

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6058235号
(P6058235)

(45) 発行日 平成29年1月11日(2017. 1. 11)

(24) 登録日 平成28年12月16日(2016. 12. 16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 H

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 3 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2016-550660 (P2016-550660)
 (86) (22) 出願日 平成28年2月2日(2016. 2. 2)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/053026
 審査請求日 平成28年8月5日(2016. 8. 5)
 (31) 優先権主張番号 特願2015-103087 (P2015-103087)
 (32) 優先日 平成27年5月20日(2015. 5. 20)
 (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 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 松井 泰憲
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内
 (72) 発明者 山下 真司
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内

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】

被写体を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、
 前記被写体に照明光を照射する照明部と、
 前記照明部からの照明光強度と照射時間を制御する調光部と、
 前記内視鏡に設けられ、前記被写体の所定位置に対してレーザー照射位置を確認するた
 めのエイミング用単色レーザー光を照射可能なレーザープローブを少なくとも挿通するた
 めの挿通チャンネルと、
 前記撮像素子から出力された撮像信号のゲインを制御するゲイン制御部と、
 前記エイミング用単色レーザー光を照射した際における前記被写体に係るハレーション
 を検知するハレーション検知部と、
 少なくとも前記調光部および前記ゲイン制御部を制御する制御部と、
 を備え、
 前記制御部は、前記ハレーション検知部において前記エイミング用単色レーザー光によ
 るハレーションが検知された場合、前記照明光を調光するよう前記調光部を制御すると共
 に、前記ゲインを制御するよう前記ゲイン制御部を制御する
 ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記制御部は、前記撮像信号のゲインを下げると共に前記照明光の明るさを上げるよう
 前記調光部と前記ゲイン制御部とを制御する

10

20

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】

前記制御部は、前記エイミング用単色レーザー光の同色成分の色ゲインを下げると共に、前記照明光であって少なくとも前記エイミング用単色レーザー光の波長を含む前記照明光の光量上げるよう前記調光部と前記ゲイン制御部とを制御する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システム、例えば、被写体の観察画像を画像信号として出力可能な撮像部を有するとともにレーザープローブを利用可能な内視鏡システムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来、医療用分野及び工業用分野においては、被検体を観察する撮像部を備えた内視鏡が広く用いられている。また、内視鏡に着脱自在に接続され、内視鏡に係る各種信号処理をビデオプロセッサと称する信号処理装置により担い、内視鏡システムを構成する技術も知られるところにある。

【0003】

一方、近年、泌尿器分野では腎臓内で生成された石が尿管または尿道に詰まる尿路結石に対し、内視鏡下での処置が行われるようになってきている。

20

【0004】

この内視鏡下での処置とは具体的に、たとえば、内視鏡の挿入部に形成された挿通チャンネルに YAG レーザー装置に接続されたレーザープローブを挿通し、その後たとえば尿管等に詰まった石に対して当該 YAG レーザーを照射することによりこれら石を砕いて採取する処置が知られている（日本国特開 2009 - 288682 号公報参照）。

【0005】

ところで上述した如きレーザープローブから照射される、いわゆる YAG レーザー等のレーザー光は不可視光であるため、碎石対象物の照射位置を確認しやすくするために、これら碎石照射用の YAG レーザーを照射する前に照射位置確認用の可視光レーザー（以下、エイミングレーザー）を照射することが行われている（日本国特開 2009 - 288682 号公報参照）。

30

【0006】

しかし、上述したエイミングレーザーの出力エネルギーが高い場合、モニター上の内視鏡画像ではエイミングレーザーのポイントがハレーションを起こして測定部位の視認性が悪化してしまうという問題があった。

【0007】

すなわち、エイミングレーザー光は狭帯域の強度の高い光であるため、エイミングレーザーに係る波長の光だけ出力レベルが極端に大きくなり、結果的にハレーションを起こしてしまう虞があった。

【0008】

40

ここで上述したハレーションを防止するためには、エイミングレーザー装置側の出力エネルギーの調節をすることが考えられるが、内視鏡システムに組み合わされるエイミングレーザー装置は複数の種類種別が存在することから、内視鏡装置側からエイミングレーザー装置側の出力エネルギーの調節をすることは困難であるのが現状である。

【0009】

また、電子シャッターを搭載していないイメージセンサを備える内視鏡においては、上述した如き状況で生じるハレーションの低減は困難である。

【0010】

上述した問題に対し従来、内視鏡先端部に搭載するイメージセンサのレンズ部分に配置された、赤外光をカットする光学フィルタ（IR カットフィルタ）の厚みを増すことで、

50

エイミングレーザー光のイメージセンサへの入射エネルギーを強く抑える対策を行っていた。

【 0 0 1 1 】

しかし、前記光学フィルタの厚みを増加させることは、内視鏡先端部におけるイメージセンサユニット部の長さ方向の増大に繋がってしまい、これにより、内視鏡先端部の湾曲角度が小さくなってしまい、製品スペックを悪化させてしまうという問題があった。

【 0 0 1 2 】

本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであって、イメージセンサユニット部の大きさを変えることなく、エイミングレーザーを照射する際の視認性を向上させることができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

10

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被写体を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、前記被写体に照明光を照射する照明部と、前記照明部からの照明光強度と照射時間を制御する調光部と、前記内視鏡に設けられ、前記被写体の所定位置に対してレーザー照射位置を確認するためのエイミング用単色レーザー光を照射可能なレーザープローブを少なくとも挿通するための挿通チャネルと、前記撮像素子から出力された撮像信号のゲインを制御するゲイン制御部と、前記エイミング用単色レーザー光を照射した際における前記被写体に係るハレーションを検知するハレーション検知部と、少なくとも前記調光部および前記ゲイン制御部を制御する制御部と、を備え、前記制御部は、前記ハレーション検知部において前記エイミング用単色レーザー光によるハレーションが検知された場合、前記照明光を調光するよう前記調光部を制御すると共に、前記ゲインを制御するよう前記ゲイン制御部を制御する。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムの概略構成を示す斜視図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施の形態にかか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。

30

【図 3】図 3 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置からレーザープローブを挿入した際の状態を示した要部斜視図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置に接続されたレーザープローブを挿入した際の要部の機能構成を示すブロック図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおける内視鏡挿入部の先端部の構成を示した要部拡大斜視図である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおけるエイミングレーザーハレーション検知部の制御作用を示したフローチャートである。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおける明るさ検知部の制御作用を示したフローチャートである。

40

【図 8】図 8 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置からレーザープローブを挿入した状態におけるエイミングレーザー照射時の R G B 信号出力レベルの一例を示した図である。

【図 9】図 9 は、本発明の第 2 の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置に接続されたレーザープローブを挿入した際の要部の機能構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 5 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

また、この実施の形態により、この発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。さらにまた、図面は、模式的なもの

50

であり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

【 0 0 1 6 】

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムの概略構成を示す斜視図であり、図 2 は、第 1 の実施の形態にかか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。

【 0 0 1 7 】

さらに、図 3 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置からレーザープローブを挿入した際の状態を示した要部斜視図であり、図 4 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置からレーザープローブを挿入した際の要部の機能構成を示すブロック図である。

10

【 0 0 1 8 】

図 1 および図 2 に示すように、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写体の体内画像を撮像し当該被写体像の画像信号を出力する内視鏡 2 と、内視鏡 2 から出力される画像信号に対して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ビデオプロセッサ 3 と、内視鏡 2 の先端から出射するための照明光を発生する光源装置 4 と、ビデオプロセッサ 3 において画像処理が施された画像を表示する表示装置 5 と、を備える。

【 0 0 1 9 】

20

また、図 3 および図 4 に示すように、本実施形態において内視鏡システム 1 における内視鏡 2 には、YAG レーザー光およびエミミング用単色レーザー光を生成するレーザー装置 6 に接続されたレーザープローブ 7 であって、前記 YAG レーザー光および前記エミミング用単色レーザー光を照射可能なレーザープローブ 7 が挿通されるようになっている。このレーザープローブ 7 については後に詳述する。

【 0 0 2 0 】

前記レーザー装置 6 は、被写体の所定位置に存する対象物を碎石するためのレーザー光を生成する YAG レーザー光源と、当該 YAG レーザーによるレーザー照射位置を確認するためのエミミング用単色レーザー光を生成するエミミングレーザー光源と、を備えるが、詳しくは後述する。

30

【 0 0 2 1 】

図 1 および図 2 に戻って、内視鏡 2 は、いわゆる膀胱腎盂ビデオスコープであって、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 から延出されビデオプロセッサ 3 および光源装置 4 と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。

【 0 0 2 2 】

挿入部 2 1 は、後述する撮像素子を内蔵した先端部 2 4 と、たとえばフッ素ゴムにより形成され上下 2 方向に湾曲自在な湾曲部 2 5 と、湾曲部 2 5 の基端側に接続され、たとえばフッ素樹脂により形成された可撓性を有する長尺状の軟性管部 2 6 と、を有する。

【 0 0 2 3 】

40

先端部 2 4 は、たとえばポリスルフォン等を用いて構成され、図 1、図 2 および図 5 に示すように、光源装置 4 が発生した光の導光路をなすライトガイド 2 4 1 と、ライトガイド 2 4 1 の先端に設けられた照明部である照明レンズ 2 4 2 と、当該照明レンズ 2 4 2 の先端側に配設された照明レンズ窓 2 4 b と、被写体像を集光する対物レンズ 2 4 a と、対物レンズ 2 4 a を含む対物光学系 2 4 3 と、対物光学系 2 4 3 の結像位置に設けられ、対物光学系 2 4 3 が集光した光を受光して電気信号に光電変換するとともに所定の信号処理を施す撮像装置としての撮像素子 2 4 4 と、上述したレーザープローブ 7 等の処置具が挿通される処置具チャンネル 2 4 7 と、当該処置具チャンネル 2 4 7 の先端開口部 2 4 c と、を有する。

【 0 0 2 4 】

50

図2を参照して、撮像素子244の電氣的な構成を説明する。

図2に示すように、撮像素子244は、対物光学系243からの光を光電変換して電気信号を画像情報として出力するセンサ部244a(撮像部)と、センサ部244aが出力した電気信号に対してノイズ除去およびA/D変換を行うアナログフロントエンド244b(以下、「AFE部244b」という)と、AFE部244bが出力したデジタル信号をパラレル/シリアル変換して外部に送信するP/S変換部244c(送信部)と、センサ部244aの駆動タイミング、AFE部244bおよびP/S変換部244cにおける各種信号処理のパルスを発生するタイミングジェネレータ244d(同期信号発生部)と、撮像素子244の動作を制御する制御部244eと、各種設定情報を記憶する記憶部244kと、を有する。

10

【0025】

撮像素子244は、本実施形態においては、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサ(CIS)を採用する。タイミングジェネレータ244dは、ビデオプロセッサ3から送信される各種駆動信号(同期信号)を受信する。

【0026】

センサ部244aは、光量に応じた電荷を蓄積するフォトダイオードおよびフォトダイオードが蓄積した電荷を増幅する増幅器をそれぞれ有する複数の画素が2次元マトリックス状に配設された受光部244fと、受光部244fの複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画像情報として読み出す読み出し部244gと、を有する。

20

【0027】

AFE部244bは、電気信号(アナログ)に含まれるノイズ成分を低減するノイズ低減部244hと、電気信号の増幅率(ゲイン)を調整して一定の出力レベルを維持するAGC(Auto Gain Control)部244iと、AGC部244iを介して出力された電気信号をA/D変換するA/D変換部244jと、を有する。ノイズ低減部244hは、たとえば相関二重サンプリング(Correlated Double Sampling)法を用いてノイズの低減を行う。

【0028】

制御部244eは、ビデオプロセッサ3から受信した設定データにしたがって、先端部24の各種動作を制御する。なお、制御部244eは、CPU等を用いて構成される。

30

【0029】

記憶部244kは、本実施形態においては、フラッシュメモリまたはDRAM(Dynamic Random Access Memory)等の半導体メモリを用いて実現され、ビデオプロセッサ3の識別情報および面順次式もしくは同時式の観察方式を示す観察情報(なお本実施形態においてビデオプロセッサ3は面順次の観察方式を採用)、撮像素子244の撮像速度(フレームレート)、およびセンサ部244aの任意の画素からの画素情報の読み出し速度またはシャッタ制御設定ならびにAFE部244bが読み出した画素情報の伝送制御情報等を記憶する。

【0030】

操作部22と先端部24との間には、ビデオプロセッサ3との間で電気信号の送受信を行う複数の信号線が束ねられた集合ケーブル245が接続され、操作部22とコネクタ部27の間には集合ケーブル224が接続されている。なお、複数の信号線には、撮像素子244が出力した画像信号をビデオプロセッサ3へ伝送する信号線およびビデオプロセッサ3が出力する制御信号を撮像素子244へ伝送する信号線等が含まれる。

40

【0031】

また、本実施形態において、電気信号の送受信には2本の信号線(差動信号線)を用いて一つの信号を伝送する方式(差動伝送)が用いられる。この差動伝送方式は、差動信号線間の電圧をそれぞれ正(+)および負(-、位相反転)とすることによって、各線にノイズが混入してもキャンセルできるため、シングルエンド信号に比べてノイズに強く、データの高速伝送が可能となる。

50

【 0 0 3 2 】

なお、上述した差動伝送は、ユニバーサルコード 2 3 または軟性管部 2 6 の長さが長い場合には用いられることが好ましいが、この長さが短い場合は、シングルエンド信号を用いるシングルエンド信号伝送であっても適用可能である。

【 0 0 3 3 】

図 1 に戻って、操作部 2 2 は、湾曲部 2 5 を上下方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 1 と、少なくともレーザープローブ 7 等の処理具を挿入する処置具挿入部 2 2 2 と、送気手段または送水手段等の切り替えを行う信号、並びにビデオプロセッサ 3 または光源装置 4 の設定を入力する複数の入力スイッチを備えるスイッチ 2 2 3 と、を有する。

【 0 0 3 4 】

本実施形態においては、レーザープローブ 7 が処置具挿入部 2 2 2 から挿入された際、当該レーザープローブ 7 は、先端部 2 4 の処置具チャンネル 2 4 7 を経由して先端部 2 4 の先端開口部 2 4 c から先端部 7 a が表出するようになっている。

【 0 0 3 5 】

一方、本実施形態においては、コネクタ部 2 7 から先端部 2 4 に信号を伝送する場合においては、ユニバーサルコード 2 3 で信号を中継して、差動信号をシングルエンド信号に変換する回路を配設する。

【 0 0 3 6 】

ここで差動信号を先端部 2 4 まで伝送させる場合、この差動信号からシングルエンド信号に変換する変換回路を差動バッファとしてもよいし、先端部 2 4 からコネクタ部 2 7 に伝送する差動信号を一度操作部 2 2 で中継し、差動バッファを配置するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

なお、例えば、ユニバーサルコード 2 3 内の差動の信号伝達にはツイナックス線、挿入部 2 1 内のシングルエンド信号伝送には同軸線を適用するというように、挿入部 2 1 およびユニバーサルコード 2 3 でそれぞれの伝送に適した撮像ケーブルで構成することが好ましい。

【 0 0 3 8 】

ユニバーサルコード 2 3 は、ライトガイド 2 4 1 と、集合ケーブル 2 2 4 と、を少なくとも内蔵している。ユニバーサルコード 2 3 は、光源装置 4 に着脱自在なコネクタ部 2 7 (図 1 を参照) を有する。

【 0 0 3 9 】

コネクタ部 2 7 は、コイル状のコイルケーブル 2 7 a が延設し、コイルケーブル 2 7 a の延出端にビデオプロセッサ 3 と着脱自在な電気コネクタ部 2 8 を有する。

【 0 0 4 0 】

このコネクタ部 2 7 は、内部に内視鏡 2 の制御を行う制御部 2 7 1 と、FPGA (Field Programmable Gate Array) 2 7 2 と、内視鏡 2 の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号 (例えば、68MHz のクロック) を生成する基準クロック生成部 2 7 3 と、コンフィグレーションデータを記録する第 1 EEPROM 2 7 4 と、撮像情報を含む内視鏡固有データを記録する第 2 EEPROM 2 7 5 と、を有する。

【 0 0 4 1 】

つぎに、ビデオプロセッサ 3 の構成について説明する。

ビデオプロセッサ 3 は、S/P 変換部 3 0 1 と、画像処理部 3 0 2 と、明るさ検出部 3 0 3 と、調光部 3 0 4 と、読出アドレス設定部 3 0 5 と、駆動信号生成部 3 0 6 と、入力部 3 0 7 と、記憶部 3 0 8 と、制御部 3 0 9 と、基準クロック生成部 3 1 0 と、エイミングレーザハレーション検知部 3 1 1 と、を備えて構成される。

【 0 0 4 2 】

なお、本実施の形態では、ビデオプロセッサ 3 として面順次を採用する構成を例に説明するが、本発明は同時式であっても適用することができる (同時式については第 2 の実施形態参照)。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

S / P 変換部 3 0 1 は、当該ビデオプロセッサ 3 に内視鏡 2 が接続された際、内視鏡 2 から出力された画像信号（デジタル信号）をシリアル / パラレル変換する。

【 0 0 4 4 】

画像処理部 3 0 2 は、S / P 変換部 3 0 1 から出力されたパラレル形態の画像信号に所定の画像処理を施し、表示装置 5 が表示する体内画像を生成する。また、画像処理部 3 0 2 は、同時化部 3 0 2 a と、ホワイトバランス（WB）調整部 3 0 2 b と、ゲイン制御部であるゲイン調整部 3 0 2 c と、 γ 補正部 3 0 2 d と、D / A 変換部 3 0 2 e と、フォーマット変更部 3 0 2 f と、サンプル用メモリ 3 0 2 g と、静止画像用メモリ 3 0 2 h と、を有する。

10

【 0 0 4 5 】

同時化部 3 0 2 a は、画素情報として入力された画像信号を、画素ごとに設けられた 3 つのメモリ（図示せず）に入力し、読み出し部 2 4 4 g が読み出した受光部 2 4 4 f の画素のアドレスに対応させて、各メモリの値を順次更新しながら保持するとともに、これら 3 つのメモリの画像信号を RGB 画像信号として同時化する。

【 0 0 4 6 】

また、同時化部 3 0 2 a は、同時化した RGB 画像信号をホワイトバランス調整部 3 0 2 b へ順次出力するとともに、一部の RGB 画像信号を、明るさ検出などの画像解析用としてサンプル用メモリ 3 0 2 g へ出力する。

【 0 0 4 7 】

ホワイトバランス調整部 3 0 2 b は、RGB 画像信号のホワイトバランスを自動的に調整する。具体的には、ホワイトバランス調整部 3 0 2 b は、RGB 画像信号に含まれる色温度に基づいて、RGB 画像信号のホワイトバランスを自動的に調整する。

20

【 0 0 4 8 】

ゲイン調整部 3 0 2 c は、RGB 画像信号のゲイン調整を行う。ゲイン調整部 3 0 2 c は、ゲイン調整を行った RGB 信号を γ 補正部 3 0 2 d へ出力するとともに、一部の RGB 画像信号を、静止画像表示用として静止画像用メモリ 3 0 2 h へ出力する。なお、詳細については後述する。

【 0 0 4 9 】

γ 補正部 3 0 2 d は、表示装置 5 に対応させて RGB 画像信号の階調補正（ γ 補正）を行う。

30

【 0 0 5 0 】

D / A 変換部 3 0 2 e は、 γ 補正部 3 0 2 d が出力した画像信号をアナログ信号に変換する。

【 0 0 5 1 】

フォーマット変更部 3 0 2 f は、アナログ信号に変換された画像信号をハイビジョン方式等の動画用のファイルフォーマットに変更して表示装置 5 に出力する。

【 0 0 5 2 】

< エイミングレーザー照射の際のハレーション検知機能 >

次に、ビデオプロセッサ 3 における、エイミングレーザー照射の際のハレーション検知機能に係る構成について説明する。

40

【 0 0 5 3 】

エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 は、本発明を特徴づける回路であって、内視鏡 2 における挿通チャンネル 2 4 7 に挿通されたレーザープローブ 7 からエイミングレーザーを照射した際における被写体のハレーションを検知する回路である。

【 0 0 5 4 】

またエイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 は、制御部 3 0 9 から出力されるタイミング制御信号に基づいて、同時化部 3 0 2 a において同時化される前の RGB 画像信号をそれぞれ内部のメモリに保持するようになっている。

【 0 0 5 5 】

50

ここで、前記エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 における内部メモリに保持された R G B 画像信号のうち、“R”の信号レベルを“Rs”、“G”の信号レベルを“Gs”、“B”の信号レベル“Bs”とすると、エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 は、“Rs”と“Gs”との輝度レベル比率である“Rs/Gs”と、“Rs”と“Bs”との輝度レベル比率である“Rs/Bs”とから、“R”単色のエイミングレーザーによるハレーションを検出するようになっている。

【0056】

すなわち、まず、輝度レベルがモニター画面上でハレーションを引き起こす R の信号レベル“Rs”の規定レベル値を“Rs_full”とし、エイミングレーザー光として認識する輝度レベル比率“Rs/Gs”および“Rs/Bs”の規定レベル値をそれぞれ、“RGaim_ratio”、“RBaim_ratio”とする。

10

【0057】

なお、前記規定レベル値“Rs_full”、“RGaim_ratio”、“RBaim_ratio”は、内視鏡システムごとの光源光量または撮像信号ゲインによって定まる特定の値であり、本実施形態においては、制御部 3 0 9 内においてパラメータとして保持（図示せず）するようになっている。

【0058】

そしてエイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 は、R G B 画像信号の R 信号レベル“Rs”並びに輝度レベル比率“Rs/Gs”および“Rs/Bs”が、いずれも上述した規定レベル値を超えた場合にはエイミングレーザー光によるハレーションとして検知し、エイミングレーザーによるハレーション情報を明るさ検出部 3 0 3 に出力する。

20

【0059】

<エイミングレーザー照射の際の明るさ制御機能>

次に、ビデオプロセッサ 3 における、エイミングレーザー照射の際の明るさ制御機能に係る構成について説明する。

【0060】

明るさ検出部 3 0 3 は、サンプル用メモリ 3 0 2 g が保持する R G B 画像信号から、各画素に対応する明るさレベルを検出し、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制御部 3 0 9 へ出力する。

【0061】

30

また、明るさ検出部 3 0 3 は、制御部 3 0 9 の制御下に、検出した明るさレベルをもとに目標の明るさとなるようにホワイトバランス調整値、ゲイン調整値および光照射量値を算出し、ホワイトバランス調整値をホワイトバランス調整部 3 0 2 b へ、ゲイン調整値をゲイン調整部 3 0 2 c へ、光照射量値を調光部 3 0 4 へ出力する。

【0062】

ここで制御部 3 0 9 の制御下における明るさ検出部 3 0 3 によるゲイン調整値および光照射量値の出力制御は、光照射量値を優先する。そして、制御部 3 0 9 の制御下に明るさ検出部 3 0 3 は、明るさが足りない場合には光照射量値を上げるように制御し、それでも明るさの目標値に達しない場合にはゲイン調整値を上げるように制御する。

【0063】

40

また、本実施形態において明るさ検出部 3 0 3 は、エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 からのハレーション情報に基づいて、調光動作におけるゲイン調整値と光照射量値との比率を変更して動作させるように制御する。

【0064】

すなわち、エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 がハレーションを検知した場合には、明るさ検出部 3 0 3 は制御部 3 0 9 の制御下に、エイミングレーザーハレーションのレベルが一定のレベルに下がるまでゲイン調整部 3 0 2 c のゲインを下げる（状況によっては負方向ゲインを掛ける）ようにゲイン調整値の出力を制御すると共に、調光部 3 0 4 へ出力する光照射量値を上げることで、表示画像の明るさが目標のレベルになるように制御する。

50

【 0 0 6 5 】

さらに明るさ検出部 3 0 3 は、エイミングレーザーハレーションレベルが規定値以下の場合には上述した制御は行わず（ゲイン調整部 3 0 2 c のゲインは正方向ゲイン）、明るさが目標レベルに達するようにゲイン調整部 3 0 2 c のゲイン調整値と調光部 3 0 4 の光照射量との制御を行う。

【 0 0 6 6 】

また調光部 3 0 4 は、制御部 3 0 9 の制御下において、明るさ検出部 3 0 3 が算出した光照射量値に基づいて光源装置 4 が発生する光の種別、光量、発光タイミング等を設定し、この設定した条件を含む光源同期信号を光源装置 4 へ送信する。

【 0 0 6 7 】

また読出アドレス設定部 3 0 5 は、制御部 3 0 9 の制御下において、センサ部 2 4 4 a の受光面における読み出し対象の画素および読み出し順序を、内視鏡 2 における制御部 2 7 1 と通信することにより設定する機能を有する。このとき内視鏡 2 における制御部 2 7 1 は、第 2 E E P R O M 2 7 5 に格納されているセンサ部 2 2 4 a の種類情報を読み出し、ビデオプロセッサ 3 へ送信する。

【 0 0 6 8 】

また、読出アドレス設定部 3 0 5 は、A F E 部 2 4 4 b が読み出すセンサ部 2 4 4 a の画素のアドレスを設定する機能を有する。そして、読出アドレス設定部 3 0 5 は、設定した読み出し対象の画素のアドレス情報を同時化部 3 0 2 a へ出力する。

【 0 0 6 9 】

駆動信号生成部 3 0 6 は、内視鏡 2 を駆動するための駆動用のタイミング信号（水平同期信号（H D）および垂直同期信号（V D））を生成し、F P G A 2 7 2、集合ケーブル 2 2 4、2 4 5 に含まれる所定の信号線を介してタイミングジェネレータ 2 4 4 d（撮像素子 2 4 4）へ送信する。このタイミング信号は、読み出し対象の画素のアドレス情報を含む。

【 0 0 7 0 】

また、駆動信号生成部 3 0 6 は、内視鏡 2 からビデオプロセッサ 3 に送信される電気信号の送信制御を行なうためのスタンバイ信号を生成する。ここで、スタンバイ信号は、P / S 変換部 2 4 4 c による電気信号（画像情報）の F P G A 2 7 2 側への送信を送信状態または停止状態（スタンバイ状態）のいずれかに設定する信号である。

【 0 0 7 1 】

入力部 3 0 7 は、フロントパネルまたはキーボードにより設定されるフリーズ、リリース等の内視鏡システム 1 の動作を指示する動作指示信号の入力を受け付ける。

【 0 0 7 2 】

記憶部 3 0 8 は、フラッシュメモリまたは D R A M（Dynamic Random Access Memory）等の半導体メモリを用いて実現される。記憶部 3 0 8 は、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラム、および内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記憶する。

【 0 0 7 3 】

また、記憶部 3 0 8 は、ビデオプロセッサ 3 の識別情報および観察情報を記憶する。ここで、識別情報には、ビデオプロセッサ 3 の固有情報（I D）、年式、制御部 3 0 9 のスペック情報および伝送レート情報が含まれる。

【 0 0 7 4 】

制御部 3 0 9 は、C P U 等を用いて構成され、ビデオプロセッサ 3（特にエイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1）、内視鏡 2 および光源装置 4 を含む各構成部の駆動制御、および各構成部に対する情報の入出力制御等を行う。

【 0 0 7 5 】

また制御部 3 0 9 は、撮像制御のための設定データを、ビデオプロセッサ 3 に接続された内視鏡 2 におけるコネクタ部 2 7 の F P G A 2 7 2 に送信し、撮像素子 2 4 4 に必要な信号およびデータを集合ケーブル 2 2 4、2 4 5 に含まれる所定の信号線を介して制御部

10

20

30

40

50

2 4 4 e に送信する。

【 0 0 7 6 】

基準クロック生成部 3 1 0 は、内視鏡システム 1 の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号を生成し、内視鏡システム 1 の各構成部に対して生成した基準クロック信号を供給する。

【 0 0 7 7 】

つぎに、光源装置 4 の構成について説明する。

光源装置 4 は、光源 4 1 と、光源ドライバ 4 2 と、回転フィルタ 4 3 と、駆動部 4 4 と、駆動ドライバ 4 5 と、光源制御部 4 6 と、を備える。

【 0 0 7 8 】

光源 4 1 は、白色 L E D (Light Emitting Diode) またはキセノンランプ等を用いて構成され、光源制御部 4 6 の制御のもと、白色光を発生する。

【 0 0 7 9 】

光源ドライバ 4 2 は、光源 4 1 に対して光源制御部 4 6 の制御のもとで電流を供給することにより、光源 4 1 に白色光を発生させる。光源 4 1 が発生した光は、回転フィルタ 4 3 および集光レンズ (図示せず) および前記ライトガイド 2 4 1 を経由して先端部 2 4 の照明レンズ窓 2 4 b から照射される。

【 0 0 8 0 】

回転フィルタ 4 3 は、光源 4 1 が発した白色光の光路上に配置され、回転することにより光源 4 1 が発する白色光を所定の波長帯域を有する光のみを透過させる。具体的には、回転フィルタ 4 3 は、赤色光 (R)、緑色光 (G) および青色光 (B) のそれぞれの波長帯域を有する光を透過させる赤色フィルタ 4 3 1、緑色フィルタ 4 3 2 および青色フィルタ 4 3 3 を有する。

【 0 0 8 1 】

回転フィルタ 4 3 は、回転することにより、赤、緑および青の波長帯域 (例えば、赤 : 6 0 0 n m ~ 8 0 0 n m、緑 : 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m、青 : 4 0 0 n m ~ 5 0 0 n m) を有する光を順次透過させる。これにより、光源 4 1 が発する白色光は、狭帯域化した赤色光、緑色光および青色光のいずれかの光を内視鏡 2 に順次出射することができる。

【 0 0 8 2 】

駆動部 4 4 は、ステッピングモータや D C モータ等を用いて構成され、ビデオプロセッサ 3 から送信される同期信号を基準として回転フィルタ 4 3 を回転動作させる。駆動ドライバ 4 5 は、光源制御部 4 6 の制御のもと、駆動部 4 4 に所定の電流を供給する。

【 0 0 8 3 】

光源制御部 4 6 は、調光部 3 0 4 から送信された調光信号に従って光源 4 1 に供給する電流量を制御する。

【 0 0 8 4 】

また、光源制御部 4 6 は、制御部 3 0 9 の制御下において、駆動ドライバ 4 5 を介して駆動部 4 4 を駆動することにより、回転フィルタ 4 3 を回転させる。

【 0 0 8 5 】

表示装置 5 は、映像ケーブルを介してビデオプロセッサ 3 が生成した体内画像をビデオプロセッサ 3 から受信して表示する機能を有する。表示装置 5 は、液晶または有機 E L (Electro Lumines cence) 等を用いて構成される。

【 0 0 8 6 】

次に、レーザー装置 6 について説明する。

図 3 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置からレーザープローブを挿入した際の状態を示した要部斜視図であり、図 4 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置に接続されたレーザープローブを挿入した際の要部の機能構成を示すブロック図である。

【 0 0 8 7 】

図 3 および図 4 に示すように、本実施形態において内視鏡システム 1 における内視鏡 2

10

20

30

40

50

には、上述したように、レーザー装置 6 に接続されたレーザープローブ 7 が挿通されるようになっている。

【0088】

前記レーザー装置 6 は、図 4 に示すように、被写体の所定位置に存する対象物を砕石するためのレーザー光を生成する YAG レーザー光源 6 2 と、当該 YAG レーザーによるレーザー照射位置を確認するためのエイミング用単色レーザー光（以下、エイミングレーザー光）を生成するエイミングレーザー光源 6 1 と、を備える。

【0089】

また、レーザー装置 6 は、前記 YAG レーザー光源 6 2 から出力された YAG レーザー光の光路上に配設されたターニングミラー 6 7 と、前記エイミングレーザー光源 6 1 から出力されたエイミングレーザー光の光路上に配設されたターニングミラー 6 6 と、前記 YAG レーザー光または前記エイミングレーザー光を選択的に照射するフォーカシングレンズ 6 5 と、前記 YAG レーザー光源 6 2、エイミングレーザー光源 6 1、ターニングミラー 6 6 およびターニングミラー 6 7 を制御する制御部 6 3 と、制御部 6 3 に対してレーザー光の切替操作等の所定の入力情報を提供する入力部 6 4 と、を備える。

【0090】

そしてレーザー装置 6 においては、入力部 6 4 からの切替操作指示に応じた制御部 6 3 により、YAG レーザー光源 6 2 からの YAG レーザー光の出力と、エイミングレーザー光源 6 1 からのエイミングレーザー光の出力が切り替えられるようになっている。

【0091】

レーザープローブ 7 は、その基端側においてレーザー装置 6 に接続可能であって、先端側は内視鏡 2 における処置具挿入部 2 2 2 から挿入され、先端部 2 4 の処置具チャンネル 2 4 7 を経由して先端部 2 4 の先端開口部 2 4 c から先端部 7 a が表出するようになっている。

【0092】

また、レーザー装置 6 における制御部 6 3 に制御され、YAG レーザー光またはエイミング用単色レーザー光が照射可能となっている。

【0093】

次に、本実施形態におけるエイミングレーザー照射の際のハレーション検知手法について説明する。

【0094】

図 6 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおけるエイミングレーザーハレーション検知部の制御作用を示したフローチャートであり、図 7 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおける明るさ検知部の制御作用を示したフローチャートである。

【0095】

エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 は、まず、制御部 3 0 9 から出力されるタイミング制御信号に基づいて、同時化部 3 0 2 a において同時化される前の RGB 画像信号をそれぞれ内部のメモリに保持する。

【0096】

そして、エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 は、図 6 に示すように、前記内部メモリに保持された RGB 画像信号のうち、R の信号レベル “Rs” が規定レベル値 “Rs_full” に達しているか否かを検出する（ステップ S 1）。

【0097】

このステップ S 1 において、R の信号レベル “Rs” が規定レベル値 “Rs_full” に達していなければ、エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 は、エイミングレーザーハレーションは生じていないと判定する（ステップ S 4）。

【0098】

一方、ステップ S 1 において、R の信号レベル “Rs” が規定レベル値 “Rs_full” に達している場合は、エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 は、エイミングレーザーハレーションが生じている可能性があるとして、次に、“Rs” と “Gs” との輝度レベル比

率である“Rs/Gs”と、規定レベル値“RGaim_ratio”とを比較する（ステップS2）。

【0099】

ここで、輝度レベル比率“Rs/Gs”が規定レベル値“RGaim_ratio”未満であるときは、エイミングレーザーハレーション検知部311は、エイミングレーザーハレーションは生じていないと判定する（ステップS4）。

【0100】

一方、ステップS2において、輝度レベル比率“Rs/Gs”が規定レベル値“RGaim_ratio”以上である場合は、エイミングレーザーハレーション検知部311は、次に、“Rs”と“Bs”との輝度レベル比率である“Rs/Bs”と、規定レベル値“RBaim_ratio”とを比較する（ステップS3）。

10

【0101】

ここで、エイミングレーザーハレーション検知部311は、輝度レベル比率“Rs/Bs”が規定レベル値“RBaim_ratio”未満であるときは、エイミングレーザーハレーションは生じていないと判定し（ステップS4）、一方、輝度レベル比率“Rs/Bs”が規定レベル値“RBaim_ratio”以上であるときは、エイミングレーザーハレーションが生じていると判定する（ステップS5）。

【0102】

このとき、同時化部302aにおいて同時化される前のRGB画像信号の出力レベルは、図8に示すように、エイミングレーザーに係る狭帯域のR波長の光の信号出力レベルだけが極端に大きくなり、結果的にハレーションを起こしている。

20

【0103】

そしてエイミングレーザーハレーション検知部311は、エイミングレーザー光によるハレーションを検知すると、エイミングレーザーによるハレーション情報を明るさ検出部303に出力する。

【0104】

次に、本実施形態における明るさ検出部303による調光制御、特に、エイミングレーザーハレーションを検知した後の調光制御について説明する。

【0105】

図7は、第1の実施の形態にかかる内視鏡システムにおける明るさ検出部の制御作用を示したフローチャートである。

30

【0106】

まず、本実施形態において明るさ検出部303は、サンプル用メモリ302gが保持するRGB画像信号から、各画素に対応する明るさレベルを検出し、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制御部309へ出力する。

【0107】

そして明るさ検出部303は、制御部309の制御下に、検出した明るさレベルをもとに目標の明るさとなるようにホワイトバランス調整値、ゲイン調整値および光照射量値を算出し、ホワイトバランス調整値をホワイトバランス調整部302bへ、ゲイン調整値をゲイン調整部302cへ、光照射量値を調光部304へ出力する。

【0108】

ここで制御部309の制御下における明るさ検出部303によるゲイン調整値および光照射量値の出力制御は、通常時においては、光照射量値を優先するように設定されている。

40

【0109】

すなわち、制御部309の制御下に明るさ検出部303は、明るさが足りない場合には光照射量値を上げるように制御し、それでも明るさの目標値に達しない場合にはゲイン調整値を上げるように制御するようになっている。

【0110】

一方、本実施形態において明るさ検出部303は、エイミングレーザーハレーション検知部311からのハレーション情報に基づいて、調光動作におけるゲイン調整値と光照射

50

量値との比率を変更して動作させるように制御するようになっている。

【0111】

すなわち、図7に示すように、エイミングレーザーハレーション検知部311がハレーションを検知した場合には（ステップS11）、エイミングレーザーハレーションのレベルが一定のレベルに下がるまで、まず、ゲイン調整部302cのゲイン値を下げるようにゲイン調整値の出力を制御する（ステップS15）。なお、このステップS15においては、状況によっては負方向ゲインを掛ける。

【0112】

このステップS15におけるゲイン調整値の減少は、エイミングレーザーハレーション検知部311がハレーションを検知しない状態になるまで続けられる（ステップS16）。

10

【0113】

そして、ステップS15、16において、ゲイン調整値の調整によりエイミングレーザーハレーションのレベルが一定のレベルに下がると、明るさ検出部303は制御部309の制御下に、調光部304へ出力する光照射量値を上げるよう制御する（ステップS17）。

【0114】

このステップS17における光照射量値の調整は、表示画像の明るさが目標の輝度レベルに達するまで続けられる（ステップS18）。

【0115】

20

一方、ステップS11において、エイミングレーザーハレーション検知部311によりハレーションが検知されない場合には（ステップS11）、明るさ検出部303は制御部309の制御下に、通常の調光制御を行うようになっている（ステップS12～ステップS14）。

【0116】

ここで本実施形態においては、上述したエイミングレーザーハレーションレベルが規定値以下の場合の通常の調光制御においては、明るさ検出部303は、上述した制御は行わず（ゲイン調整部302cのゲインは正方向ゲイン）、明るさが目標レベルに達するようにゲイン調整部302cのゲイン調整値と調光部304の光照射量との制御を行う。

【0117】

30

すなわち、明るさ検出部303によるゲイン調整値および光照射量値の出力制御は、光照射量値を優先し、明るさが足りない場合には光照射量値を上げるように制御し（ステップS12）、それでも明るさの目標値に達しない場合にはゲイン調整値を上げるように制御する（ステップS13）。

【0118】

そして、明るさ検出部303は、ホワイトバランス調整値、ホワイトバランス調整部、および光照射量を調光部304へ出力する。

以上説明したように、本第1の実施形態の内視鏡システムによると、イメージセンサのレンズ部分に搭載する光学フィルタ（IRカットフィルタ）の厚みを増すことなく、エイミングレーザー光のイメージセンサへの入射エネルギーを強く抑えることができ、すなわち、イメージセンサユニット部の大きさを変えることなく、エイミングレーザーを照射する際の視認性を向上させることができるという効果を奏する。

40

【0119】

<第2の実施形態>

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

上述した第1の実施形態の内視鏡システム1はいわゆる面順次式の観察方式を採用するが、本第2の実施形態の内視鏡システム101は、同時式の観察方式を採用する。

【0120】

図9は、本発明の第2の実施の形態にかかる内視鏡システムにレーザー装置に接続されたレーザープローブを挿入した際の要部の機能構成を示すブロック図である。

50

【 0 1 2 1 】

本第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 0 1 は、その基本的な構成は第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 と同様である。したがって、ここでは第 1 の実施形態との差異のみの説明にとどめ、共通する部分の説明については省略する。

【 0 1 2 2 】

図 9 に示すように、本第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 0 1 は、第 1 の実施形態と同様に、被検体の体腔内に先端部を挿入することによって被写体の体内画像を撮像し当該被写体像の画像信号を出力する内視鏡 1 0 2 と、内視鏡 1 0 2 から出力される画像信号に対して所定の画像処理を施すとともに内視鏡システム 1 0 1 全体の動作を統括的に制御するビデオプロセッサ 1 0 3 と、内視鏡 1 0 2 の先端から出射するための照明光を発生する光源装置 1 0 4 と、ビデオプロセッサ 1 0 3 において画像処理が施された画像を表示する表示装置 5 と、を備える。

10

【 0 1 2 3 】

また、第 2 の実施形態においても、内視鏡 1 0 2 には、Y A G レーザー光およびエイミング用単色レーザー光を生成するレーザー装置 6 に接続されたレーザープローブ 7 であって、前記 Y A G レーザー光および前記エイミング用単色レーザー光を照射可能なレーザープローブ 7 が挿通されるようになっている。

【 0 1 2 4 】

そして、本第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 0 1 は、上述したように同時式の観察方式を採用し、内視鏡 1 0 2 の撮像素子 2 4 4 における受光部 2 4 4 f には、各画素に対応する R G B 3 原色のカラーフィルタ（図示せず）が配設されている。

20

【 0 1 2 5 】

また、光源装置 1 0 4 は、第 1 の実施形態における光源装置 4 とは異なり、光源 4 1、光源ドライバ 4 2 および光源制御部 4 6 を備えて構成される。

【 0 1 2 6 】

そして、光源 4 1 は、白色 L E D（Light Emitting Diode）またはキセノンランプ等を用いて構成され、光源制御部 4 6 の制御のもと、白色光を発生する。また、光源ドライバ 4 2 は、光源 4 1 に対して光源制御部 4 6 の制御のもとで電流を供給することにより、光源 4 1 に白色光を発生させる。光源 4 1 が発生した光は、集光レンズ（図示せず）およびライトガイド 2 4 1 を経由して先端部 2 4 の先端から照射される。

30

【 0 1 2 7 】

光源制御部 4 6 は、調光部 3 0 4 から送信された調光信号に従って光源 4 1 に供給する電流量を制御する。

【 0 1 2 8 】

また、第 2 の実施形態においてビデオプロセッサ 1 0 3 は、第 1 の実施形態と同様に、S / P 変換部 3 0 1 と、画像処理部 3 0 2 と、明るさ検出部 3 0 3 と、調光部 3 0 4 と、読出アドレス設定部 3 0 5 と、駆動信号生成部 3 0 6 と、入力部 3 0 7 と、記憶部 3 0 8 と、制御部 3 0 9 と、基準クロック生成部 3 1 0 と、エイミングレーザーハレーション検知部 3 1 1 と、を備えて構成される。

【 0 1 2 9 】

40

また、画像処理部 3 0 2 は、第 1 の実施形態と同様に、S / P 変換部 3 0 1 から出力されたパラレル形態の画像信号に所定の画像処理を施し、表示装置 5 が表示する体内画像を生成する。また、画像処理部 3 0 2 は、同時化部 3 0 2 a と、ホワイトバランス（W B）調整部 3 0 2 b と、ゲイン調整部 3 0 2 c と、γ 補正部 3 0 2 d と、D / A 変換部 3 0 2 e と、フォーマット変更部 3 0 2 f と、サンプル用メモリ 3 0 2 g と、静止画像用メモリ 3 0 2 h と、を有する。

【 0 1 3 0 】

同時化部 3 0 2 a は、本第 2 の実施形態においては、上述した撮像素子 2 4 4 における前記カラーフィルタを介して画素情報として入力された画像信号を、画素ごとに設けられた 3 つのメモリ（図示せず）に入力し、読み出し部 2 4 4 g が読み出した受光部 2 4 4 f

50

の画素のアドレスに対応させて、各メモリの値を順次更新しながら保持するとともに、これら３つのメモリの画像信号をRGB画像信号として同時化する。

【０１３１】

また、同時化部３０２aは、同時化したRGB画像信号をホワイトバランス調整部３０２bへ順次出力するとともに、一部のRGB画像信号を、明るさ検出などの画像解析用としてサンプル用メモリ３０２gへ出力する。

【０１３２】

ホワイトバランス調整部３０２b、ゲイン調整部３０２c、 γ 補正部３０２d、D/A変換部３０２e、フォーマット変更部３０２f、サンプル用メモリ３０２gおよび静止画像用メモリ３０２hについては、第１の実施形態と同様なので、ここでの説明は省略する。

10

【０１３３】

<エイミングレーザー照射の際のハレーション検知機能>

次に、ビデオプロセッサ１０３における、エイミングレーザー照射の際のハレーション検知機能に係る構成について説明する。

【０１３４】

エイミングレーザーハレーション検知部３１１は、第１の実施形態と同様に、内視鏡１０２における挿通チャネル２４７に挿通されたレーザープローブ７からエイミングレーザーを照射した際における被写体のハレーションを検知する回路である。

【０１３５】

またエイミングレーザーハレーション検知部３１１は、制御部３０９から出力されるタイミング制御信号と、上述した撮像素子２４４における前記カラーフィルタ配列とに基づいてRGB画像信号をそれぞれ内部のメモリに保持するようになっている。

20

【０１３６】

さらに、第１の実施形態と同様に、エイミングレーザーハレーション検知部３１１における内部メモリに保持されたRGB画像信号の信号レベルを、それぞれ“Rs”、“Gs”、“Bs”とし、輝度レベル比率“Rs/Gs”と“Rs/Bs”とから、R単色のエイミングレーザーによるハレーションを検出するようになっている。

【０１３７】

また、上記同様の規定レベル値“Rs_full”、“RGaim_ratio”、“RBaim_ratio”は、本第２の実施形態においても、制御部３０９内においてパラメータとして保持（図示せず）するようになっている。

30

【０１３８】

そしてエイミングレーザーハレーション検知部３１１は、RGB画像信号のR信号レベル“Rs”並びに輝度レベル比率“Rs/Gs”および“Rs/Bs”が、いずれも上述した規定レベル値を超えた場合にはエイミングレーザー光によるハレーションとして検知し、エイミングレーザーによるハレーション情報を明るさ検出部３０３に出力する。

【０１３９】

<エイミングレーザー照射の際の明るさ制御機能>

本第２の実施形態におけるビデオプロセッサ１０３における、エイミングレーザー照射の際の明るさ制御機能に係る構成については、第１の実施形態と同様であり、本第２の実施形態においても明るさ検出部３０３は、エイミングレーザーハレーション検知部３１１からのハレーション情報に基づいて、調光動作におけるゲイン調整値と光照射量値との比率を変更して動作させるように制御する。

40

【０１４０】

すなわち、エイミングレーザーハレーション検知部３１１がハレーションを検知した場合には、明るさ検出部３０３は制御部３０９の制御下に、エイミングレーザーハレーションのレベルが一定のレベルに下がるまでゲイン調整部３０２cのゲインを下げる（状況によっては負方向ゲインを掛ける）ようにゲイン調整値の出力を制御すると共に、調光部３０４へ出力する光照射量値を上げることで、表示画像の明るさが目標のレベルになるよう

50

に制御する。

【0141】

さらに明るさ検出部303は、エイミングレーザーハレーションレベルが規定値以下の場合には上述した制御は行わず（ゲイン調整部302cのゲインは正方向ゲイン）、明るさが目標レベルに達するようにゲイン調整部302cのゲイン調整値と調光部304の光照射量との制御を行う。

【0142】

また調光部304は、制御部309の制御下において、明るさ検出部303が算出した光照射量値に基づいて光源装置104が発生する光の光量等を設定し、この設定した条件を光源装置104へ送信する。

10

【0143】

制御部309は、CPU等を用いて構成され、ビデオプロセッサ103（特にエイミングレーザーハレーション検知部311）、内視鏡102および光源装置104を含む各構成部の駆動制御、および各構成部に対する情報の入出力制御等を行う。

【0144】

また制御部309は、撮像制御のための設定データを、ビデオプロセッサ103に接続された内視鏡102におけるコネクタ部27のFPGA272に送信し、撮像素子244に必要な信号およびデータを集合ケーブル224, 245に含まれる所定の信号線を介して制御部244eに送信する。

【0145】

20

その他のビデオプロセッサ103の構成、表示装置5、およびレーザー装置6等の構成は、第1の実施形態と同様であるので、ここでの説明は省略する。

【0146】

次に、本第2の実施形態におけるエイミングレーザー照射の際のハレーション検知手法およびエイミングレーザーハレーションを検知した後の調光制御について説明する。

【0147】

エイミングレーザーハレーション検知部311は、まず、制御部309から出力されるタイミング制御信号と、上述した撮像素子244における前記カラーフィルタ配列とに基づいてRGB画像信号をそれぞれ内部のメモリに保持する。

【0148】

30

その後エイミングレーザーハレーション検知部311は、第1の実施形態と同様に、前記内部メモリに保持されたRGB画像信号のうち、Rの信号レベル“Rs”が規定レベル値“Rs_full”に達しているか否かを検出し（図6のステップS1参照）、Rの信号レベル“Rs”が規定レベル値“Rs_full”に達し、かつ、輝度レベル比率“Rs/Gs”および“Rs/Bs”が、規定レベル値以上である場合は、エイミングレーザーハレーションが生じていると判定する（図6のステップS2、S3, S5参照）。

【0149】

そしてエイミングレーザーハレーション検知部311は、エイミングレーザー光によるハレーションを検知すると、エイミングレーザーによるハレーション情報を明るさ検出部303に出力し、エイミングレーザーハレーションのレベルが一定のレベルに下がるまで、ゲイン調整部302cのゲイン値を下げるようにゲイン調整値の出力を制御し（図7のステップS15、S16参照）、ゲイン調整値の調整によりエイミングレーザーハレーションのレベルが一定のレベルに下がると、明るさ検出部303は制御部309の制御下に、調光部304へ出力する光照射量値を上げるよう制御する（図7のステップS17参照）。

40

【0150】

このステップS17における光照射量値の調整は、表示画像の明るさが目標の輝度レベルに達するまで続けられる（図7のステップS18参照）。

【0151】

一方、エイミングレーザーハレーション検知部311によりハレーションが検知されな

50

い場合には、明るさ検出部 303 は制御部 309 の制御下に、通常の調光制御を行うようになっている（図 7 のステップ S12 ～ステップ S14 参照）。

【0152】

以上説明したように、本第 2 の実施形態の内視鏡システムによると、第 1 の実施形態と同様に、イメージセンサのレンズ部分に搭載する光学フィルタ（IR カットフィルタ）の厚みを増すことなく、エイミングレーザー光のイメージセンサへの入射エネルギーを強く抑えることができ、すなわち、イメージセンサユニット部の大きさを変えることなく、エイミングレーザーを照射する際の視認性を向上させることができるという効果を奏する。

【0153】

なお、上述したエイミングレーザーハレーション検知部 311 に係る機能は、上述した実施形態においてはビデオプロセッサ 3（103）に設けるものとしたがこれに限定されることなく、例えば内視鏡 2（102）における撮像素子 244、操作部 22 またはコネクタ部 27 に設ける構成も本発明に含まれる。

10

【0154】

さらに、上述した実施の形態では、本発明の実施形態として内視鏡システムの構成を例に挙げたが、本発明はこれに限らず、本発明は画像処理機能と有する他の撮像システムに対しても適用することができる。

【0155】

本発明は、上述した実施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。

20

【0156】

本発明によれば、イメージセンサユニット部の大きさを変えることなく、エイミングレーザーを照射する際の視認性を向上させることができる内視鏡システムを提供することができる。

【0157】

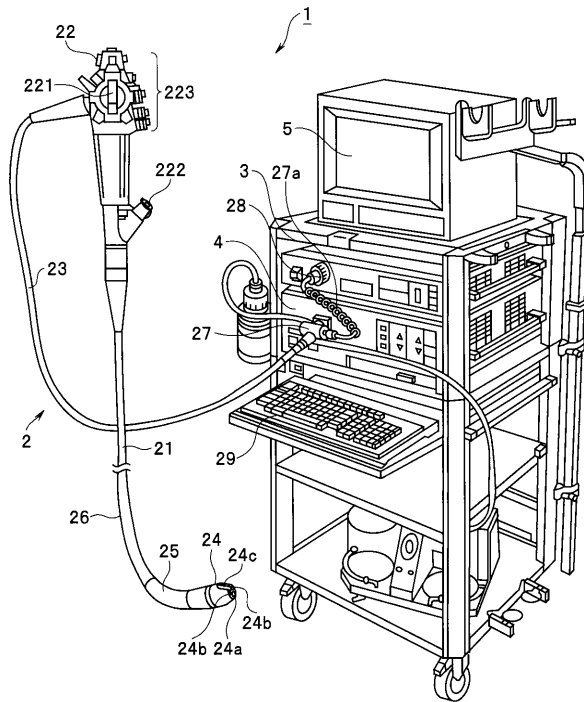
本出願は、2015 年 5 月 20 日に日本国に出願された特願 2015 - 103087 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

【要約】

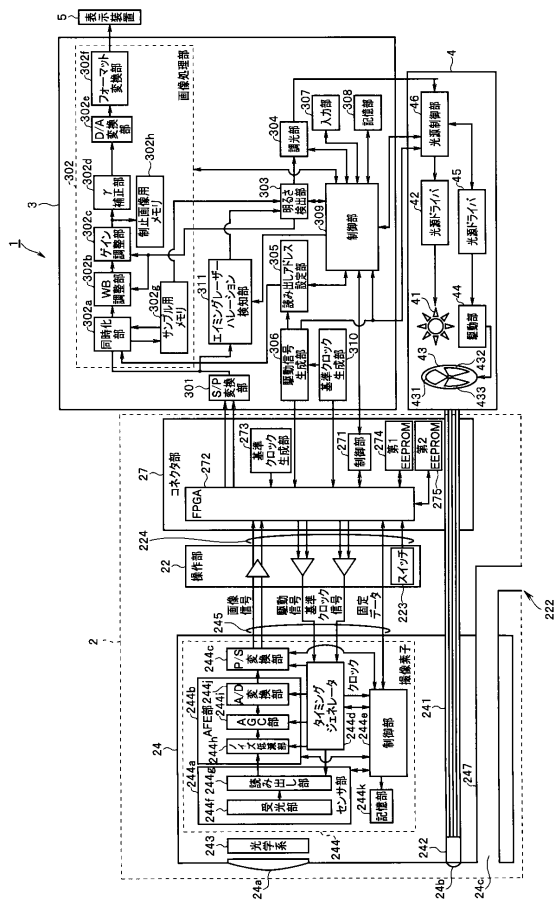
被写体を撮像する撮像素子 244 を有する内視鏡 2 と、照明部 242 からの照明光強度と照射時間を制御する調光部 304 と、エイミング用単色レーザー光を照射可能なレーザープローブ 7 を挿通する挿通チャネル 247 と、撮像素子 244 の撮像信号のゲインを制御するゲイン調整部 302c と、エイミング用単色レーザー光を照射した際における被写体に係るハレーションを検知するエイミングレーザーハレーション検知部 311 と、エイミング用単色レーザー光によるハレーションが検知された場合、調光部 304 とゲイン制御部 302c を制御する制御部 309 とを備える。

30

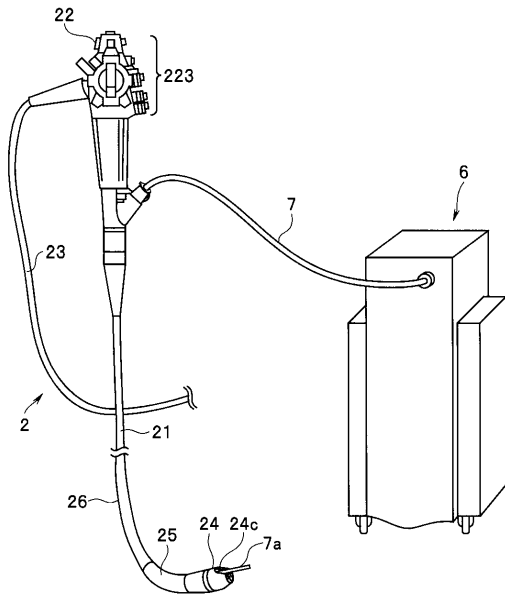
【図 1】



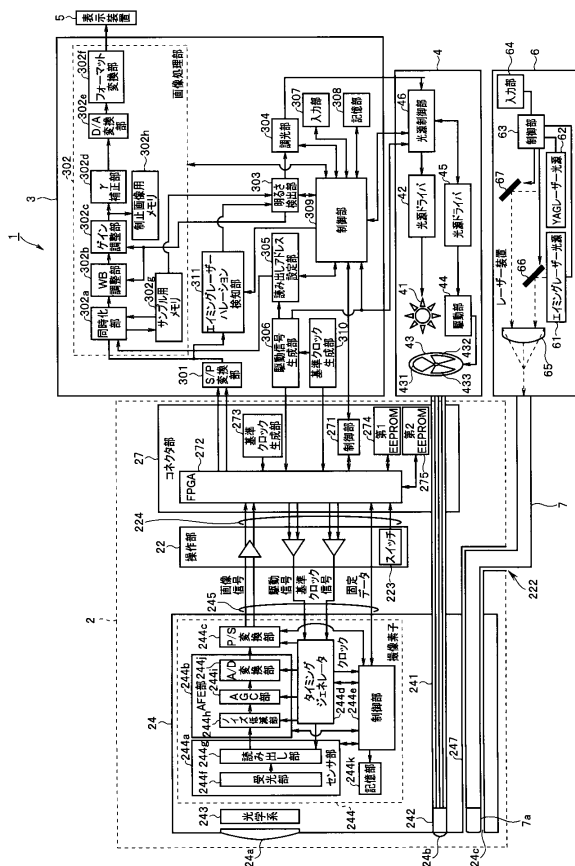
【図 2】



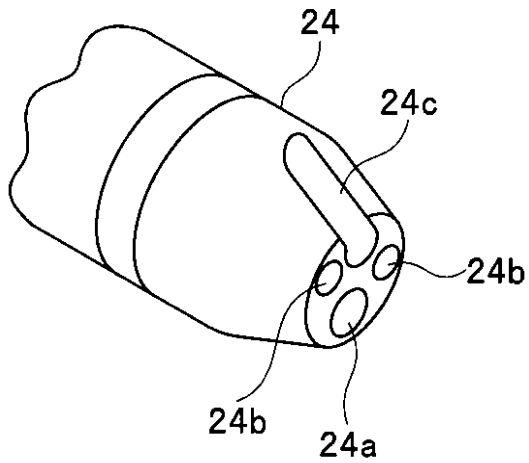
【図 3】



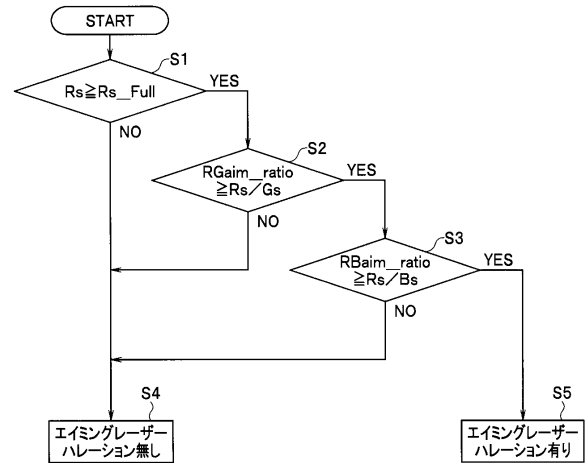
【図 4】



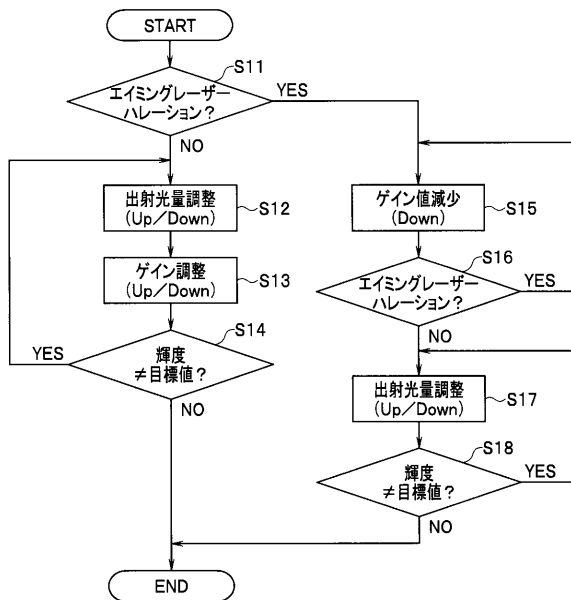
【図 5】



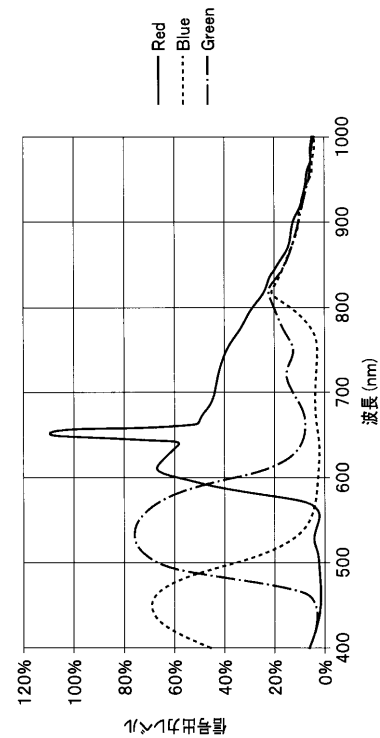
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 田辺 譲
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
- (72)発明者 松野 悠大
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 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開2007-97711(JP,A)
特開2006-115964(JP,A)
特開2009-118988(JP,A)
特開2012-65945(JP,A)
特開2012-50600(JP,A)
特開2012-50601(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6058235B1	公开(公告)日	2017-01-11
申请号	JP2016550660	申请日	2016-02-02
[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	松井泰憲 山下真司 田辺譲 松野悠大		
发明人	松井 泰憲 山下 真司 田辺 譲 松野 悠大		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/04.370		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2015103087 2015-05-20 JP		
其他公开文献	JPWO2016185734A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

插入内窥镜2，该内窥镜2具有用于拾取对象的图像拾取装置244，用于控制来自照明单元242的照明光强度和照射时间的调光单元304，以及能够照射用于瞄准的单色激光的激光探头7。插入通道247，控制图像拾取装置244的图像拾取信号的增益的增益调节单元302c，在照射用于瞄准的单色激光束时检测与被摄体有关的晕影的瞄准激光光晕检测单元311，以及用于瞄准的单色 当检测到由于激光引起的光晕时，设置光控制单元304和控制增益控制单元302c的控制单元309。

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B1)		(11) 特許番号 特許第6058235号 (P6058235)	
(45) 発行日 平成29年1月11日(2017.1.11)		(24) 登録日 平成28年12月16日(2016.12.16)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/04 (2006.01)		F I A 6 1 B 1/00 3 0 0 H A 6 1 B 1/04 3 7 0			
請求項の数 3 (全 21 頁)					
(21) 出願番号 特願2016-550660 (P2016-550660) (86) (22) 出願日 平成28年2月2日(2016.2.2) (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/053026 (86) 審査請求日 平成28年8月5日(2016.8.5) (31) 優先権主張番号 特願2015-103087 (P2015-103087) (32) 優先日 平成27年5月20日(2015.5.20) (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 100076233 弁理士 伊藤 達 (74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖 (74) 代理人 100135932 弁理士 藤浦 治 (72) 発明者 松井 泰憲 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 (72) 発明者 山下 真司 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			
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		最終頁に続く			