

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-201887

(P2019-201887A)

(43) 公開日 令和1年11月28日(2019.11.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 O	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	
	A 6 1 B 1/00 7 3 5	
審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)		

(21) 出願番号 特願2018-98973 (P2018-98973)
(22) 出願日 平成30年5月23日 (2018. 5. 23)

(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 100076233
弁理士 伊藤 進
(74) 代理人 100101661
弁理士 長谷川 靖
(74) 代理人 100135932
弁理士 篠浦 治
(72) 発明者 水野 恭輔
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) 2H040 BA05 BA13 GA02 GA06 GA10
GA11
4C161 FF40 HH54 RR05 RR22 SS07
TT01

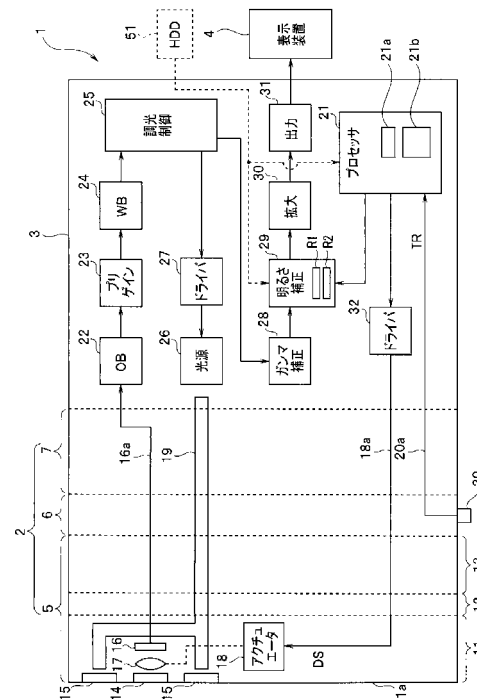
(54) 【発明の名称】 内視鏡画像処理装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 近点画像と遠点画像に対して信号処理を行う内視鏡画像処理装置において近点画像の配光ムラを低減することができる内視鏡画像処理装置を提供する。

【解決手段】 本体装置3は、被検体に対して近点で撮像された近点画像及び被検体に対して遠点で撮像された遠点画像に対して信号処理を施す内視鏡画像処理装置であって、 入力された近点画像内において暗部と判断するための閾値 TH_n を記憶するメモリ21bと、近点画像の取得タイミングに応じて、閾値 TH_n に基づいて近点画像に対して明るさ補正を行い、かつ、遠点画像に対して閾値 TH_f に基づいて遠点画像に対して第2の明るさ補正を行う明るさ補正部29と、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して近点で撮像された近点画像及び前記被検体に対して遠点で撮像された遠点画像に対して信号処理を施す内視鏡画像処理装置であって、

入力された前記近点画像内における第 1 の暗部を判断するための第 1 の閾値を記憶する記憶部と、

前記近点画像の取得タイミングに応じて、前記第 1 の閾値に基づいて前記近点画像に対して第 1 の明るさ補正を行い、かつ、前記遠点画像の取得タイミングに応じて、第 2 の閾値に基づいて前記遠点画像に対して第 2 の明るさ補正を行うかもしくは前記遠点画像に対して前記第 2 の明るさ補正を行わない明るさ補正部と、
を備えたことを特徴とする内視鏡画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記第 2 の閾値は、前記遠点画像内における第 2 の暗部を判断するための閾値であり、前記第 1 の閾値よりも小さい、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 3】

前記近点画像の取得タイミングは、前記近点画像及び前記遠点画像を取得する内視鏡からの第 1 の信号に基づいて判定される、ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 4】

前記遠点画像の取得タイミングは、前記近点画像及び前記遠点画像を取得する内視鏡からの第 2 の信号に基づいて判定される、ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記近点画像及び前記遠点画像は、記憶装置に記録され、

前記近点画像の取得タイミングは、前記記憶装置に前記近点画像に紐付けられた記憶された第 3 の信号に基づいて判定される、ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 6】

前記遠点画像の取得タイミングは、前記記憶装置に前記遠点画像に紐付けられて記憶された第 4 の信号に基づいて判定される、ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡画像処理装置。

30

【請求項 7】

前記第 1 の明るさ補正は、第 1 のゲインを用いて前記近点画像の前記第 1 の暗部が明るくなるように補正し、

前記第 2 の明るさ補正は、第 2 のゲインを用いて前記遠点画像の前記第 2 の暗部が明るくなるように補正する、ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 8】

前記内視鏡画像処理装置に接続される内視鏡から取得した配光情報に基づいて、前記明るさ補正部に入力される前記内視鏡からのライブ画像の配光状態が前記近接画像の配光状態であるかを判定する配光状態判定部を有する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡画像処理装置。

40

【請求項 9】

前記明るさ補正部は、前記配光状態判定部が前記ライブ画像の配光状態が前記近接画像の配光状態であると判定したとき、前記第 1 の明るさ補正を行い、前記配光状態判定部が前記ライブ画像の配光状態が前記近接画像の配光状態でないと判定したとき、前記第 1 の明るさ補正を行わないか前記第 2 の閾値に基づいて前記第 2 の明るさ補正を行う、ことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 10】

前記近点画像の取得タイミングに応じて、前記第 1 の閾値を所定のレジスタに設定する閾値設定部を有し、

50

前記明るさ補正部は、前記閾値設定部により前記レジスタに設定された前記第 1 の閾値に基づいて、前記近点画像に対して前記第 1 の明るさ補正を行う、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 に記載の内視鏡画像処理装置と、
前記近点画像及び前記遠点画像を取得する内視鏡と、
を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記近点画像の取得タイミングは、前記内視鏡からの信号に基づいて判定される、ことを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡画像処理装置及び内視鏡システムに関し、特に、近点画像及び遠点画像の信号処理機能を有する内視鏡画像処理装置及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、細長の挿入部を有する内視鏡が医療分野等で広く利用されている。術者などは、挿入部を被検体内に挿入し、被検体内の内視鏡画像を表示装置に表示させるなどして、被検体内を観察することができる。表示装置に表示される内視鏡画像は、取得された内視鏡画像の明るさに基づき、照明光量あるいは絞りを制御することにより、適切な明るさに調整される。

20

【0003】

さらに、近年は、通常観察に加えて、近点観察が可能な内視鏡も提案されている。近点観察は、被検体を近点で撮像して、被検体の部位を拡大した観察を可能にする。近点画像の調光制御に関しては、例えば、国際公開 2013/180147 号に、被検体との距離が近く十分な明るさが得られる場合には、絞りの開口の大きさを可能な限り大きくするように絞りを制御する内視鏡装置が提案されている。

【0004】

一般に、近点画像は、挿入部の先端部が被検体に近づいて得られた画像であるため、内視鏡画像に照明光の配光ムラが生じるという問題がある。例えば、2つの照明窓から照射される照明光の照明範囲は、被検体が挿入部の先端部から離れていれば重なるが、被検体が先端部に近接しているときは照明光が直接当たらない領域が生じるため、内視鏡画像に配光ムラが生じる場合がある。

30

【0005】

また、近点観察モードでない通常観察モードのときに、内視鏡画像において、例えば管腔のような奥の部位の領域が真っ暗になってしまう場合がある。このような場合に、内視鏡画像中で所定の閾値以下の画素値を有する暗部の画素を検出し、暗部の画素の画素値だけを所定のゲインだけ増加することにより、暗部の領域の明るさを高める方法がある。

【0006】

よって、このような内視鏡画像における暗部の画像の明るさを高める方法を用いて、上述した近点画像における照明光が直接当たらない暗部の画素の画素値を上げることも考えられる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】国際公開第 2013/180147 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

50

しかし、被検体の先端部に近点画像の暗部の明るさと、通常観察モード時の管腔の奥の部位のような暗部の明るさの差は大きい。そのため、近点画像と遠点画像に対して信号処理を行う内視鏡画像処理装置において、通常観察モード時の暗部を判定するための閾値を用いても、近点画像の暗部の検出できず、結果として、近点画像の配光ムラを低減することはできない。

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明は、近点画像と遠点画像に対して信号処理を行う内視鏡画像処理装置において近点画像の配光ムラを低減することができる内視鏡画像処理装置及び内視鏡システ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】

10

【 0 0 1 0 】

本発明の一態様の内視鏡画像処理装置は、被検体に対して近点で撮像された近点画像及び前記被検体に対して遠点で撮像された遠点画像に対して信号処理を施す内視鏡画像処理装置であって、入力された前記近点画像内における第1の暗部を判断するための第1の閾値を記憶する記憶部と、前記近点画像の取得タイミングに応じて、前記第1の閾値に基づいて前記近点画像に対して第1の明るさ補正を行い、かつ、前記遠点画像の取得タイミングに応じて、第2の閾値に基づいて前記遠点画像に対して第2の明るさ補正を行うかもしくは前記遠点画像に対して前記第2の明るさ補正を行わない明るさ補正部と、を備える。

【 0 0 1 1 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、一態様の内視鏡画像処理装置と、前記近点画像及び前記遠点画像を取得する内視鏡と、を有する。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、近点画像と遠点画像に対して信号処理を行う内視鏡画像処理装置において近点画像の配光ムラを低減することができる内視鏡画像処理装置及び内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係わる内視鏡装置の模式的構成を示す構成図である。

30

【図2】本発明の第1の実施の形態に係わる、近点観察モードと遠点観察モードにおける2つの照明光の照明範囲を説明するための図である。

【図3】本発明の第1の実施の形態に係わる、近点観察モード用の閾値と遠点観察モード用の閾値の大小関係を説明するための図である。

【図4】本発明の第1の実施の形態に係わる、明るさ補正回路による明るさ補正がされない場合における、遠点画像の例を示す模式的な図である。

【図5】本発明の第1の実施の形態に係わる、明るさ補正回路による明るさ補正がされた場合における、遠点画像の例を示す模式的な図である。

【図6】本発明の第1の実施の形態に係わる、明るさ補正回路による明るさ補正がされない場合における、近点画像の例を示す模式的な図である。

40

【図7】本発明の第1の実施の形態に係わる、明るさ補正回路による明るさ補正がされた場合における、近点画像の例を示す模式的な図である。

【図8】本発明の第2の実施の形態に係わる、内視鏡装置の模式的構成を示す構成図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1は、本実施の形態に係わる内視鏡装置の模式的構成を示す構成図である。

【 0 0 1 5 】

50

内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 と、本体装置 3 と、表示装置 4 とを含む内視鏡システムである。

内視鏡 2 は、細長の挿入部 5 と、挿入部 5 の基端が接続された操作部 6 と、操作部 6 から延出したケーブル 7 とを有する。内視鏡 2 は、ケーブル 7 の基端部に設けられたコネクタにより本体装置 3 と接続される。

【 0 0 1 6 】

挿入部 5 は、先端から順に、先端部 1 1、湾曲部 1 2、可撓管部 1 3 を有する。

先端部 1 1 は、観察窓 1 4 と、2 つの照明窓 1 5 とを有している。観察窓 1 4 の後ろ側には、対物光学系と、撮像素子 1 6 が配設されている。撮像素子 1 6 に接続された複数の信号線が、湾曲部 1 2 と可撓管部 1 3 内に挿通されている。なお、図 1 では、撮像素子 1 6 の複数の信号線のうち、撮像信号を伝送する信号線 1 6 a のみが示されている。

10

【 0 0 1 7 】

2 つの照明窓 1 5 は、観察窓 1 4 を挟むように、先端部 1 1 の先端面 1 1 a に配設される。2 つの照明窓 1 5 からの白色の照明光は、対物光学系の光軸に平行にかつ広がるように出射するため、被検体の観察部位は、略均等に照明される。

【 0 0 1 8 】

後述するように、内視鏡装置 1 は、遠点観察モードと近点観察モードを有している。遠点観察モードは、所謂通常観察モードである。ここでは、遠点とは、中遠点を意味する。遠点観察モードのときに得られる内視鏡画像は、被検体に対して遠点で撮像された遠点画像である。近点観察モードのときに得られる内視鏡画像は、被検体に対して近点で撮像された近点画像である。

20

よって、本体装置 3 は、被検体に対して近点で撮像された近点画像及び被検体に対して遠点で撮像された遠点画像に対して信号処理を施す内視鏡画像処理装置である。

【 0 0 1 9 】

遠点観察モードのときは、先端部 1 1 が被検体の観察部位から所定の距離以上離れているため、被検体の 2 つの照明光による 2 つの照明範囲は重なる。よって、被検体の観察部位は、略均等に照明される。

【 0 0 2 0 】

しかし、近点観察モードのときは、先端部 1 1 が被検体の観察部位から所定の距離未満まで近づくと、被検体における 2 つの照明光による 2 つの照明範囲が重ならなくなる。よって、被検体の観察部位は、略均等に照明されなくなる。例えば、2 つの照明範囲が離れるため、近点画像の中央部分は暗くなる。

30

【 0 0 2 1 】

図 2 は、近点観察モードと遠点観察モードにおける 2 つの照明光の照明範囲を説明するための図である。

一点鎖線で示すように、遠点観察モードのとき、被検体の表面 S S が先端部 1 1 の先端面 1 1 a から遠いため、2 つの照明窓 1 5 から出射する 2 つの照明光の照明範囲 L R、L L には、重なる領域 A b が生じる。

【 0 0 2 2 】

二点鎖線で示すように、近点観察モードのとき、被検体の表面 S S が先端部 1 1 の先端面 1 1 a に近いため、2 つの照明窓 1 5 から出射する 2 つの照明光の照明範囲 L R、L L が重ならない領域 A a が生じる場合がある。

40

【 0 0 2 3 】

よって、近点画像は、2 つの照明光の照明範囲 L R、L L が重ならない領域 A a による、暗部を含む場合がある。

対物光学系は、近点と遠点の 2 つの焦点位置に切り替え可能である。

【 0 0 2 4 】

図 1 では、2 つの焦点位置を切り替えられるときに光軸上に沿って動く可動レンズ 1 7 のみが示されている。可動レンズ 1 7 は、点線で示すようにアクチュエータ 1 8 と接続されており、先端部 1 1 内に設けられたアクチュエータ 1 8 により近点位置あるいは遠点位

50

置に動かされる。

【 0 0 2 5 】

アクチュエータ 1 8 は、例えばボイスコイルモータを有している。アクチュエータ 1 8 に接続された信号線 1 8 a は、湾曲部 1 2 と可撓管部 1 3 内に挿通され、本体装置 3 に接続されている。アクチュエータ 1 8 は、本体装置 3 からの駆動信号 D S により駆動される。

【 0 0 2 6 】

各照明窓 1 5 の後ろ側には、ライトガイド 1 9 の先端面が配設されている。ライトガイド 1 9 は、内視鏡 2 内に挿通されている。ライトガイド 1 9 の基端面には、後述する光源装置の出射光が入射される。ライトガイド 1 9 の先端部分は、2 つに分岐しており、各分岐部分の先端面から照明窓 1 5 に向けて照明光が出射する。

10

【 0 0 2 7 】

湾曲部 1 2 は、図示しない複数の湾曲駒を含み、操作部 6 に設けられた 2 つの湾曲操作ノブ（図示せず）の操作に応じて、可撓管部 1 3 内に挿通された複数の湾曲ワイヤが牽引あるいは弛緩されることにより、先端部 1 1 が上下左右方向に湾曲可能となっている。

【 0 0 2 8 】

術者などのユーザにより操作される複数のボタンが、操作部 6 に配設されている。図 1 では、複数のボタンのうち、近点観察モードと遠点観察モードを切り替える切り替えボタン 2 0 のみが示されている。切り替えボタン 2 0 が近点観察モードにあるとき、対物光学系の焦点位置が近点になり、切り替えボタン 2 0 が遠点観察モードにあるとき、対物光学系の焦点位置は、遠点、ここでは中遠点となる。

20

【 0 0 2 9 】

切り替えボタン 2 0 に接続された信号線 2 0 a は、本体装置 3 に接続され、ユーザにより操作される切り替えボタン 2 0 の切り替え信号 T R は、本体装置 3 のプロセッサ 2 1 に供給される。プロセッサ 2 1 では、近点画像の取得タイミング及び遠点画像の取得タイミングは、近点画像及び遠点画像を取得する内視鏡 2 からの信号、ここでは切り替え信号 T R、に基づいて判定される。

切り替えボタン 2 0 が近点観察モードの状態にある時又は期間が、内視鏡装置 1 における近点画像の取得タイミングであり、切り替えボタン 2 0 が遠点観察モードの状態にある時又は期間が、内視鏡装置 1 における遠点画像の取得タイミングである。

30

【 0 0 3 0 】

所謂ビデオプロセッサである本体装置 3 は、プロセッサ 2 1、オプティカルブラック（O B）回路 2 2 と、プリゲイン回路 2 3 と、ホワイトバランス（W B）回路 2 4 と、調光制御回路 2 5 と、光源 2 6 と、ドライバ 2 7 と、ガンマ補正回路 2 8 と、明るさ補正回路 2 9 と、拡大回路 3 0 と、出力回路 3 1 と、ドライバ 3 2 とを含む。

【 0 0 3 1 】

本体装置 3 は、内視鏡 2 からの撮像信号を処理して、内視鏡画像を生成し、表示装置 4 に出力する内視鏡画像処理装置である。

プロセッサ 2 1 は、中央処理装置（以下、C P U という）2 1 a、メモリ 2 1 b などのハードウェア回路を含む。メモリ 2 1 b は、R O M、R A M などを含む。C P U 2 1 a は、R O M に記憶された各種制御プログラムを実行することによって、内視鏡装置 1 の各種機能を実現する。

40

【 0 0 3 2 】

なお、プロセッサ 2 1 は、F P G A（F i e l d P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y）等の集積回路により構成されていてもよい。

R O M には、デフォルトとして、後述する明るさ補正に用いられる閾値 T H のデータと、後述するゲイン G のデータが予め格納されている。ここでは、閾値 T H とゲイン G として、近点観察用の閾値 T H n とゲイン G n と、遠点観察用の閾値 T H f とゲイン G f とが、R O M に格納されている。

後述するように、閾値 T H n は、近点画像内において暗部を判断するために用いられ、

50

閾値 TH_f は、遠点画像内において暗部を判断するために用いられる。よって、メモリ 21b は、入力された近点画像内における暗部を判断するための閾値 TH_n 及びゲイン G_n と、入力された遠点画像内における暗部を判断するための閾値 TH_f 及びゲイン G_f と、を記憶する記憶部を構成する。

【0033】

閾値 TH とゲイン G は、ユーザにより設定変更が可能であり、設定変更されたデータは、RAM 中に、あるいは図示しないフラッシュメモリなどの不揮発性の書き換え可能なメモリに格納される。

【0034】

図3は、近点観察モード用の閾値 TH_n と遠点観察モード用の閾値 TH_f の大小関係を説明するための図である。

10

図3において、縦軸は、輝度値であり、輝度値は、0から、例えば255の範囲の値であるとき、近点観察モード用の閾値 TH_n は、遠点観察モード用の閾値 TH_f よりも大きな値、すなわち明るい値である。すなわち、閾値 TH_f は、閾値 TH_n よりも小さい。

【0035】

近点画像において画素の画素値が閾値 TH_n 以下であるとき、明るさ補正回路29により、その画素の画素値は、ゲイン G_n が乗算された値に補正される。図3において例として示した値 D_n は、値 D_{n1} に補正される。すなわち、明るさ補正回路29は、ゲイン G_n を用いて近点画像の暗部が明るくなるように、近点画像の明るさを補正する。

【0036】

20

また、遠点画像において画素の画素値が閾値 TH_f 以下であるとき、明るさ補正回路29により、その画素の画素値は、ゲイン G_f が乗算された値に補正される。図3において例として示した値 D_f は、値 D_{f1} に補正される。すなわち、明るさ補正回路29は、ゲイン G_f を用いて遠点画像の暗部が明るくなるように、遠点画像の明るさを補正する。

【0037】

よって、近点画像において、閾値 TH_f 以下の画素の画素値が、ゲイン G_n により補正されるだけでなく、閾値 TH_f を超えて閾値 TH_n 未満の画素の画素値も、ゲイン G_n により補正される。

【0038】

なお、ゲイン G_n 、 G_f は、明るさ補正された近点画像及び遠点画像においてノイズが目立たないレベルの値であることが好ましい。

30

図1に戻り、オプティカルブラック(OB)回路22は、撮像素子16からの撮像信号を受信して、撮像信号に対してオプティカルブラッククランプ処理などを行う回路である。

【0039】

プリゲイン回路23は、オプティカルブラック(OB)回路22からの出力信号に対して、ゲイン調整を行う。

ホワイトバランス(WB)回路24は、プリゲイン回路23の出力信号に対してホワイトバランス処理を行う。

【0040】

40

調光制御回路25は、ホワイトバランス(WB)回路24からの画像信号に基づいて、光源26のためのドライバ27を制御して、調光制御を行う。

光源26は、発光ダイオードなどの発光素子を含み、白色光の照明光を出射する装置である。

【0041】

ドライバ27は、光源26の発光素子に供給する駆動電流を出力する回路である。

ガンマ補正回路28は、調光制御回路25を介して出力された画像信号に対して、ガンマ補正処理を行う。すなわち、ガンマ補正回路28は、撮像素子16により得られた被検体のライブ画像LGの画像信号を出力する。

【0042】

50

明るさ補正回路 29 は、ライブ画像 L G の明るさを補正する。明るさ補正回路 29 は、内部に 2 つのレジスタ R 1 , R 2 を有する。レジスタ R 1 には、閾値 T H のデータが設定される。レジスタ R 2 には、ゲイン G のデータが設定される。レジスタ R 1 , R 2 に設定される閾値 T H とゲイン G のデータは、プロセッサ 21 により書き込まれる。

【 0 0 4 3 】

明るさ補正回路 29 には、ガンマ補正されたライブ画像 L G をスキャンした各画素のデータがシリアルに入力される。

明るさ補正回路 29 は、シリアルに入力される複数の画素における各画素の画素値と、レジスタ R 1 に格納された閾値 T H とを比較し、画素値が閾値 T H 以下であるとき、レジスタ R 2 に格納されたゲイン G を用いて、その画素値を高くするように補正する。明るさ補正回路 29 は、画素値が閾値 T H 以下でないとき、その画素値を補正しない。

【 0 0 4 4 】

拡大回路 30 は、ライブ画像 L G を表示装置 4 に適切に表示するために、ライブ画像 L G のサイズを調整するスケーリング回路である。

出力回路 31 は、拡大回路 30 から出力された画像信号を表示装置 4 に出力する回路である。

【 0 0 4 5 】

プロセッサ 21 は、切り替えボタン 20 の切り替え信号 T R を監視し、切り替えボタン 20 が遠点観察モードから近点観察モードに切り替えられると、ドライバ 32 に制御信号を出力して、信号線 18 a に駆動信号 D S を出力して、可動レンズ 17 を近点位置に移動させる。

【 0 0 4 6 】

また、切り替えボタン 20 が遠点観察モードから近点観察モードに切り替えられると、プロセッサ 21 は、ドライバ 32 に制御信号を出力して、信号線 18 a に駆動信号 D S を出力して、可動レンズ 17 を遠点位置に移動させる。

【 0 0 4 7 】

さらに、切り替えボタン 20 が遠点観察モードから近点観察モードに切り替えられると、プロセッサ 21 は、ROM あるいは RAM に格納されている近点観察用の閾値 T H n とゲイン G n を読み出して、それぞれ、明るさ補正回路 29 のレジスタ R 1 と R 2 に書き込む。

【 0 0 4 8 】

また、切り替えボタン 20 が遠点観察モードから近点観察モードに切り替えられると、プロセッサ 21 は、ROM あるいは RAM に格納されている遠点観察用の閾値 T H f とゲイン G f を読み出して、それぞれ、明るさ補正回路 29 のレジスタ R 1 と R 2 に書き込む。

(作用)

次に、上述した内視鏡装置 1 の動作について説明する。術者が被検体内に挿入部 5 を挿入すると、被検体内の内視鏡画像すなわちライブ画像 L G が表示装置 4 に表示される。

【 0 0 4 9 】

術者は、ライブ画像 L G を見ながら、必要に応じて、切り替えボタン 20 を操作して、対物光学系の可動レンズ 17 を近点位置あるいは遠点位置に移動させて、内視鏡検査を行うことができる。

【 0 0 5 0 】

ここでは、近点観察モードと遠点観察モードの切り替えがあったときの明るさ補正処理についてのみ説明する。

【 0 0 5 1 】

プロセッサ 21 は、切り替えボタン 20 の切り替え信号 T R に基づいて、ユーザが遠点観察モードを選択しているか、あるいは近点観察モードを選択しているかを判定することができる。

【 0 0 5 2 】

プロセッサ 21 は、内視鏡装置 1 の起動時、メモリ 21b に格納されている遠点観察モードの閾値 THf とゲイン Gf 、あるいは近点観察モードの閾値 THn とゲイン Gn を読み出して、明るさ補正回路 29 のレジスタ $R1$ 、 $R2$ に、それぞれ書き込む。

【0053】

例えば内視鏡装置 1 の起動時に遠点観察モードが選択されていると、プロセッサ 21 は、ドライバ 32 を制御してアクチュエータ 18 を駆動し、対物光学系の可動レンズ 17 を遠点位置に移動させる。

【0054】

同時に、遠点観察モードが選択されていると、プロセッサ 21 は、メモリ 21b に格納されている遠点観察モード用の閾値 THf とゲイン Gf のデータとを読み出して、明るさ補正回路 29 のレジスタ $R1$ 、 $R2$ に、それぞれ設定する。よって、プロセッサ 12 は、遠点画像の取得タイミングに基づいて、より具体的には、切り替えボタン 20 の遠点画像モードへの切り替えのタイミングにおいて、閾値 THf をレジスタ $R1$ に設定する閾値設定部を構成する。

【0055】

遠点観察モードのとき、明るさ補正回路 29 は、ガンマ補正回路 28 から出力されるライブ画像 LG の画像信号の各画素の画素値と、レジスタ $R1$ に格納されている閾値 THf とを比較する。

【0056】

明るさ補正回路 29 は、画素値が閾値 THf 以下であるとき、その画素値を、レジスタ $R2$ に格納されているゲイン Gf を用いて補正する。例えば、ゲイン Gf は、係数値であり、画素値にゲイン Gf を乗算することにより、画素値は補正される。

【0057】

図 4 は、明るさ補正回路 29 による明るさ補正がされない場合における、遠点画像の例を示す模式的な図である。

遠点画像 GAf は、被検体に対して遠点で撮像された画像である。図 4 では、先端部 11 が管腔の奥の方へ向いているため、遠点画像である内視鏡画像 GAf は、先端部 11 に近い内壁部位の領域 NA は、明るく表示されているが、管腔内の奥の領域 FA は、真っ黒になっている。

【0058】

図 5 は、明るさ補正回路 29 による明るさ補正がされた場合における、遠点画像の例を示す模式的な図である。

上述したように、明るさ補正回路 29 において、画素値が閾値 THf 以下の画素は、ゲイン Gf により補正される。閾値 THf は、遠点観察モードにおいて、例えば管腔の奥の領域 FA の明るさ（あるいは暗さ）を判定するレベルの値である。

【0059】

よって、管腔の奥の領域 FA は、補正される前は真っ黒で表示されるが、明るさ補正回路 29 により、図 4 では真っ黒であった管腔内の奥の領域 FA は、図 5 において斜線で示すように、やや明るくなる。

【0060】

図 5 のように、遠点観察モードにおいて、奥の領域 FA がやや明るくなるので、ユーザは、遠点画像 GAf に奥行き感を感じることができる。

切り替えボタン 20 が、遠点観察モードから近点観察モードに切り替えられると、プロセッサ 21 は、ドライバ 32 を制御してアクチュエータ 18 を駆動し、対物光学系の可動レンズ 17 を近点位置に移動させる。

【0061】

同時に、近点観察モードが選択されていると、プロセッサ 21 は、メモリ 21b に格納されている近点観察モード用の閾値 THn とゲイン Gn とを読み出して、明るさ補正回路 29 のレジスタ $R1$ 、 $R2$ に、それぞれ設定する。よって、プロセッサ 12 は、近点画像の取得タイミングに応じて、より具体的には、切り替えボタン 20 の近点画像モードへの

10

20

30

40

50

切り替えのタイミングにおいて、閾値 TH_n をレジスタ R_1 に設定する閾値設定部を構成する。

【0062】

近点観察モードのとき、明るさ補正回路 29 は、ガンマ補正回路 28 から出力されるライブ画像 LG の画像信号の各画素の画素値と、レジスタ R_1 に格納されている閾値 TH_n とを比較する。

【0063】

明るさ補正回路 29 は、画素値が閾値 TH_n 以下であるとき、その画素値を、レジスタ R_2 に格納されているゲイン G_n を用いて補正する。例えば、ゲイン G_n は、係数値であり、画素値にゲイン G_n を乗算することにより、画素値は補正される。

10

なお、ここでは、観察モードは、切り替えボタン 20 により、2 つの観察モードのいずれかに切り替えられるが、観察モードは、押しボタンにより設定できるようにしてもよい。押しボタンが押下されている時又は期間が、近点画像の取得タイミングとなる。押しボタンが押下されていない時又は期間が、遠点画像の取得タイミングとなる。

【0064】

すなわち、切り替えボタン 20 に代えて近点観察モード用の押しボタンを設け、その押しボタンが押下されているときだけ、明るさ補正回路 29 は、近点観察用の閾値 TH_n とゲイン G_n を用いた明るさ補正を行い、近点観察モード用の押しボタンがオンされていないときは、明るさ補正回路 29 は、遠点観察用の閾値 TH_f とゲイン G_f を用いた明るさ補正を行うようにしてもよい。

20

【0065】

図 6 は、明るさ補正回路 29 による明るさ補正がされない場合における、近点画像の例を示す模式的な図である。

近点画像は、被検体に対して近点で撮像された画像である。図 6 では、先端部 11 が管腔の内壁に向けられかつ内壁の近くに位置しているため、近点画像である内視鏡画像 GA_n の中央部分の領域 CA は、線幅の狭い斜線で示すように、暗くなる。よって、各照明窓 15 からの照明光が当たる部位の領域 RA と LA は、明るく表示されているが、近点画像である内視鏡画像 GA_n の中央部分の領域 CA は、やや暗くなっている。

【0066】

図 7 は、明るさ補正回路 29 による明るさ補正がされた場合における、近点画像の例を示す模式的な図である。

30

上述したように、明るさ補正回路 29 において、画素値が閾値 TH_n 以下の画素は、ゲイン G_f により補正される。閾値 TH_n は、近点観察モードにおいて、例えば照明光が直接当たらない中央部分の領域 CA の明るさ（あるいは暗さ）を判定するレベルの値である。

【0067】

よって、例えば中央部分の領域 CA は、補正される前はやや暗く表示されるが、明るさ補正回路 29 により、図 6 ではやや暗かった中央部分の領域 CA は、図 7 に示すように、やや明るくなる。図 7 では、中央部分の領域 CA は、図 6 の斜線よりも線幅が広い斜線で示されている。その結果、近点画像における配光ムラは低減されるので、ユーザにとって、内視鏡画像 GA_n が見やすくなる。

40

以上のように、明るさ補正部 29 は、近点画像の取得タイミング、すなわち切り替えボタン 20 の切り替え信号 TR 又は押しボタンのオン信号に応じて、閾値 TH_n に基づいて近点画像に対して明るさ補正を行う。さらに、明るさ補正部 29 は、遠点画像の取得タイミング、すなわち切り替えボタン 20 の切り替え信号 TR 又は押しボタンの非オン信号に応じて、閾値 TH_f に基づいて遠点画像に対して明るさ補正を行う。

【0068】

以上のように、上述した実施の形態によれば、閾値 TH は、遠点観察モードと近点観察モードにおいて異なっており、かつ近点観察モードの閾値 TH_n は、遠点観察モードの閾値 TH_f よりも大きいので、近点画像においてやや暗くなる領域も明るく表示され、結果

50

として、近点画像の配光ムラが低減される。

(第2の実施の形態)

第1の実施の形態では、観察モードが近点観察モードに設定されているとき、近点観察モード用の閾値 TH_n とゲイン G_n を用いて明るさ補正が行われるが、第2の実施の形態では、観察モードが近点観察モードのときに、内視鏡画像の配光状態が判定し、その配光状態が近点画像の配光状態であるときは明るさ補正が行われ、その配光状態が近点画像の配光状態でないときは明るさ補正が行われない。

【0069】

第2の実施の形態の内視鏡装置の構成は、第1の実施の形態の内視鏡装置の構成と略同じであるので、同じ構成要素については説明を省略し、異なる構成要素についてのみ説明する。

【0070】

図8は、本実施の形態に係わる内視鏡装置の模式的構成を示す構成図である。

本実施の形態に係わる内視鏡装置1Aの内視鏡2は、フラッシュメモリなどの不揮発性のメモリ41を有している。ここでは、メモリ41は、例えばケーブル7の基端部に設けられたコネクタに内蔵されている。

【0071】

メモリ41には、配光状態を判定するときに基準データとして参照される近点画像(以下、参照近点画像という)RNGの画像データが格納される。

挿入部5の先端部11の観察窓と2つの照明窓の配置、各照明光の出射範囲などは、内視鏡の機種などによって異なる。よって、メモリ41に記憶される参照近点画像RNGの画像データは、当該内視鏡の近点画像の配光ムラの情報を含む。

【0072】

例えば、その内視鏡を近点観察モードにして被検体を近点で撮像したときに得られた近点画像の平均的な画像の画像データが、参照近点画像RNGとして、メモリ41に記憶される。

【0073】

なお、参照近点画像RNGの画像データは、当該内視鏡を用いて近点観察モードで実際に撮像して得られた内視鏡画像の画像データでもよいし、コンピュータを用いてシミュレーションにより作成された画像データでもよい。

【0074】

本体装置3Aは、配光状態判定回路42を含む。内視鏡2のケーブル7のコネクタが本体装置3に接続されると、配光状態判定回路42は、メモリ41から参照近点画像RNGの画像データを読み出すことができる。

【0075】

配光状態判定回路42は、参照近点画像RNGに基づいて、ガンマ補正回路28から出力されるライブ画像LGが近点画像であるかを判定し、その判定結果信号JSをプロセッサ21へ出力する。判定結果信号JSは、撮像素子16において得られた内視鏡画像の配光状態が近点画像の配光状態であるか否かを示す。

【0076】

すなわち、配光状態判定回路42は、本体装置3に接続される内視鏡2から取得した配光情報に基づいて、明るさ補正回路29に入力される内視鏡2からのライブ画像の配光状態が近接画像の配光状態であるかを判定する配光状態判定部を構成する。

【0077】

例えば、配光状態判定回路42は、ガンマ補正回路28からのライブ画像LGとメモリ41からの参照近点画像RNGとを画素毎に比較し、画素値の差分を計算し、全画素の差分の和を算出する。

配光状態判定回路42は、算出された和が所定の値以下であるときは、ガンマ補正回路28からのライブ画像LGは近点画像であると判定し、「1」の判定結果信号JSをプロセッサ21へ出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 8 】

配光状態判定回路 4 2 は、算出された和が所定の値以下でないときは、ガンマ補正回路 2 8 からのライブ画像 L G は、近点画像でないとは判定し、「 0 」の判定結果信号 J S をプロセッサ 2 1 へ出力する。

【 0 0 7 9 】

近点観察モードにおいて、先端部 1 1 の先端面 1 1 a を被検体の表面に正対させて近づけていると、ライブ画像 L G は、図 6 のような配光を有する。参照近点画像 R N G として、図 6 のような画像の画像データが、メモリ 4 1 に格納される。

よって、ガンマ補正回路 2 8 からのライブ画像 L G が図 6 の画像と同様な配光を有していると、算出された和は所定の値以下となる。

10

【 0 0 8 0 】

しかし、ユーザが近点観察モードに設定した状態のまま、管腔内の奥の方へ先端部 1 1 を向けてしまう場合もある。このような場合、ライブ画像 L G は、図 4 のような画像になる。よって、図 4 のような画像は、図 6 のような画像とは配光が大きく異なるので、配光状態判定回路 4 2 において算出された和は所定の値を超える。

【 0 0 8 1 】

なお、ライブ画像 L G を所定の複数の領域に分割し、参照近点画像 R N G もライブ画像 L G と同様に複数の領域に分割し、配光状態判定回路 4 2 は、ライブ画像 L G と参照近点画像 R N G における分割領域毎の輝度値の平均値を比較し、各平均値の差が所定値以下の領域の数、あるいは全分割領域数に対する各平均値の差が所定値以下の領域数の割合に基づいて、ライブ画像 L G が近点画像であるか否かを判定するようにしてもよい。

20

【 0 0 8 2 】

判定結果信号 J S が「 1 」であるとき、プロセッサ 2 1 は、明るさ補正を有効とするオン信号 (O N) を明るさ補正回路 2 9 へ出力する。判定結果信号 J S が「 0 」であるとき、プロセッサ 2 1 は、明るさ補正を無効とするオフ信号 (O F F) を明るさ補正回路 2 9 へ出力する。

【 0 0 8 3 】

明るさ補正回路 2 9 は、オン信号 (O N) を受信している間は、明るさ補正を行い、オフ信号 (O F F) を受信している間は、明るさ補正を行わない。すなわち、明るさ補正回路 2 9 は、配光状態判定回路 4 2 がライブ画像 L G の配光状態が近接画像の配光状態であると判定したとき、明るさ補正を行い、配光状態判定回路 4 2 がライブ画像 L G の配光状態が近接画像の配光状態でないとは判定したとき、明るさ補正を行わない。

30

よって、ユーザが切り替えボタン 2 0 を操作して内視鏡装置 1 A を近点観察モードに設定している場合に、得られたライブ画像 L G の配光状態が参照近点画像 R N G の配光状態と類似しないときは、プロセッサ 2 1 は、オフ信号 (O F F) を明るさ補正回路 2 9 へ出力する。その結果、明るさ補正回路 2 9 は、明るさ補正を行わない。

【 0 0 8 4 】

例えば、ユーザが内視鏡装置 1 A を近点観察モードに設定している場合に、ライブ画像 L G が図 6 のような画像の配光状態を有していれば、明るさ補正回路 2 9 は、オン信号 (O N) を受信するので、近点観察モード用の閾値 T H n とゲイン G n を用いて明るさ補正を行う。その結果、表示装置 4 には、図 7 に示すような内視鏡画像が表示される。

40

【 0 0 8 5 】

もしも、ユーザが内視鏡装置 1 A を近点観察モードに設定している場合に、先端部 1 1 を管腔の奥の方へ向けてしまい、ライブ画像 L G が図 4 のような画像の配光状態になっているときは、明るさ補正回路 2 9 は、オフ信号 (O F F) を受信するので、近点観察モード用の閾値 T H n とゲイン G n を用いた明るさ補正を行わないか、あるいは遠点観察モード用の閾値 T H f とゲイン G f を用いた明るさ補正を行う。その結果、表示装置 4 には、図 6 又は図 7 に示すような画像が表示される。

【 0 0 8 6 】

なお、明るさ補正回路 2 9 が近点観察モードのときにオフ信号 (O F F) を受信したと

50

きに、ライブ画像 L G に対して明るさ補正を行わないか、あるいは遠点観察時用の閾値 T_{Hf} とゲイン G_f を用いた明るさ補正を行うかは、ユーザにより設定可能としてもよい。その場合、ユーザにより設定された明るさ補正を行うか否かの設定情報は、メモリ 21b の RAM に格納され、明るさ補正回路 29 により参照される。

【0087】

なお、遠点観察モードのときの動作は、第 1 の実施の形態における遠点観察モードの動作と同じである。

よって、上述した第 2 の実施の形態によれば、第 1 の実施の形態と同じ効果が生じると共に、近点観察モードにおいてライブ画像が近点画像の配光状態を有している場合にのみ、近点観察モード用の明るさ補正が自動で行われる。

10

【0088】

以上のように、第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、近点画像と遠点画像に対して信号処理を行う内視鏡画像処理装置において近点画像の配光ムラを低減することができる内視鏡画像処理装置及び内視鏡システムを提供することができる。

【0089】

なお、上述した 2 つの実施の形態は、照明光として白色光を用いる所謂通常光観察を行う内視鏡装置に適用されているが、上述した 2 つの実施の形態は、狭帯域光を用いた特殊光観察を行う内視鏡装置にも適用可能である。

【0090】

例えば、中心波長が 415 nm と 540 nm で半値幅が 10 nm の狭帯域光を用いて、微小血管構造などの観察を可能とする内視鏡装置がある。そのような内視鏡装置が、近点観察モードと遠点観察モードを有するとき、上述した 2 つの実施の形態は、そのような内視鏡装置に適用可能である。

20

【0091】

さらになお、上述した 2 つの実施の形態では、明るさ補正は、内視鏡により得られたライブ画像 L G に対して行われるが、既に行われた内視鏡検査の記録画像に対しても適用可能である。

【0092】

例えば、内視鏡検査により得られた動画のライブ画像 L G を、図 1 及び図 2 において点線で示すハードディスクドライブ (HDD) などの記憶装置 51 に記録し、かつ観察モードの情報、すなわち近点画像と遠点画像の取得タイミングの情報、も画像に紐付けて記憶装置 51 に記録すれば、記憶装置 51 から読み出した画像信号をプロセッサ 21 と明るさ補正回路 29 に入力することによって、記録画像の再生時に、上述した 2 つの実施の形態で説明した明るさ補正を行うことができる。

30

すなわち、内視鏡により取得された近点画像及び遠点画像を、記憶装置 51 に記録し、近点画像の取得タイミング及び遠点画像の取得タイミングを、記憶装置 51 に近点画像及び遠点画像に紐付けられて記憶された信号に基づいて判定することによって、記録された内視鏡画像の再生する場合にも、上述した 2 つの実施の形態で説明した明るさ補正は適用可能である。

【0093】

次に、上述した 2 つの実施の形態の変形例について説明する。

40

(変形例 1)

上述した実施の形態では、遠点観察モードのとき、遠点観察用の閾値 T_{Hf} とゲイン G_f を用いた明るさ補正が行われているが、遠点観察モードのときは、閾値 T_{Hf} とゲイン G_f を用いた明るさ補正を行わないようにしてもよい。

【0094】

すなわち、近点画像の取得他ミ観察モードのときだけ、近点観察用の閾値 T_{Hn} とゲイン G_n を用いた明るさ補正を行い、近点観察モードでないときは、明るさ補正を行わないようにしてもよい。

【0095】

50

例えば、遠点観察モードの閾値 TH_f を 0 に設定することにより、遠点観察モードのときに、明るさ補正がされないようにすることができる。

なお、遠点観察モードのときに、明るさ補正をするか否かをユーザが選択できるようにしてもよい。

【0096】

例えば、操作部 6 に選択ボタンを設け、選択ボタンにより、ユーザが遠点観察モードのときに明るさ補正をするか否かを選択できるようにする。選択ボタンにより遠点観察モードのときに明るさ補正をするが選択されているときは、例えば予め設定されている 0 でない閾値 TH_f が用いられ、選択ボタンにより遠点観察モードのときに明るさ補正をしないが選択されているときは、0 の閾値 TH_f が用いられるようにする。

10

【0097】

遠点観察モードのときに、暗部を明るく表示することを望まない術者もいるので、明るさ補正をするか否かを選択できるようにすることにより、そのような術者の要望にも応じることができる。

(変形例 2)

上述した 2 つの実施の形態及び変形例 1 では、プロセッサ 21 は、近点観察モードと遠点観察モードに対して、閾値 TH とゲイン G をそれぞれ 1 つ有しているが、プロセッサ 21 が近点観察モードと遠点観察モードの少なくとも 1 つに対して閾値 TH とゲイン G をそれぞれ複数有し、ユーザがそれらの中から所望の閾値 TH とゲイン G を選択できるようにしてもよい。

20

【0098】

本変形例 2 によれば、術者が、好みに合わせて複数の閾値 TH とゲイン G の中から所望の閾値 TH とゲイン G を選択できるので、術者の好みに合わせた明るさ補正をしたライブ画像 LG を表示装置 4 に表示させることができる。

【0099】

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、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

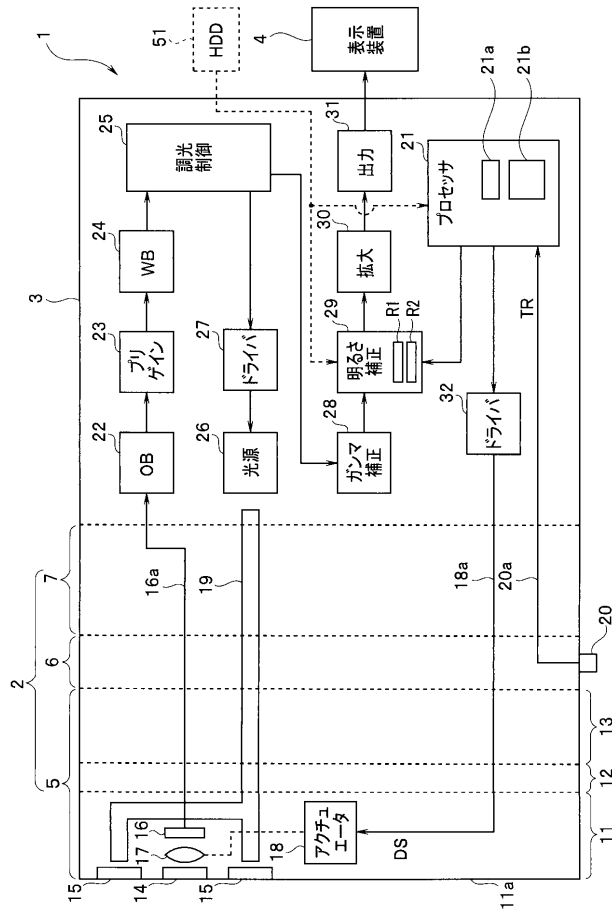
【符号の説明】

【0100】

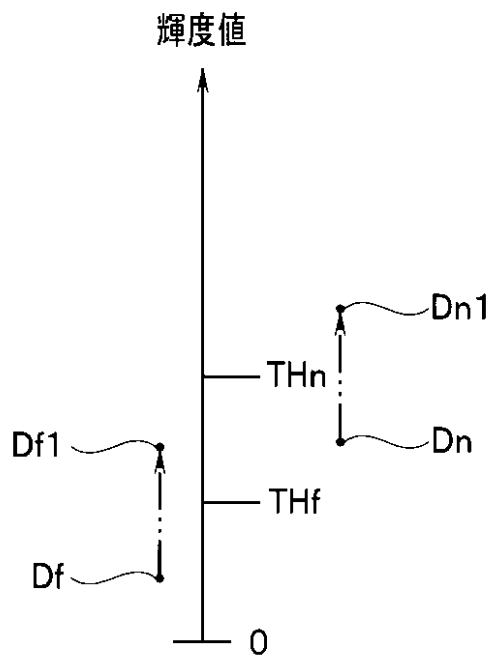
1、1A 内視鏡装置、2 内視鏡、3、3A 本体装置、4 表示装置、5 挿入部、6 操作部、7 ケーブル、11 先端部、11a 先端面、12 湾曲部、13 可撓管部、14 観察窓、15 照明窓、16 撮像素子、16a 信号線、17 可動レンズ、18 アクチュエータ、18a 信号線、19 ライトガイド、20 切り替えボタン、20a 信号線、21 プロセッサ、21a 中央処理装置 (CPU)、21b メモリ、22 オプティカルブラック回路、23 プリゲイン回路、24 ホワイトバランス回路、25 調光制御回路、26 光源、27 ドライバ、28 ガンマ補正回路、29 補正回路、30 拡大回路、31 出力回路、32 ドライバ、41 メモリ、42 配光状態判定回路、51 記憶装置。

30

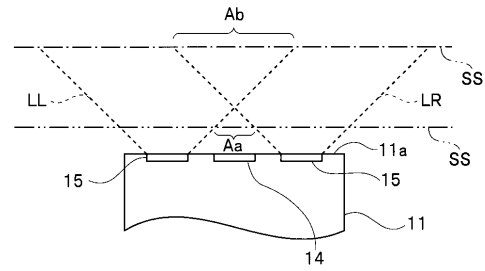
【図 1】



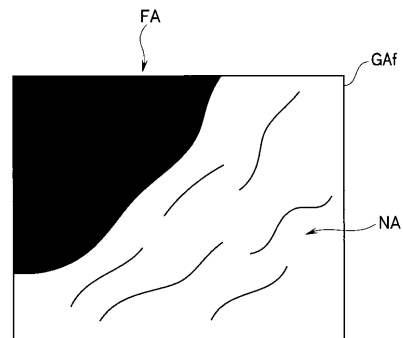
【図 3】



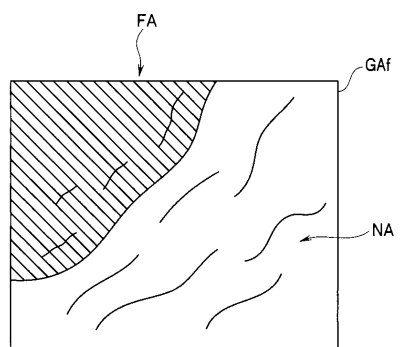
【図 2】



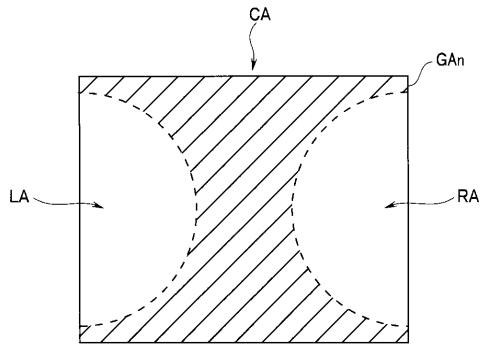
【図 4】



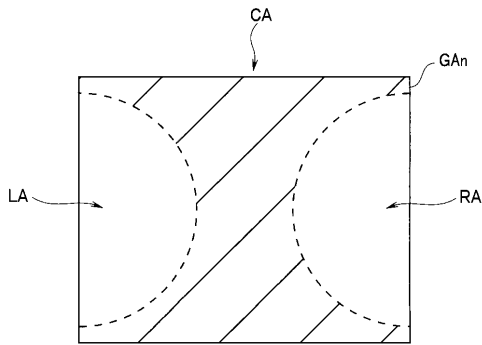
【図 5】



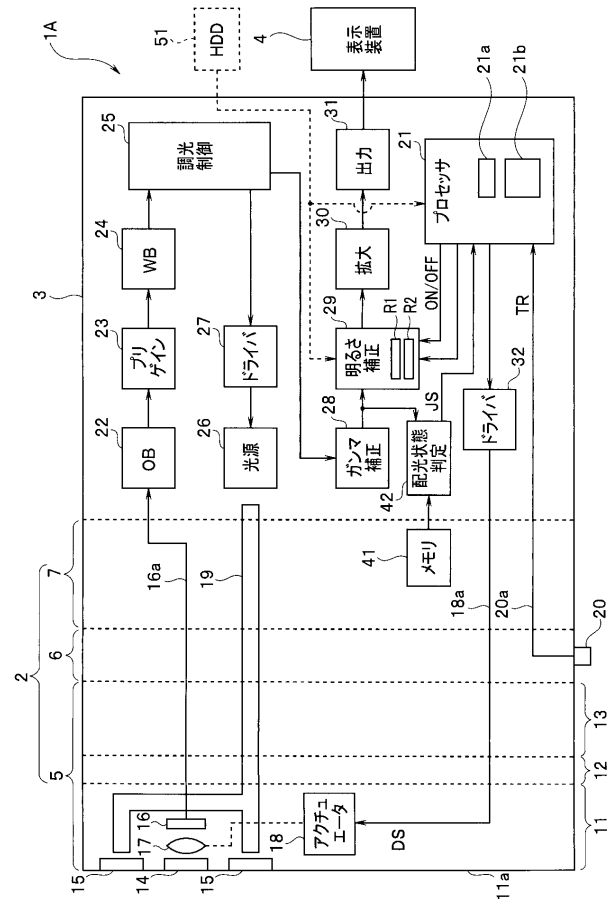
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	内窥镜图像处理装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019201887A	公开(公告)日	2019-11-28
申请号	JP2018098973	申请日	2018-05-23
[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	水野恭輔		
发明人	水野 恭輔		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/045.610 G02B23/24.B G02B23/26.C G02B23/26.B A61B1/00.735		
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/BA13 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/FF40 4C161/HH54 4C161/RR05 4C161/RR22 4C161/SS07 4C161/TT01		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜图像处理装置，该内窥镜图像处理装置能够减少内窥镜图像处理装置中的近点图像的配光不均，从而对近点图像和远点图像进行信号处理。解决方案：主体装置3是内窥镜图像处理。该装置用于对在被摄体的近点处拍摄的近点图像和在被摄体的远点处拍摄的远点图像执行信号处理，并且包括：存储器21b，用于存储用于确定图像中的暗部的阈值 TH_n 。输入的近点图像；亮度校正部分29，用于根据阈值 TH_n 根据近点图像的获取定时对近点图像执行亮度校正，并基于阈值 TH_f 对远点图像执行第二亮度校正 远点图像。选择的绘图：图1

