

(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2019-41946

(P2019-41946A)

(43) 公開日 平成31年3月22日(2019.3.22)

(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 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 0	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 2	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 26 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2017-166388 (P2017-166388)
 (22) 出願日 平成29年8月31日 (2017.8.31)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 三島 崇弘
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA23 CA04 CA06 GA02 GA06
 GA10 GA11
 4C161 AA01 AA04 BB02 CC06 DD03
 GG01 HH51 JJ17 LL02 MM05
 NN01 NN05 QQ07 QQ09 RR02
 RR04 RR22 RR26 SS21 TT03
 TT13 WW15
 5C054 CA04 CC07 EE08 HA12

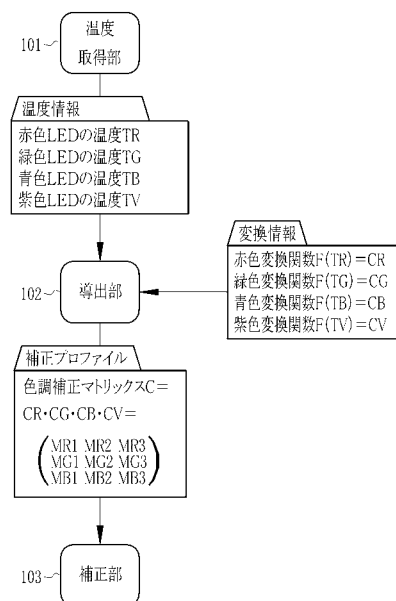
(54) 【発明の名称】 プロセッサ装置とその作動方法、および内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】違和感を与えることなく、適切に観察対象の画像の色調の変化を補正することが可能なプロセッサ装置とその作動方法、および内視鏡システムを提供する。

【解決手段】プロセッサ装置12の画像処理部59は、観察対象の画像を取得する。また、温度センサ85～88から、各LED70～73の温度TR～TVを取得する。導出部102は、取得した温度TR～TVに基づいて、各LED70～73の温度変化に応じた各色光の波長変動に起因する画像の色調の変化を補正する色調補正マトリックスCを導出する。補正部103は、導出した色調補正マトリックスCに基づいて補正を行う。

【選択図】図18



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光を混合した混合光を、照明光として観察対象に照射する内視鏡が接続されるプロセッサ装置であって、

前記照明光における、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の光量の比率が異なる複数の観察モードを切り替えるモード切替部と、

前記観察対象の画像を取得する画像取得部と、

前記複数の半導体光源の各々に配された温度センサから、前記複数の半導体光源の各々の温度を取得する温度取得部と、

取得した前記温度に基づいて、前記複数の半導体光源の各々の温度変化に応じた、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する前記画像の色調の変化を補正する補正プロファイルを導出する導出部と、

導出した前記補正プロファイルに基づいて前記補正を行う補正部とを備えるプロセッサ装置。

10

【請求項 2】

前記画像の輝度値に応じて、前記照明光の光量を制御する光量制御部を備える請求項 1 に記載のプロセッサ装置。

【請求項 3】

前記画像取得部は、前記画像として前記観察対象の動画像を取得し、

前記補正部は、前記動画像に逐次前記補正を行う請求項 1 または 2 に記載のプロセッサ装置。

20

【請求項 4】

前記複数の観察モード毎に設けられ、前記複数の観察モードの各々に応じた画像処理を前記画像に対して施す複数の画像処理部を備え、

前記複数の画像処理部はそれぞれ前記補正部を有している請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載のプロセッサ装置。

【請求項 5】

前記補正プロファイルは、前記観察対象を撮像する撮像素子から出力される複数色の撮像信号のそれぞれに乗算されるマトリックス係数を含む請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載のプロセッサ装置。

30

【請求項 6】

前記半導体光源は発光ダイオードである請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載のプロセッサ装置。

【請求項 7】

前記温度変化は、前記観察モードの切り替えに起因する請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載のプロセッサ装置。

【請求項 8】

前記温度変化は、前記内視鏡の先端部と前記観察対象との距離の変化に起因する請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載のプロセッサ装置。

【請求項 9】

前記温度変化は、前記観察モードの切り替え、かつ前記内視鏡の先端部と前記観察対象との距離の変化に起因する請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載のプロセッサ装置。

40

【請求項 10】

分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光を混合した混合光を、照明光として観察対象に照射する内視鏡が接続されるプロセッサ装置の作動方法であって、

前記照明光における、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の光量の比率が異なる複数の観察モードを切り替えるモード切替ステップと、

前記観察対象の画像を取得する画像取得ステップと、

前記複数の半導体光源の各々に配された温度センサから、前記複数の半導体光源の各々の温度を取得する温度取得ステップと、

50

取得した前記温度に基づいて、前記複数の半導体光源の各々の温度変化に応じた、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する前記画像の色調の変化を補正する補正プロファイルを導出する導出ステップと、

導出した前記補正プロファイルに基づいて前記補正を行う補正ステップとを備えるプロセッサ装置の作動方法。

【請求項 11】

分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光を混合した混合光を、照明光として観察対象に照射する内視鏡と、前記複数の半導体光源が内蔵された光源装置と、前記内視鏡および前記光源装置が接続されるプロセッサ装置とを備える内視鏡システムにおいて、

10

前記プロセッサ装置は、

前記照明光における、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の光量の比率が異なる複数の観察モードを切り替えるモード切替部と、

前記観察対象の画像を取得する画像取得部と、

前記複数の半導体光源の各々に配された温度センサから、前記複数の半導体光源の各々の温度を取得する温度取得部と、

取得した前記温度に基づいて、前記複数の半導体光源の各々の温度変化に応じた、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する前記画像の色調の変化を補正する補正プロファイルを導出する導出部と、

導出した前記補正プロファイルに基づいて前記補正を行う補正部とを有する内視鏡システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、プロセッサ装置とその作動方法、および内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、被検体（患者）の胃や大腸の表面といった観察対象を内視鏡で観察する内視鏡検査が行われている。内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部と、挿入部の基端側に設けられ、内視鏡検査技師等のオペレータが操作する操作部とを有している。挿入部先端には、観察対象を撮像する撮像素子が配されている。操作部には、観察対象の画像（静止画像）を記録するためのリリースボタンが配されている。

30

【0003】

内視鏡は、光源装置とプロセッサ装置に接続される。これら内視鏡、光源装置、およびプロセッサ装置で内視鏡システムを構成する。光源装置は、観察対象を照明する照明光を発する光源を内蔵している。光源には、半導体光源、例えば発光ダイオード（以下、LED（Light Emitting Diode）と略す）が用いられる。半導体光源には、従来光源として用いられていたキセノンランプやメタルハライドランプのような、可視光波長帯域の全体をカバーするブロードな分光特性をもつものがない。このため、半導体光源を採用した光源装置には、白色光を生成するための波長帯域が異なる複数の半導体光源、例えば赤色、緑色、青色の3つの半導体光源が搭載される。

40

【0004】

光源装置には、先の赤色、緑色、青色の3つの半導体光源に加えて、例えば観察対象の表層血管を強調して観察するための紫色の半導体光源が搭載されたものもある。こうした光源装置を備えた内視鏡システムでは、観察対象の全体的な性状を観察するための通常観察モードと、観察対象の表層血管を強調して観察するための特殊観察モードとを有し、これらの観察モードの切り替え可能である。

【0005】

通常観察モードと特殊観察モードとは、各半導体光源から発せられる赤色、緑色、青色、紫色の各色光の光量の比率が異なる。例えば通常観察モードでは、比視感度が比較的

50

高い緑色光の光量の比率が高く設定される。一方特殊観察モードでは、表層血管の吸収率が高い紫色光の光量の比率が高く設定され、表層血管の観察の邪魔になる中層血管の吸収率が高い緑色光の光量の比率が低く設定される。

【0006】

各色光の光量は、半導体光源に与える電流量に応じて増減する。この電流量は、各観察モードで設定された光量の比率や画像の輝度値に応じて、各色光の光量が、観察に適した所定の強度および比率となる値にリアルタイムで変更される。

【0007】

内視鏡の撮像素子は、複数色、例えば赤色、緑色、青色の各色カラーフィルタを備え、各色の撮像信号を所定のフレームレートで順次プロセッサ装置に向けて出力する。プロセッサ装置は、撮像素子からの各色の撮像信号に各種処理を施す。そして、処理済みの撮像信号を観察対象の動画像として逐次モニタに出力する。オペレータはモニタで動画像を観察し、必要に応じてリリースボタンを操作して、静止画像を記録する。

10

【0008】

この種の内視鏡システムでは、従来、画像の色調が変化するという問題があった。その原因は、LED等の半導体光源の温度に応じた照明光の波長の変動である。照明光の波長が変動すると、当然ながら照明光の色調も変化し、ひいては画像の色調が変化してしまう。

【0009】

こうした画像の色調が変化するという問題に対して、特許文献1が提案されている。特許文献1では、照明光の色調の変化に相関がある、半導体光源に与える電流量に応じて、画像の色調の変化を補正する色調補正マトリックスを導出している。そして、導出した色調補正マトリックスを、撮像素子から順次出力される各色の撮像信号にリアルタイムで乗算することで、照明光の色調の変化に伴う画像の色調の変化を補正している。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2016-174921号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0011】

特許文献1では、半導体光源に与える電流量に応じて色調補正マトリックスを導出し、これを各色の撮像信号にリアルタイムで適用して、画像の色調の変化を補正している。しかしながら、半導体光源に与える電流量は、観察モードを切り替えた場合や画像の輝度値が変化した場合等、比較的頻繁に変更される。このため、特許文献1のように半導体光源に与える電流量を用いる場合は、補正も頻繁に行われてしまう。補正が頻繁に行われると、補正が撮像信号の更新に追いつかず補正遅れが生じたり、補正が効きすぎて色調が過度に補正されたりして、動画像として見た場合に、かえって違和感を与えるものとなるおそれがあった。

【0012】

40

本発明は、違和感を与えることなく、適切に観察対象の画像の色調の変化を補正することが可能なプロセッサ装置とその作動方法、およ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】

【0013】

上記課題を解決するために、本発明のプロセッサ装置は、分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光を混合した混合光を、照明光として観察対象に照射する内視鏡が接続されるプロセッサ装置であって、照明光における、複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の光量の比率が異なる複数の観察モードを切り替えるモード切替部と、観察対象の画像を取得する画像取得部と、複数の半導体光源の各々に配された温度セン

50

サから、複数の半導体光源の各々の温度を取得する温度取得部と、取得した温度に基づいて、複数の半導体光源の各々の温度変化に応じた、複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する画像の色調の変化を補正する補正プロファイルを導出する導出部と、導出した補正プロファイルに基づいて補正を行う補正部とを備える。

【0014】

画像の輝度値に応じて、照明光の光量を制御する光量制御部を備えることが好ましい。

【0015】

画像取得部は、画像として観察対象の動画像を取得し、補正部は、動画像に逐次補正を行うことが好ましい。

【0016】

複数の観察モード毎に設けられ、複数の観察モードの各々に応じた画像処理を画像に対して施す複数の画像処理部を備え、複数の画像処理部はそれぞれ補正部を有していることが好ましい。

【0017】

補正プロファイルは、観察対象を撮像する撮像素子から出力される複数色の撮像信号のそれぞれに乗算されるマトリックス係数を含むことが好ましい。

【0018】

半導体光源は発光ダイオードであることが好ましい。

【0019】

温度変化は、観察モードの切り替えに起因することが好ましい。あるいは、温度変化は、内視鏡の先端部と観察対象との距離の変化に起因することが好ましい。もしくは、温度変化は、観察モードの切り替え、かつ内視鏡の先端部と観察対象との距離の変化に起因することが好ましい。

【0020】

本発明のプロセッサ装置の作動方法は、分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光を混合した混合光を、照明光として観察対象に照射する内視鏡が接続されるプロセッサ装置の作動方法であって、照明光における、複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の光量の比率が異なる複数の観察モードを切り替えるモード切替ステップと、観察対象の画像を取得する画像取得ステップと、複数の半導体光源の各々に配された温度センサから、複数の半導体光源の各々の温度を取得する温度取得ステップと、取得した温度に基づいて、複数の半導体光源の各々の温度変化に応じた、複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する画像の色調の変化を補正する補正プロファイルを導出する導出ステップと、導出した補正プロファイルに基づいて補正を行う補正ステップとを備える。

【0021】

本発明の内視鏡システムは、分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光を混合した混合光を、照明光として観察対象に照射する内視鏡と、複数の半導体光源が内蔵された光源装置と、内視鏡および光源装置が接続されるプロセッサ装置とを備える内視鏡システムにおいて、プロセッサ装置は、照明光における、複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の光量の比率が異なる複数の観察モードを切り替えるモード切替部と、観察対象の画像を取得する画像取得部と、複数の半導体光源の各々に配された温度センサから、複数の半導体光源の各々の温度を取得する温度取得部と、取得した温度に基づいて、複数の半導体光源の各々の温度変化に応じた、複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する画像の色調の変化を補正する補正プロファイルを導出する導出部と、導出した補正プロファイルに基づいて補正を行う補正部とを有する。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、複数の半導体光源の各々に配された温度センサから、複数の半導体光源の各々の温度を取得し、取得した温度に基づいて、分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する画像の色調の変化を補正する補正プロフ

10

20

30

40

50

アイを導出し、導出した補正プロファイルに基づいて補正を行うので、違和感を与えることなく、画像の色調の変化を適切に補正することが可能なプロセッサ装置とその作動方法、およ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 2 3 】

【図 1】内視鏡システムの外観図である。

【図 2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図 3】内視鏡システムのブロック図である。

【図 4】光源ユニットを示す図である。

【図 5】赤色 L E D が発する赤色光の分光特性を示すグラフである。

10

【図 6】緑色 L E D が発する緑色光の分光特性を示すグラフである。

【図 7】青色 L E D が発する青色光の分光特性を示すグラフである。

【図 8】紫色 L E D が発する紫色光の分光特性を示すグラフである。

【図 9】赤色光、緑色光、青色光、紫色光により構成される混合光の分光特性を示すグラフである。

【図 10】赤色光、緑色光、青色光、紫色光により構成される混合光の分光特性を示すグラフである。

【図 11】観察モードを切り替えた場合の各色光の光量変化およびピーク波長変化、並びに各 L E D の温度変化を示す表であり、図 11 A は通常観察モードから特殊観察モードに切り替えた場合、図 11 B は特殊観察モードから通常観察モードに切り替えた場合をそれぞれ示す。

20

【図 12】内視鏡の先端部の先端面と観察対象との距離が変化した場合の各色光の光量変化およびピーク波長変化、並びに各 L E D の温度変化を示す表であり、図 12 A は遠距離撮影から近距離撮影に切り替えた場合、図 12 B は近距離撮影から遠距離撮影に切り替えた場合をそれぞれ示す。

【図 13】カラーフィルタの配列を示す図である。

【図 14】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図 15】照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す図である。

【図 16】通常画像処理部のブロック図である。

【図 17】特殊画像処理部のブロック図である。

30

【図 18】温度情報に基づいて補正プロファイルを導出する様子を示す図である。

【図 19】画像処理部の処理手順を示すフローチャートである。

【図 20】L E D に関するパラメータの時間変化を示すグラフであり、図 20 A は L E D に与える電流量の時間変化、図 20 B は L E D の温度の時間変化をそれぞれ示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

図 1 において、内視鏡システム 10 は、内視鏡 11、プロセッサ装置 12、および光源装置 13 を備えている。内視鏡 11 は、被検体内の観察対象を撮像し、プロセッサ装置 12 に撮像信号を出力する。プロセッサ装置 12 は、内視鏡 11 からの撮像信号に基づいて観察対象の画像を生成し、生成した画像をモニタ 14 に出力する。光源装置 13 は、観察対象を照明する照明光を内視鏡 11 に供給する。

40

【 0 0 2 5 】

プロセッサ装置 12 には、モニタ 14 の他に、キーボードやマウス等の入力部 15 が接続されている。入力部 15 は、被検体の情報を入力する際にオペレータにより操作される。

【 0 0 2 6 】

内視鏡 11 は、被検体内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端側に設けられ、オペレータが操作する操作部 17 と、操作部 17 の下端から延びたユニバーサルコード 18 とを備えている。

【 0 0 2 7 】

50

挿入部 16 は、先端部 19、湾曲部 20、および可撓管部 21 で構成されており、この順番に先端側から連結されている。湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒で形成され、上下左右方向に湾曲する。図 1 では上方向への湾曲を破線で示している。可撓管部 21 は、食道や腸等の曲がりくねった管道に挿入可能な可撓性を有している。

【0028】

挿入部 16 には、撮像素子 46 (図 3 参照) を駆動するための基準クロック信号や撮像素子 46 が出力する撮像信号を伝達する通信ケーブル、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 31 (図 2 参照) に導光するライトガイド 45 (図 3 参照) 等が挿通されている。

【0029】

操作部 17 には、アングルノブ 22、モード切替ボタン 23、送気・送水ボタン 24、および鉗子口 25 等が設けられている。アングルノブ 22 は、オペレータが所望する方向に先端部 19 を向けるために湾曲部 20 を上下左右方向に湾曲させる際に回動操作される。モード切替ボタン 23 は、後述する通常観察モードと特殊観察モードの 2 つの観察モードを切り替える際に操作される。送気・送水ボタン 24 は、送気・送水ノズル 32 (図 2 参照) から送気・送水を行う際に操作される。鉗子口 25 には、電気メス等の各種処置具が挿入される。なお、操作部 17 には、これらの他にも、観察対象の画像 (静止画像) を記録する際に押圧操作されるリリースボタンや、対物光学系 50 (図 4 参照) のズームレンズを光軸に沿って移動させ、光学ズームを行うためのズーム操作ボタン等が設けられている。

【0030】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設された通信ケーブルやライトガイド 45 が挿通されている。操作部 17 とは反対側のプロセッサ装置 12 および光源装置 13 側のユニバーサルコード 18 の一端には、コネクタ 26 が設けられている。コネクタ 26 は、通信用コネクタ 26A と光源用コネクタ 26B とからなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 26A はプロセッサ装置 12 に、光源用コネクタ 26B は光源装置 13 に、それぞれ着脱自在に接続される。

【0031】

図 2 において、観察対象と対向する先端部 19 の先端面には、上側中央に位置する観察窓 30 と、観察窓 30 を挟んだ位置に配された一対の照明窓 31 と、観察窓 30 に開口が向けられた送気・送水ノズル 32 と、鉗子出口 33 とが設けられている。光源装置 13 からの照明光は、照明窓 31 を介して観察対象に照射される。照明光が照射された観察対象の像は、観察窓 30 から取り込まれる。観察窓 30 には、送気・送水ノズル 32 の開口から空気および水が噴射され、これにより観察窓 30 が洗浄される。鉗子口 25 から挿入された各種処置具の先端は、鉗子出口 33 から突出される。

【0032】

図 3 において、内視鏡 11 は、ライトガイド 45、撮像素子 46、撮像制御部 47、および信号送受信部 48 を備えている。ライトガイド 45 は、複数本の光ファイバをバンドル化してなり、光源装置 13 からの照明光を照明窓 31 に向けて導光する。光源用コネクタ 26B が光源装置 13 に接続された場合に、光源用コネクタ 26B に配置されたライトガイド 45 の入射端は、光源装置 13 の光源ユニット 65 と対向する。一方、先端部 19 に位置するライトガイド 45 の出射端は、一対の照明窓 31 に照明光が導光されるように、照明窓 31 の手前で 2 本に分岐している。

【0033】

照明窓 31 の奥には、照射レンズ 49 が配置されている。この照射レンズ 49 と対向する位置に、ライトガイド 45 の出射端が配置されている。光源装置 13 から供給された照明光は、ライトガイド 45 により照射レンズ 49 に導光されて照明窓 31 から観察対象に向けて照射される。照射レンズ 49 は凹レンズからなり、ライトガイド 45 から出射する光の発散角を広げる。これにより、観察対象の広い範囲に照明光を照射することができる。

【 0 0 3 4 】

観察窓 3 0 の奥には、対物光学系 5 0 と撮像素子 4 6 が配置されている。観察対象の像は、観察窓 3 0 を通して対物光学系 5 0 に入射し、対物光学系 5 0 によって撮像素子 4 6 の撮像面 4 6 A に結像される。

【 0 0 3 5 】

撮像素子 4 6 は例えば C C D (Charge Coupled Device) 型である。撮像素子 4 6 の撮像面 4 6 A には、画素を構成するフォトダイオード等の複数の光電変換素子がマトリックス状に配列されている。各画素の光電変換素子は、受光した光を光電変換して、それぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷は、アンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は、ノイズ除去やアナログ / デジタル変換等が施されて、デジタルの撮像信号として信号送受信部 4 8 に入力される。

10

【 0 0 3 6 】

撮像制御部 4 7 は、撮像素子 4 6 の駆動を制御する。具体的には、撮像制御部 4 7 は、信号送受信部 4 8 を介して入力されるプロセッサ装置 1 2 の制御部 5 5 からの基準クロック信号に同期して、撮像素子 4 6 に対して駆動信号を入力する。撮像素子 4 6 は、撮像制御部 4 7 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレート、例えば 6 0 フレーム / 秒で撮像信号を順次出力する。

【 0 0 3 7 】

信号送受信部 4 8 は、通信用コネクタ 2 6 A 内に設けられている。信号送受信部 4 8 は、例えば赤外光を利用した光伝送方式により、プロセッサ装置 1 2 との各種信号の送受信を行う。各種信号には、上述の基準クロック信号や撮像信号の他に、モード切替スイッチ 2 3 の操作信号であるモード切替信号、あるいはリリースボタンの操作により発せられる静止画像の記録指示信号、さらにはズーム操作ボタンの操作信号であるズーム操作信号等も含まれる。なお、通信用コネクタ 2 6 A には、信号送受信部 4 8 の他に、例えば磁界共振を利用した無線電力伝送方式で、プロセッサ装置 1 2 から送電される電力を受電する受電部が設けられている。

20

【 0 0 3 8 】

プロセッサ装置 1 2 は、制御部 5 5 、信号送受信部 5 6 、 D S P (Digital Signal Processor) 5 7 、フレームメモリ 5 8 、通常画像処理部 5 9 A 、特殊画像処理部 5 9 B 、および表示制御部 6 0 を備えている。制御部 5 5 は、 C P U (Central Processing Unit) 、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する R O M (Read Only Memory) 、プログラムをロードして作業メモリとして機能する R A M (Random Access Memory) 等を有し、 C P U が制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置 1 2 の各部を制御する。なお、以下では、通常画像処理部 5 9 A および特殊画像処理部 5 9 B を、まとめて画像処理部 5 9 と表記する場合がある。

30

【 0 0 3 9 】

信号送受信部 5 6 は、内視鏡 1 1 の信号送受信部 4 8 と同じものであり、光伝送方式により内視鏡 1 1 との各種信号の送受信を行う。信号送受信部 5 6 は、制御部 5 5 からの基準クロック信号を信号送受信部 4 8 に送信する。また、信号送受信部 5 6 は、撮像素子 4 6 からの撮像信号およびモード切替ボタン 2 3 からのモード切替信号を信号送受信部 4 8 から受信し、撮像信号を D S P 5 7 に、モード切替信号を制御部 5 5 に、それぞれ出力する。信号送受信部 5 6 は、記録指示信号、ズーム操作信号等も制御部 5 5 に出力する。

40

【 0 0 4 0 】

D S P 5 7 は、撮像信号に対して、画素補間、階調変換、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の周知の信号処理を施す。D S P 5 7 は、処理済みの撮像信号をフレームメモリ 5 8 に出力する。

【 0 0 4 1 】

また、D S P 5 7 は、撮像信号に基づいて画像の輝度値を算出する。D S P 5 7 は、算出した輝度値を制御部 5 5 に出力する。D S P 5 7 は、この輝度値の算出および出力を、フレームレートと同じかそれよりも長い所定のサンプリング周期で行う。制御部 5 5 は、

50

D S P 5 7 からの輝度値に応じた光量制御信号を光源装置 1 3 の光源制御部 6 6 に送信する。画像の輝度値は、画像全体の平均的な輝度値を採用してもよいし、画像中央の輝度値を採用してもよいし、画像の最大の輝度値を採用してもよい。また輝度値は、赤色、緑色、青色の各色の撮像信号を R、G、B とし、輝度値を Y とした場合、 $Y = 0.299 \times R + 0.587 \times G + 0.114 \times B$ を用いて算出することができるが、この算出方法に限定するものではなく、撮像信号のうち明るさ成分の多い G 信号のみを用いて輝度値を算出してもよい。

【 0 0 4 2 】

フレームメモリ 5 8 は、D S P 5 7 が出力する撮像信号や、画像処理部 5 9 が各種画像処理を施した後の撮像信号を記憶する。表示制御部 6 0 は、フレームメモリ 5 8 から画像処理済みの撮像信号を読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換して、観察対象の画像としてモニタ 1 4 に出力する。

10

【 0 0 4 3 】

制御部 5 5 は、信号送受信部 5 6 からのモード切替信号に基づき、通常観察モードと特殊観察モードの 2 つの観察モードを切り替えるモード切替部として機能する。ここで、通常観察モードは、観察対象の全体的な性状を観察するためのモードであり、特殊観察モードは、観察対象の表層血管を強調して観察するためのモードである。通常観察モードにおいては、制御部 5 5 は通常画像処理部 5 9 A を稼働させる。一方、特殊観察モードにおいては、制御部 5 5 は特殊画像処理部 5 9 B を稼働させる。

【 0 0 4 4 】

20

画像処理部 5 9 は、D S P 5 7 で処理が施されてフレームメモリ 5 8 に出力された撮像信号に対して、色調補正、色彩強調処理、構造強調処理等の各種画像処理を施し、観察対象の画像を生成する。画像処理部 5 9 は、フレームメモリ 5 8 内の撮像信号が D S P 5 7 により更新される毎に、画像を生成する。この画像処理部 5 9 が生成した画像が、表示制御部 6 0 を通じてモニタ 1 4 に動画像として逐次出力される。

【 0 0 4 5 】

制御部 5 5 は、信号送受信部 5 6 から記録指示信号が入力された場合、D S P 5 7 によるフレームメモリ 5 8 への撮像信号の書き換えを一時停止させる。表示制御部 6 0 は、この書き換えが一時停止された撮像信号（画像処理済み）をフレームメモリ 5 8 から読み出し、観察対象の静止画像としてモニタ 1 4 に出力する。なお、撮像信号の書き換えを一時停止させる時間は、例えば 1 ~ 3 秒である。

30

【 0 0 4 6 】

観察対象の静止画像は、例えば制御部 5 5 の R O M に一時記憶される。そして、内視鏡検査終了時等の適当なタイミングで、画像蓄積サーバ等の外部ストレージに送信され、外部ストレージで蓄積、管理される。

【 0 0 4 7 】

光源装置 1 3 は、光源ユニット 6 5 と光源制御部 6 6 とを備えている。光源ユニット 6 5 は、詳しくは図 4 で後述するが、半導体光源に相当する、分光特性が異なる 4 つの L E D 7 0、7 1、7 2、7 3 を有している。光源制御部 6 6 は、制御部 5 5 からの光量制御信号を受信する。光量制御信号は、具体的には各 L E D 7 0 ~ 7 3 の駆動電流量である。この電流量は、各 L E D 7 0 ~ 7 3 の光の光量が、観察対象の観察に適した所定の強度および比率となる値である。すなわち、光量制御信号を光源制御部 6 6 に送信する制御部 5 5 は、画像の輝度値に応じて、照明光の光量を制御する光量制御部に相当する。

40

【 0 0 4 8 】

光源制御部 6 6 は、受信した光量制御信号で表される電流量を連続的に各 L E D 7 0 ~ 7 3 に与えることで、各 L E D 7 0 ~ 7 3 を点灯させる。なお、電流量を連続的に与えるのではなくパルス状に与え、パルスの振幅を変化させる P A M (Pulse Amplitude Modulation) 制御や、パルスのデューティ比を変化させる P W M (Pulse Width Modulation) 制御を行ってもよい。

【 0 0 4 9 】

50

図 4 において、光源ユニット 65 は、赤色、緑色、青色、紫色の各色 LED 70 ~ 73 と、光源光学系 74 とで構成される。赤色 LED 70 は赤色の波長帯域の光（赤色光 RL、図 5 参照）、緑色 LED 71 は緑色の波長帯域の光（緑色光 GL、図 6 参照）、青色 LED 72 は青色の波長帯域の光（青色光 BL、図 7 参照）、紫色 LED 73 は紫色の波長帯域の光（紫色光 VL、図 8 参照）をそれぞれ発する。

【0050】

各 LED 70 ~ 73 は、周知のように P 型半導体と N 型半導体を接合したものである。そして、電圧を掛けると PN 接合部付近においてバンドギャップを超えて電子と正孔が再結合して電流が流れ、再結合時にバンドギャップに相当するエネルギーを光として放出する。各 LED 70 ~ 73 は、供給電力（ここでは電流量）の増減に応じて発する光の光量が増減する。

10

【0051】

また、各 LED 70 ~ 73 は、温度変化に応じて発する光の波長が変動する。例えば温度上昇によって、発する光のピーク波長が長波長側にシフトする（図 11 および図 12 参照）。各 LED 70 ~ 73 の温度変化は、各 LED 70 ~ 73 への供給電力の増減によりもたらされる。すなわち、各 LED 70 ~ 73 から発せられる光の波長は、各 LED 70 ~ 73 への供給電力に応じて変動する。

【0052】

光源光学系 74 は、赤色光 RL、緑色光 GL、青色光 BL、紫色光 VL の各色光の光路を 1 つの光路に結合し、各色光を内視鏡 11 のライトガイド 45 の入射端に集光する。光源光学系 74 は、各色光をそれぞれライトガイド 45 の入射端へと導光するコリメートレンズ 75、76、77、78 と、各コリメートレンズ 75 ~ 78 を透過した各色光の光路を結合するダイクロイックミラー 79、80、81 と、各色光をライトガイド 45 の入射端に集光する集光レンズ 82 とで構成される。

20

【0053】

コリメートレンズ 75 ~ 78 は、各色光を透過させて各色光を略平行光化する。ダイクロイックミラー 79 ~ 81 は、透明なガラス板に所定の透過特性を有するダイクロイックフィルタを形成した光学部材である。

【0054】

緑色 LED 71 は、その光軸がライトガイド 45 の光軸と一致する位置に配置されている。そして、赤色 LED 70 と緑色 LED 71 は、互いの光軸が直交するように配置されている。これら赤色 LED 70 と緑色 LED 71 の光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー 79 が設けられている。同様に、青色 LED 72 も、緑色 LED 71 の光軸と直交するように配置され、これらの光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー 80 が設けられている。さらに、青色 LED 72 と紫色 LED 73 は、互いの光軸が直交するように配置され、これらの光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー 81 が設けられている。

30

【0055】

ダイクロイックミラー 79 は、赤色 LED 70 の光軸および緑色 LED 71 の光軸に対して、それぞれ 45° 傾けた姿勢で配置されている。ダイクロイックミラー 80 は、緑色 LED 71 の光軸および青色 LED 72 の光軸に対して、それぞれ 45° 傾けた姿勢で配置されている。ダイクロイックミラー 81 は、青色 LED 72 の光軸および紫色 LED 73 の光軸に対して、それぞれ 45° 傾けた姿勢で配置されている。

40

【0056】

ダイクロイックミラー 79 のダイクロイックフィルタは、例えば約 600 nm 以上の赤色の波長帯域の光を反射し、約 600 nm 未満の青色、緑色の波長帯域の光を透過する特性を有している。このため、ダイクロイックミラー 79 は、赤色 LED 70 からの赤色光 RL を集光レンズ 82 に向けて反射し、緑色 LED 71 からの緑色光 GL を集光レンズ 82 に向けて透過する。このダイクロイックミラー 79 の作用により、緑色光 GL と赤色光 RL の光路が結合される。

50

【 0 0 5 7 】

ダイクロイックミラー 8 0 のダイクロイックフィルタは、例えば約 4 8 0 n m 未満の青色の波長帯域の光を反射し、約 4 8 0 n m 以上の緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。このため、ダイクロイックミラー 8 0 は、ダイクロイックミラー 7 9 を透過した緑色光 G L、およびダイクロイックミラー 7 9 で反射した赤色光 R L を集光レンズ 8 2 に向けて透過する。また、ダイクロイックミラー 8 0 は、青色 L E D 7 2 からの青色光 B L を集光レンズ 8 2 に向けて反射する。

【 0 0 5 8 】

ダイクロイックミラー 8 1 のダイクロイックフィルタは、例えば約 4 3 0 n m 未満の紫色の波長帯域の光を反射し、それ以上の青色、緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。このため、ダイクロイックミラー 8 1 は、青色 L E D 7 2 からの青色光 B L を集光レンズ 8 2 に向けて透過し、紫色 L E D 7 3 からの紫色光 V L を集光レンズ 8 2 に向けて反射する。このダイクロイックミラー 8 1 の作用により、青色光 B L と紫色光 V L の光路が結合される。ダイクロイックミラー 8 1 で反射した紫色光 V L は、ダイクロイックミラー 8 0 が前述のように約 4 8 0 n m 未満の青色の波長帯域の光を反射する特性を有するので、ダイクロイックミラー 8 0 で反射して集光レンズ 8 2 に向かう。これにより、赤色光 R L、緑色光 G L、青色光 B L、および紫色光 V L の全ての光の光路が結合される。

【 0 0 5 9 】

各 L E D 7 0 ~ 7 3 には、温度センサ 8 5、8 6、8 7、8 8 が取り付けられている。より具体的には、温度センサ 8 5 ~ 8 8 は、各 L E D 7 0 ~ 7 3 を覆うケースの外面等に取り付けられている。温度センサ 8 5 は赤色 L E D 7 0 の温度 T R を、温度センサ 8 6 は緑色 L E D 7 1 の温度 T G を、温度センサ 8 7 は青色 L E D 7 2 の温度 T B を、温度センサ 8 8 は紫色 L E D 7 3 の温度 T V を、それぞれ測定する。温度センサ 8 5 ~ 8 8 は、測定した温度 T R ~ T V (以下、まとめて温度情報という)を光源制御部 6 6 に出力する。光源制御部 6 6 は、温度情報を制御部 5 5 に送信する。なお、温度センサ 8 5 ~ 8 8 は、L E D 7 0 ~ 7 3 に直接取り付けられていなくてもよく、L E D 7 0 ~ 7 3 に触れずにその近傍に配され、L E D 7 0 ~ 7 3 の近傍の温度を L E D 7 0 ~ 7 3 の温度として測定するものであってもよい。

【 0 0 6 0 】

図 5 に示すように、赤色 L E D 7 0 は、例えば赤色の波長帯域である 6 0 0 n m ~ 6 5 0 n m 付近の波長成分を有し、中心波長 625 ± 10 n m、半値幅 20 ± 10 n m の赤色光 R L を発光する。図 6 に示すように、緑色 L E D 7 1 は、例えば緑色の波長帯域である 4 8 0 n m ~ 6 0 0 n m 付近の波長成分を有し、中心波長 550 ± 10 n m、半値幅 100 ± 10 n m の緑色光 G L を発光する。

【 0 0 6 1 】

図 7 に示すように、青色 L E D 7 2 は、例えば青色の波長帯域である 4 2 0 n m ~ 5 0 0 n m 付近の波長成分を有し、中心波長 460 ± 10 n m、半値幅 25 ± 10 n m の青色光 B L を発光する。図 8 に示すように、紫色 L E D 7 3 は、例えば紫色の波長帯域である 3 8 0 n m ~ 4 2 0 n m 付近の波長成分を有し、中心波長 405 ± 10 n m、半値幅 20 ± 10 n m の紫色光 V L を発光する。なお、中心波長は各色光の分光特性 (発光スペクトルともいう)の幅の中心の波長を示し、半値幅は、各色光の分光特性のピークの半分を示す波長の範囲である。

【 0 0 6 2 】

光源光学系 7 4 で光路が結合された、赤色光 R L、緑色光 G L、青色光 B L、紫色光 V L を混合した混合光 M L 1、M L 2 の分光特性を、図 9 および図 1 0 に示す。これらの混合光 M L 1、M L 2 は観察対象への照明光として利用される。混合光 M L 1、M L 2 は、キセノンランプが発する白色光と同等の演色性を維持するために、光強度成分がない波長帯域が生じないように構成されている。

【 0 0 6 3 】

図 9 に示す混合光 M L 1 は、通常観察モードの場合に照射されるものである。通常観察モードは観察対象の全体的な性状を観察するモードである。このため、モード切替部として機能する制御部 5 5 は、光源制御部 6 6 に送信する光量制御信号を通じて、比視感度が比較的高い緑色光 G L の光量の比率を高く設定する。これにより、通常観察モードでは、十分な光量の疑似白色光が観察対象に照射され、明るい画像を得ることができる。

【 0 0 6 4 】

一方、図 1 0 に示す混合光 M L 2 は、特殊観察モードの場合に照射されるものである。特殊観察モードは観察対象の表層血管を強調して観察するモードである。このため、制御部 5 5 は、光量制御信号を通じて、表層血管の吸収率が高い紫色光 V L の光量の比率を高く設定する。そして、表層血管の観察の邪魔になる中層血管の吸収率が高い緑色光 G L の光量の比率を低く設定する。同様にして、赤色光 R L、青色光 B L の光量の比率も低く設定する。これにより、特殊観察モードでは、腫瘍等の病変に密接な関係のある表層血管構造を強調した画像を得ることができる。なお、図 1 0 では、比較のために混合光 M L 1 を破線で示している。

【 0 0 6 5 】

特殊観察モードにおいて、緑色光 G L の光量の比率を、紫色光 V L と同等に高く設定し、表層血管構造の描出と明るさを両立した画像を得るようにしてもよい。なお、以下では、特に区別する必要がない場合は、混合光 M L 1、M L 2 を、まとめて混合光 M L と表記する。

【 0 0 6 6 】

このように、各 L E D 7 0 ~ 7 3 は、通常観察モード、特殊観察モードの各モードに関わらず、全て点灯する。ただし、照明光としての混合光 M L 1、M L 2 における各色光 R L ~ V L の光量の比率が異なる。

【 0 0 6 7 】

ここで、図 1 1 および図 1 2 を用いて、各 L E D 7 0 ~ 7 3 が発する光の波長が温度によって変動する具体例を説明する。

【 0 0 6 8 】

まず、図 1 1 は、観察モードを切り替えた場合の各色光 R L ~ V L の光量変化およびピーク波長変化、並びに各 L E D 7 0 ~ 7 3 の温度変化を示す表である。図 1 1 A は通常観察モードから特殊観察モードに切り替えた場合、図 1 1 B は特殊観察モードから通常観察モードに切り替えた場合をそれぞれ示す。

【 0 0 6 9 】

図 1 1 A において、通常観察モードから特殊観察モードに切り替えた場合は、赤色光 R L、緑色光 G L、青色光 B L の光量は下がり、赤色 L E D 7 0、緑色 L E D 7 1、青色 L E D 7 2 の温度は下がる。そして、赤色光 R L、緑色光 G L、青色光 B L のピーク波長は短波長側にシフトする。一方、紫色光 V L の光量は上がり、紫色 L E D 7 3 の温度は上がる。そして、紫色光 V L のピーク波長は長波長側にシフトする。

【 0 0 7 0 】

対して図 1 1 B に示すように、特殊観察モードから通常観察モードに切り替えた場合は、図 1 1 A の場合とは逆に、赤色光 R L、緑色光 G L、青色光 B L の光量は上がり、赤色 L E D 7 0、緑色 L E D 7 1、青色 L E D 7 2 の温度は上がる。そして、赤色光 R L、緑色光 G L、青色光 B L のピーク波長は長波長側にシフトする。一方、紫色光 V L の光量は下がり、紫色 L E D 7 3 の温度は下がる。そして、紫色光 V L のピーク波長は短波長側にシフトする。このように、観察モードを切り替えた場合には、各色光 R L ~ V L の光量、および各 L E D 7 0 ~ 7 3 の温度が変化し、これに伴い各色光 R L ~ V L のピーク波長も変化する。

【 0 0 7 1 】

図 1 2 は、内視鏡 1 1 の先端部 1 9 の先端面と観察対象との距離が変化した場合の各色光 R L ~ V L の光量変化およびピーク波長変化、並びに各 L E D 7 0 ~ 7 3 の温度変化を示す表である。図 1 2 A は先端面と観察対象との距離が近付いた場合（遠距離撮影から近

10

20

30

40

50

距離撮影に切り替えた場合)、図12Bは先端面と観察対象との距離が遠ざかった場合(近距離撮影から遠距離撮影に切り替えた場合)をそれぞれ示す。

【0072】

遠距離撮影から近距離撮影に切り替えた場合は、その分観察対象が明るく照らされるので、画像の輝度値は一時的に高くなる。逆に近距離撮影から遠距離撮影に切り替えた場合は、画像の輝度値は一時的に低くなる。

【0073】

制御部55は、この先端面と観察対象との距離の変化に伴って画像の輝度値が所定の値となるように光量制御信号を生成し、この光量制御信号を通じて各LED70~73の駆動を制御する。遠距離撮影から近距離撮影に切り替えた場合、前述のように画像の輝度値は一時的に高くなるので、これを目標値まで下げるために制御部55は光量制御信号で表される電流量を下げる。逆に近距離撮影から遠距離撮影に切り替えた場合は、一時的に低くなった画像の輝度値を目標値まで高めるために制御部55は光量制御信号で表される電流量を上げる。

【0074】

このため、遠距離撮影から近距離撮影に切り替えた場合は、図12Aに示すように、各色光RL~VLの全ての光量は下がり、各LED70~73の温度は下がる。そして、各色光RL~VLのピーク波長は短波長側にシフトする。

【0075】

対して近距離撮影から遠距離撮影に切り替えた場合は、図12Aの場合とは逆に、図12Bに示すように、各色光RL~VLの全ての光量は上がり、各LED70~73の温度は上がる。そして、各色光RL~VLのピーク波長は長波長側にシフトする。このように、先端面と観察対象との距離が変化した場合も、各色光RL~VLの光量、および各LED70~73の温度が変化し、これに伴い各色光RL~VLのピーク波長も変化する。

【0076】

観察モードが切り替えられ、かつ先端面と観察対象との距離が変化された場合も、当然ながら各色光RL~VLのピーク波長は変化する。なお、観察モードが切り替えられ、かつ先端面と観察対象との距離が変化されるシチュエーションとしては、湾曲部20がストレートの状態で、特殊観察モードにて胃を見下ろして遠距離撮影している状態で、通常観察モードに切り替えて、かつ湾曲部20を上に向けて胃壁を見上げて近距離撮影する場合等が考えられる。

【0077】

図13において、撮像素子46の撮像面46Aには、赤色、緑色、青色の各色カラーフィルタ(赤色フィルタ90、緑色フィルタ91、青色フィルタ92)が設けられている。これら各色カラーフィルタ90~92はいわゆるベイヤー配列であり、緑色フィルタ91が市松状に1画素おきに配置され、残りの画素上に、赤色フィルタ90と青色フィルタ92がそれぞれ正方格子状となるように配置されている。以下では、赤色フィルタ90が割り当てられた画素をR画素、緑色フィルタ91が割り当てられた画素をG画素、青色フィルタ92が割り当てられた画素をB画素という。

【0078】

図14は、各色カラーフィルタ90~92の分光特性(分光透過特性ともいう)を示す。これによれば、赤色フィルタ90が割り当てられたR画素は、約580nm~800nmの波長帯域の光に感応し、緑色フィルタ91が割り当てられたG画素は、約450nm~630nmの波長帯域の光に感応する。また、青色フィルタ92が割り当てられたB画素は、約380nm~560nmの波長帯域の光に感応する。混合光MLを構成する赤色光RL、緑色光GL、青色光BL、紫色光VLは、赤色光RLに対応する反射光が主としてR画素、緑色光GLに対応する反射光が主としてG画素、青色光BLおよび紫色光VLに対応する反射光が主としてB画素で、それぞれ受光される。

【0079】

図15において、撮像素子46は、1フレームの撮像信号の取得期間内で、画素に信号

10

20

30

40

50

電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読出動作とを行う。各LED 70～73は、撮像素子46の蓄積動作のタイミングに合わせて点灯する。これにより混合光ML(RL+GL+BL+VL)が照明光として観察対象に照射され、その反射光が撮像素子46に入射する。撮像素子46は、混合光MLの反射光を各カラーフィルタ90～92で色分離する。すなわち、赤色光RLに対応する反射光をR画素が、緑色光GLに対応する反射光をG画素が、青色光BLおよび紫色光VLに対応する反射光をB画素がそれぞれ受光する。撮像素子46は、信号電荷の読み出しのタイミングに合わせて、1フレーム分の撮像信号をフレームレートにしたがって順次出力する。

【0080】

図16において、通常画像処理部59Aは、画像取得部100A、温度取得部101A、導出部102A、補正部103A、色彩強調処理部104A、および構造強調処理部105Aを備えている。

10

【0081】

画像取得部100Aは、DSP57がフレームメモリ58に出力した撮像信号を、更新される毎にフレームメモリ58から読み出す。すなわち、画像取得部100Aは、観察対象の動画像を取得する。画像取得部100Aは、取得した動画像を補正部103Aに出力する。

【0082】

温度取得部101Aは、制御部55から温度情報を取得する。温度情報は、図4で説明した通り、各温度センサ85～88で測定した各LED 70～73の温度TR～TVである。温度取得部101Aは、取得した温度情報を導出部102Aに出力する。

20

【0083】

導出部102Aは、温度取得部101Aからの温度情報に基づいて補正プロファイルを導出する。補正プロファイルは、各LED 70～73の温度変化に応じた各色光RL～VLの波長変動に起因する画像の色調の変化を補正するためのものである。より詳しくは、補正プロファイルは、画像取得部100Aで取得した画像の色調が基準の色調からずれていた場合に、画像取得部100Aで取得した画像の色調を基準の色調に補正するためのものである。導出部102Aは、導出した補正プロファイルを補正部103Aに出力する。

【0084】

補正部103Aは、導出部102Aからの補正プロファイルに基づいて、画像取得部100Aからの画像に、画像の色調の変化を補正する色調補正を行う。画像取得部100Aからの画像は動画像であるため、補正部103Aは、動画像に逐次色調補正を行う。補正部103Aは、色調補正後の画像を色彩強調処理部104Aに出力する。

30

【0085】

色彩強調処理部104Aは、補正部103Aからの色調補正後の画像に対して、通常観察モードに適した色彩強調処理を施す。通常観察モードに適した色彩強調処理は、例えば、緑色の撮像信号に適当なゲイン値を乗算する処理である。色彩強調処理部104Aは、処理後の画像を構造強調処理部105Aに出力する。

【0086】

構造強調処理部105Aは、色彩強調処理部104Aからの画像に対して、通常観察モードに適した構造強調処理を施す。通常観察モードに適した構造強調処理は、例えば、観察対象の全体的な輪郭を強調する処理である。構造強調処理部105Aは、処理後の画像をフレームメモリ58に書き戻す。

40

【0087】

図17は、特殊画像処理部59Bのブロック図を示す。特殊画像処理部59Bも通常画像処理部59Aと同じく、画像取得部100B、温度取得部101B、導出部102B、補正部103B、色彩強調処理部104B、および構造強調処理部105Bを備えている。

【0088】

画像取得部100B、温度取得部101B、導出部102B、および補正部103Bは

50

、通常画像処理部 59A の画像取得部 100A、温度取得部 101A、導出部 102A、および補正部 103A と全く同じ機能である。このため説明を省略する。なお、以下では、これらの各部 100A ~ 103A、100B ~ 103B については、特に区別する必要がない場合は、添え字の A、B を省略して表記する。

【0089】

対して色彩強調処理部 104B および構造強調処理部 105B は、特殊観察モードに適した色彩強調処理および構造強調処理を画像に施す点が、通常画像処理部 59A の色彩強調処理部 104A および構造強調処理部 105A とは異なる。特殊観察モードに適した色彩強調処理は、例えば、表層血管を表す青色の撮像信号に適当なゲイン値を乗算する処理である。特殊観察モードに適した構造強調処理は、例えば、表層血管の輪郭を強調する処理である。

10

【0090】

図 18 に示すように、導出部 102 には、温度取得部 101 からの温度情報と、変換情報とが入力される。変換情報は、例えば光源装置 13 の記憶部（図示せず）に予め記憶されている。変換情報は、プロセッサ装置 12 に光源装置 13 が接続された場合に、光源装置 13 からプロセッサ装置 12 に送信され、例えば制御部 55 の ROM に書き込まれる。制御部 55 は、ROM に書き込まれた変換情報を導出部 102 に受け渡す。

【0091】

変換情報は、赤色、緑色、青色、紫色の各変換関数 $F(T_R)$ 、 $F(T_G)$ 、 $F(T_B)$ 、 $F(T_V)$ である。赤色変換関数 $F(T_R)$ は赤色色調補正マトリックス C_R を、緑色変換関数 $F(T_G)$ は緑色色調補正マトリックス C_G を、青色変換関数 $F(T_B)$ は青色色調補正マトリックス C_B を、紫色変換関数 $F(T_V)$ は紫色色調補正マトリックス C_V を、それぞれ求めるための関数である。赤色変換関数 $F(T_R)$ は赤色 LED 70 の温度 T_R を、緑色変換関数 $F(T_G)$ は緑色 LED 71 の温度 T_G を、青色変換関数 $F(T_B)$ は青色 LED 72 の温度 T_B を、紫色変換関数 $F(T_V)$ は紫色 LED 73 の温度 T_V を、それぞれ変数とする。

20

【0092】

導出部 102 は、変換情報の各変換関数 $F(T_R) \sim F(T_V)$ に、温度情報の各温度 $T_R \sim T_V$ を代入して計算することで、各色の色調補正マトリックス $C_R \sim C_V$ を導出する。そして、これらの色調補正マトリックス $C_R \sim C_V$ を乗算して、色調補正マトリックス C を求める。色調補正マトリックス C は、マトリックス係数 $M_{R1} \sim M_{R3}$ 、 $M_{G1} \sim M_{G3}$ 、 $M_{B1} \sim M_{B3}$ が配された 3×3 の行列である。導出部 102 は、導出した色調補正マトリックス C を、補正プロファイルとして補正部 103 に出力する。

30

【0093】

なお、変換関数ではなく、各 LED 70 ~ 73 の温度 $T_R \sim T_V$ に応じた各色色調補正マトリックス $C_R \sim C_V$ が登録されたデータテーブルを用いてもよい。

【0094】

補正部 103 が行う色調補正は、具体的には、補正前の画像を B_I とした場合、下記式 (1) に示すように、色調補正マトリックス C と補正前の画像 B_I を乗算して補正後の画像 A_I とする処理である。

40

【0095】

$$A_I = C \cdot B_I \cdots (1)$$

ここで、補正後の画像 A_I の赤色、緑色、青色の各色の撮像信号を A_{IR} 、 A_{IG} 、 A_{IB} 、補正前の静止画像 B_I の赤色、緑色、青色の各色の撮像信号を B_{IR} 、 B_{IG} 、 B_{IB} とした場合、上記式 (1) は、下記式 (2) に書き換えられる。

【0096】

【数 1】

$$\begin{pmatrix} \text{AIR} \\ \text{AIG} \\ \text{AIB} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \text{MR1} & \text{MR2} & \text{MR3} \\ \text{MG1} & \text{MG2} & \text{MG3} \\ \text{MB1} & \text{MB2} & \text{MB3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{BIR} \\ \text{BIG} \\ \text{BIB} \end{pmatrix} \cdots (2)$$

このように、マトリックス係数 $\text{MR1} \sim \text{MR3}$ 、 $\text{MG1} \sim \text{MG3}$ 、 $\text{MB1} \sim \text{MB3}$ は、赤色、緑色、青色の各色の撮像信号 BIR 、 BIG 、 BIB のそれぞれに乗算される。こうした補正を画像 BI に施すことで、色調が基準の色調に補正された画像 AI を得ることができる。

【0097】

なお、画像取得部 100 で取得した画像の色調が基準の色調であり、色調補正の必要がない場合は、マトリックス係数 MR1 、 MG2 、 MB3 に 1 が設定され、その他のマトリックス係数には 0 が設定される。すなわち、この場合は $\text{AIR} = \text{BIR}$ 、 $\text{AIG} = \text{BIG}$ 、 $\text{AIB} = \text{BIB}$ となって、結局は色調補正マトリックス C を用いた色調補正は行われなかったと同じになる。

【0098】

次に、上記構成による作用について、図 19 のフローチャートを参照して説明する。内視鏡検査を行う場合には、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 と光源装置 13 に接続し、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 の電源を投入して、内視鏡システム 10 を起動する。そして、内視鏡 11 の挿入部 16 を被検体内に挿入して、被検体内の観察を開始する。なお、起動時は通常観察モードが自動的に選択され、通常画像処理部 59A が制御部 55 により稼働される。

【0099】

光源装置 13 において、各 $\text{LED70} \sim 73$ に与える電流量が光源制御部 66 から各 $\text{LED70} \sim 73$ に設定され、これにより各 $\text{LED70} \sim 73$ の点灯が開始される。そして、図 9 で示したような目標とする分光特性を維持すべく、光源制御部 66 で各色光 $\text{RL} \sim \text{VL}$ の光量制御が行われる。

【0100】

各 $\text{LED70} \sim 73$ による各色光 $\text{RL} \sim \text{VL}$ は、光源光学系 74 で光路を結合されて混合光 ML1 となる。混合光 ML1 はライトガイド 45 で照明窓 31 に導光されて、照明窓 31 から照明光として観察対象に照射される。観察対象で反射した混合光 ML1 の反射光は、観察窓 30 から撮像素子 46 に入射する。撮像素子 46 では、各色カラーフィルタ 90 ~ 92 によって反射光が色分離される。その結果、撮像素子 46 から赤色、緑色、青色の各色の撮像信号が出力される。これらの撮像信号は、信号送受信部 48 からプロセッサ装置 12 に出力される。

【0101】

プロセッサ装置 12 において、撮像信号は信号送受信部 56 で受信されて DSP57 に出力される。 DSP57 では撮像信号に対して各種信号処理が施される。その後、撮像信号は DSP57 によってフレームメモリ 58 に書き込まれる。

【0102】

DSP57 では、撮像信号に基づいて輝度値が算出される。この輝度値に応じた光量制御信号が制御部 55 で生成され、光源制御部 66 に送信される。各 $\text{LED70} \sim 73$ は、光量制御信号で表される電流量にて駆動される。これにより、各 $\text{LED70} \sim 73$ による、照明光としての混合光 ML1 を構成する赤色光 RL 、緑色光 GL 、青色光 BL 、紫色光 VL の光量を、観察に適した強度および比率に一定に保つことができる。

【0103】

フレームメモリ 58 の撮像信号は、通常画像処理部 59A に読み出されて各種画像処理

10

20

30

40

50

が施された後、表示制御部 60 を通じてモニタ 14 に観察対象の画像として出力される。画像は撮像素子 46 のフレームレートにしたがって表示が更新される。

【0104】

通常観察モードにおいて、オペレータは、モニタ 14 の観察対象の動画像を観察する。オペレータは、観察対象に腫瘍等の病変が見つかった場合、当該観察対象の表層血管の観察を意図して、モード切替ボタン 23 を押圧操作する。これによりモード切替ボタン 23 からモード切替信号が発せられる。モード切替信号は、信号送受信部 48 から信号送受信部 56 に送信され、信号送受信部 56 から制御部 55 に入力される。

【0105】

制御部 55 にモード切替信号が入力された場合、観察モードが通常観察モードから特殊観察モードに切り替えられる（モード切替ステップ）。制御部 55 により、通常画像処理部 59A は非稼働とされ、替って特殊画像処理部 59B が稼働される。また、混合光 ML1 に替って、図 10 で示した混合光 ML2 が光源装置 13 から発せられ、観察対象に照射される。

【0106】

図 19 に示すように、画像処理部 59 では、画像取得部 100 で観察対象の動画像が取得され、かつ温度取得部 101 で温度情報が取得される（ステップ ST100、画像取得ステップ、温度取得ステップ）。画像は画像取得部 100 から補正部 103 に、温度情報は温度取得部 101 から導出部 102 に、それぞれ出力される。

【0107】

導出部 102 では、図 18 で示したように、温度取得部 101 からの温度情報、並びに変換情報に基づいて、補正プロファイルとして色調補正マトリックス C が導出される（ステップ ST110、導出ステップ）。補正プロファイルは導出部 102 から補正部 103 に出力される。

【0108】

補正部 103 では、補正プロファイルに基づいて、画像取得部 100 からの画像に色調補正が行われる（ステップ ST120、補正ステップ）。これらステップ ST100～ステップ ST120 に示す一連の処理は、内視鏡検査が終了されるまで（ステップ ST130 で YES）繰り返し続けられる。

【0109】

なお、図 19 では図示を省略したが、画像処理部 59 においては、補正部 103 による色調補正だけでなく、色彩強調処理部 104A、104B による色彩強調処理、構造強調処理部 105A、105B による構造強調処理といった各種画像処理が画像に対して施される。

【0110】

以上説明したように、温度センサ 85～88 から各 LED70～73 の温度 TR～TV を取得し、温度 TR～TV に基づいて画像の色調の変化を補正する補正プロファイを導出し、導出した補正プロファイルに基づいて補正を行うので、各 LED70～73 に与える電流量に基づいて補正プロファイルを導出し、導出した補正プロファイルに基づいて補正を行う従来技術と比べて、違和感を与えることなく、画像の色調の変化を適切に補正することが可能となる。

【0111】

というのは、各 LED70～73 に与える電流量は、図 20A に示すように、比較的頻繁に変更される。対して、各 LED70～73 の温度は、図 20B に示すように、電流量に連動して変化はするが、電流量の小幅な変動に対してはさほど変化せず、略一定を保つ。したがって、従来技術のように電流量の頻繁な変更に応じて色調補正も頻繁に行われるということがなくなり、動画像として見た場合に、違和感を与えるものとなるおそれがない。

【0112】

図 11 で示したように、観察モードを切り替えた場合には、各色光 RL～VL のピーク

10

20

30

40

50

波長が変化する。このため、本例のように複数の観察モードを有し、これらを切り替える態様では、画像の色調の変化を補正する必要性が高い。

【0113】

また、図12で示したように、内視鏡11の先端部19の先端面と観察対象との距離が変化した場合にも、各色光RL~VLのピーク波長が変化する。このため、本例のように画像の輝度値に応じて、照明光の光量を制御する態様では、複数の観察モードを切り替える態様と同じく、画像の色調の変化を補正する必要性が高い。

【0114】

通常画像処理部59Aおよび特殊画像処理部59Bを備え、これらはそれぞれ補正部103A、103Bを有している。このため、各撮影モードに適した色調補正を行うことができる。

10

【0115】

式(2)で示したように、補正プロファイルは、各色の撮像信号BIR、BIG、BIBのそれぞれに乘算されるマトリックス係数MR1~MR3、MG1~MG3、MB1~MB3を含むので、画像の色域全体の色調を補正することができる。

【0116】

なお、半導体光源および光の種類は、上記実施形態の各LED70~73に限らない。例えば赤外光を発する赤外LEDを加えてもよい。

【0117】

同様に、観察モードは、上記実施形態の通常観察モードおよび特殊観察モードの2つに限らない。特殊観察モードを、観察対象の表層血管を強調して観察するための第1特殊観察モードと、観察対象の中層血管を強調して観察するための第2特殊観察モードと、観察対象の深層血管を強調して観察するための第3特殊観察モードの3つとし、通常観察モードと合わせて計4つの観察モードを用意してもよい。

20

【0118】

通常画像処理部59Aと特殊画像処理部59Bを統合して1つの画像処理部としてもよい。

【0119】

上記実施形態では、補正プロファイルとして色調補正マトリックスCを例示したが、色調補正マトリックスCに加えて、ホワイトバランス補正係数、階調変換係数、3次元ルックアップテーブル等を補正プロファイルに含めてもよい。

30

【0120】

カラーフィルタは、上記実施形態の赤色、緑色、青色の原色の組み合わせに限らず、シアン、マゼンタ、イエローの補色の組み合わせでもよい。また、光源は、上記実施形態のLEDに限らず、レーザダイオード(LED; Laser Diode)でもよい。

【0121】

上記実施形態において、例えば、モード切替部および光量制御部に相当する制御部55、通常画像処理部59Aおよび特殊画像処理部59B(画像取得部100A、100B、温度取得部101A、101B、導出部102A、102B、補正部103A、103B、色彩強調処理部104A、104B、および構造強調処理部105A、105B)といった各種の処理を実行する処理部(processing unit)のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセッサ(processor)である。

40

【0122】

各種のプロセッサには、CPU、プログラマブルロジックデバイス(Programmable Logic Device: PLD)、専用電気回路等が含まれる。CPUは、周知のとおりソフトウェア(プログラム)を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサである。PLDは、FPGA(Field Programmable Gate Array)等の、製造後に回路構成を変更可能なプロセッサである。専用電気回路は、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)等の特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである。

50

【 0 1 2 3 】

1つの処理部は、これら各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種または異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のFPGAや、CPUとFPGAの組み合わせ）で構成されてもよい。また、複数の処理部を1つのプロセッサで構成してもよい。複数の処理部を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、1つ以上のCPUとソフトウェアの組み合わせで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第2に、システムオンチップ（System On Chip: SoC）等に代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を1つのICチップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサを1つ以上用いて構成される。

10

【 0 1 2 4 】

さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子等の回路素子を組み合わせた電気回路（circuitry）である。

【 0 1 2 5 】

上記記載から、以下の付記項1に記載のプロセッサ装置、並びに付記項2に記載の内視鏡システムを把握することができる。

【 0 1 2 6 】

[付記項 1]

分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光を混合した混合光を、照明光として観察対象に照射する内視鏡が接続されるプロセッサ装置であって、

20

前記照明光における、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の光量の比率が異なる複数の観察モードを切り替えるモード切替プロセッサと、

前記観察対象の画像を取得する画像取得プロセッサと、

前記複数の半導体光源の各々に配された温度センサから、前記複数の半導体光源の各々の温度を取得する温度取得プロセッサと、

取得した前記温度に基づいて、前記複数の半導体光源の各々の温度変化に応じた、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する前記画像の色調の変化を補正する補正プロファイルを導出する導出プロセッサと、

導出した前記補正プロファイルに基づいて前記補正を行う補正プロセッサとを備えるプロセッサ装置。

30

【 0 1 2 7 】

[付記項 2]

分光特性が異なる複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光を混合した混合光を、照明光として観察対象に照射する内視鏡と、前記複数の半導体光源が内蔵された光源装置と、前記内視鏡および前記光源装置が接続されるプロセッサ装置とを備える内視鏡システムにおいて、

前記プロセッサ装置は、

前記照明光における、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の光量の比率が異なる複数の観察モードを切り替えるモード切替プロセッサと、

前記観察対象の画像を取得する画像取得プロセッサと、

40

前記複数の半導体光源の各々に配された温度センサから、前記複数の半導体光源の各々の温度を取得する温度取得プロセッサと、

取得した前記温度に基づいて、前記複数の半導体光源の各々の温度変化に応じた、前記複数の半導体光源からそれぞれ発せられる光の波長変動に起因する前記画像の色調の変化を補正する補正プロファイルを導出する導出プロセッサと、

導出した前記補正プロファイルに基づいて前記補正を行う補正プロセッサとを有する内視鏡システム。

【 0 1 2 8 】

本発明は、観察対象の像をイメージガイドで接眼部に導光するファイバースコープや、撮像素子に加えて超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡が接続される

50

プロセッサ装置、および内視鏡システムにも適用可能である。

【 0 1 2 9 】

本発明は、上記実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採用し得ることはもちろんである。さらに、本発明は、プログラムに加えて、プログラムを記憶する記憶媒体にもおよぶ。

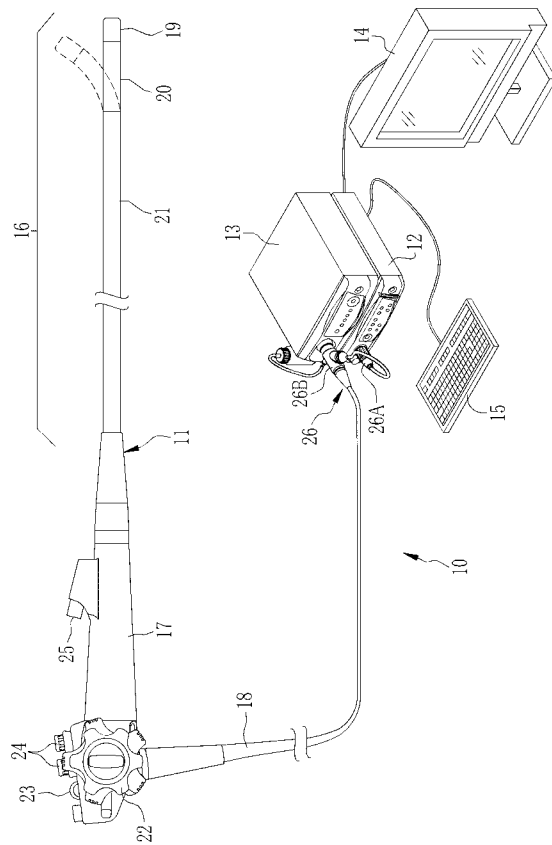
【 符号の説明 】

【 0 1 3 0 】

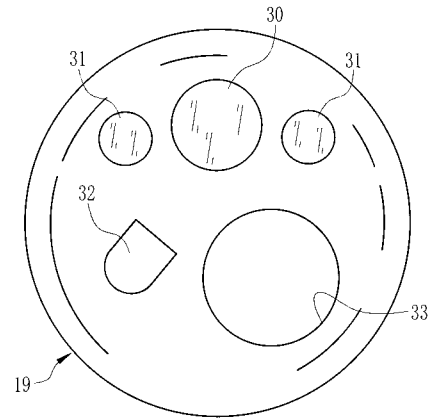
1 0	内視鏡システム	
1 1	内視鏡	
1 2	プロセッサ装置	10
1 3	光源装置	
1 4	モニタ	
1 5	入力部	
1 6	挿入部	
1 7	操作部	
1 8	ユニバーサルコード	
1 9	先端部	
2 0	湾曲部	
2 1	可撓管部	
2 2	アングルノブ	20
2 3	モード切替ボタン	
2 4	送気・送水ボタン	
2 5	鉗子口	
2 6	コネクタ	
2 6 A	通信用コネクタ	
2 6 B	光源用コネクタ	
3 0	観察窓	
3 1	照明窓	
3 2	送気・送水ノズル	
3 3	鉗子出口	30
4 5	ライトガイド	
4 6	撮像素子	
4 6 A	撮像面	
4 7	撮像制御部	
4 8	信号送受信部	
4 9	照射レンズ	
5 0	対物光学系	
5 5	制御部	
5 6	信号送受信部	
5 7	D S P	40
5 8	フレームメモリ	
5 9	画像処理部	
5 9 A	通常画像処理部	
5 9 B	特殊画像処理部	
6 0	表示制御部	
6 5	光源ユニット	
6 6	光源制御部	
7 0	赤色 L E D	
7 1	緑色 L E D	
7 2	青色 L E D	50

7 3	紫色 L E D	
7 4	光源光学系	
7 5 ~ 7 8	コリメートレンズ	
7 9 ~ 8 1	ダイクロイックミラー	
8 2	集光レンズ	
8 5 ~ 8 8	温度センサ	
9 0	赤色フィルタ	
9 1	緑色フィルタ	
9 2	青色フィルタ	
1 0 0、1 0 0 A、1 0 0 B	画像取得部	10
1 0 1、1 0 1 A、1 0 1 B	温度取得部	
1 0 2、1 0 2 A、1 0 2 B	導出部	
1 0 3、1 0 3 A、1 0 3 B	補正部	
1 0 4 A、1 0 4 B	色彩強調処理部	
1 0 5 A、1 0 5 B	構造強調処理部	
R L	赤色光	
G L	緑色光	
B L	青色光	
V L	紫色光	
M L 1、M L 2	混合光	20
T R	赤色 L E D の温度	
T G	緑色 L E D の温度	
T B	青色 L E D の温度	
T V	紫色 L E D の温度	
F (T R)	赤色変換関数	
F (T G)	緑色変換関数	
F (T B)	青色変換関数	
F (T V)	紫色変換関数	
C R	赤色色調補正マトリックス	
C G	緑色色調補正マトリックス	30
C B	青色色調補正マトリックス	
C V	紫色色調補正マトリックス	
M R 1 ~ M R 3、M G 1 ~ M G 3、M B 1 ~ M B 3	マトリックス係数	
C	色調補正マトリックス	
A I	補正後の画像	
A I R、A I G、A I B	補正後の画像の赤色、緑色、青色の各色の撮像信号	
B I	補正前の画像	
B I R、B I G、B I B	補正前の画像の赤色、緑色、青色の各色の撮像信号	
S T 1 0 0 ~ S T 1 3 0	ステップ	

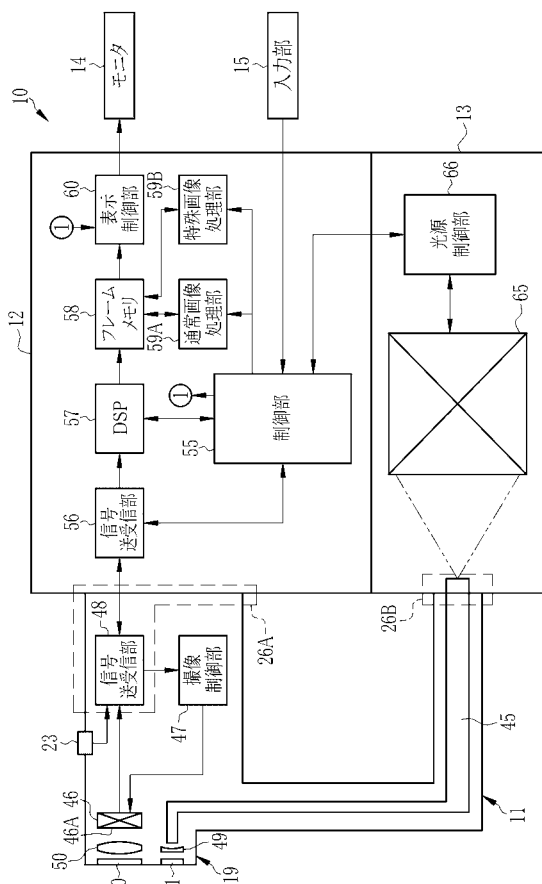
【図 1】



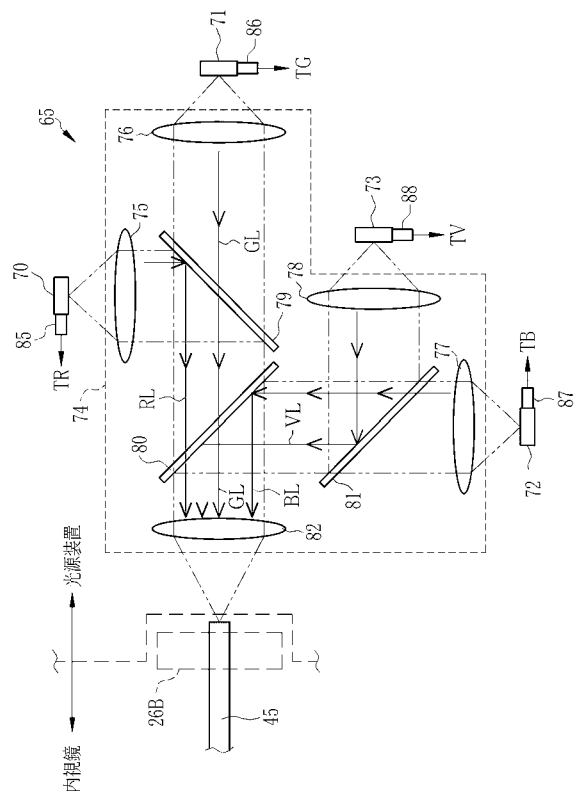
【図 2】



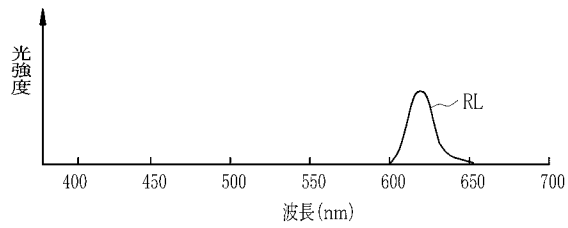
【図 3】



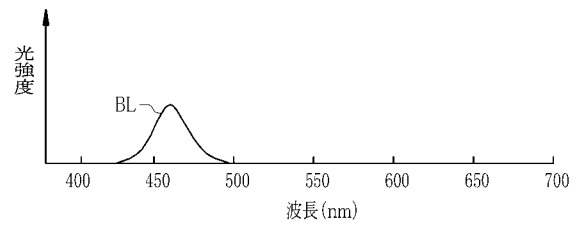
【図 4】



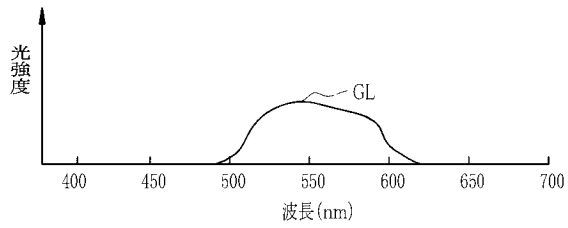
【図 5】



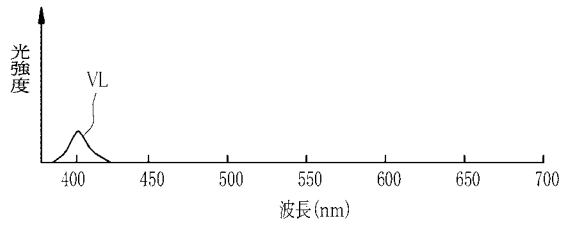
【図 7】



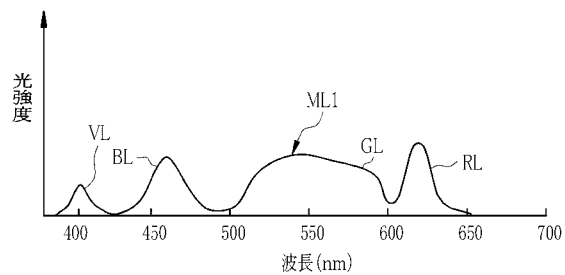
【図 6】



【図 8】



【図 9】

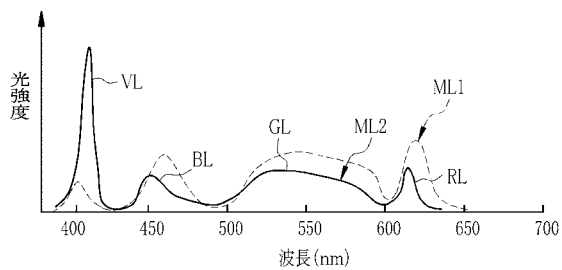


【図 11】

通常観察モード→特殊観察モード			
光源(光)	光量変化	温度変化	ピーク波長変化
赤色LED(RL)	DOWN	DOWN	短波長側にシフト
緑色LED(GL)	DOWN	DOWN	短波長側にシフト
青色LED(BL)	DOWN	DOWN	短波長側にシフト
紫色LED(VL)	UP	UP	長波長側にシフト

図11A

【図 10】



特殊観察モード→通常観察モード			
光源(光)	光量変化	温度変化	ピーク波長変化
赤色LED(RL)	UP	UP	長波長側にシフト
緑色LED(GL)	UP	UP	長波長側にシフト
青色LED(BL)	UP	UP	長波長側にシフト
紫色LED(VL)	DOWN	DOWN	短波長側にシフト

図11B

【 図 1 2 】

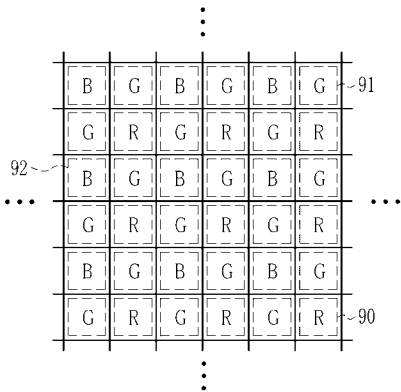
図12A

遠距離撮影→近距離撮影			
光源(光)	光量変化	温度変化	ピーク波長変化
赤色LED(RL)	DOWN	DOWN	短波長側にシフト
緑色LED(GL)	DOWN	DOWN	短波長側にシフト
青色LED(BL)	DOWN	DOWN	短波長側にシフト
紫色LED(VL)	DOWN	DOWN	短波長側にシフト

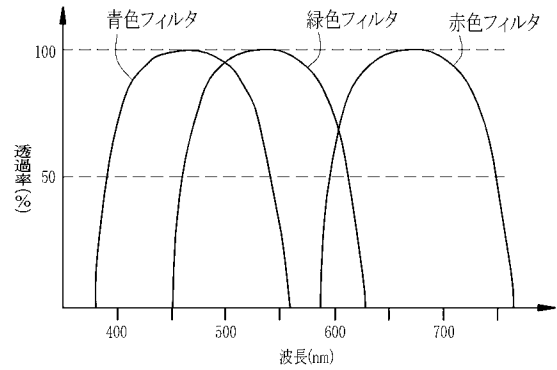
図12B

近距離撮影→遠距離撮影			
光源(光)	光量変化	温度変化	ピーク波長変化
赤色LED(RL)	UP	UP	長波長側にシフト
緑色LED(GL)	UP	UP	長波長側にシフト
青色LED(BL)	UP	UP	長波長側にシフト
紫色LED(VL)	UP	UP	長波長側にシフト

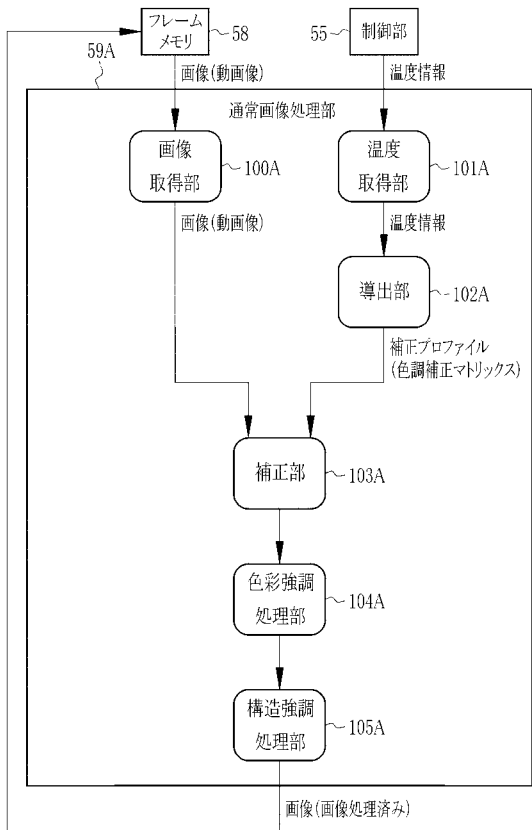
【 図 1 3 】



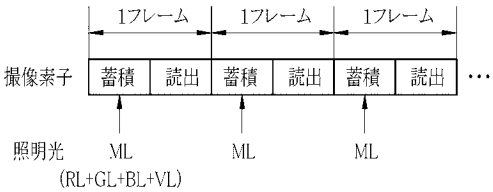
【 図 1 4 】



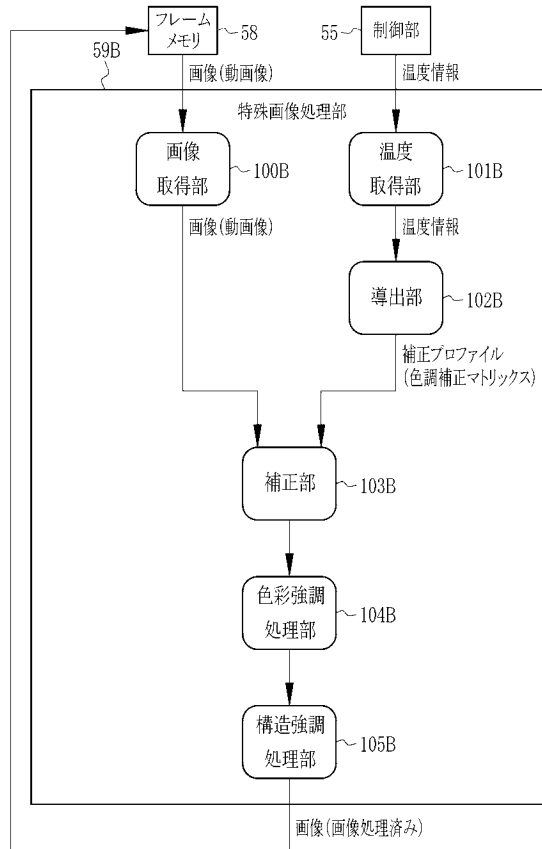
【 図 1 6 】



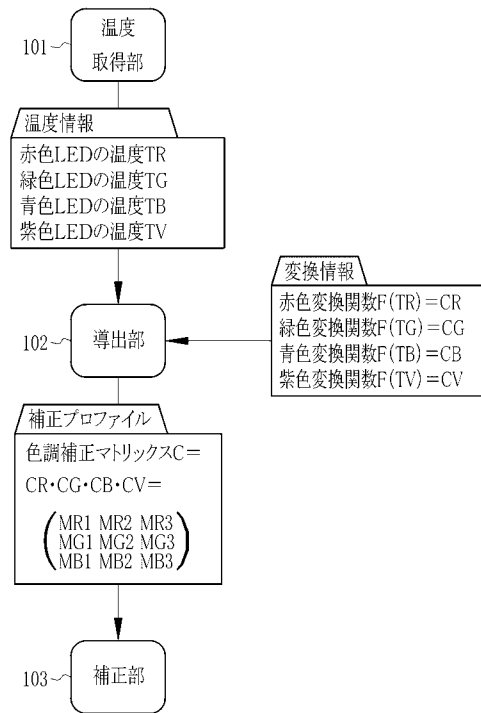
【 図 1 5 】



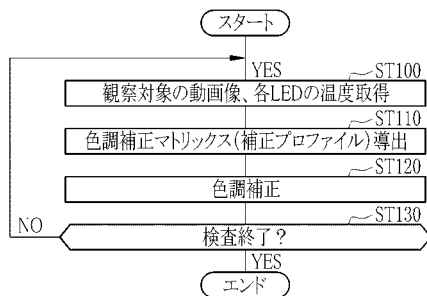
【図 17】



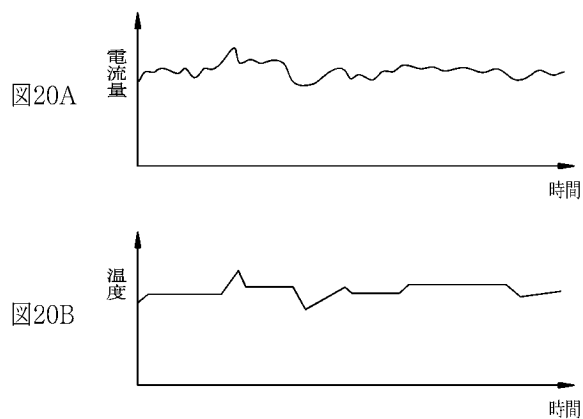
【図 18】



【図 19】



【図 20】



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 (2006.01)	G 0 2 B 23/24	A
	G 0 2 B 23/24	B
	G 0 2 B 23/26	B
	H 0 4 N 7/18	M

专利名称(译)	处理器装置，其操作方法和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019041946A	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	JP2017166388	申请日	2017-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	三島 崇弘		
发明人	三島 崇弘		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/06.610 A61B1/00.550 A61B1/06.612 A61B1/00.513 G02B23/24.A G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/WW15 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EE08 5C054/HA12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种处理器装置，其操作方法和内窥镜系统，该处理器装置能够适当地校正要观察的图像的色调变化而不会产生不协调感。处理器设备的图像处理单元获取观察目标的图像。此外，从温度传感器85-88获取每个LED70-73的温度TR-TV。推导单元102基于所获取的温度TR至TV，导出色调校正矩阵C，该色调校正矩阵C根据每个LED 70至73的温度变化校正由每种颜色光的波长波动引起的图像的色调变化。校正单元103基于导出的色调校正矩阵C执行校正。[选择图]图18

