

(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2004-194821

(P2004-194821A)

(43) 公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/06

A61B 1/00

F I

A61B 1/06 B

A61B 1/00 300D

テーマコード(参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2002-365600(P2002-365600)

(22) 出願日

平成14年12月17日(2002.12.17)

(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

(74) 代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

(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 ペ

ンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA01 AA02 BB02 CC06 DD00

GG01 NN01 QQ04 QQ09 RR02

RR14 RR15 RR17 RR23 WW17

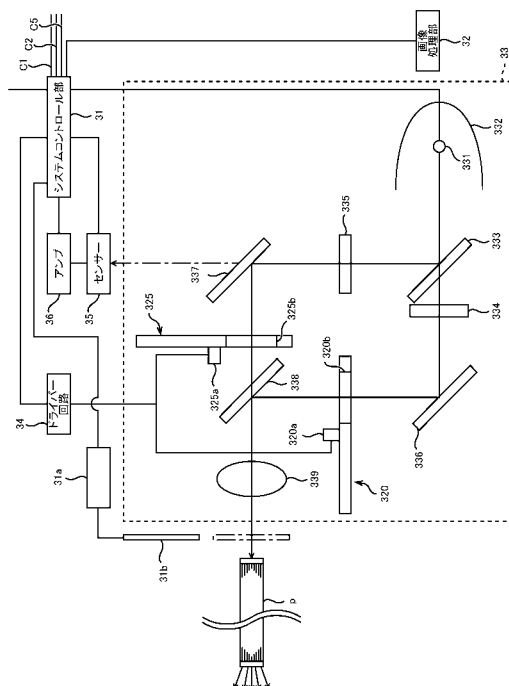
(54) 【発明の名称】 励起光光源装置

(57) 【要約】

【課題】紫外光を励起光として用いる診断補助用装置であって、生体組織への過度の励起光照射が防止され、生体に悪影響を及ぼすことを避けることが可能になる診断補助用装置を、提供する。

【解決手段】白色光源331から発してビームスプリッタ333によって直角に反射された励起光の一部は、励起光部分反射ミラー337を透過して、センサー335に検出光として照射される。センサー335によって検出された検出光は、検出信号としてアンプ336によって増幅され、システムコントロール部331によってその累積照射量を算出される。システムコントロール部331は、当該累積照射量が閾値を超えると、ソレノイド331aを駆動して、シャッター331bを励起光の光路上に挿入する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織を励起させて自家蛍光を発生させる波長帯域の励起光を、その基端から先端へ光を導光するライトガイドの当該基端へ導入する励起光光源装置において、前記励起光を含む光を発する光源と、この光源から発した前記励起光を前記ライトガイドの基端へ集光する光学系と、前記光源と前記ライトガイドとの間の光路を進行する前記励起光の一部を受光して電気信号に変換する受光手段と、この受光手段から出力された前記電気信号が示す物理量を時間経過に伴って蓄積するとともに、蓄積した前記物理量が所定の閾値に達した時点で、前記励起光の前記ライトガイドへの導入を阻止する励起光制限手段とを備えたことを特徴とする励起光光源装置。

10

【請求項 2】

前記ライトガイドは、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通されて使用されるプローブに内包されていることを特徴とする請求項 1 記載の励起光光源装置。

【請求項 3】

前記光学系は、前記光源から発した光のうち前記励起光以外の成分を遮光するフィルターを含むことを特徴とする請求項 1 記載の励起光光源装置。

20

【請求項 4】

前記受光手段は、前記光源と前記ライトガイドとの間の光路を進行する前記励起光を一部分岐する分岐光学素子と、この分岐光学素子によって分岐された前記励起光を受光する受光素子とからなることを特徴とする請求項 1 記載の励起光光源装置。

【請求項 5】

前記電気信号が示す物理量は、前記受光手段が受光した励起光の光量であることを特徴とする請求項 1 記載の励起光光源装置。

【請求項 6】

前記電気信号が示す物理量は、前記励起光が前記ライトガイドに導入された時間であることを特徴とする請求項 1 記載の励起光光源装置。

30

【請求項 7】

前記励起光制限手段は、前記光源と前記ライトガイドとの間の光路を遮断するシャッタを含むことを特徴とする請求項 1 記載の励起光光源装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、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システムに組み込まれて使用され、生体に励起光を照射する励起光光源装置に、関する。

40

【0002】

【従来の技術】

従来、生体組織に励起光（紫外光）を照射すると生体組織が励起して蛍光（自家蛍光）を発することが、知られている。さらに、腫瘍等の病変が生じている異常な生体組織が発する自家蛍光の強度が、正常な生体組織が発する自家蛍光の強度よりも弱いことも、良く知られている。

【0003】

近年では、このような知識に基づいて、食道や胃腸などの体腔の内壁（体腔壁）において

50

異常組織の有無の確認及びその位置を特定するための蛍光診断システムが、開発されつつある（特許文献1参照）。

【0004】

この蛍光診断システムを構成する装置の一例である診断補助用装置は、既存の電子内視鏡システムに組み合わせて、利用されるものであり、束ねられた多数の光ファイバからなるプローブと、このプローブの基端面に可視光及び励起光を交互に繰り返し導入する励起光源装置と、電子内視鏡システムの光源プロセッサ装置から出力される画像に特定の処理を施してモニター等へ出力する画像処理部とを、備えている。

【0005】

この励起光源装置は、電子内視鏡システムのプローブに連結された状態で、このプローブを通じて可視光及び励起光を体腔壁に交互に照射する。その体腔壁は、電子内視鏡の先端に設けられた撮影装置により、可視光により照明されている状態と蛍光を発生している状態とで、夫々、モノクロ撮影される。すると、電子内視鏡システムの光源プロセッサ装置からは、体腔壁が可視光によって照明された時の映像（参照画像）の画像信号と、体腔壁が蛍光を発生している時の画像（蛍光画像）の画像信号とが、出力される。そして、これら画像信号が入力される画像処理部は、同一フレームの参照画像信号及び蛍光画像信号を取得する毎に、これら画像信号に対して特定の処理を行うことによって、特殊観察用画像信号を生成し、モニター等へ出力する。

10

【0006】

このような従来の蛍光診断システムに組み込まれている励起光源装置の光源用光学系は、通常、その概略図である図5に示されるような構成を、備えている。すなわち、従来の光源用光学系では、一個の白色光源101の発光点からほぼ全方向に拡散される白色光が回転放物面形のリフレクター102によって反射されることによって平行光に変換される。平行光に変換された光束のうち、約500nm以上の波長帯域のみを有する光束は、第1ビームスプリッター103を透過すると共に、約500nm未満の波長帯域のみを有する光束は、第1ビームスプリッター103によって直角に反射される。

20

【0007】

第1ビームスプリッター103を透過した約500nm以上の光束は、参照光透過フィルター104によって、630nmの波長帯域の光束のみを抽出された後、参照光反射ミラー106によって直角に反射され、参照光として参照光用回転シャッター116を通過する。そして、参照光は、参照光反射・励起光透過ミラー118によって更に直角に反射されることにより、集光レンズ119へ入射し、集光レンズ119によってプローブPの基端面に集光される。

30

【0008】

一方、第1ビームスプリッター103によって直角に反射された約500nm未満の光束は、励起光透過フィルター105によって、365nmを中心波長とする数nmの波長帯域の光束（即ち、紫外光）のみを抽出された後、励起光反射ミラー107によって更に直角に反射され、励起光として励起光用回転シャッター117を通過する。そして、励起光は、参照光反射・励起光透過ミラー118を透過して、集光レンズ119へ入射し、集光レンズ119によってプローブPの基端面に集光される。

40

【0009】

参照光用回転シャッター116及び励起光用回転シャッター117は、モーター116a, 117aの駆動軸の先端にその中心を固定された円盤状のホイールであり、それらの偏心位置には頂角が180°以下の略扇形の開口116b, 117bが、一個だけ穿たれている。これら回転シャッター116, 117は、モーター116a, 117aによって回転されることにより、参照光及び励起光の光路に開口116b, 117bを繰り返し挿入すると共に、開口116b, 117b以外の部分により参照光及び励起光を遮蔽する。参照光及び励起光の光路上に開口116b, 117bを挿入するタイミングは、集光レンズ119に参照光及び励起光が交互に入射するように、設定されている。

【0010】

50

【特許文献1】

特開2000-023903号公報

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、上述したような励起光光源装置においては、生体組織に蛍光を発生させるための励起光として紫外光を用いている場合が多いため、励起光を長時間照射することによって生体組織に悪影響が引き起こされる危険性が懸念されている。

【0012】

周知のように、紫外光は、生体細胞における核中のDNAの塩基配列を直接に損傷するため、細胞の老化や死や癌化を引き起こす原因となる。例えば、紫外光によって引き起こるDNA塩基配列の変異には、チミンダイマー（塩基配列中の一量体チミンが隣同士に連続している部分に化学変化が起こり、二量体チミンが生成されること）がある。このチミンダイマーが出現することにより、DNAの塩基配列の一部が異常になり、正常な遺伝子の複製や発現が妨げられる。即ち、紫外光の照射によって、DNA複製時におけるDNAのミスコピーや、蛋白合成時における異常蛋白の合成が、引き起こされる。こういった遺伝子の突然変異は、時に生体にとって致命的な障害を与える。そのため、紫外光の長時間に渡る（もしくは高出力での）照射は、生体にとって好ましくなく、安全性の高い蛍光診断システムが求められていた。

10

【0013】

本発明は、上述したような従来の事情に鑑みてなされたものであり、その課題は、蛍光診断システムに組み込まれて使用され、紫外光を励起光として用いる励起光光源装置であって、生体組織への過度の励起光照射が防止され、生体に悪影響を及ぼすことを避けることが可能になる励起光光源装置を、提供することにある。

20

【0014】

【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、本発明の励起光光源装置は、以下のような構成を採用した。即ち、本発明による励起光光源装置は、生体組織を励起させて自家蛍光を発生させる波長帯域の励起光を、その基端から先端へ光を導光するライトガイドの当該基端へ導入する励起光光源装置であって、前記励起光を含む光を発する光源と、この光源から発した前記励起光を前記ライトガイドの基端へ集光する光学系と、前記光源と前記ライトガイドとの間の光路を進行する前記励起光の一部を受光して電気信号に変換する受光手段と、この受光手段から出力された前記電気信号が示す物理量を時間経過に伴って蓄積するとともに、蓄積した前記物理量が所定の閾値に達した時点で、前記励起光の前記ライトガイドへの導入を阻止する励起光制限手段とを、備えたことを特徴とする。

30

【0015】

このように構成された本発明の励起光光源装置によると、生体組織に照射した励起光の累積物理量が閾値に達した時点で、励起光制限手段によって、励起光のライトガイドへの導入が阻止されるので、生体組織への過度の励起光照射が防止され、生体に悪影響を及ぼすことを避けることが可能になる。

【0016】

本発明において、ライトガイドは、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通されて使用されるプローブに内包されているものであって良いし、内視鏡自体に内包されているライトガイドバンドルであっても良い。

40

【0017】

また、本発明において、光源は、何らかの手段によって励起光のみを発するように構成されたものであって良いし、励起光とともに他の波長成分を含む光を発するものであって良い。後者の場合には、光学系に、励起光のみを抽出する光学素子、例えばダイクロイックフィルターやダイクロイックミラーが含まれている必要がある。なお、光源は、ランプ及び半導体発光素子を含む概念である。

【0018】

50

また、本発明において、物理量は、受光手段が受光した励起光の光量の積分値であっても良いし、受光手段が励起光を受光した時間であっても良いし、これらから算出されたカウント値であっても良い。

【0019】

さらに、本発明において、励起光制限手段は、シャッター等の機構を用いて励起光の光路を遮断しても良いし、光源に対する電源供給を遮断することによって光源から発せられる励起光自体を制限しても良い。

【0020】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施形態を説明する。

10

【0021】

図1は、本実施形態の蛍光診断システムの模式図である。この蛍光診断システムは、電子内視鏡1、プロセッサ装置2、診断補助用装置3、映像セレクター4、及びモニターMを備えている。なお、診断補助用装置3は、本発明による励起光光源装置を実施した装置である。

【0022】

<電子内視鏡>

まず、電子内視鏡1について、説明する。電子内視鏡1は、生体内に挿入される可撓管状の挿入部1aと、その挿入部1aの先端に組み込まれた湾曲部(図示略)を湾曲操作するためのアングルノブ(図示略)等が設けられている操作部1bとを、備えている。

20

【0023】

挿入部1aの先端面には、少なくとも3つの貫通孔(図示略)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がそれぞれ嵌め込まれている。他の1つの貫通孔は、鉗子口1cとして利用される。挿入部1a内には、この鉗子口1cと操作部1bに穿たれた鉗子口1dとを結ぶ細管13が、引き通されており、この細管13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として、機能する。

【0024】

さらに、挿入部1a内には、先端面が配光レンズ11に対向しているライトガイド14と、対物レンズ12の像面に撮像素子が配置された撮像素子15に対して接続されている信号線16、17とが、引き通されている。これらライトガイド14及び信号線16、17の他

30

【0025】

<プロセッサ装置>

次に、プロセッサ装置2について、説明する。このプロセッサ装置2は、システムコントロール部21、画像処理回路22、光源部23(図1において点線で示す)、及びドライバー回路24を、備えている。なお、プロセッサ装置2の筐体には、上記コネクタCを嵌め込み可能なコネクタ受け(図示略)が、備えられている。そして、このコネクタ受けに上記コネクタCが嵌め込まれると、ライトガイド14の基端が光源部23に入り込み、信号線16が、システムコントロール部21に接続され、信号線17が画像処理回路22に

40

【0026】

システムコントロール部21は、プロセッサ装置2全体を制御するとともに、基準信号を生成してその信号の出力を制御する。このシステムコントロール部21は、ケーブルC1を介して診断補助用装置3と接続されており、基準信号を診断補助用装置3へ常時出力する。また、システムコントロール部21は、ケーブルC2を介して診断補助用装置3と接続されており、光源部23の光の出力の開始又は停止を制御するための切替信号が、入力される。システムコントロール部21は、この切替信号を受けて、光の出力が開始又は停止されるように光源部23を制御する。さらに、このシステムコントロール部21は、図示せぬ電源装置により主電源が投入されている間、信号線16を介して撮像素子15へ、

50

基準信号によって示される一定周期のタイミングに従って、駆動信号を繰り返し送出する。なお、この駆動信号の送出は、光源部 2 3 の光の出力の有無とは無関係に常に行われるので、撮像素子 1 5 は、常時、画像信号を画像処理回路 2 2 へ繰り返し出力する。

【 0 0 2 7 】

画像処理回路 2 2 は、撮像素子 1 5 から順次送られてくる画像信号を基準信号が示す各タイミングに合わせて、取得する。すなわち、画像処理回路 2 2 は、主電源が投入されている間、常に、画像信号を取得し続ける。なお、基準信号の示す各タイミングは一周期内で三つあり、画像処理回路 2 2 は、一周期内で三個のタイミングのうち、第 1 タイミングで取得された画像信号を R 成分画像データ（デジタル信号）に変換し、第 2 タイミングで取得された画像信号を G 成分画像データ（デジタル信号）に変換し、第 3 タイミングで取得された画像信号を B 成分画像データ（デジタル信号）に変換する。そして、画像処理回路 2 2 は、これら三個一組の成分画像データを R G B 信号として出力するとともに、N T S C 信号（又は P A L 信号）に変換して出力する。なお、画像処理回路 2 2 は、ケーブル C 3 を介して映像セレクター 4 と接続されているとともに、ケーブル C 4 を介して診断補助用装置 3 と接続されており、映像セレクター 4 には N T S C 信号を、診断補助用装置 3 には R G B 信号を、それぞれ常時出力する。また、画像処理回路 2 2 は、撮像素子 1 5 から順次送られてくる画像信号を基に自動調光用フィードバック信号を生成し、システムコントロール部 2 1 に当該自動調光用フィードバック信号を送信する。

10

【 0 0 2 8 】

光源部 2 3 は、光源 2 3 1 と、リフレクタ 2 3 2 と、赤外光カットフィルタ 2 3 3 と、集光レンズ 2 3 4 と、ドライバー回路 2 4 に接続されたモーター 2 4 a と、R G B 回転ホイール 2 4 b とを、備えている。光源 2 3 1 は、白色光を発散光として射出する。この白色光の光量は、画像処理回路 2 2 から送信された自動調光用フィードバック信号に基づいて、システムコントロール部 2 1 によって調節される。光源 2 3 1 により射出され、回転放物面形の反射面を有するリフレクタ 2 3 2 により平行光にされた白色光の光路上には、順番に、赤外光カットフィルタ 2 3 3 及び、集光レンズ 2 3 4 が、配置されている。この集光レンズ 2 3 4 は、コネクタ C がプロセッサ装置 2 に接続された状態では、この赤外光成分を除去された白色光を照明光としてライトガイド 1 4 の基端面に収束させる。

20

【 0 0 2 9 】

この集光レンズ 2 3 4 とライトガイド 1 4 の基端面との間の光路上には、R G B 回転ホイール 2 4 b が挿入されている。この R G B 回転ホイール 2 4 b は、円板状の外形を有し、その外周に沿ったリング状の領域に 3 つの開口が設けられている。これら各開口には、入射した光の内の赤色帯域のみを透過させる R フィルタ、緑色帯域のみを透過させる G フィルタ、及び、青色帯域のみを透過させる B フィルタが、夫々詰め込まれている。この R G B 回転ホイール 2 4 b の中心は、モーター 2 4 a の駆動軸に固定されており、R G B 回転ホイール 2 4 b は、モーター 2 4 a によって回転されると、各フィルタを照明光の光路内に繰り返し挿入する。すると、光源 2 3 1 が白色光を射出している場合、ライトガイド 1 4 の基端面には、赤色光、緑色光、及び青色光が順に繰り返し入射される。なお、R G B 回転ホイール 2 4 b の回転速度は、各フィルタが照明光の光路に挿入されるタイミングが上記基準信号によって示されるタイミングに同期するように、モーター 2 4 a の駆動回路であるドライバー回路 2 4 を介してシステムコントロール部 2 1 によって制御される。

30

40

【 0 0 3 0 】

ところで、赤色光、緑色光、及び青色光がライトガイド 1 4 の基端面へ繰り返し入射していると、各色の光は、そのライトガイド 1 4 に導かれた後、配光レンズ 1 1 により拡散されて電子内視鏡 1 の先端に対向した被検体へと照射される。このとき、撮像素子 1 5 が被検体の赤色光による像、緑色光による像、及び、青色光による像を、それぞれ画像信号（以下、便宜上、赤色画像信号、緑色画像信号、及び青色画像信号という）に順次変換するが、各色画像信号が生成されるタイミングは、第 1 乃至第 3 タイミングにそれぞれ同期されるので、画像処理回路 2 2 において生成される R 成分画像データ、G 成分画像データ、及び B 成分画像データは、それぞれ、赤色画像信号、緑色画像信号、及び青色画像信号に

50

基づく画像データとなる。このため、光源部 2 3 が各色の光を出力しているときに画像処理回路 2 2 から出力される N T S C 信号や R G B 信号に基づく画像は、カラー画像となる。

【 0 0 3 1 】

< 診断補助用装置 >

次に、本発明の励起光光源装置を実施した装置である診断補助用装置 3 について、説明する。図 2 は、診断補助用装置 3 の内部構成を示す拡大図である。図 1 及び図 2 に示されるように、この診断補助用装置 3 は、プローブ P , システムコントロール部 3 1 , ソレノイド 3 1 a , シャッター 3 1 b , 画像処理部 3 2 , 光源部 3 3 , ドライバー回路 3 4 , センサー 3 5 , 及びアンプ 3 6 を備えている。また、光源部 3 3 は、白色光源 3 3 1 と、リフレクタ 3 3 2 と、光源光学系 3 3 3 乃至 3 3 9 と、回転シャッター 3 2 0 , 3 2 5 とから構成される。そして、システムコントロール部 3 1 は、画像処理部 3 2 , 白色光源 3 3 1 , センサー 3 5 , アンプ 3 6 , ソレノイド 3 1 a , 及びドライバー回路 3 4 に接続されている。なお、白色光源 3 3 1 が本発明の光源に、システムコントロール部 3 1 , ソレノイド 3 1 a , シャッター 3 1 b が本発明の励起光制限手段に、相当する。

10

【 0 0 3 2 】

プローブ P は、可視帯域及び紫外帯域の光が透過可能な多数又は単一の可撓な光ファイバを、内包している。なお、図 1 に示されるように、このプローブ P は、その先端が電子内視鏡 1 の鉗子チャンネルとしての細管 1 3 に挿入されてその挿入部 1 a の先端面から突出した状態で、用いられる。

20

【 0 0 3 3 】

システムコントロール部 3 1 は、診断補助用装置 3 全体を制御する。このシステムコントロール部 3 1 には画像切換信号入力部 F が接続されており、この画像切換信号入力部 F に設けられている図示せぬ操作スイッチが術者によって操作されると操作後の画像切換信号入力部 F の状態に応じて観察モードを通常観察モード又は特殊観察モードに切り換える。また、このシステムコントロール部 3 1 は、上記ケーブル C 2 を介してプロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 1 と繋がれており、通常観察モードを示す第 1 切換信号、又は、特殊観察モードを示す第 2 切換信号を、プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 1 へ出力する。なお、第 1 又は第 2 切換信号が入力されたプロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 1 は、第 1 切換信号が入力されたときには、光が出力されるように光源部 2 3 を制御し、第 2 切換信号が入力されたときには、光の出力が停止されるように光源部 2 3 を制御する。

30

【 0 0 3 4 】

さらに、このシステムコントロール部 3 1 には、上記ケーブル C 1 が繋がれており、プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 1 が生成する基準信号が、常時入力される。但し、このシステムコントロール部 3 1 は、特殊観察モードのときのみ、この基準信号に従って画像処理部 3 2 , 光源部 3 3 , 及びドライバー回路 3 4 を制御し、通常観察モードの時には、これらの制御を停止する。さらに、このシステムコントロール部 3 1 は、ケーブル C 5 を介して、映像セレクター 4 と繋がれており、上述した第 1 又は第 2 切換信号をその映像セレクター 4 へも出力する。

40

【 0 0 3 5 】

また、システムコントロール部 3 1 は、後述するプログラムが格納された R O M や、その R O M からプログラムを読み出して実行する C P U や、C P U の作業領域が展開される R A M などを備え、特殊観察モードにおいて、上記プログラムに従って、白色光源 3 3 1 に駆動信号を供給し、各回転シャッター 3 2 0 , 3 2 5 を回転させるモータ 3 2 0 a , 3 2 5 a に駆動電流を供給するドライバー回路 3 4 を制御すると共に、センサー 3 5 及びアンプ 3 6 に駆動電流を供給する。そして、アンプ 3 6 から送信される後述する検出光信号を基に励起光の累積照射量を求め（判断部に相当）、シャッター 3 1 b の駆動（開閉）を行うソレノイド 3 1 a に駆動電流を供給する（光量調整部に相当）。

【 0 0 3 6 】

50

システムコントロール部 3 1 によって駆動電流を供給された白色光源 3 3 1 は、可視光成分及び励起光成分をともに含む白色光を放出する。放出された発散光は、回転放物面形のリフレクタ 3 3 2 によって反射されることにより、平行光に変換される。平行光に変換された光束のうち、約 5 0 0 n m 以上の波長帯域のみを有する光束は、ビームスプリッタ 3 3 3 を透過するとともに、約 5 0 0 n m 未満の波長帯域のみを有する光束は、ビームスプリッタ 3 3 3 によって直角に反射される。

【 0 0 3 7 】

ビームスプリッタ 3 3 3 を透過した約 5 0 0 n m 以上の光束は、参照光透過フィルター 3 3 4 によって、6 3 0 n m の波長帯域の光束のみを抽出された後、参照光反射ミラー 3 3 6 によって直角に反射され、参照光として参照光用回転シャッター 3 2 0 を通過する。そして、参照光は、参照光反射・励起光透過ミラー 3 3 8 によって直角に反射されることにより、集光レンズ 3 3 9 へ入射し、集光レンズ 3 3 9 によってプローブ P の基端面に集光される。

10

【 0 0 3 8 】

一方、ビームスプリッタ 3 3 3 によって直角に反射された約 5 0 0 n m 未満の光束は、励起光透過フィルター 3 3 5 によって、3 6 5 n m を中心波長とする数 n m の波長帯域の光束（即ち、紫外光）のみを抽出された後、大部分の光束は分岐光学素子としての励起光部分反射ミラー 3 3 7 によって更に直角に反射される。

【 0 0 3 9 】

図 3 は、この励起光部分反射ミラー 3 3 7 の反射率を示す表である。従来の励起光反射ミラーの反射率を点線で示し、励起光部分反射ミラー 3 3 7 の反射率を実線で示す。従来の励起光反射ミラーに比べて、励起光部分反射ミラー 3 3 7 においては 1 ~ 1 0 % 程度反射率が低下している。その結果、従来の励起光反射ミラーに比べて、励起光部分反射ミラー 3 3 7 においては、励起光の透過率がその倍程度に上がっている。励起光部分反射ミラー 3 3 7 を透過した光束は、検出光として、後述する受光素子であるセンサー 3 5 によって受光される。なお、この励起光部分反射ミラー 3 3 7 及びセンサー 3 5 が、本発明の受光手段に相当する。

20

【 0 0 4 0 】

図 2 に戻り、励起光部分反射ミラー 3 3 7 によって直角に反射された光束は、励起光として励起光用回転シャッター 3 2 5 を通過後、参照光反射・励起光透過ミラー 3 3 8 を透過して、集光レンズ 3 3 9 へ入射し、当該集光レンズ 3 3 9 によってプローブ P の基端面に集光される。また、集光レンズ 3 3 9 , プローブ P 間の光路上には、システムコントロール部 3 1 に接続されたソレノイド 3 1 a によって駆動されるシャッター 3 1 b が挿入されるが、通常は、このシャッター 3 1 b は、光路から退避した位置（図 2 において、実線で図示）にある。

30

【 0 0 4 1 】

参照光用回転シャッター 3 2 0 及び励起光用回転シャッター 3 2 5 は、ドライバー回路 3 4 に接続されたモーター 3 2 0 a , 3 2 5 a の駆動軸の先端にその中心を固定された円盤状のホイールであり、それらの偏心位置には頂角が 1 8 0 ° 以下の略扇形の開口 3 2 0 b , 3 2 5 b が、一個だけ穿たれている。これら回転シャッター 3 2 0 , 3 2 5 は、モーター 3 2 0 a , 3 2 5 a によって回転されることにより、参照光及び励起光の光路に開口 3 2 0 b , 3 2 5 b を繰り返し挿入すると共に、開口 3 2 0 b , 3 2 5 b 以外の部分により参照光及び励起光を遮蔽する。ドライバー回路 3 4 がモーター 3 2 0 a , 3 2 5 a を駆動して参照光及び励起光の光路上に開口 3 2 0 b , 3 2 5 b を挿入するタイミングは、システムコントロール部 3 1 によって基準信号に従って制御されている。

40

【 0 0 4 2 】

光源部 3 3 は、上述したように、特殊観察モードのときのみシステムコントロール部 3 1 によって制御され、通常観察モードのときには動作しない。そして、特殊観察モードのときには、光源部 3 3 の両回転シャッター 3 2 0 , 3 2 5 は、基準信号によって示される各タイミングのうちの第 1 タイミングに合わせて、プローブ P の先端面に可視光を入射させ

50

、第2タイミングに合わせて、プローブPの基端面に紫外光を入射させる。なお、第3タイミングでは、両回転シャッター320, 325は共に光を遮断する。従って、プローブPの基端面には、可視光と紫外光とが交互に入射する。このプローブPの先端面が、被検体である体腔壁に対向していると、この体腔壁には、プローブPの先端面から射出された可視光及び紫外光が、交互に照射される。なお、照射された可視光は体腔壁の表面にて反射され、照射された紫外光は、体腔壁下の生体組織を励起させることによりそれらから蛍光を発生させる。また、可視光又は紫外光が照射されていないときには、体腔壁は光を反射又は放出しない。そして、可視光を反射することによって形成される被検体の像と、蛍光を放出することによって形成される被検体の像と、光を反射又は放出していない暗黒なイメージは、撮像素子15により、第1乃至第3タイミングに同期されながら、それぞれ画像信号(以下、便宜上、参照画像信号, 蛍光画像信号, 及び暗黒画像信号という)に順次変換される。各画像信号は、信号線17を介してプロセッサ装置2の画像処理回路22へ順に送信される。

10

【0043】

ところで、通常観察モードでは、プロセッサ装置2のシステムコントロール部21には、第1切換信号が入力されるので、その光源部23からは各色の光が出力される。このとき、診断補助用装置3の光源部33からは光が出力されない。このため、通常観察モードにあつては、プロセッサ装置2の画像処理回路22には、上述したように、赤色画像信号, 緑色画像信号, 及び青色画像信号が順次送られてくるので、この画像処理回路22は、これら各色画像信号に基づいて、カラー画像を示すNTSC信号及びRGB信号を生成する。

20

【0044】

これに対し、特殊観察モードでは、プロセッサ装置2のシステムコントロール部21には、第2切換信号が入力されるので、その光源部23からは、各色の光が出力されない。このとき、診断補助用装置3の光源部33からは、可視光と紫外光が交互に出力される。このため、特殊観察モードにあつては、プロセッサ装置2の画像処理回路22には、上述したように、参照画像信号, 蛍光画像信号, 及び暗黒画像信号が順次送られてくる。すると、参照画像信号, 蛍光画像信号, 及び暗黒画像信号は、画像処理回路22によって、それぞれR成分画像データ, G成分画像データ, 及びB成分画像データとして変換され、上記ケーブルC4を介して診断補助用装置3の画像処理部32へ出力される。

30

【0045】

画像処理部32には、何れの観察モードにおいても、光源プロセッサ装置2の画像処理回路22から、上記ケーブルC4を介してRGB信号が入力される。但し、この画像処理部32は、特殊観察モードのときのみ、システムコントロール部31によって制御され、通常観察モードのときには、動作しない。そして、特殊観察モードのときには、画像処理部32は、プロセッサ装置2の画像処理回路22から一組のRGB信号を受信する毎に、以下のような処理を行う。

【0046】

即ち、画像処理回路は、まず、参照画像信号に基づくR成分画像データ(以下、「参照画像データ」という)と蛍光画像信号に基づくG成分画像データ(以下、「蛍光画像データ」という)とについて、それぞれ、全画素の値の中から最大値及び最小値を抽出する。次に、最大値をもつ画素の値を所定の最大階調値に変換するとともに最小値をもつ画素の値を所定の最低階調値に変換し、且つ、中間値をもつ他の画素の値を各々当てはまる階調値に変換することにより、参照画像データと蛍光画像データをそれぞれ規格化する。次に、規格化後の参照画像データと蛍光画像データとにおける互いに同じ座標にある画素同士の差分(参照画像データの画素値から蛍光画像データの画素値を差し引いて得られる差分)を、各座標についてとり、差分が所定の閾値以上である座標を特定し、特定された座標上における画素を特定色の画素に変換する(例えば、赤色に変換する時は、RGB成分の各輝度値をR=255, G=0, B=0とする)。また、それ以外の座標上における画素を、参照画像信号の輝度値と各RGB成分の輝度値が同値である白黒(グレー)に設定する

40

50

ことによって、特殊観察画像（白黒モノクロで表現された被検体上に患部と判断された箇所が例えば赤色にて示された画像）のカラー画像データを生成し、NTSC信号に変換する。なお、暗黒画像信号に基づく画像データは、実質的に輝度値を持たないため、ここでは用いられない。この画像処理部32は、ケーブルC6を介して映像セレクター4と接続されており、このケーブルC6を介してNTSC信号を映像セレクター4へ出力する。

【0047】

ところで、励起光部分反射ミラー337を透過した光の光路上に設けられたセンサー35によって受光された検出光は、受光量を示す電気信号（検出光信号）に変換され、当該センサー35に接続されたアンプ36において増幅される。アンプ36から検出光信号を受け取ったシステムコントロール部31は、検出光信号を基に検出光の光量を算出する。そして、システムコントロール部31は、算出した光量の積分値がある一定の閾値を超えると、ソレノイド31aを駆動して、シャッター31bを集光レンズ339とプローブPとの間の光路上に挿入する（図2において、一点鎖線で図示）。この動作については、後述する。

10

【0048】

<映像セレクター>

次に、映像セレクター4について、説明する。この映像セレクター4は、診断補助用装置3から上記ケーブルC5を介して第1切換信号を受信すると、通常観察モードであるとして、プロセッサ装置2から上記ケーブルC3を介して送られてくるNTSC信号をモニターMに出力し、モニターMにカラーの通常観察画像を表示させる。一方、映像セレクター4は、診断補助用装置3から上記ケーブルC5を介して第2切換信号を受信すると、診断補助用装置3から上記ケーブルC6を介して送られてくるNTSC信号をモニターMに出力し、モニターMに特殊観察画像を表示させる。

20

【0049】

<実施形態の動作>

次に、上記のような構成を持つ診断補助用装置を含む電子内視鏡システムの動作について、説明する。術者は、画像切換信号入力部Fの図示せぬスイッチを操作して、観察モードを通常観察モードに切り換える。そして、鉗子チャンネルとしての細管13にプローブPを挿入しないで、電子内視鏡1の挿入部を体腔内に挿入し、その先端部を観察対象となる部位に対向させる。すると、モニターMには、電子内視鏡1の先端部が対向した領域がカラー画像である通常観察画像として表示される。術者は、この通常観察画像を見て、被検体の状態を観察することができる。

30

【0050】

さらに、術者は、通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対して、診断補助用装置3を利用した観察を行う。具体的には、術者は、診断補助用装置3のプローブの先端を、電子内視鏡1の鉗子口1dから細管13内へ挿入し、電子内視鏡1の先端側の鉗子口1cから突出させる。そして、術者は、画像切換信号入力部Fの図示せぬスイッチを操作して、観察モードを特殊観察モードへ切り換える。すると、プローブPの先端から可視光と励起光が交互に射出され、電子内視鏡1の先端に対向する体腔壁が、電子内視鏡1により、可視光により照明された状態と蛍光を発した状態とで、交互に撮影される。その結果、特殊観察モードにあるプロセッサ装置2の信号処理回路22からは、RGB映像信号が、診断補助用装置3の画像処理部32へ出力される。この画像処理部32は、RGB映像信号から夫々抽出された参照画像データ及び蛍光画像データに基づいて特殊観察画像を生成する。特殊観察モードを示す信号を受けている映像セレクター4は、このような特殊観察画像を示すNTSC映像信号を、画像処理部32から受信してモニターMに出力するので、特殊観察モードでは、モニターMには、特殊観察画像が映し出される。

40

【0051】

なお、特殊観察モードにおいて、診断補助用装置3の白色光源331から発した白色光のうち、励起光成分のうちの一部は、励起光部分反射ミラー337を透過し、センサー35、及びアンプ36において検出、増幅され、検出光信号としてシステムコントロール部3

50

1 に送信される。システムコントロール部 3 1 は、受け取った検出光信号を基に、検出光の量（換言すると、体腔内に照射された励起光の量）を算出し、その量がある一定の閾値を超えると、ソレノイド 3 1 a を駆動して、シャッター 3 1 b を集光レンズ 3 3 9 , プローブ P 間の光路上に挿入することによって、体腔内に照射される励起光及び参照光を遮断する。それと同時に、診断補助用装置 3 のシステムコントロール部 3 1 は、ケーブル C 2 を介して、プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 1 に画像切換信号を送り、観察モードを特殊観察モードから、通常観察モードへと切り換え、モニター M に通常観察画像を表示させる。

【 0 0 5 2 】

このときシステムコントロール部 3 1 は、以下に述べる処理を実行している。10
即ち、システムコントロール部 3 1 の CPU は、画像切換信号入力部 F を介して、観察モードが通常観察モードから特殊観察モードに切り換えられ、モニター M に特殊観察画像が表示されると、ROM からプログラムを読み出して図 4 に示す処理の実行を開始する。

【 0 0 5 3 】

処理開始後、CPU は、センサー 3 5 , アンブ 3 6 への電流供給を ON にするとともに、シャッター 3 1 b が集光レンズ 3 3 9 , プローブ P 間の光路上にあれば（即ち、シャッターが閉じている場合は）、ソレノイド 3 1 a を駆動してシャッター 3 1 b を退避位置（図 2 において、実線で図示）に移動する（S 0 1）。

【 0 0 5 4 】

続いて、CPU は、S 0 2 及び S 0 3 のループ処理を一定周期で繰り返す。このループに入って最初の S 0 2 は、CPU は、シャッター 3 1 b を退避位置に配置したまま（即ち、シャッター 3 1 b を開いたまま）、アンブ 3 6 から受信した検出光信号によって示される受光量を変数「光量」に加算する。次の S 0 3 では、CPU は、変数「光量」が所定の値（閾値）を上回ったか否かをチェックし、未だ前者が後者以下であれば処理を S 0 2 に戻す。このようにして、CPU は、CPU が処理を開始してからセンサー 3 5 が得た検出光の累積光量（換言すると、体腔内に照射された励起光の累積光量）が閾値を上回るのを待つ。20

【 0 0 5 5 】

以上のループ処理を繰り返した結果、変数「光量」が閾値を上回った場合、CPU は、その処理を S 0 4 へと進める。S 0 4 では、CPU は、ソレノイド 3 1 a を駆動してシャッター 3 2 b を退避位置から集光レンズ 3 3 9 , 及びプロブ P 間の光路内へと挿入するとともに、観察モードを特殊観察モードから、通常観察モードへと切り換え、プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 1 及び映像セレクター 4 に画像切換信号を送り、モニター M に通常観察画像を表示させる。その後、所定の時間が経過すると、システムコントロール部 3 1 は、ソレノイド 3 1 a を駆動して、シャッター 3 1 b を退避位置へと移動する。30

【 0 0 5 6 】

なお、システムコントロール部 3 1 の CPU は、S 0 2 において、実際の累積光量を示す単位の値を算出してもよいし、センサー 3 5 に検出光が照射された累積時間又はその時間に対応したカウンタ値を算出してもよい。CPU は、これらの場合も、上述したのと同様に、S 0 3 において算出結果が閾値を上回った場合、その処理を S 0 4 へと進める。40

【 0 0 5 7 】

その後の通常観察モードから特殊観察モードへの切り換えは、一定時間経過後に術者が画像切換信号入力部 F を操作することによって行われるようにシステムコントロール部 3 1 が設定されていても良いし、一定時間経過後に自動的に特殊観察モードへと切り換わるように、システムコントロール部 3 1 のプログラムが設定されていても良い。

【 0 0 5 8 】

<まとめ>

上述したように、本実施形態の励起光源装置によれば、生体内に照射する励起光がある一定の量を超えると、自動的に励起光の照射が中断されるので、生体組織への過度の励起50

光照射を防止することができる。また、励起光照射を中断するとほぼ同時に観察モードが自動的に特殊観察モードから通常観察モードへと切り換わり、その後の観察モードの切替も簡単にできるので、術者に煩わしさを感じさせることなく、安全に被検体に対して処置を行うことができる。

【0059】

なお、本実施形態において画像信号切替入力部Fは、フットスイッチであってもよいし、操作パネル上に設けられたスイッチ等の機構であっても良い。

【0060】

また、本実施形態において用いられる光量調整手段は、上述したようなシャッターであってもよいし、白色光源331のオンオフ機構であってもよい。

10

【0061】

【発明の効果】

以上に説明したように、本発明によれば、紫外光を励起光として用いる励起光光源装置において、生体組織への過度の励起光照射が防止され、生体に悪影響を及ぼすことを避けることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明における内視鏡システムの内部の概略的な構成

【図2】本発明の診断補助用装置内の光源部周辺の概略的な構成図

【図3】本発明における励起光部分反射ミラーの反射率を示す図

【図4】本発明の診断補助用装置内のシステムコントロール部にて実行される処理の内容を示すフローチャート

20

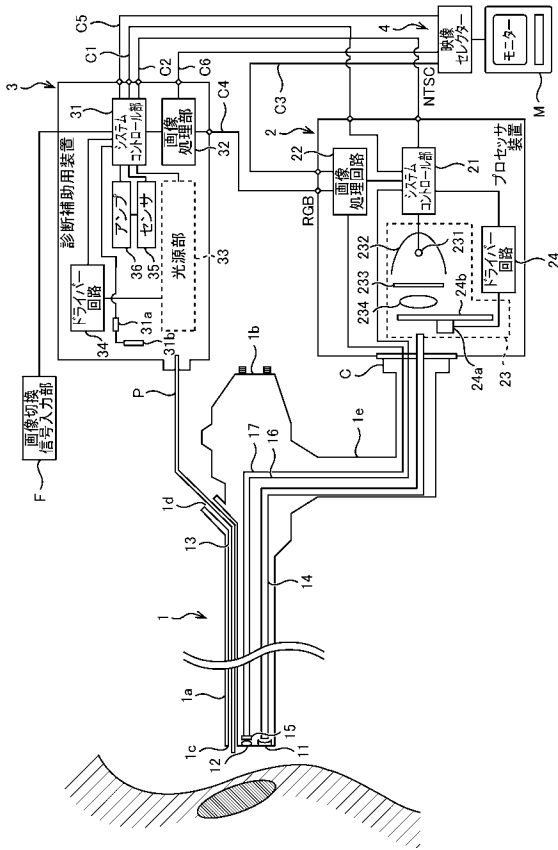
【図5】従来の診断補助用装置内の光源部の概略的な構成図

【符号の説明】

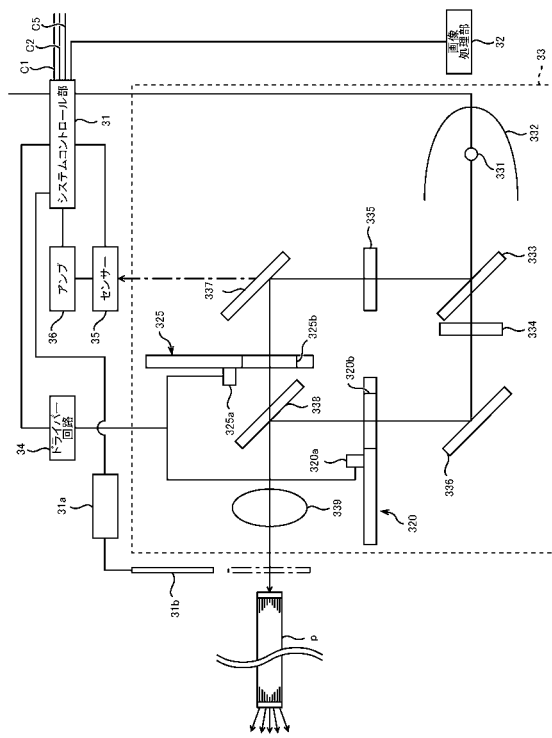
- 1 電子内視鏡
- 13 細管（鉗子チャンネル）
- 3 診断補助用装置
- 31 システムコントロール部
- 31a ソレノイド
- 31b シャッター
- 33 光源部
- 35 センサー
- 36 アンプ

30

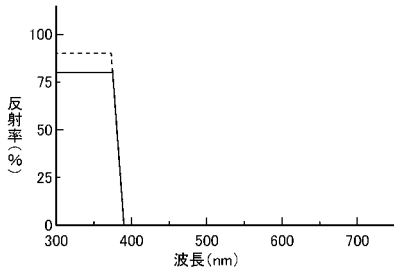
【図1】



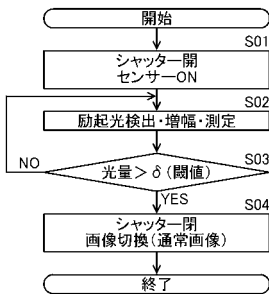
【図2】



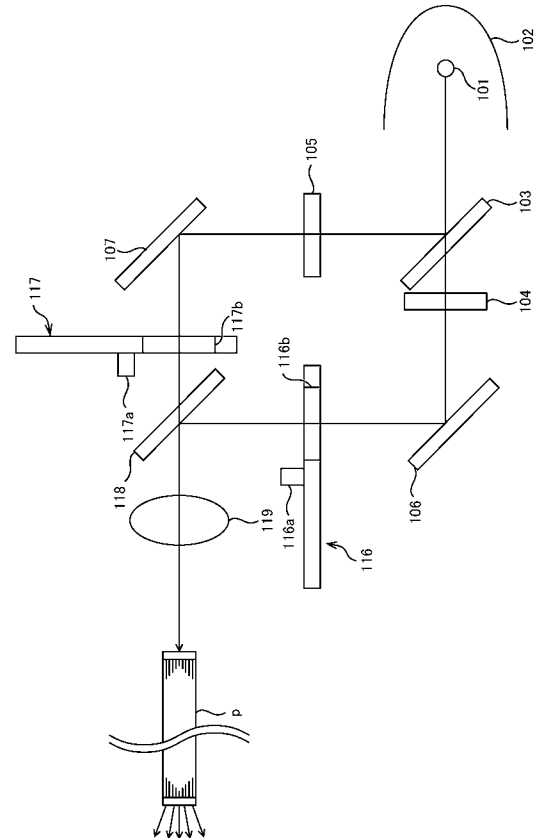
【図3】



【図4】



【図5】



专利名称(译)	激发光源装置		
公开(公告)号	JP2004194821A	公开(公告)日	2004-07-15
申请号	JP2002365600	申请日	2002-12-17
[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	A61B1/06 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA02 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR17 4C061/RR23 4C061/WW17 4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR17 4C161/RR23 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种使用紫外线作为激发光的诊断辅助装置，其能够防止激发光过度照射到生物组织上并且避免对生物体的不利影响。提供。解决方案：从白光源331发射并由分束器333垂直反射的一部分激发光穿过激发光部分反射镜337，并作为检测光施加到传感器35上。由传感器35检测出的检测光被放大器36放大为检测信号，系统控制器31计算出累积照射量。当累积照射量超过阈值 δ 时，系统控制单元31驱动螺线管31a并且将快门31b插入到激发光的光路上。[选择图]图2

