

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6027803号  
(P6027803)

(45) 発行日 平成28年11月16日(2016.11.16)

(24) 登録日 平成28年10月21日(2016.10.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/04 3 7 O

請求項の数 14 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-158249 (P2012-158249)  
 (22) 出願日 平成24年7月17日 (2012.7.17)  
 (65) 公開番号 特開2014-18333 (P2014-18333A)  
 (43) 公開日 平成26年2月3日 (2014.2.3)  
 審査請求日 平成27年5月26日 (2015.5.26)

(73) 特許権者 000113263  
 HOYA株式会社  
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号  
 (73) 特許権者 504132272  
 国立大学法人京都大学  
 京都府京都市左京区吉田本町36番地1  
 (74) 代理人 100078880  
 弁理士 松岡 修平  
 (74) 代理人 100169856  
 弁理士 尾山 栄啓  
 (72) 発明者 池本 洋祐  
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HO  
 YA株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

カラー内視鏡画像データを取得する画像取得手段と、  
 前記カラー内視鏡画像データの色空間を、色相、彩度及び輝度を基底とするHSI色空間、又は、色相、彩度及び明度を基底とするHSV色空間に変換する色空間変換手段と、  
色相と彩度に基づいて、前記カラー内視鏡画像を構成する各画素が病変部の画素であるか否かを、複数種類の病変についてそれぞれ判定する病変画素判定手段と、

前記複数種類の病変のそれぞれについて、病変部の画素と判定された画素の数である病変画素数を計数する病変画素計数手段と、

前記複数種類の病変のそれぞれについて、前記病変画素数に基づいて病変指數を計算する病変指數計算手段と、

前記複数種類の病変の病変指數の合計である総病変指數を計算する総病変指數計算手段と、

前記総病変指數を表示する病変指數表示手段と、  
を備えた、  
画像処理装置。

## 【請求項 2】

前記カラー内視鏡画像を構成する各画素について、画素値が所定の範囲内にあるか否かにより、該画素が有効か否かを判定する有効画素判定手段と、

前記有効画素判定手段により有効と判定された画素の数である有効画素数を計数する有

10

20

効画素計数手段と、  
を更に備え、

前記病変画素判定手段が、前記有効と判定された画素について、病変部の画素であるか否かを判定し、

前記病変指数表示手段が、前記有効画素数に対する前記病変画素数の比率として前記病変指数を計算する、

請求項 1 に記載の画像処理装置。

**【請求項 3】**

前記病変指数表示手段が、前記複数種類の病変の少なくとも一つの病変指数を表示する  
、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の画像処理装置。

10

**【請求項 4】**

前記病変画素計数手段が、前記複数種類の病変のいずれかの病変部の画素であると判定された画素の数を前記病変画素数として計数する、

請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

**【請求項 5】**

前記画素が病変部と判定される前記画素値の領域の境界近傍のダイナミックレンジが広がるように、非線形な利得を前記画素値に与えるトーン強調処理を行うトーン強調手段を更に備え、

前記病変画素判定手段が、前記トーン強調処理後の画素値に基づいて判定を行う、  
請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

20

**【請求項 6】**

前記カラー内視鏡画像データが、R G B 色空間において前記トーン強調処理を受けた後、前記H S I 色空間又は前記H S V 色空間に変換される、

請求項 5 に記載の画像処理装置。

**【請求項 7】**

前記トーン強調手段が、各原色の輝度値 R、G、B に対して異なる利得曲線を適用して前記トーン強調処理を行う、

請求項 6 に記載の画像処理装置。

**【請求項 8】**

前記病変画素判定手段が病変部と判定した画素の色を変更するオーバーレイ処理を行うオーバーレイ手段と、

前記カラー内視鏡画像に前記オーバーレイ処理を施したオーバーレイ画像を表示するオーバーレイ画像表示手段と、

を更に備える、

請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

30

**【請求項 9】**

前記オーバーレイ画像表示手段が、前記カラー内視鏡画像と前記オーバーレイ画像とを同時に表示する、

請求項 8 に記載の画像処理装置。

40

**【請求項 10】**

前記オーバーレイ手段が、前記病変部の画素と判定された画素の画素値に、該病変の種類に応じた所定値を加算する、

請求項 8 又は請求項 9 に記載の画像処理装置。

**【請求項 11】**

前記カラー内視鏡画像を撮像した位置の情報を取得する撮像位置取得手段と、

前記カラー内視鏡画像を撮像した複数の位置と、該位置において撮像した前記カラー内視鏡画像の病変指数との関係を、表、グラフ及び模式図の少なくとも一つを用いて表示するレポート表示手段と、

を更に備える、

50

請求項 1 から請求項 1\_0 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 1\_2】

前記レポート表示手段が印刷表示を行う、

請求項 1\_1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1\_3】

前記病変が、炎症性腸疾患における炎症及び潰瘍を含む、

請求項 1 から請求項 1\_2 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 1\_4】

請求項 1 から請求項 1\_3 のいずれか一項に記載の画像処理装置と、

前記カラー内視鏡画像データを生成して、前記画像処理装置に出力する内視鏡と、  
を備えた、  
内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡診断用の画像処理装置及び該画像処理装置を備えた医療用の内視鏡装置に関連し、特にカラー内視鏡画像の色情報に基づいて病変部に関する情報を取得して表示する機能を備えた装置に関する。

【背景技術】

【0002】

病変部は、一般に正常な粘膜組織とは異なる色を呈する。カラー内視鏡装置の性能向上により、正常組織とわずかに色の異なる病変部の識別も可能になってきている。しかしながら、術者が内視鏡画像上のわずかな色の相違により正常組織から病変部を正確に識別できるようになるには、熟練者の指導下で長期間のトレーニングを受ける必要があった。また、熟練した術者であっても、わずかな色の違いから病変部を識別することは容易ではなく、慎重な作業が要求された。そこで、血管や病変部の識別を容易にするために、白色光を使用して撮像した内視鏡画像データに対して、色の違いを強調する色変換処理を行う機能を備えた電子内視鏡装置が提案されている（特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2009-106424号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1の電子内視鏡装置が生成する画像は、通常の内視鏡画像に比べれば病変部等を識別し易いものの、正常な粘膜組織と病変部等との境界における色の変化は連続的であり、また疾患の種類によっては正常な粘膜組織との色の違いが僅かであるため、やはり経験の浅い術者には病変部等の識別が難しい場合もあった。また、特許文献1の電子内視鏡装置を使用した場合でも、病変部かどうかの判断は、最終的には術者の経験や知識に依存する読像技能に委ねられており、客観的かつ再現性のある（術者のスキルに依存しない）検査結果を得ることができなかった。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の実施形態によれば、カラー内視鏡画像データを取得する画像取得手段と、カラー内視鏡画像データの色空間を、色相、彩度及び輝度を基底とするHSI色空間、又は、色相、彩度及び明度を基底とするHSV色空間に変換する色空間変換手段と、カラー内視鏡画像を構成する各画素について、色相と彩度に基づいて病変部の画素であるか否かを判定する病変画素判定手段と、病変部の画素と判定された画素の数である病変画素数を計数する病変画素計数手段と、病変画素数に基づいて病変指数を計算する病変指数計算手段と

10

20

30

40

50

、病変指数を表示する病変指数表示手段と、を備えた画像処理装置が提供される。

【0006】

この構成によれば、病変部と正常部の相違が明瞭に現れるHSV色空間において病変部の判定が行われるため、病変部と正常部との正確な判別が可能になる。また、病変指数の表示により、内視鏡画像に写された病変部に関する客観的かつ定量的な情報（例えば、炎症性腸疾患等の非局在型の疾患の重症度や、ポリープ等の局在型の疾患の病変部に近づいているかどうか）を得ることができ、より正確かつ再現性の高い診断が可能になる。

【0007】

上記の画像処理装置において、カラー内視鏡画像を構成する各画素について、画素値が所定の範囲内にあるか否かにより、画素が有効か否かを判定する有効画素判定手段と、有効画素判定手段により有効と判定された画素の数である有効画素数を計数する有効画素計数手段と、を更に備え、病変画素判定手段が、有効と判定された画素について、病変部の画素であるか否かを判定し、病変指数表示手段が、有効画素数に対する病変画素数の比率として病変指数を計算する構成としてもよい。10

【0008】

この構成によれば、有効でない画素（例えば、画素値が極度に高い場合や、極端に低い場合など、画素値の精度が低い画素）を判定の対象から外すことにより、より正確な病変部の識別が可能になる。

【0009】

上記の画像処理装置において、病変画素判定手段が、カラー内視鏡画像を構成する各画素が病変部の画素であるか否かを、複数種類の病変についてそれぞれ判定し、病変画素計数手段が、複数種類の病変のそれぞれについて病変画素数を計数し、病変指数計算手段が、複数種類の病変のそれぞれについて病変指数を計算し、病変指数表示手段が、複数種類の病変の少なくとも一つの病変指数を表示する構成としてもよい。20

【0010】

この構成によれば、病変の種類毎の病変指数が表示されるため、術者は疾患の状態に関する詳細な情報が得られ、より正確な診断が可能になる。

【0011】

上記の画像処理装置において、複数種類の病変の病変指数の合計である総病変指数を計算する総病変指数計算手段を更に備え、病変指数表示手段が総病変指数を表示する構成としてもよい。30

【0012】

この構成によれば、診断が難しい多様な病変を呈する疾患について、術者は客観的かつ総合的な情報を得ることができるため、的確な診断を容易に行うことが可能になる。

【0013】

上記の画像処理装置において、病変画素計数手段が、複数種類の病変のいずれかの病変部の画素であると判定された画素の数を病変画素数として計数する構成としてもよい。

【0014】

この構成によれば、画像解析による識別の難しい複数種類の病変を伴う疾患についても、疾患の状態に関する正確な情報を術者に提供することが可能になる。40

【0015】

上記の画像処理装置において、画素が病変部と判定される画素値の領域の境界近傍のダイナミックレンジが広がるように、非線形な利得を画素値に与えるトーン強調処理を行うトーン強調手段を更に備え、病変画素判定手段が、トーン強調処理後の画素値に基づいて判定を行う構成としてもよい。

【0016】

この構成によれば、病変部の判定の境界（閾値）近傍におけるダイナミックレンジが広げられるため、より精密な判定が病変部の判定が可能になる。

【0017】

上記の画像処理装置において、カラー内視鏡画像データが、RGB色空間においてトー

50

ン強調処理を受けた後、H S I 色空間又はH S V 色空間に変換される構成としてもよい。

【0018】

上記の画像処理装置において、トーン強調手段が、各原色の輝度値 R、G、B に対して異なる利得曲線を適用してトーン強調処理を行う構成としてもよい。

【0019】

この構成によれば、自由度の高いトーン強調処理により、より正確な病変部の判定が可能になる。

【0020】

上記の画像処理装置において、病変画素判定手段が病変部と判定した画素の色を変更するオーバーレイ処理を行うオーバーレイ手段と、カラー内視鏡画像にオーバーレイ処理を施したオーバーレイ画像を表示するオーバーレイ画像表示手段と、を更に備える構成としてもよい。10

【0021】

この構成によれば、オーバーレイ画像上で病変部と判定された部位が明示されるため、病変部の見落としを防止し、より正確な診断を可能にする。

【0022】

上記の画像処理装置において、オーバーレイ画像表示手段が、カラー内視鏡画像とオーバーレイ画像とを同時に表示する構成としてもよい。

【0023】

この構成によれば、オーバーレイ画像と対比することにより、カラー内視鏡画像に写された病変部の識別が容易になる。20

【0024】

上記の画像処理装置において、オーバーレイ手段が、病変部の画素と判定された画素の画素値に、病変の種類に応じた所定値を加算する構成としてもよい。

【0025】

この構成によれば、種類の異なる病変部が色別表示され、より詳細な疾患の状態に関する情報を、直感的かつ正確に把握することが可能になる。

【0026】

上記の画像処理装置において、カラー内視鏡画像を撮像した位置の情報を取得する撮像位置取得手段と、カラー内視鏡画像を撮像した複数の位置と、位置において撮像したカラー内視鏡画像の病変指數との関係を、表、グラフ及び模式図の少なくとも一つを用いて表示するレポート表示手段と、を更に備える構成としてもよい。30

【0027】

この構成によれば、疾患の正確な全体像を容易に把握することが可能になる。

【0028】

上記の画像処理装置において、レポート表示手段が印刷表示を行う構成としてもよい。

【0029】

上記の画像処理装置において、病変が、炎症性腸疾患における炎症及び潰瘍を含む構成としてもよい。

【0030】

この構成によれば、病変指數が炎症性腸疾患の重症度の良好な指標となるため、炎症性腸疾患の重症度のより適確な診断を可能にする。40

【0031】

また、本発明の実施形態によれば、上記の画像処理装置と、カラー内視鏡画像データを生成して、画像処理装置に出力する内視鏡と、を備えた内視鏡装置が提供される。

【発明の効果】

【0032】

以上のように、本発明の実施形態の構成によれば、病変部と正常部との正確な判別を容易に行うことが可能になる。

【図面の簡単な説明】

## 【0033】

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

【図2】本発明の実施形態に係る画像処理ユニットの概略構成を示すブロック図である。

【図3】画像メモリ224の記憶領域の概略構成を示す図である。

【図4】メモリ226の記憶領域の概略構成を示す図である。

【図5】画像処理ユニットが行う処理の手順を示すフローチャートである。

【図6】TE処理に使用されるゲイン曲線の一例である。

【図7】有効画素判定処理の手順を示すフローチャートである。

【図8】病变判定処理の手順を示すフローチャートである。

【図9】生体組織像の画素値をHS座標にプロットした散布図である。 10

【図10】オーバーレイ処理の手順を示すフローチャートである。

【図11】病变指数計算処理の手順を示すフローチャートである。

【図12】画面表示処理によって生成される表示画面の一例である。

【図13】レポート出力処理において印刷されるレポート画面である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0034】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて詳細に説明する。

## 【0035】

図1は、本発明の実施形態に係る電子内視鏡装置1の概略構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施形態の電子内視鏡装置1は、電子スコープ100、電子内視鏡用プロセッサ200、モニタ300及びプリンタ400を備えている。 20

## 【0036】

電子内視鏡用プロセッサ200は、システムコントローラ202やタイミングコントローラ206を備えている。システムコントローラ202は、メモリ204に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡装置1の全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ202は、操作パネル208に入力されるユーザ（術者又は補助者）からの指示に応じて、電子内視鏡装置1の各種設定を変更する。タイミングコントローラ206は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡装置1内の各種回路に出力する。 30

## 【0037】

また、電子内視鏡用プロセッサ200は、電子スコープ100のLCB（Light Carrying Bundle）102に白色光束である照明光を供給する光源装置230を備えている。光源装置230は、ランプ232、ランプ電源234、集光レンズ236及び調光装置240を備えている。ランプ232は、ランプ電源234から駆動電力の供給を受けて照明光を放射する高輝度ランプであり、例えば、キセノンランプ、メタルハライドランプ、水銀ランプ又はハロゲンランプが使用される。ランプ232が放射した照明光は、集光レンズ236により集光された後、調光装置240を介してLCB102に導入される。 30

## 【0038】

調光装置240は、システムコントローラ202の制御に基づいてLCB102に導入する照明光の光量を調整する装置であり、絞り242、モータ243及びドライバ244を備えている。ドライバ244は、モータ243を駆動するための駆動電流を生成して、モータ243に供給する。絞り242は、モータ243によって駆動され、照明光が通過する開口を変化させて、開口を通過する照明光の光量を調整する。 40

## 【0039】

入射端からLCB102に導入された照明光は、LCB102内を伝播し、電子スコープ100の先端に配置されたLCB102の出射端から出射して、配光レンズ104を介して被写体に照射される。被写体からの反射光は、対物レンズ106を介して固体撮像素子108の受光面上で光学像を結ぶ。

## 【0040】

固体撮像素子108は、IR（Infra Red）カットフィルタ108a、ベイヤ配列カラ

50

ーフィルタ 108b の各種フィルタが受光面に配置された単板式カラー C C D (Charge-Coupled Device) イメージセンサであり、受光面上で結像した光学像に応じた 3 原色 R、G、B 各色の撮像信号を生成する。生成された撮像信号は、電子スコープ 100 の接続部内に設けられたドライバ信号処理回路 112 において、増幅、された後、輝度信号 Y 及び色差信号 Cb, Cr からなる画像信号に変換され、更にデジタル信号に変換された後、電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理ユニット 220 に送られる。また、ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。メモリ 114 に記録される電子スコープ 100 の固有情報には、例えば固体撮像素子 108 の画素数や感度、動作可能なフレームレート等が含まれる。ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 から読み出した固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。  
10

#### 【0041】

システムコントローラ 202 は、電子スコープ 100 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 202 は、生成した制御信号を用いて、電子内視鏡用プロセッサ 200 に接続された電子スコープ 100 に適した処理がなされるように、電子内視鏡用プロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

#### 【0042】

タイミングコントローラ 206 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 112 及び画像処理ユニット 220 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 206 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 108 を電子内視鏡用プロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。  
20

#### 【0043】

電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理ユニット 220 は、システムコントローラ 202 による制御の下、電子スコープ 100 のドライバ信号処理回路 112 から送られてくる画像信号に基づいて内視鏡画像等をモニタ表示するためのビデオ信号を生成し、モニタ 300 に出力する。術者は、モニタ 300 に表示された内視鏡画像を確認しながら例えば消化管内の観察や治療を行う。また、画像処理ユニット 220 は、画像信号に基づいて後述するレポート画面を印刷出力するためのレポート出力信号（印刷信号）を生成して、プリンタ 400 に出力する。  
30

#### 【0044】

電子内視鏡用プロセッサ 200 は、ネットワークインターフェース 210 及びネットワーク 500 を介してサーバ 600 に接続されている。電子内視鏡用プロセッサ 200 は、内視鏡検査に関する情報（例えば、患者の電子カルテ情報や術者の情報）をサーバ 600 から取得してモニタ 300 や操作パネル 208 に表示し、内視鏡検査結果（内視鏡画像データ、検査条件、後述の画像解析結果、術者所見等）をサーバ 600 に送信して、蓄積する。  
。

#### 【0045】

また、電子内視鏡装置 1 は、複数の内視鏡画像の静止画を撮像箇所（すなわち、撮像時の電子スコープ 100 の先端部の位置（挿入長））の情報と関連付けて記録する機能を備えている。電子スコープ 100 の挿入部 130 の外周には、複数の光センサ 132 が長さ方向に等間隔（例えば 5 cm 間隔）で設けられている。光センサ 132 は、フォトダイオード等の受光素子であり、外光（内視鏡検査が行われる部屋の室内照明）を検出する。挿入部 130 の消化管内に挿入され部分に設けられた光センサ 132 は外光を検出せず、消化管内に挿入されていない部分に設けられた光センサ 132 は外光を検出する。そのため、光を検出していない光センサの分布長を消化管内に挿入された挿入部 130 の長さと判定することで、電子スコープ 100 先端部の位置（挿入長）の情報を取得することができる。光センサ 132 は、ドライバ信号処理回路 112 に接続されており、検出した光量を示すセンサ信号をドライバ信号処理回路 112 に送信する。ドライバ信号処理回路 112 は、光センサ 132 からのセンサ信号に基づいて、電子スコープ 100 の先端部の位置（  
40  
50

挿入長) Pos を計算する。

**【0046】**

また、電子スコープ 100 の操作部 120 に対して静止画取得を指示するユーザ操作が行われると、操作部 120 からドライバ信号処理回路 112 に操作信号が送信される。システムコントローラ 202 は、操作部 120 から静止画取得の操作信号を取得すると、現在の電子スコープ 100 先端部の位置情報(挿入長) Pos と共に静止画取得の指令を画像処理ユニット 220 に送信する。これにより、画像処理ユニット 220 において、撮像時の電子スコープ 100 の位置情報 Pos と関連付けられて内視鏡観察画像の静止画が記録される。画像処理ユニット 220 が静止画を記録する処理の詳細は後述する。

**【0047】**

図 2 は、画像処理ユニット 220 の概略構成を示すブロック図である。画像処理ユニット 220 は、第 1 画像処理回路 222、画像メモリ 224、メモリ 226 及び第 2 画像処理回路 228 を備えている。第 1 画像処理回路 222 は、ドライバ信号処理回路 112 からの画像信号に対して種々の画像処理を施して、画像メモリ 224 に出力する。

**【0048】**

図 2 に示すように、第 1 画像処理回路 222 は、RGB 変換部 222a、TE 処理部 222b、有効画素判定部 222c、色空間変換部 222d、病变判定部(閾値処理部) 222e 及びオーバーレイ処理部 222f を備えている。また、第 2 画像処理回路 228 は、病变指數計算部 228a、表示画面生成部 228b 及びレポート生成部 228c を備えている。第 1 画像処理回路 222 及び第 2 画像処理回路 228 の各部が行う具体的な処理については後述する。

**【0049】**

図 3 は、画像メモリ 224 が備える記憶領域の概略構成を示す図である。本実施形態の画像メモリ 224 には、7 つの記憶領域群 Pk (k = 0 ~ 6) が設けられている。各憶領域群 Pk は、通常観察画像データ N の 3 原色信号 R, G, B をそれぞれ記憶する通常画像メモリ領域 knR, knG, knB (k = 0 ~ 6) と、後述する TE 処理 S3 により生成されるトーン強調画像データ E の原色信号 R', G', B' をそれぞれ記憶するトーン強調画像メモリ領域 keR, keG, keB (k = 0 ~ 6) と、後述するオーバーレイ処理 S7 により生成されるオーバーレイ画像データ S の 3 原色信号 R'', G'', B'' をそれぞれ記憶するオーバーレイ画像メモリ領域 ksR, ksG, ksB (k = 0 ~ 6) を備えている。すなわち、画像メモリ 224 は、通常観察画像データ N とトーン強調画像データ E とオーバーレイ画像データ S のデータセットを最大 7 セット記憶することができる。画像メモリ 224 は、第 1 画像処理回路 222 から出力された画像データ(通常観察画像データ N、トーン強調画像データ E 又はオーバーレイ画像データ S)を、システムコントローラ 202 の制御に従い、記憶領域群 P0 ~ P6 のいずれかに記憶させるように構成されている。なお、記憶領域 P0 には、第 1 画像処理回路 222 から順次出力される画像データが上書きされ、常にリアルタイムの動画を構成する画像データが保持される。一方、記憶領域群 P1 ~ P6 には、システムコントローラ 202 から指令があった時にのみ、第 1 画像処理回路 222 から出力された画像データが書き込まれる。すなわち、画像メモリ 224 には最大 6 枚の静止画を記録することができる。

**【0050】**

図 4 は、メモリ 226 が備える記憶領域の概略構成を示す図である。メモリ 226 は、RGB マトリクス記憶領域 226a、フラグ記憶領域 226b、設定情報記憶領域 226c 及び病变指數記憶領域群 226d を備えている。RGB マトリクス記憶領域 226a には後述する RGB 変換処理 S1 において使用される RGB 変換マトリクス係数 M が格納され、フラグ記憶領域 226b には第 1 画像処理回路 222 での処理に使用されるフラグテーブル F が格納される。なお、フラグテーブル F は、画像データを構成する各画素(x, y)に関する解析結果を示すフラグ f (x, y) から構成された数値テーブルである。設定記憶領域 226c には、画像処理ユニット 220 での処理に使用される各種設定値が記録されている。また、病变指數記憶領域群 226d には、画像メモリ 224 の記憶領域群

10

20

30

40

50

$P_k$  ( $k = 0 \sim 6$ ) に対応する 7 つの記憶領域群  $Q_k$  ( $k = 0 \sim 6$ ) が設けられている。各記憶領域群  $Q_k$  には、対応する記憶領域群  $P_k$  に記憶された画像の解析結果である病変指數  $I_d \times R$ 、 $I_d \times W$ 、 $I_d \times T$  が記録される。

#### 【0051】

なお、記憶領域群  $P_k$  及び  $Q_k$  ( $k = 1 \sim 6$ ) は、それぞれ電子スコープの先端部の位置情報（挿入長） $P_{o,s}$  の値と関連付けられている。具体的には、記憶領域群  $P_1$  及び  $Q_1$  は検査範囲の最奥部（例えば横行結腸の右結腸曲付近）に相当する挿入長  $P_{o,s}$  の範囲に対応し、 $k$  値が大きくなるほど対応する挿入長  $P_{o,s}$  が短くなり、記憶領域群  $P_6$  及び  $Q_6$  が直腸付近に相当する挿入長  $P_{o,s}$  の範囲に対応する。すなわち、検査範囲の最奥部から電子スコープ 100 の挿入部 130 を引き抜きながら静止画を取得していくと、取得した順に  $k = 1 \sim 6$  の記憶領域に静止画が記録される。位置情報  $P_{o,s}$  と記憶領域群  $P_k$ 、 $Q_k$  ( $k = 1 \sim 6$ ) との対応関係を規定する設定情報は、設定情報記憶領域 226c に記録されている。画像データが記録される記憶領域群  $P_k$ 、 $Q_k$  は、画像データの位置情報  $P_{o,s}$ （撮像時の電子スコープ 100 先端部の位置）に応じて決定される。10

#### 【0052】

第 2 画像処理回路 228 は、画像メモリ 224 に記憶された画像信号を使用してモニタ表示用のビデオ信号を生成し、モニタ 300 に出力する。また、第 2 画像処理回路 228 は、画像メモリ 224 に記憶された画像信号やメモリ 226 に記憶される病変指數（後述）を使用して、後述するレポート出力信号（印刷信号）を生成してプリンタ 400 に出力する。20

#### 【0053】

次に、画像処理ユニット 220 が行う処理の詳細を説明する。図 5 は、画像処理ユニット 220 が行う処理の手順を示すフローチャートである。画像処理ユニット 220 の処理が開始すると、先ず、第 1 画像処理回路 222 の RGB 変換部 222a により RGB 変換処理 S1 が行われる。RGB 変換処理 S1 では、RGB 変換部 222a が、ドライバ信号処理回路 112 から送られてくる輝度信号 Y 及び色差信号 Cb, Cr をそれぞれ増幅した後、3 原色信号 R, G, B に変換する。RGB 変換処理 S1 は、メモリ 226 の RGB マトリクス記憶領域 226a に格納された RGB 変換マトリクス係数 M を使用して行われる。RGB 変換マトリクス係数 M は、撮像に用いる照明光のスペクトル特性に応じて予め設定されており、Y, Cb, Cr 信号から R, G, B 信号への信号形式の変換と同時に、照明光のスペクトル特性の補正が行われる。また、RGB 変換処理 S1 が完了すると、生成された通常観察画像データ N の 3 原色信号 R, G, B は画像メモリ 224 に出力され、それぞれ通常画像メモリ領域 OnR, OnG, OnB に記憶される。30

#### 【0054】

次に、画像解析モードに設定されているか否かが判断される（S2）。本発明の実施形態に係る画像解析モードは、画像データの各画素について色情報（特に色相及び彩度）を解析し、色情報の解析結果から所定の判定基準に基づいて病変部の画素であるか否かを判定し、病変部の画素を識別表示する動作モードである。判定する病変の種類は、検査内容に応じて選択することができる。以下に説明する例は、炎症性腸疾患（IBD）の病変である潰瘍（白苔や膿様粘液を含む白色病変）及び炎症（浮腫や易出血性を含む赤変病変）の観察像にそれぞれ特有の色域にある画素を抽出して、識別表示するものである。40

#### 【0055】

なお、本実施形態の電子内視鏡装置 1 は、画像解析モードと通常観察モードの 2 つの動作モードで動作するように構成されている。動作モードは、電子スコープ 100 の操作部 120 や電子内視鏡用プロセッサ 200 の操作パネル 208 に対するユーザ操作によって切り換えられる。通常観察モードに設定されている場合は（S2：No）、処理は S9 に進む。

#### 【0056】

画像解析モードが選択されている場合は（S2：Yes）、次にトーン強調（TE）処理部 222b による TE 処理 S3 が行われる。TE 処理 S3 は、病変の判定精度を上げる50

ために、各原色信号 R , G , B に対して非線形なゲイン（利得）を与えるゲイン調整を行い、判定する病変に特有の色域（特に境界部）付近におけるダイナミックレンジを実質的に広げて、色表現の実効的な分解能を高める処理である。具体的には、T E 処理 S 3 では、各原色信号 R , G , B に対して、図 6 に示すような単調増加の非線形のゲインを与えて原色信号 R' , G' , B' （トーン強調画像データ E ）を取得する処理が行われる。例えば、潰瘍に特有な色域の境界の R 空間への写像を境界領域 R<sub>A</sub> とし、炎症に特有な色域の境界の R 空間への写像を境界領域 R<sub>B</sub> とすると、境界領域 R<sub>A</sub> 及び R<sub>B</sub> の付近においてゲイン曲線の傾きが最も急峻になっている。このようなゲイン曲線に従ってゲインを与えることにより、境界領域 R<sub>A</sub> 及び R<sub>B</sub> の付近における原色信号 R' （原色信号 R に対して T E 処理 S 3 を施した信号）の実質的なダイナミックレンジを広げることができ、より精密な閾値判定が可能になる。10

#### 【 0 0 5 7 】

ここで、各原色信号 R , G , B に対してそれぞれ異なるゲイン調整を行ってもよい。さらにまた、各原色信号 G , B は同じ非線形のゲインを与え、原色信号 R にはこれらとは異なる非線形のゲインを与える処理であってもよい。また、T E 処理 S 3 により生成された 3 原色信号 R' , G' , B' （トーン強調画像データ E ）は、画像メモリ 224 に出力され、それぞれトーン強調画像メモリ領域 0 e R , 0 e G , 0 e B に記憶される。

#### 【 0 0 5 8 】

なお、T E 処理 S 3 により、炎症部が赤く、潰瘍部が白く、正常部が緑色に色味が変化する。そのため、T E 処理 S 3 により生成されたトーン強調画像データ E をモニタ 300 に表示した場合、T E 処理 S 3 前の通常観察画像データ N よりも病変部（炎症部や潰瘍部）を容易に視認することができる。20

#### 【 0 0 5 9 】

T E 処理 S 3 が完了すると、次にトーン強調画像データ E に対して有効画素判定部 222c による有効画素判定処理 S 4 が行われる。図 7 は、有効画素判定処理 S 4 の手順を示すフロー チャートである。図 7 に示す有効画素判定処理 S 4 は、画像データを構成する全ての画素 (x , y) について順次行われる。有効画素判定処理 S 4 では、まず各画素 (x , y) について、原色信号 R' (x , y) , G' (x , y) , B' (x , y) から、下記の数式 1 により補正輝度 int (x , y) が計算される (S 4 1)。22

#### 【 0 0 6 0 】

#### 【 数 1 】

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

#### 【 0 0 6 1 】

なお、計算した補正輝度 int (x , y) の値は、後述する適正露出判定 S 4 2 に使用される。また、数式 1 から分かるように、補正輝度 int (x , y) は、原色信号 R' (x , y) , G' (x , y) , B' (x , y) の単純平均ではなく、ヒト（術者）の比視感度特性に基づいた加重平均として求められる。40

#### 【 0 0 6 2 】

次に、各画素について、処理 S 4 1 において計算したトーン強調画像データ E の補正輝度 int (x , y) 及び原色信号 R' (x , y) , G' (x , y) , B' (x , y) に基づいて、露出の適否（画像解析に必要な露出レベルか否か）を判定する (S 4 2)。適正露出判定 S 4 2 では、次の 2 つの条件（数式 2、数式 3）の少なくとも一方（或いは両方）を満たす場合に、適正露出 (S 4 2 : Yes) と判定する。なお、数式 2 により補正輝度 int (x , y) (全体の光量) の上限値が規定されており、数式 3 により各原色信号 R' (x , y) , G' (x , y) , B' (x , y) の下限値が規定されている。

#### 【 0 0 6 3 】

## 【数2】

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

## 【0064】

## 【数3】

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

10

## 【0065】

画素( $x, y$ )について、数式2又は数式3を満たし、適正露出と判定されると(S42: Yes)、有効画素判定部222cは、メモリ226のフラグ記憶領域226bに格納されているフラグテーブルFの画素( $x, y$ )に対応するフラグf( $x, y$ )の値を「1」に書き換える(S43)。なお、フラグf( $x, y$ )は、0~3のいずれかのフラグ値をとる。各フラグ値の定義は以下の通りである。

0: 画素データ無効

1: 病変無し(正常)又は病変未判定(画素データ有効)

2: 病変A(炎症)

3: 病変B(潰瘍)

20

## 【0066】

また、適正露出判定S42において、数式2、数式3のいずれの条件も満たさず、露出不適正と判定されると(S42: No)、有効画素判定部222cは、フラグテーブルFのフラグf( $x, y$ )の値を「0」に書き換える(S44)。

## 【0067】

次に、処理S45では、全ての画素( $x, y$ )について処理が完了したかどうかが判定される。全ての画素( $x, y$ )の処理が完了するまで、上記の処理S41~S45が繰り返される。

## 【0068】

30

有効画素判定処理S4が完了すると、次に色空間変換部222dにより色空間変換処理S5が行われる。色空間変換処理S5は、RGB3原色で定義されるRGB空間のトーン強調された画素データを、色相(Hue)・彩度(Saturation)・輝度(Intensity)の3要素で定義されるHSI(Heu-Saturation-Intensity)空間の画素データに変換する処理である。具体的には、色空間変換処理S5において、トーン強調画像データEの各画素( $x, y$ )の原色信号R'( $x, y$ )、G'( $x, y$ )、B'( $x, y$ )が、色相H( $x, y$ )、彩度S( $x, y$ )、輝度I( $x, y$ )に変換される。なお、本実施形態では、以降の処理において輝度I( $x, y$ )が使用されないため、輝度I( $x, y$ )の計算は行わず、色相H( $x, y$ )及び彩度S( $x, y$ )のみを計算して処理効率を高めている。

## 【0069】

40

また、露出が不足又は過剰な画素のデータは精度が低く、解析結果の信頼度を下げてしまう。そのため、色空間変換処理S5は、フラグf( $x, y$ )の値が「1」に設定された(すなわち、上述の有効画素判定処理S4において適正露出と判定された)画素( $x, y$ )についてのみ行われる。

## 【0070】

色空間変換処理S5が完了すると、次に病変判定部222eにより病変判定処理S6が行われる。本発明の実施形態に係る病変判定処理S6は、内視鏡画像の各画素( $x, y$ )について、後述する図9の領域I~IIIのいずれにプロットされるかによって、その画素に対応する部位に推測される状態(正常、炎症、潰瘍)を判定する処理である。

## 【0071】

50

図8は、病変判定処理S6の手順を示すフローチャートである。図8に示す病変判定処理S6は、画像データを構成する全ての画素( $x, y$ )について順次行われる。病変判定処理S6では、まず、フラグテーブルFを参照して、各画素( $x, y$ )のデータが有効か否かを判断する(S61)。フラグ $f(x, y)$ の値が「1」(画素データ有効)であれば、次に炎症判定処理S62を行う。また、フラグ $f(x, y)$ の値が「0」(画素データ無効)であれば、炎症判定処理S62を行わずに、処理S66へ進む。

#### 【0072】

ここで、炎症判定処理S62及び後述する潰瘍判定処理S64について説明する。図9は、複数の炎症性腸疾患患者の内視鏡画像データから抽出した生体組織像の画素データ(色相H( $x, y$ )と彩度S( $x, y$ )からなるデータ対)をプロットした散布図である。  
10  
図9の散布図は、左側の破線で囲まれた領域III、右側下方の一点鎖線で囲まれた領域II、及びそれ以外の領域Iに区分される。本発明者の研究により、炎症性腸疾患の内視鏡診断に熟練した医師によって潰瘍と判断された部位の画素の大半が図9の領域IIIにプロットされ、炎症と判断された部位の画素の大半が図9の領域IIにプロットされ、正常と判断された部位の画素の大半が領域Iにプロットされることが判明した。このことは、生体組織を撮像した内視鏡観察像の色相(色合い)と彩度(鮮やかさ)の2つの情報により、生体組織の状態(潰瘍や炎症)を高い精度で判別できることを意味している。

#### 【0073】

炎症判定処理S62においては、各画素値(H( $x, y$ ), S( $x, y$ ))が、図9の領域IIにプロットされるか否かが判定される。具体的には、画素値(H( $x, y$ ), S( $x, y$ ))が、以下の式4及び式5を満たす場合に、領域IIにプロットされる(すなわち炎症部の画素である)と判定される。なお、 $H_{\text{1}}$ 、 $S_{\text{1}}$ 及び $S_{\text{2}}$ は、術者によって設定可能な補正值であり、これらの補正值の設定によって判定の厳しさ(感度)等を適宜調整することができる。  
20

#### 【0074】

##### 【数4】

$$130 + \delta_{H1} \leq H(x, y)$$

30

##### 【0075】

##### 【数5】

$$60 + \delta_{S1} \leq S(x, y) \leq 100 + \delta_{S2}$$

#### 【0076】

画素値(H( $x, y$ ), S( $x, y$ ))が領域IIにプロットされる場合は(S62: Yes)、画素( $x, y$ )に対応するフラグ $f(x, y)$ の値が「2」(炎症)に書き換えられ(S63)、処理S66に進む。また、画素値(H( $x, y$ ), S( $x, y$ ))が領域IIにプロットされない場合は(S62: No)、続いて潰瘍判定処理S64が行われる。  
40

#### 【0077】

潰瘍判定処理S64では、各画素値(H( $x, y$ ), S( $x, y$ ))が、図9の領域IIにプロットされるか否かが判定される。具体的には、H( $x, y$ )、S( $x, y$ )が、以下の式6を満たすか、若しくは、式7及び式8を満たす場合に、画素値(H( $x, y$ ), S( $x, y$ ))が領域IIIにプロットされる(すなわち潰瘍部の画素である)と判定される。なお、 $S_{\text{3}}$ 、 $S_{\text{4}}$ 、 $H_{\text{2}}$ 及び $H_{\text{3}}$ は術者によって設定可能な補正值であり、これらの補正值の設定によって判定の厳しさ(感度)等を適宜調整することができる。  
50

【 0 0 7 8 】

【数6】

$$S(x, y) \leq 65 + \delta_{S3}$$

【 0 0 7 9 】

【数7】

$$S(x, y) \leq 85 + \delta_{S4}$$

10

【 0 0 8 0 】

【数8】

$$120 + \delta_{H_2} \leq H(x, y) \leq 200 + \delta_{H_3}$$

【 0 0 8 1 】

画素値 ( $H(x, y)$ ,  $S(x, y)$ ) が領域IIIにプロットされる場合は (S64: Yes)、画素 ( $x, y$ ) に対応するフラグ  $f(x, y)$  の値が「3」(潰瘍) に書き換えられ (S65)、処理 S66 に進む。また、画素値 ( $H(x, y)$ ,  $S(x, y)$ ) が領域IIIにプロットされない場合は (S64: No)、正常組織と判定され、フラグ  $f(x, y)$  の値「1」(正常) は書き換えられず、そのまま処理 S66 に進む。

20

【 0 0 8 2 】

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

【 0 0 8 3 】

病変判定処理 S 6 が完了すると、次にオーバーレイ処理部 222f により本発明の実施形態に係るオーバーレイ処理 S 7 が行われる。オーバーレイ処理 S 7 は、病変判定処理 S 6 により炎症や潰瘍といった病変部と判定された画素について、正常（病変を有しない）と判定された画素と容易に識別できるように、その病変（フラグ値）と関連付けられた色調に色を変更する処理である。本実施形態では、炎症と判定された画素に対して赤みを強め（具体的には、R 成分を増加させ）、潰瘍と判定された画素に対して黄みを強める（具体的には、G、B 成分を増加させる）処理が行われる。

30

【 0 0 8 4 】

図10は、オーバーレイ処理S7の手順を示すフローチャートである。図10に示すオーバーレイ処理S7は、通常観察画像データNを構成する全ての画素( $x, y$ )について順次行われる。オーバーレイ処理S7では、まずフラグテーブルFを参照して、各画素( $x, y$ )に対応するフラグ $f(x, y)$ の値を判断する(S71、S72、S74)。フラグ $f(x, y)$ の値が「0」(画素データ無効)の場合は(S71: Yes)、直接処理S77へ進む。フラグ $f(x, y)$ の値が「1」(正常)の場合は(S71: No、S72: Yes)、通常観察画像データNの原色信号R( $x, y$ )、G( $x, y$ )、B( $x, y$ )をそのまま変更せずにオーバーレイ画像データSの原色信号R''( $x, y$ )、G''( $x, y$ )、B''( $x, y$ )の値として(S73)、処理S77へ進む。フラグ $f(x, y)$ の値が「2」(炎症)の場合は(S71: No、S72: No、S74: Yes)、通常観察画像データNの原色信号R( $x, y$ )の値に100を加えたものをオーバーレイ画像データSの原色信号R''( $x, y$ )の値とし、通常観察画像データNの原色信号G( $x, y$ )及びB( $x, y$ )の値をそのまま変更せずにオーバーレイ画像データSの原色信号G''( $x, y$ )及びB''( $x, y$ )の値として(S73)、処理S77へ進む。

40

号G”(x, y)及びB”(x, y)の値として(S75)、処理S77へ進む。また、フラグf(x, y)の値が「3」(潰瘍)の場合は(S71:No、S72:No、S74:No)、通常観察画像データNの原色信号G(x, y)及びB(x, y)の値にそれぞれ100を加えたものをオーバーレイ画像データSの原色信号G”(x, y)及びB”(x, y)の値とし、通常観察画像データNの原色信号R(x, y)の値をそのまま変更せずにオーバーレイ画像データSの原色信号R”(x, y)の値として(S76)、処理S77へ進む。ここで、本実施形態のオーバーレイ処理S7には通常観察画像データNの3原色信号R, G, Bを用いているが、別の実施形態では、トーン強調画像データEの原色信号R’(x, y), G’(x, y)およびB’(x, y)を用いてもよい。

## 【0085】

10

処理S77では、全ての画素(x, y)について処理が完了したかどうかが判定される。全ての画素(x, y)の処理が完了するまで、上記の処理S71～S77が繰り返される。

## 【0086】

オーバーレイ処理S7が完了すると、オーバーレイ処理S7により生成されたオーバーレイ画像データSが、画像メモリ224に出力され、それぞれオーバーレイ画像メモリ領域0sR, 0sG, 0sB(k=0～6)に記憶される。

## 【0087】

20

次に、第2画像処理回路228の病変指數計算部228aにより本発明の実施形態に係る病変指數計算処理S8が行われる。病変指數計算処理S8は、内視鏡画像の有効画素数(有効画素判定処理S4において適正露出と判定された画素数)のうち、病変判定処理S6において病変を有すると判定された画素数の占める割合(病変指數)を計算する処理である。

## 【0088】

図11は、病変指數計算処理S8の手順を示すフローチャートである。病変指數計算処理S8では、まず各パラメータをリセットする(S81)。なお、NumO、NumR及びNumWは、それぞれ有効画素、炎症と判定された画素及び潰瘍と判定された画素を計数するカウンタである。

## 【0089】

30

次に、フラグテーブルFを参照して、各画素(x, y)が有効画素であるか否かが判断される(S82)。有効画素ではない場合は(S82:0)、各カウンタを変更せずに処理をS87に進める。有効画素である場合は(S82:1～3)、有効画素カウンタNumOをインクリメントする(S83)。次に、フラグf(x, y)の値から、各画素(x, y)が正常、炎症、潰瘍のいずれに判定されているかが判断される(S84)。正常と判定されていれば(S84:1)、そのまま処理をS87に進める。また、炎症と判定されていれば(S84:2)、炎症カウンタNumRをインクリメントし(S85)、潰瘍と判定されていれば(S84:3)、潰瘍カウンタNumWをインクリメントした後(S86)、処理をS87に進める。

## 【0090】

40

次に、全ての画素(x, y)について処理が完了したかどうかが判定される(S87)。全ての画素(x, y)の処理が完了するまで、上記の処理S81～S87が繰り返される。

## 【0091】

全ての画素(x, y)についてカウントが完了すると、次に、炎症の病変指數IdxRが計算される(S88)。炎症の病変指數IdxRは、全有効画素数に占める炎症と判定された画素数の割合であり、 $IdxR = NumR / NumO$ により計算される。

## 【0092】

50

次に、潰瘍の病変指數IdxWが計算される(S89)。潰瘍の病変指數IdxWは、全有効画素数に占める潰瘍と判定された画素数の割合であり、 $IdxW = NumW / NumO$ により計算される。

## 【0093】

次に、総病変指數  $I_d \times T$  が計算される（S90）。総病変指數  $I_d \times T$  は、全有効画素数に占める、病変（炎症又は潰瘍）と判定された画素数の割合であり、 $I_d \times T = I_d \times R + I_d \times W$  により計算される。本発明者の研究により、炎症性腸疾患の内視鏡画像の総病変指數  $I_d \times T$  と炎症性腸疾患の重症度を示す Mayo スコアとの間に強い相関があり、総病変指數  $I_d \times T$  が炎症性腸疾患の重症度を簡易的に判定するための良い指標となることが明らかにされている。

## 【0094】

次に、メモリ 226 に各病変指數  $I_d \times R$ 、 $I_d \times W$ 、 $I_d \times T$  を記録して、病変指數計算処理 S8 が終了する。

10

## 【0095】

次に、静止画保存の指令が出されているか否かの判定 S9（図 5）が行われる。画像処理ユニット 220 は、ドライバ信号処理回路 112 から静止画保存の指令と共に電子スコープ 100 先端部の位置情報 Pos を受け取ると（S9：Yes）、画像メモリ 224 の記憶領域群 P0 に記憶された通常観察画像データ N、トーン強調画像データ E 及びオーバーレイ画像データ S の複製を、位置情報 Pos に対応する記憶領域群 P1～6 のいずれかに記憶させ（S10）、次いで画面表示処理 S11 が行われる。ドライバ信号処理回路 112 から静止画保存の指令が無ければ（S9：No）、処理 S10 を行わずに画面表示処理 S11 に進む。

## 【0096】

20

次の画面表示処理 S11 は、モニタ 300 に表示するための表示画面データを生成し、ビデオ信号に変換して出力する処理であり、第 2 画像処理回路 228 の表示画面生成部 228b によって行われる。表示画面生成部 228b は、システムコントローラ 202 の制御に応じて、複数種類の表示画面データを生成することができる。

## 【0097】

図 12 は、画面表示処理 S11 によって生成される表示画面の一例であり、画像解析モードでの内視鏡観察中に表示される解析モード観察画面 320 である。解析モード観察画面 320 は、撮像日時が表示される日時表示領域 321 と、検査に関連する基本的な情報（例えば、カルテ番号、患者名、術者名）を表示する基本情報表示領域 322 と、病変指數計算処理 S8 において計算された病変指數  $I_d \times R$ 、 $I_d \times W$ 、 $I_d \times T$  を表示する病変指數表示領域 323 と、通常観察画像データ N（又はトーン強調画像データ E）を表示する通常画像表示領域 324 と、オーバーレイ画像データ S（オーバーレイ処理 S7 後の観察画像）を表示する解析画像表示領域 325 を備えている。

30

## 【0098】

画面表示処理 S11 において、表示画面生成部 228b は、メモリ 226 の記憶領域群 Q0 からリアルタイムの病変指數  $I_d \times R$ 、 $I_d \times W$ 、 $I_d \times T$  を読み取り、病変指數表示領域 323 に表示する。図 12 中の「赤：25.8%」、「白：19.8%」及び「検出面積：45.6%」は、それぞれ炎症の病変指數  $I_d \times R$ 、潰瘍の病変指數  $I_d \times W$  及び総病変指數  $I_d \times T$  の表示である。また、表示画面生成部 228b は、画像メモリ 224 の記憶領域群 P0 からリアルタイムの通常観察画像データ N（又はトーン強調画像データ E）及びオーバーレイ画像データ S を読み取り、それぞれ通常画像表示領域 324 及び解析画像表示領域 325 に表示する。また、日時表示領域 321 及び基本情報表示領域 322 には、システムコントローラ 202 から提供された情報が表示される。

40

## 【0099】

術者は、解析モード観察画面 320 を見ながら内視鏡観察を行う。具体的には、解析画像表示領域 325 に表示されるオーバーレイ画像データ S を参照しつつ、通常画像表示領域 324 に表示される通常観察画像データ N（又はトーン強調画像データ E）を見ながら内視鏡観察を行う。オーバーレイ画像データ S において色付けされた部位について特に慎重に観察を行うことで、病変部を見落とすことなく、正確な診察を行うことができる。また、病変指數表示領域 323 に表示される病変指數  $I_d \times R$ 、 $I_d \times W$ 、 $I_d \times T$  の客觀

50

的かつ具体的な数値を参照しながら観察することにより、通常観察画像データNやオーバーレイ画像データSから受ける主観的な印象に囚われず、より客観的かつ緻密な診断を行うことが可能になる。

#### 【0100】

次に、システムコントローラ202から本発明の実施形態に係るレポート出力の実行指令を受けたか否かが判断される(S12)。電子スコープ100の操作部120や電子内視鏡用プロセッサ200の操作パネル208に対するユーザ操作によりレポート出力の実行が指示されると、システムコントローラ202は後述するレポート出力処理S13の実行指令を画像処理ユニット220に送る。システムコントローラ202からレポート出力処理S13の実行指令が出されていれば(S12:Yes)、続いてレポート出力処理S13が行われる。また、実行指令が出されていなければ(S12:No)、レポート出力処理S13を行わずに処理がS14へ進む。10

#### 【0101】

レポート出力処理S13は、内視鏡検査結果を整理したレポート画面420を生成し、これをレポート出力信号(印刷信号)に変換してプリンタ400に出力して、レポート画面420を印刷する処理である。図13に示すレポート画面420は、大腸モデル図421、病変指數リスト422、病変指數分布図423、統計値リスト424及びサムネイル画像リスト425を備えている。

#### 【0102】

大腸モデル図421は、静止画を取得した位置(観察ポイント)を図示したものであり、大腸の模式図421a上に観察ポイント1~6を示す複数の丸印421bが配置されている。観察ポイント1~6は、上述した画像メモリ224の記憶領域群P1~P6及びメモリ226の記憶領域群Q1~6にそれぞれ対応する。病変指數リスト422は各観察ポイント1~6(422b)における総病変指數I<sub>d</sub>×T(422c)を一覧表示したものである。また、病変指數分布図423は病変指數リスト422をグラフ表示したものである。統計値リスト424は、総病変指數I<sub>d</sub>×Tの統計値(平均値、分散、標準偏差)を一覧表示したものである。また、サムネイル画像リスト425は、各観察ポイント1~6(425a)において取得した通常観察画像データN(又はトーン強調画像データE)の静止画サムネイル画像425b、オーバーレイ画像データSの静止画サムネイル画像425c及び各通常観察画像データNに対して割り当てられたカルテ番号425dを一覧表示したものである。2030

#### 【0103】

レポート画面420を使用することにより、腸管の長さ方向における内視鏡画像及び病変指數の変化の様子を一見して把握することができ、診断のみならず、患者へ検査結果の説明も適確かつ容易に行うことが可能になる。

#### 【0104】

次に、内視鏡観察を継続するか否かが判断される(S14)。電子内視鏡用プロセッサ200の操作パネル208に対して、内視鏡観察終了又は電子内視鏡装置1の運転停止を指示するユーザ操作が行われる(S14:No)まで、上記の処理S1~S14が繰り返される。40

#### 【0105】

以上が、本実施形態の説明であるが、本発明は、本実施形態の構成に限定されるものではなく、特許請求の範囲の記載によって表現された技術的思想の範囲内で様々な変形が可能である。

#### 【0106】

上記の実施形態では、HSI空間において病変の判定が行われるが、HSI空間の代わりに色相(hue)、彩度(saturation)及び明度(value(又はbrightness))を基底とするHSV(HSB)空間において病変の判定を行う構成としてもよい。

#### 【0107】

また、上記の実施形態では、TE処理S3がRGB空間上で行われているが、色空間変50

換処理 S 5 の後に H S I 空間上で T E 処理 S 3 を行う構成としてもよい。

**【 0 1 0 8 】**

また、上記の実施形態では、光センサ 1 3 2 を使用して電子スコープ 1 0 0 先端部の位置（撮像位置）の情報を取得する構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されず、他の手段によって撮像位置の情報を取得する構成としてもよい。例えば、光センサ 1 3 2 に替えて、光源と受光素子を備えた光学式近接センサを電子スコープ 1 0 0 の挿入部 1 3 0 に設けた構成としてもよい。この場合、光学式近接センサが消化管内に挿入されたときに、消化管の内壁で反射したセンサ光が受光素子で検出され、近接を検出する。そのため、上記の実施形態とは逆に、受光素子が光を検出している光学式近接センサの分布長を消化管内に挿入された挿入部 1 3 0 の長さと判断することで、電子スコープ 1 0 0 先端部の位置の情報を取得することができる。10

**【 0 1 0 9 】**

また、光センサ 1 3 2 に替えて、光学式マウスと同じ原理により移動量（移動の距離及び方向）を検出する移動量センサを電子スコープ 1 0 0 の挿入部 1 3 0 に設けた構成としてもよい。この場合には、移動量センサは挿入部 1 3 0 の先端付近に一つだけ設ければよい。

**【 0 1 1 0 】**

なお、光学式近接センサや移動量センサの光源には、近赤外線から可視光域の範囲の任意の波長の光源（例えば L D や L E D ）を使用することができるが、ヘモグロビンによる吸収が少なく、生体組織表面での反射率の高い赤色領域の光源を使用することで、高い検出精度を得ることができる。20

**【 0 1 1 1 】**

また、内視鏡検査中に被検者の体外から磁気共鳴画像、X 線画像又は超音波画像を取得して、これらの画像から内視鏡先端部の位置を決定することもできる。また、内視鏡画像の画像解析により、内視鏡先端部の消化管内での移動量を計算することで、内視鏡先端部の位置を決定することもできる。

**【 0 1 1 2 】**

また、上記の実施形態は炎症性腸疾患の内視鏡検査に本発明を適用した例であるが、当然ながら他の疾患の内視鏡検査にも本発明を適用することができる。なお、炎症性腸疾患では、病変部（炎症部、潰瘍部）が広範囲に及び、重症になるほど病変部の割合が高くなるため、総病変指數  $I_d \times T$  が重症度の良い指標となる。他方、病変部が局在する疾患（例えばポリープ）では、電子スコープの先端部が病変部に接近するほど、病変部の画角が大きくなるため、総病変指數  $I_d \times T$  が増大する。そのため、総病変指數  $I_d \times T$  は、病変部に接近しているかどうかの良い指標となり、総病変指數  $I_d \times T$  が増え始めたときに注意深く観察することにより、病変部の見落としを防ぐことができる。30

**【 0 1 1 3 】**

また、上記の実施形態では、図 9 に示すように、炎症（領域 II ）と潰瘍（領域 III ）の判定条件が重複していないため、総病変指數を炎症の病変指數と潰瘍の病変指數の和として計算している。しかしながら、各病変の判定条件が重複する場合には、いずれかの病変を有すると判定された画素の数を有効画素数で割った値を総病変指數としてもよい。40

**【 0 1 1 4 】**

また、上記の実施形態は、術者の手動操作によって静止画が記録される構成であるが、電子スコープ 1 0 0 の挿入部 1 3 0 が検査範囲の最奥部から引き抜かれる際に、挿入部 1 3 0 の先端が予め設定された静止画取得位置（観察ポイント）に達した時に、ドライバ信号処理回路 1 1 2 が自動的に静止画保存の指令を出して、自動的に静止画を保存する構成としてもよい。

**【 0 1 1 5 】**

また、上記の実施形態では、固体撮像素子 1 0 8 として C C D イメージセンサが用いられているが、C M O S ( Complementary Metal Oxide Semiconductor ) イメージセンサ等の別の構成の固体撮像素子を用いた構成としてもよい。50

## 【0116】

また、上記の実施形態では、R、G、Bのペイヤ配列カラーフィルタ108bを有する固体撮像素子108が使用されているが、補色系のCy(シアン)、Mg(マゼンタ)、Ye(イエロー)、G(グリーン)のフィルタを有する固体撮像素子を用いた構成としてもよい。

## 【符号の説明】

## 【0117】

1 電子内視鏡装置

100 電子スコープ

132 移動量センサ

10

200 電子内視鏡用プロセッサ

202 システムコントローラ

220 画像処理ユニット

222 第1画像処理回路

222a RGB変換部

222b TE処理部

222c 有効画素判定部

222d 色空間変換部

222e 病変判定部(閾値処理部)

222f オーバーレイ処理部

20

224 画像メモリ

226 メモリ

228 第2画像処理回路

228a 病変指數計算部

228b 表示画面生成部

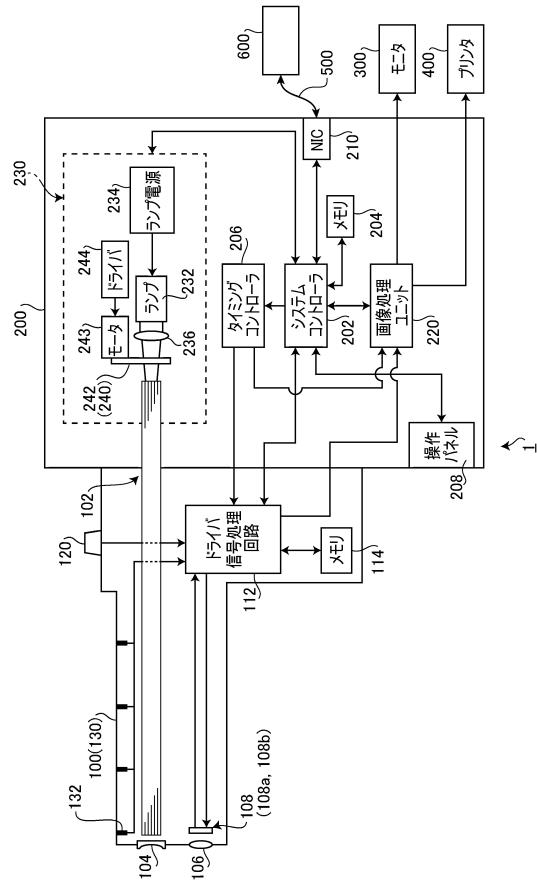
228c レポート生成部

300 モニタ

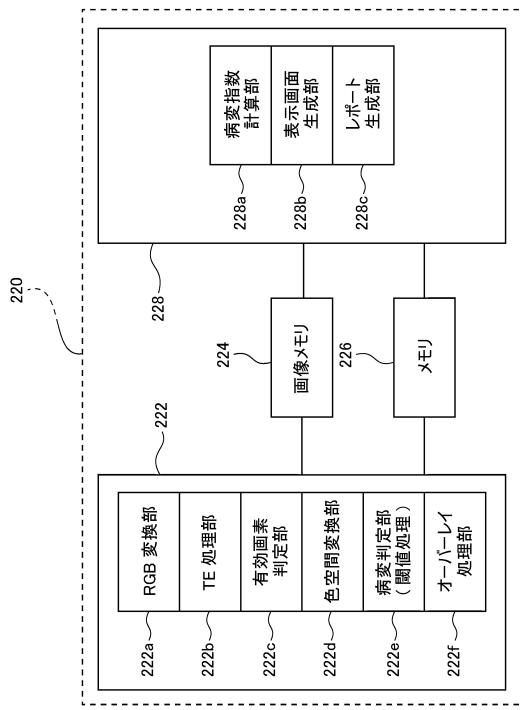
400 プリンタ

600 サーバ

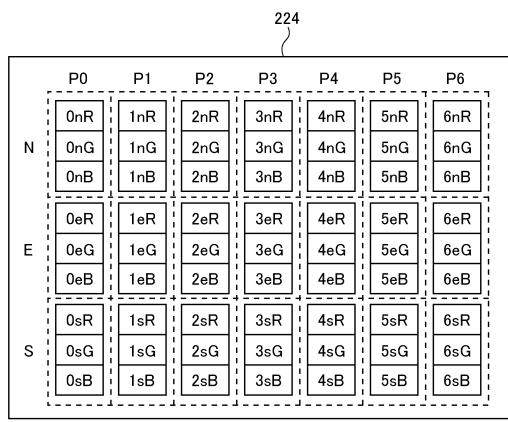
【図1】



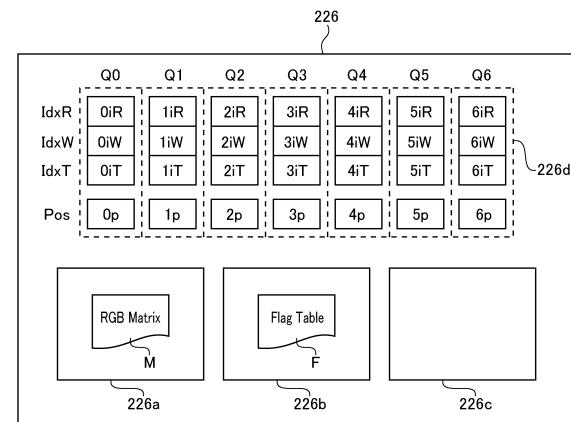
【図2】



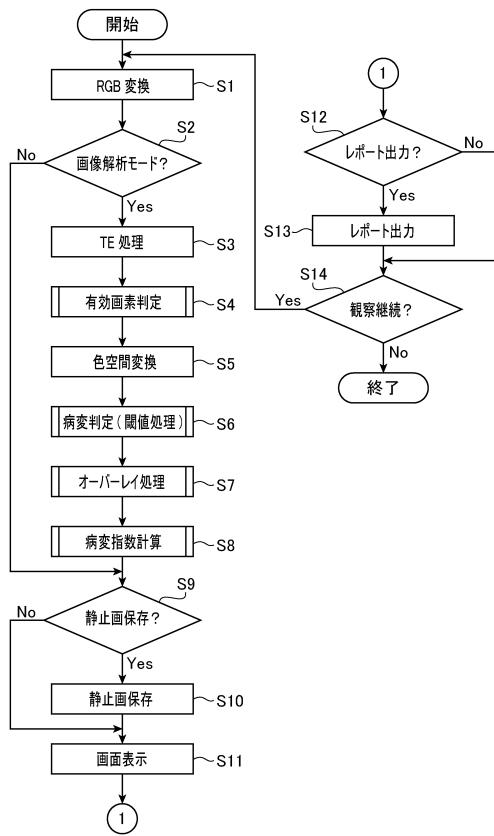
【図3】



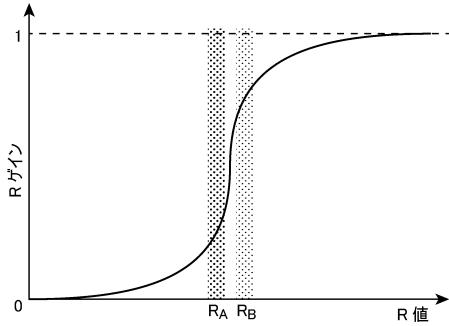
【図4】



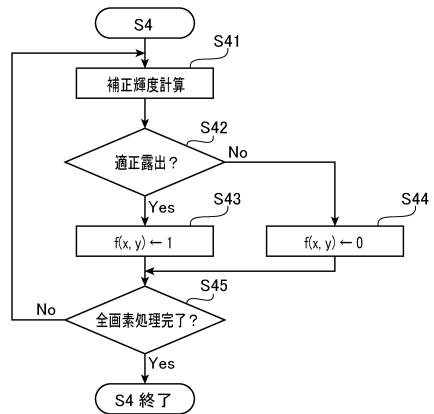
【図5】



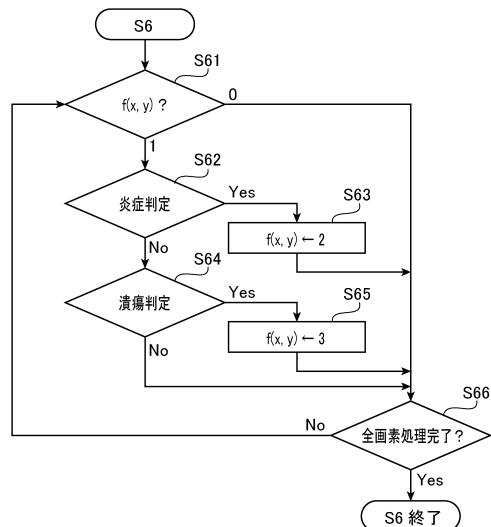
【図6】



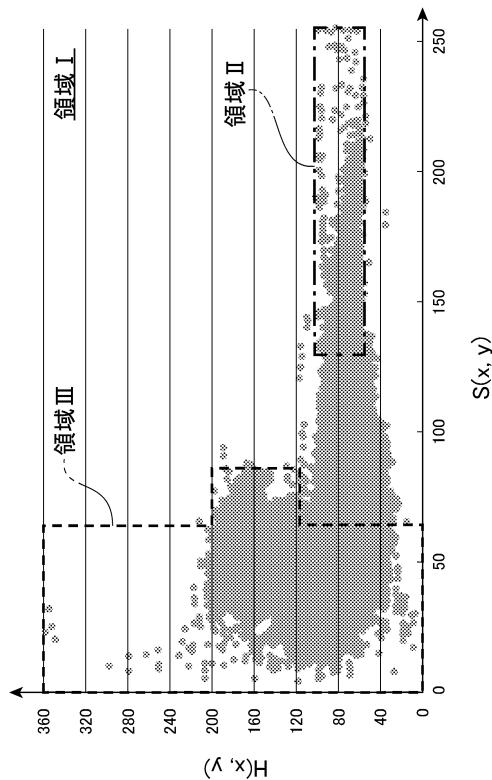
【図7】



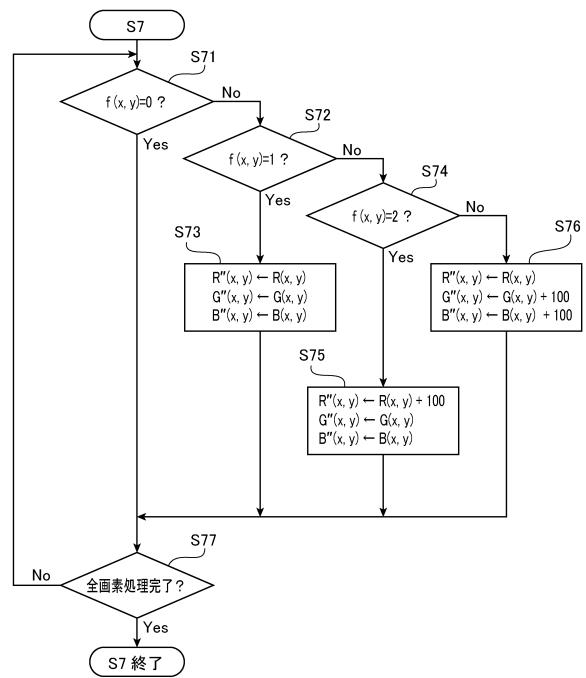
【図8】



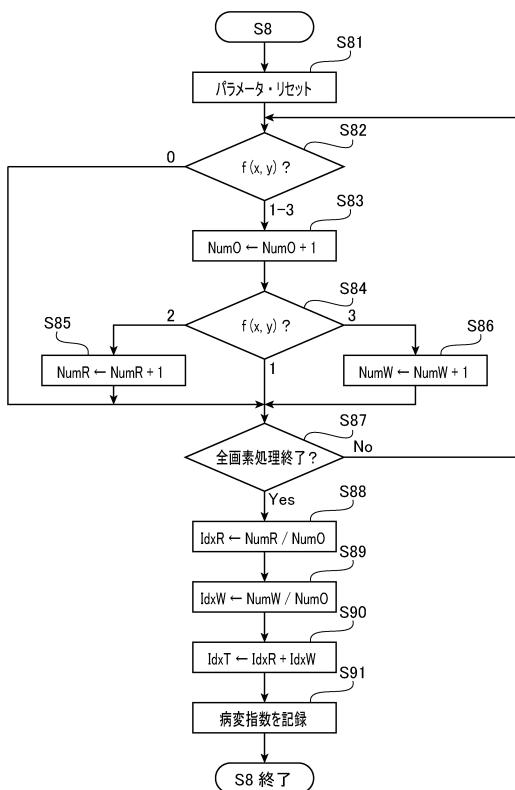
【図9】



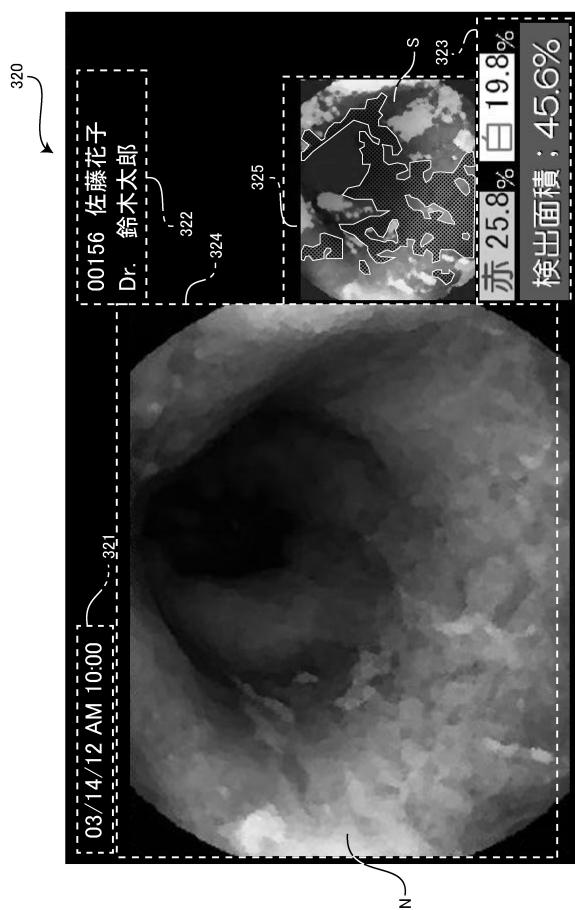
【図10】



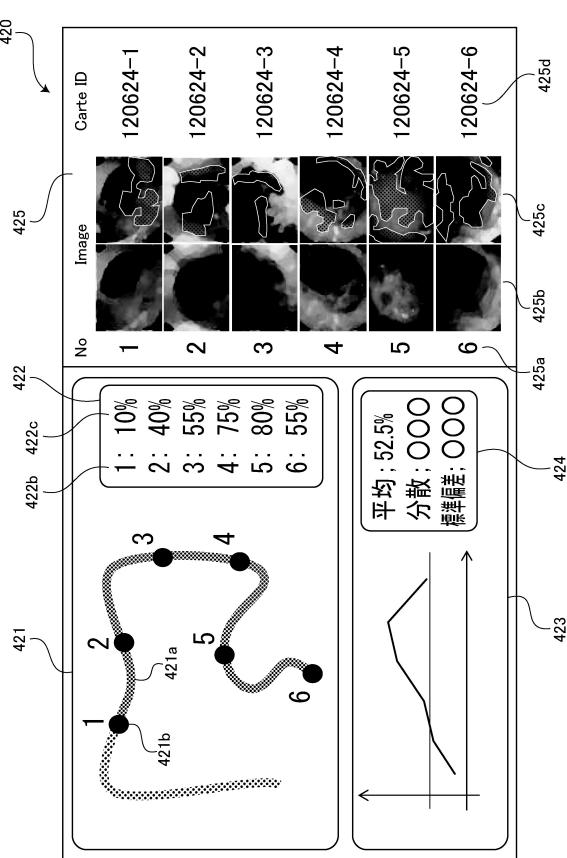
【図11】



【図12】



【図13】



---

フロントページの続き

(72)発明者 仲瀬 裕志

京都府京都市左京区聖護院川原町 54 国立大学法人京都大学医学部附属病院内

(72)発明者 松浦 稔

京都府京都市左京区聖護院川原町 54 国立大学法人京都大学医学部附属病院内

(72)発明者 吉野 琢哉

京都府京都市左京区聖護院川原町 54 国立大学法人京都大学医学部附属病院内

(72)発明者 樋口 浩和

京都府京都市左京区聖護院川原町 54 国立大学法人京都大学医学部附属病院内

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開2004-154176 (JP, A)

特開2009-297365 (JP, A)

特開2010-187756 (JP, A)

特開2011-182993 (JP, A)

特開2011-234931 (JP, A)

特開2010-036017 (JP, A)

特開2011-218090 (JP, A)

国際公開第2008/146447 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 0 4

专利名称(译)	图像处理设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP6027803B2</a>	公开(公告)日	2016-11-16
申请号	JP2012158249	申请日	2012-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司 国立大学法人京都大学		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 国立大学法人京都大学		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 国立大学法人京都大学		
[标]发明人	池本洋祐 仲瀬裕志 松浦稔 吉野琢哉 樋口浩和		
发明人	池本 洋祐 仲瀬 裕志 松浦 稔 吉野 琢哉 樋口 浩和		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	H04N9/64 A61B1/00009 A61B1/05 A61B1/0684 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30028		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.552 A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/045.618 A61B1/045.621 A61B1/045. 622 A61B1/31		
F-TERM分类号	4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/LL01 4C161/MM05 4C161/QQ02 4C161/SS21 4C161/WW01 4C161 /WW08 4C161/WW10 4C161/WW18		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	<a href="#">JP2014018333A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**

本发明配备有：图像获取装置，用于获取内窥镜彩色图像数据;色彩空间转换装置，用于根据色调，饱和度和强度将内窥镜彩色图像数据的色彩空间转换为HSI色彩空间，或者基于色调，饱和度和亮度将HSV色彩空间转换为HSV色彩空间;病理变化像素确定装置，用于根据其色调和饱和度确定构成内窥镜彩色图像的每个像素是否是病理变化区域中的像素;病理变化像素计数装置，用于对病理变化像素数进行计数，该像素数是在病理变化区域中被确定为像素的像素数;病理变化指数计算装置，用于根据病理变化像素数计算病理变化指数;病理变化指标显示装置，用于显示病理变化指标。

224

	P0	P1	P2	P3	P4	P5	P6
N	0nR 0nG 0nB	1nR 1nG 1nB	2nR 2nG 2nB	3nR 3nG 3nB	4nR 4nG 4nB	5nR 5nG 5nB	6nR 6nG 6nB
E	0eR 0eG 0eB	1eR 1eG 1eB	2eR 2eG 2eB	3eR 3eG 3eB	4eR 4eG 4eB	5eR 5eG 5eB	6eR 6eG 6eB
S	0sR 0sG 0sB	1sR 1sG 1sB	2sR 2sG 2sB	3sR 3sG 3sB	4sR 4sG 4sB	5sR 5sG 5sB	6sR 6sG 6sB