

特開2001 - 198079

(P2001 - 198079A)

(43)公開日 平成13年7月24日(2001.7.24)

(51) Int. Cl. ⁷		識別記号	F I		テマコード* (参考)	
A 6 1 B	1/00	300	A 6 1 B	1/00	300 D	2 H 0 4 0
	1/04	370		1/04	370	4 C 0 6 1
G 0 2 B	23/26		G 0 2 B	23/26	D	

審査請求 未請求 請求項の数 30 L (全 9 数)

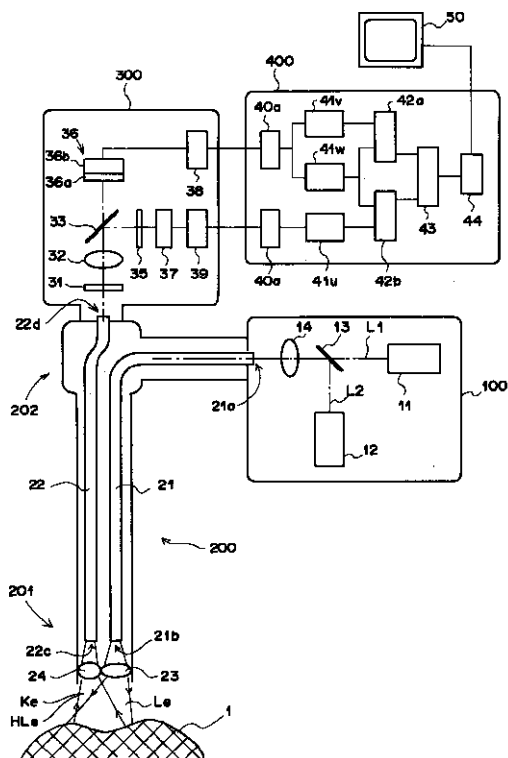
(21)出願番号	特願2000 - 9639(P2000 - 9639)	(71)出願人	000005201 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地
(22)出願日	平成12年1月19日(2000.1.19)	(72)発明者	辻田 和宏 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士 写真フイルム株式会社内
		(74)代理人	100073184 弁理士 柳田 征史 (外1名) Fターム(参考) 2H040 BA00 CA01 CA09 GA01 GA11 4C061 AA00 BB00 CC00 DD00 GG01 HH51 JJ17

(54)【発明の名称】 蛍光診断装置

(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を検出して診断を行なう蛍光診断装置において、診断性能を向上させる。

【解決手段】 生体組織 1 に自家蛍光を発生させる第 1 の励起光 L 1 とこの励起光の照射により生体組織 1 から発生する自家蛍光の波長領域の中間波長帯の波長を持つ第 2 の励起光 L 2 とを同時に内視鏡ユニット 200 から射出して生体組織 1 に照射する。これら 2 つの励起光の照射により生体組織 1 から発生した自家蛍光を内視鏡ユニット 200 を経由して撮像ユニット 300 によって検出し、この検出された自家蛍光の強度に基づいて演算ユニット 400 により演算を行なう。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体組織に自家蛍光を発生させる第 1 の励起光と該励起光の照射により前記生体組織から発生した前記自家蛍光の波長領域の中間波長帯の波長を持つ第 2 の励起光とを同時に前記生体組織に照射する照射手段と、前記 2 つの励起光の照射により生体組織から発生した前記自家蛍光の強度を検出する検出手段と、前記検出手段によって検出された蛍光の強度に基づいて診断のための特徴量を求める演算を行なう演算手段とを備えたことを特徴とする蛍光診断装置。

【請求項 2】 波長領域が、450 nm 以下の第 1 の励起光と、波長領域が 500 nm 以上かつ 600 nm 以下の第 2 の励起光とを照射するものであることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光診断装置。

【請求項 3】 前記照射手段が、前記 2 つの励起光を同一の射出点から生体組織に照射するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の蛍光診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、蛍光診断装置に関し、詳しくは励起光を照射することにより生体組織から発生する自家蛍光を検出して生体組織の組織性状を診断する蛍光診断装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、励起光の照射により生体組織内の内在色素から発せられる自家蛍光を検出し、この自家蛍光を分析することにより各種疾患に伴う組織性状の変化を識別する診断装置が研究されている。

【0003】当初、生体組織から発生する自家蛍光の強度変化に注目して診断を行なう研究が行なわれたが、生体組織に照射される励起光の照射角度および距離の違い等により、検出される自家蛍光の強度が大きく変化し、強度情報だけでは十分な診断能が得られないことがわかり、現在の診断方式の多くは、生体組織から発生する自家蛍光のスペクトル強度分布のプロファイルが生体の組織性状の相違により変化することに基づき識別を行なう方式が採用されている。例えば、440 nm 近傍の波長領域の励起光が病変組織と正常組織とに照射された場合、それらの組織から発せられる自家蛍光の緑色の波長領域の強度と赤色の波長領域の強度との比が大きく異なることに注目し、診断対象となる生体組織から発せられた自家蛍光の緑色の波長領域の強度を赤色の波長領域の強度で除算して求めた値と、予め別の方式により正常組織と判定された生体組織から上記と同様な手法により求められた値とを比較することにより、前記生体組織が病変組織であるか正常組織であるかを識別しカラー画像として表示する方式が提案されている。

【0004】また、本出願人も、特開平 10-225436 号において、400 nm 近傍の波長領域の励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光の 480 nm

近傍の波長領域の蛍光の強度を、全波長領域に亘る自家蛍光の強度で除算して規格化した値と、予め別の方式により正常組織と判定された生体組織から上記と同様の手法によって求められた値とを比較することにより病変組織であるか正常組織であるかを識別し画像として表示する方式を提案している。

【0005】さらに、生体の診断部位に照射される 400 nm 近傍の励起光の照射強度と、この励起光の照射により生体の診断部位から発生する全波長領域に亘る自家蛍光の強度との比率、すなわち蛍光収率を求め、診断部位が病変組織であるか正常組織であるかを識別する方式も考えられている。

【0006】このように、生体組織から発生する自家蛍光を用いて病変組織と正常組織とを識別する方式が各種知られているが、励起光の照射により病変組織および正常組織から発生する自家蛍光の強度分布に差が生じる原因は、粘膜上皮層と粘膜下層との間に増殖した病変組織による励起光の吸収特性の変化、あるいはこの病変組織の増殖に起因した血流の増加に伴い HbO₂ (酸化ヘモグロビン) の吸収量が増加することが影響していると言われている。さらに、病変組織から発生する蛍光のスペクトル強度分布の長波長側の波長領域に見られる極大値は、病変組織から発生する代謝産物 (ポルフィリン) が励起光によって励起されることにより発生する蛍光によるものであると考えられている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】このように、励起光の照射により病変組織と正常組織とから発生する自家蛍光の長波長側の波長領域における強度分布に差が現れる原因が、病変組織から発生する代謝産物 (ポルフィリン) に起因するということがある程度明確になっているので、自家蛍光の長波長側の波長領域の強度に注目して病変組織であるか正常組織であるかを識別することが考えられる。

【0008】しかしながら、生体組織から発生する自家蛍光は微弱であり、さらにその最大強度は 480 nm 近傍の短波長側の波長領域に存在し長波長側の波長領域の自家蛍光の強度は極微弱であるので多くのノイズ成分が混入し、生体の組織性状を診断する演算を行なうときに誤差を生じることがあるので、この長波長側の波長領域の自家蛍光の強度を用いて生体の組織性状の違いを正確に診断することは難しいという問題がある。

【0009】本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光の長波長側の波長領域の発光強度を高めることにより、生体の組織性状の違いをより正確に診断することができる蛍光診断装置を提供することを目的とするものである。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明の蛍光診断装置

は、生体組織に自家蛍光を発生させる第 1 の励起光と、この励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光の波長領域の中間波長帯の波長を持つ第 2 の励起光とを同時に生体組織に照射する照射手段と、自家蛍光の強度を検出する検出手段と、この検出手段によって検出された蛍光の強度に基づいて診断のための特徴量を求める演算を行なう演算手段とを備えたことを特徴とする。

【0011】前記第 1 の励起光は波長領域が 450 nm 以下の励起光とし、前記第 2 の励起光は波長領域が 500 nm 以上かつ 600 nm 以下の励起光とすることができ

【0012】前記照射手段は、2 つの励起光を同一の射出点から照射するものとするのが好ましい。

【0013】なお、前記「特徴量」は、励起光の照射により生体組織から自家蛍光が発生した際の蛍光の強度そのものでも良く、自家蛍光のある波長の蛍光強度を全波長領域の蛍光強度で規格化した規格化蛍光強度でも良く、または自家蛍光を励起光強度で規格化した蛍光収率であっても良い。

【0014】また、「生体組織に自家蛍光を発生させる第 1 の励起光」とは、生体の組織性状を表す可視波長領域の自家蛍光を発生させることができる 400 nm 近傍の波長領域の励起光を意味する。

【0015】また、「自家蛍光の波長領域の中間波長帯の波長を持つ第 2 の励起光」とは、生体組織から発生する自家蛍光の強度が最大となる自家蛍光の短波長側の波長領域と、生体組織の病変変化が進むに従ってこの生体組織から発生する自家蛍光の強度が高くなる長波長側の波長領域との間の波長領域の励起光を意味する。

【0016】

【発明の効果】本発明の蛍光診断装置によれば、生体組織に自家蛍光を発生させる第 1 の励起光と、この励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光の波長領域の中間波長帯の波長を持つ第 2 の励起光とを同時に生体組織に照射し、長波長側の波長領域の自家蛍光の発光強度を高めることにより、この長波長側の波長領域の自家蛍光に混入するノイズ成分の割合を相対的に減少させるようにしたので、より正確に長波長側の自家蛍光の強度を検出することができ、この検出された値に基づいて診断用の特徴量を求める演算を行うことにより生体の組織性状をより正確に診断することができる。

【0017】すなわち、励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光の波長領域の長波長側には、生体の組織性状の違いによって大きく異なる強度を示す波長領域が存在するが、その強度は他の波長領域の自家蛍光の強度に比して微弱であり、この微弱な自家蛍光の強度を検出して得られた値には大きな割合でノイズ（検出誤差）が含まれることがある。そしてこの自家蛍光の強度を検出して得られた値を用いて除算等の演算を行なった結果は、その演算は検出された値に含まれるノイズの割

合によって大きく変化し不安定な値となるので、生体の組織性状を正確に表すものとはならない場合がある。しかし、自家蛍光の波長領域の中間波長帯に第 2 の励起光を照射することにより自家蛍光の長波長側の発光強度を高めれば、この自家蛍光を検出して得られる強度値に含まれるノイズの割合は相対的に減少し、このノイズの占める割合が少なくなった自家蛍光の強度値を用いて特徴量を求める演算を行なうことにより生体の組織性状をより正確に表す演算結果が得られる。

【0018】また、第 1 の励起光の波長領域を 450 nm 以下とし、第 2 の励起光の波長領域を 500 nm 以上かつ 600 nm 以下とすれば、生体の組織性状を診断するために必要な波長領域の自家蛍光を確実に発生させることができ、この自家蛍光を検出して得られた強度値に基づいて特徴量を求める演算を行うことにより生体の組織性状をより正確に診断することができる。

【0019】また前記照射手段を、2 つの励起光を同一の射出点から生体組織に照射するものとするれば、生体組織に照射される 2 つの励起光の照射角度および距離が一致するので、どのような位置から励起光を照射しても生体組織の同一部位に照射される 2 つの励起光の強度の比率は常に一定となり、これら 2 つの励起光の照射により発生するそれぞれの自家蛍光の強度の比率も一定となるので、これらの自家蛍光の検出により得られた強度値に基づいて診断用の特徴量を求める演算を行うことにより生体の組織性状をより正確に診断することができる。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図 1 は、本発明を内視鏡に適用した蛍光内視鏡の概略構成を示す図である。本実施の形態による蛍光内視鏡は、2 種類の互いに異なる波長領域のレーザ光を射出する光源ユニット 100、光源ユニット 100 から射出された励起光を光ファイバを介して生体組織 1 に照射し、この励起光の照射により生体組織 1 から発生した自家蛍光による像（以後自家蛍光像 I j と呼ぶ）をイメージファイバを介して伝搬する内視鏡ユニット 200、内視鏡ユニット 200 によって伝搬された自家蛍光像 I j を撮像してデジタル信号で構成された画像データに変換し出力する撮像ユニット 300、および撮像ユニット 300 から出力された画像データを演算することにより生体組織の組織性状を診断する演算ユニット 400 からなる主要部から構成されている。

【0021】光源ユニット 100 には、405 nm の波長の励起光 L 1 を射出する第 1 のレーザ光源 11 および 532 nm の波長の励起光 L 2 を射出する第 2 のレーザ光源 12 が配設されている。第 1 のレーザ光源から射出された励起光 L 1 は、405 nm の波長の光を透過し 532 nm の波長の光を反射する光源ダイクロイックミラ - 13 を透過して集光レンズ 14 によって集光され、後

述する内視鏡ユニット200の照射光ファイバ21の端面21aに入射し、第2のレーザ光源12から射出された励起光L2は、光源ダイクロイックミラ-13によってほぼ直角に反射され励起光L1と同じ光路に導かれて照射光ファイバ21の端面21aに入射する。

【0022】内視鏡ユニット200は、屈曲自在な先端部201と光源ユニット100および撮像ユニット300が接続された操作部202とから構成され、先端部201から操作部202まで励起光を伝搬する照射光ファイバ21と、自家蛍光像Ijを伝搬するイメージファイバ22とがその内部に敷設されている。

【0023】光源ユニット100から射出され照射光ファイバ21の端面21aに入射した励起光L1および励起光L2（以後両者を総称して励起光Lと呼ぶ）は、照射光ファイバ21の内部を伝搬して端面21bから射出され照射レンズ23を通して生体組織1に照射される。

【0024】励起光Lが照射された生体組織1から発生した自家蛍光像Ijは、対物レンズ24によってイメージファイバ22の端面22cに結像され、イメージファイバ22を介して端面22dに伝搬される。このとき生体組織1に照射された励起光によって形成された励起光の像（以後、励起光像Irと呼ぶ）も対物レンズ24によってイメージファイバ22の端面22cに結像されイメージファイバ22を介して端面22dに伝搬される。

【0025】撮像ユニット300には、イメージファイバ22の端面22dに伝搬された自家蛍光像Ijを撮像する光学系と、励起光像Irを撮像する光学系とが光学系の一部分を共有して配設されている。

【0026】自家蛍光像Ijを撮像する光学系は、イメージファイバ22の端面22dに伝搬された像を高感度撮像器36上に結像する結像レンズ32、イメージファイバ22の端面22dと結像レンズ32との間に配設され405nmの波長の光を遮断する励起光カットフィルタ31、および結像レンズ32と高感度撮像器36との間に配設され532nm近傍の波長領域の光を反射し532nm近傍の波長領域以外の光を透過させる撮像ダイクロイックミラ-33により構成されており、自家蛍光像Ijは上記光学系を介して高感度撮像器36上に結像される。

【0027】なお、高感度撮像器36は、異なる波長領域の光を透過させる2種類の微小なフィルタの集合体であるオンチップモザイクフィルタ36aを高感度撮像素子36b上に密着し一体化したものである。

【0028】一方、励起光像Irを撮像する光学系は、励起光カットフィルタ31、結像レンズ32および撮像ダイクロイックミラ-33までの光路が自家蛍光像Ijを撮像する光学系の光路と共通であり、撮像ダイクロイックミラ-33に入射しほぼ垂直に反射された光は透過する光の強度を減衰させるNDフィルタ35を通して励起光撮像素子37上に結像される。

【0029】そして、高感度撮像器36上に結像された自家蛍光像Ijは、高感度撮像器36によって撮像され、電気的な信号に変換されて、さらに蛍光A/D変換器38によってデジタル信号に変換され蛍光画像データDkとして演算ユニット400に出力される。一方、励起光撮像素子37上に結像された励起光像Irは、励起光撮像素子37によって撮像され、電気的な信号に変換されて、さらに励起光A/D変換器39によってデジタル信号に変換され励起光画像データDrとして演算ユニット400に出力される。

【0030】ここで、撮像ユニット300が自家蛍光像Ijと励起光像Irとを撮像する場合について詳細を説明する。イメージファイバ22の端面22dに伝搬された光は、図2に示すように励起光L1が生体組織によって反射された波長405nmの反射励起光HL1、励起光L2が生体組織によって反射された波長532nmの反射励起光HL2、励起光L1の照射により生体組織1から発生した自家蛍光K1、および励起光L2の照射により生体組織1から発生した自家蛍光K2の波長領域の異なる4種類の光が重ね合わされたものである。

【0031】一方、図3に示すように、励起光カットフィルタ31は405nm以下の短波長側の波長領域の光を遮断し405nmを越える長波長側の波長領域f4の光を透過させ、撮像ダイクロイックミラ-33は532nm近傍の波長領域f3の光を反射し、532nm近傍より短波長側の波長領域f1および532nm近傍より長波長側の波長領域f2の光を透過させる。

【0032】そして、イメージファイバ22の端面22dに伝搬された上記4種類の光は、まずf4の波長領域の光のみを透過させる励起光カットフィルタ31を通過するときに、図4に示すように反射励起光HL1の光が除かれ、残りの3種類の光はそのまま直進して、撮像ダイクロイックミラ-33に入射し、図5に示すように反射励起光HL2を含む波長領域f3の光が反射され高感度撮像器36に向う光路から除かれる。そして、撮像ダイクロイックミラ-33を透過した波長領域f1およびf2の光は、オンチップモザイクフィルタ36aを通して高感度撮像器36上に結像され撮像される。

【0033】なお、オンチップモザイクフィルタ36aは、図6に示すような2種類の光透過特性fm1（532nm近傍より短波長側の光を透過する透過特性）およびfm2（532nm近傍より長波長側の光を透過する透過特性）を持った微小な画素フィルタFm1および画素フィルタFm2を高感度撮像器36の各画素に対応させて交互に備えた図7に示すようなモザイク状のフィルタである。そして、このオンチップモザイクフィルタ36aの画素フィルタFm1を透過する光は、図8に示すように532nmより短波長側の自家蛍光K1aのみとなり、画素フィルタFm2を透過する光は532nmより長波長側の自家蛍光K1bおよび自家蛍光K2とな

る。

【0034】一方、撮像ダイクロイックミラ-33によって反射され高感度撮像器36に向う光路から除かれた532nm近傍の図9に示す波長領域fm3の反射励起光HL2、自家蛍光K1およびK2の光は、NDフィルタ35によってその強度が減衰され、微弱な自家蛍光K1およびK2は励起光撮像素子37の検出感度以下の強度となり、反射励起光HL2は強度が減衰されて反射励起光HL3として励起光撮像素子37上に結像され撮像される。従って、励起光撮像素子37によって検出されるのは実質的に反射励起光HL3の強度のみとなる。

【0035】上記のようにして高感度撮像器36および励起光撮像素子37によって撮像されA/D変換された蛍光画像データDkおよび励起光画像データDrは、演算ユニット400に出力され、それぞれの画像データは蛍光画素区画変換器40aあるいは励起光画素区画変換器40bによって画像データとして扱うときの画素の構成が変換される。

【0036】すなわち、蛍光画像データDkに関しては、図10(a1)、(a2)および(a3)に示すように、蛍光画像データDkの4画素分を1つの区画(x, y)とし、この4画素からなる区画(x, y)の中の画素フィルタFm1が配置されている画素aと画素bとの2画素分の検出値の和を画素位置(X, Y)における蛍光V画像データDK1(X, Y)の値として変換し、画素フィルタFm2が配置されている画素cと画素dとの2画素分の検出値の和を画素位置(X, Y)における蛍光W画像データDK2(X, Y)の値として変換する。一方、励起光画像データDrに関しては、励起光画像データDrの4画素分を1つの区画(x, y)とし、この4画素からなる区画(x, y)の4画素分の検出値の和の値を画素位置(X, Y)における励起光U画像データDR(X, Y)の値として変換する。従って、これらの変換を全ての画素について行くと蛍光V画像データDK1、蛍光W画像データDK2および励起光U画像データDRの各画像データを構成する画素数は、変換前の画像データの画素数の1/4に減少する。そして、これらの画像データはそれぞれ蛍光V画像メモリ41v、蛍光W画像メモリ41wおよび励起光U画像メモリ41uに記憶される。

【0037】次に、蛍光V画像データDK1および蛍光W画像データDK2は、第1の識別器42aに入力され、蛍光V画像データDK1の各画素の値をこれらの画素に対応する蛍光W画像データDK2の各画素の値で除算する演算が行なわれる。これらの演算によって求められた各画素に対応する値は予め第1の識別器42aに記憶されている正常組織と病変組織とを識別する第1の識別値Q1と比較され正常組織と識別された画素の値には1、病変組織と判定された画素の値には0が割り当てられ2値化されて第1の識別画像データDH1の値が求め

られる。

【0038】他方、第2の識別器42bには蛍光V画像データDK1、蛍光W画像データDK2および励起光U画像データDRが入力され、対応するそれぞれの画素間において蛍光V画像データDK1の値と蛍光W画像データDK2の値との和の値を励起光U画像データDRの値で除算し、それぞれの画素について蛍光収率が求められる。これらの蛍光収率の値は予め第2の識別器42bに記憶されている正常組織と病変組織とを識別する第2の識別値Q2と比較され、正常組織と判定された画素の値には1、病変組織と判定された画素の値には0が割り当てられ2値化されて第2の識別画像データDH2の値が求められる。

【0039】ここで、演算ユニット400によって行なわれる演算の詳細について説明する。第1の識別器42aによって行われる演算は、従来から行なわれている緑色の波長領域の自家蛍光の強度を赤色の波長領域の自家蛍光の強度で除算する方式に相当するものである。400nm近傍の波長領域の励起光のみの照射により発生する自家蛍光は480nm近傍に最大値を持ち600nmを越える長波長側の波長領域の強度は低くなり、特に正常組織に比して発生する自家蛍光の強度が低い病変組織においては、図11に示すように600nmを越える長波長側の波長領域frの強度が特に微弱になるため、この病変組織の自家蛍光から検出された強度値に含まれるノイズの割合は大きくなる。従って、480nm近傍の波長領域から得られたの自家蛍光の強度値を、600nmを越える長波長側の波長領域から得られた自家蛍光の強度値によって除算すると演算結果に大きな誤差を生じることがある。

【0040】しかし、400nm近傍の波長領域の励起光に加えて、中間波長帯の532nmの励起光L2を照射することにより、図12に示すように長波長側の波長領域の自家蛍光の発光強度を高めることができ、波長領域frから検出された自家蛍光の強度値に含まれるノイズの割合は相対的に少なくなるので除算結果に大きな誤差を生じることはない。

【0041】なお、この長波長側の波長領域frの自家蛍光の強度は、図12に示すように生体組織の病変が進むにつれ高くなるので、正常組織から発生する自家蛍光について上記除算を行なって得られた値と、病変組織から発生する自家蛍光について上記除算を行なって得られた値との差は、病変組織の病変が進むに従って大きくなり、正常組織と病変組織との識別を行なうのにさらに有利になる。

【0042】また、第2の識別器42bによって行なわれる蛍光収率の演算は、高感度撮像器36によって検出された蛍光K1aの強度値と、蛍光K1bの強度値と、蛍光K2の強度値との和の値を、励起光撮像素子37によって検出された反射励起光HL3の強度値によって除

算するものである。

【0043】なお、この蛍光収率は、本来生体組織の診断部位に照射される励起光の強度と、この励起光の照射により生体組織の診断部位から発生する自家蛍光の強度との比率として求められる値であるが、生体組織に照射される励起光の強度を直接検出することは難しいので、この励起光の反射強度または反射強度の一部を一定の割合で減衰させた強度によって代用することにより求めることができる。

【0044】さらに、生体組織は400nm近傍の波長領域の光を吸収し、その吸収率は生体組織の組織性状によっても変化するので、400nm近傍の波長の励起光の反射光を用いて求められた蛍光収率の値には誤差が含まれることになるが、この生体組織による励起光の吸収は長波長側になるほど少なくなり、532nmの中間波長帯の波長領域においては生体組織に吸収される励起光の光量は十分少なくなる。従って、532nmの第2の励起光L2が生体組織によって反射され減衰された反射励起光HL3の強度によって、生体組織を照射する第1の励起光L1および第2の励起光L2の照射強度を代用することにより生体組織が励起光を吸収することにより生じる誤差を小さくすることができ、生体組織の各部位で求められた各蛍光収率の値を第2の識別値Q2とより正確に比較することができる。

【0045】このようにして求められた、第1の識別画像データDH1と第2の識別画像データDH2とは、総合識別器43に入力され、総合識別器43によってこれらの2つの画像データ間の論理和が取られて総合識別画像データDDHが求められる。すなわち、識別画像データDH1の値および識別画像データDH2の値が共に1となる画素に対応する生体組織の部位が正常組織として識別され、それ以外の値が0に割り当てられた画素に対応する部位は病変組織として識別される。このことにより、病変組織を誤って正常組織と識別する可能性が大幅に減少する。

【0046】総合識別器43によって求められた総合識別画像データDDHはビデオ信号処理回路44に入力され、ビデオ信号に変換されて生体組織の撮像部位が正常組織と病変組織とに識別され、表示部50によって表示される。

【0047】なお、上記2つの励起光の波長領域を、450nm以下、および500nm以上かつ600nm以下の波長領域とすることにより、正常組織と病変組織とを識別するのに重要な480nm近傍および600nmを越える波長領域の自家蛍光の検出を妨げることなく長波長側の波長領域の自家蛍光の発光強度を高めることができるので正常組織と病変組織とをより正確に識別することができる。

【0048】また、上記実施の形態のように2種類の励起光を同一射出点から生体組織に向かって照射することに

*より、異なる射出点から励起光を射出して生体組織を照射する場合に比べて、自家蛍光の強度の検出誤差が少なくなる。すなわち、図13に示すように生体組織1の部位Bを異なる位置から診断した場合に、2種類の励起光が異なる射出点P1およびP2から射出されると、2種類の励起光E1およびE2が部位Bを照射する距離の差 $U1 - U1$ および $U2 - U2$ あるいは角度の差 $1 - 1$ および $2 - 2$ は一定せず、2種類の励起光の照射強度の比率を常に一定に保つことはできない。しかし、2種類の励起光を同じ射出点から射出すれば、励起光が生体組織を照射する距離および角度が一致するので、これらの励起光の照射により生体組織から発生するそれぞれの自家蛍光の強度の比率も一定となり、同じ診断部位を異なる位置から診断した場合に生じる検出誤差の影響を除くことができる。

【0049】また、上記実施例においては、蛍光収率は蛍光の特徴量として求める例を示したが、蛍光収率あるいは蛍光の強度そのものを特徴量として求める場合についても上記実施例と同様の方式を適用することができる。

【0050】上記のように本発明によれば、励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光の長波長側の波長領域の発光強度を高めることにより、生体の組織性状の違いをより正確に診断することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態による蛍光診断装置の概略構成図

【図2】励起光の波長領域と励起光の照射により発生する自家蛍光の強度を示す図

【図3】励起光カットフィルタおよび撮像ダイクロイックミラー透過波長領域を示す図

【図4】励起光カットフィルタを通過した直後の光の構成を示す図

【図5】撮像ダイクロイックミラーを通過した直後の光の構成を示す図

【図6】オンチップモザイクフィルタ透過波長領域を示す図

【図7】オンチップモザイクフィルタの構造を示す図

【図8】高感度撮像素子によって検出された自家蛍光の波長領域を示す図

【図9】励起光撮像素子によって検出された励起光の波長領域を示す図

【図10】画像データの画素の変換内容を示す図

【図11】病変組織から発生する自家蛍光を示す図

【図12】中間波長帯の励起光を照射することにより病変組織から発生する自家蛍光の長波長領域の強度を高めたことを示す図

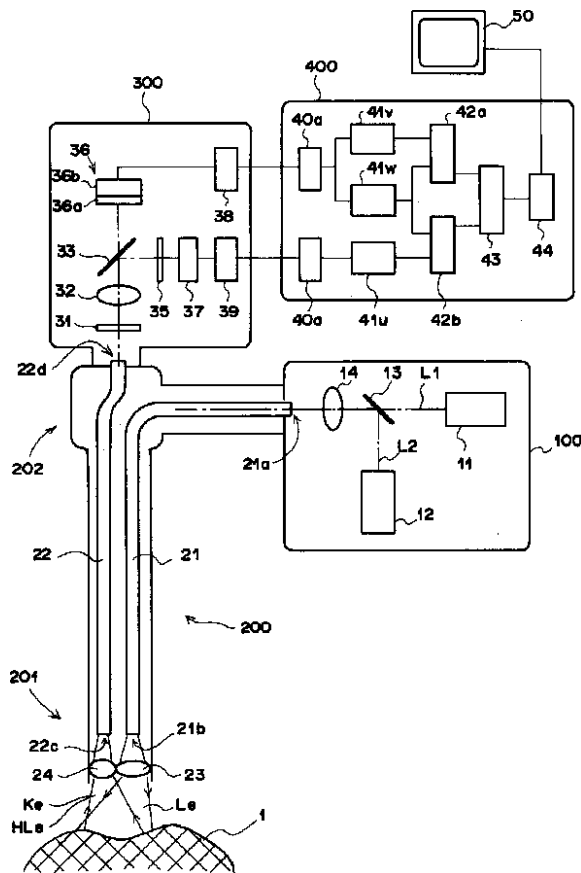
【図13】異なる光路から射出された励起光で生体組織の同一部位を診断するときに発生する距離および角度の誤差を示す図

【符号の説明】

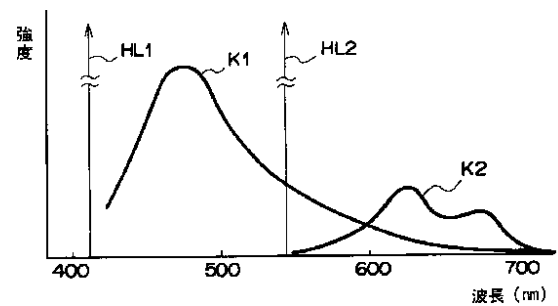
- 1 生体組織
 11 第1のレーザ光源
 12 第2のレーザ光源
 13 光源ダイクロイックミラ -
 14 集光レンズ
 21 照射光ファイバ
 21a 照射光ファイバの端面
 21b 照射光ファイバの端面
 22 イメージファイバ
 22c イメージファイバの端面
 22d イメージファイバの端面
 23 照射レンズ
 24 対物レンズ
 31 励起光カットフィルタ
 32 結像レンズ
 33 撮像ダイクロイックミラ -
 35 NDフィルタ
 36 高感度撮像器
 36a オンチップモザイクフィルタ

- *36b 高感度撮像素子
 37 励起光撮像素子
 38 蛍光A/D変換器
 39 励起光A/D変換器
 40a 蛍光画素区画変換器
 40b 励起光画素区画変換器
 41v 蛍光V画像メモリ
 41w 蛍光W画像メモリ
 41u 励起光U画像メモリ
 10 42a 第1の識別器
 42b 第2の識別器
 43 総合識別器
 44 ビデオ信号処理回路
 50 表示部
 100 光源ユニット
 200 内視鏡ユニット
 201 先端部
 202 操作部
 300 撮像ユニット
 *20 400 演算ユニット

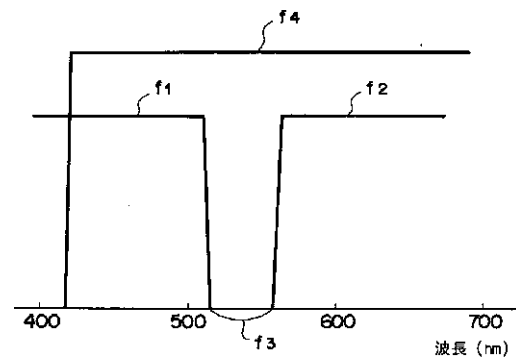
【図1】



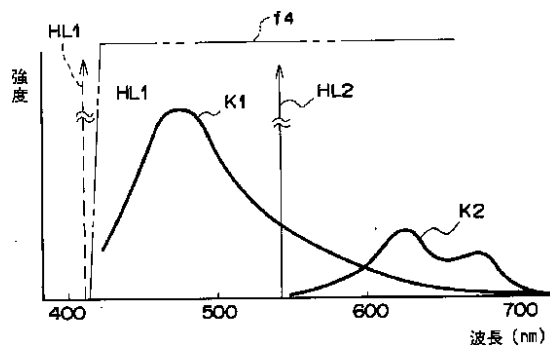
【図2】



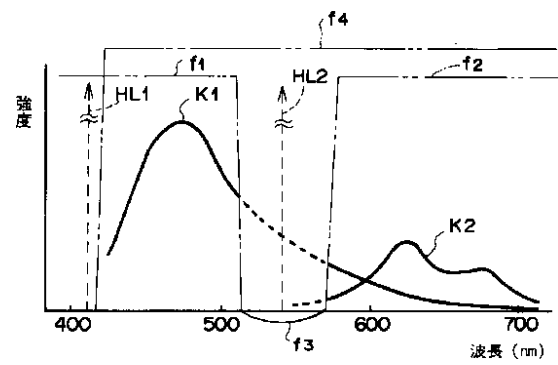
【図3】



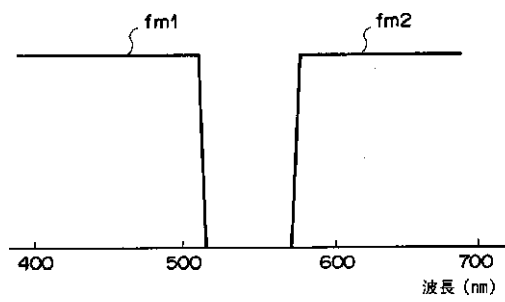
【図4】



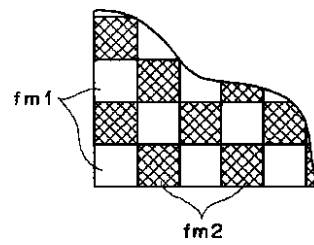
【図5】



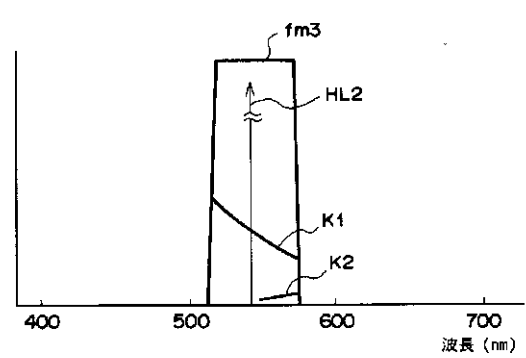
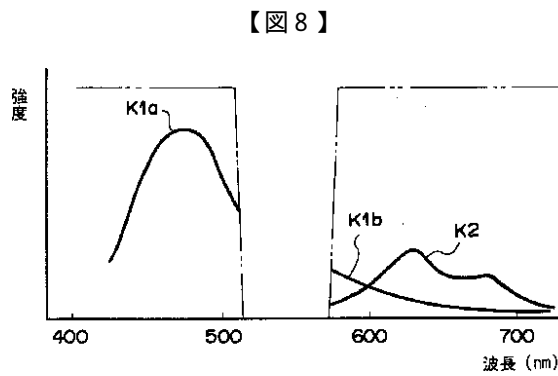
【図6】



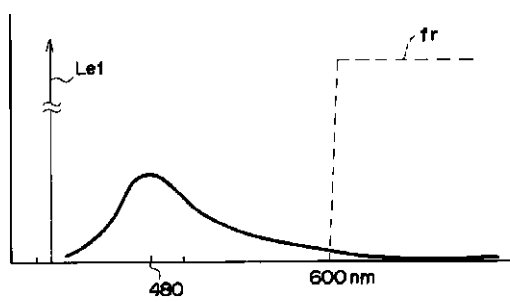
【図7】



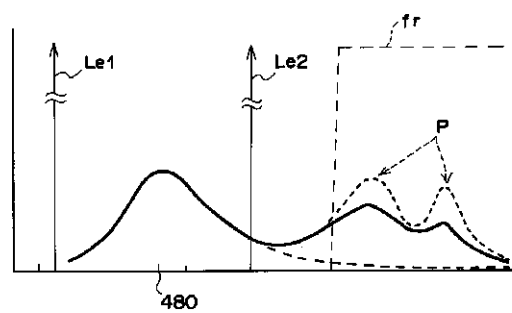
【図9】



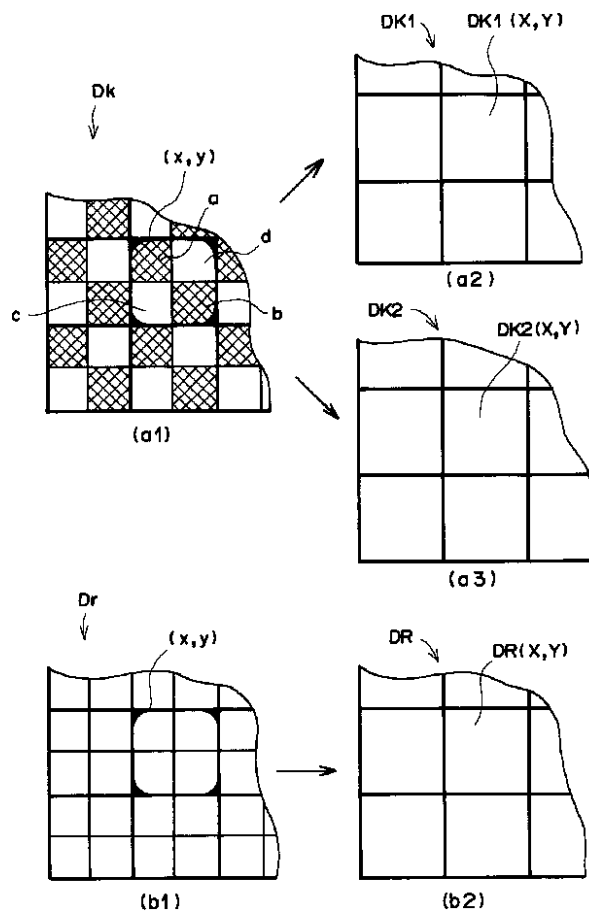
【図11】



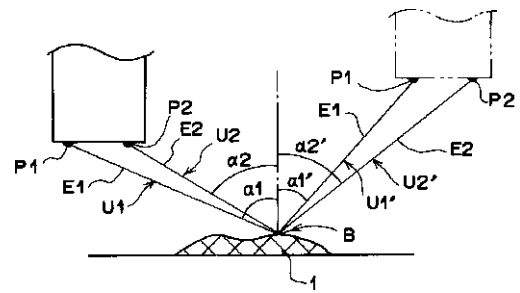
【図12】



【図10】



【図13】



专利名称(译)	荧光诊断装置		
公开(公告)号	JP2001198079A	公开(公告)日	2001-07-24
申请号	JP2000009639	申请日	2000-01-19
[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	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/26.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.615 G01N21/64.Z		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA01 2H040/CA09 2H040/GA01 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ17 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA05 2G043/NA06 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了提高荧光诊断装置的诊断性能，该荧光诊断装置通过照射激发光来检测从活体组织产生的自发荧光以进行诊断。 解决方案：用于在活体组织1中产生自发荧光的第一激发光L1和通过激发光的照射在活体组织1产生的自发荧光的波长区域的中间波长带内的波长的第二激发光。从内窥镜单元200同时发射L2和L2以照射生物组织1。通过这两个激发光的照射从生物组织1产生的自发荧光由成像单元300经由内窥镜单元200检测，并且由计算单元400基于检测到的自发荧光的强度进行计算。 要做。

