

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5076036号

(P5076036)

(45) 発行日 平成24年11月21日(2012.11.21)

(24) 登録日 平成24年8月31日(2012.8.31)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 1/04 (2006.01)** A 6 1 B 1/04 3 7 0  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 U  
**G 0 2 B 23/26 (2006.01)** G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 5 (全 21 頁)

|               |                              |           |                     |
|---------------|------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2012-509800 (P2012-509800) | (73) 特許権者 | 304050923           |
| (86) (22) 出願日 | 平成23年6月10日 (2011.6.10)       |           | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 |
| (86) 国際出願番号   | PCT/JP2011/063350            |           | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号   |
| (87) 国際公開番号   | W02011/162111                | (74) 代理人  | 100076233           |
| (87) 国際公開日    | 平成23年12月29日 (2011.12.29)     |           | 弁理士 伊藤 進            |
| 審査請求日         | 平成24年2月22日 (2012.2.22)       | (72) 発明者  | 秋山 大輔               |
| (31) 優先権主張番号  | 特願2010-145252 (P2010-145252) |           | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |
| (32) 優先日      | 平成22年6月25日 (2010.6.25)       |           | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |
| (33) 優先権主張国   | 日本国 (JP)                     | (72) 発明者  | 菅 武志                |
| 早期審査対象出願      |                              |           | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |
|               |                              |           | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |
|               |                              | (72) 発明者  | 濱田 敏裕               |
|               |                              |           | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |
|               |                              |           | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像素子及び照明光を出射するライトガイドが搭載された内視鏡と、

前記内視鏡が着脱自在に接続され、接続された前記内視鏡に搭載された前記撮像素子の出力信号に対する信号処理を行う信号処理装置と、

接続された前記内視鏡に搭載されたライトガイドの、照明光の波長帯域に含まれる複数の異なる波長に対する複数の開口数に基づいて設定された色補正係数と、前記信号処理装置により生成される B、G、R の信号の少なくとも一つとの乗算を行うことで色補正処理を行う色補正手段と、を備え、

前記色補正係数は、

前記信号処理装置により前記撮像素子の出力信号から生成される R、G、B の色信号における G の色信号を基準として、B、R の色信号に対して、以下の (1) 式の B 信号補正係数及び (2) 式の R 信号補正係数により、それぞれ (3) 式から (5) 式の係数の条件を用いて色補正を行うことを特徴とする内視鏡装置。

$$B \text{ 信号補正係数} = (NA_g / NA_e / \alpha_B)^\beta \cdots (1)$$

$$R \text{ 信号補正係数} = (NA_c / NA_e / \alpha_R)^\beta \cdots (2)$$

$$1 < \alpha_B < 1.2 \cdots (3)$$

$$0.9 < \alpha_R < 1 \cdots (4)$$

$$1 < \beta < 5 \cdots (5)$$

ただし、 $NA_g$ 、 $NA_e$ 、 $NA_c$ ：それぞれ g 線、e 線、C 線におけるライトガイド

の開口数、 $\alpha_B$ 、 $\alpha_R$ ：基準となるライトガイドの $NA_g$ 、 $NA_e$ 、 $NA_c$ に基づいて設定される係数、 $\beta$ ：前記内視鏡が接続される光源装置の光学特性によって設定される係数

【請求項 2】

前記信号処理装置は、前記撮像素子の出力信号から生成される複数の色信号の相対的レベルを、ホワイトバランスさせるようにホワイトバランス調整するホワイトバランス調整手段を有し、

前記ホワイトバランス調整手段のホワイトバランス調整する目標値に設定するために、前記色補正係数を使用することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

さらに、前記照明光を出射させるための光源光を前記ライトガイドに供給する光源装置と、前記光源装置に設けられ、前記ライトガイドに供給される前記光源光の光量を可変する絞りとを有し、

前記色補正手段は、前記ホワイトバランス調整時における光量とは異なる観察時における光量の状態において、前記複数の色信号の相対的レベルをホワイトバランス調整させるのに必要な目標値となるように前記色補正係数を予め設定することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

白色照明光のもとでカラー撮像を行う第 1 の観察モードと、  
前記白色照明光とは異なる波長帯域のもとで撮像を行う第 2 の観察モードと、  
を備え、前記色補正係数は、前記第 1 及び第 2 の観察モードごとに設定され、  
前記色補正手段は、観察モードの切り替えに応じて前記色補正係数を切り替えて色補正処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記色補正係数のデータを格納し、該データを前記色補正手段に出力する情報格納手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡を用いて、被検体内部を観察する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に内視鏡装置は、被写体である体内組織を撮影するための撮像素子や被写体を照らすための照明光を伝送するライトガイド等を備えた内視鏡と、内視鏡内の撮像素子からの映像信号を処理してモニタに出力する信号処理装置としてのプロセッサ、内視鏡内のライトガイドに照明光を供給する光源装置により構成される。

このような内視鏡装置においては、例えば上部消化管や下部消化管用などのように種類が異なる内視鏡の場合にも、共通の光源装置が利用される場合がある。そして、種類が異なる内視鏡を用いた場合にも、モニタには色再現性の良い観察画像を表示できることが望まれる。

【0003】

第 1 の従来例としての日本国特開平 8 - 126607 号公報に開示された内視鏡装置においては、光源ランプの印加電圧や、光路を遮蔽する絞りにより、ライトガイドに供給される光源光の光束を制御する光束制御手段を備えている。

そして、この第 1 の従来例においては、光源光の光束の制御状態に応じて、色調補正手段は、撮像素子による内視鏡画像の画像信号に対して、内視鏡画像を複数部分（複数領域）に分割した各部分別に、色調補正を行うようにしている。

【0004】

しかし、第 1 の従来例は、光束制御手段によるライトガイドに供給される光源光の光束の制御状態により、内視鏡画像の各部分別（領域別）に色調補正を行う構成のため、各部分別に予め設定された情報に基づいて色調補正を行うことが必要になる。

10

20

30

40

50

しかし、内視鏡画像の各部分に当たる照明光は、撮像手段から被写体までの距離に応じて異なるため、距離が変化する使用環境のもとでは、距離と共に情報自体を変更する構成にしないと、色調補正を適切に行うことができない。

また、この第1の従来例は、光束制御手段によるライトガイドに供給される光源光の光束の制御状態により、内視鏡画像の各部分別に色調補正を行うが、ライトガイドの開口数（NAと言う）が変化した場合、内視鏡画像の色再現を適切に行うことが困難である。

【0005】

可視の波長帯域にまたがる白色の照明光のもとでカラー撮像する場合、可視の波長帯域中においても、その波長帯域中における異なる波長においてライトガイドの開口数は、それぞれ異なる値を持つ。

10

従って、可視の波長帯域においても、その波長帯域中におけるそれぞれ異なる複数の波長における各開口数に応じた色補正を行わないと、色再現性の良い観察像としての内視鏡画像を得ることが困難になる。

なお、第2の従来例としての日本国特開2006-26128号公報の光源装置は、可視光を発生する可視光源と、励起光を発生する励起光源と、両光源からの可視光と励起光との光路を光路合成素子により共通化して、ライトガイドが接続されるコネクタ部を形成している。

【0006】

そして、この第2の従来例は、光源装置のコネクタ部に接続される内視鏡のライトガイドの開口数に合わせて、可視光を集光する集光レンズによる光束径を切り換えることを開示している。つまり、この第2の従来例は、内視鏡のライトガイドの開口数に合わせて、集光する集光レンズによる光束径を切り換えることを開示しているのみである。従来、内視鏡装置の設計においては光源装置の集光特性の仕様に合わせたNAのライトガイドを選択していたが、近年においては、設計時の想定と異なる様々な特性のライトガイドを同一の光源装置を含む内視鏡装置として使用される状況となっている。

20

例えば、現在のライトガイドはその殆どが成分中に鉛を含んでいるが、RoHS指令（電気・電子機器に有害物質を非含有とさせることを目的として制定された制度）へ適合させるためにライトガイドの無鉛化を進めた場合、NAを始めとした光学特性を従来と同等に確保することが困難な可能性が高い。

【0007】

30

このため、内視鏡に搭載されるライトガイドのNAが照明光の波長帯域において異なる内視鏡を使用した場合においても、簡単に色再現の良い観察像が得られる内視鏡装置が望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、ライトガイドの開口数が照明光の波長帯域において異なる内視鏡を使用した場合にも、色再現の良い観察像としての内視鏡画像が得られる内視鏡装置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】

【0008】

本発明の一態様の内視鏡装置は、撮像素子及び照明光を出射するライトガイドが搭載された内視鏡と、前記内視鏡が着脱自在に接続され、接続された前記内視鏡に搭載された前記撮像素子の出力信号に対する信号処理を行う信号処理装置と、接続された前記内視鏡に搭載されたライトガイドの、照明光の波長帯域に含まれる複数の異なる波長に対する複数の開口数に基づいて設定された色補正係数と、前記信号処理装置により生成されるB、G、Rの信号の少なくとも一つとの乗算を行うことで色補正処理を行う色補正手段と、を備え、前記色補正係数は、前記信号処理装置により前記撮像素子の出力信号から生成されるR、G、Bの色信号におけるGの色信号を基準として、B、Rの色信号に対して、以下の（1）式のB信号補正係数及び（2）式のR信号補正係数により、それぞれ（3）式から（5）式の係数の条件を用いて色補正を行う。

40

$$B \text{ 信号補正係数} = (NA_g / NA_e / \alpha_B)^\beta \cdots (1)$$

50

$$R \text{ 信号補正係数} = (NA_c / NA_e / \alpha_R)^\beta \cdots (2)$$

$$\frac{1}{\alpha_B} \frac{1}{\alpha_R} \cdots (3)$$

$$0.9 \frac{1}{\alpha_R} \cdots (4)$$

$$1 < \beta \quad 5 \cdots (5)$$

ただし、 $NA_g$ 、 $NA_e$ 、 $NA_c$ ：それぞれ  $g$  線、 $e$  線、 $C$  線におけるライトガイドの開口数、 $\alpha_B$ 、 $\alpha_R$ ：基準となるライトガイドの  $NA_g$ 、 $NA_e$ 、 $NA_c$  に基づいて設定される係数、 $\beta$ ：前記内視鏡が接続される光源装置の光学特性によって設定される係数

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

10

【図2】光源装置による光源光をライトガイド端面に供給する様子を示す図。

【図3】ライトガイドの開口数が材質により変化する特性例を示す図。

【図4】第1の実施形態の第1変形例の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図5】第1の実施形態の第2変形例における色補正回路周辺部の構成を示す図。

【図6】第1の実施形態の第3変形例の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図7】本発明の第2の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図8】絞り量が小さい場合と大きい場合における光源装置からライトガイド端面に供給される光源（放射）光の放射光度の特性例を示す図。

【図9】ライトガイド出射光の色温度の特性例を示す図。

【図10】発明の第3の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

20

【図11】ライトガイドの波長に対する開口数の特性例と、白色光のスペクトル分布例を示す図。

【図12】ライトガイドの波長に対する開口数の特性例と、狭帯域光のスペクトル分布例を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

（第1の実施形態）

図1に示すように、本発明の第1の実施形態の内視鏡装置1は、体腔内の患部等を被写体として、該被写体を撮像して撮像信号を出力する内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給するための光源装置3と、内視鏡2の撮像手段に対する信号処理を行う信号処理装置としてのプロセッサ4と、プロセッサ4から出力される映像信号に対応した画像を内視鏡画像として表示する表示装置としてのモニタ5と、を有する。

30

内視鏡2は、体腔内に挿入される挿入部6と、この挿入部6の後端に設けられた操作部7と、この操作部7から延出されたユニバーサルケーブル8とを有する。

このユニバーサルケーブル8内には、光源装置3から入射された照明用光（光源射出光又は光源光）を伝送して照明光として出射するライトガイド9が挿通されている。

【0011】

ユニバーサルケーブル8の端部に設けられたコネクタ10には、このコネクタ10から突出して光源光の入射端部となるライトガイド端面11が突出するライトガイドコネクタが形成されている。

40

光源装置3は、反射鏡としての放物面鏡13を備え、光源光を発生する光源ランプ12と、この光源ランプ12の放物面鏡13の反射により生成された略平行な光束の光源光を集光してライトガイド端面11に供給する光源光学系としての集光レンズ14とを有する。

また、光源装置3は、この集光レンズ14により集光される光源光量を調整する光量絞り（以下単に絞りと略記）15が設けられている。この絞り15は、絞り設定部16を操作することにより、矢印で示すように光源ランプ12による光路側に移動したり、光路から退避する操作を行うことにより光源光量を調整することができる。

【0012】

50

絞り 15 を光路側に移動して、ライトガイド端面 11 に入射される光源光量を遮光する割合を大きくして光源光量を絞ったり、光路から退避する方向に移動して、光源光量を遮光する割合を小さくして絞り量を小さくすることができる。

なお、図 1 の例では、手動で光源光量を調整する構成例を示しているが、後述する実施形態のように光源光量を、予め設定した適正な明るさの内視鏡画像が得られるように自動的に調整（調光）する構成にすることもできる。

この光源装置 3 からライトガイド 9 に供給された光源光は、内視鏡 2 内部のライトガイド 9 により伝送され、挿入部 6 の先端部 17 に設けられた照明窓の内側に配置されたライトガイド先端面から照明光学系 18 を経て外部に照明光として出射され、体腔内の患部等の生体組織を被写体として照明する。

10

#### 【0013】

先端部 17 には、この照明窓に隣接して観察窓（又は撮像窓）が設けられ、この観察窓には対物光学系 19 が設けてあり、その結像位置には電荷結合素子（CCD と略記）などの撮像素子 21 が配置されている。なお、撮像素子 21 の撮像面には、カラーフィルタ 22 が設けられており、撮像面に結像される光学像を各画素単位で光学的に色分離する。対物光学系 19 と撮像素子 21 とにより、カラー撮像を行う撮像手段としての撮像部 23 が形成されている。

この撮像素子 21 は、内視鏡 2 内部を挿通された信号線と接続され、この信号線は、コネクタ 10 から延出されたケーブル 24 内に挿通された信号線と接続され、このケーブル 24 の端部の電気コネクタ 25 は、プロセッサ 4 に着脱自在に接続される。

20

#### 【0014】

撮像素子 21 は、プロセッサ 4 内部の撮像素子駆動回路 31 からの駆動信号の印加により、光電変換した信号を出力する。撮像素子 21 の出力信号は、プロセッサ 4 内部に設けられた映像信号処理回路 32 に入力される。

この映像信号処理回路 32 は、カラーフィルタ 22 の配列構造に対応して、撮像素子 21 の出力信号に対して色分離する色分離回路 33a 等の信号処理を行う。そして、この映像信号処理回路 32 は、例えば赤（R）、緑（G）、青（B）の 3 原色の色信号（つまり、R、G、B 信号）を生成し、この映像信号処理回路 32 から映像信号として出力する。また、本実施形態においては、各内視鏡 2 は、各内視鏡 2 に搭載された各ライトガイド 9 の複数の開口数（NA）の種別に対応した情報（のデータ）を格納した情報格納手段としての例えば ROM（リードオンリーメモリ）34 を備えている。

30

#### 【0015】

また、内視鏡 2 は、ROM 34 に格納されたデータを、読み出し、プロセッサ 4 に送信するデータ送信部 35 を有する。ROM 34 及びデータ送信部 35 は、例えばコネクタ 10 内に設けられている。なお、ROM 34 は、内視鏡 2 のコネクタ 10 内部に設けられる場合に限定されない。

ROM 34 に格納されたデータ、具体的には色補正係数のデータは、電気コネクタ 25 がプロセッサ 4 に接続されることによって、データ送信部 35 によりプロセッサ 4 内に設けられた色補正処理を行う色補正回路 36 に出力される。

なお、内視鏡 2 側に ROM 34 及びデータ送信部 35 を設ける構成例に限定されるものでなく、例えば内視鏡 2 に ROM 34 を設け、プロセッサ 4 側に、この ROM 34 からデータを読み出すデータ読み出し部を設ける構成にしても良い。

40

#### 【0016】

色補正回路 36 は、例えば乗算回路 37a、37b、37c と、乗算回路 37a、37b、37c に出力する色補正係数の設定を行う色補正係数設定回路 38 と、により構成される。この色補正係数設定回路 38 は、例えばメモリにより構成され、データ送信部 35 から送信された色補正係数を格納し、格納した色補正係数を乗算回路 37a、37b、37c に出力する。

乗算回路 37a、37b、37c は、第 1 の入力端に入力される映像信号処理回路 32 から出力される R、G、B 信号と、第 2 の入力端に入力される色補正係数設定回路 38 側

50

の色補正係数との乗算を行う。本実施形態においては、例えばG信号は、R、B信号に対して基準の色補正係数としての1に設定される。換言すると、他の色信号の色補正係数をG信号を基準として規格化している。

#### 【0017】

図1では、G信号に対する色補正係数が1に設定されていることを模式的に示している。G信号を基準の色補正係数に設定する構成にする場合には、乗算回路37bを省く構成にすることもできる。

また、色補正回路36側において、G信号を基準としてR、B信号に対して色補正を行う代わりに、色補正係数のデータを格納するROM34側において、G信号を基準としてR、B信号に対して色補正を行うように色補正係数のデータを格納するようにしても良い（以下の動作においては、この場合で説明する）。

10

この色補正回路36は、ライトガイド9のNAの種別（具体的には複数の波長における複数のNAの値）に対応してR、G、B信号（より具体的にはG信号を基準にしてR、B信号）に対して適切に色補正処理を行う。色補正回路36から出力されるR、G、B信号は、モニタ5に出力される。なお、複数の波長における複数のNAの値に応じて例えば複数の種別に分類して色補正係数を設定し、複数の種別に応じて色補正処理を行うようにしても良い。

#### 【0018】

また、R、G、B信号をエンコーダ39により、コンボジット信号、Sビデオ信号等の他の信号形態の映像信号に変換し、信号形態の異なるモニタ5の場合にも対応できる構成にしても良い。モニタ5には色補正されたR、G、B信号（より具体的にはG信号を基準として色補正されたR、B信号）が出力される。

20

モニタ5はライトガイド9のNAが異なる場合にも、適切に色補正された色再現性の良い観察像としての内視鏡画像を表示する。

次に本実施形態によるライトガイド9のNAが異なる場合に対して、色補正を行うことの必要性及び動作を説明する。

図2は、本実施形態における図1に示した光源装置3の一部と、この光源装置3に接続されたライトガイド9のライトガイド端面11を示す。

#### 【0019】

光源装置3からの光源光がライトガイド端面11から入射するライトガイド9には、ライトガイド9へ入射する光源光の許容入射角度に相当するNAが存在する。ライトガイド9のNAは、ライトガイド9を構成する光ファイバのコアの屈折率 $n_c$ 及びクラッドの屈折率 $n_k$ によって、以下の式で求められる。そして、光の入射角度の許容角 $\theta_i$ 以上の角度の光は伝送されない。

30

$$NA = \sin \theta_i = (n_c^2 - n_k^2)^{1/2}$$

このため、ライトガイド9のNAは、通常は接続される光源装置3のNAすなわち射出光角度よりも大きくなるように設定されるが、実際には光源装置3のNAよりも大きな角度の光も光源装置3から射出されている。このため、仮にNAが光源装置3のNAよりも大きいライトガイド9を用いても、NAが異なるライトガイド9であれば、伝送する光量が変わることになることは公知である。

40

#### 【0020】

また、光源装置3の集光レンズ14（図1、図2では簡略化して単一の凸レンズで示している）は、光源ランプ12からの光源光を効率よく内視鏡2内のライトガイド9に集光させるために、レンズ枚数が少なくパワーの強い正レンズ群で構成されていることが殆どである。この構成においては凸レンズで発生する色収差によって、図2で示すように光源光の最大射出角、すなわちライトガイド端面11に集まる光の最大入射角が波長によって異なる。

図2においては白色光の波長帯域中における例えば波長の長い光としての例えば赤の場合におけるライトガイド端面11に集まる光の最大入射角 $\theta_R$ よりも波長の短い光としての例えば青の場合におけるライトガイド端面11に集まる光の最大入射角 $\theta_B$ が大きい。

50

つまり、 $\theta_B > \theta_R$  となっている。

【0021】

図3は光源装置3の最大射出光角度(NA)と、コア及びクラッドのアッペ数差が異なるライトガイドのNAの特性の1例を、白色光の可視の波長帯域において、実線、点線及び1点鎖線で示している。

なお、図3においてはコア及びクラッドのアッペ数差が大きいライトガイド9Aの場合のNAと、コア及びクラッドのアッペ数差が小さいライトガイド9Bの場合のNAで示している。なお、図3等の図面中においてはライトガイドをLGと略記している。

なお、図3には、青、緑、赤の各波長領域における3つのスペクトル線としてのg線(435.8nm)、e線(546.1nm)若しくはd線(587.6nm)、C線(656.3nm)を示している。

10

【0022】

ガラスの屈折率の波長による変化すなわち分散はアッペ数として表記されるが、コアとクラッドそれぞれのアッペ数の差に違いがある場合、図3に示した2つのライトガイド9A、9Bの特性例のように、NAの波長に対する変化曲線の傾きが異なることとなる。図3において、e線(もしくはd線)における2つのライトガイド9A、9BのNAは同じであり、光源射出光(光源光)の最大射出角との関係も同じため、緑色の光が伝送される割合は2つのライトガイド9A、9Bともほぼ同じである。

しかし、波長がe線(もしくはd線)からずれると、両者のNAに差が生じ、光源から取り込む光の割合が波長ごとに差がでるようになる。例えば、ライトガイド9Aは、青色の帯域において光源光の大部分をカバーしているため光源の青の光を多く取り込んで照明光が青く色づくのに対し、ライトガイド9Bは、光源光を半分近く伝送できないため、照明光の色は青く色づかない。

20

【0023】

こうしたNAの異なる様々なライトガイド9A、9Bを搭載した内視鏡群が内視鏡装置1に接続されるようになると、内視鏡画像の色再現が内視鏡によって異なる可能性が高くなる。

ユーザが色を手動で調整することも可能であるが、内視鏡ごとに最適な色をその都度設定することはユーザにとっては時間と労力の大きな負担となる。このため、本実施形態においては、内視鏡に搭載されたライトガイドのNAに応じて、内視鏡装置1を構成するプロセッサ4において、自動的に良好な色再現ができるように色補正処理を行う。より具体的には、本実施形態においては、ライトガイド9のNAによる波長依存性を持つ光の伝送特性による照明の影響を、撮像手段を構成する撮像素子21から出力されるカラー撮像したR、G、B信号に対して、色補正係数を用いて色補正を行うことによって、上記ライトガイド9のNAによる伝送特性による影響を解消する。

30

【0024】

このような構成における本実施形態の内視鏡装置1は、撮像素子21及び照明光を出射するライトガイド9が搭載された内視鏡2と、前記内視鏡2が着脱自在に接続され、接続された前記内視鏡2に搭載された前記撮像素子21により撮像された信号に対する信号処理を行う信号処理装置としてのプロセッサ4と、を有する。

40

また、この内視鏡装置1は、光源装置3に着脱自在に接続される前記ライトガイド9における前記照明光の波長帯域に含まれる複数の異なるスペクトル線に対する複数の開口数の種別に対応した情報を格納する情報格納手段としてのROM34と、前記信号処理装置に設けられ、前記情報に基づいて、前記ライトガイドにおける複数の異なるスペクトル線に対する複数の開口数の種別に応じて、前記撮像素子21の出力信号に対して色補正処理を行う色補正手段としての色補正回路36と、を備えることを特徴とする。

【0025】

次に本実施形態の動作を説明する。

内視鏡検査を行う場合、内視鏡装置1のユーザとしての術者は、内視鏡2を図1に示すように光源装置3とプロセッサ4に接続する。すると、内視鏡2に搭載されているライト

50

ガイド 9 の複数の波長における複数の NA に対応したデータを格納する ROM 34 のデータがデータ送信部 35 により読み出されて、プロセッサ 4 内の色補正回路 36 に送信される。

上述したように ROM 34 内には、この内視鏡 2 に搭載されているライトガイド 9 の g 線、e 線、C 線における 3 つの NA から導出された色補正係数のデータが格納されている。

より具体的な例として、内視鏡 2 として例えば内視鏡 2A を用いた場合と、内視鏡 2B を用いた場合により説明する。内視鏡 2A は、ライトガイド 9A を有し、内視鏡 2B は、ライトガイド 9B を有するとする。ライトガイド 9A、9B は、異なる種別の NA を有する。

10

#### 【0026】

ライトガイド 9A が内視鏡 2A に搭載されている場合は、ライトガイド 9A に対応した B 信号補正係数及び R 信号補正係数が、一方ライトガイド 9B が内視鏡 2B に搭載されている場合はライトガイド 9B の B 信号補正係数及び R 信号補正係数が、それぞれ ROM 34 内に格納されている。

ライトガイド 9A の B 信号補正係数 = 1.00

ライトガイド 9A の R 信号補正係数 = 1.00

ライトガイド 9B の B 信号補正係数 = 1.08

ライトガイド 9B の R 信号補正係数 = 0.96

なお、ライトガイド 9A 及びライトガイド 9B の光学特性は以下の通りである。

20

#### 【0027】

ライトガイド 9A : コア  $n_e = 1.643$ 、 $v_e = 59.8$ 、

クラッド  $n_e = 1.51$ 、 $v_e = 59.3$

$NA_g = 0.649$ 、 $NA_e = 0.642$ 、 $NA_c = 0.638$

ライトガイド 9B : コア  $n_e = 1.652$ 、 $v_e = 33.5$ 、

クラッド  $n_e = 1.52$ 、 $v_e = 59.0$

$NA_g = 0.672$ 、 $NA_e = 0.641$ 、 $NA_c = 0.626$

そして、上記色補正係数は以下の式で求められる。

#### 【0028】

$$B \text{ 信号補正係数} = (NA_g / NA_e / \alpha_B)^\beta \cdots (1)$$

30

$$R \text{ 信号補正係数} = (NA_c / NA_e / \alpha_R)^\beta \cdots (2)$$

(1) 式及び (2) 式中の  $\alpha_B$  及び  $\alpha_R$  は、補正処理や画像の色再現の基準そのものが複雑化しないように、内視鏡装置 1 に接続される、又はその可能性のあるライトガイドの中から色の基準となるライトガイドを選び、そのライトガイドの各色補正係数が 1 になるように定める。本実施形態においては、ライトガイド 9A 及びライトガイド 9B のいずれも、以下の式に基づく  $\alpha_B$  及び  $\alpha_R$  を用いて色補正係数を設定している。

$$\alpha_B = (\text{ライトガイド 9A の } NA_g) / (\text{ライトガイド 9A の } NA_e) = 1.011$$

$$\alpha_R = (\text{ライトガイド 9A の } NA_c) / (\text{ライトガイド 9A の } NA_e) = 0.994$$

また、(1) 式及び (2) 式中の  $\beta$  は、内視鏡 2 が接続される光源装置 3 の光源光学系としての集光レンズ 14 の色収差、配光特性及び光源ランプ 12 にも依存する射出光スペクトルによって実験的に求められる。本実施形態においては  $\beta = 2$  である。

40

#### 【0029】

本実施形態において、一般的に NA として使用されている基準波長における NA は両者のライトガイド 9A、9B においてほぼ同じである。しかし、青の波長域 (g 線) や赤の波長域 (C 線) においては NA が異なるため、それぞれのライトガイド 9A、9B から体腔内の被写体に照射される光の色 (色バランス) が異なるものとなる。

上記色補正係数は、データ送信部 35 を通じてプロセッサ 4 内の色補正回路 36 に読み込まれる。プロセッサ 4 内では内視鏡 2 の撮像素子 21 から出力される信号に対して、映像信号処理回路 32 の色分離回路 33a によって R、G、B 信号に分離される。さらに、 $\gamma$  補正や輪郭強調等の信号処理がされた後、映像信号処理回路 32 は、R、G、B 信号を

50

色補正回路 36 に出力する。色補正回路 36 内の乗算回路 37a、37c は、R 信号に R 信号補正係数を、B 信号に B 信号補正係数を、それぞれ乗算して色補正を行う。

【0030】

色補正された映像信号としての R、G、B 信号は、モニタ 5 に、又はモニタ 5 に適合した信号形態に変換された後、モニタ 5 に出力され、モニタ 5 の表示面上にて良好な色再現を保った内視鏡画像が観察像として表示される。そして、術者は良好な色再現を保った内視鏡画像を観察することができる。

このように本実施形態によれば、ライトガイド 9 の開口数 (NA) が照明光の波長帯域中における複数の波長において異なる内視鏡 2 (具体例では 2A、2B) を使用した場合にも、観察像としての内視鏡画像の色再現を適切に行うことができる。

10

従って、術者は色再現の良い状態で内視鏡画像を観察することによって、病变部の症状等を円滑に診断することができる。また、本実施形態によれば、R、G、B 信号又は R、B 信号に対してそれぞれ 1 つの色補正係数を乗算して色補正処理するのみで、簡単に色再現性のよい色補正をすることができる。つまり、3 つ又は 2 つの色補正係数を用いるのみで、色再現性の良い色補正ができる。このため、低コスト、かつ簡単な構成で色補正ができる。

【0031】

図 4 は第 1 の実施形態の第 1 変形例の内視鏡装置 1B を示す。図 1 に示す内視鏡装置 1 においては、内視鏡 2 から色補正係数のデータをプロセッサ 4 に送信 (出力) する構成にしていたが、図 4 に示す本変形例のように、内視鏡 2 に搭載されているライトガイド 9 の NA (の種別) に対応したライトガイド識別信号 (又はライトガイド種別信号) を出力する構成にしても良い。

20

この場合には、内視鏡 2 に設けた ROM 34B は、ライトガイド 9 の NA の値又は種別に対応したライトガイド識別信号のデータを格納する。このデータとして、例えば内視鏡固有の識別番号、識別コードを利用しても良い。この場合には、識別番号における一部からライトガイドの NA の種別が分かるようにすると良い。

【0032】

本変形例においては、プロセッサ 4B は、ライトガイド識別信号から、そのライトガイド識別信号に対応した NA に対応する色補正係数のデータを格納しておいた ROM 41 を有する。そして、ライトガイド識別信号を例えば読み出し信号 (アドレス信号) として、ROM 41 からライトガイド識別信号に対応する色補正係数のデータを読み出し、色補正係数設定回路 38 に出力する。なお、ROM 41 を色補正回路 36 の内部に設けるようにしても良い。

30

図 4 に示す構成例においては、乗算回路 37b を有しない構成で示している。その他の構成は、図 1 と同様の構成である。

【0033】

本変形例は、図 1 の内視鏡装置 1 の場合と殆ど同じ効果を有する。また、上述したように内視鏡 2 側に ROM 34B のみを設け、プロセッサ 4B 側に ROM 34B のデータを読み出す回路を設ける構成にしても良い。

本変形例の場合には、固有の識別情報を備えた既存の内視鏡に対しても広く適用できるメリットがある。つまり、プロセッサ 4B 側の ROM 41 に、既存の内視鏡における固有の識別情報に関連付けて、その内視鏡に搭載されているライトガイドの NA に対応した色補正係数のデータを登録すれば、既存の内視鏡の場合にも簡単に対応させることができるようになる。

40

【0034】

なお、上記 ROM 41 の代わりに各ライトガイドの NA の種別に対応した色補正係数のデータをそれぞれ格納する複数の格納部と、複数の格納部から対応する 1 つの格納部を切り換える (選択する) スイッチとにより構成し、ライトガイド識別信号によって、ライトガイドの NA の種別に対応した色補正係数のデータを出力する格納部を選択するようにしても良い。

50

また、第2の変形例として、図5に示すような構成にしても良い。図5は第2変形例における色補正回路36周辺部の構成を示す。本変形例におけるプロセッサ4Cに接続された内視鏡2の例えばコネクタ10内に設けられたデータ送信部35は、ROM34Cに格納されたライトガイド識別信号の代わりに、又はライトガイド識別信号として内視鏡2に搭載されているライトガイド9のg線、e線、C線におけるNAの値(つまり、 $NA_g$ 、 $NA_e$ 、 $NA_c$ 、)をそれぞれプロセッサ4Cに送信する。

この場合には、プロセッサ4C内の例えば色補正回路36Cは、その内部に色補正係数を算出する色補正係数算出回路45を有する。色補正係数算出回路45は、上述した(1)式、(2)式により、色補正係数を算出する。

【0035】

10

算出した色補正係数は色補正係数設定回路38に送られ、色補正係数設定回路38は乗算回路37a、37cに乗算する色補正係数に設定することによって、図1、図4等のように色補正を行う。本変形例は、色補正回路36Cが、色補正係数の算出と、色補正とを行う。本変形例も第1の実施形態と殆ど同様の効果を有する。

図6は、第3変形例の内視鏡装置1Dを示す。本変形例においては、内視鏡2に設けられたROM34Dは、ライトガイド9のNAの種別に対応した色補正係数のデータと、該色補正係数の範囲等に対応して、色補正回路を36による色補正を実質的に有効及び無効にするための選択信号となる補正フラグとを格納している。

【0036】

20

そして、データ送信部35は、ROM34Dから読み出した色補正係数を、プロセッサ4D内の色補正回路36に出力すると共に、補正フラグをプロセッサ4Dに設けたセクタ51に出力する。

また、本変形例におけるプロセッサ4Dにおいては、映像信号処理回路32は、R、G、B信号を色補正回路36を経てセクタ51の一方の入力端に出力すると共に、色補正回路36を経由しないでセクタ51の他方の入力端に出力する。

セクタ51は、補正フラグの2値信号(補正を有効にする例えばHレベル、補正を無効にするLレベル)により、2つの入力端に入力される入力信号の一方を選択するように切り替えられる。セクタ51により切り換えられた入力信号が出力信号として、モニタ5側に出力される。

【0037】

30

例えば、色補正係数が1から大きく乖離するような場合には、補正フラグは、色補正回路36により色補正を行った信号を選択するようにセクタ51の切換を制御する設定にされている。

一方、色補正係数が1からあまりずれていないような場合(所定の範囲内の場合)には、色補正を行わなくて済む場合がある。このような場合には、補正フラグは色補正しない信号を選択するような設定にされている。その他の構成は、例えば図1又は図4と同様の構成である。

【0038】

また、術者の好みにより、補正フラグをいずれにも設定できるようにすることもできる。従って、術者は、色補正係数が1からあまりずれていないような場合には、色補正しないように補正フラグを設定すると、映像信号処理回路32の出力信号を、色補正されない状態でモニタ5側に出力することもできる。

40

【0039】

この他に、補正フラグの設定を、色補正係数の範囲の程度に応じて、術者等のユーザによる選択を許可できるようにしたり、不許可、つまり補正フラグを変更できない設定にしても良い。また、上述した可視領域での通常観察を行う通常観察モードの他に、後述する実施形態のように、通常観察モードとは異なる他の観察モードの場合には、補正フラグの設定を変更できるようにしても良い。

本変形例は、色補正回路36による機能に関して、ユーザによる選択肢を広げることができる。その他、第1の実施形態と同様の効果を有する。

50

## 【 0 0 4 0 】

( 第 2 の実施形態 )

図 7 は、本発明の第 2 の実施形態の内視鏡装置 1 E を示す。本実施形態におけるプロセッサ 4 E は例えば映像信号処理回路 3 2 内に色分離回路 3 3 a の他に、光源光量（又は照明光量）を自動的に調整（調光）するための調光信号を生成する調光回路 3 3 b を有する。

また、映像信号処理回路 3 2 は、ユーザによるホワイトバランス調整指示によって白い被写体を撮像した場合の映像信号の色情報からホワイトバランス係数を求めて、ホワイトバランス調整を行うホワイトバランス調整回路 3 3 c と、 $\gamma$  補正等の画像処理を行う画像処理回路 3 3 d とを有する。なお、図面中ではホワイトバランスを W / B と略記する。

10

## 【 0 0 4 1 】

また、本実施形態では、ホワイトバランス係数を使用して、色補正回路 3 6 は、色信号をホワイトバランス調整の目標値に色補正する。このためにホワイトバランス調整回路 3 3 c によって求めたホワイトバランス係数を記録し、色補正回路 3 6 内の色補正係数設定回路 3 8 に出力するホワイトバランス係数記録部 5 6 を備えている。

そして、色補正回路 3 6 は、ホワイトバランス係数を色補正係数として用いて、上述した色補正係数の場合と同様に色補正処理を行う。このようにホワイトバランス係数を用いて色補正処理を行うことにより、白い被写体を、白い被写体の画像として表示することができるようにしている。

## 【 0 0 4 2 】

20

なお、ホワイトバランス調整回路 3 3 c 及びホワイトバランス係数記録部 5 6 は、映像信号処理回路 3 2 内もしくは色補正回路 3 6 内に設けるようにしてもよい。

ホワイトバランス調整回路 3 3 c は、白い被写体を撮像する状態に設定したホワイトバランス調整指示時において、入力される R , G , B 信号に対して、ROM 3 4 E の色補正係数を例えば乗算して得られる値をホワイトバランス係数として算出する（実際には、G 信号を基準として、R , B 信号に対するホワイトバランス係数を算出する）。

## 【 0 0 4 3 】

従って、本実施形態では、ROM 3 4 E に格納されている色補正係数は、ホワイトバランス調整する目標値としてのホワイトバランス係数を算出するために使用される色補正情報となる。

30

この映像信号処理回路 3 2 の出力信号は、色補正処理を行う色補正回路 3 6 を経てモニタ 5 に出力される。

上記調光回路 3 3 b は、色分離された R , G , B 信号から輝度信号を生成し、この輝度信号を、調光回路 3 3 b 内部の明るさ目標値と比較した場合の差分値の信号を調光信号として光源装置 3 E に出力する。なお、明るさ目標値は、適正な明るさで診断、観察がし易い内視鏡画像の場合の輝度信号の平均値に設定されている。

## 【 0 0 4 4 】

上記調光信号は、光源装置 3 E における絞り 1 5 を例えば回転することにより、絞り 1 5 による絞り量（開口量）を可変する絞り駆動回路 6 1 を駆動する。

例えば、撮像素子 2 1 により撮像された信号から生成された輝度信号の平均値の輝度レベルが明るさ目標値よりも高いと、調光信号は絞り 1 5 （の開口量）を小さくする、つまり絞り 1 5 を絞るように絞り駆動回路 6 1 を介して調光（光量調整）する。一方、撮像素子 2 1 により撮像された信号から生成された輝度信号の平均値の輝度レベルが明るさ目標値よりも低いと、調光信号は絞り 1 5 の開口量を大きくするように絞り駆動回路 6 1 を介して調光する。

40

## 【 0 0 4 5 】

本実施形態においてはこのような撮像素子 2 1 の出力信号に基づいて調光信号を生成し、この調光信号によって観察に適した明るさの内視鏡画像が得られるように光源装置 3 E による光源光量を自動的に調整する。

絞り 1 5 は、例えば柄部の先端側に略楔形状の切り欠きを設けた円板形状の遮光板によ

50

り形成され、柄部側を絞り駆動回路 6 1 により回転させることにより、光路上に臨む切り欠きによる開口量が変化する。

この場合、ライトガイド端面 1 1 に入射される光源光量は、絞り 1 5 の遮光部分と切り欠き部分との形状に依存する。また、この場合、上述した集光レンズ 1 4 により集光してライトガイド端面 1 1 に向けて放射される光源光の放射光度は、波長によって変化する。

【 0 0 4 6 】

図 8 は、通常、広く採用されている絞り 1 5 を用いた場合におけるライトガイド端面 1 1 に供給（放射）される青と赤の光源光の配光特性例を示す。なお、実線及び破線は、それぞれ赤及び青の光源光の場合の配光特性を示している。また、横軸がライトガイド端面 1 1 に入射される入射角度を示し、縦軸が放射光度を示す。

10

また、図 8 では絞り量が小さい、つまり絞り量が小さい光源光量を大きくした状態と、絞り量が大きい、つまり光源光量を小さくした状態におけるライトガイド端面 1 1 に放射される放射強度を示す。入射角度が小さい範囲においては（放射光度特性として波長が長い赤と波長が短い青の波長に依存して変化する）波長依存性が比較的小さく、入射角度が大きくなる範囲において波長依存性が大きくなる傾向を示している。

【 0 0 4 7 】

図 8 の左側に示す絞り量が小さい場合においては、入射角度が小さく波長依存性も比較的小さい範囲の放射光度が大きく、入射角度が大きく波長依存性も大きくなる範囲の放射光度は小さい。

【 0 0 4 8 】

20

一方、図 8 の右側に示す絞り量が大きい場合においては、光源光量が小さい状態に設定された状態において、入射角度が小さく波長依存性も比較的小さい範囲の放射光度が相対的に小さく、入射角度が大きく波長依存性も大きくなる範囲の放射光度が相対的に大きい。この場合には、絞り量が小さい場合に比較して波長依存性の影響はより大きくなる。

このため、例えば、図 8 に示す NA が小さいライトガイドの場合と、NA が大きいライトガイドの場合とにおいて、特に絞り量が大きい場合には、絞り量が小さい場合よりも、この波長依存性をより考慮することが必要になる。

図 9 は、光源装置 3 から供給された光源光をライトガイドによって伝送し、照明窓から被写体側に照明光として出射した場合のライトガイド出射光（つまり、照明光）の色温度の特性例を示す。

30

【 0 0 4 9 】

なお、横軸は（絞り 1 5 による）光源光量の大きさを示し、縦軸がライトガイド出射光の色温度を示す。また、実線と 1 点鎖線は NA が大きいライトガイド 9 C の場合と小さいライトガイド 9 D の場合の特性例を示す。この図 9 から分かるように、色温度は、光源光量に依存して変化し、特に光源光量が小さい（低い）領域においてその変化が大きくなる。

光源光量を自動調整する状態、又は適正な明るさの内視鏡画像が得られるように光源光量を設定して、内視鏡 2 を用いて体内の被写体を観察する場合、被写体は、生体組織の表面が観察対象となるため、図 9 における観察時で示す範囲 La の光源光量となる場合が多い。

40

【 0 0 5 0 】

これに対して、ホワイトバランス調整時には、ホワイトバランス調整用の基準被写体として反射率が高い（つまり明るい）白い被写体が採用される。このようにホワイトバランス調整時には白い被写体を画面に映して行うことから、その白い被写体を飽和無く映すために光源装置 3 はその光源光量が通常の観察時よりも低く抑えてしまう状態となる。そして、図 9 におけるホワイトバランス調整時で示す範囲 Lb の光源光量となる。

従来例においては、ホワイトバランス調整時に、基準被写体としての白い被写体を、白い画像として表示されるようにホワイトバランス調整回路により R, G, B 信号のレベルを設定する。しかし、図 9 に示すように、ホワイトバランス調整時の光源光量は、実際の観察時の光源光量の場合よりもかなり小さくなるため、その色温度は、観察時での色温度

50

の状態からずれた値になっている。従って、実際に観察を行う観察時での色温度からのずれ量を考慮して、ホワイトバランス調整を行うことが必要になる。

#### 【 0 0 5 1 】

このため、本実施形態においては、ライトガイド 9 の N A に応じて、ホワイトバランス調整時における色温度が、観察時での色温度からずれているそのずれ量を補正するように（通常とは異なる）ホワイトバランス調整を行い、観察時の光源光量の状態で白い被写体を撮像した場合には、白い被写体の画像として色再現するように、色補正を行うようにする。

この色補正方法は、図 9 を用いて説明すると、以下のようなになる。図 9 における観察時の光源光量の範囲 L a において、白い被写体を撮像している第 1 の観察状態にあるとする。

10

#### 【 0 0 5 2 】

そして、この第 1 の観察状態において、R, G, B 信号の信号レベル（信号強度）が例えば R a, G a, B a になるとした場合、白い被写体が白い被写体の画像として色再現できるように（例えば乗算により）補正するためには、 $R a \times C_{R a} = G a \times C_{G a} = B a \times C_{B a} = 1$  となるようなホワイトバランス係数  $C_{R a}$ ,  $C_{G a}$ ,  $C_{B a}$  が、ホワイトバランス調整によって算出されていなければならない。

#### 【 0 0 5 3 】

一方、ホワイトバランス調整時には、図 9 における範囲 L b において、白い被写体を撮像している第 2 の観察状態にある。この第 2 の観察状態において、R, G, B 信号の信号レベル（信号強度）が例えば R b, G b, B b になったとすると、R b, G b, B b を元にホワイトバランス係数が  $C_{R a}$ ,  $C_{G a}$ ,  $C_{B a}$  となるように算出するには、 $C_{R a} = C_{R b} / R b$ ,  $C_{G a} = C_{G b} / G b$ ,  $C_{B a} = C_{B b} / B b$  となるような係数  $C_{R b}$ ,  $C_{G b}$ ,  $C_{B b}$  を予め設定しておく必要がある。

20

#### 【 0 0 5 4 】

R O M 3 4 E には、予め  $C_{R b}$ ,  $C_{G b}$ ,  $C_{B b}$  に相当する係数を色補正係数として格納しておけば良い。実際には、G 信号で規格化することにより、R 信号用及び B 信号用の 2 つの色補正係数を格納すれば良い。

#### 【 0 0 5 5 】

このように、情報格納手段としての R O M 3 4 E は、ホワイトバランス調整時に得られる R, G, B 信号の信号強度比の情報から、観察時において白い被写体を撮像した場合には白い被写体の画像として色再現できるようにするための色補正情報としての色補正係数を格納している。

30

そして、この色補正情報と、ホワイトバランス調整時にその光源光量の状態において、撮像素子 2 1 の出力信号に基づく R, G, B 信号とから、観察時の光源光量の状態においてホワイトバランスさせることができるホワイトバランス係数を色補正係数として算出することができるようにしている。

その他の構成は上述した実施形態と同様である。

#### 【 0 0 5 6 】

次に本実施形態の動作を説明する。以下の説明においては、図 9 に示したライトガイド 9 C が搭載された内視鏡 2 を 2 C, ライトガイド 9 D が搭載された内視鏡 2 を 2 D として説明する。

40

内視鏡 2 C, 2 D の R O M 3 4 E 内には、その内視鏡 2 C, 2 D に搭載されているライトガイド 9 C, 9 D の g 線、e 線、C 線における N A 等から導出された色補正係数がそれぞれ格納されている。

具体的な値は、以下に示す通りである。ライトガイド 9 C が内視鏡 2 C に搭載されている場合はライトガイド 9 C の B 信号補正係数及び R 信号補正係数が、ライトガイド 9 D が内視鏡 2 D に搭載されている場合はライトガイド 9 D の B 信号補正係数及び R 信号補正係数が、それぞれ R O M 3 4 E 内に格納されている。

#### 【 0 0 5 7 】

50

ライトガイド 9 C の B 信号補正係数 = 1.00

ライトガイド 9 C の R 信号補正係数 = 1.00

ライトガイド 9 D の B 信号補正係数 = 0.93

ライトガイド 9 D の R 信号補正係数 = 1.04

なお、ライトガイド 9 C 及びライトガイド 9 D の光学特性は以下の通りである。

ライトガイド 9 C : コア  $n_e = 1.652$ 、 $v_e = 33.5$ 、

クラッド  $n_e = 1.51$ 、 $v_e = 62.2$

$NA_g = 0.696$ 、 $NA_e = 0.665$ 、 $NA_c = 0.649$

ライトガイド 9 D : コア  $n_e = 1.620$ 、 $v_e = 60.0$ 、

クラッド  $n_e = 1.49$ 、 $v_e = 64.2$

$NA_g = 0.639$ 、 $NA_e = 0.631$ 、 $NA_c = 0.626$

また、 $\alpha_B$  及び  $\alpha_R$  及び  $\beta$  は以下の値を用いている。

【 0 0 5 8 】

$\alpha_B = (\text{ライトガイド 9 C の } NA_g) / (\text{ライトガイド 9 C の } NA_e) = 1.047$

$\alpha_R = (\text{ライトガイド 9 C の } NA_c) / (\text{ライトガイド 9 C の } NA_e) = 0.977$

$\beta = 2$

本実施形態では、ユーザの操作によりホワイトバランス調整の指示がなされると、ホワイトバランス調整回路 33c は内視鏡 2 内の ROM 34E に格納されている色補正係数はデータ送信部 35 を介して読み出される。

ホワイトバランス調整は、本来はユーザが映した白い被写体が白く映るよう、映像信号に補正すべき色補正量を算出し、ホワイトバランス調整回路 33c 以降の映像信号に算出された色補正をかけるものである。

【 0 0 5 9 】

しかし、前述のようにホワイトバランス調整時に光源装置 3E は、その光源光量を通常の観察時よりも低く抑えてしまうため、ライトガイドに入射する光の角度特性と色バランスを変化させてしまう。さらにライトガイドの NA による特性を考慮すると、ライトガイドを経て被写体側に出射される照明光の色は、光源装置 3E から供給される光源光量の変化に応じて図 9 のように変化する。

ホワイトバランス調整時は小さい光量に調整されるのに対し、観察時にはより多くの光量を必要とする光源光量に調整されるため、ライトガイドの特性に依存してホワイトバランス調整時と観察時とでは照明光の色に差が生じる（色温度が変化してしまう）。

【 0 0 6 0 】

このため、ホワイトバランス調整時において、単に白い被写体を白い被写体像となるように同色で再生されるようにホワイトバランス調整したとしても、図 9 に示すようにそのライトガイド 9 の NA 特性に依存して観察時には、異なる色再現となってしまう問題が生じる。

そこで、本実施形態ではホワイトバランス調整時の光源光量の状態で得られる R, G, B 信号を用いて、観察時の光源光量の状態でホワイトバランス調整を行う場合のホワイトバランス係数を算出し、算出したホワイトバランス係数を色補正係数として色補正回路 36 によって色補正処理を行う。

【 0 0 6 1 】

例えば、ホワイトバランス調整により、ホワイトバランス調整回路 33c から出力される R, G, B 信号の信号強度比が、 $R : G : B = 1 : 1 : 1$  すなわち白色となるよう調整する従来例に対して、本実施形態においては、ホワイトバランス調整下ではあえて白色とは異なる色になるよう調整することで、観察時には基準となるライトガイドと同じ色再現、つまり白い被写体を白い画像となるようにする。

本実施形態では、例えばライトガイド 9D を搭載した内視鏡 2D を接続した場合、ホワイトバランス調整下において白色被写体の映像信号が  $R : G : B = 0.93 : 1 : 1.04$  となるよう、元の映像信号に乗すべきホワイトバランス係数を算出する。

【 0 0 6 2 】

10

20

30

40

50

算出されたホワイトバランス係数は、ホワイトバランス係数記録部 56 に記録された後、ホワイトバランス係数が色補正回路 36 に送られ、以降の映像信号は、ホワイトバランス係数に基づいた色補正処理が行われる。そして、色補正回路 36 により色補正された映像信号としての例えば R, G, B 信号がモニタ 5 に出力される。

このように動作する本実施形態によれば、第 1 の実施形態の場合と同様に、ライトガイドの開口数が照明光の波長帯域において異なる内視鏡を使用した場合にも、色再現の良い観察像としての内視鏡画像が得られる。

また、本実施形態によれば、ホワイトバランス調整を行うことにより、観察時においても白い被写体を白い被写体の画像として色再現することができる。

【0063】

10

また、本実施形態によれば、ホワイトバランス調整を行うことにより、撮像素子 21 による分光特性のばらつき等を補正することができる。つまり、内視鏡 2 に搭載されている撮像素子 21、特に光学フィルタとしてのカラーフィルタ 22 の種類等により分光特性が異なる。

このため、本実施形態のようにホワイトバランス調整を行うことにより、上記のように撮像素子 21 の分光特性のばらつきを補正できる。換言すると、本実施形態における色補正回路 36 で使用される色補正係数は、ROM 34E 内に格納された NA の種別に対応した情報に加え、撮像素子 21 の分光特性に対応した情報も含むものとなっている。

従って、本実施形態によれば、内視鏡 2 に搭載されている撮像素子 21 の種別が異なる場合にも、良好な色再現を実現できる。

20

【0064】

(第 3 の実施形態)

次に本発明の第 3 の実施形態を説明する。図 10 は本発明の第 3 の実施形態の内視鏡装置 1F を示す。

上述した実施形態は、可視領域の照明光を用いて、通常のカラー撮像及びカラー撮像した画像を、モニタ 5 においてカラー表示を行う通常観察モードの内視鏡装置であった。これに対して、本実施形態は、通常観察モードの他に、狭帯域の照明光の照明下で撮像し、狭帯域画像をモニタ 5 で表示する狭帯域光観察モード (NBI 観察モード) を備える。

このため、本内視鏡装置 1F における光源装置 3F は、図 8 の内視鏡装置 1E における光源装置 3E にさらに狭帯域フィルタ 71 と、この狭帯域フィルタ 71 を光路中に挿脱するモータ等を用いたフィルタ挿脱機構 72 を設けている。

30

【0065】

また、フィルタ挿脱機構 72 は、ユーザによるモード選択スイッチ 73 からのモード選択信号により、狭帯域フィルタ 71 を光路中に配置したり、光路中から退避させる。ユーザがモード選択スイッチ 73 により NBI 観察モードを選択した場合には、狭帯域フィルタ 71 は光路中に配置される。この狭帯域フィルタ 71 が光路中に配置されていない場合には、光源装置 3F は図 11 に示すように (BGR で示す) 可視領域にまたがる広帯域のスペクトル分布を持つ白色光をライトガイド 9 に供給する。

一方、狭帯域フィルタ 71 が光路中に配置された場合 (図 10 において 2 点鎖線で示している) には、図 12 に示すように、例えば B, G の波長領域で狭帯域なスペクトルを持つ狭帯域光をライトガイド 9 に供給する。なお、図 11, 図 12 においては、ライトガイド 9C, 9D の NA の特性 (波長に応じてその NA 値が変化する NA 曲線) 例も示している。

40

【0066】

図 11, 図 12 による比較から分かるように光源光のスペクトル分布が異なるために、ライトガイドの NA 特性により、実際にライトガイドを経て被写体に出射される照明光の色バランスが通常観察モードの場合と、NBI 観察モードの場合とで異なる。

この為、本実施形態においては、各観察モードにそれぞれ対応した色補正を行う構成にしている。従って、本実施形態における ROM 34F には、通常観察モードの場合の色補正係数のデータの他に、NBI 観察モードの場合の色補正係数のデータを格納しており、

50

実際に選択して使用される観察モードに対応した色補正係数を切り換えて用いるようにする。

#### 【 0 0 6 7 】

このため、プロセッサ 4 F は、モード選択スイッチ 7 3 のモード選択の信号が入力される制御回路 7 4 を有する。この制御回路 7 4 は、データ送信部 3 5 から入力される 2 種類の色補正係数のデータから、モード選択の信号に対応した色補正係数をホワイトバランス調整回路 3 3 c に出力する制御を行う。その他の構成は、図 8 と同様である。

なお、通常観察モードの場合の色補正係数のデータは、第 2 の実施形態の場合と同じである。また、この通常観察モードの場合の動作も、第 2 の実施形態の場合と同じとなる。

10

一方、N B I 観察モードが選択された場合には、赤の波長領域の照明光を有しないため、プロセッサ 4 F における色補正回路 3 6 は、G , B 信号に対して色補正処理を行うようにすれば良い。

#### 【 0 0 6 8 】

また、ホワイトバランス調整回路 3 3 c も、G , B 信号に対して、ホワイトバランス調整を行う。なお、本実施形態においては、N B I 観察モードにおいても通常観察モードの場合と同様に、ホワイトバランス調整を行う。

次に本実施形態の動作を説明する。なお、第 2 の実施形態で説明した内視鏡 2 C , 2 D , ライトガイド 9 C , 9 D を用いて説明する。

上述したように本実施形態においては、内視鏡 2 内の情報記憶手段としての R O M 3 4 F 内には、各観察モードごとの色補正係数が格納されている。なお、以下の説明では、N B I 観察する狭帯域光として R の狭帯域光がある場合にも対応できるように、R 信号補正係数も格納した場合で説明しているが、色補正回路では R 信号補正係数を用いないようにしても良い。

20

#### 【 0 0 6 9 】

その値は、以下に示す通りであり、ライトガイド 9 C が内視鏡 2 C に搭載されている場合はライトガイド 9 C の白色観察用の B 信号補正係数及び R 信号補正係数と、N B I 観察用の B 信号補正係数及び R 信号補正係数とが、ライトガイド 9 D が内視鏡 2 D に搭載されている場合はライトガイド 9 D の白色観察用の B 信号補正係数及び R 信号補正係数と、N B I 観察用の B 信号補正係数及び R 信号補正係数とが、それぞれ R O M 3 4 F 内に格納されている。

30

#### 【 0 0 7 0 】

ライトガイド 9 C の白色観察用 B 信号補正係数 = 1.00  
 ライトガイド 9 C の白色観察用 R 信号補正係数 = 1.00  
 ライトガイド 9 C の N B I 観察用 B 信号補正係数 = 1.00  
 ライトガイド 9 C の N B I 観察用 R 信号補正係数 = 1.00  
 ライトガイド 9 D の白色観察用 B 信号補正係数 = 0.93  
 ライトガイド 9 D の白色観察用 R 信号補正係数 = 1.04  
 ライトガイド 9 D の N B I 観察用 B 信号補正係数 = 0.89  
 ライトガイド 9 D の N B I 観察用 R 信号補正係数 = 1.07

40

上記色補正係数を導出する式としては、 $\alpha_B$  及び  $\alpha_R$  は第 2 の実施形態と同じ値である。

#### 【 0 0 7 1 】

しかし、白色観察と N B I 観察とでは、図 1 1、図 1 2 に示すように光源光のスペクトルが異なる。使用される波長帯域の幅が狭い N B I 観察においては、ライトガイド 9 の N A の差が如実に出るため、N B I 観察用の B 信号補正係数を求める式において本実施形態では  $\beta = 3.5$  の値を実験より求めた。

なお、この変数  $\beta$  は光源装置 3 F の光学特性、具体的には色収差、配光特性、射出光スペクトルによって実験的に決められるが、一般的に、光源による配光が広くかつ中央部の光度が相対的に低いほど  $\beta$  は大きく、また、上記のように光源光のスペクトルの帯域の幅

50

が狭いほど $\beta$ は大きくなる。このため、変数 $\beta$ は、光源装置 3 F の光学特性等により 1 から 5 程度の範囲で、適宜の値に設定される。また、係数 $\alpha_B$ 及び $\alpha_R$ は、1 から 1.2 , 及び 0.9 から 1 程度の範囲にそれぞれ設定される。

#### 【0072】

本実施形態によれば、通常観察モードを選択した場合には、第 2 の実施形態と同様の効果を得ることができる。

また、NBI 観察モードを選択した場合においても、その場合に光源装置 3 F から供給される光源光のスペクトル分布に対応して、ライトガイド 9 の NA の差異を考慮したホワイトバランス調整及び色補正を適切に行うことができる。従って、NBI 観察モードを選択した場合においても、NA の値が異なるライトガイドを用いた場合にも、色再現の良い状態

10

で生体組織の表層付近の血管構造を詳細に観察することができる。

なお、NBI 観察モードの場合には、ライトガイド 9 における g 線と、e 線（若しくは d 線）との 2 つのスペクトルに対する NA の値又は種別に対して、色補正係数を適切に設定するようにしても良い。

#### 【0073】

なお、例えば ROM 34 F に格納する色補正係数のデータとして、内視鏡 2 が実際に接続された光源装置 3 E 又は 3 F の種別の情報も格納するようにしても良い。そして、プロセッサ 4 E 又は 4 F は、内視鏡 2 と共に実際に使用されている光源装置 3 E 又は 3 F の種別に対応した色補正係数のデータを採用して、色補正処理を行うようにしても良い。

また、例えば図 4 においては、乗算回路 37 a、37 c を用いて色補正を行う例を示しているが、その例に限定されるものでなく、除算回路や、ゲイン（増幅率）が可変できるアンプ（増幅器）や、減衰器等を用いることもできる。

20

また、例えば R 信号、B 信号等の色信号に対して色補正を行う例で示しているが、輝度信号と色差信号に対して色補正を行う構成にしても良い。

また、上述した実施形態等において、例えば図 1 に示すように映像信号処理回路 32 の後段側に色補正回路 36 を設ける場合に限定されるものでない。例えば図 1 における色分離回路 33 a の出力信号に対して、色補正処理を行うようにしても良い。つまり映像信号処理回路 32 中に設け、ガンマ補正や色調補正等の画像処理を行う前に色補正処理を行うようにしても良い。そして、画像処理の特性に影響されることなく、色補正処理を行うようにしても良い。また、図 7 における画像処理回路 33 d とホワイトバランス調整回路 33 c との間に色補正回路 36 を設けるようにしても良い。

30

#### 【0074】

また、本発明において採用される光源装置は、前述のような光源ランプ 12 による光源と集光レンズ 14 を組み合わせた光源装置に限定されるものでなく、発光ダイオード（LED）を用いた場合にも適用できる。

LED はそもそも蛍光体の拡散光により配光が広いこと、また例えば黄色い光を出す蛍光体と、青い光を出す半導体からの励起光との配光の違いのため、レンズがない光学系であっても、上述した実施形態などで述べた色収差と同様に色の違いによる影響が発生するためである。

また、上述した実施形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

40

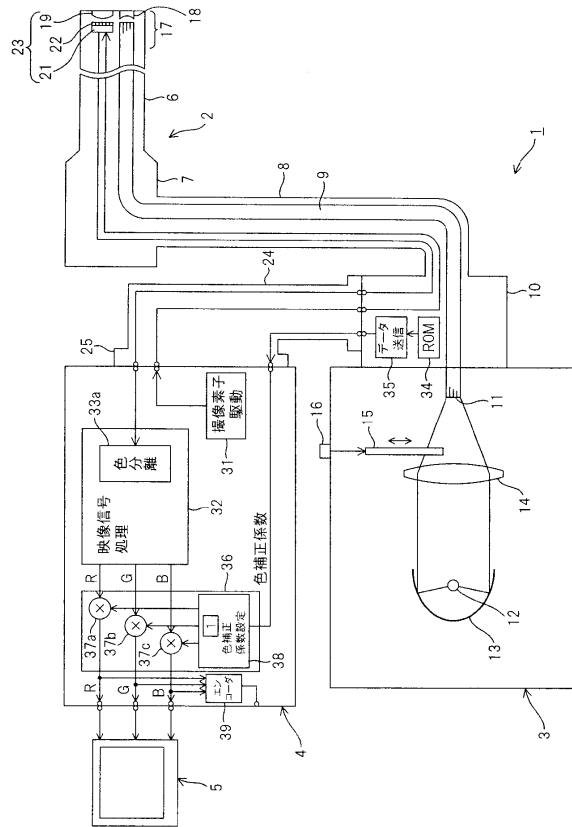
#### 【0075】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

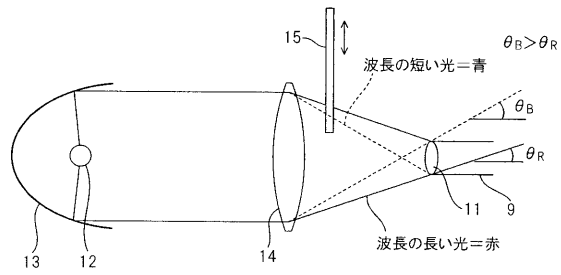
#### 【0076】

本出願は、2010 年 6 月 25 日に日本国に出願された特願 2010 - 145252 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものである。

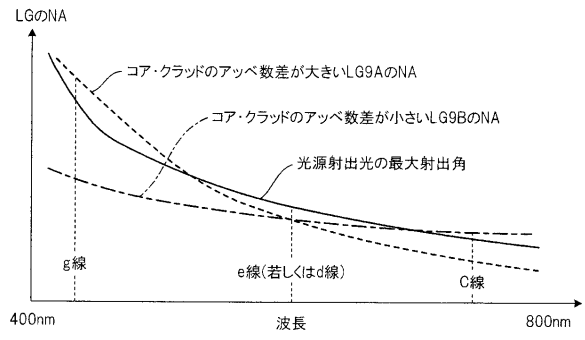
【図 1】



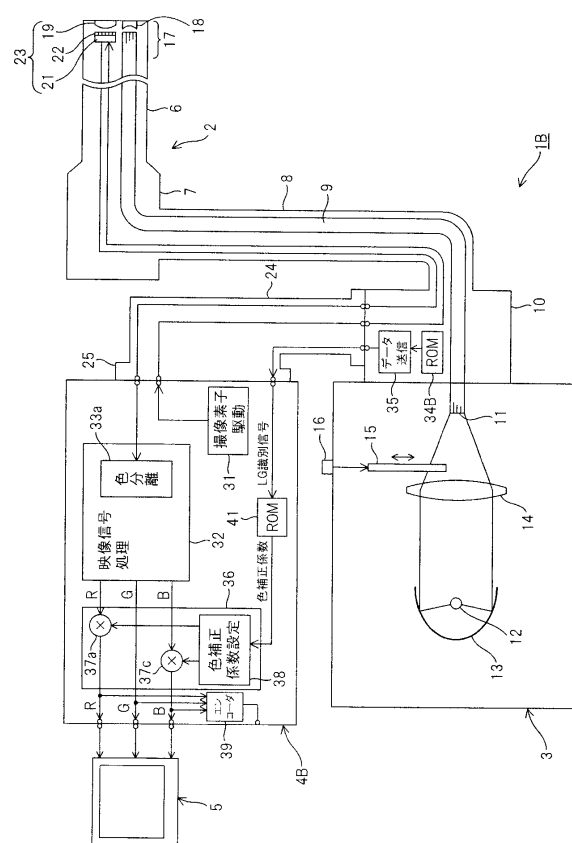
【図 2】



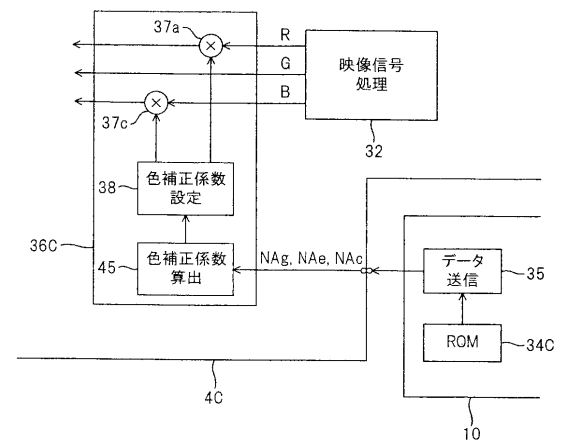
【図 3】



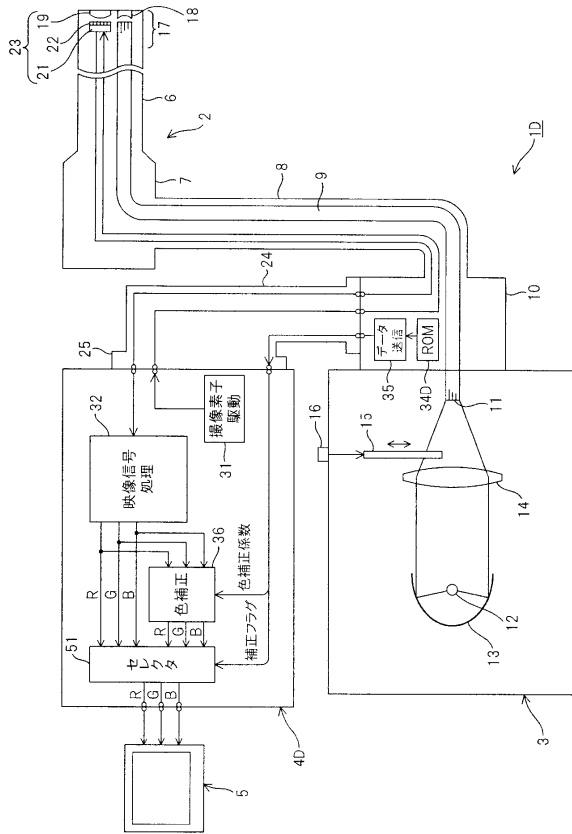
【図 4】



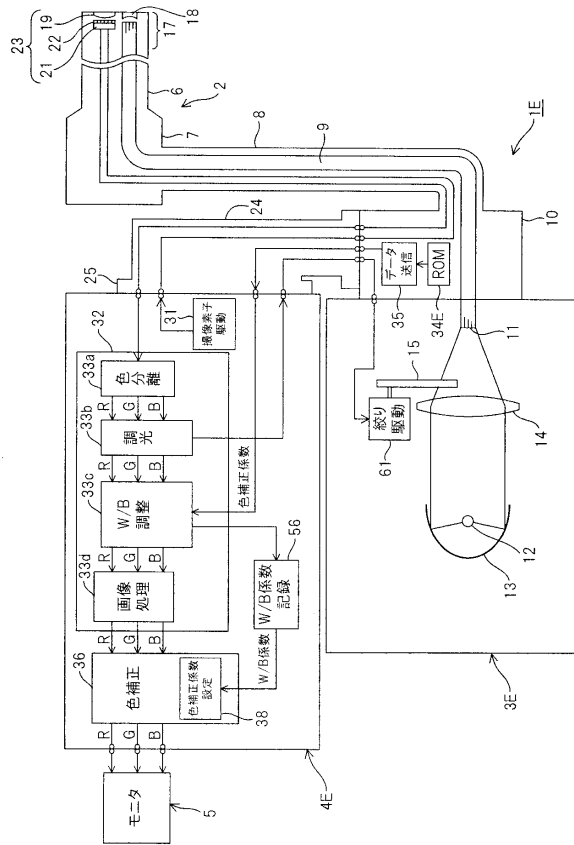
【図 5】



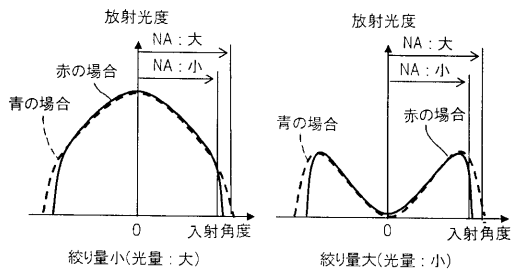
【 図 6 】



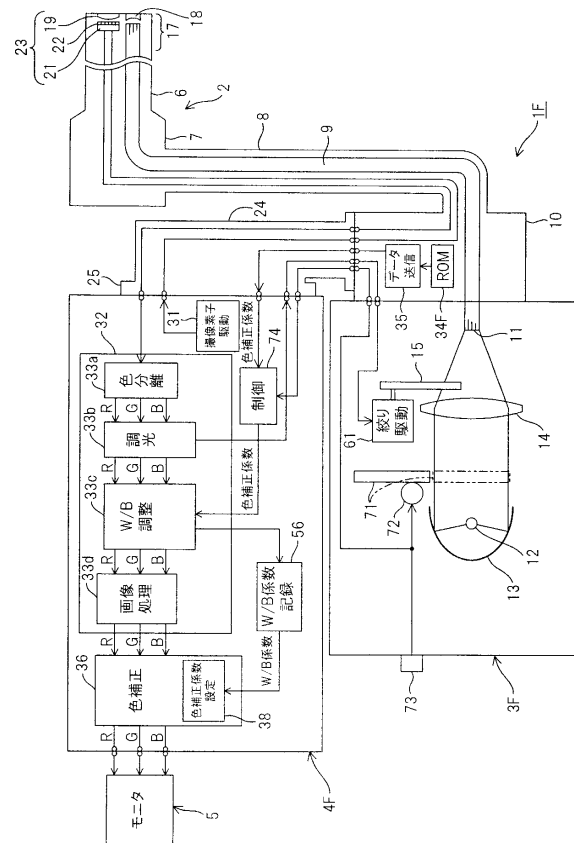
【 図 7 】



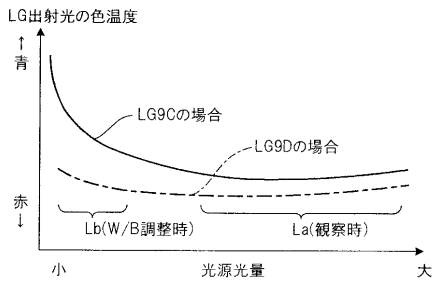
【 図 8 】



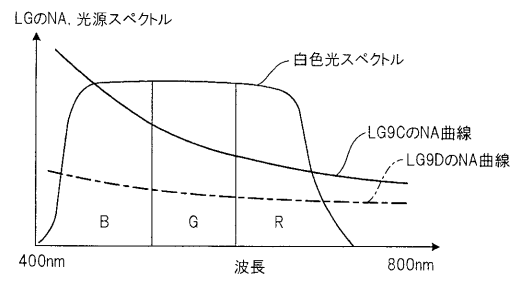
【 ㊦ 1 0 】



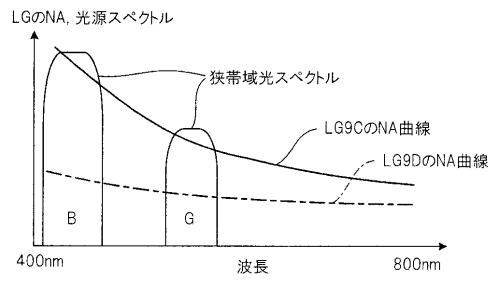
【圖 9】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

審査官 樋熊 政一

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00

G02B 23/24

|                |                                                                                                                                            |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内视镜装置                                                                                                                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5076036B2</a>                                                                                                                | 公开(公告)日 | 2012-11-21 |
| 申请号            | JP2012509800                                                                                                                               | 申请日     | 2011-06-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社                                                                                                                                 |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | オリンパスメディカルシステムズ株式会社                                                                                                                        |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | オリンパスメディカルシステムズ株式会社                                                                                                                        |         |            |
| [标]发明人         | 秋山大輔<br>菅武志<br>濱田敏裕                                                                                                                        |         |            |
| 发明人            | 秋山 大輔<br>菅 武志<br>濱田 敏裕                                                                                                                     |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 A61B1/00 G02B23/26                                                                                                                |         |            |
| CPC分类号         | G02B23/2453 A61B1/00009 A61B1/00126 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/07<br>G02B23/2469 G02B23/2484 G02B26/007 H04N2005/2255 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.370 A61B1/00.300.U G02B23/26.B                                                                                                    |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进                                                                                                                                       |         |            |
| 审查员(译)         | 棕熊正和                                                                                                                                       |         |            |
| 优先权            | 2010145252 2010-06-25 JP                                                                                                                   |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2011162111A1                                                                                                                           |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                  |         |            |

# 摘要(译)

在内窥镜装置中，与安装在内窥镜上的光导中的多个光谱线的数值孔径的类型对应的颜色校正系数的数据和从光源装置传输光源光的数据对安装在内窥镜上的图像拾取元件的输出信号执行信号处理的处理器使用颜色校正系数对所生成的R，G和B信号中的R和B信号执行颜色校正。并执行处理。

【 図 1 】

