

(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2005-305182

(P2005-305182A)

(43) 公開日 平成17年11月4日(2005.11.4)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

A61B 10/00

G02B 23/24

F I

A61B 1/00

A61B 1/00

A61B 10/00

G02B 23/24

G02B 23/24

334D

300D

103E

A

C

テーマコード (参考)

2H040

4C061

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-158160 (P2005-158160)

(22) 出願日 平成17年5月30日 (2005.5.30)

(62) 分割の表示 特願平7-33996の分割

原出願日 平成7年2月22日 (1995.2.22)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス株式会社内

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA02 CA04 CA06 CA09 CA11

CA23 CA27 DA03 DA12 DA15

DA19 DA21 DA53 DA56 FA02

FA12 FA13 GA01 GA10 GA11

最終頁に続く

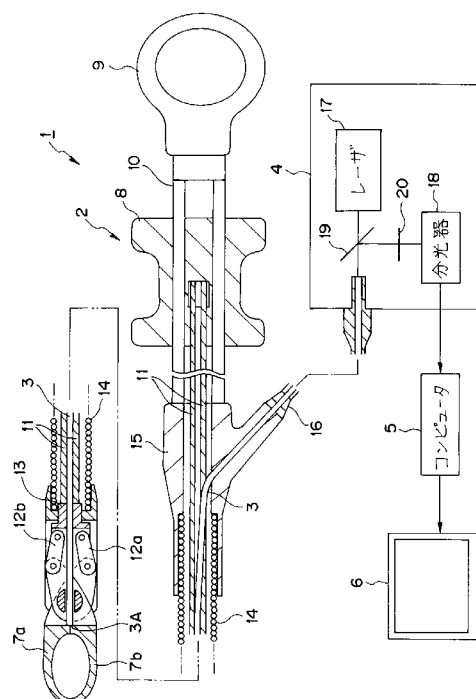
(54) 【発明の名称】 光診断装置

(57) 【要約】

【課題】経内視鏡的に、出血することなく病変部の蛍光スペクトルを測定でき、病変組織をより確実に生検できる蛍光診断装置を提供する。

【解決手段】内視鏡のチャンネルに挿通可能な細長のコイルシース14の先端に生検用のカップ7a, 7bを設け、操作ワイヤ11を介して手元側操作部での操作により開閉できる。コイルシース14内には先端面3Aがカップ7a, 7bの根本に取り付けられた光ファイバ3が挿通され、後端は分析装置4に接続され、レーザ17からの励起光を伝送し、カップ7a, 7bを開くとその先端面3Aから対象組織に励起光を照射し、かつ対象組織からの蛍光を取り込み、スペクトルに分ける分光器18に入力し、コンピュータ5でスペクトル波形の解析から正常な部位か病変部かの判断を行い、結果をカラーモニタ6に表示する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の体腔内に挿通される細長の挿入部と、
前記挿入部の先端に設けられ、所定の操作部による開閉操作を受けて開閉可能なカップと、
前記カップの根本付近に備えられ、所定の光を所定の組織に出射するとともに、該組織からの光を取り込む先端面と、
前記先端面に対して前記所定の光を伝送するとともに、前記先端面で取り込まれた前記組織からの光を伝送する光ファイバと、
を有する光診断装置用鉗子と、
前記組織に出射する光を前記光ファイバに入射する光源装置と、
前記光ファイバで伝送される前記先端面で取り込まれた前記組織からの光のスペクトル波長強度の解析を行う解析装置と、
前記解析装置による解析情報を表示する表示装置と、
を有することを特徴とする光診断装置。

10

【請求項 2】

前記解析装置は、少なくとも 2 つの波長でスペクトル波長強度の解析を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の光診断装置。

【請求項 3】

前記光ファイバは、前記挿入部内部に挿通されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は経内視鏡的に光を照射し、対象組織からの自家蛍光から癌等の病変部を観察及び生検する光診断装置に関連する。

【背景技術】

【0002】

近年、生体からの自家蛍光や生体へ注入した薬物の蛍光を 2 次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が米国特許 4 5 5 6 0 5 7 号や 5 0 4 2 4 9 4 号に示されている。

30

【0003】

生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体内の蛍光物質としては、例えば N A D H（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）や F M N（フラビンモノヌクレオチド）、ピリジンヌクレオチド等があり、最近では、これらの生体内因物質と疾患との相互関係が明確になりつつある。

【0004】

この様な蛍光から経内視鏡的に、病変部を診断する技術として、本出願人より出願された特願平 5 - 3 0 4 4 2 7 がある。これは組織に 4 4 2 nm の青色の励起光を照射した時、発生する自家蛍光が正常と異常でそのスペクトルに差があることを利用し画像化するものである。この従来例では自家蛍光の緑と赤の領域の画像を比較演算し、癌部を擬似カラー表示したものである。

40

【0005】

また、特開平 6 - 3 8 9 6 7 号公報には癌等の病変部の自家蛍光及び H p D の蛍光から判別し、その組織を取り除く方法が示されている。この先行例は、メスや生検針に光ファイバが組み込まれ、手術中、癌の転移を診断し、切除するものである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

開腹手術時、組織を蛍光スペクトルから切除する方法が示されている。しかしながら、

50

本先行例においては、経内視鏡的に組織のスペクトルを測定し、組織を生検するものではなかった。また、本先行例においては、メスや生検針の先端に光プローブが付属されたものである。開腹手術においては前記メス、生検を軽く押し当てスペクトルを測定した後切除可能であるが経内視鏡的にメスや生検針を挿入した場合、メスや針により出血を伴う可能性がある。

【0007】

蛍光測定においては出血は特にノイズとなり、血中ヘモグロビンの強い光の吸収により、蛍光が検出できないことが考えられる。

【0008】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、経内視鏡的に、出血することなく病変部の蛍光スペクトルを測定でき、病変組織をより確実に生検できる蛍光診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の第1の光診断装置は、所定の体腔内に挿通される細長の挿入部と、前記挿入部の先端に設けられ、所定の操作部による開閉操作を受けて開閉可能なカップと、前記カップの根本付近に備えられ、所定の光を所定の組織に出射するとともに、該組織からの光を取り込む先端面と、前記先端面に対して前記所定の光を伝送するとともに、前記先端面で取り込まれた前記組織からの光を伝送する光ファイバと、を有する光診断装置用鉗子と、前記組織に出射する光を前記光ファイバに入射する光源装置と、前記光ファイバで伝送される前記先端面で取り込まれた前記組織からの光のスペクトル波長強度の解析を行う解析装置と、前記解析装置による解析情報を表示する表示装置と、を有することを特徴とする。

【0010】

本発明の第2の光診断装置は、上記第1の光診断装置において、前記解析装置は、少なくとも2つの波長でスペクトル波長強度の解析を行うことを特徴とする。

【0011】

本発明の第3の光診断装置は、上記第1または第2の光診断装置において、前記光ファイバは、前記挿入部内部に挿通されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、経内視鏡的に、出血することなく病変部の蛍光スペクトルを測定でき、病変組織をより確実に生検できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0014】

図1は本発明の第1実施形態の蛍光診断装置1を示す。この第1実施形態の蛍光診断装置1は生検機能と光診断機能とを備えた鉗子を利用したものであり、より具体的には光プローブを内蔵した生検鉗子を利用したものである。

【0015】

図1に示す第1実施形態の蛍光診断装置1は、蛍光により対象組織の性状を判断しつつ、その部位を生検する機能を備えた生検鉗子としての光診断機能付生検鉗子2と、この光診断機能付生検鉗子2に内蔵された光ファイバ3に励起光を供給すると共に、対象組織からの蛍光を検出する分析装置4と、この分析装置4からのデータを解析し、組織の性状（癌か、ポリープか、正常か等）を判別するコンピュータ5と、その結果を表示する表示手段としてのカラーモニタ6と、前記光診断機能付生検鉗子2が挿通されるチャンネルを有する図示しない内視鏡及びその周辺機器（内視鏡に照明光を供給する光源装置等）とから構成される。

【0016】

10

20

30

40

50

前記光診断機能付生検鉗子 2 は、内視鏡のチャンネル内に挿通される細長の鉗子挿入部の先端部に対象となる組織をつまみ取るための 1 対のカップ 7 a , 7 b を設けて生検部が形成され、この鉗子挿入部の後端側の操作部には前記カップ 7 a , 7 b を開閉するために指掛 9 を設けた操作部材 1 0 とこの操作部材 1 0 に対して摺動自在の操作用スライダ 8 とが形成されている。

【 0 0 1 7 】

そして、前記操作用スライダ 8 の動きと連動して前記カップ 7 a , 7 b を開閉させるため、力を伝達するワイヤ 1 1 が鉗子挿入部内に挿通され、このワイヤ 1 1 の後端は操作用スライダ 8 に固定され、このワイヤ 1 1 の先端はカップ 7 a , 7 b を開閉させるために、該カップ 7 a , 7 b と連結され、リンク機構を形成するリンク 1 2 a , 1 2 b と継ぎ部 1 3 を介して連結されている。

10

【 0 0 1 8 】

前記鉗子挿入部は例えば密巻きコイルによるコイルシース 1 4 で形成され、このコイルシース 1 4 内にワイヤ 1 1 及び光ファイバ 3 が挿通され、このコイルシース 1 4 により屈曲自在の状態で保護している。このコイルシース 1 3 の後端側は斜め後方に分岐する分岐部を設けたシース固定部材 1 5 の先端側に固定され、このシース固定部材 1 5 の後方側に指掛 9 を設けた操作部材 1 0 と、この操作部材 1 0 に対して摺動可能で、かつワイヤ 1 1 の後端が固定された操作用スライダ 8 とが設けてある。

【 0 0 1 9 】

また、シース固定部材 1 5 の斜め後方に分岐する分岐部に設けた中空孔には光ファイバ 3 が挿通され、分岐部から後端側に延出され、コネクタケーブル 1 6 を介して分析装置 4 と接続される。

20

【 0 0 2 0 】

また、前記分析装置 4 は組織の蛍光を励起するための光源としてのレーザ (装置) 1 7 と、組織からの蛍光をスペクトルに分離する分光器 1 8 とを有し、コネクタケーブル 1 6 が接続された状態では光ファイバ 3 の端面とレーザ 1 7 とが対向し、この間の光路中にレーザ光と蛍光を分離するダイクロイックミラー 1 9 が配置され、レーザ 1 7 から出射されたレーザ光を透過する。また、光ファイバ 3 で伝送された蛍光はダイクロイックミラー 1 9 で反射され、対向する分光器 1 8 に励起光をカットするフィルタ 2 0 を介して入射される。

30

前記レーザ 1 7 は例えば H e - C d レーザで形成され、この H e - C d レーザは 4 4 2 nm の波長のレーザ光を励起光として発生する。

【 0 0 2 1 】

この実施形態では光診断機能付生検鉗子 2 に内蔵された光ファイバ 3 の先端側はカップ 7 a , 7 b の根本部にその光ファイバ 3 の先端面 3 A が位置するように取り付けられ、この状態ではカップ 7 a , 7 b が開いた場合には光ファイバ 3 の先端面 3 A が露出する。そして、生検しようとする組織側に先端面 3 A から励起光を照射できると共に、組織側からの蛍光を取り込むことができる構造にしていることが特徴となっている (換言すると、生検処置により出血が伴う前に、蛍光観察を行うことができるようにしている) 。

【 0 0 2 2 】

40

次に作用を説明する。

まず、光診断機能付生検鉗子 2 を図示しない、予め生体体腔内に挿入された内視鏡チャンネルを通し、体腔内まで導入させる。そして、病変と思われる組織に光診断機能付生検鉗子 2 の先端部のカップ 7 a , 7 b を近か付け、操作用スライダ 8 を指掛 9 と反対方向にスライドさせ、前記カップ 7 a , 7 b を開く。さらに開いたまま、そのカップ 7 a , 7 b の根本にある光ファイバ 3 の先端面 3 A を組織と接触させる。

【 0 0 2 3 】

この時、レーザ 1 7 より励起光を光ファイバ 3 に入射し、組織に照射する。組織からの自家蛍光を、前記光ファイバ 3 で受け、ダイクロイックミラー 1 9 で蛍光を反射し、励起光をフィルタ 2 0 によりカットした後、分光器 1 8 に入射する。つまり、前記ダイクロイ

50

ックミラー 19 は励起光を透過し、それより長い波長の蛍光を反射する。

【0024】

分光器 18 によりスペクトルに分離し、かつそのスペクトル強度をコンピュータ 5 側に送り、コンピュータ 5 で蛍光の波長域全体におけるスペクトル波形強度を算出すると共に、正常部位と、病変部等の異常部位とで顕著な差異を示す 2 つの波長でのスペクトル波長強度の解析を行い、対象組織が正常部位であるか病変部等の異常部位であるかの解析結果をカラーモニタ 6 に表示する。

術者はその解析結果により異常部位である可能性が高い場合に（出血を伴う）生検処置を行うようにすることにより病変組織をより確実に生検できるし、むやみに多くの部位から生検を行う必要が無くなるので、患者に対する苦痛を軽減することもできる。

10

【0025】

この実施形態によれば以下の効果がある。

実際の生検処置により出血させる前に対象組織が正常であるかと異常であるかが判断できるので、病変組織をより確実に生検することができる環境を実現できる。

【0026】

次に生検鉗子を用いないで、内視鏡を用いて蛍光診断を行う第 2 実施形態の蛍光診断装置を図 2 を参照して説明する。図 2 ないし図 4 の装置では補助光源手段或いは補助光源の機能を備えたものである。まず、その背景を説明する。

【0027】

従来例では蛍光観察時は励起用光源とそのための高感度カメラを接続し、通常観察時は白色光源とそのためのカメラに接続後切り換え観察していた。

20

蛍光観察では微弱な蛍光を検出しているため、近接させて観察していた。しかしながら胃等の広い空間内に挿入した際、接眼と組織までの距離が遠くなり、暗い画像となり、オリエンテーションがつけづらい。または出血時は光の吸収のため暗くなる等の問題があった。

【0028】

そこで本実施形態は、その様な時でも蛍光観察の条件（例えばカメラの感度、レーザ強度）を変えることなく、反射光での撮像を可能とするような良好なオリエンテーションを実現することを目的とし、この目的を達成する補助光源手段を備えた蛍光診断装置を以下のような構成にしている。

30

【0029】

図 2 に示す第 2 実施形態の蛍光診断装置 21 は、蛍光を励起するためのレーザ 22 と、蛍光観察時の補助光源であるレーザダイオード（以下、LD と略記）23 とが内蔵された光源装置 24 と、前記光源装置 24 からの光を体腔内に照射するためのライトガイド 25 と、その蛍光及び反射光を 2 次元のイメージ像として伝送するイメージガイド 26 とが内蔵された内視鏡 27 と、前記内視鏡 27 から得られた蛍光像、反射光像をビデオ信号に変換するカメラ 28 と、前記ビデオ信号を処理する処理装置 29 と、表示装置としてのカラーモニタ 30 より構成される。

【0030】

光源装置 24 は、励起光を発生するレーザ 22 と、反射光による撮像のための照明光を発生する LD 23 と、LD 23 を駆動するドライバ 31 と、前記ドライバ 31 とレーザ 22 をコントロールするコントローラ 32 と、これら光をライトガイド 25 に導光するレンズ 33, 34, 35, 36 と、レーザ 22 の光と LD 23 の光を透過及び反射により合成する合成手段を形成するダイクロミックミラー 37 とから構成される。

40

前記レーザ 22 は例えば He - Cd レーザで形成され、この He - Cd レーザは 442 nm の波長のレーザ光を励起光として発生する。

【0031】

前記内視鏡 27 は、体腔 38 内に挿入可能な細長の挿入部 41 と、この挿入部 41 の後端に形成された操作部 42 と、この操作部 42 の後端に形成された接眼部 43 と、操作部 42 の側部から延出されたライトガイドケーブル 44 とを有し、このライトガイドケーブ

50

ル 4 4 の端部のコネクタ 4 5 を光源装置 2 4 に着脱自在で接続することができる。

【 0 0 3 2 】

挿入部 4 1 内にはライトガイド 2 5 が挿通され、このライトガイド 2 5 の後端側はライトガイドケーブル 4 4 内を挿通され、コネクタ 4 5 を光源装置 2 4 に接続することにより、レーザ 2 2 からのレーザ光が端面に供給され、このレーザ光は伝送されて挿入部 4 1 の先端側の端面からさらに拡散する照明レンズ 4 6 を経て対向する組織 4 7 側に励起光としてのレーザ光を照射する。

【 0 0 3 3 】

この照明レンズ 4 6 が取り付けられた照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 4 8 が取り付けられてあり、レーザ光が照射された組織 4 7 側の像を結像位置に結ぶ。この結像位置にはイメージガイド 2 6 の先端面が配置され、この像は伝送されて接眼部 4 3 側の後端面に伝送される。

10

この後端面に対向して接眼部 4 3 内に接眼レンズ 4 9 が配置されている。この接眼部 4 3 には着脱自在のカメラ 2 8 を到着することができる。

【 0 0 3 4 】

このカメラ 2 8 内には、前記接眼レンズ 4 9 に対向して配置され、蛍光を励起する励起光を遮断する励起光カットフィルタ 5 0 と、この励起光カットフィルタ 5 0 を通して結像させるためのレンズ 5 1 と、蛍光の特定波長を通過する複数のフィルタ 5 2 a (図 2 では光路中に配置された状態の 1 つのフィルタ 5 2 a のみ示す) を設けた回転フィルタ 5 2 と、この回転フィルタ 5 2 の複数のフィルタ 5 2 a を光路中に配置するように切換えるために、回転フィルタ 5 2 を回転させるモータ 5 3 と、光路中のフィルタ 5 2 a を通った蛍光を増倍するイメージインテンシファイヤ 5 4 と、このイメージインテンシファイヤ 5 4 で増倍された蛍光による像を電気的なビデオ信号に変換する C C D 5 5 とを有する。

20

【 0 0 3 5 】

前記処理装置 2 9 は前記モータ 5 3 を駆動コントロールし、フィルタ 5 2 a を切換えるタイミングローラ 5 6 と、前記 C C D 5 5 の信号を処理し、病変部を見やすくする画像処理を行う画像処理装置 5 7 とより構成される。この画像処理装置 5 7 はオリエンテーション時、つまり L D 2 3 を点灯させた場合には回転フィルタ 5 2 を通して C C D 5 5 により撮像された像を色成分画像として擬似カラーで表示する信号処理も行う。

【 0 0 3 6 】

30

なお、L D 2 3 による発光は観察位置の確認、位置付けなどのオリエンテーション時に術者の操作で行うことができる。より具体的にはスイッチなどの操作により、励起光に対し、独立に O N , O F F (点灯 , 消灯) できる。

【 0 0 3 7 】

また、この L D 2 3 の光は回転フィルタ 5 2 に組み込まれているフィルタ 5 2 a で抽出される特定の蛍光の波長 (例えば緑と赤の波長) と一致している。さらにその光の照度は低く、レーザ 2 2 により蛍光観察時における典型的な使用状態で、回転フィルタ 5 2 に組み込まれているフィルタ 5 2 a を透過する特定の蛍光の強度とほぼ等しい反射光が、オリエンテーション時にフィルタ 5 2 a に入射される程度の低照度の光源である。

【 0 0 3 8 】

40

次に作用を説明する。

蛍光観察時はレーザ 2 2 より励起光となる波長のレーザ光をレンズ 3 3 , 3 4 , 3 5 を通し内視鏡 2 7 のライトガイド 2 5 に入射し、拡散する照明レンズ 4 6 により体腔 3 8 内の照明レンズ 4 6 前方に拡散、照射する。この時、組織 4 7 側からは蛍光が発生し、これを対物レンズ 4 8 、イメージガイド 2 6 、接眼レンズ 4 9 を経て、カメラ 2 8 に入射される。

【 0 0 3 9 】

つまり、カメラ 2 8 内では励起光カットフィルタ 5 0 により蛍光のみを通し、回転フィルタ 5 2 に組み込まれたフィルタ (例えば緑色、または赤色のフィルタ) 5 2 a で特定の蛍光を抽出し、これをイメージインテンシファイヤ 5 4 で約数千 ~ 数万倍に増幅した後、

50

C C Dカメラ55で受ける。この時、回転フィルタ52をモータ53により回転フィルタ52に組み込まれたフィルタ52aを切換え、各々のフィルタ52aで得られたビデオ信号を画像処理装置57で病変部が強調される様に各々の信号の重み付け等の処理を行い、カラーモニタ30で例えば擬似カラーで表示する。

【0040】

一方、オリエンテーション時は、前記回転フィルタ52に組み込まれたフィルタ52aの透過強度と等しい波長で発光するLD23を、コントローラ32とドライバ31で点灯させ、ダイクロイックミラー37で反射させ、前記レーザ22の光と合成する。

【0041】

これらの光は前述と同様に、内視鏡27に導光され、その反射光を、対物レンズ48、イメージガイド26で受ける。LD23の波長は励起光カットフィルタ50、回転フィルタ52を通過するのでLD23に照射された像は反射光像としてイメージインテンシファイヤ54で増倍され、C C D55で受光される。そして、反射光による画像で体腔内の様子が擬似カラーでカラーモニタ30に表示されるので、その画像を観察することによりオリエンテーションがつけやすくなる。

10

【0042】

従って、この実施形態は以下の効果を有する。

蛍光観察時、空間が広くなったり、出血したりして蛍光像が暗くなった時、LDの様な低照度の光源で照射することで、イメージインテンシファイヤへの焼付けなく、体腔内を観察でき、オリエンテーションがつけやすくなる。

20

なお、LD23の代わりにLEDを用いても良い。

【0043】

図2の実施形態の変形例を図3及び図4にそれぞれに示す。

図3及び図4の変形例はレーザ22の波長を青色領域の光として、LD48, 52を緑と赤色領域の光として体腔内に照射し、それら反射光をRGBのビデオ信号として検出することで、通常の白色光に近い観察を可能とするのもで、図3は光源装置24'の構成を示し、図4はカメラ28'の構成を示す。

【0044】

図3に示す光源装置24'は図2の光源装置24において、LD23の代わりに緑色領域の光を発生するLD58を用い、さらにレンズ36とダイクロイックミラー37との間に、赤色領域の光は反射し、それ以外は透過するダイクロイックミラー59を配置し、このダイクロイックミラー59に対向して赤色領域の光を発生するLD60及びレンズ61を配置した構成にしている。LD58と60はドライバ31により駆動され、共に低照度の光を発生する。

30

【0045】

この変形例ではレーザ22の波長を青色領域の光としたので、レンズ34と35との間に配置したダイクロイックミラー37は青色光は透過し、それより波長の長い光は反射するものである。

【0046】

この構成ではLD58と60の各光をレンズ36及び61とダイクロイックミラー59による透過及び反射により合成し、ダイクロイックミラー37でレーザ22の光をレンズ33、34を経てさらに合成し、レンズ35で集光してライトガイド25に入射することができるようにしている。

40

【0047】

また、コントローラ32には、スイッチ32aが接続され、このスイッチ32aをONとすることでコントローラ32はLD58, 60を動作させる。つまり、スイッチ32aによりレーザ22の光と独立にLD58, 60を動作/非動作を制御できる。

その他の構成は図2の光源装置24と同様である。

【0048】

一方、図4に示すカメラ28'内には、前記レーザ22の青色領域波長は反射し、それ

50

以上長い波長を透過させるダイクロイックミラー 64 と、このダイクロイックミラー 64 を透過した光をさらに、緑色は反射し、それ以上長い波長は透過させるダイクロイックミラー 65 と、前記青色領域の像をビデオ信号に変換する CCD 66 と、前記緑色領域の像を増倍するイメージインテンシファイヤ 67 と、それをビデオ信号に変換する CCD 68 と、前記赤色領域の像を増倍するイメージインテンシファイヤ 69 と、それをビデオ信号に変換する CCD 70 とを有する。

【0049】

また、レンズ 71 ~ 75 は内視鏡 27 からの像を、CCD 66、イメージインテンシファイヤ 67、69 に投影するものである。またフィルタ 76、77 は、各々 LD 58 の波長を含み、緑色の領域の特定波長を透過するものと、LD 60 の波長を含み、赤色の領域の特定波長を透過するものである。

10

【0050】

CCD 66、68、70 により光電変換された信号は画像処理装置 57 に入力され、蛍光観察時は病変部を識別し易い表示が行えるような画像処理を行い、オリエンテーション時は CCD 66、68、70 の出力信号を色成分の画像信号と見なしてカラー画像化する信号処理を行い、カラーモニタ 30 に表示する。

【0051】

次に作用を説明する。

蛍光観察時は図 2 とほぼ同様であるが、図 2 の実施形態では回転フィルタにより緑と赤色の特定波長を得たのに対し、図 3 及び図 4 の変形例では、ダイクロイックミラー 65 とフィルタ 76、77 により特定波長に分け、それぞれをイメージインテンシファイヤ 67 (緑用)、69 (赤用) と、CCD 68 (緑用)、70 (赤用) で受ける。

20

【0052】

そして、例えば CCD 68 と 70 で受光したイメージ画像における同一の部位をそれぞれ比較し、病変部等の異常な部位の可能性が高い部位に対してはその部分の色を変え、その際、病変部の可能性が高いと判断される結果に応じて色の色彩或いは表示色を変更するなどして擬似カラーで表示する。例えば、正常と判断した部位は白色で表示し、病変部の可能性があるところある確率で判断される部位に対しては赤或いは緑色を付け、その確率が高い場合ほど彩度を上げて表示するなどして病変部の可能性がある部分を見やすく表示する。

30

【0053】

一方、オリエンテーション時は、ユーザはスイッチ 32a を ON してコントローラ 32 の指示により、ドライバ 31 で LD 58、60 を発光させる。

【0054】

そして LD 58、60 の光をレーザ 22 の光と合わせてライトガイド 25 に入射し、体腔内の臓器等に照射する。この反射光をイメージガイド 26 で受け、接眼レンズ 49 やレンズ 71 ~ 75 及びダイクロイックミラー 64、65 及びフィルタ 76、77 により青色領域の像は、CCD 66 に投影され、緑色領域の像はイメージインテンシファイヤ 67 で増倍され、CCD 68 に投影され、赤色領域の像はイメージインテンシファイヤ 69 で増倍され CCD 70 に投影される。これら各々で得られた像は RGB 信号として画像処理回路 57 で処理され、カラーモニタ 30 にカラーで表示される。

40

【0055】

この場合の表示は通常の白色照明のもとでの撮像によるカラー表示したものと殆ど同様の条件となるので、白色照明のもとで観察した場合の色調で観察することができる。

【0056】

この変形例は以下の効果を有する。

青、緑、赤の 3 原色を照射受光することで白色光観察に近い色の判別ができるので、よりオリエンテーションが向上する。

【0057】

次に本発明の第 3 実施形態を説明する。この実施形態は自家蛍光像と励起光による反射

50

光源の両方を同時にモニタに示すことで、病変部と出血部、影等の違いを容易に判別可能にする蛍光診断装置である。まず、その背景を説明する。

【 0 0 5 8 】

従来では蛍光観察時には自家蛍光のスペクトルの緑と赤の領域の波長の画像を撮影し、画像間で処理表示していた。また、特公平 3 - 5 8 7 2 9 号公報の従来例では、励起画像で蛍光画像を規格するのを開示している。

【 0 0 5 9 】

蛍光観察時、病変部、出血部、影が正常部に対し暗くなり、それらの区別が難しい。一方、蛍光の色々な変動を補正する方法として反射光源で蛍光像を規格化する方法が提案されているが、反射光源において病変部は明るい、出血部、影は依然として暗くなる。

10

【 0 0 6 0 】

この状態で規格化した場合、出血部と影の部分は暗い像で規格化することとなり、その部位はノイズの多い画質の悪いものとなる。

【 0 0 6 1 】

そこで、本実施形態では病変部と出血部及び影との区別が容易に可能となる蛍光診断装置を提供することを目的として、この目的を達成するために蛍光像と、反射光像の両方を 2 つの画像として同一モニタ上に表示することで、病変部と出血部及び影との区別が容易に可能となる構成にしている。以下に図 5 を参照して具体的に説明する。

【 0 0 6 2 】

図 5 に示す蛍光診断装置 8 1 は、レーザ 2 2 を内蔵した光源装置 8 2 と、この光源装置 8 2 から出射した励起光を導光して体腔内の対象とする組織側に照射するライトガイド 2 5 及び組織からの自家蛍光及び反射光像を伝送するイメージガイド 2 6 とを内蔵した内視鏡 2 7 と、前記自家蛍光像を撮像するイメージインテンシファイヤ 6 7 , 6 9 , C C D 6 8 , 7 0 及び前記反射光像を撮像する C C D 6 6 と、その光学系（レンズ 7 1 ~ 7 5 , ダイクロイックミラー 6 4 , 6 5 , フィルタ 7 6 , 7 7 ）が、内蔵されたカメラ 8 3 と、自家蛍光像に対応するビデオ信号を生成する処理する画像処理装置 5 7 と、反射光象用 C C D 6 6 を駆動し、反射光象に対応するビデオ信号を生成する C C U 8 4 と、前記 2 つのビデオ信号をスーパーインポーズするスーパーインポーズ回路 8 5 と、スーパーインポーズ回路 8 5 を通したビデオ信号により自家蛍光像 8 6 と反射光像 8 7 を表示画面に並べて表示するモニタ 3 0 とから構成される。

20

30

【 0 0 6 3 】

次にこの実施形態の作用を説明する。

まず、光源装置 8 2 により励起光を内視鏡 2 7 のライトガイド 2 5 を通じ照射し、組織からの自家蛍光及び反射光をイメージガイド 2 6 を通じカメラ 8 3 で検出する。この時、励起光の反射光は C C D 6 6 で撮影し、自家蛍光の緑及び赤の特定波長をイメージインテンシファイヤ 6 7 , 6 9 , C C D 6 8 , 7 0 で撮影する。そして、反射光像と蛍光像は各々ビデオ信号に変換した後、スーパーインポーズ回路 8 5 で合成され、モニタ 3 0 上に並べて表示される。

【 0 0 6 4 】

この実施形態によれば以下の効果がある。

40

蛍光像において病変部及び出血部及び影は暗い像として検出されるため、その区別が難しかった。しかしながら、反射光像においては病変部は、正常部同様明るい反射像となり、それに対し出血部、影は暗くなる。したがって、蛍光像及び反射像の両方の画像を同時にモニタで表示することで容易に判別が付きやすい。また、反射光像化では生検鉗子が見やすいので、精度の高い生検も可能になると考えられる。

【 0 0 6 5 】

なお、例えば図 2 の内視鏡 2 7 はファイババンドルを用いてイメージガイド 2 6 を形成しているが、リレー光学系によりイメージガイド或いは光学像伝送手段を形成した内視鏡の場合にも適用できる。

なお、上述した各実施形態等を部分的等で組み合わせる異なる実施形態等を構成しても

50

良く、それらの実施形態等も本発明に属する。

【 0 0 6 6 】

[付 記]

2 . 組織蛍光を発生させるための励起光を発生する光源と、

組織からの蛍光を2次元画像として検出するイメージガイドを持った内視鏡と、前記内視鏡と接続し、2次元画像の蛍光像のうち少なくとも1つの特定波長の蛍光像を撮像する撮像手段を持ったカメラとからなる蛍光診断装置において、

前記光源に、前記少なくとも1つの特定波長の一部を含んだ波長の照明光を発生する低照度光源が組み込まれ、前記励起光と前記照明光を合成する合成手段と、前記照明光が励起光に対し独立にON, OFFできる制御装置とからなる蛍光診断装置。

10

【 0 0 6 7 】

3 . 前記低照度光源は緑と赤の波長を含む領域の波長であり、前記励起光は青の波長帯域に含まれる波長であり、前記撮像手段は前記青、緑、赤のそれぞれの波長に対応した画像を撮像する前記付記2記載の蛍光診断装置。

【 0 0 6 8 】

4 . 前記低照度光源はLEDまたはLDである前記付記2記載の蛍光診断装置。5 . 前記合成手段は光の波長により反射透過するダイクロイックミラーである前記付記2記載の蛍光診断装置。

【 0 0 6 9 】

6 . 前記励起光はHe - Cdレーザによる442nmの光である前記付記2記載の蛍光診断装置。

20

【 0 0 7 0 】

7 . 組織蛍光を発生させるための励起光を発生する光源と、前記励起光を体腔内に照射し、組織からの蛍光を2次元画像として検出するイメージガイドを持った内視鏡と、前記内視鏡と接続し、2次元画像の蛍光像のうち少なくとも1つの特定波長の蛍光像を撮像する撮像手段を持ったカメラとからなる蛍光診断装置において、

前記カメラ内に前記励起光による組織からの反射光を2次元画像として撮像する第2の撮像手段を加え持ち、前記蛍光像と前記反射光像の両方を同一画面上に合成するためのスーパーインポーズ手段と、それを表示する表示手段を持った蛍光診断装置。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 7 1 】

【 図 1 】 本発明の第1実施形態の蛍光診断装置の構成図。

【 図 2 】 本発明の第2実施形態の蛍光診断装置の構成図。

【 図 3 】 第2実施形態の変形例における光源装置の構成図。

【 図 4 】 第2実施形態の変形例におけるカメラの構成図。

【 図 5 】 本発明の第3実施形態の蛍光診断装置の構成図。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 2 】

1 ... 蛍光診断装置

2 ... 光診断機能付生検鉗子

40

3 ... 光ファイバ

3 A ... 先端面

4 ... 分析装置

5 ... コンピュータ

6 ... カラーモニタ

7 a , 7 b ... カップ

8 ... 操作スライダ

9 ... 指掛

1 0 ... 操作部材

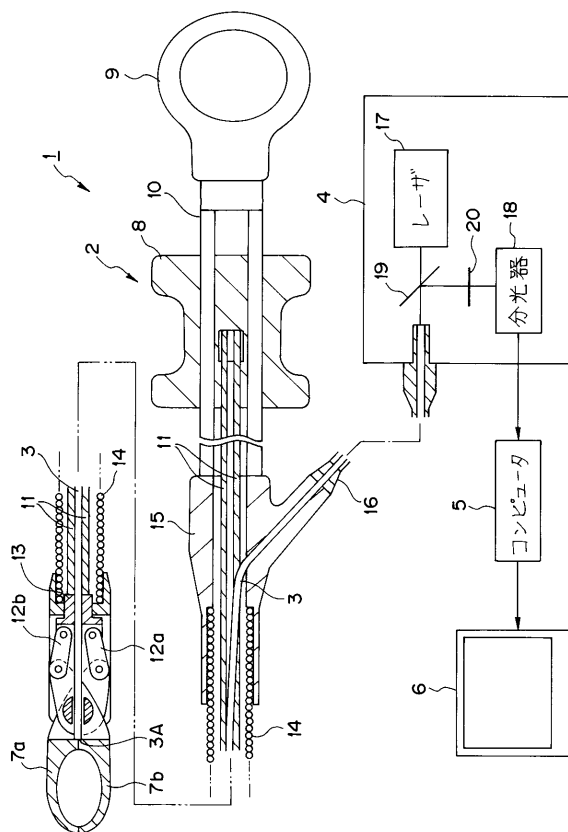
1 1 ... 操作ワイヤ

50

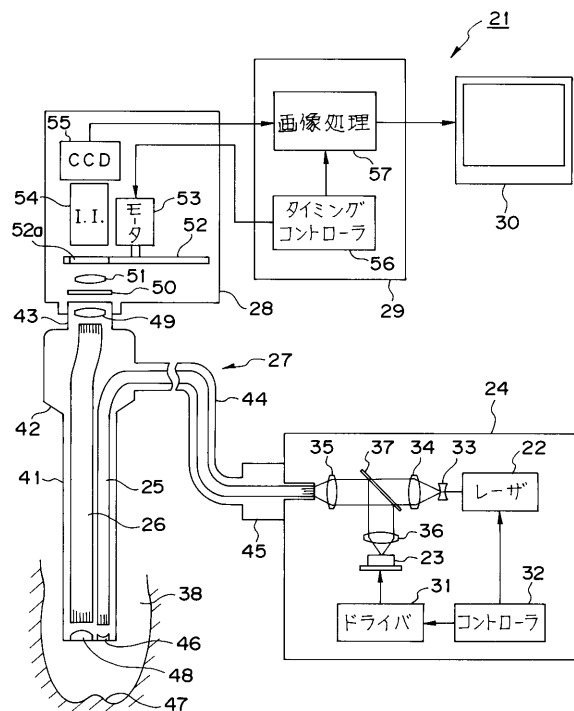
- 1 2 a , 1 2 b ... リンク
- 1 3 ... 継ぎ部
- 1 4 ... コイルシース
- 1 5 ... シース固定部材
- 1 6 ... 中継ケーブル
- 1 7 ... レーザ
- 1 8 ... 分光器
- 1 9 ... ダイクロイックミラー
- 2 0 ... フィルタ
- 2 1 ... 蛍光診断装置
- 2 3 ... L D
- 2 5 ... ライトガイド
- 2 6 ... イメージガイド
- 2 7 ... 内視鏡
- 2 8 ... カメラ
- 2 9 ... 処理装置
- 3 0 ... カラーモニター
- 5 7 ... 画像処理装置

10

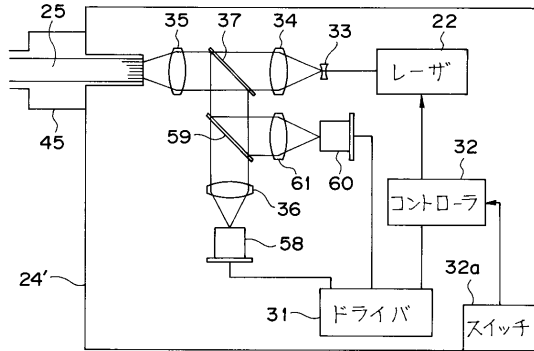
【 図 1 】



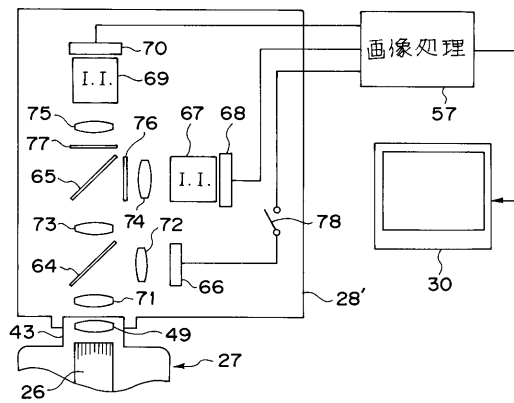
【 図 2 】



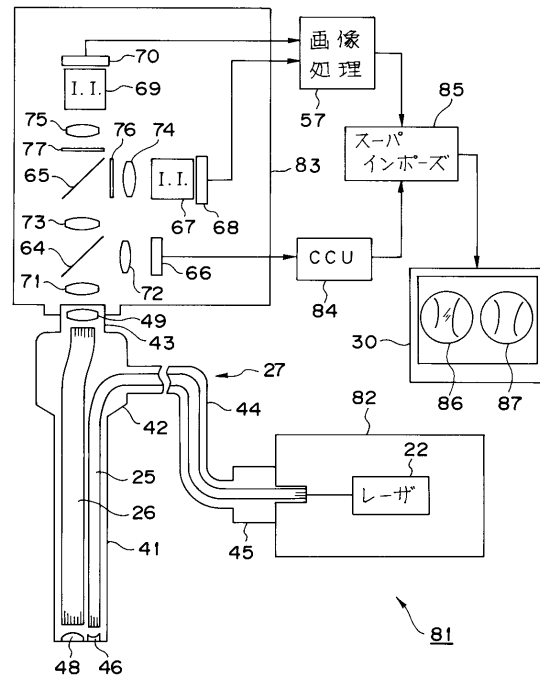
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB02 BB05 CC07 DD00 FF43 GG15 HH51 LL05 NN01
NN05 QQ04 QQ07 QQ09 RR04 RR14 RR26 WW04 WW10 WW17
XX02

专利名称(译)	光学诊断设备		
公开(公告)号	JP2005305182A	公开(公告)日	2005-11-04
申请号	JP2005158160	申请日	2005-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	金子守 上野仁士		
发明人	金子 守 上野 仁士		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B10/00 A61B10/06		
FI分类号	A61B1/00.334.D A61B1/00.300.D A61B10/00.103.E G02B23/24.A G02B23/24.C A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/018.515 A61B1/07.730 A61B10/02.300.D A61B10/06		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA53 2H040/DA56 2H040/FA02 2H040/FA12 2H040/FA13 2H040/GA01 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/CC07 4C061/DD00 4C061/FF43 4C061/GG15 4C061/HH51 4C061/LL05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC07 4C161/DD00 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/LL05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/XX02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供荧光诊断仪器，内窥镜测量病灶的荧光光谱而不出血，并确实进行病变组织活检。ZSOLUTION：用于活组织检查的杯子7a和7b设置在窄而长的线圈护套14的远端，以插入内窥镜的通道中，并且通过操作线的近侧操作部分的操作来打开/关闭11.光纤3，其尖端面3A连接到杯7a和7b的根部，后端连接到分析器4，插入线圈护套14，传输来自激光器17的激发光，当打开杯7a和7b，从其尖端3A将激发光照射到物体组织，从物体组织输入荧光，并将其输入分光镜18，将其分离成光谱。计算机5根据光谱波形的分析确定对象组织是正常部位还是病变部位，并将结果显示在彩色监视器上。

