

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 78670

(P2002 - 78670A)

(43)公開日 平成14年3月19日 (2002.3.19)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	D 2 G 0 4 3
1/04	370	1/04	2 H 0 4 0
G 0 1 N 21/64		G 0 1 N 21/64	Z 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A
			B

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 11数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 181457(P2001 - 181457)

(22)出願日 平成13年6月15日(2001.6.15)

(31)優先権主張番号 特願2000 - 190701(P2000 - 190701)

(32)優先日 平成12年6月26日(2000.6.26)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(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

写真フイルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

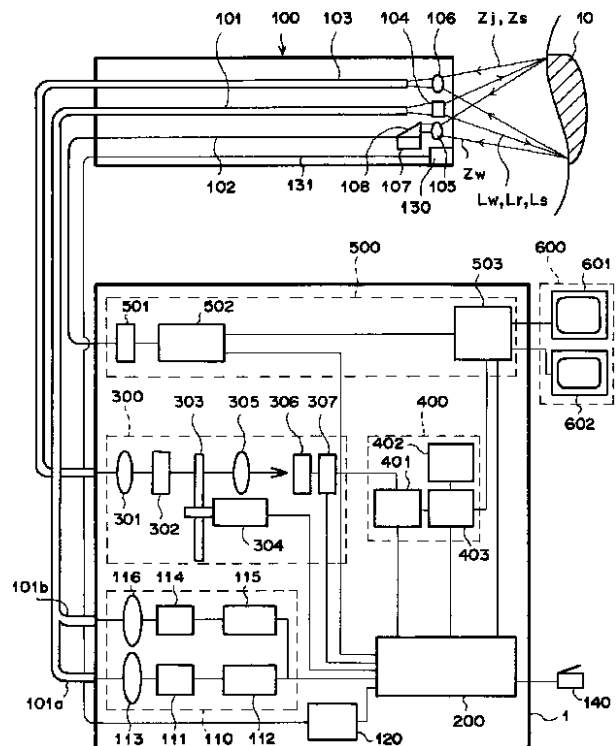
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 蛍光撮像装置

(57)【要約】

【課題】 励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光像を撮像する蛍光撮像装置において、近距離での生体組織への過剰な励起光照射による生体組織の損傷を回避し、被験者の安全を確保する。

【解決手段】 内視鏡先端部の励起光出射端が被測定部の生体組織 10 に接触しているか否かを接触検出手段 130 により検出する。そして、励起光出射端が被測定部の生体組織 10 に接触したことを検出した検出信号は、励起光出力制御手段 120 に出力され、この検出信号にตอบสนองして励起光出力制御手段 120 は、励起光の照射を停止する、もしくは、励起光の強度を励起光出射端と生体組織 10 が接触した状態においても、生体組織 10 に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全な強度にする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、前記生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、前記励起光の照射により前記生体組織から発生する蛍光による蛍光像を撮像する蛍光画像撮像手段と、前記照明光の照射により前記生体組織から反射される通常像を撮像する通常画像撮像手段とを備える蛍光撮像装置において、

前記励起光照射手段の出射端と前記生体組織との接触を検出する接触検出手段と、

該接触検出手段の検出信号に応答して、前記励起光照射手段から射出される前記励起光の出力を制御する励起光出力制御手段とを備えたことを特徴とする蛍光撮像装置。

【請求項2】 生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、前記生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、前記励起光の照射により前記生体組織から発生する蛍光による蛍光像を撮像する蛍光画像撮像手段と、前記照明光の照射により前記生体組織から反射される通常像を撮像する通常画像撮像手段とを備える蛍光撮像装置において、

前記励起光照射手段の出射端と前記生体組織との距離に相関するパラメータを検出する距離パラメータ検出手段と、

前記パラメータに基づいて前記励起光照射手段から射出される前記励起光の出力を制御する励起光出力制御手段とを備えたことを特徴とする蛍光撮像装置。

【請求項3】 前記パラメータが、前記蛍光画像撮像手段により撮像される前記蛍光像の光強度に基づくものであることを特徴とする請求項2記載の蛍光撮像装置。

【請求項4】 前記パラメータが、前記蛍光画像撮像手段により撮像された蛍光画像の画像全体または所定の画像領域の画素値に基づくものであることを特徴とする請求項3記載の蛍光撮像装置。

【請求項5】 前記パラメータが、前記通常画像撮像手段により撮像された前記通常像の光強度に基づくものであることを特徴とする請求項2記載の蛍光撮像装置。

【請求項6】 前記パラメータが、前記通常画像撮像手段により撮像された通常画像の画像全体または所定の画像領域の画素値に基づくものであることを特徴とする請求項5記載の蛍光撮像装置。

【請求項7】 前記生体組織に参照光を照射する参照光照射手段と、前記参照光の照射により前記生体組織から反射される反射像を撮像する反射画像撮像手段とをさらに備え、

前記パラメータが、前記反射画像撮像手段により撮像された前記反射像の光強度に基づくものであることを特徴とする請求項2記載の蛍光撮像装置。

【請求項8】 前記パラメータが、前記反射画像撮像手段により撮像された反射画像の画像全体または所定の画

像領域の画素値に基づくものであることを特徴とする請求項7記載の蛍光撮像装置。

【請求項9】 前記励起光出力制御手段が、前記励起光照射手段における励起光源の電流を制御する電流制御手段であることを特徴とする請求項1から8いずれか1項記載の蛍光撮像装置。

【請求項10】 前記励起光の出力制御が、前記励起光照射手段から励起光の射出を停止することであることを特徴とする請求項1から9いずれか1項記載の蛍光撮像装置。

【請求項11】 前記励起光の出力制御が、前記励起光照射手段から射出される励起光の出力を所定の強度以下にするものであることを特徴とする請求項1から10いずれか1項記載の蛍光撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、励起光の照射により生体組織から発生した蛍光像を撮像する蛍光撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、生体内在色素の励起光波長領域にある励起光を生体組織に照射した場合に、正常組織と病変組織では、発する蛍光強度が異なることを利用して、生体組織に所定波長領域の励起光を照射し、生体内在色素が発する蛍光を受光することにより病変組織の局在、浸潤範囲を蛍光画像として表示する技術が提案されている。

【0003】通常、励起光を照射すると、図1に実線で示すように正常組織からは強い蛍光が発せられ、病変組織からは破線で示すように正常組織から発せられる蛍光より弱い蛍光が発せられるため、蛍光強度を測定することにより、生体組織が正常であるか病変状態にあるかを判定することができる。ところが、生体組織からの蛍光強度は非常に弱く、検出が困難であるため、蛍光強度はできるだけ大きい方が望ましい。しかし、あまり強い励起光では生体組織が損傷する恐れがあるため、一定レベル以下に押さえることが必要である。生体組織に対する損傷を起こさないレベルの励起光強度は、JISの安全規格などで、MPE値として規定されている。また、励起光は内視鏡先端から100°程度の角度で拡がっているので、励起光出射端と被測定部との距離と被測定部に照射される励起光強度との関係は図2に示されるように、距離が近いほど励起光の強度は強くなる。そして、図2のグラフから励起光強度がMPE値である2000W/m²以下となるのは、通常、励起光出射端と被測定部との距離が3mm程度以上であるといえる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、蛍光内視鏡装置等においては、被測定対象が管腔臓器であり内視鏡先端部を固定できないため、励起光出射端から被測

定部までの距離は一定していない。したがって、十分な蛍光を得るために励起光の強度を MPE 値近くに設定したときに、励起光出射端と被測定部との距離が 3 mm 程度以下になった場合には、被測定部の生体組織に損傷を及ぼす可能性がある。また、一方、励起光出射端と被測定部との距離が 3 mm 程度以下になる場合も含めた全ての測定状況において、被測定部の生体組織の安全性が確保される励起光強度を設定した場合、通常の使用距離範囲の遠方側 (50 mm ~ 100 mm) において、励起光強度が弱くなり、十分な蛍光強度が得られず、検出精度が悪化してしまふ。また、この弱い蛍光強度が検出できるよう検出系を高感度にした場合には、非常にコストが高くなる。

【0005】本発明は上記のような従来技術の事情を鑑みて、蛍光撮像装置において、検出精度の悪化、もしくはコストの増加を招くことなく、励起光の照射に対する被験者の安全性を確保できる蛍光撮像装置を提供することを目的とするものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明による蛍光撮像装置は、生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、励起光の照射により生体組織から発生する蛍光による蛍光像を撮像する蛍光画像撮像手段と、照明光の照射により生体組織から反射される通常像を撮像する通常画像撮像手段とを備える蛍光撮像装置において、励起光照射手段の出射端と生体組織との接触を検出する接触検出手段と、その接触検出手段の検出信号にตอบสนองして、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御する励起光出力制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0007】本発明による蛍光撮像装置は、内視鏡先端部の励起光出射端が被測定部の生体組織に接触しているか否かを接触検出手段により検出する。そして、励起光出射端が被測定部の生体組織に接触したことを検出した検出信号は、励起光出力制御手段に報知され、この検出信号により励起光出力制御手段は、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御する。

【0008】前記励起光の出力制御は、励起光照射手段から励起光の射出を停止することができる。

【0009】また、前記励起光の出力制御は、励起光照射手段から射出される励起光の出力を所定の強度以下にすることとすることもできる。ここで、所定の強度とは、励起光出射端と生体組織が接触した状態においても、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である励起光の強度を意味する。

【0010】また、本発明による蛍光撮像装置は、生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、励起光の照射により生体組織から発生する蛍光による蛍光像を撮像する蛍光画像撮像手段と、照明光の照射により生体組織から反

射される通常像を撮像する通常画像撮像手段とを備える蛍光撮像装置において、励起光照射手段の出射端と生体組織との距離に相関するパラメータを検出する距離パラメータ検出手段と、パラメータに基づいて励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御する励起光出力制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0011】本発明による蛍光撮像装置は、内視鏡先端部の励起光出射端と生体組織との距離に相関するパラメータを距離パラメータ検出手段により検出する。そして、検出されたパラメータは、励起光出力制御手段に報知され、励起光出力制御手段は、このパラメータに基づき励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御する。

【0012】前記パラメータは、蛍光画像撮像手段により撮像された蛍光像の光強度に基づくものとしてすることができる。このとき、例えば、励起光出力制御手段では、距離パラメータ検出手段により検出された蛍光像の光強度、つまり、撮像された蛍光画像の各画素値の大きさが、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御すればよい。

【0013】また、蛍光画像の画像全体あるいは一部の指定した画像の中でのピーク測光値 (画素値の最大値) を求め、この値が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御するようにしてもよい。

【0014】また、前記パラメータは、通常画像撮像手段により撮像された前記通常像の光強度に基づくものとしてもできる。このとき、例えば、励起光出力制御手段では、距離パラメータにより検出された通常像の光強度、つまり、撮像された通常画像の各画素値の大きさが、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御すればよい。

【0015】また、通常画像の画像全体あるいは一部の指定した画像の中でのピーク測光値 (画素値の最大値) を求め、この値が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御するようにしてもよい。

【0016】また、本発明による蛍光撮像装置は、生体組織に参照光を照射する参照光照射手段と、参照光の照射により生体組織から反射される反射像を撮像する反射画像撮像手段とをさらに備え、パラメータを、反射画像撮像手段により撮像された反射像の光強度に基づくものとしてもできる。このとき、励起光出力制御手段は、距離パラメータ検出手段により検出された反射像の光強度、つまり、撮像された反射画像の各画素値の大き

さが、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御すればよい。

【0017】または、反射画像の画像全体あるいは一部の指定した画像の中でのピーク測光値（画素値の最大値）を求め、この値が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御するようにしてもよい。

【0018】また、励起光出力制御手段を、励起光照射手段における励起光源の電流を制御する電流制御手段とすることができる。

【0019】また、励起光制御手段は、励起光照射手段から励起光の射出を停止することにより励起光の出力制御をすることができる。

【0020】また、励起光制御手段は、励起光照射手段から射出される励起光の出力を所定の強度以下にすることにより励起光の出力制御をすることができる。ここで、所定の強度とは、前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織との距離において、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である励起光の強度を意味する。

【0021】

【発明の効果】上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置によれば、内視鏡先端部の励起光出射端と生体組織が接触したことを検出し、その検出信号により励起光照射手段からの励起光の出射を停止する、もしくは、励起光の強度を励起光出射端と生体組織が接触した状態においても、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることにより、過剰な励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0022】また、上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置によれば、内視鏡先端の励起光出射端と生体組織との距離に相関するパラメータを検出し、そのパラメータに基づいて励起光照射手段から射出される励起光の出力を停止する、もしくは、励起光の強度を生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることにより、励起光出射端と生体組織との距離が非常に近い場合において、励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0023】また、前記パラメータを、蛍光像の光強度または照明光の照射による通常像の光強度または参照光の照射による反射像の光強度に基づくものとしてことができ、そのことにより、装置が簡略化でき、また、コストを安価なものとしてすることができる。

【0024】また、本発明による蛍光撮像装置は、蛍光画像、通常画像または反射画像の光強度、つまり、各画像の画素値の大きさが、所定の閾値以上である画素が、

画像全体あるいは一部の指定した画像において占める割合を算出し、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を停止する、もしくは、励起光の強度を前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織との距離において、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることができ、前記閾値として適当な値を選ぶことにより、より信頼性高く被験者の安全性を確保することができる。

10 【0025】また、上記のような励起光の出力の制御を行なうことにより、検出精度の悪化、もしくはコストの増加を招くことなく、励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0026】また、蛍光画像、反射画像または通常画像の画像全体あるいは一部の指定した画像の中でのピーク測光値（画素値の最大値）を求め、この値が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御するようにした場合に、ピーク値ホールディング回路だけを設ければよいので、より簡単な構成で上記のような励起光の制御を行なうことができる。

【0027】さらに、管腔状の対象物の場合には、蛍光画像、反射画像または通常画像の周辺部分の画像を指定して上記ピーク測光値等を求めるようにすれば、より正確に距離を反映した励起光の制御を行なうことができる。

【0028】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図3は、本発明による蛍光撮像装置を蛍光内視鏡装置に適用した概略構成を示す図である。

【0029】本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部100、通常画像用白色光Lwおよび自家蛍光画像用励起光Lrをそれぞれ射出する2つの光源を備えた照明ユニット110と、この励起光により生体組織10から発生した自家蛍光像Zjを撮像し、デジタル値に変換して2次元画像データとして出力する画像検出ユニット300と、画像検出ユニット300から出力された2次元画像データから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をして、比較結果に応じた信号を出力する画像演算ユニット400と、通常画像をデジタル値に変換して2次元画像データとし、その2次元画像データおよび画像演算ユニット400の出力信号をビデオ信号に変換して出力する表示信号処理ユニット500と、内視鏡挿入部100の先端と生体組織10が接触したことを検出した検出信号に応答して励起光の出力を制御する励起光出力制御手段120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200とから構成される画像信号処理部1、表示信号処理ユニ

ット500で処理された信号を可視画像として表示するモニタユニット600、および励起光の照射を開始させるフットスイッチ140から構成されている。

【0030】内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるライトガイド101、CCDケーブル102、イメージファイバ103、検出信号ライン131を備えている。ライトガイド101およびCCDケーブル102の先端部、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を備えている。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、反射用プリズム108が取り付けられている。また、検出信号ライン131の先端部には、生体組織10との接触を検出する接触検出手段130を備えている。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、検出信号ライン131の一端は、励起光出力制御手段120へ接続されている。

【0031】照明ユニット110は、通常画像用白色光Lwを発する白色光源111、その白色光源111に電氣的に接続された白色光源用電源112、白色光源111から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ113、蛍光画像用の励起光Lr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に電氣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。

【0032】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により伝搬された自家蛍光像Zjを結像系に導く蛍光用コリメートレンズ301、自家蛍光像Zj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を透過した自家蛍光像Zjから所望の波長帯域を切り出す光学透過フィルタ303、その光学透過フィルタ303を回転させるフィルタ回転装置304、その光学透過フィルタ303を透過した自家蛍光像Zjを結像させる蛍光用集光レンズ305、蛍光用集光レンズ305により結像された自家蛍光像Zjを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により撮像された自家蛍光像Zjをデジタル値に変換して2次元画像データとして出力するAD変換器307を備えている。

【0033】上記光学透過フィルタ303は図4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430nmから730nm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430nmから530nmの光を透過させるバンドパスフィルタである。

【0034】画像演算ユニット400は、デジタル化された自家蛍光画像信号データを記憶する画像データメモリ401、画像データメモリ401に記憶されたデータから病変組織であるか正常組織であるかの判定を行なうため、予め基準値REを記憶している基準値用メモリ402、その画像データメモリ401に記憶された2つの異なる波長帯域の画像の各画素値の比率に応じた演算を行なって各画素の演算値を算出し、基準値用メモリ402の基準値REと比較を行ない比較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。

【0035】基準値REは、予め正常組織または病変組織であることが明らかである生体組織の自家蛍光画像の各画素のデータに基づいて設定された値である。

【0036】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AD変換器501、デジタル化された通常画像信号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から出力された画像信号および画像間演算部403の演算画像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。

【0037】モニタユニット600は、通常画像用モニタ601、演算画像用モニタ602を備えている。

【0038】次に以上のように構成された本実施の形態による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置の作用について説明する。

【0039】まず、内視鏡挿入部100は、照明光による通常画像の表示により、体内の被測定部の生体組織10付近まで挿入される。次に、フットスイッチ140を押すことにより励起光が照射され演算画像表示状態となる。まず、通常画像表示時の作用および演算画像表示時の作用について説明する。

【0040】演算画像表示時には、制御コンピュータ200からの信号に基づき、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、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から生体組織10へ照射される。

【0041】励起光Lrを照射されることにより生じる生体組織10からの自家蛍光は、集光レンズ106により集光され、イメージファイバ103の先端に入射され、イメージファイバ103を経て、励起光カットフィルタ302に入射する。

【0042】励起光カットフィルタ302を透過した自家蛍光は、光学透過フィルタ303に入射される。なお、励起光カットフィルタ302は、波長420nm以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。励起光Lrの波長は410nmであるため、生体組織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、光学透過フィルタ303へ入射することはない。

【0043】制御コンピュータ200により、フィルタ回転装置304が駆動され、自家蛍光像Zjは、光学フ
ィルタ303aまたは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により撮像され、蛍光画像用高感度撮
像素子306からの映像信号はAD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。

【0044】画像間演算部403では、画像データメモ
リ401に保存された各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、その判定に基づいた演算画像を算出し、生成す
る。基準値メモリ402に保存された基準値REは、予
め正常組織または病変組織であることが明らかであ
る生体組織から算出された画素値であり、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
に対して、各画像の各画素値の比率に応じて算出さ
れた演算値が大きい小さいかにより行われる。

【0045】演算画像は、演算画像用モニタ602によ
り表示される。演算値が基準値REより小さい場合
と、演算値が基準値REより大きい場合とで、測定さ
れた領域の表示色を変えることにより、測定者は、
比較結果を瞬時に認識可能となる。

【0046】次に、通常画像表示時の作用を説明す
る。通常画像表示時には、制御コンピュータ200から
の信号に基づき白色光源電源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、反射用プリズム108に反射して、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からの映像信号はAD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メモリ502によ
り保存された通常画像信号は、ビデオ信号処理回路
503によってDA変換後に通常画像用モニタ601に入
力され、そのモニタ601に可視画像として表示され
る。上記一連の動作は、制御コンピュータ200によ
って制御され

る。

【0047】そして、演算画像表示中、つまり励起光
照射中に、内視鏡挿入部100の先端が生体組織10に
接触した場合、接触検出手段130により接触したこ
とが検出され、その検出信号は、検出信号ライン131
を通じて励起光出力制御手段120に出力される。励
起光出力制御手段120は、この検出信号により、励
起光の照射を停止する、もしくは、励起光の強度を
励起光射出端と生体組織10が接触した状態におい
ても、生体組織10に損傷を及ぼさず、被験者に対
して安全である強度にするよう制御用コンピュータ200
に制御信号を送り、制御用コンピュータ200によ
り励起光の出力が制御される。その後、フットスイ
ッチ140を押すことにより、再び通常の励起光の照
射が可能となる。

【0048】上記のように構成された本発明による
蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置によれば、
内視鏡挿入部100の先端部と生体組織10が接触し
たことを検出し、その検出信号により内視鏡挿入部
100の励起光射出端からの励起光の射出を停止す
る、もしくは、励起光の強度を励起光射出端と生
体組織10が接触した状態においても、生体組織10
に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強
度にするにより、過剰な励起光の照射に対する被
験者の安全性を確保することができる。

【0049】次に、本発明の第2の実施の形態につ
いて説明する。図5は、本発明による蛍光撮像装置
を蛍光内視鏡装置に適用した概略構成を示す図であ
る。なお、図3に示す第1の実施の形態と同等の要
素についての説明は、特に必要のない限り省略す
る。

【0050】本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、
上記第1の実施形態における接触検出手段130およ
び検出信号ライン131を除き、撮像された蛍光画像
のデータを内視鏡挿入部100と生体組織10との距離
に 관련된パラメータとして検出する距離パラメータ
検出手段701と、このパラメータに基づいて励起光
の出力を停止する、もしくは、励起光の強度を生
体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全で
ある強度にする励起光出力制御手段702とからなる
励起光出力制御ユニット700とを備えたものである。

【0051】次に以上のように構成された本実施の
形態による蛍光内視鏡装置の作用について説明す
る。

【0052】まず、内視鏡挿入部100は、照明光
による通常画像の表示により、体内の被測定部の
生体組織10付近まで挿入される。次に、フット
スイッチ140を押すことにより励起光が照射され、
演算画像表示状態となる。なお、励起光照射開始
時の励起光の出力は、内視鏡先端部の励起光射
出端と被測定部の生体組織との距離が如何なる
距離である場合でも生体組織の損傷を与えず、
被験者に対して安全な強度であるとする。

【0053】そして、演算画像表示中、撮像され
た蛍光

画像の画素のデータは、距離パラメータ検出手段 701 により検出される。その検出データは、励起光出力制御手段 702 に出力され、励起光出力制御手段 702 では、この検出データ、つまり、蛍光画像の各画素値の大きさについて、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光の照射を停止する、もしくは、前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織 10 との距離において、生体組織 10 に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にするよう制御用コンピュータ 200 に制御信号を送り、制御用コンピュータ 200 により励起光の出力が制御される。その後、フットスイッチを押すことにより再び通常の励起光の照射が可能となる。その他の作用は、第 1 の実施の形態と同様である。

【0054】上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部 100 の励起光出射端と生体組織 10 との距離に相関するパラメータ（本実施の形態では、蛍光像の光強度）を検出し、そのパラメータに基づいて励起光出射端から射出される励起光の出力を停止する、もしくは、励起光の強度を生体組織 10 に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることにより、励起光出射端と生体組織 10 との距離が非常に近い場合において、励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0055】次に、本発明の第 3 の実施の形態について説明する。その構成は、図 4 および図 5 に示す第 2 の実施の形態とほぼ同様であるため、異なる要素のみ図 4 および図 5 内に要素番号を記載し、説明を行なう。なお、第 2 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0056】本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、上記第 2 の実施の形態の、白色光源 111 を参照光源として利用し、画像検出ユニット 800 は、光学透過フィルタ 303 の代わりに光学透過フィルタ 801 を備えたものである。白色光源 111 から射出される白色光 Lw には、参照光 Ls として利用できる波長帯域の光が含まれているため、参照光源として利用できる。

【0057】また、光学透過フィルタ 801 は、蛍光画像を透過する光学フィルタ 801a および参照画像を透過する光学フィルタ 801b とから構成され、光学フィルタ 801a は、430nm から 730nm 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 801b は、参照光の波長帯域である 750nm から 900nm までの光を透過させるバンドパスフィルタである。

【0058】また、第 2 の実施の形態における距離パラメータ検出手段 701 にて、参照光の照射により撮像される反射画像の画素のデータを内視鏡挿入部 100 と生

体組織 10 との距離に相関したパラメータとして検出するようにしたものである。

【0059】次に、上記のように構成された本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。

【0060】まず、内視鏡挿入部 100 は、照明光による通常画像の表示により、体内の被測定部の生体組織 10 付近まで挿入される。次に、フットスイッチ 140 を押すことにより励起光が照射され、演算画像表示状態となる。

【0061】ここで、自家蛍光画像と参照画像を用いて演算画像を表示する場合の作用について説明する。演算画像表示時には、制御用コンピュータ 200 からの信号に基づき、白色光源電源 112 が駆動され、白色光 Lw が射出される。この白色光 Lw には、波長帯域が 750nm から 900nm までの参照光 Ls が含まれる。参照光 Ls を含む白色光 Lw は、レンズ 113 を透過し、白色光ライトガイド 101a に入射され、内視鏡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。

【0062】参照光 Ls を含む白色光 Lw を照射されることにより生じる生体組織 10 からの反射光は、集光レンズ 106 により集光され、イメージファイバ 103 の先端に入射され、イメージファイバ 103 を経て、励起光カットフィルタ 302 に入射する。励起光カットフィルタ 302 を透過した蛍光は、光学透過フィルタ 801 に入射される。

【0063】制御用コンピュータ 200 により、フィルタ回転装置 304 が駆動され、参照画像 Zs は、光学フィルタ 801b 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 により撮像され、蛍光画像用高感度撮像素子 306 からの映像信号は AD 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。この時、光学フィルタ 801b では、白色光 Lw に含まれる参照光 Ls の照射により生体組織 10 から反射される反射光による参照画像 Zs のみを透過する。また、画像データメモリ 401 には、自家蛍光画像データが保存されている領域とは異なる領域に保存される。自家蛍光画像が、画像データメモリ 401 に記憶されるまでの作用については、第 1 の実施の形態と同様である。

【0064】画像間演算部 403 では、画像データメモリ 401 に保存された自家蛍光画像と参照画像の各画素値の比率に応じた演算を行なって、その演算値と基準値用メモリ 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、その判定に基づいた演算画像を算出し、生成する。基準値 RE' は、予め正常組織または病変組織であることが明らかである生体組織の自家蛍光画像と参照画像の各画素のデータに基づいて設定された値である。

【0065】そして、演算画像表示中、撮像された反射画像の画素のデータは、距離パラメータ検出手段701により検出される。その検出データは、励起光出力制御手段702に出力され、励起光出力制御手段702では、この検出データ、つまり、反射画像の各画素値の大きさについて、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光の照射を停止する、もしくは、前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織との距離において、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にするよう制御用コンピュータ200に制御信号を送り、制御用コンピュータ200により励起光の出力が制御される。その後、フットスイッチ140を押すことにより、再び通常の励起光の照射が可能となる。その他の作用は第2の実施の形態と同様である。

【0066】なお、上記実施の形態では、白色光源111を参照光源としても利用しているため励起光強度を所定の強度に制御する場合には、同時に参照光、つまり白色光の強度も制御することが望ましい。この場合、白色光源111としてハロゲンランプやXeランプなどを使用した場合には、例えば、白色光源111と白色光用集光レンズ113の間にフィルターや開口絞りなどを設け、これを制御することにより白色光の強度を制御するようにすればよい。

【0067】上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置によれば、明瞭な参照画像に基づいた距離パラメータを用いることにより、励起光出射端と生体組織10との距離を推測するため、第2の実施の形態における効果に加え、より高精度にて励起光の出力を制御することができる。

【0068】次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。図6は、本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第3の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0069】本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、第3の実施の形態における距離パラメータ検出手段701を、白色光の照射により撮像される通常画像の画素のデータを内視鏡挿入部100と生体組織10との距離に 관련된パラメータとして検出する距離パラメータ検出手段901としたものである。次に以上のように構成された本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。

【0070】まず、内視鏡挿入部100は、照明光による通常画像の表示により、体内の被測定部の生体組織付近まで挿入される。次に、フットスイッチ140を押すことにより励起光が照射され、演算画像表示状態となる。

【0071】そして、演算画像表示中、撮像された通常

画像の画素のデータは、距離パラメータ検出手段901により検出される。その検出データは、励起光出力制御手段902に出力され、励起光出力制御手段902では、この検出データ、つまり、通常画像の各画素値の大きさについて、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光の照射を停止する、もしくは、前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織との距離において、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にするよう制御用コンピュータ200に制御信号を送り、制御用コンピュータ200により励起光の出力が制御される。その後、フットスイッチ140を押すことにより、再び励起光の照射は可能となる。その他の作用は、第3の実施の形態と同様である。

【0072】上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置によれば、第3の実施の形態における効果と同様の効果を得ることができる。

【0073】また、上記本発明による各実施の形態において、励起光の出力制御は半導体レーザー用電源における直接電流制御により行なうことができる。このような電流制御による励起光の出力制御を行うことにより装置構成を簡略化することができる。また、高速応答可能な電流の直接変調方式を用いることにより対象物が近づき過ぎた場合の安全性も確保でき、さらに対象物が離れた場所に速やかに元の励起光量に復帰可能なため使用者の操作性を向上することができる。

【0074】また、励起光源として半導体レーザーではなく水銀ランプなどを使用することもでき、この場合、励起光の出力制御は、例えば、励起光源と励起光用集光レンズとの間にフィルターや開口絞りなどを設け、これを制御することにより行なうことができる。

【0075】また、上記本発明による各実施の形態について、イメージファイバ163は、石英ファイバではなく、多成分ガラスファイバにすることができる。このとき、多成分ガラスファイバに励起光が入射すると蛍光を発生するので、図7に示されるとおり(第1の実施の形態における接触検出手段および検出信号ラインは図示省略する。)、励起光カットフィルタ161を、画像信号処理部内ではなく、集光レンズ106とイメージファイバ163の自家蛍光像入射端との間に設置する必要がある。石英ファイバから多成分ガラスファイバにすることにより、コストを低減することができる。

【0076】また、本発明による蛍光撮像装置は、生体組織に予め吸収させていた蛍光診断薬に励起光を照射した際に発生する蛍光を検出する装置にも適用することができる。

【0077】また、本発明による蛍光撮像装置は、励起光の照射による蛍光を用いた腹腔鏡やコルポスコープに

も適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】自家蛍光の蛍光スペクトルの強度分布を示す説明図

【図2】内視鏡先端の励起光出射端と被測定部との距離に対する被測定部の照射される励起光のエネルギー密度を示す図

【図3】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図

【図4】上記第1、第2、第3および第4の具体的な実施の形態の蛍光内視鏡装置に使用される光学透過フィルタの概略構成図

【図5】本発明の第2、第3の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図6】本発明の第4の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

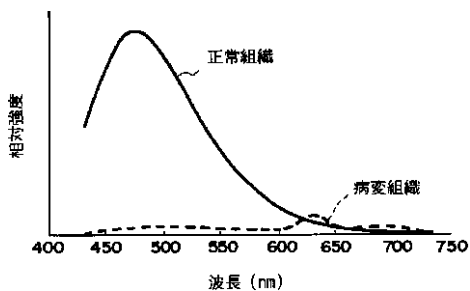
【図7】上記第1、第2、第3および第4の実施の形態による蛍光内視鏡装置において、イメージファイバを多成分ガラスファイバにしたときの内視鏡挿入部の概略構成図

【符号の説明】

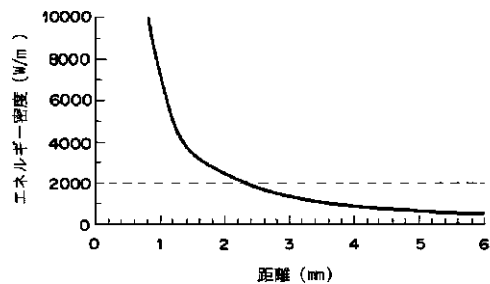
- 1 画像信号処理部
- 10 生体組織
- 100、150、160 内視鏡挿入部
- 101 ライトガイド
- 101a 白色光ライトガイド
- 101b 励起光ライトガイド
- 102 CCDケーブル
- 103、163 イメージファイバ
- 104 照明レンズ
- 105 対物レンズ
- 106 集光レンズ
- 107 通常画像用撮像素子
- 108 反射用プリズム

- *110 照明ユニット
- 111 白色光源
- 112 白色光源用電源
- 113 白色光用集光レンズ
- 114 GaN系半導体レーザ
- 115 半導体レーザ用電源
- 116 励起光用集光レンズ
- 120、702、902 励起光出力制御手段
- 130 接触検出手段
- 131 検出信号ライン
- 140 フットスイッチ
- 161 励起光カットフィルタ
- 200 制御用コンピュータ
- 300、800 画像検出ユニット
- 301 蛍光用コリメートレンズ
- 303、801 光学透過フィルタ
- 303a、303b、801a、801b 光学フィルタ
- 304 フィルタ回転装置
- 305 蛍光用集光レンズ
- 306 蛍光画像用高感度撮像素子
- 307、501 AD変換器
- 400 画像演算ユニット
- 401 画像データメモリ
- 402 基準値用メモリ
- 403 画像間演算部
- 500 表示信号処理ユニット
- 502 通常画像データメモリ
- 503 ビデオ信号処理回路
- 30 600 モニタユニット
- 601 通常画像用モニタ
- 602 演算画像用モニタ
- 700、900 励起光出力制御ユニット
- * 701、901 距離パラメータ検出手段

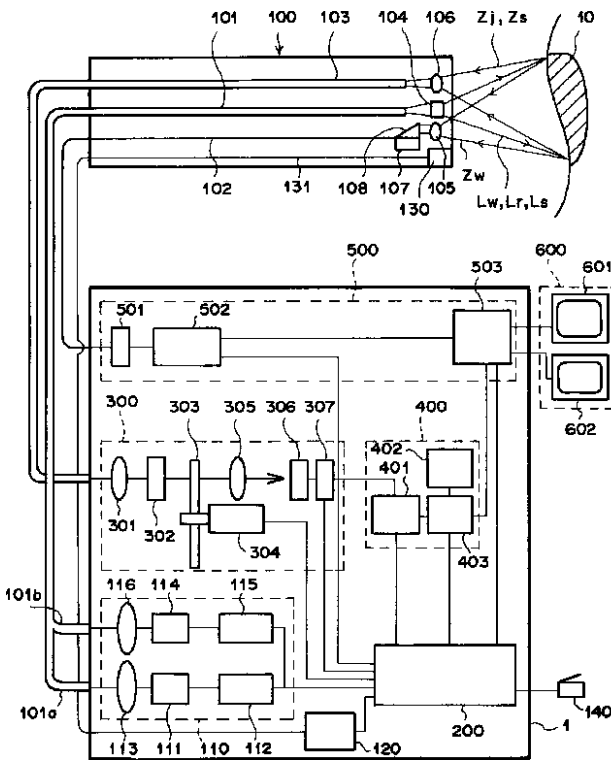
【図1】



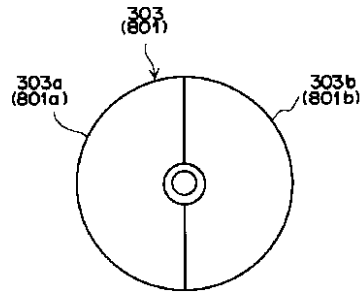
【図2】



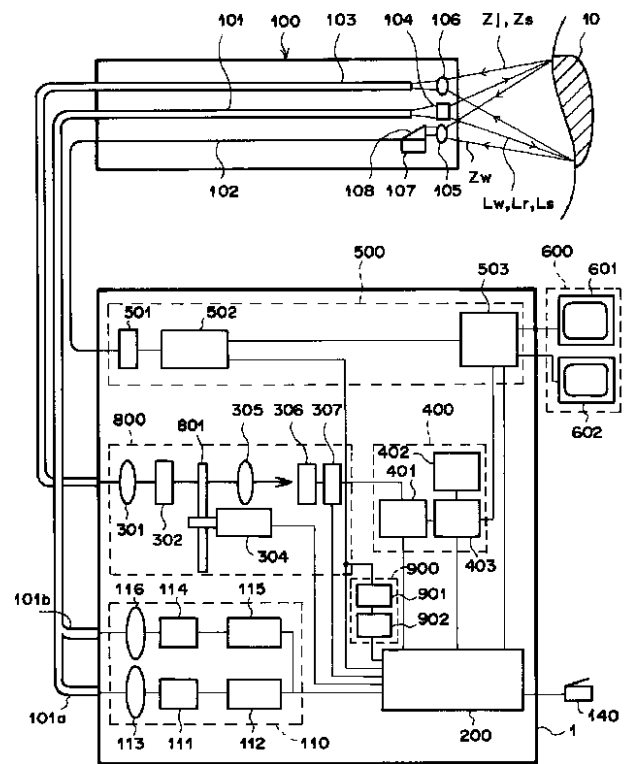
【図 3】



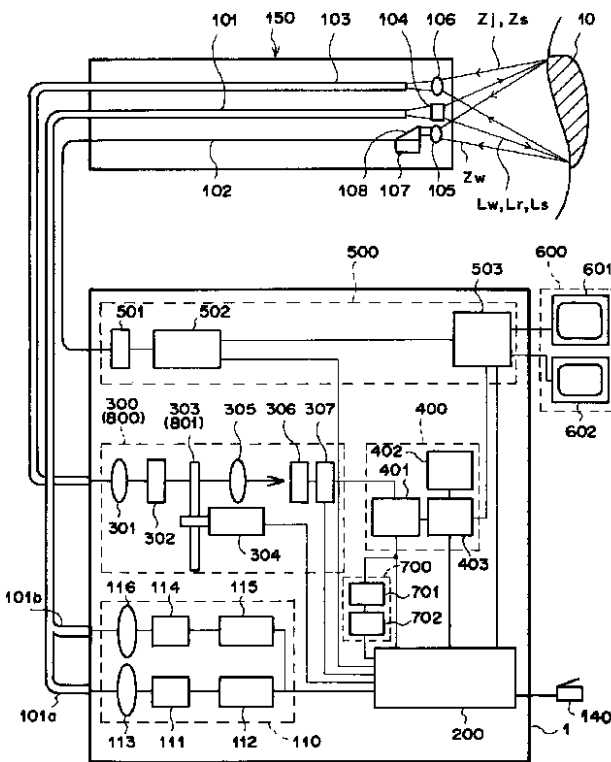
【図 4】



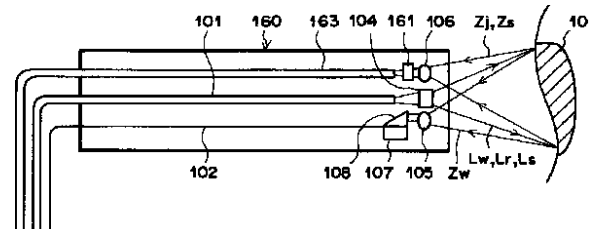
【図 6】



【図 5】



【図 7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード(参考)
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	B

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 FA01
 FA05 GA04 GB18 GB19 HA01
 HA05 JA03 KA01 KA02 KA05
 KA09 LA03 NA06
 2H040 BA11 BA23 CA04 CA10 GA02
 4C061 BB05 CC06 HH51 JJ11 LL02
 LL03 LL08 MM01 NN01 NN05
 NN10 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09
 QQ10 RR02 RR03 RR05 RR15
 RR22 RR24 SS11 SS21 VV04
 WW08 WW17

专利名称(译)	荧光成像装置		
公开(公告)号	JP2002078670A	公开(公告)日	2002-03-19
申请号	JP2001181457	申请日	2001-06-15
[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		
发明人	辻田 和宏		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G01N21/64.Z G02B23/24.A G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.554 A61B1/04 A61B1/045.640 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/GA04 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA03 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA06 2H040/BA11 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/GA02 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/MM01 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN10 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/QQ10 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR15 4C061/RR22 4C061/RR24 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/VV04 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM01 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN10 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/QQ10 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/RR24 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/VV04 4C161/WW08 4C161/WW17		
优先权	2000190701 2000-06-26 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在荧光成像装置中通过避免在短距离上过度照射生物体而引起的过度激发光照射而对生物体造成损害，从而保护受试者，该荧光成像装置用于捕获通过激发光照射而从生物体组织产生的自发荧光图像。安全。解决方案：接触检测装置130检测内窥镜尖端部分的激发光发射端是否与被测部分的活体组织10接触。然后，将检测到激发光发射端已经接触到被测部位的活体组织10的检测信号输出到激发光输出控制装置120，并且响应于该检测信号，激发光输出控制装置120，即使停止激发光的照射或者激发光的强度处于激发光发射端与生物组织10彼此接触的状态，生物组织10也不会受到损坏并且该强度对于受试者是安全的。

