

(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2003 - 180617

(P2003 - 180617A)

(43)公開日 平成15年7月2日(2003.7.2)

(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	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 2 O L (全 6 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 390017(P2001 - 390017)

(22)出願日 平成13年12月21日(2001.12.21)

(71)出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72)発明者 宇津井 哲也

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学

工業株式会社内

(74)代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

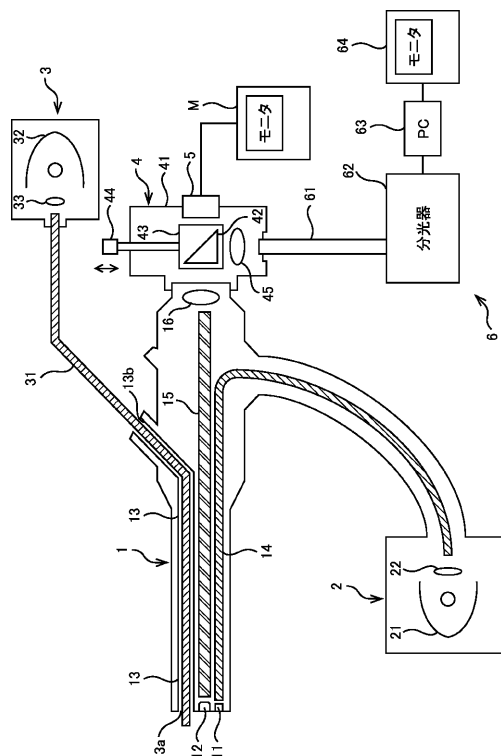
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 蛍光診断用システム

(57)【要約】

【課題】分光測定用として十分な強度の励起光を被検体に照射可能な蛍光診断用システムを提供する。

【解決手段】蛍光診断用システムは、内視鏡1、照明光源装置2、励起光源装置3、光路切替器4、テレビカメラ5及び分光測定システム6を備える。内視鏡1は、照明光を導光するためのライトガイド14と、被検体像を伝送するためのイメージガイド15と、励起光源装置3からの照射用プローブ31が引き通される鉗子チャンネル13とを備える。光路切替器4は、斜面が鏡面である直角なプリズム42を、接眼レンズ16の光軸に直交な方向へスライド可能に保持している。プリズム42は、接眼レンズ16の透過光の光路上に挿入されると、その透過光を、分光器62から延びる導光プローブ61の先端に向けて反射する。一方、プリズム42が接眼レンズ16の透過光の光路から退避されると、被検体像がテレビカメラ5に撮影される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】被検体に施される処置に応じた各種の挿通体が挿通される管、及び、前記被検体を照明するための照明光を導くライトガイドを内蔵するとともに、前記被検体の像を形成する対物光学系がその先端近傍に組み込まれた挿入部を有する内視鏡と、生体を励起させて自家蛍光を放出させるための励起光を発する励起光光源と、前記管の内径よりも小径な太さを有し、前記管に挿通された場合には、前記励起光光源からの励起光を前記被検体に照射する照射プローブと、前記対物光学系を透過した光が第 1 又は第 2 の方向へ向くように切り替えるための切替手段と、前記切替手段により第 1 の方向に向けられた光の光路上に配置され、前記対物光学系により形成された像を撮像する撮像手段と、前記切替手段により第 2 の方向に向けられた光の光路上に配置され、前記対物光学系を透過した光のうちの幾つかの波長の強度を検出する分光器とを備えることを特徴とする蛍光診断用システム。

【請求項 2】前記分光器により検出された各波長の強度の値を演算して診断に有用な情報を生成する診断情報生成手段を、更に備えることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光診断用システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、生体から発せられる自家蛍光に基づいて術者による診断用の情報を取得する蛍光診断用システムに、関する。

【0002】

【従来の技術】生体組織に特定の波長の光を照射すると生体組織が励起して蛍光（一般に自家蛍光という）を発することが知られている。また、腫瘍や癌などの病変が生じた生体組織が発する自家蛍光は正常な生体組織のそれとは異なる性質を有することも、良く知られている。

【0003】この性質を具体的に説明すると、以下の通りである。即ち、病変組織からの自家蛍光における緑色帯域の強度は、正常組織からのものよりも小さいが、病変組織からの自家蛍光における赤色帯域の強度は、正常組織からのものと同程度である。このため、病変組織からの自家蛍光の緑色帯域の強度と赤色帯域の強度との比は、正常組織のものよりも小さい。

【0004】このような知識に基づいて、診断のために有用な情報として自家蛍光の緑色帯域の強度と赤色帯域の強度との比を取得する蛍光診断用システムが、開発されている。

【0005】この蛍光診断用システムのうちの一つに、従来の内視鏡装置を利用したものがある。このタイプの蛍光診断用システムは、紫外光のみを透過させるフィルターを照明光の光路内に選択的に挿入できるように構成

されているので、内視鏡の先端から体腔内へ紫外光のみを照射できるようになっている。また、内視鏡の鉗子チャンネルには分光器から延びる測定用プローブ（光ファイバ）が引き通されており、体腔壁から発せられる自家蛍光を測定用プローブにより導光し、分光器によってその自家蛍光のスペクトルを検出できるようになっている。さらに、分光器はコンピュータに接続されており、コンピュータが、分光器の検出した自家蛍光の分光分布に基づいて、自家蛍光の緑色帯域の強度と赤色帯域の強度との比を算出したりその他の演算処理をして、演算結果を図表やグラフとして画面表示するようになっている。蛍光診断用システムがこのように構成されているために、術者は、蛍光診断のために有用な情報をコンピュータから得ることができ、体腔壁（被検体）が病変組織であるか正常組織であるかを診断できる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】ところが、従来の内視鏡装置においては、可視領域の白色光を体腔壁に照射できれば通常の観察ができるため、また、生体組織に紫外光を常時照射すると生体組織が破壊される虞があるために、紫外領域の波長の光を殆ど発さない光源が使用されている。然も、内視鏡の先端に光を導光するライトガイドの材料は、短波長側の紫外光、特に、自家蛍光を最も強く発光させる 365 nm を中心とする領域の紫外光をあまり通さない特性を、有している。そのため、被検体に照射される紫外光の強度が満足に得られないという問題があった。自家蛍光の強度は、紫外光のそれに比例するために、被検体に照射される紫外光が弱いと、もともと紫外光に対する強度比が低い自家蛍光は、更に弱くなる。その結果、分光器において自家蛍光を検出できなくなっていた。

【0007】本発明は、このような従来技術が有する問題点を鑑みてなされたものであり、その課題は、従来の構成の内視鏡を利用しているにも拘わらず十分な強度の励起光を被検体に照射でき、その結果として、分光器で検出するのに十分な強度の自家蛍光を獲得し得る蛍光診断用システムを、提供することである。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するために構成された本発明の蛍光診断用システムは、被検体に施される処置に応じた各種の挿通体が挿通される管、及び、前記被検体を照明するための照明光を導くライトガイドを内蔵するとともに、前記被検体の像を形成する対物光学系がその先端近傍に組み込まれた挿入部を有する内視鏡と、生体を励起させて自家蛍光を放出させるための励起光を発する励起光光源と、前記管の内径よりも小径な太さを有し、前記管に挿通された場合には、前記励起光光源からの励起光を前記被検体に照射する照射プローブと、前記対物光学系を透過した光が第 1 又は第 2 の方向へ向くように切り替えるための切替手段と、前記

切替手段により第 1 の方向に向けられた光の光路上に配置され、前記対物光学系により形成された像を撮像する撮像手段と、前記切替手段により第 2 の方向に向けられた光の光路上に配置され、前記対物光学系を透過した光のうちの幾つかの波長の強度を検出する分光器とを備えることを、特徴とする。

【0009】このように構成されると、励起光は、内視鏡の管に挿通された照射プローブにより、内視鏡の先端に対向した被検体に照射される。従って、内視鏡のライトガイドにより励起光を導光しなくて済む。このため、10 分光測定用として十分な強度の励起光を被検体に照射することができる。この照射プローブは、その先端に励起光光源を有するものであっても良いし、その基端に励起光光源が接続されたファイバプローブであっても良い。後者の場合、照射プローブは、励起光の最も透過し易い材料から構成されることが望ましい。

【0010】なお、本発明の蛍光診断用システムでは、分光器から得られた各波長の強度を術者が直接演算して診断に有用な情報を得ることもできるが、本発明の蛍光診断用システムが、分光器により検出された各波長の強度の値を演算して診断に有用な情報を生成する診断情報生成手段を、更に備えていても良い。この診断情報生成手段は、所定の演算処理プログラムを実行可能に格納するコンピュータとすることができる。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、本発明の一実施形態である蛍光診断用システムを、図面に基づいて説明する。図 1 に、本実施形態による蛍光診断用システムの概略構成を示す。この蛍光診断用システムは、内視鏡 1、照明光光源装置 2、励起光光源装置 3、光路切替器 4、テレビカメラ 5、モニタ M、及び分光測定システム 6 を、備えている。

【0012】＜内視鏡＞先ず、内視鏡 1 について説明する。この内視鏡 1 は、生体内に挿入される可撓管状の挿入部を、有している。但し、図 1 には、この内視鏡の詳細な形状は図示されていない。この挿入部の先端には湾曲部が組み込まれており、この湾曲部の先端には硬質部材製の先端部が固定されている。また、挿入部の基端には操作部が連結されている。この操作部には、湾曲部を湾曲操作するためのダイヤル及び各種操作スイッチが設けられている。

【0013】この内視鏡 1 の先端部には、少なくとも 3 つの貫通孔が穿たれており、そのうちの一对の貫通孔には、配光レンズ 11 及び対物レンズ 12 が夫々詰め込まれている。他の 1 つの貫通孔は、鉗子口 13a として利用される。また、この鉗子口 13a と操作部に穿たれた鉗子口 13b とを結ぶチューブが、内視鏡 1 内を引き通されており、このチューブを通じて両鉗子口 13a、13b の間に形成された管が、電気メス等の処置具を挿通するための鉗子チャンネル 13 として、機能する。

【0014】さらに、内視鏡 1 は、ライトガイド 14 及びイメージガイド 15 を、有している。これら両ガイド 14、15 は、光ファイバが多数束ねられてなる可撓なファイババンドルである。ライトガイド 14 は、その先端面が配光レンズ 11 に対向した状態で、内視鏡 1 内を引き通されている。また、その基端は、操作部の側面から延びたライトガイド可撓管内を引き通され、ライトガイド可撓管の先端に設けられた図示せぬコネクタの先端に固定されている。そして、この図示せぬコネクタが照明光光源装置 2 に接続されると、ライトガイド 14 の基端面が照明光光源装置 2 内に入り込む。

【0015】イメージガイド 15 は、その先端面が対物レンズ 12 に対向した状態で、内視鏡 1 内を引き通され、その基端は、操作部内に固定されている。このイメージガイド 15 の先端面は、内視鏡 1 の先端部が被検体に対向配置された時に対物レンズ 12 が当該被検体の像を結ぶ位置の近傍に、配置されている。そして、このイメージガイド 15 は、対物レンズ 12 による被検体像を基端面に伝送する。

【0016】さらに、内視鏡 1 は、接眼レンズ 16 を、有している。この接眼レンズ 16 は、操作部における挿入部が連結されている側とは反対側の端部近傍に配置され、イメージガイド 15 の基端面に対向している。この接眼レンズ 16 は、イメージガイド 15 の基端面に伝送された被検体の像を拡大する。

【0017】なお、対物レンズ 12、イメージガイド 15、及び接眼レンズ 16 は、対物光学系に相当する。

【0018】＜照明光光源装置＞次に、照明光光源装置 2 について説明する。この照明光光源装置 2 は、白色光源 21 及び集光レンズ 22 を、備えている。白色光光源 21 は、白色光を平行光として射出する。集光レンズ 22 は、白色光光源 21 により射出された白色光の光路上に配置されている。また、集光レンズ 22 は、ライトガイド可撓管の先端に設けられた図示せぬコネクタが当該装置 2 の図示せぬコネクタ受けに接続されている状態では、白色光光源 21 が発した白色光をライトガイド 14 の基端面上に収束させる。そして、ライトガイド 14 の基端面に入射した白色光は、ライトガイド 14 によって内視鏡 1 内を導かれ、配光レンズ 11 により拡散され、内視鏡 1 の先端に対向した被検体を照明する。

【0019】＜励起光光源装置＞次に、励起光光源装置 3 について説明する。この励起光光源装置 3 は、照射用プローブ 31、紫外光光源 32、及び集光レンズ 33 を、備えている。照射用プローブ 31 は、紫外光が透過可能な多数又は単一の可撓な光ファイバである。なお、この照射用プローブ 31 は、石英ガラス製かプラスチック製であることが好ましい。この照射用プローブ 31 の先端は、内視鏡 1 の操作部の鉗子口 13b から鉗子チャンネル 13 内へ引き通され、更に内視鏡 1 の先端の鉗子口 13a から突出可能な長さを有している。また、その基

端は、励起光光源装置 3 内に挿入されて固定されている。なお、この照射プローブ 3 1 の基端は、ライトガイド 1 4 の基端と同様に、図示せぬコネクタを介して励起光光源装置 3 の筐体に着脱自在に装着されても良い。

【0020】紫外光光源 3 2 は、水銀ランプが発する輝線のうちの一つである 365 nm の紫外光を平行光として射出する。集光レンズ 3 3 は、紫外光光源 3 2 により射出された紫外光の光路上に配置されており、この紫外光を照射用プローブ 3 1 の基端面に収束させる。そして、照射用プローブ 3 1 の基端面に入射した紫外光は、照射用プローブ 3 1 によって内視鏡 1 内を導かれ、照射用プローブ 3 1 の先端から射出され、内視鏡 1 の先端に対向した被検体に照射される。

【0021】<光路切替器>次に、光路切替器 4 について説明する。この光路切替器 4 は、略箱形の筐体 4 1 内に、プリズム 4 2、プリズム枠 4 3、切替レバー 4 4、及び集光レンズ 4 5 を、備えている。

【0022】筐体 4 1 は、内視鏡 1 の操作部における接眼レンズ 1 6 が組み込まれた端部に対し、着脱自在に装着されている。また、内視鏡 1 が装着される側とは反対側の側面には、テレビカメラ 5 が着脱自在に装着されている。そして、この筐体 4 1 が内視鏡 1 の操作部に装着されるとともに、テレビカメラ 5 がこの筐体 4 1 に装着された状態では、接眼レンズ 1 6 は 0 ディオプタ位置に移動するとともに、接眼レンズ 1 6 とテレビカメラ 5 の図示せぬ撮影レンズは、同軸に配置され、イメージガイド 1 5 の先端面から基端面に伝送された被検体の像を、テレビカメラ 5 の図示せぬ撮像素子の撮像面にリレーする。その撮像面上に形成された被検体の像は、撮像素子によって撮像されて映像信号に変換され、その映像信号は、モニタ M に出力される。なお、テレビカメラ 5 は、撮像手段に相当する。

【0023】プリズム 4 2 は、直角プリズムであり、その斜面は、鏡面となるようにコーティングされている。このプリズム 4 2 は、その斜面が接眼レンズ 1 6 の光軸に対して 45° 傾く状態で、プリズム枠 4 3 内に固定されている。

【0024】プリズム枠 4 3 は、接眼レンズ 1 6 の光軸に対して直交する方向にのみスライド可能に、保持されている。また、このプリズム枠 4 3 において、そのスライド方向に垂直な側面のうち的一方からは、円柱状の切替レバー 4 4 が、突出形成されており、その先端は、上記筐体 4 1 の外側へ貫通突出している。

【0025】そして、筐体 4 1 から突出した部分を摘んだ操作者によりこの切替レバー 4 4 が最も外側（図 1 の上）へ引き出されると、プリズム枠 4 3 上のプリズム 4 2 は、接眼レンズ 1 6 の透過光の光路から退避する。この状態になると、イメージガイド 1 5 の基端面から拡散して接眼レンズ 1 6 により平行光に変換された光は、テレビカメラ 5 に入射する。逆に、操作者により切替レバ

ー 4 4 が最も奥に押し込まれると、プリズム枠 4 3 上のプリズム 4 2 は、接眼レンズ 1 6 からの平行光の光路に挿入され、その平行光はプリズム 4 2 の斜面により直角に反射される。このようにプリズム 4 2 により反射された平行光の光路上には、集光レンズ 4 5 が、配置されている。この集光レンズ 4 5 は、プリズム 4 2 により反射された平行光を収束させる。なお、プリズム 4 2、プリズム枠 4 3、及び切替レバー 4 4 は、切替手段に相当する。

【0026】さらに、この光路切替器 4 には、分光測定システム 6 の後述する分光器 6 2 から延びる後述する導光プローブ 6 1 の先端が、着脱自在に装着されている。導光プローブ 6 1 がこの光路切替器 4 に装着されると、導光プローブ 6 1 の先端は集光レンズ 4 5 に対向し、その先端面は集光レンズ 4 5 の収束点に配置される。

【0027】<分光測定システム>次に、分光測定システム 6 について説明する。この分光測定システム 6 は、導光プローブ 6 1、分光器 6 2、コンピュータ 6 3、及びモニタ 6 4 を、備える。

【0028】導光プローブ 6 1 は、紫外光が透過可能な多数又は単一の可撓な光ファイバである。この導光プローブ 6 1 の先端は、上述したように、光路切替器 4 に着脱自在に装着され、装着された状態では、その先端面には、集光レンズ 4 5 により収束された光が導入される。また、その基端は、分光器 6 2 内に挿入されて固定されている。

【0029】分光器 6 2 は、一般に利用されるものであるので詳細な説明は省略するが、その概要は、光センサにより検出した光のうちの幾つかの波長の強度を測定し、測定結果を電子データに変換する装置である。この分光器 6 2 は、コンピュータ 6 3 に繋がれており、その電子データをコンピュータ 6 3 に出力する。

【0030】コンピュータ 6 3 は、一般に市販されているものであり、CPU や RAM や記憶装置などを有する。このコンピュータ 6 3 は、分光器 6 2 から出力された電子データを記憶装置に記憶するとともに、所定の処理プログラムに従って、その電子データに基づいて演算処理を行う。そして、このコンピュータ 6 3 は、その演算結果に基づいて、診断に有用な情報として利用可能な図表やグラフ等を示す画面の画面データを生成する。生成された画面データは、モニタ 6 4 に出力され、画面データに基づく画面が、モニタ 6 4 に表示される。なお、コンピュータ 6 3 は、診断情報生成手段に相当する。

【0031】<実施形態の動作>上記構成の蛍光診断システムにおいて、白色光光源 2 1 から白色光が発せられると、この白色光は、ライトガイド 1 4 により導かれて、内視鏡 1 の先端に対向した被検体を照明する。そして、対物レンズ 1 2 により形成された被検体の像は、イメージガイド 1 5 により伝送され、接眼レンズ 1 6 により拡大される。このとき、切替レバー 4 4 が操作され

て、プリズム 4 2 が接眼レンズ 1 6 とテレビカメラ 5 との間から退避されていると、イメージガイド 1 5 の基端面に伝送された被検体像は、接眼レンズ 1 6 及びテレビカメラ 5 内の撮影レンズによってリレーされ、撮像素子によって撮影されて、モニタ M に画面表示される。

【0032】術者は、このようにしてモニタ M に画面表示された被検体の画像を観察し、被検体において異常部位と思われる箇所があった場合には、内視鏡 1 の操作部の図示せぬハンドルを操作してその箇所に内視鏡 1 の先端を接近させる。そして、術者は、鉗子チャンネル 1 3 に照射用プローブ 3 1 を挿入し、白色光光源 2 1 の電源を切断するとともに紫外光光源 3 2 の電源を投入し、切替レバー 4 4 を奥まで押し込む。

【0033】すると、紫外光光源 3 2 から発せられた紫外光は、照射用プローブ 3 1 により導かれ、内視鏡 1 の先端に対向した被検体に照射される。紫外光が照射された被検体は、励起して自家蛍光を発し、その自家蛍光の一部は、対物レンズ 1 2 に入射して、イメージガイド 1 5 及び接眼レンズ 1 6 を順に透過し、プリズム 4 2 の斜面により反射された後、集光レンズ 4 5 により収束され、導光プローブ 6 1 の先端面に入射する。そして、導光プローブ 6 1 により導光された蛍光は、分光器 6 2 により分光測定されて、電子データに変換される。その後、その電子データは、コンピュータ 6 3 内の所定プログラムに従って演算処理され、その演算結果が、図表やグラフとしてモニタ M に画面表示される。

【0034】術者は、このようにしてモニタ M に画面表示された画像に基づいて、内視鏡 1 の先端に対向している箇所が異常部位であるか正常部位であるかを診断することができる。

【0035】<まとめ> 上述したように、この蛍光診断用システムは、照明光用のライトガイド 1 4 に紫外光を導光させず、鉗子チャンネル 1 3 に引き通した照射用プローブ 3 1 により紫外光を導光している。従って、紫外光が最も透過し易い材質、特に、自家蛍光を強く発光させる 365 nm の紫外光が最も透過し易い材質からなる照射用プローブ 3 1 を用意すれば、従来の構成の内視鏡 1 を使用しているにも拘わらず、分光測定用として十分な

強度の励起光を被検体に照射することができる。

【0036】また、術者は、観察に利用する光の光源を点灯させるとともに、切替レバー 4 4 を操作することにより、通常観察用の画像か、分光測定結果から得られる演算結果の何れかを、モニタ M 又はモニタ 6 4 に表示させることができる。

【0037】

【発明の効果】以上に説明したように、本発明の蛍光診断用システムによれば、従来の構成の内視鏡を利用していても、分光測定用として十分な強度の励起光を被検体に照射することができる。

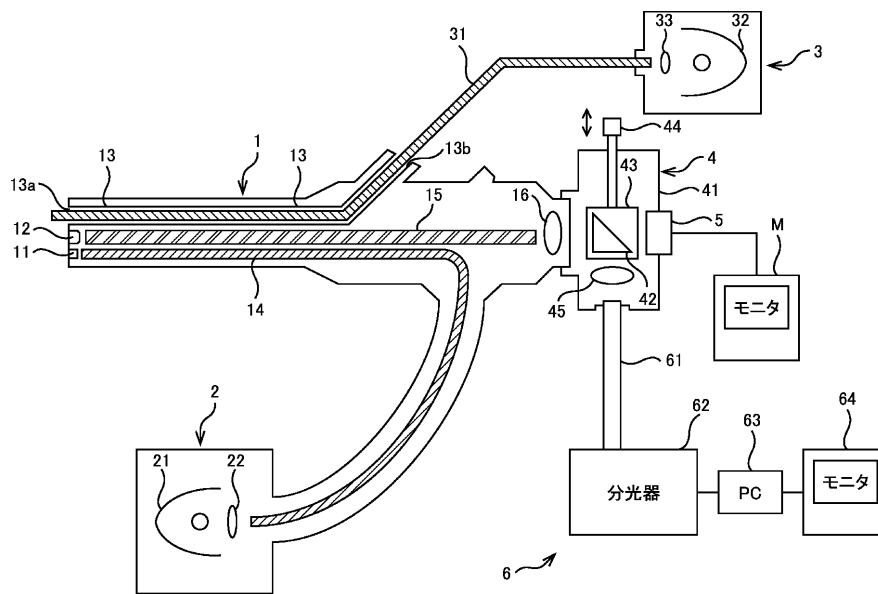
【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の一実施形態の蛍光診断用システムを模式的に示す概略構成図

【符号の説明】

1	内視鏡
1 1	配光レンズ
1 2	対物レンズ
1 3	鉗子チャンネル
1 4	ライトガイド
1 5	イメージガイド
1 6	接眼レンズ
2	照明光光源装置
2 1	白色光光源
3	励起光光源装置
3 1	照射用プローブ
3 2	紫外光光源
4	光路切替器
4 2	プリズム
4 3	プリズム枠
4 4	切替レバー
4 5	集光レンズ
5	テレビカメラ
6	分光測定システム
6 1	導光プローブ
6 2	分光器
6 3	コンピュータ
6 4	モニタ

【図1】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

G 0 2 B 23/26

識別記号

F I

G 0 2 B 23/26

特コード (参考)

B

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA09 EA01 FA01
 FA05 GA01 GB01 GB02 GB18
 GB21 HA01 HA05 JA01 KA02
 KA03 KA05 LA03 NA01
 2H040 BA10 CA02 CA11 CA13 CA21
 CA27 CA29 DA12 GA01 GA11
 4C061 CC07 DD03 FF46 FF47 GG01
 HH51 LL03 NN01 QQ04 QQ09
 VV04 WW15

专利名称(译)	荧光诊断系统		
公开(公告)号	JP2003180617A	公开(公告)日	2003-07-02
申请号	JP2001390017	申请日	2001-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
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 A61B1/00.733 A61B1/00.735 A61B1/018.515 A61B1/04 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA09 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/GA01 2G043/GB01 2G043/GB02 2G043/GB18 2G043/GB21 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA01 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/KA05 2G043/LA03 2G043/NA01 2H040/BA10 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/CA21 2H040/CA27 2H040/CA29 2H040/DA12 2H040/GA01 2H040/GA11 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/VV04 4C061/WW15 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/VV04 4C161/WW15		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够用具有足够强度的激发光照射受检者的荧光诊断系统，用于光谱测量。荧光诊断系统包括内窥镜1中，照明光源装置2中，泵浦光源装置3中，光路切换装置4中，电视摄像机5和分光测量系统6。内窥镜1包括光导14，用于引导照明光，用于发送的对象图像的图像引导件15，从泵浦光源装置3钳子通道照射探针31通过拉和13。光路切换单元4，直角棱镜42是倾斜的平面镜，它是在垂直方向上到目镜16的光轴可滑动地保持。棱镜42被插入通过目镜16发射的光的光路，所发射的光朝向从分光计62延伸的光导探头61的前端端部反射。在另一方面，当棱镜42从通过目镜16发射的光的光路退避时，被摄体图像在电视摄像机5拍摄。

