

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5593004号
(P5593004)

(45) 発行日 平成26年9月17日 (2014.9.17)

(24) 登録日 平成26年8月8日 (2014.8.8)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 5/04 (2006.01)

G 0 2 B 5/04 A

G 0 2 B 5/30 (2006.01)

G 0 2 B 5/04 B

請求項の数 10 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2013-556091 (P2013-556091)
 (86) (22) 出願日 平成25年6月10日 (2013.6.10)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/065924
 (87) 国際公開番号 W02014/002740
 (87) 国際公開日 平成26年1月3日 (2014.1.3)
 審査請求日 平成25年12月11日 (2013.12.11)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-145198 (P2012-145198)
 (32) 優先日 平成24年6月28日 (2012.6.28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 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
 (73) 特許権者 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
 (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 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

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】

挿入部先端に設けられ、被写体像を取得する対物光学系と、
 前記被写体像をピントの異なる2つの光学像に分割する光路分割手段と、
 前記ピントの異なる2つの光学像を同時に撮像して2つの画像を取得する撮像素子と、
 該撮像素子により取得した2つの前記画像を、互いのピント以外の差異が略同一となる
 ように補正する画像補正手段と、
 該画像補正手段により補正された2つの前記画像間の対応する所定領域において、相対
 的にコントラストが高い画像を選択して合成画像を生成する画像合成処理部と、
 を備え、

10

前記光路分割手段が偏光ビームスプリッタであり、
 該偏光ビームスプリッタの入射面に対して45度をなす結晶軸を持つ結晶性フィルタを、
 前記偏光ビームスプリッタの物体側に配置した内視鏡システム。

【請求項 2】

画像合成処理部が、2つの前記画像間の対応する所定領域において、各所定領域のコン
 トラストが略同一である場合に、各所定領域に対して重み付けして合成画像を生成する請
 求項1記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像補正手段が、2つの前記光学像の位置、角度及び倍率が略同一となるように前
 記画像を補正する請求項1又は請求項2に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記画像補正手段が、2つの前記光学像の明るさ、色が略同一となるように前記画像を補正する請求項 1 乃至請求項 3 の何れか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光路分割手段が、分割した一方の光学像を前記撮像素子に鏡像反転して結像させる場合、前記画像補正手段が、2つの前記画像のうち何れか一方を鏡像反転させる請求項 1 乃至請求項 4 の何れか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記対物光学系と前記撮像素子が、前記対物光学系の有効 F ナンバーを F_{no} 、前記撮像素子の垂直方向ピクセルサイズを P_{ix} と表した場合に、以下の条件

$$2.4 \leq F_{no} / P_{ix} \leq 4.28$$

を満たす請求項 1 乃至請求項 5 の何れか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記結晶性フィルタが、 $\lambda/4$ 板であり、

該 $\lambda/4$ 板の高速軸が、前記挿入部先端に配置される照明光学系の光軸と前記対物光学系の光軸とを含む平面に対して、略平行又は垂直に配置されている請求項 1 乃至請求項 6 の何れか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記挿入部先端に複数の照明光学系が配置され、前記対物光学系の光軸と複数の前記照明光学系のうち前記対物光学系から最も遠い照明光学系の光軸とを含む平面に対して、前記 $\lambda/4$ 板の高速軸が略平行又は垂直に配置されている請求項 7 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記挿入部先端に複数の照明光学系が配置され、前記対物光学系の光軸と複数の前記照明光学系のうち照明光量が最も多い照明光学系の光軸とを含む平面に対して、前記 $\lambda/4$ 板の高速軸が略平行又は垂直に配置されている請求項 7 記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記 $\lambda/4$ 板が、高分子フィルムである請求項 7 乃至請求項 9 の何れか 1 項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システム、特に、被写体深度内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

一般に、内視鏡システムを始め、撮像素子を備えた機器において、撮像素子の高画素化に伴い、被写界深度が狭くなることが知られている。すなわち、撮像素子において、画素数を増やすために画素ピッチ（1画素の縦横の寸法）を小さくすると、これに伴って許容錯乱円も小さくなるため、撮像装置の被写界深度が狭くなる。被写界深度を拡大するために、例えば、特許文献 1 には、光路分割手段により被写体像をピントの異なる 2 つの像に分割し、これら各像を異なる撮像素子に夫々結像させ、2 つの像を合成して被写界深度を拡大した像を取得することが開示されている。

一方、被写界深度を維持するために、光学系の絞り値を増大させることが考えられるが、ノイズが増加して画質が劣化したり、回折の影響が大きくなり解像力が低下したりするという問題がある。解像力を向上させる技術として、例えば、特許文献 2 には、光路分割素子により分割したピントの異なる 2 つの被写体像を 1 つの撮像素子に結像させ、2 つの像を加算処理することにより解像力を向上させた合成画像を取得する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2003-078802号公報

【特許文献2】特開2004-313523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、上記した特許文献1の技術では、ピントの異なる被写体像を結像するために複数の撮像素子が設けられているため撮像装置の大型化や製造コストが増大する。また、特許文献2の技術では、ダイナミックレンジの拡大や解像力の向上を実現することはできるものの、2つの被写体像のピント差が大きすぎるので、夫々の被写界深度間にピントが合わない領域が生じる、又は、夫々の深度が重なり過ぎて被写界深度を拡大することができない。

10

【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、製造コストを低減し、装置を大型化することなく被写界深度を拡大させた画像を取得することができる内視鏡システム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】

【0006】

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、挿入部先端に設けられ、被写体像を取得する対物光学系と、前記被写体像をピントの異なる2つの光学像に分割する光路分割手段と、前記ピントの異なる2つの光学像を同時に撮像して2つの画像を取得する撮像素子と、該撮像素子により取得した2つの前記画像を、互いのピント以外の差異が略同一となるように補正する画像補正手段と、該画像補正手段により補正された2つの前記画像間の対応する所定領域において、相対的にコントラストが高い画像を選択して合成画像を生成する画像合成処理部と、を備え、前記光路分割手段が偏光ビームスプリッタであり、該偏光ビームスプリッタの入射面に対して45度をなす結晶軸を持つ結晶性フィルタを、前記偏光ビームスプリッタの物体側に配置した内視鏡システムを提供する。

20

【0007】

本態様によれば、合成画像を生成するのに先立って、ピントの異なる2つの光学像を同時に撮像した2つの画像を、互いのピント以外の差異が略同一となるように補正するので、2つ画像における光学像のズレがなくなる。そして、補正された2つの画像間の対応する所定領域において、相対的にコントラストが高い画像を選択して合成画像を生成するので、例えば、ノイズ等によって合成画像において不連続領域が発生したり、光学像がぼけたりすることを防止しながら、被写界深度を拡大させた画像を取得することができる。また、2つの画像は、同一の撮像素子により撮像されているので、撮像素子を複数備えるものに比して、製造コストを低減し、装置を大型化することなく被写界深度を拡大させた画像を取得することができる。

30

【0008】

上記した態様において、画像合成処理部が、2つの前記画像間の対応する所定領域において、各所定領域のコントラストが略同一である場合に、各所定領域に対して重み付けして合成画像を生成することが好ましい。

40

このようにすることで、合成画像における不連続領域の発生や、光学像のボケを防止しながら、被写界深度を拡大させた画像を取得することができる。

【0009】

上記した態様において、前記画像補正手段が、2つの前記光学像の位置、角度及び倍率が略同一となるように前記画像を補正することが好ましい。

このようにすることで、合成画像生成の際の、光学像のズレやボケ防止することができる。

【0010】

上記した態様において、前記画像補正手段が、2つの前記光学像の明るさ、色が略同

50

一となるように前記画像を補正することが好ましい。

このようにすることで、合成画像生成の際の、光学像のズレやボケ防止することができる。

【0011】

上記した態様において、前記光路分割手段が、分割した一方の光学像を前記撮像素子に鏡像反転して結像させる場合、前記画像補正手段が、2つの前記画像のうち何れか一方を鏡像反転させることが好ましい。

このようにすることで、2つの画像の光学像の方向を一致させることができる。

【0012】

上記した発明において、前記対物光学系と前記撮像素子が、前記対物光学系の有効Fナンバーを Fno 、前記撮像素子の垂直方向ピクセルサイズを Pix と表した場合に、以下の条件

$$2.4 \leq Fno / Pix \leq 4.28$$

を満たすことが好ましい。

このようにすることで、所望の明るさや解像力を維持しながら被写界深度を拡大した画像を取得することができる。

【0013】

上記した態様において、前記結晶性フィルタが、 $\lambda/4$ 板であり、該 $\lambda/4$ 板の高速軸が、前記挿入部先端に配置される照明光学系の光軸と前記対物光学系の光軸とを含む平面に対して、略平行又は垂直に配置されていることが好ましい。

このようにすることで、2つの画像における極端な明るさの差が生じることを防止し、合成画像における明るさムラを抑制することができる。

【0014】

上記した態様において、前記挿入部先端に複数の照明光学系が配置され、前記対物光学系の光軸と複数の前記照明光学系のうち前記対物光学系から最も遠い照明光学系の光軸とを含む平面に対して、前記 $\lambda/4$ 板の高速軸が略平行又は垂直に配置されていることが好ましい。

このようにすることで、より合成画像における明るさムラを抑制することができる。

【0015】

上記した態様において、前記挿入部先端に複数の照明光学系が配置され、前記対物光学系の光軸と複数の前記照明光学系のうち照明光量が最も多い照明光学系の光軸とを含む平面に対して、前記 $\lambda/4$ 板の高速軸が略平行又は垂直に配置されていることが好ましい。

このようにすることで、より合成画像における明るさムラを抑制することができる。

【0016】

上記した態様において、前記 $\lambda/4$ 板が、高分子フィルムであることが好ましい。

このようにすることで、内視鏡システムの小型化に寄与することができる。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、製造コストを低減し、装置を大型化することなく、且つより効果的に被写界深度を拡大させた画像を取得することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施形態に係る内視鏡システム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システムに適用される撮像ユニットの概略構成図である。

【図3】本発明の実施形態に係る内視鏡システムに適用される撮像素子の概略構成図である。

【図4】幾何光学的に決まる被写界深度の説明図である。

【図5】合成被写界深度を得る場合のMTFとフォーカスの関係を示すグラフである。

【図6】図6(A)は、対物光学系16におけるフォーカシングで全体として遠方観察

10

20

30

40

50

ピント状態を示す説明図であり、図 6 (B) は、対物光学系におけるフォーカシングで全体として近接観察ピントの状態を示す説明図である。

【図 7 A】本発明の各実施例に係る内視鏡システムにおける被写界深度等の数値データに係る図表である。

【図 7 B】本発明の各実施例に係る内視鏡システムにおける被写界深度等の数値データに係る図表である。

【図 7 C】本発明の各実施例に係る内視鏡システムにおける被写界深度等の数値データに係る図表である。

【図 8】本発明の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、2つの光学像を合成する場合の流れを示すフローチャートである。

10

【図 9】本発明の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、2つの画像を合成する際にお重み付け係数を示すグラフである。

【図 10】本発明の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、偏光ビームスプリッタにより奇数回の反射後に撮像素子に結像される場合の結像状態を示す図である。

【図 11】内視鏡先端の構成とプリュースター角との関係を示す図である。

【図 12】 $\lambda/4$ 板を、光路分割素子の偏光分離膜より物体側に配置した例を示す図である。

【図 13】 $\lambda/4$ 板と照明光学系との配置関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

20

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 に設けられた撮像素子により取得された画像信号に対する画像処理を行うプロセッサ装置 4 と、プロセッサ装置 4 により所定の画像処理がな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。

【0020】

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、操作部 7 から延出する第 1 ケーブル 8 とを有し、第 1 ケーブル 8 には、照明光を伝送するライトガイド 9 が挿通されている。内視鏡 2 の挿入部 6 の先端部 6 a には、ライトガイド 9 から出射された照明光を拡散する照明レンズ 15、被写体像を取得する対物光学系 16、被写体像を撮像する撮像ユニット 19 が設けられている。第 1 ケーブル 8 の端部のライトガイドコネクタ 8 a は、第 1 ケーブル 8 に挿通されたライトガイド 9 の後端部が照明光の入射端となるように光源装置 3 に着脱自在に接続されている。

30

【0021】

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 9 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。

40

【0022】

ライトガイド 9 は、光源装置 3 から入射端 (後端側) に入射された照明光を挿入部 6 の先端部 6 a 側に導光する。先端部 6 a に導光された照明光は、ライトガイド 9 の出射端 (先端側) から先端部 6 a の先端面に配置された照明レンズ 15 により拡散されて照明窓 15 a を介して出射され、被検体内部の観察対象部位を照明する。

照明された観察対象部位は、先端部 6 a の照明窓 15 a に隣接して設けられた観察窓 20 に取り付けられた対物光学系 16 により、その後方側に配置した撮像素子 17 に被写体像を結像する。

50

【0023】

対物光学系16は、複数の光学素子からなる光学素子群16a、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としてのフォーカスレンズ21及びフォーカスレンズ21を駆動するアクチュエータ22を備えている。

撮像ユニット19は、対物光学系16の挿入部6後端部側に設けられ、被写体像をピントの異なる2つの光学像に分割する偏光ビームスプリッタ18、2つの光学像を撮像して2つの画像を取得する撮像素子17を備えている。

【0024】

偏光ビームスプリッタ18は、図2に示すように、第1プリズム18a、第2プリズム18b、ミラー18c、及び $\lambda/4$ 板18dを備えている。第1プリズム18a及び第2プリズム18bは共に光軸に対して45度の斜度であるビームスプリット面を有し、第1プリズム18aのビームスプリット面には偏光分離膜18eが設けられている。そして、第1プリズム18a及び第2プリズム18bは、互いのビームスプリット面を偏光分離膜18eを介して当節させて偏光ビームスプリッタ18を構成している。また、ミラー18cは、第1プリズム18aの端面近傍に $\lambda/4$ 板18dを介して設けられ、第2プリズム18bの端面には撮像素子17が取り付けられている。

【0025】

対物光学系16からの被写体像は、第1プリズム18aにおいてそのビームスプリット面に設けられた偏光分離膜18eによりP成分(透過光)とS成分(反射光)とに分離され、反射光側の光学像と透過光側の光学像との2つの光学像に分離される。

【0026】

S成分の光学像は、偏光分離膜18eで撮像素子17に対して対面側に反射されA光路を通り、 $\lambda/4$ 板18dを透過後、ミラー18cで撮像素子17側に折り返される。折り返された光学像は $\lambda/4$ 板18dを再び透過する事で偏光方向が90°回転し、偏光分離膜18eを透過して撮像素子17に結像される。

【0027】

P成分の光学像は、偏光分離膜18eを透過してB光路を通り、撮像素子17に向かって垂直に折り返す第2プリズム18bのビームスプリット面と反対側に設けられたミラー面によって反射され、撮像素子17に結像される。この際、A光路とB光路で、例えば、数十 μm 程度の所定の光路差を生じさせるようにプリズム硝路を設定しておき、ピントが異なる2つの光学像を撮像素子17の受光面に結像させる。

【0028】

すなわち、第1プリズム18a及び第2プリズム18bを、被写体像をピント位置が異なる2つの光学像に分離できるように、第1プリズム18aにおける撮像素子17に至る透過光側の光路長(硝路長)に対して反射光側の光路長が短く(小さく)なるように配置する。

【0029】

撮像素子17は、図3に示すように、ピント位置が異なる2つの光学像を夫々個別に受光して撮像するために、撮像素子17の全画素領域の中に、2つの受光領域(有効画素領域)17a、17bが設けられている。受光領域17a、17bは、2つの光学像を撮像するために、これらの光学像の結像面と夫々一致するように配置されている。そして、撮像素子17において、受光領域17aは受光領域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)、受光領域17bは受光領域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。これにより、ピントが異なる2つの光学像を撮像素子17の受光面に結像させるようになっている。

【0030】

なお、第1プリズム18aと第2プリズム18bにおける両者の屈折率を異ならせることにより、撮像素子17に至る光路長を変えて受光領域17a、17bに対するピント位置を相対的にずらすようにしても良い。

10

20

30

40

50

また、受光領域 17a, 17b の周囲には、2 つに分割された光学像の幾何的なズレを補正するための補正画素領域 17c が設けられている。補正画素領域 17c 内において製造上の誤差を抑え、後述する画像補正処理部 32 にて画像処理による補正を行なうことで、上記した光学像の幾何学的なズレを解消するようになっている。

【0031】

フォーカスレンズ 21 は、光軸の方向における 2 つの位置に移動可能となっており、アクチュエータ 22 により 2 つの位置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。フォーカスレンズ 21 を前方側（物体側）の位置に設定した状態においては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、フォーカスレンズ 21 を後方側の位置に設定した状態においては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。

10

【0032】

なお、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。

【0033】

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、フォーカスレンズ 21 を移動する。

20

【0034】

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。ところで、本願におけるフォーカス手段は、前述の光軸方向にフォーカスレンズを移動させる手段に限定するものではない。例えば、レンズやフィルターを対物光学系に挿脱してフォーカスを切替える手段でも構わない。

撮像素子 17 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。

30

【0035】

画像プロセッサ 30 は、撮像素子 17 により撮像されたピント位置が異なる 2 つの光学像に係る画像を夫々読み出す画像読出部 31 と、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。

【0036】

画像補正処理部 32 は、撮像素子 17 の受光領域 17a, 17b にそれぞれ結像される 2 つの光学像に係る画像に対し、互いのピント以外の差異が略同一となるように補正する。すなわち、2 つの画像の各光学像における相対的な位置、角度及び倍率が略同一となるように 2 つの画像に対して補正を行う。

40

【0037】

被写体像を 2 つに分離して撮像素子 17 に夫々結像させる場合、幾何的な差異が生じる場合がある。すなわち、撮像素子 17 の受光領域 17a, 17b にそれぞれ結像される夫々の光学像は、相対的に倍率ズレ、位置ズレ、角度すなわち回転方向のズレ等が発生する場合がある。これらの差異を製造時などにおいて、完全に解消することは困難であるが、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を生じたりする。このため、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。

50

【 0 0 3 8 】

2つの画像間における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ことが望ましい。

つまり、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。

10

【 0 0 3 9 】

画像合成処理部33は、画像補正処理部32により補正された2つの画像間の対応する所定領域において、相対的にコントラストが高い画像を選択して合成画像を生成する。つまり、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つの画像の同一の画素領域におけるコントラスト差が小さい又は略同一である場合は、その画素領域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。

【 0 0 4 0 】

20

また、画像プロセッサ30は、画像合成処理部33により合成された1つの画像に対して、色マトリクス処理、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34と、後段画像処理された画像を出力する画像出力部35とを有し、画像出力部35から出力される画像は画像表示装置5に出力される。

【 0 0 4 1 】

さらに、この画像プロセッサ30は、画像読出部31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36を有し、調光部36により生成した調光信号を光源装置3の絞り駆動部14に出力する。絞り駆動部14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12の開口量を調整する。

【 0 0 4 2 】

30

また、本実施形態においては、画像補正処理部32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37を設けている。

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38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37が設けてある。

【 0 0 4 3 】

ここで、補正パラメータとは、例えば、光路分割素子や撮像素子のシェーディング特性、 $\lambda/4$ 板の波長特性によって2つの光学像にかかる画像には上述した幾何学的な差異や明るさの差異、もしくは色の差異が生じることがある。2画像間にこのような差異があると、合成画像に不自然な明るさムラや色ムラが生じてしまうため、これを補正するために光路分割素子や撮像素子、 $\lambda/4$ 板の特性を考慮して決定されたものである。

40

【 0 0 4 4 】

なお、画像補正処理部は予め設定された補正パラメータを補正パラメータ部から受け取り補正が行なわれるようにしても良い。例えば、工場出荷時に、予めそのズレ量を前記補正パラメータ部に設定しておき、内視鏡が画像プロセッサに接続された際に、内視鏡が接続されたことを認識して前記補正パラメータ部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ことができる。

【 0 0 4 5 】

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37を

50

設けることが不必要になる。また、補正パラメータ格納部 37 を ID メモリ 38 の内部に設ける場合に限定されるものでなく、ID メモリ 38 と別のメモリに設けるようにしても良い。

【0046】

そして、画像プロセッサ 30 の制御部 39 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 38 内の補正パラメータ格納部 37 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 32 に送る。

画像補正処理部 32 は、制御部 39 から転送された上記補正パラメータに基づいて各内視鏡 2 に搭載された撮像ユニット 19 に対応した画像補正を行う。

10

【0047】

また、画像補正処理部 32 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。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 16 の仕様による場合がある。

【0048】

対物光学系 16 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 17 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。

20

このよう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ずらすと 2 つの画像間で倍率ズレが生じる事になる。

【0049】

このよう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 37 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 37 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。

【0050】

撮像ユニット 19 の組立て時 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 37 に格納しておき、画像補正処理部 32 にてそのズレ補正を行なう様にする。位置のズレ補正は例えば撮像素子 17 の受光領域 17a で撮像された画像と受光領域 17b 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 つの画像の読み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 33 に出力される。

30

【0051】

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 6a 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 32 にて読み取り、そのズレ補正するようにしても良い。

40

【0052】

制御部 39 は、アクチュエータ制御部 25 に対して、各内視鏡 2 に搭載された対物光学系 16 を構成するフォーカスレンズ 21 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 25 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 22 を適切に駆動する制御を行う。

なお、アクチュエータ制御部 25 が制御部 39 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 22 を適切に駆動する制御を行う。

【0053】

ここで、被写界深度の定義を、図 4 等を参照して以下に説明する。図 4 は幾何光学的に決まる被写界深度の説明図である。

50

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。

【0054】

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。

すなわち、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。

10

【0055】

ニュートンの結像式から、以下の式が成立する。

$$1/X_n - 1/X = \delta F_{no} / F_1^2 \quad \dots (1)$$

物体を（ X から）遠点側に X_f まで移動した場合を考えることにより、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。

$$1/X - 1/X_f = \delta F_{no} / F_1^2 \quad \dots (2)$$

（1）式と（2）式を合わせると、

$$1/X_n - 1/X_f = 2\delta F_{no} / F_1^2 \quad \dots (3)$$

となる。そして、焦点深度 d に対応した被写界深度が $X_n - X_f$ となる。

【0056】

20

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 X_n 、被写界深度遠点までの距離を X_f 、許容錯乱円径を δ 、対物光学系の焦点距離を F_1 、対物光学系の有効Fナンバーを F_{no} 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。

【0057】

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 F_{no} 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。

30

【0058】

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 10%以上で重なっていることが望ましく、像面上の評価空間周波数を F_i とすると、

$$F_i = 1/k_1 \cdot P_{ix} \quad \dots (4)$$

となる。

この F_i 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。

40

【0059】

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%以上を保ったまま合成される事となる（図5参照）。仮にMTF 10%未満の端で2画像を合成すると、被写界深度ギャップが生じ、合成深度内でボケる領域が生じてしまう。

【0060】

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端は、M

50

TF 10%で重なっている事が望ましい。この設定であれば、2焦点切り替えしても被写界深度ギャップが生じない。2焦点切替時の遠位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端は重ならず、近接観察側の合成被写界深度は3mm前後であっても良い。

【0061】

無理に連続的な被写界深度設定をするのではなく、より近接した拡大観察を行なえるようにして内視鏡診断能の向上を狙う。ただし、2焦点切り替え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。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向上する様な変倍光学系としても良い。

10

【0062】

本実施形態においては、被写体像を2つの光学像に分離する偏光ビームスプリッタ18が配置されて撮像素子17に近点像と遠点像を夫々撮像するものであり、上述の通り、偏光ビームスプリッタ18により光学像の撮像素子17に至る近点硝路と遠点硝路を異ならせて、ピント位置が相対的に異なった像が得られるようになっている。

【0063】

図6(A)は、対物光学系16におけるフォーカシングで全体として遠方観察ピント状態を示しており、図6(B)は、対物光学系16におけるフォーカシングで全体として近接観察ピントの状態を示している。

例えば、図6(A)、(B)に示すように、撮像素子17上の対物光学系16側に近点像、内視鏡2側に遠点像を結像する場合、偏光ビームスプリッタ18の撮像素子17に至る硝路を夫々 d_n 、 d_f とすると $d_n > d_f$ としている。

20

【0064】

撮像素子17に至る近点光路と遠点光路とに応じて、第1プリズム18aと第2プリズム18bとを別の硝子で構成し、屈折率を異ならせることにより、相対的にピント位置をずらしても良い。

これにより、ピントの異なる2つの光学像に係る画像を取得し、これら画像を画像合成処理部33で合成して合成被写界深度 $XAf + XBf$ を得ることができる。内視鏡検査で広い範囲を俯瞰してスクリーニングする際には遠方観察が適しており、病変の詳細を観察したり、診断したりする際には、近接観察が適している。

30

【0065】

このような構成をとる事で、より多画素化した撮像素子を使用して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。更にフォーカシング機構があるので自在に観察範囲を切り替えて高画質の内視鏡観察や診断を行うことができる。

【0066】

ここで、本実施形態の撮像ユニット19は、以下の条件

$$2.4 \quad Fno / Pix \quad 4.28 \quad \dots (5)$$

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。

【0067】

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 Fno 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とて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。

40

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 Fno とすると、 $1.22 \cdot \lambda \cdot Fno$ 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、

$$R = 1.22 \cdot \lambda \cdot Fno \quad \dots (6)$$

となる。

【0068】

50

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、

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

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。

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

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。

【0069】

上記の(6)式、(8)式より

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

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、実際には任意のマージン係数 k_2 を考慮して設定される。つまり、

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

のように設定される。尚、マージン係数 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、 $0.6 \leq k_2 \leq 1$ 程度が妥当な範囲となる。

【0070】

ただし、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、 $k_2 \leq 1$ 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、

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

となる。

【0071】

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(12)式で示せる。

$$F_{no} / P_{ix} = (1 / 1.22 \cdot \lambda) \cdot k_1 \cdot k_2 \quad \dots (12)$$

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(5)式の関係を満たすことが望ましい。

【0072】

仮に(5)式の範囲の下限となる $2 \sim 4$ を逸脱して小さくなると、対物光学系16の有効Fナンバー F_{no} 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、イメージャの P_{ix} 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ャ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。

【0073】

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 F_{no} 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。

【0074】

本実施形態においては、上述した条件式を満たす撮像ユニット19の例を図7の表に示した。

図7においては、 F_{no} / P_{ix} 、 P_{ix} 、 F_{no} 、 k_1 、 k_2 、 f_{ar1} 深度（遠方観察時における受光領域17aによる被写界深度）、 f_{ar2} 深度（遠方観察時における受光領域17bによる被写界深度）、合成 f_{ar} 深度（遠方観察時における合成画像の被写界深度）、 n_{ear1} 深度（近接観察時における受光領域17aによる被写界深度）、 n_{ear2} 深度（近接観察時における受光領域17bによる被写界深度）、合成 n_{ear}

10

20

30

40

50

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。

【0075】

以下に図7の各実施例の概略を示す。

実施例1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 k_1 を3程度とし、撮像素子17として100万画素で、 $1.7\mu\text{m}$ 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。また、対物光学系16は解像力の劣化が生じないレベルまで絞って被写界深度を十分に確保している。つまり、対物光学系16の回折

10

$$F_{no}/Pix = 4.28 \quad \dots (13)$$

となる。

【0076】

実施例2は、面順次方式であり、係数 k_1 は2程度を得ることができる。撮像素子17として84万画素で、ピクセルサイズが $1.45\mu\text{m}$ のモノクロ撮像素子を適用している。回折限界Fナンバーに対して対物光学系は明るさを優先させた設定とし、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 k_2 を $k_2 = 0.8$ として、(12)式より、

$$F_{no}/Pix = 2.4 \quad \dots (14)$$

20

となり、実用上は十分な被写界深度が得られるようになっている。

【0077】

実施例3は、撮像素子17として、84画素 $1.1\mu\text{m}$ ピクセルの原色ベイア配列の同時式撮像素子を適用し、比較的、細径（微小ピクセルなので撮像サイズが小さい）で且つ高画素内視鏡の実施例（ $k_1 = 2.5$ ）である。回折限界Fナンバーに対して多少余裕マージンをみて実用上必要な被写界深度（ $k_2 = 0.9$ ）を保っている。すなわち、実用上の遠方被写界深度を保ち、近接観察フォーカスでは、最近接時に変倍内視鏡並みの解像力を有し、スクリーニング、診断共に両立させた内視鏡を実現している。

【0078】

実施例4は、撮像素子17として150万画素 $1.34\mu\text{m}$ ピクセルの原色ベイア配列の同時式撮像素子を適用し、補間方法の最適化で解像力の向上を実現したものである（ $k_1 = 2.2$ ）。回折限界Fナンバーに対して多少余裕マージンをみて実用上必要な被写界深度を保っている（ $k_2 = 0.9$ ）。実施例3と同様にスクリーニング、診断共に両立させた内視鏡を実現している。実施例3に対して遠方観察フォーカスに重点をおいてスクリーニングをよりし易くした。反面、フォーカス間に深度ギャップが生じ、近接観察フォーカスでは深度幅は実施例3より狭くなっている。ただし、本願実施の効果により、従来変倍内視鏡のテレ端深度に比べほぼ倍以上の深度を保つ事が可能である。

30

【0079】

実施例5は、撮像素子17として、84万画素、 $1.45\mu\text{m}$ ピクセルの原色ベイア配列の同時式撮像素子を適用し、回折限界Fナンバーに対して対物光学系16は明るさを優先させたFナンバー設定としている（ $k_2 = 0.6$ ）。また、実使用上十分な被写界深度を得られる設定となっている。実使用上支障とされないレベルで少し解像力を落として深度に振る事でバランスを得た例である。

40

【0080】

実施例6は、撮像素子17として、84万画素、 $0.9\mu\text{m}$ ピクセルの原色ベイア配列の同時式撮像素子を使い、より細径（微小ピクセルなので撮像サイズが小さい）で且つ高画素内視鏡の実施例である。解像力の劣化が生じないレベルで、ほぼ回折限界Fナンバーまで絞って被写界深度を十分に確保した。また、近接観察モードでは最近接時に変倍内視鏡並みの解像力を有する。

【0081】

50

ところで、本願の実施において原色ベイア配列の同時式撮像素子を使用した撮像方式を主とするならば(5)式は、

$$2.4 \quad F_{no}/Pix \quad 3.56 \quad \dots (5)'$$

としても構わない。

【0082】

次に本実施形態において、2つの光学像を合成する場合の流れを図8のフローチャートに従って説明する。

ステップS1では、撮像素子17において取得された、ピントの異なる遠点像に係る画像と近点像に係る画像とが、画像補正処理部32において、遠近2画像の補正処理が行なわれる。すなわち、予め設定された補正パラメータに従って、2つの画像の各光学像における相対的な位置、角度及び倍率が略同一となるように2つの画像に対して補正を行い、補正後の画像を画像合成処理部33に出力する。なお、必要に応じて2画像の明るさや色の差異を補正してもよい。

【0083】

ステップS2では、補正処理が行なわれた2つの画像が画像合成処理部33にて合成される。この際、遠近2画像の夫々対応する画素領域において、コントラスト値が夫々算出され、比較される。ステップS3で、比較されたコントラスト値に差があるか否か判断し、コントラストに差がある場合、ステップS5に進み、コントラスト値の高い領域を選択して合成される。ここで、比較するコントラスト値の差が小さい乃至はほぼ同じである場合には、遠近2画像のどちらを選択するか処理上の不安定要因となる。例えば、ノイズ等の信号の揺らぎがあると、合成画像に不連続領域が生じたり、本来は解像している被写体像がボケてしまうといった不具合を生じさせたりする。そこで、ステップS4に進み重み付けを行う。ステップS4では、コントラスト比較を行なう画素領域において、2画像でコントラスト値がほぼ同一である場合には、重み付けを行い、次のステップS5で重み付けを行った画像の加算処理を行う事で、画像選択の不安定さを解消している。

【0084】

2つの画像のコントラスト比をRとし、AおよびBを所定の任意定数とすると、画像の座標(i, j)における重み付け係数W(i, j)は以下になる。

$$W(i, j) = 1 \quad A < R \quad \dots (15)$$

$$W(i, j) = 0 \quad R < B \quad \dots (16)$$

$$W(i, j) = (R - B) / (A - B) \quad B \leq R \leq A \quad \dots (17)$$

【0085】

図9に示すように、上記した(15)式では、コントラスト比がAより大きい場合、確実に2画像のどちらかが選択される状態であり、W=1なので遠点像のみ選択される。

また、(16)式では、コントラスト比がB未満で、確実に2画像のどちらかが選択される状態であり、W=0なので近点像のみ選択される。

(17)式では、遠近像のコントラスト比が略同じで、不安定な領域であるので、この領域では、重み付け係数Wが線形で掛かり、遠点像(Rf, Gf, Bf)と近点像(Rn, Gn, Bn)はある割合で加算処理される。この処理がないと合成画像が不連続になってしまう。

【0086】

従って、2つの画像のRGB信号をそれぞれRf, Gf, BfおよびRn, Gn, Bnとすると、合成信号R', G', B'は以下になる。

$$G' = W(i, j) G_f(i, j) + (1 - W(i, j)) G_n(i, j) \dots (18)$$

$$R' = W(i, j) R_f(i, j) + (1 - W(i, j)) R_n(i, j) \dots (19)$$

$$B' = W(i, j) B_f(i, j) + (1 - W(i, j)) B_n(i, j) \dots (20)$$

【0087】

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。

【 0 0 8 8 】

このように、本実施形態によれば、近接観察及び遠方観察の何れにおいても、ノイズ等によって合成画像において不連続領域が発生したり、光学像がぼけたりすることを防止しながら、被写界深度を拡大させた画像を取得することができる。また、2つの画像は、同一の撮像素子により撮像されているので、撮像素子を複数備えるものに比して、製造コストを低減し、装置を大型化することなく被写界深度を拡大させた画像を取得することができる。

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得られ、かつ内視鏡2の先端部6a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 8 9 】

10

なお、上述した図2の偏光ビームスプリッタ18の場合には、1回、つまり奇数回の反射後に撮像素子17に光学像が結像されるため、何れか一方の画像が図10のような結像状態(鏡像)となり、プロセッサ装置4において鏡像を反転させて像方向を一致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虞があるので、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ことが好ましい。

なお、撮像素子が、内視鏡長手方向に長尺な形状となっている場合には、表示装置のアスペクト比を考慮して合成画像を適宜回転させることが好ましい。

【 0 0 9 0 】

20

なお、本実施形態の如く、偏光ビームスプリッタ18を適用して偏光分離をする場合、分離する光の偏光状態が円偏光でないと分離した像の明るさに差が生じてしまう。すなわち、規則的な明るさの差異は画像処理での補正が比較的容易であるが、局所的に且つ観察条件で明るさの差異が生じた場合、補正しきれなくなり、合成画像に明るさムラが生じてしまう。被写体像が円偏光から崩れる条件は、例えば被写体を観察する角度によって決まる。この角度は、一般的にブリュースター角 θ_b と称され、この角度を超えると被写体からの偏光状態が円偏光から崩れていく。

$$\theta_b = \text{Arctan}(n_2 / n_1) \quad \dots (21)$$

【 0 0 9 1 】

30

内視鏡で観察する被写体は粘膜で覆われており、この粘膜の屈折率を略水と同じ($n_2 = 1.333$)とすると、 θ_b は約 53° となる。例えば、内視鏡の先端が図11に示すような構成で場合において、被写体を観察すると、以下のようになる。ブリュースター角 $\theta_b = 53^\circ$ を当てはめてみると、比較的近接した条件で視野の比較的周辺部で、この角度を超えてしまう。つまり、合成画像の比較的視野周辺部で明るさムラが生じてしまう可能性がある。尚、この偏光状態が崩れた明るさムラは、被写体が比較的飽和気味の明るさ分布であると顕著に生じる。

【 0 0 9 2 】

視野の周辺部ではあるが、内視鏡では比較的近接して被写体像の血管走行や粘膜構造を見る事が多く、ユーザーにとって非常に煩わしい画像になる可能性が高い。

そこで、例えば、図12に示すように、この偏光状態が崩れた状態を円偏光に戻す様に $\lambda/4$ 板を、光路分割素子の偏光分離膜より物体側に配置することが好ましい。尚、偏光状態の解消効果を最も得られるように、図13に示すように、 $\lambda/4$ 板を α 又は β 方向に配置する事が望ましい。

40

【 0 0 9 3 】

すなわち、 $\lambda/4$ 板の高速軸は、挿入部先端に複数の照明光学系が配置されている場合において、対物光学系の光軸と複数の照明光学系のうち対物光学系から最も遠い照明光学系の光軸とを含む平面に対して略平行又は垂直に配置するか、対物光学系の光軸と複数の照明光学系のうち照明光量が最も多い照明光学系の光軸とを含む平面に対して略平行又は垂直に配置する。

【 0 0 9 4 】

通常、内視鏡の照明窓は配光特性を考慮して複数配置されている。図11よりブリュー

50

スター角 θ は照明窓と対物窓が離れば、より大きくなることがわかる。つまり、 $\lambda/4$ 板の高速軸の考慮は対物窓から離れた照明窓に対して、配置する方がより望ましい。また、前述の通り、明るさムラは飽和気味な条件でより顕著であることから、 $\lambda/4$ 板は照明光量がより多い照明窓を対象に配置しても良い。

【0095】

ところで、偏光解消のための $\lambda/4$ 板や、前述の偏光分離のために光路分割素子に配される $\lambda/4$ 板は、内視鏡先端部の小型化のために樹脂フィルムなどの薄い素子である事が望ましい。例えば、液晶モニタやタッチパネルなどに使用される位相差フィルムを用いる事で、内視鏡の小型化が期待できる。尚、このような $\lambda/4$ 樹脂フィルムは前述の様に光路分割素子の直前に配置する必要はなく、偏光分離膜より物体側に配置されれば良く、例えば赤外カットフィルターなどの平面部に張り合わせても良い。

10

また、偏光ビームスプリッタ 18 の物体側から見て、入射面に対して 45 度をなす結晶軸を持つ結晶性フィルターを偏光ビームスプリッタ 18 の物体側に配置することによって、分離した 2 つの像の明るさの差をなくすようにしても良い。

【符号の説明】

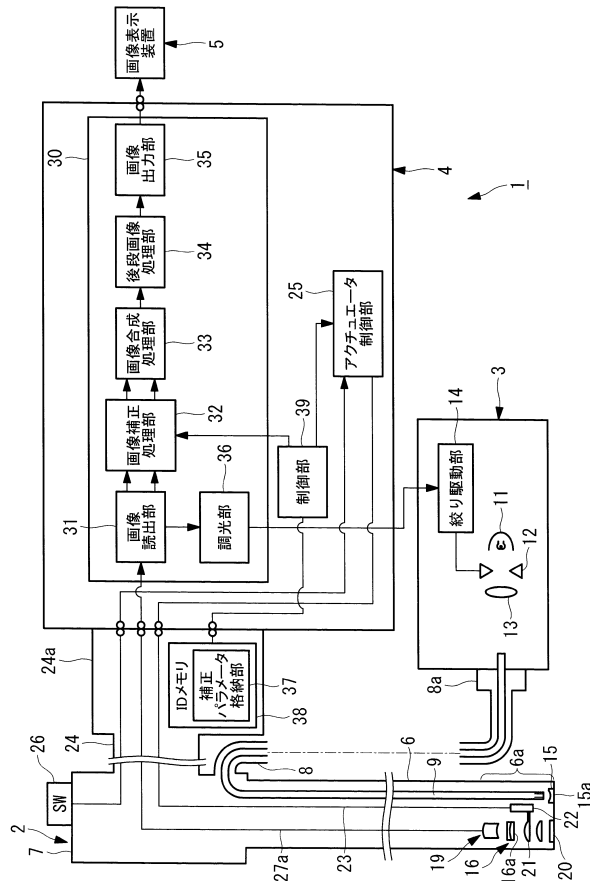
【0096】

- 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 光源装置
- 4 プロセッサ装置
- 5 画像表示装置
- 6 挿入部
- 16 対物光学系
- 17 撮像素子
- 17a, 17b 受光領域
- 17c 補正画素領域
- 18 偏光ビームスプリッタ
- 18a 第1プリズム
- 18b 第2プリズム
- 18c ミラー
- 18d $\lambda/4$ 板
- 18e 偏光分離膜
- 19 撮像ユニット
- 30 画像処理部
- 32 画像補正処理部
- 33 画像合成処理部

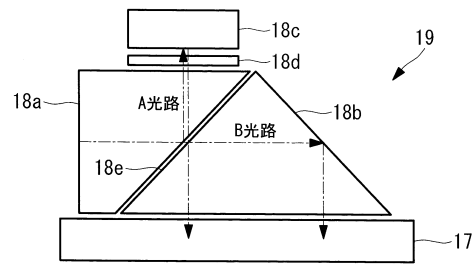
20

30

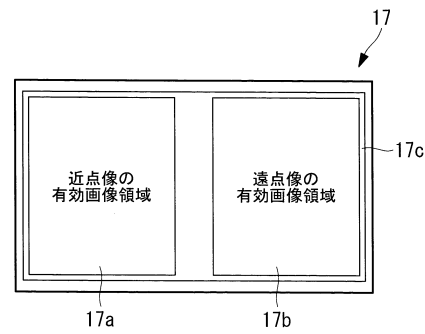
【図 1】



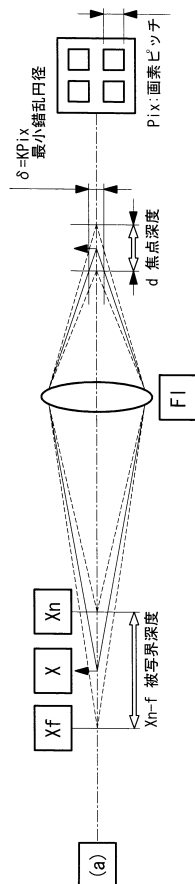
【図 2】



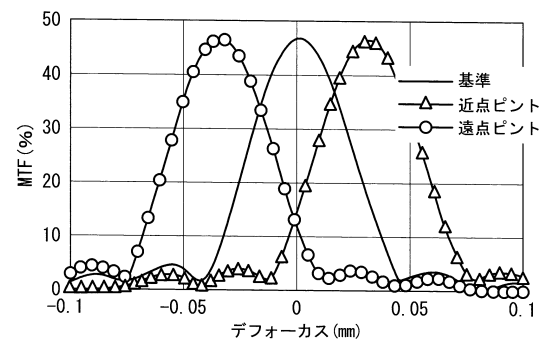
【図 3】



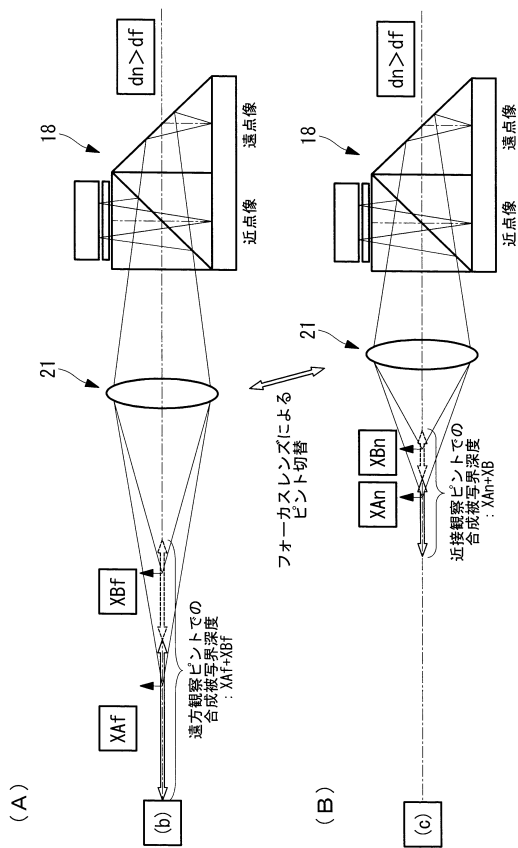
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【図 7 A】

実施例	$2.4 \leq Fno. / Pix \leq 4.28$	$Pix (\mu m)$	$Fno.$	$k1$	$k2$
実施例 1	4.28	1.7	7.27	3.0	0.95
実施例 2	2.40	1.45	3.48	2.0	0.80
実施例 3	3.38	1.1	3.71	2.5	0.90
実施例 4	2.97	1.34	3.98	2.2	0.90
実施例 5	2.40	1.45	3.47	2.7	0.60
実施例 6	3.56	0.9	3.21	2.5	0.95

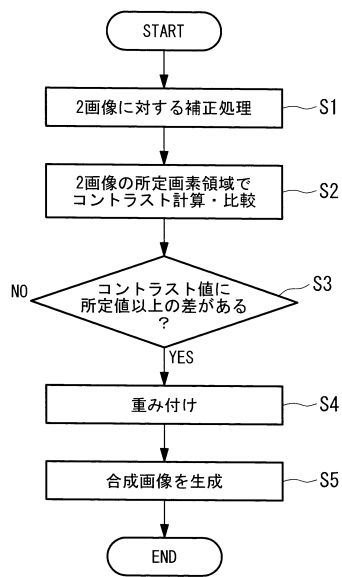
【図 7 B】

実施例	遠方観察フォーカスでの被写界深度		
	Far1深度 (mm)	Far2深度 (mm)	合成Far深度 (mm)
実施例 1	近点: 5.74 (MTF: 10.00%) 遠点: 10.47 (MTF: 10.00%) BST 7.5mm	近点: 10.41 (MTF: 10.00%) 遠点: 126.39 (MTF: 10.00%) BST 20mm	5.74~126.39
実施例 2	近点: 6.21 (MTF: 10.03%) 遠点: 11.92 (MTF: 10.05%) BST 8.5mm	近点: 11.4 (MTF: 10.17%) 遠点: 51.57 (MTF: 10.00%) BST 20mm	6.21~51.57
実施例 3	近点: 3.45 (MTF: 10.04%) 遠点: 7.27 (MTF: 10.01%) BST 4.7mm	近点: 7.20 (MTF: 10.02%) 遠点: 55.58 (MTF: 10.00%) BST 20mm	3.45~55.58
実施例 4	近点: 8.49 (MTF: 10.03%) 遠点: 16.92 (MTF: 10.00%) BST 11.3mm	近点: 16.61 (MTF: 10.10%) 遠点: 106.19 (MTF: 10.00%) BST 29mm	8.49~106.19
実施例 5	近点: 4.92 (MTF: 10.00%) 遠点: 9.67 (MTF: 10.02%) BST 7mm	近点: 9.37 (MTF: 10.04%) 遠点: 47.17 (MTF: 10.01%) BST 18mm	4.92~47.17
実施例 6	近点: 4.65 (MTF: 10.02%) 遠点: 9.06 (MTF: 10.00%) BST 6.3mm	近点: 8.72 (MTF: 10.01%) 遠点: 49.31 (MTF: 10.00%) BST 15mm	4.65~49.31

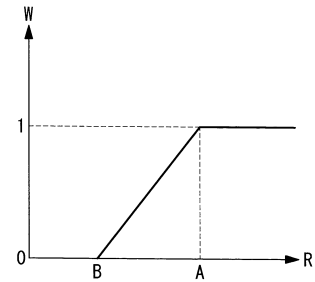
【図 7 C】

実施例	近接観察フォーカスでの被写界深度			near深度幅
	near1深度 (mm)	near2深度 (mm)	合成near深度 (mm)	
実施例 1	近点: 2.88 (MTF: 10.00%) 遠点: 4.41 (MTF: 10.01%) BST 3.5mm	近点: 4.04 (MTF: 10.00%) 遠点: 7.99 (MTF: 10.01%) BST 5.6mm	2.88~7.99	5.11
実施例 2	近点: 3.28 (MTF: 10.04%) 遠点: 4.75 (MTF: 10.12%) BST 4mm	近点: 4.64 (MTF: 10.06%) 遠点: 7.56 (MTF: 10.02%) BST 6mm	3.28~7.56	4.28
実施例 3	近点: 1.63 (MTF: 10.42%) 遠点: 2.60 (MTF: 10.09%) BST 2mm	近点: 2.60 (MTF: 10.02%) 遠点: 4.76 (MTF: 10.03%) BST 3.37mm	1.63~4.76	3.13
実施例 4	近点: 2.25 (MTF: 10.20%) 遠点: 3.06 (MTF: 10.15%) BST 2.6mm	近点: 3.05 (MTF: 10.01%) 遠点: 4.31 (MTF: 10.12%) BST 3.6mm	2.25~4.31	2.06
実施例 5	近点: 2.31 (MTF: 10.39%) 遠点: 3.37 (MTF: 10.17%) BST 2.87mm	近点: 3.30 (MTF: 10.19%) 遠点: 5.31 (MTF: 10.18%) BST 4.5mm	2.31~5.31	3.00
実施例 6	近点: 2.46 (MTF: 10.02%) 遠点: 3.46 (MTF: 10.07%) BST 2.96mm	近点: 3.46 (MTF: 10.02%) 遠点: 5.46 (MTF: 10.03%) BST 4.4mm	2.46~5.46	3.00

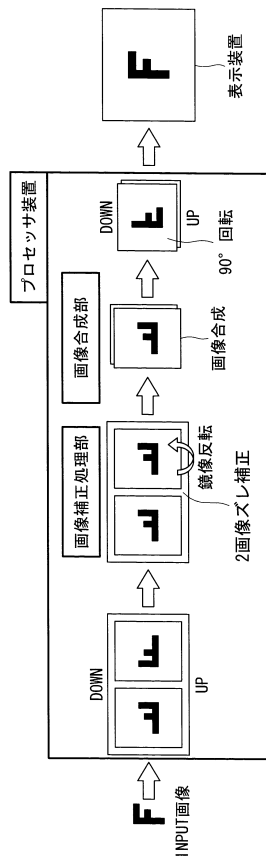
【図 8】



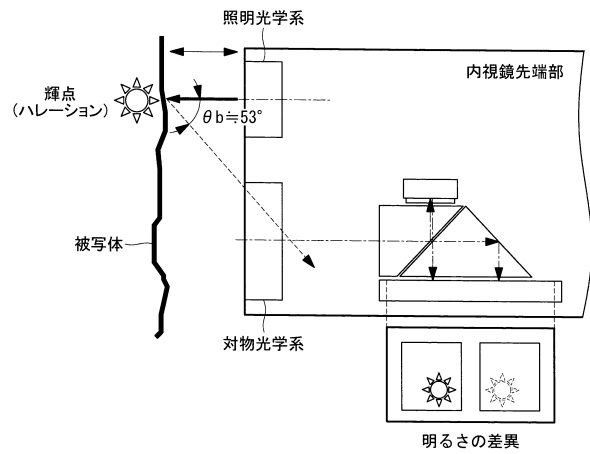
【図 9】



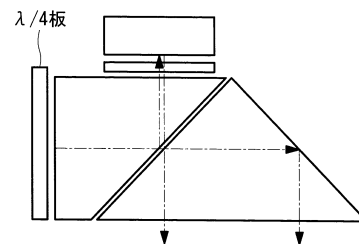
【図 10】



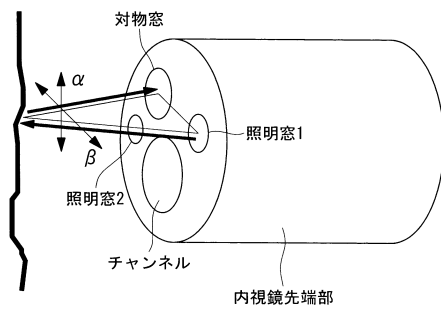
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 5/30

(72)発明者 菅 武志
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンバスメディカルシステムズ株式会社内
(72)発明者 三本木 将夫
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンバス株式会社内

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 0 9 5 8 2 8 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 0 6 8 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 1 0 1 2 6 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 6 2 3 7 8 (J P , A)
実開昭 5 9 - 1 6 4 0 2 2 (J P , U)
特開 2 0 0 4 - 1 5 4 2 5 8 (J P , A)
特開昭 6 2 - 1 8 7 8 0 2 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 8 4 2 2 8 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 8 4 8 0 9 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 7 8 8 0 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 5 / 0 4
G 0 2 B 5 / 3 0

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5593004B2	公开(公告)日	2014-09-17
申请号	JP2013556091	申请日	2013-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
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 奥林巴斯公司		
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 奥林巴斯公司		
[标]发明人	露木 浩 菅 武志 三本木 将夫		
发明人	露木 浩 菅 武志 三本木 将夫		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G02B5/04 G02B5/30		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/05 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B23/2484 H04N5/2256 H04N5/23212 H04N5/23229 H04N5/2354 H04N2005/2255 H04N5/2173 H04N5/265 H04N7/183 H04N9/07		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B5/04.A G02B5/04.B G02B5/30		
代理人(译)	上田 邦夫 藤田 考晴		
优先权	2012145198 2012-06-28 JP		
其他公开文献	JPWO2014002740A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

从而在不增加装置尺寸的情况下降低制造成本，并且获得更有效地扩展景深的图像。物镜光学系统（16）设置在插入部分（6）的尖端，用于获取被摄体图像，光路分离装置，用于将被摄体图像分成具有不同焦点的两个光学图像，以及两个光学图像一种图像校正装置（32），用于校正由图像捕获元件获取的两个图像，使得除了相互焦点之外的差异基本相同，以及图像合成处理单元（33），其在由图像校正单元校正的两个图像之间的相应预定区域中选择具有相对高对比度的图像，以生成合成图像提供系统（1）。

