

(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2018-11797

(P2018-11797A)

(43) 公開日 平成30年1月25日(2018.1.25)

(51) Int.Cl.		F I				テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	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
H 0 4 N	5/222	(2006.01)	H 0 4 N	5/222	Z	5 C 1 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-143571 (P2016-143571)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成28年7月21日 (2016. 7. 21)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 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	池本 洋祐
			東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号 H
			O Y A 株式会社内
		F ターム (参考)	4C161 AA00 BB01 CC06 GG01 HH54
			JJ11 JJ17 QQ02 RR02 RR15
			RR22 TT03 TT13 WW13
			最終頁に続く

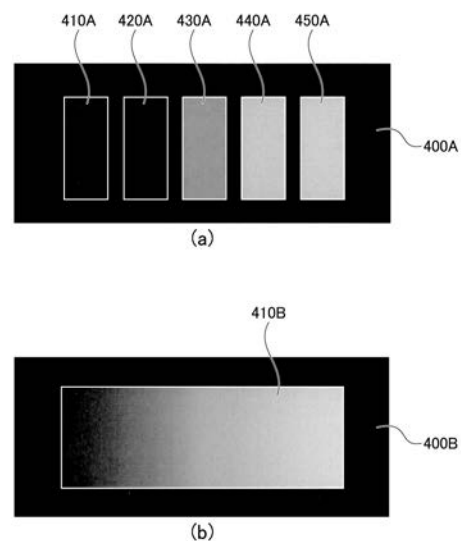
(54) 【発明の名称】 補正効果確認方法及び指標

(57) 【要約】

【課題】キャリブレーションが適正に行われない場合がある。

【解決手段】電子内視鏡による撮影画像を構成する画素データを所定の疾患に合わせて補正する補正値を算出する補正値算出処理の実行後に、該補正値による補正効果を確認するためにコンピュータを用いて実行される補正効果確認方法であり、電子内視鏡によって所定の疾患に関する指標が撮影されると、その撮影画像データを上記の補正値で補正する補正ステップと、補正された指標の撮影画像データの色成分に関する情報をユーザに報知する報知ステップとを含む方法を提供する。

【選択図】 図 1 〇



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電子内視鏡による撮影画像を構成する画素データを所定の疾患に合わせて補正する補正値を算出する補正値算出処理の実行後に、該補正値による補正効果を確認するためにコンピュータを用いて実行される方法であって、

前記電子内視鏡によって前記所定の疾患に関する指標が撮影されると、その撮影画像データを前記補正値で補正する補正ステップと、

補正された前記指標の撮影画像データの色成分に関する情報をユーザに報知する報知ステップと、

を含む、

補正効果確認方法。

10

【請求項 2】

前記指標は、

前記所定の疾患の色を模した色指標である、

請求項 1 に記載の補正効果確認方法。

【請求項 3】

前記補正ステップにて補正された前記指標の撮影画像データの色成分に基づいて前記所定の疾患に関する評価値を計算する計算ステップ

を含み、

前記色成分に関する情報は、

前記評価値を含む、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の補正効果確認方法。

20

【請求項 4】

前記計算ステップにて計算された評価値と、所定の記憶媒体に予め記憶された目標値と、を比較する比較ステップと、

前記比較ステップでの比較結果に基づいて前記補正値算出処理が適正に行われたか否かを判定する判定ステップと、

前記判定ステップでの判定結果をユーザに報知するステップと、

を含む、

請求項 3 に記載の補正効果確認方法。

30

【請求項 5】

補正値算出処理にて算出された補正値による補正効果を確認するための指標であって、

前記補正値算出処理は、

電子内視鏡による撮影画像を構成する画素データを所定の疾患に合わせて補正する補正値を算出する処理であり、

前記指標は、

前記所定の疾患の色を模した色指標である、

指標。

【請求項 6】

前記所定の疾患について少なくとも 1 つの症状レベルを表す色を模した色指標を含む、請求項 5 に記載の指標。

40

【請求項 7】

夫々異なる症状レベルを表す色を模した複数の色指標が並ぶ、

請求項 6 に記載の指標。

【請求項 8】

最も高い症状レベルを表す色から最も低い症状レベルを表す色までをグラデーションで表わした色指標を含む、

請求項 6 に記載の指標。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、補正効果確認方法及び指標に関する。

【 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。

【 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、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。これにより、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。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開平 6 - 4 6 4 2 8 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 は、キャリブレーションが適正に行われる前提で記載されている。しかし、実際には、キャリブレーションは、照明条件や基準表面の位置ズレ・角度ズレ、ヒューマンエラー等の各種誤差によって適正に行われない場合もある。

【 0 0 0 6 】

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、キャリブレーション（言い換えると、画素データ用の補正値を算出する補正値算出処理）による効果（補正効果）を確認するのに好適な補正効果確認方法及び指標を提供することである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の一実施形態に係る補正効果確認方法は、電子内視鏡による撮影画像を構成する画素データを所定の疾患に合わせて補正する補正値を算出する補正値算出処理の実行後に、該補正値による補正効果を確認するためにコンピュータを用いて実行される方法であり、電子内視鏡によって所定の疾患に関する指標が撮影されると、その撮影画像データを該補正値で補正する補正ステップと、補正された指標の撮影画像データの色成分に関する情報をユーザに報知する報知ステップとを含む。

【 0 0 0 8 】

また、本発明の一実施形態において、指標は、例えば、所定の疾患の色を模した色指標である。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の一実施形態に係る補正効果確認方法は、補正ステップにて補正された指標の撮影画像データの色成分に基づいて所定の疾患に関する評価値を計算する計算ステップを含むものとしてもよい。この場合、色成分に関する情報は、評価値を含むものとしてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の一実施形態に係る補正効果確認方法は、計算ステップにて計算された評価値と所定の記憶媒体に予め記憶された目標値とを比較する比較ステップと、比較ステップでの比較結果に基づいて補正値算出処理が適正に行われたか否かを判定する判定ステップと、判定ステップでの判定結果をユーザに報知するステップとを含むものとしてもよい。

【 0 0 1 1 】

また、本発明の一実施形態に係る指標は、補正值算出処理にて算出された補正值による補正効果を確認するための指標であり、所定の疾患の色を模した色指標である。補正值算出処理は、電子内視鏡による撮影画像を構成する画素データを所定の疾患に合わせて補正する補正值を算出する処理である。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の一実施形態において、指標は、所定の疾患について少なくとも１つの症状レベルを表す色を模した色指標を含むものとしてもよい。

【 0 0 1 3 】

また、本発明の一実施形態において、指標は、夫々異なる症状レベルを表す色を模した複数の色指標が並ぶものとしてもよい。

10

【 0 0 1 4 】

また、本発明の一実施形態において、指標は、最も高い症状レベルを表す色から最も低い症状レベルを表す色までをグラデーションで表わした色指標を含むものとしてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明の一実施形態によれば、キャリブレーションによる補正効果を確認するのに好適な補正効果確認方法及び指標が提供される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

20

【 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。

30

【 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 】 キャリブレーション処理の実行結果を検証するための図である。

【 図 9 】 本発明の一実施形態において補正効果確認モード時に実行される補正効果確認処理のフローチャートを示す図である。

【 図 1 0 】 補正効果確認モード時に使用される補正効果確認用指標の具体例を示す図である。

【 図 1 1 】 図 9 の処理ステップ S 4 2 の説明を補助するための図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

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。

40

【 0 0 1 8 】

〔 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 1 9 】

プロセッサ 2 0 0 は、システムコントローラ 2 0 2 及びタイミングコントローラ 2 0 4 を備えている。システムコントローラ 2 0 2 は、メモリ 2 2 2 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

50

ラ 2 0 2 は、操作パネル 2 1 8 に接続されている。システムコントローラ 2 0 2 は、操作パネル 2 1 8 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、キャリブレーションモード及び補正効果確認モードがある。タイミングコントローラ 2 0 4 は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡システム 1 内の各回路に出力する。

【 0 0 2 0 】

ランプ 2 0 8 は、ランプ電源イグナイタ 2 0 6 による始動後、白色光 L を射出する。ランプ 2 0 8 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り、また、L D (Laser Diode) や L E D (Light Emitting Diode) 等の半導体発光素子であってもよい。ランプ 2 0 8 より射出された白色光 L は、集光レンズ 2 1 0 によって集光されつつ絞り 2 1 2 を介して適正な光量に制限される。

【 0 0 2 1 】

絞り 2 1 2 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 2 1 4 が機械的に連結している。モータ 2 1 4 は例えば D C モータであり、ドライバ 2 1 6 のドライブ制御下で駆動する。絞り 2 1 2 は、モニタ 3 0 0 の表示画面に表示される映像を適正な明るさにするため、モータ 2 1 4 により動作され開度が変わえられる。ランプ 2 0 8 より照射された白色光 L の光量は、絞り 2 1 2 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 2 1 8 の輝度調節操作に応じて設定変更される。なお、ドライバ 2 1 6 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。

【 0 0 2 2 】

絞り 2 1 2 を通過した白色光 L は、L C B (Light Carrying Bundle) 1 0 2 の入射端面に集光されて L C B 1 0 2 内に入射される。入射端面より L C B 1 0 2 内に入射された白色光 L は、L C B 1 0 2 内を伝播する。

【 0 0 2 3 】

L C B 1 0 2 内を伝播した白色光 L は、電子スコープ 1 0 0 の先端に配置された L C B 1 0 2 の射出端面より射出され、配光レンズ 1 0 4 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 1 0 6 を介して固体撮像素子 1 0 8 の受光面上で光学像を結ぶ。

【 0 0 2 4 】

固体撮像素子 1 0 8 は、補色市松フィルタを搭載した単板式カラー C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子 1 0 8 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、イエロー Y e、シアン C y、グリーン G、マゼンタ M g の画素データを生成して出力する。なお、固体撮像素子 1 0 8 は、C C D イメージセンサに限らず、C M O S (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 1 0 8 はまた、原色系フィルタ (ベイヤ配列フィルタ) を搭載したものであってもよい。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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、

10

20

30

40

50

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、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

【0027】

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 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【0028】

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、ドライバ信号処理回路 112 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 108 をプロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0029】

[通常モード時の動作]

通常モード時のプロセッサ 200 での信号処理動作を説明する。

【0030】

プロセッサ 200 に備えられる信号処理回路 220 は、プリプロセス回路 220 A、プロセス回路 220 B、出力回路 220 C、補正回路 220 D、スコアリング回路 220 E、マッピング回路 220 F を有している。

【0031】

プリプロセス回路 220 A は、ドライバ信号処理回路 112 よりフレーム周期で入力される RAW 形式の画素データにデモザイク処理を施して RGB 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、Hue ゲイン調整等を施してプロセス回路 220 B に出力する。

【0032】

プロセス回路 220 B は、プリプロセス回路 220 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色画データを生成し、出力回路 220 C に出力する。

【0033】

出力回路 220 C は、プロセス回路 220 B より入力される色画データに対して 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 300 に出力される。これにより、生体組織の通常の色画がモニタ 300 の表示画面に表示される。

【0034】

[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。

【0035】

[図 2 の S11 (現フレームの画素データの入力)]

本処理ステップ S11 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。

【0036】

[図 2 の S12 (RG 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 RG 平面 (二次元色空間) を示す。なお、R 軸は、R

10

20

30

40

50

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。

【0037】

本処理ステップS12では、RGB3原色で定義されるRGB空間の各画素の画素データ（三次元データ）がRG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RG平面内にプロットされる。以下、説明の便宜上、RG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。

【0038】

[図2のS13（基準軸の設定）]

本処理ステップS13では、補正回路220Dにより、胃炎等の所定の疾患の炎症強度を計算するために必要なRG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。

【0039】

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。

【0040】

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。具体的には、血管が拡張すると共に血管から血液・体液が漏出するため、相対的に粘膜が薄くなり血液の色が目映り易くなる。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。

【0041】

そこで、本処理ステップS13では、図4に示されるように、RG平面内において、（50，0）及び（255，76）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（255，192）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AX1」と記し、後者の基準軸を「粘膜変化軸AX2」と記す。

【0042】

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。

【0043】

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、（50，0）及び（255，76）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

10

20

30

40

50

(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 4 4 】

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。

10

【 0 0 4 5 】

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。

20

【 0 0 4 6 】

[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 4 7 】

[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、電子スコープの個体差) 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。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。

30

【 0 0 4 8 】

・補正マトリックス例

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

40

R_{new} : 補正後の注目画素の画素データ (R 成分)

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 4 9 】

[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

50

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AX 1と粘膜変化軸AX 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AX 1とがなす角度（図3参照）が算出される。なお、基準点O'は、座標（-150, -75）に位置する。

【0050】

[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、RG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AX 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AX 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。

【0051】

角度が小さいほど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。

【0052】

そこで、本処理ステップS 1 7では、スコアリング回路220Eにより、角度がゼロであるときに値255となり、角度が M_{AX} 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が正規化される。なお、 M_{AX} は、ヘモグロビン変化軸AX 1と粘膜変化軸AX 2とがなす角度と等しい。これにより、0～255の範囲に収まる炎症強度（8bitの情報）が得られる。

【0053】

[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220E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。

【0054】

[図2のS 1 9（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。

【0055】

本処理ステップS 1 9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S 1 7（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。

【0056】

[図2のS 2 0（カラーマップ画像データの生成）]

本処理ステップS 2 0では、マッピング回路220Fにより、現フレームの各画素の色

10

20

30

40

50

データが、処理ステップ S 1 9 (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。

【 0 0 5 7 】

[図 2 の S 2 1 (オーバレイ処理)]

本処理ステップ S 2 1 では、出力回路 2 2 0 C により、プロセス回路 2 2 0 B 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 S 2 0 (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。

10

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

[図 2 の S 2 2 (終了判定)]

本処理ステップ S 2 2 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 (S 2 2 : N O)、図 2 の特殊画像生成処理は、処理ステップ S 1 1 (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 (S 2 2 : Y E S)、図 2 の特殊画像生成処理は終了する。

20

【 0 0 6 0 】

[画面表示例]

出力回路 2 2 0 C は、図 2 の処理ステップ S 2 1 (オーバレイ処理) 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レイ画像の表示データを生成すると共にモニタ 3 0 0 の表示画面の周辺領域 (画像表示領域の周囲) をマスクするマスキング処理を行い、更に、マスキング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 2 2 0 C 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 3 0 0 に出力する。

30

【 0 0 6 1 】

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レイ表示されたオーバレイ画像) 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 6 2 】

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。

40

【 0 0 6 3 】

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。

50

【 0 0 6 4 】

[キャリブレーションモード時の動作]

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。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 6 5 】

なお、キャリブレーション処理の実行に先立ち、作業者による準備作業が行われる。具体的には、作業者は、ホワイトバランス専用治具や、ホワイトバランス専用治具と同じ仕様の白板、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。

10

【 0 0 6 6 】

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 6 7 】

作業者は、次いで、電子スコープ 1 0 0 による撮影画像の輝度調整を行う。例示的には、作業者は、輝度調整用の被写体を撮影したときの撮影画像の輝度値が目標輝度値に収まるように、絞り 2 1 2 の開度をマニュアル調整する。なお、撮影画像の輝度値は、キャリブレーション用ソフトウェア上で確認することができる。

20

【 0 0 6 8 】

作業者は、撮影画像の輝度調整が完了すると、第一の指標をキャリブレーション用治具にセットすることにより、電子スコープ 1 0 0 の画角内に第一の指標を固定配置する。ここで、第一の指標は、所定の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である第一の色を模した指標である。本実施形態において、第一の指標は、R G 平面内のヘモグロビン変化軸 A X 1 上の所定点 (後述の第一の目標点 P_{T1}) に対応する色が塗布された板状部材である。

【 0 0 6 9 】

30

[図 6 の S 3 1 (第一の指標の撮影)]

本処理ステップ S 3 1 では、作業者による操作入力に従い、第一の指標 (第一の色が塗布された面) 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 (R A W 形式や Y U V 形式等) が P C に入力される。

【 0 0 7 0 】

[図 6 の S 3 2 (第二の指標の撮影)]

作業者は、第一の指標に代えて第二の指標をキャリブレーション用治具にセットすることにより、電子スコープ 1 0 0 の画角内に第二の指標を固定配置する。ここで、第二の指標は、所定の疾患について健常であるときの生体組織の色である第二の色を模した指標である。本実施形態において、第二の指標は、R G 平面内の粘膜変化軸 A X 2 上の所定点 (後述の第二の目標点 P_{T2}) に対応する色が塗布された板状部材である。

40

【 0 0 7 1 】

本処理ステップ S 3 2 では、作業者による操作入力に従い、第二の指標 (第二の色が塗布された面) 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 (R A W 形式や Y U V 形式等) が P C に入力される。作業者は、キャリブレーション用治具を使用することにより、第一の指標と第二の指標を同一の条件で撮影することができる。

【 0 0 7 2 】

[図 6 の S 3 3 (第一の実撮影データ点 P_{D1} の算出)]

作業者による操作入力に従い又は指定枚数 (ここでは二枚) の撮影後自動的に、本処理ステップ S 3 3 の実行が開始される。

50

【 0 0 7 3 】

本処理ステップ S 3 3 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 S 3 1（第一の指標の撮影）にて撮影された第一の指標の撮影画像データから、第一の指標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、第一の指標の画像内の中央領域の画素（例えば 200×200 画素）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。

【 0 0 7 4 】

[図 6 の S 3 4（第二の実撮影データ点 P_{D2} の算出）]

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、処理ステップ S 3 2（第二の指標の撮影）にて撮影された第二の指標の撮影画像データから、第二の指標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、第一の実撮影データ点と同様に、第二の指標の画像内の中央領域の画素（例えば 200×200 画素）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。

【 0 0 7 5 】

[図 6 の S 3 5（RG 平面への実撮影データ点の配置）]

本処理ステップ S 3 5 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、ここでの対象疾患（胃炎等）と関連付けられた RG 平面に配置される。

【 0 0 7 6 】

[図 6 の S 3 6（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 $A \times 1$ 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 $A \times 2$ 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。第一の目標点 P_{T1} は、第一の指標が持つ第一の色に対応し、第二の目標点 P_{T2} は、第二の指標が持つ第二の色に対応する。

【 0 0 7 7 】

本処理ステップ S 3 6 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 d_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 d_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 0 7 8 】

[図 6 の S 3 7（補正マトリックス係数の保存）]

本処理ステップ S 3 7 では、処理ステップ S 3 6（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 200 の補正回路 220 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。

【 0 0 7 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（胃炎等）に関連する第一の指標や第二の指標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）が得られるため、最終的に計算される炎症評価値も略等しい値となる。そのため、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。

【 0 0 8 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 100 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 0 8 1 】

[補正効果確認モード時の動作]

ここまでは、キャリブレーション処理が適正に行われる前提で説明している。しかし、キャリブレーション処理が適正に行われない場合もある。その原因として、例えば、指標

10

20

30

40

50

がキャリブレーション用治具に正しくセットされていなかった、指標に対する照明条件が適正でなかった、ヒューマンエラー等が挙げられる。

【 0 0 8 2 】

検証のため、3つの電子内視鏡システムでキャリブレーション処理を実行し、その後、各電子内視鏡システムで6枚の画像を撮影した。図8に、その結果を示す。なお、便宜上、3つの電子内視鏡システムの夫々に符号A、B、Cを付して説明を行う。

【 0 0 8 3 】

図8中、上段ラインに並ぶ6枚の画像（便宜上符合aの枠で囲われたもの）は、電子内視鏡システムAで撮影されたものである。また、図8中、中段ラインに並ぶ6枚の画像（便宜上符合bの枠で囲われたもの）は、電子内視鏡システムBで撮影されたものである。また、図8中、下段ラインに並ぶ6枚の画像（便宜上符合cの枠で囲われたもの）は、電子内視鏡システムCで撮影されたものである。また、図8中、上下に並ぶ3枚の撮影画像は、夫々の電子内視鏡システムで同一の被写体を撮影した結果を示す。また、図8中、撮影画像の濃淡は色の違いを示す。

10

【 0 0 8 4 】

上下に並ぶ撮影画像を比較すると、夫々の電子内視鏡システムでキャリブレーション処理が実行されたにも拘わらず、撮影画像の色が明らかにばらついていることが判る。これは、照明等の撮影条件の違いだけが原因となっているわけではなく、少なくとも一部の電子内視鏡システムにおいてキャリブレーション処理が適正に行われていなかったことも原因であるものと推定される。

20

【 0 0 8 5 】

図8の例では、夫々の電子内視鏡システムによる撮影画像が並べて示されているため、少なくとも一部の電子内視鏡システムにおいてキャリブレーション処理が適正に行われていなかった可能性に気付くことができた。言い換えると、単一の電子内視鏡システムによる撮影画像だけでは、キャリブレーション処理が適正に行われていなかったことに気付くことが難しい。しかし、図8のような方法では、作業者が複数の電子内視鏡システムによる撮影画像を比較して判断する必要があるため、作業者に対する負担が大きい。また、電子内視鏡システム間で撮影条件を揃えることが難しいという問題もある。

【 0 0 8 6 】

そこで、本実施形態では、キャリブレーション処理の実行後、電子内視鏡システム1の動作モードが、その効果（補正マトリックス係数による補正効果）を作業者に確認させるための補正効果確認モードに自動的に又は作業者によって手動で切り替えられる。

30

【 0 0 8 7 】

図9に、補正効果確認モード時に実行される補正効果確認処理のフローチャートを示す。図9の補正効果確認処理は、例えばキャリブレーション処理に引き続き、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の動作モードが補正効果確認モードに切り替えられた時点で開始される。

【 0 0 8 8 】

なお、補正効果確認処理の実行に先立ち、作業者による準備作業が行われる。具体的には、作業者は、補正効果確認用指標をキャリブレーション用治具にセットすることにより、電子スコープ100の画角内に補正効果確認用指標を固定配置する。なお、本実施形態では、作業者の作業負担や製造コストの削減のため、キャリブレーション用治具を利用して補正効果確認処理を行うが、別の実施形態では、専用治具を用いて補正効果確認処理を行ってもよい。

40

【 0 0 8 9 】

補正効果確認用指標は、所定の疾患について少なくとも1つの症状レベルを表す色を模した色指標を含むものであり、キャリブレーション処理時に使用された第一の指標及び第二の指標と同一形状及び同一寸法を持つ板状部材である。

【 0 0 9 0 】

図10（a）、図10（b）の各図に、補正効果確認用指標の具体例を示す。図10（

50

a) に例示される補正効果確認用指標 4 0 0 A には、色指標 4 1 0 A ~ 4 5 0 A が並べて表示されている。色指標 4 1 0 A は、症状レベルの最も高い炎症部位の色を模した色指標である。色指標 4 2 0 A は、色指標 4 1 0 A よりも軽度の炎症部位の色を模した色指標である。色指標 4 3 0 A は、色指標 4 2 0 A よりも軽度の炎症部位の色を模した色指標である。色指標 4 4 0 A は、色指標 4 3 0 A よりも軽度の炎症部位の色を模した色指標である。色指標 4 5 0 A は、症状レベルの最も低い部位（実質的に正常とみなされる部位（正常粘膜））の色を模した色指標である。

【 0 0 9 1 】

色指標 4 1 0 A ~ 4 5 0 A の各色は、本発明者が体腔内の多数のサンプル画像内の部位（エリア）を解析し、その結果に基づいて決定したものである。サンプル画像には、例えば各段階の炎症画像が含まれる。

10

【 0 0 9 2 】

色指標 4 1 0 A ~ 4 5 0 A は、マンセル表色系から選択された色指標である。下記に、色指標 4 1 0 A ~ 4 5 0 A（マンセル値）の具体例を示す。なお、色指標 4 1 0 A ~ 4 5 0 A は、マンセル表色系に代えて、オストワルト表色系など、別の表色系から選択されてもよい。

色指標 4 1 0 A : 5 R V 5 C 1 4

色指標 4 2 0 A : 2 . 5 R V 5 C 1 2

色指標 4 3 0 A : 1 0 R V 5 C 1 0

色指標 4 4 0 A : 1 0 R P V 5 C 1 0

20

色指標 4 5 0 A : 1 0 R V 6 C 8

【 0 0 9 3 】

図 1 0 (b) に例示される補正効果確認用指標 4 0 0 B には、グラデーション指標 4 1 0 B が表示されている。グラデーション指標 4 1 0 B は、最も高い症状レベルを表す色から最も低い症状レベルを表す色までをグラデーションで表わした色指標であり、より詳細には、色指標 4 1 0 A の色から色指標 4 5 0 A の色までをグラデーションで表わしたものとなっている。

【 0 0 9 4 】

[図 9 の S 4 1 (補正効果確認用指標の撮影)]

ここでは、図 1 0 (a) に例示される補正効果確認用指標 4 0 0 A がキャリブレーション用治具にセットされているものとする。本処理ステップ S 4 1 では、作業者による操作入力に従い、補正効果確認用指標 4 0 0 A（色指標 4 1 0 A ~ 4 5 0 A の表示面）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がプロセッサ 2 0 0 に入力される。

30

【 0 0 9 5 】

[図 9 の S 4 2 (炎症評価値の計算)]

図 1 1 に、本処理ステップ S 4 2 の説明を補助するための図を示す。本処理ステップ S 4 2 では、補正効果確認用指標 4 0 0 A 内の所定エリアについて炎症評価値が計算される。炎症評価値は、特殊モード時と同様の方法で計算される。すなわち、補正効果確認用指標 4 0 0 A 内の所定エリアの画素データは、本フローチャートの処理の実行の直前に行われていたキャリブレーション処理の結果（補正マトリックス係数）を用いて補正された上で、炎症評価値の計算に用いられる。

40

【 0 0 9 6 】

ここで、所定エリアは、色指標 4 1 0 A ~ 4 5 0 A の各色指標内の一部のエリアであり、図 1 1 の例では、矩形エリア 4 1 2 A ~ 4 5 2 A である。補正効果確認用指標 4 0 0 A がキャリブレーション用治具にセットされていることから、色指標 4 1 0 A ~ 4 5 0 A は、電子スコープ 1 0 0 の画角内の規定位置に配置されている。そのため、矩形エリア 4 1 2 A ~ 4 5 2 A を写す画素のアドレスは、プロセッサ 2 0 0 にとって既知である。

【 0 0 9 7 】

[図 9 の S 4 3 (補正効果確認画面の表示)]

50

本処理ステップS 4 3では、キャリブレーション処理の効果（補正マトリックス係数による補正効果）を作業者に確認させるための補正効果確認画面がモニタ3 0 0又はP Cモニタの表示画面に表示される。

【0 0 9 8】

補正効果確認画面は、図1 1に例示されるように、補正効果確認用指標4 0 0 Aのカラーマップ画像に、各矩形エリアの炎症評価値を重ねた表示したものである。なお、カラーマップ画像は、補正効果確認用指標4 0 0 Aの撮影画像そのものに代えてもよい。また、各矩形エリアを示す矩形枠は非表示であってもよい。

【0 0 9 9】

作業者は、例えば、補正効果確認用指標4 0 0 Aのカラーマップ画像の色や、各矩形エリアの炎症評価値がある範囲に収まっているか等を確認することにより、キャリブレーション処理が適正行われたかどうかを判断することができる。キャリブレーション処理が適正に行われたと判断される場合は、キャリブレーション処理を再度行う必要がない。一方、キャリブレーション処理が適正に行われなかったと判断される場合は、キャリブレーション処理を再度行う必要がある。作業者は、キャリブレーション処理が適正に行われたと判断できるまで、キャリブレーション処理及び補正効果確認処理を電子内視鏡システム1に繰り返し実行させる。これにより、電子内視鏡システム1に対する適正なキャリブレーション処理の実行が確実に達成される。

【0 1 0 0】

なお、各矩形エリアの炎症評価値がある範囲に収まっているかどうかは、プロセッサ2 0 0内で自動的に判定されるようにしてもよい。例示的には、処理ステップS 4 2（炎症評価値の計算）にて計算された炎症評価値と、メモリ2 2 2等の記憶媒体に予め記憶された目標の炎症評価値とが比較され、両者の差分値がある値以下の場合には、キャリブレーション処理が適正に行われたと判定される。この判定結果は、処理ステップS 4 3（補正効果確認画面の表示）にて補正効果確認画面内の1つの情報としてモニタ3 0 0又はP Cモニタの表示画面に表示される。

【0 1 0 1】

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。

【0 1 0 2】

上記の実施形態では、作業者により、第一の指標として、第一の色（所定の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、第二の指標として、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。

【0 1 0 3】

従って、作業者は、キャリブレーションモード時にキャリブレーション用治具にセットする指標について、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ものを選択するとよい。例えば、軽度炎症に対するスコアリング精度を向上させたい場合、作業者は、第一の指標として、軽度の炎症が起こったときの生体組織の色を模したものを選択するとよい。また、この場合、補正効果確認モード時において、作業者は、キャリブレーションモード時の指標に合わせて、軽度の炎症部位の色を模した補正効果確認用指標を選択するとよい。

【0 1 0 4】

なお、指標が細分化されて用意されるほど、術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2 0 2は、接続された周辺機器（キーボード

10

20

30

40

50

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、術者は、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。

【0105】

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。

10

【0106】

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。

【0107】

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。

20

【符号の説明】

【0108】

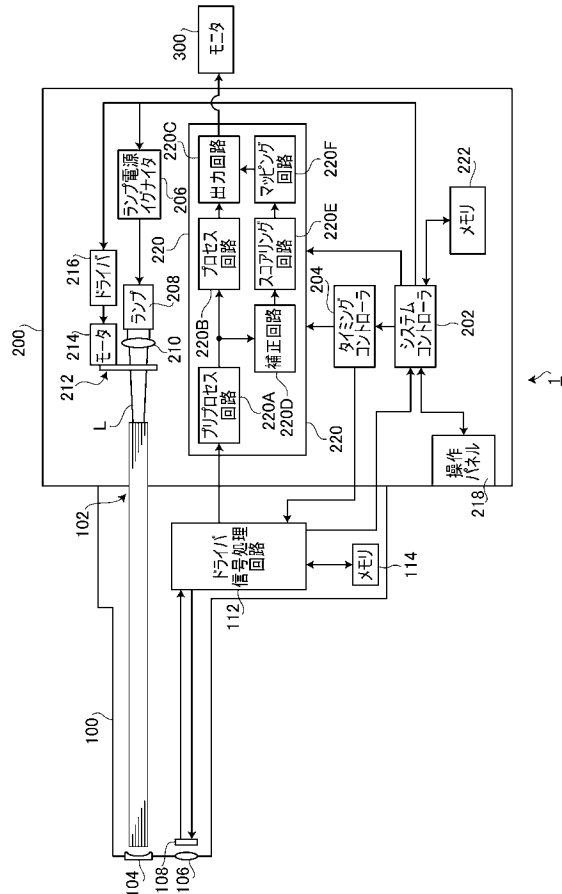
- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 102 LCB
- 104 配光レンズ
- 106 対物レンズ
- 108 固体撮像素子
- 112 ドライバ信号処理回路
- 114 メモリ
- 200 プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 204 タイミングコントローラ
- 206 ランプ電源イグナイタ
- 208 ランプ
- 210 集光レンズ
- 212 絞り
- 214 モータ
- 216 ドライバ
- 218 操作パネル
- 220 信号処理回路
- 220A プリプロセス回路
- 220B プロセス回路
- 220C 出力回路
- 220D 補正回路
- 220E スコアリング回路
- 220F マッピング回路
- 222 メモリ
- 400A 補正効果確認用指標

30

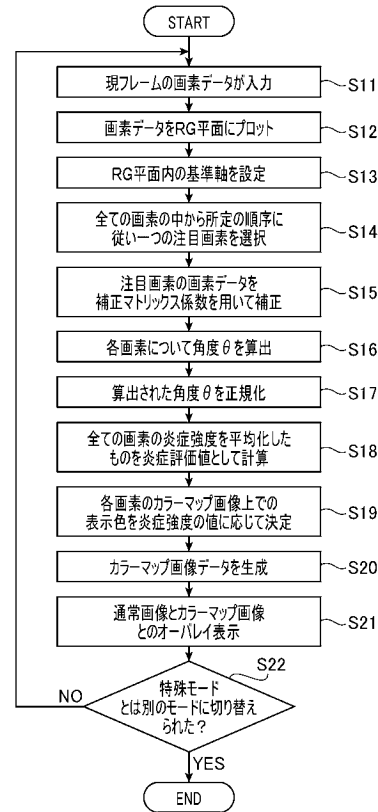
40

50

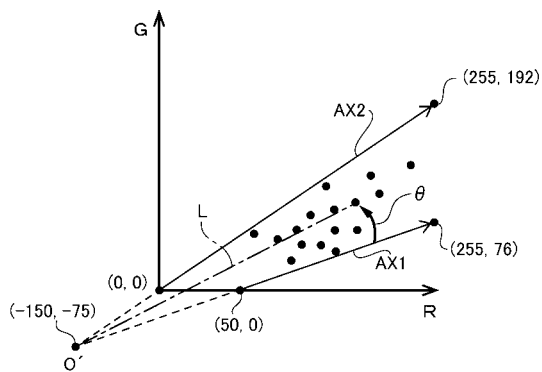
【図 1】



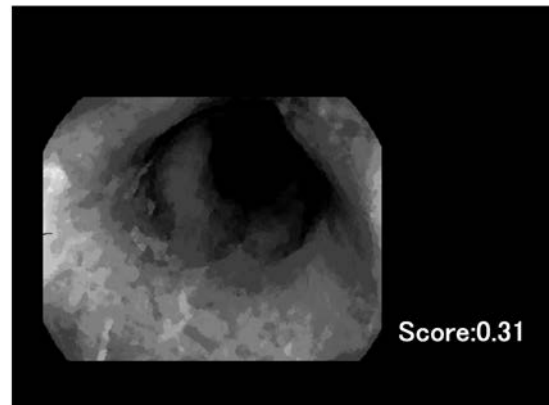
【図 2】



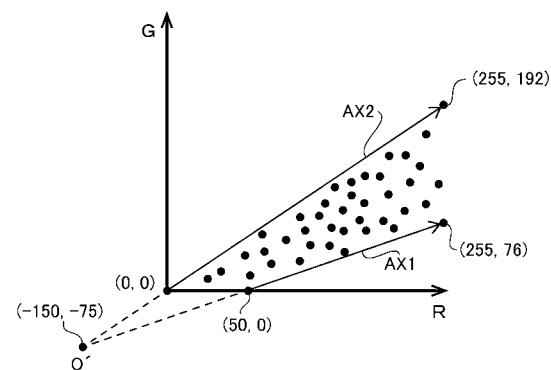
【図 3】



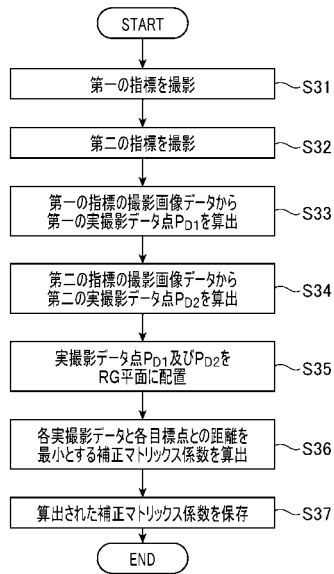
【図 5】



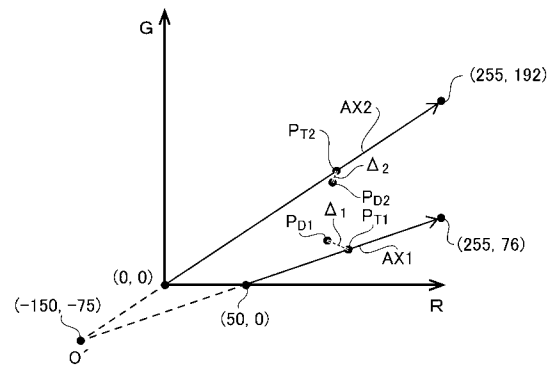
【図 4】



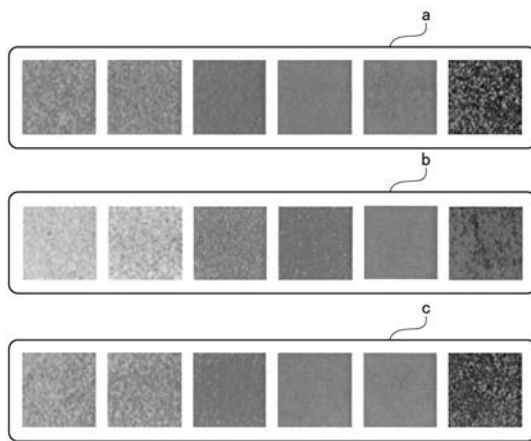
【 図 6 】



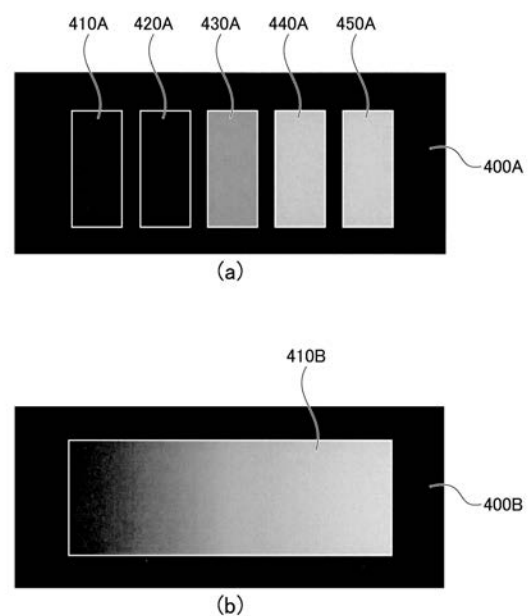
【 図 7 】



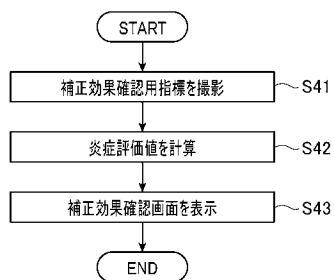
【 図 8 】



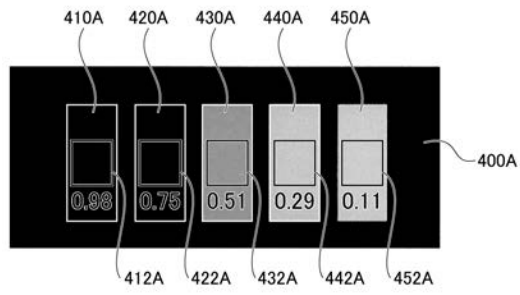
【 図 10 】



【 図 9 】



【図 11】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5C054 EA01 EA05 ED11 EE08 EJ01 FC01 FC07 FC08 FC12 FE05
FE06 FF03 GB13 HA12
5C122 DA26 EA01 FH02 FH11 FK28 FK35 FK37 FK42 GE24 GE26
HA86 HA88 HB01 HB05 HB10

专利名称(译)	校正效果确认方法和指标		
公开(公告)号	JP2018011797A	公开(公告)日	2018-01-25
申请号	JP2016143571	申请日	2016-07-21
[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	池本洋祐		
发明人	池本 洋祐		
IPC分类号	A61B1/04 H04N7/18 H04N5/222		
FI分类号	A61B1/04.370 H04N7/18.M H04N5/222.Z A61B1/00.650 A61B1/04 A61B1/045.610 H04N5/222 H04N5/225.500 H04N5/232.939		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/WW13 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/ED11 5C054/EE08 5C054/EJ01 5C054/FC01 5C054/FC07 5C054/FC08 5C054/FC12 5C054/FE05 5C054/FE06 5C054/FF03 5C054/GB13 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA01 5C122/FH02 5C122/FH11 5C122/FK28 5C122/FK35 5C122/FK37 5C122/FK42 5C122/GE24 5C122/GE26 5C122/HA86 5C122/HA88 5C122/HB01 5C122/HB05 5C122/HB10		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：有时校准没有正确执行。解决方案：为了在执行用于根据预定疾病计算用于通过电子内窥镜校正构成捕获图像的像素数据的校正值的校正值计算处理之后通过校正值确认校正效果，计算机通过使用关于预定疾病的电子内窥镜执行的校正效果验证方法当拍摄指示符时利用校正值校正拍摄图像数据的校正步骤和通知用户关于校正指示符的拍摄图像数据的颜色分量的信息的通知步骤到。

