

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2013/125268

発行日 平成27年7月30日 (2015. 7. 30)

(43) 国際公開日 平成25年8月29日(2013.8.29)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 15 頁)

出願番号	特願2013-537711 (P2013-537711)
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/050841
(22) 国際出願日	平成25年1月17日 (2013. 1. 17)
(11) 特許番号	特許第5385493号 (P5385493)
(45) 特許公報発行日	平成26年1月8日 (2014. 1. 8)
(31) 優先権主張番号	特願2012-35201 (P2012-35201)
(32) 優先日	平成24年2月21日 (2012. 2. 21)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100118913
弁理士 上田 邦生

(74) 代理人 100112737
弁理士 藤田 考晴

(72) 発明者 秋山 大輔
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

(72) 発明者 鶴澤 勉
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

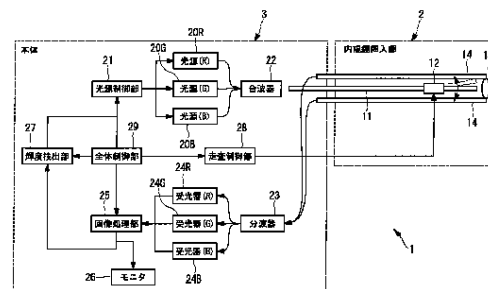
Fターム(参考) 2H040 BA10 CA09 CA11

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

観察画像における部分的な明暗やハレーションを抑制し、観察対象の部分的な陰影をも的確に描出して良好な観察を行う。光源から射出された照明光を挿入部（２）先端に導光する導光手段（１１）と、該導光手段を所定周期で振動させることにより、前記挿入部から射出する前記照明光を観察対象に対して二次元走査させる走査手段（１２）と、前記照明光の前記観察対象からの戻り光を受光して、前記走査手段による走査位置と前記戻り光の強度とに基づいて画像信号を生成する撮像手段（２５）と、前記挿入部の長手方向と前記照明光の前記観察対象への射出方向とのなす角度に応じて前記挿入部から射出する照明光の強度を変化させるように前記光源を制御する光源制御手段（２１）と、を備えた内視鏡装置（１）を提供する。



2. ENDOSCOPE INSERTION UNIT
3. MAIN UNIT
- 208... LIGHT SOURCE (B)
- 209... LIGHT SOURCE (C)
- 20R... LIGHT SOURCE (R)
- 21... LIGHT-SOURCE CONTROL UNIT
- 22... MULTIPLEXER
- 23... DEMULTIPLEXER
- 240... LIGHT RECEIVER (B)
- 241... LIGHT RECEIVER (C)
- 24R... LIGHT RECEIVER (R)
- 25... IMAGE PROCESSING UNIT
- 26... MONITOR
- 27... BRIGHTNESS DETECTION UNIT
- 28... SCANNING CONTROL UNIT
- 29... OVERALL CONTROL UNIT

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源から射出された照明光を挿入部先端に導光する導光手段と、
 該導光手段を所定周期で振動させることにより、前記挿入部から射出する前記照明光を
 観察対象に対して二次元走査させる走査手段と、
 前記照明光の前記観察対象からの戻り光を受光して、前記走査手段による走査位置と前
 記戻り光の強度とに基づいて画像信号を生成する撮像手段と、
 前記挿入部の長手方向と前記照明光の前記観察対象への射出方向とのなす角度に応じて
 前記挿入部から射出する照明光の強度を変化させるように前記光源を制御する光源制御手
 段と、
 を備えた内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記光源制御手段は、前記角度が大きくなるほど前記挿入部から射出する照明光の強度
 が小さくなるように前記光源を制御する請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光源制御手段は、前記光源から射出される照明光の強度 $I_1(\theta)$ が、以下の (1)
) 式及び (2) 式を満たすよう前記光源を制御する請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡
 装置。

【数 1】

20

$$I_1(\theta) = Af(\theta) \quad \dots(1)$$

$$1 - \sin^{2.5} \theta \leq f(\theta) \leq 1 - \sin^7 \theta \quad \dots(2)$$

ここで、 θ は、前記挿入部の長手方向と前記挿入部から射出される前記照明光の射出方
 向とのなす角度であり、 A は、 $\theta = 0$ のときの前記挿入部から射出される照明光の強度で
 ある。

【請求項 4】

前記導光手段の前記挿入部先端側に配置され、反射防止処理が施された光学部材又は観
 察角を拡大させる光学部材を備え、

30

前記光源制御手段は、前記角度が大きくなるほど前記光源から前記導光手段へ射出する
 照明光の強度が大きくなるように前記光源を制御する請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視
 鏡装置。

【請求項 5】

前記光源制御手段は、前記光源から射出される照明光の強度 $I_2(\theta)$ が、以下の (3)
) 式及び (4) 式を満たすよう前記光源を制御する請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【数 2】

40

$$I_2(\theta) = Af(\theta) \quad \dots(3)$$

$$\frac{1}{\cos \theta} \leq f(\theta) \leq \frac{1}{\cos^5 \theta} \quad \dots(4)$$

ここで、 θ は、前記挿入部の長手方向と前記挿入部から射出される前記照明光の射出方
 向とのなす角度であり、 A は、 $\theta = 0$ のときの前記挿入部から射出される照明光の強度で
 ある。

【請求項 6】

前記画像信号に基づいて前記戻り光の強度である輝度情報を検出する輝度検出手段を備

50

え、

前記光源制御手段が、前記輝度検出手段による輝度情報に基づいて前記光源を制御する請求項 1 乃至請求項 5 の何れか 1 項に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置、特に、観察対象に照射する照明光を調節可能な内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

10

所謂走査型の内視鏡装置においては、挿入部内に設けられたライトガイドファイバの先端がアクチュエータなどによって振動させられ、これにより光源から導光された照明光がライトガイドファイバから射出され観察対象上に走査される。そして、観察対象上での走査位置と、走査位置において反射した光の強度とに基づいて観察対象の画像を取得することで所望の観察を行う。

このような内視鏡装置において、観察対象に照射される照明光の強度が 1 つの画像をなすフレーム内で常に一定である場合には、取得した画像中に暗部やハレーション等が生じやすい。特に、観察対象が消化管等の管腔状構造である場合には画像中心が極端に暗くなる一方、周辺部分が過度に明るくなり、ハレーションが生じやすい。

このため特許文献 1 には、取得済みのフレーム像の明暗情報に基づいて、照明光の走査位置に応じた任意のエリアの照明光量を調整する内視鏡装置が記載されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2010 - 115391 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献 1 に記載の内視鏡装置では、取得した画像における明暗が、距離に起因するのか、又は、観察対象の凹凸に起因するのかを区別することができないため、単に明暗に基づいて光量調節を行うこととなる。このため光量調節が適切に行われない虞があり、結果的に、襞や陥没部等の観察対象の特徴的構造を描出することができない場合があるという問題があった。

30

【0005】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、観察画像における部分的な明暗やハレーションを抑制し、観察対象の部分的な陰影を的確に描出して良好な観察を行うことができる内視鏡装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

40

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、光源から射出された照明光を挿入部先端に導光する導光手段と、該導光手段を所定周期で振動させることにより、前記挿入部から射出する前記照明光を観察対象に対して二次元走査させる走査手段と、前記照明光の前記観察対象からの戻り光を受光して、前記走査手段による走査位置と前記戻り光の強度とに基づいて画像信号を生成する撮像手段と、前記挿入部の長手方向と前記照明光の前記観察対象への射出方向とのなす角度に応じて前記挿入部から射出する照明光の強度を変化させるように前記光源を制御する光源制御手段と、を備えた内視鏡装置である。

【0007】

上記本発明の一態様に係る内視鏡装置によれば、導光手段を振動させて走査手段により挿入部から射出する照明光を観察対象に対して二次元走査させると、走査位置に応じて挿

50

入部から射出する照明光の射出角度が変化する。特に、走査手段が螺旋状に照明光を走査させる場合、1フレームの画像信号を取得する単位走査期間において、挿入部の長手方向と照明光の観察対象への射出方向とのなす角度の変化が大きく、これは挿入部と観察対象との距離が大きいほど顕著となる。

【0008】

そして、挿入部から射出される照明光の強度を一定とすると、挿入部から射出する照明光の射出角度の変化に起因して、取得される観察画像中に明暗差が生じ、挿入部の長手方向と照明光の観察対象への射出方向とのなす角度の変化が大きいほど取得する観察画像中の明暗差が大きくなる。例えば、観察対象が消化管等の管腔状構造である場合には、挿入部から射出する照明光の射出角度が小さく観察画像の中心となる像に照明光が届かない一方、挿入部から射出する照明光の射出角度が大きい挿入部先端周辺部分に過度に照明光が配光されて、ハレーションの原因となる。

10

そこで、光源制御手段により挿入部の長手方向と照明光の観察対象への射出方向とのなす角度に応じて挿入部から射出する照明光の強度を変化させるように光源を制御することで、走査期間における配光斑を抑制し、観察画像における部分的な明暗やハレーションを抑制し、観察対象の部分的な陰影を的確に描出して良好な観察画像を取得することができる。

【0009】

上記本発明の一態様に係る内視鏡装置において、前記光源制御手段は、前記角度が大きくなるほど前記挿入部から射出する照明光の強度が小さくなるように前記光源を制御することが好ましい。

20

このようにすることで、単位走査期間において、挿入部から射出する照明光の射出角度が小さく、観察画像の中心となる像に対しては相対的に照明光の強度を大きくし、挿入部から射出する照明光の射出角度が大きい挿入部先端周辺部分に対しては相対的に照明光の強度を小さくすることで、取得する観察画像における部分的な明暗差やハレーションを抑制することができる。

【0010】

上記本発明の一態様に係る内視鏡装置において、前記光源制御手段は、前記光源から射出される照明光の強度 $I_1(\theta)$ が、以下の(1)式及び(2)式を満たすよう前記光源を制御することが好ましい。

30

【数1】

$$I_1(\theta) = Af(\theta) \quad \dots(1)$$

$$1 - \sin^{2.5} \theta \leq f(\theta) \leq 1 - \sin^7 \theta \quad \dots(2)$$

ここで、 θ は、前記挿入部の長手方向と前記挿入部から射出される前記照明光の射出方向とのなす角度であり、 A は、 $\theta = 0$ のときの前記挿入部から射出される照明光の強度である。

40

このようにすることで、取得する観察画像における明暗差やハレーションを抑制することができる。

【0011】

上記本発明の一態様に係る内視鏡装置において、前記導光手段の前記挿入部先端側に配置され、反射防止処理が施された光学部材又は観察角を拡大させる光学部材を備え、前記光源制御手段は、前記角度が大きくなるほど前記光源から前記導光手段へ射出する照明光の強度が大きくなるように前記光源を制御することが好ましい。

【0012】

導光手段の挿入部先端側に反射防止処理が施された光学部材又は観察角を拡大させる光学部材を配置した場合には、これらの光学部材により挿入部先端周辺部分の配光ロスが大

50

きくなり周辺部分に配光される照明光の光量が低下する。そこで、例えば、ARコーティング等の反射防止処理が施された光学部材や広角レンズ等の観察角を拡大させる光学部材を導光手段の挿入部先端側に配置した場合には、挿入部から射出する照明光の射出角度が大きくなるほど光源から導光手段へ射出する照明光の強度が大きくなるように光源を制御する。

このようにすることで、これらの光学部材によって、結果的に、挿入部から射出する照明光の射出角度が小さく、観察画像の中心となる像に対しては相対的に照明光の強度が大きくなり、挿入部から射出する照明光の射出角度が大きい挿入部先端周辺部分に対しては相対的に照明光の強度が小さくなり、取得する観察画像における部分的な明暗差やハレーションを抑制することができる。

10

【0013】

上記本発明の一態様に係る内視鏡装置において、前記光源制御手段は、前記光源から射出される照明光の強度 $I_2(\theta)$ が、以下の(3)式及び(4)式を満たすよう前記光源を制御することが好ましい。

【数2】

$$I_2(\theta) = Af(\theta) \cdots (3)$$

$$\frac{1}{\cos\theta} \leq f(\theta) \leq \frac{1}{\cos^5\theta} \cdots (4)$$

20

ここで、 θ は、前記挿入部の長手方向と前記挿入部から射出される前記照明光の射出方向とのなす角度であり、 A は、 $\theta = 0$ のときの前記挿入部から射出される照明光の強度である。

このようにすることで、取得する観察画像における明暗差やハレーションを抑制することができる。

【0014】

上記本発明の一態様に係る内視鏡装置において、前記画像信号に基づいて前記戻り光の強度である輝度情報を検出する輝度検出手段を備え、前記光源制御手段が、前記輝度検出手段による輝度情報に基づいて前記光源を制御することが好ましい。

30

このようにすることで、例えば、撮像手段の特性や撮像環境により観察画像全体が暗い場合乃至は明るい場合において、観察画像における部分的な明暗差やハレーションを抑制しながら、観察画像全体の明るさも調節することができ、良好な観察画像を取得することができる。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、観察画像における部分的な明暗やハレーションを抑制し、観察対象の部分的な陰影をも的確に描出して良好な観察を行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

40

【0016】

【図1】本発明の実施形態に係る内視鏡装置の概略構成図である。

【図2】本発明の実施形態に係る内視鏡装置の挿入部の概略構成図である。

【図3】照明光の強度 $I(\theta)$ と挿入部から射出される照明光の射出方向とのなす角度 θ との関係を示すグラフである。

【図4】本発明の実施形態に係る内視鏡装置において、観察画像全体の明るさのバランスを示すグラフである。

【図5】照明光の強度 $I(\theta)$ と挿入部から射出される照明光の射出方向とのなす角度 θ との関係を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 7 】

以下に、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置について図面を参照して説明する。

図 1 は、本実施形態に係る内視鏡装置の概略構成図を示しており、図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、挿入部 2 及び本体 3 を備えている。挿入部 2 は、ライトガイドファイバ（導光手段）1 1、アクチュエータ（走査手段）1 2、レンズ 1 3、及び受光用ファイバ 1 4 を備えている。

本体 3 は、光源 2 0 R , 2 0 G , 2 0 B、光源制御部（光源制御手段）2 1、合波器 2 2、分波器 2 3、受光器 2 4 R , 2 4 G , 2 4 B、画像処理部 2 5（撮像手段）、モニタ 2 6、輝度検出部 2 7、走査制御部 2 8、及び全体制御部 2 9 を備えている。

【 0 0 1 8 】

ライトガイドファイバ 1 1 は、後述する光源から出射された照明光を挿入部先端に導光し、ライトガイドファイバ 1 1 の挿入部先端側に設けられたレンズ 1 3 は、ライトガイドファイバ 1 1 からの照明光を拡散させて照明光を観察対象に出射する。アクチュエータ 1 2 は、ライトガイドファイバ 1 1 を所定の周期で振動させることにより、挿入部から射出する照明光を観察対象に対して二次元走査させる。アクチュエータ 1 2 としては、例えば piezo 素子を適用することができ、後述する走査制御部 2 8 からの指令に従って、直交する 2 方向にライトガイドファイバ 1 1 の先端を共振させることによりライトガイドファイバ 1 1 の先端の向きを変更させ、これにより照明光が観察対象上で螺旋状の走査軌跡を描くようになっている。受光用ファイバ 1 4 は、照明光の観察対象における戻り光を受光する。

【 0 0 1 9 】

光源 2 0 R , 2 0 G , 2 0 B は、R , G , B の光を夫々出射するものであり、光源制御部 2 1 によって駆動し制御される。光源制御部 2 1 は、光源 2 0 R , 2 0 G , 2 0 B を駆動し制御するほか、挿入部の長手方向と照明光の観察対象への射出方向とのなす角度 θ に応じて挿入部から射出する照明光の強度を変化させるように光源 2 0 R , 2 0 G , 2 0 B を制御する（図 2 参照）。

【 0 0 2 0 】

特に、光源制御部 2 1 は、角度 θ が大きくなるほど挿入部から射出する照明光の強度が小さくなるように光源 2 0 R , 2 0 G , 2 0 B を制御する。より具体的には、光源から射出される照明光の強度 $I(\theta)$ が、以下の (5) 式及び (6) 式を満たすよう光源 2 0 R , 2 0 G , 2 0 B を制御する。

【 0 0 2 1 】

【数 3】

$$I(\theta) = Af(\theta) \quad \dots(5)$$

$$1 - \sin^{2.5} \theta \leq f(\theta) \leq 1 - \sin^7 \theta \quad \dots(6)$$

【 0 0 2 2 】

またより好ましくは、以下の (7) 式を満たすように光源 2 0 R , 2 0 G , 2 0 B を制御する。

【 0 0 2 3 】

【数 4】

$$I(\theta) = A(1 - \sin^\alpha(\beta\theta)) \quad \dots(7)$$

【 0 0 2 4 】

ここで、 θ は、前記挿入部の長手方向と前記挿入部から射出される前記照明光の射出方

向とのなす角度であり、 A は、 $\theta = 0$ のときの前記挿入部から射出される照明光の強度であり、従前に取得した画像信号の輝度情報に基づいて決定することができる。

【0025】

α は、配光の相対的な形を示す係数であり、観察対象によって定めることが好ましい。例えば、腓管等の管腔を観察対象とする場合には $\alpha = 2 \sim 5$ 、胃等の広い空間や近接観察等平面的な観察対象である場合には $\alpha = 4 \sim 5$ が好ましい。 A の大きさによって α の値を変更することもできる。 β は、内視鏡装置の視野角に応じた係数であり、視野角によって得られる観察画像において、中心と周辺部との光量比が異なるので、これを考慮して定められる。 β は、視野角の最大角を Θ とすると、 $\beta = \Theta / 70$ が好ましい。照明光の強度 $I(\theta)$ と角度 θ との関係を図3に示した。

10

【0026】

また、光源制御部21は、後述する輝度検出部27によって得られた画像信号の輝度情報に基づいて光源20R、20G、20Bを制御する。すなわち、例えば、受光用ファイバ14や画像処理部25の特性や撮像環境により観察画像全体が暗い場合乃至は明るい場合において、図4に示すグラフに示すように、観察画像全体の明るさを調節することで、取得する観察画像における相対的な照明光の強度変化を変えずに、すなわち、角度 θ 毎の照明光の強度変化を維持したまま画像全体の絶対的な明るさを調節することで良好な観察画像を取得することができる。これは、先に述べた A の値を変更することで実現することができ、輝度検出部27によって得られた1フレーム分の輝度情報のほか、複数フレーム分の輝度情報の平均値から定めることができる。

20

【0027】

合波器22は、光源20R、20G、20Bから射出された光を合波して、白色光とした照明光をライトガイドファイバ11に供給する。分波器23は、受光用ファイバ14を介して入射した観察対象からの戻り光をR、G、Bの光に分波し、分波されたR、G、Bの各光を受光器24R、24G、24Bに伝送する。受光器24R、24G、24Bは、分波器23からのR、G、Bの各光の強度に応じた画素信号を生成し、生成した各画素信号を画像処理部25に出力する。画像処理部25では、受光器24R、24G、24Bによる画素信号と照明光の走査位置とに基づいて1フレーム分の画像信号を生成する。モニタ26は、生成された画像信号に基づいて観察対象の画像を表示する。

【0028】

30

輝度検出部27は、画像処理部25で生成された画像信号に基づいて戻り光の強度である輝度情報を検出する。走査制御部28は、ライトガイドファイバ11を所定周期で振動させるためにアクチュエータ12に所定の指令信号を出力することにより、アクチュエータ12を駆動し制御する。全体制御部29は、図示しないCPU、ROM、RAMを含み、ROMに格納された内視鏡装置1を動作し制御するためのプログラムに従って本体3の動作を制御する。

【0029】

このように構成された内視鏡装置において、観察画像を取得する場合、光源20R、20G、20Bは、光源制御部21からの指令に基づいて、夫々R、G、Bの光を射出し、射出した各光は合波器22において合波され白色光の照明光とされ、ライトガイドファイバ11に供給される。供給された照明光は、ライトガイドファイバ11によって観察対象上で螺旋状に走査される。このとき、光源20R、20G、20Bから射出される光は、ライトガイドファイバ11から射出されレンズ13を介して挿入部から射出される照明光の挿入部の長手方向に対する角度 θ に応じた強度となっている。このため、観察対象においては、観察対象中の位置によらず均一な照明光が配光される。

40

【0030】

観察対象上で反射された戻り光は、受光用ファイバ14を介して分波器23に伝送され、分波器23においてR、G、Bの各光に分波され、受光器24R、24G、24Bで各光の強度に応じた画素信号に変換される。変換された画素信号は画像処理部25に出力され、画像処理部25において画素信号と照明光の走査位置とに基づいて1フレーム分の画

50

像信号が生成される。

【 0 0 3 1 】

このようにすることで、1フレームの画像信号を取得する単位走査期間において、挿入部から射出する照明光の射出角度が小さく、観察画像の中心となる像に対しては相対的に照明光の強度を大きくし、挿入部から射出する照明光の射出角度が大きい挿入部先端周辺部分に対しては相対的に照明光の強度を小さくすることで、取得する観察画像における部分的な明暗差やハレーションを抑制することができる。

【 0 0 3 2 】

(変形例)

上記した実施形態において、レンズ13には特段の光学特性がなく、例えばカバーガラス等を適用することができる。しかしながら、レンズ13に例えば、ARコーティング処理が施されたものや、広角レンズ等が適用される場合もあり、このような場合には、光源制御部21による光源20R, 20G, 20Bの制御を以下のようにする必要がある。

【 0 0 3 3 】

すなわち、ライトガイドファイバ11の挿入部先端側にARコーティング(反射防止)処理が施されたレンズ乃至は観察角を拡大させる広角レンズを配置した場合には、これらのレンズにより挿入部先端周辺部分の配光ロスが大きくなり周辺部分に配光される照明光の光量が低下する。

そこで、このような場合には、挿入部から射出する照明光の射出角度 θ が大きくなるほど光源20R, 20G, 20Bからライトガイドファイバ11へ供給する照明光の強度が

【 0 0 3 4 】

具体的には、光源制御部21は、光源20R, 20G, 20Bから射出される照明光の強度 $I(\theta)$ が、以下の(8)式及び(9)式を満たすよう前記光源を制御することが好ましい。

【 0 0 3 5 】

【 数 5 】

$$I(\theta) = Af(\theta) \quad \dots(8)$$

$$\frac{1}{\cos\theta} \leq f(\theta) \leq \frac{1}{\cos^5\theta} \quad \dots(9)$$

【 0 0 3 6 】

ここで、 θ は、前記挿入部の長手方向と前記挿入部から射出される前記照明光の射出方向とのなす角度であり、 A は、 $\theta = 0$ のときの前記挿入部から射出される照明光の強度である。照明光の強度 $I_1(\theta)$ と角度 θ との関係を図5に示した。

【 0 0 3 7 】

このようにすることで、これらのレンズによって、結果的に、挿入部から射出する照明光の射出角度が小さく、観察画像の中心となる像に対しては相対的に照明光の強度が大きくなり、挿入部から射出する照明光の射出角度が大きい挿入部先端周辺部分に対しては相対的に照明光の強度が小さくなり、取得する観察画像における部分的な明暗差やハレーションを抑制することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 8 】

1 内視鏡装置

2 挿入部

11 ライトガイドファイバ

10

20

30

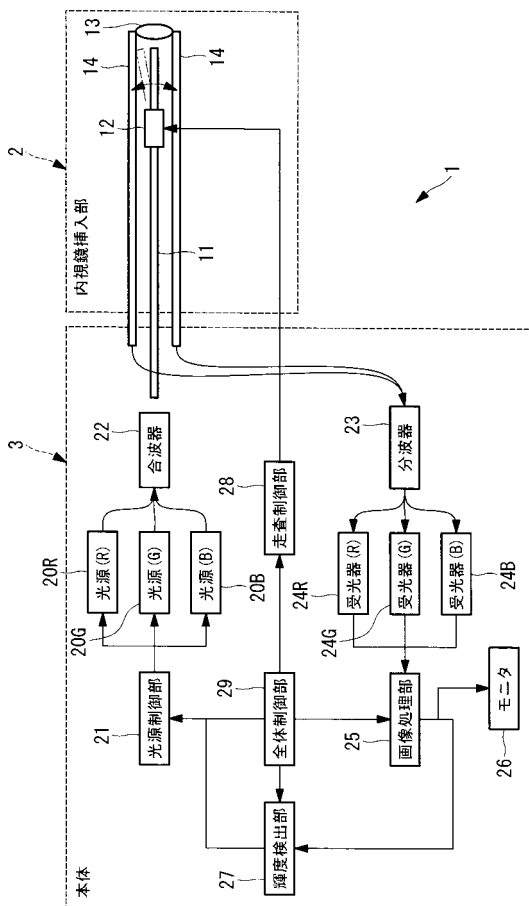
40

50

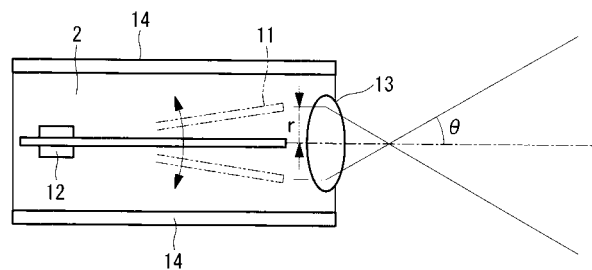
- 1 2 アクチュエータ
- 1 3 レンズ
- 1 4 受光用ファイバ
- 2 0 R , 2 0 G , 2 0 B 光源 R , 光源 G , 光源 B
- 2 1 光源制御部
- 2 2 合波器
- 2 3 分波器
- 2 4 R , 2 4 G , 2 4 B 受光器 R , 受光器 G , 受光器 B
- 2 5 画像処理部
- 2 6 モニタ
- 2 7 輝度検出部
- 2 8 走査制御部
- 2 9 全体制御部

10

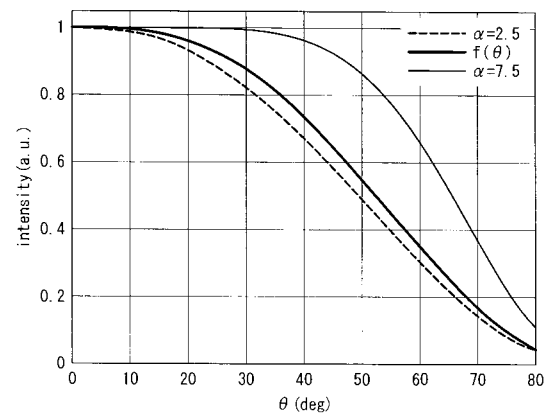
【図 1】



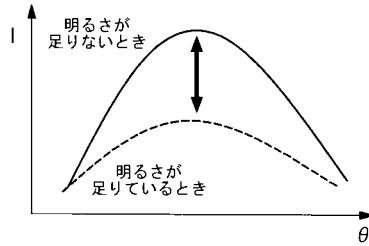
【図 2】



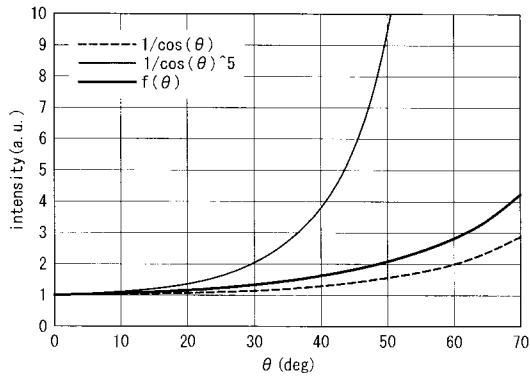
【図 3】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成25年8月16日 (2013.8.16)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

光源から射出された照明光を挿入部先端に導光する導光手段と、

該導光手段を所定周期で振動させることにより、前記挿入部から射出する前記照明光を観察対象に対して二次元走査させる走査手段と、

前記照明光の前記観察対象からの戻り光を受光して、前記走査手段による走査位置と前記戻り光の強度とに基づいて画像信号を生成する撮像手段と、

前記挿入部の長手方向と前記照明光の前記観察対象への射出方向とのなす角度に応じて前記挿入部から射出する照明光の強度を変化させるように前記光源を制御する光源制御手段と、

を備え、

前記光源制御手段は、前記光源から射出される照明光の強度 $I_1(\theta)$ が、以下の (1) 式及び (2) 式を満たすよう前記光源を制御する内視鏡装置。

【数 1】

$$I_1(\theta) = Af(\theta) \cdots (1)$$

$$1 - \sin^{2.5} \theta \leq f(\theta) \leq 1 - \sin^7 \theta \cdots (2)$$

ここで、 θ は、前記挿入部の長手方向と前記挿入部から射出される前記照明光の射出方向とのなす角度であり、 A は、 $\theta = 0$ のときの前記挿入部から射出される照明光の強度である。

【請求項 2】

光源から射出された照明光を挿入部先端に導光する導光手段と、
該導光手段を所定周期で振動させることにより、前記挿入部から射出する前記照明光を観察対象に対して二次元走査させる走査手段と、

前記照明光の前記観察対象からの戻り光を受光して、前記走査手段による走査位置と前記戻り光の強度とに基づいて画像信号を生成する撮像手段と、

前記挿入部の長手方向と前記照明光の前記観察対象への射出方向とのなす角度に応じて前記挿入部から射出する照明光の強度を変化させるように前記光源を制御する光源制御手段と、

前記導光手段の前記挿入部先端側に配置され、反射防止処理が施された光学部材又は観察角を拡大させる光学部材と、
を備え、

前記光源制御手段は、前記角度が大きくなるほど前記光源から前記導光手段へ射出する照明光の強度が大きくなるように前記光源を制御するとともに、前記光源から射出される照明光の強度 $I_2(\theta)$ が、以下の (3) 式及び (4) 式を満たすよう前記光源を制御する内視鏡装置。

【数 2】

$$I_2(\theta) = Af(\theta) \cdots (3)$$

$$\frac{1}{\cos \theta} \leq f(\theta) \leq \frac{1}{\cos^5 \theta} \cdots (4)$$

ここで、 θ は、前記挿入部の長手方向と前記挿入部から射出される前記照明光の射出方向とのなす角度であり、 A は、 $\theta = 0$ のときの前記挿入部から射出される照明光の強度である。

【請求項 3】

前記画像信号に基づいて前記戻り光の強度である輝度情報を検出する輝度検出手段を備え、

前記光源制御手段が、前記輝度検出手段による輝度情報に基づいて前記光源を制御する請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

上記本発明の一参考例に係る内視鏡装置において、前記光源制御手段は、前記角度が大きくなるほど前記挿入部から射出する照明光の強度が小さくなるように前記光源を制御す

ることが好ましい。

このようにすることで、単位走査期間において、挿入部から射出する照明光の射出角度が小さく、観察画像の中心となる像に対しては相対的に照明光の強度を大きくし、挿入部から射出する照明光の射出角度が大きい挿入部先端周辺部分に対しては相対的に照明光の強度を小さくすることで、取得する観察画像における部分的な明暗差やハレーションを抑制することができる。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/050841

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B21/06(2006.01)i, G02B21/36(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/06, A61B1/00, G02B21/06, G02B21/36, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2010-115391 A (Hoya Corp.), 27 May 2010 (27.05.2010), paragraphs [0022] to [0031] & US 2010/0123775 A1 & DE 102009053507 A	1, 2, 4, 6 3, 5
Y A	JP 7-275192 A (Toshiba Corp.), 24 October 1995 (24.10.1995), paragraphs [0007] to [0014], [0063], [0078], [0081]; fig. 4, 5 (Family: none)	1, 2, 4, 6 3, 5
Y A	JP 7-124100 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 16 May 1995 (16.05.1995), paragraph [0039] (Family: none)	4, 6 3, 5

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
22 March, 2013 (22.03.13)Date of mailing of the international search report
02 April, 2013 (02.04.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 5 0 8 4 1									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B21/06(2006.01)i, G02B21/36(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/06, A61B1/00, G02B21/06, G02B21/36, G02B23/24											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y A	JP 2010-115391 A (HOYA 株式会社) 2010.05.27, 【0022】 - 【0031】 & US 2010/0123775 A1 & DE 102009053507 A	1, 2, 4, 6 3, 5									
Y A	JP 7-275192 A (株式会社東芝) 1995.10.24, 【0007】-【0014】、【0063】、 【0078】、【0081】、図4, 5 (ファミリーなし)	1, 2, 4, 6 3, 5									
Y A	JP 7-124100 A (オリンパス光学工業株式会社) 1995.05.16, 【0039】 (ファミリーなし)	4, 6 3, 5									
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 22.03.2013		国際調査報告の発送日 02.04.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 増淵 俊仁 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4747								

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

Fターム(参考) 4C161 FF40 MM10 NN01 QQ07 RR02 RR23 RR26

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2013125268A1	公开(公告)日	2015-07-30
申请号	JP2013537711	申请日	2013-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	秋山大輔 鵜澤 勉		
发明人	秋山 大輔 鵜澤 勉		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0676 A61B1/00009 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/06 A61B1/0638 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA09 2H040/CA11 4C161/FF40 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR23 4C161/RR26		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2012035201 2012-02-21 JP		
其他公开文献	JP5385493B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

它可以抑制观察到的图像中的部分明暗和光晕，并可以准确绘制观察对象的部分阴影以实现良好的观察效果。通过振动导光装置（11）观察从插入部分发出的照明光，导光装置（11）将光源发出的照明光引导到插入部分（2）的尖端并经过预定的时间。扫描装置，用于对物体（12）进行二维扫描，接收来自观察物体的照明光的返回光，基于扫描装置的扫描位置的图像信号和返回光的强度。摄像装置（25），根据插入部的长度方向与照明光向观察对象的出射方向之间的角度，来产生并改变从插入部射出的照明光的强度。内窥镜装置（1）具有用于控制光源的光源控制装置（21）。

