

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5422180号
(P5422180)

(45) 発行日 平成26年2月19日(2014.2.19)

(24) 登録日 平成25年11月29日(2013.11.29)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 6 2 J
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 A
 A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-297601 (P2008-297601)
 (22) 出願日 平成20年11月21日(2008.11.21)
 (65) 公開番号 特開2010-119742 (P2010-119742A)
 (43) 公開日 平成22年6月3日(2010.6.3)
 審査請求日 平成23年7月7日(2011.7.7)

(73) 特許権者 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
 (72) 発明者 久保 雅裕
 東京都港区西麻布2丁目26番30号 富
 士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 加賀谷 淳
 東京都港区西麻布2丁目26番30号 富
 士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置およびその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を撮影して内視鏡画像を取得するスコープと、
 該スコープにより取得された前記内視鏡画像の空間周波数を解析する周波数解析手段と

、
 該周波数解析手段により解析された前記空間周波数の分布に応じて、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、

該撮影状態判定手段において判定された前記近接撮影もしくは前記遠景撮影に応じて撮影条件を切り替える条件切替手段とを備え、

前記撮影状態判定手段が、前記空間周波数の分布が高周波側にある場合には前記近接撮影であると判定し、前記空間周波数の分布が低周波側にある場合には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内視鏡装置。

【請求項 2】

被写体に白色光を照射して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をさらに有し、

前記周波数解析手段が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用いて前記空間周波数を解析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】

被写体を撮影して内視鏡画像を取得するスコープと、
 該スコープにより取得された前記内視鏡画像の空間周波数を解析する周波数解析手段と

10

20

該周波数解析手段により解析された前記空間周波数の分布に応じて、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、

該撮影状態判定手段において判定された前記近接撮影もしくは前記遠景撮影に応じて撮影条件を切り替える条件切替手段とを備え、

被写体に白色光を照射して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をさらに有し、

前記周波数解析手段が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用いて前記空間周波数を解析するものであることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 4】

前記スコープが撮影倍率を変更する撮像レンズを有するものであり、

前記条件切替手段が、前記近接撮影のときに前記撮像レンズの倍率を大きくし、前記遠景撮影のときに前記撮像レンズの倍率を小さく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 項記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記スコープが前記被写体に光を照射する光照射手段を有するものであり、

前記条件切替手段が、前記近接撮影のときに前記光照射手段から照射される前記光の光量を小さくし、前記遠景撮影のときに前記光照射手段から照射される前記光の光量を大きく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 項記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

周波数解析手段、撮影状態判定手段および条件切替手段を備え、スコープにより被写体を撮影して内視鏡画像を取得する内視鏡装置の作動方法であって、

前記周波数解析手段が、前記内視鏡画像の空間周波数を解析するステップ、

前記撮影状態判定手段が、解析した前記空間周波数の分布に応じて、前記空間周波数の分布が高周波側にある場合には近接撮影であると判定し、前記空間周波数の分布が低周波側にある場合には遠景撮影であると判定することにより、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ステップ、および

前記条件切替手段が、判定した前記近接撮影もしくは前記遠景撮影に応じて撮影条件を切り替えるステップを行うことを特徴とする内視鏡装置の作動方法。

【請求項 7】

分光画像生成手段、周波数解析手段、撮影状態判定手段および条件切替手段を備え、スコープにより被写体を撮影して内視鏡画像を取得する内視鏡装置の作動方法であって、

前記分光画像生成手段が、被写体への照射光が白色光のときに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ステップ、

前記周波数解析手段が、前記分光推定画像の空間周波数を解析するステップ、

前記撮影状態判定手段が、解析した前記空間周波数の分布に応じて、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ステップ、および

前記条件切替手段が、判定した前記近接撮影もしくは前記遠景撮影に応じて撮影条件を切り替えるステップを行うことを特徴とする内視鏡装置の作動方法。

【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。

【背景技術】

【0002】

食道、胃、大腸等の体腔の状態を画像診断するために、体腔内にスコープを挿入し、体腔内の画像を取得する内視鏡装置が用いられている。近年、この内視鏡による画像診断を行う際、スコープにより撮影されている内視鏡画像がリアルタイムにモニタに表示され、医師はモニタを見ながら撮影場所を確認して画像診断を行う。上記画像診断を容易にする

10

20

30

40

50

ために、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ある。

【0003】

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。

【0004】

また、各種撮影モードによってスコープの先端に取り付けられた撮像レンズの倍率を自動的に切り替えることも提案されている（たとえば特許文献2参照）。具体的には、特許文献2において、画像の明るさを一定に保つために光源ユニットの絞りを制御するAEC（Auto Exposure Control）制御下において、物体までの距離が変化したときには絞りが変化することを利用して、絞りの状態から物体までの距離が把握して近接撮影であるか遠景撮影であるかを判別し、近接撮影された画像であるときには高周波成分を強調処理し、遠景撮影された画像であるときには低周波成分を強調処理することが提案されている。

【特許文献1】特開2007-20728号公報

【特許文献2】特開2002-28126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2のようなAECを利用してスコープと被写体との距離を計測する場合の他に、撮影部位に応じて近接撮影と遠景撮影とを自動的に切り替えて画像診断を効率的に行う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撮影モード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】

【0007】

本発明の内視鏡装置は、被写体を撮影して内視鏡画像を取得するスコープと、内視鏡画像の空間周波数を解析する周波数解析手段と、周波数解析手段により検出された空間周波数分布に応じて、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、撮影状態判定手段において判定された近接撮影もしくは遠景撮影に応じて撮影条件を切り替える条件切替手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0008】

本発明の内視鏡装置の制御方法は、スコープにより被写体を撮影して内視鏡画像を取得する内視鏡装置の制御方法であって、内視鏡画像の空間周波数を検出し、検出した空間周波数の分布に応じて、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、判定した近接撮影もしくは遠景撮影に応じて撮影条件を切り替えることを特徴とするものである。

【0009】

ここで、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。

【0010】

さらに、撮影条件は、近接撮影もしくは遠景撮影に適した条件に切り替えられるものであればよく、たとえば撮影倍率、電子ズームの倍率、被写体に照射する光の光量、画像処理条件等公知の撮影条件を意味する。

【0011】

なお、撮影状態判定手段は、検出した空間周波数の分布に応じて、被写体を近接撮影し

10

20

30

40

50

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ればよいが、空間周波数分布が高周波側にある場合には近接撮影であると判定し、低周波側にある場合には遠景撮影であると判定するものであることが好ましい。

【0012】

さらに、周波数解析手段は、被写体に白色光を照射して得られた内視鏡画像の空間周波数を解析するものであってもよいし、分光画像の空間周波数を解析するものであってもよい。このとき、内視鏡装置は、被写体に白色光を照射して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をさらに有することになる。

【0013】

また、スコープが撮影倍率を変更する撮像レンズを有するものであり、条件切替手段が、撮影条件を撮像レンズの倍率として制御するものであって、近接撮影のときに撮像レンズの倍率を大きくし、遠景撮影のときに撮像レンズの倍率を小さくするものであってもよい。

【0014】

さらに、スコープが被写体に光を照射する光照射手段を有するものであり、条件切替手段が、撮影条件を光の光量として制御するものであって、近接拡大モードに切り替えたときに光照射手段から照射される光の光量を小さくし、遠景撮影に切り替えたときに光照射手段から照射される光の光量を大きくするものであってもよい。

【発明の効果】

【0015】

本発明の内視鏡装置およびその制御方法によれば、スコープにより被写体を撮影して内視鏡画像を取得する内視鏡装置の制御方法であって、内視鏡画像の空間周波数を検出し、検出した空間周波数の分布に応じて、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、判定した近接撮影もしくは遠景撮影に応じて撮影条件を切り替えることにより、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撮影モードに切り替えることができるため、操作者が撮影モードを切り替える必要がなく効率的な画像診断を行うことができる。

【0016】

なお、撮影状態判定手段が、空間周波数の分布が高周波側にある場合には近接撮影であると判定し、低周波側にある場合には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空間周波数成分が高周波側になることを利用し、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、被写体に白色光を照射して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をさらに有し、周波数解析手段が分光画像生成手段により生成された分光推定画像を用いて空間周波数を解析するものであれば、精度良く近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定することができる。

【0018】

さらに、スコープが撮影倍率を変更する撮像レンズを有するものであり、条件切替手段が、近接撮影のときに撮像レンズの倍率を大きくし、遠景撮影のときに撮像レンズの倍率を小さくするものであるとき、近接撮影および遠景撮影のそれぞれに適した撮影倍率に自動的に設定することができるため、効率的に画像診断を行うことができる。

【0019】

また、スコープが被写体に光を照射する光照射手段を有するものであり、条件切替手段が、近接拡大モードに切り替えたときに光照射手段から照射される光の光量を小さくし、遠景撮影に切り替えたときに光照射手段から照射される光の光量を大きくするものであれば、近接撮影および遠景撮影のそれぞれに適した光量に自動的に設定することができるため、効率的に画像診断を行うことができる。

10

20

30

40

50

【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が変更する。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をA/D変換し、画像処理装置30に出力される。

20

【0022】

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。

30

【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】

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

40

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、M₀₀~M₂₂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。

【0025】

50

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 $P_i = (M_{j_0}, M_{j_1}, M_{j_2})$ ($i = 1 \sim 61$ 、 j はマトリクスパラメータ M の行であって $M = 0 \sim 2$)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 $(M_{j_0}, M_{j_1}, M_{j_2})$ 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 p_{21} の係数 $(-0.00119, 0.002346, 0.0016)$ 、中心波長620nmに対応するパラメータ p_{45} 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 p_{51} 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。

10

【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と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。

20

【0027】

特に、分光画像生成手段33は、後述する近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定するための分光推定画像SPを生成する機能を有している。たとえば分光画像生成手段33は、深達度の浅い波長415nmの分光推定画像と、深達度が比較的深い波長540nmの分光推定画像を生成する。

【0028】

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実施するものであり、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。

30

【0029】

さらに、画像処理装置30は、周波数解析手段40、撮影状態判定手段50、条件切替手段70を備えている。周波数解析手段40は、分光画像生成手段33により生成された分光推定画像SP(波長415nm、540nm)に対し周波数解析を施すことにより、分光推定画像SPの空間周波数成分を検出するものである。なお、周波数解析手段40が分光推定画像SPの空間周波数成分を解析する場合について例示しているが、白色光を照射したときの内視鏡画像(通常観察画像)Pについて周波数解析するようにしてもよい。

40

【0030】

撮影状態判定手段50は、周波数解析手段40により解析された分光推定画像SPの空間周波数成分に基づいて内視鏡画像Pが被写体を近接撮影して取得されたものか遠景撮影して取得されたもの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。

【0031】

ここで、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P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

50

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 P の周波数成分は高いものとなる。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 P 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、上述した近接撮影をした場合に比べて周波数成分は低いものとなる。

【 0 0 3 2 】

そこで、撮影状態判定手段 50 は、図 5 に示すように、たとえばフーリエ空間 $F(u, v)$ において周波数成分が設定しきい値よりも高周波成分が多いものであるとき近接撮影であると判定し、設定しきい値よりも低周波成分が多いものであるとき遠景撮影であると判定する。なお、複数の分光推定画像 SP を用いた場合、すべての分光推定画像 SP が近接撮影であると判定されたときに近接撮影であると判定してもよいし、いずれか 1 つの分光推定画像 SP が近接撮影であると判定されたときには近接撮影であると判定してもよい。これにより、周波数成分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撮影モードに自動的に切り替えることができる。特に、深達度の異なる波長の複数の分光推定画像 SP に対し周波数解析を行うことにより、精度良く撮影状態を判定することができる。

10

【 0 0 3 3 】

図 1 の条件切替手段 70 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、近接撮影であると判定されたとき、条件切替手段 70 は、スコープ 20 の撮像レンズ 21 の倍率を標準倍率（たとえば 20 倍）よりも大きくする（たとえば 40 ~ 60 倍以上）。さらに、条件切替手段 70 は光照射手段 16 から照射される光の光量を小さくするように光源ユニット 10 を制御する。一方、遠景撮影であると判定されたとき、条件切替手段 70 はスコープ 20 の撮像レンズの倍率を標準倍率に比べて小さくする（たとえば等倍）。さらに、して光照射手段 16 から照射される光の光量を大きくなるように光源ユニット 10 を制御する。

20

【 0 0 3 4 】

このように、内視鏡画像 P の周波数成分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撮影条件に自動的に設定することができるため、従来のように操作者が撮影倍率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。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。

30

【 0 0 3 5 】

図 6 は本発明の内視鏡装置の制御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 を参照して内視鏡装置の制御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）。そして、分光画像生成手段 33 によりマトリクス演算が行われて、波長 415 nm と 540 nm の複数の分光推定画像 SP が生成される（ステップ ST2）。その後、周波数解析手段 40 により複数の分光推定画像 SP についてそれぞれ周波数成分が検出される（ステップ ST2）。そして、撮影状態判定手段 50 において複数の周波数成分が設定しきい値以上であるかが判断される（ステップ ST3、4、図 5 参照）。

【 0 0 3 6 】

周波数成分の分布が高周波側にあるとき、条件切替手段 70 により撮影モードが近接拡大モードに設定され、装置コントローラ 80 により撮像レンズ 21 の倍率が等倍に設定されると共に光源ユニット 10 から照射される光の光量が小さくなる（ステップ ST5）。一方、周波数成分の分布が低周波側にあるとき、条件切替手段 70 により撮影モードが遠景モードに設定され、装置コントローラ 80 により撮像レンズ 21 の倍率が 30 倍 ~ 60 倍に設定されると共に光源ユニット 10 から照射される光の光量が大きくなる（ステップ ST6）。

40

【 0 0 3 7 】

上記実施の形態によれば、スコープ 20 により被写体を撮影して内視鏡画像 P (SP) を取得したとき、内視鏡画像 P の空間周波数を検出し、検出した空間周波数の分布に応じ

50

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、判定した近接撮影もしくは遠景撮影に応じて撮影条件を切り替えることにより、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撮影モードに切り替えることができるため、操作者が撮影モードを切り替える必要がなく効率的な画像診断を行うことができる。

【0038】

なお、撮影状態判定手段50が、空間周波数の分布が高周波側にある場合には近接撮影であると判定し、低周波側にある場合には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空間周波数成分が高周波側になることを利用し、精度良く近接撮影であるか否かを判定

10

【0039】

また、被写体に白色光を照射して得られた内視鏡画像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SPを生成する分光画像生成手段33をさらに有し、周波数解析手段が分光画像生成手段33により生成された分光推定画像SPを用いて空間周波数を解析するものであれば、精度良く近接撮影であるか遠景撮影であるかを判定することができる。

【0040】

さらに、スコープ20が撮影倍率を変更する撮像レンズ21を有するものであり、条件切替手段70が、近接撮影のときに撮像レンズ21の倍率を大きくし、遠景撮影のときに撮像レンズ21の倍率を小さくするものであるとき、近接撮影および遠景撮影のそれぞれに適した撮影倍率に自動的に設定することができるため、効率的に画像診断を行うことができる。

20

【0041】

また、スコープ20が被写体に光を照射する光照射手段16を有するものであり、条件切替手段70が、近接撮影のときに光照射手段16から照射される光の光量を小さくし、遠景撮影に切り替えたときに光照射手段16から照射される光の光量を大きくするものであれば、近接撮影および遠景撮影のそれぞれに適した光量に自動的に設定することができるため、効率的に画像診断を行うことができる。

【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、上記実施形態において、条件切替手段70は、撮影条件として撮影倍率や光量を切り替える場合について例示しているが、近接撮影の場合には高周波成分を強調し、遠景撮影の場合には低周波成分を強調する、もしくは近接撮影の場合は電子ズームの倍率を大きくし、遠景撮影の場合は電子ズームの倍率を小さくする、というように画像処理手段34における画像処理条件を切り替えるようにしてもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0043】

【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

40

【図3】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4】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5】図1の周波数解析手段において解析された空間周波数成分の分布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

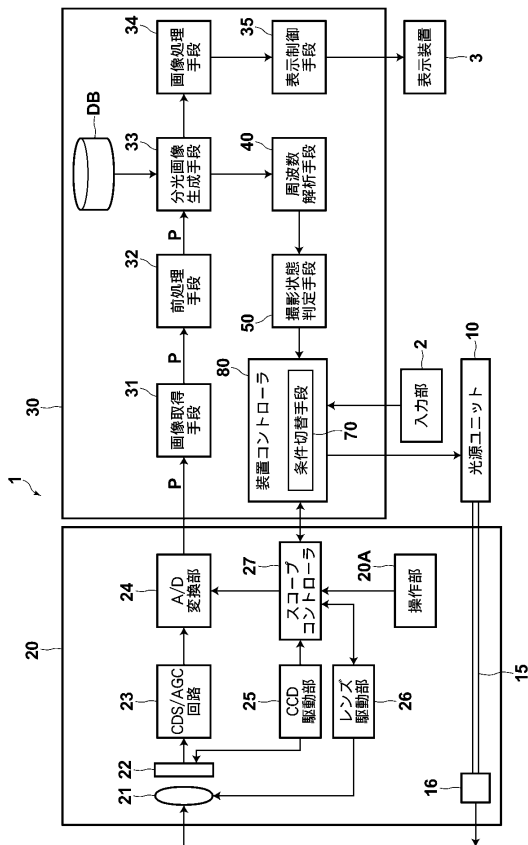
【符号の説明】

【0044】

50

- 1 内視鏡装置
- 10 光源ユニット
- 16 観察窓（光照射手段）
- 20 スコープ
- 30 画像処理装置
- 33 分光画像生成手段
- 40 周波数解析手段
- 50 撮影状態判定手段
- 70 条件切替手段
- 80 装置コントローラ
- DB データベース
- M マトリクスパラメータ
- P 内視鏡画像
- S P 分光推定画像

【図1】



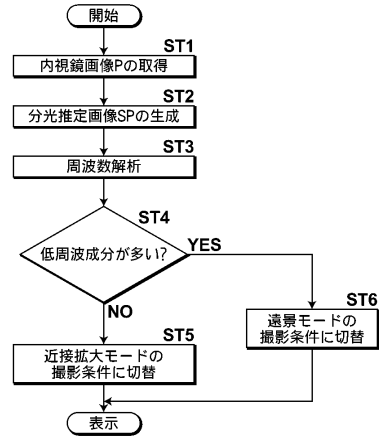
【図2】

パラメータ (波長)	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

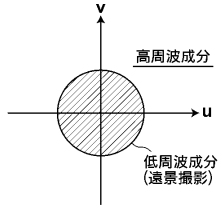
【図3】



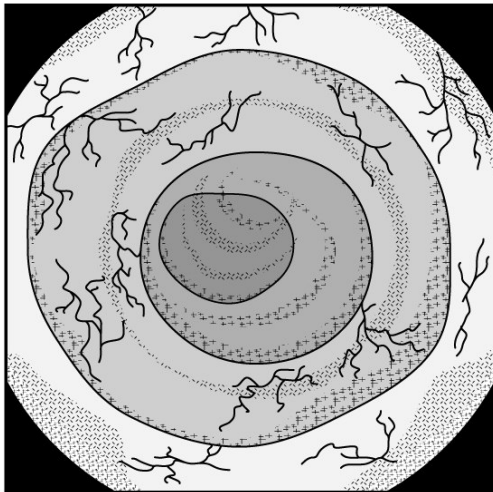
【図6】



【図5】



【図4】



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 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 蔵本 昌之
東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 石井 秀一
東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 高橋 遼
東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フイルム株式会社内

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開平04-013112(JP,A)
特開平09-026547(JP,A)
特開2005-026875(JP,A)
特開2005-040400(JP,A)
特開2003-000536(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|--------|---------|
| A 61 B | 1 / 0 4 |
| A 61 B | 1 / 0 6 |

专利名称(译)	内窥镜装置及其操作方法		
公开(公告)号	JP5422180B2	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	JP2008297601	申请日	2008-11-21
[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		
当前申请(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 蔵本昌之 石井秀一 高橋遼		
发明人	久保 雅裕 加賀谷 淳 高平 正行 蔵本 昌之 石井 秀一 ▲高▼橋 遼		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00188 A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/045 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B1/00.300.E A61B1/00.520 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/00.680 A61B1/00.735 A61B1/04.362 A61B1/045 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/WW03 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/WW03		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2010119742A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据拍摄对象的类型自动切换拍摄模式。当由镜体20拍摄物体以获取内窥镜图像P时，检测内窥镜图像P的空间频率，并且根据检测到的空间频率的分布拍摄对象。或者远距离拍摄，并根据判断的特写拍摄或远景拍摄切换拍摄条件。点域1

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