

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2010-22772
(P2010-22772A)

(43) 公開日 平成22年2月4日(2010.2.4)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y 2 H 0 4 0

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-191226 (P2008-191226)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成20年7月24日 (2008.7.24)		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
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	島田 朋子
			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
		(72) 発明者	道口 信行
			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
		Fターム(参考)	2H040 BA03 BA06 CA11 CA22 DA17
			GA02 GA06 GA11
			4C061 CC06 FF37 FF40 HH52 LL02

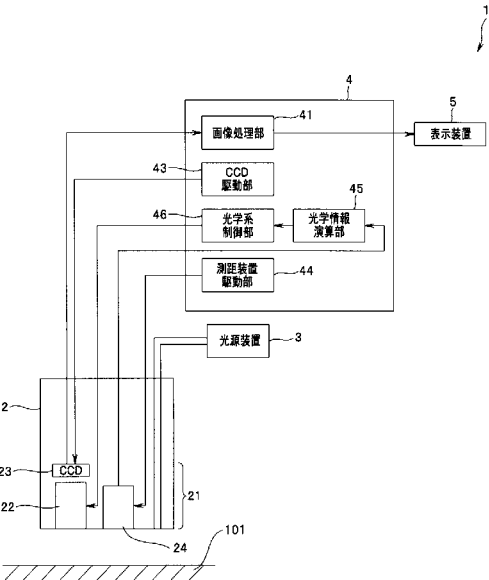
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び生体観察システム

(57) 【要約】

【課題】観察時の拡大倍率の変化に伴って生じる焦点ボケを軽減することが可能な内視鏡等を提供する。

【解決手段】本発明の内視鏡は、自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系と、前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と、前記可動光学系を移動させることにより、前記対物光学系の拡大倍率が、前記観察距離に適したものとして算出された一の拡大倍率となるように焦点調整を行う焦点位置調整部と、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系と、
前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と

、
前記可動光学系を移動させることにより、前記対物光学系の拡大倍率が、前記観察距離に適したものとして算出された一の拡大倍率となるように焦点調整を行う焦点位置調整部と、

を有することを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系と、
前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と

、
前記可動光学系を移動させることにより、前記対物光学系の拡大倍率を、前記観察距離に適したものとして算出された一の拡大倍率に変更する拡大倍率変更部と、
を有することを特徴とする内視鏡。

【請求項 3】

前記一の拡大倍率は、前記測距部において得られた前記観察距離を作動距離とみなしつつ算出されるものであることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記測距部は、前記観察距離を非接触により測定可能な構成を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記対物光学系及び前記測距部が設けられた先端部をさらに有し、

前記測距部は、自身の少なくとも一部が前記被写体の表面に接触した状態において外力が加えられることにより、前記先端部の先端面からの突出長を変更可能な突出部と、該突出長を測定する測定部と、を具備し、

前記一の拡大倍率は、前記観察距離に相当する前記突出長を作動距離とみなしつつ算出されるものであることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記突出部は、前記先端部に対して一体的に設けられていることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記突出部は、前記先端部に対して着脱可能な形状を具備して形成されていることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系が設けられた生体情報取得部と、

前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と

、
前記観察距離を作動距離とみなしつつ、該作動距離に適した一の拡大倍率を算出する演算部と、

前記対物光学系の焦点位置が前記一の拡大倍率に応じた位置となるように制御を行う制御部と、

前記制御部の制御に基づき、前記可動光学系を移動させる焦点位置調整部と、

を有することを特徴とする生体観察システム。

【請求項 9】

自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系が設けられた生体情報取得部と、

前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と

10

20

30

40

50

、

前記観察距離を作動距離とみなしつつ、該作動距離に適した一の拡大倍率を算出する演算部と、

前記可動光学系の配置位置が前記一の拡大倍率に応じた一の位置となるように制御を行う制御部と、

前記制御部の制御に基づき、前記可動光学系を前記一の位置に移動させる拡大倍率変更部と、

を有することを特徴とする生体観察システム。

【請求項 10】

前記測距部は、前記観察距離を非接触により測定可能な構成を有することを特徴とする請求項 8 または請求項 9 に記載の生体観察システム。

10

【請求項 11】

前記生体情報取得部は、前記対物光学系及び前記測距部が設けられた先端部をさらに有し、

前記測距部は、自身の少なくとも一部が前記被写体の表面に接触した状態において外力が加えられることにより、前記先端部の先端面からの突出長を変更可能な突出部と、該突出長を測定する測定部と、を具備し、

前記演算部は、前記観察距離に相当する前記突出長を前記作動距離とみなしつつ、前記一の拡大倍率を算出することを特徴とする請求項 8 または請求項 9 に記載の生体観察システム。

20

【請求項 12】

前記突出部は、前記先端部に対して一体的に設けられていることを特徴とする請求項 11 に記載の生体観察システム。

【請求項 13】

前記突出部は、前記先端部に対して着脱可能な形状を具備して形成されていることを特徴とする請求項 11 に記載の生体観察システム。

【請求項 14】

自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系が設けられた生体情報取得部と、

観察対象となる被写体を照明するための照明光を出射するとともに、該照明光の光量に関する情報を出力する光源部と、

30

前記情報に基づき、前記光源部から出力されている前記照明光の光量を推定する光量推定部と、

前記対物光学系と前記被写体の表面との間の観察距離を、前記光量推定部により推定された前記光量に基づいて算出する観察距離算出部と、

前記観察距離を作動距離とみなしつつ、該作動距離に適した一の拡大倍率を算出する演算部と、

前記対物光学系の焦点位置が前記一の拡大倍率に応じた位置となるように制御を行う制御部と、

40

前記制御部の制御に基づき、前記可動光学系を移動させる焦点位置調整部と、

を有することを特徴とする生体観察システム。

【請求項 15】

自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系が設けられた生体情報取得部と、

観察対象となる被写体を照明するための照明光を出射するとともに、該照明光の光量に関する情報を出力する光源部と、

前記情報に基づき、前記光源部から出力されている前記照明光の光量を推定する光量推定部と、

前記対物光学系と前記被写体の表面との間の観察距離を、前記光量推定部により推定された前記光量に基づいて算出する観察距離算出部と、

50

前記観察距離を作動距離とみなしつつ、該作動距離に適した一の拡大倍率を算出する演算部と、

前記可動光学系の配置位置が前記一の拡大倍率に応じた一の位置となるように制御を行う制御部と、

前記制御部の制御に基づき、前記可動光学系を前記一の位置に移動させる拡大倍率変更部と、

を有することを特徴とする生体観察システム。

【請求項 16】

前記光源部は、絞りによる調整を行いつつ前記照明光を出射するとともに、該絞りにおける現在の絞り量を前記情報として出力し、

前記光量推定部は、前記現在の絞り量に基づき、前記光源部から出力されている前記照明光の光量を推定する

ことを特徴とする請求項 14 または請求項 15 に記載の生体観察システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡及び生体観察システムに関し、特に、拡大倍率を変化させつつ被写体の観察を行うことが可能な内視鏡及び生体観察システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、生体内の細胞に対する組織学的な観察が、癌の早期発見、早期診断において重要であるとして注目されている。

【0003】

生体内の細胞に対する組織学的な観察を行うことを可能とする装置として、例えば、通常の倍率による観察に加え、一般的な顕微鏡における 20 倍～100 倍の倍率による拡大観察を行うことが可能な装置が提案されている。そして、このような拡大観察を可能とするためのものとして、例えば、特許文献 1 の内視鏡装置が提案されている。

【0004】

特許文献 1 には、対物レンズ系において結像した被写体像を電気信号に変換する撮像素子と、被写体までの被写体距離を測距する測距手段と、該対物レンズ系の可変焦点距離範囲内において倍率が異なる複数の焦点位置を予め設定し、該測距手段が測距する被写体距離に応じて該焦点位置を選択して該対物レンズ系の焦点合せを行う駆動制御手段と、を具備する内視鏡の構成が記載されている。

【0005】

一方、通常の倍率による観察、及び、前述した拡大観察に加え、生体内の細胞の構成要素を直接観察可能な倍率（数百倍以上の倍率）による超拡大観察を行うための装置もまた、近年実用化されている。

【特許文献 1】特開 2002 - 258166 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

前述した拡大観察または超拡大観察を内視鏡を用いて行う場合においては、拡大倍率に応じた作動距離と、該内視鏡の先端部の先端面から被写体の表面までの距離（以降、観察距離と称する）とを一致させるための調整を、コンマ数 mm 程度（またはそれ以上）の精度により行う必要がある。また、例えば、通常観察の（低倍率の）拡大倍率から拡大観察または超拡大観察の（超高倍率の）拡大倍率への変更が行われる際には、手動による観察距離の変動に応じた拡大倍率の非連続的な変化が生じるため、超高倍率時において焦点ボケが生じてしまう。

【0007】

一方、特許文献 1 に記載の内視鏡が具備する測距手段の測距結果は、前述した観察距離

10

20

30

40

50

の調整を手動により行った結果として得られるものである。そのため、特許文献１に記載の構成を具備する内視鏡によれば、先端部の先端面を手動により被写体に近づけつつ観察距離を短くしてゆく際に、測距手段の測距結果に応じて焦点位置を適宜変更したとしても、拡大倍率の非連続的な変化に伴う焦点ボケが超高倍率時において発生し、結果的に、拡大の最中にユーザが被写体を見失ってしまう場合がある、という課題が生じている。

【０００８】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、観察時の拡大倍率の変化に伴って生じる焦点ボケを軽減することが可能な内視鏡及び生体観察システムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

10

【０００９】

本発明における内視鏡は、自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系と、前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と、前記可動光学系を移動させることにより、前記対物光学系の拡大倍率が、前記観察距離に適したものとして算出された一の拡大倍率となるように焦点調整を行う焦点位置調整部と、を有することを特徴とする。

【００１０】

本発明における内視鏡は、自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系と、前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と、前記可動光学系を移動させることにより、前記対物光学系の拡大倍率を、前記観察距離に適したものとして算出された一の拡大倍率に変更する拡大倍率変更部と、を有することを特徴とする。

20

【００１１】

本発明における生体観察システムは、自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系が設けられた生体情報取得部と、前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と、前記観察距離を作動距離とみなしつつ、該作動距離に適した一の拡大倍率を算出する演算部と、前記対物光学系の焦点位置が前記一の拡大倍率に応じた位置となるように制御を行う制御部と、前記制御部の制御に基づき、前記可動光学系を移動させる焦点位置調整部と、を有することを特徴とする。

【００１２】

30

本発明における生体観察システムは、自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系が設けられた生体情報取得部と、前記対物光学系と、観察対象となる被写体の表面との間の観察距離を測定する測距部と、前記観察距離を作動距離とみなしつつ、該作動距離に適した一の拡大倍率を算出する演算部と、前記可動光学系の配置位置が前記一の拡大倍率に応じた一の位置となるように制御を行う制御部と、前記制御部の制御に基づき、前記可動光学系を前記一の位置に移動させる拡大倍率変更部と、を有することを特徴とする。

【００１３】

本発明における生体観察システムは、自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系が設けられた生体情報取得部と、観察対象となる被写体を照明するための照明光を出射するとともに、該照明光の光量に関する情報を出力する光源部と、前記情報に基づき、前記光源部から出力されている前記照明光の光量を推定する光量推定部と、前記対物光学系と前記被写体の表面との間の観察距離を、前記光量推定部により推定された前記光量に基づいて算出する観察距離算出部と、前記観察距離を作動距離とみなしつつ、該作動距離に適した一の拡大倍率を算出する演算部と、前記対物光学系の焦点位置が前記一の拡大倍率に応じた位置となるように制御を行う制御部と、前記制御部の制御に基づき、前記可動光学系を移動させる焦点位置調整部と、を有することを特徴とする。

40

【００１４】

本発明における生体観察システムは、自身の光軸方向に沿って変移可能な可動光学系を具備する対物光学系が設けられた生体情報取得部と、観察対象となる被写体を照明するた

50

めの照明光を出射するとともに、該照明光の光量に関する情報を出力する光源部と、前記情報に基づき、前記光源部から出力されている前記照明光の光量を推定する光量推定部と、前記対物光学系と前記被写体の表面との間の観察距離を、前記光量推定部により推定された前記光量に基づいて算出する観察距離算出部と、前記観察距離を作動距離とみなしつつ、該作動距離に適した一の拡大倍率を算出する演算部と、前記可動光学系の配置位置が前記一の拡大倍率に応じた一の位置となるように制御を行う制御部と、前記制御部の制御に基づき、前記可動光学系を前記一の位置に移動させる拡大倍率変更部と、を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明における内視鏡及び生体観察システムによると、観察時の拡大倍率の変化に伴って生じる焦点ボケを軽減することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0017】

(第1の実施形態)

図1から図3は、本発明の第1の実施形態に係るものである。図1は、本発明の第1の実施形態の生体観察システムの要部の構成の一例を示す図である。図2は、図1の内視鏡が具備する対物光学系の詳細な構成の一例を示す図である。図3は、内視鏡の作動距離と拡大倍率との間の相関の一例を示す図である。

【0018】

生体観察システム1は、図1に示すように、変倍機能を具備し、撮像した被写体101の像を撮像信号として出力する内視鏡2と、被写体101を照明するための照明光を発する光源装置3と、内視鏡2からの撮像信号に対して画像処理を施すことにより、映像信号を生成して出力するプロセッサ4と、プロセッサ4からの映像信号に応じた画像を表示する表示装置5と、を有して構成されている。

【0019】

内視鏡2の内部には、光源装置3において発せられた照明光を先端部21へ伝送するためのライトガイド6が挿通されている。

【0020】

ライトガイド6の一方の端面(入射端面)は、光源装置3に接続されている。また、ライトガイド6の他方の端面(出射端面)は、先端部21に設けられた図示しない照明光学系の近傍に配置されている。このような構成により、光源装置3において発せられた照明光は、ライトガイド6及び図示しない照明光学系を経た後、被写体101に対して出射される。

【0021】

生体情報取得部としての内視鏡2の先端部21には、被写体の像を結像する対物光学系22と、対物光学系22により結像された該被写体の像を撮像し、撮像信号として出力するCCD(電荷結合素子)23と、先端部21の先端面から被写体101の表面までの距離を測定する測距装置24と、が設けられている。

【0022】

変倍機能を具備する対物光学系22は、図2に示すように、先端部21の最も先端側に設けられた第1レンズ群22aと、自身の光軸方向に沿って変移可能であり、第1レンズ群22aを通過した光が前面から入射される可動光学系22bと、該光軸方向に沿った方向(図2の矢印Dに沿った方向)に可動光学系22bを移動させることが可能な焦点位置調整部22cと、可動光学系22bを通過した光が前面から入射される第2レンズ群22dと、を有している。

【0023】

第1レンズ群22aは、被写体101からの光が入射される先端レンズ22eを少なく

10

20

30

40

50

とも含む、位置が夫々固定された複数のレンズを具備して構成されている。なお、本実施形態においては、先端レンズ 2 2 e の前面と被写体 1 0 1 の表面との間の距離を観察距離 L として説明を行う。

【0024】

拡大倍率変更部としての機能を有する焦点位置調整部 2 2 c は、例えばリニアアクチュエータを用いて構成されている。具体的には、焦点位置調整部 2 2 c は、可動光学系 2 2 b の側部に接続されるアーム 2 2 f と、プロセッサ 4 の制御に応じてアーム 2 2 f を図 2 の矢印 D に沿った方向に移動させるアーム駆動部 2 2 g と、を具備して構成されている。そして、このような構成によれば、焦点位置調整部 2 2 c の動作に伴って可動光学系 2 2 b が移動することにより、対物光学系 2 2 の焦点位置及び拡大倍率が夫々変更される。

10

【0025】

第 2 レンズ群 2 2 d は、位置が夫々固定された複数のレンズを具備して構成されており、第 1 レンズ群 2 2 a 及び可動光学系 2 2 b を介して入射される光を CCD 2 3 の撮像面に結像させる。

【0026】

測距部としての測距装置 2 4 は、先端部 2 1 の先端面と被写体 1 0 1 の表面との間の距離を非接触により測定可能な、例えば、超音波式距離センサまたは光学式距離センサ等を具備して構成されている。そして、測距装置 2 4 は、先端部 2 1 の先端面と被写体 1 0 1 の表面との間の測距結果をプロセッサ 4 に対して出力する。なお、本実施形態においては、測距装置 2 4 による測距結果と、前述した観察距離 L とが略一致すると仮定して説明を行う。

20

【0027】

プロセッサ 4 は、画像処理部 4 1 と、CCD 2 3 を駆動させるための制御を行う CCD 駆動部 4 3 と、測距装置 2 4 を駆動させるための制御を行う測距装置駆動部 4 4 と、光学情報演算部 4 5 と、光学系制御部 4 6 と、を有して構成されている。

【0028】

画像処理部 4 1 は、ノイズ除去等の前処理、A/D 変換処理、画像生成処理、及び、D/A 変換処理の各処理を入力される撮像信号に対して順番に施すことにより、映像信号を生成して表示装置 5 へ出力する。

【0029】

演算部としての機能を有する光学情報演算部 4 5 には、シミュレーションにより得られた計算値、または、実験により得られた実測値としての、内視鏡 2 の作動距離と拡大倍率との相関を示す所定のデータが予め記憶されている。そして、光学情報演算部 4 5 は、前記所定のデータと測距装置 2 4 からの測距結果とに基づき、該測距結果に応じた適切な拡大倍率を算出し、算出結果を光学系制御部 4 6 に対して出力する。

30

【0030】

なお、前記所定のデータとしては、例えば図 3 に示すようなものがある。但し、図 3 に示すデータは、対物光学系 2 2 の焦点距離を固定し、測距装置 2 4 の測距結果に対応する距離を横軸の作動距離とし、かつ、14 インチのモニタに画像を出力した場合の表示倍率を縦軸の拡大倍率としたものである。

40

【0031】

制御部としての機能を有する光学系制御部 4 6 は、光学情報演算部 4 5 から出力される拡大倍率の算出結果に基づき、可動光学系 2 2 b の配置位置として最適な位置を算出する。そして、光学系制御部 4 6 は、可動光学系 2 2 b が前記最適な位置に配置されるように焦点位置調整部 2 2 c を動作させるための制御を行う。

【0032】

ここで、生体観察システム 1 の作用について説明を行う。

【0033】

まず、ユーザにより生体観察システム 1 の各部の電源が投入されると、照明光が光源装置 3 から内視鏡 2 に供給され、CCD 駆動部 4 3 及び測距装置駆動部 4 4 が駆動を開始す

50

る。これに伴い、内視鏡 2 の C C D 2 3 及び測距装置 2 4 もまた駆動を開始する。

【 0 0 3 4 】

C C D 2 3 は、C C D 駆動部 4 3 の制御により駆動を開始した後、自身の撮像面に結像された被写体の像を撮像信号として順次プロセッサ 4 へ出力する。

【 0 0 3 5 】

内視鏡 2 から出力された撮像信号は、画像処理部 4 1 において前述した各処理が施され、映像信号に変換された後、表示装置 5 へ出力される。これにより、被写体 1 0 1 の像が表示装置 5 に画像表示される。

【 0 0 3 6 】

一方、ユーザは、表示装置 5 に画像表示されている被写体 1 0 1 の像を見ながら、拡大観察による観察対象となる部位の表面に内視鏡 2 の先端部 2 1 を近づけてゆく。

10

【 0 0 3 7 】

測距装置 2 4 は、測距装置駆動部 4 4 の制御により駆動を開始した後、観察距離 L が測定可能な距離となったタイミングにおいて測距を開始し、該観察距離 L の測距結果を順次プロセッサ 4 へ出力する。

【 0 0 3 8 】

光学情報演算部 4 5 は、自身に記憶された所定のデータと、測距装置 2 4 から出力される測距結果とに基づき、該測距結果に応じた適切な拡大倍率を算出し、算出結果を光学系制御部 4 6 に対して順次出力する。

【 0 0 3 9 】

20

具体的には、例えば測距装置 2 4 から出力された測距結果が X m m である場合、光学情報演算部 4 5 は、作動距離を X m m とみなしつつ、前記所定のデータとしての、内視鏡 2 における作動距離と拡大倍率との相関を示すデータを参照することにより、適切な拡大倍率を Y 倍として算出する。そして、光学情報演算部 4 5 は、前記 Y 倍の値を光学系制御部 4 6 に対して順次出力する。

【 0 0 4 0 】

なお、前記 Y 倍の値は、例えば視覚的に認識可能な文字列または記号等として表示装置 5 に表示されることにより、ユーザに対して随時告知されるものであっても良い。

【 0 0 4 1 】

光学系制御部 4 6 は、光学情報演算部 4 5 から出力される拡大倍率の算出結果に基づき、被写体 1 0 1 とのピントが合い、かつ、該拡大倍率となる位置を、可動光学系 2 2 b の最適な配置位置として算出する。

30

【 0 0 4 2 】

具体的には、例えば光学情報演算部 4 5 から出力された算出結果が Y 倍である場合、光学系制御部 4 6 は、被写体 1 0 1 とのピントが合い、かつ、拡大倍率が Y 倍となる位置 Z を、可動光学系 2 2 b の最適な配置位置として算出する。

【 0 0 4 3 】

そして、光学系制御部 4 6 は、可動光学系 2 2 b が前記位置 Z に配置されるように焦点位置調整部 2 2 c を動作させるための制御を行う。

【 0 0 4 4 】

40

焦点位置調整部 2 2 c は、光学系制御部 4 6 の制御に基づき、可動光学系 2 2 b の配置位置を前記位置 Z に移動させる。これにより、対物光学系 2 2 の焦点位置が、光学情報演算部 4 5 により算出された拡大倍率 (Y 倍) に応じた位置として調整される。

【 0 0 4 5 】

本実施形態の生体観察システム 1 においては、拡大観察による観察対象となる被写体 1 0 1 の表面に内視鏡 2 の先端部 2 1 が近づいてゆくだけで、以上に述べたような、観察距離 L の測距、該観察距離 L に応じた拡大倍率の算出、及び、該拡大倍率に応じた最適な位置への可動光学系 2 2 b の配置、という動作が繰り返し行われる。

【 0 0 4 6 】

すなわち、本実施形態の生体観察システム 1 によれば、観察時の拡大倍率を低倍率 (通

50

常観察に相当する倍率)から超高倍率(超拡大観察に相当する倍率)へ変化させる際に、拡大観察による観察対象となる被写体101の表面に内視鏡2の先端部21を近づけてゆく以外の特別な操作が行われずとも、焦点ボケの発生を軽減でき、かつ、拡大倍率を連続的に変化させることができる。そのため、ユーザは、本実施形態の生体観察システム1を用いることにより、被写体101の所望の部位における細胞レベルの観察を確実に行うことができる。

【0047】

なお、本実施形態の生体観察システム1においては、内視鏡2及びプロセッサ4による拡大倍率の変更に係る動作をオンまたはオフに切り替えるためのスイッチ、及び、該スイッチがオフの場合に手動により拡大倍率を変更可能な機能が付加されるものであっても良い。

10

【0048】

(第2の実施形態)

図4から図7は、本発明の第2の実施形態に係るものである。図4は、本発明の第2の実施形態の生体観察システムの要部の構成の一例を示す図である。図5は、図4の測距装置が具備する突出部の配置状態を、内視鏡の先端部の先端面側から見た場合の図である。図6は、図4の測距装置の変形例を示す図である。図7は、図6の測距装置が具備するキャップの配置状態を、内視鏡の先端部の先端面側から見た場合の図である。

【0049】

なお、以降の説明において、第1の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施形態における生体観察システムの構成は、第1の実施形態における生体観察システム1と類似の構成を有している。そのため、本実施形態においては、第1の実施形態における生体観察システム1と異なる部分について主に説明を行うものとする。

20

【0050】

生体観察システム1Aは、図4に示すように、内視鏡2Aと、光源装置3と、プロセッサ4Aと、表示装置5と、を有して構成されている。

【0051】

生体情報取得部としての内視鏡2Aの先端部21には、対物光学系22と、CCD23と、先端部21の先端面から被写体101の表面までの距離を測定する測距装置24Aと、が設けられている。

30

【0052】

測距部としての測距装置24Aは、先端部21に対して一体的に設けられ、先端部21の先端面からの突出長を変化させつつ突出可能な突出部25と、突出部25の変移を測定可能なセンサ26と、を具備している。

【0053】

突出部25は、先端部21の内部に収納することが可能であるとともに、先端部21の軸方向に沿って移動することにより先端部21の先端面からの突出長を変化させることが可能な、例えば、先端部21に比べて十分に細い柱状形状を具備する柱状部材として形成されている。そして、突出部25の一方の端面(以降、基端面と称する)は、バネ等の弾性部材25aを介して先端部21の内部に接続されている。これにより、突出部25は、他方の端面(以降、先端面と称する)が被写体101の表面に押し付けられた際に、基端面側に接続された弾性部材25aが押し付け量に応じて縮んでゆくことに伴い、先端部21の内部に徐々に収納されてゆく。

40

【0054】

すなわち、前述した構成の突出部25によれば、自身の先端面が被写体101の表面に接触されていない状態において、先端部21の先端面からの突出長が最大となり、自身の先端面が被写体101の表面に接触した状態において外力が加えられることにより、先端部21の先端面からの突出長が次第に変化し、自身の先端面が先端部21の先端面と同一の平面上に存在するに至った場合に、先端部21の先端面からの突出長が0となる。

50

【 0 0 5 5 】

一方、突出部 2 5 は、先端部 2 1 の先端面側から見た場合、例えば図 5 に示すような位置から突出される。また、図 5 に示すように、先端部 2 1 の先端面には、突出部 2 5 の他に、先端レンズ 2 2 e と、ライトガイド 6 を介して伝送された照明光が出射される（複数の）照明レンズ 6 1 a と、内視鏡 2 の内部の図示しない鉗子チャンネルに連通する鉗子口 6 2 と、が設けられている。

【 0 0 5 6 】

測定部としての機能を有するセンサ 2 6 は、直線方向における変移を測定可能な、例えばリニアポテンショメータ等により構成されている。また、センサ 2 6 には、突出部 2 5 の基端面に当接され、該基端面の変移に合わせて移動可能な突起部 2 6 a が設けられている。そして、センサ 2 6 は、突起部 2 6 a の位置情報の測定結果をプロセッサ 4 へ出力する。

10

【 0 0 5 7 】

なお、測距装置 2 4 A のセンサ 2 6 は、突出部 2 5 の突出長を測定する際に、突出部 2 5 の基端面に接触させた状態の突起部 2 6 a の位置情報を測定するものに限らず、例えばラインセンサのような、光学的に突出部 2 5 の突出長を直接測定可能なものであっても良い。

【 0 0 5 8 】

プロセッサ 4 A は、画像処理部 4 1 と、CCD 駆動部 4 3 と、光学情報演算部 4 5 と、光学系制御部 4 6 と、を有して構成されている。

20

【 0 0 5 9 】

ここで、図 4 に示す測距装置 2 4 A を先端部 2 1 に具備する場合の生体観察システム 1 A の作用について説明を行う。

【 0 0 6 0 】

まず、ユーザにより生体観察システム 1 A の各部の電源が投入されると、照明光が光源装置 3 から内視鏡 2 A に供給され、CCD 駆動部 4 3 が駆動を開始する。これに伴い、内視鏡 2 A の CCD 2 3 もまた駆動を開始する。

【 0 0 6 1 】

内視鏡 2 A の CCD 2 3 から出力された撮像信号は、画像処理部 4 1 において前述した各処理が施され、映像信号に変換された後、表示装置 5 へ出力される。これにより、被写体 1 0 1 の像が表示装置 5 に画像表示される。

30

【 0 0 6 2 】

一方、ユーザは、表示装置 5 に画像表示されている被写体 1 0 1 の像を見ながら、拡大観察による観察対象となる部位の表面に内視鏡 2 A の先端部 2 1 を近づけてゆく。

【 0 0 6 3 】

そして、センサ 2 6 は、突起部 2 6 a の位置情報を測定しつつ、突出部 2 5 の先端面が被写体 1 0 1 の表面に接触したタイミング以降において、測定した該位置情報をプロセッサ 4 A へ順次出力する。

【 0 0 6 4 】

光学情報演算部 4 5 は、センサ 2 6 から出力される位置情報に基づき、突出部 2 5 の突出長を算出する。また、光学情報演算部 4 5 は、自身に記憶された所定のデータと、突出部 2 5 の突出長とに基づき、該突出長を作動距離とみなしつつ、該作動距離に応じた適切な拡大倍率を算出する。そして、光学情報演算部 4 5 は、前記拡大倍率の算出結果を光学系制御部 4 6 に対して順次出力する。

40

【 0 0 6 5 】

すなわち、測距装置 2 4 A を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A において、光学情報演算部 4 5 は、突出部 2 5 の突出長を、第 1 の実施形態において述べた観察距離 L に相当するものとしながら拡大倍率の算出を行っている。

【 0 0 6 6 】

なお、前記所定のデータは、内視鏡 2 の作動距離と拡大倍率との相関を示すものであれ

50

ば、図 3 に示すデータを用いても良く、また、測距装置 2 4 A の構成に応じた他のデータを用いても良い。

【0067】

光学系制御部 4 6 は、光学情報演算部 4 5 から出力される拡大倍率の算出結果に基づき、被写体 1 0 1 とのピントが合い、かつ、該拡大倍率となる位置を、可動光学系 2 2 b の最適な配置位置として算出する。

【0068】

そして、光学系制御部 4 6 は、可動光学系 2 2 b が前記最適な配置位置に配置されるように焦点位置調整部 2 2 c を動作させるための制御を行う。

【0069】

焦点位置調整部 2 2 c は、光学系制御部 4 6 の制御に基づき、可動光学系 2 2 b の配置位置を前記最適な配置位置に移動させる。これにより、対物光学系 2 2 の焦点位置が、光学情報演算部 4 5 により算出された拡大倍率に応じた位置として調整される。

【0070】

測距装置 2 4 A を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A においては、拡大観察による観察対象となる被写体 1 0 1 の表面に突出部 2 5 の先端面が押し付けられるだけで、以上に述べたような、突出部 2 5 の突出長の算出、該突出長に応じた拡大倍率の算出、及び、該拡大倍率に応じた最適な位置への可動光学系 2 2 b の配置、という動作が繰り返し行われる。

【0071】

すなわち、測距装置 2 4 A を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A によれば、観察時の拡大倍率を低倍率（通常観察に相当する倍率）から超高倍率（超拡大観察に相当する倍率）へ変化させる際に、拡大観察による観察対象となる被写体 1 0 1 の表面に突出部 2 5 の先端面を接触させつつ押し付けてゆく以外の特別な操作が行われずとも、焦点ボケの発生を軽減でき、かつ、拡大倍率を連続的に変化させることができる。そのため、ユーザは、測距装置 2 4 A を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A を用いることにより、被写体 1 0 1 の所望の部位における細胞レベルの観察を確実に行うことができる。

【0072】

また、測距装置 2 4 A を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A によれば、例えば被写体 1 0 1 が拍動または蠕動に応じて動く臓器であったとしても、該拍動または蠕動に影響されることなく、被写体 1 0 1 の所望の部位における細胞レベルの観察画像を安定的に取得することができる。

【0073】

一方、本実施形態の生体観察システム 1 A においては、図 4 に示す測距装置 2 4 A を先端部 2 1 に具備する構成に限らず、図 6 に示す測距装置 2 4 B を先端部 2 1 に具備する構成が適用されるものであっても良い。

【0074】

測距部としての測距装置 2 4 B は、図 6 に示すように、突起部 2 6 a が先端部 2 1 の外装表面に露出するように設けられたセンサ 2 6 と、先端部 2 1 に着脱可能な形状（例えば円筒形状）を具備するキャップ 2 7 と、を有して構成されている。

【0075】

キャップ 2 7 の内周面には、突起部 2 6 a を嵌合可能な形状の図示しない溝部が形成されている。そして、突出部 2 5 と略同様の機能を有するキャップ 2 7 は、前記溝部に突起部 2 6 a が嵌合された状態として、先端部 2 1 に装着される。

【0076】

すなわち、前述した構成のキャップ 2 7 によれば、突出部 2 5 の場合と同様に、自身の先端面が被写体 1 0 1 の表面に接触されていない状態において、先端部 2 1 の先端面からの突出長が最大となり、自身の先端面が被写体 1 0 1 の表面に接触した状態において外力が加えられることにより、先端部 2 1 の先端面からの突出長が次第に変化し、自身の先端面が先端部 2 1 の先端面と同一の平面上に存在するに至った場合に、先端部 2 1 の先端面

10

20

30

40

50

からの突出長が 0 となる。

【0077】

一方、キャップ 27 は、先端部 21 の先端面側から見た場合、例えば図 7 に示すような位置に配置される。

【0078】

ここで、図 6 に示す測距装置 24B を先端部 21 に具備する場合の生体観察システム 1A の作用について説明を行う。

【0079】

まず、ユーザは、突起部 26a をキャップ 27 の図示しない溝部に嵌合させることにより、キャップ 27 を先端部 21 に装着する。

【0080】

その後、ユーザにより生体観察システム 1A の各部の電源が投入されると、照明光が光源装置 3 から内視鏡 2A に供給され、CCD 駆動部 43 が駆動を開始する。これに伴い、内視鏡 2A の CCD 23 もまた駆動を開始する。

【0081】

内視鏡 2A の CCD 23 から出力された撮像信号は、画像処理部 41 において前述した各処理が施され、映像信号に変換された後、表示装置 5 へ出力される。これにより、被写体 101 の像が表示装置 5 に画像表示される。

【0082】

一方、ユーザは、表示装置 5 に画像表示されている被写体 101 の像を見ながら、拡大観察による観察対象となる部位の表面に内視鏡 2A の先端部 21 を近づけてゆく。

【0083】

そして、センサ 26 は、突起部 26a の位置情報を測定しつつ、キャップ 27 の先端面が被写体 101 の表面に接触したタイミング以降において、測定した該位置情報をプロセッサ 4A へ順次出力する。

【0084】

光学情報演算部 45 は、センサ 26 から出力される位置情報に基づき、キャップ 27 の突出長を算出する。また、光学情報演算部 45 は、自身に記憶された所定のデータと、キャップ 27 の突出長とに基づき、該突出長を作動距離とみなしつつ、該作動距離に応じた適切な拡大倍率を算出する。そして、光学情報演算部 45 は、前記拡大倍率の算出結果を光学系制御部 46 に対して順次出力する。

【0085】

すなわち、測距装置 24B を具備する本実施形態の生体観察システム 1A において、光学情報演算部 45 は、キャップ 27 の突出長を、第 1 の実施形態において述べた観察距離 L に相当するものとしながら拡大倍率の算出を行っている。

【0086】

なお、前記所定のデータは、内視鏡 2 の作動距離と拡大倍率との相関を示すものであれば、図 3 に示すデータを用いても良く、また、測距装置 24B の構成に応じた他のデータを用いても良い。

【0087】

光学系制御部 46 は、光学情報演算部 45 から出力される拡大倍率の算出結果に基づき、被写体 101 とのピントが合い、かつ、該拡大倍率となる位置を、可動光学系 22b の最適な配置位置として算出する。

【0088】

そして、光学系制御部 46 は、可動光学系 22b が前記最適な配置位置に配置されるように焦点位置調整部 22c を動作させるための制御を行う。

【0089】

焦点位置調整部 22c は、光学系制御部 46 の制御に基づき、可動光学系 22b の配置位置を前記最適な配置位置に移動させる。これにより、対物光学系 22 の焦点位置が、光学情報演算部 45 により算出された拡大倍率に応じた位置として調整される。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 0 】

測距装置 2 4 B を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A においては、拡大観察による観察対象となる被写体 1 0 1 の表面にキャップ 2 7 の先端面が押し付けられるだけで、以上に述べたような、キャップ 2 7 の突出長の算出、該突出長に応じた拡大倍率の算出、及び、該拡大倍率に応じた最適な位置への可動光学系 2 2 b の配置、という動作が繰り返し行われる。

【 0 0 9 1 】

すなわち、測距装置 2 4 B を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A によれば、観察時の拡大倍率を低倍率（通常観察に相当する倍率）から超高倍率（超拡大観察に相当する倍率）へ変化させる際に、拡大観察による観察対象となる被写体 1 0 1 の表面にキャップ 2 7 の先端面を接触させつつ押し付けてゆく以外の特別な操作が行われずとも、焦点ボケの発生を軽減でき、かつ、拡大倍率を連続的に変化させることができる。そのため、ユーザは、測距装置 2 4 B を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A を用いることにより、被写体 1 0 1 の所望の部位における細胞レベルの観察を確実に行うことができる。

【 0 0 9 2 】

また、測距装置 2 4 B を具備する本実施形態の生体観察システム 1 A によれば、例えば被写体 1 0 1 が拍動または蠕動に応じて動く臓器であったとしても、該拍動または蠕動に影響されることなく、被写体 1 0 1 の所望の部位における細胞レベルの観察画像を安定的に取得することができる。

【 0 0 9 3 】

なお、前述した突出部 2 5 またはキャップ 2 7 は、低倍率から超高倍率までの作動距離に対応可能な比較的長い突出長を具備するものであっても良く、また、拡大観察に相当する倍率である高倍率から超高倍率までの作動距離に対応可能な比較的短い突出長を具備するものであっても良い。

【 0 0 9 4 】

また、本実施形態の生体観察システム 1 A においては、内視鏡 2 A 及びプロセッサ 4 A による拡大倍率の変更に係る動作をオンまたはオフに切り替えるためのスイッチ、及び、該スイッチがオフの場合に手動により拡大倍率を変更可能な機能が付加されるものであっても良い。

【 0 0 9 5 】

（第 3 の実施形態）

図 8 は、本発明の第 3 の実施形態に係るものである。図 8 は、本発明の第 3 の実施形態の生体観察システムの要部の構成の一例を示す図である。

【 0 0 9 6 】

なお、以降の説明において、前述した各実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施形態における生体観察システムの構成は、前述した各実施形態における生体観察システムと類似の構成を有している。そのため、本実施形態においては、前述した各実施形態における生体観察システムと異なる部分について主に説明を行うものとする。

【 0 0 9 7 】

生体観察システム 1 B は、図 8 に示すように、内視鏡 2 B と、光源装置 3 B と、プロセッサ 4 B と、表示装置 5 と、を有して構成されている。

【 0 0 9 8 】

生体情報取得部としての内視鏡 2 B の先端部 2 1 には、対物光学系 2 2 と、CCD 2 3 と、が設けられている。すなわち、本実施形態の内視鏡 2 B は、第 1 の実施形態の内視鏡 2 から測距装置 2 4 を取り除いたものと略同様の構成を有している。

【 0 0 9 9 】

光源部としての光源装置 3 B は、被写体 1 0 1 を照明するための照明光を発する発光部 3 1 と、発光部 3 1 から出射される照明光の光量を調整可能な絞り 3 2 と、絞り制御部 3 3 と、を有して構成されている。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 0 】

絞り制御部 3 3 は、プロセッサ 4 B から出力される最適絞り量と略同一になるように、絞り 3 2 の絞り量を適宜変更する。また、絞り制御部 3 3 は、絞り 3 2 の現在の絞り量を検出し、発光部 3 1 から出射されている照明光の光量に関する情報として、該現在の絞り量の検出結果をプロセッサ 4 B へ出力する。

【 0 1 0 1 】

プロセッサ 4 B は、画像処理部 4 1 と、焦点評価部 4 2 と、CCD 駆動部 4 3 と、光学情報演算部 4 5 と、光学系制御部 4 6 と、測光部 4 7 と、光量推定部 4 8 と、を有して構成されている。

【 0 1 0 2 】

プロセッサ 4 B の画像処理部 4 1 は、ノイズ除去等の前処理、A / D 変換処理、画像生成処理、及び、D / A 変換処理の各処理を入力される撮像信号に対して順番に施すことにより、映像信号を生成して表示装置 5 へ出力する。また、プロセッサ 4 B の画像処理部 4 1 は、前述した各処理のうち、前処理及び A / D 変換処理の 2 つの処理を施した状態の撮像信号を、デジタル撮像データとして焦点評価部 4 2 及び測光部 4 7 へ出力する。

【 0 1 0 3 】

焦点評価部 4 2 は、画像処理部 4 1 からのデジタル撮像データに基づき、内視鏡 2 B により撮像された被写体 1 0 1 の像のピントがどの程度合っているかを検知し、検知結果を光学系制御部 4 6 に対して出力する。

【 0 1 0 4 】

測光部 4 7 は、画像処理部 4 1 からのデジタル撮像データに基づき、被写体 1 0 1 が内視鏡 2 B により撮像された際の明るさを検出する。そして、測光部 4 7 は、前述した明るさの検出結果に基づき、被写体 1 0 1 の明るさが最適なものとなるような最適絞り量を算出し、該最適絞り量の算出結果を絞り制御部 3 3 へ出力する。

【 0 1 0 5 】

光量推定部 4 8 は、絞り制御部 3 3 から出力される絞り量の情報に基づき、被写体 1 0 1 がどの程度の光量により照明されているかを推定し、推定結果を推定光量として光学情報演算部 4 5 へ出力する。

【 0 1 0 6 】

ここで、生体観察システム 1 B の作用について説明を行う。

【 0 1 0 7 】

まず、ユーザにより生体観察システム 1 B の各部の電源が投入されると、照明光が光源装置 3 B から内視鏡 2 B に供給され、CCD 駆動部 4 3 が駆動を開始する。これに伴い、内視鏡 2 B の CCD 2 3 もまた駆動を開始する。そして、内視鏡 2 B の先端部 2 1 の先端面から出射された照明光により、被写体 1 0 1 が照明される。

【 0 1 0 8 】

一方、内視鏡 2 B の CCD 2 3 から出力された撮像信号は、画像処理部 4 1 において前述した各処理が施され、映像信号に変換された後、表示装置 5 へ出力される。これにより、被写体 1 0 1 の像が表示装置 5 に画像表示される。また、内視鏡 2 B の CCD 2 3 から出力された撮像信号は、画像処理部 4 1 において前処理及び A / D 変換処理の 2 つの処理を施された後、デジタル撮像データとして焦点評価部 4 2 及び測光部 4 7 へ出力される。

【 0 1 0 9 】

焦点評価部 4 2 は、画像処理部 4 1 からのデジタル撮像データに基づき、内視鏡 2 B により撮像された被写体 1 0 1 の像のピントがどの程度合っているかを検知し、検知結果を光学系制御部 4 6 に対して出力する。

【 0 1 1 0 】

一方、ユーザは、表示装置 5 に画像表示されている被写体 1 0 1 の像を見ながら、拡大観察による観察対象となる部位の表面に内視鏡 2 B の先端部 2 1 を近づけてゆく。

【 0 1 1 1 】

先端部 2 1 が被写体 1 0 1 の表面に近づくに伴い、内視鏡 2 B の視野範囲内における被

10

20

30

40

50

写体 1 0 1 の明るさが次第に増加するため、測光部 4 7 及び絞り制御部 3 3 の作用により、絞り 3 2 の絞り量が次第に増加してゆく。そして、絞り制御部 3 3 は、検出した絞り 3 2 の絞り量を光量推定部 4 8 へ順次出力する。

【 0 1 1 2 】

光量推定部 4 8 は、絞り制御部 3 3 から出力される絞り量の情報に基づき、被写体 1 0 1 がどの程度の光量により照明されているかを推定し、推定結果を推定光量として光学情報演算部 4 5 へ順次出力する。

【 0 1 1 3 】

観察距離算出部としての機能を有する光学情報演算部 4 5 は、光量推定部 4 8 から出力される推定光量に基づき、先端部 2 1 の先端面と、被写体 1 0 1 の表面との間の観察距離 L を算出する。光学情報演算部 4 5 は、前記観察距離 L を作動距離とみなしつつ、該作動距離に応じた適切な拡大倍率を算出する。そして、光学情報演算部 4 5 は、前記拡大倍率の算出結果を光学系制御部 4 6 に対して順次出力する。

【 0 1 1 4 】

光学系制御部 4 6 は、焦点評価部 4 2 から出力される検知結果と、光学情報演算部 4 5 から出力される拡大倍率の算出結果とに基づき、被写体 1 0 1 とのピントが合い、かつ、該拡大倍率となる位置を、可動光学系 2 2 b の最適な配置位置として算出する。

【 0 1 1 5 】

そして、光学系制御部 4 6 は、可動光学系 2 2 b が前記最適な配置位置に配置されるように焦点位置調整部 2 2 c を動作させるための制御を行う。

【 0 1 1 6 】

焦点位置調整部 2 2 c は、光学系制御部 4 6 の制御に基づき、可動光学系 2 2 b の配置位置を前記最適な配置位置に移動させる。これにより、対物光学系 2 2 の焦点位置が、光学情報演算部 4 5 により算出された拡大倍率に応じた位置として調整される。

【 0 1 1 7 】

本実施形態の生体観察システム 1 B においては、照明光が出射されている状態の先端部 2 1 が近づいてゆくだけで、以上に述べたような、観察距離 L の算出、該観察距離 L に応じた拡大倍率の算出、及び、該拡大倍率に応じた最適な位置への可動光学系 2 2 b の配置、という動作が繰り返し行われる。

【 0 1 1 8 】

すなわち、本実施形態の生体観察システム 1 B によれば、観察時の拡大倍率を低倍率（通常観察に相当する倍率）から超高倍率（超拡大観察に相当する倍率）へ変化させる際に、拡大観察による観察対象となる被写体 1 0 1 を照明しながら、被写体 1 0 1 の表面に内視鏡 2 B の先端部 2 1 を近づけてゆく以外の特別な操作が行われずとも、焦点ボケの発生を軽減でき、かつ、拡大倍率を連続的に変化させることができる。そのため、ユーザは、本実施形態の生体観察システム 1 B を用いることにより、被写体 1 0 1 の所望の部位における細胞レベルの観察を確実に行うことができる。

【 0 1 1 9 】

ところで、単眼式の内視鏡 2、2 A 及び 2 B は、対物光学系 2 2 が通常観察に相当する倍率から超拡大観察に相当する倍率までの変倍機能を有するものとして構成されている。

【 0 1 2 0 】

このような構成の単眼式の内視鏡 2、2 A 及び 2 B の先端部 2 1 の先端面においては、先端レンズ 2 2 e と、複数の照明レンズ 6 1 a と、鉗子口 6 2 とが、例えば図 9 のように配置されるものであっても良い。具体的には、内視鏡 2、2 A 及び 2 B の先端部 2 1 の先端面においては、先端レンズ 2 2 e の中心から各照明レンズ 6 1 a の中心までの距離が夫々略同一になるように配置されるものであっても良い。なお、図 9 に示す先端面の配置によれば、先端レンズ 2 2 e 及び各照明レンズ 6 1 a が前述した配置状態を有するものであれば良く、測距装置の配置状態について特に制限が課せられるものではない。

【 0 1 2 1 】

そして、単眼式であり、かつ、通常観察～超拡大観察に対応可能な対物光学系を有する

10

20

30

40

50

内視鏡の先端部において、図 9 のような先端面の配置を適用した場合、拡大観察～超拡大観察の際に安定した色調の画像を取得することができる。

【 0 1 2 2 】

一方、対物光学系 2 2 が拡大観察に相当する倍率（高倍率）から超拡大観察に相当する倍率（超高倍率）までの変倍機能を有し、かつ、図示しない通常観察用（低倍率用）の対物光学系が別途設けられているような、二眼式の内視鏡においても、前述した各実施形態の作用を適用することができる。

【 0 1 2 3 】

このような構成の二眼式の内視鏡の先端部の先端面においては、低倍率の拡大倍率に対応可能な一の対物光学系の一部としての通常観察用先端レンズ 2 2 h と、高倍率から超高倍率までの拡大倍率に対応可能な他の対物光学系の一部としての拡大観察用先端レンズ 2 2 i と、複数の照明レンズ 6 1 a と、鉗子口 6 2 とが、例えば図 1 0 のように配置されるものであっても良い。具体的には、二眼式の内視鏡の先端部の先端面においては、拡大観察用先端レンズ 2 2 i の中心から各照明レンズ 6 1 a の中心までの距離が夫々略同一になるように配置されるものであっても良い。なお、図 1 0 に示す先端面の配置によれば、拡大観察用先端レンズ 2 2 i 及び各照明レンズ 6 1 a が前述した配置状態を有するものであれば良く、測距装置の配置状態について特に制限が課せられるものではない。

10

【 0 1 2 4 】

そして、二眼式であり、かつ、拡大観察～超拡大観察に対応可能な対物光学系を有する内視鏡の先端部において、図 1 0 のような先端面の配置を適用した場合、拡大観察～超拡大観察の際に安定した色調の画像を取得することができる。

20

【 0 1 2 5 】

なお、本発明は、上述した各実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 2 6 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態の生体観察システムの要部の構成の一例を示す図。

【図 2】図 1 の内視鏡が具備する対物光学系の詳細な構成の一例を示す図。

【図 3】内視鏡の作動距離と拡大倍率との間の相関の一例を示す図。

【図 4】本発明の第 2 の実施形態の生体観察システムの要部の構成の一例を示す図。

30

【図 5】図 4 の測距装置が具備する突出部の配置状態を、内視鏡の先端部の先端面側から見た場合の図。

【図 6】図 4 の測距装置の変形例を示す図。

【図 7】図 6 の測距装置が具備するキャップの配置状態を、内視鏡の先端部の先端面側から見た場合の図。

【図 8】本発明の第 3 の実施形態の生体観察システムの要部の構成の一例を示す図。

【図 9】単眼式であり、かつ、通常観察～超拡大観察に対応可能な対物光学系を有する内視鏡の先端部において適用可能な先端面の構成例を示す図。

【図 1 0】二眼式であり、かつ、拡大観察～超拡大観察に対応可能な対物光学系を有する内視鏡の先端部において適用可能な先端面の構成例を示す図。

40

【符号の説明】

【 0 1 2 7 】

1 , 1 A , 1 B 生体観察システム

2 , 2 A , 2 B 内視鏡

3 , 3 B 光源装置

4 , 4 A , 4 B プロセッサ

5 表示装置

6 ライトガイド

2 1 先端部

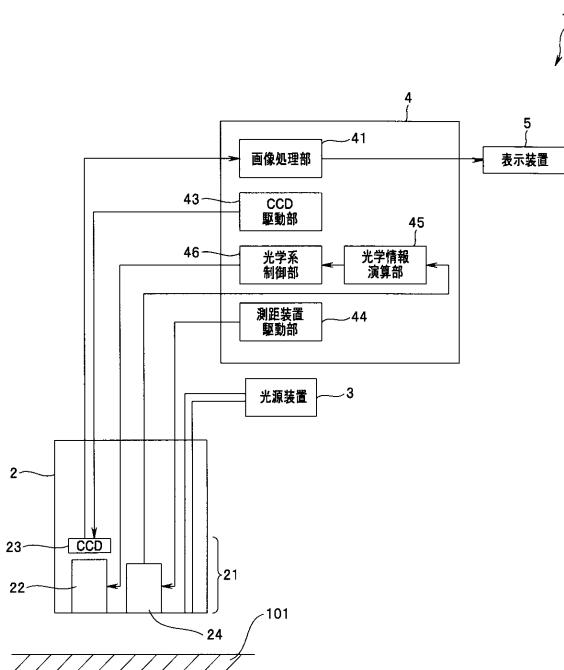
2 2 対物光学系

50

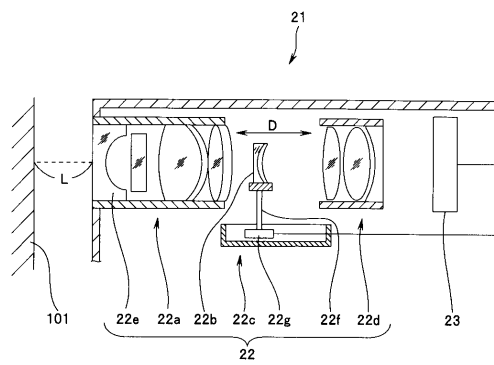
- 2 2 b 可動光学系
- 2 2 c 焦点位置調整部
- 2 2 e 先端レンズ
- 2 4 , 2 4 A , 2 4 B 測距装置
- 2 5 突出部
- 2 6 センサ
- 2 7 キャップ
- 4 5 光学情報演算部
- 4 6 光学系制御部
- 4 7 測光部
- 4 8 光量推定部
- 1 0 1 被写体

10

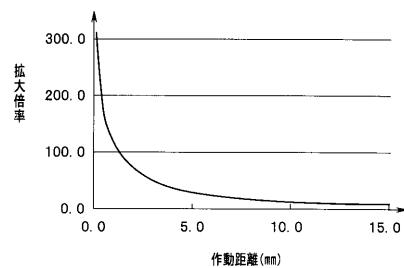
【図 1】



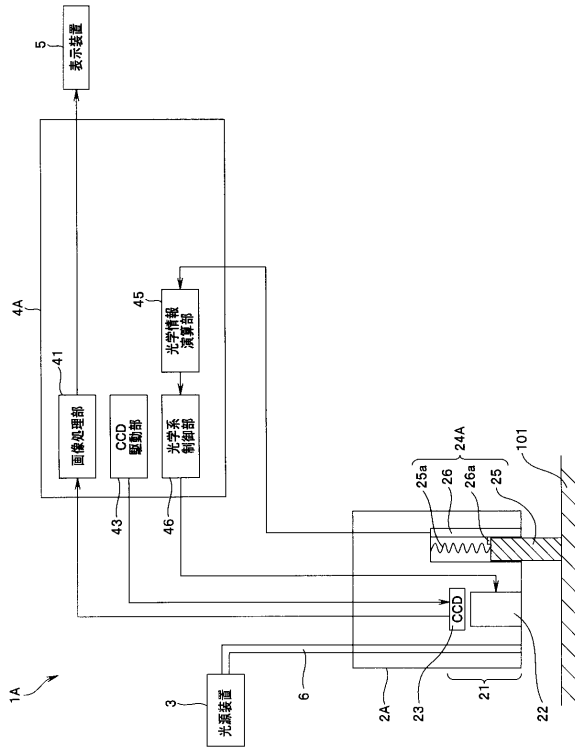
【図 2】



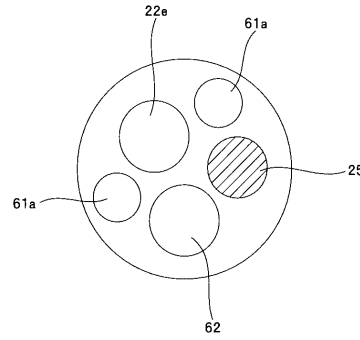
【図 3】



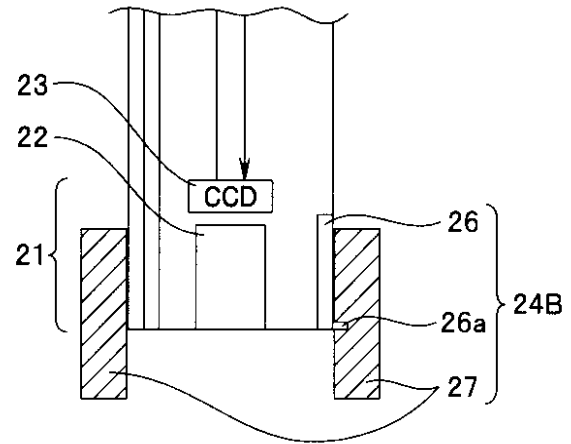
【図 4】



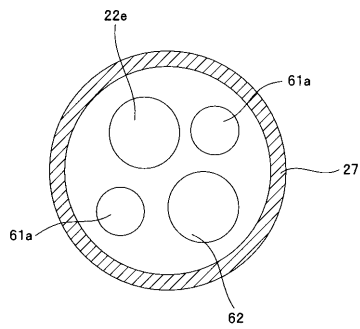
【図 5】



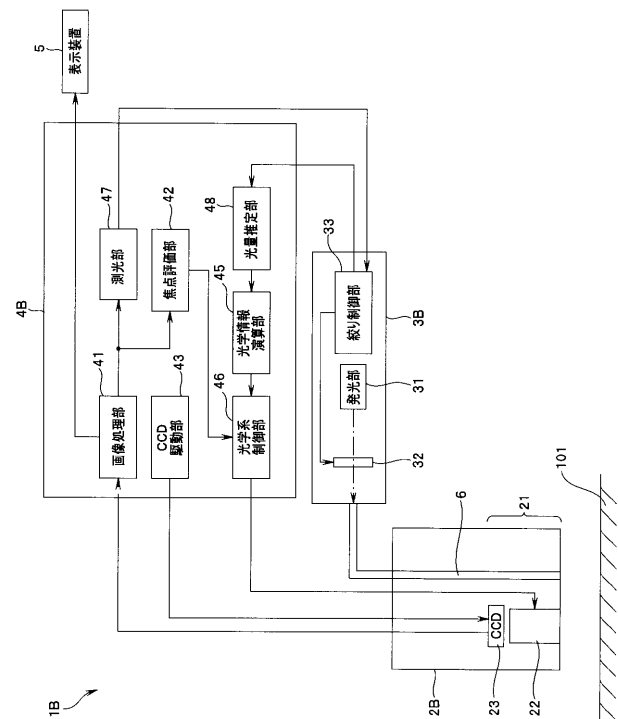
【図 6】



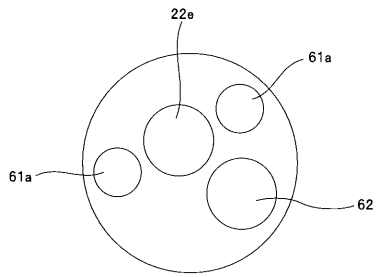
【図 7】



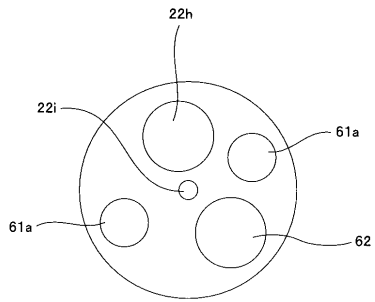
【図 8】



【 図 9 】



【 図 10 】



专利名称(译)	内窥镜和生物体观察系统		
公开(公告)号	JP2010022772A	公开(公告)日	2010-02-04
申请号	JP2008191226	申请日	2008-07-24
[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		
[标]发明人	島田 朋子 道口 信行		
发明人	島田 朋子 道口 信行		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G02B23/24.B A61B1/00.553 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.735		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA06 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA17 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF37 4C061/FF40 4C061/HH52 4C061/LL02 4C161/CC06 4C161/FF37 4C161/FF40 4C161/HH52 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够减少由观察时的放大率变化引起的聚焦模糊的内窥镜等。本发明的内窥镜包括物镜光学系统和物镜光学系统，物镜光学系统具有能够沿其自身光轴方向移动的可移动光学系统，物镜光学系统具有可沿物镜光学系统的光轴方向移动的可移动光学系统，距离测量单元，用于通过移动可移动光学系统来测量物镜光学系统的观察距离，使得物镜光学系统的放大率变为一个被计算为适合于观察距离的放大倍率以及执行调整的焦点位置调整单元。点域1

