

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔内に挿入される内視鏡と、

前記内視鏡の先端部に搭載され前記管腔内の被写体の像を結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズを含み、条件式(1)、(2)を満足する対物光学系と、

前記対物光学系によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式(3)を満足し、画素毎に色分離フィルタが配されたカラー撮像用の固体撮像素子と、

前記合焦用レンズを移動して前記対物光学系を自動で合焦状態の焦点位置に調節する合焦調節機構と、

前記合焦用レンズの移動範囲の切替を行う移動範囲切替部と、

前記移動範囲切替部の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限部と、

前記移動範囲制限部により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構により前記対物光学系が合焦状態となる複数の焦点位置に調節するための情報を記憶する設定情報記憶部と、

を備え、

前記移動範囲制限部で制限された最も遠点側の移動範囲において、前記設定情報記憶部に記憶した情報に従って、前記合焦調節機構により前記対物光学系を自動で焦点位置に調節した場合、

前記対物光学系の被写体との距離が15mm以下となる焦点位置において、前記対物光学系の光軸上の解像力は、35μm以上の解像力を有すると共に、

前記対物光学系の光軸上における空間周波数 $1/(3 \times P)$ のMTFが10%以上となる範囲を深度幅と定義した場合、前記対物光学系は、5mm以上の深度幅を有することを特徴とする内視鏡装置。

$$(1) \quad 0.8 < IH/f < 1.2$$

$$(2) \quad 3.4 < f_{\text{合}}/f < 15$$

$$(3) \quad 550 < IH/P < 1200$$

但し、IHは固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、fは前記対物光学系の焦点距離、 $f_{\text{合}}$ は前記合焦用レンズの焦点距離、Pは固体撮像素子の画素ピッチである。

【請求項 2】

前記移動範囲制限部で制限された複数の移動範囲において、遠点側の焦点位置に設定する程に、隣接する焦点位置の深度幅との重なり幅が大きいことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記合焦用レンズは、単一のレンズ、または接合レンズにより構成されることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記合焦調節機構により自動で焦点調節したときの画角の変動が5%以内であることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記移動範囲は、2つの移動範囲であることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記移動範囲は、2つの移動範囲であることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記最も遠点側の移動範囲よりも近点側の移動範囲を、前記深度幅が2.5mm以上となる移動範囲と、前記深度幅が2.5mm未満となる移動範囲とにさらに分割したことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記最も遠点側の移動範囲よりも近点側の移動範囲を、前記深度幅が 2 . 5 mm 以上となる移動範囲と、前記深度幅が 2 . 5 mm 未満となる移動範囲とにさらに分割したことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記合焦調節機構は、前記固体撮像素子により撮像された時間的に異なるフレーム間の画像における動き量を検出する動き検出部を有し、検出された動き量が閾値を超えるか否かに応じて、現在設定されている前記対物光学系の焦点位置を別の焦点位置に移動させるか否かの判断を抑制することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

管腔内に挿入される内視鏡と、

10

前記内視鏡の先端部に搭載され前記管腔内の被写体の像を結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズを含み、下記の条件式 (1)、(2) を満足する対物光学系と、

前記対物光学系によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式 (3) を満足し、画素毎に輝度信号を生成するモノクロの固体撮像素子と、

前記合焦用レンズを移動して前記対物光学系を自動で合焦状態の焦点位置に調節する合焦調節機構と、

前記合焦用レンズの移動範囲の切替を行う移動範囲切替部と、

前記移動範囲切替部の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限部と、

20

前記移動範囲制限部により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構により前記対物光学系が合焦状態となる複数の焦点位置に調節するための情報を記憶する設定情報記憶部と、

を備え、

前記移動制限部で制限された最も遠点側の移動範囲において、前記設定情報記憶部に記憶した情報に従って、前記合焦調節機構により前記対物光学系を自動で焦点位置に調節した場合、

前記対物光学系の被写体との距離が 1 5 mm 以下となる焦点位置において、前記対物光学系の光軸上の解像力は、3 5 μ m 以上の解像力を有すると共に、

前記対物光学系の光軸上における空間周波数 $1 / (2 \times P)$ の M T F が 1 0 % 以上となる範囲を深度幅と定義した場合、前記対物光学系は、5 mm 以上の深度幅を有することを特徴とする内視鏡装置。

30

$$(1) \quad 0 . 8 < I H / f < 1 . 2$$

$$(2) \quad 3 . 4 < f _ { \text{合}} / f < 1 . 5$$

$$(3) \quad 3 6 0 < I H / P < 8 0 0$$

但し、I H は固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、f は前記対物光学系の焦点距離、 $f _ { \text{合}}$ は前記合焦用レンズの焦点距離、P は固体撮像素子の画素ピッチである。

【請求項 11】

前記移動範囲は、2 つの移動範囲であることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 12】

前記最も遠点側の移動範囲よりも近点側の移動範囲を、前記深度幅が 2 . 5 mm 以上となる移動範囲と、前記深度幅が 2 . 5 mm 未満となる移動範囲とにさらに分割したことを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記合焦調節機構は、前記固体撮像素子により撮像された時間的に異なるフレーム間の画像における動き量を検出する動き検出部を有し、検出された動き量が閾値を超えるか否かに応じて、現在設定されている前記対物光学系の焦点位置を別の焦点位置に移動させるか否かの判断を抑制することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はオートフォーカス機能を備えた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、固体撮像素子を用いた撮像ユニットを備えた内視鏡は、医療分野において広く用いられている。

また、患部等を詳細に観察できるようにオートフォーカス機能を備えた光学系や、高画素化した固体撮像素子を用いた撮像ユニットを備えた内視鏡も提案されている。

例えば、日本国特開2002-253489号公報の従来例には、対物光学系における一部のレンズを移動してオートフォーカスする内視鏡装置が開示されている。

【0003】

上記従来例は、切換手段の操作により拡大制御手段が起動すると、拡大制御手段の制御信号に連動して起動する焦点制御手段により、対物光学系の可変焦点距離範囲の長焦点距離側で、対物光学系の焦点調節が行われるようにしている。

上記のように合焦可能な距離を切り替える構成にすることにより、オートフォーカスするレンズ又はレンズ群の移動範囲を制限して、オートフォーカス速度を向上し、またオートフォーカスの誤動作を低減できる。

【0004】

内視鏡による検査又は観察においては、通常、遠点側に合焦させた状態においてスクリーニング検査を行い、疑わしい部位を詳細に検査又は観察する場合には内視鏡を近点側に合焦させるような操作が行われる。

【0005】

このため、このような操作を円滑に行うことができるように、遠点側においてスクリーニング検査を行い易い観察条件を満たす内視鏡装置が望まれるが、上記従来例はそのような観察条件を開示していない。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、オートフォーカスする速度を向上でき、かつ誤動作を低減できると共に、遠点側において内視鏡による検査又は観察を円滑に行うのに適した観察条件を満たす内視鏡装置を提供することを目的とする。

【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装置は、管腔内に挿入される内視鏡と、前記内視鏡の先端部に搭載され前記管腔内の被写体の像結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズを含み、条件式(1)、(2)を満足する対物光学系と、前記対物光学系によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式(3)を満足し、画素毎に色分離フィルタが配されたカラー撮像用の固体撮像素子と、前記合焦用レンズを移動して前記対物光学系を自動で合焦状態の焦点位置に調節する合焦調節機構と、前記合焦用レンズの移動範囲の切替を行う移動範囲切替部と、前記移動範囲切替部の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限部と、前記移動範囲制限部により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構により前記対物光学系が合焦状態となる複数の焦点位置に調節するための情報を記憶する設定情報記憶部と、を備え、前記移動範囲制限部で制限された最も遠点側の移動範囲において、前記設定情報記憶部に記憶した情報に従って、前記合焦調節機構により前記対物光学系を自動で焦点位置に調節した場合、前記対物光学系の被写体との距離が15mm以下となる焦点位置において、前記対物光学系の光軸上の解像力は、35μm以上の解像力を有すると共に、前記対物光学系の光軸上における空間周波数 $1/(3 \times P)$ のMTFが10%以上となる範囲を深度幅と定義した場合、前記対物光学系は、5mm以上の深度幅を有する。

(1) $0.8 < IH/f < 1.2$

10

20

30

40

50

$$(2) \quad 3.4 < f_{\text{合}} / f < 15$$

$$(3) \quad 550 < IH / P < 1200$$

但し、 IH は固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、 f は前記対物光学系の焦点距離、 $f_{\text{合}}$ は前記合焦用レンズの焦点距離、 P は固体撮像素子の画素ピッチである。

【0007】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置は、管腔内に挿入される内視鏡と、前記内視鏡の先端部に搭載され前記管腔内の被写体の像を結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズを含み、下記の条件式(1)、(2)を満足する対物光学系と、前記対物光学系によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式(3)を満足し、画素毎に輝度信号を生成するモノクロの固体撮像素子と、前記合焦用レンズを移動して前記対物光学系を自動で合焦状態の焦点位置に調節する合焦調節機構と、前記合焦用レンズの移動範囲の切替を行う移動範囲切替部と、前記移動範囲切替部の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限部と、前記移動範囲制限部により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構により前記対物光学系が合焦状態となる複数の焦点位置に調節するための情報を記憶する設定情報記憶部と、を備え、前記移動範囲制限部で制限された最も遠点側の移動範囲において、前記設定情報記憶部に記憶した情報に従って、前記合焦調節機構により前記対物光学系を自動で焦点位置に調節した場合、前記対物光学系の被写体との距離が15mm以下となる焦点位置において、前記対物光学系の光軸上の解像力は、35μm以上の解像力を有すると共に、前記対物光学系の光軸上における空間周波数 $1/(2 \times P)$ のMTFが10%以上となる範囲を深度幅と定義した場合、前記対物光学系は、5mm以上の深度幅を有する。

$$(1) \quad 0.8 < IH / f < 1.2$$

$$(2) \quad 3.4 < f_{\text{合}} / f < 15$$

$$(3) \quad 360 < IH / P < 800$$

但し、 IH は固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、 f は前記対物光学系の焦点距離、 $f_{\text{合}}$ は前記合焦用レンズの焦点距離、 P は固体撮像素子の画素ピッチである。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図2】図2は合焦調節機構の構成を示すブロック図。

【図3A】図3Aは撮像ユニット部分の構成を示す断面図。

【図3B】図3Bは、アクチュエータを駆動する電流値と対物光学系の焦点位置の設定例を示す図。

【図4】図4は第1焦点位置及び第4焦点位置に設定した状態の対物光学系の断面図。

【図5】図5はアクチュエータ駆動部に対して駆動信号を制限して合焦用レンズによる移動範囲を2つに制限する構成を示すブロック図。

【図6】図6は図4の各焦点位置に設定した状態での物体距離と解像力の関係を示す図。

【図7】図7は隣接する焦点位置での深度幅の重なり範囲を示す図。

【図8】図8は第1の実施形態の概略の動作を示すフローチャート。

【図9】図9は本発明の第2の実施形態における第1焦点位置及び第5焦点位置に設定した状態の対物光学系の断面図。

【図10】図10は第2の実施形態における各焦点位置に設定した状態での物体距離と解像力の関係を示す図。

【図11】図11は第2の実施形態において、移動範囲を3つにした場合の各焦点位置に設定した状態での物体距離と解像力の関係を示す図。

【図12】図12は本発明の第3の実施形態における第1焦点位置及び第4焦点位置に設定した状態の対物光学系の断面図。

【図13】図13は第3の実施形態における各焦点位置に設定した状態での物体距離と解

10

20

30

40

50

像力の関係を示す図。

【図 1 4】図 1 4 は本発明の第 4 の実施形態における第 1 焦点位置及び第 6 焦点位置に設定した状態の対物光学系の断面図。

【図 1 5】図 1 5 は第 4 の実施形態における各焦点位置に設定した状態での物体距離と解像力の関係を示す図。

【図 1 6】図 1 6 は本発明の第 5 の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図 1 7】図 1 7 は第 5 の実施形態における第 1 焦点位置及び第 5 焦点位置に設定した状態の対物光学系の断面図。

【図 1 8】図 1 8 は第 5 の実施形態における各焦点位置に設定した状態での物体距離と解像力の関係を示す図。

【図 1 9】図 1 9 は本発明の第 6 の実施形態における第 1 焦点位置及び第 5 焦点位置に設定した状態の対物光学系の断面図。

【図 2 0】図 2 0 は第 6 の実施形態における各焦点位置に設定した状態での物体距離と解像力の関係を示す図。

【図 2 1】図 2 1 は本発明の第 7 の実施形態における第 1 焦点位置及び第 6 焦点位置に設定した状態の対物光学系の断面図。

【図 2 2】図 2 2 は第 7 の実施形態における各焦点位置に設定した状態での物体距離と解像力の関係を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

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 に示すように内視鏡装置 1 は、管腔内に挿入される内視鏡 2 と、この内視鏡 2 の照明光を供給する光源装置 3 と、内視鏡 2 に搭載された撮像手段から出力される信号に対して信号処理を行う画像処理装置（又は信号処理装置）4 と、画像処理装置 4 から出力される標準的な映像信号（画像信号）が入力されることにより、内視鏡画像を表示する表示手段としてのモニタ 5 とから構成される。

本実施形態における内視鏡 2 は、被検体に挿入される細長の挿入部 7 と、この挿入部 7 の後端に設けられ、術者等の操作者が把持して操作を行う操作部 8 と、この操作部 8 から延出されたケーブル部 9 とを有する。

挿入部 7 は、その先端に硬質の先端部 11 が設けられ、この先端部 11 には、撮像手段を形成する撮像ユニット 19 などが設けられている。

【0010】

また、先端部 11 に隣接して湾曲自在の湾曲部 12 が設けられ、術者は、操作部 8 における図示しない湾曲操作ノブを操作することにより、湾曲部 12 を所望の方向に湾曲することができる。

挿入部 7 内には照明光を伝送するライトガイド 14 が挿通されており、このライトガイド 14 の後端側はケーブル部 9 を経てその端部に設けたライトガイドコネクタ 15 に至る。このライトガイドコネクタ 15 を光源装置 3 に接続することにより、光源装置 3 からライトガイド 14 の後端面に照明光が供給される。

光源装置 3 は、照明光を発生するための光源としてのランプ 3a を有し、ランプ 3a の光は、絞り駆動部 3b により駆動される絞り 3c の開口により透過光量が調整された後、集光レンズ 3d を経てライトガイドコネクタ 15 におけるライトガイド 14 の入射端面に入射される。なお、絞り駆動部 3b は、後述する調光信号に基づいて絞り 3c の開口量、つまり透過光量を調整するように駆動する。

【0011】

光源装置 3 から供給された照明光は、ライトガイド 14 により伝送され、先端部 11 の先端面に取り付けた照明レンズ 16 を経て前方に出射され、管腔内の患部等の被写体を照明する。

先端部 11 には、照明レンズ 16 に隣接して、照明された被写体の光学像を結ぶ対物光

10

20

30

40

50

学系 17 が配置される。対物光学系 17 と、その結像位置に撮像面（光電変換面）が配置された固体撮像素子としての例えば電荷結合素子（CCD と略記）18 とで撮像ユニット 19 を構成する。

本実施形態における CCD 18 は、光学的に色分離する色分離フィルタとして、例えば補色系等のモザイクカラーフィルタ 18a（図 4（A）参照）を備えたモザイクカラーフィルタ方式の CCD である。

【0012】

信号ケーブル 21 の一端は撮像ユニット 19 に接続され、挿入部 7 内に挿通された信号ケーブル 21 はさらにケーブル部 9 内を挿通されてその後端の信号コネクタ 22 にその他端が接続されている。

この信号コネクタ 22 を、画像処理装置 4 に接続することにより、画像処理装置 4 内部に設けた CCD 駆動部 23 からの CCD 駆動信号により CCD 18 は駆動され、CCD 18 は光電変換した撮像信号を出力信号として出力する。

上記撮像信号は、画像処理装置 4 内の信号処理部により信号処理されて標準的な映像信号（画像信号）が生成され、モニタ 5 には、内視鏡画像が表示される。

また、挿入部 7 内には様々な処置具を挿通可能とするチャンネル 25 が設けてある。そして、術者は、操作部 8 の前端付近の処置具挿入口 25a から処置具を挿入することにより、処置具の先端側を先端部 11 において開口する先端開口 25b から突出させることができ、患部組織を採取したり、切除などの処置を行うことができる。

【0013】

本実施形態においては、撮像ユニット 19 を構成する対物光学系 17 は、移動可能な合焦用レンズ 26 を有する。なお、合焦用レンズ 26 を単一のレンズで形成する場合に限定されるものでなく、単一の接合レンズにより形成しても良い。

また、本実施形態においては、一般のカメラ等に比較して遙かに広画角で結像する対物光学系 17 を用いており、対物光学系 17 の焦点距離を f 、合焦用レンズ 26 の焦点距離を $f_{\text{合}}$ 、CCD 18 の撮像領域内の中心位置から最も遠い位置までの距離（像高）を IH とすると、下記の条件式（1）、（2）を満足する。

$$(1) \quad 0.8 < IH / f < 1.2$$

$$(2) \quad 3.4 < f_{\text{合}} / f < 15$$

また、色分離フィルタとしてのモザイクカラーフィルタ 18a を備えたカラー撮像用 CCD 18 は、CCD 18 の水平方向及び垂直方向の画素ピッチを P とした場合、下記の条件式（3）を満足する。

$$(3) \quad 550 < IH / P < 1200$$

本実施形態は、上記合焦用レンズ 26 を移動して前記対物光学系 17 を自動で合焦状態に調節する合焦調節機構 27（図 2 参照）を有する。なお、後述する第 2～第 4 の実施形態においても上記の条件式（1）～（3）を満たす。

【0014】

合焦調節機構 27 によって合焦用レンズ 26 を移動することにより、内視鏡 2 を用いて検査、観察を行う場合、所定の距離範囲内における任意の距離の患部等の被写体を合焦状態の対物光学系 17 で観察できるように自動でフォーカス制御する。

上記 CCD 18 から出力される撮像信号は、画像処理装置 4 内の信号処理部を形成する相関二重サンプリング回路（CDS 回路と略記）31 に入力され、CDS 処理後に A/D 変換器 32 によりデジタル画像信号に変換され、画像処理部 33 に入力される。

この画像処理部 33 は、入力信号を輝度信号 Y と色信号 C の画像信号に変換する信号変換回路 33a を有し、輝度信号 Y を調光信号生成部 34 に出力する。調光信号生成部 34 は、調光信号を生成し、光源装置 3 の絞り駆動部 3b に出力する。

【0015】

また、画像処理部 33 から出力されるデジタル画像信号（映像信号）は、D/A 変換器 35 により、アナログ画像信号に変換された後、モニタ 5 に出力され、モニタ 5 にはこの画像信号に対応する内視鏡画像が表示される。

10

20

30

40

50

また、画像処理部 33 は、輝度信号 Y を、制御手段を形成する CPU 36 のコントラスト検出部 36a に出力する。CPU 36 により構成されるコントラスト検出部 36a は、入力される輝度信号 Y における輝度値からその画像のコントラストを検出する。検出されたコントラストの情報は、CPU 36 のオートフォーカス制御部（図 1 では AF 制御部）36b に入力され、オートフォーカス制御に利用される。

オートフォーカス制御部 36b は、アクチュエータ駆動部 37 を介して合焦用レンズ 26 を移動し、対物光学系 17 を自動的に合焦状態に設定する。

【0016】

また、本実施形態においては、オートフォーカスによる誤動作を有効に防止すると共に、オートフォーカスの速度を向上（短時間で合焦状態に設定する）ために、合焦用レンズ 26 の移動可能となる合焦用移動範囲（単に移動範囲と略記）を複数、具体的には 2 つの移動範囲に制限する移動範囲制限手段としての制限部 37a を、アクチュエータ駆動部 37 に設けている。制限部 37a は、後述する移動範囲切替手段の切替に連動して、上記移動範囲を信号により制限する。

つまり、2 つの移動範囲における一方の移動範囲の場合には対物光学系 17 を遠点側の領域内での被写体に合焦させることができ、他方の移動範囲の場合には近点側の領域内での被写体に合焦させることができるようにしている。

そして、CPU 36 には、この制限部 37a の動作を制御する制御手段としての制御部 36c を設けている。

【0017】

また、本実施形態においては、内視鏡 2 の操作部 8 に、上記合焦用レンズ 26 の移動範囲の切替を手動で行う移動範囲切替手段を形成する切替スイッチ SW1 を設けている。切替スイッチ SW1 の操作信号は、CPU 36 に入力される。

術者がこの切替スイッチ SW1 を操作することにより、一方の移動範囲を選択したり、一方の移動範囲から他方の移動範囲に切り替える操作を行うことができる。一方の移動範囲を選択した場合には、CPU 36 のオートフォーカス制御部 36b は、その一方の移動範囲内でオートフォーカス制御を行い、一方の移動範囲から他方の移動範囲に切り替える操作をした場合には、他方の移動範囲内でオートフォーカス制御を行う。切替スイッチ SW1 はレバーで構成してもよい。

【0018】

また、本実施形態においては、対物光学系 17 を合焦状態にする焦点位置として、互いに異なる複数の焦点位置（図 6 の第 1 ～ 第 4 焦点位置）を予め登録しており、登録された複数の焦点位置に設定するための合焦用レンズ 26 の位置決め用情報を記憶する設定情報記憶手段としてのメモリ 38 を設けている。

【0019】

このメモリ 38 は、合焦用レンズ 26 をアクチュエータ 45 により光軸 O の方向（図 4（A）参照）に移動させ、対物光学系 17 を第 1 ～ 第 4 焦点位置にそれぞれ設定するのに必要な合焦用レンズ 26 の移動量又は駆動信号量（電流値）の情報を格納している。

図 3B は、アクチュエータ 45 を駆動する電流値 I_a 、 I_b 、 I_c 、 I_d により、合焦用レンズ 26 の位置決めを行い、対物光学系 17 をそれぞれ第 1 ～ 第 4 焦点位置に設定する例を示している。この場合、 $I_a < I_b < I_c < I_d$ である。

メモリ 38 内には、第 1 ～ 第 4 焦点位置と 4 つの電流値を対応付けたルックアップテーブル（LUT）38a として記憶している。

なお、対物光学系 17 を図 6 の第 1 ～ 第 4 焦点位置にそれぞれ設定した状態での合焦用レンズ 26 の光軸方向における各位置情報を、設定情報として記憶しても良い。

【0020】

また、本実施形態においては、CPU 36 は、オートフォーカスにより対物光学系 17 を第 1 ～ 第 4 焦点位置における 1 つの焦点位置に設定した場合、設定した情報を、時系列にメモリ 38 に格納するように制御する。

換言すると、CPU 36 は、対物光学系 17 が現在設定されている焦点位置情報を、メ

10

20

30

40

50

メモリ38内の焦点位置情報記憶部38bに記憶する。そして、オートフォーカス制御部36bは、この現在の焦点位置情報を参照してオートフォーカス制御する。

以下の説明では設定情報として、駆動信号量の場合で説明する。

【0021】

上述したように、合焦用レンズ26の移動範囲を2つに制限しているため、各移動範囲内において駆動する場合には、それぞれ2つの焦点位置に対応した2つの駆動信号量で済む。

つまり、図6に示すように被写体から遠点側となる第1領域Raで被写体に合焦させる場合には、対物光学系17を第1焦点位置、又は第2焦点位置の合焦状態となるように合焦用レンズ26を位置決めし、被写体から近点側となる第2領域Rbで被写体に合焦させる場合には、対物光学系17を第3焦点位置、又は第4焦点位置の合焦状態となるように合焦用レンズ26を位置決めするように調節する。

【0022】

このため、オートフォーカス制御部36bは、LUT38aの設定情報と、焦点位置情報記憶部38bの現在の焦点位置情報とを参照してコントラストがより高くなる一方の駆動信号量の場合に対物光学系17の合焦状態とするようにオートフォーカス制御を行う。

なお、本実施形態においては、合焦用レンズ26を移動範囲内で移動した場合にも、画角が殆ど変化しない対物光学系17を備えている。具体的には、オートフォーカス制御により焦点位置を変更した場合において、画角の変動を5%以内に抑制できる構成にしている。

【0023】

このように本実施形態においては、非常に簡単なオートフォーカス制御を行う構成となる。

図2は合焦調節機構27の構成を示す。この合焦調節機構27は、図1に示したコントラスト検出部36aのコントラスト情報及びメモリ38の設定情報によりオートフォーカスの制御を行うオートフォーカス制御部36bと、オートフォーカス制御部36bに基づいて駆動されるアクチュエータ駆動部37と、このアクチュエータ駆動部37により合焦用レンズ26を移動するアクチュエータ45とにより構成される。

また、図3Aは先端部11に設けられたアクチュエータ45を備えた撮像ユニット19の構成を示す。また、図4は合焦用レンズ26を移動した場合の代表的な2つの焦点位置での対物光学系17の断面図を示し、図4(A)は第1焦点位置の場合、図4(B)は第4焦点位置の場合を示す。

【0024】

図4(A)に示すように対物光学系17は、物体側から順に、合焦用レンズ26(L3)を含む前群G1と、明るさ絞り(以下、単に絞り)を含む後群G2とで構成される。

前群G1は、凹レンズL1、凸レンズL2、合焦用レンズ26(L3)で構成され、後群G2は、絞り、凸レンズL4、凸レンズL5と凹レンズL6との接合レンズで構成される。また、後群G2の後方に光学素子(光学フィルタ)I1が配置され、光学素子I1の後面に接するようにモザイクカラーフィルタ18aを介してCCD18の撮像面が配置される。なお、後群G2が光学素子I1を含む定義でも良い。

【0025】

また、本実施形態における対物光学系17の数値データを以下に示す。

第1の実施形態の数値データ

面番号	曲率半径	面間隔	屈折率	アッペ数
物体面		D0		
1		0.3	1.81991	44.36
2	0.9274	0.887		
3	-1.2823	0.378	1.88815	40.76
4	-1.3551	D4		

10

20

30

40

50

5	1.7247	0.598	1.50349	56.42
6	2.2643	D6		
7 (絞リ)		0.026		
8	2.5456	0.897	1.48915	70.23
9	-2.3398	0.642		
10	2.3577	0.879	1.48915	70.23
11	-1.2741	0.227	1.93429	18.9
12	-2.7451	0.6816		
13		1.5	1.51825	64.14

(像面)

10

	第1焦点位置	第2焦点位置	第3焦点位置	第4焦点位置
D0	21.8	15.4	9.65	4.88
D4	0.156	0.236	0.386	0.706
D6	0.65	0.57	0.42	0.1
深度幅 (mm)	10.8-100以上	8.8-49	6.42-17.9	3.74-6.78
画角 (°)				
ヒ° ツチP	1.3 μm			
IH	0.94			
IH/P	723			
f	1			
IH/f	0.94			
分解能	34.4 μm (8.8mm時)			
f _合	10.484			
f _合 / f	10.48			

20

なお、屈折率とアッペ数は e 線に対する値である。

【 0 0 2 6 】

また、D0は物体面から対物光学系 1 7 の第 1 面までの距離を示す。

図 3 A に示すようにレンズ枠 4 1 a に、前群 G 1 のレンズ L 1 , L 2 が取り付けられ、このレンズ枠 4 1 a に嵌合するレンズ枠 4 1 b に、移動可能な合焦用レンズ 2 6 (L 3)、絞リ、後群 G 2 の凸レンズ L 4、接合レンズ L 5 , L 6 が取り付けられる。このレンズ枠 4 1 b の後端側に嵌合するレンズ枠 4 1 c に、光学素子 I 1、C C D 1 8 が取り付けられている。

30

また、合焦用レンズ 2 6 は、レンズ枠 4 1 b の内周面に嵌合する可動レンズ枠 4 2 に取り付けられており、可動レンズ枠 4 2 は、レンズ枠 4 1 b に設けた移動用溝 4 3 を貫通するアーム 4 4 に一体的に連結されている。そして、アーム 4 4 には、アクチュエータ 4 5 から突出するロッド 4 6 が連結されている。

【 0 0 2 7 】

アクチュエータ 4 5 は信号線 4 7 を介してアクチュエータ駆動部 3 7 と接続される。アクチュエータ 4 5 は、切替スイッチ S W 1 の操作により、C P U 3 6 の制御のもとでアクチュエータ駆動部 3 7 から印加される駆動信号により、ロッド 4 6 の基準位置からの突出量又は移動量を変化させる。そして、ロッド 4 6 の突出量又は移動量の変化に応じて合焦用レンズ 2 6 が光軸 O の方向に沿って移動する。図 3 A の場合、アクチュエータ 4 5 を駆動する駆動信号の電流量が大きい程、合焦用レンズ 2 6 を C C D 1 8 側に移動させる移動量が大きくなる。

40

なお、C C D 1 8 の背面に接続された信号ケーブル 2 1 は、C C D 駆動部 2 3 と、C D S 回路 3 1 とに接続される。

図 5 はアクチュエータ駆動部 3 7 の構成例を示す。切替スイッチ S W 1 の操作に応じて、C P U 3 6 のオートフォーカス制御部 3 6 b は、アクチュエータ駆動部 3 7 を構成する駆動信号出力部 5 1 に対して、駆動信号を出力させる。

【 0 0 2 8 】

50

この駆動信号は、第 1 電流制限回路 5 2 a 及び第 2 電流制限回路 5 2 b の各出力端に接点 a , b がそれぞれ接続された切替スイッチ 5 3 を介してアクチュエータ 4 5 を駆動する。なお、切替スイッチ 5 3 は、切替スイッチ S W 1 の操作信号に応じて、C P U 3 6 の制御部 3 6 c による制御信号が接点 a 又は b を O N にするように切り替える。

切替スイッチ S W 1 により、図 6 の遠点側の第 1 領域 R a 内における被写体に対物光学系 1 7 をオートフォーカスするように切り替えた場合には、駆動信号が第 1 電流制限回路 5 2 a 及び接点 a を介してアクチュエータ 4 5 を駆動し、この遠点側の第 1 領域 R a 内における複数の焦点位置の 1 つに合焦するように合焦用レンズ 2 6 の移動範囲を第 1 の移動範囲 K a 内に制限する。

【 0 0 2 9 】

また、近点側の第 2 領域 R b が選択された場合には、駆動信号が第 2 電流制限回路 5 2 b 及び接点 b を介してアクチュエータ 4 5 を駆動し、この近点側の第 2 領域 R b で合焦させるように合焦用レンズ 2 6 の移動範囲を第 2 の移動範囲 K b 内に制限する。

第 1 電流制限回路 5 2 a と第 2 電流制限回路 5 2 b は、入力された駆動信号の電流値を制限する。具体的には、第 1 電流制限回路 5 2 a は、移動範囲における物体側に近い第 1 の移動範囲 K a 内のみで移動できるように第 1 の電流値（図 3 B の表の場合には電流値 I b ）以内に制限する。

第 1 の移動範囲 K a 内においては、対物光学系 1 7 の第 1 焦点位置、又は第 2 焦点位置は設定することができる範囲内となるが、第 3 焦点位置と第 4 焦点位置は設定できない範囲外となる。

【 0 0 3 0 】

一方、第 2 電流制限回路 5 2 b は、移動範囲における物体側から遠い第 2 の移動範囲 K b 内のみで移動できるように第 2 の電流値（図 3 B の場合には、電流値 I b より大きく、電流値 I c 及び I d を含む電流値）に制限する。

【 0 0 3 1 】

第 2 の移動範囲 K b 内においては、対物光学系 1 7 の第 3 焦点位置、又は第 4 焦点位置は設定することができる範囲内となるが、第 2 焦点位置と第 1 焦点位置は、設定できない範囲外となる。

なお、アクチュエータ 4 5 は、図示しないバネなどの弾性部材によりそのロッド 4 6 の基準位置からの突出量が規制され、アクチュエータ 4 5 に印加する駆動信号の電流値の値に応じて、弾性部材の弾性力に抗してロッド 4 6 の突出量を調整できるようにしている。

【 0 0 3 2 】

図 3 A において、合焦用レンズ 2 6 の全移動範囲 K 、第 1 の移動範囲 K a 、第 2 の移動範囲 K b を示し、第 1 の移動範囲 K a と第 2 の移動範囲 K b の境界は B となる。

このように合焦用レンズ 2 6 の移動範囲を 2 つの移動範囲 K a , K b に分割し、分割された各移動範囲に制限することにより、自動でフォーカス制御する場合の誤動作を有効に防止することができる。また、各移動範囲 K a , K b での合焦用レンズ 2 6 の移動量を、制限しない場合よりも小さくでき、オートフォーカスさせる速度を向上できる。

【 0 0 3 3 】

そして、このように移動範囲が制限された遠点側の移動範囲 K a において、メモリ 3 8 に記憶した設定情報に従って、合焦調節機構 2 7 により対物光学系 1 7 を自動で焦点位置に調節した場合、対物光学系 1 7 の被写体との距離が 1 5 mm 以下となる焦点位置において、対物光学系 1 7 の光軸上の解像力は、 $35\text{ }\mu\text{m}$ 以上の解像力を有すると共に、対物光学系 1 7 の光軸上における空間周波数 $1/(3 \times P)$ の M T F (Modulation Transfer Function) が 1 0 % 以上となる範囲を被写界深度幅（単に深度幅）と定義した場合、対物光学系 1 7 は、5 mm 以上の深度幅を有するように、移動範囲 K a , K b の境界 B（図 3 A 参照）を設定して、内視鏡検査を円滑に行うのに適した所定の観察条件を満たすようにしている。この境界 B に対応する物体距離（第 1 領域 R a と第 2 領域 R b の境界となる物体距離）を図 6 において点線 B a で示している。

【 0 0 3 4 】

図 6 の物体距離に対する解像力の特性から分かるように、遠点側での第 2 焦点位置の状態においては、10 mm 付近において 35 μ m 以上の解像力を有すると共に、5 mm 以上の深度幅を有する。

なお、図 6 及び図 7 に示す 35 μ m ラインは、35 μ m ピッチの白黒を識別できる解像力を示し、第 1 領域 R a 内での焦点位置（第 2 焦点位置の場合）において 35 μ m ラインを超える解像力を満たすことが分かる。

また、本実施形態においては、図 6 の解像力の特性から分かるように、2 つの移動範囲 K a , K b に対応する R a , R b において、対物光学系 17 を複数の焦点位置に設定した場合、遠点側の焦点位置に設定する程に、隣接する焦点位置との深度幅の重なり幅を大きくしている。図 7 は、深度幅の重なり幅の程度を示している。

10

【0035】

第 1 焦点位置と第 2 焦点位置との深度幅の重なり幅を C 12 , 第 2 焦点位置と第 3 焦点位置と深度幅の重なり幅を C 23 , 第 3 焦点位置と第 4 焦点位置との深度幅の重なり幅を C 34 とすると、 $C 12 > C 23 > C 34$ となるように設定している。

このように設定することにより、遠点側程、その深度幅を広く設定でき、内視鏡 2 の先端部 11 を移動して、その移動により 1 つの焦点位置から隣接する他方の焦点位置に合焦状態を移動させた場合にも主要部がぼけることなく円滑に他方の焦点位置の合焦状態に移動設定することができる。なお、後述する他の実施形態においても、図 7 で説明した場合と同様に、遠点側になる程、深度幅の重なり幅が大きくなるように設定されている。

20

【0036】

次に本実施形態の動作を図 8 を参照して説明する。

内視鏡装置 1 を図 1 に示すように設定し、電源を投入して内視鏡装置 1 を動作状態にする。最初のステップ S 1 において CPU 36 は、初期設定の処理において、合焦用レンズ 26 をオートフォーカス制御を行う状態に設定する。

また、CPU 36 は、ステップ S 2 に示すように初期状態として、切替スイッチ SW 1 が合焦用レンズ 26 を第 1 の移動範囲 K a 内で、第 1 領域 R a 側で合焦領域とするようにオートフォーカス制御を行うようにする。

そしてステップ S 3 に示すように、対物光学系 17 は、合焦状態として第 1 焦点位置又は第 2 焦点位置に設定するように合焦用レンズ 26 によりオートフォーカスで調節される。また、ステップ S 4 に示すようにオートフォーカスされた場合の現在の焦点位置情報がメモリ 38 の焦点位置情報記憶部 38 b に記憶される。このため、現在の焦点位置から、別の焦点位置に移動する場合、簡単に別の焦点位置に設定することができる。なお、エンコーダを設けて、アクチュエータ 45 の駆動状態、又は合焦用レンズ 26 の設定位置の情報を取得したり、設定位置の確認に用いることができるようにしても良い。

30

【0037】

そして、ステップ S 5 に示すように、第 1 焦点位置又は第 2 焦点位置に設定された状態で、モニタ 5 には所定の表示サイズで内視鏡画像が表示される。

術者は内視鏡 2 を管腔内に挿入し、先端部 11 を移動しながら病変の有無の粗い振るい分け、つまりスクリーニング検査を行うような場合、比較的広い深度幅を有する第 1 焦点位置又は第 2 焦点位置に設定された状態となるので、スクリーニングを円滑に行うことができる。

40

【0038】

術者は、病変の可能性のある診断対象の部位を、詳細に観察しようと思う場合には先端部 11 をその部位に近づけ、より詳細に観察できるように切替スイッチ SW 1 を押す操作を行う。

この切替スイッチ SW 1 を操作する前の遠点側の合焦状態としては、第 2 焦点位置に設定でき、この第 2 焦点位置の状態において、診断対象の部位から 15 mm 以下の距離となる焦点位置で、35 μ m 以上の解像力を有すると共に、その深度幅も 5 mm 以上となる所定の観察条件を満たす。なお、深度幅が 10 mm 以上あればなお良い。

従って、術者は、切替スイッチ SW 1 を操作する前において、診断対象の部位の様子を

50

十分に識別ないしは把握でき、切替スイッチ S W 1 による切替の操作によって、より詳細に観察するプロセスに円滑に移行できる。なお、上記のような所定の観察条件を満たさない場合、例えば $35\ \mu\text{m}$ よりも低い解像力しか達成できないような場合、遠点側での合焦状態ではスクリーニング検査に対する解像力を提供できなくなり、スクリーニング検査を円滑に行い難くなってしまう。

【 0 0 3 9 】

C P U 3 6 は、ステップ S 6 に示すように切替スイッチ S W 1 が操作されたか否かを監視しており、操作されていないと判定した場合（ステップ S 6 : N o ）には、ステップ S 2 に戻る。

一方、切替スイッチ S W 1 が操作されたと判定した場合（ステップ S 6 : Y e s ）には、ステップ S 7 において C P U 3 6 は、合焦用レンズ 2 6 を第 2 の移動範囲 K b 内で移動させ、第 2 領域 R b 側を合焦領域とするようにオートフォーカス制御を行うように制御する。

そしてステップ S 8 に示すように、対物光学系 1 7 は、合焦状態として第 3 焦点位置又は第 4 焦点位置に設定するように合焦用レンズ 2 6 によりオートフォーカスで調節される。また、ステップ S 9 に示すようにオートフォーカスされた場合の現在の焦点位置情報がメモリ 3 8 に記憶される。

【 0 0 4 0 】

そして、ステップ S 1 0 に示すように、第 3 焦点位置又は第 4 焦点位置に設定された状態で、モニタ 5 には所定の表示サイズで内視鏡画像が表示される。

術者は、近点側の診断対象の部位を観察する場合、遠点側の場合の表示サイズからその表示サイズが変動することなく、高い解像力の内視鏡画像により観察することができる。

上述したように本実施形態においては、合焦用レンズ 2 6 を移動範囲内で移動した場合にも、画角が殆ど変化しない対物光学系 1 7 を備えており、画角が変化するような場合における表示サイズを一定に保つために必要となる拡大処理や縮小処理が不必要となり、簡単な画像処理で済む。なお、後述する他の実施形態においても、合焦用レンズ 2 6 を移動範囲内で移動した場合、本実施形態の場合と同様に、画角が殆ど変化しない対物光学系を備えており、同様の効果を有する。

術者は、診断対象の部位を近点側での高い解像力の状態での観察によって、その部位が病変組織であるか否かの診断を円滑に行うことができる。その部位に対する診断を終了して、再び他の部位に対するスクリーニング検査を続行する場合には、術者は切替スイッチ S W 1 を操作する。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 1 1 に示すように C P U 3 6 は切替スイッチ S W 1 が操作されたか否かを監視しており、操作されていないと判定した場合（ステップ S 1 1 : N o ）には、ステップ S 7 のオートフォーカス制御の処理に戻る。

一方、切替スイッチ S W 1 が操作されたと判定した場合（ステップ S 1 1 : Y e s ）には、ステップ S 1 2 において C P U 3 6 は内視鏡 2 による観察（検査）を終了する指示がされたか否かを判定し、終了の指示がされていない場合（ステップ S 1 2 : N o ）にはステップ S 2 の処理に戻り、第 1 の移動範囲 K a でオートフォーカス制御を行う。

これに対して終了が指示された場合（ステップ S 1 2 : Y e s ）には、C P U 3 6 は、内視鏡装置 1 の電源を O F F にして図 8 の動作を終了する。

【 0 0 4 2 】

このように動作する本実施形態によれば、オートフォーカスする速度を向上でき、かつ誤動作を低減できると共に、最も遠点側において内視鏡による検査又は観察を円滑に行うのに適した観察条件を満たす内視鏡装置を提供できる。

より具体的には、合焦用レンズ 2 6 の可動範囲を複数に分割し、分割した可動範囲内で移動するように制限しているので、制限しない場合よりも移動量を小さくでき、短時間に合焦状態に設定できる。

10

20

30

40

50

また、本実施形態においては、分割した各移動範囲内における２つの焦点位置間でオートフォーカスさせるように制御しているので、より短時間に合焦状態に設定できる。

【００４３】

また、合焦用レンズ２６の移動により合焦状態に設定できる合焦領域を複数のうちの１つに制限するようにしているので、オートフォーカスし難い撮像条件の場合、例えば内視鏡画像におけるコントラスト変化が小さいような撮像状態や、電気メスなどの使用によりノイズが影響し易い撮像状態などの場合においても、フォーカスさせるべき位置から大きく異なる位置にデフォーカスさせてしまう誤動作を有効に防止できる。

また、最も遠点側において、先端部１１に設けた撮像ユニット１９が、被写体までの距離が１５ｍｍ以下となる焦点位置において３５μｍ以上の解像力を有し、かつ５ｍｍ以上の深度幅を有する所定の観察条件を満たすようにできるので、内視鏡２による検査又は観察を円滑に行うことができる。

このように本実施形態の内視鏡装置１によれば、術者は内視鏡２を用いた検査又は観察を円滑に行うことができる。

【００４４】

（第２の実施形態）

次に本発明の第２の実施形態を説明する。本実施形態の内視鏡装置は、図１に示す第１の実施形態の内視鏡装置１とは対物光学系及びＣＣＤが異なる。本実施形態においては図９に示す対物光学系１７Ｂを採用し、また、画素ピッチＰが２．３μｍのＣＣＤ１８Ｂを採用している。

なお、図９（Ａ）及び図９（Ｂ）は、それぞれ第１焦点位置、第５焦点位置に設定された状態での対物光学系１７Ｂの断面図を示す。対物光学系１７Ｂは、前群Ｇ１が凹レンズＬ１，平行平板Ｌ２，凸レンズＬ３（２６）からなり、後群Ｇ２が絞り、凸レンズＬ４，凸レンズＬ５と凹レンズＬ６との接合レンズ，平行平板Ｌ７からなる。また、平行平板Ｌ７の後方に平板の光学素子Ｉ１，Ｉ２が配置され、光学素子Ｉ２の後面にモザイクカラーフィルタ１８ａを備えたＣＣＤ１８Ｂが配置される。

【００４５】

その他のハードウェア的な構成は、図１と同様であり、同じ符号を用いて説明する。また、本実施形態においては、対物光学系１７Ｂを合焦状態に設定する焦点位置として、図１０に示すように第１領域Ｒａにおいては第１焦点位置又は第２焦点位置に設定し、第２領域Ｒｂにおいては第３～第５焦点位置に設定する。

そのため、メモリ３８は、対物光学系１７Ｂを第１～第５焦点位置に設定するために合焦用レンズ２６を位置決めするのに必要な設定情報を格納する。

本実施形態の数値データを以下に示す。

【００４６】

第２の実施形態の数値データ

面番号	曲率半径	面間隔	屈折率	アッペ数
物体面		D0		
1		0.4	1.88815	40.76
2	1.1238	0.76		
3		0.62	1.51965	75
4		D4		
5	1.2768	0.55	1.88815	40.76
6	1.4194	D6		
7（絞り）		0.11		
8	2.7182	1.09	1.48915	70.23
9	-2.7182	1.17		
10	4.7991	1.49	1.77621	49.6
11	-2.0966	0.34	1.93429	18.9
12	-8.0131	0.18		

13	0.41	1.52513	58.5
14	0.6		
15	0.95	1.51825	64.14
16	0.75	1.61379	50.2

(像面)

	第1焦点位置	第2焦点位置	第3焦点位置	第4焦点位置	第5焦点位置
D0	18	11	5.5	3.54	2.12
D4	0.14	0.22	0.39	0.54	0.74
D6	0.68	0.6	0.43	0.28	0.08
深度幅 (mm)	8.4-100以上	6.3-35	3.82-9.4	2.63-5.16	1.66-2.85
画角 (°)	133.3	132.3	130.5	129.6	129.4
ピッチP	2.3 μm				
IH	1.346				
IH/P	585.2				
f	1.355				
IH/f	0.911				
分解能	33.5 μm (6.3mm時)				
f _合	5.085				
f _合 / f	3.44				

10

本実施形態においては、近点側における合焦状態のゾーンを、第1の実施形態の場合よりも拡大している。つまり、第5焦点位置に設定した場合、1.66mmから2.85mmまでの深度幅で、近接して患部等を詳細に検査、観察できる。その他、本実施形態は、第1の実施形態とほぼ同様の効果を有する。

20

【0047】

本実施形態の変形例として、近点側の第2領域Rbを2つの移動範囲でカバーするようにしても良い。具体的には、本実施形態の場合の第2領域Rbをカバーする第2の移動範囲Kbを、深度幅が2.5mm以上となる移動範囲Kb1と、深度幅が2.5mm未満となる移動範囲Kb2とに分割する。なお、深度幅が2.5mmの値で分割する場合に限定されるものでなく、2mmから3mm程度の値で分割するようにしても良い。

この場合の移動範囲Kb1、Kb2に分割した場合の物体距離の境界は、図11の点線Bcに示すようになる。この境界Bcにより、第2領域Rbと、第3領域Rcに分けられる。このように分割した場合、第3領域Rcにおいては1つの焦点位置に設定される。なお、第3領域Rcにおいて、さらに複数の焦点位置に設定できる構成にしても良い。

30

【0048】

(第3の実施形態)

次に本発明の第3の実施形態を説明する。本実施形態の内視鏡装置は、図1に示す第1の実施形態の内視鏡装置1とは対物光学系及びCCDが異なる。本実施形態においては図12に示す対物光学系17Cを採用し、また、画素ピッチPが1.4μmのCCD18Cを採用している。

なお、図12(A)及び図12(B)は、それぞれ第1焦点位置、第4焦点位置に設定された状態での対物光学系17Cの断面図を示す。

40

対物光学系17Cは、前群G1が凹レンズL1、凹レンズL2、凸レンズL3(26)からなり、後群G2が絞り、凸レンズL4、凸レンズL5と凹レンズL6との接合レンズ、平行平板L7、L8からなる。また、平行平板L8の後方に平板の光学素子I1、I2が配置され、光学素子I2の後面にモザイクカラーフィルタ18aを備えたCCD18Cが配置される。その他のハードウェア的な構成は、図1と同様である。本実施形態の数値データを以下に示す。

【0049】

第3の実施形態の数値データ

第3実施例数値データ

50

面 番 号	曲 率 半 径	面 間 隔	屈 折 率	ア ッ ペ 数	
物体面		D0			
1		0.4	1.81991	44.36	
2	1.2646	1.18			
3	-1.7487	0.52	1.88815	40.76	
4	-1.8479	D4			
5	2.352	0.815	1.50349	56.42	
6	3.0877	D6			
7 (絞 り)		0.07			
8	3.4714	1.22	1.48915	70.23	10
9	-3.1907	0.87			
10	3.2151	1.199	1.48915	70.23	
11	-1.7375	0.3	1.93429	18.9	
12	-3.7434	0.095			
13		0.246	1.51564	75.01	
14		0.243			
15		0.318	1.52513	58.5	
16		0.71			
17		0.79	1.51825	64.14	
18		0.52	1.50801	60	20

(像 面)

	第1焦点位置	第2焦点位置	第3焦点位置	第4焦点位置	
D0	28	14.7	9.45	6.25	
D4	0.25	0.5	0.75	1.05	
D6	0.843	0.593	0.343	0.043	
深度幅 (mm)	15.3-100以上	10-26	7.1-13.7	5-8.15	
画角 (°)	128.9	129	129.5	130.6	
ピッチP	1.4 μ m				
IH	1.284				
IH/P	917				30
f	1.365				
IH/ f	0.941				
分解能	34.1 μ m (10mm時)				
f _合	14.3				
f _合 / f	10.48				

本実施形態における対物光学系 17C は、第 1 の実施形態の対物光学系 17 において、接合レンズと光学素子 I 1 との間に平行平板 L 7 , L 8 を配置した構成に近い。本実施形態における物体距離に対する解像力の特性は、図 13 のようになり、第 1 の実施形態の場合に近い特性となる。

また、本実施形態の効果は、第 1 の実施形態とほぼ同様である。

40

【 0 0 5 0 】

(第 4 の実施形態)

次に本発明の第 4 の実施形態を説明する。本実施形態の内視鏡装置は、図 1 に示す第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 とは対物光学系及び CCD が異なる。本実施形態においては図 14 に示す対物光学系 17D を採用し、また、画素ピッチ P が 1 . 6 μ m の CCD 18D を採用している。

なお、図 14 (A) 及び図 14 (B) は、それぞれ第 1 焦点位置、第 6 焦点位置に設定された状態での対物光学系 17D の断面図を示す。対物光学系 17D は、前群 G 1 が凹レンズ L 1 , 凹レンズ L 2 , 凸レンズ L 3 (26) からなり、後群 G 2 が絞り、凸レンズ L 4 , 凸レンズ L 5 と凹レンズ L 6 との接合レンズからなる。また、接合レンズの後方に平

50

板の光学素子 I 1 , I 2 が配置され、光学素子 I 2 の後面にモザイクカラーフィルタ 1 8 a を備えた C C D 1 8 D が配置される。

【 0 0 5 1 】

その他のハードウェア的な構成は、図 1 と同様である。

また、本実施形態においては、対物光学系 1 7 D を合焦状態に設定する焦点位置として、図 1 5 に示すように第 1 領域 R a においては第 1 ~ 第 3 焦点位置に設定し、第 2 領域 R b においては第 4 ~ 第 6 焦点位置に設定する。

そのため、メモリ 3 8 は、対物光学系 1 7 D を第 1 ~ 6 焦点位置に設定するために合焦用レンズ 2 6 を位置決めするのに必要な設定情報を格納する。

本実施形態の数値データを以下に示す。

10

【 0 0 5 2 】

第 4 の実施形態の数値データ

面番号	曲率半径	面間隔	屈折率	アッペ数
物体面		D0		
1		0.4	1.88815	40.76
2	1.4202	0.38		
3	5.8125	0.6	1.48972	70.17
4	1.4609	D4		
5	1.7468	0.49	1.52545	50.5
6	4.4207	D6		
7 (絞 り)		0.05		
8	4.2705	2.44	1.88885	37.24
9	-3.7495	0.15		
10	6.4642	1.2	1.63801	59.32
11	-1.5	0.3	1.9343	18.9
12	-4.4713	1.012		
13		1.88	1.51825	64.14
14		1.0	1.50801	60

20

(像 面)

30

	第1焦点	第2焦点	第3焦点	第4焦点	第5焦点	第6焦点
D0	22.7	17.8	12.2	8.05	5.52	3.72
D4	0.247	0.267	0.307	0.367	0.437	0.527
D6	0.872	0.852	0.812	0.752	0.682	0.592
深度	12.5-100	10.7-46.5	8.22-22.2	5.96-11.8	4.35-7.32	3.06-4.61
幅 (mm)	以上					
画角 (°)	130.4	130.3	130.3	130.3	130.5	130.9
想定ヒ°	タッチP		1.6 μm			
IH		1.29				
IH/P		806				
f		1.345				
IH/f		0.96				
分解能		32.7 μm (8.22mm時)				
f _合		5.17				
f _合 /f		3.84				

40

本実施形態においては、近点側及び遠点側においてそれぞれ 3 つの合焦ゾーンを設定している。その他、本実施形態は、第 1 の実施形態とほぼ同様の効果を有する。

【 0 0 5 3 】

(第 5 の実施形態)

50

次に本発明の第 5 の実施形態を説明する。図 1 6 は本実施形態の内視鏡装置 1 E を示す。この内視鏡装置 1 E は、図 1 に示す第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 とは対物光学系及び C C D が異なると共に、図 1 の光源装置 3、画像処理装置 4 と若干異なる光源装置 3 E、画像処理装置 4 E を採用している。本実施形態においては図 1 7 に示す対物光学系 1 7 E を採用し、また、画素ピッチ P が $2.5 \mu\text{m}$ のモノクロの C C D 1 8 E を採用している。

図 1 7 (A) 及び図 1 7 (B) は、それぞれ第 1 焦点位置、第 6 焦点位置に設定された状態での対物光学系 1 7 E の断面図を示す。対物光学系 1 7 E は、前群 G 1 が凹レンズ L 1、凹レンズ L 2、凸レンズ L 3 (2 6) からなり、後群 G 2 が絞り、凸レンズ L 4、凸レンズ L 5 と凹レンズ L 6 との接合レンズからなる。また、接合レンズの後方に平板の光学素子 I 1、I 2 が配置され、光学素子 I 2 の後面に C C D 1 8 E が配置される。

【 0 0 5 4 】

また、光源装置 3 E は、図 1 の光源装置 3 におけるランプ 3 a と絞り 3 c との間の光路中に回転フィルタ 3 e が配置されている。この回転フィルタ 3 e はモータ 3 f により回転され、面順次の R、G、B の照明光をライトガイド 1 4 に供給する。

そして、モノクロの C C D 1 8 E により撮像する。モノクロの C C D 1 8 E は、面順次の R、G、B の照明光のもとで、面順次の R、G、B の輝度信号を生成する。

また、画像処理装置 4 E は、図 1 の画像処理装置 4 における信号変換回路 3 3 a による信号変換とは若干異なる信号変換を行う信号変換回路 3 3 a を有する。

【 0 0 5 5 】

この信号変換回路 3 3 a は、面順次で撮像した R、G、B の画像信号をメモリに一時格納して、同時に読み出して同時化された R、G、B の画像信号を生成し、さらに同時化された R、G、B の画像信号からマトリックス回路により輝度信号 Y と色信号 C に変換する。

画像処理装置 4 E によるその他の信号処理は、図 1 の場合と同様である。また、本内視鏡装置 1 E の構成は、第 1 の実施形態の場合と、モノクロの C C D 1 8 E を採用していることを除くと類似した構成である。

本実施形態における解像力の特性を図 1 8 に示す。また、本実施形態の数値データは、以下ようになる。

【 0 0 5 6 】

第 5 の実施形態の数値データ

面番号	曲率半径	面間隔	屈折率	アッペ数
物体面		D0		
1		0.4	1.88815	40.76
2	1.4202	0.38		
3	5.8125	0.6	1.48972	70.17
4	1.4609	D4		
5	1.7468	0.49	1.52545	50.5
6	4.4207	D6		
7 (絞り)		0.05		
8	4.2705	2.44	1.88885	37.24
9	-3.7495	0.15		
10	6.4642	1.2	1.63801	59.32
11	-1.5	0.3	1.9343	18.9
12	-4.4713	1.012		
13		1.88	1.51825	64.14
14		1.0	1.50801	60

(像面)

	第 1 焦点位置	第 2 焦点位置	第 3 焦点位置	第 4 焦点位置	第 5 焦点位置
D0	22.7	16	11.4	6.84	4.65

D4	0.27	0.32	0.37	0.47	0.57
D6	0.95	0.9	0.85	0.75	0.65
深度 (mm)	14.3-100以上	10.5-31.7	8.1-18	5.37-9.17	3.83-5.81
画角 (°)	128.1	128.1	128.1	28.2	128.6
ピッチP	2.5 μm				
IH	1.29				
IH/P	554				
f	1.345				
IH/f	0.935				
分解能	30.75 μm	(8.1mm時)			
f _合	6.294				
f _合 /f	4.25				

10

本実施形態の内視鏡装置 1 E は以下の構成及び特徴を有する。

【0057】

内視鏡装置 1 E は管腔内に挿入される内視鏡 2 E と、前記内視鏡 2 E の先端部 1 9 に搭載され前記管腔内の被写体の像を結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズ 2 6 を含み、上述した条件式 (1)、(2) を満足する対物光学系 1 7 E と、前記対物光学系 1 7 E によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式 (4) を満足し、画素毎に輝度信号を生成するモノクロの固体撮像素子としての C C D 1 8 E と、前記合焦用レンズ 2 6 を移動して前記対物光学系 1 8 E を自動で合焦状態の焦点位置に調節する合焦調節機構 2 7 と、前記合焦用レンズ 2 6 の移動範囲の切替を行う移動範囲切替手段としての切替スイッチ S W 1 と、前記移動範囲切替手段の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限手段としての制限部 3 7 a と、前記移動範囲制限手段により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構 2 7 により前記対物光学系 1 8 E が合焦状態となる複数の焦点位置に調節するための情報を記憶する設定情報記憶手段としてのメモリ 3 8 と、を備え、前記移動制限手段で制限された最も遠点側の移動範囲において、前記設定情報記憶手段に記憶した情報に従って、前記合焦調節機構 2 7 により前記対物光学系 1 8 E を自動で焦点位置に調節した場合、前記対物光学系 1 8 E の被写体との距離が 1 5 mm 以下となる焦点位置において、前記対物光学系 1 8 E の光軸上の解像力は、3 5 μm 以上の解像力を有すると共に、前記対物光学系 1 8 E の光軸上における空間周波数 $1 / (2 \times P)$ の M T F が 1 0 % 以上となる範囲を深度幅と定義した場合、前記対物光学系 1 8 E は、5 mm 以上の深度幅を有することを特徴とする。

20

30

【0058】

(4) $360 < IH / P < 800$

但し、IH は固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、P は固体撮像素子の画素ピッチである。

【0059】

なお、後述する他の実施形態も、上述した条件式 (1)、(2)、(4) を満たす。なお、本実施形態は、色分離フィルタを備えた実施形態の場合とは、上述した条件式 (4)

40

(4) $360 < IH / P < 800$

が、上述した条件式 (3) と異なっている。

本実施形態の内視鏡装置 1 E の動作は、固体撮像素子としてモノクロの C C D 1 8 E を用い、そのために深度幅がカラー撮像用の C C D 1 8 の場合よりも向上した以下の効果を有する。

【0060】

つまり、最も遠点側において、先端部 1 1 に設けた撮像ユニット 1 9、が被写体までの距離が 1 5 mm 以下となる焦点位置において 3 5 μm 以上の解像力を有し、かつ 5 mm 以上の深度幅を有する所定の観察条件を満たすようにできるので、内視鏡 2 による検査又は観察を円滑に行うことができる。

但し、本実施形態においては、遠点側の第 1 領域 R a においては 3 つの焦点位置に設定

50

し、近点側の第2領域Rbにおいては2つの焦点位置に設定する構成にしている。

本実施形態の効果は、遠点側の移動範囲において上記のようにカラー撮像用のCCD18等の場合よりも、より向上した深度幅で観察できる効果を有し、その他、第1の実施形態とほぼ同様に、オートフォーカスする速度を向上でき、かつ誤動作を低減できると共に、最も遠点側において内視鏡による検査又は観察を円滑に行うのに適した観察条件を満たす内視鏡装置を提供できる。

【0061】

(第6の実施形態)

次に本発明の第6の実施形態を説明する。本実施形態の内視鏡装置は、図16に示す第5の実施形態の内視鏡装置1Eとは異なる対物光学系17F及びCCD18Fを採用している。本実施形態においては図19に示す対物光学系17Fを採用し、また、画素ピッチPが2.5μmのCCD18Fを採用している。

なお、図19(A)及び図19(B)は、それぞれ第1焦点位置、第5焦点位置に設定された状態での対物光学系17Fの断面図を示す。対物光学系17Fは、前群G1が凹レンズL1, 凹レンズL2, 凸レンズL3(26)からなり、後群G2が絞り、凸レンズL4, 凸レンズL5と凹レンズL6との接合レンズからなる。また、接合レンズの後方に平板の光学素子I1が配置され、光学素子I1の後面にCCD18Fが配置される。

その他のハードウェア的な構成は、図16と同様である。本実施形態における解像力の特徴を図20に示す。また、本実施形態の数値データを以下に示す。

【0062】

第6の実施形態の数値データ

面番号	曲率半径	面間隔	屈折率	アッペ数
物体面		D0		
1		0.32	1.88815	40.76
2	0.9624	0.47		
3	-5.0462	0.48	1.88151	41.14
4	-31.2269	D4		
5	2.0961	1.03	1.50363	60.42
6	17.7264	D6		
7(絞り)		0.04		
8	2.2826	1.26	1.64065	29.99
9	-4.7152	0.12		
10	4.0928	0.96	1.68137	56.93
11	-1.0154	0.24	1.92601	20.84
12	-4.0318	1.16		
13		1.92	1.51825	64.14

(像面)

	第1焦点位置	第2焦点位置	第3焦点位置	第4焦点位置	第5焦点位置
D0	26.5	13.8	9.1	5.75	3.86
D4	0.2	0.24	0.28	0.34	0.41
D6	0.7	0.66	0.62	0.56	0.49
深度幅(mm)	11.9-100以上	8.2-36.8	6.13-16.1	4.31-8.3	3.07-5.03
画角(°)	124	123.9	123.9	124.1	124.4
ピッチP	2.5μm				
IH	0.992				
IH/P	396.8				
f	1.086				
IH/f	0.914				
分解能	31.7μm (6.13mm時)				
f _合	6.294				

$f_{\text{合}}/f$ 4.25

本実施形態は、第5の実施形態とほぼ同様な効果を有する。

【0063】

(第7の実施形態)

次に本発明の第7の実施形態を説明する。本実施形態の内視鏡装置は、図16に示す第5の実施形態の内視鏡装置1Eとは異なる対物光学系17G及びCCD18Gを採用している。

本実施形態においては図21に示す対物光学系17Gを採用し、また、画素ピッチPが $1.8\mu\text{m}$ のCCD18Gを採用している。

なお、図21(A)及び図21(B)は、それぞれ第1焦点位置、第6焦点位置に設定された状態での対物光学系17Gの断面図を示す。対物光学系17Gは、前群G1が凹レンズL1、凹レンズL2、凸レンズL3(26)からなり、後群G2が絞り、凸レンズL4、凸レンズL5と凹レンズL6との接合レンズからなる。また、接合レンズの後方に平板の光学素子I1が配置され、光学素子I1の後面にCCD18Gが配置される。

その他のハードウェア的な構成は、図16と同様である。本実施形態における解像力の特性を図22に示す。また、本実施形態の数値データを以下に示す。

【0064】

第7の実施形態の数値データ

面番号	曲率半径	面間隔	屈折率	アッペ数
物体面		D0		
1		0.4	1.88815	40.76
2	1.203	0.59		
3	-6.3078	0.6	1.88151	41.14
4	-39.0336	D4		
5	2.6201	1.29	1.50363	60.42
6	22.1581	D6		
7(絞り)		0.05		
8	2.8532	1.57	1.64065	29.99
9	-5.8939	0.15		
10	5.116	1.2	1.68137	56.93
11	-1.2692	0.3	1.92601	20.84
12	-5.0398	1.378		
13		2.5	1.51825	64.14

(像面)

	第1焦点位置	第2焦点	第3焦点	第4焦点	第5焦点	第6焦点
D0	33.7	24.5	15.6	9.78	6.9	5.2
D4	0.25	0.27	0.31	0.37	0.43	0.49
D6	0.87	0.85	0.81	0.75	0.69	0.63
深度幅	19.5-100以上	5.9-51	11.5-23.9	7.9-12.8	5.8-8.44	4.49-6.11
画角(°)	127.6	127.6	127.5	127.5	127.7	127.9
ピッチP		$1.8\mu\text{m}$				
IH		1.261				
IH/P		700.6				
f		1.357				
IH/f		0.929				
分解能		$33\mu\text{m}$ (11.5mm時)				
$f_{\text{合}}$		5.773				
$f_{\text{合}}/f$		4.25				

本実施形態は、第5の実施形態とほぼ同様の効果を有する。

【0065】

なお、合焦調節機構 27 (図 2 参照) として、以下のように動き検出回路 36d を備えた構成にしても良い。

図 16 において点線で示すように、輝度信号 Y から隣接する 2 つ又は 2 以上のフレーム間における画像の動きを検出する動き検出手段としての動き検出回路 36d を CPU 36 内に設ける。

この動き検出回路 36d は、例えば撮像領域の中央付近に設定した設定領域内で検出される輪郭等の特徴量が、隣接する別のフレームにおける同じ設定領域内においてどれだけ移動したかを表す移動ベクトルを検出する動きベクトル検出回路と、その検出結果を比較する比較回路と、を備えた動き検出 / 比較回路 36e と、比較を行う場合の基準となる閾値を発生する閾値回路 36f とからなる。

10

【0066】

そして、動きベクトル検出回路により検出した移動ベクトルの絶対値を閾値回路 36f の閾値と比較し、閾値以上の動き量が検出された場合には、動き検出信号をオートフォーカス制御部 36b に出力する。

オートフォーカス制御部 36b は、動き検出回路 36d により動き検出信号が入力されない場合には、現在設定されている焦点位置を保持し、動き検出信号が入力された場合には、現在の焦点位置とは異なる隣接する焦点位置に対物光学系を設定し、いずれの焦点位置がコントラストが最も大きいかの比較によりオートフォーカス制御を行う。

このように画像の時間的な動き量に応じてオートフォーカス制御の動作を抑制又は抑制を解除するように制御することにより、より有効にオートフォーカス制御を行うことができる。

20

【0067】

つまり、画像の時間的な動き量が小さい場合には、オートフォーカスにより焦点位置の移動を繰り返す動作を時間的に抑制し、閾値以上の動き量が検出された場合には、オートフォーカスにより焦点位置の移動を行わせることにより、内視鏡 2 の移動による観察対象の移動に連動してオートフォーカス制御を円滑に行うことができる。なお、図 1 の内視鏡装置 1 においても同様の構成を追加しても良い。

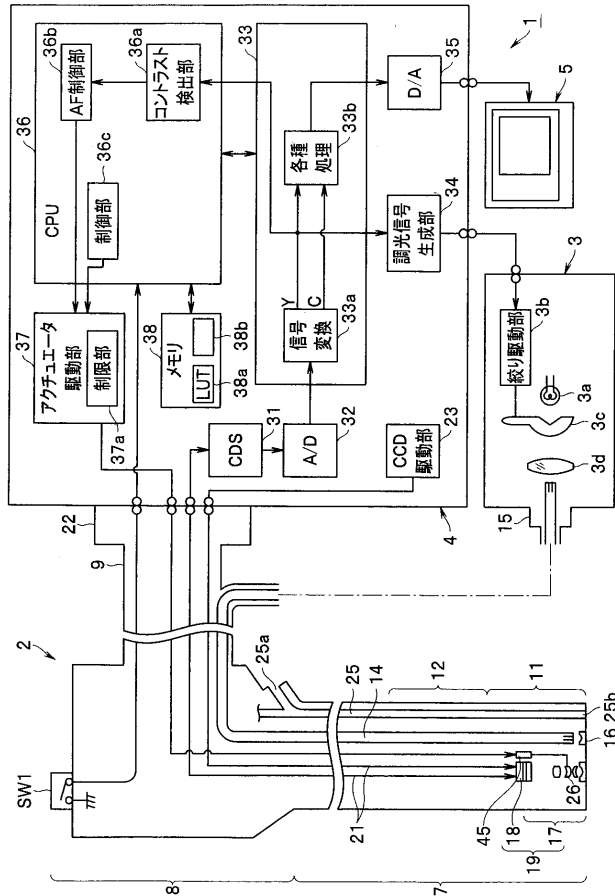
また、上述した実施形態を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

【0068】

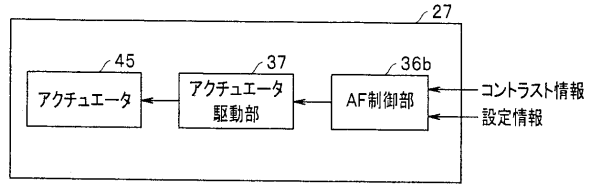
30

本出願は、2011年8月10日に日本国に出願された特願2011-175313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、請求の範囲に引用されるものとする。

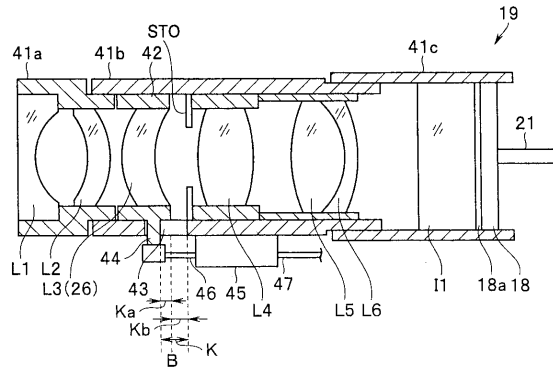
【図 1】



【図 2】



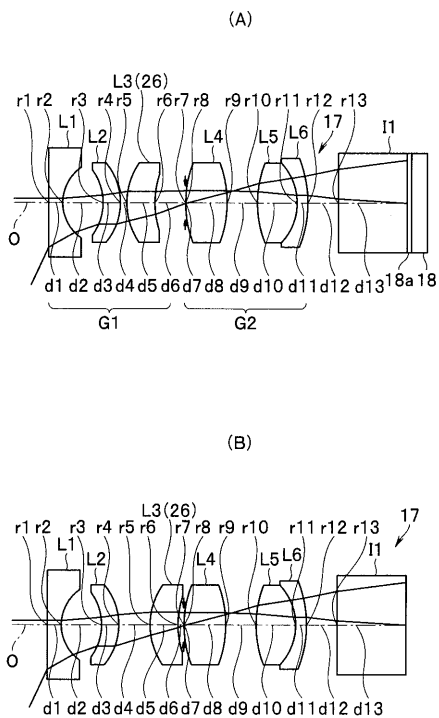
【図 3 A】



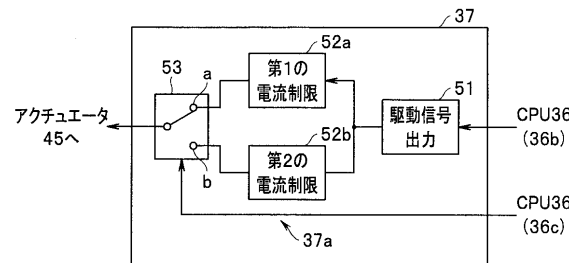
【図 3 B】

移動範囲 K			
第 1 の移動範囲 K a		第 2 の移動範囲 K b	
電流値 I a	電流値 I b	電流値 I c	電流値 I d
対物光学系 第 1 の焦点位置	対物光学系 第 2 の焦点位置	対物光学系 第 3 の焦点位置	対物光学系 第 4 の焦点位置

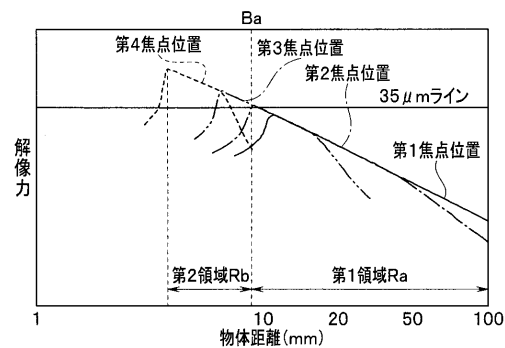
【図 4】



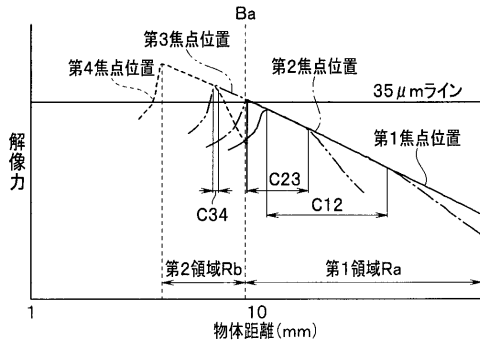
【図 5】



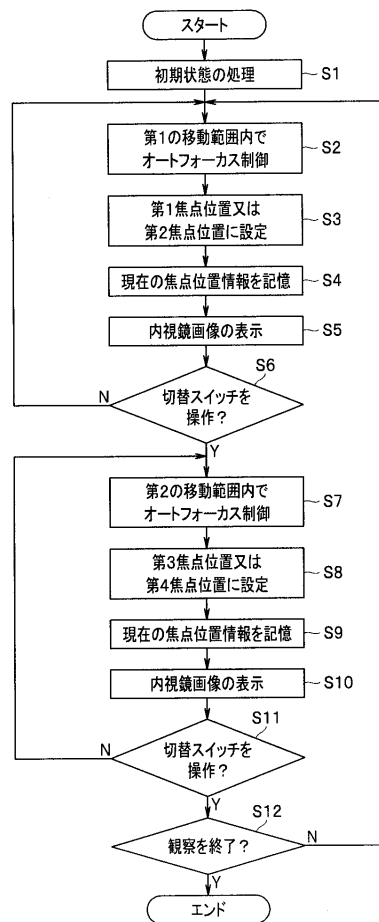
【図 6】



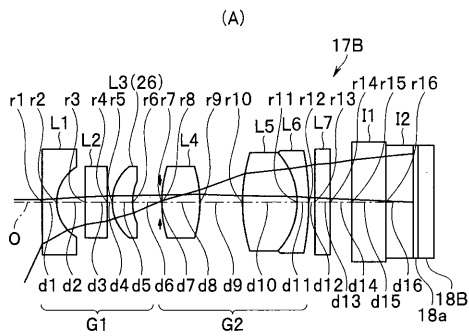
【 図 7 】



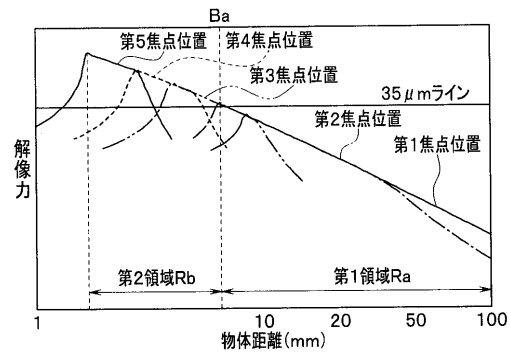
【 図 8 】



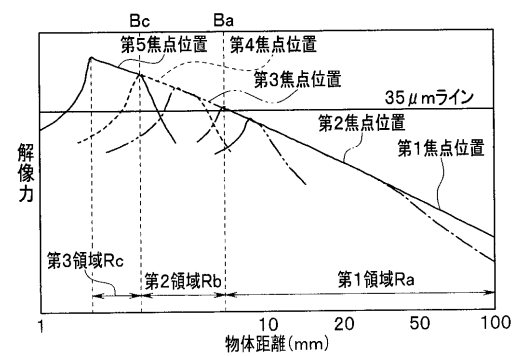
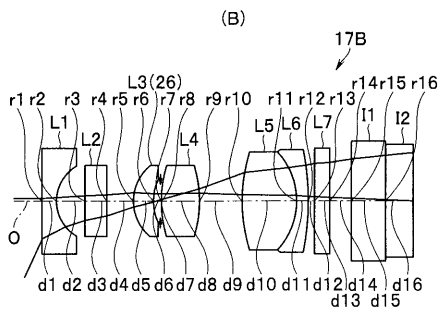
【 図 9 】



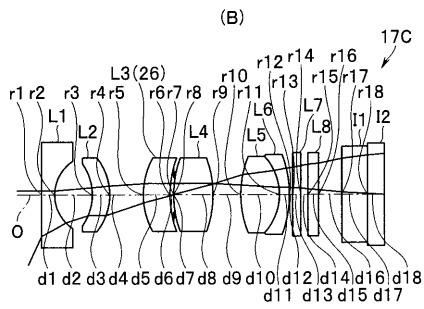
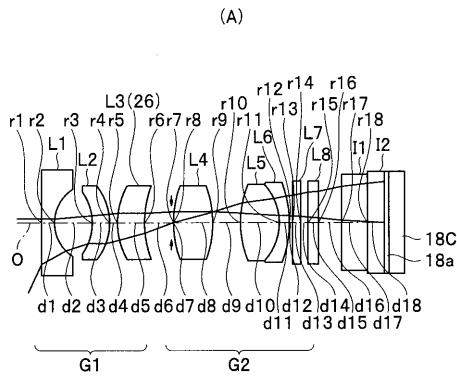
【 図 1 0 】



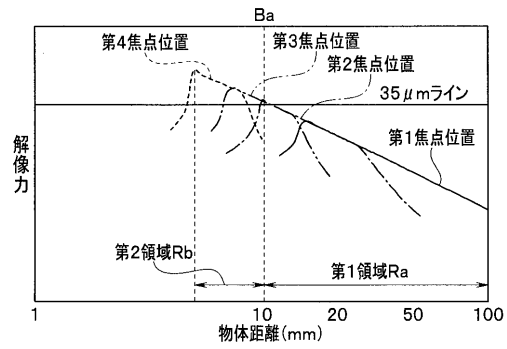
【 図 1 1 】



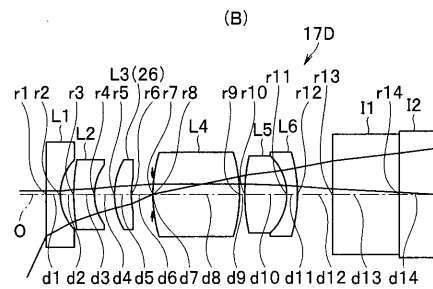
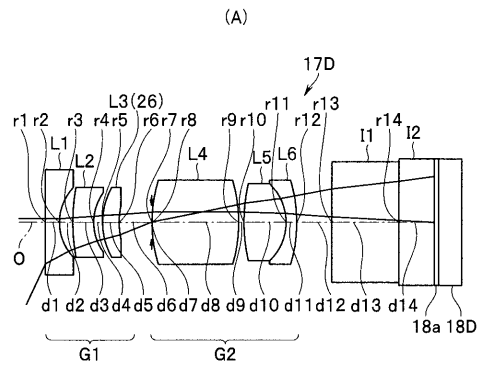
【図 1 2】



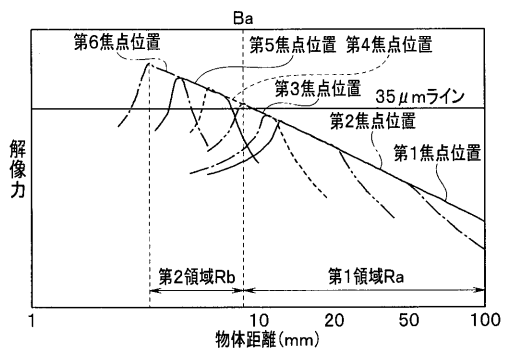
【図 1 3】



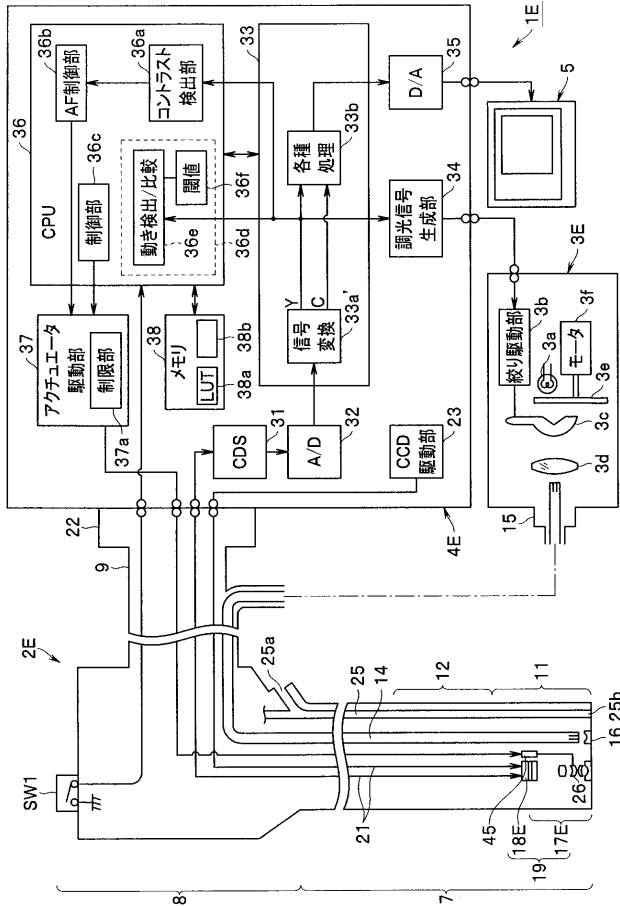
【図 1 4】



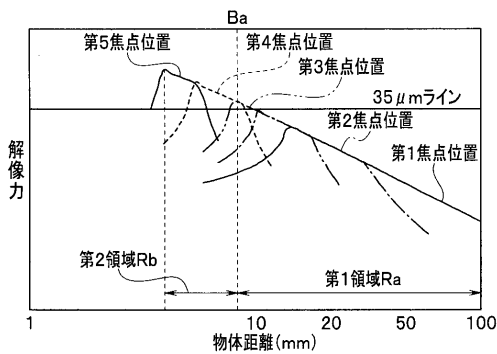
【図 1 5】



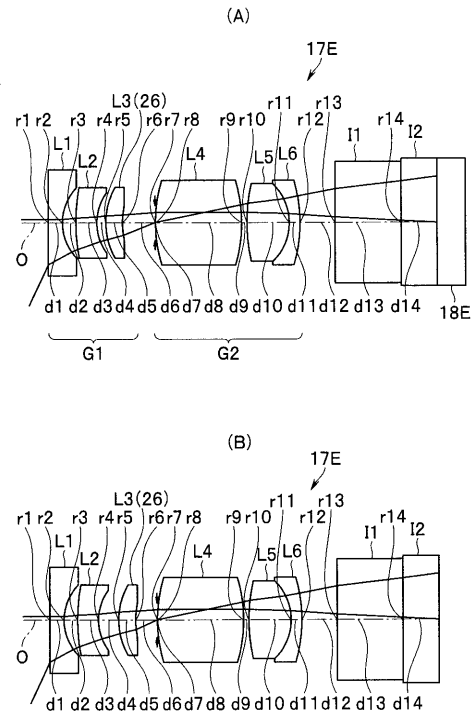
【 図 1 6 】



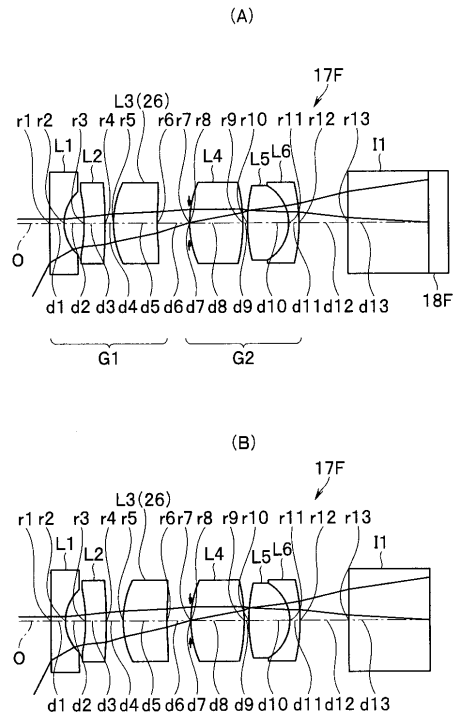
【 ㊦ 1 8 】



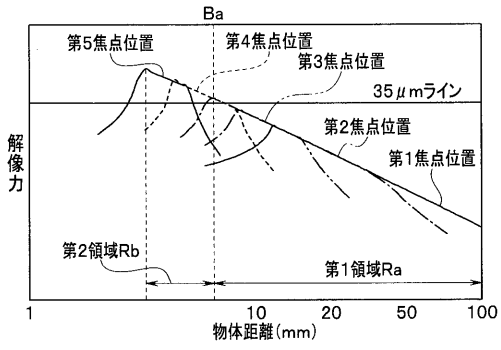
【 図 1 7 】



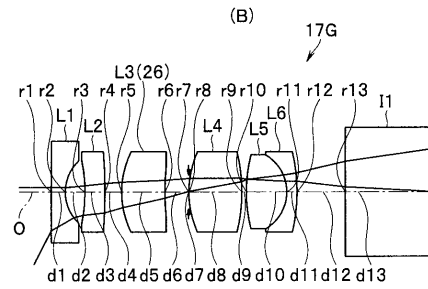
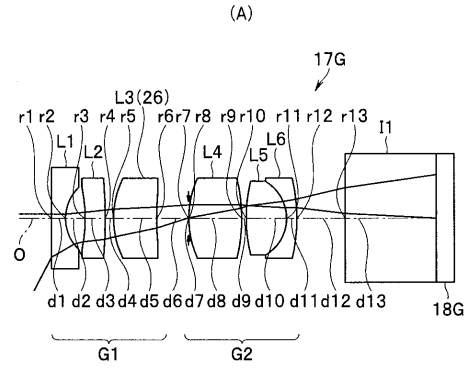
【 図 1 9 】



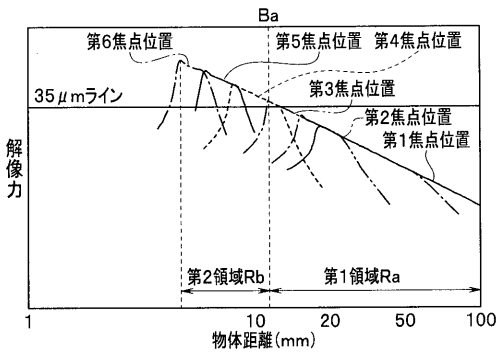
【図 20】



【図 21】



【図 22】



【手続補正書】

【提出日】平成25年2月6日(2013.2.6)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の一態様に係る内視鏡装置は、管腔内に挿入される内視鏡と、前記内視鏡の先端部に搭載され前記管腔内の被写体の像結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズを含み、条件式(1)、(2)を満足する]対物光学系と、前記対物光学系によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式(3)を満足し、画素毎に色分離フィルタが配されたカラー撮像用の固体撮像素子と、前記合焦用レンズを移動して前記対物光学系を自動で合焦状態に調節する合焦調節機構と、前記合焦用レンズの移動範囲の切替を行う移動範囲切替部と、前記移動範囲切替部の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限部と、前記移動範囲制限部により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構により前記対物光学系を複数の合焦状態に調節するための情報を記憶する設定情報記憶部と、を備える。

$$(1) \quad 0.8 < IH / f < 1.2$$

$$(2) \quad 3.4 < f_{\text{合}} / f < 1.5$$

$$(3) \quad 550 < IH / P < 1200$$

但し、IHは固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、fは前記対物光学系の焦点距離、 $f_{\text{合}}$ は前記合焦用レンズの焦点距離、Pは固体撮像素子の画素ピッチである。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置は、管腔内に挿入される内視鏡と、前記内視鏡の先端部に搭載され前記管腔内の被写体の像を結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズを含み、下記の条件式(1)、(2)を満足する対物光学系と、前記対物光学系によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式(3)を満足し、画素毎に輝度信号を生成するモノクロの固体撮像素子と、前記合焦用レンズを移動して前記対物光学系を自動で合焦状態に調節する合焦調節機構と、前記合焦用レンズの移動範囲の切替を行う移動範囲切替部と、前記移動範囲切替部の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限部と、前記移動範囲制限部により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構により前記対物光学系を複数の合焦状態に調節するための情報を記憶する設定情報記憶部と、を備える。

$$(1) \quad 0.8 < IH / f < 1.2$$

$$(2) \quad 3.4 < f_{\text{合}} / f < 1.5$$

$$(3) \quad 360 < IH / P < 800$$

但し、IHは固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、fは前記対物光学系の焦点距離、 $f_{\text{合}}$ は前記合焦用レンズの焦点距離、Pは固体撮像素子の画素ピッチである。

【手続補正3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔内に挿入される内視鏡と、

前記内視鏡の先端部に搭載され前記管腔内の被写体の像を結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズを含み、条件式(1)、(2)を満足する対物光学系と、

前記対物光学系によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式(3)を満足し、画素毎に色分離フィルタが配されたカラー撮像用の固体撮像素子と、

前記合焦用レンズを移動して前記対物光学系を自動で合焦状態に調節する合焦調節機構と、

前記合焦用レンズの移動範囲の切替を行う移動範囲切替部と、

前記移動範囲切替部の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限部と、

前記移動範囲制限部により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構により前記対物光学系を複数の合焦状態に調節するための情報を記憶する設定情報記憶部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

$$(1) \quad 0.8 < IH / f < 1.2$$

$$(2) \quad 3.4 < f_{合} / f < 1.5$$

$$(3) \quad 550 < IH / P < 1200$$

但し、IHは固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、fは前記対物光学系の焦点距離、 $f_{合}$ は前記合焦用レンズの焦点距離、Pは固体撮像素子の画素ピッチである。

【請求項 2】

前記移動範囲制限部で制限された複数の移動範囲において、遠点側の合焦状態に設定する程に、隣接する合焦状態の深度幅との重なり幅が大きいことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記合焦用レンズは、単一のレンズ、または接合レンズにより構成されることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記合焦調節機構により自動で焦点調節したときの画角の変動が5%以内であることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記移動範囲は、2つの移動範囲であることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記移動範囲は、2つの移動範囲であることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記移動範囲制限部で制限された最も遠点側の移動範囲において、前記設定情報記憶部に記憶した情報に従って、前記合焦調節機構により前記対物光学系を自動で合焦状態に調節した場合、

前記対物光学系の被写体との距離が15mm以下となる合焦状態において、前記対物光学系の光軸上の解像力は、 $35\mu\text{m}$ 以上の解像力を有すると共に、

前記対物光学系の光軸上における空間周波数 $1 / (3 \times P)$ のMTFが10%以上となる範囲を深度幅と定義した場合、前記対物光学系は、5mm以上の深度幅を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記最も遠点側の移動範囲よりも近点側の移動範囲を、前記深度幅が2.5mm以上となる移動範囲と、前記深度幅が2.5mm未満となる移動範囲とにさらに分割したことを特徴とする請求項7に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記合焦調節機構は、前記固体撮像素子により撮像された時間的に異なるフレーム間の画像における動き量を検出する動き検出部を有し、検出された動き量が閾値を超えるか否かに応じて、現在設定されている前記対物光学系の合焦状態を別の合焦状態に変更するか否かの判断を抑制することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

管腔内に挿入される内視鏡と、

前記内視鏡の先端部に搭載され前記管腔内の被写体の像を結像する対物光学系であって、光軸方向に移動可能な合焦用レンズを含み、下記の条件式(1)、(2)を満足する対物光学系と、

前記対物光学系によって結像された像を撮像する固体撮像素子であって、下記の条件式(3)を満足し、画素毎に輝度信号を生成するモノクロの固体撮像素子と、

前記合焦用レンズを移動して前記対物光学系を自動で合焦状態に調節する合焦調節機構と、

前記合焦用レンズの移動範囲の切替を行う移動範囲切替部と、

前記移動範囲切替部の切替に連動して、前記移動範囲を信号により制限する移動範囲制限部と、

前記移動範囲制限部により制限された前記移動範囲内において前記合焦調節機構により前記対物光学系を複数の合焦状態に調節するための情報を記憶する設定情報記憶部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

$$(1) \quad 0.8 < IH / f < 1.2$$

$$(2) \quad 3.4 < f_{\text{合}} / f < 1.5$$

$$(3) \quad 360 < IH / P < 800$$

但し、IHは固体撮像素子の撮像領域内の中心から最も遠い位置までの距離、fは前記対物光学系の焦点距離、 $f_{\text{合}}$ は前記合焦用レンズの焦点距離、Pは固体撮像素子の画素ピッチである。

【請求項 11】

前記移動範囲は、2つの移動範囲であることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記移動制限部で制限された最も遠点側の移動範囲において、前記設定情報記憶部に記憶した情報に従って、前記合焦調節機構により前記対物光学系を自動で合焦状態に調節した場合、

前記対物光学系の被写体との距離が15mm以下となる合焦状態において、前記対物光学系の光軸上の解像力は、35μm以上の解像力を有すると共に、

前記対物光学系の光軸上における空間周波数 $1 / (2 \times P)$ のMTFが10%以上となる範囲を深度幅と定義した場合、前記対物光学系は、5mm以上の深度幅を有することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記最も遠点側の移動範囲よりも近点側の移動範囲を、前記深度幅が2.5mm以上となる移動範囲と、前記深度幅が2.5mm未満となる移動範囲とにさらに分割したことを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

前記合焦調節機構は、前記固体撮像素子により撮像された時間的に異なるフレーム間の画像における動き量を検出する動き検出部を有し、検出された動き量が閾値を超えるか否かに応じて、現在設定されている前記対物光学系の合焦状態を別の合焦状態に変更するか否かの判断を抑制することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/066353

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G02B7/28(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B7/36
(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B21/02(2006.01)n

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G02B7/28, A61B1/00, A61B1/04, G02B7/36, G02B23/24, G02B21/02

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-66222 A (Olympus Medical Systems Corp.), 02 April 2009 (02.04.2009), claim 1 (Family: none)	1-13
A	JP 11-305115 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 November 1999 (05.11.1999), paragraphs [0049] to [0051] (Family: none)	1-13
A	JP 2002-258166 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 11 September 2002 (11.09.2002), claim 1 (Family: none)	1-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
24 August, 2012 (24.08.12)Date of mailing of the international search report
04 September, 2012 (04.09.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/066353

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-323874 A (Olympus Corp.), 24 November 2005 (24.11.2005), claim 1 & US 2007/0055100 A1 & EP 1757220 A1 & WO 2005/110201 A1 & CN 1953698 A	1-13
A	JP 2011-48086 A (Olympus Corp.), 10 March 2011 (10.03.2011), paragraphs [0058] to [0063] (Family: none)	1-13
A	JP 2006-251272 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 September 2006 (21.09.2006), claim 4; paragraphs [0067], [0086] & US 2006/0203361 A1	1-13
A	JP 2004-205982 A (Pentax Corp.), 22 July 2004 (22.07.2004), entire text & US 2004/0130651 A1	9,13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 6 3 5 3	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G02B7/28(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B7/36(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B21/02(2006.01)n			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G02B7/28, A61B1/00, A61B1/04, G02B7/36, G02B23/24, G02B21/02			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2009-66222 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2009.04.02, 【請求項1】（ファミリーなし）	1-13	
A	JP 11-305115 A（オリンパス光学工業株式会社）1999.11.05, 【0049】 - 【0051】（ファミリーなし）	1-13	
A	JP 2002-258166 A（旭光学工業株式会社）2002.09.11, 【請求項1】 （ファミリーなし）	1-13	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 24.08.2012		国際調査報告の発送日 04.09.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 鉄 豊郎	2 V 9 0 2 4 電話番号 03-3581-1101 内線 3271

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 6 3 5 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2005-323874 A (オリンパス株式会社) 2005. 11. 24, 【請求項 1】 & US 2007/0055100 A1 & EP 1757220 A1 & WO 2005/110201 A1 & CN 1953698 A	1 - 1 3
A	JP 2011-48086 A (オリンパス株式会社) 2011. 03. 10, 【0058】-【0063】 (ファミリーなし)	1 - 1 3
A	JP 2006-251272 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006. 09. 21, 【請求項 4】 【0067】 【0086】 & US 2006/0203361 A1	1 - 1 3
A	JP 2004-205982 A (ペンタックス株式会社) 2004. 07. 22, 全文 & US 2004/0130651 A1	9, 1 3

フロントページの続き

(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	5 C 0 5 4	
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2	5 C 1 2 2	
H 0 4 N	5/225	(2006.01)	H 0 4 N	5/225	C		
H 0 4 N	5/232	(2006.01)	H 0 4 N	5/232	H		
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	H 0 4 N	7/18	M		

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

F ターム(参考) 2H087 KA10 LA03 MA05 MA07 PA04 PA05 PA18 PB05 PB06 QA07
 QA18 QA21 QA22 QA25 QA37 QA41 QA45 RA32 RA42 RA43
 2H151 BA47 CB07 CB22 DD16 FA38 FA48 GB11
 4C161 DD03 FF40 FF47 MM05 NN01 PP13 YY14
 5C054 CA04 CC02 CF01 HA12
 5C122 DA26 EA42 FA05 FB02 FD06 HB01 HB06 HB09

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2013021744A1	公开(公告)日	2015-03-05
申请号	JP2013505658	申请日	2012-06-27
[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	笹本 勉		
发明人	笹本 勉		
IPC分类号	G02B7/28 G02B7/36 G03B13/36 G02B23/24 G02B21/02 A61B1/00 A61B1/04 H04N5/225 H04N5/232 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00188 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00045 A61B1/00096 A61B1/00174 A61B1/0051 A61B1/018 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/0661 A61B1/07 G02B7/08 G02B7/36 G02B23/2438 G02B23/2469 G02B23/2484		
FI分类号	G02B7/11.N G02B7/11.D G03B3/00.A G02B23/24.B G02B21/02.A A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 H04N5/225.C H04N5/232.H H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H011/BA31 2H011/BB01 2H011/CA21 2H040/BA06 2H040/CA23 2H040/GA02 2H087/KA10 2H087/LA03 2H087/MA05 2H087/MA07 2H087/PA04 2H087/PA05 2H087/PA18 2H087/PB05 2H087/PB06 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA22 2H087/QA25 2H087/QA37 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/RA32 2H087/RA42 2H087/RA43 2H151/BA47 2H151/CB07 2H151/CB22 2H151/DD16 2H151/FA38 2H151/FA48 2H151/GB11 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP13 4C161/YY14 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CF01 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FA05 5C122/FB02 5C122/FD06 5C122/HB01 5C122/HB06 5C122/HB09		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011175313 2011-08-10 JP		
其他公开文献	JP5253688B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜设备包括物镜光学系统，该物镜光学系统安装在内窥镜的远端部分处，该物镜光学系统插入到管腔中，并且构造成在该管腔中形成物体的图像，该物镜光学系统包括可在其中移动的聚焦透镜。光轴方向，用于拾取由物镜光学系统形成的图像的用于彩色图像拾取的固态图像拾取装置，为该固态图像拾取装置中的每个像素布置分光滤光器，焦点调节被配置为移动聚焦透镜并在聚焦状态下自动将物镜光学系统调节到聚焦位置的机构等，其中，当通过聚焦调节机构将物镜光学系统自动调节到聚焦位置时，分辨力等于或大于在物镜光学系统和物体之间的距离等于或小于15 mm a的聚焦位置处获得大于35 μ m的光。nd，当将空间频率1/(3×P)的MTF等于或大于10%的范围定义为景深的宽度时，物镜光学系统具有等于或更大的景深宽度 比5毫米。

