

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02020/188825

発行日 令和3年9月13日 (2021.9.13)

(43) 国際公開日 令和2年9月24日 (2020.9.24)

(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

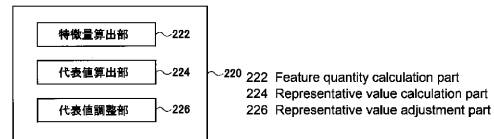
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

<p>出願番号 特願2021-506120 (P2021-506120)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2019/011922</p> <p>(22) 国際出願日 平成31年3月20日 (2019.3.20)</p> <p>(81) 指定国・地域 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</p>	<p>(71) 出願人 000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号</p> <p>(74) 代理人 110000165 グローバル・アイピー東京特許業務法人</p> <p>(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 OYA株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C161 AA04 AA22 CC06 LL02 TT03 WW02</p>
--	--

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

電子内視鏡システムは、電子内視鏡で撮像された画像を用いて、生体組織に現れる外観の特徴を数値で評価する画像処理ユニットを備える。前記画像処理ユニットは、生体組織の注目部分に現れる第1色成分あるいは第1形状により特徴付けられ、前記第1色成分あるいは前記第1形状に関する、前記第1特徴の程度を示す第1画素評価値を、前記画像から画素毎に算出し、前記第1画素評価値を統合することにより前記第1特徴に関する第1代表評価値を算出する。前記画像処理ユニットは、さらに、前記第1色成分あるいは前記第1形状を前記第1特徴と共有し、前記第1画素評価値の高低に影響を与える第2特徴の程度を、第2色成分あるいは第2形状によって評価し、前記第2特徴の程度の評価結果に基づいて、前記第1代表評価値を増減する処理を行う。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織を撮像するように構成された電子内視鏡と、

前記電子内視鏡で撮像された前記生体組織の注目部分の画像を用いて、前記生体組織の注目部分に現れる外観の特徴の程度を数値で評価するように構成された画像処理ユニットを含むプロセッサと、

前記数値の情報を表示するように構成されたモニタと、を備え、

前記画像処理ユニットは、前記注目部分に第 1 特徴として現れる第 1 色成分あるいは第 1 形状により特徴付けられる第 1 画素評価値であって、前記注目部分が示す前記第 1 色成分あるいは前記第 1 形状に関する、前記第 1 特徴の程度を示す第 1 画素評価値を、前記画像から画素毎に算出するように構成された特徴量算出部と、

前記画像における各画素の前記第 1 画素評価値を統合することにより、撮像した前記生体組織の前記第 1 特徴に関する第 1 代表評価値を算出するように構成された代表値算出部と、

前記第 1 色成分あるいは前記第 1 形状を前記第 1 特徴と共有し、前記第 1 画素評価値の高低に影響を与える前記生体組織の前記注目部分に現れる第 2 特徴の程度を、前記注目部分の第 2 色成分及び第 2 形状の少なくとも一つによって評価し、前記第 2 特徴の程度の評価結果に基づいて、前記第 1 代表評価値を増減するように構成された代表値調整部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記代表調整部は、前記第 1 色成分あるいは前記第 1 形状を前記第 1 特徴と共有し、前記第 1 画素評価値の高低に影響を与える前記注目部分に現れる第 3 特徴の程度を、前記注目部分の第 3 色成分及び第 3 形状の少なくとも一つで評価し、前記第 2 特徴の程度の評価結果及び前記第 3 特徴の程度の評価結果に基づいて、前記第 1 代表評価値を増減するように構成された、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 画素評価値は、前記第 1 特徴の程度として、前記第 1 形状に関する確からしさの程度を数値化した値であり、

前記第 2 特徴の程度の前記評価結果は、前記画像中の前記第 2 色成分に関する評価結果である、請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 特徴の程度は、前記生体組織の表面に現れる血管の線状に延びる血管の確からしさであり、

前記第 2 の特徴の程度は、前記生体組織の潰瘍の程度であり、

前記代表値調整部は、前記第 2 特徴の程度を、前記画像の画素毎の赤色成分を数値化した値に関するヒストグラム分布における分布の広がりパラメータ、及び前記赤色成分を数値化した値のうち最大値の少なくとも一方により評価するように構成された、請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 画素評価値は、前記第 1 特徴の程度として、前記第 1 色成分の程度を数値化した値であり、

前記第 2 特徴の程度の前記評価結果は、前記第 2 形状として前記第 2 特徴が現れる範囲を抽出した領域における、前記第 2 色成分を含む程度の評価結果であり、前記第 2 色成分と前記第 1 色成分は、前記画像の前記画素値を定める同じ画素色成分である、請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 特徴の程度は、前記注目部分の炎症部位の炎症の程度であり、前記炎症の程度は、前記画像の赤色成分の程度で評価し、

前記第 2 特徴の程度は、前記生体組織の出血により前記生体組織の表面を血液が覆った領域における出血の程度であり、前記出血の程度は、前記領域において前記赤色成分を含

10

20

30

40

50

む程度を数値化した値である、請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記画像処理ユニットは、前記電子内視鏡で得られた前記生体組織の画像から、前記生体組織の病変の程度を前記画像の色成分の情報を少なくとも用いて 1 つの値で表した病変の重症度を求めるように構成され、

前記特徴量算出部は、前記病変部に現れる複数の外観の特徴のそれぞれを、前記病変部が示す色成分、あるいは前記病変部の形状により特徴付けることができる、前記複数の外観の特徴に対応した複数の画素評価値であって、前記病変部が示す色成分あるいは前記病変部の形状に関する、前記複数の特徴のそれぞれの程度を示す前記複数の画素評価値を、前記画像から画素毎に算出するように構成され、

10

前記複数の画素評価値は、前記第 1 画素評価値を含み、

前記代表値算出部は、前記画像における各画素の前記第 1 画素評価値を含む前記複数の画素評価値それぞれを前記複数の外観の特徴毎に統合することにより撮像した生体組織の前記第 1 代表評価値を含む複数の代表評価値を算出するように構成され、

前記複数の代表評価値のうち前記代表値調整部が調整した前記第 1 代表評価値を含む少なくとも 2 つの代表評価値を演算して統合した 1 つの数値を前記病変の重症度として算出するように構成された統合部を備える、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、生体組織の画像を画像処理する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織における病変部は、生体組織の粘膜層が薄くなって荒れて赤色を示す炎症から、粘膜層及びその下層まで部分的に欠落する潰瘍まで、種々のレベルの重症度が存在する。例えば、潰瘍性大腸炎（UC：Ulcerative Colitis）の病変の潰瘍部位では、白苔や膿様粘液を含み白色になり、また、炎症部位では、浮腫や易出血性を含む赤色を帯びる。このような病変部を、内視鏡システムで撮像して観察することができる。

【0003】

30

しかし、術者が内視鏡で得られる画像内に含まれる色の相違によって正常部位と病変部とを識別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識別することは容易ではなく、慎重な作業が要求される。したがって、内視鏡システムは、病変部における病変の程度を客観的に数値化した評価結果を提供することが好ましい。

これに対して、画像の明るさによる炎症部位の評価値の変動を抑えて安定した評価値の計算を行い、かつ、評価値の計算の処理負荷を抑えることが可能な内視鏡システムが知られている（特許文献 1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0004】

【特許文献 1】国際公開第 2017/057680 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述の内視鏡システムでは、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受光して撮像し、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

50

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。基準軸は、色平面内において炎症度が所定値以下の対象疾患と相関を有する軸及び炎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る。

このような構成によれば、画像の明るさによる炎症評価値の変動を抑えて、安定した炎症評価値の計算を行い、かつ、炎症評価値の計算の処理負荷を抑えることができる。

【0006】

上記内視鏡システムでは、色成分に関する対象疾患の程度を評価することができる。対象疾患が例えば炎症である場合、粘膜層が薄くなって赤色を呈する炎症部位の近傍には、赤色を呈する血管部分、及び、炎症に粘膜がなくなって出血して表面が血液で覆われて赤色を呈する領域も存在する。このため、炎症部位として評価した炎症評価値には、血管部分や血液で覆われた領域の評価も含まれる不都合が生じる。このため、上記炎症評価値では、炎症の程度を精度よく評価することは難しい場合がある。

10

【0007】

また、赤色を呈する炎症部位や白色を呈する潰瘍部位の近傍に現れる血管の赤色の程度は、炎症の程度や潰瘍の程度によって変化することから、炎症や潰瘍を含む病変の程度を

血管の赤色成分の程度の評価結果を含めて評価することは好ましい。この場合、血管の部分は、線状をなしているため、線形状のパターンマッチングによって血管の部分を検出することが可能である。しかし、病変部の血管の近傍には複数の炎症や潰瘍が存在する場合があります。例えば、2つの潰瘍間に挟まれた炎症部位が、帯状を成している場合もある。この場合、線形状のパターンマッチングによって血管の部分の他に、2つの潰瘍間に挟まれた細長い帯状の部分も誤って検出される不都合が生じる。このため、病変の程度を精度よく評価することは難しい場合がある。

20

【0008】

そこで、本発明は、生体組織の注目部分、例えば病変部等に現れる外観の特徴、例えば血管の確からしさや炎症による赤色成分の程度を数値で精度よく評価することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一実施形態は、内視鏡システムである。当該内視鏡システムは、生体組織を撮像するように構成された電子内視鏡と、前記電子内視鏡で撮像された前記生体組織の注目部分の画像を用いて、前記生体組織の注目部分に現れる外観の特徴の程度を数値で評価するように構成された画像処理ユニットを含むプロセッサと、

30

前記数値の情報を表示するように構成されたモニタと、を備える。

前記画像処理ユニットは、前記注目部分に第1特徴として現れる第1色成分あるいは第1形状により特徴付けられる第1画素評価値であって、前記注目部分が示す前記第1色成分あるいは前記第1形状に関する、前記第1特徴の程度を示す第1画素評価値を、前記画像から画素毎に算出するように構成された特徴量算出部と、

40

前記画像における各画素の前記第1画素評価値を統合することにより、撮像した前記生体組織の前記第1特徴に関する第1代表評価値を算出するように構成された代表値算出部と、

前記第1色成分あるいは前記第1形状を前記第1特徴と共有し、前記第1画素評価値の高低に影響を与える前記生体組織の前記注目部分に現れる第2特徴の程度を、前記注目部分の第2色成分及び第2形状の少なくとも一つによって評価し、前記第2特徴の程度の評価結果に基づいて、前記第1代表評価値を増減するように構成された代表値調整部と、を備える。

【0010】

前記代表調整部は、前記第1色成分あるいは前記第1形状を前記第1特徴と共有し、前

50

記第1画素評価値の高低に影響を与える前記注目部分に現れる第3特徴の程度を、前記注目部分の第3色成分及び第3形状の少なくとも1つで評価し、前記第2特徴の程度の評価結果及び前記第3特徴の程度の評価結果に基づいて、前記第1代表評価値を増減するように構成される、ことが好ましい。

【0011】

前記第1画素評価値は、前記第1特徴の程度として、前記第1形状に関する確からしさの程度を数値化した値であり、

前記第2特徴の程度の前記評価結果は、前記画像中の前記第2色成分に関する評価結果である、ことが好ましい。

【0012】

前記第1特徴の程度は、前記生体組織の表面に現れる血管の線状に延びる血管の確からしさであり、

前記第2の特徴の程度は、前記生体組織の潰瘍の程度であり、

前記代表値調整部は、前記第2特徴の程度を、前記画像の画素毎の赤色成分を数値化した値に関するヒストグラム分布における分布の広がりパラメータ、及び前記赤色成分を数値化した値のうち最大値の少なくとも一方により評価するように構成される、ことが好ましい。

【0013】

前記第1画素評価値は、前記第1特徴の程度として、前記第1色成分の程度を数値化した値であり、

前記第2特徴の程度の前記評価結果は、前記第2形状として前記第2特徴が現れる範囲を抽出した領域における、前記第2色成分を含む程度の評価結果であり、前記第2色成分と前記第1色成分は、前記画像の前記画素値を定める同じ画素色成分である、ことも好ましい。

【0014】

前記第1特徴の程度は、前記注目部分の炎症部位の炎症の程度であり、前記炎症の程度は、前記画像の赤色成分の程度で評価し、

前記第2特徴の程度は、前記生体組織の出血により前記生体組織の表面を血液が覆った領域における出血の程度であり、前記出血の程度は、前記領域において前記赤色成分を含む程度を数値化した値である、ことが好ましい。

【0015】

前記画像処理ユニットは、前記電子内視鏡で得られた前記生体組織の画像から、前記生体組織の病変の程度を前記画像の色成分の情報を少なくとも用いて1つの値で表した病変の重症度を求めるように構成され、

前記特徴量算出部は、前記病変部に現れる複数の外観の特徴のそれぞれを、前記病変部が示す色成分、あるいは前記病変部の形状により特徴付けることができる、前記複数の外観の特徴に対応した複数の画素評価値であって、前記病変部が示す色成分あるいは前記病変部の形状に関する、前記複数の特徴のそれぞれの程度を示す前記複数の画素評価値を、前記画像から画素毎に算出するように構成され、

前記複数の画素評価値は、前記第1画素評価値を含み、

前記代表値算出部は、前記画像における各画素の前記第1画素評価値を含む前記複数の画素評価値それぞれを前記複数の外観の特徴毎に統合することにより撮像した生体組織の前記第1代表評価値を含む複数の代表評価値を算出するように構成され、

前記複数の代表評価値のうち前記代表値調整部が調整した前記第1代表評価値を含む少なくとも2つの代表評価値を演算して統合した1つの数値を前記病変の重症度として算出するように構成された統合部を備える、ことが好ましい。

【発明の効果】

【0016】

上述の内視鏡システムによれば、生体組織の注目部分に現れる外観の特徴、例えば血管の確からしさや炎症による赤色成分の程度を数値で精度よく評価することができる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】一実施形態の内視鏡システムの構成の一例を示すブロック図である。

【図2】一実施形態の内視鏡システムの画像処理ユニットの構成の一例を説明する図である。

【図3】図2に示す画像処理ユニットが備える特徴量算出部が血管の確からしさを評価する方法を説明する図である。

【図4】図2に示す特徴量算出部が空間フィルタを用いる場合のフィルタ係数の一例を示す図である。

【図5】(a)は、潰瘍及び炎症が生じた部位の一例を模式的に示す図であり、(b)は、一実施形態で用いるテンプレートによるマッチング度の評価結果の一例を模式的に示す図である。 10

【図6】一実施形態で算出する赤色度を説明する図である。

【図7】一実施形態で算出する赤色度を説明する図である。

【図8】(a)～(d)は、赤色度と潰瘍の関係を説明する図である。

【図9】赤色度の標準偏差と最大ピンの関係の例を示す図である。

【図10】(a)、(b)は、一実施形態で用いる血管の確からしさの代表値(第1代表評価値)の調整の一例を説明する図である。

【図11】一実施形態において血管スコアを算出する処理フローを示す図である。

【図12】一実施形態において重症度を算出する画像処理ユニットの構成の一例を示す図である。 20

【図13】一実施形態で行う第1特徴及び第2特徴の程度の評価結果が、病変の程度の進行に伴って変化する例を説明する図である。

【図14】(a)～(c)は、一実施形態で行う評価結果の例を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

(実施形態の概要説明)

以下、内視鏡システムの一実施形態について詳細に説明する。

生体組織の病変部等の注目部分に現れる外観の特徴の程度を数値で評価する際、内視鏡システムにおいて、注目部分に現れる色成分あるいは形状に関する特徴の程度を数値で表わすことができる。しかし、この色成分あるいは形状は、生体組織に現れる別の外観の特徴と重なる場合がある。すなわち、注目部分に現れる色成分あるいは形状に関する特徴の程度を数値で表した評価結果に、別の特徴による評価結果が重なっている場合がある。 30

このため、電子内視鏡で撮像した画像を用いて、生体組織の注目部分に現れる外観の特徴を数値で評価するように構成される実施形態の画像処理ユニットは、特徴量算出部と、代表値算出部と、代表値調整部とを備えることにより、注目部分に現れる色成分あるいは形状に関する特徴の程度を数値で表した評価結果を、色成分あるいは形状に関して重なっている別の特徴の評価結果に基づいて調整する。

注目部分は、病変部には限定されず、正常部位であってもよく、例えば血管が生体組織の表面に病変前の予兆として多く現れるといった特徴を呈する等といった病変にいたらない正常部位であってもよい。 40

【0019】

すなわち、本実施形態の画像処理ユニットの特徴量算出部は、注目部分に第1特徴として現れる第1色成分あるいは第1形状により特徴付けられる第1画素評価値を、画像から画素毎に算出するように構成される。第1画素評価値は、注目部分が示す第1色成分あるいは第1形状に関する、第1特徴の程度を示す評価値である。

代表値算出部は、特徴量算出部で算出した各画素の第1画素評価値を統合することにより撮像した生体組織の第1特徴に関する第1代表評価値を算出するように構成される。

代表値調整部は、第1特徴とは別の第2特徴の程度を、注目部分の第2色成分及び注目部分の第2形状の少なくとも1つによって評価し、第2特徴の程度の評価結果に基づいて 50

、第1代表評価値を増減するように構成される。第2特徴は、第1色成分あるいは第1形状を第1特徴と共有し、第1画素評価値の高低に影響を与える生体組織に現れる外観の特徴である。第1代表評価値の調整は、第1代表評価値を低減する調整の他、第2特徴の程度が強くなるほど、第1代表評価値を低減させる場合もあることから、第1代表評価値を増加する調整も含む。

【0020】

このように、画像処理ユニットは、第1特徴の程度を第1色成分あるいは第1形状に関する画像毎の画素評価値を統合した第1代表評価値を算出したのち、第1色成分あるいは第1形状を第1特徴と共有する第2特徴の程度を、第2色成分あるいは第2形状によって評価した評価結果に基づいて、第1代表評価値に含まれる第2特徴の影響を取り除くことにより、第1代表評価値が増減した調整済みの第1代表評価値を求める。第2色成分あるいは第2形状は、例えば、第1色成分あるいは第1形状と異なる。

10

【0021】

画像処理ユニットは、第1代表評価値に含まれる第2特徴の影響を取り除くので、生体組織の注目部分に現れる外観の特徴、例えば血管の確からしさや炎症による赤色成分の程度を数値で精度よく評価することができる。

【0022】

ここで、第1特徴を、血管の確からしさとする場合、例えば、血管形状に近似する線形状のパターンを用いて血管の確からしさの程度を数値で評価する。この場合、第2特徴として潰瘍が挙げられる。血管は、炎症の程度によって生体組織の表面に像として表れる程度が変化する。血管の確からしさを第1特徴の程度として評価をする場合、特徴量算出部は、血管(血管形状)の確からしさを、線形状のパターンとのマッチングの程度により数値化して画素毎に血管の確からしさの画素評価値を求める。代表値算出部は、求めた画素評価値を統合することにより、第1特徴、すなわち血管の確からしさの代表評価値を求める。この評価結果では、2つの潰瘍部位間に挟まれた帯状の細長い炎症部位が、血管の確からしさの評価結果に影響を与えている。しかし、この場合、2つの潰瘍部位の白い領域と2つの潰瘍部位に挟まれた炎症部位の赤い領域が存在し、潰瘍の程度が強くなる程、2つの潰瘍部位に挟まれた炎症部位の赤色成分の程度も強くなる。したがって、代表値調整部は、画像における赤色成分の分布を評価し、赤色成分の程度が高くなる程、血管の確からしさの評価結果の数値の低減量を大きくする調整を行う。これにより、代表値調整部は、血管の確からしさを用いて評価した代表評価値を、赤色成分の程度を評価した評価結果(第2特徴の評価結果)に基づいて増減する。

20

30

【0023】

また、第1特徴を、炎症部位の炎症とし、炎症部位に現れる赤色成分の程度を数値で評価する場合、第2特徴として出血の程度が挙げられる。特徴量算出部は、炎症部位に現れる赤色成分の程度を数値化した評価値を画素毎に求め、代表値算出部は、求めた評価値を統合して第1特徴の代表評価値を求める。この評価結果には、出血した部分の評価結果も含まれる。出血した部分は、出血して血液が生体組織の表面を覆った部分であり、血液で覆われていない部分との境界は、エッジとなって現れる。したがって、代表値調整部は、公知のエッジ検出技術を用いることにより、出血した部分を抽出する。さらに、代表値調整部は、抽出した出血した部分の赤色成分の程度を数値化した評価結果を求める。これにより、代表値調整部は、第1特徴として赤色成分の程度を評価した代表評価値を、出血した部分の赤色成分の程度を数値化した評価結果に基づいて増減させる。この場合、第2特徴の程度の評価結果は、出血(第2特徴)が現れる範囲を第2形状として抽出した領域における、赤色成分(第2色成分)を含む程度の評価結果であり、赤色成分(第2色成分)と炎症部位として用いる赤色成分(第1色成分)は、画像の前記画素値を定める同じ画素赤色成分である。

40

【0024】

生体組織上に現れる表面塑造を第1特徴とする場合、特徴量算出部は、表面塑造の程度を評価する。表面塑造の程度は、例えば、公知のテクスチャ解析技術である同時生起行列

50

等を用いて表面塑像の強い画素値を有する画素を検出することができる。代表値算出部は、求めた画素の画素値を統合して第1特徴の代表表価値を求める。このとき、代表表価値には血管の形状の評価結果も含まれている。このため、代表値調整部は、血管の確からしさを、線形状のパターンとのマッチングの程度により画素毎に数値化して統合した、血管の確からしさを第2特徴の評価結果として求める。これにより、代表値調整部は、第1特徴として表面塑造の程度を評価した代表評価値を、この第2特徴の評価結果に基づいて増減させる。

【0025】

このように、第1特徴及び第2特徴には、炎症、潰瘍、血管の確からしさ、表面塑造が挙げられるが、第1特徴あるいは第2特徴として生体物質の表面に残存する残渣を対象とすることもできる。残渣は、例えば、腸内から排出されず腸内に残存した食物の残渣等である。残渣は、生体組織に比べて、緑色成分あるいは青色成分が比較的強く、これらの色成分の赤色成分に対する比率は高い。このため、この比率を利用して、画像中に現れる残渣の像を検出することができる。画像中の残渣の領域は、緑色成分あるいは青色成分の上記比率を画素値とする比率画像において公知のエッジ検出技術を用いて抽出することができる。

10

【0026】

本明細書で開示する内視鏡システムは、第1特徴の評価結果を、第1特徴の指標となる第1色成分あるいは第1形状を第1特徴とともに共有する第2特徴を、第2色成分あるいは第2形状を指標として評価した評価結果に基づいて増減させるが、第2特徴の他に、第1特徴の指標となる第1色成分あるいは第1形状を第1特徴とともに共有する共有する第3特徴を、さらに第3色成分あるいは第3形状を指標として評価した評価結果に基づいて第1特徴の評価結果を調整してもよい。第3色成分あるいは第3形状は、例えば、第1色成分あるいは第1形状と異なる。

20

第1特徴を、血管の確からしさとする場合、上述したように、2つの潰瘍部位間に挟まれた帯状の細長い炎症部位も、血管の確からしさの評価結果に寄与するが、さらに、生体組織の表面の凹凸も血管の確からしさの評価結果に寄与する場合がある。すなわち、表面の凹凸を第3特徴とすることができる。表面の凹凸に関しては、所定の色成分、例えば赤色成分の程度を画素毎に評価した評価値を統計処理して得られる標準偏差に基づいて、第3特徴の評価結果として表面の凹凸を数値化する。表面の凹凸の程度が強い程、上記標準偏差が高くなる。したがって、この標準偏差に基づいて数値化した値を第3特徴の評価結果とし、この評価結果に基づいて、血管の確からしさを増減することにより、血管の確からしさに寄与する表面の凹凸の影響を取り除くことができる。

30

すなわち、第1特徴である血管の確からしさの程度を示す代表評価値は、赤色成分の程度を評価した評価結果（第2特徴の評価結果）及び表面の凹凸の評価結果（第3特徴の評価結果）に基づいて増減させることができる。

【0027】

（実施形態の具体的説明）

図1は、本発明の一実施形態の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（電子内視鏡）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。

40

【0028】

電子内視鏡用プロセッサ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206を備えている。システムコントローラ202は、メモリ204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202は、操作パネル208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206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。

【0029】

50

電子内視鏡用プロセッサ200は、電子スコープ100に照明光を供給する光源部230を備えている。光源部230は、図示されないが、例えば、ランプ電源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、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を備える。高輝度ランプから出射した照明光は、図示されない集光レンズにより集光された後、図示されない調光装置を介して電子スコープ100の光ファイバの束であるLCB(Light Carrying Bundle)102の入射端に入射されるように光源部230は構成される。

あるいは、光源部230は、所定の色の波長帯域の光を出射する複数の発光ダイオードを備える。発光ダイオードから出射した光はダイクロミックミラー等の光学素子を用いて合成され、合成した光は照明光として、図示されない集光レンズにより集光された後、電子スコープ100のLCB(Light Carrying Bundle)102の入射端に入射されるように光源部230は構成される。発光ダイオードに代えてレーザーダイオードを用いることもできる。発光ダイオード及びレーザーダイオードは、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により、病変に関する評価の精度を向上させることができる。

なお、図1に示す例では、光源部230は、電子内視鏡用プロセッサ200に内蔵して設けられるが、電子内視鏡用プロセッサ200とは別体の装置として電子内視鏡システム1に設けられてもよい。また、光源部230は、後述する電子スコープ100の先端部に設けられてもよい。この場合、照明光を導光するLCB102は不要である。

【0030】

入射端よりLCB102内に入射した照明光は、LCB102内を伝播して電子スコープ100の先端部内に配置されたLCB102の射出端より射出され、配光レンズ104を介して被写体である生体組織を照明する。被写体からの反射光は、対物レンズ106を介して撮像素子108の受光面上で光学像を結ぶ。

【0031】

撮像素子108は、例えば、IR(Infra Red)カットフィルタ108a、ベイヤ配列カラーフィルタ108bの各種フィルタが受光面に配置された単板式カラーCCD(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(赤)、G(緑)、B(青)の各原色信号を生成する。単板式カラーCCDイメージセンサの代わりに、単板式カラーCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサを用いることもできる。このように、電子スコープ100は、撮像素子108を用いて、体腔内の生体組織を撮像する。

【0032】

電子スコープ100の、電子内視鏡用プロセッサ200と接続するコネクタ部内には、ドライバ信号処理回路112及びメモリ114が設けられている。ドライバ信号処理回路112は、撮像素子108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Cb、Cr)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200の画像処理ユニット220に出力する。また、ドライバ信号処理回路112は、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。

【0033】

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。

【0034】

10

20

30

40

50

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、画像処理ユニット 220、及び光源部 230 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、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、撮像素子 108 を駆動制御する。

【0035】

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、電子スコープ 100 で得られた生体組織の注目部分の画像から、注目部分に現れる外観の特徴の程度を数値で評価する。また、画像処理ユニット 220 は、外観の特徴の程度を数値で評価した評価結果に基づいて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、評価結果の情報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画像を通じて生体組織の注目部分の特徴に関する評価結果を受け取ることができる。画像処理ユニット 220 は、必要に応じてプリンタ 400 にカラーマップ画像及び上記評価結果の情報を出力する。

10

【0036】

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、内視鏡検査結果をサーバ 600 に保存させることができる。

20

【0037】

図 2 は、画像処理ユニット 220 の構成の一例を説明する図である。画像処理ユニット 220 は、生体組織の注目部分の画像を用いて、生体組織の注目部分に現れる外観の特徴の程度を数値で評価するように構成されている。画像処理ユニット 220 は、特徴量算出部 222、代表値算出部 224、及び代表値調整部 226 を備える。

30

【0038】

以下、画像処理ユニット 220 の動作について、第 1 特徴が血管の確からしさであり、第 2 特徴が潰瘍である場合を例として説明する。

【0039】

特徴量算出部 222 は、第 1 特徴である血管の確からしさの程度を評価する。具体的には、特徴量算出部 222 は、注目部分に現れる線形状 (第 1 形状) により特徴付けられる画素評価値 (第 1 画素評価値) を算出するように構成される。画素評価値は、注目部分が示す線形状に関する血管の確からしさを示す値であり、この画素評価値は、画像から画素毎に算出されるように構成されている。

40

【0040】

図 3 は、特徴量算出部 222 が血管の確からしさを評価する方法を説明する図である。特徴量算出部 222 は、図 3 に示すように、生体組織の画像の一部の検査対象エリア AR の形状と複数のテンプレート TP1 ~ TP4 の線形状それぞれとの相関の程度を表すマッチング度を求め、複数のテンプレート TP1 ~ TP4 それぞれに対応するマッチング度の中で、最も高い最高マッチング度を検査対象エリア AR における血管の確からしさの値とする。この血管の確からしさの値は、検査対象エリア AR の中心にある画素に画素評価値として与えられる。テンプレート TP1 ~ TP4 は、画素で構成され、テンプレート TP1 ~ TP4 は、延在方向を互いに異ならせた複数の線形状を備える。テンプレート TP1 ~ TP4 は、それぞれの線形状に合わせて各画素は画素値を有する。図 3 に示すように

50

、画像の端から矢印に沿って順番に検査対象エリア A R をオーバーラップさせながら移動させることにより、検査対象エリア A R 内の画像の画素値とテンプレート T P 1 ~ T P 4 それぞれの対応する画素の値との相関度を求める。一実施形態によれば、テンプレート T P 1 ~ T P 4 は、血管を特徴付ける形状として、4 つの異なる延在方向に伸ばした 4 つの線形状を備える。検査対象エリア A R が血管領域を含む場合、検査対象エリア A R 内の画素値は、血管が筋状に延びるといった特徴形状の情報を含んでいるので、血管の確からしさを算出することができる。テンプレート T P 1 ~ T P 4 は、図 3 に示す白領域及び黒領域に対応して画素毎に値を有する。このため、一実施形態によれば、マッチング度は、テンプレート T P 1 ~ T P 4 の画素の値と、検査対象領域 A R の対応する画素評価値との相関係数である。また一実施形態によれば、マッチング度は、テンプレート T P 1 ~ T P 4 の画素毎の値を空間フィルタのフィルタ係数として、このフィルタ係数のそれぞれと検査対象エリア A R の対応する画素の画像値を乗算して合計した値であってもよい。

10

【 0 0 4 1 】

テンプレート T P 1 ~ T P 4 のそれぞれについて算出したマッチング度のうち値が最も高い最高マッチング度が、血管領域の確からしさを示す値として、検査対象エリア A R の中心画素に与えられる。

【 0 0 4 2 】

図 4 は、テンプレート T P 1 を空間フィルタとして用いる場合のフィルタ係数の一例を示す図である。テンプレート T P 1 は、図 4 に示すように、図中の上下方向に直線が延びる形状を有する。図 4 では、一例として、テンプレート T P 1 は、5 × 5 画素の空間フィルタを構成している。この場合、線形状に延びる部分の画素には、フィルタ係数として 1 / 5 が与えられ、それ以外の画素には、フィルタ係数として - 1 / 2 0 が与えられている。フィルタ係数のそれぞれと検査対象エリア A R の対応する画素の画像値を乗算して合計した値をマッチング度として計算するとき、検査対象エリア A R のいずれの画素値も同一の値である場合、マッチング度はゼロになる。一方、検査対象エリア A R に上下方向に筋状に延びる血管の像が含まれる場合、マッチング度は増大する。このマッチング度の値が大きいほど、テンプレート T P 1 に近似する像を含んでいるといえる。したがって、テンプレート T P 1 ~ T P 4 のそれぞれについてマッチング度を計算し、計算したマッチング度の中で値が最も高い最高マッチング度が、血管の確からしさとして、検査対象領域 A R の中心画素に与えられる。

20

30

【 0 0 4 3 】

特徴量算出部 2 2 2 は、各画素における血管の確からしさの値が予め定めた値より大きいかなかを判定し、画素における血管の確からしさの値が予め定めた値より大きい場合、その画素は血管領域にあると判定することにより、血管領域を抽出する。

特徴量算出部 2 2 2 が血管の確からしさを求めるために用いる画像は、血管の像が現れている画像であれば特に制限はなく、例えば、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の色成分からなるカラー画像の場合、輝度画像でもよく、赤色成分の画像でもよく、また、後述する図 7 に示す角度 によって各画素の赤色成分の程度を数値で示した赤色度を各画素値として持つ赤色度画像でもよい。

【 0 0 4 4 】

40

代表値算出部 2 2 4 は、特徴量算出部 2 2 2 が算出した各画素の血管の確からしさに関する画素評価値 (第 1 画素評価値) を統合することにより撮像した生体組織の血管の確からしさの代表値 (第 1 代表評価値) を算出する。

各画素における画素評価値 (第 1 画素評価値) の統合の処理は、各画素の画素評価値 (第 1 画素評価値) の平均値を算出する平均化処理であってもよいし、別の公知の処理、例えば、メディアン値を求める処理であってもよい。平均化処理は、単純平均値を求める処理、及び加重平均値を求める処理を含む。また、公知の処理として、血管の確からしさの画素評価値 (第 1 画素評価値) それぞれを、順位のついた少なくとも 2 つ以上のレベルに分け、この各レベルに属する画素数に所定の重み付け係数を乗算した値の合計値 P を所定の式に代入して代表値を算出する処理であってもよい。この場合、所定の式は、例えば 1

50

$/(1 + e^{-P})$ である。この場合、重み付け係数は、医師による主観評価結果と相関を有するように、多重ロジスティック回帰分析によって得られる係数であることが好ましい。

【0045】

血管の確からしさの代表値（第1代表評価値）は、テンプレートTP1～TP4によるマッチング度の評価結果である。この血管の確からしさの代表値（第1代表評価値）には、血管以外の線形状をなした部分も、テンプレートTP1～TP4によるマッチング度の高い領域として含まれている。例えば、2つの潰瘍部位間に挟まれた帯状の細長い炎症部位は、血管の確からしさの評価結果を高めている（帯状の細長い炎症部位を、血管の確からしさの高い部分として評価している）。図5(a)は、潰瘍及び炎症を起こしている部位の一例を模式的に示す図であり、図5(b)は、テンプレートTP1～TP4によるマッチング度の評価結果から血管の領域として抽出された結果の一例を模式的に示す図である。図5(a)に示すように血管の像Aと、2つの潰瘍部位Uの間に帯状に延びる炎症部位Iが存在する場合、図5(b)に示すように、血管の像Aと炎症部位Iを血管の領域として評価する。

10

このため、特徴量算出部222は、血管の確からしさの画素評価値の他に、線形状を血管の確からしさ（第1特徴）と共有し、血管の確からしさの高低に影響を与える生体組織の注目部分に現れる第1特徴と異なる第2特徴の程度を数値化した値を画素毎に求める。代表値調整部226は、画素毎に求めた第2特徴の程度を示す値を用いて第2特徴の程度を評価し、この第2特徴の程度の評価結果に基づいて、血管の確からしさの代表値（第1代表評価値）を増減する。

20

具体的には、第2特徴の程度として、潰瘍の程度が強くなる程、2つの潰瘍部位Uに挟まれた炎症部位Iの赤色成分の程度も強くなることに注目して、特徴量算出部222は、赤色成分の強さの程度を示す赤色度を画素毎に計算する。なお、赤色度は、赤色成分の一例であり、赤色成分を含む程度を数値で表すことができる限りは、下記で説明する赤色度には限定されない。

【0046】

図6及び図7は、一実施形態で算出する赤色度を説明する図である。図6は、生体組織のカラー画像において、赤色成分の画素値と緑色成分の画素値を、前処理（色補正、トーン調整等）した後、各画素値を、横軸を赤色成分の値、縦軸を緑色成分の値にしたRG色空間の座標系上にプロットした結果の一例を示している。画素値は、0～255の値からなる8ビットの値で表現されている。図6に示されるように、RG色空間内において、(50, 0)及び(255, 76)を通る直線が基準軸の1つとして設定されると共に、(0, 0)及び(255, 192)を通る直線が基準軸の1つとして設定される。説明の便宜上、前者の基準軸を「ヘモグロビン変化軸AX1」と記し、後者の基準軸を「粘膜変化軸AX2」と記す。

30

【0047】

図6に示されるプロットは、体腔内の多数の参照画像を解析した結果の一例を示したものである。解析に用いられる参照画像には、炎症の程度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、炎症の程度の最も低い炎症画像例（実質的に健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。

40

炎症が強い部分ほど画像の色成分のうち赤色成分が他の成分（緑色成分及び青色成分）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、縦軸よりも横軸に近い方の境界線上の軸、図6に示す例では、(50, 0)及び(255, 76)を通る境界線上の軸が、炎症の程度が最も強い部分、すなわち炎症の程度の最も高い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炎症の程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。したがって、ヘモグロビン変化軸AX1は、生体組織の炎症の程度が高くなるほどプロットされる点が収束する軸である。

50

【 0 0 4 8 】

一方、健常部位に近いほど画像の色成分のうち緑色成分（又は青色成分）が赤色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、横軸よりも縦軸に近い方の境界線上の軸、図 6 に示す例では、 $(0, 0)$ 及び $(255, 192)$ を通る境界線上の軸が、炎症の程度の最も低い部分、すなわち、炎症の程度の最も低い部分であって、実質的に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 $A \times 2$ である。粘膜変化軸 $A \times 2$ 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炎症の程度の最も低い部分、すなわち実質的に正常部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 $A \times 2$ は、炎症の程度が低くなるほど（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。

10

【 0 0 4 9 】

したがって、ヘモグロビン変化軸 $A \times 1$ に近づくほど、赤色の成分は強くなり、粘膜変化軸 $A \times 2$ に近づくほど、赤色の成分は低くなる。このため、図 7 に示すように、特徴量算出部 222 は、ヘモグロビン変化軸 $A \times 1$ と粘膜変化軸 $A \times 2$ との交点を基準点 O' とし、基準点 O' と各画素の画素値をプロットした点 P とを結ぶ線分 L の向きが、ヘモグロビン変化軸 $A \times 1$ に対してずれるずれ角度 θ を算出し、ずれ角度 θ がゼロであるときに値 255 となり、ずれ角度 θ が $M A X$ であるときに値ゼロとなるように、ずれ角度 θ を正規化する。特徴量算出部 222 は、正規化したずれ角度 θ を赤色度として画素毎に算出する。すなわち、特徴量算出部 222 は、各画素について、各画素の色成分の情報に基づいて赤色の程度を数値化する数値化処理を行うことにより、0 ~ 255 の範囲に収まる赤色度を求める。

20

【 0 0 5 0 】

なお、基準点 O' は座標 $(-150, -75)$ に位置する。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、適宜変更可能であり、例えば、RG 色空間の横軸と縦軸の交点であってもよい。上記実施形態では、赤色度を、RG 色空間上でずれ角度 θ を用いて定めるが、RB 色空間上でずれ角度 θ を算出し、このずれ角度 θ を用いて定めてもよい。

【 0 0 5 1 】

このようにして特徴量算出部 222 は、生体組織の画像から赤色度を画素毎に計算する。

30

代表値調整部 226 は、特徴量算出部 222 が算出した赤色度を用いて赤色度のヒストグラムを作成して赤色度の広がりパラメータと、赤色度の最大値（最大ビン）との少なくとも一方により、潰瘍の程度を評価する。

【 0 0 5 2 】

図 8 (a) ~ (d) は、赤色度と潰瘍の関係を説明する図である。図 8 (a) は、生体組織の表面に血管の像 A が現れているが、潰瘍が無く、炎症もない画像を模式的に示す図である。図 8 (b) は、図 8 (a) に示す画像から赤色度を画素毎に評価した結果のヒストグラムの一例を示す図である。これに対して、図 8 (c) は、炎症部位 I 及び潰瘍部位 U が現れた画像を模式的に示す図である。図 8 (d) は、図 8 (c) に示す画像から赤色度を画素毎に評価した結果のヒストグラムの一例を示す図である。

40

図 8 (b), (d) に示すように、炎症部位 I が現れ、さらに潰瘍部位 U まで現れて病変の程度が進行した場合、赤色度の分布は広がり、最大値（最大ビン）は大きくなる。すなわち、潰瘍部位 U が生じることにより、2 つの潰瘍部位 U の間に形成される帯形状の炎症部位 I の程度も強くなる。

【 0 0 5 3 】

図 9 は、赤色度の標準偏差と最大ビンの関係の例を示す図である。赤色度の標準偏差が大きくなる程、最大ビンも大きくなるのがわかる。最大ビンは、ヒストグラムにサンプルデータを並べ替えるために使用する等間隔の複数の区間のうち、区間の値が最大となる区間の中心値であるが、サンプルデータの最大値と対応するものであり、最大ビンの代わ

50

りに最大値を用いてもよい。図9に示す複数のドットそれぞれは、1つの画像の評価結果を示す。赤色度の標準偏差は、赤色成分を数値化した値に関するヒストグラム分布における分布の広がりパラメータの一例であり、標準偏差には限定されず、例えば、上記分布における最大値と最小値の差でもよい。

このため、代表値調整部226は、赤色度のヒストグラムを作成して赤色度の広がりパラメータ、及び赤色度の最大値(最大ピン)の少なくとも一つを用いて評価した潰瘍の程度に基づいて、血管の確からしさの代表値(第1代表評価値)を増減する。例えば、図9に示すように、最大ピン、あるいは赤色度の標準偏差が閾値を越える場合、血管の確からしさの評価結果において、潰瘍の程度の寄与が無視できなくなったと判断し、血管の確からしさの代表値(第1代表評価値)を増減する。図10(a)、(b)は、実施形態で用いる血管の確からしさの代表値(第1代表評価値)の調整の一例を説明する図である。図10(a)、(b)に示す複数のドットのそれぞれは、1つの画像の評価結果を示す。図9(a)に示すように、最大ピンが閾値を越えた場合、図10(a)に示すように、血管の確からしさの代表値を低減させて、図10(b)に示すように血管の確からしさの代表値を調整する。最大ピンあるいは赤色度の標準偏差が閾値を越えた場合の血管の確からしさの代表値の調整は、予め定めた閾値を越えた量に係らず一定の低減量で血管の確からしさの代表値を低減してもよく、また、最大ピンあるいは赤色度の標準偏差が、閾値を越えた量が大きくなる程、血管の確からしさの代表値の低減量を大きくするようにしてもよい。

以上のように、代表値調整部226は、血管の確からしさの評価結果に含まれる、誤って評価した帯状の炎症部位の評価結果を考慮して血管の確からしさを調整することができる。すなわち、代表値調整部226は、生体組織の注目部分に現れる外観の特徴の程度を数値で精度よく評価することができる。

【0054】

図11は、第1特徴として血管の確からしさを、第2特徴として潰瘍を例にして、血管の確からしさの評価結果である血管スコアを算出する処理フローを示す図である。血管スコアとは、上述した血管の確からしさの代表値をいう。

【0055】

まず、画像処理ユニット220は、現フレームの画像を取得する(ステップS10)。

次に、特徴量算出部222は、図3に示す複数のテンプレートTP1~TP4を用いたテンプレートマッチングを行って、各画素における血管の確からしさの数値を計算する(ステップS12)。

【0056】

さらに、特徴量算出部222は、図7に示されるRG色空間上のずれ角度を用いて赤色度の計算を画素毎に行なう(ステップS14)。

【0057】

特徴量算出部222は、全画素に対してテンプレートマッチング及び赤色度の計算を行ったか否かを判定する(ステップS16)。全画素に対してテンプレートマッチング及び赤色度の計算を行うまで、テンプレートマッチング及び赤色度の計算を繰り返す。

【0058】

ステップS16の判定が肯定の場合、代表値算出部224は、画素毎に計算した血管の確からしさを統合することにより血管の確からしさの代表値(第1代表評価値)を計算し、血管スコアとする(ステップS18)。

【0059】

代表値調整部226は、特徴量算出部222が画素毎に計算した赤色度のヒストグラムから、赤色度の標準偏差、あるいは、赤色度の最大ピン(最大値)を計算する(ステップS20)。

【0060】

さらに、代表値調整部226は、赤色度の標準偏差あるいは最大ピンが予め定めた閾値を越えるか否かを判定する(ステップS22)。赤色度の標準偏差あるいは最大ピンが予

10

20

30

40

50

め定めた閾値を越える場合、ステップS 1 8で求めた血管スコアを、赤色度の標準偏差あるいは最大ピンに基づいて調整する（ステップS 2 4）。赤色度の標準偏差あるいは最大ピンが予め定めた閾値を越えない場合、血管スコアは調整をしない。

このようにして、血管の確からしさを示す血管スコアを精度よく算出することができる。

代表値調整部2 2 6は、血管の確からしさの評価結果に含まれる誤って評価した帯状の炎症部位の部分の評価結果を考慮して血管の確からしさを調整することができる。すなわち、代表値調整部2 2 6は、生体組織の注目部分に現れる外観の特徴の程度を数値で精度よく評価することができる。

【0 0 6 1】

このような血管スコアは、病変部における病変の程度を示す重症度の評価に用いて、重症度の評価結果をモニタ3 0 0に表示することができる。

【0 0 6 2】

図1 2は、重症度を算出する画像処理ユニット2 2 0の構成の一例を示す図である。

画像処理ユニット2 2 0は、図2に示す特徴量算出部2 2 2、代表値算出部2 2 4、及び代表値調整部2 2 6の他に統合部2 2 8を備える。図1 2に示す特徴量算出部2 2 2、代表値算出部2 2 4、及び代表値調整部2 2 6の機能は、図2に示す特徴量算出部2 2 2、代表値算出部2 2 4、及び代表値調整部2 2 6の機能と同じであるので、その機能の説明は省略する。

【0 0 6 3】

重症度の評価は、統合部2 2 8で行われる。具体的には、代表値算出部2 2 4は、図1 1に示すステップS 1 4で計算した画素毎の赤色度を用いて各画素の赤色度を、画像全体で統合した赤色度の代表値を算出する。この統合した赤色度を生体組織赤色度代表値という。

さらに、統合部2 2 8は、ステップS 1 8で求めた血管スコアと生体組織赤色度代表値を用いて重症度の値を計算する。重症度は、一例として、生体組織赤色度代表値から血管スコアを減算して算出する。重症度が炎症の程度を示す場合、炎症の程度が強くなるほど、生体組織赤色度代表値は大きくなる一方、生体組織の表面において血管の像は現れにくくなり、血管スコアは小さくなる。したがって、炎症の重症度を精度よく数値で表すために、生体組織赤色度代表値から血管スコアを減算して算出する。

さらに、病変は、炎症のみに限らず、潰瘍まで生じるような重症度が強くなった場合、生体組織赤色度代表値は大きくなり、しかも、生体組織の表面において血管の像は現れ易くなり、血管スコアは増大する。このため、重症度が強くなった場合、潰瘍の重症度を精度よく数値で表すために、生体組織赤色度代表値に血管スコアを加算して算出する。

病変が炎症の場合と、病変が炎症と潰瘍を含む場合は、生体組織赤色度代表値が閾値を越えるか否かによって、あるいは、血管スコアが閾値を越えるか否かによって、生体組織赤色度代表値から血管スコアを減算する処理をするか、生体組織赤色度代表値に血管スコアを加算する処理をするか、選択することが好ましい。すなわち、生体組織赤色度代表値が閾値を越える場合、また、血管スコアが閾値を未満の場合、生体組織赤色度代表値に血管スコアを加算する処理を選択し、生体組織赤色度代表値が閾値以下の場合、また、血管スコアが閾値以上の場合、生体組織赤色度代表値から血管スコアを減算する処理を選択することが好ましい。このような加算する処理及び減算する処理は、生体組織赤色度代表値に予め定めた係数を乗算したもの、及び/または、血管スコアに予め定めた係数したものを、上記加算する処理、減算する処理に用いてもよい。

【0 0 6 4】

図1 3は、一実施形態で行う第1特徴及び第2特徴の程度の評価結果が、病変の程度の進行に伴って変化する例を説明する図である。図1 3は、横軸に血管スコアを、縦軸に生体組織赤色度代表値をとった座標系において、潰瘍性大腸炎の病変部の画像例を用いて評価した結果が、病変の程度の進行に伴って移動する方向を示している。図1 3に示すM A Y Oは、医師の主観評価結果であるMAYO endoscopic subscoreの値を示し、M A Y O 0、

10

20

30

40

50

MAYO1、MAYO2に進むに連れて病変の程度が強くなっていることを示す。図13に示すように、MAYO0～MAYO1の区間（炎症が主となる領域A）において病変の程度が強くなるほど、生体組織赤色度代表値は大きくなり、血管スコアの代表値は小さくなることを示す。MAYO1～MAYO2の区間（潰瘍が主となる領域B）において病変の程度が強くなるほど、生体組織赤色度代表値は大きくなり、血管スコアの代表値も大きくなることを示す。したがって、生体組織赤色度代表値がたまたま同じであっても、血管スコアの相違によって、重症度の高低を評価することができる。同様に、血管スコアがたまたま同じであっても、生体組織赤色度代表値の相違によって、重症度の高低を評価することができる。

このように、病変部の重症度の評価に用いる血管スコアを精度よく評価できることは、病変部の重症度を精度よく評価することができる点から望ましい。

10

【0065】

上述した実施形態では、第1画素評価値は、第1特徴の程度として、形状に関する確からしさの程度を数値化した値であり、第2特徴の程度の評価結果は、画像中の色成分に関する評価結果であるので、第1特徴を第2特徴と区別して精度よく評価することができる。

【0066】

第2の特徴の程度は、生体組織の潰瘍の程度であり、特徴量算出部222は、第2特徴の程度を、画像の画素毎の赤色成分を数値化した赤色度に関するヒストグラム分布における標準偏差（広がり情報）、及び画像中の画素の赤色度のうちの最大値の少なくとも一方により評価するので、精度のよい血管の確からしさの評価結果を求めることができる。

20

【0067】

また、統合部228は、代表値調整部226が調整した血管スコア（第1代表評価値）と、代表値算出部224が算出した生体組織赤色度代表値を演算して統合した1つの数値を病変の重症度として算出するように構成されるので、代表値調整部226が調整した精度のよい評価結果である血管スコアを用いて精度のよい重症度を算出することができる。

【0068】

上述の実施形態では、画像処理ユニット220の動作について、第1特徴の程度が血管の確からしさの程度であり、第2特徴の程度が潰瘍の程度である。以下説明する実施形態は、第1特徴の程度が、炎症の程度であり、炎症の程度は色成分の程度を数値化した値であり、第2特徴の程度は、出血の程度であり、出血の程度は、色成分の程度を数値化した値である形態である。図14(a)～(c)は、第1特徴の程度及び第2特徴の程度を、色成分の程度で数値化した評価結果の例を説明する図である。

30

【0069】

生体組織には、炎症によって赤くなった炎症部位の他に、炎症によって粘膜が薄くなって出血して生体組織の表面が赤色を呈する出血部分もある。すなわち、第1特徴の程度を、炎症部位の炎症の程度として、赤色成分の程度で数値化した評価を行う場合がある。この場合、赤色成分の程度で数値化した評価結果には、強い赤色を呈する出血部分の赤色成分の評価結果も含まれている。

すなわち、特徴量算出部222は、炎症部位に現れる赤色成分の程度を上述した角度に基づいて表した各画素の赤色度を画素毎に求め、代表値算出部224は、画素毎に求めた赤色度を統合して第1特徴の代表評価値である生体組織赤色度代表値を求める。

40

しかし、この評価結果には、出血部分の評価結果も含まれる。出血部分は、出血して血液が生体組織の表面を覆った部分であり、血液で覆われていない部分との境界は、エッジとなって現れる。したがって、代表値調整部226は、公知のエッジ検出技術を用いることにより、出血した部分を特定する。

【0070】

図14(a)に示すように、生体組織の画像IM₁に炎症部位Iがある場合、赤色度によって炎症部位Iの領域を、非炎症部位と区別して評価することができる。一方、画像IM₁には、出血部分が存在しないので、エッジ検出技術を用いて、出血部分と非出血部分

50

の境目となるエッジは検出されず、出血部分は存在しないと評価される。

これに対して、図14(b)に示すように、生体組織の画像 IM_2 に炎症部位Iと出血部分Bがある場合、赤色度によって炎症部位Iと出血部分Bの領域を評価することができる。しかし、この場合の赤色度の評価結果には、出血部分Bを含んでいるので、この部分の炎症の程度を精度よく評価するには、出血部分Bの評価結果に対する寄与を小さくすることが必要である。

このため、代表値調整部226は、公知のエッジ検出技術を用いて、出血部分Bの範囲を定めるエッジをエッジ検出技術を用いて抽出する。さらに、抽出したエッジから定まる出血部分Bの範囲における赤色度の代表値を求める。これにより、代表値算出部224が求めた生体組織赤色度代表値を、出血部分の赤色度の代表値に基づいて増減することで、生体組織赤色度を調整する。出血部分の赤色度の代表値は、赤色度の平均値でもよいが、出血部分の広がりや考慮して、出血部分の赤色度の積算値であってもよく、また、赤色度の平均値に、出血部分の広がりに応じて定めた係数を乗算した値としてもよい。

【0071】

図14(c)は、横軸を生体組織赤色度代表値とし、縦軸を出血した部分の赤色度の代表値とした複数の評価結果の散布図の例を示している。図14(c)において、出血部分の赤色度の代表値が予め定めた閾値を越える場合(図14(c)では、灰色のプロット)、生体組織赤色度代表値に出血した部分の赤色度が含まれる程度が無視できなくなるとして、出血部分の赤色度の代表値に基づいて増減することで、生体組織赤色度代表値を調整することが好ましい。この場合、調整する量は、出血部分の赤色度の代表値が閾値を越える量が大きくなる程、生体組織赤色度代表値を低減させる低減量を大きくすることが好ましい。

【0072】

このように、生体組織赤色度代表値を、出血した部分の赤色度の代表値に基づいて増減するので、炎症部位の炎症の程度を精度よく評価することができる。

画像処理ユニット220が算出する画素評価値は、炎症の程度として、赤色度の程度を数値化した値である。さらに、画像処理ユニット220が行う出血の程度の評価結果は、出血部分の赤色度の程度の評価結果である。このため、炎症の程度の指標となる赤色度と出血の程度の指標となる赤色度は、画像の画素値を定める同じ赤色成分に関するものである。しかし、出血の程度の評価結果は、出血部分と非出血部分との境界がエッジ(第2形状)として現れることを利用して、公知のエッジ検出技術を用いて抽出したエッジで囲まれる領域における赤色度である。このため、調整した生体組織赤色度を用いて、炎症部位を精度よく評価することができる。

図14(a)~(c)に示す実施形態では、第1特徴の程度は、炎症部位の程度であり、炎症部位の程度は、生体組織の赤色成分の程度で評価し、第2特徴の程度は、生体組織の出血により生体組織の表面を血液が覆った領域における出血の程度であり、出血の程度は、出血により覆われた領域において赤色成分を含む程度を数値化した値である。

【0073】

このように、代表値調整部226は、炎症部位の炎症の程度を評価するために算出した生体組織赤色度代表値に含まれる誤って評価した出血した部分の赤色度の評価結果を考慮して炎症部位の炎症の程度を調整することができる。すなわち、代表値調整部226は、生体組織の注目部分に現れる外観の特徴の程度を数値で精度よく評価することができる。

【0074】

以上、本発明の内視鏡システムについて詳細に説明したが、本発明は上記実施形態及び実施例に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

【0075】

1 内視鏡システム

100 電子スコープ

10

20

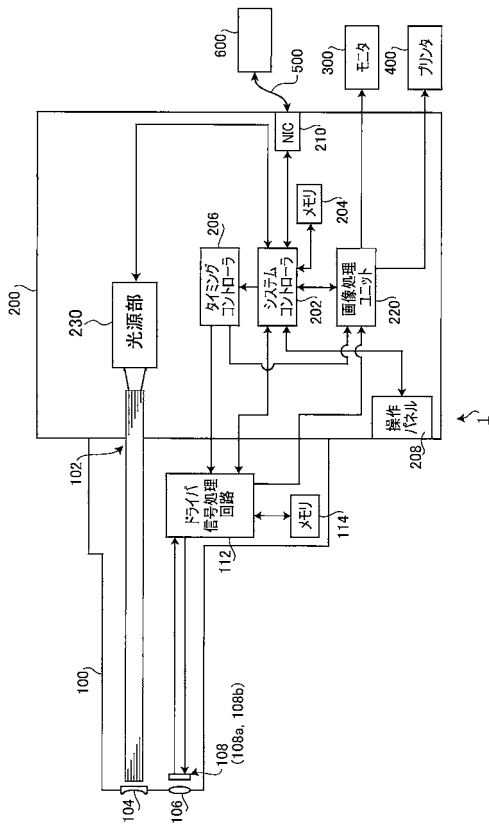
30

40

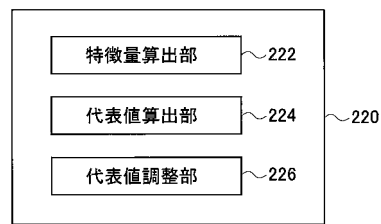
50

- 200 電子内視鏡用プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 204 メモリ
- 206 タイミングコントローラ
- 208 操作パネル
- 220 画像処理ユニット
- 222 特徴量算出部
- 224 代表値算出部
- 226 代表値調整部
- 228 統合部
- 230 光源部
- 300 モニタ
- 400 プリンタ
- 600 サーバ

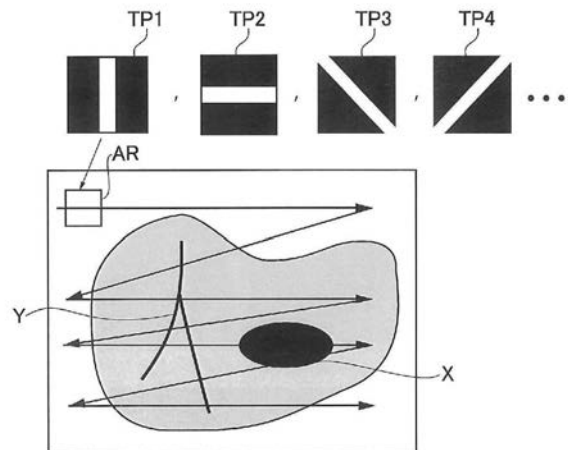
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

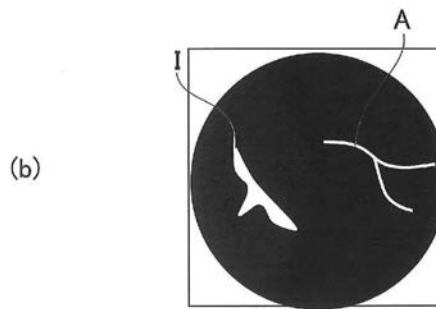
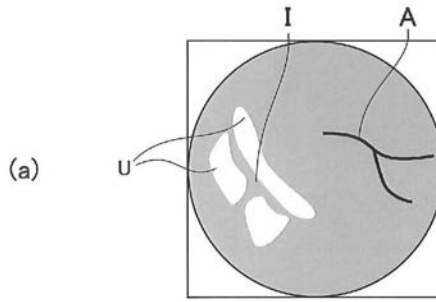


【 図 4 】

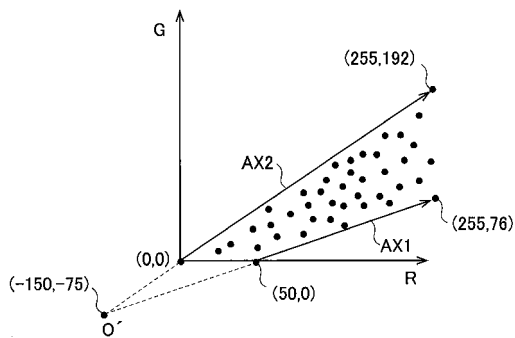
TP1

$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$	$\frac{1}{5}$	$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$
$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$	$\frac{1}{5}$	$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$
$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$	$\frac{1}{5}$	$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$
$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$	$\frac{1}{5}$	$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$
$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$	$\frac{1}{5}$	$-\frac{1}{20}$	$-\frac{1}{20}$

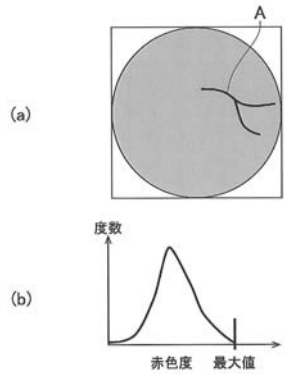
【 図 5 】



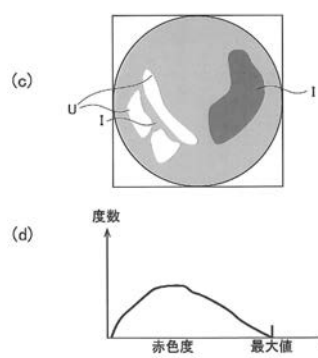
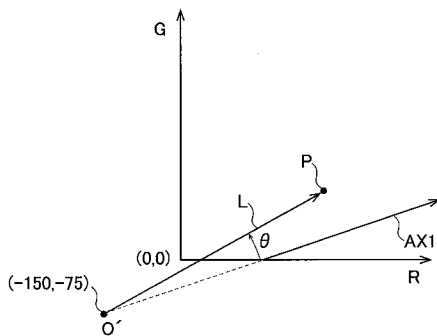
【 図 6 】



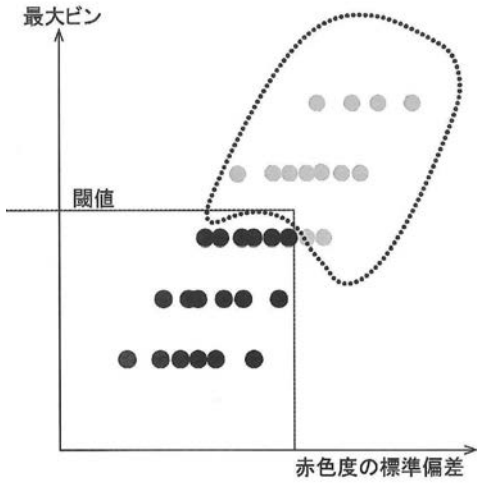
【 図 8 】



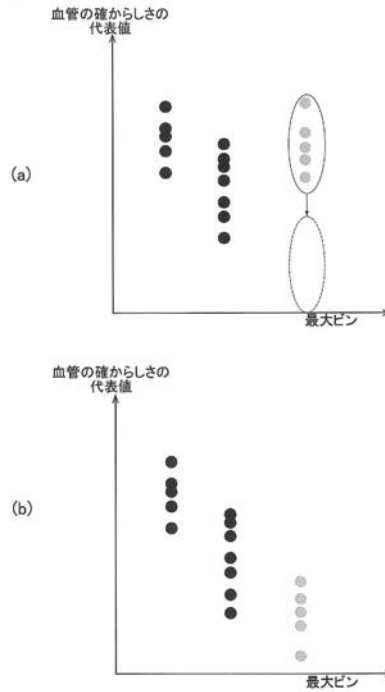
【 図 7 】



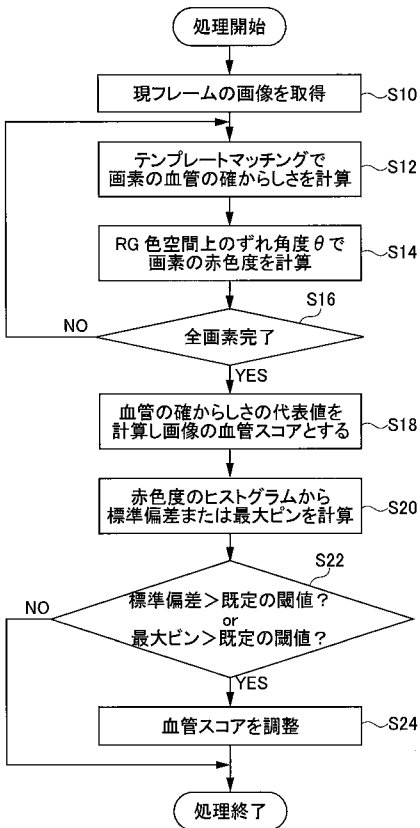
【図 9】



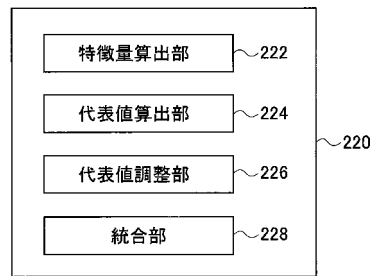
【図 10】



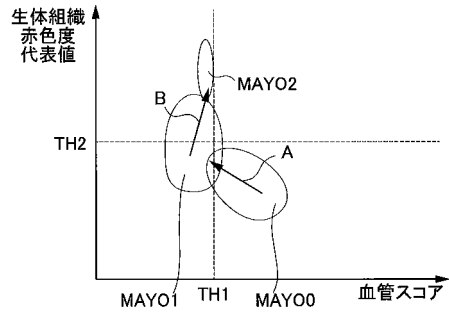
【図 11】



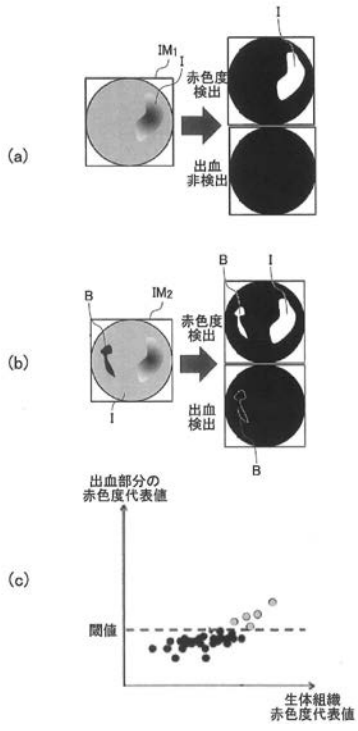
【図 12】



【図 13】



【 図 1 4 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2019/011922
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. Cl. A61B1/045(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) Int. Cl. A61B1/045 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2019 Registered utility model specifications of Japan 1996-2019 Published registered utility model applications of Japan 1994-2019 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 2013-111420 A (OLYMPUS CORP.) 10 June 2013, abstract, paragraphs [0013]-[0043], fig. 1-12 & US 2014/0270377 A1, abstract, paragraphs [0039]-[0076], fig. 1-12 & WO 2013/080868 A1 & EP 2786694 A1 & CN 103957771 A	1-7
A	WO 2017/057680 A1 (HOYA CORP.) 06 April 2017, abstract, paragraphs [0029]-[0108], fig. 1-5 & US 2018/0279866 A1, abstract, paragraphs [0033]-[0112], fig. 1-5	1-7
A	WO 2018/043550 A1 (HOYA CORP.) 08 March 2018, abstract, paragraphs [0026]-[0150], fig. 1-13 & CN 109310301 A	1-7
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 31.05.2019		Date of mailing of the international search report 11.06.2019
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/JP2019/011922
--

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 2012-45056 A (OLYMPUS CORP.) 08 March 2012, abstract, paragraphs [0012]-[0059], fig. 1-11 & US 2012/0051640 A1, abstract, paragraphs [0035]-[0079], fig. 1-11 & EP 2423874 A1 & CN 102436638 A	1-7
A	JP 2014-221168 A (FUJIFILM CORP.) 27 November 2014, abstract, paragraphs [0016]-[0045], fig. 1-9 & US 2014/0340497 A1, abstract, paragraphs [0038]-[0067], fig. 1-9 & EP 2803313 A1	1-7
A	WO 2012/114600 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 30 August 2012, abstract, paragraphs [0013]-[0095], fig. 1-6 & US 2013/0051641 A1, abstract, paragraphs [0018]-[0101], fig. 1-6 & EP 2679142 A1 & CN 103327883 A	1-7
A	JP 2016-67706 A (FUJIFILM CORP.) 09 May 2016, abstract, paragraphs [0019]-[0056], fig. 1-15 (Family: none)	1-7
A	WO 2014/132694 A1 (OLYMPUS CORP.) 04 September 2014, abstract, paragraphs [0013]-[0060], fig. 1-9 & US 2015/0356369 A1, abstract, paragraphs [0026]-[0080], fig. 1-9 & JP 2014-161672 A & EP 2962624 A1 & CN 105072975 A	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2019/011922	
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			
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. A61B1/045			
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 1971-2019年 日本国実用新案登録公報 1996-2019年 日本国登録実用新案公報 1994-2019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 2013-111420 A (オリンパス株式会社) 2013.06.10, 要約, 段落[0013]-[0043], 図 1-12 & US 2014/0270377 A1, 要約, 段落[0039]-[0076], 図 1-12 & WO 2013/080868 A1 & EP 2786694 A1 & CN 103957771 A	1-7	
A	WO 2017/057680 A1 (HOYA株式会社) 2017.04.06, 要約, [0029]-[0108], 図 1-5 & US 2018/0279866 A1, 要約, [0033]-[0112], 図 1-5	1-7	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 31.05.2019		国際調査報告の発送日 11.06.2019	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) ▲高▼原 悠佑	2Q 8358
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2019/011922
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
A	WO 2018/043550 A1 (HOYA株式会社) 2018.03.08, 要約, 段落[0026]-[0150], 図 1-13 & CN 109310301 A	1-7
A	JP 2012-45056 A (オリンパス株式会社) 2012.03.08, 要約, 段落[0012]-[0059], 図 1-11 & US 2012/0051640 A1, 要約, 段落[0035]-[0079], 図 1-11 & EP 2423874 A1 & CN 102436638 A	1-7
A	JP 2014-221168 A (富士フイルム株式会社) 2014.11.27, 要約, 段落[0016]-[0045], 図 1-9 & US 2014/0340497 A1, 要約, 段落[0038]-[0067], 図 1-9 & EP 2803313 A1	1-7
A	WO 2012/114600 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.08.30, 要約, 段落[0013]-[0095], 図 1-6 & US 2013/0051641 A1, 要約, 段落[0018]-[0101], 図 1-6 & EP 2679142 A1 & CN 103327883 A	1-7
A	JP 2016-67706 A (富士フイルム株式会社) 2016.05.09, 要約, 段落[0019]-[0056], 図 1-15 (ファミリーなし)	1-7
A	WO 2014/132694 A1 (オリンパス株式会社) 2014.09.04, 要約, 段落[0013]-[0060], 図 1-9 & US 2015/0356369 A1, 要約, 段落[0026]-[0080], 図 1-9 & JP 2014-161672 A & EP 2962624 A1 & CN 105072975 A	1-7

(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。