

(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
2017 年 4 月 6 日(06.04.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/057574 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *A61B 5/107* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01) *A61B 5/1455* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/078818
- (22) 国際出願日: 2016 年 9 月 29 日(29.09.2016)
- (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 2015-192005 2015 年 9 月 29 日(29.09.2015) 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 6 番 3 0 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 江畑 徹郎(EBATA, Tetsuro); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 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 2 5 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, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, 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:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: IMAGE PROCESSING APPARATUS, ENDOSCOPE 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

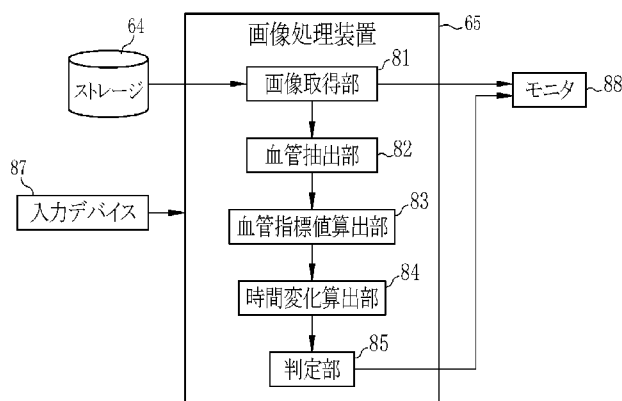


FIG. 3:
64 Storage
65 Image processing apparatus
81 Image acquiring unit
82 Blood vessel extraction unit
83 Blood vessel index value calculation unit
84 Time variation calculation unit
85 Determination unit
87 Input device
88 Monitor

(57) Abstract: Provided are: an image processing apparatus for taking into account a change over time in a blood vessel as an observation object and determining a state of a mucous membrane as an observation object, and directly and effectively assisting in diagnosis; an endoscope system; and an image processing method. An image processing apparatus (65) is provided with an image acquiring unit (81) for acquiring a plurality of endoscope images obtained by capturing images of an observation object at mutually different times through use of an endoscope (12), a blood vessel extraction unit (82) for extracting a blood vessel from the plurality of endoscope images, a blood vessel index value calculating unit (83) for calculating a blood vessel index value for each blood vessel extracted from the endoscope images, a time variation calculation unit (84) for calculating a time variation of the blood vessel index values, a determination unit (85) for determining a state of a mucous membrane as an observation object using the time variation of the blood vessel index values, and a monitor (88) for displaying the determination result of the determination unit (85).

(57) 要約:

[続葉有]

観察対象の血管の時間的な変化を考慮して観察対象の粘膜の状態を判定し、直接的かつ効果的に診断を支援する画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法を提供する。画像処理装置（６５）は、内視鏡（１２）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する画像取得部（８１）と、複数の内視鏡画像から血管を抽出する血管抽出部（８２）と、内視鏡画像から抽出した血管についてそれぞれ血管指標値を算出する血管指標値算出部（８３）と、血管指標値の時間変化を算出する時間変化算出部（８４）と、血管指標値の時間変化を用いて観察対象の粘膜の状態を判定する判定部（８５）と、判定部（８５）の判定結果を表示するモニタ（８８）と、を備える。

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、診断に供するデータを算出して診断を支援する画像処理装置、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、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入して先端部から照明光を照射し、照明光が照射された観察対象（被検体内の粘膜等）を、内視鏡の先端部に搭載した撮像センサで撮像する。そして、撮像によって得られた画像信号を用いて観察対象の画像（以下、内視鏡画像という）を生成し、モニタに表示する。

[0003] 内視鏡システムでは、通常は、白色の照明光（通常光とも言う）が照射された観察対象を撮像することにより、観察対象を自然な色合いで観察可能な内視鏡画像（以下、通常光画像という）を表示する。さらに、特定の波長帯域を有する光を照明光として用いることで、観察対象の血管やピットパターン等を強調した内視鏡画像（以下、特殊観察画像という）を得る内視鏡システムも普及している。内視鏡画像を用いて診断をする場合、血管やピットパターン等に関する情報は重要な診断材料であるため、これらを強調した特殊観察画像は診断に特に有用である。

[0004] さらに、近年では、単に血管を強調するだけでなく、内視鏡画像（あるいは内視鏡画像の生成に使用する画像信号）を用いて、血管の深さ、太さ、または密度等を算出することで、医師の診断をアシストする内視鏡システムや診断支援装置が知られている（特許文献1，2）。また、血管の密度等、内視鏡画像を用いて算出できる血管に関する情報（以下、血管情報という）の

経時変化を表示して診断を支援するシステムも知られている（特許文献3，4）。例えば、特許文献3のシステムでは、血管情報の1つである酸素飽和度の時間変化をリアルタイムにモニタに表示する。特許文献4のシステムは、観察対象が発する蛍光の強度の時間変化をグラフにして表示する。

[0005] また、内視鏡画像の特徴量を求め、求めた特徴量を用いて病変を判定または分類することにより、診断を支援する内視鏡システム等が知られている（特許文献5，6）。さらに、病変と判定した画素の色を変更したり、病変にアラート画像を重畳したりすることで、病変を強調する内視鏡システム等が知られている（特許文献7，8）。

先行技術文献

特許文献

- [0006] 特許文献1：特開2007-061638号公報
特許文献2：特開2011-217798号公報
特許文献3：特開2012-235926号公報
特許文献4：特開2015-066129号公報
特許文献5：特開2002-165757号公報
特許文献6：特開平10-014864号公報
特許文献7：特開2014-018333号公報
特許文献8：特開2011-255006号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] 血管の密度や酸素飽和度等の血管情報は、内視鏡画像を用いる診断の決め手ともなり得る極めて重要度が高い情報であるため、特許文献1～4の内視鏡システム等のように、血管情報を算出すれば、診断を支援することができる。なかでも特許文献3，4は、血管情報の時間変化を表示しており、血管情報の値だけでなく、血管情報の時間変化がわからなければ確定的な判断を下せないケースでも診断を支援することができるので、診断支援効果は特に

高い。

[0008] しかし、内視鏡システム等が算出する血管情報をどのように捉えて病変の判定や分類をするかは、医師の知識や経験に委ねられており、診断時の負担はまだまだ大きい。このため、血管情報を算出する内視鏡システム等には、さらに直接的に診断に結びつく情報によって、より効果的に診断を支援することが求められる。

[0009] 一方、特許文献5、6は、内視鏡画像の特徴量を求め、求めた特徴量を用いて病変を判定または分類し、その結果（想定される診断名等）を表示するので、直接的に診断に結びつきやすい情報を提示している。しかし、特許文献5、6が算出する特徴量は、粘膜表面の色調や模様の構造パターン（主に方向性）に関する特徴量であるため、血管情報が診断の指針となる病変については、判定や分類は難しい。また、1枚の内視鏡画像を用いて特徴量を算出しており、病変の判定または分類には、観察対象（特に血管情報）の時間的な変化は全く考慮していない。

[0010] 本発明は、観察対象の血管の時間的な変化を考慮して観察対象の粘膜の状態を判定し、その結果を表示することにより、従来よりも直接的かつ効果的に診断を支援する画像処理装置、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

[0011] 本発明の画像処理装置は、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する画像取得部と、複数の内視鏡画像から観察対象の血管をそれぞれ抽出する血管抽出部と、内視鏡画像から抽出した血管についてそれぞれ血管指標値を算出する血管指標値算出部と、血管指標値の時間変化を算出する時間変化算出部と、血管指標値の時間変化を用いて観察対象の粘膜の状態を判定する判定部と、判定部の判定結果を表示する表示部と、を備える。

[0012] 血管指標値算出部は、血管抽出部が抽出した血管の本数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、長さの変化、分岐数、分岐角度、分岐点間

距離、交差数、傾き、面積、密度、粘膜を基準とした深さ、高低差、間隔、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、走行パターン、及び血流量のうちいずれかの血管情報を血管指標値として算出する請求項 1 に記載の画像処理装置。

[0013] 血管指標値算出部は、血管抽出部が抽出した血管の本数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、長さの変化、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、傾き、面積、密度、粘膜を基準とした深さ、高低差、間隔、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、走行パターン、及び血流量のうちいずれかの血管情報を算出する血管情報算出部と、複数の血管情報を用いて演算をすることにより血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部と、を備え、血管指標値算出部は、血管パラメータを血管指標値とすることが好ましい。

[0014] 時間変化算出部は、複数の血管指標値の差、比、または、変化率を算出することが好ましい。

[0015] 血管指標値算出部は、複数種類の血管指標値を算出し、時間変化算出部は、血管指標値の種類ごとに時間変化を算出し、判定部は、血管指標値の種類ごとの時間変化を用いて観察対象の粘膜の状態を判定することが好ましい。

[0016] 判定部は、複数の時間的区間における血管指標値の時間変化の組み合わせによって観察対象の粘膜の状態を判定することが好ましい。

[0017] 判定部は、血管指標値が閾値以上または閾値未満になる期間の長さを算出し、算出した期間の長さによって観察対象の粘膜の状態を判定することが好ましい。

[0018] 複数の内視鏡画像に関心領域を設定する場合、血管指標値算出部は、関心領域の血管指標値を算出することに加え、関心領域外の血管指標値を算出し、時間変化算出部は、関心領域内外の血管指標値を用いて血管指標値の空間変化を算出し、さらに、血管指標値の空間変化の時間変化を算出し、判定部

は、血管指標値の空間変化の時間変化によって粘膜の状態を判定することが好ましい。

[0019] 表示部に、判定部の判定結果をポップアップ表示することが好ましい。

[0020] 血管指標値の時間変化を用いて、ポップアップ表示の表示設定をすることが好ましい。

[0021] 表示部に、判定部の判定結果を用いて粘膜の状態を判定した部分を着色した内視鏡画像を表示することが好ましい。

[0022] 表示部に、血管指標値の時間変化を用いて内視鏡画像を着色する部分の色を設定することが好ましい。

[0023] 表示部に、判定部の判定結果のリストを表示することが好ましい。

[0024] 血管指標値の時間変化を用いて、リストの表示設定をすることが好ましい。

[0025] 表示部に、内視鏡画像の粘膜の状態を判定した部分を拡大して表示することが好ましい。

[0026] 血管指標値の時間変化を用いて、内視鏡画像の粘膜の状態を判定した部分の拡大率を設定することが好ましい。

[0027] 本発明の内視鏡システムは、観察対象を撮像する内視鏡と、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する画像取得部と、複数の内視鏡画像から観察対象の血管をそれぞれ抽出する血管抽出部と、内視鏡画像から抽出した血管についてそれぞれ血管指標値を算出する血管指標値算出部と、血管指標値の時間変化を算出する時間変化算出部と、血管指標値の時間変化を用いて観察対象の粘膜の状態を判定する判定部と、を有するプロセッサ装置と、判定部の判定結果を表示する表示部と、を備える。

[0028] 本発明の画像処理方法は、画像取得部が、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するステップと、複数の内視鏡画像から観察対象の血管をそれぞれ抽出するステップと、血管指標値算出部が、内視鏡画像から抽出した血管についてそれぞれ血管指標値を算出

するステップと、時間変化算出部が、血管指標値の時間変化を算出するステップと、判定部が、血管指標値の時間変化を用いて観察対象の粘膜の状態を判定するステップと、を備える。

発明の効果

[0029] 本発明の画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法は、観察対象の血管の時間的な変化を考慮して観察対象の粘膜の状態を判定し、その結果を表示するので、従来よりも直接的かつ効果的に診断を支援することができる。

図面の簡単な説明

[0030] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[図2]内視鏡システムのブロック図である。

[図3]画像処理装置のブロック図である。

[図4]ストレージに保存した内視鏡画像を示す説明図である。

[図5]モニタの表示画面である。

[図6]画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

[図7]関心領域の設定方法を示す説明図である。

[図8]第2内視鏡画像の模式図である。

[図9]抽出した第2血管を表す第2血管画像である。

[図10]第2実施形態の血管指標値算出部のブロック図である。

[図11]第3実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図12]第4実施形態で用いる第3内視鏡画像を示す説明図である。

[図13]第4実施形態におけるモニタの表示画面である。

[図14]第1～第3血管指標値の時間変化を示すグラフである。

[図15]血管指標値が特定の条件を満たす期間E tを示すグラフである。

[図16]関心領域の内外の領域を示す説明図である。

[図17]判定結果をポップアップ表示する表示形態の説明図である。

[図18]粘膜の状態を判定した部分を着色して判定結果を表示する表示形態の説明図である。

[図19]粘膜の状態を判定した部分を着色する場合の画像処理装置のブロック図である。

[図20]閾値との差 δ とRチャンネルの値の対応関係を示すグラフである。

[図21]粘膜の状態を判定した部分を拡大表示する表示形態の説明図である。

[図22]判定結果のリストを表示する表示形態の説明図である。

[図23]判定結果を表示するための操作メニューを示す説明図である。

[図24]カプセル内視鏡の概略図である。

発明を実施するための形態

[0031] [第1実施形態]

図1に示すように、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、モニタ18と、コンソール19とを有する。内視鏡12は光源装置14と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置16と電氣的に接続する。内視鏡12は、被検体内に挿入する挿入部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を有している。操作部12bのアングルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cは湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部12dが所望の方向に向けられる。

[0032] また、操作部12bには、アングルノブ12eの他、静止画像取得指示部13a、ズーム操作部13bが設けられている。静止画像取得指示部13aは、内視鏡システム10に静止画像の取得指示を入力する場合に操作する。静止画像の取得指示には、モニタ18に観察対象の静止画像を表示するリリース指示と、静止画像をストレージに保存するリリース指示がある。ズーム操作部13bは、撮像倍率を変更するための撮像倍率変更指示を入力するために用いられる。

[0033] プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続する。モニタ18は、観察対象の画像や、画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール19は、機能設定等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。

[0034] 図2に示すように、光源装置14は、観察対象に照射する照明光を発する光源20と、光源20を制御する光源制御部22とを備えている。光源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の組み合わせ、またはキセノンランプ等のハロゲン光源で構成される。また、光源20には、LED等が発光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22は、LED等のオン／オフや、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22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。

[0035] 内視鏡システム10は、観察対象を通常観察画像で観察するための通常観察モードと、観察対象を特殊観察画像で観察するための特殊観察モードの2種類の観察モードを有する。観察モードが通常観察モードの場合、光源制御部22は、光源20によってほぼ白色の照明光を発生させる。観察モードが特殊観察モードの場合、光源制御部22は、光源20によって、特定の狭い波長帯域を有する照明光（以下、狭帯域光という）を発生させる。観察モードは、操作部12bに設けられたモード切り替えスイッチ（図示しない）によって切り替えられる。

[0036] 光源20が発した照明光は、挿入部12a内に挿通したライトガイド41に入射する。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコードに内蔵しており、照明光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。ユニバーサルコードは、内視鏡12と光源装置14及びプロセッサ装置16とを接続するコードである。なお、ライトガイド41としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径105 μm 、クラッド径125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

[0037] 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45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45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46、ズームレンズ47、及び撮像センサ48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46及びズームレンズ47を介して撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の像が結像する。ズームレンズ47は、ズーム操作部13bを操作することでテレ端とワイド端の間で自在に移動し、撮像センサ48に結像する観察対象を拡大または縮小する。

[0038] 撮像センサ48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48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48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48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48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。

[0039] 撮像センサ48が出力する画像信号は、CDS／AGC回路51に送信される。CDS／AGC回路51は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング（CDS：Correlated Double Sampling）や自動利得制御（AGC：Automatic Gain Control）を行う。CDS／AGC回路51を経た画像信号は、A／D（Analog to Digital）コンバータ52により、デジタル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。

[0040] プロセッサ装置16は、画像信号取得部53と、DSP（Digital Signal

Processor) 56と、ノイズ低減部58と、メモリ61と、信号処理部62と、映像信号生成部63と、を備えている。

[0041] 映像信号取得部53は、内視鏡12からデジタル映像信号を取得する。DSP56は、映像信号取得部53が取得した映像信号に対して、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、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号を補正する。オフセット処理では、欠陥補正処理を施した映像信号から暗電流成分を除き、正確なゼロレベルを設定する。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の映像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルを整える。

[0042] ゲイン補正処理後の映像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理を施す。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度を整える。ガンマ変換処理後の映像信号には、デモザイク処理（等方化処理、または同時化処理とも言う）を施し、各画素で不足した色の信号を補間によって生成する。この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。ノイズ低減部58は、DSP56でデモザイク処理等を施した映像信号に対して、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し、ノイズを低減する。ノイズを低減した映像信号は、メモリ61に記憶する。

[0043] 信号処理部62は、メモリ61からノイズ低減後の映像信号を取得する。そして、取得した映像信号に対して、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、映像信号に対して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、色変換処理済みの映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、色彩強調処理後の映像信号に対して行う。信号処理部62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 6 2 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 6 2 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 6 2 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）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、観察対象の血管が色の違いで強調される。

[0044] 信号処理部 6 2 は、生成した内視鏡画像を映像信号生成部 6 3 に入力する。映像信号生成部 6 3 は、内視鏡画像をモニタ 1 8 に出力表示するための映像信号に変換する。また、静止画像取得指示部 1 3 a の操作により、リリース指示を入力すると、信号処理部 6 2 は、生成した内視鏡画像をストレージ 6 4 に保存する。ストレージ 6 4 は、プロセッサ装置 1 6 に L A N (Local Area Network) 等接続した外部記憶装置であり、例えば、P A C S (Picture Archiving and Communication System) 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、N A S (Network Attached Storage) 等である。ストレージ 6 4 に保存した内視鏡画像は、画像処理装置 6 5 で使用する。

[0045] 画像処理装置 6 5 は、内視鏡画像に画像処理を施して、診断支援のために、血管パラメータを算出し、かつ、血管パラメータを用いて血管変化指標を算出する装置である。図 3 に示すように、画像処理装置 6 5 は、画像取得部 8 1 と、血管抽出部 8 2 と、血管指標値算出部 8 3 と、時間変化算出部 8 4 と、判定部 8 5 と、を備える。また、画像処理装置 6 5 には、関心領域 (ROI : Region Of Interest) の指定等に用いるポインティングデバイスやキーボ

ードなどを含む入力デバイス 87 や、内視鏡画像や判定部 85 による判定結果等を表示する表示部として機能するモニタ 88 が接続している。

[0046] 画像取得部 81 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、ストレージ 64 から取得する。ストレージ 64 に保存されている内視鏡画像には、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 81 は、血管を強調した特殊観察画像をストレージ 64 から取得する。

[0047] 図 4 に示すように、ストレージ 64 には、時間的に異なる時刻（年月日時）に観察対象を撮像して得た複数の内視鏡画像 99 を保存している。画像取得部 81 は、ユーザの設定入力等にしがって、これら複数の内視鏡画像 99 から、互いに異なる時刻に撮像して得た複数の内視鏡画像を取得する。本実施形態では、簡単のため、第 1 内視鏡画像 101 と第 2 内視鏡画像 102 を取得する。第 1 内視鏡画像 101 は、第 2 内視鏡画像 102 よりも先に観察対象を撮像して得た内視鏡画像である。逆に、第 2 内視鏡画像 102 は、第 1 内視鏡画像 101 よりも後に観察対象を撮像して得た内視鏡画像である。すなわち、「第 1」及び「第 2」は内視鏡画像の取得時刻の先後を表し、画像取得部 81 が取得する 2 つの内視鏡画像のうち、相対的に先に観察対象を撮像して得た内視鏡画像が第 1 内視鏡画像 101 であり、相対的に後に観察対象を撮像して得た内視鏡画像が第 2 内視鏡画像 102 である。第 1 内視鏡画像 101 の撮影時刻 T_1 と、第 2 内視鏡画像 102 の撮影時刻 T_2 とを比較すると、 $T_1 < T_2$ である。

[0048] 血管抽出部 82 は、画像取得部 81 が取得した複数の内視鏡画像から観察対象の血管をそれぞれ抽出する。血管の抽出方法は、例えば周波数フィルタ等である。本実施形態では、画像取得部 81 は、第 1 内視鏡画像 101 と第 2 内視鏡画像 102 の 2 つの内視鏡画像を取得するので、血管抽出部 82 は第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 から観察対象の血管をそれぞれ抽出する。以下、第 1 内視鏡画像 101 から抽出した血管を第 1 血管といい、第 2 内視鏡画像 102 から抽出した血管を第 2 血管という。また、本

実施形態では、血管抽出部 82 は画像取得部 81 が取得した内視鏡画像の全体から血管を抽出するが、関心領域を指定した場合は指定した関心領域内だけで血管を抽出しても良い。

[0049] 血管指標値算出部 83 は、内視鏡画像から抽出した血管についてそれぞれ血管指標値 D_i を算出する。すなわち、本実施形態では、血管指標値算出部 83 は、第 1 内視鏡画像 101 から抽出した第 1 血管を用いて第 1 内視鏡画像の血管指標値 D_i である第 1 血管指標値 D_{i1} を算出し、かつ、第 2 内視鏡画像 102 から抽出した第 2 血管を用いて第 2 内視鏡画像 102 の血管指標値 D_i である第 2 血管指標値 D_{i2} を算出する。

[0050] 血管指標値 D_i とは、観察対象の血管に関する指標値であり、かつ、病変の判定または分類に利用可能な指標値である。例えば、血管情報 V_i は、血管指標値 D_i として機能する。また、血管指標値 D_i は、血管情報 V_i を用いて算出することもできる。したがって、血管指標値算出部 83 は、血管指標値 D_i として、血管情報 V_i 、または、血管情報 V_i を用いて算出する指標値 P を算出する。本実施形態では、血管情報 V_i そのものを血管指標値 D_i として利用するので、血管指標値算出部 83 は血管情報 V_i を算出する血管情報算出部として機能する。

[0051] なお、具体的には、血管指標値算出部 83 は、第 1 血管指標値 D_{i1} と第 2 血管指標値 D_{i2} を算出するが、これら第 1 血管指標値 D_{i1} と第 2 血管指標値 D_{i2} は同じ種類（病変を同じ基準で判定または分類する）の血管指標である。第 1 血管指標値 D_{i1} と第 2 血管指標値 D_{i2} は、偶然に一致する場合を除いて基本的には互いに異なる値になる。第 1 血管指標値 D_{i1} の値と第 2 血管指標値 D_{i2} の違いは、第 1 内視鏡画像 101 の撮影時刻 T_1 と第 2 内視鏡画像 102 の撮影時刻 T_2 との観察対象の経時的な変化を表す。

[0052] 血管情報 V_i とは、例えば、血管の本数、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、間隔、粘膜を基準とした深さ、高低差、傾き、面積、密度、コントラスト、色、色の変化

、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、走行パターン、及び血流量のいずれかである。これらは血管情報の例であり、その他の血管に関する情報を血管情報として算出してもよい。

[0053] 血管の本数とは、内視鏡画像全体または関心領域内で抽出した血管の数である。血管の本数は、例えば、抽出した血管の分岐点の個数（分岐数）や他の血管との交差点の個数（交差数）等を用いて算出する。血管の分岐角度は、2本の血管が分岐点においてなす角度である。分岐点間距離は、任意の分岐点とその隣の分岐点の直線距離、または、任意の分岐点とその隣の分岐点までの血管に沿った長さである。

[0054] 血管の交差数とは、粘膜下の深さが異なる血管が内視鏡画像上で交差する交差点の個数である。より具体的には、血管の交差数とは、相対的に粘膜下の浅い位置にある血管が、深い位置にある血管を横切る数である。

[0055] 血管の太さ（血管径）とは、血管と粘膜の境界線間の距離であり、例えば、抽出した血管のエッジから血管の中を通して血管の短手方向に沿って画素数を計数することにより計数する。したがって、血管の太さは画素数であるが、内視鏡画像を撮影した際の撮影距離やズーム倍率等が既知の場合には、必要に応じて「 μm 」等の長さの単位に換算可能である。

[0056] 血管の太さの変化とは、血管の太さのばらつきに関する血管情報であり、口径不同度ともいう。血管の太さの変化は、例えば、血管径の変化率（拡張度ともいう）である。血管径の変化率は、血管の最も細い部分の太さ（最小径）と血管の最も太い部分の太さ（最大径）を用いて、「血管径の変化率（ $\%$ ）＝最小径／最大径 $\times 100$ 」で求める。

[0057] なお、過去の検査で観察対象を撮影して得た内視鏡画像と、その後の新たな検査で同じ観察対象を撮影して得た内視鏡画像と、を用いる場合、過去の検査で得た内視鏡画像から抽出した血管の太さに対して、その後の新たな検査で得た内視鏡画像から抽出した同じ血管の太さの時間的な変化を血管の太さの変化としてもよい。

[0058] また、血管の太さの変化として、細径部の割合、または太径部の割合を算

出しても良い。細径部とは太さが閾値以下の部分であり、太径部とは太さが閾値よりも太い部分である。細径部の割合は、「細径部の割合(%) = 細径部の長さ / 血管の長さ × 100」で求める。同様に、太径部の割合は、「太径部の割合(%) = 太径部の長さ / 血管の長さ × 100」で求める。

[0059] 血管の太さの変化の複雑度（以下、「太さ変化の複雑度」という）は、血管の太さ変化している場合に、その変化がどの程度複雑であるかを表す血管情報であり、血管の太さの変化を表す血管情報（すなわち血管径の変化率、細径部の割合、または太径部の割合）を複数組み合わせて算出する血管情報である。太さ変化の複雑度は、例えば、血管径の変化率と細径部の割合の積で求めることができる。

[0060] 血管の長さとは、抽出した血管の長手方向に沿って計数した画素数である。

[0061] 血管の間隔とは、抽出した血管のエッジ間にある粘膜を表す画素の画素数である。抽出した血管が1本の場合、血管の間隔は値を持たない。

[0062] 血管の深さは、粘膜（より具体的には粘膜の表面）を基準として測る。この粘膜を基準とした血管の深さは、例えば、血管の色に基づいて算出することができる。特殊観察画像の場合、粘膜の表面に近い位置にある血管はマゼンタ系の色で表され、粘膜の表面から遠く、粘膜下の深い位置にある血管はシアン系の色で表されるので、血管指標値算出部83は、血管として抽出した画素のR、G、B各色の信号のバランスに基づいて、粘膜を基準とした血管の深さを画素毎に算出する。

[0063] 血管の高低差とは、血管の深さの差の大きさである。例えば、注目する1本の血管の高低差は、この血管の最も深い箇所の深さ（最大深さ）と、最も浅い箇所の深さ（最小深さ）の差で求める。深さが一定の場合、高低差は零である。

[0064] 血管の傾きとは、血管の深さの変化率であり、血管の長さ（血管の長さ）と血管の深さを用いて算出する。すなわち、血管の傾きは、「血管の傾き = 血管の深さ / 血管の長さ」で求める。なお、血管を複数の区間に区切り、各区間で血管の傾

きを算出してもよい。

[0065] 血管の面積は、血管として抽出した画素の画素数、または、血管として抽出した画素の画素数に比例する値である。血管の面積は、関心領域内、関心領域外、または、内視鏡画像全体について算出する。

[0066] 血管の密度は、単位面積中にある血管の割合である。血管の密度を算出する画素を概ね中心に含む特定の大きさの領域（例えば単位面積の領域）を切り出し、この領域内の全画素に占める血管の割合を算出する。これを関心領域または内視鏡画像全体の全画素に対して行うことで、各画素の血管の密度を算出することができる。

[0067] 血管のコントラストとは、観察対象の粘膜に対する相対的なコントラストである。血管のコントラストは、血管の輝度 Y_V と、粘膜の輝度 Y_M と、を用いて、例えば「 Y_V / Y_M 」または「 $(Y_V - Y_M) / (Y_V + Y_M)$ 」で算出する。

[0068] 血管の色とは、血管を表す画素の R G B の各値である。そして、血管の色の変化とは、血管を表す画素の R G B 各値の各々の最大値と最小値の差または比である。例えば、血管を表す画素の B 値の最大値と最小値の比、G 値の最大値と最小値の比、または R 値の最大値と最小値の比は、血管の色の変化を表す。もちろん、補色に変換して、シアン、マゼンタ、イエロー、グリーン等の各値について血管の色及び血管の色の変化を算出しても良い。

[0069] 血管の蛇行度とは、血管が蛇行して走行する範囲の広さを表す血管情報である。血管の蛇行度は、例えば、蛇行度を算出する血管を含む最小の長方形の面積（画素数）である。また、血管の始点と終点の直線距離に対する血管の長さの比を血管の蛇行度としても良い。

[0070] 血管の血液濃度とは、血管が含むヘモグロビンの量に比例する血管情報である。血管を表す画素の R 値に対する G 値の比（ G / R ）はヘモグロビンの量に比例するので、 G / R の値を算出することで、画素ごとに血液濃度を算出することができる。

[0071] 血管の酸素飽和度とは、ヘモグロビンの総量（酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの総量）に対する酸化ヘモグロビンの量である。酸素飽和度は

、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に違いが大きい特定の波長帯域の光（例えば、波長 470 ± 10 nm程度の青色光）で観察対象を撮影した内視鏡画像を用いて算出することができる。波長 470 ± 10 nm程度の青色光を用いる場合、血管を表す画素のB値は酸素飽和度と相関があるので、B値を酸素飽和度に対応付けるテーブル等を用いることで、血管を表す各画素の酸素飽和度を算出することができる。

[0072] 動脈の割合とは、全血管の画素数に対する動脈の画素数の割合である。同様に、静脈の割合とは、全血管の画素数に対する静脈の画素数の割合である。動脈と静脈は、酸素飽和度によって区別することができる。例えば、酸素飽和度が70%以上の血管を動脈とし、酸素飽和度が70%未満の血管を静脈とすれば、抽出した血管を動脈と静脈に分けられるので、上記動脈の割合及び静脈の割合を算出することができる。

[0073] 投与した色素の濃度とは、観察対象に対して散布した色素、または静脈注射により血管に注入した色素の濃度である。投与した色素の濃度は、例えば、色素色以外の画素の画素値に対する色素色の画素値の割合で算出する。例えば、青色に着色する色素を投与した場合は、 B/G や B/R 等が、観察対象に定着（あるいは一時的に付着）した色素の濃度を表す。

[0074] 血管の走行パターンとは、血管の走行方向に関する血管情報である。血管の走行パターンは、例えば、任意に設定する基準線に対する血管の平均角度（走行方向）や、任意に設定する基準線に対して血管がなす角度の分散（走行方向のばらつき）等である。

[0075] 血管の血流量（血流速度ともいう）は、単位時間あたりに赤血球が通り抜ける数である。血管の血流量は、例えば超音波プローブを内視鏡12の鉗子チャンネル等を介して併用する場合等に、内視鏡画像の血管を表す各画素のドップラーシフト周波数を用いて算出することができる。

[0076] 本実施形態では、血管指標値算出部83は複数種類の血管情報 V_i を算出する。すなわち血管指標値算出部83は、複数種類の第1血管指標値 D_{i1} を算出し、かつ、複数種類の第2血管指標値 D_{i2} を算出する。但し、複数

種類の第1血管指標値 D_i1 と複数種類の第2血管指標値 D_i2 は同じ要素から構成される。例えば、血管指標値算出部83は、第1血管指標値 D_i1 として第1血管の「深さ」と「太さ」と「密度」を算出し、第2血管指標値 D_i2 として第2血管の「深さ」と「太さ」と「密度」を算出する。

[0077] なお、画像処理装置65では、入力デバイス87の操作によって内視鏡画像の全部または一部に関心領域を設定することができる。例えば、内視鏡画像の一部に関心領域に設定した場合、血管指標値算出部83は関心領域内で血管指標値 D_i （本実施形態では血管情報 V_i ）を算出する。関心領域を指定していない場合や、内視鏡画像の全部に関心領域に設定した場合には、血管指標値算出部83は、内視鏡画像の全部に関心領域に設定して血管指標値 D_i を算出する。

[0078] また、血管指標値算出部83は、内視鏡画像の画素毎に血管指標値 D_i を算出する。例えば、血管指標値 D_i を算出する画素を含む予め定めた範囲（例えば血管指標値 D_i を算出する画素を中心とする 99×99 画素の範囲）の画素のデータを用いて1つの画素の血管指標値 D_i を算出する。例えば、血管指標値 D_i として、「血管の太さ」（血管情報 V_i ）を算出する場合、画素毎の「血管の太さ」は、上記予め定めた範囲に写る血管の太さの統計量である。統計量とは、いわゆる基本統計量であり、例えば、最大値、最小値、平均値、中央値、または最頻値である。もちろん、例示する値以外の統計量を使用することもできる。例えば、最大値、最小値、平均値、中央値、または最頻値等のいわゆる代表値を用いて演算した値（最大値と最小値の比等）や、分散や標準偏差、変動係数等のいわゆる散布度を使用することができる。

[0079] 関心領域を設定する場合には、血管指標値算出部83は、関心領域に含まれる各画素の血管指標値 D_i の統計量を算出し、その値に関心領域の血管指標値 D_i とする。例えば、血管指標値 D_i として血管の太さ（血管情報 V_i ）を算出する場合、上記のように各画素の「血管の太さ」を算出し、関心領域を設定している場合には、さらに関心領域に含まれる各画素の「血管の太

さ」の統計量を算出し、設定した1つの関心領域に対して1つの「血管の太さ」を算出する。内視鏡画像の全体を関心領域に設定する場合も同様である。

[0080] なお、画素毎の血管指標値を算出する場合の統計量と、関心領域の血管指標値を算出する場合の統計量は、同じ統計量であっても良いし、異なっても良い。例えば、画素毎の血管の太さを算出する場合には「予め定めた範囲」に写る血管の太さの平均値を算出し、その後、関心領域の血管の太さを算出する場合にも、各画素の血管の太さの平均値を算出してもよいし、各画素の血管の太さの最頻値を算出しても良い。

[0081] また、本実施形態では、上記のように画素毎に血管指標値 D_i を算出し、その後、画素毎に算出した血管指標値 D_i の関心領域内の統計量を算出して、関心領域の血管情報を算出するが、算出する血管指標値 D_i の種類や、画素毎の血管指標値 D_i を算出する場合の統計量の計算の仕方と関心領域の血管情報を算出する場合の統計量の計算の仕方の関係等によっては、画素毎の血管指標値 D_i の算出を省略することができる。「血管の太さ」であれば、関心領域に写る血管の太さの平均値を、関心領域の血管の太さにすることができる。

[0082] 時間変化算出部84は、血管指標値 D_i の時間変化を算出する。本実施形態では、時間変化算出部84は、第1血管指標値 D_{i1} に対する第2血管指標値 D_{i2} の時間変化を算出する。血管指標値 D_i の「時間変化」とは、第1血管指標値 D_{i1} と第2血管指標値 D_{i2} の差 Δ ($\Delta = D_{i2} - D_{i1}$ または $\Delta = D_{i1} - D_{i2}$)、比 R ($R = D_{i2} / D_{i1}$ または $R = D_{i1} / D_{i2}$)、または、第1血管指標値 D_{i1} に対する第2血管指標値 D_{i2} の変化率 C ($C = (D_{i2} - D_{i1}) / D_{i1}$ 、 $C = (D_{i1} - D_{i2}) / D_{i2}$ 、または $C = (D_{i2} - D_{i1}) / (T_2 - T_1)$) である。また、経過時間を考慮して、単位時間あたりの差 Δ 、比 R 、または変化率 C を血管指標値 D_i の時間変化としてもよい。単位時間とは、1年、1月、1日、1時間、1分、1秒、等である。

[0083] 血管指標値 D_i の「時間変化を算出する」とは、上記差 Δ 、比 R 、または変化率 C を実際に算出することの他、上記差 Δ 、比 R 、または変化率 C を算出可能な状態で第 1 血管指標値 D_i 及び第 2 血管指標値 D_i のデータを保持することを含む。「差 Δ 、比 R 、または変化率 C を算出可能な状態で第 1 血管指標値 D_i 及び第 2 血管指標値 D_i のデータを保持する」とは、例えば、第 1 血管指標値 D_{i1} と第 1 内視鏡画像 101 の撮影時刻 T_1 を関連付け、かつ、第 2 血管指標値 D_{i2} と第 2 内視鏡画像 102 の撮影時刻 T_2 を関連付け、撮影時刻に対する血管指標値のグラフを作成または表示可能な状態にすることを言う。

[0084] なお、本実施形態では血管指標値 D_i として複数種類の血管情報 V_i を算出するので、血管指標値算出部 83 は、血管指標値 D_i の時間変化を血管情報 V_i ごとに算出する。例えば、第 1 血管指標値 D_{i1} 及び第 2 血管指標値 D_{i2} として、「深さ」、「太さ」、及び「密度」の 3 種の血管情報 V_i を算出する場合、時間変化算出部 84 は、「深さ」の時間変化と、「太さ」の時間変化と、「密度」の時間変化と、を算出する。

[0085] 判定部 85 は、第 1 血管指標値 D_{i1} に対する第 2 血管指標値 D_{i2} の時間変化を用いて観察対象の粘膜の状態を判定（または分類）する。観察対象の「粘膜の状態」とは、血管を含む粘膜全体としての総合的なステータスであり、例えば、「正常」、「腺腫」（腺腫の疑いがある）、または、「がん」（がんの疑いがある）等である。

[0086] より具体的には、判定部 85 は、第 1 血管指標値 D_{i1} 及び第 2 血管指標値 D_{i2} の差 Δ 、比 R 、または変化率 C から観察対象の粘膜の状態を判定する。例えば、第 1 血管指標値 D_{i1} 及び第 2 血管指標値 D_{i2} として「深さ」と「太さ」と「密度」を算出する場合、判定部 85 は、「深さ」の時間変化、「太さ」の時間変化、及び「密度」の時間変化を用いて観察対象の粘膜の状態を判定する。また、判定部 85 は、第 1 血管指標値 D_{i1} に対する第 2 血管指標値 D_{i2} の時間変化を閾値と比較することにより、観察対象の粘膜の状態を判定する。

[0087] なお、判定部 85 は、第 1 血管指標値 D_i1 及び第 2 血管指標値 D_i2 の差 Δ 、比 R 、または変化率 C を用いてさらに演算をし、その演算結果にしたがって観察対象の粘膜の状態を判定することができる。本実施形態では、判定部 85 は、第 1 血管指標値 D_i1 及び第 2 血管指標値 D_i2 の差 Δ によって観察対象の粘膜の状態を判定する。また、本実施形態で判定部 85 が観察対象の粘膜の状態の判定に用いる閾値の値は予め定められているが、本実施形態のように予め値が定められた閾値を使用する代わりに、判定部 85 は、第 1 内視鏡画像 101 の各画素の血管指標値 D_i や第 2 内視鏡画像 102 の各画素の血管指標値 D_i の平均値等の統計量を、観察対象の粘膜の状態の判定に用いる閾値に使用することができる。血管指標値 D_i の統計量を閾値に使用する場合、内視鏡画像の一部または全部の血管指標値 D_i を用いて、閾値（統計量）を算出する。関心領域を設定する場合には、関心領域内の血管指標値 D_i 、または、関心領域周辺の所定範囲の血管指標値 D_i を使用して、閾値（統計量）を算出することができる。また、閾値の算出には、第 1 内視鏡画像 101 と第 2 内視鏡画像 102 の間に撮影した他の内視鏡画像や、第 1 内視鏡画像 101 または第 2 内視鏡画像 102 の前後に撮影した他の内視鏡画像を用いても良い。

[0088] 画像処理装置 65 は、画像取得部 81 で取得した第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 と、判定部 85 による判定結果をモニタ 88 に表示する。図 5 に示すように、モニタ 88 は、メインウィンドウ 115 及びサブウィンドウ 116 と、判定結果表示部 117 とを有する。メインウィンドウ 115 及びサブウィンドウ 116 は内視鏡画像を表示し、判定結果表示部 117 は判定部 85 による判定結果を表示する。メインウィンドウ 115 は、相対的に後に観察対象を撮像して得た内視鏡画像を表示する領域であり、サブウィンドウ 116 は、相対的に先に観察対象を撮像して得た内視鏡画像を表示する領域である。このため、画像処理装置 65 は、メインウィンドウ 115 に第 2 内視鏡画像 102 を表示し、サブウィンドウ 116 に第 1 内視鏡画像 101 を表示する。なお、本実施形態では、モニタ 88 にメインウィン

ドウ 115 とサブウィンドウ 116 を設けているが、必ずしもサブウィンドウ 116 は必要ではない。例えば、メインウィンドウ 115 に、ユーザ操作等により第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 を切り替えて表示するようにしても良い。

[0089] 次に、画像処理装置 65 の動作の流れを図 6 のフローチャートに沿って説明する。まず、画像処理装置 65 は、入力デバイス 87 の入力操作にしたがって、画像取得部 81 によってストレージ 64 から第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 を取得し（S11）、モニタ 88 に表示する（S12）。画像処理装置 65 は、取得した第 1 内視鏡画像 101 と第 2 内視鏡画像 102 のうち、撮像時刻が相対的に先の第 1 内視鏡画像 101 をサブウィンドウ 116 に表示し、撮像時刻が相対的に後の第 2 内視鏡画像 102 をメインウィンドウ 115 に表示する。

[0090] 選択した第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 がモニタ 88 に表示されると、医師は入力デバイス 87 を操作して、第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 に関心領域をそれぞれ設定する（S13）。例えば、図 7 に示すように、メインウィンドウ 115 の第 2 内視鏡画像 102 の概ね中央付近に病変か否か（あるいは病変の進行度合い等）の診断を要する注目箇所がある。このため、医師は入力デバイス 87 を操作して、第 2 内視鏡画像 102 に注目箇所を含む関心領域（以下、第 2 関心領域という）112 を設定する。また、サブウィンドウ 116 の第 1 内視鏡画像 101 に対しては、第 2 内視鏡画像 102 の注目箇所と同じ（あるいは対応する）注目箇所を含む関心領域（以下、第 1 関心領域という）111 を設定する。

[0091] 一方、血管抽出部 82 は、第 1 内視鏡画像 101 から第 1 血管を抽出し、かつ、第 2 内視鏡画像 102 から第 2 血管を抽出する（S14）。図 8 に示すように、第 2 内視鏡画像 102 は、血管を色によって強調した特殊観察画像であり、例えば、観察対象の粘膜表面の形状 122 が観察できる他、粘膜の表面に比較的近い位置にある細い表層血管 123 がマゼンタ系の色で表され、粘膜下の比較的深い位置にある太い中深層血管 124 はシアン系の色で

表され、強調されている。この第2内視鏡画像102の場合、血管抽出部82は、図9に模式的に画像化して示す第2血管画像132のように、表層血管123と中深層血管124を第2血管として抽出する。血管抽出部82は、上記第2内視鏡画像102からの第2血管の抽出と同様に、第1内視鏡画像101から第1血管を抽出する。

[0092] 上記のように、血管抽出部82が第1内視鏡画像101から第1血管を抽出すると、血管指標値算出部83は、第1血管の「深さ」「太さ」及び「密度」等の複数種類の血管情報 V_i を画素毎に算出し、さらに第1関心領域111の統計量を算出することで、第1関心領域111のなかで複数種類の第1血管指標値 D_{i1} を算出する(S15)。同様に、血管抽出部82が第2内視鏡画像102から第2血管を抽出すると、血管指標値算出部83は、第2血管の「深さ」「太さ」及び「密度」等の複数種類の血管情報 V_i を画素毎に算出し、さらに第2関心領域112の統計量を算出することで、第2関心領域112のなかで複数種類の第2血管指標値 D_{i2} を算出する(S15)。

[0093] 血管指標値算出部83が第1血管指標値 D_{i1} 及び第2血管指標値 D_{i2} を算出すると、時間変化算出部84は、これら血管指標値の時間変化を算出する(S16)。具体的には、血管指標値算出部83は、第1血管の深さ、太さ、及び密度等(第1血管指標値 D_{i1})と第2血管の深さ、太さ、及び密度等(第2血管指標値 D_{i2})を用いて、第1血管の深さと第2血管の深さの差、第1血管の太さと第2血管の太さの差、及び、第1血管の密度と第2血管の密度の差等を算出する。

[0094] その後、判定部85は、血管指標値算出部83が算出した第1血管の深さと第2血管の深さの差、第1血管の太さと第2血管の太さの差、及び、第1血管の密度と第2血管の密度の差等を用いて、観察対象の粘膜の状態を、「正常」、「腺腫」、または「がん」等のいずれかに判定する(S17)。画像処理装置65は判定部85の判定結果を、モニタ88の判定結果表示部117に表示する(S18、図5参照)。

[0095] 上記のように、画像処理装置 65 は、第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 の選択と、第 1 関心領域 111 及び第 2 関心領域 112 の設定以外は、画像処理装置 65 が自動的に行う。このため、画像処理装置 65 を使用する医師からしてみれば、ストレージ 64 から 2 枚の内視鏡画像を選択し、モニタ 88 上で選択した内視鏡画像のそれぞれに関心領域を設定すると、自動的に観察対象の粘膜の状態に関する判定結果が判定結果表示部 117 に表示される。医師は、この判定結果を見れば、疑うべき病変の種類等を直ちに把握できるので、例えば血管指標値 D_i や血管情報 V_i を表示する場合よりも直接的かつ効率的に診断をすることができる。すなわち、画像処理装置 65 は、従来の内視鏡システム等よりも直接的かつ効果的に診断を支援することができる。

[0096] 特に、画像処理装置 65 は、血管指標値 D_i の時間変化という従来にない観点で観察対象の粘膜の状態を判定する。このため、直接的かつ効果的な診断支援を、血管指標値 D_i の絶対値（血管指標値 D_i の一時的な値）だけでは確定的な診断をし難いような状況でも行うことができる。

[0097] なお、上記第 1 実施形態では、血管指標値算出部 83 は血管指標値 D_i として複数種類の血管情報 V_i を算出しているが、病変の種類等によっては、1 種類の血管情報 V_i の時間変化で判定をすることができる場合がある。このため、血管指標値算出部 83 は血管指標値 D_i として 1 種類の血管情報 V_i を算出してもよい。

[0098] [第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、血管指標値算出部 83 は、血管指標値 D_i として血管情報 V_i を算出しているが、前述のとおり、血管情報 V_i を用いて算出する指標値（以下、血管パラメータという） P を血管指標値 D_i にすることができる。この場合、例えば図 10 に示すように、血管指標値算出部 83 には、血管情報算出部 251 と血管パラメータ算出部 252 を設ける。

[0099] 血管情報算出部 251 は、上記第 1 実施形態の血管指標値算出部 83 と同様に、血管抽出部 82 が抽出した血管に関して複数種類の血管情報 V_i を算

出する。より具体的には、第1内視鏡画像101から抽出した第1血管の「深さ」「太さ」及び「密度」等の血管情報 V_i を算出し、かつ、第2内視鏡画像102から抽出した第2血管の「深さ」「太さ」及び「密度」等の血管情報 V_i を算出する。すなわち、血管情報算出部251は、第1血管と第2血管のそれぞれについて、同じ種類（組み合わせ）の複数の血管情報 V_i を算出する。

[0100] 血管パラメータ算出部252は、血管情報算出部251が算出した複数の血管情報 V_i を用いて演算をすることにより血管パラメータと称する評価値を算出する。具体的には、血管パラメータ算出部252は、第1血管に関する複数種類の血管情報 V_i を用いて演算をすることにより、第1血管に関する血管パラメータ P_1 を算出する。また、血管パラメータ算出部252は、第2血管に関する複数種類の血管情報 V_i を用いて演算をすることにより、第2血管に関する血管パラメータ P_2 を算出する。

[0101] 血管パラメータ算出部252は、第1血管に関する複数種類の血管情報 V_i にそれぞれに重み付け係数をかけ、和をとることによって血管パラメータ P_1 を算出する。重み付け係数は、重み付け係数テーブル253に記憶しており、例えば機械学習によって予め定める。第2血管に関する複数種類の血管情報 V_i を用いて血管パラメータ P_2 を算出する演算は、上記血管パラメータ P_1 を算出する演算と同じであり、使用する重み付け係数も血管パラメータ P_1 の算出に用いる重み付け係数テーブル253である。

[0102] 第1血管に関する血管パラメータ P_1 と第2血管に関する血管パラメータ P_2 は、観察対象の血管の状態を同じ手法で（同じ演算によって）評価する評価値である。もちろん、血管パラメータ P_1 と血管パラメータ P_2 の値は、偶然に一致する場合を除いて、基本的には異なる値になる。この血管パラメータ P_1 と血管パラメータ P_2 の値の違いは、第1内視鏡画像101の撮影時刻 T_1 と第2内視鏡画像102の撮影時刻 T_2 の違いを反映している。

[0103] 本実施形態では、血管パラメータ算出部252は、上記のように複数の血管情報 V_i の重み付け和を血管パラメータ P_1 及び P_2 として算出するが、

血管パラメータ P_1 及び P_2 の算出方法は任意である。例えば、重み付け和を取るだけでなく、加減乗除が混在する演算をして血管パラメータ P_1 及び P_2 を算出しても良いし、その他の関数を用いて血管パラメータを算出しても良い。

[0104] 血管パラメータ P_1 及び P_2 は、互いに次元（単位）が異なる血管情報 V_i を加算等して算出するので、血管パラメータ P_1 及び P_2 には物理的な意味は無いが、診断の指標として機能する。すなわち、血管パラメータ P_1 及び P_2 は、物理的な意味がない値であることが血管情報 V_i との違いである。

[0105] 上記のように算出した血管パラメータ P_1 及び P_2 は、それぞれ第1血管指標値 D_{i1} 及び第2血管指標値 D_{i2} として好適である。血管パラメータ P_1 及び P_2 を第1血管指標値 D_{i1} 及び第2血管指標値 D_{i2} として利用する場合、時間変化算出部84は、血管パラメータ P_1 と血管パラメータ P_2 の差 Δ 、比 R 、または、血管パラメータ P_1 に対する血管パラメータ P_2 の変化率 C を算出する。そして、判定部85は、血管パラメータ P_1 と血管パラメータ P_2 の差 Δ 、比 R 、または、血管パラメータ P_1 に対する血管パラメータ P_2 の変化率 C によって、観察対象の粘膜の状態を判定する。

[0106] 本実施形態のように、血管パラメータ P_1 及び P_2 の時間変化によって粘膜の状態を判定すると、血管情報 V_i の時間変化によって粘膜の状態を判定する場合よりも、さらに正確に粘膜の状態を判定することができる。

[0107] [第3実施形態]

上記第1実施形態及び第2実施形態では、内視鏡システム10が内視鏡画像をストレージ64に保存し、後に画像処理装置65がストレージ64から内視鏡画像を取得して血管パラメータを算出するが、観察対象を観察しながらほぼリアルタイムに内視鏡システム10が粘膜の状態を判定してもよい。この場合、図11に示す内視鏡システム310のように、プロセッサ装置16に画像取得部81、血管抽出部82、血管指標値算出部83、時間変化算出部84、及び、判定部85を設ける。内視鏡12や光源装置14の構成は

第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

[0108] 上記のようにプロセッサ装置16に画像処理装置65の各部を設ける場合、画像取得部81は信号処理部62が生成する内視鏡画像を、ストレージ64を介さずに信号処理部62から直接取得することができる。このため、画像取得部81は、例えば静止画像の取得指示が入力された際に生成された内視鏡画像を少なくとも2以上一時的に保持し、第1実施形態の第1内視鏡画像101及び第2内視鏡画像102として血管抽出部82に入力する。

[0109] 画像取得部81が一時的に保持する複数の内視鏡画像のうち、どの内視鏡画像を第1実施形態の第1内視鏡画像101及び第2内視鏡画像102として使用するかは、第1実施形態で入力デバイス87を用いたのと同様に、内視鏡システム310のコンソール19を用いて医師が選択することができる。また、コンソール19を用いて、第1内視鏡画像101及び第2内視鏡画像102として使用する内視鏡画像を予め設定しておくこともできる。例えば、画像取得部81が一時的に保持する複数の内視鏡画像のうち、最も古い内視鏡画像（最も撮影時刻が早い内視鏡画像）を第1内視鏡画像101として使用し、最も新しい内視鏡画像（最も撮影時刻が遅い内視鏡画像）を第2内視鏡画像102として使用することができる。最も新しい内視鏡画像を第2内視鏡画像102として使用し、この最も新しい内視鏡画像が撮影時刻T2を基準に、予め定めた時刻 τ 前に撮影した内視鏡画像を第1内視鏡画像101として使用することもできる。

[0110] 画像取得部81以外の血管抽出部82、血管指標値算出部83、時間変化算出部84、及び、判定部85の動作は、第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。判定部85による評価結果は、映像信号生成部63を介して内視鏡システム310のモニタ18に表示する。判定結果の表示方法は、第1実施形態と同様である。

[0111] 上記のように、プロセッサ装置16に、画像処理装置65の各部を設ければ、プロセッサ装置16が画像処理装置65としても機能する。このため、内視鏡システム310では、観察対象を観察しながら粘膜の状態を判定する

ので、ほぼリアルタイムに診断を支援することができる。内視鏡システム 310 は、観察対象に対して薬剤を投与等し、あるいは観察対象に施術した場合に、その作用を観察する場合に好適である。

[0112] なお、上記第 3 実施形態では、画像取得部 81 は信号処理部 62 が生成する内視鏡画像を直接取得するが、信号処理部 62 から内視鏡画像を直接取得する代わりに、第 1 実施形態等と同様に、ストレージ 64 から第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 を取得してもよい。特に、第 1 内視鏡画像 101 については、ストレージ 64 に保存してある過去の検査で得た内視鏡画像を用いるとよい。過去の検査で得た内視鏡画像を第 1 内視鏡画像 101 に使用すると、過去の観察対象の粘膜の状態に対する現在の観察対象の粘膜の状態の変化を、現在行っている検査の最中にリアルタイムに知ることができる。

[0113] また、上記第 3 実施形態では、画像取得部 81 が信号処理部 62 から取得する内視鏡画像は、静止画像の取得指示が入力された際に生成された内視鏡画像であるが、静止画像の取得指示に関係なく、粘膜の状態を判定してもよい。この場合、関心領域の設定、血管の抽出、血管指標値 D_i の算出、血管指標値 D_i の時間変化の算出、及び、粘膜の状態の判定を、予め設定する時間間隔毎に自動的に行うことが好ましい。粘膜の状態を判定する時間間隔は医師が任意に設定可能である。

[0114] [第 4 実施形態]

上記第 1 ～ 第 3 実施形態では、第 1 内視鏡画像 101 と第 2 内視鏡画像 102 の 2 つの内視鏡画像を使用して観察対象の粘膜の状態を判定しているが、3 以上の内視鏡画像を使用して観察対象の粘膜の状態を判定してもよい。

[0115] 例えば、図 12 に示すように、画像取得部 81 が、ストレージ 64 に保存している複数の内視鏡画像 99 のなかから、第 1 内視鏡画像 101 及び第 2 内視鏡画像 102 に加え、第 2 内視鏡画像 102 よりも後に観察対象を撮像して得る第 3 内視鏡画像 403 を取得する。すなわち、第 1 内視鏡画像 101 の撮影時刻 T_1 、第 2 内視鏡画像 102 の撮影時刻 T_2 、及び、第 3 内視

鏡画像 403 の撮影時刻 T_3 を比較すると、 $T_1 < T_2 < T_3$ である。

[0116] この場合、図 13 に示すように、モニタ 88 には、メインウィンドウ 414、第 1 サブウィンドウ 415、及び、第 2 サブウィンドウ 416 の 3 つの内視鏡画像の表示領域を設ける。そして、画像取得部 81 が第 1 内視鏡画像 101、第 2 内視鏡画像 102、及び第 3 内視鏡画像 403 を取得すると、画像処理装置 65 は、メインウィンドウ 414 に、相対的に最も後に観察対象を撮像して得た第 3 内視鏡画像 403 を表示し、第 1 サブウィンドウ 415 に 2 番目に観察対象を撮像して得た第 2 内視鏡画像 102 を表示し、第 2 サブウィンドウ 416 には相対的に最も先に観察対象を撮像して得た第 1 内視鏡画像 101 を表示する。

[0117] 画像処理装置 65 が、モニタ 88 に、第 1 内視鏡画像 101、第 2 内視鏡画像 102、及び第 3 内視鏡画像 403 を表示すると、医師がこれらの内視鏡画像に対してそれぞれに対応する関心領域を設定するのは第 1 実施形態等と同様である。すなわち、まず、第 3 内視鏡画像 403 には関心領域（以下、第 3 関心領域という）413 を設定し、第 2 内視鏡画像 102 には、第 3 関心領域 413 が含む注目箇所と同じ（あるいは対応する）注目箇所を含む第 2 関心領域 412 を設定する。第 1 内視鏡画像 101 についても同様に第 1 関心領域 411 を設定する。

[0118] 上記のように、第 1 内視鏡画像 101、第 2 内視鏡画像 102、及び第 3 内視鏡画像 403 に関心領域を設定すると、血管抽出部 82 は、第 1 内視鏡画像 101 から第 1 血管を抽出し、第 2 内視鏡画像 102 から第 2 血管を抽出する。そして、第 1 内視鏡画像 101 から第 1 血管を抽出し、第 2 内視鏡画像 102 から第 2 血管を抽出するのと同様にして、第 3 内視鏡画像 403 から観察対象の血管を抽出する。以下、第 3 内視鏡画像 403 から抽出した血管を第 3 血管という。

[0119] その後、血管指標値算出部 83 は、第 1 血管指標値 D_{i1} として、第 1 血管に関する複数種類の血管情報 V_i を算出し、第 2 血管指標値 D_{i2} として、第 2 血管に関する複数種類の血管情報 V_i を算出し、さらに、第 3 血管指

標値 D_i3 として、第3血管に関する複数種類の血管情報 V_i を算出する。複数の第1血管情報、複数の第2血管情報、及び、本実施形態で新たに算出する複数の第3血管情報は、種類（種類の組み合わせ）が同じである。

[0120] 時間変化算出部84は、複数の時間的区間における血管指標値の時間変化を算出し、判定部85は、複数の時間的区間における血管指標値の時間変化の組み合わせによって観察対象の粘膜の状態を判定する。本実施形態では、複数の時間的区間は、第1内視鏡画像101の撮影時刻 T_1 から第2内視鏡画像102の撮影時刻 T_2 の区間と、第2内視鏡画像102の撮影時刻 T_2 から第3内視鏡画像103の撮影時刻 T_3 の区間の2区間である。したがって、時間変化算出部84は、第1血管指標値 D_i1 に対する第2血管指標値 D_i2 の時間変化と、第2血管指標値 D_i2 に対する第3血管指標値 D_i3 の時間変化と、を算出する。そして、判定部85は、第1血管指標値 D_i1 に対する第2血管指標値 D_i2 の時間変化と、第2血管指標値 D_i2 に対する第3血管指標値 D_i3 の時間変化との組み合わせによって観察対象の粘膜の状態を判定する。

[0121] 例えば、図14に示すように、時間変化算出部84は、第1血管指標値 D_i1 に対する第2血管指標値 D_i2 の差 Δ_{21} と、第2血管指標値 D_i2 に対する第3血管指標値 D_i3 の差 Δ_{32} を算出すると、判定部85は、差 Δ_{21} の正負や絶対値と、差 Δ_{32} の正負や絶対値によって、観察対象の粘膜の状態を、「正常」、「腺腫」、「がん」等に判定する。より具体的には、差 Δ_{21} が正で差 Δ_{32} が負の場合に、観察対象の粘膜の状態が「腺腫」等と判定する。

[0122] 上記のように、3以上の内視鏡画像を使用して観察対象の粘膜の状態を判定すると、第1内視鏡画像101と第2内視鏡画像102の2つの内視鏡画像だけを用いる場合よりも正確に観察対象の粘膜の状態を判定することができる。

[0123] 上記第4実施形態では3枚の内視鏡画像を使用しているが、4以上の内視鏡画像を使用する場合も同様である。また、第2実施形態のように、血管パラメータを血管指標値 D_i に用いる場合も同様である。

[0124] また、上記第4実施形態では、判定部85は、第1血管指標値 D_i1 に対する第2血管指標値 D_i2 の時間変化と、第2血管指標値 D_i2 に対する第3血管指標値 D_i3 の時間変化との組み合わせによって粘膜の状態を判定しているが、さらに、第1血管指標値 D_i1 、第2血管指標値 D_i2 、及び第3血管指標値 D_i3 の値を組み合わせで粘膜の状態を判定してもよい。

[0125] なお、上記第4実施形態では、時間変化算出部84は、第1血管指標値 D_i1 に対する第2血管指標値 D_i2 の時間変化と、第2血管指標値 D_i2 に対する第3血管指標値 D_i3 の時間変化と、を算出するが、第1血管指標値 D_i1 に対する第2血管指標値 D_i2 の時間変化と、第1血管指標値 D_i1 に対する第3血管指標値 D_i3 の時間変化を算出してもよい。また、第2血管指標値 D_i2 に対する第1血管指標値 D_i1 の時間変化と、第2血管指標値 D_i2 に対する第3血管指標値 D_i3 の時間変化を算出してもよい。これらは全て実質的に同じ血管指標値 D_i の時間変化を表すので、判定部85は上記第4実施形態と同様にして観察対象の粘膜の状態を判定することができる。

[0126] 判定部85は上記とは別の方法で粘膜の状態を判定することができる。例えば、図15に示すように、血管指標値 D_i の第1血管指標値 D_i1 から第3血管指標値 D_i3 への時間変化を、第1閾値 $TH1$ と比較し、血管指標値 D_i が第1閾値 $TH1$ 以上になる（あるいは、第1閾値 $TH1$ 以下になる、第1閾値 $TH1$ より大きい、第1閾値 $TH1$ 未満になる）期間 E_t の長さを算出する。そして、判定部85は、算出した期間 E_t の長さによって観察対象の粘膜の状態を判定する。例えば、算出した期間 E_t が零の場合と、期間 E_t が第2閾値 $TH2$ 以上の場合と、期間 E_t が第2閾値 $TH2$ 未満の場合とに分けることで、観察対象の粘膜の状態を判定することができる。このように、血管指標値 D_i が定めた条件を満たす期間 E_t の長さによって観察対象の粘膜の状態を判定する方法は、上記第4実施形態のように3以上の内視鏡画像を使用する場合に特に好適であるが、第1～第3実施形態のように2枚の内視鏡画像を使用する場合にも好適である。

[0127] また、上記第1～第4実施形態では、関心領域111及び関心領域112を設定した場合、関心領域111及び関心領域112の中で血管指標値 D_i を算出し、その時間変化によって粘膜の状態を判定しているが、血管指標値算出部83は、関心領域111及び関心領域112の血管指標値 D_i を算出することに加え、関心領域111及び関心領域112外の血管指標値 d_i を算出し、関心領域111及び関心領域112以外の領域の血管指標値 d_i も考慮して観察対象の粘膜の状態を判定することが好ましい。例えば、血管指標値算出部83は、図16に示す第1内視鏡画像101の関心領域111内の領域 R_i の第1血管指標値 D_{i1} に加え、便宜的にハッチングを施した関心領域111外の領域 R_o についても第1血管指標値 d_{i1} を算出する。同様に、血管指標値算出部83は、第2内視鏡画像102の関心領域112内の領域の第2血管指標値 D_{i2} に加え、関心領域112外の領域についても第2血管指標値 d_{i2} を算出する。

[0128] 時間変化算出部84は、関心領域111及び関心領域112内外の血管指標値 D_i 及び d_i を用いて「血管指標値の空間変化」を算出し、さらに、この「血管指標値の空間変化」の時間変化を算出する。

[0129] 具体的には、時間変化算出部84は、関心領域111の内外の第1血管指標値 D_{i1} 及び d_{i1} の差、比、または変化率を算出し、かつ、関心領域112の内外の第2血管指標値 D_{i2} 及び d_{i2} の差、比、または変化率を算出する。関心領域111の内外の第1血管指標値 D_{i1} 及び d_{i1} の差、比、または変化率が、第1内視鏡画像101に関する「血管指標値の空間変化」 S_1 である。同様に、関心領域112の内外の第2血管指標値 D_{i2} 及び d_{i2} の差、比、または変化率が、第2内視鏡画像102に関する「血管指標値の空間変化」 S_2 である。

[0130] 上記のように、血管指標値の空間変化を算出すると、時間変化算出部84は、「血管指標値の空間変化」の時間変化を算出する。すなわち、2つの空間変化 S_1 、 S_2 の差、比、または変化率を算出する。空間変化 S_1 、 S_2 の差、比、または変化率が、「血管指標値の空間変化」の時間変化 γ である

。判定部 85 は、この「血管指標値の空間変化」の時間変化 γ によって、観察対象の粘膜の状態を判定する。こうすると、判定結果への観察対象の個体差による影響を低減し、より正確な判定結果が得られる。

[0131] なお、上記第 1 ～第 4 実施形態では、モニタ 88 は、判定結果表示部 117 を設け、判定結果表示部 117 に「腺腫」等の判定部 85 による判定結果を表示しているが（図 5 参照）、別の方法で判定部 85 による判定結果を表示してもよい。例えば、図 17 に示すように、モニタ 88 は、判定結果表示部 117 の代わりに、判定部 85 による判定結果をポップアップ表示してもよい。図 17 では、判定結果を示すメッセージをポップアップ表示しているが、代わりに、血管指標値 D_i の時間変化の値や、血管指標値 D_i の値等を、判定結果として、または判定結果とともに、ポップアップ表示してもよい。

[0132] 上記ポップアップ表示の表示設定は、血管指標値の時間変化を用いて行うと良い。例えば、上記ポップアップ表示の輪郭の色、文字の色、及び背景の色等の表示色や、文字のフォントや太さ、輪郭線の線種や太さ等を、血管指標値 D_i の時間変化を用いて表示設定を変更し、血管指標値 D_i の時間変化が大きさによって、表示内容を目立たせると良い。

[0133] モニタ 88 は、判定部 85 の判定結果を用いて、粘膜の状態を判定した部分を着色した第 1 内視鏡画像 101 または第 2 内視鏡画像 102 を表示することで、判定部 85 の判定結果を表示してもよい。例えば、図 18 に示すように、粘膜の状態を判定した関心領域 111 または 112 を着色する。粘膜の状態を判定した着色する色は、判定結果が「正常」の場合には無着色とし、判定結果が「腺腫」の場合にはオレンジ色に着色し、判定結果が「がん」の場合には赤色にする等、判定部 85 の判定結果によって変更する。こうすると、第 1 内視鏡画像 101 または第 2 内視鏡画像 102 とともに視認性良く判定結果を表示することができる。

[0134] 粘膜の状態を判定した部分を着色した第 1 内視鏡画像 101 または第 2 内視鏡画像 102 を表示する場合、図 19 に示すように、画像処理装置 65 に

は、着色処理部 501 を設ける。着色処理部 501 は、粘膜の状態を判定した部分に関する情報（関心領域 111 及び関心領域 112 の位置や範囲）と、判定部 85 による判定結果を用いて、第 1 内視鏡画像 101 または第 2 内視鏡画像 102 に上記着色処理をする。

[0135] 粘膜の状態を判定した部分を着色する色は、時間変化算出部 84 が算出する時間変化（第 1 実施形態では、第 1 血管指標値 D_i1 に対する第 2 血管指標値 D_i2 の時間変化）を用いて設定することが好ましい。この場合、着色処理部 501 は、時間変化算出部 84 から、時間変化算出部 84 が算出した時間変化の情報を得る。そして、時間変化算出部 84 が算出した時間変化の値を閾値（以下、第 3 閾値 $TH3$ という）と比較し、時間変化算出部 84 が算出した時間変化の値と第 3 閾値 $TH3$ との差 δ を求める。

[0136] その後、モニタ 88 に表示する第 1 内視鏡画像 101 または第 2 内視鏡画像 102 の粘膜の状態を判定した部分の色は、例えば、図 20 に実線で示すように、差 δ に比例して R チャンネル（モニタ 88 に表示する画像の赤色画素）の値を設定する。図 20 では、差 δ と R チャンネルの関係だけを示しているが、B チャンネル（モニタ 88 に表示する画像の青色画素）や G チャンネル（モニタ 88 に表示する画像の緑色画素）も同様である。但し、RGB 各チャンネルで差 δ と各チャンネルの値の関係は変えて良い。また、差 δ と各チャンネルの関係は、図 20 に破線で示すように曲線で設定してもよく、一点鎖線で示すように段階的に設定してもよい。また、その他の関数等によって差 δ と各チャンネルの関係を定めても良い。

[0137] なお、上記のように粘膜の状態を判定した部分を着色する場合、図 18 では関心領域 111 及び 112 内を網掛けにして着色しているが、関心領域 111 及び 112 の枠だけを着色してもよく、関心領域 111 及び 112 の全体ではなく、関心領域 111 及び 112 内の異常部分（判定結果が「正常」以外の部分）を選択的に着色してもよい。異常部分は、例えば、各画素の血管指標値 D_i の値によって選択することができる。

[0138] また、上記のように粘膜の状態を判定した部分を着色する場合、異常と判

定するもとなった血管指標値 D_i によって粘膜の状態を判定した部分の色を変更してもよい。例えば、血管密度の時間変化が異常値の場合には赤色系の色で着色し、血管の太さの時間変化が異常値の場合には緑色系の色で着色する等である。この場合、血管指標値 D_i に優先順位を予め設定しておき、2以上の血管指標値 D_i が異常値である場合には、優先順位が高い方に設定した色を採用する。

[0139] 上記第1～第4実施形態では、モニタ88は、判定結果表示部117に判定部85による判定結果を表示しているが（図5参照）、図21に示すように、粘膜の状態を判定した部分を拡大した拡大画像502を表示しても良い。特に、判定部85による判定結果が「正常」以外の場合（なんらかの異常を示す判定結果の場合）に拡大画像502を表示すると、判定結果に基づいて、粘膜の状態を判定した部分を容易に精査することができる。図21では、モニタ88に第2内視鏡画像102の粘膜の状態を判定した部分を拡大した拡大画像502を表示しているが、第1内視鏡画像101の粘膜の状態を判定した部分を拡大した拡大画像を表示してもよい。

[0140] 粘膜の状態を判定した部分の拡大率（拡大画像502の大きさ）は、血管指標値 D_i の時間変化を用いて設定すると良い。例えば、血管指標値 D_i の時間変化が大きいほど、粘膜の状態を判定した部分の拡大率を大きくして、粘膜の状態を判定した部分がより目立つようにすると良い。

[0141] なお、拡大画像502は、粘膜の状態を判定した関心領域112に完全に一致していなくても良い。例えば、粘膜の状態を判定した関心領域112の周囲にある正常な部分を含めた拡大画像を表示しても良い。また、図21では、第1内視鏡画像101を表示するサブウィンドウ116の代わりに拡大画像502を表示しているが、拡大画像502はポップアップ表示しても良く、第1内視鏡画像101、第2内視鏡画像102、及び判定結果表示部117とは別の表示領域に表示してもよい。

[0142] 上記第1～第4実施形態では、判定部85は観察対象の粘膜の状態を1つの状態に判定しているが、判定部85は観察対象の粘膜の状態を複数の観点

で判定することができる。具体的には、血管指標値算出部 8 3 は複数種類の血管指標値 D_i （複数種類の血管情報 V_i ）を算出し、時間変化算出部 8 4 は複数種類の血管指標値 D_i の各々の時間変化を算出するので、判定部 8 5 は複数種類の血管指標値 D_i の各々の時間変化の組み合わせ方によって、複数の観点で観察対象の粘膜を判定することができる。

[0143] 例えば、血管指標値算出部 8 3 が、血管指標値 $D_i A$ 、血管指標値 $D_i B$ 、血管指標値 $D_i C$ の 3 種類の血管指標値 D_i を算出し、時間変化算出部 8 4 は、血管指標値 $D_i A$ の時間変化 ΔA 、血管指標値 $D_i B$ の時間変化 ΔB 、血管指標値 $D_i C$ の時間変化 ΔC をそれぞれ算出する。そして、時間変化 ΔA 及び ΔB を用いれば、観察対象の粘膜の状態が、病変 L_1 か否かを判定でき、時間変化 ΔA 及び ΔC を用いれば、観察対象の粘膜の状態を病変 L_2 （例えば病変 L_1 との関連性が低い別の病変）か否かを判定できるとする。このような場合に、判定部 8 5 は、病変 L_1 か否かを判定する第 1 の観点で観察対象を粘膜の状態を判定し、かつ、病変 L_2 か否かを判定する第 2 の観点で観察対象の粘膜の状態を判定することができる。

[0144] 上記のように、判定部 8 5 が複数の観点で観察対象の粘膜の状態を判定する場合、図 2 2 に示すように、モニタ 8 8 の判定結果表示部 1 1 7 には、各観点での判定結果を示す判定結果のリスト 5 0 5 を表示することが好ましい。図 2 2 では、時間変化 ΔA 及び ΔB を用いる第 1 の観点（「観点 1」）での判定結果（「腺腫」）と、時間変化 ΔA 及び ΔC を用いる第 2 の観点（「観点 2」）での判定結果（「正常」）を、判定結果のリスト 5 0 5 に表示している。

[0145] 判定結果のリスト 5 0 5 には、判定結果が正常のものも含めて全ての判定結果を表示しているが、異常を示す判定結果（「正常」以外の判定結果）だけをリスト 5 0 5 に表示しても良い。

[0146] なお、血管指標値 D_i の時間変化を用いて、上記判定結果のリスト 5 0 5 の表示設定をすると良い。すなわち、リスト 5 0 5 の輪郭の色、文字の色、及び背景の色等の表示色や、文字のフォントや太さ、輪郭線の線種や太さ等

を、血管指標値 D_i の時間変化を用いて変更し、時間変化が大きさによって表示内容を目立たせると良い。

[0147] また、リスト 505 では各観点での判定結果だけを表示しているが、リスト 505 には判定結果以外の情報も併せて表示することが好ましい。例えば、判定対象にした粘膜の内視鏡画像内での座標、判定に用いる血管指標値 D_i 、血管指標値 D_i またはその時間変化の値、等を判定結果とともに表示すると良い。第 4 実施形態のように、3 以上の内視鏡画像を用いて粘膜の状態を判定する場合に、異常を示す判定結果（「正常」以外の判定結果）の場合には、最初に判定結果が異常になる内視鏡画像の撮影時刻（開始フレーム）や、最後に判定結果が異常を示した内視鏡画像の撮影時刻（終了フレーム）を表示することが好ましい。同様に、第 4 実施形態の変形例のように、血管指標値 D_i が特定の条件を満たす期間 E_t の長さで観察対象の粘膜の状態を判定する場合には、血管指標値 D_i が特定の条件を最初に満たした時刻（期間 E_t の開始時刻）や血管指標値 D_i が特定の条件を最後に満たした時刻（期間 E_t の終了時刻）を表示することが好ましい。判定結果とともにリスト 505 に表示することが好ましい各種情報は、リスト 505 に判定結果とともに最初から表示しておく代わりに、図 22 のリスト 505 の判定結果を選択した場合にポップアップ表示するようにしてもよい。

[0148] 上記各種変形例の判定結果の表示や粘膜の状態を判定した部分の拡大表示の代わりに、図 23 に示すように、モニタ 88 に操作メニュー 510（図 23 では「!!」のアイコン）を表示してもよい。そして、操作メニュー 510 を操作することで、上記各種変形例の判定結果の表示方法や粘膜の状態を判定した部分の拡大表示等から、医師が必要とする表示を選択できるようにすることが好ましい。図 23 では第 2 内視鏡画像 102 内に操作メニュー 510 を表示しているが、操作メニュー 510 の表示位置は任意である。また、操作メニュー 510 のテキスト（図 23 では「!!」）の表示内容や表示色は任意である。操作メニュー 510 には、判定部 85 による判定結果を表示することができる。操作メニュー 510 の表示色（操作メニュー 510 に

表示するテキストの色やアイコン全体の色)は、粘膜の状態を判定した部分に着色する場合(図18参照)と同様に、判定部85による判定結果によって変更することが好ましい。

[0149] なお、判定部85は、粘膜の状態を、正常、腺腫、及びがんを含む3種類以上の状態に判定することが望ましい。特に、大腸の粘膜の状態を判定する場合には、正常、過形成ポリープ(HP: Hyperplastic Polyp)、SSA/P (Sessile Serrated Adenoma / Polyp)、腺腫(TSA: Traditional Serrated Adenoma)、側方発達型腫瘍(LST: Laterally Spreading Tumor)、及びがんを含むいずれかの状態に判定することが好ましい。このように、判定部85の判定結果を細分化する場合、判定部85は血管指標値D_iの時間変化に加えて、血管指標値D_iの値を用いることが好ましい。従来、過形成ポリープはがん化のリスクが低く、処置の必要がないと考えられていたが、近年では、過形成ポリープに似たSSA/Pががん化した例も発見されているため、特に過形成ポリープとSSA/Pを鑑別することが重要になってきている。一方、過形成ポリープあるいはSSA/Pと思しき肥厚した粘膜下を中深層血管124が横断していると、SSA/Pが形成される可能性が高いことが分かっている。血管指標値D_iの時間変化を用いれば、判定部85によって過形成ポリープとSSA/Pを鑑別することができるが、血管指標値D_iの時間変化に加え、血管指標値D_iの値を組み合わせることで判定をすれば、より高い確率で過形成ポリープからSSA/Pを鑑別することができる。

[0150] また、観察対象の粘膜の状態ががんである場合、判定部85は、血管指標値D_iの時間変化を用いて、または、血管指標値D_iの時間変化と血管指標値D_iの値を組み合わせることで用いて、さらに、がんのステージを判定することが好ましい。そして、判定結果表示部117には、判定部85が判定したがんのステージを表示することが好ましい。このように、観察対象の粘膜の状態をがんとして判定した場合にさらにステージを判定して、その結果をモニタ88に表示すれば、さらに細やかに診断を支援することができる。

[0151] 上記第１～第４実施形態では、モニタ８８に表示する第１内視鏡画像１０１等の各内視鏡画像に対して１つの関心領域を設定しているが、モニタ８８に表示する第１内視鏡画像１０１等の各内視鏡画像に対して複数の関心領域を設定してもよい。例えば、内視鏡画像の全体をメッシュに区切った各領域を関心領域に設定し、各関心領域で血管指標値 D_i 及びその時間変化を算出することができる。また、医師が任意箇所に任意個数の関心領域を設定できるようにしても良い。

[0152] 上記第１～第４実施形態及び各種変形例では、撮像センサ４８が設けられた内視鏡１２を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システム１０（または内視鏡システム３１０）によって本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムでも本発明は好適である。例えば、図２４に示すように、カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡６００と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。カプセル内視鏡６００は、光源６０２と、光源制御部６０３と、撮像センサ６０４と、画像信号取得処理部６０６と、送受信アンテナ６０８とを備えている。光源６０２は、内視鏡システム１０の光源２０と同様に構成され、光源制御部６０３の制御によって、照明光を発光する。画像信号取得処理部６０６は、画像信号取得部５３、DSP５６、ノイズ低減部５８、信号処理部６２として機能する。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、内視鏡システム３１０のプロセッサ装置１６と同様に構成され、画像処理装置６５としても機能する。

符号の説明

- [0153] １０ 内視鏡システム
１２ 内視鏡
１２ａ 挿入部
１２ｂ 操作部
１２ｃ 湾曲部
１２ｄ 先端部
１２ｅ アングルノブ

- 1 3 a 静止画像取得指示部
- 1 3 b ズーム操作部
- 1 4 光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 1 8 モニタ
- 1 9 コンソール
- 2 0 光源
- 2 2 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 5 照明レンズ
- 4 6 対物レンズ
- 4 7 ズームレンズ
- 4 8 撮像センサ
- 5 1 C D S / A G C 回路
- 5 2 A / D コンバータ
- 5 3 画像信号取得部
- 5 6 D S P
- 5 8 ノイズ低減部
- 6 1 メモリ
- 6 2 信号処理部
- 6 3 映像信号生成部
- 6 4 ストレージ
- 6 5 画像処理装置
- 8 1 画像取得部
- 8 2 血管抽出部
- 8 3 血管指標値算出部

- 8 4 時間変化算出部
- 8 5 判定部
- 8 7 入力デバイス
- 8 8 モニタ
- 9 9 内視鏡画像
- 1 0 1 第1内視鏡画像
- 1 0 2 第2内視鏡画像
- 1 0 3 第3内視鏡画像
- 1 1 1 第1関心領域
- 1 1 2 第2関心領域
- 1 1 5 メインウィンドウ
- 1 1 6 サブウィンドウ
- 1 1 7 判定結果表示部
- 1 2 2 粘膜表面の形状
- 1 2 3 表層血管
- 1 2 4 中深層血管
- 1 3 2 第2血管画像
- 2 5 1 血管情報算出部
- 2 5 2 血管パラメータ算出部
- 2 5 3 重み付け係数テーブル
- 3 1 0 内視鏡システム
- 4 0 3 第3内視鏡画像
- 4 1 1 第1関心領域
- 4 1 2 第2関心領域
- 4 1 3 第3関心領域
- 4 1 4 メインウィンドウ
- 4 1 5 第1サブウィンドウ
- 4 1 6 第2サブウィンドウ

5 0 1 着色処理部
5 0 2 拡大画像
5 0 5 判定結果のリスト
5 1 0 操作メニュー
6 0 0 カプセル内視鏡
6 0 2 光源
6 0 3 光源制御部
6 0 4 撮像センサ
6 0 6 画像信号取得処理部
6 0 8 送受信アンテナ
d i 血管指標値
D i 血管指標値
D i 第1血管指標値
D i 第2血管指標値
d i 1 第1血管指標値
D i 1 第1血管指標値
d i 2 第2血管指標値
D i 2 第2血管指標値
D i 3 第3血管指標値
D i A 血管指標値
D i B 血管指標値
D i C 血管指標値
E t 期間
L 1 病変
L 2 病変
P 指標値
P 1 血管パラメータ
P 2 血管パラメータ

R i 領域

R o 領域

T 1 撮影時刻

T 2 撮影時刻

T 3 撮影時刻

T H 1 第 1 閾値

T H 2 第 2 閾値

T H 3 第 3 閾値

V i 血管情報

請求の範囲

- [請求項1] 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する画像取得部と、
- 複数の前記内視鏡画像から前記観察対象の血管をそれぞれ抽出する血管抽出部と、
- 前記内視鏡画像から抽出した血管についてそれぞれ血管指標値を算出する血管指標値算出部と、
- 前記血管指標値の時間変化を算出する時間変化算出部と、
- 前記血管指標値の時間変化を用いて前記観察対象の粘膜の状態を判定する判定部と、
- 前記判定部の判定結果を表示する表示部と、
- を備える画像処理装置。
- [請求項2] 血管指標値算出部は、前記血管抽出部が抽出した血管の本数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、長さの変化、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、傾き、面積、密度、粘膜を基準とした深さ、高低差、間隔、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、走行パターン、及び血流量のうちいずれかの血管情報を前記血管指標値として算出する請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 血管指標値算出部は、
- 前記血管抽出部が抽出した血管の本数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、長さの変化、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、傾き、面積、密度、粘膜を基準とした深さ、高低差、間隔、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、走行パターン、及び血流量のうちいずれかの血管情報を算出する血管情報算出部と、
- 複数の前記血管情報を用いて演算をすることにより血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部と、

を備え、

前記血管指標値算出部は、前記血管パラメータを前記血管指標値とする請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項4] 前記時間変化算出部は、複数の前記血管指標値の差、比、または、変化率を算出する請求項1～3のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項5] 前記血管指標値算出部は、複数種類の前記血管指標値を算出し、
前記時間変化算出部は、前記血管指標値の種類ごとに前記時間変化を算出し、

前記判定部は、前記血管指標値の種類ごとの時間変化を用いて前記観察対象の粘膜の状態を判定する請求項1～4のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項6] 前記判定部は、複数の時間的区間における前記血管指標値の時間変化の組み合わせによって前記観察対象の粘膜の状態を判定する請求項1～5のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記判定部は、前記血管指標値が閾値以上または閾値未満になる期間の長さを算出し、算出した前記期間の長さによって前記観察対象の粘膜の状態を判定する請求項1～5のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項8] 複数の前記内視鏡画像に関心領域を設定する場合、
前記血管指標値算出部は、前記関心領域の前記血管指標値を算出することに加え、前記関心領域外の前記血管指標値を算出し、
前記時間変化算出部は、前記関心領域内外の前記血管指標値を用いて前記血管指標値の空間変化を算出し、さらに、前記血管指標値の空間変化の時間変化を算出し、
前記判定部は、前記血管指標値の空間変化の時間変化によって前記粘膜の状態を判定する請求項1～5のいずれか1項に記載の画像処理装置。

- [請求項9] 前記表示部に、前記判定部の判定結果をポップアップ表示する請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。
- [請求項10] 前記血管指標値の時間変化を用いて、前記ポップアップ表示の表示設定をする請求項 9 に記載の画像処理装置。
- [請求項11] 前記表示部に、前記判定部の判定結果を用いて粘膜の状態を判定した部分を着色した前記内視鏡画像を表示する請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。
- [請求項12] 前記表示部に、前記血管指標値の時間変化を用いて前記内視鏡画像を着色する部分の色を設定する請求項 11 に記載の画像処理装置。
- [請求項13] 前記表示部に、前記判定部の判定結果のリストを表示する請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。
- [請求項14] 前記血管指標値の時間変化を用いて、前記リストの表示設定をする請求項 13 に記載の画像処理装置。
- [請求項15] 前記表示部に、前記内視鏡画像の粘膜の状態を判定した部分を拡大して表示する請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。
- [請求項16] 前記血管指標値の時間変化を用いて、前記内視鏡画像の粘膜の状態を判定した部分の拡大率を設定する請求項 15 に記載の画像処理装置。
- [請求項17] 観察対象を撮像する内視鏡と、
前記内視鏡によって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する画像取得部と、複数の前記内視鏡画像から前記観察対象の血管をそれぞれ抽出する血管抽出部と、前記内視鏡画像から抽出した血管についてそれぞれ血管指標値を算出する血管指標値算出部と、前記血管指標値の時間変化を算出する時間変化算出部と、前記血管指標値の時間変化を用いて前記観察対象の粘膜の状態を判定する判定部と、を有するプロセッサ装置と、
前記判定部の判定結果を表示する表示部と、
を備える内視鏡システム。

[請求項18] 画像取得部が、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するステップと、

 血管抽出部が、複数の前記内視鏡画像から前記観察対象の血管をそれぞれ抽出するステップと、

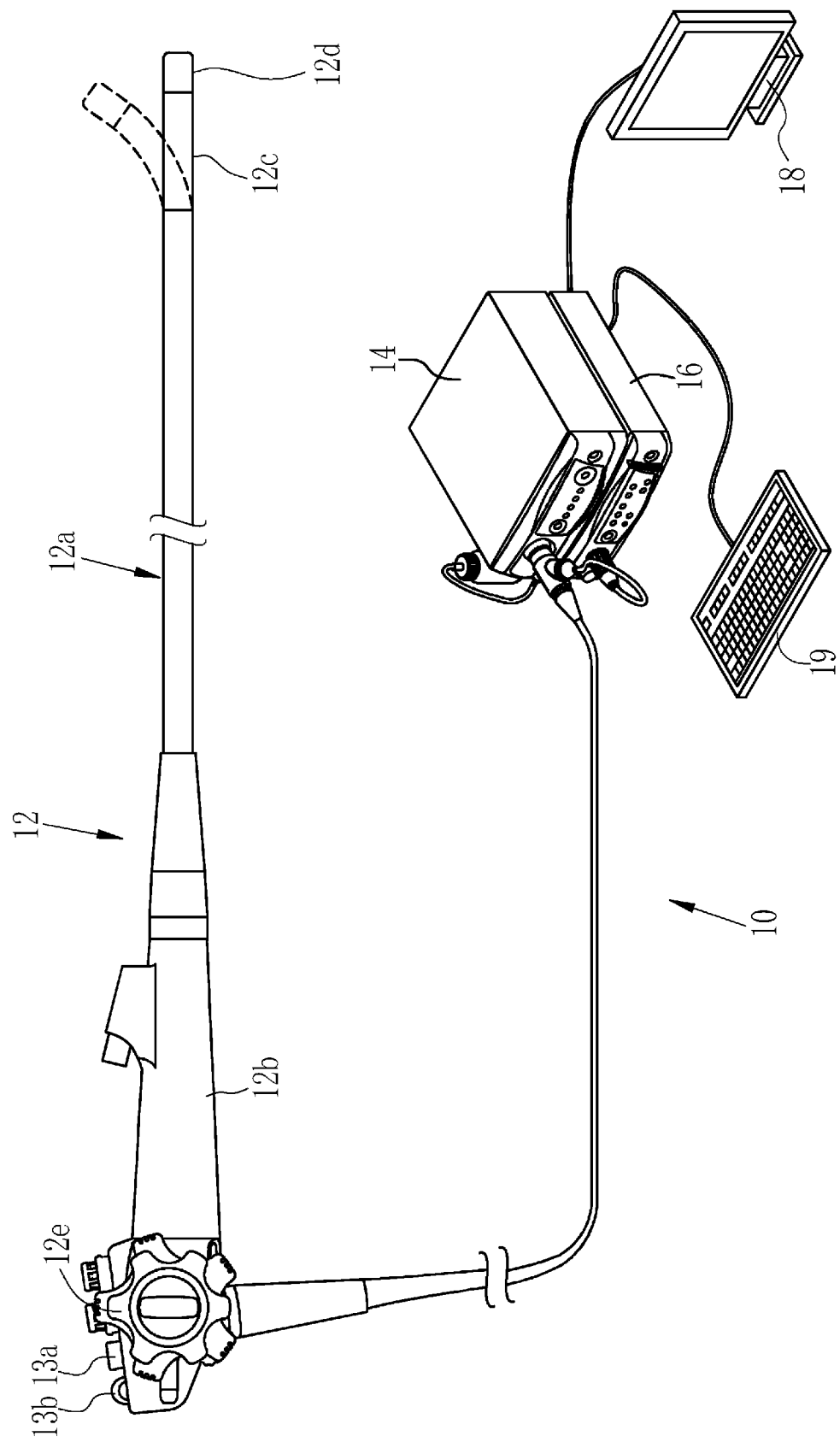
 血管指標値算出部が、前記内視鏡画像から抽出した血管についてそれぞれ血管指標値を算出するステップと、

 時間変化算出部が、前記血管指標値の時間変化を算出するステップと、

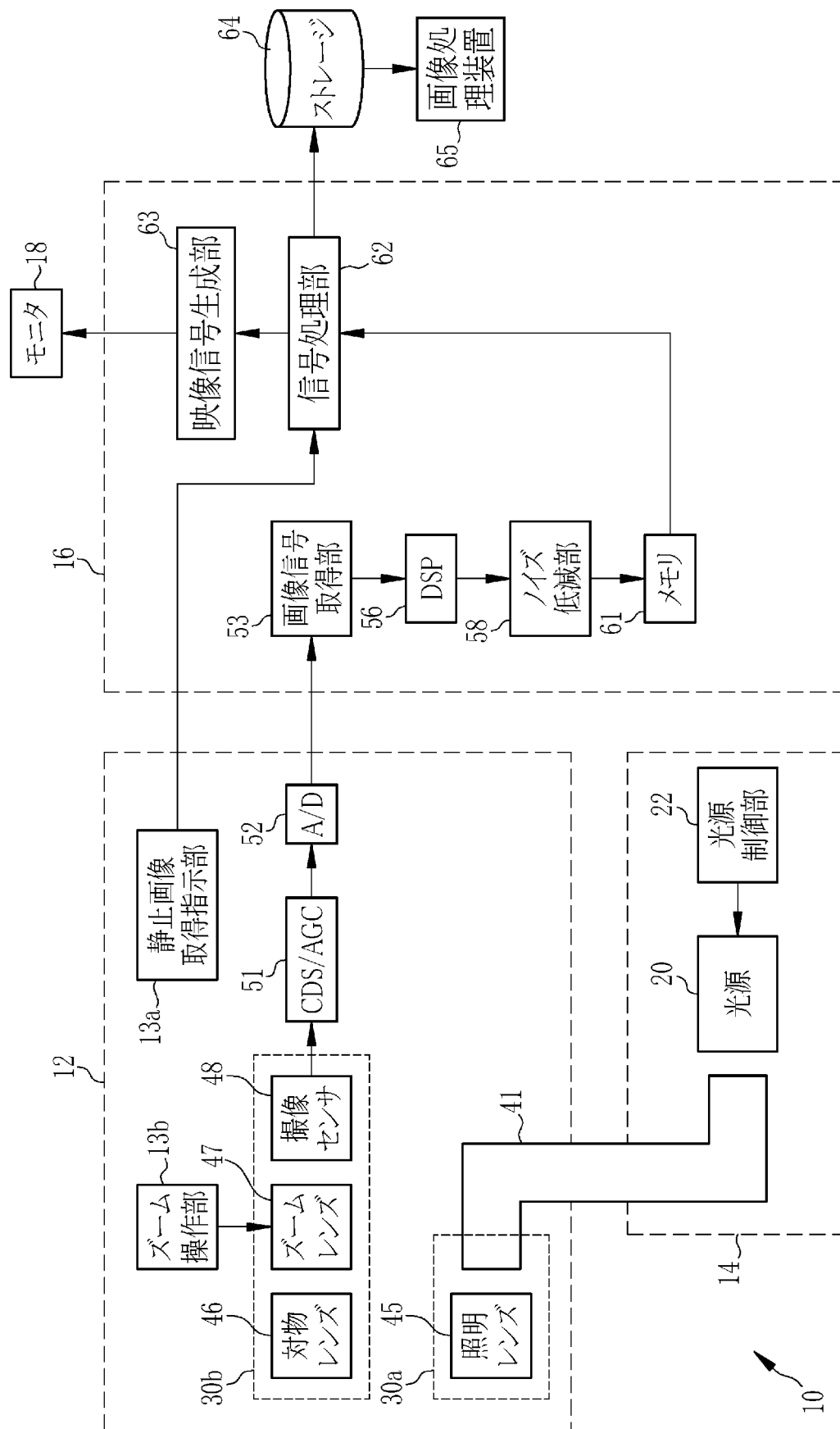
 判定部が、前記血管指標値の時間変化を用いて前記観察対象の粘膜の状態を判定するステップと、

 を備える画像処理方法。

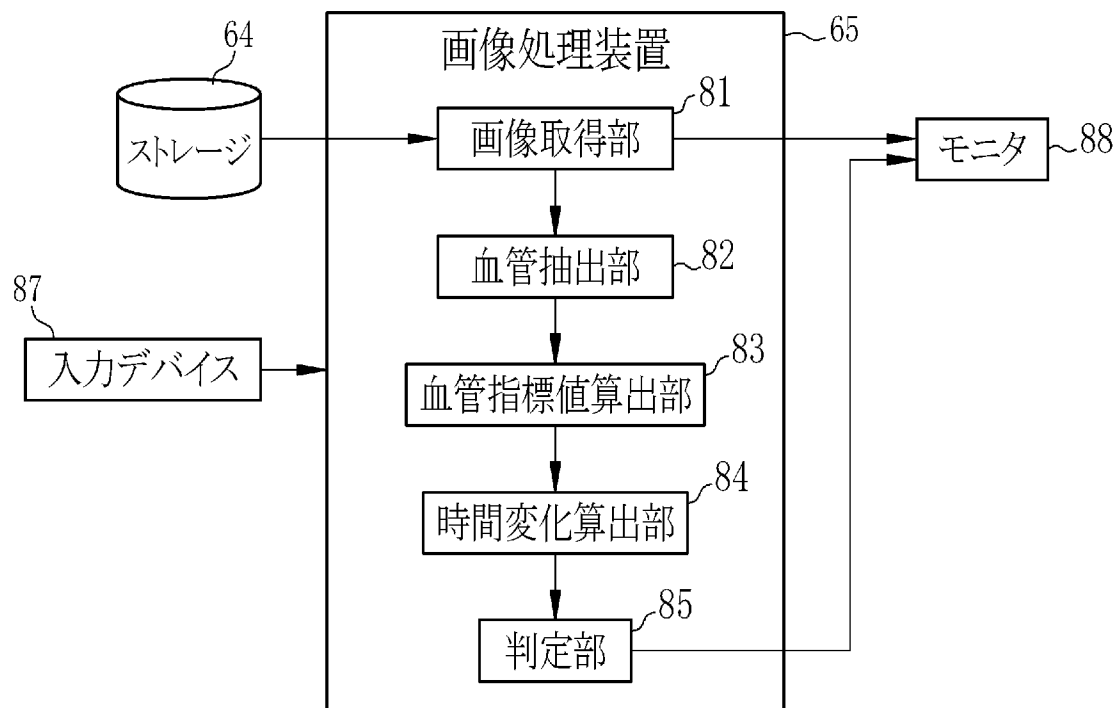
[図1]



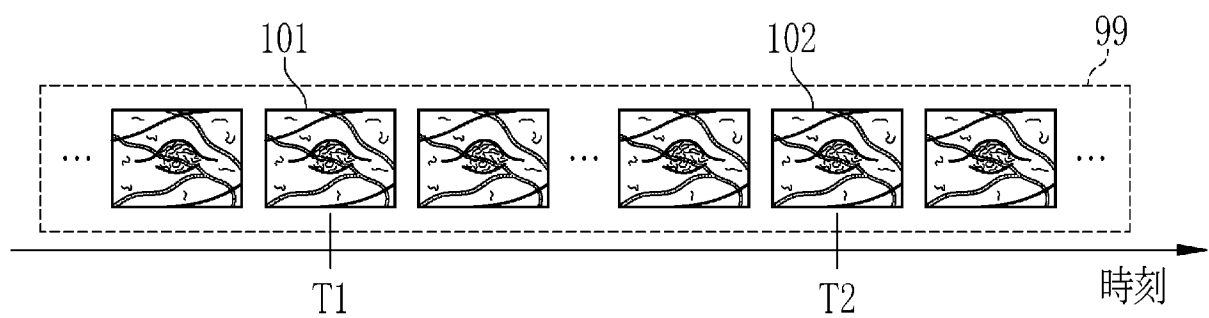
[図2]



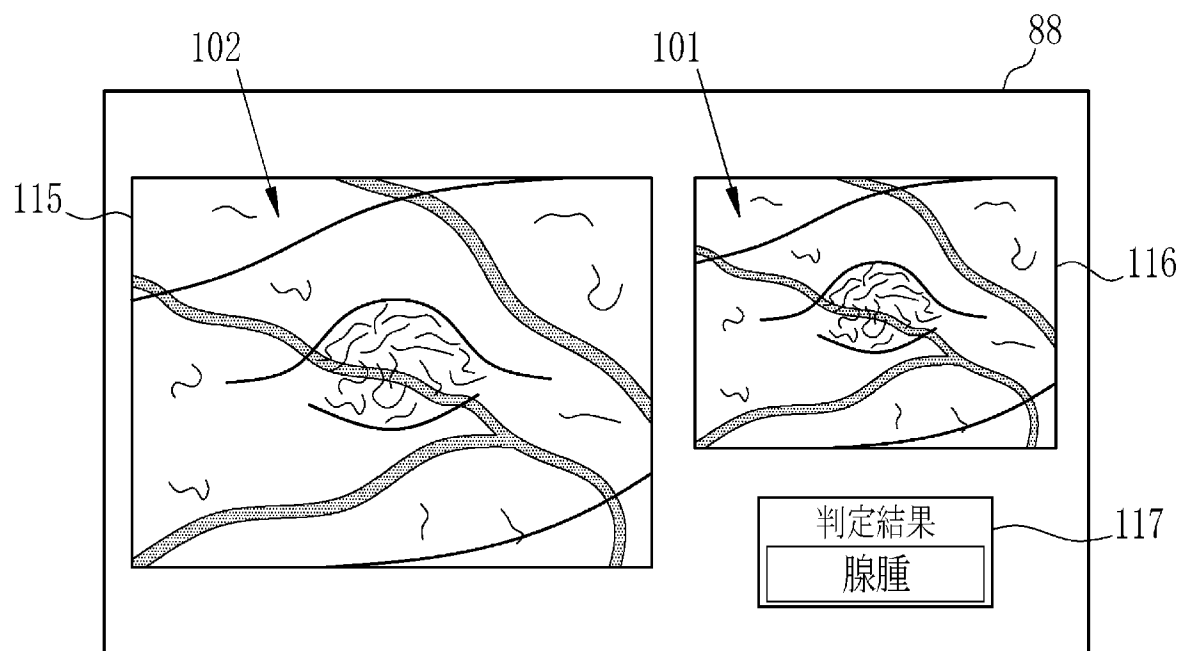
[図3]



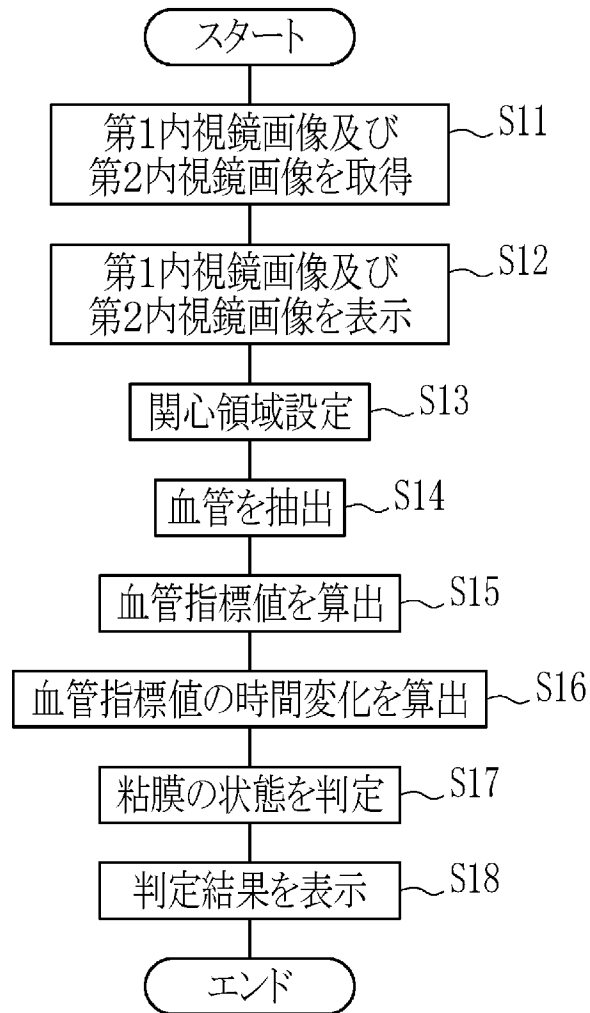
[図4]



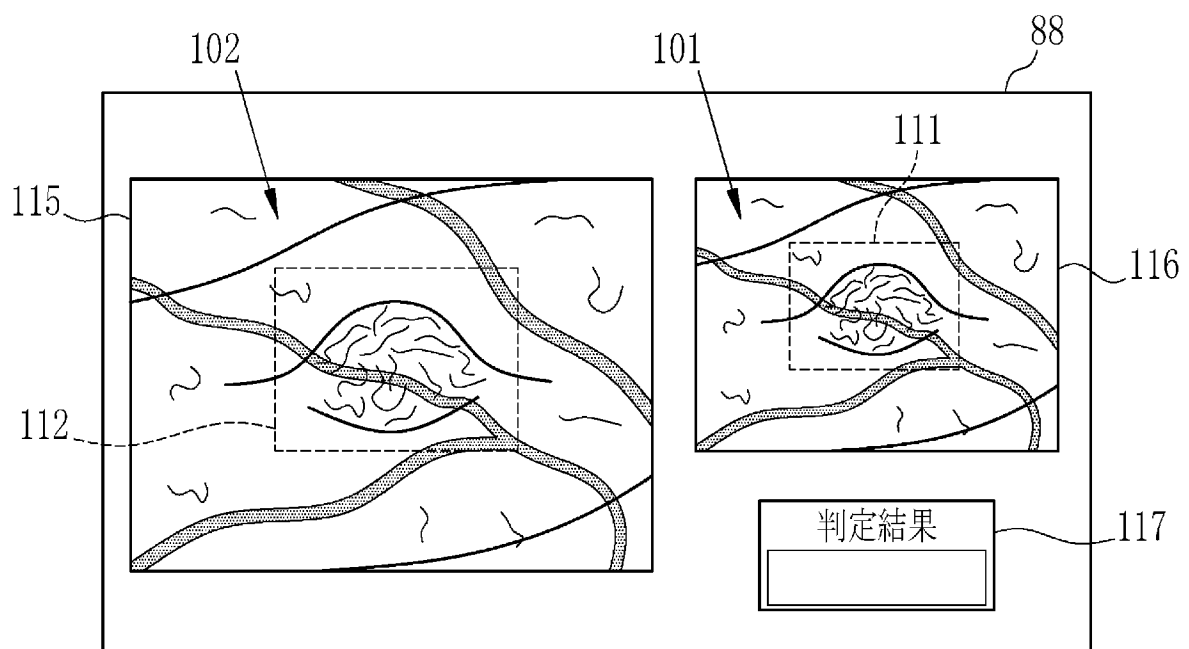
[図5]



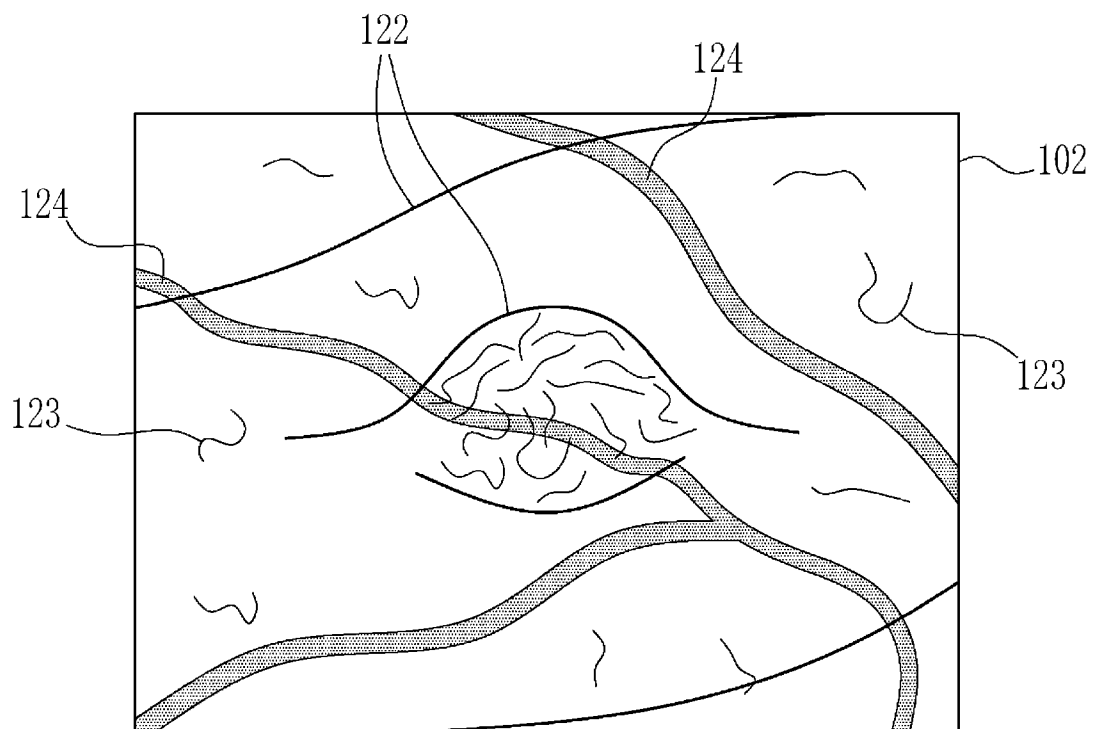
[図6]



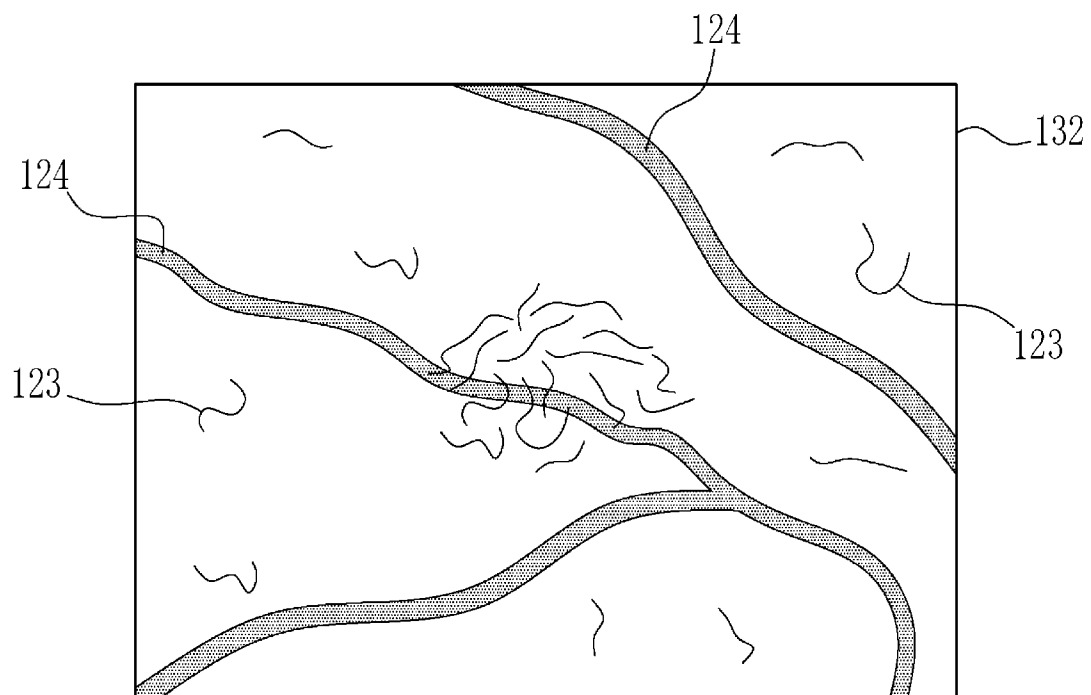
[図7]



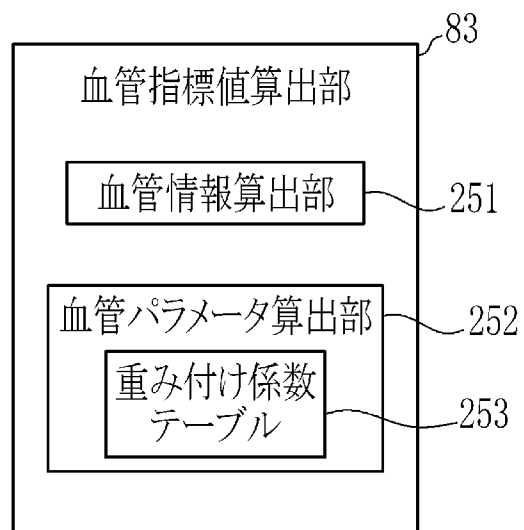
[図8]



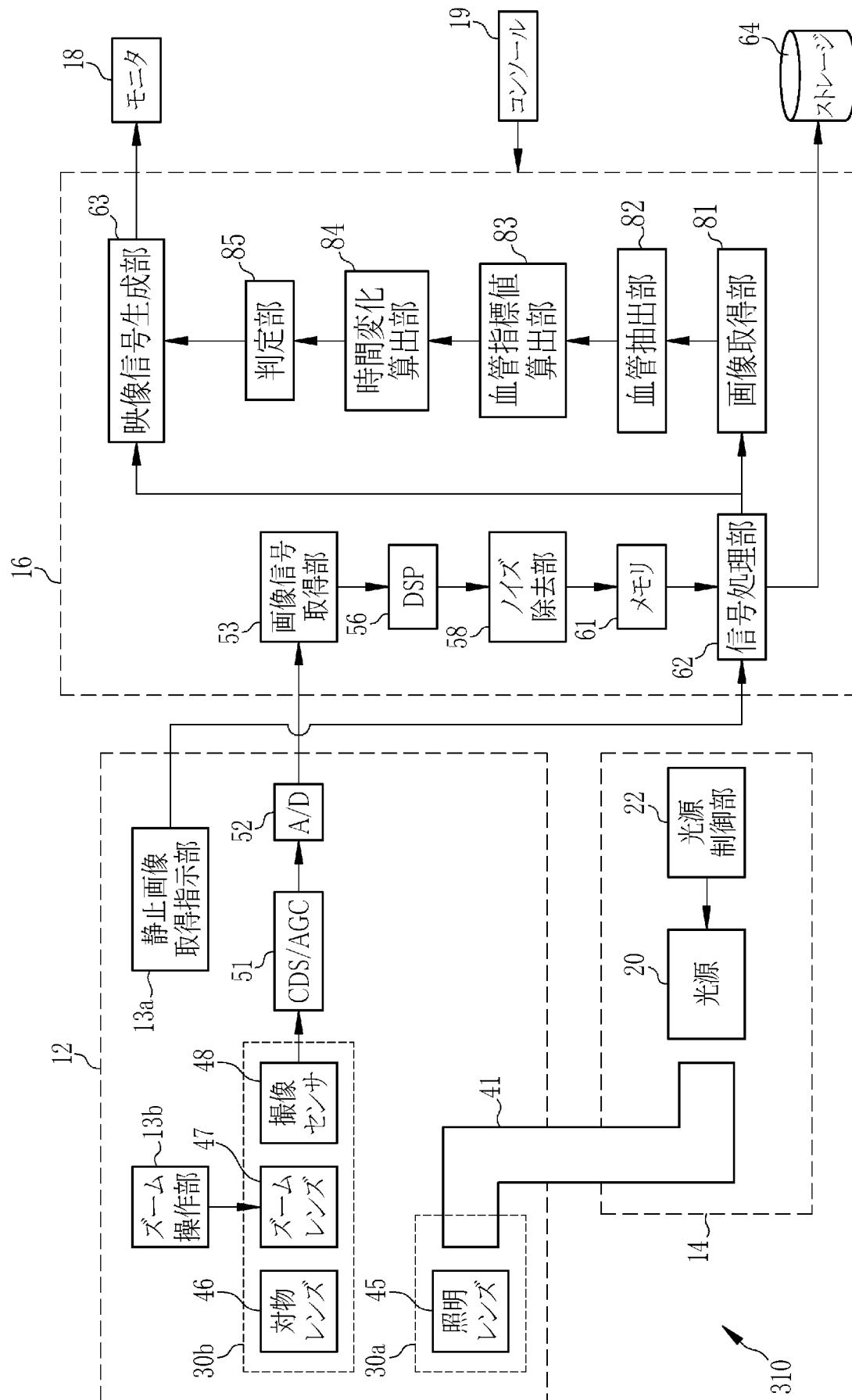
[図9]



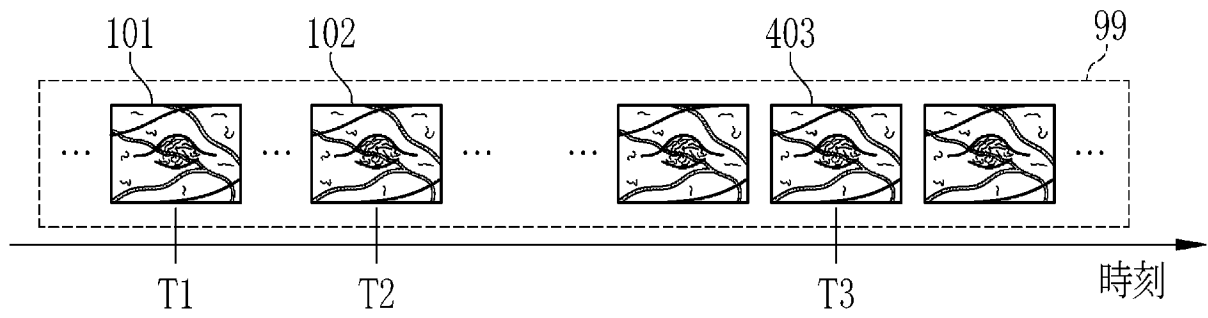
[図10]



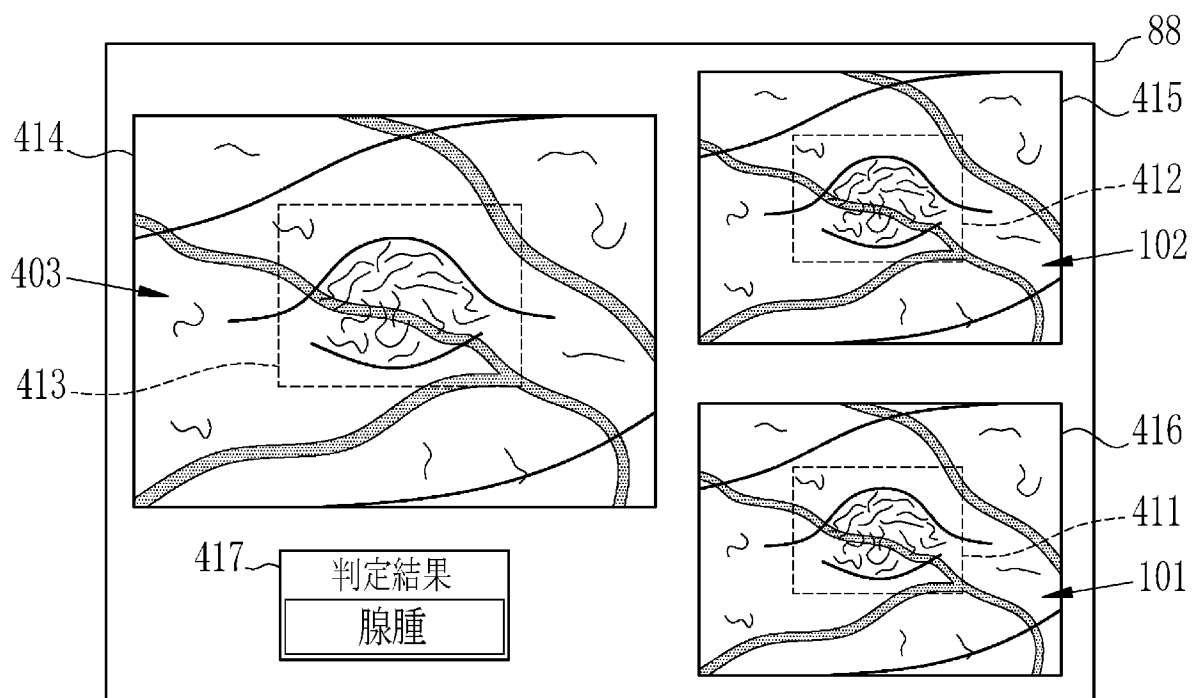
[図11]



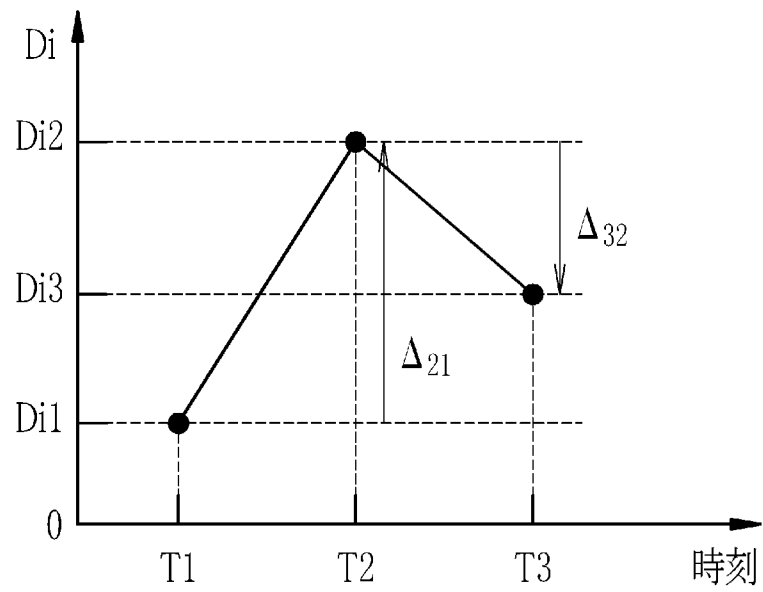
[図12]



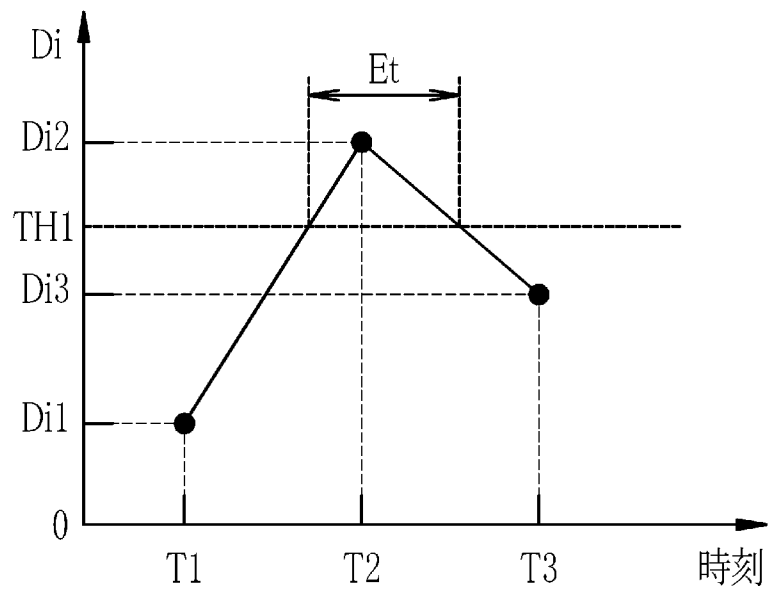
[図13]



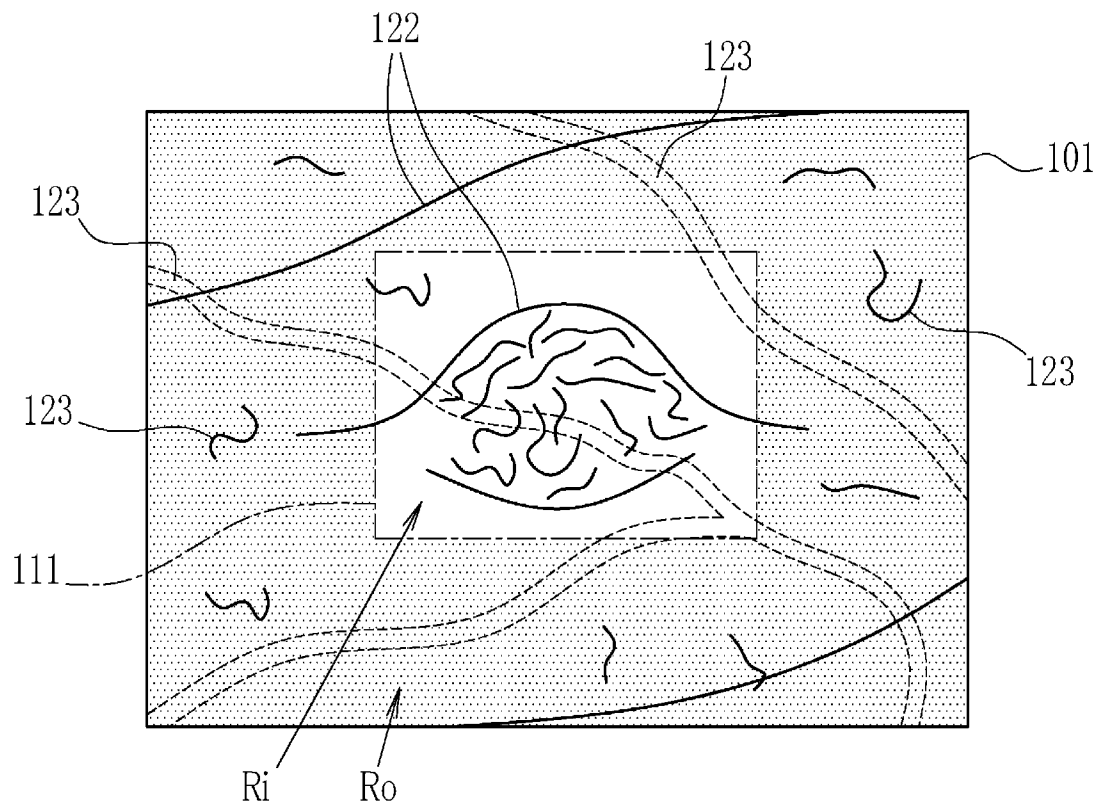
[図14]



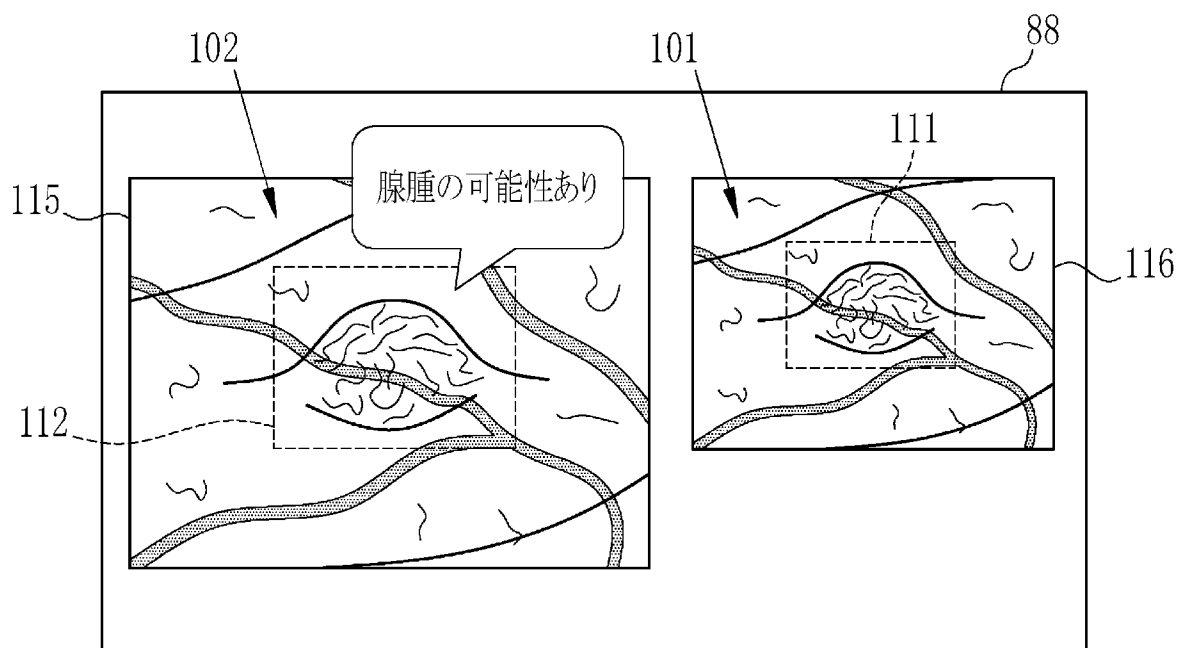
[図15]



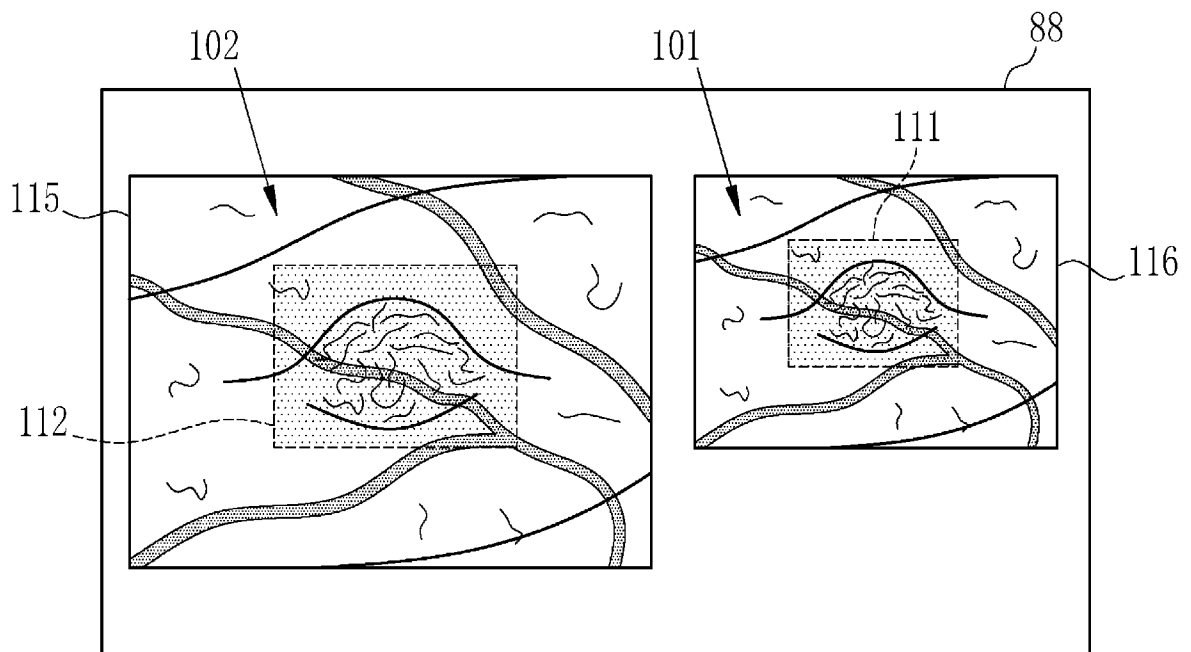
[図16]



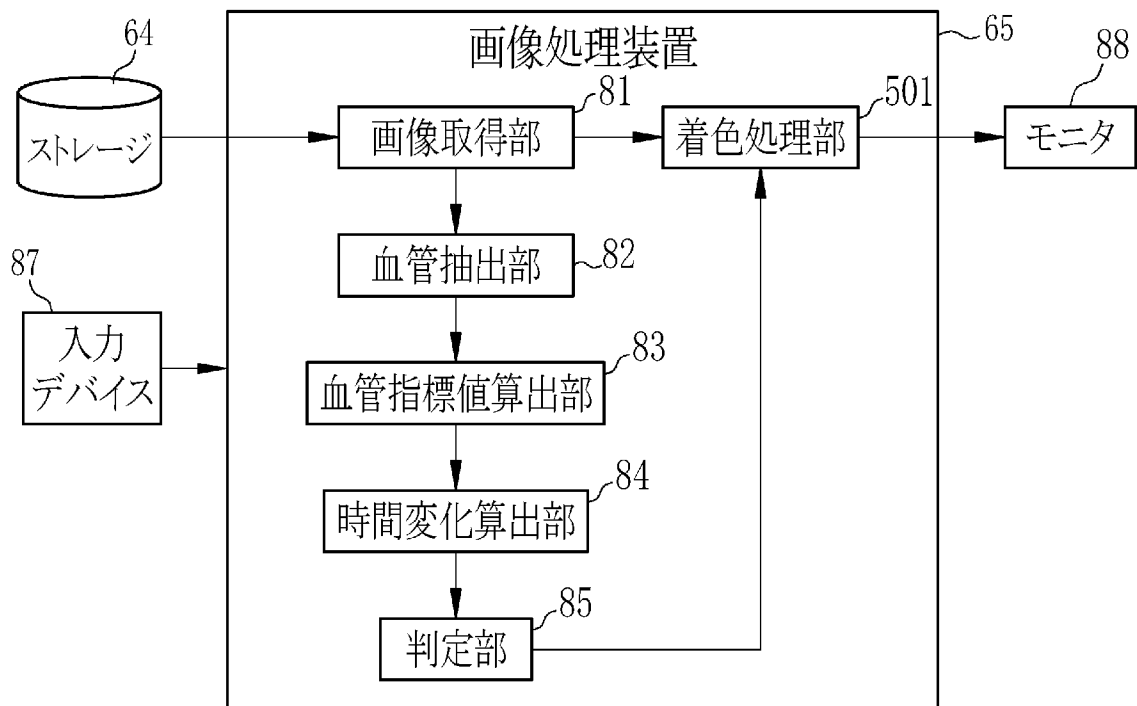
[図17]



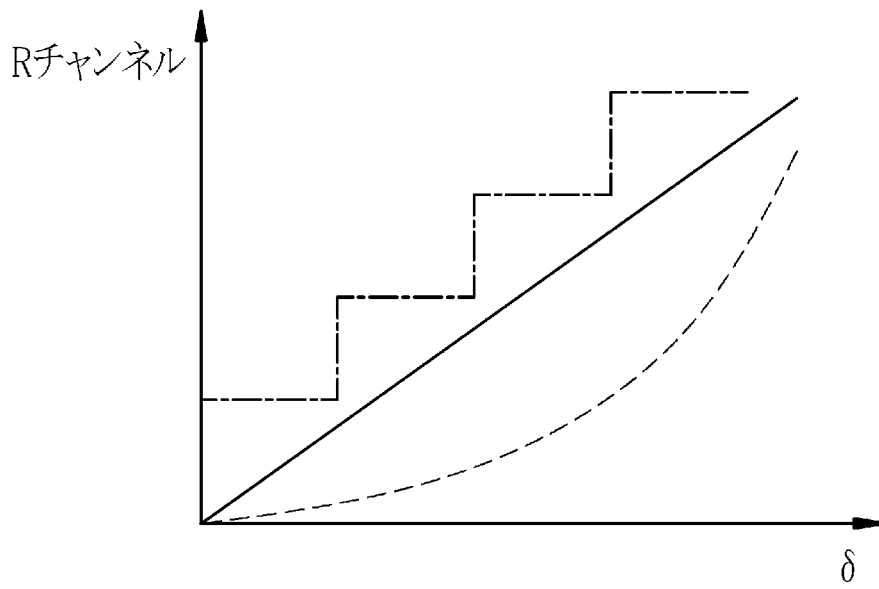
[図18]



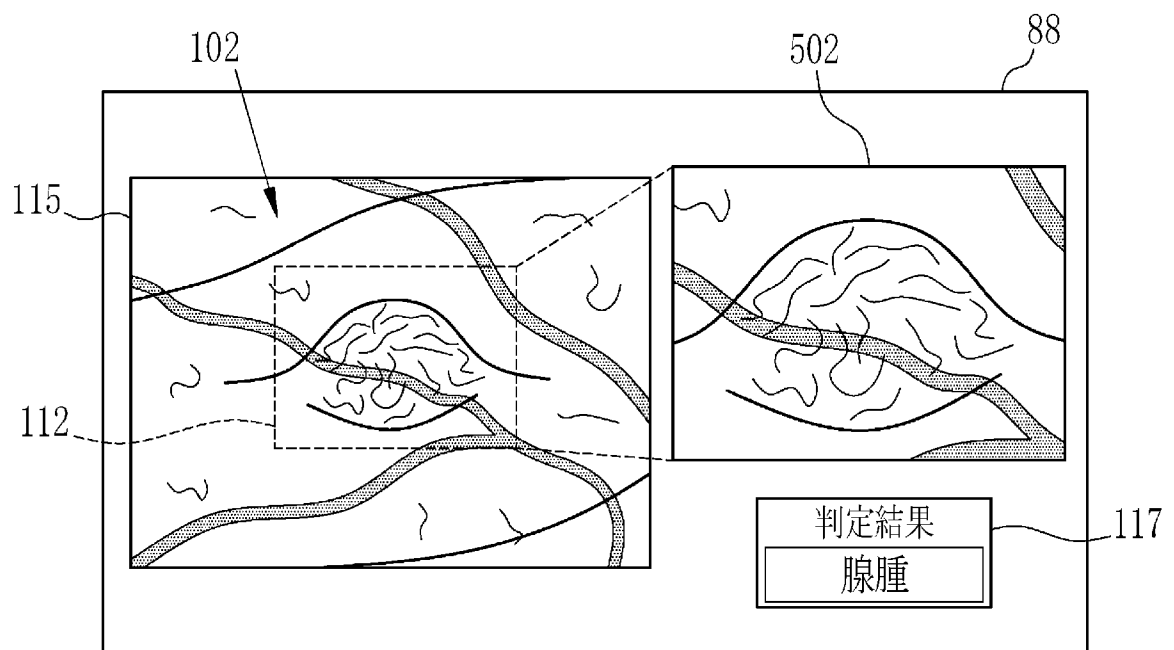
[図19]



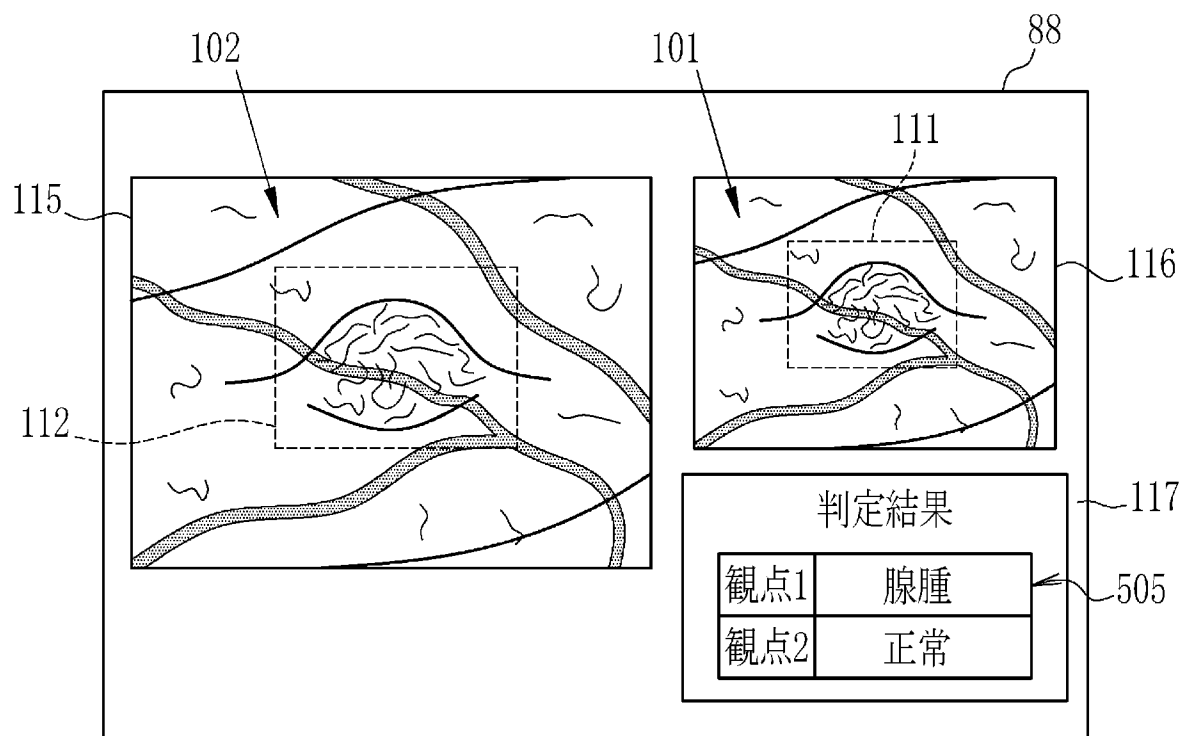
[図20]



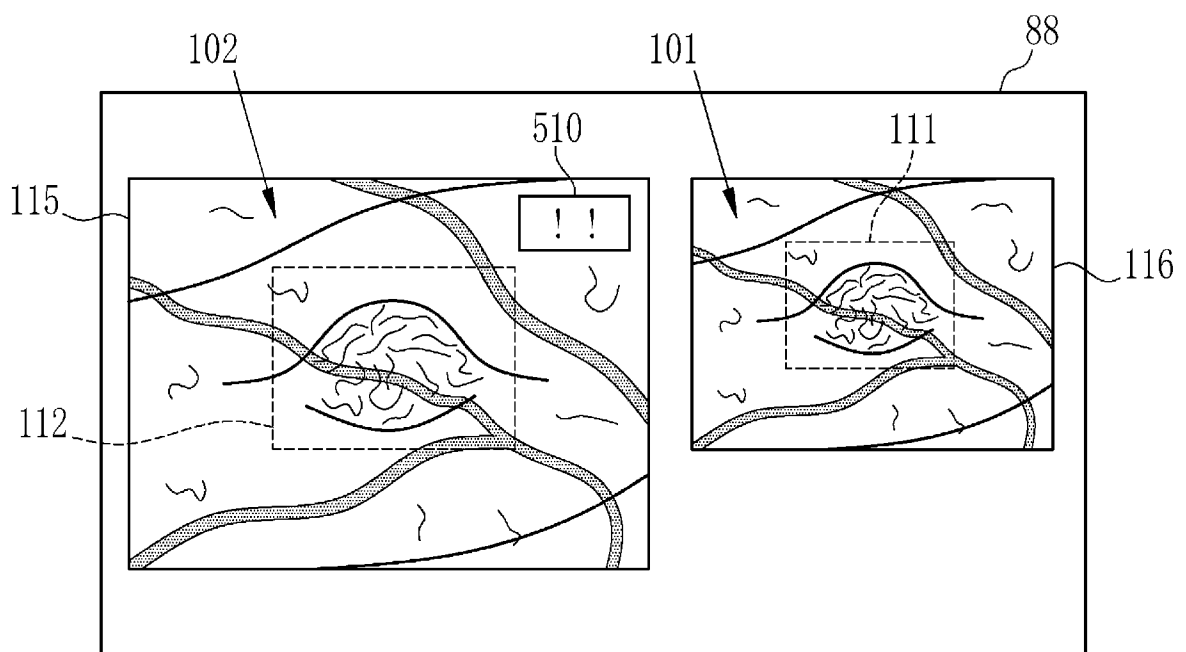
[図21]



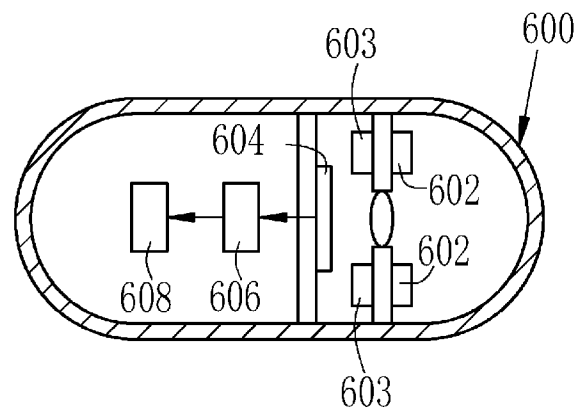
[図22]



[図23]



[図24]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/078818

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B5/107(2006.01)i, A61B5/1455(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

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	JP 2006-218138 A (Yoshihiro SASAKI), 24 August 2006 (24.08.2006), paragraphs [0001] to [0029]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-18
Y	JP 2011-217798 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), paragraphs [0001] to [0090]; fig. 1 to 11 & US 2011/0245642 A1 paragraphs [0001] to [0135]; fig. 1 to 11 & CN 102247115 A	1-18

☒ 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

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
12 December 2016 (12.12.16)

Date of mailing of the international search report
20 December 2016 (20.12.16)

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/JP2016/078818

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-514525 A (Northshore University Health System), 28 June 2012 (28.06.2012), paragraphs [0001] to [0053]; fig. 1 to 2 & US 2009/0203977 A1 paragraphs [0001] to [0056]; fig. 1 to 2 & WO 2010/081047 A1 & CN 102348405 A & CA 2653040 A	1-18
Y	JP 2009-207541 A (Toshiba Corp.), 17 September 2009 (17.09.2009), paragraphs [0001] to [0071]; fig. 1 to 20 (Family: none)	1-18

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, A61B5/107(2006.01)i, A61B5/1455(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

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	JP 2006-218138 A（佐々木賀広）2006.08.24, [0001]～[0029]、図1～5（ファミリーなし）	1-18
Y	JP 2011-217798 A（富士フイルム株式会社）2011.11.04, [0001]～[0090]、図1～11 & US 2011/0245642 A1、[0001]～[0135]、図1～11 & CN 102247115 A	1-18

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

12.12.2016

国際調査報告の発送日

20.12.2016

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）

北島 拓馬

2Q

4845

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	JP 2012-514525 A (ノースショア ユニバーシティ ヘルスシステム) 2012.06.28, [0001]~[0053]、図1~2 & US 2009/0203977 A1 、[0001]~[0056]、図1~2 & WO 2010/081047 A1 & CN 102348405 A & CA 2653040 A	1-18
Y	JP 2009-207541 A (株式会社東芝) 2009.09.17, [0001]~[0071]、図1~20 (ファミリーなし)	1-18