記蛍光診断画像が通常画像上に重ねて表示される際には、蛍光診断画像によって示される診断情報は、広帯域画像信号の信号強度と狭帯域画像信号の信号強度の比率の変化に応じて表示色が変化する疑似カラーで表示されることができ、この場合には正常組織から発せられた蛍光と、病変部位から発せられた蛍光の表示色の差異が明らかになるような疑似カラーを設定することが好ましい。例えば正常組織から発せられた蛍光は白色となり、病変部位から発せられた蛍光はピンクあるいは他の色となるように、疑似カラー表示することにより、観察者は病変部位を容易に認識することができる。

【0107】

20

以上の説明で明らかなように、第3の実施の形態による蛍光内視鏡装置においては、まず蛍光診断画像におけるマーク間距離と、通常画像におけるマーク間距離とが略等しくなるように、蛍光診断画像に倍率補正処理を施し、次に蛍光診断画像におけるマーク間方位が、通常画像におけるマーク間方位と略等しくなるように蛍光診断画像に回転補正処理を施して、補正蛍光診断画像を作成し、この補正蛍光診断画像を通常画像に重ねてモニタに表示するようにしたので、通常画像上に表示される診断情報である補正蛍光診断画像の倍率および方位が略一致し、病変部位の確認が容易になり診断効率が向上する。

【0108】

30

なお、上記第2の実施の形態、および第3の実施の形態において、蛍光画像が撮像される生体組織上の蛍光観察領域が、通常画像が撮像される生体組織上の通常観察領域を含み、かつこの領域より大きくなるようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成示す概念図

【図2】バンドルファイバの断面を示す断面図、

【図3】各レーザ光の照射タイミングを示す図

【図4】表示された通常画像を示す図

【図5】診断情報である生体組織中の病変部の位置と領域とを示す図

【図6】通常画像中に表示された病変部の輪郭によるマークを示す図

【図7】表示された通常画像の中央に病変部を移動した様子を示す図

【図8】通常画像の表示倍率を変化させた様子を示す図

【図9】蛍光観察領域に含まれ通常観察領域から外れた周縁領域の診断情報を示す図

【図10】周縁領域に病変部が存在する場合に通常画像中に表示される診断情報を示す図

【図11】診断情報を通常画像に視覚的变化を与えて表示する場合の種々の態様を示す図

【図12】第2の実施の形態の蛍光内視鏡装置の概略構成を示すブロック図

【図13】ビデオ信号処理回路の詳細を示す拡大ブロック図

【図14】2つ波長透過帯域のフィルタからなる透過フィルタの概略構成を示す図

【図15】第3の実施の形態の蛍光内視鏡装置の概略構成を示すブロック図

【図16】CCD撮像素子に配置されるモザイクフィルタの概略構成を示す図

【図17】3種類のフィルタの組合せからなる切換フィルタの概略構成を示す図

【図18】生体組織に付与されたマークを示す図

【図19】病変部位およびマーク領域を示す図

【図20】病変部位およびマーク領域を示す図

40

50

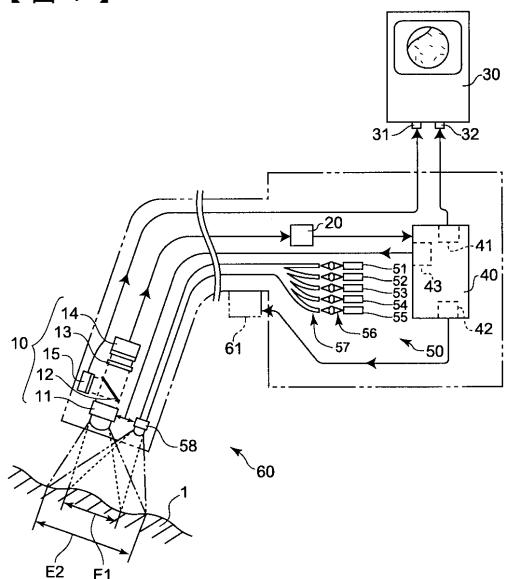
【図21】病変部位およびマーク領域を示す図

【図22】病変部位およびマーク領域を示す図

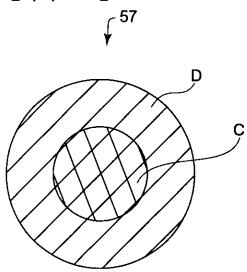
【符号の説明】

- 1 生体組織
- 10 撮像手段
- 20 診断情報取得手段
- 30 表示手段
- 40 診断支援手段
- 50 照射手段

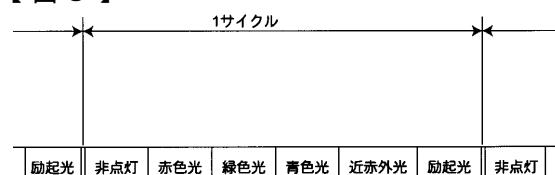
【図1】



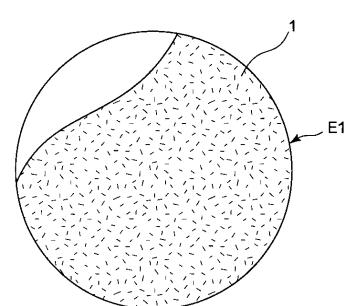
【図2】



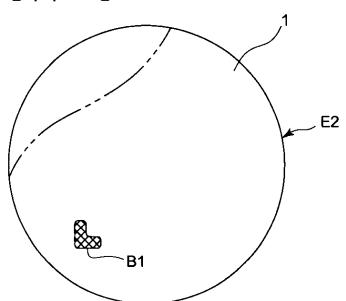
【図3】



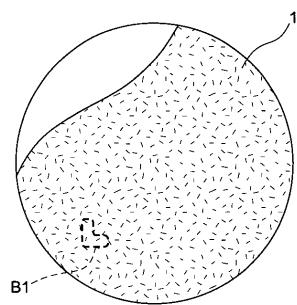
【図4】



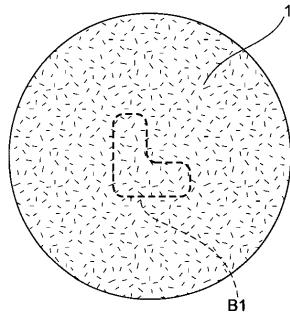
【図5】



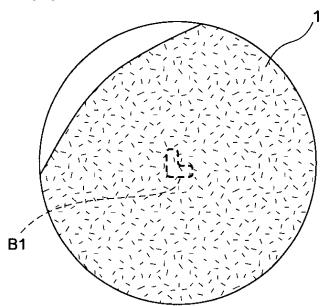
【図6】



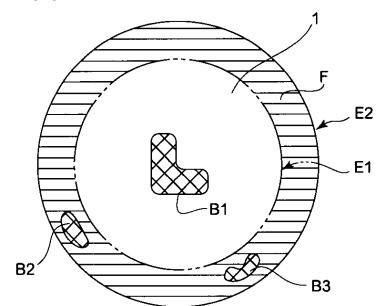
【図8】



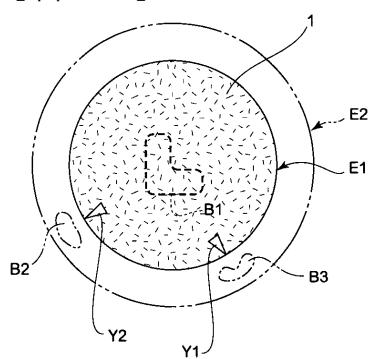
【図7】



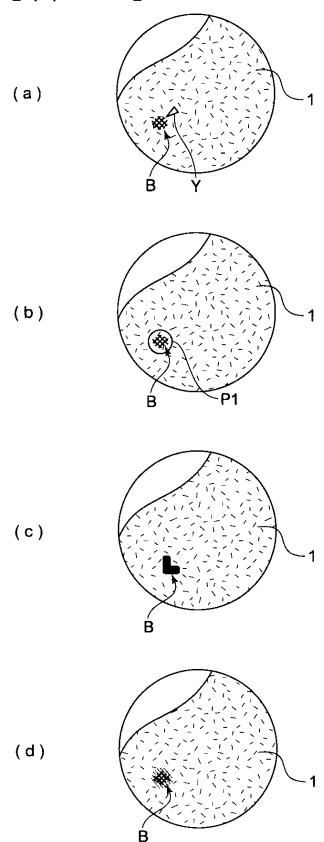
【図9】



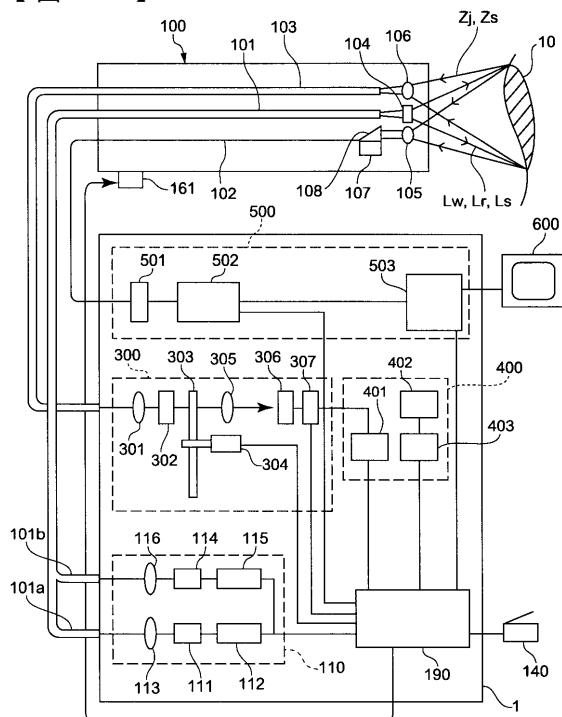
【図10】



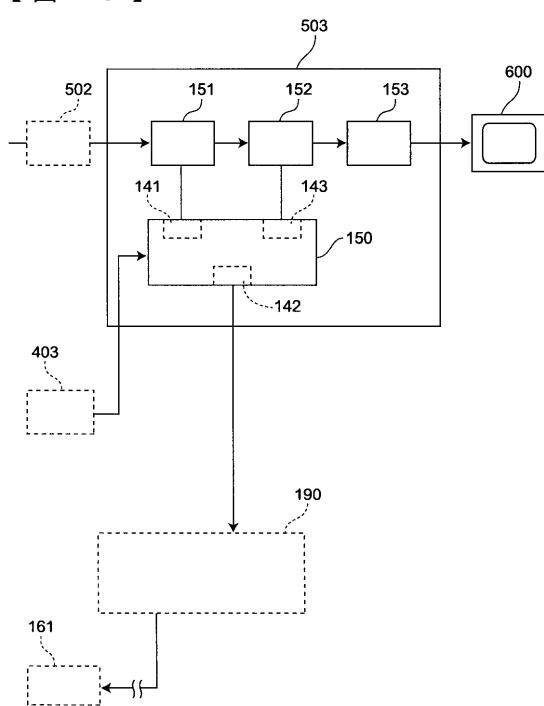
【図11】



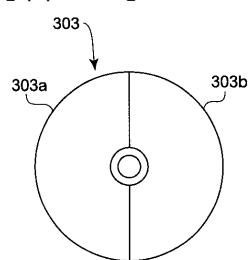
【図12】



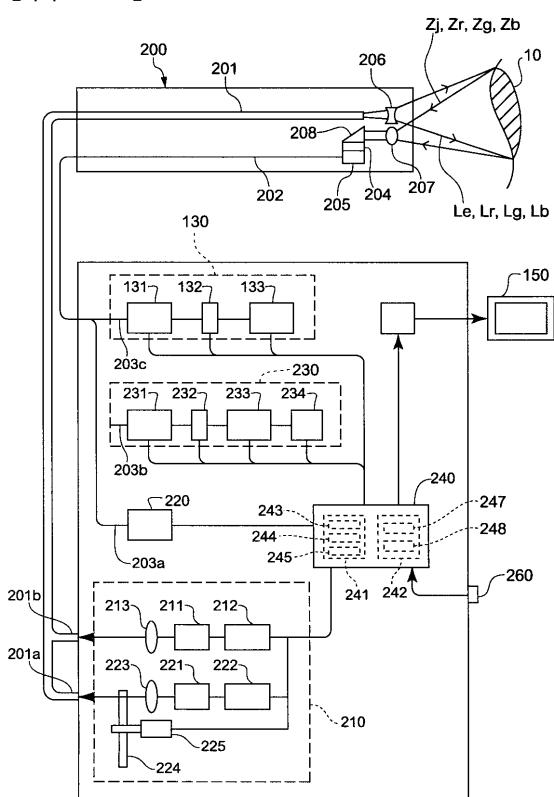
【図13】



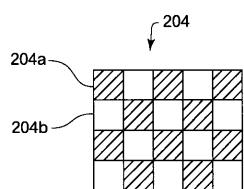
【図14】



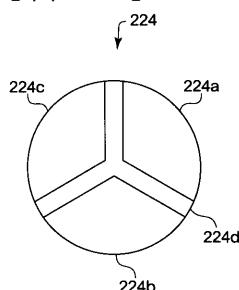
【図15】



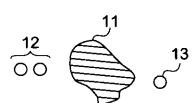
【図16】



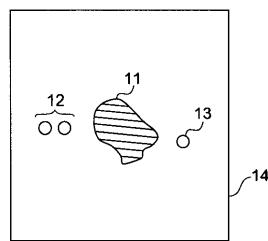
【図17】



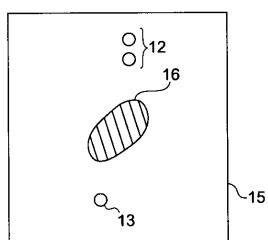
【図18】



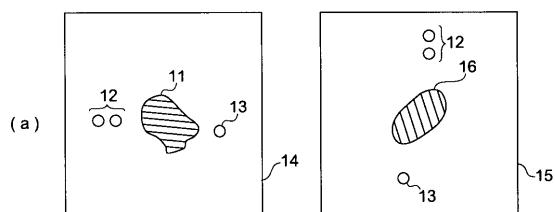
【図19】



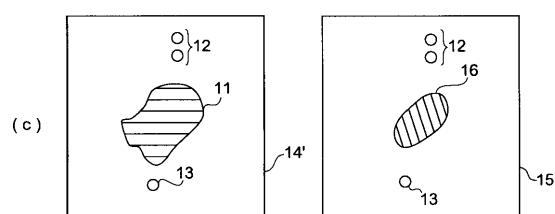
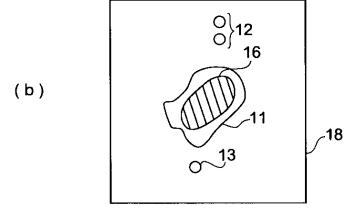
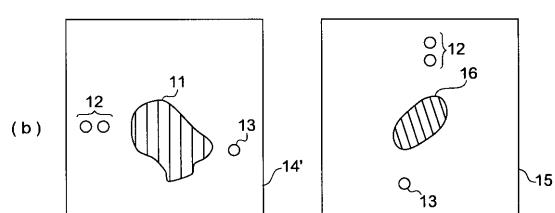
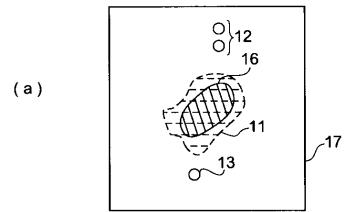
【図20】



【図21】



【図22】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.⁷

F I

テーマコード(参考)

H 0 4 N 7/18

M

(72)発明者 褐田 和男

神奈川県足柄上郡開成町宮台 798 番地 富士写真フィルム株式会社内

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 FA05 FA06 GA21 GB01 GB28 HA01
HA02 HA05 JA02 JA05 KA01 KA02 KA05 KA09 LA03 NA01
NA06
2H040 BA09 CA03 CA11 GA02 GA11
4C061 BB08 CC06 DD03 FF40 FF47 HH31 JJ17 LL02 LL03 LL08
MM01 MM03 MM05 NN01 NN05 NN07 NN10 PP12 QQ02 QQ03
QQ04 QQ07 QQ09 RR04 RR26 SS11 SS21 WW03 WW06 WW08
WW10 WW14 WW17 YY01 YY12 YY13 YY18
5C054 AA01 AA05 CC07 FD07 FE12 HA12

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2004024656A	公开(公告)日	2004-01-29
申请号	JP2002187353	申请日	2002-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	辻田和宏 中島幸彦 袴田和男		
发明人	辻田 和宏 中島 幸彦 袴田 和男		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G01N21/64.Z G02B23/24.B H04N7/18.K H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/05		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA21 2G043 /GB01 2G043/GB28 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/JA05 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA06 2H040/BA09 2H040 /CA03 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH31 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/MM01 4C061 /MM03 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/NN10 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061 /SS21 4C061/WW03 4C061/WW06 4C061/WW08 4C061/WW10 4C061/WW14 4C061/WW17 4C061 /YY01 4C061/YY12 4C061/YY13 4C061/YY18 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CC07 5C054/FD07 5C054/FE12 5C054/HA12 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161 /HH31 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM01 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/NN10 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161 /QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/WW03 4C161/WW06 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW14 4C161/WW17 4C161/YY01 4C161/YY12 4C161/YY13 4C161/YY18		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：防止忽视基于荧光诊断设备中的荧光图像获得的诊断信息。解决方案：该设备具有：成像装置，其分别接收由正常光照射的生物组织1反射的正常光和从激发光照射的生物组织1发出的荧光，以对正常图像和荧光图像成像；诊断信息获取装置20，用于根据荧光图像获得关于生物组织1的诊断信息；显示装置30，用于将正常图像显示为可视图像；诊断支持装置40，当该显示装置30显示正常图像时，通过对该正常图像进行视觉改变来显示诊断信息。Z

