

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4336166号
(P4336166)

(45) 発行日 平成21年9月30日(2009.9.30)

(24) 登録日 平成21年7月3日(2009.7.3)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 E
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 Y
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	D
			H 0 4 N	7/18	M

請求項の数 3 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-309764 (P2003-309764)
 (22) 出願日 平成15年9月2日(2003.9.2)
 (65) 公開番号 特開2005-74056 (P2005-74056A)
 (43) 公開日 平成17年3月24日(2005.3.24)
 審査請求日 平成18年4月14日(2006.4.14)

(73) 特許権者 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
 (72) 発明者 南 逸司
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 富士写真光機株式会社内
 審査官 谷垣 圭二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 オートフォーカス機能を備えた電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光軸方向に移動し観察倍率を可変にする可動レンズを有する対物光学系と、この対物光学系を介して被観察体を撮像する固体撮像素子とを備え、この固体撮像素子の出力から映像信号を形成する電子内視鏡装置において、

上記映像信号から合焦評価のための高周波信号を抽出し、この信号に基づいて上記可動レンズを駆動制御するパッシブオートフォーカス制御回路と、

被観察体までの距離をアクティブ方式にて計測する測距手段と、

この測距手段から出力された測距情報に基づいて上記可動レンズを駆動制御するアクティブオートフォーカス制御回路と、

上記可動レンズで設定される所定の最低倍率までは、上記パッシブオートフォーカス制御回路を実行し、上記最低倍率よりも高いとき、上記アクティブオートフォーカス制御回路を実行する切替え制御回路と、を設けたことを特徴とするオートフォーカス機能を備えた電子内視鏡装置。

【請求項2】

上記測距手段として、被観察体へ向けて測距光を投光する投光部と、この投光部の投光に基づいた被観察体からの反射光を受光し、測距情報を出力する受光部と、を設けたことを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡装置。

【請求項3】

上記測距手段として、被観察体へ向けて超音波を送信すると共にこの送信された超音波

の反射波を受信し、測距情報を得る超音波送受信部を設けたことを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡装置。

【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電子内視鏡装置、特に対物光学系に設けた可動レンズによって光学的に拡大した被観察体像を撮像すると共に、オートフォーカス制御を行う電子内視鏡装置の構成に関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡装置は、固体撮像素子であるCCD (Charge Coupled Device) 等を電子内視鏡 (電子スコープ) の先端部に搭載し、光源装置からの光を照明することにより被観察体を撮像し、またこの電子内視鏡で得られたCCDの撮像信号をプロセッサ装置へ出力し、この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。

【0003】

図7には、この種の電子内視鏡において、特開2001-100114号公報等に表示されるような対物レンズ移動機構付き内視鏡の先端部の構成が示されている。図7において、内視鏡先端部1の支持部2の先端面には、観察窓 (レンズ) 3が設けられ、この観察窓3の光路の後側に、プリズム4、カバーガラス5を介して固体撮像素子であるCCD6が配置される。このCCD6は、回路基板7を介して信号線8に接続されており、この信号線8を介してCCD6で撮像された信号はプロセッサ装置へ供給される。

【0004】

上記観察窓3とプリズム4との間には、対物光学系を構成する第1可動レンズ10及び第2可動レンズ11が配置され、この第1可動レンズ10の保持枠12と第2可動レンズ11の保持枠13は、その係合孔12Aと13Aが円柱状のカム軸14の外周に嵌合することにより、当該カム軸14に取り付けられる。また、上記の係合孔12Aにはカムピン16、係合孔13Aにはカムピン17が突出形成され、一方のカム軸14には、その軸線に対して傾斜角度の異なるカム溝18, 19が形成されており、このカム溝18に上記カムピン16、カム溝19に上記カムピン17が係合することになる。

【0005】

そして、上記カム軸14には、モータ20の軸20Zが取り付けられる。従って、モータ20の回転制御によってカム軸14を回転させれば、カム溝18, 19とカムピン16, 17の係合によって第1可動レンズ10、第2可動レンズ11が光軸方向に前後移動 (異なる量の移動) し、これによって光学的変倍 (拡大) 等が行われる。

【0006】

また、近年では、特開2002-263058号公報に示されるように、内視鏡においてオートフォーカス機構を持つようにしたものが製作されており、このオートフォーカス機構及び制御によれば、従来よりもピント合わせが精密かつ詳細に行われた拡大映像等をモニタに表示し、観察することが可能となる。

【特許文献1】特開2001-100114号公報

【特許文献2】特開2002-263058号公報

【特許文献3】特開平8-334678号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来の電子内視鏡装置のオートフォーカス制御として、映像信号から抽出された焦点評価信号に基づいて可動レンズ10, 11を駆動するパッシブオートフォーカス制御が行われており、このパッシブ方式では、上記焦点評価信号の抽出に時間がかかり、特に拡大した映像においては動きに追従させた迅速な制御ができないという問題があ

10

20

30

40

50

った。即ち、映像信号はフィールド単位で形成されることから、焦点評価信号も例えば1/60秒の1フィールド期間(垂直走査期間)毎に抽出されることになり、また映像はその拡大率が高くなる程、動きの影響が大きくなり、例えば拍動のタイミングで動くような被観察体の場合には、その動きに追従した映像が得られないことになる。

【0008】

一方、内視鏡ではなく、カメラ等のフォーカス制御として、投光した光の反射光を受光することにより測距(三角側法)を行うアクティブオートフォーカス制御が行われているが、このアクティブオートフォーカスの測距で、遠い距離を測定するためには受光センサの基線長方向の幅を大きくする必要があり、また測距の分解能を高めるためには受光センサ自体が大型化することになる。しかし、細径化される内視鏡の先端部に投光部及び受光部を配置する場合、その配置スペースは限られており、幅の広い大きな受光センサを搭載すれば、細径化が損なわれるという問題がある。

10

【0009】

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、拡大映像において拍動等の動きに追従した迅速なオートフォーカス制御を行うことができ、またオートフォーカス制御によって内視鏡の細径化が損なわれることのないオートフォーカス機能を備えた電子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】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明は、光軸方向に移動し観察倍率を可変にする可動レンズを有する対物光学系と、この対物光学系を介して被観察体を撮像する固体撮像素子とを備え、この固体撮像素子の出力から映像信号を形成する電子内視鏡装置において、上記映像信号から合焦評価のための高周波信号を抽出し、この信号に基づいて上記可動レンズを駆動制御するパッシブオートフォーカス制御回路と、被観察体までの距離をアクティブ方式にて計測する測距手段と、この測距手段から出力された測距情報に基づいて上記可動レンズを駆動制御するアクティブオートフォーカス制御回路と、上記可動レンズで設定される所定の最低倍率までは、上記パッシブオートフォーカス制御回路を実行し、上記最低倍率よりも高いとき、上記アクティブオートフォーカス制御回路を実行する切替え制御回路と、を設けたことを特徴とする。

20

【0011】

請求項2に係る発明は、上記測距手段として、被観察体へ向けて測距光を投光する投光部と、この投光部の投光に基づいた被観察体からの反射光を受光し、測距情報を出力する受光部と、を設けたことを特徴とする。

30

請求項3に係る発明は、上記測距手段として、被観察体へ向けて超音波を送信すると共にこの送信された超音波の反射波を受信し、測距情報を得る超音波送受信部を設けたことを特徴とする。

【0012】

上記の構成によれば、例えば光学拡大率がa倍のときを境として、これよりも低い倍率のときはパッシブオートフォーカス制御が行われ、このパッシブオートフォーカスでは、映像信号の高周波信号によって焦点が評価され(又はコントラストが評価され)、この焦点評価値が最大となる方向へ可動レンズを山登り動作させることによって合焦状態(ピントの合う状態)が得られる。拡大率が低い場合は、映像表示において動きの影響が小さく、従来と同様にパッシブオートフォーカス制御で十分となる。

40

【0013】

一方、a倍よりも高い倍率のときはアクティブオートフォーカス制御が行われ、このアクティブオートフォーカス制御では、投光した光の反射光を受光し(又は送信した超音波の反射波を受信し)、その受光位置(受信状態)から被観察体の距離が求められ、この測距情報に基づいて可動レンズが駆動される。拡大率が高い場合は、映像表示において動きの影響が大きいが、1フィールド期間よりも極めて短い時間でオートフォーカス動作が行われるので、例えば拍動のタイミングの動きがある被観察体でも、ブレのない良好なくピ

50

ントの合った)映像を得ることができる。

【発明の効果】

【0014】

本発明の電子内視鏡装置によれば、上述のように、光学拡大率が高い領域で迅速なアクティブオートフォーカス制御を行うので、拡大時においても拍動等の動きに追従した良好な映像を得ることができ、またアクティブオートフォーカスで用いる受光部は、拡大率が高い領域では小さなセンサを用いることができ、内視鏡の細径化が損なわれることもない。内視鏡の変倍機構では、倍率を高くするとピント位置が近距離側へシフトする。即ち、観察距離(スコープ先端から被観察体までの距離)が短くなるので、高い倍率が設定される領域では近距離側の測距を行う小さな受光センサで十分となる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

この発明は、実施例1のように光の投受光で測距を行うものだけでなく、実施例2のように超音波の送受信で測距を行うアクティブオートフォーカスにも適用することができる。

【実施例1】

【0016】

図1には、実施例1に係るオートフォーカス機能を備えた電子内視鏡装置の構成が示されている。図1において、内視鏡先端部21には、図7の構成と同様に観察窓22の後側に、対物光学系を構成する第1可動レンズ(又は群)23及び第2可動レンズ(又は群)24が配置され、この第2可動レンズ24の後側に、固体撮像素子であるCCD25が配置される。このCCD25で撮像された信号は、回路基板及び信号線を介してプロセッサ装置へ供給される。

20

【0017】

上記第1可動レンズ23と第2可動レンズ24は、それぞれのアクチュエータ26Aと26Bに取り付けられており、これらのアクチュエータ26A、26Bとしては、圧電アクチュエータ、静電アクチュエータ等のリニアアクチュエータや、図7で示したカム機構を可動レンズ23、24のそれぞれに配置し、そのカム軸をモータや線状伝達部材で駆動するもの等が用いられる。これらのアクチュエータ26A、26Bによって上記第1及び第2の可動レンズ23、24が光軸方向に相対的に前後移動することになり、第1可動レンズ23は主にオートフォーカス(ピント合せ)の役目をし、第2可動レンズ24は光学的変倍(観察距離、観察深度、焦点距離等が可変)の役目をするように構成される。

30

【0018】

そして、この先端部21には、アクティブオートフォーカス制御のために、投光窓27Aから測距光(赤外光等)を投光する投光部27Bと、被観察体からの反射光を受光窓28Aを介して受光する受光部(受光センサ)28Bが設けられる。この受光部28Bのセンサとしては、短い被観察体距離(例えば15mm以下)を計測できる小型のものでよい。

【0019】

また、当該装置には、上述したCCD25を駆動するためのタイミングジェネレータ(TG)30、このCCD25の出力信号を入力して相関二重サンプリング動作と自動利得制御をするCDS(相関二重サンプリング)/AGC(自動利得制御)回路31が設けられ、このCDS/AGC回路31の後段には、A/D変換器32、各種の映像処理を施すためのDSP(デジタル信号プロセッサ)33、1フレームの映像データを記憶する映像メモリ34、D/A変換器35、プロセッサ装置に接続されるモニタ36が配置される。更に、上記先端部21に配置されたアクチュエータ26A、26Bを駆動するためのアクチュエータ駆動回路38が設けられる。なお、上述したCDS/AGC回路31からアクチュエータ駆動回路38までの回路は、電子内視鏡とプロセッサ装置のいずれかに振り分けられて配置されている。

40

【0020】

50

このような電子内視鏡装置において、上記 A / D 変換器 3 2 の出力映像信号を入力し、この映像信号（輝度信号等）の高周波成分を取り出す B P F（帯域通過フィルタ）部 4 0 が設けられており、この B P F 部 4 0 では通過帯域の異なる二つの B P F によって焦点（又はコントラスト）を評価するための二種類の高周波成分（第 1 と第 2 の高周波検波信号）を取り出している。また、電子内視鏡又はプロセッサ装置の全体の制御を統括するマイコン 4 2 が設けられ、このマイコン 4 2 の中に、パッシブオートフォーカス（A F）制御部 4 2 A、アクティブオートフォーカス（A F）制御部 4 2 B 及び切替え制御部 4 2 C が設けられる。

【 0 0 2 1 】

上記パッシブ A F 制御部 4 2 A は、映像信号から抽出され、かつ上記 B P F 部 4 0 から出力された二つの高周波信号から焦点評価演算を行い、可動レンズ 2 3 , 2 4 を最大評価点（最大焦点電圧）へ移動させる山登り動作を行う。一方、上記アクティブ A F 制御部 4 2 B は、上記投光部 2 7 B の投光素子から赤外光を出力させ、上記受光部 2 8 B で受光した光の位置（センサでの位置）の検出信号を測距情報として入力することにより、可動レンズ 2 3 , 2 4 の移動を制御する。なお、変倍操作のための変倍スイッチ 4 4 が電子内視鏡の操作部等に設けられており、この操作信号は上記マイコン 4 2 へ供給される。

【 0 0 2 2 】

図 2 には、上記パッシブオートフォーカス制御の山登り動作が示されており、この制御では、二つの高周波信号から演算された焦点評価値（焦点電圧）に基づき山登りの方向が決定され、例えば矢示 C のように遠距離（ ）から至近距離へ向けて可動レンズ 2 3 , 2 4 の位置を動かし、レンズ位置が P_2 から P_3 へ移動して焦点評価値が低下するときを把握すること等により、焦点深度 F 内に可動レンズ 2 3 , 2 4 を移動させる。

【 0 0 2 3 】

図 3 には、実施例 1 における倍率とベストピントの距離、前側被写界深度（前側ピント位置）及び後側被写界深度（後側ピント位置）の範囲との関係が示されており、上記の可動レンズ 2 3 , 2 4 の動作では、倍率を高くすればする程、ベストピント位置及びピントが合う範囲が前側（近距離側）へシフトする。このような観察距離を可変にする動作において、実施例では、a（例えば 7.5）倍を境として、倍率が a 倍以下のとき（観察距離が遠距離側にあるとき）は、パッシブオートフォーカス制御を行い、倍率が a 倍よりも大きいとき（観察距離が近距離側にあるとき）は、アクティブオートフォーカス制御を行うようにする。

【 0 0 2 4 】

実施例 1 は以上の構成からなり、その作用を図 4 の参照の下に説明する。まず、この例の電子内視鏡装置では、図 1 の C C D 2 5 にて被観察体内が撮像され、その後段の C D S / A G C 回路 3 1 ~ D / A 変換器 3 5 の回路による映像処理を経ることにより、モニタ 3 6 の画面に被観察体の映像が表示される。また、変倍スイッチ 4 4 が操作されると、可動レンズ 2 3 , 2 4 が変倍位置及びピントが合う位置に駆動され、光学的に拡大した被観察体像が C C D 2 5 で撮像されることになり、モニタ 3 6 の画面には拡大した被観察体の映像が表示される。

【 0 0 2 5 】

そして、図 4 の Step 1 0 1 に示されるように、マイコン 4 2 にてオートフォーカス動作指示を受けると、Step 1 0 2 では可動レンズ 2 3 , 2 4 の位置データが読み込まれ、次の step 1 0 3 では、現在設定されている倍率が a 倍よりも高いか否かが判定される。ここで、倍率が a 以下（ a ）である場合 [N (NO)] は、パッシブ A F 制御部 4 2 A が実行され、次の Step 1 0 4 にて映像信号が B P F 4 0 へ入力され、第 1 高周波信号の検波（Step 1 0 5）と第 2 高周波信号の検波（Step 1 0 6）が行われ、次の Step 1 0 7 にて、上記二つの高周波信号に基づいた焦点評価演算が行われる。

【 0 0 2 6 】

次いで、Step 1 0 8 では、上記の焦点評価演算で得られた焦点評価値に基づいて合焦しているか否かが判定され、Y（YES）のときは元へ戻り、N のときは Step 1 0 9 にて山登

10

20

30

40

50

り動作方向が決定され、レンズ動作が実行される (Step 1 1 0)。即ち、遠距離 () から至近距離へ向かう方向又は至近距離から遠距離へ向かう方向のいずれかで、焦点評価値が向上する方向を決定し、この決定方向へ向けて可動レンズ 2 3, 2 4 を移動させ、Step 1 0 2 へ戻る。このような動作を繰り返すことにより、可動レンズ 2 3, 2 4 が最終的に合焦の位置に移動し、この結果、被観察体に良好にピントの合った通常或いは拡大した映像がモニタ 3 6 上に表示される。

【 0 0 2 7 】

一方、上記Step 1 0 3 にて、倍率が a よりも高い ($> a$) の場合 (Y) は、アクティブ A F 制御部 4 2 B が実行され、Step 1 1 1 にて投光部 2 7 B による投光が行われると共に、Step 1 1 2 にて受光部 2 8 B により反射光が受光される。そして、受光部 2 8 B からの受光位置出力が制御部 4 2 B に入力されると (Step 1 1 3)、Step 1 1 4 にて測距が行われた後に、可動レンズ 2 3, 2 4 が駆動され (Step 1 1 5)、これによってピント合わせが行われる。

10

【 0 0 2 8 】

図 5 には、映像出力と受光部 2 8 B で用いられるセンサ (フォトダイオード) の動作を比較した図が示されており、1 フィールドの映像信号が 1 / 6 0 秒 (垂直走査期間) で得られるのに対し、受光部 2 8 B は 1 / 4 0 0 秒で反射光を受光する。また、アクティブオートフォーカス制御での測距演算からレンズ動作も、パッシブオートフォーカス制御での焦点評価演算からレンズ動作と比較すると、短い時間で行われる。従って、 a 倍よりも高い倍率で映像が拡大されている状態 (観察距離が近距離側の領域) において、拍動のタイミングで被観察体が動くような場合でも、その動きを捉えた良好な映像が撮影されるという利点がある。また、 a 倍以下 (観察距離が遠距離側の領域) ではパッシブオートフォーカス制御によって従来と同様の良好な映像が得られる。

20

【実施例 2】

【 0 0 2 9 】

図 6 には、実施例 2 の構成が示されており、この実施例 2 は測距手段として超音波を送受信するアクティブ方式を適用したものである。図 6 に示されるように、実施例 2 では、アクティブな測距手段として、内視鏡先端部 2 1 に、超音波と信号の変換をする超音波トランスデューサ 4 6 と送受信部 4 7 が設けられており、この送受信部 4 7 から出力された送信信号に基づき超音波トランスデューサ 4 6 から超音波パルスが送信されると、被観察体から反射した反射波の受信信号は超音波トランスデューサ 4 6 を介して送受信部 4 7 で受信される。この送受信部 4 7 では、超音波の送信時間と受信時間の差から被観察体の距離情報が求められる。そして、この距離情報はマイコン 4 2 内の上述したアクティブ A F 制御部 4 2 B へ供給されており、これによって実施例 1 と同様に、変倍率が a 倍よりも高いときのアクティブオートフォーカス制御が行われる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 0 】

【図 1】本発明の実施例 1 に係るオートフォーカス機能を備えた電子内視鏡装置の構成を示す回路ブロック図である。

【図 2】実施例のパッシブオートフォーカス制御における山登り動作を示す図である。

40

【図 3】実施例で設定される倍率と観察距離の関係及びパッシブオートフォーカス制御とアクティブオートフォーカス制御の動作範囲を示す図である。

【図 4】実施例のマイコンでの動作を示すフローチャートである。

【図 5】実施例の映像出力と受光部のセンサの動作を示す図である。

【図 6】実施例 2 のオートフォーカス機能を備えた電子内視鏡装置の先端部の構成を示すブロック図である。

【図 7】従来の電子内視鏡先端部の構成を示す断面図である。

【符号の説明】

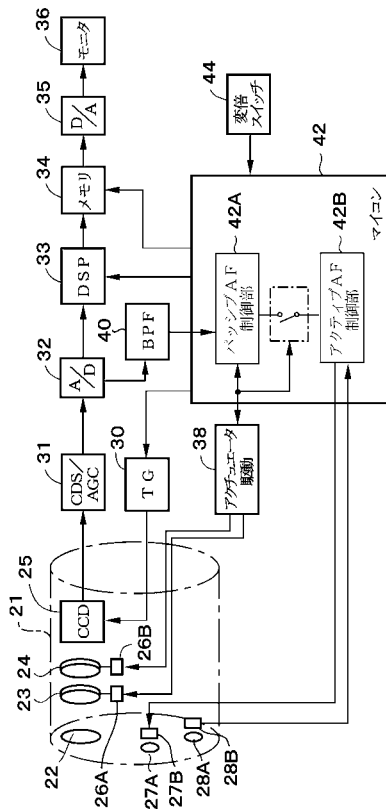
【 0 0 3 1 】

1, 2 1 ... 内視鏡先端部、

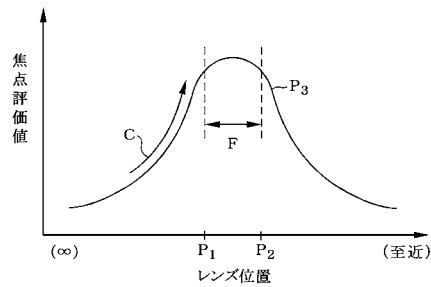
50

- 1 0 , 2 3 ... 第 1 可動レンズ、
- 1 1 , 2 4 ... 第 2 可動レンズ、
- 2 6 A , 2 6 B ... アクチュエータ、
- 2 7 B ... 投光部、
- 2 8 B ... 受光部、
- 3 1 ... C D S / A G C 回路、
- 3 3 ... D S P 、
- 3 8 ... アクチュエータ駆動回路、
- 4 0 ... B P F 部、
- 4 2 ... マイコン、
- 4 2 A ... パッシブ A F 制御部、
- 4 2 B ... アクティブ A F 制御部、
- 4 2 C ... 切替え制御部、
- 4 6 ... 超音波トランスデューサ、
- 4 7 ... 送受信部。

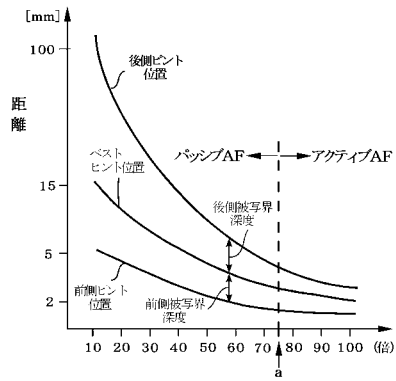
【 図 1 】



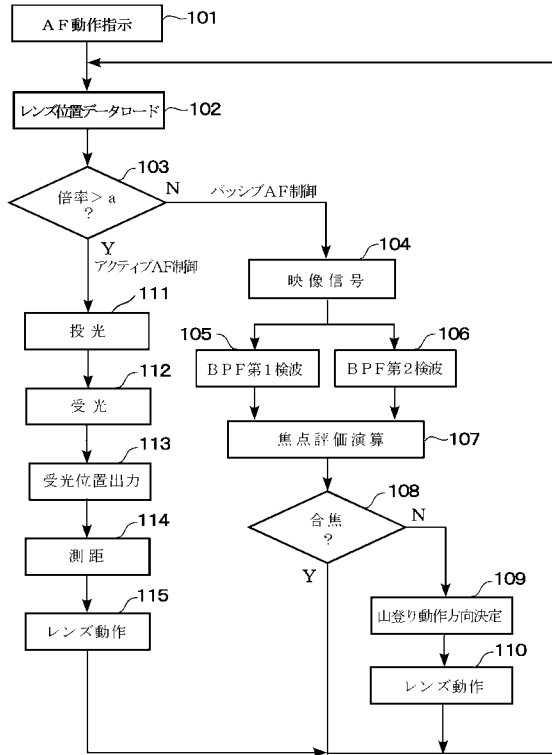
【 図 2 】



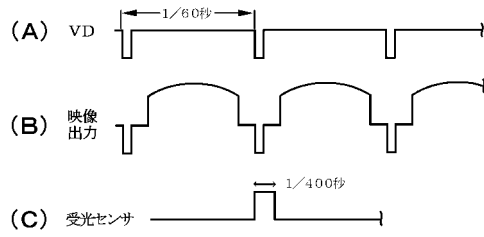
【 図 3 】



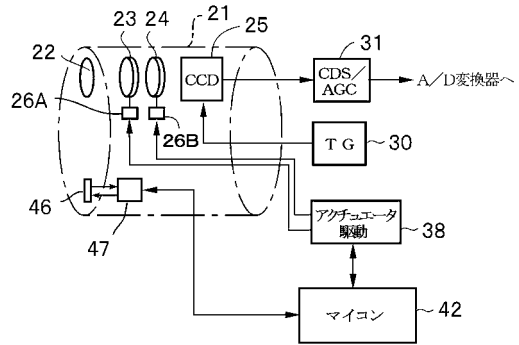
【図4】



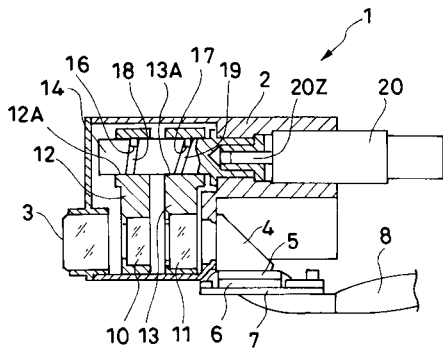
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-258166(JP,A)
特開2002-350715(JP,A)
特開平9-5616(JP,A)
特開2000-356736(JP,A)
特開2001-091821(JP,A)
特開2002-365521(JP,A)
特開平08-334678(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04
H04N 7/18
G02B 23/26
JSTPlus(JDreamII)
JMEDPlus(JDreamII)
JST7580(JDreamII)

专利名称(译)	具有自动聚焦功能的电子内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4336166B2	公开(公告)日	2009-09-30
申请号	JP2003309764	申请日	2003-09-02
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	南逸司		
发明人	南逸司		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.E A61B1/00.300.Y G02B23/26.D H04N7/18.M A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/045.610 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA06 2H040/BA22 2H040/CA02 2H040/FA10 2H040/FA12 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP13 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP13 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CH01 5C054/EA01 5C054/FF02 5C054/HA12		
其他公开文献	JP2005074056A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使快速AF控制这种脉动的放大图像在所述移动之后，也使得不损害内窥镜的直径由AF控制。在微型计算机42中，被动AF控制单元42A和所述有源AF控制器被提供42B，在以下的倍率被动AF控制是比次切换到活动AF控制更高。在被动AF控制中，它执行由视频信号的高频信号聚焦评估操作，并驱动可动透镜23和24来执行根据聚焦评估值的爬山操作。在另一方面，在主动AF控制中，要观察反射由所述光接收部分28B接收的基于光的投影光的对象，（可以是使用超声波距离测量）的距离测量之后，驱动控制可移动透镜23和24到。根据有源AF控制中，也能够在规定时间内进行AF操作时，运动被捕获以及即使在高倍率放大图。点域1

