

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-158682

(P2016-158682A)

(43) 公開日 平成28年9月5日(2016.9.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2015-37540 (P2015-37540)
 (22) 出願日 平成27年2月27日 (2015.2.27)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100169856
 弁理士 尾山 栄啓
 (74) 代理人 100183760
 弁理士 山鹿 宗貴
 (72) 発明者 池本 洋祐
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 (72) 発明者 水口 直志
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内

最終頁に続く

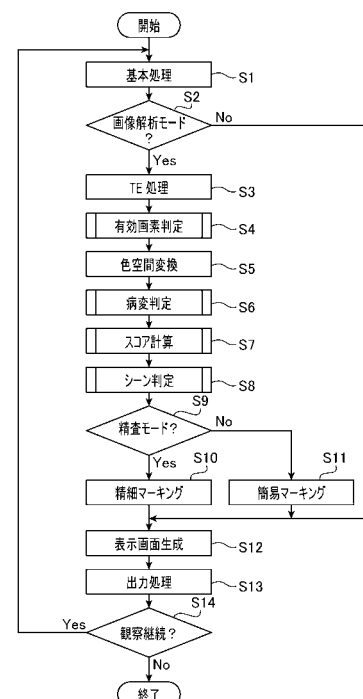
(54) 【発明の名称】 画像処理装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】内視鏡画像に付される病変部を示す印と内視鏡画像との位置ずれを防止する画像処理装置を提供する。

【解決手段】生体組織を撮影した複数の画像データからなるカラー動画画像データを取得する画像データ取得手段と、カラー動画画像データに基づいて撮影シーンを判定するシーン判定手段と、画像データに基づいて、画像データが表す画像に写された生体組織の病変の重症度を示すスコアを画素毎に計算するスコア計算手段と、スコアの分布を示す印を画像上に付すマーキング手段と、を備え、マーキング手段が、スコアの分布を詳細に示す印を付す詳細マーキング処理と、スコアの分布を詳細マーキング処理よりも簡易的に示す印を付す簡易マーキング処理と、とを実行可能であり、撮影シーンの判定結果に応じて、詳細マーキング処理と簡易マーキング処理のいずれかを実行する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織を撮影した複数の画像データからなるカラー動画画像データを取得する画像データ取得手段と、

前記カラー動画画像データに基づいて撮影シーンを判定するシーン判定手段と、

前記画像データに基づいて、該画像データが表す画像に写された前記生体組織の病変の重症度を示すスコアを画素毎に計算するスコア計算手段と、

前記スコアの分布を示す印を前記画像上に付すマーキング手段と、
を備え、

前記マーキング手段が、

前記スコアの分布を詳細に示す前記印を付す詳細マーキング処理と、

前記スコアの分布を前記詳細マーキング処理よりも簡易的に示す印を付す簡易マーキング処理と、を実行可能であり、

前記撮影シーンの判定結果に応じて、前記詳細マーキング処理と前記簡易マーキング処理のいずれかを実行する、
画像処理装置。

【請求項 2】

前記シーン判定手段が、

前記カラー動画画像データに撮影された画像検査の種類を判定する、
請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記シーン判定手段が、

スクリーニング検査と精査のいずれの撮影シーンであるかを判定し、

前記マーキング手段が、

スクリーニング検査の撮影シーンと判定されたときに、前記簡易マーキング処理を行い、

精査の撮影シーンと判定されたときに、前記詳細マーキング処理を行う、
請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記シーン判定手段が、

前記画像の動きの解析を行う動画解析手段を備えた、
請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記動画解析手段が、

連続する複数の前記画像データに基づいて速度場を計算する速度場計算手段を備え、

前記速度場の計算結果に基づいて、前記画像検査の種類を判定する、
請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記動画解析手段が、

前記速度場を構成する各画素の速度ベクトルの大きさの代表値を計算して画像速度として取得する画像速度計算手段を備えた、
請求項 4 又は請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記動画解析手段が、

前記画像速度の単位時間当たりの変化量である画像速度変化率を計算する画像速度変化率計算手段を備えた、
請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記動画解析手段が、

前記画像データの解像度を低減する低解像度化手段を備えた、

10

20

30

40

50

請求項 4 から請求項 7 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記シーン判定手段が、

前記画像データの輝度を画素値とする輝度画像データを生成する輝度画像データ生成手段を備えた、

請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記シーン判定手段が、

前記輝度画像データにより表される輝度画像を単純化する画像単純化手段を備えた、
請求項 9 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 11】

前記画像単純化手段が、

前記輝度画像を低解像度化する低解像度化手段と、

低解像度化された前記輝度画像に対してぼかし処理を施すぼかし手段と、

ぼかし処理された前記輝度画像を元の解像度に戻す高解像度化手段と、を備えた、

請求項 10 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記画像単純化手段が、

前記輝度画像データの階調を低減させる低階調化手段を備えた、

請求項 10 又は請求項 11 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 13】

前記シーン判定手段が、

前記輝度画像に基づいて輝度の等高線を表す等高線画像データを生成する等高線画像データ生成手段を備えた、

請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記等高線画像データ生成手段が、

前記輝度画像の勾配を計算するベクトル微分演算手段を備えた、

請求項 13 に記載の画像処理装置。

【請求項 15】

30

前記シーン判定手段が、

前記等高線の密集度を計算する等高線密集度計算手段を備え、

前記等高線の密集度に基づいて前記撮影シーンを判定する、

請求項 13 又は請求項 14 に記載の画像処理装置。

【請求項 16】

前記シーン判定手段が、

前記画像内の輝度勾配を計算する輝度勾配計算手段を備え、

前記輝度勾配に基づいて前記撮影シーンを判定する、

請求項 1 から請求項 15 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 17】

40

前記シーン判定手段が、

前記画像の低輝度領域の円形度を計算する円形度計算手段を備え、

前記円形度に基づいて前記撮影シーンを判定する、

請求項 1 から請求項 16 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 18】

前記シーン判定手段が、

前記画像の低輝度領域の重心を計算する重心計算手段を備え、

前記重心に基づいて前記撮影シーンを判定する、

請求項 1 から請求項 17 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織の画像を処理する画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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

10

【0003】

そこで、病変部の識別を容易にするために、白色光の照明下で撮影した内視鏡画像データに対して、色情報に基づいて被写体が病変部か否かを判定し、病変部と判定された箇所の画素の色を変更するカラーマッピング処理を行う電子内視鏡装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2014-18332号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1の電子内視鏡装置では、全ての画素に対してカラーマッピング処理が行われるため、カラーマッピング処理に必要な計算量が非常に多い。そのため、スクリーニング検査時等の画像の動きが速いときには、カラーマッピング処理が遅くなり、内視鏡画像が撮影されるフレームレートに追従できなくなる。その結果、カラーマッピングが、その基となった内視鏡画像の後に撮影された別の内視鏡画像に対して施されることになるため、内視鏡画像とカラーマッピングとの間に位置ずれが生じるという問題があった。

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、内視鏡画像に付される病変部を示す印と内視鏡画像との位置ずれを防止することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一実施形態によれば、生体組織を撮影した複数の画像データからなるカラー動画画像データを取得する画像データ取得手段と、カラー動画画像データに基づいて撮影シーンを判定するシーン判定手段と、画像データに基づいて、画像データが表す画像に写された生体組織の病変の重症度を示すスコアを画素毎に計算するスコア計算手段と、スコアの分布を示す印を画像上に付すマーキング手段と、を備え、マーキング手段が、スコアの分布を詳細に示す印を付す詳細マーキング処理と、スコアの分布を詳細マーキング処理よりも簡易的に示す印を付す簡易マーキング処理と、を実行可能であり、撮影シーンの判定結果に応じて、詳細マーキング処理と簡易マーキング処理のいずれかを実行する、画像処理装置が提供される。

40

【0008】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、カラー動画画像データに撮影された画像検査の種類を判定する構成としてもよい。

【0009】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、スクリーニング検査と精査のいずれの撮影シーンであるかを判定し、マーキング手段が、スクリーニング検査の撮影シーンと判定されたときに、簡易マーキング処理を行い、精査の撮影シーンと判定されたときに、詳細マーキング処理を行う構成としてもよい。

50

【0010】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、画像の動きの解析を行う動画解析手段を備えた構成としてもよい。

【0011】

また、上記の画像処理装置において、動画解析手段が、連続する複数の画像データに基づいて速度場を計算する速度場計算手段を備え、速度場の計算結果に基づいて、画像検査の種類を判定する構成としてもよい。

【0012】

また、上記の画像処理装置において、動画解析手段が、速度場を構成する各画素の速度ベクトルの大きさの代表値を計算して画像速度として取得する画像速度計算手段を備えた構成としてもよい。

10

【0013】

また、上記の画像処理装置において、動画解析手段が、画像速度の単位時間当たりの変化量である画像速度変化率を計算する画像速度変化率計算手段を備えた構成としてもよい。

【0014】

また、上記の画像処理装置において、動画解析手段が、画像データの解像度を低減する低解像度化手段を備えた構成としてもよい。

【0015】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、画像データの輝度を画素値とする輝度画像データを生成する輝度画像データ生成手段を備えた構成としてもよい。

20

【0016】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、
輝度画像データにより表される輝度画像を単純化する画像単純化手段を備えた構成としてもよい。

【0017】

また、上記の画像処理装置において、画像単純化手段が、輝度画像を低解像度化する低解像度化手段と、低解像度化された輝度画像に対してぼかし処理を施すぼかし手段と、ぼかし処理された輝度画像を元の解像度に戻す高解像度化手段と、を備えた構成としてもよい。

30

【0018】

また、上記の画像処理装置において、画像単純化手段が、輝度画像データの階調を低減させる低階調化手段を備えた構成としてもよい。

【0019】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、輝度画像に基づいて輝度の等高線を表す等高線画像データを生成する等高線画像データ生成手段を備えた構成としてもよい。

【0020】

また、上記の画像処理装置において、等高線画像データ生成手段が、輝度画像の勾配を計算するベクトル微分演算手段を備えた構成としてもよい。

40

【0021】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、等高線の密集度を計算する等高線密集度計算手段を備え、等高線の密集度に基づいて撮影シーンを判定する構成としてもよい。

【0022】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、画像内の輝度勾配を計算する輝度勾配計算手段を備え、輝度勾配に基づいて撮影シーンを判定する構成としてもよい。

【0023】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、画像の低輝度領域の円形度を計算する円形度計算手段を備え、円形度に基づいて撮影シーンを判定する構成としてもよい。

50

い。

【0024】

また、上記の画像処理装置において、シーン判定手段が、画像の低輝度領域の重心を計算する重心計算手段を備え、重心に基づいて撮影シーンを判定する構成としてもよい。

【発明の効果】

【0025】

本発明の一実施形態によれば、内視鏡画像に付される病変部を示す印と内視鏡画像との位置ずれが防止される。

【図面の簡単な説明】

【0026】

10

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

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

【図3】画像メモリの記憶領域の概略構成を示す図である。

【図4】画像処理回路が行う処理の手順を示すフローチャートである。

【図5】TE処理に使用されるゲイン曲線の一例である。

【図6】有効画素判定処理の手順を示すフローチャートである。

【図7】病変判定処理の手順を示すフローチャートである。

【図8】生体組織像の画素値をHS座標空間にプロットした散布図である。

【図9】スコア計算処理の手順を示すフローチャートである。

20

【図10】色相距離、彩度距離と相関値との関係を示すグラフである。

【図11】典型的な内視鏡画像の明暗分布を説明する図である。

【図12】シーン判定処理の手順を示すフローチャートである。

【図13】動画解析処理の手順を示すフローチャートである。

【図14】輝度勾配計算処理の手順を説明するフローチャートである。

【図15】輝度勾配計算処理を説明する図である。(a)は輝度画像の一例であり、(b)は輝度指数の勾配の絶対値のグラフの一例であり、(c)は等高線画像の一例である。

【図16】検査種別判定処理の手順を示すフローチャートである。

【図17】マーキング画像の例を示す図である。

【図18】表示画面生成処理によって生成される表示画面の一例である。

30

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、本発明の画像処理装置の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として電子内視鏡システムを例に取り説明する。

【0028】

〔電子内視鏡装置1全体の構成〕

図1は、本発明の電子内視鏡装置1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡装置1は、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ900を備えている。

【0029】

40

プロセッサ200は、システムコントローラ202及びタイミングコントローラ204を備えている。システムコントローラ202は、メモリ212に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡装置1全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ202は、操作パネル214に接続されている。システムコントローラ202は、操作パネル214より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡装置1の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。タイミングコントローラ204は、各部の動作のタイミングを調整する同期信号を電子内視鏡装置1内の各回路に出力する。

【0030】

ランプ208は、ランプ電源イグナイタ206による始動後、照射光Lを射出する。ランプ208は、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライド

50

ランプ等の高輝度ランプやLED (Light Emitting Diode) である。照射光Lは、主に可視光領域から不可視である赤外光領域に広がるスペクトルを持つ光 (又は少なくとも可視光領域を含む白色光) である。

【0031】

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

【0032】

LCB102内に入射された照射光Lは、LCB102内を伝播して電子スコープ100の先端に配置されたLCB102の射出端面より射出され、配光レンズ104を介して被写体に照射される。照射光Lにより照射された被写体からの戻り光は、対物レンズ106を介して固体撮像素子108の受光面上で光学像を結ぶ。

10

【0033】

固体撮像素子108は、補色市松色差線順次方式の単板式カラーCCD (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子108は、受光面上で結像した被写体の光学像を撮像して、アナログ撮像信号を出力する。具体的には、固体撮像素子108は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、イエローYe、シアンCy、グリーンG、マゼンタMgの色信号を生成し、生成された垂直方向に隣接する2つの画素の色信号を加算し混合して得た走査線を順次出力する。なお、固体撮像素子108は、CCDイメージセンサに限らず、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子108はまた、原色系フィルタ (ベイヤ配列フィルタ) を搭載したものであってもよい。

20

【0034】

電子スコープ100の接続部内には、ドライバ信号処理回路110が備えられている。ドライバ信号処理回路110には、上述の走査線からなるアナログ撮像信号がフィールド周期で固体撮像素子108より入力される。なお、以降の説明において「フィールド」は「フレーム」に置き替えてもよい。本実施形態において、フィールド周期、フレーム周期はそれぞれ、1/60秒、1/30秒である。ドライバ信号処理回路110は、固体撮像素子108より入力されるアナログ撮像信号に対して所定の処理を施してプロセッサ200の画像処理回路220に出力する。

30

【0035】

ドライバ信号処理回路110はまた、メモリ120にアクセスして電子スコープ100の固有情報を読み出す。メモリ120に記録される電子スコープ100の固有情報には、例えば、固体撮像素子108の画素数や感度、動作可能なフィールドレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路110は、メモリ120より読み出された固有情報をシステムコントローラ202に出力する。

【0036】

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

40

【0037】

タイミングコントローラ204は、システムコントローラ202によるタイミング制御に従って、同期信号を生成する。ドライバ信号処理回路110は、タイミングコントローラ204から供給される同期信号に従って、プロセッサ200が生成するビデオ信号のフィールドレートに同期したタイミングで固体撮像素子108を駆動制御する。

【0038】

画像処理回路220は、システムコントローラ202による制御の下、電子スコープ100から出力される撮像信号に基づいて画像データを生成する。また、画像処理回路220は、生成された画像データを使用してモニタ表示用の画面データを生成し、この画面デ

50

ータを所定のビデオ・フォーマットのビデオ信号に変換して出力する。ビデオ信号はモニタ 900 に入力され、被写体のカラー画像がモニタ 900 の表示画面に表示される。

【0039】

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

【0040】

ドライバ信号処理回路 110 は、駆動回路 112 と AFE (Analog Front End) 114 を備えている。駆動回路 112 は、同期信号に基づいて固体撮像素子 108 の駆動信号を生成する。AFE 114 は、固体撮像素子 108 から出力されるアナログ撮像信号に対して、ノイズ除去、信号増幅・ゲイン補正及び A/D 変換を行い、デジタル撮像信号を出力する。なお、本実施形態において AFE 114 が行う処理の全部又は一部を固体撮像素子 108 又は画像処理回路 220 が行う構成としてもよい。

【0041】

画像処理回路 220 は、基本処理部 220a、出力回路 220b、TE (Tone Enhancement: トーン強調) 処理部 221、有効画素判定部 222、色空間変換部 223、病変判定部 224、スコア計算部 225、マーキング処理部 226、画像メモリ 227、表示画面生成部 228、メモリ 229 及びシーン判定部 230 を備えている。画像処理回路 220 の各部が行う処理については後述する。

【0042】

図 3 は、画像メモリ 227 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 227 には、4 つの記憶領域 P_n 、 P_e 、 P_c 、 P_m が設けられている。記憶領域 P_n は、基本処理部 220a が生成する通常観察画像データ N (通常観察画像 NP を表す画像データ) を記憶する領域である。なお、記憶領域 P_n には連続して生成された二以上の通常観察画像データ N を記憶させることができる。また、記憶領域 P_n へのデータの書き込み／読み出しは、先入れ先出し方式 (FIFO) により行われる。記憶領域 P_e は、TE 処理部 221 が生成するトーン強調画像データ E (トーン強調画像 EP を表す画像データ) を記憶する領域である。記憶領域 P_c は、マーキング処理部 226 が生成するカラーマップ画像データ CM (カラーマップ画像 CMP を表す画像データ) を記憶する領域である。記憶領域 P_m は、マーキング処理部 226 が生成するマーキング画像データ M (マーキング画像 MP を表す画像データ) を記憶する領域である。

【0043】

また、図 2 に示されるように、メモリ 229 には、フラグテーブル FT、スコアテーブル ST、色相相関値テーブル HCT 及び彩度相関値テーブル SCT 及び表示色テーブル DCT が格納される。フラグテーブル FT 及びスコアテーブル ST は、それぞれ通常観察画像データ N の各画素 (x, y) に関する解析結果を示すフラグ F (x, y)、スコア Sc (x, y) から構成された数値テーブルである。具体的には、フラグ F (x, y) は対応する画素 (x, y) に写された組織の病変の有無を示すパラメーターであり、スコア Sc (x, y) はその病変の重症度を示すパラメーターである。表示色テーブル DCT は、スコア Sc (x, y) とカラーマップ画像 CMP の表示色 (カラーコード) との対応関係を規定する数値テーブルである。色相相関値テーブル HCT 及び彩度相関値テーブル SCT については後述する。

【0044】

[基本処理 S1]

次に、画像処理回路 220 が行う処理について説明する。

図 4 は、画像処理回路 220 が行う処理の手順を示すフローチャートである。AFE 114 から出力されたデジタル信号は、先ず基本処理部 220a によって一般的な信号処理 (基本処理 S1) が行われて、通常観察画像データ N が生成される。

【0045】

基本処理 S1 には、AFE 114 から出力されたデジタル撮像信号を輝度信号 Y 及び色差信号 Cb、Cr に変換する処理、輝度信号 Y 及び色差信号 Cb、Cr から原色信号 R、

10

20

30

40

50

G、Bを分離する原色分離処理、オフセット成分を除去するクランプ処理、欠陥画素の画素値を周囲の画素の画素値を用いて補正する欠陥補正処理、単色の画素値からなる撮像データ（RAWデータ）をフルカラーの画素値からなる画像データに変換するデモザイク処理（補間処理）、カラーマトリクスを用いて撮像素子の分光特性を補正するリニアマトリクス処理、照明光のスペクトル特性を補正するホワイトバランス処理、空間周波数特性の劣化を補償する輪郭補正等が含まれる。

【0046】

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

【0047】

基本処理部220aによって生成された通常観察画像データNは、TE処理部221及びシーン判定部230に入力されると共に、画像メモリ227の記憶領域P_nに記憶される。

【0048】

[動作モード判定処理S2]

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

【0049】

なお、本実施形態の電子内視鏡装置1は、画像解析モードと通常観察モードの2つの動作モードで動作するように構成されている。動作モードは、電子スコープ100の操作部130やプロセッサ200の操作パネル214に対するユーザ操作によって切り換えられる。通常観察モードに設定されている場合は（S2：No）、処理はS12へ進む。

【0050】

[TE（トーン強調）処理S3]

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

【0051】

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

【0052】

10

20

30

40

50

〔有効画素判定処理 S 4〕

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

【0053】

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

10

【0054】

【数 1】

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

【0055】

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

20

【0056】

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、画像解析に適した露出レベルであるか否かを判定する適正露出判定処理 S 4 2 が行われる。適正露出判定処理 S 4 2 では、次の 2 つの条件 (数式 2、数式 3) の少なくとも一方 (或いは、両方) を満たす場合に、適正露出 (S 4 2 : Yes) と判定する。なお、数式 2 により補正輝度 $int(x, y)$ (全体の光量) の上限値が規定され、数式 3 により各原色信号 $R'(x, y)$, $G'(x, y)$, $B'(x, y)$ の下限値が規定されている。

30

【0057】

【数 2】

$$int(x, y) < 235$$

【0058】

【数 3】

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

40

【0059】

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

【0060】

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

0 : 画素データ無効

1 : 正常又は未判定 (画素データ有効)

50

2：病変（炎症）

【0061】

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

【0062】

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

【0063】

10

〔色空間変換処理 S 5〕

有効画素判定処理 S 4 が完了すると、次にトーン強調画像データ E に対して色空間変換部 2 2 3 により色空間変換処理 S 5 が行われる。色空間変換処理 S 5 は、RGB 3 原色で定義される RGB 空間の画素値を、色相（Hue）・彩度（Saturation）・輝度（Intensity）の 3 要素で定義される HSI（Hue-Saturation-Intensity）空間の画素値に変換する処理である。具体的には、色空間変換処理 S 5 において、トーン強調画像データ E の各画素（x，y）の原色信号 R'（x，y），G'（x，y），B'（x，y）が、色相 H（x，y），彩度 S（x，y），輝度 I（x，y）に変換される。

【0064】

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 S 5 は、フラグ F（x，y）の値が「1」に設定された（すなわち、上述の有効画素判定処理 S 4 において適正露出と判定された）画素（x，y）についてのみ行われる。

20

【0065】

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

【0066】

〔病変判定処理 S 6〕

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

30

【0067】

図 7 は、病変判定処理 S 6 の手順を示すフローチャートである。病変判定処理 S 6 は、画像データを構成する全ての画素（x，y）について順次行われる。病変判定処理 S 6 では、まず、フラグテーブル FT を参照して、各画素（x，y）のデータが有効であるか否かを判断する（S 6 1）。フラグ F（x，y）の値が「1」（画素データ有効）であれば、次に炎症判定処理 S 6 2 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 S 6 2 を行わずに、処理 S 6 4 へ進む。

40

【0068】

ここで、炎症判定処理 S 6 2 について説明する。図 8 は、複数の炎症性腸疾患患者の内視鏡画像データから取得した判定用画像データ J を HS 空間上にプロットした散布図である。

【0069】

図 8 の散布図は、右側下方の破線で囲まれた領域 β と、それ以外の領域 α とに区分され

50

る。本発明者の研究により、炎症性腸疾患の内視鏡診断に熟練した医師によって炎症部と判断された部位の画素の大半が領域βにプロットされ、非炎症部と判断された部位の画素の大半が領域αにプロットされることが判明した。このことは、生体組織を撮像した内視鏡観察画像の色相（色合い）と彩度（鮮やかさ）の2つの情報により、生体組織の状態（炎症の有無）を十分な確度で判別できることを意味している。

【0070】

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

10

【0071】

【数4】

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

20

【0072】

【数5】

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

【0073】

画素（x，y）の判定用画像データJ {（H（x，y），S（x，y））} が領域βにプロットされる場合は（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S64に進む。また、判定用画像データJ {H（x，y），S（x，y）} が領域βにプロットされない場合は（S62：No）、フラグF（x，y）は書き換えられずに、処理S64に進む。

30

【0074】

処理S64では、全ての画素（x，y）について処理が完了したかどうか判定される。全ての画素（x，y）の処理が完了するまで、上記の処理S61～S64が繰り返される。

【0075】

〔スコア計算：S7〕

病変判定処理S6が完了すると、次にスコア計算処理S7が行われる。スコア計算処理S7は、判定用画像データJの画素値に基づいて、病変部の重症度の評価値であるスコアSc（x，y）を計算する処理である。スコア計算処理S7は、全ての画素（x，y）について順次行われる。なお、以下に説明するスコア計算のアルゴリズムは一例であり、本発明は様々なアルゴリズムにより算出したスコアの画面表示に適用することができる。

40

【0076】

（スコア計算の原理）

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

50

スコア $S_c(x, y)$ として使用する。

【0077】

(病変部の判定：S71)

図9は、スコア計算処理S7の手順を示すフローチャートである。スコア計算処理S7では、まずフラグテーブルFTが読み出され、画素 (x, y) に対応するフラグ $F(x, y)$ の値が「2」(炎症)であるか否かが判断される(S71)。

【0078】

フラグ $F(x, y)$ の値が「2」(炎症)である場合、すなわち画素 (x, y) が病変画素である場合は(S71:Yes)、処理はS72へ進む。また、画素 (x, y) が病変画素でない場合は(S71:No)、処理はS79へ進む。

10

【0079】

(彩度の補正：S72)

血液や血液を含有する生体組織の画像の彩度は、輝度に依存することが知られている。具体的には、輝度と彩度は負の相関を有し、明るいほど彩度が低下する。S72では、本発明者が開発した以下の補正式(数式6)を使用して、判定用画像データ $J(x, y)$ の輝度 $I(x, y)$ による彩度 $S(x, y)$ の変動が補正される。この補正により、スコア計算の精度を高めることができる。

【0080】

【数6】

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

20

但し、

$I_{corr.}(x, y)$: 判定用画像データJの補正後の輝度

$S_{corr.}(x, y)$: 判定用画像データJの補正後の彩度

I_{ref} : 基準値となる血液サンプルデータの輝度

S_{ref} : 基準値となる血液サンプルデータの彩度

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

なお、血液サンプルの彩度と輝度の相関係数(実測値)は -0.86 であり、 $\theta = 149.32$ (deg) が適用される。

30

【0081】

(色相距離 D_{HUE} の計算：S73)

次に、数式7により、色相距離 $D_{HUE}(x, y)$ が計算される(S73)。色相距離 D_{HUE} は、血液サンプルデータの色相 H_{ref} を基準とした、判定用画像データ $J(x, y)$ の色相の相対値である。

【0082】

【数7】

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

40

【0083】

(色相相関値 HCV の決定：S74)

次に、色相距離 $D_{HUE}(x, y)$ から色相相関値 $HCV(x, y)$ が決定される(S74)。色相相関値 $HCV(x, y)$ は、炎症部の重症度と強い相関を有するパラメータである。図10(a)は、色相距離 D_{HUE} と色相相関値 HCV との関係を図示したグラフである。色相距離 D_{HUE} は、 $\pm 30^\circ$ 以内の範囲(以下「色相近似範囲 R_{11} 」という。)において、炎症部の重症度と強い相関を有し、それ以外の範囲(以下「色相近似外範囲 R_{12} 」という。)においては殆ど相関を有しない。そのため、本実施形態の色相相関値 $HCV(x, y)$ は、色相近似外範囲 R_{12} においては最小値の 0.0 に設定され

50

、色相近似範囲 R_{11} においては色相距離 $D_{HUE}(x, y)$ が 0° に近づくほど線形的に増加するように設定されている。また、色相相関値 $HCV(x, y)$ は、最小値が 0.0 、最大値が 1.0 となるように規格化されている。

【0084】

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

【0085】

(彩度距離 D_{SAT} の計算：S75)

次に、数式8により、彩度距離 $D_{SAT}(x, y)$ が計算される(S75)。彩度距離 $D_{SAT}(x, y)$ は、血液サンプルデータの彩度 S_{ref} を基準とする、判定用画像データ $J(x, y)$ の彩度の相対値である。

【0086】

【数8】

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

【0087】

(彩度相関値 SCV の決定：S76)

次に、彩度距離 $D_{SAT}(x, y)$ から彩度相関値 $SCV(x, y)$ が決定される(S76)。彩度相関値 $SCV(x, y)$ も、炎症部の重症度と強い相関を有するパラメータである。図10(b)は、彩度距離 D_{SAT} と彩度相関値 SCV との関係を図示したグラフである。彩度距離 D_{SAT} は、所定値以上の負の範囲(以下、「彩度近似範囲 R_{22} 」という。)において、炎症部の重症度と強い相関を有し、負の所定値以下の範囲(以下「彩度近似外範囲 R_{23} 」という。)においては殆ど相関を有しない。また、彩度距離 D_{SAT} がゼロ以上の範囲、すなわち、病変画素の彩度が血液サンプルデータの彩度 S_{ref} 以上となる範囲(以下「彩度一致範囲 R_{21} 」という。)においては、重症度が極めて高いと考えられる。そのため、本実施形態の彩度相関値 $SCV(x, y)$ は、彩度一致範囲 R_{21} において最大値の 1.0 に設定され、彩度近似外範囲 R_{23} において最小値の 0.0 に設定され、彩度近似範囲 R_{22} において線形的に増加するように設定されている。また、彩度相関値 $SCV(x, y)$ も、最小値が 0.0 、最大値が 1.0 となるように規格化された値である。

【0088】

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

【0089】

(相関値 CV の計算：S77)

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

【0090】

(スコア Sc 更新：S78)

また、相関値 $CV(x, y)$ は炎症の重症度の良い指標となるため、スコアテーブル ST のスコア $Sc(x, y)$ の値が相関値 $CV(x, y)$ によって書き換えられる(S78)。

【0091】

10

20

30

40

50

(スコア S c 更新：S 7 9)

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

【0092】

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

【0093】

[シーン判定：S 8]

スコア計算処理 S 7 の完了後 (又は、T E 処理 S 3 からスコア計算処理 S 7 までの一連の処理と平行して)、シーン判定部 2 3 0 によってシーン判定処理 S 8 が行われる。

【0094】

ここで、本発明の実施形態に係るシーン判定処理 S 8 の概要を説明する。通常、内視鏡検査は、大きく 2 段階 (2 種類の検査) に分けて行われる。第 1 段階は、検査対象 (例えば上部消化管内視鏡検査の場合は、食道、胃及び十二指腸の内壁) の全体を通して観察して、病変の疑いのある箇所を探索する「スクリーニング検査」である。第 2 段階は、スクリーニング検査において発見された病変の疑いのある箇所を詳細に観察して、病変組織／正常組織の判定や、病変組織である場合には、その種類や重症度の判定を行う「精査」である。通常は、最初にスクリーニング検査が行われ、続けて精査が行われる。

【0095】

図 1 1 は、典型的な内視鏡画像の明暗分布を説明する図である。図 1 1 (a) は、スクリーニング検査時の内視鏡画像に典型的な明暗分布の例であり、図 1 1 (b)、(c) は、精査時の内視鏡画像に典型的な明暗分布の例である。

【0096】

【表 1】

	画像の動き	暗部の位置(形状)	輝度勾配
スクリーニング検査	高速	中央部(円形状)	大きい
精査	低速	周辺部(非円形)	小さい

【0097】

また、表 1 は、スクリーニング検査時に撮影される内視鏡画像 (図 1 1 (a) 参照) と、精査時に撮影される内視鏡画像 (図 1 1 (b) 参照) との特徴を対比したものである。

【0098】

一般的なスクリーニング検査では、電子スコープ 1 0 0 の挿入部 1 0 1 の先端 1 0 1 a (図 1) を一旦消化管内の検査範囲の最奥部まで差し込み、挿入部 1 0 1 を消化管から徐々に引き抜きながら、検査範囲の全長に亘って観察が行われる。また、スクリーニング検査における観察は、挿入部 1 0 1 の先端 1 0 1 a を僅かに消化管内壁側に向けて、消化管の周方向に視野を走査しながら行われる。スクリーニング検査は、検査対象が特定の部位に限定されず広範囲に及ぶため、効率的に検査を行う必要がある。そのため、電子スコープ 1 0 0 の先端 1 0 1 a と被写体 (消化管内壁) との距離を中～遠距離に維持して行われる。具体的には、スクリーニング検査は、電子スコープ 1 0 0 の挿入部 1 0 1 を消化管と略平行にした状態 (或いは、先端 1 0 1 a をわずかに消化管内壁に向けた状態) で行われる。

【0099】

したがって、スクリーニング検査時に撮影される内視鏡画像は、図 1 1 (a) に示されるように、画像中央部に電子スコープ 1 0 0 の先端 1 0 1 a から離れた暗い消化管内壁が写り、画像周辺部に電子スコープ 1 0 0 の先端 1 0 1 a に近い明るく照明された消化管内壁が写ったものとなる。また、内視鏡画像中の暗い (低輝度の) 箇所は、略円形状となる。

10

20

30

40

50

【0100】

また、スクリーニング検査の画像は、明るく照らされた先端101aの近傍から、ほとんど照明光が届かずに暗い遠方までが写るため、画像内での明暗（輝度）の変化が大きくなる。

【0101】

また、スクリーニング検査は、上述のように、電子スコープ100の先端101aを動かしながら行われるため、スクリーニング検査時に撮影される内視鏡画像は、動きが速いものとなる。

【0102】

一方、精査は、電子スコープ100の先端101aを消化管内壁の特定の箇所（スクリーニング検査により病変が疑われた箇所）に向けて近接させて行われる。そのため、精査時に撮影される内視鏡画像の中央部（又は略全面）には、電子スコープ100の先端101aに近い明るく照明された消化管内壁が写り、周辺部には、先端101aから離れた暗い消化管内壁が写る。従って、内視鏡画像中の暗い箇所は、非円形状となる。

【0103】

また、精査は、被写体の微細な形状やテクスチャを観察するために、なるべく電子スコープ100の先端101aを動かさないようにして行われる。そのため、精査時に撮影される内視鏡画像は、動きが少なく、緩やかなものとなる。

【0104】

また、精査の画像には、電子スコープ100の先端101aから離れた暗い箇所はほとんど写らないため、画像内での明暗の変化は緩やかなものとなる。

【0105】

本実施形態のシーン判定処理S8は、表1に記載された特徴（特に画像の動き）に基づいて、検査の状況（すなわち、スクリーニング検査中であるか、精査中であるか）を判定する処理である。

【0106】

図12は、シーン判定処理S8の手順を示すフローチャートである。シーン判定処理S8では、内視鏡画像の動きの解析を行う動画解析処理S81と、内視鏡画像内の明暗の分布を解析する輝度勾配計算処理S82と、動画解析処理S81及び輝度勾配計算処理S82の解析結果に基づいて検査の種別（スクリーニング検査／精査）を判定する検査種別判定処理S83とを含む。

【0107】

（動画解析：S81）

図13は、動画解析処理S81の手順を示すフローチャートである。

【0108】

（低解像度化：S811）

動画解析処理S81では、まず、通常観察画像NPの解像度（画素数）を $1/n^2$ （ n は整数）に低減させて低解像度通常観察画像 NP_r に変換する低解像度化処理S811が行われる。この処理は、後段の各処理に必要な計算量を減らすためのものであり、本実施形態では、通常観察画像NPの解像度が $1/16$ に低減される。具体的には、通常観察画像NPが n 画素 $\times n$ 画素（4画素 $\times$ 4画素）のブロックに分割され、各ブロック内の n^2 画素（16画素）が新たな1画素に統合される。その際に、ブロック毎に画素値 $N(x, y)$ の代表値（例えば、ブロック内の画素値 $N(x, y)$ の平均値、中間値又は最頻値）が計算され、この代表値が低解像度通常観察画像 NP_r の画素値となる。

【0109】

（速度場計算：S812）

次に、最新のフレームと一つ前のフレームの低解像度通常観察画像 NP_r から、速度ベクトル場 $\{V_x(x, y), V_y(x, y)\}$ （以下、「速度場 (V_x, V_y) 」と略記する。）が計算される（S812）。この速度場は、例えば勾配法やLucas-Kanade法等により計算されるオプティカルフロー（Optical Flow）である。

【0110】

(平均速度計算：S813)

次に、数式9により、速度場（ V_x ， V_y ）の二乗平均平方根である画像速度PVを求める。画像速度PVは、画像全体の平均的な速度の大きさを表すパラメータである。

【0111】

【数9】

$$PV = \sqrt{\frac{1}{N_V} \Sigma [V_x^2(x, y) + V_y^2(x, y)]}$$

10

但し、

N_V ：速度場の要素数（低解像度通常観察画像NP_rの画素数）

【0112】

(画像速度変化率計算：S814)

次に、画像速度PVを時間微分した画像速度変化率PV'（単位時間当たりの画像速度PVの変化量）を計算する。また、画像速度変化率PV'は平滑化処理が施される。具体的には、直近の所定時間内（例えば1秒間）に撮影された複数の低解像度通常観察画像NP_rについて画像速度変化率PV'の代表値（例えば、平均値、中間値又は最頻値）が計算され、この代表値が画像速度変化率PV'として使用される。なお、画像速度PVを単に時間微分した値は高周波成分のノイズ（術者が意図していない電子スコープ100の振動等に起因する画像の動き）を多く含む。そのため、平滑化処理を行わず、画像速度PVの時間微分をそのまま使用してシーン判定処理S83を行うと、判定結果が不安定になり、表示モードの頻繁な変更を招いてしまう。

20

【0113】

(輝度勾配計算：S82)

動画解析処理S81の次に、通常観察画像NP内の輝度の勾配（後述する密集度LD_φの最大値LD_{max}）を計算する輝度勾配計算処理S82が行われる。

図14は、輝度勾配計算処理S82の手順を説明するフローチャートである。

図15は、輝度勾配計算処理S82を説明する図である。図15(a)は後述する輝度画像LP₄〔輝度指数Lu₄(x, y)〕の一例であり、図15(b)は輝度指数Lu₄(x, y)の勾配の絶対値のグラフの一例であり、図15(c)は後述する等高線画像CPの一例である。

30

【0114】

(輝度値計算：S820)

輝度勾配計算処理S82では、まず、数式10により、通常観察画像NPの各画素(x, y)の輝度指数Lu₀(x, y)が計算され、輝度指数Lu₀(x, y)を要素（画素値）とする輝度画像データLu₀（輝度画像LP₀を表す画像データ）が生成される（S820）。なお、本実施形態では、通常観察画像データNの各画素の原色信号R(x, y), G(x, y), B(x, y)の値の単純平均により輝度指数Lu₀(x, y)が計算されるが、固体撮像素子108の分光感度特性に応じた加重平均により、或いは、数式1のように人間の比視感度特性に応じた加重平均により輝度指数Lu₀(x, y)を計算してもよい。また、原色信号の平均ではなく、単なる総和として、輝度指数Lu₀(x, y)を計算してもよい。

40

【0115】

【数10】

$$Lu(x, y) = \{R(x, y) + G(x, y) + B(x, y)\} / 3$$

【0116】

(低解像度化：S821)

50

次に、輝度画像データ $L u_0$ の解像度（画素数）を $1/n^2$ （ n は整数）に低減させて、輝度指数 $L u_1(x, y)$ を要素（画素値）とする輝度画像データ $L u_1$ （輝度画像 $L P_1$ を表す画像データ）に変換する低解像度化処理 $S 8 2 1$ が行われる。この処理は、上述の低解像度化処理 $S 8 1 1$ と同様のものである。低解像度化処理 $S 8 2 1$ は、後段の各処理に必要な計算量を減らすと共に、輝度画像 $L u_0$ を単純化する。

【0117】

（ぼかし： $S 8 2 2$ ）

次に、ぼかし処理 $S 8 2 2$ が行われる。ぼかし処理 $S 8 2 2$ は、各画素について、その画素を中心とする所定領域（例えば $3 \text{ 画素} \times 3 \text{ 画素}$ ）に含まれる画素の輝度指数 $L u_1(x, y)$ の代表値（例えば、平均値、中間値又は最頻値）を計算して、この代表値（輝度指数 $L u_2(x, y)$ ）を要素（画素値）とする輝度画像データ $L u_2$ （輝度画像 $L P_2$ を表す画像データ）を生成する。ぼかし処理 $S 8 2 2$ は、輝度画像 $L P_1$ を更に単純化する。

10

【0118】

（高解像度化： $S 8 2 3$ ）

次に、輝度画像データ $L u_2$ の解像度（画素数）を n^2 倍（ n は整数）に増大させ、元の輝度画像データ $L u_0$ と同じ解像度に戻した輝度画像データ $L u_3$ （輝度画像 $L P_3$ を表す画像データ）を生成する高解像度化処理 $S 8 2 3$ が行われる。高解像度化処理 $S 8 2 3$ は、各画素を $n \text{ 画素} \times n \text{ 画素}$ に分割することによって行われる。高解像度化によって解像度（画素数）は増加するが、画像自体が変化することはない。

20

【0119】

（低階調化： $S 8 2 4$ ）

次に、輝度画像データ $L u_3$ に対して、画素値の階調を低減させる低階調化処理 $S 8 2 4$ が行われ、輝度画像データ $L u_4$ （輝度画像 $L P_4$ を表す画像データ）が生成される。低階調化処理 $S 8 2 4$ では、例えば 256 階調から 8 階調又は 16 階調に階調が低減される。

【0120】

以上に説明した低解像度化処理 $S 8 2 1$ 、ぼかし処理 $S 8 2 2$ 、高解像度化処理 $S 8 2 3$ 及び低階調化処理 $S 8 2 4$ により、輝度画像 $L P_0$ の単純化が効果的に行われる。また、これらの処理に代えて、輝度画像データ $L u_0$ をフーリエ変換し、高周波成分を除去した後に、フーリエ逆変換を行うことでも、同様に輝度画像 $L P_0$ を単純化することができる。また、ぼかし処理 $S 8 2 2$ を複数回行うだけでも同様の効果が得られる。

30

【0121】

（ベクトル微分演算： $S 8 2 5$ ）

次に、輝度画像データ $L u_4$ に対して、ベクトル微分演算処理 $S 8 2 5$ が行われる。具体的には、輝度指数 $L u_4(x, y)$ の勾配（gradient）が計算される。

【0122】

図 15（a）に示されるように、輝度画像 $L P_4$ は、幾つかの輝度の異なる領域（図 15 においては 5 つの領域 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 、 R_5 ）から構成された、階段状の極めて単純な構造を有している。このような輝度画像 $L P_4$ （輝度指数 $L u_4(x, y)$ ）の勾配を計算すると、図 15（b）に示されるように、領域の境界のみに大きさを有する値が得られる（領域の境界以外の勾配はゼロとなる）。従って、ベクトル微分演算処理 $S 8 2 5$ によって、輝度画像 $L P_4$ の各階調の領域の境界線、すなわち輝度の等高線 $C L$ （等高線画像 $C P$ ）を表す等高線画像データ $C D$ が得られる。

40

【0123】

（円形度計算： $S 8 2 6$ ）

次に、等高線画像データ $C D$ を使用して、輝度画像 $L P_4$ における最も暗い画像領域（最低階調領域 R_L ）の円形度 V_{round} が数式 11 により計算される（ $S 8 2 6$ ）。

【0124】

【数 1 1】

$$V_{round} = \frac{4\pi N_{RL}}{L_{RL}^2}$$

但し、

 N_{RL} ：最低階調領域 R_L 内の画素数（面積） L_{RL} ：最低階調領域 R_L の等高線長（周囲長）

【0 1 2 5】

（重心計算：S 8 2 7）

10

次に、等高線画像データ CD を使用して、最低階調領域 R_L の重心 GP が数式 1 2 により計算される（S 8 2 7）。

【0 1 2 6】

【数 1 2】

$$GP = \left(\frac{x_{RLmin} + x_{RLmax}}{2}, \frac{y_{RLmin} + y_{RLmax}}{2} \right)$$

但し、

 x_{RLmin} ：最低階調領域 R_L における X 座標最小値

20

 x_{RLmax} ：最低階調領域 R_L における X 座標最大値 y_{RLmin} ：最低階調領域 R_L における Y 座標最小値 y_{RLmax} ：最低階調領域 R_L における Y 座標最大値

【0 1 2 7】

（密集度計算：S 8 2 8）

次に、等高線画像データ CD を使用して、重心 GP を起点とする 8 方位（ 0 、 $\pi/4$ 、 $\pi/2$ 、 $3\pi/4$ 、 π 、 $5\pi/4$ 、 $3\pi/2$ 、 $7\pi/4$ ）における等高線 CL の密集度 LD を計算する（S 8 2 8）。等高線 CL の密集度 LD は、重心 GP からの放射方向における単位長さ当たりの等高線 CL の数として定義される。

【0 1 2 8】

30

図 1 5（a）の輝度画像 LP_4 及び図 1 5（c）の等高線画像 CP には、輝度の低い方から順に領域 R_1 （最低階調領域 R_L ）、 R_2 、 R_3 、 R_4 、 R_5 の 5 つの領域が写されている。このうち、輝度の低い領域 R_1 、 R_2 、 R_3 の等高線 CL_1 、 CL_2 、 CL_3 は、全周が等高線画像 CP に写されている。本実施形態では、全周（或いは、少なくとも密集度 LD を計算する 8 方位における各点）が等高線画像 CP に写された等高線 CL_1 、 CL_2 、 CL_3 のみを使用して等高線 CL の密集度 LD が計算される。

【0 1 2 9】

等高線 CL の密集度 LD の計算では、まず、重心 GP から 8 方位に延びる放射線（破線）と、計算に使用される最外周の等高線 CL_3 との交点 Q_0 、 $Q_{\pi/4}$ 、 $Q_{\pi/2}$ 、 $Q_{3\pi/4}$ 、 Q_{π} 、 $Q_{5\pi/4}$ 、 $Q_{3\pi/2}$ 、 $Q_{7\pi/4}$ を検出する。そして、重心 GP と各交点 Q_0 、 $Q_{\pi/4}$ 、 $Q_{\pi/2}$ 、 $Q_{3\pi/4}$ 、 Q_{π} 、 $Q_{5\pi/4}$ 、 $Q_{3\pi/2}$ 、 $Q_{7\pi/4}$ との距離 d_0 、 $d_{\pi/4}$ 、 $d_{\pi/2}$ 、 $d_{3\pi/4}$ 、 d_{π} 、 $d_{5\pi/4}$ 、 $d_{3\pi/2}$ 、 $d_{7\pi/4}$ （不図示）を使用して、数式 1 3 により計算される。

40

【0 1 3 0】

【数 1 3】

$$LD_{\phi} = \frac{d_{\phi}}{n_{\phi}}$$

但し、

50

ϕ : 密集度を計算する方位

LD_{ϕ} : 方位 ϕ における等高線 CL の密集度

d_{ϕ} : 重心 GP から交点 Q_{ϕ} までの距離

n_{ϕ} : 重心 GP から方位 ϕ に延びる放射線と交差する等高線 CL の数 ($n_{\phi}=3$)

【0131】

(密集度最大値計算 : $S829$)

次に、密集度計算 $S828$ において計算された密集度 LD_{ϕ} の最大値 LD_{max} を求める。この値が輝度画像 LP_4 の輝度勾配となる。

【0132】

(検査種別判定 : $S83$)

図16は、検査種別判定処理 $S83$ の手順を示すフローチャートである。

【0133】

(画像速度変化率判定 : $S831$)

検査種別判定処理 $S83$ では、まず、画像速度変化率 PV' が所定の閾値 $Th_{PV'}$ 以下であるか否かを判定する画像速度変化率判定 $S831$ が行われる。画像速度変化率 PV' が閾値 $Th_{PV'}$ を超えるような激しい画像の動きが生じている場合には、通常観察画像 NP に手ぶれが生じるため、後述するマーキング処理 ($S10$ 、 $S11$) を正確に行うことができない。また、画像の動きが速いため、マーキングの情報を術者が正確に認識することも困難である。そのため、画像速度変化率 PV' が閾値 $Th_{PV'}$ を超える場合には ($S831:No$)、直ぐに検査種別判定処理 $S83$ から抜けて、マーキング処理 ($S10$ 、 $S11$) を行わずに表示画面生成処理 $S12$ (図4) に進む。これにより、通常観察画像 NP がそのままモニタ900に表示される。また、画像速度変化率 PV' が閾値 $Th_{PV'}$ 未満の場合は ($S831:Yes$)、次の重心判定 $S832$ に進む。

【0134】

(重心判定 : $S832$)

重心判定 $S832$ では、最低階調領域 R_L の重心 GP が、等高線画像 CP の中央部の所定領域内に位置しているか否かが判定される。重心 GP が所定領域内にある場合は ($S832:Yes$)、処理は次の円形度判定 $S833$ に進む。また、重心 GP が所定領域内でない場合は ($S832:No$)、円形度判定 $S833$ を行わず、処理は密集度判定 $S834$ に進む。

【0135】

(円形度判定 : $S833$)

円形度判定 $S833$ では、円形度 V_{round} が所定の閾値 (例えば0.6) よりも大きいか否かが判定される。円形度 V_{round} が閾値0.6より大きければ ($S833:Yes$)、検査種別がスクリーニング検査と判定される ($S837$)。また、円形度 V_{round} が閾値0.6以下であれば ($S833:No$)、続いて密集度判定 $S834$ が行われる。

【0136】

(密集度判定 : $S834$)

密集度判定 $S834$ では、密集度 LD が所定の閾値 Th_{LD} よりも大きいか否かが判定される。密集度 LD が閾値 Th_{LD} よりも小さければ ($S834:No$)、精査と判定される ($S836$)。また、密集度 LD が閾値 Th_{LD} 以上であれば ($S834:Yes$)、続いて画像速度判定 $S835$ が行われる。

【0137】

(画像速度判定 : $S835$)

画像速度判定 $S835$ では、画像速度 PV が所定の閾値 Th_{PV} よりも大きいか否かが判定される。画像速度 PV が閾値 Th_{PV} よりも大きければ ($S835:Yes$)、スクリーニング検査と判定される ($S837$)。また、画像速度 PV が閾値 Th_{PV} 以下であれば ($S835:No$)、精査と判定される ($S836$)。

【0138】

10

20

30

40

50

なお、画像速度 PV 及び画像速度変化率 PV' は、検査時の電子スコープ 100 の先端部の動きに関するパラメーターである。また、輝度勾配と、最低階調領域 R_L の円形度 V_{round} 及び重心 GP の位置は、被写体である消化管内壁に対する電子スコープ 100 の先端部の姿勢によって決まるパラメーターである。すなわち、本実施形態の検査種別判定 $S83$ は、内視鏡画像から推定される電子スコープ 100 の先端部の動きと姿勢に基づいて、内視鏡検査の種別を判定するものである。

【0139】

[マーキング処理の種類の決定：S9]

次に、シーン判定処理 $S8$ における検査種別の判定結果に基づいて、マーキング処理部 226 が行うマーキング処理の種類が決定される ($S9$)。精査と判定された場合には ($S9:Yes$)、精細マーキング処理 $S10$ が行われる。また、スクリーニング検査と判定された場合には ($S9:No$)、簡易マーキング処理 $S11$ が行われる。

【0140】

(精細マーキング：S10)

精細マーキング処理 $S10$ では、通常観察画像 NP における重症度の分布を色別表示したカラーマップ画像 CMP が、通常観察画像 NP に重ねるマーキング用画像データとして生成される。精細マーキング処理 $S10$ で生成されるカラーマップ画像 CMP は、通常観察画像 NP の対応する画素 (x, y) のスコア $Sc(x, y)$ に応じて定められた表示色 $Col(x, y)$ を画素値としてもつ。

【0141】

精細マーキング処理 $S10$ では、まず、メモリ 229 に格納された表示色テーブル DCT が参照され、スコア $Sc(x, y)$ に基づいて各画素に適用される表示色 $Col(x, y)$ が決定される。次いで、表示色 $Col(x, y)$ を画素値とするカラーマップ画像データ CM が生成され、画像メモリ 227 の記憶領域 P_c に記憶される。精細マーキング処理 $S10$ によって生成されるカラーマップ画像 CMP の例を図 17 (a) に示す。そして、通常観察画像 NP (又はトーン強調画像 EP) の上にカラーマップ画像 CMP を重畳させる画像合成 (オーバーレイ表示) が行われ、マーキング画像データ M が生成される。

【0142】

なお、表示色テーブル DCT は、スコア Sc とカラーマップ画像 CMP の表示色 (カラーコード) との対応関係を規定する数値テーブルである。表示色テーブル DCT の一例を表 2 に示す。また、表示色は、11 段階のスコア Sc 毎に異なる色が設定される。なお、スコア $Sc(x, y)$ の値がゼロ (正常組織) の画素 (x, y) に対しては、無色透明を示す空の値 (null 値) が与えられるため、正常組織の画素は精細マーキング処理 $S10$ によって着色されない。また、各画素 (x, y) に付すべき色の指定は、RGB による指定に限らず、他の色表現 (例えば、色相及び／又は彩度) によって指定することもできる。また、図 17 (a) に示されるように、着色される領域を別の表示色 (例えば赤色) の輪郭線で囲んでもよい。

【0143】

【表 2】

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

【0144】

(簡易マーキング：S11)

簡易マーキング処理 $S11$ も、精細マーキング処理 $S10$ と同様の処理であるが、簡略化された表示色テーブル DCT (表 3) が使用される。具体的には、簡易マーキング処理 $S11$ では、スコア Sc が所定値 (例えば 0.6) 未満の重症度が低い画素に対して無色透明を示す空の値 (null 値) の表示色 $Col(x, y)$ が与えられ、スコア Sc が所定値以上で重症度の高い画素には単一色 (例えば黄色) の表示色 $Col(x, y)$ が与えられ

る。簡易マーキング処理 S 1 1 を行った場合のマーキング画像 M P の一例を図 1 7 (b) に示す。

【 0 1 4 5 】

【表 3】

スコアSc		0.0 ～ 0.5	0.6 ～ 1.0
表示色 Col	R値	null	255
	G値	null	255
	B値	null	0

【 0 1 4 6 】

簡易マーキング処理 S 1 1 を採用することにより、処理に必要な計算量が大幅に削減されるため、動きの速い画像でも、画像処理がフレームレートに追従でき、病変部に正確に印を付すことが可能になる。また、重症度の高い箇所限定して簡単な構成（単一色）の印が付されるため、印の視認性が良く、動きの速い画像でも術者は重症度の高い箇所を正確に把握することができる。

【 0 1 4 7 】

（簡易マーキング処理 S 1 1 の変形例）

図 1 7 (c) に、簡易マーキング処理 S 1 1 において生成されるマーキング画像 M P の変形例を示す。この変形例では、通常観察画像 N P においてスコア S c が最大となる画素の位置に、予め設定された印 M X （例えば▲マーク）が付されたカラーマップ画像 C M P （及びマーキング画像 M P ）が生成される。この変形例では、画素毎に表示色の判定を行う必要がないため、より少ない処理量でマーキングを行うことができる。

【 0 1 4 8 】

〔表示画面生成～出力：S 1 2 ～S 1 3〕

精細マーキング処理 S 1 0 又は簡易マーキング処理 S 1 1 が完了すると、次に表示画面生成処理 S 1 2 が行われる。表示画面生成処理 S 1 2 は、画像メモリ 2 2 7 に記憶された各種画像データを使用して、モニター 9 0 0 に表示するための表示画面データを生成する処理であり、画像処理回路 2 2 0 の表示画面生成部 2 2 8 によって行われる。表示画面生成部 2 2 8 は、システムコントローラ 2 0 2 の制御に応じて、複数種類の表示画面データを生成することができる。生成された表示画面データは、出力回路 2 2 0 b により、ガンマ補正等の処理が行われた後、所定のビデオ・フォーマットのビデオ信号に変換され、モニター 9 0 0 に出力される（出力処理 S 1 3 ）。

【 0 1 4 9 】

図 1 8 は、表示画面生成処理 S 1 2 によって生成される表示画面の一例であり、画像解析モードでの内視鏡観察中に表示される解析モード観察画面 3 2 0 である。解析モード観察画面 3 2 0 は、撮影日時が表示される日時表示領域 3 2 1 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 3 2 2 と、通常観察画像 N P （又はトーン強調画像 E P ）を表示する通常画像表示領域 3 2 4 と、マーキング画像 M P を表示する解析画像表示領域 3 2 5 を備えている。

【 0 1 5 0 】

表示画面生成処理 S 1 2 において、表示画面生成部 2 2 8 は、画像メモリ 2 2 7 の記憶領域群 P_n から通常観察画像データ N （又は、記憶領域群 P_e からトーン強調画像データ E ）を読み出し、通常画像表示領域 3 2 4 に通常観察画像 N P （又は、トーン強調画像 E P ）を表示する。また、画像メモリ 2 2 7 の記憶領域群 P_m からマーキング画像データ Mを読み出し、解析画像表示領域 3 2 5 にマーキング画像 M P を表示する。また、日時表示領域 3 2 1 及び基本情報表示領域 3 2 2 には、システムコントローラ 2 0 2 から提供された情報が表示される。

【 0 1 5 1 】

術者は、解析モード観察画面 3 2 0 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 3 2 5 に表示されるマーキング画像 M P を参照しつつ、通常画像表示領域 3 2 4 に表示される通常観察画像 N P （又はトーン強調画像 E P ）を見ながら内視鏡観察を行

う。マーキング画像M Pにおいてマーキングされた部位について特に慎重に観察を行うことで、病変部を見落とすことなく、正確な診察を行うことができる。

【0152】

表示画面生成処理S 1 2及び出力処理S 1 3が完了すると、次に、内視鏡観察を継続するか否かが判断される（S 1 4）。プロセッサ2 0 0の操作パネル2 1 4に対して、内視鏡観察終了又は電子内視鏡装置1の運転停止を指示するユーザ操作が行われる（S 1 4：N o）まで、上記の処理S 1～S 1 3が繰り返される。

【0153】

なお、上記の実施形態は、本発明を電子内視鏡装置に適用した例であるが、本発明はこの構成に限定されない。例えば、電子内視鏡装置によって撮影された内視鏡観察映像を再生する映像再生装置に本発明を適用することができる。また、内視鏡画像以外の観察画像（例えば、通常のビデオカメラにより撮影した体表の観察画像や、手術中の体内の観察画像）の解析にも本発明を適用することができる。

【0154】

また、本実施形態では、内視鏡画像から推定される電子スコープ1 0 0の先端部の動きと姿勢に基づいて内視鏡検査の種別を判定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ない。例えば、検査中の内視鏡挿入部の形状や位置を検出する挿入形状検出機能（特開2 0 1 3－8 5 7 4 4号公報に一例が開示されている。）を電子スコープに設け、挿入形状検出機能による電子スコープの先端部の動きと姿勢の検出結果に基づいて内視鏡検査の種別を判定する構成としてもよい。

【0155】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本発明の実施形態に含まれる。

【符号の説明】

【0156】

- 1 電子内視鏡装置
- 1 0 0 電子スコープ
- 2 0 0 電子内視鏡用プロセッサ
- 2 2 0 画像処理回路
- 2 2 0 a 基本処理部
- 2 2 1 T E処理部
- 2 2 2 有効画素判定部
- 2 2 3 色空間変換部
- 2 2 4 病変判定部
- 2 2 5 スコア計算部
- 2 2 6 マーキング処理部
- 2 2 7 画像メモリ
- 2 2 8 メモリ
- 2 2 9 表示画面生成部
- 2 2 0 b 出力回路
- 2 3 0 シーン判定部
- 9 0 0 モニタ

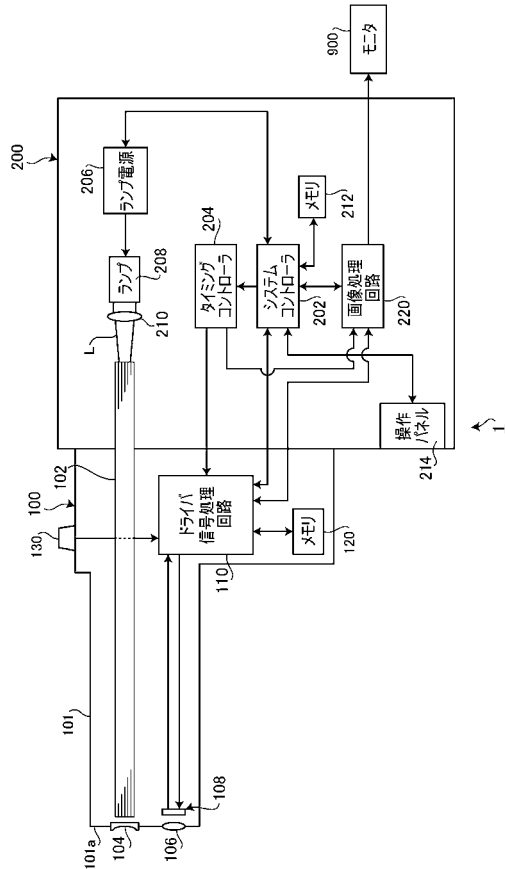
10

20

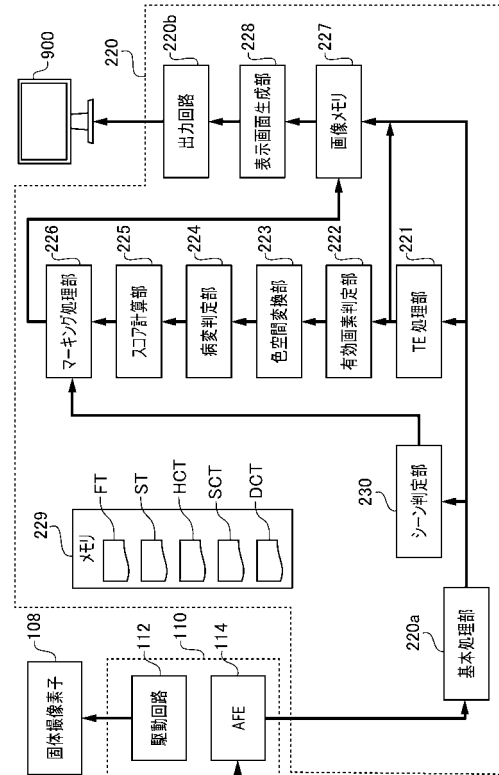
30

40

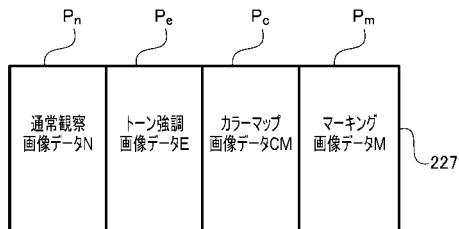
【図 1】



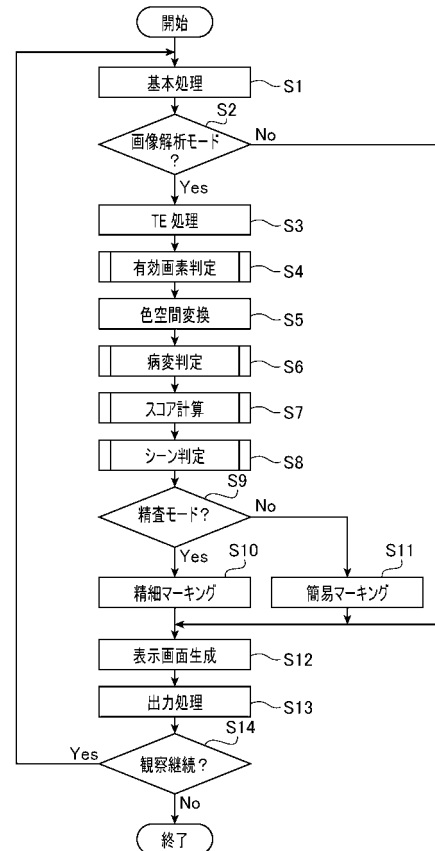
【図 2】



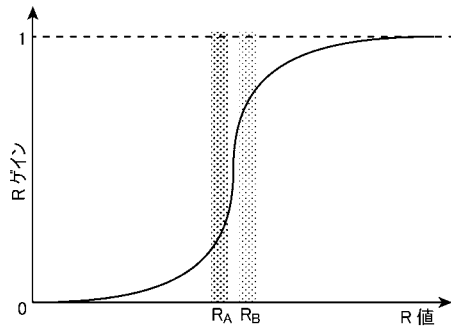
【図 3】



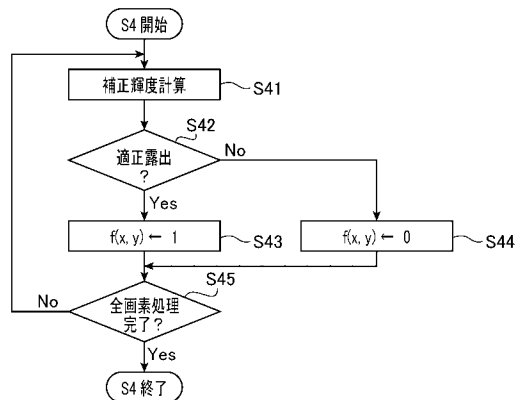
【図 4】



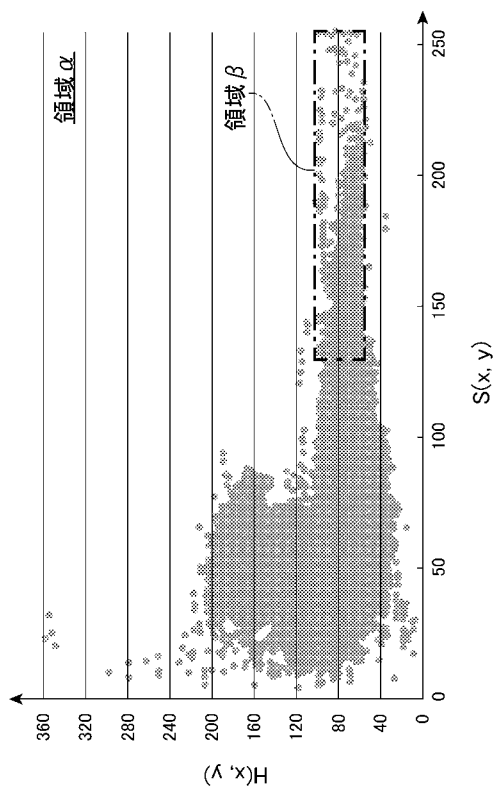
【図 5】



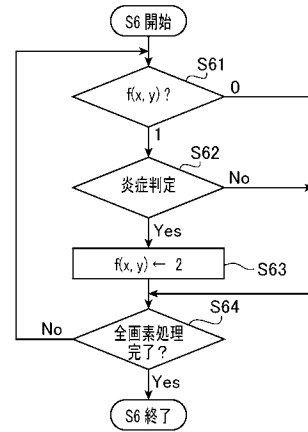
【図 6】



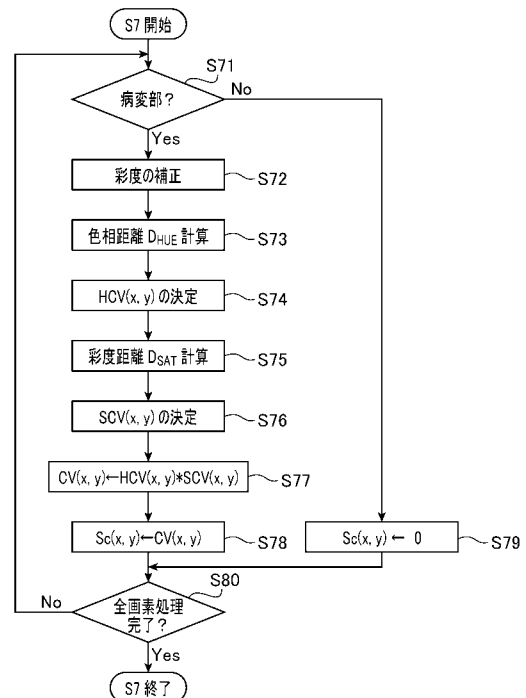
【図 8】



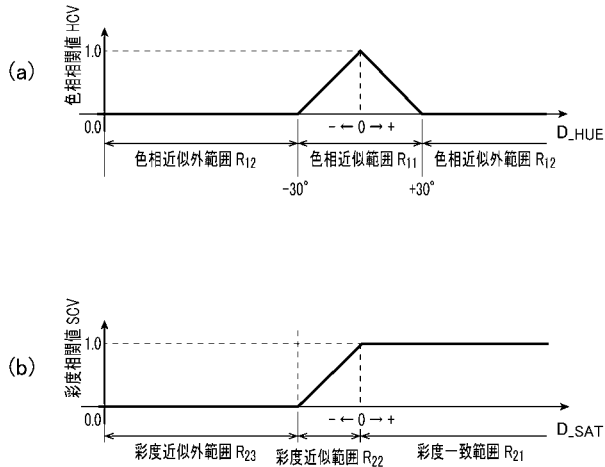
【図 7】



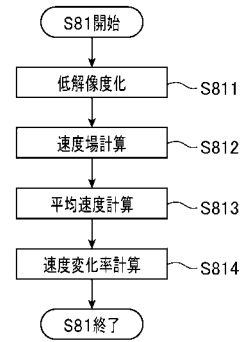
【図 9】



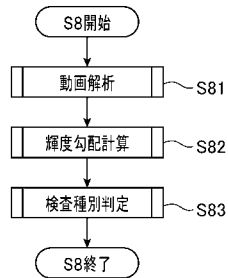
【図 10】



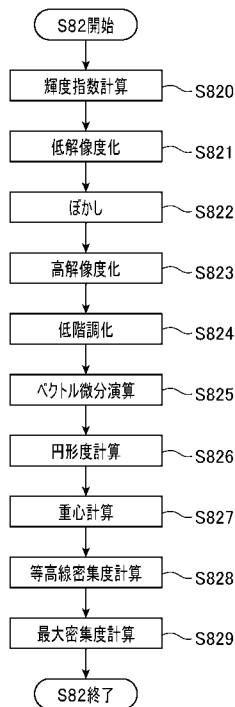
【図 13】



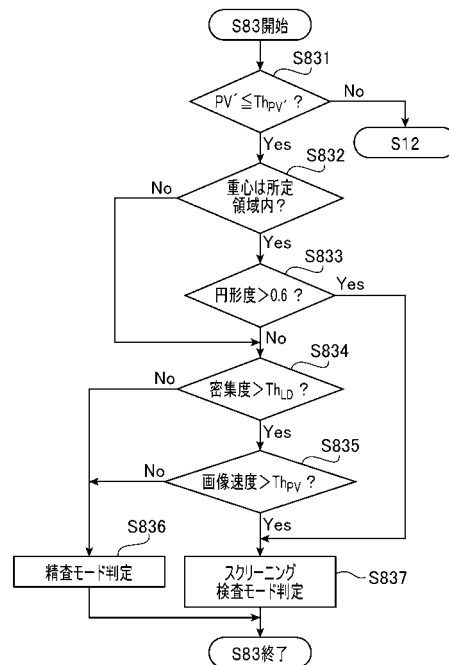
【図 12】



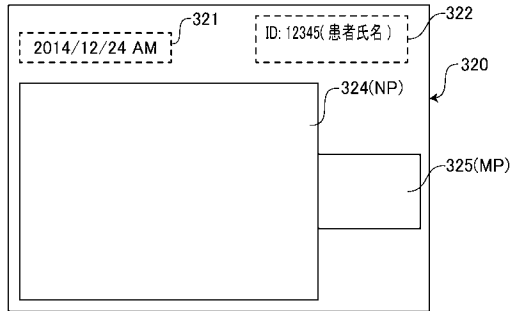
【図 14】



【図 16】



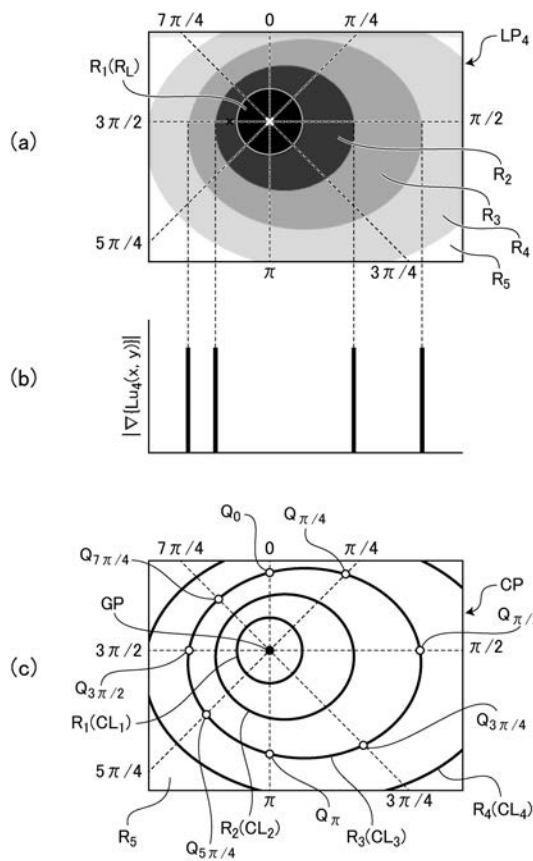
【図 18】



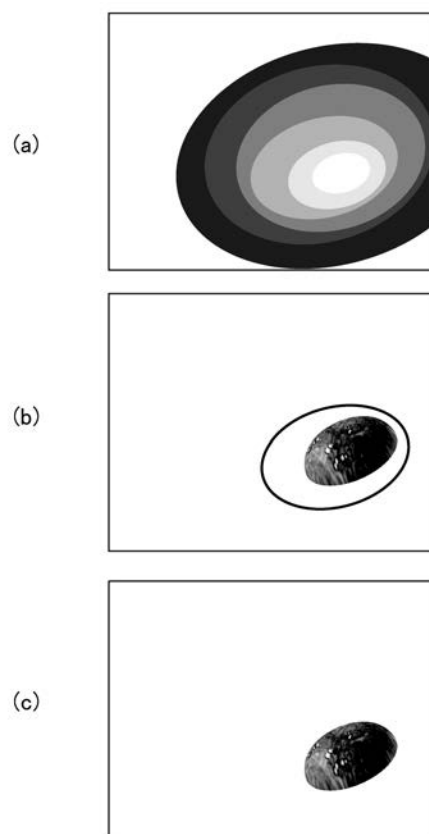
【図 11】



【図 15】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 小師 敦
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 橘 俊雄
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 太田 紀子
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

F ターム(参考) 2H040 GA02 GA05 GA06 GA10 GA11
4C161 BB01 CC06 HH51 JJ17 LL02 MM02 NN01 RR06 RR22 SS10
TT01 WW02 WW08 WW12 WW14
5C054 HA12

专利名称(译)	图像处理设备		
公开(公告)号	JP2016158682A	公开(公告)日	2016-09-05
申请号	JP2015037540	申请日	2015-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	池本洋祐 水口直志 小師敦 橘俊雄 太田紀子		
发明人	池本 洋祐 水口 直志 小師 敦 橘 俊雄 太田 紀子		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G06T5/002 G06T7/0012 G06T7/66 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/20016 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.616 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/RR06 4C161/RR22 4C161/SS10 4C161/TT01 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW12 4C161/WW14 5C054/HA12		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种图像处理装置，用于防止表示附着于内窥镜图像的病变部位的标记和内窥镜图像之间的位置偏离。图像数据获取单元，其获取由生物体的多个图像数据构成的彩色运动图像数据；场景确定单元，其基于所述彩色运动图像数据来确定拍摄场景；以及图像数据获取单元，其基于所述图像数据。得分计算装置，用于计算得分，该得分指示针对每个像素的图像数据所表示的图像中成像的生物组织的病变的严重性，以及标记装置，用于在图像上附加指示得分的分布的标记，该标记该装置能够执行具有详细指示得分分布的标记的详细标记处理，以及具有比详细标记过程更简单地指示分数分布的标记的简单标记处理，并确定拍摄场景。根据结果，执行详细的标记过程或简单的标记过程。

[选择图]图4

