

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/043550

発行日 平成31年2月7日(2019.2.7)

(43) 国際公開日 平成30年3月8日(2018.3.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 6	4 C 1 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 1	5 C 0 5 4
	A 6 1 B 1/045 6 2 2	
	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

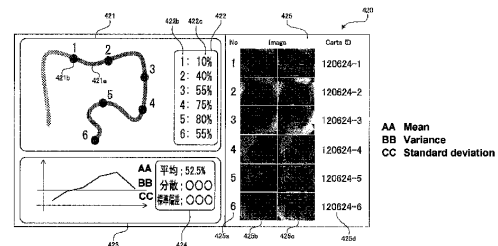
出願番号	特願2018-537336 (P2018-537336)	(71) 出願人	000113263
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/031123		H O Y A 株式会社
(22) 国際出願日	平成29年8月30日 (2017. 8. 30)		東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号
(31) 優先権主張番号	特願2016-169231 (P2016-169231)	(74) 代理人	110000165
(32) 優先日	平成28年8月31日 (2016. 8. 31)		グローバル・アイピー東京特許業務法人
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	牧野 貴雄
			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
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用プロセッサ及び電子内視鏡システム

(57) 【要約】

電子内視鏡用プロセッサ(220)を、 n ($n \geq 3$) 種類の色成分よりなる体腔内の生体組織のカラー画像を構成する各画素データを n 種類よりも少ない m ($m \geq 2$) 種類の色成分よりなる画素データに変換する変換手段と、 m 種類の色成分よりなる変換された前記画素データに基づいて対象疾患に関する評価値を前記カラー画像の画素単位で算出する評価値算出手段と、算出された前記カラー画像の画素の評価値に基づいて前記対象疾患に関する複数種類の病変の各々の病変指数を計算する病変指数計算手段(228a)と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

n を 3 以上の自然数とし、m を 2 以上の自然数とし、n 種類の色成分よりなる体腔内の生体組織のカラー画像を構成する各画素データを n 種類よりも少ない m 種類の色成分よりなる画素データに変換する変換手段と、

m 種類の色成分よりなる変換された前記画素データに基づいて対象疾患に関する評価値を前記カラー画像の画素単位で算出する評価値算出手段と、

算出された前記カラー画像の画素の評価値に基づいて前記対象疾患に関する複数種類の病変の各々の病変指数を計算する病変指数計算手段と、
を備える、電子内視鏡用プロセッサ。

10

【請求項 2】

前記病変指数計算手段は、前記複数種類の病変指数の合計を総病変指数として計算する、請求項 1 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 3】

前記病変指数計算手段は、

前記評価値が第一の範囲に収まる値の画素の数に基づいて第一の病変指数を計算し、

前記評価値が第二の範囲に収まる値の画素の数に基づいて第二の病変指数を計算する、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 4】

前記カラー画像の各画素について、画素値が所定の条件を満たす値であるか否かによって該各画素が有効画素であるか否かを判定する有効画素判定手段を更に備え、

20

前記評価値算出手段は、前記有効画素だけを前記評価値を算出する対象として前記評価値を算出する、

請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 5】

前記有効画素であると判定された画素の数である有効画素数を計算する有効画素計数手段を更に備え、

前記病変指数計算手段は、前記有効画素における前記評価値に基づいて前記複数種類の病変の各々に該当する画素の数である各病変画素数を計算し、前記複数種類の病変の各々について、前記有効画素数に対する該病変画素数の比率を前記病変指数として計算する、

30

請求項 4 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 6】

前記評価値算出手段は、

前記 m 種類の色成分より定義される色空間内において、所定の基準点から見た前記対象疾患に関する基準方向を設定しており、前記カラー画像の各画素について、前記色空間における前記変換された画素データに対応する画素対応点の前記基準点から見た方向の、前記基準方向からのずれの程度に基づいて、前記対象疾患に関する評価値を算出する、

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 7】

前記評価値算出手段は、

40

前記 m 種類の色成分より定義される色平面内において、所定の基準点を通る、前記対象疾患に関する基準軸を設定しており、前記カラー画像の各画素について、前記基準点と前記変換された画素データに対応する画素対応点とを結ぶ線分と、前記基準軸と、がなす角度 θ に基づいて、前記対象疾患に関する評価値を算出する、

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 8】

前記基準軸を第 1 基準軸というとき、

前記評価値算出手段は、前記色平面内において、前記基準点を通る、前記対象疾患が無い健常部位に関する第 2 基準軸を設定しており、

前記第 1 基準軸と前記第 2 基準軸の交差角度を最大角度として、前記角度 θ を正規化し

50

て前記評価値を算出する、請求項 7 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 9】

前記変換された画素データの m 種類の色成分のいずれも、波長帯域が互いに異なるように設定された色成分である、請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 10】

前記変換された画素データの m 種類の色成分は、赤成分、緑成分、及び青成分の少なくとも 2 つを含む、請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 11】

前記変換された画素データの m 種類の色成分は、前記赤成分と、前記緑成分及び前記青成分のいずれか 1 つの色成分と、を含む、請求項 10 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

10

【請求項 12】

前記評価値は、体腔内の生体組織の粘膜の炎症の強さの程度を示す値である、請求項 1 から請求項 11 の何れか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 13】

請求項 1 から請求項 12 の何れか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサと、
前記カラー画像のデータを生成して前記電子内視鏡用プロセッサに出力するように構成された電子スコープと、

前記電子内視鏡用プロセッサにより求められた病変指数を表示するように構成された表示装置と、
を備える、電子内視鏡システム。

20

【請求項 14】

前記表示装置は、複数種類の前記病変の各々の前記病変指数を、前記カラー画像とともに表示するように構成されている、請求項 13 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】

【0001】

本発明は、電子内視鏡用プロセッサ及び電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

30

病変部は、一般に正常な粘膜組織とは異なる色を呈する。カラー内視鏡装置の性能向上により、正常組織とわずかに色の異なる病変部の識別も可能になってきている。しかしながら、術者が内視鏡画像上のわずかな色の相違により正常組織から病変部を正確に識別できるようにするには、熟練者の指導下で長期間のトレーニングを受ける必要があった。また、熟練した術者であっても、わずかな色の違いから病変部を識別することは容易ではなく、慎重な作業が要求された。そこで、血管や病変部の識別を容易にするために、白色光を使用して撮像した内視鏡画像データに対して、色の違いを強調する色変換処理を行う機能を備えた電子内視鏡システムが提案されている（特許文献 1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0003】

【特許文献 1】特開 2009 - 106424 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 の電子内視鏡システムが生成する画像は、通常の内視鏡画像に比べれば病変部等を識別し易いものの、正常な粘膜組織と病変部等との境界における色の変化は連続的であり、また疾患の種類によっては正常な粘膜組織との色の違いが僅かであるため、やはり経験の浅い術者には病変部等の識別が難しい場合もあった。また、特許文献 1 の電子内視鏡システムを使用した場合でも、病変部かどうかの判断は、最終的には術者の経験や知

50

識に依存する読像技能に委ねられており、客観的かつ再現性のある（術者のスキルに依存しない）検査結果を得ることができなかった。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一実施形態に係る電子内視鏡用プロセッサは、 n ($n \geq 3$) 種類の色成分よりなる体腔内の生体組織のカラー画像を構成する各画素データを n 種類よりも少ない m ($m \geq 2$) 種類の色成分よりなる画素データに変換する変換手段と、変換された m 種類の色成分よりなる画素データに基づいて対象疾患に関する評価値を画素単位で算出する評価値算出手段と、算出された各画素の評価値に基づいて対象疾患に関する複数種類の病変の各々の病変指数を計算する病変指数計算手段とを備える。

10

【0006】

本発明の一実施形態によれば、病変指数計算手段は、複数種類の病変指数の合計を総病変指数として計算する構成とすることが好ましい。

【0007】

また、本発明の一実施形態によれば、病変指数計算手段は、評価値算出手段にて算出された評価値が第一の範囲に収まる値の画素の数に基づいて第一の病変指数を計算し、該評価値が第二の範囲に収まる値の画素の数に基づいて第二の病変指数を計算する構成とすることが好ましい。

【0008】

また、本発明の一実施形態によれば、前記電子内視鏡用プロセッサは、
前記カラー画像の各画素について、画素値が所定の条件を満たす値であるか否かによって該各画素が有効画素であるか否かを判定する有効画素判定手段を更に備える構成とすることが好ましい。この場合、前記評価値算出手段は、前記有効画素だけを前記評価値を算出する対象として前記評価値を算出することが好ましい。

20

【0009】

また、本発明の一実施形態によれば、前記電子内視鏡用プロセッサは、有効画素であると判定された画素の数である有効画素数を計算する有効画素計数手段を更に備える構成とすることが好ましい。この場合、病変指数計算手段は、前記有効画素における前記評価値に基づいて複数種類の病変の各々に該当する画素の数である各病変画素数を計算し、複数種類の病変の各々について、有効画素数に対する該病変画素数の比率を病変指数として計算することが好ましい。

30

【0010】

また、本発明の一実施形態によれば、前記電子内視鏡用プロセッサは、変換手段によって変換された m 種類の色成分よりなる画素データを所定の色成分補正係数を用いて補正する色成分補正手段を更に備える構成とすることが好ましい。この場合、評価値算出手段は、色成分補正係数によって補正された m 種類の色成分よりなる画素データに基づいて対象疾患に関する評価値を画素単位で算出する構成とすることが好ましい。

【0011】

また、本発明の一実施形態によれば、色成分補正係数は、例えば、 m 種類の色成分よりなる画素データを補正する所定の補正マトリックス係数であることが好ましい。

40

【0012】

また、本発明の一実施形態によれば、前記評価値算出手段は、前記 m 種類の色成分より定義される色空間内において、所定の基準点から見た前記対象疾患に関する基準方向を設定しており、前記カラー画像の各画素について、前記色空間における前記変換された画素データに対応する画素対応点の前記基準点から見た方向の、前記基準方向からのずれの程度に基づいて、前記対象疾患に関する評価値を算出する、ことが好ましい。

また、本発明の一実施形態によれば、評価値算出手段は、 m 種類の色成分より定義される色平面内において、所定の基準点を通る、対象疾患に関する基準軸を設定しており、前記カラー画像の各画素について、前記基準点と前記変換された画素データに対応する画素対応点とを結ぶ線分と、該基準軸と、がなす角度に基づいて対象疾患に関する評価値を算

50

出する構成とすることが好ましい。

【0013】

また、本発明の一実施形態によれば、前記基準軸を第1基準軸というとき、

前記評価値算出手段は、前記色平面内において、前記基準点を通る、前記対象疾患が無い健常部位に関する第2基準軸を設定しており、

前記第1基準軸と前記第2基準軸の交差角度を最大角度として、前記角度 θ を正規化して前記評価値を算出する、ことが好ましい。

【0014】

また、本発明の一実施形態によれば、変換手段は、 n 種類の色成分より定義される色空間における各画素の画素データを色平面に正射影する構成とすることが好ましい。

10

【0015】

また、本発明の一実施形態によれば、基準軸は、例えば、対象疾患について症状レベルの最も高い炎症部位を示す軸であることが好ましい。

また、本発明の一実施形態によれば、前記評価値は、体腔内の生体組織の粘膜の炎症の強さの程度を示す値である、ことが好ましい。この場合、前記評価値には、粘膜が存在せず下部組織が露出し孔が開いた潰瘍は除外される。したがって、前記評価値は、粘膜は存在し、この粘膜の荒れた状態の強さの程度を示す値である。

【0016】

また、本発明の一実施形態によれば、前記変換された画素データの m 種類の色成分のいずれも、波長帯域が互いに異なるように設定された色成分である、ことが好ましい。

20

【0017】

前記変換された画素データの m 種類の色成分は、赤成分（波長620～750nm）、緑成分（波長495～570nm）、及び青成分（波長450～495nm）の少なくとも2つを含む、ことが好ましい。この場合、前記変換された画素データの m 種類の色成分は、前記赤成分と、前記緑成分及び前記青成分のいずれか1つの色成分と、を含む、ことが好ましい。

また、本発明の一実施形態によれば、色平面は、例えば、赤（R）成分の軸と緑（G）成分の軸を含む平面であることが好ましい。

【0018】

また、本発明の一実施形態によれば、前記電子内視鏡用プロセッサは、各画素の評価値に基づいて該各画素の色を変更したオーバーレイ画像を生成するオーバーレイ画像生成手段を更に備える構成とすることが好ましい。

30

してもよい。

【0019】

また、本発明の一実施形態によれば、前記電子内視鏡用プロセッサは、病変指数を表示装置の表示画面に表示させる表示手段を更に備える構成とすることが好ましい。この表示手段は、カラー画像とオーバーレイ画像とを表示装置の一画面内に並べて表示させる構成とすることが好ましい。

【0020】

また、本発明の一実施形態によれば、前記電子内視鏡用プロセッサは、カラー画像を撮像した位置の情報を取得する撮像位置取得手段と、カラー画像を撮像した複数の位置と、該位置において撮像したカラー画像の病変指数との関係を、表、グラフ及び模式図の少なくとも一つを用いて表したものを出力装置に出力するレポート出力手段とを更に備える構成とすることが好ましい。

40

【0021】

また、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムは、上記の電子内視鏡用プロセッサと、カラー画像のデータを生成して電子内視鏡用プロセッサに出力するように構成された電子スコープと、電子内視鏡用プロセッサにより求められた病変指数を表示するように構成された表示装置と、を備える。

また、本発明の一実施形態によれば、前記表示装置は、複数種類の前記病変の各々の前

50

記病変指数を、前記カラー画像とともに表示するように構成されている、ことが好ましい。

【 0 0 2 2 】

また、本発明の一実施形態によれば、色相及び彩度は、色成分から除かれることが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

上述の電子内視鏡用プロセッサ及び電子内視鏡システムによれば、病変部と正常部との正確な判別を容易に行うことが可能になる。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 本発明の一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 2 】 本発明の一実施形態に係る画像処理ユニットの概略構成を示すブロック図である。

。

【 図 3 】 画像メモリ 2 2 4 の記憶領域の概略構成を示す図である。

【 図 4 】 メモリ 2 2 6 の記憶領域の概略構成を示す図である。

【 図 5 】 画像処理ユニットが行う処理の手順を示すフローチャートである。

【 図 6 】 T E 処理に使用されるゲイン曲線の一例である。

20

【 図 7 】 有効画素判定処理の手順を示すフローチャートである。

【 図 8 】 炎症強度算出処理の手順を示すフローチャートである。

【 図 9 】 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 1 0 】 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 1 1 】 病変指数計算処理の手順を示すフローチャートである。

【 図 1 2 】 画面表示処理によって生成される表示画面の一例である。

【 図 1 3 】 レポート出力処理において印刷されるレポート画面である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 5 】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照しながら説明する。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を例に取り説明する。

30

【 0 0 2 6 】

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 の概略構成を示すブロック図である。図 1 に示すように、本実施形態の電子内視鏡システム 1 は、電子スコープ 1 0 0、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0、モニタ 3 0 0 及びプリンタ 4 0 0 を備えている。

【 0 0 2 7 】

電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 は、システムコントローラ 2 0 2 やタイミングコントローラ 2 0 6 を備えている。システムコントローラ 2 0 2 は、メモリ 2 0 4 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 の全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ 2 0 2 は、操作パネル 2 0 8 に入力されるユーザ（術者又は補助者）からの指示に応じて、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 2 0 6 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 内の各種回路に出力する。

40

【 0 0 2 8 】

また、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 は、電子スコープ 1 0 0 の L C B（Light Carrying Bundle）1 0 2 に白色光束である照明光を供給する光源装置 2 3 0 を備えている。光源装置 2 3 0 は、ランプ 2 3 2、ランプ電源 2 3 4、集光レンズ 2 3 6 及び調光装置 2 4 0 を備えている。ランプ 2 3 2 は、ランプ電源 2 3 4 から駆動電力の供給を受けて照明光を放射する高輝度ランプであり、例えば、キセノンランプ、メタルハライドランプ、水銀ランプ又はハロゲンランプが使用される。ランプ 2 3 2 が放射した照明光は、集光レンズ 2 3 6 により集光された後、調光装置 2 4 0 を介して L C B 1 0 2 に導入される。

50

【 0 0 2 9 】

なお、ランプ 2 3 2 は、L D (Laser Diode) や L E D (Light Emitting Diode) 等の半導体発光素子に置き換えてもよい。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、後述する炎症に関する評価値の精度を向上させることにつながる。半導体発光素子は、プロセッサ 2 0 0 に限らず、電子スコープ 1 0 0 に内蔵されてもよい。一例として、半導体発光素子は、電子スコープ 1 0 0 の先端部内に備えられてもよい。

【 0 0 3 0 】

調光装置 2 4 0 は、システムコントローラ 2 0 2 の制御に基づいて L C B 1 0 2 に導入する照明光の光量を調整する装置であり、絞り 2 4 2、モータ 2 4 3 及びドライバ 2 4 4 を備えている。ドライバ 2 4 4 は、モータ 2 4 3 を駆動するための駆動電流を生成して、モータ 2 4 3 に供給する。絞り 2 4 2 は、モータ 2 4 3 によって駆動され、照明光が通過する開口を変化させて、開口を通過する照明光の光量を調整する。

【 0 0 3 1 】

入射端から L C B 1 0 2 に導入された照明光は、L C B 1 0 2 内を伝播し、電子スコープ 1 0 0 の先端に配置された L C B 1 0 2 の出射端から出射して、配光レンズ 1 0 4 を介して被写体に照射される。被写体からの反射光は、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 3 2 】

固体撮像素子 1 0 8 は、I R (Infra Red) カットフィルタ 1 0 8 a、ベイヤ配列カラーフィルタ 1 0 8 b の各種フィルタが受光面に配置された単板式カラー C C D (Charge-Coupled Device) イメージセンサであり、受光面上で結像した光学像に応じた 3 原色 R、G、B 各色の撮像信号を生成する。生成された撮像信号は、電子スコープ 1 0 0 の接続部に設けられたドライバ信号処理回路 1 1 2 において、増幅された後、輝度信号 Y 及び色差信号 C b、C r からなる画像信号に変換され、更にデジタル信号に変換された後、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 の画像処理ユニット 2 2 0 に送られる。また、ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、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 から読み出し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 3 】

原色系 (R G B) 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 R G B 形式の画像信号を後述の炎症に関する評価値の計算に使用すると、その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、炎症に関する評価値の計算処理において信号の変換を行う必要がない。そのため、評価計算の処理負荷を抑えることが可能となる。

【 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、生成した制御信号を用いて、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 に接続された電子スコープ 1 0 0 に適した処理がなされるように、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【 0 0 3 5 】

タイミングコントローラ 2 0 6 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 及び画像処理ユニット 2 2 0 にクロックパルスを提供する。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 6 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 を電子内視鏡用プロセッサ 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 】

電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理ユニット 220 は、システムコントローラ 202 による制御の下、電子スコープ 100 のドライバ信号処理回路 112 から送られてくる画像信号に基づいて内視鏡画像等をモニタ表示するためのビデオ信号を生成し、表示装置であるモニタ 300 に出力する。術者は、モニタ 300 に表示された内視鏡画像を確認しながら例えば消化管内の観察や治療を行う。また、画像処理ユニット 220 は、画像信号に基づいて後述するレポート画面を印刷出力するためのレポート出力信号（印刷信号）を生成して、プリンタ 400 に出力する。

【0037】

電子内視鏡用プロセッサ 200 は、ネットワークインタフェース 210 及びネットワーク 500 を介してサーバ 600 に接続されている。電子内視鏡用プロセッサ 200 は、内視鏡検査に関する情報（例えば、患者の電子カルテ情報や術者の情報）をサーバ 600 から取得してモニタ 300 や操作パネル 208 に表示し、内視鏡検査結果（内視鏡画像データ、検査条件、後述の画像解析結果、術者所見等）をサーバ 600 に送信して、蓄積する。

【0038】

また、電子内視鏡システム 1 は、複数の内視鏡画像の静止画を撮像箇所（すなわち、撮像時の電子スコープ 100 の先端部の位置（挿入長））の情報と関連付けて記録する機能を備えている。電子スコープ 100 の挿入部 130 の外周には、複数の光センサ 132 が長さ方向に等間隔（例えば 5 cm 間隔）で設けられている。光センサ 132 は、フォトダイオード等の受光素子であり、外光（内視鏡検査が行われる部屋の室内照明）を検出する。挿入部 130 の消化管内に挿入され部分に設けられた光センサ 132 は外光を検出せず、消化管内に挿入されていない部分に設けられた光センサ 132 は外光を検出する。そのため、光を検出していない光センサの分布長を消化管内に挿入された挿入部 130 の長さで判定することで、電子スコープ 100 先端部の位置（挿入長）の情報を取得することができる。光センサ 132 は、ドライバ信号処理回路 112 に接続されており、検出した光量を示すセンサ信号をドライバ信号処理回路 112 に送信する。ドライバ信号処理回路 112 は、光センサ 132 からのセンサ信号に基づいて、電子スコープ 100 の先端部の位置（挿入長）Pos を計算する。

【0039】

また、電子スコープ 100 の操作部 120 に対して静止画取得を指示するユーザ操作が行われると、操作部 120 からドライバ信号処理回路 112 に操作信号が送信される。システムコントローラ 202 は、操作部 120 から静止画取得の操作信号を取得すると、現在の電子スコープ 100 先端部の位置情報（挿入長）Pos と共に静止画取得の指令を画像処理ユニット 220 に送信する。これにより、画像処理ユニット 220 において、撮像時の電子スコープ 100 の位置情報 Pos と関連付けられて内視鏡観察画像の静止画が記録される。画像処理ユニット 220 が静止画を記録する処理の詳細は後述する。

【0040】

図 2 は、画像処理ユニット 220 の概略構成を示すブロック図である。画像処理ユニット 220 は、第 1 画像処理回路 222、画像メモリ 224、メモリ 226 及び第 2 画像処理回路 228 を備えている。第 1 画像処理回路 222 は、ドライバ信号処理回路 112 からの画像信号に対して種々の画像処理を施して、画像メモリ 224 に出力する。

【0041】

図 2 に示すように、第 1 画像処理回路 222 は、RGB 変換部 222a、TE 処理部 222b、有効画素判定部 222c、色空間変換部 222d、炎症強度算出部 222e 及びオーバーレイ処理部 222f を備えている。また、第 2 画像処理回路 228 は、病変指数計算部 228a、表示画面生成部 228b 及びレポート生成部 228c を備えている。第 1 画像処理回路 222 及び第 2 画像処理回路 228 の各部が行う具体的な処理については後述する。

【0042】

図 3 は、画像メモリ 224 が備える記憶領域の概略構成を示す図である。本実施形態の

10

20

30

40

50

画像メモリ 224 には、7つの記憶領域群 P_k ($k = 0 \sim 6$) が設けられている。各記憶領域群 P_k は、通常観察画像データ N の 3 原色信号 R, G, B をそれぞれ記憶する通常画像メモリ領域 $k_n R, k_n G, k_n B$ ($k = 0 \sim 6$) と、後述する TE 処理 S3 により生成されるトーン強調画像データ E の原色信号 R', G', B' をそれぞれ記憶するトーン強調画像メモリ領域 $k_e R, k_e G, k_e B$ ($k = 0 \sim 6$) と、後述するオーバーレイ処理 S7 により生成されるオーバーレイ画像データ S の 3 原色信号 R'', G'', B'' をそれぞれ記憶するオーバーレイ画像メモリ領域 $k_s R, k_s G, k_s B$ ($k = 0 \sim 6$) を備えている。すなわち、画像メモリ 224 は、通常観察画像データ N とトーン強調画像データ E とオーバーレイ画像データ S のデータセットを最大 7 セット記憶することができる。画像メモリ 224 は、第 1 画像処理回路 222 から出力された画像データ (通常観察画像データ N 、トーン強調画像データ E 又はオーバーレイ画像データ S) を、システムコントローラ 202 の制御に従い、記憶領域群 $P_0 \sim P_6$ のいずれかに記憶させるように構成されている。なお、記憶領域 P_0 には、第 1 画像処理回路 222 から順次出力される画像データが上書きされ、常にリアルタイムの動画を構成する画像データが保持される。一方、記憶領域群 $P_1 \sim P_6$ には、システムコントローラ 202 から指令があった時にのみ、第 1 画像処理回路 222 から出力された画像データが書き込まれる。すなわち、画像メモリ 224 には最大 6 枚の静止画を記録することができる。

10

【0043】

図 4 は、メモリ 226 が備える記憶領域の概略構成を示す図である。メモリ 226 は、RGB マトリックス記憶領域 226a、フラグ記憶領域 226b、設定情報記憶領域 226c、病変指数記憶領域群 226d、補正マトリックス記憶領域 226e 及び色情報記憶領域 226f を備えている。RGB マトリックス記憶領域 226a には後述する RGB 変換処理 S1 において使用される RGB 変換マトリックス係数 M_1 が格納され、フラグ記憶領域 226b には第 1 画像処理回路 222 での処理に使用されるフラグテーブル T_2 が格納される。なお、フラグテーブル T_2 は、画像データを構成する各画素 (x, y) に関する解析結果を示すフラグ $f(x, y)$ から構成された数値テーブルである。設定記憶領域 226c には、画像処理ユニット 220 での処理に使用される各種設定値が記録されている。また、病変指数記憶領域群 226d には、画像メモリ 224 の記憶領域群 P_k ($k = 0 \sim 6$) に対応する 7つの記憶領域群 Q_k ($k = 0 \sim 6$) が設けられている。各記憶領域群 Q_k には、対応する記憶領域群 P_k に記憶された画像の解析結果である病変指数 $I_d \times R, I_d \times W, I_d \times T$ が記録される。

20

30

【0044】

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。そのため、炎症等の有彩色を持つ部位を対象とした評価を行う場合、ホワイトバランス補正だけでは、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を抑えることが難しい。そこで、補正マトリックス記憶領域 226e には、この種のばらつきを抑えるための補正マトリックス係数 M_2 が格納されている。

【0045】

また、色情報記憶領域 226f には、後述するオーバーレイ処理 S7 においてオーバーレイ画像を生成するために必要なデータが格納されている。

40

【0046】

なお、記憶領域群 P_k 及び Q_k ($k = 1 \sim 6$) は、それぞれ電子スコープ 100 の先端部の位置情報 (挿入長) P_{os} の値と関連付けられている。具体的には、記憶領域群 P_1 及び Q_1 は検査範囲の最奥部 (例えば横行結腸の右結腸曲付近) に相当する挿入長 P_{os} の範囲に対応し、 k 値が大きくなるほど対応する挿入長 P_{os} が短くなり、記憶領域群 P_6 及び Q_6 が直腸付近に相当する挿入長 P_{os} の範囲に対応する。すなわち、検査範囲の最奥部から電子スコープ 100 の挿入部 130 を引き抜きながら静止画を取得していくと、取得した順に $k = 1 \sim 6$ の記憶領域に静止画が記録される。位置情報 P_{os} と記憶領域群 P_k, Q_k ($k = 1 \sim 6$) との対応関係を規定する設定情報は、設定情報記憶領域 22

50

6 c に記録されている。画像データが記録される記憶領域群 P_k 、 Q_k は、画像データの位置情報 P_{os} (撮像時の電子スコープ 100 先端部の位置) に応じて決定される。

【 0047 】

第 2 画像処理回路 228 は、画像メモリ 224 に記憶された画像信号を使用してモニタ表示用のビデオ信号を生成し、モニタ 300 に出力する。また、第 2 画像処理回路 228 は、画像メモリ 224 に記憶された画像信号やメモリ 226 に記憶される病変指数 (後述) を使用して、後述するレポート出力信号 (印刷信号) を生成してプリンタ 400 に出力する。

【 0048 】

次に、画像処理ユニット 220 が行う処理の詳細を説明する。図 5 は、画像処理ユニット 220 が行う処理の手順を示すフローチャートである。画像処理ユニット 220 の処理が開始すると、まず、第 1 画像処理回路 222 の RGB 変換部 222 a により RGB 変換処理 S1 が行われる。RGB 変換処理 S1 では、RGB 変換部 222 a が、ドライバ信号処理回路 112 から送られてくる輝度信号 Y 及び色差信号 C_b 、 C_r をそれぞれ増幅した後、3 原色信号 R 、 G 、 B に変換する。RGB 変換処理 S1 は、メモリ 226 の RGB マトリックス記憶領域 226 a に格納された RGB 変換マトリックス係数 M_1 を使用して行われる。RGB 変換マトリックス係数 M_1 は、撮像に用いる照明光のスペクトル特性に応じて予め設定されており、 Y 、 C_b 、 C_r 信号から R 、 G 、 B 信号への信号形式の変換と同時に、照明光のスペクトル特性の補正が行われる。また、RGB 変換処理 S1 が完了すると、生成された通常観察画像データ N の 3 原色信号 R 、 G 、 B は画像メモリ 224 に出力され、それぞれ通常画像メモリ領域 0_nR 、 0_nG 、 0_nB に記憶される。

【 0049 】

次に、画像解析モードに設定されているか否かが判断される (S2)。画像解析モードは、画像データの各画素について色成分 (特に R 、 G 成分) を解析し、色成分の解析結果から対象疾患 (病変) に関する評価結果 (例えば炎症に関する評価値やカラーマップ画像) を取得し、取得された評価結果を表示する動作モードである。対象疾患の種類は、検査内容に応じて選択することができる。画像解析モードを実行することにより、例示的には、炎症性腸疾患 (IBD) の病変である潰瘍 (白苔や膿様粘液を含む白色病変) や炎症 (浮腫や易出血性を含む赤変病変) の観察像に特有の色域にある画素を抽出して、識別表示することができる。

【 0050 】

なお、本実施形態の電子内視鏡システム 1 は、画像解析モードと通常観察モードの 2 つの動作モードで動作するように構成されている。動作モードは、電子スコープ 100 の操作部 120 や電子内視鏡用プロセッサ 200 の操作パネル 208 に対するユーザ操作によって切り換えられる。通常観察モードに設定されている場合は (S2 : No)、処理は S9 に進む。

【 0051 】

画像解析モードが選択されている場合は (S2 : Yes)、次にトーン強調 (TE) 処理部 222 b による TE 処理 S3 が行われる。TE 処理 S3 は、病変の判定精度を上げるために、各原色信号 R 、 G 、 B に対して非線形なゲイン (利得) を与えるゲイン調整を行い、判定する病変に特有の色域 (特に境界部) 付近におけるダイナミックレンジを実質的に広げて、色表現の実効的な分解能を高める処理である。具体的には、TE 処理 S3 では、各原色信号 R 、 G 、 B に対して、図 6 に示すような単調増加の非線形のゲインを与えて原色信号 R' 、 G' 、 B' (トーン強調画像データ E) を取得する処理が行われる。例えば、潰瘍に特有な色域の境界の R 空間への写像を境界領域 RA とし、炎症に特有な色域の境界の R 空間への写像を境界領域 RB とすると、境界領域 RA 及び RB の付近においてゲイン曲線の傾きが最も急峻になっている。このようなゲイン曲線に従ってゲインを与えることにより、境界領域 RA 及び RB の付近における原色信号 R' (原色信号 R に対して TE 処理 S3 を施した信号) の実質的なダイナミックレンジを広げることができ、より精密な閾値判定が可能になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

ここで、各原色信号 R , G , B に対してそれぞれ異なるゲイン調整を行ってもよい。さらにまた、各原色信号 G , B は同じ非線形のゲインを与え、原色信号 R にはこれらとは異なる非線形のゲインを与える処理であってもよい。また、 TE 処理 $S3$ により生成された 3 原色信号 R' , G' , B' (トーン強調画像データ E) は、画像メモリ 224 に出力され、それぞれトーン強調画像メモリ領域 $0 \in R$, $0 \in G$, $0 \in B$ に記憶される。

【 0 0 5 3 】

なお、 TE 処理 $S3$ により、炎症部が赤く、潰瘍部が白く、正常部が緑色に色味が変化する。そのため、 TE 処理 $S3$ により生成されたトーン強調画像データ E をモニタ 300 に表示した場合、 TE 処理 $S3$ 前の通常観察画像データ N よりも病変部 (炎症部や潰瘍部) を容易に視認することができる。

10

【 0 0 5 4 】

TE 処理 $S3$ が完了すると、次にトーン強調画像データ E に対して有効画素判定部 222c による有効画素判定処理 $S4$ が行われる。図 7 は、有効画素判定処理 $S4$ の手順を示すフローチャートである。図 7 に示す有効画素判定処理 $S4$ は、画像データを構成する全ての画素 (x, y) について順次行われる。有効画素判定処理 $S4$ では、まず各画素 (x, y) について、原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ から、下記数 1 に記載の式により補正輝度 $int(x, y)$ が計算される ($S41$)。

【 0 0 5 5 】

【 数 1 】

20

$$int(x, y) = 0.3 * R'(x, y) + 0.59 * G'(x, y) + 0.11 * B'(x, y)$$

【 0 0 5 6 】

なお、計算した補正輝度 $int(x, y)$ の値は、後述する適正露出判定 $S42$ に使用される。また、数式 1 から分かるように、補正輝度 $int(x, y)$ は、原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ の単純平均ではなく、ヒト (術者) の比視感度特性に基づいた加重平均として求められる。

【 0 0 5 7 】

次に、各画素について、処理 $S41$ において計算したトーン強調画像データ E の補正輝度 $int(x, y)$ 及び原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ に基づいて、露出の適否 (画像解析に必要な露出レベルか否か) を判定する ($S42$)。適正露出判定 $S42$ では、次の 2 つの条件 (数式 2、数式 3) の少なくとも一方 (或いは両方) を満たす場合に、適正露出 ($S42 : Yes$) と判定する。なお、下記数 2 に記載の式により補正輝度 $int(x, y)$ (全体の光量) の上限値が規定されており、下記数 3 に記載の式により各原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ の下限値が規定されている。

30

【 0 0 5 8 】

【 数 2 】

40

$$int(x, y) < 235$$

【 0 0 5 9 】

【 数 3 】

$$\text{Max}\{R'(x, y), G'(x, y), B'(x, y)\} > 20$$

【 0 0 6 0 】

画素 (x, y) について、数 2 又は数 3 に記載の式を満たし、適正露出と判定されると ($S42 : Yes$)、有効画素判定部 222c は、メモリ 226 のフラグ記憶領域 226

50

bに格納されているフラグテーブルT2の画素(x, y)に対応するフラグf(x, y)の値を「1」に書き換える(S43)。なお、フラグf(x, y)は、0, 1のいずれかのフラグ値をとる。各フラグ値の定義は以下の通りである。

0: 画素データ無効

1: 病変無し(正常)又は病変未判定(画素データ有効)

【0061】

また、適正露出判定S42において、数2、数3に記載の式のいずれの条件も満たさず、露出不適正と判定されると(S42: No)、有効画素判定部222cは、フラグテーブルT2のフラグf(x, y)の値を「0」に書き換える(S44)。

【0062】

次に、処理S45では、全ての画素(x, y)について処理が完了したかが判定される。全ての画素(x, y)の処理が完了するまで、上記の処理S41~S45が繰り返される。

【0063】

なお、有効画素判定処理S4にて実行される、有効画素を判定する動作は、有効画素判定手段により行われる。一実施形態によれば、図2に示す有効画素判定部222cが上記有効画素判定手段の機能を担うことが好ましい。

【0064】

有効画素判定処理S4が完了すると、次に色空間変換部222dにより色空間変換処理S5が行われる。色空間変換処理S5は、RGB3原色で定義されるRGB色空間のトーン強調された画素データをRG平面の画素データに変換する処理である。なお、色空間変換処理S5では、トーン強調されていないRGB色空間の画素データをRG平面の画素データに変換してもよい。

【0065】

図9に、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。

【0066】

色空間変換処理S5では、RGB3原色で定義されるRGB色空間の各画素の画素データ(3種類の色成分よりなる三次元の画素データ)がRGの画素データ(2種類の色成分よりなる二次元の画素データ)に変換される。概念的には、図9に示されるように、RGB色空間の各画素の画素データが、R、Gの画素値に応じてRG平面内(より詳細には、 $R = 0 \sim 255$ 、 $G = 0 \sim 255$ の値を取るRG平面内の区画)にプロットされる。以下、説明の便宜上、RGB色空間の各画素の画素データの点及び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9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。

【0067】

なお、色成分は、色空間(色平面も含む。)を構成するものである。一実施形態によれば、色成分のいずれも、波長帯域が互いに異なるように設定された色成分であることが好ましい。したがって、この場合、色相及び彩度は、「色成分」から除かれる。

【0068】

このように、色空間変換処理S5では、RGBプロット色空間の各画素データ(三次元データ)がRG平面に正射影され、各画素データに対応するRGB色空間内の点からRG平面に下された垂線の足が各画素対応点(二次元データ)となる。

【0069】

なお、色空間変換処理S5にて実行される、RGB色空間の各画素の画素データをRG平面内の画素データに変換(正射影)する動作は、変換手段により行われる。一実施形態によれば、図2に示す色空間変換部222dが上記変換手段の機能を担うことが好ましい。

【0070】

10

20

30

40

50

なお、露出が不足又は過剰な画素のデータは精度が低く、解析結果の信頼度を下げてしまう。そのため、色空間変換処理 S 5 は、フラグ $f(x, y)$ の値が「1」に設定された画素 (x, y) 、すなわち、上述の有効画素判定処理 S 4 において適正露出と判定された画素 (x, y) についてのみ行われる。

【0071】

色空間変換処理 S 5 が完了すると、次に炎症強度算出部 222e により炎症強度算出処理 S 6 が行われる。炎症強度算出処理 S 6 は、内視鏡画像の各画素 (x, y) について対象疾患に関する症状レベルを示す炎症強度を算出する処理である。

【0072】

図 8 は、炎症強度算出処理 S 6 の手順を示すフローチャートである。処理 S 61 では、フラグテーブル T 2 を参照して、各画素 (x, y) のデータが有効であるか否かが判定される。具体的には、フラグ $f(x, y)$ の値が「1」の画素は、画素データが有効であると判定され、フラグ $f(x, y)$ の値が「0」の画素は、画素データが無効であると判定される。

10

【0073】

炎症強度算出処理 S 6 において、処理 S 62 以降の処理は、処理 S 61 で画素データが有効であると判定された有効画素を処理対象として実行される。

【0074】

処理 S 62 では、対象疾患に関する評価値（例えば炎症の強さを示す炎症強度等）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 10 に、基準軸の説明を補助する図を示す。

20

【0075】

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（例えば照明光の当たり具合）に応じて色味が変化する。例示的には、照明光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、照明光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、照明光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、照明光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。

30

【0076】

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に入り易くなる。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。

40

【0077】

そこで、図 10 に示されるように、R G 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 A X 1」と記し、後者の基準軸を「粘膜変化軸 A X 2」と記す。

【0078】

図 10 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 10 に

50

示す例では、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 10 に示されるプロットの数よりも遥かに多い。

【0079】

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 10 に示す例では、（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（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（例えば照明光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。

10

【0080】

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 10 に示す例では、（0，0）及び（255，192）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（例えば照明光の当たり具合）で撮影された症状レベルの最も低い炎症部位（実質的に正常部位あるいは健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。

20

【0081】

補足すると、対象疾患について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 10 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。

30

【0082】

図 8 に戻り、処理 S 6 3 では、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。メモリ 2 2 6 の補正マトリックス記憶領域 2 2 6 e には、補正マトリックス係数 M 2 が保存されている。処理 S 6 3 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、各有効画素の画素対応点である画素データ（R，G）が補正マトリックス係数 M 2 を用いて補正される。

【0083】

・補正マトリックス係数例

R_{new} : 補正後の画素データ（R 成分）

G_{new} : 補正後の画素データ（G 成分）

$M_{00} \sim M_{11}$: 補正マトリックス係数

R : 補正前の画素データ（R 成分）

G : 補正前の画素データ（G 成分）

40

【0084】

なお、本処理 S 6 3 にて実行される、各有効画素の画素対応点を補正マトリックス係数 M 2 を用いて補正する動作は、色成分補正手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示す画像処理ユニット 2 2 0 内の色補正回路が機能を担うことが好ましい。

【0085】

処理 S 6 4 では、補正マトリックス係数 M 2 を用いて補正された各有効画素の画素データ（ 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

50

、処理 S 6 4 では、各有効画素について、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 9 参照）が算出される。なお、基準点 O' は、座標（-150, -75）に位置する。

【0086】

体腔内の撮影画像の明るさが照明光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 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、すなわち、疾患が実質的に無い健常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、照明光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、照明光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。

10

【0087】

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。

【0088】

そこで、処理 S 6 5 では、角度 θ がゼロであるときに値 255 となり、角度 θ が θ_{MAX} であるときに値ゼロとなるように、各有効画素について角度 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、全ての有効画素について、0 ~ 255 の範囲に収まる炎症強度（8 bit の情報）が得られる。

20

このように、R 成分及び G 成分の 2 種類の色成分より定義される色平面（色空間）内において、所定の基準点 O' から見た対象疾患に関する基準方向、例えばヘモグロビン変化軸 A X 1 あるいは粘膜変化軸 A X 2 の軸方向を設定しており、各画素について、この色空間における基準点 O' から見た画素対応点の方向の、基準方向からのずれの程度に基づいて、対象疾患に関する評価値を算出する。

30

さらに、RG 平面内において、基準点 O' を通る、対象疾患が無い健常部位に関する粘膜変化軸 A X 2（第 2 基準軸）を設定しており、ヘモグロビン変化軸 A X 1（第 1 基準軸）と粘膜変化軸 A X 2 の交差角度を最大角度 θ_{MAX} として、角度 θ を正規化して評価値を算出する。

【0089】

なお、処理 S 6 5 にて実行される、各有効画素について対象疾患に関する評価値（ここでは炎症強度）を算出する動作は、評価値算出手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示す炎症強度算出部 222e が上記評価値算出手段の機能を担うことが好ましい。

【0090】

炎症強度算出処理 S 6 が完了すると、次にオーバーレイ処理部 222f によりオーバーレイ処理 S 7 が行われる。オーバーレイ処理 S 7 では、炎症強度算出処理 S 6 にて算出された炎症強度に応じた表示色で撮影画像をモザイク化するオーバーレイ画像データ S の原色信号 R'', G'', B'' が生成される。

40

【0091】

具体的には、オーバーレイ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カラーテーブル T 2 がメモリ 226 の色情報記憶領域 226f に記憶されている。カラーテーブル T 2 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 25

50

0 ~ 255 の範囲では赤色が対応付けられている。

【0092】

オーバーレイ処理 S7 では、通常観察画像データ N の各有効画素が、カラーテーブル T2 に基づいて、炎症強度算出処理 S6 にて得た炎症強度の値に応じた色に変換され、変換された表示色で表示される画素よりなるオーバーレイ画像データ S が生成される。

【0093】

なお、オーバーレイ処理 S7 にて実行される、オーバーレイ画像を生成する動作は、オーバーレイ画像生成手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示すオーバーレイ処理部 222f が、オーバーレイ画像生成手段の機能を担うことが好ましい。

【0094】

オーバーレイ処理 S7 が完了すると、オーバーレイ処理 S7 により生成されたオーバーレイ画像データ S が、画像メモリ 224 に出力され、それぞれオーバーレイ画像メモリ領域 $0 \leq R$, $0 \leq G$, $0 \leq B$ ($k = 0 \sim 6$) に記憶される。

【0095】

次に、第 2 画像処理回路 228 の病変指数計算部 228a により病変指数計算処理 S8 が行われる。病変指数計算処理 S8 では、内視鏡画像の有効画素数（有効画素判定処理 S4 において適正露出と判定された画素数）のうち、病変とみなされる箇所を写す画素の数（例えば炎症強度算出処理 S6 において算出された炎症強度の値が一定値以上の画素の数）の占める割合（病変指数）を計算する処理である。なお、病変指数は、全ての有効画素の炎症強度の合計値や平均値など、他の方法によって算出される値であってもよい。

【0096】

図 11 は、病変指数計算処理 S8 の手順を示すフローチャートである。病変指数計算処理 S8 では、まず各パラメータをリセットする（S81）。なお、NumO、NumR 及び NumW は、それぞれ、有効画素、対象疾患について第一の症状レベル（例えば炎症強度の値が第一の値以上かつ第二の値未満）に相当する箇所を写す画素、及び対象疾患について第二の症状レベル（例えば炎症強度の値が第二の値以上）に相当する箇所を写す画素を計数するカウンタである。

【0097】

なお、処理 S81、さらに、後述する処理 S82 ~ S87 にて実行される、有効画素の数を計算する動作は、有効画素計数手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示す病変指数計算部 228a が有効画素計数手段の機能を担うことが好ましい。

【0098】

次に、フラグテーブル T2 を参照して、注目画素 (x, y) が有効画素であるか否かが判断される（S82）。有効画素ではない場合は（S82: No）、各カウンタを変更せずに処理を S87 に進める。有効画素である場合は（S82: Yes）、カウンタ NumO をインクリメントする（S83）。次に、注目画素が正常（例えば炎症強度の値が第一の値未満）、第一の症状レベル、第二の症状レベルの何れに該当する画素であるかが判定される（S84）。正常と判定されていれば（S84: 正常）、そのまま処理を S87 に進める。また、第一の症状レベルと判定されていれば（S84: 第一の症状レベル）、カウンタ NumR をインクリメントし（S85）、第二の症状レベルと判定されていれば（S84: 第二の症状レベル）、カウンタ NumW をインクリメントした後（S86）、処理を S87 に進める。

【0099】

次に、全ての画素 (x, y) について処理が完了したかが判定される（S87）。全ての画素 (x, y) の処理が完了するまで、上記の処理 S81 ~ S87 が繰り返される。

【0100】

全ての画素 (x, y) についてカウントが完了すると、次に、病変指数 I_{dxR} が計算される（S88）。病変指数 I_{dxR} は、全有効画素数に占める、第一の症状レベルに相当する箇所を写す画素数の割合であり、 $I_{dxR} = \text{NumR} / \text{NumO}$ により計算される

10

20

30

40

50

。

【0101】

次に、病変指数 $I d \times W$ が計算される (S 89)。病変指数 $I d \times W$ は、全有効画素数に占める、第二の症状レベルに相当する箇所を写す画素数の割合であり、 $I d \times W = NumW / NumO$ により計算される。

【0102】

次に、総病変指数 $I d \times T$ が計算される (S 90)。総病変指数 $I d \times T$ は、全有効画素数に占める、病変 (第一及び第二の症状レベルに相当する箇所) を写す画素数の割合であり、 $I d \times T = I d \times R + I d \times W$ により計算される。

【0103】

なお、病変指数計算処理 S 8 にて実行される、病変指数及び総病変指数を計算する動作は、病変指数算出手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示す病変指数計算部 228a が上記病変指数算出手段の機能を担うことが好ましい。

【0104】

ここで、これまで説明した方法と同様の方法により、炎症性腸疾患について、その病変である潰瘍、炎症の夫々で個別の病変指数を計算し、計算された 2 つの病変指数の合計を総病変指数 $I d \times T$ として算出する場合を考える。本発明者の研究により、このようにして計算された炎症性腸疾患の内視鏡画像の総病変指数 $I d \times T$ と炎症性腸疾患の重症度を示す Mayo スコアとの間に強い相関があり、総病変指数 $I d \times T$ が炎症性腸疾患の重症度を簡易的に判定するための良い指標となることが明らかにされている。

【0105】

次に、メモリ 226 に各病変指数 $I d \times R$ 、 $I d \times W$ 、 $I d \times T$ を記録して (S 91)、病変指数計算処理 S 8 が終了する。

【0106】

次に、静止画保存の指令が出されているか否かの判定 S 9 (図 5) が行われる。画像処理ユニット 220 は、ドライバ信号処理回路 112 から静止画保存の指令と共に電子スコープ 100 先端部の位置情報 Pos を受け取ると (S 9: Yes)、画像メモリ 224 の記憶領域群 P0 に記憶された通常観察画像データ N、トーン強調画像データ E 及びオーバーレイ画像データ S の複製を、位置情報 Pos に対応する記憶領域群 P1~6 のいずれかに記憶させ (S 10)、次いで画面表示処理 S 11 が行われる。ドライバ信号処理回路 112 から静止画保存の指令が無ければ (S 9: No)、処理 S 10 を行わずに画面表示処理 S 11 に進む。

【0107】

なお、画像処理ユニット 220 による位置情報 Pos を受け取る上記の動作は、撮像位置取得手段により行われる。一実施形態によれば、画像処理ユニット 220 内の図示されない位置取得部が、撮像位置取得手段の機能を担うことが好ましい。

【0108】

次の画面表示処理 S 11 は、モニタ 300 に表示するための表示画面データを生成し、ビデオ信号に変換して出力する処理であり、第 2 画像処理回路 228 の表示画面生成部 228b によって行われる。表示画面生成部 228b は、システムコントローラ 202 の制御に応じて、複数種類の表示画面データを生成することができる。

【0109】

図 12 は、画面表示処理 S 11 によって生成される表示画面の一例であり、画像解析モードでの内視鏡観察中表示される解析モード観察画面 320 である。解析モード観察画面 320 は、撮像日時が表示される日時表示領域 321 と、検査に関連する基本的な情報 (例えば、カルテ番号、患者名、術者名) を表示する基本情報表示領域 322 と、病変指数計算処理 S 8 において計算された病変指数 $I d \times R$ 、 $I d \times W$ 、 $I d \times T$ を表示する病変指数表示領域 323 と、通常観察画像データ N (又はトーン強調画像データ E) を表示する通常画像表示領域 324 と、オーバーレイ画像データ S (オーバーレイ処理 S 7 後の観察画像) を表示する解析画像表示領域 325 を備えている。

【 0 1 1 0 】

画面表示処理 S 1 1 において、表示画面生成部 2 2 8 b は、メモリ 2 2 6 の記憶領域群 Q 0 からリアルタイムの病変指数 $I d \times R$ 、 $I d \times W$ 、 $I d \times T$ を読み取り、病変指数表示領域 3 2 3 に表示する。図 1 2 中の「第一の症状レベル：25.8%」、「第二の症状レベル：19.8%」及び「検出面積：45.6%」は、それぞれ病変指数 $I d \times R$ 、病変指数 $I d \times W$ 及び総病変指数 $I d \times T$ の表示である。また、表示画面生成部 2 2 8 b は、画像メモリ 2 2 4 の記憶領域群 P 0 からリアルタイムの通常観察画像データ N（又はトーン強調画像データ E）及びオーバーレイ画像データ S を読み取り、それぞれ通常画像表示領域 3 2 4 及び解析画像表示領域 3 2 5 に表示する。また、日時表示領域 3 2 1 及び基本情報表示領域 3 2 2 には、システムコントローラ 2 0 2 から提供された情報が表示される。

10

【 0 1 1 1 】

なお、画面表示処理 S 1 1 にて実行される、病変指数 $I d \times R$ 、病変指数 $I d \times W$ 及び総病変指数 $I d \times T$ 並びに通常観察画像データ N（又はトーン強調画像データ E）及びオーバーレイ画像データ S をモニタ 3 0 0 に表示させる動作は、表示手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示す表示画面生成部 2 2 8 b が表示手段の機能を担うことが好ましい。

【 0 1 1 2 】

術者は、解析モード観察画面 3 2 0 を見ながら内視鏡観察を行う。具体的には、解析画像表示領域 3 2 5 に表示されるオーバーレイ画像データ S を参照しつつ、通常画像表示領域 3 2 4 に表示される通常観察画像データ N（又はトーン強調画像データ E）を見ながら内視鏡観察を行う。オーバーレイ画像データ S において色付けされた部位について特に慎重に観察を行うことで、病変部を見落とすことなく、正確な診察を行うことができる。また、病変指数表示領域 3 2 3 に表示される病変指数 $I d \times R$ 、 $I d \times W$ 、 $I d \times T$ の客観的かつ具体的な数値を参照しながら観察することにより、通常観察画像データ N やオーバーレイ画像データ S から受ける主観的な印象に囚われず、より客観的かつ緻密な診断を行うことが可能になる。

20

【 0 1 1 3 】

例示的には、炎症性腸疾患では、病変部（炎症部、潰瘍部）が広範囲に及び、重症になるほど病変部の割合が高くなるため、総病変指数 $I d \times T$ が重症度の良い指標となる。他方、病変部が局在する疾患（例えばポリープ）では、電子スコープ 1 0 0 の先端部が病変部に接近するほど、病変部の画角が大きくなるため、総病変指数 $I d \times T$ が増大する。そのため、総病変指数 $I d \times T$ は、病変部に接近しているかどうかの良い指標となり、総病変指数 $I d \times T$ が増え始めたときに注意深く観察することにより、病変部の見落としを防ぐことができる。

30

【 0 1 1 4 】

次に、システムコントローラ 2 0 2 からレポート出力の実行指令を受けたか否かが判断される（S 1 2）。電子スコープ 1 0 0 の操作部 1 2 0 や電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 の操作パネル 2 0 8 に対するユーザ操作によりレポート出力の実行が指示されると、システムコントローラ 2 0 2 は後述するレポート出力処理 S 1 3 の実行指令を画像処理ユニット 2 2 0 に送る。システムコントローラ 2 0 2 からレポート出力処理 S 1 3 の実行指令が出されていれば（S 1 2：Yes）、続いてレポート出力処理 S 1 3 が行われる。また、実行指令が出されていなければ（S 1 2：No）、レポート出力処理 S 1 3 を行わずに処理が S 1 4 へ進む。

40

【 0 1 1 5 】

レポート出力処理 S 1 3 は、内視鏡検査結果を整理したレポート画面 4 2 0 を生成し、これをレポート出力信号（印刷信号）に変換してプリンタ 4 0 0 に出力して、レポート画面 4 2 0 を印刷する処理である。図 1 3 に示すレポート画面 4 2 0 は、大腸モデル図 4 2 1、病変指数リスト 4 2 2、病変指数分布図 4 2 3、統計値リスト 4 2 4 及びサムネイル画像リスト 4 2 5 を備えている。

50

【0116】

大腸モデル図421は、静止画を取得した位置（観察ポイント）を図示したものであり、大腸の模式図421a上に観察ポイント1～6を示す複数の丸印421bが配置されている。観察ポイント1～6は、上述した画像メモリ224の記憶領域群P1～P6及びメモリ226の記憶領域群Q1～6にそれぞれ対応する。病変指数リスト422は各観察ポイント1～6（422b）における総病変指数 $I_{d \times T}$ （422c）を一覧表示したものである。また、病変指数分布図423は病変指数リスト422をグラフ表示したものである。統計値リスト424は、総病変指数 $I_{d \times T}$ の統計値（平均値、分散、標準偏差）を一覧表示したものである。また、サムネイル画像リスト425は、各観察ポイント1～6（425a）において取得した通常観察画像データN（又はトーン強調画像データE）の静止画サムネイル画像425b、オーバーレイ画像データSの静止画サムネイル画像425c及び各通常観察画像データNに対して割り当てられたカルテ番号425dを一覧表示したものである。

10

【0117】

レポート画面420を使用することにより、腸管の長さ方向における内視鏡画像及び病変指数の変化の様子を一見して把握することができ、診断のみならず、患者へ検査結果の説明も適確かつ容易に行うことが可能になる。

【0118】

なお、レポート出力処理S13にて実行される、レポート出力信号をプリンタ400に出力する動作は、レポート出力手段により行われる。一実施形態によれば、図2に示すレポート生成部228cがレポート出力手段の機能を担うことが好ましい。

20

【0119】

次に、内視鏡観察を継続するか否かが判断される（S14）。電子内視鏡用プロセッサ200の操作パネル208に対して、内視鏡観察終了又は電子内視鏡システム1の運転停止を指示するユーザ操作が行われる（S14：No）まで、上記の処理S1～S14が繰り返される。

【0120】

上述したように、実施形態によれば、複数種類の病変指数の合計が総病変指数として計算されるので、撮像された被写体の症状レベルを総合的に評価することができる。また、評価値が第一の範囲に収まる値の画素の数に基づいて第一の病変指数は計算され、評価値が第二の範囲に収まる値の画素の数に基づいて第二の病変指数は計算されるので、病変部の、症状レベル毎に占める領域の大きさを細かく評価することができる。このため、数日間の時間をあけて同じ病変部を観察したとき、症状レベル毎に占める領域の大きさの時間変化を知ることができるので、病変部の進行の程度を精度良く知ることができる。

30

【0121】

また、上述したように、実施形態によれば、予め定めた条件式を満足する画素を有効画素とし、この有効画素だけを評価値を算出する対象として評価値が算出されるので、評価値計算の処理負荷が軽減されるほか、精度の高い評価値を得ることができる。このとき、有効画素における評価値に基づいて複数種類の病変の各々に該当する画素の数である各病変画素数が計算され、複数種類の病変の各々について、有効画素数に対する病変画素数の比率が病変指数として設定されるので、撮像画像内の有効画素に占める各病変の占める大きさを知ることができ、病変部の症状レベルとともに、病変部の広がりを知ることができる。

40

【0122】

また、上述したように、実施形態によれば、色平面内において、ヘモグロビン変化軸AX1（第1基準軸）の他に、基準点O'を通る、対象疾患が無い健常部位に関する粘膜変化軸AX2（第2基準軸）を設定しており、ヘモグロビン変化軸AX1と粘膜変化軸AX2の交差角度を最大角度 θ_{MAX} として、角度 θ を正規化して評価値を算出するので、0～1の評価値の大小により、各画素における症状レベルの強弱を容易に区分けすることができる。

50

【 0 1 2 3 】

なお、上述したように、実施形態によれば、色空間変換処理 S 5 において変換された 2 種類の色成分のいずれも、波長帯域が互いに異なるように設定された色成分であることが好ましい。したがって、波長帯域が互いに異なるように設定されない色相及び彩度の組み合わせは除外される。異なる波長帯域で設定される色成分は、画像の明暗によらず、図 9 に示す角度 θ はあまり変化せず、基準点 O' からの距離が変化するだけである。このため、変換された 2 種類の色成分として波長帯域で設定される色成分が用いられることが好ましい。この色成分は、R 成分、G 成分、及び B 成分の少なくとも 2 つを含むことが好ましい。さらに、この色成分は、R 成分と、G 成分及び B 成分のいずれか 1 つの色成分と、を含むことが好ましい。2 種類の色成分が R 成分と B 成分であっても、R 成分と B 成分の色空間において、図 9 に示すような基準となる軸に対する角度 θ を用いて対象疾患に関する評価値を算出することができる。

10

また、評価値は、生体組織の粘膜の炎症の強さの程度を示す値である、ことが好ましい。粘膜の炎症の強さを、評価値を用いて細かく設定することができる。実施形態では、2 つのレベルにより症状レベルを区分けしているが、3 つ以上の症状レベルに区分けして病変指数を定めることもできる。

【 0 1 2 4 】

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。

【 0 1 2 5 】

20

第 1 に、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 2 6 】

第 2 に、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（炎症強度や病変指数、オーバーレイ画像等）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 2 7 】

第 3 に、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。

30

【 0 1 2 8 】

第 4 に、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。

【 0 1 2 9 】

第 5 に、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、遅滞なくオーバーレイ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オーバーレイ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。

40

【 0 1 3 0 】

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。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。

【 0 1 3 1 】

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、実施形態に例示される評価値（病変指数）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、実施形態の構成の電子内視鏡システム

50

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。

【0132】

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。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、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、実施形態による効果が顕著となる。すなわち、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。

【0133】

また、軽度の炎症は一般に診断が難しいが、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で、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、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。

10

【0134】

なお、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、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。

20

【0135】

以上が、実施形態の説明であるが、本発明は、上記実施形態の構成に限定されるものではなく、特許請求の範囲の記載によって表現された技術的思想の範囲内で様々な変形が可能である。

【0136】

上記の実施形態では、RGB色空間の画素データがRG平面の画素データに変換され、変換された各画素データに含まれるR成分とG成分を用いて対象疾患に関する評価が行われているが、別の実施形態では、RGB色空間に代えて、CIE 1976 $L^*a^*b^*$ 色空間、CIE LCh色空間、CIE 1976 $L^*u^*v^*$ 色空間、HSB色空間、sRGB色空間、CMK色空間、CMYK色空間、CMYG色空間等の他の色空間（ $n(n-3)$ 種類の色成分より定義される色空間）の画素データをこれよりも低次の色空間（ $m(n>m-2)$ 種類の色成分より定義される色空間）の画素データに変換したものを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）に関する評価を行うこともできる。

30

【0137】

また、上記の実施形態では、TE処理S3がRGB色空間上で行われているが、色空間変換処理S5の後にHSI空間など、別の色空間上でTE処理S3を行う構成としてもよい。

【0138】

40

電子内視鏡システム1に使用される光源としては、様々なタイプの光源を用いることができる。他方、電子内視鏡システム1の観察目的等に依存して、光源のタイプを限定的なものとする形態もあり得る（例えば、光源のタイプとしてレーザを除く等）。ここで、補正マトリックス係数M2は、使用光源の分光特性によって最適値が変わる。従って、例えば、プロセッサ200が複数種類の光源を備える場合（又は複数種類の外部光源を切り替えて使用する場合）には、光源の種類毎の補正マトリックス係数M2がメモリ226に保存されていてもよい。これにより、使用光源の分光特性による評価結果のばらつきが抑えられる。

【0139】

また、上記の実施形態では、基準点O'と注目画素の画素対応点とを結ぶ線分Lと、へ

50

モグロビン変化軸 $A \times 1$ とがなす角度 θ を算出し、算出された角度 θ に基づいて対象疾患についての評価が行われているが、本発明はこれに限らない。例えば、線分 L と粘膜変化軸 $A \times 2$ とがなす角度を算出し、算出された角度に基づいて対象疾患についての評価が行われてもよい。この場合、算出角度が小さいほど G 成分が R 成分に対して強くなり、炎症部位の重症度が低いことを示し、算出角度が大きいほど R 成分が G 成分に対して強くなり、炎症部位の重症度が高いことを示す。そのため、図 8 の処理 $S65$ では、算出角度がゼロであるときに値ゼロとなり、算出角度が θ_{MAX} であるときに値 255 となるように、算出角度を正規化する。

【0140】

また、上記の実施形態では、撮影画像の明るさによる炎症評価値への影響を極力抑えるため、ヘモグロビン変化軸 $A \times 1$ と粘膜変化軸 $A \times 2$ との交点が基準点 O' として設定されているが、本発明はこれに限らない。例えば、粘膜変化軸 $A \times 2$ 上に位置する RG 平面の原点 $(0, 0)$ が基準点 O' として設定されてもよい。この場合、最低限必要な基準軸が一軸（粘膜変化軸 $A \times 2$ ）で足りるため、処理負荷が軽くなり、処理速度が向上する。

【0141】

また、上記の実施形態では、光源装置 230 が、電子内視鏡用プロセッサ 200 と一体に設けられているが、光源装置 230 は電子内視鏡用プロセッサ 200 とは別体の装置として設けられていてもよい。

【0142】

また、固体撮像素子 108 として CCD イメージセンサに代え、 $CMOS$ (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサが用いられてもよい。 $CMOS$ イメージセンサは、一般に、 CCD イメージセンサと比較して画像が全体的に暗くなる傾向にある。従って、上記の実施形態の構成による、画像の明るさによる評価値の変動を抑えることができるという有利な効果は、固体撮像素子として $CMOS$ イメージセンサが用いられ状況においてより顕著に表れる。

【0143】

診断を精度よく行うためには高精細な画像を得ることが好ましい。従って、診断の精度をより向上させる観点では、画像の解像度は、100 万画素以上であることが好ましく、200 万画素であることがより好ましく、800 万画素以上であることが更に好ましい。画像の解像度が高くなるほど全画素について上述の評価値計算を行うための処理負荷が重くなる。しかし、上記の実施形態の構成によれば、評価値計算の処理負荷を抑えることができるため、高精細な画像を処理する状況において本実施形態の構成による有利な効果が顕著に表れる。

【0144】

また、上記の実施形態では、光センサ 132 を使用して電子スコープ 100 先端部の位置（撮像位置）の情報を取得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ず、他の手段によって撮像位置の情報を取得する構成としてもよい。例えば、光センサ 132 に替えて、光源と受光素子を備えた光学式近接センサを電子スコープ 100 の挿入部 130 に設けた構成としてもよい。この場合、光学式近接センサが消化管内に挿入されたときに、消化管の内壁で反射したセンサ光が受光素子で検出され、近接を検出する。そのため、上記の実施形態とは逆に、受光素子が光を検出している光学式近接センサの分布長を消化管内に挿入された挿入部 130 の長さで判断することで、電子スコープ 100 先端部の位置の情報を取得することができる。

【0145】

また、光センサ 132 に替えて、光学式マウスと同じ原理により移動量（移動の距離及び方向）を検出する移動量センサを電子スコープ 100 の挿入部 130 に設けた構成としてもよい。この場合には、移動量センサは挿入部 130 の先端付近に一つだけ設ければよい。

【0146】

なお、光学式近接センサや移動量センサの光源には、近赤外線から可視光域の範囲の任

10

20

30

40

50

意の波長の光源（例えばＬＤやＬＥＤ）を使用することができるが、ヘモグロビンによる吸収が少なく、生体組織表面での反射率の高い赤色領域の光源を使用することで、高い検出精度を得ることができる。

【０１４７】

また、内視鏡検査中に被検者の体外から磁気共鳴画像、Ｘ線画像又は超音波画像を取得して、これらの画像から内視鏡先端部の位置を決定することもできる。また、内視鏡画像の画像解析により、内視鏡先端部の消化管内での移動量を計算することで、内視鏡先端部の位置を決定することもできる。

【０１４８】

また、上記の実施形態では、対象疾患について第一の症状レベルと第二の症状レベルの判定条件が重複していないため、総病変指数を互いの病変指数の和として計算している。しかしながら、各病変の判定条件が重複する場合には、いずれかの病変を有すると判定された画素の数を有効画素数で割った値を総病変指数としてもよい。

10

【０１４９】

また、上記の実施形態は、術者の手動操作によって静止画が記録される構成であるが、電子スコープ１００の挿入部１３０が検査範囲の最奥部から引き抜かれる際に、挿入部１３０の先端が予め設定された静止画取得位置（観察ポイント）に達した時に、ドライバ信号処理回路１１２が自動的に静止画保存の指令を出して、自動的に静止画を保存する構成としてもよい。

【０１５０】

20

また、上記の実施形態では、Ｒ、Ｇ、Ｂのベイヤ配列カラーフィルタ１０８ｂを有する固体撮像素子１０８が使用されているが、補色系のＣｙ（シアン）、Ｍｇ（マゼンタ）、Ｙｅ（イエロー）、Ｇ（グリーン）のフィルタを有する固体撮像素子を用いた構成としてもよい。

【符号の説明】

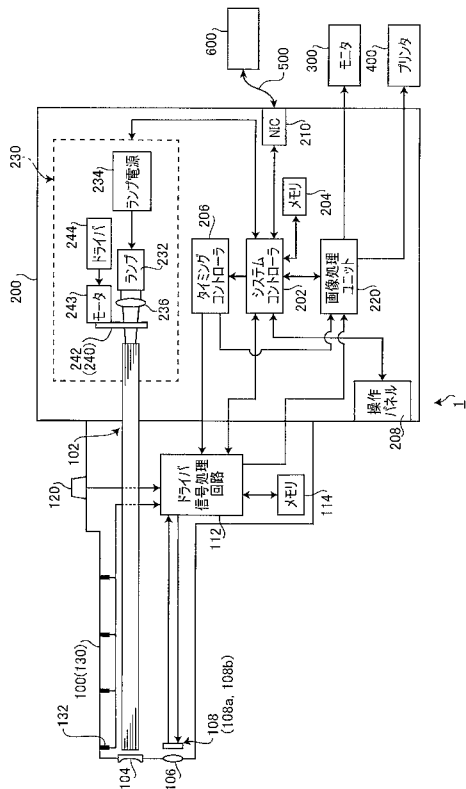
【０１５１】

- １ 電子内視鏡システム
- １００ 電子スコープ
- １３２ 移動量センサ
- ２００ 電子内視鏡用プロセッサ
- ２０２ システムコントローラ
- ２２０ 画像処理ユニット
- ２２２ 第１画像処理回路
- ２２２ ａ ＲＧＢ変換部
- ２２２ ｂ ＴＥ処理部
- ２２２ ｃ 有効画素判定部
- ２２２ ｄ 色空間変換部
- ２２２ ｅ 炎症強度算出部
- ２２２ ｆ オーバーレイ処理部
- ２２４ 画像メモリ
- ２２６ メモリ
- ２２８ 第２画像処理回路
- ２２８ ａ 病変指数計算部
- ２２８ ｂ 表示画面生成部
- ２２８ ｃ レポート生成部
- ３００ モニタ
- ４００ プリンタ
- ６００ サーバ

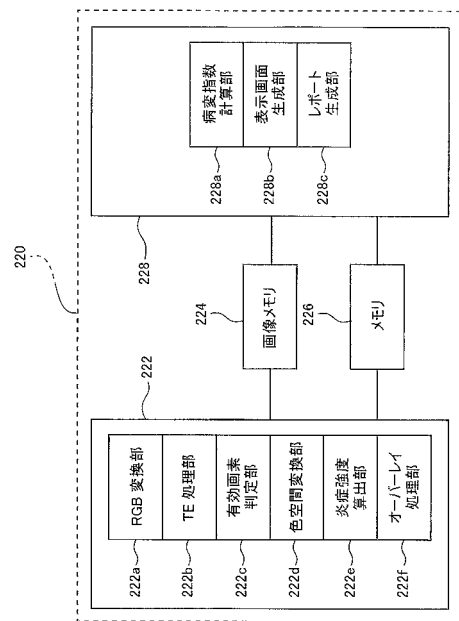
30

40

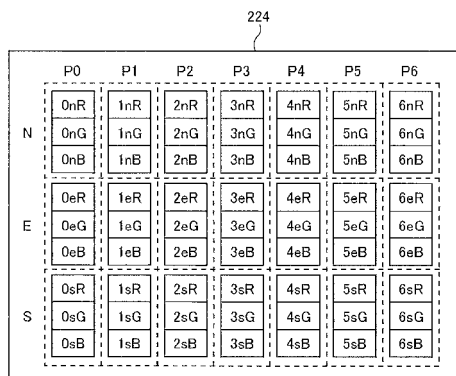
【図 1】



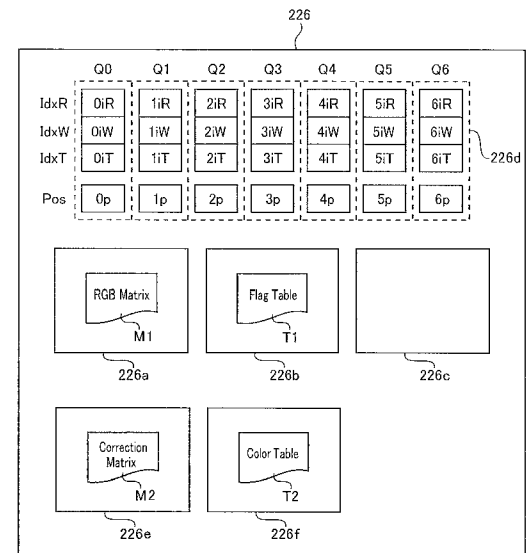
【図 2】



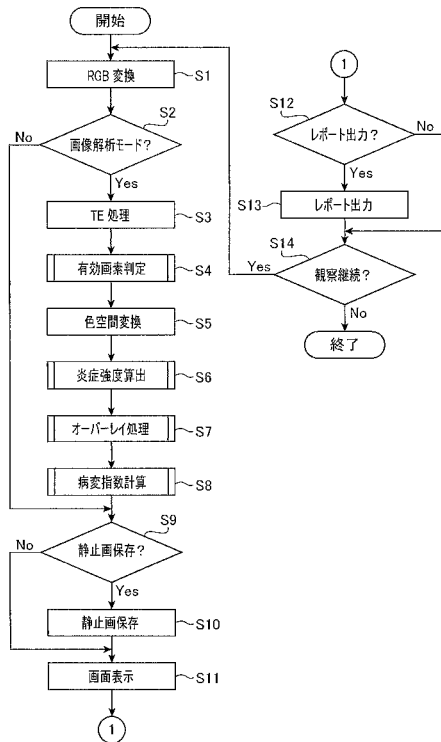
【図 3】



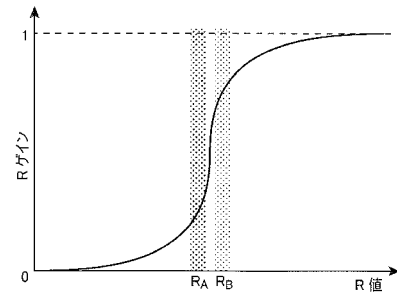
【図 4】



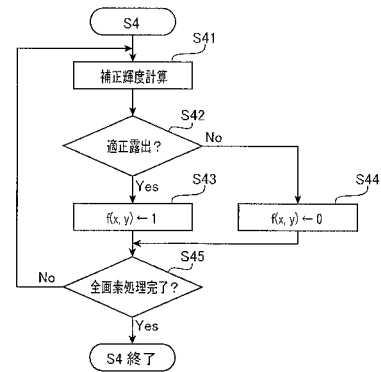
【図 5】



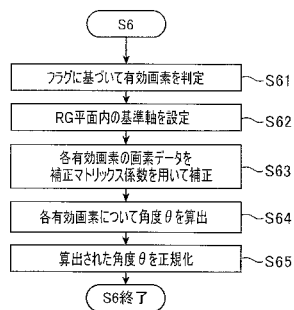
【図 6】



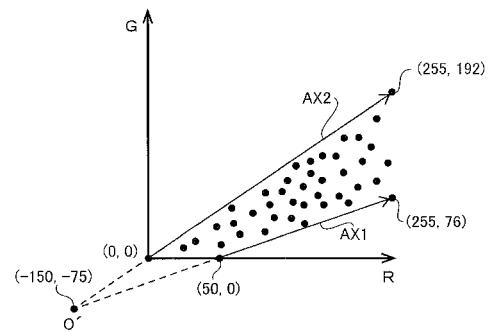
【図 7】



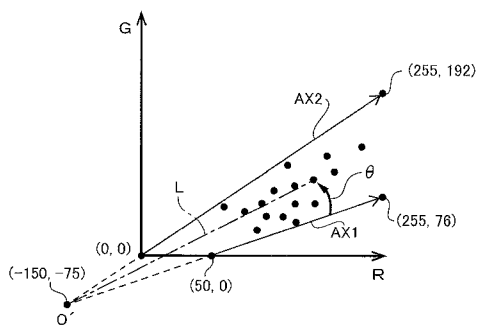
【図 8】



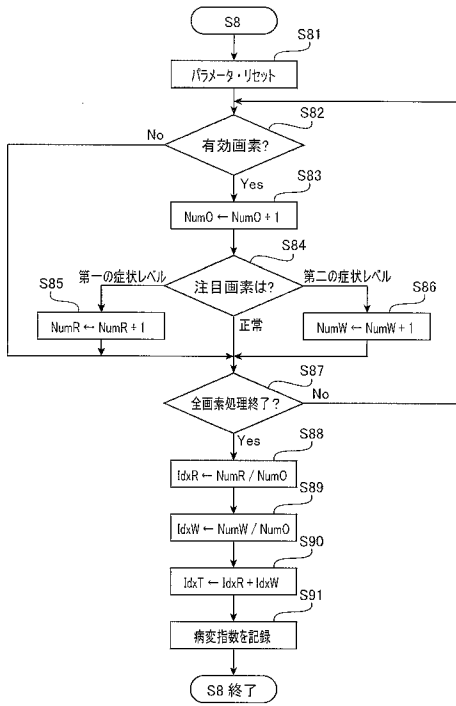
【図 10】



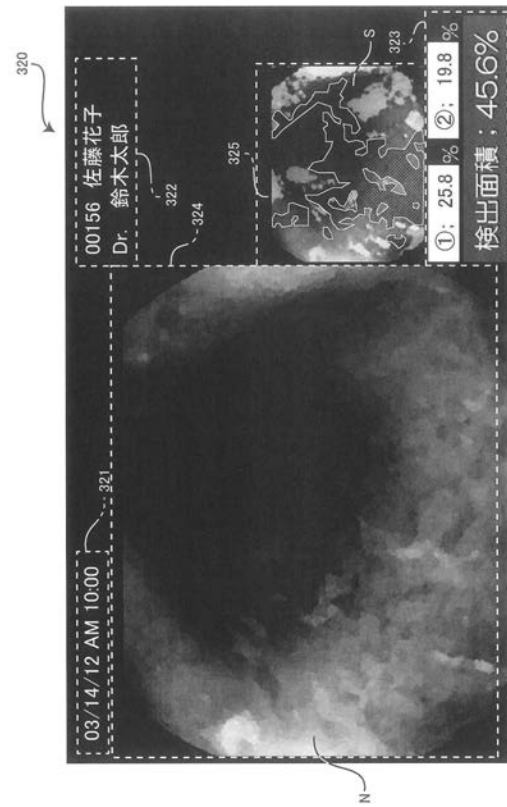
【図 9】



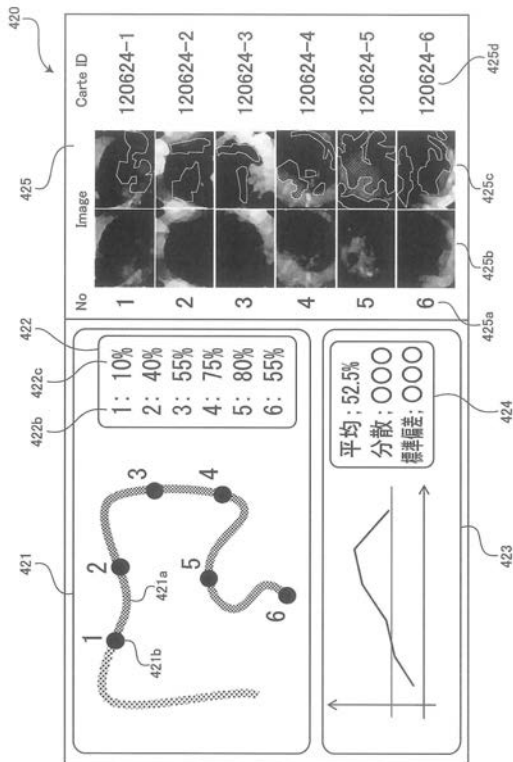
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/031123

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/045(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T1/60(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B1/00-1/32

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2016-77756 A (Fujifilm Corp.), 16 May 2016 (16.05.2016), paragraphs [0027] to [0078]; fig. 1 to 20 (Family: none)	1-5, 9-14 6-8
Y A	JP 2014-18333 A (Hoya Corp.), 03 February 2014 (03.02.2014), paragraphs [0034] to [0116]; fig. 1 to 13 & US 2015/0181185 A1 paragraphs [0045] to [0123]; fig. 1 to 13	1-5, 9-14 6-8
Y A	JP 2014-213094 A (Hoya Corp.), 17 November 2014 (17.11.2014), paragraphs [0032] to [0071]; fig. 1 to 10 & US 2014/0320620 A1 paragraphs [0022] to [0097]; fig. 1 to 10	1-5, 9-14 6-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
25 September 2017 (25.09.17)Date of mailing of the international search report
10 October 2017 (10.10.17)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/031123

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2012-152284 A (Hoya Corp.), 16 August 2012 (16.08.2012), paragraphs [0016] to [0044]; fig. 1 to 10 (Family: none)	1-5, 9-14 6-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 1 1 2 3									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T1/60(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y A	JP 2016-77756 A (富士フイルム株式会社) 2016.05.16, [0027]-[0078], 図 1-20 (ファミリーなし)	1-5, 9-14 6-8									
Y A	JP 2014-18333 A (HOYA株式会社) 2014.02.03, [0034]-[0116], 図 1-13 & US 2015/0181185 A1, [0045]-[0123], FIG. 1-13	1-5, 9-14 6-8									
Y A	JP 2014-213094 A (HOYA株式会社) 2014.11.17, [0032]-[0071], 図 1-10 & US 2014/0320620 A1, [0022]-[0097], FIG. 1-10	1-5, 9-14 6-8									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 25.09.2017		国際調査報告の発送日 10.10.2017									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 永田 浩司 電話番号 03-3581-1101 内線 3292									
		2Q	6004								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 1 1 2 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2012-152284 A (HOYA株式会社) 2012.08.16, [0016]-[0044], 図 1-10 (ファミリーなし)	1-5, 9-14 6-8

 フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

F ターム(参考) 4C161 AA04 BB02 CC06 DD03 HH51 HH55 JJ17 JJ18 LL02 MM05
 NN01 NN05 QQ02 SS21 TT03 TT04 TT13 WW01 WW04 WW08
 WW10 WW15 WW18
 5C054 CA04 CA05 CC07 CF06 CG02 DA10 EA01 EA03 EA05 EA07
 ED11 EF01 FC07 FC12 FE16 FE18 GB01 GB05 HA12

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	用于电子内窥镜和电子内窥镜系统的处理器		
公开(公告)号	JPWO2018043550A1	公开(公告)日	2019-02-07
申请号	JP2018537336	申请日	2017-08-30
[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	牧野貴雄 池本洋祐		
发明人	牧野 貴雄 池本 洋祐		
IPC分类号	A61B1/045 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/045.616 A61B1/045.621 A61B1/045.622 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/TT04 4C161/TT13 4C161/WW01 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW18 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC07 5C054/CF06 5C054/CG02 5C054/DA10 5C054/EA01 5C054/EA03 5C054/EA05 5C054/EA07 5C054/ED11 5C054/EF01 5C054/FC07 5C054/FC12 5C054/FE16 5C054/FE18 5C054/GB01 5C054/GB05 5C054/HA12		
优先权	2016169231 2016-08-31 JP		
其他公开文献	JP6581730B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电子内窥镜处理器 (220) , n 个 ($n \geq 3$) 种比构成活体组织的彩色图像中的体腔, 包括颜色成分 m 的每个像素数据的 n 型的情况下 ($m \geq 2$) 类型的转换装置, 用于转换所述像素数据由颜色成分的, 评价值计算装置, 用于计算关于在基于由 m 种颜色成分的转换后的像素数据的彩色图像的像素单元中的目标疾病的评价值包括基于计算出的彩色图像的像素的评价值来计算每个所述多种类型的目标有关的疾病和病变的病变指数病变指数计算装置 (228A) , 则。

