

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4495511号
(P4495511)

(45) 発行日 平成22年7月7日 (2010.7.7)

(24) 登録日 平成22年4月16日 (2010.4.16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-137628 (P2004-137628)
 (22) 出願日 平成16年5月6日 (2004.5.6)
 (65) 公開番号 特開2005-318947 (P2005-318947A)
 (43) 公開日 平成17年11月17日 (2005.11.17)
 審査請求日 平成19年4月11日 (2007.4.11)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5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

審査官 東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源装置が供給した光を内視鏡の挿入部の先端から射出するとともに、前記挿入部の先端に組み込まれた対物光学系が形成した被写体の像を撮像する内視鏡システムにおいて、前記光源装置は、

可視帯域の照明光を射出する照明光光源、

生体組織を励起させるための可視帯域の励起光を射出する励起光光源、

前記照明光光源から射出される前記照明光の光路と前記励起光光源から射出される前記励起光の光路とを合成することにより、前記内視鏡の挿入部内に引き通されてその射出端面が前記挿入部の先端に配置されたライトガイドの基端面へ、前記照明光及び前記励起光を導く光路合成素子、

前記照明光光源が所定強度の前記照明光を射出できなくなった事象を検出する検出部、及び、

前記照明光及び前記励起光が選択的に前記ライトガイドの基端面へ導かれるように前記照明光光源及び前記励起光光源を制御するとともに、前記照明光が前記ライトガイドの基端面へ供給されるように前記照明光光源を制御している最中に、前記検出部が前記事象を検出した時には、前記励起光光源に対して前記励起光を射出させる光源制御部を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光源制御部は、前記検出部が前記事象を検出した時には、前記励起光光源に対して

10

20

最大強度にて前記励起光を射出させる
ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記内視鏡は、前記対物光学系により形成される像を撮像する撮像素子を備え、
前記光源制御部は、前記検出部が前記事象を検出した時には、前記励起光光源に対して
前記励起光を射出させるとともに、前記撮像素子の受光感度を最大に変化させる
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔の中を観察する際に用いられる内視鏡システムに、関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。
また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍
光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織においても起こる。近年、体腔壁下の
生体組織に生じた異常をこの反応現象を利用して検出する内視鏡システムが、開発されつ
つある。

【0003】

この種の内視鏡システムの一つとして、二つの観察モードを備えた内視鏡システムがあ
る。一つ目の観察モードは、内視鏡の挿入部の先端から体腔内へ照明光を射出する通常観
察モードであり、二つ目の観察モードは、少なくとも生体組織を励起させるための励起光
を内視鏡の挿入部の先端から体腔内へ射出する特殊観察モードである。

【0004】

ところで、前述した二つの観察モードを備えた内視鏡システムを含む多くの内視鏡シス
テムでは、照明光は、ハロゲンランプやキセノンランプなどの白色光光源によって供給さ
れる。これらランプは、寿命を有しているが、術者が被験者の体腔内に内視鏡を挿入して
その体腔内を観察している最中に、これらランプが寿命を迎えて照明光が供給されなくな
ると、内視鏡の先端部分が湾曲していたり、鉗子や剪刀や凝固電極などの処置具が内視鏡
の先端から突出していたりするため、術者は、内視鏡を体腔から引き抜くことができな
くってしまう。

【0005】

そのため、近年では、非常灯を備えた内視鏡システムが、開発されている。特許文献 1
には、非常灯を備えた内視鏡システムが、開示されている。非常灯は、使用中に白色光光
源が寿命を迎えた場合に、その白色光光源の代わりに内視鏡のライトガイドに非常用の照
明光を供給するので、術者は、体腔内の観察中に白色光光源が寿命を迎えて照明光が体腔
内に照射されなくなったとしても、体腔壁を傷付けることなく安全に、内視鏡を体腔内か
ら引き抜くことができる。

【特許文献 1】特開平 11 - 305148 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

前述した従来の内視鏡システムは、白色光光源が寿命を迎えると、内視鏡のライトガイ
ドの基端面の直前における照明光や励起光の光路に、非常灯から射出される照明光をライ
トガイドに向けて反射するためのミラーを挿入したり、非常灯そのものを直接挿入したり
する。なお、ライトガイドの基端面の直前の光路にミラーや非常灯が挿入されるのは、非
常灯が体腔内を視認できる最低限度の強度の照明光しか発しないように構成されているた
め、できるだけライトガイドに近い位置に非常灯を配置することによって非常用の照明光
の光量損失を防ぐ必要があるからである。

【0007】

10

20

30

40

50

そして、前述したミラーや非常灯をライトガイドの基端面の直前の光路に挿入するために、ソレノイドやスライダ等の多くの部品からなる機構が用いられることとなるが、このような機構や非常灯そのものを配置するためには、多くの空間を必要とする。しかしながら、ライトガイドの基端面の直前には、照明光と励起光の光路を合成する光学素子や、照明光や励起光をその基端面に収斂するための集光レンズが、配置されているため、そのような機構や非常灯を配置するための空間を確保することができないという問題があった。また、無理に配置しようとするれば、光学系の配置が制限されるという新たな問題が生じてしまう。

【 0 0 0 8 】

本発明は、前述した従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、励起光を使用する観察モードを通常観察モード以外に備えているとともに、内視鏡のライトガイドへ光を供給するための光学系の配置を制限することなく非常用の照明光をライトガイドに供給することができる内視鏡システムを、提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記の課題を解決するために発明された内視鏡システムは、光源装置が供給した光を内視鏡の挿入部の先端から射出するとともに、前記挿入部の先端に組み込まれた対物光学系が形成した被写体の像を撮像する内視鏡システムにおいて、前記光源装置は、可視帯域の照明光を射出する照明光光源、生体組織を励起させるための可視帯域の励起光を射出する励起光光源、前記照明光光源から射出される前記照明光の光路と前記励起光光源から射出される前記励起光の光路とを合成することにより、前記内視鏡の挿入部に引き通されてその射出端面が前記挿入部の先端に配置されたライトガイドの基端面へ、前記照明光及び前記励起光を導く光路合成素子、前記照明光光源が所定強度の前記照明光を射出できなくなった事象を検出する検出部、及び、前記照明光及び前記励起光が選択的に前記ライトガイドの基端面へ導かれるように前記照明光光源及び前記励起光光源を制御するとともに、前記照明光が前記ライトガイドの基端面へ供給されるように前記照明光光源を制御している最中に、前記検出部が前記事象を検出した時には、前記励起光光源に対して前記励起光を射出させる光源制御部を備えることを、特徴としている。

【 0 0 1 0 】

このように、励起光を使用する観察モードを通常観察モード以外に備えている内視鏡システムにおいて、照明光光源が所定強度の照明光を射出できなくなった場合に、励起光光源から射出される可視帯域の励起光を非常用の照明光として射出させるようにすれば、ライトガイドの基端面の直前の光路にミラーや非常灯を挿入する必要がなくなり、その結果として、光学系の配置を制限する必要もなくなる。

【 0 0 1 1 】

なお、本発明による内視鏡システムでは、内視鏡の挿入部の先端から可視帯域の照明光を連続的に射出する通常観察モードにおいて、照明光光源が所定強度の照明光を射出できなくなった場合に、励起光光源から射出される可視帯域の励起光を非常用の照明光として射出するようにしても良いが、内視鏡の挿入部の先端から照明光と励起光とを交互に射出する特殊観察モードにおいても、照明光光源が所定強度の照明光を射出できなくなった場合に、励起光光源から射出される励起光を非常用の照明光として射出しても良い。何れの観察モードにおいても、非常用の照明光として内視鏡のライトガイドへ供給される励起光は、最大出力にて励起光光源から射出されたものであることが好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

以上に説明したように、本発明によれば、励起光を使用する観察モードを通常観察モード以外に備えている場合において、内視鏡のライトガイドへ光を供給するための光学系の配置を制限することなく非常用の照明光をライトガイドに供給することができるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態について、説明する。

【 0 0 1 4 】

図 1 は、本発明の実施形態である電子内視鏡システムの概略的な構成図である。この電子内視鏡システムは、電子内視鏡 1 0 , システムコントローラ 2 0 , 光源ユニット 3 0 , ビデオプロセッサ 4 0 , 及び、モニタ 5 0 を、備えている。

【 0 0 1 5 】

電子内視鏡 1 0 は、体腔内を観察するための器具である。図 1 には、電子内視鏡 1 0 の詳細な形状が図示されていないが、電子内視鏡 1 0 は、体腔内に挿入される可撓管状の挿入部を、有している。電子内視鏡 1 0 の挿入部の基端には、アングルノブや各種のスイッチを備えた操作部が、接続されている。なお、アングルノブは、挿入部の先端部分に組み込まれた湾曲機構を通じて挿入部の先端部分の湾曲状態を変化させるための把手である。挿入部の先端面には、少なくとも 2 つの貫通孔が穿たれており、そのうちの二つの貫通孔には、配光レンズ 1 1 及び対物レンズ 1 2 がそれぞれ嵌め込まれている。

10

【 0 0 1 6 】

さらに、電子内視鏡 1 0 の挿入部には、ライトガイド 1 3 が引き通されている。ライトガイド 1 3 は、光源ユニット 3 0 から供給される光を挿入部の先端に導くためのものであり、可視光を透過する性能を有する可撓な多数の光ファイバからなる。ライトガイド 1 3 には、後述するように、光源ユニット 3 0 から、可視帯域全域の波長を持つ可視光と、励起光とが、供給される。励起光は、生体組織が蛍光を発するという反応現象を引き起こさせるための光であり、本実施形態では、可視帯域のうちの短波長側の所定波長を持つ青色光となっている。なお、この励起光が、体腔内へ照射されると、励起光の一部は、体腔壁下の生体組織を励起させ、残りは、体腔壁の表面で反射される。

20

【 0 0 1 7 】

さらに、電子内視鏡 1 0 の挿入部には、信号線 1 4 が引き通されている。信号線 1 4 の基端は、システムコントローラ 2 0 及びビデオプロセッサ 4 0 に接続されており、その先端は、対物レンズ 1 2 の像面に撮像素子が配置された撮像素子 1 5 や、操作部の図示せぬ各種スイッチに、接続されている。撮像素子 1 5 は、撮像素面上に形成された像を画像データに変換する単板のカラーエリアセンサーである。

30

【 0 0 1 8 】

さらに、電子内視鏡 1 0 の挿入部には、励起光除去フィルタ 1 6 が備えられている。励起光除去フィルタは、入射してきた光の中から、励起光と同じ波長帯域の光を一定比率で減衰させるための光学素子であり、撮像素子 1 5 と対物レンズ 1 2 との間に配置されている。なお、対物レンズ 1 2 から撮像素子 1 5 の撮像素面に向けて射出される光は、前述したように、蛍光と励起光とからなる。しかし、対物レンズ 1 2 から撮像素子 1 5 へ向かう光に含まれる励起光の大部分は、励起光除去フィルタ 1 6 において除去されるので、撮像素子 1 5 の撮像素面には、蛍光と僅かな励起光とが入射することとなる。

40

【 0 0 1 9 】

システムコントローラ 2 0 は、光源ユニット 3 0 及びビデオプロセッサ 4 0 を制御する制御装置であり、CPU, DRAM, ROM, インターフェース装置などのハードウェアを備えている。また、システムコントローラ 2 0 は、各種基準信号を生成してその信号の出力を制御するタイミングジェネレータを備えている。光源ユニット 3 0 及びビデオプロセッサ 4 0 における各処理は、この基準信号に従って進行する。

【 0 0 2 0 】

また、システムコントローラ 2 0 は、撮像素子 1 5 の駆動を制御するための駆動制御装置を備えており、この駆動制御装置は、信号線 1 4 を介して撮像素子 1 5 に接続されている。システムコントローラ 2 0 は、駆動制御装置を制御することによって、撮像素子 1 5 における蓄積電荷の掃き出しタイミング（撮像タイミング）や、撮像素子 1 5 の受光感度を変更する。

【 0 0 2 1 】

50

さらに、システムコントローラ 20 は、電子内視鏡 10 の操作部が有する各種スイッチに対し、図示せぬ信号線を介して接続されている。システムコントローラ 20 は、操作部の各種スイッチのうちの 하나가操作されることによって、観察モードの切り替えを示すモード切替信号を受けると、観察モードを、通常観察モード及び特殊観察モードの何れか一方に、切り替える。また、システムコントローラ 20 は、切替後の観察モードを示す信号を、光源ユニット 30 及びビデオプロセッサ 40 へ送出することによって、これらユニット 30, 40 の動作状態を、切替後の観察モードに対応した動作状態へ変化させる。

【0022】

光源ユニット 30 は、電子内視鏡 10 のライトガイド 13 の基端面に対して光を供給するための装置である。図 2 は、光源ユニット 30 の内部構成図である。光源ユニット 30 は、白色光光源 31, 赤外線除去フィルタ 32, 光束径縮小光学系 33, 回転遮蔽板 34, 光量絞り 35, 励起光光源 36, 平行化レンズ 37, ダイクロイックミラー 38, 及び、集光レンズ 39 を、備えている。

10

【0023】

白色光光源 31 は、白色光を平行光として射出する装置であり、焦点から放射される光を平行光に変換する放物面鏡、及び、放物面鏡の焦点に発光点が配置されたキセノンランプを、備えている。赤外線除去フィルタ 32 は、入射してきた光の中から赤外領域の光を除去するためのフィルタであり、白色光光源 31 から射出される白色光の光路上に配置されている。光束径縮小光学系 33 は、大小一對の凸レンズ 33a, 33b からなるケプラー型のアフォーカル光学系であり、赤外線除去フィルタ 32 によって白色光から赤外領域の成分が除去されてなる可視光の光束径を、縮小する。

20

【0024】

回転遮蔽板 34 は、略半円形の貫通孔が一つだけ穿たれた円板であり、その略半円形の円弧の中心は、円板の中心に一致している。回転遮蔽板 34 の中心は、モーターの駆動軸の先端部分に固定されており、モーターが駆動すると、回転遮蔽板 34 は、その駆動軸を回転中心として回転する。回転遮蔽板 34 は、光束径縮小光学系 33 における凸レンズ 33a, 33b の間の焦点位置において、光束径縮小光学系 33 の光軸に対して直交しており、可視光は、回転遮蔽板 34 の偏心位置に入射している。このため、光束径縮小光学系 33 内を通過する可視光は、回転遮蔽板 34 の回転に伴って前述した略半円形の開口がその光路に繰り返し挿入されることにより、明滅する。

30

【0025】

光量絞り 35 は、略円形開口を形成する複数の絞り羽根によって光の一部を遮蔽するという周知の構造により光量を絞るための器具であり、光束径縮小光学系 33 の後側の凸レンズ 33b の直前において、可視光の光路上に配置されている。光量絞り 35 は、各絞り羽根を変位させるための機構を備えており、各絞り羽根が変位されてその開口の直径が変化すると、開口を通過する光束の量が増加又は減少する。

【0026】

励起光光源 36 は、前述した励起光を射出するレーザー発光ダイオードである。平行化レンズ 37 は、励起光光源 36 から射出される励起光を平行光に変換するコリメートレンズである。平行化レンズ 37 から平行光として射出される励起光の光路は、光束径縮小光学系 33 から平行光として射出される白色光の光路と直交している。

40

【0027】

ダイクロイックミラー 38 は、可視光（厳密には励起光と同じ波長を除く可視帯域の光）を透過させるとともに励起光を反射する光学素子である。ダイクロイックミラー 38 は、可視光の光路と励起光の光路とが交差する位置に配置されており、光束径縮小光学系 33 の光軸方向に対して 45° 傾いているとともに、平行化レンズ 37 の光軸方向に対しても 45° 傾いている。光束径縮小光学系 33 から平行光として射出された可視光は、ダイクロイックミラー 38 を透過して集光レンズ 39 へ入射し、平行化レンズ 37 から射出された励起光は、ダイクロイックミラー 38 によって直角に反射されることによって集光レンズ 39 へ入射する。従って、ダイクロイックミラー 38 は、光路合成素子として機能す

50

る。

【 0 0 2 8 】

集光レンズ 3 9 は、平行光を収斂させるためのコンデンサレンズであり、ダイクロイックミラー 3 8 を透過した可視光、及び、ダイクロイックミラー 3 8 によって直角に反射された励起光を、ライトガイド 1 3 の基端面上に収斂させる。

【 0 0 2 9 】

以上のような光学構成を備える光源ユニット 3 0 は、図示していないが、さらに、白色光光源 3 1 の駆動制御装置、回転遮蔽板 3 4 のモーターの駆動制御装置、励起光光源 3 6 の駆動制御装置、及び、全体制御装置を、備えている。全体制御装置は、各駆動制御装置に接続されているとともに、システムコントローラ 2 0 にも接続されている。

10

【 0 0 3 0 】

光源ユニット 3 0 内の全体制御装置は、通常観察モードを示す信号をシステムコントローラ 2 0 から受信すると、各駆動制御装置を制御することによって、白色光光源 3 1 に対して白色光を射出させ、回転遮蔽板 3 4 の略半円形の開口を可視光の光路内に挿入し、励起光光源 3 6 に対して励起光の射出を停止させる。これにより、可視光のみが集光レンズ 3 9 に入射するようになるので、電子内視鏡 1 0 のライトガイド 1 3 には、可視光が連続して入射し、電子内視鏡 1 0 の挿入部の先端からは、可視光が連続して射出される。

【 0 0 3 1 】

また、光源ユニット 3 0 内の全体制御装置は、特殊観察モードを示す信号をシステムコントローラ 2 0 から受信すると、駆動制御装置を制御することによって、白色光光源 3 1 に対して白色光を射出させ、回転遮蔽板 3 4 を回転させ、励起光光源 3 6 に対して励起光を点滅させる。このとき、全体制御装置は、システムコントローラ 2 0 から受け取る上記の基準信号の示すタイミングに同期させながら可視光と励起光とを交互にダイクロイックミラー 3 8 へ入射させるように、回転遮蔽板 3 4 の回転位相と励起光の点滅間隔を制御する。これにより、可視光と励起光とが交互に集光レンズ 3 9 に入射するようになるので、電子内視鏡 1 0 のライトガイド 1 3 には、可視光と励起光とが交互に入射し、電子内視鏡 1 0 の挿入部の先端からは、可視光と励起光とが交互に射出される。

20

【 0 0 3 2 】

さらに、光源ユニット 3 0 は、白色光光源 3 1 のキセノンランプが寿命を迎えたことを検出するための図示せぬ光センサを、備えている。なお、キセノンランプが寿命を迎える原因としては、第一に、陽極中のタングステンが発光管内面にスパッタリングされてしまうこと（いわゆる黒化不良）に起因して、発光管外に放射される光束の量が既定値を下回るという光量低下、第二に、発光管の熱歪みや破裂によるシール性能の低下に起因してキセノンガスが発光しなくなるという不点灯がある。

30

【 0 0 3 3 】

光源ユニット 3 0 の全体制御装置は、この図示せぬ光センサから白色光の強度を示す信号を常時受信し、強度が所定の上限值を下回ると、白色光光源 3 1 の異常消灯を示す異常消灯信号をシステムコントローラ 2 0 へ送信する。

【 0 0 3 4 】

ビデオプロセッサ 4 0 は、電子内視鏡 1 0 の撮像素子 1 5 が生成する画像データに所定の処理を施してビデオ信号に変換するための装置であり、プロセス回路、バッファ、デジタルシグナルプロセッサ、エンコーディング回路などの一般的なハードウェアを、備えている。

40

【 0 0 3 5 】

ビデオプロセッサ 4 0 は、通常観察モードを示す信号をシステムコントローラ 2 0 から受信すると、被写体の表面で反射された可視光により形成された当該被写体の画像の画像データを、通常観察画像データとして撮像素子 1 5 から連続的に受信するようになる。

【 0 0 3 6 】

ビデオプロセッサ 4 0 は、通常観察画像データを受信する毎に、通常観察画像データに対して色分離、デジタル化、カラーバランス等の処理を施し、処理後の通常観察画像デー

50

タをNTSC信号やPAL信号などのアナログのビデオ信号の形態で、モニタ50へ出力する。ビデオ信号の形態の通常観察画像データが入力されたモニタ50は、通常観察画像データに基づいて、通常観察画像を映し出す。通常観察画像は、被写体の表面で反射された可視光により形成された当該被写体（すなわち可視光にて照明された被写体）の画像である。

【0037】

また、ビデオプロセッサ40は、特殊観察モードを示す信号をシステムコントローラ20から受信すると、被写体の表面で反射された可視光により形成された当該被写体の画像の画像データと、被写体から放射される蛍光により形成された当該被写体の画像の画像データを、参照観察画像データ及び蛍光観察画像データとして、撮像素子15から交互に受け取るようになる。ビデオプロセッサ40は、画像データを受信する毎に、画像データに対して色分離、デジタル化、カラーバランス等の処理を施す。

10

【0038】

ビデオプロセッサ40は、処理後の参照観察画像データと処理後の蛍光観察画像データとを一組生成すると、これら両画像データの最大輝度値と最小輝度値との間の階調数が互いに等しくなるようにそれぞれ規格化した後、同一の座標における輝度値の差分を全座標のそれぞれについて算出することにより、蛍光観察画像データから参照観察画像データを差し引いて得られる差分データを、患部画像データとして算出する。そして、ビデオプロセッサ40は、参照観察画像データ中の緑色成分の画像データに患部画像データを加算することにより、特殊観察画像データを生成する。

20

【0039】

ビデオプロセッサ40は、参照観察画像データと蛍光観察画像データとを一組生成する毎に、このような処理を繰り返し実行することにより、特殊観察画像データを順次生成する。そして、ビデオプロセッサ40は、特殊観察画像データをNTSC信号やPAL信号などのアナログのビデオ信号の形態で、モニタ50へ出力する。ビデオ信号の形態で特殊観察画像データが入力されたモニタ50は、特殊観察画像データに基づいて、特殊観察画像を映し出す。特殊観察画像は、被写体の表面で反射された可視光により形成された当該被写体の参照画像に対し、病変部として算出された領域を患部領域として示す患部画像を、スーパーインポーズしてなる画像である。

30

【0040】

以上のように構成される電子内視鏡システムにおいて、システムコントローラ20内のROMには、図3のフローチャートに示される処理をCPUに実行させるためのプログラムが、記録されている。このプログラムは、電子内視鏡システムに主電源が投入されると、CPUによって読み込まれて、実行される。

【0041】

この処理の開始後、最初のステップS101では、システムコントローラ20は、初期化処理を実行する。初期化処理では、光源ユニット30及びビデオプロセッサ40の初期状態が検査され、正常な動作が確認されると、ROM等に記録されている初期設定値が、光源ユニット30及びビデオプロセッサ40に設定される。

【0042】

40

次のステップS102では、システムコントローラ20は、この時点で設定されている観察モードが通常観察モードであるか特殊観察モードであるかを、判別する。そして、この時点で設定されている観察モードが通常観察モードであると判断した場合（S102；通常観察）、システムコントローラ20は、ステップS111へ処理を進める。

【0043】

ステップS111では、システムコントローラ20は、通常観察モードを示す信号を光源ユニット30及びビデオプロセッサ40へ送出する。なお、この信号を受けると、光源ユニット30は、白色光光源31に対して白色光の連続的な射出（常時点灯）を開始させ、回転遮蔽板34の駆動を停止させ、その回転遮蔽板34の略半円形の開口を可視光の光路に挿入し、励起光光源36に対して励起光の射出を停止させる。

50

【 0 0 4 4 】

次のステップ S 1 1 2 では、システムコントローラ 2 0 は、主電源の切断を示す終了信号が入力されたか否かを、判別する。そして、終了信号が入力されていないと判断した場合 (S 1 1 2 ; N O)、システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 1 3 へ処理を進める。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 1 1 3 では、システムコントローラ 2 0 は、白色光光源 3 1 の異常消灯を示す異常消灯信号が入力されたか否かを、判別する。そして、異常消灯信号が入力されていないと判断した場合 (S 1 1 3 ; N O)、システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 1 4 へ処理を進める。

10

【 0 0 4 6 】

ステップ S 1 1 4 では、システムコントローラ 2 0 は、観察モードの切り替えを示すモード切替信号が入力されたか否かを、判別する。そして、モード切替信号が入力されていないと判断した場合 (S 1 1 4 ; N O)、システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 1 2 へ処理を戻す。

【 0 0 4 7 】

システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 1 2 乃至 S 1 1 4 の処理ループを実行中、終了信号が入力されたと判断した場合 (S 1 1 2 ; Y E S)、ステップ S 1 1 2 からステップ S 1 3 3 へ処理を分岐させる。

【 0 0 4 8 】

また、システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 1 2 乃至 S 1 1 4 の処理ループを実行中、モード切替信号が入力されたと判断した場合 (S 1 1 4 ; Y E S)、ステップ S 1 1 4 からステップ S 1 1 5 へ処理を分岐させる。

20

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 1 5 では、システムコントローラ 2 0 は、観察モードの設定を通常観察モードから特殊観察モードへ切り替える。切り替えた後、システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 0 2 へ処理を戻す。

【 0 0 5 0 】

また、システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 1 2 乃至 S 1 1 4 の処理ループを実行中、異常消灯信号が入力されたと判断した場合 (S 1 1 3 ; Y E S)、ステップ S 1 1 3 からステップ S 1 3 1 へ処理を分岐させる。

30

【 0 0 5 1 】

一方、ステップ S 1 0 2 において、システムコントローラ 2 0 は、この時点で設定されている観察モードが特殊観察モードであると判断した場合 (S 1 0 2 ; 特殊観察)、ステップ S 1 2 1 へ処理を進める。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 2 1 では、システムコントローラ 2 0 は、特殊観察モードを示す信号を光源ユニット 3 0 及びビデオプロセッサ 4 0 へ送出する。なお、この信号を受けると、光源ユニット 3 0 は、白色光光源 3 1 に対して白色光の連続的な射出 (常時点灯) を開始させ、回転遮蔽板 3 4 の回転を開始するとともに、励起光光源 3 6 に対して励起光の周期的な射出 (点滅点灯) を開始させる。

40

【 0 0 5 3 】

次のステップ S 1 2 2 では、システムコントローラ 2 0 は、主電源の切断を示す終了信号が入力されたか否かを、判別する。そして、終了信号が入力されていないと判断した場合 (S 1 2 2 ; N O)、システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 2 3 へ処理を進める。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 2 3 では、システムコントローラ 2 0 は、白色光光源 3 1 の異常消灯を示す異常消灯信号が入力されたか否かを、判別する。そして、異常消灯信号が入力されていないと判断した場合 (S 1 2 3 ; N O)、システムコントローラ 2 0 は、ステップ S 1 2

50

4へ処理を進める。

【0055】

ステップS124では、システムコントローラ20は、観察モードの切り替えを示すモード切替信号が入力されたか否かを、判別する。そして、モード切替信号が入力されていないと判断した場合(S123; NO)、システムコントローラ20は、ステップS122へ処理を戻す。

【0056】

システムコントローラ20は、ステップS122乃至S124の処理ループを実行中、終了信号が入力されたと判断した場合(S122; YES)、ステップS122からステップS133へ処理を分岐させる。

10

【0057】

また、システムコントローラ20は、ステップS122乃至S124の処理ループを実行中、モード切替信号が入力されたと判断した場合(S124; YES)、ステップS124からステップS125へ処理を分岐させる。

【0058】

ステップS125では、システムコントローラ20は、観察モードの設定を特殊観察モードから通常観察モードへ切り替える。切り替えた後、システムコントローラ20は、ステップS102へ処理を戻す。

【0059】

また、システムコントローラ20は、ステップS122乃至S124の処理ループを実行中、異常消灯信号が入力されたと判断した場合(S123; YES)、ステップS123からステップS131へ処理を分岐させる。

20

【0060】

ステップS131では、システムコントローラ20は、非常時処理を開始する。具体的には、システムコントローラ20は、光源ユニット30内の駆動制御装置を制御することによって、励起光光源36に対し、励起光の連続的な射出(常時点灯)を開始させるとともに、射出される励起光の強度を最大にさせ、更に、撮像素子15に対し、受光感度を最大にさせる。

【0061】

次のステップS132では、システムコントローラ20は、主電源の切断を示す終了信号が入力されるまで、待機する(S132; NO)。そして、終了信号が入力されると(S132; YES)、システムコントローラ20は、ステップS133へ処理を進める。

30

【0062】

ステップS133では、システムコントローラ20は、終了処理を実行する。終了処理では、光源ユニット30及びビデオプロセッサ40の動作の停止が検査され、正常な停止が確認されると、主電源の切断処理が開始される。この終了処理の実行後、システムコントローラ20は、図3の処理を終了する。

【0063】

以上に説明した処理が実行されるため、本実施形態の電子内視鏡システムは、以下に記述するように、作用する。

40

【0064】

電子内視鏡システムを使用して被験者に対して施術を行う術者は、電子内視鏡システムの主電源を投入し、電子内視鏡10のスイッチを操作することによって通常観察モードに切り替え、電子内視鏡10の挿入部の先端を被験者の体腔内に挿入する。すると、電子内視鏡10の挿入部の先端からは、可視光が連続的に射出され、体腔壁の表面で反射された可視光により形成された当該体腔壁の画像が、カラーの通常観察画像としてモニタ50に映し出される。術者は、この通常観察画像を見ることにより、体腔壁の状態を観察することができる。

【0065】

次に、術者は、カラーの通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対して、特殊観察

50

画像を利用した観察を行う場合、電子内視鏡 10 のスイッチを操作することによって特殊観察モードに切り替える。すると、電子内視鏡 10 の挿入部の先端からは、可視光と励起光とが交互に射出され、病変部を緑色にて示す患部画像が体腔内のカラーの参照画像にスーパーインポーズされてなる特殊観察画像が、モニタ 50 に映し出される。術者は、このカラーの特殊観察画像を見ることにより、体腔壁の輪郭や凹凸を特定できるとともに、その画像の中において斑点状や塊状として緑色にて示された部分により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体、すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位を、認識することができる。

【0066】

そして、術者が被験者の体腔内を通常観察モード又は特殊観察モードにて観察している最中に、白色光光源 31 のキセノンランプが寿命を迎えた場合 (S113; YES, S123; YES)、電子内視鏡 10 の挿入部の先端からは、励起光が、連続的に、且つ、励起光光源 36 が射出することができる最大強度にて、射出され、さらに、電子内視鏡 10 の挿入部内の撮像素子 15 の受光感度が最大となる。

【0067】

このとき、体腔壁下の生体組織から発せられる蛍光と、体腔壁の表面で反射された励起光とが、対物レンズ 12 へ入射することとなる。そして、蛍光と励起光とを含む光として対物レンズ 12 から射出された光は、励起光除去フィルタ 16 において励起光の大部分を除去された後、撮像素子 15 の撮像面へ入射する。このとき、撮像素子 15 は、対物レンズ 12 を透過した蛍光と僅かな励起光とによってその撮像面上に形成された像を、撮像する。

【0068】

ここで、励起光除去フィルタ 16 は、対物レンズ 12 から射出された蛍光と励起光とを含む光から、励起光の大部分を除去することとなるが、励起光光源 36 が最大出力にて励起光を射出しているため、特殊観察モードでの使用状態に比べると、より多くの励起光が、この励起光除去フィルタ 16 を透過することとなる。然も、撮像素子 15 の受光感度が最大となっている。そのため、撮像素子 15 は、蛍光と微弱な励起光とによって形成された体腔内の画像の画像データを、生成することとなる。

【0069】

この結果、モニタ 50 には、蛍光と微弱な励起光とによって形成された体腔内の画像が、映し出されることとなる。この画像は、カラーの通常観察画像のように、体腔内の様子を隅々に亘って鮮明に現すものではないものの、体腔内の輪郭や凹凸を大まかに現している。

【0070】

従って、術者が被験者の体腔内を観察中に白色光光源 31 が寿命を迎えて体腔内を観察できなくなったとしても、体腔内の輪郭や凹凸を大まかに現す画像がモニタ 50 に映し出されるため、術者は、この画像を見ながら、体腔壁を傷付けることなく安全に、電子内視鏡 10 の挿入部を体腔内から引き抜くことができる。

【0071】

以上に説明したように、本実施形態の電子内視鏡システムによれば、励起光光源から射出される励起光が、非常用の照明光として射出されるので、ライトガイド 13 の基端面の直前の光路にミラーや非常灯を挿入するという従来の構成を採用しなくて済み、その結果として、光源ユニット 30 内の光学系の配置を、制限しなくて済む。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図 1】本発明の実施形態である電子内視鏡システムの概略的な構成図

【図 2】光源ユニットの内部構成図

【図 3】システムコントローラ内の CPU が実行する処理の内容を示すフローチャート

【符号の説明】

【0073】

10

20

30

40

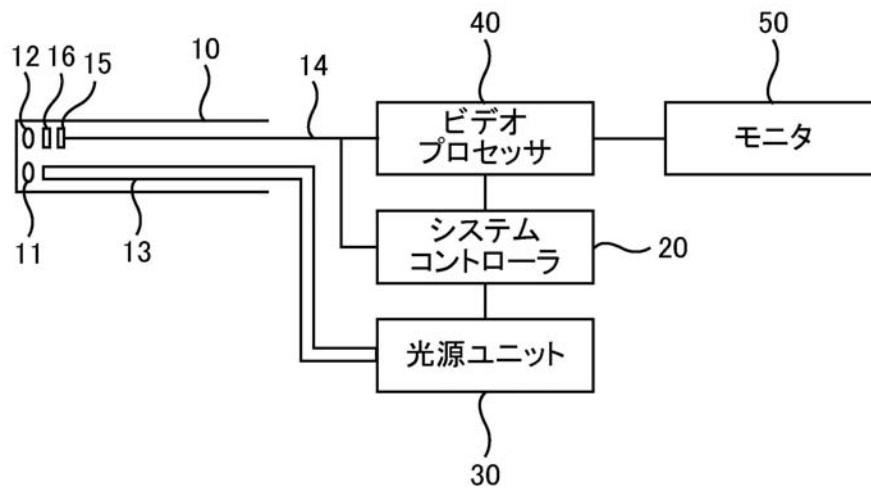
50

1 0	電子内視鏡
1 1	配光レンズ
1 2	対物レンズ
1 3	ライトガイド
1 4	信号線
1 5	撮像素子
1 6	励起光除去フィルタ
2 0	システムコントローラ
3 0	光源ユニット
3 1	白色光光源
3 2	赤外線除去フィルタ
3 3	光束径縮小光学系
3 4	回転遮蔽板
3 5	光量絞り
3 6	励起光光源
3 7	平行化レンズ
3 8	ダイクロイックミラー
3 9	集光レンズ
4 0	ビデオプロセッサ
5 0	モニタ

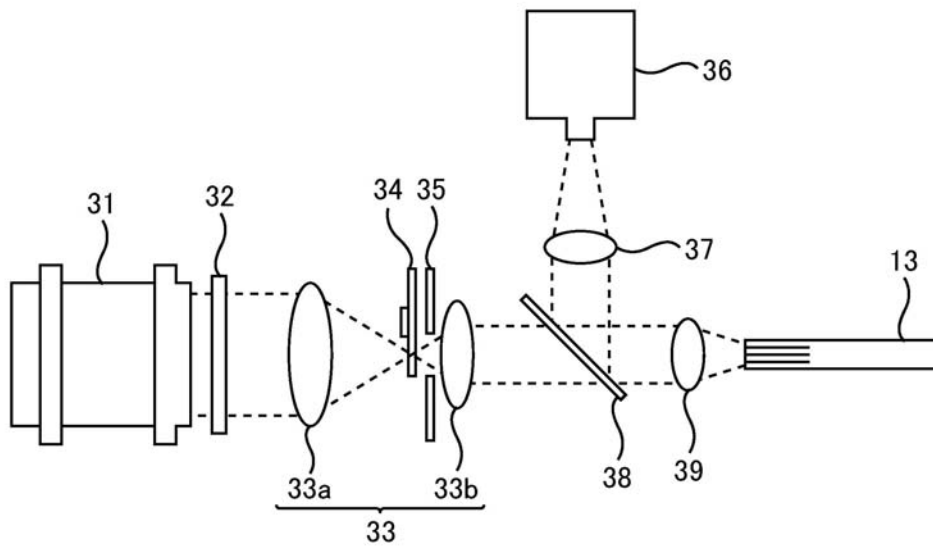
10

20

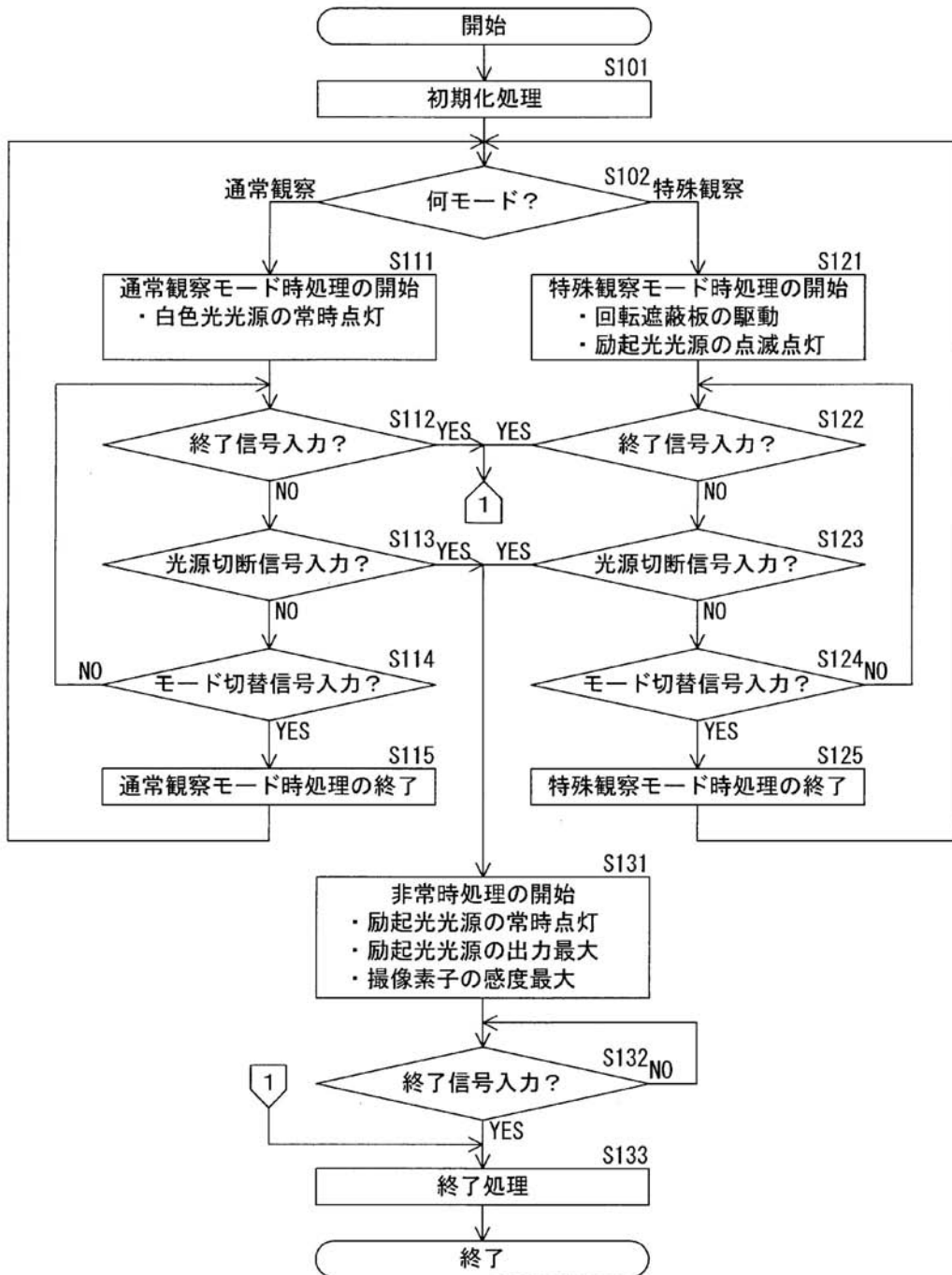
【図 1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-045330(JP,A)
特開平11-104060(JP,A)
特開平02-106712(JP,A)
特開平08-111812(JP,A)
特開2002-058631(JP,A)
特開2001-138799(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4495511B2	公开(公告)日	2010-07-07
申请号	JP2004137628	申请日	2004-05-06
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA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.A A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.630 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/06.614 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C061/GG01 4C061/JJ11 4C061/JJ13 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/SS07 4C061/WW17 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/JJ13 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/SS07 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2005318947A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，该系统除了具有正常的观察模式之外还使用激发光提供观察模式，并且可以向光导提供应急照明光，而不限用于提供光的光学系统的布置。内窥镜的光导。ŽSOLUTION：该电子内窥镜系统包括：正常观察模式，其从电子内窥镜10的插入部分的尖端连续发射可见光，以在监视器50上显示彩色正常观察图像;以及一种特殊的观察模式，其交替地从插入部分的尖端发射可见光和激发光，以在监视器50上显示彩色特殊观察图像。用于电子内窥镜系统的系统控制器20连续地将激发光发射到当发出包含可见光的白光的白光源31在任一观察模式下达达到其寿命终点时，激发光源作为紧急照明光。Ž

