

(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2010-136775

(P2010-136775A)

(43) 公開日 平成22年6月24日(2010.6.24)

(51) Int.Cl.
A61B 1/00 (2006.01)F1
A61B 1/00 300Dテーマコード(参考)
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-313857 (P2008-313857)
(22) 出願日 平成20年12月10日(2008.12.10)(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 100128451
弁理士 安田 隆一
(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

最終頁に続く

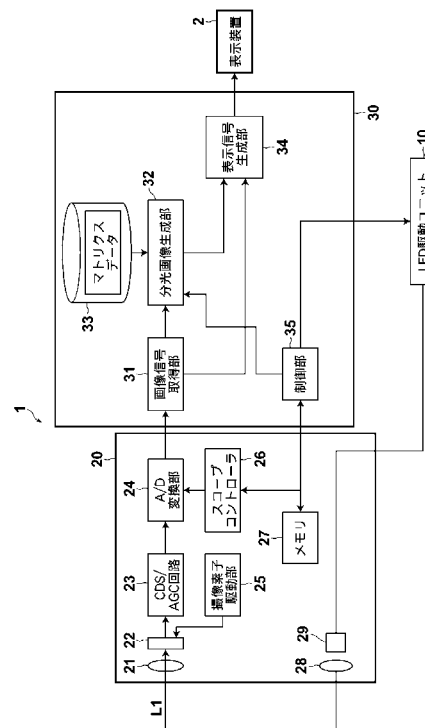
(54) 【発明の名称】 画像取得方法および内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】互いに異なる分光放射特性を有する光源が設けられたスコープ部を用いた場合において、より波長推定精度の高い分光推定画像信号を取得する。

【解決手段】スコープ部20に設けられた記憶部27に光源部29の分光放射特性を反映する信号処理パラメータを予め記憶し、プロセッサ部30にスコープ部20が接続された場合に、スコープ部20に設けられた記憶部27から読み出された信号処理パラメータに基づいて分光画像処理を行って分光推定画像信号を生成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察対象へ照射される照明光を射出する光源部と該光源部から射出された照明光の前記観察対象への照射により前記観察対象から反射された反射光を受光して前記観察対象の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子とを備えたスコープ部と、該スコープ部が着脱可能に接続され、前記撮像素子から出力された画像信号に対して分光画像処理を施して分光推定画像信号を生成するプロセッサ部とを備えた内視鏡装置における画像取得方法において、

前記スコープ部に設けられた記憶部に前記光源部の分光放射特性を反映する信号処理パラメータを予め記憶し、

前記プロセッサ部に前記スコープ部が接続された場合に、該スコープ部に設けられた前記記憶部から読み出された前記信号処理パラメータに基づいて前記分光画像処理を行って分光推定画像信号を生成することを特徴とする画像取得方法。

【請求項 2】

観察対象へ照射される照明光を射出する光源部と該光源部から射出された照明光の前記観察対象への照射により前記観察対象から反射された反射光を受光して前記観察対象の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子とを備えたスコープ部と、該スコープ部が着脱可能に接続され、前記撮像素子から出力された画像信号に対して分光画像処理を施して分光推定画像信号を生成する分光画像生成部を備えたプロセッサ部とを備えた内視鏡装置において、

前記スコープ部が、該スコープ部に設けられた前記光源部の分光放射特性を反映する信号処理パラメータを記憶する記憶部を有し、

前記分光画像生成部が、前記プロセッサ部に前記スコープ部が接続された場合に、該スコープ部に設けられた前記記憶部から読み出された前記信号処理パラメータに基づいて前記分光画像処理を行うものであることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光源部の温度情報を取得する温度情報取得部をさらに備え、

前記分光画像生成部が、前記温度情報と前記信号処理パラメータとに基づいて前記分光画像処理を行うものであることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記温度情報取得部が、前記光源部近傍の温度を計測し、該計測した温度を前記温度情報として取得するものであることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記温度情報取得部が、前記光源部の電流量を累積的に計測した値を前記温度情報として取得するものであることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記温度情報取得部が、前記光源部による前記照明光の照射時間を前記温度情報として取得するものであることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、観察対象の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子を有するスコープ部を備え、その撮像素子から出力された画像信号に対して分光画像処理を施して分光推定画像信号を生成する画像表示方法および内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、体腔内の組織を観察する内視鏡装置が広く知られており、白色光によって照明された体腔内の観察対象を撮像して通常画像を得、この通常画像をモニタ画面上に表示する電子内視鏡装置が広く実用化されている。

【0003】

そして、たとえば、特許文献 1 には、狭帯域フィルタを用いて生体組織に狭帯域光を照射することにより、粘膜表層の血管などがコントラストよく観察可能な狭帯域画像を取得し、その狭帯域画像を表示するものが提案されている。

【0004】

一方、特許文献 2 には、光学的に狭帯域バンドパスフィルタを用いることなく、広帯域の波長帯域で撮像されたカラー画像信号に対しマトリクス演算処理を施すことにより、狭帯域フィルタを用いた場合に得られるような分光推定画像を取得し、その分光推定画像を表示するものが提案されている。

【0005】

そして、さらに特許文献 3 には、スコープ部の先端に 3 つの LED を設け、これらの光の観察対象への照射により画像信号を取得し、その取得した画像信号に対してマトリクス演算を行うことによって、特許文献 2 と同様に分光推定画像を取得することが示されている。特許文献 3 に記載のようにスコープ部先端に照明光源を設けることによって装置全体として小型化を図ることができる。

【0006】

ここで、上記のような電子内視鏡装置は、通常、照明光の照射を受けた観察対象を撮像する撮像素子が先端に配置されたスコープ部と、このスコープ部が着脱自在に接続され、撮像素子から出力される画像信号に基づいて所定波長域の分光推定画像を生成する分光画像形生成部を有するプロセッサ部とから構成されている。

【0007】

そして、スコープ部は、生体の体腔内に挿入されるため、使用部位毎に形状などが異なるスコープ部が種々開発されている。一方、プロセッサ部は汎用性があるため、一台のプロセッサ部に対して、多種類のスコープ部が交換して接続され使用されている。

【特許文献 1】特開 2002 - 95635 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 93336 号公報

【特許文献 3】特開 2006 - 341077 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ここで、上記のような電子内視鏡装置において、特許文献 3 のようにスコープ部先端に LED のような照明光源を設けるようにした場合、LED の分光放射特性はスコープ部毎に異なるものとなる。

【0009】

一方、分光推定画像を算出するために用いられるマトリクスデータは予め設定されるものであるが、このマトリクスデータは照明光源の分光放射特性も加味して予め算出されるものである。

【0010】

したがって、互いに異なる分光放射特性を有する LED が設けられたスコープ部を用いて取得した画像信号に対し、予め設定された同一のマトリクスデータを用いて分光推定画像信号を取得したのでは波長推定精度の低下を招いてしまう。

【0011】

また、LED の分光放射特性は温度によっても変化するのでこの点も考慮する必要がある。

【0012】

本発明は、上記の事情に鑑み、互いに異なる分光放射特性を有する光源が設けられたスコープ部を用いた場合においても、波長推定精度の高い分光推定画像信号を取得することができる画像取得方法および内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の画像取得方法は、観察対象へ照射される照明光を射出する光源部と光源部から

10

20

30

40

50

射出された照明光の観察対象への照射により観察対象から反射された反射光を受光して観察対象の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子とを備えたスコープ部と、スコープ部が着脱可能に接続され、撮像素子から出力された画像信号に対して分光画像処理を施して分光推定画像信号を生成するプロセッサ部とを備えた内視鏡装置における画像取得方法において、スコープ部に設けられた記憶部に光源部の分光放射特性を反映する信号処理パラメータを予め記憶し、プロセッサ部にスコープ部が接続された場合に、スコープ部に設けられた記憶部から読み出された信号処理パラメータに基づいて分光画像処理を行って分光推定画像信号を生成することを特徴とする。

【0014】

本発明の内視鏡装置は、観察対象へ照射される照明光を射出する光源部と光源部から射出された照明光の観察対象への照射により観察対象から反射された反射光を受光して観察対象の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子とを備えたスコープ部と、スコープ部が着脱可能に接続され、撮像素子から出力された画像信号に対して分光画像処理を施して分光推定画像信号を生成する分光画像生成部を備えたプロセッサ部とを備えた内視鏡装置において、スコープ部が、スコープ部に設けられた光源部の分光放射特性を反映する信号処理パラメータを記憶する記憶部を有し、分光画像生成部が、プロセッサ部にスコープ部が接続された場合に、スコープ部に設けられた記憶部から読み出された信号処理パラメータに基づいて分光画像処理を行うものであることを特徴とする。

10

【0015】

また、上記本発明の内視鏡装置においては、光源部の温度情報を取得する温度情報取得部をさらに設け、分光画像生成部を、温度情報と信号処理パラメータとに基づいて分光画像処理を行うものとすることができる。

20

【0016】

また、温度情報取得部として、光源部近傍の温度を計測し、その計測した温度を温度情報として取得するものを用いることができる。

【0017】

また、温度情報取得部として、光源部の電流量を累積的に計測した値を温度情報として取得するものを用いることができる。

【0018】

また、温度情報取得部として、光源部による照明光の照射時間を温度情報として取得するものを用いることができる。

30

【発明の効果】

【0019】

本発明の画像取得方法および内視鏡装置によれば、スコープ部に設けられた記憶部に光源部の分光放射特性を反映する信号処理パラメータを予め記憶し、プロセッサ部にスコープ部が接続された場合に、スコープ部に設けられた記憶部から読み出された信号処理パラメータに基づいて分光画像処理を行って分光推定画像信号を生成するようにしたので、互いに異なる分光放射特性を有する光源が設けられたスコープ部を用いた場合においても、波長推定精度の高い分光推定画像信号を取得することができる。

40

【0020】

また、上記本発明の内視鏡装置において、光源部の温度情報を取得し、その温度情報と信号処理パラメータとに基づいて分光画像処理を行うようにした場合には、光源部の温度変化に伴う分光放射特性の変化も考慮して分光画像処理を行うことができ、より波長推定精度の高い分光推定画像信号を取得することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の内視鏡装置の一実施形態を用いた内視鏡システムについて詳細に説明する。図1は、本発明の内視鏡装置の一実施形態を用いた内視鏡システム1の概略構成を示すものである。

【0022】

50

内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、被験者の体腔内に挿入され、観察対象を観察するためのスコープユニット 20 と、スコープユニット 20 内に設けられた LED 光源部 29 を駆動する LED 駆動ユニット 10 と、種々のスコープユニット 20 が着脱自在に接続されるプロセッサユニット 30 と、プロセッサユニット 30 から出力された信号に基づいて観察対象の画像を表示する表示装置 2 とを備えている。

【0023】

スコープユニット 20 は、結像光学系 21、撮像素子 22、CDS / AGC 回路 23、A / D 変換部 24、および撮像素子駆動部 25 を備えており、各構成要素はスコープコントローラ 26 により制御される。

【0024】

撮像素子 22 はたとえば CCD や CMOS 等からなり、結像光学系 21 により結像された観察対象の像を光電変換し、観察対象の像を表す画像信号を出力するものである。この撮像素子 22 としては、たとえば、RGB の色フィルタを有する原色型撮像素子を用いることができるが、補色型撮像素子を用いるようにしてもよい。

【0025】

そして、撮像素子 22 の動作は撮像素子駆動部 25 により制御されるが、撮像素子駆動部 25 は、所定の周期のクロック信号を撮像素子 22 に出力し、撮像素子 22 はそのクロック信号に応じて画像信号を順次出力するものである。クロック信号の周期としては、たとえば、動画表示のフレームレート 60 fps に基づいて 1 / 60 s に設定される。また、撮像素子 22 が画像信号を出力したとき、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 変換部 24 が CDS / AGC 回路 23 から出力された画像信号を A / D 変換し、その画像信号がプロセッサユニット 30 に出力される。

【0026】

また、スコープユニット 20 の先端には、白色光を射出する LED 光源部 29 と、LED 光源部 29 から射出された白色光を観察対象に照射する照明窓 28 が設けられている。本実施形態においては、LED 光源部 29 として白色 LED (Light Emitting Diode) を用いるが、必ずしも白色 LED でなくてもよく、たとえば、赤色 LED と緑色 LED と青色 LED とを設け、これらから同時に光を射出させることにより白色光を射出するようにしてもよい。

【0027】

また、スコープユニット 20 内には、LED 光源部 29 の分光放射特性を反映した補助推定マトリクスデータが予め記憶されたメモリ 27 が設けられている。この補助推定マトリクスデータは、プロセッサユニット 30 に接続される個々のスコープユニット 20 にそれぞれ設けられた光源部の分光放射特性を反映させたものであり、分光画像処理を行うために補助的に用いられるマトリクスデータである。この補助推定マトリクスデータを用いて分光画像処理を行うことによってスコープユニット 20 の固有の分光放射特性を分光推定画像信号に反映させることができる。

【0028】

プロセッサユニット 30 は、白色光の観察対象への照射によってスコープユニット 20 の撮像素子 22 から出力された画像信号を取得する画像信号取得部 31 と、画像信号取得部 31 により取得された画像信号に対し分光画像処理を施して所定波長成分の分光推定画像信号を生成する分光画像生成部 32 と、分光画像生成部 32 において分光画像処理を行うために用いられる標準推定マトリクスデータが記憶されている記憶部 33 と、画像信号取得部 31 から出力された画像信号または分光画像生成部 32 から出力された分光推定画像信号に基づいて表示用画像信号を生成する表示信号生成部 34 と、プロセッサユニット 30、スコープユニット 20、LED 駆動ユニット 10 および表示装置 2 を制御する制御部 35 とを備えている。各部の動作については、後で詳述する。

【0029】

表示装置 2 は、液晶表示装置や CRT 等から構成され、プロセッサユニット 30 から出

10

20

30

40

50

力された表示用画像信号に基づいて、通常画像および分光推定画像を表示可能なものである。

【0030】

次に、本実施形態の内視鏡システムの動作について説明する。

【0031】

本実施形態の内視鏡システム1は、観察対象の通常画像を表示する通常画像表示モードと観察対象の所定の周波数成分の分光推定画像を表示する分光推定画像表示モードとを切り替え可能に構成されている。

【0032】

最初に、通常画像表示モードの作用について説明する。

10

【0033】

まず、操作者により所定の入力部(図示省略)において通常画像表示モードが選択される。そして、スコープユニット20の挿入部分が体腔内に挿入された後、プロセッサユニット30の制御部35からの制御信号に基づいて、LED駆動ユニット10はスコープユニット20のLED光源部29に駆動信号を出力し、LED光源部29はLED駆動ユニット10からの駆動信号に基づいて白色光を射出する。

【0034】

そして、LED光源部29から射出された白色光は照明窓28を介して観察対象に照射される。そして、白色光の照射によって観察対象を反射した反射光L1がスコープユニット20の結像光学系21に入射され、結像光学系21によって撮像素子22の撮像面に観察対象の像が結像される。

20

【0035】

そして、撮像素子駆動部25によって駆動された撮像素子22が観察対象の像を撮像し、撮像素子駆動部25からのクロック信号に応じてR成分、G成分およびB成分からなる画像信号を順次出力する。

【0036】

そして、この画像信号はCDS/AGC回路23で相関二重サンプリングと自動利得制御による増幅を受けた後、A/D変換部24でA/D変換されて、デジタル信号としてプロセッサユニット30に入力される。

【0037】

30

そして、スコープユニット20から出力されたR成分、G成分およびB成分の画像信号が、プロセッサユニット30の画像信号取得部31により取得される。そして、画像信号取得部31は取得した画像信号を表示信号生成部34に順次出力する。

【0038】

そして、表示信号生成部34は、入力された画像信号に各種の信号処理を施した上、輝度信号Yと色差信号Cで構成されるY/C信号を生成し、さらに、このY/C信号へ対し、I/P変換およびノイズ除去などの各種信号処理を施して表示用画像信号を生成し、表示装置2へ出力する。

【0039】

そして、表示装置2は、入力された表示用画像信号に基づいて、観察対象の通常画像を表示する。

40

【0040】

以上が通常画像表示モードの作用である。

【0041】

そして、次に、上記のような通常画像表示モードで通常画像の画像を表示している状態において、操作者により分光推定画像表示モードに切り替えられた場合の作用について説明する。

【0042】

まず、操作者により所定の入力部(図示省略)において分光推定画像表示モードが選択される。そして、プロセッサユニット30の制御部35は、入力部から出力された分光推

50

定画像表示モードへの切替信号に応じて、画像信号取得部 31 に制御信号を出力し、画像信号取得部 31 はその制御信号に応じて画像信号を分光画像生成部 32 に出力する。また、制御部 35 は、スコープユニット 20 のメモリ 27 にアクセスし、メモリ 27 から予め記憶された補助推定マトリクスデータを読み出し、その読み出した補助推定マトリクスデータを分光画像生成部 32 に出力する。

【0043】

そして、分光画像生成部 32 は、記憶部 33 に記憶されている標準推定マトリクスデータとスコープユニット 20 のメモリ 27 から読み出された補助推定マトリクスデータとを用いて、入力された画像信号に対して分光画像処理を施す。以下、この分光画像処理について詳細に説明する。

10

【0044】

まず、プロセッサユニット 30 の記憶部 33 には、下表 1 に示すような、標準推定マトリクスデータが予め記憶されている。この下表 1 の標準推定マトリクスデータは、例えば 410 nm から 700 nm の波長域を 5 nm 間隔で分けた 59 の波長域パラメータ $p_1 \sim p_{59}$ からなる。各波長域パラメータ $p_1 \sim p_{59}$ は、それぞれマトリクス演算に用いられる係数 k_{pr} , k_{pg} , k_{pb} ($p = 1 \sim 59$) から構成されている。

【表 1】

パラメータ	k_{pr}	k_{pg}	k_{pb}
p1	k_{1r}	k_{1g}	k_{1b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	k_{18r}	k_{18g}	k_{18b}
p19	k_{19r}	k_{19g}	k_{19b}
p20	k_{20r}	k_{20g}	k_{20b}
p21	k_{21r}	k_{21g}	k_{21b}
p22	k_{22r}	k_{22g}	k_{22b}
p23	k_{23r}	k_{23g}	k_{23b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	k_{43r}	k_{43g}	k_{43b}
p44	k_{44r}	k_{44g}	k_{44b}
p45	k_{45r}	k_{45g}	k_{45b}
p46	k_{46r}	k_{46g}	k_{46b}
p47	k_{47r}	k_{47g}	k_{47b}
p48	k_{48r}	k_{48g}	k_{48b}
p49	k_{49r}	k_{49g}	k_{49b}
p50	k_{50r}	k_{50g}	k_{50b}
p51	k_{51r}	k_{51g}	k_{51b}
p52	k_{52r}	k_{52g}	k_{52b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p59	k_{59r}	k_{59g}	k_{59b}

【0045】

そして、たとえば、操作者による所定の入力部における操作によって λ_n 、 λ_m 、 λ_l の3つの波長域が選択されると、その3つの選択波長域に対応する係数から構成される 3×3 の標準推定マトリクスデータが記憶部33から読み出されて分光画像生成部32に入力される。

【0046】

分光画像生成部32は、記憶部33から読み出された 3×3 の標準推定マトリクスデータとメモリ27から読み出された補助推定マトリクスデータとを用いて、下式1に示すようなマトリクス演算を行い、 3×3 の補正推定マトリクスデータを算出する。この補正推定マトリクスデータは、スコブユニット20のLED光源部29の分光放射特性を反映させた推定マトリクスデータとなる。

10

20

30

40

【数 1】

$$\begin{bmatrix} C_{mr} & C_{mg} & C_{mb} \\ C_{nr} & C_{ng} & C_{nb} \\ C_{lr} & C_{lg} & C_{lb} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{mr} & k_{mg} & k_{mb} \\ k_{nr} & k_{ng} & k_{nb} \\ k_{lr} & k_{lg} & k_{lb} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} M_{mr} & M_{mg} & M_{mb} \\ M_{nr} & M_{ng} & M_{nb} \\ M_{lr} & M_{lg} & M_{lb} \end{bmatrix}$$

【0047】

そして、分光画像生成部32は、上記のようにして算出した補正推定マトリクスデータと入力されたR成分、G成分およびB成分の画像信号とに基づいて、下式2で示すマトリクス演算を行うことによって、分光推定画像信号 λ_{ms} 、 λ_{ns} 、 λ_{ls} を生成する。

10

【数 2】

$$\begin{bmatrix} \lambda_{ms} \\ \lambda_{ns} \\ \lambda_{ls} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{mr} & C_{mg} & C_{mb} \\ C_{nr} & C_{ng} & C_{nb} \\ C_{lr} & C_{lg} & C_{lb} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

【0048】

そして、分光画像生成部32において生成された分光推定画像信号 λ_{ms} 、 λ_{ns} 、 λ_{ls} にそれぞれ適切なゲイン、オフセットを加味され、それぞれ疑似3色画像信号 R' 、 G' 、 B' とされる。

20

【0049】

そして、この疑似3色画像信号 R' 、 G' 、 B' が表示信号生成部34に出力され、表示信号生成部34は、入力された疑似3色画像信号に各種の信号処理を施した上、輝度信号 Y と色差信号 C で構成される Y/C 信号を生成し、さらに、この Y/C 信号に対し、 I/P 変換およびノイズ除去などの各種信号処理を施して表示用画像信号を生成し、表示装置2へ出力する。

【0050】

そして、表示装置2は、入力された表示用画像信号に基づいて、観察対象の所定波長成分の分光推定画像を表示する。

【0051】

30

以上が分光推定画像表示モードの作用である。

【0052】

なお、たとえば、プロセッサユニット30に接続されたスコープユニット20に、補助推定マトリクスデータを記憶したメモリが存在しない場合には、分光画像生成部32は、標準推定マトリクスデータのみと入力された画像信号とに基づいてマトリクス演算を行うことによって分光推定画像信号 λ_{ms} 、 λ_{ns} 、 λ_{ls} を生成する。

【0053】

また、上記実施形態においては、プロセッサユニット30に予め記憶されている標準推定マトリクスデータとスコープユニット20のメモリ27に予め記憶されている補助推定マトリクスデータとに基づいて補正推定マトリクスデータを求めるようにしたが、これに限らず、スコープユニット20のメモリ27に、上記補正推定マトリクスデータに相当するものを記憶しておき、その推定マトリクスデータのみに基づいて分光画像処理を行うようにしてもよい。すなわち、プロセッサユニット30に標準推定マトリクスデータを記憶することなく、スコープユニット20のメモリ27のみに推定マトリクスデータを記憶するようにしてもよい。

40

【0054】

また、上記実施形態のように、スコープユニット20内にLED光源部29を設けた場合、このLED光源部29の温度の変化によってLED光源部29から射出される白色光の分光放射特性が変化する場合がある。このような場合、スコープユニット20のメモリ27に予め記憶された補助推定マトリクスデータをそのまま使用したのでは、波長推定精

50

度の低下を招くおそれがある。

【 0 0 5 5 】

そこで、スコープユニット 20 内の LED 光源部 29 の温度変化も考慮して分光画像処理を行うようにしてもよい。その具体的な構成を図 2 に示す。

【 0 0 5 6 】

図 2 に示す内視鏡システム 5 は、上記実施形態の内視鏡システム 1 のスコープユニット 20 内に、LED 光源部 29 近傍の温度を検出する温度センサ 40 を設けるようにし、分光画像生成部 32 において、上記温度センサ 40 により検出された温度を考慮して分光画像処理を行うようにしたものである。その他の構成は、上記実施形態の内視鏡システム 1 と同様である。

10

【 0 0 5 7 】

内視鏡システム 5 においては、分光画像処理を行う際、温度センサ 40 において検出された温度が制御部 35 を介して分光画像生成部 32 に出力される。そして、分光画像生成部 32 には温度センサ 40 により検出される温度に対応した温度補正パラメータがテーブルとして予め設定されており、分光画像生成部 32 は、分光画像処理の際、入力された検出温度に対応する温度補正パラメータを求める。

【 0 0 5 8 】

そして、分光画像生成部 32 は、スコープユニット 20 のメモリ 27 から読み出された補助推定マトリクスデータと温度補正パラメータとに基づいて、温度補正済み補助推定マトリクスデータを算出する。

20

【 0 0 5 9 】

そして、分光画像生成部 32 は、記憶部 33 から読み出された 3×3 の標準推定マトリクスデータと上記のようにして算出した温度補正済み補助推定マトリクスデータとを用いてマトリクス演算を行い、 3×3 の補正推定マトリクスデータを算出する。

【 0 0 6 0 】

そして、分光画像生成部 32 は、上記のようにして算出した補正推定マトリクスデータと入力された R 成分、G 成分および B 成分の画像信号とに基づいてマトリクス演算を行うことによって、分光推定画像信号 λ_{ms} 、 λ_{ns} 、 λ_{ls} を生成する。その後の作用については、上記実施形態の内視鏡システム 1 と同様である。

30

【 0 0 6 1 】

なお、上記説明においては、プロセッサユニット 30 の分光画像生成部 32 に記憶された温度補正パラメータとスコープユニット 20 のメモリ 27 に記憶された補助推定マトリクスデータとに基づいて温度補正済み補助推定マトリクスデータを求めるようにしたが、これに限らず、たとえば、スコープユニット 20 のメモリ 27 に、温度センサ 40 の検出温度に対応する温度補正済み補助推定マトリクスデータを予め複数記憶しておき、温度センサ 40 により検出された検出温度に応じて、上記複数の温度補正済み補助推定マトリクスデータのうちの 1 つを読み出してプロセッサユニット 30 の分光画像生成部 32 に出力するようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

また、プロセッサユニット 30 に標準推定マトリクスデータを記憶することなく、スコープユニット 20 のメモリ 27 のみに推定マトリクスデータを記憶する場合においても、スコープユニット 20 のメモリ 27 に、温度センサ 40 の検出温度に対応する温度補正済み推定マトリクスデータを予め複数記憶しておくようにしてもよい。

40

【 0 0 6 3 】

また、上記説明では、LED 光源部 29 の温度情報を取得するものとして、温度センサ 40 を用いるようにしたが、これに限らない。たとえば、LED 駆動ユニット 10 が LED 光源 29 を駆動するために流した駆動電流を累積的に計測しておき、その累積値を取得することによって LED 光源部 29 の温度情報を取得し、その温度情報に応じた温度補正済み補助推定マトリクスデータを求めるようにしてもよい。

【 0 0 6 4 】

50

また、ＬＥＤ駆動ユニット１０がＬＥＤ光源部２９を駆動している時間、すなわちＬＥＤ光源部２９による白色光の照射時間を計測しておき、その照射時間を取得することによってＬＥＤ光源部２９の温度情報を取得し、その温度情報に応じた温度補正済み補助推定マトリクスデータを求めるようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【００６５】

【図１】本発明の内視鏡装置の一実施形態を用いた内視鏡システムの概略構成を示すブロック図

【図２】本発明の内視鏡装置の一実施形態を用いた内視鏡システムの変形例の概略構成を示すブロック図

10

【符号の説明】

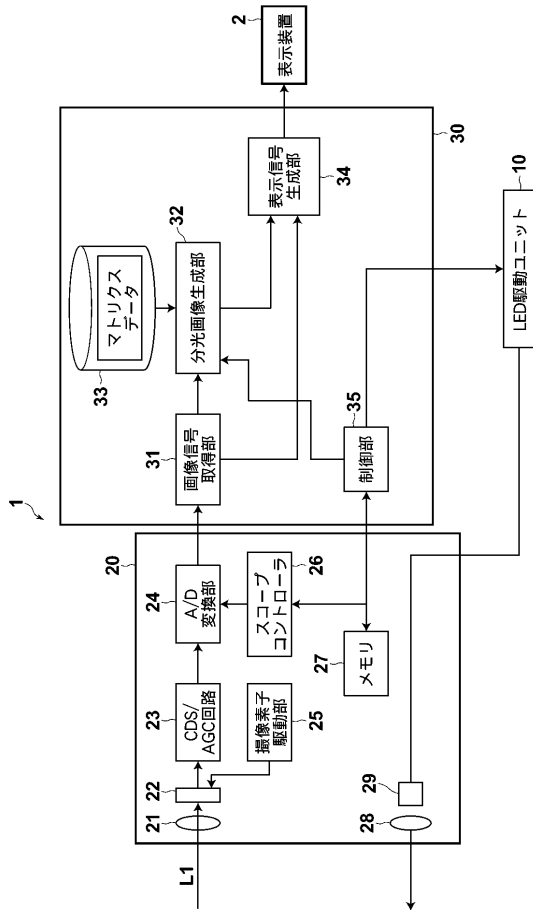
【００６６】

- １ 内視鏡システム
- ２ 表示装置
- ５ 内視鏡システム
- １０ ＬＥＤ駆動ユニット
- ２０ スコープユニット
- ２１ 結像光学系
- ２２ 撮像素子
- ２３ ＣＤＳ／ＡＧＣ回路
- ２４ Ａ／Ｄ変換部
- ２５ 撮像素子駆動部
- ２６ スコープコントローラ
- ２７ メモリ
- ２８ 照明窓
- ２９ ＬＥＤ光源部
- ３０ プロセッサユニット
- ３１ 画像信号取得部
- ３２ 分光画像生成部
- ３３ 記憶部
- ３４ 表示信号生成部
- ３５ 制御部
- ４０ 温度センサ

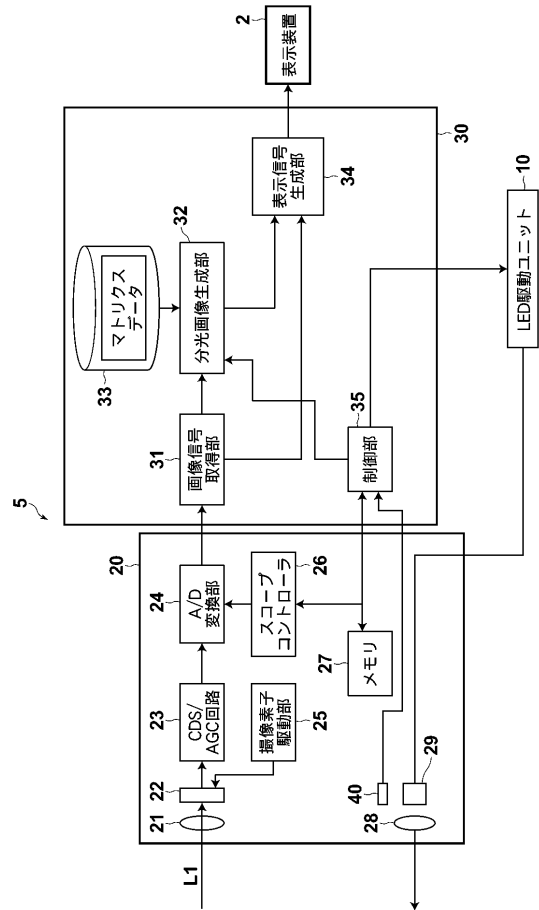
20

30

【図 1】



【図 2】



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2番30号 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C061 FF41 HH51 JJ17 JJ18 LL02 NN01 QQ02 QQ06 QQ07 SS21

WW15 YY02 YY14

专利名称(译)	图像获取方法和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2010136775A	公开(公告)日	2010-06-24
申请号	JP2008313857	申请日	2008-12-10
[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	藏本昌之 石井秀一 高平正行		
发明人	藏本 昌之 石井 秀一 高平 正行		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/06.531		
F-TERM分类号	4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/SS21 4C061/WW15 4C061/YY02 4C061/YY14 4C161/FF41 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/SS21 4C161/WW15 4C161/YY02 4C161/YY14		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在使用具有相互不同的光谱辐射特性的光源的观察仪器单元的情况下，获得具有更高波长估计精度的光谱估计的图像信号。解决方案：在镜体单元20中提供的存储单元27中，预先存储反映光源单元29的光谱辐射特性的信号处理参数，并且当镜体单元20连接到处理器单元30时，镜体单元20基于从图像处理设备1中提供的存储单元27读出的信号处理参数，从而生成谱估计图像信号。点域1

