

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/142658

発行日 平成31年2月14日 (2019. 2. 14)

(43) 国際公開日 平成30年8月9日 (2018. 8. 9)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)		
<b>A61B</b>	<b>1/045</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/045	610	4C161		
<b>A61B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/00	513	5B057		
<b>G06T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/045	616	5C054		
<b>H04N</b>	<b>7/18</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/045	617			
			G06T	1/00	510			

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2018-507746 (P2018-507746)  
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2017/032861  
 (22) 国際出願日 平成29年9月12日 (2017. 9. 12)  
 (11) 特許番号 特許第6392486号 (P6392486)  
 (45) 特許公報発行日 平成30年9月19日 (2018. 9. 19)  
 (31) 優先権主張番号 特願2017-17013 (P2017-17013)  
 (32) 優先日 平成29年2月1日 (2017. 2. 1)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

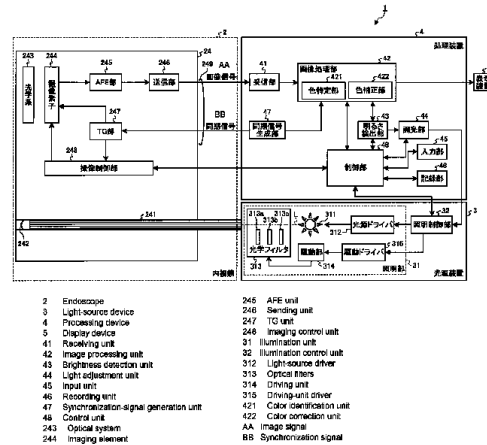
(71) 出願人 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 110002147  
 特許業務法人酒井国際特許事務所  
 (72) 発明者 久津間 祐二  
 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内  
 Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 LL02 NN01  
 RR04 RR14 SS21 TT13 WW08  
 5B057 AA10 BA02 CA01 CA08 CA12  
 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16  
 CC03 CE17 CE18 DA16 DB02  
 DB06 DB09

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

画像処理装置は、画像信号の第1部分及び第2部分の色を特定する色特定部と、前記色特定部により特定された前記第1部分の色と前記第2部分の色とに基づき、前記第1部分の色と前記第2部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正する色補正部と、を備える。これにより、撮像条件によらずに、観察対象の視認性を向上させる効果を維持することができる画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理装置の作動プログラムを提供する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

画像信号の第 1 部分及び第 2 部分の色を特定する色特定部と、

前記色特定部により特定された前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色とに基づき、前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第 1 部分及び前記第 2 部分の色をそれぞれ補正する色補正部と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

## 【請求項 2】

前記画像信号は、生体組織のヘモグロビン吸光特性において吸収係数の極大値から極小値までの波長帯域において狭帯域の分光特性を有する画像信号に基づき生成されるカラー画像信号であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

## 【請求項 3】

前記第 1 部分は、前記第 2 部分より生体組織のヘモグロビンに対する光学濃度が大きい部分であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 4】

前記色特定部は、前記第 1 部分及び前記第 2 部分の色を、それぞれ色空間上の点に対応させることにより特定することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の画像処理装置。

## 【請求項 5】

前記色差は、前記色空間上の距離であることを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

20

## 【請求項 6】

前記色補正部は、前記色空間上における赤色領域を含む所定の領域に対応する色を前記色空間上における黄色領域に近づけるように補正することを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 7】

前記色空間は、M g (マゼンタ)、B (ブルー)、B C y (ブルーシアン)、C y (シアン)、G (グリーン)、Y e (イエロー)、R Y e (レッドイエロー)、R (レッド)、及び R M g (レッドマゼンタ)の色相毎に設定される 9 本の基準軸によって定義される色空間であり、

30

前記色補正部は、前記色空間上における R Y e を含み G から M g までの領域に対応する色を前記色空間上における Y e に近づけるように補正することを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 8】

前記色補正部は、前記色空間上における R Y e を含み Y e から R までの領域に対応する色を前記色空間上における Y e に近づけるように補正することを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 9】

前記色補正部は、前記第 1 部分の前記第 2 部分に対する色相の差と、前記第 1 部分の前記第 2 部分に対する彩度の差とを所定の範囲内に維持しながら、前記第 1 部分及び前記第 2 部分の色をそれぞれ補正することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

40

## 【請求項 10】

色特定部が、画像信号の第 1 部分及び第 2 部分の色を特定する色特定ステップと、

色補正部が、前記色特定部により特定された前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色とに基づき、前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第 1 部分及び前記第 2 部分の色をそれぞれ補正する色補正ステップと、

を含むことを特徴とする画像処理装置の作動方法。

## 【請求項 11】

色特定部が、画像信号の第 1 部分及び第 2 部分の色を特定する色特定ステップと、

色補正部が、前記色特定部により特定された前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色とに

50

基づき、前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第 1 部分及び前記第 2 部分の色をそれぞれ補正する色補正ステップと、

を画像処理装置に実行させることを特徴とする画像処理装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、被検体内部の生体組織を観察するために内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムでは、生体組織等の観察対象を強調して、観察対象の視認性を向上させる技術が知られている（例えば、特許文献 1、2 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】国際公開第 2013 / 145407 号

【特許文献 2】国際公開第 2013 / 145409 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

内視鏡システムでは、内視鏡画像の画像全体の色調を画像処理により補正する場合がある。この場合、撮像部の撮像方式や感度、光源部の波長シフト等に基づいて定まる撮像条件によっては、内視鏡画像の画像全体の色調を画像処理により補正すると、観察対象が強調されなくなり、観察対象の視認性を向上させる効果が低減する場合があった。なお、光源部の波長シフトとは、光源部に供給する電力が変化することにより、光源部が出射する照明光の波長が変化することを意味する。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、撮像条件によらずに、観察対象の視認性を向上させる効果を維持することができる画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の一態様に係る画像処理装置は、画像信号の第 1 部分及び第 2 部分の色を特定する色特定部と、前記色特定部により特定された前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色とに基づき、前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第 1 部分及び前記第 2 部分の色をそれぞれ補正する色補正部と、を備えることを特徴とする。

【0007】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記画像信号は、生体組織のヘモグロビン吸光特性において吸収係数の極大値から極小値までの波長帯域において狭帯域の分光特性を有する画像信号に基づき生成されるカラー画像信号であることを特徴とする。

【0008】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記第 1 部分は、前記第 2 部分より生体組織のヘモグロビンに対する光学濃度が大きい部分であることを特徴とする。

【0009】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記色特定部は、前記第 1 部分及び前記第 2 部分の色を、それぞれ色空間上の点に対応させることにより特定することを特徴とする。

【0010】

10

20

30

40

50

また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記色差は、前記色空間上の距離であることを特徴とする。

【0011】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記色補正部は、前記色空間上における赤色領域を含む所定の領域に対応する色を前記色空間上における黄色領域に近づけるように補正することを特徴とする。

【0012】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記色空間は、Mg（マゼンタ）、B（ブルー）、BCy（ブルーシアン）、Cy（シアン）、G（グリーン）、Ye（イエロー）、RYe（レッドイエロー）、R（レッド）、及びRMg（レッドマゼンタ）の色相毎に設定される9本の基準軸によって定義される色空間であり、前記色補正部は、前記色空間上におけるRYeを含みGからMgまでの領域に対応する色を前記色空間上におけるYeに近づけるように補正することを特徴とする。

10

【0013】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記色補正部は、前記色空間上におけるRYeを含みYeからRまでの領域に対応する色を前記色空間上におけるYeに近づけるように補正することを特徴とする。

【0014】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記色補正部は、前記第1部分の前記第2部分に対する色相の差と、前記第1部分の前記第2部分に対する彩度の差とを所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正することを特徴とする。

20

【0015】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置の作動方法は、色特定部が、画像信号の第1部分及び第2部分の色を特定する色特定ステップと、色補正部が、前記色特定部により特定された前記第1部分の色と前記第2部分の色とに基づき、前記第1部分の色と前記第2部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正する色補正ステップと、を含むことを特徴とする。

【0016】

また、本発明の一態様に係る画像処理装置の作動プログラムは、色特定部が、画像信号の第1部分及び第2部分の色を特定する色特定ステップと、色補正部が、前記色特定部により特定された前記第1部分の色と前記第2部分の色とに基づき、前記第1部分の色と前記第2部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正する色補正ステップと、を画像処理装置に実行させることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、撮像条件によらずに、観察対象の視認性を向上させる効果を維持することができる画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理装置の作動プログラムを実現することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る画像処理装置を備える内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る画像処理装置を備える内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、内視鏡画像に設定される第1部分及び第2部分を表す図である。

【図4】図4は、色相毎に設定される9本の基準軸によって定義される色空間を表す図である。

【図5】図5は、色空間における第1部分及び第2部分の補正前後の色をそれぞれ表す図

50

である。

【図 6】図 6 は、内視鏡画像に設定される第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分を表す図である。

【図 7】図 7 は、色空間における第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分の補正前後の色をそれぞれ表す図である。

【図 8】図 8 は、第 1 部分～第 4 部分を表す図である。

【図 9】図 9 は、内視鏡画像に設定される第 1 部分～第 4 部分を表す図である。

【図 10】図 10 は、内視鏡画像に設定される第 1 部分～第 4 部分を表す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

10

以下に、図面を参照して本発明に係る画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理装置の作動プログラムの実施の形態を説明する。なお、これらの実施の形態により本発明が限定されるものではない。以下の実施の形態においては、画像処理装置を備えた内視鏡システムを例示して説明するが、本発明は、画像処理装置を備えた撮像システム一般に適用することができる。

【0020】

また、図面の記載において、同一又は対応する要素には適宜同一の符号を付している。また、図面は模式的なものであり、各要素の寸法の関係、各要素の比率などは、現実と異なる場合があることに留意する必要がある。図面の相互間においても、互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

20

【0021】

(実施の形態 1)

〔内視鏡システムの構成〕

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置を備える内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置を備える内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【0022】

図 1 及び図 2 に示す内視鏡システム 1 は、被検体の体腔内に先端部を挿入することによって被検体の画像信号を撮像する撮像部としての内視鏡 2 (内視鏡スコープ) と、内視鏡 2 の先端から出射する照明光を発生する光源部としての光源装置 3 と、内視鏡 2 が撮像した画像信号に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡システム 1 全体の動作を統括的に制御する画像処理装置としての処理装置 4 と、処理装置 4 が画像処理を施した画像信号に対応する観察画像 (体内画像) を表示する表示装置 5 と、を備える。なお、本実施の形態では、内視鏡 2 を軟性内視鏡を例に説明するが、3D 内視鏡、硬性内視鏡及び経鼻内視鏡のいずれであってもよい。

30

【0023】

〔内視鏡の構成〕

まず、内視鏡 2 の構成について説明する。

内視鏡 2 は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部 2 2 と、操作部 2 2 から挿入部 2 1 が延びる方向と異なる方向に延び、光源装置 3 及び処理装置 4 に接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード 2 3 と、を備える。

40

【0024】

挿入部 2 1 は、光を受光して光電変換を行うことにより電気信号 (画像信号) を生成する画素が 2 次元状に配置されてなる撮像素子 2 4 4 を内蔵した先端部 2 4 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 5 と、湾曲部 2 5 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 2 6 と、を有する。

【0025】

先端部 2 4 は、ライトガイド 2 4 1 と、照明レンズ 2 4 2 と、光学系 2 4 3 と、撮像素子 2 4 4 と、アナログフロントエンド部 2 4 5 (以下、「AFE 部 2 4 5」という) と、

50

送信部 246 と、タイミングジェネレータ部 247（以下、「TG部 247」という）と、撮像制御部 248 と、を有する。

【0026】

ライトガイド 241 は、グラスファイバ等を用いて構成され、光源装置 3 が発光した光の導光路をなす。照明レンズ 242 は、ライトガイド 241 の先端に設けられ、ライトガイド 241 が導光した光を被写体に向けて発散する。

【0027】

光学系 243 は、1 又は複数のレンズ及びプリズム等を用いて構成され、画角を変化させる光学ズーム機能及び焦点を変化させるフォーカス機能を有する。

【0028】

撮像素子 244 は、光学系 243 から光を光電変換して電気信号を画像信号として生成する。撮像素子 244 は、CCD (Charge Coupled Device) 又は CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像センサを用いて構成される。撮像素子 244 は、光学系 243 が被写体像を結像する結像位置に設けられる。撮像素子 244 は、撮像制御部 248 の制御のもと、TG部 247 から入力される信号に従って画像信号を生成する。

【0029】

A FE部 245 は、撮像素子 244 から入力された画像信号に含まれるノイズ成分を低減するとともに、画像信号の増幅率を調整して一定の出力レベルを維持する CDS (Correlated Double Sampling) 処理及び画像信号を A/D 変換する A/D 変換処理等を行って送信部 246 へ出力する。

【0030】

送信部 246 は、A FE部 245 から入力されたデジタルの画像信号を処理装置 4 へ送信する。送信部 246 は、例えばパラレル信号の画像信号をシリアル信号の画像信号に変換するパラレル/シリアル変換処理、又は電気信号の画像信号を光信号の画像信号に変換する E/O 変換処理を行って処理装置 4 へ送信する。

【0031】

TG部 247 は、撮像素子 244 及び撮像制御部 248 それぞれを駆動するための各種信号処理のパルスを発生する。TG部 247 は、パルス信号を撮像素子 244 及び撮像制御部 248 へ出力する。

【0032】

撮像制御部 248 は、撮像素子 244 の撮像を制御する。撮像制御部 248 は、CPU (Central Processing Unit) や各種プログラムを記録するレジスタ等を用いて構成される。

【0033】

操作部 22 は、湾曲部 25 を上下方向及び左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 221 と、被検体の体腔内に生体鉗子、電気メス及び検査プローブ等の処置具を挿入する処置具挿入部 222 と、処理装置 4、光源装置 3 に加えて、送気手段、送水手段、画面表示制御等の周辺機器の操作指示信号を入力する操作入力部である複数のスイッチ 223 と、を有する。処置具挿入部 222 から挿入される処置具は、先端部 24 の処置具チャンネル（図示せず）を経由して開口部（図示せず）から表出する。

【0034】

ユニバーサルコード 23 は、ライトガイド 241 と、1 又は複数の信号線をまとめた集合ケーブル 249 と、を少なくとも内蔵している。集合ケーブル 249 は、後述する処理装置 4 から出力された同期信号を伝送するための信号線と、画像信号を伝送するための信号線と、を少なくとも含む。

【0035】

〔光源装置の構成〕

次に、光源装置 3 の構成について説明する。

光源装置 3 は、照明部 31 と、照明制御部 32 と、を備える。

10

20

30

40

50

## 【0036】

照明部31は、照明制御部32の制御のもと、被写体（被検体）に対して、波長帯域が互いに異なる複数の照明光を順次切り替えて出射する。照明部31は、光源部311と、光源ドライバ312と、光学フィルタ313と、駆動部314と、駆動ドライバ315と、を有する。

## 【0037】

光源部311は、白色LED及び1又は複数のレンズ等を用いて構成され、光源ドライバ312の制御のもと、白色光を光学フィルタ313へ出射する。光源部311が発生させた白色光は、光学フィルタ313及びライトガイド241を經由して先端部24の先端から被写体に向けて出射される。なお、光源部311を赤色LED、緑色LED及び青色LEDで構成し、光源ドライバ312が各LEDに対して電流を供給することによって赤色光、緑色光又は青色光を順次出射させるものであってもよい。また、白色LEDや、赤色LED、緑色LED及び青色LEDから同時に光を出射させるものや、キセノンランプなどの放電灯などにより白色光を被検体に照射して画像を取得するものであってもよい。

10

## 【0038】

光源ドライバ312は、照明制御部32の制御のもと、光源部311に対して電流を供給することにより、光源部311に白色光を出射させる。

## 【0039】

光学フィルタ313は、所定の波長帯域の光のみを透過する複数のフィルタを用いて構成される。光学フィルタ313は、駆動部314の制御のもと、所定のフィルタが光源部311によって出射される白色光の光路L上に挿脱可能に配置される。光学フィルタ313は、光源部311から出射される白色光を所定の波長帯域に制限する透過特性を有する。光学フィルタ313は、駆動部314によって、光源部311によって出射される白色光の光路L上に挿抜可能に配置される。

20

## 【0040】

フィルタ313aは、赤色光（R）、緑色光（G）及び青色光（B）それぞれの波長帯域を有する光（例えば、赤：波長600nm～700nm、緑：波長500nm～600nm、青：波長400nm～500nm）を順次透過させる。フィルタ313aは、内視鏡システム1が白色光観察（WLI）を行う場合、駆動部314によって、白色光の光路L上に配置されて回転されることによって、赤、緑及び青の波長帯域により、光源部311が出射する白色光（W照明）は、狭帯域化した赤色光（R照明）、緑色光（G照明）及び青色光（B照明）のいずれかの光を内視鏡2に順次出射（面順次方式）することができる。

30

## 【0041】

フィルタ313bは、青色の狭帯域の光（例えば波長390nm～445nm）及び緑色の狭帯域の光（例えば波長530nm～550nm）それぞれを透過する。具体的には、フィルタ313bは、内視鏡システム1が特殊光観察として狭帯域光観察（NBI：Narrow Band Imaging）を行う場合、駆動部314によって、白色光の光路L上に配置される。

40

## 【0042】

フィルタ313cは、生体組織のヘモグロビン吸光特性において吸収係数の極大値から極小値までの観察対象波長帯域に含まれる第1狭帯域光（例えば波長600nm）と、観察対象波長帯域に含まれ第1狭帯域光より吸収係数が低く生体組織による散乱係数が低い第2狭帯域光（例えば波長630nm）との2つの赤色の狭帯域の光それぞれを透過する。すなわち、フィルタ313cを通過した光は、狭帯域の分光特性を有する。フィルタ313cは、内視鏡システム1が特殊観察光として狭帯域光観察（DRI：Dual Red Imaging）を行う場合、駆動部314によって、白色光の光路L上に配置される。狭帯域光観察（DRI）では、ヘモグロビンに対する光学濃度が大きい出血点や血管等を強調することができる。

## 【0043】

50

なお、光学フィルタ313に、内視鏡システム1が特殊光観察として蛍光観察(AFI: Auto Fluorescence Imaging)を行う場合、光源部311から出射される白色光に対して、コラーゲン等の蛍光物質からの自家蛍光を観察するための励起光(例えば波長390nm~470nm)及び血液中のヘモグロビンに吸収される波長(例えば波長540nm~560nm)の光それぞれを透過するフィルタ、及び内視鏡システム1が特殊光観察として赤外光観察(IRI: Infra Red Imaging)を行う場合、2つの赤外光(例えば波長790nm~820nm及び波長905nm~970nm)それぞれを透過するフィルタを設けてもよい。

【0044】

駆動部314は、ステッピングモータやDCモータ等を用いて構成され、駆動ドライバ315の制御のもと、光学フィルタ313を構成する各フィルタを白色光の光路L上に配置する。

【0045】

駆動ドライバ315は、照明制御部32の制御のもと、駆動部314に所定の電流を供給する。

【0046】

照明制御部32は、処理装置4から入力される指示信号に基づいて、所定の周期で光源部311に白色光を出射させる。

【0047】

〔処理装置の構成〕

次に、処理装置4の構成について説明する。

処理装置4は、受信部41と、画像処理部42と、明るさ検出部43と、調光部44と、入力部45と、記録部46と、同期信号生成部47と、制御部48と、を備える。

【0048】

受信部41は、送信部246から送信された画像信号を受信して画像処理部42へ出力する。受信部41は、送信部246から送信された画像信号がパラレル信号であった場合、シリアル信号に変換するパラレル/シリアル変換処理を行って画像信号を画像処理部42へ出力し、送信部246から送信された画像信号が光信号であった場合、電気信号に変換するO/E変換処理を行って画像信号を画像処理部42へ出力する。

【0049】

画像処理部42は、FPGA等を用いて実現される。画像処理部42は、制御部48の制御のもと、受信部41等を介して入力された撮像素子244により撮像された画像信号に画像処理を施し、表示装置5が表示するための体内画像を生成して表示装置5へ出力する。画像処理部42は、画像信号に対して、所定の画像処理を施して体内画像を生成する。ここで、画像処理としては、同時化処理、オプティカルブラック低減処理、ホワイトバランス調整処理、カラーマトリクス演算処理、ガンマ補正処理、色再現処理、エッジ強調処理及びフォーマット変換処理等である。画像処理部42は、色特定部421と、色補正部422と、を有する。

【0050】

色特定部421は、画像信号の少なくとも第1部分及び第2部分の色調を特定する。図3は、内視鏡画像に設定される第1部分及び第2部分を表す図である。図3に示すように、内視鏡画像I(画像信号)内に第1部分及び第2部分が設定される。第1部分及び第2部分は、生体組織のヘモグロビンに対する光学濃度が、それぞれ光学濃度D11、光学濃度D12である部分である。第1部分の光学濃度D11は、第2部分の光学濃度D12より大きい。第2部分より光学濃度が大きい第1部分は、例えば生体組織の出血点に対応し、第2部分は、出血点以外の部分に対応する。第1部分及び第2部分は、内視鏡画像Iを観察したユーザにより手動で設定されてもよいし、所定の画像処理やセンサにより検出した値等を用いて所定の色の画素を含む領域に自動で設定されてもよい。また、第1部分及び第2部分は、観察開始時に設定される構成であってもよいが、撮像素子244が撮像を行う毎(フレーム毎)に設定される構成であってもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 1 】

色特定部 4 2 1 は、第 1 部分及び第 2 部分の色を、それぞれ色空間上の点に対応させることにより特定する。図 4 は、色相毎に設定される 9 本の基準軸によって定義される色空間を表す図である。図 4 に示すように、色空間は、例えば、Mg (マゼンタ)、B (ブルー)、BCy (ブルーシアン)、Cy (シアン)、G (グリーン)、Ye (イエロー)、RYe (レッドイエロー)、R (レッド)、及びRMg (レッドマゼンタ)の色相毎に設定される 9 本の基準軸によって定義される色空間である。そして、この色空間において、色は、基準軸に対する角度で表される色相と、中心からの距離で表される彩度とによって特定される。図 5 は、色空間における第 1 部分及び第 2 部分の補正前後の色をそれぞれ表す図である。図 5 に示すように、色特定部 4 2 1 は、第 1 部分及び第 2 部分の色を、それぞれ色空間上の点 C 1 1 及び点 C 1 2 として特定する。なお、第 1 部分及び第 2 部分の色は、第 1 部分又は第 2 部分に含まれる画素の色の平均値であるが、第 1 部分又は第 2 部分に含まれる画素の色の最頻値や中間値、最大値、最小値等の統計値であってもよい。

10

## 【 0 0 5 2 】

色補正部 4 2 2 は、色特定部 4 2 1 により特定された第 1 部分の色と第 2 部分の色とに基づき、第 1 部分の色と第 2 部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、第 1 部分及び第 2 部分の色をそれぞれ補正する。具体的には、色補正部 4 2 2 は、カラーマトリクス演算処理と 9 軸色域調整処理とを行う。

## 【 0 0 5 3 】

まず、撮像素子 2 4 4 により撮像された画像信号 (内視鏡画像 I) は、R 信号、G 信号、B 信号のカラーの色信号である。色補正部 4 2 2 は、入力信号 ( $R_{in}$ 、 $G_{in}$ 、 $B_{in}$ ) にマトリクス係数  $Mat[0][0] \sim [2][2]$  を掛けることにより、以下の式 (1) に従い出力信号 ( $R_{out}$ 、 $G_{out}$ 、 $B_{out}$ ) を算出する。

20

## 【 0 0 5 4 】

## 【 数 1 】

$$\begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (Mat[0][0]) (Mat[0][1]) (Mat[0][2]) \\ (Mat[1][0]) (Mat[1][1]) (Mat[1][2]) \\ (Mat[2][0]) (Mat[2][1]) (Mat[2][2]) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} \quad \cdots (1)$$

30

さらに、色補正部 4 2 2 は、R 信号、G 信号、B 信号の色信号である出力信号を、Y 信号、Cr 信号、Cb 信号に変換する。そして、Cr 信号と Cb 信号との大小関係を比較することにより、9 個の色相領域 (図 4 の A 1 ~ A 9) のいずれに位置するかが判断される。

## 【 0 0 5 5 】

9 個の色相領域のそれぞれに対して色補正処理を行うために、記録部 4 6 には、9 個の飽和度 (彩度) 補正係数、 $KR_{sat}$ 、 $KG_{sat}$ 、 $KB_{sat}$ 、 $KY_{esat}$ 、 $KCy_{sat}$ 、 $KMg_{sat}$ 、 $KRY_{esat}$ 、 $KRMg_{sat}$ 、 $KBCy_{sat}$ 、及び、9 個の色相補正係数、 $KR_{hue}$ 、 $KG_{hue}$ 、 $KB_{hue}$ 、 $KY_{ehue}$ 、 $KCy_{hue}$ 、 $KMg_{hue}$ 、 $KRY_{ehue}$ 、 $KRMg_{hue}$ 、 $KBCy_{hue}$  からなる処理条件が予め記憶されている。ここで、補正係数を示す記号「K」の後の添字は、色相の略号であり、RMg は R と Mg との間の中間色を、RYe は R と Ye との間の中間色を、BCy は B と Cy との間の中間色を示している。

40

## 【 0 0 5 6 】

制御部 4 8 は、処理条件の設定値と、Cr 信号と Cb 信号との大小関係から、内視鏡画像 I の画素の色信号が位置する色相領域にかかる処理条件である 4 個の補正係数、 $K_{sat1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{hue2}$  を、色補正部 4 2 2 に出力する。一方、色補正部 4 2 2 は、内視鏡画像 I の第 1 部分及び第 2 部分の色に対応する点が位置する色相領域を挟む色軸方向のベクトル量である、 $d_p$ 、 $d_c$  を算出する。色補正部 4 2 2 は、制御部 4 8 から受信した処理条件と算出したベクトル量とから、以下の式 (2)、(3) に従

50

い補正係数を算出する。

【 0 0 5 7 】

【 数 2 】

$$Cr_{out} = Cr_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times Cr_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times Cr_{-a2}) \quad \dots(2)$$

$$Cb_{out} = Cb_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times Cb_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times Cb_{-a2}) \quad \dots(3)$$

色補正部 4 2 2 は、固定補正係数である、 $Cr_{-a1}$ 、 $Cb_{-a1}$ 、 $Cr_{-a2}$ 、 $Cb_{-a2}$  と、算出補正係数、 $p_{sat}$ 、 $p_{hue}$ 、 $c_{sat}$ 、 $c_{hue}$ 、をもとに、以下の式 (4) ~ (7) により内視鏡画像 I の色補正処理を行う。

【 0 0 5 8 】

【 数 3 】

$$p_{sat} = K_{sat1} \times d_p \quad \dots(4)$$

$$p_{hue} = K_{hue1} \times d_p \quad \dots(5)$$

$$c_{sat} = K_{sat2} \times d_c \quad \dots(6)$$

$$c_{hue} = K_{hue2} \times d_c \quad \dots(7)$$

【 0 0 5 9 】

以上説明した補正が色補正部 4 2 2 によって施されると、図 5 に示すように、第 1 部分の色に対応する点が点 C 1 1 から点 C 1 3 に補正され、第 2 部分の色に対応する点が点 C 1 2 から点 C 1 4 に補正される。このとき、色補正部 4 2 2 により、第 1 部分と第 2 部分との間の補正前の角度  $\theta_1$  と、第 1 部分と第 2 部分との間の補正後の角度  $\theta_2$  が、略等しくなるように補正が施される。

【 0 0 6 0 】

明るさ検出部 4 3 は、画像処理部 4 2 から入力される画像信号に含まれる RGB 画像情報に基づいて、各画像に対応する明るさレベルを検出し、この検出した明るさレベルを内部に設けられたメモリに記録するとともに、調光部 4 4 及び制御部 4 8 それぞれへ出力する。

【 0 0 6 1 】

調光部 4 4 は、制御部 4 8 の制御のもと、明るさ検出部 4 3 が検出した明るさレベルに基づいて、光源装置 3 が発生する光量や発光タイミング等の発光条件を設定し、この設定した発光条件を含む調光信号を光源装置 3 へ出力する。

【 0 0 6 2 】

入力部 4 5 は、内視鏡システム 1 の動作を指示する動作指示信号等の各種信号の入力を受け付ける。入力部 4 5 は、スイッチ等を用いて構成される。入力部 4 5 は、複数のモード及び複数の画像処理の各々の設定値のいずれか 1 つを変更する指示信号の入力を受け付ける。

【 0 0 6 3 】

記録部 4 6 は、ROM (Read Only Memory) を用いて実現され、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラム及び内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータ等を記録する。

【 0 0 6 4 】

同期信号生成部 4 7 は、少なくとも垂直同期信号を含む同期信号を生成し、集合ケーブル 2 4 9 を介して TG 部 2 4 7 へ出力するとともに、画像処理部 4 2 へ出力する。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

制御部 48 は、CPU 等を用いて構成され、撮像素子 244 及び光源装置 3 を含む各構成部の駆動制御及び各構成部に対する情報の入出力制御等を行う。

【0066】

以上説明したように、実施の形態 1 によれば、色補正部 422 が色相を補正する前後の第 1 部分の第 2 部分との色相の差を表す角度  $\theta_1$  と角度  $\theta_2$  とが略等しくなるように補正を行う。ここで、色差は、色空間上における第 1 部分の色と第 2 部分の色との間の距離として定義される。従って、図 5 に示すように、色補正部 422 により補正前の第 1 部分の第 2 部分に対する色相の差を表す角度  $\theta_1$  と補正後の第 1 部分の第 2 部分に対する色相の差を表す角度  $\theta_2$  とが略等しく、補正前の第 1 部分の第 2 部分に対する彩度の差と補正後の第 1 部分の第 2 部分に対する彩度の差とが略等しくなるように補正が施されると、点 C11 と点 C12 との間の距離と、点 C13 と点 C14 との間の距離とが略等しくなり、色差を維持したまま色を補正することができる。ただし、第 1 部分と第 2 部分との色相の差と彩度の差との両方を補正前後で略等しくすることで、補正後においても補正前の色相の差と彩度の差とを維持したまま視認性の向上が可能であるが、補正前後で色差が維持できれば必ずしも色相の差と彩度の差との両方を略等しくする必要はない。

10

【0067】

従来、狭帯域光観察 (DRI) を行う場合に、内視鏡画像の画像全体の色調を赤色から黄色に画像処理により補正すると、出血点の視認性を向上させる効果が低減する場合があった。しかしながら、実施の形態 1 によれば、出血点である第 1 部分と、出血点以外の部分である第 2 部分との色差が維持されているため、処理装置 4 による画像処理を行っても、狭帯域光観察 (DRI) により出血点の視認性を向上させる効果が維持される。

20

【0068】

(実施の形態 2)

実施の形態 2 に係る画像処理装置は、画像処理装置における処理が実施の形態 1 と異なるが、その他の構成は、図 1 に示す実施の形態 1 と同様の構成であるので適宜説明を省略する。

20

【0069】

色特定部 421 は、画像信号の第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分の色を特定する。図 6 は、内視鏡画像に設定される第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分を表す図である。図 6 に示すように、内視鏡画像 I (画像信号) 内に第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分が設定される。第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分は、生体組織のヘモグロビンに対する光学濃度が、それぞれ光学濃度  $D_{21}$ 、光学濃度  $D_{22}$ 、光学濃度  $D_{23}$  である部分である。これらの光学濃度の大小関係は、 $D_{21} < D_{22} < D_{23}$  であるとする。第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分は、ユーザが内視鏡画像 I を観察して任意の位置に手で設定されてもよいし、所定の画像処理によって所定の色の画素を含む領域に自動で設定されてもよい。

30

【0070】

色特定部 421 は、第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分の色を、それぞれ色空間上の点に対応させることにより特定する。図 7 は、色空間における第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分の補正前後の色をそれぞれ表す図である。図 7 に示すように、色特定部 421 は、第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分の色を、それぞれ色空間上の点 C21、点 C22、点 C23 として特定する。

40

【0071】

色補正部 422 は、第 1 部分の色と第 2 部分の色との色差、及び第 1 部分の色と第 3 部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分の色をそれぞれ補正する。具体的には、色補正部 422 は、上述したカラーマトリクス演算処理と 9 軸色域調整処理とを行い、図 7 に示すように、第 1 部分、第 2 部分、及び第 3 部分の色に対応する点を、それぞれ点 C21、点 C22、点 C23 から点 C24、点 C25、点 C26 に補正する。このとき、色補正部 422 により、色空間における補正前後の第 1 部分と第 2 部分との間の距離  $a$  及び距離  $b$ 、色空間における補正前後の第 1 部分と第 3 部

50

分との間の距離  $c$  及び距離  $d$  が、それぞれ略等しくなるように色相及び彩度に補正が施される。

【0072】

以上説明した実施の形態2のように、内視鏡画像I内の3つの部分の色差を維持しながら、画像処理を行ってもよい。

【0073】

(実施の形態3)

実施の形態3に係る画像処理装置は、画像処理装置における処理が実施の形態1と異なるが、その他の構成は、図1に示す実施の形態1と同様の構成であるので適宜説明を省略する。

【0074】

色特定部421は、画像信号の第1部分、第2部分、第3部分、及び第4部分の色を特定する。図8は、第1部分～第4部分を表す図である。図8に示すように、第1部分は、動脈血が流れ出ている部分や生理食塩水で薄まっている部分である。第2部分は、静脈血が流れ出ている部分や生理食塩水で薄まっている部分である。第3部分は、動脈血の出血点である。第4部分は、静脈血の出血点である。

【0075】

図9は、内視鏡画像に設定される第1部分～第4部分を表す図である。内視鏡画像I(画像信号)内に第1部分～第4部分が設定される。第1部分～第4部分は、生体組織のヘモグロビンに対する光学濃度が、それぞれ光学濃度 $D_{31}$ 、光学濃度 $D_{32}$ 、光学濃度 $D_{33}$ 、光学濃度 $D_{34}$ である部分である。第1部分～第4部分は、ユーザが内視鏡画像Iを観察して任意の位置に手動で設定されてもよいし、所定の画像処理によって所定の色の画素を含む領域に自動で設定されてもよい。

【0076】

色特定部421は、第1部分～第4部分の色を、それぞれ色空間上の点に対応させることにより特定する。さらに、色補正部422は、第1部分の色と第3部分の色との色差、及び第2部分の色と第4部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、第1部分～第4部分の色をそれぞれ補正する。なお、色の特定方法及び補正方法は、実施の形態1と同様であってよいので説明を省略する。

【0077】

以上説明したように、実施の形態3によれば、第1部分の色と第3部分の色との色差、及び第2部分の色と第4部分の色との色差を所定の範囲内に維持することにより、動脈血内、静脈血内のそれぞれにおいて、出血点の視認性を維持することができる。

【0078】

(実施の形態3の変形例)

図10は、内視鏡画像に設定される第1部分～第4部分を表す図である。図10に示すように、実施の形態3の変形例では、色補正部422は、第1部分の色と第3部分の色との色差、第2部分の色と第4部分の色との色差、第1部分の色と第4部分の色との色差、及び第2部分の色と第3部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、第1部分～第4部分の色をそれぞれ補正する。その結果、この実施の形態3の変形例によれば、動脈血と静脈血とが混在した場合においても、出血点の視認性を維持することができる。

【0079】

なお、上述した実施の形態では、内視鏡画像I内の複数の部分の色差を維持しながら色を補正する例を説明したがこれに限られない。色補正部422は、色空間上における赤色領域を含む所定の領域に対応する色を色空間上における黄色領域に近づけるように内視鏡画像の画像全体の色調を補正してもよい。より具体的には、色補正部422は、色空間上におけるR Y eを含みGからM gまでの領域に対応する色を色空間上におけるY eに近づけるように補正してもよい。同様に、色補正部422は、色空間上におけるR Y eを含みY eからRまでの領域に対応する色を色空間上におけるY eに近づけるように補正してもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 0 】

また、上述した実施の形態では、色補正部 4 2 2 がカラーマトリクス演算処理と 9 軸色域調整処理との双方を行う例を示したが、これに限られない。色補正部 4 2 2 は、カラーマトリクス演算処理と 9 軸色域調整処理とのいずれか一方の補正を行う構成であってもよい。

## 【 0 0 8 1 】

また、上述した実施の形態では、9本の基準軸によって定義される色空間を用いて説明したが、色空間の基準軸の本数や定義の仕方は特に限定されない。

## 【 0 0 8 2 】

また、上述した実施の形態では、色特定部 4 2 1 が処理装置 4 に含まれる構成を示したが、色特定部は、内視鏡に配置されていてもよい。

10

## 【 0 0 8 3 】

また、上述した実施の形態では、処理装置 4 が色特定部 4 2 1 及び色補正部 4 2 2 を備える構成を示したがこれに限られない。例えば、処理装置 4 は、インターネット（クラウドやソフトウェアのダウンロード）によって、色特定部 4 2 1 及び色補正部 4 2 2 に相当する機能を追加可能な構成であってもよい。

## 【 0 0 8 4 】

また、上述した実施の形態では、伝送ケーブルを介して画像信号を処理装置 4 へ送信していたが、例えば有線である必要はなく、無線であってもよい。この場合、所定の無線通信規格（例えば Wi-Fi（登録商標）や Bluetooth（登録商標））に従って、画像信号等を処理装置 4 へ送信するようにすればよい。もちろん、他の無線通信規格に従って無線通信を行ってもよい。

20

## 【 0 0 8 5 】

また、上述した実施の形態では、処理装置 4 と光源装置 3 とが別体であったが、これに限定されない。例えば処理装置と光源装置とが一体的に形成されていてもよい。

## 【 0 0 8 6 】

また、上述した実施の形態では、面順次式の内視鏡を例に説明したが、同時式の内視鏡であっても適用することができる。

## 【 0 0 8 7 】

また、上述した実施の形態では、被検体に挿入される内視鏡 2 であったが、例えばカプセル型の内視鏡又は被検体を撮像する撮像装置であっても適用することができる。

30

## 【 0 0 8 8 】

さらなる効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表し、かつ記述した特定の詳細及び代表的な実施の形態に限定されるものではない。従って、添付のクレーム及びその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神又は範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 8 9 】

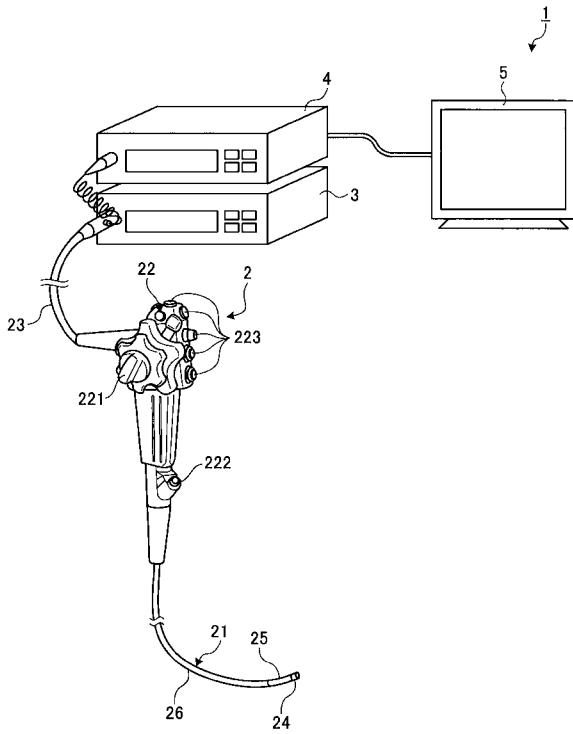
- 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 光源装置
- 4 処理装置
- 5 表示装置
- 2 1 挿入部
- 2 2 操作部
- 2 3 ユニバーサルコード
- 2 4 先端部
- 2 5 湾曲部
- 2 6 可撓管部

40

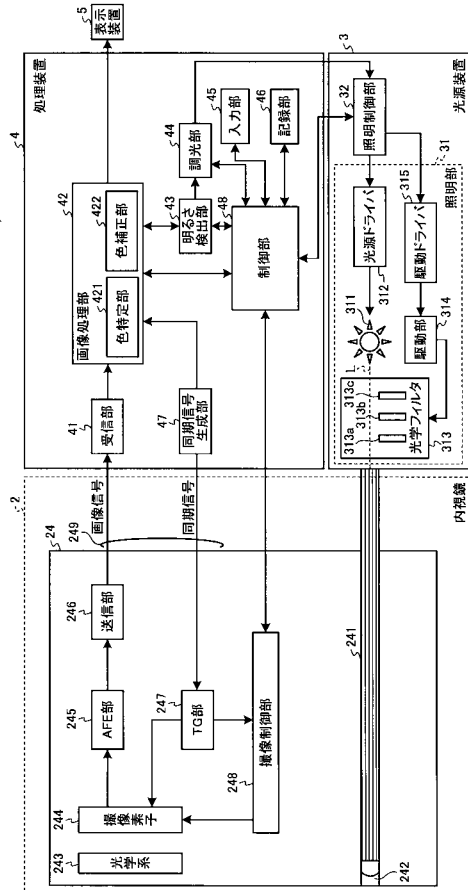
50

3 1	照明部	
3 2	照明制御部	
4 1	受信部	
4 2	画像処理部	
4 3	明るさ検出部	
4 4	調光部	
4 5	入力部	
4 6	記録部	
4 7	同期信号生成部	
4 8	制御部	10
2 2 1	湾曲ノブ	
2 2 2	処置具挿入部	
2 2 3	スイッチ	
2 4 1	ライトガイド	
2 4 2	照明レンズ	
2 4 3	光学系	
2 4 4	撮像素子	
2 4 5	A F E 部	
2 4 6	送信部	
2 4 7	T G 部	20
2 4 8	撮像制御部	
2 4 9	集合ケーブル	
3 1 1	光源部	
3 1 2	光源ドライバ	
3 1 3	光学フィルタ	
3 1 3 a、3 1 3 b、3 1 3 c	フィルタ	
3 1 4	駆動部	
3 1 5	駆動ドライバ	
4 2 1	色特定部	
4 2 2	色補正部	30

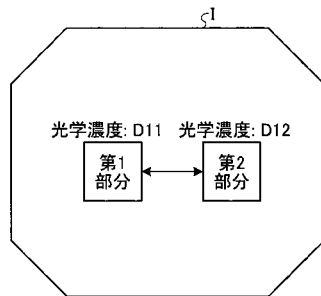
【 図 1 】



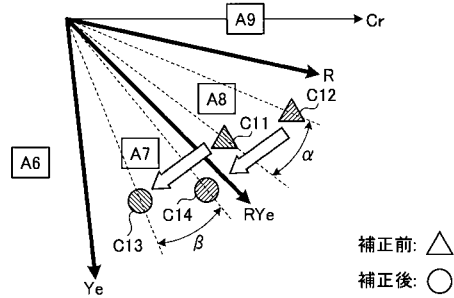
【 図 2 】



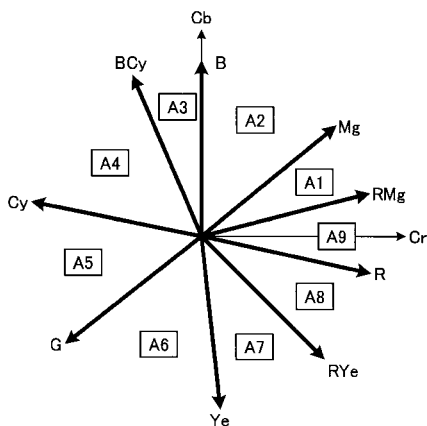
【 図 3 】



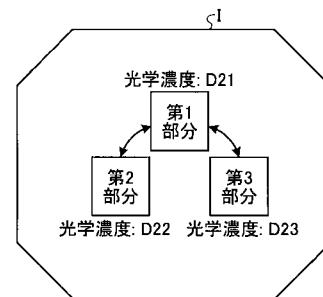
【 図 5 】



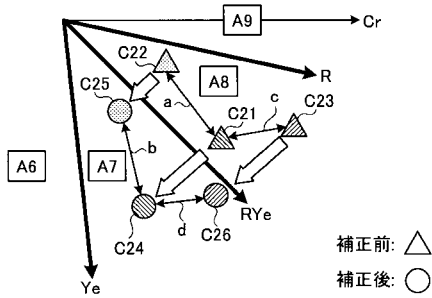
【 図 4 】



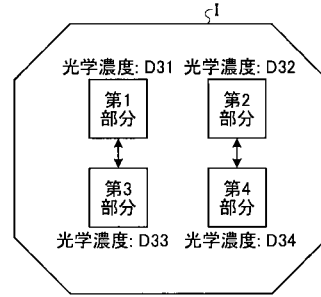
【 図 6 】



【 図 7 】



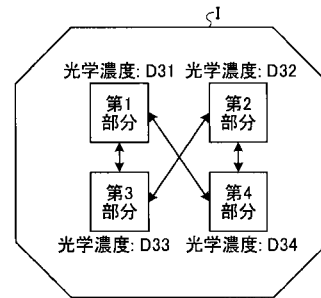
【 図 9 】



【 図 8 】

第1部分	動脈血が流れ出ている部分や生理食塩水で薄まっている部分
第2部分	静脈血が流れ出ている部分や生理食塩水で薄まっている部分
第3部分	動脈血の出血点
第4部分	静脈血の出血点

【 図 10 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成30年2月14日 (2018.2.14)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

生体組織のヘモグロビン吸光特性において吸収係数の極大値から極小値までの観察対象波長帯域に含まれる第1狭帯域光、及び前記第1狭帯域光より吸収係数が低く前記生体組織による散乱係数が低い第2狭帯域光を被検体に照射する光源部と、

前記被検体の画像信号を撮像する撮像部と、

前記画像信号における前記生体組織の出血点に対応する第1部分及び前記出血点以外に対応する第2部分の色を特定する色特定部と、

前記色特定部により特定された前記第1部分の色と前記第2部分の色とに基づき、前記第1部分の色と前記第2部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正する色補正部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【 請求項 2 】

前記色特定部は、前記撮像部が撮像を行うフレーム毎に前記第1部分及び前記第2部分を特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。

【 請求項 3 】

前記第1部分は、前記第2部分より生体組織のヘモグロビンに対する光学濃度が大きい部分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4】

前記色特定部は、前記第1部分及び前記第2部分の色を、それぞれ色空間上の点に対応させることにより特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。

## 【請求項5】

前記色差は、前記色空間上の距離であることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。

## 【請求項6】

前記色補正部は、前記色空間上における赤色領域を含む所定の領域に対応する色を前記色空間上における黄色領域に近づけるように補正する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7】

前記色空間は、Mg（マゼンタ）、B（ブルー）、BCy（ブルーシアン）、Cy（シアン）、G（グリーン）、Ye（イエロー）、RYe（レッドイエロー）、R（レッド）、及びRMg（レッドマゼンタ）の色相毎に設定される9本の基準軸によって定義される色空間であり、

前記色補正部は、前記色空間上におけるRYeを含みGからMgまでの領域に対応する色を前記色空間上におけるYeに近づけるように補正することを特徴とする請求項6に記載の内視鏡システム。

## 【請求項8】

前記色補正部は、前記色空間上におけるRYeを含みYeからRまでの領域に対応する色を前記色空間上におけるYeに近づけるように補正す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】

前記色補正部は、前記第1部分の前記第2部分に対する色相の差と、前記第1部分の前記第2部分に対する彩度の差とを所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正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10】

生体組織のヘモグロビン吸光特性において吸収係数の極大値から極小値までの観察対象波長帯域に含まれる狭帯域の分光特性を有する光を被検体に照射して撮像された画像信号が入力される画像処理装置であって、

前記画像信号における前記生体組織の出血点に対応する第1部分及び前記出血点以外に対応する第2部分の色を特定する色特定部と、

前記色特定部により特定された前記第1部分の色と前記第2部分の色とに基づき、前記第1部分の色と前記第2部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正する色補正部と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

## 【手続補正書】

【提出日】平成30年5月16日(2018.5.16)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

生体組織のヘモグロビン吸光特性において吸収係数の極大値から極小値までの観察対象波長帯域に含まれる第1狭帯域光、及び前記第1狭帯域光より吸収係数が低く前記生体組織による散乱係数が低い第2狭帯域光を被検体に照射する光源部と、

前記第1狭帯域光及び前記第2狭帯域光の前記被検体からの戻り光を撮像して画像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部が撮像を行うフレーム毎に前記画像信号においてヘモグロビンに対する光学濃度の違いに基づいて前記生体組織の出血点に対応する第1部分及び前記出血点以外に対応する第2部分の色を特定する色特定部と、

前記色特定部により特定された前記第1部分の色と前記第2部分の色とに基づき、前記第1部分の色と前記第2部分の色との色差を所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正する色補正部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記色特定部は、前記第1部分及び前記第2部分の色を、それぞれ色空間上の点に対応させることにより特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。

【請求項3】

前記色差は、前記色空間上の距離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】

前記色補正部は、前記色空間上における赤色領域を含む所定の領域に対応する色を前記色空間上における黄色領域に近づけるように補正することを特徴とする請求項3に記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記色空間は、Mg（マゼンタ）、B（ブルー）、BCy（ブルーシアン）、Cy（シアン）、G（グリーン）、Ye（イエロー）、RYe（レッドイエロー）、R（レッド）、及びRMg（レッドマゼンタ）の色相毎に設定される9本の基準軸によって定義される色空間であり、

前記色補正部は、前記色空間上におけるRYeを含みGからMgまでの領域に対応する色を前記色空間上におけるYeに近づけるように補正することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記色補正部は、前記色空間上におけるRYeを含みYeからRまでの領域に対応する色を前記色空間上におけるYeに近づけるように補正する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7】

前記色補正部は、前記第1部分の前記第2部分に対する色相の差と、前記第1部分の前記第2部分に対する彩度の差とを所定の範囲内に維持しながら、前記第1部分及び前記第2部分の色をそれぞれ補正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。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/032861

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G06T1/00, G06T7/00-7/90, H04N7/18, H04N5/222-5/257		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Published examined utility model applications of Japan 1922-1996		
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2017		
Registered utility model specifications of Japan 1996-2017		
Published registered utility model applications of Japan 1994-2017		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2016-15995 A (HOYA CORPORATION) 01 February 2016, paragraphs [0001]-[0019], [0032], [0044]-[0075], fig. 4, 5 (Family: none)	1-11
Y	WO 2013/042396 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) 28 March 2013, paragraphs [0001]-[0011], [0020], [0033]-[0091], fig. 2-10 & US 2013/0172675 A1, paragraphs [0002]-[0010], [0036], [0067]-[0099], fig. 2-10 & EP 2692276 A1 & CN 103533878 A	1-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"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
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 29.11.2017		Date of mailing of the international search report 12.12.2017
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/JP2017/032861

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 5-244406 A (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) 21 September 1993, paragraphs [0001], [0029], [0042]-[0044], fig. 6, 7 & US 5289295 A, column 1, lines 1-15, column 6, lines 29-53, column 8, line 67 to column 9, line 32, fig. 6, 7	1-11
Y	JP 2002-34908 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 05 February 2002, paragraphs [0058]-[0063], fig. 18 & US 2003/0176768 A1, paragraphs [0281]-[0292], fig. 78 & WO 2002/007588 A1 & EP 1302152 A1	1-11
X	JP 2007-274629 A (SHARP CORPORATION) 18 October 2007, paragraphs [0023]-[0025], [0037]-[0048] (Family: none)	1, 4-5, 10-11
A	WO 2010/044432 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) 22 April 2010, entire text, all drawings & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 2 8 6 1									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, H04N7/18(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. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G06T1/00, G06T7/00-7/90, H04N7/18, H04N5/222-5/257											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017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									
X	JP 2016-15995 A (HOYA株式会社) 2016.02.01, 段落1-19、 32、44-75、図4-5 (ファミリーなし)	1-11									
Y	WO 2013/042396 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.03.28, 段落1-11、20、33-91、図2-10 & US 2013/0172675 A1、段落2-10、36、67-99、図2-10 & EP 2692276 A1 & CN 103533878 A	1-11									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 29.11.2017		国際調査報告の発送日 12.12.2017									
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) 樋熊 政一	2Q 4460								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2017/032861
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 5-244406 A (松下電器産業株式会社) 1993.09.21, 段落 1、29、42-44、図 6-7 & US 5289295 A、第 1 欄第 1 行-第 15 行、第 6 欄第 29 行-第 53 行、第 8 欄第 67 行-第 9 欄第 32 行、図 6-7	1-11
Y	JP 2002-34908 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.02.05, 段落 58-63、図 18 & US 2003/0176768 A1、段落 281-292、図 78 & WO 2002/007588 A1 & EP 1302152 A1	1-11
X	JP 2007-274629 A (シャープ株式会社) 2007.10.18, 段落 23-25、37-48 (ファミリーなし)	1,4-5,10-11
A	WO 2010/044432 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.04.22, 全文、全図 & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-11

## フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
H 0 4 N 7/18 M

(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

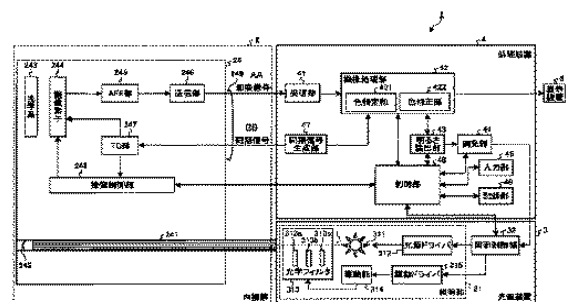
Fターム(参考) 5C054 CB00 CC07 EE08 FE05 FE09 HA12

(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	<a href="#">JPWO2018142658A1</a>	公开(公告)日	2019-02-14
申请号	JP2018507746	申请日	2017-09-12
[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	久津間祐二		
发明人	久津間 祐二		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G06T1/00 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0661 H04N1/62 H04N9/64 H04N1/60 H04N7/18 A61B5/489 G06T7/12 G06T7/13 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/00.513 A61B1/045.616 A61B1/045.617 G06T1/00.510 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS21 4C161/TT13 4C161/WW08 5B057/AA10 5B057/BA02 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CE17 5B057/CE18 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5C054/CB00 5C054/CC07 5C054/EE08 5C054/FE05 5C054/FE09 5C054/HA12		
优先权	2017017013 2017-02-01 JP		
其他公开文献	JP6392486B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

图像处理装置基于由颜色指定单元指定的第一部分的颜色和第二部分的颜色，指定图像信号的第一部分和第二部分的颜色指定单元，颜色校正单元在将第一部分的颜色和第二部分的颜色之间的色差保持在预定范围内的同时校正第一部分和第二部分中的每个的颜色。这提供了一种图像处理设备，图像处理设备操作方法和图像处理设备操作程序，其可以不管成像条件如何都保持改善观察对象的可视性的效果。



- |     |  |     |                           |
|-----|--|-----|---------------------------|
| 2   | Protocase                              | 246 | APE unit                  |
| 3   | Light source device                    | 246 | Shooting unit             |
| 4   | Processing device                      | 247 | IG unit                   |
| 5   | Display device                         | 246 | Imaging control unit      |
| 41  | Receiving unit                         | 31  | Illumination unit         |
| 42  | Image processing unit                  | 32  | Illumination control unit |
| 43  | Brightness detection unit              | 312 | Light-source driver       |
| 44  | Light adjustment unit                  | 313 | Optical fibers            |
| 45  | Input unit                             | 316 | Driving unit              |
| 46  | Recording unit                         | 318 | Driving unit driver       |
| 47  | Synchronization signal generation unit | 421 | Color specification unit  |
| 48  | Control unit                           | 422 | Color correction unit     |
| 243 | Optical system                         | AA  | Image signal              |
| 244 | Imaging element                        | BB  | Synchronization signal    |