

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡画像のエッジ成分を抽出するエッジ抽出手段と、
 該エッジ抽出手段により抽出された前記エッジ成分の複雑度を検出する複雑度検出手段と、

該複雑度検出手段において検出された前記複雑度に応じて、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、

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、

該撮影状態判定手段により判定された前記近接撮影と前記遠景撮影とにおいて、前記分光画像生成手段におけるマトリクス演算に使用されるマトリクスパラメータを切り替えるパラメータ切替手段と

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】

前記撮影状態判定手段が、前記複雑度が設定しきい値以上であるとき前記近接撮影であると判定し、前記設定しきい値未満であるとき前記遠景撮影であると判定するものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 3】

前記複雑度検出手段が、前記エッジ成分のフラクタル次元を前記複雑度として検出するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 4】

前記複雑度検出手段が、前記エッジ成分からピットパターンを抽出し、抽出した該ピットパターンの前記複雑度を検出するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 5】

前記パラメータ切替手段が、前記近接撮影であるとき深達度の浅い波長成分を示すマトリクスパラメータを選択し、前記遠景撮影であるとき深達度の深い波長成分を示すマトリクスパラメータを選択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 1 項記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 6】

内視鏡画像のエッジ成分を抽出し、
 抽出した前記エッジ成分の複雑度を検出し、
 検出した前記複雑度に応じて、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、

判定した前記近接撮影と前記遠景撮影とにおいて、マトリクスパラメータを切り替えて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

ことを特徴とする内視鏡画像処理方法。

【請求項 7】

コンピュータに、

内視鏡画像のエッジ成分を抽出し、

抽出した前記エッジ成分の複雑度を検出し、

検出した前記複雑度に応じて、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、

判定した前記近接撮影と前記遠景撮影とにおいて、マトリクスパラメータを切り替えて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

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】

【0001】

本発明は、内視鏡画像から分光推定画像を生成する内視鏡画像処理装置および方法なら

10

20

30

40

50

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。

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。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

【0004】

上述のように、内視鏡を用いた観察モードには白色光を照射したときの被写体を観察する通常観察モード、蛍光を照射したときに被写体から発光する蛍光を観察する蛍光観察モード、狭帯域の光を照射したときの被写体を観察する狭帯域モード等が必要に応じて切り替えられる。ここで、医師による画像診断を効率的に行うために、上述した各種観察モードを自動的に切り替えることが提案されている（たとえば特許文献1参照）。特許文献1において、レンズの倍率に応じて上述した通常観察モード、狭帯域観察モード、蛍光観察モードの各種撮影モードを自動的に切り替えることが提案されている。

30

【特許文献1】特開2007-20728号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した特許文献1は各種観察モードを切り替えるものであるが、被写体の種類に応じて分光推定画像の波長セットも切り替える必要がある。そこで、被写体の種類を自動的に認識し、被写体に適した分光推定画像を自動的に出力することが望まれている。

【0006】

そこで、本発明は、被写体の種類に応じて波長の異なる分光推定画像を生成することができる内視鏡画像処理装置および方法を提供することを目的とするものである。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の内視鏡画像処理装置は、内視鏡画像のエッジ成分を抽出するエッジ抽出手段と、エッジ抽出手段により抽出されたエッジ成分の複雑度を検出する複雑度検出手段と、複雑度検出手段において検出された複雑度に応じて、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する撮影状態判定手段と、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、撮影状態判定手段により判定された近接撮影と遠景撮影とにおいて、分光画像生成手段におけるマトリクス演算に使用されるマトリクスパラメータを切り替えるパラメータ切替手段とを備えたことを特徴とするものである。

50

【0008】

本発明の内視鏡画像処理方法は、内視鏡画像のエッジ成分を抽出し、抽出したエッジ成分の複雑度を検出し、検出した複雑度に応じて、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、判定した近接撮影と遠景撮影とにおいて、マトリクスパラメータを切り替えて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プログラムは、コンピュータに、抽出したエッジ成分の複雑度を検出し、検出した複雑度に応じて、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、判定した近接撮影と遠景撮影とにおいて、マトリクスパラメータを切り替えて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ことを実行させるものである。

10

【0010】

ここで、内視鏡画像は、たとえば被写体に白色光を照射しスコープを用いて撮影したものであればよい。

【0011】

また、近接撮影とは、被写体とスコープ先端もしくはスコープ先端に取り付けられたフードとが接触もしくは極めて接触に近い位置で撮影することを意味し、遠景撮影とは、スコープ先端と被写体とが離れた位置で撮影することを意味する。

【0012】

なお、撮影状態判定手段は、複雑度が設定しきい値以上であるとき近接撮影であると判定し、設定しきい値未満であるとき遠景撮影であると判定するものであってもよい。

20

【0013】

また、複雑度検出手段は、エッジ成分の複雑度を検出するものであればその方法を問わず、たとえばエッジ成分のフラクタル次元を複雑度として検出するものであってもよいし、エッジ成分からピットパターンを抽出し、抽出したピットパターンの複雑度を検出するものであってもよい。

【0014】

さらに、パラメータ切替手段は、近接撮影と遠景撮影とにおいてマトリクスパラメータを切り替えるものであればどのような波長セットにしてもよいが、近接撮影であるとき深達度の浅い波長成分を示すマトリクスパラメータを選択し、遠景撮影であるとき深達度の深い波長成分を示すマトリクスパラメータを選択するものであることが好ましい。

30

【発明の効果】

【0015】

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、内視鏡画像のエッジ成分を抽出し、抽出したエッジ成分の複雑度を検出し、検出した複雑度に応じて、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、判定した近接撮影と遠景撮影とにおいて、マトリクスパラメータを切り替えて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ことにより、内視鏡画像から操作者が観察したい被写体を推定し、観察したい部位に適した分光推定画像を生成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

【0016】

なお、撮影状態判定手段が、複雑度が設定しきい値以上であるとき近接撮影であると判定し、設定しきい値未満であるとき遠景撮影であると判定するものであるとき、近接撮影のときには内視鏡画像に密集した微細な血管像や被写体表面の凹凸等が映し出され複雑度が高くなることを利用し、精度良く近接撮影であるか否かを判定することができる。

【0017】

また、複雑度検出手段が、エッジ成分のフラクタル次元を複雑度として検出するものであれば、精度良く複雑度を検出することができる。

【0018】

50

さらに、複雑度検出手段が、エッジ成分からピットパターンを抽出し、抽出したピットパターンの複雑度を検出するものであるとき、精度良く複雑度を検出することができる。

【0019】

さらに、パラメータ切替手段が、近接撮影であるとき深達度の浅い波長成分を示すマトリクスパラメータを選択し、遠景撮影であるとき深達度の深い波長成分を示すマトリクスパラメータを選択するものであれば、近接撮影および遠景撮影に適した分光推定画像を生成することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

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は本発明の内視鏡画像処理装置を用いた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ものである。この光源ユニット10はスコープ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。したがって、観察窓16から照射される光の光量は装置コントローラ80によって制御されることになる。

10

【0021】

スコープ20は、撮像レンズ21、撮像素子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。撮像素子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。この撮像素子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、撮像素子22の動作はCCD駆動部25により制御されている。撮像素子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

20

30

【0022】

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。画像処理装置30は、画像取得手段31、前処理手段32、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の撮像素子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。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って、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。画像処理手段34は前処理された内視鏡画像Pに対し強調処理等を施すものであり、表示制御手段35は画像処理手段34において画像処理された内視鏡画像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。

40

【0023】

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33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。

【0024】

具体的には、分光画像生成手段33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】

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

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 は内視鏡画像Pの各RGB成分、 $M_{00} \sim M_{22}$ 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。 10

【0025】

ここで、図2に示すように、データベースDBにはたとえば400nmから700nmの波長域を5nm間隔で分けた波長域毎にマトリクスパラメータ $P_i = (M_{j0}, M_{j1}, M_{j2})$ ($i = 1 \sim 61$ 、 j はマトリクスパラメータMの行であって $j = 0 \sim 2$)が記憶されている。たとえば、分光推定画像SPを構成する波長域1, 2, 3としてそれぞれ例えば500nm, 620nm, 650nmが選択される場合は、係数 (M_{j0}, M_{j1}, M_{j2}) として、表1の61のパラメータのうち、中心波長500nmに対応するパラメータp21の係数 $(-0.00119, 0.002346, 0.0016)$ 、中心波長620nmに対応するパラメータp45の係数 $(0.004022, 0.000068, 0.00097)$ 、および中心波長650nmに対応するパラメータp51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

【0026】

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DB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SP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 $(1, 2, 3) = (400, 500, 600)$ 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つの波長セットが記憶されている。 30

【0027】

図1の画像処理手段34は内視鏡画像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35は画像処理手段34において画像処理された内視鏡画像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。 40

【0028】

さらに、内視鏡画像処理装置30は、エッジ抽出手段40、複雑度検出手段50、パラメータ切替手段70を備えている。エッジ抽出手段40は、前処理手段32により前処理された内視鏡画像から血管像を抽出するものである。ここで、エッジ抽出手段40は、たとえば微分フィルタ処理等の公知の技術を用いてエッジ成分を検出する。

【0029】

複雑度検出手段50は、エッジ抽出手段40により抽出されたエッジ成分EPの複雑度CDを検出するものである。具体的には、複雑度検出手段50は、エッジ成分EPを2値化し、2値化されたエッジ成分についてたとえばボックスカウンティング法等公知の技術を用いてフラクタル次元を複雑度CDとして検出する。この複雑度(フラクタル次元)C 50

Dはエッジ成分EPが複雑な構造になればなるほど高い値になり、単純な構造になればなるほど低い値になる(図3、図4参照)。

【0030】

撮影状態判定手段60は、複雑度検出手段50において検出された複雑度CDに応じ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、遠景撮影とはスコープ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する。ここで、撮影状態判定手段60は、複雑度CDが設定しきい値CDref以上であるとき近接撮影であると判定し、設定しきい値CDref未満であるとき遠景撮影であると判定する。このよう

10

【0031】

なお、複雑度検出手段50は、フラクタル解析を行う場合のみならず、ピットパターンを検出することにより複雑度CDを算出するようにしてもよい。具体的には、複雑度検出手段50は、エッジ成分EPにおいて公知の技術を用いて領域統合処理を行うことによりピットパターンを検出する。そして、ピットパターンの面積、周囲長、主軸長、円形度等を特徴量として抽出し、これらをベクトル成分とする特徴ベクトルを複雑度CDとして生成する。そして、撮影状態判定手段60は、この特徴ベクトルからベクターサポートマシン

20

【0032】

パラメータ切替手段70は、近接撮影であるとき深達度の浅い波長成分を示すマトリクスパラメータ(たとえば400nm~)を選択し、遠景撮影であるとき深達度の深い波長成分を示すマトリクスパラメータを選択するものである。ここで、生体組織への深達度は強い波長依存性を持ち、短波長の光は生体への深達度が浅く表面付近で散乱吸収を受け反射光として観察され、長波長の光は生体深く伝播する。したがって、パラメータ切替手段70は、近接撮影であるとき深達度の浅い短波長セットのマトリクスパラメータMを選択し、遠景撮影であるとき深達度の深い長波長セットのマトリクスパラメータMを選択する。そして、分光画像生成手段33は、選択された波長セットを用いて式(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。

30

【0033】

このように、内視鏡画像Pの複雑度CDに応じて撮影モードを自動的に切り替えることにより、操作者が観察したい被写体の部位に適した分光推定画像SPを自動的に生成することができるため、従来のように操作者が波長セットを設定する必要がなく、効率的な内視鏡観察を行うことができる。つまり、一般的に、被写体を近接撮影は局所的な部位を撮影するものであるため、図3に示すように、内視鏡画像には密集した微細な血管像や生体組織の微細な凹凸やピットパターン等が映し出されることになる。したがって、内視鏡画像の複雑度CDは高いものとなる。一方、スコープ20の先端を被写体から離して撮影した内視鏡画像には、図4に示すように、太い血管や毛細血管あるいは生体組織の輪郭等が映し出されるものであって、上述した近接拡大撮影をした場合に比べて複雑度CDは低いものとなる。そこで、複雑度CDに基づいて操作者が観察したい部位を推定し、推定した部位に最適な波長セットに自動的に切り替える。これにより、操作者の負担を軽減し効率的な内視鏡観察を行うことができる。

40

【0034】

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、

50

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、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、内視鏡画像が取得される（ステップ S T 1）。そして、エッジ抽出手段 40 により内視鏡画像のエッジ成分が抽出される（ステップ S T 2）。その後、エッジ成分 E P の複雑度 C D が検出され（ステップ S T 3）、撮影状態判定手段 60 において複雑度 C D が設定しきい値以上であるかが判断される（ステップ S T 4）。

【 0035】

複雑度 C D が設定しきい値 C D r e f 以上であるとき、撮影状態判定手段 60 により近接撮影（近接拡大モード）であると判定される。そして、パラメータ切替手段 70 において短波長の波長セットからなるマトリクスパラメータ M が選択された後（ステップ S T 5）、分光推定画像 S P が生成される（ステップ S T 7）。

10

【 0036】

一方、複雑度 C D が設定しきい値 C D r e f 未満であると判定されたとき、撮影状態判定手段 60 により遠景撮影であると判定される。パラメータ切替手段 70 において長波長の波長セットからなるマトリクスパラメータ M が選択された後（ステップ S T 6）、分光推定画像 S P が生成される（ステップ S T 7）。

【 0037】

上記実施の形態によれば、内視鏡画像 P のエッジ成分 E P を抽出し、抽出したエッジ成分 E P の複雑度 C D を検出し、検出した複雑度 C D に応じて、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、判定した近接撮影と遠景撮影とにおいて、マトリクスパラメータ M を切り替えて内視鏡画像 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 S P を生成することにより、内視鏡画像 P から操作者が観察したい被写体を推定し、観察したい部位に適した分光推定画像 S P を生成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。

20

【 0038】

なお、撮影状態判定手段 60 が、複雑度 C D が設定しきい値 C D r e f 以上であるとき近接撮影であると判定し、設定しきい値 C D r e f 未満であるとき遠景撮影であると判定するものであるとき、近接撮影のときには内視鏡画像 P に密集した微細な血管像や被写体表面の凹凸等が映し出され複雑度が高くなることを利用し、精度良く近接撮影であるか否かを判定することができる。

30

【 0039】

また、複雑度検出手段 50 が、エッジ成分 E P のフラクタル次元を複雑度 C D として検出するものであれば、精度良く複雑度 C D を検出することができる。

【 0040】

さらに、複雑度検出手段 50 が、エッジ成分 E P からピットパターンを抽出し、抽出したピットパターンの複雑度 C D を検出するものであるとき、精度良く複雑度 C D を検出することができる。

【 0041】

さらに、パラメータ切替手段 70 が、近接撮影であるとき深達度の浅い波長成分を示すマトリクスパラメータ M を選択し、遠景撮影であるとき深達度の深い波長成分を示すマトリクスパラメータ M を選択するものであれば、近接撮影および遠景撮影に適した分光推定画像 S P を生成することができる。

40

【 0042】

本発明の実施形態は、上記実施形態に限定されない。たとえば、図 1 において、内視鏡画像処理装置 30 は 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放射線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ていてもよい。また、この内視鏡画像処理プログラムは、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。

【 図面の簡単な説明】

50

【 0 0 4 3 】

【図 1】本発明の内視鏡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 3】図 1 の内視鏡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 4】図 1 の内視鏡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 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

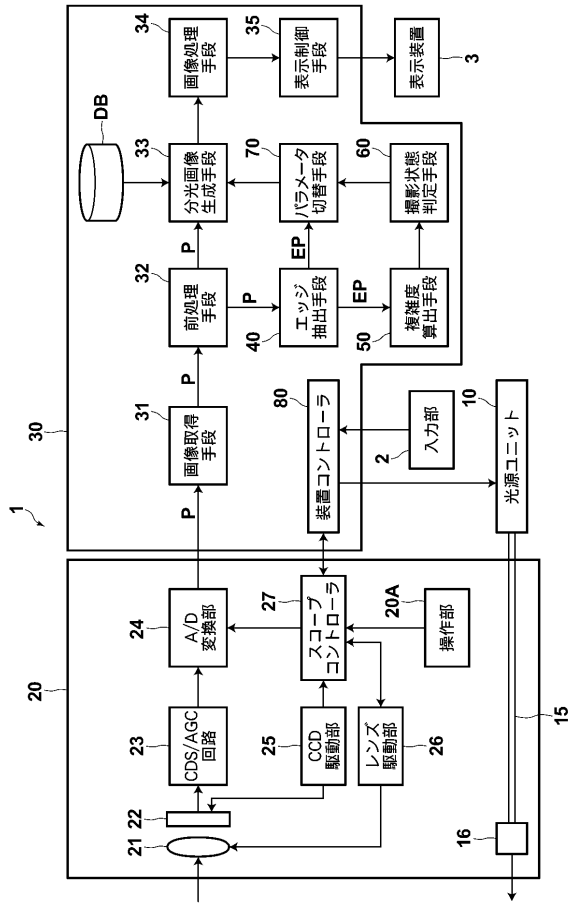
【符号の説明】

10

【 0 0 4 4 】

1	内視鏡装置	
10	光源ユニット	
20	スコープ	
30	内視鏡画像処理装置	
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	
40	エッジ抽出手段	20
50	複雑度検出手段	
60	撮影状態判定手段	
70	パラメータ切替手段	
80	装置コントローラ	
C D	複雑度	
C D r e f	設定しきい値	
D B	データベース	
E P	エッジ成分	
L 1	白色光	
M	マトリクスパラメータ	30
P	内視鏡画像	
S P	分光推定画像	

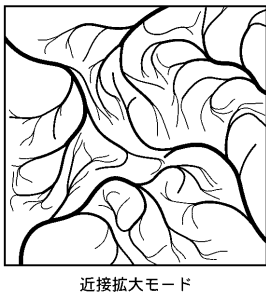
【 図 1 】



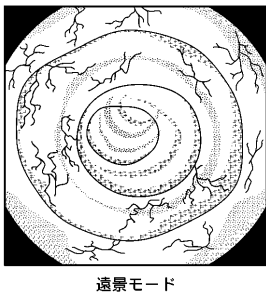
【 図 2 】

パラメータ (波長)	Mj0	Mj1	Mj2
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

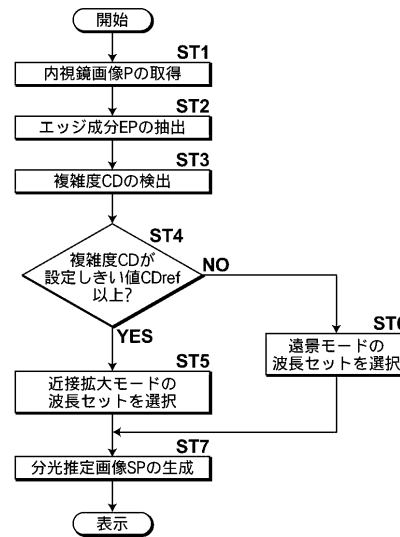
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 金城 直人

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) 4C061 AA01 AA04 BB01 CC06 HH51 JJ17 MM05 NN01 NN05 QQ02

SS21 WW08 WW15

5C054 CC07 DA08 EA05 FC14 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	JP2010142547A	公开(公告)日	2010-07-01
申请号	JP2008325257	申请日	2008-12-22
[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	高平正行 久保雅裕 金城直人		
发明人	高平 正行 久保 雅裕 金城 直人		
IPC分类号	A61B1/00 H04N7/18 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D H04N7/18.M A61B1/04.370 A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/SS21 4C061/WW08 4C061/WW15 5C054/CC07 5C054/DA08 5C054/EA05 5C054/FC14 5C054/HA12 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据主体的类型自动生成光谱估计图像。解决方案：提取内窥镜图像P的边缘部分EP，并检测边缘部分EP的复杂度CD。确定内窥镜图像是根据复杂度CD通过近视成像还是通过对象的远景成像获得的图像，并且在所确定的近景成像和远景成像中，光谱估计图像SP是通过改变矩阵参数M并执行内窥镜图像的矩阵运算来生成

