

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

白色光と所定の波長域からなる狭帯域光とを被写体に照射する光源ユニットと、該光源ユニットから光が照射された前記被写体を撮影して内視鏡画像を取得するスコープと、

前記被写体に前記白色光を照射したときに前記スコープにより得られた前記内視鏡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生成する分光画像生成手段と、

前記スコープにより取得された前記内視鏡画像が前記被写体を近接撮影したものであるか遠景撮影したものであるかを判定する撮影状態判定手段と、

該撮影状態判定手段において前記遠景撮影であると判定された場合、前記光源ユニットから前記白色光が照射されるとともに前記分光画像生成手段により生成された前記分光推定画像を出力し、前記近接撮影であると判定された場合、前記光源ユニットから前記狭帯域光が照射されるとともに該狭帯域光が照射されたときに取得された狭帯域観察画像を出力するように制御する撮影制御手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光源ユニットが前記被写体に照射する光の光量を調整する絞りを有するものあり、

前記撮影制御手段が前記内視鏡画像の輝度が所定値になるように前記絞りを自動調整する機能を有するものあり、

前記撮影状態判定手段が前記絞り量により前記近接撮影であるか前記遠景撮影であるかを判定するものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光源ユニットが一定光量の光を前記被写体に照射するものあり、

前記撮影制御手段が前記内視鏡画像の輝度から前記近接撮影であるか前記遠景撮影であるかを判定するものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記分光画像生成手段が波長 700 nm の分光推定画像を生成する機能を有するものあり、

前記撮影制御手段が前記波長 700 nm の分光推定画像を用いて前記近接撮影であるか前記遠景撮影であるかを判定するものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

白色光と所定の波長域からなる狭帯域光とを被写体に照射する光源ユニットと、該光源ユニットから光が照射された前記被写体を撮影して内視鏡画像を取得するスコープと、被写体に白色光を照射したときに前記スコープにより得られた前記内視鏡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生成する分光画像生成手段とを備えた内視鏡画像の制御方法であって、

前記スコープにより取得された前記内視鏡画像が前記被写体を近接撮影したものであるか遠景撮影したものであるかを判定し、

前記遠景撮影であると判定された場合、前記光源ユニットから前記白色光が照射されるとともに前記分光画像生成手段により生成された前記分光推定画像を出力し、前記近接撮影であると判定された場合、前記光源ユニットから前記狭帯域光が照射されるとともに該狭帯域光が照射されたときに取得された狭帯域観察画像を出力するように制御する

ことを特徴とする内視鏡装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置の各種撮影モードを制御する内視鏡装置およびその制御方法に関するものである。

10

20

30

40

50

【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つた微細構造等が抽出される。

10

【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（たとえば特許文献1参照）。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るので、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。

20

【特許文献1】特開2003-93336号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

上述した狭帯域光を照射したときに得られる狭帯域観察画像とマトリクス演算により得られる分光推定画像とは厳密には性質が異なるものであり、被写体の種類によってはいずれか一方が被写体の観察に優れている場合がある。したがって、被写体に応じて狭帯域観察画像と分光推定画像とを自動的に最適なものに切り替えて表示することが望まれている。

30

【0005】

そこで、本発明は、被写体の種類に応じて狭帯域観察画像と分光推定画像とを自動的に切り替えることができる内視鏡装置およびその制御方法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】**【0006】**

本発明の内視鏡装置は、白色光と所定の波長域からなる狭帯域光とを被写体に照射する光源ユニットと、光源ユニットから光が照射された被写体を撮影して内視鏡画像を取得するスコープと、被写体に白色光を照射したときにスコープにより得られた内視鏡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生成する分光画像生成手段と、スコープにより取得された内視鏡画像が被写体を近接撮影したものであるか遠景撮影したものであるかを判定する撮影状態判定手段と、撮影状態判定手段において遠景撮影であると判定された場合、光源ユニットから白色光が照射されるとともに分光画像生成手段により生成された分光推定画像を出力し、近接撮影であると判定された場合、光源ユニットから狭帯域光が照射されるとともに狭帯域光が照射されたときに取得された狭帯域観察画像を出力するように制御する撮影制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

40

【0007】

本発明の内視鏡装置の制御方法は、白色光と所定の波長域からなる狭帯域光とを被写体に照射する光源ユニットと、光源ユニットから光が照射された被写体を撮影して内視鏡画像を取得するスコープと、被写体に白色光を照射したときにスコープにより得られた内視

50

鏡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生成する分光画像生成手段とを備えた内視鏡画像の制御方法であって、スコープにより取得された内視鏡画像が被写体を近接撮影したものであるか遠景撮影したものであるかを判定し、遠景撮影であると判定された場合、光源ユニットから白色光が照射されるとともに分光画像生成手段により生成された分光推定画像を出力し、近接撮影であると判定された場合、光源ユニットから狭帯域光が照射されるとともに狭帯域光が照射されたときに取得された狭帯域観察画像を出力するように制御することを特徴とするものである。

【0008】

ここで、内視鏡画像は、白色光が照射されたときに取得される通常観察画像と、狭帯域光が照射されたときに取得される狭帯域観察画像とが含まれる。

10

【0009】

なお、撮影状態判定手段は近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであればその方法は問わない。たとえば光源ユニットが被写体に照射する光の光量を調整する絞りを有するものであってもよい。このとき、撮影制御手段が内視鏡画像の輝度が所定値になるように絞りを自動調整する機能を有するものであり、撮影状態判定手段が絞りの絞り量により近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであってもよい。

【0010】

あるいは、光源ユニットが一定光量の光を被写体に照射するものであってもよい。このとき、撮影制御手段が内視鏡画像の輝度から近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであってもよい。

20

【0011】

さらに、分光画像生成手段が波長700nmの分光推定画像を生成する機能を有するものであってもよい。このとき、撮影制御手段が波長700nmの分光推定画像を用いて近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであってもよい。

【発明の効果】

【0012】

本発明の内視鏡装置およびその制御方法によれば、白色光と所定の波長域からなる狭帯域光とを被写体に照射する光源ユニットと、光源ユニットから光が照射された被写体を撮影して内視鏡画像を取得するスコープと、被写体に白色光を照射したときにスコープにより得られた内視鏡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生成する分光画像生成手段とを備えた内視鏡画像の制御方法であって、スコープにより取得された内視鏡画像が被写体を近接撮影したものであるか遠景撮影したものであるかを判定し、遠景撮影であると判定された場合、光源ユニットから白色光が照射されるとともに分光画像生成手段により生成された分光推定画像を出力し、近接撮影であると判定された場合、光源ユニットから狭帯域光が照射されるとともに狭帯域光が照射されたときに取得された狭帯域観察画像を出力するように制御することにより、近接撮影においては被写体の微細構造等を精細に表示可能な狭帯域観察画像を取得し、遠景撮影においては画像の輝度を確保しやすく被写体の色調変化を把握しやすい分光推定画像を自動的に取得す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。

30

【0013】

なお、光源ユニットが被写体に照射する光の光量を調整する絞りを有するものであり、撮影制御手段が内視鏡画像の輝度が所定値になるように絞りを自動調整する機能を有するものであり、撮影状態判定手段が絞りの絞り量により近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであるとき、近接撮影であるか遠景撮影であるかを精度良く判定することができる。

40

【0014】

また、光源ユニットが一定光量の光を被写体に照射するものであり、撮影制御手段が内視鏡画像の輝度から近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであれば、近接撮影であるか遠景撮影であるかを精度良く判定することができる。

【0015】

50

さらに、分光画像生成手段が波長700nmの分光推定画像を生成する機能を有するものであり、撮影制御手段が波長700nmの分光推定画像を用いて近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであるとき、被写体での吸収率の少ない近赤外の分光推定画像に基づいて近接撮影であるか遠景撮影であるかを精度良く判定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

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、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つために白色光を照射する通常光源10aと、狭帯域光を照射する狭帯域光源10bとを備えている。このうち、狭帯域光源10bは、たとえば図2に示すように、波長400～430nm、530～560nm、600nm～630nmの狭帯域な波長の光を出力する機能を有している。

10

【0017】

図1の各光源10a、10b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いる。したがつて、通常光源10aおよび狭帯域光源10bから射出された白色光L1および狭帯域光L2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。また、光源ユニット10は観察窓16から照射される被写体に光の光量を調整するための絞り12を有している。この絞り12は内視鏡画像Pの明るさを一定に保つために撮影制御手段60によりAEC(Auto Exposure Control)制御されている。なお、図1において光源ユニット10として通常光源10aと狭帯域光源10bとを設けた場合について例示しているが、通常光源10aのみを設け光学フィルタにより狭帯域光L2を照射するようにしてもよい。

20

【0018】

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が変更する。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)、Ye(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增幅し、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、画像処理装置30に出力される。

30

【0019】

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つて、たとえばDSP等により構成されている。画像処理装置30は、画像取得手段31、前処理手段32、分光画像生成手段33、画像処理手段34、表示制御手段35を備えている。画像取得手段31は、スコープ20の撮像手段22により撮影された内視鏡画像Pを取得するものである。特に、画像取得手段31において取得される内視鏡画像Pには、白色光L1が照射されたときの通常観察画像Pn0と、狭帯域光L2が照射されたときの狭帯域観察画像Pnbとが含まれることになる。

40

【0020】

前処理手段32は、画像取得手段31において取得された内視鏡画像Pに対し前処理を施すものであつて、たとえば内視鏡画像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。

40

【0021】

分光画像生成手段33は、内視鏡画像Pに対しマトリクスパラメータMを用いてマトリ

50

クス演算を行うことにより分光推定画像 S P を生成するものである。なお、分光画像生成手段 3 3 の動作例の詳細については特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報に記載されている。

【 0 0 2 2 】

具体的には、分光画像生成手段 3 3 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 S P を生成する。

【 数 1 】

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

10

なお、式 (1) において、 S P r 、 S P g 、 S P b は分光推定画像 S P の各 R G B 成分、 P r 、 P g 、 P b は内視鏡画像 P の各 R G B 成分、 M 0 0 ~ M 2 2 からなる 3 × 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。

【 0 0 2 3 】

ここで、図 2 に示すように、データベース D B にはたとえば 4 0 0 n m から 7 0 0 n m の波長域を 5 n m 間隔で分けた波長域毎にマトリクスパラメータ P i = (M j 0 , M j 1 , M j 2) (i = 1 ~ 6 1 、 j はマトリクスパラメータ M の行であって j = 0 ~ 2) が記憶されている。たとえば、分光推定画像 S P を構成する波長域 1 , 2 , 3 としてそれぞれ例えば 5 0 0 n m , 6 2 0 n m , 6 5 0 n m が選択される場合は、係数 (M j 0 , M j 1 , M j 2) として、表 1 の 6 1 のパラメータのうち、中心波長 5 0 0 n m に対応するパラメータ p 2 1 の係数 (-0.00119 , 0.002346 , 0.0016) 、中心波長 6 2 0 n m に対応するパラメータ p 4 5 の係数 (0.004022 , 0.000068 , 0.00097) 、および中心波長 6 5 0 n m に対応するパラメータ p 5 1 の係数 (0.005152 , -0.00192 , 0.000088) を用いて上記マトリクス演算がなされる。

20

【 0 0 2 4 】

このようなパラメータの組み合わせはたとえば血管、生体組織等の観察したい部位毎にデータベース D B に記憶されており、各部位にマッチングしたパラメータを用いて分光推定画像 S P が生成される。具体的には、マトリクスパラメータ M を設定するための波長セットとして、例えば (1 , 2 , 3) = (4 0 0 , 5 0 0 , 6 0 0) の標準セット C H 1 、血管を描出するための (1 , 2 , 3) = (4 7 0 , 5 0 0 , 6 7 0) もしくは (4 7 5 , 5 1 0 , 6 8 5) の血管セット C H 2 、 C H 3 、特定組織を描出するための (1 , 2 , 3) = (4 4 0 , 4 8 0 , 5 2 0) もしくは (4 8 0 , 5 1 0 , 5 8 0) の組織セット C H 5 、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンとの差を描出するための (1 , 2 , 3) = (4 0 0 , 4 3 0 , 4 7 5) のヘモグロビンセット C H 6 、血液とカロテンとの差を描出するための (1 , 2 , 3) = (4 1 5 , 4 5 0 , 5 0 0) の血液 カロテンセット C H 7 、血液と細胞質の差を描出するための (1 , 2 , 3) = (4 2 0 , 5 5 0 , 6 0 0) の血液 細胞質セット C H 8 の 8 つの波長セットが記憶されている。

30

【 0 0 2 5 】

図 1 の画像処理手段 3 4 は内視鏡画像 P および分光推定画像 S P に対し強調処理等を施すものであり、表示制御手段 3 5 は画像処理手段 3 4 において画像処理された内視鏡画像 P および分光推定画像 S P 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 3 5 は、内視鏡画像 P として白色光 L 1 が照射されたときの通常観察画像と狭帯域光 L 2 が照射されたときの狭帯域観察画像とを表示する機能を有している。

40

【 0 0 2 6 】

撮影状態判定手段 5 0 は、内視鏡画像 P が被写体を近接撮影したものであるか遠景撮影

50

したものであるかを判定するものである。この近接撮影とはスコープ 20 の先端もしくはスコープ 20 の先端に取り付けられたフードが被写体に接触しもしくは僅かに離れた状態で撮影を行うことを意味し、たとえば図 4 に示すように被写体の表面の凹凸や微細な血管パターンが映し出される。一方、遠景撮影とはたとえばスコープ 20 の先端が被写体から離れた状態で撮影を行うことを意味し、たとえば図 5 に示すように被写体の全体的な形状や比較的太い血管等が映し出される。

【0027】

ここで、撮影状態判定手段 50 は、光源ユニット 10 の絞り 12 における絞り量により被写体までの距離を検出し近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定する。すなわち、スコープ 20 の先端と被写体との距離が遠くなつたとき撮像手段 22 に入射される被写体からの反射光の光量は少なくなるため、一定輝度になるように AEC 制御されている絞り 12 の絞り量は小さくなる。一方、スコープ 20 の先端と被写体との距離が近くなつたとき撮像手段 22 に入射される被写体からの反射光の光量は多くなるため、一定輝度になるように AEC 制御されている絞り 12 の絞り量は大きくなる。撮影状態判定手段 50 は、この絞り量（絞りの位置）が所定のしきい値以上であるとき近接撮影であると判定し、しきい値未満であるとき遠景撮影であると判定する。

【0028】

図 1 の撮影制御手段 60 は撮影状態判定手段 50 により判定された撮影状態に応じて撮影条件を自動的に切り替えるものである。具体的には、撮影状態判定手段 50 が近接撮影であると判定したとき、撮影制御手段 60 は狭帯域光 L2 が被写体に照射されるように光源ユニット 10 を制御するとともに、分光画像生成手段 33 が所定の波長セットで分光推定画像 SP を生成し、表示制御手段 35 が分光推定画像 SP を表示するように制御する。一方、撮影状態判定手段 50 が遠景撮影であると判定した場合、撮影制御手段 60 は白色光 L1 が被写体に照射されるように光源ユニット 10 を制御するとともに、分光画像生成手段 33 が所定の波長セットで分光推定画像 SP を生成し、表示制御手段 35 が分光推定画像 SP を表示するように制御する。

【0029】

このように、近接撮影であるときには狭帯域観察画像 Pnb を取得・表示し遠景撮影であるときには分光推定画像 SP を取得・表示することにより、それぞれ観察モードの利点を活かした効率的な画像診断を行うことができる。すなわち、近接撮影の場合には被写体の表面もしくは表層の微細な構造が鮮明に映し出されることが好ましく、さらにスコープ 20 の先端と被写体とが接近しているため光量が不足することがない。一方、遠景撮影の場合には被写体における色調が変化する部位を特定可能であることが要求されるとともにさらにスコープ 20 の先端と被写体とが離れているため所定の光量が必要となる。そこで、近接撮影の場合には光の光量は大きくできないが表層の微細な構造が鮮明に映し出すことができる狭帯域観察画像 Pnb を出力し、遠景撮影の場合には色調変化の把握が容易で所定の光量を照射して得ることができる分光推定画像 SP を出力することにより、観察する部位に最適な画像を自動的に表示することができる。

【0030】

図 6 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 6 を参照して内視鏡画像処理方法について説明する。まず、スコープ 20 が体腔内に挿入された状態で撮影を行うことにより、内視鏡画像 P が取得される（ステップ ST1）。このとき、撮影状態判定手段 50 により光源ユニット 10 の絞り量から近接撮影であるか遠景撮影であるかが判定される（ステップ ST2）。そして、撮影状態判定手段 50 において近接撮影であると判定されたとき、撮影制御手段 60 により撮影モードが近接拡大モードに設定され、被写体に狭帯域光 L2 が照射され狭帯域観察画像 Pnb が取得・表示される（ステップ ST3）。

【0031】

一方、撮影状態判定手段 50 において遠景撮影であると判定されたとき、撮影制御手段 60 により撮影モードが遠景モードに設定され、被写体に白色光 L1 が照射され分光画像

生成手段33により分光推定画像SPが取得・表示される(ステップST4)。このように、近接撮影であるときには狭帯域観察画像Pnbを取得・表示し遠景撮影であるときは分光推定画像SPを取得・表示することにより、それぞれ観察モードの利点を活かした効率的な画像診断を行うことができる。

【0032】

図7は本発明の内視鏡装置の第2の実施形態を示すブロック図であり、図7を参照して内視鏡装置100について説明する。なお、図7の内視鏡装置100において図1の内視鏡装置1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7の内視鏡装置100が図1の内視鏡装置1と異なる点は、通常観察画像Pnoの輝度に基づいて近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定する点である。

10

【0033】

具体的には、図7において、光源ユニット10は一定光量の白色光L1が照射されるように制御されている。したがって、通常観察画像Pnoの輝度は、スコープ20が被写体から近づくと大きくなり被写体から遠ざかると小さくなる。そこで、撮影状態判定手段150は、通常観察画像Pnoの輝度に基づいて近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定する。すなわち、撮影状態判定手段150は、通常観察画像Pnoの輝度がしきい値以上である場合には近接撮影であると判定し、しきい値未満である場合には遠景撮影であると判定する。この場合であっても、精度良く撮影状態を判定し効率的な画像診断を行うことができる。

【0034】

図8は本発明の内視鏡装置の第3の実施形態を示すブロック図であり、図8を参照して内視鏡装置200について説明する。なお、図8の内視鏡装置200において図1の内視鏡装置1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8の内視鏡装置200が図1の内視鏡装置1と異なる点は、波長700nmの分光推定画像SPを用いて近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定する点である。

20

【0035】

具体的には、分光画像生成手段33は、近接撮影であるか遠景撮影であるかを判断するための分光推定画像SPを生成する機能を有しており、たとえば波長700nmの分光推定画像SPを生成する。そして、撮影状態判定手段250は、この波長700nmの分光推定画像SPを用いて近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定する。すなわち、撮影状態判定手段250は、波長700nmの分光推定画像SPの画素値(輝度値)の平均値や所定値以上の画素数等がしきい値以上である場合には近接撮影であると判定し、しきい値未満である場合には遠景撮影であると判定する。このように、生体組織による吸収率の低い近赤外の分光推定画像を用いることにより被写体までの距離を反映した輝度値となるため、精度良く撮影状態を判定することができる。

30

【0036】

上記実施の形態によれば、白色光L1と所定の波長域からなる狭帯域光L2とを被写体に照射する光源ユニット10と、光源ユニット10から光が照射された被写体を撮影して内視鏡画像Pを取得するスコープ20と、被写体に白色光L1を照射したときにスコープ20により得られた内視鏡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SPを生成する分光画像生成手段33とを備え、スコープ20により取得された内視鏡画像Pにおいて被写体を近接撮影したものであるか遠景撮影したものであるかを判定し、遠景撮影であると判定された場合、光源ユニット10から白色光L1が照射されるとともに分光画像生成手段33により生成された分光推定画像SPを出力し、近接撮影であると判定された場合、光源ユニット10から狭帯域光L2が照射されるとともに狭帯域光L2が照射されたときに取得された狭帯域観察画像Pnbを出力するように制御することにより、近接撮影においては被写体の微細構造等を精細に表示可能な狭帯域観察画像Pnbを取得し、遠景撮影においては画像の輝度を確保しやすく被写体の色調変化を把握しやすい分光推定画像を自動的に取得す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

【0037】

50

なお、光源ユニット10が被写体に照射する光の光量を調整する絞りを有するものであり、撮影制御手段60が内視鏡画像Pの輝度が所定値になるように絞りを自動調整する機能を有するものであり、撮影状態判定手段50が絞りの絞り量により近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであるとき、近接撮影であるか遠景撮影であるかを精度良く判定することができる。

【0038】

また、光源ユニット10が一定光量の光を被写体に照射するものであり、撮影制御手段60が内視鏡画像Pの輝度から近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであれば、近接撮影であるか遠景撮影であるかを精度良く判定することができる。

【0039】

さらに、分光画像生成手段33が波長700nmの分光推定画像を生成する機能を有するものであり、撮影制御手段60が波長700nmの分光推定画像を用いて近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するものであるとき、被写体での吸収率の少ない近赤外の分光推定画像SPに基づいて近接撮影であるか遠景撮影であるかを精度良く判定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明の画像処理装置の好ましい実施形態を示すブロック図

【図2】図1の光源ユニットから照射される狭帯域光のスペクトルの一例を示すグラフ

【図3】図1の分光画像生成手段において使用されるマトリクスパラメータの一例を示す表

【図4】図1の画像処理装置において近接撮影により取得される内視鏡画像の一例を示す模式図

【図5】図1の画像処理装置において遠景撮影により取得される内視鏡画像の一例を示す模式図

【図6】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7】本発明の画像処理装置の第2の実施形態を示すブロック図

【図8】本発明の画像処理装置の第3の実施形態を示すブロック図

【符号の説明】

【0041】

1、100、200 内視鏡装置

10 光源ユニット

10a 通常光源

10b 狹帯域光源

20 スコープ

21 撮像レンズ

30 画像処理装置

31 画像取得手段

32 前処理手段

33 分光画像生成手段

34 画像処理手段

35 表示制御手段

50、150、250 撮影状態判定手段

60 撮影制御手段

80 装置コントローラ

150 撮影状態判定手段

250 撮影状態判定手段

L1 白色光

L2 狹帯域光

M マトリクスパラメータ

10

20

30

40

50

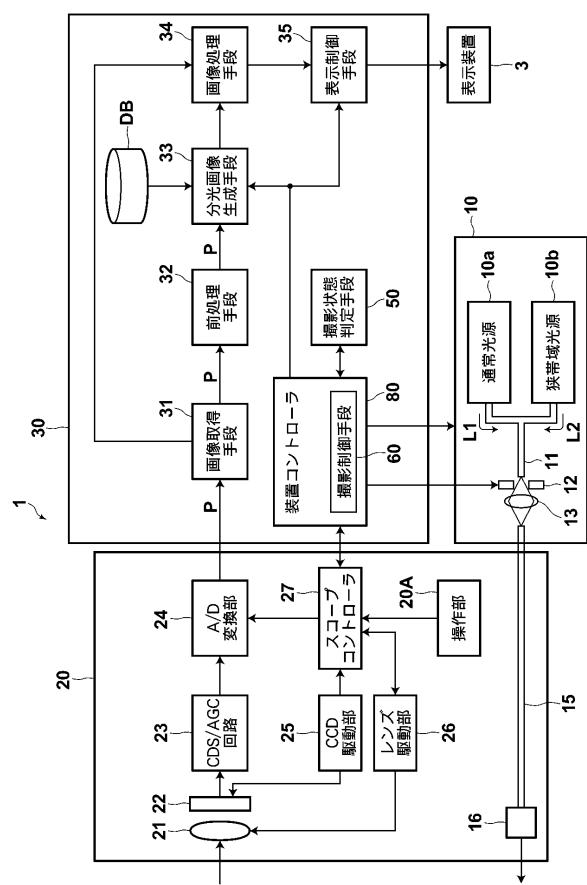
P 内視鏡画像

P n b 狹帶域觀察影像

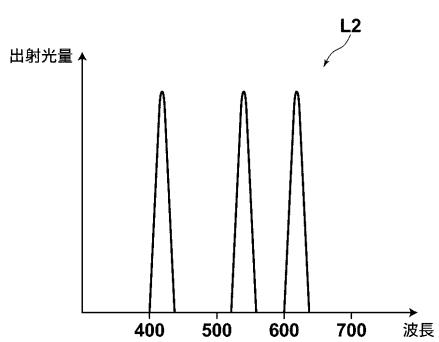
P n o 通常觀察画像

S P 分光推定画像

【 义 1 】



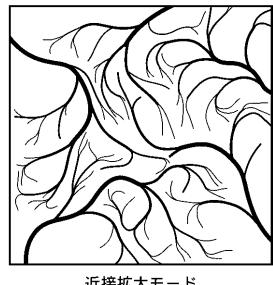
〔 2 〕



【図3】

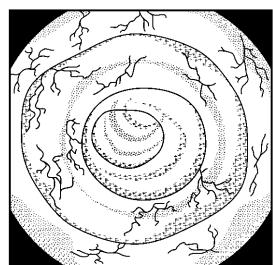
パラメータ (波長)	M_{j0}	M_{j1}	M_{j2}
p1	0.000083	-0.00188	0.003592
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	-0.00115	0.000569	0.003325
p19	-0.00118	0.001149	0.002771
p20	-0.00118	0.001731	0.0022
p21	-0.00119	0.002346	0.0016
p22	-0.00119	0.00298	0.000983
p23	-0.00119	0.003633	0.000352
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	0.003236	0.001377	-0.00159
p44	0.003656	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】



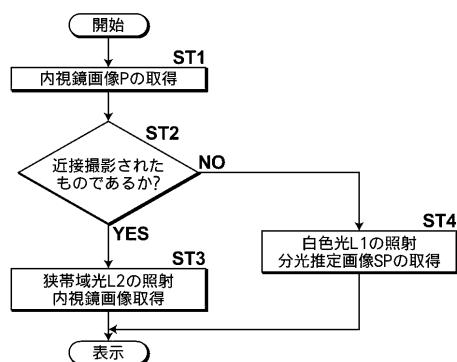
近接拡大モード

【図5】

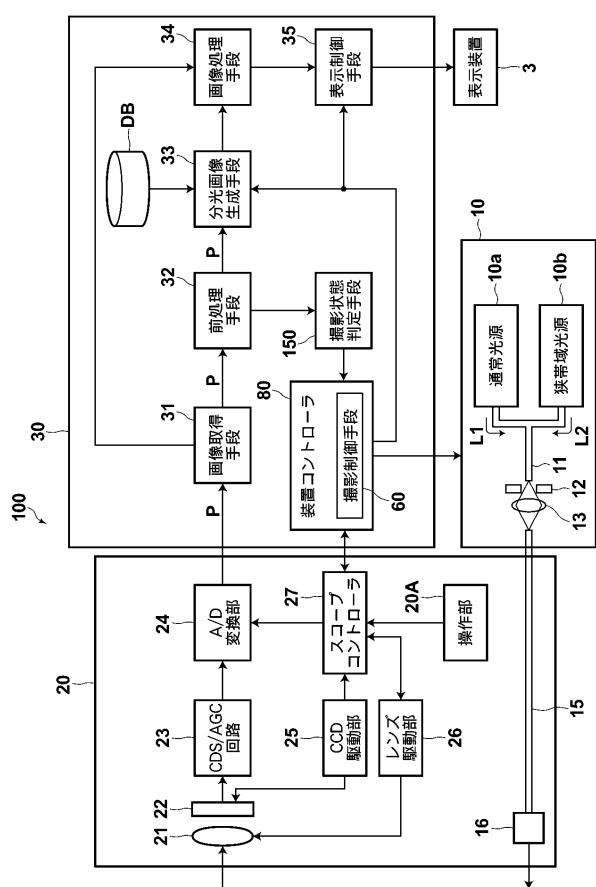


遠景モード

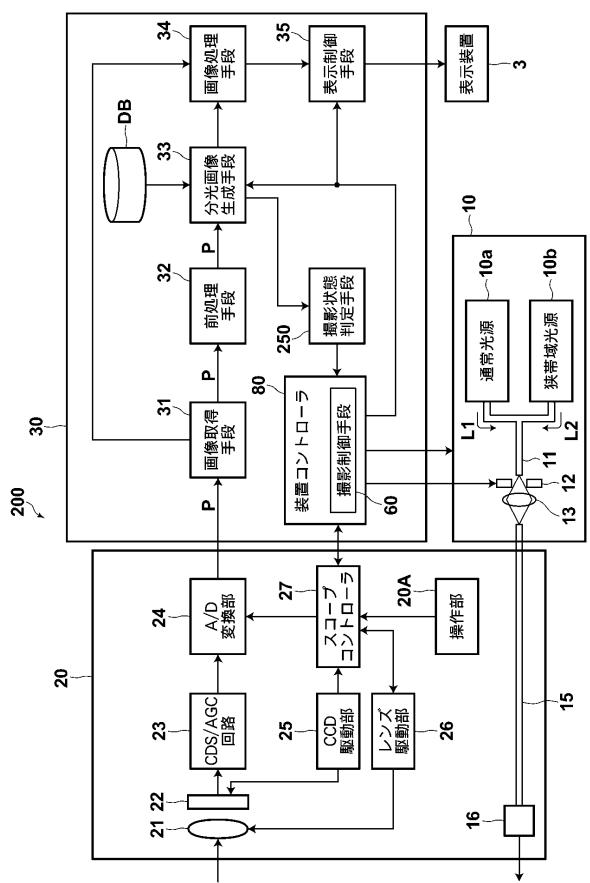
【図6】



【図7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 高平 正行
東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フィルム株式会社内

(72)発明者 蔵本 昌之
東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フィルム株式会社内

(72)発明者 石井 秀一
東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フィルム株式会社内

(72)発明者 高 橋 遼
東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フィルム株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA01 BB01 CC06 GG01 JJ17 NN01 QQ01 QQ09 RR04 RR22
RR26 SS21 WW15

专利名称(译)	内窥镜装置及其控制方法		
公开(公告)号	JP2010136748A	公开(公告)日	2010-06-24
申请号	JP2008313038	申请日	2008-12-09
[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	久保雅裕 加賀谷淳 高平正行 藏本昌之 石井秀一 高橋遼		
发明人	久保 雅裕 加賀谷 淳 高平 正行 藏本 昌之 石井 秀一 ▲高▼橋 遼		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00009 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/00.553 A61B1/045.610 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ01 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW15 4C161/AA01 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW15		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP5271062B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据被摄体的类型自动切换窄带观察图像和光谱估计图像。解决方案：确定通过近距成像还是通过对象的远景成像获得由示波器20获取的内窥镜图像P。当确定是远景成像时，从光源单元10发射白光L1，并输出由光谱图像生成装置33生成的光谱估计图像SP。当确定是近距离成像时，从光源单元10发射窄带光L2，并且输出当用窄带光L2照射时获取的窄带观察图像Pnb。

