

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2014-76223
(P2014-76223A)

(43) 公開日 平成26年5月1日(2014.5.1)

| | | |
|-------------------------|--------------------|-------------|
| (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 1/06 (2006.01) | A 6 1 B 1/06 A | 4 C 1 6 1 |
| G 0 2 B 23/24 (2006.01) | G 0 2 B 23/24 B | 5 C 0 6 5 |
| H 0 4 N 5/225 (2006.01) | H 0 4 N 5/225 C | 5 C 1 2 2 |
| H 0 4 N 9/07 (2006.01) | H 0 4 N 9/07 C | |

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2012-226494 (P2012-226494)
(22) 出願日 平成24年10月12日 (2012.10.12)

(71) 出願人 000113263
H O Y A 株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100078880
弁理士 松岡 修平
(74) 代理人 100169856
弁理士 尾山 栄啓
(72) 発明者 横内 文香
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
F ターム (参考) 2H040 GA02 GA05 GA06
4C161 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01
HH54 LL02 MM03 NN01 NN05
RR02 RR14 RR22 TT01

最終頁に続く

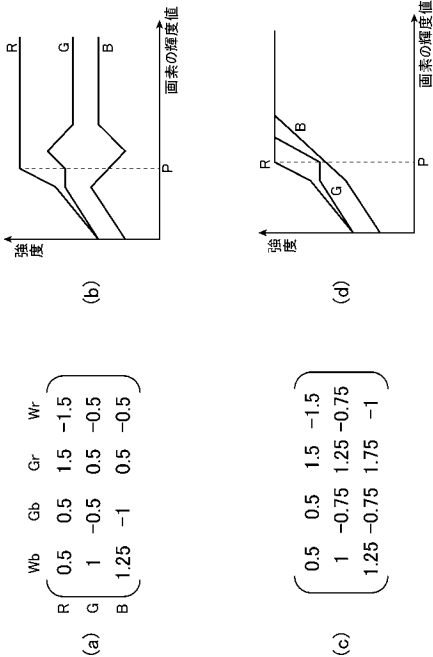
(54) 【発明の名称】 画像信号処理装置及び電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】画像の飽和部の色づきを改善することが可能な画像信号処理装置及び電子内視鏡システムを提供すること。

【解決手段】画像信号処理装置が、所定の狭帯域光を照射された被写体を撮像し画像信号を出力する撮像素子と、画像信号をR、G、Bの原色信号に色変換する色変換部と、画像信号が飽和しているか否かを判断する飽和判断部と、原色信号に基づいて被写体の画像を生成する画像生成部とを備え、色変換部は、狭帯域光によって被写体の特定構造が強調されるように設定された第1のカラーマトリクス係数と、各原色信号の強度が撮像素子の画素の輝度値の増加に伴って増加するように設定された第2のカラーマトリクス係数とを備え、画像信号が飽和していないと判断されたとき、第1のカラーマトリクス係数を用いて色変換し、画像信号が飽和していると判断されたとき、第2のカラーマトリクス係数を用いて色変換するよう構成する。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体を照射するための光を導光するライトガイドに向けて、所定の狭帯域光を出射する狭帯域光出射部と、

前記所定の狭帯域光を照射された被写体を撮像し画像信号を出力する撮像素子と、

前記撮像素子から出力された前記画像信号を R、G、B の原色信号に色変換する色変換部と、

前記画像信号が飽和しているか否かを判断する飽和判断部と、

前記色変換部により色変換された原色信号に基づいて前記被写体の画像を生成する画像生成部と、

を備え、

前記色変換部は、

前記狭帯域光によって前記被写体の特定構造が強調されるように設定された第 1 のカラーマトリクス係数と、前記各原色信号の強度が前記撮像素子の画素の輝度値の増加に伴って増加するように設定された第 2 のカラーマトリクス係数とを備え、

前記飽和判断部によって前記画像信号が飽和していないと判断されたとき、前記第 1 のカラーマトリクス係数を用いて色変換し、前記飽和判断部によって前記画像信号が飽和していると判断されたとき、前記第 2 のカラーマトリクス係数を用いて色変換することを特徴とする画像信号処理装置。

【請求項 2】

前記飽和判断部は、前記画像信号の強度が所定の閾値以上であるか否かに基づいて該画像信号が飽和しているか否かを判断することを特徴とする請求項 1 に記載の画像信号処理装置。

【請求項 3】

前記狭帯域光出射部は、

所定の広帯域光を放射する光源と、

前記広帯域光を異なる分光特性を有する狭帯域光に分光する複数種類の狭帯域光フィルタと、

前記複数種類の狭帯域光フィルタのいずれか 1 つを指定するフィルタ指定手段と、

前記指定された狭帯域光フィルタを前記広帯域光の光路に配置するフィルタ配置手段と、を有し

前記色変換部は、前記複数種類の狭帯域光フィルタのそれぞれに対して、各分光特性に応じた前記第 1 のカラーマトリクス係数及び前記第 2 のカラーマトリクス係数を有し、前記指定された狭帯域光フィルタに応じて前記第 1 のカラーマトリクス係数及び前記第 2 のカラーマトリクス係数を選択することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の画像信号処理装置。

【請求項 4】

前記所定の広帯域光を前記ライトガイドに向けて出射する広帯域光出射部と、

前記ライトガイドと、前記狭帯域光出射部及び前記広帯域光出射部との間に配置され、前記ライトガイドに前記所定の狭帯域光又は前記所定の広帯域光を選択的に入射させる照射光選択手段と、を備え、

前記色変換部は、前記照射光選択手段によって前記所定の広帯域光が選択されている場合に、前記第 1 のカラーマトリクス係数及び第 2 のカラーマトリクス係数とは異なる第 3 のカラーマトリクス係数を用いて色変換を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の画像信号処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の画像信号処理装置と、

前記ライトガイド及び前記撮像素子を有する電子内視鏡と、を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、狭帯域光画像を観察可能な電子内視鏡システムに関し、特に狭帯域光画像の飽和部における色づきを好適に低減する画像信号処理装置及び電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療機器分野においては、体腔内に狭帯域光を照射して体腔内の特定部位の強調画像（狭帯域光画像）を生成して表示する電子内視鏡システムが知られている。この種の電子内視鏡システムにおいては、CCD（Charge Coupled Device）の補色フィルタ等の分光感度や、光源ランプやライトガイド等の分光特性の影響により、CCDの各色信号の飽和するタイミングが異なるために、画像の飽和部でカラーバランスがくずれ、モニタに表示される観察画像に色づきが発生することがある。そこで、この色づきを抑制するための種々の対策が提案されている。

10

【0003】

狭帯域光画像による観察対象は、消化管等の生体内における各種部位であり、その画像処理においては血管強調を行うため、ヘモグロビンの吸収が大きい波長帯を含む色信号の飽和が早くなる。そこで、例えば、特許文献1に記載の電子内視鏡システムでは、CCDから出力される画像信号のうち、400～700nmの赤系統の波長範囲におけるCCDの電荷蓄積量を波長校正フィルタにより調整して、赤系統の色成分が先に飽和しないようにしている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許4169957号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、特許文献1に記載の電子内視鏡システムのように波長校正フィルタを追加する場合、システム内における光学設計の見直しや信号処理の変更が必要となる。さらには、フィルタを追加することによるコストアップも避けられない。

30

【0006】

本発明は上記に鑑みてなされたものであり、狭帯域光観察において、波長校正フィルタ等の新たな部材を追加することなく、画像の飽和部の色づきを低減することが可能な画像信号処理装置及び電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一実施形態においては、被写体を照射するための光を導光するライトガイドに向けて所定の狭帯域光を出射する狭帯域光出射部と、所定の狭帯域光を照射された被写体を撮像し画像信号を出力する撮像素子と、撮像素子から出力された画像信号をR、G、Bの原色信号に色変換する色変換部と、画像信号が飽和しているか否かを判断する飽和判断部と、色変換部により色変換された原色信号に基づいて被写体の画像を生成する画像生成部とを備え、色変換部は、狭帯域光によって被写体の特定構造が強調されるように設定された第1のカラーマトリクス係数と、各原色信号の強度が撮像素子の画素の輝度値の増加に伴って増加するように設定された第2のカラーマトリクス係数とを備え、飽和判断部によって画像信号が飽和していないと判断されたとき、第1のカラーマトリクス係数を用いて色変換し、飽和判断部によって画像信号が飽和していると判断されたとき、第2のカラーマトリクス係数を用いて色変換する画像信号処理装置が提供される。

40

【0008】

上記の構成によれば、画像の飽和部においてR、G、Bの各原色信号の強度のばらつき

50

を抑えるように画像信号の色変換を行い、飽和部における色づきを低減した画像を生成することができる。

【0009】

さらに、飽和判断部は、画像信号の強度が所定の閾値以上であるか否かに基づいて該画像信号が飽和しているか否かを判断する構成としてもよい。また、狭帯域光出射部は、所定の広帯域光を放射する光源と、広帯域光を異なる分光特性を有する狭帯域光に分光する複数種類の狭帯域光フィルタと、複数種類の狭帯域光フィルタのいずれか1つを指定するフィルタ指定手段と、指定された狭帯域光フィルタを広帯域光の光路に配置するフィルタ配置手段とを有し、色変換部は、複数種類の狭帯域光フィルタのそれぞれに対して、各分光特性に応じた第1のカラーマトリクス係数及び第2のカラーマトリクス係数を有し、指定された狭帯域光フィルタに応じて第1のカラーマトリクス係数及び第2のカラーマトリクス係数を選択する構成としてもよい。さらに、所定の広帯域光をライトガイドに向けて出射する広帯域光出射部と、ライトガイドと、狭帯域光出射部及び広帯域光出射部との間に配置され、ライトガイドに所定の狭帯域光又は所定の広帯域光を選択的に入射させる照射光選択手段と、を備え、色変換部は、照射光選択手段によって所定の広帯域光が選択されている場合に、第1のカラーマトリクス係数及び第2のカラーマトリクス係数とは異なる第3のカラーマトリクス係数を用いて色変換を行う構成としてもよい。

10

【0010】

また、別の観点からは、本発明の一実施形態によれば、上記のように構成された画像信号処理装置と、ライトガイド及び撮像素子を有する電子内視鏡とを備える電子内視鏡システムを提供することができる。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、波長校正フィルタ等の新たな部材を追加することなく、画像の飽和部の色づきを改善することが可能な画像信号処理装置及び電子内視鏡システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

30

【図2】図2は、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムが有するプロセッサに搭載された回転式フィルタターレットの構成を示す図である。

【図3】図3(a)～(c)は、本発明の一実施形態に係る回転式フィルタターレットの各光学フィルタの分光特性を示す図である。

【図4】図4(a)、(b)は、本発明の一実施形態に係るプロセッサに実装された色変換回路による色変換処理を概念的に説明する図である。

【図5】図5(a)、(c)は、本発明の一実施形態に係るカラーマトリクス係数の具体的構成を示す図であり、図5(b)、(d)は、カラーマトリクス係数を使用して色変換した場合の画像の各原色信号の飽和状態の推移を示すグラフである。

【図6】図6は、本発明の一実施形態に係る色変換処理のフローチャートを示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照しながら、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムについて説明する。

【0014】

図1は、本実施形態に係る電子内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡システム1は、医療用の撮像システムであり、電子内視鏡100、プロセッサ200、モニタ300を備える。電子内視鏡100の基端は、プロセッサ200と接続されている。プロセッサ200は、自然光の届かない体腔内を電子内視

50

鏡 1 0 0 を介して照明し、電子内視鏡 1 0 0 が出力する画像信号を処理して画像を生成する画像信号処理装置である。なお、別の実施形態においては、照明光を出射する光源装置をプロセッサ 2 0 0 とは別体で構成してもよい。

【 0 0 1 5 】

図 1 に示されるように、プロセッサ 2 0 0 は、システムコントローラ 2 0 2 及びタイミングコントローラ 2 0 4 を有する。システムコントローラ 2 0 2 は、電子内視鏡システム 1 の各構成要素を制御する。タイミングコントローラ 2 0 4 は、信号の処理タイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム 1 内の各回路に出力する。

【 0 0 1 6 】

ランプ 2 0 8 は、ランプ電源イグナイタ 2 0 6 による始動後、主に可視光領域から不可視である赤外領域に広がる波長域の光を放射する。ランプ 2 0 8 には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプが適している。ランプ 2 0 8 から放射された照明光は、集光レンズ 2 1 0 によって集光されると共に絞り 2 1 2 を介して適正な光量に調節される。

【 0 0 1 7 】

絞り 2 1 2 には、アームやギヤ等の伝達機構（不図示）を介してモータ 2 1 4 が機械的に連結している。モータ 2 1 4 は例えば D C モータであり、ドライバ 2 1 6 のドライブ制御下で駆動する。絞り 2 1 2 は、モニタ 3 0 0 の表示画面に表示される映像を適正な明るさにするため、モータ 2 1 4 によって動作して開度が増減し、ランプ 2 0 8 から放射された照明光の光量を開度に応じて調節する。適正とされる映像の明るさの基準は、術者によるフロントパネル 2 1 8 又は電子内視鏡 1 0 0 の手元操作部（不図示）の輝度調節操作に応じて設定変更される。

【 0 0 1 8 】

フロントパネル 2 1 8 の構成には種々の形態が想定される。フロントパネル 2 1 8 の具体的構成例としては、プロセッサ 2 0 0 のフロント面に実装された機能ごとのハードウェアキーや、タッチパネル式 G U I （ Graphical User Interface ）、ハードウェアキーと G U I との組合せ等が挙げられる。

【 0 0 1 9 】

絞り 2 1 2 を通過した照射光は、回転式フィルタターレット 2 1 3 に入射する。図 2 は、回転式フィルタターレット 2 1 3 の構成を示す図である。図 2 に示されるように、回転式フィルタターレット 2 1 3 は円盤状部材であり、円周方向に配置された複数の光学フィルタ F 1 ~ F 3 、及び開口 A P を有する。開口 A P には、光学フィルタが貼り付けられていない。なお、開口 A P は、可視光領域全域の光を透過させるフィルタに置き換えてもよい。

【 0 0 2 0 】

図 3 は、光学フィルタ F 1 ~ F 3 の分光特性の一例を示す。図 3 中、縦軸は、分光透過率（正規化されているため単位なし）を示し、横軸は、波長（単位： n m ）を示す。図 3 （ a ）に示されるように、光学フィルタ F 1 は、3 つの波長域に半値幅の狭い透過ピークを持つ狭帯域光フィルタである。また、図 3 （ b ）に示されるように、光学フィルタ F 2 は、例えばヘモグロビンの吸収に適した波長域に半値幅の狭い透過ピークを持つ狭帯域光フィルタである。そして、図 3 （ c ）に示されるように、光学フィルタ F 3 は、光学フィルタ F 2 と異なる特定構造（例えば胃の腺管構造等）に対応する波長域に半値幅の狭い透過ピークを持つ狭帯域光フィルタである。各狭帯域光フィルタは、例えば検出用（体腔内の広い範囲の中から病変部を探し出すのに適した分光特性を持つフィルタ）や精査用（発見した病変部の精査に適した分光特性を持つフィルタ）等、用途ごとに備えられていてもよい。

【 0 0 2 1 】

モータ 2 1 5 は、例えばドライバ 2 1 6 のドライブ制御下で駆動するステップモータであり、アームやギヤ等の伝達機構（不図示）を介して回転式フィルタターレット 2 1 3 と機械的に連結している。モータ 2 1 5 は、回転式フィルタターレット 2 1 3 を印加電圧（

10

20

30

40

50

パルス)に応じた角度だけ回転させる。

【0022】

術者は、フロントパネル218に対するフィルタ切替操作又は電子内視鏡100の手元操作部に設置されたフィルタ切替ボタン114の操作を通じて回転式フィルタターレット213を回転させることができる。なお、図1中、図面を簡明化するため、フィルタ切替ボタン114と他のブロックとの結線は省略している。

【0023】

回転式フィルタターレット213は、フィルタ切替操作が行われるごとに90°回転して、光学フィルタF1、F2、F3、開口APを照明光路に選択的に挿入する。回転式フィルタターレット213の外周縁付近には、ホームポジションを検出するための位置検出用穴Hが開けられている。

10

【0024】

システムコントローラ202は、フォトインタラプタFIを通じた位置検出用穴Hの検出とモータ215への印加パルス数に基づいて、照明光路にいずれの光学フィルタ又は開口APが配置されているかを認識する。

【0025】

照射光は、照明光路に配置されている光学フィルタ(F1~F3のいずれか)によって特定の狭帯域光に分光されて、LCB(Light Carrying Bundle)102の入射端に入射する。開口APが照明光路に配置されている場合は、絞り212を通過した照射光(すなわち、可視光領域を含む広帯域の白色光)がLCB102の入射端に直接入射する。

20

【0026】

LCB102の入射端に入射した照射光は、LCB102内を全反射を繰り返すことによって伝播する。LCB102内を伝播した照射光は、電子内視鏡100の先端に配されたLCB102の出射端から出射する。LCB102の出射端から出射した照射光は、配光レンズ104を経由して被写体に到達する。被写体からの反射光は、対物レンズ106を経由して固体撮像素子108の受光面上の各画素で光学像を結ぶ。

【0027】

固体撮像素子108は、例えば補色市松型画素配置を有するインターレース方式の単板式カラーCCDイメージセンサである。固体撮像素子108は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、イエローYe、シアンCy、グリーンG、マゼンタMgの各補色に対応する画像信号を得る。

30

【0028】

固体撮像素子108は、実質的な感度向上やフレームレート向上のため、垂直方向に隣接する2つの画素の画像信号を加算して混合信号Wr、Gb、Wb、Grを生成して出力する。混合信号は、プリアンプ110による信号増幅後、内視鏡側信号処理回路112に入力される。なお、固体撮像素子108のカラー配列は、例えばベイヤ型であってもよい。また、固体撮像素子108は、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサに置き換えてもよい。

【0029】

タイミングコントローラ204は、システムコントローラ202によるタイミング制御に従って、内視鏡側信号処理回路112にクロックパルスを供給する。内視鏡側信号処理回路112は、タイミングコントローラ204から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子108をプロセッサ200側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。内視鏡側信号処理回路112に入力された画像信号は、所定のアナログ信号処理の後、AD変換されて、プロセッサ側信号処理回路220に入力される。

40

【0030】

プロセッサ側信号処理回路220は、飽和検出回路222、色変換回路224、画像処理回路226、メモリ228を有している。プロセッサ側信号処理回路220に入力された画像信号(混合信号(Wb、Gb、Gr、Wr))は、色変換回路224に送られる。

50

色変換回路 224 は、メモリ 228 に記憶された所定のカラーマトリクス係数を用いてプロセッサ側信号処理回路 220 に入力された画像信号を原色信号 (RGB) に変換する。また、画像信号は、色変換回路 224 内の飽和検出回路 222 に送られる。飽和検出回路 222 は、各画像信号が飽和しているか否かを検出し、検出結果を飽和情報として生成する。具体的には、飽和検出回路 222 は、各画像信号の強度が所定の閾値以上であるか否かを判定し、強度が閾値以上である場合にその画像信号が飽和しているとして検出する。そして、飽和検出回路 222 は、各画像信号の飽和の検出結果を示す飽和検出信号を生成する。飽和検出信号としては、各画像信号の飽和の有無を示すビット信号が挙げられるが、これに限らず種々の信号の構成によって飽和の有無を示すようにしてもよい。

【0031】

色変換回路 224 は、飽和検出回路 222 が生成した飽和検出信号に基づいて、飽和していると検出された混合信号に対してカラーマトリクス係数を切り替えて再度色変換を行い、色変換した原色信号を画像処理回路 226 に出力する。本実施形態における、色変換回路 224 の具体的な処理内容については後述する。

【0032】

画像処理回路 226 は、入力された原色信号に対して補正や輪郭強調等の所定の画像処理を行い、各色信号別にフレーム単位で R、G、B の各色対応のフレームメモリ (不図示) にバッファリングする。画像処理回路 226 は、バッファリングされた各色信号をタイミングコントローラ 204 によって制御されたタイミングでフレームメモリから掃き出し、NTSC (National Television System Committee) や PAL (Phase Alternating Line) 等の所定の規格に準拠した映像信号に変換する。変換された映像信号がモニタ 300 に順次出力されることにより、被写体の画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

【0033】

メモリ 228 には、回転式フィルタターレット 213 の各光学フィルタ F1 ~ F3 に対応付けられたカラーマトリクス係数が記憶されている。上述した通り、消化管等の生体内における狭帯域光観察では、被写体の血管を強調するために、ヘモグロビンの吸収が大きい波長帯を含む画像信号が大きくなる。すなわち、本実施形態においては、混合信号 Wb が最初に飽和する傾向がある。そこで、本実施形態では、各光学フィルタに対して、混合信号 Wb が飽和していない場合と飽和している場合とで、異なるカラーマトリクス係数を用いている。説明の便宜上、光学フィルタ F1 に係るカラーマトリクス係数のうち、混合信号 Wb が飽和していない場合に使用するカラーマトリクス係数を M11、混合信号 Wb が飽和している場合に使用するカラーマトリクス係数を M12 とする。同様に、光学フィルタ F2 に係るカラーマトリクス係数には、M21 と M22 を、光学フィルタ F3 に係るカラーマトリクス係数には、M31 と M32 をそれぞれ用意する。また、開口 AP 用 (すなわち、白色光用) のカラーマトリクス係数として M40 が用意される。カラーマトリクス係数の具体的構成や色変換処理の詳細については後述する。

【0034】

システムコントローラ 202 は、フォトインタラプタ FI を通じた位置検出用穴 H の検出とモータ 215 への印加パルス数に基づいて、いずれの光学フィルタ又は開口 AP が照明光路に配置されているかを認識する。なお、電子内視鏡システム 1 のシステム起動時には、開口 AP が照明光路に挿入され配置される。具体的には、システムコントローラ 202 は、システムの起動と共に、モータ 215 に対する駆動制御を通じて回転式フィルタターレット 213 を回転させて位置検出用穴 H を検出し、開口 AP が照明光路に挿入され配置されるように回転式フィルタターレット 213 を位置検出用穴 H の検出位置から所定角度回転させる。

【0035】

システムコントローラ 202 は、光学フィルタ又は開口 AP のいずれが照明光路に配置されているかの認識結果に基づいて、色変換回路 224 を制御する。色変換回路 224 は、システムコントローラ 202 からの制御信号と、飽和検出回路 222 からの飽和検出信号に基づいて、メモリ 228 から適切なカラーマトリクス係数を取得して色変換処理を行

10

20

30

40

50

う。

【0036】

ここで、図4(a)、(b)に、色変換回路224による色変換処理の概念図を示す。図4(a)において、左図は混合信号 W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r の強度分布 P を示し、中央図は照明光路に配置されている回転式フィルタターレット213の光学フィルタ(便宜上、光学フィルタ F_1)の分光特性 F を示し、右図は色変換回路224による色変換処理で用いられるカラーマトリクス係数 M (3×4 行列)を示す。図4(a)の左図中、縦軸は強度(正規化されているため単位なし)を示し、横軸は波長(単位: nm)を示す。また、図4(a)の中央図中、縦軸は、分光透過率(正規化されているため単位なし)を示し、横軸は、波長(単位: nm)を示す。なお、強度分布 P は、固体撮像素子108のオンチップカラーフィルタの垂直方向に隣接する2画素の各々に対応する分光特性を、2画素加算処理の数式に適用したときに算出される波長と強度との関係を示す分布である。

10

【0037】

図4(b)は、図4(a)の強度分布 P 、分光特性 F 、カラーマトリクス係数 M を掛け合わせて得られる波長と強度との関係を示す強度分布 P' を示す。図4(b)中、縦軸は強度(正規化されているため単位なし)を示し、横軸は波長(単位: nm)を示す。

【0038】

本実施形態においては、図4(a)に示される分光特性 F に応じたカラーマトリクス係数 M を設定することで強度分布 P' を変更し、モニタ300の表示画面上で強調表示の対象となる生体の特定構造を変更している。なお、図4(a)に示されるカラーマトリクス係数 M は、色変換回路224による色変換処理で使用するカラーマトリクス係数を切り替えることで変更される。

20

【0039】

また、図4(a)に示される分光特性 F は、フロントパネル218又はフィルタ切替ボタン114に対して操作を行い、光路配置フィルタを切り替えることで変更される。すなわち、モニタ300の表示画面上で強調表示の対象となる生体の特定構造を変更すること(強度分布 P' の変更)は、光路配置フィルタの切替によって達成される。例えば光学フィルタ F_1 の分光特性では強調表示させにくい特定構造を狭帯域光観察する場合、術者は、光路配置フィルタを光学フィルタ F_2 又は F_3 に切り替える。これにより、光学フィルタ F_1 の分光特性では強調表示させにくい特定構造の狭帯域光画像をモニタ300の表示画面に表示させることができる。

30

【0040】

図5(a)~(d)は、本実施形態におけるカラーマトリクス係数の具体的構成例と当該係数を使用した場合の色変換処理後の原色信号 R 、 G 、 B の画素の輝度値と強度の関係を示す図である。図5(a)は、混合信号 W_b が飽和していない場合に使用するカラーマトリクス係数であり、図5(b)は、そのカラーマトリクス係数を使用して色変換処理を行った場合のグラフである。また、図5(c)は、混合信号 W_b が飽和している場合に使用するカラーマトリクス係数であり、図5(d)が、そのカラーマトリクス係数を使用して色変換処理を行った場合のグラフである。各グラフの横軸である画素の輝度値は、色変換の元となる混合信号 W_b 、 G_b 、 G_r 、 W_r の輝度値の平均値である。また、グラフの縦軸である強度は、カラーマトリクス係数を使用した色変換後の原色信号のそれぞれの信号強度である。すなわち、カラーマトリクス係数の各成分を変更することにより、各原色信号の強度も変化する。

40

【0041】

図5(b)に示されるように、図5(a)のカラーマトリクス係数を使用する場合(すなわち、混合信号 W_b が飽和していない場合)、原色信号 R は、画素の輝度値の増加に伴い強度が上昇し、グラフの P で示す位置で最大値に達して飽和する。本実施形態では、原色信号の強度が最大値に達したときを飽和とみなすこととする。そして、さらに画素の輝度値が増加しても、原色信号 R の強度は変化せず、原色信号 R は飽和したままの状態となる。ここで、モニタ300に表示される画像において、原色信号が飽和した部分を飽和部

50

と呼ぶこととする。図 5 (b) に示されるように、原色信号 G と B の強度は、原色信号 R が飽和に達してさらに画素の輝度値が増加すると、それぞれが相関なく変動していく。このため、画像の飽和部において、各原色信号 R、G、B の強度がばらつくことによって色づきが発生してしまう。そこで、本実施形態では、混合信号 W b が飽和している場合は、色変換に使用するカラーマトリクスを図 5 (c) に示すカラーマトリクス係数に切り換えることにより、画像の飽和部において、飽和していない原色信号 G、B の強度を画素の輝度値の増加に伴って共に飽和に向かって増加させることで、原色信号 R、G、B の強度のばらつきを抑えて色づきを低減している。

【 0 0 4 2 】

図 5 (c) に示す本実施形態のカラーマトリクス係数は、混合信号 W b が飽和したときに略同一のタイミングで原色信号 R が飽和するように設定されており、図 5 (d) に示されるように、P で示す位置で (すなわち、混合信号 W b が飽和したときに) 原色信号 R が飽和に達し、さらに画素の輝度値が増加すると、原色信号 G、B の強度が、共に線形的に増加して飽和に向かっていくように設定されている。このため、モニタ 3 0 0 に表示される画像の飽和部では、原色信号 R、G、B の強度のばらつきを抑え、色づきを低減することができる。

【 0 0 4 3 】

次に、本実施形態における色変換処理の詳細について説明する。図 6 は、本実施形態における、色変換回路 2 2 4 の色変換処理のフローチャートを示す図である。色変換回路 2 2 4 は、入力される混合信号ごと (すなわち、画素ごと) に本フローチャートの処理を行う。説明の便宜上、本明細書中の説明並びに図面において、処理ステップは「 S 」と省略して記す。まず、色変換回路 2 2 4 は、システムコントローラ 2 0 2 からの制御信号に基づいて照明光路に光学フィルタが配置されているか否かを判断する (S 1 0 1) 。

【 0 0 4 4 】

開口 A P が照明光路に配置されている場合は (S 1 0 1 : N o)、処理対象の混合信号に対して白色光用のカラーマトリクス係数 M 4 0 を使用して色変換処理を行い (S 1 0 3)、本フローチャートの処理を終了する。色変換回路 2 2 4 は、後続の混合信号に対して本フローチャートに従って上記の処理を繰り返す。

【 0 0 4 5 】

照明光路に開口 A P が配置されている場合、被写体には可視光領域を含む広帯域の白色光が照射される。固体撮像素子 1 0 8 は、白色光が照射された被写体から反射光を受光して画像信号に変換する。画像信号は、プリアンプ 1 1 0、内視鏡側信号処理回路 1 1 2、プロセッサ側信号処理回路 2 2 0 の各回路における信号処理を経て、モニタ 3 0 0 に出力され、モニタ 3 0 0 の表示画面上には通常の色画像が表示される。

【 0 0 4 6 】

一方、照明光路に光学フィルタ F 1、F 2 又は F 3 が配置されている場合 (S 1 0 1 : Y e s)、S 1 0 5 に進む。S 1 0 5 では、飽和検出回路 2 2 2 によって、入力される画像信号 (すなわち、混合信号 W b) が飽和しているか否かが判断され、飽和検出信号が生成される。そして、混合信号 W b が飽和していないと判断された場合、処理は S 1 0 7 に進み、混合信号 W b が飽和していると判断された場合 (すなわち、飽和検出信号が生成された場合)、処理は S 1 0 9 に進む。

【 0 0 4 7 】

S 1 0 7 では、色変換回路 2 2 4 が、メモリ 2 2 8 から、照明光路に配置されている光学フィルタに応じて、カラーマトリクス係数 M 1 1、M 2 1、M 3 1 のいずれかの係数を取得し、取得したカラーマトリクス係数を使用して混合信号の色変換処理を行い原色信号を生成し、本フローチャートの処理を終了する。

【 0 0 4 8 】

S 1 0 9 では、色変換回路 2 2 4 が、メモリ 2 2 8 から、照明光路に配置されている光学フィルタに応じて、カラーマトリクス係数 M 1 2、M 2 2、M 3 2 のいずれかの係数を取得し、取得したカラーマトリクス係数を使用して混合信号の色変換処理を行い原色信号

を生成し、本フローチャートの処理を終了する。なお、開口 A P が照明光路に配置されている場合と同様、照明光路に光学フィルタ F 1、F 2 又は F 3 が配置されている場合も、色変換回路 2 2 4 は、後続の混合信号に対して本フローチャートに従って上記の処理を繰り返す。

【 0 0 4 9 】

以上のように、本実施形態では、画像信号（すなわち、混合信号 W b）が飽和していない場合はカラーマトリクス係数 M 1 1、M 2 1、M 3 1 を使用して、観察対象の血管強調が適切になされた画像を生成するための色変換処理を行い、画像信号（すなわち、混合信号 W b）が飽和している場合はカラーマトリクス係数 M 1 2、M 2 2、M 3 2 を使用して、飽和部の不自然な色づきを低減した画像を生成するための色変換処理を行うため、観察対象が見やすく、より精確な診断に資する画像をモニタ 3 0 0 に表示することができる。

10

【 0 0 5 0 】

以上が本発明の実施形態の説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能であり、照明光路に配置される光学フィルタの数、分光特性、カラーマトリクス係数等は、本実施形態のものに限らず適宜変更することができる。例えば、図 5（c）に示す本実施形態のカラーマトリクス係数は、混合信号 W b が飽和したときに略同一のタイミングで原色信号 R が飽和するように設定したが、必ずしも混合信号 W b の飽和と原色信号 R の飽和が一致するように構成する必要はない。

【 0 0 5 1 】

20

また、本実施形態においては、混合信号 W b が飽和している場合に使用するカラーマトリクス係数は、飽和していない原色信号の強度が線形的に増加して飽和に向かうように構成されている。しかし、飽和していない原色信号の強度が所定の相関を持って飽和に向かう構成であればよく、線形的に増加する構成に限定されるものではない。

【 0 0 5 2 】

また、上記の説明では、画素の輝度値が増加したときに各原色信号のうち R 成分が先に飽和する場合を想定し、狭帯域光観察において血管強調等が施された画像を表示する場合に好適な実施形態について説明したが、他の原色信号が先に飽和する場合でも、飽和する原色信号に応じて、飽和していない原色信号の強度を上記の通りに増加させるカラーマトリクス係数に切り替える構成とすることで、表示画像の飽和部における色づきを低減することができる。

30

【 0 0 5 3 】

また、上記の説明では、原色信号の強度が最大値に達したときを飽和とみなしているが、原色信号の強度が所定の閾値以上となったときに飽和とみなす構成としてもよい。また、上記の説明ではカラーマトリクス係数を記憶するメモリ 2 2 8 を色変換回路 2 2 4 の外部に配置する構成としたが、色変換回路 2 2 4 がメモリ 2 2 8 を有する構成としてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 4 】

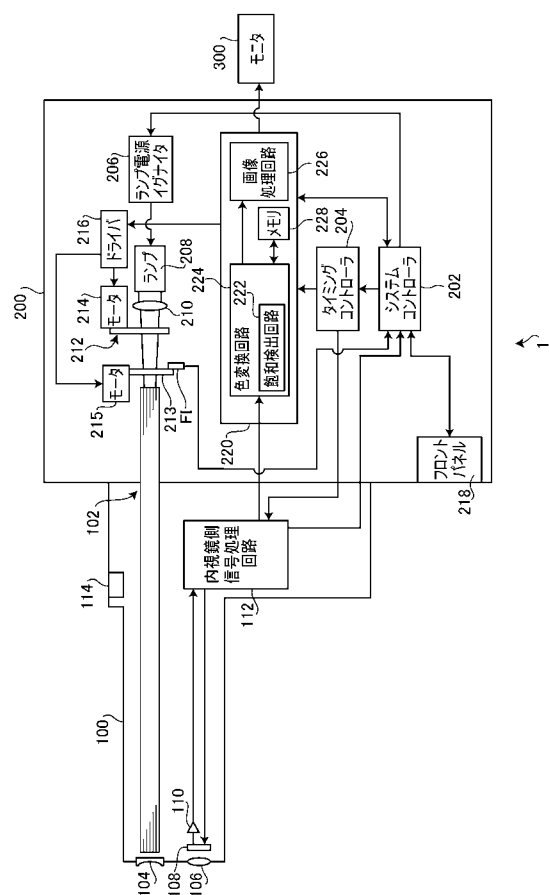
- 1 電子内視鏡システム
- 1 0 0 電子内視鏡
- 2 0 0 プロセッサ
- 2 0 2 システムコントローラ
- 2 1 3 回転式フィルタターレット
- 2 2 0 プロセッサ側信号処理回路
- 2 2 2 飽和検出回路
- 2 2 4 色変換回路
- 2 2 6 画像処理回路
- 2 2 8 メモリ
- 3 0 0 モニタ

40

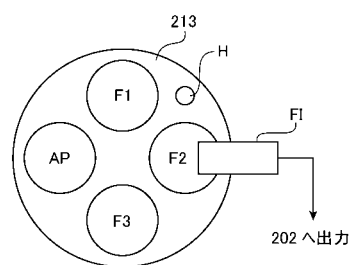
50

F I フォトインタラプタ

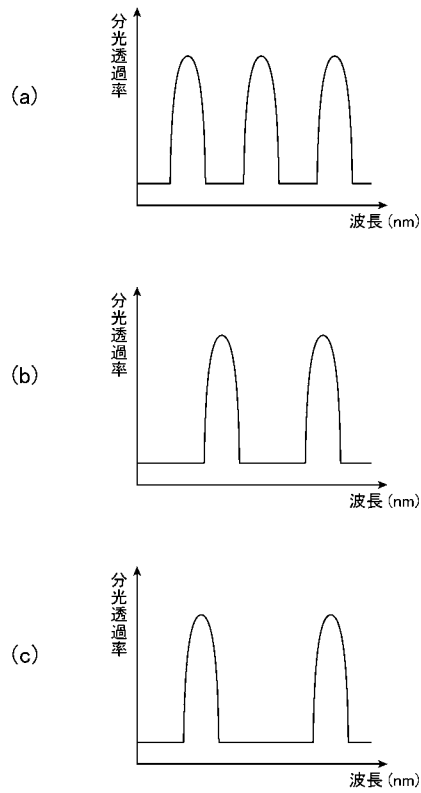
【 図 1 】



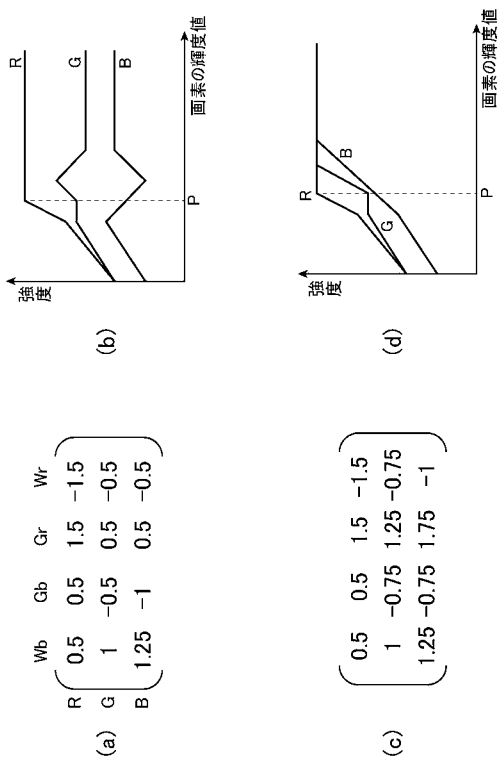
【圖 2】



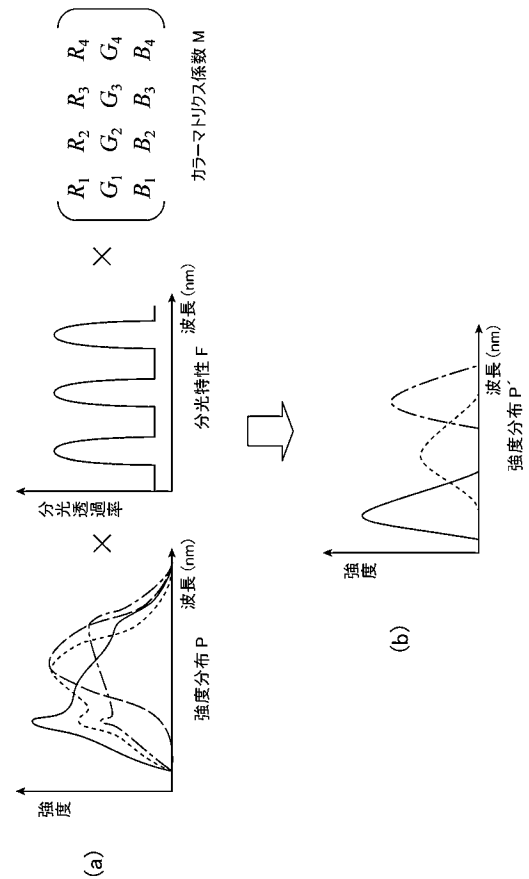
【図 3】



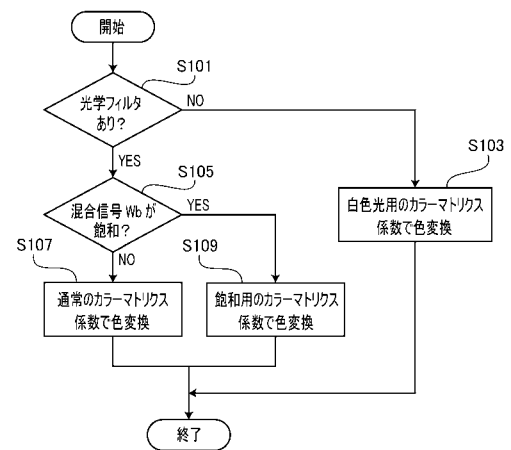
【図 5】



【図 4】



【図 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5C065 AA04 BB01 CC01 DD01 EE06 EE07 GG13

5C122 DA03 DA26 FB17 FC01 FC02 FH02 FH14 HB01 HB06 HB10

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 图像信号处理设备和电子内窥镜系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP2014076223A | 公开(公告)日 | 2014-05-01 |
| 申请号 | JP2012226494 | 申请日 | 2012-10-12 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 保谷股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | HOYA株式会社 | | |
| [标]发明人 | 横内文香 | | |
| 发明人 | 横内 文香 | | |
| IPC分类号 | A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 H04N5/225 H04N9/07 | | |
| FI分类号 | A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/24.B H04N5/225.C H04N9/07.C A61B1/00.513 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/07.730 A61B1/07.735 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600 | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/TT01 5C065/AA04 5C065/BB01 5C065/CC01 5C065/DD01 5C065/EE06 5C065/EE07 5C065/GG13 5C122/DA03 5C122/DA26 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/FH02 5C122/FH14 5C122/HB01 5C122/HB06 5C122/HB10 | | |
| 代理人(译) | 尾山荣启 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供能够改善图像的饱和部分的着色的图像信号处理设备和电子内窥镜系统。一种图像信号处理装置，以及用于通过成像以预定的窄频带光所照射的对象输出图像信号的摄像装置，所述颜色转换单元将彩色图像信号转换成R，G，B基色信号时，具有饱和度判定单元的图像信号，以确定是否饱和，并且该基色信号，颜色转换单元，通过特殊光的对象的特定结构的基础上，生成所述对象的图像的图像生成部有被配置为被强调的第一颜色矩阵系数，并且第二颜色矩阵系数强度设定为对每个基色信号增加了图像传感器的像素的亮度值的增加它包括，当所述图像信号被确定为不饱和的，以及使用所述第一颜色矩阵系数的颜色转换中，当确定所述图像信号使用第二彩色矩阵系数是饱和的，从而进行颜色转换。点域5

