

(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2018-23497

(P2018-23497A)

(43) 公開日 平成30年2月15日(2018.2.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4
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 14 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2016-156510 (P2016-156510)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成28年8月9日 (2016.8.9)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	橘 俊雄
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
			O Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA04 CA11 CA12 CA23 DA51
			GA02 GA11
			4C161 CC06 GG11 JJ17 LL02 MM05
			NN01 QQ02 QQ09 RR02 RR22
			TT13 WW13
			最終頁に続く

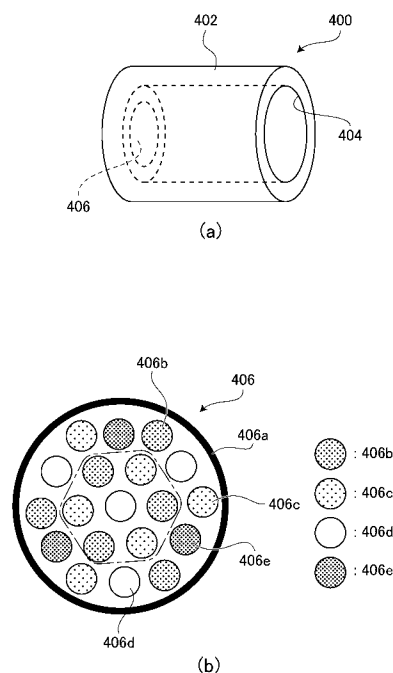
(54) 【発明の名称】 色補正用治具及び電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】キャリブレーション処理に用いられる指標が術者による体腔内の観察を妨げたり体腔内における電子スコープの操作性を損なわせたりしていた。

【解決手段】色補正用治具は、電子スコープによる撮影画像を構成する各画素の値を補正する補正值を算出するための治具であり、箱体と、箱体内に挿入された電子スコープの画角に収まるように該箱体内に配置された複数の色指標と、撮影画像内における複数の色指標の各々の位置をコンピュータに検出させるための位置情報とを備える。複数の色指標は、夫々異なる色によって所定の疾患を模した複数種類の色指標を含む。

【選択図】 図 8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

前記電子スコープによる撮影画像を構成する各画素の値を補正する補正値を算出するための色補正用治具であって、

箱体と、

前記箱体内に挿入された電子スコープの画角に収まるように該箱体内に配置された複数の色指標と、

前記撮影画像内における前記複数の色指標の各々の位置をコンピュータに検出させるための位置情報と、

を備え、

10

前記複数の色指標は、

夫々異なる色によって所定の疾患を模した複数種類の色指標を含む、色補正用治具。

【請求項 2】

前記複数の色指標に対する前記電子スコープの撮影範囲を決定するための範囲決定指標を更に備える、

請求項 1 に記載の色補正用治具。

【請求項 3】

前記範囲決定指標は、

電子内視鏡システムが有する表示画面上で前記撮影画像に重畳表示されるアイコンと同じ形状を有した指標である、

請求項 2 に記載の色補正用治具。

20

【請求項 4】

前記範囲決定指標は、

円形枠の形状を有する指標である、

請求項 2 又は請求項 3 に記載の色補正用治具。

【請求項 5】

前記複数の色指標は、

前記円形枠内に配置されている、

請求項 4 に記載の色補正用治具。

30

【請求項 6】

前記複数種類の色指標の夫々は、

前記撮影範囲の中央部に少なくとも 1 つ配置され、該撮影範囲の周辺部に少なくとも 1 つ配置されている、

請求項 2 から請求項 5 の何れか一項に記載の色補正用治具。

【請求項 7】

前記色指標は、

ドット形状を有している、

請求項 1 から請求項 6 の何れか一項に記載の色補正用治具。

40

【請求項 8】

前記複数の色指標は、

ハニカム状に規則的に配置されている、

請求項 1 から請求項 7 の何れか一項に記載の色補正用治具。

【請求項 9】

前記箱体内に挿入された電子スコープの画角に前記複数の色指標と共に収まるように該箱体内に配置された、該色指標に対する照度を調整するための照度調整用指標

を更に備える、

請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載の色補正用治具。

【請求項 10】

前記照度調整用指標は、

50

無彩色の指標である、
請求項 9 に記載の色補正用治具。

【請求項 1 1】

被写体を撮像して画像信号を生成する電子スコープと、
前記画像信号に基づいて表示画面上で表示可能な画像を生成する画像生成手段と、
請求項 1 から請求項 1 0 の何れか一項に記載の色補正用治具と、
前記電子スコープによる撮影画像内における前記複数の色指標の各々の位置を前記位置
情報を用いて検出する検出手段と、
前記撮影画像内における位置が検出された各色指標に基づいて前記補正値を算出する補
正値算出手段と、
算出された補正値を記憶する記憶手段と、
を備える、
電子内視鏡システム。

10

【請求項 1 2】

前記色補正用治具は、
請求項 3 を引用する、請求項 4 から請求項 1 0 の何れか一項に記載の色補正用治具で
あり、
前記電子内視鏡システムは、
前記表示画面上で前記アイコンを前記撮影画像に重畳表示する手段
を備える、
請求項 1 1 に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 1 3】

前記色補正用治具は、
請求項 9 又は請求項 1 0 に記載の色補正用治具であり、
前記電子内視鏡システムは、
前記撮影画像内における前記照度調整用指標の輝度に基づいて前記色指標に対する照
度を調整する手段
を備える、
請求項 1 1 又は請求項 1 2 に記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 1 4】

前記補正値算出手段は、
所定の輝度範囲に収まる前記色指標だけを前記補正値の算出に用いる、
請求項 1 1 から請求項 1 3 の何れか一項に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、色補正用治具及び電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

病変部は、一般に、正常な粘膜組織とは異なる色を呈する。正常組織に対して僅かに色
の異なる病変部を術者が把握して診断するためには、少なくとも病変部に対応する色領域
において正確な色情報を再現する内視鏡画像をモニタの表示画面に表示させることが可能
な構成が必要となる。

40

【0 0 0 3】

例えば特許文献 1 に、担持体に担持された基準表面を撮影視野内に配置し、光源から発
せられた照射光によって照射する構成が記載されている。特許文献 1 に記載の構成では、
照射光により照射された基準表面を撮像することによって得られる実際のカラー信号と、
予め保持された目標のカラー信号との比較結果に基づいてキャリブレーションが行われる。
キャリブレーションを行うことにより、適正な色情報を持つ内視鏡画像がモニタの表示
画面に表示されるため、術者による、病変部に対するより正確な診断が可能となる。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平6-46428号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載の構成では、電子スコープを体腔内に挿入している間、基準表面が電子スコープの撮影視野内に常時配置されている。そのため、基準表面自体が術者による体腔内の観察を妨げることがある。また、基準表面が電子スコープの先端面前方に配置されているため、術者が電子スコープを体腔内に挿入し難かったり、体腔内において術者が電子スコープの先端部の位置や方向を変え難かったりするという問題が指摘される。

10

【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、術者による体腔内の観察を妨げず且つ体腔内における電子スコープの操作性を損なわない構成でありつつも、病変部等の対象疾患の診断に適したキャリブレーションを行うことが可能な色補正用治具及び電子内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一実施形態に係る色補正用治具は、電子スコープによる撮影画像を構成する各画素の値を補正する補正值を算出するための治具であり、箱体と、箱体内に挿入された電子スコープの画角に収まるように該箱体内に配置された複数の色指標と、撮影画像内における複数の色指標の各々の位置をコンピュータに検出させるための位置情報とを備える。複数の色指標は、夫々異なる色によって所定の疾患を模した複数種類の色指標を含む。

20

【0008】

また、本発明の一実施形態に係る色補正用治具は、複数の色指標に対する電子スコープの撮影範囲を決定するための範囲決定指標を更に備えるものとしてもよい。

【0009】

また、本発明の一実施形態において、範囲決定指標は、例えば、電子内視鏡システムが有する表示画面上で撮影画像に重畳表示されるアイコンと同じ形状を有した指標である。

30

【0010】

また、本発明の一実施形態において、範囲決定指標は、例えば、円形枠の形状を有する指標である。

【0011】

また、本発明の一実施形態において、複数の色指標は、例えば、円形枠内に配置されている。

【0012】

また、本発明の一実施形態において、複数種類の色指標の夫々は、例えば、撮影範囲の中央部に少なくとも1つ配置され、該撮影範囲の周辺部に少なくとも1つ配置されている。

40

【0013】

また、本発明の一実施形態において、色指標は、例えば、ドット形状を有している。

【0014】

また、本発明の一実施形態において、複数の色指標は、例えば、ハニカム状に規則的に配置されている。

【0015】

また、本発明の一実施形態に係る色補正用治具は、箱体内に挿入された電子スコープの画角に複数の色指標と共に収まるように該箱体内に配置された、該色指標に対する照度を調整するための照度調整用指標を更に備える構成としてもよい。

【0016】

50

また、本発明の一実施形態において、照度調整用指標は、例えば、無彩色の指標である。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムは、被写体を撮像して画像信号を生成する電子スコープと、画像信号に基づいて表示画面上で表示可能な画像を生成する画像生成手段と、上記の色補正用治具と、電子スコープによる撮影画像内における複数の色指標の各々の位置を位置情報を用いて検出する検出手段と、撮影画像内における位置が検出された各色指標に基づいて補正値を算出する補正値算出手段と、算出された補正値を記憶する記憶手段とを備える。

【 0 0 1 8 】

また、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムは、表示画面上でアイコンを撮影画像に重畳表示する手段を備える構成としてもよい。

【 0 0 1 9 】

また、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムは、撮影画像内における照度調整用指標の輝度に基づいて色指標に対する照度を調整する手段を備える構成としてもよい。

【 0 0 2 0 】

また、本発明の一実施形態において、補正値算出手段は、所定の輝度範囲に収まる色指標だけを補正値の算出に用いる構成としてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

本発明の一実施形態によれば、術者による体腔内の観察を妨げず且つ体腔内における電子スコープの操作性を損なわない構成でありつつも、病変部等の対象疾患の診断に適したキャリブレーションを行うことが可能な色補正用治具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 】

【 0 0 2 2 】

【 図 1 】 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。

【 図 2 】 本発明の一実施形態において特殊モード時に実行される特殊画像生成処理のフローチャートを示す図である。

【 図 3 】 本発明の一実施形態において画素対応点がプロットされる R G 平面を示す図である。

【 図 4 】 R G 平面内に設定される基準軸について説明する図である。

【 図 5 】 本発明の一実施形態において特殊モード時にモニタの表示画面に表示される表示画面例を示す図である。

【 図 6 】 本発明の一実施形態においてキャリブレーションモード時に実行されるキャリブレーション処理のフローチャートを示す図である。

【 図 7 】 図 6 のキャリブレーション処理の説明を補助する図である。

【 図 8 】 本発明の一実施形態に係るキャリブレーション処理時に用いられるキャリブレーション用治具の構成を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 3 】

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。なお、以下においては、本発明の一実施形態として電子内視鏡システム（コンピュータ）を例に取り説明する。

【 0 0 2 4 】

[電子内視鏡システム 1 の構成]

図 1 は、本発明の一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、医療用に特化されたシステムであり、電子スコープ 1 0 0、プロセッサ 2 0 0 及びモニタ 3 0 0 を備えている。

【 0 0 2 5 】

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

10

20

30

40

50

を備えている。システムコントローラ 202 は、メモリ 222 に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム 1 全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ 202 は、操作パネル 218 に接続されている。システムコントローラ 202 は、操作パネル 218 より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム 1 の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。術者による入力指示には、例えば電子内視鏡システム 1 の動作モードの切替指示がある。本実施形態では、動作モードとして、通常モード、特殊モード及びキャリブレーションモードがある。タイミングコントローラ 204 は、各部の動作の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。

【0026】

ランプ 208 は、ランプ電源イグナイタ 206 による始動後、白色光 L を射出する。ランプ 208 は、例えば、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である。ランプ 208 より射出された白色光 L は、集光レンズ 210 によって集光されつつ絞り 212 を介して適正な光量に制限される。なお、ランプ 208 は、LD (Laser Diode) や LED (Light Emitting Diode) 等の半導体発光素子に置き換えてもよい。なお、半導体発光素子に関しては、他の光源と比較して、低消費電力、発熱量が小さい等の特徴があるため、消費電力や発熱量を抑えつつ明るい画像を取得できるというメリットがある。明るい画像が取得できることは、後述する炎症評価値の精度を向上させることにつながる。

【0027】

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。ランプ 208 より照射された白色光 L 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変更される。なお、ドライバ 216 を制御して輝度調整を行う調光回路は周知の回路であり、本明細書においては省略することとする。

【0028】

絞り 212 を通過した白色光 L は、LCB (Light Carrying Bundle) 102 の入射端面に集光されて LCB 102 内に入射される。入射端面より LCB 102 内に入射された白色光 L は、LCB 102 内を伝播する。

【0029】

LCB 102 内を伝播した白色光 L は、電子スコープ 100 の先端に配置された LCB 102 の射出端面より射出され、配光レンズ 104 を介して生体組織を照射する。白色光 L により照射された生体組織からの戻り光は、対物レンズ 106 を介して固体撮像素子 108 の受光面上で光学像を結ぶ。

【0030】

固体撮像素子 108 は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー 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を光量に応じた電荷として蓄積して、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の画像信号を生成して出力する。以下、固体撮像素子 108 より順次出力される各画素 (各画素アドレス) の画像信号を「画素信号」と記す。なお、固体撮像素子 108 は、CCD イメージセンサに限らず、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子 108 はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。補色系フィルタの一例として、CMY (シアン、マゼンタ、イエロー、グリーン) フィルタが挙げられる。

【0031】

原色系 (RGB) フィルタは、補色系フィルタと比較して発色性が良い。そのため、原色系フィルタを搭載した撮像素子による RGB 画像信号を炎症評価値の算出に使用すると

10

20

30

40

50

、評価精度を向上させることができる。また、原色系フィルタを使用することにより、後述の炎症評価値計算の処理において信号の変換を行う必要がない。そのため、炎症評価値計算の処理負荷を抑えることが可能となる。

【 0 0 3 2 】

電子スコープ 1 0 0 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 1 1 2 が備えられている。ドライバ信号処理回路 1 1 2 には、白色光 L により照射された生体組織を撮像した各画素の画素データが固体撮像素子 1 0 8 よりフレーム周期で入力される。ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、固体撮像素子 1 0 8 より入力される画素データをプロセッサ 2 0 0 の信号処理回路 2 2 0 に出力する。なお、以降の説明において「フレーム」は「フィールド」に置き替えてもよい。本実施形態において、フレーム周期、フィールド周期はそれぞれ、1 / 3 0 秒、1 / 6 0 秒である。

10

【 0 0 3 3 】

ドライバ信号処理回路 1 1 2 はまた、メモリ 1 1 4 にアクセスして電子スコープ 1 0 0 の固有情報を読み出す。メモリ 1 1 4 に記録される電子スコープ 1 0 0 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 1 0 8 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、メモリ 1 1 4 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 2 0 2 に出力する。

【 0 0 3 4 】

システムコントローラ 2 0 2 は、電子スコープ 1 0 0 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 2 0 2 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 2 0 0 に接続されている電子スコープに適した処理がなされるようにプロセッサ 2 0 0 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

20

【 0 0 3 5 】

タイミングコントローラ 2 0 4 は、システムコントローラ 2 0 2 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 1 1 2 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、タイミングコントローラ 2 0 4 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 1 0 8 をプロセッサ 2 0 0 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。

【 0 0 3 6 】

[通常モード時の動作]

30

通常モード時のプロセッサ 2 0 0 での信号処理動作を説明する。

【 0 0 3 7 】

プロセッサ 2 0 0 に備えられる信号処理回路 2 2 0 は、プリプロセス回路 2 2 0 A、プロセス回路 2 2 0 B、出力回路 2 2 0 C、補正回路 2 2 0 D、スコアリング回路 2 2 0 E、マッピング回路 2 2 0 F を有している。

【 0 0 3 8 】

プリプロセス回路 2 2 0 A は、ドライバ信号処理回路 1 1 2 よりフレーム周期で入力される R A W 形式の画素データにデモザイク処理を施して R G B 形式の画素データに変換し、カラーマトリックス処理、ホワイトバランス調整、H u e ゲイン調整等を施してプロセス回路 2 2 0 B に出力する。

40

【 0 0 3 9 】

プロセス回路 2 2 0 B は、プリプロセス回路 2 2 0 A より入力される画素データにエンハンス処理、ガンマ補正等を施して通常のカラ画像データを生成し、出力回路 2 2 0 C に出力する。

【 0 0 4 0 】

出力回路 2 2 0 C は、プロセス回路 2 2 0 B より入力されるカラ画像データに対して Y / C 分離、色差補正等の処理を施して所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 3 0 0 に出力される。これにより、生体組織の通常のカラ画像がモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。

【 0 0 4 1 】

50

[特殊モード時の動作]

次に、特殊モード時のプロセッサ 200 での信号処理動作を説明する。図 2 に、特殊モード時に実行される特殊画像生成処理のフローチャートを示す。図 2 の特殊画像生成処理は、電子内視鏡システム 1 の動作モードが特殊モードに切り替えられた時点で開始される。

【 0042 】

[図 2 の S 1 1 (現フレームの画素データの入力)]

本処理ステップ S 1 1 では、現フレームの各画素の画素データがプリプロセス回路 220 A に入力される。各画素の画素データは、プリプロセス回路 220 A による信号処理後、プロセス回路 220 B 及び補正回路 220 D に入力される。

10

【 0043 】

[図 2 の S 1 2 (R G 平面へのプロット)]

図 3 に、補正回路 220 D の動作を概念的に説明するための図であって、互いに直交する R 軸と G 軸とによって定義される R G 平面 (より詳細には、R 軸、G 軸の二軸によって規定される R G 平面内の区画) を示す。なお、R 軸は、R 成分 (R の画素値) の軸であり、G 軸は、G 成分 (G の画素値) の軸である。

【 0044 】

本処理ステップ S 1 2 では、R G B 3 原色で定義される R G B 空間の各画素の画素データ (三次元データ) が R G の二次元データに変換されて、図 3 に示されるように、R、G の画素値に応じて R G 平面内にプロットされる。以下、説明の便宜上、R G 平面内にプロットされた画素データの点を「画素対応点」と記す。なお、図 3 においては、図面を明瞭化する便宜上、全ての画素の画素対応点を示すのではなく一部の画素の画素対応点のみ示している。

20

【 0045 】

このように、本処理ステップ S 1 2 では、R G B 空間の注目画素データ (三次元データ) が R G 平面に正射影され、該注目画素データに対応する R G B 空間内の点から R G 平面に下された垂線の足が注目画素対応点 (二次元データ) となる。

【 0046 】

[図 2 の S 1 3 (基準軸の設定)]

本処理ステップ S 1 3 では、補正回路 220 D により、所定の対象疾患の炎症強度を計算するために必要な R G 平面内の基準軸が設定される。図 4 に、基準軸の説明を補助する図を示す。

30

【 0047 】

撮影対象となる患者の体腔内は、ヘモグロビン色素等の影響により R 成分が他の成分 (G 成分及び B 成分) に対して支配的であり、典型的には、炎症が強いほど赤味 (R 成分) が他の色味 (G 成分及び B 成分) に対して強くなる。しかし、体腔内の撮影画像は、明るさに影響する撮影条件 (例えば白色光 L の当たり具合) に応じて色味が変化する。例示的には、白色光 L の届かない陰影部分は黒 (無彩色であり、例えば、R、G、B がゼロ又はゼロに近い値) となり、白色光 L が強く当たって正反射する部分は白 (無彩色であり、例えば、R、G、B が 255 又は 255 に近い値) となる。すなわち、炎症が起こっている同じ異常部位を撮影した場合であっても、白色光 L が強く当たるほどその異常部位画像の画素値が大きくなる。そのため、白色光 L の当たり具合によっては、画素値が炎症の強さと相関の無い値を取ることがある。

40

【 0048 】

一般に、炎症が起こっていない体腔内の正常部位は十分な粘膜で覆われている。これに対し、炎症が起こっている体腔内の異常部位は十分な粘膜で覆われていない。病変部等の異常部位では炎症が強いほど粘膜が薄くなる。粘膜は、基本的には白基調ではあるが、色味としては若干黄味がかっており、その濃淡 (粘膜の厚み) によって画像上に写る色味 (黄色の色味) が変化する。従って、粘膜の濃淡も炎症の強さを評価する指標の一つになるものと考えられる。

50

【 0 0 4 9 】

そこで、本処理ステップ S 1 3 では、図 4 に示されるように、R G 平面内において、(5 0 , 0) 及び (2 5 5 , 7 6) を通る直線が基準軸の 1 つとして設定されると共に、(0 , 0) 及び (2 5 5 , 1 9 2) を通る直線が基準軸の 1 つとして設定される。説明の便宜上、前者の基準軸を「ヘモグロビン変化軸 A X 1」と記し、後者の基準軸を「粘膜変化軸 A X 2」と記す。

【 0 0 5 0 】

図 4 に示されるプロットは、本発明者が体腔内の多数のサンプル画像を解析した結果得たものである。解析に用いられるサンプル画像には、症状レベルの最も高い炎症画像例（最も重症なレベルの炎症画像例）や、症状レベルの最も低い炎症画像例（実質的に正常部位であるとみなされる画像例）など、各段階の炎症画像例が含まれる。なお、図 4 の例では、図面を明瞭化する便宜上、解析の結果得られたプロットを一部だけ示している。解析の結果実際に得られたプロットは、図 4 に示されるプロットの数よりも遥かに多い。

【 0 0 5 1 】

上述したように、炎症が強い異常部位ほど R 成分が他の成分（G 成分及び B 成分）に対して強くなる。そのため、プロットが分布する領域と分布しない領域との境界線であって、G 軸よりも R 軸に近い方の境界線上の軸、図 4 の例では、(5 0 , 0) 及び (2 5 5 , 7 6) を通る境界線上の軸が、症状レベルの最も高い病変部（症状レベルの最も高い炎症（異常）部位）と相関の高い軸として設定される。この軸がヘモグロビン変化軸 A X 1 である。ヘモグロビン変化軸 A X 1 には、様々な撮影条件（例えば白色光 L の当たり具合）で撮影された症状レベルの最も高い炎症部位に対応するプロットが重畳される。

【 0 0 5 2 】

一方、正常部位に近いほど G 成分（又は B 成分）が R 成分に対して強くなる。そのため、プロットが分布する領域と分布しない領域との境界線であって、R 軸よりも G 軸に近い方の境界線上の軸、図 4 の例では、(0 , 0) 及び (2 5 5 , 1 9 2) を通る境界線上の軸が、症状レベルの最も低い病変部（症状レベルの最も低い炎症（異常）部位であって、実質的に正常（健常）部位であるとみなされるもの）と相関の高い軸として設定される。この軸が粘膜変化軸 A X 2 である。粘膜変化軸 A X 2 には、様々な撮影条件（例えば白色光 L の当たり具合）で撮影された症状レベルの最も低い炎症部位（実質的に正常部位とみなされるもの）に対応するプロットが重畳される。

【 0 0 5 3 】

補足すると、症状レベルの最も高い炎症部位は、出血を伴う。一方、症状レベルの最も低い炎症部位は、実質正常部位であるから、十分な粘膜で覆われている。そのため、図 4 に示される R G 平面内のプロットは、血液（ヘモグロビン色素）と最も相関の高い軸と、粘膜の色味と最も相関の高い軸に挟まれた領域内に分布すると捉えることができる。そのため、プロットが分布する領域と分布しない領域との境界線のうち、R 軸に近い（R 成分が強い）方の境界線が、症状レベルの最も高い炎症部位を示す軸（ヘモグロビン変化軸 A X 1）に相当し、G 軸に近い（G 成分が強い）方の境界線が、症状レベルの最も低い炎症部位を示す軸（粘膜変化軸 A X 2）に相当する。

【 0 0 5 4 】

[図 2 の S 1 4（注目画素の選択）]

本処理ステップ S 1 4 では、補正回路 2 2 0 D により、全ての画素の中から所定の順序に従い一つの注目画素が選択される。

【 0 0 5 5 】

[図 2 の S 1 5（画素データの補正）]

補正回路 2 2 0 D には、後述のキャリブレーションモード時に算出された補正マトリックス係数が記憶されている。本処理ステップ S 1 5 では、同一の病変部を異なる電子内視鏡システムで撮影したときのスコア値のばらつき（言い換えると、電子スコアの個体差）を抑えるため、補正回路 2 2 0 D により、処理ステップ S 1 4（注目画素の選択）にて選択された注目画素の画素データ（R, G）が補正マトリックス係数を用いて補正される

10

20

30

40

50

。なお、補正マトリックス係数については、後述の〔キャリブレーションモード時の動作〕において詳細に説明する。

【 0 0 5 6 】

・補正マトリックス例

$$\begin{pmatrix} R_{new} \\ G_{new} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} \\ M_{10} & M_{11} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \end{pmatrix}$$

R_{new} : 補正後の注目画素の画素データ (R 成分)

10

G_{new} : 補正後の注目画素の画素データ (G 成分)

$M_{00} \sim M_{11}$: 補正マトリックス係数

R : 補正前の注目画素の画素データ (R 成分)

G : 補正前の注目画素の画素データ (G 成分)

【 0 0 5 7 】

〔図 2 の S 1 6 (角度の算出) 〕

補正回路 2 2 0 D において現フレームの全ての画素に対して処理ステップ S 1 4 (注目画素の選択) 及び S 1 5 (画素データの補正) が実行されると、スコアリング回路 2 2 0 E により、処理ステップ S 1 5 (画素データの補正) にて補正された各画素の画素データ (R_{new} , G_{new}) について、炎症強度を計算するための角度が算出される。具体的には、本処理ステップ S 1 6 では、各画素について、ヘモグロビン変化軸 A X 1 と粘膜変化軸 A X 2 との交点 (基準点) O' と画素対応点 (R_{new} , G_{new}) とを結ぶ線分 L と、ヘモグロビン変化軸 A X 1 とがなす角度 θ (図 3 参照) が算出される。なお、基準点 O' は、座標 (- 1 5 0 , - 7 5) に位置する。

20

【 0 0 5 8 】

〔図 2 の S 1 7 (正規化処理) 〕

体腔内の撮影画像の明るさが白色光 L の当たり具合によって変化すると、撮影画像の色味は、個人差、撮影箇所、炎症の状態等の影響があるものの、R G 平面内において、概ね、症状レベルの最も高い炎症部位ではヘモグロビン変化軸 A X 1 上に沿って変化し、症状レベルの最も低い炎症部位では粘膜変化軸 A X 2 上に沿って変化する。また、中間の症状レベルの炎症部位の撮影画像の色味も同じ傾向で変化するものと推定される。すなわち、炎症部位に対応する画素対応点は、白色光 L の当たり具合によって変化すると、基準点 O' を起点とした方位角方向にシフトする。言い換えると、炎症部位に対応する画素対応点は、白色光 L の当たり具合によって変化すると、角度 θ が一定のまま移動して基準点 O' との距離が変わる。これは、角度 θ が撮影画像の明るさの変化に実質的に影響を受けないパラメータであることを意味する。

30

【 0 0 5 9 】

角度 θ が小さいほど R 成分が G 成分に対して強くなり、炎症部位の症状レベルが高いことを示す。また、角度 θ が大きいほど G 成分が R 成分に対して強くなり、炎症部位の症状レベルが低いことを示す。

40

【 0 0 6 0 】

そこで、本処理ステップ S 1 7 では、スコアリング回路 2 2 0 E により、角度 θ がゼロであるときに値 2 5 5 となり、角度 θ が θ_{MAX} であるときに値ゼロとなるように、現フレームの全ての画素について角度 θ が正規化される。なお、 θ_{MAX} は、ヘモグロビン変化軸 A X 1 と粘膜変化軸 A X 2 とがなす角度と等しい。これにより、0 ~ 2 5 5 の範囲に収まる炎症強度 (8 b i t の情報) が得られる。

【 0 0 6 1 】

〔図 2 の S 1 8 (炎症評価値の計算) 〕

本処理ステップ S 1 8 では、スコアリング回路 2 2 0 E により、現フレームの全ての画素の炎症強度を平均化した平均値 (又は全ての画素の炎症強度の積算値) が撮影画像全体

50

の炎症評価値として計算されると共に、計算した炎症評価値の表示データ（表示データ例：Score：○○）が生成される。

【0062】

[図2のS19（カラーマップ画像上での表示色の決定）]

本実施形態では、炎症強度に応じた表示色で撮影画像をモザイク化したカラーマップ画像を表示することができる。カラーマップ画像を表示可能とするため、炎症強度の値と所定の表示色とを対応付けたテーブルがスコアリング回路220Eの所定の記憶領域に記憶されている。本テーブルでは、例えば、値5刻みで異なる表示色が対応付けられている。例示的には、炎症強度の値が0～5の範囲では黄色が対応付けられており、該値が5増える毎に色相環での色の並び順に従って異なる表示色が対応付けられており、該値が250～255の範囲では赤色が対応付けられている。

10

【0063】

本処理ステップS19では、マッピング回路220Fにより、現フレームの各画素の、カラーマップ画像上での表示色が、上記テーブルに基づいて、処理ステップS17（正規化処理）にて得た炎症強度の値に応じた色に決定される。

【0064】

[図2のS20（カラーマップ画像データの生成）]

本処理ステップS20では、マッピング回路220Fにより、現フレームの各画素の色データが、処理ステップS19（カラーマップ画像上での表示色の決定）にて決定された表示色のデータに変換され、変換された表示色で表示される画素よりなるカラーマップ画像データが生成される。

20

【0065】

[図2のS21（オーバーレイ処理）]

本処理ステップS21では、出力回路220Cにより、プロセス回路220Bより入力される通常の色画像データに基づく通常の色画像と、処理ステップS20（カラーマップ画像データの生成）にて生成されたカラーマップ画像データに基づくカラーマップ画像とをオーバーレイさせる割合を係数として、前者の画像データ（通常の色画像データ）と後者の画像データ（カラーマップ画像データ）とが加算される。

【0066】

なお、係数の設定は、ユーザ操作により適宜設定変更することが可能である。例えば、通常の色画像の方を濃く表示したい場合は、色画像データの係数が高く設定され、カラーマップ画像の方を濃く表示したい場合は、カラーマップ画像データの係数が高く設定される。

30

【0067】

[図2のS22（終了判定）]

本処理ステップS22では、電子内視鏡システム1の動作モードが特殊モードとは別のモードに切り替えられたか否かが判定される。別のモードに切り替えられていないと判定される場合（S22：NO）、図2の特殊画像生成処理は、処理ステップS11（現フレームの画素データの入力）に戻る。一方、別のモードに切り替えられたと判定される場合（S22：YES）、図2の特殊画像生成処理は終了する。

40

【0068】

[画面表示例]

出力回路220Cは、図2の処理ステップS21（オーバーレイ処理）にて加算処理された画像データに基づいて通常の色画像とカラーマップ画像とのオーバーレイ画像の表示データを生成すると共にモニタ300の表示画面の周辺領域（画像表示領域の周囲）をマスクするマスク処理を行い、更に、マスク処理により生成されるマスク領域に炎症評価値を重畳した、モニタ表示用の画面データを生成する。出力回路220Cは、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換して、モニタ300に出力する。

【0069】

50

図 5 に、特殊モード時の画面表示例を示す。図 5 に例示されるように、モニタ 3 0 0 の表示画面には、その中央領域に体腔内の撮影画像（通常画像とカラーマップ画像とがオーバーレイ表示されたオーバーレイ画像）が表示されると共に画像表示領域の周囲がマスキングされた画面が表示される。また、マスク領域には、炎症評価値（スコア）が表示される。

【 0 0 7 0 】

なお、特殊モード時の撮影画像の表示形態は、通常の色画像とカラーマップ画像とをオーバーレイ表示したものに限らない。例えば、通常の色画像とカラーマップ画像を一画面内に並べて表示したり、カラーマップ画像のみを表示したりする表示形態が挙げられる。前者の場合、通常の色画像とカラーマップ画像の両方を同一のサイズで表示してもよいし、通常の色画像とカラーマップ画像の一方をメイン画像として表示すると共に他方をメイン画像より小さいサブ画像として表示してもよい。

10

【 0 0 7 1 】

このように、本実施形態によれば、トーン強調処理等の非線形な計算処理や複雑な色空間変換処理等を行うことなく単純な計算処理を行うだけで、炎症評価値（ここでは撮影部位のヘモグロビン色素の増減に相関のある値）が求まる。すなわち、炎症評価値の計算に必要なハードウェアリソースが大幅に抑えられる。また、体腔内の撮影画像の明るさに影響する撮影条件（例えば照射光の当たり具合等）によって炎症評価値が実質的に変動しないため、術者は、炎症についてより客観的で正確な判断を下すことが可能となる。

【 0 0 7 2 】

[キャリブレーションモード時の動作]

20

次に、キャリブレーションモード時の電子内視鏡システム 1 の動作について説明する。図 6 に、キャリブレーションモード時に実行されるキャリブレーション処理のフローチャートを示す。また、図 7 に、図 6 のキャリブレーション処理の説明を補助する図を示す。また、図 8 (a) に、キャリブレーション処理時に用いられるキャリブレーション用治具（色補正用治具）4 0 0 の構成を示す。図 6 のキャリブレーション処理は、例えば工場出荷時に実行されるものであり、電子内視鏡システム 1 の動作モードがキャリブレーションモードに切り替えられた時点で開始される。

【 0 0 7 3 】

なお、キャリブレーション処理の実行に先立ち、作業による準備作業が行われる。具体的には、作業者は、グレーカード等を用いて電子内視鏡システム 1 のホワイトバランスを調整する。

30

【 0 0 7 4 】

作業者は、ホワイトバランスの調整が完了すると、電子内視鏡システム 1 をキャリブレーション用治具 4 0 0 にセットすると共に、プロセッサ 2 0 0 に接続された端末（ P C ）上でキャリブレーション用ソフトウェアを起動させる。

【 0 0 7 5 】

図 8 (a) に示されるように、キャリブレーション用治具 4 0 0 は、箱体 4 0 2 を備えている。箱体 4 0 2 は、一端のみが開口した円筒状部材である。説明の便宜上、箱体 4 0 2 の開口に符号 4 0 4 を付す。

【 0 0 7 6 】

40

電子スコープ 1 0 0 の先端部が開口 4 0 4 を介して箱体 4 0 2 内に挿入されると、キャリブレーション用治具 4 0 0 に対して電子内視鏡システム 1 がセットされた状態となる。開口 4 0 4 の直径と電子スコープ 1 0 0 の先端部の外径とが略等しいため、開口 4 0 4 は、電子スコープ 1 0 0 の先端部が箱体 4 0 2 内に挿入されることによって実質的に塞がれる。これにより、箱体 4 0 2 内に外光が入らず、箱体 4 0 2 は暗箱として機能する。キャリブレーション処理時に外光の影響を受けないため、キャリブレーションの精度が向上する。

【 0 0 7 7 】

図 8 (a) に示されるように、開口 4 0 4 を介して箱体 4 0 2 内を覗いたときに正面に見える内壁面には、チャート 4 0 6 が描かれている。

50

【 0 0 7 8 】

図 8 (b) に、チャート 4 0 6 の詳細を示す。図 8 (b) に示されるように、チャート 4 0 6 には、円形枠の形状を有する円形枠指標 4 0 6 a が配置されている。

【 0 0 7 9 】

[図 6 の S 3 1 (円形枠アイコンの表示)]

本処理ステップ S 3 1 では、プロセス回路 2 2 0 B にて、円形枠の形状を有する円形枠アイコンの画像データが通常の色画像データ (ここでは、チャート 4 0 6 の撮影画像データ) に合成されて、出力回路 2 2 0 C を介してモニタ 3 0 0 に出力される。これにより、チャート 4 0 6 の撮影画像 (フレーム画像) に円形枠アイコンが重畳されたものがモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。

10

【 0 0 8 0 】

作業者は、モニタ 3 0 0 の表示画面内に写る円形枠指標 4 0 6 a と、チャート 4 0 6 の撮影画像に重畳表示される円形枠アイコンとが重なり合うように、箱体 4 0 2 内における電子スコープ 1 0 0 の先端部の位置を微調整する。微調整作業によってモニタ 3 0 0 の表示画面内で両者が完全に重なり合うことにより、チャート 4 0 6 に対する電子スコープ 1 0 0 の撮影範囲が最適な位置に決まる。この位置では、モニタ 3 0 0 の表示画面の略全域を占めるサイズでチャート 4 0 6 が表示される。なお、両者は必ずしも完全には重なり合っていないくてもよい。両者が大凡重なり合っただけであれば、キャリブレーションは高精度で行われる。また、例えばシステムコントローラ 2 0 2 によって両者が重なり合ったことが検知されると、次の処理ステップ S 3 2 (照度の調整) が自動的に実行されるようにしてもよい。

20

【 0 0 8 1 】

一般に、電子スコープ 1 0 0 の対物光学系は画角が広いため、歪曲収差が発生する。チャート 4 0 6 は、歪曲収差の発生によって歪んで表示される。チャート 4 0 6 が歪んで表示されると、作業者はストレスを感じる虞がある。従って、歪曲収差の影響を受けても歪んで表示されにくいチャート 4 0 6 が望ましいものと考えられる。

【 0 0 8 2 】

そこで、本実施形態では、電子スコープ 1 0 0 の撮影範囲を決めるための指標として、円形枠の形状を有する円形枠指標 4 0 6 a が採用されている。円形枠指標 4 0 6 a は、例えば矩形枠の形状を有する矩形枠指標と比べて歪曲収差による形状の歪み量が小さい。円形枠指標 4 0 6 a の歪み量が小さいため、箱体 4 0 2 内において電子スコープ 1 0 0 の先端部の位置を微調整する際、作業者がストレスを感じ難くなる。

30

【 0 0 8 3 】

また、湾曲収差の発生量は、電子スコープ 1 0 0 の製品個体間や機種間で異なる。矩形枠指標では、歪曲収差による形状の歪み量自体が大きいことから、歪み量の差も製品個体間や機種間で比較的大きい。

【 0 0 8 4 】

これに対し、円形枠指標 4 0 6 a では、歪み量自体が小さいことから、歪み量の差も製品個体間や機種間で小さい。そのため、何れの製品個体・機種の電子スコープ 1 0 0 を用いてチャート 4 0 6 を撮影した場合にも、撮影画像内で円形枠指標 4 0 6 a が実質同じ形状に写る。この点からも、作業者がストレスを感じ難くなっている。

40

【 0 0 8 5 】

また、矩形枠指標には、例えば向き (縦向き、横向き、斜め向き等) がある。そのため、作業者は、電子スコープ 1 0 0 の先端部を軸線周り方向に回転させることにより、モニタ 3 0 0 の表示画面内に写る矩形枠指標を適正な向きに調節する必要がある。しかし、電子スコープ 1 0 0 の可撓管には適度な剛性が付与されている。そのため、電子スコープ 1 0 0 の先端部を軸線周り方向に僅かに回転させる作業は難しい。

【 0 0 8 6 】

これに対し、本実施形態では、この種の指標として向きを持たない円形枠指標 4 0 6 a が採用されている。そのため、電子スコープ 1 0 0 の先端部を軸線周り方向に回転させる

50

作業自体が不要であり、作業者に対する作業負担が抑えられている。

【 0 0 8 7 】

[図 6 の S 3 2 (照度の調整)]

チャート 4 0 6 には、円形枠指標 4 0 6 a 以外にも複数の指標が配置されている。これらの指標及び円形枠指標 4 0 6 a を含むチャート 4 0 6 の全体は、箱体 4 0 2 内に挿入された電子スコープ 1 0 0 の画角に収まるサイズで箱体 4 0 2 の内壁面に描かれている。

【 0 0 8 8 】

円形枠指標 4 0 6 a 内には、ドット形状を有する複数の指標がハニカム状に規則的に配置されている。円形枠指標 4 0 6 a 内に配置されている指標は合計で 4 種類ある。具体的には、第一の色指標 4 0 6 b、第二の色指標 4 0 6 c、白指標 4 0 6 d 及び黒指標 4 0 6 e の 4 種類が円形枠指標 4 0 6 a 内に配置されている。

10

【 0 0 8 9 】

本処理ステップ S 3 2 では、撮影画像内に写る白指標 4 0 6 d 及び黒指標 4 0 6 e の輝度に基づいて、チャート 4 0 6 に対する照度が調整される。例示的には、撮影画像内に写る白指標 4 0 6 d 及び黒指標 4 0 6 e がパターンマッチングによって特定され、特定された白指標 4 0 6 d 及び黒指標 4 0 6 e の輝度が規定の輝度範囲に収まるように絞り 2 1 2 の開度制御が行われて白色光 L の光量が調整されることにより、チャート 4 0 6 に対する照度が適正な値に調整される。

【 0 0 9 0 】

なお、白指標 4 0 6 d、黒指標 4 0 6 e の各無彩色指標は、円形枠指標 4 0 6 a 内に複数配置されている。照度調整のために用いられる上記の輝度は、全ての無彩色指標の平均値であってもよく、また、代表値（特定の無彩色指標の輝度値）であってもよい。

20

【 0 0 9 1 】

また、円形枠指標 4 0 6 a 及び 4 種類の指標の背景はグレーとなっている。本処理ステップ S 3 2 では、撮影画像内に写る背景の輝度（例えばグレー領域の平均輝度値）に基づいてチャート 4 0 6 に対する照度が調整されてもよい。

【 0 0 9 2 】

[図 6 の S 3 3 (キャプチャ画像の撮影)]

本処理ステップ S 3 3 では、作業者による所定の操作入力に従い、チャート 4 0 6 のキャプチャ画像が電子スコープ 1 0 0 によって撮影され、その撮影画像データ（RAW 形式や YUV 形式等）が PC に入力される。

30

【 0 0 9 3 】

[図 6 の S 3 4 (色指標の位置検出)]

本処理ステップ S 3 4 では、キャリブレーション用ソフトウェアにより、撮影画像内に写る白指標 4 0 6 d と黒指標 4 0 6 e の少なくとも一方がパターンマッチングによって特定される。特定された無彩色指標と各色指標との相対的な位置関係は予め判っている。そのため、本処理ステップ S 3 4 では、キャリブレーション用ソフトウェアにより、特定された無彩色指標の位置から、撮影画像内に写る第一の色指標 4 0 6 b 及び第二の色指標 4 0 6 c の各色指標の位置が検出される。なお、本実施形態では、複数の無彩色指標をチャート 4 0 6 内の全域に亘って分布させることにより、パターンマッチングに基づく各色指標の位置の検出精度を向上させている。

40

【 0 0 9 4 】

上述したように、円形枠指標 4 0 6 a を用いた電子スコープ 1 0 0 の位置決めにより、モニタ 3 0 0 の表示画面の略全域（言い換えると、電子スコープ 1 0 0 による撮影範囲の略全域）を占めるサイズでチャート 4 0 6 が表示される。そのため、円形枠指標 4 0 6 a は、撮影範囲の周辺部に位置することになる。従って、以降の説明では、図 8 (b) 中、一点鎖線を挟んで外側に位置する領域を「撮影範囲の周辺部」とし、一点鎖線を挟んで内側に位置する領域を「撮影範囲の中央部」とする。

【 0 0 9 5 】

第一の色指標 4 0 6 b、第二の色指標 4 0 6 c の各色指標は、撮影範囲の中央部、周辺

50

部の夫々に少なくとも1つずつ配置されている。より詳細には、図8(b)に示されるように、第一の色指標406bは、撮影範囲の中央部、周辺部の夫々に3つずつ配置されている。第二の色指標406cも同様に、撮影範囲の中央部、周辺部の夫々に3つずつ配置されている。

【0096】

[図6のS35(第一の実撮影データ点 P_{D1} の算出)]

本処理ステップS35では、キャリブレーション用ソフトウェアにより、処理ステップS34にて位置が検出された第一の色指標406bの画素データから、その実測値として第一の実撮影データ点 P_{D1} が算出される。例示的には、チャート406内に配置された全ての第一の色指標406bの画素データの平均値が第一の実撮影データ点 P_{D1} として算出される。

10

【0097】

体腔内への配光特性は、電子スコープ100の機種毎に異なる。そのため、機種によっては、例えば、撮影範囲の中央部で明るくなりすぎたり、撮影範囲の周辺部で暗くなりすぎたりする。一例として、撮影範囲の中央部に配置された第一の色指標406bが実質的に飽和している(ハイライトとなっている)場合を考える。飽和状態の第一の色指標406bからは、後述の補正値を精度良く算出することができない。そのため、本処理ステップS35では、チャート406内に配置された全ての第一の色指標406bの画素データのうち、所定の輝度範囲に収まる第一の色指標406b(例えば撮影範囲の周辺部に位置する、飽和していない第一の色指標406b)の画素データだけの平均値が第一の実撮影データ点 P_{D1} として算出されてもよい。

20

【0098】

なお、第一の色指標406bは、第一の色(対象疾患について症状レベルが最も高いときの生体組織の色)を模した指標である。第一の色は、RG平面内のヘモグロビン変化軸AX1上の所定点(後述の第一の目標点 P_{T1})に対応する色である。

【0099】

[図6のS36(第二の実撮影データ点 P_{D2} の算出)]

本処理ステップS36では、キャリブレーション用ソフトウェアにより、処理ステップS34にて位置が検出された第二の色指標406cの画素データから、その実測値として第二の実撮影データ点 P_{D2} が算出される。例示的には、チャート406内に配置された全ての第二の色指標406cの画素データの平均値が第二の実撮影データ点 P_{D2} として算出される。

30

【0100】

また、本処理ステップS36においても、チャート406内に配置された全ての第二の色指標406cの画素データのうち、所定の輝度範囲に収まる第二の色指標406cの画素データだけの平均値が第二の実撮影データ点 P_{D2} として算出されてもよい。

【0101】

なお、第二の色指標406cは、第二の色(対象疾患について健常であるときの生体組織の色)を模した指標である。第二の色は、RG平面内の粘膜変化軸AX2上の所定点(後述の第二の目標点 P_{T2})に対応する色である。

40

【0102】

[図6のS37(RG平面への実撮影データ点の配置)]

本処理ステップS37では、キャリブレーション用ソフトウェアにより、図7に示されるように、第一の実撮影データ点 P_{D1} 及び第二の実撮影データ点 P_{D2} が、対象疾患と関連付けられたRG平面に配置される。

【0103】

[図6のS38(補正マトリックス係数の算出)]

図7に示されるように、ヘモグロビン変化軸AX1上には第一の実撮影データ点 P_{D1} に対応する第一の目標点 P_{T1} が設定され、粘膜変化軸AX2上には第二の実撮影データ点 P_{D2} に対応する第二の目標点 P_{T2} が設定されている。上述したように、第一の目標点 P_{T1} は

50

、第一の色指標 4 0 6 b が模した第一の色に対応し、第二の目標点 P_{T2} は、第二の色指標 4 0 6 c が模した第二の色に対応する。

【 0 1 0 4 】

本処理ステップ S 3 8 では、キャリブレーション用ソフトウェアにより、第一の実撮影データ点 P_{D1} と第一の目標点 P_{T1} との距離（第一の距離 Δ_1 ）と、第二の実撮影データ点 P_{D2} と第二の目標点 P_{T2} との距離（第二の距離 Δ_2 ）との合計値を最小とする補正マトリックス係数が最小二乗法等を用いて算出される。

【 0 1 0 5 】

[図 6 の S 3 9（補正マトリックス係数の保存）]

本処理ステップ S 3 9 では、処理ステップ S 3 8（補正マトリックス係数の算出）にて算出された補正マトリックス係数がプロセッサ 2 0 0 の補正回路 2 2 0 D に保存される。これにより、図 6 に示されるキャリブレーション処理が完了する。

10

【 0 1 0 6 】

本実施形態によれば、チャート 4 0 6 を体腔内に入れることなくキャリブレーション処理が実行されるため、術者による体腔内の観察がチャート 4 0 6 によって阻害されない。また、チャート 4 0 6 が体腔内における電子スコープの操作性の低下を招くこともない。

【 0 1 0 7 】

また、本実施形態によれば、作業者は、複数の指標を入れ替えることなく（すなわち、チャート 4 0 6 単体で）、照度の調整並びに第一の色指標 4 0 6 b 及び第二の色指標 4 0 6 c の撮影を行うことができる。そのため、キャリブレーション処理の作業負担が極めて少ない。

20

【 0 1 0 8 】

また、本実施形態によれば、第一の色指標 4 0 6 b と第二の色指標 4 0 6 c とが一度に撮影されることから、各指標の撮影条件が必然的に揃う。そのため、キャリブレーションが高い精度で行われる。

【 0 1 0 9 】

各電子内視鏡システムに対してキャリブレーション処理を実行することにより、対象疾患に関連する第一の色指標 4 0 6 b や第二の色指標 4 0 6 c を各電子内視鏡システムで撮影したときに略同じ値（何れの電子内視鏡システムにおいても第一の目標点 P_{T1} や第二の目標点 P_{T2} に近似する値）が得られる。この結果、最終的に計算される炎症評価値も略等しい値となり、対象疾患（胃炎等）を各電子内視鏡システムで実際に撮影した場合にも炎症評価値のばらつきが抑えられることが判る。

30

【 0 1 1 0 】

すなわち、本実施形態によれば、補正対象を限定する（具体的には、対象疾患に関連する特定の色を補正対象とする）ことにより、対象疾患の評価値計算に用いられる色データに残存する誤差（主に電子スコープ 1 0 0 の光学部品の個体差によるばらつき）が良好に除去される。これにより、評価値の計算精度が向上する。

【 0 1 1 1 】

また、本実施形態に係る電子内視鏡システムは、当技術分野における次のような効果及び課題の解決をもたらすものである。

40

【 0 1 1 2 】

第 1 に、本実施形態に係る電子内視鏡システムは、炎症性疾患を早期に発見するための診断補助となるということである。

【 0 1 1 3 】

第 2 に、本実施形態の構成によれば、視認し難い軽度炎症を術者が発見できるように、炎症程度を画面表示する、又は、炎症が生じている領域の画像を強調することができる。特に、軽度炎症は正常部との判別が難しいため、軽度炎症の評価に関して本実施形態の構成によりもたらされる効果が顕著となる。

【 0 1 1 4 】

50

第3に、本実施形態の構成によれば、炎症度の評価として客観的な評価値を術者に提供することができるため、術者間の診断差を低減することができる。特に、経験の浅い術者に対して本実施形態の構成による客観的な評価値を提供できるメリットは大きい。

【0115】

第4に、本実施形態の構成によれば、画像処理の負荷が軽減されることにより、炎症部を画像としてリアルタイムに表示することができる。そのため、診断精度を向上させることができる。

【0116】

第5に、本実施形態の構成によれば、評価値計算の処理負荷が軽減されるため、遅滞なく、カラーマップ画像（炎症度を示した画像）と通常画像とを並べて又は合成して表示することができる。そのため、検査時間の延長を伴うことなくカラーマップ画像を表示することが可能となり、ひいては、患者負担が増すことを回避することが可能となる。

【0117】

本実施形態における観察の対象部位は、例えば、呼吸器等、消化器等である。呼吸器等は、例えば、肺、耳鼻咽喉である。消化器等は、例えば、大腸、小腸、胃、十二指腸、子宮等である。本実施形態に係る電子内視鏡システムは、観察対象が大腸である場合に効果がより顕著になると考えられる。これは、具体的には、次のような理由による。

【0118】

大腸には炎症を基準として評価できる病があり、炎症している箇所を発見するメリットが他の器官と比較して大きいということである。特に、潰瘍性大腸炎に代表される炎症性腸疾患（IBD）の指標として、本実施形態による炎症評価値は有効である。潰瘍性大腸炎は治療法が確立されていないため、本実施形態の構成の電子内視鏡システムの使用により早期に発見して進行を抑える効果は非常に大きい。

【0119】

大腸は、胃等と比較して細長い器官であり、得られる画像は奥行きがあり、奥ほど暗くなる。本実施形態の構成によれば、画像内の明るさの変化に起因する評価値の変動を抑えることができる。従って、本実施形態に係る電子内視鏡システムを大腸の観察に適用すると、本実施形態による効果が顕著となる。すなわち、本実施形態に係る電子内視鏡システムは、呼吸器用電子内視鏡システム又は消化器用電子内視鏡システムであることが好ましく、大腸用電子内視鏡システムであることがより好ましい。

【0120】

また、軽度の炎症は一般に診断が難しい。しかし、本実施形態の構成によれば、例えば、炎症度を評価した結果を画面に表示することにより、術者が軽度炎症を見逃すことを回避することができる。特に、軽度の炎症に関しては、その判断基準は明瞭なものではないため、術者間の個人差を大きくする要因となっている。この点に関しても、本実施形態の構成によれば、客観的な評価値を術者に提供できるため、個人差による診断のばらつきを低減することができる。

【0121】

なお、本実施形態の上記構成は、炎症度のみでなく、ガン、ポリープその他の色変化を伴う各種病変の評価値の算出に適用することができ、それらの場合においても、上述と同様の有利な効果をもたらすことができる。つまり、本実施形態の評価値は、色変化を伴う病変の評価値であることが好ましく、炎症度、ガン、ポリープの少なくとも何れかの評価値を含む。

【0122】

以上が本発明の例示的な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。

【0123】

上記の実施形態では、作業者により、第一の色指標406bとして、第一の色（所定の

10

20

30

40

50

疾患について症状レベルが最も高いときの生体組織の色)を持つものが選択され、第二の色指標406cとして、第二の色(所定の疾患について健常であるときの生体組織の色)を持つものが選択されている。そのため、上記の実施形態では、色空間内において第一の色や第二の色(すなわち補正対象)に距離が近い色ほど高い精度でキャリブレーションされている。言い換えると、色空間内において、補正対象から距離が遠い色(例えば水色のような、炎症ではあり得ない色)ほどキャリブレーションの精度が低い。

【0124】

従って、作業者は、電子内視鏡システム1を用いて特に高い精度でスコアリングしたい症状レベルに対応するチャートを持つキャリブレーション用治具を選択するとよい。例えば、軽度炎症を高い精度でスコアリングしたい場合、作業者は、軽度の炎症が起こったときの生体組織の色の指標を含むチャートを持つキャリブレーション用治具を選択するとよい。

10

【0125】

なお、指標が細分化されて用意されるほど、作業者がその中から適切な指標を選択することが難しい。そこで、システムコントローラ202は、接続された周辺機器(キーボード等)を介して、作業者による症状レベルを指定する操作を受け付けると、指定された症状レベルに対応する指標をモニタ300の表示画面に表示したり音声再生で通知したりすることができる。これにより、作業者は、複数の指標の中から適切な指標を確実に選択することができる。

20

【0126】

また、上記の実施形態では、各画素に含まれるR成分とG成分(RGの二次元色空間)を用いて炎症評価値が計算されているが、別の実施形態では、RGの二次元色空間に代えて、RBの二次元色空間やHSI、HSV、Lab等の三次元色空間を用いることにより、それぞれの色空間に対応する、上記の実施形態とは別の対象疾患(胃の委縮や大腸腫瘍等)に関する評価値を計算することもできる。この場合、上記の実施形態とは異なる指標及び目標点を用いて補正マトリックス係数が算出される。

【0127】

プロセッサ200の補正回路220Dには、各種対象疾患に対応する複数種類の補正マトリックス係数が保存されてもよい。診断対象の疾患に応じて補正マトリックス係数が切り替わることにより、それぞれの対象疾患で安定した(個体差によるばらつきの少ない)評価値計算が行われる。

30

【0128】

また、上記の実施形態では、補正マトリックス係数を用いて電子内視鏡システム1(主に電子スコープ100の光学部品)の個体差による評価値のばらつきが抑えられているが、別の実施形態では、電子内視鏡システム1の個体差による評価値のばらつきを、補正マトリックス係数に代えてHueゲインで抑えるようにしてもよい。

【符号の説明】

【0129】

- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 102 LCB
- 104 配光レンズ
- 106 対物レンズ
- 108 固体撮像素子
- 112 ドライバ信号処理回路
- 114 メモリ
- 200 プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 204 タイミングコントローラ
- 206 ランプ電源イグナイタ

40

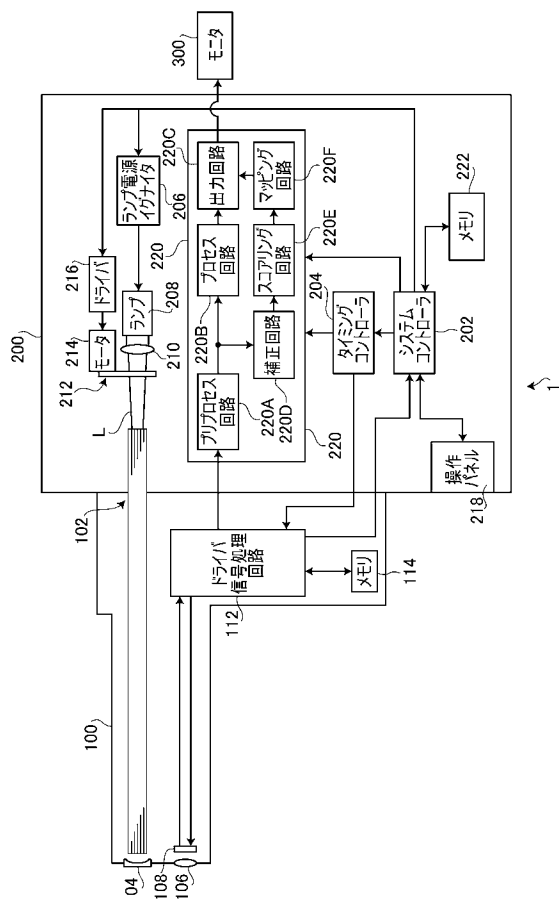
50

- 208 ランプ
- 210 集光レンズ
- 212 絞り
- 214 モータ
- 216 ドライバ
- 218 操作パネル
- 220 信号処理回路
- 220A プリプロセス回路
- 220B プロセス回路
- 220C 出力回路
- 220D 補正回路
- 220E スコアリング回路
- 220F マッピング回路
- 222 メモリ
- 400 キャリブレーション用治具
- 402 箱体
- 404 開口
- 406 チャート
- 406a 円形枠指標
- 406b 第一の色指標
- 406c 第二の色指標
- 406d 白指標
- 406e 黒指標

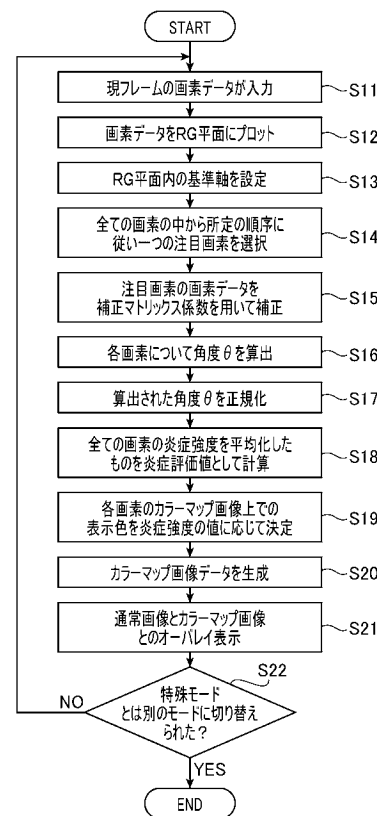
10

20

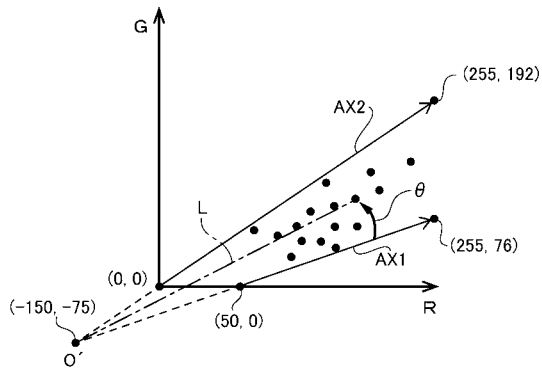
【図1】



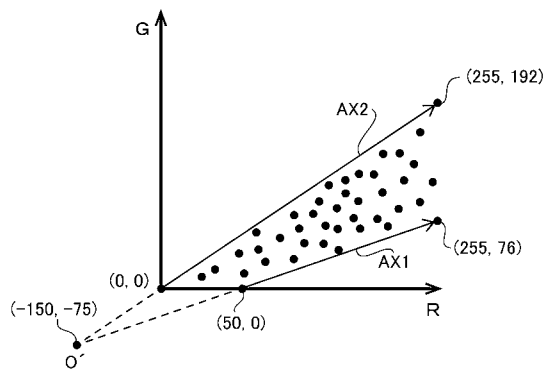
【図2】



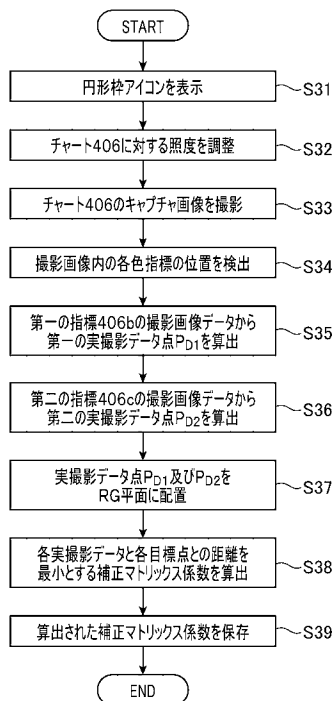
【図 3】



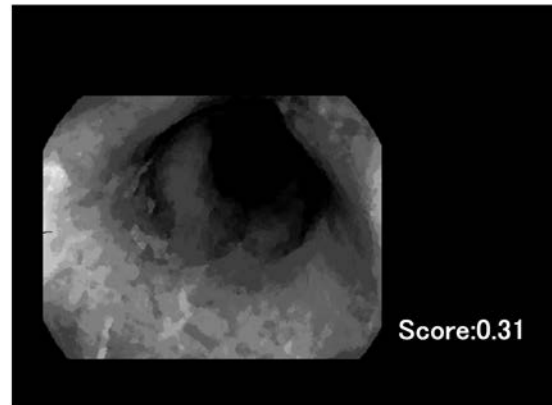
【図 4】



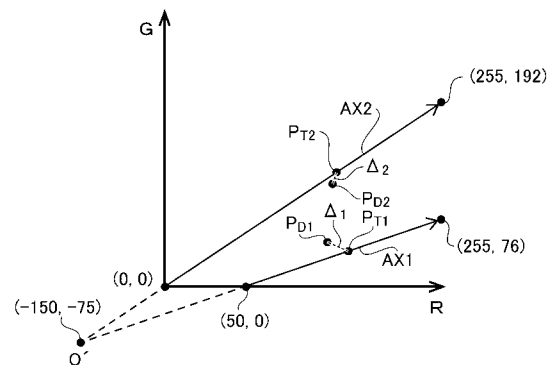
【図 6】



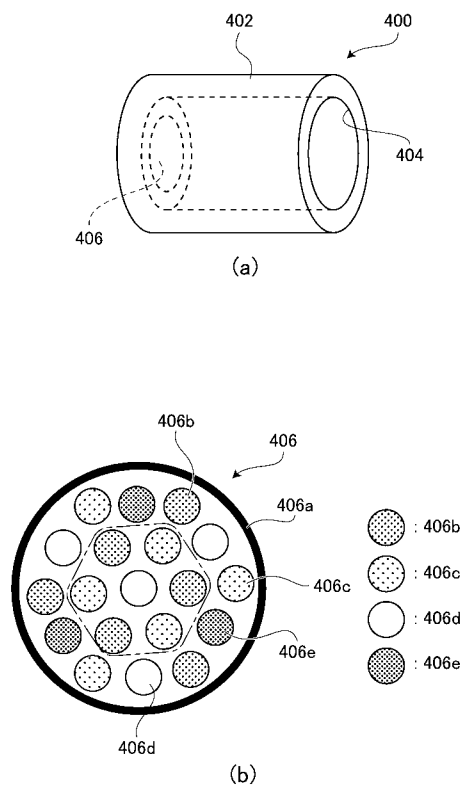
【図 5】



【図 7】



【 図 8 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5C054 CA04 CC02 FC08 FC12 FE05 FE13 FE19 HA12

专利名称(译)	色彩校正夹具和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2018023497A	公开(公告)日	2018-02-15
申请号	JP2016156510	申请日	2016-08-09
[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	橘俊雄		
发明人	橘 俊雄		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/04.370 H04N7/18.M G02B23/24.B A61B1/00.650 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA51 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/TT13 4C161/WW13 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/FC08 5C054/FC12 5C054/FE05 5C054/FE13 5C054/FE19 5C054/HA12		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：用于校准过程的指标妨碍操作者在体腔内进行观察或妨碍体腔内电子示波器的可操作性。解决方案：用于颜色校正的夹具是用于计算用于通过电子镜校正构成拍摄图像的每个像素的值的校正值的夹具，并且包括箱体，插入箱体中的电子镜多个颜色指示器布置在盒子中以便在计算机的视场角内，以及多个颜色指示器中的每一个在捕获图像中的位置，并且用于检测位置信息的位置信息。多个颜色指示器包括多种类型的颜色指示器，每个颜色指示器模拟具有不同颜色的预定疾病。

