

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2020年10月29日(29.10.2020)

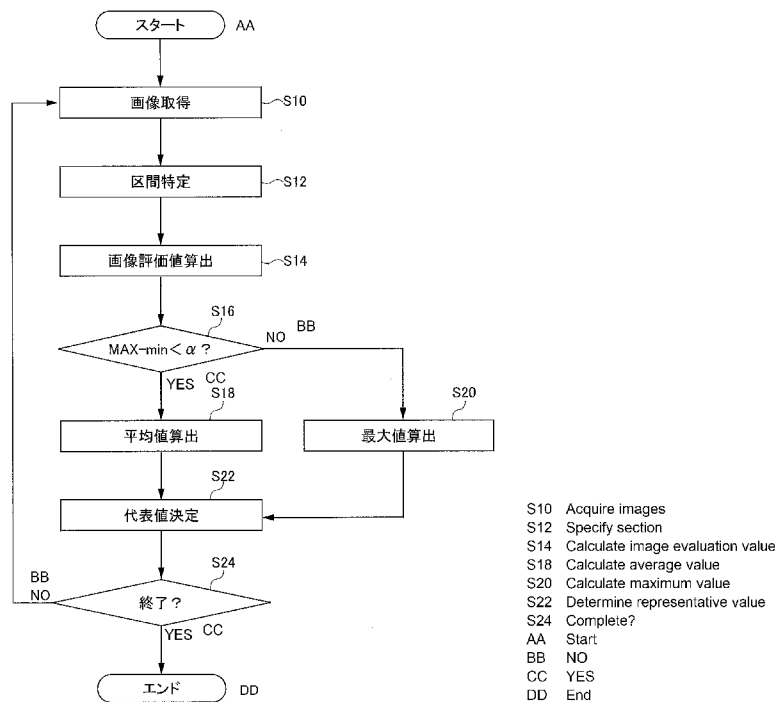


(10) 国際公開番号  
**WO 2020/218029 A1**

- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/00 (2006.01) G06T 7/00 (2017.01)  
A61B 1/045 (2006.01) G06T 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/016068
- (22) 国際出願日: 2020年4月10日(10.04.2020)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2019-086464 2019年4月26日(26.04.2019) JP
- (71) 出願人: H O Y A 株式会社 (HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 小泉 遼平 (KOIZUMI Ryohey); 〒1608347 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 Tokyo (JP). 池本 洋祐 (IKEMOTO Yosuke); 〒1608347 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 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: グローバル・アイピー東京特許業務法人(GLOBAL IP TOKYO); 〒1600023 東京都新宿区西新宿8丁目3番30号 カーメル11 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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,

(54) Title: ELECTRONIC ENDOSCOPE SYSTEM AND DATA PROCESSING DEVICE

(54) 発明の名称: 電子内視鏡システム及びデータ処理装置



(57) Abstract: This electronic endoscope system comprises an evaluation value calculation unit, an assessment unit, and a representative value determination unit. The evaluation value calculation unit is configured so as to obtain an evaluation value expressing the extent of a lesion in biological tissue in each of a plurality of images captured in a predetermined section along the depth direction of a region in an organ. The assessment unit is configured so as to assess whether the extent of the lesion in the section is changing on the basis of the degree of fluctuation of the evaluation value. The representative



WO 2020/218029 A1

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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

---

value determination unit is configured so as to establish a representative value for the section, said representative value representing the evaluation value, by a different method when the degree of lesion is assessed to be changing versus when the degree of lesion is assessed to not be changing.

(57) 要約: 電子内視鏡システムは、評価値算出部と、判定部と、代表値決定部と、を備える。評価値算出部は、器官内の領域の奥行き方向に沿った所定の区間内で撮像された複数の画像それぞれの生体組織の病変の程度を示す評価値を求めるよう構成されている。判定部は、前記評価値のばらつきの程度に基づいて、前記区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定するよう構成されている。代表値決定部は、前記評価値を代表する前記区間の代表値を、病変の程度が変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる方法で定めるよう構成されている。

## 明 細 書

**発明の名称**：電子内視鏡システム及びデータ処理装置

### 技術分野

[0001] 本発明は、器官内の生体組織の画像を処理する電子内視鏡システム及びデータ処理装置に関する。

### 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）の病変の潰瘍部では、白苔や膿様粘液を含み白色になり、また、炎症部では、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] しかし、術者が内視鏡の画像内に含まれる色の相違によって正常部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

[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。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] しかし、画像の明るさは、例えば、被写体と内視鏡との距離等、撮影条件によって変化し、炎症の強さが同じ生体組織の部位を撮像しても、炎症評価値にばらつきが生じる。一方で、炎症評価値は、器官内の奥行き方向に沿って病変の程度が変化している場合にも、変動し、ばらつきが生じる。上記内視鏡システムにおいて、炎症評価値のばらつきが、画像の明るさに起因したものであるか、病変の程度が変化していることに起因したものであるかを理解することは難しく、病変の程度が奥行き方向に変化しているか否かを判断することは困難である。病変の程度が変化しているか否かによって、病変部を治療する方法も異なる場合がある。

[0007] そこで、本発明は、器官内部の生体組織の画像を処理する電子内視鏡システム及びデータ処理装置において、器官内の所定の領域内における病変の程度を適切に示す指標を得ることを目的とする。

### 課題を解決するための手段

[0008] 本発明の一態様は、奥行き方向に広がる器官内の生体組織を撮像するよう構成された内視鏡と、撮像された生体組織の画像を処理するよう構成された

プロセッサと、を備える電子内視鏡システムである。当該電子内視鏡システムは、

前記器官内の領域の奥行き方向に沿った所定の区間内で撮像された複数の画像それぞれの生体組織の病変の程度を示す評価値を求めるよう構成された評価値算出部と、

前記評価値のばらつきの程度に基づいて、前記区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定するよう構成された判定部と、

前記評価値を代表する前記区間の代表値を、病変の程度が変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる方法で定めるよう構成された代表値決定部と、を備えることを特徴とする。

[0009] 前記判定部は、前記評価値から得られる前記ばらつきの程度を示す指標を用いて前記判定を行い、前記指標が示す前記ばらつきの程度が所定値以上である場合に、前記区間内で前記病変の程度が変化していると判定するよう構成されていることが好ましい。

[0010] 前記指標は、前記評価値のうちの最大値と最小値の差であることが好ましい。

[0011] 前記指標は、前記評価値の標準偏差又は分散であることが好ましい。

[0012] 前記指標は、前記評価値を、前記撮像を行った前記画像の順序に回帰させた回帰直線の当てはまりの程度を示す指標であることが好ましい。

[0013] 前記電子内視鏡システムは、前記画像それぞれを撮像した前記器官内における撮像位置の情報を前記画像それぞれと対応付けるよう構成された位置情報処理部をさらに備え、

前記判定部は、さらに、前記撮像位置の情報を利用して、前記病変の程度が変化している前記区間内の領域を特定することが好ましい。

[0014] 前記評価値算出部が求める評価値は、前記区間を含む、前記器官内の領域を奥行き方向に区分けした複数の区間それぞれにおいて撮像された複数の画像それぞれの生体組織の病変の程度を示す評価値であり、

前記電子内視鏡システムは、前記撮像位置の情報を利用して、前記画像が

前記複数の区間のうちのどの区間で撮像されたかを特定するよう構成された区間特定部をさらに備えることが好ましい。

[0015] 前記判定部は、前記区間のそれぞれについて前記判定を行うよう構成され、

前記代表値決定部は、前記区間のそれぞれについて前記代表値を定めるよう構成されていることが好ましい。

[0016] 前記画像それぞれを撮像した前記器官内における撮像位置の情報を前記画像それぞれと対応付けるよう構成された位置情報処理部をさらに備え、

前記判定部は、前記評価値を前記撮像位置に回帰させた回帰直線の傾きを用いて前記判定を行い、前記傾きが所定値以上の大きさである場合に、前記区間内で前記病変の程度が変化していると判定するよう構成されていることが好ましい。

[0017] 前記判定部は、前記回帰直線の当てはまりの程度を示す指標をさらに用いて前記判定を行い、前記指標が示す前記当てはまりの程度が所定値を超える場合に、前記回帰直線の前記傾きを用いた前記判定を行うよう構成されていることが好ましい。

[0018] 前記判定部は、前記回帰直線の前記傾きの大きさに応じて、前記区間内での前記病変の変化の程度を特定するよう構成されていることが好ましい。

[0019] 前記判定部は、前記評価値のうちの一部の評価値のばらつきに基づいて、前記判定を行うよう構成されていることが好ましい。

[0020] 前記代表値決定部は、前記区間内で前記病変の程度が変化していると判定された場合に、前記評価値のうち、当該区間で撮像された前記画像の少なくとも一部の評価値の最大値を当該区間の前記代表値とするよう構成されていることが好ましい。

[0021] 前記代表値決定部は、前記区間内で前記病変の程度が変化していないと判定された場合に、前記評価値のうち、当該区間で撮像された前記画像の少なくとも一部の評価値の平均値、最頻値、及び中央値のいずれか1つを当該区間の前記代表値とするよう構成されていることが好ましい。

[0022] 前記電子内視鏡システムは、前記病変の程度が変化しているか否かの判定結果の情報を、病変の程度が変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる表示態様で画面表示するよう構成されたモニタをさらに備えることが好ましい。

[0023] 本発明の別の態様は、奥行き方向に広がる器官内の生体組織の画像を処理するデータ処理装置である。当該データ処理装置は、

前記器官内の領域の奥行き方向に沿った所定の区間内で撮像された複数の画像それぞれの生体組織の病変の程度を示す評価値を求めるよう構成された評価値算出部と、

前記評価値のばらつきの程度に基づいて、前記区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定するよう構成された判定部と、

前記評価値を代表する前記区間の代表値を、病変の程度が変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる方法で定めるよう構成された代表値決定部と、を備えることを特徴とする。

### 発明の効果

[0024] 上述の電子内視鏡システム及びデータ処理装置によれば、器官内の所定の領域内における病変の程度を適切に示す指標を得ることができる。

### 図面の簡単な説明

[0025] [図1]一実施形態の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、器官の奥行き方向の病変の広がりの評価を行う部分の構成を説明する図である。

[図3]一実施形態で用いる色空間内における基準軸の例を説明する図である。

[図4]一実施形態で用いる生体組織赤色度を計算するためのずれ角度を計算する方法を説明する図である。

[図5] (a), (b) は、撮像回数と撮像された画像の画像評価値との関係を示すグラフである。

[図6] (a), (b) は、撮像回数と撮像された画像の画像評価値との関係を示すグラフである。

[図7] (a), (b) は、撮像回数と撮像された画像の画像評価値との関係を示すグラフである。

[図8] (a), (b) は、撮像回数と撮像された画像の画像評価値との関係を示すグラフである。

[図9]一実施形態の評価ユニットが行う、画像取得から区間毎の代表評価値を求めるまでの流れの一例を示す図である。

[図10]一実施形態の評価ユニットが行う、画像取得から区間毎の代表評価値を求めるまでの流れの別の一例を示す図である。

[図11]一実施形態の内視鏡システムで測定対象とする器官の一例である大腸を説明する図である。

[図12]一実施形態の病変評価部による評価結果の一例を示す図である。

[図13]一実施形態の病変評価部による評価結果の別の一例を示す図である。

[図14]一実施形態の病変評価部による評価結果の別の一例を示す図である。

[図15]一実施形態のモニタに表示される動画の一コマを含む画面の一例を示す図である。

## 発明を実施するための形態

[0026] 以下、本発明の実施形態の電子内視鏡システム及びデータ処理装置について図面を参照しながら説明する前に、まず、器官内部の病変の程度の評価を概念的に説明する。

[0027] (器官内部の病変の程度の評価の概要)

以下説明する実施形態の電子内視鏡システムのプロセッサは、電子内視鏡で撮像した器官内部の生体組織の画像を処理して病変の程度を評価する。病変の程度とは、少なくとも病変の強さを含み、一実施形態によれば、さらに病変の広がりを含む。器官内部の生体組織を撮像する場合、例えば、管状の器官の開口端から器官内部の奥行き方向の撮像対象とする最深部の位置まで電子内視鏡を挿入し、そこから、器官の開口端に向かって略連続的に移動しながら、器官内部の生体組織を撮像する。奥行き方向は、開口端から最深部の側に進む方向、及び最深部の側から開口端の側に進む方向の双方を含む。

生体組織の撮像される画像は、一定の時間間隔で連続して撮像した動画でもよく、また、器官内で電子内視鏡を移動しながら断続的に撮像した複数の静止画であってもよい。電子内視鏡を移動させる場合、電子内視鏡の速度を必ずしも一定にする必要はなく、また、電子内視鏡が通過した場所に戻って撮像する、すなわち移動方向を部分的に逆方向にすることもできる。なお、一実施形態では、動画の場合、電子内視鏡を略同じ速度で略同じ方向に移動しながら撮像する。

病変の程度の評価では、プロセッサは、白色光の照明光で照明した生体組織の複数の画像それぞれに対して、画像それぞれにおける病変の強さを示す画像評価値（評価値）を算出する。この画像評価値は、特に限定されないが、例えば、病変が炎症である場合、病変部（炎症部）の炎症の程度を、病変部の色成分の情報（例えば、赤色）に基づいて評価する炎症評価値を挙げることができる。

評価対象の器官は、特に限定されないが、例えば、咽頭～食道、胃、十二指腸、小腸、大腸等の消化管等を挙げることができる。

[0028] また、例えば、波長405nmのレーザ光、波長445nmのレーザ光、及び波長445nmのレーザ光で蛍光体を発光させた445～700nmの蛍光、を含んだ特殊光を用いて生体組織を照明して撮像し、撮像によって得られるRGBの3つの画像信号から2つの画像信号の比を作成し、この2つの画像信号を所定の強調処理を行った処理結果を利用して作られる画像毎の評価値、例えば萎縮性胃炎における粘膜等を評価する評価値を、上記画像評価値とすることもできる。

[0029] また、例えば、波長600nmの光、波長630nmの光、波長540nmの光をそれぞれ照明光として生体組織を照明して撮像し、撮像によって得られる画像に対して所定の強調処理を行った処理結果を利用して作られる画像毎の評価値、例えば粘膜深部の血管の状態を評価するための評価値を上記画像評価値とすることもできる。

[0030] また、光で照明された、染色等により前処理が施された消化管の粘膜の細

胞を、拡大撮像して、細胞核の特徴量（長さ、直径、周長、真円度等の形状の情報）の平均値等を、非腫瘍、腺腫、癌等の病変の程度を評価するための評価値を画像評価値とすることもできる。

[0031] また、画像評価値は、画像毎に得られるMayoスコア等の評価値であってもよい。この場合、撮像した画像によって機械学習をした評価装置を用いて算出した評価値を上記画像評価値としてもよい。また、画像評価値は、病理組織学的な評価を画像毎に数値化したものであってもよい。

[0032] プロセッサは、撮像した器官内の領域の奥行き方向に沿った所定の区間で生体組織を撮像した複数の画像の画像評価値から画像評価値の代表評価値（代表値）を算出し、この代表評価値を用いて、所定の区間内の病変の程度を評価する。評価対象となる区間は、器官内の1つの区間であってもよいが、一実施形態によれば、器官内の領域を奥行き方向に区分けした複数の区間であることが好ましい。この場合、画像それぞれを撮像した際、撮像した器官内部における撮像位置の情報が画像それぞれと対応付けられる。また、一実施形態によれば、代表評価値を用いて、病変の程度を評価するように構成された病変評価部を備えることが好ましい。具体的に、プロセッサは、取得した撮像位置の情報を利用して、撮像した器官内の領域を奥行き方向に区分けした複数の区間ごとに、複数の区間それぞれについて算出した代表評価値を用いて、器官の奥行き方向に連続して広がっている病変の広がりと強さを評価する。以降の説明では、撮像位置の情報を利用して、複数の区間それぞれについて代表評価値を算出し、病変の程度として病変の強さと広がりを評価する場合を例に説明する。

ここで、区間とは、撮像位置のサンプリング間隔以上の距離で区切られた区間である。一実施形態によれば、この区間は、予め定められた間隔で区切られた区間である。予め定めた間隔は、一定の間隔であってもよいし、一定でなくてもよい。また、予め定めた間隔は、代表評価値の算出の途中で随時変更してもよい。例えば、予め細かい間隔で区切った区間を、より大きな区間に、例えば器官内で他の部分と識別可能に区別することができる部分であ

るセグメントに変更してもよい。

[0033] 病変の程度の評価は、一実施形態によれば、複数の区間毎に、この区間に対応した画像評価値の代表評価値を求め、代表評価値の奥行き方向の分布を表示すること、あるいは、画像評価値を用いて判定される病変部を含む区間、に対応した代表評価値の合計値を提供すること、を含む。これにより、病変の広がりと強さを同時に評価した病変の程度を、レベルに分けて評価することができる。

[0034] このように、画像それぞれを撮像した器官内部における撮像位置の情報を利用して、撮像した器官内部の領域を分けした複数の区間毎に、画像評価値から画像評価値の代表評価値を算出して、病変の広がりを精度よく評価することができる。代表評価値は、区間における病変の強さの指標である。したがって、撮像した複数の画像毎の局所的な生体組織の病変の強さの評価だけではなく、器官の奥行き方向における病変の広がりと病変の強さを含む総合的な評価を精度よく行うことができる。ここで、病変の広がり、病変が連続して奥行き方向に広がっていることを示す。このため、器官内で離散的に数箇所の位置で画像を離散的に撮像して画像評価値を算出しても、病変の広がりを評価することは難しい。

[0035] (電子内視鏡システムの説明)

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。

[0036] 電子内視鏡用プロセッサ200は、システムコントローラ202や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。操作パネル208では、例えば、代

表値として用いる統計量の設定のための入力を行うことができ、その際、後述する判定結果に応じて異なる統計量を設定することができる。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。

[0037] 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、後述する炎症に関する評価値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。

[0038] 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の端より射出され、配光レンズ104を介して被写体である器官内部の生体組織に照射される。生体組織からの反射光は、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。

[0039] 固体撮像素子108は、例えば、IR (Infrared) 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 (Red)、G (Green)、B (Blue) 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。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、以下説明する病変の程度の評価を行う数値化処理における、画像の明るさによる病変部の病変の重症度の変動を抑えることができるという有利な効果は、CMOSイメージセンサを用いる場合においてより顕著である。このように、電子スコープ100は、固体撮像素子108を用いて、器官内部の生体組織を撮像し、動画を生成する。

[0040] 電子スコープ100の、プロセッサ200との接続部の内部には、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は、固体撮像素子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。

- [0041] 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。
- [0042] 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、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。
- [0043] 画像処理ユニット220は、術者の指示に従って、あるいは予め設定された処理内容に従って画像処理することができる部分である。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より入力した撮像した画像の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、画像処理の一部として、撮像された生体組織の複数の画像を処理して器官の病変の程度を評価し、その評価結果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。画像処理ユニット220は、具体的には、電子スコープ100で得られた生体組織の複数の画像から、画像それぞれにおける生体組織の病変の程度を示す、後述する画像評価値を算出する。なお、電子スコープ100は、器官内部の奥行き方向に沿って略連続的に移動しながら（一部、奥行き方向の撮像位置が逆方向に位置ずれる場合も含む）器官内部の生体組織を設定されたフレームレートで撮像する。このため、画像処理ユニット220は、略奥行き方向に沿って略連続的に撮像された画像の画像評価値、及び複数の画像それぞれを撮像した器官内部における撮像位置の情報を利用して、撮像した器官内部の領域を所定の間隔で分けした複数の区間毎に、画像評価値の代表評価値

を算出し、この代表評価値を用いて、器官内部の奥行き方向に連続して広がっている病変の程度を評価する。代表評価値は、区間内で撮像した複数の画像の画像評価値を代表する評価値である。

さらに、画像処理ユニット220は、画像内の各画素の、後述する画素評価値に応じて各画素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、器官における病変の程度の評価結果の情報及び上記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注目する器官の奥行き方向に広がる病変の程度の評価を受けることができる。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器官における病変の程度の評価結果の情報を出力する。

[0044] 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、術者の情報、過去の同じ器官における病変の程度の評価結果）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、器官の病変の程度の評価結果、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。

[0045] 図2は、画像処理ユニット220の、区間内の病変の程度の評価を行う部分の構成を説明する図である。画像処理ユニット220は、電子スコープ100で撮像された生体組織の複数の画像を処理して病変の程度を評価するように構成された部分である。画像処理ユニット220は、前処理部220a、画像評価値算出部220b、撮像位置情報処理部220c、判定部220d、病変評価部220e、及び病変部位算出部220f、及び評価結果統合部220gを備える。前処理部220a、画像評価値算出部220b、撮像位置情報処理部220c、病変評価部220d、及び病変部位算出部220f

、及び評価結果統合部220gは、メモリ204に記憶されているソフトウェアを起動することにより形成されるソフトウェアモジュールであってもよいし、ハードウェアで構成されたものであってもよい。

なお、図2に示す実施形態では、電子内視鏡システム1は、後述する位置測定システム250を備え、画像処理ユニット220は、撮像位置情報処理部220cを備えるが、別の一実施形態では、電子内視鏡システム1は、位置測定システム250及び撮像位置情報処理部220cを備えない。また、画像処理ユニット220は、病変部位算出部220fを備えるが、別の一実施形態では、病変部位算出部220fを備えない。

[0046] 画像評価値算出部220bは、一実施形態によれば、病変の一例である炎症の程度を画像毎に評価する。以下、病変の一例として、潰瘍性大腸炎等で発生する炎症を挙げて説明する。

画像評価値算出部220bは、生体組織の赤色の程度を画素毎に数値化した生体組織赤色度を画素評価値とし、画像全体における画素評価値を積算処理することにより1つの数値に纏めた値を、画像評価値として算出する。すなわち、生体組織の炎症の強さを、生体組織の赤色の程度を利用して評価する。以下、炎症の程度を示す生体組織赤色度を計算する形態を一例として説明する。

[0047] (前処理部220a)

前処理部220aは、生体組織が示す赤色の程度を評価するための画像に前処理を施す部分である。前処理部220aは、一例として図示されるように、RGB変換、色空間変換、基準軸の設定、及び色補正の各処理を行う。

前処理部220a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)を所定のマトリックス係数を用いて画像色成分(R、G、B)に変換する。

前処理部220aは、さらに、画像色成分に変換された画像データをRG平面に正射影する色変換を行う。具体的には、RGB3原色で定義されるRGB色空間の各画素の画像色成分がRGの画像色成分に変換される。概念的

には、RGB色空間の各画素の画像色成分が、R、G成分の画素値に応じてRG平面内（例えば、R成分の画素値＝0～255、G成分の画素値＝0～255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像色成分の点及びRG色空間内にプロットされた画像色成分の点を「画素対応点」と記す。RGB色空間のRGBそれぞれの画像色成分は、順番に、例えば、波長620～750nm、波長495～570nm、及び波長450～495nmの色成分である。なお、色成分は、色空間（色平面も含む。）を構成するものである。色相及び彩度は、「色成分」から除かれる。

前処理部220aは、生体組織赤色度を評価するために必要なRG平面内の基準軸を設定する。

[0048] 被写体となる患者の器官内部の生体組織では、ヘモグロビン色素等の影響により画像色成分のうち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る。病変部の病変の程度が低く、病変部が炎症部である場合、炎症が強いほど赤色（R成分）が他の色（G成分及びB成分）に対して強くなる。しかし、器官内の撮像画像は、明るさに影響する撮影条件（例えば、照明光の当たり具合、被写体と内視鏡との距離）に応じて色が変化する。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の画像色成分の値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の画像色成分の値が8ビット階調の場合、255又は255に近い値）となる。すなわち、炎症が起こっている同じ炎症部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炎症部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、画像の色成分の値が炎症の強さと相関の無い値を取ることがある。同様に、被写体と内視鏡との距離によっても、画像の色成分の値が炎症の強さと相関の無い値を取ることがある。

[0049] 一般に、炎症が起こっていない器官内部の健常部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器官内部の炎症部は十分な粘膜で覆

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（黄色）が変化する。従って、粘膜の濃淡も炎症の程度を評価する指標の一つになるものと考えられる。

[0050] そこで、図3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。図3は、一実施形態で用いる色空間内における基準軸の例を説明する図である。

[0051] 図3に示されるプロットは、器官内部の多数の参照画像を解析した結果得たものである。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3に示す例では、図面を明瞭化する便宜上、解析の結果得られたプロットを一部だけ示している。解析の結果実際に得られたプロットは、図3に示されるプロットの数よりも遥かに多い。

[0052] 上述したように、炎症が強い部分ほど画像の色成分のうち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3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、例えば様々な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画素対応点が収束する軸である。

[0053] 一方、健常部に近いほど画像の色成分のうち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3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、例えば様々な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 X 2は、炎症の程度が低くなるほど（健常部に近いほど）プロットされる画素対応点が収束する軸である。

[0054] 補足すると、病変部の病変の程度の最も高い部分は、出血を伴う。一方、病変の程度の最も低い部分は、実質正常な健常部であるから、十分な粘膜で覆われている。そのため、図3に示されるRG色空間内のプロットは、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、炎症の程度の最も高い炎症部を示す軸（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、炎症の程度の最も低い炎症部を示す軸（粘膜変化軸A X 2）に相当する。

このような基準軸の設定を行った後、正射影された画像の色成分に対して後述する赤色の程度を示す生体組織赤色度を算出する処理が行われる。この生体組織赤色度を算出する処理の前に、正射影された画素データに対して色補正が行われる。

図3に示す基準軸は、一例であり、疾患の種類に応じて基準軸は種々異なる。

[0055] 前処理部220aは、炎症評価値の算出の前に、RG色空間で表された画像の色成分に対して色補正を行う。メモリ204には、補正マトリックス係

数が保存されている。同一の炎症部にも拘らず、異なる電子内視鏡システムで撮像したときに後述する炎症評価値がばらつかないように（言い換えると、電子スコープの個体間誤差を抑えるために）、前処理部220aは、各画素のRG色空間内の画素対応点である画素データ（R，G）を、補正マトリックス係数を用いて下記式に示すように補正する。

[0056]

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

R<sub>new</sub> : 補正後の画素データ（R成分）

G<sub>new</sub> : 補正後の画素データ（G成分）

M<sub>00</sub>～M<sub>11</sub> : 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）

[0057]（画像評価値算出部220b）

画像評価値算出部220bは、画素の中から一つの注目画素を選択し、選択した注目画素について、注目画素の色成分の情報に基づいて炎症の程度を計算するためのずれ角度を算出する。すなわち、画素の色成分の情報に基づいて生体組織の赤色の程度を数値化する数値化処理を行う。図4は、一実施形態で用いる生体組織赤色度を計算するためのずれ角度を計算する方法を説明する図である。具体的には、画像評価値算出部220bは、図4に示すように、ヘモグロビン変化軸AX1と粘膜変化軸AX2との交点を基準点O'とし、基準点O'と注目画素の画素対応点Pとを結ぶ線分Lの向きが、基準軸AX1に対してずれるずれ角度θを算出する。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R軸とG軸の交点であってもよい。

[0058] 基準点O'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 $O'$ 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。

[0059] 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、画素対応点が変わった場合の角度 $\theta$ の変化量が大きくなるため、分解能が向上する。これにより、精度の高い評価結果を得ることができる。

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、炎症の程度を示す評価結果はノイズの影響を受け難い。

[0060] 器官内部の生体組織を撮影した画像の明るさが白色光の当たり具合によって変化すると、画像の色は、個人差、撮影箇所、炎症の状態等の影響があるものの、RG色空間内において、概ね、重症度の最も高い炎症部ではヘモグロビン変化軸 $A \times 1$ 上に沿って変化し、炎症の程度が最も低い炎症部では粘膜変化軸 $A \times 2$ 上に沿って変化する。また、炎症の程度が中間程度である炎症部の画像の色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、粘膜変化軸 $A \times 2$ に対するずれ角度 $\theta$ 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、ずれ角度 $\theta$ が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。

[0061] ずれ角度 $\theta$ が小さいほどR成分がG成分に対して強くなり、病変部における赤色の程度が相対的に大きいことを示す。また、ずれ角度 $\theta$ が大きいほどG成分がR成分に対して強くなり、赤色の程度が相対的に小さいことを示す。そこで、画像評価値算出部220bは、ずれ角度 $\theta$ がゼロであるときに値255となり、ずれ角度 $\theta$ が $\theta_{MAX}$ であるときに値ゼロとなるように、角度 $\theta$

を正規化する。なお、 $\theta_{MAX}$ 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。すなわち、画像評価値算出部220bは、各注目画素について、各注目画素の色成分の情報に基づいて算出したずれ角度 $\theta$ を正規化した0～255の範囲の値を、生体組織赤色度（画素評価値）として算出する。

なお、注目画素は、画像の全画素について1つずつ選択される。

なお、図4に示す例では、色空間としてRG色空間を用いるが、RG色空間に代えてRB色空間を用いることもできる。

[0062] 画像評価値算出部220bは、ずれ角度 $\theta$ を正規化した値である生体組織赤色度を画素評価値として算出するが、場合によっては、生体組織の潰瘍の特徴の程度を示す生体組織白色度を画素評価値として算出することもできる。例えば、生体組織の画像の各画素の各色成分の画素値に対して、線形なゲイン（利得）を与えるゲイン調整を行い、病変に特有の色域付近におけるダイナミックレンジを実質的に広げて、色表現の実効的な分解能を高める、トーン強調処理を行うことにより、例えば、潰瘍性大腸炎の白苔や膿様粘液を含む潰瘍部は白色を示し、浮腫や易出血性を含む赤色を示す炎症部や黄色あるいは緑色を示す正常部と色成分によって区別することができる。生体組織白色度は、図4に示すような2つの色成分（R成分、G成分、B成分のうち2つ）あるいは3つの色成分（R成分、G成分、B成分）の座標軸とする色空間上に表した、基準軸AXとは異なる基準軸に対するずれ角度を用いて計算することができる。なお、トーン強調処理は、前処理部220aが行う。

[0063] 画像評価値算出部220bは、各画素の画素評価値を用いて、1つの画像評価値を算出する。例えば、撮像画像の中で、評価対象とする生体組織の像を表す画素を、取捨選択し、選択した画素の画素評価値の積算値あるいは平均値を、1つの画像評価値として算出する。あるいは、例えば、画素毎のRGBの色成分あるいは画素の輝度成分のうち、所定の範囲にある色成分あるいは輝度成分に基づいて評価対象の画素を抽出し、抽出した画素の画素評価値の平均値を求めることにより、あるいは所定の重み付け係数を用いた重み

付け平均値を求めることにより、あるいは積算処理をすることにより、画像評価値算出部 220b は、1つの画像評価値を算出する。画像中の評価対象とする画素の部分は、器官の炎症の程度を精度高く評価するために、生体組織における想定される所定の範囲内の色成分の値を有する部分であって、照明光で照明された所定値以上の輝度成分を有する画素の部分であることが好ましい。

画像評価値算出部 220b が算出した画像評価値は、判定部 220d 及び病変評価部 220e に送られる。

[0064] 画像評価値算出部 220b は、さらに、生体組織赤色度に応じて変化する表示色で生体組織の画像をモザイク化したカラーマップ画像を作成する。カラーマップ画像の作成のために、画素評価値と所定の表示色とを対応付けたテーブルがメモリ 204 の記憶領域に記憶されている。上記テーブルは、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、画素評価値が 0～5 の範囲では青色が対応付けられており、該画素評価値が 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、該画素評価値が 250～255 の範囲では赤色が対応付けられている。表示色は、例えば、生体組織赤色度が大きいほど青色から黄色さらには赤色といったように、寒色から暖色に近づく色とする。画像評価値算出部 220b は、選択された注目画素の、カラーマップ画像上での表示色を、上記テーブルに基づき、注目画素の生体組織赤色度に応じて決定する。

こうして、画像評価値算出部 220b は、生体組織赤色度に応じて色を付与したカラーマップ画像を作成する。

[0065] (撮像位置情報処理部 220c)

撮像位置情報処理部 220c は、電子内視鏡システム 1 に設けられた位置測定システム 250 から送られる撮像位置に関する位置情報を取得し、この取得した位置情報を撮像した画像と対応付ける。位置測定システム 250 は、例えば、器官内に挿入された電子スコープ 100 の先端部に位置する固体撮像素子 108 の位置、さらには、後続する可撓管の各位置を、センサを利

用して取得するシステム、器官の開口端から挿入された電子スコープ100の挿入長さを取得するシステム、あるいは、撮像された画像が、モニタ300に表示され、この画像を見た術者が、挿入された器官内の特徴となる部分を電子スコープ100の先端部が通過したことを示す特定部分通過信号を取得するシステムである。

撮像位置の取得情報は、逐次、判定部220d及び病変評価部220eに送られる。

[0066] 固体撮像素子108の位置を、センサを利用して取得するシステムでは、例えば、電子スコープ100の先端部の固体撮像素子108の近傍の位置及び先端部からプロセッサ200の側に後続する可撓管に所定の間隔をあけて、磁気センサを複数設け、電子スコープ100が器官内に挿入された人体の外部から、位置によって強さが異なる磁界を付与し、上記磁気センサが磁界の強さを計測することにより、先端部に設けられた磁気センサの位置を知ることができ、さらに、複数の磁気センサの位置から可撓管の器官内における湾曲形状を知ることができる。これにより、固体撮像素子108の先端部の位置を知ることができ、電子スコープ100の器官内における形状、さらには、電子スコープ100の器官の開口端からの挿入長さを知ることができる。

[0067] 器官の開口端から挿入された電子スコープ100の挿入長さを取得するシステムの場合、例えば、撮像した動画における撮像時間が隣り合う画像間で、生体組織がどの程度移動したかを、オプティカルフローの処理を利用して取得し、この取得結果を積算して移動距離を算出することにより、現在の電子スコープ100の挿入長さの情報を取得することができる。また、例えば、挿入される電子スコープ100の先端部から後続する可撓管が器官内に向かって繰り出されている長さを計測することにより、現在の電子スコープ100の挿入長さの情報を取得することができる。

[0068] 器官の特定部分通過信号を取得するシステムでは、モニタ300に表示された画像を術者が見ながら、器官内部の識別可能な特定部分が画像に現れ通

過した時点で、術者が手元にあるボタンを押すことにより、特定部分通過信号を生成し、撮像位置情報処理部 220c はこの特定部分通過信号を取得することができる。器官内部の特定部分の位置とは、例えば、器官が大腸の場合、上行結腸が始まる位置、上行結腸が終了し大腸が曲がって横行結腸が始まる位置、横行結腸が終了し大腸が曲がって下行結腸が始まる位置、下行結腸が終了し大腸が曲がって S 字結腸が始まる位置、S 字結腸が終了し直腸が始まる位置、及び、直腸が終了し肛門に到達する位置、を含む。

[0069] (判定部 220d)

判定部 220d は、区間内で撮像された複数の画像の画像評価値のばらつきに基づいて、区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定するよう構成されている。このような判定を行うことで、区間内での病変の程度をより適切に示す指標（代表評価値）を得ることができ、病変の程度の評価を精度よく行うことができる。評価値のばらつきは、区間内で撮像された全ての画像の画像評価値のばらつきであってもよく、後述するように、一部の画像の画像評価値のばらつきであってもよい。また、病変の程度が変化している区間の例として、複数の病変の程度が存在する区間のほか、病変部と正常部の両方が存在する区間が含まれる。複数の病変の程度として、例えば、互いに異なる後述する複数のランクあるいは複数のレベルが挙げられる。

[0070] 一実施形態によれば、判定部 220d は、画像評価値から得られるばらつきを示す指標を用いて判定を行い、この指標が示すばらつきが、予め定めた閾値（所定値）以上である場合に、区間内で病変の程度が変化していると判定するよう構成されていることが好ましい。そのような指標の例として、下記の指標 1～4 が挙げられる。

指標 1：画像評価値のうちの最大値と最小値の差（画像評価値の範囲の大きさ）

指標 2：画像評価値の標準偏差（又は分散）

指標 3：画像評価値を、撮像を行った画像の順序に回帰させた回帰直線の当てはまりの程度を示す指標

指標 4 : 画像評価値を撮像位置に回帰させた回帰直線の傾き

[0071] 図 5～図 8 を参照して、指標 1～4 を用いて行う判定について説明する。

図 5～図 8 は、ある 2 つの区間について、各区間での測定回数（撮像回数）と撮像された画像の画像評価値との関係を示すグラフを示し、（a）は、画像評価値のばらつきの小さい区間におけるグラフを示し、（b）は、画像評価値のばらつきの大きい区間におけるグラフを示す。

なお、図 5～図 7 において、横軸の測定回数（撮像回数）は、右側に位置するプロットであるほど、後で撮像されたものであることを示し、撮像を行った順に左方から右方に並んでいる。図 8 において、横軸は、器官内の奥行き方向に沿った撮像位置を示し、右側に位置するプロットであるほど、器官の開口端の側で撮像されたものであることを示す。

[0072] 指標 1 を用いて判定を行う場合、画像評価値の最大値と最小値の差に関して、図 5（a）と図 5（b）との間で画像評価値のばらつきの程度を区別する閾値を予め定めておくことで、図 5（b）に示すような、最大値と最小値の差が閾値以上である場合に、区間内で病変の強さが変化していると判定することができる。また、図 5（a）に示すような、最大値と最小の差が閾値未満である場合に、区間内で病変の強さは変化していないと判定することができる。

[0073] 指標 2 を用いて判定を行う場合、標準偏差（又は分散）に関して、図 6（a）と図 6（b）との間で画像評価値のばらつきの程度を区別する閾値を予め定めておくことで、図 6（b）に示すような、標準偏差（又は分散）が閾値以上である場合に、区間内で病変の強さが変化していると判定することができる。また、図 6（a）に示すような、標準偏差（又は分散）が閾値未満である場合に、区間内で病変の強さは変化していないと判定することができる。なお、図 6（a）、（b）には、標準偏差（又は分散）の計算に用いられる画像評価値の平均値を示す。

指標 1 及び 2 に関する閾値は、具体的に、画像の明るさの変化に起因して生じる画像評価値のばらつきの程度は閾値未満となり、区間内での病変の程

度の変化に起因して生じる画像評価値のばらつきの程度は閾値以上となるよう設定される。

[0074] 指標3を用いて判定を行う場合、回帰直線の当てはまりの程度に関して、図7(a)と図7(b)との間で画像評価値の回帰直線に対するばらつきの程度を区別する閾値を予め定めておくことで、図7(b)に示すような、当てはまりの程度を示す指標が閾値を超え、当てはまりの良さを示す場合に、区間内で病変の強さが変化していると判定することができる。また、図7(a)に示すような、当てはまりの程度を示す指標が、閾値以下であり、当てはまりの悪さを示す場合に、区間内で病変の強さは変化していないと判定することができる。

図7に示す回帰直線は、最小二乗法を用いて求めた直線である。また、指標3、すなわち、回帰直線の当てはまりの程度を示す指標には、例えば、下記式で表す決定係数 $R^2$ が用いられる。

[0075]

$$R^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - y'_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - Y)^2}$$

$y_i$  : 撮像した画像の画像評価値

$y'_i$  : 回帰直線上の画像評価値

$Y$  : 撮像した画像の画像評価値の平均値

$n$  : 撮像した画像の数

[0076] 決定係数は、0から1までの値で示され、1に近いほど回帰直線の当てはまりが良いことを示す。上記閾値は、0から1の間の値に設定される。その結果、決定係数が、所定の閾値を超える場合、区間内で病変の強さが変化していると判定される。また、決定係数が、閾値以下である場合、区間内で病変の強さは変化していないと判定される。一実施形態によれば、指標3として、決定係数の代わりに、撮像した画像の画像評価値と、回帰直線上の画像評価値との相関性を示す相関係数 $R$ を用いることも好ましい。

[0077] 上述したように、電子内視鏡システム1は、位置測定システム250及び撮像位置情報処理部220cを有していなくてもよい。この場合、図5～図

7に示すグラフにおいて、画像評価値と撮像位置との間に相関はないが、上記指標1～3を用いて、区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定することができる。一方で、例えば回帰直線の当てはまりが良いことを示す場合であっても、図8(b)に示すように、画像評価値のばらつきが大きい場合がある。この場合、区間内で病変の程度が変化していると判定すべきであるため、上記指標4を用いて判定を行うことが好ましい。すなわち、一実施形態によれば、判定部220dは、画像評価値を奥行き方向に沿った撮像位置の順に回帰させた回帰直線の傾きを用いて判定を行い、傾きが所定値以上の大きさである場合に、区間内で病変の程度が変化していると判定するよう構成されていることが好ましい。この場合、判定部220dは、当てはまりの程度を示す指標が閾値を超える場合に、このような回帰直線の傾きを用いた判定を行うよう構成されていることが好ましい。これにより、回帰直線の当てはまりの程度を示す指標が閾値を超える場合のみでなく、回帰直線の当てはまりの程度を示す指標が閾値以下の場合（当てはまりが良い場合）であっても、回帰直線の傾きが大きければ、病変の程度が変化していると判定することができる。一方、回帰直線の当てはまりの程度を示す指標が閾値以下の場合に関しては、回帰直線の傾きが小さい場合に、病変の程度が変化していないと判定することができる。このような指標4を用いた判定は、電子内視鏡システム1が、撮像位置情報処理部220c及び位置測定システム250を備える場合に行うことができる。

[0078] 指標4を用いて判定を行う場合、回帰直線の傾きに関して、図8(a)と図8(b)との間で画像評価値のばらつきの程度を区別する閾値を予め定めおくことで、図8(b)に示すように、回帰直線の傾きが閾値以上である場合に、区間内で病変の強さが変化していると判定することができる。また、図8(a)に示すように、回帰直線の傾きが閾値未満である場合に、区間内で病変の強さは変化していないと判定することができる。また、指標4を用いて判定を行うと、病変の強さがどのように変化しているか、その変化の程度もわかる。例えば、病変の強さが急変しているか、緩やかに変化してい

るかがわかる。

[0079] 電子内視鏡システム 1 が、位置測定システム 250 及び撮像位置情報処理部 220c を備える場合に、一実施形態によれば、判定部 220d は、さらに、撮像位置の情報を利用して、病変の程度が変化している区間内の領域を特定することが好ましい。病変の強さが変化した領域が特定されることで、病変の程度が変化した領域が、例えば、スポット状に存在しているのか、隣の区間の病変部とつながるように連続的に存在しているのか、等がわかる。スポット状に存在する領域は、区間の長さに応じて、種々の奥行き方向の長さで存在しうる。例えば、スポット状に存在する領域は、1つの区間内に1つ又は複数存在する場合があるほか、2つ又は3つ以上の区間に跨って連続的に存在する場合がある。また、隣の区間の病変部とつながるように連続的に存在する病変部は、1つの区間内に複数存在する場合がある。すなわち、1つの区間内に、その両隣の区間の病変部とそれぞれつながる2つの病変部が存在する場合がある。また、病変の程度が変化した領域の例として、奥行き方向に連続的に広がる1つの病変部内の領域や、病変部と正常部との境界（後述する開始位置又は終了位置）を含む区間内の領域がある。

[0080] また、一実施形態によれば、判定部 220d は、病変の程度が変化している区間内の領域に関して、さらに、撮像位置の情報を利用して、病変の強さの変化の程度を特定することも好ましい。例えば、病変の強さの変化の程度（傾き）が、所定の閾値以上であるか、閾値未満であるかによって、病変の強さの変化が急であるか、緩やかであるかがわかる。また、奥行き方向の一方の方向に沿った病変の強さの変化の向きによって、病変の強さが、当該一方の方向に、強くなっているか、弱くなっているかがわかる。すなわち、一実施形態によれば、判定部 220d は、回帰直線の傾きの大きさに応じて、区間内での病変の変化の程度を特定するよう構成されていることが好ましい。

[0081] 判定部 220d が行うこれらの特定は、一実施形態では、病変部位算出部 220f が行うよう構成されていてもよい。

[0082] 一実施形態によれば、判定部 220d は、画像評価値のうちの一部の画像評価値のばらつきに基づいて、判定を行うよう構成されていることが好ましい。例えば、撮像される生体組織の部位や内視鏡の先端部に、洗浄用の水、血液、便等が付着した場合に、撮像した全ての画像の画像評価値の平均値から大きく外れた画像評価値が算出される場合がある。このような外れ値を含んだ画像評価値のばらつきに基づいて、区間内で病変の程度が変化しているか否かの判定を行うと、判定の精度が低下する。この実施形態では、画像評価値のうちの一部の画像評価値として、外れ値を除外した残りの画像評価値のばらつきに基づいて判定を行うことで、区間内で病変の強さが変化しているか否かの判定の精度を高め、当該区間における病変の程度をより適切に示す指標（代表評価値）を得ることができる。これにより、病変の程度の評価を高い精度で行うことができる。

外れ値を除外する方法として、例えば、区間内で撮像した全ての画像の画像評価値のうち、最大値、最小値、あるいはその両方から、画像評価値のばらつきの範囲（最大値と最小値との差）の所定割合（例えば数%）の範囲内にある画像評価値を除外すること、が挙げられる。また、例えば、区間内で撮像した全ての画像の炎症評価値のうち、予め定めた炎症評価値の範囲外の炎症評価値を除外すること、が挙げられる。また、外れ値を除外する別の方法として、例えば、区間内で撮像した全ての画像の画像評価値の中から検定により検出した外れ値を除外し、再度検定を行って別の外れ値を検出し、除外することを繰り返すこと、が挙げられる。外れ値は、一実施形態によれば、撮像対象とする器官内の領域、あるいは所定のセグメント内で全ての画像を撮像した時点で得られる画像評価値を対象として除外することが好ましいが、別の実施形態によれば、画像を再生しながら除外することもできる。

[0083] （病変評価部 220e）

病変評価部 220e は、撮像位置情報処理部 220c から送られる撮像位置に関する情報を利用して、撮像した器官内部の領域を予め定めた間隔で区分けした複数の区間毎に、複数の区間それぞれの生体組織を撮像した複数の

画像の画像評価値から画像評価値の代表評価値を算出する。さらに、病変評価部 220 e は、代表評価値を用いて、器官内部の奥行き方向に連続して広がっている病変の広がりを評価する。例えば、大腸における潰瘍性大腸炎の場合、病変が、直腸から下行結腸まで広がっている等と評価することができる。このような評価では、代表評価値が予め設定された閾値を超えている領域が病変部であるとして病変の広がりを評価することができる。

[0084] ここで、区間は、術者が予め定めたものでもよく、特定部分通過信号によって区間が区切られてもよい。特定部分通過信号によって区間を定める場合、区間をセグメントという。

このセグメントは、1つの器官内で他の部分と識別可能に区別することができる部分であり、例えば、器官が大腸の場合、上行結腸のセグメント、横行結腸のセグメント、下行結腸のセグメント、S字結腸のセグメント、直腸のセグメント等を含む。このようなセグメントは、特定部分通過信号により区間が区切られる。

[0085] 病変評価部 220 e は、代表値決定部 220 h を有している。代表値決定部 220 h は、は、判定部 220 d によって、区間内で病変の強さが変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで、代表評価値を異なる方法で定めるよう構成されている。上述したように、画像の明るさは、被写体と内視鏡との距離等の撮影条件によって変化する。このため、炎症の強さが同じ生体組織の部位を撮像しても、画像評価値が変動し、ばらつきが生じる。一方、画像評価値は、器官内の奥行き方向に沿って病変の程度が変化している場合にも変動し、ばらつきが生じる。このため、代表評価値として、例えば画像評価値の平均値を用いると、画像の明るさに起因して画像評価値のばらつきが生じている場合だけでなく、炎症の強さの変化によって画像評価値のばらつきが生じている場合も、平均的な炎症の強さを示す代表評価値になってしまう。その結果、区間内に代表評価値が示すよりも強い炎症の強さを示す病変部が存在することがわかり難くなり、炎症の強さを適切に判断することができない。病変の強さを知ることは、病変部の治療

方法を検討する上で重要である。このため、代表値決定部 220h は、上述したように、病変の強さが変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで、代表評価値を異なる方法で定める。これにより、当該区間における病変の程度を適切に示す指標が得られ、病変の程度の評価を精度よく行うことができる。

[0086] 一実施形態によれば、上記方法は、統計的手法であることが好ましい。

具体的に、代表値決定部 220h は、一実施形態によれば、区間内で病変の強さが変化していると判定された場合に、その区間内で撮像された画像のうち少なくとも一部の画像の評価値のうちの最大値を当該区間の代表値とするよう構成されていることが好ましい。これにより、病変の程度が変化している区間に関して、病変の程度を最適に示すことができる。

また、代表値決定部 220h は、一実施形態によれば、区間内で病変の程度が変化していないと判定された場合に、その区間内で撮像された画像のうち少なくとも一部の画像の評価値の平均値、最頻値、及び中央値のいずれか 1 つを当該区間の代表値とするよう構成されていることが好ましい。病変の程度が変化していない区間での評価値のばらつきは、撮影条件に起因したものと考えられるため、これらの統計量を代表値とすることで、当該区間の病変の強さを適切に示すことができる。

これらの実施形態において、最大値、あるいは、平均値、最頻値、及び中央値のいずれか 1 つは、区間内で撮像された画像すべての評価値に基づいて求めることが好ましいが、上述したように画像評価値のうちの外れ値を除外する場合は、残りの画像評価値に基づいて求めたものであることが好ましい。

[0087] 電子内視鏡システム 1 が、上述したように、位置測定システム 250 及び撮像位置情報処理部 220c を備える場合に、病変評価部 220e は、一実施形態によれば、区間特定部 220i を備えることが好ましい。区間特定部 220i は、撮像位置の情報を利用して、複数の区間のうち、取得した情報と対応付けられた画像が、どの区間で撮像された画像か、区間を特定するよ

う構成されている。

[0088] 一実施形態によれば、病変評価部 220 e は、病変の程度の評価を病変の強さに関する複数のランクに分けて評価するように構成されており、病変評価部 220 e は、代表評価値に基づいて複数のランクの 1 つを定めて、区間毎に病変の程度を評価する、ことが好ましい。これにより、器官内部の奥行き方向に連続して広がっている病変の広がりや病変の強さを術者により正確に知らせることができる。

また、一実施形態によれば、病変評価部 220 e は、病変が器官の奥行き方向に連続して広がっている病変部の有無を、代表評価値に基づいて区間毎に判定することが好ましい。病変部の領域は、代表評価値が予め設定された閾値に対して大きい領域である。

一実施形態によれば、病変評価部 220 e は、病変が器官の奥行き方向に連続して広がっている病変部の有無を、画像評価値に基づいて判定することもできる。病変部の領域は、画像評価値が予め設定された閾値に対して大きい領域である。画像評価値は、画像毎の評価値であるため、ノイズ成分を含む場合がある。この場合、画像評価値ではなく、区間毎の代表評価値を用いることが好ましい。

[0089] (病変部位算出部 220 f)

このとき、病変部位算出部 220 f は、上述の区間のうち、病変部が位置する区間を、撮像した画像の位置情報に基づいて求めることで、病変部の領域の開始位置と終了位置を求め、病変部の位置を特定する。病変部の開始位置及び終了位置を正確に求めるためには、画像評価値とその画像を撮像した位置情報を用いて、画像評価値が、予め定められている閾値を横切る位置を求めることも好ましい。この場合、病変評価部 220 e は、画像評価値毎に閾値と比較して、画像評価値が閾値を横切るか否かを判定する。この判定結果は、病変部位算出部 220 f に送られる。このとき、病変評価部 220 e は、病変部位算出部 220 f が求めた病変部の開始位置と終了位置の情報から、病変部の長さを算出することが好ましい。

したがって、一実施形態によれば、モニタ300は、病変部の開始位置、終了位置、及び病変部の長さの少なくとも1つを画面表示する、ことが好ましい。これにより、術者は、病変の器官の奥行き方向の広がりを認識し易くなる。

また、病変評価部220eは、複数の区間のうち病変部の開始位置と終了位置との間に含まれる区間に対応する代表評価値の合計値を求め、この合計値により、病変の程度を評価する、ことが好ましい。これにより、病変の器官の奥行き方向の広がりとは病変の程度（強さ）を同時に評価することができる。この場合、例えば、合計値を複数のレベルに分けて病変の程度をレベルにより評価することができる。

[0090] 病変評価部220eは、予め定める区間の長さを短くして多くの区間を設定した場合、各区間の奥行き方向に沿った位置情報（例えば電子スコープの挿入最深部から開口端に向かう距離）を横軸に示し、代表評価値を縦軸に示すグラフにおいて、区間毎の代表評価値によって作られる曲線が隣り合う区間で凸凹になる場合がある。この場合、一実施形態によれば、区間の位置情報及び代表評価値を利用して、移動平均処理あるいは所定の曲線を示す関数を用いてカーブフィッティング処理をすることにより、上記グラフに示す代表評価値の曲線を平滑に処理することが好ましい。

[0091] 図9は、評価ユニット221が行う、画像取得から区間毎の代表評価値を求めるまでの流れの一例を示す図である。図9に示す例では、病変の程度が変化していると判定された区間に関しては、代表評価値には、区間に対応する画像評価値のうちの最大値が用いられる。また、病変の程度が変化していないと判定された区間に関しては、代表評価値には、区間に対応する画像評価値の平均値が用いられるが、中央値又は最頻値が用いられてもよい。

[0092] まず、前処理部220aは、画像を取得（ステップS10）して、上述した処理を行う。このとき、位置測定システム250から撮像位置情報処理部220cが、取得した画像の撮像位置の情報を、撮像した画像と対応付けて取得する。これにより、病変評価部220eは、この撮像位置の情報をを用い

て、取得した画像が、予め定めた区間のうち、器官内部のどの区間で撮像した画像か、区間を特定する（ステップS12）。一方、画像評価値算出部220bは、前処理部220aで処理された画像を用いて画像評価値を算出する（ステップS14）。

なお、ステップS14は、ステップS12の後に行うことに限定されず、ステップS12の前に、あるいは同時に行うことができる。

[0093] 病変評価部220eは、区間内で撮像した画像について算出した画像評価値に基づいて、区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定する。具体的には、病変評価部220eは、算出した区間内の画像評価値の最大値と最小値の差（「MAX-min」）と、予め定めた閾値 $\alpha$ とを比較し（ステップS16）、その差が閾値未満である場合は（ステップS16のYES）、区間内で病変の程度は変化していないと判定し、さらに、区間内の画像評価値の平均値を算出し（ステップS18）、これを代表評価値とする（ステップS22）。一方、上記差が閾値以上である場合は（ステップS16のNO）、病変評価部220eは、区間内で病変の程度が変化していると判定し、さらに、区間内の画像評価値のうちの最大値を算出し（ステップS20）、これを代表評価値とする（ステップS22）。

[0094] 図9に示すフローにおいて、ステップS16で行う判定には、画像評価値の最大値と最小値の差と閾値との比較をする代わりに、画像評価値の標準偏差あるいは分散と閾値とを比較してもよい。

[0095] こうして、前処理部220aが画像の取得を終了する（ステップS24）まで、ステップS10～S24が繰り返される。こうして、評価ユニット221は、区間毎の代表評価値を求める。

[0096] 図10は、評価ユニット221が行う、画像取得から区間毎の代表評価値を求めるまでの流れの一例を示す図である。図10に示すフローのうち、ステップS30、S32、S34、S40、S42、S44、S46は、図9に示すフローのステップS10、S12、S14、S18、S20、S22、S24と同様のことを行う。

図10に示すフローでは、区間内で病変の変化の程度が変化しているか否かの判定を行うために、ステップS36、S38の判断を行う。

[0097] 病変評価部220eは、ステップS34で算出した区間内の画像評価値を、撮像位置情報処理部220cから取得した撮像位置に回帰させた回帰直線を求め、決定係数を算出する。算出した決定係数を、予め定めた閾値 $\alpha$ と比較し（ステップS36）、決定係数が閾値を超える場合（ステップS36のYES）、さらに、回帰直線の傾き（回帰係数）と、予め定めた閾値 $\beta$ とを比較し（ステップS38）、回帰直線の傾きが閾値未満である場合（ステップS38のYES）、区間内の画像評価値の平均値を算出し（ステップS40）、これを代表評価値とする（ステップS44）。

一方、ステップS36において決定係数が閾値以下である場合（ステップS36のNO）、及び、ステップS38において回帰直線の傾きが閾値以上である場合（ステップS38のNO）、区間内の画像評価値の最大値を算出し（ステップS42）、これを代表評価値とする（ステップS44）。

[0098] 以上説明した図9及び図10に示すフローでは、ステップS16、S36の判定を行う前に、上述した外れ値の除外を行ってもよい。

[0099] （評価結果統合部220g）

評価結果統合部220gは、評価結果である、区間毎の代表評価値の数値や、各区間における代表評価値の区間に対する分布を示したグラフ、病変部の奥行き方向の広がりを示した情報、病変部の開始位置、終了位置あるいは病変部の長さの情報、さらには、区間毎に、病変部のランク付けした強さの情報、を統合して、1つあるいは複数の評価結果画面としてモニタ300に表示させる。

[0100] 図11は、器官の一例である大腸を説明する図である。大腸は、開口端（肛門）から順番に、直腸、S字結腸、下行結腸、横行結腸、及び上行結腸を備える。以降、直腸はセグメントSG5、S字結腸はセグメントSG4、下行結腸はセグメントSG3、横行結腸はセグメントSG2、及び上行結腸直腸はセグメントSG1という。

一般的に、電子スコープ100は、上行結腸であるセグメントSG1の最深部まで挿入され、そこから、開口端側に向かって略一定の移動速度で引き出すように移動する。このため、電子スコープ100は、セグメントSG1、セグメントSG2、セグメントSG3、・・・と順番に画像を撮像する。

[0101] 図12は、病変評価部220eによる評価結果の一例を示す図である。図12に示す評価結果は、横軸にセグメントSG5からセグメントSG1までの位置を表し、縦軸に積算評価値を表したグラフである。各セグメントにおいて撮像された画像の数は等しいことが好ましい。図12では、複数の区間をセグメントSG1～SG5として、予め定めた閾値を境に、閾値以上の代表評価値を有するセグメントを、炎症のある病変部として示している。図12に示す例では、セグメントSG5、セグメントSG4、及びセグメントSG3の一部が炎症を起こしていることを示している。一実施形態によれば、このような評価結果はモニタ300に表示される。

[0102] 図13は、病変評価部220eによる評価結果の別の一例を示す図である。図13に示す評価結果は、図12と同様に、横軸にセグメントSG5からセグメントSG1までの位置を表し、縦軸に代表評価値を表したグラフである。図13に示す例では、病変の程度の評価を病変の強さに関する複数のランク、すなわち、“炎症度強”、“炎症度中”、“炎症度小”、“炎症なし”、の4段階に分けて評価するように構成されている。病変評価部220eは、代表評価値に基づいて複数のランクの1つを定めて、セグメント毎に病変の程度を評価する。したがって、図13に示す例では、炎症（病変）は、セグメントSG3の一部からセグメントSG5まで存在し、セグメントSG5及びセグメントSG4の炎症度（病変の強さ）は強であると評価され、セグメントSG3の炎症度は中程度と評価される。一実施形態によれば、このような評価結果が、モニタ300に表示される。

[0103] 図14は、病変評価部220eによる評価結果の別の一例を示す図である。図14に示す評価結果は、横軸に大腸内の奥行き方向の位置を表し、縦軸に代表評価値を示す、区間毎の代表評価値を表したグラフである。図14で

は、区間はセグメントSG1～SG5に比べて狭い範囲を示しており、さらにいうとセグメントそれぞれを2つに分けた区間を設定している。図14に示す例でも、予め定めた閾値を境に、閾値以上の代表評価値を有する区間を、炎症のある病変部として定めることができる。一実施形態によれば、このような評価結果はモニタ300に表示される。

[0104] 電子内視鏡システム1は、上述したように、モニタ300を備えることが好ましい。一実施形態によれば、評価結果統合部220gは、評価結果画面に、さらに、病変の程度が変化した区間の有無、区間内の病変の程度が変化した領域、変化の程度、を統合してモニタ300に表示させることが好ましい。これらの情報は、例えば、図12～図14の例の評価結果において、そのことを表す文字情報が付加される、あるいは、グラフ中の代表評価値を示すプロット及び／又はプロット間の領域が、他の部分と異なる表示色等、強調した表示態様で示される。このように、モニタ300は、病変の程度が変化しているか否かの判定結果の情報を、病変の程度が変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる表示態様で画面表示するよう構成されていることが好ましい。

[0105] 図15は、モニタ300に表示される動画の一コマを含む画面の一例を示す図である。図15に示す一例では、画面の左側には、撮像した画像IMが示されている。画面の右上には、大腸を模式的に示した大腸模式図FIGが示され、画面の右下には、画面の左側に示す画像を炎症の程度を示す画素評価値に応じて各画素の色を置換したカラーマップ画像CMが示され、その下方には、炎症の程度を示す画像評価値であるスコアSCが示されている。図15に示す例では、スコアSCは40である。また、図15の画面例において、病変の程度が変化した区間等の上述した情報は、例えば、大腸模式図FIG中の該当するセグメントあるいはセグメント間の領域が、他の部分と異なる表示色等、強調した表示態様で示される。

[0106] このようなモニタ300に表示する種々の表示画面は、術者の入力指示に応じて評価結果統合部220gで統合されて、図15に示す例のような画面

が作成される。

[0107] 以上説明した電子内視鏡システム1は、現在電子スコープ100を器官内部に挿入して計測を行っているときにオンラインで、病変の程度を評価してもよいし、予め画像をメモリ204に記録しておき、後日、電子スコープ100で取り込んだ画像を再生しながら画像評価値及び代表評価値等を算出しながら、器官の奥行き方向の病変の広がりを評価してもよい。

後日、電子スコープ100で取り込んだ画像を再生しながら評価を行う場合、電子内視鏡システム1で再生することに限定されない。

例えば、メモリ204に記録した画像を別のデータ処理装置に読み出して、画像を再生しながら画像評価値及び代表評価値等を算出しながら、器官の奥行き方向の病変の広がりを評価することもできる。

[0108] すなわち、以下説明する実施形態のデータ処理装置は、奥行き方向に広がる器官内の生体組織の画像を処理するデータ処理装置であって、

器官内の領域の奥行き方向に沿った所定の区間内で撮像された複数の画像それぞれの生体組織の病変の程度を示す評価値を求めるよう構成された評価値算出部と、

評価値のばらつきの程度に基づいて、区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定するよう構成された判定部と、

評価値を代表する区間の代表値を、病変の程度が変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる方法で定めるよう構成された代表値決定部と、を備える。

一実施形態によれば、データ処理装置は、さらに、病変の程度が変化しているか否かの判定結果の情報を画面表示するように構成されたモニタを備えることが好ましい。

[0109] 以上説明したように、電子内視鏡システム及びデータ処理装置によれば、区間内で撮像された複数の画像の画像評価値のばらつきの程度に基づいて、区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定を行うことで、区間内での病変の程度をより適切に示す指標（代表評価値）を得ることができ、病変の

程度の評価を精度よく行うことができる。

[0110] 以上、本発明の電子内視鏡システム及びデータ処理装置について詳細に説明したが、本発明の電子内視鏡システム及びデータ処理装置は上記実施形態に限定されず、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

- [0111] 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
  - 200 プロセッサ
  - 220 画像処理ユニット
    - 220 a 前処理部
    - 220 b 画像評価値算出部
    - 220 c 撮像位置情報処理部
    - 220 d 判定部
    - 220 e 病変評価部
    - 220 f 病変部位算出部
    - 220 g 評価結果統合部
    - 220 h 代表値決定部
    - 220 i 区間特定部
  - 230 光源部
  - 300 モニタ
  - 400 プリンタ
  - 600 サーバ

## 請求の範囲

- [請求項1] 奥行き方向に広がる器官内の生体組織を撮像するよう構成された内視鏡と、撮像された生体組織の画像を処理するよう構成されたプロセッサと、を備える電子内視鏡システムであって、
- 前記器官内の領域の奥行き方向に沿った所定の区間内で撮像された複数の画像それぞれの生体組織の病変の程度を示す評価値を求めるよう構成された評価値算出部と、
- 前記評価値のばらつきの程度に基づいて、前記区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定するよう構成された判定部と、
- 前記評価値を代表する前記区間の代表値を、病変の程度が変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる方法で定めるよう構成された代表値決定部と、を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。
- [請求項2] 前記判定部は、前記評価値から得られる前記ばらつきの程度を示す指標を用いて前記判定を行い、前記指標が示す前記ばらつきの程度が所定値以上である場合に、前記区間内で前記病変の程度が変化していると判定するよう構成されている、請求項1に記載の電子内視鏡システム。
- [請求項3] 前記指標は、前記評価値のうちの最大値と最小値の差である、請求項2に記載の電子内視鏡システム。
- [請求項4] 前記指標は、前記評価値の標準偏差又は分散である、請求項2に記載の電子内視鏡システム。
- [請求項5] 前記指標は、前記評価値を、前記撮像を行った前記画像の順序に回帰させた回帰直線の当てはまりの程度を示す指標である、請求項2に記載の電子内視鏡システム。
- [請求項6] 前記画像それぞれを撮像した前記器官内における撮像位置の情報を前記画像それぞれと対応付けるよう構成された位置情報処理部をさらに備え、

前記判定部は、さらに、前記撮像位置の情報を利用して、前記病変の程度が変化している前記区間内の領域を特定する、請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

[請求項7]

前記評価値算出部が求める評価値は、前記区間を含む、前記器官内の領域を奥行き方向に区分けした複数の区間それぞれにおいて撮像された複数の画像それぞれの生体組織の病変の程度を示す評価値であり、

前記電子内視鏡システムは、前記撮像位置の情報を利用して、前記画像が前記複数の区間のうちのどの区間で撮像されたかを特定するよう構成された区間特定部をさらに備える、請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

[請求項8]

前記判定部は、前記区間のそれぞれについて前記判定を行うよう構成され、

前記代表値決定部は、前記区間のそれぞれについて前記代表値を定めるよう構成されている、請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

[請求項9]

前記画像それぞれを撮像した前記器官内における撮像位置の情報を前記画像それぞれと対応付けるよう構成された位置情報処理部をさらに備え、

前記判定部は、前記評価値を前記撮像位置に回帰させた回帰直線の傾きを用いて前記判定を行い、前記傾きが所定値以上の大きさである場合に、前記区間内で前記病変の程度が変化していると判定するよう構成されている、請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

[請求項10]

前記判定部は、前記回帰直線の当てはまりの程度を示す指標をさらに用いて前記判定を行い、前記指標が示す前記当てはまりの程度が所定値を超える場合に、前記回帰直線の前記傾きを用いた前記判定を行うよう構成されている、請求項 9 に記載の電子内視鏡システム。

[請求項11]

前記判定部は、前記回帰直線の前記傾きの大きさに応じて、前記区間内での前記病変の変化の程度を特定するよう構成されている、請求

項9又は10に記載の電子内視鏡システム。

[請求項12] 前記判定部は、前記評価値のうちの一部の評価値のばらつきに基づいて、前記判定を行うよう構成されている、請求項1から11のいずれか1項に記載の電子内視鏡システム。

[請求項13] 前記代表値決定部は、前記区間内で前記病変の程度が変化していると判定された場合に、前記評価値のうち、当該区間で撮像された前記画像のうち少なくとも一部の画像の評価値のうちの最大値を当該区間の前記代表値とするよう構成されている、請求項1から12のいずれか1項に記載の電子内視鏡システム。

[請求項14] 前記代表値決定部は、前記区間内で前記病変の程度が変化していないと判定された場合に、前記評価値のうち、当該区間で撮像された前記画像のうち少なくとも一部の画像の評価値の平均値、最頻値、及び中央値のいずれか1つを当該区間の前記代表値とするよう構成されている、請求項1から13のいずれか1項に記載の電子内視鏡システム。

[請求項15] 前記病変の程度が変化しているか否かの判定結果の情報を、病変の程度が変化していると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる表示態様で画面表示するよう構成されたモニタをさらに備える、請求項1から14のいずれか1項に記載の電子内視鏡システム。

[請求項16] 奥行き方向に広がる器官内の生体組織の画像を処理するデータ処理装置であって、

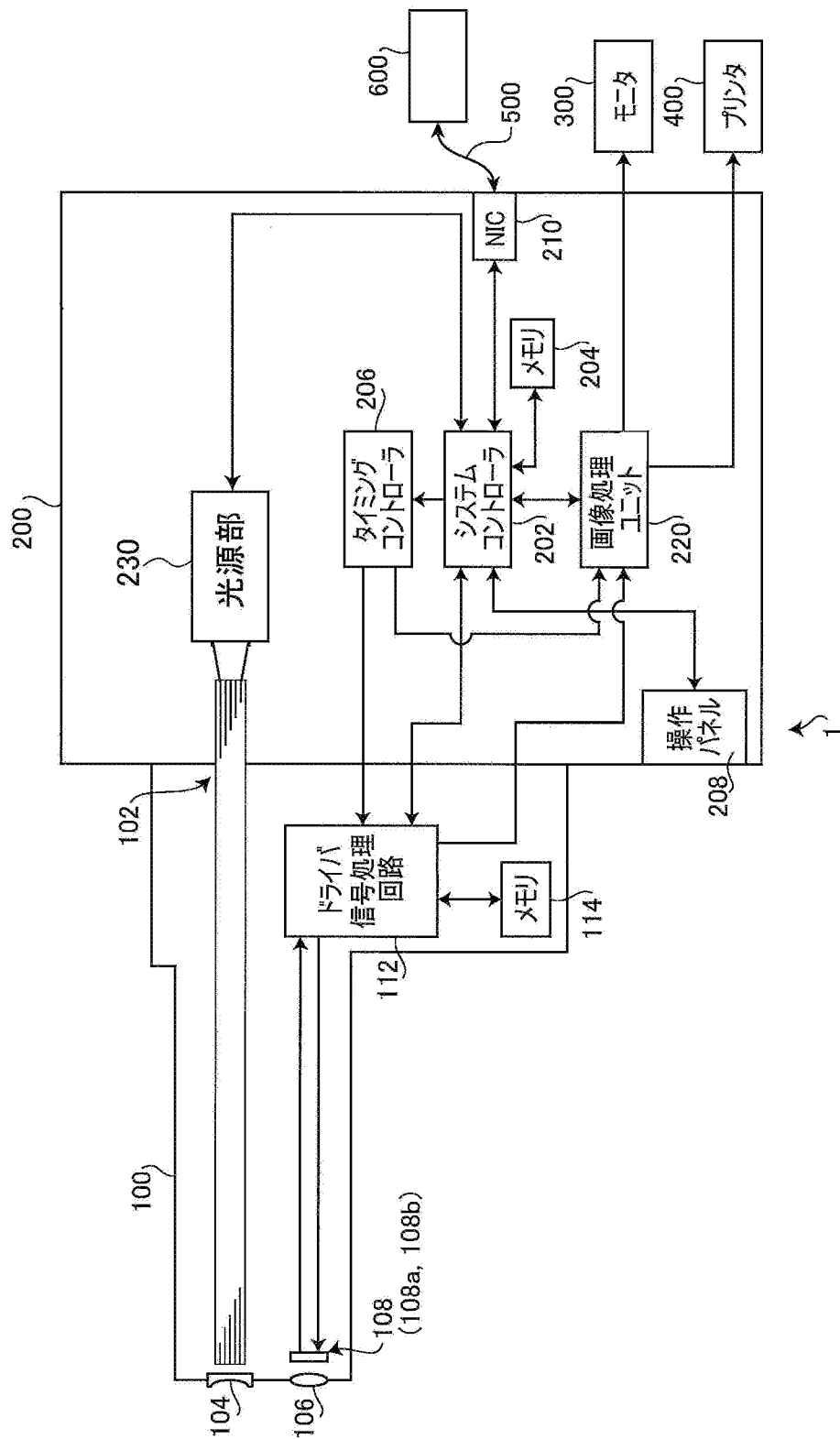
前記器官内の領域の奥行き方向に沿った所定の区間内で撮像された複数の画像それぞれの生体組織の病変の程度を示す評価値を求めるよう構成された評価値算出部と、

前記評価値のばらつきの程度に基づいて、前記区間内で病変の程度が変化しているか否かを判定するよう構成された判定部と、

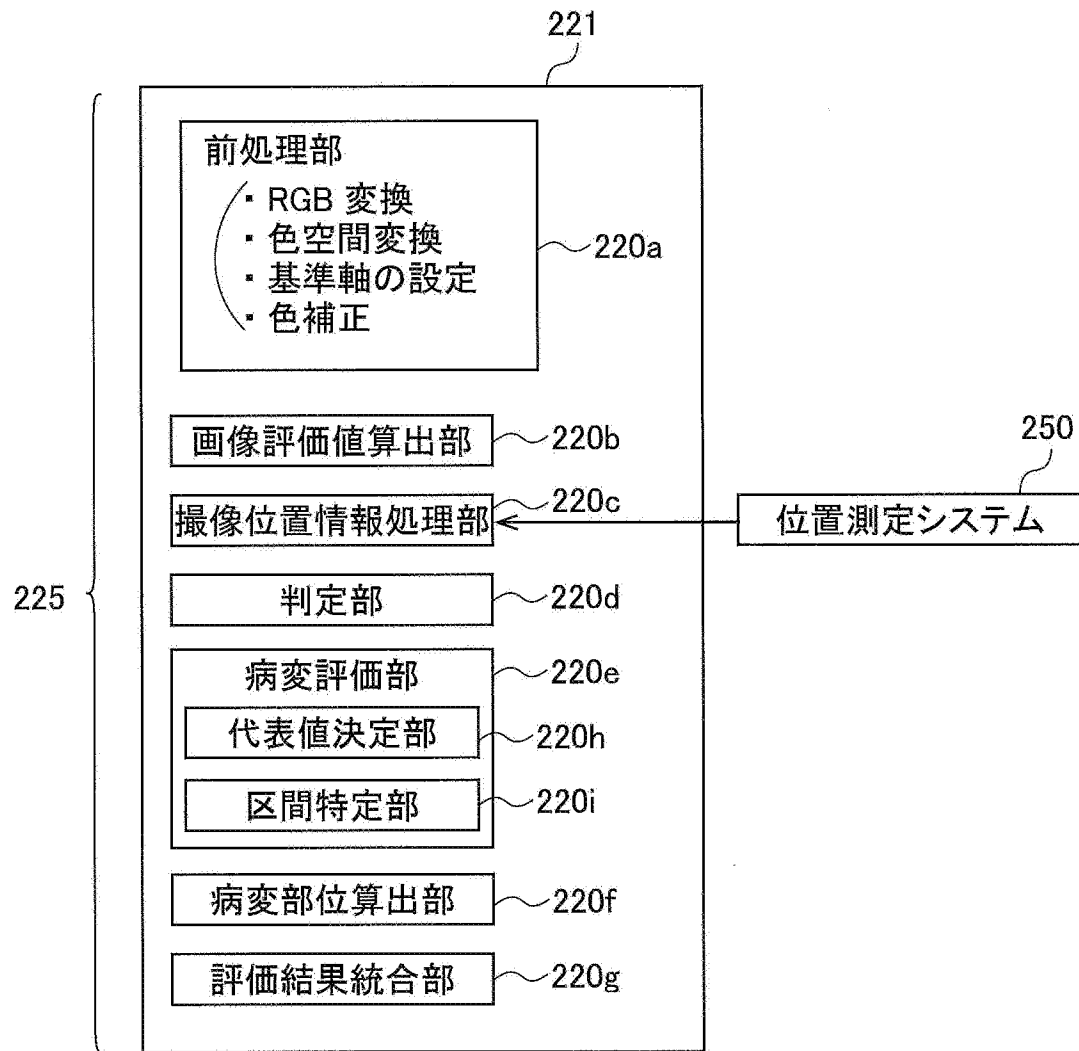
前記評価値を代表する前記区間の代表値を、病変の程度が変化して

いると判定された場合と、変化していないと判定された場合とで異なる方法で定めるよう構成された代表値決定部と、を備えることを特徴とするデータ処理装置。

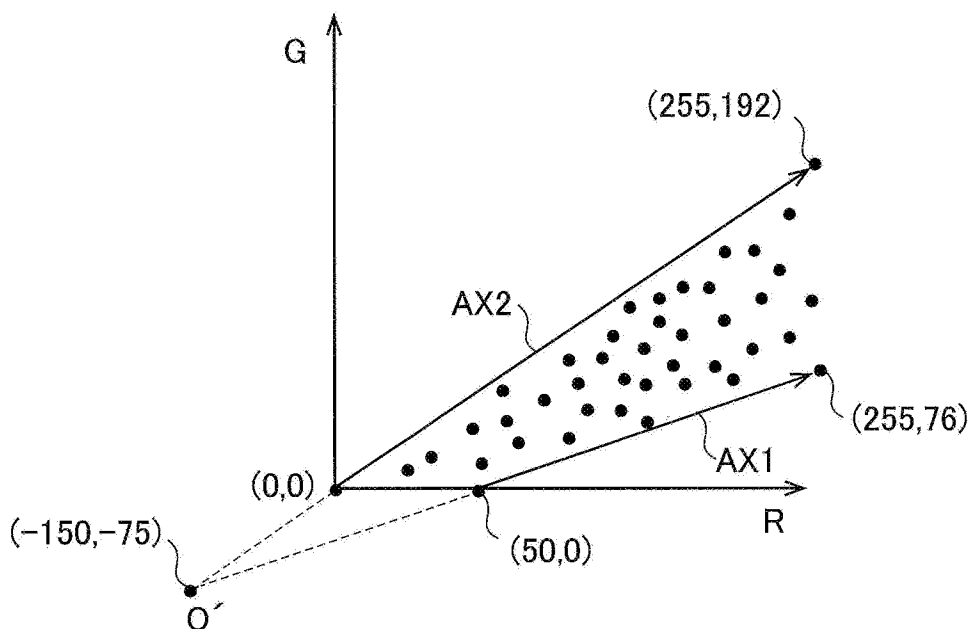
[図1]



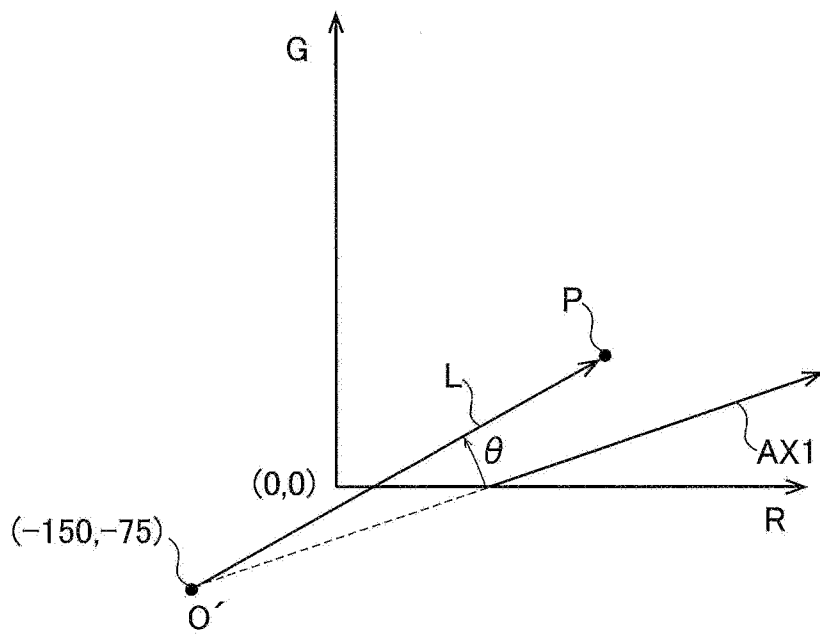
[図2]



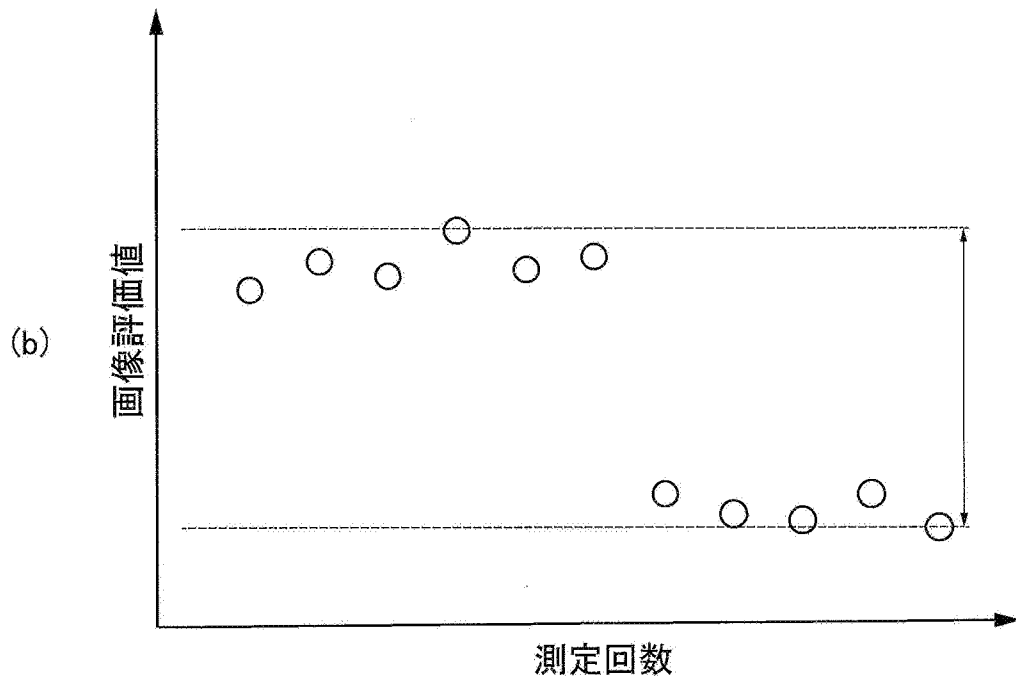
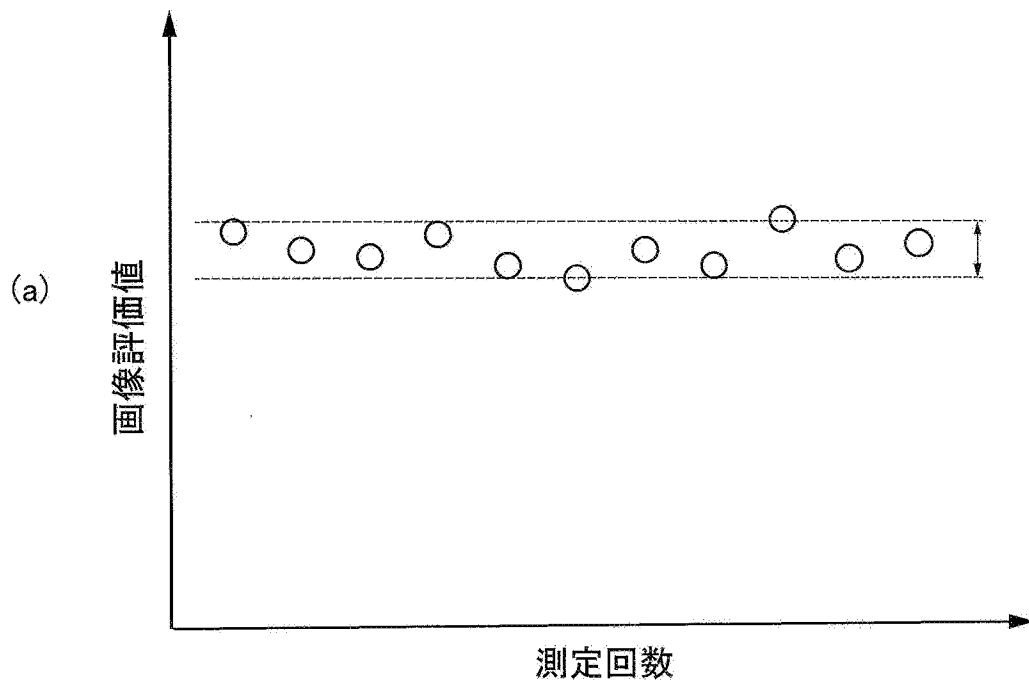
[図3]



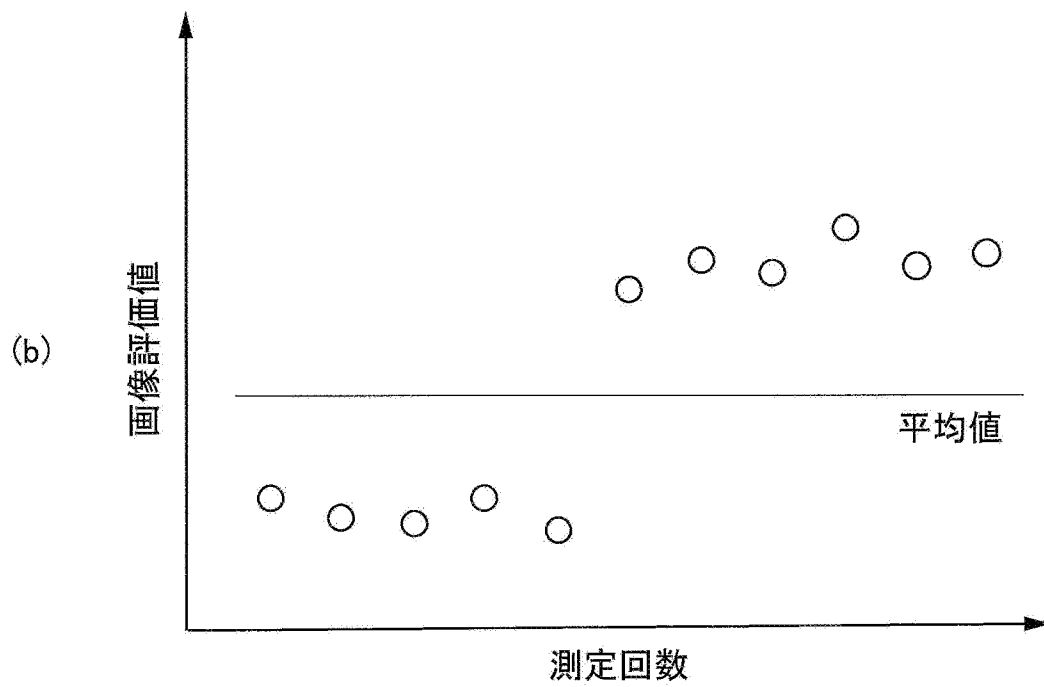
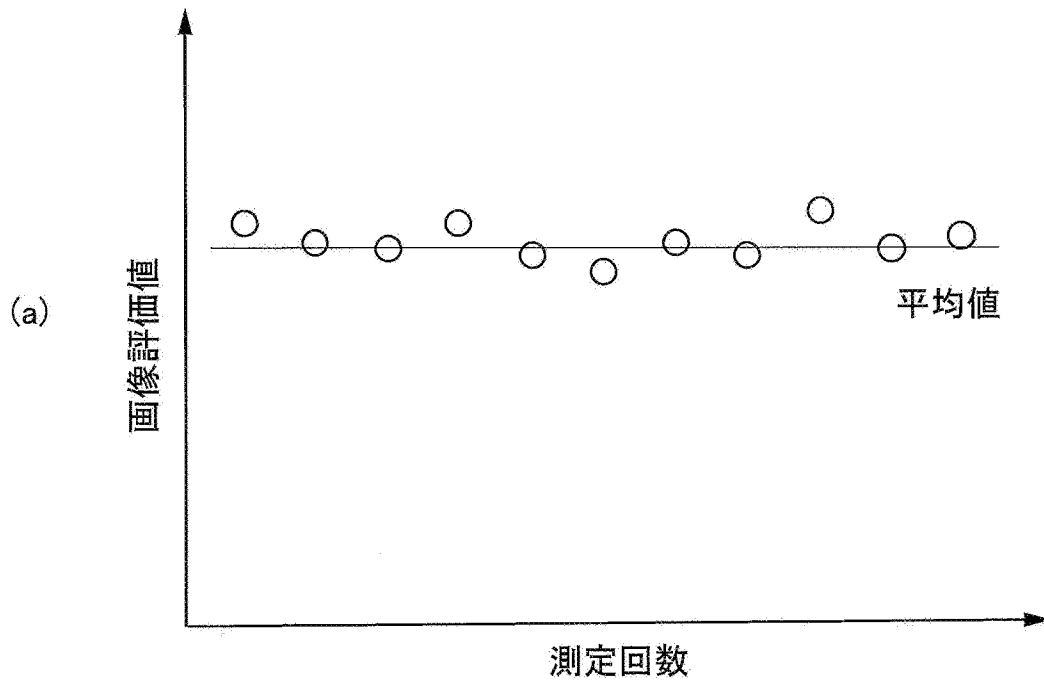
[図4]



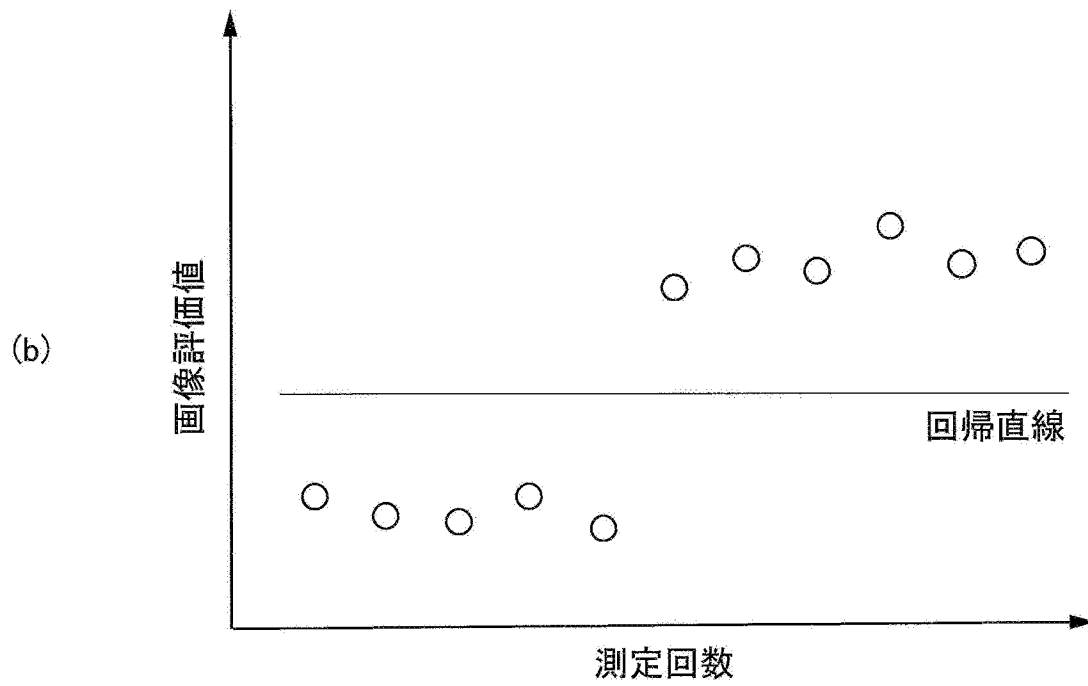
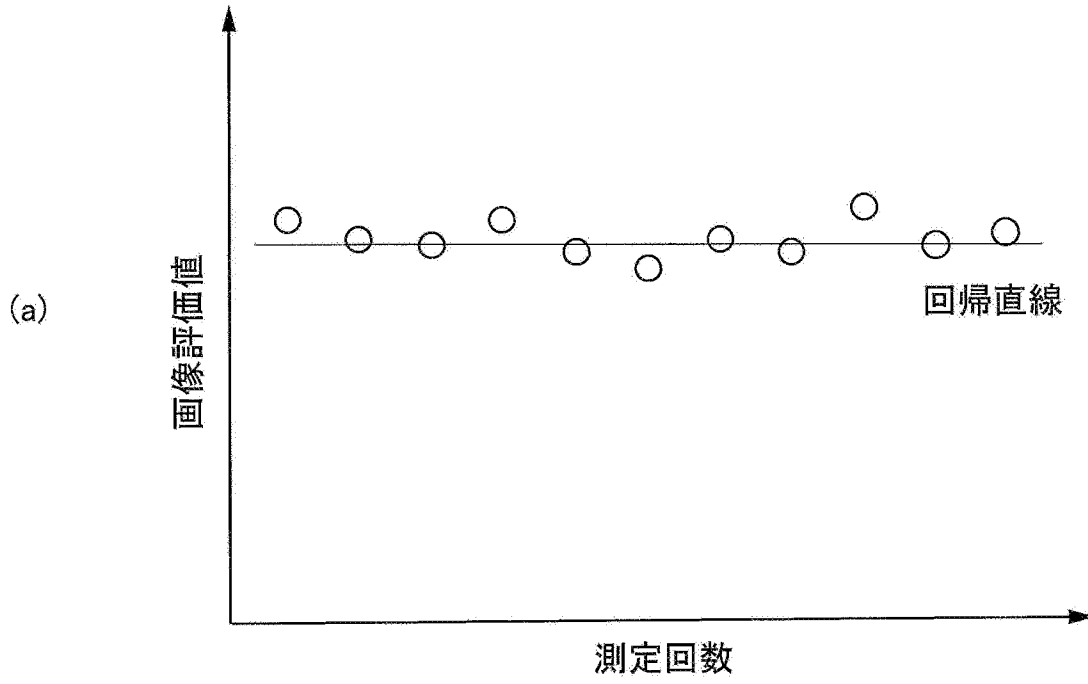
[図5]



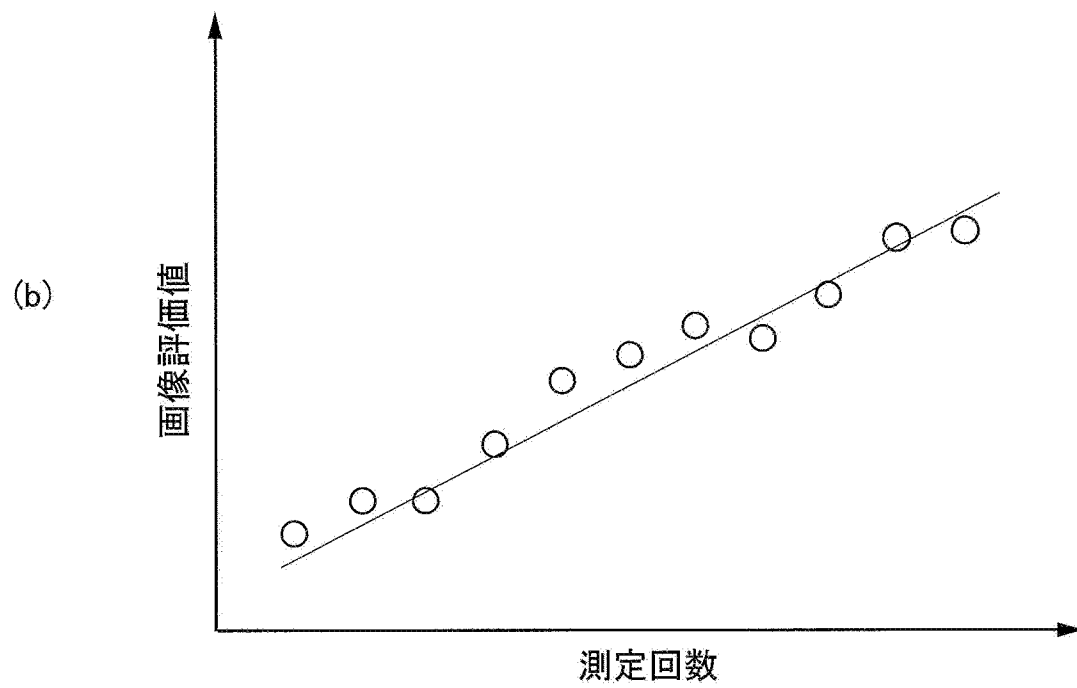
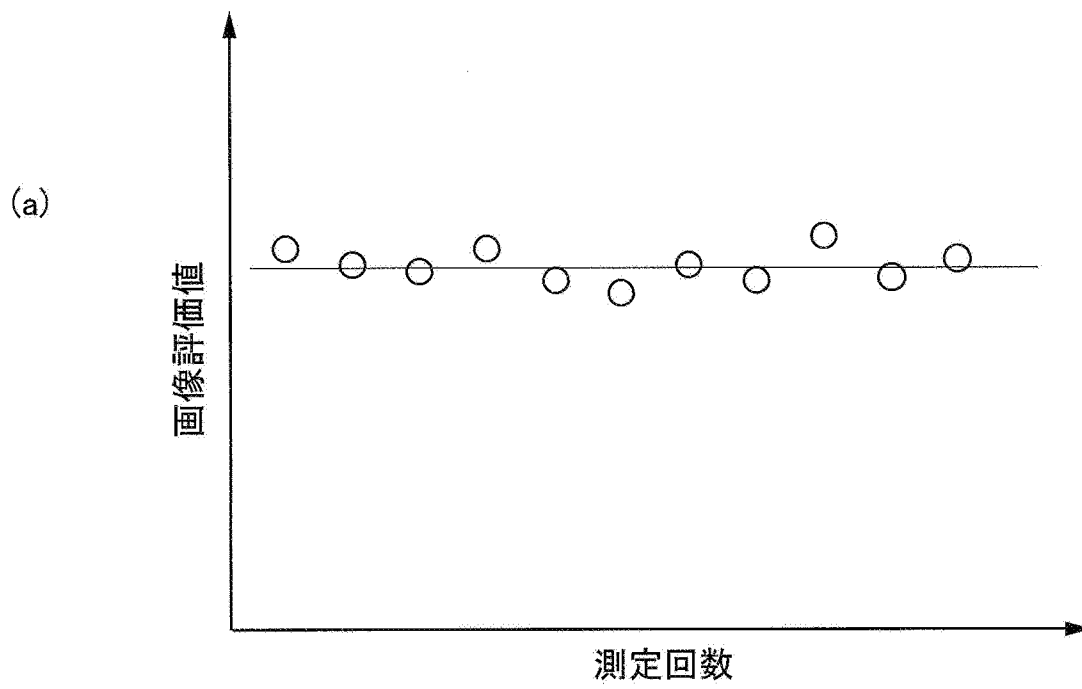
[図6]



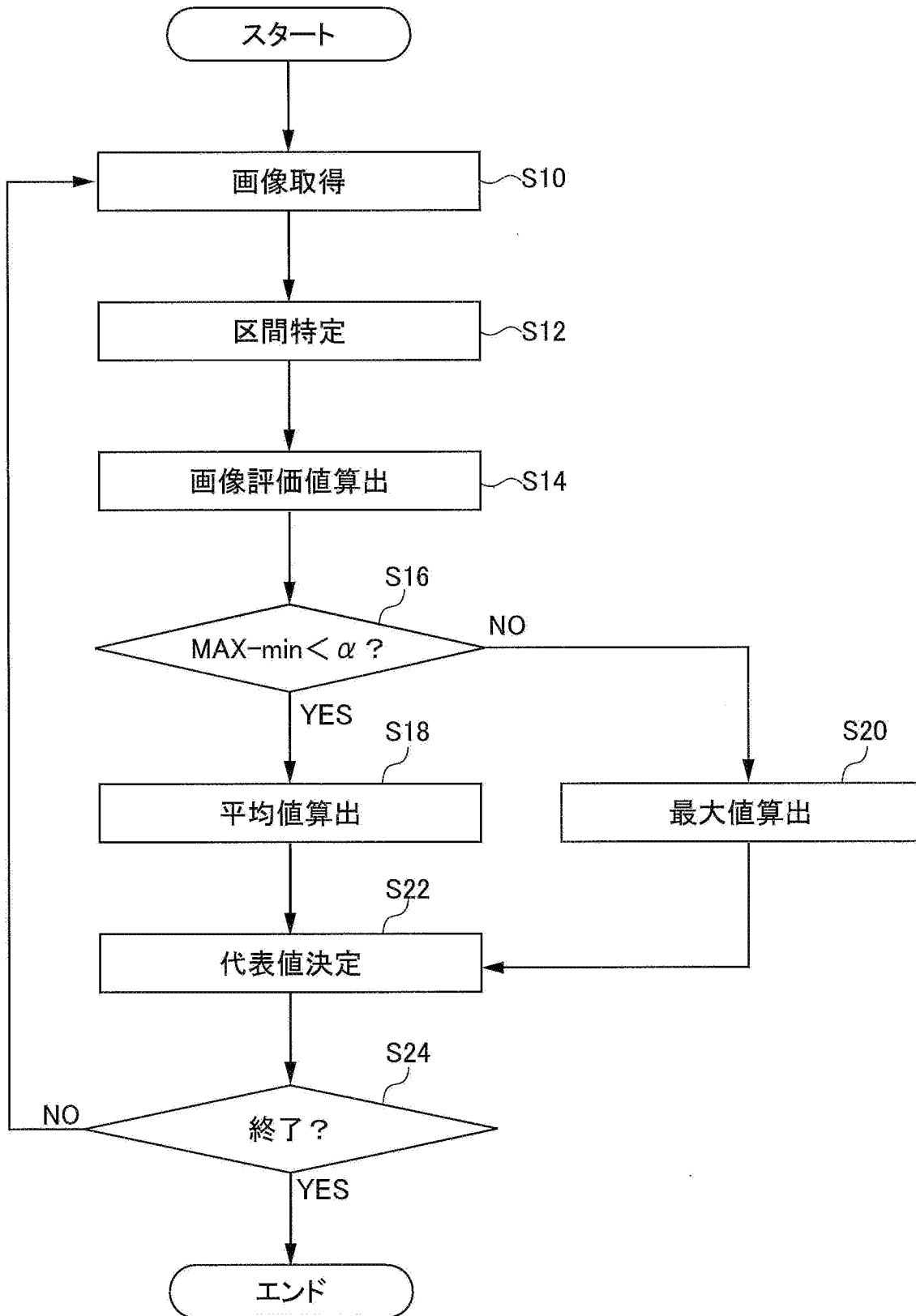
[図7]



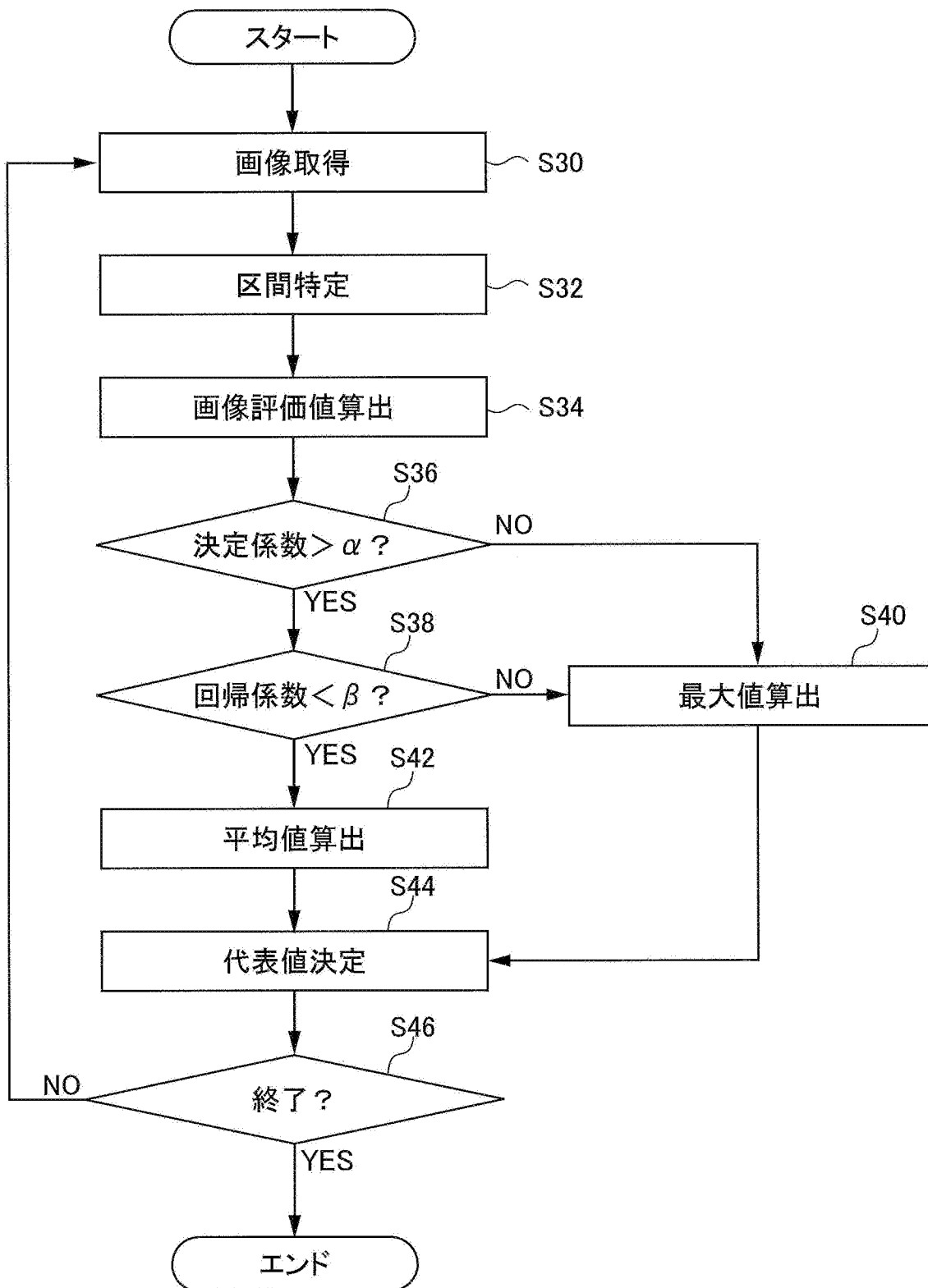
[図8]



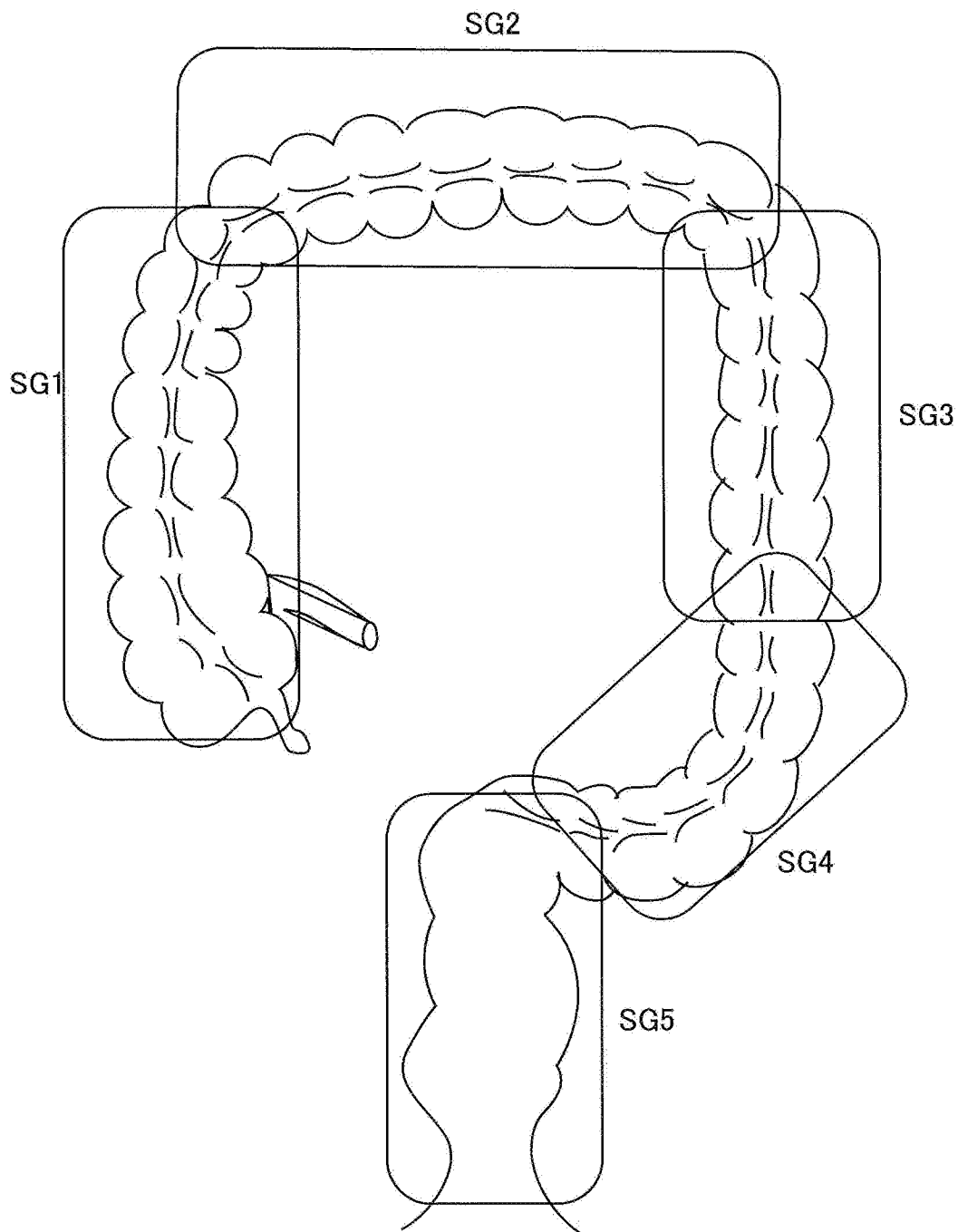
[図9]



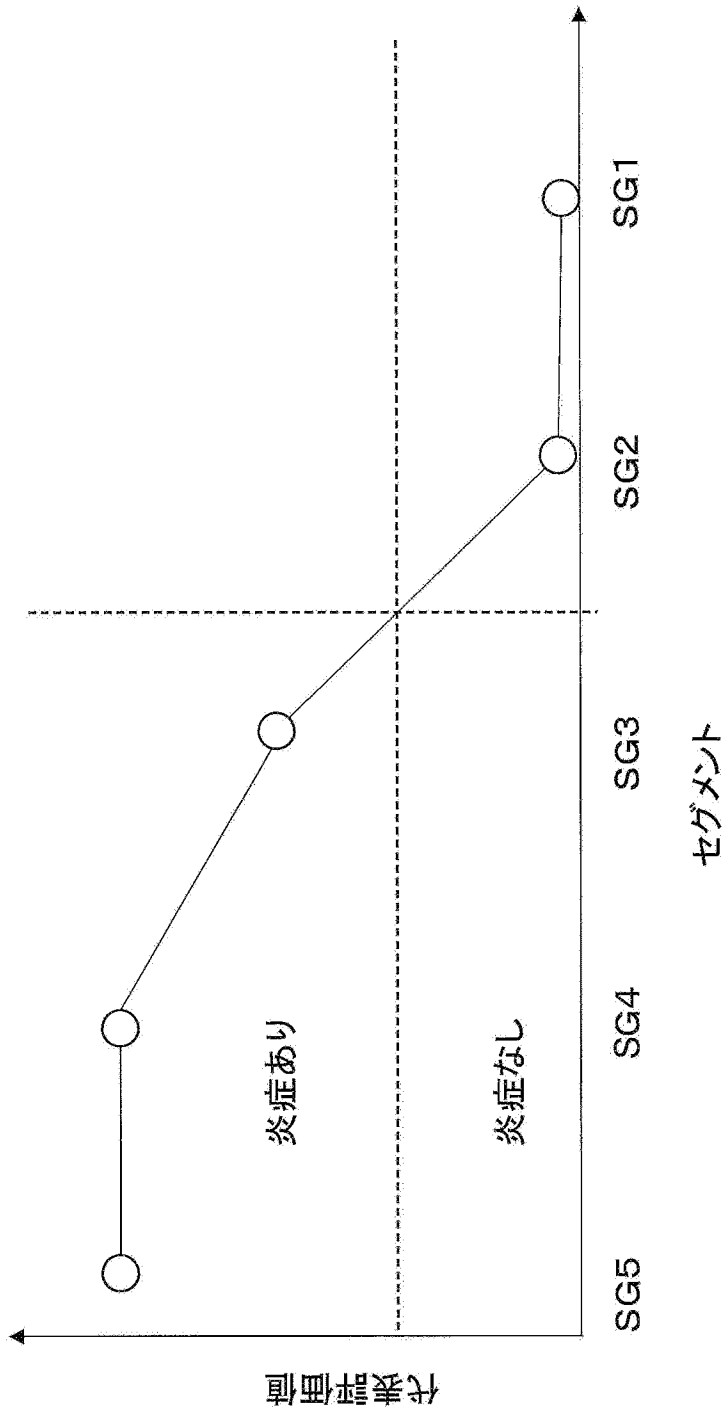
[図10]



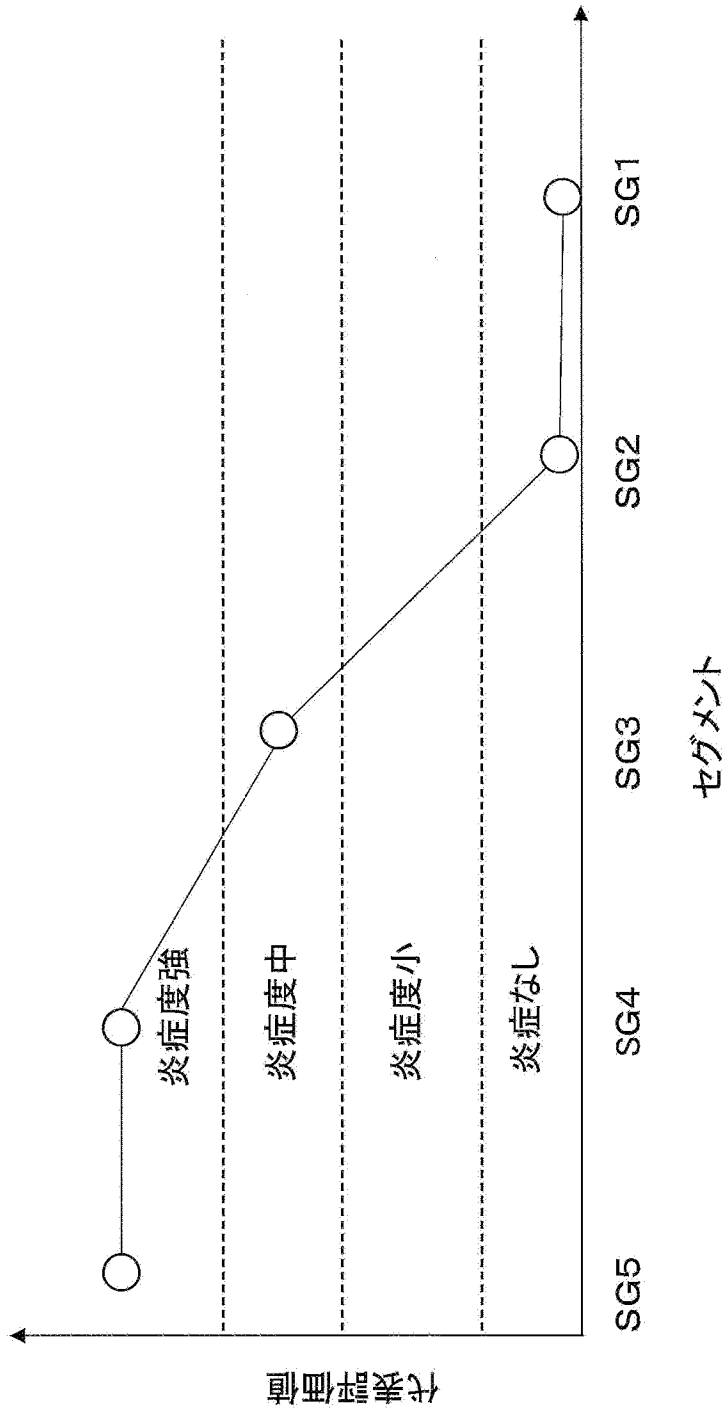
[図11]



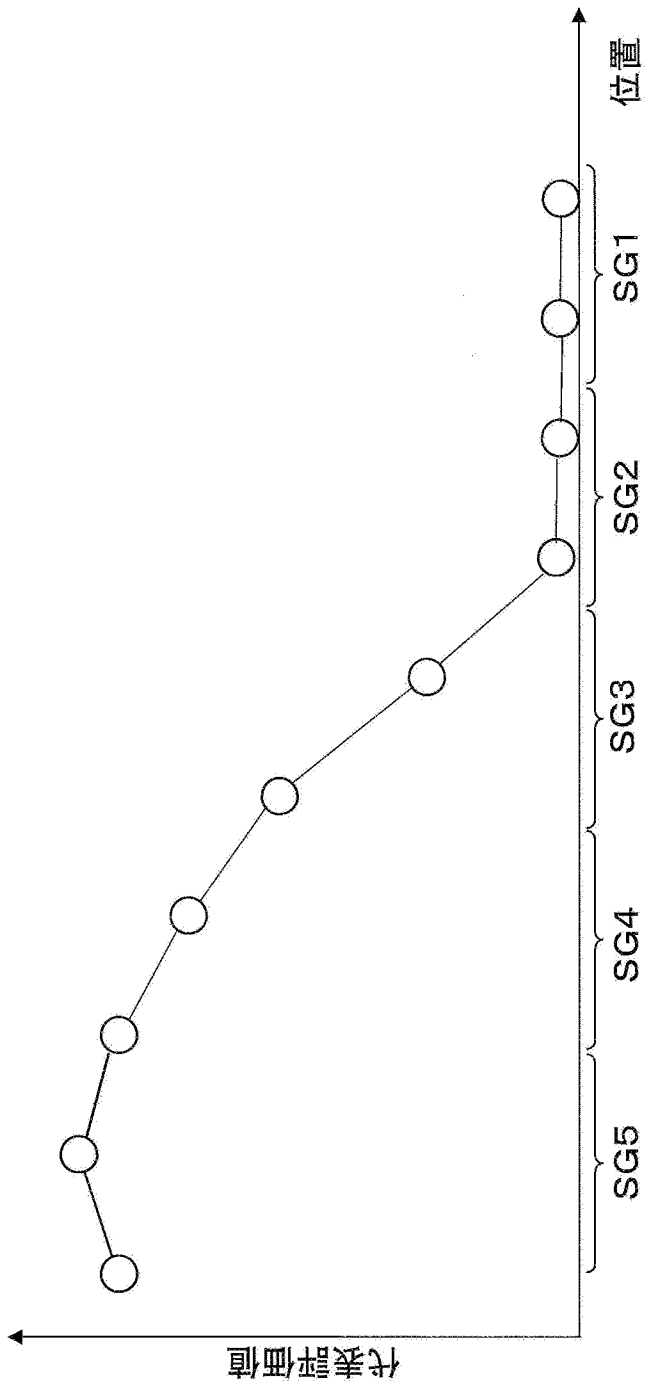
[図12]



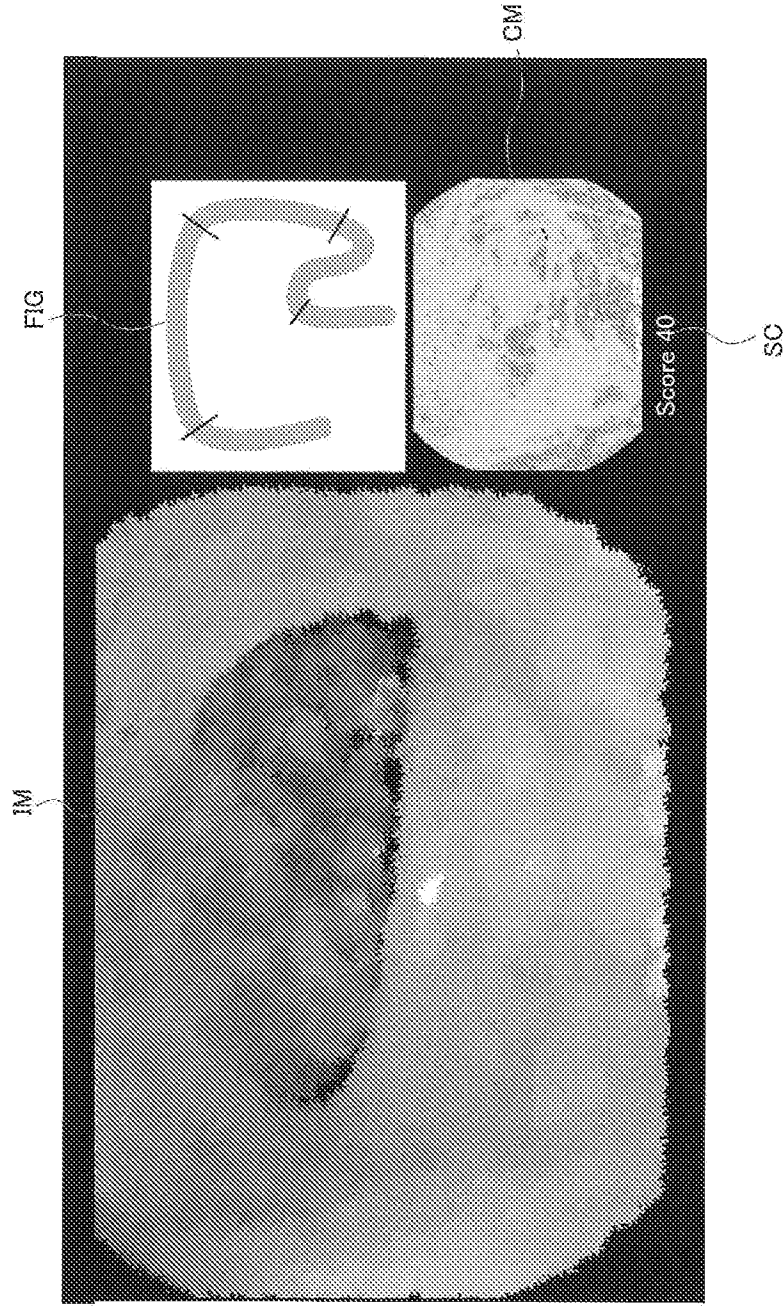
[図13]



[図14]



[FIG 15]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2020/016068

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

Int.Cl. A61B1/00(2006.01) i, A61B1/045(2006.01) i, G06T7/00(2017.01) i,  
G06T1/00(2006.01) i  
FI: A61B1/045615, A61B1/045614, A61B1/00552, G06T1/00290Z, G06T7/00612  
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. A61B1/00-1/32, G06T7/00, G06T1/00

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	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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 2016-120026 A (FUJIFILM CORPORATION) 07.07.2016 (2016-07-07), entire text, all drawings	1-16
A	WO 2018/002935 A1 (GIVEN IMAGING LTD.) 04.01.2018 (2018-01-04), entire text, all drawings	1-16
A	WO 2018/230130 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 20.12.2018 (2018-12-20), entire text, all drawings	1-16

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  
12.06.2020

Date of mailing of the international search report  
23.06.2020

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**  
Information on patent family members

International application No.  
PCT/JP2020/016068

JP 2016-120026 A	07.07.2016	(Family: none)	
WO 2018/002935 A1	04.01.2018		JP 2019-520916 A US 2019/0244351 A1 EP 3478159 A1 CN 109788904 A
WO 2018/230130 A1	20.12.2018	(Family: none)	

<p>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））</p> <p>A61B 1/00(2006.01)i; A61B 1/045(2006.01)i; G06T 7/00(2017.01)i; G06T 1/00(2006.01)i                  FI: A61B1/045 615; A61B1/045 614; A61B1/00 552; G06T1/00 290Z; G06T7/00 612</p>														
<p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））</p> <p>A61B1/00-1/32; G06T7/00; G06T1/00</p> <p>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</p> <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2020年</td> </tr> </table> <p>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）</p>			日本国実用新案公報	1922 - 1996年	日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年				
日本国実用新案公報	1922 - 1996年													
日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年													
日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年													
日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年													
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>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</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 2016-120026 A（富士フイルム株式会社）07.07.2016（2016-07-07） 全文,全図</td> <td>1-16</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 2018/002935 A1（GIVEN IMAGING LTD.）04.01.2018（2018-01-04） 全文,全図</td> <td>1-16</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 2018/230130 A1（オリンパス株式会社）20.12.2018（2018-12-20） 全文,全図</td> <td>1-16</td> </tr> </tbody> </table>			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 2016-120026 A（富士フイルム株式会社）07.07.2016（2016-07-07） 全文,全図	1-16	A	WO 2018/002935 A1（GIVEN IMAGING LTD.）04.01.2018（2018-01-04） 全文,全図	1-16	A	WO 2018/230130 A1（オリンパス株式会社）20.12.2018（2018-12-20） 全文,全図	1-16
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 2016-120026 A（富士フイルム株式会社）07.07.2016（2016-07-07） 全文,全図	1-16												
A	WO 2018/002935 A1（GIVEN IMAGING LTD.）04.01.2018（2018-01-04） 全文,全図	1-16												
A	WO 2018/230130 A1（オリンパス株式会社）20.12.2018（2018-12-20） 全文,全図	1-16												
<p><input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。</p>														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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）</td> <td>“&amp;” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの	“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	“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	“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	“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）	“&” 同一パテントファミリー文献	“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	
* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの													
“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの	“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													
“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	“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													
“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）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“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														
<p>国際調査を完了した日</p> <p>12.06.2020</p>	<p>国際調査報告の発送日</p> <p>23.06.2020</p>													
<p>名称及びあて先</p> <p>日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号</p>	<p>権限のある職員（特許庁審査官）</p> <p>井上 香緒梨 2Q 3614</p> <p>電話番号 03-3581-1101 内線 3292</p>													

国際調査報告  
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号  
 PCT/JP2020/016068

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2016-120026 A	07.07.2016	(ファミリーなし)	
WO 2018/002935 A1	04.01.2018	JP 2019-520916 A US 2019/0244351 A1 EP 3478159 A1 CN 109788904 A	
WO 2018/230130 A1	20.12.2018	(ファミリーなし)	