

(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2010-200883

(P2010-200883A)

(43) 公開日 平成22年9月16日(2010.9.16)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード(参考)	
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	370	2H040	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D	4C061	
G02B	23/24	(2006.01)	G02B	23/24	B	5B057	
G06T	1/00	(2006.01)	G06T	1/00	290Z	5C054	
H04N	7/18	(2006.01)	H04N	7/18	M		

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-47871 (P2009-47871)  
 (22) 出願日 平成21年3月2日(2009.3.2)

(71) 出願人 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100073184  
 弁理士 柳田 征史  
 (74) 代理人 100090468  
 弁理士 佐久間 剛  
 (74) 復代理人 100134245  
 弁理士 本澤 大樹  
 (72) 発明者 樋口 充  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 Fターム(参考) 2H040 FA14 GA02 GA05 GA06

最終頁に続く

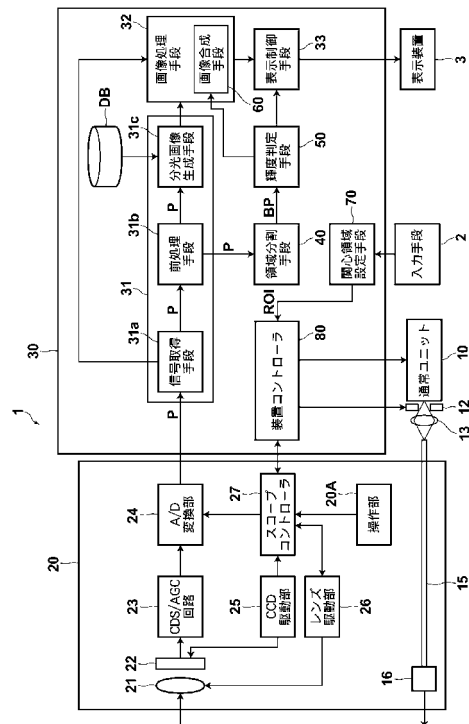
(54) 【発明の名称】 内視鏡画像処理装置および方法ならびにプログラム

(57) 【要約】

【課題】 分光画像において画質が劣化している部分の被写体の状態を見やすくして画像診断の効率化を図る。

【解決手段】 スコープ20により撮影された通常観察画像Pが取得されるとともに、通常観察画像Pに対しマトリクス演算を施すことにより分光推定画像SPが生成される。そして、通常観察画像Pが複数のブロック領域に分割され、各ブロック領域BR毎に輝度YRが検出される。各ブロック領域BRの輝度YRが所定のしきい値(Y1ref YR Y2ref)の範囲内にあるかどうか判断され、輝度が所定のしきい値内にある領域BRには分光推定画像SPの画像データを用い、所定のしきい値外にある領域BRには通常観察画像Pを用いて合成画像CPが生成される。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被写体に白色光を照射したときに該被写体を撮影した通常観察画像と該被写体の分光反射率を示す分光画像とを取得する画像取得手段と、

該画像取得手段により取得された前記通常観察画像または前記分光画像を複数の領域に分割する領域分割手段と、

該領域分割手段により分割された前記領域毎に輝度を検出し該輝度が下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であるかを判定する輝度判定手段と、

該輝度判定手段において前記下限設定輝度以上であって前記上限設定輝度以下であると判定された前記領域について前記分光画像の画像データを用い、前記下限設定輝度未満もしくは前記上限設定輝度より大きい輝度の前記領域について前記通常観察画像の画像データを用いて合成画像を生成する画像合成手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡画像処理装置。

**【請求項 2】**

前記画像取得手段が、前記通常観察画像に対しマトリクス演算を施すことにより分光推定画像を前記分光画像として生成する分光画像生成手段を備えたものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡画像処理装置。

**【請求項 3】**

前記画像取得手段が、前記被写体に狭帯域な光を照射したときに取得された分光画像を取得するものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡画像処理装置。

**【請求項 4】**

前記領域分割手段が、前記通常観察画像または前記分光画像を設定画素数からなる複数のブロック領域に分割するものであることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像処理装置。

**【請求項 5】**

前記通常観察画像または前記分光画像内から関心領域を設定する関心領域設定手段をさらに有し、

前記画像合成手段が、該関心領域内について分光推定画像の画像データを用いるとともに、該関心領域以外の領域について前記輝度に基づき前記通常観察画像の画像データもしくは前記分光画像の画像データを判定し前記合成画像を生成するものであることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の内視鏡画像処理装置。

**【請求項 6】**

前記通常観察画像が光源から照射される光が自動露出制御された状況下において撮影され取得されたものであることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の内視鏡画像処理装置。

**【請求項 7】**

被写体に白色光を照射したときに該被写体を撮影した通常観察画像と該被写体の分光反射率を示す分光画像とを取得し、

取得した前記通常観察画像または前記分光画像を複数の領域に分割し、

分割した前記領域毎に輝度を検出し該輝度が下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であるかを判定し、

前記下限設定輝度以上であって前記上限設定輝度以下であると判定した前記領域について前記分光画像の画像データを用い、前記下限設定輝度未満もしくは前記上限設定輝度より大きい輝度の前記領域について前記通常観察画像の画像データを用いて合成画像を生成する

ことを特徴とする内視鏡画像処理方法。

**【請求項 8】**

コンピュータに、

被写体に白色光を照射したときに該被写体を撮影した通常観察画像と該被写体の分光反射率を示す分光画像とを取得し、

10

20

30

40

50

取得した前記通常観察画像または前記分光画像を複数の領域に分割し、  
分割した前記領域毎に輝度を検出し、該輝度が下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であるかを判定し、

前記下限設定輝度以上であって前記上限設定輝度以下であると判定した前記領域について前記分光画像の画像データを用い、前記下限設定輝度未満もしくは前記上限設定輝度より大きい輝度の前記領域について前記通常観察画像の画像データを用いて合成画像を生成する

ことを実行させるための内視鏡画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、内視鏡を用いて取得された内視鏡画像と分光画像とを表示する内視鏡画像処理装置および方法ならびにプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、固体撮像素子を用いた電子内視鏡装置では、消化器官（胃粘膜等）における分光反射率に基づき、狭帯域バンドパスフィルタを組み合わせた分光イメージング、すなわち狭帯域フィルタ内蔵電子内視鏡装置(Narrow Band Imaging-NBI)が注目されている。この装置は、面順次式のR（赤）、G（緑）、B（青）の回転フィルタの代わりに、3つの狭（波長）帯域のバンドパスフィルタを設け、これら狭帯域バンドパスフィルタを介して照明光を順次出力し、これらの照明光で得られた3つの信号に対しそれぞれの重み付けを変えながらR、G、B（RGB）信号の場合と同様の処理を行うことにより、分光画像を形成するものである。このような分光画像によれば、胃、大腸等の消化器において、従来では得られなかった微細構造等が抽出される。

20

【0003】

一方、上記の狭帯域バンドパスフィルタを用いる面順次式のものではなく、白色光で得られた画像信号を基に、演算処理にて分光画像を形成することが提案されている。これは、RGBのそれぞれのカラー感度特性を数値データ化したものと、特定の狭帯域バンドパスの分光特性を数値データ化したものとの関係をマトリクスデータ（係数セット）として求め、このマトリクスデータとRGB信号との演算により狭帯域バンドパスフィルタを介して得られる分光画像を推定した分光画像信号を得るものである。このような演算によって分光画像を形成する場合は、所望の波長域に対応した複数のフィルタを用意する必要がなく、またこれらの交換配置が不要となり、装置の大型化が避けられ、低コスト化を図ることができる。

30

【0004】

上記NBI画像もしくは分光推定画像を表示可能な内視鏡システムにおいて、被写体を撮影したときの通常観察画像を表示する通常観察モードと、NBI画像もしくは分光推定画像を表示する分光画像観察モードとが用意されており各種モードを切替えることができる（たとえば特許文献1、2参照）。たとえば特許文献1には、使用者が切替スイッチを操作することにより、通常観察モードと分光画像観察モードを切り替えることが開示されている。一方、特許文献2には、分光画像の明るさがしきい値よりも大きいとき分光画像観察モードに設定し、しきい値以下になったとき通常観察画像に強制的に切り替える方法が提案されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-314629号公報

【特許文献2】特開2006-341078号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【0006】

ここで、分光画像観察モードとして分光画像もしくは分光推定画像を表示させた場合、画像の一部が黒潰れもしくは白飛びしている場合があり、被写体の一部が見えづらい場合があるという問題がある。特に、分光推定画像を表示させた場合、輝度が低い部位では黒潰れし輝度が高すぎる部位では正確な色が表現できない場合がある。

## 【0007】

そこで、本発明は、分光画像において画質が劣化している領域の状態を見やすくして画像診断の効率化を図ることができる内視鏡画像処理装置および方法ならびにプログラムを提供することを目的とするものである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明の内視鏡画像処理装置は、被写体に白色光を照射したときに被写体を撮影した通常観察画像と被写体の分光反射率を示す分光画像とを取得する画像取得手段と、画像取得手段により取得された通常観察画像または分光画像を複数の領域に分割する領域分割手段と、領域分割手段により分割された領域毎に輝度を検出し輝度が下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であるかを判定する輝度判定手段と、輝度判定手段において下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であると判定された領域について分光画像の画像データを用い、下限設定輝度未満もしくは上限設定輝度より大きい輝度の領域について通常観察画像の画像データを用いて合成画像を生成する画像合成手段とを備えたことを特徴とするものである。

## 【0009】

本発明の内視鏡画像処理方法は、被写体に白色光を照射したときに被写体を撮影した通常観察画像と被写体の分光反射率を示す分光画像とを取得し、取得した通常観察画像または分光画像を複数の領域に分割し、分割した領域毎に輝度を検出し当該輝度が下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であるかを判定し、下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であると判定した領域について分光画像の画像データを用い、下限設定輝度未満もしくは上限設定輝度より大きい輝度の領域について通常観察画像の画像データを用いて合成画像を生成することを特徴とするものである。

## 【0010】

本発明の内視鏡画像処理プログラムは、コンピュータに、被写体に白色光を照射したときに被写体を撮影した通常観察画像と被写体の分光反射率を示す分光画像とを取得し、取得した通常観察画像または分光画像を複数の領域に分割し、分割した領域毎に輝度を検出し当該輝度が下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であるかを判定し、下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であると判定した領域について分光画像の画像データを用い、下限設定輝度未満もしくは上限設定輝度より大きい輝度の領域について通常観察画像の画像データを用いて合成画像を生成することを実行させることを特徴とするものである。

## 【0011】

ここで、分光画像はどのように取得されたものであってもよく、たとえば狭帯域光源や光学フィルタを用いて光学的に被写体からの反射光を分光し生成した画像であってもよいし、通常観察画像に対しマトリクス演算を施すことにより生成した分光推定画像であってもよい。

## 【0012】

また、輝度判定手段は通常観察画像の輝度を検出し判定するものであってもよいし、分光画像の輝度を検出し判定するものであってもよい。

## 【0013】

なお、領域分割手段は、通常観察画像もしくは分光画像を複数の領域に分割するものであればその方法を問わず、たとえば通常観察画像または分光画像を設定画素数からなる複数のブロック領域に分割するものであってもよい。

## 【0014】

10

20

30

40

50

さらに、内視鏡画像処理装置は通常観察画像または分光画像内から関心領域を設定する関心領域設定手段をさらに有するものであってもよい。このとき、画像合成手段は関心領域内について分光推定画像の画像データを用いるとともに、関心領域以外の領域について輝度に基づき通常観察画像の画像データもしくは分光画像の画像データを判定し合成画像を生成するものであってもよい。

【0015】

また、通常観察画像は、内視鏡により撮影され取得されたものであればなんでもよいが、光源から照射される光が自動露出制御された状況下において撮影され取得されたものであることが好ましい。

【発明の効果】

10

【0016】

本発明の内視鏡画像処理装置および方法ならびにプログラムによれば、被写体に白色光を照射したときに被写体を撮影した通常観察画像と被写体の分光反射率を示す分光画像とを取得し、取得した通常観察画像または分光画像を複数の領域に分割し、分割した領域毎に輝度を検出し、検出した各領域の輝度が下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であるかを判定し、下限設定輝度以上であって上限設定輝度以下であると判定した領域について分光画像の画像データを用い、下限設定輝度未満もしくは上限設定輝度より大きい輝度の領域について通常観察画像の画像データを用いて合成画像を生成することにより、分光画像において黒潰れもしくは正確な色表現がなされていない領域については通常観察画像を表示させ撮影部位を認識させることができるため、分光画像の画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。

20

【0017】

なお、画像取得手段が通常観察画像に対しマトリクス演算を施すことにより分光推定画像を分光画像として生成する分光画像生成手段を備えたものであれば、マトリクス演算により分光推定画像に黒潰れや正確な色が表現できない場合が生じても当該領域については通常観察画像が表示されるため、分光画像の画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。

【0018】

また、画像取得手段が被写体に狭帯域な光を照射したときに取得された分光画像を取得するものであるとき、分光画像に黒潰れ等が生じても当該領域については通常観察画像が表示されるため、分光画像の画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。

30

【0019】

さらに、通常観察画像または分光画像内から関心領域を設定する関心領域設定手段をさらに有し、画像合成手段が、関心領域内について分光推定画像の画像データを用いるとともに、関心領域以外の領域について輝度に基づき通常観察画像の画像データもしくは分光画像の画像データを判定し合成画像を生成するものであれば、合成画像内の関心領域は常に分光推定画像の画像データが用いられることになり、使用者が望む画像情報を合成画像として提供することができる。

【0020】

40

また、通常観察画像が光源から照射される光が自動露出制御された状況下において撮影され取得されたものであるとき、関心領域では適正な明るさで撮影が行われることとなるため、合成画像内の関心領域は分光推定画像の画像データが用いられることになり、使用者が望む画像情報を合成画像として提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の内視鏡画像処理装置が適用された内視鏡装置の一例を示すブロック図

【図2】図1のパラメータデータベースに記憶されたマトリクスパラメータの一例を示す表

【図3】図1の領域分割手段において通常観察画像が複数のブロック領域に分割された状

50

## 態を示す模式図

【図 4】図 1 の輝度判定手段において複数のしきい値が用いられる一例を示す図

【図 5】本発明の内視鏡画像処理方法の好ましい実施形態を示すフローチャート

【図 6】本発明の内視鏡画像処理装置の別の実施形態を示すブロック図

【発明を実施するための形態】

## 【0022】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図 1 は本発明の内視鏡装置の一例を示すブロック図である。内視鏡装置 1 は、光源ユニット 10、スコープ 20、内視鏡画像処理装置 30 を備えている。光源ユニット 10 は内視鏡による観察を行うために被写体に光を照射するものであって、キセノンランプ等の通常観察を行うために白色光を照射する。光源ユニット 10 は光ファイバ 11 および集光レンズ 13 を介してスコープ 20 のライトガイド 15 に光学的に接続されており、光源ユニット 10 から射出された白色光 L1 はライトガイド 15 内に入射され観察窓 16 から被写体に照射される。特に、絞り 12 は装置コントローラ 80 により AEC (Auto Exposure Control: 自動露出制御) されている。

10

## 【0023】

スコープ 20 は、撮像レンズ 21、撮像手段 22、CDS / AGC 回路 23、A / D 変換器 24、CCD 駆動部 25、レンズ駆動部 26 等を有しており、各構成要素はスコープコントローラ 27 により制御されている。撮像レンズ 21 はたとえば複数のレンズ群から構成されており、レンズ駆動部 26 の駆動により撮影倍率を変更する。撮像手段 22 はたとえば CCD や CMOS 等からなり、撮像レンズ 21 により結像された被写体像を光電変換して画像を取得するものである。この撮像手段 22 としては、例えば撮像面に Mg (マゼンタ), Y (イエロー), Cy (シアン), G (グリーン) の色フィルタを有する補色型、あるいは RGB の色フィルタを有する原色型が用いられる。なお、撮像手段 22 の動作は CCD 駆動部 25 により制御されている。撮像手段 22 が画像 (映像) 信号を取得したとき、CDS / AGC (相関二重サンプリング / 自動利得制御) 回路 23 がサンプリングして増幅し、A / D 変換器 24 が CDS / AGC 回路 17 から出力された内視鏡画像を A / D 変換し、内視鏡画像処理装置 30 に出力される。

20

## 【0024】

内視鏡画像処理装置 30 は、スコープ 20 を用いて取得された内視鏡画像を処理するものであって、たとえば DSP 等により構成されている。内視鏡画像処理装置 30 は、画像取得手段 31、画像処理手段 32、表示制御手段 33 を備えている。画像取得手段 31 は、信号取得手段 31a、前処理手段 31b、分光画像生成手段 31c を有し、信号取得手段 31a は被写体に白色光が照射されたときにスコープ 20 により撮影された通常観察画像 P を取得するものである。前処理手段 31b は、信号取得手段 31a において取得された通常観察画像 P に対し前処理を施すものであって、たとえば通常観察画像 P が YCC 表色系からなっている場合には RGB 表色系に変換し、さらにガンマ変換機能、階調を調整する機能等を有している。

30

## 【0025】

分光画像生成手段 31c は、通常観察画像 P に対しマトリクスパラメータ M を用いてマトリクス演算を行うことにより分光推定画像 SP を生成するものである。なお、分光画像生成手段 31c の動作例の詳細については特開 2003 - 93336 号公報に記載されている。

40

## 【0026】

具体的には、分光画像生成手段 31c は、用いて下記式 (1) に示すマトリクス演算を行うことにより分光推定画像 SP を生成する。

【数 1】

$$\begin{pmatrix} SP_r \\ SP_g \\ SP_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} Pr \\ Pg \\ Pb \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

【0027】

なお、式(1)において、 $SP_r$ 、 $SP_g$ 、 $SP_b$ は分光推定画像SPの各RGB成分、 $Pr$ 、 $Pg$ 、 $Pb$ は通常観察画像Pの各RGB成分、 $M_{00} \sim M_{22}$ からなる $3 \times 3$ 行の行列はマトリクス演算を行うためのマトリクスパラメータMをそれぞれ示している。

【0028】

図2は、式(1)に示すマトリクス演算を行うためのマトリクスパラメータを記憶したデータベースDBの一例を示す表である。図2において、データベースDBにはたとえば400nmから700nmの波長域を5nm間隔で分けた61の波長域毎にパラメータ $P_i = (M_{j0}, M_{j1}, M_{j2})$  ( $i$ はデータベースDB内に記憶されているパラメータセットを区別する符号であって $i = 1 \sim 61$ 、 $j$ は上記式(1)の行列Mの行であって $j = 0 \sim 2$ )が記憶されている。

【0029】

一方、波長セットとして、例えば $(1, 2, 3) = (400, 500, 600)$ の標準セットCH1、血管を描出するための $(1, 2, 3) = (470, 500, 670)$ もしくは $(475, 510, 685)$ の血管セットCH2、CH3、特定組織を描出するための $(1, 2, 3) = (440, 480, 520)$ もしくは $(480, 510, 580)$ の組織セットCH5、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの差を描出するための $(1, 2, 3) = (400, 430, 475)$ のヘモグロビンセットCH6、血液とカロテンとの差を描出するための $(1, 2, 3) = (415, 450, 500)$ の血液カロテンセットCH7、血液と細胞質の差を描出するための $(1, 2, 3) = (420, 550, 600)$ の血液細胞質セットCH8の8つの波長セットが用意されている。

【0030】

そして、使用者により生成する分光推定画像SPの波長セットCH1~CH8が入力手段2を介して入力されたとき、分光画像生成手段31cは波長セットCH1~CH8の波長情報1、2、3に応じてマトリクスパラメータ $(M_{j0}, M_{j1}, M_{j2})$ をデータベースDBの中から抽出し、上記式(1)のマトリクスパラメータを設定する。たとえば、分光画像SPを生成する際の波長セットとして $(1, 2, 3) = (500\text{nm}, 620\text{nm}, 650\text{nm})$ が選択された場合、分光画像生成手段31cは、データベースDBに記憶された61セットのパラメータ $P_i$  ( $i = 1 \sim 61$ )のうち、中心波長500nmに対応する $i = 21$ のパラメータ $P_{21}$ を行列Mの行 $j = 0$ に割り当てて $(M_{00}, M_{01}, M_{02}) = (-0.00119, 0.002346, 0.0016)$ 、中心波長620nmに対応する $i = 45$ のパラメータ $P_{45}$ を行列Mの行 $j = 1$ に割り当てて $(M_{10}, M_{11}, M_{12}) = (0.004022, 0.000068, 0.00097)$ 、および中心波長650nmに対応する $i = 51$ のパラメータ $P_{51}$ を行列Mの行 $j = 2$ に割り当てて $(M_{20}, M_{21}, M_{22}) = (0.005152, -0.00192, 0.000088)$ とした行列Mを生成し上式(1)のマトリクス演算を行う。

【0031】

なお、図1において、分光画像生成手段31cが通常観察画像Pに対しマトリクス演算を施すことにより分光推定画像SPを取得する場合について例示しているが、画像取得手段31は狭帯域光が照射された被写体を撮影したときの光学的な分光画像を取得するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

## 【0032】

画像処理手段32は通常観察画像Pおよび分光推定画像SPに対し強調処理等を施すものであり、表示制御手段33は画像処理手段32において画像処理された通常観察画像Pおよび分光推定画像SPをキャラクタ情報等とともに表示装置3に表示する機能を有している。特に、表示制御手段33は通常観察画像Pおよび分光推定画像SPを表示する機能を有している。

## 【0033】

さらに、内視鏡画像処理装置30は、領域分割手段40、輝度判定手段50、画像合成手段60を備えている。領域分割手段40は、図3に示すように、通常観察画像Pの領域を所定の画素数からなるブロック領域BRに分割するものである。なお、ブロック領域BRの大きさは撮像手段22の画素数に応じて決定されるものであって、たとえば16×16画素からなっている。

10

## 【0034】

輝度判定手段50は、領域分割手段40により分割されたブロック領域BR毎に輝度YRを検出し、輝度YRが下限設定輝度Y1ref以上であって上限設定輝度Y2ref以下であるかを判定するものである。ここで、輝度判定手段50は、たとえば各ブロック領域BR内の画素の輝度平均値もしくは最頻値をブロック領域BRの輝度値YRとして検出する。また、輝度が0~255で表される場合、たとえば下限設定輝度Y1ref=50、上限設定輝度値Y2ref=238というように設定される。

20

## 【0035】

画像合成手段60は、輝度判定手段50の判定結果に基づいて、各ブロック領域BR毎に通常観察画像Pの画像データもしくは分光推定画像SPの画像データを用いて合成画像CPを生成するものである。具体的には、画像合成手段60は、輝度YRが下限設定輝度Y1ref以上であって上限設定輝度Y2ref以下であると判定されたブロック領域BRについて、分光推定画像SPの画像データを用いる。一方、画像合成手段60は、輝度YRが下限設定輝度Y1ref未満もしくは上限設定輝度Y2refより大きい輝度のブロック領域BRについて通常観察画像Pの画像データを用いる。

## 【0036】

たとえば図3において、輝度YRが下限設定輝度Y1refであって上限設定輝度Y2ref以下のブロック領域YR1と、下限設定輝度Y1ref未満のブロック領域YR2とが存在する場合、画像合成手段60はブロック領域YR1内の分光推定画像SPの画像データと、ブロック領域YR2内の通常観察画像Pの画像データとを合成した合成画像CPを生成することになる。

30

## 【0037】

このように、分光画像SPにおいて黒潰れもしくは正確な色表現がなされていない領域については通常観察画像Pを表示させ撮影部位を明確に認識させることができるため、分光画像SPの画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。すなわち、従来のように、暗い輝度の足りない領域や白飛びしている輝度が高い領域を有する通常観察画像Pに対しマトリクス演算を施した場合、分光画像SPでは黒潰れや正確な色が表現できない等の不具合が生じ、効率的な画像診断を行うことができない。一方、上述したように、最適な輝度になっている領域では分光推定画像SPを表示し、輝度が不適切な領域については通常観察画像を表示することにより、黒潰れ等の分光画像SP内の被写体の状態を把握することができない領域については通常観察画像Pを表示させることにより、使用者に被写体の状態を把握させることができるため、効率的な画像診断を行うことができる。

40

## 【0038】

特に、光源ユニット10がAEC制御されているとき、通常観察画像P内の関心領域ROI（たとえば図3の白抜き部分）について適切な輝度になっている場合が多い。したがって、上記合成画像CP内の関心領域ROIは、通常、分光画像SPであり、関心領域の分光画像SPを観察したいとする使用者の意図にも合致する。

50

## 【0039】

なお、希に関心領域ROI内においても輝度が足りないもしくは白飛びする場合もある。したがって、入力手段2を介して入力されもしくは被写体のパターン認識等により自動認識して関心領域ROIを設定する関心領域設定手段70を設け、画像合成手段60は関心領域設定手段70により設定された関心領域ROIについては分光画像SPの画像データを用いるようにし、関心領域ROI以外の領域について、上記ブロック領域BRの輝度に基づき通常観察画像Pもしくは分光画像SPのいずれかの画像データを選択するようによい。

## 【0040】

なお、輝度判定手段50において、下限設定輝度 $Y1_{ref}$ および上限設定輝度 $Y2_{ref}$ の2つの基準に基づいて判断するようにしているが、関心領域ROIとそれ以外の領域とで異なるしきい値を設けるようにしてもよい。たとえば、図4に示すように下限設定輝度 $Y1_{ref}$ よりも輝度値が低い許容下限設定輝度 $Y11_{ref}$ および上限設定輝度 $Y2_{ref}$ よりも輝度値が高い許容上限設定輝度 $Y21_{ref}$ を設定しておき、ブロック領域BRの輝度 $Y_R$ が下限設定輝度 $Y1_{ref}$ よりも低い場合であっても、関心領域ROI内において許容下限設定輝度 $Y11_{ref}$ 以上であれば、分光画像SPの画像データを用いるようにしてもよい。あるいは、ブロック領域BRの輝度 $Y_R$ が上限設定輝度 $Y2_{ref}$ よりも高い場合であっても、関心領域ROI内において許容上限設定輝度 $Y21_{ref}$ 以下であれば、分光画像SPの画像データを用いるようにしてもよい。これにより、使用者が観察したい関心領域ROI内に分光画像SPの画像データが用いられる割合を多くすることができる。

10

20

## 【0041】

図5は本発明の内視鏡画像処理方法の好ましい実施形態を示すフローチャートであり、図1から図5を参照して内視鏡画像処理方法について説明する。まず、画像取得手段31においてスコープ20により撮影された通常観察画像Pが取得されるとともに、分光画像生成手段31cにおいて通常観察画像Pに対しマトリクス演算を施すことにより分光推定画像SPが生成される(ステップST1)。その後、領域分割手段40により通常観察画像Pが複数のブロック領域BRに分割され、各ブロック領域BR毎に輝度 $Y_R$ が検出される(ステップST2)。

## 【0042】

次に、各ブロック領域BRの輝度 $Y_R$ が所定のしきい値( $Y1_{ref}$   $Y_R$   $Y2_{ref}$ )の範囲内にあるかどうか判定される(ステップST3)。そして、画像合成手段60において通常観察画像Pと分光推定画像SPとを用いて合成画像CPが生成される(ステップST4)。具体的には、輝度 $Y_R$ が所定のしきい値内にある場合には分光推定画像SPの画像データを用い(ステップST4-1)、所定のしきい値外にある場合には通常観察画像Pを用いて合成画像が生成される(ステップST4-2)。その後、表示装置3に合成画像CPが表示される(ステップST5)。

30

## 【0043】

このように、分光画像SPにおいて黒潰れもしくは正確な色表現がなされていない領域については通常観察画像Pを表示させ撮影部位を明確に認識させることができるため、分光画像SPの画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。

40

## 【0044】

図6は本発明の内視鏡画像処理装置の別の実施形態を示すブロック図であり、図6を参照して内視鏡画像処理装置130について説明する。なお、図6の内視鏡画像処理装置130において、図1の内視鏡画像処理装置30と同一の構成を有する部位には同一の符号を付してその説明を省略する。図6の内視鏡画像処理装置130において図1の内視鏡画像処理装置30と異なる点は分光画像SPの輝度に基づいて合成画像CPを生成する点である。

## 【0045】

すなわち、領域分割手段140は分光画像SPを複数のブロック領域BRに分割し、輝

50

度判定手段150は分光画像SPの各ブロック領域BRの輝度を検出し判定する。そして、画像合成手段60は判定結果に基づき各ブロック領域BRについて通常観察画像Pの画像データを用いるか分光画像SPの画像データを用いるかを選択し合成画像CPを生成する。

【0046】

この場合であっても、通常観察画像Pを用いたときと同様に、分光画像SPにおいて黒潰れもしくは正確な色表現がなされていない領域については通常観察画像Pを表示させ撮影部位を明確に認識させることができるため、分光画像SPの画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。

【0047】

上記各実施の形態によれば、被写体に白色光を照射したときに被写体を撮影した通常観察画像Pと被写体の分光反射率を示す分光画像SPとを取得し、取得した通常観察画像Pまたは分光画像SPを複数の領域BRに分割し、分割した領域BR毎に輝度YRを検出し、検出した各領域BRの輝度YRが下限設定輝度Y1ref以上であって上限設定輝度Y2ref以下であるかを判定し、下限設定輝度Y1ref以上であって上限設定輝度Y2ref以下であると判定した領域BRについて分光画像SPの画像データを用い、下限設定輝度Y1ref未満もしくは上限設定輝度Y2refより大きい輝度YRの領域BRについて通常観察画像Pの画像データを用いて合成画像CPを生成することにより、分光画像において黒潰れもしくは正確な色表現がなされていない領域については通常観察画像Pを表示させ撮影部位を認識させることができるため、分光画像SPの画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。

【0048】

また、図1のように、画像取得手段31が通常観察画像Pに対しマトリクス演算を施すことにより分光推定画像を分光画像SPとして生成する分光画像生成手段31cを備えたものであれば、マトリクス演算により分光推定画像SPに黒潰れや正確な色が表現できない場合が生じても当該領域については通常観察画像Pが表示されるため、分光画像SPの画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。

【0049】

また、画像取得手段31が被写体に狭帯域な光を照射したときに取得された分光画像を取得するものであるとき、分光画像SPに黒潰れ等が生じても当該領域については通常観察画像Pが表示されるため、分光画像SPの画質劣化による画像診断の効率低下を低減することができる。

【0050】

さらに、通常観察画像Pまたは分光画像内から関心領域ROIを設定する関心領域設定手段70をさらに有し、画像合成手段60が、関心領域ROI内について分光推定画像SPの画像データを用いるとともに、関心領域ROI以外の領域について輝度YRに基づき通常観察画像Pの画像データもしくは分光画像SPの画像データを判定し合成画像CPを生成するものであれば、合成画像CP内の関心領域ROIは常に分光推定画像SPの画像データが用いられることになり、使用者が望む画像情報を合成画像CPとして提供することができる。

【0051】

また、通常観察画像Pが光源から照射される光が自動露出制御された状況下において撮影され取得されたものであるとき、関心領域ROIでは適正な明るさで撮影が行われることになるため、合成画像CP内の関心領域ROIは分光推定画像SPの画像データが用いられることになり、使用者が望む画像情報を合成画像CPとして提供することができる。

【0052】

本発明の実施の形態は上記実施形態に限定されない。たとえば、図1において、分光画像観察モードのときに自動的に合成画像CPさせるようにしてもよいし、合成画像CPの表示のON/OFFを設定可能にしておき、当該表示がONに設定されている場合に分光画像観察モードにおいて合成画像CPを自動的に表示するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 3 】

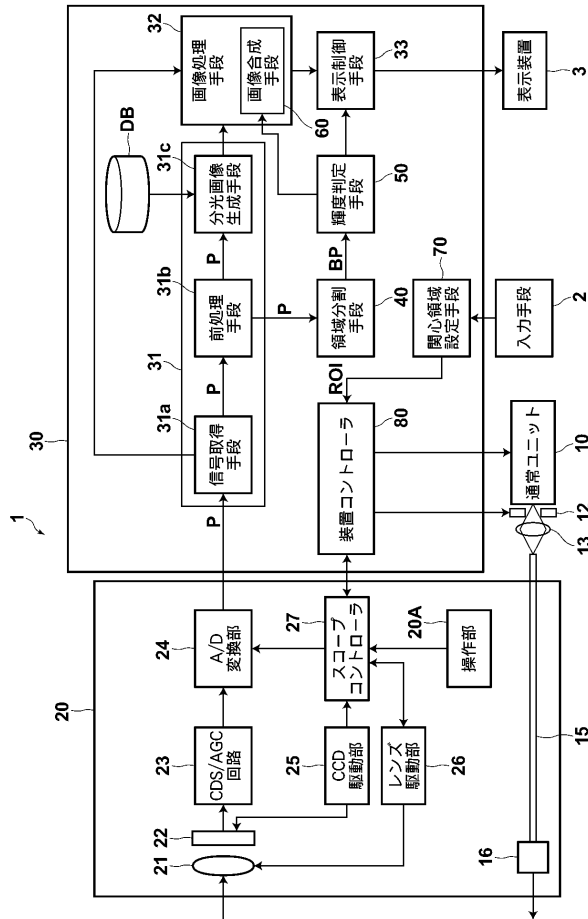
さらに、図 1 の内視鏡装置 1 において内視鏡画像処理装置 3 0 の構成が D S P 等により構成されている場合について例示しているが、補助記憶装置に読み込まれた内視鏡画像処理プログラムをコンピュータ（たとえばパーソナルコンピュータ等）上で実行することにより実現されるようにしてもよい。この内視鏡画像処理プログラムは、たとえば C D - R O M 等の情報記憶媒体に記憶され、もしくはインターネット等のネットワークを介して配布され、コンピュータにインストールされることになる。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 5 4 】

1	内視鏡装置	10
3 0、1 3 0	内視鏡画像処理装置	
3 1	画像取得手段	
3 1 a	信号取得手段	
3 1 b	前処理手段	
3 1 c	分光画像生成手段	
3 2	画像処理手段	
3 3	表示制御手段	
4 0、1 4 0	領域分割手段	
5 0、1 5 0	輝度判定手段	
6 0	画像合成手段	20
7 0	関心領域設定手段	
8 0	装置コントローラ	
B R	ブロック領域	
C P	合成画像	
D B	データベース	
P	通常観察画像	
R O I	関心領域	
S P	分光推定画像	
Y 1 r e f	下限設定輝度	
Y 2 r e f	上限設定輝度	30
Y R	輝度	

【図1】

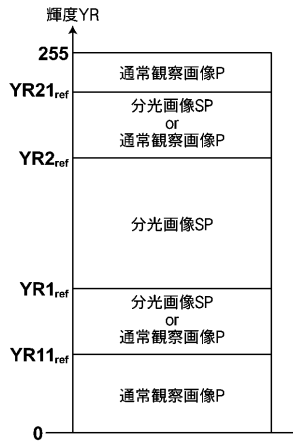


【図2】

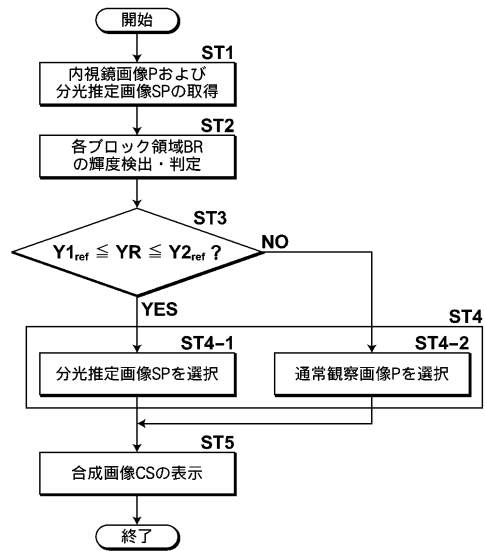
DB

パラメータ (波長)	M <sub>j0</sub>	M <sub>j1</sub>	M <sub>j2</sub>
p1	0.000083	-0.00188	0.003592
...	...	...	...
p18	-0.00115	0.000569	0.003325
p19	-0.00118	0.001149	0.002771
p20	-0.00118	0.001731	0.0022
p21	-0.00119	0.002346	0.0016
p22	-0.00119	0.00298	0.000983
p23	-0.00119	0.003633	0.000352
...	...	...	...
p43	0.003236	0.001377	-0.00159
p44	0.003656	0.000671	-0.00126
p45	0.004022	0.000068	-0.00097
p46	0.004342	-0.00046	-0.00073
p47	0.00459	-0.00088	-0.00051
p48	0.004779	-0.00121	-0.00034
p49	0.004922	-0.00148	-0.00018
p50	0.005048	-0.00172	-0.000036
p51	0.005152	-0.00192	0.000088
p52	0.005215	-0.00207	0.000217
...	...	...	...
p61	0.00548	-0.00229	0.00453

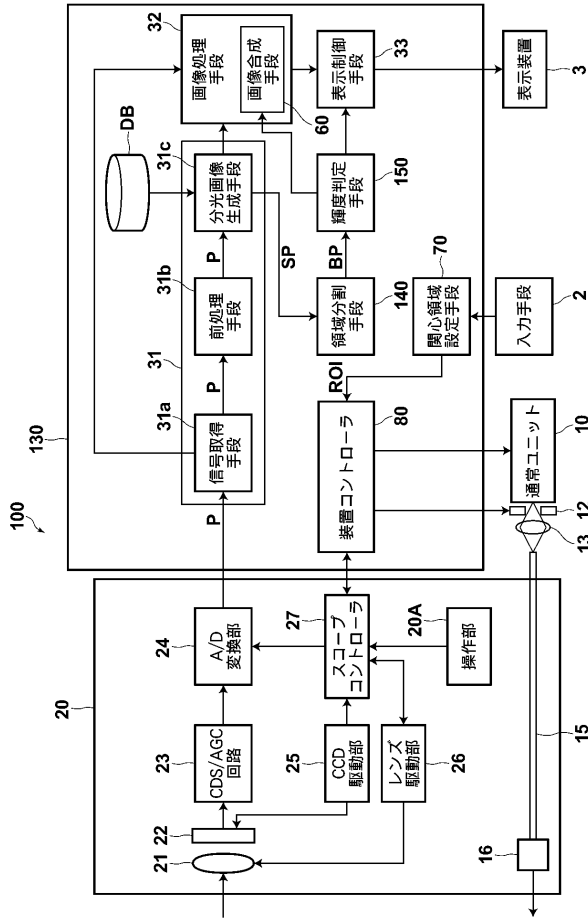
【図4】



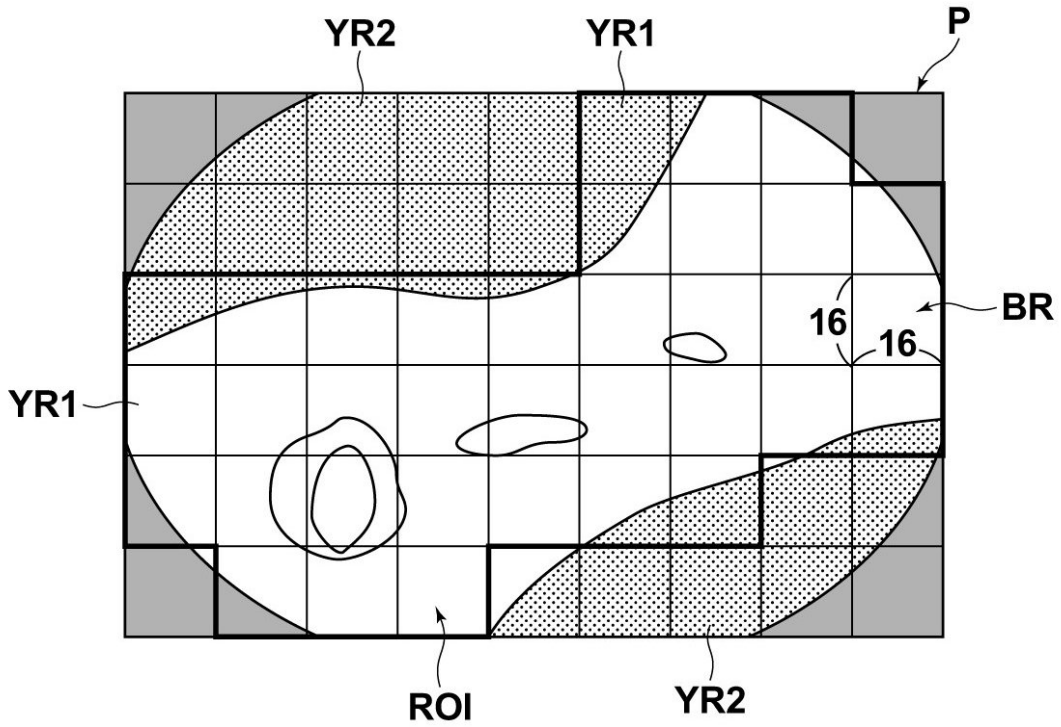
【図5】



【 図 6 】



【 図 3 】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01 HH54 JJ17 LL02 MM02 PP12  
QQ09 RR02 RR04 RR14 RR18 SS08 SS10 SS18 SS21 TT03  
TT13 WW02 WW04 WW07 WW09  
5B057 AA07 BA24 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16  
CE08 CE11 CE16  
5C054 CC07 DA08 EA05 FC03 FE13 HA12

专利名称(译)	内窥镜图像处理设备，方法和程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010200883A</a>	公开(公告)日	2010-09-16
申请号	JP2009047871	申请日	2009-03-02
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	樋口充		
发明人	樋口 充		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G06T1/00 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/24.B G06T1/00.290.Z H04N7/18.M A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.612 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/PP12 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/SS08 4C061/SS10 4C061/SS18 4C061/SS21 4C061/TT03 4C061/TT13 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW07 4C061/WW09 5B057/AA07 5B057/BA24 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CE11 5B057/CE16 5C054/CC07 5C054/DA08 5C054/EA05 5C054/FC03 5C054/FE13 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/PP12 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS08 4C161/SS10 4C161/SS18 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/TT07 4C161/TT13 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW07 4C161/WW09 5L096/AA02 5L096/CA17 5L096/CA24 5L096/EA45 5L096/FA14 5L096/GA19 5L096/GA51 5L096/GA59		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：通过使在光谱图像中图像质量劣化的部分易于观察被摄体的状态来提高图像诊断的效率。获取由观察镜20捕获的正常观察图像P，并且通过对正常观察图像P执行矩阵运算来生成光谱估计图像SP。然后，将正常观察图像P划分为多个块区域，并且针对每个块区域BR检测亮度YR。确定每个块区域BR的亮度YR是否在预定阈值的范围内 ( $Y1_{ref} \leq YR \leq Y2_{ref}$ )，并且亮度在预定阈值内的区域BR具有光谱估计图像SP。使用图像数据，使用在预定阈值之外的区域BR中的正常观察图像P来生成合成图像CP。[选型图]图1

