

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第6392486号
(P6392486)

(45) 発行日 平成30年9月19日 (2018.9.19)

(24) 登録日 平成30年8月31日 (2018.8.31)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006.01)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)
H 0 4 N 7/18 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 0
A 6 1 B 1/00 5 1 3
A 6 1 B 1/045 6 1 6
A 6 1 B 1/045 6 1 7
G 0 6 T 1/00 5 1 0

請求項の数 7 (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2018-507746 (P2018-507746)
(86) (22) 出願日 平成29年9月12日 (2017.9.12)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2017/032861
審査請求日 平成30年2月14日 (2018.2.14)
(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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 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

審査官 牧尾 尚能

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【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、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、

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 4 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 6】

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 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。

20

【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)。

30

【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。

40

【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】**

50

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】

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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

10

【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。

20

【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】

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。

30

【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。

【0021】

(実施の形態1)

〔内視鏡システムの構成〕

40

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

50

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。

【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 21 と、挿入部 21 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 22 と、操作部 22 から挿入部 21 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 23 と、を備える。

【0024】

挿入部 21 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 244 を内蔵した先端部 24 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 25 と、湾曲部 25 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 26 と、を有する。

【0025】

先端部 24 は、ライトガイド 241 と、照明レンズ 242 と、光学系 243 と、撮像素子 244 と、アナログフロントエンド部 245（以下、「AFE 部 245」という）と、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】

AFE 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、AFE 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

10

20

30

40

50

スタ等を用いて構成される。

【 0 0 3 3 】

操作部 2 2 は、湾曲部 2 5 を上下方向及び左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 1 と、被検体の体腔内に生体鉗子、電気メス及び検査プロープ等の処置具を挿入する処置具挿入部 2 2 2 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 2 2 3 と、を有する。処置具挿入部 2 2 2 から挿入される処置具は、先端部 2 4 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。

【 0 0 3 4 】

ユニバーサルコード 2 3 は、ライトガイド 2 4 1 と、1 又は複数の信号線をまとめた集合ケーブル 2 4 9 と、を少なくとも内蔵している。集合ケーブル 2 4 9 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。

10

【 0 0 3 5 】

〔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 3 1 と、照明制御部 3 2 と、を備える。

【 0 0 3 6 】

照明部 3 1 は、照明制御部 3 2 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 3 1 は、光源部 3 1 1 と、光源ドライバ 3 1 2 と、光学フィルタ 3 1 3 と、駆動部 3 1 4 と、駆動ドライバ 3 1 5 と、を有する。

20

【 0 0 3 7 】

光源部 3 1 1 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 3 1 2 の制御のもと、白色光を光学フィルタ 3 1 3 へ出射する。光源部 3 1 1 が発生させた白色光は、光学フィルタ 3 1 3 及びライトガイド 2 4 1 を経由して先端部 2 4 の先端から被写体に向けて出射される。なお、光源部 3 1 1 を赤色 LED、緑色 LED 及び青色 LED で構成し、光源ドライバ 3 1 2 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。

30

【 0 0 3 8 】

光源ドライバ 3 1 2 は、照明制御部 3 2 の制御のもと、光源部 3 1 1 に対して電流を供給することにより、光源部 3 1 1 に白色光を出射させる。

【 0 0 3 9 】

光学フィルタ 3 1 3 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 3 1 3 は、駆動部 3 1 4 の制御のもと、所定のフィルタが光源部 3 1 1 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 3 1 3 は、光源部 3 1 1 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 3 1 3 は、駆動部 3 1 4 によって、光源部 3 1 1 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。

40

【 0 0 4 0 】

フィルタ 3 1 3 a 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 600 nm～700 nm、緑：波長 500 nm～600 nm、青：波長 400 nm～500 nm）を順次透過させる。フィルタ 3 1 3 a は、内視鏡システム 1 が白色光観察（WLI）を行う場合、駆動部 3 1 4 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 3 1 1 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。

50

【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。

【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】

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：Infrared 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

10

20

30

40

50

る。画像処理部 4 2 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、同時化处理、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 4 2 は、色特定部 4 2 1 と、色補正部 4 2 2 と、を有する。

【 0 0 5 0 】

色特定部 4 2 1 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 D 1 1、光学濃度 D 1 2 である部分である。第 1 部分の光学濃度 D 1 1 は、第 2 部分の光学濃度 D 1 2 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 2 4 4 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。

【 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、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。

【 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] ~ [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。

【 0 0 5 4 】

【 数 1 】

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

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、C r 信号、C b 信号に変換する。そして、C r 信号と C b 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、 $K R_{sat}$ 、 $K G_{sat}$ 、 $K B_{sat}$ 、 $K Y_{esat}$ 、 $K C_{ysat}$ 、 $K M_{gsat}$ 、 $K R Y_{esat}$ 、 $K R M_{gsat}$ 、 $K B C_{ysat}$ 、及び、9 個の色相補正係数、 $K R_{hue}$ 、 $K G_{hue}$ 、 $K B_{hue}$ 、 $K Y_{ehue}$ 、 $K C_{yhue}$ 、 $K M_{ghue}$ 、 $K R Y_{ehue}$ 、 $K R M_{ghue}$ 、 $K B C_{yhue}$ 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、 $R M g$ は R と $M g$ との間の中間色を、 $R Y e$ は R と $Y e$ との間の中間色を、 $B C y$ は B と $C y$ との間の中間色を示している。

10

【 0 0 5 6 】

制御部 4 8 は、処理条件の設定値と、 $C r$ 信号と $C b$ 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）に従い補正係数を算出する。

【 0 0 5 7 】

【数 2】

20

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

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

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】

30

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

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

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

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

【 0 0 5 9 】

40

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 α と、第 1 部分と第 2 部分との間の補正後の角度 β とが、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。

50

【 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 T G 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 】

制御部 4 8 は、CPU 等を用いて構成され、撮像素子 2 4 4 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。

【 0 0 6 6 】

以上説明したように、実施の形態 1 によれば、色補正部 4 2 2 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 α と角度 β 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 4 2 2 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 α 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 β 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 C 1 1 と点 C 1 2 との間の距離と、点 C 1 3 と点 C 1 4 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。

【 0 0 6 7 】

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。

【 0 0 6 8 】

(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。

【 0 0 6 9 】

色特定部 4 2 1 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 2 1、光学濃度 D 2 2、光学濃度 D 2 3 である部分である。これらの光学濃度の大小関係は、光学濃度 D 2 1 < 光学濃度 D 2 2 < 光学濃度 D 2 3 である

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 7 0 】

色特定部 4 2 1 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 4 2 1 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 C 2 1、点 C 2 2、点 C 2 3 として特定する。

【 0 0 7 1 】

色補正部 4 2 2 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 4 2 2 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 C 2 1、点 C 2 2、点 C 2 3 から点 C 2 4、点 C 2 5、点 C 2 6 に補正する。このとき、色補正部 4 2 2 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。

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

(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。

【 0 0 7 4 】

色特定部 4 2 1 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。

【 0 0 7 5 】

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 3 1、光学濃度 D 3 2、光学濃度 D 3 3、光学濃度 D 3 4 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。

【 0 0 7 6 】

色特定部 4 2 1 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 4 2 2 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。

【 0 0 7 7 】

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。

【 0 0 7 8 】

(実施の形態 3 の変形例)

図 1 0 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 1 0 に示すように、実施の形態 3 の変形例では、色補正部 4 2 2 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。

【 0 0 7 9 】

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 4 2 2 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 4 2 2 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 4 2 2 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

【 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。

20

【 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。

【 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。

30

【 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 W i - F i（登録商標）や B l u e t o o t h（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。

【 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。

40

【 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。

【 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

50

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 】

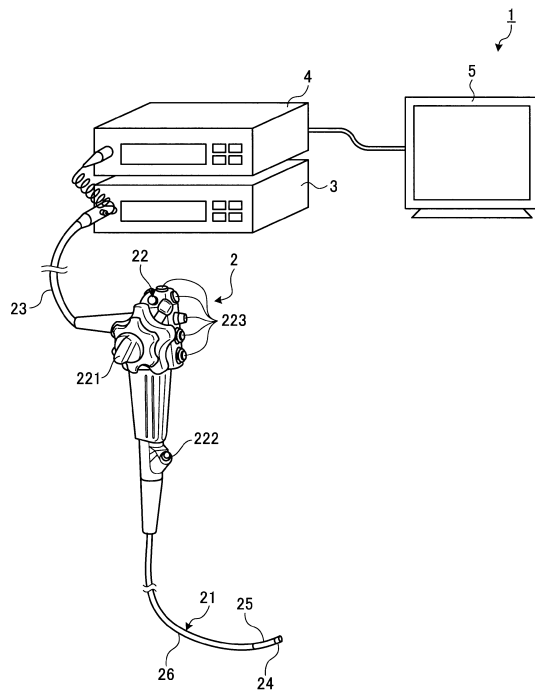
1	内視鏡システム	
2	内視鏡	
3	光源装置	
4	処理装置	10
5	表示装置	
2 1	挿入部	
2 2	操作部	
2 3	ユニバーサルコード	
2 4	先端部	
2 5	湾曲部	
2 6	可撓管部	
3 1	照明部	
3 2	照明制御部	
4 1	受信部	20
4 2	画像処理部	
4 3	明るさ検出部	
4 4	調光部	
4 5	入力部	
4 6	記録部	
4 7	同期信号生成部	
4 8	制御部	
2 2 1	湾曲ノブ	
2 2 2	処置具挿入部	
2 2 3	スイッチ	30
2 4 1	ライトガイド	
2 4 2	照明レンズ	
2 4 3	光学系	
2 4 4	撮像素子	
2 4 5	A F E 部	
2 4 6	送信部	
2 4 7	T G 部	
2 4 8	撮像制御部	
2 4 9	集合ケーブル	
3 1 1	光源部	40
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	

【要約】

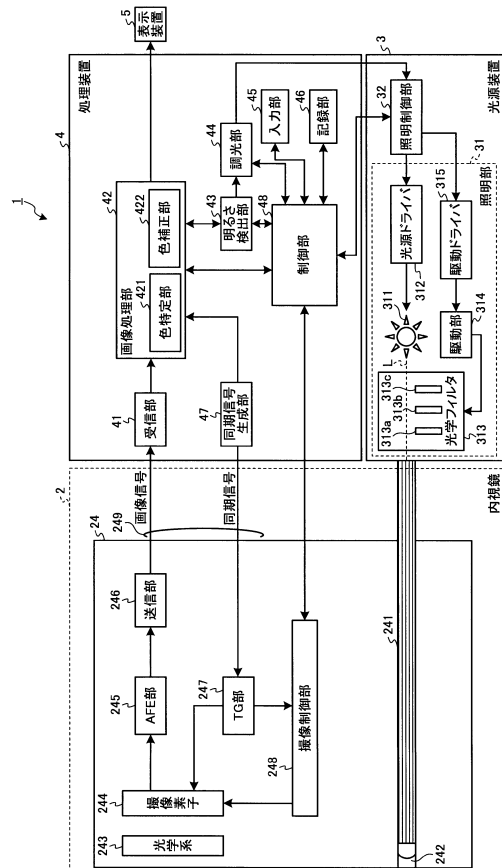
画像処理装置は、画像信号の第 1 部分及び第 2 部分の色を特定する色特定部と、前記色特定部により特定された前記第 1 部分の色と前記第 2 部分の色とに基づき、前記第 1 部分 50

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。

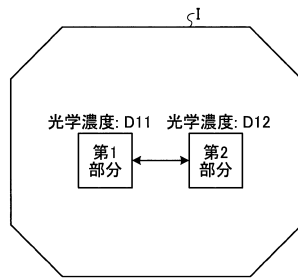
【図 1】



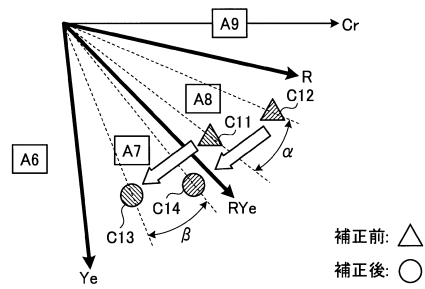
【図 2】



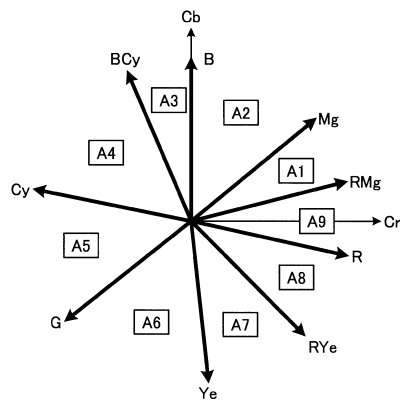
【図 3】



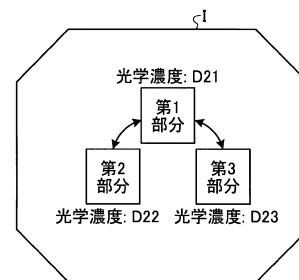
【図 5】



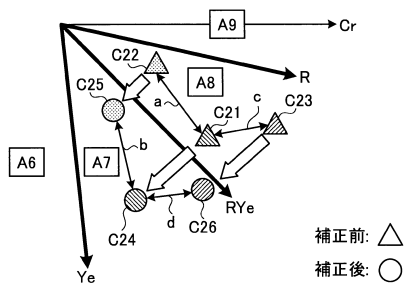
【図 4】



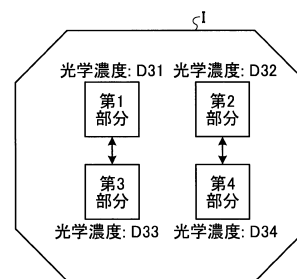
【図 6】



【図 7】



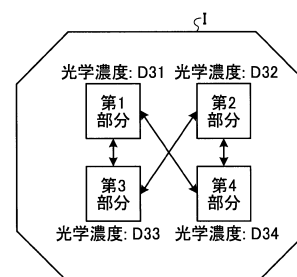
【図 9】



【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】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 0 4 N 7/18 M

(56)参考文献 特開 2 0 1 6 - 0 1 5 9 9 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 3 / 1 4 5 4 0 7 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 0 8 / 1 0 2 8 0 3 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 1 3 / 0 4 2 3 9 6 (W O , A 1)
特開平 0 5 - 2 4 4 4 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 3 4 9 0 8 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 7 4 6 2 9 (J P , A)
特開平 3 - 1 4 6 0 2 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B	2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
G 0 6 T	1 / 0 0
H 0 4 N	7 / 1 8

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6392486B1	公开(公告)日	2018-09-19
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		
当前申请(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		
优先权	2017017013 2017-02-01 JP		
其他公开文献	JPWO2018142658A1		
外部链接	Espacenet		

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。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B1)	(11) 特許番号 特許第6392486号 (P6392486)
(45) 発行日 平成30年9月19日 (2018. 9. 19)	(24) 登録日 平成30年8月31日 (2018. 8. 31)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/045 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 (2006. 01) G 0 6 T 1/00 (2006. 01) H 0 4 N 7/18 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/045 6 1 0 A 6 1 B 1/00 5 1 3 A 6 1 B 1/045 6 1 6 A 6 1 B 1/045 6 1 7 G 0 6 T 1/00 5 1 0 請求項の数 7 (全 16 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2018-507746 (P2018-507746) (86) (22) 出願日 平成29年9月12日 (2017. 9. 12) (86) 国際出願番号 PCT/JP2017/032861 審査請求日 平成30年2月14日 (2018. 2. 14) (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) 早期審査対象出願	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (74) 代理人 110002147 特許業務法人 遠井国際特許事務所 (72) 発明者 久津間 祐二 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内 審査官 牧尾 尚能	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		