

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5539841号
(P5539841)

(45) 発行日 平成26年7月2日 (2014.7.2)

(24) 登録日 平成26年5月9日 (2014.5.9)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 1 N 21/64 (2006.01)

G 0 1 N 21/64 Z

請求項の数 13 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-239858 (P2010-239858)
 (22) 出願日 平成22年10月26日 (2010.10.26)
 (65) 公開番号 特開2012-90726 (P2012-90726A)
 (43) 公開日 平成24年5月17日 (2012.5.17)
 審査請求日 平成25年6月14日 (2013.6.14)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 山口 博司
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 安田 裕昭
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 飯田 孝之
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム、電子内視鏡システムのプロセッサ装置、及び電子内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内を照明するための照明光を体腔内に照射する照明光照射手段と、
 体腔内の生体組織から蛍光を励起するための励起光を体腔内に照射する励起光照射手段と、

青色帯域に含まれ且つ励起光の波長と異なる波長を有する参照光を、励起光と同時に体腔内に照射する参照光照射手段と、

青色帯域の光に感応するB画素、緑色帯域の光に感応するG画素、及び赤色帯域の光に感応するR画素からなるカラー撮像素子を有し、体腔内からの照明光をB画素、G画素、R画素で撮像することにより照明光画像を取得し、体腔内から発せられた蛍光をG画素、R画素で撮像することにより蛍光画像を取得し、体腔内からの参照光をB画素で撮像することにより参照光画像を取得する電子内視鏡と、

照明光画像と参照光画像に基づいて、照明光照射時と励起光および参照光照射時とで撮像距離に変化が生じたか否かを判定する判定手段と、

照明光画像に基づいて前記照明光照射手段から照射する照明光の光量を制御する手段であって、その光量制御の際に前記判定手段の判定結果を反映させる照明光制御手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記判定手段は、

前記照明光画像の輝度値のうち参照光の波長域の輝度値を求める分光推定部と、

前記照明光画像における参照光の波長域の第 1 輝度値と前記参照光画像の第 2 輝度値とを比較することにより、前記撮像距離に変化があったか否かを判定する判定部とを有することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記照明光制御手段は、前記第 1 輝度値と前記第 2 輝度値とが略同一である場合には、前記照明光画像の輝度平均値に基づき次に照射する照明光の光量値を設定し、この設定された照明光の光量値に基づいて、前記照明光照射手段を制御することを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記照明光制御手段は、前記第 1 輝度値と前記第 2 輝度値とで大小関係が生じている場合には、前記照明光画像の輝度平均値と第 1 輝度値に対する第 2 輝度値の変化率に基づき次に照射する照明光の光量値を設定し、この設定された照明光の光量値に基づいて、前記照明光照射手段を制御することを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡システム。

10

【請求項 5】

照明光画像と蛍光画像における特性値をバランス調整する手段であって、前記第 1 輝度値に対する第 2 輝度値の変化率に応じて、バランス調整を変化させるバランス調整手段を備えることを特徴とする請求項 2 ないし 4 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記バランス調整手段は、照明光画像と蛍光画像のコントラスト比の逆数であるコントラスト調整値で、蛍光画像のコントラストを調整することが可能であり、前記第 1 輝度値と前記第 2 輝度値とが略同一である場合には、コントラスト調整値でコントラスト調整を行なうことを特徴とする請求項 5 記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 7】

前記バランス調整手段は、照明光画像と蛍光画像のコントラスト比の逆数であるコントラスト調整値で、蛍光画像のコントラストを調整することが可能であり、前記第 1 輝度値と前記第 2 輝度値とで大小関係が生じている場合には、前記第 1 輝度値に対する第 2 輝度値の変化率に応じて補正したコントラスト調整値で、コントラスト調整を行なうことを特徴とする請求項 5 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照明光は、青色帯域から赤色帯域までおよぶ白色光であることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 9】

前記照明光は、波長が緑色帯域に含まれる緑色光であることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記蛍光画像は、A F I で得られる自家蛍光画像であることを特徴とする請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 11】

前記蛍光画像は、P D D や近赤外蛍光観察で得られる薬剤蛍光画像であることを特徴とする請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

40

【請求項 12】

体腔内を照明するための照明光を体腔内に照射し、体腔内の生体組織から蛍光を励起するための励起光と青色帯域に含まれ且つ励起光の波長と異なる波長を有する参照光とを体腔内に同時照射し、体腔内からの戻り光を、青色帯域の光に感応する B 画素、緑色帯域の光に感応する G 画素、及び赤色帯域の光に感応する R 画素からなるカラー撮像素子で撮像する電子内視鏡に接続された電子内視鏡のプロセッサ装置において、

体腔内からの照明光を B 画素、G 画素、R 画素で撮像して得られる照明光画像、体腔内から発せられた蛍光を G 画素、R 画素で撮像して得られる蛍光画像、及び体腔内からの参照光を B 画素で撮像して得られる参照光画像を電子内視鏡から受信する受信手段と、

照明光画像と参照光画像に基づいて、照明光照射時と励起光および参照光照射時とで撮

50

像距離に変化が生じたか否かを判定する判定手段と、

照明光画像に基づいて前記照明光の光量を制御する手段であって、その光量制御の際に前記判定手段の判定結果を反映させる照明光制御手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 13】

照明光発生手段は、体腔内を照明するための照明光を発するステップと、

励起光発生手段は、体腔内の生体組織から蛍光を励起するための励起光を発するステップと、

参照光発生手段は、青色帯域に含まれ且つ励起光の波長と異なる波長を有する参照光を、励起光と同時に発するステップと、

10

青色帯域の光に感応するB画素、緑色帯域の光に感応するG画素、及び赤色帯域の光に感応するR画素からなるカラー撮像素子を有する電子内視鏡が、体腔内からの照明光をB画素、G画素、R画素で撮像して照明光画像を取得し、体腔内から発せられた蛍光をG画素、R画素で撮像して蛍光画像を取得し、体腔内からの参照光をB画素で撮像して参照光画像を取得するステップと、

判定手段が、照明光画像と参照光画像に基づいて、照明光照射時と励起光および参照光照射時とで撮像距離に変化が生じたか否かを判定するステップと、

照明光制御手段が、照明光画像に基づいて前記照明光の光量を制御する際に、前記判定手段の判定結果を反映させるステップとを有することを特徴とする電子内視鏡システムの作動方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内を照明する照明光と体腔内の生体組織から蛍光を励起するための励起光とを照射する機能を備える電子内視鏡システム、電子内視鏡システムのプロセッサ装置、及び照明光制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

30

近年の医療分野では、電子内視鏡システムを用いた診断や治療が数多く行なわれている。電子内視鏡システムでは、波長が青色帯域から赤色帯域にまでおよぶ白色光を体腔内に照射し、体腔内で反射した光をCCDなどの撮像素子で撮像する。そして、撮像により得られた画像をモニタに表示する。これにより、体腔内の画像をリアルタイムに確認することができるため、診断などを確実に行うことができる。

【0003】

白色光を照射したときに得られる撮像画像からは、被写体組織全体を大まかに把握することはできるものの、微細血管、深層血管、ピットパターン（腺口構造）、陥凹や隆起といった凹凸構造などの被写体組織は明瞭に観察することが難しいことがある。このような被写体組織には病変部が潜んでいる可能性があることから、微細血管や陥凹や隆起なども撮像画像から確実に把握できるようにすることが求められている。

40

【0004】

例えば、癌などの腫瘍性病変を観察する方法としては、特許文献1に示すように、特定波長に制限した励起光を体腔内に照射し、その励起光によって生体組織内の内因性蛍光物質から発せられる自家蛍光を撮像素子で撮像するAFI（Auto Fluorescence Imaging）が知られている。AFIにおいては、腫瘍性病変がある病変部から発せられる自家蛍光の強度が、腫瘍性病変が存在しない正常部から発せられる自家蛍光の強度よりも弱くなる性質を利用して、撮像画像においては病変部と正常部とを別々の色で表示している。したがって、このAFIによって、正常部とほとんど見分けが付かない病変部であっても観察できるようになる。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許3487933号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

A F Iにおける自家蛍光は微弱光であるため、この自家蛍光の撮像により得られる自家蛍光画像のみだけでは、病変部と正常部との見分けが付きにくいことがある。そこで、自家蛍光を励起させる励起光に加えて、自家蛍光よりも明るい白色光や緑色光などの諸上名

10

【0007】

合成画像を生成する際には、白色光等の光量値の制御を確実に行なうとともに、自家蛍光画像や照明光画像における γ 値、輝度レベル、コントラスト等のバランス調整を適切に行なうことで、病変部と正常部とが識別しやすい高画質な合成画像を生成することができる。例えば、特許文献1では、C C D等で受光した蛍光の強度のみ基づいて励起光の照射量の制御を行なっているが、白色光の光量制御や照明光画像と自家蛍光画像とのバランス調整までは行われていないため、上述したような高画質な合成画像を生成することは難し

20

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、白色光画像などの照明光画像と自家蛍光画像との合成画像を生成する場合において、白色光等の光量値の制御を確実に行なうとともに、自家蛍光画像や通常光画像におけるコントラスト等のバランス調整を適切に行なうことができる電子内視鏡システム、電子内視鏡システムのプロセッサ装置、及び照明光制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の電子内視鏡システムは、体腔内を照明するための照明光を体腔内に照射する照明光照射手段と、体腔内の生体組織から蛍光を励起するための励起光を体腔内に照射する励起光照射手段と、青色帯域に含まれ且つ励起光の波長と異なる波長を有する参照光を、励起光と同時に体腔内に照射する参照光照射手段と、青色帯域の光に感応するB画素、緑色帯域の光に感応するG画素、及び赤色帯域の光に感応するR画素からなるカラー撮像素子を有し、体腔内からの照明光をB画素、G画素、R画素で撮像することにより照明光画像を取得し、体腔内から発せられた蛍光をG画素、R画素で撮像することにより蛍光画像を取得し、体腔内からの参照光をB画素で撮像することにより参照光画像を取得する電子内視鏡と、照明光画像と参照光画像に基づいて、照明光照射時と励起光および参照光照射時とで撮像距離に変化が生じたか否かを判定する判定手段と、照明光画像に基づいて前記照明光照射手段から照射する照明光の光量を制御する手段であって、その光量制御の際に前記判定手段の判定結果を反映させる照明光制御手段とを備えることを特徴とする。

30

40

【0010】

前記判定手段は、前記照明光画像の輝度値のうち参照光の波長域の輝度値を求める分光推定部と、前記照明光画像における参照光の波長域の第1輝度値と前記参照光画像の第2輝度値とを比較することにより、前記撮像距離に変化があったか否かを判定する判定部とを有することが好ましい。

【0011】

前記照明光制御手段は、前記第1輝度値と前記第2輝度値とが略同一である場合には、前記照明光画像の輝度平均値に基づき次に照射する照明光の光量値を設定し、この設定された照明光の光量値に基づいて、前記照明光照射手段を制御することが好ましい。前記照

50

明光制御手段は、前記第 1 輝度値と前記第 2 輝度値とで大小関係が生じている場合には、前記照明光画像の輝度平均値と第 1 輝度値に対する第 2 輝度値の変化率に基づき次に照射する照明光の光量値を設定し、この設定された照明光の光量値に基づいて、前記照明光照射手段を制御することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

照明光画像と蛍光画像における特性値をバランス調整する手段であって、前記第 1 輝度値に対する第 2 輝度値の変化率に応じて、バランス調整を変化させるバランス調整手段を備えることが好ましい。前記バランス調整手段は、照明光画像と蛍光画像のコントラスト比の逆数であるコントラスト調整値で、蛍光画像のコントラストを調整することが可能であり、前記第 1 輝度値と前記第 2 輝度値とが略同一である場合には、コントラスト調整値でコントラスト調整を行なうことが好ましい。前記バランス調整手段は、照明光画像と蛍光画像のコントラスト比の逆数であるコントラスト調整値で、蛍光画像のコントラストを調整することが可能であり、前記第 1 輝度値と前記第 2 輝度値とで大小関係が生じている場合には、前記第 1 輝度値に対する第 2 輝度値の変化率に応じて補正したコントラスト調整値で、コントラスト調整を行なうことが好ましい。

10

【 0 0 1 3 】

前記照明光は、青色帯域から赤色帯域までおよぶ白色光であることが好ましい。前記照明光は、波長が緑色帯域に含まれる緑色光であることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

前記蛍光画像は、A F I で得られる自家蛍光画像であることが好ましい。前記蛍光画像は、P D D や近赤外蛍光観察で得られる蛍光画像であることが好ましい。

20

【 0 0 1 5 】

本発明は、体腔内を照明するための照明光を体腔内に照射し、体腔内の生体組織から蛍光を励起するための励起光と青色帯域に含まれ且つ励起光の波長と異なる波長を有する参照光とを体腔内に同時照射し、体腔内からの戻り光を、青色帯域の光に感応する B 画素、緑色帯域の光に感応する G 画素、及び赤色帯域の光に感応する R 画素からなるカラー撮像素子で撮像する電子内視鏡に接続された電子内視鏡のプロセッサ装置において、体腔内からの照明光を B 画素、G 画素、R 画素で撮像して得られる照明光画像、体腔内から発せられた蛍光を G 画素、R 画素で撮像して得られる蛍光画像、及び体腔内からの参照光を B 画素で撮像して得られる参照光画像を電子内視鏡から受信する受信手段と、照明光画像と参照光画像に基づいて、照明光照射時と励起光および参照光照射時とで撮像距離に変化が生じたか否かを判定する判定手段と、照明光画像に基づいて照明光の光量を制御する手段であって、その光量制御の際に前記判定手段の判定結果を反映させる照明光制御手段とを備えることを特徴とする。

30

【 0 0 1 6 】

本発明の電子内視鏡システムの作動方法は、照明光発生手段は、体腔内を照明するための照明光を発するステップと、励起光発生手段は、体腔内の生体組織から蛍光を励起するための励起光を発するステップと、参照光発生手段は、青色帯域に含まれ且つ励起光の波長と異なる波長を有する参照光を、励起光と同時に発するステップと、青色帯域の光に感応する B 画素、緑色帯域の光に感応する G 画素、及び赤色帯域の光に感応する R 画素からなるカラー撮像素子を有する電子内視鏡が、体腔内からの照明光を B 画素、G 画素、R 画素で撮像して照明光画像を取得し、体腔内から発せられた蛍光を G 画素、R 画素で撮像して蛍光画像を取得し、体腔内からの参照光を B 画素で撮像して参照光画像を取得するステップと、判定手段が、照明光画像と参照光画像に基づいて、照明光照射時と励起光および参照光照射時とで撮像距離に変化が生じたか否かを判定するステップと、照明光制御手段が、照明光画像に基づいて照明光の光量を制御する際に、前記判定手段の判定結果を反映させるステップとを有することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

50

本発明によれば、励起光と同時に照射される参照光を、蛍光の撮像に必要な空きチャンネルであるカラー撮像素子のB画素で撮像し、この撮像により得られる参照光画像とその直前に撮像された照明光画像とを比較することにより撮像距離が変化したか否かを判定し、その判定結果をその直後に照射する照明光の光量の制御に反映させていることから、白色光等の照明光の照射量の制御を確実にこなうことができる。さらには、撮像距離が変化したか否かの判定結果は、照明光画像と蛍光画像における特性値のバランス調整にも反映されるため、バランス調整をも適切に行なうことができる。なお、本発明は、照明光画像を1フレーム分撮像し、その後に蛍光画像を複数フレーム分撮像するような場合に、特に効果が高い。

【図面の簡単な説明】

10

【0018】

【図1】第1実施形態の電子内視鏡システムを示す概略図である。

【図2】第1実施形態の電子内視鏡システムにおける電氣的構成を示すブロック図である。

【図3】励起光、参照光、自家蛍光、及び白色光の分光強度分布を示すグラフである。

【図4A】白色光照射期間にあるときのロータリシャッタを説明するための説明図である。

【図4B】白色光遮光期間にあるときのロータリシャッタを説明するための説明図である。

【図5】白色光の光量に応じて励起光の光量を制御する方法を説明するための説明図である。

【図6】図3の分光強度分布とR、G、B色のカラーフィルタの分光透過率とを示すグラフである。

【図7A】通常光観察モードにおけるCCDの撮像制御を説明するための説明図である。

【図7B】自家蛍光観察モードにおけるCCDの撮像制御を説明するための説明図である。

【図8】AE部の構成を示すブロック図である。

【図9】AE部内における処理フローを示すブロック図である。

【図10】色調補正部および画像処理部における処理フローを示すブロック図である。

【図11】画像処理部の構成を示すブロック図である。

30

【図12】バランス調整部内における処理フローを示すブロック図である。

【図13】各フレームにおいて照射される光の種類と撮像により取得する画像の処理フローとを説明するための説明図である。

【図14】RGBの面順次光の照射に用いられるロータリフィルタの平面図である。

【図15】青色励起光と蛍光部材によって白色光を照射する投光ユニットを備えた電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図16】白色光照射用の投光ユニットの断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

図1に示す、本発明の第1実施形態の電子内視鏡システム10は、体腔内の生体組織から発せられる自家蛍光の観察(AFI)機能を備えている。電子内視鏡システム10は、被検者の体腔内をCCDなどの撮像素子で撮像する電子内視鏡11と、挿入部20における先端部24aに装着されるフード14と、撮像により得られた信号に基づいて体腔内の被写体組織の画像を生成するプロセッサ装置15と、体腔内に照射する白色光を供給する白色光の光源装置16と、生体組織内から自家蛍光を励起するための励起光を供給する狭帯域光の光源装置17と、体腔内の画像を表示するモニタ18とを備えている。

40

【0020】

電子内視鏡11は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部の基端部分に設けられた操作部21と、操作部21とプロセッサ装置15及び白色光の光源装置16との間を連結するユニバーサルコード23とを備えている。挿入部20の先端には、複数の湾

50

曲駒を連結した湾曲部 2 4 が形成されている。湾曲部 2 4 は、操作部のアングルノブ 2 6 における操作によって、上下左右方向に湾曲動作する。

【 0 0 2 1 】

湾曲部 2 4 の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部 2 4 a が設けられる。先端部 2 4 a は、湾曲部 2 4 の湾曲動作によって、体腔内の所望の方向に向けられる。先端部 2 4 a には、白色光や励起光を照射する照明窓 5 7 (図 2 参照) と、体腔内からの白色光や自家蛍光を受光する観察窓 6 2 (図 2 参照) の他に、挿入部 2 0 内の鉗子チャンネル 2 5 に挿通された各種処置具の出口となる鉗子出口 (図 2 参照) が設けられている。なお、各種処置具は操作部 2 1 に設けられた鉗子口 2 7 から挿入される。

【 0 0 2 2 】

操作部 2 1 には、白色光を用いて体腔内の観察を行なう通常光観察モード、励起光を用いて生体組織内から発せられる自家蛍光を観察する自家蛍光観察モードのいずれかに切り替える観察モード切替ボタン 2 8 が設けられている。この観察モード切替ボタン 2 8 による切替情報はプロセッサ装置のコントローラ 1 1 5 (図 2 参照) に送信される。

【 0 0 2 3 】

ここで、通常光観察モードに設定されている場合には、電子内視鏡の先端部から白色光が体腔内に常に照射される。一方、自家蛍光観察モードに設定されている場合には、白色光を断続的に体腔内に照射するとともに、白色光が照射されない期間には、鉗子チャンネル 2 5 に挿通された狭帯域光用プローブ 3 3 から体腔内に励起光を照射する。この励起光の照射によって、体腔内の生体組織から自家蛍光が発せられる。狭帯域光用プローブ 3 3 は狭帯域光の光源装置 1 7 に接続されており、励起光を導光する長尺状のプローブ本体 3 4 と、導光された励起光を体腔内に向けて照射する照射部 3 5 とを備えている。

【 0 0 2 4 】

ユニバーサルコード 2 3 のうち、プロセッサ装置 1 5 および白色光の光源装置 1 6 側の端部にはコネクタ 3 0 が取り付けられている。コネクタ 3 0 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡 1 1 は、このコネクタ 3 0 を介して、プロセッサ装置 1 5 および白色光の光源装置 1 6 に着脱自在に接続される。

【 0 0 2 5 】

電子内視鏡 1 1 の先端部 2 4 a には、励起光カットフィルタ 3 2 を備えるフード 1 4 が装着される。励起光カットフィルタ 3 2 は、先端部 2 4 a に設けられた観察窓 6 2 を覆うことにより、観察窓 6 2 に入る前の光のうち励起光の波長帯域の光をカットまたは減光する。エネルギーが非常に高い励起光を観察窓 6 2 の手前でカットし、その励起光が観察窓 6 2 の奥側に設けられた CCD 1 0 0 (図 2 参照) に入らないようにすることで、CCD 1 0 0 の画素が電荷飽和状態になって画面が真っ白になるハレーションを防止することができる。

【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように、白色光の光源装置 1 6 は、白色光光源 4 5、絞り調節機構 4 6、白色光制御部 4 7、ロータリシャッタ 4 8、位置検出部 4 9、回転制御部 5 0 を備えている。白色光光源 4 5 は、白色光の光源装置 1 6 の電源がオンのときに、常にオンにして白色光を発する。白色光は、波長が青色帯域から赤色帯域に及ぶ広帯域光であり、例えば、図 3 に示すように、400nm~700nmの波長帯域を有している。白色光光源 4 5 としては、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、LED (発光ダイオード)、蛍光発光素子ランプ、または LD (レーザーダイオード) などが使用される。白色光光源 4 5 から発せられる白色光は、レンズ 5 3 で集光される。レンズ 5 3 で集光された光は、絞り調節機構 4 6 を介して、ライトガイド 5 5 に入射する。

【 0 0 2 7 】

ライトガイド 5 5 は大口径光ファイバなどから構成されている。ライトガイド 5 5 の入射側端部は、白色光の光源装置 1 6 に接続されており、その出射側端部は電子内視鏡 1 1 の先端部 2 4 a の照明窓 5 7 に向けられている。この照明窓 5 7 から白色光が体腔内に向けて出射される。なお、白色光が出射する先端部 2 4 a にはフード 1 4 が装着されている

10

20

30

40

50

が、このフードは観察窓 6 2 のみを覆っている。したがって、フード 1 4 の装着によって、照明窓 5 7 から白色光が出射することは妨げられない。

【 0 0 2 8 】

絞り調節機構 4 6 は、レンズ 5 3 とロータリシャッタ 4 8 との間に配置され、白色光光源 4 5 から発せられる白色光の光量を調節する。絞り調節機構 4 6 は、例えば、絞り径を可変させる複数の絞り羽根、及びこの絞り羽根を移動させるモータなどから構成される。絞り調節機構の絞り量（すなわち、白色光の光量）は、ドライバ 4 7 a を介して、白色光制御部 4 7 によって制御される。白色光制御部 4 7 は、プロセッサ装置 1 5 内の A E 部 1 1 1 で設定された光量値に基づいて、絞り量（すなわち、白色光の光量）を制御する。

【 0 0 2 9 】

図 4 A 及び B に示すように、ロータリシャッタ 4 8 は、円板形状で一部に扇形の切欠部分を有する。ロータリシャッタ 4 8 のうち、切欠部分が白色光を透過させる光透過部 4 8 a となり、残りの部分が白色光を遮断する遮光部 4 8 b となっている。ロータリシャッタ 4 8 は、白色光光源 4 5 の光軸と平行に配置されたモータ 7 0 の回転軸 7 0 a に接続されている。このモータ 7 0 の駆動によってロータリシャッタ 4 8 が回転することで、白色光光源の光路 P 上に光透過部 4 8 a と遮光部 4 8 b とが交互に位置する。

【 0 0 3 0 】

光路 P 上に光透過部 4 8 a、遮光部 4 8 b のいずれが位置しているかは、フォトセンサなどから構成される位置検出部 4 9 によって検出される。ここで、図 2 や図 4 A 及び B においては、位置検出部 4 9 はロータリシャッタ 4 8 の外周近傍に配置されているが、配置位置はそれ以外、例えば、ロータリシャッタ 4 8 の内部であってもよい。

【 0 0 3 1 】

図 4 A に示すように、光透過部 4 8 a が光路 P 上に位置する間は、白色光がライトガイド 5 5 に入射するため、体腔内に白色光が照射される。この期間を、以下において白色光照射期間とする。一方、図 4 B に示すように、遮光部 4 8 b が光路 P 上に位置する間は、ライトガイド 5 5 へ白色光が入射しないため、体腔内において白色光が遮光された状態となる。この期間を、以下において白色光遮光期間とする。位置検出部 4 9 は、白色光照射期間と白色光遮光期間のいずれの状態にあるかについての情報を、狭帯域光の光源装置内の狭帯域光制御部 7 5 およびプロセッサ装置のコントローラ 1 1 5 に適宜送信する。

【 0 0 3 2 】

白色光照射期間と白色光遮光期間は観察モードによって異なり、自家蛍光観察モード時における各期間は通常光観察モード時の 2 倍に設定されている。したがって、図 2 に示す回転制御部 5 0 は、自家蛍光観察モード時においては、ロータリシャッタ 4 8 の回転速度を通常光観察モード時の回転速度の半分とする回転制御を行なっている。なお、回転制御部 5 0 は、モータ 7 0 に接続されたドライバ 5 0 a を介して、ロータリシャッタ 4 8 の回転速度を制御する。

【 0 0 3 3 】

図 2 に示すように、狭帯域光の光源装置 1 7 は、励起光光源 7 2、参照光光源 7 3、狭帯域光制御部 7 5 を備えている。励起光光源 7 2 は発光ダイオード等から構成され、図 3 に示すような、 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の波長を有する励起光を発する。このような波長域を有する励起光を体腔内に照射することで、波長が緑色帯域から青色帯域におよぶ自家蛍光が生体組織内の内因性蛍光物質から発せられる。一方、参照光光源 7 3 も発光ダイオード等から構成され、図 3 に示すような、 $445 \pm 10 \text{ nm}$ の波長を有する狭帯域光である参照光を発する。参照光は、自家蛍光観察モードにおいて、白色光の照射時とその直後の励起光の照射時とで、撮像距離に変化があったか否かを調べるために用いられる。なお、参照光の光量は、白色光のうち 445 nm の光量と同じになるように設定されている。

【 0 0 3 4 】

以上の励起光および参照光は、白色光遮光期間にカプラー 7 4 で合波されて、プローブ本体 3 4 に入射する。この狭帯域光用プローブの照射部 3 5 から、励起光および参照光が体腔内に向けて照射される。そして、体腔内から電子内視鏡の先端部 2 4 a に戻ってくる

10

20

30

40

50

光のうち、励起光は、420nm～430nm以下の波長光をカットする励起光カットフィルタ32によりカットされるため、観察窓62に入射しない。一方、参照光は、励起光カットフィルタ32によりカットされず、観察窓62を介して、CCD100に入射する。

【0035】

狭帯域光制御部75は、ドライバ75a, 75bを介して、励起光光源72および参照光光源73の光量を制御する。狭帯域光制御部75は、白色光制御部47に接続されており、白色光制御部47による白色光の光量制御に従って、励起光の光量も制御する。励起光の光量の制御は、白色光と励起光とが所定の相関を有するように、例えば、励起光の光量と白色光の光量との光量比が1/10等を保持するように、励起光の光量を変化させる。一方、参照光の光量制御は、参照光の光量と白色光の445nm成分の光量とが同じになるように、参照光の光量を変化させる。

10

【0036】

なお、励起光の光量制御は、白色光の光量制御に連動してごとに行なうのではなく、図5に示すように、白色光照射期間から白色光遮光期間に切り替わったときに、白色光と励起光とが所定の相関を有するように制御してもよい。

【0037】

図2に示すように、電子内視鏡11は、CCD100、アナログ処理回路104(AFE: Analog Front End)、撮像制御部106を備えている。CCD100は、励起光カットフィルタ32、観察窓62、及び集光レンズ102を透過した光を、撮像面100aで受光する。そして、CCD100では、撮像面100aで受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出す。読み出された撮像信号は、AFE104に送られる。

20

【0038】

CCD100はカラーCCDであり、撮像面100aには、R色、G色、B色のカラーフィルタが設けられたR画素、G画素、B画素の3色の画素が配列されている。R色、G色、B色のカラーフィルタは、図6に示すように、それぞれ赤色帯域、緑色帯域、青色帯域に光透過特性を有している。この図6に示すように、白色光は波長域が青色帯域から赤色帯域にまでおよぶことから、白色光がCCDの撮像面に入射したときには、R画素、G画素、B画素の全てが感応する。なお、自家蛍光は主として緑色帯域に光量を有するため、G色のカラーフィルタの光透過帯域を他の色のカラーフィルタに比べて広く設けているが、撮影条件その他条件によって、各色のカラーフィルタの光透過特性を変えてもよい。

30

【0039】

一方、自家蛍光は、比較的光量が多い部分が緑色帯域と青色帯域にある。そのため、自家蛍光がCCDの撮像面100aに入射したときには、G画素、R画素が自家蛍光に感応する一方、B画素はほとんど感応しない。また、参照光は青色帯域に含まれる狭帯域光であるため、参照光が撮像面100aに入射したときには、B画素のみが参照光に感応する。したがって、自家蛍光および参照光がCCDの撮像面に入射したときには、自家蛍光がR画素、G画素に感応し、参照光がB画素に感応する。

【0040】

AFE104は、相関二重サンプリング回路(CDS)および自動ゲイン制御回路(AGC)から構成されている。CDSは、CCDからの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD100の駆動により生じたノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。

40

【0041】

撮像制御部106はCCD44の撮像制御を行なう。この撮像制御部106の撮像制御に従って、AFE45から所定のフレームレートで撮像信号が出力される。撮像制御部106は、プロセッサ装置15内のコントローラ115に接続されており、撮像時においてコントローラ115が認識している観察モード等によって、撮像制御部106は制御方法を適宜変更する。

50

【 0 0 4 2 】

ここで、図 7 A に示すように、通常光観察モードに設定されている場合には、白色光照射期間のときに、白色光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップが行なわれる。そして、白色光照射期間から白色光遮光期間に切り替わったときには、撮像制御部 1 0 6 から撮像信号読出パルスが CCD 1 0 0 に送信される。CCD 1 0 0 が撮像信号読出しパルスを受信したときに、CCD 1 0 0 で蓄積した信号電荷が撮像信号として AFE 1 0 4 に出力される。そして、白色光遮光期間から白色光照射期間に切り替わったときに、再度、白色光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップが行なわれる。以上の一連の動作は、通常光画像モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【 0 0 4 3 】

10

これに対して、自家蛍光観察モードに設定されている場合には、図 7 B に示すように、白色光照射期間のときには、白色光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップが行なわれる。この期間に、撮像制御部 1 0 6 から撮像信号読出パルスが CCD 1 0 0 に送信されると、CCD 1 0 0 で蓄積した信号電荷が撮像信号として AFE 1 0 4 に出力される。そして、白色光照射期間から白色光遮光期間に切り替わったときには、自家蛍光および参照光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップが行なわれる。自家蛍光は微弱であるが、自家蛍光観察モード時の白色光遮光期間、即ち自家蛍光観察期間を通常光観察モード時の白色光遮光期間の 2 倍にすることで、自家蛍光画像を形成できる程度の光量は CCD 1 0 0 で確実に受光することができる。

【 0 0 4 4 】

20

そして、白色光照射期間から白色光遮光期間に切り替わってから一定時間経過後、撮像制御部 1 0 6 から撮像信号読出パルスが CCD 1 0 0 に送信される。これに応じて、CCD 1 0 0 で蓄積した信号電荷が撮像信号として AFE 1 0 4 に出力される。そして、白色光遮光期間から白色光照射期間に切り替わったときに、再度、白色光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップが行なわれる。以上の一連の動作は、自家蛍光観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【 0 0 4 5 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 5 は、電子内視鏡 1 1、白色光の光源装置 1 6、狭帯域光の光源装置 1 7、モニタ 1 8、キーボード（図示省略）、プリンタ（図示省略）等と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 1 0 全体の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 1 5 は、A/D 変換部 1 1 0、A/E 部 1 1 1、色調補正部 1 1 2、画像処理部 1 1 3、フレームメモリ 1 1 4 と、コントローラ 1 1 5 とを備えている。

30

【 0 0 4 6 】

A/D 変換部 1 1 0 は、AFE 1 0 4 からの撮像信号をデジタルの画像データに変換する。この画像データへの変換により、通常光観察モード時には、B 画素、G 画素、R 画素から出力された撮像信号に基づく白色光画像の画像データが得られる。一方、自家蛍光観察モード時には、G 画素、R 画素から出力された撮像信号に基づく自家蛍光画像の画像データと、B 画素から出力された撮像信号に基づく参照光画像の画像データが得られる。

【 0 0 4 7 】

図 8 に示すように、A/E 部 1 1 1 は分光推定部 1 1 6、判定部 1 1 7、白色光光量設定部 1 1 8 とを備えており、図 9 に示すようなフローに従って、白色光の光量値を設定する処理を行なう。分光推定部 1 1 6 は、白色光画像の中で、参照光の波長域である 4 4 5 nm の成分の輝度値を分光推定によって算出する。分光推定は、分光推定部内のマトリクス（Matrix (M T X)）用メモリ 1 1 6 a に記憶されている推定マトリックスデータを用い、以下の〔数 1〕に従って、行なわれる。

40

【数 1】

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{59} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{59r} & k_{59g} & k_{59b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

10

ここで、[数 1]において、白色光画像の R 成分、G 成分、B 成分は R、G、B で表されている。また、推定マトリックスデータは 410 nm から 700 nm の波長域を 5 nm 間隔で分けた 59 の波長域パラメータからなり、各波長域パラメータは、それぞれ係数 k_{nr} 、 k_{ng} 、 k_{nb} ($n = 1 \sim 59$) から構成されている。

【0048】

この波長域パラメータに白色光画像の R 成分、G 成分、B 成分を掛け合わせることで、白色光画像において、410 nm から 700 nm の波長域の輝度値 q_n ($n = 1 \sim 59$) を、5 nm 間隔で求めることができる。したがって、この分光推定部 116 において、白色光画像から 445 nm の成分の輝度値を求めることができる。

20

【0049】

判定部 117 は、白色光画像の 445 nm 成分の輝度値 W_b と、参照光画像の輝度値 R_b とを比較する。比較の結果、 W_b が R_b と略同一である場合には、観察対象との距離を示す撮像距離が、白色光照射時と励起光および参照光の照射時の前後で変化していないと判定される。一方、 W_b と R_b とが略同一で無い場合、即ち、 W_b が R_b よりも大きい又は小さい場合には、撮像距離が変化したと判定される。

【0050】

このように輝度値 W_b 、 R_b の比較によって、撮像距離に変化が生じたか否かを判定できるのは、以下の理由による。参照光の照射時においては、上述したように、参照光の光量はその直前に照射された白色光の 445 nm 成分の光量と同じになるように設定されている。したがって、電子内視鏡の先端部 24a に戻ってくる光の光量が、白色光照射時と励起光および参照光の照射時とで一致する場合には、撮像距離に変化がないと考えられる。この場合には、輝度値 W_b 、 R_b は一致する。一方、先端部 24a に戻ってくる光の光量が、白色光照射時と励起光および参照光の照射時の前後で、大きくなったり小さくなったりする場合には、撮像距離に変化が生じていないと考えられる。この場合には、輝度値 W_b 、 R_b に大小関係が生じる。したがって、輝度値 W_b 、 R_b から撮像距離の変化を捉えることができる。

30

【0051】

なお、白色光画像の輝度平均値と参照光画像の比較からも、撮像距離の変化を行なうことができる。白色光の輝度平均値 Y は、 $Y = S_b \times \text{白色光の青色成分 (例えば 0.1)} + S_g \times \text{白色光の緑色成分 (例えば 0.6)} + S_r \times \text{白色光の赤色成分 (例えば 0.3)}$ で表される。ここで、 S_b 、 S_g 、 S_r は CCD 100 の B 画素、G 画素、R 画素の感度を表している。したがって、 Y と参照光画像との比較は困難である。したがって、白色光の輝度平均値で参照光画像との比較を行なった場合は、白色光画像の 445 nm 成分の輝度値で参照光画像との比較を行なった場合に比べて、精度はかなり落ちる。

40

【0052】

白色光光量設定部 118 は、白色光画像における輝度平均値と、判定部における判定結果とに基づいて、次に照射する白色光の光量値を設定する。判定部において輝度値 W_b 、 R_b が略同一であると判定された場合には、白色光画像の輝度平均値に基づき、所望の白色光の光量値となるように、白色光の光量値を設定する。一方、 W_b 、 R_b に大小関係が

50

生じている場合には、前記のように設定される白色光の光量値に対して、輝度値 W_b 、 R_b の変化率 (R_b / W_b) を掛け合わせたものを、白色光の光量値として設定する。このように白色光光量値を輝度値の変化率によって調整することで、撮影条件の変化を白色光の光量値に反映させることができる。そして、この光量算出部に接続された白色光制御部では、設定された白色光の光量値に基づいて、白色光の光量制御を行なう。

【 0 0 5 3 】

色調補正部 1 1 2 および画像処理部 1 1 3 は、図 1 0 に示すようなフローに従って処理を行なう。色調補正部 1 1 2 は、白色光画像のうち励起光カットフィルタ 3 2 によってカットまたは減光されたB画像の成分を補う。図 3 に示すように、電子内視鏡 1 1 は 4 1 5 n m 以下の波長帯域の成分をカットまたは減光する励起光カットフィルタ 3 2 を通して撮像を行なうため、白色光画像及び自家蛍光画像のB画像のうちの低波長側の一部がカットされている。したがって、このカットされた部分の画像を色調補正部 1 1 2 によって補正する。

10

【 0 0 5 4 】

白色光画像のB画像の補正は、以下のようにして行われる。まず、内視鏡使用前に、以下の補正式 (1)、(2) を求めておく。ここで、励起光カットフィルタを装着しない場合における白色光画像のB画像の光量を B' とし、励起光カットフィルタを装着した場合における白色光画像の B' 画像の光量を B とした場合には、 B と B' との関係は次式 (1) で表される。

$$B = B' \times \alpha \quad \cdots (1)$$

20

ここで、 α は励起光カットフィルタによる光量カット率である。したがって、 B' は、次式 (2) で求めることができる。

$$B' = B / \alpha \quad \cdots (2)$$

【 0 0 5 5 】

式 (2) に示すように、 B と B' との関係が線形の場合には、励起光カットフィルタを装着したときに得られる白色光画像のB画像の光量 B を係数 α で除算することで、励起光カットフィルタによりカットされた部分の光量 B' が求まる。そして、白色光のB画像のうちカットされた部分の光量 B を光量 B' に置き換えることで、励起光カットフィルタを装着しない場合と同様の白色光画像を得ることができる。

【 0 0 5 6 】

30

なお、 B と B' との関係が線形の場合には、例えば、乗算、加算、マトリックス変換等の演算処理によって、B画像のカットされた部分に相当する光量を増加させることができる。また、B画像のカットされた成分に相当する成分だけG画像およびR画像の成分を減少させてもよい。さらに、励起光カットフィルタによってG画像のうち低周波側の一部の成分がカットされた場合には、B画像の場合と同様にして、色調補正を行うことが好ましい。

【 0 0 5 7 】

図 1 1 に示すように、画像処理部 1 1 3 は、バランス調整部 1 2 0、高感度化処理部 1 2 1、表示階調処理部 1 2 2 を備えている。バランス調整部 1 2 0 は、自家蛍光観察モードに設定されている場合に、較正データを用いて、白色光画像と自家蛍光画像とのバランス調整を行なう。バランス調整は、図 1 2 のフローに従って行なわれる。較正データは、不特定の被写体の病変部 (早期ガン等の発生部) および正常部について、予め撮像した白色光画像および自家蛍光画像から得られる。なお、バランス調整する特性値には、コントラスト、輝度レベル、 γ 値などが含まれている。

40

【 0 0 5 8 】

本実施形態では、判定部 1 1 7 での判定結果に基づき、白色光画像における病変部と正常部のコントラストと、自家蛍光画像における病変部と正常部とのコントラストとが、等しくなるようにバランス調整する。バランス調整は、白色光画像に対する自家蛍光画像のコントラスト比 (自家蛍光画像 / 白色光画像) の逆数をコントラスト調整値とし、このコントラスト調整値を判定部 1 1 7 の判定結果に応じて増減させる。したがって、判定部に

50

において白色光画像の445nmの輝度値Wbと参照光画像の輝度値Rbとが略同一であると判定された場合には、コントラスト調整値で自家蛍光画像のコントラストを調整する。例えばコントラスト比が1/5である場合には、コントラスト調整値は5となるため、自家蛍光画像のコントラストは5倍になる。

【0059】

一方、輝度値Wb、Rbに大小関係が生じている場合には、コントラスト調整値に輝度値Wb、Rbの変化率(Rb/Wb)を掛け合わせて、コントラスト調整値を補正する。そして、この補正後のコントラスト調整値で自家蛍光画像のコントラストを調整する。例えば、コントラスト比が1/5で、輝度値Wb、Rbの変化率9/10である場合には、コントラスト調整値は $1/5 \times 9/10 = 9/50$ に補正されるため、自家蛍光画像のコントラストは9/50になる。このように輝度値Wb、Rbの変化率に合わせてコントラスト調整値を補正することで、バランス調整に撮像距離の変化が反映されるため、精度良くバランス調整を行なうことができる。

10

【0060】

高感度化処理部121は、デジタルゲイン、フレーム加算、ソフトウェアビニングなどの高感度化処理を自家蛍光画像に対して施す。デジタルゲインは、自家蛍光画像の画像データを所定の増幅率で増幅する処理である。フレーム加算は、連続する複数のフレームを加算して、1フレームの高画質な画像にする処理である。デジタルビニングはソフトウェアビニングとも呼ばれ、自家蛍光画像において隣接する複数の画素を画素群としてひとまとめにした上で、各画素群における画素の輝度値を加算し、その加算した輝度値を各画素群の輝度値とする処理である。なお、プロセッサ装置15内の回路でビニング処理するソフトウェアビニングのほかに、電子内視鏡内のCCD100でビニングするハードウェアビニングを行なってもよい。

20

【0061】

表示階調処理部122では、白色光画像または自家蛍光画像をモニタ18に表示可能な映像信号に変換する表示階調処理を行なう。この表示階調処理には、モニタ18に対応したγ補正処理や階調補正処理が含まれる。この表示階調処理においては、通常光観察モードに設定されている場合には、白色光画像のうち、青色成分が映像信号のBチャンネル信号に、緑色成分が映像信号のGチャンネル信号に、赤色成分がRチャンネル信号に割り当てられる。

30

【0062】

一方、自家蛍光観察モードに設定されている場合には、白色光画像の青色成分が映像信号のBチャンネル信号に、白色光画像の赤色成分が映像信号のRチャンネル信号に割り当てられ、自家蛍光画像の緑色成分が映像信号のGチャンネル信号に割り当てられる。これにより、白色光画像と自家蛍光画像とが合成された合成画像が得られる。このような合成画像をモニタ18に表示することで、正常部は緑色で、病変部はマゼンダ色で表示される。

【0063】

なお、自家蛍光の輝度レベルが低くなるのは、病変部が原因である他に、撮像距離が遠くなることも原因の一つにある。そこで、画像処理部113は、モニタにマゼンダ色を表示する前には、白色光画像のG画像と自家蛍光画像のG画像の輝度レベルを比較する。その比較の結果、両者がともに低い場合には、病変部ではなく、単に撮像距離が遠くて輝度レベルが低くなっているだけと判断し、マゼンダ色ではなく緑色で表示する。一方、白色光画像のG画像の輝度レベルが高く、自家蛍光画像の輝度レベルが低い場合には、病変部であると判断し、マゼンダ色で表示する。

40

【0064】

なお、色調補正部112および画像処理部113は、例えば、それぞれ対応する処理を行なうソフトウェアと、このソフトウェアを格納するEPROM(書き換え可能型ROM)等の記憶装置等によって構成される。また、A/D変換後のデジタルの画像データや画像処理部113において画像処理された後の映像信号は、一時的にまたは処理が施される毎に、フレームメモリ114に記憶される。

50

【 0 0 6 5 】

次に、本発明の作用について説明する。まず、観察モード切替ボタン 28 により、自家蛍光観察モードに設定される。自家蛍光観察モードでは、白色光照射期間に白色光が体腔内に照射され、白色光遮光期間には励起光と参照光が体腔内に照射される。励起光の照射によって、体腔内の生体組織からは自家蛍光が発せられる。そして、電子内視鏡 11 は、CCD 100 の撮像によって、白色光照射期間のときには白色光画像を取得し、白色光遮光期間のときには、自家蛍光画像と参照光画像とを取得する。これら画像はプロセッサ装置 15 に送られる。

【 0 0 6 6 】

プロセッサ装置 15 では、A/D変換部 110 によって、撮像信号をデジタルの画像データに変換する。AE部 111 では、白色光画像の 445 nm 成分の輝度値と参照光成分の輝度値の略一致するか否かを判定部 117 で判定し、その判定結果に応じて、次に照射する白色光の光量値を設定する。そして、色調補正部 112 で色調補正がされた後、画像処理部 113 のバランス調整部 120 で較正データを用いたバランス調整が、高感度化処理部 121 で高感度化処理が、表示階調処理部 122 で表示階調処理が行なわれる。バランス調整の際には、判定部 117 の判定結果に応じて、バランス調整を変化させる。これら処理を経て、白色光画像と自家蛍光画像とを合成した合成画像が得られる。そして、この合成画像がモニタ 18 に表示される。

【 0 0 6 7 】

次に、連続する特定のフレーム間において、プロセッサ装置 15 内でどのような処理が行われるかを、図 13 を用いて具体的に説明する。この図 13 では、1 フレーム目と 3 フレーム目で白色光を照射し、2 フレーム目と 4 フレーム目で励起光および参照光を照射する。

【 0 0 6 8 】

1 フレーム目では、体腔内で反射した白色光を、撮像することにより白色光画像を得る。この白色光画像を得た後は、次の 2 フレーム目において照射する励起光の光量を、1 フレーム目の白色光画像の輝度平均値に基づいて決める。例えば、励起光の光量が白色光の光量の $1/10$ になるようにする。そして、2 フレーム目では、その決められた光量値を有する励起光を照射し、これと同時に参照光も合わせて照射される。この 2 フレーム目では、CCD 100 の G 画素、R 画素で自家蛍光を撮像することによって自家蛍光画像が得られるとともに、CCD の B 画素で参照光を撮像することによって参照光画像が得られる。

【 0 0 6 9 】

1 フレーム目と 2 フレーム目とで白色光画像、自家蛍光画像、参照光画像を得た後は、分光推定によって、1 フレーム目の白色光画像の 445 nm の輝度値を算出する。そして、この算出された白色光画像の 445 nm の輝度値 W_b と参照光画像との輝度値 R_b とを比較する。そして、次の 3 フレーム目で照射する白色光の光量を、輝度値の比較の結果と 1 フレーム目の白色光画像の輝度平均値とに基づいて、設定する。また、自家蛍光画像のコントラスト調整は、白色光画像と自家蛍光画像のコントラスト比の逆数であるコントラスト調整値に基づいて、行なわれる。

【 0 0 7 0 】

一方、輝度値 W_b 、 R_b に大小関係が生じている場合には、1 フレーム目の白色光画像の輝度平均値と輝度値 W_b 、 R_b の変化率とに基づいて、次の 3 フレーム目で照射する白色光の光量値を設定する。また、自家蛍光画像のコントラスト調整は、通常のコントラスト調整値に輝度値 W_b 、 R_b の変化率を掛け合わせたものに基づいて、行なわれる。

【 0 0 7 1 】

そして、3 フレーム目においては、上述のように設定された白色光の光量値に基づいて、白色光の照射を行なう。この 3 フレーム目、及びその後の 4 フレーム目においても、1 フレーム目と 2 フレーム目と同様の処理を行なう。

【 0 0 7 2 】

なお、上記実施形態では、体腔内に白色光をそのまま照射したが、これに代えて、R色の光、G色の光、B色の光からなる面順次光を体腔内に照射してもよい。面順次光を照射するためには、図4A及びBに示すロータリシャッタ48に代えて、図14に示すようなロータリフィルタ200が用いられる。ロータリフィルタ200には、ロータリシャッタ48の遮光部48bと同様の遮光部201と、白色光光源45からの白色光のうちR色の光を透過させるR色カラーフィルタ203rと、白色光光源45からの白色光のうちG色の光を透過させるG色カラーフィルタ203gと、白色光光源45からの白色光のうちB色の光を透過させるB色カラーフィルタ203bとが、周方向に沿って設けられている。このロータリフィルタ280が回転軸200aを中心に回転することで、白色光照射期間に、R色の光、G色の光、B色の光がこの順で体腔内に照射される。

10

【0073】

また、上記実施形態では、体腔内に照射する白色光を白色光の光源装置内の白色光光源で発生させているが、これに代えて、図15の電子内視鏡システム300に示すように、白色光の光源装置内の青色レーザ光源304と電子内視鏡の先端部24a内に設けられた投光ユニット306によって白色光を発生させてもよい。青色レーザ光源304は、中心波長445nmを有する青色レーザ光を発する。発せられた青色レーザ光は、ライトガイド55に入射する。なお、青色レーザ光源304は、ドライバ305aを介して、青色レーザ光制御部305によって制御される。また、電子内視鏡システム300では、コントローラ115が、白色光遮光期間に青色レーザ光源304から青色レーザ光を発するように、青色レーザ光源304を制御している。

20

【0074】

図16に示すように、投光ユニット306は、蛍光体310、この蛍光体310の外周を覆う筒状のスリーブ部材311と、スリーブ部材311の一端側を封止する保護ガラス312と、スリーブ部材311内に挿入されライトガイド55を保持するフェルール313とを備えている。また、フェルール313の後端側から外皮に覆われて延出されライトガイド55には、その外皮の外側を覆うフレキシブルスリーブ315がスリーブ部材311との間に挿入されている。

【0075】

蛍光体310は、ライトガイド55からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体物質（例えばYAG系蛍光体、あるいはBAM（BaMgAl₁₁O₁₇）等の蛍光体）を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体310により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光が生成される。

30

【0076】

また、上記実施形態では、自家蛍光観察モードにおいて白色光を照射したが、これに代えて、緑色光を照射してもよい。したがって、緑色光の撮像により得られる緑色光画像と自家蛍光画像とから合成画像を生成する。なお、表示階調処理部における緑色光画像の処理は、白色光画像と同様に、緑色光画像の青色成分を映像信号のBチャンネル信号に、緑色光画像の赤色成分を映像信号のRチャンネル信号に割り当て、自家蛍光画像の緑色成分を映像信号のGチャンネル信号に割り当てる。

40

【0077】

また、上記実施形態では、中心波長445nmを有する参照光をLDなどの参照光光源から発生させたが、これに代えて、ロータリシャッタの遮光部48bの一部に、白色光のうち参照光の波長域を透過させるバンドパスフィルタを設けてもよい。また、上記実施形態では、1枚のCCDで白色光と自家蛍光の両方を撮像したが、白色光用のCCDと自家蛍光用の高感度EMCCDの2枚のCCDで撮像を行なってもよい。この場合、参照光を高感度EMCCDで撮像し、この撮像により得られる参照光画像を用いて白色光の光量制御や自家蛍光画像のコントラスト調整を行なえば、2枚のCCDの感度差を補正する必要がない。

【0078】

50

なお、本実施形態では、白色光における445nm成分の光量と参照光の光量とを同じにしたが、一定の条件の下では、参照光の光量は白色光の光量の1/100としてもよい。この場合、LDから白色光の光量の1/100で445nmの参照光を生成してもよく、また、ロータリシャッタの遮光部に、白色光の光量を1/100に減衰するNDフィルタを設け、そのNDフィルタに白色光を透過させることによって参照光を生成してもよい。

【0079】

また、上記実施形態では、励起光の照射によって生体組織内の内因性蛍光物質から発せられる自家蛍光を観察するAFIを本発明に適用した場合について説明したが、本発明は、蛍光薬剤を用いるPDD(Photo Dynamic Diagnosis)や近赤外蛍光観察においても適用することができる。

10

【0080】

PDDでは、患者に投与する蛍光薬剤によって、蛍光の波長が異なっている。例えば、薬剤として「フォトフィリン」、「レザフィリン」、「ピスダイン」を投与したときには、中心波長405nmの励起光を体腔内の生体組織に照射することで、生体組織からは中心波長660nmの蛍光が発せられる。また、薬剤として「5-AALA(アミノアレブミン)」を投与したときには、中心波長405nmの励起光を体腔内の生体組織に照射することで、生体組織からは波長635nm、670nmの2つのピークを有する蛍光が発せられる。一方、近赤外蛍光観察においては、薬剤としてICG(Indocyanine Green)が用いられる。このICGを患者に投与して、800nm前後の励起光を体腔内の生体組織に照射することによって、生体組織からはピーク波長845nmを有する近赤外域の蛍光が発せられる。

20

【0081】

以上のようなPDDや近赤外蛍光観察で観察される薬剤蛍光は、AFIで観察される自家蛍光よりも光量は大きい、蛍光薬剤が生体組織に十分に蓄積しない等その他の要因によって、光量不足となることがある。このような場合には、薬剤蛍光の撮像により得られる薬剤蛍光画像に対して、上記実施形態のようなフレーム加算およびビニング処理を施す。そして、それらフレーム加算およびビニング処理を、観察対象の動きに応じて変化させる。これにより、薬剤蛍光画像の高感度化を図ることができる。

30

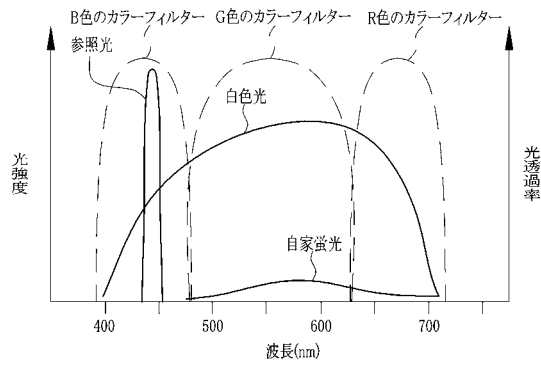
【符号の説明】

【0082】

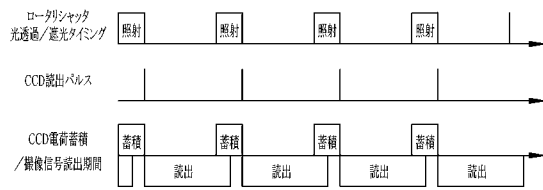
- 10, 300 電子内視鏡システム
- 11 電子内視鏡
- 15 プロセッサ装置
- 16 白色光の光源装置
- 17 狭帯域光の光源装置
- 45 白色光光源
- 72 励起光光源
- 73 参照光光源
- 100 CCD
- 106 撮像制御部
- 111 AE部
- 113 画像処理部
- 116 分光推定部
- 117 判定部
- 118 白色光光量算出部
- 120 バランス調整部

40

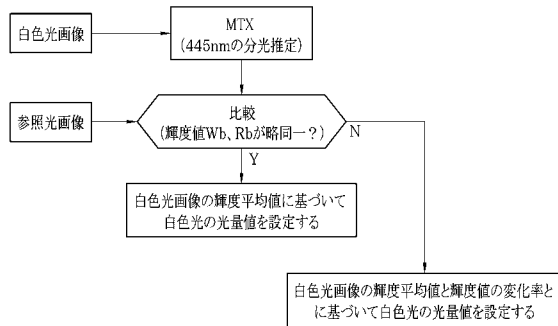
【図 6】



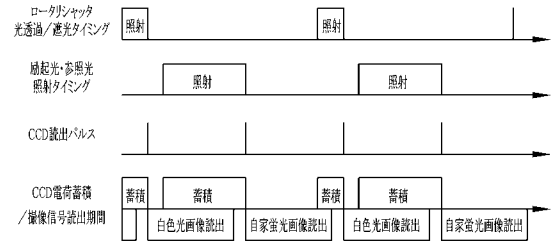
【図 7 A】



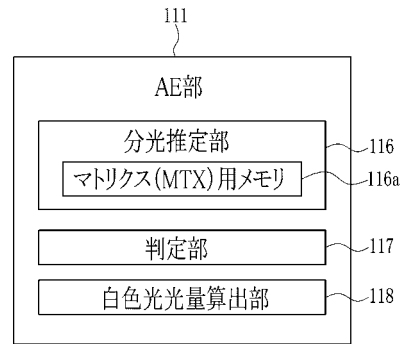
【図 9】



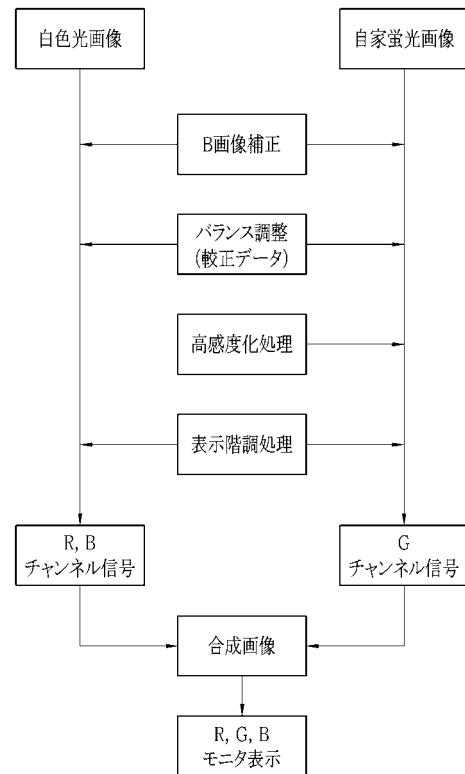
【図 7 B】



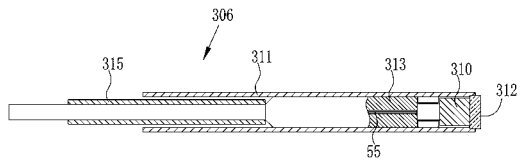
【図 8】



【図 10】



【図 16】



フロントページの続き

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 特開2005-087450(JP,A)
特開2005-021580(JP,A)
特開2009-279172(JP,A)
特開2010-068925(JP,A)
特開2006-158735(JP,A)
特開2010-068924(JP,A)
特開2002-065585(JP,A)
特開2001-204683(JP,A)
特開2009-279168(JP,A)
特開2009-279169(JP,A)
特許第3487933(JP,B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	电子内窥镜系统，电子内窥镜系统的处理器装置，以及操作电子内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP5539841B2	公开(公告)日	2014-07-02
申请号	JP2010239858	申请日	2010-10-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山口博司 安田裕昭 飯田孝之		
发明人	山口 博司 安田 裕昭 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G01N21/64		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/24.B G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA09 2G043/GB01 2G043/HA01 2G043/JA01 2G043/KA02 2G043/KA03 2H040/BA10 2H040/CA11 2H040/FA09 2H040/FA11 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR22 4C061/TT01 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR22 4C161/TT01 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012090726A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了可靠地控制白光等的光量值，并在自发荧光图像或普通光图像中适当地进行对比度等平衡调整。在诸如白光的照明光照射到体腔中之后，激发光和参考光同时照射到体腔中。来自体腔内部的照明光被彩色CCD的B像素，G像素和R像素拾取，以获得照明光图像。通过激发光的照射从体腔中的活组织发射的荧光被彩色CCD的G像素和R像素捕获，以获得荧光图像。来自体腔内部的参考光由彩色成像装置的B像素成像，该B像素是对荧光成像不需要的未使用的通道，以获得参考光图像。通过比较参考光图像和照明光图像，确定在照射光的照射之间以及在激发光和参考光照射之前和之后成像距离是否已经改变。该确定结果反映在下一个照明光的光量的控制中。 .The 13