

(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
2016 年 9 月 1 日(01.09.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/136442 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *G06T 1/00* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/053623
- (22) 国際出願日: 2016 年 2 月 8 日(08.02.2016)
- (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 2015-032714 2015 年 2 月 23 日(23.02.2015) 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 1 0 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 池本 洋祐 (IKEMOTO, Yousuke); 〒1608347 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 Tokyo (JP). 水口 直志 (MINAKUCHI, Tadashi); 〒1608347 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 Tokyo (JP). 小師 敦 (KOMORO, Atsushi); 〒1608347 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 Tokyo (JP). 橋 俊雄 (TACHIBANA, Toshio); 〒1608347 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 Tokyo (JP). 太田 紀子 (OTA, Noriko); 〒1608347 東京都新宿区西新

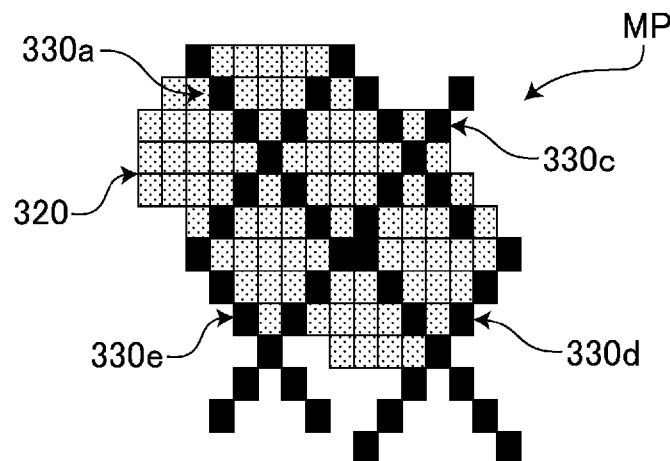
宿六丁目 1 0 番 1 号 H O Y A 株式会社内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 松岡 修平, 外 (MATSUOKA, Shuhei et al.); 〒2060034 東京都多摩市鶴牧 1 丁目 2 4 番 1 号 新都市センタービル 6 F 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, 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, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, 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), ユーロピア (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).

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE

(54) 発明の名称: 画像処理装置



(57) Abstract: This image processing device comprises: a color image acquisition means that acquires color image data representing a color image of biological tissue; a lesion determination means that determines whether or not each pixel in the color image is a pixel of a lesion on the basis of the color image data; and a marking means that makes a mark indicating the position of the lesion on the color image on the basis of the determination result. The mark is a mark through which the color image in the background can be seen.

(57) 要約: 画像処理装置は、生体組織のカラー画像を表すカラー画像データを取得するカラー画像取得手段と、カラー画像データに基づいて、カラー画像の各画素について病変部の画素か否かの判定をする病変判定手段と、判定の結果に基づいて、カラー画像上に病変部の位置を示す印を付すマーキング手段と、を備える。印は、背景のカラー画像が透ける印である。



WO 2016/136442 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：画像処理装置

技術分野

[0001] 本発明は、生体組織の画像を処理する画像処理装置に関する。

背景技術

[0002] 一般に、生体組織の病変部は正常な部位とは異なる色を呈する。カラー内視鏡装置の性能向上により、正常組織とわずかに色の異なる病変部の識別も可能になってきている。しかしながら、術者が内視鏡画像上のわずかな色の相違により正常組織から病変部を正確に識別できるようになるには、熟練者の指導下で長期間のトレーニングを受ける必要があった。また、熟練した術者であっても、わずかな色の違いから病変部を識別することは容易ではなく、慎重な作業が要求された。

[0003] そこで、例えば、特開 2 0 1 4 - 1 8 3 3 2 号公報（以下、「特許文献 1」と記す。）に、病変部の識別を容易にするために、白色光を使用して撮像した内視鏡画像データに対して、色情報に基づいて被写体が病変部か否かを判定し、病変部と判定された画素の色を変更する処理を行う機能を備えた電子内視鏡装置が提案されている。

発明の概要

[0004] 特許文献 1 の電子内視鏡装置が生成するマーキング画像は、病変部と疑われる箇所が明確に色分けされるが、診断に必要な病変部の像の情報が損なわれてしまうため、診断の際に通常観察画像と丁寧に見比べる必要があり、診断しにくいという不便があった。

[0005] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、病変部の像の情報を十分に維持しつつ、病変部と疑われる箇所を明示可能な画像処理装置を提供することである。

[0006] 本発明の一実施形態によれば、生体組織のカラー画像を表すカラー画像データを取得するカラー画像取得手段と、カラー画像データに基づいて、カラ

一画像の各画素について病変部の画素か否かの判定をする病変判定手段と、判定の結果に基づいて、カラー画像上に病変部の位置を示す印を付すマーキング手段と、を備え、印は、背景のカラー画像が透ける印である、画像処理装置が提供される。

[0007] また、上記の画像処理装置において、病変判定手段が、カラー画像の画素毎に生体組織の病変の重症度を示すスコアを要素に含むスコアテーブルを生成するスコアテーブル生成手段を有し、マーキング手段が、スコアテーブルに基づいて、カラー画像上に病変部の位置及び重症度を示す前記印を付す構成としてもよい。

[0008] この構成によれば、カラー画像上に付される印から、病変の重症度に関する情報も得られるため、客観的なデータに基づく高度な診断が可能になる。

[0009] また、上記の画像処理装置において、マーキング手段が、カラー画像内に処理の対象領域であるマスクを設定し、マスク内のスコアの代表値を計算し、代表値に基づいてマスクに印を付す構成としてもよい。

[0010] また、上記の画像処理装置において、マーキング手段が、所定の初期サイズのマスクを設定し、初期サイズのマスクについて代表値を計算し、代表値に応じてマスクの大きさを変更し、大きさを変更したマスクに内接するように印を付す構成としてもよい。

[0011] この構成によれば、病変の重症度が印の大きさによって示されるため、印が付された画像から重症度を直観的に把握することができる。

[0012] また、上記の画像処理装置において、初期サイズが、マスクの最小サイズである構成としてもよい。

[0013] また、上記の画像処理装置において、マーキング手段が、代表値に応じた数の印をマスク内に付す構成としてもよい。

[0014] この構成によれば、病変の重症度が印の密度によって示されるため、印が付された画像から重症度を直観的に把握することができる。

[0015] また、上記の画像処理装置において、マーキング手段が、カラー画像内でマスクを走査させながらカラー画像上に印を付す構成としてもよい。

- [0016] また、上記の画像処理装置において、マーキング手段が、設定済みの他のマスクと重ならないようにマスクを設定する構成としてもよい。
- [0017] この構成によれば、既に付された印の情報が失われることがなく、印の情報の精度が維持される。
- [0018] また、上記の画像処理装置において、代表値が、相加平均、加重平均、中央値、最頻値及び二乗平均平方根のいずれかである構成としてもよい。
- [0019] また、上記の画像処理装置において、スコアテーブルを生成する手段が、カラー画像データの色空間を、輝度又は明度を表す1つの座標と、色の質を表わす2つの座標と、を有する色空間に変換する色空間変換手段と、カラー画像データの各画素の色の質に基づいて、各画素のスコアを計算するスコア計算手段と、を備える構成としてもよい。
- [0020] また、上記の画像処理装置において、スコアテーブルを生成する手段が、病変部に特徴的な画素値の範囲の境界領域において色の質のコントラストを高める色彩強調処理を行う色彩強調手段を更に備え、スコア計算手段が、色彩強調処理後の画素値に基づいて各画素のスコアを計算する構成としてもよい。
- [0021] また、上記の画像処理装置において、スコア計算手段が、色相－彩度空間又は色度空間における基準点との距離に基づいて各画素のスコアを計算する構成としてもよい。
- [0022] また、上記の画像処理装置において、病変部が炎症部であり、基準点が血液の色である構成としてもよい。
- [0023] また、上記の画像処理装置において、印が記号である構成としてもよい。
- [0024] また、上記の画像処理装置において、印が透過率を有する色である構成としてもよい。
- [0025] また、上記の画像処理装置において、印が重症度の等高線である構成としてもよい。
- [0026] また、上記の画像処理装置において、カラー画像が電子内視鏡画像である構成としてもよい。

[0027] 本発明の一実施形態によれば、生体組織のカラー画像が透ける印が付され、印を付す前のカラー画像を参照しなくても生体組織の形状やテクスチャを把握することができるため、画像診断をより容易且つ正確に行うことが可能になる。

図面の簡単な説明

[0028] [図1]本発明の実施形態に係る電子内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

[図2]本発明の実施形態に係る電子内視鏡装置の画像処理に関する回路の概略構成を示したブロック図である。

[図3]画像メモリの記憶領域の概略構成を示す図である。

[図4]画像処理回路が行う処理の手順を示すフローチャートである。

[図5]T E 処理に使用されるゲイン曲線の一例である。

[図6]有効画素判定処理の手順を示すフローチャートである。

[図7]病変判定処理の手順を示すフローチャートである。

[図8]生体組織像の画素値をH S 座標空間にプロットした散布図である。

[図9]スコア計算処理の手順を示すフローチャートである。

[図10]色相距離、彩度距離と相関値との関係を示すグラフである。

[図11]マーキング処理（マスクの走査）を説明する図である。

[図12]マスクの構成を示す図である。

[図13]マーキング処理の手順を示すフローチャートである。

[図14]マーキング処理の具体例を説明する図である。

[図15]マーキング処理の具体例を説明する図である。

[図16]マーキング処理の具体例を説明する図である。

[図17]マーキング処理の具体例を説明する図である。

[図18]マーキング処理の具体例を説明する図である。

[図19]マーキング処理の具体例を説明する図である。

[図20]マーキング処理の具体例を説明する図である。

[図21]表示画面の一例である。

[図22]本発明の第1実施形態の第1変形例のマーキング画像である。

[図23]本発明の第1実施形態の第2変形例のマーキング画像である。

[図24]本発明の第2実施形態のマーキング処理の手順を示すフローチャートである。

[図25]画像混合処理の効果を説明する図である。

[図26]本発明の第3実施形態における等高線の作成方法を説明する図である。

発明を実施するための形態

[0029] 以下、本発明の画像処理装置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。

[0030] <第1実施形態>

[電子内視鏡装置1全体の構成]

図1は、本発明の第1実施形態の電子内視鏡装置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、電子内視鏡装置1は、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ900を備えている。

[0031] 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212に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡装置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214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214より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡装置1の各動作及び各動作のためのパラメーターを変更する。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同期信号を電子内視鏡装置1内の各回路に出力する。

[0032] ランプ208は、ランプ電源イグナイタ206による始動後、照射光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やLED (Light Emitting Diode) である。照射光Lは、主に可視光領域から不可視である赤外光領域

に広がるスペクトルを持つ広帯域光（又は少なくとも可視光領域を含む白色光）である。

[0033] ランプ208より射出された照射光Lは、集光レンズ210によりLCB（Light Carrying Bundle）102の入射端面に集光されてLCB102内に入射される。

[0034] LCB102内に入射された照射光Lは、LCB102内を伝播して電子スコープ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を介して被写体に照射される。照射光Lにより照射された被写体からの戻り光は、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。

[0035] 固体撮像素子108は、補色市松色差線順次方式の単板式カラーCCD（Charge Coupled Device）イメージセンサである。固体撮像素子108は、受光面上で結像した被写体の光学像を撮像して、アナログ撮像信号を出力する。具体的には、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、イエローYe、シアンCy、グリーンG、マゼンタMgの色信号を生成し、生成された垂直方向に隣接する2つの画素の色信号を加算し混合して得た走査線を順次出力する。なお、固体撮像素子108は、CCDイメージセンサに限らず、CMOS（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はまた、原色系フィルタ（ベイア配列フィルタ）を搭載したものであってもよい。

[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110が備えられている。ドライバ信号処理回路110には、上記の走査線からなるアナログ撮像信号がフィールド周期で固体撮像素子108より入力される。なお、以降の説明において「フィールド」は「フレーム」に置き替えてもよい。本実施形態において、フィールド周期、フレーム周期はそれぞれ、1/60秒、1/30秒である。ドライバ信号処理回路110は、固体撮像素子108より入力されるアナログ撮像信号に対して所定の処理を施してプロセッサ

２００の画像処理回路２２０に出力する。

[0037] ドライバ信号処理回路１１０はまた、メモリ１２０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１２０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、動作可能なフィールドレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路１１０は、メモリ１２０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。

[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、同期信号を生成する。ドライバ信号処理回路１１０は、タイミングコントローラ２０４から供給される同期信号に従って、プロセッサ２００が生成するビデオ信号のフィールドレートに同期したタイミングで固体撮像素子１０８を駆動制御する。

[0040] 画像処理回路２２０は、システムコントローラ２０２による制御の下、電子スコープ１００から出力される撮像信号に基づいて画像データを生成する。また、画像処理回路２２０は、生成された画像データを使用してモニタ表示用の画面データを生成し、この画面データを所定のビデオ・フォーマットのビデオ信号に変換して出力する。ビデオ信号はモニタ９００に入力され、被写体のカラー画像がモニタ９００の表示画面に表示される。

[0041] 図２は、電子内視鏡装置１の画像処理に関する回路の概略構成を示したブロック図である。

[0042] ドライバ信号処理回路１１０は、駆動回路１１２とＡＦＥ（Analog Front End）１１４を備えている。駆動回路１１２は、同期信号に基づいて固体撮像素子１０８の駆動信号を生成する。ＡＦＥ１１４は、固体撮像素子１０８か

ら出力されるアナログ撮像信号に対して、ノイズ除去、信号増幅・ゲイン補正及びA/D変換を行い、デジタル撮像信号を出力する。なお、本実施形態においてA F E 1 1 4が行う処理の全部又は一部を固体撮像素子1 0 8又は画像処理回路2 2 0が行う構成としてもよい。

[0043] 画像処理回路2 2 0は、基本処理部2 2 0 a、出力回路2 2 0 b、T E (Tone Enhancement : トーン強調) 処理部2 2 1、有効画素判定部2 2 2、色空間変換部2 2 3、病変判定部2 2 4、スコア計算部2 2 5、マーキング処理部2 2 6、画像メモリ2 2 7、表示画面生成部2 2 8及びメモリ2 2 9を備えている。画像処理回路2 2 0の各部が行う処理については後述する。

[0044] 図3 (a) は、画像メモリ2 2 7が備える記憶領域の概略構成を示す図である。本実施形態の画像メモリ2 2 7には、3つの記憶領域 P_n 、 P_e 、 P_m が設けられている。記憶領域 P_n は、基本処理部2 2 0 aが生成する通常観察画像データN (通常観察画像NPを表す画像データ) を記憶する領域である。記憶領域 P_e は、T E 処理部2 2 1が生成するトーン強調画像データE (トーン強調画像EPを表す画像データ) を記憶する領域である。記憶領域 P_m は、マーキング処理部2 2 6が生成するマーキング画像データM (マーキング画像MPを表す画像データ) を記憶する領域である。

[0045] また、図2に示されるように、メモリ2 2 9には、フラグテーブルF T、スコアテーブルS T、マスクテーブルM T、色相相関値テーブルH C T及び彩度相関値テーブルS C Tが格納される。フラグテーブルF T及びスコアテーブルS Tは、それぞれ通常観察画像データNの各画素(x, y)に関する解析結果を示すフラグF (x, y)、スコアS c (x, y)から構成された数値テーブルである。具体的には、フラグF (x, y)は対応する画素(x, y)に写された組織の病変の有無を示すパラメーターであり、スコアS c (x, y)はその病変の重症度を示すパラメーターである。色相相関値テーブルH C T、彩度相関値テーブルS C T及びマスクテーブルM Tについては後述する。

[0046] [基本処理S 1]

次に、画像処理回路 220 が行う処理について説明する。

図 4 は、画像処理回路 220 が行う処理の手順を示すフローチャートである。AFE114 から出力されたデジタル信号は、先ず基本処理部 220a によって一般的な信号処理（基本処理 S1）が行われて、通常観察画像データ N が生成される。

[0047] 基本処理 S1 には、AFE114 から出力されたデジタル撮像信号を輝度信号 Y 及び色差信号 Cb、Cr に変換する処理、輝度信号 Y 及び色差信号 Cb、Cr から原色信号 R、G、B を分離する原色分離処理、オフセット成分を除去するクランプ処理、欠陥画素の画素値を周囲の画素の画素値を用いて補正する欠陥補正処理、単色の画素値からなる撮像データ（RAW データ）をフルカラーの画素値からなる画像データに変換するデモザイク処理（補間処理）、カラーマトリクスを用いて撮像素子の分光特性を補正するリニアマトリクス処理、照明光のスペクトル特性を補正するホワイトバランス処理、空間周波数特性の劣化を補償する輪郭補正等が含まれる。

[0048] なお、本実施形態において基本処理部 220a が行う処理の全部又は一部をドライバ信号処理回路 110 又は固体撮像素子 108 が行う構成としてもよい。

[0049] 基本処理部 220a によって生成された通常観察画像データ N は、TE 処理部 221 に入力されると共に、画像メモリ 227 の記憶領域 P_n に記憶される。

[0050] [動作モード判定処理 S2]

次に、画像解析モードに設定されているか否かが判断される（S2）。本発明の実施形態に係る画像解析モードは、画像データの各画素について色情報を解析し、色情報の解析結果から所定の判定基準に基づいて病変部が写された画素（以下「病変画素」という。）であるか否かを判定し、病変画素を識別表示する動作モードである。判定する病変の種類は、検査内容に応じて選択することができる。以下に説明する例は、炎症性腸疾患（IBD）の病変である炎症（浮腫や易出血性を含む赤変病変）の観察像に特有の色域の画素を

抽出して、識別表示するものである。

[0051] なお、本実施形態の電子内視鏡装置 1 は、画像解析モードと通常観察モードの 2 つの動作モードで動作するように構成されている。動作モードは、電子スコープ 100 の操作部 130 やプロセッサ 200 の操作パネル 214 に対するユーザ操作によって切り換えられる。通常観察モードに設定されている場合は (S2 : No)、処理は S9 へ進む。

[0052] [TE (トーン強調) 処理 S3]

画像解析モードが選択されている場合は (S2 : Yes)、次に TE 処理部 221 による TE 処理 S3 が行われる。TE 処理 S3 は、病変の判定精度を上げるために、通常観察画像データ N の各原色信号 R, G, B に対して非線形なゲイン (利得) を与えるゲイン調整を行い、判定対象の病変に特有の色域 (特にその境界部) 付近におけるダイナミックレンジを実質的に広げて、色表現の実効的な分解能を高める処理である。具体的には、TE 処理 S3 では、各原色信号 R, G, B に対して、図 5 に示すような非線形のゲインを与えて原色信号 R' , G' , B' (トーン強調画像データ E) を取得する処理が行われる。例えば、図 5 のゲイン曲線は、潰瘍に特徴的な色域の境界領域 R_A から、炎症に特徴的な色域の境界領域 R_B にかけて、傾きが急峻になっている。このようなゲイン曲線に従ってゲインを与えることにより、境界領域 R_A から境界領域 R_B にかけて原色信号 R' (原色信号 R に対して TE 処理 S3 を施した信号) の実質的なダイナミックレンジを広げることができ、より精密な閾値判定が可能になる。

[0053] なお、TE 処理 S3 により、炎症部は赤く、潰瘍部は白く、正常部は緑色に色味が変化する。そのため、TE 処理 S3 によって生成されたトーン強調画像データ E をモニタ 900 に表示した場合、TE 処理 S3 前の通常観察画像データ N を表示した場合よりも病変部 (炎症部や潰瘍部) を容易に視認することができる。なお、上記の TE 処理 S3 は、本発明に適用可能な色彩強調処理の一例であり、TE 処理 S3 に替えて、色の質、具体的には色相又は彩度 (あるいは色度) のコントラストを高める他の種類の色彩強調処理を使

用してもよい。

[0054] [有効画素判定処理 S 4]

T E 処理 S 3 が完了すると、次にトーン強調画像データ E に対して有効画素判定部 2 2 2 による有効画素判定処理 S 4 が行われる。なお、T E 処理 S 3 を省略して、通常観察画像データ N に対して有効画素判定処理 S 4 を行うこともできる。

[0055] 図 6 は、有効画素判定処理 S 4 の手順を示すフローチャートである。有効画素判定処理 S 4 は、画素値が画像解析に適したものであるか否かを判定する処理であり、画像データを構成する全ての画素 (x, y) について順次行われる。有効画素判定処理 S 4 では、まず各画素 (x, y) について、トーン強調画像データ E の原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ から、下記の数式 1 により補正輝度 $int(x, y)$ が計算される (S 4 1)。

[0056] [数1]

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

[0057] なお、計算した補正輝度 $int(x, y)$ の値は、次の適正露出判定処理 S 4 2 に使用される。また、数式 1 から分かるように、補正輝度 $int(x, y)$ は、原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ の単純平均ではなく、ヒト (術者) の比視感度特性に基づいた加重平均として求められる。

[0058] 次に、各画素 (x, y) について、処理 S 4 1 において計算したトーン強調画像データ E の補正輝度 $int(x, y)$ 及び原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ に基づいて、画像解析に適した露出レベルであるか否かを判定する適正露出判定処理 S 4 2 が行われる。適正露出判定処理 S 4 2 では、次の 2 つの条件 (数式 2、数式 3) の少なくとも一方 (或いは、両方) を満たす場合に、適正露出 (S 4 2 : Yes) と判定する。なお、数式 2 により補正輝度 $int(x, y)$ (全体の光量) の上限値が規定

され、数式 3 により各原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ の下限値が規定されている。

[0059] [数2]

$$\text{int}(x, y) < 235$$

[0060] [数3]

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

[0061] 画素 (x, y) について、数式 2 又は数式 3 (或いは、数式 2 及び数式 3) を満たし、適正露出と判定されると (S 4 2 : Yes)、有効画素判定部 2 2 2 は、メモリ 2 2 9 に格納されているフラグテーブル F T の画素 (x, y) に対応するフラグ $F(x, y)$ の値を「1」に書き換える (S 4 3)。

[0062] なお、フラグ $F(x, y)$ は、0 ~ 2 のいずれかのフラグ値をとる。各フラグ値の定義は以下の通りである。

0 : 画素データ無効

1 : 正常又は未判定 (画素データ有効)

2 : 病変 (炎症)

[0063] また、適正露出判定処理 S 4 2 において、数式 2、数式 3 のいずれの条件も (或いは、いずれかの条件を) 満たさず、露出不適正と判定されると (S 4 2 : No)、有効画素判定部 2 2 2 は、フラグテーブル F T のフラグ $F(x, y)$ の値を「0」に書き換える (S 4 4)。

[0064] 次に、処理 S 4 5 では、全ての画素 (x, y) について処理が完了したかどうか判定される。全ての画素 (x, y) の処理が完了するまで、上記の処理 S 4 1 ~ S 4 5 が繰り返される。

[0065] [色空間変換処理 S 5]

有効画素判定処理 S 4 が完了すると、次にトーン強調画像データ E に対して色空間変換部 2 2 3 により色空間変換処理 S 5 が行われる。色空間変換処理 S 5 は、RGB 3 原色で定義される RGB 空間の画素値を、色相 (Hue) ・ 彩度 (Saturation) ・ 輝度 (Intensity) の 3 要素で定義される HSI (Hue-

Saturation-Intensity) 空間の画素値に変換する処理である。具体的には、色空間変換処理 S 5 において、トーン強調画像データ E の各画素 (x, y) の原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ が、色相 $H(x, y)$, 彩度 $S(x, y)$, 輝度 $I(x, y)$ に変換される。

[0066] また、露出が不足又は過剰な画素 (x, y) のデータは精度が低く、解析結果の信頼度を下げてしまう。そのため、色空間変換処理 S 5 は、フラグ F (x, y) の値が「1」に設定された（すなわち、上述の有効画素判定処理 S 4 において適正露出と判定された）画素 (x, y) についてのみ行われる。

[0067] 色空間変換部 2 2 3 によって生成された各画素 (x, y) の色相 $H(x, y)$ 、彩度 $S(x, y)$ 及び輝度 $I(x, y)$ からなる判定用画像データ J { $H(x, y)$, $S(x, y)$, $I(x, y)$ } は、病変判定部 2 2 4 に入力される。

[0068] [病変判定処理 S 6]

色空間変換処理 S 5 が完了すると、次に病変判定部 2 2 4 により判定用画像データ J を用いた病変判定処理 S 6 が行われる。病変判定処理 S 6 は、内視鏡画像の各画素 (x, y) について、判定用画像データ J が H S 空間（色相－彩度空間）上の後述する領域 α 、 β （図 8）のいずれにプロットされるかによって、その画素に写された生体組織の状態（炎症部であるか否か）を判定する処理である。なお、H S 空間は、色度空間と同様に、色の質（明るさ・輝度を除いた色の要素）を表す空間である。例えば、CIE 1976 L*a*b*色空間等の他の色空間上で画像解析を行う場合には、病変判定部 2 2 4 は色度空間（例えば a*b*空間）上で行われる。

[0069] 図 7 は、病変判定処理 S 6 の手順を示すフローチャートである。病変判定処理 S 6 は、画像データを構成する全ての画素 (x, y) について順次行われる。病変判定処理 S 6 では、まず、フラグテーブル F T を参照して、各画素 (x, y) のデータが有効であるか否かを判断する (S 6 1)。フラグ F (x, y) の値が「1」（画素データ有効）であれば、次に炎症判定処理 S

62を行う。また、フラグ $F(x, y)$ の値が「0」（画素データ無効）であれば、炎症判定処理S62を行わずに、処理S64へ進む。

[0070] ここで、病変判定処理S6において行われる炎症判定処理S62について説明する。図8は、複数の炎症性腸疾患患者の内視鏡画像データから取得した判定用画像データ J を HS 空間上にプロットした散布図である。

[0071] 図8の散布図は、右側下方の破線で囲まれた領域 β と、それ以外の領域 α とに区分される。本発明者の研究により、炎症性腸疾患の内視鏡診断に熟練した医師によって炎症部と判断された部位の画素の大半が領域 β にプロットされ、非炎症部と判断された部位の画素の大半が領域 α にプロットされることが判明した。このことは、生体組織を撮像した内視鏡観察画像の色相（色合い）と彩度（鮮やかさ）の2つの情報により、生体組織の状態（炎症の有無）を十分な確度で判別できることを意味している。

[0072] 炎症判定処理S62においては、各画素 (x, y) の判定用画像データ J $\{(H(x, y), S(x, y))\}$ が、図8の領域 β にプロットされるか否かが判定される。具体的には、判定用画像データ J $\{(H(x, y), S(x, y))\}$ が、以下の数式4及び数式5の両方を満たす場合に、領域 β にプロットされる（すなわち炎症部の画素と判定される）。また、判定用画像データ J $\{(H(x, y), S(x, y))\}$ は、数式4及び数式5の少なくとも一方を満たさない場合に、領域 α にプロットされる（すなわち炎症部の画素ではないと判定される）。なお、 δ_{S1} 、 δ_{H1} 及び δ_{H2} は、術者によって設定可能な補正值であり、これらの補正值の設定によって判定の厳しさ（感度）等を適宜調整することができる。

[0073] [数4]

$$130 + \delta_{S1} \leq S(x, y)$$

[0074] [数5]

$$60 + \delta_{H1} \leq H(x, y) \leq 100 + \delta_{H2}$$

[0075] 画素 (x, y) の判定用画像データ $J \{H(x, y), S(x, y)\}$ が領域 β にプロットされる場合は (S 6 2 : Y e s)、画素 (x, y) に対応するフラグ $F(x, y)$ の値が「2」(炎症)に書き換えられ (S 6 3)、処理 S 6 4 に進む。また、判定用画像データ $J \{H(x, y), S(x, y)\}$ が領域 β にプロットされない場合は (S 6 2 : N o)、フラグ $F(x, y)$ は書き換えられずに、処理 S 6 4 に進む。

[0076] 処理 S 6 4 では、全ての画素 (x, y) について処理が完了したかどうか判定される。全ての画素 (x, y) の処理が完了するまで、上記の処理 S 6 1 ~ S 6 4 が繰り返される。

[0077] [スコア計算処理 : S 7]

病変判定処理 S 6 が完了すると、次にスコア計算処理 S 7 が行われる。スコア計算処理 S 7 は、判定用画像データ J の画素値に基づいて、病変部の重症度の評価値であるスコア $S_c(x, y)$ を計算する処理である。スコア計算処理 S 7 は、画像データを構成する全ての画素 (x, y) について順次行われる。なお、以下に説明するスコア計算のアルゴリズムは一例であり、本発明は様々なアルゴリズムにより算出したスコアの画面表示に適用することができる。

[0078] [スコア計算の原理]

ここで、本実施形態のスコア計算の原理について簡単に説明する。炎症部は、血管の拡張及び血漿成分の血管外への漏出等を伴い、症状が進行するほど、表面の正常粘膜が脱落するため、血液の色に近付くことが知られている。そのため、炎症部の色と血液の色との相関の程度(後述する相関値 CV)が、炎症部の重症度を示す良い指標となる。本実施形態では、各画素 (x, y) の判定用画像データ $J \{H(x, y), S(x, y)\}$ と血液の色(色相、彩度)との相関値 $CV(x, y)$ を計算して、これを炎症部の重症度を示すスコア $S_c(x, y)$ として使用する。

[0079] [病変部の判定 : S 7 1]

図 9 は、スコア計算処理 S 7 の手順を示すフローチャートである。スコア

計算処理 S 7 では、まずフラグテーブル F T が読み出され、画素 (x, y) に対応するフラグ F (x, y) の値が「2」(炎症)であるか否かが判断される (S 7 1)。

[0080] フラグ F (x, y) の値が「2」(炎症)である場合、すなわち画素 (x, y) が病変画素である場合は (S 7 1 : Y e s)、処理は S 7 2 へ進む。また、画素 (x, y) が病変画素でない場合は (S 7 1 : N o)、処理は S 7 9 へ進む。

[0081] [彩度の補正 : S 7 2]

血液や血液を含有する生体組織の画像の彩度は、輝度に依存することが知られている。具体的には、輝度と彩度は負の相関を有し、明るいほど彩度が低下する。S 7 2 では、本発明者が開発した以下の補正式 (数式 6) を使用して、判定用画像データ J (x, y) の輝度 I (x, y) による彩度 S (x, y) の変動が補正される。この補正により、スコア計算の精度を高めることができる。

[0082] [数6]

$$\begin{bmatrix} I_{corr.}(x, y) \\ S_{corr.}(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I(x, y) \\ S(x, y) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} I_{ref} \\ S_{ref} \end{bmatrix}$$

但し、

$I_{corr.}(x, y)$: 判定用画像データ J の補正後の輝度

$S_{corr.}(x, y)$: 判定用画像データ J の補正後の彩度

I_{ref} : 基準値となる血液サンプルデータの輝度

S_{ref} : 基準値となる血液サンプルデータの彩度

θ : 血液サンプルデータの輝度値と彩度値との相関係数 ($\cos \theta$) を与える角度

なお、血液サンプルの彩度と輝度の相関係数 (実測値) は -0.86 であり、 $\theta = 149.32$ (deg) を使用した。

[0083] [色相距離 D_{HUE} の計算 : S 7 3]

次に、数式 7 により、色相距離 $D_{HUE}(x, y)$ が計算される (S 7 3)。
色相距離 D_{HUE} は、血液サンプルデータの色相 H_{ref} を基準とする、判定用画像データ $J(x, y)$ の色相の相対値である。

[0084] [数7]

$$D_{HUE}(x, y) = H(x, y) - H_{ref}$$

[0085] [色相相関値 HCV の決定 : S 7 4]

次に、色相距離 $D_{HUE}(x, y)$ から色相相関値 HCV (x, y) が決定される (S 7 4)。色相相関値 HCV (x, y) は、炎症部の重症度と強い相関を有するパラメーターである。図 10 (a) は、色相距離 D_{HUE} と色相相関値 HCV との関係を図示したグラフである。色相距離 D_{HUE} は、 $\pm 30^\circ$ 以内の範囲 (以下「色相近似範囲 R_{11} 」という。) において、炎症部の重症度と強い相関を有し、それ以外の範囲 (以下「色相近似外範囲 R_{12} 」という。) においては殆ど相関を有しない。そのため、本実施形態の色相相関値 HCV (x, y) は、色相近似外範囲 R_{12} においては最小値の 0.0 に設定され、色相近似範囲 R_{11} においては色相距離 $D_{HUE}(x, y)$ が 0° に近づくほど線形的に増加するように設定されている。また、色相相関値 HCV (x, y) は、最小値が 0.0、最大値が 1.0 となるように規格化されている。

[0086] 図 10 (a) に示す色相距離 D_{HUE} と色相相関値 HCV との関係は、色相相関値テーブル HCT としてメモリ 229 に格納されている。色相相関値テーブル HCT を参照することにより、色相距離 $D_{HUE}(x, y)$ に対応する色相相関値 HCV (x, y) が取得される。

[0087] [彩度距離 D_{SAT} の計算 : S 7 5]

次に、数式 8 により、彩度距離 $D_{SAT}(x, y)$ が計算される (S 7 5)。
彩度距離 $D_{SAT}(x, y)$ は、血液サンプルデータの彩度 S_{ref} を基準とする、判定用画像データ $J(x, y)$ の彩度の相対値である。

[0088] [数8]

$$D_{SAT}(x, y) = S_{corr.}(x, y) - S_{ref}$$

[0089] [彩度相関値 SCV の決定 : S 7 6]

次に、彩度距離 $D_{SAT}(x, y)$ から彩度相関値 $SCV(x, y)$ が決定される (S 7 6)。彩度相関値 $SCV(x, y)$ も、炎症部の重症度と強い相関を有するパラメーターである。図 10 (b) は、彩度距離 D_{SAT} と彩度相関値 SCV との関係を図示したグラフである。彩度距離 D_{SAT} は、所定値以上の負の範囲 (以下、「彩度近似範囲 R_{22} 」という。) において、炎症部の重症度と強い相関を有し、負の所定値以下の範囲 (以下「彩度近似外範囲 R_{23} 」という。) においては殆ど相関を有しない。また、彩度距離 D_{SAT} がゼロ以上の範囲、すなわち、病変画素の彩度が血液サンプルデータの彩度 S_{ref} 以上となる範囲 (以下「彩度一致範囲 R_{21} 」という。) においては、重症度が極めて高いと考えられる。そのため、本実施形態の彩度相関値 $SCV(x, y)$ は、彩度一致範囲 R_{21} において最大値の 1.0 に設定され、彩度近似外範囲 R_{23} において最小値の 0.0 に設定され、彩度近似範囲 R_{22} において線形的に増加するように設定されている。また、彩度相関値 $SCV(x, y)$ も、最小値が 0.0、最大値が 1.0 となるように規格化された値である。

[0090] 図 10 (b) に示す彩度距離 D_{SAT} と彩度相関値 SCV との関係は、彩度相関値テーブル $SC T$ としてメモリ 229 に格納されている。彩度相関値テーブル $SC T$ を参照することにより、彩度距離 $D_{SAT}(x, y)$ に対応する彩度相関値 $SCV(x, y)$ が取得される。

[0091] [相関値 CV の計算 : S 7 7]

次に、色相相関値 $HCV(x, y)$ と彩度相関値 $SCV(x, y)$ との乗算により、病変画素 (x, y) の色と血液の色との相関値 $CV(x, y)$ を得る。なお、相関値 $CV(x, y)$ も、最小値が 0.0、最大値が 1.0 となるように規格化された値となる。また、相関値 $CV(x, y)$ は、0.1 ポイント刻みで 11 段階に区分される。

[0092] [スコア Sc 更新 : S 7 8]

また、相関値 $CV(x, y)$ は炎症の重症度の良い指標となるため、スコアテーブル ST のスコア $Sc(x, y)$ の値が相関値 $CV(x, y)$ によっ

て書き換えられる（S 7 8）。

[0093] [スコア S c 更新：S 7 9]

また、画素（x， y）が病変画素でない場合は（S 7 1：N o）、上述した相関値 C V（x， y）の計算を行わずに、スコアテーブル S T のスコア S c（x， y）の値が「0」に書き換えられる（S 7 9）。これにより、少ない計算量で全ての画素（x， y）に対してスコア S c（x， y）を与えることができる。

[0094] 処理 S 8 0 では、全ての画素（x， y）について処理が完了したかどうか判定される。全ての画素（x， y）の処理が完了するまで、上記の処理 S 7 1～S 8 0 が繰り返される。

[0095] [マーキング処理：S 8]

スコア計算処理 S 7 が完了すると、次にマーキング処理部 2 2 6 によりマーキング処理 S 8 が行われる。マーキング処理 S 8 は、病変部を容易に識別できるように、通常観察画像 N P に対して病変画素が分布する画像領域に印を付す処理である。具体的には、本実施形態のマーキング処理 S 8 では、病変画素が分布する画像領域に、その画像領域における重症度に応じた大きさの記号（例えば、図 1 6 における「×」印 3 3 0）が付される。

[0096] 図 1 1 は、マーキング処理 S 8 の進め方（マスク 3 1 0 の走査）を説明する図である。本実施形態のマーキング処理 S 8 は、通常観察画像 N P（及びスコアテーブル S T）内に、所定サイズの画像領域であるマスク 3 1 0 を設定し、マスク 3 1 0 を順次移動させながら、マスク 3 1 0 内の画素 3 1 1（図 1 2）のスコア S c に応じてマスク 3 1 0 内の画像に印 3 3 0 を付すものである。

[0097] [マスクの構成]

本実施形態では、マスク 3 1 0 の大きさ（及び、マスクの大きさによって決まる印 3 3 0 の大きさ）が、マスク 3 1 0 内の画素 3 1 1 のスコア S c に応じて変動する。図 1 2 は、予め設定された初期サイズのマスク 3 1 0 を示したものである。本実施形態では、マスク 3 1 0 の初期サイズは、5×5（

水平方向の画素数×垂直方向の画素数)に設定されている。マスク310の初期サイズは、例えば、マスク310内の画像に付される印330の視認性(例えば、印330の形状の複雑さやモニタ910の表示画面の画素数等に依存する)に応じて設定される。具体的には、マスク310の初期サイズは、印330の良好な視認性が確保される範囲内で、できるだけ多くの印330を表示できるように、最小の大きさに設定される。

[0098] マスクサイズは、メモリ229に格納されたマスクテーブルMTを参照して、スコアScに基づいて決定される。表1は、本実施形態で使用されるマスクテーブルMTの一例である。本実施形態では、マスクサイズは、初期値(5×5)を下限とし、スコアScに比例して大きくなるように設定される。

[0099] [表1]

スコアSc	0.0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0
マスクサイズ	—	5×5	6×6	7×7	8×8	9×9	10×10	11×11	12×12	13×13	14×14

[0100] 図12に示されるように、マスク310を構成する複数の画素311のうち、左上端のもの(すなわち、x座標及びy座標が共に最小の画素)を基準点312と呼ぶ。この基準点312の位置(x_m , y_m)がマスク310の位置として定義される。なお、マスク310内のいずれの画素を基準点312に設定してもよい。

[0101] [基準点の走査:S81]

図13は、マーキング処理S8の手順を示すフローチャートである。マーキング処理S8では、まず画像メモリ227の記憶領域P_nに記憶された通常観察画像データN(原画像)が複製され、マーキング画像データMの初期値として記憶領域P_mに記憶される。また、メモリ229からスコアテーブルSTが読み出され、スコアテーブルST上で基準点312の走査が行われる(S81)。本実施形態では、基準点312は、スコアテーブルSTの上端のライン($y=0$)から下端のライン($y=y_{max}$)へ、ライン毎に順次走査される(図11)。また、基準点312は、各ラインにおいて、左端($x=0$

) から右端 ($x = x_{max}$) へ走査される。

[0102] マーキング処理部 226 は、スコアテーブル ST 上で基準点 312 を走査させながら、以下の条件 a 及び条件 b の両方を満たす位置 (x, y) を探索する。

- ・条件 a : 病変画素 [スコア $S_c(x, y)$ が 0.1 以上] であること

- ・条件 b : マスク 310 が、既に付された印 330 (より正確には、印 330 を付したときのマスク 310) と重ならないこと

[0103] [マスク設定 : S82]

上記の条件 a 及び条件 b の両方を満たす位置 (x, y) に到達すると、その位置で初期サイズ (5×5) のマスクが設定される (S82)。

[0104] [マスク内平均スコア計算 : S83]

次に、マスク内の画素のスコア $S_c(x, y)$ の相加平均である平均スコア $S_{c_{Avg}}$ を計算する (S83)。なお、平均スコア $S_{c_{Avg}}$ も、最小値が 0.0、最大値が 1.0 となるように規格化された値となる。また、平均スコア $S_{c_{Avg}}$ は、マスク内のスコア $S_c(x, y)$ を代表する他の数値 (例えば、加重平均、中央値、最頻値、二乗平均平方根等) により代替することもできる。

[0105] [マスクサイズ更新 S84]

次に、メモリ 229 に格納されたマスクテーブル MT を参照して、平均スコア $S_{c_{Avg}}$ に対応するマスクサイズを読み取る。そして、読み取ったマスクサイズにマスク 310 のサイズを更新 (マスク 310 を再設定) する (S84)。

[0106] [マーキング S85]

次に、マーキング画像データ M に対して、再設定後のマスク 310 の縁に内接するように、印 330 が付される (S85)。

[0107] 処理 S86 では、スコアテーブル ST の最後まで走査が完了したかどうか判定される。全てのスコア $S_c(x, y)$ が走査されるまで、上記の処理 S81 ~ S86 が繰り返される。

[0108] [マーキング処理の具体例：図14～20]

次に、図14～20を参照して、マーキング処理S8の具体例を説明する。図14～20の通常観察画像データN（スコアテーブルST）には、複数の病変画素321からなる病変部の画像320が含まれている。

[0109] 図14に示されるように、スコアテーブルST上でマスク310の基準点312を左上からライン毎に順次走査させると（S81）、最初に病変画素321aが検出される。

[0110] 病変画素321aにおいて、上記の条件a及び条件bの両方が満たされるため、病変画素321aを基準点として初期サイズ（5×5）のマスク310a（図15の破線枠）が設定される（S82）。

[0111] 次に、マスク310a内のスコアSc（x，y）の平均値（平均スコアSc_{avg.}）が計算される（S83）。

[0112] 平均スコアSc_{avg.}の計算結果が例えば0.3であれば、マスクテーブルMT（表1）から、この平均スコアSc_{avg.}の値に対応するマスクサイズ7×7が取得され、マスク310aの大きさが7×7（図15の実線枠）に変更される（S84）。

[0113] そして、マーキング画像MPに対して、マスク310aの縁に内接するように、「×」印330aが付される（S85）。なお、本実施形態では印330として「×」が使用されるが、印330には任意の印（文字、数字、記号、絵文字、模様などを含む。但し、マスク310の全体を塞ぐものを除く。）を使用することができる。

[0114] 次に、再び、基準点312が走査される（図16）。以前に設定したマスク310a内は、上記の条件bを満たさないため、走査がスキップされる。病変画素321aのラインには、上記の条件a及び条件bの両方を満たす病変画素321が存在しないため、走査は一つ下のラインに移り、病変画素321bが検出される。しかし、病変画素321bを起点にマスク310を設定すると、以前に設定したマスク310aと干渉してしまう。そのため、病変画素321bではマスク310を設定せずに、走査を続行する。そして、

以前に設定したマスク 3 1 0 a をスキップした直後に病変画素 3 2 1 c が検出される。

[0115] 病変画素 3 2 1 c においては、上記の条件 a 及び条件 b の両方が満たされるため、病変画素 3 2 1 c を起点に初期サイズ (5 × 5) のマスク 3 1 0 c (図 1 7) が設定される。マスク 3 1 0 c 内の平均スコア $S_{c_{Avg}}$ が、例えば 0. 1 であれば、対応するマスクサイズは初期サイズ (5 × 5) と変わらないため、マスクサイズは更新されず、マスク 3 1 0 c の縁に内接するように「×」印 3 3 0 c が付される。

[0116] 以降、同様に処理 S 8 1 ~ S 8 6 が繰り返され、病変画素 3 2 1 d を起点に設定されたマスク 3 1 0 d に「×」印 3 3 0 d が付され (図 1 8)、更に病変画素 3 2 1 e を起点に設定されたマスク 3 1 0 e に「×」印 3 3 0 e が付された後 (図 1 9)、通常観察画像データ N (スコアテーブル S T) の走査が完了する。その結果、通常観察画像データ N 上に、病変部の画像 3 2 0 の位置や、その重症度の分布を示す印 3 3 0 a、3 3 0 c、3 3 0 d、3 3 0 e が付されたマーキング画像 M P が得られる (図 2 0)。生成されたマーキング画像データ M は、画像メモリ 2 2 7 の記憶領域 P_m に記憶される。

[0117] [表示画面生成処理～出力処理：S 9～S 1 0]

マーキング処理 S 8 が完了すると、次に表示画面生成処理 S 9 が行われる。表示画面生成処理 S 9 は、画像メモリ 2 2 7 に記憶された各種画像データを使用して、モニタ 9 0 0 に表示するための表示画面データを生成する処理であり、画像処理回路 2 2 0 の表示画面生成部 2 2 8 によって行われる。表示画面生成部 2 2 8 は、システムコントローラ 2 0 2 の制御に応じて、複数種類の表示画面データを生成することができる。生成された表示画面データは、出力回路 2 2 0 b により、ガンマ補正等の処理が行われた後、所定のビデオ・フォーマットのビデオ信号に変換され、モニタ 9 0 0 に出力される (出力処理 S 1 0)。

[0118] 図 2 1 は、表示画面生成処理 S 9 によって生成される表示画面の一例であり、画像解析モードでの内視鏡観察中に表示される解析モード観察画面 3 4

0である。解析モード観察画面340は、撮影日時が表示される日時表示領域341と、検査に関連する基本的な情報（例えば、カルテ番号、患者名、術者名）を表示する基本情報表示領域342と、通常観察画像NP（又はトーン強調画像EP）を表示する通常画像表示領域344と、マーキング画像MP（マーキング処理S8後の観察画像）を表示する解析画像表示領域345を備えている。

[0119] 表示画面生成処理S9において、表示画面生成部228は、画像メモリ227の記憶領域群 P_n から通常観察画像データN（又は、記憶領域群 P_e からトーン強調画像データE）を読み出し、通常画像表示領域344に通常観察画像NP（又は、トーン強調画像EP）を表示する。また、画像メモリ227の記憶領域群 P_m からマーキング画像データMを読み出し、解析画像表示領域345にマーキング画像MPを表示する。また、日時表示領域341及び基本情報表示領域342には、システムコントローラ202から提供された情報が表示される。

[0120] 術者は、解析モード観察画面340を見ながら内視鏡観察を行う。具体的には、解析画像表示領域345に表示されるマーキング画像MPを参照しつつ、通常画像表示領域344に表示される通常観察画像NP（又はトーン強調画像EP）を見ながら内視鏡観察を行う。マーキング画像MPにおいてマーキングされた部位について特に慎重に観察を行うことで、病変部を見落とすことなく、正確な診察を行うことができる。

[0121] また、本実施形態では、マーキング画像MPに、背景の通常観察画像NPが透ける印330が付されるため、マーキング画像MPのみを見ながら内視鏡観察及び診断を行うことができる。そのため、例えば、通常画像表示領域344を含まず、大きな解析画像表示領域345を含む解析モード観察画面340を生成する構成としてもよい。

[0122] 表示画面生成処理S9及び出力処理S10が完了すると、次に、内視鏡観察を継続するか否かが判断される（S11）。プロセッサ200の操作パネル214に対して、内視鏡観察終了又は電子内視鏡装置1の運転停止を指示

するユーザ操作が行われる（S 1 1 : N o）まで、上記の処理 S 1 ~ S 1 1 が繰り返される。

[0123] 以上が本発明の第 1 実施形態の説明である。上述した本発明の第 1 実施形態の構成によれば、マーキング画像 M P において、病変部の位置及び重症度を示す印 3 3 0 が病変部の画像 3 2 0 上に付されるため、内視鏡観察の経験が浅い術者であっても、病変部を見落とすことや、重症度を見誤ることなく、内視鏡画像による正確な診断を容易に行うことができる。また、マーキング画像 M P には、背景（病変部の画像 3 2 0）を完全に覆わずに、背景の一部を隙間から透過させる（すなわち、透過性を有する）印 3 3 0 が付される。これにより、マーキング画像 M P からも病変部の形状やテクスチャを把握することができるため、より効率的且つより正確な診断を行うことが可能になる。

[0124] なお、上述の第 1 実施形態では、通常観察画像 N P に印 3 3 0 を付すことによってマーキング画像 M P が生成されるが、トーン強調画像 E P その他の通常観察画像 N P を加工した画像に印 3 3 0 を付すことによってマーキング画像 M P を生成する構成としてもよい。

[0125] <第 1 実施形態の第 1 変形例>

次に、上記に説明した本発明の第 1 実施形態の幾つの変形例を説明する。

図 2 2 は、本発明の第 1 実施形態の第 1 変形例のマーキング画像 M P である。上述した第 1 実施形態では、マスクサイズ更新処理 S 8 4 において、マスク 3 1 0 内の平均スコア $S_{c_{Avg}}$ に応じてマスクサイズを変更し、印 3 3 0 の大きさによって重症度を表現する構成が採用された。一方、第 1 変形例では、マスクサイズではなく、マスク 3 1 0 内に付す印 3 3 0 の数が、マスク 3 1 0 内の平均スコア $S_{c_{Avg}}$ に応じて設定される。本変形例では、印 3 3 0 の密度によって重症度が表現される。

[0126] なお、本変形例では、上述した第 1 実施形態におけるマスクテーブル M T（表 1）に替えて、マスク 3 1 0 内の平均スコア $S_{c_{Avg}}$ とマスク内に付す

べき印の数との対応関係が記憶されたマーク数テーブルが使用される。マーク数テーブルの例を表2に示す。

[表2]

スコア S_c	0.0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0
印の数	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

[0127] <第1実施形態の第2変形例>

図23は、本発明の第1実施形態の第2変形例のマーキング画像MPである。上述した第1実施形態では、マスク310内に文字や記号を付すことによって通常観察画像NPに対してマーキングを施す構成が採用された。一方、本変形例では、マスク310内の平均スコア $S_{c_{Avg}}$ に応じて、通常観察画像NPに対してマスク310内の色を変更する（言い換えれば、色の印を付す）処理を施すことによって、病変部の位置やその重症度を表示するものである。

[0128] また、本変形例では、通常観察画像NPに対してマスク内を単一の色（透過率0%）で塗潰すのではなく、所定の透過性（例えば透過率80%）を与えた色が通常観察画像NPに付される。そのため、第1実施形態と同様に、マーキング画像MPにも病変部の像の情報が残されるため、病変部を所定の色で塗潰す従来の方法と比べて、正確な診断を容易に行うことが可能になる。

[0129] また、本変形例では、病変部に付される記号の形状を認識する必要が無いため、マスクの大きさを 1×1 まで小さく設定する（又は、マスクを設定せずに、1画素ごとに処理を行う）構成とすることもできる。

[0130] なお、本変形例では、上述した第1実施形態におけるマスクテーブルMT（表1）に替えて、各画素 (x, y) のスコア $S_c(x, y)$ と各画素 (x, y) に付すべき色 $Col(x, y)$ との対応関係が記憶された表示色テーブルが使用される。表示色テーブル（24ビットカラー）の例を表3に示す。なお、スコア $S_c(x, y)$ の値がゼロ（正常組織）の画素 (x, y) に対しては、無色透明を示す空の値（null値）が与えられるため、正常組織の

画素は着色されない。また、各画素（ x ， y ）に付すべき色の指定は、RGBによる指定に限らず、他の色表現（例えば、色相及び／又は彩度）によって指定することもできる。

[表3]

スコア S_c	0.0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0
R値	null	0	0	0	0	0	0	255	255	255	128
G値	null	0	0	128	128	255	255	255	0	0	128
B値	null	255	128	128	0	0	255	0	0	255	0

[0131] <第2実施形態>

次に、本発明の第2実施形態について説明する。

図24は、第2実施形態のマーキング処理S8aの手順を示すフローチャートである。本実施形態のマーキング処理S8aは、上述した第1実施形態のマーキング処理S8に替えて行われる。また、本実施形態のマーキング処理S8aは、通常観察画像データNを構成する全ての画素（ x ， y ）について順次行われる。

[0132] 本実施形態の電子内視鏡装置1は、上述した第1実施形態の第2変形例と同じく、メモリ229上に表示色テーブル（表3）が格納されている。また、本実施形態の画像メモリ227には、記憶領域 P_n 、 P_e 、 P_m の他に、マーキング処理S8aにおいて作成されるカラーマップ画像データCM（カラーマップ画像CMPを表す画像データ）が記憶される記憶領域 P_c が設けられている（図3（b）参照）。

[0133] [カラーマップ画像データ生成：S81a]

マーキング処理S8aでは、まず、メモリ229に格納された表示色テーブルが参照され、スコア S_c （ x ， y ）に基づいて、各画素に適用される色 Col （ x ， y ）が決定される。なお、病変画素以外の画素の色 Col （ x ， y ）は無色透明（null値）に設定される。そして、各画素（ x ， y ）の色 Col （ x ， y ）から構成されるカラーマップ画像データCMが生成され、メモリ229の記憶領域 P_c に記憶される（S81a）。

[0134] [画像混合処理：S82a]

次に、カラーマップ画像CMPに透過性を与えて通常観察画像NP上に重ね合わせる画像混合処理S82aが行われる。画像混合処理S82aは、具体的には、通常観察画像データNとカラーマップ画像データCMとを加重平均する処理である。加重平均を行うことにより、カラーマップ画像CMPに透過性を与えて通常観察画像NPと重ね合わせることができる。なお、加重平均における通常観察画像データNの重みは、予め設定されたカラーマップ画像CMPの透過率により決定される。画像混合処理S82aによって生成されたマーキング画像データMは、画像メモリ227の記憶領域 P_m に記憶され、マーキング処理S8aが完了する。なお、加重平均は、病変画素（スコア $S_c(x, y) > 0$ ）に対してのみ行われ、健常部（スコア $S_c(x, y) = 0$ ）の画素（ x, y ）については、通常観察画像データNの画素値 $N(x, y)$ がそのままマーキング画像データMの画素値 $M(x, y)$ となる。

[0135] ここで、図25を参照して、画像混合処理S82aの効果を説明する。

図25(a)は、病変部の画像320を含む通常観察画像NPである。

図25(b)は、通常観察画像NP上にカラーマップ画像CMPをそのまま重ね合わせた画像（透過率0%）である。

図25(c)は、本実施形態の画像混合処理S82aによって生成されたマーキング画像MPである。

図25(b)と(c)との比較から明らかなように、画像混合処理S82aによって生成されたマーキング画像MPは、カラーマップにより、病変部と推定される部位や推定される重症度を視覚的に容易に把握することができる。また、カラーマップが透過性を有するため、病変部の形状やテクスチャも、マーキング画像MPからある程度把握することができ、診断をより容易に行うことが可能になる。

[0136] <第3実施形態>

次に、本発明の第3実施形態について説明する。本実施形態は、通常観察画像NPにスコア $S_c(x, y)$ の等高線CLを重ねて表示することにより、病変部の位置や重症度の分布を視認性良く表示するものである。

[0137] 図26は、第3実施形態における等高線CLの作成過程を説明する図である。本実施形態では、まず、図26(a)に示される病変部の画像320を含む通常観察画像NPから生成されたコアテーブルSTに基づいて、表示色テーブル(表3)を参照して、図26(b)に示されるカラーマップ画像CMPが生成される。このカラーマップ画像CMPに対して、例えばカラーマップ画像データCMに対するベクトル微分演算等の処理を行うことにより、等高線CLが生成される。このようにして生成された等高線CLを通常観察画像NP上に重ね合わせることで、図26(c)に示される本実施形態のマーキング画像MPが生成される。

[0138] 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発明の実施形態に含まれる。

[0139] 上記の実施形態では、HSI空間において病変の判定等の画像解析が行われるが、HSI空間の代わりに色相(hue)、彩度(saturation)及び明度(value(又はbrightness))を基底とするHSV(HSB)空間において画像解析を行う構成としてもよい。また、さらに、CIE 1976 L*a*b*色空間や、YCbCr色空間等、輝度又は明度を表す1つの座標と、色の質(例えば、色相及び彩度、あるいは色度)を表わす2つの座標とを有する他の種類の色空間上で画像解析を行うこともできる。

[0140] また、上記の実施形態では、TE処理S3がRGB空間上で行われているが、色空間変換処理S5の後にHSI空間上でTE処理S3を行う構成としてもよい。

[0141] また、TE処理S3(色彩強調処理)の代わりに、コントラスト強調処理(例えば、ヒストグラムの分布幅を広げることでコントラストを強調するヒストグラム均等化法)や、アンシャープマスクフィルタを使用した画像鮮鋭化処理など、他の種類の画像強調処理を用いてもよい。

[0142] また、上記の実施形態は炎症性腸疾患の内視鏡検査に本発明を適用した例

であるが、当然ながら他の疾患の内視鏡検査にも本発明を適用することができる。

[0143] また、上記の実施形態は、観察画像に基づいて1種類の病変（炎症）の重症度のみを評価して、その重症度に応じた印を観察画像の該当箇所に付する例であるが、複数種類の病変（例えば、炎症性腸疾患に特徴的な病変である炎症と潰瘍）のそれぞれについて重症度を判定し、重症度に応じた印を観察画像の該当箇所に付する構成としてもよい。また、この場合には、病変の種類毎に表示態様（例えば、記号の種類や色）を変えてもよい。

[0144] また、上記の実施形態は、病変部にのみ印を付すものであるが、これとは逆に、健常部のみに印を付す構成としてもよい。また、病変部と健常部のそれぞれに異なる印を付す構成としてもよい。

[0145] また、上記の実施形態は、記号、等高線及び表示色のいずれか一つを用いて病変部の重症度を表示するものであるが、これら3種類の表示態様の2つ以上を組み合わせることで病変部の重症度を表示してもよい。また、記号の種類、大きさ、色の二つ以上の組み合わせによって重症度を表示する構成としてもよい。また、等高線の種類（実線、破線、鎖線、波線等）、太さ、色のいずれか又はこれらの二つ以上の組み合わせによって重症度を表示する構成としてもよい。

[0146] また、上記の実施形態は、本発明をデジタルカメラの一形態である電子内視鏡装置に適用した例であるが、他の種類のデジタルカメラ（例えば、デジタルスチルカメラやデジタルビデオカメラ）を使用したシステムに本発明を適用することもできる。例えば、本発明をデジタルスチルカメラに適用すると、体表組織の病変部の診断支援や開頭手術時の脳組織の診断支援を行うことができる。

請求の範囲

- [請求項1] 生体組織のカラー画像を表すカラー画像データを取得するカラー画像取得手段と、
- 前記カラー画像データに基づいて、前記カラー画像の各画素について病変部の画素か否かの判定をする病変判定手段と、
- 前記判定の結果に基づいて、前記カラー画像上に前記病変部の位置を示す印を付すマーキング手段と、
- を備え、
- 前記印は、背景の前記カラー画像が透ける印である、
- 画像処理装置。
- [請求項2] 前記病変判定手段が、
- 前記カラー画像の画素毎に前記生体組織の病変の重症度を示すスコアを要素に含むスコアテーブルを生成するスコアテーブル生成手段を有し、
- 前記マーキング手段が、前記スコアテーブルに基づいて、前記カラー画像上に前記病変部の位置及び重症度を示す前記印を付す、
- 請求項 1 に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記マーキング手段が、
- 前記カラー画像内に処理の対象領域であるマスクを設定し、
- 前記マスク内の前記スコアの代表値を計算し、
- 前記代表値に基づいて前記マスクに前記印を付す、
- 請求項 2 に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記マーキング手段が、
- 所定の初期サイズのマスクを設定し、
- 前記初期サイズのマスクについて前記代表値を計算し、
- 前記代表値に応じて前記マスクの大きさを変更し、
- 大きさを変更した前記マスクに内接するように前記印を付す、
- 請求項 3 に記載の画像処理装置。

- [請求項5] 前記初期サイズが、前記マスクの最小サイズである、
請求項4に記載の画像処理装置。
- [請求項6] 前記マーキング手段が、
前記代表値に応じた数の前記印を前記マスク内に付す、
請求項3に記載の画像処理装置。
- [請求項7] 前記マーキング手段が、
前記カラー画像内で前記マスクを走査させながら前記カラー画像上に前記印を付す、
請求項3から請求項6のいずれか一項に記載の画像処理装置。
- [請求項8] 前記マーキング手段が、
設定済みの他の前記マスクと重ならないように前記マスクを設定する、
請求項7に記載の画像処理装置。
- [請求項9] 前記代表値が、相加平均、加重平均、中央値、最頻値及び二乗平均平方根のいずれかである、
請求項3から請求項8のいずれか一項に記載の画像処理装置。
- [請求項10] 前記スコアテーブル生成手段が、
前記カラー画像データの色空間を、輝度又は明度を表す1つの座標と、色の質を表わす2つの座標と、を有する色空間に変換する色空間変換手段と、
前記カラー画像データの各画素の色の質に基づいて、各画素のスコアを計算するスコア計算手段と、
を備える、
請求項2から請求項9のいずれか一項に記載の画像処理装置。
- [請求項11] 前記スコアテーブル生成手段が、
病変部に特徴的な画素値の範囲の境界領域において色の質のコントラストを高める色彩強調処理を行う色彩強調手段を更に備え、
前記スコア計算手段が、

前記色彩強調処理後の画素値に基づいて各画素のスコアを計算する、

請求項 10 に記載の画像処理装置。

[請求項12] 前記スコア計算手段が、

色相－彩度空間又は色度空間における基準点との距離に基づいて各画素のスコアを計算する、

請求項 10 又は請求項 11 に記載の画像処理装置。

[請求項13] 前記病変部が炎症部であり、

前記基準点が血液の色である、

請求項 12 に記載の画像処理装置。

[請求項14] 前記印が記号である、

請求項 1 から請求項 13 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

[請求項15] 前記印が透過率を有する色である、

請求項 1 から請求項 14 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

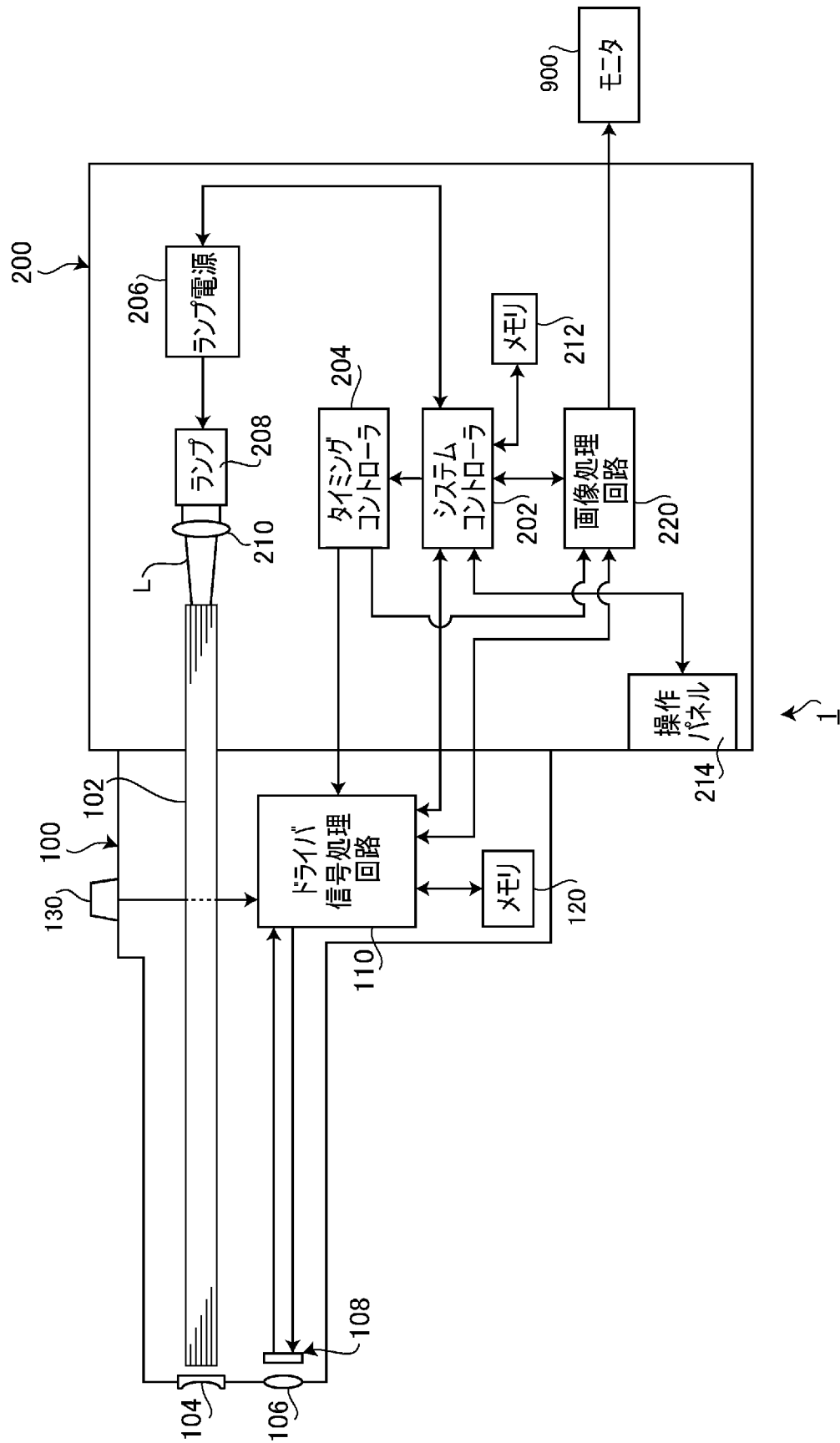
[請求項16] 前記印が前記重症度の等高線である、

請求項 2 に記載の画像処理装置。

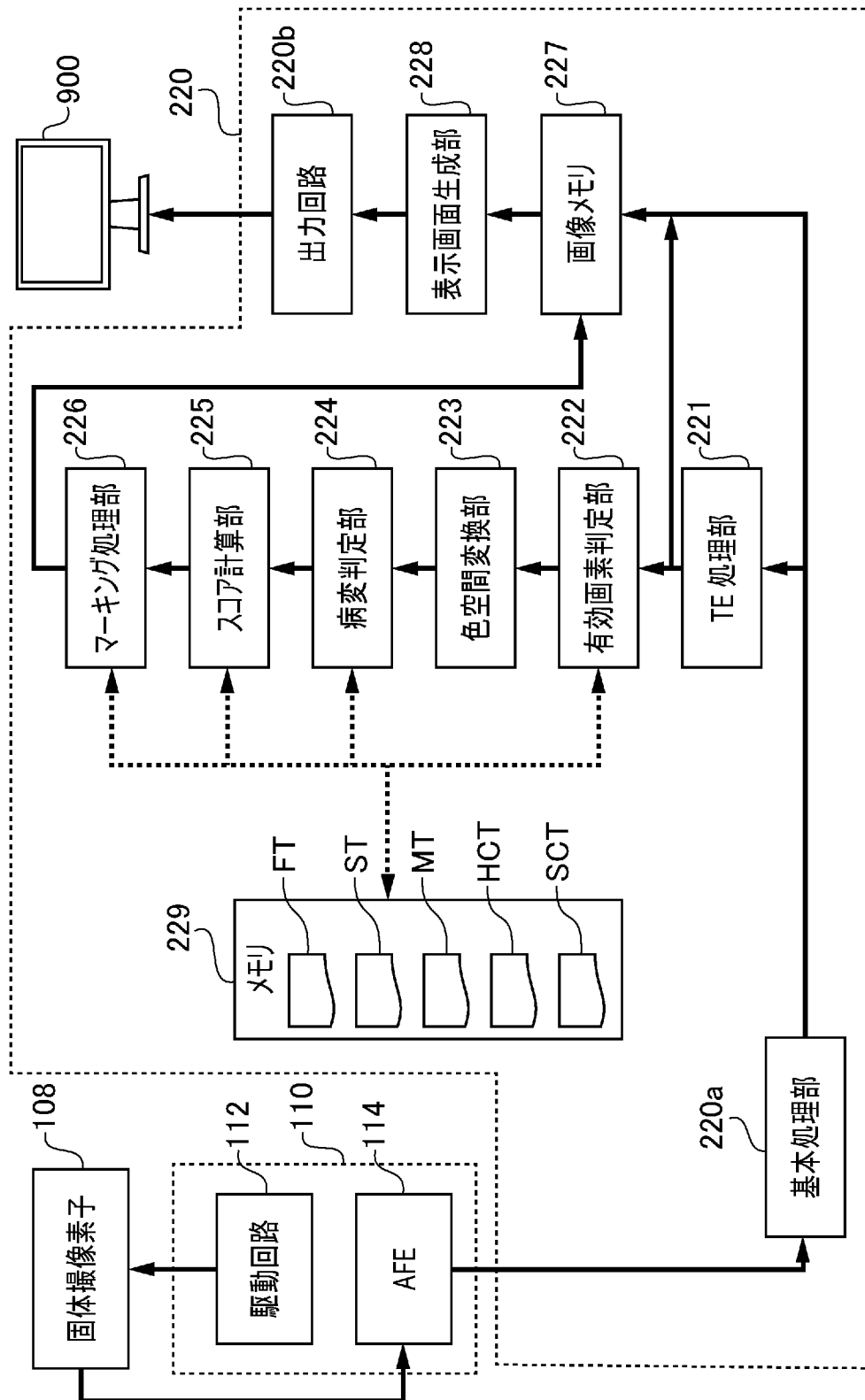
[請求項17] 前記カラー画像が電子内視鏡画像である、

請求項 1 から請求項 16 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

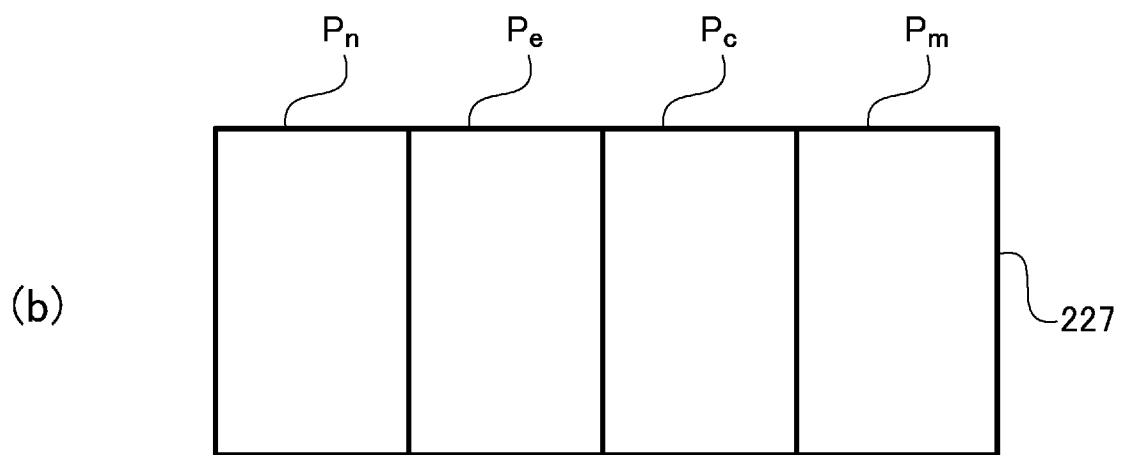
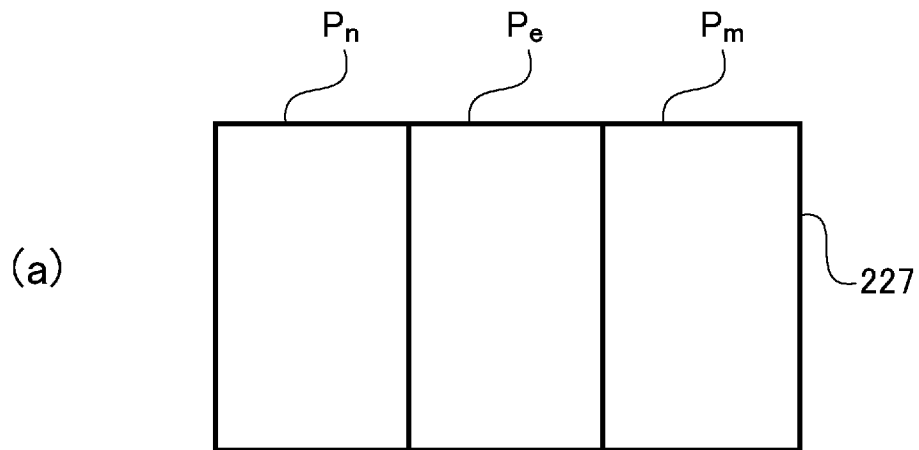
[図1]



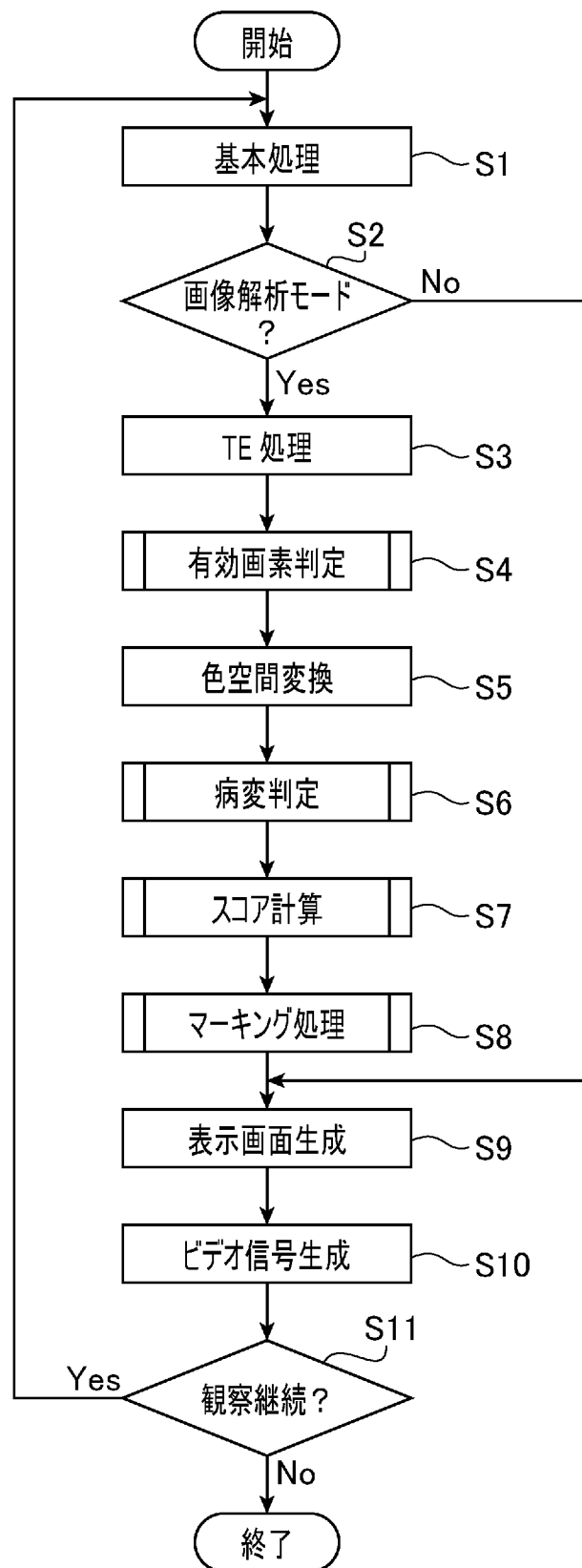
[図2]



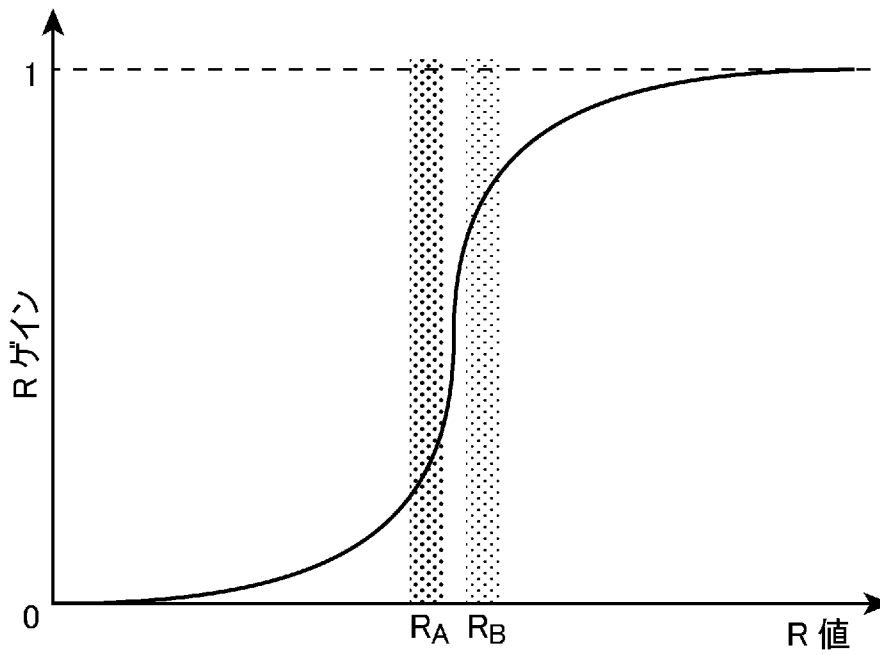
[図3]



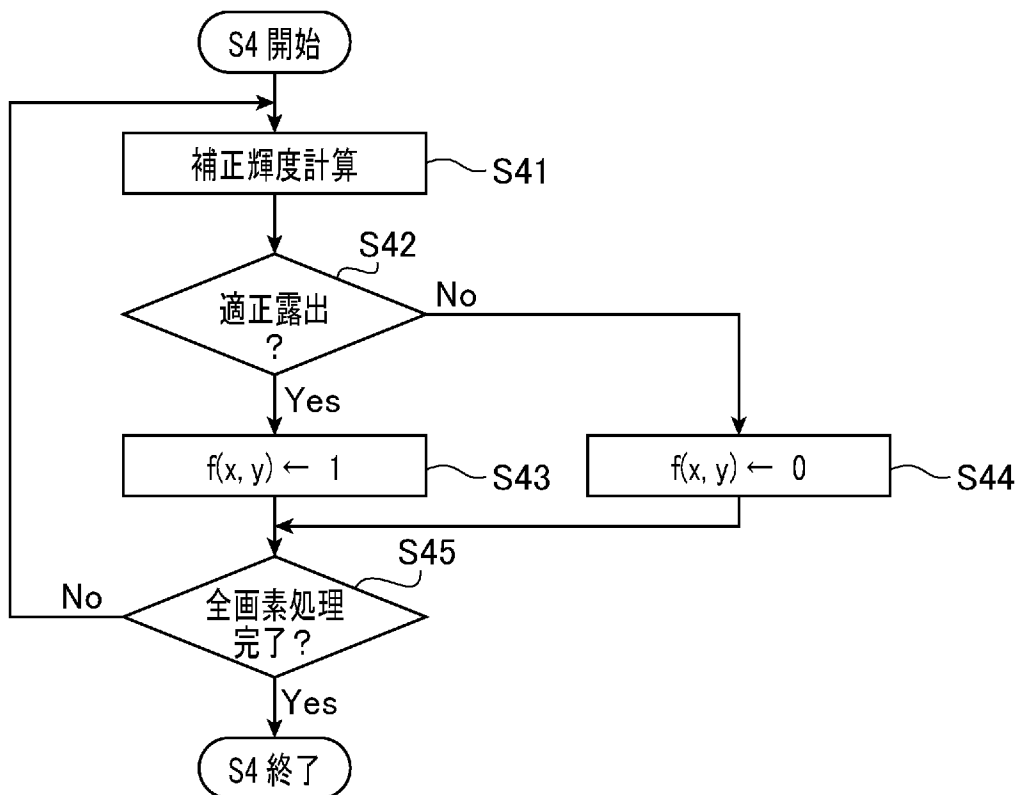
[図4]



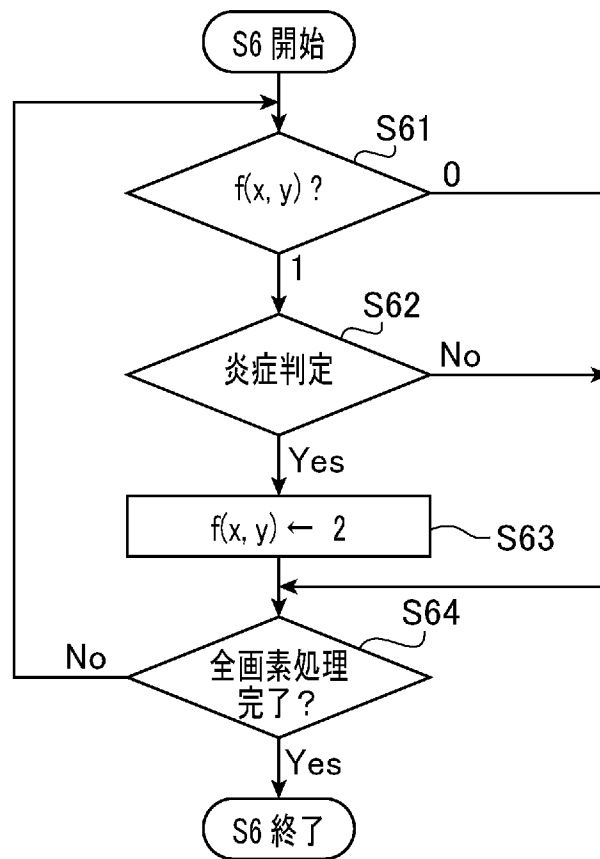
[図5]



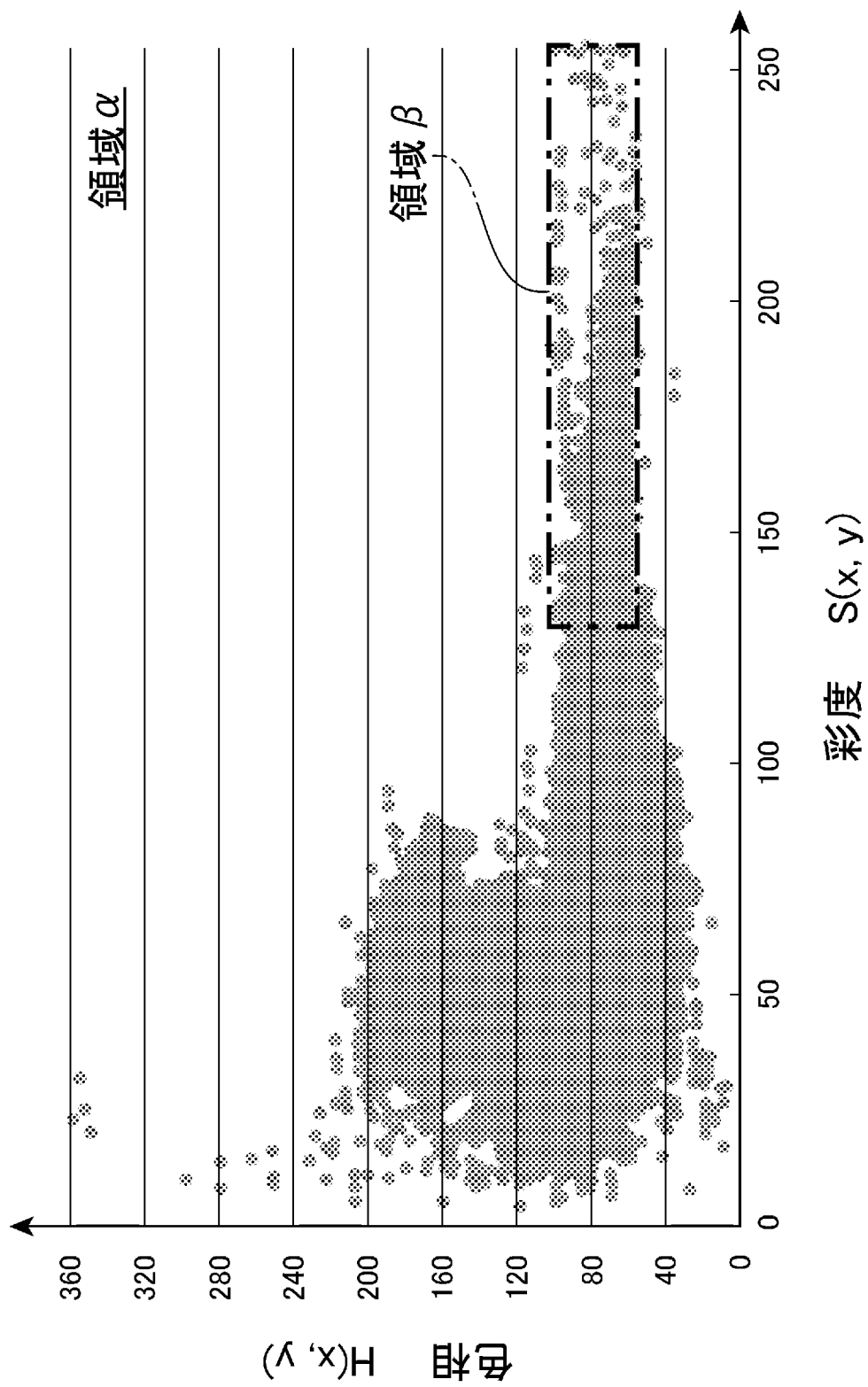
[図6]



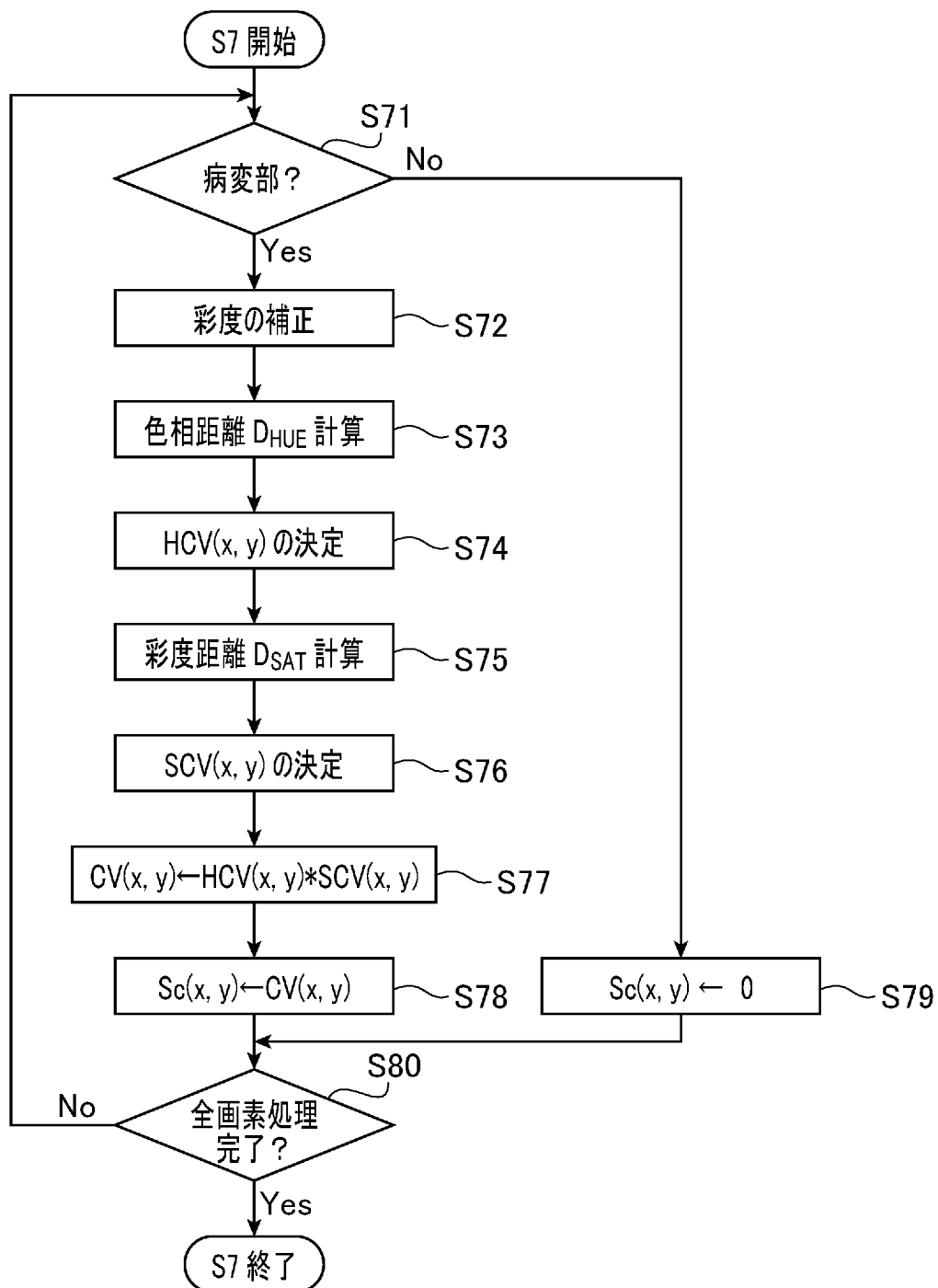
[図7]



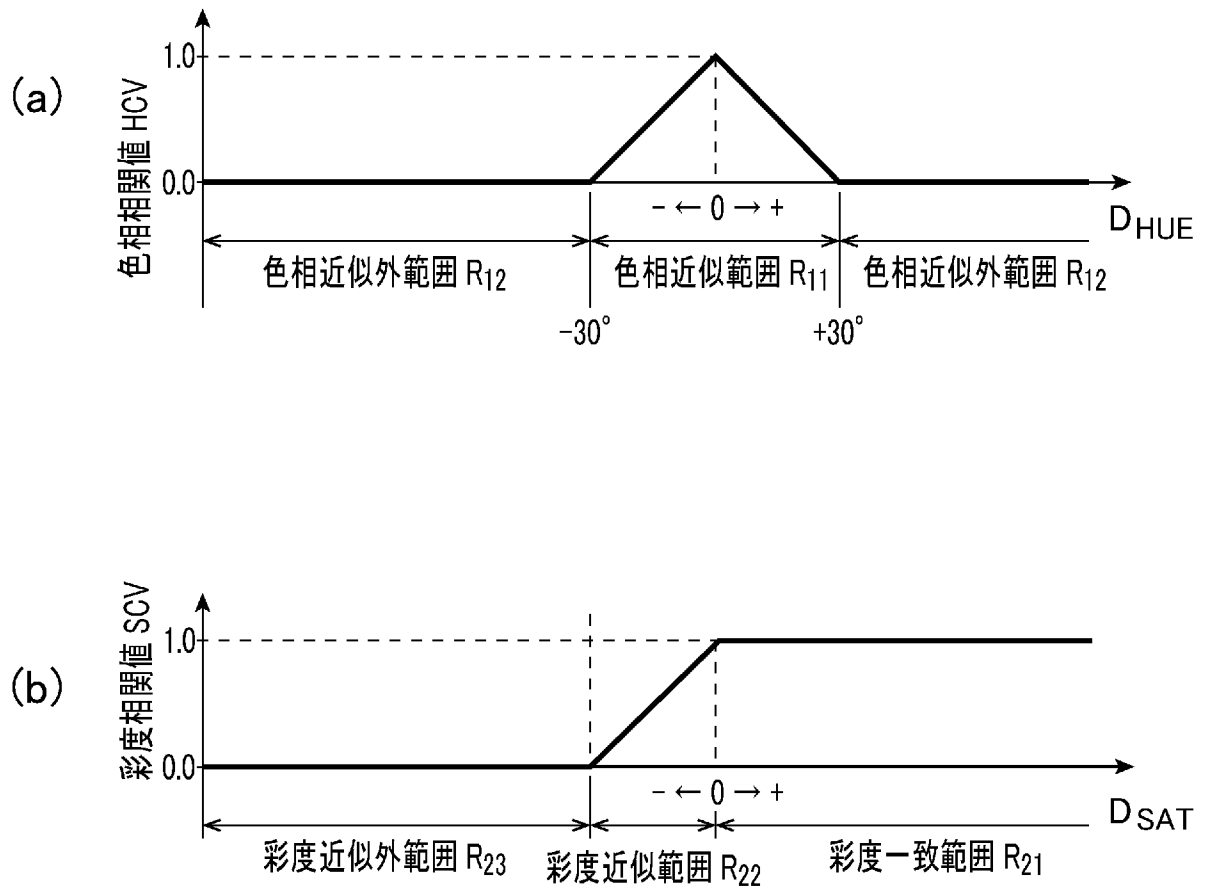
[図8]



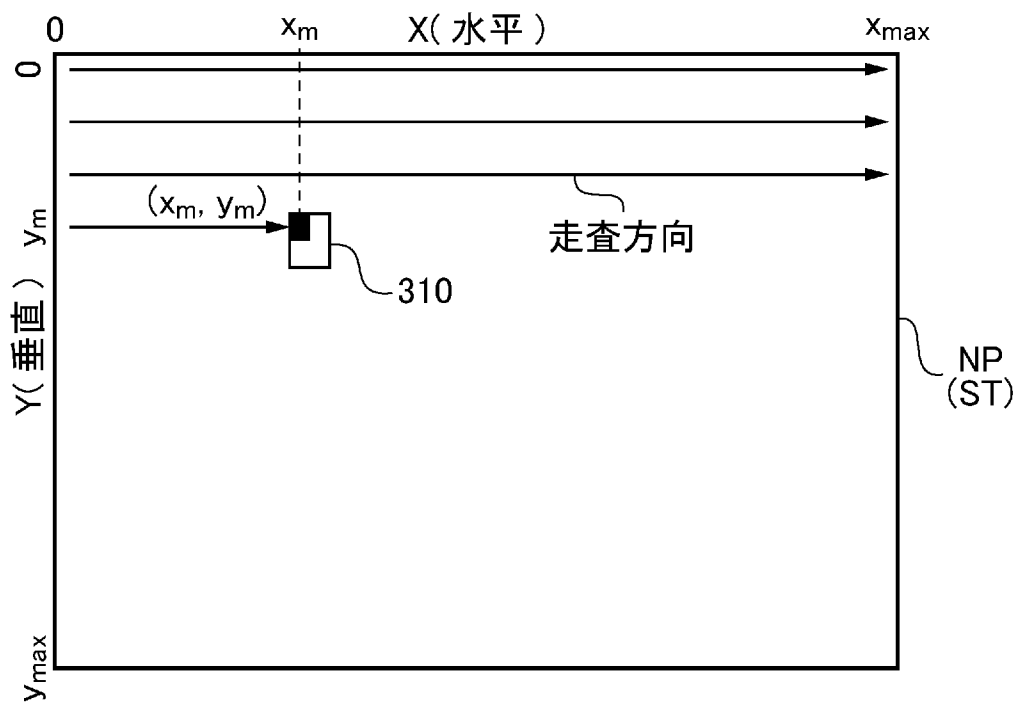
[図9]



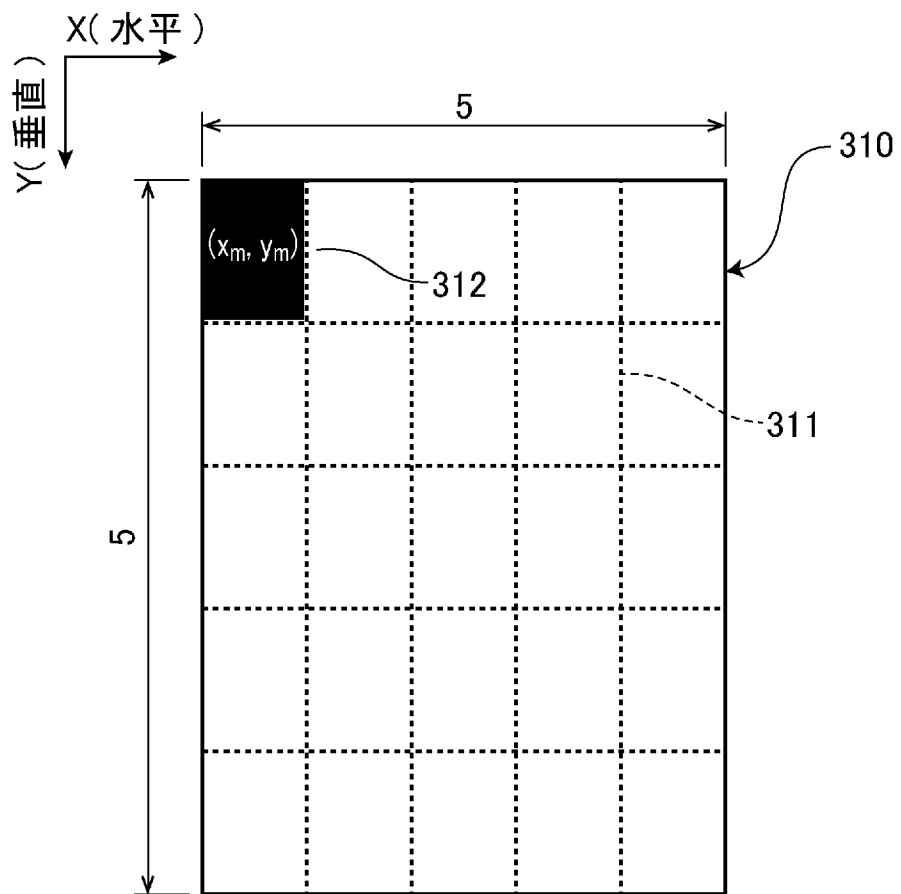
[図10]



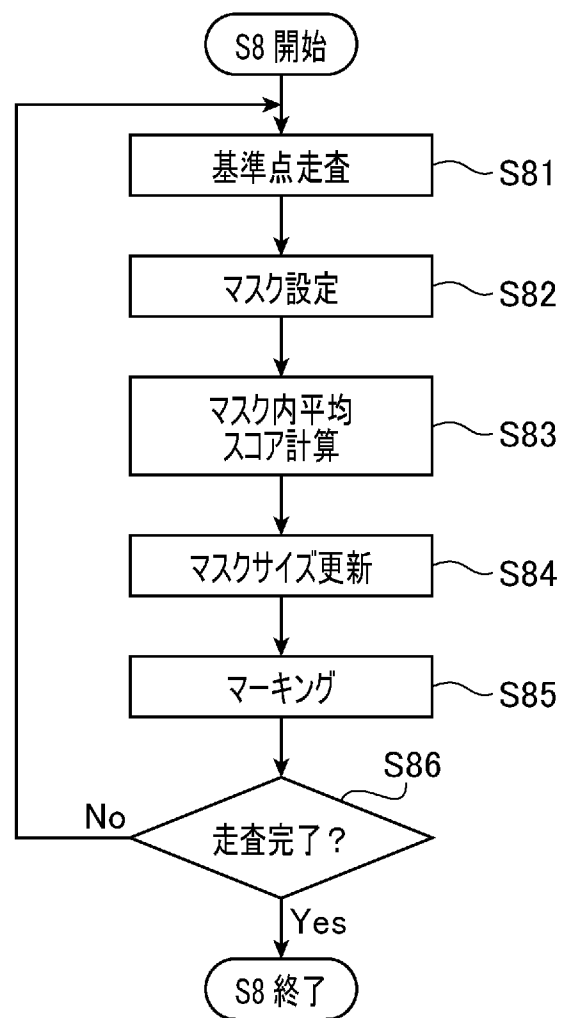
[図11]



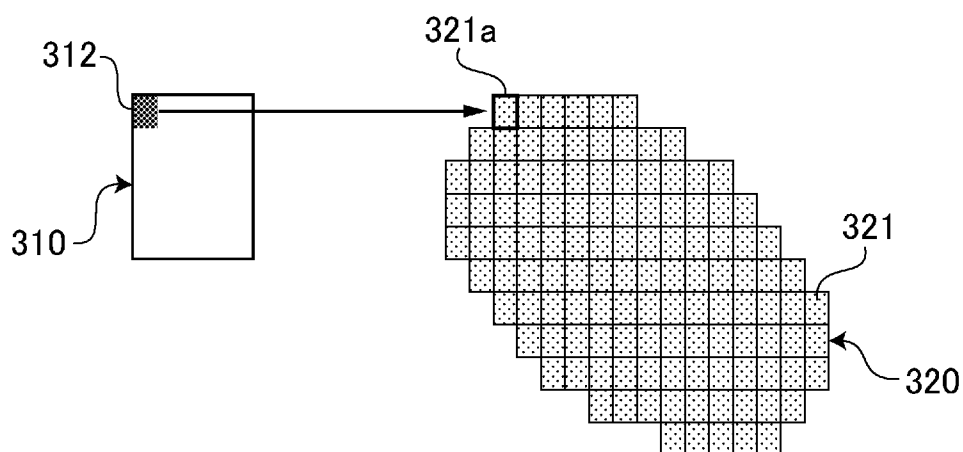
[図12]



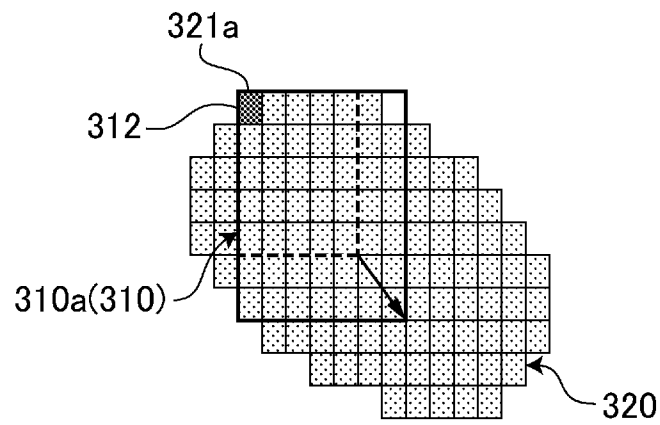
[図13]



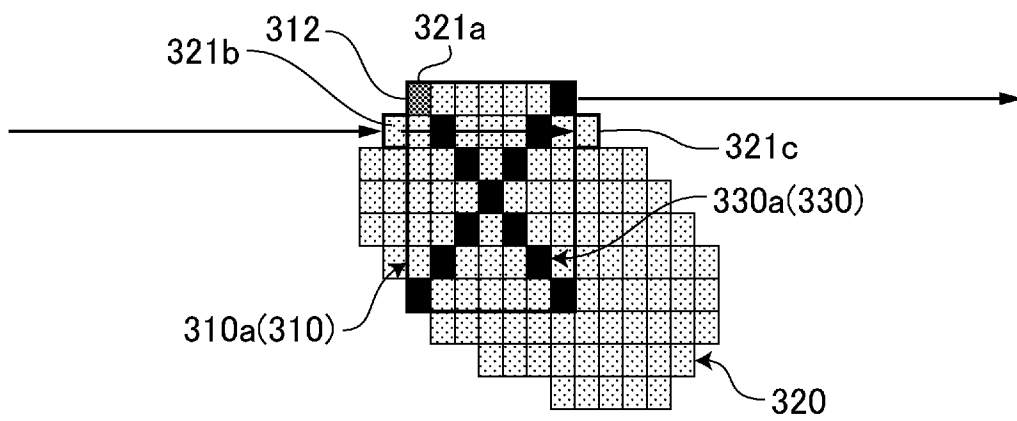
[図14]



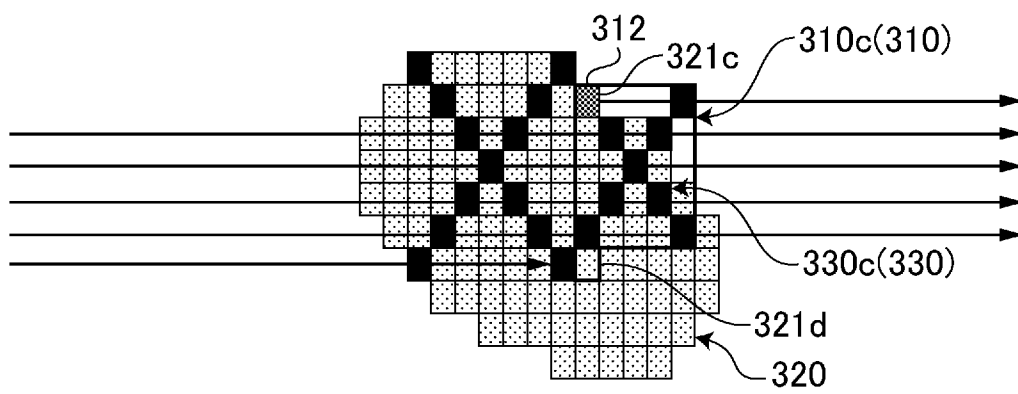
[図15]



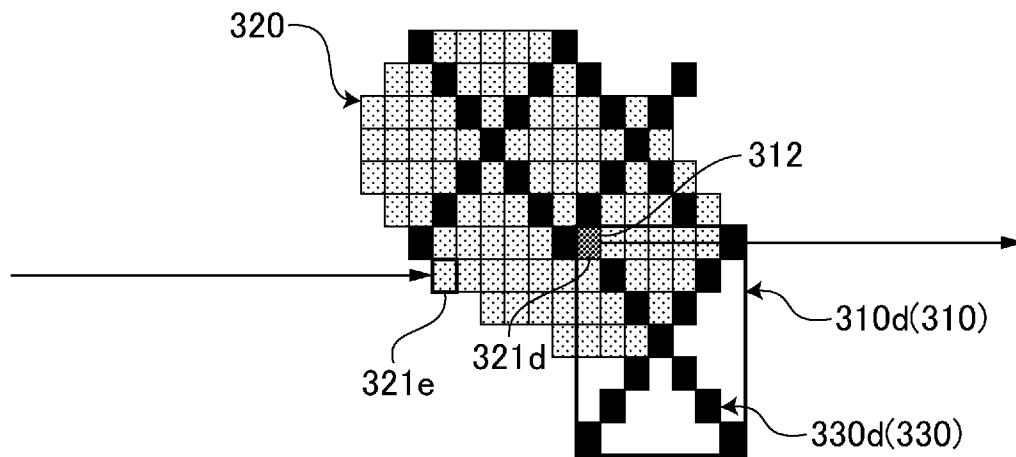
[図16]



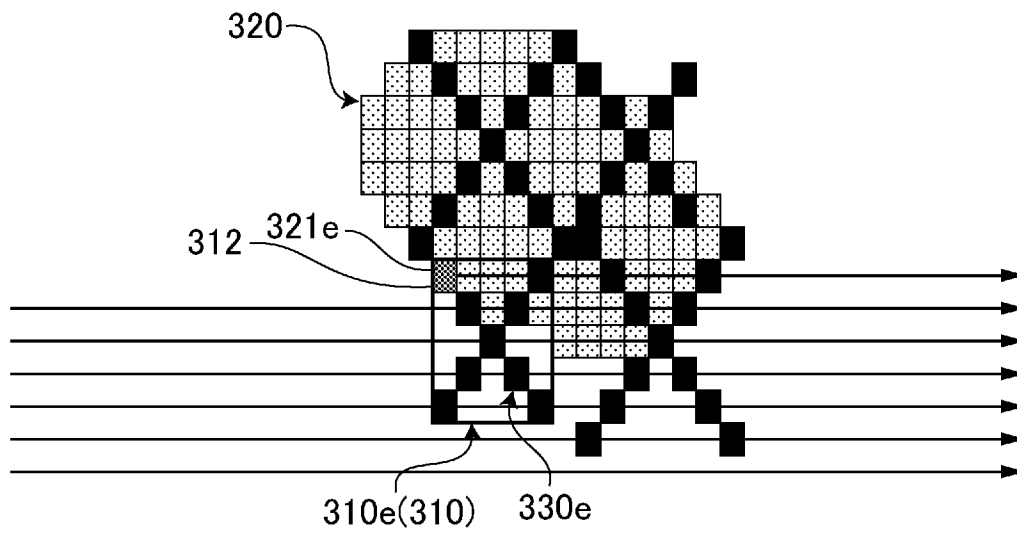
[図17]



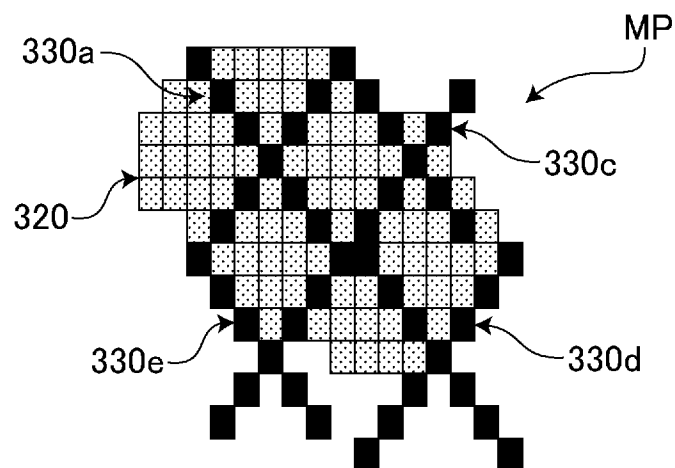
[図18]



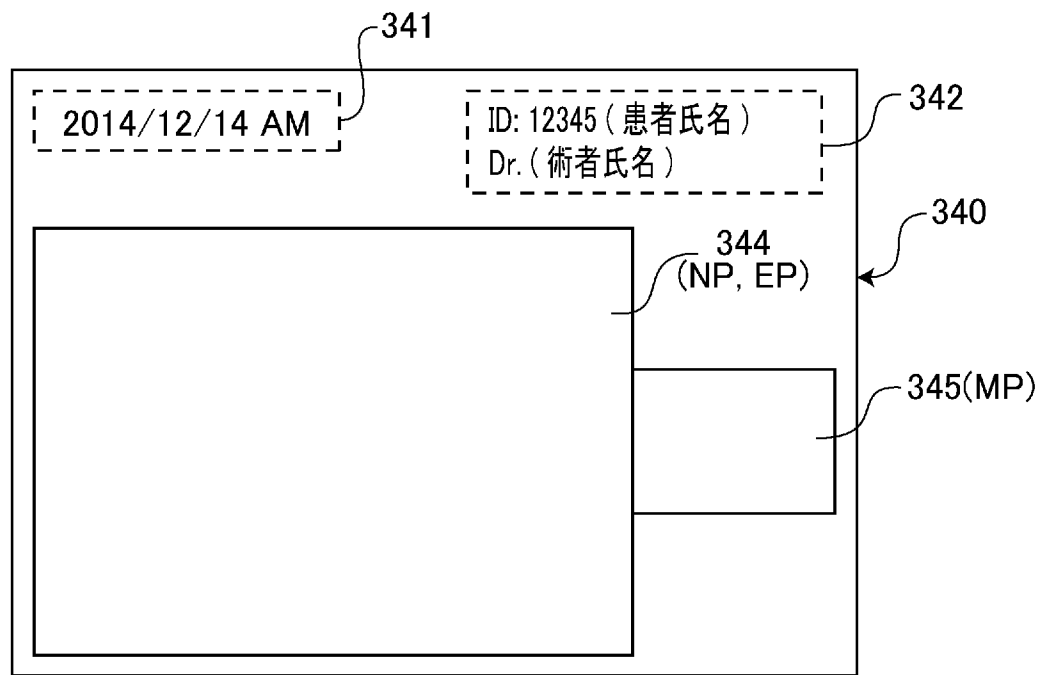
[図19]



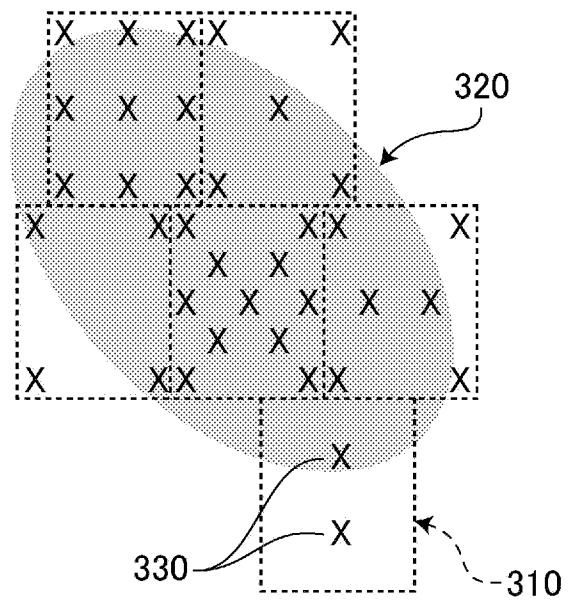
[図20]



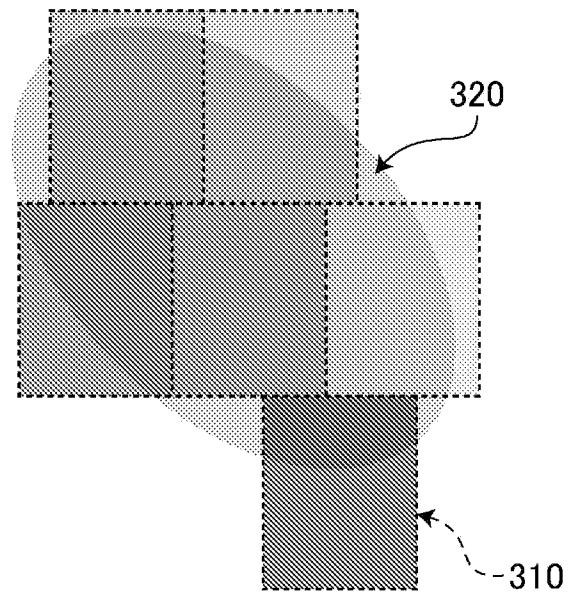
[図21]



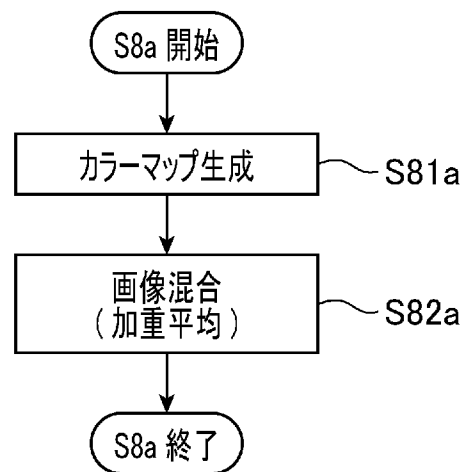
[図22]



[図23]

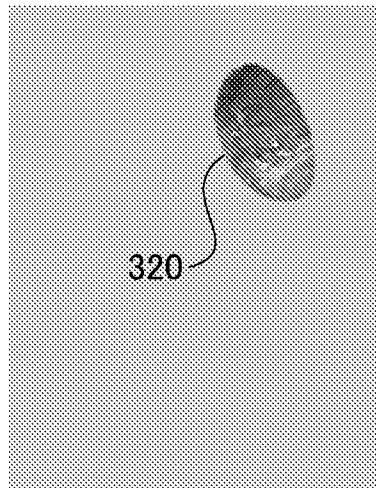


[図24]



[図25]

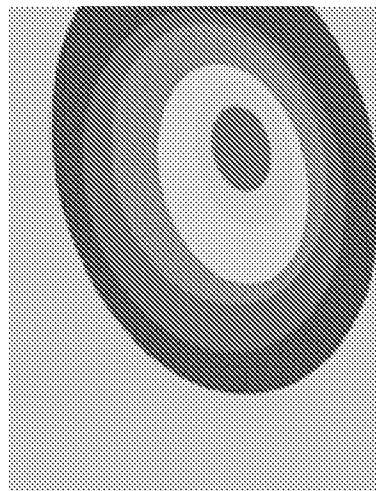
(a)



NP



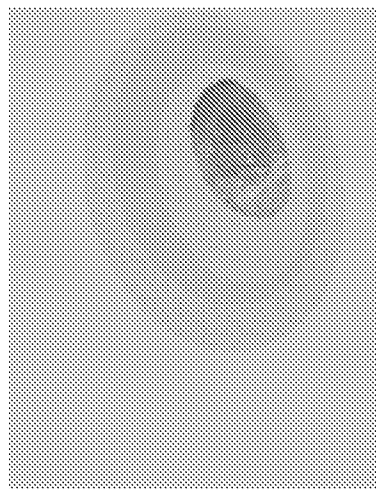
(b)



CP



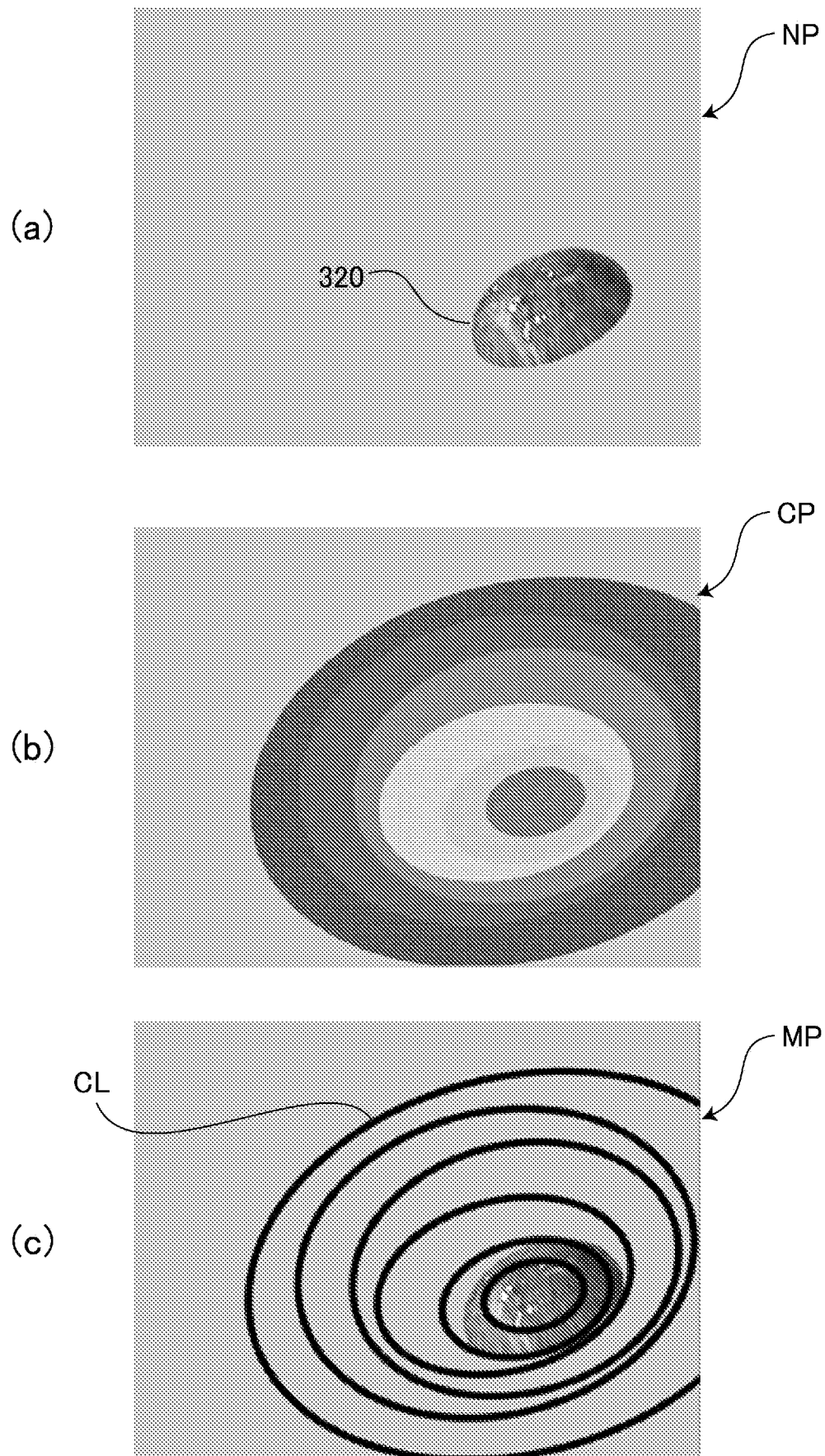
(c)



MP



[図26]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/053623

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G06T1/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2014-18332 A (Hoya Corp.), 03 February 2014 (03.02.2014), paragraphs [0025] to [0078]; fig. 1 to 10 & US 2015/0193929 A1 paragraphs [0034] to [0083]; fig. 1 to 10 & WO 2014/013778 A1 & EP 2875776 A1 & CN 104470416 A	1, 2, 10-17 3-9
Y A	JP 2006-25802 A (Olympus Corp.), 02 February 2006 (02.02.2006), paragraphs [0122] to [0149]; fig. 1, 2, 5, 13, 18, 21 to 26, 51 & US 2005/0027166 A1 paragraphs [0174] to [0195]; fig. 1, 2, 5, 13, 18, 21 to 26	1, 2, 10-17 3-9

☒ 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
05 April 2016 (05.04.16)

Date of mailing of the international search report
19 April 2016 (19.04.16)

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/JP2016/053623

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 2014/084134 A1 (Olympus Corp.), 05 June 2014 (05.06.2014), paragraphs [0046] to [0054]; fig. 7, 8 & US 2015/0257635 A1 paragraphs [0055] to [0065]; fig. 7 to 8 & EP 2926713 A1 & CN 104736036 A	1, 2, 10-17 3-9
Y	JP 2003-260027 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 16 September 2003 (16.09.2003), paragraphs [0012] to [0022]; fig. 2 to 4 (Family: none)	11
Y	JP 2011-177419 A (Olympus Corp.), 15 September 2011 (15.09.2011), paragraphs [0070] to [0085]; fig. 14 to 16 & US 2012/0319006 A1 paragraphs [0095] to [0112]; fig. 14 to 16 & WO 2011/108354 A1 & EP 2543308 A1 & CN 102770062 A	15
A	JP 2003-33327 A (Fujitsu Ltd.), 04 February 2003 (04.02.2003), entire text; all drawings (Family: none)	3-9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G06T1/00

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2014-18332 A（H O Y A株式会社）2014. 02. 03, 段落[0025]-[0078], 第1-10 図 & US 2015/0193929 A1, paragraphs[0034]-[0083], Fig. 1-10 & WO 2014/013778 A1 & EP 2875776 A1 & CN 104470416 A	1, 2, 10-17 3-9
Y A	JP 2006-25802 A（オリンパス株式会社）2006. 02. 02, 段落[0122]-[0149], 第1, 2, 5, 13, 18, 21-26, 51 図 & US 2005/0027166 A1, paragraphs[0174]-[0195], Fig. 1, 2, 5, 13, 18, 21-26	1, 2, 10-17 3-9

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

05. 04. 2016

国際調査報告の発送日

19. 04. 2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

安田 明央

2 Q

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	WO 2014/084134 A1 (オリンパス株式会社) 2014. 06. 05, 段落[0046]-[0054], 第 7, 8 図 & US 2015/0257635 A1, paragraphs[0055]-[0065], Fig. 7-8 & EP 2926713 A1 & CN 104736036 A	1, 2, 10-17 3-9
Y	JP 2003-260027 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003. 09. 16, 段落[0012]-[0022], 第 2-4 図 (ファミリーなし)	11
Y	JP 2011-177419 A (オリンパス株式会社) 2011. 09. 15, 段落[0070]-[0085], 第 14-16 図 & US 2012/0319006 A1, paragraphs[0095]-[0112], Fig. 14-16 & WO 2011/108354 A1 & EP 2543308 A1 & CN 102770062 A	15
A	JP 2003-33327 A (富士通株式会社) 2003. 02. 04, 全文, 全図 (ファミリーなし)	3-9