

(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2011-101665

(P2011-101665A)

(43) 公開日 平成23年5月26日(2011.5.26)

(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	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2009-256695 (P2009-256695)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成21年11月10日 (2009.11.10)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100148895
			弁理士 荒木 佳幸
		(72) 発明者	榎本 貴之
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		F ターム (参考)	4C061 CC06 HH54 LL10 NN01 QQ07
			RR02 RR23 SS21

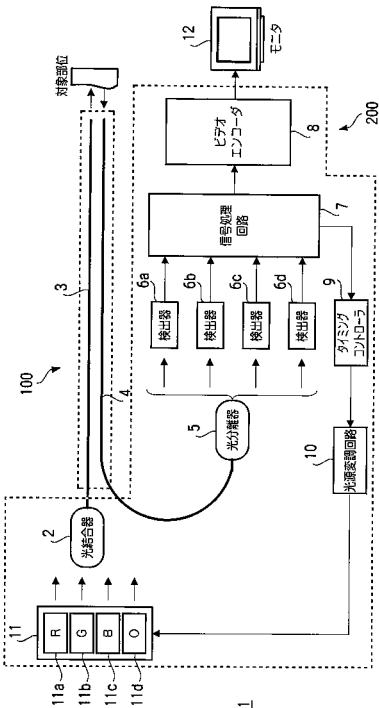
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】色収差を補正したより高解像度の画像を生成する。

【解決手段】R、G、Bの各波長の光と、R光及びG光の波長の間の波長を有する中間光とを出射する光源部と、光源部を制御して中間光の光量を補正する光源変調回路と、これら4色の光を観察対象部位上にて渦巻パターンにて走査する光走査型電子内視鏡と、光走査型電子内視鏡により受光された観察対象部位からの反射光を各波長ごとに検出する検出器と、検出器によって生成される各色光の信号に基づいて観察対象部位の画像を生成する画像処理部とを備え、光源変調回路は、所定の補正係数に基づいて中間光の補正光量を演算し、該補正光量に基づいて光源部から出射される中間光の光量を制御し、画像処理部は、中間光信号における中間光の光量に基づいて、R光信号におけるR光の光量を補正することを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

R、G、Bの各波長の光と、R光及びG光の波長の間の波長を有する中間光とを出射する光源部と、

前記光源部を制御して前記中間光の光量を補正する光源変調回路と、

前記R光、前記G光、前記B光、及び前記中間光を観察対象部位上にて渦巻パターンにて走査する光走査型電子内視鏡と、

前記光走査型電子内視鏡により受光された前記観察対象部位からの前記R光、前記G光、前記B光、及び前記中間光の反射光を各波長ごとに検出する検出器と、

前記検出器によって生成されるR光信号、G光信号、B光信号、及び中間光信号に基づいて前記観察対象部位の画像を生成する画像処理部と、を備え、

前記光源変調回路は、所定の補正係数に基づいて中間光の補正光量を演算し、該補正光量に基づいて前記光源部から出射される中間光の光量を制御し、

前記画像処理部は、前記中間光信号における中間光の光量に基づいて、前記R光信号におけるR光の光量を補正する、

ことを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光源変調回路は、

1フレーム前の中間光信号における中間光の光量に基づいて、前記所定の補正係数を算出し、

前記所定の補正係数に基づいて、前記補正光量を演算し、

前記補正光量に基づいて、前記光源部から出射される現在のフレームにおける中間光の光量が該中間光を検出する検出器のダイナミックレンジに収まり、かつ前記所定の繰り返しパターンにおいて走査範囲の中心から遠ざかるほど大きくなるように前記光源部を制御する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像処理部は、1フレーム内において、中間光信号における中間光の光量の最大値とR光信号におけるR光の光量の最大値との比を算出し、算出された比に基づいて該R光信号におけるすべてのR光の光量を補正することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記所定の補正係数は、フレームごとに中間光の光量を補正するための第 1 の補正係数と前記渦巻パターンにおける周回ごとに中間光の光量を補正するための第 2 の補正係数とからなり、

前記光源変調回路は、前記画像処理部からの 1 フレーム前の中間光信号における中間光の光量に基づいて、前記第 1 の補正係数をフレームごとに変更し、前記第 2 の補正係数を前記渦巻パターンの周回ごとに変更する、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源部から出射される中間光の光量 L は、以下の式 (1) によって決定され、

$$L = 1 \times k_2 \times k_3 \cdots (1)$$

ここで、1 は補正を行わない場合の中間光の光量、 k_2 は前記第 1 の補正係数、 k_3 は前記第 2 の補正係数であり、

前記光源変調回路は、前記光源部を制御して中間光の光量を変更する光源ドライバと、各補正係数を変更する係数変更部とを有し、

前記光源ドライバは、前記係数変更部から出力される各補正係数を用いて前記式 (1) により決定される中間光の光量 L に基づいて前記光源部から出射される中間光の光量を変更する、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 6】

前記係数変更部は、前記補正係数 k_3 が前記渦巻パターンの内周から外周にかけて大きくなるように、該補正係数 k_3 を変更することを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記中間光の波長は略 600 nm であることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

10

本発明は、電子内視鏡システムに関し、より詳しくは、照明光の各色成分における波長の違いにより起因する色収差を補正して良好な画像を取得するための電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

20

従来より、先端部に備えられた CCD (Charge Coupled Device) や CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 等の撮像素子により体腔内を撮像する電子内視鏡と、電子内視鏡により撮像された画像を処理してモニタに出力するビデオプロセッサと、体腔内の観察部位を照明するための光を電子内視鏡に供給する光源装置とからなる電子内視鏡システムが広く実用に供されている。また、近年、白色光による通常光観察の他に、狭帯域光、蛍光、赤外光等などの特定波長の光による特殊光観察を行なう電子内視鏡システムも知られている。

【0003】

ところで、このような電子内視鏡に関しては、患者の負担を軽減するために挿入部を細径化させる要望が常にある。電子内視鏡を細径化させるためには、電子内視鏡の各種内蔵部品の配置等を工夫する以外に内蔵部品自体を小型化させることが望まれる。なお、電子内視鏡には、固体撮像素子以外に、固体撮像素子の周辺回路やシールド部材、絶縁部材、対物レンズ、照明レンズ、レンズ保持枠、光ファイババンドル等の多数の部品が組み込まれている。

【0004】

30

特に固体撮像素子や光ファイババンドルは、外形寸法が大きい部品である。また、対物レンズや照明レンズ等の他の部品の設計上可能な最小寸法は、固体撮像素子の有効画素領域や光ファイババンドルの外形寸法等によって決まる。従って、小型な固体撮像素子や細径な光ファイババンドルを採用する場合には、細径な電子スコープを設計しやすい。しかし、一般に、固体撮像素子を小型化するほど解像度やダイナミックレンジ、SN比等の種々のパラメータに関して所望の性能を満たすことが難しくなる。また、光ファイババンドルを細径化、すなわち光ファイバの本数を削減した場合には、体腔内を照明するために十分な光量の照明光を伝搬できない問題が生じる。そのため、固体撮像素子や光ファイババンドルを単純に小型化ないし細径化させることはできない。

【0005】

40

そこで、固体撮像素子自体を不要とした構造を採用することによって、従来型の固体撮像素子を搭載した電子内視鏡よりも細径化させることが可能な光走査型電子内視鏡が提案されている。この種の光走査型電子内視鏡を有する電子内視鏡システムの一例が、特許文献 2 に開示されている。特許文献 2 に記載の光走査型電子内視鏡は、単一の光ファイバの先端を共振させて所定の走査光により対象物を所定の走査パターンで走査する。かかる光走査型電子内視鏡は、対象物からの反射光を検出して光電変換しビデオプロセッサに順次出力する。ビデオプロセッサは、光電変換された信号を処理して画像化しモニタに出力する。医師は、このようにして得られた体腔内の映像をモニタを通じて観察し検査や施術等を行うことができる。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許第6,563,105号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところが、上記のような光走査型電子内視鏡を用いた電子内視鏡システムにおいては、圧電素子により、照明光を出射する光ファイバを所定の走査パターンで走査し、該光ファイバから出射された各RGBのレーザ光を観察対象部位に走査するので、走査位置（特に、走査パターンの外周部）によっては光ファイバの出射端から観察対象部位までの距離が大きくなり、長波長ほどビーム径が広がる傾向にある。また、光走査型電子内視鏡の対物光学系における倍率色収差の特性により、各色光のビームスポットの光量分布において、必ずしもスポットの中心で光量のピークを示さない。このため、特に色収差の影響を大きく受ける長波長の光であるR光については、走査における注目画素の外側にある画素に対応する位置で光量がピークを示すと、注目画素に対応する位置の情報を適切に取得することができない。

10

【0008】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものである。本発明の目的は、光走査型電子内視鏡において、走査位置の変化や照明光の波長の違いが原因で発生する色収差の補正を行いつつ高解像度の撮像画像を取得することができる電子内視鏡システムを提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一実施形態による電子内視鏡システムは、R（赤）、G（緑）、B（青）の各波長の光と、R光及びG光の波長の間の波長を有する中間光とを出射する光源部と、光源部を制御して中間光の光量を補正する光源変調回路と、R光、G光、B光、及び中間光を観察対象部位上にて渦巻パターンにて走査する光走査型電子内視鏡と、光走査型電子内視鏡により受光された観察対象部位からのR光、G光、B光、及び中間光の反射光を各波長ごとに検出する検出器と、検出器によって生成されるR光信号、G光信号、B光信号、及び中間光信号に基づいて観察対象部位の画像を生成する画像処理部とを備え、光源変調回路は、所定の補正係数に基づいて中間光の補正光量を演算し、該補正光量に基づいて光源部から出射される中間光の光量を制御し、画像処理部は、中間光信号における中間光の光量に基づいて、R光信号におけるR光の光量を補正する。

30

【0010】

好ましくは、光源変調回路は、1フレーム前の中間光信号における中間光の光量に基づいて所定の補正係数を算出し、所定の補正係数に基づいて補正光量を演算し、補正光量に基づいて、光源部から出射される現在のフレームにおける中間光の光量が該中間光を検出する検出器のダイナミックレンジに収まり、かつ所定の繰り返しパターンにおいて走査範囲の中心から遠ざかるほど大きくなるように光源部を制御する。画像処理部は、1フレーム内において、中間光信号における中間光の光量の最大値とR光信号におけるR光の光量の最大値との比を算出し、算出された比に基づいて該R光信号におけるすべてのR光の光量を補正する。これにより、検出器のダイナミックレンジ特性及び光走査型電子内視鏡の走査位置に応じてR光の色収差補正を行うことができるため、R光における色収差を解消しつつ補正後のR光信号に基づいてより鮮鋭化された画像を生成することができる。

40

【0011】

さらに好ましくは、所定の補正係数は、フレームごとに中間光の光量を補正するための第1の補正係数と前記渦巻パターンにおける周回ごとに中間光の光量を補正するための第2の補正係数とからなり、光源変調回路は、画像処理部からの1フレーム前の中間光信号における中間光の光量に基づいて、第1の補正係数をフレームごとに変更し、第2の補正係数を渦巻パターンの周回ごとに変更する。さらに、光源部から出射される中間光の光量

50

L は、以下の式 (1) によって決定され、

$$L = 1 \times k_2 \times k_3 \cdots (1)$$

ここで、1 は補正を行わない場合の中間光の光量、 k_2 は第 1 の補正係数、 k_3 は第 2 の補正係数であり、光源変調回路は、光源部を制御して中間光の光量を変更する光源ドライバと、各補正係数を変更する係数変更部とを有し、光源ドライバは、係数変更部から出力される各補正係数を用いて前記式 (1) により決定される中間光の光量 L に基づいて前記光源部から出射される中間光の光量を変更する。また、係数変更部は、補正係数 k_3 が渦巻パターンの内周から外周にかけて大きくなるように、該補正係数 k_3 を変更する。このため、検出器のダイナミックレンジに合わせた光量変更をフレームごとに行うことによりフレーム単位で最適な画像を生成することができるとともに、特に光走査型電子内視鏡の走査位置に応じて変化する倍率色収差を良好に補正することができる。

10

【発明の効果】

【0012】

本発明の電子内視鏡システムにより、R 光と G 光の中間波長である光、より好ましくは橙色の帯域である 600 nm 近傍の光を利用して、光走査型電子内視鏡により光走査して検出された反射光のデータを R 光の光量に適用することで、R 光におけるダイナミックレンジを拡大しつつ R 光における色収差を補正し、より高解像度の画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

20

【図 1】本発明の一実施形態における電子内視鏡システム全体の概略を示す模式図である。

【図 2】本発明の一実施形態における電子内視鏡システムのうち、ビデオプロセッサの信号処理回路、タイミングコントローラ、及び光源変調回路の構造を示すブロック図である。

【図 3】本発明の一実施形態における電子内視鏡システムの光走査型電子内視鏡の先端部の構造を示す模式図である。

【図 4】本発明の一実施形態における電子内視鏡システムの光走査型電子内視鏡による走査の軌跡を示す概略図である。

【図 5】本発明の一実施形態における電子内視鏡システムにて使用される各色光のビームプロファイルを示すグラフである。

30

【図 6】本発明の一実施形態における電子内視鏡システムにて使用される各色光の色収差を示す図である。

【図 7】(a) は、本発明の一実施形態における電子内視鏡システムにて生成される 1 フレーム分の画像における O 光の光量分布を示すグラフであり、(b) は、同じく R 光の光量分布を示すグラフである。

【図 8】還元ヘモグロビン及び酸化ヘモグロビンの波長吸収を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して、本発明の一実施形態における電子内視鏡システムについて説明する。なお、複数の図にまたがって同じ要素を示す場合は同じ番号を付すこととする。

40

【0015】

図 1 は、本実施形態の電子内視鏡システム 1 における光走査型電子内視鏡 100 及びビデオプロセッサ 200 の概略を示す模式図である。図 2 は、ビデオプロセッサ 200 の信号処理回路 7、タイミングコントローラ 9、及び光源変調回路 10 の構造を示すブロック図である。光走査型電子内視鏡 100 は、基端部 (図 1 中、左側) に光学コネクタ部 (図示せず) 及び電気コネクタ部 (図示せず) を有しており、ビデオプロセッサ 200 に光学的及び電氣的に接続される。ビデオプロセッサ 200 は、観察対象部位を走査するための光源として R (赤) , G (緑) , B (青) , O (橙) の各波長に対応する光を発振するレーザ光源 11a , 11b , 11c , 11d を有している。各レーザ光源 11a , 11b ,

50

11c, 11dは、それぞれ波長が赤色光 λ_1 , 緑色光 λ_2 , 青色光 λ_3 , 橙色光 λ_4 であるパルス光を出射する。なお、これら4つのレーザ光源は、例えば広帯域であるスーパーコンティニウム光等を発振する単一のファイバレーザと、R, G, B, Oの各波長に対応した波長選択性フィルタとを有する光源ユニットに置き換えてもよい。また、光源は、レーザ光源に限らず例えばLED (Light Emitting Diode) 等の他の形態の光源としてもよい。なお、O光の波長に対応するレーザ光源を採用する理由等については後述する。

【0016】

光源部11から出射された光は光結合器2に入射する。光結合器2は、入射した各光を、位相を揃えた状態で結合し、光走査型電子内視鏡100のシングルモードファイバ3の入射端に出射する。シングルモードファイバ3は、光学コネクタ部から先端部(図1中、右側)にわたって、光走査型電子内視鏡100の外皮部材(後述の図3に示されるシース39)に收容されている。光結合器2からシングルモードファイバ3の入射端に出射された結合光は、シングルモードファイバ3内で全反射を繰り返すことにより伝搬される。伝搬された結合光は、先端部内に配置されたシングルモードファイバ3の出射端から出射される。

10

【0017】

ここで図3を参照しながら光走査型電子内視鏡100の先端部の構造について説明する。図3に示すように、光走査型電子内視鏡100の長手方向に垂直な平面をXY直交座標系の平面(XY平面)とする。そして、紙面に垂直で奥に進む方向をX軸の正の方向、紙面上方向をY軸の正の方向とする。光走査型電子内視鏡100のシングルモードファイバ3は、光源側端面に入射した結合光をシングルモードファイバ先端部30の出射端まで導光し、光走査型電子内視鏡100の対物レンズ光学系38に向けて出射する。シングルモードファイバ3の先端側の中途部は、圧電素子および電極などから構成された円筒型あるいは箱型の圧電素子ユニット32に挿し通されており、接着剤31によって圧電素子ユニット32の先端と接着固定されている。圧電素子ユニット32は固定材33によって光走査型電子内視鏡100のシース39内に固定されている。圧電素子ユニット32の電極には電線34~37が接続されており、各電線は、光走査型電子内視鏡100の基端に設けられた電気コネクタまで延びている。光走査型電子内視鏡側のコネクタとビデオプロセッサ側のコネクタを接続したときに、各電線は、X軸ドライバ(図示せず)およびY軸ドライバ(図示せず)を有するピエゾドライバ(図示せず)に接続される。

20

30

【0018】

光走査型電子内視鏡100の圧電素子ユニット32はシングルモードファイバ先端部30を共振させるための2つのアクチュエータ(図示せず)を備える。X軸ドライバは、ビデオプロセッサ200の走査制御部(図示せず)から送信される駆動制御信号に基づいて一方のアクチュエータに第1の交流電圧を印加する。同様に、Y軸ドライバは、走査制御部から送信される駆動制御信号に基づいて他方のアクチュエータに第1の交流電圧と同一の周波数で位相が直交する第2の交流電圧を印加する。

【0019】

2つのアクチュエータは印加される第1および第2の交流電圧に応じて振動し、シングルモードファイバ先端部30のX軸方向およびY軸方向への共振運動を生じさせる。その結果、シングルモードファイバ先端部30の出射端は、アクチュエータが発生させるX軸方向およびY軸方向への運動エネルギーの合成により、XY平面に近似する面上において光走査型電子内視鏡100の中心軸AXを中心とする所定半径の円の軌跡を描く。

40

【0020】

そして、シングルモードファイバ先端部30の出射端が所定半径の円の軌跡を描いている状態で、アクチュエータへの交流電圧の印加が停止され、シングルモードファイバ先端部30の共振が減衰する。この減衰により、出射端はXY平面に近似する面上において渦巻パターンの軌跡を描きながら中心軸AXに向かい、最終的に中心軸上AXで停止する。なお、アクチュエータへの交流電圧の印加が停止されてから出射端が中心軸AX上で停止するまでの期間を渦巻パターン期間と呼ぶ。出射端が中心軸AX上で停止した後、再びそ

50

れぞれのアクチュエータに交流電圧が印加され、出射端は上記所定半径の円の軌跡を描く状態になる。こうしてシングルモードファイバ先端部 30 は上記動作を繰り返す。

【0021】

ここで図4を参照しながら、シングルモードファイバ3による走査の軌跡について説明する。光走査型電子内視鏡100は、1枚の画像を得るために観察対象部位上に渦巻パターンSPを描くようにn個のスポットをスポットS1, S2, S3, ..., Snの順に形成する。各スポットの間隔は、シングルモードファイバ3の射出端の運動速度や各レーザ光源の変調周波数等に依存して決まる。渦巻パターンSPは、観察対象部位上にパルス光ではなく連続光を走査した場合を想定して描かれた仮想的な走査軌跡である。

【0022】

なお、シングルモードファイバ3の射出端が停止した状態から渦巻パターンのうちの所定半径の円の軌跡を描く状態に達するまでにかかる時間は既知である。また、渦巻パターン期間の開始から終了までの時間も既知である。さらに、渦巻パターン期間中のXY平面に近似する面におけるシングルモードファイバ3の射出端の位置(すなわち観察対象部位上における各スポットの形成位置)も既知である。従って、ビデオプロセッサ200のシステムコントローラは、かかる既知の情報に基づき、X軸ドライバとY軸ドライバに対するタイミング制御、すなわち各アクチュエータに対する交流電圧の印加と停止のタイミングの制御、及び渦巻パターン期間中における光源部11の各レーザ光源の変調制御をフレームレートに応じた周期で繰り返す。

【0023】

シングルモードファイバ先端部30の出射端から出射された結合光は、観察対象部位において反射し、再び光走査型電子内視鏡100の先端部に進行して受光用ファイバ40に入射する。受光用ファイバ40は複数本設けられ、光走査型電子内視鏡100のシース39外周に円環状に配置されており、外被チューブ41によってシース39と挟まれるように被覆されている。反射光は、受光用ファイバ40を伝搬してビデオプロセッサ200内の光分離器5に到達する。光分離器5は、受光用ファイバ40によって伝搬される反射光をR, G, B, Oに対応する各波長の光へと分離するための光分離部である。また、検出器6a~6dは、光分離器5によって分離された λ_1 , λ_2 , λ_3 , λ_4 の波長の光をそれぞれ検出し、光電変換によりR光信号、G光信号、B光信号、そしてO光信号に変換する。

【0024】

なお、渦巻パターンにおけるスポット位置と検出器6a~6cで受光したR, G, Bの光を関連付けることで、スポットにおける画像を得ることができる。検出器6a~6cは、検出したRGB各色の光を個々に分離し、分離した各光を光電変換によって入射光量に応じたアナログ信号に変換し、信号処理回路7のA/D変換部21a~21dに入力する。A/D変換部21a~21dによってA/D変換された画像信号は、フレームメモリ22に送られる。フレームメモリ22は、バッファリングした画像信号を画像処理部23に所定のタイミングで掃き出す。画像処理部23は、この画像信号に基づいて増幅処理、色調整、画素位置補正処理等のさまざまな処理を行った後、画像信号をビデオエンコーダ8に送る。ビデオエンコーダ8は、画像処理部23から受信した画像信号をNTSC(National Television System Committee)やPAL(Phase Alternating Line)等の所定の規格に準拠した映像信号に変換して、モニタ12に順次出力する。これにより、被写体のカラー画像がモニタ12に表示される。

【0025】

タイミングコントローラ9は、ビデオプロセッサ200の各回路の信号処理タイミングを統括的に制御する。また、タイミングコントローラ9は、画像処理部23の信号転送タイミングに同期して光源部11の各レーザ光源におけるパルス光の発振タイミングを制御する。そして、タイミングコントローラ9は、O光を出射するレーザ光源11dに対して光量の調整を行うため、レーザ光源11dが出射する光量を変更するための係数を変更するように光源変調回路10の係数変更部24に命令する。係数変更部24はタイミングコ

10

20

30

40

50

ントローラ 9 からの命令に基づいて当該変数を変更し、変更後の光量で O 光を出射するように O 光用レーザの光源ドライバ 25 を制御する。

【0026】

レンズの屈折率は光の波長に依存するため、対物レンズ光学系 38 のレンズに白色光を通すと白色光は焦点を一点に結ばず、屈折率の高い紫色光は対物レンズ光学系 38 側に、屈折率の低い赤色光は対物レンズ光学系 38 から遠い側にそれぞれ焦点を結ぶ。シングルモードファイバ 3 の先端部からの射出光について、観察対象部位上に形成される R G B O 各色光のビームスポットが同じ形状面積を有することが理想的ではあるが、図 5 に示すように、実際はビームプロファイルから得られる軸上色収差による影響により、走査位置、特に走査パターンの外周においては、光の出射点から到達点までの距離が長くなるにつれて、長波長側の光ほどビームスポット径が大きくなりやすい。従って、撮像素子内の注目画素（すなわち、走査パターンの特定の走査位置に対応する観察対象部位からの反射光が所定の大きさのスポット光として受光される撮像素子中の特定画素）に対するスポット光を考えたとき、注目画素に当たる各色光の受光量は、B, G, O, R の順に小さくなる。また、図 6 には、ある注目画素に R G B O 各色の結合光を照射した場合の各色光についての軸上色収差と R 光についての倍率色収差を示す。なお、B 光の焦点が当該注目画素に合うように結合光がシングルモードファイバ 3 から出射されている。図 6 から明らかなように、軸上色収差の影響から、長波長側の光ほどビームスポット径が大きくなり、ビームスポット径が大きくなるにつれて受光量が減衰する。また、倍率色収差を考えると、図 6 に示すように、特に R 光においては、走査範囲の外周に近づくほど倍率色収差の影響を受け、R 光の光量分布のピークが注目画素の外に生じるため、注目画素の周辺に配設された画素の情報が主に取得されてしまう。

【0027】

次に図 7 (a) 及び (b) に、凹凸を有する部位を撮像した際の 1 フレーム分の画像を、O 光レーザを照射して取得した場合と R 光レーザを照射して取得した場合における正規化後の光量分布を示す。なお、図 7 (a) 及び (b) では、便宜上、走査の渦巻パターン上の各点 S 1 (1 = 1, 2, ..., n) における光量を結んだ曲線のグラフとして示している。図 7 (a) は O 光レーザを用いて撮像した場合を示し、図 7 (b) は R 光レーザを用いて撮像した場合を示す。図 7 (a) に示すように、O 光では、観察対象部位の凹凸に応じて光量分布が変化しており、解像度の良好な画像が得られることがわかる。一方、図 7 (b) に示すように、R 光では、観察対象部位の凹凸に応じた光量分布を示さず、R 光のみでは観察対象部位の鮮鋭な画像は得られないことがわかる。

【0028】

そこで、R G B の三原色画像において R G B 各色光の色成分のうち、R 光成分について補正を行う。本実施形態においては、O 光を補正用の中間光として利用する。上記のとおり、O 光の光量補正は、光源変調回路 10 を用いて行う。なお、光源部 11 から出射される R 光及び O 光の光量 L_R 及び L_O は、それぞれ以下の式 (2) 及び (3) によって求められる。

$$L_R = R \times k_1 \cdots (2)$$

$$L_O = O \times k_2 \times k_3 \cdots (3)$$

【0029】

ここで、R, O は、補正前の R 光及び O 光それぞれの光量、 k_1 は R 光の補正係数、 k_2 はフレームごとの O 光の補正係数、 k_3 は走査の渦巻パターンにおける周回ごとの O 光の補正係数である。 k_1 の値は略 1 であり、フレームごとや渦巻パターンの周回ごとに変更する必要はなく、略一定値を取る。 k_2 と k_3 の値は、O 光の光量が O 光用の検出器 6 d におけるダイナミックレンジ内に収まるように、係数変更部 24 がタイミングコントローラ 9 の制御に基づいて k_2 をフレームごとに、また k_3 を走査の渦巻パターンの周回ごとに変更する。なお、 k_3 の値は、渦巻パターンの内周から外周にかけて、すなわち走査位置が走査範囲の中心から遠ざかるほど大きくなるように変更される。例えば、渦巻パターンの中心において k_3 を 0.5 に設定し、1 周して渦巻パターンの円の半径が大きくな

っていくごとに 1 に近づくように漸増させていく。

【0030】

係数変更部 24 は、タイミングコントローラ 9 のタイミング制御に基づいて画像処理部 23 から 1 フレーム分の R 光及び O 光の光量分布のデータを取得する。画像処理部 23 から得られるフレームのデータは、光源部 11 が現在照射中であるフレームの 1 つ前のフレームに相当する。従って、係数変更部 24 は 1 つ前のフレームのデータに基づいて現在のフレームにおける光量を決定する。係数変更部 24 は取得した O 光の光量分布に基づいて係数 k_1 、 k_2 、及び k_3 を変更する。変更された係数の情報は光源ドライバ 25 に送られ、光源ドライバ 25 は、上記式 (2) 及び (3) を用いてレーザ光源 11a、11d から出射される R 光及び O 光の光量を決定して光源部 11 を駆動制御する。これらの処理を繰り返すことにより光源部 11 から出射される光量をフレームごとに制御して画像生成を行うことができる。なお、 k_1 の値は略一定値であるため、R 光の光量は変更せず、O 光の光量のみを変更するように係数変更部 24 及び光源ドライバ 25 を構成してもよい。

10

【0031】

画像処理部 23 は、検出器から取得した R 光成分と O 光成分については、それぞれの成分の最大値の比を計算し、この比を 1 フレーム分のすべての R 光成分に乗算して得られる値を R 光成分の光量とする。例えば、図 7 の場合、位置 S_a (a は 1 ~ n のいずれかの自然数) において O 光の光量が最大値 $I_o(S_a)$ を取り、位置 S_b (b は 1 ~ n のいずれかの自然数) において R 光の光量が最大値 $I_r(S_b)$ を取る場合、画像処理部 23 はそれぞれの最大値の比 $I_o(S_a) / I_r(S_b)$ を算出し、この比をフレーム内のすべての R 光成分 $I_r(S_i)$ ($i = 1, 2, \dots, n$) に乗算することにより、O 光成分によって補正された R 光成分が得られる。画像処理部 23 は、補正後の R 光成分を用いて画像処理を行うことにより、適切なダイナミックレンジでかつより鮮鋭化された画像を生成することができる。

20

【0032】

ここで、他の波長の可視光に比べて色収差が顕著に発生しやすい R 光に対して、補正用の光として R 光と G 光との中間光の 1 つである橙色の帯域 (600 nm 近傍) の波長の光を使用することについて説明する。人体における波長吸収物質としては、還元ヘモグロビンや酸化ヘモグロビン、水分、メラニンが一般的であるが、メラニンは皮膚の表皮等で生成されることや、水分は 900 nm 付近からそれ以上の波長に対して急峻に波長吸収が高くなりこれより短い波長帯域では略透過又は略反射するため、本発明においてはこれらの波長吸収物質の影響については考慮する必要がないとみなせる。また、還元ヘモグロビン (Hb) 及び酸化ヘモグロビン (HbO_2) について、図 8 の波長と吸収係数との関係を示すグラフからわかるように、橙 (600 nm 近傍) よりも波長の短い光を使用すると、これらのヘモグロビンにおける波長吸収による影響が大きくなってしまふ。一方で、近赤外の波長の光を補正用の光として使用すると、人体での波長吸収による影響は小さくなるが、R 光よりも長波長側に遷移した光であるため、色収差の影響が R 光よりもさらに顕著に発生してしまふ。従って、本発明においては、R 光の補正用の光として R 光と類似の波長特性を発揮する O 光を用いることがより適切であると言える。

30

【0033】

以上が、本発明の実施形態に関する説明である。なお、補正係数の変更可能な範囲は、観察対象部位や検出器のダイナミックレンジに応じて変えてもよい。また、上記の説明では、検出器や信号処理回路等の各処理部をビデオプロセッサに配置しているが、必要に応じて光走査型電子内視鏡内に配置した構成としてもよい。

40

【符号の説明】

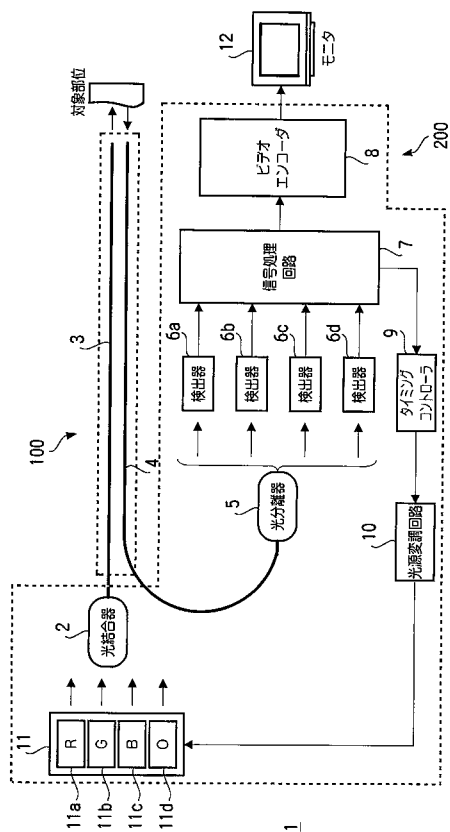
【0034】

- 1 電子内視鏡システム
- 6a ~ 6d 検出器
- 10 光源変調回路
- 11 光源部

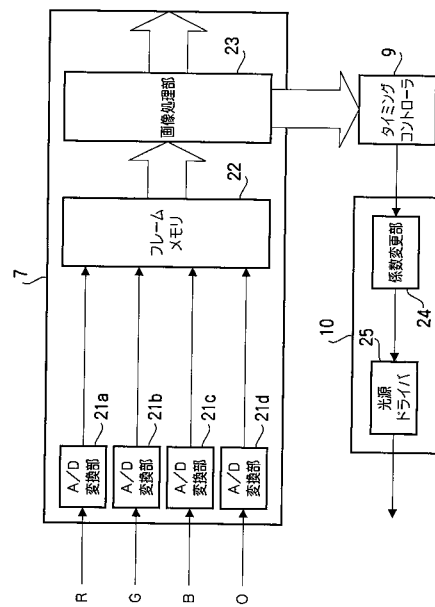
50

- 2 3 画像処理部
- 2 4 係数変更部
- 2 5 光源ドライバ
- 1 0 0 光走査型電子内視鏡

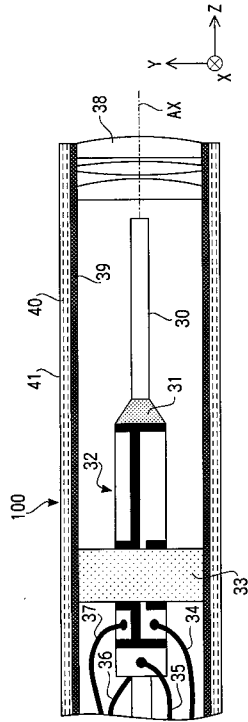
【 図 1 】



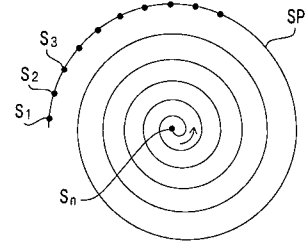
【 図 2 】



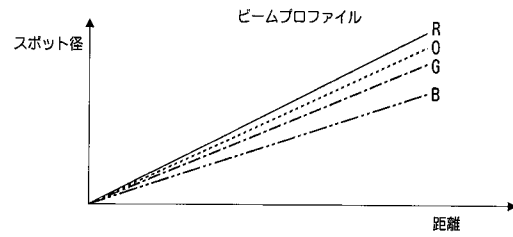
【 図 3 】



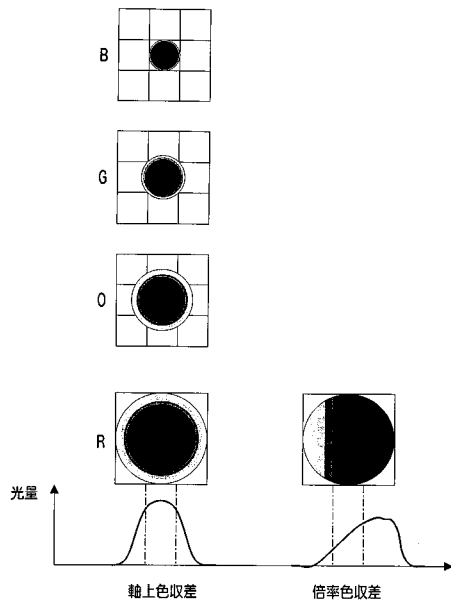
【 図 4 】



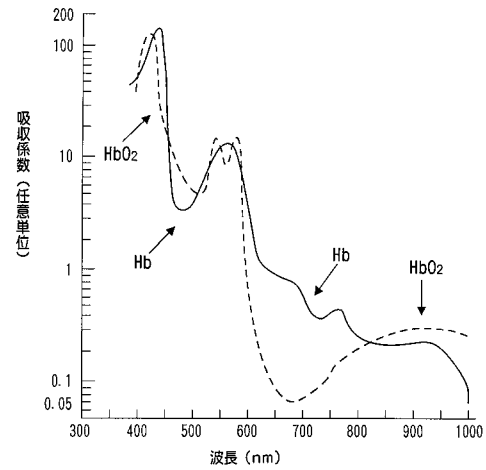
【 図 5 】



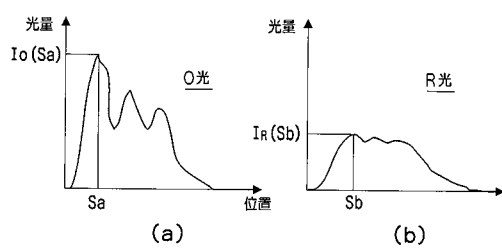
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 7 】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011101665A	公开(公告)日	2011-05-26
申请号	JP2009256695	申请日	2009-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	榎本貴之		
发明人	榎本 貴之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/043 G02B23/2469 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.524 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL10 4C061/NN01 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR23 4C061/SS21 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL10 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR23 4C161/SS21		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：生成更高分辨率的图像，其中校正色差。

ŽSOLUTION：电子内窥镜系统包括发射波长为R，G和B的光的光源部分和波长在R和G光波之间的中波长光，控制光源部分的光源调制电路。校正中波长光的光能，光学扫描电子内窥镜以螺旋图案扫描待观察区域上的四种颜色中的每种颜色的光，检测器检测来自待观察区域的反射光。光学扫描电子显微镜，以及图像处理部分，其基于由检测器产生的每种颜色的光的信号产生待观察区域的图像。光源调制电路基于规定的校正系数计算中波长光的校正光能，基于校正后的光能控制从光源部发出的中波长光的光能。图像处理部分基于中波长光信号中的中波长光的光能校正R光信号中的R光的光能。Ž

