

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4012384号
(P4012384)

(45) 発行日 平成19年11月21日(2007.11.21)

(24) 登録日 平成19年9月14日(2007.9.14)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 Z
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C
H 0 4 N 5/238 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 D
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 5/238 Z
請求項の数 3 (全 9 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2001-299226 (P2001-299226)	(73) 特許権者	000005430
(22) 出願日	平成13年9月28日(2001.9.28)		フジノン株式会社
(65) 公開番号	特開2003-102679 (P2003-102679A)		埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
(43) 公開日	平成15年4月8日(2003.4.8)	(74) 代理人	100098372
審査請求日	平成17年6月15日(2005.6.15)		弁理士 緒方 保人
		(72) 発明者	阿部 一則
			埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地
			富士写真光機株式会社内
		(72) 発明者	樋口 充
			埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地
			富士写真光機株式会社内
		(72) 発明者	綾目 大輔
			埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地
			富士写真光機株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学的変倍機構を備えた電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

スコープ先端部に設けられ、被観察体を照明するための2つの照明窓と、
対物光学系に可動レンズを組み込み、この可動レンズを近接側の合焦位置に駆動し、上記スコープ先端部と被観察体との距離を近づけることにより光学的に像拡大を行う変倍機構と、

上記対物光学系を介して撮像素子から出力された信号に基づき、所定の画像信号を形成する画像信号形成回路と、

上記2つの照明窓から光照射される照射域と照明光が直接照射されない領域において上記変倍機構の動作時に変化する照明光の配光分布により画像の明るさが不均一になるのを解消するために、上記2つの照射域と直接照射されない領域とを比較し、これらの差が信号レベル値の半値以上となる場合に、上記可動レンズによる合焦距離に応じ上記2つの照射域と直接照射されない領域の配光分布を考慮して設定された係数を上記画像信号に乗算する配光分布補正回路と、を含んでなる光学的変倍機構を備えた電子内視鏡装置。

【請求項2】

上記係数は、合焦距離における2つの照明窓からの照射域の中心位置の間隔とこれら照射域の半径を演算式に当てはめることにより演算することを特徴とする請求項1記載の光学的変倍機構を備えた電子内視鏡装置。

【請求項3】

被観察体を照明する照明光の供給ラインに配置され、この照明光の赤帯域の長波長側を

10

20

カットする赤成分カットフィルタを設け、上記配光分布補正回路では、この赤成分カットフィルタによる光量変化をも考慮した係数を乗算することを特徴とする請求項1又は2のいずれかに記載の光学的変倍機構を備えた電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は光学的変倍機構を備えた電子内視鏡装置、特に可動レンズを駆動しながらスコープ先端部を被観察体に近接させ、拡大像の撮影を行う電子内視鏡の画像処理に関する。

【0002】

【従来の技術】

10

電子内視鏡装置は、照明光を照射して対物光学系を介して捉えられた被観察体像を、CCD (Charge Coupled Device) 等の撮像素子で撮像し、この被観察体像をモニタ等に表示するものであるが、近年、この種の電子内視鏡装置では、上記対物光学系に可動レンズ(バリフォーカル系)を組み込み、この可動レンズを変倍機構により前後移動させ、被観察体像を光学的に拡大することが行われる。そして、この拡大像は画像処理されてモニタ等に表示されており、この拡大画像によって注目部位の細部を良好に観察することが可能となる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、光学的変倍機構を有する電子内視鏡装置では、拡大像を得るための近接撮影において、変化する配光分布によって均一な明るさの画像が得られないという問題があった。即ち、図8には、スコープ先端部を被観察体に近接させたときの状態が示されており、図8(A)に示されるように、被観察体1を撮像するスコープ先端部2には、ライトガイド3で導かれた光を照射する照明窓(レンズ)4a, 4b、対物光学系5の観察窓(レンズ)6が配置される。

20

【0004】

そして、上記の変倍機能を用いない距離では、照明窓4a, 4bからの光 S_1 , S_2 が重なる状態で被観察体1に照射されるが、図8(A)に示される近接距離 D_a に先端部2がセットされた状態においては、照明窓4a, 4bからの光 S_1 , S_2 が重ならず、図8(B)に示されるように、被観察体1では光が直接照射されない場所z(点線で示す領域)が生じる。

30

【0005】

また、上記光 S_1 , S_2 の照明領域では、光スポットの中心から周辺へ向けて光強度が小さくなり、上記場所zにおいても、照明位置から遠ざかるにつれて光量が小さくなり、被観察体への配光の分布が生じる。しかも、変倍機能を用いた場合、倍率に応じてピントの合う合焦距離が変化することから、被観察体1での照明光の強度が変わり、同時に配光分布も変化する。通常の撮影と異なり、変倍機構を用いて近接撮影を行う場合は、上記の配光分布の存在が大きく影響し、均一な明るさの画像を得難い場合があるという問題があった。

【0006】

40

更に、可動レンズを例えば拡大端(Near端)へ駆動し、図8(A)のようにスコープ先端部2を被観察体1に極めて近づけたとき、図8(B)の被観察体1の光が直接照射されない場所zでは、両側の光 S_1 , S_2 が被観察体1の内部(例えば粘膜層内)で拡散することになり、生体内を被観察体とする電子内視鏡の撮像では、赤っぽい画像が形成されるという問題がある。

【0007】

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、拡大像の撮影において、配光分布の影響をなくして均一な明るさの画像を得ることができ、また直接照明されない領域の赤っぽい画像を改善することができる光学的変倍機構を備えた電子内視鏡装置を提供することにある。

50

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、請求項 1 の発明に係る光学的変倍機構を備えた電子内視鏡装置は、スコープ先端部に設けられ、被観察体を照明するための 2 つの照明窓と、対物光学系に可動レンズを組み込み、この可動レンズを近接側の合焦位置に駆動し、上記スコープ先端部と被観察体との距離を近づけることにより光学的に像拡大を行う変倍機構と、上記対物光学系を介して撮像素子から出力された信号に基づき、所定の画像信号を形成する画像信号形成回路と、上記 2 つの照明窓から光照射される照射域と照明光が直接照射されない領域において上記変倍機構の動作時に変化する照明光の配光分布により画像の明るさが不均一になるのを解消するために、上記 2 つの照射域と直接照射されない領域とを比較し、これらの差が信号レベル値の半値以上となる場合に、上記可動レンズによる合焦距離に応じ上記 2 つの照射域と直接照射されない領域の配光分布を考慮して設定された係数を上記画像信号に乗算する配光分布補正回路と、を含んでなることを特徴とする。

10

請求項 2 記載の発明は、上記係数は、合焦距離における 2 つの照明窓からの照射域の中心位置の間隔とこれら照射域の半径を演算式に当てはめることにより演算することを特徴とする。

請求項 3 記載の発明は、被観察体を照明する照明光の供給ラインに配置され、この照明光の赤帯域の長波長側をカットする赤成分カットフィルタを設け、上記配光分布補正回路では、この赤成分カットフィルタによる光量変化（及びそのときの配光分布）をも考慮した係数を乗算することを特徴とする。

20

【 0 0 0 9 】

上記の構成によれば、可動レンズを例えば前側へ移動させることにより拡大像が得られるが、このときの合焦位置は可動レンズの駆動レンズ位置としてマイコンで把握されており、それぞれのレンズ位置で設定されている配光分布解消の係数が各色信号、即ち R、G、B 信号（或いは輝度信号、色差信号）に対し乗算される。これにより、拡大率で異なる配光分布となることに基づく照明光の不均一を解消することができる。

【 0 0 1 0 】

また、請求項 3 の構成によれば、赤成分カットフィルタにより赤の長波長側がカットされるので、生体である被観察体の赤っぽい画像（赤みを帯びた状態）が改善されると共に、粘膜と血管、その他の組織とを良好に区別して表示することができる。そして、このフィルタを用いた場合、光量不足が生じ、配光分布も変わることになり、この光量不足（及び配光特性）が係数乗算によって解消され、明るさの不均一と画像の赤っぽさが同時に改善されるという利点がある。

30

【 0 0 1 1 】

【発明の実施の形態】

図 1 には、実施形態の第 1 例に係る電子内視鏡装置の構成が示されており、この電子内視鏡装置は同時式とされ、スコープ 10、プロセッサ装置 11、光源装置 12 及びモニタ 14 等を有している。この図 1 の装置では、スコープ 10 の先端面に、照明窓 4a、4b、観察窓 6 が配置されており、この照明窓 4a、4b には光源装置 12 から導かれるライトガイド 3 が光学的に連結される。

40

【 0 0 1 2 】

また、上記観察窓 6 は対物光学系を構成するが、この対物光学系の一部として可動レンズ 16 を備えており、この可動レンズ 16 は移動機構 18 に保持、接続される。この移動機構 18 には、回転する線状伝達部材 20 を介してモータ駆動部 22 が接続され、このモータ駆動部 22 はマイコン 24 で制御される。即ち、スコープ 10 の操作部等に配置された変倍スイッチの操作に基づき、マイコン 24 はモータ駆動部 22 のモータを回転させ、その回転を線状伝達部材 20 を介して移動機構 18 に伝達し、この移動機構 18 では回転運動を直線運動に変換して可動レンズ 16 を前後移動させる。この可動レンズ 16 は、Far 端から Near 端までの各位置（例えば 256 の制御位置）に駆動制御され、これによって光学的変倍が実行される。

50

【 0 0 1 3 】

上記可動レンズ 1 6 を含む対物光学系の後側には、撮像素子である C C D 2 6 が設けられ、この C C D 2 6 では画素単位の色フィルタ [例えば M g (マゼンタ) , G (グリーン) , C y (シアン) , Y e (イエロー)] を介して被観察体像が捉えられる。即ち、上記光源装置 1 2 からの光がライトガイド 3 を介してスコープ 1 0 の先端から被観察体に照射されることにより、この被観察体が C C D 2 6 で撮像される。

【 0 0 1 4 】

上記 C C D 2 6 の後段には、C D S (Correlated Double Sampling - 相関二重サンプリング) / A G C (Automatic Gain Control - 自動利得制御回路) 2 8 が配置されており、この C D S / A G C 2 8 は C C D 2 6 の出力信号に対し相関二重サンプリングを施すと共に、所定の増幅処理をする。この C D S / A G C 2 8 には、A / D (アナログ / デジタル) 変換器 2 9 を介して、D S P (Digital Signal Processor - デジタル信号プロセッサ) 3 0 が設けられる。

10

【 0 0 1 5 】

また、このスコープ 1 0 では、上記可動レンズ 1 6 の駆動レンズ位置 (合焦距離) に対応した係数パターン (テーブル) データを記憶するパターンメモリ 3 2 が設けられ、この係数パターンは、上記可動レンズ 1 6 のレンズ位置を把握するマイコン 2 4 の制御で上記 D S P 3 0 に与えられる。この D S P 3 0 の中には、ホワイトバランス、ガンマ補正等の各種の処理を施すと共に、Y (輝度) 信号と R (赤) - Y 及び B (青) - Y の色差 (C) 信号を形成する信号処理回路 3 4、Y 信号の低周波域を通過させる低域通過フィルタ (L P F) 3 5 が設けられる。即ち、上記信号処理回路 3 4 では、C C D 2 6 の M g , G , C y , Y e の各色フィルタを介して得られた信号から色変換演算によって Y 信号と R - Y 及び B - Y の色差信号を形成する。

20

【 0 0 1 6 】

更に、上記色差信号を R (赤) , G (緑) , B (青) の信号に変換する R G B マトリクス回路 3 6、この R G B マトリクス回路 3 6 から出力された R , G , B 信号を記憶する第 1 メモリ 3 7、上記係数パターンメモリ 3 2 から読み出された係数を R , G , B 信号毎に乗算する乗算器 3 8、この乗算器 3 8 の出力を記憶する第 2 メモリ 3 9、この第 2 メモリ 3 9 から出力された R , G , B 信号を R - Y , B - Y の色差信号に戻す色変換回路 4 0 が設けられる。即ち、当該例では、Y , C 信号を色変換して R , G , B 信号を取り出しており、マイコン 2 4 にて判定した可動レンズ 1 6 の駆動位置に応じた係数を係数パターンメモリ 3 2 から読み出し、この係数を R , G , B の各信号に対し画素単位で乗算する。

30

【 0 0 1 7 】

また、プロセッサ装置 1 1 には、上記 D S P 3 0 から出力された Y 信号と色差 C 信号を入力する信号処理回路 4 2 及び D / A 変換器 4 3 が設けられており、この信号処理回路 4 2 ではモニタ 1 4 へ出力するための各種の信号処理を施す。

【 0 0 1 8 】

一方、光源装置 1 2 では、ランプ 4 5、赤成分カットフィルタ 4 6、光量絞り 4 7、集光レンズ 4 8 が設けられ、この集光レンズ 4 8 から出力された光が上記ライトガイド 3 へ供給される。図 2 には、上記赤成分カットフィルタ 4 6 の分光透過率特性が示されており、このフィルタ 4 6 は、例えば分光透過率が 6 3 0 n m ($\pm 1 0$ n m) で半値、6 7 0 n m で 0 となる特性を有する。この赤成分カットフィルタ 4 6 によれば、図 2 に示されるように、ランプ 4 5 からの出力光の中の 6 3 0 n m 以上の波長成分について半分以上がカットされる。

40

【 0 0 1 9 】

第 1 例は以上の構成からなり、以下にその作用を説明する。まず、上述した光学的変倍機構によれば、スコープ 1 0 の操作部等に設けられた変倍スイッチを操作することにより、可動レンズ 1 6 が前後移動し、光学的に拡大した像を得ることができる。ここで、この可動レンズ 1 6 を F a r 位置から N e a r 位置へ向けて移動させるに伴って、ピントの合う合焦位置は近接側へシフトし、スコープの先端部と被観察体の距離は極めて近くなる。

50

【 0 0 2 0 】

一方、光源装置 1 2 から出力された光はライトガイド 3 を介して被観察体へ照射され、この被観察体が C C D 2 6 で撮像されると、この C C D 2 6 からの出力信号は、C D S / A G C 2 8 でサンプリングされると共に増幅され、A / D 変換器 2 9 を介して D S P 3 0 へ供給される。この D S P 3 0 では、信号処理回路 3 4 によりビデオ信号の各種の画像処理が施され、Y (輝度) 信号と R - Y 及び B - Y の C (色差) 信号が形成され、Y 信号は L P F 3 5 を介して信号処理回路 4 2 へ供給される。

【 0 0 2 1 】

一方、C 信号は R G B マトリクス 3 6 で R , G , B 信号へ変換され、第 1 メモリ 3 7 へ格納されており、この第 1 メモリ 3 7 から読み出された R , G , B 信号に対し乗算器 3 8 にて係数が乗算される。即ち、図 3 に示されるように、変倍機構により可動レンズ 1 6 を駆動したとき、合焦距離であるスコープ 1 0 の先端部と被観察体 1 との距離が D_1 , D_2 , D_3 , D_n である場合を考えると、図 4 に示されるような係数が係数パターンメモリ 3 2 に記憶される。

【 0 0 2 2 】

この図 4 において、例えば図 4 (A) の距離 D_1 の場合、中央水平ライン L b ではその中心位置が 1 . 2 5、光 S_1 , S_2 の照射域の縁が 1 . 1 8、左右端が 1 . 1 0 の係数に設定され、上側及び下側水平ライン L a , L c ではその中心位置が 1 . 2 8、光 S_1 , S_2 の照射域の縁が 1 . 1 8、左右端が 1 . 1 2 の係数に設定される。その他も、図 4 (B) ~ 図 4 (D) で示した値のように設定され、例えば距離 D_n 以上では全ての係数が 1 となる (係数演算は行われぬ)。このような係数が乗算器 3 8 にて R , G , B の信号に乗算される。

【 0 0 2 3 】

この乗算器 3 8 の出力は、第 2 メモリ 3 9 に一旦記憶された後、色変換回路 4 0 で C 信号へ戻され、信号処理回路 4 2 へ供給される。この信号処理回路 4 2 では、その他の処理及び出力処理が施されることにより、D / A 変換器 4 3 を介してモニタ 1 4 に被観察体の画像が表示される。この結果、変倍機構によって拡大された画像において、合焦距離 (倍率) で変化する配光分布により生じる光照明の不均一が解消される。なお、上記の合焦距離 (又は拡大率) はモニタ 1 4 に表示される。

【 0 0 2 4 】

図 5 には、光源装置 1 2 に赤成分カットフィルタ 4 6 を配置した場合の粘膜と血液の分光反射率が示されており、当該例では、赤成分カットフィルタ 4 6 によって赤っぽい画像が良好に解消される。図 5 において、正常胃粘膜の分光反射率曲線は C_1 (実線)、血液の分光反射率曲線は C_2 (点線) で表され、この血液の分光反射率曲線 C_2 は、波長 6 0 0 n m 以上で非常に大きくなる。ここで、波長 4 0 0 n m から 6 0 0 n m 手前の曲線 C_1 と C_2 で囲まれた領域 S_1 は、粘膜と血液やその他の組織のコントラストに寄与する成分であり、波長 6 0 0 n m 手前からそれ以上の曲線 C_1 と C_2 で囲まれた領域 S_2 は、粘膜下層での光散乱を招き、むしろ粘膜と血液等とのコントラストの低下をもたらす成分となる。

【 0 0 2 5 】

当該例では、赤成分カットフィルタ 4 6 を設けることにより、波長 6 7 0 n m 手前からそれ以上の波長帯域が除去され、上記の領域 S_2 を領域 S_3 まで小さくすることができる。これによって、画像中の赤成分を減らすだけでなく、粘膜と血液等のコントラスト低下を招く波長成分を除去し、これらを良好なコントラストで表示できるという利点がある。また、この赤成分カットフィルタ 4 6 を用いた場合には、光量不足が生じ、配光特性も変わることになるが、この光量不足 (及び配光特性) が係数乗算によって解消され、明るさの不均一と画像の赤っぽさが同時に改善される。

【 0 0 2 6 】

図 6 には、実施形態の第 2 例が示されており、この第 2 例は、明るさを均一にするための係数をパターンメモリによらず、その都度、演算するようにしたものである。この図 6 に

10

20

30

40

50

において、当該例では、乗算器 38 に係数を与える係数演算回路 50 とこの係数演算回路 50 を制御するマイコン 51 が設けられており、上記の係数演算回路 50 では、可動レンズ 18 のレンズ位置（合焦距離）に応じた係数曲線（配光分布曲線の反転曲線）を演算する。

【0027】

図 7 には、図 3 の距離 D_1 に合焦しているときの配光分布曲線 [図 (A)] 及び光照射状態 [図 (B)] が示されており、この配光分布曲線は、合焦距離で決定される光 S_1 , S_2 の照射域における中心位置 O_1 , O_2 の間隔 d と、光照射域の半径 r 等を演算式に当てはめることにより求められる。例えば、可動レンズ 16 の位置に対応した上記 d , r の値と、演算式をメモリに記憶させ、距離 D_1 にピントが合う場合は、間隔 d_1 と r_1 の値を用いることにより、中央水平ライン L_f では曲線 K_f 、上側水平ライン L_e では曲線 K_e が係数演算回路 50 で求められる。そして、この曲線 K_e , K_f の反転信号（係数曲線）が乗算器 38 によって R , G , B の信号に与えられることによって、拡大倍率で変化する配光分布で生じる光照明の不均一が解消される。

10

【0028】

また、図 7 (B) の状態は、可動レンズ 16 が $Near$ 端側にあるときに生じ、このときの画像の明るさが不均一となるので、光 S_1 , S_2 の照射域と直接光照射されない z 領域の中央部分とを比較し、この差が所定の信号レベル値の半値以上となる場合に上記の係数演算を行い、半値未満の場合は係数演算を行わないようにする。なお、この係数演算を別に設けたスイッチによって手動で行うようにしてもよい。

20

【0029】

なお、上記例では、 RGB マトリクス回路 36 で形成した R , G , B の信号に係数を乗算したが、信号処理回路 34 から出力された Y 信号、色差信号 ($R - Y$ 及び $B - Y$) に対して係数を乗算することによっても、同様に配光分布の影響を改善することができる。

【0030】

【発明の効果】

以上説明したように、請求項 1 の発明によれば、2 つの照明窓からの照射域と直接照射されない領域とを比較し、これらの差が信号レベル値の半値以上となる場合に、可動レンズによる合焦距離に応じ 2 つの照明窓から照射される照射域と直接照射されない領域の配光分布を考慮して設定された係数を画像信号に乗算し、変倍機構の動作時に変化する配光分布によって画像の明るさが不均一になるのを解消するようにしたので、2 つの照明窓を備える電子内視鏡装置の拡大撮影で、配光分布の影響をなくした均一な明るさの画像を得ることができる。

30

【0031】

また、請求項 3 の発明によれば、照明光の赤帯域の長波長側をカットする赤成分カットフィルタを設け、この赤成分カットフィルタによる光量不足及びそのときの配光特性を考慮した係数を乗算するようにしたので、明るさの不均一を解消した上で、直接照明されない領域の赤っぽい画像を良好に改善することが可能となる。しかも、粘膜と血液等のコントラスト低下を招く波長成分が除去され、これらを良好なコントラストで表示し、観察しやすい拡大画像を得ることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施形態の第 1 例に係る電子内視鏡装置の主要構成を示すブロック図である。

【図 2】実施形態例で用いた赤成分カットフィルタの分光透過率を示す特性図である。

【図 3】実施形態例の変倍機構の動作においてピントが合う合焦距離を示す図である。

【図 4】第 1 例の係数パターンメモリに格納されるもので、図 3 の距離に適用される係数値を示す図である。

【図 5】実施形態例で赤成分カットフィルタを用いたときの正常胃粘膜と血液の分光反射率特性を示す図である。

【図 6】実施形態の第 2 例の構成を示すブロック図である。

50

【図 7】第 2 例で演算される合焦距離 D_1 の配光分布曲線 [図 (A)] 及び光照射状態 [図 (B)] を示す図である。

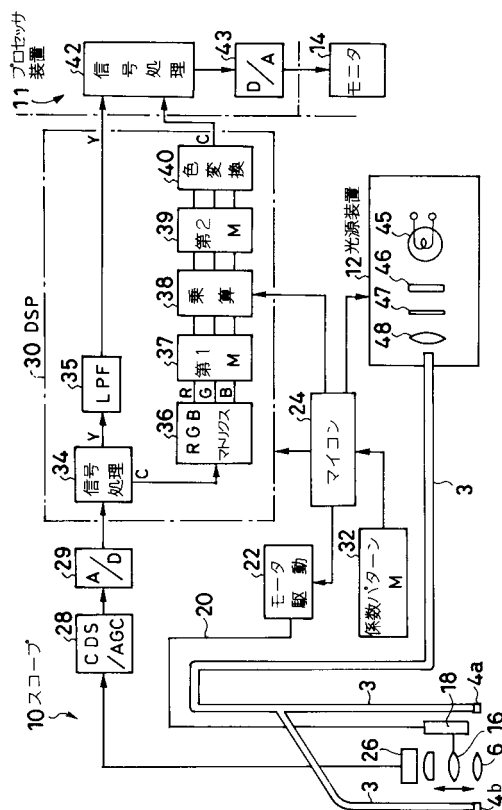
【図 8】スコープ先端部を被観察体に近接させたときの光照射状態 [図 (A)] 及び図 (A) の被観察体の表示状態 [図 (B)] を示す図である。

【符号の説明】

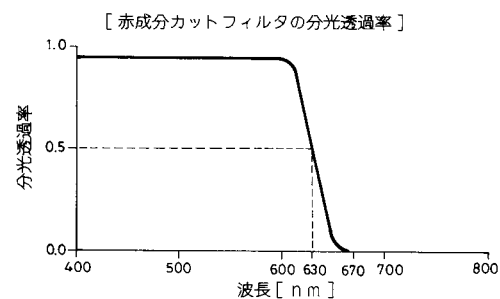
- 4 a , 4 b ... 照明窓、 6 ... 観察窓、
 1 6 ... 可動レンズ、 1 8 ... 移動機構、
 2 4 , 5 1 ... マイコン、 2 6 ... C C D、
 3 0 ... D S P、
 3 2 ... 係数パターンメモリ、
 3 6 ... R G B マトリクス、 3 7 ... 第 1 メモリ、
 3 8 ... 乗算器、 3 9 ... 第 2 メモリ、
 4 0 ... 色変換回路、
 4 6 ... 赤成分カットフィルタ、
 5 0 ... 係数演算回路。

10

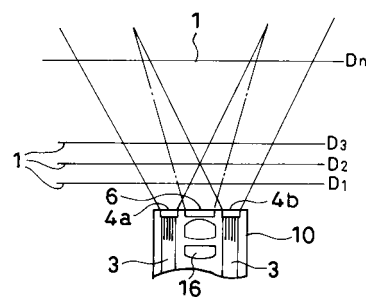
【 図 1 】



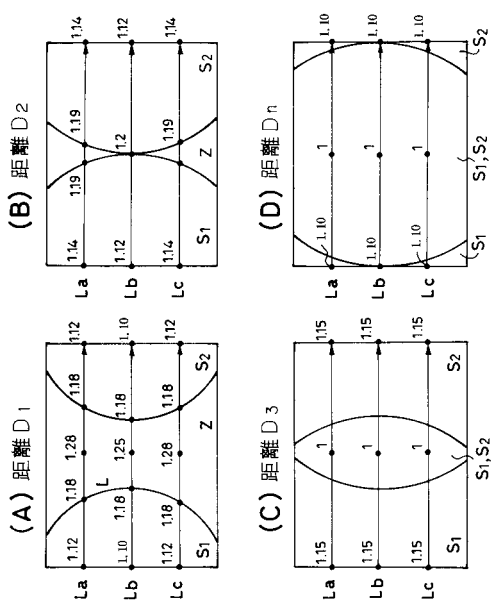
【 図 2 】



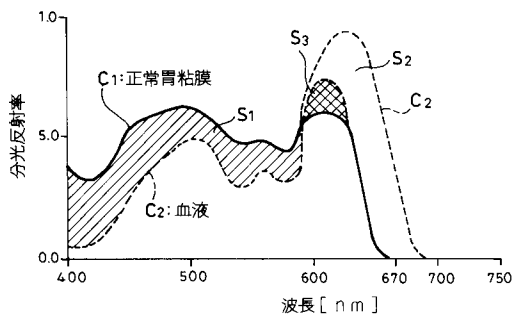
【 図 3 】



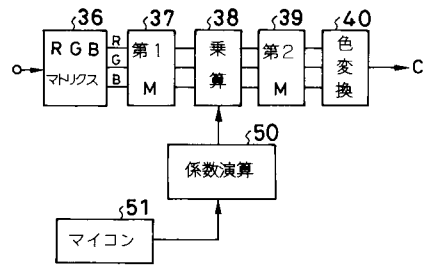
【図 4】



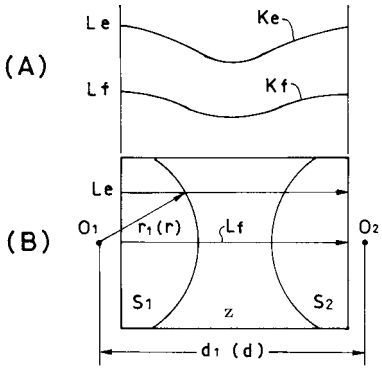
【図 5】



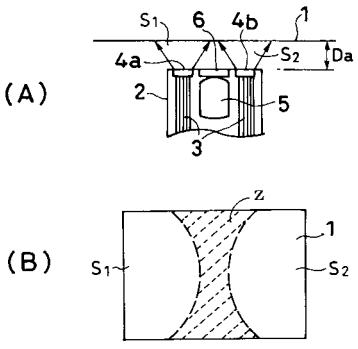
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
H 0 4 N 9/04 (2006.01) H 0 4 N 7/18 M
H 0 4 N 9/04 Z

審査官 谷垣 圭二

(56) 参考文献 特開平 1 0 - 2 3 9 7 4 0 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 4 1 1 7 9 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 6 7 2 6 3 (J P , A)
特開平 0 3 - 1 5 2 5 0 7 (J P , A)
特開平 0 4 - 2 9 7 2 2 5 (J P , A)
特開平 0 6 - 0 3 0 4 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 5 1 6 1 3 (J P , A)

(58) 調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/04
A61B 1/00
G02B 23/26

专利名称(译)	具有光学倍率改变机构的电子内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4012384B2	公开(公告)日	2007-11-21
申请号	JP2001299226	申请日	2001-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士摄影光学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	阿部一則 樋口充 綾目大輔		
发明人	阿部 一則 樋口 充 綾目 大輔		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/26 H04N5/238 H04N7/18 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/04.362.Z A61B1/00.300.Y G02B23/26.C G02B23/26.D H04N5/238.Z H04N7/18.M H04N9/04.Z A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/045 A61B1/045.610 A61B1/07.735 H04N5/238		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA10 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA43 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/PP13 4C061/RR06 4C061/RR14 4C061/TT06 4C161/PP13 4C161/RR06 4C161/RR14 4C161/TT06 5C022/AA09 5C022/AB13 5C022/AC42 5C022/AC69 5C054/AA01 5C054/AA04 5C054/CC02 5C054/EJ03 5C054/HA13 5C065/AA04 5C065/BB06 5C065/DD02 5C065/EE15 5C122/DA26 5C122/EA00 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FE00 5C122/FG14 5C122/FK23 5C122/HA88 5C122/HB06		
其他公开文献	JP2003102679A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过消除拍摄放大图像时发光强度分布的影响来校正未直接照射的区域中的红色图像，以获得均匀亮度的图像。解决方案：在电子内窥镜中，通过CCD 26驱动光学可变功率机构的可移动透镜16来放大图像并监视显示待观察的身体的图像，考虑到发光而设定的系数。根据可移动透镜16的驱动透镜位置（聚焦距离）的照明光的强度分布乘以乘法器38的RGB色度信号，以消除由改变调焦的聚焦距离的发光强度分布引起的亮度不均匀性动力机制运转时。通过提供用于切割照明光的红色区域的长波长侧的红色分量截止滤光器46，校正了红色。

【図 2】

