

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/031701

発行日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23)

(43) 国際公開日 平成25年3月7日 (2013. 3. 7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	5 C 1 2 2
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	H 0 4 N 5/225 C	

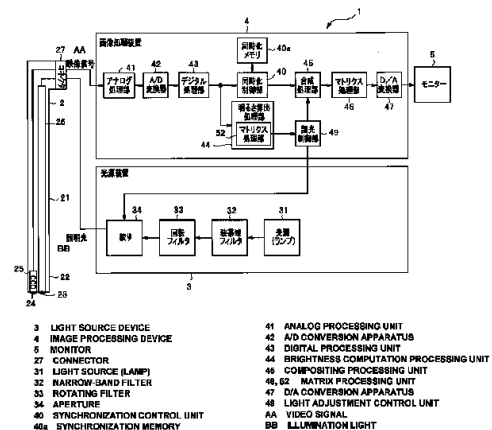
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

出願番号	特願2013-514467 (P2013-514467)	(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) 国際出願番号	PCT/JP2012/071496	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成24年8月24日 (2012. 8. 24)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5326065号 (P5326065)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成25年10月30日 (2013. 10. 30)	(72) 発明者	橋本 進 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
(31) 優先権主張番号	特願2011-185127 (P2011-185127)	(72) 発明者	金子 和真 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
(32) 優先日	平成23年8月26日 (2011. 8. 26)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
(31) 優先権主張番号	特願2011-185128 (P2011-185128)		
(32) 優先日	平成23年8月26日 (2011. 8. 26)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置は、所定の時間内に、第1の帯域の照明光による照明を行うと共に、第2の帯域の照明光による照明を2回以上の第1の回数行う照明手段と、前記第1の帯域の照明光による照明に基づく第1の撮像信号と前記第1の回数のうちの第1の所定回の照明に基づく第2の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第1の明るさを算出し、前記第1の帯域の照明光による照明に基づく第1の撮像信号と前記第1の回数のうちの前記第1の所定回以外の照明に基づく第2の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第2の明るさを算出する明るさ算出手段と、前記第2の明るさの元となる前記第1及び第2の撮像信号に、前記第1の明るさと目標明るさとの差分と前記第2の明るさとの比に基づく係数を乗算した後、前記第1の明るさの元となる前記第1及び第2の撮像信号に合成する合成手段と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の時間内に、第 1 の帯域の照明光による照明を行うと共に、第 2 の帯域の照明光による照明を 2 回以上の第 1 の回数行う照明手段と、

前記照明手段により照明された被写体を撮像し、前記第 1 の帯域の照明光の照明に基づく第 1 の撮像画像及び前記第 2 の帯域の照明光の照明に基づく第 2 の撮像画像を出力する撮像手段と、

前記第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの第 1 の所定回の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第 1 の明るさを算出し、前記第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの前記第 1 の所定回以外の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第 2 の明るさを算出する明るさ算出手段と、

前記第 2 の明るさの元となる前記第 1 及び第 2 の撮像信号に、前記第 1 の明るさと目標明るさとの差分と前記第 2 の明るさとの比に基づく係数を乗算した後、前記第 1 の明るさの元となる前記第 1 及び第 2 の撮像信号に合成する合成手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記明るさ算出手段で算出された明るさに基づき前記照明手段を調光制御する調光制御手段を備え、

前記合成手段は、前記明るさ算出手段により算出した前記第 1 の明るさと前記第 2 の明るさに基づき、前記第 2 の撮像信号を乗算する係数を第 1 のモードと第 2 のモードとで切換え、

前記明るさ算出及び調光制御手段は、前記撮像手段の出力を画素単位又はブロック単位で閾値と比較することで高輝度であるか低輝度であるかに分類し、分類結果を利用して前記第 1 及び第 2 の帯域の照明光に基づく撮像画像の画面毎の明るさを求め、求めた前記画面毎の明るさを用いて前記合成撮像画像の明るさを求めるものであって、前記閾値を前記第 1 のモードと前記第 2 のモードとで変化させる

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】

前記明るさ算出及び調光制御手段は、前記撮像手段からの前記第 1 及び第 2 の撮像画像が画面毎に入力され、画面内を複数のブロックに分割し、分割したブロック毎に明るさを求め、求めたブロック毎の明るさに基づいて、画面内における高輝度検波値及び低輝度検波値を求め、前記高輝度検波値及び低輝度検波値を重み付け加算することによって、前記画面毎の明るさを求めるものであって、前記重み付け加算に用いる重みを前記分類結果によって取得する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記明るさ算出及び調光制御手段は、前記閾値として高輝度画素を検出するための値を設定することにより、前記高輝度検波値に乗算する重みを取得する

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】

前記第 1 の回数は 2 回であって、

前記明るさ算出手段は、前記第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの 1 回目の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって前記第 1 の明るさを算出し、前記第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの 2 回目の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって前記第 2 の明るさを算出する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 の撮像信号に基づく表示を行う表示系の入力に対応した色変換処理を行うマトリクス処理部を具備し、

10

20

30

40

50

前記合成手段による合成は、前記マトリクス処理部の前段若しくは後段で行われるか又は前記マトリクス処理部の色変換処理と同時に進行される

ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 1 の帯域は、緑の帯域であり、前記第 2 の帯域は、青の帯域である

ことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記第 1 のモードに対応する第 1 の色バランス調整と、前記第 2 のモードに対応する第 2 の色バランス調整とを行う色バランス調整手段と、

前記第 1 の色バランス調整で用いる第 1 の色バランス調整値を取得するとき、前記第 1 のモード時の前記係数に基づき、前記照明手段の前記第 1 の帯域の照明光の光量と前記第 2 の帯域の照明光の光量とを調整し、前記第 2 の色バランス調整で用いる第 2 の色バランス調整値を取得するとき、前記第 2 のモード時の前記係数に基づき、前記照明手段の前記第 1 の帯域の照明光の光量と前記第 2 の帯域の照明光の光量とを調整する前記色バランス値取得手段と

を具備したことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記明るさ算出手段で算出された明るさに基づき前記照明手段を調光制御する調光制御手段を備え、

前記明るさ算出及び調光制御手段は、前記撮像手段の出力を画素単位又はブロック単位で閾値と比較することで高輝度であるか低輝度であるかに分類し、分類結果を利用して前記第 1 及び第 2 の帯域の照明光に基づく撮像画像の画面毎の明るさを求め、求めた前記画面毎の明るさをを用いて前記合成撮像画像の明るさを求めるものであって、前記閾値を前記合成するための係数に応じて変化させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記明るさ算出手段で算出された明るさに基づき前記照明手段を調光制御する調光制御手段と、

前記撮像手段の出力に基づいて前記第 1 及び第 2 の撮像画像に利得を付与する A G C 回路とを備え、

前記明るさ算出及び調光制御手段は、前記撮像手段の出力を画素単位又はブロック単位で閾値と比較することで高輝度であるか低輝度であるかに分類し、分類結果を利用して前記第 1 及び第 2 の帯域の照明光に基づく撮像画像の画面毎の明るさを求め、求めた前記画面毎の明るさをを用いて前記合成撮像画像の明るさを求めるものであって、前記閾値を前記 A G C 回路の利得に応じて変化させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、狭帯域光観察に好適な内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用内視鏡は観察対象部位が生体の内部であるので、体内を照明する光源装置が必要である。光源装置が発生した照明光は、内視鏡の挿入部を挿通したライトガイドを介して撮像部のある先端部から観察対象組織に照射される。

【0003】

内視鏡による観察としては、可視光を用いた通常光観察（白色光観察：White Light Imaging：W L I）が広く行われている。面順次式の内視鏡装置では、回転フィルタに白色光の光源を透過させることで、R、G、Bの3色の照明光を体腔内の組織に対して順次照射する。そして、R、G、Bの3色の照明光に対応する反射光画像を時分割に取得して、

10

20

30

40

50

各反射光画像から通常光観察を行うためのカラー画像を生成する。

【 0 0 0 4 】

また、従来、照射光の波長特性を利用した種々の特殊光観察も行われている。例えば、W O 2 0 1 0 / 1 3 1 6 2 0 号公報（以下、文献 1）には、特殊光観察として、狭帯域光観察（Narrow Band Imaging：N B I）を行うための面順次方式の撮像装置が開示されている。狭帯域光観察では、血管を高いコントラストで観察するために、血液に強く吸収され、かつ粘膜表層で強く反射・散乱される、という特長を併せ持つ光の利用に着目し、青色狭帯域光と緑色狭帯域光とを順次、生体組織に照射することにより、粘膜表層の毛細血管と深部の太い血管とのコントラストを強調表示する。

【 0 0 0 5 】

文献 1 の発明では、緑色の狭帯域光 G と青色の 2 つの狭帯域光 B 1 , B 2 を順次照射可能に構成されている。文献 1 の撮像装置では、狭帯域光 G , B 1 , B 2 に対応する反射光画像（狭帯域画像）から作成した狭帯域光観察画像を用いて狭帯域光観察を行うようになっている。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、文献 1 の発明では、撮像画像の平均の明るさに基づいて合成比率を決定している。撮像画像の平均の明るさは、人が感じる明るさとは必ずしも同じではなく、文献 1 の発明では、術者の感覚に合った調光制御が行われれないという問題があった。また、狭帯域光 B 1 , B 2 は時間的にずれて生体組織に照射される。従って、狭帯域光 B 1 , B 2 に基づく画像を合成すると、合成画像にはぶれが生じることがあるという問題があった。

【 0 0 0 7 】

本発明は、画質劣化を抑制しつつ、術者の感覚に対応した調光制御を可能にすることができる内視鏡装置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】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様に係る内視鏡装置は、所定の時間内に、第 1 の帯域の照明光による照明を行うと共に、第 2 の帯域の照明光による照明を 2 回以上の第 1 の回数行う照明手段と、前記照明手段により照明された被写体を撮像し、前記第 1 の帯域の照明光の照明に基づく第 1 の撮像画像及び前記第 2 の帯域の照明光の照明に基づく第 2 の撮像画像を出力する撮像手段と、前記第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの第 1 の所定回の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第 1 の明るさを算出し、前記第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの前記第 1 の所定回以外の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第 2 の明るさを算出する明るさ算出手段と、前記第 2 の明るさの元となる前記第 1 及び第 2 の撮像信号に、前記第 1 の明るさと目標明るさとの差分と前記第 2 の明るさとの比に基づく係数を乗算した後、前記第 1 の明るさの元となる前記第 1 及び第 2 の撮像信号に合成する合成手段と、を備える。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る内視鏡装置を示すブロック図。

【図 2】回転フィルタ 3 3 の一例を示す説明図。

【図 3】明るさ算出処理部 4 4 の具体的な構成を示すブロック図。

【図 4】本発明の第 2 の実施の形態を示すブロック図。

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡装置を示すブロック図。

【図 6】図 1 中の明るさ算出処理部 4 4 における各照明光に基づく撮像画像の明るさ検出処理を説明するための説明図。

【図 7】図 1 中の明るさ算出処理部 4 4 における各照明光に基づく撮像画像の明るさ検出処理を説明するための説明図。

10

20

30

40

50

【図 8】モードによって変化する重みを説明するためのグラフ。

【図 9】モードによって変化する重みを説明するためのグラフ。

【図 10】本発明の第 2 の実施の形態を示すブロック図。

【図 11】ホワイトバランス調整を行う一般的な回路を示すブロック図。

【図 12】インターレースからプログレッシブに変換する様子を示すタイミングチャート

。

【図 13】メディアンフィルタの作用を説明するための説明図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

10

【0011】

(第 1 の実施の形態)

図 1 は本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡装置を示すブロック図である。

図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、被検体としての生体の内部を観察するための内視鏡 2 と、生体の内部の観察を行うために狭帯域の照明光を照射する光源装置 3 と、狭帯域の照明光の下で撮像された撮像信号に対する信号処理を行う画像処理装置 4 とを備えている。画像処理装置 4 により生成された狭帯域画像はモニター 5 に供給されるようになっている。モニター 5 としては通常のカラモニターを採用することができる。即ち、モニター 5 は、RGB 入力端子 (図示省略) を備えており、RGB 入力端子に、R 画像、G 画像及び B 画像の信号が供給されてカラー表示を行う。

20

【0012】

内視鏡 2 は、体腔内に挿入できる程度の外径を有する可撓性の挿入部 21 を有し、挿入部 21 の内部には、光源装置 3 から照射される光を導光するための、石英ファイバ等により構成されたライトガイドファイバ 26 が挿通されている。ライトガイドファイバ 26 の一端は、光源装置 3 に対して着脱自在に接続されるコネクタ 27 に接続される。ライトガイドファイバ 26 の他端は、挿入部 21 の先端の先端部 22 に設けられた照明レンズ 23 の近傍に配置されている。なお、コネクタ 27 は光源装置 3 に接続されると共に後述する画像処理装置 4 にも接続される。

【0013】

光源装置 3 からの照明光は、ライトガイドファイバ 26 により挿入部 21 の先端部 22 に導かれ、照明レンズ 23 によって拡散されて被検体に照射される。また、先端部 22 には、被検体からの戻り光により被検体の光学像を結ぶための対物レンズ 24 と、その結像位置に配置された撮像素子としての CCD (電荷結合素子) 25 とが設けられている。撮像手段を構成する CCD 25 は、画像処理装置 4 に設けられた図示しない CCD 駆動回路によって駆動され (図示省略)、被検体を撮像し、撮像した被検体の光学像を映像信号に変換して、画像処理装置 4 に出力する。

30

【0014】

光源装置 3 は、キセノンランプ等により構成される光源 31 を備える。光源 31 は、白色光に近い波長帯域の光を発光する。光源 31 の照射光路上には、狭帯域フィルタ 32、回転フィルタ 33 及び絞り 34 が配設されている。

40

【0015】

狭帯域フィルタ 32 は、光源 31 から発光される光の帯域を狭帯域にして回転フィルタ 33 に出射する。回転フィルタ 33 は狭帯域フィルタ 32 を通過した光の帯域を、狭帯域光観察に必要な波長帯域に制限する。絞り 34 は、回転フィルタ 33 を通過した光の光量を制限することにより、光量を調整する。絞り 34 は、後述する調光制御部 49 によって絞り量が制御されるようになっている。

【0016】

図 2 は回転フィルタ 33 の一例を示す説明図である。

回転フィルタ 33 は、円板形状で、周方向には、3 つの開孔が等しい角度で設けられており、3 つの開孔には、夫々フィルタ 33G, 33B1, 33B2 が取り付けられている

50

。フィルタ 33 G は、緑 (G) の波長帯域を透過帯域とし、フィルタ 33 B 1 , 33 B 2 は、青 (B) の波長帯域を透過帯域としている。

【 0017 】

狭帯域フィルタ 32 及び回転フィルタ 33 によって、フィルタ 33 G からは、例えば、540 nm を中心とした 530 - 550 nm の狭帯域の G 照明光が透過し、フィルタ 33 B 1 からは、例えば 415 nm を中心とした 400 - 430 nm の狭帯域の B 照明光 (以下、B 1 照明光という) が透過し、フィルタ 33 B 2 からは、フィルタ 33 B 1 と同様に、例えば 415 nm を中心とした 400 - 430 nm の狭帯域の B 照明光 (以下、B 2 照明光という) が透過する。このように、フィルタ 33 B 1 , 33 B 2 を透過した狭帯域の B 1 照明光 , B 2 照明光は、同じ波長帯域である。

10

【 0018 】

この回転フィルタ 33 は、中心が図示しない回転用モータの回転軸に取り付けられて、回転駆動されるようになっている。回転用モータの回転軸等には、図示しないエンコーダが取り付けられており、エンコーダによって回転用モータの回転、即ち、回転フィルタ 33 の回転が検出可能である。後述する画像処理装置 4 は、回転フィルタ 33 の回転速度が一定となるように、回転用モータの回転を制御するようになっている (図示省略) 。

【 0019 】

このように本実施形態においては、光源装置 3 からは狭帯域の照明光を用いて、被検体に対する撮像を行う。このため、通常広く用いられる広帯域の照明光を用いた場合に比較すると、照明光量が不足しがちになることがある。特に、ライトガイドファイバ 26 による光学的伝送特性上から、短波長 B 側での伝送ロスがより大きくなる傾向があり、先端部 22 の照明レンズ 23 から照明光として出射する場合における B 照明光の出射光量は小さくなりやすい。

20

【 0020 】

そこで、本実施の形態においては、回転フィルタ 33 の周方向に同一透過特性のフィルタ 33 B 1 , 33 B 2 を 2 つ配置し、これらの 2 つのフィルタ 33 B 1 , 33 B 2 を用いて回転フィルタ 33 が 1 回転される毎に、観察対象となる被検体の同一部位に B 照明光を 2 回照射し、その戻り光により B 照明光に基づく 2 回の撮像を行う。例えば、1 . 5 フレーム期間に回転フィルタ 33 を 1 回転させ、B 照明光による撮像を 2 回行う。そして、2 回の撮像を合成することにより、B 照明光に基づく撮像画像 (B 撮像画像) の明るさを向上させるようになっている。

30

【 0021 】

なお、1 . 5 フレーム期間に G 照明光による撮像を 1 回、B 照明光による撮像を 2 回行う例について説明するが、各色の狭帯域光による撮像を行う周期及び回数は適宜設定可能である。

【 0022 】

しかしながら、狭帯域の B 1 照明光の戻り光に基づく B 1 撮像画像と B 2 照明光の戻り光に基づく B 2 撮像画像は時間的にずれた画像であり、これらの画像を合成することによって画質が劣化する虞がある。そこで、本実施の形態においては、狭帯域の B 1 照明光 , B 2 照明光の一方の光のみによって十分な明るさの撮像画像が得られる場合には合成を行わない。また、狭帯域の B 1 照明 , B 2 照明光の一方の光のみでは十分な明るさの撮像画像が得られない場合には、明るさに応じて他方の B 照明光に基づく撮像画像を合成することにより、画質劣化を抑制しながら、十分な明るさの撮像画像を得るようにしている。

40

【 0023 】

この場合において、本実施の形態においては、画像処理装置 4 は、色変換マトリクス処理によって撮像画像の明るさを求めることにより、術者の感覚に応じた明るさ制御を行うようになっている。

【 0024 】

画像処理装置 4 は、アナログ処理部 41 を有している。アナログ処理部 41 は、内視鏡 2 からの映像信号に対して増幅処理等の所定のアナログ信号処理を施して A / D 変換器 4

50

2 に出力する。A / D 変換器 4 2 は、アナログ処理部 4 1 の出力をデジタル信号に変換した後、デジタル処理部 4 3 に出力する。

【 0 0 2 5 】

内視鏡 2 の C C D 2 5 は、G 照明光の戻り光に基づく G 撮像画像を G 信号として出力し、B 1 照明光の戻り光に基づく B 1 撮像画像を B 1 信号として出力し、B 2 照明光の戻り光に基づく B 2 撮像画像を B 2 信号として出力する。内視鏡 2 からの映像信号は、これらの G 信号、B 1 信号及び B 2 信号を含む。同時化制御部 4 0 は、これらの G 信号、B 1 信号及び B 2 信号を、R 画像、G 画像及び B 画像を記憶する同時化メモリ 4 0 a に記憶させる。なお、同時化メモリ 4 0 a には、例えば夫々 3 0 フレーム分の G 信号、B 1 信号及び B 2 信号が記憶される。そして、色ズレが最小となるよう、G , B 1 , B 2 の信号を同時化メモリ 4 0 a から読み出す。

10

【 0 0 2 6 】

明るさ算出処理部 4 4 は、同時化メモリ 4 0 a に記録する前に、G 信号、B 1 信号及び B 2 信号に基づいて、0 . 5 フレーム毎に順番に撮像画像の明るさを算出する。本実施の形態においては、撮像画像の明るさをモニター 5 に実際に表示させた場合の明るさで評価するために、モニター 5 への表示に際して行われるマトリクス処理と同様のマトリクス処理を実施して明るさを求める。更に、本実施の形態においては、G 照明光及び B 1 照明光による照明を、撮像に必ず用いるマスター照明とし、G 照明光及び B 2 照明光による照明を、画像の明るさが暗い場合に補助的に用いるスレーブ照明とする。マスター照明による撮像画像の明るさを求めるために、明るさ算出処理部 4 4 は、G 信号及び B 1 信号に基づいて、マトリクス処理部 5 2 によるマトリクス処理を利用してマスター照明による輝度 Y 1 を求める。また、スレーブ照明による撮像画像の明るさを求めるために、明るさ算出処理部 4 4 は、G 信号及び B 2 信号に基づいて、マトリクス処理部 5 2 によりマトリクス処理を利用してスレーブ照明による輝度 Y 2 を求める。

20

【 0 0 2 7 】

図 3 は明るさ算出処理部 4 4 の具体的な構成を示すブロック図である。平均値算出部 5 0 は R 画像、G 画像、B 画素に相当する信号の平均値である / B 1 信号、/ G 信号、/ B 2 信号を算出する。R 画像明るさ算出部 5 1 R、G 画像明るさ算出部 5 1 G、B 画像明るさ算出部 5 1 B は、/ B 1 信号、/ G 信号、/ B 2 信号によって、それぞれ明るさを求める。なお、本実施の形態においては、R 画像の信号として B 1 信号が用いられ、G 画像の信号として G 信号が用いられ、B 画像の信号として B 2 信号が用いられる。明るさ算出部 5 1 R , 5 1 G , 5 1 B は、/ B 1 信号、/ G 信号、/ B 2 信号を保持してから R f , G f , B f としてマトリクス処理部 5 2 に出力する。

30

【 0 0 2 8 】

マトリクス処理部 5 2 は、下記 (1) 式のマトリクス演算によって、入力された R , G , B 画像の信号の色変換を行う。この場合には、マトリクス処理部 5 2 は、下記 (1) 式のマトリクス演算によって、マスター照明及びスレーブ照明の夫々に対してマトリクス処理を行う。なお、(1) 式の α , β , γ はマトリクス係数である。マトリクス処理部 5 2 からは、マスター照明に対するマトリクス処理又はスレーブ照明に対するマトリクス処理によって得られた出力 R m , G m , B m が輝度算出部 5 3 に供給される。なお、本実施の形態においては、出力 R m として G 信号が、出力 G m として B 信号が、出力 B m として B 信号が輝度算出部 5 3 に供給される。

40

【 0 0 2 9 】

$$\begin{pmatrix} Rm \\ Gm \\ Bm \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \alpha & 0 \\ 0 & 0 & \beta \\ 0 & 0 & \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Rf \\ Gf \\ Bf \end{pmatrix} \quad \cdots(1)$$

輝度算出部 5 3 は、入力された信号 R m (G 信号)、信号 G m (B 信号) 及び信号 B m (B 信号) に対する演算によって輝度を求める。即ち、輝度算出部 5 3 は、マスター照明

50

による輝度 Y_1 を、例えば、下記 (2) 式の演算によって得る。 $Y_1 = 0.3 R_m + 0.59 G_m + 0.11 B_m$

$$= 0.3 (\alpha \cdot / G) + 0.59 (\beta \cdot / B_1) + 0.11 (\gamma \cdot / B_1) \quad \dots (2)$$

また、輝度算出部 53 は、スレーブ照明による輝度 Y_2 を、輝度算出部 53 に入力された B_2 信号のレベルを B_2 として、例えば、下記 (3) 式の演算によって得る。 $Y_2 = 0.3 R_m + 0.59 G_m + 0.11 B_m$

$$= 0.3 (\alpha \cdot / G) + 0.59 (\beta \cdot / B_2) + 0.11 (\gamma \cdot / B_2) \quad \dots (3)$$

ここで、上記 (2) 式及び (3) 式の G は $G = R_m = \alpha G_f$ である。 α は後述の (6) 式の α と同じである。後述の (5) 式によれば、 $G_t = (1 + a) G$ となり、 $a = 1$ の時には、 $G_t = 2 G$ となる。従って、 α に $1/2$ を加味しておくことが重要である。

明るさ算出処理部 44 は、求めた輝度 Y_1 、 Y_2 及び ΔY_1 を明るさの情報として調光制御部 49 に出力する。調光制御部 49 は、目標とする明るさ (輝度) Y_s と、輝度 Y_1 との差 ($Y_s - Y_1$) = ΔY_1 を求める。 $\Delta Y_1 = 0$ の場合には、マスター照明のみによって目標とする明るさが得られているので、調光制御部 49 は、スレーブ照明による撮像画像の合成比率 (係数) a を 0 とする。また、 $\Delta Y_1 > 0$ の場合には、調光制御部 49 は、下記 (4) 式によって合成比率 a を求める。調光制御部 49 は、求めた合成比率 a を合成処理部 45 に出力する。

【0030】

$$\Delta Y_1 = Y_2 \times a \quad a = \Delta Y_1 / Y_2 \quad \dots (4)$$

狭帯域光観察においては、狭帯域の G 照明光及び B 照明光の各戻り光に基づく撮像画像を用いる。後述するマトリクス処理部 46 は、狭帯域光を用いた撮像によって得た G 撮像画像及び B 撮像画像から RGB 画像の信号成分をマトリクス処理 (色変換マトリクス処理) によって生成する。

【0031】

明るさ算出処理部 44 のマトリクス処理部 52 におけるマトリクス処理は、マトリクス処理部 46 におけるマトリクス処理と同様の処理である。即ち、明るさ算出処理部 44 によるマトリクス演算は、モニター 5 の R 、 G 、 B 入力に対応した信号を得るためのものであり、明るさ算出処理部 44 によって得られる輝度は、モニター上に表示される画像の輝度に対応したものであって、術者がモニター 5 を観察した場合に感じられる画像の明るさに対応するものである。

【0032】

なお、明るさ算出処理部 44 における上記 (2) 式及び (3) 式の係数は、モニター 5 に表示する狭帯域光観察画像として希望する色調に応じて、変更可能であることは明らかである。

【0033】

また、調光制御部 49 は、入力された明るさの情報に基づいて、目標とする明るさが得られるように、絞り 34 を制御する。例えば、調光制御部 49 は、撮像画像の明るさが目標値以上の場合には、絞り 34 の開き量を絞るための調光信号を出力し、撮像画像の明るさが目標値未満の場合には、絞り 34 を開くための調光信号を出力する。

【0034】

本実施の形態においては、合成処理部 45 は、マスター照明による撮像画像とスレーブ照明による撮像画像とを、合成比率 a に基づいて合成する。即ち、合成処理部 45 は、合成比率 a が 0 の場合には、デジタル処理部 43 からマスター照明による撮像画像、即ち、 G 信号及び B_1 信号のみを用いた信号をマトリクス処理部 46 に出力する。また、合成処理部 45 は、合成比率 a が 0 でない場合には、スレーブ照明による撮像画像、即ち、 G 信号及び B_2 信号と合成比率 a とによって得た信号を、マスター照明による撮像画像に基づく信号と合成する。

【0035】

10

20

30

40

50

また、例えば、G照明光の明るさがB照明光よりも極めて明るいことで、合成比率aが1になった時に、電氣的に余剰な乗算が無くノイズの増加を抑えられる。下記(5)式は、aによる合成信号を示している。なお、(5)式の R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} は、夫々R画像、G画像、B画像の入力を示し、本実施の形態における狭帯域光観察においては、夫々B2、G、B1である。また、(5)式の R_t 、 G_t 、 B_t は、合成信号のR画像、G画像、B画像の出力を示している。なお、(5)式ではR画像の出力はB2であるが、後述するマトリクス処理によってモニター5に供給されるR画像の出力は略0となる。

【0036】

$$\begin{pmatrix} R_t \\ G_t \\ B_t \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1+a & 0 \\ a & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1+a & 0 \\ a & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B2 \\ G \\ B1 \end{pmatrix} \quad 10$$

$$= \begin{pmatrix} B2 \\ (1+a)G \\ a \cdot B2 + B1 \end{pmatrix} \quad \dots(5)$$

合成処理部45は、例えば、(5)式の演算によって合成信号を求め、求めた合成信号をマトリクス処理部46に出力する。マトリクス処理部46は、マトリクス処理によって、モニター5のRGB入力に対応した信号を得る。下記(6)式は、マトリクス処理部46によるマトリクス処理の一例を示している。なお、(6)式の α 、 β 、 γ はマトリクス係数であり、 R_{out} 、 G_{out} 、 B_{out} は、マトリクス処理後のR画像、G画像、B画像の出力を示している。 20

α 、 β 、 γ は、狭帯域光観察として希望する色調に応じて変更できる。これらは、大き過ぎず小さ過ぎないように、例えば、0.7～1.5の範囲で求めておき、複数の候補から選択する。この範囲を超えてしまうと、ノイズが増えたり、飽和しやすくなる。この条件の下で、 α だけは上記(5)式の(1+a)を考慮し、0.35～0.75の範囲で決めておく。当然、この考慮があるので、ノイズ増加や飽和増加は無いが、ダイナミックレンジが欠落しないようビット幅の拡張は必要である。

【0037】

$$\begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \alpha & 0 \\ 0 & 0 & \beta \\ 0 & 0 & \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_t \\ G_t \\ B_t \end{pmatrix} \quad \dots(6) \quad 30$$

上記(6)式では R_t に対して0が乗算される。従って上記(5)式で $R_t = B2$ と示されているが、 $R_t = 0$ でも構わない。

D/A変換器47は、マトリクス処理部46の出力をアナログ信号に変換してモニター5に出力する。即ち、(6)式の R_{out} 、 G_{out} 、 B_{out} が、RGB入力としてモニター5に与えられる。モニター5は、入力されたRGB入力に応じて撮像画像をカラー表示する。こうして、モニター5の表示画面上において、狭帯域光観察が可能となる。 40

【0038】

次に、このように構成された実施の形態の動作について説明する。

【0039】

術者は、内視鏡装置1を使用する際には、図1に示すように、内視鏡2のコネクタ27を光源装置3及び画像処理装置4に接続する。これにより、図1に示す接続状態が得られる。術者は、図示しない電源スイッチを操作して光源装置3、画像処理装置4、モニター5それぞれを動作状態として、狭帯域光観察のための操作を行う。

【0040】

光源31から照射される光は、狭帯域フィルタ32及び回転フィルタ33によって、狭 50

帯域の G 照明光、B 1 照明光及び B 2 照明光に変換され、絞り 3 4 によって明るさが調整された後、内視鏡 2 に供給される。各照明光は、ライトガイドファイバ 2 6 を介して、例えば、1 / 20 秒の周期において順次かつ略連続的に照明レンズ 2 3 から被検体側に照射される。

【0041】

G 照明光、B 1 照明光及び B 2 照明光が被検体の同一の部位に対して照射されたそれぞれのタイミングにおいて、CCD 2 5 は、その部位からの戻り光による光学像を撮像する。CCD 2 5 の光電変換によって、G 照明光、B 1 照明光及び B 2 照明光の夫々の戻り光に対応した G 信号、B 1 信号及び B 2 信号が得られる。G 信号、B 1 信号及び B 2 信号を含む映像信号は、内視鏡 2 から画像処理装置 4 に与えられる。

10

【0042】

なお、B 1 信号、B 2 信号は、同一波長帯域の照明光を用いて同一の露光量で撮像されて得られる信号であり、1 フレーム内で短いタイミングずれがあることを除けば、略同一の条件で得られるものである。

【0043】

画像処理装置 4 に入力された映像信号は、アナログ処理部 4 1 によって所定のアナログ処理が施された後、A / D 変換器 4 2 によってデジタル信号に変換される。A / D 変換器 4 2 からのデジタル映像信号は、デジタル処理部 4 3 において、G 信号、B 1 信号及び B 2 信号に分離されて同時化メモリ 4 0 a に記憶される。

20

【0044】

明るさ算出処理部 4 4 は、同時化メモリ 4 0 a から読み出された G 信号、B 1 信号及び B 2 信号が与えられ、マスター照明による輝度 Y 1 とスレーブ照明による輝度 Y 2 とをマトリクス処理部 5 2 のマトリクス処理を利用して算出する。次に、調光制御部 4 9 は、目標輝度 Y s と輝度 Y 1 との差分 $\Delta Y 1$ を求め、合成比率 a を求める。上述したように、輝度 Y 1 , Y 2 は、マトリクス処理を利用して算出されており、モニター 5 に表示した場合の明るさと同様の明るさを示すものとなっている。

【0045】

合成比率 a は合成処理部 4 5 に供給され、合成処理部 4 5 は、マスター照明による撮像画像に、合成比率 a に基づく割合だけスレーブ照明による撮像画像を合成する。例えば、合成処理部 4 5 は上記 (5) 式を用いて合成信号を得る。(5) 式において合成比率 a が 0、即ち、輝度 Y 1 が目標輝度 Y s 以上である場合には、スレーブ照明による撮像画像の合成は行われない。従って、この場合には、合成信号に基づく合成画像にはぶれが生じておらず画質劣化は生じない。また、スレーブ照明による撮像画像を合成する場合でも、合成比率 a に応じた割合で合成が行われることになり、必要な明るさを得るために必要な最低限の合成が行われることになり、合成画像の画質の劣化を抑制することができる。

30

【0046】

合成処理部 4 5 からの合成信号は、マトリクス処理部 4 6 に与えられてマトリクス処理され、表示系における R 画像、G 画像及び B 画像の信号が得られる。マトリクス処理部 4 6 の出力は D / A 変換器 4 7 によってアナログ信号に戻された後、モニター 5 に供給される。こうして、モニター 5 の表示画面上において、十分な明るさで且つ画質劣化が抑制された狭帯域光観察画像が表示される。

40

【0047】

このように本実施の形態によれば、1 フレーム期間等の所定期間内において、観察対象となる同一部位に対して、同一の狭帯域の照明光を複数回照射して合成することにより、狭帯域光観察における画像の明るさを向上させる。この場合において、画像の明るさをマトリクス処理を利用して求めることで、実際にモニターに表示される画像の明るさに対応した明るさ検出が可能であり、術者の希望する明るさでの観察が可能である。また、検出した画像の明るさに応じた合成比率を用いて同一の狭帯域照明光による撮像画像の合成を制御して、設定した明るさを得るための最低限の合成処理を行っており、画質の劣化を抑制することができる。

50

【 0 0 4 8 】

なお、上記実施の形態においては、合成処理を合成処理部 4 5 により行い、マトリクス処理をマトリクス処理部 4 6 により行う例を説明したが、合成処理及びマトリクス処理をまとめて 1 回のマトリクス処理によって行うことも可能である。また、更に、マトリクス処理を行った後、合成処理を行ってもよい。

【 0 0 4 9 】

(第 2 の実施の形態)

図 4 は本発明の第 2 の実施の形態を示すブロック図である。図 4 において図 1 と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 5 0 】

第 1 の実施の形態においては、狭帯域観察のための回転フィルタ 3 3 を採用する例について説明したが、本発明は狭帯域観察だけでなく蛍光観察等の特殊光観察にも適用することができる。本実施の形態は、種々の観察モード及びこれらの観察モードを実現するための光源装置の構成等に応じて、合成比率 a を制御するようにしたものである。光源装置の構成に応じるには光源装置との通信によって判断することが考えられる。

【 0 0 5 1 】

本実施の形態に係る内視鏡装置 1 0 0 は、画像処理装置 4 に代えて、制御部 1 0 5 を備えた画像処理装置 1 0 4 を採用すると共に、光源装置 3 に代えて、光源制御部 1 0 6 及び回転フィルタ 1 1 3 を備えた光源装置 1 0 3 を採用した点が第 1 の実施の形態と異なる。

【 0 0 5 2 】

回転フィルタ 1 1 3 としては、第 1 の実施の形態の回転フィルタ 3 3 だけでなく、蛍光観察等の特殊観察用の回転フィルタを採用することもできる。例えば、回転フィルタ 1 1 3 として、1 つ又は 2 つの励起光用のフィルタが設けられた回転フィルタが採用可能であり、また、1 つ又は 2 つの狭帯域観察用のフィルタが設けられた回転フィルタが採用可能である。

【 0 0 5 3 】

光源制御部 1 0 6 は、光源装置 1 0 3 に関する種々の情報、例えば、回転フィルタ 1 1 3 の構成に関する情報を保持すると共に、保持している情報を制御部 1 0 5 との間で送受する。また、光源制御部 1 0 6 は、制御部 1 0 5 に制御されて、光源 3 1 の点灯制御及び回転フィルタ 1 1 3 の回転制御を行う。例えば、光源制御部 1 0 6 は、回転フィルタ 1 1 3 として、狭帯域観察用フィルタ又は励起光用フィルタが 2 つ設けられている回転フィルタが採用された場合には、第 1 の実施の形態と同様の制御を行い、回転フィルタ 1 1 3 として、狭帯域観察用フィルタ又は励起光用フィルタが 1 つしか設けられていない回転フィルタが採用された場合には、2 チャンネルの撮像信号を取り込むタイミングでこれらのフィルタの透過光を出射させるように、光源 3 1 及び回転フィルタ 1 1 3 を制御する。

【 0 0 5 4 】

制御部 1 0 5 は、光源装置 1 0 3 に関する種々の情報及び操作者の操作によって指定された観察モードに関する情報に基づいて、合成処理部 4 5 及び調光制御部 4 9 を制御するようになっている。また、制御部 1 0 5 は、観察モードに応じて、光源制御部 1 0 6 を制御するようになっている。

【 0 0 5 5 】

次に、このように構成された実施の形態の作用について説明する。

【 0 0 5 6 】

例えば、制御部 1 0 5 は、回転フィルタ 1 1 3 として、第 1 の実施の形態の回転フィルタ 3 3 が採用された場合には、第 1 の実施の形態と同様の動作が行われるように各部を制御する。なお、制御部 1 0 5 は、合成比率 a が $0 < a < 1$ の場合には、調光制御部 4 9 が輝度 Y_1 と目標輝度 Y_s との比較に基づいて調光制御するように、調光制御部 4 9 を制御してもよい。

【 0 0 5 7 】

また、制御部 1 0 5 は、回転フィルタ 1 1 3 として、蛍光観察用の励起光を照射するた

10

20

30

40

50

めのフィルタが採用された場合には、光源制御部 106 からの情報に基づいて、回転フィルタ 113 の構成に基づいて各部を制御する。例えば、回転フィルタ 113 が 2 つの励起光用のフィルタを有している場合には、制御部 105 は明るさ算出処理部 44 の出力に拘わらず、合成処理部 45 の合成比率 a を 1 とする。また、この場合には、制御部 105 は、調光制御部 49 が輝度 ($Y_1 + Y_2$) と目標輝度 Y_s との比較に基づいて調光制御するように、調光制御部 49 を制御してもよい。

【0058】

また、例えば、回転フィルタ 113 として励起光用のフィルタが 1 つしか設けられていないフィルタを採用した場合には、十分な明るさが得られないことを考慮して、制御部 105 は画像処理装置 104 の各部を制御して、蛍光観察モードの動作を停止させる。この場合には、制御部 105 は、指定された観察モードでの動作を禁止することを示すメッセージをモニター 5 上に表示させるようにしてもよい。

10

【0059】

また、例えば、回転フィルタ 113 として狭帯域観察用のフィルタが 1 つしか設けられていないフィルタを採用した場合には、制御部 105 は、合成比率 a を 0 とする。同様に、回転フィルタ 113 として特殊光観察用のフィルタが 1 つしか設けられていないフィルタを採用した場合には、制御部 105 は、合成比率 a を 0 とする。

【0060】

なお、制御部 105 は、操作者の設定に応じて、合成比率及び調光制御を設定するようにしてもよい。

20

【0061】

このように本実施の形態においては、光源装置の種類、観察モード等に応じて、合成比率を制御するようになっており、第 1 の実施の形態と同様の効果が得られるだけでなく、光源装置や観察モードに応じた最適な明るさ制御を行うことができる。

【0062】

(第 3 の実施の形態)

図 5 は本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡装置を示すブロック図である。図 5 において図 1 と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0063】

本実施の形態は明るさ算出処理部 44 に代えて明るさ算出処理部 244 を採用した点が第 1 の実施の形態と異なる。明るさ算出処理部 244 は、明るさ算出処理部 44 と同様に、求めた明るさを調光制御部 49 に出力する。本実施の形態においても、調光制御部 49 は、明るさ算出処理部 244 によって得られた輝度 Y_1 と目標とする明るさ (輝度) Y_s との差 ($Y_s - Y_1$) = ΔY_1 を求める。 $\Delta Y_1 = 0$ の場合には、マスター照明のみによって目標とする明るさが得られているので、調光制御部 49 は、スレーブ照明による撮像画像の合成比率 (係数) a を 0 とする。また、 $\Delta Y_1 > 0$ の場合には、調光制御部 49 は、所定の合成比率 a ($0 < a < 1$) を決定する。調光制御部 49 は、合成比率 a を合成処理部 45 に出力する。

30

【0064】

例えば、調光制御部 49 は、合成比率 a が $0 < a < 1$ の場合には、輝度 Y_1 と目標輝度 Y_s との比較に基づいて調光制御し、合成比率 a が 1 の場合には、輝度 $Y_1 + Y_2$ と目標輝度 Y_s との比較に基づいて調光制御してもよい。

40

【0065】

本実施の形態においても、合成処理部 45 は、マスター照明による撮像画像とスレーブ照明による撮像画像とを、合成比率 a に基づいて合成して合成撮像画像 (合成信号) を出力する。即ち、合成処理部 45 は、スレーブ照明による撮像画像、即ち、G 信号及び B 2 信号と合成比率 a とによって得た信号を、マスター照明による撮像画像に基づく信号と合成する。なお、合成比率 a が 0 の場合には、合成処理部 45 は、デジタル処理部 43 からマスター照明による撮像画像、即ち、G 信号及び B 1 信号のみを用いた信号をマトリクス処理部 46 に出力することになる。

50

【 0 0 6 6 】

本実施の形態における内視鏡装置 1 は、合成比率 a が例えば 0 の第 1 のモードと、合成比率 a が例えば 1 の第 2 のモードと、スレーブ照明による撮像画像に合成比率 a ($0 < a < 1$) を乗算してマスター照明による撮像画像と合成する第 3 のモードとを有している。なお、第 1, 第 2 のモードでは合成比率 a が 0 又は 1 であるとして説明したが、第 1, 第 2 のモードにおいて、合成比率 a を 0 又は 1 以外の値に設定してもよい。また、第 1 から第 3 の 3 つのモードを有する例について説明するが、合成比率 a として 3 種類以上の固定の合成比率を設定して、4 つ以上のモードで動作させるようにしてもよい。

【 0 0 6 7 】

ところで、第 1 のモードにおける合成比率 a は 0 で第 2 のモードにおける合成比率 a は 1 であり、調光制御部 49 による絞り量の制御は、第 1 のモードと第 2 のモードとで著しく異なることとなることが考えられる。即ち、この場合には、第 1 のモードと第 2 のモードとで、出射光量が著しく異なり、CCD 25 の出力レベルが著しく相違する。このため、明るさ算出処理部 244 において、第 1 のモードと第 2 のモードとで、各照明光に基づく撮像画像の明るさ検出処理が同一の場合には、実際の明るさに対応しない検出結果が得られることが考えられる。

【 0 0 6 8 】

また、調光制御部 49 は、撮像画像の明るさに基づいて調光制御を行うのに対し、モニター 5 に表示される観察画像の明るさは合成信号に基づくものとなる。このため、調光制御のための明るさ検出ではハレーションが生じていないと判定された場合、モニター 5 上の観察画像にハレーションが生じる可能性もある。また、明るさ算出処理部 244 の明るさ算出とは無関係に動作する AGC 回路 48 のゲイン量によっては、同様の問題が生じる可能性がある。

【 0 0 6 9 】

そこで、本実施の形態においては、CCD 25 の出力レベルが著しく異なる場合でも、明るさ検出を確実に行うことができるように、各照明光に基づく撮像画像の明るさ検出処理に用いる閾値を第 1 のモードと第 2 のモードとの間で変化させるようになっている。

【 0 0 7 0 】

また、本実施の形態においては、合成比率 a の大小に拘わらず、或いは AGC 回路 48 の利得の大小に拘わらず、表示に対応した明るさ検出を確実に行うことができるように、各照明光に基づく撮像画像の明るさ検出処理に用いる閾値を、合成比率 a や AGC 回路 48 の利得の値に応じて変化させるようになっている。

【 0 0 7 1 】

図 6 及び図 7 は図 5 中の明るさ算出処理部 244 における各照明光に基づく撮像画像の明るさ検出処理を説明するための説明図である。明るさ算出処理部 244 は、例えば、1 画面を所定の画素数のブロックに分割して、画面の明るさを求める。なお、明るさ算出処理部 244 は、各照明光に基づく撮像信号毎に画面の明るさを求める。

【 0 0 7 2 】

図 6 は明るさ算出処理部 244 によって、有効画素領域 251 が 10×10 のブロック 252 に分割されたことを示している。各ブロック 252 には、水平及び垂直方向に所定の画素数の画素が含まれる。明るさ算出処理部 244 は、各ブロック毎に明るさを求める。例えば、明るさ算出処理部 244 は、各ブロックに含まれる画素の画素値の平均を各ブロックの明るさ（ブロック明るさ）とする。いま、1 画面に含まれる 100 個のブロックをブロック B1 ~ B100 とし、各ブロック B1 ~ B100 の明るさを Bs1 ~ Bs100 とする。

【 0 0 7 3 】

図 7 (a) は明るさ算出処理部 244 により検出された各ブロック B1 ~ B100 の明るさ Bs1 ~ Bs100 をブロック順に配列したことを示している。明るさ算出処理部 244 は、図 7 (b) に示すように、明るさ Bs1 ~ Bs100 を値の大きさ順に配列する。図 7 (b) の例では、ブロック B10 の明るさ Bs10 が最も明るく、次いで、Bs2

10

20

30

40

50

0、B s 9、...と明るさが暗くなっており、ブロック B 9 1 が最も暗い明るさ B s 9 1 のブロックである。

【0074】

次に、明るさ算出処理部 2 4 4 は、図 7 (c) の太線破線で囲った領域、即ち、明るさ順で 2 ~ 5 番目の明るさと、明るさ順で 9 4 ~ 9 7 番目の明るさを選択する。そして、明るさ算出処理部 2 4 4 は、明るさ順で 2 ~ 5 番目の明るさの平均値を、画面内で明るい領域の代表値（以下、高輝度検波値という）A s h とし、明るさ順で 9 4 ~ 9 7 番目の明るさの平均値を、画面内で暗い領域の代表値（以下、低輝度検波値という）A s d とする。なお、高輝度検波値及び低輝度検波値を求めるために、上位及び下位のいずれの明るさを選択するかは適宜設定可能である。

10

【0075】

明るさ算出処理部 2 4 4 は、高輝度検波値及び低輝度検波値の少なくとも一方に、モードによって変化する重みを付して加算することにより、画面の明るさを求めるようになっている。図 8 及び図 9 はモードによって変化する重みを説明するためのグラフである。図 8 は横軸に割合をとり縦軸に重みをとって、重みの変化を示している。また、図 9 は横軸にモード（合成比率）をとり縦軸に閾値をとって、モード及び合成比率に対する閾値の変化を示している。なお、図 8 及び図 9 は高輝度検波値に与える重みを説明するためのものである。

【0076】

明るさ算出処理部 2 4 4 には、各画面の全画素の画素値も与えられる。明るさ算出処理部 2 4 4 は、全画素のうち画素値が閾値以上となる画素の割合を求める。例えば閾値として、画素にハレーションが生じているか否かのハレーション判定に用いる値を設定する。この場合には、明るさ算出処理部 2 4 4 は、全画素のうちハレーションが生じている画素の割合を求めることになる。図 8 の例では、明るさ算出処理部 2 4 4 は、ハレーションが生じている場合のように、画素値が閾値以上となる画素（以下、高輝度画素という）の割合が高い程、重みを大きくする。

20

【0077】

明るさ算出処理部 2 4 4 は、図 8 に基づく重みを、高輝度検波値に乗算した後、低輝度検波値に加算して得られた値を、画面の明るさとする。従って、ハレーションが生じている場合のように画素値が閾値以上となる高輝度画素の割合が高いほど、大きい重みが高輝度検波値に乘算されて、より明るい画面であることを示す検出結果が得られる。

30

【0078】

本実施の形態においては、高輝度画素の割合を求めるための閾値を、モード、合成比率及び A G C 回路 4 8 の利得に応じて変化させる。なお、図 8 ではモード及び合成比率に対する閾値の変化のみを示している。例えば、図 8 では、合成比率 a が 0 の第 1 のモード時における閾値を T とすると、合成比率 a が 1 の第 2 のモード時における閾値を $T / 2$ とする。また、合成比率 a が $0 < a < 1$ の第 3 のモード時における閾値 T' は、 $T' = T / (1 + a)$ とする。

【0079】

第 1 のモードにおいては、例えば、マスター照明による撮像画像しか得られない。このため、調光制御部 4 9 は、絞り量を小さくして、光源装置 3 の出射光量を増大させる。従って、この場合には、C C D 2 5 の出力は高レベルとなる。一方、第 2 のモードにおいては、マスター照明及びスレーブ照明による撮像画像が合成される。このため、比較的明るい（合成）撮像画像が得られるので、調光制御部 4 9 は、絞り量を大きくして、光源装置 3 の出射光量を減少させる。従って、この場合には、C C D 2 5 の出力は比較的低レベルとなる。

40

【0080】

従って、第 2 のモード時には、B 1 , B 2 照明光による撮像画像が合成されることを考慮して、高輝度画素の割合を求めるための閾値を第 1 のモード時よりも低く設定する。これにより、明るさ算出処理部 2 4 4 は、モードに拘わらず、高輝度画素の割合を適正に判

50

定して、正確な明るさ検出を行うことができる。

【0081】

また、第3のモード時には、合成比率 a が大きくなるほど、閾値 T' を低くする。これにより、第3のモード時においても、明るさ算出処理部244は、合成比率 a に拘わらず、高輝度画素の割合を適正に判定して、正確な明るさ検出を行うことができる。

【0082】

また、第3のモード時には、AGC回路48の利得を g として、閾値 T' を $T' = T / g$ により制御してもよい。この場合には、AGC回路48の利得 g が大きくなるほど、閾値 T' が小さくなる。これにより、第3のモード時においても、明るさ算出処理部244は、AGC回路48の利得 g に拘わらず、高輝度画素の割合を適正に判定して、正確な明るさ検出を行うことができる。

10

【0083】

明るさ算出処理部244は、このようにして各画面毎に各照明光に基づく撮像画像の明るさを求めた後、上述した、(1)式のマトリクス演算及び(2)、(3)式の演算によって、輝度 Y_1 、 Y_2 を算出する。

【0084】

なお、高輝度検波値に重みを付す例を説明したが、低輝度検波値に乗算する重みを求めるようにしてもよい。この場合には、例えば、明るさ算出処理部244は、全画素のうち画素値が閾値以下となる画素(以下、低輝度画素という)の割合を求める。そして、明るさ算出処理部244は、モードに応じて、低輝度画素の割合を求めるための閾値を変化させればよい。

20

【0085】

次に、このように構成された実施の形態の動作について説明する。

【0086】

術者は、内視鏡装置1を使用する際には、図5に示すように、内視鏡2のコネクタ27を光源装置3及び画像処理装置204に接続する。これにより、図5に示す接続状態が得られる。術者は、図示しない電源スイッチを操作して光源装置3、画像処理装置204、モニター5それぞれを動作状態として、狭帯域光観察のための操作を行う。

【0087】

光源31から照射される光は、狭帯域フィルタ32及び回転フィルタ33によって、狭帯域のG照明光、B1照明光及びB2照明光に変換され、絞り34によって明るさが調整された後、内視鏡2に供給される。各照明光は、ライトガイドファイバ26を介して、例えば、1/20秒の周期において順次かつ略連続的に照明レンズ23から被検体側に照射される。

30

【0088】

G照明光、B1照明光及びB2照明光が被検体の同一の部位に対して照射されたそれぞれのタイミングにおいて、CCD25は、その部位からの戻り光による光学像を撮像する。CCD25の光電変換によって、G照明光、B1照明光及びB2照明光の夫々の戻り光に対応したG信号、B1信号及びB2信号が得られる。G信号、B1信号及びB2信号を含む映像信号は、内視鏡2から画像処理装置204に与えられる。

40

【0089】

なお、B1信号、B2信号は、同一波長帯域の照明光を用いて同一の露光量で撮像されて得られる信号であり、1フレーム内で短いタイミングずれがあることを除けば、略同一の条件で得られるものである。

【0090】

画像処理装置204に入力された映像信号は、アナログ処理部41によって所定のアナログ処理が施された後、A/D変換器42によってデジタル信号に変換される。A/D変換器42からのデジタル映像信号は、デジタル処理部43において、G信号、B1信号及びB2信号に分離されて同時化メモリ40aに記憶される。

【0091】

50

明るさ算出処理部 244 は、同時化メモリ 40 a から読み出された G 信号、B 1 信号及び B 2 信号が与えられ、各画面毎に各照明光に基づく撮像画像の明るさを求める。明るさ算出処理部 244 は、各照明光に基づく撮像画像の各画面について、ブロック毎の明るさを求める。明るさ算出処理部 244 は、ブロック明るさが比較的明るい、明るさが上位のブロック明るさの平均を求めて高輝度検波値とし、ブロック明るさが比較的暗い、明るさが下位のブロック明るさの平均を求めて低輝度検波値とする。明るさ算出処理部 244 は、高輝度検波値及び低輝度検波値の少なくとも一方に、モード、合成比率 a 又は A G C 回路 48 の利得に応じて求めた重みを乗算して加算することで、各照明光に基づく撮像画像について各画面毎の明るさを求める。

【0092】

10

いま、マスター照明による撮像画像のみを用いた第 1 のモードであるものとする。この場合には、明るさ算出処理部 244 は、例えば、高輝度画素の割合を求めるための閾値として比較的高い値を用いる。これにより、高輝度画素を高精度に検出することができる。明るさ算出処理部 244 は、高輝度画素の割合が高いほど、高輝度検波値に乗算する重みを大きくする。明るさ算出処理部 244 は、高輝度検波値に求めた重みを乗算した後、低輝度検波値と加算して、画面の明るさを求める。

【0093】

一方、マスター照明及びスレーブ照明による撮像画像を合成比率 $a = 1$ で合成する第 2 のモードの場合には、明るさ算出処理部 244 は、例えば、高輝度画素の割合を求めるための閾値として比較的低い値を用いる。これにより、高輝度画素を高精度に検出することができる。明るさ算出処理部 244 は、高輝度画素の割合が高いほど、高輝度検波値に乗算する重みを大きくする。明るさ算出処理部 244 は、高輝度検波値に求めた重みを乗算した後、低輝度検波値と加算して、画面の明るさを求める。

20

【0094】

また、合成比率 a が $0 < a < 1$ の範囲の第 3 のモードの場合には、合成比率 a に応じて閾値を変化させる。これにより、高輝度画素を高精度に検出することができる。明るさ算出処理部 244 は、高輝度画素の割合が高いほど、高輝度検波値に乗算する重みを大きくする。明るさ算出処理部 244 は、高輝度検波値に求めた重みを乗算した後、低輝度検波値と加算して、画面の明るさを求める。

【0095】

30

また、明るさ算出処理部 244 は、A G C 回路 48 の利得に基づいて閾値を変化させてもよい。この場合にも、高輝度画素を高精度に検出することができる。明るさ算出処理部 244 は、高輝度画素の割合が高いほど、高輝度検波値に乗算する重みを大きくする。明るさ算出処理部 244 は、高輝度検波値に求めた重みを乗算した後、低輝度検波値と加算して、画面の明るさを求める。

【0096】

このように、高輝度画素の割合を求めるための閾値がモード、合成比率 a 又は A G C 回路 48 の利得に応じて変化しているので、モードに拘わらず、画面の明るさを高精度に求めることができる。

【0097】

40

明るさ算出処理部 244 は、各照明光に基づく撮像画像について各画面毎に求めた明るさを用いて、例えば上記 (1) 式によるマトリクス演算及び上記 (2) , (3) 式により、マスター照明による輝度 Y_1 とスレーブ照明による輝度 Y_2 とを算出する。上述したように、輝度 Y_1 , Y_2 は、マトリクス処理を利用して算出されており、モニター 5 に表示した場合の明るさと同様の明るさを示すものとなっている。次に、調光制御部 49 は、目標輝度 Y_s と輝度 Y_1 との差分 ΔY_1 を求め、合成比率 a を決定する。

【0098】

合成比率 a は合成処理部 45 に供給され、合成処理部 45 は、マスター照明による撮像画像に、合成比率 a に基づく割合だけスレーブ照明による撮像画像を合成する。例えば、合成処理部 45 は上記 (5) 式を用いて合成信号を得る。(5) 式において合成比率 a が

50

0、即ち、輝度 Y_1 が目標輝度 Y_s 以上である場合には、スレーブ照明による撮像画像の合成は行われない。従って、この場合には、合成信号に基づく合成撮像画像にはぶれが生じておらず画質劣化は生じない。

【0099】

合成処理部45からの合成信号は、マトリクス処理部46に与えられてマトリクス処理され、表示系におけるR画像、G画像及びB画像の信号が得られる。マトリクス処理部46の出力はD/A変換器47によってアナログ信号に戻された後、モニター5に供給される。こうして、モニター5の表示画面上において、十分な明るさで且つ画質劣化が抑制された狭帯域光観察画像が表示される。

【0100】

10

このように本実施の形態によれば、1フレーム期間等の所定期間内において、観察対象となる同一部位に対して、同一の狭帯域の照明光を複数回照射して合成することにより、狭帯域光観察における画像の明るさを向上させる。この場合において、モード、合成比率又はAGC利得に応じた閾値を用いて画面の明るさを求めており、高精度に画面の明るさを求めることができる。更に、各照明光に基づく撮像画像による画像の明るさをマトリクス処理を利用して求めることで、実際にモニターに表示される画像の明るさに対応した明るさ検出が可能であり、術者の希望する明るさでの観察が可能である。また、画像の明るさが十分に明るい場合には、同一の狭帯域照明光による撮像画像の合成を行わないので、画質の劣化を抑制することができる。

【0101】

20

なお、上記実施の形態においては、合成処理を合成処理部45により行い、マトリクス処理をマトリクス処理部46により行う例を説明したが、合成処理及びマトリクス処理をまとめて1回のマトリクス処理によって行うことも可能である。また、更に、マトリクス処理を行った後、合成処理を行ってもよい。

【0102】

また、上記実施の形態においては、高輝度画素の割合を求めるための閾値をモード等に応じて変化させる例について説明したが、画面の明るさを求めるための種々の閾値をモード、合成比率又はAGC利得に応じて変化させるようにしてもよい。

【0103】

30

例えば、上記実施の形態においては、画面を複数のブロックに分割し、各ブロック毎に明るさを求め、複数のブロック明るさの代表値に重みを付す場合において、モード等に応じた閾値を用いて重みを算出する例について説明したが、複数のブロック明るさの代表値を求める場合に、モード等に応じた閾値以下の明るさのブロック明るさを除去した複数のブロック明るさについて代表値を求める場合のように、ブロック明るさの代表値の決定に用いる閾値をモード、合成比率又はAGC利得に応じて変化させることも可能である。

【0104】

即ち、モード等に応じて撮像素子の出力レベルが変化するので、画面の明るさを求める場合において、撮像素子の出力レベルに関する閾値、即ち、画素単位或いはブロック単位において高輝度であるか低輝度であるかを判別するための閾値を設定する必要があるときには、モード、合成比率又はAGC利得に応じて閾値を変化させるようにすればよい。

40

【0105】

なお、上記実施の形態においては、狭帯域光観察の例について説明したが、本発明は蛍光観察においても同様に適用可能であり、蛍光観察を行うための励起光用のフィルタを2つ有する回転フィルタを用いた場合に、上記実施の形態と同様の合成処理及び明るさ算出処理を行うようにすることができる。

【0106】

(第4の実施の形態)

図10は本発明の第4の実施の形態を示すブロック図である。図10において図5と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

狭帯域光観察を行うための内視鏡装置においても、通常光観察を行う内視鏡装置と同様

50

に、モニターに表示される色合いが所望の状態となるように、ホワイトバランス調整が必要である。例えば、上述した第3の実施の形態においては、モードに応じて或いは合成比率 a に応じて、絞り量が著しく変化することがある。そうすると、絞り量の変化によって、光源装置3からの出射光の色が変化することがある。従って、モードや合成比率 a に対応したホワイトバランス調整が必要である。

【0107】

図11はホワイトバランス調整を行う一般的な回路を示すブロック図である。R画像の信号 R_{ch} 、G画像の信号 G_{ch} 、B画像の信号 B_{ch} は夫々R画像検波部71R、G画像検波部71G、B画像検波部71Bに与えられて検波される。なお、本実施の形態における狭帯域観察には、R、G、B画像の信号として、B信号、G信号、B信号が用いられる。

10

【0108】

図11の回路においては、例えば、G照明光の明るさがB照明光よりも極めて明るい場合を考慮して、乗算器72において、G信号に所定の係数、例えば $1/2$ を乗算する。R画像検波部71RからのB信号、乗算器72からのG信号及びB画像検波部71BからのB信号は、ホワイトバランス調整部73に与えられて、所定のゲインが掛けられて、ホワイトバランス調整される。

【0109】

なお、狭帯域光観察におけるホワイトバランス調整を示したが、蛍光観察においても図11と同様の回路を用いて同様の色バランス調整を行うことができる。例えば、励起光用の2つのフィルタを有する回転フィルタを採用した場合には、R画像の信号を得るタイミングでG光を照射し、G画像の信号を得るタイミングで第1の励起光を照射し、B画像の信号を得るタイミングで第2の励起光を照射する。G光の照射に基づくG信号については検波結果を $1/2$ にし、第1、第2の励起光に基づく第1、第2の蛍光信号については検波結果をそのまま用いて色バランス調整を行う。

20

【0110】

しかしながら、図11の回路に対応させてホワイトバランス調整値を各狭帯域照明光に基づく撮像信号に対する信号ゲインの調整のみによって取得する方法を採用すると、狭帯域フィルタ32の特性によっては、光源装置3から出射されるB照明光に対してG照明光の光量が極めて大きいことがある。この場合には、例えば、B1、B2信号のゲインをG信号のゲインに比べて極めて大きくする必要がある。そうすると、B1、B2信号として有効なレベル範囲が狭くなり、ダイナミックレンジが狭くなってしまう。

30

【0111】

そこで、本実施の形態においては、ホワイトバランス調整値の取得に際して、モードに応じて各帯域の出射光量を制御することにより、ダイナミックレンジが狭くなることを防止するようになっている。

【0112】

本実施の形態は画像処理装置204に代えて画像処理装置260を採用した点が第3の実施の形態と異なる。画像処理装置260は、調光制御部49に代えて調光制御部61を採用すると共に、調整値メモリ62及びホワイトバランス処理部63を付加した点が第3の実施の形態の画像処理装置204と異なる。

40

【0113】

調光制御部61は、第3の実施の形態の調光制御部49と同様の機能を有すると共に、ホワイトバランス調整値の取得処理を制御する機能を有する。第1のモードと第2のモードとでは合成比率 a が異なる。例えば、第1のモードにおける合成比率 a を0とし、第2のモードにおける合成比率 a が1であるものとする。この場合には、第1のモードでは、G照明光及びB1照明光による撮像画像が得られる。狭帯域フィルタ32の特性等によって、G照明光の光量がB1照明光の光量よりも大きくなりやすい場合には、調光制御部61は、第1のモードに対応したホワイトバランス調整値取得時に、光源31からの光が回転フィルタ33のフィルタ33Gを通過するタイミングにおいて、絞り34の絞り量を大

50

きくし、光源 3 1 からの光が回転フィルタ 3 3 のフィルタ 3 3 B 1 を通過するタイミングにおいて、絞り 3 4 の絞り量を小さくする。

【 0 1 1 4 】

また、第 2 のモードでは、G 照明光、B 1 照明光及び B 2 照明光による撮像画像が合成される。従って、B 照明光に基づく撮像画像についても G 撮像画像に対して十分なレベルが得られると考えられるので、調光制御部 6 1 は、第 2 のモードに対応したホワイトバランス調整値取得時において、光源 3 1 からの光が回転フィルタ 3 3 のフィルタ 3 3 G を通過するタイミング及びフィルタ 3 3 B 1 , B 2 を通過するタイミングにおいて、絞り 3 4 の絞り量を例えば同一とする。

【 0 1 1 5 】

ホワイトバランス処理部 6 3 は、ホワイトバランス調整値取得時において、A / D 変換器 4 2 の出力に基づいて、第 1 及び第 2 のモード用の各ホワイトバランス調整値を求めて、調整値メモリ 6 2 に記憶させる。調光制御部 6 1 は、第 1 及び第 2 のモードに対応したホワイトバランス調整値取得時の絞り量に基づいて、第 1 及び第 2 のモード用の各ホワイトバランス調整値を補正して調整値メモリ 6 2 に記憶させる。

【 0 1 1 6 】

なお、ホワイトバランス調整値取得時における絞り量の制御は、G 照明光に基づく撮像画像のレベルと B 照明光に基づく撮像画像のレベルとに基づいて決定すればよい。B 照明光に基づく撮像画像は、B 1 照明光に基づく撮像画像と B 2 照明光に基づく撮像画像を合成比率 a に応じて合成して得られる。従って、第 1 及び第 2 のモードに対応したホワイト

10

20

【 0 1 1 7 】

なお、調光制御部 6 1 は、絞り量を制御することで光量を調整したが、光源 3 1 の出射光量を調整するようにしてもよい。

【 0 1 1 8 】

このように構成された実施の形態においては、モード毎にホワイトバランス調整値が決定される。第 1 のモードに対応したホワイトバランス調整値取得時には、調光制御部 6 1 は、第 1 のモードに設定された合成比率 a に基づく絞り量で、G 照明光及び B 照明光の光量を制限する。ホワイトバランス処理部 6 3 は、ホワイトバランス調整値を算出して、調整値メモリ 6 2 に出力する。調光制御部 6 1 は、調整値メモリ 6 2 に記憶された第 1 のモード用のホワイトバランス調整値を読み出し、絞り量に応じて補正した後、調整値メモリ 6 2 に記憶させる。

30

【 0 1 1 9 】

また、第 2 のモードに対応したホワイトバランス調整値取得時には、調光制御部 6 1 は、第 2 のモードに設定された合成比率 a に基づく絞り量で、G 照明光及び B 照明光の光量を制限する。ホワイトバランス処理部 6 3 は、ホワイトバランス調整値を算出して、調整値メモリ 6 2 に出力する。調光制御部 6 1 は、調整値メモリ 6 2 に記憶された第 2 のモード用のホワイトバランス調整値を読み出し、絞り量に応じて補正した後、調整値メモリ 6 2 に記憶させる。

40

【 0 1 2 0 】

実使用時には、ホワイトバランス処理部 6 3 は、モードに応じて、調整値メモリ 6 2 に記憶された第 1 又は第 2 のモード用のホワイトバラス調整値を読み出して、撮像信号を増幅する。他の作用は第 3 の実施の形態と同様である。

【 0 1 2 1 】

このように本実施の形態においては、各モードに対応したホワイトバランス調整を行う共に、ホワイトバランス調整値取得時には各モードの合成比率に対応して各帯域の照明光の光量を制限しており、ダイナミックレンジを確保しつつ、各モードのホワイトバランス調整値を取得することができる。

【 0 1 2 2 】

50

なお、上記説明では、第 1 , 第 2 のモードについて説明したが、第 3 のモードの合成比率 a 毎に、上述した手法によりホワイトバランス調整値を算出するようにしもよいことは明らかである。

【 0 1 2 3 】

また、狭帯域光観察の例について説明したが、蛍光観察の色バランス調整においても同様に適用可能であることは明らかである。

【 0 1 2 4 】

ところで、内視鏡には、カスタムスイッチが設けられており、測光、コントラストのトグル、フォーカス等を 1 スwitch で切換え可能である。即ち、フロントパネルやキーボードなどには各種操作スイッチが設けられており、任意の機能を割付可能なカスタムスイッチが存在する。従来では光学拡大機能のスコープについて、専用の操作レバーによってのみ光学拡大操作をしていたが、カスタムスイッチに割り付けることで、操作方法の自由度を向上できる。操作レバーを用いない 2 焦点切替のスコープについても、2 焦点切替をカスタムスイッチに割り付けられる。なお、光学拡大や 2 焦点切替については、操作した後にどの状態になっているか表示するとよい。例えば、2 焦点の中から、近接 (N e a r) と通常 (F a r) を示す為に、画面上に N e a r 又は F a r と示すと良い。この時、患者名等の表示と明確に区別するように、白と黒を反転させたり、大きなフォントにしたりすることで、認識性を向上できる。

【 0 1 2 5 】

また、それぞれの機能において、複数のモードやレベルをトグルで切り替えることもある。その際に、複数のモードやレベルから少なくとも 1 つ以上を選択しておくことで、測光やコントラストをカスタムスイッチで容易に切り替えることができる。例えば、測光には平均、ピーク、オートの 3 モードがあり、ピークとオートを事前にメニューで設定しておけば、カスタムスイッチでピークとオートをいつでも切替可能である。同様に、コントラストにはガンマ補正のテーブルから、ノーマル、ハイ、ロー、補正無しといった種類から、ノーマルとハイを設定しておけば、切替が容易になる。また、コントラスト = ノーマルを必ず 1 つの候補とするように、設定ではハイとローの 2 者択一としておくこともよい。このときは、ノーマルとスペシャルの切替操作としておき、スペシャルにはハイとローから設定するようにする。これらは、カスタムスイッチに限定されることなく、機能を実行する測光やコントラストなどの各種機能スイッチにおいて、実施されても良い。その際には、測光の 3 モードがフロントパネルに示され、切替可能な 2 モードが順次光ると共に、切替不能のモードは光らない。また、切替可能な 2 モードが分かるように切替不能のモードとは識別できるよう、光らせ方を工夫してもよい。選択中のモードを強く光らせ選択可能のもう 1 つのモードを弱く光らせ、切替不可のモードは消しておく。

【 0 1 2 6 】

また、観察モードに応じて、1 つのカスタムスイッチ乃至は 1 つの機能スイッチにおいて、実現する機能や画像処理を変えても良い。例えば、色彩という機能スイッチについては、通常観察モードであれば色彩強調のレベル、N B I 観察モードであれば色調モードを変更する操作になる。

【 0 1 2 7 】

スコープ I D にはスコープの種類や N B I 色調モードの番号が記憶されている。スコープの種類が大腸内視鏡であるか、もしくは N B I 色調モードが 3 となっていたら、N B I 用のマトリックスから N B I 色調モード = 3 に対応したパラメータを読み出す。スコープ I D の通信方式毎にスコープの種類から実施したり、N B I 色調モードから実施してもよい。前者の場合は、スコープの種類から N B I 色調モードの番号を自動的に対応させることとなる。また、スコープ I D が無い場合は、N B I 色調モード = 2 とすることで、大腸にも食道にも適用可能な色調を実現できる。

【 0 1 2 8 】

また、N B I 色調モードを可変スイッチにより、N B I 色調モードを 3 から 1 にしたり、1 から 2 に変更したりできる。これにより、食道では N B I 色調モードを 1 とし、胃で

10

20

30

40

50

は2に変更することができる。ユーザーの好みに応じることができる。また、スコープIDによるNBI色調モードの設定をさせず、ユーザーがあらかじめ設定したNBI色調モードを用いることでも良い。例えば、ユーザーがNBI色調モードを2にした後で、システムをOFFし、再びONした時には前回使用した2を呼び出せばよい。スコープIDを用いるか否かをメニューで設定しておけばよい。

【0129】

プロセッサには複数種の光源を組み合わせることができる。光源によって対応できる観察モードが異なることが挙げられる。光源の種類によってはプロセッサとの通信部が異なるので、プロセッサには、それぞれの光源に対応した通信部を持つと良い。プロセッサには1つのコネクタで2つの通信部に対応しておけばよい。より具体的には、コネクタ内の複数のピンを使い分けることが良く、共有できるピンも含めるとなお良い。光源に対応してプロセッサの通信部を変えると共に、信号規格を変えればよい。例えば、同期信号を複合同期信号とするか垂直同期信号とすることが挙げられる。

【0130】

スコープをプロセッサとケーブルで電氣的接続したり、光源を介してからケーブルで電氣的接続したりする。その際、プロセッサの電源をONしたままスコープを付け直したり、交換することが有り得る。その場合、スコープ未接続の状態からスコープ接続の状態に移した際に、光源のカラーフィルターの回転位置が不適切になってから適切になるまで時間がかかることがある。その場合、観察画面が乱れることになる。そこで、スコープ未接続になった場合、未接続になる直前のカラーフィルターの回転位置を保つことで、常に適切な観察が可能となる。ここで示すカラーフィルターの回転位置とは広い意味で、CCDに対する露光タイミングと言える。つまり、カラーフィルターと組み合わせる開口調整器がカラーフィルターとの回転方向における相対位置を適正にすれば、CCDに対する露光タイミングが正しくなるので、それらを含めて位置を保つことが重要である。

【0131】

フロントパネルに設けられたスイッチを押すことで、ホワイトバランスを操作することが可能である。ホワイトバランスは、通常観察モードとNBI観察モードのそれぞれに対して実行されなければならない。例えば、スイッチを4秒ほど押し続けることで、順次、通常観察モードとNBI観察モードのそれぞれに対して、ホワイトバランスを取得することができる。しかしながら、スイッチを押し続けることは手間になることもあるので、設定によってスイッチを押し続けなくても良いこととしても良い。具体的には、「ホワイトバランススイッチ保持=ON/OFF」のように設定をさせる。設定をOFFにすれば、スイッチを1秒程度押したところで、通常観察モードのホワイトバランスを取り始め、それを示す報知がなされれば、ユーザーはスイッチの保持をやめてもホワイトバランスを中断することなく、NBI観察モードのホワイトバランスを自動的に取ることができる。設定をONにした場合で、ユーザーがスイッチの保持をすることをホワイトバランスが全て完了する前にやめてしまったら、ホワイトバランスは正しく完了できなかったこととなり、ホワイトバランス値を取得できなかったことになる。

【0132】

これまでは設定によって、ホワイトバランススイッチの保持について述べたが、使用する内視鏡の種類に応じて自動的に切り替えても良い。内視鏡の種類をスコープIDによって検知し、外科用のスコープであることが分かった時、ホワイトバランススイッチ保持をOFFするように動作しても良い。外科の分野では、スイッチを操作するユーザーと内視鏡を保持するユーザーが異なる場合、スイッチを操作するタイミングがずれ、保持することが困難となる場合があるからである。また、内視鏡にはCCDが搭載され、そのCCDの種類を示すように抵抗素子なども搭載されている場合、抵抗値を元にCCDの種類を判定してから、それに応じてホワイトバランススイッチ保持をOFFするように動作しても良い。また、設定とスコープIDを用いて実現してもよい。それは、スコープIDが外科を示しており、更に設定で「ホワイトバランススイッチ保持=OFF」となっていた場合に、ホワイトバランススイッチ保持をOFFするように動作しても良い。なお、面順次

式内視鏡の場合、ホワイトバランスは光源装置の色フィルターの製造バラツキを吸収し、色再現性を良くする作用がある。これに加え、内視鏡のCCDが4線読み出しの際には各チャンネルのバラツキを吸収し、チャンネル間バラツキを防ぐ作用がある。この両者を加味したホワイトバランスでは、RGBの3色と、CCDの4チャンネルに対応するべく、 $3 + 4 - 1 = 6$ 通りのホワイトバランス係数が挙げられる。これはチャンネルを1から4とした時、 $R_1 \sim R_4$ 、 $G_1 \sim G_4$ 、 $B_1 \sim B_4$ の係数が必要である。

【0133】

映像出力としてSDIやDVI、DV等の多種のコネクタを有している。これら映像出力には決められたフォーマットがあり、それぞれに必要な回路ブロックが存在する。SDIにはインターレース信号を、DVIにはプログレッシブ信号を出力とした場合、DV用の回路ブロックとして、IP変換（インターレース - プログレッシブ変換）が必要になる。HD - SDIには水平1920ドット、垂直1080ラインのインターレースのHDTVを出力しながら、これをIP変換し、WUXGAの1920×1200のプログレッシブにしてからDVIに出力する。プログレッシブにただけでは1080と1200に差があるので、黒のblankで埋めることとする。また、SXGAの1280×1024に合せて、切り出してもよい。また、IP変換の際にメディアンフィルタを用いることで、文字を表示した際に画質改善を図れる。

10

【0134】

インターレースからプログレッシブに変換する様子を図12のタイミングチャートにて説明する。図12(a)はフィールドメモリへの入力フレームレート<出力フレームレートの場合を示し、図12(b)はフィールドメモリへの入力フレームレート>出力フレームレートの場合を示している。図12の丸数字1はAフィールドの画像と1つ前のBフィールドの画像を合成処理後、出力する期間を示し、図12の丸数字2はBフィールドの画像と1つ前のAフィールドの画像を合成処理後、出力する期間を示している。

20

プログレッシブの出力画像の周波数はインターレースよりも高い時、P5とP6で示される画像は全く同じになる。即ち、P2、P6等においては、同じフィールドを2回だすことで周波数ズレを吸収する。一方、プログレッシブの出力画像の周波数がインターレースよりも低い時、P1、P2間のように出力しないインターレース画像を設けて周波数ズレを吸収する。

【0135】

30

次に、メディアンフィルタの作用を図13の説明図にて説明する。現在の入力フィールドは出力フレームとしてはそのまま1ライン毎に出力される。出力フレームのp1、p3、・・・については、メディアンフィルタの出力を用いる。それらは、a0、b0、a1の3つにおいて、信号レベルが2番目の大きさのものを採り、p1として出力することである。これは、静止している画像であれば、p1としてはb0が最適であり、動いている画像であれば、a0、a1のいずれかが適している。これらに着眼した方法となる。メディアンフィルタは、RGBの色毎に行い、画素毎に行う。それは図13の斜線部の画素を例にとると、R画像ならば、R画像の(a1, x)、(b1, x)、(a2, x)の3つにおいて、信号レベルが2番目の大きさのものを採り、出力を得ることとなる。

【0136】

40

NBI観察では光量の確保が難しかった。そこでランプを駆動する電流を増やして光量を増やす案がある。一方で通常光観察では既に十分な光量が確保できている場合が多く、経鼻スコープのように細い内視鏡の場合にのみ光量を増やしたい場合があった。そこで、スコープIDにフラグを設けることで、光量を増やすことを動作させたり、動作させないこととしても良い。このような動作に関して自由度を増やす為に設定を設けて、「電流制限 = ON/OFF」のような項目で例えばOFFすると、前記フラグが無効となって光量を増やすことになり、ONすると、前記フラグに"1"とあれば光量を増し、"0"とあれば光量を増さないように動作する。

【0137】

内視鏡にはCCDが欠かせない中で、内視鏡の種類は様々で、CCDを駆動する回路は

50

、内視鏡に持ったものや、ビデオプロセッサに持たせたものがある。内視鏡内の回路でＣＣＤを駆動する場合はその回路に必要なものをビデオプロセッサから与えることとなる。それらは主に電源とクロックとグランドになる。また、ＣＣＤにも種類があって、それら電源の電圧やクロックの周波数は適したものが要求される。ＣＣＤの種類をビデオプロセッサに伝える為に、内視鏡には抵抗値を設けて、そこで電圧を認識することでＣＣＤ判別を実現する。このような内視鏡はビデオプロセッサとの接続において、一定の配慮が必要である。例えば接続をつかさどる接点ピンの長さについて、電源とクロックとグランド、ＣＣＤ判別用抵抗部を長くして、その他の信号を短くすると、ビデオプロセッサが通電している間にも、適正な接続がなされることとなる。これらに限られたことなく、内視鏡の種類が分かる信号を長くしてもよい。これらの効果として、内視鏡を外す時に電源とクロックとグランドが同時に外れると、これらを同時に必要とするＣＣＤ用ドライバー回路やＡ／ＤやＡＦＥといった回路を安定化させることができる。また、内視鏡を接続する時に電源と抵抗部が同時に繋がると、適正なクロック周波数を準備し、内視鏡へ送ることが出来る。

10

20

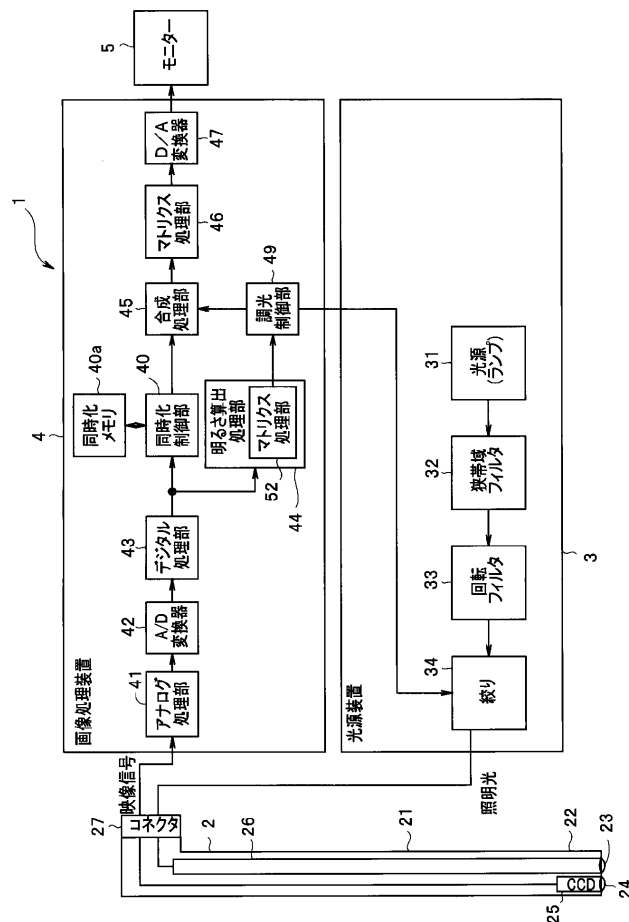
【 0 1 3 8 】

内視鏡画像をフリーズして静止画を表示している間でも、コメント欄等へ文字を入力できるようにしている。このとき、患者ＩＤは入力したり変更したりできないようにしている。また、フリーズしているしていないに関わらず、内視鏡画像の色を変えるために、モニター画面にメニューとしてＧＵＩを表示させ、赤色や青色を一定量変更するようにしてもよい。

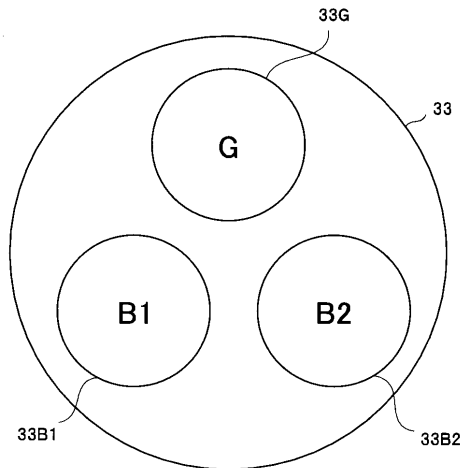
【 0 1 3 9 】

本出願は、２０１１年８月２６日に日本国に出願された特願２０１１－１８５１２７号及び特願２０１１－１８５１２８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。

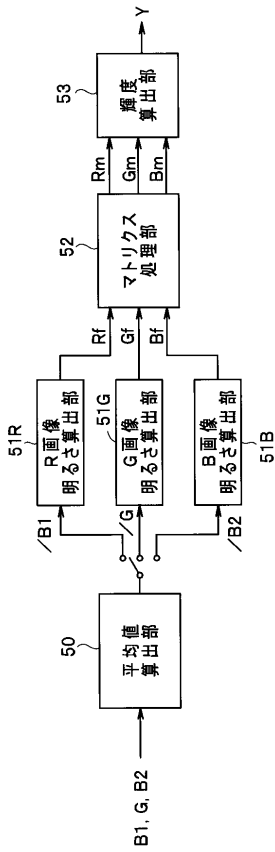
【 図 １ 】



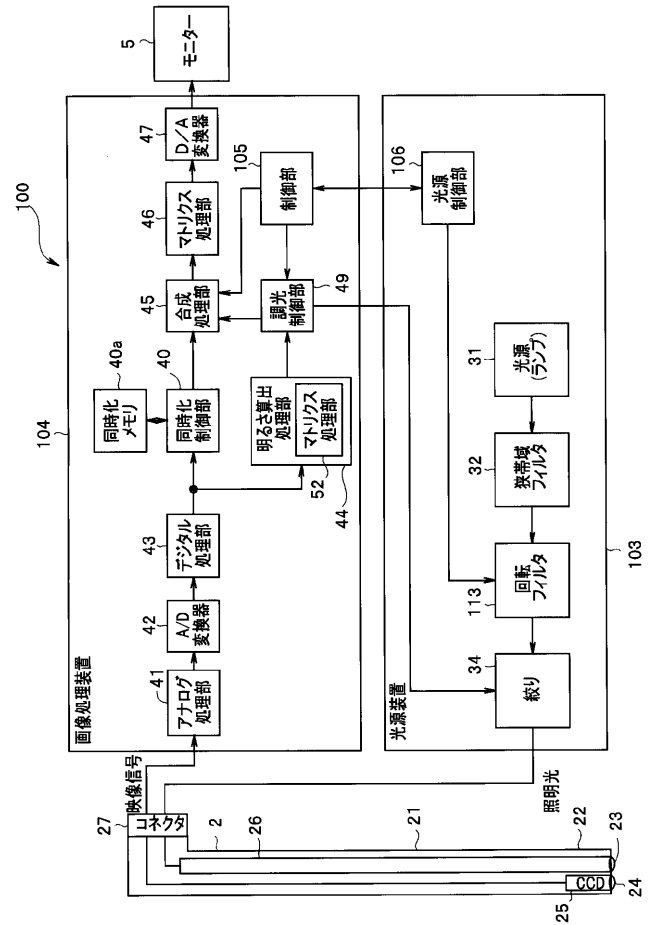
【 図 ２ 】



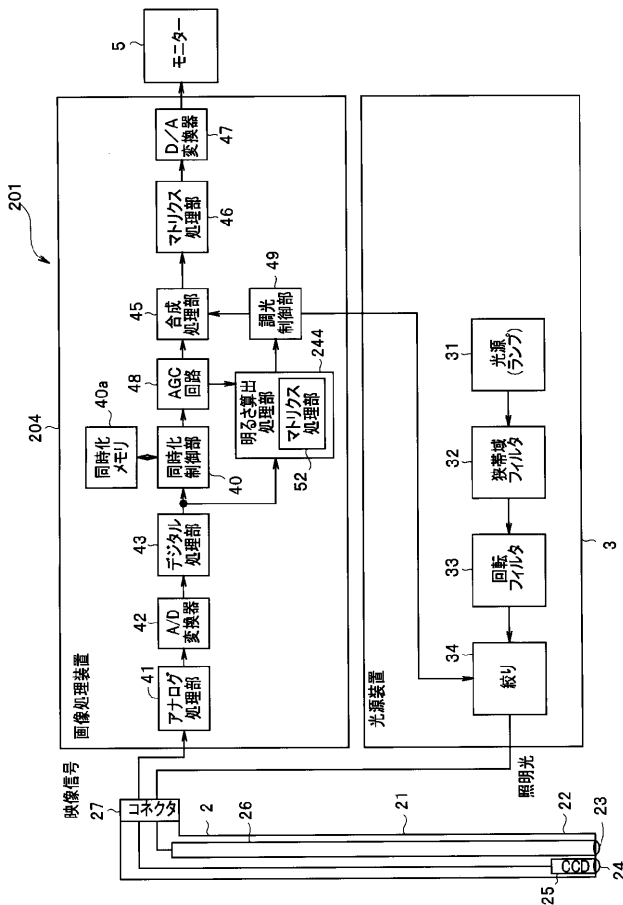
【 図 3 】



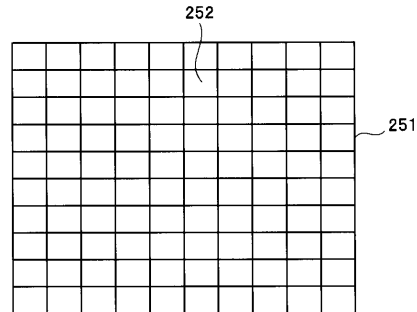
【 図 4 】



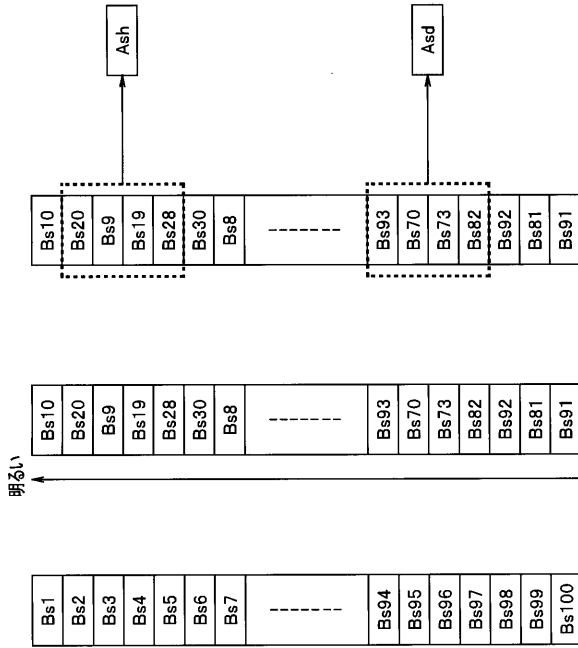
【 図 5 】



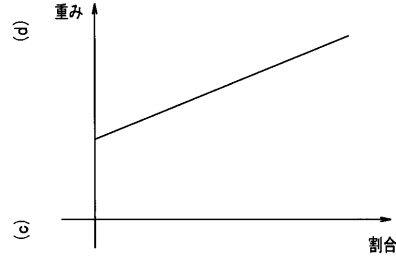
【 図 6 】



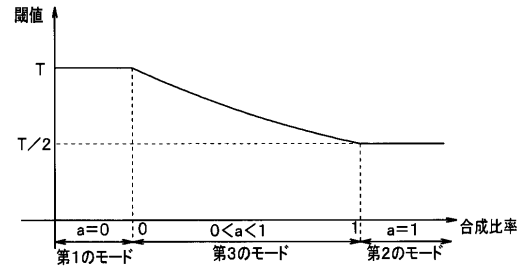
【図 7】



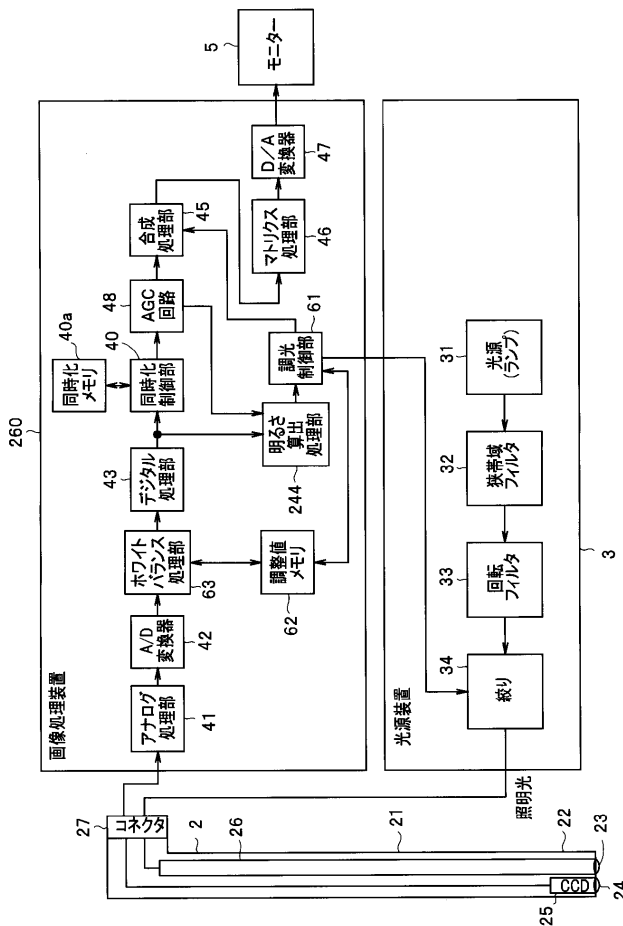
【図 8】



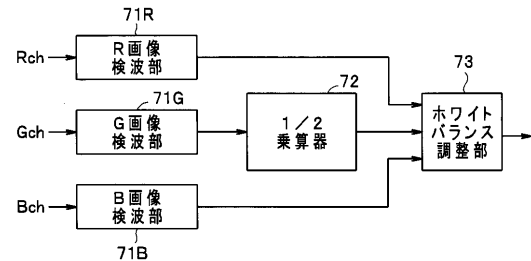
【図 9】



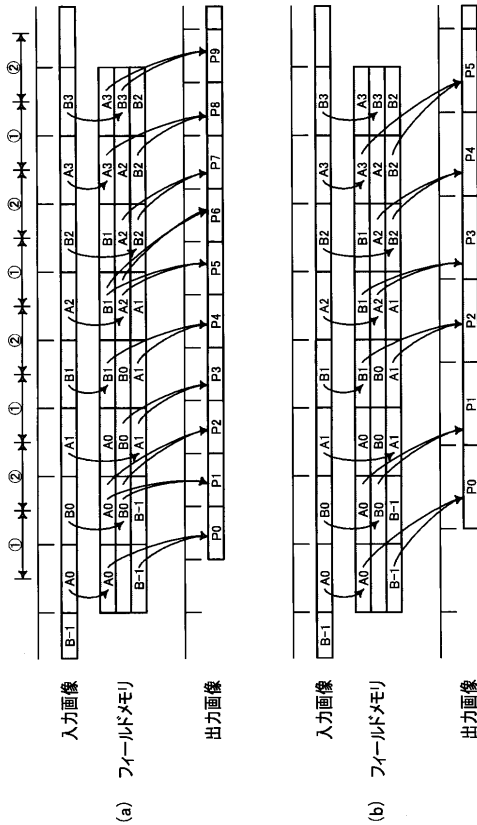
【図 10】



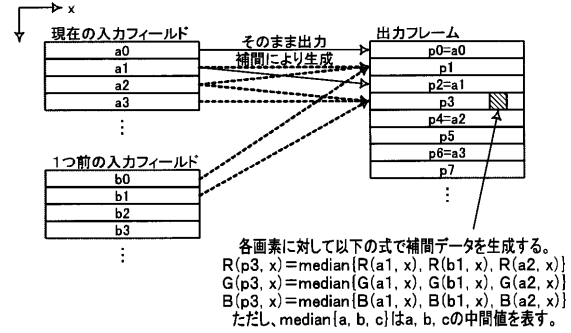
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



【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】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】

所定の時間内に、第 1 の帯域の照明光による照明を行うと共に、第 2 の帯域の照明光による照明を 2 回以上の第 1 の回数行う照明手段と、

前記照明手段により照明された被写体を撮像し、前記第 1 の帯域の照明光の照明に基づく第 1 の撮像画像及び前記第 2 の帯域の照明光の照明に基づく第 2 の撮像画像を出力する撮像手段と、

前記第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの第 1 の所定回の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第 1 の明るさを算出し、前記第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの前記第 1 の所定回以外の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第 2 の明るさを算出する明るさ算出手段と、

前記第 2 の明るさの元となる前記第 1 及び第 2 の撮像信号に、前記第 1 の明るさと目標明るさとの差分と前記第 2 の明るさとの比に基づく係数を乗算した後、前記第 1 の明るさの元となる前記第 1 及び第 2 の撮像信号に合成する合成手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第 1 の回数は 2 回であって、

前記明るさ算出手段は、前記第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの 1 回目の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって前記第 1 の明るさを算出し、前記第 1 の撮像信号と前記第 1 の回数のうちの 2 回目の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって前記第 2 の明るさを算出する

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】

前記第 1 及び第 2 の撮像信号に基づく表示を行う表示系の入力に対応した色変換処理を行うマトリクス処理部を具備し、

前記合成手段による合成は、前記マトリクス処理部の前段若しくは後段で行われるか又は前記マトリクス処理部の色変換処理と同時に行われる

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第 1 の帯域は、緑の帯域であり、前記第 2 の帯域は、青の帯域である

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071496

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/225
(2006.01)i, H04N5/232(2006.01)i, H04N9/04(2006.01)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)

A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24, H04N5/225, H04N5/232, H04N9/04

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

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/131620 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 November 2010 (18.11.2010), paragraphs [0025] to [0030] & JP 4728450 B & US 2011/0069199 A1 & EP 2347692 A1 & CN 102245078 A	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
10 September, 2012 (10.09.12)Date of mailing of the international search report
18 September, 2012 (18.09.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 1 4 9 6									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N5/232(2006.01)i, H04N9/04(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24, H04N5/225, H04N5/232, H04N9/04											
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 <table border="0"> <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										
国際調査で使用了電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
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	WO 2010/131620 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2010.11.18, 段落 [0025] - [0030] & JP 4728450 B & US 2011/0069199 A1 & EP 2347692 A1 & CN 102245078 A	1-10									
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 10.09.2012		国際調査報告の発送日 18.09.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/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 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4460								

 フロントページの続き

(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, 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, RO, 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, BN, 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, ID, 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) 2H040 BA11 GA02 GA07

4C161	BB02	CC06	HH54	LL02	NN01	PP12	QQ02	QQ04	QQ07	RR02
	RR04	RR15	RR22	SS08	SS09	SS10	SS22	TT01	TT02	TT03
	TT13	WW05								
5C122	DA25	EA12	EA41	FA09	FB17	FC01	FF17	FG01	FH18	FK23
	GE04	GE08	GG03	GG06	GG14	GG28	HA82	HA87	HA88	HB02
	HB06	HB10								

(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)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2013031701A1	公开(公告)日	2015-03-23
申请号	JP2013514467	申请日	2012-08-24
[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	橋本進 金子和真		
发明人	橋本 進 金子 和真		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 G01N21/645 G02B23/2469 G02B2207/113 H04N5/2256 H04N5/2351 H04N5/2354 H04N5/2355 H04N9/735		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/04.362.A G02B23/24.B H04N5/225.C		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/GA02 2H040/GA07 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/SS08 4C161/SS09 4C161/SS10 4C161/SS22 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/WW05 5C122/DA25 5C122/EA12 5C122/EA41 5C122/FA09 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FF17 5C122/FG01 5C122/FH18 5C122/FK23 5C122/GE04 5C122/GE08 5C122/GG03 5C122/GG06 5C122/GG14 5C122/GG28 5C122/HA82 5C122/HA87 5C122/HA88 5C122/HB02 5C122/HB06 5C122/HB10		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011185127 2011-08-26 JP 2011185128 2011-08-26 JP		
其他公开文献	JP5326065B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置在预定时间段内至少第一次数执行第一频带中的照明光和第二频带中的照明光以及第一和第二照明装置的照明。首先，通过颜色转换矩阵处理，使用基于一个波段的照明光的照明的第一图像拾取信号和基于第一次数的第一预定次数的照明的第二图像拾取信号 计算亮度，并基于第一次数的第一预定次数以外的基于第一频带的照明光的照明的第一图像拾取信号和基于照明的第二图像拾取信号。亮度计算装置用于通过所使用的颜色转换矩阵处理来计算第二亮度，以及作为第二亮度的基础的第一和第二成像信号中的第一亮度和目标亮度。并且，第一亮度是第一亮度的源，该第一亮度被乘以基于亮度和第二亮度之间的差的比率的系数。包括用于每个时间合成第二成像信号合成装置。

