

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5190944号
(P5190944)

(45) 発行日 平成25年4月24日(2013.4.24)

(24) 登録日 平成25年2月8日(2013.2.8)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 E

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 14 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-167249 (P2008-167249)
(22) 出願日 平成20年6月26日(2008.6.26)
(65) 公開番号 特開2010-5095 (P2010-5095A)
(43) 公開日 平成22年1月14日(2010.1.14)
審査請求日 平成23年1月25日(2011.1.25)

(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 高橋 遼
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 フジノン株式会社内
審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置および内視鏡装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

照明光照射部と撮像素子とを有するスコープ部と、分光画像処理部と、距離情報取得部とを備えた内視鏡装置の作動方法であって、

前記分光画像処理部が、前記撮像素子から出力された画像信号に分光画像処理を施して650nm以上の所定波長の分光推定画像信号を距離情報取得用分光推定画像信号として生成し、

前記距離情報取得部が、前記距離情報取得用分光推定画像信号に基づいて、前記被観察体と該被観察体の像が結像する前記撮像素子の各画素との距離を示す距離情報を、前記撮像素子の各画素についてそれぞれ取得する際、前記画像信号の中の予め設定された基準画素の前記距離情報取得用分光推定画像信号に基づいて、該基準画素以外の前記画像信号の中の画素の距離情報を取得することを特徴とする内視鏡装置の作動方法。

【請求項2】

照明光を被観察体に照射する照明光照射部と前記照明光の照射により前記被観察体から反射された反射光を受光して前記被観察体の像を撮像する撮像素子とを有するスコープ部と、該スコープ部の撮像素子から出力された画像信号に分光画像処理を施して所定波長の分光推定画像信号を生成する分光画像処理部とを備えた内視鏡装置において、

前記分光画像処理部が、前記撮像素子から出力された画像信号に基づいて、650nm以上の所定波長の分光推定画像信号を距離情報取得用分光推定画像信号として生成するものであり、

10

20

該距離情報取得用分光推定画像信号に基づいて、前記被観察体と該被観察体の像が結像する前記撮像素子の各画素との距離を示す距離情報を、前記撮像素子の各画素についてそれぞれ取得する距離情報取得部を備え、

該距離情報取得部が、前記画像信号の中の予め設定された基準画素の前記距離情報取得用分光推定画像信号に基づいて、該基準画素以外の前記画像信号の中の画素の距離情報を取得するものであることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 3】

前記分光画像処理部が、650nm以上700nm以下の所定波長の分光推定画像信号を前記距離情報取得用分光推定画像信号として生成する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。

10

【請求項 4】

前記距離情報取得部により取得された各画素の距離情報に基づいて、前記撮像素子から出力された画像信号に対して、前記被観察体と該被観察体の像が結像する前記撮像素子の各画素との距離を補正する距離補正処理を施す距離補正部を備えたことを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記距離情報取得部により取得された各画素の距離情報に基づいて、該距離情報を表わす画像を生成する距離情報画像生成部を備えたことを特徴とする請求項 2 から 4 いずれか 1 項記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

20

前記撮像素子から出力された画像信号に基づく通常画像または前記分光画像処理部で生成された分光推定画像信号に基づく分光推定画像を表示する表示部を備え、

該表示部が、前記通常画像上または前記分光推定画像上に、前記距離情報を表わす画像を表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記撮像素子から出力された画像信号に基づく通常画像または前記分光画像処理部で生成された分光推定画像信号に基づく分光推定画像を表示する表示部を備え、

該表示部が、前記通常画像または前記分光推定画像と併置して前記距離情報を表わす画像を表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

30

前記撮像素子から出力された画像信号に基づく通常画像または前記分光画像処理部で生成された分光推定画像信号に基づく分光推定画像を表示する表示部を備え、

該表示部が、前記通常画像または前記分光推定画像とは異なるタイミングで前記距離情報を表わす画像のみを表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記表示部が、前記距離情報を表す画像を、前記通常画像または前記分光推定画像を表示するウィンドウとは別のウィンドウに表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記表示部が、前記撮像素子の画素のうち特定の画素についてのみ前記距離情報を表わす画像を表示するものであることを特徴とする請求項 6 から 9 いずれか 1 項記載の内視鏡装置。

40

【請求項 11】

前記表示部が、周囲の画素に対して前記距離情報が所定閾値以上の差がある画素について強調表示するものであることを特徴とする請求項 6 から 10 いずれか 1 項記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記距離情報取得部が、前記基準画素を自動的に設定する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 13】

50

前記距離情報取得部が、前記画像信号の中の全ての画素のうち、最も明るい画素を前記基準画素として設定するものであることを特徴とする請求項 1 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 1 4】

前記基準画素が、ユーザによる設定入力によって指定される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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置により被観察体の観察を行なう際、被観察体とスコープ部の撮像素子との距離情報を取得する距離情報取得方法およびその内視鏡装置に関するものである。

10

【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被観察体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式の内視鏡が広く実用化されている。

【0003】

ここで、上記のような内視鏡装置において、体腔内に挿入されるスコープ部の先端部と被観察体との距離を測定する方法が種々提案されている。

【0004】

20

たとえば、特許文献 1 においては、照明光とは別の測定光をスコープ部により被観察体に照射することによってスコープ部の先端と被観察体との距離を測定する方法が提案されている。

【0005】

また、特許文献 2 においては、スコープ部により被観察体に干渉縞を投影し、この干渉縞に基づいて被観察体の 3 次元形状を計測する、つまり、撮像素子の各画素と被観察体との距離情報を計測する方法が提案されている。

【特許文献 1】特開平 3 - 1 9 7 8 0 6 号公報

【特許文献 2】特開平 5 - 2 1 1 9 8 8 号公報

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献 1 に記載の方法では、距離測定用の光源やファイバを別に設ける必要があり、特許文献 2 に記載の方法では、干渉縞を被観察体に投影するためのフィルタなどをスコープ部に設ける必要がある。そして、これによりスコープ部の径が拡大したり、また、被観察体の像の撮像と距離の測定とを切り替えて別々に行なう必要があるため検査時間が増加してしまうため患者の負担が大きくなってしまいうという問題点がある。また、光源やフィルタなどを設ける必要があるためコストアップにもなる。

【0007】

本発明は上記の問題に鑑みてなされたものであり、患者の負担を増大させることなく、かつコストダウンを図ることができる距離情報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。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の距離情報取得方法は、照明光を被観察体に照射する照明光照射部と照明光の照射により被観察体から反射された反射光を受光して被観察体の像を撮像する撮像素子とを有するスコープ部と、スコープ部の撮像素子から出力された画像信号に分光画像処理を施して所定波長の分光推定画像信号を生成する分光画像処理部とを備えた内視鏡装置において、被観察体とその被観察体の像が結像する撮像素子の各画素との距離情報を取得する距離情報取得方法であって、分光画像処理部において、撮像素子から出力された画像信号に

50

基づいて、650nm以上の所定波長の分光推定画像信号を距離情報取得用分光推定画像信号として生成し、距離情報取得用分光推定画像信号に基づいて、上記距離情報を取得することを特徴とする。

【0009】

本発明の内視鏡装置は、照明光を被観察体に照射する照明光照射部と照明光の照射により被観察体から反射された反射光を受光して被観察体の像を撮像する撮像素子とを有するスコープ部と、スコープ部の撮像素子から出力された画像信号に分光画像処理を施して所定波長の分光推定画像信号を生成する分光画像処理部とを備えた内視鏡装置において、分光画像処理部が、撮像素子から出力された画像信号に基づいて、650nm以上の所定波長の分光推定画像信号を距離情報取得用分光推定画像信号として生成するものであり、距離情報取得用分光推定画像信号に基づいて、被観察体とその被観察体の像が結像する撮像素子の各画素との距離を示す距離情報を取得する距離情報取得部を備えたことを特徴とする。

10

【0010】

また、上記本発明の内視鏡装置においては、分光画像処理部を、650nm以上700nm以下の所定波長の分光推定画像信号を距離情報取得用分光推定画像信号として生成するものとすることができる。

【0011】

また、距離情報取得部により取得された各画素の距離情報に基づいて、撮像素子から出力された画像信号に対して、被観察体とその被観察体の像が結像する撮像素子の各画素との距離を補正する距離補正処理を施す距離補正部をさらに設けるようにすることができる。

20

【0012】

また、距離情報取得部により取得された各画素の距離情報に基づいて、距離情報を表わす画像を生成する距離情報画像生成部をさらに設けるようにすることができる。

【0013】

また、撮像素子から出力された画像信号に基づく通常画像または分光画像処理部で生成された分光推定画像信号に基づく分光推定画像を表示する表示部を備えるものとし、表示部を、通常画像上または分光推定画像上に、距離情報を表わす画像を表示するものとする

30

【0014】

また、撮像素子から出力された画像信号に基づく通常画像または分光画像処理部で生成された分光推定画像信号に基づく分光推定画像を表示する表示部を備えるものとし、表示部を、通常画像または分光推定画像と併置して距離情報を表わす画像を表示するものとする

【0015】

また、撮像素子から出力された画像信号に基づく通常画像または分光画像処理部で生成された分光推定画像信号に基づく分光推定画像を表示する表示部を備えるものとし、表示部を、通常画像または分光推定画像とは異なるタイミングで距離情報を表わす画像のみを表示するものとする

40

【0016】

また、表示部を、距離情報を表す画像を、通常画像または分光推定画像を表示するウィンドウとは別のウィンドウに表示するものとする

【0017】

また、表示部を、撮像素子の画素のうち特定の画素についてのみ距離情報を表わす画像を表示するものとする

【0018】

また、表示部を、周囲の画素に対して距離情報が所定閾値以上の差がある画素について強調表示するものとする

【発明の効果】

50

【 0 0 1 9 】

本発明の距離情報取得方法および内視鏡装置によれば、分光画像処理部において、撮像素子から出力された画像信号に基づいて、650nm以上の所定波長の分光推定画像信号を距離情報取得用分光推定画像信号として生成し、距離情報取得用分光推定画像信号に基づいて、被観察体とその被観察体の像が結像する撮像素子の各画素との距離を示す距離情報を取得するようにしたので、従来技術のように距離測定用の光源およびファイバや、フィルタなどをスコープ部に設ける必要がなく、スコープの径の拡大を招くことがないので、患者の負担を増大させることなく距離情報を取得することができる。また、コストダウンを図ることもできる。

【 0 0 2 0 】

また、上記本発明の内視鏡装置において、650nm以上700nm以下の所定波長の分光推定画像信号を距離情報取得用分光推定画像信号として生成するようにした場合には、より精度の高い距離情報を取得することができる。その根拠については後で詳述する。

【 0 0 2 1 】

また、距離情報取得部により取得された各画素の距離情報に基づいて、撮像素子から出力された画像信号に対して、被観察体とその被観察体の像が結像する撮像素子の各画素との距離を補正する距離補正処理を施すようにした場合には、全ての撮像素子の画素が被観察体から同じ距離にあると仮定した場合の画像を取得することができ、単に被観察体から撮像素子の画素が遠いために暗く映っているものを病変部として誤診断するのを防止することができる。

【 0 0 2 2 】

また、距離情報取得部により取得された各画素の距離情報に基づいて、距離情報を表わす画像を生成し、通常画像上または分光推定画像上に、距離情報を表わす画像を表示するようにした場合には、通常画像または分光推定画像の凹凸のパターンを認識することができる。

【 0 0 2 3 】

また、通常画像または分光推定画像と併置して距離情報を表わす画像を表示するようにした場合には、通常画像または分光推定画像の凹凸のパターンを距離情報を表わす画像により認識することができるとともに、通常画像または分光推定画像の特徴も正確に認識することができる。

【 0 0 2 4 】

また、表示部を、撮像素子の画素のうち特定の画素についてのみ距離情報を表わす画像を表示するものとした場合には、操作者が距離情報を認識したい画素についてのみ距離情報を表わす画像を表示することができ、操作者にニーズに応じた画像を表示することができる。

【 0 0 2 5 】

また、表示部を、周囲の画素に対して距離情報が所定閾値以上の差がある画素について強調表示するようにした場合には、被観察体の凹凸が特に大きい部分を強調して表示することができ、操作者に注意を促すことができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 6 】

以下、図面を参照して本発明の内視鏡装置の第1の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、本発明の第1の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。

【 0 0 2 7 】

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、被観察体を観察するためのスコープユニット20と、こ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、スコープユニット20が光学的に着脱自在に接続され、照明光L0を射出するキセノンランプが収納された照明光ユニット10とを備えている。なお、プロセッサユニット30と照明光ユニット10とは、一体的に構成されているものであ

10

20

30

40

50

ってもよいし、あるいは別体として構成されているものであってもよい。

【 0 0 2 8 】

照明光ユニット 1 0 は、通常観察を行うための照明光 L 0 をキセノンランプから射出するものである。照明光ユニット 1 0 は、スコープユニット 2 0 のライトガイド 1 1 に光学的に接続されており、照明光 L 0 をライトガイド 1 1 の一端から入射するように構成されている。

【 0 0 2 9 】

スコープユニット 2 0 は、結像光学系 2 1、撮像素子 2 2、C D S / A G C 回路 2 3、A / D 変換部 2 4、および C C D 駆動部 2 5 を備えており、各構成要素はスコープコントローラ 2 6 により制御される。撮像素子 2 2 はたとえば C C D や C M O S 等からなり、結像光学系 2 1 により結像された被観察体像を光電変換して画像情報を取得するものである。この撮像素子 2 2 としては、例えば撮像面に M g (マゼンタ)、Y e (イエロー)、C y (シアン)、G (グリーン)の色フィルタを有する補色型の撮像素子、あるいは R G B 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、本実施形態においては、原色型撮像素子を用いるものとする。なお、撮像素子 2 2 の動作は C C D 駆動部 2 5 により制御される。また、撮像素子 2 2 が画像信号を取得したとき、C D S / A G C (相関二重サンプリング / 自動利得制御)回路 2 3 がサンプリングして増幅し、A / D 変換部 2 4 が C D S / A G C 回路 2 3 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 3 0 に出力される。

【 0 0 3 0 】

また、スコープユニット 2 0 には、スコープコントローラ 2 6 に接続され、観察モードの切換などの種々の操作を設定可能な操作部 2 7 が設けられている。

【 0 0 3 1 】

また、スコープユニット 2 0 の先端には照明窓 2 8 が設けられ、この照明窓 2 8 には、一端が照明光ユニット 1 0 に接続されたライトガイド 1 1 の他端が対面している。

【 0 0 3 2 】

プロセッサユニット 3 0 は、照明光 L 0 の被観察体への照射によってスコープユニット 2 0 により撮像された通常像に基づいて生成された R、G、B の 3 色のカラー画像信号を取得する画像取得部 3 1 と、画像取得部 3 1 により取得されたカラー画像信号に分光画像処理を施して所定波長の分光推定画像信号を生成する分光画像生成部 3 2 と、分光画像生成部 3 2 において分光画像処理を行うために用いられる分光推定マトリクスデータが記憶されている記憶部 3 3 と、分光画像生成部 3 2 において生成された距離情報取得用分光推定画像信号に基づいて、撮像素子 2 2 の各画素と被観察体との距離を示す距離情報を取得する距離情報取得部 3 4 と、距離情報取得部 3 4 において取得された各画素毎の距離情報に基づいて、画像取得部 3 1 において取得されたカラー画像信号に距離補正処理を施す距離補正部 3 5 と、分光画像生成部 3 2 において生成された分光推定画像信号、距離補正部 3 5 において距離補正処理の施された距離補正済画像信号などに種々の処理を施して、表示用画像信号を生成する表示信号生成部 3 6 と、プロセッサユニット 3 0 全体を制御する制御部 3 7 とを備えている。各部の動作については、後で詳述する。

【 0 0 3 3 】

また、プロセッサユニット 3 0 には、操作者の入力を受け付ける入力部 2 が接続されている。そして、スコープユニット 2 0 の操作部 2 7 と同様に、入力部 2 においても観察モードが設定可能であり、また、後述する距離情報取得指示、基準画素の設定方法の選択、および基準画素の特定などの操作入力を受け付けるものである。

【 0 0 3 4 】

表示装置 3 は、液晶表示装置や C R T 等から構成され、プロセッサユニット 3 0 から出力された表示用画像信号に基づいて、通常画像、分光推定画像または距離情報画像などを表示するものである。その作用については、後で詳述する。

【 0 0 3 5 】

次に、本実施形態の内視鏡システムの動作について、図 2 および図 3 のフローチャート

10

20

30

40

50

を参照して説明する。まず、被観察体へ照明光 L 0 を照射して取得したカラー画像信号に基づいて、通常画像を表示する通常観察モードの際の動作について説明する。

【 0 0 3 6 】

まず、スコープユニット 2 0 の操作部 2 7 または入力部 2 において、操作者により通常観察モードが設定される (S 1 0)。そして、通常観察モードが設定されると、照明光ユニット 1 0 から照明光 L 0 が射出される。そして、照明光 L 0 はライトガイド 1 1 を介して照明窓 2 8 から被観察体に照射される。そして、照射光 L 0 の照射によって被観察体を反射した反射光 L 1 がスコープユニット 2 0 の結像光学系 2 1 に入射され、結像光学系 2 1 によって撮像素子 2 2 の撮像面に通常像が結像される。そして、CCD 駆動部 2 5 によって駆動された撮像素子 2 2 が被観察体の通常像を撮像してカラー画像信号を取得する (S 1 2)。このカラー画像信号は C D S / A G C 回路 2 3 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 2 4 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 3 0 に入力される。

10

【 0 0 3 7 】

そして、スコープユニット 2 0 から出力されたカラー画像信号が、プロセッサユニット 3 0 の画像取得部 3 1 により取得され、そして、そのカラー画像信号は、表示信号生成部 3 6 に出力される。そして、表示信号生成部 3 6 は、そのカラー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、この表示用画像信号を表示装置 3 へ出力する。そして、表示装置 3 は、入力された表示用画像信号に基づいて通常画像を表示する (S 1 4)。

20

【 0 0 3 8 】

そして、上記のように通常画像が一旦表示された後、制御部 3 7 は、相対距離情報の算出の指示待ち状態となり (S 1 6)、操作者によって相対距離情報の算出指示が入力部 2 により入力されると相対距離情報算出モードに切り替えられる (S 1 8)。そして、制御部 3 7 は相対距離情報算出モードに切り替えられると、相対距離情報を算出するために用いる基準画素の設定を手動で行なうか否かを問うメッセージを表示装置 3 に表示させる (S 2 0)。そして、上記メッセージを見た操作者により基準画素を手動で設定するか、もしくは自動で設定するかが入力部 2 を用いて選択される。

【 0 0 3 9 】

30

そして、操作者により基準画素を手動で設定するよう選択された場合には、たとえば、既に表示された通常画像の中の所定の表示画素がマウスなどによって選択されることにより、この表示画素に対応する撮像素子 2 2 の画素が基準画素として選択される (S 2 2)。または、撮像素子 2 2 の画素の位置を数値情報として予め設定しておき、その数値を操作者が入力することによって基準画素を選択するようにしてもよい。

【 0 0 4 0 】

一方、操作者により基準画素を自動で設定するよう選択された場合には、たとえば、既に表示された通常画像の表示画素の中から最も明るい表示画素を自動的に選択し、その選択した表示画素に対応する撮像素子 2 2 の画素が基準画素として選択される (S 2 4)。

【 0 0 4 1 】

40

そして、上記のようにして手動または自動で選択された基準画素の位置情報が距離情報取得部 3 4 に入力され、その基準画素の参照輝度値 L b に基づいて、基準画素以外の画素について相対距離情報が算出される (S 2 6)。相対距離情報の算出方法については、後で詳述する。

【 0 0 4 2 】

そして、上記のようにして算出された相対距離情報が距離補正部 3 5 に入力され、距離補正部 3 5 は、入力された相対距離情報に基づいて、画像取得部 3 1 から入力されたカラー画像信号に距離補正処理を施し、その距離補正済画像信号を表示信号生成部 3 6 に出力する (S 2 8)。

【 0 0 4 3 】

50

ここで、距離補正処理とは、被観察体と撮像素子 2 2 の各画素との距離を補正する処理であり、たとえば、被観察体と撮像素子 2 2 の各画素との距離による明るさの変化をキャンセルするような処理である。より具体的には、たとえば、通常画像の各表示画素の値に対して相対距離情報の大きさに応じた係数などを掛け合わせることによって上記のような処理を施すことができる。

【 0 0 4 4 】

そして、表示信号生成部 3 6 は、入力された距離補正済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、この表示用画像信号を表示装置 3 へ出力する。そして、表示装置 3 は、入力された表示用画像信号に基づいて距離補正画像を表示する (S 3 0)。この距離補正画像は、全ての撮像素子 2 2 の画素が被観察体から同じ距離にあると仮定した場合の画像となり、単に被観察体から撮像素子 2 2 の画素が遠いために暗く映っているものを病変部として誤診断するのを防止することができる。

【 0 0 4 5 】

なお、通常画像と距離補正画像とを同時に表示するようにしてもよいし、通常画像を表示した後、距離補正画像を表示するようにしてもよい。

【 0 0 4 6 】

次に、相対距離情報の算出方法を、図 3 に示すフローチャートを参照しながらより詳細に説明する。

【 0 0 4 7 】

まず、上述した通常観察モードにおいてプロセッサユニット 3 0 の画像取得部 3 1 により取得されたカラー画像信号は、分光画像生成部 3 2 にも出力される。

【 0 0 4 8 】

そして、分光画像生成部 3 2 において、入力されたカラー画像信号に基づいて推定反射スペクトルデータが算出される (S 3 2)。具体的には、分光画像生成部 3 2 では、各画素毎のカラー画像信号 R、G、B に対して、下表 1 に示すような、記憶部 3 3 に記憶されている分光推定マトリクスデータの全てのパラメータからなる 3×121 のマトリクスを用いて、次式 (1) で示すマトリクス演算を行って、推定反射スペクトルデータ ($q_1 \sim q_{121}$) を算出する。

【数 1】

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{121} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{121r} & k_{121g} & k_{121b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

【 0 0 4 9 】

ここで、分光推定マトリクスデータは、上述したようにテーブルとして記憶部 3 3 にあらかじめ記憶されている。なお、この分光推定マトリクスデータの詳細は、特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報あるいは特開 2 0 0 7 - 2 0 2 6 2 1 号公報などに開示されている。本実施形態において、記憶部 3 3 に格納されている分光推定マトリクスデータの一例は次の表 1 のようになる。

【表 1】

パラメータ	k_{pr}	k_{pg}	k_{pb}
p1	k1r	k1g	k1b
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
p18	k18r	k18g	k18b
p19	k19r	k19g	k19b
p20	k20r	k20g	k20b
p21	k21r	k21g	k21b
p22	k22r	k22g	k22b
p23	k23r	k23g	k23b
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
p43	k43r	k43g	k43b
p44	k44r	k44g	k44b
p45	k45r	k45g	k45b
p46	k46r	k46g	k46b
p47	k47r	k47g	k47b
p48	k48r	k48g	k48b
p49	k49r	k49g	k49b
p50	k50r	k50g	k50b
p51	k51r	k51g	k51b
p52	k52r	k52g	k52b
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
p121	k121r	k121g	k121b

【 0 0 5 0 】

この表 1 の分光推定マトリクスデータは、例えば 4 0 0 n m から 1 0 0 0 n m の波長域を 5 n m 間隔で分けた 1 2 1 の波長域パラメータ（係数セット）p 1 ~ p 1 2 1 からなる。パラメータ p 1 ~ p 1 2 1 は各々、マトリクス演算のための係数 k_{pr} , k_{pg} , k_{pb} ($p = 1 \sim 121$) から構成されている。

【 0 0 5 1 】

そして、この推定反射スペクトルデータに基づいて、7 0 0 n m の波長の分光推定画像が作成される（S 3 4）。具体的には、7 0 0 n m の波長の分光推定画像の R 成分、G 成分、B 成分として、推定反射スペクトルデータ（q 1 ~ q 1 2 1）のうち、7 0 0 n m の推定反射スペクトルデータ q 6 1 が取得される。

【 0 0 5 2 】

そして、その 7 0 0 n m の波長の分光推定画像の R 成分、G 成分、B 成分に対し、X Y Z 変換が施され、さらに X Y Z 変換によって取得された Y 値に基づいて L^* 値が画素毎に算出され、輝度画像信号が生成される（S 3 6）。

【 0 0 5 3 】

そして、その輝度画像信号に対して配光補正処理が施されて画素毎に L^* 値が算出され、補正済輝度画像信号が生成される（S 3 8）。ここで、配光補正処理とは、スコープユ

10

20

30

40

50

ユニット20から平坦な面に照明光L0を照射した場合における照射光L0の光量ムラを補正する処理である。たとえば、予め上記のような光量ムラを表わす画像信号を取得し、その画像信号に基づいて光量ムラをキャンセルするような配光補正画像信号を取得しておき、その配光補正画像信号に基づいて輝度画像信号に対して配光補正処理を施すようにすればよい。また、本実施形態においては、上記のように光量ムラをキャンセルするような配光補正処理を施すようにしたが、これに限らず、たとえば、医者などが普段見慣れている診断画像に近づけるように、輝度画像信号に対して、中央部分より周縁部分の方が暗くなるような配光補正処理を施すようにしてもよい。

【0054】

次に、上述した撮像素子22の基準画素の位置情報に基づいて、補正済輝度画像信号から基準画素に対応する L^* 値を参照輝度 L_b として取得する(S40)。

10

【0055】

そして、下式に示すように、基準画素および基準画素以外の画素に対応する L^* 値を参照輝度 L_b で除算することによって各画素毎の相対輝度 L_r を算出する(S42)。

【0056】

$$L_r = L^* \text{ 値} / L_b$$

そして、下式を算出することによって各画素毎の相対距離情報Dを取得する(S44)。

【0057】

$$D = 1 / L_r^2$$

20

なお、本実施形態においては、上記のように相対距離情報を求めるために700nmの波長の分光推定画像を用いているが、これに限らず、650nm以上の所定の波長の分光推定画像であれば、いずれの波長を選択してもよい。その根拠を以下に説明する。

【0058】

図4に、ヘモグロビンHbと酸化ヘモグロビンHbO₂の分光反射スペクトルを示す。なお、これらは血管の分光反射スペクトルと同等と考えることができるので、すなわち、血管の密集する粘膜も同等の分光反射スペクトルが得られるものと考えられる。

【0059】

図4に示すように、ヘモグロビンHbと酸化ヘモグロビンHbO₂の分光反射スペクトルは、ともに450nm付近で一度低下し、その後、600nm付近までは穏やかに上昇し、その後、ほぼ一定の値を示す。そして、600nm以前の特定の波長の分光反射スペクトルを見ると、ヘモグロビンHbと酸化ヘモグロビンHbO₂とでそれぞれ異なる大きさを示すためこの違いにより組織の違いを判別することができる。それに対し、650nm以上の分光反射スペクトルの強度はヘモグロビンHbと酸化ヘモグロビンHbO₂ともに一定である。そして、これらの分光反射スペクトルの差を見ると、図5に示すように、650nmから700nmの間はほぼ0である。つまり、650nmから700nmの間の分光反射スペクトルは、生体情報の吸収による影響がなく、距離に依存する輝度情報のみを表しているといえる。

30

【0060】

したがって、本発明においては、相対距離情報を求めるために650nm以上の所定波長の分光推定画像を用いている。なお、より好ましくは650nmから700nmの間の所定波長の分光推定画像である。

40

【0061】

次に、本実施形態の内視鏡システムにおいて、被観察体へ照明光L0を照射して取得したカラー画像信号に基づいて、分光推定画像を表示する分光推定画像観察モードの際の動作について説明する。

【0062】

まず、スコープユニット20の操作部27または入力部2において、操作者により分光推定画像観察モードが設定される。そして、分光推定画像観察モードにおいても、照明光L0の照射からカラー画像信号の取得までのステップについては、通常観察モードと同様

50

である。

【0063】

そして、画像取得部31によって取得されたカラー画像信号は、分光画像生成部32に出力される。

【0064】

そして、分光画像生成部32において、入力されたカラー画像信号に基づいて推定反射スペクトルデータが算出される。推定反射スペクトルデータの算出方法については、上述した相対距離情報の算出における算出方法と同様である。

【0065】

そして、推定反射スペクトルデータを算出した後、たとえば、入力部2の操作によって λ_1 、 λ_2 、 λ_3 の3つの波長域が選択され、その波長域に対応する推定反射スペクトルデータが取得される。

10

【0066】

例えば、3つの波長域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 として波長500nm、620nm、650nmが選択された場合は、それぞれの波長に対応する表1のパラメータ p_{21} 、 p_{45} 、 p_{51} の係数が用いられて算出された推定反射スペクトルデータ q_{21} 、 q_{45} 、 q_{51} が取得される。

【0067】

そして、この取得された推定反射スペクトルデータ q_{21} 、 q_{45} 、 q_{51} にそれぞれ適切なゲイン、オフセットを加味して擬似色分光推定データ s_{21} 、 s_{45} 、 s_{51} が算出され、この擬似色分光推定データ s_{21} 、 s_{45} 、 s_{51} がそれぞれ分光推定画像のR成分の画像信号 R' 、G成分の画像信号 G' 、B成分の画像信号 B' とされる。

20

【0068】

そして、この擬似3色画像信号 R' 、 G' 、 B' が分光画像生成部32から表示信号生成部36に出力される。そして、表示信号生成部36は、その擬似3色画像信号 R' 、 G' 、 B' 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、この表示用画像信号を表示装置3へ出力する。そして、表示装置3は、入力された表示用画像信号に基づいて分光推定画像を表示する。

【0069】

30

なお、上記説明では、3つの波長域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 として波長500nm、620nm、650nmを選択するようにしたが、このような波長域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記憶部33に記憶されており、各部位にマッチングした波長域の組み合わせを用いて分光推定画像が生成される。具体的には、 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 の波長セットとしては、例えば400nm、500nm、600nmの標準セットa、血管を描出するための470nm、500nm、670nmの血管B1セットb、同じく血管を描出するための475nm、510nm、685nmの血管B2セットc、特定組織を描出するための440nm、480nm、520nmの組織E1セットd、同じく特定組織を描出するための480nm、510nm、580nmの組織E2セットb、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400nm、430nm、475nmのヘモグロビンセットf、血液とカロテンとの差を描出するための415nm、450nm、500nmの血液-カロテンセットg、血液と細胞質の差を描出するための420nm、550nm、600nmの血液-細胞質セットhの8つの波長域の組み合わせ等が挙げられる。

40

【0070】

なお、上記第1の実施形態の内視鏡システムにおいては、通常観察モードにおいて通常画像および距離補正画像を表示し、分光推定画像観察モードにおいて分光推定画像を表示するようにしたが、これらのモードの処理を両方行って、通常画像、距離補正画像および分光推定画像を同時もしくは切り替えて表示するようにしてもよい。

【0071】

50

次に、本発明の内視鏡装置の第２の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６は、本発明の第２の実施形態を用いた内視鏡システム５の概略構成を示すものである。第２の実施形態を用いた内視鏡システム５は、第１の実施形態を用いた内視鏡システムとは、相対距離情報の使用方法が異なる。その他の構成は同様であるので第１の実施形態を用いた内視鏡システムを異なる構成のみを説明する。

【００７２】

内視鏡システム５は、図６に示すように、距離情報取得部３４により取得された各画素の相対距離情報に配色処理を施して、相対距離情報を表す画像信号を生成する配色処理部を備えている。

【００７３】

そして、表示信号生成部３６は、配色処理部３８において生成された相対距離情報を表す画像信号と、画像取得部３１から出力されたカラー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を表わす擬似３色画像信号とを合成して表示用画像信号を生成するものある。

【００７４】

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。まず、被観察体へ照明光Ｌ０を照射して取得したカラー画像信号に基づいて、通常画像を表示する通常観察モードの際の動作について説明する。

【００７５】

照射光Ｌ０の照射による通常像を撮像し、通常画像を表示するまでのステップ（図２のＳ１０～Ｓ１４）、および相対距離算出モードへの切り替えから相対距離情報を算出するまでのステップ（Ｓ１６～Ｓ２６）までは上記第１の実施形態の内視鏡システムと同様である。

【００７６】

そして、第２の実施形態の内視鏡システム５においては、各画素毎の相対距離情報Ｄを算出した後、その相対距離情報Ｄは、配色処理部３８に入力される。そして、配色処理部３８において、各画素毎の色を決定する。具体的には、全ての画素の相対距離情報から最大値と最小値とを選択する。そして、最大値に割り当てる色と最小値に割り当てる色とを決定する。そして、基準画素を始点として最大値の画素および最小値の画素に向かって相対距離情報Ｄの大きさに応じてグラデーションとなるように各画素に色の割り当てを行う。そして、上記のようにして割り当てた色情報を各画素が表すように相対距離情報を表す画像信号を生成し、表示信号生成部３６に出力する。

【００７７】

そして、表示信号生成部３６は、配色処理部３８において生成された相対距離情報を表す画像信号と、画像取得部３１から出力されたカラー画像信号とを合成して合成画像信号を生成し、その合成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、この表示用画像信号を表示装置３へ出力する。そして、表示装置３は、入力された表示用画像信号に基づいて、通常画像上に相対距離情報を表す画像を重ね合わせた合成画像を表示する。図８に合成画像の一例を示す。通常画像Ｇ１上に相対距離情報を表すグラデーション画像Ｇ２が重ね合わされている。

【００７８】

また、分光推定画像観察モードの際の動作については、擬似３色画像信号を取得する作用までは、上記第１の実施形態の内視鏡システムと同様である。

【００７９】

そして、表示信号生成部３６は、配色処理部３８において生成された相対距離情報を表す画像信号と、分光画像生成部３２から出力された擬似３色画像信号とを合成して合成画像信号を生成し、その合成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

10

20

30

40

50

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、この表示用画像信号を表示装置 3 へ出力する。そして、表示装置 3 は、入力された表示用画像信号に基づいて、分光推定画像上に相対距離情報を表す画像を重ね合わせた合成画像を表示する。

【0080】

なお、上記第 2 の実施形態の内視鏡システムにおいては、相対距離情報 D の大きさに応じてグラデーションとなるように各画素に色を割り当てたが、必ずしもグラデーションにする必要はなく、相対距離情報の大きさに応じて変化するのであればその他の色の割り当て方法でもよい。

【0081】

また、相対距離情報 D に応じて画素に色を割り当てて塗りつぶすのではなく、同じ大きさの相対距離情報 D の範囲を線で示した等高線を表わす画像を通常画像上または分光推定画像上に重ねて表示するようにしてもよい。すなわち、図 8 におけるグラデーション画像 G 2 の輪郭線のみを表示することになる。

10

【0082】

また、互いに異なる大きさの相対距離情報 D の範囲同士を異なる種類の斜線で示すようにしてもよい。

【0083】

また、相対距離情報を表わす画像は、必ずしも全画素について表示する必要はなく、一部の特定の範囲の画素についてのみ相対距離情報を表わす画像を表示するようにしてもよい。特定の範囲の画素については、たとえば、操作者により通常画像上における画素をマウスなどのポインターによって指定することによって決定することができる。

20

【0084】

また、周囲の画素に対して相対距離情報が所定閾値以上の差がある画素を特定し、その画素について強調表示するようにしてもよい。

【0085】

また、上記第 2 の実施形態の内視鏡システムにおいては、相対距離情報を表わす画像を、通常画像上または分光推定画像上に重ねて表示するようにしたが、これに限らず、相対距離情報を表わす画像のみを通常画像または分光推定画像と併置して表示するようにしてもよい。

【0086】

30

なお、上記第 2 の実施形態の内視鏡システムにおいては、通常観察モードにおいて通常画像および相対距離情報を表わす画像を表示し、分光推定画像観察モードにおいて分光推定画像および相対距離情報を表わす画像を表示するようにしたが、これらのモードの処理を両方行って、通常画像、分光推定画像および相対距離情報を表わす画像を同時もしくは切り替えて表示するようにしてもよい。また、通常画像上に相対距離情報を表わす画像を重ね合わせた合成画像と、分光推定画像上に相対距離情報を表わす画像を重ね合わせた合成画像とを同時もしくは切り替えて表示するようにしてもよい。また、さらに第 1 の実施形態の内視鏡システムと同様にして、距離補正画像も表示するようにしてもよい。

【0087】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態の内視鏡システムにおいて、各画素の相対距離情報 D を用いて、通常画像または分光推定画像に対し、被観察体の凹凸を強調する処理を施し、その凹凸強調画像を表示装置 3 において表示するようにしてもよい。

40

【0088】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態の内視鏡システムにおいて、各画素の相対距離情報 D を用いて、被観察体に対するスコープユニット 20 の先端の向きを取得し、その取得した向きを表示装置 3 において表示するようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図 1】本発明の内視鏡装置の第 1 の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

50

【図 2】図 1 に示す内視鏡システムの作用を説明するためのフローチャート

【図 3】図 1 に示す内視鏡システムにおける相対距離情報の算出方法を説明するためのフローチャート

【図 4】ヘモグロビン Hb と酸化ヘモグロビン HbO₂ の分光反射スペクトルを示す図

【図 5】ヘモグロビン Hb と酸化ヘモグロビン HbO₂ の分光反射スペクトルを示す図

【図 6】本発明の内視鏡装置の第 2 の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 7】図 6 に示す内視鏡システムの作用を説明するためのフローチャート

【図 8】相対距離情報を表わす画像の一例を示す図

【符号の説明】

10

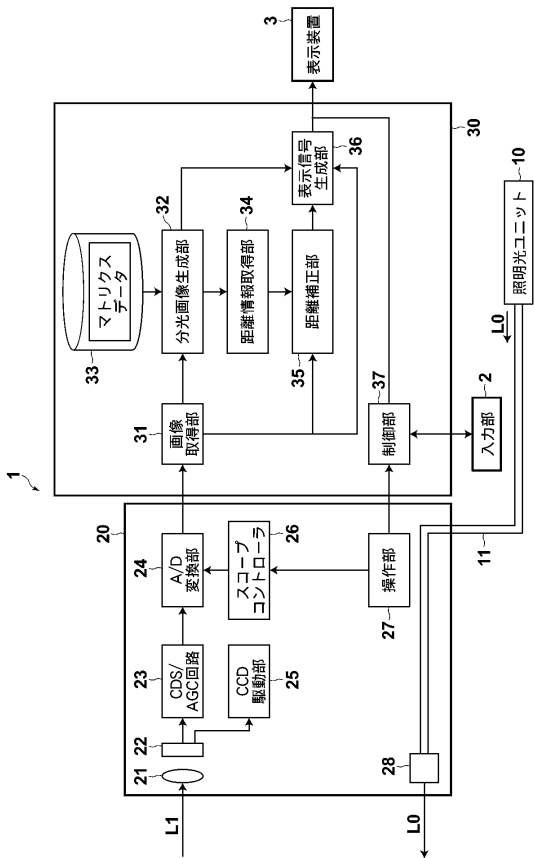
【 0 0 9 0 】

- 1, 5 内視鏡システム
- 2 入力部
- 3 表示装置
- 1 0 照明光ユニット
- 1 1 ライトガイド
- 2 0 スコープユニット
- 2 1 結像光学系
- 2 2 撮像素子
- 2 3 CDS / AGC 回路
- 2 4 A / D 変換部
- 2 5 CCD 駆動部
- 2 6 スコープコントローラ
- 2 7 操作部
- 2 8 照明窓
- 3 0 プロセッサユニット
- 3 1 画像取得部
- 3 2 分光画像生成部（分光画像処理部）
- 3 3 記憶部
- 3 4 距離情報取得部
- 3 5 距離補正部
- 3 6 表示信号生成部
- 3 7 制御部
- 3 8 配色処理部

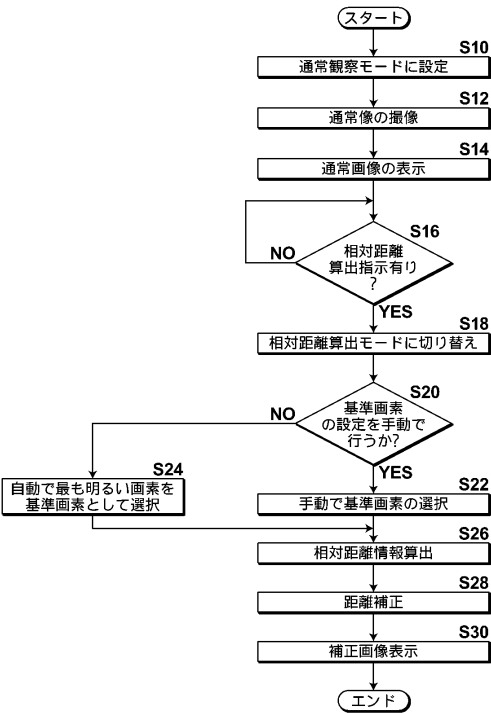
20

30

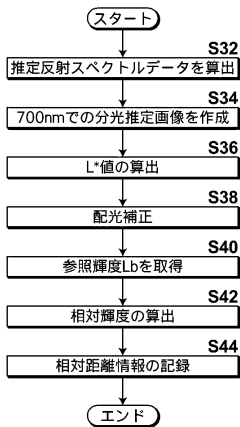
【図 1】



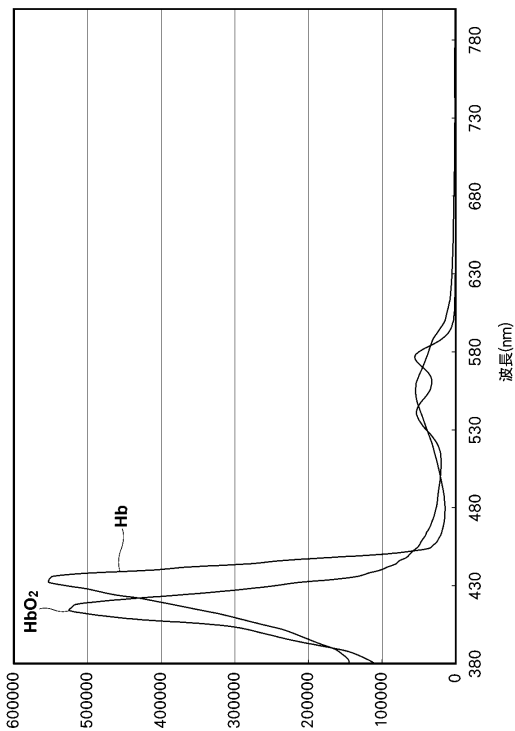
【図 2】



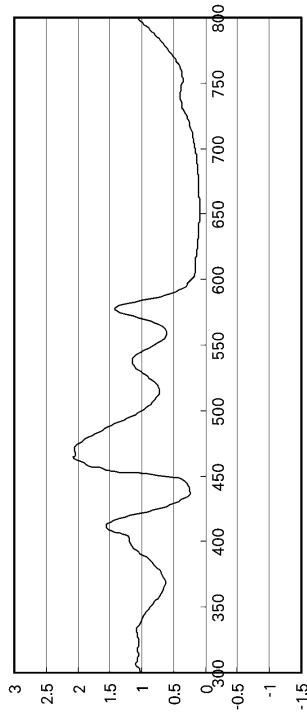
【図 3】



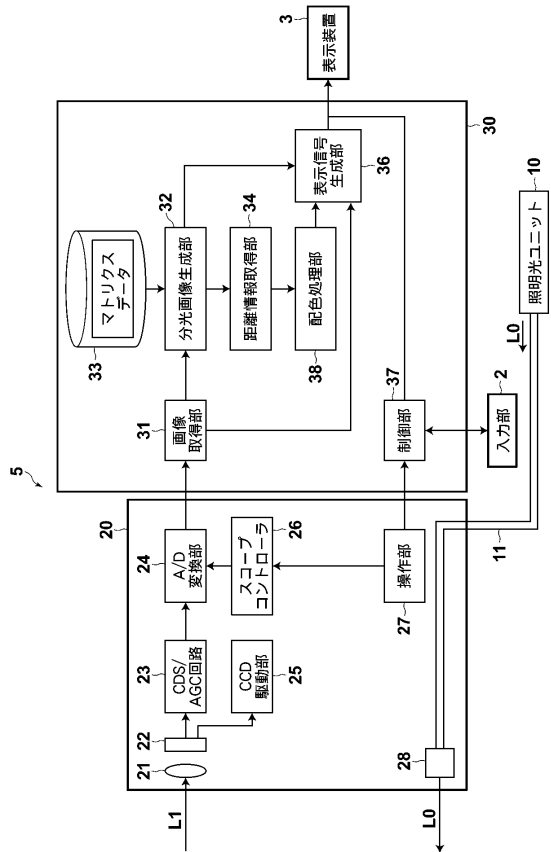
【図 4】



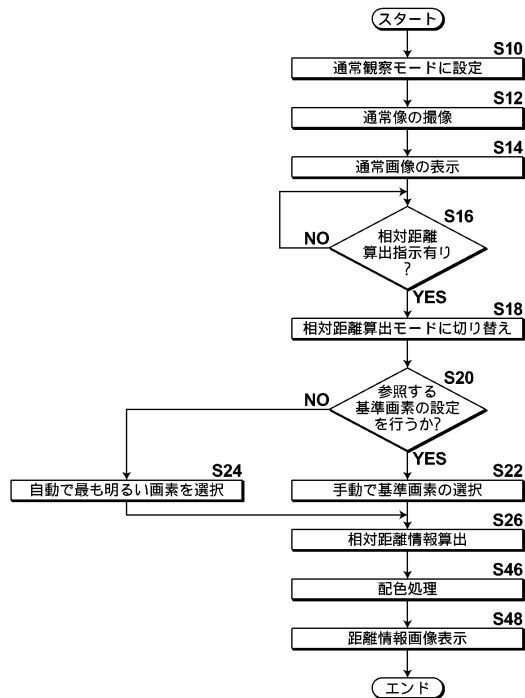
【 図 5 】



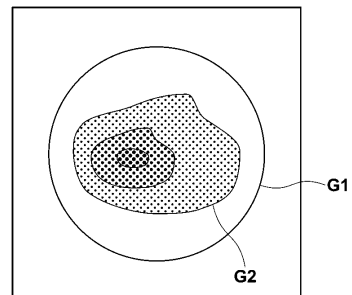
【 図 6 】



【圖 7】



【 図 8 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 0 6 5 5 8 5 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 9 3 3 3 6 (J P , A)
特開平 0 2 - 2 7 9 1 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 2 2 3 8 1 (J P , A)
特開昭 5 9 - 1 5 1 1 1 9 (J P , A)
特開昭 6 0 - 2 3 7 4 1 9 (J P , A)
特開昭 6 2 - 1 6 1 3 3 7 (J P , A)
特開昭 6 3 - 0 6 8 1 2 7 (J P , A)
特開平 0 5 - 0 4 1 9 0 1 (J P , A)
特開平 0 5 - 1 0 3 7 4 7 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 7 8 6 7 0 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 6 1 6 8 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜装置和内窥镜装置的操作方法		
公开(公告)号	JP5190944B2	公开(公告)日	2013-04-24
申请号	JP2008167249	申请日	2008-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	高橋 遼		
发明人	高橋 遼		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 G01C3/00 G06T7/507 G06T2207/10024 G06T2207/10068		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.520 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/04 G01C3/06.120.R G01C3/06.140 G06T1/00.290.Z G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2F112/AD03 2F112/CA02 2F112/CA08 2F112/DA22 2F112/DA28 2F112/FA03 2F112/FA07 2F112/FA21 2F112/FA33 2F112/FA45 2F112/FA50 2F112/GA01 2H040/DA01 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH52 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/SS21 4C061/WW08 4C061/WW09 4C061/WW15 4C161/CC06 4C161/HH52 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW09 4C161/WW15 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA26 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CH07 5B057/CH09 5B057/DA07 5B057/DC03 5B057/DC22 5B057/DC32 5L096/AA02 5L096/BA13 5L096/CA14 5L096/CA18 5L096/CA24 5L096/DA01 5L096/DA04 5L096/EA05 5L096/FA14 5L096/FA66 5L096/GA53		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2010005095A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不增加患者负担和成本的情况下获得观察目标和范围部分之间的距离信息。ZSOLUTION：内窥镜装置配备有具有照明光照明部分的示波器部分，该照明光照明部分用于利用照明光照射观察目标，以及用于通过接收从照射有照射的观察目标反射的光来捕获观察目标的图像的成像装置光和图像处理部分，对从示波器部分的成像装置输出的图像信号执行光谱图像处理，并产生预定波长的光谱估计图像信号，其中，用于获取距离信息的距离信息获取方法提供观察目标和成像装置的每个像素。光谱图像处理部分生成等于或大于650nm的预定波长的光谱估计图像信号，作为用于从成像装置的图像信号输出获取距离信息的光谱估计图像信号，以及表示该距离信息的距离信息。从用于获取距离信息的光谱估计图像信号获取成像装置的每个像素与观察目标之间的距离。Z

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{121} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{121r} & k_{121g} & k_{121b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$