

(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 - 10969

(P2002 - 10969A)

(43)公開日 平成14年1月15日(2002.1.15)

(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 G 0 4 3
1/04	370	1/04	370 4 C 0 6 1
G 0 1 N 21/64		G 0 1 N 21/64	Z

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 116804(P2001 - 116804)

(22)出願日 平成13年4月16日(2001.4.16)

(31)優先権主張番号 特願2000 - 122159(P2000 - 122159)

(32)優先日 平成12年4月24日(2000.4.24)

(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 袴田 和男

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)

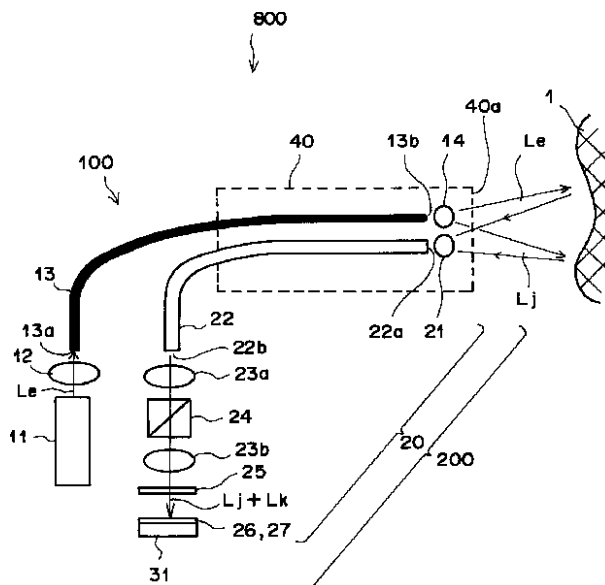
F タ-ム (参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 FA01
FA05 HA01 HA05 JA03 KA03
LA03 MA01 NA01 NA06
4C061 AA00 BB01 CC04 CC06 DD00
JJ01 JJ15 LL01 QQ04

(54)【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 蛍光内視鏡装置において、生体組織から発生した自家蛍光を伝播する光学要素から生じるノイズとなる蛍光を減少させ正常組織と病変組織とを正確に識別する。

【解決手段】 生体組織 1 に励起光 L_e を照射する励起光照射部 100 と、該励起光の照射を受けて生体組織 1 から発生した自家蛍光 L_j を伝播する光学要素 20 およびこの光学要素 20 によって伝播された自家蛍光 L_j を撮像する撮像素子 31 から構成される撮像部 200 とを備えた蛍光内視鏡装置 800 において、光学要素 20 を正常組織蛍光強度 K 光学要素蛍光強度 $B \times 10^{-4}$ の条件を満足するように構成する。



【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、該励起光の照射を受けて前記生体組織から発生した自家蛍光を伝播する光学要素および該光学要素によって伝播された前記自家蛍光を撮像する撮像素子から構成される撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、前記光学要素が、前記生体組織の正常組織から発生した前記自家蛍光を該光学要素を通して前記撮像素子によって受光した正常組織蛍光強度 K と、前記励起光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射励起光が前記光学要素中を伝播するときに該光学要素から発生した蛍光を前記撮像素子によって受光した光学要素蛍光強度 B とが $K = B \times 10^4$ を満足するように構成されたものであることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】 前記光学要素が前記励起光を選択的に遮断する励起光カットフィルタを備え、該励起光カットフィルタが、光学ガラス板と該光学ガラス板上に形成された誘電体多層膜とを備えた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。

【請求項 3】 前記誘電体多層膜と前記生体組織との間に配置された前記自家蛍光を透過させる光学要素のうち少なくとも 1 つが下記条件式を満足する性能を有するものであることを特徴とする請求項 2 記載の蛍光内視鏡装置。

$$\lambda_{ex} > \lambda_{80} + (8/15) \times (\lambda_{80} - \lambda_{05})$$

ただし、

λ_{ex} : 励起光の波長

λ_{80} : 光学要素の分光透過率を測定したときに透過率 80% を示す波長

λ_{05} : 光学要素の分光透過率を測定したときに透過率 5% を示す波長

【請求項 4】 前記励起光の波長が 445 nm 以下であることを特徴とする請求項 3 記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】 前記励起光の光源が、GaIn 半導体レーザ、水銀ランプ、キセノンランプまたはメタルハライドランプであることを特徴とする請求項 4 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、励起光の照射を受けた生体組織から発生する生体の組織性状を表す自家蛍光を画像として撮像する蛍光内視鏡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から発生する極微弱な蛍光を検出し、この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蛍光内視鏡装置が研究されている。

【0003】例えば、自家蛍光を利用した癌診断の *in vitro* における研究では、330 ~ 450 nm に

亘る広い波長領域中の特定のいくつかの波長を持つ光を励起光として用いることにより正常組織と癌組織との識別を行うことが可能であることが示されている。

【0004】このように紫外から可視光に亘る短波長領域の波長を持つ光を励起光として用いると、励起光を射出する励起光照射部を構成する光学要素中を励起光が伝播するときにこの光学要素から蛍光が発生する。そして、励起光の波長が短くなるほどこの光学要素から発生する蛍光の強度は高くなる。このため、励起光照射部を構成する光学要素には励起光を伝播させるときに蛍光の発生が少ない石英等の無蛍光材料が使用される場合がある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、励起光照射部を構成する光学要素の材料として石英等の無蛍光材料を用い、発生する蛍光を減少させる対策が施されるようになると、励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光による像（以後自家蛍光像 Z_j と呼ぶ）を撮像する撮像部からも自家蛍光と同じ波長領域を含む蛍光が発生することが解ってきた。すなわち、生体組織に照射された励起光の反射光が撮像部に入射し、この撮像部に入射した反射励起光によって、撮像部に含まれる自家蛍光を伝播する光学要素を形成する成分（例えば多成分硝子に含まれる成分や色フィルタに含まれる有機材料成分）が励起され蛍光が発生していることが検出されるようになってきた。そして、この光学要素から発生する蛍光が、撮像部に入射した生体の組織性状を表す自家蛍光にノイズとして混入しノイズを多く含んだ自家蛍光像として撮像されることがある。

【0006】例えばイメージファイバによって自家蛍光像を伝播するファイバ内視鏡においては対物レンズおよびイメージファイバから発生する蛍光の強度が生体の正常組織から発生する自家蛍光の強度の 0.8 ~ 0.9 倍の値として検出されることもあり、さらに同じ強度の励起光の照射を受けた正常組織の約 1/10 の強度で発光する病変組織を表す自家蛍光は、上記対物レンズおよびイメージファイバから発生するノイズとなる蛍光に埋もれてしまい病変組織であるはずの観察部位が疑陰性として診断されることがある。

【0007】また、蛍光内視鏡装置による通常の観察範囲は、内視鏡先端部から 5 mm 離れた近点から 50 mm 離れた遠点までの範囲であり、内視鏡先端部から 50 mm 離れた遠点に位置する生体組織が内視鏡先端部からの励起光 L_e の照射を受け、この励起光 L_e の照射を受けて前記生体組織から発生した自家蛍光を光学要素を通して撮像素子によって受光するときに、前記励起光 L_e が前記内視鏡先端部から 5 mm 離れた近点に位置する生体組織によって反射され、この反射励起光 L_h が光学要素中を伝播するときにこの光学要素から発生するノイズとなる蛍光が前記自家蛍光と共に撮像素子によって受光さ

れ、S/Nが最も低くなる観察条件となっても（すなわち、限界観察条件となっても）、生体組織の組織性状を正確に識別できることが望まれる。

【0008】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、生体組織から発生した自家蛍光を伝播する光学要素から生じるノイズとなる蛍光を減少させ正常組織と病変組織との差異を正確に識別する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。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明の蛍光内視鏡装置は、生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、該励起光の照射を受けて前記生体組織から発生した自家蛍光を伝播する光学要素および該光学要素によって伝播された前記自家蛍光を撮像する撮像素子から構成される撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、前記光学要素が、前記生体組織の正常組織から発生した前記自家蛍光を該光学要素を通して前記撮像素子によって受光した正常組織蛍光強度Kと、前記励起光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射励起光が前記光学要素中を伝播するとき該光学要素から発生した蛍光を前記撮像素子によって受光した光学要素蛍光強度Bとが $B \times 10^4$ を満足するように構成されたものであることを特徴とする。

【0010】なお、正常組織蛍光強度Kおよび光学要素蛍光強度Bは以下のようにして測定される値である。

【0011】図1(a)に示すように、全ての領域が正常な生体組織1に励起光Leを照射することによりこの生体組織1から発生した自家蛍光Ljは、励起光を略100%カットする励起光カットフィルタ2aと結像光学系2bとから構成される光学要素2を透過し撮像素子3によって受光される。一方、上記励起光Leの照射を受けた生体組織1によって反射された反射励起光Lhは、結像光学系2bに入射する前に励起光カットフィルタ2aによって略100%遮断される。このとき撮像素子3によって受光された自家蛍光Ljの単位面積当たりの強度が正常組織蛍光強度Kとなる。

【0012】上記光学要素2を構成する励起光カットフィルタ2aと結像光学系2bとの位置を交換し、図1(b)に示すように励起光カットフィルタ2aを撮像素子3と結像光学系2bとの間に配置し、上記生体組織1に励起光Leを照射すると、この励起光Leの照射を受けた生体組織1から発生した自家蛍光Ljは光学要素2を透過し撮像素子3によって受光され、一方上記励起光Leの照射を受けた生体組織1によって反射された反射励起光Lhが結像光学系2bに入射すると、結像光学系2bを形成する成分が反射励起光Lhによって励起され蛍光Lkを発生する。その後、反射励起光Lhは結像光学系2bを透過し、撮像素子3に入射する前に励起光カットフィルタ2aによって略100%遮断されるが、上記結像光学系2bから発生した蛍光Lkは自家蛍光Lj

と同じ波長領域の光を含むので励起光カットフィルタ2aを透過し撮像素子3によって受光される。

【0013】このとき撮像素子3によって受光された自家蛍光Ljと蛍光Lkとの積算値の単位面積当たりの強度を積算蛍光強度Xとすると、積算蛍光強度X - 正常組織蛍光強度Kによって算出される値が、光学要素2から発生し撮像素子3によって受光された蛍光Lkの単位面積当たりの強度を表す光学要素蛍光強度Bとなる。

【0014】前記光学要素は前記励起光を選択的に遮断する励起光カットフィルタを備え、この励起光カットフィルタは、光学ガラス板とこの光学ガラス板上に形成された誘電体多層膜とを備えたものとしてすることができる。

【0015】前記誘電体多層膜と前記生体組織との間に配置された前記自家蛍光を透過させる光学要素のうち少なくとも1つは、下記条件式を満足する性能を有するものとして好ましい。

【0016】

$$\lambda_{ex} > \lambda_{80} + (8/15) \times (\lambda_{80} - \lambda_{05})$$

ただし、

λ_{ex} : 励起光の波長

λ_{80} : 光学要素の分光透過率を測定したときに透過率80%を示す波長

λ_{05} : 光学要素の分光透過率を測定したときに透過率5%を示す波長

前記励起光の波長は445nm以下であることであることが好ましい。

【0017】前記励起光の光源は、GaN半導体レーザー、水銀ランプ、キセノンランプまたはメタルハライドランプとすることができる。

【0018】なお、前記光学要素とは、励起光が透過されたり、反射されたりする可能性のある要素を全て含むものであり、レンズやプリズムや光ファイバのみならず、これらの部品等を支持する鏡筒等の支持部材、あるいは上記部品や支持部材等の固定や貼り合わせに用いられる接着剤等をも含むものを意味するものである。

【0019】

【発明の効果】本発明の蛍光内視鏡装置によれば、励起光の照射を受けた生体組織から発生した自家蛍光を撮像するにあたり、正常組織蛍光強度Kと、光学要素蛍光強度Bとが $B \times 10^4$ を満足するように光学要素を構成するようにしたので、蛍光内視鏡装置において想定される観察条件の中で最もノイズを多く含む条件である前記限界観察条件においても、正常組織と病変組織との差異を正確に識別することができる。

【0020】例えば、図2に示すように、内視鏡先端部40の端面40aから励起光Leを照射し、この端面40aから50mm離れた遠点P1に位置する生体組織1の正常組織から発生する自家蛍光Ljを光学要素2を通して撮像素子3によって受光したときの単位面積当たりの強度である遠点自家蛍光強度Fjの値を $Fj = 100$

とする。一方、前記励起光 L_e が前記端面 40a から 50 mm 離れた遠点 P2 に位置する生体組織 1 によって反射された反射励起光 L_h が光学要素 2 を伝播するときに光学要素 2 を形成する成分が励起されることにより発生した蛍光 L_k を撮像素子 3 によって受光したときの単位面積あたりの強度である遠点光学要素蛍光強度 F_k は、遠点自家蛍光強度 F_j の $1/1 \times 10^4$ 以下となるので、 $F_k = 0.01$ となる。そして、前記励起光 L_e が前記端面 40a から 5 mm 離れた近点 P3 に位置する生体組織によって反射された反射励起光 L_h が光学要素 2

を伝播するときに光学要素 2 から発生した蛍光 L_k を撮像素子 3 によって受光したときの単位面積あたりの強度である近点光学要素蛍光強度 C_k は、前記遠点 P2 において励起光 L_e が反射された遠点光学要素蛍光強度 F_k の略 100 倍となるので（端面 40a から照射された励起光 L_e が生体組織によって反射される位置までの距離が $1/10$ となり反射励起光 L_h の強度が 100 倍となるので）、近点光学要素蛍光強度 C_k の値は 1 以下となる。ただし、励起光 L_e の生体組織による反射率は略 1 とする。

【0021】従って、遠点に位置する観察対象となる生体組織から発生した自家蛍光に、近点の生体組織によって反射された反射励起光を入射した光学要素から発生するノイズとなる蛍光が混入する限界観察条件下において、観察対象となる生体組織が正常組織であった場合には、この生体組織から発生する自家蛍光 L_j に対する光学要素 2 から発生するノイズとなる蛍光 L_k の強度比 C_k/F_j は $1/100$ 以下となり、観察対象となる生体組織が病変組織であった場合には、この生体組織から発生する自家蛍光 L_j に対する光学要素 2 から発生する

ノイズとなる蛍光 L_k の強度比は $1/10$ 以下となるので、生体の組織性状を表す自家蛍光が光学要素から発生するノイズとなる蛍光に埋もれることなく観察を行うことができ、正常組織と病変組織との差異を正確に識別することができる。

【0022】また、前記光学要素を、前記励起光を選択的に遮断する励起光カットフィルタを備えたものとし、この励起光カットフィルタを、光学ガラス板と該光学ガラス板上に形成された誘電体多層膜とを備えたものとすれば、装置をより容易な構成とすることができる。

【0023】また、前記誘電体多層膜と前記生体組織との間に配置された前記自家蛍光を透過させる光学要素のうち少なくとも 1 つを、下記条件式を満足する性能を有するものとすれば、ノイズとなる光学要素からの蛍光の発生をより確実に抑制することができる。

【0024】

$$\lambda_{ex} > \lambda_{80} + (8/15) \times (\lambda_{80} - \lambda_{05})$$

ただし、

λ_{ex} : 励起光の波長

λ_{80} : 光学要素の分光透過率を測定したときに透過

率 80 % を示す波長

λ_{05} : 光学要素の分光透過率を測定したときに透過率 5 % を示す波長

前記励起光の波長を 445 nm 以下とすれば、生体組織からより確実に自家蛍光を発生させることができる。

【0025】前記励起光の光源を、GaN 半導体レーザ、水銀ランプ、キセノンランプまたはメタルハライドランプとすれば 445 nm 以下の波長の励起光をより容易に得ることができる。

【0026】

【発明の実施の形態】以下、本発明の蛍光内視鏡装置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 は本発明を適用したファイバー内視鏡装置 800 の第 1 の実施の形態の概略構成を示す図である。

【0027】第 1 の実施の形態によるファイバー蛍光内視鏡装置 800 は、励起光 L_e を生体組織 1 に照射する励起光照射部 100、励起光 L_e の照射を受けた生体組織 1 から発生した自家蛍光 L_j を伝播する光学要素 20 と光学要素 20 によって伝播された自家蛍光 L_j を撮像する撮像素子 31 とからなる撮像部 200 から構成されている。

【0028】励起光照射部 100 には、励起光 L_e (励起光の波長 $\lambda_{ex} = 410 \text{ nm}$) を発生する GaN 半導体レーザ、水銀ランプ、キセノンランプまたはメタルハライドランプ等を備えた励起光光源 11、励起光光源 11 から射出された励起光 L_e を集光する集光レンズ 12、集光レンズ 12 によって集光された励起光 L_e をその入射端面 13a から入射し射出端面 13b に伝播して射出するライトガイド 13 およびライトガイド 13 の射出端面 13b から射出された励起光 L_e を生体組織 1 に照射する照射レンズ 14 が配設されている。なお励起光の波長 λ_{ex} は必ずしも 410 nm でなくてもよいが、445 nm 以下であることが好ましい。

【0029】光学要素 20 には、励起光 L_e の照射を受けて生体組織 1 から発生した波長 435 nm から 700 nm に亘る自家蛍光 L_j を入射し、後述するイメージファイバ 22 の入射端面 22a に生体組織の組織性状を表す自家蛍光像 Z_j として結像させる対物レンズ 21、入射端面 22a に結像された自家蛍光像 Z_j をその射出端面 22b に伝播するイメージファイバ 22、イメージファイバの射出端面 22b に伝播された自家蛍光像 Z_j を撮像素子 31 の受光面に結像させるリレーレンズ 23a とリレーレンズ 23b、リレーレンズ 23a とリレーレンズ 23b との間に配され特定の波長領域の光を透過および反射し分光するダイクロイックミラー 24、リレーレンズ 23b と撮像素子 31 との間に配され 410 nm の光、すなわち励起光 L_e を選択的に遮断する、光学ガラス板とこの光学ガラス板上に形成された誘電体多層膜等からなる励起光カットフィルタ 25、撮像素子 31 上にオンチップ実装され入射される光を撮像素子 31 の各

受光画素上に集光させる有機材料によって形成されたマイクロレンズアレイ 26 および撮像素子 31 の各受光画素によって受光される光を各画素ごとに特定の波長領域に分光する有機材料によって形成されたモザイクフィルタ 27 が配設されている。

【0030】そして、励起光 L_e の照射を受けた生体組織 1 の正常組織から発生した自家蛍光 L_j が光学要素 20 を通して撮像素子 31 によって受光される平均強度すなわち正常組織蛍光強度 K と、上記励起光 L_e の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射励起光 L_h が光学要素 20 中を伝播するときこの光学要素 20 から発生した蛍光が撮像素子 31 によって受光される平均強度すなわち光学要素蛍光強度 B とが条件式 $K = B \times 10^4$ を満足するように前記光学要素 20 を構成する材料が選択されている。

【0031】なお、自家蛍光を透過させる光学要素は以下のような性能を有する材料の中から選択して定めることができる。光学素子の部材（硝材）の性能を示す指標として着色度があり、この着色度は光の吸収率が急激に増大する波長領域を示すものである。この着色度に基づいて、励起光の照射により光学部材から発生する蛍光の有無を推定することができる。自家蛍光を透過させる光学系として複数の光学要素を有する光学系を用いる場合には、少なくともこれら複数の光学要素の中で特に光学系全体の透過特性への影響が大きい（すなわち、透過率を大きく低下させる）光学要素について、励起光の照射によって発生する蛍光の有無を着色度に基づいて確認し*

$$\begin{aligned}\lambda_{200} &= \lambda_{80} + (4/15) \times (\lambda_{80} - \lambda_{05}) + \\ &\quad (4/15) \times (\lambda_{80} - \lambda_{05}) \\ &= \lambda_{80} + (8/15) \times (\lambda_{80} - \lambda_{05})\end{aligned}$$

この波長 λ_{200} が励起光の波長 λ_{ex} より小さくなるように（すなわち $\lambda_{ex} > \lambda_{200}$ となるように）、光学素子の部材（硝材）を選択することにより、波長 λ_{ex} の励起光が照射された場合における上記光学要素からの蛍光の発生を抑制することができる。

【0035】なお、ライトガイド 13 の一部分、照射レンズ 14、対物レンズ 21 およびイメージファイバ 22 の一部分を含む、図 3 の中に破線で示される内視鏡先端部 40 は生体組織の診断を行うときに生体内に挿入される。

【0036】次に、第 1 の実施の形態における作用について説明する。

【0037】励起光光源 11 から射出された励起光 L_e は集光レンズ 12、ライトガイド 13 および照射レンズ 14 を通して生体組織 1 に照射される。この励起光 L_e の照射を受けて生体組織 1 から発生した自家蛍光 L_j は対物レンズ 21 によってイメージファイバの入射端面 22a に自家蛍光像 Z_j として結像されイメージファイバ 22 の他端の射出端面 22b に伝播される。イメージファイバの射出端面 22b に伝播された自家蛍光像 Z_j は

*ておくことが好ましい。

【0032】上記着色度について以下に説明する。通常の硝材においては、吸収端（紫外光から可視光にかけての波長領域）より長波長側の波長領域での光の吸収はほとんど認められず、硝材の分光透過率を測定したときに透過率 80% を示す波長 λ_{80} と透過率 5% を示す波長 λ_{05} を用いてその分光透過特性を簡便に示すことができ、この 2 つの波長 λ_{80} と λ_{05} を用いて着色度が定められる。より具体的には、 $10\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ の厚さに研磨された硝材を用いて、280nm から 700nm に亘る波長領域の分光透過率（反射損失を含む）を測定し、透過率が 80% および 5% となる波長を 10nm 単位で表示したものが着色度であり、例えば透過率 80% を示す波長が 398nm で、透過率 5% を示す波長が 362nm の硝材の着色度は 40/36 として示される。

【0033】次に、図 6 を参照し、この着色度で示される λ_{80} と λ_{05} の値を用いて光学素子の部材（硝材）からの蛍光の発生の有無を推定する方法を示す。まず、 λ_{80} と λ_{05} とからこの硝材の透過率が 100% となる波長 λ_{100} を以下のように計算して求める。

【0034】

$\lambda_{100} = (4/15) \times (\lambda_{80} - \lambda_{05})$
このようにして求めた λ_{100} の波長では若干の吸収があるのでマージンとして $(4/15) \times (\lambda_{80} - \lambda_{05})$ を λ_{100} に加算することにより、ほぼ光の吸収がなくなる波長 λ_{200} が求められる。すなわち、

リレーレンズ 23a およびリレーレンズ 23b によって撮像素子 31 の受光面に結像されるが、この光路において、ダイクロミックミラー 24 によって自家蛍光 L_j から特定の波長領域の光が抽出され、撮像素子 31 の各受光画素近傍に入射する自家蛍光 L_j はマイクロレンズアレイ 26 によって各受光画素に集光され、モザイクフィルタ 27 によって各画素毎に分光される。また、自家蛍光 L_j と共に光学要素 20 に入射した反射励起光 L_h は励起光カットフィルタ 25 によって遮断される。そして、撮像素子 31 の受光面に結像された自家蛍光像 Z_j は撮像素子 31 によって撮像される。

【0038】ここで、生体組織 1 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L_j の強度と、生体組織 1 によって反射された反射励起光 L_h が光学要素 20 中を伝播するとき光学要素 20 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する蛍光 L_k の強度との関係について説明する。

【0039】励起光 L_e の照射を受けた遠点に位置する生体組織 1 の正常組織から発生し、光学要素 20 中を伝播して撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L_j の

受光面における単位面積あたりの強度値を 100 とすると、励起光 L e の照射を受けた遠点に位置する生体組織 1 の癌組織から発生し光学要素 20 中を伝播して撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L j の受光面における単位面積あたりの強度値は 10 となり、励起光 L e の照射を受けた近点に位置する生体組織 1 によって反射された反射励起光 L h が光学要素 20 中を伝播するときに光学要素 20 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する蛍光 L k の受光面における単位面積あたりの強度値は 1 以下となるので、ノイズとして自家蛍光 L j に混入する光学要素 20 から発生する蛍光 L k の強度を小さく抑えることができ、前記限界観察条件下においても正常組織と癌組織との相異を正確に識別することが可能な自家蛍光像 Z j を撮像素子 31 によって撮像することができる。

【0040】つまり、光学要素 20 を構成する部品の中で励起光カットフィルタ 25 より先に反射励起光 L h が入射される対物レンズ 21、イメージファイバ 22、リレーレンズ 23 a、ダイクロイックミラー 24 およびリレーレンズ 23 b は反射励起光 L h が伝播しても蛍光 L k の発生が少ない材料によって形成し、反射励起光 L h の伝播によって蛍光 L k が発生しやすい有機材料で形成されたマイクロレンズアレイ 26 やモザイクフィルタ 27 の前に励起光カットフィルタ 25 を配置することにより撮像素子 31 によって受光される蛍光 L k の強度が低減される。

【0041】図 4 は、本発明の第 2 の実施の形態を示す図であり、第 1 の実施の形態と共通の機能を有する構成については第 1 の実施の形態と同一の符号を用いて示したものである。

【0042】図 4 に示すように第 2 の実施の形態におけるファイバー内視鏡装置 800 は、第 1 の実施の形態においてイメージファイバの射出端面と撮像素子の間に配設されていた励起光カットフィルタ 25 を対物レンズ 21 の入射側、すなわち対物レンズ 21 より先に自家蛍光 L j が入射する側に配置した光学要素 20 を持つものであり、その他の部分は第 1 の実施の形態と同様な構成としたものである。

【0043】そして、励起光 L e の照射を受けた生体組織 1 の正常組織から発生した自家蛍光 L j が光学要素 20 を通して撮像素子 31 によって受光される平均強度、すなわち正常組織蛍光強度 K と、上記励起光 L e の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射励起光 L h が光学要素 20 中を伝播するときにこの光学要素 20 から発生した蛍光が撮像素子 31 によって受光される平均強度、すなわち光学要素蛍光強度 B とが条件式 $K \geq B \times 10^4$ を満足するように前記光学要素 20 を構成する材料が選択されている。

【0044】次に、第 2 の実施の形態における作用について説明する。

【0045】励起光光源 11 から射出された励起光 L e は集光レンズ 12、ライトガイド 13 および照射レンズ 14 を通して生体組織 1 に照射される。励起光 L e の照射を受けて生体組織 1 から発生した自家蛍光 L j は励起光カットフィルタ 25 を通して対物レンズ 21 によってイメージファイバの入射端面 22 a に自家蛍光像 Z j として結像され、イメージファイバ 22、リレーレンズ 23 a、ダイクロイックミラー 24、リレーレンズ 23 b、マイクロレンズアレイ 26 およびモザイクフィルタ 27 を通して撮像素子 31 の受光面に結像される。そして、撮像素子 31 の受光面に結像された自家蛍光像 Z j は撮像素子 31 によって撮像される。

【0046】ここで、生体組織 1 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L j の強度と、生体組織 1 によって反射された反射励起光 L h が光学要素 20 中を伝播するときに光学要素 20 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する蛍光 L k の強度との関係について説明する。

【0047】第 1 の実施の形態と同様に、励起光 L e の照射を受けた遠点に位置する生体組織 1 の正常組織から発生し光学要素 20 中を伝播して撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L j の受光面における単位面積あたりの強度値を 100 とすると、励起光 L e の照射を受けた遠点に位置する生体組織 1 の癌組織から発生し光学要素 20 中を伝播して撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L j の受光面における単位面積あたりの強度値は 10 となり、励起光 L e の照射を受けた近点に位置する生体組織 1 によって反射された反射励起光 L h が光学要素 20 中を伝播するときに光学要素 20 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する蛍光 L k の受光面における単位面積あたりの強度値は 1 以下となるので、ノイズとして自家蛍光 L j に混入する光学要素 20 から発生する蛍光 L k の強度を小さく抑えることができ、前記限界観察条件下においても正常組織と癌組織との相異を正確に識別することが可能な自家蛍光像 Z j を撮像素子 31 によって撮像することができる。

【0048】つまり、光学要素 20 中の最初に自家蛍光 L j を入射させる位置に励起光カットフィルタ 25 を配置することにより、励起光カットフィルタ 25 以後の光学要素である対物レンズ 21、イメージファイバ 22、リレーレンズ 23 a、ダイクロイックミラー 24 およびリレーレンズ 23 b、マイクロレンズアレイ 26 およびモザイクフィルタ 27 から発生し撮像素子 31 によって受光される蛍光 L k の強度が低減される。

【0049】図 5 は、本発明の第 3 の実施の形態を示す図であり、第 1 の実施の形態と共通の機能を有する構成については第 1 の実施の形態と同一の符号を用いて示したものである。

【0050】図 5 に示すように第 3 の実施の形態における電子内視鏡装置 800 は、第 1 の実施の形態において

用いられた対物レンズ 21 およびイメージファイバ 22 を取り除き、リレーレンズ 23a、ダイクロイックミラー 24、リレーレンズ 23b、励起光カットフィルタ 25、マイクロレンズアレイ 26、モザイクフィルタ 27 および撮像素子 31 を内視鏡先端部 40 内に実装したものであり、その他の部分は第 1 の実施の形態と同様な構成としたものである。

【0051】なお、前記光学要素 20 を構成する材料は、正常組織蛍光強度 K と光学要素蛍光強度 B とが条件式 $K > B \times 10^4$ を満足するように選択されている。

【0052】次に、第 3 の実施の形態における作用について説明する。

【0053】励起光光源 11 から射出された励起光 L_e は集光レンズ 12、ライトガイド 13 および照射レンズ 14 を通して生体組織 1 に照射される。励起光 L_e の照射を受けて生体組織 1 から発生した自家蛍光 L_j はリレーレンズ 23a、ダイクロイックミラー 24、リレーレンズ 23b、励起光カットフィルタ 25、マイクロレンズアレイ 26 およびモザイクフィルタ 27 を通して撮像素子 31 の受光面に結像される。そして、撮像素子 31 の受光面に結像された自家蛍光像 Z_j は撮像素子 31 によって撮像される。

【0054】ここで、生体組織 1 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L_j の強度と、生体組織 1 によって反射された反射励起光 L_h が光学要素 20 中を伝播するとき光学要素 20 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する蛍光 L_k の強度との関係について説明する。

【0055】前記第 1 の実施の形態と同様に、励起光 L_e の照射を受けた遠点に位置する生体組織 1 の正常組織から発生し、光学要素 20 中を伝播して撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L_j の受光面における単位面積あたりの強度値を 100 とすると、励起光 L_e の照射を受けた遠点に位置する生体組織 1 の癌組織から発生し光学要素 20 中を伝播して撮像素子 31 の受光面に到達する自家蛍光 L_j の受光面における単位面積あたりの強度値は 10 となり、励起光 L_e の照射を受けた近点に位置する生体組織 1 によって反射された反射励起光 L_h が光学要素 20 中を伝播するとき光学要素 20 から発生し撮像素子 31 の受光面に到達する蛍光 L_k の受光面における単位面積あたりの強度値は 1 以下となるので、ノイズとして自家蛍光 L_j に混入する光学要素 20 から発生する蛍光 L_k の強度を小さく抑えることができ、前記限界観察条件下においても正常組織と癌組織との相異を正確に識別することが可能な自家蛍光像 Z_j を撮像素子 31 によって撮像することができる。

【0056】つまり、光学要素 20 を構成する要素の中*

*で励起光カットフィルタ 25 より先に反射励起光 L_h を入射させるリレーレンズ 23a、ダイクロイックミラー 24 およびリレーレンズ 23b は反射励起光 L_h が伝播しても蛍光 L_k の発生が少ない材料によって形成し、反射励起光 L_h の伝播によって蛍光 L_k が発生しやすい有機材料で形成されたマイクロレンズアレイ 26 やモザイクフィルタ 27 の前に励起光カットフィルタ 25 を配置することにより撮像素子 31 の受光面に入射する蛍光 L_k の強度が低減される。

【0057】なお、上記実施の形態においては、癌組織を診断する例を主に説明したが、本発明による蛍光内視鏡装置は癌組織以外の病変組織を識別する診断装置にも応用することができる。

【0058】上記のように、本発明によれば、生体組織から発生した自家蛍光を伝播する光学要素から生じるノイズとなる蛍光の発生を低減することにより、正常組織と病変組織との差異を正確に識別することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】正常組織蛍光強度 K と光学要素蛍光強度 B との求め方を示す概略図

【図 2】自家蛍光とノイズとして混入する蛍光との強度比を示す概略図

【図 3】本発明の第 1 実施の形態によるファイバー内視鏡装置の概略構成を示す図

【図 4】本発明の第 2 実施の形態によるファイバー内視鏡装置の概略構成を示す図

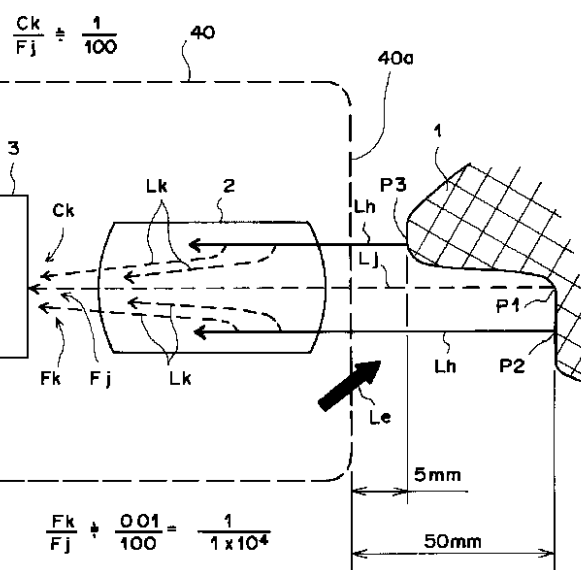
【図 5】本発明の第 3 実施の形態による電子内視鏡装置の概略構成を示す図

【図 6】蛍光の発生の有無を推定する方法を示す図

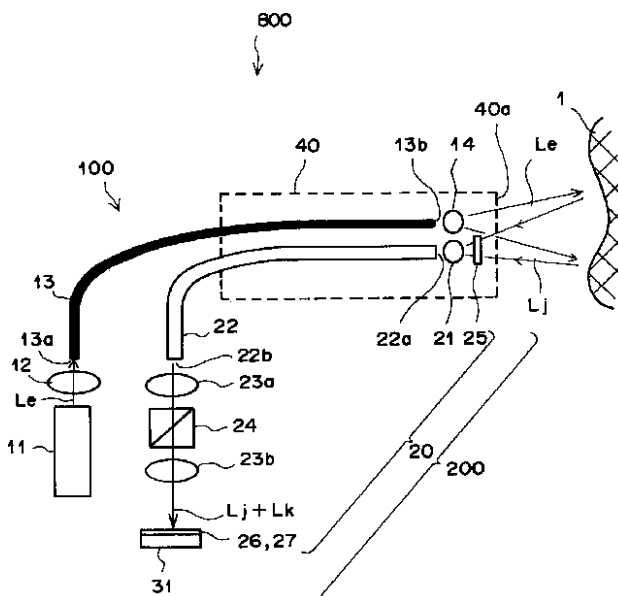
【符号の説明】

1	生体組織
11	励起光光源
12	集光レンズ
13	ライトガイド
14	照射レンズ
20	光学要素
21	対物レンズ
22	イメージファイバ
23a, b	リレーレンズ
24	ダイクロイックミラー
25	励起光カットフィルタ
26	マイクロレンズアレイ
27	モザイクフィルタ
31	撮像素子
100	励起光照射部
200	撮像部

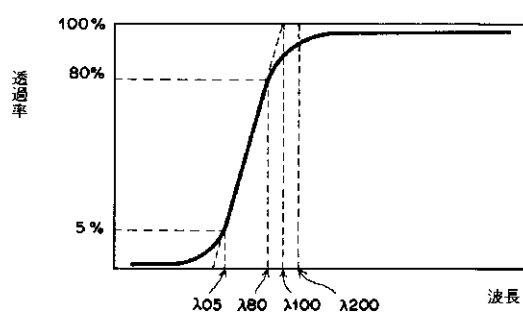
【圖 2】



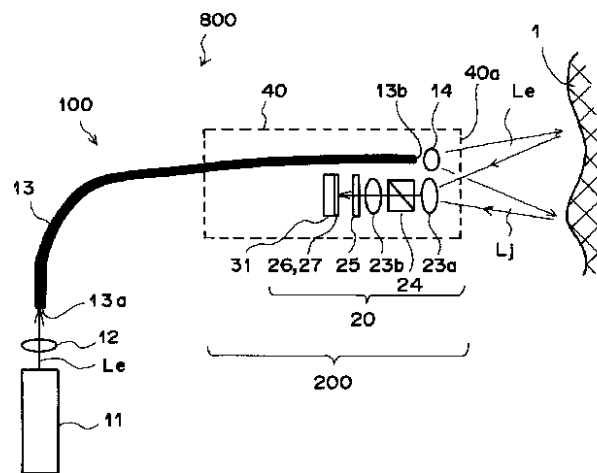
【圖 3】



【図 6】



【図 5】



专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2002010969A	公开(公告)日	2002-01-15
申请号	JP2001116804	申请日	2001-04-16
[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	袴田和男		
发明人	袴田 和男		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/04		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA03 2G043/KA03 2G043/LA03 2G043/MA01 2G043/NA01 2G043/NA06 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC04 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/JJ01 4C061/JJ15 4C061/LL01 4C061/QQ04 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC04 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/JJ01 4C161/JJ15 4C161/LL01 4C161/QQ04		
优先权	2000122159 2000-04-24 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过减少荧光而准确区分正常组织和患病组织，该荧光成为在光学内窥镜设备中传播从活体组织产生的自发荧光的光学元件产生的噪声。激发光照射单元（100），用激发光（Le）照射生物体组织（1）；光学元件（20），其用于在激发光照射时传播从生物体组织（1）产生的自发荧光Lj；以及光学元件（20）。在具有由摄像装置31构成的摄像单元200构成的摄像装置的荧光内窥镜装置800中，摄像装置31对所传播的自身荧光Lj进行摄像，正常组织荧光强度 $K \geq$ 光学元件荧光强度 $B \times 10^4$ 。）配置为满足条件。

