

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5315482号
(P5315482)

(45) 発行日 平成25年10月16日(2013.10.16)

(24) 登録日 平成25年7月12日(2013.7.12)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 16 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2013-514488 (P2013-514488)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年10月16日(2012.10.16)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/076658		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
審査請求日	平成25年4月2日(2013.4.2)	(74) 代理人	100076233
(31) 優先権主張番号	特願2011-236387 (P2011-236387)		弁理士 伊藤 進
(32) 優先日	平成23年10月27日(2011.10.27)	(74) 代理人	100101661
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 長谷川 靖
早期審査対象出願		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	露木 浩
			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
		審査官	小田倉 直人

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】

同一の被写体に対してピント位置が異なる2つの光学像を得る内視鏡対物光学系と、
前記2つの光学像を撮像して2つの画像信号を得る撮像素子と、
前記2つの画像信号において空間的に同一の画素領域毎にコントラストを比較し、相対的にコントラストが高い方の画素領域を選択することで1つの画像に合成する画像合成処理部と、

前記内視鏡対物光学系に設けた焦点切替用レンズの位置を移動し、近接観察と遠方観察の2つの観察領域の一方に前記内視鏡対物光学系の焦点を選択的に切り替える焦点切替機構と、を備え、

前記画像合成処理部は、前記近接観察と前記遠方観察の各観察領域の夫々において、前記2つの画像を合成することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記2つの光学像を、2つの撮像素子でそれぞれ撮像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。

【請求項 3】

前記内視鏡対物光学系と前記2つの撮像素子は、内視鏡対物光学系の有効FナンバーをFno、前記2つの撮像素子の撮像面に2次元的に配置されたピクセルのピクセルピッチをPixと表した場合、

以下の条件

2.4 Fno / Pix 4.5

を満たすことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記ピント位置が異なる2つの光学像を得る内視鏡対物光学系は、

前記ピント位置が異なる2つの光学像を受光する2つの撮像素子との間に、像を2つに分離する光学素子が配置され、

前記像を2つに分離する前記光学素子は少なくとも一方の光学像を1回以上反射させる反射面を含み、

前記反射面で反射された像を前記撮像素子の1つに結像させることを特徴とする前記請求項2の内視鏡システム。

10

【請求項5】

前記2つの撮像素子からの夫々の像における相対的な倍率の差異と、位置の差異と、回転の差異と、明るさの差異とを、合致させる画像処理を行う画像補正処理部を備え、

前記画像合成処理部は、前記画像補正処理部で補正された夫々の画像を1つに合成することを特徴とする前記請求項2の内視鏡システム。

【請求項6】

前記画像補正処理部は、予め定められた補正パラメータを補正パラメータ格納部から読み出して画像補正を行い、

前記ピント位置が異なる2つの光学像のうちの1つを基準画像とした相対的な差異を、前記補正パラメータに設定することを特徴とした請求項5の内視鏡システム。

20

【請求項7】

前記画像補正処理部で補正される前記相対的な明るさの差異は、前記2つの像のうち輝度の低い方の像、もしくは前記2つの像の相対的に同一位置における輝度の低い方を基準として、補正を行なうことを特長とする請求項5の内視鏡システム。

【請求項8】

前記像を2つに分離する前記光学素子の前記反射面による反射が奇数回反射されて前記撮像素子の1つに結像させる場合、

当該1つの撮像素子から得られる画像を、鏡像反転させる機能を有することを特徴とした請求項5の内視鏡システム。

【請求項9】

30

前記内視鏡対物光学系は、前記近接観察と前記遠方観察の各観察領域の夫々において、前記2つの撮像素子における一方の撮像素子に対する被写界深度の深度範囲が、他方の撮像素子に対する被写界深度の深度範囲と重なるように設定されていることを特徴とした請求項5の内視鏡システム。

【請求項10】

前記内視鏡システムは、前記内視鏡対物光学系と、前記2つの撮像素子を備えた内視鏡と、前記内視鏡が着脱自在に接続され、前記画像合成処理部を備えた画像処理装置とを備え、

前記内視鏡は、前記補正パラメータ格納部を備えることを特徴とした請求項6の内視鏡システム。

40

【請求項11】

前記撮像素子は、原色又は補色のカラーフィルタを有することを特徴とした請求項3の内視鏡システム。

【請求項12】

前記撮像素子は、面順次照明光の下で撮像を行うカラーフィルタを有しないモノクロの撮像素子であることを特徴とした請求項3の内視鏡システム。

【請求項13】

前記内視鏡対物光学系と前記2つの撮像素子は、内視鏡対物光学系の有効FナンバーをFno、前記2つの撮像素子の撮像面に2次元的に配置されたピクセルのピクセルピッチをPixと表した場合、

50

以下の条件

$$2.7 \leq Fno / Pix \leq 4.5$$

を満たすことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記内視鏡対物光学系と前記 2 つの撮像素子は、内視鏡対物光学系の有効 F ナンバーを Fno 、前記 2 つの撮像素子の撮像面に 2 次元的に配置されたピクセルのピクセルピッチを Pix と表した場合、

以下の条件

$$3 \leq Fno / Pix \leq 4.2$$

を満たすことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 15】

前記画像合成処理部は、前記 2 つの撮像素子に基づいて生成された第 1 及び第 2 の画像データにおける同一の被写体位置にそれぞれ対応する第 1 及び第 2 の輝度レベルの差分量を各フレームにおいて算出する差分算出回路と、前記差分量の絶対値が閾値以上であるか否かを比較する比較回路と、前記差分量の絶対値が閾値以上である場合には輝度レベルが高い方の画像を選択し、前記差分量の絶対値が閾値未満である場合には 2 つの画像の輝度レベルを加算して出力する選択回路と、を有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記画像合成処理部は、前記 2 つの撮像素子に基づいて生成された第 1 及び第 2 の画像データにおける同一の被写体位置にそれぞれ対応する第 1 及び第 2 の輝度レベルの差分量を各フレームにおいて算出する差分算出回路と、前記差分量の絶対値が閾値以上であるか否かを比較する比較回路と、前記差分量の絶対値が閾値以上である場合には輝度レベルが高い方の画像を選択し、前記差分量の絶対値が閾値未満である場合には 2 つの画像の輝度レベルにそれぞれ重み付けした後に合成して出力する選択回路と、を有することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡に設けた対物光学系を 2 つの撮像素子に結像する内視鏡システムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

近年、撮像素子を搭載した内視鏡を用いた内視鏡システムは医療用分野及び工業用分野において広く用いられるようになってきている。

また、撮像素子の高画素化に伴い、被写界深度は一般的に狭くなるため、これに対応する種々の提案がある。

第 1 の従来例としての日本国特開平 9 - 116807 号公報には、合焦位置に配置した撮像素子に対して、被写界深度の範囲が該合焦位置に配置した撮像素子の被写界深度の範囲と共通部分を有する範囲内で合焦位置からずらして配置した少なくとも 1 つの撮像素子を配置して、該少なくとも 1 つの撮像素子の出力信号から高域信号成分を抽出して、前記合焦位置に配置した撮像素子の出力信号に加算する信号処理を行う撮像装置が開示されている。

40

【0003】

また、第 2 の従来例としての日本国特開 2003 - 78802 号公報には、距離が異なる被写体の像を撮像する撮像レンズを通過した光の光路を光路分割手段により複数の光路に分割し、分割された各光路にそれぞれピント位置が異なる撮像素子を配置し、各撮像素子をその光軸方向に沿って移動させる撮像素子駆動装置と、入力された撮像レンズのレンズパラメータに応じて各撮像素子の光軸上の位置を決定する演算処理装置と、各撮像素子から出力された映像信号を合成する画像合成装置とを具える撮像装置が開示されている。

50

なお、第3の従来例としての日本国特開2007-313166号公報には、高画質の画像をえるためにフォーカス調整機構と、水平・垂直方向に約1/2ピッチ画素ずらして配置した2板撮像ユニットを備え、撮像素子の垂直方向画素ピッチと対物光学系のFナンバーとを所定の条件を満たすように設定した内視鏡が開示されている。

【0004】

しかしながら第1の従来例の撮像装置を内視鏡に適応する場合、十分に絞りを開いて被写界深度を確保する事を前提にしているため、近接観察から遠方観察までより広い被写界深度が求められる内視鏡に適用した場合、両方の観察の場合に対して必要とされる被写界深度を満足させることは困難になる。

10

また、第2の従来例の撮像装置を、内視鏡の先端部に搭載しようとした場合、光路分割手段後に配置される各撮像素子を撮像駆動装置によって、各光路方向に駆動する構成となるため、内視鏡先端部の外径が大きくなり、内視鏡に求められる良好な挿入性を確保できない。

【0005】

また、第3の従来例は、解像度を向上するものであり、近接観察の場合と遠方観察の場合とで必要とされる被写界深度を満たすように設定することが困難になる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、近接観察及び遠方観察を行う内視鏡に適用でき、近接観察の場合及び遠方観察の場合にそれぞれ必要とされる被写界深度を満たすようにできる内視鏡システムを提供することを目的とする。

20

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様に係る内視鏡システムは、同一の被写体に対してピント位置が異なる2つの光学像を得る内視鏡対物光学系と、前記2つの光学像を撮像して2つの画像信号を得る撮像素子と、前記2つの画像信号において空間的に同一の画素領域毎にコントラストを比較し、相対的にコントラストが高い方の画素領域を選択することで1つの画像に合成する画像合成処理部と、前記内視鏡対物光学系に設けた焦点切替用レンズの位置を移動し、近接観察と遠方観察の2つの観察領域の一方に前記内視鏡対物光学系の焦点を選択的に切り替える焦点切替機構と、を備え、前記画像合成処理部は、前記近接観察と前記遠方観察の各観察領域の夫々において、前記2つの画像を合成する。

30

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図2A】図2Aは第1の実施形態における対物光学系及び撮像素子の構成を示す図。

【図2B】図2Bは撮像素子の撮像面に取り付けられた補色系の色分離フィルタを示す図。

。

【図3】図3は被写界深度の説明図。

【図4A】図4Aは画像合成処理部の構成を示す図。

【図4B】図4Bは第1の実施形態の動作内容を示すフローチャート。

40

【図5】図5はフォーカスレンズを用いた対物光学系の焦点切替による被写界深度を拡大する作用の説明図。

【図6】図6は第1の実施形態等における被写界深度等の数値データを表形式で示す図。

【図7】図7は第1の実施形態の変形例における撮像ユニットの構成を示す図。

【図8】図8は本発明の第2の実施形態における光源装置の構成を示す図。

【図9】図9は遠方観察及び近接観察におけるピント位置が異なる2つの撮像素子が10%以上のMTFを有する被写界深度の深度幅以内で、それぞれの被写界深度が重なるように設定してあることを示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

50

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第1の実施形態)

図1に示すように本発明の第1の実施形態の内視鏡システム1は、被検体内に挿入される内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に設けられた撮像手段に対する画像処理を行う画像処理装置としてのプロセッサ装置4と、プロセッサ装置4により生成された画像信号を内視鏡画像として表示する画像表示装置5とを有する。

内視鏡2は、被検体内に挿入される細長の挿入部6と、この挿入部6の後端に設けられた操作部7とを有し、操作部7から延出された照明光を伝送するライトガイド8が挿通された第1のケーブル9の端部のライトガイドコネクタ9aは、光源装置3に着脱自在に接続される。

【0009】

光源装置3は、光源として例えばキセノンランプ等のランプ11を内蔵する。なお、光源として、キセノンランプ等のランプ11に限定されるものでなく、発光ダイオード(LEDと略記)を用いても良い。ランプ11により発生した白色光は絞り12により通過光量が調整された後、コンデンサレンズ13により集光されてライトガイド8の入射端面に入射(供給)される。なお、絞り12は、絞り駆動部14により、絞り12の開口量が可変される。

上記ライトガイド8は、入射端面に入射された照明光を伝送して、挿入部6の先端部6aの照明窓の内側に配置された先端面から出射する。この先端面に対向して照明レンズ15が配置されており、照明レンズ15はライトガイド8の先端面から出射された光を照明窓から拡開して出射し、被検体内部の観察対象部位を照明する。

【0010】

照明された観察対象部位は、照明窓に隣接して設けられた観察窓に取り付けられた内視鏡対物光学系(以下、単に対物光学系と略記)16により、その後方側に配置した2つの撮像素子17a、17bに光学像を結ぶようにしている。

本実施形態における対物光学系16は、図2Aに示すようにその光軸O上に沿って配置した複数の光学素子16a~16hを有すると共に、光学素子16gの後方側で、かつ2つの撮像素子17a、17bの前方側となる両者の間の光軸O上に配置された、2つの光学像に分離する光学素子としてのプリズム18を備える。なお、光学素子16cと16dとの間に明るさ絞り16hが配置されている。

【0011】

このプリズム18は、例えば直角三角形のプリズム素子18a、18bの両斜面を当接して形成され、プリズム素子18aの端面付近に(該端面に対向するように)一方の撮像素子17aが取り付けられ、プリズム素子18bの端面付近に(該端面に対向するように)他方の撮像素子17bが取り付けられている。なお、撮像素子17aと撮像素子17bとは同じ特性であり、両特性が揃ったものを用いることが好ましい。

プリズム18は、光学素子16a~16hを経て入射される光を、例えば等量の反射光と透過光とに分離することにより、透過光側の光学像と反射光側の光学像との2つの光学像に分離する。撮像素子17aは透過光側の光学像を受光して光電変換し、撮像素子17bは反射光側の光学像を受光して光電変換する。

【0012】

本実施形態においては、撮像素子17a、17bは、ピント位置が異なるように、それぞれプリズム素子18a、18bの端面付近に取り付けられている。例えば、プリズム18における撮像素子17aに至る透過光側の光路長(硝路長)daに対して反射光側の光路長dbが短く(小さく)なるように設定している。そして、両撮像素子17a、17bにおいて、撮像素子17aは撮像素子17bに対してそのピント位置が相対的に近点側にシフトしており(ずれており)、撮像素子17bは撮像素子17aに対してそのピント位置が相対的に遠点側にシフトしている。

なお、プリズム素子18aと18bにおける両者の屈折率を異ならせることにより、撮

10

20

30

40

50

像素子 17a、17b に至る光路長を変え、両撮像素子 17a、17b によるピント位置を相対的にずらすようにしても良い。

【0013】

また、両撮像素子 17a、17b の各撮像面には、図 2B に示すように補色系の色分離フィルタ 20 が取り付けられている。具体的には撮像面における水平方向及び垂直方向に所定の画素ピッチ（ピクセルサイズとも言う）Pix で配置された各画素の直前にマゼンタ Mg、緑（グリーン）G、シアン Cy、黄色（イエロー）Y の 4 つの色フィルタ素子からなる色分離フィルタ 20 が水平方向及び垂直方向に規則的に配列されている。

Mg、G は、水平方向に交互に配置され、また垂直方向には 2 画素分の周期で配置されている。一方、Cy、Y は、水平方向には、Mg、G の場合と同様に交互に配置されているが、垂直方向には 2 画素おいた画素位置において置換するようにした配置となっている。

なお、原色フィルタを R、G、B で表すと、色透過特性の機能として、 $Mg = R + B$ 、 $Cy = G + B$ 、 $Y = R + G$ のような関係となる。

【0014】

上記対物光学系 16 と、2 つの撮像素子 17a、17b とにより、2 つの光学像を得て、2 つの光学像を光電変換した 2 つの画像を取得する撮像ユニット 19 が形成される。

また、本実施形態においては、対物光学系 16 により、遠方観察と近接観察の 2 つの観察領域にピント又は焦点を選択的に合わせられるように焦点切替機構を設けている。具体的には、対物光学系 16 は、その光軸 O の方向における 2 つの位置 Pa、Pb（図 2A 参照）に移動可能なフォーカスレンズ 21 を有し、このフォーカスレンズ 21 は、焦点切替機構を構成するアクチュエータ 22 により、2 つの位置 Pa、Pb 間で一方の位置から他方の位置、他方の位置から一方の位置に移動するように駆動される。

【0015】

図 2A の構成例の場合においては、フォーカスレンズ 21 は、凹レンズと凸レンズとを接合した例えば正のパワーを持つ接合レンズにより構成され、このフォーカスレンズ 21 は、その前方側（物体側）の符号 16d で示す明るさ絞りと接合レンズ 16f との間に配置され、これらの間における明るさ絞り 16d の直後の位置 Pa と、接合レンズ 16f の直前の位置 Pb との 2 つの位置 Pa、Pb に選択的に設定される。

なお、図 5 にて後述するように、フォーカスレンズ 21 を前方側（物体側）の位置 Pa に設定した状態においては撮像素子 17a、17b により遠方観察する場合の観察領域の被写体にピントが合うように設定されている。

【0016】

また、フォーカスレンズ 21 を後方側の位置 Pb に設定した状態においては撮像素子 17a、17b が近接観察する場合の観察領域の被写体にピントが合うように設定されている。

そして、両撮像素子 17a、17b でのピント位置が互いにずらしてあり、各ピント位置は後述するように MTF（Modulation Transfer Function）が所定の値以上となる各被写界深度の範囲内で重なる設定状態であるので、両撮像素子 17a、17b で取得した 2 つの画像を合成することにより、広い被写界深度を有する合成画像が得られるようにしている。

図 1 に示すようにアクチュエータ 22 は、挿入部 6 内を挿通された信号線 23 と接続され、この信号線 23 はさらに操作部 7 から延出された第 2 のケーブル 24 内を挿通される。この第 2 のケーブル 24 の端部の信号コネクタ 24a は、プロセッサ装置 4 に着脱自在に接続され、上記信号線 23 は、プロセッサ装置 4 内に設けたアクチュエータ制御部 25 に接続される。

【0017】

このアクチュエータ制御部 25 は、例えば内視鏡 2 の操作部 7 に設けた切替操作スイッチ 26 からの切替操作信号も入力される。アクチュエータ制御部 25 は、切替操作スイッチ 26 の操作に応じてアクチュエータ 22 を電氣的に駆動する駆動信号を印加して、フォ

10

20

30

40

50

ーカスレンズ21を移動する。

なお、切替操作信号を発生する切替操作手段は、切替操作スイッチ26に限らず、切替操作レバー等でも良い。上記フォーカスレンズ21と、アクチュエータ22と、アクチュエータ制御部25とにより、焦点切替機構が形成される。

上記撮像素子17a, 17bは挿入部6、操作部7、第2のケーブル24内を挿通された信号線27a, 27bと接続され、信号コネクタ24aがプロセッサ装置4に接続されることにより、プロセッサ装置4内に設けた画像処理部としての画像プロセッサ30と接続される。

【0018】

この画像プロセッサ30は、ピント位置が異なる2つの撮像素子17a、17bにより撮像され、光電変換された画像の画像信号(単に画像と略記)をそれぞれ読み出す画像読出部31と、この画像読出部31により読み出された2つの画像に対する画像補正を行う画像補正処理部32と、補正された2つの画像を合成する画像合成処理を行う画像合成処理部33とを有する。

10

画像補正処理部32は、2つの撮像素子17a, 17bの撮像面にそれぞれ結像される夫々の像における相対的な倍率の差異と、位置の差異と、回転の差異と、明るさの差異とを、それぞれ合致させるように、撮像素子17a, 17bにより光電変換された2つの画像に対して画像処理により行う。

【0019】

像を2つに分離し異なる撮像素子に夫々結像させる場合、以下の幾何的な差異が生じる場合がある。

20

2つの撮像素子17a, 17bの撮像面にそれぞれ結像される夫々の像は、相対的に倍率ズレ、位置ズレ、回転方向のズレが発生したり、2つの撮像素子17a, 17bの感度差などから明るさの差異が生じる場合がある。これらの差異を製造時などにおいて、完全に解消する事は難しい。しかし、それらのズレ量が大きくなると、合成画像が2重画像となったり、不自然な明るさムラ等が生じてしまう。このため、本実施形態では、画像補正処理部32にて上述した幾何的な差異、明るさ差異を補正する。

【0020】

前記相対的な明るさの差異を補正する場合、2つの像または画像のうち輝度の低い方の像または画像、もしくは2つの像または画像の相対的に同一位置における輝度の低い方を基準にして補正を行う。

30

2つの撮像素子17a, 17bの各撮像チップにおける感度差やオンチップレンズの製造誤差等で同じ被写体を撮像した場合の明るさ(輝度値)に差異が生じる場合がある。

【0021】

このような場合、相対的に明るい方、つまり輝度信号(例えばG信号)の強度(信号レベル)が低い方に合わせる様に明るさ補正を行なう。この補正と逆に明るい方に合わせると、画像に含まれるノイズ成分まで増幅することが必要になり、S/Nが劣化した合成画像になってしまう。

上記のように輝度の低い方を基準にし、輝度の高い方を基準となる輝度の低い方の輝度に合わせるようにゲインを低下(または減衰)させるような明るさ補正を行うことにより、S/Nの劣化による合成画像の画質の低下を防止できるようにしている。

40

【0022】

上記画像合成処理部33は、2つの画像における空間的に同一の画素領域それぞれにおけるコントラストを比較し、相対的にコントラストが高い方の画素領域を選択することにより、2つの画像から合成された1つの画像としての合成画像を生成する。なお、2つの画像のコントラスト差が小さい場合は各画像に所定の重み付けして加算する合成画像処理により、合成画像を生成する。

図4Aはこのような画像合成処理を行う画像合成処理部33の構成例を示す。同一の被写体61に対して、対物光学系16は、ピント位置が異なる2つのCCD17a, 17bの撮像面に2つの光学像を結像する。CCD17a, 17bにより光電変換され、画像補

50

正処理部 3 2 等を経た (C C D 1 7 a、1 7 b の撮像にそれぞれ基づく) 第 1 及び第 2 の画像データは、画像合成処理部 3 3 内の 2 つのフレームメモリ 6 2 a、6 2 b に画素単位で格納される。

【 0 0 2 3 】

なお、2 つのフレームメモリ 6 2 a、6 2 b に同一部位に対応する画像データを 1 フレーム分格納する場合、同一部位に対応する第 1 の画像データと第 2 の画像データとは同じアドレスのメモリセルに格納される。

【 0 0 2 4 】

また、以下の説明においては、1 つの色信号成分の場合のコントラスト値に対応する輝度値又は輝度レベルの信号で説明し、他の色信号成分に対しても同様の処理を行うとして説明する。なお、R、G、B の色成分から公知の輝度信号を生成し、2 つの輝度信号のコントラストの比較結果により同様の処理を行うようにしても良い。

【 0 0 2 5 】

同一のアドレスの指定により 2 つのフレームメモリ 6 2 a、6 2 b から同時に読み出された第 1 の画像及び第 2 の画像の各信号 s_{i1} 、 s_{i2} は、差動アンプなどにより構成される差分算出回路 6 3 に入力され、差分算出回路 6 3 は例えば第 1 の画像の輝度値から第 2 の画像の輝度値を減算する等して両信号 s_{i1} 、 s_{i2} の差分量を算出する。また、差分算出回路 6 3 は、差分量の正又は負の極性により、いずれの画像の輝度レベルが他方よりも高い (大きい) ことも判定して、2 値信号 s_p を出力する。例えば、極性が正であると、 $s_{i1} > s_{i2}$ となり、負であると、 $s_{i1} < s_{i2}$ となる。

【 0 0 2 6 】

この差分算出回路 6 3 により算出された差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ は、比較回路 6 4 に入力され、比較回路は差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 以上であるか否かを判定する。比較回路 6 4 は、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 以上である場合には H レベル、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 未満である場合には L レベルの 2 値信号を出力する。比較回路 6 4 の 2 値信号と、差分算出回路 6 3 による極性に対応する 2 値信号 s_p は、デコーダ 6 5 に入力され、デコーダ 6 5 は、2 つの 2 値信号から選択回路 6 6 を構成する 2 つの切替回路 6 6 a、6 6 b の切替を制御する。

【 0 0 2 7 】

切替回路 6 6 a の接点 a、b には、それぞれ信号 s_{i1} 、 s_{i2} が入力され、切替回路 6 6 b の接点 a、b には、切替回路 6 6 a の共通接点 c を経た信号と加算器 6 7 からの信号とが入力され、切替回路 6 6 b の共通接点 c から画像合成処理した合成信号 s_c を出力する。

【 0 0 2 8 】

加算器 6 7 は、信号 s_{i1} 、 s_{i2} を加算して切替回路 6 6 b の接点 b に出力する。

【 0 0 2 9 】

デコーダ 6 5 は、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 以上である場合には切替回路 6 6 b の接点 a を選択し、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 未満である場合には切替回路 6 6 b の接点 b を選択する。また、デコーダ 6 5 は、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 以上である場合においては、極性の 2 値信号 s_p に応じて、切替回路 6 6 a の接点 a 又は b を選択する。具体的には、2 値信号 s_p が H レベルであると信号 s_{i1} を選択 (図 4 A の実線で示す選択状態) し、2 値信号が L レベルであると信号 s_{i2} を選択する。つまり、切替回路 6 6 a はコントラスト差が所定値以上のコントラスト差がある場合にはコントラストが高い方の画像部分を選択する。一方、コントラスト差が小さい場合には、2 つの信号 s_{i1} 、 s_{i2} を加算等して合成信号として出力する。

【 0 0 3 0 】

この場合の動作は以下ようになる。差分算出回路 6 2 は、2 つの信号 s_{i1} 、 s_{i2} に対して、その差分量を算出する。差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 以上である場合には、切替回路 6 6 a は輝度レベルが高い方の信号を選択し、さらに切替回路 6

10

20

30

40

50

6 b を経て合成信号 s_c として出力する。

【0031】

一方、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 未満である場合には、切替回路 6 b は加算器 6 7 の加算された信号を選択し、この信号を合成信号 s_c として出力する。

【0032】

なお、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が閾値 V_t 未満である場合において、信号 s_{i1} , s_{i2} を加算して合成信号 s_c を生成する代わりに、以下のように重み付けして合成信号 s_c を生成するようにしても良い。図 4 A において点線で示すように、加算器 6 7 の 2 つの入力側に乗算器 6 8 a , 6 8 b を配置し、乗算器 6 8 a , 6 8 b はそれぞれ信号 s_{i1} , s_{i2} と、ROM 6 9 から出力される重み付け係数 c_1 , c_2 とを乗算して加算器 6 7 に出力する。

10

【0033】

なお、ROM 6 9 には、差分量に応じて予め設定された重み付け係数 c_1 , c_2 が格納されており、ROM 6 9 は、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ と、2 値信号 s_p により、信号 s_{i1} , s_{i2} にそれぞれ乗算する重み付け係数 c_1 , c_2 を出力する。

【0034】

ROM 6 9 に格納される重み付け係数 c_1 , c_2 は、差分量が 0 であると $c_1 = c_2 = 1$ となる。また、ROM 6 9 に格納される重み付け係数 c_1 , c_2 は、差分量の絶対値 $|s_{i1} - s_{i2}|$ が大きい程、輝度レベルが高い方の信号に対する重み付け係数が 1 より大きく、他方の信号に対する重み付け係数が 1 より小さくなるように設定されている。そして、加算器 6 7 は重み付け係数 c_1 , c_2 がそれぞれ乗算された信号 s_{i1} , s_{i2} を加算して合成信号 s_c として出力することになる。

20

【0035】

上記画像プロセッサ 3 0 は、画像合成処理部 3 3 により合成された 1 つの画像に対して、輪郭強調、ガンマ補正等の後段画像処理を行う後段画像処理部 3 4 と、後段画像処理された画像を出力する画像出力部 3 5 とを有し、画像出力部 3 5 から出力される画像は画像表示装置 5 に出力される。

【0036】

また、この画像プロセッサ 3 0 は、画像読出部 3 1 により読み出された画像から基準の明るさに調光するための調光信号を生成する調光部 3 6 を有し、調光部 3 6 により生成した調光信号を光源装置 3 の絞り駆動部 1 4 に出力する。絞り駆動部 1 4 は、調光信号に従って、基準の明るさを維持するように絞り 1 2 の開口量を調整する。

30

また、本実施形態においては、画像補正処理部 3 2 において、画像を補正する場合に使用する補正パラメータ (の情報) を格納した補正パラメータ格納部 3 7 を設けている。

【0037】

各内視鏡 2 にはその内視鏡 2 に固有の内視鏡識別情報 (内視鏡 ID) を格納した ID メモリ 3 8 を有すると共に、その内視鏡 2 において補正すべき固有の補正パラメータがある場合には、その内視鏡 2 に対応した補正パラメータを格納した補正パラメータ格納部 3 7 が設けてある。

図 1 に示す構成例では、内視鏡 2 における例えば ID メモリ 3 8 内に、補正パラメータを格納した補正パラメータ格納部 3 7 を設けている。

40

なお、補正すべき固有の補正パラメータがない場合には、補正パラメータ格納部 3 7 を設けることが不必要になる。また、補正パラメータ格納部 3 7 を ID メモリ 3 8 の内部に設ける場合に限定されるものでなく、ID メモリ 3 8 と別のメモリに設けるようにしても良い。

そして、プロセッサ 3 0 の制御部 3 9 は補正の有無を内視鏡 2 側に設けた内視鏡 ID で識別して、補正有りの場合には内視鏡 2 側に格納されている ID メモリ 3 8 内の補正パラメータ格納部 3 7 から補正パラメータを読み取り、この補正パラメータを画像補正処理部 3 2 に送る。

画像補正処理部 3 2 は、制御部 3 9 から転送された上記補正パラメータに基づいて各内視

50

鏡 2 に搭載された撮像ユニット 1 9 に対応した画像補正を行う。

また、画像補正処理部 3 2 は、補正パラメータを用いて、2 つの像または画像における 1 つを基準像または基準画像として上述した倍率の差異の補正、位置の差異の補正等、画像の補正を行う。

【 0 0 3 8 】

例えば、2 つの画像で倍率ズレが生じる場合は、対物光学系 1 6 の仕様による場合がある。

対物光学系 1 6 のサイズを比較的小さくしようとした場合、テレセントリック性を崩して撮像素子 1 7 a , 1 7 b への光線が斜めに入射するような設計が行なわれる場合がある。例えば、光軸とのなす角を入射角として、時計回りをプラス、反時計回りをマイナスと

10

すると、マイナスの入射角となるような設計が行なわれる。

この様なテレセントリック性が崩れた対物光学系でピント位置をズラすと 2 つの画像間で倍率ズレが生じる事になる。

【 0 0 3 9 】

この様な設計上の仕様であれば、予めそのズレ量を前記補正パラメータ格納部 3 7 に格納しておき、対象の内視鏡 2 がプロセッサ装置 4 に接続された場合、その内視鏡 2 を認識して前記補正パラメータ格納部 3 7 から対応するパラメータを呼び出して補正を行なうようにする。

また、撮像ユニット 1 9 の組立て時に 2 つの画像の相対的な画素の位置が微小にズレる場合がある。この場合、製造時のズレ量を補正パラメータ格納部 3 7 に格納しておき、画像補正処理部 3 2 にてそのズレ補正を行なう様にする。

20

位置のズレ補正は例えば撮像素子 1 7 a で撮像された画像と撮像素子 1 7 b で撮像された画像との相対的な位置が合致するように 2 つの画像の読出し位置を修正する様な処理が行なわれ、位置ズレが補正された後、画像合成処理部 3 3 に出力される。

【 0 0 4 0 】

なお、本実施形態における予め設定された補正パラメータによる補正を行う代わりに、内視鏡使用時に、別途用意されるアジャスト用基準チャートによって 補正を行なっても良い。例えば基準チャートを内視鏡 2 の先端部 6 a に所望の位置に配置するようにし、基準チャートに対する 2 つの画像のズレを画像補正処理部 3 2 にて読み取り、そのズレ補正するようにしても良い。

30

また、制御部 3 9 は、アクチュエータ制御部 2 5 に対して、各内視鏡 2 に搭載された対物光学系 1 6 を構成するフォーカスレンズ 2 1 の駆動すべき位置が異なるような場合においても、駆動すべき位置の情報を送り、アクチュエータ制御部 2 5 は内視鏡 2 の種類が異なるような場合にもアクチュエータ 2 2 を適切に駆動する制御を行う。

【 0 0 4 1 】

なお、アクチュエータ制御部 2 5 が制御部 3 9 を介することなく、ID を取得して、内視鏡 2 の種類が異なる場合にもアクチュエータ 2 2 を適切に駆動する制御を行うようにしても良い。

また、本明細書における被写界深度の定義を、図 3 等を参照して以下に説明する。

図 3 は幾何光学的に決まる被写界深度の説明図を示す。

40

一般的な内視鏡において、ベスト距離を X とした場合の対物光学系（その焦点距離 $F 1$ ）を用いて像面位置 X' に、図 3 中に示す画素ピッチ P_{ix} の撮像素子を配置した場合を考える。撮像素子を固定した条件において、物体を（ X から） X_n まで近接すると、近接時の像面位置 X_n' は、撮像素子の撮像面位置からずれることになる。

【 0 0 4 2 】

このとき、ピントが合っていると見なすことができる最大の錯乱円を、許容錯乱円として、その円径を δ とすると、撮像素子の撮像面における錯乱円径が δ よりも小さいと認識できる場合、 X から X_n までの物体像はピントが合っていると見なすことができる。

即ち、錯乱円径が δ と一致するまでの範囲を近点側の被写界深度と定義することができる。

50

【 0 0 4 3 】

このとき、ニュートンの結像式から、以下の式が成立する。

$$1/X_n - 1/X = \delta F_{no}/F_l^2 \dots (1)$$

物体を(Xから)遠点側にXfまで移動した場合を考えると、同様に被写界深度の遠点側での式も以下のように定義される。

$$1/X - 1/X_f = \delta F_{no}/F_l^2 \dots (2)$$

(1)式と(2)式を合わせると、

$$1/X_n - 1/X_f = 2\delta F_{no}/F_l^2 \dots (3)$$

となる。そして、焦点深度dに対応した被写界深度がXn - Xfとなる。

ただし、上記のようにベスト距離をX、被写界深度近点までの距離をXn、被写界深度遠点までの距離をXf、許容錯乱円径をδ、対物光学系の焦点距離をFl、対物光学系の有効FナンバーをFnoとしている。

以上は幾何光学的に決まる一般的な被写界深度の定義である。

【 0 0 4 4 】

本実施形態は、幾何光学的に決まる被写界深度の場合に対して、合成画像により被写界深度を拡大することができるが、回折の影響を無視できない場合においても合成画像により被写界深度を拡大することができるようにしている。

撮像素子をより微細化し、高画素化していくと被写界深度を定義する際には、波動光学的な影響が無視できない事が一般的に知られている。これは焦点位置において、幾何光学的に定義したスポットサイズから、回折の影響からスポットサイズが広がるため幾何光学的な被写界深度の計算からズレが生じるためである。従って、本実施形態のような回折限界に近い有効FナンバーFnoまで絞られるケースが多い多画素の撮像素子を搭載した内視鏡2では、回折が無視できない影響となる。なお、本実施形態の撮像素子17a, 17bも図3に示した撮像素子の場合と同様に水平方向及び垂直方向に同じ画素ピッチPixで規則的に画素が配置されている。

【 0 0 4 5 】

この場合には、像面上の評価空間周波数をFiとすると、

$$F_i = 1/k_1 \cdot Pix \dots (4)$$

となる。

このFiにおけるデフォーカスのMTF (Modulation Transfer Function) が約10%あれば、主観評価では像のボケは認識できず「見えている」と判断できる。

言い換えると、MTFは約10%となるデフォーカス位置が深度端と見なす事ができる。

本明細書では波動光学的な被写界深度端をFi=1/k1・Pixとした際の評価空間周波数にて評価したMTFの10%を深度端として定義している。

また、本実施形態においては、上述した撮像素子17a, 17bを用いた撮像ユニット19として図6の表に示すような特性が得られるように設定している。

【 0 0 4 6 】

図6においては、Fno/Pix、Pix、Fno、k1、k2、far1深度(遠方観察時における撮像素子17aによる被写界深度)、far2深度(遠方観察時における撮像素子17bによる被写界深度)、合成far深度(遠方観察時における合成画像の被写界深度)、near1深度(近接観察時における撮像素子17aによる被写界深度)、near2深度(近接観察時における撮像素子17bによる被写界深度)、合成near深度(近接観察時における合成画像の被写界深度(範囲))、Near深度幅(合成near深度近点端から合成near深度遠点端までの深度幅)、撮像方式、総画素数(撮像素子の総画素数)の数値データを示している。また、BSTは、MTFが最大となる場合の物体距離としてのベスト距離を示している。

【 0 0 4 7 】

以下は、その概略を示す。撮像素子17a、17bとして、100万画素(1030580画素)で、1.7μmの画素(ピクセル)サイズを有する補色系の固体撮像素子を採用している。

10

20

30

40

50

また、本実施形態においては、波長 $\lambda = 0.5461 \mu\text{m}$ の光に対して、2つの撮像素子 17a、17b の垂直方向ピクセルサイズを P_{ix} が $1.70 \mu\text{m}$ 、補正パラメータとしての解像力係数 k_1 を 3.00、F 値マージン k_2 を 1.00、対物光学系 16 の有効 F ナンバー F_{no} を 7.65 に設定している。

【0048】

つまり、

λ 0.5461
 P_{ix} 1.70
 k_1 3.00
 k_2 1.00
 F_{no} 7.65

10

そして、本実施形態の撮像ユニット 19 は、以下の条件

$2.4 \cdot F_{\text{no}} / P_{\text{ix}} \leq 4.5 \dots (5)$

を満たすように設定している。(5) 式の条件は、以下のような理由による。

【0049】

対物光学系 16 を構成するレンズは、結像する際、光が回折の影響を受けることが知られている。対物光学系 16 の有効 F ナンバー F_{no} が大きくなるほど、点像は回折の影響により大きくなり、この点像の大きさがある限界を越えるといくらピントを合わせても、被写体の細部がぼけたように見えてしまう。

この限界は、Rayleigh により、2つの点像が接近した時、別々の像として識別できる限界の距離として規定されており、 λ を光の波長、有効 F ナンバーを F_{no} とすると、 $1.22 \cdot \lambda \cdot F_{\text{no}}$ で表される。2つの点像の分離限界の距離、つまり分解能 R は、

20

$R = 1.22 \cdot \lambda \cdot F_{\text{no}} \dots (6)$

となる。

【0050】

一方、撮像素子として、電荷結合素子 (CCD と略記) や CMOS センサで撮像する場合、サンプリング理論により限界の分解能は決定される。撮像素子の垂直方向のピクセルサイズを P_{ix} とすると、

$R = 2 \cdot P_{\text{ix}} \dots (7)$

現実的には、採用する撮像方式における補間方法や電気系の特性に影響されるため、分解能 R は、任意の係数 k_1 を用いて以下のように表される。

30

$R = k_1 \cdot P_{\text{ix}} \dots (8)$

係数 k_1 は、撮像素子の性能を十分に引き出す必要があるため一般的には $2 \leq k_1 \leq 3$ 程度となる。

【0051】

(6)、(8) より

$k_1 \cdot P_{\text{ix}} = 1.22 \cdot \lambda \cdot F_{\text{no}} \dots (9)$

となる。また、対物光学系 16 に設定される有効 F ナンバー F_{no} は、製造バラツキなどを考慮して光学性能を十分に発揮できるようにある程度余裕を持たせる必要がある。

従って、Rayleigh 限界式で規定される有効 F ナンバー F_{no} は、実際には任意の係数 k_2 を考慮して設定される。つまり、

40

$k_1 \cdot P_{\text{ix}} = 1.22 \cdot \lambda \cdot F_{\text{no}} \cdot k_2 \dots (10)$

のように設定される。尚、係数 k_2 は、対物光学系 16 のサイズや被写界深度とのバランスを考慮すると、 $0.7 \leq k_2 \leq 1$ 程度が妥当な範囲となる。

ただし、撮像素子の性能が活かされる前提で、多少の解像力劣化を許容して被写界深度の拡大を優先する場合は、 $0.7 \leq k_2 \leq 1.2$ 程度に設定しても構わない。

(9) 式、(10) 式より設定すべき対物光学系 16 の有効 F ナンバー F_{no} は、

$F_{\text{no}} = F_{\text{no}} \cdot k_2 = (1 / 1.22 \cdot \lambda) \cdot P_{\text{ix}} \cdot k_1 \dots (11)$

となる。

ここで (11) 式を有効 F ナンバー F_{no} と、ピクセルサイズ P_{ix} の関係で示すと以下の(

50

1 2)式で示せる。

$$Fno/Pix = (1/1.22 \cdot \lambda) \cdot k_1 \cdot k_2 \quad \dots (12)$$

高画素の撮像素子を用いた内視鏡システムにおいては、上述した

$$2.4 \quad Fno/Pix \quad 4.5 \quad \dots (5)$$

である事が望ましい。

【0052】

仮に(5)式の範囲の下限の2.4を逸脱してより小さくなると、対物光学系16の有効FナンバーFnoが小さくなりすぎて所望の被写界深度を得られない。もしくは、被写界深度は十分であるが、イメージのPixサイズが大きくなり解像力が低くなる。または、多画素化して解像力は向上するがイメージサイズが大きくなるため、対物光学系16が大型化して、内視鏡2の先端部6aに搭載した場合、外径が大きくなってしまい(挿入性が低下するため)好ましくない。

10

また、反対に(5)式の範囲の上限を超えて大きくなると、対物光学系の有効FナンバーFnoが大きくなりすぎて所望の明るさが得られない。

同時に回折限界を大きく越えてしまう、もしくは妥当な補間方式でないために解像力の劣化が生じてしまう。

本実施形態における上述した図6の表に示す設定においては、撮像ユニット19は補色系で同時式であり、この場合には係数k1を3程度にすることが一般的である。また、ピクセルサイズが1.7μmで画素の補色系の同時式撮像素子を用い、対物光学系16の回折限界Fナンバーからのマージン係数k2をk2=1として(12)式より

20

$$Fno/Pix = 4.5 \quad \dots (13)$$

となる。

【0053】

このような構成の内視鏡システム1は、同一の被写体に対してピント位置が異なる2つの光学像を得るための内視鏡対物光学系としての対物光学系16と、前記ピント位置が異なる前記2つの光学像を受光し、光電変換する2つの撮像素子17a, 17bと、前記2つの撮像素子17a, 17bにより前記2つの光学像に対応する2つの画像を1つの画像に合成する画像合成処理部33と、前記内視鏡対物光学系に設けた焦点切替用レンズとしてのフォーカスレンズ21の位置を移動し、近接観察と遠方観察の2つの観察領域の一方に前記内視鏡対物光学系の焦点を選択的に切り替える焦点切替機構を構成するアクチュエータ22と、を備え、前記画像合成処理部33は、前記近接観察と前記遠方観察の各観察領域の夫々において、前記2つの画像を合成することを特徴とする。

30

【0054】

次に本実施形態の動作を説明する。以下においては、内視鏡2を用いてユーザとしての術者が体腔内を内視鏡検査する場合における本実施形態の動作を説明する。

図1に示すように内視鏡2を光源装置3と、プロセッサ装置4に接続して、術者は電源をONする。

図4Bにおける最初のステップS1の初期設定として、制御部39は、遠方側を観察領域とする設定状態にする制御を行う。そして、制御部39は、この初期設定の状態における切替操作スイッチ26が遠方側を観察領域とする信号を制御部39に出力する設定状態であると見なす。

40

【0055】

この初期設定に対応して、ステップS2に示すように制御部39は、アクチュエータ制御部25、アクチュエータ22を介してフォーカスレンズ21を駆動し、対物光学系16が遠方側を観察領域とするように遠点側にピントがあった設定状態にする。

また、この場合、ステップS3に示すように画像補正処理部32は、2つの撮像素子17a、17bによる2つの画像を、補正パラメータを用いて補正する。

また、ステップS4に示すように、この画像補正処理部32により補正された2つの画像に対して、画像合成処理部33は、合成した合成画像を生成し、画像表示装置5側に出力し、画像表示装置5は、合成画像を表示する。

50

図5(A)は、ステップS2に対応する撮像ユニット19の撮像状態を示す。

【0056】

図5(A)は、対物光学系16を遠方の観察領域にフォーカスするようにフォーカスレンズ21を設定した状態における対物光学系16による撮像素子17a, 17bへの結像の様子を示す。

図5(A)は、フォーカスレンズ21を前方側の位置Paに設定(切替)した状態に対応した対物光学系16を示し、その結像側に2つの光学像に分離するプリズム18が配置され、各端面に取り付けた撮像素子17a, 17bにより2つの光学像を受光し、それぞれ光電変換した信号を出力する。

この遠方観察の状態において、2つの撮像素子17a, 17bにより得られる合成画像により、以下のように被写界深度を拡大する。

【0057】

上述したようにプリズム18における撮像素子17a, 17bに至る硝路長が異なっており、撮像素子17a, 17bによりピント位置が相対的に異なった像の画像を取得する。

例えば、撮像素子17bには、(遠方)遠点側にピントが合った像が結像され、撮像素子17aには、撮像素子17bに対して相対的により近接側にピントが合った像が結像される。

この遠方の観察領域の場合における撮像素子17aでの被写界深度を X_{af} 、撮像素子17bでの被写界深度を X_{bf} とすると、被写界深度 X_{bf} の近点側の深度端と、被写界深度 X_{af} の遠点側の深度端とが重なるように撮像ユニット19(の対物光学系16と撮像素子17a, 17b)が設定されている。

【0058】

図3において説明した被写界深度を適用すると、図5(A)に示すように撮像素子17a, 17bに結像する像に対する被写界深度は X_{af} と X_{bf} となる。

また、図1、図4Aの画像合成処理部33による画像合成処理により合成した場合には遠方観察にピントを合わせた状態での合成画像の場合に対応する被写界深度を合成被写界深度とした場合、その合成被写界深度として $X_{af} + X_{bf}$ を得ることができる。但し、重なり部分においては(コントラスト差が小さい領域)、各画像に所定の重み付けして加算する合成画像処理により一つの合成被写界深度を得る。つまり、合成被写界深度は、 $X_{af} + X_{bf}$ (6.54mm~128.59mm)を得る。

【0059】

特に内視鏡検査において上述したように広い範囲を俯瞰してスクリーニングする際に、このように広い合成被写界深度 $X_{af} + X_{bf}$ が得られると、内視鏡検査を円滑に行うことができる。

これに対して、狭い被写界深度しか得られない場合には、スクリーニング中に得られる画像における例えば近点側部分が不鮮明となる可能性が発生してしまい、内視鏡検査を円滑に行い難くなる。

【0060】

図4BのステップS5に示すように制御部39は、術者により切替操作スイッチ26が操作されたか否かをモニタし、操作されない場合には、ステップS5の処理に戻る。

術者は、スクリーニングを終了して、より近接して診断を行おうとする場合には、切替操作スイッチ26を操作する。

切替操作スイッチ26が操作された場合には制御部39は、ステップS6の処理に進む。ステップS6において、制御部39は、観察領域を近接側に設定する制御を行う。制御部39は、アクチュエータ制御部25、アクチュエータ22を介してフォーカスレンズ21を駆動し、対物光学系16が近接側を観察領域とするように近点側にピントがあった設定状態にする。

【0061】

また、この場合、ステップS7に示すように画像補正処理部32は、2つの撮像素子1

10

20

30

40

50

7 a、17 bによる2つの画像を、補正パラメータを用いて補正する。ただし、ステップS2に対してステップS6の補正量に大きな差異がなければ同一パラメータとして新たに補正を行わなくても良い。次に、ステップS8に示すように、この画像補正処理部32により補正された2つの画像に対して、画像合成処理部33は、合成した合成画像を生成し、画像表示装置5側に出力し、画像表示装置5は、合成画像を表示する。

図5(B)は、ステップS6に対応する撮像ユニット19の撮像状態を示す。

図5(B)は、図5(A)においてフォーカスレンズ21を後方側の位置Pbに設定(切替)して近接観察する観察領域にピント(焦点)を合わせた状態に対応した説明図である。

【0062】

この近接観察の状態においても、2つの撮像素子17a、17bにより得られる合成画像により、図5(A)の場合と同様に以下のように被写界深度を拡大することができる。

撮像素子17aでの被写界深度を X_{an} 、撮像素子17bでの被写界深度を X_{bn} とすると、被写界深度 X_{bn} の近点側の深度端と、被写界深度 X_{an} の遠点側の深度端とが重なるように撮像ユニット19(の対物光学系16と撮像素子17a、17b)が設定されている。

また、図1の画像合成処理部33による画像合成処理により合成した場合には近接観察の観察領域にピントを合わせた状態での合成画像の場合に対応する被写界深度を合成被写界深度とした場合、その合成被写界深度として $X_{an} + X_{bn}$ を得ることができる。

【0063】

特に内視鏡検査において、病変の詳細を観察したり、診断する際はこのような近接して観察する近接観察の状態に設定される。

本実施形態においては高い解像力を保ちつつ広い合成被写界深度 $X_{an} + X_{bn}$ を得ることができるので、病変の詳細を鮮明に観察でき、診断を円滑に行うことができる。

また、本実施形態においては、図5(A)及び図5(B)に示すように遠方観察の場合の合成被写界深度 $X_{af} + X_{bf}$ (の範囲)と、近接観察の場合の合成被写界深度 $X_{an} + X_{bn}$ (の範囲)とが重なるように設定されている。このため、本実施形態においては、遠方観察の状態と近接観察の状態とを切り替えた場合において、両観察状態における中間に不鮮明となる(ぼける)観察領域が発生することなく観察することができるため、術者は内視鏡検査を円滑に行うことができる。

【0064】

本実施形態は、上記の構成及び図4B、図5にて説明したように、多画素化した撮像素子を使用した場合にも解像力を落とすことなく被写界深度を拡大する事が可能となる。更に焦点切替機構又はフォーカシング機構を設けているので、観察範囲を切り替えて高画質の内視鏡画像により、内視鏡検査に対する観察、診断を円滑に行なうことができる。

図4Bにおいて、ステップS8の次のステップS9において制御部39は、内視鏡検査を終了の指示操作が行われたか否かを判定し、終了の指示操作が行われた場合には内視鏡検査を終了し、終了の指示操作がされていない場合には次のステップS10において切替操作スイッチ26が操作されたか否かを判定する。

【0065】

切替操作スイッチ26が操作されていない場合には、ステップS10の処理を続行し、切替操作スイッチ26が操作された場合にはステップS2に戻り、観察領域を遠方側に設定して、上述した動作を繰り返す。

このような動作を行う本実施形態によれば、遠方側及び近接側のいずれの観察領域に設定した場合にも、被写界深度を拡大できる。

また、本実施形態は、近接観察及び遠方観察を行う内視鏡に適用でき(つまり、内視鏡2の挿入部6の先端部6aに搭載でき)、近接観察の場合及び遠方観察の場合にそれぞれ必要とされる被写界深度を満たすようにできる内視鏡システムを提供できる。

また、上述した(5)式を満たすように設定することにより、所望とする被写界深度を

10

20

30

40

50

得られ、かつ内視鏡 2 の先端部 6 a に搭載可能な小型のサイズにでき、また所望の明るさを確保できると共に、解像力の劣化を防止できる。

【 0 0 6 6 】

なお、ピント位置が異なる 2 つの光学像を得る対物光学系 1 6 は、主光線が光軸と平行となる（または対物光学系 1 6 の後側焦点の位置に絞りを配置した）テレセントリックにしても良い。

対物光学系 1 6 がテレセントリックであれば、ピント位置による倍率ズレは生じないため、画像処理による補正が不必要になり合成画像を生成する画像処理アルゴリズムの簡略化ができ、好ましい。

内視鏡 2 の挿入部 6 の先端部 6 a に搭載する対物光学系 1 6 として、その小型化を狙う場合には、対物光学系 1 6 のテレセントリック性を崩してもよい。しかしながら、撮像素子 1 7 a、1 7 b の撮像面への入射角をあまり大きくする、ピント位置による倍率差が大きくなり、上述の画像補正処理による補正量が大きくなり、画質の劣化が生じ易くなり、好ましくない。

【 0 0 6 7 】

このため、ピント位置が異なる 2 つの光学像を得る対物光学系 1 6 は、撮像素子 1 7 a、1 7 b の撮像面に結像する光の入射角が、10 度未満に設定することが望ましい。なお、上述した図 2 等に示す実施形態においては、2 つの像に分離する光学素子として直角 3 角柱形状のプリズム素子 1 8 a、1 8 b を用いたプリズム 1 8 を用いていたが、図 7 に示すような構成でも良い。

図 7 における対物光学系 5 1 を構成するプリズム 5 4 は、透過光を受光する撮像素子 1 7 a が取り付けられた第 1 プリズム 5 4 a と、反射光を受光する撮像素子 1 7 b が取り付けられた第 2 プリズム 5 4 b とからなる。この対物光学系 5 1 と撮像素子 1 7 a、1 7 b とにより撮像ユニット 5 3 が形成される。

【 0 0 6 8 】

また、この場合のプリズム 5 4 を除く対物光学系 5 1 は、光学素子 5 2 a ~ 5 2 f を備え、光学素子 5 2 c がフォーカスレンズ 2 1 を形成している。なお、光学素子 5 2 c と 5 2 d との間に明るさ絞り 5 2 f が配置されている。

図 7 に示す対物光学系 5 1 においては、ペンタプリズムにより構成される第 2 プリズム 5 4 b における、第 1 プリズム 5 4 a との接合面 M 1 は、ハーフミラーとして機能する誘電体膜が（ミラー）コーティングされている。

そして、対物光学系 5 1 の光軸 O に沿って入射した光は、この接合面において約半分（50%）が透過して撮像素子 1 7 a の撮像面に光学像を結び、残りの約半分が 1 回目の反射がされた後、反射光側の端面 M 2 には、ほぼ全反射するように誘電体膜が（ミラー）コーティングされた反射面が形成され、この反射面で 2 回目の反射された後、この反射光に対向する端面に取り付けられた撮像素子 1 7 b により受光される。尚、端面 M 2 のコーティングは Al - SiO₂ や Ag - SiO₂ 等の金属コーティングとしても良い。

【 0 0 6 9 】

この場合には、対物光学系 5 1 を経て撮像素子 1 7 b に光学像が結像されるまでに 2 回、つまり偶数回反射されるので、結像された像は鏡像にならないためプロセッサ装置 4 において鏡像を反転させる画像処理が不要になる。

このため、この鏡像を反転させる画像処理が不要となるため、処理がより簡単になると共に、反転させる画像処理による画質の劣化も発生しない。但し、アナログの画像をデジタルの画像に変換してメモリに一時的に格納した画像の場合には、メモリから読み出す場合のアドレスを変更することにより、反転した画像を容易に生成できるため、このような場合には、画質の劣化は殆ど発生しない。

【 0 0 7 0 】

なお、上述した図 2 のプリズム 1 8 の場合には、1 回、つまり奇数回の反射後に撮像素子 1 7 b に光学像が結像されるため、鏡像となり、プロセッサ装置 4 において鏡像を反転させる画像処理が施される。

光学的な偶数回の反射による鏡像の補正は対物光学系の大型化やプリズムのコスト高となる可能性があるので、図2のような奇数回の反射による鏡像の補正は、画像補正処理部32にて鏡像反転により行なう。

当然、対物光学系16の大型化やコスト面に問題がなければ、図7に示すように光学的に偶数回反射させる構成にしても良い。

次に上述した実施形態と異なる撮像素子等を用いた第2～第6実施形態を順次説明する。

【0071】

(第2の実施形態)

第2の実施形態の内視鏡システムは、面順次方式の内視鏡システムであり、以下の数値データからも分かるように明るさを優先させており、明るい画像を取得できる構成にしている。

10

本内視鏡システムは、図1の内視鏡システム1において、光源装置が図8に示すように面順次の照明光を生成する光源装置3Bを採用する。図8の光源装置3Bは、図1の光源装置3において、ランプ11と絞り12との間の照明光路中に回転フィルタ55が配置され、この回転フィルタ55はモータ56により回転される。

回転フィルタ55には、赤(R)、緑(G)、青(B)の光を選択的にそれぞれ透過するR、G、Bフィルタが扇形状に設けてあり、図1の構成において、さらに回転フィルタ55を通すことにより、ライトガイド8にR、G、Bの面順次の照明光を供給することができおる。

20

【0072】

また、この場合には、図1のプロセッサ装置4における例えば画像読出部31は、面順次で読み出した画像を一時格納し、同時に読み出すことにより、同時化されたカラーの画像を生成するフレームメモリを備える。

また、第1の実施形態では同時式、つまり色分離フィルタを備えた撮像素子を用いていたが、本実施形態における内視鏡2の挿入部6の先端部6aに搭載される撮像ユニットを構成する撮像素子は、モノクロの2つの撮像素子61a、61bを採用する。

この場合における撮像ユニットの数値データとしては、波長 $\lambda = 0.5461 \mu\text{m}$ の光に対して、2つの撮像素子61a、61bの垂直方向ピクセルサイズをPixが $1.45 \mu\text{m}$ 、補正パラメータとしての解像力係数 k_1 を2.00、F値マージン k_2 を0.80、対物光学系の有効FナンバーFnoを3.48に設定している。この実施形態の特徴としては、86万画素 $1.45 \mu\text{m}$ ピクセルのモノクロ撮像素子を使った面順次方式であり、回折限界Fnoに対して余裕マージンを多く取り、より明るさを重視した設定となっている。

30

【0073】

そして、本実施形態の撮像ユニットは、 $Fno/Pix = 2.40$ となる。

より詳細な数値データは、図6の表において示している。なお、図6(A)の表においては、上述の(5)式の条件、 $2.4 \leq Fno/Pix \leq 4.5$ を満たす明るさを優先した実施形態の場合も含めたデータを示す。また、図6(B)の表においては、後述する(5)'式の条件、 $2.7 \leq Fno/Pix \leq 4.5$ を満たす深度拡大に重点を置いた実施形態(第2'の実施形態)の場合のデータを示す。また、図6(C)の表においては、後述する(5)"式の条件、 $3 \leq Fno/Pix \leq 4.2$ (より厳密には $2.97 \leq Fno/Pix \leq 4.2$)を満たす原色ペイヤの同時式に限定し、深度拡大に絞った下限範囲の実施形態の場合のデータを示す。

40

【0074】

本実施形態は、面順次方式の場合においても、同様に適用でき、第1の実施形態の場合と同様の効果を有する。

【0075】

つまり、本実施形態によれば、遠方側及び近接側のいずれの観察領域に設定した場合にも、被写界深度を拡大できる。

また、本実施形態は、近接観察及び遠方観察を行う内視鏡に適用でき(つまり、内視鏡

50

2の挿入部6の先端部6aに搭載でき)、近接観察の場合及び遠方観察の場合にそれぞれ必要とされる被写界深度を満たすようにできる内視鏡システムを提供できる。

以下に説明する第3の実施形態 - 第6の実施形態も第1の実施形態とほぼ同様の効果を有する。

【0076】

(第3の実施形態)

本実施形態の内視鏡システムは、第1の実施形態と同様に、同時式の内視鏡システムである。第1の実施形態においては、撮像ユニット19の2つの撮像素子17a, 17bとして、補色系の色分離フィルタを採用していたが、本実施形態においては原色の色分離フィルタを採用している。この実施形態の特徴としては、150万画素 $1.1\mu\text{m}$ ピクセルの原色ベイヤ配列の同時式撮像素子を使い、比較的、細径(微小ピクセルなので撮像サイズが小さい)で且つ超高画素内視鏡の実施形態となっている。第1の実施形態, 第2の実施形態に対して絶対値的な深度幅は狭いが、実用上の被写界深度を保ちつつ、より細径で高画質な内視鏡画像を提供できる。

10

この場合における撮像ユニットの数値データとしては、波長 $\lambda = 0.5461\mu\text{m}$ の光に対して、2つの撮像素子の垂直方向ピクセルサイズをPixが $1.1\mu\text{m}$ 、補正パラメータとしての解像力係数 k_1 を2.80, F値マージン k_2 を1.0, 対物光学系の有効FナンバーFnoを4.62に設定している。

【0077】

そして、本実施形態の撮像ユニットは、 $Fno/Pix = 4.20$ となる。

20

より詳細な数値データは、図6の表において示している。

【0078】

本実施形態は、第1の実施形態の場合と同様の効果を有する。

【0079】

(第4の実施形態)

本実施形態の内視鏡システムは、第3の実施形態の変形例に相当する。本実施形態の内視鏡システムは、第3の実施形態と同様の150万画素であるが、撮像素子のピクセルサイズを $1.45\mu\text{m}$ として開口を大きく取り、ノイズや明るさに対して比較的余裕を考慮した設定になっている。この際、原色ベイヤ配列における補間方法をより最適化する事で、第3の実施形態に対して解像力が低下しない様にしつつ、合成画像としては深い被写界深度を得られるようにしている。

30

この場合における撮像ユニットの数値データとしては、波長 $\lambda = 0.5461\mu\text{m}$ の光に対して、2つの撮像素子の垂直方向ピクセルサイズをPixが $1.45\mu\text{m}$ 、補正パラメータとしての解像力係数 k_1 を2.80, F値マージン k_2 を1.0, 対物光学系の有効FナンバーFnoを6.09に設定している。

【0080】

そして、本実施形態の撮像ユニットは、 $Fno/Pix = 4.20$ となる。

より詳細な数値データは、図6の表において示している。

【0081】

本実施形態は、第1の実施形態の場合と同様の効果を有する。

40

【0082】

(第5の実施形態)

本実施形態の内視鏡システムは、第3の実施形態の変形例に相当する。本実施形態の内視鏡システムは、120万画素 $1.1\mu\text{m}$ ピクセルの原色ベイヤ配列の同時式撮像素子を使い、比較的高画素で且つ第3の実施形態より細径を狙っている。また、より絞って解像力よりも深度優先した実施形態であり、解像力は回折限界Fnoを越えて多少劣化するものの実用レベルを保ちつつ、近接観察側はより近接して拡大観察が出来るように、観察距離は3mmまで近接できる様な被写界深度の設定になっている。また、拡大観察を優先して近接するが深度幅は3mmを確保するような合成被写界深度を得ているので内視鏡検査に支障がない様にしている。

50

【 0 0 8 3 】

この場合における撮像ユニットの数値データとしては、波長 $\lambda = 0.5461 \mu\text{m}$ の光に対して、2つの撮像素子の垂直方向ピクセルサイズを P_{ix} が $1.10 \mu\text{m}$ 、補正パラメータとしての解像力係数 k_1 を 2.80 、F値マージン k_2 を 1.0 、対物光学系の有効Fナンバー F_{no} を 4.62 に設定している。

そして、本実施形態の撮像ユニットは、 $F_{\text{no}}/P_{\text{ix}} = 4.20$ となる。

より詳細な数値データは、図6の表において示している。

本実施形態は、第1の実施形態の場合と同様の効果を有する。

【 0 0 8 4 】

(第6の実施形態)

本実施形態の内視鏡システムは、第3の実施形態の変形例に相当する。本実施形態の内視鏡システムは、100万画素 $1.7 \mu\text{m}$ ピクセルの原色ベイア配列の同時式撮像素子を使い、被写界深度よりも観察時の明るさを優先させつつ、合成画像としては広い被写界深度を得られるようにしている。

【 0 0 8 5 】

この場合における撮像ユニットの数値データとしては、波長 $\lambda = 0.5461 \mu\text{m}$ の光に対して、2つの撮像素子の垂直方向ピクセルサイズを P_{ix} が $1.70 \mu\text{m}$ 、補正パラメータとしての解像力係数 k_1 を 2.80 、F値マージン k_2 を 1.0 、対物光学系の有効Fナンバー F_{no} を 7.14 に設定している。

そして、本実施形態の撮像ユニットは、 $F_{\text{no}}/P_{\text{ix}} = 4.20$ となる。

より詳細な数値データは、図6の表において示している。

本実施形態は、第1の実施形態の場合と同様の効果を有する。

【 0 0 8 6 】

ところで、一般的に撮像素子のピクセルサイズが小さくなっていくと被写界深度の確保は難しくなることから、前述した第2の実施形態の様に k_2 を小さく取って明るさに余裕を持たせる事は難しくなる傾向がある。

この場合は、 k_2 の取り得る範囲は、回折限界 F_{no} を超えない前提においては $0.9 \sim 1.0$ までが現実的と考えられる。例えば、観察系の明るさにある程度余裕を持った設定とした第2の実施形態で考えると、 $k_2 = 0.9$ とすると $F_{\text{no}}/P_{\text{ix}} = 2.7$ となる。尚、本願の実施形態で考えると、上限値は第1の実施形態となる。従って、高画素化を狙い観察系の明るさよりも被写界深度の確保を重視する場合は、

$$2.7 \leq F_{\text{no}}/P_{\text{ix}} \leq 4.5 \cdots (5)'$$

としても良い(図6(B)の表の第2'の実施形態による(5)'の下限データ、第1の実施形態による(5)'の上限データ参照)。この場合、十分な合成被写界深度を得られるものの、明るさが不足する分は撮像素子に裏面照射型CMOSセンサを採用したり、プロセッサ装置4の図示しないノイズリダクション機能の最適化により、より大きなゲインを掛けるような工夫が考えられる。また、内視鏡先端径に余裕があればライトガイドを増やして総合的な明るさを補っても構わない。

【 0 0 8 7 】

更に、前記裏面照射型CMOSセンサに代表される様に、ピクセルの微細化による多画素化、低消費電力や低コスト化などの要件から、内視鏡の撮像素子にCMOSセンサをに採用するケースは今後増加する事も考えられる。原色ベイア配列の一般的なCMOSセンサであれば前述した通り、補間方式の最適化により面順次方式に近い解像力が期待できる($k_1 = 2.2$ 程度)。

一方で、ピクセルの微細化はS/Nの劣化なども想定されるものの細径化が好ましい内視鏡においては、より細径、小型化のために微細セルサイズのCMOSを選択する場合も考えられる。この際、補間方法の最適化をしても結果として解像力の低下はある程度想定され、任意の係数 k_1 は補色方式よりは小さくできるものの $k_1 = 2.8$ 程度となる可能性もある。つまり、原色ベイア配列のCMOSセンサにおいては現実的には $2.2 \leq k_1 \leq 2.8$ 程度になると考えられる。

【 0 0 8 8 】

前述した通り被写界深度を重視して $k_2 = 0.9 \sim 1.0$ を取り、且つ $k_1 = 2.2 \sim 2.8$ となる場合、本願の実施形態では原色ベイヤ配列のCMOSセンサを前提とした第3～第6の実施形態が対象となり、(5)'式は更に、

$$2.97 \quad F_{\text{no}} / \text{Pix} \quad 4.2 \quad \dots (5)''$$

となる。従って、被写界深度を重視し且つ撮像素子に原色ベイヤ配列のCMOSセンサを採用する際は(5)''としても十分な被写界深度を得る事ができる(図6(C)の表の第4の実施形態による(5)''の下限データ、第3'の実施形態による(5)''の上限データ参照)。

【 0 0 8 9 】

10

上述したようにピント位置が異なる2つ像の合成被写界深度を得る場合、夫々の深度端はMTFが10%以上であって、かつ重なっていることが望ましい。上述した通り、像面上の評価空間周波数を F_i とすると、

$$F_i = 1/k_1 \cdot \text{Pix} \quad \dots (5)$$

である。この F_i におけるデフォーカスのMTFが約10%あれば、経験上の主観評価では像のボケは認識できず「見えている」と判断できる。言い換えると、MTFは約10%以上あれば被写界深度内と見なせる。

【 0 0 9 0 】

つまり、2つのピント状態の合成被写界深度を得る場合、深度範囲が最大となる条件は夫々の深度端でMTFを約10%を保ったまま合成される事となる。この様子を図9に示す。

20

図9において実線で示す基準のMTF特性のものからと。とで示すように近点側と遠点側とにピント位置がずれた状態のMTF特性を有するように設定した場合、上述した各実施形態において(2焦点切替時の遠方観察側の合成被写界深度と、近接観察側の合成被写界深度とのいずれにおいても)、MTFが10%以上となる裾の深度端で重なっている。

【 0 0 9 1 】

このようにMTFが10%以上となる裾の深度端で重なる状態で合成した合成画像は深度ギャップが発生することなく、望ましい合成被写界深度を有することになる。なお、上述した第1～第6の実施形態は、この条件を満たす。

30

これに対して、仮にMTFが10%未満となる深度端の状態で作成すると、その合成被写界深度範囲内において、MTFが10%未満となる深度ギャップ部分を含み、その深度ギャップ部分で画像が不鮮明となるボケる(ボケて見える)観察領域が生じてしまうことになる。

【 0 0 9 2 】

従って、上述した実施形態においては、2焦点切り替えしても不鮮明となる観察領域が発生しないで、広い範囲に渡って鮮明に観察できる広い被写界深度を有する内視鏡システムを提供できる。

なお、2焦点切替時の遠方観察側の合成被写界深度と、近接観察側の合成被写界深度の深度端は重なるような設定にする(第1～第3, 第6の実施形態)と、遠方観察から近接観察に切り替えた場合、両者の間で不鮮明となる領域が発生しないで鮮明に観察できるため、スクリーニングや詳細観察を円滑に行い易い。

40

一方、第4, 第5の実施形態のように、遠方観察側合成被写界深度と近接観察側合成被写界深度が連続的に繋がらずに、深度ギャップを生じさせる設定でも良い(N-Fギャップ有り)。

このような設定にすることでより近接した拡大観察が可能となるため、拡大内視鏡を主としたユーザーにはより目的に適した内視鏡を提供できる。

但し、2焦点切替時の視野角変動が殆ど生じないフォーカシングであり、内視鏡の操作性を考慮して深度幅は3mm前後を確保している事が望ましい。

【 0 0 9 3 】

50

2 焦点切替時に視野角が変わる場合は、近接するにつれて観察倍率が大きくなる変倍光学系としても良い。

ところで、上述した実施形態において、基準とする撮像素子は遠点側にピントを合わせた撮像素子に設定しても良い。このようにすると、製造面での調整が行い易い効果を有する。

具体的には、a) 遠方のピント調整 (ピント出し) は、像位置が撮像面より物体側に来る (撮像素子を繰り出す方向) となる。

【0094】

これに対して、b) 近点のピント調整は、像位置が撮像面より手元側に来る (撮像素子を引く方向) となる。ピント調整は a) の次に b) を行う順番が良い。

10

b) の次に a) を行う順番でピント調整を行うと、b) 後における遠点側の撮像素子のピント調整時に、レンズがぶつかってしまう可能性がある。この場合には、再度 b) のピント調整を行わなければならない。

つまり、最初にピント調整によりそのピント調整の条件を固定できる遠点側の撮像素子を基準にして、近点側の撮像素子のピント調整する方が、円滑に行うことができる。また、このようにした場合、ピント調整の他に、倍率、明るさを除く幾何補正 (位置、回転) 等の像補正もより円滑に行うことができる。

【0095】

なお、上述した実施形態においては、フォーカスレンズ 21 を光軸方向の 2 つの位置に切替設定することにより対物光学系 16 等を、遠方観察状態と近接観察状態との 2 焦点切替を行う場合で説明したが、2 点の焦点切替に限定されるものでなく、3 点、4 点のように多数点の焦点 (位置) 切替にする構成にしても良い。

20

また、上述した実施形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

【0096】

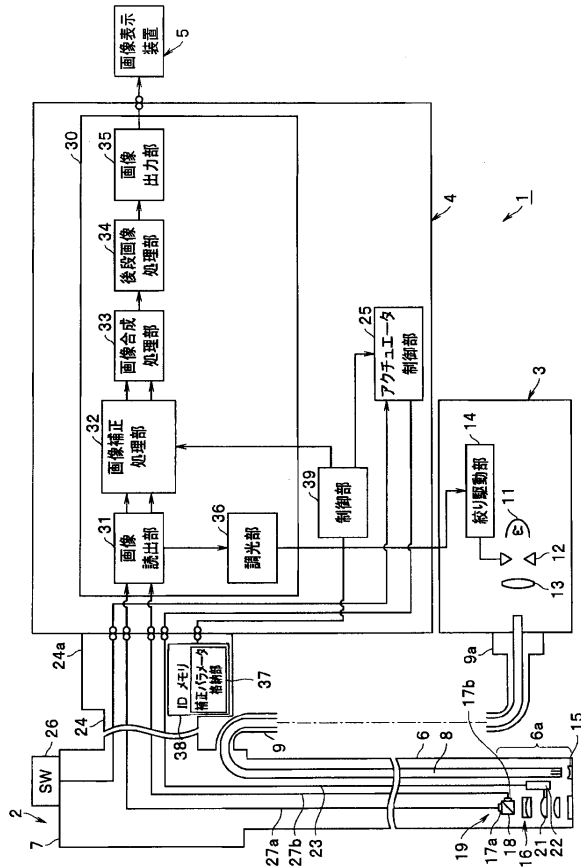
本出願は、2011 年 10 月 27 日に日本国に出願された特願 2011 - 236387 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

【要約】

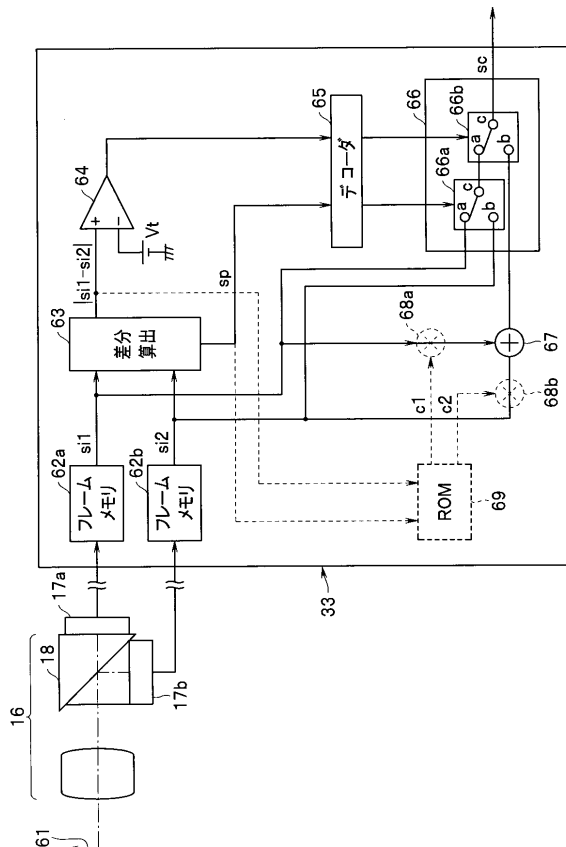
内視鏡システムは、ピント位置が異なる 2 つの光学像を得る内視鏡対物光学系と、2 つの光学像を受光し、光電変換する 2 つの撮像素子と、2 つの撮像素子による 2 つの光学像に対応する 2 つの画像を 1 つの画像に合成する画像合成処理部と、内視鏡対物光学系に設けた焦点切替用レンズの位置を移動し、近接観察と遠方観察の 2 つの観察領域の一方に内視鏡対物光学系の焦点を選択的に切り替える焦点切替機構と、を備え、画像合成処理部は、近接観察と遠方観察の各観察領域の夫々において、2 つの画像を合成する。

30

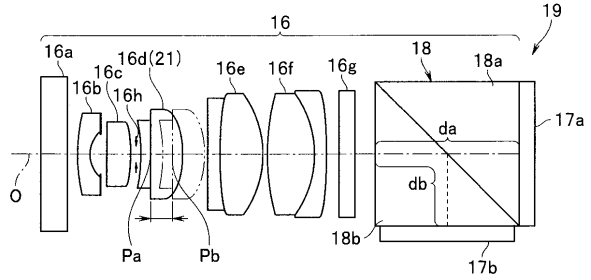
【図 1】



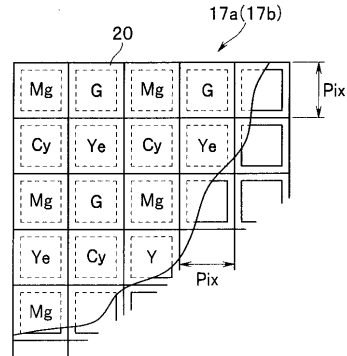
【図 4 A】



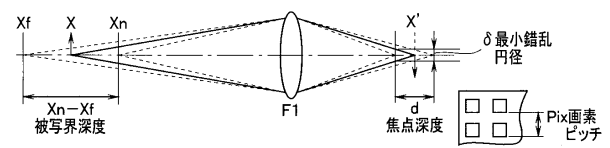
【図 2 A】



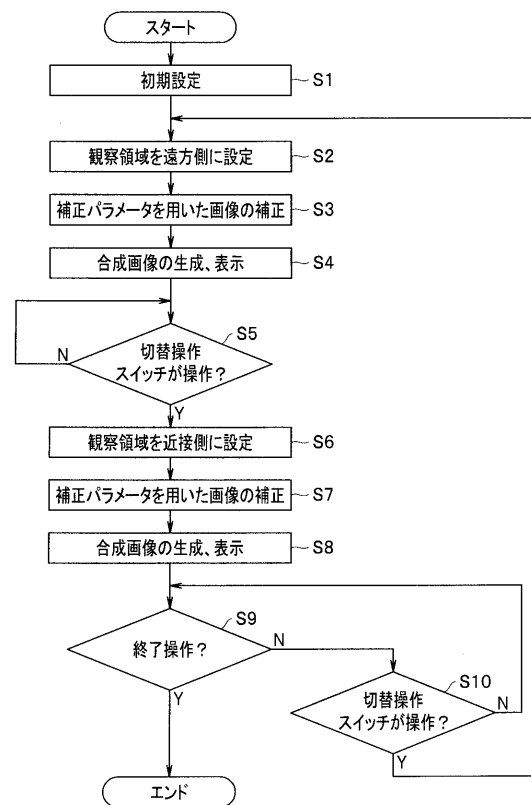
【図 2 B】



【図 3】



【図 4 B】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-209831(JP,A)
特開2003-290134(JP,A)
特開平11-197097(JP,A)
特開平11-197098(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00
A61B 1/04

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5315482B1	公开(公告)日	2013-10-16
申请号	JP2013514488	申请日	2012-10-16
[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		
当前申请(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	露木 浩		
发明人	露木 浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	H04N7/181 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/051 G02B23/243		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011236387 2011-10-27 JP		
其他公开文献	JPWO2013061819A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统是一种内窥镜物镜光学系统，其获得具有不同焦点位置的两个光学图像，接收并光电转换两个光学图像的两个图像拾取元件，以及由两个图像拾取元件获得的两个光学图像。通过移动图像合成处理单元的位置来近距离观察和远距离观察两个观察区域之一 并且，焦点切换机构用于选择性地切换内窥镜物镜光学系统的焦点，并且图像合成处理单元在每个观察区域中合成两个图像以用于近距离观察和远距离观察。

【 图 4 A 】

