

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2012/169270

発行日 平成27年2月23日 (2015. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成24年12月13日 (2012. 12. 13)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300 D 2 G 04 3
A61B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	372 2 H 04 0
G01N 21/64 (2006.01)	G 01 N 21/64	F 4 C 16 1
G02B 23/24 (2006.01)	G 02 B 23/24	B 5 C 12 2
HO4N 5/238 (2006.01)	H 04 N 5/238	Z

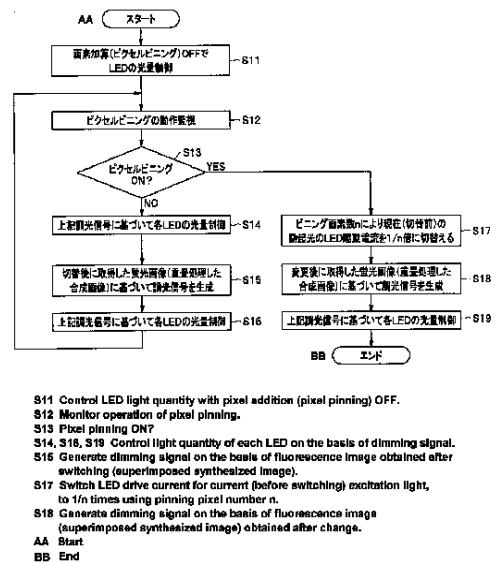
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 40 頁) 最終頁に続く

出願番号	特願2012-555223 (P2012-555223)	(71) 出願人 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 國際出願番号	PCT/JP2012/058968	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 國際出願日	平成24年4月2日 (2012. 4. 2)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5355799号 (P5355799)	(74) 代理人 100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成25年11月27日 (2013. 11. 27)	(72) 発明者 武井 俊二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 道口 信行
(31) 優先権主張番号	特願2011-127566 (P2011-127566)	(72) 発明者 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 最終頁に続く
(32) 優先日	平成23年6月7日 (2011. 6. 7)	
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置および内視鏡装置の作動方法

(57) 【要約】

内視鏡装置は、生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射する光源部と、生体組織からの蛍光と、反射光とを撮像する撮像部と、撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、蛍光を撮像した場合の蛍光の画像信号から、画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、蛍光の加算処理信号と、反射光の画像信号とから励起光及び参照光の光量が所定の光量比を維持するように励起光及び参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、所定の光量比を維持した状態で加算処理信号及び反射光の画像信号を重畳する処理を行い、重畳した合成画像信号を表示部に出力する重畳処理部と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、

前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の撮像素子を備えた撮像部と、

前記撮像部により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、

前記蛍光を撮像した場合の前記撮像部の信号から、又は前記信号処理部により生成された前記蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、

前記加算処理部による加算処理する画素数の変更に基づき、前記加算処理部により生成された前記蛍光の加算処理信号と、前記信号処理部により生成された前記反射光の画像信号としての反射光信号とから前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、

前記所定の光量比を維持した状態で前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畳する処理を行い、前記加算処理信号と前記反射光信号とを重畳した重畳画像信号を表示部に出力する重畳処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記加算処理部により複数の画素から 1 画素分の画素信号を生成するための加算処理する画素数を設定する画素数設定部を更に備え、前記加算処理する前記画素数が変更された場合、前記画素数の変更直後における前記画素数の情報に基づいて、前記光量制御部は、前記励起光の光量を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光量制御部は、前記光源部における前記励起光と前記参照光との光量を前記所定の光量比を維持した状態において、前記重畳画像信号の明るさが所定の明るさとなるように前記光源部の前記励起光及び前記参照光の光量を制御する調光信号を生成する調光部を有し、

前記調光部は、前記所定の明るさに設定するために、前記光源部により前記励起光を発生する光量が、前記励起光の光量の上限値を超える値が必要と判定した場合には、前記加算処理部に対して、現在の加算処理の画素数 J から画素数 K に増大させるように制御すると共に、画素数を増大させた直後において前記励起光の光量を J / K 倍に変更する制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

更に、時系列で撮像された複数 P の画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理部を備え、前記調光部は、前記画像間加算処理部の動作に応じて前記励起光の光量制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記信号処理部は、前記蛍光の加算処理信号と、前記反射光信号とを重畳して前記重畳画像信号として擬似カラーの画像信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光源部は、前記励起光と前記参照光とを生体組織に対して照射する蛍光観察モードと、前記生体組織に対して白色光を照射する通常観察モードとを切り替えるモード切替スイッチを有し、

前記通常観察モードに切り替えた場合には、前記信号処理部は前記撮像部により撮像した信号からカラーの画像信号を生成し、該カラーの画像信号を前記表示部に出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

10

20

30

40

50

更に、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出部を有し、前記動き検出部は、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理部が加算処理する前記画素数の上限値を抑制する制御を行うことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

更に、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出部を有し、前記動き検出部は、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理部が加算処理する前記画素数の上限値と前記画像間加算処理部が画像間で加算する複数Pの上限値とを抑制する制御を行うことを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

10

【請求項9】

更に、時系列で撮像された複数Pの画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理部を備え、前記調光部は、前記画像間加算処理部の動作がOFFからONへの変更に応じて前記励起光の光量をOFF時の光量の1/P倍となるように制御を行うことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

更に、前記動き検出部は、前記動き量の値から1フレーム当たりに動く画素数としての評価画素数を算出する評価画素数算出部を有することを特徴とする請求項7に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

更に、前記動き検出部は、前記動き量の値から1フレーム当たりに動く画素数としての評価画素数を算出する評価画素数算出部を有し、前記動き検出部は、前記評価画素数が大きい値の場合には前記画像間加算処理部による前記複数Pの上限値を抑制し、前記評価画素数が小さい値の場合には前記加算処理部による加算処理する前記画素数の上限値を抑制するように制御することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡装置。

20

【請求項12】

光源部が生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に前記生体組織に照射する照射ステップと、

前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを所定の画素数を有する撮像素子を備えた撮像部が撮像する撮像ステップと、

信号処理部が前記撮像ステップにより撮像された信号から画像信号を生成する信号処理ステップと、

前記蛍光を撮像した場合の前記撮像ステップの信号から、又は前記信号処理ステップにより生成された前記蛍光の画像信号から、加算処理部が隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理ステップと、

前記加算処理ステップにおける加算処理する画素数の変更に基づき、前記加算処理ステップにより生成された前記蛍光の加算処理信号と、前記信号処理ステップにより生成された前記反射光の画像信号としての反射光信号とから前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように光量制御部が前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御ステップと、

重畠処理部が前記所定の光量比を維持した状態で前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠する処理を行い、前記加算処理信号と前記反射光信号とを重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理ステップと、

を備え、

前記光量制御ステップは、前記加算処理する前記画素数が変更された場合、前記画素数の変更直後における前記画素数の情報に基づいて、前記励起光の光量を制御することを特徴とする蛍光観察の光量制御方法。

【請求項13】

前記光量制御ステップは、前記照射ステップにおける前記生体組織に照射される前記励

30

40

50

起光と前記参照光との光量を前記所定の光量比を維持した状態において、前記重畠画像信号の明るさが所定の明るさとなるように前記照射ステップにおける前記励起光及び前記参照光の光量を制御する調光信号を調光部が生成する調光ステップを有し、

前記調光ステップは、前記所定の明るさに設定するために前記光源部が発生すべき前記励起光の光量が、前記励起光の光量の上限値を超える値が必要と判定した場合には、前記加算処理ステップにおける、現在の加算処理の画素数 J からより大きい画素数 K に増大させるように制御すると共に、画素数を増大させた直後において前記励起光の光量を J / K 倍に変更する制御を行うことを特徴とする請求項 1 2 に記載の蛍光観察の光量制御方法。

【請求項 1 4】

更に、画像間加算処理部が時系列で撮像された複数 P の画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理ステップを備え、前記調光ステップは、前記画像間加算処理ステップの動作に応じて前記励起光の光量制御を行うことを特徴とする請求項 1 3 に記載の蛍光観察の光量制御方法。

【請求項 1 5】

更に、動き検出部が前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出ステップを有し、前記動き検出ステップは、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理ステップにおいて加算処理する前記画素数の上限値を抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 1 3 に記載の蛍光観察の光量制御方法。

【請求項 1 6】

更に、動き検出部が前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出ステップを有し、前記動き検出ステップは、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理ステップにおいて加算処理する前記画素数の上限値と前記画像間加算処理ステップにおいて画像間で加算する複数 P の上限値とを抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 1 4 に記載の蛍光観察の光量制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、蛍光観察を行う内視鏡装置及び蛍光観察の光量制御方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

内視鏡を用いた内視鏡装置は医療用分野において広く用いられるようになった。また、従来の内視鏡の光源装置においては、キセノンランプやハロゲンランプ等の白色光源に対して、バンドパスフィルタを介して所望の光を照射する方式が一般的であった。

近年において、発光ダイオード（LEDと略記）や半導体レーザ等、安価で高出力のい固体発光素子が実用化され、複数の発光素子の組み合わせによる内視鏡用の光源装置又は照明装置が用いられるようになった。

このような光源装置では、波長毎に光量を独立して制御できる利点を有する反面、複数の発光素子の照明のもとで、1つの画像を取得又は生成したり、複数の画像を重畠して表示する場合には、複数の発光素子の光量比を一定となるように制御しないと、得られた画像のバランスなどが変化してしまう。

【0 0 0 3】

特に、蛍光による画像（蛍光像）と、参照光による反射光の画像（反射像）とを重畠等して同時に表示するような場合、両者の強度が大きく異なる場合においても光量比を一定となるように制御することが望まれる。

このような場合に対応するために、例えば、日本国特開 2008-259595 号公報の従来例においては、強度制御部により被検体の蛍光像及び反射像による観察画像データの輝度値に応じて、励起光成分に対する照明光成分の相対的な強度を制御し、また蛍光像に対する反射像とのバランスを調整する構成を開示している。

10

20

30

40

50

【0004】

しかしながら、上記従来例の場合、蛍光の強度レベルは反射光の場合に比較して非常に小さいため、単に光源装置側又は照明光側で励起光と、反射光を生成するための参照光との光量比を一定に制御することが困難な場合が発生する。具体的には、励起光を発生する光源を最大の発光量（発光量の上限値）に設定しても、必要とされる光量比を確保できない場合が発生する場合がある。

このような場合には、ピクセルビニングのように蛍光の画像における1画素の画像信号から、隣接する複数画素間で加算処理して1画素分の画像信号を生成する方法が有力となる。

しかしながら、従来例においては、このような画素間で加算処理して蛍光に対応した励起光と参照光との光量比を一定に維持しながら光量制御することにより、蛍光の画像信号と反射光の画像信号とのバランスを保って、両画像信号を重畠して表示する内容を開示していない。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、画素間で加算処理する場合に適用でき、蛍光の画像信号と反射光の画像信号とを重畠して表示した場合にも両画像信号のバランスが変化することなく表示できる内視鏡装置及び蛍光観察の光量制御方法を提供することを目的とする。

【発明の開示】**【課題を解決するための手段】****【0005】**

本発明の一態様に係る内視鏡装置は、生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、前記蛍光を撮像した場合の前記撮像部の信号から、又は前記信号処理部により生成された前記蛍光の画像信号から、画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、前記加算処理の切り替えに基づき、前記加算処理部により生成された前記蛍光の加算処理信号と、前記信号処理部により生成された前記反射光の画像信号としての反射光信号とから前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、前記所定の光量比を維持した状態で前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠する処理を行い、前記加算処理信号と前記反射光信号とを重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理部と、を備える。

【0006】

本発明の一態様に係る蛍光観察の光量制御方法は、光源部が生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に前記生体組織に照射する照射ステップと、前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを所定の画素数を有する撮像素子を備えた撮像部が撮像する撮像ステップと、信号処理部が前記撮像ステップにより撮像された信号から画像信号を生成する信号処理ステップと、前記蛍光を撮像した場合の前記撮像部ステップの信号から、又は前記信号処理ステップにより生成された前記蛍光の画像信号から、加算処理部が隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理ステップと、前記加算処理ステップにおける加算処理する画素数の変更に基づき、前記加算処理ステップにより生成された前記蛍光の加算処理信号と、前記信号処理ステップにより生成された前記反射光の画像信号としての反射光信号とから前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように光量制御部が前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御ステップと、重畠処理部が前記所定の光量比を維持した状態で前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠する処理を行い、前記加算処理信号と前記反射光信号とを重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理ステップと、を備え、前記光量制御ステップは、前記加算処理する前記画素数が変

10

20

30

40

50

更された場合、前記画素数の変更直後における前記画素数の情報に基づいて、前記励起光の光量を制御する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図2】図2は白色光LED等が発光する波長帯域等を示す図。

【図3】図3は蛍光観察用撮像素子に設けられた加算処理部の説明図。

【図4】図4は反射光画像及び蛍光画像から重畠画像としての合成画像がモニタに表示される例を示す図。

【図5】図5は光量記憶部に記憶されている記憶情報の具体例を示す図。

10

【図6A】図6Aは蛍光観察の制御方法の処理手順の1例を示すフローチャート。

【図6B】図6Bは光量比設定部による光量比により調光回路がLED駆動回路を介して光源装置の各LEDを駆動する動作を示す説明図。

【図7】図7は画素加算がOFFからONにした場合のLEDの光量制御の動作を示すフローチャート。

【図8】図8は画素加算するピニング画素数を変更(切替)した場合のLEDの光量制御の動作を示すフローチャート。

【図9A】図9Aは調光回路にLED駆動電流の上限値を閾値として入力する構成を示すブロック図。

20

【図9B】図9Bは調光回路が励起光の上限値により自動的に画素加算するピニング画素数を調整して光量制御を行う動作の説明図。

【図10】図10は第1の実施形態の変形例の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図11】図11は本発明の第2の実施形態における画像間で加算処理を行う画像間加算処理回路を設けた画像処理回路の構成を示すブロック図。

【図12】図12は画像間の動きを検出する動き検出回路及びその周辺回路の構成を示すブロック図。

【図13】図13は時間的に異なる2つのフレームの画像から動き量を検出する様子の説明図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

30

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第1の実施形態)

図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡(以下、単に内視鏡と略記)2と、内視鏡2に照明光を供給する光源を備えた光源装置3と、内視鏡2の撮像手段の撮像信号に対する信号処理して画像信号を生成する信号処理手段としてのビデオプロセッサ4と、この画像信号が入力されることにより内視鏡画像として表示する表示装置としてのモニタ5とを備える。

上記内視鏡2は、細長の挿入部6と、その後端側に設けられた操作部7とを有し、操作部7から延出されたライトガイド8の入射端部側に設けられたライトガイドコネクタ9は、光源装置3に着脱自在に接続される。

【0009】

40

光源装置3は、白色光、励起光、参照光をそれぞれ発生する光源を備えた光源ユニット10を備える。光源ユニット10は、白色光、励起光、参照光をそれぞれ発生する光源として、白色光ダイオード(LEDと略記)11a、励起光LED11b、参照光LED11cとを有する。これらのLED11a、11b、11cは、LED駆動回路14から供給される駆動電流により発光する。なお、白色LED11aの代わりに、赤、緑、青で発光するLEDを用いても良い。

白色光LED11aによる白色光は、ミラー12aにより反射された後、入射される波長に応じて選択的に反射又は透過する光学素子(選択的光学素子)としての第1のダイクロイックプリズム12bを透過し、さらに選択的光学素子としての第2のダイクロイック

50

プリズム 12c により（参照光の波長帯域を除く波長帯が）反射された後、コンデンサレンズ 13 により集光されてライトガイド 8 の入射端部に入射される。

【0010】

励起光 LED 11b による励起光は、第 1 のダイクロイックプリズム 12b により選択的に反射され、さらに第 2 のダイクロイックプリズム 12c により反射された後、コンデンサレンズ 13 により集光されてライトガイド 8 の入射端部に入射される。

また、参照光 LED 11c による参照光は、第 2 のダイクロイックプリズム 12c により選択的に透過した後、コンデンサレンズ 13 により集光されてライトガイド 8 の入射端部に入射される。なお、光源ユニット 10 は、上記の構成の他に、コンデンサレンズ 13 を含む構成として定義しても良い。

ライトガイド 8 は、入射端部に入射された光を伝送し、挿入部 6 の先端部 6a に配置されたライトガイド先端面からさらに照明窓に取り付けられた照明レンズ 15 を経て前方の観察対象部位の生体組織に光を照射する。

【0011】

内視鏡 2 における例えば操作部 7 には、観察モードを切替、又は選択するモード切替スイッチ SW1 が設けてある。内視鏡 2 の使用者としての術者は、このモード切替スイッチ SW1 を操作することにより、白色光の照射のもとでの通常光観察（又は通常観察）を行う通常光観察モード（又は通常観察モード）と、励起光の照射のもとでの蛍光観察を行う蛍光観察モードとを選択することができるようになっている。

また、ビデオプロセッサ 4 に着脱自在に接続される内視鏡 2 には、その内視鏡 2 に固有の ID 情報と共に、内視鏡 2 に搭載された後述する CCD 19a, 19b の画素数等の情報と、蛍光観察における推奨される使用条件を規定する情報を格納したスコープ ID メモリ 16 を備えている。

【0012】

このスコープ ID メモリ 16 には、この内視鏡 2 を使用して蛍光観察モードで蛍光観察を行う場合に推奨される励起光と参照光の光量比（又は強度比）の情報としての光量比情報を格納する光量比情報格納部 16a を有する。

本実施形態においては、蛍光観察モードの場合には、光源装置 3 は、励起光と参照光とを交互にライトガイド 8 に供給し、観察対象部位の生体組織には励起光と参照光とが交互に照射される。なお、後述するように、光源装置 3 は、上記光量比情報に従って、励起光と参照光の光量が所定の光量比となる状態で励起光と参照光とを発生する。

そして、ビデオプロセッサ 4 は、蛍光の画像信号と、参照光の照射による反射光の画像信号とを重畠する重畠処理を行い、モニタ 5 に、重畠した内視鏡画像が表示されるようする。

【0013】

図 4 は、蛍光観察モードの場合での反射光の画像信号に対応する反射光画像（図 4 (A) 参照）と、蛍光の画像信号に対応する蛍光画像（図 4 (B) 参照）と、両画像を位置合わせて重畠した重畠画像としての合成画像（図 4 (C) 参照）を示す。

図 2 は、白色光 LED 11a、励起光 LED 11b、参照光 LED 11c により発生される白色光、励起光、参照光の波長帯域をそれぞれ符号 11a、11b、11c により示す。図 2 に示す例では、参照光は、例えば赤 (R) の波長帯に対応し、参照光が照射された場合、CCD 19a により R の画像信号として取得される。なお、図 2 における白色光、励起光、参照光の発光量は、例えば LED 駆動回路 14 から同じ値の LED 駆動電流で駆動した場合での特性例を示す。

【0014】

また、図 2 において、後述する蛍光の波長帯域の 1 例を符号 11d により示す。なお、生体組織に投与される薬剤から放射又は発光される蛍光の強度は、励起光等の強度に比較すると、非常に小さい値となる。

また、光源装置 3 には、蛍光観察モードの場合において、励起光と参照光の光量を所定の光量比を維持した状態で、励起光 LED 11b と参照光 LED 11c とを発光させるよ

うに LED 駆動回路 14 から（励起光 LED 11b と参照光 LED 11c とを）出力する LED 駆動電流等の情報（後述する図 5（A），（B）参照）を記憶した光量記憶部 17 を備えている。

【0015】

一方、通常観察モードの場合には、白色光を生体組織に照射する。図 1 に示す光源装置 3 の構成の場合、白色光 LED 11a により発生した白色光における参照光の波長帯域と重なる部分が第 2 のダイクロイックプリズム 12c により欠落するが、白色光 LED 11a と参照光 LED 11c とを同時に発光させることにより、生体組織に白色光を照射することができる。

このように通常観察モードの場合には、LED 駆動回路 14 は白色光 LED 11a と、参照光 LED 11c とを同時に駆動する。また、調光回路 32 は、LED 駆動回路 14 を介して白色光 LED 11a と、参照光 LED 11c との光量を一定に保つようにして調光制御を行う。

【0016】

なお、白色光 LED 11a と、参照光 LED 11c とは、例えば LED 駆動電流と発光量との特性が揃ったものを使用することにより、通常観察モードの場合には、殆ど同じ LED 駆動電流により可視の波長領域全体にわたって発光強度が平坦となるようにバランスした白色光を生体組織に照射できるようにしている。

挿入部 6 の先端部 6a には、照明窓に隣接して通常観察窓（通常撮像窓）と、蛍光観察窓（蛍光撮像窓）とが設けてある。通常観察窓には対物レンズ 18a が配置され、その結像位置には通常観察用の撮像手段（撮像部）を形成する電荷結合素子（CCD と略記）19a が配置されている。なお、CCD 19a の撮像面には、各画素単位で例えば赤（R）、緑（G）、青（B）に色分離するカラーフィルタが設けられている。

【0017】

また、蛍光観察窓には対物レンズ 18b が配置され、その結像位置には蛍光観察用の撮像手段を形成する CCD 19b が配置されている。対物レンズ 18b と CCD 19bとの間には、励起光をカットする励起光カットフィルタ 20 が配置されている。

この励起光カットフィルタ 20 は、図 2 の点線で示す励起光をカットする特性 11e（右側の透過特性）に設定され、励起光よりも長波長側の蛍光の波長帯域を透過する特性を有する。

CCD 19a、19b は、CCD 駆動回路 21 から CCD 駆動信号が印加されることにより、それぞれ光電変換部（又は受光部）において光電変換した撮像信号を出力信号として出力する。なお、CCD 19a、19b の縦 × 横の画素数は、同じであっても良いし、異なる値であっても良い。また、対物光学系 18a、18b は、特性が揃ったものでも良いし、異なる特性に設定しても良い。

CCD 19a、19b の出力信号は、ビデオプロセッサ 4 内の画像信号処理部 22 に入力される。

【0018】

また、本実施形態における CCD 19b は、図 3（A）に示すように画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する可算処理手段を形成するピクセルビニング部 23b を有する。一方、CCD 19a は、（ピクセルビニング部を有しない）通常の CCD である。

CCD 19b は、水平及び垂直方向に所定ピッチで規則的に配列された所定の画素数の（光電変換機能を有する）画素を備えた光電変換部（又は受光部）23a と、光電変換部 23a により撮像した各画素の信号を通常の CCD のように加算処理しないで 1 画素の画像信号として出力する機能、及びピクセルビニング制御信号（ビニング制御信号と略記）の印加により指示された複数画素分だけ加算処理して 1 画素分の画像信号としての加算処理信号となるピクセルビニング画像信号を出力する機能を備えたピクセルビニング部 23b とを有する。

【0019】

10

20

30

40

50

ピクセルビニング部 23b は、CCD 駆動回路 21 からビニング制御信号が印加されない（ビニング制御信号が OFF の場合には、図 3 (B) における最も左側に示すように 1 画素単位 (1×1) の画像信号を出力する。なお、 $i \times i$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) は、水平及び垂直方向の画素数がそれぞれ i (i は自然数) であることを表す。

一方、ピクセルビニング部 23b は、ビニング制御信号が印加された（ビニング制御信号が ON の）場合には、ビニング制御信号のレベル等に応じて、図 3 (B) に示すように $2 \times 2, 3 \times 3, 4 \times 4$ の画素数の画素信号を加算処理した加算処理信号となるピクセルビニング画像信号（ビニング画像信号と略記）を出力する。なお、本実施形態においては、ビニング制御信号 (n) により、 $n = 4, 9, 16, \dots$ の加算処理する画素数（加算画素数又はビニング画素数と略記） n が指定されることを表す。

10

【0020】

CCD19a, 19b の出力信号は、ビデオプロセッサ 4 内の画像信号処理部 22 を構成するアンプ 25a, 25b により増幅された後、それぞれ相關二重サンプリング回路 (CDS 回路) 26a, 26b に入力され、信号成分が抽出される。

CCD 駆動回路 21 及び CDS 回路 26a, 26b には、各種のタイミング制御を行うタイミング信号を生成するタイミングジェネレータ 27 からタイミング信号がそれぞれ入力される。CCD 駆動回路 21 及び CDS 回路 26a, 26b は、タイミング信号に同期して CCD 駆動信号、信号成分を抽出するためのサンプリングをそれぞれ行う。

上記 CDS 回路 26a, 26b の出力信号は、A/D 変換回路 28a, 28b に入力されると共に、光量制御手段としての調光回路 29 に入力され、調光回路 29 は、入力信号に基づいて調光制御（光量制御）を行う。

20

【0021】

また、ビデオプロセッサ 4 内には、モード切替スイッチ SW1 の操作により切り替えられて選択された観察モードに対応した照明及び画像信号処理を行うように制御する制御回路 31 と、スコープ ID メモリ 16 からピクセルビニングが可能な CCD19b の場合には、ピクセルビニングの ON / OFF 設定する機能と、ピクセルビニング ON の場合のビニング画素数 n の設定を行うピクセルビニング設定部（ビニング設定部と略記）32 とが設けてある。

また、ビデオプロセッサ 4 内には、蛍光観察モードの場合に、励起光と参照光の光量比を設定する光量比設定部 33 が設けてある。

30

この光量比設定部 33 には、スコープ ID メモリ 16 から光量比の情報が入力され、光量比設定部 33 は、この光量比の情報により自動的に光量比を設定できると共に、入力部 34 から入力した光量比により手動で設定することもできる。光量比設定部 33 により、設定された光量比の情報は調光回路 29 に送られる。

【0022】

また、光量比設定部 33 は、ビニング設定部 32 と接続され、ビニング設定部 32 によるビニング画素数 n の設定（指定）を行うこともできる。なお、本実施形態は、後述するように調光回路 29 により、ビニング画素数 n を自動的に可変調整して光量制御を行うモードを有する。

40

制御回路 31 は、スコープ ID メモリ 16 の情報を参考して、ビデオプロセッサ 4 に接続された内視鏡 2 の CCD19a, 19b に対応した制御を行う。また、制御回路 31 は、観察モードに応じて、タイミングジェネレータ 27, CCD 駆動回路 21、調光回路 29 の動作を制御する。

また、制御回路 31 は、蛍光観察モードに切り換えた場合のみ、ビニング設定部 32 に対して、ピクセルビニングの動作の設定を許可する。

【0023】

ビニング設定部 31 は、蛍光観察モードの場合には、調光回路 29 からの制御により、ピクセルビニングを行う場合には、ビニング画素数 n の情報を調光回路 29 に出力する。調光回路 29 は、ピクセルビニングの ON / OFF、ビニング画素数 n の情報等を参照して光量制御を行う。

50

また、調光回路 29 は、光量比の情報を参照して、光量記憶部 17 からこの光量比に対応する励起光 LED 11b 及び参照光 LED 11c を駆動する LED 駆動電流の値を読み出し、読み出した LED 駆動電流の値により LED 駆動回路 14 を介して励起光 LED 11b 及び参照光 LED 11c の光量を制御する。

【0024】

調光回路 29 は、CDS 回路 26a, 26b の出力信号を入力信号として、入力信号を例えれば数フレーム分の期間、積算して、積算した値をフレーム数で除算する等して、1 フレームの画像における平均の明るさ（又は画像における平均の輝度値）を算出し、算出した平均の明るさと、調光により目標とする（明るさ目標値、つまり）調光目標値とのずれ量を算出して調光信号として LED 駆動回路 14 に出力する。

10

例えば、算出した平均の明るさが調光目標値よりも小さい場合には、調光回路 29 は、現在の LED 駆動回路 14 が駆動している状態からさらに発光量を増大させるような正のずれ量の調光信号を LED 駆動回路 14 に出力し、この調光信号に従って LED 駆動回路 14 は現在の駆動電流の値をより増大する。

【0025】

一方、算出した平均の明るさが調光目標値よりも大きい場合には、調光回路 29 は、現在の LED 駆動回路 14 が駆動している状態から発光量を減少させるような負のずれ量の調光信号を LED 駆動回路 14 に出力し、この調光信号に従って LED 駆動回路 14 は現在の駆動電流の値を減少する。

20

なお、電源を投入した初期状態のように、平均の明るさを算出するまでに時間を要する場合には、予め調光目標値に対して例えれば参照光の LED 駆動電流の値を格納したメモリから読み出して、調光回路 29 はその値を参照光の LED 駆動電流に設定しても良い。

蛍光観察モードの場合において、このような調光を行う場合、光量比設定部 33 による光量比の情報を参照して調光回路 29 は調光制御を行う。

【0026】

なお、調光回路 29 における調光目標値は、通常は既定値として設定されているが、調光回路 29 に接続された調光目標値設定部（目標値設定部と略記）35 からその調光目標値を可変設定することができる。

図 1 における A/D 変換回路 28a, 28b は、アナログの画像信号からデジタルの画像信号に変換し、カラーバランス回路 36a, 36b に出力する。

30

カラーバランス回路 36a は、色分離フィルタの配列に応じて、色分離した R, G, B の画像信号を生成する色分離回路を有する。また、カラーバランス回路 36a は、通常観察モードの場合には、色分離した R, G, B の画像信号が基準となる白の被写体を撮像した場合に、白い被写体の内視鏡画像として表示できるように R, G, B の画像信号の強度比が 1 : 1 : 1 となるように、R, G, B 用のアンプ（3 つのアンプ）のゲインを調整してカラーバランスさせるカラーバランス調整回路を有する。

【0027】

また、蛍光観察モードの場合には、基準となる（蛍光を発する状態の）被写体を撮像した場合のカラーバランス回路 36a のカラーバランス調整回路内の参照光の反射光信号に相当する画像信号が入力される R 用のアンプのゲインと、カラーバランス回路 36b を構成し、蛍光の画像信号が入力される 1 つのアンプのゲインと、が所定の強度比となるようにカラーバランス調整される。

40

通常光観察モードの場合には、カラーバランス回路 36a から出力される R, G, B の画像信号はセレクタ 37 を介して（同時化）メモリ 38a, 38b, 38c にそれぞれ格納される。

【0028】

（同時化）メモリ 38a, 38b, 38c から同時に読み出された R, G, B の画像信号は、画像処理回路 39 において、補正等の画像処理が行われた後、D/A 変換回路 40a, 40b, 40c によりアナログの画像信号に変換される。

50

D/A 変換回路 40a, 40b, 40c から出力される R, G, B の画像信号はモニ

タ5のR, G, Bチャンネルに出力され、モニタ5の表示画面には、通常の内視鏡画像がカラー表示される。

【0029】

一方、蛍光観察モードの場合には、カラーバランス回路36a, 36bからフレーム単位で反射光(参照光)の画像信号と、蛍光の画像信号とが出力され、セレクタ37を経て同時化メモリ38a、38bとにそれぞれ格納される。

同時化メモリ38a、38bから同時に読み出された反射光(参照光)の画像信号と、蛍光の画像信号は、画像処理回路39に入力される。この画像処理回路39は、例えば反射光の画像信号に対して、蛍光の画像信号を重畠する画像処理を行う重畠処理手段を形成する重畠処理部39aを有する。

10

【0030】

なお、CCD19aの画素数に対するCCD19bの画素数は、一定の比率に設定されている。CCD19aの画素数に対するCCD19bの画素数を、例えば1/2 - 1/4程度に設定することにより、CCD19aのカラーの1画素がモノクロのCCD19bの1画素に対応させるようにしても良い。

そして、ピクセルビニングがOFFの場合には、生体組織からある程度離れた状態においては、反射光の画像のカラー1画素(例えば4画素)に、蛍光の画像の1画素を位置合わせして重畠させるようにしても良い。なお、ピクセルビニングをOFFからONにした場合には、ビニング画素数nに応じて上記カラー1画素をn画素に変更して重畠する。

20

【0031】

画像処理回路39から出力される反射光の画像信号はモニタ5の例えばRチャンネルに出力され、また重畠処理部39aにより生成された蛍光の画像信号は、モニタ5の例えばGチャンネルに出力され、モニタ5の表示画面には、蛍光と反射光とが重畠して合成された合成画像が擬似カラー表示される。合成画像の表示例は、上述した図4のようになる。なお、図1のタイミングジェネレータ27は、A/D変換回路28a, 28b、カラーバランス回路36a, 36b、セレクタ37、同時化メモリ38a - 38c、画像処理回路39、D/A変換回路40a - 40c等にタイミング信号を供給し、該タイミング信号に同期して動作させる。

【0032】

また、タイミング信号は、LED駆動回路14にも供給され、LED駆動回路14は、このタイミング信号に同期してLED駆動電流を駆動対象の白色光LED11a, 励起光LED11b, 参照光LED11cを発光させるように駆動する。

30

図5(A), 図5(B)は、光量記憶部17に記憶されている参照光LED11cと励起光LED11bを駆動する場合の具体例のテーブルを示す。

図5(A)においては、光量記憶部17を構成するメモリには、異なるメモリアドレスに参照光LED11cをそれぞれ異なるLED駆動電流で駆動した場合、参照光LED11cにより発生する光量(照明光量)の値が格納されている。

【0033】

同様に、図5(B)においては、光量記憶部17を構成するメモリには、異なるメモリアドレスに励起光LED11bをそれぞれ異なるLED駆動電流で駆動した場合、励起光LED11bにより発生する光量(照明光量)の値が格納されている。

40

例えば、スコープIDメモリ16内の光量比の情報に従って、光量比設定部33が励起光と参照光の光量比を5:1に設定した場合において、調光回路29により算出された画像の明るさが調光目標値よりも小さい場合には、調光回路29は、図5(A)の現在のLED駆動電流の値からずれ量に対応した参照光LED11cのLED駆動電流の値に増大する。

【0034】

また、調光回路は、図5(B)の現在のLED駆動電流の値からずれ量に対応した励起光LED11bのLED駆動電流の値も上記の光量比を維持するように増大する。そして、調光回路29は、モニタ5に表示される合成画像の明るさが、所定の光量比を維持して

50

調光目標値となるように調光制御する。

なお、上述した説明においては、加算処理手段をCCD19bが備えた構成例で説明したが、CCD19bの外部、例えば、画像信号処理部22内に蛍光の画像信号から、画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理手段を設けるようにしても良い。また、光量制御手段が励起光及び参照光の光量が所定の光量比を維持するように制御する場合、励起光及び参照光の両方の光量を制御する場合に限らず、励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方（または1つ）の光量を制御するようにしても良い。

【0035】

このような構成の本実施形態の内視鏡装置1は、生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源としての励起光LED11bと参照光LED11cとを備えた光源手段（又は光源部）としての光源装置3と、前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の撮像素子としてのCCD19a及びCCD19bとを備える撮像手段（又は撮像部）とを備える。

本内視鏡装置1は、前記撮像手段により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理手段（又は信号処理部）としての画像信号処理部22と、前記蛍光を撮像した場合の前記撮像手段の信号から、画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理手段（又は加算処理部）としてのピクセルピニング部23bとを備える。

また、本内視鏡装置1は、前記加算処理の切り替えに基づき、前記加算処理手段により生成された前記蛍光の加算処理信号と、前記信号処理手段により生成された前記反射光の画像信号としての反射光信号とから前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御手段（又は光量制御部）としての調光回路29と、前記所定の光量比を維持した状態で前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠する処理を行い、重畠した重畠画像信号（又は合成画像信号）を表示手段（又は表示部）に出力する重畠処理手段としての重畠処理部39aとを備えることを特徴とする。

【0036】

また、本実施形態に係る蛍光観察の制御方法は、図6Aに示すように光源部としての光源装置3が生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に前記生体組織に照射する照射ステップS31と、前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを所定の画素数を有する撮像素子としてのCCD19a, 19bを備えた撮像部が撮像する撮像ステップS32と、信号処理部としての画像信号処理部22が前記撮像ステップS32により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理ステップS33と、前記蛍光を撮像した場合の前記撮像ステップS32の信号から、又は前記信号処理ステップS33により生成された前記蛍光の画像信号から、加算処理部としてのピクセルピニング部23bが隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理ステップS34と、前記加算処理ステップS34における加算処理する画素数の変更に基づき、前記加算処理ステップS34により生成された前記蛍光の加算処理信号と、前記信号処理ステップにより生成された前記反射光の画像信号としての反射光信号とから前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように光量制御部としての調光回路29が前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御ステップS35と、重畠処理部39aが前記所定の光量比を維持した状態で前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠する処理を行い、前記加算処理信号と前記反射光信号とを重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理ステップS36と、を備え、前記光量制御ステップS35は、前記加算処理する前記画素数が変更された場合、前記画素数の変更直後における前記画素数の情報に基づいて、前記励起光の光量を制御することを特徴とする。

【0037】

次に本実施形態の動作を説明する。内視鏡2により、体腔内の診断対象の生体組織に対

10

20

30

40

50

する検査、観察を行う場合、予めその生体組織に蛍光を発生する薬剤を投与しておく。そして、図1のように内視鏡2を光源装置3とビデオプロセッサ4に接続する。

通常観察の場合には、白色光LED11aと励起光LED11bとを同時に発光させることにより、白色光を生体組織に照射する。CCD19aにより撮像された信号は、CDアンプ25aにより増幅され、CSD回路26aにより信号成分が抽出され、さらにA/D変換回路28aによりデジタルの画像信号に変換される。

さらにカラーバランス回路36a、セレクタ37を経て同時化メモリ38a-38cにR,G,Bの画像信号が格納される。

【0038】

同時化メモリ38a-38cにR,G,Bの画像信号は読み出され、画像処理回路39を経て、さらにD/A変換回路40a-40cによりアナログのR,G,Bの画像信号に変換され、モニタ5にカラーの内視鏡画像が表示される。10

この場合、CDS回路26aの出力信号が入力される調光回路29は、調光信号を生成して、生成した調光信号により、LED駆動回路14を介して白色光LED11a、励起光LED11bへのLED駆動電流を調整し、モニタ5に表示される内視鏡画像が調光目標値を維持するように調光制御(光量制御)する。

【0039】

次に蛍光観察モードの場合における調光制御を行う動作を図6Bを参照して説明する。

図6Bに示すように光量比設定部33は、入力部34からのマニュアルでの光量比の直接入力(S1)又は、スコープIDメモリ16から読み出した光量比の入力(S2)により、励起光と参照光との光量比を設定する。20

図6Bでは、励起光と参照光との光量比を5:1にした場合の設定例(S3)を記載している。この光量比の情報は、調光回路29に入力され、調光回路29は、調光目標値に基づいて参照光のLED駆動電流を設定する(S4)。

LED駆動回路14は、上記調光目標値に基づき参照光のLED駆動電流を設定する(S5)。

【0040】

また、調光回路29は、光量記憶部17から上記光量比となる励起光のLED駆動電流を読み出し、LED駆動回路14の駆動電流を制御する(S6)。30

LED駆動回路14は、上記参照光LED11cのLED駆動電流を設定と共に、励起光LED11bのLED駆動電流の設定を行う(S7)。

そして、LED駆動回路14は、参照光のLED駆動電流と、励起光のLED駆動電流とで交互に参照光LED11cと励起光LED11bとを発光させる(S8)。

また、調光回路29は、CDS回路26a,26bの出力信号から、画像の明るさを算出し、調光目標値からのずれ量に応じて、LED駆動回路14の駆動電流の制御を行うことにより、調光目標値の明るさの内視鏡画像が得られるように調光制御する(S9)。

【0041】

図6Bにおいては、画素加算するピクセルピニングの機能をOFFにした場合において説明した。蛍光観察モードにおいては、図7に示すように画素加算するピクセルピニングをONにして調光制御を行うこともできる。40

図7における最初のステップS11においては、調光回路29は、画素加算(ピクセルピニング)OFFの状態で参照光LED11c及び励起光LED11bの光量制御を行う。

ステップS12に示すように調光回路29は、ピニング設定部32によるピクセルピニングのON/OFF動作を監視している。

術者は、ピクセルピニングOFFの状態において、モニタ5に表示される画像の明るさが暗いと思うような場合には、ピニング設定部32によりピクセルピニングをONにする。或いは、ピクセルピニングをONにすることを望まない場合にはピクセルピニングをOFFのままにする。

10

20

30

40

50

【0042】

調光回路29は、ステップS13においてピクセルビニングがONか否かの判定を行う。調光回路29は、ステップS13における判定結果がピクセルビニングOFFの場合には、ステップS14に示すように現在のLED駆動電流を維持する。

次のステップS15において調光回路29は、取得した蛍光画像（重畠処理した合成画像）に基づいて調光信号を生成する。

次のステップS16に示すように調光回路29は、生成した調光信号に基づいてLED駆動回路14を介して各LED（励起光LED11b及び参照光LED11c）の光量制御を行う。ステップS16の処理後に、ステップS12の処理に戻る。

【0043】

一方、ステップS13の判定結果がピクセルビニングONの場合には、ステップS17に示すように調光回路29は、ビニング画素数nにより現在（ピクセルビニング切替前）の励起光のLED駆動電流を $1/n$ 倍に低減するように切り替える。この処理は、ピクセルビニングにより、CCD19bの感度をビニング画素数nだけステップ状に向上するため、切替前の蛍光の強度がステップ状に急激に変化するのを抑制する。

次のステップS18において調光回路29は、前のステップS17の切替後に取得した蛍光画像（重畠処理した合成画像）の明るさに基づいて調光信号を生成する。次のステップS19に示すように調光回路29は、生成した調光信号に基づいてLED駆動回路14を介して各LEDの光量制御を行う。

【0044】

ステップS17-S19に示すようにピクセルビニングにより光量制御を行うことにより、CCD19bによる感度をビニング画素数nだけ向上でき、術者は診断し易い蛍光画像（重畠処理の合成画像）による診断を行うことができる。

また、上記のようにピクセルビニングをOFFからONに切り替えた場合、CCD19bの感度がステップ状に増大するが、切り替え直後（切替前のフレームから切替後のフレームにおいて）励起光LED11bを駆動するLED駆動電流を $1/n$ 倍に低減することにより、切替前後で蛍光の画像部分の明るさがステップ状に変化することを有効に防止できる。

【0045】

このように本実施形態によれば、画素間で加算処理する場合にも適用でき、蛍光の画像信号と反射光の画像信号とを重畠して表示した場合にも両画像のバランスが変化することなく表示できる内視鏡装置1を実現できる。特に、両画像を擬似カラーで重畠して表示する合成画像の場合における色バランスが変化することなく表示できる効果を有する

なお、蛍光観察モードにおいて、図7のステップS17-S19のようにピクセルビニングをONにして光量制御を行った場合、さらにビニング画素数nを切り替える（変更する）ようにしても良い。

図8はビニング画素数nを切り替える場合の動作を示す。図7のステップS19の後、調光回路29は、ビニング設定部32によるビニング画素数nが切替で変更されたか否かを監視し、ステップS21に示すようにビニング画素数nがm(n-m)に変更（切替）されたか否かを判定する。

【0046】

変更なしの判定結果の場合には、ステップS18に戻り、同様の動作を行う。

一方、ビニング画素数nがmに変更された場合には、ステップS22において切替前の励起光のLED駆動電流を n/m 倍に切り替える。

ステップS22の処理の後は、図7のステップS18, 19と同様にステップS23において調光回路29は、変更（切替）後に取得した蛍光画像（重畠処理した合成画像）に基づいて調光信号を生成する。次のステップS24において調光回路29は上記調光信号に基づいて各LEDの光量制御を行う。

このような制御を行うことにより、ビニング画素数nを変更した場合にも、適切に光量制御を行い、診断し易い蛍光画像を取得できる。

10

20

30

40

50

【0047】

なお、蛍光観察モードの場合、ビニング設定部32によるピクセルビニングのON/OFF及びピクセルビニングONの場合におけるビニング画素数を自動的に切り替えるオートピクセルビニング調整モードを設けるようにしても良い。

この場合には、図9Aに示すように励起光LED11bによる励起光の許容される最大発光量（励起光の光量の上限値）に対応するLED駆動電流の上限値を閾値に設定し、閾値設定部51から閾値が調光回路29に入力されるようにする。調光回路29は、LED駆動回路14を介して光量制御を行う場合、この閾値を参照して、励起光LED11bのLED駆動電流がこの値を超えない範囲で光量制御を行う。

【0048】

図9Bは、オートピクセルビニング調整モードに設定した場合の動作を示す。図9Bにおいて、縦軸は、励起光の発光量を示し、横軸はピクセルビニングがOFFの状態から調光制御により調光された励起光の光量の時間的变化の様子を示す。

上述したように励起光の上限値が閾値に設定されるため、励起光は、この上限値を超えないように光量制御される。最初はピクセルビニングがOFFの状態で光量制御が行われ、調光回路29により光量制御が行われる。

励起光の光量が上限値に達すると、調光回路29は、ピクセルビニングをOFFからONにし、その際、最も少ないビニング画素数4、つまり 2×2 のピクセルビニングと共に、励起光の光量を1/4倍に切り替える。

【0049】

そして、この状態で調光回路29は光量制御を行い、この光量制御においても励起光の光量が上限値に達すると、調光回路29は、2番目のビニング画素数の 3×3 のピクセルビニングと共に、励起光の光量を4/9倍に切り替える。このようにビニング画素数を段階的に切り替えて感度を向上させる。

また、上記のようにビニング画素数を段階的に切り替えて感度を向上した場合、蛍光画像部分だけが急に明るくならないように、励起光の光量をビニング画素数だけ、低減する。

図9Bにおいては、蛍光画像が時間的に暗くなるような場合に対して説明したが、蛍光画像部分が明るくなるような場合には自動的にビニング画素数を低減するように切り替え、切り替え前後で蛍光画像部分の明るさが変化しないように制御する。

図9Bのようにオートピクセルビニング調整モードに設定した場合には、術者が手動でビニング画素数の切り替えを行わなくても、自動的に診断し易い適切な明るさの蛍光画像が取得できるようになる。

【0050】

(第1の実施形態の変形例)

図10は、第1の実施形態の変形例の内視鏡装置1Bを示す。この内視鏡装置1Bは、図1の内視鏡装置1において、光量記憶部17を用いないで、光量計測部55を設けた構成にしている。

この光量計測部55は、例えばコンデンサレンズ13からライトガイド8の入射端面に供給される光の一部を受光するファイバ56により伝送した光から励起光LED11bによる励起光の光量と、参照光LED11cによる参照光の光量を計測する。

光量計測部55により計測された励起光の光量と、参照光LED11cによる参照光の光量は調光回路29に入力される。調光回路29は、光量計測部51により計測された励起光と参照光の光量を参照して、調光信号に基づいてLED駆動回路14を介して励起光と参照光の光量を制御する。

【0051】

なお、ファイバ56を用いないで、コンデンサレンズ13とライトガイド8の入射端面との間に、透過光量に比較して十分に小さい割合で反射するミラーを配置し、反射した光を光量検出用センサで受光し、光量検出用センサにより検出された信号から光量計測部55が、励起光LED11bによる励起光の光量と、参照光LED11cによる参照光の光

10

20

30

40

50

量を計測するような構成にしても良い。

その他の構成は図1と同様の構成である。

本変形例においては、調光回路29は、光量計測部55により計測された励起光の光量と、参照光LED11cによる参照光の光量を参照して励起光と参照光の光量を制御する。

【0052】

本変形例の動作は、第1の実施形態と類似している。第1の実施形態における図6Bに示す動作は、S6の内容を「光量計測部55により計測された励起光の光量が、励起光と参照光の光量比が5:1となるように励起光LED11bのLED駆動電流を設定」のように変更する。

また、図7に相当する動作は、ステップS17の内容を「ピニング画素数nにより現在(ピセルピニング切替前)の励起光の光量を1/n倍に切替」のようにする。

本変形例は、第1の実施形態と同様の効果を有する。

【0053】

(第2の実施形態)

次に本発明の第2の実施形態を説明する。本実施形態は、図1又は図10において、例えば画像処理回路39内に、蛍光画像成分のみ、時系列に隣接する2~4程度のフレームの画像を加算する画像間加算回路39bを設けた構成である。

図11は、本実施形態における画像処理回路39を示す。図11に示すように蛍光画像信号は、画像間加算処理回路39bに入力され、画像間加算処理回路39bは、時間的に隣接する複数のフレームの画像を加算処理した画像間加算処理信号を重畠処理部39aに出力する。

重畠処理部39aの重畠処理回路61には、反射光の画像信号も入力され、重畠処理回路61は、画像間加算処理信号と反射光の画像信号とを重畠処理した重畠画像信号としての合成画像の画像信号(合成画像信号とも言う)を生成する。

【0054】

合成画像の画像信号を形成する反射光の画像成分は第1フレームメモリ62aに、他方の画像間加算処理信号は第2フレームメモリ62bに格納される。

フレームメモリ62a, 62bの各画像信号は、D/A変換回路40a, 40bに出力され、それぞれアナログの画像信号に変換されてモニタ5の例えばR、Gチャンネルに出力され、モニタ5により擬似カラー表示される。

なお、画像間加算処理回路39bに対して、例えば入力部34から加算する場合の複数のフレームの画像数(画像間加算数と略記)Pを入力することができ、画像間加算処理回路39bは、入力された画像間加算数Pで画像間加算処理を行う。入力部34は、画像間加算数Pを設定する設定部34aを有する。

【0055】

画像間加算処理回路39bとにより重畠処理部39aを経てモニタ5側に出力される合成画像の画像信号における蛍光画像の画像信号の輝度レベルは、画像間加算処理回路39bの動作をOFFにした場合のP倍となる。

【0056】

CDS回路26bから調光回路29に入力される蛍光画像の画像信号の輝度レベルは、この状態を反映していないため、反映するように入力部34は調光回路29にも、画像間加算数Pを出力し、CDS回路28bから調光回路29に入力される信号レベルをP倍して調光信号を生成するように制御する。

【0057】

調光回路29は、参照光の光量又はLED駆動電流を、画像間加算処理がOFFからONに切り替えられた場合には、切替前から切替後に1/P倍に切替(変更)する。

このようにして、画素間加算を行う場合と同様に画像間加算を行った場合には、蛍光画像成分のみが急に増大して合成画像の色バランスが変化しないように、調光回路29は、光量制御を行う。画素間加算の他に、画像間加算を行うことにより、蛍光画像の明るさが

不足するような場合においても、その不足を解消したり低減することができる。

その他の構成及び作用は、第1の実施形態と同様である。

なお、図11に示す画像処理回路39は、蛍光観察モードの場合の構成を示し、通常観察モードの場合には、第1の実施形態と同様の構成である。

【0058】

本実施形態は、蛍光観察モードの場合、第1の実施形態のようにピクセルビニングにより画素間の加算処理する機能の他に、画像間加算処理を行う機能を有する。

従って、本実施形態は、第1の実施形態の作用効果を有すると共に、さらに画像間加算処理により、蛍光観察モードにおいて診断し易い蛍光画像を提供できる。

例えば、ピクセルビニングのビニング画素数nをあまり大きくすると、蛍光画像部分の解像度が劣化するため、術者は、例えればビニング画素数nの上限値を設定し、この上限値に設定した状態でも励起光の光量が不足する場合には画像間加算処理の画像間加算数Pを増大する。これにより、蛍光画像部分の解像度の劣化を防止して、必要とされる励起光の光量を確保できるようになる。

【0059】

なお、図12に示すように重畠処理した合成画像を形成する例えは反射光の画像信号から時間的な動き量を検出する動き検出回路71を設けるようにしても良い。この動き検出回路71による動き量の検出信号に基づいて画像間加算数P、及び／又はビニング画素数nの範囲を抑制する制御を行うようにしても良い。また、図13は動き検出回路71による2つの画像Ia,Ibから動き量を検出する様子を示す。

図12の構成例では、動き検出回路71には、例えは同時化メモリ38aから出力される反射光の画像信号と、遅延回路72を経て1-数フレーム遅延された画像信号とが入力される。図13に示すように動き検出回路7には、前者の画像Ia内に設定した適宜の範囲Ra内から抽出した輪郭等の特徴部分又は基準部分Caは、後者の画像Ibにおける範囲Pb内の特徴部分又は基準部分Cbからどれだけ移動しているかの動き量Mを検出し、その検出結果からフレーム間の平均的な動き量Mを算出(検出)する。なお、画像Ia,IbがQフレーム分だけ時間的に異なる場合には、M=M/Qとなる。

【0060】

また、動き検出回路71は、算出した動き量Mが、蛍光を撮像するCCD19bにおいて、フレーム間でどれだけの画素数分になるかを評価した評価画素数Eを算出して、調光回路29と、ビニング設定部32と、画像間加算処理回路39bとに出力する。このため、動き検出回路71は、動き量Mが1フレーム当たりでどれだけの画素数に相当するかを評価した評価画素数Eを算出する評価画素数算出部71aを有する。また、動き検出回路71は、評価画素数Eによって、画像間加算処理回路39bによる画像間加算数の上限値を制御する第1の制御回路71bと、ビニング設定部32によるビニング画素数nの上限値を抑制するように制御する第2の制御回路71cとを有する。

例えは、動き検出回路71は、評価画素数Eの値が小さい、つまり動き量Mが小さい場合には、画像間加算処理回路39bによる画像間加算数の上限値を大きく設定するように制御し、またビニング設定部32に対してはビニング画素数nの上限値を抑制するように制御する。

【0061】

そして、調光回路29は、このような制御状態において光量制御を行う。

一方、動き検出回路71は、評価画素数Eの値が大きい、つまり動き量Mが大きい場合には、画像間加算処理回路39bによる画像間加算数の上限値を小さくするように抑制し、ビニング設定部32に対してはビニング画素数nをより大きな上限値に設定可能にするように制御する。そして、調光回路29は、このような制御状態において光量制御を行う。

【0062】

なお、評価画素数Eによりビニング画素数nの上限値を抑制する場合、 $E \times E$ がフレーム当たりにで不鮮明になる画素領域サイズとなるので、ビニング画素数nの上限値をUb

10

20

30

40

50

として、 $U_b \times E$ の条件を満たすように設定しても良い。これに対して、画像間加算数の上限値を U_i とした場合、動きのある部分の輪郭などが 1 フレームの期間において不連続となることが目立つように認識される画素数の閾値を T_m として $U_i - T_m / E$ の条件を満たすように設定しても良い。

【 0 0 6 3 】

なお、動き検出回路 7 1 (の評価画素数算出部 7 1 a) による評価画素数 E が入力される調光回路 2 9 が、画像間加算処理回路 3 9 b による画像間加算数の制御と、ビニング設定部 3 2 に対するビニング画素数 n の制御とを行うようにしても良い。

【 0 0 6 4 】

調光回路 2 9 が上記のような制御を行うことにより、動きが少ない部分を観察するような場合には、ビニング画素数 n を抑制して、このビニング画素数 n で足りない感度を画像間加算処理で補うようにすることもできる。

【 0 0 6 5 】

このようにすると、蛍光画像部分の解像度の低下を防止して、色バランスが変化しない状態を保って観察することができる。また、動きが大きい場合には、ピクセルビニングにより感度を向上し、動きに追従して診断し易い画像を生成できる。

【 0 0 6 6 】

上述した構成においては、反射光の画像信号を用いた場合で説明したが、蛍光の画像信号を用いて動き検出を行うようにしても良い。

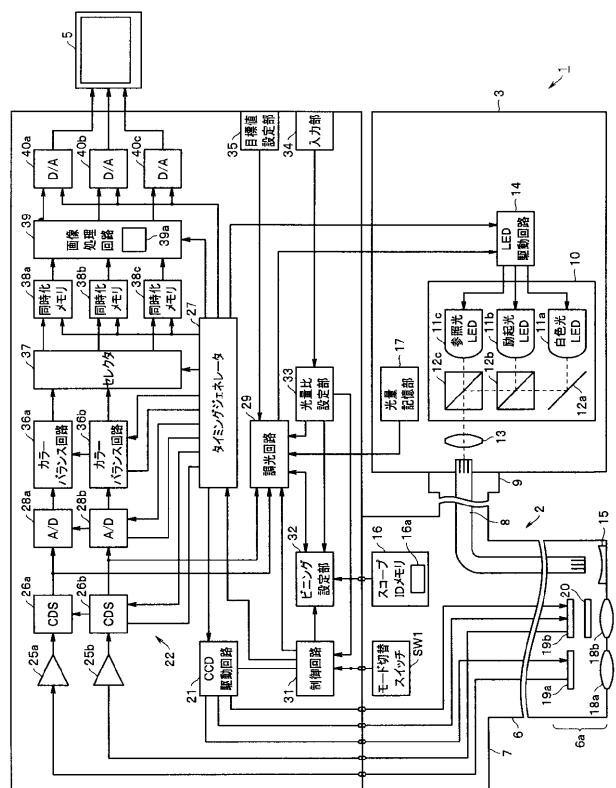
なお、蛍光の画像信号と反射光の画像信号とを重畠処理した合成画像の画像信号は、蛍光画像と赤 (R) 成分の画像信号の場合に限定されるものではなく、G 成分、又は B 成分の画像信号でも良い (2 色の擬似カラーの画像信号) し、複数の画像信号から 3 色の擬似カラーの画像信号を生成しても良い。

上述した実施形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

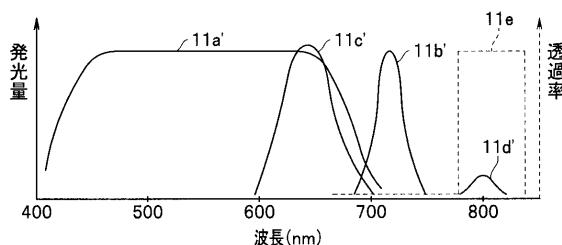
【 0 0 6 7 】

本出願は、2011年6月7日に日本国に出願された特願 2011-127566 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

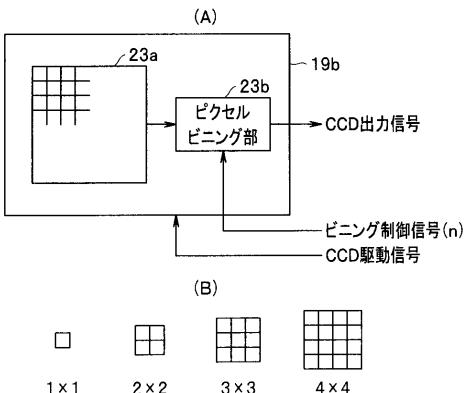
【図1】



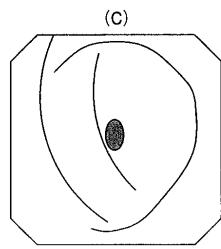
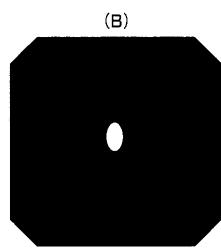
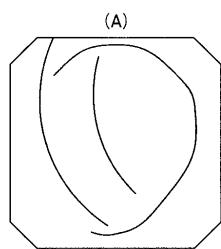
【図2】



【図3】



【図4】

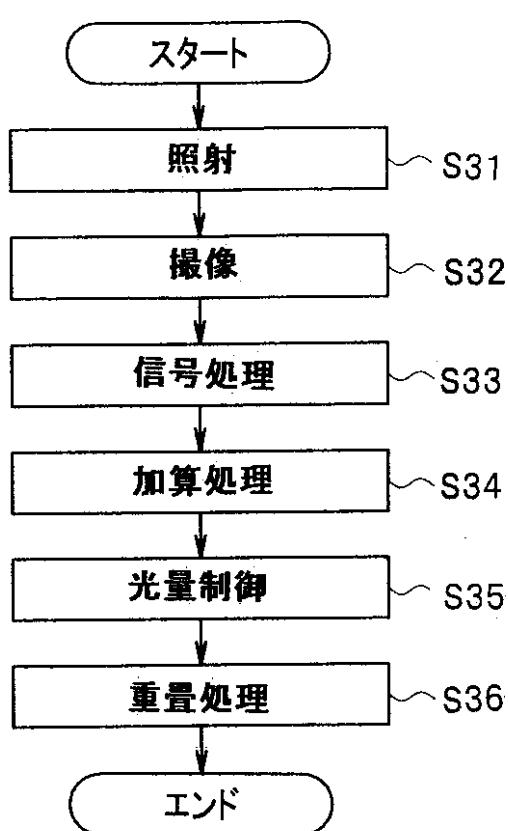


【図5】

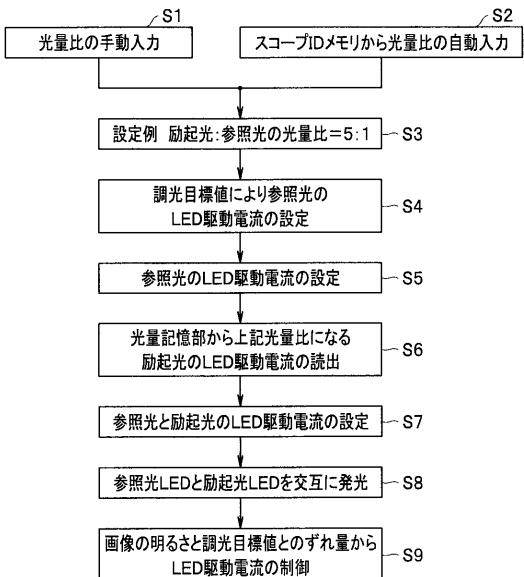
メモリアドレス	LED駆動電流 [mA]	励起光LED照明光量[mW]
XXX10010	100	10
XXX10020	101	10.2
.....
.....
XXX10100	200	23
.....

メモリアドレス	LED駆動電流 [mA]	参照光LED照明光量[mW]
XXX20001	10	2
XXX20002	10.1	2.1
.....
XXX20100	20	4.3
.....

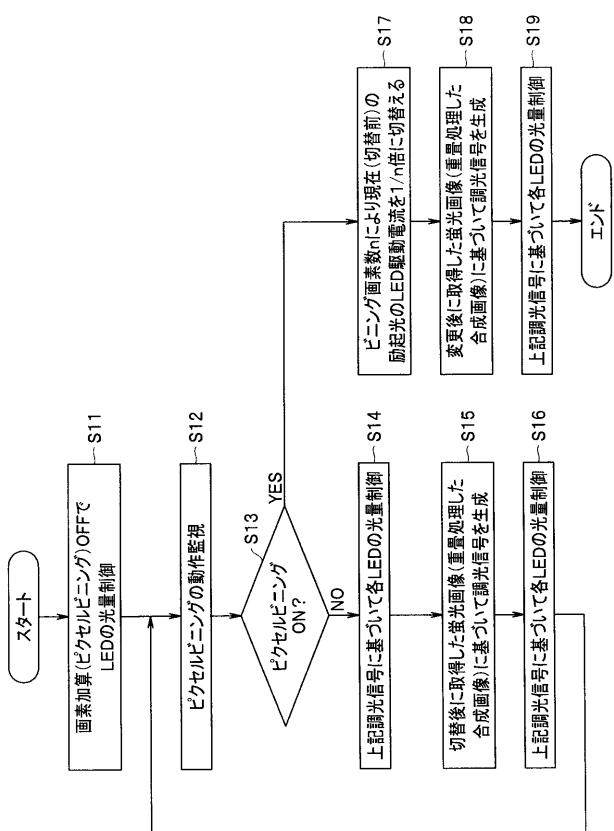
【図 6 A】



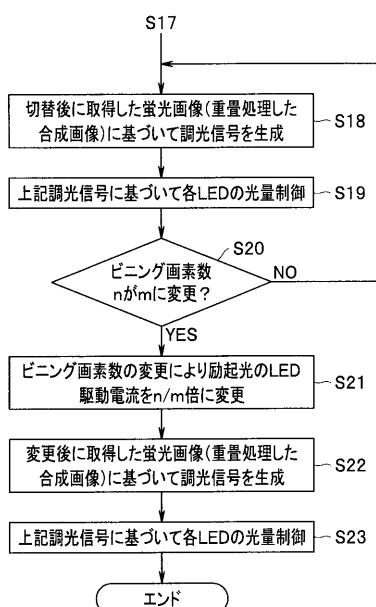
【図 6 B】



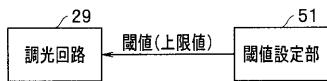
【図 7】



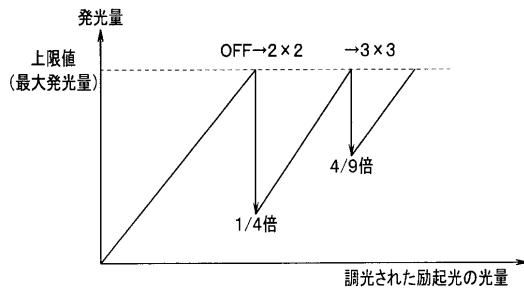
【図 8】



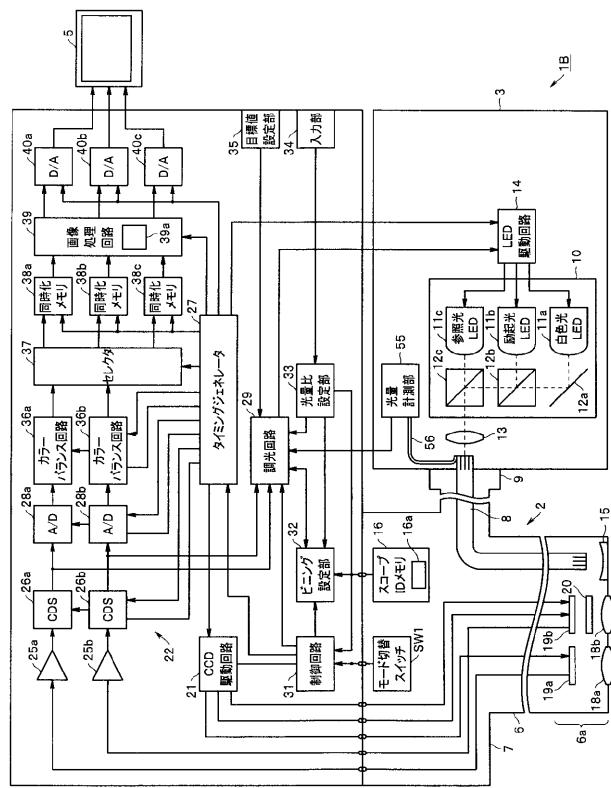
【図 9 A】



【図 9B】



【図 10】



【手続補正書】

【提出日】平成24年12月7日(2012.12.7)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】**【0001】**

本発明は、蛍光観察を行う内視鏡装置及び蛍光観察装置の制御方法に関する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】**【0004】**

しかしながら、上記従来例の場合、蛍光の強度レベルは反射光の場合に比較して非常に小さいため、単に光源装置側又は照明光側で励起光と、反射光を生成するための参照光との光量比を一定に制御することが困難な場合が発生する。具体的には、励起光を発生する光源を最大の発光量（発光量の上限値）に設定しても、必要とされる光量比を確保できない場合が発生する場合がある。

このような場合には、ピクセルピニングのように蛍光の画像における1画素の画像信号から、隣接する複数画素間で加算処理して1画素分の画像信号を生成する方法が有力となる。

しかしながら、従来例においては、このような画素間で加算処理して蛍光に対応した励起光と参照光との光量比を一定に維持しながら光量制御することにより、蛍光の画像信号と反射光の画像信号とのバランスを保って、両画像信号を重畠して表示する内容を開示していない。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、画素間で加算処理する場合に適用でき、蛍光の画像信号と反射光の画像信号とを重畠して表示した場合にも両画像信号のバランスが変化することなく表示できる内視鏡装置及び蛍光観察装置の制御方法を提供することを目的とする。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】**【0005】**

本発明の一態様に係る内視鏡装置は、生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の撮像素子を備えた撮像部と、前記撮像部により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、前記蛍光を撮像した場合の蛍光信号又は前記信号処理部により生成された前記蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、前記加算処理部において加算処理する画素数の変更に基づき、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号から前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、前記光量制御部において前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理部と、を備える。

【手続補正5】**【補正対象書類名】**明細書**【補正対象項目名】**0006**【補正方法】**変更**【補正の内容】****【0006】**

本発明の一態様に係る蛍光観察装置の制御方法は、信号処理部が、取得された蛍光信号及び生体組織で反射された反射光信号から画像信号を生成する信号処理ステップと、画素加算処理部が、前記蛍光信号又は前記信号処理ステップにより生成された前記蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する画素加算処理ステップと、調光信号生成部が、前記画素加算処理ステップにおける加算処理する画素数の変更に基づき、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号から前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように光量制御部が前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御するための調光信号を生成する調光信号生成ステップと、重畠処理部が、前記調光信号生成ステップにおいて前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を生成する重畠信号生成ステップと、を備える。

【手続補正6】**【補正対象書類名】**特許請求の範囲**【補正対象項目名】**全文**【補正方法】**変更**【補正の内容】****【特許請求の範囲】****【請求項1】**

生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、

前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の撮像素子を備えた撮像部と、前記撮像部により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、

前記蛍光を撮像した場合の蛍光信号又は前記信号処理部により生成された前記蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、

前記加算処理部において加算処理する画素数の変更に基づき、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号から前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、

前記光量制御部において前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記加算処理部により複数の画素から1画素分の画素信号を生成するための加算処理する画素数を設定する画素数設定部を更に備え、前記加算処理する前記画素数が変更された場合、前記画素数の変更直後における前記画素数の情報に基づいて、前記光量制御部が前記励起光の光量を制御することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記光量制御部は、前記光源部における前記励起光と前記参照光との光量を前記所定の光量比を維持した状態において、前記重畠画像信号の明るさが所定の明るさとなるように前記光源部の前記励起光及び前記参照光の光量を制御する調光信号を生成する調光部を有し、

前記調光部は、前記所定の明るさに設定するために、前記光源部により前記励起光を発

生する光量が、前記励起光の光量の上限値を超える値が必要と判定した場合には、前記加算処理部に対して、現在の加算処理の画素数 J から画素数 K に増大させるように制御すると共に、画素数を増大させた直後において前記励起光の光量を J / K 倍に変更する制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

更に、時系列で撮像された複数 P の画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理部を備え、前記調光部は、前記画像間加算処理部の動作に応じて前記励起光の光量制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記信号処理部は、前記蛍光の加算処理信号と、前記反射光信号とを重畠して前記重畠画像信号として擬似カラーの画像信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光源部は、前記励起光と前記参照光とを生体組織に対して照射する蛍光観察モードと、前記生体組織に対して白色光を照射する通常観察モードとを切り替えるモード切替スイッチを有し、

前記通常観察モードに切り替えた場合には、前記信号処理部は前記撮像部により撮像した信号からカラーの画像信号を生成し、該カラーの画像信号を前記表示部に出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

更に、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出部を有し、前記動き検出部は、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理部が加算処理する前記画素数の上限値を抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

更に、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出部を有し、前記動き検出部は、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理部が加算処理する前記画素数の上限値と前記画像間加算処理部が画像間で加算する複数 P の上限値とを抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

更に、時系列で撮像された複数 P の画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理部を備え、前記調光部は、前記画像間加算処理部の動作が OFF から ON への変更に応じて前記励起光の光量を OFF 時の光量の $1 / P$ 倍となるように制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

更に、前記動き検出部は、前記動き量の値から 1 フレーム当たりに動く画素数としての評価画素数を算出する評価画素数算出部を有することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

更に、前記動き検出部は、前記動き量の値から 1 フレーム当たりに動く画素数としての評価画素数を算出する評価画素数算出部を有し、前記動き検出部は、前記評価画素数が大きい値の場合には前記画像間加算処理部による前記複数 P の上限値を抑制し、前記評価画素数が小さい値の場合には前記加算処理部による加算処理する前記画素数の上限値を抑制するように制御することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

信号処理部が、取得された蛍光信号及び生体組織で反射された反射光信号から画像信号を生成する信号処理ステップと、

画素加算処理部が、前記蛍光信号又は前記信号処理ステップにより生成された蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する画素加

算処理ステップと、

調光信号生成部が、前記画素加算処理ステップにおける加算処理する画素数の変更に基づき、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号から前記励起光及び前記参照光の光量が所定の光量比を維持するように光量制御部が前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御するための調光信号を生成する調光信号生成ステップと、

重畠処理部が、前記調光信号生成ステップにおいて前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を生成する重畠信号生成ステップと、

を備えることを特徴とする蛍光観察装置の制御方法。

【請求項 1 3】

前記調光信号生成ステップは、所定の明るさに設定するため光源部が前記蛍光を発生させる励起光の光量について、前記励起光の光量の上限値を超える値が必要と判定した場合には、前記画素加算処理ステップにおける現在の加算処理の画素数 J からより大きい画素数 K に増大させるように制御すると共に、画素数を増大させた直後において前記励起光の光量を J / K 倍に変更する制御を行うための調光信号を生成することを特徴とする請求項 1 2 に記載の蛍光観察装置の制御方法。

【請求項 1 4】

画像間加算処理部が、時系列で撮像された複数 P の画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理ステップを更に備え、前記調光信号生成ステップは、前記画像間加算処理ステップの動作に応じて前記励起光の光量制御を行うための調光信号を生成することを特徴とする請求項 1 3 に記載の蛍光観察装置の制御方法。

【請求項 1 5】

動き検出部が、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出ステップを更に有し、前記動き検出ステップは、検出された前記動き量の値に応じて、前記画素加算処理ステップにおいて加算処理する前記画素数の上限値を抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 1 3 に記載の蛍光観察装置の制御方法。

【請求項 1 6】

動き検出部が、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出ステップを更に有し、前記動き検出ステップは、検出された前記動き量の値に応じて、前記画素加算処理ステップにおいて加算処理する前記画素数の上限値と前記画像間加算処理ステップにおいて画像間で加算する複数 P の上限値とを抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 1 4 に記載の蛍光観察装置の制御方法。

【手続補正書】

【提出日】平成 25 年 4 月 1 日 (2013.4.1)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 5

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 5】

本発明の一態様に係る内視鏡装置は、生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の撮像素子を備えた撮像部と、前記撮像部により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、前記蛍光を撮像した場合の蛍光信号又は前記信号処理部により生成された前記蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、前記加算処理部において加算処理する画素数が変更された場合、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光

の画像信号としての反射光信号の明るさに基づいて調光信号を生成する調光部と、前記調光部により生成された調光信号に基づき前記加算処理の画素数によらず設定された前記励起光及び前記参照光における所定の光量比を維持するように、前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、前記光量制御部において前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理部と、を備える。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の一態様に係る蛍光観察装置の制御方法は、信号処理部が、取得された蛍光信号及び生体組織で反射された反射光信号から画像信号を生成する信号処理ステップと、画素加算処理部が、前記蛍光信号又は前記信号処理ステップにより生成された蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する画素加算処理ステップと、調光信号生成部が、前記加算処理部において加算処理する画素数が変更された場合、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号の明るさに基づいて調光信号を生成する調光信号生成ステップと、光量制御部が、前記調光部により生成された調光信号に基づき前記加算処理の画素数によらず設定された前記励起光及び前記参照光における所定の光量比を維持するように前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御ステップと、重畠処理部が、前記光量制御ステップにおいて前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を生成する重畠信号生成ステップと、を備える。

【手続補正3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、

前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の撮像素子を備えた撮像部と、前記撮像部により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、

前記蛍光を撮像した場合の蛍光信号又は前記信号処理部により生成された前記蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、

前記加算処理部において加算処理する画素数が変更された場合、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号の明るさに基づいて調光信号を生成する調光部と、

前記調光部により生成された調光信号に基づき前記加算処理の画素数によらず設定された前記励起光及び前記参照光における所定の光量比を維持するように、前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、

前記光量制御部において前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記加算処理部により複数の画素から1画素分の画素信号を生成するための加算処理す

る画素数を設定する画素数設定部を更に備え、前記加算処理する前記画素数が変更された場合、前記画素数の変更直後における前記画素数の情報に基づいて、前記光量制御部が前記励起光の光量を制御することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記調光部は、前記所定の光量比を維持した状態において、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号の明るさが所定の明るさとなるように前記調光信号を生成し、前記所定の明るさに設定するために、前記光源部により前記励起光を発生する光量が、前記励起光の光量の上限値を超える値が必要と判定した場合には、前記加算処理部に対して、現在の加算処理の画素数Jから画素数Kに増大させるように制御すると共に、画素数を増大させた直後において前記励起光の光量をJ/K倍に変更する制御を行うことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

更に、時系列で撮像された複数Pの画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理部を備え、前記調光部は、前記画像間加算処理部の動作に応じて前記励起光の光量制御を行うことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記信号処理部は、前記蛍光の加算処理信号と、前記反射光信号とを重畠して前記重畠画像信号として擬似カラーの画像信号を生成することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項6】

前記光源部は、前記励起光と前記参照光とを生体組織に対して照射する蛍光観察モードと、前記生体組織に対して白色光を照射する通常観察モードとを切り替えるモード切替スイッチを有し、

前記通常観察モードに切り替えた場合には、前記信号処理部は前記撮像部により撮像した信号からカラーの画像信号を生成し、該カラーの画像信号を前記表示部に出力することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

更に、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出部を有し、前記動き検出部は、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理部が加算処理する前記画素数の上限値を抑制する制御を行うことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

更に、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出部を有し、前記動き検出部は、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理部が加算処理する前記画素数の上限値と前記画像間加算処理部が画像間で加算する複数Pの上限値とを抑制する制御を行うことを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項9】

更に、時系列で撮像された複数Pの画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理部を備え、前記調光部は、前記画像間加算処理部の動作がOFFからONへの変更に応じて前記励起光の光量をOFF時の光量の1/P倍となるように制御を行うことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

更に、前記動き検出部は、前記動き量の値から1フレーム当たりに動く画素数としての評価画素数を算出する評価画素数算出部を有することを特徴とする請求項7に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

更に、前記動き検出部は、前記動き量の値から1フレーム当たりに動く画素数としての評価画素数を算出する評価画素数算出部を有し、前記動き検出部は、前記評価画素数が大きい値の場合には前記画像間加算処理部による前記複数Pの上限値を抑制し、前記評価画

素数が小さい値の場合には前記加算処理部による加算処理する前記画素数の上限値を抑制するように制御することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡装置。

【請求項12】

信号処理部が、取得された蛍光信号及び生体組織で反射された反射光信号から画像信号を生成する信号処理ステップと、

画素加算処理部が、前記蛍光信号又は前記信号処理ステップにより生成された蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する画素加算処理ステップと、

調光信号生成部が、前記加算処理部において加算処理する画素数が変更された場合、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号の明るさに基づいて調光信号を生成する調光信号生成ステップと、

光量制御部が、前記調光部により生成された調光信号に基づき前記加算処理の画素数によらず設定された前記励起光及び前記参照光における所定の光量比を維持するように前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御ステップと、

重畠処理部が、前記光量制御ステップにおいて前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を生成する重畠信号生成ステップと、

を備えることを特徴とする蛍光観察装置の制御方法。

【請求項13】

前記調光信号生成ステップは、所定の明るさに設定するため光源部が前記蛍光を発生させる励起光の光量について、前記励起光の光量の上限値を超える値が必要と判定した場合には、前記画素加算処理ステップにおける現在の加算処理の画素数Jからより大きい画素数Kに増大させるように制御すると共に、画素数を増大させた直後において前記励起光の光量をJ/K倍に変更する制御を行うための調光信号を生成することを特徴とする請求項12に記載の蛍光観察装置の制御方法。

【請求項14】

画像間加算処理部が、時系列で撮像された複数Pの画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理ステップを更に備え、前記調光信号生成ステップは、前記画像間加算処理ステップの動作に応じて前記励起光の光量制御を行うための調光信号を生成することを特徴とする請求項13に記載の蛍光観察装置の制御方法。

【請求項15】

動き検出部が、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出ステップを更に有し、前記動き検出ステップは、検出された前記動き量の値に応じて、前記画素加算処理ステップにおいて加算処理する前記画素数の上限値を抑制する制御を行うことを特徴とする請求項13に記載の蛍光観察装置の制御方法。

【請求項16】

動き検出部が、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出ステップを更に有し、前記動き検出ステップは、検出された前記動き量の値に応じて、前記画素加算処理ステップにおいて加算処理する前記画素数の上限値と前記画像間加算処理ステップにおいて画像間で加算する複数Pの上限値とを抑制する制御を行うことを特徴とする請求項14に記載の蛍光観察装置の制御方法。

【手続補正書】

【提出日】平成25年7月16日(2013.7.16)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、蛍光観察を行う内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法に関する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

しかしながら、上記従来例の場合、蛍光の強度レベルは反射光の場合に比較して非常に小さいため、単に光源装置側又は照明光側で励起光と、反射光を生成するための参照光との光量比を一定に制御することが困難な場合が発生する。具体的には、励起光を発生する光源を最大の発光量（発光量の上限値）に設定しても、必要とされる光量比を確保できない場合が発生する場合がある。

このような場合には、ピクセルビニングのように蛍光の画像における1画素の画像信号から、隣接する複数画素間で加算処理して1画素分の画像信号を生成する方法が有力となる。

しかしながら、従来例においては、このような画素間で加算処理して蛍光に対応した励起光と参照光との光量比を一定に維持しながら光量制御することにより、蛍光の画像信号と反射光の画像信号とのバランスを保って、両画像信号を重畠して表示する内容を開示していない。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、画素間で加算処理する場合に適用でき、蛍光の画像信号と反射光の画像信号とを重畠して表示した場合にも両画像信号のバランスが変化することなく表示できる内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法を提供すること目的とする。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

本発明の一態様に係る内視鏡装置は、生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の撮像素子を備えた撮像部と、前記撮像部により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、前記励起光と前記参照光との光量比を設定する光量比設定部と、前記蛍光を撮像した場合の蛍光信号又は前記信号処理部により生成された前記蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、前記加算処理部により前記加算処理信号が生成された際、当該加算処理された画素数に応じて前記光源部における励起光用の駆動電流を低減すると共に、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号の明るさに基づいて調光信号を生成し、当該調光信号に基づいて、前記光量比設定部において設定された前記励起光及び前記参照光における所定の光量比を維持するように、前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、前記光量制御部において前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理部と、を備える。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の一態様に係る内視鏡装置の作動方法は、生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の像素子を備えた撮像部と、を備える内視鏡装置の作動方法であって、信号処理部が、取得された蛍光信号及び生体組織で反射された反射光信号から画像信号を生成する信号処理ステップと、光量比設定部が、前記励起光と前記参照光との光量比を設定する光量比設定ステップと、画素加算処理部が、前記蛍光信号又は前記信号処理ステップにより生成された蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する画素加算処理ステップと、光量制御部が、前記画素加算処理ステップにより前記加算処理信号が生成された際、当該加算処理された画素数に応じて前記光源部における励起光用の駆動電流を低減すると共に、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号の明るさに基づいて調光信号を生成し、当該調光信号に基づいて、前記光量比設定部において設定された前記励起光及び前記参照光における所定の光量比を維持するように、前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御ステップと、重畠処理部が、前記光量制御ステップにおいて前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を生成する重畠信号生成ステップと、を備える。

【手続補正6】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、

前記励起光により前記生体組織に照射された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の像素子を備えた撮像部と、

前記撮像部により撮像された信号から画像信号を生成する信号処理部と、

前記励起光と前記参照光との光量比を設定する光量比設定部と、

前記蛍光を撮像した場合の蛍光信号又は前記信号処理部により生成された前記蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する加算処理部と、

前記加算処理部により前記加算処理信号が生成された際、当該加算処理された画素数に応じて前記光源部における励起光用の駆動電流を低減すると共に、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号の明るさに基づいて調光信号を生成し、当該調光信号に基づいて、前記光量比設定部において設定された前記励起光及び前記参照光における所定の光量比を維持するように、前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御部と、

前記光量制御部において前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を表示部に出力する重畠処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記加算処理部により複数の画素から1画素分の画素信号を生成するための加算処理する画素数を設定する画素数設定部を更に備え、前記加算処理する前記画素数が設定された場合、前記画素数の設定直後における前記画素数の情報に基づいて、前記光量制御部が前記励起光の光量を制御することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記光量制御部は、前記所定の光量比を維持した状態において、前記蛍光の加算処理信

号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号の明るさが所定の明るさとなるように前記調光信号を生成し、前記所定の明るさに設定するために、前記光源部により前記励起光を発生する光量が、前記励起光の光量の上限値を超える値が必要と判定した場合には、前記加算処理部に対して、現在の加算処理の画素数 J から画素数 K に増大させるように制御すると共に、画素数を増大させた直後において前記励起光の光量を J / K 倍に変更する制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

更に、時系列で撮像された複数 P の画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理部を備え、前記光量制御部は、前記画像間加算処理部の動作に応じて前記励起光の光量制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記信号処理部は、前記蛍光の加算処理信号と、前記反射光信号とを重畠して前記重畠画像信号として擬似カラーの画像信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光源部は、前記励起光と前記参照光とを生体組織に対して照射する蛍光観察モードと、前記生体組織に対して白色光を照射する通常観察モードとを切り替えるモード切替スイッチを有し、

前記通常観察モードに切り替えた場合には、前記信号処理部は前記撮像部により撮像した信号からカラーの画像信号を生成し、該カラーの画像信号を前記表示部に出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

更に、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出部を有し、前記動き検出部は、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理部が加算処理する前記画素数の上限値を抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

更に、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出部を有し、前記動き検出部は、検出された前記動き量の値に応じて、前記加算処理部が加算処理する前記画素数の上限値と前記画像間加算処理部が画像間で加算する複数 P の上限値とを抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

更に、時系列で撮像された複数 P の画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理部を備え、前記光量制御部は、前記画像間加算処理部の動作が OFF から ON への変更に応じて前記励起光の光量を OFF 時の光量の $1 / P$ 倍となるように制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

更に、前記動き検出部は、前記動き量の値から 1 フレーム当たりに動く画素数としての評価画素数を算出する評価画素数算出部を有することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

更に、前記動き検出部は、前記動き量の値から 1 フレーム当たりに動く画素数としての評価画素数を算出する評価画素数算出部を有し、前記動き検出部は、前記評価画素数が大きい値の場合には前記画像間加算処理部による前記複数 P の上限値を抑制し、前記評価画素数が小さい値の場合には前記加算処理部による加算処理する前記画素数の上限値を抑制するように制御することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

生体組織に対して蛍光を発生させるための励起光と、反射光を発生させるための参照光とを交互に照射するための光源を備えた光源部と、前記励起光により前記生体組織に照射

された際の前記蛍光と、前記参照光による前記生体組織で反射された反射光とを撮像する所定の画素数の撮像素子を備えた撮像部と、を備える内視鏡装置の作動方法であって、

信号処理部が、取得された蛍光信号及び生体組織で反射された反射光信号から画像信号を生成する信号処理ステップと、

光量比設定部が、前記励起光と前記参照光との光量比を設定する光量比設定ステップと、

画素加算処理部が、前記蛍光信号又は前記信号処理ステップにより生成された蛍光の画像信号から、隣接する複数の画素間で加算処理した蛍光の加算処理信号を生成する画素加算処理ステップと、

光量制御部が、前記画素加算処理ステップにより前記加算処理信号が生成された際、当該加算処理された画素数に応じて前記光源部における励起光用の駆動電流を低減すると共に、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光の画像信号としての反射光信号の明るさに基づいて調光信号を生成し、当該調光信号に基づいて、前記光量比設定部において設定された前記励起光及び前記参照光における所定の光量比を維持するように、前記励起光及び前記参照光のうちの少なくとも一方の光量を制御する光量制御ステップと、

重畠処理部が、前記光量制御ステップにおいて前記所定の光量比を維持した状態で、前記蛍光の加算処理信号及び前記反射光信号を重畠した重畠画像信号を生成する重畠信号生成ステップと、

を備えることを特徴とする内視鏡装置の作動方法。

【請求項 1 3】

前記光量制御ステップは、所定の明るさに設定するため前記光源部が前記蛍光を発生させる励起光の光量について、前記励起光の光量の上限値を超える値が必要と判定した場合には、前記画素加算処理ステップにおける現在の加算処理の画素数 J からより大きい画素数 K に増大させるように制御すると共に、画素数を増大させた直後において前記励起光の光量を J / K 倍に変更する制御を行うための調光信号を生成することを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡装置の作動方法。

【請求項 1 4】

画像間加算処理部が、時系列で撮像された複数 P の画像間で前記蛍光の画像信号を加算処理する画像間加算処理ステップを更に備え、前記光量制御ステップは、前記画像間加算処理ステップの動作に応じて前記励起光の光量制御を行うための調光信号を生成することを特徴とする請求項 1 3 に記載の内視鏡装置の作動方法。

【請求項 1 5】

動き検出部が、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出ステップを更に有し、前記動き検出ステップは、検出された前記動き量の値に応じて、前記画素加算処理ステップにおいて加算処理する前記画素数の上限値を抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 1 3 に記載の内視鏡装置の作動方法。

【請求項 1 6】

動き検出部が、前記重畠画像信号における時間的に異なるフレーム間の画像からフレーム当たりの動き量を検出する動き検出ステップを更に有し、前記動き検出ステップは、検出された前記動き量の値に応じて、前記画素加算処理ステップにおいて加算処理する前記画素数の上限値と前記画像間加算処理ステップにおいて画像間で加算する複数 P の上限値とを抑制する制御を行うことを特徴とする請求項 1 4 に記載の内視鏡装置の作動方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/058968												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <i>A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G01N21/64(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N5/238(2006.01)i, H04N9/04(2006.01)i</i>														
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <i>A61B1/00, A61B1/04, G01N21/64, G02B23/24, H04N5/225, H04N5/238, H04N9/04</i>														
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012														
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category*</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">JP 2009-279172 A (Fujinon Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), claims 1, 4; paragraphs [0057] to [0064] & US 2009/0289200 A1 & EP 2123213 A2</td> <td style="padding: 2px;">1-11</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">JP 2001-161696 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 19 June 2001 (19.06.2001), paragraphs [0065], [0067] & US 6492646 B1 & EP 1089067 A3 & EP 1089067 A2 & DE 60016533 D & DE 60016533 T</td> <td style="padding: 2px;">1-11</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">JP 2009-178180 A (Fujifilm Corp.), 13 August 2009 (13.08.2009), claim 9; paragraphs [0099] to [0126] (Family: none)</td> <td style="padding: 2px;">1-11</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP 2009-279172 A (Fujinon Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), claims 1, 4; paragraphs [0057] to [0064] & US 2009/0289200 A1 & EP 2123213 A2	1-11	A	JP 2001-161696 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 19 June 2001 (19.06.2001), paragraphs [0065], [0067] & US 6492646 B1 & EP 1089067 A3 & EP 1089067 A2 & DE 60016533 D & DE 60016533 T	1-11	A	JP 2009-178180 A (Fujifilm Corp.), 13 August 2009 (13.08.2009), claim 9; paragraphs [0099] to [0126] (Family: none)	1-11
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
A	JP 2009-279172 A (Fujinon Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), claims 1, 4; paragraphs [0057] to [0064] & US 2009/0289200 A1 & EP 2123213 A2	1-11												
A	JP 2001-161696 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 19 June 2001 (19.06.2001), paragraphs [0065], [0067] & US 6492646 B1 & EP 1089067 A3 & EP 1089067 A2 & DE 60016533 D & DE 60016533 T	1-11												
A	JP 2009-178180 A (Fujifilm Corp.), 13 August 2009 (13.08.2009), claim 9; paragraphs [0099] to [0126] (Family: none)	1-11												
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> See patent family annex.												
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>														
Date of the actual completion of the international search 15 May, 2012 (15.05.12)		Date of mailing of the international search report 29 May, 2012 (29.05.12)												
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer												
Facsimile No.		Telephone No.												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/058968
C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-23903 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 25 January 2000 (25.01.2000), paragraph [0069] & US 6371908 B1 & DE 19919943 A & DE 19919943 A1	4, 8, 9, 11
A	JP 1-212077 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 August 1989 (25.08.1989), claim 1; page 2, upper right column, lines 1 to 2 (Family: none)	7, 8, 10, 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/058968

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 12-16
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/058968

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

Claims 12-16 may involve a method whereby, in the course of using an endoscope in the human body, a medical doctor controls the quantity of excitation light on the basis of pixel number data, said pixel number data being obtained by irradiating a vital tissue with excitation light and referential light from a light source unit and conducting addition processing by an addition processing unit, and, therefore, pertain to methods for treatment of the human body by surgery. Thus, these claims relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of PCT Rule 39.1(iv), to search.

国際調査報告		国際出願番号 P C T / J P 2 0 1 2 / 0 5 8 9 6 8										
<p>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））</p> <p>Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G01N21/64(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N5/238(2006.01)i, H04N9/04(2006.01)i</p>												
<p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））</p> <p>Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, G01N21/64, G02B23/24, H04N5/225, H04N5/238, H04N9/04</p>												
<p>最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの</p> <table> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2012年											
日本国実用新案登録公報	1996-2012年											
日本国登録実用新案公報	1994-2012年											
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）												
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 2009-279172 A (フジノン株式会社) 2009.12.03, 【請求項1】、 【請求項4】、段落【0057】-【0064】 & US 2009/0289200 A1 & EP 2123213 A2</td> <td>1-11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2001-161696 A (富士写真フィルム株式会社) 2001.06.19, 段落 【0065】、【0067】 & US 6492646 B1 & EP 1089067 A3 & EP 1089067 A2 & DE 60016533 D & DE 60016533 T</td> <td>1-11</td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	A	JP 2009-279172 A (フジノン株式会社) 2009.12.03, 【請求項1】、 【請求項4】、段落【0057】-【0064】 & US 2009/0289200 A1 & EP 2123213 A2	1-11	A	JP 2001-161696 A (富士写真フィルム株式会社) 2001.06.19, 段落 【0065】、【0067】 & US 6492646 B1 & EP 1089067 A3 & EP 1089067 A2 & DE 60016533 D & DE 60016533 T	1-11
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号										
A	JP 2009-279172 A (フジノン株式会社) 2009.12.03, 【請求項1】、 【請求項4】、段落【0057】-【0064】 & US 2009/0289200 A1 & EP 2123213 A2	1-11										
A	JP 2001-161696 A (富士写真フィルム株式会社) 2001.06.19, 段落 【0065】、【0067】 & US 6492646 B1 & EP 1089067 A3 & EP 1089067 A2 & DE 60016533 D & DE 60016533 T	1-11										
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。										
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</p> <p>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</p> <p>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）</p> <p>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>の日の後に公表された文献</p> <p>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</p> <p>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「&」同一パテントファミリー文献</p>												
国際調査を完了した日 15.05.2012	国際調査報告の発送日 29.05.2012											
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 樋熊 政一	2Q	4460									
	電話番号 03-3581-1101 内線 3292											

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/058968
C (続き) . 関連すると認められる文献		関連する 請求項の番号
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-178180 A (富士フイルム株式会社) 2009.08.13, 【請求項 9】、段落【0099】－【0126】 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2000-23903 A (旭光学工業株式会社) 2000.01.25, 段落【006 9】 & US 6371908 B1 & DE 19919943 A & DE 19919943 A1	4, 8, 9, 11
A	JP 1-212077 A (オリンパス光学工業株式会社) 1989.08.25, 特許請 求の範囲(1)、第2頁右上欄第1－2行 (ファミリーなし)	7, 8, 10, 11

国際調査報告	国際出願番号 PCT/JP2012/058968
第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）	
<p>法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. <input checked="" type="checkbox"/> 請求項 <u>12-16</u> は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。 つまり、 請求項12-16は、医師が人体内で内視鏡装置を使用中に、光源部により励起光と参照光とが生体組織に照射され、加算処理部が加算処理する画素数の情報に基づいて、励起光の光量を制御する方法を含み得ることから、手術による人体の処置方法に関するものであって、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査をすることを要しない対象に係るものである。 2. <input type="checkbox"/> 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、 3. <input type="checkbox"/> 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。 	
第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）	
<p>次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。</p>	
<ol style="list-style-type: none"> 1. <input type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。 2. <input type="checkbox"/> 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかつた。 3. <input type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかつたので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。 4. <input type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかつたので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。 	
<p>追加調査手数料の異議の申立てに関する注意</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあつた。 <input type="checkbox"/> 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあつたが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかつた。 <input type="checkbox"/> 追加調査手数料の納付はあつたが、異議申立てはなかつた。 	

フロントページの続き

(51) Int.CI. F I テーマコード(参考)
H 0 4 N 5/225 (2006.01) H 0 4 N 5/225 F

(81) 指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,R0,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 EA14 FA01 GA06 GB10 HA01 HA02 HA05
HA09 JA02 KA02 LA03 NA01 NA06
2H040 BA11 BA23 CA13 FA08 GA02 GA06 GA10 GA11
4C161 BB05 CC06 FF47 JJ18 LL02 LL08 MM01 MM05 NN01 NN05
QQ02 QQ04 QQ07 RR02 RR04 RR22 RR26 SS23 WW10 WW17
5C122 DA03 DA26 EA47 FF23 FH01 FH12 FH19 FK23 FK41 GG03
GG13 GG17 GG26 HA88 HB01 HB05 HB06

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜装置和内窥镜装置的操作方法		
公开(公告)号	JPWO2012169270A1	公开(公告)日	2015-02-23
申请号	JP2012555223	申请日	2012-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	武井俊二 道口信行		
发明人	武井 俊二 道口 信行		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64 G02B23/24 H04N5/238 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/063 A61B1/0661 G01N21/6456 G01N2021 /6484 G02B23/2461 G02B2207/113 H04N5/2354 H04N5/2356 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G01N21/64.F G02B23/24.B H04N5/238.Z H04N5/225.F		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/GA06 2G043/GB10 2G043 /HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA06 2H040/BA11 2H040/BA23 2H040/CA13 2H040/FA08 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040 /GA10 2H040/GA11 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161 /RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS23 4C161/WW10 4C161/WW17 5C122 /DA03 5C122/DA26 5C122/EA47 5C122/FF23 5C122/FH01 5C122/FH12 5C122/FH19 5C122/FK23 5C122/FK41 5C122/GG03 5C122/GG13 5C122/GG17 5C122/GG26 5C122/HA88 5C122/HB01 5C122 /HB05 5C122/HB06		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011127566 2011-06-07 JP		
其他公开文献	JP5355799B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置包括：光源部，该光源部交替地照射激发光和基准光。图像拾取部分，其从活组织中拾取荧光和反射光的图像；信号处理部分从拾取的信号中产生图像信号；加法处理部分从荧光的图像信号生成其中加有像素的荧光的加法处理信号；光量控制部分，控制光量，以便根据荧光的加和处理信号和反射光的图像信号，在激发光和参考光之间保持预定的光量比；叠加处理部分，在保持预定光量比的情况下执行将叠加处理信号和反射光的图像信号彼此叠加的处理。

