

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6125740号
(P6125740)

(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 13 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2017-503972 (P2017-503972)	(73) 特許権者	000113263
(86) (22) 出願日	平成28年9月30日 (2016.9.30)		H O Y A 株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/079024		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
審査請求日	平成29年1月23日 (2017.1.23)	(74) 代理人	100078880
(31) 優先権主張番号	特願2015-192431 (P2015-192431)		弁理士 松岡 修平
(32) 優先日	平成27年9月30日 (2015.9.30)	(74) 代理人	100169856
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 尾山 栄啓
早期審査対象出願		(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	牧野 貴雄
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
			O Y A 株式会社内
		審査官	安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び評価値計算装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被写体に向けて照明光を照射する光源装置と、

前記被写体からの反射光を撮像素子により撮像し、少なくとも3つ以上の色成分を含むカラー画像を取得する画像取得部と、

前記少なくとも3つ以上の色成分のうちの少なくとも2つの色成分によって定義される色平面内において、前記色平面内に設定された所定の基準点及び前記画像取得部で取得されるカラー画像を構成する各画素の前記色平面内における画素対応点を結ぶ線分と、前記対象疾患に相関を有する基準軸と、がなす角度に基づいて前記各画素の前記対象疾患に関する評価結果を求める評価部と、を備え、

前記基準軸は、前記所定の基準点を通るように設定される、内視鏡システム。

【請求項2】

前記基準軸は、前記色平面内において重症度が所定値以下の前記対象疾患と相関を有する軸及び重症度が所定値以上である前記対象疾患と相関を有する軸の少なくとも一方である、請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記基準軸は、前記色平面内において前記対象疾患のうち重症度が所定以上である高重症度疾患と相関を有する第1の軸と、前記色平面内において前記高重症度疾患よりも重症度が低くかつ重症度が所定以下である低重症度疾患と相関を有する第2軸と、を少なくとも含み、

前記評価部は、前記第 1 の軸及び第 2 の軸の少なくとも一方と、前記線分と、がなす角度に基づいて前記評価結果を求める、
請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記基準点は、前記第 1 の軸と前記第 2 の軸の交点である、
請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記評価部は、
前記線分と前記第 1 の軸とがなす角度がゼロのときに最大値を取り、前記線分と前記第 1 の軸とがなす角度が前記第 1 の軸と前記第 2 の軸との間の角度と等しいときに最小値を取るように、前記線分と前記第 1 の軸とがなす角度を正規化し、正規化された各画素に対応する角度に基づいて前記対象疾患に関する評価結果を求める、
請求項 3 又は請求項 4 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 6】

前記評価結果を、前記画像取得部により取得される通常画像に重ねて表示する表示部を更に備える、
請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記評価結果は、炎症の重症度についての評価結果である、
請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 8】

前記第 1 の軸は、ヘモグロビン色素と相関の高い軸である、
請求項 3 から請求項 5、請求項 3 を引用する請求項 6、請求項 3 を引用する請求項 7、のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 2 の軸は、体腔内の粘膜の色味と相関の高い軸である、
請求項 3 から請求項 5、請求項 3 を引用する請求項 6、請求項 3 を引用する請求項 7、請求項 8、のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記評価結果を、前記画像取得部により取得される通常画像に重ねて表示する表示部を更に備え、

30

前記評価部は、複数の対象疾患に関する評価結果を夫々求め、
前記色平面と、前記基準点と、前記基準軸とは、前記複数の対象疾患毎に設定され、
前記表示部は、前記複数の評価結果を識別可能に前記通常画像に重ねて表示する、
請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

R (Red)、G (Green)、B (Blue) の各色成分を持つカラー画像を構成する各画素に対応する画素対応点を、その色成分に応じて、R 成分の軸である第一の軸と、該第一の軸と直交する G 成分又は B 成分の軸である第二の軸とを含む平面内に配置する配置手段と、
前記平面内において重症度の最も高い病変部と相関の高い第三の軸を設定し、各画素について、該第三の軸上に位置する所定の基準点と前記画素対応点とを結ぶ線分と、該第三の軸とがなす角度を算出する角度算出手段と、

40

算出された各画素に対応する角度に基づいて前記カラー画像に対する所定の評価値を計算する評価値計算手段と、
を備える、
評価値計算装置。

【請求項 12】

前記角度算出手段は、
前記平面内におい重症度の最も低い病変部と相関の高い第四の軸を設定し、該第四の軸と前記第三の軸との交点を前記基準点として、前記各画素に対応する角度を算出する、

50

請求項 1 1 に記載の評価値計算装置。

【請求項 1 3】

前記第三の軸は、ヘモグロビン色素と相関の高い軸であり、

前記第四の軸は、体腔内の粘膜の色味と相関の高い軸である、

請求項 1 2 に記載の評価値計算装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、所定の評価値を計算する内視鏡システム及び評価値計算装置に関する。

10

【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。近年、カラー内視鏡装置の性能の向上に伴い、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ことが可能になっている。しかし、術者が内視鏡による撮影画像上の僅かな色の違いによって正常組織から病変部を正確に把握して診断できるようになるためには、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把握して診断することは容易ではなく、慎重な作業が要求される。

【0003】

そこで、例えば特開 2014 - 18332 号公報（以下、「特許文献 1」と記す。）に、術者による病変部の診断を補助するため、撮影画像に写る病変部をスコアリングする装置が記載されている。具体的には、特許文献 1 に記載の装置は、内視鏡による撮影画像を構成する各画素について、非線形な利得を画素値に与えるトーン強調処理を行って、病変部と判定される画素値の領域の境界近傍のダイナミックレンジを上げた後、RGB 3 原色で定義される RGB 空間のトーン強調された画素データを HSI 色空間、HSV 色空間等の所定の色空間に変換して色相と彩度の情報を取得し、取得された色相と彩度の情報に基づいて病変部の画素であるか否かを判定し、判定された画素の数に基づいて評価値（病変指数）を計算する。

20

【発明の概要】

【0004】

30

しかし、トーン強調処理等の非線形な計算処理や色空間の変換処理は負荷が重いため、処理の実行には多量のハードウェアリソースが必要になるという問題が指摘される。また、トーン強調処理を行った結果、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）に依存して撮影画像の評価値が変動してしまうという問題も指摘される。

【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、画像の明るさによる評価値の変動を抑えると共に評価値計算の処理負荷を抑えることが可能な内視鏡システム及び評価値計算装置を提供することである。

【0006】

40

本発明の一実施形態によって提供される内視鏡システムは、被写体に向けて照明光を照射する光源装置と、被写体からの反射光を撮像素子により撮像し、少なくとも 3 つ以上の色成分を含むカラー画像を取得する画像取得部と、少なくとも 3 つ以上の色成分のうちの少なくとも 2 つの色成分によって定義される色平面内において、色平面内に設定された所定の基準点及び画像取得部で取得されるカラー画像を構成する各画素の色平面内における画素対応点を結ぶ線分と、対象疾患に相関を有する基準軸と、がなす角度に基づいて各画素の対象疾患に関する評価結果を求める評価部と、を備える。基準軸は、所定の基準点を通るように設定される。

【0007】

上記構成によれば、画像の明るさによる評価値の変動を抑えると共に評価値計算の処理負荷を抑えることが可能となる。

50

【 0 0 0 8 】

基準軸は、色平面内において重症度が所定値以下の対象疾患と相関を有する軸及び重症度が所定値以上である対象疾患と相関を有する軸の少なくとも一方であっても良い。

【 0 0 0 9 】

基準軸は、色平面内において対象疾患のうち重症度が所定以上である高重症度疾患と相関を有する第 1 の軸と、色平面内において高重症度疾患よりも重症度が低くかつ重症度が所定以下である低重症度疾患と相関を有する第 2 軸と、を少なくとも含んでも良い。この場合、評価部は、第 1 の軸及び第 2 の軸の少なくとも一方と、上述の線分と、がなす角度に基づいて評価結果を求める。

【 0 0 1 0 】

基準点は、一例として、第 1 の軸と第 2 の軸の交点であっても良い。

【 0 0 1 1 】

評価部は、上述の線分と第 1 の軸とがなす角度がゼロのときに最大値を取り、上述の線分と第 1 の軸とがなす角度が第 1 の軸と第 2 の軸との間の角度と等しいときに最小値を取るように、上述の線分と第 1 の軸とがなす角度を正規化し、正規化された各画素に対応する角度に基づいて対象疾患に関する評価結果を求めても良い。

【 0 0 1 2 】

内視鏡システムは、評価結果を、画像取得部により取得される通常画像に重ねて表示する表示部を更に備えていても良い。

【 0 0 1 3 】

評価結果は、一例として、炎症の重症度についての評価結果であっても良い。

【 0 0 1 4 】

第 1 の軸は、一例として、体腔内の他の構成物質と比較して、ヘモグロビン色素と相関の高い軸であっても良い。

【 0 0 1 5 】

第 2 の軸は、一例として、体腔内の他の構成物質と比較して、体腔内の粘膜の色味と相関の高い軸であっても良い。

【 0 0 1 6 】

内視鏡システムは、評価結果を、画像取得部により取得される通常画像に重ねて表示する表示部を更に備えていても良い。この場合、評価部は、複数の対象疾患に関する評価結果を夫々求め、色平面と、基準点と、基準軸とは、複数の対象疾患毎に設定されても良い。また、この場合、表示部は、複数の評価結果を識別可能に通常画像に重ねて表示しても良い。

【 0 0 1 7 】

色成分は、色相及び彩度を除いてもよい。言い換えると、色成分は、色相及び彩度を含まなくてもよい。

【 0 0 1 8 】

本発明の一実施形態に係る評価値計算装置は、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の各色成分を持つカラー画像を構成する各画素に対応する画素対応点を、その色成分に応じて、R 成分の軸である第一の軸と、該第一の軸と直交する G 成分又は B 成分の軸である第二の軸とを含む平面内に配置する配置手段と、平面内において重症度の最も高い病変部と相関の高い第三の軸を設定し、各画素について、該第三の軸上に位置する所定の基準点と画素対応点とを結ぶ線分と、該第三の軸とがなす角度を算出する角度算出手段と、算出された各画素に対応する角度に基づいてカラー画像に対する所定の評価値を計算する評価値計算手段と、を備える。

【 0 0 1 9 】

また、本発明の一実施形態において、角度算出手段は、平面内において重症度の最も低い病変部と相関の高い第四の軸を設定し、該第四の軸と第三の軸との交点を基準点として、各画素に対応する角度を算出する構成としてもよい。

【 0 0 2 0 】

また、本発明の一実施形態において、評価値計算手段は、角度算出手段により算出された角度がゼロのときに最大値を取り、該角度が第三の軸と第四の軸との角度と等しいときに最小値を取るように、該角度算出手段により算出された角度を正規化し、正規化された各画素に対応する角度に基づいてカラー画像に対する所定の評価値を計算する構成としてもよい。

【0021】

また、本発明の一実施形態において、第三の軸は、例えば、体腔内の他の構成物質と比較して、ヘモグロビン色素と相関の高い軸である。

【0022】

また、本発明の一実施形態において、第四の軸は、例えば、体腔内の他の構成物質と比較して、粘膜の色味と相関の高い軸である。

10

【0023】

また、本発明の一実施形態において、所定の評価値は、例えば、体腔内の異常部を数値化して示すものである。

【0024】

また、本発明の一実施形態に係る評価値計算装置は、電子内視鏡システムに組み込まれる構成としてもよい。

【0025】

また、本発明の一実施形態に係る評価値計算装置は、R、G、Bの各色成分を持つカラー画像を構成する各画素に対応する画素対応点を、その色成分に応じて、R成分の軸である第一の軸と、該第一の軸と直交するG成分又はB成分の軸である第二の軸とを含む平面内に配置する配置手段と、平面内において重症度の最も低い病変部と相関の高い第三の軸を設定し、各画素について、該第三の軸上に位置する所定の基準点と画素対応点とを結ぶ線分と、該第三の軸とがなす角度を算出する角度算出手段と、算出された各画素に対応する角度に基づいてカラー画像に対する所定の評価値を計算する評価値計算手段と、を備える。

20

【0026】

本発明の一実施形態によれば、画像の明るさによる評価値の変動を抑えると共に評価値計算の処理負荷を抑えることが可能な内視鏡システム及び評価値計算装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

30

【0027】

【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係るプロセッサに備えられる特殊画像処理回路によ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】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RG平面を示す図である。

【図4】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。

【発明を実施するための形態】

40

【0028】

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を例に取り説明する。

【0029】

[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100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。電子スコープ100は、挿入部を有し、挿入部は、先端部及び湾曲部を有する。挿入部内には、LCB(Light Carrying Bundle)102が延設されており、また、先端部には、配光レンズ

50

１０４、対物レンズ１０６、固体撮像素子１０８等が配置される。モニタ３００は、本実施形態の電子内視鏡システムが備える表示部の一例である。なお、以下では図１に示す電子内視鏡システムを例に挙げて説明するが、本発明の電子内視鏡システムが図１に示す電子内視鏡システムに限定されるものではない。また、以下では評価値を求める対象疾患として炎症を例に挙げて説明するが、対象疾患は炎症に限定されるものではなく、色成分によって評価可能な疾患であれば本発明を適用可能である。

【００３０】

プロセッサ２００は、システムコントローラ２０２及びタイミングコントローラ２０４を備えている。システムコントローラ２０２は、メモリ２２２に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム１全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ２０２は、操作パネル２１８に接続されている。システムコントローラ２０２は、操作パネル２１８より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム１の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。術者による入力指示には、例えば電子内視鏡システム１の動作モードの切替指示がある。本実施形態では、動作モードとして、通常モードと特殊モードがある。タイミングコントローラ２０４は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム１内の各回路に出力する。

【００３１】

電子内視鏡システム１は、光源装置を備える。光源装置としては、例えば、ランプ２０８、半導体発光素子などが適用可能であるが、その種類は特に限定はされない。図１に示すランプ２０８は、ランプ電源イグナイタ２０６による始動後、白色光Ｌを射出する。ランプ２０８は、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプである。ランプ２０８より射出された白色光Ｌは、集光レンズ２１０によって集光されつつ絞り２１２を介して適正な光量に制限される。なお、ランプ２０８は、ＬＤ（Laser Diode）やＬＥＤ（Light Emitting Diode）等の半導体発光素子に置き換えてもよい。なお、半導体発光素子に関しては、他の光源と比較して、低消費電力、発熱量が小さい等の特徴があるため、消費電力や発熱量を抑えつつ明るい画像を取得できるというメリットがある。明るい画像が取得できることは、後述する炎症評価値の精度を向上させることにつながる。半導体発光素子は、プロセッサ２００に限らず、電子スコープ１００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１００の先端部内に備えられてもよい。

【００３２】

絞り２１２には、図示省略されたアームやギヤ等の伝達機構を介してモータ２１４が機械的に連結している。モータ２１４は例えばＤＣモータであり、ドライバ２１６のドライブ制御下で駆動する。絞り２１２は、モニタ３００の表示画面に表示される映像を適正な明るさにするため、モータ２１４により動作され開度が変わえられる。ランプ２０８より照射された白色光Ｌの光量は、絞り２１２の開度に応じて制限される。適正とされる映像の明るさの基準は、術者による操作パネル２１８の輝度調節操作に応じて設定変更される。なお、ドライバ２１６を制御して輝度調整を行う調光回路は周知の回路であり、本明細書においては省略することとする。

【００３３】

絞り２１２を通過した白色光Ｌは、ＬＣＢ１０２の入射端面に集光されてＬＣＢ１０２内に入射される。入射端面よりＬＣＢ１０２内に入射された白色光Ｌは、ＬＣＢ１０２内を伝播する。ＬＣＢ１０２内を伝播した白色光Ｌは、電子スコープ１００の先端に配置されたＬＣＢ１０２の射出端面より射出され、配光レンズ１０４を介して生体組織を照射する。白色光Ｌにより照射された生体組織からの戻り光は、対物レンズ１０６を介して固体撮像素子１０８の受光面上で光学像を結ぶ。

【００３４】

固体撮像素子１０８は、例えばベイヤ型画素配置を有する単板式カラーＣＣＤ（Charge Coupled Device）イメージセンサである。固体撮像素子１０８は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、Ｒ（Red）、Ｇ（Green）、Ｂ（Blue

10

20

30

40

50

）の画像信号を生成して出力する。以下、固体撮像素子 108 より順次出力される各画素（各画素アドレス）の画像信号を「画素信号」と記す。なお、固体撮像素子 108 は、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 108 は、原色系（R G B）フィルタを搭載したものであっても良く、或いは、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。補色系フィルタの一例として、C M Y G（シアン、マゼンタ、イエロー、グリーン）フィルタが挙げられる。

【0035】

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

10

【0036】

電子スコープ 100 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 112 が備えられている。ドライバ信号処理回路 112 には、白色光 L により照射された生体組織の画素信号が固体撮像素子 108 よりフレーム周期で入力される。ドライバ信号処理回路 112 は、固体撮像素子 108 より入力される画素信号をプロセッサ 200 の前段信号処理回路 220 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 / 30 秒、1 / 60 秒である。

20

【0037】

ドライバ信号処理回路 112 はまた、メモリ 114 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。メモリ 114 に記録される電子スコープ 100 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 108 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。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。

【0038】

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。

30

【0039】

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。

【0040】

[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。

40

【0041】

前段信号処理回路 220 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 R、G、B の各画素信号に対してデモザイク処理を施す。具体的には、R の各画素信号について G、B の周辺画素による補間処理が施され、G の各画素信号について R、B の周辺画素による補間処理が施され、B の各画素信号について R、G の周辺画素による補間処理が施される。これにより、1 つの色成分の情報しか持たなかった画素信号が全て、R、G、B の 3 つの色成分の情報を持つ画素データに変換される。なお、本実施形態において、デモザイク後の画素データは、R、G、B のそれぞれの色成分について 8 b i t（0 ~ 255）の情報を持つ。

50

【 0 0 4 2 】

前段信号処理回路 2 2 0 は、デモザイク処理後の画素データにマトリックス演算、ホワイトバランス調整処理、ガンマ補正処理等の所定の信号処理を施して特殊画像処理回路 2 3 0 に出力する。

【 0 0 4 3 】

特殊画像処理回路 2 3 0 は、前段信号処理回路 2 2 0 より入力される画素データを後段信号処理回路 2 4 0 へスルー出力する。

【 0 0 4 4 】

後段信号処理回路 2 4 0 は、特殊画像処理回路 2 3 0 より入力される画素データに所定の信号処理を施してモニタ表示用の画面データを生成し、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する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 3 0 0 に出力される。これにより、生体組織のカラー画像がモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。なお、上記生体組織のカラー画像とは、通常画像である。また、生体組織のカラー画像は少なくとも 3 つ以上の色成分を含む。

10

【 0 0 4 5 】

固体撮像素子 1 0 8 によって被写体を撮像し被写体のカラー画像を取得する上述の動作は、画像取得部により行われる。

【 0 0 4 6 】

[特殊モード時の動作]

次に、特殊モード時のプロセッサ 2 0 0 での信号処理動作を説明する。

20

【 0 0 4 7 】

本実施形態では、生体組織のカラー画像が含む色成分のうちの少なくとも 2 つの色成分によって定義される色平面内において、色平面内に設定された所定の基準点及び画像取得部で取得されるカラー画像を構成する各画素の色平面内における画素対応点を結ぶ線分と、対象疾患に相関を有する基準軸と、がなす角度に基づいて各画素の対象疾患に関する評価結果を求める。以下では、色平面を定義する色成分として R 成分と G 成分とを例に挙げ、基準軸として炎症疾患に相関を有する軸を例に挙げて説明するが、本発明はこの実施形態に限定されない。

【 0 0 4 8 】

前段信号処理回路 2 2 0 は、ドライバ信号処理回路 1 1 2 よりフレーム周期で入力される画素信号に対してデモザイク処理、マトリックス演算、ホワイトバランス調整処理、ガンマ補正処理等の所定の信号処理を施して特殊画像処理回路 2 3 0 に出力する。

30

【 0 0 4 9 】

[特殊画像生成処理]

図 2 は、特殊画像処理回路 2 3 0 による特殊画像生成処理のフローチャートの例を示す。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。

【 0 0 5 0 】

[図 2 の S 1 1 (現フレームの画素データの入力)]

本処理ステップ S 1 1 では、前段信号処理回路 2 2 0 より現フレームの各画素の画素データが入力される。

40

【 0 0 5 1 】

[図 2 の S 1 2 (R G 平面へのプロット)]

図 3 に、互いに直交する R 軸と G 軸とによって定義される R G 平面 (より詳細には、R 軸、G 軸の二軸によって規定される R G 平面内の区画) を示す。なお、R 軸は、R 成分 (R の画素値) の軸であり、G 軸は、G 成分 (G の画素値) の軸である。本処理ステップ S 1 2 では、R G B 3 原色で定義される R G B 空間の各画素の画素データ (三次元データ) が R G の二次元データに変換されて、図 3 に示されるように、R、G の画素値に応じて R G 平面内にプロット (正射影) される。以下、説明の便宜上、R G 平面内にプロットされた画素データの点を「画素対応点」と記す。なお、図 3 においては、図面を明瞭化する便

50

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。

【 0 0 5 2 】

このように、本処理ステップ S 1 2 では、色空間の画素データ（三次元データ）が色平面に正射影され、該画素データに対応する色空間内の点から色平面に下された垂線の足が画素対応点（二次元データ）となる。

【 0 0 5 3 】

[図 2 の S 1 3（基準軸の設定）]

本処理ステップ S 1 3 では、炎症強度を計算するために必要な R G 平面内の基準軸が設定される。図 4 に、基準軸の説明を補助する図を示す。

【 0 0 5 4 】

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 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。

【 0 0 5 5 】

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

【 0 0 5 6 】

そこで、本処理ステップ S 1 3 では、図 4 に示されるように、例えば 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。これらヘモグロビン変化軸 A X 1 及び粘膜変化軸 A X 2 の設定データは、例えば、メモリ 2 2 2 等の記憶媒体に予め記憶されていても良い。また、基準軸が通る点として（ 5 0 , 0 ）及び（ 2 5 5 , 7 6 ）、（ 0 , 0 ）及び（ 2 5 5 , 1 9 2 ）を例に挙げたが、これに限定されるものではない。上記点は適宜変更可能である。

【 0 0 5 7 】

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、重症度の最も高い炎症画像例や、重症度の最も低い炎症画像例（実質的に正常部位であるとみなされる画像例）など、各段階の炎症画像例が含まれる。なお、図 4 の例では、図面を明瞭化する便宜上、解析の結果得られたプロットを一部だけ示している。解析の結果実際に得られたプロットは、図 4 に示されるプロットの数よりも遥かに多い。

【 0 0 5 8 】

上述したように、炎症が強い異常部位ほど R 成分が他の成分（G 成分及び B 成分）に対して強くなる。そのため、プロットが分布する領域と分布しない領域との境界線であって、G 軸よりも R 軸に近い方の境界線上の軸、図 4 の例では、（ 5 0 , 0 ）及び（ 2 5 5 , 7 6 ）を通る境界線上の軸が、炎症の重症度の最も高い病変部（重症度の最も高い炎症（異常）部位）と相関の高い軸として設定される。この軸がヘモグロビン変化軸 A X 1 であ

る。ヘモグロビン変化軸 A X 1 には、様々な撮影条件（例えば白色光 L の当たり具合）で撮影された重症度の最も高い炎症部位に対応するプロットが重畳される。

【 0 0 5 9 】

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、重症度の最も低い病変部（重症度の最も低い炎症（異常）部位であって、実質的に正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）で撮影された重症度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 6 0 】

補足すると、重症度の最も高い炎症部位は、出血を伴う場合がある。一方、重症度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、重症度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、重症度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 6 1 】

なお、上述では基準軸として重症度の最も高い炎症部位を示す軸と重症度の最も低い炎症部位を示す軸とを設定する例を挙げて説明したが、本発明はこの形態に限定されるものではない。

【 0 0 6 2 】

基準軸は、少なくとも評価対象となる炎症と相関を有する軸であればよい。例えば、色平面内において炎症の重症度が所定値以下である部位を示す画素と相関を有する軸と、炎症の重症度が所定値以上である部位を示す画素と相関を有する軸と、の少なくとも一方を基準軸として設定してもよい。

【 0 0 6 3 】

また、炎症の重症度が所定値以上である部位を高重症度炎症とし、炎症の重症度が所定値以下であり、かつ、高重症度炎症よりも重症度が低い部位を低重症度炎症とした場合、基準軸は、高重症度炎症の部位を示す軸と、低重症度炎症の部位を示す軸として設定されてもよい。

30

【 0 0 6 4 】

また、基準軸を複数設定する場合、その複数の基準軸同士がなす角が、色平面を定義する色成分が示す軸同士がなす角よりも小さいことが好ましい。基準軸同士がなす角が小さいほど、分解能が向上するため、精度の高い評価値を得ることができる。基準軸同士がなす角は、90 度未満であることが好ましく、60 度以下であることがより好ましい。

【 0 0 6 5 】

[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、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。

40

【 0 0 6 6 】

[図 2 の S 1 5 （角度の算出）]

本処理ステップ S 1 5 では、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、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' と注目画素の画素対応点とを結ぶ線分 L と、ヘモグロビン変化軸 A X 1 とがなす角度 θ が算出される（図 3 参照）。なお、基準点 O' は座標 (- 1 5 0 , - 7 5) に位置する。

50

【 0 0 6 7 】

なお、基準点 O' を座標 $(-150, -75)$ にする例に挙げたが、これに限定されるものではない。上記基準点 O' は適宜変更可能である。

【 0 0 6 8 】

基準点として好適な座標位置は、例えば、明るさの変動による評価結果の誤差を少なくできる位置である。具体的には、基準点は、暗部（輝度が所定値未満）での評価結果と非暗部（輝度が所定値以上）での評価結果との誤差を最小にする点を予め求めることで設定することが好ましい。

【 0 0 6 9 】

また、例えば、基準点 O' を座標 $(-10, -10)$ から $(10, 10)$ の間に設定すると、座標 $(-150, -75)$ 等を基準点 O' と設定した場合と比較して、画素対応点が増えた場合の角度 θ の変化量が大きくなるため、分解能が向上するため、精度の高い評価結果を得ることができる。

10

【 0 0 7 0 】

他方、基準点 O' を座標 $(-50, -50)$ から $(-200, -200)$ の間に設定することで、評価部で求める評価結果のノイズの影響を小さくすることができる。

【 0 0 7 1 】

[図 2 の S 1 6 (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、重症度の最も高い炎症部位ではヘモグロビン変化軸 $AX1$ 上に沿って変化し、重症度の最も低い炎症部位では粘膜変化軸 $AX2$ 上に沿って変化する。また、中間の重症度の炎症部位の撮影画像の色味も同じ傾向で変化するものと推定される。すなわち、炎症部位に対応する画素対応点は、白色光 L の当たり具合によって変化すると、基準点 O' を起点とした方位角方向にシフトする。言い換えると、炎症部位に対応する画素対応点は、白色光 L の当たり具合によって変化すると、角度 θ が一定のまま移動して基準点 O' との距離が変わる。これは、角度 θ が撮影画像の明るさの変化に実質的に影響を受けないパラメータであることを意味する。

20

【 0 0 7 2 】

角度 θ が小さいほど R 成分が G 成分に対して強くなり、炎症部位の重症度が高いことを示す。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、炎症部位の重症度が低いことを示す。そこで、本処理ステップ $S16$ 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、角度 θ を正規化する。なお、 θ_{MAX} は、ヘモグロビン変化軸 $AX1$ と粘膜変化軸 $AX2$ とがなす角度と等しい。これにより、注目画素について、 $0 \sim 255$ の範囲に収まる炎症強度(8bitの情報)が得られる。

30

【 0 0 7 3 】

[図 2 の S 1 7 (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メモリ 222 等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 $0 \sim 5$ 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 $250 \sim 255$ の範囲では赤色が対応付けられている。

40

【 0 0 7 4 】

本処理ステップ $S17$ では、処理ステップ $S14$ (注目画素の選択)にて選択された注目画素の、カラーマップ画像上での表示色が、上記テーブルに基づき、処理ステップ $S16$ (正規化処理)にて得られた注目画素の炎症強度の値に応じた色に決定される。

【 0 0 7 5 】

50

[図 2 の S 1 8 (全画素に対する処理の実行完了判定)]

本処理ステップ S 1 8 では、現フレームの全ての画素に対して処理ステップ S 1 4 ~ S 1 7 が実行されたか否かが判定される。

【 0 0 7 6 】

処理ステップ S 1 4 ~ S 1 7 が未実行の画素が残っている場合 (S 1 8 : N O)、図 2 の特殊画像生成処理は、次の注目画素に対して処理ステップ S 1 4 ~ S 1 7 を実行するため、処理ステップ S 1 4 (注目画素の選択) に戻る。

【 0 0 7 7 】

[図 2 の S 1 9 (炎症評価値の計算)]

本処理ステップ S 1 9 は、処理ステップ S 1 8 (全画素に対する処理の実行完了判定) 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 ~ S 1 7 が実行されたと判定された場合 (S 1 8 : Y E S) に実行される。本処理ステップ S 1 9 では、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が撮影画像全体の炎症評価値として計算され、計算された炎症評価値の表示データ (表示データ例 : S c o r e : ○ ○) が生成される。対象疾患の評価結果としての上述の炎症評価値を求める動作は、評価部により行われる。

【 0 0 7 8 】

[図 2 の S 2 0 (オーバレイ処理)]

本処理ステップ S 2 0 では、前段信号処理回路 2 2 0 より入力される画素データ (すなわち、R G B の 3 つの色成分を持つ画素データ) に基づく通常画像と、処理ステップ S 1 7 (カラーマップ画像上での表示色の決定) にて所定の表示色に決定された画素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、前者の画素データ (通常の画素データ) と後者の画素データ (カラーマップ用の画素データ) とが加算される。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。通常画像の方を濃く表示したい場合は、通常の画素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、カラーマップ用の画素データの係数が高く設定される。

【 0 0 7 9 】

[図 2 の S 2 1 (終了判定)]

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

【 0 0 8 0 】

[画面表示例]

後段信号処理回路 2 4 0 は、図 2 の処理ステップ S 2 0 (オーバレイ処理) にて加算処理された画素データに基づいて通常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。後段信号処理回路 2 4 0 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。

【 0 0 8 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 8 2 】

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

10

20

30

40

50

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。

【0083】

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

【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。

10

【0085】

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

【0086】

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

【0087】

20

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】

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

【0089】

30

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

【0090】

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

40

【0091】

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

【0092】

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

50

ができる。特に、軽度の炎症に関しては、その判断基準は明瞭なものではないため、術者間の個人差を大きくする要因となっている。この点に関しても、本実施形態の構成によれば、客観的な評価値を術者に提供できるため、個人差による診断のばらつきを低減することができる。

【0093】

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

10

【0094】

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。

【0095】

上記の実施形態では、各画素に含まれる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、R成分とG成分に代えて、R成分とB成分を用いることにより、上記の実施形態とは別の被検対象に関する評価値を計算することもできる。なお、この場合、例えばサンプル画像のプロットの分布が図4に示される例と異なるため、図2

20

。

【0096】

上記の実施形態では、R、G、Bの原色成分を使用し炎症等の評価値が算出されているが、本発明による評価値算出のための構成は、R、G、Bの原色成分の使用に限定されるものではない。R、G、B原色成分の使用に代えて、例えばC、M、Y、G（シアン、マゼンタ、イエロー、グリーン）の補色系の成分を使用し、上記の実施形態と同様な手法によって炎症等の評価値を算出してもよい。

【0097】

上記の実施形態では、RGB色空間の画素データがRG平面画素データに変換され、変換された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 （ $n \geq 3$ ）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 （ $n > m \geq 2$ ）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）に関する評価値を計算することもできる。

30

【0098】

なお、基準軸は使用する色空間、色平面、評価の対象となる疾患の種類等によって適切なものを選択して設定することが好ましい。また、基準軸は色平面の（0，0）を通る軸として設定されてもよい。これにより、実装を単純化することができるという効果がある。

40

【0099】

上記の実施形態では、ランプ電源イグナイタ206、ランプ208、集光レンズ210、絞り212、モータ214等を含む光源部が、プロセッサと一体に設けられているが、光源部はプロセッサとは別体の装置として設けられていてもよい。

【0100】

上記の実施形態において説明した通り、固体撮像素子108としてCCDイメージセンサに代え、CMOS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

50

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。

【0101】

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。

10

【0102】

上記の実施形態における特殊画像生成処理では、画像中の全ての画素を処理の対象としているが、例えば、極めて高輝度の画素及び極めて低輝度の画素等は、処理の対象から除外してもよい。具体的には、例えば、予め定められた基準輝度範囲の輝度をもつと判定された画素のみを評価値算出の対象とすることによって評価値の精度を向上させることができる。

【0103】

上記の実施形態の説明において述べた通り、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）。

20

【0104】

また、評価値算出のために使用する色成分に関しては、色相と彩度を使用して評価値を算出することを除外してもよい。

【0105】

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、ヘモグロビン変化軸 $A \times 1$ とがなす角度 θ を算出し、算出された角度 θ に基づいて炎症評価値を計算しているが、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炎症評価値を計算してもよい。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2の処理ステップS16（正規化処理）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。

30

【0106】

つまり、基準軸は、色平面内において重症度が所定値以下の対象疾患と相関を有する軸及び重症度が所定値以上である対象疾患と相関を有する軸の少なくとも一方であって良い。より具体的には、基準軸は、色平面内において対象疾患のうち重症度が所定以上である高重症度疾患と相関を有する第1の軸と、色平面内において高重症度疾患よりも重症度が低くかつ重症度が所定以下である低重症度疾患と相関を有する第2軸と、を少なくとも含んでも良い。この場合、評価結果を求める評価部は、第1の軸及び第2の軸の少なくとも一方と、上述の線分（生体組織のカラー画像を含む色成分のうちの少なくとも2つの色成分によって定義される色平面内において、色平面内に設定された所定の基準点及び画像取得部で取得されるカラー画像を構成する各画素の色平面内における画素対応点を結ぶ線分）と、がなす角度に基づいて評価結果を求める構成となる。

40

【0107】

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

50

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 $R\ G$ 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、図 2 の特殊画像生成処理の負荷が軽くなり、処理速度が向上する。

【0108】

評価部は、複数の対象疾患に関する評価結果を夫々求めるように構成されていても良い。この場合には、色平面と、基準点と、基準軸とは、複数の対象疾患毎に設定されることになる。また、この場合、表示部を構成するモニタには、複数の評価結果が識別可能に通常画像に重ねて表示されても良い。このような構成によれば、設定等を切り替えることなく、一画面で複数の疾患の可能性のある部位を術者が認識することが可能となる。その結果、患者の負担を増やすことなく、術者の診断補助を行うことが可能となる。

10

【符号の説明】

【0109】

1 電子内視鏡システム

100 電子スコープ

102 LC B

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

20

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

30

218 操作パネル

220 前段信号処理回路

222 メモリ

230 特殊画像処理回路

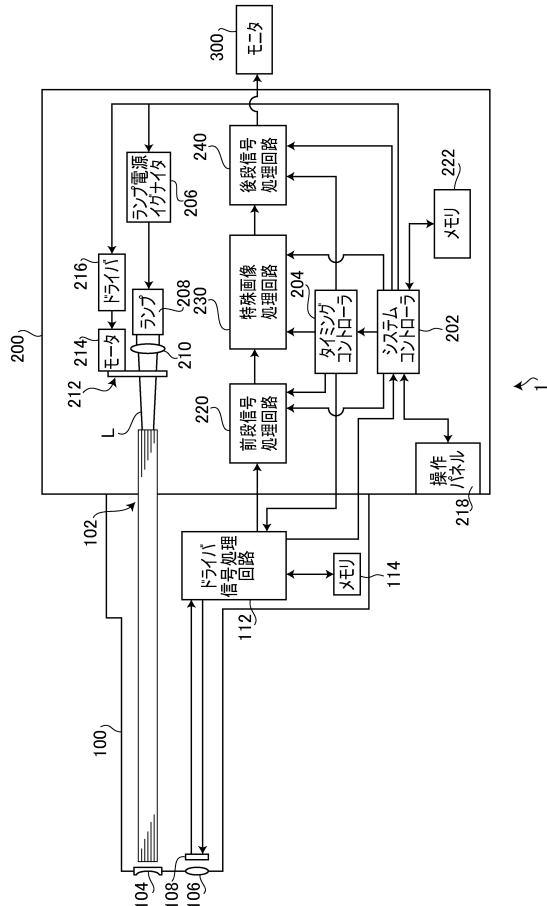
240 後段信号処理回路

【要約】

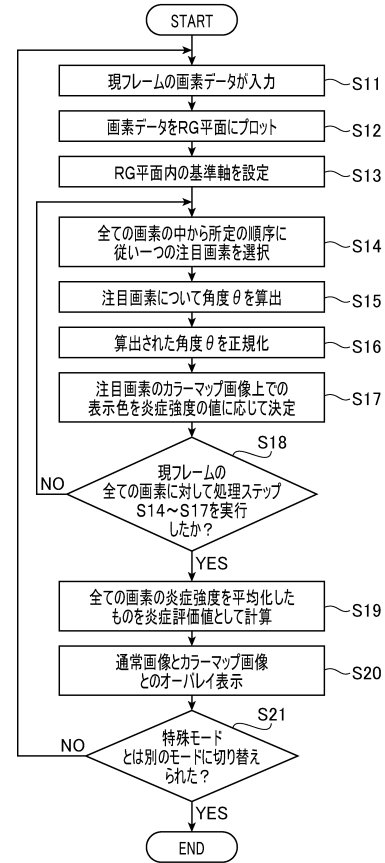
内視鏡システムを、被写体に向けて照明光を照射する光源装置と、被写体からの反射光を撮像素子により撮像し、少なくとも3つ以上の色成分を含むカラー画像を取得する画像取得部と、少なくとも3つ以上の色成分のうちの少なくとも2つの色成分によって定義される色平面内において、色平面内に設定された所定の基準点及び画像取得部で取得されるカラー画像を構成する各画素の色平面内における画素対応点を結ぶ線分と、対象疾患に相関を有する基準軸と、がなす角度に基づいて各画素の対象疾患に関する評価結果を求める評価部と、を備え、基準軸は所定の基準点を通るように設定される構成とする。

40

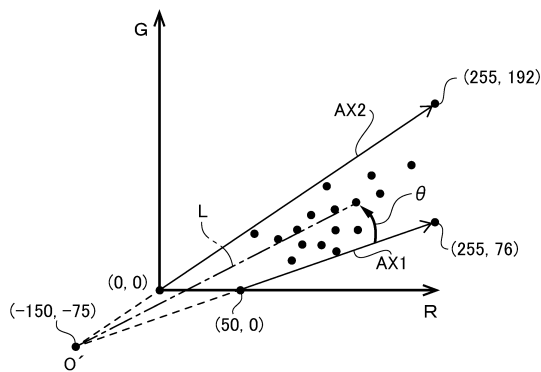
【図 1】



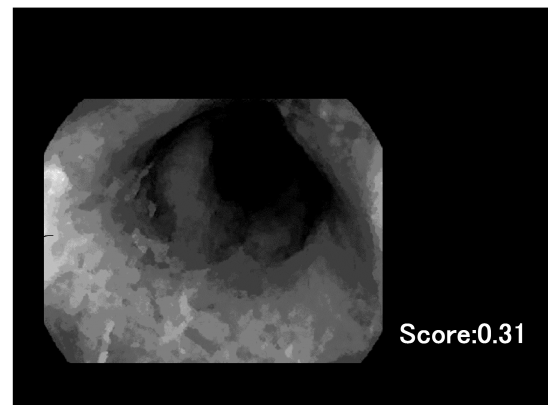
【図 2】



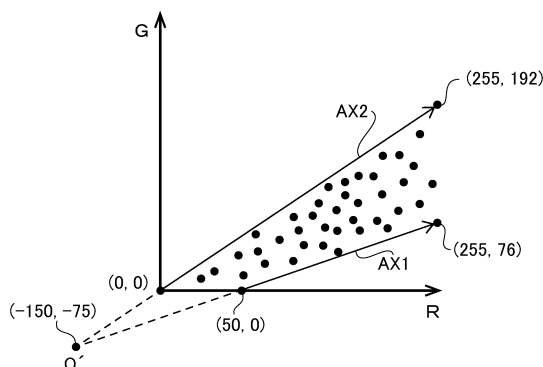
【図 3】



【図 5】



【図 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 4 - 2 1 3 0 9 4 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 1 8 3 3 2 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 8 7 7 5 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜系统和评估值计算装置		
公开(公告)号	JP6125740B1	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	JP2017503972	申请日	2016-09-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	牧野貴雄		
发明人	牧野 貴雄		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0684 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00186 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/07 G02B23/2469 G06T7/0012 G06T7/80 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30096 H04N7/183		
FI分类号	A61B1/04.370		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
优先权	2015192431 2015-09-30 JP		
其他公开文献	JPWO2017057680A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统，利用照明光对被检体进行照明的光源装置，利用图像传感器捕捉来自被检体的反射光并获取包含至少三个或更多颜色成分的彩色图像的图像捕获单元，在由至少三个或更多颜色分量中的至少两个颜色分量限定的颜色平面中，在该颜色平面中设置预定参考点，并且每个像素形成由图像获取单元获取的彩色图像。线段连接颜色平面中的像素对应点和与目标疾病具有相关性的参考轴，以及评估单元，其基于由参考轴形成的角度获得关于每个像素的目标疾病的评估结果，设定为经过预定的基准点。

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B1)		(11) 特許番号 特許第6125740号 (P6125740)	
(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)		(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)			
(51) Int.Cl. A 6 1 B 1/04 (2006.01)		F 1 A 6 1 B 1/04 3 7 0			
請求項の数 13 (全 18 頁)					
(21) 出願番号 特願2017-503972 (P2017-503972)		(73) 特許権者 000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号			
(22) (22) 出願日 平成28年9月30日(2016.9.30)		(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平			
(23) 国際出願番号 PCT/JP2016/079024		(74) 代理人 100169856 弁理士 尾山 栄啓			
(31) 審査請求日 平成29年1月23日(2017.1.23)		(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴			
(32) 優先権主張番号 特願2015-192431 (P2015-192431)		(72) 発明者 牧野 貴雄 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号 H O Y A 株式会社内			
(33) 優先日 平成27年9月30日(2015.9.30)		審査官 安田 明央			
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		最終頁に続く			
早期審査対象出願					
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び評価値計算装置					

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び評価値計算装置