

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体像を取り込む対物光学系と、
前記対物光学系によって取り込まれた被写体像の画像信号を生成する撮像素子と、
前記画像信号に対して補正フィルタ処理を施すフィルタ処理手段と、
前記対物光学系から被写体までの距離を判定する距離判定手段と、
前記距離に応じて、前記補正フィルタ処理で使用される補正フィルタを切り替えるフィルタ切替手段と、
を有する内視鏡システム。

【請求項 2】

被写体を照明する照明光を放射する光源部と、
前記光源部から放射された照明光を調光する調光手段と、
を更に備え、
前記距離判定手段は、前記調光手段による調光の度合いに基づいて、前記距離を判定する、
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記調光手段は、
前記照明光の光量を調整する可変絞りを有し、
前記画像信号の輝度に基づいて前記可変絞りの開度を制御し、
前記距離判定手段は、
前記開度に基づいて、前記距離を判定する、
請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記距離判定手段は、
測定光を放射する発光素子と、
前記被写体で反射された前記測定光を受光する受光素子と、を有し、
前記受光素子で受光された前記測定光に基づいて、前記距離を判定する、
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記補正フィルタ処理は、ウィナーフィルタを用いた画像補正処理である、
請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記対物光学系は交換可能であり、
前記フィルタ切替手段は、使用する前記対物光学系及び前記距離に応じて、前記補正フィルタ処理で使用される補正フィルタを切り替える、
請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記補正フィルタ処理が施された画像信号の電氣的な拡大処理を行う電子拡大処理手段を更に備える、
請求項 1 から請求項 6 の何れか一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、撮像した動画像の静止（フリーズ）処理を行う内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

人の食道や腸などの体腔内の被写体を観察するための内視鏡システムとして、スコープ部、プロセッサ部及びモニタを備える内視鏡システムが知られている。スコープ部の先端部には、対物光学系及び撮像素子が設けられている。被写体からの物体光は、対物光学系

10

20

30

40

50

を通過して撮像素子で受光され、画像信号として出力される。プロセッサ部は、スコープ部から出力された画像信号に対して所定の画像処理を施し、映像信号を生成する。モニタには、映像信号に基づいた被写体の撮影画像が表示される。この種の内視鏡システム装置では、術者が被写体を観察しやすいように、電子ズーム機能が備えられている。電子ズーム機能は、撮影画像を電氣的に拡大してモニタに表示する機能である。

【0003】

また、特許文献1には、高解像な撮影画像を得るために、画像信号に対して空間周波数復元処理を施す内視鏡システムが開示されている。特許文献1に記載の内視鏡システムでは、スコープ部の対物光学系の空間周波数に応じて、画像信号に対して空間周波数復元処理が施される。これにより、撮影画像を高解像な画像に変換することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2000-5127号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

内視鏡システムによって得られる被写体の撮影画像には、対物光学系の特性（空間周波数）や、光学系から被写体までの距離に応じてボケが発生する。特許文献1の内視鏡システムでは、画像信号に対してどのような空間周波数復元処理を施すかを、使用する対物光学系や、対物光学系の焦点距離に応じて切り替えている。しかし、対物光学系から被写体までの距離が変化することによって撮影画像にボケが発生した場合、特許文献1に記載の内視鏡システムでは、そのボケを解消し高解像な撮影画像を得ることができない場合があった。

20

【0006】

本発明は、上記の事情を鑑みてなされたものであり、スコープから被写体までの距離が変化した場合において、撮影画像のボケを抑えるのに有利な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】

【0007】

上記の目的を達成するために、本発明の実施形態の内視鏡システムを、被写体像を取り込む対物光学系と、対物光学系によって取り込まれた被写体像の画像信号を生成する撮像素子と、画像信号に対して補正フィルタ処理を施すフィルタ処理手段と、対物光学系から被写体までの距離を判定する距離判定手段と、距離に応じて、補正フィルタ処理で使用される補正フィルタを切り替えるフィルタ切替手段と、から構成する。

30

【0008】

このような構成によれば、補正フィルタ処理に使用される補正フィルタが、対物光学系から被写体までの距離に応じて変更されるため、距離が変更したことによって発生したボケを効果的に抑制することができる。

【0009】

また、本発明の一実施形態において、内視鏡システムは、例えば、被写体を照明する照明光を放射する光源部と、光源部から放射された照明光を調光する調光手段と、を更に備える。この場合、距離判定手段は、調光手段による調光の度合いに基づいて、距離を判定する。

40

【0010】

また、本発明の一実施形態において、調光手段は、例えば、照明光の光量を調整する可変絞りを有し、画像信号の輝度に基づいて可変絞りの開度を制御する。この構成において、距離判定手段は、開度に基づいて、距離を判定する。

【0011】

また、本発明の一実施形態において、距離判定手段は、例えば、測定光を放射する発光

50

素子と、被写体で反射された測定光を受光する受光素子とを有する。この構成において、距離判定手段は、受光素子で受光された測定光に基づいて、距離を判定する。

【００１２】

また、本発明の一実施形態において、補正フィルタ処理は、例えば、ウィナーフィルタを用いた画像補正処理である。

【００１３】

また、本発明の一実施形態において、例えば、対物光学系は交換可能であり、フィルタ切替手段は、使用する対物光学系及び距離に応じて、補正フィルタ処理で使用する補正フィルタを切り替える。

【００１４】

また、本発明の一実施形態において、内視鏡システム、例えば、補正フィルタ処理が施された画像信号の電氣的な拡大処理を行う電子拡大処理手段を更に備える。

【発明の効果】

【００１５】

本発明によれば、スコープ部から被写体までの距離が変化した場合において、撮影画像のボケを抑えるのに有利な内視鏡システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【００１６】

【図１】本発明の実施形態における内視鏡システムのブロック図である。

【図２】本発明の実施形態における対物光学系の合焦位置を説明するための図である。

【図３】本発明の実施形態における対物光学系のＰＳＦを説明するための図である。

【図４】本発明の実施形態における対物光学系のＰＳＦを説明するための図である。

【図５】本発明の実施形態における対物光学系のＰＳＦを説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【００１７】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態について説明する。

【００１８】

図１は、本発明の実施形態における内視鏡システム１００の構成を示すブロック図である。本実施形態の内視鏡システム１００は、人の体腔内の被写体を観察するために用いられる医療用の撮像システムである。図１に示されるように、内視鏡システム１００は、スコープ部１１０、プロセッサ部１２０及びモニタ１３０を備えている。スコープ部１１０は、プロセッサ部１２０に着脱可能に接続されている。

【００１９】

スコープ部１１０は、コネクタ部１１１及び挿入管１１２を有している。挿入管１１２の先端部には、撮像ユニット１０及び配光レンズ１１が設けられている。また、スコープ部１１０内には、コネクタ部１１１から先端部にかけて、ライトガイドファイバ１３及び複数の配線１４が設けられている。

【００２０】

プロセッサ部１２０は、光源ユニット１２１、光源駆動回路１２２、画像処理ユニット１２３、コントローラ１２４、入力デバイス１２５、撮像素子ドライバ１２６及びメモリ１２７を備えている。

【００２１】

光源ユニット１２１は、光源２０、調光部２２及び集光レンズ２３を備えている。光源２０は光源駆動回路１２２によって駆動され、白色の照明光を射出する。光源２０から射出された照明光は、調光部２２に入射される。

【００２２】

調光部２２は可変絞りを有している。調光部２２を通る照明光の光量（調光の度合い）は、可変絞りの開度（絞り値又はＦ値）によって調節される。調光部２２で調光された照明光は、集光レンズ２３によってライトガイドファイバ１３の端面に集光され、ライトガイドファイバ１３内へ入射される。ライトガイドファイバ１３内に入射された照明光は、

10

20

30

40

50

挿入管 112 の先端部まで導光される。挿入管 112 の先端部まで導光された照明光は、配光レンズ 11 を介して挿入管 112 の先端部から射出され、体腔内の被写体に照射される。被写体に照射された照明光は、被写体で反射され、物体光として撮像ユニット 10 に入射される。

【0023】

撮像ユニット 10 は、対物光学系 10a 及び撮像素子 10b を備えている。撮像素子 10b は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサである。撮像素子 10b は、受光面上の各画素で結像した被写体像を光量に応じた電荷として蓄積して、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の画像信号を生成して出力する。なお、撮像素子 10b は、CCD イメージセンサに限らず、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。撮像素子 10b はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

10

【0024】

撮像ユニット 10 に入射された物体光は、対物光学系 10a を介して撮像素子 10b で受光される。撮像素子 10b で受光された物体光は、所定のフレームレートで画像信号に変換され、配線 14 を介してプロセッサ部 120 の画像処理ユニット 123 に送信される。

【0025】

画像処理ユニット 123 は、プリプロセス部 40、画像処理部 42、ポストプロセス部 44 を備える。

20

【0026】

プリプロセス部 40 は、撮像素子 10b から受信した画像信号に対してホワイトバランスの調整処理や色補間処理、マトリクス演算処理等の所定の信号処理を施して、画像処理部 42 へ出力する。

【0027】

画像処理部 42 は、補正フィルタ処理部 42a 及び拡大処理部 42b を有している。補正フィルタ処理部 42a は、画像信号に対して補正フィルタ処理を行う。拡大処理部 42b は、画像信号に対して電氣的な拡大処理を行う。補正フィルタ処理及び拡大処理の詳細については後述する。

30

【0028】

ポストプロセス部 44 は、画像処理部 42 から出力された画像信号に対して、ガンマ補正処理や、映像信号への変換処理を行う。ガンマ補正処理では、モニタ 130 の特性に合わせたガンマ補正が行われる。映像信号への変換処理では、画像信号に基づいてモニタ表示用の画面データが生成され、生成されたモニタ表示用の画面データが所定のビデオフォーマットの映像信号に変換される。変換された映像信号は、モニタ 130 へ出力される。モニタ 130 は、映像信号に基づいて、被写体の撮影画像を表示する。

【0029】

次に、画像処理部 42 における補正フィルタ処理及び拡大処理について説明する。

【0030】

本実施形態のプロセッサ部 120 は、電子ズーム機能を有している。電子ズーム機能は、モニタ 130 に表示される被写体の撮影画像を拡大して表示する機能である。術者が入力デバイス 125 に対して、撮影画像を拡大する割合 (倍率) を指定する操作を行うと、拡大処理部 42b は、指定された倍率に応じて、画像信号を電氣的に拡大する。この電子ズーム機能により、術者にとって、被写体の所望の箇所を見やすくすることができる。

40

【0031】

しかし、撮像ユニット 10 から被写体までの距離が変化して撮像ユニット 10 のピントが被写体に合わなくなると、撮影画像にボケが発生する場合があった。更に、撮影画像がボケを含んでいる場合、拡大処理部 42b により、撮影画像はボケを含んだ状態で拡大される。そのため、撮影画像に対して拡大処理が施されたとしても、術者にとって見やすい

50

画像が得られない場合があった。そこで、本実施形態の内視鏡システム 100 では、補正フィルタ処理部 42a において、画像信号に対して補正フィルタ処理を行うことにより、撮影画像に含まれるボケを除去している。

【0032】

補正フィルタ処理部 42a は、補正フィルタ処理として、例えば、ウィナーフィルタ (Wiener Filter) 処理を行う。ウィナーフィルタ処理は、対物光学系 10a の伝達関数 (OTF: Optical Transfer Function) 及び画像信号に重畳する固有ノイズのパワースペクトルを用いたフィルタ処理であり、画像信号のボケやノイズ、アーチファクトを抑制することができる。ここで、対物光学系 10a の OTF は、対物光学系 10a の点拡がり関数 (PSF: Point Spread Function) から算出される。また、固有ノイズのパワースペクトルには、例えば、使用する撮像素子 10b の固定パターンノイズが使用される。対物光学系 10a の PSF 及び撮像素子 10b の固定パターンノイズは、使用するスコープ部 110 によって異なっており、スコープ部 110 毎に予め測定されている。

10

【0033】

対物光学系 10a の PSF は、点光源の被写体を撮像する場合における、撮像素子 10b 上での被写体像に相当する。対物光学系 10a の PSF は、対物光学系 10a から被写体までの距離に応じて変化する。

【0034】

図 2 は、対物光学系 10a の合焦位置を説明するための図である。図 2 において、軸 O は、対物光学系 10a の光軸を示しており、位置 F が対物光学系 10a の合焦位置を示している。被写体が合焦位置 F にある場合、対物光学系 10a は、被写体にピントが合った状態となる。図 3 から図 5 は、対物光学系 10a の PSF を説明するための図である。図 3 は、点光源の被写体の輝度分布を示している。図 4 は、被写体が合焦位置 F にある場合の対物光学系 10a の PSF を示している。図 5 は、被写体が合焦位置 F よりも対物光学系 10a に近い位置にある場合の対物光学系 10a の PSF を示している。図 3 ~ 図 5 において、X 軸、Y 軸は、対物光学系 10a の光軸 O に垂直な面内における位置を示している。Z 軸は被写体の輝度を示しており、X Y 面内における輝度の積分値が 1 となるように規格化されている。

20

【0035】

図 3 に示されているように、点光源の被写体は、 $(X, Y) = (0, 0)$ における輝度が 1 であり、それ以外の箇所における輝度はゼロである。この点光源の被写体が対物光学系 10a の合焦位置 F にある場合、対物光学系 10a の PSF は、図 4 に示されるように、 $(X, Y) = (0, 0)$ に急峻なピークを有するガウス分布となる。対物光学系 10a の PSF は、対物光学系 10a の倍率に依存する。また、対物光学系 10a に製造誤差や収差が含まれていると、PSF の半値幅は大きくなる。そのため、被写体が合焦位置 F にあったとしても、図 4 に示される PSF は、図 3 に示される分布と同一とはならない。点光源の被写体が合焦位置 F よりも対物光学系 10a に近い位置にある場合、対物光学系 10a の PSF は、図 5 に示されるように、 $(X, Y) = (0, 0)$ にピークを有するガウス分布となる。ただし、PSF の半値幅は、図 4 に示される分布よりも大きくなっている。

30

40

【0036】

対物光学系 10a の PSF の半値幅は、被写体が対物光学系 10a の合焦位置 F にあるときに極小値を取る。被写体が合焦位置 F から対物光学系 10a に近づくほど、或いは、離れるほど、PSF の半値幅は大きくなる。この PSF の半値幅の広がり、被写体像においてボケとなって表れる。本実施形態の内視鏡システム 100 では、対物光学系 10a から被写体までの距離に応じた対物光学系 10a の PSF の変化が予め測定されている。

【0037】

プロセッサ部 120 のメモリ 127 には、使用するスコープ部 110 毎に、複数の補正フィルタが記録されている。各補正フィルタは、対物光学系 10a の PSF と撮像素子 10b の固定パターンノイズを用いて決定されたものである。スコープ部 110 がプロセッ

50

サ部 1 2 0 に接続されると、コントローラ 1 2 4 は、スコープ部 1 1 0 内の不図示のメモリから、スコープ部 1 1 0 の固有情報を読み出す。スコープ部 1 1 0 の固有情報には、撮像素子 1 0 b の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。なお、補正フィルタは、スコープ部 1 1 0 の固有情報の 1 つとして、スコープ部 1 1 0 内の上記メモリに記録されているもよい。

【 0 0 3 8 】

次いで、コントローラ 1 2 4 は、接続されているスコープ部 1 1 0、及び、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離に基づいて、メモリ 1 2 7 に記録されている複数の補正フィルタの中から、補正フィルタ処理に使用する補正フィルタを選択する。上述のように、複数の補正フィルタはそれぞれ、対物光学系 1 0 a の P S F に対応している。また、対物光学系 1 0 a の P S F は対物光学系 1 0 a から被写体までの距離に応じて変化する。そのため、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離に基づいて、その距離に応じた補正フィルタを選択することができる。補正フィルタ処理部 4 2 a は、コントローラ 1 2 4 によって選択された補正フィルタを用いて画像信号に対して補正フィルタ処理を行う。

10

【 0 0 3 9 】

次に、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離の判定方法について説明する。本実施形態の内視鏡システム 1 0 0 では、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離は、調光部 2 2 に使用される可変絞りの開度（絞り値）に基づいて推定される。

【 0 0 4 0 】

本実施形態の内視鏡システム 1 0 0 では、可変絞りの開度は、スコープ部 1 1 0 から出力される画像信号の輝度に応じて自動で変更される。詳しくは、画像信号の輝度が目標値よりも大きい場合は、可変絞りの開度が小さくなるように（絞り値が大きくなるように）制御され、画像信号の輝度が目標値よりも小さい場合は、可変絞りの開度が大きくなるように（絞り値が小さくなるように）制御される。このように、可変絞りの開度を変更して、被写体に照射される照明光の光量を調整することにより、画像信号の輝度の変動を抑制することができる。

20

【 0 0 4 1 】

配光レンズ 1 1 を介して被写体に照射された照明光のうち、被写体で反射され、対物光学系 1 0 a で取り込まれる照明光（物体光）の割合は、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離に応じて変化する。例えば、対物光学系 1 0 a から光学系までの距離が短くなると、対物光学系 1 0 a で取り込まれる照明光の割合が大きくなる。また、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離が長くなると、対物光学系 1 0 a で取り込まれる照明光の割合は小さくなる。そのため、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離が短い場合は、対物光学系 1 0 a で取り込まれる照明光の割合が大きいため、画像信号の輝度を下げるために可変絞りの開度が小さくなっている。また、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離が長い場合は、対物光学系 1 0 a で取り込まれる照明光の割合が小さいため、画像信号の輝度を上げるために開度が大きくなっている。このことから、可変絞りの開度によって、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離を推定することができる。

30

【 0 0 4 2 】

なお、対物光学系 1 0 a で取り込まれる照明光の割合は、被写体の反射率や反射特性（反射光分布）の変化にも依存する。ただし、スコープ部 1 1 0 は、通常、用途（被写体）に応じて使い分けられるため、一つのスコープ部 1 1 0 を使用して観察を行う場合、被写体の反射率や反射特性が撮影箇所によって急激に変化することは考えにくい。そのため、被写体の反射率や反射特性の変化を考慮しなくても、可変絞りの開度を用いて、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離を高い精度で推定することができる。

40

【 0 0 4 3 】

また、対物光学系 1 0 a から被写体までの距離と可変絞りの開度との関係は、使用するスコープ部 1 1 0 によって異なる。例えば、配光レンズ 1 1 の特性、照明光の配光分布、対物光学系 1 0 a の特性等により、距離と対物光学系 1 0 a で取り込まれる照明光の割合との関係が変化し、それに依拠して可変絞りの開度も変化する。そのため、可変絞りの開度

50

を使用した対物光学系 10a から被写体までの距離の推定方法（計算式）は、使用するスコープ部 110 毎に異なっている。

【0044】

対物光学系 10a から被写体までの距離が推定されると、距離に対応した補正フィルタがメモリ 127 から読み出され、補正フィルタ処理に使用される。これにより、対物光学系 10a から被写体までの距離が変化することによって画像信号に生じたボケが除去され、術者にとって見やすい撮影画像を得ることができる。また、電子ズーム機能によって画像信号の拡大処理を行う場合、補正フィルタ処理によってボケが除去された画像信号が拡大される。これにより、術者にとって更に見やすい拡大された撮影画像を得ることができる。

10

【0045】

また、内視鏡システム 100 を用いて被写体の観察を行っている間、対物光学系 10a から被写体までの距離は常に変化する。そのため、対物光学系 10a から被写体までの距離を常時推定しておき、距離の変化に応じて、使用する補正フィルタを切り替えることにより、リアルタイムで最適な補正フィルタを適用することができる。例えば、適用する補正フィルタは、1 フレーム毎に切り替えられてもよい。

【0046】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本発明の実施形態に含まれる。

20

【0047】

例えば、上述の実施形態では、内視鏡システム 100 は、電子ズーム機能を有しているが、本発明はこれに限定されない。内視鏡システム 100 は、光学ズーム機能を有していてもよく、光学ズーム機能と電子ズーム機能の両方を有していてもよい。光学ズーム機能は、対物光学系 10a にズームレンズを使用することによって実現される。対物光学系 10a にズームレンズを使用する場合、ズームレンズの倍率によって対物光学系 10a の P S F は変化する。そのため、補正フィルタ処理部 42a における補正フィルタ処理では、使用するスコープ部 110（対物光学系 10a）と対物光学系 10a から被写体までの距離に加え、ズームレンズの倍率に応じて、使用する補正フィルタが切り替えられる。

30

【0048】

また、上述の実施形態では、対物光学系 10a から被写体までの距離は、可変絞りの開度（絞り値）を用いて判定しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、スコープ部 110 は、挿入管 112 の先端部に距離測定用の測定光を放射する測定光源と、被写体で反射された測定光を受光する受光素子を備えていてもよい。測定光源は、例えば、発光ダイオードやレーザ等の固体発光素子が使用される。受光素子は、受光した測定光に応じた測定信号を出力する。この場合、コントローラ 124 は、受光素子から出力された測定信号に基づいて対物光学系 10a から被写体までの距離を算出する。

【符号の説明】

【0049】

40

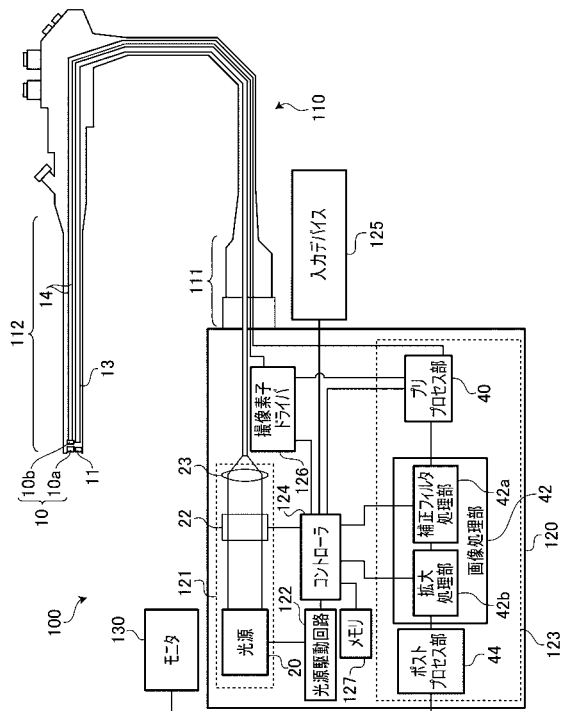
- 10 撮像ユニット
- 10a 対物光学系
- 10b 撮像素子
- 11 配光レンズ
- 13 ライトガイドファイバ
- 14 配線
- 20 光源
- 22 調光部
- 23 集光レンズ
- 40 プリプロセス部

50

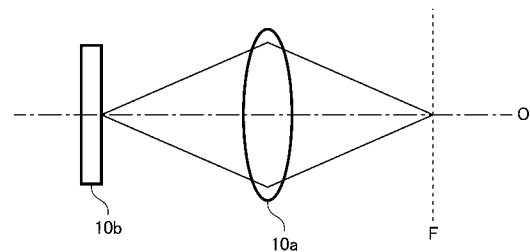
- 4 2 画 像 処 理 部
- 4 2 a 補 正 フ ィ ル タ 処 理 部
- 4 2 b 拡 大 処 理 部
- 4 4 ポ ス ト プ ロ セ ス 部
- 1 0 0 内 視 鏡 シ ス テ ム
- 1 1 0 ス コ ー プ 部
- 1 1 1 コ ネ ク タ 部
- 1 1 2 挿 入 管
- 1 2 0 プ ロ セ ッ サ 部
- 1 2 1 光 源 ユ ニ ッ ト
- 1 2 2 光 源 駆 動 回 路
- 1 2 3 画 像 処 理 ユ ニ ッ ト
- 1 2 4 コ ン ト ロ ー ラ
- 1 2 5 入 力 デ バ イ ス
- 1 2 6 撮 像 素 子 ド ラ イ バ
- 1 2 7 メ モ リ
- 1 3 0 モ ニ タ

10

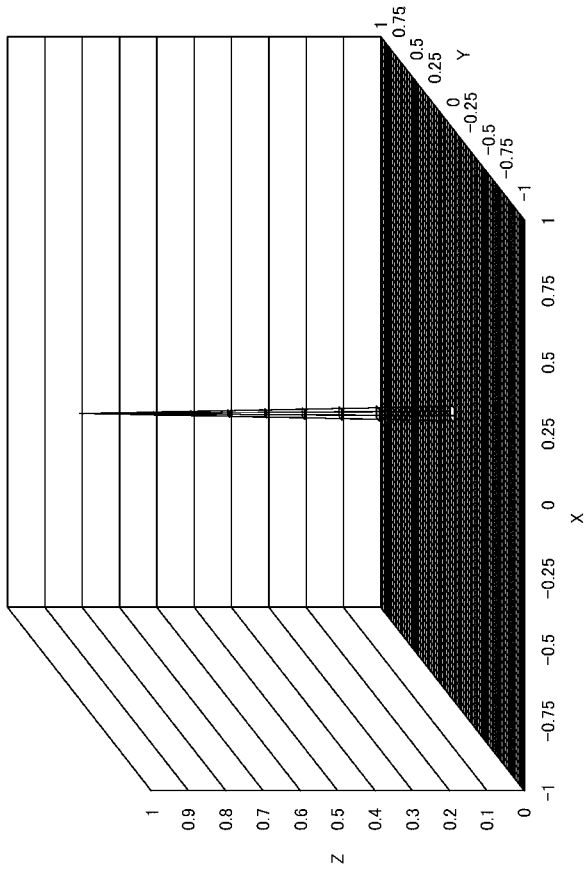
【 図 1 】



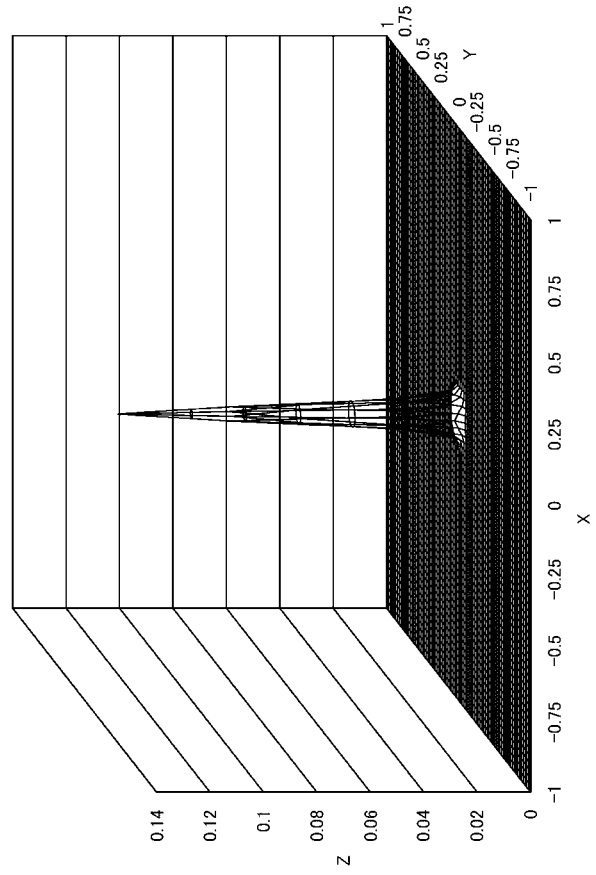
【 図 2 】



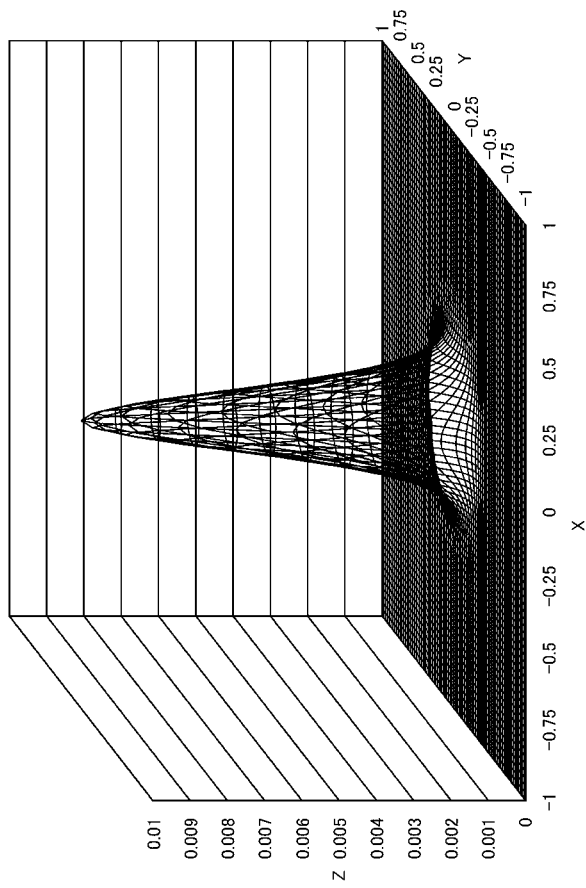
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5C054 EA01 ED02 ED06 FC12 FF02 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2017217056A	公开(公告)日	2017-12-14
申请号	JP2016111538	申请日	2016-06-03
[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	福田雅明 石井亮		
发明人	福田 雅明 石井 亮		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.553 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA06 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/SS21 5C054/EA01 5C054/ED02 5C054/ED06 5C054/FC12 5C054/FF02 5C054/HA12		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，当从镜体到物体的距离改变时，该内窥镜系统有利于抑制拍摄图像的模糊。所述的内窥镜系统包括：用于捕获对象的图像的物镜光学系统，过滤过程中施加和图像拾取装置中，图像信号的校正滤波处理，生成由所述物镜光学系统所捕获的被摄体图像的图像信号用于判断从物镜光学系统到物体的距离的装置，并且滤波器切换装置用于根据距离切换在校正滤波器处理中使用的校正滤波器。

