

(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2007-175210

(P2007-175210A)

(43) 公開日 平成19年7月12日(2007.7.12)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 4 3
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	5 C 0 5 4
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	G 0 1 N 21/64 Z	
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2005-376032 (P2005-376032)
 (22) 出願日 平成17年12月27日 (2005.12.27)

(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 榎本 貴之
 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) 2G043 AA03 BA16 EA01 EA14 FA01
 GA02 GB18 HA01 HA05 HA09
 HA11 JA02 KA02 LA03

最終頁に続く

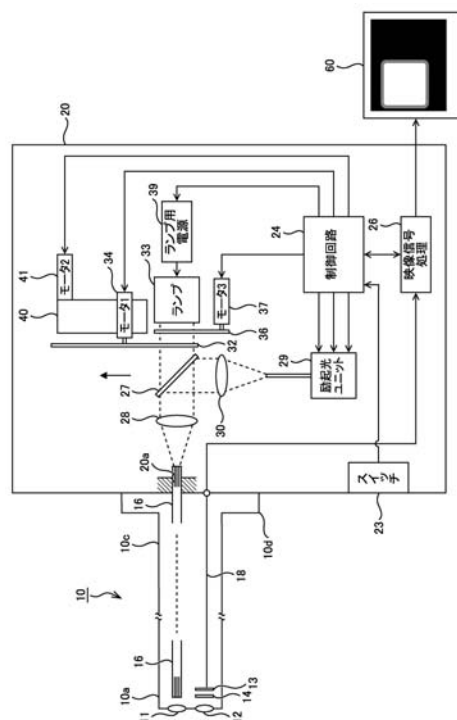
(54) 【発明の名称】 自家蛍光観察装置

(57) 【要約】

【課題】事実上観察ができない状態において励起光の光量が最大となることを防止することができる自家蛍光観察装置を、提供する。

【解決手段】ランプ33から発した白色照明光の光路上には、ロータリーシャッタ32、ダイクロイックミラー27、集光レンズ28、自家蛍光観察内視鏡10のライトガイド16の基端が挿入されるソケット20aが、配置されている。ダイクロイックミラー27によって折り曲げられた集光レンズ28の光軸上には、励起光ユニット29が設置してある。制御回路24は、白色照明光と励起光とが交互に集光レンズ28に入射するように、ロータリーシャッタ32及び励起光ユニット29を制御する。映像信号処理回路26は、自家蛍光観察内視鏡10の撮像素子13から出力された映像信号をビデオ信号に変換するとともに、白色照明光入射時の映像信号の出力レベルを制御回路24に伝達する。制御回路24は、この出力レベルが所定の下限値を下回った場合に、励起光ユニット29からの励起光射出を停止する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ライトガイドを通じて励起光を照射された被検部の自家蛍光像を観察する自家蛍光観察装置であって、

その基端から先端に亘ってライトガイドを内蔵し、その先端に対物光学系が嵌め込まれており、前記ライトガイドを通じて光が照射された物体の前記対物光学系による像を撮像して映像信号に変換する撮像素子を有する内視鏡と、

可視照明光及び励起光を交互に前記ライトガイドの基端に導入する光源装置と、

前記可視照明光が前記ライトガイドに導入されている間に前記撮像素子が出力した映像信号の出力レベルを検知する出力レベル検知手段と、

10

この出力レベル検知手段が検知した出力レベルが所定の下限値を下回った場合に前記光源装置に対して前記励起光の前記ライトガイドへの導入を停止させる制御回路と、

前記励起光が前記ライトガイドに導入されている間に前記撮像素子から出力された映像信号を、ビデオ信号に変換する映像信号処理回路とを備えたことを特徴とする自家蛍光観察装置。

【請求項 2】

前記光源装置は、前記可視照明光を射出する可視光源と、前記励起光を射出する励起光源と、前記可視照明光の光路と前記励起光の光路とを合成する光路合成素子を有し、

前記制御回路は、前記励起光光源からの前記励起光の射出を停止させることを特徴とする請求項 1 記載の自家蛍光観察装置。

20

【請求項 3】

前記制御回路は、前記出力レベル検知手段が検知した出力レベルが前記下限値を下回った場合には、更に、前記映像信号処理回路に対して、前記ビデオ信号によって表示される画面内容を変更させる

ことを特徴とする請求項 1 記載の自家蛍光観察装置。

【請求項 4】

前記制御回路は、前記出力レベル検知手段が検知した出力レベルが前記下限値を下回った場合には、前記映像信号処理回路に対して、前記可視照明光が前記ライトガイドに導入されている間に前記撮像素子から出力された映像信号を、ビデオ信号に変換させる

ことを特徴とする請求項 3 記載の自家蛍光観察装置。

30

【請求項 5】

前記制御回路は、前記出力レベル検知手段が検知した出力レベルが前記下限値を上回っている間は、前記出力レベルを前記下限値よりも高い目標値と比較して、前記励起光光源に対して、前記出力レベルが前記目標値に近づく様に前記励起光の発光光量を変化させることを特徴とする請求項 1 記載の自家蛍光観察装置。

【請求項 6】

ライトガイドを通じて励起光を照射された被検部の自家蛍光像を観察する自家蛍光観察装置であって、

その基端から先端に亘ってライトガイドを内蔵し、その先端に対物光学系が嵌め込まれており、前記ライトガイドを通じて光が照射された物体の前記対物光学系による像を撮像して映像信号に変換する撮像素子を有する内視鏡と、

40

励起光を間欠的に前記ライトガイドの基端に導入する光源装置と、

前記励起光が前記ライトガイドに導入されていない間に前記撮像素子が出力した映像信号の出力レベルを検知する出力レベル検知手段と、

この出力レベル検知手段が検知した出力レベルが所定の上限値を上回った場合に前記光源装置に対して前記励起光の前記ライトガイドへの導入を停止させる制御回路と、

前記励起光が前記ライトガイドに導入されている間に前記撮像素子から出力された映像信号を、ビデオ信号に変換する映像信号処理回路とを備えたことを特徴とする自家蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の体腔内挿入部先端から励起光を被検者の体腔内壁に照射するとともに、この励起光によって励起された体腔内壁下の生体組織から発した自家蛍光による像を撮像して、モニタ上に表示可能とする自家蛍光観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織に対してある波長の光（励起光）を照射すると、生体組織中のある物質が励起して、ピーク波長が励起光の波長から若干ずれた分光特性を有する自家蛍光を発する。この自家蛍光の強度は、正常な組織が発する自家蛍光よりも、癌等の異常組織が発する自家蛍光の方が、比較的低下する。この知見を利用し、従来、励起光によって励起された被検者の体腔内壁下の生体組織が発する自家蛍光の像、即ち、体腔内壁における自家蛍光の発光強度分布の観察を可能とした自家蛍光観察装置が、開発されている。

【0003】

このような自家蛍光観察装置の一つとして、従来の電子内視鏡システムの構造を利用して、通常の白色照明光による可視像の表示と、自家蛍光像の表示とを、切り換え可能にしたものがある（特許文献1）。即ち、この自家蛍光観察装置は、従来の電子内視鏡システムにおける光源装置が、白色照明光と励起光とを電子内視鏡のライトガイドに切換可能に導入できるようにされ、このライトガイドの材質を励起光に対して透過性が良いものに置き換えられ、電子内視鏡内における対物光学系から撮像素子に至る光路中に励起光の波長帯域のみを遮断する励起光カットフィルタが設置されることによって、構成されている。

【0004】

そして、光源装置から電子内視鏡のライトガイドに励起光が導入されると、この励起光が照射された体腔内壁下の生体組織が発した自家蛍光が、励起光の反射光とともに体腔内挿入部に組み込まれた対物光学系に入射し、励起光カットフィルタによって励起光の成分が除去され、自家蛍光のみによる像が形成される。この像が、直接、若しくはイメージガイドを通じて撮像素子によって撮像されて、映像信号に変換される。この映像信号は、画像処理装置によって処理されて、ビデオ信号に変換されて、モニタに出力される。その結果、自家蛍光像がモニタ上に表示されるのである。また、光源装置から電子内視鏡のライトガイドに白色照明光が導入されると、体腔内壁の可視像が、モニタ上に表示される。自家蛍光観察装置を使用している医師は、これら自家蛍光像及び可視像を交互にモニタ上に表示させるかモニタ上に並べて表示させることによって、異常部位の有無及び位置を判断するのである。

【特許文献1】特開2003-33324号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、電子内視鏡においては、対物レンズの画角が大きいので、体腔内挿入部先端からの照明光の照射角も大きくなっている。その結果、体腔内壁表面での照度及び対物光学系に入射する光束は物体距離に大きく依存するので、画像の出力レベルを一定に保つためには、光源装置からライトガイドに導入する照明光の光量を自動調整しなければならない。自家蛍光像を観察する場合も同様であり、画像の出力レベルを一定に保つように、光源装置からライトガイドに導入される照明光の光量を自動調整しなければならない。この自動調整を制御する所謂オートゲイン機能は、可視照明光照射時に得られた映像信号の出力レベルを算出し、光源とライトガイドとの間に設置された絞りの開度又は光源に対する駆動電流値を、算出された出力レベルと目標値との差分に応じて変化させる。

【0006】

しかしながら、このようなオートゲイン機能を自家蛍光観察装置に組み込んだ場合、物体距離が大きくなればなるほど対物光学系に入射する光束が少なくなるので、その分体腔内挿入部先端から射出される励起光の光量が大きくなる。従って、自家蛍光像を観察して

10

20

30

40

50

いる状態で、体腔内挿入部を被検者の体腔から引き抜いた場合には、体腔内先端部に対向する物体までの物体距離が格段に大きくなるので、検査室内の照明が暗い場合には、対物光学系に入射する光束は極少となり、体腔内挿入部の先端から射出される励起光の光量は、調光可能範囲の上限、即ち、安全規格における限度に達してしまう。このようにして被検者の体外において体腔内挿入部の先端から射出される励起光が最大光量となると、その励起光が術者や被検者の眼に入って悪影響を生じ得るという問題がある。

【0007】

なお、このようにして励起光が最大光量となることは、被検者の体腔内においても、管腔の奥を観察する構図となる場合にも生じうる。この場合であっても、励起光が最大光量となる状態が長時間継続すると、熱エネルギーが体腔内挿入部先端や光源装置内部に蓄積することによって故障の原因となり得る。

10

【0008】

なお、このようにして励起光が最大光量となる状態では、多くの場合、励起光が最大光量となっても適正光量には足りておらず、画像が暗すぎて、事実上観察ができない。

【0009】

本発明は、従来の自家蛍光観察装置における上述した問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、事実上観察ができない状態において励起光の光量が最大となることを防止することができる自家蛍光観察装置を、提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

20

上記の課題を解決するために案出された本発明による自家蛍光観察装置の第1の態様は、ライトガイドを通じて励起光を照射された被検部の自家蛍光像を観察する自家蛍光観察装置であって、その基端から先端に亘ってライトガイドを内蔵し、その先端に対物光学系が嵌め込まれており、前記ライトガイドを通じて光が照射された物体の前記対物光学系による像を撮像して映像信号に変換する撮像素子を有する内視鏡と、可視照明光及び励起光を交互に前記ライトガイドの基端に導入する光源装置と、前記可視照明光が前記ライトガイドに導入されている間に前記撮像素子が出力した映像信号の出力レベルを検知する出力レベル検知手段と、この出力レベル検知手段が検知した出力レベルが所定の下限値を下回った場合に前記光源装置に対して前記励起光の前記ライトガイドへの導入を停止させる制御回路と、前記励起光が前記ライトガイドに導入されている間に前記撮像素子から出力された映像信号をビデオ信号に変換する映像信号処理回路とを、備えたことを特徴とする。

30

【0011】

このように構成されると、対物光学系から物体までの物体距離が長くなった場合には、内視鏡の先端から射出された可視照明光が物体に反射されて対物光学系に入射する比率は非常に低くなるので、その間に撮像素子から出力される映像信号から出力レベル検知手段によって検知される出力レベルは、所定の下限値を下回る。制御回路は、このようにして出力レベルが下限値を下回ると、光源装置に対して励起光のライトガイドへの導入を停止させる。その結果、例えば、内視鏡の先端が被検者の体腔に挿入されていない状態において、内視鏡の先端から励起光が射出されることが防止される。

【0012】

40

上記の課題を解決するために案出された本発明による自家蛍光観察装置の第2の態様は、ライトガイドを通じて励起光を照射された被検部の自家蛍光像を観察する自家蛍光観察装置であって、その基端から先端に亘ってライトガイドを内蔵し、その先端に対物光学系が嵌め込まれており、前記ライトガイドを通じて光が照射された物体の前記対物光学系による像を撮像して映像信号に変換する撮像素子を有する内視鏡と、励起光を間欠的に前記ライトガイドの基端に導入する光源装置と、前記励起光が前記ライトガイドに導入されていない間に前記撮像素子が出力した映像信号の出力レベルを検知する出力レベル検知手段と、この出力レベル検知手段が検知した出力レベルが所定の上限値を上回った場合に前記光源装置に対して前記励起光の前記ライトガイドへの導入を停止させる制御回路と、前記励起光が前記ライトガイドに導入されている間に前記撮像素子から出力された映像信号を

50

ビデオ信号に変換する映像信号処理回路とを備えたことを、特徴とする。このように構成されると、内視鏡の先端が被検者の体腔内に挿入されている状態においては、励起光がライトガイドに導入されていない間に撮像素子から出力される映像信号から出力レベル検知手段によって検知される出力レベルは、所定の上限値を下回る。一方、内視鏡の先端が被検者の体外にある状態においては、励起光がライトガイドに導入されていない間に撮像素子から出力される映像信号から出力レベル検知手段によって検知される出力レベルは、所定の上限値を上回る。制御回路は、このようにして出力レベルが上限値を上回ると、光源装置に対して励起光のライトガイドへの導入を停止させる。その結果、例えば、内視鏡の先端が被検者の体腔に挿入されていない状態において、内視鏡の先端から励起光が射出されることが防止される。

10

【発明の効果】

【0013】

以上に説明したように、本発明の自家蛍光観察装置によれば、事実上観察ができない状態において、励起光の光量が最大となることを防止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

【0015】

図1は、本発明の実施形態である自家蛍光観察内視鏡システムの外観図である。図1に示されるように、この自家蛍光観察内視鏡システムは、自家蛍光観察内視鏡10、光源プロセッサ装置20、及び、モニタ60を、備えている。

20

【0016】

自家蛍光観察内視鏡10は、白色照明光を被検部に照射することによる通常の観察の他、特定の単波長の照明光（励起光）を照射することによって励起された被検部の生体組織から発した自家蛍光を撮像することができるよう、通常の内視鏡に改変を加えた構成を有している。

【0017】

具体的には、この自家蛍光観察内視鏡10は、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部10a、その体腔内挿入部10aの先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ等を有する操作部10b、操作部10bと光源プロセッサ装置20とを接続するためのライトガイド可撓管10c、及び、このライトガイド可撓管10cの基端に設けられたコネクタ10dを、備えている。そして、図2の概略図に示すように、体腔内挿入部10aの先端面には、配光レンズ11及び対物光学系12が夫々嵌め込まれた照明窓及び撮影窓が形成されている。そして、この体腔内挿入部10aの内部には、対物光学系12によって形成された被検部の像を撮影する撮像素子（カラーCCD）13、対物光学系12を透過した光から上述した励起光の波長成分を除去するための励起光カットフィルタ14が、組み込まれている。

30

【0018】

撮像素子13から出力された映像信号を伝送するための映像信号ケーブル18は、体腔内挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内を引き通されて、コネクタ10dの端面に設けられた図示せぬ電極に導通されている。

40

【0019】

この映像信号ケーブル18と並行して、体腔内挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内には、ライトガイド16が引き通されている。このライトガイド16の先端は、体腔内挿入部10aの先端部内において配光レンズ11に対向し、その基端は、コネクタ10dの端面から突出している。

【0020】

光源プロセッサ装置20は、自家蛍光観察内視鏡10のライトガイド16の端面に白色照明光及び励起光を選択的に導入する機能、及び、自家蛍光観察内視鏡10の図示せぬ電極を通じて撮像素子13から受信した映像信号に対して画像処理を行うことによってビデ

50

オ信号を生成してモニタ60へ出力する機能を、基本的な機能として備えている。

【0021】

本例における光源プロセッサ装置20の筐体の正面のパネルには、自家蛍光観察内視鏡10のライトガイド16の基端がその外面側から挿入されて保持される貫通孔であるソケット20aが、設けられている。このソケット20aの貫通孔は、光源プロセッサ装置20の内部空間に通じている。この光源プロセッサ装置20の内部空間内には、ソケット20aの中心軸（即ち、ソケット20aに挿入されたライトガイド16の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ28、ダイクロイックミラー27、回転シャッタ32、絞り羽根36、及び、ランプ33が、配置されている。

【0022】

集光レンズ28は、その光軸に沿って回転シャッタ32側から入射してきた平行光をソケット20aに挿入されたライトガイド16の基端面に集光するレンズである。

【0023】

可視光源としてのランプ33は、ランプ用電源回路39によって電源電流が供給されて可視帯域の白色照明光を発する電球（図示略）と、この電球から発散光として発した白色照明光を平行光にするためのレンズ又はリフレクター（図示略）とを備えている。その結果として、ランプ33は、白色照明光を、集光レンズ28の光軸に沿って、集光レンズ28に向けて射出する。

【0024】

このランプ33と集光レンズ28との間に設置されたダイクロイックミラー27は、集光レンズ28の光軸に対して45度傾けて配置されている。このダイクロイックミラー27は、励起光として用いる波長帯の光を反射するとともに、それ以外の可視帯域の光を透過させる光路合成素子である。従って、このダイクロイックミラー27は、集光レンズ28の光軸に対して垂直な方向から入射した励起光を集光レンズ28の光軸と同軸に反射してこの集光レンズ28に入射させるとともに、ランプ33から発した白色照明光を、透過して集光レンズ28に入射させる。

【0025】

また、ランプ33と回転シャッタ32との間に設置された絞り羽根36は、後述する制御回路24によって制御された第3モータ37によって回動されることによって、白色照明光の光路に対して任意量だけ挿入される扇形の板であり、ライトガイド16に入射する白色照明光の光量を調整する。

【0026】

この絞り羽根36とダイクロイックミラー27との間に設置された回転シャッタ32は、図3に示すように、比較的小半径の半円板と比較的大半径の半円板とを同心に接合してなる形状を有しており、その中心に第1モータ34の回転軸が貫通して固定されている。なお、第1モータ34は、集光レンズ28の光軸と直交する方向にスライドするテーブル40上に、その回転軸を集光レンズ28の光軸と平行に向けて、設置されている。そして、このテーブル40は、後述する制御回路24によって制御される第2モータ41によって駆動され、後述する通常観察モード下では、回転シャッタ32が白色照明光の光路から完全に退避する位置へ、後述する自家蛍光観察モード下では、回転シャッタ32がその回転に伴って大半径の半円板部分にて白色照明光の光路を間欠的に遮断し得る位置へ、第1モータ34を夫々移動させる。なお、第1モータ34は、後述する制御回路24によって制御されることによって、通常観察モード下では回転シャッタ32を停止させ、自家蛍光観察モード下では、撮像素子13の撮像タイミングに同期して、その各フレームにおける第1フィールドの期間中に、小半径の半円板部分が白色照明光の光路の脇を通過し、第2フィールドの期間中に、大半径の半円板部分が白色照明光を遮るように、回転シャッタ32を回転させる。

【0027】

一方、ダイクロイックミラー27によって90度折り曲げられた集光レンズ28の光軸上には、順番に、コリメータレンズ30及び励起光ユニット29が、配置されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

励起光ユニット 2 9 は、制御回路 2 4 からの制御によって、励起光として機能する特定波長のレーザ光を、コリメータレンズ 3 0 に向けて射出する。なお、この励起光の発光光量も、制御回路 2 4 によって制御される。

【 0 0 2 9 】

コリメータレンズ 3 0 は、励起光ユニット 2 9 から発散光として発した励起光を平行光に変換する正レンズである。

【 0 0 3 0 】

以上の光学構成により、図 4 (a) に示すように、通常観察モードにおいては、ランプ 3 3 から射出された白色照明光は、回転シャッタ 3 2 の側方を通過してダイクロイックミラー 2 7 を透過して、集光レンズ 2 8 に入射する。一方、自家蛍光観察モードにおいては、各フレームの第 1 フィールドに相当する時間に、励起光ユニット 2 9 からの励起光の射出が停止されるとともに、ランプ 3 3 から射出された白色照明光が回転シャッタ 3 2 を通過し、ダイクロイックミラー 2 7 を透過して集光レンズ 2 8 に入射する。また、第 2 フィールドに相当する時間に、励起光ユニット 2 9 から発した励起光がコリメータレンズ 3 0 によって平行光に変換された後に、ダイクロイックミラー 2 7 によって反射されて集光レンズ 2 8 に入射するとともに、白色照明光が回転シャッタ 3 2 によって遮断される。その結果、図 4 (b) に示すように、白色照明光と励起光とが交互にライトガイド 1 6 の基端に導入されるのである。

【 0 0 3 1 】

光源プロセッサ装置 2 0 の筐体の正面側パネルには、ライトガイド 1 6 の基端がソケット 2 0 a に挿入された状態において自家蛍光観察内視鏡 1 0 のコネクタ 1 0 d に設けられた各端子と夫々導通する多数の電極からなる電気ソケット (図示略) , 及び、多数のスイッチからなるスイッチパネル 2 3 が、設けられている。

【 0 0 3 2 】

上述した映像信号ケーブル 1 8 は、正面側パネル上の電気ソケット (図示略) を通じて、映像信号処理回路 2 6 に接続される。また、スイッチパネル 2 3 を構成する各スイッチは制御回路 2 4 に接続されており、これら各スイッチが術者によって操作されることで生じた操作信号が、制御回路 2 4 に入力される。

【 0 0 3 3 】

制御回路 2 4 は、スイッチパネル 2 3 の各スイッチ及び映像信号処理回路 2 6 の他、上述したランプ用電源回路 3 9 , 第 1 乃至第 3 モータ 3 4 , 4 1 , 3 7 , 及び、励起光ユニット 2 9 に夫々接続され、その制御を行う。

【 0 0 3 4 】

即ち、制御回路 2 4 は、スイッチパネル 2 3 上の何れかのスイッチに対する術者による操作に従って、光源プロセッサ装置 2 0 全体の動作モードを、通常観察モードと自家蛍光観察モードとの間で切り換える。そして、制御回路 2 4 は、通常観察モード下では、ランプ用電源回路 3 9 に対して、ランプ 3 3 から白色照明光を射出させるとともに、第 1 モータ 3 4 に対して、回転シャッタ 3 2 を白色照明光の光路から退避させる。すると、上述したように白色照明光が集光レンズ 2 8 に入射し、ライトガイド 1 6 及び配光レンズ 1 1 を通じて被検部に照射される。このように被検部に照射された白色照明光は、被検部の表面において反射され、その一部が対物光学系 1 2 に入射することによって、撮像素子 1 3 の撮像面上に被検部の像を形成する。この間に撮像素子 1 3 から出力されて映像信号処理回路 2 6 に入射される映像信号は、図 4 (a) に示すように、白色照明光の反射光により形成された被検部の可視像を各フレームの各フィールド毎に示す映像信号となる。

【 0 0 3 5 】

また、制御回路 2 4 は、自家蛍光観察モード下では、ランプ用電源回路 3 9 に対して、ランプ 3 3 から白色照明光を射出させるとともに、第 2 モータ 4 1 に対して、回転シャッタ 3 2 を白色照明光の光路内に挿入させる。さらに、第 1 モータ 3 4 に対して、各フレームの第 2 フィールドに相当する期間にのみ白色照明光の光路を遮断するように回転シャッ

10

20

30

40

50

タ 3 2 を回転させるとともに、励起光ユニット 2 9 に対して、各フレームの第 2 フィールドに相当する期間にのみ励起光を射出させる。すると、上述したように、各フレームの第 1 フィールドに相当する時間には、白色照明光が集光レンズ 2 8 に入射し、ライトガイド 1 6 及び配光レンズ 1 1 を通じて被検部に照射されるので、白色照明光の反射光により形成された被検部の可視像を示す映像信号が映像信号処理回路 2 6 に入力される。また、各フレームの第 2 フィールドに相当する時間には、励起光が集光レンズ 2 8 に入射し、ライトガイド 1 6 及び配光レンズ 1 1 を通じて被検部に照射される。このように被検部に照射された励起光は、被検部の生体組織を励起して、自家蛍光を発生させる。生体組織から発生した励起光の一部は対物光学系 1 2 に入射することによって撮像素子 1 3 の撮像面上に被検部の像を形成する。なお、被検部表面での励起光の反射光の一部も、対物レンズ 2 3 10 に入射するが、励起光カットフィルタ 1 4 によって遮断されるので、撮像素子 1 3 には到達しない。この間に撮像素子 1 3 から出力されて映像信号処理回路 2 6 に入力される映像信号は、図 4 (b) に示すように、各フレームの第 1 フィールドは可視像を示すが各フレームの第 2 フィールドは自家蛍光により形成された被検部の像 (自家蛍光像) を示す映像信号となる。

【 0 0 3 6 】

映像信号処理回路 2 6 は、映像信号ケーブル 1 8 を通じて入力された映像信号 (Y C C 信号) を N T S C 等のビデオ信号に変換して、モニタ 6 0 に向けて出力する。具体的には、映像信号処理回路 2 6 は、通常観察モード下においては、各フレーム毎に第 1 フィールド及び第 2 フィールドの映像信号を合成するとともに、被検者の情報等を示すキャラクタ 20 データを付加した上で信号処理を施すことによって、ビデオ信号を生成する。その結果、モニタ 6 0 上には、図 6 (a) に示すレイアウトで、可視像をメインウィンドウ内に示す画面が、表示される。一方、蛍光観察モード下においては、映像信号処理回路 2 6 は、各フレームの第 2 フィールドの映像信号のみに対して被検者の情報等を示すキャラクタデータを付加した上で信号処理を施すことによって、ビデオ信号を生成する。その結果、モニタ 6 0 上には、図 6 (b) に示すレイアウトで、蛍光画像をメインウィンドウ内に示す画面が、表示される。但し、蛍光観察モード下においても、制御回路 2 4 から指示があった場合には、映像処理回路 2 6 は、各フレームの第 1 フィールドの映像信号のみに対して被 30 検者の情報等を示すキャラクタデータを付加した上で信号処理を施すことによって、ビデオ信号を生成する。その結果、モニタ 6 0 上には、図 6 (a) に示すレイアウトで、可視像 (走査線数は通常観察モード時のものの半分であるカラー画像) をメインウィンドウ内に示す画面が、表示される。

【 0 0 3 7 】

さらに、映像信号処理回路 2 6 は、映像信号の各フレーム毎に、その第 1 フィールドに相当する映像信号の出力レベルをサンプリングして制御回路 2 4 へ入力する (出力レベル検出手段に相当) 。この出力レベルのサンプリングは、映像信号処理回路 2 6 の先頭に組み込まれた出力サンプリング回路によってなされる。図 5 のブロック図に示されるように、この出力サンプリング回路は、先頭側から順に、アンプ 2 6 1 , クランプ回路 2 6 2 , V C A 回路 2 6 3 及び A / D コンバータ 2 6 4 と、この A / D コンバータ 2 6 4 の出力端子から分岐した信号線上に接続されたヒストグラム回路 2 6 5 及びシステムコントロール 40 回路 2 6 6 とから、構成されている。

【 0 0 3 8 】

アンプ 2 6 1 は、撮像素子 1 3 から入力された映像信号を一定比率で増幅する。クランプ回路 2 6 2 は、アンプ 2 6 1 による増幅後の映像信号をクランプする。V C A 回路 2 6 3 は、クランプ回路 2 6 2 によってクランプされた映像信号を、システムコントロール回路 2 6 6 からの電圧制御に応じた増幅率で増幅することによって、自家蛍光観察モードにおける第 1 フィールド (白色照明光照射時) に相当する映像信号の出力レベルを、第 2 フィールド (励起光照射時) に相当する映像信号の出力レベルに合致させる。A / D コンバータ 2 6 4 は、V C A 回路 2 6 3 によって増幅された映像信号を A / D 変換して、後段のプロセスに伝達する。

【 0 0 3 9 】

一方、ヒストグラム 2 6 5 回路には、A / D 変換後の映像信号 (Y C C 信号) 中の輝度信号 (Y 信号) が入力する。そして、ヒストグラム 2 6 5 回路は、各フレームの各フィールド毎に、輝度信号 (Y) を構成する画素の数を、輝度値が同じもの毎に集計することによって、各輝度値毎の画素数の分布を示すデータであるヒストグラムを作成する。そして、ヒストグラム回路 2 6 5 は、作成したヒストグラムをシステムコントロール回路 2 6 6 に伝達する。システムコントロール回路 2 6 6 は、V C A 回路 2 6 3 が或るフレームの第 1 フィールドの映像信号を増幅する際には、直前のフレームの第 1 フィールドの輝度信号に基づいて作成されたヒストグラム中のピーク輝度値 (画素数が最も多い輝度値) に対応した増幅率を、V C A 回路 2 6 3 に設定する。同様に、第 2 フィールドの映像信号を増幅する際には、直前のフレームの第 2 フィールドの輝度信号に基づいて作成されたヒストグラム中のピーク輝度値に対応した増幅率を、V C A 回路 2 6 3 に設定する。一方、システムコントロール回路 2 6 6 は、各フレームの第 1 フィールドの映像信号に基づいて作成されたヒストグラムのピーク輝度値及び各フレームの第 2 フィールドの映像信号に基づいて作成されたヒストグラムのピーク輝度値を、映像信号の出力レベルとして、制御回路 2 4 に伝達する。

【 0 0 4 0 】

以下、制御回路 2 4 の説明に戻る。制御回路 2 4 は、映像信号処理回路 2 6 から最新に伝達された映像信号の出力レベルを目標値と比較して、その差分に応じた方向及び量だけ、第 3 モータ 3 7 を回転させる。即ち、出力レベルが目標値よりも低い時には、その差分だけシャッタ 3 6 が開き、出力レベルが目標値よりも高い時には、その差分だけシャッタ 3 6 が閉じるように、第 3 モータ 3 7 を回転させる。その結果、正常に観察ができる状況であれば、出力レベルは目標値に合致する。同様に、制御回路 2 4 は、励起光ユニット 2 9 から励起光を射出させている間には、出力レベルが目標値よりも低ければ、その差分だけ励起光ユニット 2 9 から射出させる励起光の光量を上げ、出力レベルが目標値よりも高ければ、その差分だけ励起光ユニット 2 9 から射出させる励起光の光量を下げる。

【 0 0 4 1 】

更に、制御回路 2 4 は、映像信号処理回路 2 6 から伝達される白色照明光照射時の映像信号の出力レベルが過去所定期間にわたって所定の下限値を下回った場合には、励起光ユニット 2 9 からの励起光の射出を停止し、映像信号処理回路 2 6 に対して、モニタ上 6 0 に表示される画面を、図 6 (b) に示すものから同 (a) に示すものに切り換えさせる。つまり、白色照明光照射時の映像信号の出力レベル (最も画素数が多い輝度値) が、図 7 に示すように所定期間に亘って下限値を下回った場合には、体腔内挿入部 1 0 a が被検者の体外に引き出されたか、管腔の奥を向いているのであるとみなし、励起光照射時の映像信号の出力レベルに基づいた励起光の自動調光を断念し、励起光ユニット 2 9 からの励起光の射出を停止し、モニタ 6 0 上で警告を行うのである。その後、映像信号処理回路 2 6 から伝達される白色照明光照射時の映像信号の出力レベルが所定の下限値を上回った場合には、制御回路 2 4 は、励起光ユニット 2 9 からの励起光の射出を再開し、励起光照射時の映像信号の出力レベルに基づいた自動調光を行うとともに、映像信号処理回路 2 6 に対して、モニタ上 6 0 に表示される画面を、図 6 (a) に示すものから同 (b) に示すものに復帰させる。

【 0 0 4 2 】

本実施形態において、励起光照射時の映像信号の出力レベルではなく、白色照明光照射時の映像信号の出力レベルを用いたのは、体腔内挿入部を被検者の体腔内壁に対向させた状態では、その全体が癌に冒されていたとしても可視像では体腔内壁が明るく映るにも拘わらず、自家蛍光像では出力レベルが全体に暗くなってしまうので、励起光照射時の出力レベルを用いると、そのような場合に励起光の射出を停止して以後の蛍光像観察ができなくなってしまうからである。また、励起光照射時の出力レベルを用いると、一旦励起光の照射を停止した後は、出力レベルが永遠に低いままとなってしまうので、体腔内挿入部 1 0 a を体腔内壁に対向させたとしても、励起光の射出を再開できなくなってしまうからで

ある。

【 0 0 4 3 】

以上のように構成された本発明による自家蛍光観察システムによると、通常観察モード下においては、従来の電子内視鏡システムと同様に、被検者の体腔内の映像を、モニタ 60 上に表示することができるので、術者は、この映像を見ながら蛍光観察内視鏡 10 を操作して、その体腔内挿入部 10 a を、被検者の体腔内に挿入していくことができる。

【 0 0 4 4 】

そして、体腔内挿入部の先端が異常部位と思しき箇所に達すると、術者は、スイッチ 23 を操作することによって、光源プロセッサ装置 20 の動作モードを通常観察モードから自家蛍光観察モードに切り換える。すると、上述したようにして、被検部の自家蛍光像がモニタ 60 上に表示される。術者は、通常観察モードと蛍光観察モードを交互に切り換え、モニタ 60 上に表示される可視像と自家蛍光像とを見比べながら、前者において明るいが後者において暗い部分を、異常部位として特定する。

10

【 0 0 4 5 】

なお、蛍光観察モードのまま術者が体腔内挿入部 10 a を被検者の体腔から抜き出した場合や、体腔内挿入部 10 a を体腔内に挿入する前に蛍光観察モードに切り換えてしまった場合には、各フレームの第 1 フィールドに相当するタイミングで白色照明光が体腔内挿入部の先端から射出されるが、物体距離が長すぎて、その反射光は僅かしか対物光学系 12 に入射しない。また、室内の照明光も対物光学系 12 に入射し得るが、通常観察時に対物光学系 12 に入射する光束に比較すれば、その光束は非常に少ない。そのため、映像信号処理回路 26 にて抽出されて制御回路 24 に伝達される映像信号の第 1 フィールドの出力レベルは、所定の下限値を下回ってしまう。このように下回った状態が所定時間（所定フレーム）続くと、制御回路 24 が、励起光ユニット 29 に対して、励起光の射出を停止させる。その結果、体腔内挿入部 10 a の先端から励起光は射出されなくなるので、励起光が術者や被検者の眼に入ってしまうという事故や、自動調光によって最大量となった励起光のエネルギーが体腔内挿入部 10 a の先端や光源プロセッサ装置 20 内に蓄積してしまう問題を防止することができる。体腔内挿入部 10 a の先端が被検者の体腔内において管腔の奥を向いた場合も、同様である。

20

【 0 0 4 6 】

このようにして励起光の射出が停止された後においても、各フレームの第 1 フィールドに相当する期間には、白色照明光は、体腔内挿入部 10 a の先端から射出され続ける。よって、体腔内挿入部 10 a が被検者の体腔内に挿入される等、その先端が体腔内壁に対向した場合には、白色照明光が体腔内壁の表面にて反射されて対物光学系 12 に入射するので、映像信号の第 1 フィールドの出力レベルが下限値を上回る。その結果、励起光の射出が再開して、モニタ 60 上に自家蛍光像の表示が再開される。

30

【 0 0 4 7 】

なお、本実施形態においては、可視像と自家蛍光像とをモニタ 60 上で切り換えて表示することで術者に対する警告としているが、蛍光観察モード下ではモニタ 60 上に可視像と自家蛍光像とを並べて表示し、自家蛍光像が暗黒になることで警告としても良い。更に、明確な警告文を表示しても良い。

40

【 0 0 4 8 】

また、蛍光観察モード下において、白色照明光をライトガイド 16 に導入せずに、各フレームの第 2 フィールドにのみ励起光をライトガイド 16 に導入するとともに、映像信号の第 1 フィールドの出力レベルが所定の上限値を上回った場合には、体腔内挿入部 10 a が被検者の体腔から引き抜かれたと判断し、出力が所定の上限値を下回った場合には、体腔内に戻されたと判断しても良い。これは、比較的暗い手術室内であっても、照明光のない体腔内よりは明るいために、そのような判断をすることが可能になるのである。

【 0 0 4 9 】

また、本実施形態において、制御回路 24 は、映像信号処理回路 26 から伝達された白色照明光照射時の映像信号の出力レベルが所定の下限値を下回った場合には、直ちに、励

50

起光ユニット 2 9 からの励起光の射出を停止させても良い。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 0 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態による自家蛍光観察内視鏡システムの外観を示す外観図

【図 2】自家蛍光観察内視鏡システムの内部構成を示す概略図

【図 3】回転シャッタの正面図

【図 4】各動作モードにいて体腔内挿入部から射出される光のタイミングを示すタイミングチャート

【図 5】映像信号処理回路中の出力サンプリング回路の構成を示すブロック図

【図 6】モニタ上に表示される画面例を示す図

10

【図 7】出力レベルの変化例を示すグラフ

【符号の説明】

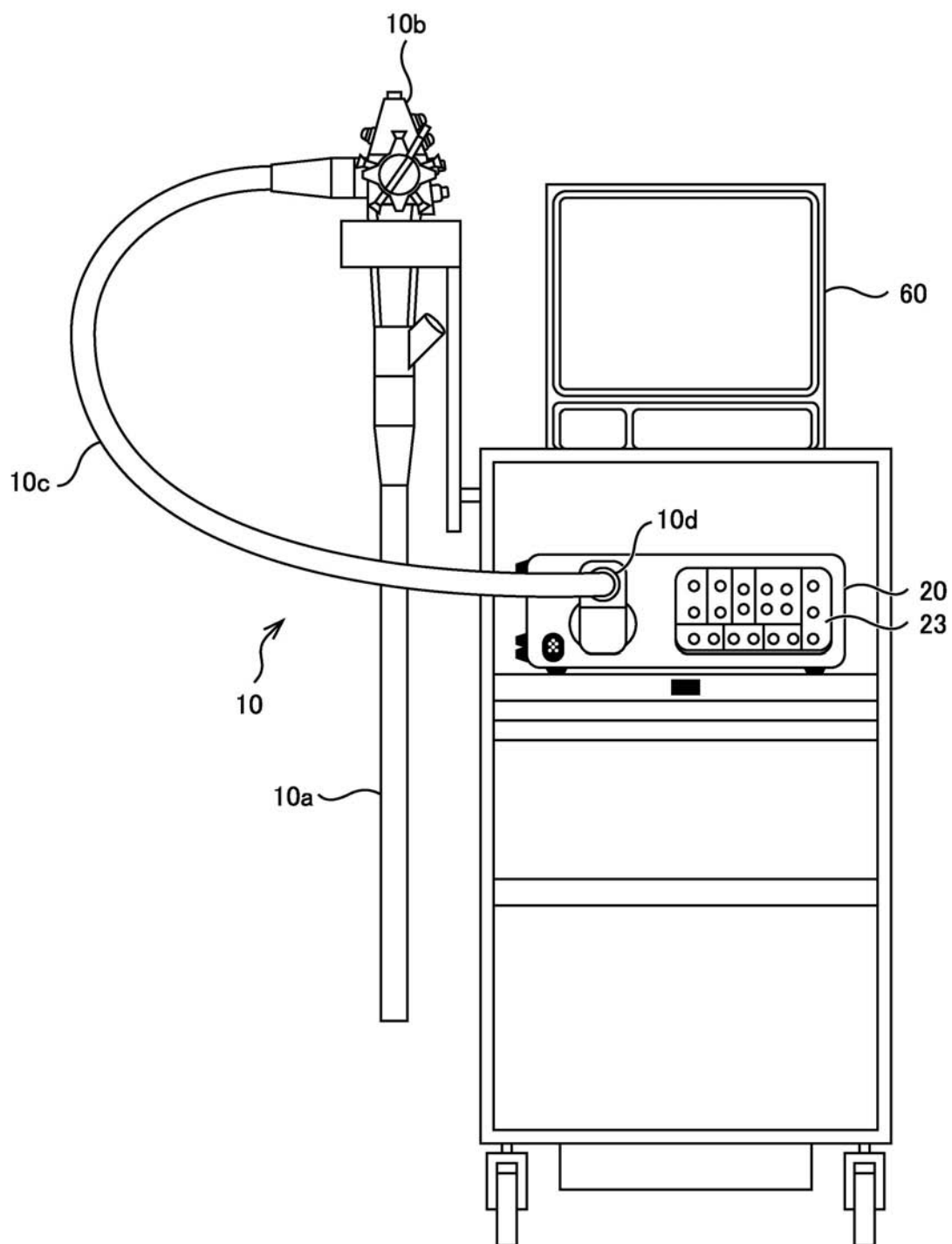
【 0 0 5 1 】

- 1 0 自家蛍光観察内視鏡
- 1 0 a 体腔内挿入部
- 1 1 配光レンズ
- 1 2 対物光学系
- 1 3 撮像素子
- 1 4 励起光カットフィルタ
- 1 6 ライトガイド
- 2 0 光源プロセッサ装置
- 2 4 制御回路
- 2 6 映像信号処理回路
- 2 7 ダイクロイックミラー
- 2 8 集光レンズ
- 2 9 励起光ユニット
- 3 0 コリメータレンズ
- 3 2 回転シャッタ
- 3 3 ランプ
- 3 4 第 1 モータ
- 6 0 モニタ

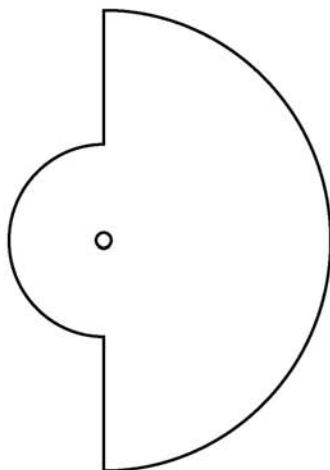
20

30

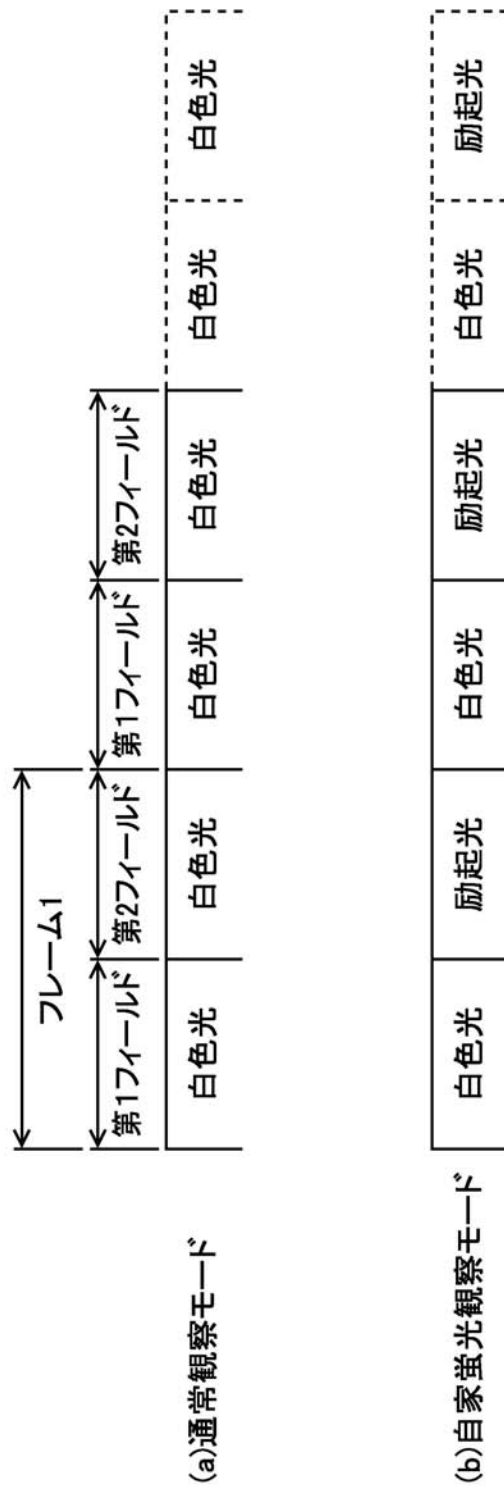
【 図 1 】



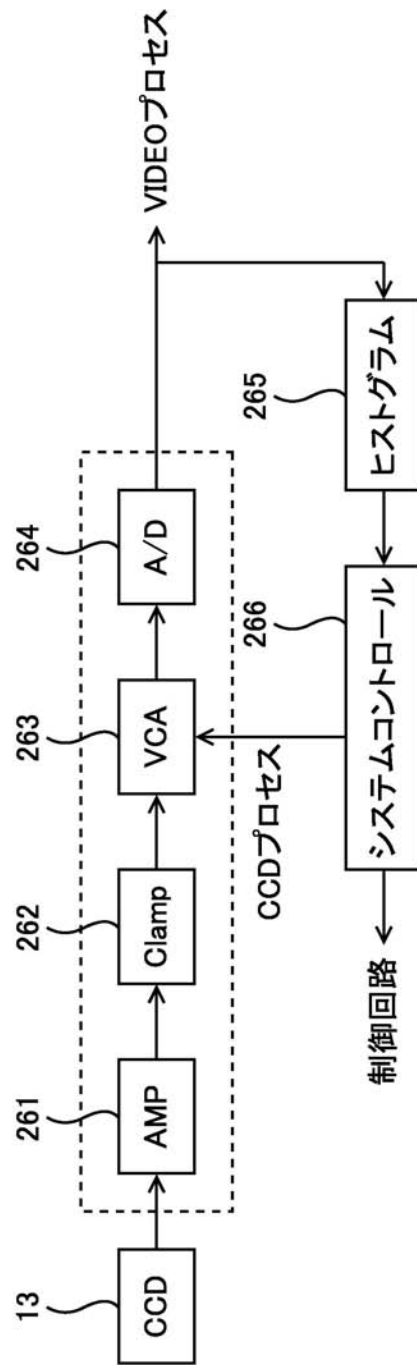
【 図 3 】



【 図 4 】

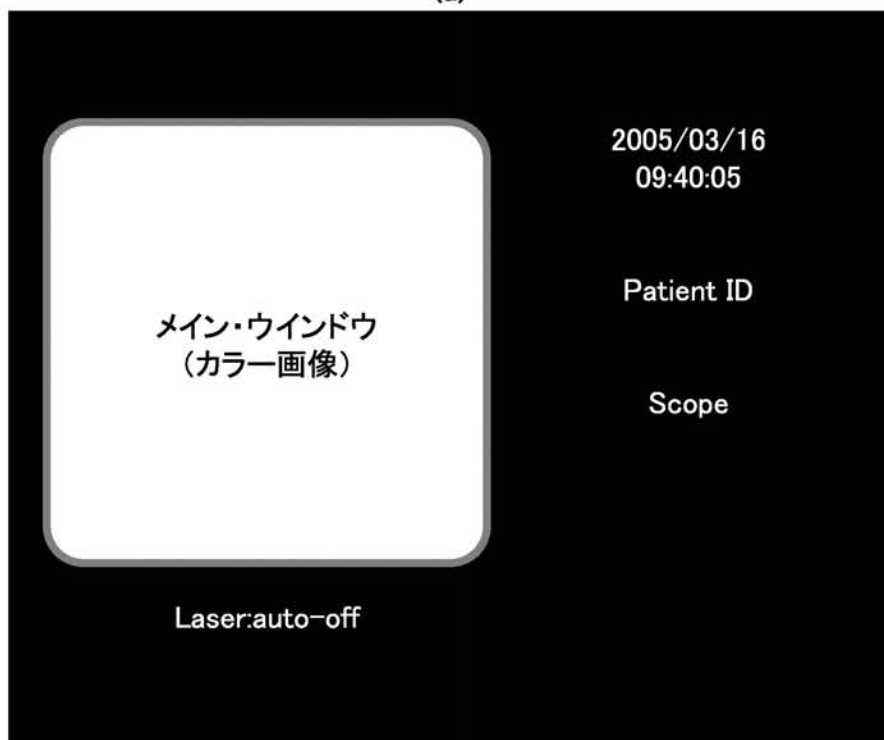


【図 5】

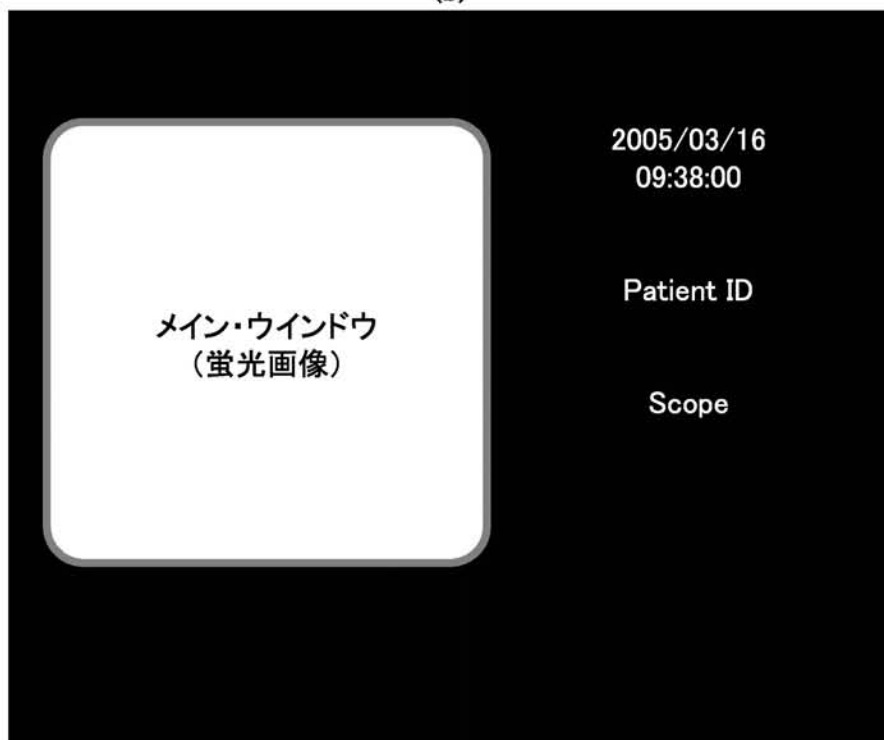


【 図 6 】

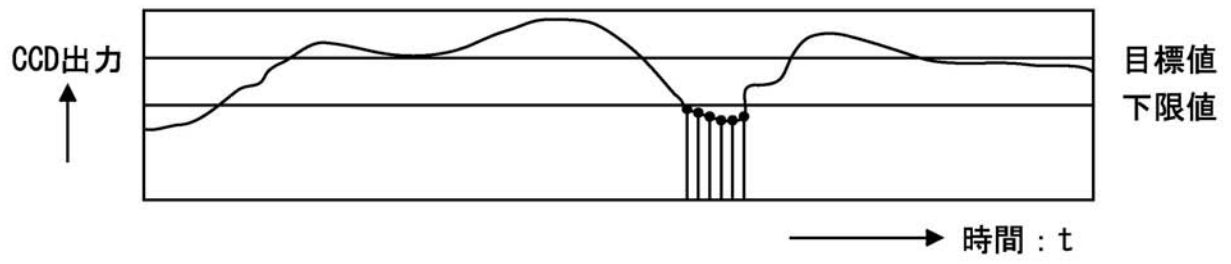
(a)



(b)



【 図 7 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 GG01 HH51 JJ17 LL02 NN01 NN05 PP12 QQ02 QQ04
QQ07 QQ09 RR02 RR03 RR05 RR15 RR18 RR22 RR26 WW10
WW17 WW18 XX02
5C054 CA04 CB03 CC02 HA12

专利名称(译)	自发荧光观察装置		
公开(公告)号	JP2007175210A	公开(公告)日	2007-07-12
申请号	JP2005376032	申请日	2005-12-27
[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	榎本貴之		
发明人	榎本 貴之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G01N21/64 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/06.A G01N21/64.Z H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.640 A61B1/05 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/GA02 2G043/GB18 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/HA11 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/LA03 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/WW18 4C061/XX02 5C054/CA04 5C054/CB03 5C054/CC02 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/WW18 4C161/XX02		

摘要(译)

本发明提供一种自发荧光观察装置，其能够在实际上不可能观察的状态下防止激发光的光量变得最大。旋转快门32的近端，自动荧光观察内窥镜10的分色镜27，聚光透镜28和光导16插入其中的灯座插入从灯33发出的白色照明光的光路上。安排20a。激发光单元29设置在由二向色镜27弯曲的聚光透镜28的光轴上。控制电路24控制旋转快门32和激发光单元29，使得白色照明光和激发光交替地进入聚光透镜28。视频信号处理电路26将从自发荧光观察内窥镜10的图像拾取装置13输出的视频信号转换为视频信号，并且当白色照明光入射到控制电路24时将视频信号的输出电平发送。。当输出电平低于预定下限值时，控制电路24停止从激发光单元29发射激发光。 .The

