

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4611687号
(P4611687)

(45) 発行日 平成23年1月12日(2011.1.12)

(24) 登録日 平成22年10月22日(2010.10.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/04 3 7 O

請求項の数 1 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-247763 (P2004-247763)
 (22) 出願日 平成16年8月27日 (2004.8.27)
 (65) 公開番号 特開2006-61435 (P2006-61435A)
 (43) 公開日 平成18年3月9日 (2006.3.9)
 審査請求日 平成19年7月5日 (2007.7.5)

(73) 特許権者 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100127306
 弁理士 野中 剛
 (74) 代理人 100129746
 弁理士 虎山 滋郎
 (74) 代理人 100132045
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可視帯域の通常光を出射する通常光光源と、
 特定波長の励起光を出射する励起光光源と、
 前記通常光光源から出射された通常光を照射し、被観察体の通常光画像を取得する通常光画像取得処理と、前記励起光光源から出射された励起光を照射し、前記被観察体の自家蛍光画像を取得する自家蛍光画像取得処理とを交互に実行する画像取得手段と、
 前記通常光画像の輝度レベルを目標値として前記自家蛍光画像の輝度レベルを調整する調整手段とを備え、

前記調整手段は、

前記通常光画像及び前記自家蛍光画像を同一の態様で複数の分割領域に分割し、対応する分割領域毎に前記通常光画像の輝度レベルと前記自家蛍光画像の輝度レベルの輝度レベル差を求める輝度レベル差算出手段と、

前記複数の分割領域のそれぞれの前記輝度レベル差を、前記複数の分割領域の他の分割領域の前記輝度レベル差と比較する輝度レベル差比較手段と、

他の分割領域の前記輝度レベル差と比べて大きい分割領域の前記輝度レベル差を除外し、前記輝度レベル差の平均値を算出する算出手段と、

前記算出手段により算出された前記平均値に基づいて、前記自家蛍光画像の輝度レベルを上げる輝度レベル変更手段とを有することを特徴とする電子内視鏡装置。

10

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、励起光を照射することにより生体組織の病変部位を発見する電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来より、特定波長の励起光を生体に照射すると生体内組織が蛍光を発生することが知られている。この自家蛍光の特性は正常組織と病変組織により異なり、正常組織の発光強度の方が病変組織の発光強度より強い。したがって、この生体内組織の自家蛍光の特徴を利用すれば、生体の表層から視認することが困難な早期癌の発見等に有効である。10

【0003】

医療の分野ではこの蛍光観察が可能な電子内視鏡装置が提案されており、可視帯域の波長を有する通常光を照射し生体を観察する通常光観察と、励起光を照射し生体を観察する蛍光観察とが切り換えられるようになっている。通常光観察においては、生体に通常光を照射し、生体から反射される通常光を結像させ、通常光光学像がTVモニタに再現される。また、蛍光観察においては、体腔内の生体組織に励起光を照射し、該生体内組織が発する蛍光による光学像がTVモニタに再現される。このような電子内視鏡装置には、固体撮像素子からの出力のゲインを制御するオートゲインコントロール機能が搭載されたものがある。20

【特許文献1】特開2002-102147号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

観察する生体の状況によっては、オートゲインコントロール機能が動作しても、自家蛍光画像が十分な明るさでTVモニタに再現されない場合がある。このようなとき、施術者自身がゲイン調整ボタンを操作し、ゲインレベルを上げなければならない。ところが、施術者は、TVモニタに映し出された画像を見ながら、電子スコープの插入部先端の移動や、電気メスや鉗子等の処置具の操作を行っており、これらの操作は集中力が要求される。従って、これらの操作に加えてゲインレベルの調整を行うことは、施術者にとって大きな負担となるという問題があった。30

【0005】

本発明は、以上の問題を解決するものであり、通常光画像と自家蛍光画像を表示する電子内視鏡装置において、施術者に負担をかけることなく、常時、自家蛍光画像を適切な明るさで表示することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明に係る電子内視鏡装置は、可視帯域の通常光を出射する通常光光源と、特定波長の励起光を出射する励起光光源と、通常光光源から出射された通常光を照射し、被観察体の通常光画像を取得する通常光画像取得処理と、励起光光源から出射された励起光を照射し、被観察体の自家蛍光画像を取得する自家蛍光画像取得処理とを交互に実行する画像取得手段と、通常光画像の輝度レベルを目標値として自家蛍光画像の輝度レベルを調整する調整手段とを備えることを特徴とする。40

【0007】

好ましくは、調整手段は、通常光画像及び自家蛍光画像を同一の態様で複数の分割領域に分割し、対応する分割領域毎に通常光画像の輝度レベルと自家蛍光画像の輝度レベルの輝度レベル差を求める輝度レベル差算出手段と、複数の分割領域のそれぞれの輝度レベル差を、複数の分割領域の他の分割領域の輝度レベル差と比較する輝度レベル差比較手段と、他の分割領域の輝度レベル差と比べて大きい分割領域の輝度レベル差を除外し、輝度レベル差の平均値を算出する算出手段と、算出手段により算出された平均値に基づいて、自50

自家蛍光画像の輝度レベルを上げる輝度レベル変更手段とを有する。

【発明の効果】

【0008】

以上のように、本発明によれば、励起光を照射して得られる自家蛍光画像の輝度レベルが、通常光を照射して得られる通常光画像の輝度レベルを目標値として調整される。すなわち、通常光画像と略同じレベルの明るさを有する自家蛍光画像がTVモニタに表示される。従って、施術者自身がゲイン調整を行う必要はなく、施術中の負担が軽減される。

【0009】

また、励起光照射時の病変組織の発光強度は、正常組織の発光強度よりも弱い。従って、輝度レベルの輝度レベル差が他の分割領域に比べて大きい輝度レベル差を除外して輝度レベル差の平均値を算出する構成とすれば、正常組織が映し込まれた分割領域の輝度レベル差の平均値が得られる。そして、こうして得られる輝度レベル差の平均値に基づいて、自家蛍光画像の輝度レベルを上げることにより、輝度レベル調整後の自家蛍光画像における正常組織と病変部位との明るさのコントラストがより一層明確となる。その結果、病変部位の発見が容易となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

図1は、本発明に係る実施形態が適用される電子内視鏡装置のブロック図である。電子スコープ10には多数の光ファイバーから成るライトガイド11が挿通しており、ライトガイド11は電子スコープ10の挿入部12の先端12Aまで延びている。挿入部先端12Aにおいてライトガイド11の出射端11Aの前方には配光レンズ13が配置される。

【0011】

画像処理プロセッサ30のシステムコントローラ31は、電子内視鏡装置全体をコントロールする例えはマイクロプロセッサである。画像処理プロセッサ30内には、白色光を出射するランプ32が設けられる。ランプ32には例えはキセノンランプ等が用いられ、システムコントローラ31の制御に基づくランプ用電源33からの電力供給により点灯駆動する。点灯したランプ32から出射された白色光は、絞り34、回転プレート37を介してハーフミラー40へ導かれる。白色光はハーフミラー40を透過し、集光レンズ41によりライトガイド11の入射端11Bへ集光させられる。

【0012】

また、システムコントローラ31には波長が例えは408nm(ナノメータ)の励起光を出射する半導体レーザであるレーザ光源42が接続されている。キースイッチ44は画像処理プロセッサ30の筐体に配設されており、キー43の操作に応じてキースイッチ44のオンオフが切り替わる。レーザ光源42の主電源のオンオフはキースイッチ44のオンオフにそれぞれ連動する。また、レーザ光源42における励起光の出射の開始及び停止、励起光の発光出力パワー等はシステムコントローラ31からの制御信号に基づいて制御される。レーザ光源42から出射された励起光は、レンズ45を介してハーフミラー40へ導かれる。励起光はハーフミラー40により反射され、集光レンズ41によりライトガイド11の入射端11Bへ集光させられる。

【0013】

図2は、絞り34の斜視図である。絞り34は、本体34Aと、本体34Aと連続して形成される支持部34Bとを有する薄板状の部材である。本体34Aは略矩形を呈し、スリット34Cが形成されている。支持部34Bはその中央近傍において、モータ35の出力軸が固定的に嵌合している。絞り34は、本体34Aがランプ32からの白色光の光路内に介在するよう配置される。モータ35が回転すると、その出力軸を中心として絞り34が揺動する。その結果、スリット34Cが上述の白色光の光路内において介在する度合いが変化し、白色光が遮断される量が変化する。すなわち、モータ35の回転方向及び回転量を制御することにより、回転プレート37へ導かれる白色光の光量が調節される。モータ35の回転方向及び回転量は、システムコントローラ31からの制御信号に基づいて動作する絞りドライバ36により制御される。

10

20

30

40

50

【0014】

図3は、回転プレート37の正面図である。回転プレート37は円形を呈し、周方向に沿ってセクタ状の開口部37Aが形成されている。開口部37Aは回転プレート37の略半分の領域を占めている。回転プレート37の中心37Bにはモータ38(図1参照)の出力軸が固定的に嵌合している。モータ38の回転に応じて開口部37Aがランプ32からの白色光の光路内に位置決めされると、白色光はハーフミラー40へ導かれ、開口部37A以外の領域が当該光路内に位置決めされると、白色光は遮断される。モータ38の回転は、システムコントローラ31からの制御信号に基づいて動作する回転プレートドライバ39により制御される。

【0015】

再び図1を参照すると、入射端11Bに入射した白色光若しくは励起光は、ライトガイド11により挿入部先端12Aまで導かれ、出射端11Aから出射される。出射光は配光レンズ13を介して挿入部先端12Aの前方に出射され、これにより被観察体が照射される。被観察体からの反射光若しくは自家蛍光は、電子スコープ10の挿入部先端12Aに配設された対物レンズ14、励起光を遮断し白色光及び自家蛍光を透過させる励起光カットフィルタ15を介してCCD16に入射する。これにより、CCD16の受光面に被観察体の光学像若しくは自家蛍光像が結像される。

【0016】

電子スコープ10内のスコープCPU17は、画像処理プロセッサ30のシステムコントローラ31のCPU(図示せず)との間でSCI(Serial Communication Interface)により制御信号等の送受信を行う。スコープCPU17からの制御信号に基づいてCCDドライバ18からCCD駆動信号が出力され、CCD16の駆動が制御される。CCD16では被観察体の光学像若しくは自家蛍光像が光電変換され、アナログ画像信号が出力される。

【0017】

システムコントローラ31は、例えばNTSC方式に準拠し、1/30(秒)毎に1フレームの画像信号が生成されるよう、スコープCPU17へCCD16の駆動制御信号を出力する。また、システムコントローラ31は、回転プレート37が1/30(秒)毎に1回転するようモータ38の駆動を制御する。さらに、1フレームの画像信号を構成する第1フィールドの画像信号がCCD16により取得されるとき、開口部37Aが白色光の光路内に介在し、第2フィールドの画像信号が取得されるとき、開口部37A以外の領域が白色光の光路内に介在するよう、システムコントローラ31はCCD16の駆動と回転プレート37の回転の同期をとる。

【0018】

さらに、システムコントローラ31は、回転プレート37の回転と同期をとって、レーザ光源42へのパルス信号の出力を制御する。回転プレート37の回転中、開口部37Aがランプ32からの白色光の光路内に位置するとき、レーザ光源42を駆動するためのパルス信号の出力は停止され、開口部37A以外の領域がランプ32からの白色光の光路内に位置するとき、この駆動パルス信号が出力される。すなわち、白色光が回転プレート37により遮光されるときは励起光がライトガイド11の入射端11Bへ導かれ、白色光が回転プレート37に遮光されず入射端11Bへ導かれるときは励起光の出射が停止される。

【0019】

以上のシステムコントローラ31の制御により、1フレームの画像信号を取得するにあたって、第1フィールドについては白色光画像の画像信号が取得され、第2フィールドについては自家蛍光画像の画像信号が取得される。

【0020】

CCD16から出力されたアナログ画像信号は画像処理プロセッサ30の画像信号処理回路47へ伝送される。画像信号処理回路47は入力された画像信号に増幅処理、ガンマ補正、輪郭強調等の所定の画像信号処理が施され、画像信号処理回路47に設けられた画

像メモリ(図示せず)に画像データとして格納される。画像メモリ内の画像データは、適時読み出されてNTSC方式に準拠したビデオ信号処理が施され、オートゲインコントローラ48を介してTVモニタ50へ出力される。その結果、TVモニタ50に被観察体の映像が表示される。上述のように、本実施形態では、第1フィールドは白色光画像の画像信号が取得され、第2フィールドは自家蛍光画像の画像信号が取得される。従って、TVモニタ50には第1フィールドの画像信号に基づく白色光画像と第2フィールドの画像信号に基づく自家蛍光画像が並べて表示される。

【0021】

尚、画像処理プロセッサ30の筐体に配設されるフロントパネルにはゲインコントロールボタン46が設けられている。使用者がゲインコントロールボタン46を操作することにより、TVモニタ50に表示される白色光画像及び自家蛍光画像の明るさを適宜調整することが可能である。10

【0022】

一方、オートゲインコントローラ48は、自家蛍光画像のゲインを自動的に制御するコントローラである。オートゲインコントローラ48によるゲイン制御はシステムコントローラ31からの指令信号により実行される。

【0023】

ここで、本実施形態における自家蛍光画像のゲインの制御について説明する。上述のように、画像メモリに格納された第1フィールドの白色光画像の画像情報と第2フィールドの自家蛍光画像の画像情報は、システムコントローラ31に入力される。システムコントローラ31は、入力されたそれぞれの画像情報を所定の複数の領域に分割する。20

【0024】

図4はCCD16により取得された管状の体内器官の画像であり、システムコントローラ31による前述の分割の態様が示されている。本実施形態では、1つの画像が3行×3列の9つの領域に分割される。システムコントローラ31は、「1」～「9」の各分割領域(第1領域～第9領域)毎に、白色光画像の輝度レベルと自家蛍光画像の輝度レベルとを比較する。そして、その比較結果に基づいて、自家蛍光画像の明るさを白色光画像の明るさに近づけるよう、自家蛍光画像の輝度レベルを調整する。尚、輝度レベルの調整の詳細については後述する。

【0025】

図5は、白色光画像及び自家蛍光画像を取得するまでの処理手順を示すフローチャートであり、図6は、画像取得後に自家蛍光画像のゲインを制御し、輝度レベルを調整する処理手順を示すフローチャートである。これらの処理手順を図4を参照しながら説明する。尚、例として体内器官において第2領域と第8領域に相当する箇所に病変部位が発生しているものとして、以降の説明を行う。ステップS100で、画像処理プロセッサ30のフロントパネルに設けられたスタートボタン(図示せず)が押されたことが確認されたら、ステップS102へ進み、処理が開始される。30

【0026】

ステップS102で、システムコントローラ31からランプ用電源33へ電力供給開始の制御信号が出力され、ランプ用電源33からランプ32への電力供給が開始される。その結果、ランプ32から白色光が出射される。次いで、ステップS104において、回転プレート37の開口部37Aがランプ32からの白色光の光路内に介在するよう、システムコントローラ31からモータ38へ制御信号が出力される。これにより、被観察体に対する白色光の照射が開始される。40

【0027】

ステップS106において、システムコントローラ31からスコープCPU17へCCD16の駆動を指示する制御信号が出力される。その結果、1フィールド分の白色光画像の画像情報が取得される。次いでステップS108において、白色光画像の画像情報が図4に示す9つの領域(第1領域～第9領域)に分割され、画像メモリに保存される。白色光画像の画像情報の保存が終了したら、ステップS110へ進む。ステップS110では50

、白色光の照射停止処理が行われる。回転プレート37が回転され、開口部37A以外の領域がランプ32からの白色光の光路内に介在させられる。これにより被観察体への白色光の照射は停止される。

【0028】

次いで、ステップS112では励起光の照射が開始される。システムコントローラ31からレーザ光源42へ励起光を出力する指令信号が出力され、それに応じてレーザ光源42から励起光が出射され、被観察体に照射される。

【0029】

ステップS114において、自家蛍光画像の取得処理が実行される。励起光が照射された状態でCCD16から出力される画像信号に対し、画像信号処理回路において所定の画像処理が施され、1フレームを構成する第2フィールドの画像情報が取得される。次いで、ステップS116において、自家蛍光画像の画像情報が、白色光画像と同様、9つの分割領域（第1領域～第9領域）に分割され、画像メモリに保存される。自家蛍光画像の画像情報の保存が終了したら、図6のステップS118へ進む。10

【0030】

ステップS118乃至S126において、後述する輝度レベル差の平均値の算出に用いられる分割領域の選択と、その分割領域の輝度レベル差のメモリへの格納処理が行われる。ステップS118では、白色光画像の輝度レベルと自家蛍光画像の輝度レベルが、各領域毎に比較され、それぞれの輝度レベル差の値がシステムコントローラ31のメモリ（図示せず）に格納される。20

【0031】

ステップS120では、ステップS118で演算された輝度レベル差のチェックが行われる。すなわち、第1～第9領域のそれぞれの輝度レベル差について、他の分割領域の輝度レベル差と比較される。チェック対象の分割領域の輝度レベル差が他の分割領域の輝度レベル差と比べ大きく異なることが確認されたら（ステップS120でNO）、ステップS122へ進み、当該分割領域の輝度レベル差を後述する平均値の算出処理の対象とすべく、システムコントローラ31のメモリに保存する。一方、チェック対象の分割領域の輝度レベル差が他の分割領域の輝度レベル差に比べ大きく異なることが確認されたら（ステップS120でYES）、当該分割領域の輝度レベル差を後述する平均値の算出処理の対象から除外する。すなわち、メモリには保存しない。30

【0032】

ステップS126では、第1～第9領域の全てについて他の分割領域の輝度レベル差の比較が実行されたかチェックされる。ステップS120の比較処理が実行されていない領域がある場合は、ステップS120乃至S124の処理が繰り返される。この繰り返しにより、輝度レベル差が他の分割領域の輝度レベル差に比べ大きく異なることのない輝度レベルがメモリに保存される。第1～第9領域の全てについて、他の分割領域の輝度レベル差との比較が実行されたことが確認されたら（ステップS126でYES）、ステップS128へ進む。

【0033】

図7は、白色光画像の輝度レベルとゲイン調整前の自家蛍光画像の輝度レベルとを各分割領域毎に比較して示すグラフである。図7に示されるように、病変部位が存在する第2領域及び第8領域の輝度レベルの輝度レベル差は、他の領域の輝度レベル差に比べて極めて大きい。従って、ステップS120～S126のループ処理の結果、第1領域、第3乃至第7領域、および第9領域の輝度レベル差がメモリに保存される。40

【0034】

ステップS128では、システムコントローラ31により、メモリに保存された輝度レベル差の平均値が算出され、さらにこの平均値に基づいてオートゲインコントローラ48におけるゲイン制御値が演算される。ゲイン制御値は、オートゲインコントローラ48によるゲイン調整の結果、自家蛍光画像全体の輝度レベルが輝度レベル差の平均値分増幅される値に設定される。演算されたゲイン制御値はオートゲインコントローラ48に出力さ50

れる。次いでステップ S 130 で、オートゲインコントローラ 48 により、ゲイン制御値に基づいて、画像信号処理回路 47 から出力される自家蛍光画像の画像信号のゲイン調整が実行され、自家蛍光画像の輝度レベルがアップされる。

【0035】

ステップ S 132 において、ゲイン調整された自家蛍光画像の TV モニタ 50 への表示処理が行われる。その後、ステップ S 134 において、システムコントローラ 31 からレーザ光源 42 へ、励起光の出力を停止する指令信号が出力される。これにより、被観察体への励起光の照射が終了する。以上により、第 1 フィールドについては白色光画像が得られ、第 2 フィールドについてはゲイン調整された自家蛍光画像が得られる。

【0036】

図 8 は、白色光画像の輝度レベルとゲイン調整後の自家蛍光画像の輝度レベルとを各分割領域毎に比較して示すグラフである。上述のように、ゲイン制御値の演算に用いられる輝度レベル差の平均値は、他の分割領域の輝度レベル差と比べて大きな違いのない輝度レベル差のみに基づいて算出される。換言すれば、当該平均値は、病変部位の存在しない正常組織が映し込まれた分割領域の輝度レベル差の平均値である。従って、図 8 に示すように、ゲイン調整後の自家蛍光画像において、正常組織が写し込まれている第 1 領域、第 3 乃至第 7 領域、第 9 領域における、白色光画像との輝度レベル差は略解消されている。

【0037】

一方、病変部位が存在する第 2 及び第 8 領域における輝度レベル差の解消の度合いは、他の分割領域に比べると低い。励起光照射時の病変組織の発光強度の方が正常組織の発光強度より弱いためである。すなわち、ゲイン調整後の自家蛍光画像においては、正常組織と病変組織の明るさのコントラストがより一層強調される。従って、施術者にとって病変部位の発見が容易となる。

【0038】

また、本実施形態によれば、自家蛍光画像の輝度レベルのアップが、オートゲインコントローラ 48 により行われるため、施術者自身がゲインコントロールボタン 46 を操作する必要がない。従って、施術者が TV モニタ 50 の観察、処置具の操作等に集中することができ、作業効率が向上される。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図 1】本発明に係る実施形態が適用される電子内視鏡装置のブロック図である。

【図 2】絞りの斜視図である。

【図 3】回転プレートの正面図である。

【図 4】CCD により取得された体内器官の画像と、その画像情報の分割の様子を示す図である。

【図 5】白色光画像及び自家蛍光画像を取得するまでの処理手順を示すフローチャートである。

【図 6】自家蛍光画像のゲインを制御する処理手順を示すフローチャートである。

【図 7】白色光画像の輝度レベルとゲイン調整前の自家蛍光画像の輝度レベルとを分割された各領域毎に比較して示すグラフである。

【図 8】白色光画像の輝度レベルとゲイン調整後の自家蛍光画像の輝度レベルとを分割された各領域毎に比較して示すグラフである。

【符号の説明】

【0040】

- 10 電子スコープ
- 11 ライトガイド
- 16 CCD
- 30 画像処理プロセッサ
- 32 ランプ
- 34 絞り

10

20

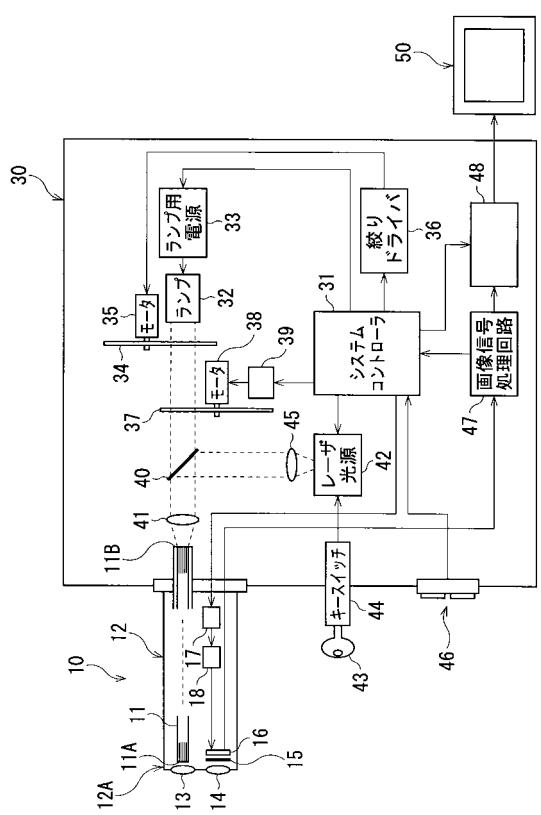
30

40

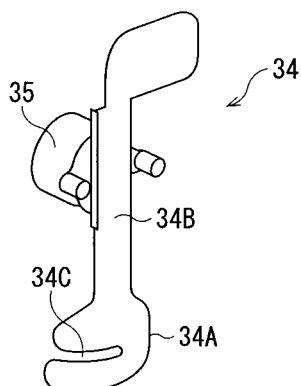
50

- 3 7 回転プレート
 4 2 レーザ光源
 4 6 ゲインコントロールボタン
 4 8 オートゲインコントローラ
 5 0 TVモニタ

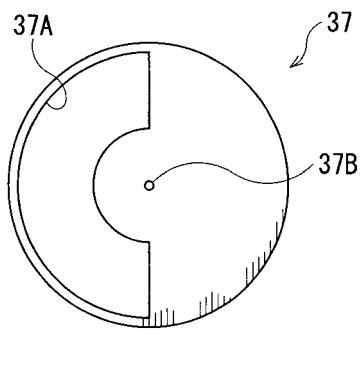
【図1】



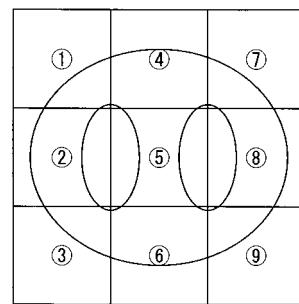
【図2】



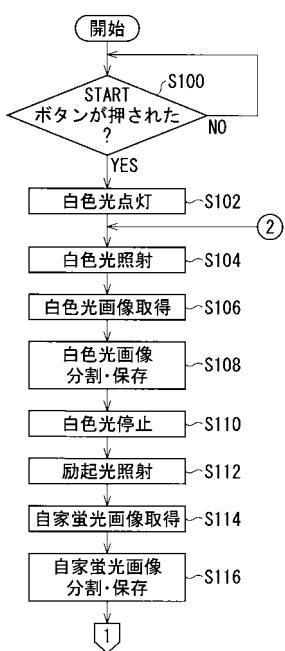
【図3】



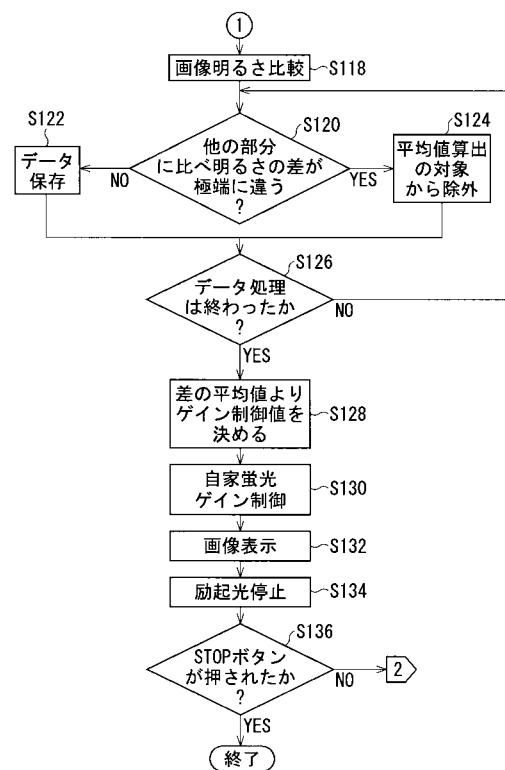
【図4】



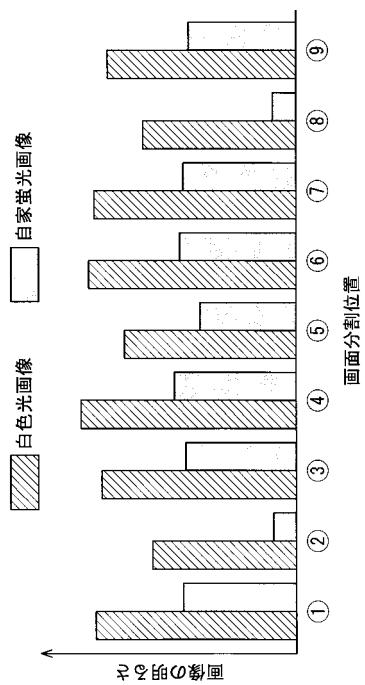
【図5】



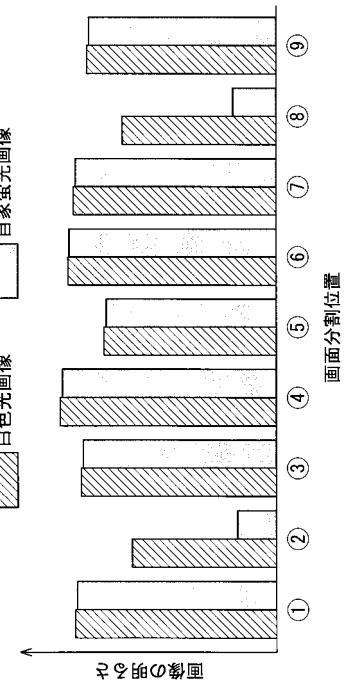
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 高橋 黙
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 大瀬 裕久

(56)参考文献 特開2002-143081(JP,A)
特開2002-094979(JP,A)
特開2003-179785(JP,A)
特開2004-147924(JP,A)
特開2002-098913(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 0 0
A 61 B 1 / 0 4

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4611687B2	公开(公告)日	2011-01-12
申请号	JP2004247763	申请日	2004-08-27
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高橋勲		
发明人	高橋 勲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/QQ04 4C061/TT01 4C061/WW05 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/QQ04 4C161/TT01 4C161/WW05 4C161/WW17		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP2006061435A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开一种白色光图像，并且能够观察的自身荧光图像的电子内窥镜装置中，提高了自体荧光图像的可视性。解决方案：通过照射白光获得的白光图像的图像信息被分成预定数量的划分区域并被存储。通过照射激发光获得的自发荧光图像的图像信息被分成相似的划分区域并被存储。针对每个划分区域比较白光图像的亮度等级和自发荧光图像的亮度等级（S118）。作为与其它划分区域和亮度电平的差异，不包括亮度水平差亮度水平差比较每个划分区域的亮度水平差是显著不同，以保存巨大差异在亮度电平（S126到S120）没有差别。计算所存储的亮度水平差的平均值，根据该平均值，计算自发荧光图像的亮度电平（S128）的增益控制值。基于增益控制值调整自发荧光图像的亮度级的增益（S130）。点域6

図 1

