

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02017/104190

発行日 平成30年10月4日 (2018.10.4)

(43) 国際公開日 平成29年6月22日 (2017.6.22)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 3	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

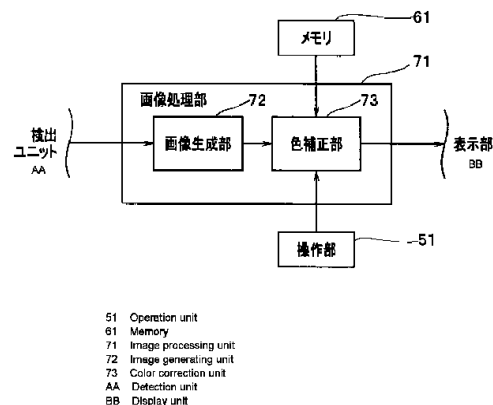
出願番号	特願2017-556357 (P2017-556357)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/076195	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成28年9月6日 (2016.9.6)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(31) 優先権主張番号	特願2015-243284 (P2015-243284)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(32) 優先日	平成27年12月14日 (2015.12.14)	(72) 発明者	小鹿 聡一郎 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	F ターム (参考)	4C161 CC06 MM10 NN03 NN05 QQ07 RR05 RR22 SS21 TT03 TT13

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、赤色、緑色及び青色のレーザー光を発生させる光源と、レーザー光が入射される第1端部P1と、レーザー光を被検体に照射する第2端部P2とを有する導光部Pと、被検体からの反射光を検出し、反射光に応じた検出信号を出力する光検出部41と、被検体毎に設定された複数の色補正パラメータを記憶するメモリ61、62と、検出信号に基づいて観察画像を生成し、被検体に応じて選択された複数の色補正パラメータの少なくとも1つに基づいて観察画像の色補正をする画像処理部71と、を有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

赤色、緑色及び青色のレーザー光を発生させる光源と、
前記レーザー光が入射される第 1 端部と、前記レーザー光を被検体に照射する第 2 端部とを有する導光部と、
前記被検体からの反射光を検出し、反射光に応じた検出信号を出力する光検出部と、
前記被検体毎に設定された複数の色補正パラメータを記憶するメモリと、
前記検出信号に基づいて観察画像を生成し、前記被検体に応じて選択された前記複数の色補正パラメータの少なくとも 1 つに基づいて前記観察画像の色補正をする画像処理部と、
を有することを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

アクチュエータを有し、
前記アクチュエータは、前記第 2 端部を揺動させ、前記レーザー光の照射位置を所定の走査経路に沿って移動させることが可能である、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記アクチュエータは、前記レーザー光の照射位置を渦巻き状の走査経路に沿って変位させることが可能である、ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記複数の色補正パラメータの各々は、前記被検体毎に、前記被検体の分光反射特性に応じて設定される、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記複数の色補正パラメータは、鼻粘膜の分光反射特性に応じて設定された鼻粘膜用の色補正パラメータと、鼻汁の分光反射特性に応じて設定された鼻汁用の色補正パラメータとを有する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記観察画像は、赤色、緑色及び青色の信号値を含んで構成され、
前記鼻粘膜用の色補正パラメータは、青色の信号値を減少させるパラメータ値を含む、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記複数の色補正パラメータは、第 1 の色補正パラメータと、第 2 の色補正パラメータとに基づいて算出される中間補正パラメータを含むことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 の色補正パラメータは、前記鼻粘膜用の色補正パラメータであり、
前記第 2 の色補正パラメータは、前記鼻汁用の色補正パラメータである、
ことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像処理部は、前記観察画像における所定の色の占める割合を検出し、検出された前記所定の色の占める割合に応じ、前記複数の色補正パラメータの中から少なくとも 1 つの色補正パラメータを決定することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記観察画像は、複数の小領域によって構成され、
前記画像処理部は、複数の小領域の各々に対し、所定の色の占める割合を検出し、検出された前記所定の色の占める割合に応じ、前記複数の色補正パラメータの中から少なくとも 1 つの色補正パラメータを決定して色補正をする、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記画像処理部は、隣り合う小領域の境界の色を平滑化することを特徴とする請求項 1

50

に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

操作部を有し、前記操作部に対する指示入力により、前記複数の色補正パラメータの中から色補正に使用される色補正パラメータに切替え可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに関する。

【背景技術】

10

【0002】

従来、医療分野で使用される内視鏡装置であって、直進性に優れた狭帯域光であるレーザー光によって被検体を走査し、被検体を撮像する走査型内視鏡装置が知られている。走査型内視鏡装置は、照明用光ファイバの先端を揺動させながらレーザー光を被検体に照射し、被検体の反射光を受光用光ファイバによって受光し、被検体を撮像する。走査型内視鏡は、挿入部に固体撮像素子を設けなくてもよいため挿入部の細径化が可能であり、挿入部が挿入される被検体の負担を軽減させることができる。

【0003】

また、他の従来例として、日本国特開 2008 - 302075 号公報に記載されるように、ランプの照明光を被検体に照射して被検体を撮像し、観察画像に対してスコープに応じた色変換処理をすることにより、色再現の精度を向上させた内視鏡装置が提案されている。

20

【0004】

内視鏡装置によって検出される被検体の色は、被検体に照射される光の成分と、被検体の分光反射特性とによって異なる。分光反射特性は、被検体の材質等によって異なることが知られている。

【0005】

しかし、従来の走査型内視鏡装置では、赤色、緑色及び青色の 3 色レーザー光が被検体に照射され、被検体が LED 光等の広帯域光を照射したときとは異なる色に見えてしまうことがある。同じ波長のレーザー光を照射しても分光反射特性の違いによって被検体毎に反射される光の色は異なり、広帯域光を被検体に照射したときと同じように見える色を再現して表示させることは難しい。

30

【0006】

また、日本国特開 2008 - 302075 号公報に開示される従来の内視鏡装置は、レーザー光が照射された被検体の色を再現するものではない。

【0007】

そこで、本発明は、レーザー光を照射して被検体を撮像し、被検体に応じた色の再現性を向上させることができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

40

【0008】

本発明の一態様の内視鏡システムは、赤色、緑色及び青色のレーザー光を発生させる光源と、前記レーザー光が入射される第 1 端部と、前記レーザー光を被検体に照射する第 2 端部とを有する導光部と、前記被検体からの反射光を検出し、反射光に応じた検出信号を出力する光検出部と、前記被検体毎に設定された複数の色補正パラメータを記憶するメモリと、前記検出信号に基づいて観察画像を生成し、前記被検体に応じて選択された前記複数の色補正パラメータの少なくとも 1 つに基づいて前記観察画像の色補正をする画像処理部と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

50

【図 1】本発明の実施形態に係わる、内視鏡システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の実施形態に係わる、内視鏡システムのアクチュエータの構成を示す断面図である。

【図 3】本発明の実施形態に係わる、内視鏡システムの渦巻き状の走査経路を説明する説明図である。

【図 4】本発明の実施形態に係わる、内視鏡システムの渦巻き状の走査経路を説明する説明図である。

【図 5】本発明の実施形態に係わる、内視鏡システムの画像処理部の構成を示すブロック図である。

10

【図 6】本発明の実施形態に係わる、カラーチャートの基準の赤色の反射光強度を説明する説明図である。

【図 7】本発明の実施形態に係わる、カラーチャートの基準の緑色の反射光強度を説明する説明図である。

【図 8】本発明の実施形態に係わる、カラーチャートの基準の青色の反射光強度を説明する説明図である。

【図 9】は、本発明の実施形態に係わる、カラーチャートの赤色、緑色及び青色の反射光強度を説明する説明図である。

【図 10】は、本発明の実施形態に係わる、内視鏡システムの色補正パラメータ設定フローの例を示すフローチャートである。

20

【図 11】本発明の実施形態に係わる、内視鏡システムの鼻粘膜の分光反射特性を示す図である。

【図 12】本発明の実施形態に係わる、内視鏡システムの鼻汁の分光反射特性を示す図である。

【図 13】倍率色収差の画像処理を説明する説明図である。

【図 14】倍率色収差の画像処理を説明する説明図である。

【図 15】倍率色収差の画像処理を説明する説明図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら、本発明の実施形態を説明する。

30

【0011】

(構成)

図 1 は、本発明の実施形態に係わる、内視鏡システム 1 の主要部の構成を示すブロック図である。図 1 では、電気信号線を実線で表し、光ファイバを破線で表している。

【0012】

内視鏡システム 1 の主要部は、図 1 に示すように、装置本体 2 と、内視鏡 3 と、表示部 4 とを有して構成される。装置本体 2 は、内視鏡 3 及び表示部 4 に接続される。

【0013】

装置本体 2 は、制御部 11 と、光源である光源ユニット 21 と、ドライバユニット 31 と、光検出部である検出ユニット 41 と、操作部 51 と、メモリ 61 と、画像処理部 71 とを有して構成される。

40

【0014】

制御部 11 は、光源ユニット 21 及びドライバユニット 31 の駆動制御を行う回路である。制御部 11 は、光源制御部 12 及び走査制御部 13 を有して構成される。

【0015】

光源制御部 12 は、光源ユニット 21 に接続され、光源ユニット 21 に制御信号を出力し、光源ユニット 21 の駆動を制御できるように構成される。

【0016】

走査制御部 13 は、ドライバユニット 31 に接続され、ドライバユニット 31 に制御信号を出力し、ドライバユニット 31 の駆動を制御できるように構成される。

50

【 0 0 1 7 】

光源ユニット 2 1 は、光源制御部 1 2 から入力される制御信号に基づいて、赤色、緑色及び青色のレーザー光を発生させ、導光部である照明用光ファイバ P の入射側端部 P 1 にレーザー光を入射させることができるように構成される。例えば、光源ユニット 2 1 は、光源制御部 1 2 から入力される制御信号に基づいて、赤色、緑色及び青色の各レーザー光を、順次繰り返して発生し、照明用光ファイバ P の入射側端部 P 1 に入射する。

【 0 0 1 8 】

光源ユニット 2 1 は、赤色、緑色及び青色の各レーザー光源 2 2 r、2 2 g、2 2 b と、合波器 2 3 とを有して構成される。光源ユニット 2 1 は、照明用光ファイバ P に接続される。

10

【 0 0 1 9 】

赤色、緑色及び青色の各レーザー光源 2 2 r、2 2 g、2 2 b は、合波器 2 3 に接続される。

【 0 0 2 0 】

赤色のレーザー光源 2 2 r は、赤色のレーザー光を発生させる。緑色のレーザー光源 2 2 g は、緑色のレーザー光を発生させる。青色のレーザー光源 2 2 b は、青色のレーザー光を発生させる。

【 0 0 2 1 】

合波器 2 3 は、赤色、緑色及び青色の各レーザー光源 2 2 r、2 2 g、2 2 b から入力される光を合波することができるように構成される。合波器 2 3 は、照明用光ファイバ P の入射側端部 P 1 に接続される。合波器 2 3 は、入力された光を合波して照明用光ファイバ P に出力する。

20

【 0 0 2 2 】

照明用光ファイバ P は、光が入射される第 1 端部である入射側端部 P 1 と、光を被検体に照射する第 2 端部である照射側端部 P 2 とを有して構成され、入射側端部 P 1 から照射側端部 P 2 に、導光できるように構成される。照明用光ファイバ P は、合波器 2 3 から入力される光を内視鏡 3 の挿入部 8 2 の先端から被検体に照射する。

【 0 0 2 3 】

ドライバユニット 3 1 は、内視鏡 3 のアクチュエータ 8 1 を駆動し、照明用光ファイバ P の照射側端部 P 2 を揺動させる回路である。ドライバユニット 3 1 は、信号発生器 3 2 と、D / A 変換器 3 3 a、3 3 b と、アンプ 3 4 a、3 4 b とを有して構成される。図 1 では、1 点鎖線により、照射側端部 P 2 が揺動する様子を模式的に表している。

30

【 0 0 2 4 】

信号発生器 3 2 は、走査制御部 1 3 から入力される制御信号に基づいて、アクチュエータ 8 1 の駆動信号 A X、A Y を生成し、D / A 変換器 3 3 a、3 3 b に出力する。

【 0 0 2 5 】

駆動信号 A X は、照明用光ファイバ P の照射側端部 P 2 を X 軸方向へ揺動できるように、出力される。駆動信号 A X は、例えば、下記数式 (1) によって規定される。下記数式 (1) において、 $X(t)$ は時刻 t における駆動信号 A X の信号レベルであり、 A_{mx} は時刻 t に依存しない振幅値であり、 $G(t)$ は正弦波 $\sin(2\pi f t)$ を変調する所定の関数である。

40

【 0 0 2 6 】

$$X(t) = A_{mx} \times G(t) \times \sin(2\pi f t) \quad \dots (1)$$

駆動信号 A Y は、照明用光ファイバ P の照射側端部 P 2 を Y 軸方向へ揺動できるように出力される。駆動信号 A Y は、例えば、下記数式 (2) によって規定される。下記数式 (2) において、 $Y(t)$ は時刻 t における駆動信号 A Y の信号レベルであり、 A_{my} は時刻 t に依存しない振幅値であり、 $G(t)$ は正弦波 $\sin(2\pi f t + \varphi)$ を変調する所定の関数であり、 φ は位相である。

【 0 0 2 7 】

$$Y(t) = A_{my} \times G(t) \times \sin(2\pi f t + \varphi) \quad \dots (2)$$

50

D/A変換器33a、33bは、信号発生器32から入力される駆動信号AX、AYを、それぞれデジタル信号からアナログ信号に変換し、アンプ34a、34bに出力する。

【0028】

アンプ34a、34bは、D/A変換器33a、33bから入力される駆動信号AX、AYを増幅し、増幅された駆動信号AX、AYをアクチュエータ81に出力する。

【0029】

図2は、本発明の実施形態に係わる、内視鏡システム1のアクチュエータ81の構成を示す断面図である。

【0030】

内視鏡3は、被検体内に挿入され、光源ユニット21によって発せられた光を被検体に照射し、被検体の反射光を撮像できるように構成される。内視鏡3は、挿入部82と、アクチュエータ81と、レンズ83と、受光部R1とを有して構成される。

【0031】

挿入部82は、細長状に形成され、被検体の体内に挿入可能である。

【0032】

アクチュエータ81は、照射側端部P2を揺動させ、レーザー光の照射位置を所定の走査経路に沿って移動させることが可能である。所定の走査経路は、例えば、渦巻き状の走査経路である。アクチュエータ81は、図2に示すように、フェルール84と、圧電素子85とを有して構成される。

【0033】

フェルール84は、例えば、ジルコニア（セラミック）を材質として構成される。フェルール84は、照明用光ファイバPの照射側端部P2が揺動できるように、照射側端部P2の近傍に設けられる。

【0034】

圧電素子85は、予め個別に設定された分極方向を有し、ドライバユニット31から入力される駆動信号AX、AYに応じて振動し、照明用光ファイバPの照射側端部P2を揺動させることができる。圧電素子85は、照明用光ファイバPの長手軸に対して直交するX軸方向へ照明用光ファイバPを揺動させるためのX軸用圧電素子85xと、照明用光ファイバPの長手軸及びX軸方向に対して直交する方向であるY軸方向へ照明用光ファイバPを揺動させるためのY軸用圧電素子85yとを有して構成される。

【0035】

レンズ83は、挿入部82の先端に設けられ、照明用光ファイバPの照射側端部P2から照射された光が入射され、被検体に光を照射できるように構成される。

【0036】

受光部R1は、挿入部82の先端に設けられ、被検体の反射光を受光する。受光された被検体の反射光は、受光用光ファイバRを介し、装置本体2の検出ユニット41に出力される。

【0037】

図3及び図4は、本発明の実施形態に係わる、内視鏡システム1の渦巻き状の走査経路を説明する説明図である。

【0038】

ドライバユニット31が信号レベルを増加させながら駆動信号AX、AYを出力すると、照明用光ファイバPは、アクチュエータ81により揺動され、照明用光ファイバPの照射位置は、図3のA1からB1に示されるように、漸次中心から遠ざかる渦巻き状の走査経路に沿って移動する。その後、ドライバユニット31が信号レベルを減少させながら駆動信号AX、AYを出力すると、照明用光ファイバPの照射位置は、図4のB2からA2に示されるように、漸次中心へ近づく渦巻き状の走査経路に沿って移動する。これにより、光源ユニット21によって順次発生する赤色、緑色及び青色の各レーザー光が、渦巻き状に被検体に照射され、被検体の反射光が受光部R1に受光され、被検体が渦巻き状に走査される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

図 1 に戻り、検出ユニット 4 1 は、被検体から反射光を検出し、反射光に応じた検出信号を画像処理部 7 1 に出力する回路である。検出ユニット 4 1 は、検出器 4 2 と、A / D 変換器 4 3 とを有して構成される。

【 0 0 4 0 】

検出器 4 2 は、例えば、アバランシェフォトダイオード等の光電変換素子を有して構成され、受光部 R 1 から受光用光ファイバ R を介して入力される被検体の反射光を検出信号に変換し、A / D 変換器 4 3 に出力する。

【 0 0 4 1 】

A / D 変換器 4 3 は、検出器 4 2 から入力される検出信号をデジタル信号に変換し、画像処理部 7 1 に出力する。

10

【 0 0 4 2 】

操作部 5 1 は、術者によって観察モード切替えの指示入力される切替スイッチを有して構成される。操作部 5 1 は、画像処理部 7 1 に接続され、術者の指示入力を画像処理部 7 1 に出力できるように構成される。操作部 5 1 に対する指示入力により、術者は、観察モードを切り替え、複数の色補正パラメータの中から色補正に使用される色補正パラメータに切替え可能である。

【 0 0 4 3 】

メモリ 6 1 は、書き換え可能な不揮発性メモリによって構成される。メモリ 6 1 には、被検体毎に設定された複数の色補正パラメータが記憶される。メモリ 6 1 は、画像処理部 7 1 に接続される。画像処理部 7 1 は、メモリ 6 1 に記憶された色補正パラメータを参照可能である。

20

【 0 0 4 4 】

図 5 は、本発明の実施形態に係わる、内視鏡システム 1 の画像処理部 7 1 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 5 】

画像処理部 7 1 は、検出ユニット 4 1 から入力される検出信号に基づいて観察画像を生成し、被検体に応じて選択された複数の色補正パラメータの少なくとも 1 つに基づいて観察画像の色補正をする回路である。

【 0 0 4 6 】

画像処理部 7 1 は、画像生成部 7 2 と、色補正部 7 3 とを有して構成される回路である。

30

【 0 0 4 7 】

画像生成部 7 2 は、検出ユニット 4 1 から検出信号が入力され、図示しないマッピングテーブルを参照して検出信号を画像情報に変換し、1 フレームずつ観察画像を生成する。画像処理部 7 1 によって生成された観察画像は、色補正部 7 3 に出力される。観察画像は、赤色、緑色及び青色の信号値を含んで構成される。

【 0 0 4 8 】

なお、より良好な観察画像を生成できるように、画像処理部 7 1 は、漸次中心から遠ざかる渦巻き状の走査経路（図 3 の A 1 から B 1 ）及び漸次中心へ近づく渦巻き状の走査経路（図 4 の B 2 から A 2 ）のいずれか一方の走査経路に沿って検出された検出信号のみを使用し、観察画像を生成しても構わない。

40

【 0 0 4 9 】

色補正部 7 3 は、観察画像に対し、被検体に応じた色補正をし、色補正がされた観察画像を表示部 4 に出力することができるように構成される。色補正部 7 3 は、操作部 5 1 と、メモリ 6 1 と、表示部 4 とに接続される。色補正部 7 3 は、操作部 5 1 から指示入力された観察モードを検出し、メモリ 6 1 から観察モードに応じた色補正パラメータを取得し、画像生成部 7 2 から入力される観察画像に対して色補正パラメータによって色補正をし、表示部 4 に出力することができるように構成される。

【 0 0 5 0 】

50

例えば、操作部 5 1 に対する指示入力等によって鼻粘膜観察モードに切り替えられると、色補正部 7 3 は、メモリ 6 1 から鼻粘膜用の色補正パラメータを取得し、鼻粘膜用の色補正パラメータによって観察画像の色を補正し、表示部 4 に出力をする。

【 0 0 5 1 】

例えば、操作部 5 1 に対する指示入力等によって鼻汁観察モードに切り替えられると、色補正部 7 3 は、メモリ 6 1 から鼻汁用の色補正パラメータを取得し、鼻汁用の色補正パラメータによって観察画像の色を補正し、表示部 4 に出力をする。

【 0 0 5 2 】

表示部 4 は、モニタ等により構成され、画像処理部 7 1 から出力される観察画像と、観察対象である被検体を術者に示すための観察モードとを表示可能である。

10

【 0 0 5 3 】

続いて、色補正パラメータについて説明をする。

【 0 0 5 4 】

図 6、図 7 及び図 8 は、本発明の実施形態に係わる、カラーチャートの基準の赤色、緑色及び青色の反射光強度を説明する説明図である。図 6、図 7 及び図 8 は、基準になる内視鏡における LED 光を色見本であるカラーチャートに照射したときの各色の反射光強度を示す。図 6 では、LED の発光特性 D と、カラーチャートの赤色の分光反射特性 C_r とが重なる部分の面積により、カラーチャートの赤色の反射光強度 S_{Dr} が示される。図 7 では、LED の発光特性 D と、カラーチャートの緑色の分光反射特性 C_g とが重なる部分の面積により、カラーチャートの緑色の反射光強度 S_{Dg} が示される。図 8 では、LED の発光特性 D と、カラーチャートの青色の分光反射特性 C_b とが重なる部分の面積により、カラーチャートの青色の反射光強度 S_{Db} が示される。

20

【 0 0 5 5 】

図 9 は、本発明の実施形態に係わる、カラーチャートの赤色、緑色及び青色の反射光強度を説明する説明図である。図 9 は、内視鏡 3 におけるレーザー光をカラーチャートに照射したときの反射光強度を示す。赤色のレーザー光の発光特性 L_r と、カラーチャートの赤色の分光反射特性 C_r とが重なる部分の面積により、カラーチャートの赤色の反射光強度 S_{Lr} が示される。緑色のレーザー光の発光特性 L_g と、カラーチャートの緑色の分光反射特性 C_g とが重なる部分の面積により、カラーチャートの緑色の反射光強度 S_{Lg} が示される。青色のレーザー光の発光特性 L_b と、カラーチャートの青色の分光反射特性 C_b とが重なる部分の面積により、カラーチャートの青色の反射光強度 S_{Lb} が示される。図 9 では、レーザー光の発光特性 L_r 、 L_g 、 L_b は、説明のため、実際よりも太く模式的に表している。

30

【 0 0 5 6 】

色補正パラメータは、観察画像の色相と彩度を補正できるように予め設定される。観察画像の色相と彩度は、赤色、緑色及び青色の信号値の比によって決定される。緑色の信号値を基準とすると、緑色を除く赤色と青色の各信号値を補正し、観察画像の色相と彩度を補正することができる。したがって、色補正パラメータは、赤色の信号値に乘算される色補正パラメータ Y_r と、青色の信号値に乘算される色補正パラメータ Y_b とを有して構成される。

40

【 0 0 5 7 】

色補正パラメータは、内視鏡 3 の特性によって変化する色相と彩度を補正できるように、内視鏡 3 の特性に応じ、予め設定される。

【 0 0 5 8 】

色補正パラメータは、被検体毎に、被検体の分光反射特性に応じ、予め複数設定される。例えば、色補正パラメータは、鼻粘膜の分光反射特性に応じて設定された鼻粘膜用の色補正パラメータと、鼻汁の分光反射特性に応じて設定された鼻汁用の色補正パラメータとを含んで構成される。例えば、鼻粘膜用の色補正パラメータは、青色の信号値を減少させるパラメータ値を含んで構成される。

【 0 0 5 9 】

50

観察画像の色相角及び彩度値は、赤色、緑色及び青色の反射光強度の比に応じて変化する。下記の数式(3)に示すように、内視鏡3における赤色、緑色及び青色のレーザー光によって被検体(ここでは、カラーチャート)を撮像したときの赤色、緑色及び青色の反射光強度の比が、図示しない基準になる内視鏡(以下「基準内視鏡」という)のLED光によって被検体を撮像したときの反射光強度の比と等しいとき、内視鏡3によって撮像される被検体の色相角及び彩度値が、基準内視鏡によって撮像される被検体の色相角(以下「基準色相角」という)及び彩度値(以下「基準彩度値」という)と同一状態になる。

【0060】

$$SDr : SDg : SDb = SLr : SLg : SLb \quad \dots (3)$$

上記の数式(3)により、色補正パラメータ X_r (赤色)、 X_g (緑色)、 X_b (青色)は、次の数式(4)(5)(6)によって表される。

【0061】

$$X_r = SDr / SLr \quad \dots (4)$$

$$X_g = SDg / SLg \quad \dots (5)$$

$$X_b = SDb / SLb \quad \dots (6)$$

色補正パラメータ X_g (緑色)を基準にすると、色補正パラメータ Y_r (赤色)、 Y_b (青色)は、次の数式(7)(8)によって表される。

【0062】

$$Y_r = X_r / X_g \quad \dots (7)$$

$$Y_b = X_b / X_g \quad \dots (8)$$

画像生成部72によって生成される観察画像は、反射光強度 SLr 、 SLg 、 SLb に応じた赤色、緑色及び青色の信号値を含んで構成される。色補正部73では、画像生成部72から入力される観察画像に対し、緑色を基準とし、赤色の信号値に色補正パラメータ Y_r (赤色)を乗算し、青色の信号値に色補正パラメータ Y_b (青色)を乗算し、基準内視鏡によって撮像されるカラーチャートの色を再現可能である。

【0063】

続いて、色補正パラメータの設定フローについて説明をする。

【0064】

図10は、本発明の実施形態に係わる、内視鏡システム1の色補正パラメータ設定フローの例を示すフローチャートである。図10では、鼻粘膜に対する赤色の色補正パラメータの設定フローを例示している。図11は、本発明の実施形態に係わる、内視鏡システム1の鼻粘膜の分光反射特性Mを示す図である。図12は、本発明の実施形態に係わる、内視鏡システム1の鼻汁の分光反射特性Nを示す図である。

【0065】

色補正パラメータは、内視鏡システム1の工場出荷前に設定される。色補正パラメータは、図10に示すフローに従い、CPUによってプログラムを実行可能である色補正パラメータ設定装置6(図1の2点鎖線)の処理によって設定される。以下、色補正パラメータ設定装置6の処理を説明する。なお、色補正パラメータは、図10に示すフローに従い、手作業によって設定されても構わない。

【0066】

内視鏡3の特性に応じた色補正パラメータの作成処理をする(S1)。S1では、カラーチャートの赤色の基準色相角及び基準彩度値を取得する。基準色相角及び基準彩度値は、予め、基準内視鏡によって赤色のLED光を照射してカラーチャートを撮像し、ベクトルスコープ等の色相彩度検出装置5(図1の2点鎖線)に出力される検出結果によって設定される。

【0067】

次に、内視鏡3によって赤色のレーザー光を照射してカラーチャートを撮像し、色相角及び彩度値を色相彩度検出装置5に出力する。内視鏡3によって取得される色相角及び彩度値が、基準色相角及び基準彩度値と一致状態になるまで、赤色の色補正パラメータ X_r を所定値だけずらしながら修正し、赤色の色補正パラメータ X_r を作成する。なお、内視

10

20

30

40

50

鏡 3 によって取得される色相角及び彩度値と、基準色相角及び基準彩度値との一致状態は、許容できる範囲の誤差があっても構わない。

【 0 0 6 8 】

カラーチャートの分光反射率 $C_r 1$ と、鼻粘膜の分光反射率 M_r とを比較する (S 2) 。 S 2 では、照射するレーザー光の波長における、カラーチャートの分光反射率 $C_r 1$ と、鼻粘膜の分光反射率 M_r とを比較し、カラーチャートの分光反射率 $C_r 1$ が鼻粘膜の分光反射率 M_r よりも大きいとき、処理は S 3 に進む。また、カラーチャートの分光反射率 $C_r 1$ が鼻粘膜の分光反射率 M_r よりも小さいとき、処理は S 6 に進む。また、カラーチャートの分光反射率 $C_r 1$ と鼻粘膜の分光反射率 M_r が等しいとき、処理は終了する。例えば、図 1 1 では、赤色レーザー光 L_r の波長において、カラーチャートの分光反射率 $C_r 1$ が、鼻粘膜の分光反射率 M_r よりも大きいため、処理は S 3 に進む。

10

【 0 0 6 9 】

S 3 では、鼻粘膜の基準色相角及び基準彩度値を取得する。鼻粘膜の基準色相角及び基準彩度値は、予め、基準内視鏡によって L E D 光を照射して鼻粘膜を撮像し、色相彩度検出装置 5 に出力される検出結果によって設定される。

【 0 0 7 0 】

色補正パラメータ X_r を所定値だけ増加させる (S 4) 。 S 4 では、色補正パラメータ X_r を所定値だけ増加させ、内視鏡 3 によって赤色のレーザー光を照射して鼻粘膜を撮像し、観察画像を出力する。

【 0 0 7 1 】

観察画像の鼻粘膜の赤色の色相角及び彩度値が、鼻粘膜の基準色相角及び基準彩度値と一致状態であるか否かを判定する (S 5) 。 S 5 では、観察画像の色相角及び彩度値を色相彩度検出装置 5 に出力し、観察画像の色相角及び彩度値が S 3 で取得した基準色相角及び基準彩度値と一致状態であるか否かを判定する。一致状態ではないとき (S 5 : N O) 、処理は S 4 に戻る。一方、一致状態であるとき、処理は終了する。

20

【 0 0 7 2 】

S 6 では、基準内視鏡によって鼻粘膜の基準色相角及び基準彩度値を取得する。

【 0 0 7 3 】

色補正パラメータ X_r を所定値だけ減少させる (S 7) 。 S 7 では、色補正パラメータ X_r を所定値だけ減少させ、内視鏡 3 によって赤色のレーザー光を照射して鼻粘膜を撮像し、観察画像を出力する。

30

【 0 0 7 4 】

観察画像の鼻粘膜の赤色の色相角及び彩度値が、基準色相角及び基準彩度値と一致状態であるか否かを判定する (S 8) 。 S 8 では、観察画像の色相角及び彩度値を色相彩度検出装置 5 に出力し、観察画像の色相角及び彩度値が S 6 で取得した基準色相角及び基準彩度値と一致状態であるか否かを判定する。一致状態ではないとき (S 8 : N O) 、処理は S 6 に戻る。一方、一致状態であるとき、処理は終了する。

【 0 0 7 5 】

上述の S 1 から S 8 の処理により、赤色の色補正パラメータ X_r が設定される。

【 0 0 7 6 】

同様の処理により、緑色の色補正パラメータ X_g 、青色の色補正パラメータ X_b が設定される。

40

【 0 0 7 7 】

色補正パラメータ X_r 、 X_g 、 X_b に基づいて、数式 (7) (8) によって演算し、色補正パラメータ Y_r 、 Y_b が設定される。

【 0 0 7 8 】

図 1 2 は、鼻汁の分光反射特性を示す図である。鼻汁についても、S 1 から S 8 の処理により、色補正パラメータ X_r 、 X_g 、 X_b が設定され、数式 (7) (8) により、色補正パラメータ Y_r 、 Y_b が設定される。

【 0 0 7 9 】

50

実施形態によれば、レーザー光を照射して被検体を撮像し、被検体に応じた色の再現性を向上させることができる。

【0080】

（実施形態の変形例1）

実施形態では、操作部51に対する指示入力によって観察モードが切り替えられるが、観察モードは、観察画像の全体の色相角と彩度値によって切り替えられても構わない。

【0081】

実施形態の変形例1では、画像処理部71は、観察画像における所定の色の占める割合を検出し、検出された所定の色の占める割合に応じ、複数の色補正パラメータの中から少なくとも1つの色補正パラメータを決定する。

10

【0082】

より具体的には、色補正部73は、画像生成部72から入力される観察画像から所定の色相及び彩度を示す特徴領域を検出し、観察画像における検出された特徴領域の占める割合が所定値以上であるとき、所定の観察モードに切り替え、メモリ61に記憶される複数の色補正パラメータの中から所定の色補正パラメータを決定する。

【0083】

例えば、観察画像に対し、赤色の特徴領域の占める割合が所定値以上であるとき、色補正部73は、観察モードを鼻粘膜モードに切り替え、鼻粘膜用の色補正パラメータによって色補正を行う。また、観察画像に対し、黄色によって特徴づけられる特徴領域の占める割合が所定値以上であるとき、色補正部73は、観察モードを鼻汁モードに切り替え、鼻汁用の色補正パラメータによって色補正を行う。

20

【0084】

実施形態の変形例1によれば、被検体の色に応じた色補正パラメータの切り替えが行われ、レーザー光を照射して被検体を撮像し、被検体に応じた色の再現性を向上させることができる。

【0085】

（実施形態の変形例2）

実施形態の変形例1では、観察画像の全体の色相と彩度によって観察モードが切り替えられるが、観察画像を構成する複数の小領域毎に、観察モードが切り替えられても構わない。

30

【0086】

色補正部73は、観察画像を構成する複数の小領域の各々に対し、所定の色の占める割合を検出し、検出された所定の色の占める割合に応じ、複数の色補正パラメータの中から少なくとも1つの色補正パラメータを決定する。

【0087】

色補正部73は、隣り合う小領域の境界の色を平滑化する。色補正部73は、互いの小領域の境界の画素又は色補正パラメータに対してスムージング処理を施し、互いの色をぼんやりさせ、色が自然に移り替わるように画像処理をする。

【0088】

実施形態の変形例2によれば、小領域毎に被検体の色に応じた色補正パラメータが設定され、レーザー光を照射して被検体を撮像し、被検体に応じた色の再現性を向上させることができる。

40

【0089】

なお、実施形態では、色補正部73は、1つの観察モードに対応する色補正パラメータによって色補正を行うが、複数の観察モードに対応する色補正パラメータに基づいて演算することによって色補正パラメータを算出し、色補正を行っても構わない。

【0090】

色補正パラメータは、例えば、鼻粘膜用の色補正パラメータと、鼻汁用の色補正パラメータとの平均値を演算することによって、中間補正パラメータとして算出されても構わない。

50

【0091】

他の色補正パラメータの算出例として、例えば、内視鏡3の長さに応じて赤色等の特定の色の光の成分の減衰があるとき、色補正パラメータは、特定の色の光の減衰量を補完できるように、所定の調整係数を乗算して算出されても構わない。

【0092】

他の色補正パラメータの算出例として、例えば、表示部4が色補正機能を有するとき、色補正パラメータは、表示部4の色補正機能の特徴に合わせて設定されても構わない。

【0093】

なお、実施形態では、メモリ61は、装置本体2に設けられるが、内視鏡3内にメモリ62を設けても構わない。

10

【0094】

なお、実施形態では、検出器42は1つであるが、赤色、緑色及び青色用の3つの検出器を有しても構わない。

【0095】

なお、実施形態では、色補正パラメータは、鼻粘膜用の色補正パラメータと、鼻汁用の色補正パラメータとを例示しているが、色補正パラメータは、鼻粘膜用及び鼻汁用に限定されず、他の被検体の撮像に使用される色補正パラメータであっても構わない。

【0096】

(倍率色収差補正の画像処理)

ところで、被検体によって反射した光はレンズを通過する際に屈折するが、光の屈折率は光の波長、すなわち光の色によって異なる。その結果、光の色によってレンズの焦点距離は異なり、レンズ周縁部に色ずれを生じさせる。レンズ周縁部の色ずれは、倍率色収差補正の画像処理によって補正される。

20

【0097】

図13、図14及び図15は、倍率色収差の画像処理を説明する説明図である。図13において、H及びVによって示される座標はテレビジョン座標系の座標を示し、X及びYによって示される座標は中心座標系の座標を示す。

【0098】

メモリには、1/8象限である領域Q2bのテレビジョン座標系変換テーブルが記憶される。テレビジョン座標系変換テーブルは、テレビジョン座標系により、領域Q2bに配置される全ての画素の各々に対し、画素の参照元座標データ H_n 、 V_n と、画素の参照先座標データ ΔH_n 、 ΔV_n とを有して構成される。参照先座標データ ΔH_n 、 ΔV_n は、画素の移動量として規定される。

30

【0099】

画像処理装置は、1/8象限のテレビジョン座標系変換テーブルを参照し、4象限の中心座標系変換テーブルを作成可能である。画像処理装置は、作成された中心座標系変換テーブルを参照し、中心座標系変換テーブルに含まれる全ての画素の各々に対し、画素の座標データ X_n 、 Y_n と、参照先座標データ ΔX_n 、 ΔY_n とを取得し、参照元座標(X_n , Y_n)の画素値を、参照先座標($X_n + \Delta X$, $Y_n + \Delta Y$)の画素値に置き換えることにより、画素を移動させ、倍率色収差補正をすることが可能である。

40

【0100】

中心座標系変換テーブルの作成は、次のように行われる。

【0101】

画像処理装置は、領域Q2bのテレビジョン座標系変換テーブルを垂直水平反転させ領域Q2aのテレビジョン座標系変換テーブルを作成する。具体的には、領域Q2bに含まれる全ての参照元座標データ H_n 及び V_n を互いに入れ替え、かつ参照先座標データ ΔH_n 及び ΔV_n を互いに入れ替えることにより、領域Q2bのテレビジョン座標系変換テーブルが作成される。

【0102】

画像処理装置は、領域Q2aのテレビジョン座標系変換テーブルと、領域Q2bのテレ

50

ビジョン座標系変換テーブルとを合わせ、領域 Q 2 のテレビジョン座標系変換テーブルを作成する。

【 0 1 0 3 】

画像処理装置は、次の数式に示す演算を行うことにより、中心座標系変換テーブルを作成する。中心座標系変換テーブルは、画素の参照元座標データ X_n 、 Y_n と、画素の参照先座標データ ΔX_n 、 ΔY_n とを有して構成される。参照先座標データ ΔX_n 、 ΔY_n は、画素の移動量として規定される。

【 0 1 0 4 】

領域 Q 1 について、

$$X_n = 199 - H_n$$

$$Y_n = 199 - V_n$$

$$\Delta X_n = -1 \times \Delta H_n$$

$$\Delta Y_n = \Delta V_n$$

領域 Q 2 について、

$$X_n = H_n - 200$$

$$Y_n = 199 - V_n$$

$$\Delta X_n = \Delta H_n$$

$$\Delta Y_n = \Delta V_n$$

領域 Q 3 について、

$$X_n = 199 - H_n$$

$$Y_n = V_n - 200$$

$$\Delta X_n = -1 \times \Delta H_n$$

$$\Delta Y_n = -1 \times \Delta V_n$$

領域 Q 4 について、

$$X_n = H_n - 200$$

$$Y_n = V_n - 200$$

$$\Delta X_n = \Delta H_n$$

$$\Delta Y_n = -1 \times \Delta V_n$$

例えば、図 1 4 では、テレビジョン座標系の座標 (2 0 1 , 1 9 8) は、領域 Q 1 の中心座標系の座標 (- 2 , 1)、領域 Q 2 の中心座標系の座標 (1 , 1)、領域 Q 3 の中心座標系の座標 (- 2 , - 2)、領域 Q 4 の中心座標系の座標 (1 , - 2) に変換され、中心座標系変換テーブルが作成される。

【 0 1 0 5 】

画像処理装置は、1 / 8 象限の変換テーブルから 4 象限の変換テーブルを作成可能であり、変換テーブルを記憶するメモリの記憶量を削減可能である。

【 0 1 0 6 】

ところで、倍率色収差補正では、画像処理装置は、メモリに観察画像のコピーを一時保存し、一時保存された観察画像を参照し、参照先座標 ($X_n + \Delta X_n$, $Y_n + \Delta Y_n$) の画素値を取得し、オリジナルの観察画像における参照元座標の画素値を参照先座標の画素値によって置き換える。

【 0 1 0 7 】

観察画像を一時保存するとき、画像処理装置は、最大の移動量の画素の移動をカバーできるライン数分だけ、メモリに観察画像を一時保存する。より具体的には、画像処理装置は、処理対象となる各画素から複数の参照先座標データ ΔY_n の値を取得し、複数の参照先座標データ ΔY_n の中から、画素の最大の移動量を示す参照先座標データ ΔY_{max} を抽出する。続いて、図 1 5 に示すように、画像処理装置は、観察画像の中から参照先座標データ ΔY_{max} の値と同じライン数だけ画像を抽出してメモリに一時保存する。

【 0 1 0 8 】

画像処理装置は、観察画像を一時保存するメモリの記憶量を削減可能である。

【 0 1 0 9 】

10

20

30

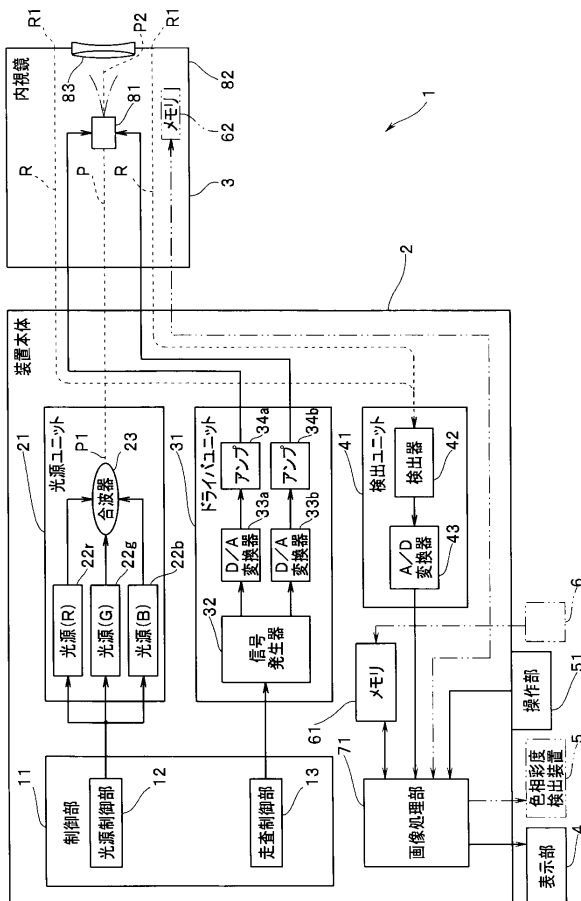
40

50

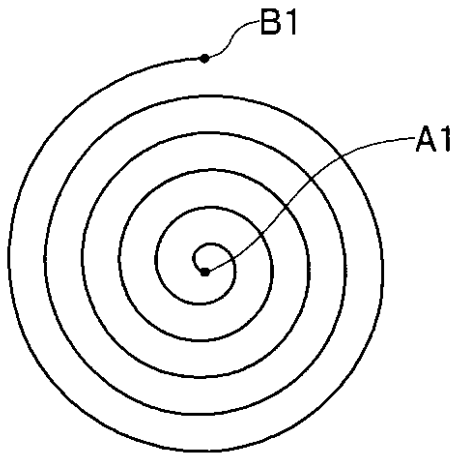
【 0 1 1 0 】

【 0 1 1 1 】

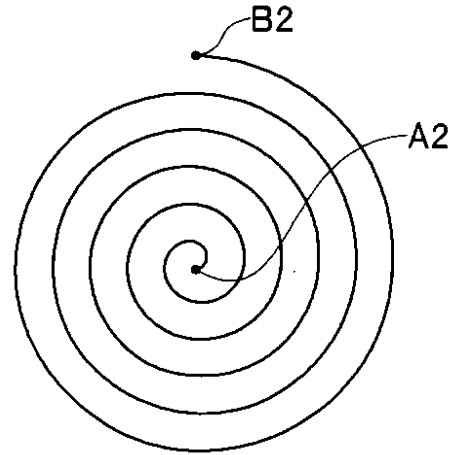
【 図 1 】



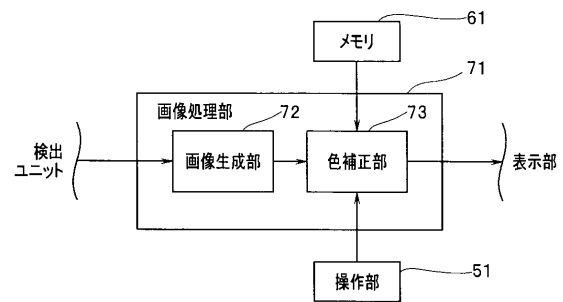
【図 3】



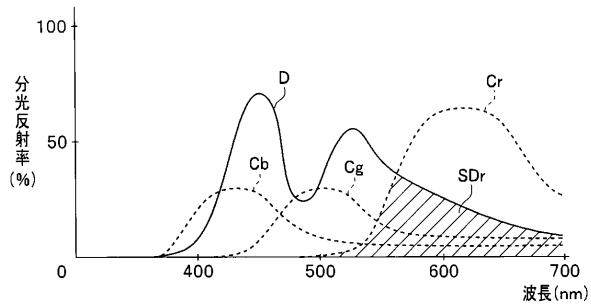
【図 4】



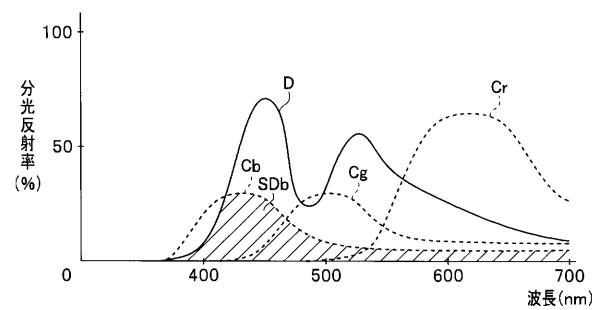
【図 5】



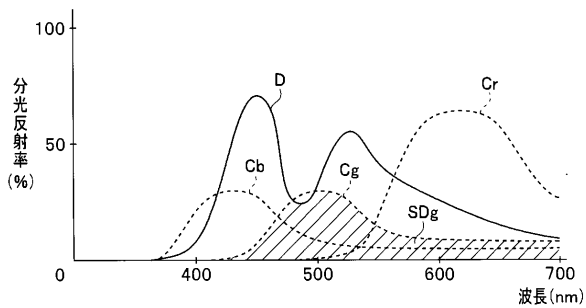
【図 6】



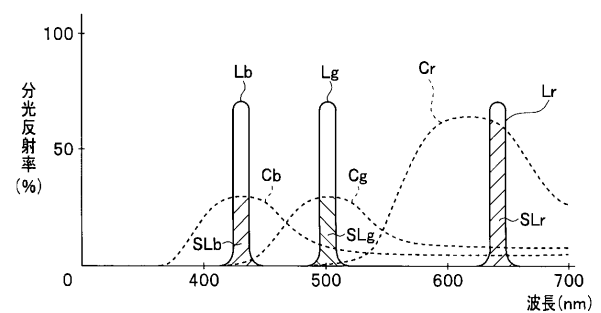
【図 8】



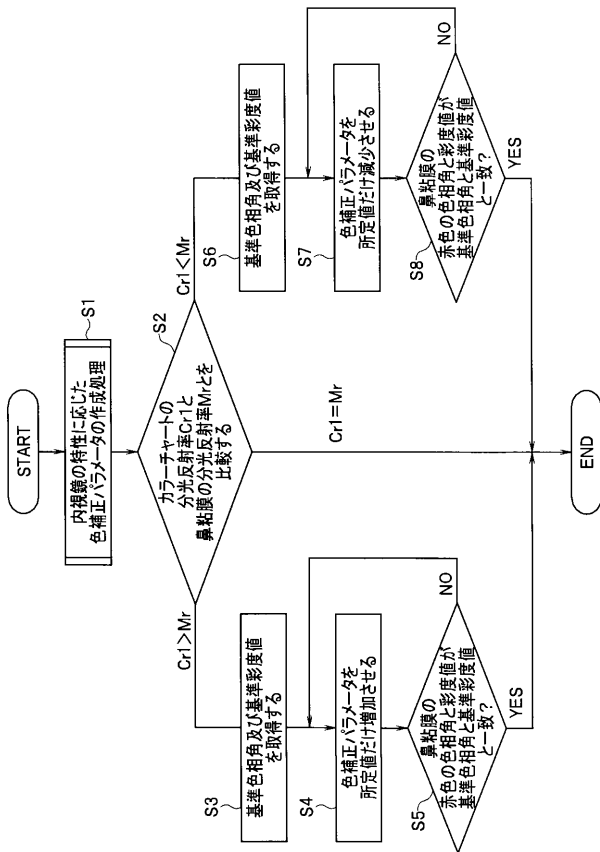
【図 7】



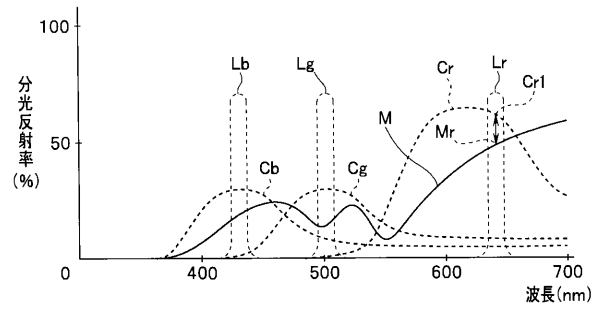
【図 9】



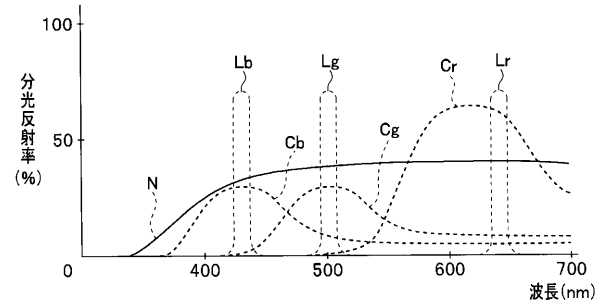
【図 10】



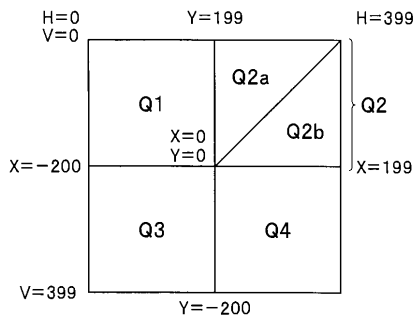
【図 11】



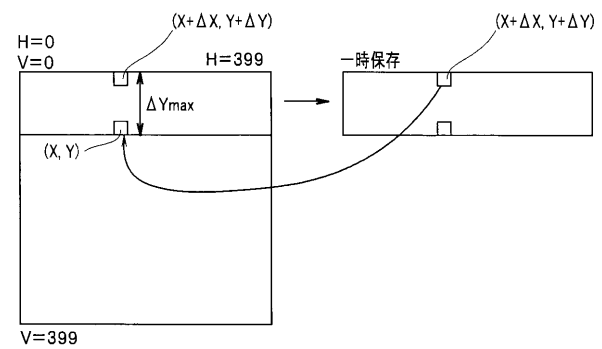
【図 12】



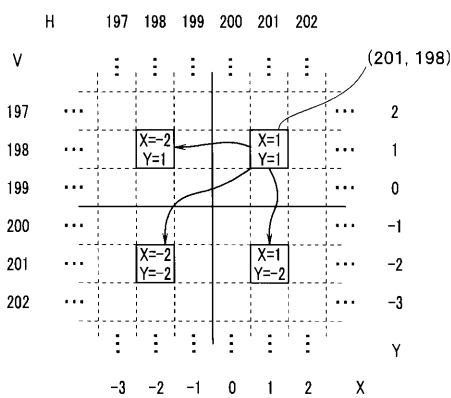
【図 13】



【図 15】



【図 14】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/076195

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, G02B23/24, G06T1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2015-136580 A (Olympus Corp.), 30 July 2015 (30.07.2015), paragraphs [0016] to [0033] (Family: none)	1-6, 9-12
Y	JP 2010-45615 A (Olympus Corp.), 25 February 2010 (25.02.2010), paragraphs [0002] to [0006], [0019] to [0045], [0072] to [0085] & US 2010/0039507 A1 paragraphs [0002] to [0009], [0034] to [0092], [0131] to [0152]	1-6, 9-12
Y	JP 2006-146646 A (Noritsu Koki Co., Ltd.), 08 June 2006 (08.06.2006), paragraph [0017] (Family: none)	1-6, 9-12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
14 November 2016 (14.11.16)Date of mailing of the international search report
29 November 2016 (29.11.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/076195

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 7-178046 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 July 1995 (18.07.1995), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 6 1 9 5	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24, G06T1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	JP 2015-136580 A (オリンパス株式会社) 2015.07.30, 段落【0016】 - 【0033】 (ファミリーなし)	1-6, 9-12	
Y	JP 2010-45615 A (オリンパス株式会社) 2010.02.25, 段落【0002】 - 【0006】, 【0019】 - 【0045】, 【0072】 - 【0085】 & US 2010/0039507 A1, 段落[0002]-[0009], [0034]-[0092], [0131]-[0152]	1-6, 9-12	
Y	JP 2006-146646 A (ノーリツ鋼機株式会社) 2006.06.08, 段落【0017】 (ファミリーなし)	1-6, 9-12	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 14.11.2016		国際調査報告の発送日 29.11.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 井上 香緒梨 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	
		2Q	3614

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 6 1 9 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 7-178046 A (オリンパス光学工業株式会社) 1995.07.18, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-12

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2017104190A1	公开(公告)日	2018-10-04
申请号	JP2017556357	申请日	2016-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	小鹿聡一郎		
发明人	小鹿 聡一郎		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0661 A61B1/00009 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/07 A61B1/233 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/045.622 A61B1/00.523		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/MM10 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/RR05 4C161/RR22 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/TT13		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2015243284 2015-12-14 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统具有用于产生红色，绿色和蓝色激光的光源，入射激光的第一端P1和用于向被检体照射第二端P2。照明单元P，检测来自被摄体的反射光并根据该反射光输出检测信号的光检测单元41，以及存储针对每个被摄体设置的多个颜色校正参数的存储器61和62。以及图像处理单元71，其基于检测信号生成观察图像并基于根据被摄体选择的多个颜色校正参数中的至少一个来校正观察图像的颜色。

