

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6461739号
(P6461739)

(45) 発行日 平成31年1月30日 (2019. 1. 30)

(24) 登録日 平成31年1月11日 (2019. 1. 11)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006. 01)
G O 2 B 23/24 (2006. 01)
H O 4 N 9/04 (2006. 01)
H O 4 N 7/18 (2006. 01)

A 6 1 B 1/045 6 2 2
 G O 2 B 23/24 B
 H O 4 N 9/04 B
 H O 4 N 7/18 M

請求項の数 12 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2015-148250 (P2015-148250)
 (22) 出願日 平成27年7月28日 (2015. 7. 28)
 (65) 公開番号 特開2017-23620 (P2017-23620A)
 (43) 公開日 平成29年2月2日 (2017. 2. 2)
 審査請求日 平成29年9月5日 (2017. 9. 5)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 蔵本 昌之
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 森川 能匡

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び内視鏡システム並びに画像処理装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号を入力処理する画像信号入力処理部と、

前記第1赤色信号、前記第1緑色信号、及び前記第1青色信号から第1色情報を取得する色情報取得部と、

前記第1色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す前記第1色情報が分布する複数の色範囲のうち第1色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第2色情報を得る拡張処理部と、

前記第2色情報を第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に変換するRGB信号変換部と、

前記第2赤色信号、前記第2緑色信号、及び前記第2青色信号に対して、下記式 (M1) に基づくマトリックス演算による疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得る疑似カラー表示処理部とを備える画像処理装置。

$$(M1): \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

10

(上記式(M1)中、 R_d は前記赤色表示用信号を、 G_d は前記緑色表示用信号を、 B_d は前記青色表示用信号を、 R_2 は前記第2赤色信号を、 G_2 は前記第2緑色信号を、 B_2 は前記第2青色信号を表し、 k_1 、 k_2 および k_3 はそれぞれ0～1の範囲にある任意の定数である。)

【請求項2】

第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号を入力処理する画像信号入力処理部と、

前記第1赤色信号、前記第1緑色信号、及び前記第1青色信号から第1色情報を取得する色情報取得部と、

前記第1色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す前記第1色情報が分布する複数の色範囲のうち第1色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第2色情報を得る拡張処理部と、

前記第2色情報を第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に変換するRGB信号変換部と、

前記第2赤色信号、前記第2緑色信号、及び前記第2青色信号に対して、疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得る疑似カラー表示処理部とを備え、

前記疑似カラー表示処理は、前記第2青色信号と前記第2赤色信号とに対して第1重み付け演算をして前記青色表示用信号を求め、前記第2青色信号と前記第2赤色信号とに対して第2重み付け演算をして前記緑色表示用信号を求め、前記第2緑色信号と前記第2赤色信号とに対して第3重み付け演算をして前記赤色表示用信号を求める第2色調変換処理である画像処理装置。

【請求項3】

前記拡張処理部は、

前記選択的拡張処理として、前記特徴空間において、前記第1色範囲を通る第1基準線を含む一定の範囲 $R_1 \times$ 内の角度を、角度変化率 $W_1 \times$ に基づいて、等倍する角度等倍処理と、前記範囲 $R_1 \times$ の範囲外となる範囲 $R_1 y$ 内の角度を、前記角度変化率 $W_1 \times$ よりも大きい又は小さい角度変化率 $W_1 y$ で変化させる角度調整処理を行う角度調整部を有する請求項1または2記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記拡張処理部は、

前記選択的拡張処理として、前記特徴空間において、前記第1色範囲を通り、且つ前記第1色範囲を通る第1基準線と交差する第2基準線を含む一定の範囲 $R_2 \times$ 内の動径を、動径変化率 $W_2 \times$ に基づいて、等倍する動径等倍処理と、前記範囲 $R_2 \times$ の範囲外となる範囲 $R_2 y$ の動径を、前記動径変化率 $W_2 \times$ よりも大きい又は小さい動径変化率 $W_2 y$ で変化させる動径調整処理を行う動径調整部を有する請求項1ないし3いずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記第1色情報は、前記第1赤色信号、前記第1緑色信号、及び前記第1青色信号のうち2色の信号間の第1信号比と、前記第1信号比と異なる2色の画像信号間の第2信号比とであり、

前記特徴空間は前記第1信号比と前記第2信号比で形成される請求項1ないし4いずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項6】

前記第1色情報は色差信号 C_r 、 C_b であり、前記特徴空間は色差信号 C_r 、 C_b で形成される請求項1ないし4いずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項7】

前記第1色情報はCIE L a b空間の色味の要素 a^* 、 b^* であり、前記特徴空間は要素 a^* 、 b^* で形成される請求項1ないし4いずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項8】

10

20

30

40

50

前記第 1 色情報は色相と彩度であり、前記特徴空間は前記色相と前記彩度で形成される請求項 1 または 2 記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記第 1 赤色信号、前記第 1 緑色信号、及び前記第 1 青色信号から得られる第 1 明るさ情報と前記第 2 赤色信号、前記第 2 緑色信号、及び前記第 2 青色信号から得られる第 2 明るさ情報とから、前記第 2 赤色信号、前記第 2 緑色信号、及び前記第 2 青色信号の画素値を調整する明るさ調整部とを有する請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 10】

紫色光又は青色光の少なくとも一方の光、緑色光、及び赤色光を発する光源部と、

前記紫色光又は青色光の少なくとも一方の光、前記緑色光、及び前記赤色光の光量を独立に制御する光源制御部であり、前記紫色光又は青色光の少なくとも一方の光及び前記緑色光の光量を前記赤色光の光量よりも大きくする特定光量制御を行う光源制御部と、

前記特定光量制御の元で前記光源部から発光された光で照明中の体腔内の観察対象を撮像する撮像センサと、

前記撮像センサから出力された第 1 赤色信号、第 1 緑色信号、及び第 1 青色信号を入力処理する画像信号入力処理部と、

前記第 1 赤色信号、前記第 1 緑色信号、及び前記第 1 青色信号から第 1 色情報を取得する色情報取得部と、

前記第 1 色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す前記第 1 色情報が分布する複数の色範囲のうち第 1 色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第 2 色情報を得る拡張処理部と、

前記第 2 色情報を第 2 赤色信号、第 2 緑色信号、及び第 2 青色信号に変換する RGB 信号変換部と、

前記第 2 赤色信号、前記第 2 緑色信号、及び前記第 2 青色信号に対して、下記式 (M1) に基づくマトリックス演算による疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得る疑似カラー表示処理部とを備える内視鏡システム。

$$(M1): \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

(上記式 (M1) 中、Rd は赤色表示用信号を、Gd は緑色表示用信号を、Bd は青色表示用信号を、R2 は第 2 赤色信号を、G2 は第 2 緑色信号を、B2 は第 2 青色信号を表し、k1、k2 および k3 はそれぞれ 0 ~ 1 の範囲にある任意の定数である。)

【請求項 11】

青色画素、緑色画素、及び赤色画素を有し、体腔内の観察対象を撮像する撮像センサと、

前記青色画素、前記緑色画素、及び前記赤色画素に対する制御を行う撮像制御部であり、前記青色画素及び前記緑色画素の感度を前記赤色画素の感度よりも高くする特定撮像制御を行う撮像制御部と、

前記撮像センサから出力された第 1 赤色信号、第 1 緑色信号、及び第 1 青色信号を入力処理する画像信号入力処理部と、

前記第 1 赤色信号、前記第 1 緑色信号、及び前記第 1 青色信号から第 1 色情報を取得する色情報取得部と、

前記第 1 色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す前記第 1 色情報が分布する複数の色範囲のうち第 1 色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第 2 色情報を得る拡張処理部と、

前記第 2 色情報を第 2 赤色信号、第 2 緑色信号、及び第 2 青色信号に変換する RGB 信

号変換部と、

前記第 2 赤色信号、前記第 2 緑色信号、及び前記第 2 青色信号に対して、下記式 (M1) に基づくマトリックス演算による疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得る疑似カラー表示処理部とを備える内視鏡システム。

$$(M1): \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

10

(上記式 (M1) 中、Rd は前記赤色表示用信号を、Gd は前記緑色表示用信号を、Bd は前記青色表示用信号を、R2 は前記第 2 赤色信号を、G2 は前記第 2 緑色信号を、B2 は前記第 2 青色信号を表し、k1、k2 および k3 はそれぞれ 0 ~ 1 の範囲にある任意の定数である。)

【請求項 12】

画像信号入力処理部が、第 1 赤色信号、第 1 緑色信号、及び第 1 青色信号を入力処理するステップと、

色情報取得部が、前記第 1 赤色信号、前記第 1 緑色信号、及び前記第 1 青色信号から第 1 色情報を取得するステップと、

20

拡張処理部が、前記第 1 色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す前記第 1 色情報が分布する複数の色範囲のうち第 1 色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第 2 色情報を得るステップと、

RGB 信号変換部が、前記第 2 色情報を第 2 赤色信号、第 2 緑色信号、及び第 2 青色信号に変換するステップと、

疑似カラー表示処理部が、前記第 2 赤色信号、前記第 2 緑色信号、及び前記第 2 青色信号に対して、下記式 (M1) に基づくマトリックス演算による疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得るステップとを有する画像処理装置の作動方法。

30

$$(M1): \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

(上記式 (M1) 中、Rd は前記赤色表示用信号を、Gd は前記緑色表示用信号を、Bd は前記青色表示用信号を、R2 は前記第 2 赤色信号を、G2 は前記第 2 緑色信号を、B2 は前記第 2 青色信号を表し、k1、k2 および k3 はそれぞれ 0 ~ 1 の範囲にある任意の定数である。)

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内の観察対象を撮像して得られた画像を生成する画像処理装置及び内視鏡システム並びに画像処理装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医用分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。この内視鏡システムでは、内視鏡から観察対象に照明光を照射し、その照明光で照明中の観察対象を撮像して得られる画像信号に基づいて、観察対象の画像をモニタ上に表示する。ドクターは、モニタに表示された画像を見ながら、

50

病変部の有無を検出する。

【 0 0 0 3 】

病変部の中でも胃癌については、胃の粘膜に萎縮が生じて、胃の粘膜が退色調に変化することが知られている。そのため、粘膜に萎縮が生じた萎縮部は、萎縮が生じていない正常部に対して、色の違いが生ずるようになる。この正常部との色の違いを見て、胃癌を検出する診断が行われている（認定NPO法人 日本胃がん予知・診断・治療研究機構が推奨するABC検診がある）。

【 0 0 0 4 】

ここで、萎縮が高度に進んだ場合（例えば、ABC検診でC群やD群に含まれる場合）には、正常部と萎縮部の色の違いは明確であるため、萎縮部を容易に検出することが可能である。しかしながら、萎縮進行中の場合（例えば、ABC検診でB群やC群に含まれる場合）には、萎縮部と正常部との色の差は僅かであるため、色の違いだけで、萎縮部を検出することが困難な場合がある。

10

【 0 0 0 5 】

これに対して、特許文献1では、3色の画像信号のうち2色の画像信号間の第1信号比と、この第1信号比と異なる2色の画像信号間の第2信号比とで形成される空間において、第1色範囲の第1及び第2信号比と第2色範囲の第1及び第2信号比との差を大きくする色差強調処理を行うことによって、萎縮部と正常部との色の差を大きくしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【 0 0 0 6 】

【特許文献1】特許5647752号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

病変部の診断は、正常部と病変部との色の違いの他、血管の走行パターンなど血管の状態をも考慮して行われている。そこで、特許文献1のように、正常部と病変部の色の差を強調するだけでなく、観察対象上の血管を強調して、血管の視認性を向上させることが求められていた。

【 0 0 0 8 】

30

本発明は、正常部と病変部の色の差を強調するとともに、観察対象上の血管の視認性を向上させた画像を取得する画像処理装置及び内視鏡システム並びに画像処理装置の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の画像処理装置は、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号を入力処理する画像信号入力処理部と、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号から第1色情報を取得する色情報取得部と、第1色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す第1色情報が分布する複数の色範囲のうち第1色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第2色情報を得る拡張処理部と、第2色情報を第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に変換するRGB信号変換部と、第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に対して、下記式(M1)に基づくマトリックス演算による疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得る疑似カラー表示処理部とを備える。

40

$$(M1): \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

50

(上記式(M1)中、 R_d は赤色表示用信号を、 G_d は緑色表示用信号を、 B_d は青色表示用信号を、 R_2 は第2赤色信号を、 G_2 は第2緑色信号を、 B_2 は第2青色信号を表し、 k_1 、 k_2 および k_3 はそれぞれ0～1の範囲にある任意の定数である。)

【0010】

本発明の画像処理装置は、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号を入力処理する画像信号入力処理部と、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号から第1色情報を取得する色情報取得部と、第1色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す第1色情報が分布する複数の色範囲のうち第1色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第2色情報を得る拡張処理部と、第2色情報を第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に変換するRGB信号変換部と、第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に対して、疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得る疑似カラー表示処理部とを備え、疑似カラー表示処理は、第2青色信号と第2赤色信号とに対して第1重み付け演算をして青色表示用信号を求め、第2青色信号と第2赤色信号とに対して第2重み付け演算をして緑色表示用信号を求め、第2緑色信号と第2赤色信号とに対して第3重み付け演算をして赤色表示用信号を求める第2色調変換処理であることが好ましい。

10

【0011】

拡張処理部は、選択的拡張処理として、特徴空間において、第1色範囲を通る第1基準線を含む一定の範囲 R_1x 内の角度を、角度変化率 W_1x に基づいて、等倍する角度等倍処理と、範囲 R_1x の範囲外となる範囲 R_1y 内の角度を、角度変化率 W_1x よりも大きい又は小さい角度変化率 W_1y で変化させる角度調整処理を行う角度調整部を有することが好ましい

20

【0012】

拡張処理部は、選択的拡張処理として、特徴空間において、第1色範囲を通り、且つ第1色範囲を通る第1基準線と交差する第2基準線を含む一定の範囲 R_2x 内の動径を、動径変化率 W_2x に基づいて、等倍する動径等倍処理と、範囲 R_2x の範囲外となる範囲 R_2y の動径を、動径変化率 W_2x よりも大きい又は小さい動径変化率 W_2y で変化させる動径調整処理を行う動径調整部を有することが好ましい。

【0013】

第1色情報は、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号のうち2色の信号間の第1信号比と、第1信号比と異なる2色の画像信号間の第2信号比とであり、特徴空間は第1信号比と第2信号比で形成されることが好ましい。第1色情報は色差信号 C_r 、 C_b であり、特徴空間は色差信号 C_r 、 C_b で形成されることが好ましい。第1色情報はCIE L*a*b空間の色味の要素 a^* 、 b^* であり、特徴空間は要素 a^* 、 b^* で形成されることが好ましい。第1色情報は色相と彩度であり、特徴空間は色相と彩度で形成されることが好ましい。

30

【0014】

第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号から得られる第1明るさ情報と第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号から得られる第2明るさ情報とから、第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号の画素値を調整する明るさ調整部とを有することが好ましい。

40

【0015】

本発明の内視鏡システムは、紫色光又は青色光の少なくとも一方の光、緑色光、及び赤色光を発する光源部と、紫色光又は青色光の少なくとも一方の光、緑色光、及び赤色光の光量を独立に制御する光源制御部であり、紫色光又は青色光の少なくとも一方の光及び緑色光の光量を赤色光の光量よりも大きくする特定光量制御を行う光源制御部と、特定光量制御の元で光源部から発光された光で照明中の体腔内の観察対象を撮像する撮像センサと、撮像センサから出力された第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号を入力処理する画像信号入力処理部と、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号から第1色情報を取得する色情報取得部と、第1色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観

50

察対象が示す第1色情報が分布する複数の色範囲のうち第1色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第2色情報を得る拡張処理部と、第2色情報を第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に変換するRGB信号変換部と、第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に対して、下記式(M1)に基づくマトリックス演算による疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得る疑似カラー表示処理部とを備える。

$$(M1): \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

10

(上記式(M1)中、Rdは赤色表示用信号を、Gdは緑色表示用信号を、Bdは青色表示用信号を、R2は第2赤色信号を、G2は第2緑色信号を、B2は第2青色信号を表し、k1、k2およびk3はそれぞれ0~1の範囲にある任意の定数である。)

【0016】

本発明の内視鏡システムは、青色画素、緑色画素、及び赤色画素を有し、体腔内の観察対象を撮像する撮像センサと、青色画素、緑色画素、及び赤色画素に対する制御を行う撮像制御部であり、青色画素及び緑色画素の感度を赤色画素の感度よりも高くする特定撮像制御を行う撮像制御部と、撮像センサから出力された第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号を入力処理する画像信号入力処理部と、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号から第1色情報を取得する色情報取得部と、第1色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す第1色情報が分布する複数の色範囲のうち第1色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第2色情報を得る拡張処理部と、第2色情報を第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に変換するRGB信号変換部と、第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に対して、下記式(M1)に基づくマトリックス演算による疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得る疑似カラー表示処理部とを備える。

20

$$(M1): \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

30

(上記式(M1)中、Rdは赤色表示用信号を、Gdは緑色表示用信号を、Bdは青色表示用信号を、R2は第2赤色信号を、G2は第2緑色信号を、B2は第2青色信号を表し、k1、k2およびk3はそれぞれ0~1の範囲にある任意の定数である。)

【0017】

本発明の画像処理装置の作動方法は、画像信号入力処理部が、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号を入力処理するステップと、色情報取得部が、第1赤色信号、第1緑色信号、及び第1青色信号から第1色情報を取得するステップと、拡張処理部が、第1色情報で形成される特徴空間において、体腔内の観察対象が示す第1色情報が分布する複数の色範囲のうち第1色範囲を動かさず、その他の色範囲を動かす選択的拡張処理を行って第2色情報を得るステップと、RGB信号変換部が、第2色情報を第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に変換するステップと、疑似カラー表示処理部が、第2赤色信号、第2緑色信号、及び第2青色信号に対して、下記式(M1)に基づくマトリックス演算による疑似カラー表示処理を行って、赤色表示用信号、緑色表示用信号、及び青色表示用信号を得るステップとを有する。

40

$$(M1): \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

(上記式(M1)中、Rdは赤色表示用信号を、Gdは緑色表示用信号を、Bdは青色表示用信号を、R2は第2赤色信号を、G2は第2緑色信号を、B2は第2青色信号を表し、k1、k2およびk3はそれぞれ0～1の範囲にある任意の定数である。)

【発明の効果】

10

【0018】

本発明によれば、正常部と病変部の色の差を強調するとともに、観察対象上の血管の視認性を向上させた画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】第1A実施形態の内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1A実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】特徴空間が信号比空間である場合の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

20

【図5】信号比空間における第1色範囲、第2色範囲、第3色範囲、第4色範囲、第5色範囲の分布を示すグラフである。

【図6】角度θの調整方法を示す説明図である。

【図7】角度θと角度変化率との関係を示すグラフである。

【図8】角度θと角度Eθとの関係を示すグラフである。

【図9】(A)は信号比空間用の角度等倍処理及び角度調整処理前の状態を示し、(B)が信号比空間用の角度等倍処理及び角度調整処理後の状態を示す説明図である。

【図10】動径rの調整方法を示す説明図である。

【図11】動径rと動径変化率との関係を示すグラフである。

30

【図12】動径rと動径Erとの関係を示すグラフである。

【図13】(A)は信号比空間用の動径等倍処理及び動径調整処理前の状態を示し、(B)が信号比空間用の動径等倍処理及び動径調整処理後の状態を示す説明図である。

【図14】特殊観察モードを用いて観察対象の観察を行う一連の流れを示すフローチャートである。

【図15】信号比空間における第2色範囲、第3色範囲、第4色範囲、第5色範囲の移動方向を示す説明図である。

【図16】撮像センサのBGR画素の電荷蓄積時間を示す説明図である。

【図17】特徴空間がCbCr空間である場合に用いる特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

40

【図18】特徴空間(CbCr空間)における第1色範囲、第2色範囲、第3色範囲、第4色範囲、第5色範囲の分布を示すグラフである。

【図19】CbCr空間用の角度等倍処理及び角度調整処理を行う前と後の第1色範囲、第3色範囲、第5色範囲の分布を示す説明図である。

【図20】CbCr空間用の動径等倍処理及び動径調整処理を行う前と後の第1色範囲、第2色範囲、第4色範囲の分布を示す説明図である。

【図21】(A)はab空間用の角度等倍処理及び角度調整処理前の状態を示し、(B)がab空間用の角度等倍処理及び角度調整処理後の状態を示す説明図である。

【図22】(A)はab空間用の動径等倍処理及び動径調整処理前の状態を示し、(B)がab空間用の動径等倍処理及び動径調整処理後の状態を示す説明図である。

50

【図 2 3】特徴空間が H S 空間である場合に用いる特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 2 4】特徴空間 (H S 空間) における第 1 色範囲、第 2 色範囲、第 3 色範囲、第 4 色範囲、第 5 色範囲の分布を示すグラフである。

【図 2 5】第 1 平行移動部による平行移動の処理を示す説明図である。

【図 2 6】第 2 平行移動部による平行移動の処理を示す説明図である。

【図 2 7】第 2 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 2 8】白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 2 9】特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 3 0】第 3 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

10

【図 3 1】回転フィルタを示す平面図である。

【図 3 2】第 4 実施形態のカプセル内視鏡システムの機能を示す図である。

【図 3 3】図 3 とは異なる紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 3 4】二次元 L U T を用いる場合の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

[第 1 A 実施形態]

図 1 に示すように、第 1 A 実施形態の内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 と、コンソール 1 9 とを有する。内視鏡 1 2 は光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入される挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けられた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けられる湾曲部 1 2 c 及び先端部 1 2 d を有している。操作部 1 2 b のアングルノブ 1 2 e を操作することにより、湾曲部 1 2 c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 1 2 d が所望の方向に向けられる。

20

【 0 0 2 1 】

また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、モード切替 S W 1 3 が設けられている。モード切替 S W 1 3 は、通常観察モードと、特殊観察モードとの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、通常画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。特殊観察モードは、観察対象における正常部と異常部の色の差を強調し、且つ血管の視認性を向上させた特殊画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。

30

【 0 0 2 2 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 1 9 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI (User Interface : ユーザーインターフェース) として機能する。なお、プロセッサ装置 1 6 には、画像情報等を記録する外付けの記録部 (図示省略) を接続してもよい。

【 0 0 2 3 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 2 0 a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 2 0 b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 2 0 c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 2 0 d、これら 4 色の LED 2 0 a ~ 2 0 d の駆動を制御する光源制御部 2 1、及び 4 色の LED 2 0 a ~ 2 0 d から発せられる 4 色の光の光路を結合する光路結合部 2 3 を備えている。光路結合部 2 3 で結合された光は、挿入部 1 2 a 内に挿通されたライトガイド 4 1 及び照明レンズ 4 5 を介して、被検体内に照射される。なお、LED の代わりに、LD (Laser Diode) を用いてもよい。また、本発明の「光源部」は、V-LED 2 0 a、G-LED 2 0 c、R-LED 2 0 d を少なくとも含む構成に対応する。

40

【 0 0 2 4 】

図 3 に示すように、V-LED 2 0 a は、中心波長 405 ± 10 nm、波長範囲 380 ~ 420 nm の紫色光 V を発生する。B-LED 2 0 b は、中心波長 460 ± 10 nm、波長範囲 420 ~ 500 nm の青色光 B を発生する。G-LED 2 0 c は、波長範囲が 480 ~ 600 nm に及ぶ緑色光 G を発生する。R-LED 2 0 d は、中心波長 620 ~ 630 nm で、波長範囲が 600

50

～ 650 nmに及ぶ赤色光 R を発生する。なお、各色の光の中心波長とピーク波長は、同じであってもよく、異なってもよい。

【 0 0 2 5 】

光源制御部 2 1 は、通常観察モード及び特殊観察モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c、R-LED 2 0 d を点灯する。したがって、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の 4 色の光が混色した光が、観察対象に照射される。また、光源制御部 2 1 では、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R 間の光量比は、通常観察モードと特殊観察モードとでそれぞれ異なるように設定する。通常観察モード時には、光量比が V c、B c、G c、R c となるように、各 L E D 2 0 a ～ 2 0 d を制御する。

10

【 0 0 2 6 】

特殊観察モード時には、光量比が V s、B s、G s、R s となるように、各 L E D 2 0 a ～ 2 0 d を制御する。ここで、V c と V s と、B c と B s と、G c と G s と、R c と R s とは、それぞれ異なっている。また、特殊観察モード時には、光源制御部 2 1 は、紫色光 V 及び緑色光 G の光量を赤色光 R の光量よりも大きくする特定光量制御を行ってもよい。特殊観察モード時にモニタ 1 8 に表示する特殊画像の生成には、後述するように、紫色光 V 及び青色光 B に基づく観察対象の撮像により得られる B 画像信号と緑色光 G に基づく観察対象の撮像により得られる G 画像信号は用いられるものの、赤色光 R に基づく観察対象の撮像により得られる R 画像信号は用いられない。

【 0 0 2 7 】

20

そこで、特定光量制御を行って、B 画像信号に影響を与える紫色光 V 及び G 画像信号に影響を与える緑色光 G の光量を、R 画像信号に影響を与える赤色光 R の光量よりも大きくすることによって、B 画像信号及び G 画像信号の感度を、R 画像信号の感度よりも大きくする。これにより、特定光量制御を行わない場合と比較して、観察対象における正常部と異常部の色差が更に大きくなり、且つ血管の視認性が更に向上した特殊画像を表示することが可能になる。なお、特定光量制御においては、青色光 B の光量を赤色光 R の光量よりも大きくする制御を更に行ってもよい。

【 0 0 2 8 】

図 2 に示すように、ライトガイド 4 1 は、内視鏡 1 2 及びユニバーサルコード（内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 及びプロセッサ装置 1 6 とを接続するコード）内に内蔵されており、光路結合部 2 3 で結合された光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。また、 $\phi 0.03 \text{ mm}$ の細径ファイバを束ねたファイバケーブルを使用することもできる。

30

【 0 0 2 9 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d には、照明光学系 3 0 a と撮像光学系 3 0 b が設けられている。照明光学系 3 0 a は照明レンズ 4 5 を有しており、この照明レンズ 4 5 を介して、ライトガイド 4 1 からの光が観察対象に照射される。撮像光学系 3 0 b は、対物レンズ 4 6、撮像センサ 4 8 を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ 4 6 を介して、撮像センサ 4 8 に入射する。これにより、撮像センサ 4 8 に観察対象の反射像が結像される。

40

【 0 0 3 0 】

撮像センサ 4 8 はカラーの撮像センサであり、撮像制御部 4 9 による制御に従って、被検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ 4 8 は、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ 4 8 は、R (赤)、G (緑) 及び B (青) の 3 色の R G B 画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、R フィルタが設けられた R 画素（本発明の「赤色画素」に対応する）、G フィルタが設けられた G 画素（本発明の「緑色画素」に対応する）、B フィルタが設けられた B 画素（本発明

50

の「青色画素」に対応する)を備えた、いわゆるRGB撮像素子である。

【0031】

なお、撮像素子48としては、RGBのカラーの撮像素子の代わりに、C(シアン)、M(マゼンタ)、Y(イエロー)及びG(緑)の補色フィルタを備えた、いわゆる補色撮像素子であっても良い。補色撮像素子を用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力されるため、補色-原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換する必要がある。また、撮像素子48はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像素子であっても良い。この場合、光源制御部21は青色光B、緑色光G、赤色光Rを時分割で点灯させて、撮像素子の処理では同時化処理を加える必要がある。

【0032】

撮像素子48から出力される画像信号は、CDS・AGC回路50に送信される。CDS・AGC回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング(CDS(Correlated Double Sampling))や自動利得制御(AGC(Auto Gain Control))を行う。CDS・AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器(A/D(Analog/Digital)コンバータ)52により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

【0033】

プロセッサ装置16は、画像信号入力処理部53と、DSP(Digital Signal Processor)56と、ノイズ低減部58と、画像処理切替部60と、通常画像処理部62と、特殊画像処理部64と、映像信号生成部66とを備えている。画像信号入力処理部53は内視鏡12からのデジタルのRGB画像信号を入力処理してDSP56に出力する。R画像信号は撮像素子48のR画素から出力される信号に対応し、G画像信号は撮像素子48のG画素から出力される信号に対応し、B画像信号は撮像素子48のB画素から出力される信号に対応している。

【0034】

DSP56は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像素子48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施されたRGB画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後のRGB画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後のRGB画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後のRGB画像信号には、デモザイク処理(等方化処理とも言う)が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。

【0035】

ノイズ低減部58は、DSP56でガンマ補正等が施されたRGB画像信号に対してノイズ低減処理(例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等)を施すことによって、RGB画像信号からノイズを低減する。ノイズが低減されたRGB画像信号は、画像処理切替部60に送信される。

【0036】

画像処理切替部60は、モード切替SW13により、通常観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を通常画像処理部62に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を特殊画像処理部64に送信する。

【0037】

通常画像処理部62は、RGB画像信号に対して、3×3のマトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT処理、各種色彩強調処理を施す。これら処理が施されたRGB画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。この構造強調処理が施されたRGB画像信号は、映像信号生成部66に入力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

特殊画像処理部 6 4 は、R G B の画像信号に基づいて、観察対象における正常部と異常部の色の差を強調し、且つ血管の視認性を向上させた特殊画像を生成する。特殊画像処理部 6 4 の詳細については後述する。特殊画像処理部 6 4 から、特殊画像を表示するための赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号が出力され、これら 3 色分の表示用信号が映像信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 3 9 】

映像信号生成部 6 6 は、通常観察モードに設定されている場合には、通常画像処理部 6 2 から入力された信号を、モニタ 1 8 で通常画像を表示可能にする通常画像用映像信号に変換する。この通常画像用映像信号に基づいて、モニタ 1 8 は通常画像を表示する。また、映像信号生成部 6 6 は、特殊観察モードに設定されている場合には、特殊画像処理部 6 4 から入力された赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号を、モニタ 1 8 で特殊画像を表示可能にする特殊画像用映像信号に変換する。この特殊画像用映像信号に基づいて、モニタ 1 8 は特殊画像を表示する。

【 0 0 4 0 】

特殊画像処理部 6 4 は、図 4 に示すように、逆ガンマ変換部 7 0 と、L o g 変換部 7 1 と、信号比算出部 7 2 と、極座標変換部 7 3 と、角度調整部 7 4 と、動径調整部 7 5 と、直交座標変換部 7 6 と、R G B 信号変換部 7 7 と、構造強調部 7 8 と、逆 L o g 変換部 7 9 と、ガンマ変換部 8 0 とを備えている。また、特殊画像処理部 6 4 は、R G B 信号変換部 7 7 と構造強調部 7 8 との間に、明るさ調整部 8 1 及び色調変換部 8 2 を備えている。

【 0 0 4 1 】

逆ガンマ変換部 7 0 は、入力された R G B 3 チャンネルのデジタル画像信号に対して逆ガンマ変換を施す。この逆ガンマ変換後の R G B 画像信号は、検体からの反射率に対してリニアな反射率リニア R G B 画像信号であるため、R G B 画像信号のうち、検体の各種生体情報に関連する信号が占める割合が多くなる。なお、反射率リニア R 画像信号を第 1 R 画像信号とし、反射率リニア G 画像信号を第 1 G 画像信号とし、反射率リニア B 画像信号を第 1 B 画像信号とする。

【 0 0 4 2 】

L o g 変換部 7 1 は、反射率リニア R G B 画像信号をそれぞれ L o g 変換する。これにより、L o g 変換済みの第 1 R 画像信号 (logR) (本発明の「第 1 赤色信号」に対応)、L o g 変換済みの第 1 G 画像信号 (logG) (本発明の「第 1 緑色信号」に対応)、L o g 変換済みの第 1 B 画像信号 (logB) (本発明の「第 1 青色信号」に対応) が得られる。

【 0 0 4 3 】

信号比算出部 7 2 (本発明の「色情報取得部」に対応する) は、第 1 G 画像信号と第 1 B 画像信号に基づいて差分処理 ($\log G - \log B = \log G/B = -\log(B/G)$) することにより、B / G 比 ($-\log(B/G)$ のうち「-log」を省略したものを「B / G 比」と表記する) を算出する。また、第 1 R 画像信号と第 1 G 画像信号に基づいて差分処理 ($\log R - \log G = \log R/G = -\log(G/R)$) することにより、G / R 比を算出する。G / R 比については、B / G 比と同様、 $-\log(G/R)$ のうち「-log」を省略したものを表している。なお、本発明において、「第 1 信号比」は B / G 比に、「第 2 信号比」は G / R 比にそれぞれ対応する。

【 0 0 4 4 】

なお、B / G 比、G / R 比は、B 画像信号、G 画像信号、R 画像信号において同じ位置にある画素の画素値から画素毎に求める。また、B / G 比は、血管深さ (粘膜表面から特定の血管がある位置までの距離) に相関があることから、血管深さが異なると、それに伴って B / G 比も変動する。また、G / R 比は、血液量 (ヘモグロビンインデックス) と相関があることから、血液量に変動があると、それに伴って G / R 比も変動する。

【 0 0 4 5 】

極座標変換部 7 3 は、信号比算出部 7 2 で求めた B / G 比、G / R 比を、動径 r と角度 θ に変換する。この極座標変換部 7 3 において、動径 r と角度 θ への変換は、全ての画素について行う。角度調整部 7 4 は、B / G 比、G / R 比で形成される信号比空間において、体

10

20

30

40

50

腔内の観察対象が示すB/G比、G/R比が分布する複数の色範囲のうち、観察対象上の正常部が示すB/G比、G/R比を多く含む第1色範囲内の角度を動かさず、観察対象上の病変部が示すB/G比、G/R比を多く含む第2色範囲、第3色範囲、第4色範囲、第5色範囲内の角度を動かす角度調整処理を行う。この角度調整処理については、後述する。動径調整部75は、信号比空間において、第1色範囲内の動径を動かさず、第2色範囲、第3色範囲、第4色範囲、第5色範囲内の動径を動かす動径調整処理を行う。この動径調整処理についても、後述する。

【0046】

直交座標変換部76では、角度調整部74及び動径調整部75を経た動径 r 、角度 θ を、直交座標に変換する。これにより、角度 θ 及び動径 r 調整済みのB/G比、G/R比（本発明の「第2色情報」に対応する）に変換される。RGB信号変換部77では、第1RGB画像信号のうち少なくともいずれか1つの画像信号を用いて、角度 θ 及び動径 r 調整済みのB/G比、G/R比を、RGB画像信号に変換する。例えば、RGB信号変換部77は、第1G画像信号と、角度 θ 及び動径 r 調整済みのB/G比とに基づく演算を行うことにより、B/G比を第2B画像信号（本発明の「第2青色信号」に対応）に変換する。また、RGB信号変換部77は、第1G画像信号と、角度 θ 及び動径 r 調整済みG/R比に基づく演算を行うことにより、G/R比を第2R画像信号（本発明の「第2赤色信号」に対応）に変換する。また、RGB信号変換部77は、第1G画像信号については、特別な変換を施すことなく、第2G画像信号（本発明の「第2緑色信号」に対応）として出力する。

【0047】

明るさ調整部81は、第1RGB画像信号と第2RGB画像信号とを用いて、第2RGB画像信号の画素値を調整する。明るさ調整部81で、第2RGB画像信号の画素値を調整するのは、以下の理由による。角度調整部74及び動径調整部75で色領域を変更する処理が施された後の第2RGB画像信号は、第1RGB画像信号と明るさが大きく変わってしまう可能性がある。そこで、明るさ調整部81で第2RGB画像信号の画素値を調整することによって、明るさ調整後の第2RGB画像信号が第1RGB画像信号と同じ明るさになるようにする。

【0048】

明るさ調整部81は、第1RGB画像信号に基づいて第1明るさ情報 Y_{in} を求める第1明るさ情報算出部81aと、第2RGB画像信号に基づいて第2明るさ情報 Y_{out} を求める第2明るさ情報算出部81bとを備えている。第1明るさ情報算出部81aは、「 $k_r \times$ 第1R画像信号の画素値 + $k_g \times$ 第1G画像信号の画素値 + $k_b \times$ 第1B画像信号の画素値」の演算式に従って、第1明るさ情報 Y_{in} を算出する。第2明るさ情報算出部81bにおいても、第1明るさ情報算出部81aと同様に、上記と同様の演算式に従って、第2明るさ情報 Y_{out} を算出する。第1明るさ情報 Y_{in} と第2明るさ情報 Y_{out} が求めると、明るさ調整部81は、以下の式(E1)～(E3)に基づく演算を行うことにより、第2RGB画像信号の画素値を調整する。

(E1) : $R^* = \text{第2R画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

(E2) : $G^* = \text{第2G画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

(E3) : $B^* = \text{第2B画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

なお、「 R^* 」は明るさ調整後の第2R画像信号を、「 G^* 」は明るさ調整後の第2G画像信号を、「 B^* 」は明るさ調整後の第2B画像信号を表している。また、「 k_r 」、「 k_g 」、「 k_b 」は「0」～「1」の範囲にある任意の定数である。

【0049】

色調変換部82（本発明の「疑似カラー表示処理部」に対応する）は、下記数1に基づくマトリックス演算(M1)（本発明の「第1色調変換処理」に対応する）により、第2R画像信号、第2G画像信号、第2B画像信号を赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号に変換する色調変換処理を行う。

【0050】

【数 1】

$$(M1) : \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R^* \\ G^* \\ B^* \end{pmatrix}$$

【0051】

ここで、数 1 において、「Rd」は赤色表示用信号を、「Gd」は緑色表示用信号を、「Bd」は青色表示用信号を表している。また、「k1」、「k2」、「k3」は「0」～「1」の範囲にある任意の定数である。赤色表示用信号（Rd）は、モニタ 18 の R チャンネルに対応する信号であり、上記マトリックス演算 M1 に示すように、第 2 G 画像信号に係数 k1 を乗じて得られる。また、緑色表示用信号（Gd）はモニタ 18 の G チャンネルに対応する信号であり、第 2 B 画像信号に係数 k2 を乗じて得られる。青色表示用信号（Bd）はモニタ 18 の B チャンネルに対応する信号であり、第 2 B 画像信号に係数 k3 を乗じて得られる。即ち、赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号は、第 2 R 画像信号を用いることなく、第 2 B 画像信号及び第 2 G 画像信号のみを用いて得られる。

10

【0052】

以上の赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号からなる 3 色の表示用信号に基づいて特殊画像をモニタ 18 に表示した場合には、特殊画像は、疑似カラー表示され、特殊画像上の血管が深さ毎に異なる色で表示される（例えば、表層血管は茶色調で表示され、中深層血管がシアン調で表示される）。更には、特殊画像を疑似カラー表示することで、第 1 色範囲、第 2 色範囲、第 3 色範囲、第 4 色範囲、第 5 色範囲の色の違いも明確になる。

20

【0053】

構造強調部 78 では、赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号に対して構造強調処理を施す。構造強調処理としては、周波数フィルタリングなどが用いられる。逆 Log 変換部 79 は、構造強調部 78 を経た赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号に対して、逆 Log 変換を施す。これにより、真数の画素値を有する赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号が得られる。ガンマ変換部 80 は、逆 Log 変換部 79 を経た赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号に対してガンマ変換を施す。これにより、モニタ 18 などの出力デバイスに適した階調を有する赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号が得られる。ガンマ変換部 80 を経た赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号は、映像信号生成部 66 に送られる。

30

【0054】

角度調整部 74 で行われる角度 θ を調整する処理について、以下説明する。図 5 に示すように、B/G 比、G/R 比で形成される特徴空間を示す信号比空間では、第 1 色範囲、第 2 色範囲、第 3 色範囲、第 4 色範囲、第 5 色範囲が、それぞれ第 1 象限に分布している。第 1 色範囲には、正常粘膜（図 5 では「○」で表記）が示す B/G 比、G/R 比が多く含まれ、信号比空間の第 1 象限のほぼ中央に位置している。また、第 2 色範囲には、萎縮粘膜（図 5 では「×」で表記）が示す B/G 比、G/R 比が多く含まれ、この第 2 色範囲は第 1 色範囲の斜め左下に位置している。第 3 色範囲には、深層血管（図 5 では「□」で表記）が示す B/G 比、G/R 比が多く含まれ、この第 3 色範囲は第 1 色範囲の右斜め下に位置している。第 4 色範囲には、BA（Brownish Area）（図 5 では「」で表記）が示す B/G 比、G/R 比が多く含まれ、この第 4 色範囲は第 1 色範囲の右斜め上に位置している。第 5 色範囲には、発赤（図 5 では「」で表記）が示す B/G 比、G/R 比が多く含まれ、この第 5 色範囲は第 1 色範囲の右側に位置している。

40

【0055】

角度調整部 74 では、角度 θ を調整するために、図 6 に示すように、信号比空間におい

50

て、第 1 基準線 L_1 を第 1 色範囲の重心位置 CP と交わるように設定している。ここで、第 1 色範囲の重心位置 CP は、第 1 色範囲内の B/G 比、 G/R 比から所定の演算により算出される（例えば、平均値）。また、第 1 基準線 L_1 は、第 1 色範囲を通過していればよく、第 1 色範囲の重心位置 CP を必ずしも通る必要はない。

【0056】

角度調整部 74 では、第 1 基準線 L_1 を含む一定の範囲 R_1x 内の角度 θ について、角度変化率 W_1x に基づいて、等倍する信号比空間用の角度等倍処理を行う。範囲 R_1x は、第 1 色範囲が入るように設定される。ここで、角度 θ は、第 1 基準線 L_1 に対するなす角度で定義される。角度 θ は、第 1 基準線 L_1 から時計回り方向はプラスの角度として定義され、反時計回り方向はマイナスの角度として定義される。範囲 R_1x は、角度 θ が、「 0 」よりも小さい「 $-\theta_1$ 」から、「 0 」よりも大きい「 $+\theta_2$ 」までの範囲で構成されている。

【0057】

また、角度調整部 74 は、範囲 R_1x の範囲外となる範囲 R_1y 内の角度 θ については、角度変化率 W_1x よりも大きい又は小さい角度変化率 W_1y で変化させる角度調整処理を行う。範囲 R_1y は、第 3 色範囲と第 5 色範囲が入るように設定される。ここで、範囲 R_1y は、「 $-\theta_1$ 」よりも小さい「 $-\theta_3$ 」から、「 $-\theta_1$ 」までの角度マイナス範囲と、「 $+\theta_2$ 」から、「 $+\theta_2$ 」よりも大きい「 $+\theta_4$ 」までの角度プラス範囲とで構成されている。

【0058】

図 7 に示すように、信号比空間用の角度等倍処理を行う範囲 R_1x 内では、角度変化率 W_1x を 1.0 倍に設定することで、角度 θ を処理の前後で変化させない。一方、角度調整処理を行う範囲 R_1y 内では、 1.0 倍よりも大きい又は小さい角度変化率 W_1y に設定することで、角度 θ を角度調整処理によって大きくする。また、範囲 R_1y のうち角度プラス範囲においては、角度変化率 W_1y は角度 θ が「 $+\theta_2$ 」の場合に、 1.0 倍よりも大きく、且つ一番大きく設定されており、角度 θ が大きくなるほど、角度変化率 W_1y が小さくなるように設定されている。そして、所定の角度 θ を上回った時に、角度変化率 W_1y が 1.0 倍よりも小さくなるように設定されている。

【0059】

一方、範囲 R_1y のうち角度マイナス範囲においては、角度変化率 W_1y は角度 θ が「 $-\theta_1$ 」の場合に、 1.0 倍よりも大きく、且つ一番大きく設定されており、角度 θ が小さくなるほど、角度変化率 W_1y が小さくなるように設定されている。そして、所定の角度 θ を下回った時に、角度変化率 W_1y が 1.0 倍よりも小さくなるように設定されている。なお、角度 θ が「 θ_4 」よりも大きい場合、又は、角度 θ が「 $-\theta_3$ 」よりも小さい場合には、角度変化率は 1.0 倍に設定されている。

【0060】

以上のような信号比空間用の角度等倍処理及び角度調整処理を行うことによって、図 8 に示すように、範囲 R_1x 内の角度 θ については、等倍された角度 $E\theta$ に変更される（ $E\theta = \theta$ ）。また、角度 θ が「 θ_4 」よりも大きい場合、又は、角度 θ が「 $-\theta_3$ 」よりも小さい場合にも、角度 θ は、等倍された角度 $E\theta$ に変更される（ $E\theta = \theta$ ）。これに対して、範囲 R_1y のうち角度プラス範囲の角度 θ については、角度 θ よりも大きいプラスの角度 $E\theta$ に変更される（ $E\theta > \theta$ ）。一方、範囲 R_1y のうち角度マイナス範囲の角度 θ については、角度 θ よりも小さいマイナスの角度 $E\theta$ に変更される（ $E\theta < \theta$ ）。

【0061】

このような角度変更を行うことによって、以下のような作用及び効果が得られる。図 9（A）に示すように、信号比空間用の角度等倍処理及び角度調整処理前には、第 1 色範囲と、第 3 色範囲と、第 5 色範囲とはそれぞれ近づいているが、信号比空間用の角度等倍処理及び角度調整処理後には、図 9（B）に示すように、第 1 色範囲は信号比空間上での位置を維持した状態で、第 1 基準線 L_1 を境に、第 3 色範囲及び第 5 色範囲の座標が時計回り方向 A_1 に移動する。これにより、第 1 色範囲と、第 3 色範囲と、第 5 色範囲の色相の

差が大きくなる。

【 0 0 6 2 】

このように第 1 色範囲と、第 3 色範囲と、第 5 色範囲についてそれぞれの範囲の色相の差を大きくして得られる特殊画像においては、正常粘膜と深層血管を含む部位との色の違い、及び、正常粘膜と発赤を含む部位との色の違いを明確に表示することができる。なお、図 9 においては、「 1 」は第 1 色範囲を、「 3 」は第 3 色範囲を、「 5 」は第 5 色範囲を示している。また、図 9 (B) では、実線で示す範囲は信号比空間用の角度等倍処理及び角度調整処理後の範囲を示しており、点線で示す範囲は角度等倍処理及び角度調整処理前の範囲を示している (図 1 3 (B) も同様である) 。

【 0 0 6 3 】

動径調整部 7 5 で行われる動径 r を調整する処理について、以下説明する。動径調整部 7 5 では、動径 r を調整するために、図 1 0 に示すように、信号比空間において、第 1 基準線 $L 1$ が第 1 色範囲の重心位置 CP と交わるように設定するとともに、第 2 基準線 $L 2$ が、第 1 色範囲の重心位置 CP と交わり、且つ第 1 基準線 $L 1$ と交差するように設定されている。なお、第 2 基準線 $L 2$ は、第 1 色範囲を通過していればよく、第 1 色範囲の重心位置 CP を必ずしも通る必要はない。

【 0 0 6 4 】

動径調整部 7 5 では、第 2 基準線 $L 2$ を含む一定の範囲 $R 2 x$ 内の動径 r について、動径変化率 $W 2 x$ に基づいて、等倍する信号比空間用の動径等倍処理を行う。範囲 $R 2 x$ は、第 1 色範囲が入るように設定される。範囲 $R 2 x$ は、動径 r が、第 2 基準線 $L 2$ に対応する動径である「 $r c$ 」よりも小さい「 $r 1$ 」から、「 $r c$ 」よりも大きい「 $r 2$ 」までの範囲で構成されている。また、動径調整部 7 5 では、範囲 $R 2 x$ の範囲外となる範囲 $R 2 y$ 内の動径 r について、動径変化率 $W 2 x$ よりも大きい動径変化率 $W 2 y$ で変化させる動径調整処理を行う。範囲 $R 2 y$ は、「 $r 1$ 」よりも小さい「 $r 3$ 」から、「 $r 1$ 」までの小動径範囲と、「 $r 2$ 」から、「 $r 2$ 」よりも大きい「 $r 4$ 」までの大動径範囲とで構成されている。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 に示すように、信号比空間用の動径等倍処理を行う範囲 $R 2 x$ 内では、動径変化率 $W 2 x$ を 1 . 0 倍に設定することで、動径 r を処理の前後で変化させない。一方、動径調整処理を行う範囲 $R 2 y$ 内では、1 . 0 倍よりも大きい動径変化率 $W 2 y$ に設定することで、動径 r を動径調整処理によって大きくする。また、範囲 $R 2 y$ のうち小動径範囲においては、動径変化率 $W 2 y$ は、動径 r が「 $r 1$ 」の場合に、1 . 0 倍よりも大きく、且つ一番大きく設定されており、動径 r が小さくなるほど、動径変化率 $W 2 y$ が小さくなるように設定されている。そして、所定の動径 r を下回った時に、動径変化率 $W 2 y$ が 1 . 0 倍よりも小さくなるように設定されている。

【 0 0 6 6 】

一方、範囲 $R 2 y$ のうち大動径範囲においては、動径変化率 $W 2 y$ は、動径 r が「 $r 2$ 」の場合に、1 . 0 倍よりも大きく、且つ一番大きく設定されており、動径 r が大きくなるほど、動径変化率 $W 2 y$ が小さくなるように設定されている。そして、所定の動径 r を上回った時に、動径変化率 $W 2 y$ が 1 . 0 倍よりも小さくなるように設定されている。なお、動径 r が「 $r 4$ 」よりも大きい場合、又は、動径 r が「 $r 3$ 」よりも小さい場合には、動径変化率は 1 . 0 倍に設定されている。

【 0 0 6 7 】

以上のような信号比空間用の動径等倍処理及び動径調整処理を行うことによって、図 1 2 に示すように、範囲 $R 2 x$ 内の動径 r については、等倍された動径 $E r$ に変更される ($E r = r$) 。また、動径 r が「 $r 4$ 」よりも大きい場合、又は、動径 r が「 $r 3$ 」よりも小さい場合にも、動径 r は、等倍された動径 $E r$ に変更される ($E r = r$) 。これに対して、範囲 $R 2 y$ のうち小動径範囲の動径 r については、動径 r よりも小さい動径 $E r$ に変更される ($E r < r$) 。一方、範囲 $R 2 y$ のうち大動径範囲の動径 r については、動径 r よりも大きい動径 $E r$ に変更される ($E r > r$) 。

【0068】

このような動径変更を行うことによって、以下のような作用及び効果が得られる。図13(A)に示すように、信号比空間用の動径等倍処理及び動径調整処理前には、第1色範囲と、第2色範囲と、第4色範囲とは、それぞれ近づいている。これに対して、信号比空間用の動径等倍処理及び動径調整処理後には、図13(B)に示すように、第1色範囲は信号比空間上での位置を維持した状態で、第4色範囲の座標の大部分が、原点「0」から離れる方向A2に移動する。一方、第2色範囲の座標の大部分については、原点「0」に近づく方向A3に移動する。これにより、第1色範囲と、第2色範囲と、第4色範囲について、それぞれの範囲の彩度の差が大きくなる。

【0069】

このように第1色範囲と、第2色範囲と、第4色範囲については、彩度の差が大きくなることから、特殊画像上では、正常粘膜と萎縮粘膜との色の違い、及び正常粘膜と発赤がある部位の色の違いが明確に表示される。なお、図13において、「1」は第1色範囲を、「2」は第2色範囲を、「4」は第4色範囲を示している。

【0070】

次に、特殊観察モードを用いて観察対象の観察を行う一連の流れについて、図14のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにセットし、内視鏡12の挿入部12aを検体内に挿入する。挿入部12aの先端部12dが胃に到達したら、モード切替SW13を操作して、通常観察モードから特殊観察モードに切り替える。

【0071】

特殊観察モードに切り替えると、光源制御部21は、紫色光V及び緑色光Gの光量を赤色光Rの光量よりも大きくする特定光量制御を行う。この特定光量制御の元で、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rを観察対象に照明して撮像することによって、第1RGB画像信号を取得する。この取得した第1RGB画像信号に基づいて、信号比算出部72により、B/G比、G/R比を算出する。次に、この算出したB/G比、G/R比を、極座標変換により、動径r、角度θに変換する。

【0072】

次に、角度調整部74が、第1色範囲の重心位置CPを通る第1基準線L1を含む一定の範囲R1x内の角度を等倍する角度等倍処理と、範囲R1xを超える範囲R1yの角度を調整する角度調整処理とを行う。これら角度等倍処理及び角度調整処理により、信号比空間上で第1色範囲の位置を維持した状態で、第3色範囲及び第5色範囲が時計回り方向A1に回転移動する(図9参照)。これにより、第1色範囲、第3色範囲、第5色範囲について、それぞれの範囲の色相差が大きくなる。

【0073】

角度調整が終了すると、次に、動径調整部75が、第1色範囲の重心位置CPを通り、且つ第1基準線L1と交差する第2基準線L2を含む一定の範囲R2xの動径等倍処理と、範囲R2xを超える範囲R2yの動径を調整する動径調整処理とを行う。これら動径等倍処理及び動径調整処理により、信号比空間上での第1色範囲の位置を維持した状態で、第4色範囲が原点「0」から離れる方向A2に移動し、第2色範囲が原点「0」に近づく方向A3に移動する(図13参照)。

【0074】

次に、RGB信号変換部77が、角度調整及び動径調整後のB/G比、G/R比を、第2RGB画像信号に変換する。第2G画像信号から赤色表示用信号に変換し、第2B画像信号から緑色表示用信号に変換し、第2R画像信号から青色表示用信号に変換する。これら3色の表示用信号に基づいて、特殊画像が表示される。この特殊画像においては、信号比空間上での角度調整及び動径調整によって、第1色範囲と、その他の第2色範囲、第3色範囲、第4色範囲、第5色範囲との色の違いが明確になっており、且つ、特殊画像は疑似カラー表示されるため、深さが異なる血管の視認性も向上している。

【0075】

また、紫色光V及び緑色光Gの光量を赤色光Rの光量よりも大きくする特定光量制御を

10

20

30

40

50

行っているため、第 2 B 画像信号及び第 2 G 画像信号の感度は第 2 R 画像信号の感度よりも高くなっている。これにより、特殊画像においては、特定光量制御を行わなかった場合と比較して、第 1 色範囲とその他の第 2 色範囲等の色の違いが更に明確になり、また、血管の視認性も更に向上している。

【 0 0 7 6 】

なお、特殊画像の表示に用いる 3 色の表示用信号への変換には、角度調整及び動径調整済みの第 2 R G B 画像信号のうち、第 2 G 画像信号と第 2 B 画像信号のみが用いられ、第 2 R 画像信号は用いられない。したがって、角度調整及び動径調整は、実際には、信号比空間において、第 2 色範囲、第 3 色範囲、第 5 色範囲を縦軸（B / G 比）のマイナス方向へのみ移動する一方で、横軸（G / R 比）方向へは移動しないことになる。また、第 4 色範囲については、縦軸のプラス方向へのみ移動する一方で、横軸方向へは移動しないことになる（図 1 5 参照）。

10

【 0 0 7 7 】

なお、上記第 1 A 実施形態では、マトリックス演算（M 1）に示すように、第 2 R 画像信号を用いることなく、第 2 B 画像信号及び第 2 G 画像信号のみを用いて、3 色の表示用信号に変換しているが、第 2 B 画像信号及び第 2 G 画像信号に加えて、第 2 R 画像信号を用いて、3 色の表示用信号に変換するようにしてもよい。この場合には、下記数 2 に示すマトリックス演算（M 2）（本発明の「第 2 色調変換処理」に対応する）により、第 2 R G B 画像信号から赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号に変換される。

【 0 0 7 8 】

20

【数 2】

$$(M2) : \begin{pmatrix} Rd \\ Gd \\ Bd \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p1 & k1 & 0 \\ p2 & 0 & k2 \\ p3 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R^* \\ G^* \\ B^* \end{pmatrix}$$

【 0 0 7 9 】

ここで、数 2 において、「R*」、「G*」、「B*」、「Rd」、「Gd」、「Bd」、「k1」、「k2」、「k3」については数 1 と同様である。また、「p1」、「p2」、「p3」は「0」～「1」の範囲にある任意の定数であり、且つ、「p1 = p2 = p3」もしくは「p1 p2 p3」である。また、「p1」、「p2」、「p3」は、「k1」、「k2」、「k3」に対して、極めて小さく設定されている。

30

【 0 0 8 0 】

赤色表示用信号（Rd）は、上記マトリックス演算 M 2 に示すように、第 2 R 画像信号に対して係数 p 1 を乗じ、第 2 G 画像信号に対して、係数 p 1 よりも極めて大きい係数 k 1 を乗じる第 1 重み付け演算により得られる。また、緑色表示用信号は、第 2 R 画像信号に対して係数 p 2 を乗じ、第 2 B 画像信号に対して、係数 p 2 よりも極めて大きい係数 k 2 を乗じる第 2 重み付け演算により得られる。また、青色表示用信号は、第 2 R 画像信号に対して係数 p 3 を乗じ、第 2 B 画像信号に対して、係数 p 3 よりも極めて大きい係数 k 3 を乗じる第 3 重み付け演算により得られる。なお、係数 k 1 は係数 p 1 の 1 0 倍よりも大きいことが好ましく、係数 k 2 は係数 p 2 の 1 0 倍よりも大きいことが好ましく、係数 k 3 は係数 p 3 の 1 0 倍よりも大きいことが好ましい。

40

【 0 0 8 1 】

以上のマトリックス演算 M 2 により得られる赤色表示用信号、緑色表示用信号、青色表示用信号に基づく特殊画像は、第 1 色範囲とその他の第 2 色範囲等の色の差を強調し、且つ疑似カラー表示されることに加えて、第 2 R 画像信号の信号値も僅かながらではあるが加わっているため、第 2 B 画像信号及び第 2 G 画像信号とは異なる第 2 R 画像信号のみが有する情報を表示することが可能となる。例えば、第 2 R 画像信号は、観察対象での反射率が高い赤色光 V の成分が多く含まれていることから、第 2 R 画像信号には、肥厚など観

50

察対象の凹凸情報に関する情報が多く含まれている。また、第2 R 画像信号に対する重み付けの係数 p_1 、 p_2 、 p_3 は、第2 G 画像信号に対する重み付けの係数 k_1 及び第2 B 画像信号に対する重み付けの係数 k_2 、 k_3 に比べて、極めて小さく、且つそれら3つの係数はすべて等しい又はほぼ同じである。したがって、マトリックス演算 M_2 に基づいて得られる特殊画像は、マトリックス演算 M_1 に基づいて得られる特殊画像と比較しても、疑似カラーの色調はほとんど変わらない。

【0082】

また、上記第1 A 実施形態では、紫色光 V 及び緑色光 G の光量を赤色光 R の光量よりも大きくする特定光量制御を行って、B 画像信号及びG 画像信号の感度をR 画像信号の感度よりも高くしているが、これ代えて又は加えて、撮像制御部 49 により、B 画素及びG 画素をR 画素の感度よりも高くする特定撮像制御を行ってもよい。なお、特定光量制御によって、紫色光 V に代えて又は加えて青色光 B の光量を赤色光 R の光量よりも大きくしてもよい。

10

【0083】

特定撮像制御としては、例えば、図16に示すように、特殊画像の1フレーム分の画像を生成するために必要な期間を示す1フレームの期間において、B 画素の電荷蓄積時間 T_b 及びG 画素の電荷蓄積時間 T_g をR 画素の電荷蓄積時間 T_r よりも長くすることで、B 画素及びG 画素をR 画素の感度よりも高くすることができる。このように、B 画素及びG 画素とR 画素とでそれぞれ電荷蓄積時間を異ならせる制御を行うためには、撮像センサ 48 におけるB 画素、G 画素、R 画が、それぞれ画像信号の読み出し制御を独立で行えることが必要となる。なお、図16では、B 画素の電荷蓄積時間 T_b をG 画素の電荷蓄積時間 T_g よりも長くしているが、B 画素の電荷蓄積時間 T_b をG 画素の電荷蓄積時間 T_g よりも短くしてもよく、また、B 画素の電荷蓄積時間 T_b とG 画素の電荷蓄積時間 T_g とを等しくしてもよい。

20

【0084】

[第1 B 実施形態]

上記第1 A 実施形態では、信号比算出部 72 で第1 R G B 画像信号から B / G 比、G / R 比を求め、これら B / G 比、G / R 比から形成される特徴空間において角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理を行っているが、第1 B 実施形態では、色情報として色差信号 C_r 、 C_b を求め、色差信号 C_r 、 C_b から形成される特徴空間において角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理を行う。

30

【0085】

第1 B 実施形態では、図17に示す特殊画像処理部 92 が用いられる。特殊画像処理部 92 は、特殊画像処理部 64 と異なり、Log 変換部 71、信号比算出部 72、逆Log 変換部 79 を備えていない。その代わりに、特殊画像処理部 92 は、逆ガンマ変換部 70 と極座標変換部 73 との間に、輝度・色差信号変換部 85 を備えている。それ以外の構成については、特殊画像処理部 92 は特殊画像処理部 64 と同様である。

【0086】

輝度・色差信号変換部 85 (本発明の「色情報取得部」に対応する) は、第1 R G B 画像信号を輝度信号 Y と色差信号 C_r 、 C_b に変換する。色差信号 C_r 、 C_b への変換には周知の変換式が用いられる。色差信号 C_r 、 C_b については極座標変換部 73 に送られる。輝度信号 Y についてはR G B 信号変換部 77 と明るさ調整部 81 に送られる。R G B 信号変換部 77 では、直交座標変換部 76 を経た色差信号 C_r 、 C_b と輝度信号 Y を、第2 R G B 画像信号に変換する。明るさ調整部 81 では、第1 明るさ情報 Y_{in} として輝度信号 Y を用いるとともに、第2 明るさ情報 Y_{out} として第2 明るさ情報算出部 81b で求めた第2 明るさ情報を用いて、第2 R G B 画像信号の画素値の調整を行う。なお、第2 明るさ情報 Y_{out} の算出方法と第2 R G B 画像信号の画素値の調整方法については、上記特殊画像処理部 64 の場合と同じである。

40

【0087】

特殊画像処理部 92 では、縦軸が色差信号 C_r 、横軸が色差信号 C_b で形成される特徴

50

空間 (C b C r 空間) 上で C b C r 空間用の角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理を行う。C b C r 空間上では、図 18 に示すように、第 1 色範囲、第 2 色範囲、第 3 色範囲、第 4 色範囲、第 5 色範囲はいずれも C b C r 空間の第 2 象限に分布しており、第 1 色範囲が第 2 象限のほぼ中央に分布し、第 2 色範囲は第 1 色範囲の右斜め下の位置に分布し、第 3 色範囲は第 1 色範囲の下方に分布し、第 4 色範囲は第 1 色範囲の左ななめ上の位置に分布し、第 5 色範囲は第 1 色範囲の左側に分布する。

【0088】

C b C r 空間用の角度等倍処理及び角度調整処理は、角度調整部 74 により行われ、信号比空間用の角度等倍処理及び角度調整処理とほぼ同様である。したがって、第 1 色範囲を通る第 1 基準線 L1 を含む一定の範囲 R1 x 内の角度が等倍されるとともに、範囲 R1 x を超える範囲 R1 y の角度が調整される。これにより、図 19 に示す様に、CbCr 空間において、第 1 色範囲の位置を維持した状態で、第 3 色範囲及び第 5 色範囲が反時計回り方向 A4 に移動する。これにより、第 1 色範囲、第 3 色範囲、第 5 色範囲について、それぞれ色相の差が大きくなる。なお、図 19 において、点線の範囲は C b C r 空間用の角度調整処理前の範囲を、実線の範囲は C b C r 空間用の角度調整処理後の範囲を示している。この「実線の範囲」、「点線の範囲」の表記は、下記図 20 においても同様である。

10

【0089】

C b C r 空間用の動径等倍処理及び動径調整処理は、動径調整部 75 により行われ、信号比空間用の動径等倍処理及び動径調整処理とほぼ同様である。したがって、第 1 色範囲を通り、且つ第 1 基準線 L1 と交差する第 2 基準線 L2 を含む一定の範囲 R1 x 内の動径が等倍されるとともに、範囲 R1 x を超える範囲 R1 y の動径が調整される。これにより、図 20 に示すように、CbCr 空間において、第 1 色範囲の位置を維持した状態で、第 4 色範囲が原点「0」から離れる方向 A2 に移動するとともに、第 2 色範囲が原点「0」に近づく方向 A3 に移動する。これにより、第 1 色範囲、第 2 色範囲、第 4 色範囲について、それぞれ彩度の差が大きくなる。

20

【0090】

[第1C実施形態]

第 1 C 実施形態では、第 1 R G B 画像信号を L a b 変換部 (本発明の「色情報取得部」に対応する) で L a b 変換して a*、b* (色情報である C I E L a b 空間の色味の要素 a*、b* を表す。以下同様) を取得し、これら a*、b* から形成される特徴空間 (a b 空間) において、角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、動径調整処理を行う。なお、C I E L a b とは、C I E (国際照明委員会) が定める表色系のことをいう。また、第 1 C 実施形態の特殊画像処理部は、第 1 A 実施形態の特殊画像処理部 64 のうち、信号比算出部 72 に代えて、L a b 変換部が設けられている以外は、特殊画像処理部 64 とほぼ同様である。

30

【0091】

第 1 C 実施形態では、図 21 (A) に示すように、第 1 色範囲、第 3 色範囲、第 5 色範囲は、信号比空間の場合と同様に、a b 空間の第 1 象限に分布する。そして、a b 空間用の角度等倍処理及び角度調整処理を行うことにより、図 21 (B) に示すように、第 1 色範囲は a b 空間上での位置を維持した状態で、第 1 基準線 L1 から、第 3 色範囲及び第 5 色範囲が時計回り方向 A1 に移動する。なお、図 21 (B) において、点線の範囲は a b 空間用の角度調整処理前の範囲を、実線の範囲は a b 空間用の角度調整処理後の範囲を示している。この「実線の範囲」、「点線の範囲」の表記は、下記図 22 (B) においても同様である。

40

【0092】

また、図 22 (A) に示すように、第 1 色範囲、第 2 色範囲、第 4 色範囲は、信号比空間の場合と同様に、a b 空間の第 1 象限に分布する。そして、a b 空間用の動径等倍処理及び動径調整処理を行うことにより、図 22 (B) に示すように、第 1 色範囲は a b 空間上での位置を維持した状態で、第 2 基準線 L2 を境に、第 4 色範囲は原点「0」から遠ざかる方向 A2 に移動する一方で、第 2 色範囲は原点「0」に近づく方向 A3 に移動する。

50

なお、a b空間用の動径等倍処理及び動径調整処理後に得られる第2 RGB画像信号に対しては、明るさ調整部81で、画素値の調整を行うことが好ましい。

【0093】

〔第1D実施形態〕

第1D実施形態では、色情報として色相と彩度を求め、色相と彩度から形成される特徴空間において角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理を行う。この第1D実施形態では、図23に示す特殊画像処理部96が用いられる。特殊画像処理部96は、特殊画像処理部64と異なり、逆ガンマ変換部70、Log変換部71、信号比算出部72、極座標変換部73、角度調整部74、動径調整部75、逆Log変換部79、及びガンマ変換部80を備えていない。その代わりに、特殊画像処理部96は、HSV変換部87と、第1平行移動部90と、第2平行移動部91とを備えている。その他については、特殊画像処理部96は、特殊画像処理部64と同様である。

10

【0094】

HSV変換部87（本発明の「色情報取得部」に対応する）は、第1 RGB画像信号を色相H、彩度S、明度V（Value）に変換する。色相H、彩度S、明度Vへの変換には周知の変換式が用いられる。色相H、彩度Sについては第1平行移動部90及び第2平行移動部91に送られ、明度VについてはRGB信号変換部77に送られる。第1平行移動部90及び第2平行移動部91の詳細については、後述する。

【0095】

RGB信号変換部77では、第2平行移動部91を経た色相H、彩度SとHSV変換部87からの明度Vとを、第2 RGB画像信号に変換する。明るさ調整部81では、第1明るさ情報算出部81aで求めた第1明るさ情報Y_{in}と、第2明るさ情報算出部81bで求めた第2明るさ情報Y_{out}を用いて、第2 RGB画像信号の画素値の調整を行う。なお、第1明るさ情報Y_{in}、第2明るさ情報Y_{out}の算出方法、及び第2 RGB画像信号の画素値の調整方法については、上記特殊画像処理部64の場合と同じである。

20

【0096】

次に、第1平行移動部90及び第2平行移動部91による処理について、H（色相）とS（彩度）で形成される特徴空間であるHS空間を用いて、説明する。ここで、HS空間においては、図24に示すように、第1色範囲がほぼ中央に分布し、第2色範囲は第1色範囲の左側に分布し、第3色範囲は第1色範囲の左斜め下に分布する。また、第4色範囲は第1色範囲の右側に分布し、第5色範囲は第1色範囲の右斜め下に分布する。

30

【0097】

第1平行移動部90は、図25に示すように、色相Hが所定値H₁以下の範囲を所定量だけ下方に平行移動させる。所定値H₁は第1色範囲における色相Hの下限値を下回る値に設定されている。第1平行移動部90による平行移動の処理により、HS空間において、第1色範囲は位置を維持した状態で、第3色範囲及び第5色範囲が下方に平行移動する。これにより、第1色範囲と第3色範囲との色相差、及び第1色範囲と第5色範囲との色相差が大きくなる。なお、図25において、点線の範囲は、第1平行移動部90による平行移動の処理前の範囲を、実線の範囲は、第1平行移動部90による平行移動の処理後の範囲を示している。この「実線の範囲」、「点線の範囲」の表記は、下記図26においても同様である。

40

【0098】

第2平行移動部91は、図26に示すように、彩度Sが所定値S₁以下の範囲を所定量だけ左方に平行移動させるとともに、彩度Sが所定値S₂以上の範囲を所定量だけ右方に平行移動させる。所定値S₁は第1色範囲における彩度Sの下限値を下回る値に設定されており、所定値S₂は第1色範囲における彩度Sの上限値を上回る値に設定されている。第2平行移動部91による平行移動の処理により、HS空間において、第1色範囲は位置を維持した状態で、第2色範囲は左方に平行移動する一方で、第4色範囲は右方に平行移動する。これにより、第1色範囲と第2色範囲との彩度差、及び第1色範囲と第4色範囲との彩度差が大きくなる。

50

【 0 0 9 9 】

[第 2 実施形態]

第 2 実施形態では、第 1 実施形態で示した 4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d の代わりに、レーザー光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

【 0 1 0 0 】

図 2 7 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 1 0 0 では、光源装置 1 4 において、4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d の代わりに、中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$ の青色レーザー光を発する青色レーザー光源（図 2 7 では「445 LD」と表記）1 0 4 と、中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の青紫色レーザー光を発する青紫色レーザー光源（図 2 7 では「405 LD」と表記）1 0 6 とが設けられている。これら各光源 1 0 4、1 0 6 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 1 0 8 により個別に制御されており、青色レーザー光源 1 0 4 の出射光と、青紫色レーザー光源 1 0 6 の出射光の光量比は変更自在になっている。

10

【 0 1 0 1 】

光源制御部 1 0 8 は、通常観察モードの場合には、青色レーザー光源 1 0 4 を駆動させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、青色レーザー光源 1 0 4 と青紫色レーザー光源 1 0 6 の両方を駆動させるとともに、青色レーザー光の発光比率を青紫色レーザー光の発光比率よりも大きくするように制御している。以上の各光源 1 0 4、1 0 6 から出射されるレーザー光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器などの光学部材（いずれも図示せず）を介して、ライトガイド（L G）4 1 に入射する。

20

【 0 1 0 2 】

なお、青色レーザー光又は青紫色レーザー光の半値幅は $\pm 10 \text{ nm}$ 程度にすることが好ましい。また、青色レーザー光源 1 0 4 及び青紫色レーザー光源 1 0 6 は、ブロードエリア型の In G a N 系レーザーダイオードが利用でき、また、In G a N A s 系レーザーダイオードや G a N A s 系レーザーダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

【 0 1 0 3 】

照明光学系 3 0 a には、照明レンズ 4 5 の他に、ライトガイド 4 1 からの青色レーザー光又は青紫色レーザー光が入射する蛍光体 1 1 0 が設けられている。蛍光体 1 1 0 に、青色レーザー光が照射されることで、蛍光体 1 1 0 から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザー光は、そのまま蛍光体 1 1 0 を透過する。青紫色レーザー光は、蛍光体 1 1 0 を励起させることなく透過する。蛍光体 1 1 0 を出射した光は、照明レンズ 4 5 を介して、検体内に照射される。

30

【 0 1 0 4 】

ここで、通常観察モードにおいては、主として青色レーザー光が蛍光体 1 1 0 に入射するため、図 2 8 に示すような、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体 1 1 0 から励起発光する蛍光を合波した白色光が、観察対象に照射される。一方、特殊観察モードにおいては、青紫色レーザー光と青色レーザー光の両方が蛍光体 1 1 0 に入射するため、図 2 9 に示すような、青紫色レーザー光、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体 1 1 0 から励起発光する蛍光を合波した特殊光が、検体内に照射される。

40

【 0 1 0 5 】

なお、蛍光体 1 1 0 は、青色レーザー光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数の蛍光体（例えば Y A G 系蛍光体、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) 等の蛍光体)を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体 1 1 0 の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【 0 1 0 6 】

[第 3 実施形態]

第 3 実施形態では、第 1 実施形態で示した 4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d の代わりに、キ

50

セノンランプなどの広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーの撮像センサ４８に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行う。それ以外については、第１実施形態と同様である。

【０１０７】

図３０に示すように、第３実施形態の内視鏡システム２００では、光源装置１４において、４色のＬＥＤ２０ａ～２０ｄに代えて、広帯域光源２０２、回転フィルタ２０４、フィルタ切替部２０５が設けられている。また、撮像光学系３０ｂには、カラーの撮像センサ４８の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ２０６が設けられている。

【０１０８】

広帯域光源２０２はキセノンランプ、白色ＬＥＤなどであり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ２０４は、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ２０８と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ２０９とを備えている（図３１参照）。フィルタ切替部２０５は、回転フィルタ２０４を径方向に移動させるものであり、モード切替ＳＷ１３により通常観察モードにセットされたときに、回転フィルタ２０４の通常観察モード用フィルタ２０８を白色光の光路に挿入し、特殊観察モードにセットされたときに、回転フィルタ２０４の特殊観察モード用フィルタ２０９を白色光の光路に挿入する。

【０１０９】

図３１に示すように、通常観察モード用フィルタ２０８には、周方向に沿って、白色光のうち青色光を透過させるＢフィルタ２０８ａ、白色光のうち緑色光を透過させるＧフィルタ２０８ｂ、白色光のうち赤色光を透過させるＲフィルタ２０８ｃが設けられている。したがって、通常観察モード時には、回転フィルタ２０４が回転することで、青色光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

【０１１０】

特殊観察モード用フィルタ２０９には、周方向に沿って、白色光のうち特定波長の青色狭帯域光を透過させるＢ_nフィルタ２０９ａと、白色光のうち緑色光を透過させるＧフィルタ２０９ｂ、白色光のうち赤色光を透過させるＲフィルタ２０９ｃが設けられている。したがって、特殊観察モード時には、回転フィルタ２０４が回転することで、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

【０１１１】

内視鏡システム２００では、通常観察モード時には、青色光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ２０６で検体内を撮像する。これにより、ＲＧＢの３色の画像信号が得られる。そして、それらＲＧＢの画像信号に基づいて、上記第１実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。

【０１１２】

一方、特殊観察モード時には、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ２０６で検体内を撮像する。これにより、Ｂ_n画像信号と、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号が得られる。これらＢ_n画像信号と、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号に基づいて、特殊画像の生成が行われる。特殊画像の生成には、Ｂ画像信号の代わりに、Ｂ_n画像信号が用いられる。それ以外については、第１実施形態と同様の方法で特殊画像の生成が行われる。

【０１１３】

[第４実施形態]

第４実施形態では、挿入型の内視鏡１２及び光源装置１４に代えて、飲み込み式のカプセル内視鏡を用いて、通常画像又は特殊画像の生成に必要なＲＧＢ画像信号を取得する。

【０１１４】

図３２に示すように、第４実施形態のカプセル内視鏡システム３００は、カプセル内視鏡３０２と、送受信アンテナ３０４と、カプセル用受信装置３０６と、プロセッサ装置１６と、モニタ１８を備えている。カプセル内視鏡３０２は、ＬＥＤ３０２ａと、撮像セン

10

20

30

40

50

サ 3 0 2 b と、画像処理部 3 0 2 c と、送信アンテナ 3 0 2 d とを備えている。なお、プロセッサ装置 1 6 は第 1 実施形態と同様であるが、第 4 実施形態では、通常観察モード又は特殊観察モードに切り替えるためのモード切替 SW 3 0 8 が新たに設けられている。

【 0 1 1 5 】

L E D 3 0 2 a は、白色光を発するものであり、カプセル内視鏡 3 0 2 内に複数設けられている。ここで、L E D 3 0 2 a としては、青色光源と、この青色光源からの光を波長変換して蛍光を発する蛍光体とを備える白色 L E D などを用いることが好ましい。L E D に代えて、L D (Laser Diode) を用いてもよい。L E D 3 0 2 a から発せられた白色光は、観察対象に対して照明される。

【 0 1 1 6 】

撮像センサ 3 0 2 b はカラーの撮像センサであり、白色光で照明された観察対象を撮像して、R G B の画像信号を出力する。ここで、撮像センサ 3 0 2 b としては、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサを用いることが好ましい。撮像センサ 3 0 2 b から出力された R G B 画像信号は、画像処理部 3 0 2 c で、送信アンテナ 3 0 2 d で送信可能な信号にするための処理が施される。画像処理部 3 0 2 c を経た R G B 画像信号は、送信アンテナ 3 0 2 d から、無線で送受信アンテナ 3 0 4 に送信される。

【 0 1 1 7 】

送受信アンテナ 3 0 4 は被検者の体に貼り付けられており、送信アンテナ 3 0 2 d からの R G B 画像信号を受信する。送受信アンテナ 3 0 4 は、受信した R G B 画像信号を、無線でカプセル用受信装置 3 0 6 に送信する。カプセル用受信装置 3 0 6 はプロセッサ装置 1 6 の画像信号入力処理部 5 3 と接続されており、送受信アンテナ 3 0 4 からの R G B 画像信号を画像信号入力処理部 5 3 に送信する。

【 0 1 1 8 】

なお、上記実施形態では、図 3 に示すような発光スペクトルを有する 4 色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図 3 3 に示すように、緑色光 G 及び赤色光 R については、図 3 と同様のスペクトルを有する一方で、紫色光 V p については、中心波長 4 1 0 ~ 4 2 0 nm で、図 3 の紫色光 V よりもやや長波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。また、青色光 B p については、中心波長 4 4 5 ~ 4 6 0 nm で、図 3 の青色光 B よりもやや短波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。

【 0 1 1 9 】

なお、上記第 1 A 実施形態では、B / G 比、G / R 比を極座標変換で動径 r、角度 θ に変換し、変換後の動径 r、角度 θ に基づいて角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理を行い、その後、再度、B / G 比、G / R 比に戻したが、図 3 4 に示すように、二次元 L U T 4 0 0 を用いて、B / G 比、G / R 比から、極座標変換等することなく、直接、角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理済みの B / G 比、G / R 比に変換してもよい。

【 0 1 2 0 】

ここで、二次元 L U T 4 0 0 には、B / G 比、G / R 比と、この B / G 比、G / R 比に基づく角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理を行って得られる角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理済みの B / G 比、G / R 比とが対応付けて記憶されている。また、逆ガンマ変換部 7 0 から出力された第 1 R G B 画像信号は二次元 L U T 4 0 0 及び R G B 信号変換部 7 7 に入力される。

【 0 1 2 1 】

なお、第 1 B 実施形態で示した色差信号 C r、C b、第 1 C 実施形態で示した L a b の色味の要素 a^* 、 b^* 、又は第 1 D 実施形態で示した H (色相)、S (彩度) についても、上記と同様に、二次元 L U T を用いて、極座標変換等することなく、角度等倍処理、角度調整処理、動径等倍処理、及び動径調整処理済みの色差信号等に変換してもよい。

【 0 1 2 2 】

なお、上記実施形態では、角度等倍処理及び角度調整処理を行った後に、動径等倍処理

10

20

30

40

50

及び動径調整処理を行っているが、これとは反対に、まず、動径等倍処理及び動径調整処理を行い、その後、角度等倍処理及び角度調整処理を行うようにしてもよい。

【 0 1 2 3 】

なお、本発明は、第１～第３実施形態のような内視鏡システムや第４実施形態のようなカプセル内視鏡システムに組み込まれるプロセッサ装置の他、各種の医用画像処理装置に対して適用することが可能である。

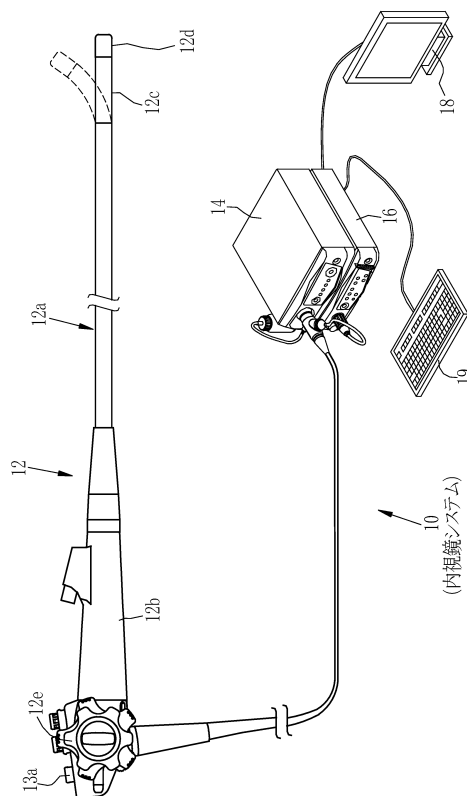
【符号の説明】

【 0 1 2 4 】

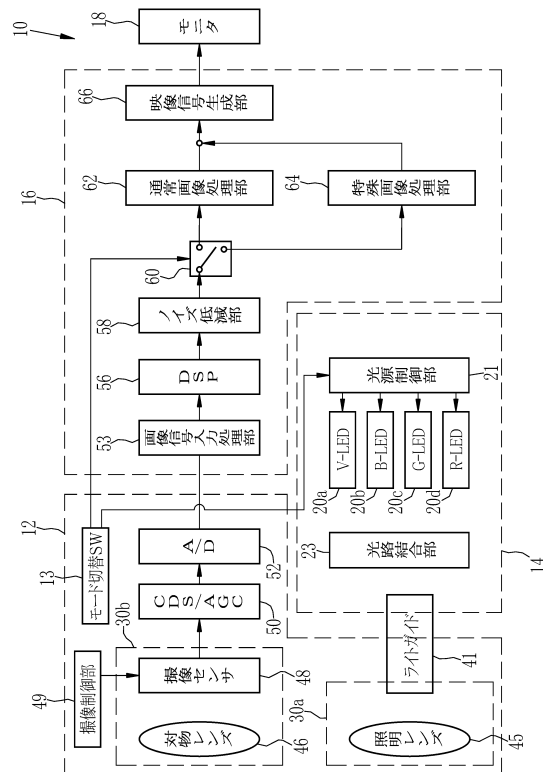
- | | |
|-----|-------------|
| 1 6 | プロセッサ装置 |
| 7 2 | 信号比算出部 |
| 7 4 | 角度調整部 |
| 7 5 | 動径調整部 |
| 7 7 | R G B 信号変換部 |
| 8 1 | 明るさ調整部 |
| 8 2 | 色調変換部 |
| 8 5 | 輝度・色差信号変換部 |
| 8 7 | H S V 変換部 |

10

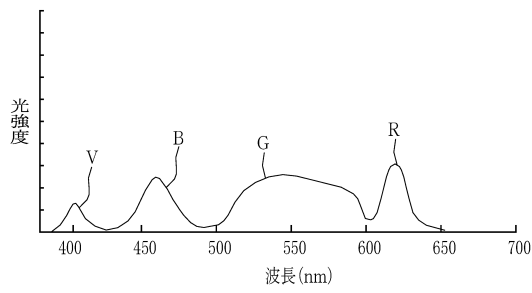
【 図 1 】



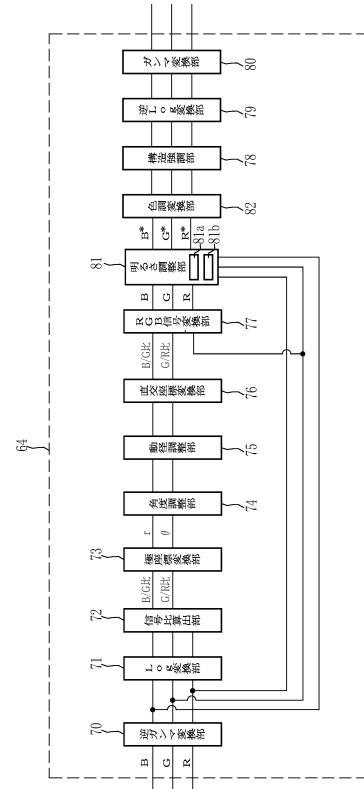
【圖 2】



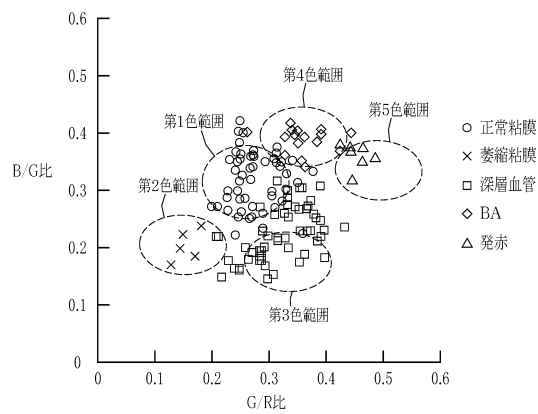
【図3】



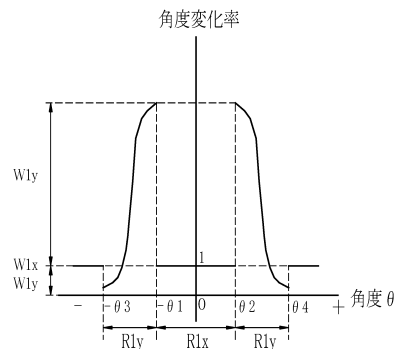
【図4】



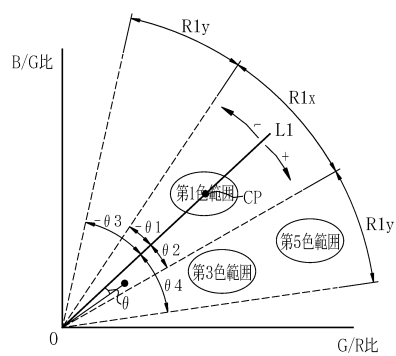
【図5】



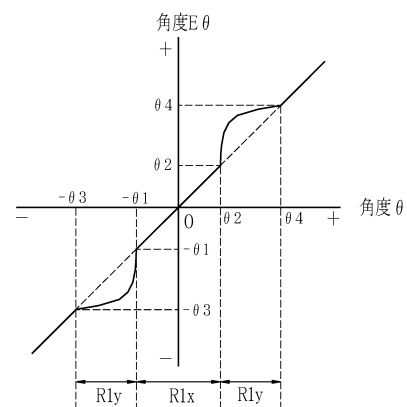
【図7】



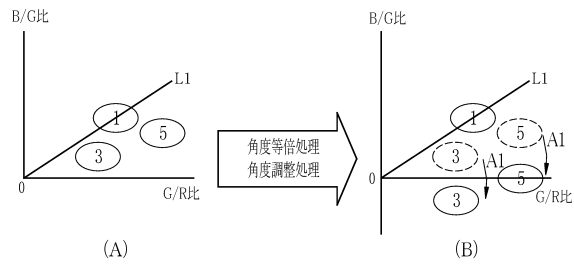
【図6】



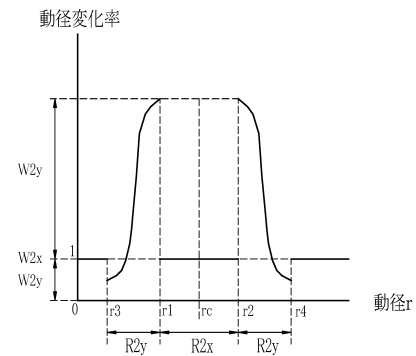
【図8】



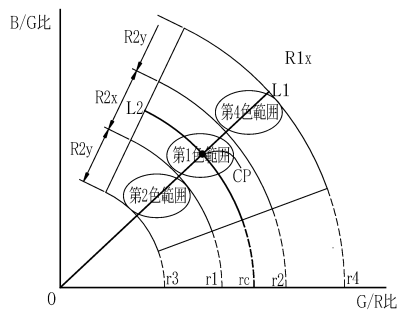
【図 9】



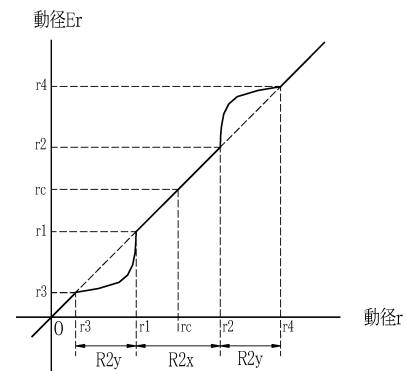
【図 1 1】



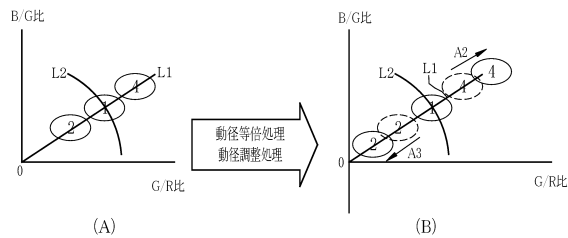
【図 1 0】



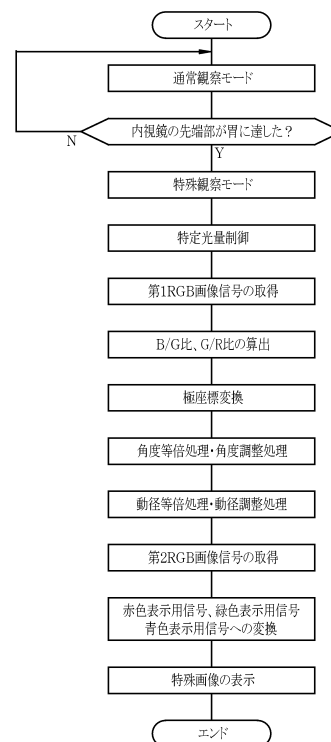
【図 1 2】



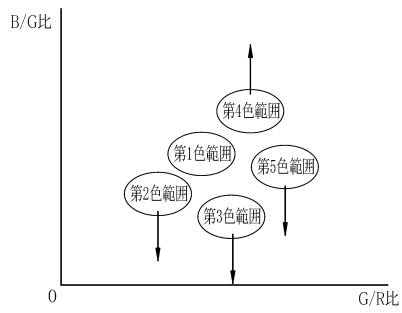
【図 1 3】



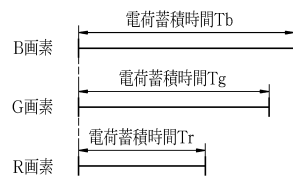
【図 1 4】



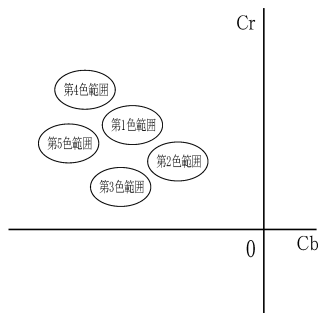
【図 15】



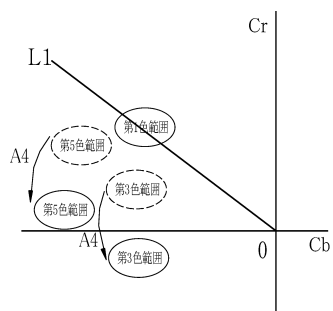
【図 16】



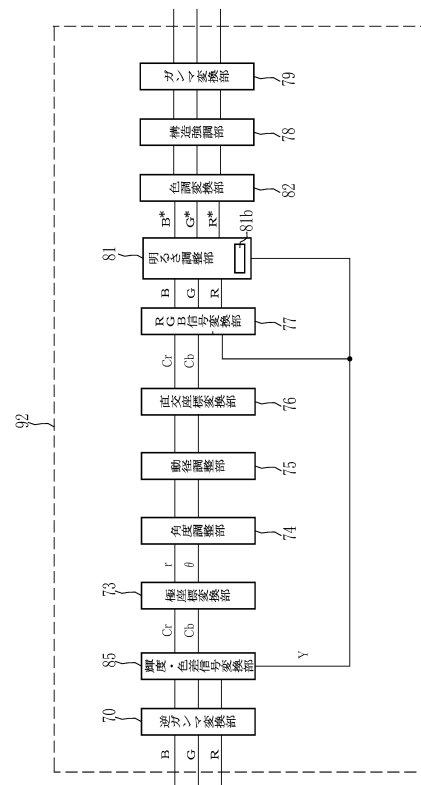
【図 18】



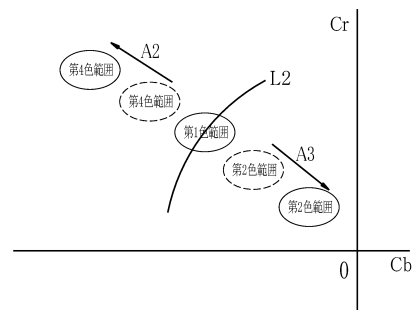
【図 19】



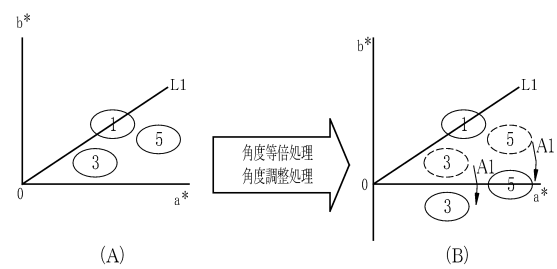
【図 17】



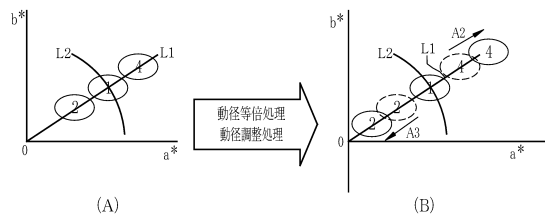
【図 20】



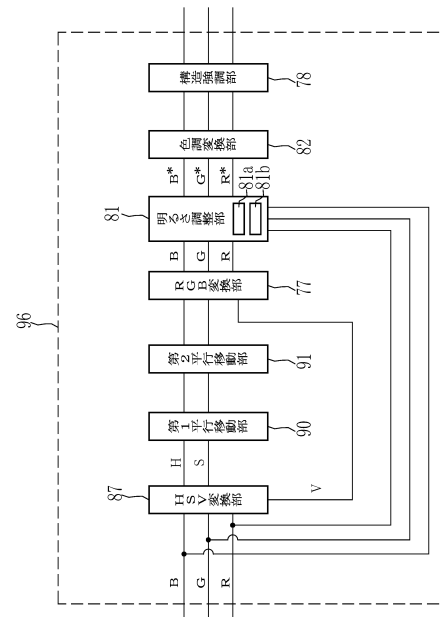
【図 21】



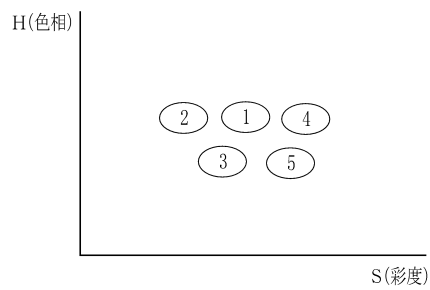
【図 2 2】



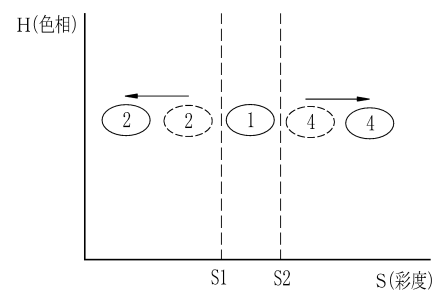
【図 2 3】



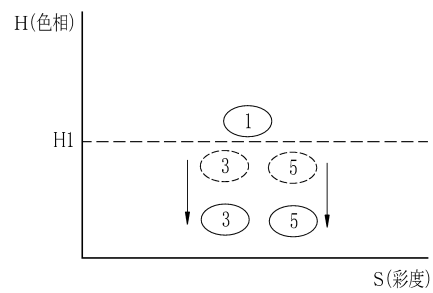
【図 2 4】



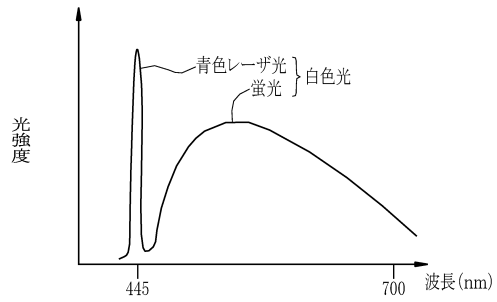
【図 2 6】



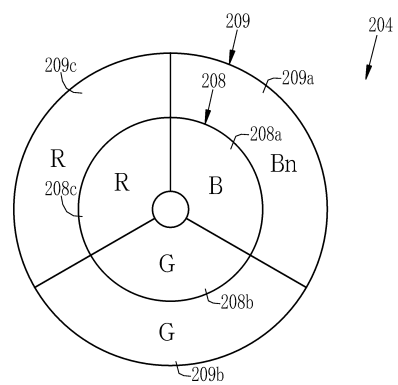
【図 2 5】



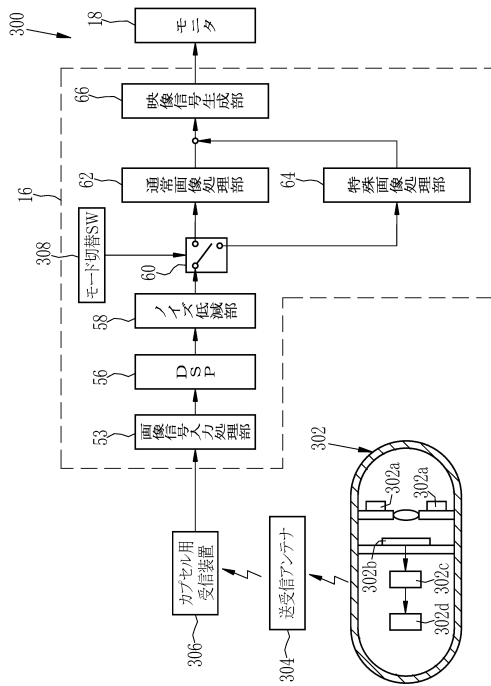
【圖 28】



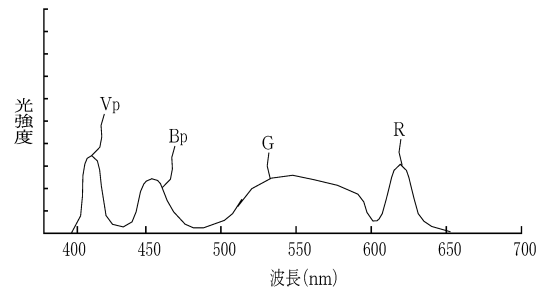
【 図 3 1 】



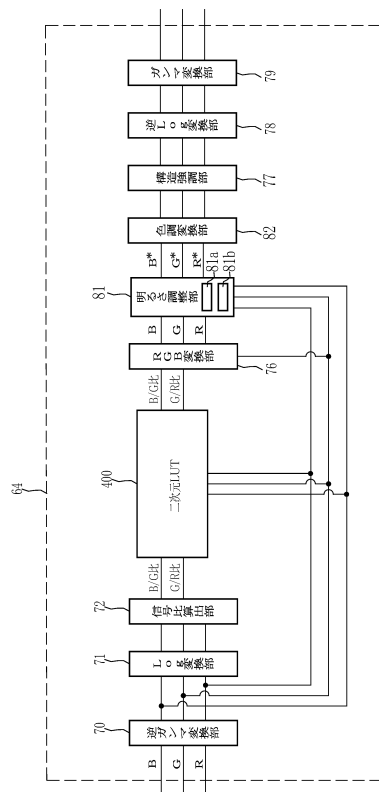
【図 3 2】



【図 3 3】



【図 3 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2014/156938(WO,A1)
国際公開第2015/064435(WO,A1)
特開2012-213612(JP,A)
特開2015-134230(JP,A)
特開2012-125395(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	标题：图像处理设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6461739B2	公开(公告)日	2019-01-30
申请号	JP2015148250	申请日	2015-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	蔵本昌之		
发明人	蔵本 昌之		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24 H04N9/04 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/041 A61B1/05 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0684 A61B1/2736 A61B5/1032 G06T5/00 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30092 G06T2207/30096 H04N1/56 H04N9/07 H04N2005/2255 A61B1/043 A61B1/0638 G06T7/90 A61B1/0005 A61B1/04 G06T2207/10152 H04N1/6005 H04N1/6008 H04N5/2256 H04N5/23293		
FI分类号	A61B1/045.622 G02B23/24.B H04N9/04.B H04N7/18.M A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.610 A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2H040/GA05 2H040/GA06 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/RR02 4C161/TT03 4C161/WW08 5C054/CC07 5C054/EE04 5C054/EE06 5C054/FB03 5C054/HA12 5C065/AA04 5C065/BB01 5C065/CC01 5C065/CC03 5C065/DD01 5C065/GG21 5C065/GG22 5C065/GG23		
其他公开文献	JP2017023620A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像处理装置，内窥镜系统和图像处理装置的操作方法，其强调正常部分和病变部分之间的色差，并且在观察目标上获得具有改善的血管可见性的图像。 一并处理第一个RGB图像信号。 并从第一RGB图像信号中获取第一颜色信息。用于移动其他范围而不移动多个颜色范围的选择性扩展处理，其中由体腔中的观察目标指示的第一颜色信息分布在由第一颜色信息形成的特征空间中。获取第二种颜色信息。并且将第二颜色信息转换为第二RGB图像信号。对第二RGB图像信号执行伪彩色显示处理，以获得红色显示信号，绿色显示信号和蓝色显示信号。 .The 14

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6461739号 (P6461739)	
(45) 発行日 平成31年1月30日 (2019.1.30)		(24) 登録日 平成31年1月11日 (2019.1.11)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/045 (2006.01) G 0 2 B 23/24 (2006.01) H 0 4 N 9/04 (2006.01) H 0 4 N 7/18 (2006.01)		F I A 6 1 B 1/045 6 2 2 G 0 2 B 23/24 B H 0 4 N 9/04 B H 0 4 N 7/18 M			
請求項の数 12 (全 32 頁)					
(21) 出願番号 特願2015-148250 (P2015-148250)		(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所			
(22) 出願日 平成27年7月28日 (2015.7.28)		(74) 代理人 蔵本 昌之 神奈川県足柄上郡開成町宮台79番地 富士フイルム株式会社内			
(65) 公開番号 特開2017-23620 (P2017-23620A)		審査官 森川 龍匡			
(43) 公開日 平成29年2月2日 (2017.2.2)					
審査請求日 平成29年9月5日 (2017.9.5)		最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】画像処理装置及び画像処理システム並びに画像処理装置の動作方法					

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び内視鏡システム並びに画像処理装置の作動方法