

(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2016-15995

(P2016-15995A)

(43) 公開日 平成28年2月1日(2016.2.1)

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

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

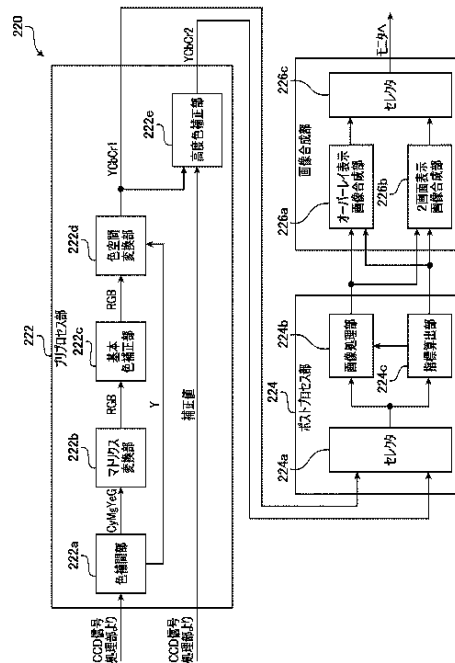
(21) 出願番号	特願2014-138630 (P2014-138630)	(71) 出願人	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(22) 出願日	平成26年7月4日 (2014.7.4)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100169856 弁理士 尾山 栄啓
		(74) 代理人	100183760 弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	福田 雅明 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O Y A 株式会社内
		F ターム (参考)	2H040 GA05 GA06 4C161 CC06 HH54 LL02 NN01 RR04 SS21 TT03 TT04 WW02 WW08 WW15

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム及び電子内視鏡用プロセッサ

(57) 【要約】

【課題】 電子内視鏡画像の色補正の精度を向上させる。  
 【解決手段】 内視鏡画像の画像信号の色相を補正するための補正值が記憶される記憶部と、記憶部に記憶された補正值に基づいて画像信号の色相を補正する補正部と、を備えた電子内視鏡システム。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

内視鏡画像の画像信号の色相を補正するための補正値が記憶される記憶部と、前記記憶部に記憶された補正値に基づいて画像信号の色相を補正する補正部と、を備えた電子内視鏡システム。

## 【請求項 2】

前記補正値が、前記電子内視鏡システムに個別に設定された、画像信号の色相の個体差を補正するものである、ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

## 【請求項 3】

所定色のカラーチャートを撮像してキャリブレーション用画像信号を取得し、前記キャリブレーション用画像信号に基づいて前記補正値を算出するキャリブレーション部を更に備えた請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

10

## 【請求項 4】

前記所定色が血液に特有の赤色である、ことを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記キャリブレーション部が、色相の異なる複数の前記所定色についてキャリブレーション用画像信号を取得し、前記複数の所定色における補正後の誤差が所定値以下となるように前記補正値を算出する、ことを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

20

## 【請求項 6】

前記補正値が、色相を補正するための補正角と彩度を補正するための補正係数を含み、前記補正部が、前記補正係数に基づいて画像信号の彩度を補正する、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

## 【請求項 7】

画像信号に対して色の変化を伴う画像処理を行う画像処理部を備え、前記記憶部は、前記画像処理が行われる場合に適した前記補正値である第 1 補正値と、前記画像処理が行われない場合に適した前記補正値である第 2 補正値とを記憶し、前記補正部は、前記画像処理が行われる場合には、前記第 1 補正値に基づいて補正をし、前記画像処理が行われない場合には、前記第 2 補正値に基づいて補正をする、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

30

## 【請求項 8】

前記記憶部には被写体の照明に使用する光源の種類に応じた複数の補正値が記憶され、前記補正部は、前記複数の補正値から使用する光源の種類に対応した一つを選択して、該選択した補正値に基づいて画像信号の色相を補正する、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

## 【請求項 9】

前記補正後の画像信号に基づいて各画素について指標を算出する指標算出部を備えた、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

40

## 【請求項 10】

前記指標は、前記内視鏡画像に写された生体組織中のヘモグロビン濃度と相関する指標である、ことを特徴とする請求項 9 に記載の電子内視鏡システム。

## 【請求項 11】

前記画像信号を生成する電子スコープと、前記画像信号を処理してビデオ信号を生成するプロセッサと、を備え、前記記憶部が前記電子スコープに設けられ、前記補正部が前記プロセッサに設けられた、

50

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 12】

内視鏡画像の画像信号の色相を補正するための補正值を取得する補正值取得部と、前記補正值取得部が取得した補正值に基づいて画像信号の色相を補正する補正部と、を備えた電子内視鏡用プロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡画像を撮像する電子内視鏡システム及び電子内視鏡用プロセッサに関連し、特に電子内視鏡システム等における画像信号の色補正処理に関する。

10

【背景技術】

【0002】

人体内部の観察や治療に電子内視鏡が使用されている。電子内視鏡観察では、病変部と正常な部位とを正確に識別する必要がある。病変部は、例えば血管新生などにより、正常な部位とは色調が異なる場合が多い。特許文献 1 には、内視鏡画像の色情報に基づいて病変部である可能性が高い部位を特定して、当該部位を強調表示することによって内視鏡画像診断を支援する機能を備えた電子内視鏡システムが記載されている。

【0003】

上記のように内視鏡画像の色情報に基づいて病変部等を正確に特定するためには、少なくとも病変部等の特定に用いる色領域において正確な色情報を有する内視鏡画像を取得する必要がある。従来の電子内視鏡システムには、内視鏡画像の色情報を補正する機能として、ホワイトバランス補正機能が設けられている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】 特開 2010-115243 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ホワイトバランス補正は、無彩色軸上の一点（例えば白色）のみで色補正を行うものであるため、有彩色の色相の誤差を補正することができない。そのため、色情報を補正する機能としてホワイトバランス補正機能のみを備えた従来の電子内視鏡システムでは、色情報の誤差が大きく、このことが病変部等を識別する精度を低いものにしてきた。

30

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、電子内視鏡画像の色補正の精度を向上させることによって、電子内視鏡画像の色情報に基づく病変部等を識別する精度を向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の実施形態によれば、内視鏡画像の画像信号の色相を補正するための補正值が記憶される記憶部と、記憶部に記憶された補正值に基づいて画像信号の色相を補正する補正部と、を備えた電子内視鏡システムが提供される。

40

【0008】

上記の電子内視鏡システムにおいて、補正值が、電子内視鏡システムに個別に設定された、画像信号の色相の個体差を補正するものであってもよい。

【0009】

上記の電子内視鏡システムにおいて、所定色のカラーチャートを撮像してキャリブレーション用画像信号を取得し、キャリブレーション用画像信号に基づいて補正值を算出するキャリブレーション部を更に備えた構成としてもよい。

【0010】

50

上記の電子内視鏡システムにおいて、所定色が血液に特有の赤色である構成としてもよい。

【0011】

上記の電子内視鏡システムにおいて、キャリブレーション部が、色相の異なる複数の所定色についてキャリブレーション用画像信号を取得し、複数の所定色における補正後の誤差が所定値以下となるように前記補正値を算出する構成としてもよい。

【0012】

上記の電子内視鏡システムにおいて、補正値が、色相を補正するための補正角と彩度を補正するための補正係数を含み、補正部が、補正係数に基づいて画像信号の彩度を補正する構成としてもよい。

10

【0013】

上記の電子内視鏡システムにおいて、画像信号に対して色の変化を伴う画像処理を行う画像処理部を備え、記憶部は、画像処理が行われる場合に適した補正値である第1補正値と、画像処理が行われない場合に適した補正値である第2補正値とを記憶し、補正部は、画像処理が行われる場合には、第1補正値に基づいて補正をし、画像処理が行われない場合には、第2補正値に基づいて補正をする構成としてもよい。

【0014】

記憶部には被写体の照明に使用する光源の種類に応じた複数の補正値が記憶され、補正部は、複数の補正値から使用する光源の種類に対応した一つを選択して、選択した補正値に基づいて画像信号の色相を補正する構成としてもよい。

20

【0015】

上記の電子内視鏡システムにおいて、補正後の画像信号に基づいて各画素について指標を算出する指標算出部を備えた構成としてもよい。

【0016】

上記の電子内視鏡システムにおいて、指標は、内視鏡画像に写された生体組織中のヘモグロビン濃度と相関する指標である構成としてもよい。

【0017】

上記の電子内視鏡システムにおいて、画像信号を生成する電子スコープと、画像信号を処理してビデオ信号を生成するプロセッサと、を備え、記憶部が電子スコープに設けられ、補正部が前記プロセッサに設けられた構成としてもよい。

30

【0018】

また、本発明の実施形態によれば、上記の電子内視鏡システムにおいて、内視鏡画像の画像信号の色相を補正するための補正値が記憶される記憶部と、記憶部に記憶された補正値に基づいて画像信号の色相を補正する補正部と、を備えた電子内視鏡用プロセッサが提供される。

【発明の効果】

【0019】

本発明の実施形態によれば、電子内視鏡画像の色補正を高い精度で行うことが可能となる。これにより、電子内視鏡画像の色情報に基づいて病変部等を識別する精度を向上させることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】 本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】 本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図3】 本発明の実施形態に係るプロセッサの信号処理部の詳細構成を示すブロック図である。

【図4】 本発明の実施形態に係る高度色補正処理を説明するCb-Cr色平面図である。

【図5】 本発明の実施形態に係る高度色補正処理の変形例を説明するa\*b\*色平面図である。

50

**【発明を実施するための形態】****【0021】**

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

**【0022】**

図1は、本発明の実施形態に係る電子内視鏡システム1の外観図である。また、図2は、電子内視鏡システム1の概略構成を示すブロック図である。電子内視鏡システム1は、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ300（図2）を備えている。電子スコープ100及びモニタ300は、それぞれプロセッサ200に接続される。

**【0023】**

プロセッサ200は、体内を照明するための照明光を電子スコープ100に供給する光源装置と、電子スコープ100からの画像信号を処理してモニタ300に供給されるビデオ信号を生成する画像信号処理装置とを一体に備えた装置である。なお、光源装置と画像信号処理装置とを別体に構成してもよい。

**【0024】**

図1に示されるように、プロセッサ200には、電子スコープ100と接続するためのコネクタ部20が設けられている。また、電子スコープ100の一端（基端）にはプロセッサ200のコネクタ部20と接続するためのコネクタ部10が設けられている。コネクタ部10とコネクタ部20が機械的に接続されることにより、電子スコープ100とプロセッサ200とが電気的にかつ光学的に接続される。

**【0025】**

電子スコープ100の他端（先端）には可携性を有する挿入部11が設けられている。挿入部11の先端近傍には、挿入部11の基端に連結された手元操作部13からの遠隔操作に応じて屈曲する屈曲部14が設けられている。屈曲部14の屈曲機構は、一般的な内視鏡に組み込まれている周知の機構であり、手元操作部13に設けられた湾曲操作ノブの回転操作に連動した操作ワイヤの牽引によって屈曲部14を屈曲させるものである。屈曲部14の先端には、固体撮像素子108を備えた先端部12が連結している。湾曲操作ノブの回転操作による屈曲部14の屈曲動作に応じて先端部12の向きが変わることにより、電子スコープ100による撮影領域が移動する。

**【0026】**

図2に示されるように、電子スコープ100は、コネクタ部10から先端部12にかけての略全長に渡って配置されたLCB（Light Carrying Bundle）102を備えている。LCB102は、光ファイバ束であり、プロセッサ200から供給された照明光を電子スコープ100の先端部12まで導光する。

**【0027】**

電子スコープ100の先端部12は、配光レンズ104、対物レンズ106、固体撮像素子108及びプリアンプ110を備えている。配光レンズ104は、LCB102の先端面と対向して配置され、LCB102の先端面から射出される照明光を発散させて、被写体を照明する。対物レンズ106は、被写体からの戻り光を集光して、固体撮像素子108の受光面上で光学像を結像させる。

**【0028】**

固体撮像素子108は、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（Charge Coupled Device）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の光量に応じた電荷を発生して蓄積し、イエローYe、シアンCy、グリーンG、マゼンタMgの各色信号から構成されるアナログ撮像信号を出力する。なお、アナログ撮像信号は、いわゆるRAWデータ（RAW画像）を転送する信号であり、アナログ撮像信号の各画素は、イエローYe、シアンCy、グリーンG、マゼンタMgのうちのいずれか一色の色情報のみを有している。アナログ撮像信号はプリアンプ110によって増幅された後、コネクタ部10へ伝送される。

**【0029】**

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) イメージセンサ等の他方式のものに置き換えてもよい。

#### 【0030】

コネクタ部10は、CCD信号処理部112及びメモリ114を備えている。CCD信号処理部112は、固体撮像素子108に駆動信号を供給し、固体撮像素子108から出力されたアナログ撮像信号をデジタル撮像信号に変換して、プロセッサ200に送信する。また、CCD信号処理部112は、メモリ114にアクセスして電子スコープ100の固有情報を読み出し、プロセッサ200に出力する。メモリ114に記録される電子スコープ100の固有情報には、例えば、固体撮像素子108の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番及び後述する補正值（補正角 $\Delta\theta$ ）等が含まれる。

10

#### 【0031】

図2に示されるように、プロセッサ200は、システムコントローラ202、タイミングコントローラ204、信号処理部220、メモリ201及び操作パネル218を備えている。システムコントローラ202は、メモリ201に記憶された各種プログラムを読み出して実行することにより、電子内視鏡システム1全体の動作を制御する。また、システムコントローラ202は、操作パネル218に入力されるユーザ（術者又は補助者）による指示に応じて電子内視鏡システム1の各種設定を変更する。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、CCD信号処理部112及び信号処理部220にクロックパルスを供給する。信号処理部220は、電子スコープ100から供給される内視鏡画像の画像信号を処理して、モニタ300に供給されるビデオ信号を生成する。

20

#### 【0032】

プロセッサ200は、更に、ランプ電源イグナイタ206、ランプ208、集光レンズ210及び絞り212を備えている。ランプ208は、ランプ電源イグナイタ206から供給される電力によって駆動され、照明光を放射する。ランプ208には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプが適している。また、ランプ208として、LED (Light Emitting Diode) ランプや狭帯域光源（帯域制限用フィルタ付き光源）を使用することもできる。ランプ208から放射された照明光は、集光レンズ210によって集光されつつ絞り212を通過して適正な光量に調整された後、LCB102の入射端に入射する。

30

#### 【0033】

絞り212には、図示省略されたアームやギヤ等の伝達機構を介してモータ214が機械的に連結している。モータ214は例えばDCモータであり、ドライバ216のドライブ制御下で駆動する。絞り212は、モニタ300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214により動作され開度が変わえられる。LCB102に供給される照明光の光量は、絞り212の開度に応じて制限される。適正とされる映像の明るさの基準は、術者による操作パネル218の輝度調節操作に応じて設定される。信号処理部220に設けられた周知の調光回路（不図示）が、輝度調節操作による設定に基づいてドライバ216を制御して、輝度調整を行う。

#### 【0034】

操作パネル218の構成には種々の形態がある。操作パネル218の具体的構成としては、例えば、プロセッサ200のフロント面に実装された機能毎のハードウェアキーやタッチパネル式GUI (Graphical User Interface)、ハードウェアキーとGUIとの組合せ等が挙げられる。

40

#### 【0035】

システムコントローラ202は、電子スコープ100の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ202は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ200に接続中の電子スコープに適した処理がされるようにプロセッサ200内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

#### 【0036】

50

CCD信号処理部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、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固体撮像素子108を駆動制御する。

【0037】

図3は、信号処理部220の詳細な構成を示すブロック図である。信号処理部220は、プリプロセス部222、ポストプロセス部224及び画像合成部226を備えている。プリプロセス部222は、電子スコープ100からのデジタル撮像信号(RAWデータ)を画像信号に変換すると共に、各種の色調整処理を行う。ポストプロセス部224は、プリプロセス部222から出力される画像信号に基づいて、各画素に対して、病変部などの異常部位である可能性(あるいは異常の程度)を示す指標を算出すると共に、画像信号に対して異常部位を強調する等の画像処理を行う。また、画像合成部226は、画像信号に基づいて描画される内視鏡画像と、各画素の指標を画像化した指標画像とを1画面に表示されるように画面合成処理を行う。

10

【0038】

プリプロセス部222は、色補間部222a、マトリクス変換部222b、基本色補正部222c及び色空間変換部222d、並びに、本発明の実施形態に係る高度色補正部222eを備えている。

【0039】

色補間部222aは、電子スコープ100からのデジタル撮像信号(RAWデータ)に対して色補間処理を行い、色信号C y M g Y e G及び輝度信号Yに変換する。具体的には、色補間部222aは、単一の色情報しか持たないデジタル撮像信号の各画素に対して、その周辺画素から色情報を補間して、色信号C y M g Y e G及び輝度信号Yを生成する。

20

【0040】

マトリクス変換部222bは、カラーマトリクスを用いて色信号C y M g Y e Gを原色信号R G Bに変換する。

【0041】

基本色補正部222cは、原色信号R G Bに対して、ホワイトバランス補正を行う。また、基本色補正部222cは、ホワイトバランス補正に加えて(又は、ホワイトバランス補正に替えて)、ガンマ補正等のトーンカーブによる色調整を行うこともできるようになっている。

30

【0042】

色空間変換部222dは、基本色補正部222cから出力される補正後の原色信号R G Bと色補間部222aから出力される輝度信号Yに基づいて、輝度信号Yと2つの色差信号C b及びC rによって表現されるY C b C r色空間の画像信号Y C b C r 1を生成して出力する。

【0043】

色空間変換部222dからの出力は2分岐され、一方は高度色補正部222eに、他方はポストプロセス部224に入力される。

【0044】

高度色補正部222eは、電子スコープ100のメモリ114が保持する補正值(補正角 $\Delta\theta$ 、補正係数 $\alpha$ )を用いて、画像信号Y C b C r 1に対して後述する本発明の実施形態に係る高度色補正処理を行う。電子スコープ100のメモリ114には、工場出荷検査時やメンテナンス時に行われるキャリブレーション処理によって取得された高度色補正処理用の補正值が記録されている。高度色補正部222eから出力される高度色補正処理後の画像信号Y C b C r 2は、ポストプロセス部224に入力される。

40

【0045】

ポストプロセス部224は、セレクタ224a、画像処理部224b及び指標算出部224cを備えている。プリプロセス部222の色空間変換部222dから出力された画像信号Y C b C r 1及び高度色補正部222eから出力された画像信号Y C b C r 2は、それぞれセレクタ224aに入力される。セレクタ224aは、システムコントローラ20

50

2の制御により、高度色補正部222eからの高度色補正処理後の画像信号YCbCr2と、色空間変換部222dからの高度色補正処理前の画像信号YCbCr1の何れか一方を選択して、画像処理部224b及び指標算出部224cに供給する。

【0046】

高度色補正処理を施した画像信号YCbCr2は、後述する血液指標の精度向上には有利であるが、血液指標の算出に使用される特定の色相に対して補正が行われるため、モニタ300に表示される画像の色合いが不自然なものになる可能性がある。そのため、セクタ224aを設けることにより、血液指標の分析を行わずに通常の内視鏡観察のみを行う場合には、色空間変換部222dからの高度色補正処理前の画像信号YCbCr1に切り替えられるようになっている。

10

【0047】

なお、セクタ224aを設けずに、例えば色空間変換部222dからの高度色補正処理前の画像信号YCbCr1を画像処理部224bに入力し、高度色補正部222eからの高度色補正処理後の画像信号YCbCr2を指標算出部224cに入力する（すなわち、モニタ表示には常に高度色補正処理前の画像信号YCbCr1を使用する）構成としてもよい。また、色空間変換部222dからの出力を分岐せずに、高度色補正部222eからの高度色補正処理後の画像信号YCbCr2のみを画像処理部224b及び指標算出部224cに供給する構成としてもよい。

【0048】

画像処理部224bは、例えば特開2013-005884号公報に記載されるトーン強調処理（TE処理）等の内視鏡観察に適した各種画像処理を行う。画像処理部224bによる各種画像処理の実行の要否は、ユーザが任意に設定することができる。

20

【0049】

指標算出部224cは、画像信号YCbCr2の各画素値から、特定の病変との関連性を示す指標（病変指標）を算出する。例えば、炎症やがんの病変部は、血管新生のため、正常な部位と比べて血液量が多い。詳しくは、単位面積あたりの生体組織中に含まれるヘモグロビンの濃度が高くなっている。そのため、炎症部等の病変部の画像は、正常な部位の画像に比べて、血液（ヘモグロビン）に特有の赤味が強いものとなる。従って、内視鏡画像における血液特有の色味（色相）の強さ（彩度）が、炎症部等の病変部と正常な部位とを判別するための有効なパラメータとなる。指標算出部224cは、画像信号YCbCr2の各画素について、血液特有の色相 $\theta_{vessel}$ との色相差を計算し、この色相差に基づいて病変部である可能性を示す指標（血液指標）を算出する。色相差と指標との関係は、予め臨床統計学的に決定される。

30

【0050】

指標算出部224cは、各画素について指標を算出するため、指標を画素値とする指標画像（グレースケール画像）が得られる。

【0051】

画像合成部226は、画像処理部224bから出力される内視鏡画像と、指標算出部224cから出力される指標画像とを画像合成してモニタ表示画面を生成する。画像合成部226は、内視鏡画像に指標画像を重畳したオーバーレイ表示画像を生成するオーバーレイ表示画像合成部226aと、内視鏡画像と指標画像とを並べた2画面表示画像を生成する2画面表示画像合成部226bと、セクタ226cとを備えている。ポストプロセス部224の画像処理部224bと指標算出部224cの出力は、オーバーレイ表示画像合成部226aと2画面表示画像合成部226bにそれぞれ入力される。オーバーレイ表示画像合成部226aと2画面表示画像合成部226bの出力は、それぞれセクタ226cに入力される。セクタ226cは、システムコントローラ202の制御により、オーバーレイ表示画像合成部226aの出力と2画面表示画像合成部226bの出力の何れか一方を選択して、モニタ300に供給する。これにより、オーバーレイ表示画像と2画面表示画像とを切り替えてモニタ300に表示させることができる。

40

【0052】

50

なお、オーバーレイ表示画像合成部 226 a は、オーバーレイ表示画像を生成せずに、画像処理部 224 b からの画像信号（通常の内視鏡画像）や指標算出部 224 c からの画像信号（指標画像）をそのまま出力することもできるように構成されている。そのため、通常の内視鏡画像や指標画像のみをモニタ 300 に表示させることもできる。

【0053】

次に、高度色補正部 222 e において行われる本発明の実施形態に係るキャリブレーション処理及び高度色補正処理について説明する。本実施形態の高度色補正処理は、ホワイトバランス補正処理では補正することのできない内視鏡画像の色相（特に固体撮像素子 108 の特性の個体差による色相のずれ）を補正する処理である。高度色補正処理は、電子スコープ 100 のメモリ 114 に記憶された補正值（補正角  $\Delta\theta$ 、補正係数  $\alpha$ ）を用いて 10

【0054】

まず、補正值（補正角  $\Delta\theta$ 、補正係数  $\alpha$ ）を取得する方法について説明する。補正值の取得は、電子内視鏡システム 1 の工場出荷検査時やメンテナンス時に行われるキャリブレーション処理によって取得される。キャリブレーション処理は、電子内視鏡システム 1 によって所定の基準色（有彩色）のカラーチャートを撮像することで行われる。本実施形態では、指標算出部 224 c による血液指標の算出に使用される血液特有の色相  $\theta_{\text{vessel}}$  のカラーチャートを用いてキャリブレーション処理が行われる。色相  $\theta_{\text{vessel}}$  においてキャリブレーション処理を行うことにより、補正後の画像信号  $YCbCr_2$  の色情報の精度を  $\theta_{\text{vessel}}$  及びその近傍の色相において特に高くすることができ、その結果、指標算出部 224 c による血液指標の算出を高い精度で行うことが可能になる。 20

【0055】

図 4 は、本実施形態の高度色補正処理及びキャリブレーション処理を説明する  $Cb-Cr$  色平面図である。図中に白丸で示された基準値は、 $Cb-Cr$  色空間におけるカラーチャートの色情報（彩度  $r_{\text{vessel}}$ 、色相  $\theta_{\text{vessel}}$ ）である。また、図中に黒丸で示された実測値は、電子内視鏡システム 1 によってカラーチャートを撮像して得た画像信号  $YCbCr_1$  の色情報（彩度  $r_{\text{meas}}$ 、色相  $\theta_{\text{meas}}$ ）である。なお、色相  $\theta$  及び彩度  $r$  は、色差  $Cb$  及び  $Cr$  から、それぞれ以下の数式（1）及び数式（2）により計算される。

【0056】

【数 1】

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{Cr}{Cb}\right) \quad \dots (1)$$

【数 2】

$$r = \sqrt{Cb^2 + Cr^2} \quad \dots (2)$$

【0057】

補正角  $\Delta\theta$  及び補正係数  $\alpha$  は、それぞれ以下の数式（3）及び数式（4）により計算されて、電子スコープ 100 のメモリ 114 に記憶される。 40

【0058】

【数 3】

$$\Delta\theta = \theta_{\text{vessel}} - \theta_{\text{meas}} \quad \dots (3)$$

【数 4】

$$\alpha = \frac{r_{vessel}}{r_{meas}} \quad \dots (4)$$

【0059】

次に、高度色補正処理の方法を説明する。高度色補正処理においては、先ず、色空間変換部 222d からの画像信号 YCbCr1 の各画素について、上記の数式 (1) 及び数式 (2) により、それぞれ色相  $\theta$  及び彩度  $r$  を計算する。

【0060】

10

次に、数式 (1) により算出された色相  $\theta$  に、電子スコープ 100 のメモリ 114 に記憶された補正角  $\Delta\theta$  を加えて補正後の色相  $\theta'$  とする。また、数式 (2) により算出された彩度  $r$  に、メモリ 114 に記憶された補正係数  $\alpha$  を乗じて補正後の彩度  $r'$  とする。高度色補正処理後の色相  $\theta'$  及び彩度  $r'$  は、それぞれ以下の数式 (5) 及び (6) によって記述される。

【0061】

【数 5】

$$\theta' = \theta + \Delta\theta = \tan^{-1}\left(\frac{Cr}{Cb}\right) + \Delta\theta \quad \dots (5)$$

20

【数 6】

$$r' = \alpha * r = \alpha \sqrt{Cb^2 + Cr^2} \quad \dots (6)$$

【0062】

このような高度色補正処理を行うことにより、画像信号の色情報の精度が向上するため、その結果として、画像信号の色情報を使用する指標算出処理等の各種処理の精度を向上させることができる。

【0063】

30

なお、本実施形態では高度色補正処理が YCbCr 色空間において行われるが、本発明はこの構成に限定されず、高度色補正処理は、例えば、CIE 1976 L\*a\*b\*色空間、CIE LCh 色空間、CIE 1976 L\*u\*v\*色空間、HSV (hue, saturation, value) 色空間、sRGB 色空間等の様々な色空間で行うことができる。

【0064】

また、本実施形態では、ユーザの設定に応じて、色の変化を伴う画像処理 (例えば TE 処理) が画像処理部 224b によって行われる。色の変化を伴う画像処理を行う場合と、行わない場合とでは、高度色補正処理の適正な補正值は異なった値となる。本実施形態では、TE 処理を行わない場合に適した補正值 ( $\Delta\theta_0$ 、 $\alpha_0$ ) と、TE 処理を行う場合に適した補正值 ( $\Delta\theta_1$ 、 $\alpha_1$ ) の両方が電子スコープ 100 のメモリ 114 に記憶されている。TE 処理が行われない場合には、メモリ 114 から補正值 ( $\Delta\theta_0$ 、 $\alpha_0$ ) が読み出されて使用され、TE 処理が行われる場合には、補正值 ( $\Delta\theta_1$ 、 $\alpha_1$ ) が読み出されて使用される。補正值 ( $\Delta\theta_0$ 、 $\alpha_0$ ) は、TE 処理を行わない条件下で実行されるキャリブレーション処理によって取得され、補正值 ( $\Delta\theta_1$ 、 $\alpha_1$ ) は、TE 処理を行う条件下で実行されるキャリブレーション処理によって取得される。

40

【0065】

また、使用する光源の種類によっても、高度色補正処理に適した補正值は異なった値となる。プロセッサ 200 が複数種類の光源を備える場合 (あるいは、複数種類の外部光源を切り替えて使用する場合) には、光源の種類ごとに補正值をメモリ 114 に保持させ、使用する光源の種類に応じて使用する補正值を選択する構成が採用される。

50

## 【0066】

上述した本実施形態では、色空間上の一つの基準点との色相差により指標が算出されるため、高度色補正処理もこの一つの基準点のみで行われる。しかし、例えば、指標算出処理等を色空間上の一定の広がりをもつ領域を基準に行う場合には、基準となる色空間上の領域全体にわたって色情報の誤差を小さくすることが望まれる。そのような場合には、使用する色空間上の領域内の1点だけでなく、当該領域内の複数の点（例えば、使用する色相領域の中心と両端の3点）について誤差が所定値以下となるようなキャリブレーションを行うことが望ましい。

## 【0067】

図5は、このように複数点で行うキャリブレーション処理の変形例を説明する  $a * b * c$  色平面図である。図5の変形例では、CIE 1976  $L^*a^*b^*$ 色空間においてキャリブレーション処理及び高度色補正処理が行われる。

## 【0068】

この変形例では、指標算出部224cによる指標算出処理において、画像信号  $YCbCr$  の各画素について、画素値が図5に示される基準領域Rの内部にプロットされる場合に、「異常部位の疑いあり」を意味する「1」が付与され、基準領域Rの外部にプロットされる場合に、「正常部位」を意味する「0」が付与される。そのため、基準領域Rの色相の中央値  $\theta_c$ 、上限値  $\theta_c + 40^\circ$ 、下限値  $\theta_c - 40^\circ$  の3色のカラーチャートを使用してキャリブレーション処理を行う。具体的には、高度色補正処理後の色相の誤差が、上記3色とも  $\pm 10^\circ$  以内となるように補正角  $\Delta\theta$  を決定する。この構成によれば、基準領域Rから大きく外れた異常部位である可能性が殆ど無い点が「異常部位の疑いあり」と判定されることがなくなる。

## 【0069】

以上が本発明の実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、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る。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

## 【0070】

上記の実施形態では、補正值が電子スコープ100のメモリ114に記憶されるが、プロセッサ200が備える記憶装置（例えばメモリ201）に補正值を記憶させる構成としてもよい。

## 【0071】

また、上記の実施形態におけるCCD信号処理部112をプリプロセス部222に一体に組み込んだ構成としてもよい。また、CCD信号処理部112及びプリプロセス部222は、共に電子スコープ100内に設けてもよいし、共にプロセッサ200の信号処理部220内に設けてもよい。

## 【0072】

また、上記の実施形態は、血管新生によって増大するヘモグロビンに特有な赤色の色相に基づいて病変部等を特定するものであるが、別の色相（例えば、病変部と結合する蛍光剤に特有な色相）に基づいて病変部等を特定する構成としてもよい。

## 【0073】

また、上記の実施形態では、色相  $\theta$  の補正は補正值  $\Delta\theta$  を加算することにより、また、彩度  $r$  の補正は補正係数  $\alpha$  を乗ずることによって行われるが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、色相  $\theta$  の補正を例えば補正係数  $\beta$  ( $\beta = \theta_{\text{vessel}} / \theta_{\text{meas}}$ ) を乗ずることによって行う構成としてもよいし、彩度  $r$  の補正を例えば補正值  $\Delta r$  ( $\Delta r = r_{\text{vessel}} - r_{\text{meas}}$ ) を加算することによって行う構成としてもよい。

## 【0074】

また、上記の実施形態では、高度色補正処理において、色相  $\theta$  及び彩度  $r$  の両方が補正されるが、色相  $\theta$  のみを補正する構成としてもよい。

## 【0075】

また、上記の変形例では、キャリブレーションを行う色空間上の複数点における補正後の色相の誤差が所定値以下となるように補正角 $\Delta\theta$ を決定する構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されない。例えば、キャリブレーションを行う色空間上の複数点における補正後の色相の誤差の最大値を最小化するように補正角 $\Delta\theta$ を決定する構成や、補正後の色相の誤差の和を最小化するように補正角 $\Delta\theta$ を決定する構成を採用してもよい。

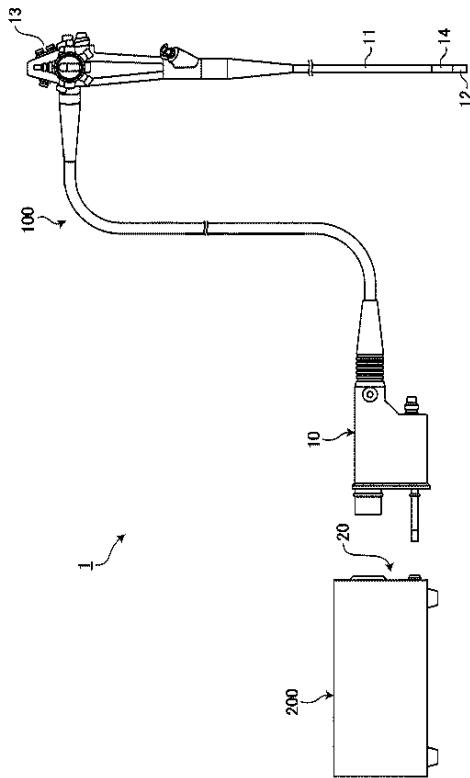
。

【符号の説明】

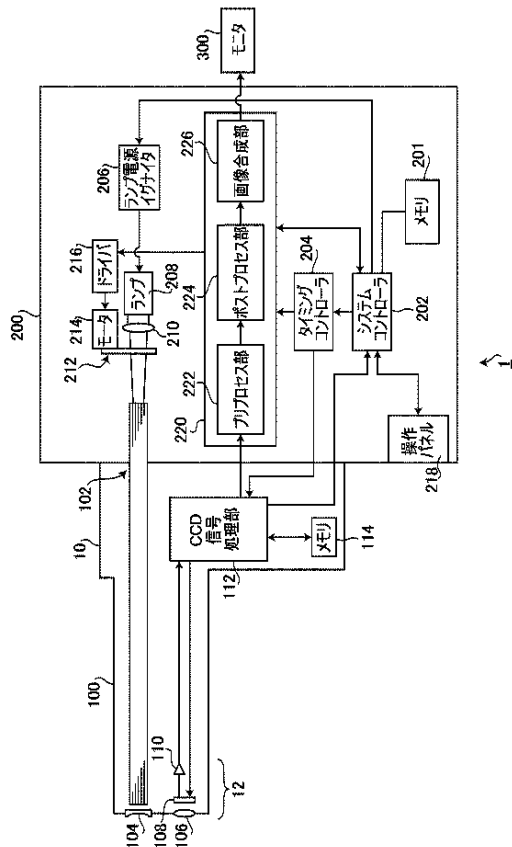
【0076】

- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 200 プロセッサ

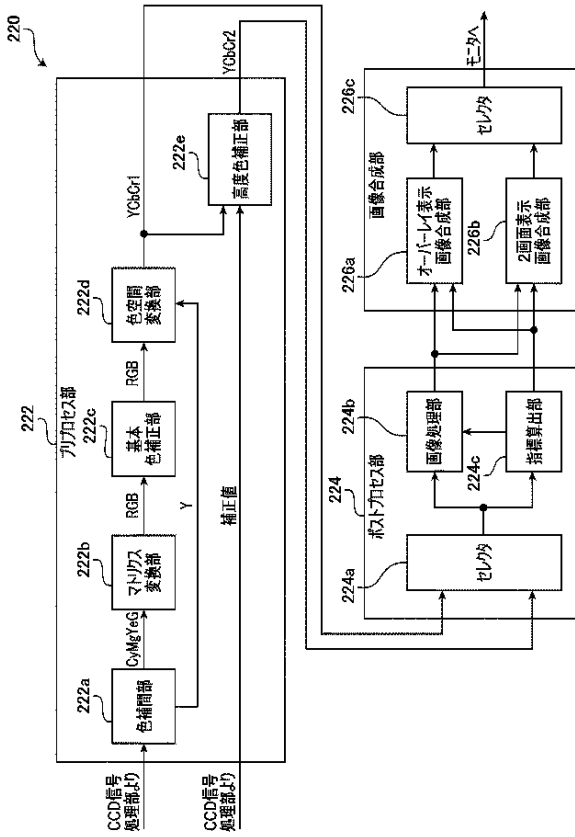
【図1】



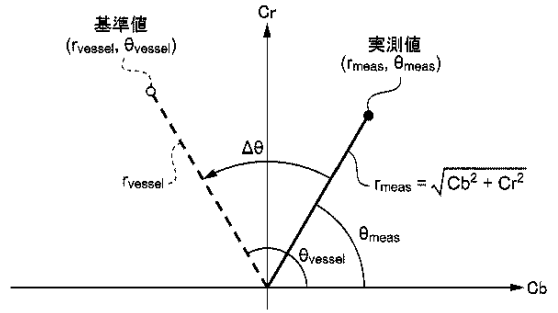
【図2】



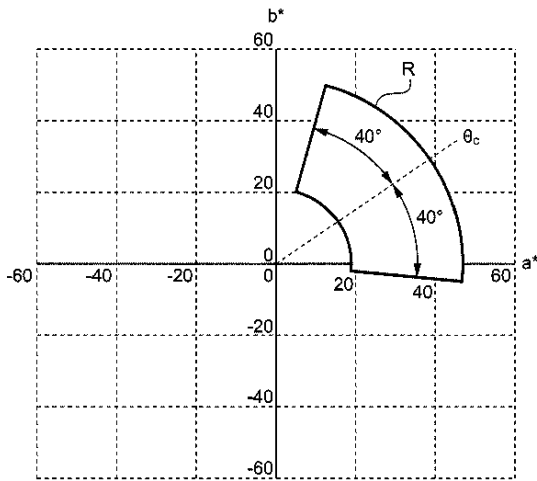
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	用于电子内窥镜的电子内窥镜系统和处理器		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016015995A</a>	公开(公告)日	2016-02-01
申请号	JP2014138630	申请日	2014-07-04
[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	福田雅明		
发明人	福田 雅明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/06.A G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/GA05 2H040/GA06 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR04 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/TT04 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提高电子内窥镜图像色彩校正的准确性。存储单元存储用于校正内窥镜图像的图像信号的色调的校正值，并且校正单元基于存储在存储单元中的校正值来校正图像信号的色调。配备电子内窥镜系统。[选择图]图3

