

(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
2021年8月12日(12.08.2021)

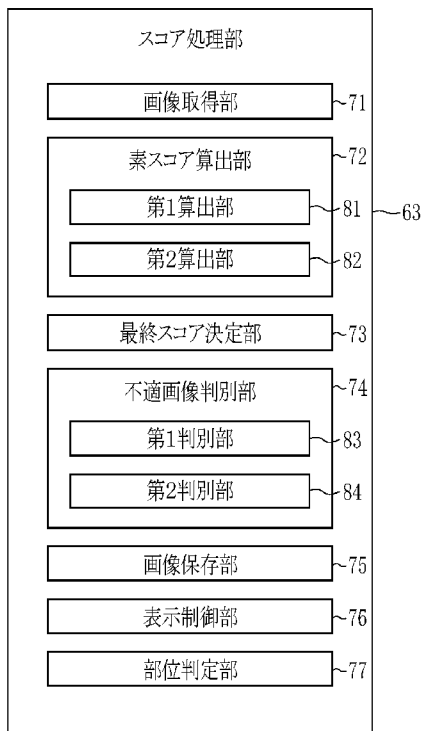


(10) 国際公開番号
WO 2021/157392 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2021/002286
- (22) 国際出願日: 2021年1月22日(22.01.2021)
- (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 2020-019803 2020年2月7日(07.02.2020) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 渡辺 広樹 (**WATANABE, Hiroki**); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 小林国際特許事務所 (**KYORITSU INSTITUTE**); 〒1700004 東京都豊島区北大塚2丁目25番1号 アミックス大塚ビル2階 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, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: IMAGE-PROCESSING DEVICE, ENDOSCOPIC SYSTEM, AND IMAGE-PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法



- 63 Score-processing unit
71 Image acquisition unit
72 Raw score calculation unit
73 Final score determination unit
74 Inappropriate image determination unit
75 Image storage unit
76 Display control unit
77 Site determination unit
81 First calculation unit
82 Second calculation unit
83 First determination unit
84 Second determination unit

(57) Abstract: Provided are an image-processing device, an endoscopic system, and an image-processing method, for stably displaying a result of determination related to a disease by using an endoscopic image. An image-processing device 16 comprising a processor, wherein the processor acquires, by using an endoscope 12, a plurality of endoscopic images by imaging an object to be observed, calculates a raw score related to determination of the severity or stage of a disease to be observed, on the basis of each of the endoscopic images, determines a final score on the basis of the raw scores, and

WO 2021/157392 A1

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))

performs control to display, in real time on a display 18, the final score and/or the temporal change of the final score.

(57) 要約 : 内視鏡画像を用いて疾患に関する判定結果を安定して表示する画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法を提供する。プロセッサを備える画像処理装置16であって、プロセッサは、内視鏡12によって観察対象を撮像して得る複数の内視鏡画像を取得し、それぞれの内視鏡画像に基づいて、観察対象の疾患の重症度またはステージの判定に関連する素スコアを算出し、素スコアに基づいて最終スコアを決定し、最終スコア及び/又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイ18に表示する制御を行う。

明 細 書

発明の名称：画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法
技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡で撮影した内視鏡画像を用いて診断支援を行う画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] 医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムを用いた診断では、内視鏡で観察対象を撮影して得た画像（以下、内視鏡画像という）に適切な画像処理を施すことにより、観察対象の特定の疾患のステージ等を判定する、CAD（Computer-Aided Diagnosis、コンピュータ支援診断）の技術が開発されている。CADを用いることにより、リアルタイム、または準リアルタイムに、例えば、疾患の重症度、または病理結果に紐づくスコア等が算出され、ディスプレイ等に表示される。

[0003] CADをより簡便に使用するための技術が開示されている。例えば、内視鏡画像における超拡大画像を用いるCADのために、超拡大画像と非拡大画像とを自動判別可能とした画像解析装置が知られている（特許文献1）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2019-111040号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 内視鏡画像を用いたリアルタイムでのCADにおいては、内視鏡画像における観察対象の位置が変化しやすいために、安定した判定結果が得られない場合がある。例えば、内視鏡画像の画像処理によって、潰瘍性大腸炎のステージ判定を行う場合には、観察位置が細かく変化すると判定結果も細かく変化するため、ステージ判定の結果が安定しない場合がある。したがって、よ

り利用しやすいCADとするために、安定した判定結果が得られることが望まれている。

[0006] 本発明は、上記実情に鑑み、内視鏡画像を用いて疾患に関する判定結果を安定して表示する画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明は、画像処理装置であって、プロセッサを備える。プロセッサは、内視鏡によって観察対象を互いに異なる時刻に撮像して得る複数の内視鏡画像を取得し、それぞれの内視鏡画像に基づいて、観察対象の疾患の重症度またはステージの判定に関連する素スコアを算出し、素スコアに基づいて最終スコアを決定し、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイに表示する制御を行う。

[0008] プロセッサは、互いに異なる2種以上の素スコアを算出することが好ましい。

[0009] プロセッサは、内視鏡画像を解析して得られる第1特徴量に基づいて素スコアを算出することが好ましい。

[0010] 第1特徴量は、内視鏡画像が含む表層血管密集部、粘膜内出血部、または粘膜外出血部に関連する量であることが好ましい。

[0011] プロセッサは、素スコアが対応付けられた過去の内視鏡画像を機械学習モデルに入力することにより生成した学習済みの第1機械学習モデルを実行し、内視鏡画像に基づいて素スコアを算出することが好ましい。

[0012] プロセッサは、最終スコア決定の時点より前の所定期間に取得された複数の内視鏡画像に基づいて算出された素スコアから最終スコアを決定することが好ましい。

[0013] プロセッサは、複数の素スコアを移動平均またはFIRフィルタ処理もしくはIIRフィルタ処理することにより最終スコアを決定することが好ましい。

[0014] プロセッサは、最終スコア決定の時点の直前または直後に算出された素ス

コアに基づいて最終スコアを決定することが好ましい。

[0015] プロセッサは、内視鏡画像毎に、内視鏡画像が素スコアの算出に対し適切か不適かを判別し、素スコアの算出に対し不適であると判定した内視鏡画像に対する素スコアを不算出とすることが好ましい。

[0016] プロセッサは、内視鏡画像が有する第2特徴量に基づいて内視鏡画像が素スコアの算出に対し適切か不適かを判別することが好ましい。

[0017] 第2特徴量は、内視鏡画像のハレーション分布、空間周波数分布、輝度値分布、影分布、拡大率指標、及び観察対象に照射する照明光の反射光分布からなる群から選ばれる少なくとも1つに関連する量であることが好ましい。

[0018] プロセッサは、素スコアの算出に対し適切か不適かが対応付けられた過去の内視鏡画像を機械学習モデルに入力することにより生成した学習済みの第2機械学習モデルを実行し、内視鏡画像が素スコアの算出に対し適切か不適かを判別することが好ましい。

[0019] プロセッサは、不算出以外の素スコアに基づいて最終スコアを決定することが好ましい。

[0020] プロセッサは、所定期間に取得された複数の内視鏡画像に基づく素スコアであって、不算出以外の素スコアの個数が所定数以下の場合、不算出である素スコアの個数が所定数以上の場合、または、所定期間に取得された複数の内視鏡画像に基づく素スコアの個数に対する不算出である素スコアの個数の割合が所定値以上の場合、最終スコアを不算出とすることが好ましい。

[0021] 最終スコアの経時変化は、最終スコアと最終スコアの決定時刻との関係を示す少なくとも1つのグラフにより表示することが好ましい。

[0022] プロセッサは、内視鏡画像を画像解析することにより、内視鏡画像が含む観察対象の部位を判定し、最終スコアの経時変化は、最終スコアと最終スコアの決定時刻及び部位との関係を示す少なくとも1つのグラフにより表示することが好ましい。

[0023] プロセッサは、静止画を取得する指示を行い、指示があった際に、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化を表示する制御を行うことが好ましい。

。

[0024] 疾患は、潰瘍性大腸炎であることが好ましい。

[0025] また、本発明は、内視鏡システムであって、観察対象を撮像する内視鏡とプロセッサを備える画像処理装置とを備える。プロセッサは、観察対象を互いに異なる時刻に撮像して得る複数の内視鏡画像を取得し、それぞれの内視鏡画像に基づいて、観察対象の疾患の重症度またはステージの判定に関連する素スコアを算出し、素スコアに基づいて最終スコアを決定し、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイに表示する制御を行う。

[0026] また、本発明は、画像処理方法であって、観察対象を互いに異なる時刻に撮像して得る複数の内視鏡画像を取得する画像取得ステップと、それぞれの内視鏡画像に基づいて、観察対象の疾患の重症度またはステージの判定に関連する素スコアを算出する素スコア算出ステップと、素スコアに基づいて最終スコアを決定する最終スコア決定ステップと、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイに表示する制御を行う表示制御ステップと、を備える。

発明の効果

[0027] 本発明によれば、内視鏡画像を用いて疾患に関する判定結果を安定して表示することができる。

図面の簡単な説明

[0028] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[図2]内視鏡の操作部の外観図である。

[図3]内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図4]光源部が含む4色のLEDを説明する説明図である。

[図5]紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rのスペクトルを示すグラフである。

[図6]特殊光のスペクトルを示すグラフである。

[図7]紫色光Vのみを含む特殊光のスペクトルを示すグラフである。

[図8]スコア処理部の機能を示すブロック図である。

[図9]潰瘍性大腸炎の重症度によって変化する血管構造のパターンを示す説明図である。

[図10]大腸の断面を模式的に示す模式図である。

[図11]表層血管密集部、粘膜内出血部、及び粘膜外出血部が輝度値及び空間周波数によって分類されることを説明する説明図である。

[図12]内視鏡画像と素スコア算出との関連を時系列により説明した説明図である。

[図13]素スコアの移動平均による最終スコアの表示制御について説明した説明図である。

[図14]部位名を表示した最終スコアの表示制御について説明した説明図である。

[図15]直前に得られた素スコアに基づく最終スコアの表示制御について説明した説明図である。

[図16]直後に得られた素スコアに基づく最終スコアの表示制御について説明した説明図である。

[図17]内視鏡画像と不算出である素スコア算出との関連を時系列により説明した説明図である。

[図18]不算出である素スコアを含む場合の最終スコアの表示制御について説明した説明図である。

[図19]判別結果を示す最終スコアの表示制御について説明した説明図である

[図20]スコア表示モードの一連の流れを示すフローチャートである。

[図21]診断支援装置を示すブロック図である。

[図22]医療業務支援装置を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0029] 図1において、内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、ディスプレイ18と、コンソール19とを有する。内視鏡12は、光源装置14と光学的に接続され、且つ、プロセッサ装置1

6と電氣的に接続される。内視鏡12は、観察対象の体内に挿入される挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けられた湾曲部12c及び先端部12dとを有している。湾曲部12cは、操作部12bのアングルノブ12e（図2参照）を操作することにより湾曲動作する。先端部12dは、湾曲部12cの湾曲動作によって所望の方向に向けられる。

[0030] 図2に示すように、操作部12bは、アングルノブ12eの他、観察モードの切替操作に用いるモード切替スイッチ12gと、撮像倍率を変更するためのズーム操作部12hと、静止画取得指示を行う静止画取得指示部12fとを有する。なお、観察モードの切替操作、ズーム操作、又は静止画取得指示は、モード切替スイッチ12g、又は静止画取得指示部12fのスコープスイッチの他、コンソール19、又はフットスイッチ（図示しない）等を用いた操作又は指示としてもよい。

[0031] 内視鏡システム10は、通常観察モード、特殊観察モード、及びスコア表示モードの3つのモードを有している。通常観察モードでは、通常光を観察対象に照明して撮像することによって、自然な色合いの通常画像をディスプレイ18に表示する。特殊観察モードでは、通常光と波長帯域が異なる特殊光を観察対象に照明して撮像することによって、特定の構造を強調した特殊画像をディスプレイ18に表示する。スコア表示モードでは、通常画像又は特殊画像からなる内視鏡画像に基づいて、観察対象の疾患の重症度又はステージの判定に関するスコアを決定することにより、決定したスコア、スコアの経時変化、及び／又は判定結果等をディスプレイに表示する。

[0032] 疾患の重症度とは、治療によって得られる予後の程度のことであり、例えば、疾患が潰瘍性大腸炎の場合は、軽症、中等症、及び重症の3分類とされる。疾患のステージ（病期）とは、疾患が潰瘍性大腸炎の場合は、活動期及び寛解期の2分類とされる。したがって、重症度の判定結果とは、軽症、中等症、又は重症のいずれかであり、ステージの判定結果とは、活動期もしくは寛解期、または、寛解もしくは非寛解のいずれかである。また、スコアと

は、観察対象の疾患の重症度又はステージがどの程度であるか認識可能な表示であり、数値又は文章等である。本実施形態では、画像処理装置が潰瘍性大腸炎の寛解又は非寛解を判定する場合について説明を行う。

[0033] 内視鏡12が接続されたプロセッサ装置16は、スコア表示モードを実行する画像処理装置である。画像処理装置は、プロセッサを備える。画像処理装置には、画像信号取得部51、DSP52、ノイズ低減部53、信号処理部55、及び映像信号生成部56等に関するプログラムがメモリに組み込まれている。プロセッサによって構成される制御部（図示なし）によってそのプログラムが動作することで、画像信号取得部51、DSP52、ノイズ低減部53、信号処理部55、及び映像信号生成部56等の機能が実現する。その他の構成でスコア表示モードを実行するようにしてもよく、例えば、内視鏡システム10とは別の外部の画像処理システムに画像処理装置の機能を設け、内視鏡画像を外部の画像処理装置に入力してスコア表示モードを実行し、その実行結果を、外部の画像処理システムに接続された外部のディスプレイに表示するようにしてもよい。

[0034] プロセッサ装置16は、ディスプレイ18及びコンソール19と電氣的に接続される。ディスプレイ18は、観察対象の画像、スコア、スコアの経時変化、判定結果、及び／又は観察対象の画像に付帯する情報などを出力表示する。コンソール19は、機能設定などの入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像や画像情報などを記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

[0035] 図3において、光源装置14は、観察対象に照射する照明光を発する。光源部20と、光源部20を制御する光源制御部21とを備える。光源部20は、例えば、複数色のLED（Light Emitting Diode）等の半導体光源、レーザーダイオードと蛍光体との組み合わせ、又はキセノンランプ等のハロゲン光源で構成する。また、光源部20には、LED等が発行した光の波長帯域を調整するための光学フィルタ等が含まれる。光源制御部21は、各LED等のオン／オフや、各LED等の駆動電流や駆動電圧の調整によって、照明

光の光量を制御する。また、光源制御部 21 は、光学フィルタの変更等によって、照明光の波長帯域を制御する。

[0036] 図 4 に示すように、本実施形態では、光源部 20 は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 20a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 20b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 20c、及び R-LED (Red Light Emitting Diode) 20d の 4 色の LED を有する。

[0037] 図 5 に示すように、V-LED 20a は、中心波長 405 ± 10 nm、波長範囲 $380 \sim 420$ nm の紫色光 V を発生する。B-LED 20b は、中心波長 460 ± 10 nm、波長範囲 $420 \sim 500$ nm の青色光 B を発生する。G-LED 20c は、波長範囲が $480 \sim 600$ nm に及ぶ緑色光 G を発生する。R-LED 20d は、中心波長 $620 \sim 630$ nm で、波長範囲が $600 \sim 650$ nm に及ぶ赤色光 R を発生する。なお、紫色光 V は、スコア表示モードにて用いる表層血管密集部、粘膜内出血部、又は粘膜外出血部を検出するために用いられる短波長の光であり、中心波長又はピーク波長に 410 nm を含めることが好ましい。したがって、スコア表示モードにて用いる内視鏡画像は、紫色光 V により照明された観察対象を撮像したものであることが好ましい。

[0038] 光源制御部 21 は、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、及び R-LED 20d を制御する。光源制御部 21 は、通常観察モード時には、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R 間の光強度比が $V_c : B_c : G_c : R_c$ となる通常光を発光するように、各 LED 20a ~ 20d を制御する。

[0039] 光源制御部 21 は、特殊観察モード又はスコア表示モード時には、短波長の光としての紫色光 V と、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R との光強度比が $V_s : B_s : G_s : R_s$ となる特殊光を発光するように、各 LED 20a ~ 20d を制御する。特殊光は、表層血管などを強調することが好ましい。そのため、特殊光の光強度比 $V_s : B_s : G_s : R_s$ としては、紫色光 V の光強度を青色光 B の光強度よりも大きくすることが好ましい。例えば、図 6

に示すように、紫色光Vの光強度 V_s と青色光Bの光強度 B_s との比率を「4 : 1」とする。また、図7に示すように、特殊光については、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光R間の光強度比を1 : 0 : 0 : 0にして、短波長の光としての紫色光Vのみを発光するようにしてもよい。

[0040] なお、本明細書において、光強度比は、少なくとも1つの半導体光源の比率が0（ゼロ）の場合を含む。したがって、各半導体光源のいずれか1つまたは2つ以上が点灯しない場合を含む。例えば、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光R間の光強度比が1 : 0 : 0 : 0の場合のように、半導体光源の1つのみを点灯し、他の3つは点灯しない場合も、光強度比を有するものとする。

[0041] 各LED20a~20eが発する光は、ミラーやレンズなどで構成される光路結合部（図示せず）を介して、ライトガイド41に入射される。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード（内視鏡12と、光源装置14及びプロセッサ装置16を接続するコード）に内蔵されている。ライトガイド41は、光路結合部からの光を、内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。

[0042] 内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bが設けられている。照明光学系30aは照明レンズ42を有しており、ライトガイド41によって伝搬した照明光は照明レンズ42を介して観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ43、ズームレンズ44、及び撮像センサ45を有している。観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光は、対物レンズ43及びズームレンズ44を介して撮像センサ45に入射する。これにより、撮像センサ45に観察対象の像が結像する。ズームレンズ44は、ズーム操作部12hを操作することでテレ端とワイド端との間で自在に移動し、撮像センサ45に結像する観察対象を拡大又は縮小する。

[0043] 撮像センサ45は、画素毎にR（赤色）、G（緑色）、またはB（青色）のカラーフィルタのいずれかが設けられたカラー撮像センサであり、観察対

象を撮像してRGB各色の画像信号を出力する。撮像センサ45としては、CCD (Charge Coupled Device) 撮像センサやCMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサを利用可能である。また、原色のカラーフィルタが設けられた撮像センサ45の代わりに、C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及びG (緑) の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力される。このため、補色-原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ45と同様のRGB画像信号を得ることができる。また、撮像センサ45の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。

[0044] 撮像センサ45は、撮像制御部(図示せず)によって駆動制御される。撮像制御部による制御は、各モードによって異なっている。通常観察モード又はスコア表示モードでは、撮像制御部は、通常光で照明された観察対象を撮像するように、撮像センサ45を制御する。これにより、撮像センサ45のB画素からB_c画像信号が出力され、G画素からG_c画像信号が出力され、R画素からR_c画像信号が出力される。特殊観察モード又はスコア表示モードでは、撮像制御部は撮像センサ45を制御して、特殊光で照明された観察対象を撮像するように、撮像センサ45を制御する。これにより、撮像センサ45のB画素からB_s画像信号が出力され、G画素からG_s画像信号が出力され、R画素からR_s画像信号が出力される。

[0045] CDS/AGC (Correlated Double Sampling/Automatic Gain Control) 回路46は、撮像センサ45から得られるアナログの画像信号に相関二重サンプリング(CDS)や自動利得制御(AGC)を行う。CDS/AGC回路46を経た画像信号は、A/D (Analog/Digital) コンバータ48により、デジタルの画像信号に変換される。A/D変換後のデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

[0046] プロセッサ装置16は、画像信号取得部51と、DSP (Digital Signal

Processor) 52と、ノイズ低減部53と、メモリ54と、信号処理部55と、映像信号生成部56とを備えている。信号処理部55は、通常画像生成部61と、特殊画像生成部62と、スコア処理部63とを備えている。

[0047] 画像信号取得部51は、内視鏡12から入力される内視鏡画像のデジタル画像信号を取得する。取得した画像信号はDSP52に送信される。DSP52は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、及びYC変換処理等の各種信号処理を行う。欠陥補正処理では、撮像センサ45の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理を施した画像信号から暗電流成分を除き、正確な零レベルを設定する。ゲイン補正処理は、オフセット処理後の各色の画像信号に特定のゲインを乗じることにより各画像信号の信号レベルを整える。

[0048] ゲイン補正処理後の各色の画像信号には、色再現性を高めるリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって、各画像信号の明るさや彩度が整えられる。ガンマ変換処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理又は同時化処理とも言う）が施され、補間により各画素の欠落した色の信号を生成される。デモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。DSP52は、デモザイク処理後の各画像信号にYC変換処理を施し、輝度信号Yと色差信号Cb及び色差信号Crをノイズ低減部53に出力する。

[0049] ノイズ低減部53は、DSP52でデモザイク処理等を施した画像信号に対して、例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施す。ノイズを低減した画像信号は、メモリ54に記憶する。

[0050] 信号処理部55は、メモリ54からノイズ低減後の画像信号を取得する。そして、取得した画像信号に対して、必要に応じて、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理等の信号処理を施し、観察対象が写ったカラーの内視鏡画像を生成する。色変換処理は、画像信号に対して3×3のマトリクス処理、階調変換処理、及び3次元LUT（ルックアップテーブル）処理な

どにより色の変換を行う処理である。色彩強調処理は、色変換処理済みの画像信号に対して行う。構造強調処理は、例えば血管やピットパターン等の観察対象に含まれる特定の組織や構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画像信号に対して行う。

[0051] 信号処理部55は、通常画像生成部61と、特殊画像生成部62と、スコア処理部63とを備える。信号処理部55は、設定されているモードによって、ノイズ低減部53からの画像信号の送信先を、通常画像生成部61と、特殊画像生成部62と、スコア処理部63のいずれかとする。具体的には、例えば、通常観察モードにセットされている場合には、画像信号を通常画像生成部61に入力する。特殊観察モードにセットされている場合には、画像信号を特殊画像生成部62に入力する。スコア表示モードにセットされている場合には、画像信号をスコア処理部63に入力する。

[0052] 通常画像生成部61は、入力した1フレーム分のRc画像信号、Gc画像信号、Bc画像信号に対して、通常画像用画像処理を施す。通常画像用画像処理には、3×3のマトリクス処理、階調変換処理、3次元LUT (Look Up Table) 処理等の色変換処理、色彩強調処理、及び空間周波数強調等の構造強調処理が含まれる。通常画像用画像処理が施されたRc画像信号、Gc画像信号、及びBc画像信号は、通常画像として映像信号生成部56に入力される。

[0053] 特殊画像生成部62は、入力した1フレーム分のRs画像信号、Gs画像信号、及びBs画像信号に対して、特殊画像用画像処理を施す。特殊画像用画像処理には、3×3のマトリクス処理、階調変換処理、3次元LUT処理等の色変換処理、色彩強調処理、空間周波数強調等の構造強調処理が含まれる。特殊画像用画像処理が施されたRs画像信号、Gs画像信号、及びBs画像信号は、特殊画像として映像信号生成部56に入力される。

[0054] 信号処理部55が生成する内視鏡画像は、観察モードが通常観察モードの場合は通常観察画像であり、観察モードが特殊観察モードの場合は特殊観察画像であるため、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理の内容は、

観察モードによって異なる。通常観察モードの場合、信号処理部55は、観察対象が自然な色合いになる上記各種信号処理を施して通常観察画像を生成する。特殊観察モードの場合、信号処理部55は、少なくとも観察対象の血管を強調する上記各種信号処理を施して特殊観察画像を生成する。信号処理部55が生成する特殊観察画像では、粘膜の表面を基準として観察対象内の比較的浅い位置にある血管（いわゆる表層血管）又は血液は、マゼンタ系の色（例えばブラウン色）になり、粘膜の表面を基準とし観察対象内の比較的深い位置にある血管（いわゆる中深層血管）は、シアン系の色（例えば緑色）になる。このため、ピンク系の色で表される粘膜に対して、観察対象の血管又は出血（血液）は、色の違いで強調される。

[0055] 映像信号生成部56は、信号処理部55から出力される通常画像、特殊画像、又はスコア処理部63により決定された最終スコア等を、ディスプレイ18においてフルカラーで表示可能にする映像信号に変換する。変換済みの映像信号はディスプレイ18に入力される。これにより、ディスプレイ18には通常画像、特殊画像、又は最終スコア等が表示される。また、静止画取得指示部12fの操作により静止画取得指示（フリーズ指示又はリリース指示）を入力すると、信号処理部55は、生成した内視鏡画像を画像保存部75（図8参照）又はストレージ（図示せず）に保存する。ストレージは、プロセッサ装置16にLAN（Local Area Network）等接続した外部記憶装置であり、例えば、PACS（Picture Archiving and Communication System、図21参照）等の内視鏡画像をファイリングするシステムのファイルサーバや、NAS（Network Attached Storage）等である。

[0056] スコア処理部63は、最終スコアを決定し、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイ18に表示する制御を行う。図8に示すように、スコア処理部63は、画像取得部71と、素スコア算出部72と、最終スコア決定部73と、表示制御部76とを備える。さらに、不適画像判別部74と、画像保存部75と、部位判定部77とを備えても良い。

- [0057] スコア処理モードでは、画像取得部 7 1 は、内視鏡 1 2 によって観察対象を互いに異なる時刻に撮像して得た複数の内視鏡画像を自動的に取得する。内視鏡画像には通常観察画像と特殊観察画像とがあるが、本実施形態では、画像取得部 7 1 は、血管等を強調した特殊観察画像を取得する。画像取得部 7 1 は、場合により、ストレージから内視鏡画像を取得してもよい。画像取得部 7 1 が取得した内視鏡画像は、素スコア算出部 7 2、不適画像判別部 7 4、又は画像保存部 7 5 に送る。
- [0058] 素スコア算出部 7 2 は、画像取得部 7 1 が取得した複数の内視鏡画像に基づいて、観察対象の疾患の重症度またはステージの判定に関連する素スコアを算出する。観察対象の疾患の重症度又はステージの判定に関連する素スコアは、内視鏡画像が含む観察対象の疾患の重症度又はステージがどの程度であるか認識可能な数値とする。素スコア算出部 7 2 は、第 1 算出部 8 1（図 8 参照）と第 2 算出部 8 2（図 8 参照）との一方又は両方を備えることができる。
- [0059] 素スコア算出部 7 2 は、第 1 算出部 8 1 において、内視鏡画像を解析して得られる特徴量（第 1 特徴量）に基づいて、素スコアを算出することが好ましい。特徴量としては、例えば、血管の本数、太さ、長さ、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、傾き、密度、色、血液濃度、酸素飽和度、出血の有無、出血の面積、もしくは流量等の血管に関する特徴量、又は粘膜の色に関する特徴量等が挙げられる。
- [0060] 例えば、潰瘍性大腸炎の重症度又はステージに関する素スコアの特徴量としては、内視鏡画像が含む表層血管密集部、粘膜内出血部、及び粘膜外出血部に関連する量が好ましく挙げられる。表層血管密集部としては、内視鏡画像を画像分析することにより、内視鏡画像から観察対象の血管を周波数フィルタ等で抽出し、内視鏡画像における血管が密集する部分の画素の個数を計数した値を素スコアとする。同様に、粘膜内又は粘膜外出血部としては、内視鏡画像から観察対象の粘膜内又は粘膜外出血をヘモグロビンの量に比例する R 値に対する G 値の値等で抽出し、内視鏡画像における粘膜内又は粘膜外

出血部分の画素の個数を計数した値を素スコアとする。

[0061] 内視鏡画像が含む表層血管密集部、粘膜内出血部、及び粘膜外出血部の画素の個数の計数の方法としては、次のような方法も用いることができる。まず、本実施形態が判定する疾患である潰瘍性大腸炎は、図9(A)～(E)に示すように、重症度が悪化する毎に、血管構造のパターンが変化することを本発明者が見出している。潰瘍性大腸炎が寛解、又は、潰瘍性大腸炎が発生していない場合には、表層血管85のパターンが規則的であり(図9(A))、又は、表層血管85のパターンの規則性に多少の乱れが生じている程度である(図9(B))。一方、潰瘍性大腸炎が非寛解であり、且つ、重症度が軽症である場合には、表層血管85の密集が粗密である(図9(C))。また、潰瘍性大腸炎が非寛解であり、且つ、重症度が中等症である場合には、粘膜内出血86が発生している(図9(D))。また、潰瘍性大腸炎が非寛解であり、且つ、重症度が中等症～重症である場合には、粘膜外出血87が発生している(図9(E))。素スコア算出部72では、上記の血管構造のパターン変化を利用して、素スコアを算出することができる。

[0062] ここで、表層血管密集部とは、表層血管が蛇行し、集まる状態をいい、画像上の見た目では、腸腺嵩(クリプト)(図10参照)の周りを表層血管が何本も囲んでいる部分をいう。粘膜内出血とは、粘膜内(図10参照)の出血で内腔への出血との鑑別を要するものをいう。粘膜内出血とは、画像上の見た目では、粘膜の中、且つ内腔(管腔、ひだの穴)ではない出血を指している。粘膜外出血とは、管腔内への少量の血液、管腔内を洗浄した後も内視鏡前方の管腔、もしくは粘膜からにじみ出て視認可能な血液、又は出血性粘膜上でにじみを伴った管腔内の血液のことをいう。

[0063] 素スコア算出部72は、特殊観察画像から得られる周波数特性及び輝度値によって表層血管密集部、粘膜内出血部、又は粘膜外出血部を分類する。具体的には、表層血管密集部、粘膜内出血部、又は粘膜外出血部については、図11に示すように分類される。表層血管の密集は、輝度値が低輝度で、かつ、周波数特性が高周波で表される。粘膜内出血は、輝度値が中輝度で、か

つ、周波数特性が中周波で表される。粘膜外出血は、輝度値が低輝度で、かつ、周波数特性が低周波で表される。なお、特殊観察画像の各種構造を輝度値及び周波数特性で表した場合には、上記の3つの表層血管密集部、粘膜内出血部、又は粘膜外出血部の他に、特殊観察画像のボケ暗部又は内視鏡影（内視鏡の先端部12dを管腔に沿って動かす場合において内視鏡画像の中心部分にできる影）なども含まれる。上記の分類を利用して、表層血管密集部、粘膜内出血部、又は粘膜外出血部から、潰瘍性大腸炎の寛解又は非寛解の判定に必要な表層血管の密集、粘膜内出血、及び粘膜外出血を抽出する。

[0064] 空間周波数については、特殊観察画像に対してラプラシアンフィルタをかけることにより、空間周波数成分分布を算出する。空間周波数成分分布に基づいて、例えば、特定画素を含む近傍の9画素の周波数の標準偏差が一定値以下の場合に、特定画素を低周波領域に属する画素とする。高周波領域は、空間周波数成分分布に対するヘシアン解析によって抽出する。中周波領域は、特殊観察画像において、低周波領域と高周波領域とを除いた部分を中周波領域とする。このように、空間周波数と輝度値とによって、特殊観察画像の画素を分類することによって、表層血管密集部、粘膜内出血部、又は粘膜外出血部の画素の数を算出することができる。以上のように、上記構成により疾患の重症度又はステージの判定を良好に行うことができるため、疾患が潰瘍性大腸炎であることが好ましい。

[0065] 異なる第1特徴量に基づいて算出した素スコアは、異なる種類の素スコアとする。素スコア算出部72は、素スコアを1種類算出してもよいし2種以上算出してもよい。

[0066] 素スコア算出部72は、第2算出部82において、内視鏡画像に基づいて素スコアを算出する。第2算出部82は、学習済みの第1機械学習モデルを備える。学習済みの第1機械学習モデルは、素スコアが対応付けられた過去の内視鏡画像を機械学習モデルに入力することにより生成したものである。すなわち、過去の内視鏡画像を機械学習モデルに入力することにより、対応付けられた素スコアが正しく出力されるように学習させて生成した機械学習

モデルである。したがって、学習済みとは、スコアが対応付けられた過去の内視鏡画像を機械学習モデルに入力することに加えて、各種パラメータの調整が行われることも含む。過去の内視鏡画像において対応付ける素スコアとしては、例えば、特徴量としてもよいし、観察対象の疾患の重症度又はステージを数値化等したものでもよい。例えば、第1機械学習モデルは、各特徴量に応じた機械学習モデルを2種以上備え、2種以上の素スコアを算出してもよい。

[0067] 最終スコア決定部73は、素スコアに基づいて最終スコアを決定する。素スコア算出部72が算出する素スコアは、疾患の重症度またはステージの判定に関連する量であり、疾患がどの程度の症状であるか、又は疾患の病期がどの程度進んでいるかの指標である。したがって、最終スコアの決定方法は、判定の目的等に対応して調整してもよい。例えば、重症度の高さ又はステージの進捗を判定する場合は、素スコアの値が大きく、重症度が高く、また、病期が進んでいる方向で最終スコアを設定し、疾患が最も悪化している部分に対して重症度又はステージを判定する。この場合の最終スコアの決定方法は、例えば、表層血管密集部の画素数、粘膜内出血部の画素数、又は粘膜外出血部の画素数の3種類のそれぞれの素スコアについて、予めそれぞれ閾値を設定しておき、閾値を超えた素スコアを最終スコアと決定する方法、又は、3種類のそれぞれの素スコアの値のうち、予め設定した閾値から高い方向で超えた幅が最も多い素スコアを最終スコアと決定する方法等が挙げられる。一方、例えば、スクリーニングの場合は、閾値を低く設定する。

[0068] 表示制御部76は、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイ18に表示する制御を行う。最終スコアは、例えば、最終スコアの値の数値をリアルタイムでディスプレイ18に表示する、最終スコアの値の数値を、縦軸が最終スコアの値であり横軸が時間の経過であるグラフとして、最終スコアの経時変化としてグラフ形式で表示する、又は、最終スコアの値と予め設定した閾値とにより、疾患の重症度又はステージの判定結果を通知するメッセージにより表示する等の方法が挙げられる。また

、表示制御部 76 は、最終スコア等を表示しないという制御も行う。例えば、最終スコアが予め設定した閾値より小さい場合には、最終スコアを表示しないようにする。なお、リアルタイムで表示するとは、即時に表示することを意味し、厳密に同時刻に表示することを意味するものではない。

[0069] 撮影対象位置が変化し観察対象が変化した場合に、得られた内視鏡画像も変化し、内視鏡画像に基づいて算出される素スコアも同様に变化する。しかしながら、上記のように構成したスコア処理部 63 により、素スコアを用いて最終スコアを決定した上でディスプレイ 18 に表示するため、素スコアの変化がそのままディスプレイ 18 に表示されることがなく、素スコアを用いた最終スコアとすることによって、リアルタイムであってもより安定したスコアがディスプレイ 18 に表示される。また、最終スコアの値によっては、最終スコアを表示しないように制御されるため、スコアが表示される場合は、より安定したスコアとして表示される。また、最終スコアの経時変化をリアルタイムで表示することにより、一回の観察において、撮影対象位置が変化し観察対象が変化した場合に、撮影対象位置による重症度またはステージの変化、又は、重症度が最も高い又はステージが最も進んでいる位置での最終スコアの高さ等を、ひと目で把握することができる。したがって、ユーザは観察に集中しながらも、観察の経過における疾病の重症度又はステージ等が最も悪かった箇所を把握できる。以上のように、画像処理装置により、最終スコアが観察対象が細かく変化してもばらつくことがなく、より安定したロバスト性の高いスコア算出と最終スコア等の表示がなされる。したがって、画像処理装置は、観察を行うユーザの病変の見逃し防止又はより簡便な観察に寄与する。

[0070] スコア処理部 63 は、不適画像判別部 74 を備えても良い。不適画像判別部 74 は、内視鏡画像が素スコアの算出に対し適切か不適かを判別する。判別により、内視鏡画像は、適切か不適かのどちらかとされる。内視鏡画像は、素スコアを算出する画像としては不適な場合がある。例えば、内視鏡画像において、内視鏡先端部 12d が移動中に撮影されたためブレが生じた、水

滴が付着したためピントがあっていなかった、観察対象が斜めであったためボケた部分が多かった、又は遠景のみが撮影され観察対象がほとんど含まれていなかった等の理由により、素スコアを算出した場合に極端な数値が算出される場合がある。こういった、適切でないスコアが算出されるおそれがある内視鏡画像を、素スコアの算出に対し不適とする。スコア処理部63は、第1判別部83（図8参照）と第2判別部84（図8参照）との一方又は両方を備えることができる。

[0071] 第1判別部83は、内視鏡画像を解析して得られる特徴量（第2特徴量）に基づいて、内視鏡画像が素スコアの算出に対し適切か不適かを判別する。この場合の特徴量としては、内視鏡画像のハレーション分布、空間周波数分布、輝度値分布、影分布、拡大率指標、及び観察対象に照射する照明光の反射光分布から選ばれる少なくとも1つに関連する量であることが好ましい。

[0072] 内視鏡画像において、ハレーションが生じている領域、又は内視鏡のフード等による影の領域は、極端に明るい又は暗い領域であるため、これらの領域が多い内視鏡画像は、素スコア算出に対し不適である。輝度値分布、又は影分布により、極端に明るい又は暗い領域が多い内視鏡画像も、素スコア算出に対し不適である。空間周波数分布により、画像がぼやけている領域が多い内視鏡画像は、ブレが生じていたりピントが合っていない画像であるため、素スコア算出に対し不適である。また、拡大率指標を参照し、拡大率が大きい場合は、例えば、表層血管密集部を算出した場合に、拡大しない場合と比べて血管の写り方が変化し、単位面積当たりの血管密度も変化する。したがって、拡大率を考慮して素スコアを算出する場合は良いが、そうでない場合は素スコア算出に対し不適である。また、観察部位が変わること等により、観察対象が異なる種類に変化した場合は、観察対象に照射する照明光の反射光分布が変化する場合がある。反射光分布の変化により、極端に明るい又は暗い領域が多くなった内視鏡画像も、素スコア算出に対し不適である。

[0073] また、異なる第2特徴量に基づいて算出した値は、異なる種類の第2特徴量とする。第1判別部83は、第2特徴量を1種類算出してもよいし2種以

上算出してもよい。第1判別部83は、1種類又は2種類以上の第2特徴量を用いて、内視鏡画像について、素スコアの算出に対し適切か不適かを判別する。

[0074] 不適画像判別部74は、第2判別部84において、内視鏡画像に基づいて、素スコアの算出に対し適切か不適かを判別する。第2判別部84は、学習済みの第2機械学習モデルを備える。学習済みの第2機械学習モデルは、素スコアの算出に対し適切か不適かが対応付けられた過去の内視鏡画像を機械学習モデルに入力することにより生成したものである。すなわち、過去の内視鏡画像を機会学習モデルに入力することにより、素スコアの算出に対し適切か不適かが正しく出力されるように学習させて生成した機会学習モデルである。したがって、学習済みとは、素スコアの算出に対し適切か不適かが対応付けられた過去の内視鏡画像を機械学習モデルに入力することに加えて、各種パラメータの調整が行われることも含む。

[0075] 不適画像判別部74により、素スコアの算出に対し適切と判別された内視鏡画像は、素スコア算出部72に送られて素スコアが算出される。素スコアの算出に対し不適と判別された内視鏡画像は、素スコアを「不算出」とされる。すなわち、素スコアとして「不算出」とのラベルが付されるため、素スコアの算出をまだ行っていない内視鏡画像とは区別される。

[0076] なお、最終スコア決定部73は、最終スコア決定の時点より前の所定期間を取得された複数の内視鏡画像に基づいて算出された素スコアから最終スコアを決定することが好ましい。この場合の最終スコアの決定について、図12を用いて具体的に説明する。図12において、内視鏡による観察開始からの流れを上部に、得られる内視鏡画像のようすを下部に示す。内視鏡による観察を開始し、観察開始時Sから内視鏡画像取得101が開始する。画像信号取得部51は、所定の画像取得間隔aで自動的に内視鏡画像取得101を行なう。内視鏡画像取得101がされ次第、内視鏡画像の素スコアを算出する。なお、算出に先立って、不適画像判別を行っても良い。図12において、内視鏡画像取得101は塗りつぶした丸で示すが、図が煩雑になることを

避けるために一部のみに符号を付す。また、期間 a についても、図が煩雑になることを避けるために一部のみに符号を付す。最終スコアの決定時刻である最終スコア決定時刻 t より前の期間 Δt に取得された内視鏡画像に基づいて最終スコアを決定する。期間 Δt は、所定期間であり、予め設定する。

[0077] 期間 Δt に取得される最初の内視鏡画像は、時刻 $t - \Delta t$ に取得した内視鏡画像 121 である。内視鏡画像 121 は、粘膜内出血部 126 及び血管密集部 127 を含んでいた。なお、図 12 において、粘膜内出血部 126 及び血管密集部 127 は、それぞれ斜線部及び網掛部で示すが、図が煩雑になることを避けるために一部のみに符号を付す。時刻 $t - \Delta t$ における内視鏡画像取得 101 によって得られた内視鏡画像 121 に対し、不適画像判別部 74 が素スコアの算出に対し適切か不適かを、期間 B を用いて判別し、不適画像判別 102 の時刻に判別結果を得る。判別結果は、「適切」であった。

[0078] 不適画像判別 102 後、素スコア算出部 72 が、内視鏡画像 121 における素スコアを、期間 C を用いて算出し、素スコア算出 103 の時刻に算出結果を得た。素スコア算出部は、粘膜内及び粘膜外出血部画素数（以下、出血部画素数という）と血管密集部画素数（以下、密集部画素数という）との 2 種類につき、第 1 算出部 81 により素スコアを算出した。算出結果は、「出血部画素数：100」、及び「密集部画素数：70」であった。

[0079] 次に、期間 Δt に取得される内視鏡画像のうち、2 番目に素スコアを算出するのは、時刻 $t - \Delta t + 4a$ に取得した内視鏡画像 122 である。内視鏡画像 122 は、粘膜内出血部 126、血管密集部 127 及び粘膜外出血部 128 を含んでいた。なお、図 12 において、粘膜外出血部 128 は塗りつぶした丸で示すが、図が煩雑になることを避けるために一部のみに符号を付す。時刻 $t - \Delta t + 4a$ における内視鏡画像取得 101 によって得られた内視鏡画像 122 に対し、不適画像判別部 74 が素スコアの算出に対し適切か不適かを、期間 B を用いて判別し、不適画像判別 104 の時刻に判別結果を得る。判別結果は、「適切」であった。

[0080] 不適画像判別 104 後、素スコア算出部 72 が、内視鏡画像 122 におけ

る素スコアを、期間Cを用いて算出し、素スコア算出105の時刻に算出結果を得た。素スコア算出部は、出血部画素数と密集部画素数との2種類につき、第1算出部81により素スコアを算出した。算出結果は、「出血部画素数：120」、及び「密集部画素数：90」であった。

[0081] 次に、期間 Δt に取得される内視鏡画像のうち、3番目に素スコアを算出するのは、時刻 $t - \Delta t + 8a$ に取得した内視鏡画像123である。内視鏡画像123は、内視鏡が移動している際に取得されたため、観察対象がぼやけて写った不鮮明画像129であり、観察対象が判別できなかった。時刻 $t - \Delta t + 8a$ における内視鏡画像取得101によって得られた内視鏡画像123に対し、不適画像判別部74が素スコアの算出に対し適切か不適かを、期間Bを用いて判別し、不適画像判別106の時刻に判別結果を得る。判別結果は、「不適」であった。

[0082] 不適画像判別106後、素スコア算出部72は、不適画像判別の結果が「不適」であることを受け、素スコアの算出を行わない。すなわち素スコアの算出結果は、「不算出」であった。

[0083] 次に、期間 Δt に取得される内視鏡画像のうち、4番目に素スコアを算出するのは、時刻 $t - \Delta t + 12a$ に取得した内視鏡画像124である。内視鏡画像124は、粘膜内出血部126、血管密集部127及び粘膜外出血部128を含んでいた。時刻 $t - \Delta t + 12a$ における内視鏡画像取得101によって得られた内視鏡画像124に対し、不適画像判別部74が素スコアの算出に対し適切か不適かを、期間Bを用いて判別し、不適画像判別108の時刻に判別結果を得る。判別結果は、「適切」であった。

[0084] 不適画像判別108後、素スコア算出部72が、内視鏡画像124における素スコアを、期間Cを用いて算出し、素スコア算出109の時刻に算出結果を得た。素スコア算出部は、出血部画素数と密集部画素数との2種類につき、第1算出部81により素スコアを算出した。算出結果は、「出血部画素数：140」、及び「密集部画素数：140」であった。

[0085] このようにして、期間 Δt に取得される内視鏡画像は、画像取得間隔 a 、

不適画像判別部 7 4 による不適画像判別の期間、及び素スコア算出部 7 2 による素スコア算出の期間との関連により、内視鏡画像 1 2 1、1 2 2、1 2 3、及び 1 2 4 の 4 つであった。最終スコア決定部 7 3 は、これらの内視鏡画像のうち、「不算出」以外の素スコアに基づいて最終スコアを決定することが好ましい。したがって、最終スコア決定部 7 3 は、内視鏡画像 1 2 1、1 2 2、及び 1 2 4 の 3 つに基づいて算出されたそれぞれの素スコアから最終スコアを決定する。

[0086] 最終スコア決定部 7 3 は、複数の素スコアを移動平均または F I R (finite impulse response) フィルタ処理もしくは I I R (Infinite impulse response) フィルタ処理することにより最終スコアを決定することが好ましい。移動平均は、単純移動平均、加重移動平均、指数移動平均、又は三角移動平均のいずれかであることが好ましい。移動平均において、重み付けを用いる場合は、観察部位、又は内視鏡画像取得の条件の違い等により、好ましい結果が得られるよう決定した値を予め設定して用いることができる。移動平均または F I R フィルタ処理もしくは I I R フィルタ処理を用いることにより、複数の素スコアにおいて、例えば、極端に離れた値の素スコア等のノイズの影響をより小さくして最終スコアを決定することができる。したがって、最終スコアが安定して決定される。

[0087] 最終スコア決定時刻 t において、例えば、最終スコアを素スコアの単純移動平均により求めた場合、素スコアが出血部画素数のとき、内視鏡画像 1 2 1、1 2 2、及び 1 2 4 における出血部画素数を平均する。すなわち、最終スコアの 1 種類目は、下記式 (1) のようにして、内視鏡画像 1 2 1 の出血部画素数 1 0 0 と、内視鏡画像 1 2 2 の出血部画素数 1 2 0 と、内視鏡画像 1 2 4 の出血部画素数 1 4 0 を平均して、1 2 0 となる。同様に、最終スコアの 2 種類目は、下記式 (2) のようにして、内視鏡画像 1 2 1 の出血部画素数 1 0 0 と、内視鏡画像 1 2 2 の出血部画素数 1 2 0 と、内視鏡画像 1 2 4 の出血部画素数 1 4 0 を平均して、1 0 0 となる。

[0088] 最終スコア (出血部画素数) = $(1 0 0 + 1 2 0 + 1 4 0) / 3 = 1 2 0$

(1)

$$\text{最終スコア (密集部画素数)} = (70 + 90 + 140) / 3 = 100$$

(2)

[0089] 最終スコアの決定の間隔は、自動的に行なっても良いし、指示により、指示した時点における最終スコアを決定してもよい。指示は、例えば、ユーザが静止画取得指示部12f（フリーズボタン）により静止画を取得した時点を経済スコア決定時刻tとしてもよい。したがって、この場合は、表示制御部76は、静止画取得指示部12fによる静止画取得指示があった際に、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化を表示する制御を行う。ユーザが静止画を保存する観察対象は、注目すべき領域を含むことが多い。このような領域での最終スコアを決定し、ディスプレイ18に表示することにより、ユーザのより適切な診断に寄与するため好ましい。

[0090] 次に、表示制御部76は、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイ18に表示する制御を行う。表示制御の方法としては、最終スコアの決定結果を安定して表示できる方法が好ましい。したがって、表示制御部76は、例えば、観察開始からの最終スコアのうち、最も数値が大きい最終スコアを表示し、それまでの数値より大きい最終スコアが得られた場合に最終スコアの表示を更新する方法、又は最終スコアの経時変化を表示する方法等が挙げられる。

[0091] 最終スコアの経時変化を表示する場合は、グラフ化して表示することが好ましい。グラフは、最終スコアと最終スコア決定時刻との関係を示す少なくとも1つのグラフにより表示することが好ましい。グラフにより表示する場合は、最終スコアの値に予め閾値を設け、閾値以上の場合のみグラフ上に最終スコアを表示することが好ましい。

[0092] 図13に示すように、表示制御部76は、上記で説明した最終スコア決定時刻tにおいて、閾値により最終スコアを表示するか否かの制御を行う。最終スコアが2種類の場合は、ディスプレイ18上に、2種類のグラフを表示する。最終スコアにおいて、出血部画素数の閾値T1を800とし、密集部

画素数の閾値 T_2 を 40 とした。最終スコア決定時刻 t における出血部画素数の最終スコアは、120 であったため、閾値 T_1 の 800 より小さい。したがって、最終スコアである出血部画素数のグラフ 131 には、最終スコア決定時刻 t における出血部画素数は、プロットされない。また、最終スコア決定時刻 t における密集部画素数の最終スコアは、100 であったため、閾値 T_2 の 40 より大きい。したがって、最終スコアである密集部画素数のグラフ 132 には、最終スコア決定時刻 t における密集部画素数が、数値がひと目で把握できるよう補助線 133 が付されて、プロットされる。なお、図 13 のグラフ 131 とグラフ 132 において、閾値 T_1 または閾値 T_2 は、斜線で示す。

[0093] 表示制御部 76 が、最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイ 18 に表示する制御を行うことにより、ユーザは、観察対象の観察を継続中であっても、疾患が最も悪化していると思われる項目が何かをひと目で把握することができる。また、経時変化をグラフにて示すことにより、最も悪化していると思われる箇所が、おおよそどの位置にあるのかも把握可能である。また、閾値により、最終スコアの表示を制御することによって、疾患が最も悪化していると思われる項目のみが表示されるため、最終スコアの表示をより安定したものとすることができる。

[0094] また、閾値による最終スコアの表示の制御としては、最終スコアが 2 種類以上の場合、ディスプレイ 18 上に表示するグラフを 1 つ等に限定してもよい。具体的には、例えば、2 種類の最終スコアのうち、一方が閾値以上であり、他方が閾値未満である場合は、閾値以上である最終スコアのグラフのみを表示する。最終スコアといったパラメータの種類を厳選して表示することで、表示する最終スコアの信頼性又は安定性が向上する。また、ユーザは、重症度又はステージの診断のための情報をひと目で把握することができる。

[0095] なお、内視鏡画像を画像解析することにより、内視鏡画像が含む観察対象の部位を判定する部位判定部 77 (図 8 参照) を備え、最終スコアの経時変

化を、最終スコアと最終スコア決定時刻及び部位との関係を示すグラフにより表示してもよい。これにより、内視鏡画像が自動で画像解析され、最終スコアの経時変化の表示に対応して、部位名が表示される。図14に示すように、例えば、大腸の観察において、内視鏡を大腸の奥にある盲腸の部分から引きながらスクリーニングする場合は、「盲腸、上行結腸、横行結腸、下行結腸、S字結腸、直腸」といった部位名134を表示する。このように、部位名134を表示することにより、観察において疾患が悪化している部分を漏れなく把握することができるため好ましい。

[0096] なお、最終スコア決定部73は、最終スコア決定の時点の直前または直後に算出された素スコアに基づいて、最終スコアを決定してもよい。これらの場合の最終スコアの決定について、図15と図16とを用いて具体的に説明する。図15に示すように、最終スコア決定の時点の直前に算出された素スコアに基づいて、最終スコアを決定する最終スコアの決定方法では、複数の素スコアを用いて決定する代わりに、最終スコア決定の時点の直前に算出された素スコアに基づいて決定する。すなわち、最終スコア決定の時点の直前に算出された素スコアを、最終スコアと決定する。内視鏡画像取得及び素スコア取得については、上記したのと同様である。

[0097] 最終スコア決定時刻 t の直前に算出された素スコアは、時刻 $t - \Delta t + 1/2a$ における内視鏡画像取得により取得された内視鏡画像に基づき、素スコア算出109の時刻に算出された、「出血部画素数：140」、及び「密集部画素数：140」であるので、最終スコアは、「出血部画素数：140、密集部画素数：140」となる。表示制御部76による閾値を用いた最終スコアの表示については、上記したのと同様である。したがって、図15に示すように、ディスプレイ18には、最終スコアとして密集部画素数が140にプロットされた密集部画素数のグラフ132が表示される。

[0098] また、図16に示すように、最終スコア決定の時点の直後に算出された素スコアに基づいて、最終スコアを決定する最終スコアの決定方法では、複数の素スコアを用いて決定する代わりに、最終スコア決定時刻 t の直後に算出

された素スコアに基づいて決定する。すなわち、最終スコア決定時刻 t の直後に算出された素スコアを、最終スコアと決定する。これは、最終スコア決定時刻 t において取得された内視鏡画像について算出された素スコアである。内視鏡画像取得及び素スコア取得については、上記したのと同様である。

[0099] 最終スコア決定時刻 t の直後に算出された素スコアは、時刻 t における内視鏡画像取得により取得された内視鏡画像に基づき、素スコア算出 111 の時刻に算出された、「出血部画素数：160」、及び「密集部画素数：70」であるので、最終スコアは、「出血部画素数：160、密集部画素数：70」となる。表示制御部 76 による閾値を用いた最終スコアの表示については、上記したのと同様である。したがって、図 16 に示すように、ディスプレイ 18 には、最終スコアとして密集部画素数が 70 にプロットされた密集部画素数のグラフ 132 が表示される。

[0100] 最終スコア決定の時点の直前又は直後に算出された素スコアに基づいて最終スコアを決定する方法は、現在観察している観察対象の最終スコアを把握したい場合に好適である。しかも、最新の最終スコアを安定して表示することができるため、好適である。

[0101] また、ユーザが静止画取得指示部 12f により静止画を取得した時点で最終スコアを決定する場合には、最終スコア決定の時点の直前又は直後に算出された素スコアに基づいて最終スコアを決定する方法と組み合わせることにより、ユーザが注目したい領域である静止画取得指示を行った観察部位に基づく最終スコアを、迅速にしかも安定して表示することができる。したがって、ユーザが診断に関する情報を得たいタイミングで最終スコアが表示され、ユーザのニーズに答えるため好ましい。

[0102] なお、最終スコア決定部 73 は、所定期間に取得された複数の内視鏡画像に基づく素スコアのうち、不適画像判別部 74 により不算出とされた素スコアの個数と、算出された素スコアの個数とから、最終スコアを算出するか不算出とするかを決定しても良い。具体的には、所定期間に取得された複数の内視鏡画像に基づく素スコアのうち、不算出以外の素スコアの個数が所定数

以下の場合、不算出である素スコアの個数が所定数以上の場合、又は所定期間に取得された複数の内視鏡画像に基づく素スコアの個数に対する不算出である素スコアの個数の割合が所定値以上の場合等は、最終スコアを「不算出」とする。

[0103] この場合の最終スコアの決定について、図17と図18とを用いて具体的に説明する。図17に示すように、所定期間である期間 Δt において、画像取得間隔 a で自動的に内視鏡画像取得101を行い、時刻 $t - \Delta t$ 、時刻 $t - \Delta t + 4a$ 、時刻 $t - \Delta t + 8a$ 、及び時刻 $t - \Delta t + 12a$ において内視鏡画像が取得される。内視鏡画像を取得次第、不適画像判別部74が、期間Bの後に、各時刻に取得された内視鏡画像が、素スコアの算出に対し適切か不適かを判別する。複数の内視鏡画像のうち、時刻 $t - \Delta t + 4a$ と時刻 $t - \Delta t + 8a$ とに取得された内視鏡画像122と123とが不鮮明画像129であったため、素スコア算出部72は、内視鏡画像122と123とのそれぞれに対し、素スコアを「不算出」とした。

[0104] 本実施形態では、所定期間に取得された複数の内視鏡画像に基づく素スコアのうち、不算出以外の素スコアの個数が2以下の場合、最終スコアを「不算出」とする。したがって、この場合では、複数の内視鏡画像が4つであり、不算出である素スコアが2つであり、不算出以外の素スコアは2つであるため、「不算出以外の素スコアの個数が2以下の場合」に該当する。したがって、最終スコア決定時刻 t での最終スコアは「不算出」とする。表示制御部76は、不算出である最終スコアをディスプレイに表示しない制御を行う。したがって、図18に示すように、ディスプレイ18には、グラフ131及びグラフ132のどちらにも最終スコアをプロットしない。

[0105] なお、図17に示す上記の場合において、不算出である素スコアの個数が所定数以上の場合に最終スコアを「不算出」とする方法を採用した場合、例えば、所定数を2とすると、不算出である素スコアの個数は2であるため、最終スコアは「不算出」とされる。また、同様に、所定期間に取得された複数の内視鏡画像に基づく素スコアの個数に対する不算出である素スコアの個

数の割合が所定値以上の場合に最終スコアを「不算出」とする方法を採用した場合、例えば、所定値を0.5とすると、期間 Δt に取得された内視鏡画像及び素スコアの個数が4であり、そのうち素スコアが「不算出」である個数が2であり、上記の割合は $2/4$ (0.5)であるため、最終スコアを「不算出」とする。

[0106] 以上のとおり、不適画像判別部74により不算出とされた素スコアの個数と、算出された素スコアの個数とから、最終スコアを算出するか不算出とするかを決定することにより、好ましくない素スコアの個数又は割合を抑え、最終スコアが適切に決定され、スコアの表示が安定するため好ましい。

[0107] なお、最終スコアは、観察対象の疾患の重症度又はステージの判定結果を通知するメッセージにより表示しても良い。重症度又はステージの判定は、最終スコアにより行う。例えば、表示制御部76が、最終スコアを表示するか否かの制御を行うための閾値を用いる。すなわち、最終スコアにおいて、出血部画素数の閾値T1と密集部画素数の閾値T2とにより、重症度又はステージを判定する。重症度については、出血部画素数が閾値T1以上の場合を重症、出血部画素数が閾値T1未満かつ密集部画素数が閾値T2以上の場合を中等症、又は、出血部画素数が閾値未満かつ密集部画素数が閾値T2未満の場合を軽症とする。ステージについては、出血部画素数が閾値T1以上の場合の重症と、出血部画素数が閾値T1未満かつ密集部画素数が閾値T2以上の場合の中等症とを病理的非寛解、又は、出血部画素数が閾値未満かつ密集部画素数が閾値T2未満の場合の軽症を病理的寛解とする。

[0108] 図19に示すように、重症度又はステージの判定結果を通知するメッセージは、例えば、ディスプレイ18の一部に、メッセージ135を表示することにより行う。メッセージ135は、「非寛解」の他に、重症度の場合は、「重症」、「中等症」、もしくは「軽症」のいずれか、ステージの場合は、「寛解」もしくは「非寛解」のいずれかのメッセージとする。最終スコアを、疾患の重症度又はステージの判定結果を通知するメッセージとして表示することにより、ユーザが観察を妨げられることなく、ひと目で重症度又はス

ページの診断を支援する情報を得ることができるため好ましい。

- [0109] 次に、スコア表示モードの一連の流れについて、図20に示すフローチャートに沿って説明を行う。スコア表示モードに切り替えられると、特殊光が観察対象に照射される。内視鏡12は、特殊光によって照明された観察対象を撮像することにより（ステップST110）、ある時点で特殊画像である内視鏡画像を得る。なお、本フローチャートにおいては、最終スコアは所定の間隔で自動的に取得するように設定している。画像取得部71は、内視鏡12からの特殊画像を取得する（ステップST120）。
- [0110] 特殊画像は、不適画像判別部74に送られ、素スコアの算出に適切か不適かを判別される。適切と判別された特殊画像の場合（ステップST130でYES）、特殊画像に基づき素スコアを算出する（ステップST140）。不適と判別された特殊画像の場合（ステップST130でNO）、素スコアは「不算出」とされる（ステップST150）。
- [0111] 素スコアの算出結果から最終スコアを決定する（ステップST160）。最終スコアが決定すると、表示制御部76が最終スコアの表示を制御する（ステップST170）。ディスプレイは、制御された表示により最終スコアを表示する（ステップST180）。観察を終了する場合は（ステップST190でYES）、観察が終了する。観察を終了しない場合は（ステップST190でNO）、内視鏡画像取得に戻る。
- [0112] なお、上記実施形態では、内視鏡画像の処理を行う内視鏡システムに対して、本発明の適用を行っているが、内視鏡画像以外の医療画像を処理する医療画像処理システムに対しても本発明の適用は可能である。この場合、医療画像処理システムは本発明の画像処理装置を含む。また、医療画像を用いてユーザに診断支援を行うための診断支援装置に対しても本発明の適用は可能である。また、医療画像を用いて、診断レポートなどの医療業務を支援するための医療業務支援装置に対しても本発明の適用は可能である。
- [0113] 例えば、図21に示すように、診断支援装置201は、医療画像処理システム202などのモダリティやPACS（Picture Archiving and Communica

tion Systems) 203を組み合わせで使用される。また、図22に示すように、医療業務支援装置210は、第1医療画像処理システム211、第2医療画像処理システム212、…、第N医療画像処理システム213等の各種検査装置と任意のネットワーク214を介して接続する。医療業務支援装置210は、第1～第N医療画像処理システム211、212・・・、213からの医療画像を受信し、受信した医療画像に基づいて、医療業務の支援を行う。

[0114] 上記実施形態において、プロセッサ装置16に含まれる画像信号取得部51、DSP52、ノイズ低減部53、信号処理部55、及び映像信号生成部56といった各種の処理を実行する処理部 (processing unit)のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセッサ (processor)である。各種のプロセッサには、ソフトウェア (プログラム) を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるCPU (Central Processing Unit)、FPGA (Field Programmable Gate Array) などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス (Programmable Logic Device: PLD)、各種の処理を実行するために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路などが含まれる。

[0115] 1つの処理部は、これら各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種または異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ (例えば、複数のFPGAや、CPUとFPGAの組み合わせ) で構成されてもよい。また、複数の処理部を1つのプロセッサで構成してもよい。複数の処理部を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、クライアントやサーバなどのコンピュータに代表されるように、1つ以上のCPUとソフトウェアの組み合わせで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第2に、システムオンチップ (System On Chip: SOC) などに代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を1つのIC (Integrated Circuit) チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各

種のプロセッサを1つ以上用いて構成される。

[0116] さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子などの回路素子を組み合わせた形態の電気回路 (circuitry) である。

[0117] 本発明は、下記の別形態によっても実施可能である。

プロセッサ装置において、

内視鏡装置によって観察対象を互いに異なる時刻に撮像して得る複数の内視鏡画像を取得し、

それぞれの内視鏡画像に基づいて、観察対象の疾患の重症度またはステージの判定に関連する素スコアを算出し、

素スコアに基づいて最終スコアを決定し、

最終スコア及び／又は最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイに表示する制御を行う、プロセッサ装置。

符号の説明

- [0118] 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
 - 1 2 a 挿入部
 - 1 2 b 操作部
 - 1 2 c 湾曲部
 - 1 2 d 先端部
 - 1 2 e アングルノブ
 - 1 2 f 静止画取得指示部
 - 1 2 g モード切替スイッチ
 - 1 2 h ズーム操作部
 - 1 4 光源装置
 - 1 6 プロセッサ装置 (画像処理装置)
 - 1 8 ディスプレイ
 - 1 9 コンソール

- 2 0 光源部
 - 2 0 a V-L E D
 - 2 0 b B-L E D
 - 2 0 c G-L E D
 - 2 0 d R-L E D
- 2 1 光源制御部
 - 3 0 a 照明光学系
 - 3 0 b 撮像光学系
- 4 1 ライトガイド
- 4 2 照明レンズ
- 4 3 対物レンズ
- 4 4 ズームレンズ
- 4 5 撮像センサ
- 4 6 C D S / A G C 回路
- 4 7 A / D コンバータ
- 5 1 画像信号取得部
- 5 2 D S P
- 5 3 ノイズ低減部
- 5 4 メモリ
- 5 5 信号処理部
- 5 6 映像信号生成部
- 6 1 通常画像生成部
- 6 2 特殊画像生成部
- 6 3 スコア処理部
- 7 1 画像取得部
- 7 2 素スコア算出部
- 7 3 最終スコア決定部
- 7 4 不適画像判別部

- 7 5 画像保存部
- 7 6 表示制御部
- 7 7 部位判定部
- 8 1 第1算出部
- 8 2 第2算出部
- 8 3 第1判別部
- 8 4 第2判別部
- 8 5 表層血管
- 8 6 粘膜内出血
- 8 7 粘膜外出血
- 1 0 1 内視鏡画像取得
- 1 0 2、1 0 4、1 0 6、1 0 8、1 1 0、1 1 1 不適画像判別
- 1 0 3、1 0 5、1 0 7、1 0 9 素スコア算出
- 1 2 1～1 2 5 内視鏡画像
- 1 2 6 粘膜内出血部
- 1 2 7 血管密集部
- 1 2 8 粘膜外出血部
- 1 2 9 不鮮明画像
- 1 3 1、1 3 2 グラフ
- 1 3 3 補助線
- 1 3 4 部位名
- 1 3 5 メッセージ
- 2 0 1 診断支援装置
- 2 0 2 医療画像処理システム
- 2 0 3 P A C S
- 2 1 0 医療業務支援装置
- 2 1 1 第1医療画像処理システム
- 2 1 2 第2医療画像処理システム

2 1 3 第N医療画像処理システム

2 1 4 ネットワーク

t 最終スコア決定時刻

S T 1 1 0 ~ S T 1 9 0 ステップ

請求の範囲

- [請求項1] プロセッサを備え、
 前記プロセッサは、
 内視鏡によって観察対象を互いに異なる時刻に撮像して得る複数の
 内視鏡画像を取得し、
 それぞれの前記内視鏡画像に基づいて、前記観察対象の疾患の重症
 度またはステージの判定に関連する素スコアを算出し、
 前記素スコアに基づいて最終スコアを決定し、
 前記最終スコア及び／又は前記最終スコアの経時変化をリアルタイム
 でディスプレイに表示する制御を行う画像処理装置。
- [請求項2] 前記プロセッサは、互いに異なる2種以上の前記素スコアを算出する
 請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記プロセッサは、前記内視鏡画像を解析して得られる第1特徴量
 に基づいて前記素スコアを算出する請求項1または2に記載の画像処理
 装置。
- [請求項4] 前記第1特徴量は、前記内視鏡画像が含む表層血管密集部、粘膜内
 出血部、または粘膜外出血部に関連する量である請求項3に記載の画
 像処理装置。
- [請求項5] 前記プロセッサは、前記素スコアが対応付けられた過去の前記内視
 鏡画像を機械学習モデルに入力することにより生成した学習済みの第
 1機械学習モデルを実行し、前記内視鏡画像に基づいて前記素スコア
 を算出する請求項1または2に記載の画像処理装置。
- [請求項6] 前記プロセッサは、前記最終スコア決定の時点より前の所定期間に
 取得された複数の前記内視鏡画像に基づいて算出された前記素スコア
 から前記最終スコアを決定する請求項1ないし5のいずれか1項に記
 載の画像処理装置。
- [請求項7] 前記プロセッサは、複数の前記素スコアを移動平均またはFIRフ
 ィルタ処理もしくはIIRフィルタ処理することにより前記最終スコ

アを決定する請求項6に記載の画像処置装置。

[請求項8] 前記プロセッサは、前記最終スコア決定の時点の直前または直後に算出された前記素スコアに基づいて前記最終スコアを決定する請求項1ないし5のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記プロセッサは、前記内視鏡画像毎に、前記内視鏡画像が前記素スコアの算出に対し適切か不適かを判別し、

前記素スコアの算出に対し不適であると判定した前記内視鏡画像に対する前記素スコアを不算出とする請求項1ないし8のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項10] 前記プロセッサは、前記内視鏡画像が有する第2特徴量に基づいて前記内視鏡画像が前記素スコアの算出に対し適切か不適かを判別する請求項9に記載の画像処理装置。

[請求項11] 前記第2特徴量は、前記内視鏡画像のハレーション分布、空間周波数分布、輝度値分布、影分布、拡大率指標、及び前記観察対象に照射する照明光の反射光分布からなる群から選ばれる少なくとも1つに関連する量である請求項10に記載の画像処理装置。

[請求項12] 前記プロセッサは、前記素スコアの算出に対し適切か不適かが対応付けられた過去の前記内視鏡画像を機械学習モデルに入力することにより生成した学習済みの第2機械学習モデルを実行し、前記内視鏡画像が前記素スコアの算出に対し適切か不適かを判別する請求項10に記載の画像処理装置。

[請求項13] 前記プロセッサは、不算出以外の前記素スコアに基づいて前記最終スコアを決定する請求項9ないし12のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項14] 前記プロセッサは、前記所定期間に取得された複数の前記内視鏡画像に基づく前記素スコアであって、不算出以外の前記素スコアの個数が所定数以下の場合、不算出である前記素スコアの個数が所定数以上の場合、または、前記所定期間に取得された複数の前記内視鏡画像に

基づく前記素スコアの個数に対する不算出である前記素スコアの個数の割合が所定値以上の場合、前記最終スコアを不算出とする請求項6を引用する請求項9ないし13のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項15] 前記最終スコアの経時変化は、前記最終スコアと前記最終スコアの決定時刻との関係を示す少なくとも1つのグラフにより表示する請求項1ないし14のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項16] 前記プロセッサは、前記内視鏡画像を画像解析することにより、前記内視鏡画像が含む前記観察対象の部位を判定し、
前記最終スコアの経時変化は、前記最終スコアと前記最終スコアの決定時刻及び前記部位との関係を示す少なくとも1つのグラフにより表示する請求項1ないし15のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項17] 前記プロセッサは、静止画を取得する指示を行い、
前記指示があった際に、前記最終スコア及び／又は前記最終スコアの経時変化を表示する制御を行う請求項1ないし16のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項18] 前記疾患は、潰瘍性大腸炎である請求項1ないし17のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項19] 観察対象を撮像する内視鏡とプロセッサを備える画像処理装置とを備え、
前記プロセッサは、前記観察対象を互いに異なる時刻に撮像して得る複数の内視鏡画像を取得し、それぞれの前記内視鏡画像に基づいて、前記観察対象の疾患の重症度またはステージの判定に関連する素スコアを算出し、前記素スコアに基づいて最終スコアを決定し、前記最終スコア及び／又は前記最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイに表示する制御を行う内視鏡システム。

[請求項20] 観察対象を互いに異なる時刻に撮像して得る複数の内視鏡画像を取得する画像取得ステップと、

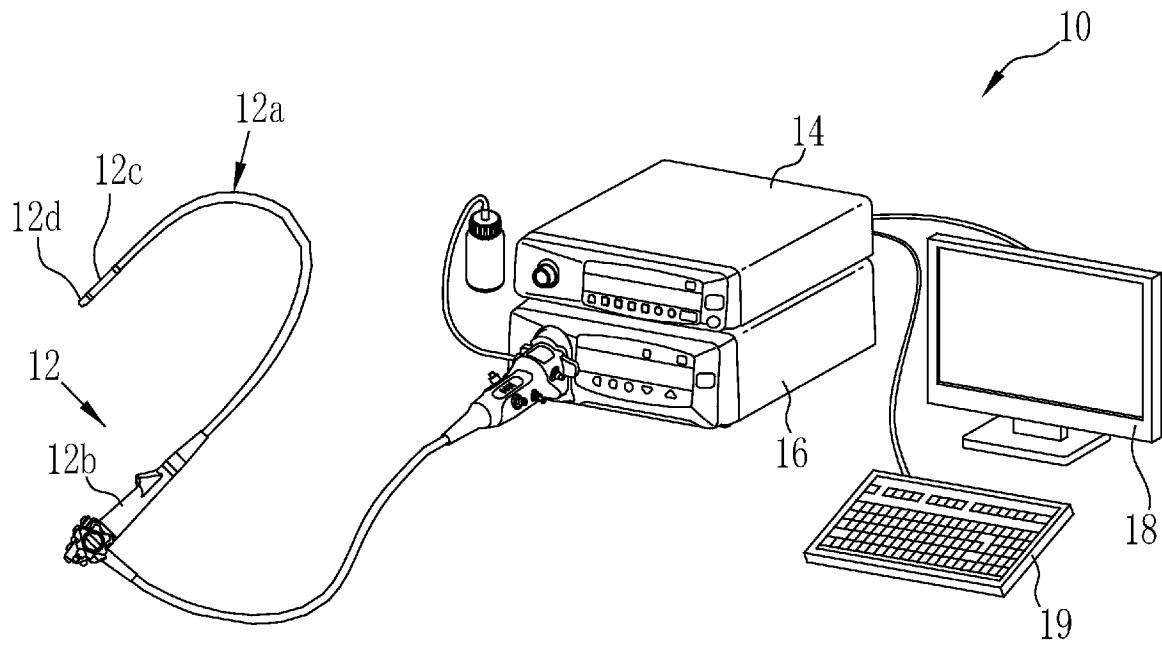
それぞれの前記内視鏡画像に基づいて、前記観察対象の疾患の重症度またはステージの判定に関連する素スコアを算出する素スコア算出ステップと、

前記素スコアに基づいて最終スコアを決定する最終スコア決定ステップと、

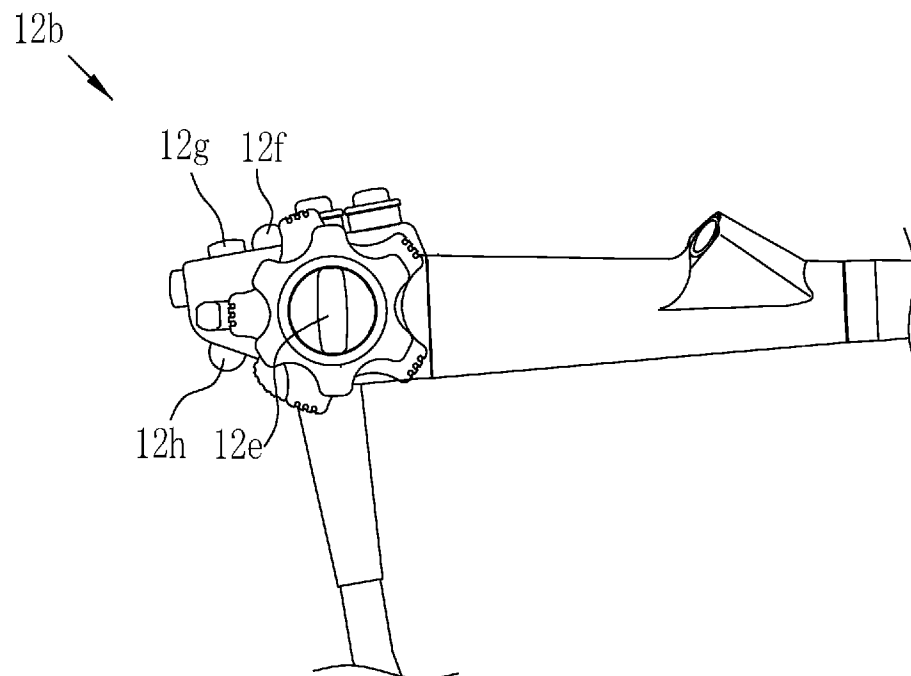
前記最終スコア及び／又は前記最終スコアの経時変化をリアルタイムでディスプレイに表示する制御を行う表示制御ステップと、

を備える画像処理方法。

[図1]

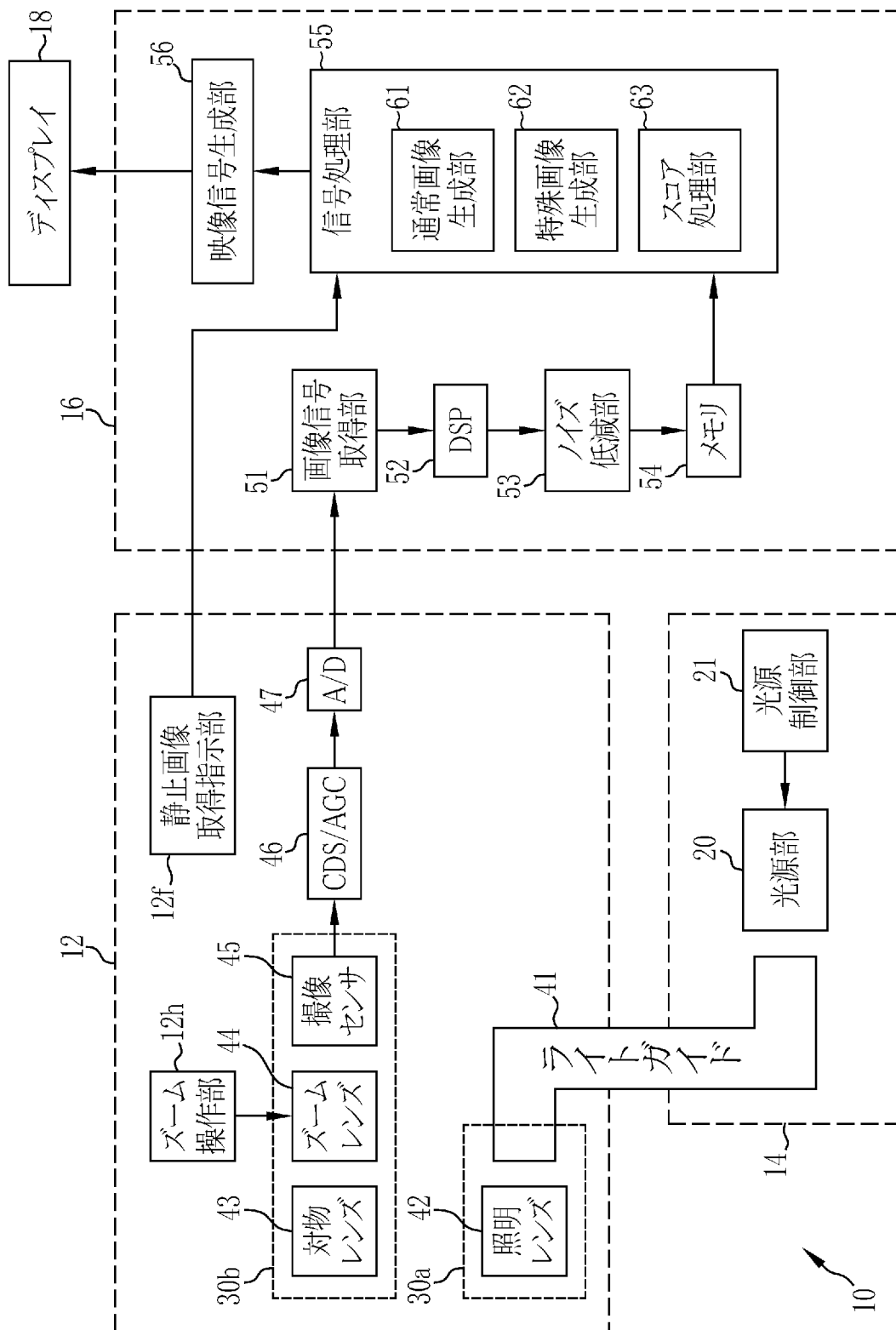


[図2]

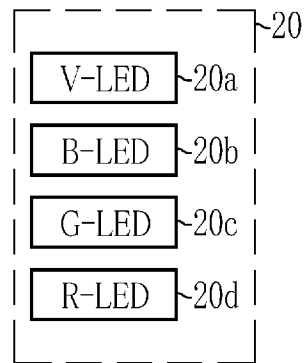


[図3]

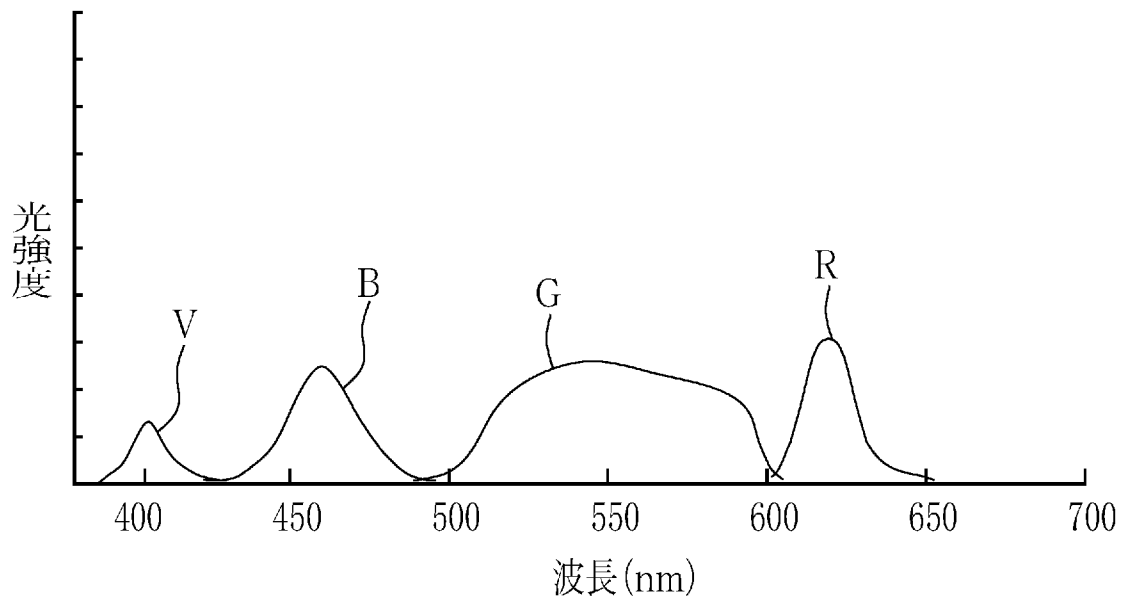
【図3】



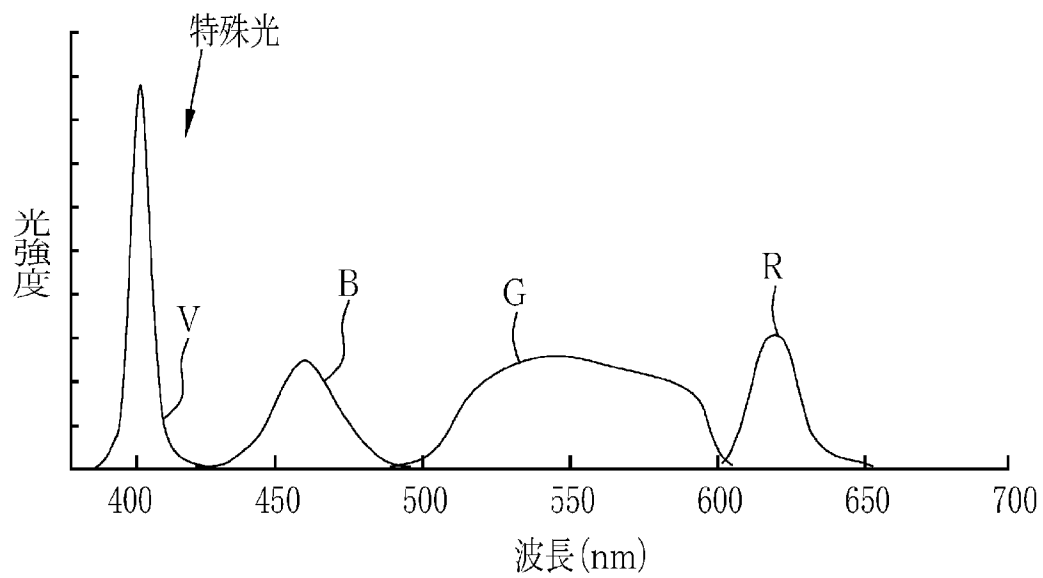
[図4]



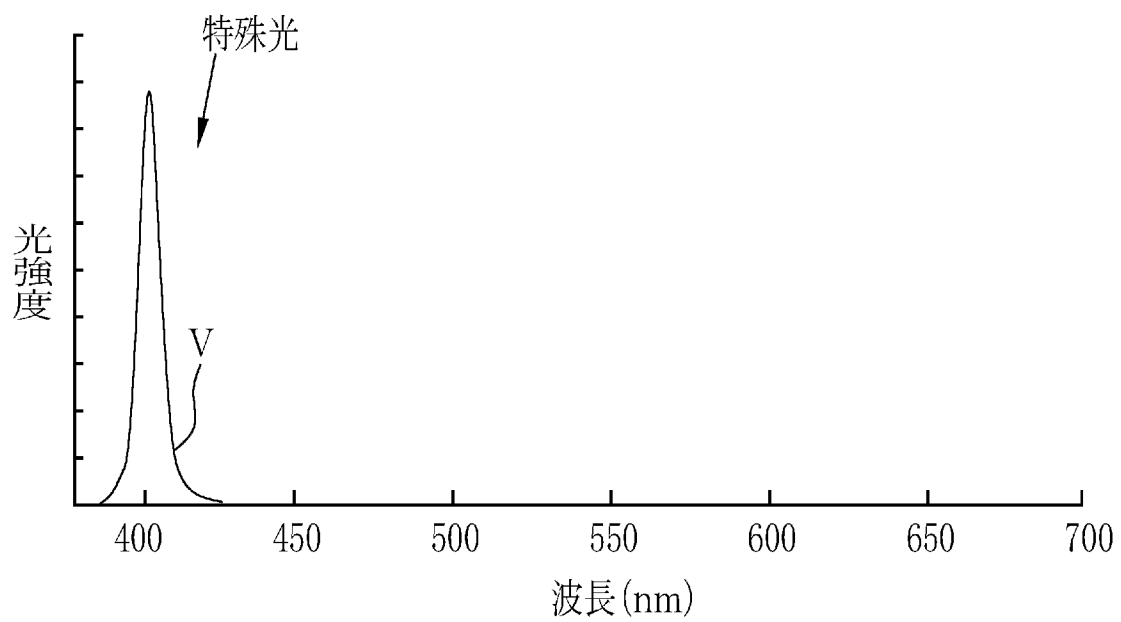
[図5]



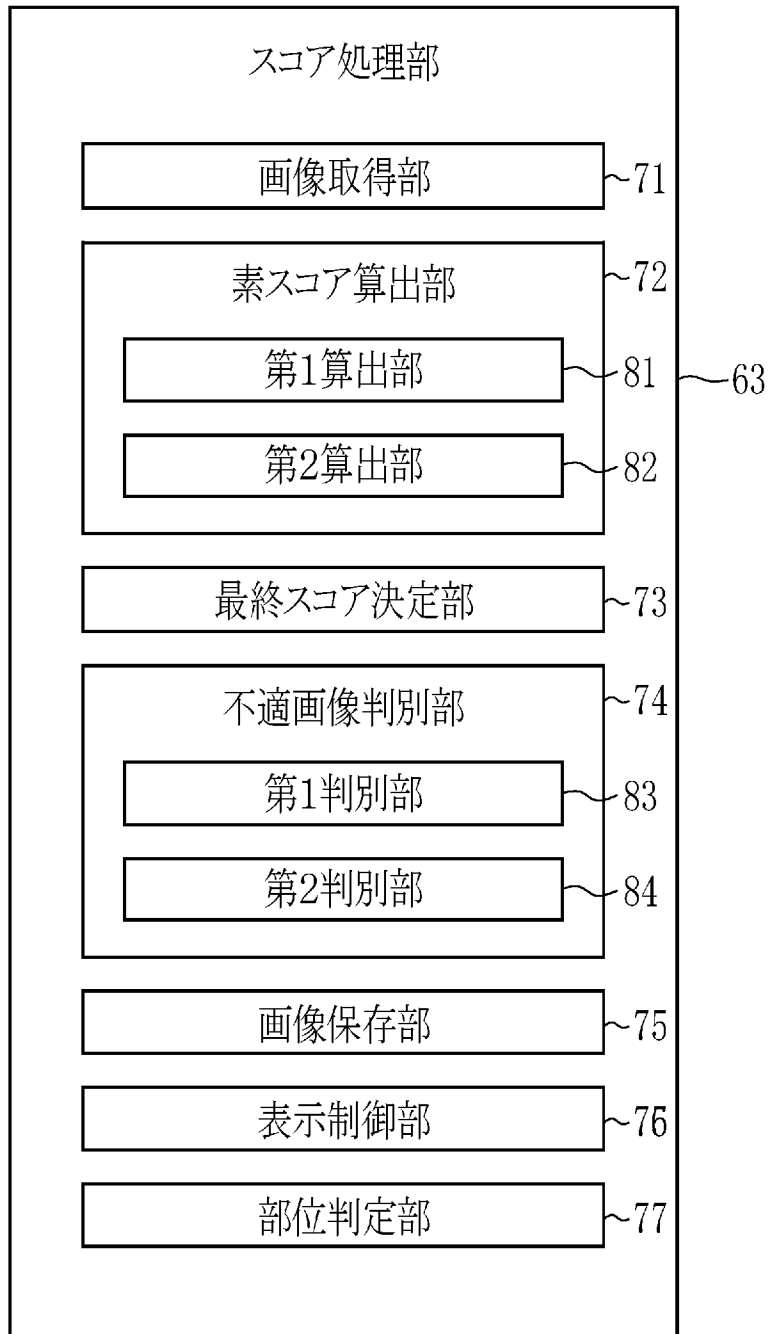
[図6]



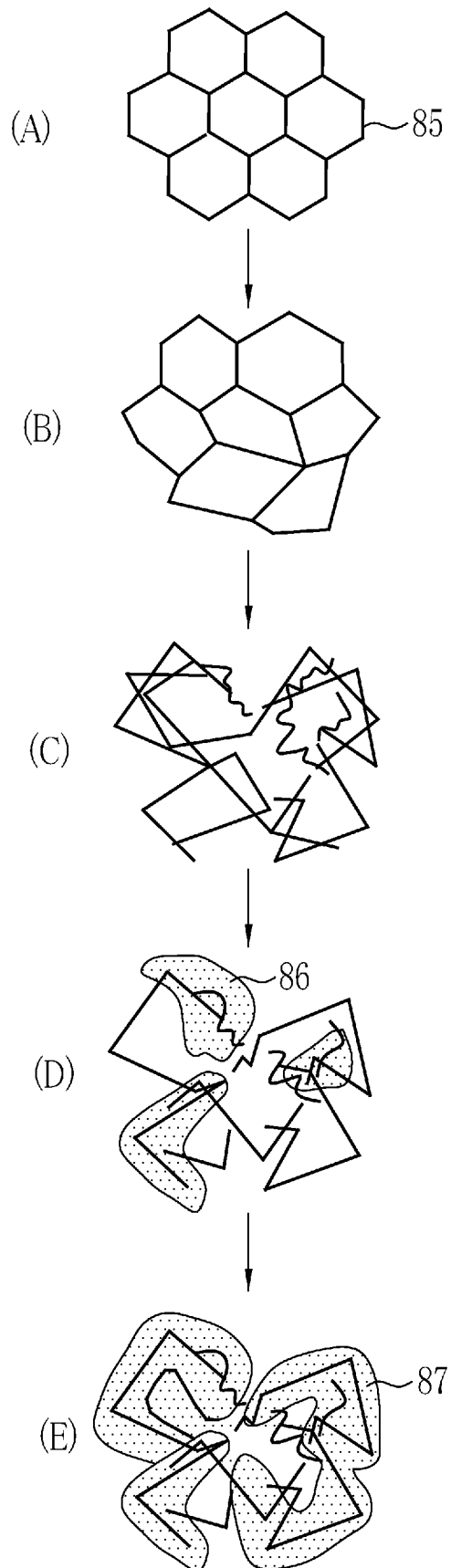
[図7]



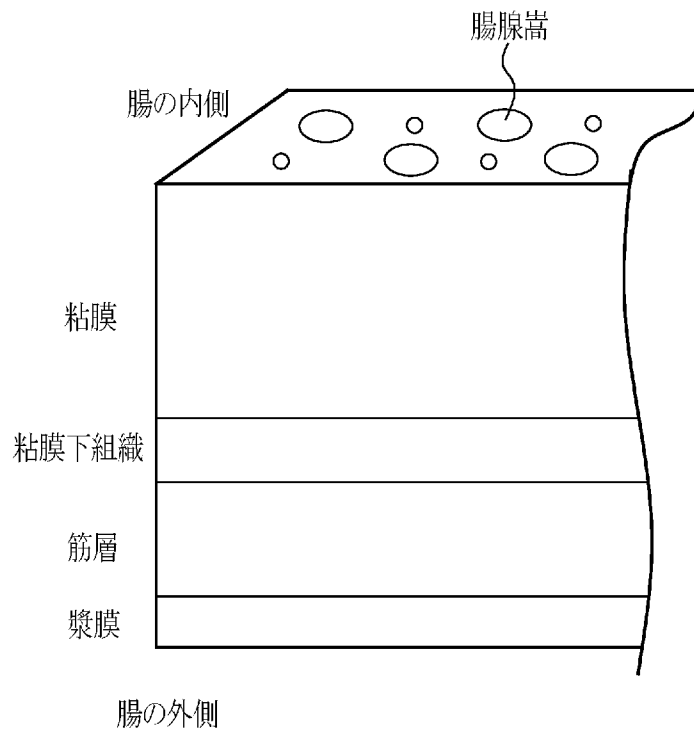
[図8]



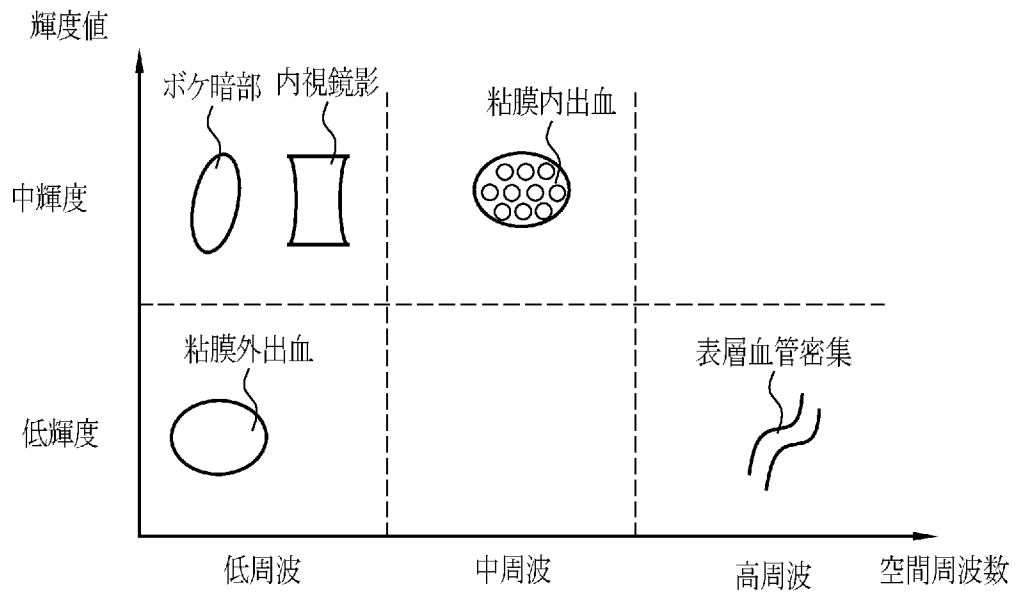
[図9]



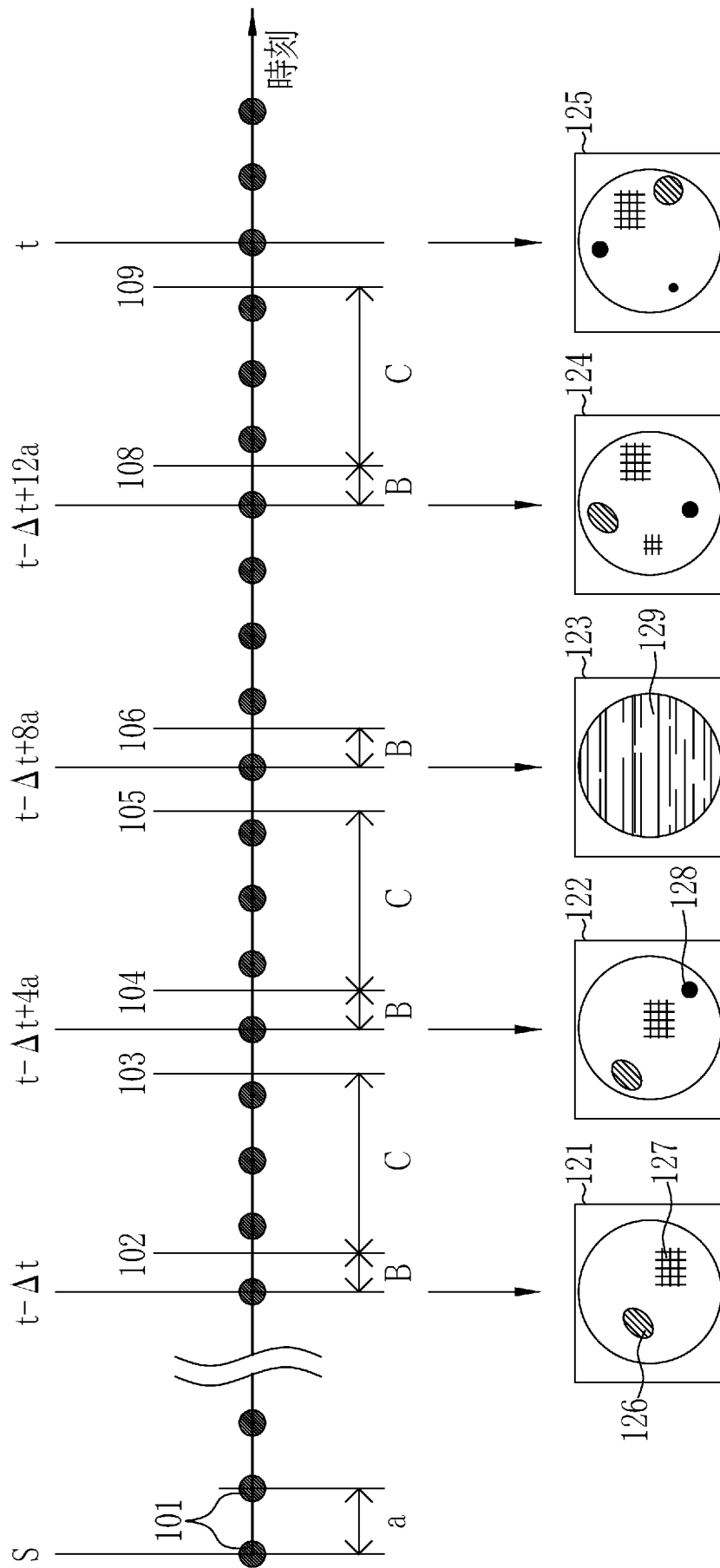
[図10]



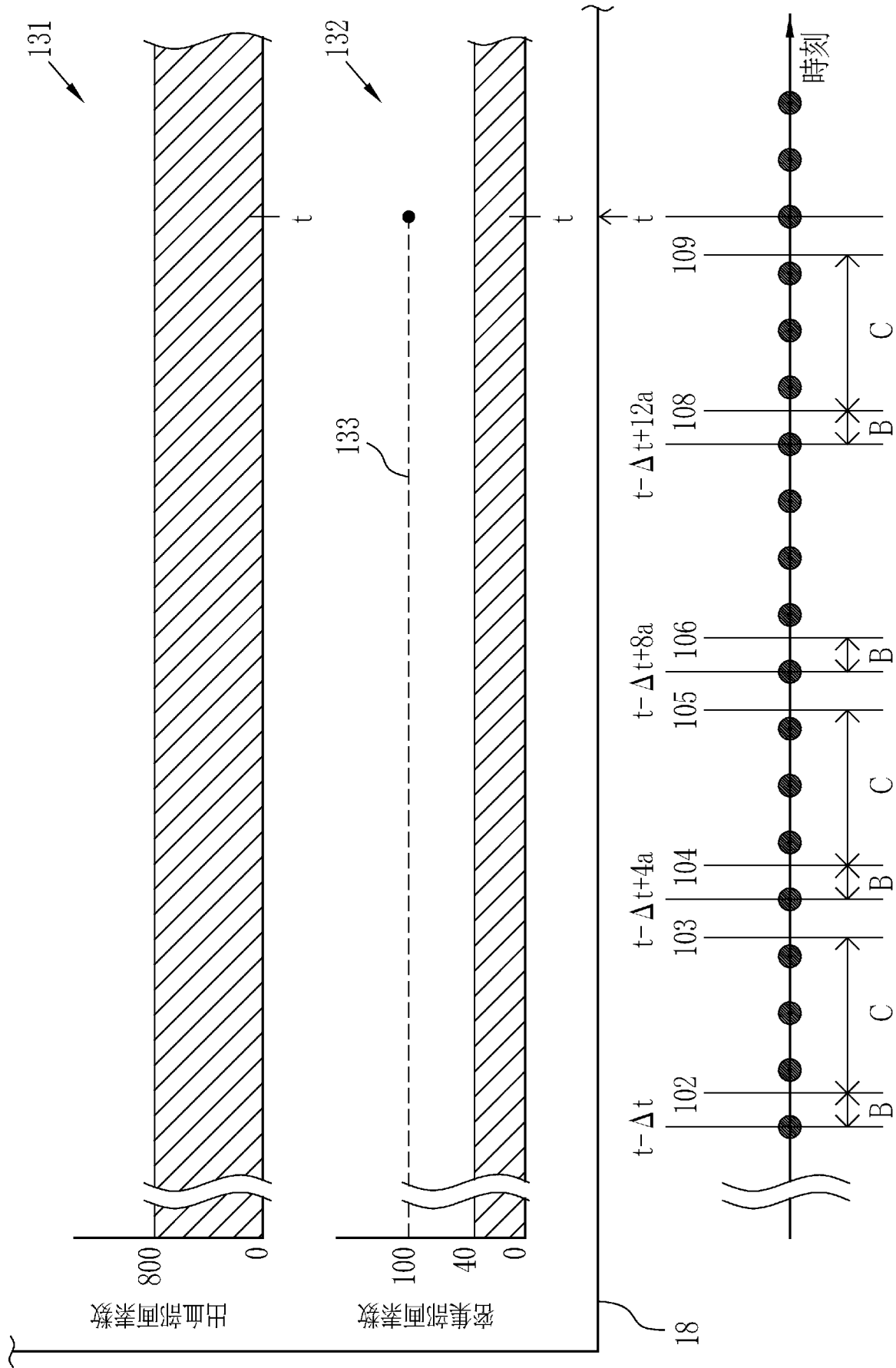
[図11]



[図12]



[図13]



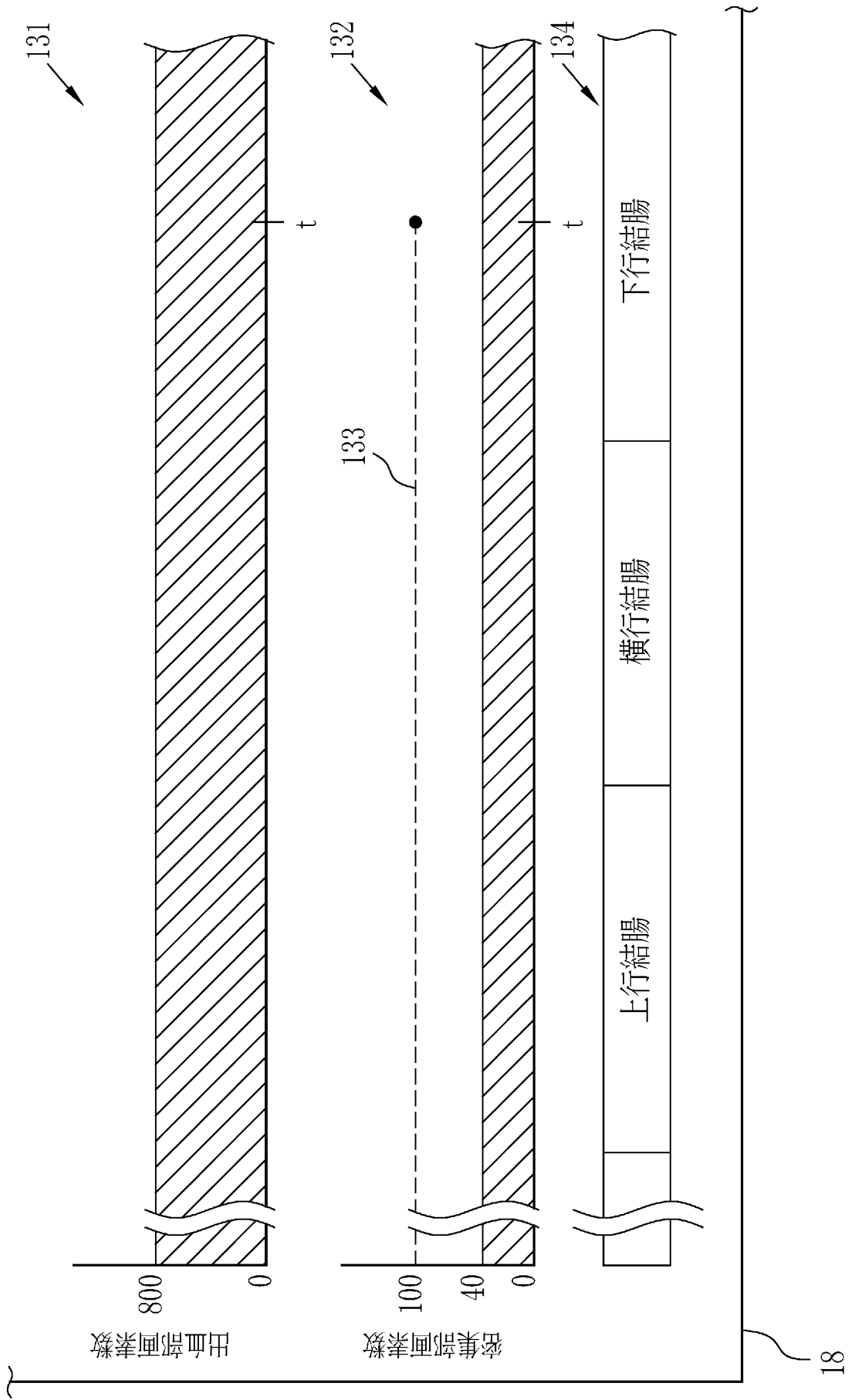
出血部画素数

密集部画素数

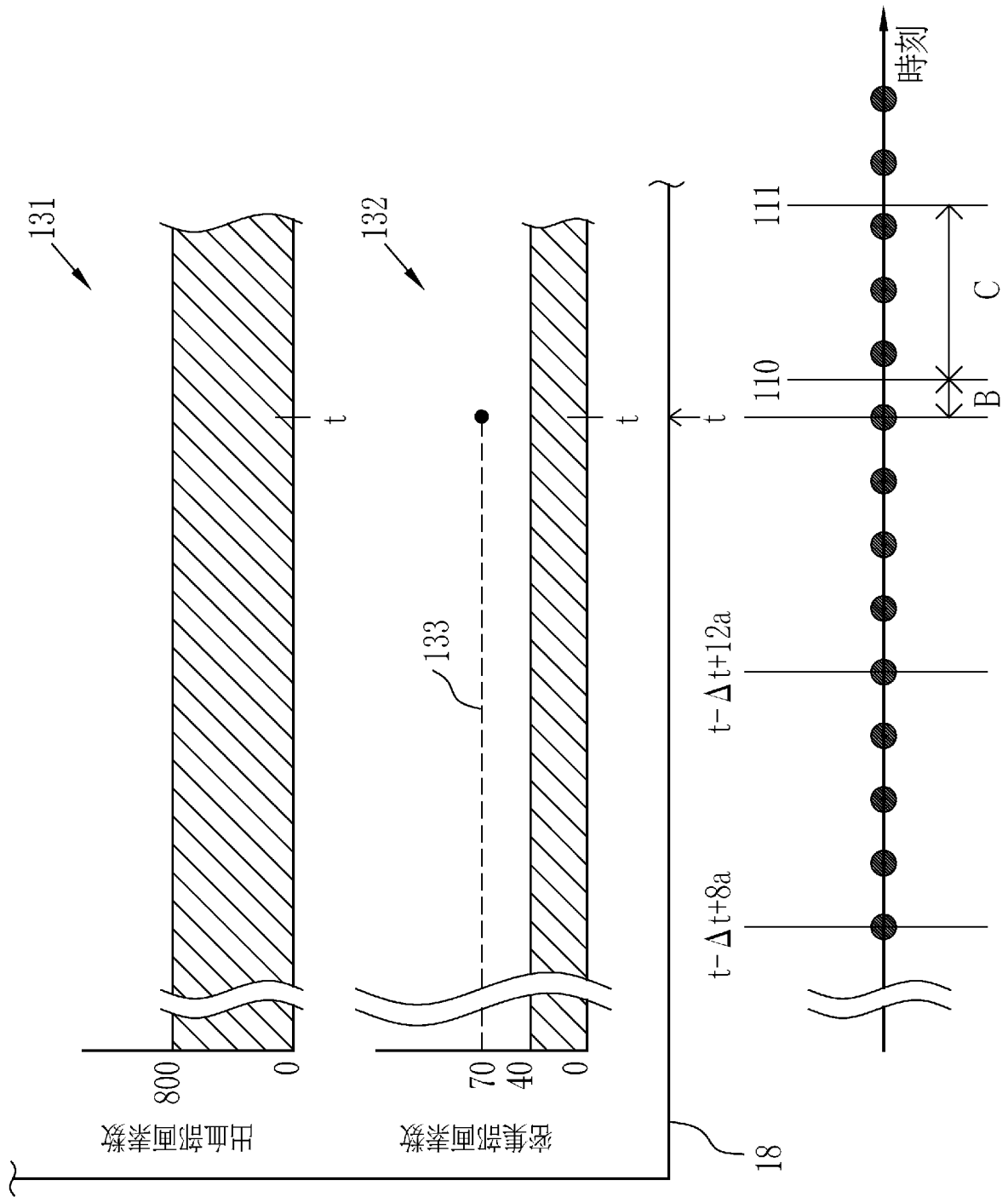
18

時刻

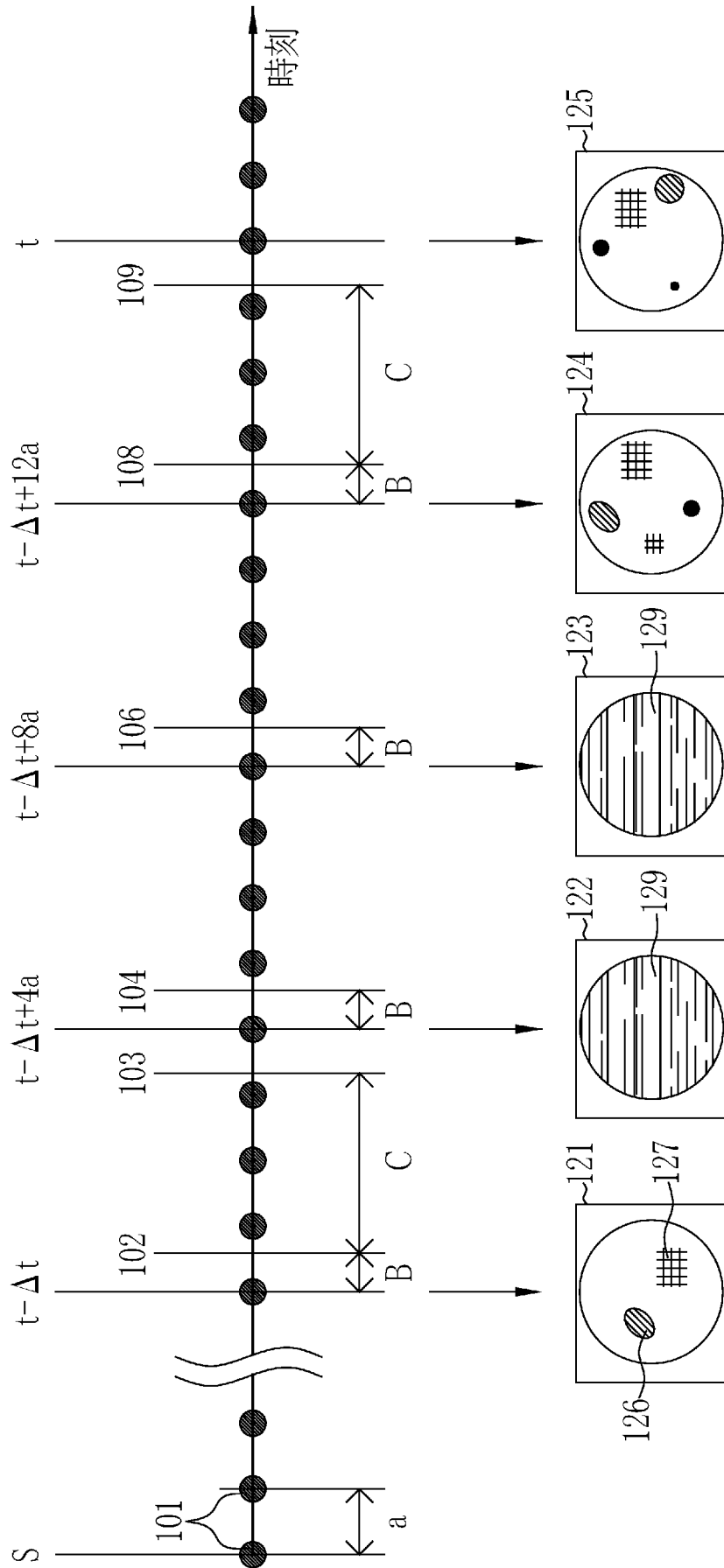
[図14]



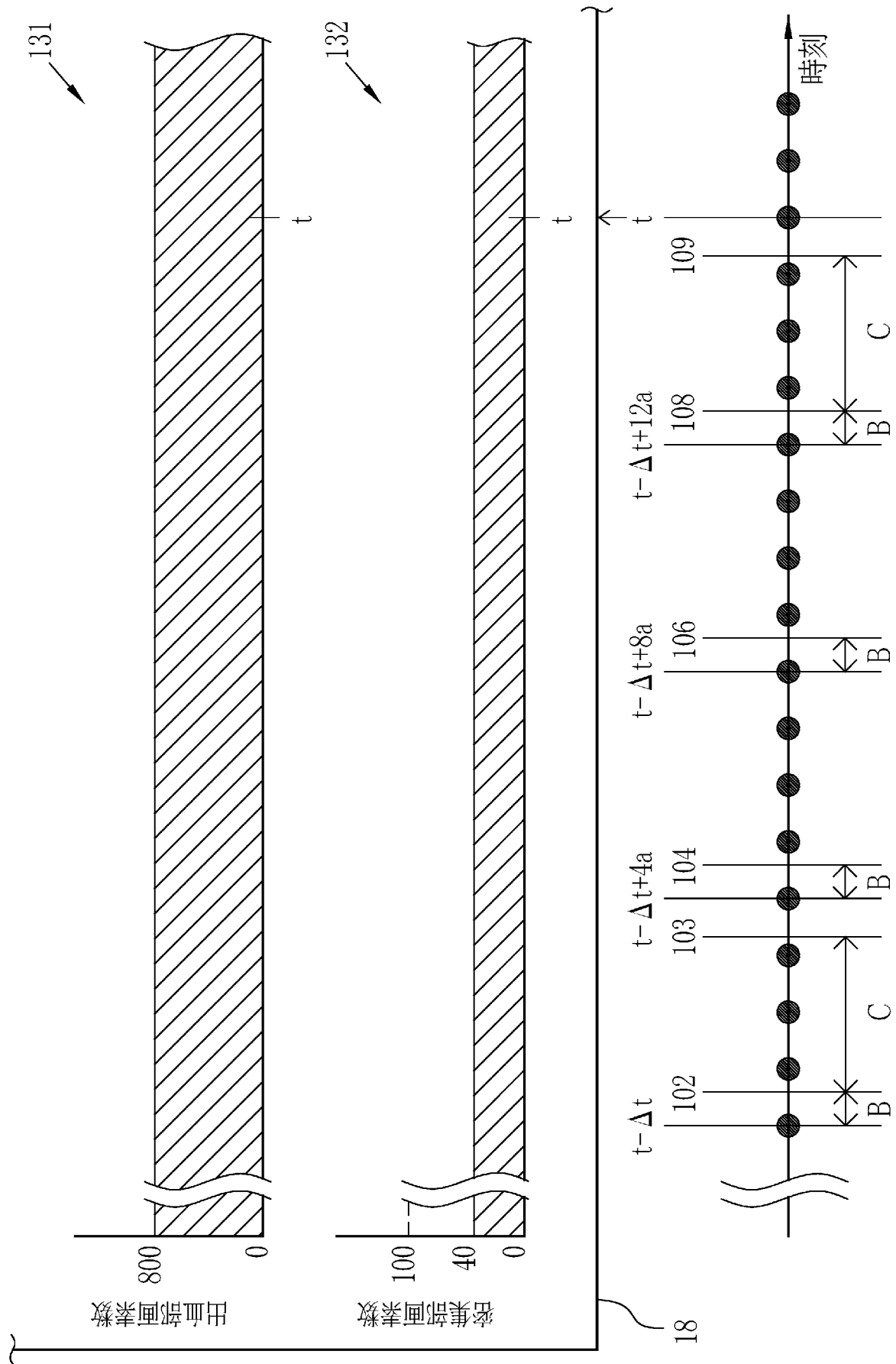
[図16]



[図17]



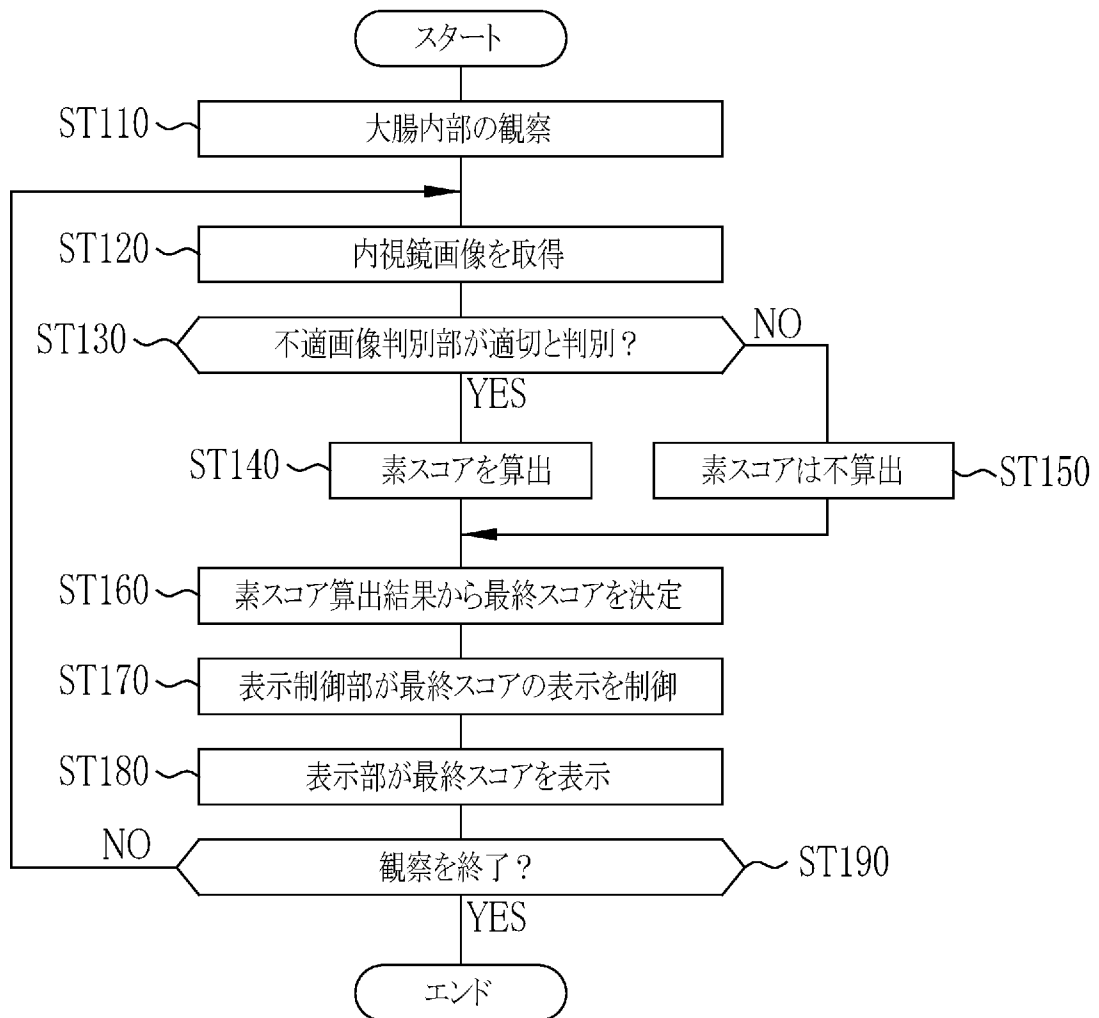
[図18]



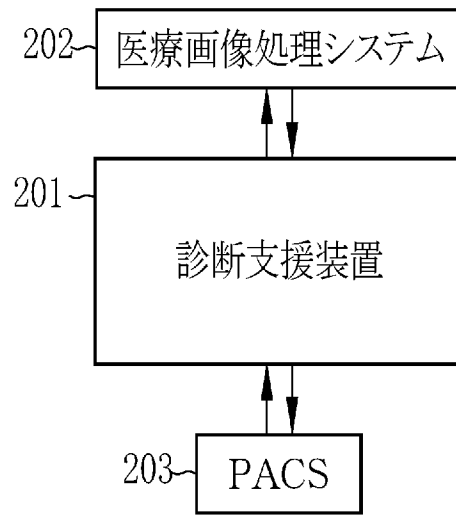
[図19]



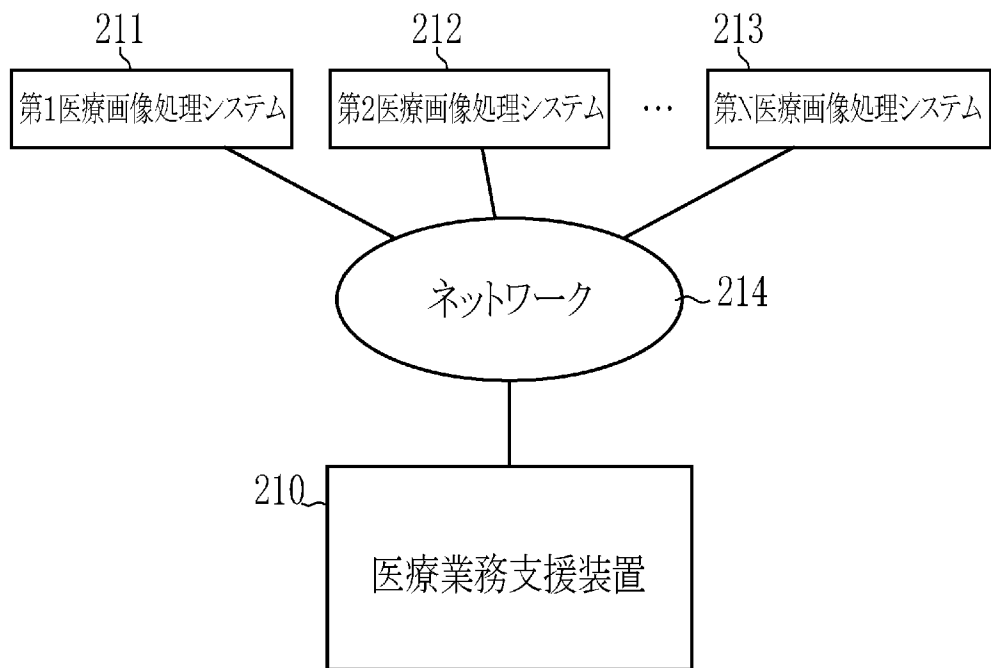
[図20]



[図21]



[図22]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2021/002286

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 1/045 (2006.01) i

FI: A61B1/045 615; A61B1/045 614; A61B1/045 622

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2021
Registered utility model specifications of Japan	1996-2021
Published registered utility model applications of Japan	1994-2021

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.
X Y	WO 2017/057574 A1 (FUJIFILM CORPORATION) 06 April 2017 (2017-04-06) paragraphs [0045]-[0152], fig. 3-24	1-3, 5, 8, 17, 19-20 4, 6-7, 9-16, 18
X Y	WO 2017/057414 A1 (FUJIFILM CORPORATION) 06 April 2017 (2017-04-06) paragraphs [0034]-[0121], fig. 3-17	1-3, 5, 8, 17, 19-20 4, 6-7, 9-16, 18
X Y	JP 2016-144626 A (FUJIFILM CORPORATION) 12 August 2016 (2016-08-12) paragraphs [0036]-[0085], fig. 3-12	1-3, 5, 8, 17, 19-20 4, 6-7, 9-16, 18
Y	JP 2019-37688 A (FUJIFILM CORPORATION) 14 March 2019 (2019-03-14) paragraphs [0025], [0037]-[0045]	4, 18

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

“I” 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
29 March 2021 (29.03.2021)

Date of mailing of the international search report
13 April 2021 (13.04.2021)

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/JP2021/002286

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	石川 秀樹 ほか, 潰瘍性大腸炎の治癒判定に関する問題点, 日本消化器内視鏡学会雑誌 [オンライン], 20 January 1990, vol. 32, no. 1, pp. 262-263, [retrieval date 29 March 2021], Internet: <URL:https://www.jstage.jst.go.jp/browse/gee/32/1/_contents/-char/ja> <DOI: 10.11280/gee1973b.32.256>, in particular, see paragraphs [0002]-[0003], non-official translation (ISHIKAWA, Hideki et al., "Problems related to diagnosing the cure of ulcerative colitis", <i>Gastronenterological Endoscopy</i> [online])	4, 18
Y	US 9324145 B1 (GIVEN IMAGING LTD.) 26 April 2016 (2016-04-26) paragraphs [0080]-[0082]	6-7
Y	JP 2016-214637 A (HOYA CORP.) 22 December 2016 (2016-12-22) paragraphs [0028]-[0046], fig. 1-5	6-7
Y	JP 2006-122502 A (OLYMPUS CORP.) 18 May 2006 (2006-05-18) paragraphs [0039]-[0044]	9-14
Y	JP 2009-50321 A (OLYMPUS CORP.) 12 March 2009 (2009-03-12) paragraphs [0048]-[0049], fig. 8	15-16
Y	JP 2006-288612 A (OLYMPUS CORP.) 26 October 2006 (2006-10-26) paragraphs [0034], [0042]-[0045], fig. 4, 6	16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2021/002286

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
WO 2017/057574 A1	06 Apr. 2017	US 2018/0214005 A1 paragraphs [0067]- [0174], fig. 3-24 EP 3357406 A1	
WO 2017/057414 A1	06 Apr. 2017	US 2018/0211385 A1 paragraphs [0051]- [0141], fig. 3-17 EP 3357403 A1	
JP 2016-144626 A	12 Aug. 2016	US 2017/0258296 A1 paragraphs [0049]- [0098], fig. 3-12 WO 2016/121811 A1 EP 3251582 A1	
JP 2019-37688 A	14 Mar. 2019	US 2019/0059707 A1 paragraphs [0036], [0048]-[0056] EP 3459426 A2	
US 9324145 B1	26 Apr. 2016	(Family: none)	
JP 2016-214637 A	22 Dec. 2016	(Family: none)	
JP 2006-122502 A	18 May 2006	US 2007/0191677 A1 paragraphs [0065]- [0070] WO 2006/046637 A1 EP 1806091 A1 CN 101043841 A	
JP 2009-50321 A	12 Mar. 2009	US 2009/0051695 A1 paragraphs [0059]- [0060], fig. 8 WO 2009/025115 A1 EP 2181642 A1 CN 101784224 A	
JP 2006-288612 A	26 Oct. 2006	US 2008/0086028 A1 paragraphs [0047], [0055]-[0058], fig. 4, 6	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/045(2006.01)i FI: A61B1/045 615; A61B1/045 614; A61B1/045 622		
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）） A61B1/00-1/32 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2021年 日本国実用新案登録公報 1996-2021年 日本国登録実用新案公報 1994-2021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
X Y	WO 2017/057574 A1 (富士フイルム株式会社) 06.04.2017 (2017-04-06) 段落[0045]-[0152], 図3-24	1-3, 5, 8, 17, 19-20 4, 6-7, 9-16, 18
X Y	WO 2017/057414 A1 (富士フイルム株式会社) 06.04.2017 (2017-04-06) 段落[0034]-[0121], 図3-17	1-3, 5, 8, 17, 19-20 4, 6-7, 9-16, 18
X Y	JP 2016-144626 A (富士フイルム株式会社) 12.08.2016 (2016-08-12) 段落[0036]-[0085], 図3-12	1-3, 5, 8, 17, 19-20 4, 6-7, 9-16, 18
Y	JP 2019-37688 A (富士フイルム株式会社) 14.03.2019 (2019-03-14) 段落[0025], [0037]-[0045]	4, 18
Y	石川 秀樹 ほか, 潰瘍性大腸炎の治療判定に関する問題点, 日本消化器内視鏡学会 雑誌 [オンライン], 1990.01.20, Vol.32, No.1, p.262-263 [検索日 2021.03.29], インターネット : <URL : https://www.jstage.jst.go.jp/browse/gee/32/1/_contents/-char/ja > <DOI: 10.11280/gee1973b.32.256> 特に第2-3段落を参照	4, 18
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー	“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 “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	
“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		
国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日	
29.03.2021	13.04.2021	
名称及びあて先 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	権限のある職員（特許庁審査官） ▲高▼ 芳徳 2Q 9813 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	US 9324145 B1 (GIVEN IMAGING LTD.) 26.04.2016 (2016 - 04 - 26) 段落[0080]-[0082]	6-7
Y	JP 2016-214637 A (H O Y A株式会社) 22.12.2016 (2016 - 12 - 22) 段落[0028]-[0046], 図1-5	6-7
Y	JP 2006-122502 A (オリンパス株式会社) 18.05.2006 (2006 - 05 - 18) 段落[0039]-[0044]	9-14
Y	JP 2009-50321 A (オリンパス株式会社) 12.03.2009 (2009 - 03 - 12) 段落[0048]-[0049], 図8	15-16
Y	JP 2006-288612 A (オリンパス株式会社) 26.10.2006 (2006 - 10 - 26) 段落[0034],[0042]-[0045], 図4,6	16

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/JP2021/002286

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO 2017/057574 A1	06.04.2017	US 2018/0214005 A1 段落[0067]-[0174], 図3-24 EP 3357406 A1	
WO 2017/057414 A1	06.04.2017	US 2018/0211385 A1 段落[0051]-[0141], 図3-17 EP 3357403 A1	
JP 2016-144626 A	12.08.2016	US 2017/0258296 A1 段落[0049]-[0098], 図3-12 WO 2016/121811 A1 EP 3251582 A1	
JP 2019-37688 A	14.03.2019	US 2019/0059707 A1 段落[0036], [0048]-[0056] EP 3459426 A2	
US 9324145 B1	26.04.2016	(ファミリーなし)	
JP 2016-214637 A	22.12.2016	(ファミリーなし)	
JP 2006-122502 A	18.05.2006	US 2007/0191677 A1 段落[0065]-[0070] WO 2006/046637 A1 EP 1806091 A1 CN 101043841 A	
JP 2009-50321 A	12.03.2009	US 2009/0051695 A1 段落[0059]-[0060], 図8 WO 2009/025115 A1 EP 2181642 A1 CN 101784224 A	
JP 2006-288612 A	26.10.2006	US 2008/0086028 A1 段落[0047], [0055]- [0058], 図4, 6	