

- 4 Display device
9 Light source device
6 Image processing device
61 First light source unit
62 Second light source unit
63 Third light source unit
64 Light source control unit
91 Image processing unit
92 Recording unit
93 Control unit
94 Input unit
221 Color filter
222 Image pickup element
910 Acquisition unit
911 Color image generation unit
912 Oxygen saturation calculation unit
913 Display control unit
921 Correction data recording unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

赤色の波長帯域の光を受光する R 画素、緑色の波長帯域の光を受光する G 画素および青色の波長帯域の光を受光する B 画素を用いて所定の配列パターンを形成し、各画素が受光した光を光電変換することによって画像データを生成する撮像素子と、

前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する 3 つの狭帯域光を被写体に照射する光源装置と、

前記光源装置が前記被写体に前記 3 つの狭帯域光を照射した際に、前記撮像素子が生成する第 1 画像データを、白色光が照射された際に前記撮像素子が生成するとみなすことができる第 2 画像データに補正するための補正データを記録する記録部と、

前記光源装置が前記被写体に前記複数の狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第 1 画像データと前記補正データとを用いて前記第 2 画像データに相当するカラー画像データを生成するカラー画像生成部と、

前記光源装置が前記被写体に前記複数の狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第 1 画像データに含まれる前記 R 画素の R 画素値と前記 G 画素の G 画素値とを用いて、前記被写体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

前記カラー画像生成部が生成した前記カラー画像データに対応するカラー画像および前記酸素飽和度算出部が算出した前記酸素飽和度を表示する表示装置と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

スペクトルが既知である複数の色パッチを有する校正部に白色光を照射した際に、該校正部を前記撮像素子が撮像して生成した第 3 画像データ、および前記光源装置によって前記校正部に前記 3 つの狭帯域光を照射した際に、該校正部を前記撮像素子が撮像して生成した前記第 1 画像データに基づいて、前記補正データを生成する補正データ生成部をさらに備えた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】

前記第 2 画像データ、前記第 3 画像データおよび前記記録部が記録する前記補正データに基づいて、少なくとも前記光源装置が劣化しているか否かを判定する判定部と、

前記判定部によって前記光源装置が劣化していると判定された場合、前記補正データ生成部が生成した最新の前記補正データを、前記記録部に記録させて更新する記録制御部と、

をさらに備えた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】

前記複数の狭帯域光のいずれか一つの波長帯域のみをカットするノッチフィルタと、

前記ノッチフィルタを、前記撮像素子の受光面に挿脱可能に移動させる切替部と、

前記ノッチフィルタが前記撮像素子の受光面に挿入されている場合において、前記光源装置が前記複数の狭帯域光を照射したとき、前記撮像素子が生成した第 4 画像データに基づいて、前記被写体の蛍光画像データを生成する蛍光画像生成部と、

を備え、

前記表示装置は、前記カラー画像データ、前記酸素飽和度および前記蛍光画像データを表示することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記カラー画像生成部が生成した前記カラー画像データに対応するカラー画像に前記酸素飽和度算出部が算出した前記酸素飽和度を重畳して前記表示装置に表示させる表示制御部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記酸素飽和度算出部は、前記第 1 画像データに対応する第 1 画像を所定の領域毎に分

10

20

30

40

50

割し、各領域の前記酸素飽和度を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記光源装置は、

前記 R 画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが 660 nm の狭帯域光を照射する第 1 光源部と、

前記 G 画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが 520 nm の狭帯域光を照射する第 2 光源部と、

前記 B 画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが 415 nm の狭帯域光を照射する第 3 光源部と、

を有することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の内視鏡システム。

10

【請求項 8】

赤色の波長帯域の光を受光する R 画素、緑色の波長帯域の光を受光する G 画素および青色の波長帯域の光を受光する B 画素を用いて所定の配列パターンを形成した撮像素子によって生成された画像データに対して画像処理を行う画像処理装置であって、

前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する 3 つの狭帯域光を被写体に照射した際に前記撮像素子が生成する第 1 画像データを、白色光が照射された際に前記撮像素子が生成するとみなすことができる第 2 画像データに補正するための補正データと、前記被写体に前記 3 つの狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第 1 画像データと、を取得する取得部と、

20

前記取得部が取得した前記第 1 画像データと前記補正データとを用いて前記第 2 画像データに相当するカラー画像データを生成するカラー画像生成部と、

前記被写体に前記 3 つの狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記画像データに含まれる前記 R 画素の R 画素値と前記 G 画素の G 画素値とを用いて、前記被写体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 9】

赤色の波長帯域の光を受光する R 画素、緑色の波長帯域の光を受光する G 画素および青色の波長帯域の光を受光する B 画素を用いて所定の配列パターンを形成した撮像素子によって生成された画像データに対して画像処理を行う画像処理方法であって、

30

前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する 3 つの狭帯域光を被写体に照射した際に前記撮像素子が生成する第 1 画像データを、白色光が照射された際に前記撮像素子が生成するとみなすことができる第 2 画像データに補正するための補正データと、前記被写体に前記 3 つの狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第 1 画像データと、を取得する取得ステップと、

前記取得ステップにおいて取得した前記第 1 画像データと前記補正データとを用いて前記第 2 画像データに相当するカラー画像データを生成するカラー画像生成ステップと、

40

前記第 1 画像データに含まれる前記 R 画素の R 画素値と前記 G 画素の G 画素値とを用いて、前記被写体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 10】

赤色の波長帯域の光を受光する R 画素、緑色の波長帯域の光を受光する G 画素および青色の波長帯域の光を受光する B 画素を用いて所定の配列パターンを形成した撮像素子によって生成された画像データに対して画像処理を行う画像処理装置に、

前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それ

50

それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する３つの狭帯域光を被写体に照射した際に前記撮像素子が生成する第１画像データを、白色光が照射された際に前記撮像素子が生成するとみなすことができる第２画像データに補正するための補正データと、前記被写体に前記複数の狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第１画像データと、を取得する取得ステップと、

前記取得ステップにおいて取得した前記第１画像データと前記補正データとを用いて前記第２画像データに相当するカラー画像データを生成するカラー画像生成ステップと、

前記第１画像データに含まれる前記Ｒ画素のＲ画素値と前記Ｇ画素のＧ画素値とを用いて、前記被写体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、

を実行させることを特徴とするプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、被写体を撮像した画像データを用いて被写体のバイタル情報を検出する内視鏡システム、画像処理装置、画像処理方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、医療分野において、人間の健康状態を把握するための情報として、心拍数、酸素飽和度および血圧等のバイタル情報を用いて、被写体の健康状態を把握している。例えば、４５０ｎｍ以下の波長帯域を含む狭帯域光を体腔内の血管を含む被写体組織に照射して撮像することによって、被写体組織の酸素飽和度を求める技術が知られている（特許文献１を参照）。

20

【０００３】

また、互いに異なる波長帯域の光を照射して撮像される複数種類の画像の中から２種類以上の画像を同時に取得することによって、酸素飽和度および血管深さを求める技術が知られている（特許文献２を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２０１１－２１８１３５号公報

30

【特許文献２】特開２０１１－２００５７２号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

ところで、近年、カラー画像を観察しながら、被写体組織の酸素飽和度も同時に観察したいという要望がある。しかしながら、上述した特許文献１，２では、カラー画像と酸素飽和度を観察する場合、狭帯域光を照射する光源および白色光を照射する光源がそれぞれ必要となり、装置が大型化するという問題点があった。

【０００６】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、装置を大型化することなく、カラー画像と酸素飽和度を同時に観察することができる内視鏡システム、画像処理装置、画像処理方法およびプログラム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】

【０００７】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡システムは、赤色の波長帯域の光を受光するＲ画素、緑色の波長帯域の光を受光するＧ画素および青色の波長帯域の光を受光するＢ画素を用いて所定の配列パターンを形成し、各画素が受光した光を光電変換することによって画像データを生成する撮像素子と、前記Ｒ画素、前記Ｇ画素および前記Ｂ画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、前記Ｒ画素、前記Ｇ画素および前記Ｂ画素それぞれの分光感度の波長帯域

50

内にスペクトルのピークを有する３つの狭帯域光を被写体に照射する光源装置と、前記光源装置が前記被写体に前記３つの狭帯域光を照射した際に、前記撮像素子が生成する第１画像データを、白色光が照射された際に前記撮像素子が生成するとみなすことができる第２画像データに補正するための補正データを記録する記録部と、前記光源装置が前記被写体に前記複数の狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第１画像データと前記補正データとを用いて前記第２画像データに相当するカラー画像データを生成するカラー画像生成部と、前記光源装置が前記被写体に前記複数の狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第１画像データに含まれる前記Ｒ画素のＲ画素値と前記Ｇ画素のＧ画素値とを用いて、前記被写体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、前記カラー画像生成部が生成した前記カラー画像データに対応するカラー画像および前記酸素飽和度算出部が算出した前記酸素飽和度を表示する表示装置と、を備えたことを特徴とする。

10

【０００８】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、スペクトルが既知である複数の色パッチを有する校正部に白色光を照射した際に、該校正部を前記撮像素子が撮像して生成した第３画像データ、および前記光源装置によって前記校正部に前記３つの狭帯域光を照射した際に、該校正部を前記撮像素子が撮像して生成した前記第１画像データに基づいて、前記補正データを生成する補正データ生成部をさらに備えたことを特徴とする。

【０００９】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記第２画像データ、前記第３画像データおよび前記記録部が記録する前記補正データに基づいて、少なくとも前記光源装置が劣化しているか否かを判定する判定部と、前記判定部によって前記光源装置が劣化していると判定された場合、前記補正データ生成部が生成した最新の前記補正データを、前記記録部に記録させて更新する記録制御部と、をさらに備えたことを特徴とする。

20

【００１０】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記複数の狭帯域光のいずれか一つの波長帯域のみをカットするノッチフィルタと、前記ノッチフィルタを、前記撮像素子の受光面に挿脱可能に移動させる切替部と、前記ノッチフィルタが前記撮像素子の受光面に挿入されている場合において、前記光源装置が前記複数の狭帯域光を照射したとき、前記撮像素子が生成した第４画像データに基づいて、前記被写体の蛍光画像データを生成する蛍光画像生成部と、を備え、前記表示装置は、前記カラー画像データ、前記酸素飽和度および前記蛍光画像データを表示することを特徴とする。

30

【００１１】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記カラー画像生成部が生成した前記カラー画像データに対応するカラー画像に前記酸素飽和度算出部が算出した前記酸素飽和度を重畳して前記表示装置に表示させる表示制御部をさらに備えたことを特徴とする。

【００１２】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記酸素飽和度算出部は、前記第１画像データに対応する第１画像を所定の領域毎に分割し、各領域の前記酸素飽和度を算出することを特徴とする。

40

【００１３】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記光源装置は、前記Ｒ画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが６６０nmの狭帯域光を照射する第１光源部と、前記Ｇ画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが５２０nmの狭帯域光を照射する第２光源部と、前記Ｂ画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが４１５nmの狭帯域光を照射する第３光源部と、を有することを特徴とする。

【００１４】

また、本発明に係る画像処理装置は、赤色の波長帯域の光を受光するＲ画素、緑色の波長帯域の光を受光するＧ画素および青色の波長帯域の光を受光するＢ画素を用いて所定の

50

配列パターンを形成した撮像素子によって生成された画像データに対して画像処理を行う画像処理装置であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する 3 つの狭帯域光を被写体に照射した際に前記撮像素子が生成する第 1 画像データを、白色光が照射された際に前記撮像素子が生成するとみなすことができる第 2 画像データに補正するための補正データと、前記被写体に前記 3 つの狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第 1 画像データと、を取得する取得部と、前記取得部が取得した前記第 1 画像データと前記補正データとを用いて前記第 2 画像データに相当するカラー画像データを生成するカラー画像生成部と、前記被写体に前記 3 つの狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記画像データに含まれる前記 R 画素の R 画素値と前記 G 画素の G 画素値とを用いて、前記被写体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、を備えたことを特徴とする。

10

【0015】

また、本発明に係る画像処理方法は、赤色の波長帯域の光を受光する R 画素、緑色の波長帯域の光を受光する G 画素および青色の波長帯域の光を受光する B 画素を用いて所定の配列パターンを形成した撮像素子によって生成された画像データに対して画像処理を行う画像処理方法であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する 3 つの狭帯域光を被写体に照射した際に前記撮像素子が生成する第 1 画像データを、白色光が照射された際に前記撮像素子が生成するとみなすことができる第 2 画像データに補正するための補正データと、前記被写体に前記 3 つの狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第 1 画像データと、を取得する取得ステップと、前記取得ステップにおいて取得した前記第 1 画像データと前記補正データとを用いて前記第 2 画像データに相当するカラー画像データを生成するカラー画像生成ステップと、前記第 1 画像データに含まれる前記 R 画素の R 画素値と前記 G 画素の G 画素値とを用いて、前記被写体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、を含むことを特徴とする。

20

【0016】

また、本発明に係るプログラムは、赤色の波長帯域の光を受光する R 画素、緑色の波長帯域の光を受光する G 画素および青色の波長帯域の光を受光する B 画素を用いて所定の配列パターンを形成した撮像素子によって生成された画像データに対して画像処理を行う画像処理装置に、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、前記 R 画素、前記 G 画素および前記 B 画素それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する 3 つの狭帯域光を被写体に照射した際に前記撮像素子が生成する第 1 画像データを、白色光が照射された際に前記撮像素子が生成するとみなすことができる第 2 画像データに補正するための補正データと、前記被写体に前記複数の狭帯域光を照射した際に前記撮像素子が生成した前記第 1 画像データと、を取得する取得ステップと、前記取得ステップにおいて取得した前記第 1 画像データと前記補正データとを用いて前記第 2 画像データに相当するカラー画像データを生成するカラー画像生成ステップと、前記第 1 画像データに含まれる前記 R 画素の R 画素値と前記 G 画素の G 画素値とを用いて、前記被写体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、を実行させることを特徴とする。

30

40

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、装置を大型化することなく、カラーの画像と酸素飽和度を同時に観察することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である

50

。

【図 2】図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。

【図 3】図 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る第 1 光源部、第 2 光源部および第 3 光源部の各々が照射する狭帯域光と、B 画素、G 画素および R 画素の各々の分光感度との関係を示す図である。

【図 4】図 4 は、本発明の実施の形態 1 に係るキャリブレーション用チャートを模式的に示す図である。

【図 5】図 5 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 6】図 6 は、血中のヘモグロビンの吸収特性を示す図である。

【図 7】図 7 は、本発明の実施の形態 1 に係る表示装置が表示する画像の一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムが実行する補正データ更新処理の概要を示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 3 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 3 に係る第 1 光源部、第 2 光源部および第 3 光源部の各々が照射する狭帯域光と、B 画素、G 画素および R 画素の各々の分光感度と、ノッチフィルタの透過特性との関係を示す図である。

【図 12】図 12 は、本発明の実施の形態 3 に係る内視鏡システムが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 13 A】図 13 A は、本発明の実施の形態 3 に係る表示装置が表示する画像の一例を示す図である。

【図 13 B】図 13 B は、本発明の実施の形態 3 に係る表示装置が表示する画像の一例を示す図である。

【図 14】図 14 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 の変形例に係る画像の一例を示す図である。

【図 15】図 15 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 の変形例に係る画像の一例を示す図である。

【図 16】図 16 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 の変形例に係る画像の一例を示す図である。

【図 17】図 17 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 の変形例に係る画像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付して説明する。

【0020】

（実施の形態 1）

〔内視鏡システムの概略構成〕

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 1 に示す内視鏡システム 1 は、医療分野において用いられ、人等の被検体内（生体内）を撮像して観察するシステムである。この内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、内視鏡 2 と、第 1 伝送ケーブル 3 と、表示装置 4 と、第 2 伝送ケーブル 5 と、光源装置 6 と、第 3 伝送ケーブル 7 と、ライトガイド 8 と、画像処理装置 9 と、を備える。

【0021】

内視鏡 2 は、生体内を撮像し、この撮像した生体内の画像信号を出力する。内視鏡 2 は、挿入部 2 1 と、カメラヘッド 2 2 と、を備える。

【 0 0 2 2 】

挿入部 2 1 は、硬質で細長形状を有し、生体内に挿入される。この挿入部 2 1 内には、1 または複数のレンズを用いて構成され、被写体像を結像する光学系が設けられている。

【 0 0 2 3 】

カメラヘッド 2 2 は、挿入部 2 1 の基端に着脱自在に接続される。カメラヘッド 2 2 は、画像処理装置 9 による制御のもと、挿入部 2 1 の光学系によって結像された被写体像を撮像し、この撮像した被写体像の画像データを画像処理装置 9 へ出力する。カメラヘッド 2 2 は、カラーフィルタ 2 2 1 と、撮像素子 2 2 2 と、を有する。

10

【 0 0 2 4 】

図 2 は、カラーフィルタ 2 2 1 の構成を模式的に示す図である。図 2 に示すように、カラーフィルタ 2 2 1 は、赤色の成分を透過する広帯域フィルタ R と、緑色の成分を透過する 2 つの広帯域フィルタ G と、青色の成分を透過する広帯域フィルタ B と、を 1 組とする所定の配列パターン（ベイヤー配列）を形成したフィルタユニットを用いて構成される。

【 0 0 2 5 】

撮像素子 2 2 2 は、2 次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換し、画像信号を生成する C C D (Charge Coupled Device) や C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等のイメージセンサと、このイメージセンサが生成したアナログの画像データ（画像信号）に対して、A / D 変換を行うことによって、デジタルの画像データを生成し、第 1 伝送ケーブル 3 を介して画像処理装置 9 へ出力する A / D 変換回路と、を用いて構成される。なお、以下においては、広帯域フィルタ R が配置されてなる画素を R 画素、広帯域フィルタ G が配置されてなる画素を G 画素、広帯域フィルタ B が配置されてなる画素を B 画素として説明する。また、A / D 変換回路に換えて、画像信号を光信号に光電変換し、画像データを光信号で画像処理装置 9 へ出力する E / O 変換回路によって構成してもよい。

20

【 0 0 2 6 】

第 1 伝送ケーブル 3 は、一端がカメラヘッド 2 2 に着脱自在に接続され、他端が画像処理装置 9 に着脱自在に接続される。第 1 伝送ケーブル 3 は、最外層である外被の内側に複数の信号線や光ファイバが配設されてなる。

30

【 0 0 2 7 】

表示装置 4 は、画像処理装置 9 による制御のもと、内視鏡 2 が撮像した画像データに対応する画像を表示する。表示装置 4 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence) 等の表示パネルを用いて構成される。

【 0 0 2 8 】

第 2 伝送ケーブル 5 は、一端が表示装置 4 に着脱自在に接続され、他端が画像処理装置 9 に着脱自在に接続される。第 2 伝送ケーブル 5 は、画像処理装置 9 において画像処理された画像データを表示装置 4 に伝送する。第 2 伝送ケーブル 5 は、例えば H D M I (登録商標) または D i s p l a y P o r t (登録商標) 等を用いて構成される。

【 0 0 2 9 】

40

光源装置 6 は、ライトガイド 8 の一端が接続され、画像処理装置 9 による制御のもと、ライトガイド 8 を介して生体内を照射するための照明光を供給する。具体的には、光源装置 6 は、R 画素、G 画素および B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、R 画素、G 画素および B 画素それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する 3 つの狭帯域光を被写体に照射する。光源装置 6 は、第 1 光源部 6 1 と、第 2 光源部 6 2 と、第 3 光源部 6 3 と、光源制御部 6 4 と、を有する。

【 0 0 3 0 】

第 1 光源部 6 1 は、G 画素および B 画素と比較して相対的に R 画素の分光感度が高い波長帯域にスペクトルのピークを有する狭帯域の光を照射する。具体的には、第 1 光源部 6

50

1 は、R 画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが 660 nm の狭帯域光を照射する。第 1 光源部 61 は、LED 光源やレーザ等を用いて構成される。

【0031】

第 2 光源部 62 は、B 画素および R 画素と比較して相対的に G 画素の分光感度が高い波長帯域にスペクトルのピークを有する狭帯域光を照射する。具体的には、第 2 光源部 62 は、G 画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが 520 nm の狭帯域光を照射する。第 2 光源部 62 は、LED 光源やレーザ等を用いて構成される。

【0032】

第 3 光源部 63 は、R 画素および G 画素と比較して相対的に B 画素の分光感度が高い波長帯域にスペクトルのピークを有する狭帯域光を照射する。具体的には、第 3 光源部 63 は、B 画素の分光感度の波長帯域より狭く、スペクトルのピークが 415 nm の狭帯域光を照射する。第 3 光源部 63 は、LED やレーザ等を用いて構成される。

10

【0033】

光源制御部 64 は、画像処理装置 9 の制御のもと、第 1 光源部 61、第 2 光源部 62 および第 3 光源部 63 それぞれに光を同時に照射させる。光源制御部 64 は、CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。

【0034】

図 3 は、第 1 光源部 61、第 2 光源部 62 および第 3 光源部 63 の各々が照射する狭帯域光と、B 画素、G 画素および R 画素の各々の分光感度との関係を示す図である。図 3 において、横軸が波長を示し、縦軸が強度を示す。また、図 3 において、曲線 LB1 が B 画素の分光感度を示し、曲線 LG1 が G 画素の分光感度を示し、曲線 LR1 が R 画素の分光感度を示し、曲線 LB2 が第 3 光源部 63 によって照射される狭帯域光の強度を示し、曲線 LG2 が第 2 光源部 62 によって照射される狭帯域光の強度を示し、曲線 LR2 が第 1 光源部 61 によって照射される狭帯域光の強度を示す。

20

【0035】

図 3 に示すように、第 1 光源部 61 は、G 画素および B 画素と比較して相対的に R 画素の分光感度が高い波長帯域 (660 nm) にスペクトルのピークを有する狭帯域光を照射する。また、第 2 光源部 62 は、B 画素および R 画素と比較して相対的に G 画素の分光感度が高い波長帯域 (520 nm) にスペクトルのピークを有する狭帯域光を照射する。さらに、第 3 光源部 63 は、R 画素および G 画素と比較して相対的に B 画素の分光感度が高い波長帯域 (415 nm) にスペクトルのピークを有する狭帯域光を照射する。

30

【0036】

図 1 に戻り、内視鏡システム 1 の構成の説明を続ける。

第 3 伝送ケーブル 7 は、一端が光源装置 6 に着脱自在に接続され、他端が画像処理装置 9 に着脱自在に接続される。第 3 伝送ケーブル 7 は、画像処理装置 9 からの制御信号を光源装置 6 へ伝送する。

【0037】

ライトガイド 8 は、一端が光源装置 6 に着脱自在に接続され、他端が挿入部 21 に着脱自在に接続される。ライトガイド 8 は、光源装置 6 から供給された狭帯域光を挿入部 21 に伝搬する。挿入部 21 に伝搬された光は、挿入部 21 の先端から出射され、生体内に照射される。生体内に照射された光は、挿入部 21 内の光学系により結像 (集光) される。

40

【0038】

画像処理装置 9 は、CPU 等を用いて構成され、光源装置 6、カメラヘッド 22 および表示装置 4 の動作を統括的に制御する。画像処理装置 9 は、画像処理部 91 と、記録部 92 と、制御部 93 と、入力部 94 と、を有する。

【0039】

画像処理部 91 は、第 1 伝送ケーブル 3 を介してカメラヘッド 22 から出力された画像信号に対して画像処理を行い、この画像処理を行った画像信号を表示装置 4 へ出力する。画像処理部 91 は、取得部 910 と、カラー画像生成部 911 と、酸素飽和度算出部 912 と、表示制御部 913 と、を有する。

50

【 0 0 4 0 】

取得部 9 1 0 は、撮像素子 2 2 2 が生成した画像データおよび補正データ記録部 9 2 1 が記録する補正データを取得する。具体的には、取得部 9 1 0 は、光源装置 6 が R 画素、G 画素および B 画素それぞれの分光感度の波長帯域より狭く、互いに異なる波長帯域の狭帯域光であって、R 画素、G 画素および B 画素それぞれの分光感度の波長帯域内にスペクトルのピークを有する複数の狭帯域光を被写体に照射した際に撮像素子 2 2 2 が生成する第 1 画像データを、白色光が照射された際に撮像素子 2 2 2 が生成するとみなすことができる第 2 画像データに補正するための補正データと、光源装置 6 が被写体に複数の狭帯域光を照射した際に撮像素子 2 2 2 が生成した第 1 画像データと、を取得する。

【 0 0 4 1 】

カラー画像生成部 9 1 1 は、光源装置 6 が被写体に複数の狭帯域光を照射した際に撮像素子 2 2 2 が生成した第 1 画像データと補正データ記録部 9 2 1 が記録する補正データとを用いて第 2 画像データに相当するカラー画像データを生成する。

【 0 0 4 2 】

酸素飽和度算出部 9 1 2 は、光源装置 6 が被写体に複数の狭帯域光を照射した際に撮像素子 2 2 2 が生成した第 1 画像データに含まれる R 画素の R 画素値と G 画素の G 画素値とを用いて、被写体の酸素飽和度を算出する。

【 0 0 4 3 】

表示制御部 9 1 3 は、表示装置 4 の表示態様を制御する。具体的には、表示制御部 9 1 3 は、カラー画像生成部 9 1 1 が生成したカラー画像データに対応するカラー画像に酸素飽和度算出部 9 1 2 が算出した酸素飽和度を重畳して表示装置 4 に表示させる。

【 0 0 4 4 】

記録部 9 2 は、画像処理装置 9 が実行する各種プログラム、処理中のデータおよび画像データを記録する。記録部 9 2 は、R A M (Random Access Memory) や F l a s h メモリ等を用いて構成される。また、記録部 9 2 は、補正データ記録部 9 2 1 を有する。

【 0 0 4 5 】

補正データ記録部 9 2 1 は、光源装置 6 が被写体に複数の狭帯域光を照射した際に、撮像素子 2 2 2 が生成する第 1 画像データを、白色光が照射された際に撮像素子 2 2 2 が生成するとみなすことができる第 2 画像データに補正するための補正データを記録する。なお、補正データの詳細については、後述する。

【 0 0 4 6 】

制御部 9 3 は、C P U 等を用いて構成される。制御部 9 3 は、画像処理装置 9 の各部を統括的に制御する。また、制御部 9 3 は、入力部 9 4 から入力される指示信号に応じて、表示装置 4、光源装置 6 およびカメラヘッド 2 2 の動作を制御する。

【 0 0 4 7 】

入力部 9 4 は、外部からの操作に応じた指示信号の入力を受け付ける。入力部 9 4 は、キーボードやマウス等の入力インターフェースやスイッチ等を用いて構成される。

【 0 0 4 8 】

〔補正データの詳細〕

次に、補正データ記録部 9 2 1 が記録する補正データについて説明する。

本実施の形態 1 では、光源装置 6 が 3 種類の狭帯域光を照射するため、撮像素子 2 2 2 によって生成される被写体の画像データの色再現性が、従来の白色光源によって白色光を照射した際に撮像素子 2 2 2 が生成する画像データより劣る可能性がある。このため、本実施の形態 1 では、白色光源による白色光で照射した出力としてみなすための補正データを、予め図示しない治具やキャリブレーション装置等によって算出し、この算出した算出結果を補正データとして補正データ記録部 9 2 1 に記録する。

【 0 0 4 9 】

次に、補正データの算出方法について説明する。補正データを求めるためには、様々な手法がある。この方法として、図 4 に示すように、スペクトルが既知である複数の色パッチを含むキャリブレーション用チャート C 1 (例えば M a c b e t h C o l o r C h

10

20

30

40

50

e c k e r P a t c h e s や M u n s e l l C h i p s) に対して、白色光源によって理想的な白色光（均一な白色光）を照射し、内視鏡 2 または撮像素子 2 2 2 によってキャリブレーション用チャート C 1 を撮像させる。この場合において、内視鏡 2 または撮像素子 2 2 2 が撮像した画像データとしての s R G B データを $d_{s R G B}$ とするとき、以下のように表すことができる。

$$d_{s R G B} = C R^t h \quad \cdots (1)$$

ここで、 $d_{s R G B}$ は、 $3 \times n$ 行列（s R G B）を示し、C は、 3×3 行列（X Y Z $\rightarrow$ s R G B）を示し、R は、 $m \times 3$ 行列（分光（m データ） $\rightarrow$ X Y Z）を示し、h は、 $m \times n$ 行列（分光データ（色パッチ数 n））を示す。さらに、 R^t は、R の転置行列を示す。

【0050】

一方、キャリブレーション用チャート C 1 に対して、光源装置 6 が 3 種類の狭帯域光を同時に照射し、内視鏡 2 または撮像素子 2 2 2 によってキャリブレーション用チャート C 1 を撮像させた場合において、内視鏡 2 または撮像素子 2 2 2 が撮像した画像データとしての s R G B データを d とするとき、以下のように表すことができる。

$$d = S^t L h \quad \cdots (2)$$

ここで、S は、 $m \times 3$ 行列（撮像素子 2 2 2 の感度）を示し、L は、 $m \times m$ 対角行列（光源装置 6）を示す。さらに、 S^t は、S の転置行列を示す。

【0051】

式（1）および式（2）より、

$$d_{s R G B} = C R^t [S^t L]^{-1} d \quad \cdots (3)$$

ここで、 $M = C R^t [S^t L]^{-1}$ とした場合、以下の式（4）が成り立つ。

$$d_{s R G B} = M d \quad \cdots (4)$$

ここで、 $[S^t L]^{-1}$ は、 $S^t L$ の逆行列を示す。

【0052】

このように、図示しない白色光源やキャリブレーション用チャート C 1 を用いて M を算出し、この M を補正データとして補正データ記録部 9 2 1 に記録する。

【0053】

〔内視鏡システムの動作〕

次に、内視鏡システム 1 が実行する処理について説明する。図 5 は、内視鏡システム 1 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0054】

図 5 に示すように、まず、光源装置 6 は、画像処理装置 9 の制御のもと、第 1 光源部 6 1、第 2 光源部 6 2 および第 3 光源部 6 3 に照射させることによって、3 種類の狭帯域光を同時に照射させる（ステップ S 1 0 1）。

【0055】

続いて、取得部 9 1 0 は、第 1 伝送ケーブル 3 を介してカメラヘッド 2 2 から画像信号を取得する（ステップ S 1 0 2）。この場合、取得部 9 1 0 は、補正データ記録部 9 2 1 から補正データも取得する。

【0056】

その後、カラー画像生成部 9 1 1 は、カメラヘッド 2 2 から取得した画像データを用いてカラー画像を生成する（ステップ S 1 0 3）。具体的には、カラー画像生成部 9 1 1 は、取得部 9 1 0 が補正データ記録部 9 2 1 から取得した補正データ M と、取得部 9 1 0 がカメラヘッド 2 2 から取得した画像データ I_{input} と、を用いて、以下の式（5）を行うことによってカラー画像データ I_{output} を生成する。もちろん、カラー画像生成部 9 1 1 は、所定の画像処理、例えばデモザイキング等の画像処理を行うことによって、カラー画像データを生成する。

$$I_{output} = M \times I_{input} \quad \cdots (5)$$

【0057】

続いて、酸素飽和度算出部 9 1 2 は、画像データに含まれる G 画素に対応する G 信号（G 画素値）と R 画素に対応する R 信号（R 画素値）とを用いて、酸素飽和度を算出する（

10

20

30

40

50

ステップ S 1 0 4)。

【 0 0 5 8 】

図 6 は、血中のヘモグロビンの吸収特性を示す図である。図 6 において、横軸が波長 (nm) を示し、縦軸がモル吸収係数 (cm⁻¹ / m) を示す。また、図 6 において、曲線 L 1 0 が還元ヘモグロビンのモル吸収係数を示し、曲線 L 1 1 が酸化ヘモグロビンのモル吸収係数を示す。さらに、図 6 において、直線 B_B が第 3 光源部 6 3 によって照射される狭帯域光の波長帯域を示し、直線 B_G が第 2 光源部 6 2 によって照射される狭帯域光の波長帯域を示し、直線 B_R が第 1 光源部 6 1 によって照射される狭帯域光の波長帯域を示す。

【 0 0 5 9 】

血中のヘモグロビンには、酸素と結合していない還元ヘモグロビン (Hb) および酸素と結合している酸化ヘモグロビン (HbO₂) の 2 種類がある。本実施の形態 1 で用いる酸素飽和度 (SPO₂) は、血液中の全てのヘモグロビンにおける酸化ヘモグロビンの割合を示す。酸素飽和度 SPO₂ は、以下の式 (6) によって定義される。

【 数 1 】

$$SPO_2(\%) = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100 \quad \cdots(6)$$

【 0 0 6 0 】

酸素飽和度は、beer - Lambert 法によって、互いに異なる 2 つの波長を用いることによって算出することができる。従来の酸素飽和度を算出するのに用いられるパルスオキシメータは、例えば 660 nm および 900 nm の光が用いられ、互いに異なる 2 つの波長を λ₁、λ₂ とし、それぞれの得られる信号値の AC 成分および DC 成分を、I_{AC}^{λ₁}、I_{DC}^{λ₁}、I_{AC}^{λ₂}、I_{DC}^{λ₂} とした場合、酸素飽和度 SPO₂ は、以下の式 (7) によって表すことができる。

【 数 2 】

$$SPO_2 = A \frac{I_{AC}^{\lambda_1} / I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2} / I_{DC}^{\lambda_2}} + B \quad \cdots(7)$$

ここで、A および B は、補正係数であり、キャリブレーション処理を行うことによって予め求められる。

【 0 0 6 1 】

本実施の形態 1 では、酸素飽和度算出部 9 1 2 は、I_{AC}^{λ₁}、I_{DC}^{λ₁}、I_{AC}^{λ₂}、I_{DC}^{λ₂} を対象領域で画素平均して求めて酸素飽和度を算出する。具体的には、本実施の形態 1 では、λ₁ が 520 nm (G 画素の G 信号) であり、λ₂ が 660 nm (R 画素の R 信号) である。即ち、酸素飽和度算出部 9 1 2 は、撮像素子 2 2 2 が生成した画像データに対応する画像に含まれる G 画素の G 信号 (G 画素値) および R 画素の R 信号 (R 画素値) を用いて、被写体の酸素飽和度を算出する。

【 0 0 6 2 】

図 5 に戻り、ステップ S 1 0 5 以降の説明を続ける。

ステップ S 1 0 5 において、表示制御部 9 1 3 は、カラー画像生成部 9 1 1 が生成したカラー画像に、酸素飽和度算出部 9 1 2 が算出した酸素飽和度を重畳して表示装置 4 に出力する。これにより、図 7 に示すように、表示装置 4 は、表示領域 4 1 に、酸素飽和度 W 1 が重畳されたカラー画像 P 1 を表示する。これにより、ユーザは、カラー画像を見ながら、被検体の酸素飽和度を把握することができる。

【 0 0 6 3 】

続いて、入力部 9 4 を介して被検体の観察を終了する指示信号が入力された場合 (ステップ S 1 0 6 : Yes)、内視鏡システム 1 は、本処理を終了する。これに対して、入力部 9 4 を介して被検体の観察を終了する指示信号が入力されていない場合 (ステップ S 1

10

20

30

40

50

06: No)、内視鏡システム1は、ステップS101へ戻る。

【0064】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、光源装置6が狭帯域光を被写体に照射し、カラー画像生成部911が補正データと撮像素子222によって生成された画像データを用いてカラー画像データを生成し、酸素飽和度算出部912が撮像素子222によって生成された画像データに含まれるR画素のR画素値とG画素のG画素値とを用いて、被写体の酸素飽和度を算出し、表示装置4がカラー画像に酸素飽和度を重畳して表示するので、装置を大型化することなく、カラー画像と酸素飽和度を同時に観察することができる。

【0065】

また、本発明の実施の形態1によれば、撮像素子222によって同じタイミングで生成された画像データを用いて、カラー画像生成部911がカラー画像を生成するとともに、酸素飽和度算出部912が酸素飽和度を算出するので、精度の高い被写体の観察を行うことができる。

10

【0066】

(実施の形態2)

次に、本発明の実施の形態2について説明する。本実施の形態2に係る内視鏡システムは、上述した実施の形態1に係る光源装置6および画像処理装置9の構成が異なるうえ、本実施の形態2に係る内視鏡システムは、補正データを更新する。以下においては、本実施の形態2に係る内視鏡システムの構成を説明後、本実施の形態2に係る内視鏡システムが実行する処理について説明する。

20

【0067】

〔内視鏡システムの構成〕

図8は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図8に示す内視鏡システム1aは、上述した実施の形態1に係る内視鏡システム1の光源装置6および画像処理装置9に換えて、光源装置6aおよび画像処理装置9aを備える。

【0068】

光源装置6aは、上述した実施の形態1に係る光源装置6の構成に加えて、第4光源部65を有する。第4光源部65は、光源制御部64の制御のもと、白色光を照射する。第4光源部65は、キセノンランプや白色LEDランプ等を用いて構成される。

【0069】

画像処理装置9aは、上述した実施の形態1に係る画像処理部91に換えて、画像処理部91aを備える。画像処理部91aは、上述した実施の形態1に係る画像処理部91の構成に加えて、判定部914と、補正データ生成部915と、記録制御部916と、をさらに備える。

30

【0070】

判定部914は、白色光が照射された際に撮像素子222が生成した第2画像データ、スペクトルが既知である複数の色パッチを有するキャリブレーション用チャートC1(校正部)に白色光を照射した際に、キャリブレーション用チャートC1を撮像素子222に撮像させて生成させた第3画像データおよび補正データ記録部921が記録する補正データに基づいて、内視鏡システム1aが劣化しているか否かを判定する。

40

【0071】

補正データ生成部915は、光源装置6aが白色光を照射した際に、撮像素子222が生成した画像データ(第2画像データ)と、光源装置6aが3種類の狭帯域光を照射した際に、撮像素子222が生成した画像データ(第1画像データ)と、を用いて、補正データを生成する。

【0072】

記録制御部916は、判定部914によって内視鏡システム1aが劣化していると判定された場合、補正データ生成部915が生成した最新の補正データを、補正データ記録部921に記録させて更新する。

【0073】

50

〔内視鏡システムの動作〕

次に、内視鏡システム 1 a が実行する補正データ更新処理について説明する。図 9 は、内視鏡システム 1 a が実行する補正データ更新処理の概要を示すフローチャートである。また、内視鏡システム 1 a が補正データ更新処理を行う場合、内視鏡システム 1 a は、上述したキャリブレーション用チャート C 1 に照明光を照射して撮像する。なお、本実施の形態 2 に係る内視鏡システム 1 a は、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 と同様の処理を行う。具体的には、内視鏡システム 1 a は、被検体の観察時に、光源装置 6 a に狭帯域光を照射させ、撮像素子 2 2 2 が生成した画像データと補正データ記録部 9 2 1 が記録する補正データとを用いて、カラー画像生成部 9 1 1 がカラー画像を生成し、表示制御部 9 1 3 が酸素飽和度算出部 9 1 2 によって算出された酸素飽和度をカラー画像に合成して表示装置 4 に出力する（図 7 を参照）。

10

【0074】

図 9 に示すように、まず、制御部 9 3 は、光源装置 6 a を制御することによって、光源装置 6 a に狭帯域光をキャリブレーション用チャート C 1 に照射させる（ステップ S 2 0 1）。

【0075】

続いて、取得部 9 1 0 は、光源装置 6 a が狭帯域光をキャリブレーション用チャート C 1 に照射した際に、撮像素子 2 2 2 が生成した画像データを取得する（ステップ S 2 0 2）。

【0076】

その後、制御部 9 3 は、光源装置 6 a を制御することによって、光源装置 6 a に白色光をキャリブレーション用チャート C 1 に照射させる（ステップ S 2 0 3）。

20

【0077】

続いて、取得部 9 1 0 は、光源装置 6 a が白色光をキャリブレーション用チャート C 1 に照射した際に、撮像素子 2 2 2 が生成した画像データを取得する（ステップ S 2 0 4）。

【0078】

その後、判定部 9 1 4 は、内視鏡システム 1 a が劣化しているか否かを判定する（ステップ S 2 0 5）。具体的には、判定部 9 1 4 は、ステップ S 2 0 2 において取得した画像データ、ステップ S 2 0 4 において取得した画像データおよび補正データ記録部 9 2 1 が記録する補正データに基づいて、光源装置 6 a および撮像素子 2 2 2 に劣化が生じているか否かを判定する。より具体的には、判定部 9 1 4 は、光源装置 6 a が白色光をキャリブレーション用チャート C 1 に照射した際に、撮像素子 2 2 2 が生成した画像データ I 2 から光源装置 6 a が狭帯域光をキャリブレーション用チャート C 1 に照射した際に撮像素子 2 2 2 が生成した画像データ I 1 と補正データ M とを乗算した値を減算した値の絶対値が所定の閾値 ε より小さいか否かを判定する（ $|I 2 - I 1 \times M| < \varepsilon$ ）。判定部 9 1 4 が内視鏡システム 1 a に劣化が生じていると判定した場合（ステップ S 2 0 5：Yes）、内視鏡システム 1 a は、ステップ S 2 0 6 へ移行する。これに対して、判定部 9 1 4 が内視鏡システム 1 a に劣化が生じていないと判定した場合（ステップ S 2 0 5：No）、内視鏡システム 1 a は、本処理を終了する。

30

40

【0079】

ステップ S 2 0 6 において、補正データ生成部 9 1 5 は、補正データを生成する。具体的には、補正データ生成部 9 1 5 は、ステップ S 2 0 4 において取得した画像データ I 2 を、ステップ S 2 0 2 において取得した画像データ I 1 で除算した値（ $I 2 / I 1$ ）を補正データ M として生成する。

【0080】

続いて、記録制御部 9 1 6 は、補正データ生成部 9 1 5 が生成した補正データを、補正データ記録部 9 2 1 に記録して更新する（ステップ S 2 0 7）。ステップ S 2 0 7 の後、内視鏡システム 1 a は、本処理を終了する。

【0081】

50

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、補正データ生成部 9 1 5 がキャリブレーション用チャート C 1 に白色光を照射した際の画像データ（第 3 画像データ）と光源装置 6 a が狭帯域光を照射した際の画像データ（第 2 画像データ）とを用いて補正データを生成するので、精度の高いカラー画像と酸素飽和度を同時に観察することができる。

【0082】

また、本発明の実施の形態 2 によれば、判定部 9 1 4 によって内視鏡システム 1 a が劣化していると判定された場合、補正データ生成部 9 1 5 が補正データを生成するので、内視鏡システム 1 a の劣化の度合いに関わらず、カラー画像生成部 9 1 1 が精度の高いカラー画像を生成することができる。

【0083】

（実施の形態 3）

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。本実施の形態 3 に係る内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 に係るカメラヘッド 2 2 および画像処理装置 9 の構成が異なるうえ、実行する処理が異なる。具体的には、本実施の形態 3 に係る内視鏡システムは、蛍光画像をさらにカラー画像に合成して表示する。以下においては、本実施の形態 3 に係る内視鏡システムの構成を説明後、本実施の形態 3 に係る内視鏡システムが実行する処理について説明する。

【0084】

図 1 0 は、本発明の実施の形態 3 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 1 0 に示す内視鏡システム 1 b は、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 の内視鏡 2 および画像処理装置 9 に換えて、内視鏡 2 b および画像処理装置 9 b を備える。

【0085】

内視鏡 2 b は、上述した実施の形態 1 に係るカメラヘッド 2 2 に換えて、カメラヘッド 2 2 b を備える。

【0086】

カメラヘッド 2 2 b は、上述した実施の形態 1 に係るカメラヘッド 2 2 の構成に加えて、ノッチフィルタ 2 2 3 と、切替部 2 2 4 と、を有する。

【0087】

ノッチフィルタ 2 2 3 は、所定の波長帯域の光を透過させる。図 1 1 は、第 1 光源部 6 1、第 2 光源部 6 2 および第 3 光源部 6 3 の各々が照射する狭帯域光と、B 画素、G 画素および R 画素の各々の分光感度と、ノッチフィルタ 2 2 3 の透過特性との関係を示す図である。また、図 1 1 において、曲線 L B 1 が B 画素の分光感度を示し、曲線 L G 1 が G 画素の分光感度を示し、曲線 L R 1 が R 画素の分光感度を示し、曲線 L B 2 が第 3 光源部 6 3 によって照射される狭帯域光の強度を示し、曲線 L G 2 が第 2 光源部 6 2 によって照射される狭帯域光の強度を示し、曲線 L R 2 が第 1 光源部 6 1 によって照射される狭帯域光の強度を示す。さらに、図 1 1 において、曲線 L W 1 が第 3 光源部 6 3 による狭帯域光によって励起した蛍光の強度を示し、折れ線 L N 1 がノッチフィルタ 2 2 3 の透過特性を示す。

【0088】

図 1 1 に示すように、ノッチフィルタ 2 2 3 は、励起光源として機能する第 3 光源部 6 3 が照射する狭帯域光のみカットする。これにより、B 画素は、第 3 光源部 6 3 が照射した狭帯域光によって励起した蛍光のみを撮像することができる。このような励起を発生させる薬剤として、例えば T 2 - M P E v i t a g の L a k e P l a c i d B l u e がある。この薬剤は、励起光が 4 0 0 n m であり、蛍光が 4 9 0 n m である。なお、ノッチフィルタ 2 2 3 は、励起を発生させる薬剤や狭帯域光に応じて、カットする波長帯域を変更することができる。

【0089】

図 1 0 に戻り、内視鏡システム 1 b の構成の説明を続ける。

切替部 2 2 4 は、画像処理装置 9 b の制御のもと、ノッチフィルタ 2 2 3 を挿入部 2 1 の光学系の光路上に挿脱可能に移動させる。切替部 2 2 4 は、ステッピングモータや D C

10

20

30

40

50

モータ等を用いて構成される。なお、切替部 224 は、ノッチフィルタ 223 を保持し、回転に応じて光路 O1 上に挿入する回転機構によって構成してもよい。

【0090】

画像処理装置 9b は、上述した実施の形態 1 に係る画像処理部 91 に換えて、画像処理部 91b を備える。

【0091】

画像処理部 91b は、上述した実施の形態 1 に係る画像処理部 91 の構成に加えて、蛍光画像生成部 917 をさらに備える。

【0092】

蛍光画像生成部 917 は、ノッチフィルタ 223 が撮像素子 222 の受光面に挿入されている場合において、光源装置 6 が複数の狭帯域光を照射したとき、撮像素子 222 が生成した第 4 画像データに基づいて、被写体の蛍光画像データを生成する。

【0093】

〔内視鏡システムの処理〕

次に、内視鏡システム 1b が実行する処理について説明する。図 12 は、内視鏡システム 1b が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0094】

図 12 に示すように、まず、内視鏡システム 1b が入力部 94 を介して蛍光モードが設定されている場合（ステップ S301：Yes）、切替部 224 は、画像処理装置 9b の制御のもと、ノッチフィルタ 223 を挿入部 21 の光学系の光路 O1 上に挿入する（ステップ S302）。ステップ S302 の後、内視鏡システム 1b は、後述するステップ S303 へ移行する。

【0095】

ステップ S303 およびステップ S304 は、上述した図 5 のステップ S101 およびステップ S102 にそれぞれ対応する。

【0096】

ステップ S305 において、蛍光画像生成部 917 は、撮像素子 222 が生成した第 4 画像データに対応する画像に含まれる B 画素の画素値に基づいて、蛍光画像データを生成する。ステップ S306 は、上述した図 5 のステップ S104 に対応する。ステップ S306 の後、内視鏡システム 1b は、ステップ S307 へ移行する。

【0097】

続いて、記録部 92 にノッチフィルタ 223 が撮像素子 222 の受光面に挿入される直前に、カラー画像生成部 911 が生成したカラー画像データがある場合、例えば蛍光画像生成部 917 が蛍光画像データを生成する前に、ノッチフィルタ 223 が撮像素子 222 の受光面に挿入されていない状態で撮像素子 222 によって生成された画像データに基づいてカラー画像生成部 911 が生成した 1 フレーム前のカラー画像データがある場合（ステップ S307：Yes）、内視鏡システム 1b は、後述するステップ S308 へ移行する。これに対して、記録部 92 にノッチフィルタ 223 が撮像素子 222 の受光面に挿入される直前に、カラー画像生成部 911 が生成したカラー画像データがない場合（ステップ S307：No）、内視鏡システム 1b は、後述するステップ S309 へ移行する。

【0098】

ステップ S308 において、表示制御部 913 は、記録部 92 に記録されたカラー画像生成部 911 によって生成されたカラー画像に、酸素飽和度算出部 912 が算出した酸素飽和度および蛍光画像生成部 917 が生成した蛍光画像を重ねて表示装置 4 に表示させる。これにより、表示装置 4 は、図 13A に示すように、カラー画像 P1 に酸素飽和度 W1 および蛍光画像 W2 を重ねて表示することができる。ステップ S308 の後、内視鏡システム 1b は、後述するステップ S310 へ移行する。

【0099】

ステップ S309 において、表示制御部 913 は、蛍光画像生成部 917 が生成した蛍光画像に、酸素飽和度算出部 912 が算出した酸素飽和度を重ねて表示装置 4 に表示さ

10

20

30

40

50

せる。これにより、表示装置 4 は、図 13B に示すように、蛍光画像 P1 に酸素飽和度 W1 を重畳して表示することができる。ステップ S309 の後、内視鏡システム 1b は、後述するステップ S310 へ移行する。

【0100】

ステップ S310 において、入力部 94 から被検体の観察を終了する指示信号が入力された場合（ステップ S310：Yes）、内視鏡システム 1b は、本処理を終了する。これに対して、入力部 94 から被検体の観察を終了する指示信号が入力されていない場合（ステップ S310：No）、内視鏡システム 1b は、上述したステップ S301 へ戻る。

【0101】

ステップ S301 において、内視鏡システム 1b が入力部 94 を介して蛍光モードが設定されていない場合（ステップ S301：No）、切替部 224 は、画像処理装置 9b の制御のもと、ノッチフィルタ 223 を挿入部 21 の光学系の光路 O1 上から退避させる（ステップ S311）。

【0102】

ステップ S312～ステップ S316 は、上述した図 5 のステップ S101～ステップ S105 にそれぞれ対応する。なお、ステップ S314 において、カラー画像生成部 91 は、カメラヘッド 22 から取得した画像データを用いて生成したカラー画像を記録部 92 に記録する。ステップ S316 の後、内視鏡システム 1b は、ステップ S310 へ移行する。

【0103】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、蛍光画像、カラー画像および酸素飽和度を同時に観察することができる。

【0104】

（その他の実施の形態）

本発明の実施の形態 1～3 では、画像データに対応する画像における酸素飽和度の平均値をカラー画像に合成していたが、図 14 に示すように、酸素飽和度算出部 912 が所定の領域毎に分割し、この分割した領域毎の酸素飽和度を算出し、表示制御部 913 が酸素飽和度算出部 912 によって算出された複数の酸素飽和度の平均値をカラー画像に重畳してもよい。さらに、図 14 に示すように、表示制御部 913 は、領域毎の酸素飽和度を比較し、他の領域より酸素飽和度が高い領域 T1 や領域 T2 の表示態様を変更、例えばハイライト表示や強調表示させて表示装置 4 に表示させてもよい。さらにまた、表示制御部 913 は、図 15 に示すように、酸素飽和度の値によって分割した枠 F1 の表示態様、例えば酸素飽和度が低い順に、赤→黄色→緑と表示してもよい。また、表示制御部 913 は、図 16 に示すように、酸素飽和度の値が閾値以下の領域のみ表示態様を変更、具体的には、枠 F2 を強調表示（例えば赤）してもよい。また、表示制御部 913 は、図 17 に示すように、酸素飽和度算出部 912 が算出した領域毎に酸素飽和度をカラー画像 P1 に重畳して表示装置 4 に表示させてもよい。この場合、表示制御部 913 は、酸素飽和度に応じて表示態様を変更、例えば酸素飽和度が低い順に、赤→黄色→緑と数値を変更して表示させてもよい。

【0105】

また、上述した実施の形態 1～3 では、発光 LED を用いて第 1 光源部～第 3 光源部を構成していたが、例えばハロゲン光源のように可視光波長帯域および近赤外波長帯域の光を照射する光源を用いて構成してもよい。

【0106】

また、上述した実施の形態 1～3 では、フィルタとして、広帯域フィルタ R、広帯域フィルタ G および広帯域フィルタ B の原色フィルタを用いていたが、例えばマゼンタ、シアンおよびイエロー等の補色フィルタを用いてもよい。

【0107】

また、上述した実施の形態 1～3 では、光学系、カラーフィルタおよび撮像素子が内視鏡に組み込まれていたが、光学系、カラーフィルタおよび撮像素子をユニット内に収容し

10

20

30

40

50

、このユニットが画像処理装置を組み込んだ携帯機器に対して着脱自在であってもよい。もちろん、光学系を鏡筒内に収容し、この鏡筒を、カラーフィルタ、撮像素子および画像処理部を収容したユニットに対して着脱自在に構成してもよい。

【 0 1 0 8 】

また、上述した実施の形態 1 ～ 3 では、酸素飽和度算出部が画像処理装置に設けられていたが、例えば双方向に通信可能な携帯機器、時計および眼鏡等のウェアラブル機器に酸素飽和度を算出可能な機能をプログラムやアプリケーションソフトによって実現し、撮像装置によって生成された画像データを送信することによって、携帯機器やウェアラブル機器で被写体の酸素飽和度を算出するようにしてもよい。

【 0 1 0 9 】

また、本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形や応用が可能なことは勿論である。例えば、本発明の説明に用いた内視鏡システム以外にも、撮像装置、携帯電話やスマートフォンにおける撮像素子を備えた携帯機器やウェアラブル機器、ビデオカメラ、内視鏡、監視カメラ、顕微鏡のような光学機器を通して被写体を撮影する撮像装置等、被写体を撮像可能ないずれの機器にも適用できる。

【 0 1 1 0 】

また、上述した実施の形態における内視鏡システムによる各処理の手法、即ち、各フローチャートに示す処理は、いずれも CPU 等の制御部に実行させることができるプログラムとして記憶させておくこともできる。この他、メモリカード（ROM カード、RAM カード等）、磁気ディスク、光ディスク（CD-ROM、DVD 等）、半導体メモリ等の外部記憶装置の記憶媒体に格納して配布することができる。そして、CPU 等の制御部は、この外部記憶装置の記憶媒体に記憶されたプログラムを読み込み、この読み込んだプログラムによって動作が制御されることにより、上述した処理を実行することができる。

【 0 1 1 1 】

また、本発明は、上述した実施の形態および変形例そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上述した実施の形態に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、上述した実施の形態および変形例に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、各実施の形態および変形例で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 0 1 1 2 】

また、明細書または図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語とともに記載された用語は、明細書または図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能である。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 3 】

- 1, 1 a, 1 b 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 第 1 伝送ケーブル
- 4 表示装置
- 5 第 2 伝送ケーブル
- 6, 6 a 光源装置
- 7 第 3 伝送ケーブル
- 8 ライトガイド
- 9, 9 a, 9 b 画像処理装置
- 2 1 挿入部
- 2 2, 2 2 b カメラヘッド
- 4 1 表示領域

10

20

30

40

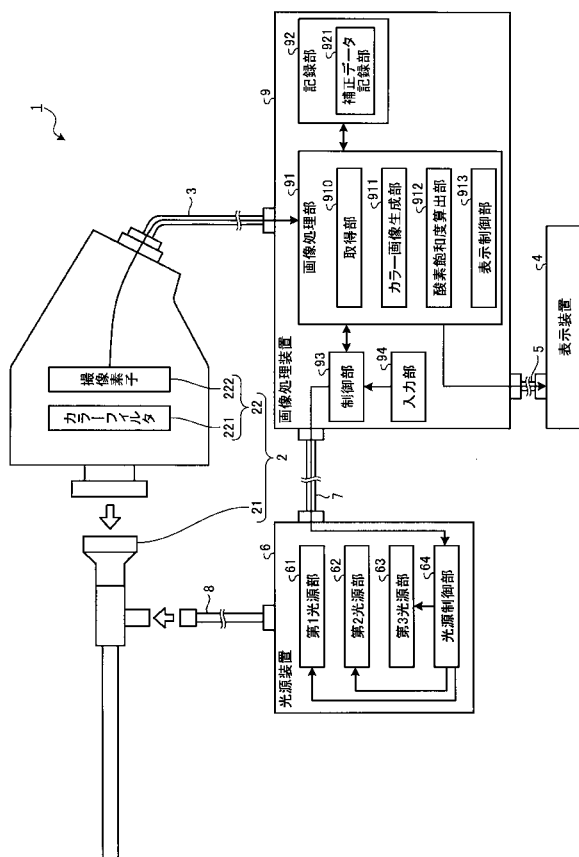
50

- 6 1 第 1 光源部
- 6 2 第 2 光源部
- 6 3 第 3 光源部
- 6 4 光源制御部
- 6 5 第 4 光源部
- 9 1 画像処理部
- 9 2 記録部
- 9 3 制御部
- 9 4 入力部
- 2 2 1 カラーフィルタ
- 2 2 2 撮像素子
- 2 2 3 ノッチフィルタ
- 2 2 4 切替部
- 9 1 0 取得部
- 9 1 1 カラー画像生成部
- 9 1 2 酸素飽和度算出部
- 9 1 3 表示制御部
- 9 1 4 判定部
- 9 1 5 補正データ生成部
- 9 1 6 記録制御部
- 9 1 7 蛍光画像生成部
- 9 2 1 補正データ記録部

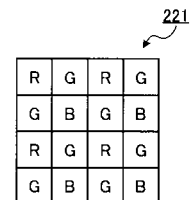
10

20

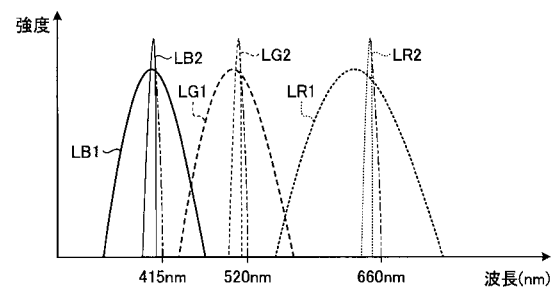
【 図 1 】



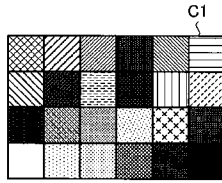
【 図 2 】



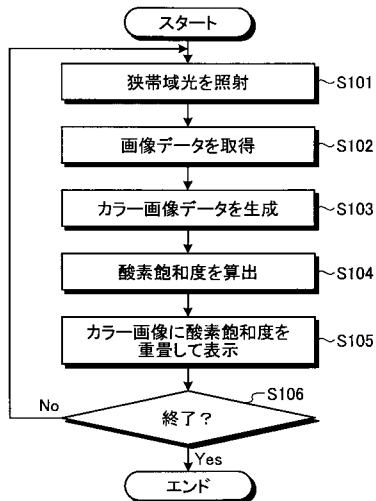
【 図 3 】



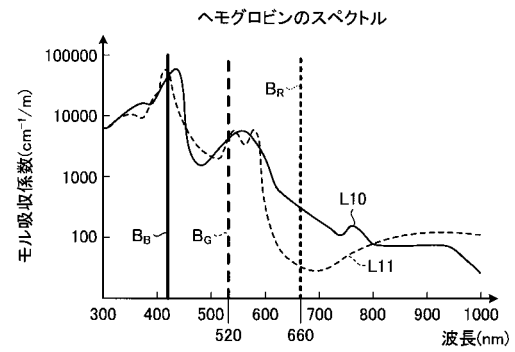
【図4】



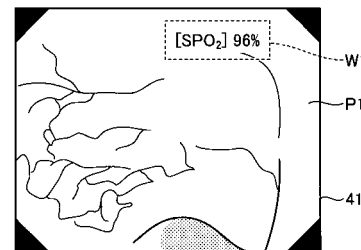
【図5】



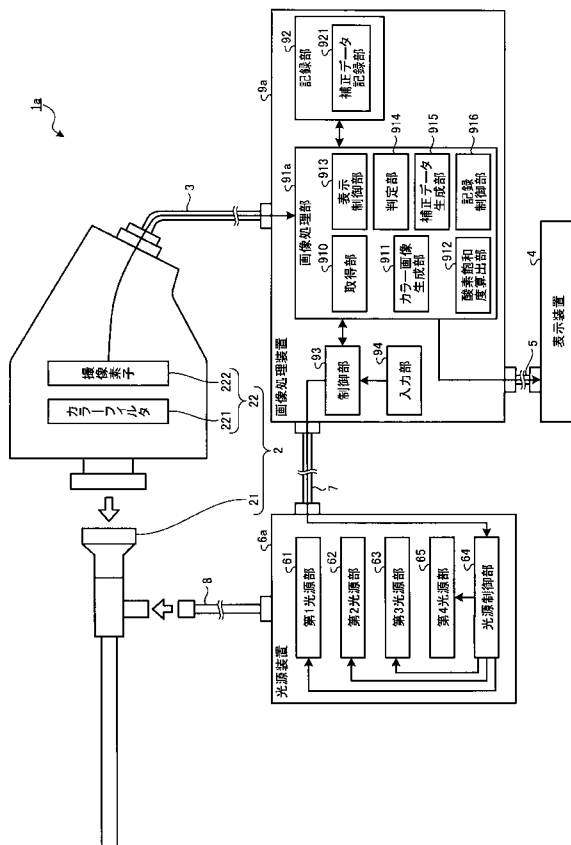
【図6】



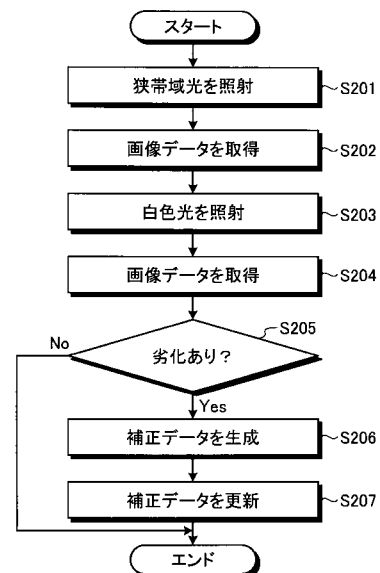
【図7】



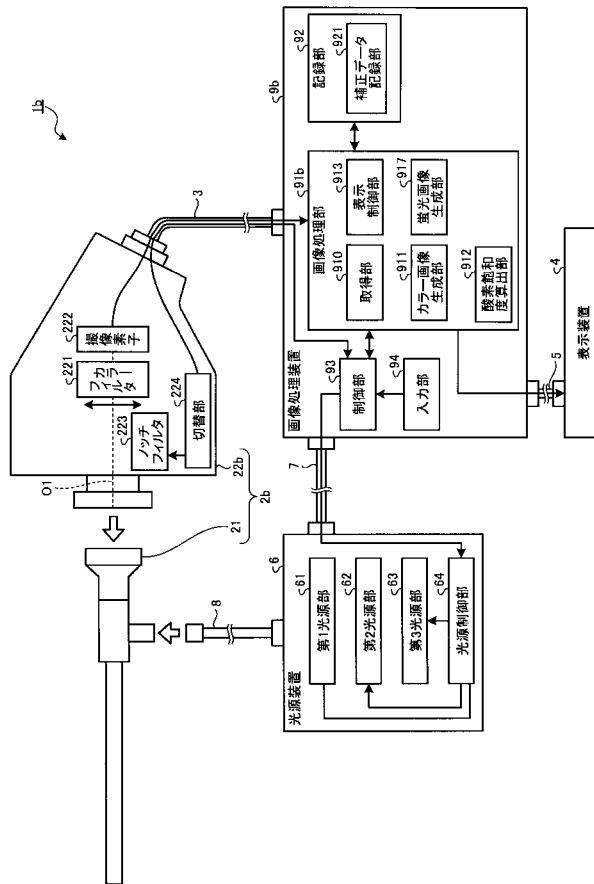
【図8】



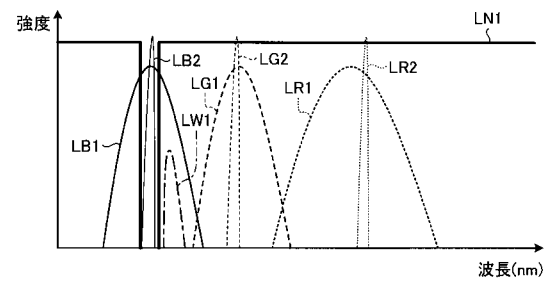
【図9】



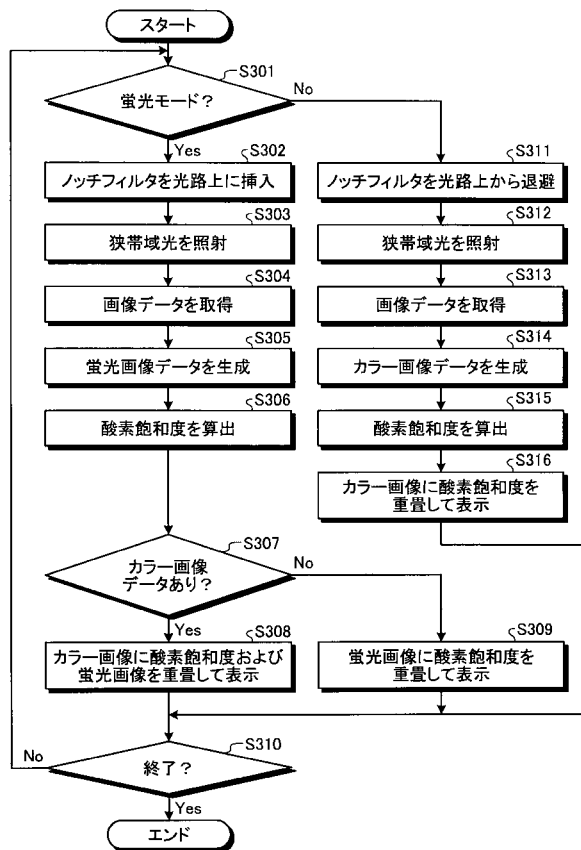
【図 10】



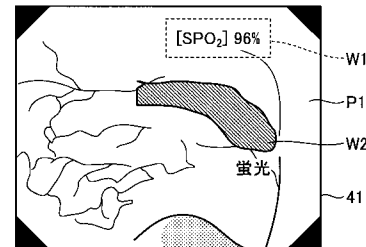
【図 11】



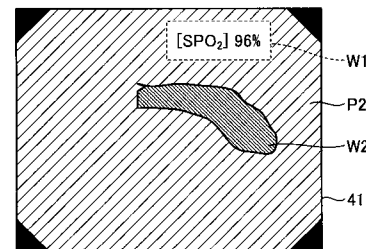
【図 12】



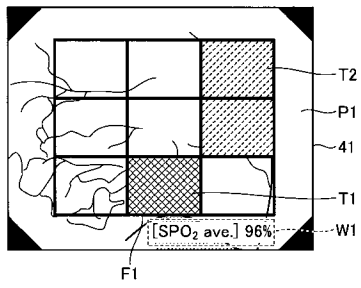
【図 13 A】



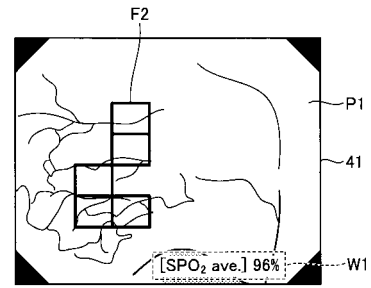
【図 13 B】



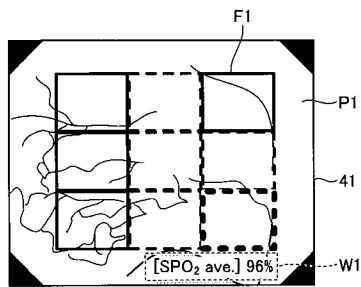
【図 14】



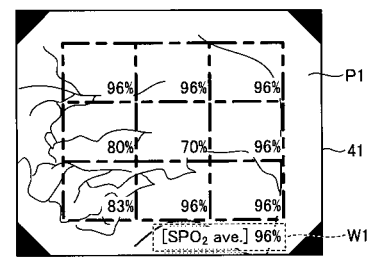
【図 16】



【図 15】



【図 17】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/082313									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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) A61B1/00-1/32, G01N21/00-21/74, G01J3/00-3/52, H04N9/00-9/898, G02B23/24-23/26 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) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 5405373 B2 (Fujifilm Corp.), 05 February 2014 (05.02.2014), entire text; all drawings & US 2011/0237883 A1 entire text; all drawings & EP 2368485 A2 & CN 102197983 A</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2011-218135 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), entire text; all drawings & US 2011/0077462 A1 entire text; all drawings & EP 2305094 A1</td> <td>1-10</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP 5405373 B2 (Fujifilm Corp.), 05 February 2014 (05.02.2014), entire text; all drawings & US 2011/0237883 A1 entire text; all drawings & EP 2368485 A2 & CN 102197983 A	1-10	A	JP 2011-218135 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), entire text; all drawings & US 2011/0077462 A1 entire text; all drawings & EP 2305094 A1	1-10
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	JP 5405373 B2 (Fujifilm Corp.), 05 February 2014 (05.02.2014), entire text; all drawings & US 2011/0237883 A1 entire text; all drawings & EP 2368485 A2 & CN 102197983 A	1-10									
A	JP 2011-218135 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), entire text; all drawings & US 2011/0077462 A1 entire text; all drawings & EP 2305094 A1	1-10									
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> "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 </td> </tr> </table>			* 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							
* 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 03 February 2016 (03.02.16)		Date of mailing of the international search report 16 February 2016 (16.02.16)									
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 2 3 1 3	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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（I P C）） Int.Cl. A61B1/00-1/32, G01N21/00-21/74, G01J3/00-3/52, H04N9/00-9/898, G02B23/24-23/26			
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			
国際調査で使用了電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580（JDreamIII）			
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	
A	JP 5405373 B2（富士フイルム株式会社）2014.02.05, 全文、全図 & US 2011/0237883 A1, 全文、全図 & EP 2368485 A2 & CN 102197983 A	1-10	
A	JP 2011-218135 A（富士フイルム株式会社）2011.11.04, 全文、全図 & US 2011/0077462 A1, 全文、全図 & EP 2305094 A1	1-10	
☐ 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 03.02.2016		国際調査報告の発送日 16.02.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 田中 洋介 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3009

フロントページの続き

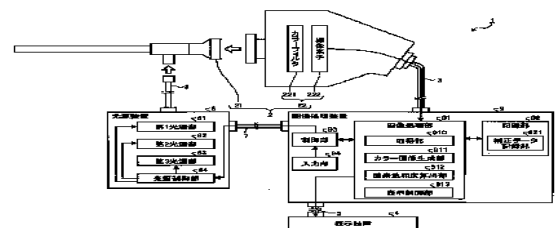
(出願人による申告)平成28度、総務省戦略的情報通信研究開発推進事業「次世代ヒューマンセンシングに向けたRGB-Xイメージングシステムの研究開発」に係る委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(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，图像处理设备，图像处理方法和程序		
公开(公告)号	JPWO2017085793A1	公开(公告)日	2018-09-13
申请号	JP2016564103	申请日	2015-11-17
[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	吉崎和德		
发明人	吉崎 和德		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0035 A61B5/0071 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/7425 A61B2576/00 G02B23/2461 G02B23/2484 G16H30/40 H04N5/2256 H04N2005/2255 A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/00055 A61B1/00057 A61B1/0653 A61B5/14556 A61B5/7203 A61B5/7278 A61B5/743		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/TT03 4C161/WW08 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种内窥镜系统，图像处理装置，图像处理方法和程序，其能够在不增加装置尺寸的情况下同时观察彩色图像和氧饱和度。内窥镜系统1在光源装置6对被检体照射多个窄带光和由校正数据记录部921记录的校正数据时，使用由图像传感器222生成的第一图像数据来使用彩色图像。当光源装置6用三个窄带光照射被摄体时，彩色图像生成单元911生成数据，以及图像传感器222生成的第一图像数据中包括的R像素的R像素值和R像素的G像素值。并且氧饱和度计算器912使用G像素值来计算对象的氧饱和度。



- 4 Display device
- 6 Light source device
- 9 Image processing device
- 61 First light source unit
- 62 Second light source unit
- 63 Third light source unit
- 64 Light source control unit
- 91 Image processing unit
- 92 Recording unit
- 93 Control unit
- 94 Input unit
- 221 Color filter
- 222 Image pickup element
- 910 Acquisition unit
- 911 Color image generation unit
- 912 Oxygen saturation calculation unit
- 913 Display control unit
- 921 Correction data recording unit