

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/162099

発行日 平成25年8月19日(2013.8.19)

(43) 国際公開日 平成23年12月29日(2011.12.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

出願番号 特願2011-548502 (P2011-548502)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/063063
(22) 国際出願日 平成23年6月7日(2011.6.7)
(11) 特許番号 特許第5143293号 (P5143293)
(45) 特許公報発行日 平成25年2月13日(2013.2.13)
(31) 優先権主張番号 特願2010-144083 (P2010-144083)
(32) 優先日 平成22年6月24日(2010.6.24)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 山▲崎▼ 健二
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
Fターム(参考) 2H040 CA04 CA10 CA11 CA12 CA23
DA11 DA21 GA02 GA05 GA11
4C161 BB02 CC06 HH51 LL02 MM05
NN01 NN05 RR04 RR14 RR17
RR26 SS21 TT03 TT13
5C054 CC07 EA05 EF02 EJ04 HA12

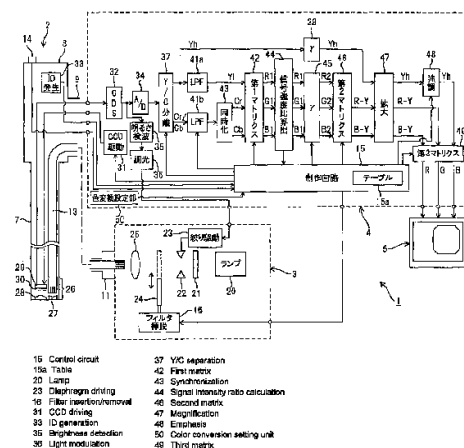
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置において、色分離フィルタを備えたCCDにより撮像された信号は、Y/C分離回路により第1輝度信号と第1色差信号に分離された後、第1及び第2マトリクス回路により3原色信号と第2色差信号に変換されると共に、間に介挿された信号強度比算出回路により3原色信号の信号強度比が算出される。第1輝度信号と第2色差信号は、第3マトリクス回路により、信号強度比に応じて第1輝度信号に対する色分離を施した変換を行う。

(501)



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内を撮像する撮像手段と、

前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第 1 輝度信号と第 1 色差信号とに分離する第 1 色分離手段と、

前記第 1 輝度信号及び前記第 1 色差信号に基づいて第 1 の 3 原色信号に変換する第 1 色変換手段と、

前記第 1 色変換手段からの出力信号を第 2 色差信号に変換する第 2 色変換手段と、

前記第 1 輝度信号及び前記第 2 色変換手段からの出力信号を第 2 の 3 原色信号に変換する第 2 色分離手段と、

前記第 1 色変換手段から出力される前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出する信号強度比算出手段と、

を有し、

前記信号強度比算出手段の出力結果に応じて前記第 2 色分離手段の処理内容を切り替えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記体腔内を照明する照明手段を更に備え、前記照明手段が白色光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色変換手段による変換を行うマトリクス係数が前記撮像手段に入射する光の分光特性に応じて切り替えられ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】

前記体腔内を照明する照明手段を更に備え、前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色変換手段による変換を行うマトリクス係数が前記撮像手段に入射する光の分光特性に応じて切り替えられ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 4】

前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記信号強度比算出手段の出力結果に応じて前記第 2 色分離手段による色分離の変換を行うマトリクス係数を切り替え、前記照明手段が白色光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 2 色分離手段による色分離の変換を行うマトリクス係数を、固定値に設定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 5】

前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明する場合、前記第 2 色変換手段による変換を行うマトリクス係数は固定値に設定され、前記第 2 色分離手段による変換を行うマトリクス係数は切り替えられ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】

前記信号強度比算出手段は、前記撮像手段によりフィールド又はフレーム毎に前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出し、前記第 2 色分離手段は、前記信号強度比算出手段による強度比の出力結果に応じて前記フィールド又はフレーム毎に色分離の変換を行うマトリクス係数を動的に切り替え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】

前記信号強度比算出手段は、所定の基準被写体を撮像する状態において指示されたタイミングにおいて前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出し、前記第 2 色分離手段は、前記タイミングで算出された強度比の出力結果に基づいて色分離の変換を行うマトリクス係数を固定値として使用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 8】

所定の狭帯域波長の照明光のもとで前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色差信号に対する通過帯域を制限するフィルタの通過帯域を、白色光の照明光のもとで前記撮像手段が撮像する場合よりも広帯域に設定することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡装置。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡に設けられた撮像手段に対する信号処理を行い、内視鏡画像を生成する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年においては、撮像手段を備えた電子内視鏡は、各種の内視鏡検査等において広く採用されるようになった。

電子内視鏡を用いて内視鏡検査を行う場合、白色光の照明下で、カラーの光学フィルタを備えた撮像素子を用いて、カラー撮像を行う同時式の内視鏡装置と、モノクロの撮像素子を用いてR、G、Bの面順次の照明光の下でそれぞれ撮像を行うことにより、カラー画像を生成する面順次方式の内視鏡装置とがあり、信号処理系は両者において異なる。

日本国特開2007-300972号公報の従来例には、同時式の内視鏡装置が開示されている。この従来例の図1においては、補色系のカラーフィルタを備えた撮像手段を備えた内視鏡が採用され、この撮像手段に対する信号処理装置としては、輝度信号Yと色信号CとをY/C分離回路で分離する。

【0003】

また、この信号処理装置においては、輝度信号Yをローパスフィルタを通した輝度信号Y_lと、ローパスフィルタを通さない輝度信号Y_hとを生成している。

また、この信号処理装置においては、通常白色光観察(WLI)と、狭帯域光観察(NBI)との観察モードの切り替えに連動して、輝度信号Y_hと、第2マトリクス回路46から出力されるNBIの観察モード時の輝度信号Y_{nbi}とをセレクタ39により切り替えて後段側に出力する構成となっていた。

このため、WLIの観察モードにおける輝度信号Y_hは、第2マトリクス回路46の出力信号としての輝度信号Yと乖離した状態のまま、後段側で信号処理されるため色分離が十分には行われていない。

また、この従来例におけるセレクタ39により切替を行うことなく、共通の輝度信号Y_hを後段側に出力する構成にして簡素化した構成にすることが望まれる。

【0004】

しかし、共通の輝度信号Y_hを後段側に出力する構成にした場合にも、上記の従来例の場合と同様に、輝度信号Y_hに対して、撮像手段を構成する撮像素子や照明光の分光特性に応じた色分離の処理が施されていない。

そのため、特に狭帯域光の照明下で撮像する狭帯域光観察(NBI)などにおいては、表示手段に内視鏡画像として表示した場合の画像のコントラストの低下を招く原因になっていた。

【0005】

より具体的に説明すると、術者は、血管像や粘膜微細構造を詳細に観察するためにNBIの観察モードに設定する場合がある。しかし、上記の構成においては、輝度信号Y_hがNBIにおける色信号の画像信号と独立した状態の画像信号として表示手段に出力される。このため、血管像や粘膜微細構造のコントラスト低下を招く原因になる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、色分離を向上することによりコントラストの低下の少ない内視鏡画像を生成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】

【0006】

本発明の一態様の内視鏡装置は、体腔内を撮像する撮像手段と、前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第1輝度信号と第1色差信号とに分離する第1色分離手段と、前記第1輝度信号及び前記第1色差信号に基づいて第1の3原色信号に変換する第1色変

10

20

30

40

50

換手段と、前記第 1 色変換手段からの出力信号を第 2 色差信号に変換する第 2 色変換手段と、前記第 1 輝度信号及び前記第 2 色変換手段からの出力信号を第 2 の 3 原色信号に変換する第 2 色分離手段と、前記第 1 色変換手段から出力される前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出する信号強度比算出手段と、を有し、前記信号強度比算出手段の出力結果に応じて前記第 2 色分離手段の処理内容を切り替えることを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 2】狭帯域用フィルタの分光特性例を示す特性図。

【図 3】固体撮像素子に設けられた色分離フィルタのフィルタ配列の構成を示す図。

10

【図 4】信号強度比が算出される所定領域を示す図。

【図 5】第 1 の実施形態における主要な動作説明用のフローチャート。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 7】第 2 の実施形態における主要な動作説明用のフローチャート。

【図 8】本発明の第 3 の実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 9】第 3 の実施形態における主要な動作説明用のフローチャート。

【図 10】第 3 の実施形態の変形例における主要な動作説明用のフローチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

20

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡（以下、単に内視鏡と略記）2 と、この内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 とを備える。また、この内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、撮像手段の出力信号に対する信号処理を行う内視鏡用映像信号処理装置としてのビデオプロセッサ 4 と、ビデオプロセッサ 4 から出力される映像信号が入力されることにより、撮像手段により撮像された撮像画像に対して信号処理した画像を内視鏡画像として表示するモニタ 5 とを備える。

【0009】

内視鏡 2 は、細長の挿入部 7 と、この挿入部 7 の後端に設けられた操作部 8 と、この操作部 8 から延出されたユニバーサルケーブル 9 とを有し、このユニバーサルケーブル 9 の端部のライトガイドコネクタ 11 は、光源装置 3 に着脱自在に接続され、信号コネクタは、ビデオプロセッサ 4 に着脱自在に接続される。

30

上記挿入部 7 内には、照明光を伝送するライトガイド 13 が挿通され、このライトガイド 13 における手元側の端部のライトガイドコネクタ 11 を光源装置 3 に接続することにより、光源装置 3 からの照明光がライトガイド 13 に供給される。

光源装置 3 は、通常白色光観察（WLI と略記）モード時には、照明光として可視波長領域をカバーする白色照明光を発生して、ライトガイド 13 に供給する。

【0010】

一方、狭帯域光観察（NBI と略記）モード時には、照明光として狭帯域の照明光を発生して、ライトガイド 13 に供給する。

40

WLI モードと NBI モードの切替指示は、例えば内視鏡 2 の操作部 8 に設けたスコープスイッチ等によるモード切替スイッチ 14 により行うことができる。なお、モード切替スイッチ 14 は、内視鏡 2 に設けたスコープスイッチで構成する他に、フットスイッチにより構成しても良いし、ビデオプロセッサ 4 のフロントパネルにモード切替スイッチを設けても良いし、図示しないキーボードにより構成する等しても良い。

このモード切替スイッチ 14 による切替信号は、ビデオプロセッサ 4 内の制御回路 15 に入力され、切替信号が入力されるとこの制御回路 15 は、光源装置 3 のフィルタ挿脱機構 16 を制御して、通常白色光と、狭帯域照明光とを選択的に切り替える。

【0011】

50

また、後述するように、この制御回路 15 は、光源装置 3 からライトガイド 13 に供給する照明光の切替制御に連動して、ビデオプロセッサ 4 内の信号処理系の特性を切り替える制御も行う。そして、モード切替スイッチ 14 による切替操作により、信号処理系の特性を切り替えることにより、W L I モード及び N B I モードそれぞれの観察モードに適した信号処理を行えるようにしている。

光源装置 3 は、照明光を発生するランプ 20 を内蔵し、このランプ 20 は、可視波長領域を含む照明光を発生する。この照明光は、赤外カットフィルタ 21 により赤外光がカットされて略白色光の波長帯域に近い照明光にされた後、絞り 22 に入射される。この絞り 22 は、絞り駆動回路 23 により、開口量が調整されてその通過光量が制御される。

【0012】

この絞り 22 を通過した照明光は、ブランジャなどにより構成されるフィルタ挿脱機構 16 により照明光路中に挿脱される狭帯域用フィルタ 24 を通して N B I モード時、或いは狭帯域用フィルタ 24 を通さない W L I モード時、集光レンズ 25 により集光されてライトガイド 13 の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。

図 2 は、狭帯域用フィルタ 24 の分光特性の 1 例を示す。この狭帯域用フィルタ 24 は、2 峰性フィルタ特性を示し、例えば、緑、青の各波長域において、それぞれ狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a を有する。

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a は、それぞれ中心波長が 540 nm、420 nm であり、その半値幅が 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有する。

【0013】

従って、狭帯域用フィルタ 24 が照明光路中に配置された場合には、この狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a を透過した 2 バンドの狭帯域照明光がライトガイド 13 に入射される。

これに対して、狭帯域用フィルタ 24 を照明光路中に配置しない場合には、広帯域の白色光がライトガイド 13 に供給されることになる。

ライトガイド 13 からの照明光は、ライトガイド 13 によりその先端面に伝送され、挿入部 7 の先端部 26 に設けた照明窓に取り付けた照明手段を構成する照明レンズ 27 を経て外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。

【0014】

先端部 26 には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 28 が取り付けられている。この対物レンズ 28 は、生体組織からの反射光による光学像を結像する。この対物レンズ 28 の結像位置には、撮像手段を構成する固体撮像素子として電荷結合素子 (C C D と略記) 29 が配置されており、この C C D 29 により光電変換される。

この C C D 29 の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ 30 として例えば図 3 に示す補色系カラーフィルタが各画素単位で取り付けられている。

この補色系カラーフィルタは、各画素の前に、マゼンタ (M g)、グリーン (G)、シアン (C y)、イエロ (Y e) の 4 色のカラーチップが、水平方向には、M g と G とが交互に配置され、縦方向には、M g、C y、M g、Y e と G、Y e、G、C y との配列順で、それぞれ配置されている。

【0015】

そして、この補色系カラーフィルタを用いた C C D 29 の場合、縦方向に隣接する 2 列の画素を加算して順次読み出すが、このとき奇数フィールドと偶数フィールドで画素の列をずらして読み出すようにする。そして、C C D 29 から読み出された信号は、後段側の (第 1 の色分離手段としての) Y / C 分離回路 37 により、公知のように輝度信号と色差信号とが生成されることになる。

上記 C C D 29 は、信号線の一端と接続されており、この信号線他端が接続された信号コネクタをビデオプロセッサ 4 に接続することにより、ビデオプロセッサ 4 内の C C D 駆動回路 31 と C D S 回路 32 とに接続される。

なお、各内視鏡 2 は、その内視鏡 2 に固有の識別情報 (I D) を発生する I D 発生部 3

10

20

30

40

50

3を備え、ID発生部33によるIDは、制御回路15に入力され、制御回路15は、IDによりビデオプロセッサ4に接続された内視鏡2の種類やその内視鏡2の内蔵されたCCD29の画素数、種類等を識別する。

【0016】

そして、識別した内視鏡2のCCD29を適切に駆動するように制御回路15は、CCD駆動回路31を制御する。

CCD29は、CCD駆動回路31からのCCD駆動信号の印加により、光電変換された撮像信号は、相関二重サンプリング回路(CDS回路と略記)32に入力される。CDS回路32により、撮像信号から信号成分が抽出されてベースバンドの信号に変換された後、A/D変換回路34に入力され、デジタル信号に変換されると共に、明るさ検波回路35に入力され、明るさ(信号の平均輝度)が検出される。

明るさ検波回路35により検出された明るさ信号は、調光回路36に入力され、基準の明るさ(調光の目標値)との差分により調光するための調光信号が生成される。この調光回路36からの調光信号は、絞り駆動回路23に入力され、絞り駆動回路23は、基準となる明るさとなるように絞り22の開口量を調整する。

【0017】

A/D変換回路34から出力されるデジタル信号は、Y/C分離回路37に入力され、Y/C分離回路37は、輝度信号Yと、(広義の色信号Cとしての)線順次の色差信号Cr, Cbが生成される。このY/C分離回路37は、第1の色分離手段を形成し、従って、Y/C分離回路37の出力信号としての輝度信号Yは第1輝度信号、色差信号Cr, Cbは第1色差信号に相当する。

輝度信号Yは、回路38を介して拡大回路47に入力される(この輝度信号をYhと記す)と共に、信号の通過帯域を制限する第1のローパスフィルタ(LPFと略記)41aに入力される。

このLPF41aは、輝度信号Yに対応して広い通過帯域に設定されており、このLPF41aの通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号Y1が、第1色変換手段としての第1マトリクス回路42に入力される。

【0018】

また、色差信号Cr, Cbは、信号の通過帯域を制限する第2のLPF41bを介して(線順次)同時化回路43に入力される。

この場合、第2のLPF41bは、制御回路15により、観察モードに応じてその通過帯域の特性が変更される。具体的には、WLIモード時には、第2のLPF41bは、第1のLPF41aより低帯域に設定される。つまり、WLIモード時には、標準的な映像信号の規格に準拠した信号処理を行うように設定される。

一方、NBIモード時には、第2のLPF41bは、WLIモード時における低帯域よりも広い帯域に変更される。例えば第2のLPF41bは、第1のLPF41aとほぼ同様に広帯域に設定(変更)される。

このように第2のLPF41bは、観察モードの切替に連動して、色差信号Cr, Cbに対する通過帯域制限する処理特性を変更する処理特性変更手段を形成している。

【0019】

第2のLPF41bの信号通過の帯域特性を広帯域化することにより、毛細血管の走行状態や、狭帯域透過フィルタ特性部Gaによる輝度信号に近いGの照明光のもとで撮像したGの色信号により得られる表層付近に近い血管走行状態などの分解能(解像度)を向上することができ、診断がし易い画質の良い画像が得られるようにしている。

同時化回路43は、同時化された色差信号Cr, Cbを生成し、この色差信号Cr, Cbは、第1色変換手段としての第1マトリクス回路42に入力される。

第1マトリクス回路42は、輝度信号Y1及び色差信号Cr, Cbから第1の3原色信号R1, G1, B1に変換して、信号強度比を算出する信号強度比算出回路44に出力する。また、第1の3原色信号R1, G1, B1は、ガンマ補正する回路45にも入力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

この第1マトリクス回路42は、制御回路15によって制御され、CCD29の色分離フィルタ30の特性や狭帯域用フィルタ24の特性に応じて(変換特性を決定する)マトリクス係数の値を変更(切替)する。つまり、第1マトリクス回路42は、撮像手段としてのCCD29に入射する光の分光特性に応じて、第1の3原色信号R1, G1, B1に変換するマトリクス係数の値を変更する。そして、第1マトリクス回路42は、混色の無い或いは混色を殆ど解消した3原色信号R1, G1, B1に変換する。なお、上述したように、NBIモードにおいては、赤の波長帯域の照明光を用いないので、R1の色信号を有しない。

例えば、ビデオプロセッサ4に実際に接続される内視鏡2により、その内視鏡2に搭載されているCCD29の色分離フィルタ30の特性が異なる場合があり、制御回路15は、IDの情報により実際に使用されているCCD29の色分離フィルタ30の特性に応じて第1マトリクス回路42により第1の3原色信号R1, G1, B1に変換するマトリクス係数を変更する。

【 0 0 2 1 】

このようにすることにより、実際に使用される撮像手段の種類が異なる場合にも適切に対応でき、偽色の発生を防止したり、混色の少ない第1の3原色信号R1, G1, B1に変換することができる。

また、信号強度比算出回路44は、第1マトリクス回路42を経て入力される3原色信号R1, G1, B1の信号強度比s, t, uを算出し、算出した信号強度比s, t, uの情報を制御回路15に出力する。

このため、信号強度比算出回路44は、第1マトリクス回路42から出力される第1の3原色信号R1, G1, B1の各信号レベルをそれぞれフィールド単位で積算して、積算結果を元に3原色信号R1, G1, B1の各信号強度比s, t, uを算出する。

この場合、例えば図4に示すように1フィールドの画像領域Ro内に設定された所定領域Rd内で積算して各信号強度比s, t, uを算出する。なお、信号強度比算出回路44を、例えば制御回路15の内部に設けるようにしても良い。

【 0 0 2 2 】

所定領域Rd内での3原色信号R1, G1, B1の積算値をそれぞれiR, iG, iBとすると、各信号強度比s, t, uは、

$$s = iR / (iR + iG + iB)$$

$$t = iG / (iR + iG + iB)$$

$$u = iB / (iR + iG + iB)$$

となり、 $s + t + u = 1$ の条件を満たす。このため、s, t, uの3つを算出しないで、これら3つのうちの2つを算出し、 $s + t + u = 1$ の条件から残りの1つを算出しても良い。

また、NBIモード時には、R1の色信号は0となるので、 $s = 0$ となる。この場合には、t, uの2つを算出するか、2つのうちの1つを算出し、 $t + u = 1$ の条件から残りの1つを算出しても良い。

【 0 0 2 3 】

本実施形態においては、各フィールド単位で3原色信号R1, G1, B1の各信号強度比s, t, uを算出し、後述するように第2の色分離手段を構成する第3マトリクス回路49のマトリクス係数をフィールド単位で動的に変更する。

なお、制御回路15は、第1マトリクス回路42, 第2マトリクス回路46, 第3マトリクス回路49によるマトリクス係数を設定するために参照する参照用のテーブル15aを内蔵している。

回路45も、制御回路15により制御される。具体的には、NBIモード時には、WLIモード時よりも補正の特性を強調した特性に変更される。これにより、低信号レベル側でのコントラストが強調され、より識別し易い表示特性となる。

この回路45により補正された3原色信号R2, G2, B2は、第2の色変換手段

10

20

30

40

50

を構成する第 2 マトリクス回路 4 6 に入力され、この第 2 マトリクス回路 4 6 により、以下のように色差信号 R - Y、B - Y に変換される。なお、マトリクス M a t 2 は、例えば (3) 式のように表される。

[数 1]

$$\begin{pmatrix} R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = \text{Mat}2 \cdot \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad (1)$$

10

この第 2 マトリクス回路 4 6 は、観察モードの切り替えによらず、例えば固定値に固定されたマトリクス係数が採用される。

第 2 マトリクス回路 4 6 により出力される色差信号 R - Y、B - Y は、輝度信号 Y h と共に、拡大処理を行う拡大回路 4 7 に入力される。

この拡大回路 4 7 により拡大処理された輝度信号 Y h は、強調回路 4 8 により輪郭強調された後、第 3 マトリクス回路 4 9 に入力され、拡大回路 4 7 により拡大処理された色差信号 R - Y、B - Y は、強調回路 4 8 を通さないで第 3 マトリクス回路 4 9 に入力される。

第 2 の色分離手段としての第 3 マトリクス回路 4 9 により、輝度信号 Y h と色差信号 R - Y、B - Y は、3 原色信号 R、G、B に変換される。この 3 原色信号 R、G、B は、図示しない D / A 変換回路によりアナログの映像信号に変換されて映像信号出力端からモニタ 5 に出力される。

20

【 0 0 2 4 】

第 3 のマトリクス回路 4 9 は、そのマトリクス M a t 3 (のマトリクス係数) が、第 1 マトリクス回路 4 2 により生成される第 1 の 3 原色信号 R 1、G 1、B 1 の各信号強度比 s、t、u に基づいて、制御回路 1 5 により動的に切り替えられる。

具体的には、第 2 マトリクス回路 4 6 の 2 行 3 列のマトリクスを M a t 2 とし、上記第 1 の 3 原色信号 R 1、G 1、B 1 の各信号強度比 s、t、u を用いると、マトリクス M a t 3 は、

[数 2]

$$\text{Mat}3 = \begin{pmatrix} s & t & u \\ \text{Mat}2 \end{pmatrix}^{-1} \quad (2)$$

30

となるように動的に切り替えられる。

【 0 0 2 5 】

ここで、マトリクス M a t 2 は、例えば

[数 3]

$$\text{Mat}2 = \begin{pmatrix} 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix} \quad (3)$$

40

のように設定される。ここで、()⁻¹ は逆マトリクスを意味する。

また、本実施形態においては、N B I モード時には、内視鏡画像をモニタ 5 にカラー表示する場合、実際の色信号のまま表示する場合よりも視認性を向上するために色変換して表示させる設定を行う色変換設定部 5 0 が設けてある。

【 0 0 2 6 】

術者は、色変換を行う場合には、この色変換設定部 5 0 における図示しない色変換スイッチを O N にする操作を行い、その操作信号は制御回路 1 5 に出力される。

この色変換設定部 5 0 により色変換を行う指示がされた場合、制御回路 1 5 は、例えば

50

テーブル 15 a 内に予め格納されている標準的な色変換を行うためのマトリクス要素（マトリクス係数とも言う） k_1 、 k_2 、 k_3 を参照して、(2)式のマトリクス Mat_3 を用いる代わりに、以下の(4)式のマトリクス Mat_3 を用いる。

[数4]

$$Mat3 = M_{Trans} \cdot \begin{pmatrix} s & t & u \\ Mat_2 \end{pmatrix}^{-1}$$

$$= \begin{pmatrix} 0 & k_1 & 0 \\ 0 & 0 & k_2 \\ 0 & 0 & k_3 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} s & t & u \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix}^{-1} \quad (4)$$

上記の表式から明らかなように(4)式におけるマトリクス Mat_3 は、(2)式におけるマトリクス Mat_3 に色変換用のマトリクス要素 k_1 、 k_2 、 k_3 を含む色変換マトリクス M_{Trans} を乗算したものとなっている。但し、NBIモード時において、(3)式における信号強度比 s はゼロである（つまり $s = 0$ ）。

なお、術者は、色変換設定部 50 を操作して、色変換を行う場合の色変換用のマトリクス要素 k_1 、 k_2 、 k_3 の値を可変設定することができるようにも良い。

また、強調回路 48 による輪郭強調も、制御回路 15 を介して CCD 29 及び色分離フィルタ 30 等の種類に応じてその強調特性（強調帯域が中低帯域にするか中高帯域にするか）等を変更しても良い。

特に NBI モード時には、輝度信号 Y_h が強調処理されるようにすると、生体表層付近の毛細血管等の構造を強調した処理を行うことになり、注目する画像成分を明瞭に表示できるようになる。

【0027】

このように本実施形態においては、観察モードの切替に連動して、各フィールド毎に所定領域 R_d での第 1 マトリクス回路 42 の出力信号としての第 1 の 3 原色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 の各信号強度比 s 、 t 、 u を算出する。

そして、算出された各信号強度比 s 、 t 、 u を用いて、モニタ 5 に内視鏡画像を表示する場合のその画像信号としての 3 原色信号 R 、 G 、 B が、第 3 マトリクス回路 49 により、輝度信号 Y_h と色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ の色分離処理に応じて生成されるようにしている。つまり、本実施形態においては、 Y/C 分離回路 37 により生成された輝度信号 Y_h は、第 3 マトリクス回路 49 のマトリクス Mat_3 を用いたマトリクス演算により第 1 の 3 原色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 の各信号強度比を反映した色分離処理が施される。

【0028】

このような構成の内視鏡装置 1 は、体腔内を撮像する撮像手段としての CCD 29 と、前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第 1 輝度信号と第 1 色差信号とに分離する第 1 色分離手段としての Y/C 分離回路 37 と、前記第 1 輝度信号及び前記第 1 色差信号に基づいて第 1 の 3 原色信号に変換する第 1 色変換手段としての第 1 マトリクス回路 42 とを有する。

また、内視鏡装置 1 は、前記第 1 色変換手段からの出力信号を第 2 色差信号に変換する第 2 色変換手段としての第 2 マトリクス回路 46 と、前記第 1 輝度信号及び前記第 2 色変換手段からの出力信号を第 2 の 3 原色信号に変換する第 2 色分離手段としての第 3 マトリクス回路 49 と、前記第 1 色変換手段から出力される前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出する信号強度比算出手段としての信号強度比算出回路 44 と、を有し、前記信号強度比算出手段の出力結果に応じて前記第 2 色分離手段の処理内容を切り替えることを特徴とする。

【0029】

本実施形態による主要な動作を図 5 を参照して以下に説明する。

10

20

30

40

50

術者は、図 1 に示すように内視鏡 2 を光源装置 3 及びビデオプロセッサ 4 に接続し、電源を投入することにより、ビデオプロセッサ 4 の制御回路 15 は、初期設定の処理を開始し、ステップ S 1 に示すように、光源装置 3 及びビデオプロセッサ 4 の動作モードとして、例えば W L I モードの設定状態にする。

この状態において、光源装置 3 は、図 1 の実線で示すように狭帯域用フィルタ 24 が照明光路から離脱された状態に設定され、白色照明光のもとで、内視鏡 2 により撮像を行う状態となる。また、ビデオプロセッサ 4 側の各部も W L I モードの状態では信号処理を行う設定状態になる。

【 0 0 3 0 】

ステップ S 2 に示すようにプロセッサ 4 内の信号強度比算出回路 44 は、各フィールド毎に信号強度比 s 、 t を算出する。

ステップ S 3 に示すように制御回路 15 は、信号強度比 s 、 t を元にテーブル 15a を参照して第 3 マトリクス回路 49 のマトリクス $M a t 3$ の設定を行う。この場合には、信号強度比 u は $s + t + u = 1$ の条件から算出する。ステップ S 4 に示すように第 3 マトリクス回路 49 は、マトリクス $M a t 3$ を用いてマトリクス演算を行う。このマトリクス演算により、ステップ S 5 に示すように信号強度比 s 、 t 、 u に応じて輝度信号 $Y h$ が色分離処理された状態で第 3 マトリクス回路 49 は、3 原色信号 R 、 G 、 B を生成する。

【 0 0 3 1 】

そして、ステップ S 6 に示すようにモニタ 5 には、3 原色信号 R 、 G 、 B に対応した内視鏡画像が表示される。術者は、この内視鏡画像を観察しながら体腔内の患部等、検査対象組織に対する内視鏡検査を行う。

術者は、検査対象組織の表面の血管の走行状態等をより詳しく観察しようと思う場合には、術者は、モード切替スイッチ 14 を操作する。

ステップ S 7 に示すように制御回路 15 は、モード切替スイッチ 14 が操作されたか否かをモニタし、モード切替スイッチ 14 が操作されていない場合には、ステップ S 2 に戻り W L I モード状態を維持し、モード切替スイッチ 14 が操作された場合には、次のステップ S 8 に進む。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 8 においては、制御回路 15 は、光源装置 3 及びビデオプロセッサ 4 の動作モードを N B I モードの設定状態に変更する。

具体的には、制御回路 15 は、光源装置 3 に対しては、図 1 における 2 点鎖線で示すように狭帯域用フィルタ 24 を照明光路中に配置するように制御する。図 2 にその透過特性を示すように狭帯域用フィルタ 24 が照明光路中に配置されることにより、狭帯域透過フィルタ特性部 $G a$ 、 $B a$ による狭帯域照明光により、照明が行われる。

また、制御回路 15 は、ビデオプロセッサ 4 における各部の設定を変更する、具体的には、制御回路 15 は、L P F 41b の帯域特性を広帯域化する。

【 0 0 3 3 】

また、L P F 41b の信号通過の帯域特性を広帯域化して、上記のように毛細血管の走行状態や、狭帯域透過フィルタ特性部 $G a$ による輝度信号に近い G の照明光のもとで撮像した G の色信号により得られる表層付近に近い血管走行状態などの分解能（解像度）を向上する。

次のステップ S 9 において信号強度比算出回路 44 は、各フィールド毎に信号強度比 t を算出する。

次のステップ S 10 に示すように制御回路 15 は、信号強度比 t を元にテーブルを参照して第 3 マトリクス回路 49 のマトリクス $M a t 3$ の設定を行う。この場合には、信号強度比 u は $t + u = 1$ の条件から算出する。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 11 に示すように第 3 マトリクス回路 49 は、マトリクス $M a t 3$ を用いてマトリクス演算を行う。このマトリクス演算により、ステップ S 12 に示すように信号強度比 t 、 u に応じて輝度信号 $Y h$ が色分離処理された状態で第 3 マトリクス回路 49 は、

10

20

30

40

50

3 原色信号 G , B 又は R , G , B を生成する。

なお、色変換設定部 50 が OFF の場合には、第 3 マトリクス回路 49 は、3 原色信号 G , B を生成し、色変換設定部 50 が ON の場合には、第 3 マトリクス回路 49 は、3 原色信号 R , G , B を生成する。

そして、ステップ S 13 に示すようにモニタ 5 には、3 原色信号 G , B 又は R , G , B に対応した内視鏡画像が表示される。

【 0 0 3 5 】

術者は、この内視鏡画像を観察しながら体腔内の検査対象組織の表面付近の毛細血管の走行状態をより詳細に観察し易い状態に設定して内視鏡検査を行う。

次のステップ S 14 において制御回路 15 は、モード切替スイッチ 14 が操作されたか否かをモニタし、モード切替スイッチ 14 が操作されていない場合には、ステップ S 9 の処理に戻り、NBI モードの状態を維持し、モード切替スイッチ 14 が操作された場合には、ステップ S 1 に戻ることになる。

このように動作する本実施形態によれば、WLI モードにおいて、既存の同時式によるカラー撮像機能を保持し、かつ NBI モードにおいてもビデオプロセッサ 4 内の各部の係数等の設定を変更する等の処理特性を変更することにより、NBI モードによる観察機能を十分に確保することができる。

【 0 0 3 6 】

つまり、解像度の良好な内視鏡画像が得られると共に、狭帯域照明光のもとで撮像した毛細血管の走行状態をより明瞭に識別し易い状態で表示することができる。

また、本実施形態においては、被写体によって変化する第 1 の 3 原色信号 R 1 , G 1 , B 1 の各信号強度比 s , t , u に応じた色分離処理を輝度信号 Y h に対しても行うようにしているので、NBI モードにおいても色分離機能が向上し、NBI モードでのコントラスト低下を防止できる。

また、本実施形態によれば、信号処理系における一部の処理特性を切り替えることにより、WLI モードと NBI モードとの両方に簡単に対応できるので、内視鏡検査の際に非常に便利かつ有用な装置となる。

【 0 0 3 7 】

また、光源装置 3 においても、通常白色光の照明手段の他に、狭帯域用フィルタ 24 を光路中に挿脱する手段を設けることにより、簡単に狭帯域光の光源装置を形成できる。

なお、上述した第 1 の実施形態の説明においては、WLI モード時及び NBI モード時とも、信号強度比算出回路 44 の信号強度比の算出結果に応じて第 3 マトリクス回路 49 によるマトリクス係数の変更を行っていた。

第 1 の実施形態の変形例として、NBI モード時のみ、信号強度比算出回路 44 の信号強度比の算出結果に応じて第 3 マトリクス回路 49 のマトリクス係数の変更（切替）を行い、WLI モード時には第 3 マトリクス回路 49 のマトリクス係数を信号強度比算出回路 44 の信号強度比の算出結果が異なる場合にも、所定の固定値に設定してその固定値で使用しても良い。

【 0 0 3 8 】

このようにした場合、NBI モード時には第 1 の実施形態と同様の作用効果となる。一方、WLI モード時には、第 3 マトリクス回路 49 のマトリクス係数を固定しても、NBI モード時ほどには輝度信号 Y h に対する色分離処理によるコントラスト低下の影響を低減できる。

なお、上記のように WLI モード時には第 3 マトリクス回路 49 のマトリクス係数を所定の固定値に設定する場合、信号強度比算出回路 44 による所定の条件下（例えば初期設定の場合や、後述するホワイトバランス指示がされたタイミング等の場合）での信号強度比の算出結果に対応した固定値に設定しても良い。

【 0 0 3 9 】

（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。図 6 は本発明の第 2 の実施形態の内視鏡装置

10

20

30

40

50

1 B の構成を示す。この内視鏡装置 1 B は、図 1 の内視鏡装置 1 において、ホワイトバランス (WB と略記) 取得の指示操作を行う WB スイッチ 1 4 b が例えば内視鏡 2 に設けられている。なお、WB スイッチ 1 4 b を、ビデオプロセッサ 4 に設けるようにしても良い。また、内視鏡 2 とビデオプロセッサ 4 に設けるようにしても良い。

なお、この WB スイッチ 1 4 b は、WLI モード時には予め用意されている白色被写体等の所定の基準被写体を内視鏡 2 が撮像する状態に設定された状態で、術者等により操作される。

また、NBI モード時においても NBI モード時に予め用意されている所定の基準被写体を狭帯域の照明光で照明及び撮像する状態で、操作される。

【0040】

この場合、WLI モード時と、NBI モード時において、共通の基準被写体を用いても良いし、異なる基準被写体を用いても良い。以下の説明では、簡単化のために共通の基準被写体を用いる例で説明する。

術者等の操作者がこの WB スイッチ 1 4 b を操作すると、WB スイッチ 1 4 b は、WB 取得の指示信号を制御回路 1 5 に送る。制御回路 1 5 は、この指示信号が入力されたタイミングにおいて信号強度比算出回路 4 4 により第 1 の 3 原色信号 R 1 , G 1 , B 1 に対して算出した信号強度比 s , t , u の情報を取得する。

なお、上述した実施形態と同様に、WLI モード時には信号強度比 s , t , u ($s + t + u = 1$ の条件を含めると 2 つの) 情報を用いることになるが、NBI モード時には信号強度比 t , u ($t + u = 1$ の条件を含めると 1 つの) 情報を用いることになる。

【0041】

そして、制御回路 1 5 は、このタイミングで取得した信号強度比 s , t , u (又は t , u) の情報を用いて第 3 マトリクス回路 4 9 のマトリクス係数の値を所定の固定値として設定し、以後は WB スイッチ 1 4 b が操作されない限り、そのマトリクス係数の値を変更しないで使用するよう制御する。

従って、本実施形態においては、信号強度比算出回路 4 4 は、第 3 マトリクス回路 4 9 に対して、基準被写体を撮像させる条件下で取得した信号強度比の情報を反映した状態で (輝度信号 Y_h に対する色分離を施した) 3 原色信号を生成する機能を持つ。

また、本実施形態においては、例えば制御回路 1 5 は、WLI モード時において WB スイッチ 1 4 b が操作された場合の信号強度比 s , t , u の情報と、NBI モード時において WB スイッチ 1 4 b が操作された場合の信号強度比 t , u の情報とを記憶するメモリ 1 5 b を有する。その他の構成は第 1 の実施形態と同様である。

【0042】

図 7 は本実施形態による主要な動作説明のためのフローチャートを示す。

術者は、まず、初期設定を行う。このため、ステップ S 2 1 において、所定の基準被写体を用意する。次のステップ S 2 2 において、この所定の基準被写体を内視鏡 2 により撮像する状態に設定して、WLI モードに設定して、WB スイッチ 1 4 b を操作する。

すると、ステップ S 2 3 に示すように信号強度比算出回路 4 4 は、WB スイッチ 1 4 b が操作された時のフィールド又はフレームにおいて信号強度比 s , t を算出し、制御回路 1 5 へ出力する。制御回路 1 5 は、信号強度比 s , t の値をメモリ 1 5 b に記憶する。制御回路 1 5 は、信号強度比 s , t の値を記憶した旨をモニタ 5 に表示する。

【0043】

次のステップ S 2 4 において術者はモード切替スイッチ 1 4 を操作して、NBI モードに切り替える。NBI モードに切り替えた後、次のステップ S 2 5 において術者は WB スイッチ 1 4 b を操作する。

すると、ステップ S 2 6 に示すように信号強度比算出回路 4 4 は、WB スイッチ 1 4 b が操作された時のフィールド又はフレームにおいて信号強度比 t を算出し、制御回路 1 5 へ出力する。制御回路 1 5 は、信号強度比 t の値をメモリ 1 5 b に記憶する。制御回路 1 5 は、信号強度比 t の値を記憶した旨をモニタ 5 に表示する。このようにして初期設定を終了する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

次に内視鏡検査を開始する。このため、術者は、例えばモード切替スイッチ 1 4 を操作して W L I モードに設定する。光源装置 3 及びビデオプロセッサ 4 は W L I モードの設定状態になる。

また、ステップ S 2 8 に示すように制御回路 1 5 は、メモリ 1 5 b から W L I モードの信号強度比 s、t の値と、テーブル 1 5 a を参照して、マトリクス M a t 3 を設定する。ステップ S 2 9 に示すように第 3 マトリクス回路 4 9 は、マトリクス M a t 3 を用いてマトリクス演算を行う。そして、モニタ 5 には内視鏡画像が表示される。

ステップ S 3 0 において制御回路 1 5 はモード切替スイッチ 1 4 が操作されたか否かを監視する。モード切替スイッチ 1 4 が操作されていないと、ステップ S 2 9 に戻り、同じマトリクス M a t 3 を用いてマトリクス演算を行い、モニタ 5 には内視鏡画像が表示される。

10

【 0 0 4 5 】

術者はさらに検査対象組織の表面の血管の走行状態等をより詳しく観察しようと思う場合には、モード切替スイッチ 1 4 を操作する。すると、ステップ S 3 1 に示すように光源装置 3 及びビデオプロセッサ 4 は N B I モードの設定状態になる。なお、L P F 4 1 b は、広帯域の特性に切り替えられる。

また、ステップ S 3 2 に示すように制御回路 1 5 は、メモリ 1 5 b から N B I モードの信号強度比 t の情報と、テーブル 1 5 a を参照して、マトリクス M a t 3 を設定する。ステップ S 3 2 に示すように第 3 マトリクス回路 4 9 は、マトリクス M a t 3 を用いてマトリクス演算を行う。そして、モニタ 5 には内視鏡画像が表示される。

20

【 0 0 4 6 】

また、ステップ S 3 3 に示すように制御回路 1 5 は、モード切替の操作が行われたか否かを監視する。モード切替の操作が行われないと、ステップ S 3 2 に戻り、同じマトリクス M a t 3 を用いてマトリクス演算を行う。そして、モニタ 5 には内視鏡画像が表示される。一方、モード切替の操作が行われると、ステップ S 2 7 に戻り W L I モードに設定されて上述した処理が繰り返される。

本実施形態によれば、W B スイッチ 1 4 b が操作された所定の基準被写体を撮像する状態における信号強度比を反映した色分離処理を施した場合に対応した内視鏡画像を表示する。

30

【 0 0 4 7 】

このように本実施形態は、所定の基準被写体を撮像する状態に対応した色分離処理を行うため、同じ病変部などに対して、経時的に治癒の状態を比較するような場合に適する。

また、本実施形態は、N B I モード時における所定の基準被写体を検査対象組織に応じて選択設定することにより、検査対象組織の毛細血管等をより高いコントラストで表示することも可能性を有する。

また、第 1 の実施形態の場合と同様に、本実施形態においても基準被写体の場合において輝度信号 Y h に対して、色分離処理を施すようにして、内視鏡画像として表示に使用される 3 原色信号を生成するようにしているので、モニタ 5 に表示される内視鏡画像のコントラスト低下を防止できる。

40

なお、第 1 の実施形態と第 2 の実施形態との動作モードを選択できるようにしても良い。例えば、W L I モード時に対しては、第 2 の実施形態の動作モードで動作するように選択し、N B I モード時に対しては、第 1 の実施形態の動作モードで動作するように選択できるようにしても良い。また、この逆の動作モードで動作するように選択できるようにしても良い。

【 0 0 4 8 】

(第 3 の実施形態)

次に本発明の第 3 の実施形態を説明する。図 8 は本発明の第 3 の実施形態の内視鏡装置 1 C の構成を示す。本実施形態の内視鏡装置 1 C は、図 1 に示す内視鏡装置 1 において、

50

信号強度比算出回路 4 4 を有しない。

また、本実施形態の内視鏡装置 1 C は、第 1 マトリクス回路 4 2 と第 3 マトリクス回路 4 9 のマトリクス係数を、内視鏡 2 に搭載されている C C D 2 9 の色分離フィルタ 3 0 の分光感度特性などの種別や、光源装置 3 ないしは内視鏡 2 のライトガイド 1 3 を経て照明レンズ 2 7 から出射される白色光又は狭帯域光、つまり観察モードに応じて切り替える構成にしている。

【 0 0 4 9 】

このため、ビデオプロセッサ 4 における例えば制御回路 1 5 は、内視鏡 2 の I D 発生部 3 3 からの I D により C C D 2 9 の種別の判定結果と、観察モードとの組み合わせに応じて、例えば制御回路 1 5 に設けたテーブル 1 5 c を参照して、第 3 マトリクス回路 4 9 のマトリクス M a t 3 を設定する。

このテーブル 1 5 c には、C C D 2 9 の色分離フィルタ 3 0 の分光感度特性と、観察モードとの組み合わせに応じたマトリクス M a t 3 (のマトリクス係数) を設定するデータが格納されている。なお、第 2 マトリクス回路 4 6 のマトリクスは、固定値である。

より具体的には、上記マトリクス M a t 3 のマトリクス係数は、輝度信号中の R , G , B (又は G , B) の各波長帯域における照明系から撮像系に至る各種の分光特性の積としての分光積の積分値の比に基づき、算出 (設定) される。

【 0 0 5 0 】

このように設定することにより、内視鏡装置として使用する内視鏡 2 に搭載されている C C D 2 9 の分光感度特性、光源装置 3 の照明光の分光特性、光源装置 3 からの照明光を伝送してその先端部から体腔内の検査対象組織に照明光として出射するライトガイド 1 3 の照明光伝送手段の分光特性が異なるような場合においても、それらに応じて輝度信号 Y h に対して適切な色分離を施すようにしている。その他の構成は、第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 5 1 】

本実施形態の概略の動作は図 9 に示すようになる。最初のステップ S 4 1 において、制御回路 1 5 は、内視鏡 2 の I D 発生部 3 3 による I D から C C D 2 9 の種別を判定する。

また、ステップ S 4 2 において、制御回路 1 5 は、モード切替スイッチ 1 4 によるスイッチ操作に応じて設定 (選択) されている観察モードを把握する。

ステップ S 4 3 において、制御回路 1 5 は、C C D 2 9 の種別と観察モードを元にテーブル 1 5 c を参照して、第 3 マトリクス回路 4 9 のマトリクス M a t 3 を設定する。

ステップ S 4 4 において、第 3 マトリクス回路 4 9 は、マトリクス M a t 3 を用いてマトリクス演算を行い、モニタ 5 に表示する内視鏡画像の画像信号を生成する。そして、ステップ S 4 5 に示すようにこの内視鏡画像がモニタ 5 に表示される。

【 0 0 5 2 】

本実施形態によれば、照明系から撮像系に至る各種の分光特性の分光積の積分比に応じて第 3 マトリクス回路 4 9 のマトリクス M a t 3 を設定してマトリクス演算を行うようにしている。

従って、内視鏡装置として使用する内視鏡 2 に搭載されている C C D 2 9 、光源装置 3 、ライトガイド 1 3 等の分光特性が異なるような場合においても、それらの分光特性に応じた色分離を輝度信号 Y h に対して施すようにしている。従って、色分離の機能が向上し、コントラストの低下を防止できる。

なお、上述の説明においては、C C D 2 9 の種別を判定 (検知) し、さらに観察モードを参照してテーブル 1 5 c から第 3 マトリクス回路 4 9 のマトリクス M a t 3 のマトリクス係数を設定する場合で説明した。本実施形態の変形例として、各内視鏡 2 にその内視鏡 2 に搭載された C C D 2 9 と観察モード毎のマトリクス M a t 3 を決定する情報を保持するようにしても良い。

【 0 0 5 3 】

そして、この場合には、制御回路 1 5 は、この情報を元にテーブル 1 5 c を参照して、

対応するマトリクスMat3のマトリクス係数を決定する。そして、第3マトリクス回路49は、そのマトリクスMat3を用いてマトリクス演算を行う。

なお、マトリクスMat3を決定する情報の具体例として、例えばID発生部33が発生するIDを構成する複数ビット部分がこの情報を含む場合で説明する。つまり、IDにおける所定の複数ビットがマトリクスMat3のマトリクス係数を決定する情報を含むとする。

この変形例の場合の概略の動作は、図10に示すようになる。

【0054】

最初のステップS51において、制御回路15は、モード切替スイッチ14によるスイッチ操作に応じて設定（選択）されている観察モードを把握する。

次のステップS52において内視鏡2のID発生部33は、ビデオプロセッサ4の制御回路15にマトリクスMat3を決定する情報を含むIDを出力する。

また、ステップS53において、制御回路15は、このIDから観察モード毎のマトリクスMat3のマトリクス係数を決める複数ビットのデータを抽出する。

そして、ステップS54において、制御回路15は、現在の観察モードに対応した複数ビットのデータを元にテーブル15cを参照して第3マトリクス回路49のマトリクスMat3を設定する。

【0055】

次のステップS55において、第3マトリクス回路49は、マトリクスMat3を用いてマトリクス演算を行い、モニタ5に表示する内視鏡画像の画像信号を生成する。そして、ステップS56に示すようにこの内視鏡画像がモニタ5に表示される。

本変形例は上記第3の実施形態にとほぼ同様の作用効果を有する。

なお、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。また、上述した第1ないし第3の実施形態においては、WLIモードとNBIモードの観察モードの場合に関して説明したが、さらに励起光を用いて蛍光観察する蛍光モードによる観察モードに適用しても良い。

例えば、蛍光モードへ切り替えた場合、内視鏡の撮像手段に入射される蛍光の分光特性及び撮像手段における色分離フィルタの特性に応じて、第1マトリクス回路に相当するマトリクス係数を切り替え、また、第3マトリクス回路に相当するマトリクス回路のマトリクス係数も第1マトリクス回路に相当する回路の出力信号の信号強度比に基づいて切り替え、輝度信号Yhに対して色分離処理を施すようにしても良い。

【0056】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0057】

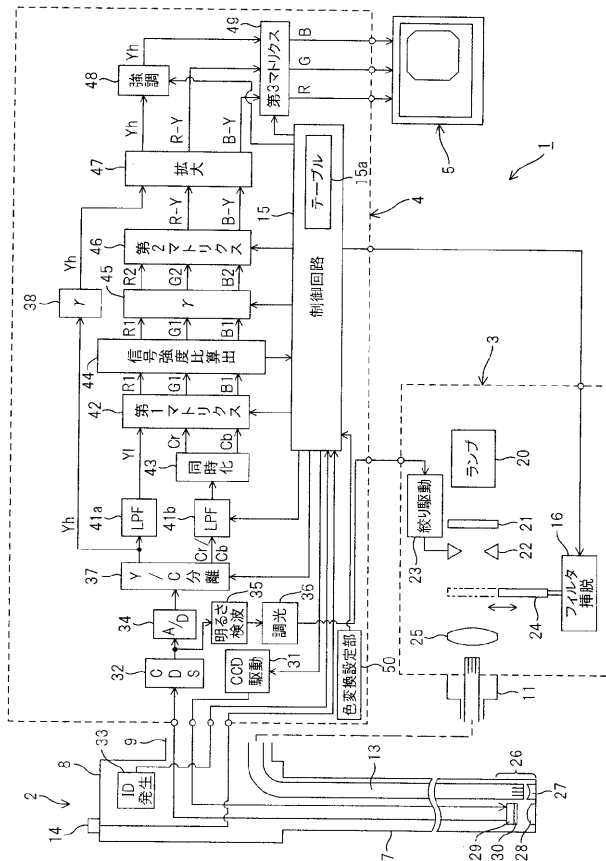
本出願は、2010年6月24日に日本国に出願された特願2010-144083号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものである。

10

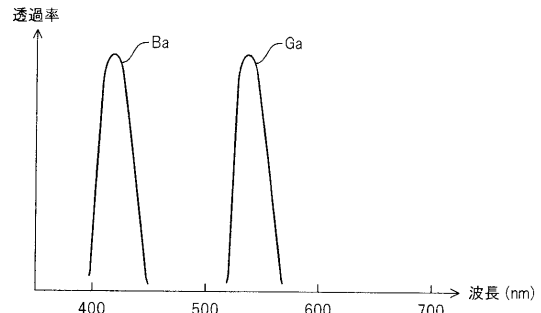
20

30

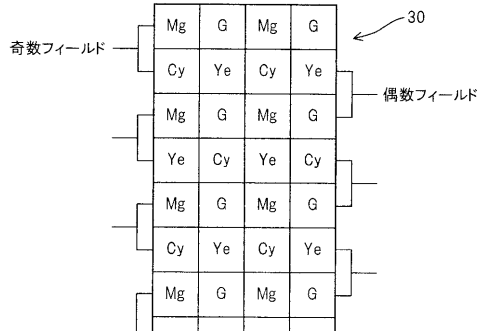
【図 1】



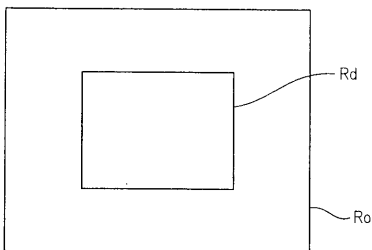
【図 2】



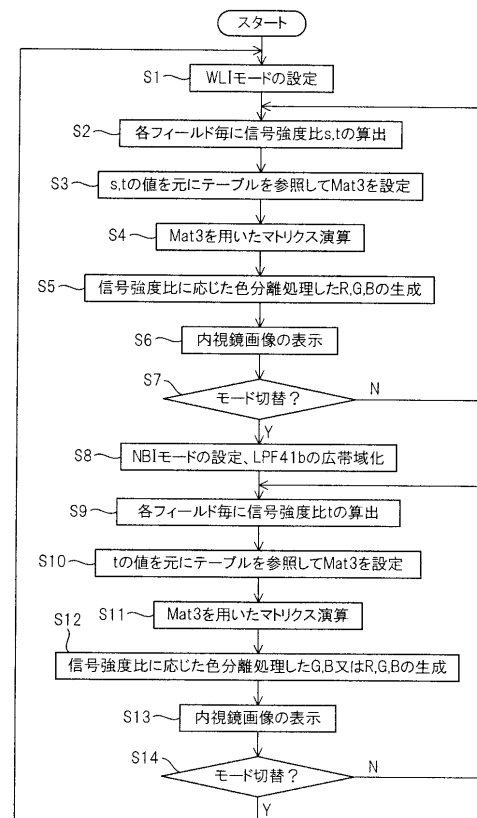
【図 3】



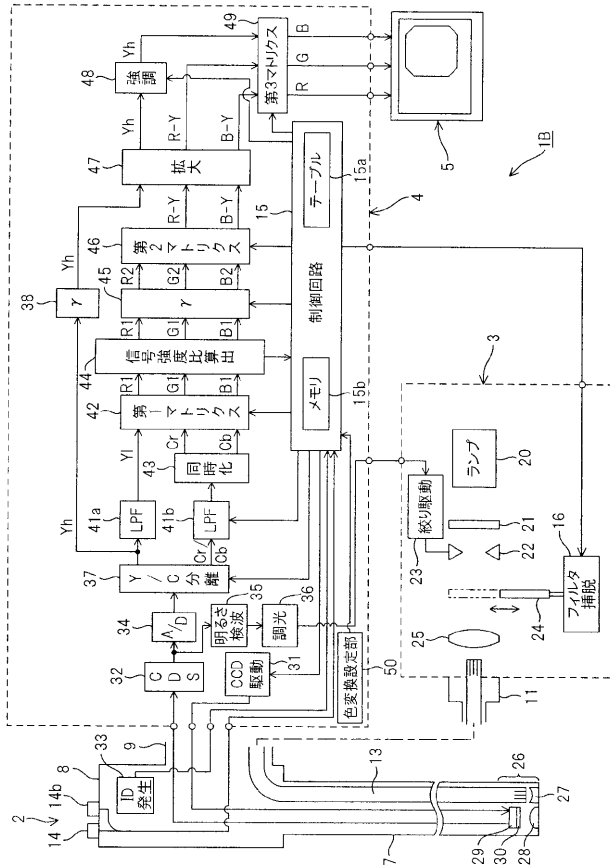
【図 4】



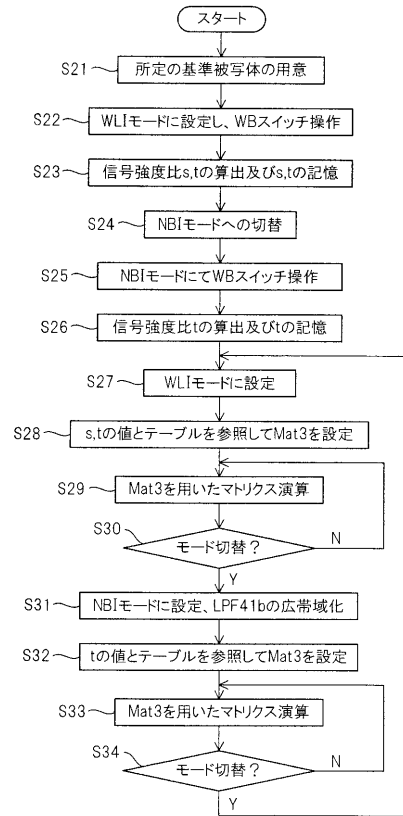
【図 5】



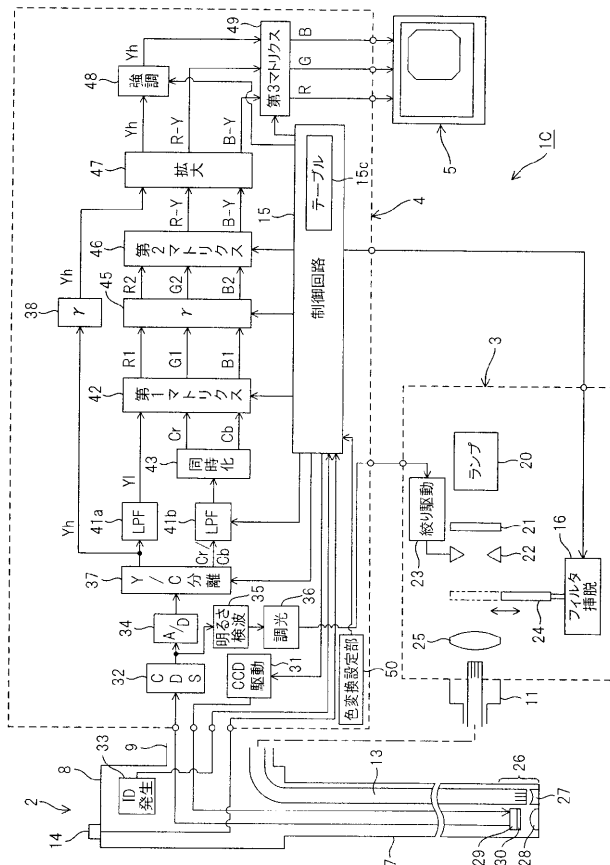
【 図 6 】



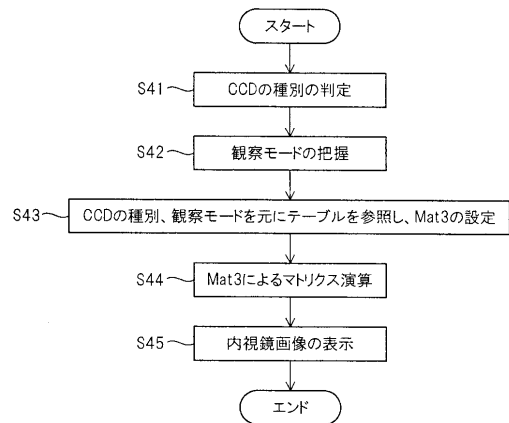
【 図 7 】



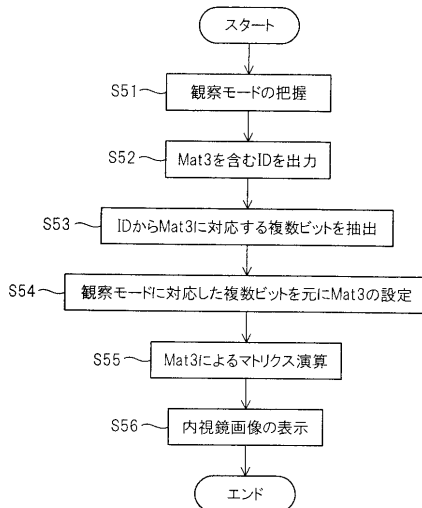
【 圖 8 】



【 図 9 】



【図 10】



【手続補正書】

【提出日】平成23年11月15日(2011.11.15)

【手続補正1】

【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】

本発明の一態様の内視鏡装置は、体腔内を撮像する撮像手段と、前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第1輝度信号と第1色差信号とに分離する第1色分離手段と、前記第1輝度信号及び前記第1色差信号に基づいて第1の3原色信号に変換する第1色変換手段と、前記第1色変換手段からの出力信号を第2色差信号に変換する第2色変換手段と、前記第1輝度信号及び前記第2色変換手段からの出力信号に対して色分離のマトリクス演算を行うことで第2の3原色信号に変換する第2色分離手段と、前記第1色変換手段から出力される前記第1の3原色信号の強度比を算出する信号強度比算出手段と、を有し、前記信号強度比算出手段が算出する前記第1の3原色信号の強度比に基づいて前記第2色分離手段の前記マトリクス演算に用いるマトリクス係数を切り替え、前記第2色分離手段は前記第1輝度信号及び前記第2色差信号から前記第2の3原色信号に変換する。

【手続補正2】

【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】

体腔内を撮像する撮像手段と、

前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第 1 輝度信号と第 1 色差信号とに分離する第 1 色分離手段と、

前記第 1 輝度信号及び前記第 1 色差信号に基づいて第 1 の 3 原色信号に変換する第 1 色変換手段と、

前記第 1 色変換手段からの出力信号を第 2 色差信号に変換する第 2 色変換手段と、

前記第 1 輝度信号及び前記第 2 色変換手段からの出力信号に対して色分離のマトリクス演算を行うことで第 2 の 3 原色信号に変換する第 2 色分離手段と、

前記第 1 色変換手段から出力される前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出する信号強度比算出手段と、を有し、

前記信号強度比算出手段が算出する前記第 1 の 3 原色信号の強度比に基づいて前記第 2 色分離手段の前記マトリクス演算に用いるマトリクス係数を切り替え、前記第 2 色分離手段は前記第 1 輝度信号及び前記第 2 色差信号から前記第 2 の 3 原色信号に変換することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記体腔内を照明する照明手段を更に備え、前記照明手段が白色光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色変換手段による変換を行う第 1 マトリクス係数が前記撮像手段に入射する光の分光特性に応じて切り替えられ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】

前記体腔内を照明する照明手段を更に備え、前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色変換手段による変換を行う第 1 マトリクス係数が前記撮像手段に入射する光の分光特性に応じて切り替えられ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 4】

前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記信号強度比算出手段の出力結果に応じて前記第 2 色分離手段による色分離の変換を行う前記マトリクス係数を切り替え、前記照明手段が白色光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 2 色分離手段による色分離の変換を行う前記マトリクス係数を、固定値に設定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 5】

前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明する場合、前記第 2 色変換手段による変換を行う第 2 マトリクス係数は固定値に設定され、前記第 2 色分離手段による変換を行う前記マトリクス係数は切り替えられ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】

前記信号強度比算出手段は、前記撮像手段によりフィールド又はフレーム毎に前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出し、前記第 2 色分離手段は、前記信号強度比算出手段による強度比の出力結果に応じて前記フィールド又はフレーム毎に色分離の変換を行う前記マトリクス係数を動的に切り替え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】

前記信号強度比算出手段は、所定の基準被写体を撮像する状態において指示されたタイミングにおいて前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出し、前記第 2 色分離手段は、前記タイミングで算出された強度比の出力結果に基づいて色分離の変換を行う前記マトリクス係数を固定値として使用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 8】

所定の狭帯域波長の照明光のもとで前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色差信号に対する通過帯域を制限するフィルタの通過帯域を、白色光の照明光のもとで前記撮像手段が撮像する場合よりも広帯域に設定することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成24年4月2日(2012.4.2)

【手続補正1】

【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】

本発明の一態様の内視鏡装置は、体腔内を照明する照明手段と、前記照明手段の照明に基づく前記体腔内の戻り光を撮像する撮像手段と、前記照明手段から照射される白色光及び狭帯域波長の照明光を切り替え可能な照明切替手段と、前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第1輝度信号と第1色差信号とに分離する第1色分離手段と、前記第1輝度信号及び前記第1色差信号に基づいて第1の3原色信号に変換する第1色変換手段と、前記第1色変換手段からの出力信号を第2色差信号に変換する第2色変換手段と、前記第1輝度信号及び前記第2色変換手段からの出力信号の各々に対して色分離のマトリクス演算を行うことで第2の3原色信号に変換する第2色分離手段と、前記第1色変換手段から出力される前記第1の3原色信号の強度比を算出する信号強度比算出手段と、前記信号強度比算出手段により算出された第1の3原色信号の各信号強度比率に基づいて、前記輝度信号に対して色分離処理を行うためのマトリクス係数を記憶するテーブルと、前記照明切替手段の切替に応じて、前記テーブルに記憶された前記マトリクス係数を切り替える制御手段と、を具備する。

【手続補正2】

【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】

体腔内を照明する照明手段と、
前記照明手段の照明に基づく前記体腔内の戻り光を撮像する撮像手段と、
前記照明手段から照射される白色光及び狭帯域波長の照明光を切り替え可能な照明切替手段と、
前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第1輝度信号と第1色差信号とに分離する第1色分離手段と、
前記第1輝度信号及び前記第1色差信号に基づいて第1の3原色信号に変換する第1色変換手段と、
前記第1色変換手段からの出力信号を第2色差信号に変換する第2色変換手段と、
前記第1輝度信号及び前記第2色変換手段からの出力信号の各々に対して色分離のマトリクス演算を行うことで第2の3原色信号に変換する第2色分離手段と、
前記第1色変換手段から出力される前記第1の3原色信号の強度比を算出する信号強度比算出手段と、
前記信号強度比算出手段により算出された第1の3原色信号の各信号強度比率に基づいて、前記輝度信号に対して色分離処理を行うためのマトリクス係数を記憶するテーブルと
、
前記照明切替手段の切替に応じて、前記テーブルに記憶された前記マトリクス係数を切り替える制御手段と、
を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記体腔内を照明する照明手段を更に備え、前記照明手段が白色光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第1色変換手段による変換を行う第1マトリクス係数が前記撮像手段に入射する光の分光特性に応じて切り替えられ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】

前記体腔内を照明する照明手段を更に備え、前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色変換手段による変換を行う第 1 マトリクス係数が前記撮像手段に入射する光の分光特性に応じて切り替えられ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 4】

前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記信号強度比算出手段の出力結果に応じて前記第 2 色分離手段による色分離の変換を行う前記マトリクス係数を切り替え、前記照明手段が白色光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 2 色分離手段による色分離の変換を行う前記マトリクス係数を、固定値に設定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 5】

前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明する場合、前記第 2 色変換手段による変換を行う第 2 マトリクス係数は固定値に設定され、前記第 2 色分離手段による変換を行う前記マトリクス係数は切り替えられ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】

前記信号強度比算出手段は、前記撮像手段によりフィールド又はフレーム毎に前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出し、前記第 2 色分離手段は、前記信号強度比算出手段による強度比の出力結果に応じて前記フィールド又はフレーム毎に色分離の変換を行う前記マトリクス係数を動的に切り替え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】

前記信号強度比算出手段は、所定の基準被写体を撮像する状態において指示されたタイミングにおいて前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出し、前記第 2 色分離手段は、前記タイミングで算出された強度比の出力結果に基づいて色分離の変換を行う前記マトリクス係数を固定値として使用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 8】

所定の狭帯域波長の照明光のもとで前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色差信号に対する通過帯域を制限するフィルタの通過帯域を、白色光の照明光のもとで前記撮像手段が撮像する場合よりも広帯域に設定することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成24年9月3日(2012.9.3)

【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 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 6】

本発明の一態様の内視鏡装置は、体腔内を照明する照明手段と、前記照明手段の照明に基づく前記体腔内の戻り光を撮像する撮像手段と、前記照明手段から照明される白色光及び狭帯域波長の照明光を切り替え可能な照明切替手段と、前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第 1 輝度信号と第 1 色差信号とに分離する第 1 色分離手段と、前記第 1 輝度信号及び前記第 1 色差信号に基づいて第 1 の 3 原色信号に変換する第 1 色変換手段と、前記第 1 色変換手段からの出力信号を第 2 色差信号に変換する第 2 色変換手段と、前記第 1 輝度信号及び前記第 2 色変換手段からの出力信号の各々に対して色分離のマトリクス演算を行うことで第 2 の 3 原色信号に変換する第 2 色分離手段と、前記第 1 色変換手段から出力される前記第 1 の 3 原色信号の強度比率を算出する信号強度比算出手段と、前記信号強度比算出手段により算出された第 1 の 3 原色信号の各信号強度比率に基づいて、前記第 1 輝度信号及び前記第 2 色変換手段からの出力信号の各々に対して前記第 2 色分離手段

における色分離処理を行うためのマトリクス係数を記憶するテーブルと、前記照明切り替え手段の切り換えに応じて、前記テーブルに記憶された前記マトリクス係数を切り替える制御手段と、を具備する。

【手続補正２】

【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】

体腔内を照明する照明手段と、
前記照明手段の照明に基づく前記体腔内の戻り光を撮像する撮像手段と、
前記照明手段から照明される白色光及び狭帯域波長の照明光を切り替え可能な照明切替手段と、

前記撮像手段により撮像された撮像画像に対して第１輝度信号と第１色差信号とに分離する第１色分離手段と、

前記第１輝度信号及び前記第１色差信号に基づいて第１の３原色信号に変換する第１色変換手段と、

前記第１色変換手段からの出力信号を第２色差信号に変換する第２色変換手段と、

前記第１輝度信号及び前記第２色変換手段からの出力信号の各々に対して色分離のマトリクス演算を行うことで第２の３原色信号に変換する第２色分離手段と、

前記第１色変換手段から出力される前記第１の３原色信号の強度比率を算出する信号強度比算出手段と、

前記信号強度比算出手段により算出された第１の３原色信号の各信号強度比率に基づいて、前記第１輝度信号及び前記第２色変換手段からの出力信号の各々に対して前記第２色分離手段における色分離処理を行うためのマトリクス係数を記憶するテーブルと、

前記照明切り替え手段の切り換えに応じて、前記テーブルに記憶された前記マトリクス係数を切り替える制御手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項２】

前記体腔内を照明する照明手段を更に備え、前記照明手段が白色光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第１色変換手段による変換を行う第１マトリクス係数が前記撮像手段に入射する光の分光特性に応じて切り替えられ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】

前記体腔内を照明する照明手段を更に備え、前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第１色変換手段による変換を行う第１マトリクス係数が前記撮像手段に入射する光の分光特性に応じて切り替えられ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４】

前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記信号強度比算出手段の出力結果に応じて前記第２色分離手段による色分離の変換を行う前記マトリクス係数を切り替え、前記照明手段が白色光で照明した状態で前記撮像手段が撮像する場合には、前記第２色分離手段による色分離の変換を行う前記マトリクス係数を、固定値に設定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５】

前記照明手段が所定の狭帯域波長の照明光で照明する場合、前記第２色変換手段による変換を行う第２マトリクス係数は固定値に設定され、前記第２色分離手段による変換を行う前記マトリクス係数は切り替えられ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】

前記信号強度比算出手段は、前記撮像手段によりフィールド又はフレーム毎に前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出し、前記第 2 色分離手段は、前記信号強度比算出手段による強度比の出力結果に応じて前記フィールド又はフレーム毎に色分離の変換を行う前記マトリクス係数を動的に切り替え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】

前記信号強度比算出手段は、所定の基準被写体を撮像する状態において指示されたタイミングにおいて前記第 1 の 3 原色信号の強度比を算出し、前記第 2 色分離手段は、前記タイミングで算出された強度比の出力結果に基づいて色分離の変換を行う前記マトリクス係数を固定値として使用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 8】

所定の狭帯域波長の照明光のもとで前記撮像手段が撮像する場合には、前記第 1 色差信号に対する通過帯域を制限するフィルタの通過帯域を、白色光の照明光のもとで前記撮像手段が撮像する場合よりも広帯域に設定することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/063063

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, H04N7/18(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)

A61B1/04, A61B1/00, H04N7/18

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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.
Y	JP 2008-036035 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 February 2008 (21.02.2008), entire text; fig. 1 & US 2009/0141125 A1 & EP 2047792 A1 & WO 2008/015826 A1	1-8
Y	JP 2000-209605 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 28 July 2000 (28.07.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
A	JP 2004-321608 A (Olympus Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), paragraphs [0061] to [0064]; fig. 5 (Family: none)	1-8

☒ 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
05 September, 2011 (05.09.11)Date of mailing of the international search report
13 September, 2011 (13.09.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/063063

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 2000-221417 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 August 2000 (11.08.2000), paragraphs [0059] to [0063]; fig. 2, 3, 5 & US 2005/0068427 A1	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/063063									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, H04N7/18(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. A61B1/04, A61B1/00, H04N7/18											
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>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011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	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2011年										
日本国実用新案登録公報	1996-2011年										
日本国登録実用新案公報	1994-2011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）											
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									
Y	JP 2008-036035 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.02.21, 全文、図1 & US 2009/0141125 A1 & EP 2047792 A1 & WO 2008/015826 A1	1-8									
Y	JP 2000-209605 A（オリンパス光学工業株式会社）2000.07.28, 全 文、全図（ファミリーなし）	1-8									
A	JP 2004-321608 A（オリンパス株式会社）2004.11.18, 段落【00 61】－【0064】、図5（ファミリーなし）	1-8									
<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。											
<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 05.09.2011		国際調査報告の発送日 13.09.2011									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 6 3 0 6 3
C (続き) . 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	JP 2000-221417 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.08.11, 段落【0059】－【0063】、図2、3、5 & US 2005/0068427 A1	1-8

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, 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, 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, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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	JPWO2011162099A1	公开(公告)日	2013-08-19
申请号	JP2011548502	申请日	2011-06-07
[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	山崎健二		
发明人	山▲崎▼ 健二		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	H04N9/045 A61B1/00009 A61B1/00059 A61B1/00186 A61B1/05 H04N9/67 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/TT13 5C054/CC07 5C054/EA05 5C054/EF02 5C054/EJ04 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010144083 2010-06-24 JP		
其他公开文献	JP5143293B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在该内窥镜装置中，由具有分色滤光片的CCD成像的信号由Y / C分离电路，然后由第一矩阵电路和第二矩阵电路分离为第一亮度信号和第一色差信号。当信号强度比计算电路被转换为原色信号和第二色差信号时，它们之间计算三个原色信号的信号强度比。第一亮度信号和第二色差信号由第三矩阵电路转换，在第三矩阵电路中，根据信号强度比对第一亮度信号进行色分离。

[0013]

