

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/043551

発行日 平成31年1月10日(2019.1.10)

(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	4 C 1 6 1
G 0 6 T 7/90 (2017.01)	G 0 6 T 7/90 D	5 L 0 9 6
G 0 6 T 7/00 (2017.01)	G 0 6 T 7/00 6 3 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

出願番号	特願2018-537337 (P2018-537337)	(71) 出願人	000113263
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/031125		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
(11) 特許番号	特許第6433634号 (P6433634)	(74) 代理人	110000165
(45) 特許公報発行日	平成30年12月5日 (2018. 12. 5)		グローバル・アイピー東京特許業務法人
(31) 優先権主張番号	特願2016-169232 (P2016-169232)	(72) 発明者	牧野 貴雄
(32) 優先日	平成28年8月31日 (2016. 8. 31)		東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号 H
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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
		F ターム (参考)	4C161 AA04 BB02 CC06 DD03 HH51
			JJ17 JJ18 LL02 MM05 NN05
			SS21 TT03 WW08 WW15

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は、 n ($n \geq 3$) 種類の色成分よりなる体腔内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、該基準点と該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、該対象疾患に関する所定の基準との相関値を画素毎に算出する相関値算出手段と、算出された各画素における相関値を積算し、積算することによって得た相関値の総和を対象疾患に関する評価値とする評価値算出手段とを備える構成とする。

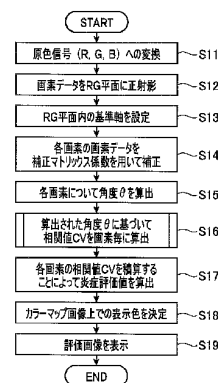


Fig. 5
S11 Convert to prime color signal (RGB)
S12 Orthographic projection of pixel data on RG plane
S13 Configure reference axis in RG plane
S14 Correct pixel data of each pixel using correction matrix coefficient
S15 Calculate angle θ for each pixel
S16 Calculate correlation value CV for each pixel on the basis of calculated angle θ
S17 Calculate inflammation evaluation value by integrating correlation values CV of each pixel
S18 Determine display color on color map image
S19 Display evaluation image

【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、

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、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、前記基準点と変換された前記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、がなす角度に基づいて、該対象疾患に関する所定の基準との相関値を画素毎に算出する相関値算出手段と、

10

各画素における算出された前記相関値を積算し、積算することによって得た相関値の総和を前記対象疾患に関する評価値とする評価値算出手段と、
を備える、電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 2】

前記相関値は、第 1 の値以下第 2 の値以上であり、

前記角度が所定角度以下の範囲で、前記角度が小さいほど前記相関値は前記第 1 の値に近づき、

前記角度が前記所定角度よりも大きい範囲で、前記相関値は前記第 2 の値となる、請求項 1 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

20

【請求項 3】

前記相関値は、正規化された値であり、

前記第 1 の値は 1 であり、前記第 2 の値はゼロである、
請求項 2 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 4】

前記基準軸は、

前記対象疾患について症状レベルが高くなるほど変換された前記画素対応点が収束する軸である、

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】

変換された前記画素データの m 種類の色成分は、R 成分、G 成分、及び B 成分の少なくとも 2 つを含む、請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

30

【請求項 6】

変換された前記画素データの m 種類の色成分は、前記 R 成分と、前記 G 成分及び前記 B 成分のいずれか 1 つの色成分と、を含む、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】

前記色平面は、

R 成分の軸と G 成分の軸を含む平面である、

請求項 1 から請求項 6 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】

40

n を 3 以上の自然数とし、m を 2 以上の自然数とし、n 種類の色成分の体腔内の生体組織のカラー画像の画素データのうちの n 種類より少ない 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所定の基準状態との相関値を算出する相関値算出手段と、

各画素における算出された前記相関値を積算し、積算することによって得た相関値の総和を前記対象疾患に関する評価値とする評価値算出手段と、
を備える、電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 9】

50

前記相関値は、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 8 の何れか一項に記載の電子内視鏡プロセッサ。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 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前記評価値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。

【請求項 11】

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の色を、各画素の前記相関値に応じた色に置換する色置換手段と、
色を置換した各画素により構成されるカラーマップ画像を前記表示装置の表示画面に表示させる表示制御手段と、を備え、
前記表示装置は、前記評価値と前記カラーマップ画像を同時に表示するように構成されている、請求項 10 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、患者の病変部の症状レベルを評価するための装置に関連し、詳しくは、カラー内視鏡画像の色成分に基づいて病変部の症状レベルを評価する評価情報を生成する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】

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、正常組織に対して僅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、術者が内視鏡画像内に含まれる僅かな色の相違によって正常組織と病変部とを識別できるようにするためには、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る。また、熟練した術者であっても僅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る。そこで、例えば特許文献 1 に、病変部等の識別を容易にするため、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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【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 に記載の電子内視鏡システムによって生成される画像は、通常の内視鏡画像に比べれば正常組織と病変部とを識別し易いものといえる。しかし、病変部の色は症状の程度に応じて変化する。症状の程度に応じた変化は微妙であるため、経験の浅い術者では、特許文献 1 に記載の技術をはじめとする公知の技術を用いて正常組織と病変部とを識別することができたとしても、病変部の症状レベルを正確に評価することは難しい。更には、熟練した術者であっても、症状レベルの評価が術者個々人の経験や知識に依存する読像技能に委ねられるため、客観的かつ再現性のある（術者のスキルに依存しない）評価を行うことができなかった。

【0005】

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、病変部の対象疾患の症状レベルについて客観性かつ再現性が担保された評価を行うことを可能とす

10

20

30

40

50

る電子内視鏡用プロセッサ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】

【0006】

本発明の一実施形態によれば、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、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、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、前記基準点と変換された前記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、がなす角度に基づいて、該対象疾患に関する所定の基準との相関値を画素毎に算出する相関値算出手段と、算出された各画素における相関値を積算し、積算することによって得た相関値の総和を対象疾患に関する評価値とする評価値算出手段とを備える。

10

【0007】

本発明の一実施形態によれば、前記相関値は、第1の値以下第2の値以上であり、前記角度が所定角度以下の範囲で、前記角度が小さいほど前記相関値は前記第1の値に近づき、前記角度が前記所定角度よりも大きい範囲で、前記相関値は前記第2の値となる、ことが好ましい。

特に、一実施形態によれば、前記相関値は、正規化された値であり、前記第1の値は1であり、前記第2の値はゼロである、ことが好ましい。

【0008】

20

また、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データを色平面に正射影する構成としてもよい。

【0009】

また、一実施形態によれば、前記基準軸は、前記対象疾患について症状レベルが高くなるほど変換された前記画素対応点が収束する軸である、ことが好ましい。

また、一実施形態によれば、基準軸は、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。

【0010】

また、一実施形態によれば、変換された前記画素データの m 種類の色成分は、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。この場合、変換された前記画素データの m 種類の色成分は、前記R成分と、前記G成分及び前記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。

30

【0011】

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

【0012】

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、評価値を所定の表示画面に表示させる表示手段を更に備えることが好ましい。

【0013】

また、本発明の一実施形態によれば、前記電子内視鏡用プロセッサは、相関値が算出された各画素の色成分を該相関値に応じた色成分に置換する色成分置換手段を更に備えることが好ましい。この場合、表示手段は、色成分が置換された画素により構成される内視鏡画像を表示画面に表示させることが好ましい。

40

【0014】

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してもよい。この場合、相関値算出手段は、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対応する画素対応点と基準点とを結ぶ線分と、基準軸と、がなす角度に基づいて、相関値を画素毎に算出することが好ましい。

50

【 0 0 1 5 】

本発明の一実施形態によれば、電子内視鏡用プロセッサは、 n を3以上の自然数とし、 m を2以上の自然数とし、 n 種類の色成分の体腔内のカラー画像の画素データのうちの n 種類より少ない 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、前記カラー画素の各画素について、前記色空間における前記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所定の基準状態との相関値を算出する相関値算出手段と、

各画素における算出された前記相関値を積算し、積算することによって得た相関値の総和を前記対象疾患に関する評価値とする評価値算出手段と、
を備える。

10

【 0 0 1 6 】

一実施形態によれば、前記相関値は、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。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の一実施形態によれば、色成分補正係数は、 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。

【 0 0 1 8 】

また、本発明の一実施形態によれば、前記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評価値を表示するように構成された表示装置とを備える。

20

【 0 0 1 9 】

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。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明の一実施形態に係る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、対象疾患の症状レベルについて客観性かつ再現性が担保された評価を行うのに好適な評価情報が得られる。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 2 1 】

【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】図1に示す画像処理ユニットの構成の一例を示す図である。

【図3】本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムに備えられる電子内視鏡用プロセッサにて実行される病変評価情報生成処理のフローチャートを示す図である。

【図4】画素対応点がプロットされるRG平面を示す図である。

【図5】RG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6】角度 θ と相関値CVとの関係を規定する相関テーブルを概念的に示す図である。

【図7】図3の処理ステップS16（相関値CVの算出）のサブルーチンを示す図である。

40

【図8】表示色テーブルを概念的に示す図である。

【図9】モニタの表示画面に表示される評価画像例である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

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。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。

【 0 0 2 3 】

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、電子スコープ100、電子内視鏡用プロセッサ200、モニタ300及びプリンタ400を備えている。

50

【 0 0 2 4 】

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 の全体を統括的に制御する。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）による指示に応じて電子内視鏡システム 1 の各種設定を変更する。タイミングコントローラ 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 内の各回路に出力する。

【 0 0 2 5 】

電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 は、電子スコープ 1 0 0 に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ることにより白色の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適用される。ランプ 2 3 2 より放射された照明光は、集光レンズ 2 3 6 により集光された後、調光装置 2 4 0 を介して電子スコープ 1 0 0 の L C B（Light Carrying Bundle）1 0 2 の入射端に入射される。

【 0 0 2 6 】

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 2 7 】

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 の入射端に入射され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 による駆動によって照明光が通過する開口を変化させることにより、開口を通過する照明光の光量を調整する。

【 0 0 2 8 】

入射端より L C B 1 0 2 内に入射した照明光は、L C B 1 0 2 内を伝播して電子スコープ 1 0 0 の先端部内に配置された L C B 1 0 2 の射出端より射出され、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 2 9 】

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 R（Red）、G（Green）、B（Blue）の各原色信号を生成する。

【 0 0 3 0 】

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 は、固体撮像素子 1 0 8 より入力される原色信号に対して色補間、マトリックス演算、Y / C 分離等の所定の信号処理を施して画像信号（輝度信号 Y、色差信号 C b、C r）を生成し、生成された画像信号を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 に出力する。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、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

10

20

30

40

50

4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。

【0031】

なお、固体撮像素子108に用いるベイア配列カラーフィルタ108bは、原色系(RGB)フィルタが好適に用いられる。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。

【0032】

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、電子内視鏡用プロセッサ200に接続中の電子スコープ100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200内の各回路の動作やタイミングを制御する。

【0033】

タイミングコントローラ206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及び画像処理ユニット220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206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を電子内視鏡用プロセッサ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。

【0034】

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、ドライバ信号処理回路112より入力した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、モニタ300に出力する。さらに、画像処理ユニット220は、後述する病変評価情報生成処理を行い、病変評価情報生成処理結果に基づいて撮像画像の色を置換したカラーマップ画像を生成する。画像処理ユニット220は、病変評価情報生成処理の結果及びカラーマップ画像をモニタ表示するためのビデオ信号を生成し、モニタ300に出力する。これにより、術者は、モニタ300の表示画面に表示された内視鏡画像を通じて例えば消化管内の診断等を行うことができる。

【0035】

電子内視鏡用プロセッサ200は、NIC(Network Interface Card)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からダウンロードすることができる。ダウンロードされた情報は、例えばモニタ300の表示画面や操作パネル208に表示される。また、電子内視鏡用プロセッサ200は、内視鏡検査結果(内視鏡画像データ、検査条件、画像解析結果、術者所見等)をサーバ600にアップロードすることにより、サーバ600に保存することができる。

【0036】

図2は、画像処理ユニット220の構成の一例を示す図である。

画像処理ユニット220は、RGB変換部220a、色空間変換部220b、色補正部220c、相関値算出部220d、評価値算出部220e、評価画像作成部220f、メモリ222、及び画像メモリ224を備える。画像処理ユニット220は、システムコントローラ202がプログラムを起動して各部分の機能を形成するソフトウェアモジュールであってもよいし、FPGA(Field-Programmable Gate Array)等の専用回路で構成されたハードウェアモジュールであってもよい。

RGB変換部220aは、後述する図3に示す処理ステップS11の処理を行うように構成されている。

色空間変換部220bは、後述する図3に示す処理ステップS12、13の処理を行うように構成されている。

色補正部220cは、後述する図3に示す処理ステップS14の処理を行うように構成

10

20

30

40

50

されている。

相関値算出部 220 d は、後述する図 3 に示す処理ステップ S 15 , 16 の処理を行うように構成されている。

評価値算出部 220 e は、後述する図 3 に示す処理ステップ S 17 の処理を行うように構成されている。

評価画像作成部 220 f は、後述する図 3 に示す処理ステップ S 18 , 19 の処理を行うように構成されている。

メモリ 222 は、画像処理ユニット 220 が実施する処理に必要な情報を格納している。格納する情報には、色補正部 220 c が色補正をする際に用いる補正マトリックス係数、評価値算出部 220 e が評価値を算出する際に用いる相関テーブル、評価画像作成部 220 f がカラーマップ画像を作成する際に用いる表示色テーブル等が含まれる。

画像メモリ 224 は、ドライバ信号処理回路 112 から送られる画像信号を撮像画像として記録保持し、さらに、画像処理ユニット 220 が実施する処理の結果である処理画像を必要に応じて記録保持する。画像メモリ 224 に記録保持された画像は、必要に応じて呼び出され処理される。処理については、以下説明する。

【0037】

[病変評価情報生成処理]

図 3 は、電子内視鏡用プロセッサ 200 にて実行される病変評価情報生成処理のフローチャートを示す。以下に説明する病変評価情報生成処理は、電子スコープ 100 により撮像された生体組織の対象疾患（例示的には、炎症性腸疾患（IBD）の病変である炎症（浮腫や易出血性を含む赤変病変））の症状レベルを客観的に評価するための処理である。病変評価情報生成処理は、概略的には、カラー内視鏡画像データに含まれる各画素について、対象疾患の症状レベルを示す相関値（炎症強度）を算出する。次いで、算出された全ての画素における相関値に基づいて被写体である生体組織の対象疾患の炎症に関する症状レベルを評価するための評価値、すなわち炎症評価値が算出される。

炎症評価値は、所定のアルゴリズム（図 3 に示される病変評価情報生成処理）の実行により算出される再現性が担保された数値データである。そのため、術者は炎症評価値を把握することにより、対象疾患の症状レベルを客観的に評価することができる。

【0038】

[図 3 の S 11（RGB 変換）]

本処理ステップ S 11 では、ドライバ信号処理回路 112 より入力した画像信号（輝度信号 Y、色差信号 Cb、Cr）が所定のマトリックス係数を用いて原色信号（R、G、B）に変換される。

【0039】

[図 3 の S 12（RG 平面への正射影）]

次に、原色信号に変換された画像データは RG 平面に正射影される。

図 4 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。

【0040】

本処理ステップ S 12 では、RGB 3 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 4 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 4 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。RGB 色空間の RGB それぞれの色成分は、順番に、例えば、波長 620 ~ 750 nm、波長 495 ~ 570 nm、及び波長 450 ~ 495 nm の色成分である。

【0041】

なお、本発明において、色成分は、色空間（色平面も含む。）を構成するものである。また、色相及び彩度は、「色成分」から除かれる。

【 0 0 4 2 】

このように、本処理ステップ S 1 2 では、R G B 色空間の各画素データ（三次元データ）が R G 平面に正射影され、各画素データに対応する R G B 色空間内の点から R G 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。

【 0 0 4 3 】

なお、本処理ステップ S 1 2 にて実行される、R G B 色空間の各画素の画素データを R G 平面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 に示す色変換部 2 2 0 a が変換手段の機能を担うことが好ましい。

10

【 0 0 4 4 】

[図 3 の S 1 3 （基準軸の設定）]

本処理ステップ S 1 3 では、対象疾患に関する客観的な数値データである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 5 に、基準軸の説明を補助する図を示す。

【 0 0 4 5 】

被写体となる患者の体腔内の生体組織では、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、体腔内の撮像画像は、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 2 5 5 又は 2 5 5 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像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。

20

【 0 0 4 6 】

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。

30

【 0 0 4 7 】

そこで、本処理ステップ S 1 3 では、図 5 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。

40

【 0 0 4 8 】

図 5 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 5 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 5 に示されるプロットの数よりも遥かに多い。

【 0 0 4 9 】

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

50

、G軸よりもR軸に近い方の境界線上の軸、図5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(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AX1である。ヘモグロビン変化軸AX1には、様々な撮影条件(例えば照明光の当たり具合)で撮像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。したがって、ヘモグロビン変化軸AX1は、対象疾患について症状レベルが高くなるほどプロットされる画素対応点が収束する軸である。

【0050】

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5の例では、(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AX2である。粘膜変化軸AX2には、様々な撮影条件(例えば照明光の当たり具合)で撮像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。したがって、粘膜変化軸AX2は、対象疾患について症状レベルが低くなるほど(健常部位に近いほど)プロットされる画素対応点が収束する軸である。

【0051】

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、実質正常部位あるいは健常部位であるから、十分な粘膜で覆われている。そのため、図5に示されるRG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AX1)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AX2)に相当する。

このような基準軸の設定を行った後、S12で正射影された画素データに対して後述する処理ステップS15の処理が行われる。処理ステップS15の前に、処理ステップS14において正射影された画素データに対して色補正が行われる。

【0052】

[図3のS14(画素データの補正)]

メモリ222には、補正マトリックス係数が保存されている。本処理ステップS14では、同一の病変部を異なる電子内視鏡システムで撮像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、各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を用いて補正される。

【0053】

・補正マトリックス例

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)

【0054】

なお、本処理ステップS14にて実行される、各画素の画素対応点を、補正マトリックス係数を用いて色補正する動作は、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に示す色補正部220cが、色成分補正手段の機能を担うことが好ましい。

【0055】

[図3のS15(角度の算出)]

本処理ステップS15では、処理ステップS14(画素データの色補正)にて補正され

10

20

30

40

50

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 5 では、各画素について、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 (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 $A \times 1$ とがなす角度 θ (図 4 参照) が算出される。なお、基準点 O' は、座標 (-150 , -75) に位置する。

【0056】

体腔内の撮像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、撮像画像の色味は、個人差、撮像箇所、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 $A \times 1$ 上に沿って変化し、症状レベルの最も低い炎症部位、言い換えると健常部位では、粘膜変化軸 $A \times 2$ 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像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、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 が撮像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

【0057】

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。

20

【0058】

[図 3 の S 1 6 (相関値 CV の算出)]

図 3 の処理ステップ S 1 6 では、処理ステップ S 1 5 (角度の算出) にて算出された角度 θ に基づいて相関値 CV が算出される。角度 θ が小さい画素に写る部位ほど、症状レベルの最も高い炎症部位、言い換えると、基準軸の 1 つであるヘモグロビン変化軸 $A \times 1$ 上の色成分を持つ炎症部位との相関が高いことに基づいて、相関値 CV (炎症強度) を画素毎に算出する。

【0059】

図 6 は、角度 θ と相関値 CV との関係を規定する相関テーブルを概念的に示す。相関テーブルの相関値は、第 1 の値以下第 2 の値以上である。角度 θ が所定角度以下の範囲で、角度 θ が小さいほど相関値は第 1 の値に近づき、角度 θ が所定角度よりも大きい範囲で、相関値は第 2 の値となるように相関テーブルは構成されている。角度 θ が所定角度以下の範囲では、相関テーブルにおいて、相関値は角度 θ の変化に伴って線形的に変化してもよいし、非線形に変化してもよい。相関値 CV は、例えば正規化された値 ($= 0.0 \sim 1.0$) である。相関テーブルは、メモリ 2 2 2 に格納されている。

30

【0060】

角度 θ が所定閾値 T 以下の範囲 (角度 θ がゼロ以上かつ所定閾値 T 以下の範囲であり、説明の便宜上「第一範囲 R_1 」と記す。) に収まる画素は、血液 (ヘモグロビン色素) 又はこれに近い色の情報を持つ。第一範囲 R_1 では、角度 θ が小さいほどヘモグロビン色素との相関が高く、対象疾患に関する症状レベルが高いため、図 6 に示されるように、相関値 CV が高い。

40

【0061】

一方、第一範囲 R_1 以外の範囲 (角度 θ が所定閾値 T よりも大きくかつヘモグロビン変化軸 $A \times 1$ と粘膜変化軸 $A \times 2$ とがなす角度 θ_{MAX} 以下の範囲であり、説明の便宜上「第二範囲 R_2 」と記す。) に収まる画素は、血液 (ヘモグロビン色素) に近い色ですらない。そのため、図 6 に示されるように、第二範囲 R_2 では、相関値 CV が一律にゼロである。

【0062】

図 7 は、本処理ステップ S 1 6 のサブルーチンを示す図である。

【0063】

50

・図 7 の S 1 6 a

本処理ステップ S 1 6 a では、所定の順序で選択された 1 つの注目画素について処理ステップ S 1 5 (角度の算出) にて算出された角度 θ が第一範囲 R_1 に収まるか否かが判定される。

【 0 0 6 4 】

・図 7 の S 1 6 b

本処理ステップ S 1 6 b は、処理ステップ S 1 6 a にて注目画素の角度 θ が第一範囲 R_1 に収まると判定された場合 (S 1 6 a : Y E S) に実行される。本処理ステップ S 1 6 b では、相関テーブルに従い、角度 θ に応じた相関値 C V (= 0 . 0 ~ 1 . 0) が注目画素に対して与えられる。

【 0 0 6 5 】

・図 7 の S 1 6 c

本処理ステップ S 1 6 c は、処理ステップ S 1 6 a にて注目画素の角度 θ が第一範囲 R_1 に収まらない、言い換えると、注目画素の角度 θ が第二範囲 R_2 に収まると判定された場合 (S 1 6 a : N O) に実行される。本処理ステップ S 1 6 c では、相関テーブルに従い、相関値 C V = 0 が注目画素に対して与えられる。

【 0 0 6 6 】

・図 7 の S 1 6 d

本処理ステップ S 1 6 d では、全ての画素について処理ステップ S 1 6 a が実行されたか否かが判定される。処理ステップ S 1 6 a が実行されていない画素が残っている場合 (S 1 6 d : N O)、処理ステップ S 1 6 a に戻り、次の注目画素について処理ステップ S 1 6 a 以降の処理が実行される。全ての画素について処理ステップ S 1 6 a が実行された場合 (S 1 6 d : Y E S)、処理ステップ S 1 7 (相関値 C V の積算) に進む。

【 0 0 6 7 】

本処理ステップ S 1 6 の実行により、各画素とヘモグロビン色素との相関値 C V (= 0 . 0 ~ 1 . 0) が得られる。R と G の 2 次元情報によって各画素とヘモグロビン色素との相関値 C V が算出されることにより、各画素について、炎症部の症状レベルを反映した精度の高い評価結果が得られる。

【 0 0 6 8 】

なお、本処理ステップ S 1 6 にて実行される、各画素について相関値 C V を算出する動作は、相関値算出手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示す相関値算出部 2 2 0 d が相関値算出手段の機能を担うことが好ましい。

【 0 0 6 9 】

[図 3 の S 1 7 (炎症評価値の算出)]

本処理ステップ S 1 7 では、処理ステップ S 1 6 (相関値 C V の算出) にて算出された全ての画素の相関値 C V が積算され、積算することによって得られた総和が、対象疾患の症状レベルを評価するための評価値であって、内視鏡画像内に写る病変部の症状レベルを数値化した客観的かつ再現性のある (術者のスキルに依存しない) 炎症評価値として算出される。

【 0 0 7 0 】

なお、本処理ステップ S 1 7 にて実行される、炎症評価値を算出する動作は、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 に示す評価値算出部 2 2 0 e が相関値算出手段の機能を担うことが好ましい。

【 0 0 7 1 】

[図 3 の S 1 8 (カラーマップ画像上での表示色の決定)]

本実施形態では、相関値 C V (炎症強度) に応じた表示色で撮像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、相関値 C V と所定の表示色とを関連付けた表示色テーブルがメモリ 2 2 2 の記憶媒体に格納されている。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

図 8 に、表示色テーブルの概念図を示す。図 8 に示されるように、表示色テーブルは、相関値 $CV (= 0.0 \sim 1.0)$ を 11 段階に分けており、各段階に対して所定の表示色を関連付けている。本処理ステップ S 18 では、表示色テーブルに従い、各画素の色が相関値 CV と関連付けられた表示色の色に置換される、言い換えると、表示色テーブルに基づいてカラーマップ画像の表示色が決定される。各画素は、例えば、相関値 CV が 0 に近いほど寒色系の色に置換され、相関値 CV が 1 に近いほど暖色系の色に置換される。

【 0073 】

なお、本処理ステップ S 18 にて実行される、各画素の色を相関値 CV と関連付けられた表示色の色に置換する動作は、色置換手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示す評価画像作成部 220f が色置換出段の機能を担うことが好ましい。

10

【 0074 】

[図 3 の S 19 (評価画像の表示)]

本処理ステップ S 19 では、所定の評価画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。図 9 に、評価画像を例示する。図 9 に例示されるように、評価画像には、処理ステップ S 18 (カラーマップ画像上での表示色の決定) にて各画素の色が置換されたカラーマップ画像が含まれる。図 9 に示されるように、カラーマップ画像は、各画素が対象疾患の症状レベルに応じた 11 の段階の色で区分された階調画像となっている。そのため、術者は、撮像画角内のどの位置にどの程度の症状の炎症が発生しているかを容易に視認することができる。

【 0075 】

20

また、評価画像には、各画素の相関値 CV の総和である炎症評価値がモニタ 300 に表示される。図 9 の例では、「スコア： 1917 」が表示される。このように、本実施形態では、対象疾患の症状が客観性かつ再現性が担保された数値として表示される。そのため、術者は、対象疾患の症状を客観的に把握することができる。

【 0076 】

なお、本処理ステップ S 19 にて実行される、カラーマップ画像及び炎症評価値を含む評価画像を表示する動作は、表示手段により行われる。一実施形態によれば、図 2 に示す評価画像作成部 220f が表示手段の機能を担うことが好ましい。

【 0077 】

従来、炎症性腸疾患の炎症の症状は、MAYO スコア等の所見評価により 4 段階に区分されていた。一方、近年、粘膜治癒の達成と寛解維持期間との間に相関が見られることが判ってきた。そのため、MAYO 0 相当や MAYO 1 相当の軽症例に対して症状を細かく評価することが炎症性腸疾患の治療に有効であると考えられる。本実施形態では、炎症部の症状が細かい数値として表示されるため、術者は、炎症部の症状を細かく評価することができる。すなわち、実施形態では、MAYO 0 相当や MAYO 1 相当の軽症例に対して症状を細かく評価することができるため、炎症性腸疾患の治療に有益である。

30

【 0078 】

このように、画像処理ユニット 220 は、 m 種類の色成分、例えば 2 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、例えば基準点 O' を通る、対象疾患に関する基準軸、例えばヘモグロビン変化軸 $AX1$ を設定しており、カラー画像の各画素について、基準点と画素対応点とを結ぶ線分と、基準軸と、がなす角度 θ に基づいて、対象疾患に関する所定の基準との相関値を画素毎に算出する。さらにいうと、画像処理ユニット 220 は、体腔内のカラー画像の画素データの色成分より少ない 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対象疾患に関する基準方向を設定しており、カラー画素の各画素について、色空間における画素対応点の基準点から見た方向の、基準方向からのずれの程度に基づいて、対象疾患に関する所定の基準状態との相関値を算出する。このため、対象疾患の症状レベルについて客観性かつ再現性が担保された評価を行うのに好適な評価情報を得ることができる。

40

【 0079 】

上記実施形態では、相関値は、第 1 の値以下第 2 の値以上であり、角度 θ が所定角度以

50

下の範囲（例えば、図 6 に示す第 1 範囲 R_1 ）で、角度 θ が小さいほど相関値は第 1 の値に近づき、角度 θ が所定角度よりも大きい範囲（例えば、図 6 に示す第 2 範囲 R_2 ）で、相関値は第 2 の値となる。所定角度は、図 4 に示す例では、ヘモグロビン軸 $A \times 1$ と粘膜変化軸 $A \times 2$ の間のなす角度とすることができる。図 4 に示す粘膜変化軸 $A \times 2$ を境にして G 成分が大きくなる領域に、画素対応点が存在することはほとんどありえず、あったとしても、ノイズの混入等により信頼性の低い画素対応点である。このように、角度 θ の大きさによって非線形の評価値を与えることは、画素対応点のそれぞれに実際の炎症レベルに即した相関値を与える点から好ましい。特に、相関値を 0 ~ 1 の間で正規化し、第 2 の値を 0 とすることにより、角度 θ が所定角度より大きい範囲の画素対応点の相関値は、相関値を積算して得られる炎症評価値に影響を与えないので、炎症評価値の大きさによって、対象疾患の症状レベルを客観的に評価することができる。

10

【0080】

上記実施形態では、ヘモグロビン軸 $A \times 1$ のような角度 θ を算出するための基準軸を用いる。この基準軸は、対象疾患について症状レベルが高くなるほど画素対応点が収束する軸である。このため、角度 θ に近づくにつれて、症状レベルは高くなるといえる。このことを利用して、相関値を精度よく算出することができる。

【0081】

電子内視鏡システム 1 が撮像の対象とする体腔内の生体組織の色成分については、ヘモグロビンの色素等に由来して R 成分が多い。また、粘膜や他の組織に由来して、G 成分や B 成分も比較的多い。このため、正常部位と病変部位との間で、症状レベルを精度高く評価する点から、画素対応点を構成する色成分は、R 成分、G 成分、及び B 成分の少なくとも 2 つを含み、特に、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。体腔体の生体組織の表面には黄色～緑色の粘膜が存在する。粘膜の炎症の程度によって黄色～緑色の色成分が変化し、それとともに赤色の色成分が変化することから、角度 θ の算出に用いる色平面は、R 成分の軸と G 成分の軸を含む平面であることが好ましい。したがって、相関値は、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。

20

【0082】

電子内視鏡用プロセッサ 200 は、表示色テーブルを用いて、カラー画像の各画素の色を、各画素の相関値に応じた色に置換する色置換手段と、色の置換により得られたカラーマップ画像をモニタ 300 の表示画面に表示させる表示制御手段と、を備え、モニタ 300 は、図 9 に示すように、炎症評価値とカラーマップ画像を同時に表示するように構成されている。このため、術者は、表示画面を見ながら、病変部の症状レベルについて客観性かつ再現性が担保された評価を行うことができる。

30

【0083】

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。

【0084】

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。

40

【0085】

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（評価画像等）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。

【0086】

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。

【0087】

50

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。

【００８８】

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。

【００８９】

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、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。

【００９０】

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。

【００９１】

また、軽度の炎症は一般に診断が難しいが、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。

【００９２】

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、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。

【００９３】

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。例えば、相関値ＣＶは、全ての画素に対してではなく、所定の条件を満たす一部の画素（例えば輝度値が適正な範囲に収まる画素など）に対してだけ算出されてもよい。

【００９４】

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成分を用いて炎症評価値が計算されているが、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

10

20

30

40

50

もできる。

【0095】

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がメモリ222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。

【0096】

また、上記の実施形態では、基準点O'と画素対応点とを結ぶ線分Lと、ヘモグロビン変化軸AX1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AX2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。

【0097】

また、上記の実施形態では、撮像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AX1と粘膜変化軸AX2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AX2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AX2）で足りるため、処理負荷が軽くなり、処理速度が向上する。

【0098】

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。

【0099】

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。

【0100】

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、電子内視鏡システム1による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。

【0101】

また、本実施形態では、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が用いられているが、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が用いられてもよい。

【符号の説明】

【0102】

1 電子内視鏡システム

100 電子スコープ

10

20

30

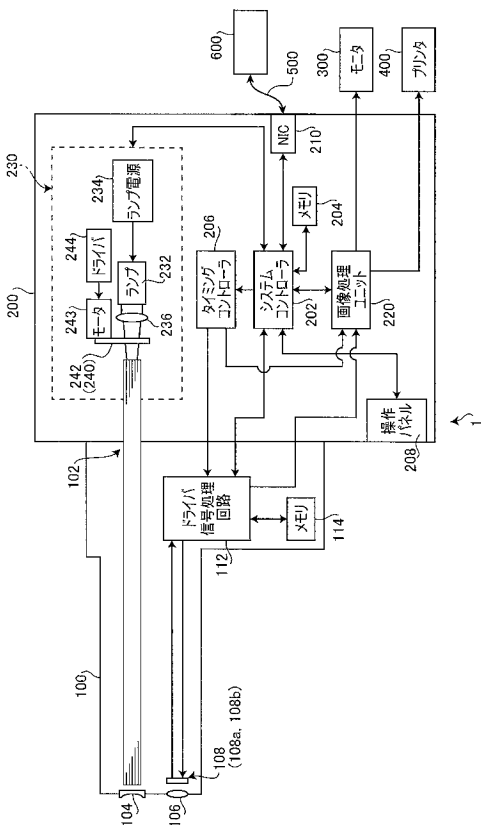
40

50

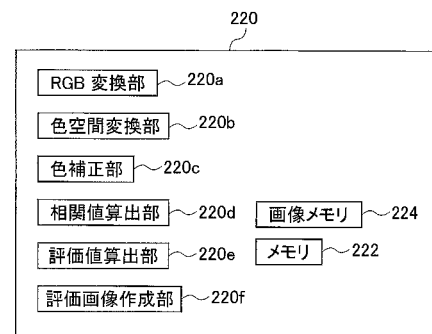
200 電子内視鏡用プロセッサ
 220 画像処理ユニット
 220a RGB変換部
 220b 色空間変換部
 220c 色補正部
 220d 相関値算出部
 220e 評価値算出部
 220f 評価画像作成部
 222 メモリ
 224 画像メモリ
 300 モニタ
 400 プリンタ
 600 サーバ

10

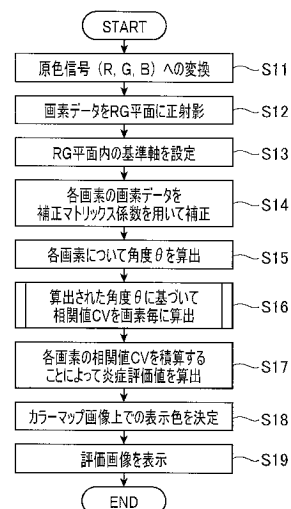
【図1】



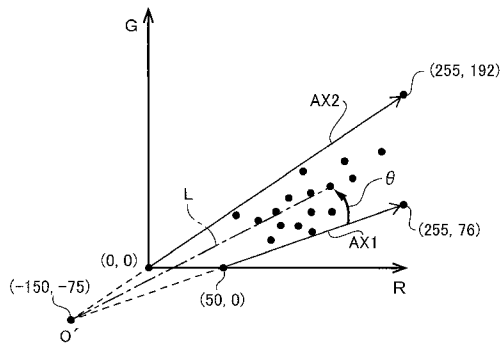
【図2】



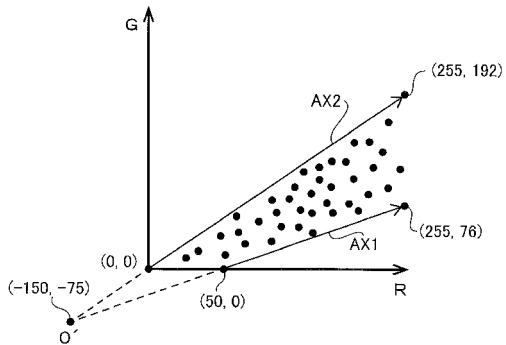
【図3】



【図 4】



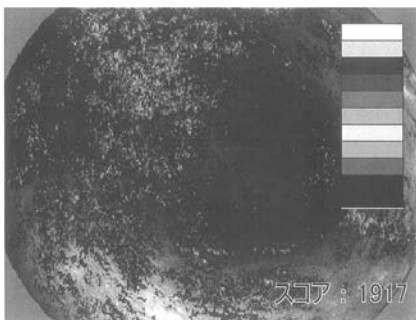
【図 5】



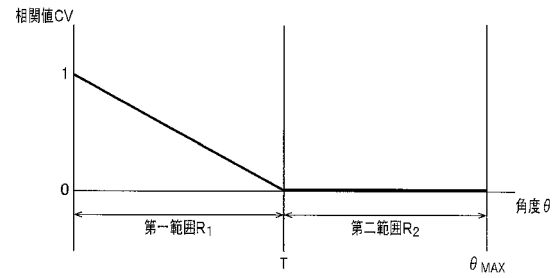
【図 8】



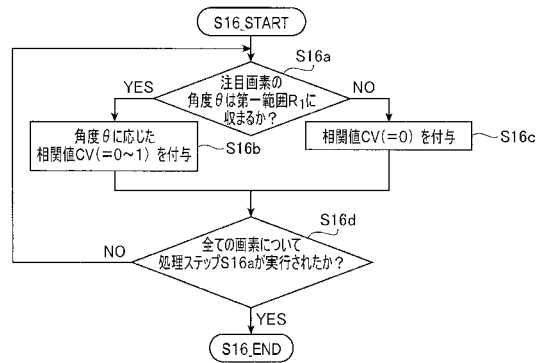
【図 9】



【図 6】



【図 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/031125

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

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.
A	JP 2016-77756 A (Fujifilm Corp.), 16 May 2016 (16.05.2016), paragraphs [0027] to [0078]; fig. 1 to 20 (Family: none)	1-11
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	1-11
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	1-11

☒ 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
03 October 2017 (03.10.17)Date of mailing of the international search report
17 October 2017 (17.10.17)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/JP2017/031125

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-152284 A (Hoya Corp.), 16 August 2012 (16.08.2012), paragraphs [0016] to [0044]; fig. 1 to 10 (Family: none)	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 1 1 2 5	
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			
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 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	
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)	1-11	
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	1-11	
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	1-11	
☒ 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。			
* 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 03.10.2017		国際調査報告の発送日 17.10.2017	
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 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
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)	1-11

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) 5L096 AA02 AA06 BA06 BA13 FA34 FA67 GA09 GA40 GA51 JA11

(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	JPWO2018043551A1	公开(公告)日	2019-01-10
申请号	JP2018537337	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 G06T7/90 G06T7/00		
CPC分类号	A61B1/045 A61B5/00 G06T1/00 G06T1/60 A61B1/00009 A61B1/0676 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G16H30/40		
FI分类号	A61B1/045 G06T7/90.D G06T7/00.630		
F-TERM分类号	4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/WW08 4C161/WW15 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/FA34 5L096/FA67 5L096/GA09 5L096/GA40 5L096/GA51 5L096/JA11		
优先权	2016169232 2016-08-31 JP		
其他公开文献	JP6433634B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于电子内窥镜的处理器对于在由 n ($n \geq 3$) 种颜色成分组成的体腔中形成彩色图像的每个像素数据使用由小于 n 种类型的 m ($m \geq 2$) 种颜色成分组成的像素数据。在由转换装置和 m 种颜色成分定义的色平面中，设置与通过预定参考点的目标疾病有关的参考轴，并且对于彩色图像的每个像素，设置参考。关联值计算，用于针对每个像素计算连接点和与像素数据和参考轴相对应的像素对应点的线段与目标疾病的预定参考之间的关联值 装置和评估值计算装置，用于在每个像素中累积计算出的相关值，并将通过积分获得的相关值之和用作目标疾病的评估值。

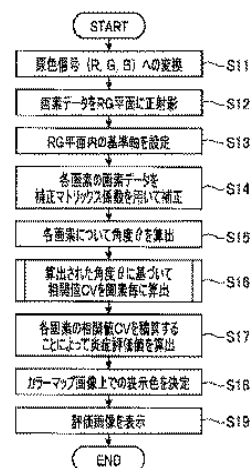


Fig. 5
 S11 Convert to prime color signal (RGB)
 S12 Orthographic projection of pixel data on RG plane
 S13 Configure reference axis in RG plane
 S14 Correct pixel data of each pixel using correction matrix coefficient
 S15 Calculate angle θ for each pixel
 S16 Calculate correlation value CV for each pixel on the basis of calculated angle θ
 S17 Calculate inflammation evaluation value by integrating correlation values CV of each pixel
 S18 Determine display color on color map image
 S19 Display evaluation image