

(11)特許出願公開番号

特開2016-49124

(P2016-49124A)

(43) 公開日 平成28年4月11日(2016.4.11)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/00 300T

 $2\text{H}_2\text{O}_4\text{O}$

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/00 300D

4 C 1 6 1

GO2B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

B

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-174281 (P2014-174281)

(22) 出願日 平成26年8月28日 (2014. 8. 28)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(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) 發明者 住吉 正齋

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才

リンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72) 發明者 金子 和真

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才

リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

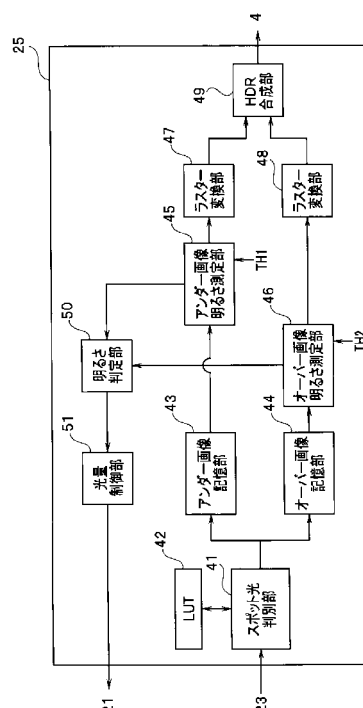
(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】画像のリアルタイム性を確保しつつ、ダイナミックレンジの広い内視鏡画像を生成することができる走査型内視鏡装置を提供する。

【解決手段】走査型内視鏡装置 1 は、アンダー画像とオーバー画像のためのスポット光が被写体上で渦巻き状に 1 回の走査をするために照明用ファイバ 1 2 の先端を駆動するドライバユニット 2 2 と、 1 回の走査のために照明用ファイバ 1 2 の先端が駆動される間に、アンダー画像とオーバー画像のためのスポット光を離散的に順次射出するように前記光源を制御するコントローラ 2 5 と、 1 回の走査においてアンダー画像のためのスポット光の戻り光から生成されたアンダー画像の画像信号と、 1 回の走査においてオーバー画像のためのスポット光の戻り光から生成されたオーバー画像の画像信号を用いて、合成画像を生成する HDR 合成部 4 9 と、を有する。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の照明光と、前記第 1 の照明光とは光量が異なる第 2 の照明光とを出射可能な光源と、

前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光を基端から先端へ導光する光ファイバと、

前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光が被写体上の所定の範囲について 1 回の走査をするために、走査開始位置から走査終了位置まで前記光ファイバの先端を駆動する駆動部と、

前記 1 回の走査のために前記光ファイバの先端が前記走査開始位置から前記走査終了位置まで駆動される間に、前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光を離散的に順次出射するように前記光源を制御する光源制御部と、

前記 1 回の走査において前記被写体からの前記第 1 の照明光の第 1 の戻り光から生成された第 1 の受光データからなる第 1 の画像信号を生成する第 1 画像信号生成部と、

前記 1 回の走査において前記被写体からの前記第 2 の照明光の第 2 の戻り光から生成された第 2 の受光データからなる第 2 の画像信号を生成する第 2 画像信号生成部と、

前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号を用いて、合成画像を生成する画像合成部と

を有することを特徴とする走査型内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光源制御部は、前記第 1 の画像信号の明るさと前記第 2 の画像信号の明るさが、それぞれ第 1 の明るさと第 2 の明るさになるように、前記光源から出射される前記第 1 の照明光の光量と前記第 2 の照明光の光量を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 の照明光は、前記第 2 の照明光よりも光量が少なく、

前記光源制御部は、前記第 1 の画像信号の画素毎の輝度値あるいは所定の領域毎の明るさが第 1 の閾値以下であるときは、前記第 1 の閾値以下の画素あるいは領域の明るさを増すように前記第 1 の照明光の光量を増加し、かつ前記第 2 の画像信号の画素毎の輝度値あるいは所定の領域毎の明るさが第 2 の閾値以上であるときは、前記第 2 の閾値以上の画素あるいは領域の明るさを減らすように前記第 2 の照明光の光量を減少するように、前記光源を制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 4】

前記 1 回の走査において受光した前記第 1 の戻り光と前記第 2 の戻り光のそれぞれの受光信号の中から前記第 1 の受光データと前記第 2 の受光データを選択する受光データ選択部を有することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 5】

前記受光データ選択部は、前記第 1 の戻り光と前記第 2 の戻り光のそれぞれの前記受光信号の中から選択すべき前記第 1 の受光データと前記第 2 の受光データの情報を格納したテーブルを参照することにより、前記第 1 の受光データと前記第 2 の受光データを選択することを特徴とする請求項 4 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 6】

前記合成画像の各画素は、前記受光データ選択部において選択された前記第 1 の受光データ及び前記第 2 の受光データを用いて合成されることを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 7】

前記所定の範囲は略円形であり、

前記 1 回の走査は、前記所定の範囲について渦巻き状に行われることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 つに記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 8】

前記一回の走査により生成された前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号をラスター

10

20

30

40

50

スキャン形式へのデータ変換を行うデータ変換部を有し、

前記画像合成部は、前記データ変換された前記第１の画像信号と前記第２の画像信号を合成することを特徴とする請求項１から７のいずれか１つに記載の走査型内視鏡装置。

【請求項９】

前記一回の走査により生成された前記第１の画像信号と前記第２の画像信号を記憶する記憶部を有し、

前記データ変換部は、前記記憶部に記憶された前記第１の画像信号と前記第２の画像信号に対して、前記データ変換を行うことを特徴とする請求項８に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項１０】

前記１回の走査における前記所定の範囲の中心から周辺部にかけて発生する輝度シェーディング情報を記憶する記憶部を有し、

前記光源制御部は、前記記憶部に記憶された前記輝度シェーディング情報に基づいて、前記光源から出射される前記第１の照明光の光量と前記第２の照明光の光量の少なくとも１つを制御することを特徴とする請求項１から９のいずれか１つに記載の走査型内視鏡装置。

【請求項１１】

前記第１及び前記第２の照明光は、スポット光であることを特徴とする請求項１から１０のいずれか１つに記載の走査型内視鏡装置。

【請求項１２】

前記画像合成部は、ハイダイナミックレンジ合成により、前記合成画像を生成することを特徴とする請求項１から１１のいずれか１つに記載の走査型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、走査型内視鏡装置に関し、特に、被写体を走査して画像を取得する走査型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来より、医療分野の内視鏡装置においては、被検者の負担を軽減するために、当該被検者の体腔内に挿入される挿入部を細径化するための種々の技術が提案されている。その提案の一つに、例えば、前述の挿入部に相当する部分に固体撮像素子を有しない走査型内視鏡装置がある。

【０００３】

走査型内視鏡装置における明るさ調整を行う方法として、特開２０１０－１３１１１２号公報には、リアルタイムで観察画像を迅速に調整するために、円状走査と螺旋状走査とを１周ずつ交互に行い、１周分の円状走査ラインに応じた画素に対して、直前の１周分の螺旋状走査ラインの画像信号に基づいて、観察画像の明るさなどの画像調整する方法が提案されている。具体的には、前回の奇数ラインの走査によって上限閾値と下限閾値を超える許容範囲外の輝度データが検出された走査位置に対して、偶数ラインの照明光量の増減が行われる。

【０００４】

また、特開２０１０－２６８９６１号公報には、白飛びや黒潰れをはじめとする異常画像に対する処理を行うために、光が異常画素に対応する部位に向けて射出されるタイミングで減光あるいは増光されるように光源を制御する走査型内視鏡装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２０１０－１３１１１２号公報

【特許文献２】特開２０１０－２６８９６１号公報

10

20

30

40

50

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

しかし、これら提案にかかる走査型内視鏡装置では、例えば許容範囲外の輝度データが検出された走査位置において照明光量が許容範囲内になるように調整されるため、生成される内視鏡画像のダイナミックレンジが狭くなってしまうという問題がある。

【0007】

また、得られる内視鏡画像が、通常の見え方とは異なる画像になってしまい、見る者に違和感を感じさせるという問題もある。

例えば、得られた内視鏡画像は、黒潰れしないまでも暗いはずの部位が明るくなり、白飛びしないまでも明るいはずの部位が暗くなって、画像全体に明暗の差が少なくなり、内視鏡画像のダイナミックレンジが狭くなり、かつ得られた画像は、実際の見え方とは異なって見える。

【0008】

また、従来の画像合成技術の中には、複数枚の画像からダイナミックレンジの広い画像を生成する技術もあるが、取得された複数枚の画像から画像の生成が行われるため、表示される内視鏡画像の表示におけるリアルタイム性がなくなるため、そのような画像合成技術を使用することはできない。

【0009】

そこで、本発明は、画像のリアルタイム性を確保しつつ、ダイナミックレンジの広い内視鏡画像を生成することができる走査型内視鏡装置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】**【0010】**

本発明の一態様によれば、第1の照明光と、前記第1の照明光とは光量が異なる第2の照明光とを出射可能な光源と、前記第1の照明光と前記第2の照明光を基端から先端へ導光する光ファイバと、前記第1の照明光と前記第2の照明光が被写体上の所定の範囲について1回の走査をするために、走査開始位置から走査終了位置まで前記光ファイバの先端を駆動する駆動部と、前記1回の走査のために前記光ファイバの先端が前記走査開始位置から前記走査終了位置まで駆動される間に、前記第1の照明光と前記第2の照明光を離散的に順次出射するように前記光源を制御する光源制御部と、前記1回の走査において前記被写体からの前記第1の照明光の第1の戻り光から生成された第1の受光データからなる第1の画像信号を生成する第1画像信号生成部と、前記1回の走査において前記被写体からの前記第2の照明光の第2の戻り光から生成された第2の受光データからなる第2の画像信号を生成する第2画像信号生成部と、前記第1の画像信号と前記第2の画像信号を用いて、合成画像を生成する画像合成部と、を有する走査型内視鏡装置を提供することができる。

【発明の効果】**【0011】**

本発明によれば、画像のリアルタイム性を確保しつつ、ダイナミックレンジの広い内視鏡画像を生成することができる走査型内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】**【0012】**

【図1】本発明の実施の形態に関わる内視鏡装置1の構成を示す構成図である。

【図2】本発明の実施の形態に関わる、被写体の表面に設定される仮想的なXY平面の一例を示す図である。

【図3】本発明の実施の形態に関わる、図2のような仮想的なXY平面に照明光が照射された場合における、点SAから点YMAXに至るまでの照明光の照射点座標の時間的な変位を説明するための模式図である。

【図4】本発明の実施の形態に関わる、図2のような仮想的なXY平面に照明光が照射された場合における、点YMAXから点SAに至るまでの照明光の照射点座標の時間的な変位を説明

10

20

30

40

50

するための模式図である。

【図 5】本発明の実施の形態に関わるコントローラ 25 の構成を示すブロック図である。

【図 6】本発明の実施の形態に関わる、1 フレームの画像を生成するときにおけるスポット光の軌跡を説明するための図である。

【図 7】本発明の実施の形態に関わる、HDR 合成部 49 において合成されるアンダー画像とオーバー画像の受光データのデータテーブルの例を示す図である。

【図 8】本発明の実施の形態に関わる、HDR 合成部 49 における画像合成を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

10

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図 1 は、本実施の形態に関わる内視鏡装置 1 の構成を示す構成図である。内視鏡装置 1 は、図 1 に示すように、被検者の体腔内に挿入される走査型内視鏡（以下、内視鏡という）2 と、内視鏡 2 を接続可能な本体装置 3 とを有して構成される走査型内視鏡装置である。

【0014】

本体装置 3 には、内視鏡画像を表示するためのモニタ 4 が接続されている。本体装置 3 には、操作指示及び各種設定のための入力装置（図示せず）が接続されており、ユーザは、その入力装置から、内視鏡画像の表示、撮影、記録などの各種動作指示を内視鏡装置 1 に与えることができる。

20

【0015】

内視鏡 2 は、被検者の体腔内に挿入可能な細長形状及び可撓性を備えて形成された挿入部 11 を有して構成されている。挿入部 11 の基端部は、本体装置 3 に着脱自在に構成されている。

【0016】

挿入部 11 は、照明用ファイバ 12 と、受光用ファイバ 13 と、集光光学系 14 と、アクチュエータ 15 とを有している。集光光学系 14 は、レンズ 14a と 14b とを有している。

【0017】

本体装置 3 は、光源ユニット 21 と、ドライバユニット 22 と、検出ユニット 23 と、メモリ 24 と、コントローラ 25 とを有して構成されている。

30

光源ユニット 21 は、3 つの光源 31a、31b、31c と、合波器 32 を有し、照明光を出射する光源である。後述するように、光源ユニット 21 は、コントローラ 25 の制御の下、露出がややオーバーな明るい画像（以下、オーバー画像という）を得るための離散的な明るい照明スポット光と、露出がややアンダーな暗い画像（以下、アンダー画像という）を得るための離散的な暗い照明スポット光とを交互に出力する。すなわち、光源ユニット 21 は、アンダー画像のためのスポット光である照明光と、アンダー画像のためのスポット光とは光量が異なるオーバー画像を得るためのスポット光である照明光とを出射可能な光源である。

【0018】

40

ドライバユニット 22 は、信号発生器 33 と、2 つのデジタル・アナログ変換器（以下、D/A 器という）34a、34b と、2 つのアンプ 35a、35b を有している。

検出ユニット 23 は、分波器 36 と、検出部 37 と、アナログ・デジタル変換部（以下、A/D 変換部という）38 を有している。

【0019】

メモリ 24 は、フラッシュメモリなどの書き換え可能な不揮発性メモリである。

コントローラ 25 は、後述する各種機能のためのハードウェア回路と、中央処理装置（CPU）、ROM、RAM を含んで構成される。コントローラ 25 は、ROM あるいはメモリ 24 に記憶された所定のソフトウェアプログラムを読み出して実行することにより、各種機能を実現する。

50

なお、コントローラ 25 の各種機能は、ハードウェア回路と、ソフトウェアプログラムにより実現されるが、全てをハードウェア回路により実現してもよい。

【0020】

照明用ファイバ 12 と受光用ファイバ 13 は、挿入部 11 の内部に基端部から先端部にかけて挿通されている。すなわち、照明用ファイバ 12 は、内視鏡 2 の挿入部 11 内に挿通され、照明光を基端から先端へ導光する光ファイバである。

照明用ファイバ 12 は、本体装置 3 の光源ユニット 21 から供給された照明光を集光光学系 14 へ導く導光部材である。

【0021】

受光用ファイバ 13 は、被写体からの戻り光を受光して本体装置 3 の検出ユニット 23 へ導く導光部材である。すなわち、受光用ファイバ 13 は、内視鏡 2 の挿入部 11 内に挿通され、被写体からの戻り光を先端から基端へ導光する光ファイバである。

照明用ファイバ 12 の光入射面を含む端部は、本体装置 3 の内部に設けられた合波器 32 の出力端に配設されている。また、照明用ファイバ 12 の光出射面を含む端部 12a は、挿入部 11 の先端部に設けられたレンズ 14a の光入射面の近傍に配置されている。

【0022】

受光用ファイバ 13 の光入射面を含む端部 13a は、挿入部 11 の先端部の先端面における、レンズ 14b の光出射面の周囲に配置され固定されている。また、受光用ファイバ 13 の光出射面を含む端部は、本体装置 3 の内部に設けられた分波器 36 の入力端に接続されている。

【0023】

集光光学系 14 は、照明用ファイバ 12 の光出射面を経た照明光が入射されるレンズ 14a と、レンズ 14a を経た照明光を被写体へ出射するレンズ 14b と、を有して構成されている。

【0024】

挿入部 11 の先端部側における照明用ファイバ 12 の中途部には、アクチュエータ 15 が取り付けられている。アクチュエータ 15 は、本体装置 3 のドライバユニット 22 から供給される駆動信号に基づいて駆動される。

【0025】

以下、挿入部 11 の長手方向の軸に相当する挿入軸（または集光光学系 14 の光軸）に対して垂直な仮想の平面を、図 2 に示すような XY 平面として、被写体の表面に設定する場合を例に挙げて説明を進める。

【0026】

図 2 は、被写体の表面に設定される仮想的な XY 平面の一例を示す図である。

具体的には、図 2 の XY 平面上の点 SA を、紙面手前側から奥側に相当する方向に挿入部 11 の挿入軸が存在する位置として仮想的に設定した場合における、当該挿入軸と紙面との交点として示している。また、図 2 の XY 平面における X 軸方向は、紙面左側から右側に向かう方向として設定されている。また、図 2 の XY 平面における Y 軸方向は、紙面下側から上側に向かう方向として設定されている。また、図 2 の XY 平面を構成する X 軸及び Y 軸は、点 SA において交差している。点 SA は、照明用ファイバ 12 の端部 12a が静止しているときの中心位置 O にあるときにおける照明光の照射点である。

【0027】

図 1 に戻り、アクチュエータ 15 は、本体装置 3 のドライバユニット 22 から供給される第 1 の駆動信号に基づき、照明用ファイバ 12 の光出射面を含む端部を X 軸方向に揺動させるように動作する X 軸用のアクチュエータ 15X と、本体装置 3 のドライバユニット 22 から供給される第 2 の駆動信号に基づき、照明用ファイバ 12 の光出射面を含む端部を Y 軸方向に揺動させるように動作する Y 軸用のアクチュエータ 15Y と、を有して構成されている。

【0028】

X 軸用のアクチュエータ 15X 及び Y 軸用のアクチュエータ 15Y の各々は、例えば、1 以

10

20

30

40

50

上の圧電素子をそれぞれ具備して構成されている。ここでは、アクチュエータ 15X 及び 15Y は、強誘電体を用いたアクチュエータである。そして、照明用ファイバ 12 の光射出面を含む端部 12a は、前述のようなアクチュエータ 15X 及び 15Y の動作に伴い、点 SA を中心として渦巻状に揺動される。すなわち、アクチュエータ 15 は、駆動電圧が印加されることにより、照明用ファイバ 12 から出射される照明光が被写体上で走査を行うように、照明用ファイバ 12 の先端である端部 12a を駆動する誘電アクチュエータである。そして、アクチュエータ 15 は、照明用ファイバ 12 の先端を、互いに直交する 2 つの方向に動かすための 2 つのアクチュエータ 15X 及び 15Y を有する。

【0029】

X 軸用のアクチュエータ 15X は、例えば、分極方向が X 軸の負方向（図 2 の紙面右から左へ向かう方向）に一致するように予め分極処理が施された圧電素子により形成されており、ドライバユニット 22 から出力される第 1 の駆動信号に応じ、正の値の電圧が印加された際に（駆動信号の供給に伴って発生する電界の方向が分極方向に対して順方向である場合に）Z 軸方向（紙面の法線方向）に沿って収縮するとともに、負の値の電圧が印加された際に（駆動信号の供給に伴って発生する電界の方向が分極方向に対して逆方向である場合に）Z 軸方向に沿って伸長するように構成されている。

【0030】

Y 軸用のアクチュエータ 15Y は、例えば、分極方向が Y 軸の負方向（図 2 の紙面上から下へ向かう方向）に一致するように予め分極処理が施された圧電素子により形成されており、ドライバユニット 22 から出力される第 2 の駆動信号に応じ、正の値の電圧が印加された際に Z 軸方向に沿って収縮するとともに、負の値の電圧が印加された際に Z 軸方向に沿って伸長するように構成されている。

【0031】

光源ユニット 21 の光源 31a は、例えばレーザ光源等を具備し、コントローラ 25 の制御により発光された際に、赤色の波長帯域の光（以降、R 光とも称する）を合波器 32 へ出射するように構成されている。

【0032】

光源 31b は、例えばレーザ光源等を具備し、コントローラ 25 の制御により発光された際に、緑色の波長帯域の光（以降、G 光とも称する）を合波器 32 へ出射するように構成されている。

【0033】

光源 31c は、例えばレーザ光源等を具備し、コントローラ 25 の制御により発光された際に、青色の波長帯域の光（以降、B 光とも称する）を合波器 32 へ出射するように構成されている。

【0034】

合波器 32 は、光源 31a から発せられた R 光と、光源 31b から発せられた G 光と、光源 31c から発せられた B 光と、を合波して照明用ファイバ 12 の光入射面に供給するように構成されている。

【0035】

ドライバユニット 22 の信号発生器 33 は、コントローラ 25 の制御に基づき、照明用ファイバ 12 の光射出面を含む端部 12a を X 軸方向に揺動させる第 1 の駆動制御信号として、例えば、下記数式（1）により示されるような波形を具備する信号を生成して D/A 変換器 34a に出力するように構成されている。なお、下記数式（1）において、 $X(t)$ は時刻 t における信号レベルを表し、 a は時刻 t に依存しない振幅値を表し、 $G(t)$ は正弦波 $\sin(2\pi ft)$ の変調に用いられる所定の関数を表すものとする。

【0036】

$$X(t) = a \times G(t) \times \sin(2\pi ft) \quad \cdots (1)$$

また、信号発生器 33 は、コントローラ 25 の制御に基づき、照明用ファイバ 12 の光射出面を含む端部 12a を Y 軸方向に揺動させる第 2 の駆動制御信号として、例えば、下記数式（2）により示されるような波形を具備する信号を生成して D/A 変換器 34b に出

10

20

30

40

50

力するように構成されている。なお、下記数式(2)において、 $Y(t)$ は時刻 t における信号レベルを表し、 b は時刻 t に依存しない振幅値を表し、 $G(t)$ は正弦波 $\sin(2\pi ft + \varphi)$ の変調に用いられる所定の関数を表し、 φ は位相を表すものとする。

【0037】

$$Y(t) = b \times G(t) \times \sin(2\pi ft + \varphi) \quad \dots (2)$$

D/A変換器34aは、信号発生器33から出力されたデジタルの第1の駆動制御信号をアナログの電圧信号である第1の駆動信号に変換してアンプ35aへ出力するように構成されている。

【0038】

D/A変換器34bは、信号発生器33から出力されたデジタルの第2の駆動制御信号をアナログの電圧信号である第2の駆動信号に変換してアンプ35bへ出力するように構成されている。

【0039】

アンプ35aは、D/A変換器34aから出力された第1の駆動信号を増幅してX軸用のアクチュエータ15Xへ出力するように構成されている。

アンプ35bは、D/A変換器34bから出力された第2の駆動信号を増幅してY軸用のアクチュエータ15Yへ出力するように構成されている。

【0040】

ここで、例えば、上記数式(1)及び(2)において、 $a = b$ かつ $\varphi = \pi/2$ に設定され、第1の駆動信号がX軸用のアクチュエータ15Xに供給されるとともに、第2の駆動信号がY軸用のアクチュエータ15Yに供給される。

【0041】

図3は、図2のような仮想的なXY平面に照明光が照射された場合における、点SAから点YMAXに至るまでの照明光の照射点座標の時間的な変位を説明するための模式図である。図4は、図2のような仮想的なXY平面に照明光が照射された場合における、点YMAXから点SAに至るまでの照明光の照射点座標の時間的な変位を説明するための模式図である。なお、図3と図4では、見易くするため、照明光の軌跡の間隔が拡げて示している。

【0042】

具体的には、ある時刻 $T1$ においては、被写体の表面の点SAに相当する位置に照明光が照射される。その後、第1及び第2の駆動信号の振幅値が時刻 $T1$ から時刻 $T2$ にかけて増加するに伴い、図3に示すように、被写体の表面における所定の範囲内において照明光の照射座標が点SAを起点として外側へ第1の渦巻状の軌跡を描くように変位し、さらに、時刻 $T2$ に達すると、被写体の表面における所定の範囲内において照明光の照射座標の点SAからの最外点である点YMAXに照明光が照射される。時刻 $T1$ から時刻 $T2$ に達するまでの間に、X軸の負方向における点SAからの最外点である点XMAXに照明光が照射される。時刻 $T1$ から時刻 $T2$ に達するまでの間に、照明光の照射座標は、図3の走査ラインSL1で示すように渦巻き状に移動する。

【0043】

そして、第1及び第2の駆動信号の振幅値が時刻 $T2$ から時刻 $T3$ にかけて減少するに伴い、図4に示すように、被写体の表面における照明光の照射座標が点YMAXを起点として内側へ第2の渦巻状の軌跡を描くように変位し、さらに、時刻 $T3$ に達すると、被写体の表面における点SAに照明光が照射される。時刻 $T2$ から時刻 $T3$ に達するまでの間に、照明光の照射座標は、図4の走査ラインSL2で示すように渦巻き状に移動する。

すなわち、各1回の走査が行われる所定の範囲は略円形であり、その各1回の走査は、所定の範囲について渦巻き状に行われる。

【0044】

アクチュエータ15は、ドライバユニット22から供給される第1及び第2の駆動信号に基づき、集光光学系14を経て被写体へ照射される照明光の照射位置が図3及び図4に例示した渦巻状の走査パターンに応じた軌跡を描くように、照明用ファイバ12の光出射面を含む端部を揺動させることが可能な構成を具備している。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

ここでは、走査ラインSL1,SL2に沿って照明光である複数のスポット光が照射されるが、アンダー画像のためのスポット光とオーバー画像のためのスポット光とが、交互に出射される。

すなわち、コントローラ25とドライバユニット22は、アンダー画像のためのスポット光である照明光とオーバー画像を得るためのスポット光が被写体上の所定の範囲について渦巻き状に1回の走査をするために、所定の走査開始位置から所定の走査終了位置まで照明用ファイバ12の先端である端部12aを駆動する駆動部を構成する。

【 0 0 4 6 】

コントローラ25は、ドライバユニット22の駆動に同期して光源ユニット21を制御して、オーバー画像と、オーバー画像とは露出すなわち明るさが異なるアンダー画像とを生成するために、各走査中に、オーバー画像を得るための複数のスポット光と、アンダー画像を得るための複数のスポット光とが含まれるように、離散的な複数のスポット光を光源ユニット21から出力させる。

【 0 0 4 7 】

そして、コントローラ25は、1回の走査のために照明用ファイバ12の先端である端部12aが所定の走査開始位置から所定の走査終了位置まで駆動される間に、アンダー画像のためのスポット光とオーバー画像を得るためのスポット光を離散的に順次出射するように光源ユニット21を制御する光源制御部を構成する。

【 0 0 4 8 】

なお、渦巻き状に照射される複数のスポット光により、略円形の照明領域が形成されるが、円形の照明領域の周辺部の光量は、中央部の光量に比べて減少し、周辺部の輝度値が低下する。そこで、コントローラ25は、照明領域の周辺部に照射されるスポット光の光量を、周辺部において位置に応じて増加して、シェーディング補正するように光源ユニット21を制御する。

【 0 0 4 9 】

そのため、メモリ24には、略円形の照明領域の中心（点SAの位置）から周辺部に掛けて発生する輝度シェーディング情報が格納されている。コントローラ25は、その輝度シェーディング情報に基づいて、アンダー画像のためのスポット光とオーバー画像のためのスポット光の光量を変更するように、光源ユニット21を制御する。

【 0 0 5 0 】

このとき、アンダー画像のためのスポット光とオーバー画像のためのスポット光の両方の光量を制御するのではなく、アンダー画像のためのスポット光とオーバー画像のためのスポット光のいずれか一方でもよい。

【 0 0 5 1 】

すなわち、メモリ24は、1回の走査における所定の範囲の中心の点SAから周辺部にかけて発生する輝度シェーディング情報を記憶する記憶部を構成する。そして、コントローラ25は、メモリ24に記憶された輝度シェーディング情報に基づいて、光源ユニット21から出射されるアンダー画像のためのスポット光の光量とオーバー画像のためのスポット光の光量の少なくとも1つを制御する。

【 0 0 5 2 】

受光用ファイバ13の光出射面は、受光用ファイバ13の光出射面から出射された戻り光を分波器36へ出射するように配設されている。

検出ユニット23の分波器36は、ダイクロイックミラー等を具備し、受光用ファイバ13の光出射面から出射された戻り光をR（赤）、G（緑）及びB（青）の色成分毎の光に分離して検出部37へ出射するように構成されている。

【 0 0 5 3 】

検出部37は、分波器36から出力されるR光、G光及びB光の各強度を検出し、当該検出した各光の強度に応じたアナログ信号を生成してA/D変換部38へ出力する。

A/D変換部38は、検出部37から出力された各スポット光のアナログ信号をデジタル

10

20

30

40

50

信号、すなわち輝度値データ、に変換してコントローラ 25 へ出力する。

【0054】

そして、コントローラ 25 は、時刻T1から時刻T2までの走査と時刻T2から時刻T3までの走査を交互に繰り返し、時刻T1から時刻T2までの 1 回の走査毎に、1 枚のフレーム画像を生成し、時刻T2から時刻T3までの 1 回の走査毎に、1 枚のフレーム画像を生成する。

メモリ 24 には、本体装置 3 の各種機能を実現するためのプログラム等が格納されている。

【0055】

コントローラ 25 は、ROMあるいはメモリ 24 に格納された光源制御及びアクチュエータ駆動制御のための制御プログラムを読み出し、当該読み出した制御プログラムに基づいて光源ユニット 21 及びドライバユニット 22 の制御を行う。

10

【0056】

コントローラ 25 は、時刻T1から時刻T2に相当する期間に検出ユニット 23 から出力されるR信号、G信号及びB信号に基づいて 1 フレーム分の画像を生成するために、アンダー画像とオーバー画像の 2 枚の画像を用いる。同様に、コントローラ 25 は、時刻T2から時刻T3に相当する期間に検出ユニット 23 から出力されるR信号、G信号及びB信号に基づいて 1 フレーム分の画像を生成するために、アンダー画像とオーバー画像の 2 枚の画像を用いる。

【0057】

次に、コントローラ 25 の構成について説明する。

20

(コントローラの構成)

図 5 は、コントローラ 25 の構成を示すブロック図である。なお、図 5 は、本実施の形態に関わる構成要素のみを示している。

【0058】

コントローラ 25 は、スポット光判別部 41 と、ルックアップテーブル（以下、LUTと略す）42 と、アンダー画像記憶部 43 と、オーバー画像記憶部 44 と、アンダー画像明るさ測定部 45 と、オーバー画像明るさ測定部 46 と、2 つのラスタ変換部 47, 48 と、ハイダイナミックレンジ合成部（以下、HDR合成部という）49 と、明るさ判定部 50 と、光量制御部 51 とを含む。

【0059】

30

検出ユニット 23 のA/D変換部 38 から出力されたデジタル信号である各受光データは、スポット光判別部 41 に入力される。スポット光判別部 41 は、LUT 42 を参照して、受信した受光データが、内視鏡画像を生成するために使用すべき画像データであるかを判別して選択して出力する回路である。

【0060】

後述するように、HDR合成部 49 において、アンダー画像とオーバー画像が合成されるが、そのアンダー画像の画像データとして使用する受光データと、オーバー画像の画像データとして使用する受光データを判別するためのデータが、LUT 42 に格納されている。

【0061】

40

LUT 42 は、XY平面上に出射される複数のスポット光の中で、内視鏡画像を生成するために使用すべきすなわち選択すべきスポット光の情報（以下、選択情報ともいう）を格納するテーブルである。選択情報は、XY平面上の位置あるいは出射の順番と、各位置あるいは各順番のスポット光がオーバー画像のスポット光かアンダー画像のスポット光かを示す情報（以下、明暗情報ともいう）を含む。

【0062】

例えば、走査ラインSL1あるいはSL2に沿って形成される各スポット光の出射の順番が予め決められている場合は、内視鏡画像を生成するために使用すなわち選択すべきスポット光の順番情報と、明暗情報とが、LUT 42 に記憶される。

【0063】

離散的な各スポット光は、図 3 及び図 4 に示したように、所定の渦巻き形状の走査ライ

50

ンSL1又はSL2に沿ったXY平面上の所定の位置に照射される。よって、スポット光判別部41は、LUT42を参照して、検出ユニット23から受信した受光データが、内視鏡画像を生成するために使用すべきスポット光の受光データであるか、及びその受光データが明るいスポット光（すなわちオーバー画像のためのスポット光）又は暗いスポット光（すなわちアンダー画像のためのスポット光）のいずれの受光データであるかを判別する。

【0064】

すなわち、スポット光判別部41は、1回の走査において受光したアンダー画像のためのスポット光の戻り光とオーバー画像のためのスポット光の戻り光のそれぞれの受光信号の中から使用すべきスポット光の受光データを選択する受光データ選択部を構成する。そして、受光データ選択部であるスポット光判別部41は、アンダー画像のためのスポット光の戻り光とオーバー画像のためのスポット光の戻り光のそれぞれの受光信号の中から選択すべき受光データの情報を格納したLUT42を参照することにより、アンダー画像のためのスポット光の受光データとオーバー画像のためのスポット光の受光データを選択する。

10

【0065】

スポット光判別部41は、受信した受光データが、内視鏡画像を生成するために使用すべきスポット光の受光データでかつアンダー画像のためのスポット光についての受光データであるときは、アンダー画像記憶部43に出力し、受信した受光データが、内視鏡画像を生成するために使用すべきスポット光の受光データでかつオーバー画像のためのスポット光についての受光データであるときは、オーバー画像記憶部44に出力する。

20

【0066】

アンダー画像記憶部43は、アンダー画像の受光データを記憶するメモリ回路である。オーバー画像記憶部44は、オーバー画像の受光データを記憶するメモリ回路である。すなわち、アンダー画像記憶部43とオーバー画像記憶部44は、一回の走査により生成されたアンダー画像の画像信号とオーバー画像の画像信号を記憶する記憶部を構成する。

【0067】

スポット光判別部41とアンダー画像記憶部43により、1回の走査において被写体からのアンダー画像のためのスポット光の戻り光から生成された受光データからなるアンダー画像の画像信号を生成する画像信号生成部を構成される。スポット光判別部41とオーバー画像記憶部44により、1回の走査において被写体からのオーバー画像のためのスポット光の戻り光から生成された受光データからなるオーバー画像の画像信号を生成する画像信号生成部を構成される。

30

【0068】

アンダー画像明るさ測定部45は、アンダー画像記憶部43に記憶されたアンダー画像の受光データから、アンダー画像の明るさを測定する回路であり、ここでは、各受光データの輝度値からアンダー画像の明るさを算出して測定し、明るさ判定部50へ出力する。

【0069】

具体的には、アンダー画像明るさ測定部45は、アンダー画像記憶部43に記憶された1フレームの画像の全画素値から、アンダー画像全体の明るさを測定する。

オーバー画像明るさ測定部46は、オーバー画像記憶部44に記憶されたオーバー画像の受光データから、オーバー画像の明るさを測定する回路であり、ここでは、各受光データの輝度値からオーバー画像の明るさを算出して測定し、明るさ判定部50へ出力する。

40

【0070】

具体的には、オーバー画像明るさ測定部46は、オーバー画像記憶部44に記憶された1フレームの画像の全画素値から、オーバー画像全体の明るさを測定する。

すなわち、図3及び図4のそれぞれに示すフレーム毎に、アンダー画像記憶部43と、オーバー画像記憶部44には、各フレーム画像を構成するアンダー画像とオーバー画像の画像データが記憶される。アンダー画像明るさ測定部45とオーバー画像明るさ測定部46は、フレーム毎に、各フレーム画像を構成するアンダー画像とオーバー画像のそれぞれの光量を測定し、明るさ判定部50へ出力する。

50

【 0 0 7 1 】

さらに、アンダー画像明るさ測定部 4 5 は、各受光データが、所定の閾値TH1以下の輝度値を示すか否かを判定し、その受光データが所定の閾値TH1以下である場合、その受光データの位置あるいは順番と、所定の閾値TH1以下であることを示すデータduとを、明るさ判定部 5 0 へ出力する。

【 0 0 7 2 】

同様に、オーバー画像明るさ測定部 4 6 は、各受光データが、所定の閾値TH2以上の輝度値を示すか否かを判定し、その受光データが所定の閾値TH2以上である場合、その受光データの位置あるいは順番と、所定の閾値TH2以上であることを示すデータdoとを、明るさ判定部 5 0 へ出力する。

10

【 0 0 7 3 】

ラスター変換部 4 7 は、アンダー画像明るさ測定部 4 5 において光量が測定されたアンダー画像の受光データを、ラスター変換し、HDR合成部 4 9 へ出力する回路である。

ラスター変換部 4 8 は、オーバー画像明るさ測定部 4 6 において光量が測定されたオーバー画像の受光データを、ラスター変換し、HDR合成部 4 9 へ出力する回路である。

【 0 0 7 4 】

ラスター変換部 4 7 と 4 8 は、それぞれ、アンダー画像記憶部 4 3 に記憶されたアンダー画像の受光データと、オーバー画像記憶部 4 4 に記憶されたオーバー画像の受光データに対して、モニタ 4 においてラスタースキャン走査により内視鏡画像を表示するために、ラスタースキャンデータへのデータ変換を行う回路である。

20

【 0 0 7 5 】

HDR合成部 4 9 は、ラスター変換部 4 7 と 4 8 からの 2 枚の画像を用いて、ハイダイナミックレンジ合成（以下、HDR合成と略す）を行って合成画像を生成する回路である。

【 0 0 7 6 】

HDR合成部 4 9 は、露出の異なる複数の画像データを合成して、広いダイナミックレンジの画像を生成する処理を実行する。ここでは、スポット光判別部 4 1 において選択された受光データからなるアンダー画像とオーバー画像の 2 枚の画像が合成されて、1 枚の画像が生成される。

【 0 0 7 7 】

すなわち、ラスター変換部 4 7 と 4 8 は、一回の走査により生成されたアンダー画像の画像信号とオーバー画像の画像信号をラスタースキャン形式へのデータ変換を行うデータ変換部を構成する。そして、HDR合成部 4 9 は、データ変換されたアンダー画像の画像信号とオーバー画像の画像信号を用いて、ハイダイナミック合成により合成画像を生成する画像合成部を構成する。

30

【 0 0 7 8 】

なお、ここでは、アンダー画像とオーバー画像を、それぞれラスター変換してから、HDR合成を行っているが、アンダー画像とオーバー画像のHDR合成を行ってから、ラスター変換するようにしてもよい。

【 0 0 7 9 】

明るさ判定部 5 0 は、アンダー画像明るさ測定部 4 5 において得られた 1 フレーム中のアンダー画像の明るさと、オーバー画像明るさ測定部 4 6 において得られた 1 フレーム中のオーバー画像の明るさを判定し、判定して得られたそれぞれの明るさデータを光量制御部 5 1 へ出力する。

40

【 0 0 8 0 】

光量制御部 5 1 は、明るさ判定部 5 0 からの明るさデータに基づき、オーバー画像とアンダー画像がそれぞれ所定の明るさの画像になるように、光源ユニット 2 1 を制御する処理部である。オーバー画像についての所定の明るさとは、例えば、アンダー画像が適正露出の露光量に対して 1 段アンダーな露光量に対応する明るさであり、オーバー画像についての所定の明るさとは、例えば、オーバー画像が適正露出の露光量に対して 1 段オーバーな露光量に対応する明るさである。

50

【 0 0 8 1 】

以上のように、光量制御部 5 1 は、アンダー画像の画像信号の明るさとオーバー画像の画像信号の明るさが、それぞれ所定の明るさになるように、光源ユニット 2 1 から出射されるアンダー画像のためのスポット光の光量とオーバー画像のためのスポット光の光量を制御する。

【 0 0 8 2 】

また、明るさ判定部 5 0 は、アンダー画像明るさ測定部 4 5 から、所定の閾値TH1以下であることを示すデータduを受信すると、所定の閾値TH1以下である受光データの位置あるいは順番の情報を、光量制御部 5 1 へ出力する。

【 0 0 8 3 】

光量制御部 5 1 は、受信した所定の閾値TH1以下である受光データに対応する位置あるいは順番のスポット光（アンダー画像に対応するスポット光）の光量だけを、所定量Uだけ増加させるように、光源ユニット 2 1 を制御する。

【 0 0 8 4 】

同様に、明るさ判定部 5 0 は、オーバー画像明るさ測定部 4 6 から、所定の閾値TH2以上であることを示すデータdoを受信すると、所定の閾値TH2以上である受光データの位置あるいは順番の情報を、光量制御部 5 1 へ出力する。

【 0 0 8 5 】

光量制御部 5 1 は、受信した所定の閾値TH2以上である受光データに対応する位置あるいは順番のスポット光（オーバー画像に対応するスポット光）の光量だけを、所定量Dだけ減少させるように、光源ユニット 2 1 を制御する。

【 0 0 8 6 】

以上のように、光量制御部 5 1 は、アンダー画像の画像信号の画素毎の輝度値が所定の閾値TH1以下であるときは、所定の閾値TH1以下の画素の明るさを増すようにアンダー画像に対応するスポット光の光量を増加し、かつオーバー画像の画像信号の画素毎の輝度値が所定の閾値TH2以上であるときは、所定の閾値TH2以上の画素の明るさを減らすようにオーバー画像に対応するスポット光の光量を減少するように、光源ユニット 2 1 を制御する。

【 0 0 8 7 】

なお、ここでは、画素毎に、各閾値TH1, TH2との比較を行っているが、アンダー画像及びオーバー画像を複数の所定の領域に分割し、アンダー画像の画像信号の所定の領域毎の明るさが所定の閾値TH1以下であるとき、所定の閾値TH1以下の領域の明るさを増すようにアンダー画像に対応するスポット光の光量を増加し、オーバー画像の画像信号の所定の領域毎の明るさが所定の閾値TH2以上であるとき、所定の閾値TH2以上の領域の明るさを減らすようにオーバー画像に対応するスポット光の光量を減少するように、光量制御部 5 1 が光源ユニット 2 1 を制御するようにしてもよい。

（作用）

次に、コントローラ 2 5 の動作について説明する。

【 0 0 8 8 】

内視鏡 2 が本体装置 3 に接続され、内視鏡 2 による被写体の観察が行われるとき、コントローラ 2 5 は、光源ユニット 2 1 とドライバユニット 2 2 を制御し、検出ユニット 2 3 からの画像信号に基づいて、内視鏡画像を生成し、モニタ 4 に出力することにより、被写体の画像、すなわち内視鏡画像、を表示する。

【 0 0 8 9 】

はじめに、スポット光の軌跡について説明する。図 6 は、1 フレームの画像を生成するときにおけるスポット光の軌跡を説明するための図である。

図 6 は、図 3 に対応し、中心の点SAから点YMAXに至るまで外側に向かって渦巻き状に走査されて、複数のスポット光が被写体上に照射される状態を示している。図 6 において点線で示す略円形の範囲IBは、点SAを中心に外側に向かって渦巻き状に照射される複数のスポット光の照射範囲を示す。

なお、図 6 では、スポット光の軌跡は一部のみ示し、点SAの中心付近の軌跡と、左上の

10

20

30

40

50

外周部近傍の一部の軌跡だけが模式的に示されている。

【 0 0 9 0 】

図 6 は、点SAから渦巻き状に照射されたスポット光の一部を拡大して、8つの領域61の中央部の4つの領域に照射された複数のスポット光を示している。図6では、略円形の範囲IB中の2点鎖線で示す領域IBrが拡大され、白丸がオーバー画像のためのスポット光SPoを示し、黒丸がアンダー画像のためのスポット光SPuを示している。

【 0 0 9 1 】

図6は、オーバー画像のためのスポット光SPoとアンダー画像のためのスポット光SPuが、走査ラインSL1に沿って交互に出射されている例を示している。各領域61には、複数のスポット光SPoと、複数のスポット光SPuが含まれる。

10

【 0 0 9 2 】

上述したように、内視鏡画像を生成するために使用すべきスポット光は、LUT42において予め決められている。ここでは、各領域61が、生成される内視鏡画像を構成する1つの画素に対応している。よって、各領域61には、複数のスポット光SPoと複数のスポット光SPuが含まれるが、各領域61において、画像合成に用いられるアンダー画像のスポット光と、オーバー画像のスポット光は、予め決められている。

【 0 0 9 3 】

すなわち、領域61毎に、複数のスポット光SPoと複数のスポット光SPuの中から、画像合成に用いられるアンダー画像のためのスポット光とオーバー画像のためのスポット光が予め決められる。

20

【 0 0 9 4 】

例えば、図6の右下寄りの領域61kについては、領域61k内の、スポット光SPokとスポット光SPuKとが、それぞれオーバー画像のためのスポット光とアンダー画像のためのスポット光として決められる。

【 0 0 9 5 】

そして、領域61毎にすなわち画素毎に予め決められたスポット光についての戻り光から、オーバー画像とアンダー画像の受光データが、それぞれ選択されて、アンダー画像記憶部43とオーバー画像記憶部44に記憶され、その結果、点SAを中心に外側に向かって渦巻き状に照射された複数のスポット光から、アンダー画像とオーバー画像の2枚の画像が取得される。

30

【 0 0 9 6 】

図3に示した渦巻き状の1回の走査により、オーバー画像とアンダー画像が生成される。同様に、図4に示した渦巻き状の1回の走査により、オーバー画像とアンダー画像が生成される。

【 0 0 9 7 】

生成されたアンダー画像とオーバー画像の受光データは、それぞれラスタ変換部47と48へ出力される。

ラスタ変換部47は、渦巻き状のアンダー画像の受光データを、ラスタスキャン走査用の矩形形状のアンダー画像の受光データに変換し、ラスタ変換部48は、渦巻き状のオーバー画像の受光データを、ラスタスキャン走査用の矩形形状のオーバー画像の受光データに変換する。

40

【 0 0 9 8 】

図7は、HDR合成部49において合成されるアンダー画像とオーバー画像の受光データのデータテーブルの例を示す図である。図7は、ラスタ変換部47と48においてラスタ変換された後のアンダー画像とオーバー画像の受光データのデータテーブルを示す。

【 0 0 9 9 】

図7のX,Yは、ラスタ変換後の画像のXY平面上の画素位置を示し、各画素に、ラスタ変換後のアンダー画像の受光データと、ラスタ変換後のオーバー画像の受光データが記憶される。

【 0 1 0 0 】

50

HDR合成部 4 9 は、図 7 のデータテーブルの受光データを用いて、オーバー画像とアンダー画像の 2 枚の画像を合成し、白飛びや黒潰れの少なく、幅広いダイナミックレンジを有する画像を生成して、モニタ 4 へ出力する。

【 0 1 0 1 】

また、光量制御部 5 1 は、例えば、アンダー画像が適正露出の露光量に対して 1 段アンダーな露光量に対応する明るさを有するように、明るさ判定部 5 0 からのアンダー画像の明るさデータに基づき、アンダー画像のためのスポット光の出射光量を制御する。同様に、光量制御部 5 1 は、オーバー画像が適正露出の露光量に対して 1 段オーバーな露光量に対応する明るさを有するように、明るさ判定部 5 0 からのオーバー画像の明るさデータに基づき、オーバー画像のためのスポット光の出射光量を制御する。

10

【 0 1 0 2 】

すなわち、明るさ判定部 5 0 は、フレーム毎に、アンダー画像とオーバー画像のそれぞれの光量から、アンダー画像とオーバー画像の明るさを判定し、光量制御部 5 1 は、明るさ判定部 5 0 において判定されたアンダー画像とオーバー画像のそれぞれの明るさデータに基づき、アンダー画像とオーバー画像のそれぞれのためのスポット光の出射光量を制御する。

【 0 1 0 3 】

その結果、アンダー画像記憶部 4 3 に記憶されるアンダー画像は、所定の明るさの画像（例えば、適正露出の露光量に対して 1 段アンダーな露光量の画像）となり、オーバー画像記憶部 4 4 に記憶されるオーバー画像は、所定の明るさの画像（例えば、適正露出の露光量に対して 1 段オーバーな露光量の画像）となるように、光量制御部 5 1 は、光源ユニット 2 1 を制御する。

20

【 0 1 0 4 】

よって、HDR合成部 4 9 では、適切な明るさのアンダー画像と適切な明るさのオーバー画像から、ハイダイナミックレンジ合成を行うので、得られる内視鏡画像は、幅広いダイナミックレンジな画像となる。

【 0 1 0 5 】

図 8 は、HDR合成部 4 9 における画像合成を説明するための図である。図 7 に示すアンダー画像とオーバー画像の各受光データに基づいて、HDR合成部 4 9 は、合成画像を生成する。HDR合成部 4 9 は、互いに露出の異なる 2 枚の画像、すなわちアンダー画像とオーバー画像を合成することにより、白飛びや黒潰れの少ない幅広いダイナミックレンジを有する画像を、合成画像として生成する。

30

【 0 1 0 6 】

また、アンダー画像明るさ測定部 4 5 は、アンダー画像中、所定の閾値TH1以下の受光データについては、その受光データの位置あるいは順番の情報を、光量制御部 5 1 へ出力し、光量制御部 5 1 は、その受信した所定の閾値TH1以下である受光データに対応する位置あるいは順番のスポット光（アンダー画像に対応するスポット光）の光量だけを、所定量Uだけ増加させるように、光源ユニット 2 1 を制御する。

【 0 1 0 7 】

同様に、オーバー画像明るさ測定部 4 6 は、オーバー画像中、所定の閾値TH2以上の受光データについては、その受光データの位置あるいは順番の情報を、光量制御部 5 1 へ出力し、光量制御部 5 1 は、その受信した所定の閾値TH2以上である受光データに対応する位置あるいは順番のスポット光（オーバー画像に対応するスポット光）の光量だけを、所定量Dだけ減少させるように、光源ユニット 2 1 を制御する。

40

【 0 1 0 8 】

その結果、アンダー画像においては露出不足になっている画素あるいは領域が少なくなり、オーバー画像においては露出過多になっている画素あるいは領域が少なくなるので、アンダー画像とオーバー画像とを合成した合成画像全体においても、白飛びや黒潰れが少なくなる。

【 0 1 0 9 】

50

以上のように、上述した実施の形態によれば、1回の走査において、複数の、上記の例では2枚の、露出の異なる画像を生成して、画像合成するので、画像のリアルタイム性を確保しつつ、ダイナミックレンジの広い内視鏡画像を生成することができる走査型内視鏡装置を提供することができる。

【0110】

特に、従来のように2枚のフレーム画像を取得してから画像合成を行うのではなく、1回の走査において、アンダー画像とオーバー画像の、互いに露出が異なる2枚の画像信号を取得して画像合成を行うので、内視鏡画像のリアルタイム性を確保することができる。

【0111】

また、アンダー画像とオーバー画像が、それぞれ適切な明るさ、すなわち適切な所定の露出となるように、アンダー画像の明るさとオーバー画像の明るさを測定して、光量調整が行われるので、合成画像も適切なダイナミックレンジを有する画像となる。

【0112】

さらに、取得した、互いに露出の異なる複数の画像中に、所定の閾値以上あるいは以下の受光データがあるときには、照明用のスポット光の光量を制御して、各画像中に露出不足あるいは露出過多の画素あるいは領域が少なくなるので、合成画像全体においても、白飛びや黒潰れを少なくすることができる。

【0113】

なお、上述した例では、HDR合成部49は、互いに露出が異なる2枚の画像を用いて画像合成をしているが、互いに露出が異なる3枚以上の画像を合成するようにしてもよい。その場合、LUT42には、各画素について画像合成において使用すべき3点以上のスポット光の情報が格納される。そして、互いに露出の異なる複数の画像の各々について、光量が測定されて、光量制御が行われ、各画像がラスタ変換されて、HDR合成部49において画像合成される。

【0114】

さらになお、上述した例では、各走査においてアンダー画像のためのスポット光とオーバー画像のためのスポット光は、光源ユニット21から交互に出射されているが、交互でない他の出射順序で出射するようにしてもよい。

【0115】

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】

【0116】

1 走査型内視鏡装置、2 内視鏡、3 本体装置、4 モニタ、11 挿入部、12 照明用ファイバ、13 受光用ファイバ、14 集光光学系、14a、14b レンズ、15、15X、15Y アクチュエータ、21 光源ユニット、22 ドライバユニット、23 検出ユニット、24 メモリ、25 コントローラ、31a、31b、31c 光源、32 合波器、33 信号発生器、34a、34b D/A変換器、35a、35b アンプ、36 分波器、37 検出部、38 A/D変換部、41 スポット光判別部、43 アンダー画像記憶部、44 オーバー画像記憶部、45 アンダー画像明るさ測定部、46 オーバー画像明るさ測定部、47、48 ラスタ変換部、49 HDR合成部、50 明るさ判定部、51 光量制御部、61、61k 領域。

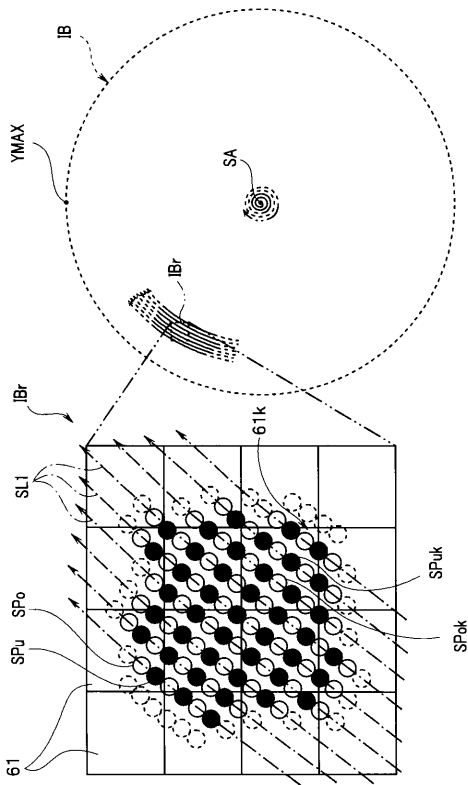
10

20

30

40

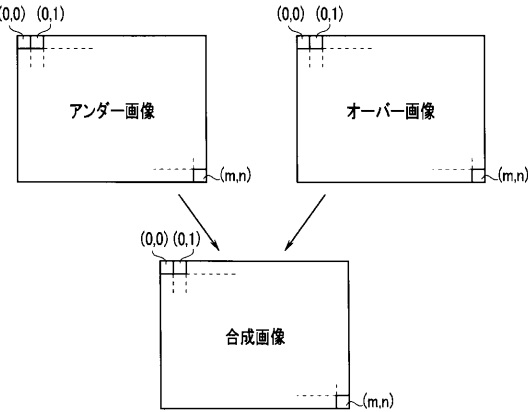
【 図 6 】



【 図 7 】

X	Y	受光データ (アンダー画像)	受光データ (オーバー画像)
0	0	P1(0,0)	P2(0,0)
⋮	⋮	⋮	⋮
x1	y1	P1(x1,y1)	P2(x1,y1)
x2	y2	P1(x2,y2)	P2(x2,y2)
x3	y3	P1(x3,y3)	P2(x3,y3)
⋮	⋮	⋮	⋮
xm	yn	P1(m,n)	P2(m,n)

【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 小鹿 聡一郎

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 大野 渉

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA02 BA04 BA23 CA02 CA10 CA11 CA12 CA25 DA41 GA11

4C161 BB08 CC07 FF40 HH51 MM09 NN05 PP11 PP12 RR06 RR19

WW04

专利名称(译)	扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2016049124A	公开(公告)日	2016-04-11
申请号	JP2014174281	申请日	2014-08-28
[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	住吉正憲 金子和真 小鹿聡一郎 大野涉		
发明人	住吉 正憲 金子 和真 小鹿 聡一郎 大野 涉		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00172 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.524 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.611 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA02 2H040/BA04 2H040/BA23 2H040/CA02 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA25 2H040/DA41 2H040/GA11 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/MM09 4C161/NN05 4C161/PP11 4C161/PP12 4C161/RR06 4C161/RR19 4C161/WW04		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6257475B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-174281 (P2014-174281) 平成26年8月28日 (2014. 8. 28)	(71) 出願人 (74) 代理人 (74) 代理人 (74) 代理人 (72) 発明者 (72) 発明者	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 100076233 弁理士 伊藤 進 100101661 弁理士 長谷川 靖 100135932 弁理士 篠清 治 住吉 正憲 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 金子 和真 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 最終頁に続く
-------	-----------------------	--	--	---

解决的问题：提供一种能够在确保图像的实时性的同时生成动态范围广的内窥镜图像的扫描内窥镜装置。扫描内窥镜设备（1）驱动照明纤维（12）的尖端，使得用于下图像和上图像的聚光以螺旋形状一次扫描对象。在驱动照明光纤12的尖端进行一次扫描的同时，控制器25用于控制光源，以离散地顺序发射用于底图像和底图像的点光，在一次扫描中，由用于底图像的聚光的返回光产生的底图像的图像信号，以及在一次扫描中，由用于底图像的聚光的返回光产生的底图像的图像信号 HDR合成部分49用于通过使用来生成合成图像。[选择图]图5