

(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2007-286613

(P2007-286613A)

(43) 公開日 平成19年11月1日(2007.11.1)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO2B 7/28 (2006.01)	GO2B 7/11 N	2H051
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 372	4C061
GO2B 7/36 (2006.01)	GO2B 7/11 D	5C122
HO4N 5/225 (2006.01)	HO4N 5/225 C	
HO4N 5/232 (2006.01)	HO4N 5/232 A	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2007-73046 (P2007-73046)
 (22) 出願日 平成19年3月20日 (2007.3.20)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-78046 (P2006-78046)
 (32) 優先日 平成18年3月22日 (2006.3.22)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000005430
 フジノン株式会社
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
 (74) 代理人 100098372
 弁理士 緒方 保人
 (74) 代理人 100097984
 弁理士 川野 宏
 (72) 発明者 エコ プルワント
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 フジノン株式会社内
 Fターム(参考) 2H051 AA15 BA47 DA04 EA01 EA28
 4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF40
 JJ17 LL02 NN01 NN05 PP13
 SS21 WW03

最終頁に続く

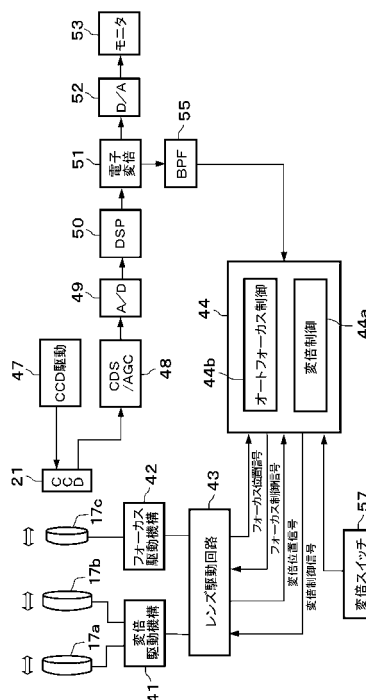
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 光学的に大きな倍率で撮影した映像を更に電子拡大するときでも、精細な焦点合せを実行することが可能になり、被観察体の電子拡大映像を良好な状態で観察する。

【解決手段】 変倍用の第1及び第2可動レンズ17a, 17bを遠点から至近点側の中間位置まで移動させることよって光学的変倍を行うと共に、この光学変倍された被観察体像を電子変倍回路51で電子的に拡大する装置で、この光学変倍と電子変倍を変倍スイッチ57にて切り替えながら連続的に実行し、この電子変倍動作時には、フォーカス用の第3可動レンズ17cをオートフォーカス制御部44bによって動作させることにより、中間位置から最近点側でピント合せを行う。また、このオートフォーカスのための合焦状態検出エリアを、電子変倍の拡大率が高くなるのに対応して小さいエリアに設定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡挿入先端部に設けられた対物光学系と、この対物光学系に組み込まれた変倍用可動レンズによって被観察体像を光学的に変倍する光学変倍機能と、上記対物光学系で結像された被観察体像を光電変換する撮像素子と、この撮像素子によって撮像された被観察体の像を電子的に拡大する電子変倍機能と、を有する内視鏡装置において、

上記光学変倍機能の変倍用可動レンズで設定された遠点 - 至近点間の中間位置から最至近点側で焦点合せを行うためのフォーカス用可動レンズと、

上記電子変倍機能の動作時に、光学変倍から電子変倍へ移行するときの変倍用可動レンズの位置を中間位置として、上記フォーカス用可動レンズを用いた自動焦点合せを実行するオートフォーカス回路と、を設けたことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

内視鏡操作部に、変倍指示のための変倍指示手段を設け、この変倍指示手段により上記光学変倍機能と上記電子変倍機能を切り替えながら連続的な変倍を実行すると共に、上記電子変倍機能の動作時に上記自動焦点合せを実行することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

上記オートフォーカス回路は、合焦状態検出エリアを、電子変倍の拡大率が高くなるのに対応して小さいエリアに設定することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡装置、特に光学的変倍機能、電子変倍機能によって被観察体の拡大映像を得ると共に、この拡大された被観察体のピント合せを行うオートフォーカス機能及びその制御内容に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置（電子内視鏡装置）は、電子内視鏡（スコープ）、プロセッサ装置、光源装置及びモニタ等を有してなり、電子内視鏡の挿入先端部に、対物光学系と固体撮像素子である CCD（Charge Coupled Device）等が配置され、上記光源装置からの光照明に基づき上記対物光学系及び CCD によって被観察体を撮像し、この撮像信号に対し上記プロセッサ装置で映像処理を施すことにより、被観察体の映像をモニタへ表示するものである。

30

【0003】

この種の内視鏡装置では、下記特許文献 1 に示されるように、対物光学系に可動レンズを有する光学変倍機構（ズーム機構）を組み込むことにより、光学的に被観察体像を変倍することができ、また CCD 等で得られた映像信号データにつき画像拡大処理を行い、電子的に拡大した被観察体映像を得ることも可能となる。このような光学変倍機構（機能）と電子変倍機能によれば、光学的に大きな倍率で撮影した像を更に電子的に拡大することにより、良好な画質の拡大像を観察することができる。

【0004】

40

一方、下記特許文献 2 に示されるように、被写体までの距離に応じて焦点距離の変化を伴いながら光学レンズ系の焦点位置を調整するオートフォーカス機構を内蔵する内視鏡装置が提案されている。

【特許文献 1】特開 2002 - 277756 号公報

【特許文献 2】特開 2002 - 263058 号公報

【特許文献 3】特開平 04 - 13112 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、内視鏡装置では、被観察体である患部等の微細構造が重要な撮像対象となる

50

ことから、オートフォーカス機能は、被観察体が近距離で撮像されるとき、或いは被観察体が拡大されたときに、良好に機能することが必要となる。しかも、被観察体が拡大されるとき、特に光学的に大きな倍率で撮影した映像を更に電子拡大するときには、像のボケが目立つことから、精細な焦点合せが要請されている。

【0006】

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、光学的に大きな倍率で撮影した映像を更に電子拡大するときでも、精細な焦点合せを実行することが可能になり、被観察体の電子拡大映像を良好な状態で観察することができる内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

10

【0007】

上記目的を達成するために、請求項1の発明は、内視鏡挿入先端部に設けられた対物光学系と、この対物光学系に組み込まれた変倍用可動レンズによって被観察体像を光学的に変倍する光学変倍機能と、上記対物光学系で結像された被観察体像を光電変換する撮像素子と、この撮像素子によって撮像された被観察体の像を電子的に拡大する電子変倍機能と、を有する内視鏡装置において、上記光学変倍機能の変倍用可動レンズで設定された遠点-至近点間の中間位置から最至近点側で焦点合せを行うためのフォーカス用可動レンズと、上記電子変倍機能の動作時に、光学変倍から電子変倍へ移行するときの変倍用可動レンズの位置を中間位置(第1ピント位置)として、上記フォーカス用可動レンズを用いた自動焦点合せ(第2ピント位置への焦点合せ)を実行するオートフォーカス回路と、を設けたことを特徴とする。

20

請求項2の発明は、内視鏡操作部に、変倍指示のための変倍指示手段(変倍スイッチ)を設け、この変倍指示手段により上記光学変倍機能と上記電子変倍機能を切り替えながら連続的な変倍を実行すると共に、上記電子変倍機能の動作時に上記フォーカス用可動レンズを用いた自動焦点合せを実行することを特徴とする。

請求項3の発明は、上記オートフォーカス回路では、(電子変倍移行時に光学変倍機能で設定される撮像エリアにおける)合焦状態検出エリアを、電子変倍の拡大率が高くなるのに対応して小さいエリアに設定することを特徴とする。

【0008】

上記の構成によれば、例えば変倍指示手段により光学変倍と電子変倍の操作及び両変倍間の移行が操作され、これによって光学的に大きな倍率で撮影したものを更に電子拡大した被観察体像が得られる。そして、上記光学変倍時には、変倍用可動レンズの移動によって光学的に変倍されると同時に、ピント位置が遠点位置から中間位置(電子変倍へ移行する位置)である第1ピント位置へ移動し、電子変倍時には、フォーカス用可動レンズによって第1ピント位置から最至近点まで間の第2ピント位置への自動焦点合せ(オートフォーカス)が行われる。従って、電子変倍による拡大映像(画像)にあっては、精細なオートフォーカスにより良好な画質が得られる。

30

【0009】

また、請求項3の発明では、合焦状態検出エリアが電子変倍の拡大率が高くなるのに対応して小さいエリア(各拡大映像表示エリア内で同じ大きさとなるか又は各拡大映像表示エリア内で更に小さくなる合焦状態検出エリア)に設定されるので、拡大した映像に適合したエリアの合焦状態が検出され、オートフォーカスが良好に行われる。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明の内視鏡装置によれば、光学的に大きな倍率で撮影した映像を更に電子拡大するときでも、精細な焦点合せを実行することが可能になり、被観察体の電子拡大映像を良好な状態で観察することができるという効果がある。また、請求項3の発明によれば、拡大表示映像に適合したエリアで合焦状態が検出され、精細なオートフォーカスが良好に行われるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 1 】

図 1 には、実施例に係る電子内視鏡装置の主要構成、図 2 には内視鏡先端部の内部構成の一例、図 3 には電子内視鏡装置の外観構成が示されている。図 3 において、電子内視鏡装置は、被観察体内へ挿入される部分で、先端に対物光学系と CCD 等の固体撮像素子を有する挿入部 1 1 A、アングル操作ツマミや各種の操作スイッチ等を有する操作部 1 1 B、光源コネクタ 1 1 D 及び電気コネクタ 1 1 E を有するケーブル部 1 1 C からなる電子内視鏡（スコープ） 1 1 と、上記光源コネクタ 1 1 D によって電子内視鏡 1 1 が接続される光源装置 1 2 と、上記電気コネクタ 1 1 E によって電子内視鏡 1 1 が接続されるプロセッサ装置 1 4 等から構成される。

【 0 0 1 2 】

図 2 において、上記挿入部 1 1 A の先端部には、対物光学系として、前側から順に、観察窓を含む固定レンズ 1 6 a、焦点距離を任意に変え得るようにバリフォーカルレンズとして構成された変倍用の第 1 可動レンズ 1 7 a 及び第 2 可動レンズ 1 7 b、固定レンズ 1 6 b 及びフォーカス用の第 3 可動レンズ 1 7 c が配置されており、この第 3 可動レンズ 1 7 c の後側に、プリズム 1 9、カバーガラス 2 0 を介して固体撮像素子である CCD 2 1 が配置される。この CCD 2 1 で撮像された信号は、回路基板 2 2 及び信号線 2 3 を介して上記プロセッサ装置 1 4 へ供給される。

【 0 0 1 3 】

上記第 1 可動レンズ 1 7 a は、係合孔 2 5 A を有する支持体（保持枠体） 2 5 に、第 2 可動レンズ 1 7 b は係合孔 2 6 A を有する支持体 2 6 に保持され、この係合孔 2 5 A、2 6 A が円柱状のカム軸 2 7 の外周に嵌合する状態で、各レンズ 1 7 a、1 7 b はこのカム軸 2 7 に取り付けられる。上記の係合孔 2 5 A にはカムピン 2 9、係合孔 2 6 A にはカムピン 3 0 が突出配置され、一方のカム軸 2 7 には、その軸線に対して傾斜方向の異なるカム溝 3 1、3 2 が形成されており、このカム溝 3 1 に上記カムピン 2 9、カム溝 3 2 に上記カムピン 3 0 が係合する。

【 0 0 1 4 】

そして、上記カム軸 2 7 には、多重コイルバネ等からなる線状伝達部材 3 4 が連結されており、この線状伝達部材 3 4 の他端は操作部 1 1 B に設けられたモータに取り付けられる。従って、モータの駆動によって線状伝達部材 3 4 を介してカム軸 2 7 を回転させれば、カム溝 3 1、3 2 とカムピン 2 9、3 0 の係合によって第 1 可動レンズ 1 7 a、第 2 可動レンズ 1 7 b が光軸方向の前後にそれぞれ移動し、これによって光学的変倍（ズーム）が行われる。即ち、第 1 及び第 2 の可動レンズ 1 7 a、1 7 b は、バリフォーカル光学系を構成して、相対的に前後移動しながら光学的変倍を行う（観察距離、観察深度、焦点距離等が可変となる）。

【 0 0 1 5 】

一方、上記フォーカス用の第 3 可動レンズ 1 7 c を駆動するために、圧電素子を用いたフォーカス駆動機構（アクチュエータ）が設けられており、このフォーカス駆動機構として、第 3 可動レンズ 1 7 c を保持する保持枠体であって、その上部に係合孔 3 6 A（を有する円筒体）が形成された支持体（移動体） 3 6 と、この支持体 3 6 の係合孔 3 6 A に摩擦係合する円柱状駆動軸（体） 3 7 と、この駆動軸 3 7 に結合（固定）される圧電素子 3 8 が取り付けられる。この圧電素子 3 8 には、駆動線 3 9 によって駆動パルスが与えられる。この圧電素子駆動機構によれば、圧電素子 3 8 の伸縮駆動によって駆動軸 3 7 を前後に動かすことにより、第 3 可動レンズ 1 7 c を往動又は復動方向に移動させることができる。なお、上記変倍用の第 1 及び第 2 の可動レンズ 1 7 a、1 7 b を圧電素子等で駆動するように構成してもよい。

【 0 0 1 6 】

図 1 において、上述のように第 1 及び第 2 可動レンズ 1 7 a、1 7 b は、図 2 の支持体 2 5 から線状伝達部材 3 4 で構成される変倍駆動機構 4 1、第 3 可動レンズ 1 7 c は、圧電素子 3 8 を用いたフォーカス駆動機構 4 2 にて駆動されるが、これら駆動機構 4 1、4 2 に対して、各駆動レンズ 1 7 a ~ 1 7 c を駆動するための駆動信号を与えるレンズ駆動

10

20

30

40

50

回路 4 3 が設けられると共に、変倍制御部 4 4 a とオートフォーカス制御部 4 4 b を有する制御回路（マイコン等）4 4 が配置される。一方、上記 CCD 2 1 には、CCD 駆動パルスを出力する CCD 駆動回路 4 7、CCD 2 1 の出力信号に対し相関二重サンプリング及び自動利得制御を行う CDS / AGC 回路 4 8、A / D 変換器 4 9、各種の映像処理を施す DSP（デジタルシグナルプロセッサ）5 0、この DSP 5 0 から出力される映像信号に対して順次電子拡大処理を施す電子変倍（電子ズーム）回路 5 1、D / A 変換器 5 2 及び被観察体を表示するモニタ 5 3 が設けられる。

【 0 0 1 7 】

上記電子変倍回路 5 1 には、映像（画像）の合焦状態（情報）を検出するために映像信号の高周波成分を取り出す BPF（バンドパスフィルタ）5 5 が接続され、この BPF 5 5 の出力は、上記オートフォーカス制御部 4 4 b に供給される。また、変倍指示手段として NEAR（若しくは TELE：拡大）方向と FAR（若しくは WIDE：縮小）方向の操作を行う変倍スイッチ 5 7 が設けられており、この変倍スイッチ 5 7 は、図 3 の内視鏡操作部 1 1 B に配置され、変倍スイッチ 5 7 の操作信号は、制御回路 4 4 に供給される。そして、この変倍スイッチ 5 7 は、NEAR 方向の 1 つのスイッチで光学変倍から電子変倍への切替え移行を連続して実行しながら両変倍の拡大操作を行い、FAR 方向の 1 つの操作スイッチで電子変倍から光学変倍への切替え移行を連続して実行しながら両変倍の縮小操作を行うことができる。

10

【 0 0 1 8 】

即ち、上記変倍制御部 4 4 a は、レンズ駆動回路 4 3 から変倍位置信号（レンズ位置信号）を入力することにより第 1 及び第 2 の可動レンズ 1 7 a、1 7 b の位置を把握すると共に、上記変倍スイッチ 5 7 の操作に応じて変倍制御信号をレンズ駆動回路 4 3 へ供給することにより、第 1 及び第 2 の可動レンズ 1 7 a、1 7 b による光学的な変倍動作を実行する。

20

【 0 0 1 9 】

図 4 には、上記第 1 乃至第 3 可動レンズ 1 7 a ~ 1 7 c を移動させて光学倍率を変化させるときのピント位置の変化が示されており、図示されるように、変倍用の第 1 可動レンズ 1 7 a と第 2 可動レンズ 1 7 b では、拡大範囲において曲線 1 0 1 のように移動することにより、光学変倍の変化に伴って遠点（FAR 端）から例えば至近点（NEAR 端）までピント位置が変化する。そして、変倍用レンズがバリフォーカルレンズとして構成されているため、至近点（NEAR 端）では、内視鏡挿入部先端面と被観察体とは接近状態となる。通常、拡大観察を行う際には、内視鏡挿入部先端にフード部材が取り付けられ、接近状態ではこのフード部材を被観察体に軽く押し当て、内視鏡挿入部先端面と被観察体とを所定の距離に保つことで、至近点の第 1 ピント位置（中間位置）を維持させている。しかし、フード部材を軽く押し当てても、拍動等の影響により、内視鏡挿入部先端面と被観察体との距離が更に接近してピントにボケが生じる状態が起こる。

30

【 0 0 2 0 】

一方、光学変倍の至近点に設定された後も、変倍スイッチ 5 7 によって更に NEAR 方向の操作が行われたときには、表示モニタ上の倍率が連続的になるように、電子変倍回路 5 1 により映像の電子変倍処理が行われるが、この電子拡大映像においては、上述のように、拍動等の影響によってピントのボケが生じると、このボケが目立つことになる。そこで、実施例では、例えば至近点から最至近点の間で焦点合せを行うようにしている。

40

【 0 0 2 1 】

上記オートフォーカス制御部 4 4 b は、レンズ駆動回路 4 3 からフォーカス位置信号（レンズ位置信号）を入力することにより第 3 可動レンズ 1 7 c の位置を把握すると共に、電子変倍動作時に、上記 BPF 5 5 からの出力である合焦状態（高周波成分）の信号に基づいて生成されたフォーカス制御信号をレンズ駆動回路 4 3 に供給することにより、第 3 可動レンズ 1 7 c によるオートフォーカス動作を実行する。即ち、図 4 に示されるように、第 3 可動レンズ 1 7 c が自動焦点範囲において光軸方向に移動することにより、曲線 1 0 2 のように中間位置である第 1 ピント位置から最至近点まで焦点が移動し、被観察体（

50

第2ピント位置)にピントを合わせることができる。

【0022】

図5には、電子変倍移行時に光学変倍状態で位置決する撮像エリア内での合焦状態検出エリアの設定状態が示されており、オートフォーカス制御部44bでは、ピントが合う合焦状態であるか否かの判定を行う信号を取り出すための合焦状態検出エリアの大きさを電子変倍の拡大率に応じて制御する。実施例では、図5のように、光学変倍位置が例えば至近点(中間位置)に到達して電子変倍に移行したとき、第1及び第2可動レンズ17a, 17bで設定される画角の撮像エリア(CCD21で撮像されるエリア)Kに対して、電子変倍開始時の大きさとなる合焦状態検出エリア E_1 を設定し、その後は、電子変倍の拡大率が高くなるのに応じて小さくなる合焦状態検出エリア E_2 , E_3 を設定する。即ち、電子拡大しても、検出エリアを E_1 のままにすれば、モニタ53に表示される拡大映像以外の周辺の合焦状態も検出することになり、拡大した映像に最適な焦点合せが行われないことになり、電子拡大の拡大率に応じて検出エリアを小さくすることで、モニタ53上に表示される映像内で最適に焦点を合わせることができる。

10

【0023】

図6には、上記検出エリア $E_1 \sim E_3$ とベストピント位置の関係が示されており、図6(A)は、検出エリア E_1 で映像の合焦状態を検出した場合で、至近点では、モニタ53の表示エリア(画面エリア)Mに対する検出エリア E_1 の位置取りは、上記図5の撮像エリアKの場合と同様になり、この検出エリア E_1 によりオートフォーカスを行ったときのベストピント位置BPは点線で示されるように、例えばポリープ60の基部側(消化器官壁側)の位置になる。これに対し、図6(B)のように、 E_1 より小さい検出エリア E_2 によりオートフォーカスを行ったときのベストピント位置BP(点線)は、ポリープ60の高さ方向の中間部の位置になり、図6(C)のように、更に小さい検出エリア E_3 によりオートフォーカスを行ったときのベストピント位置BP(点線)は、ポリープ60の上部の位置になる。

20

【0024】

この図6の例では、合焦状態検出エリア $E_1 \sim E_3$ は、電子拡大したときのモニタ53の映像表示エリアM内においても、拡大率が高くなるのに応じて小さくなるようにしたが、この検出エリアは、図6(B), (C)の E_2' , E_3' に示されるように、拡大率が高くなったときの各拡大映像表示エリアMにおいて、同じ大きさとなるように設定することもできる(撮像エリアKに対しては小さくなる)。

30

【0025】

実施例は以上の構成からなり、その作用を図7に基づいて説明する。電子内視鏡11の使用時に、操作部11Bに配置された変倍スイッチ57のNEAR方向スイッチをオンすると(ステップ201)、遠点(FAR端)側からの光学変倍が第1, 第2可動レンズ17a, 17bによって実行され、中断か否かを判定するステップ202及び203でN(N0)であるときには、第1, 第2可動レンズ17a, 17bの変倍位置が至近点(中間位置である第1ピント位置)に至った後、電子変倍回路51による電子拡大動作が連続して行われる(自動的に移行する)。そして、この電子拡大(変倍)時では、第1ピント位置から最至近点までのオートフォーカス(最至近合焦)が行われ、その結果、第2ピント位置にピントが合うことになる。

40

【0026】

即ち、光学変倍区間では、遠点から至近点の中間位置(第1ピント位置)まで第1, 第2可動レンズ17a, 17bが曲線101で示すように移動して光学倍率が変更され、光学変倍範囲を超えて拡大側にスイッチ操作された場合は、電子拡大が行われる。この電子拡大時には、第3可動レンズ17cが中間位置から最至近点までの間で移動し、曲線102で示すようにピント位置が変わることによって、被観察体(第2ピント位置)へのピント合せが行われる。この電子拡大時のオートフォーカス制御は、CCD21の出力信号に基づき電子変倍回路51にて順次更新形成される拡大映像信号から合焦状態(鮮鋭度)を示す高周波成分をBPF55にて抽出し、フォーカス制御部44bがこの合焦状態の信号

50

に基づいてフォーカス制御信号をレンズ駆動回路43へ供給することにより行われる。

【0027】

また、実施例では、図5及び図6で説明したように、電子拡大率が高くなるのに応じて小さくなる合焦状態検出エリア $E_1 \sim E_3$ を設定するので、図6(A)のように、観察しようとする対象、例えばポリープ60とその周辺に焦点(ピント)が合う(ベストピント位置BPがある)状態から、図6(B), (C)のように、拡大したポリープ60自体に焦点が合う状態になり、拡大する対象を良好な状態で観察することが可能になる。

【0028】

図7において、上記ステップ203でFAR方向スイッチをオフして変倍スイッチ57を中断し(Y)、その後FAR方向スイッチをオンすると(ステップ205)、第1, 第2可動レンズ17a, 17bの至近点から遠点の方向への駆動により光学縮小が行われ、またステップ204で、同様に変倍スイッチ57を中断して(Y)、FAR方向スイッチをオンすると(ステップ206)、電子拡大とオートフォーカス(最至近合焦)を中止し、第1, 第2可動レンズ17a, 17bの至近点から遠点の方向への駆動により光学縮小が行われる。

10

【0029】

また、実施例では、光学拡大時においてステップ202のように、変倍スイッチ57のNEAR方向スイッチのオン操作を一旦中断(停止)し更にNEAR方向スイッチをオンした場合は(ステップ207)、電子拡大に移行し、この電子拡大時に、ステップ209のように、NEAR方向スイッチのオン操作を一旦中断し更にNEAR方向スイッチをオンした場合は(ステップ210)、光学拡大へ戻るようになっている。なお、上記ステップ207, 210でNとなり、FAR方向スイッチをオンした場合は、光学縮小の動作が行われる。また、光学倍率及び電子拡大倍率を微調整する場合の変倍スイッチ57のオン/オフ操作と上記の電子拡大と光学変倍との間の移行を指示する操作は、スイッチを中断する時間の長短で区別し、制御することができる。

20

【0030】

上記実施例のオートフォーカス制御では、至近点が中間位置となる場合を説明したが、図7のステップ207で中断した場合のように、至近点の手前で電子変倍に移行する場合もあり、この場合には、至近点の手前の位置を中間位置として、この中間位置と最至近点までを第3可動レンズ17cによって焦点合せするようにしてもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本発明の実施例に係る電子内視鏡装置の主要構成を示す図である。

【図2】実施例の内視鏡先端部の内部構成を示す断面図である。

【図3】電子内視鏡装置の全体の外観構成を示す図である。

【図4】実施例の第1乃至第3可動レンズの動作を被観察体距離とレンズ移動量の関係で示す図である。

【図5】実施例のオートフォーカス制御で設定される合焦状態検出エリア(撮像エリア内)を示す図である。

【図6】実施例のオートフォーカス制御で設定される合焦状態検出エリア(表示エリア内)と被観察体でのベストピント位置を示す図である。

40

【図7】実施例の動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

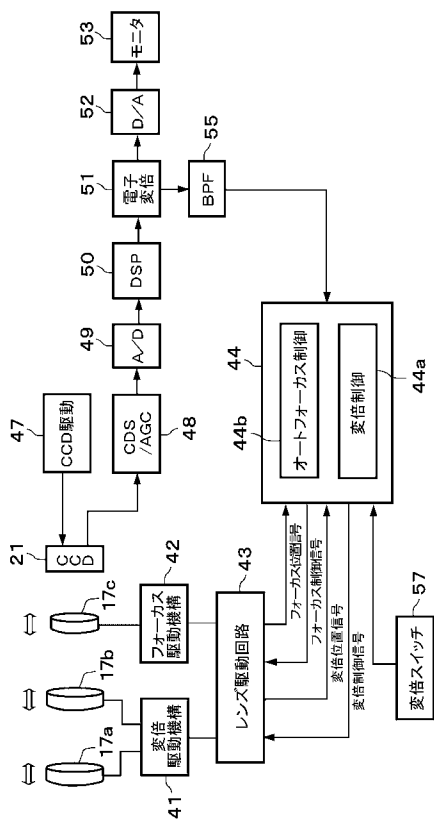
【0032】

- | | |
|----------------------|------------------------|
| 11 ... 電子内視鏡、 | 17a, 17b ... 変倍用可動レンズ、 |
| 17c ... フォーカス用可動レンズ、 | 21 ... CCD、 |
| 43 ... レンズ駆動回路、 | 44 ... 制御回路、 |
| 44a ... 変倍制御部、 | 44b ... オートフォーカス制御部、 |
| 50 ... DSP、 | 51 ... 電子変倍回路、 |
| 55 ... BPF、 | 57 ... 変倍スイッチ、 |

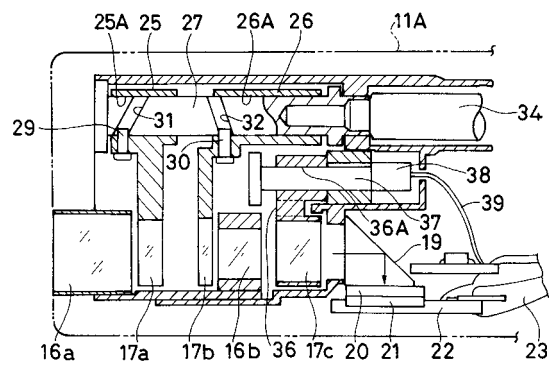
50

E₁ ~ E₃ ... 合焦状態検出エリア、
 K ... 撮像エリア、 M ... 映像表示エリア。

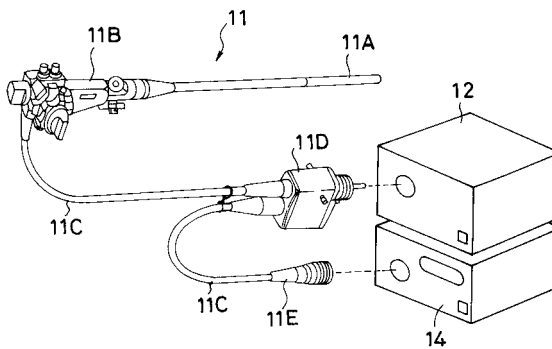
【 図 1 】



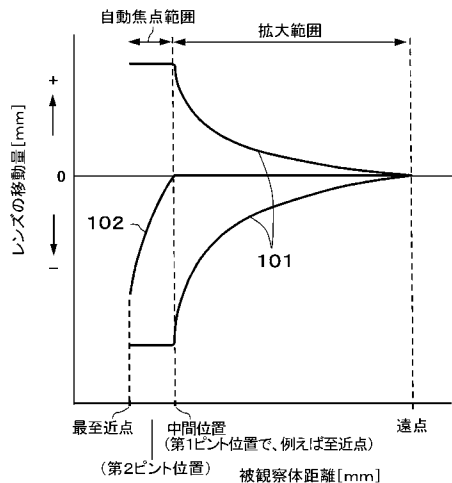
【 図 2 】



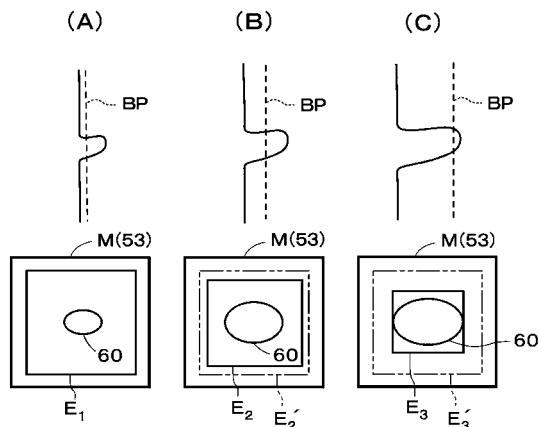
【 図 3 】



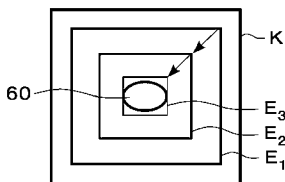
【 図 4 】



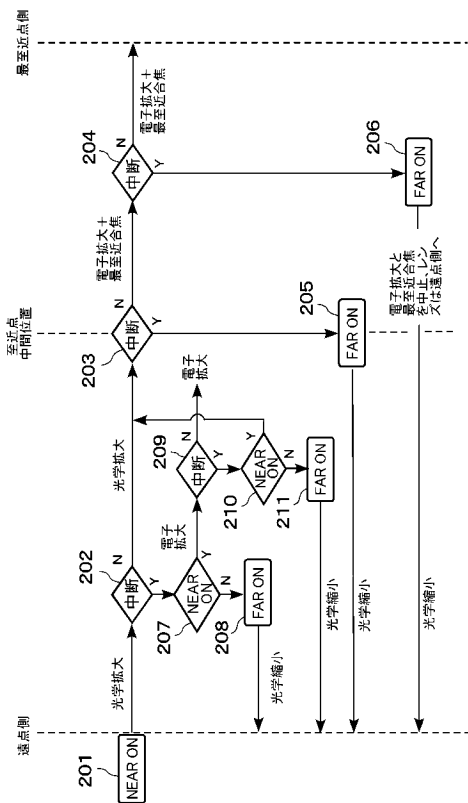
【 図 6 】



【 図 5 】



【 図 7 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5C122 DA26 EA42 FA05 FB03 FB08 FD01 FE02 FE03 HB01 HB06

