

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5149467号  
(P5149467)

(45) 発行日 平成25年2月20日(2013.2.20)

(24) 登録日 平成24年12月7日(2012.12.7)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/04 370

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/00 300Y

G02B 23/24 (2006.01)

G02B 23/24 B

請求項の数 12 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2012-531712 (P2012-531712)  
 (86) (22) 出願日 平成23年5月13日 (2011.5.13)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2011/061096  
 (87) 国際公開番号 WO2012/029357  
 (87) 国際公開日 平成24年3月8日 (2012.3.8)  
 審査請求日 平成24年8月9日 (2012.8.9)  
 (31) 優先権主張番号 特願2010-192734 (P2010-192734)  
 (32) 優先日 平成22年8月30日 (2010.8.30)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 304050923  
 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  
 (74) 代理人 100101661  
 弁理士 長谷川 靖  
 (74) 代理人 100135932  
 弁理士 篠浦 治  
 (72) 発明者 岩崎 智樹  
 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  
 審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察モードを複数備えた内視鏡装置において、  
可動レンズを備えた対物光学系と、  
前記対物光学系を介して被写体を撮像する撮像部と、  
前記撮像部から出力された画像に対して輪郭強調を行い、輪郭成分信号を出力する輪郭  
強調部と、  
前記輪郭成分信号の最大値と、前記観察モードに応じた所定の閾値とを比較する信号値  
比較部と、

前記輪郭成分信号の信号分布を判定することによって合焦状態を判定する合焦状態判定部と、

前記合焦状態判定部の前記合焦状態と、前記信号値比較部の比較結果とに基づいて、前記可動レンズの移動を制御する駆動制御部と、  
 を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記撮像部から出力される画像信号の利得を制御する自動利得制御回路をさらに備え、  
 前記信号値比較部は、前記自動利得制御回路の利得に基づき、前記所定の閾値を決定し  
 、決定された閾値で比較を行うことを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記輪郭成分信号は、前記画像中の注目画素の画素値とその注目画素の周囲の複数の画

10

20

素の画素値から計算して得られる画素毎のエッジ成分信号であり、

前記合焦状態判定部は、前記画像中を所定の方向に1画素ずつずらしながら計算して生成される複数の輪郭成分信号が、所定の分布を有するときに、前記合焦状態であると判定す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】**

前記撮像部から出力された前記画像は、複数のラインの焦点検出画素群を有し、

前記合焦状態判定部は、各ライン中に前記所定の分布を有する前記複数の輪郭成分信号の前記所定の分布の数に基づいて、前記合焦状態の判定を行うことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

**【請求項5】**

前記所定の分布は、前記複数の輪郭成分信号が前記所定の方向に1画素ずつ生成されて出力されたときに、単調増加の複数の信号部分と、その単調増加の複数の信号部分に続く単調減少の複数の信号部分とを有し、

前記単調増加の複数の信号部分と前記単調減少の複数の信号部分は、前記所定の分布中にそれぞれ1つ含まれ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6】**

前記撮像部によって撮像されて得られた画像中の鉗子位置を検出する鉗子位置検出部を有し、

前記合焦状態判定部は、前記鉗子位置検出部からの鉗子位置情報に基づいて、前記合焦状態を判定するための前記画像中における前記輪郭成分信号を出力させる画素位置を設定す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】**

前記画像の各画素の輝度値を検出する輝度値検出部と、

前記輝度値検出部において検出された輝度値から管腔を検出する管腔検出部とを有し、

前記合焦状態判定部は、前記管腔検出部により検出された前記管腔の位置情報に基づいて、前記合焦状態を判定するための前記画像中における合焦判定エリアを設定することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

**【請求項8】**

前記合焦状態判定部は、前記画像を複数のエリアに分割し、その複数のエリアの中で、前記管腔の位置情報に基づいて前記管腔があるとされたエリア以外のエリアを、前記合焦判定エリアとして設定する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】**

前記画像の各画素の輝度値を検出する輝度値検出部を有し、

前記合焦状態判定部は、前記輝度値検出部において検出された輝度値が所定の閾値以上の画素についての輪郭成分信号は除いて、前記輪郭成分信号に含まれる信号分布を判定することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡装置。

**【請求項10】**

前記被写体までの距離を推定する距離推定部と、

前記撮像部の電子シャッターの状態を検出する電子シャッター状態検出部と、

光源装置からの照明光の光量を調整する絞り値を検出する絞り値検出部と、

を有し、

前記距離推定部は、前記電子シャッターの状態及び前記絞り値の少なくとも1つに基づいて、前記被写体までの距離を推定することを特徴とする請求項9に記載の内視鏡装置。

**【請求項11】**

前記画像中の前記被写体の動きを検出する動き検出部を有し、

前記合焦状態判定部は、検出された前記被写体の動きに基づいて、前記前記輪郭成分信号の信号分布の判定を行う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】**

前記合焦状態判定部は、検出された前記被写体の動きが所定の動き閾値以上であるときは、前記前記輪郭成分信号の信号分布の判定を行わないことを特徴とする請求項11に記

載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、画像の合焦状態を判定可能な内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、内視鏡装置は、医療分野及び工業分野で広く利用されている。例えば、医療分野では、術者は、内視鏡挿入部を体腔内に挿入し、挿入部の先端に設けられた撮像素子により撮像された被写体画像をモニタに映し出すことによって、被写体の部位の観察をし、診断をすることができる。近年、いわゆるオートフォーカス機能を有する内視鏡装置も実用化されている。例えば、焦点位置を近点位置と遠点位置のいずれかに設定し、かつその切替を行うことができる内視鏡装置がある。

【0003】

内視鏡画像のオートフォーカス機能は、輪郭強調信号のレベル比較により得られた合焦評価を基に行われるのが一般的である。例えば、日本国特開2004-258360号公報に開示されているように、内視鏡装置において、画像の合焦評価を、輪郭強調処理を利用して行うものも提案されている。

【0004】

しかし、輪郭強調処理により得られた輪郭強調信号のレベル比較だけによる方法では、合焦評価の精度が低いという問題がある。これは、輪郭強調信号と所定の閾値との比較が行われるので、画像全体に輝度値が大きい画像と小さい画像とでは、合焦評価が異なってしまうからである。

【0005】

そこで、本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであり、輪郭成分信号を用いて精度の高い合焦評価を行うことができる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】

本発明の一態様の内視鏡装置は、観察モードを複数備えた内視鏡装置において、可動レンズを備えた対物光学系と、前記対物光学系を介して被写体を撮像する撮像部と、前記撮像部から出力された画像に対して輪郭強調を行い、輪郭成分信号を出力する輪郭強調部と、前記輪郭成分信号の最大値と、前記観察モードに応じた所定の閾値とを比較する信号値比較部と、前記輪郭成分信号の信号分布を判定することによって合焦状態を判定する合焦状態判定部と、前記合焦状態判定部の前記合焦状態と、前記信号値比較部の比較結果とに基づいて、前記可動レンズの移動を制御する駆動制御部とを有する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の実施の形態に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【図2】本発明の実施の形態に係わる画像領域を説明するための図である。

【図3】本発明の実施の形態に係わる、白キズ等がある場合の画素補正処理の内容を説明するための図である。

【図4】本発明の実施の形態に係わる、白キズ等がある場合の画素補正処理の内容を説明するための図である。

【図5】本発明の実施の形態に係わる、白キズ等がある場合の画素補正処理の内容を説明するための図である。

【図6】本発明の実施の形態に係わる、白キズ等がある場合の画素補正処理の内容を説明するための図である。

【図7】本発明の実施の形態に係わる、白キズ等がある場合の画素補正処理の内容を説明するための図である。

10

20

30

40

50

するための図である。

【図8】本発明の実施の形態に係わる、白キズ等がある場合の画素補正処理の内容を説明するための図である。

【図9】本発明の実施の形態に係わる拡大縮小回路35の構成を示すブロック図である。

【図10】本発明の実施の形態に係わる拡大縮小回路35において処理される画像の変化を説明するための図である。

【図11】本発明の実施の形態に係わる、有効画素領域VA内の四つの象限の内、エリアIVに管腔LMが検出された場合を示す例である。

【図12】本発明の実施の形態に係わる、有効画素領域VA内の四象限の内、エリアIIIとエリアIVに管腔LMが検出された場合を示す例である。 10

【図13】本発明の実施の形態に係わる、画像領域VA内に管腔LMが検出されなかった場合を示す例である。

【図14】本発明の実施の形態に係わる、有効画素領域VA内にハレーション部分が存在して、そのハレーション部分が焦点検出用画素群FDA,FDA1にかかっている状態を説明するための図である。

【図15】本発明の実施の形態に係わる、画像中のエッジ部分における輪郭成分信号CESを説明するための模式図である。

【図16】本発明の実施の形態に係わる、有効画素領域VA中に明確なエッジ部分がない場合において生成される輪郭成分信号CESを説明するための図である。

【図17】本発明の実施の形態に係わる合焦評価部40の構成を示すブロック図である。 20

【図18】本発明の実施の形態に係わる、管腔検出部51と合焦評価エリア選択部52の処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図19】本発明の実施の形態に係わる、管腔検出部51と合焦評価エリア選択部52の処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図20】本発明の実施の形態に係わる、焦点検出用画素群FDAの画素位置に対応する合焦評価エリアアイネーブル信号のH領域の位置のシフトを説明するための図である。

【図21】本発明の実施の形態に係わる、ハレーション検出部53、形状検出部54、閾値比較部55、焦点切替指示部56及びCPU/F部58の処理の流れの例を示すフローチャートである。 30

【図22】本発明の実施の形態に係わる、ハレーション検出部53、形状検出部54、閾値比較部55、焦点切替指示部56及びCPU/F部58の処理の流れの例を示すフローチャートである。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

##### 【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(全体構成)

まず図1に基づき、本実施の形態に係わる内視鏡装置の構成を説明する。図1は、本実施の形態に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

図1に示すように、内視鏡装置1は、挿入部を有する内視鏡2と、プロセッサ3と、光源装置4と、モニタ5とを具備して構成される。内視鏡装置1は、通常観察画像、狭帯域観察画像等の各種観察モードを有しており、ユーザがどのモードで被写体を観察するかを設定可能である。 40

##### 【0009】

内視鏡2は、挿入部の先端部に設けられた対物光学系11と、対物光学系11の焦点位置に撮像面がくるように配設されたCCD12と、焦点調節のために対物光学系11の一部のレンズを駆動するためのアクチュエータ13と、挿入部の先端部から照明光を照射するための光ファイバ束からなるライトガイド14と、相関二重サンプリング回路(以下、CD S回路という)15と、アナログデジタル変換回路(以下、A/D変換回路という)16と、ROM17とを含んでいる。

##### 【0010】

ライトガイド14の先端部は、挿入部の先端部の照明用開口部に固定される。光源装置4からの照明光は、ライトガイド14の基端部から入射されてライトガイド14を通って、ライトガイド14の先端部から出射して、被写体を照明する。

#### 【0011】

被写体からの反射光は、可動レンズを備えた対物光学系11を通して、撮像部であるCCD12の撮像面上に結像する。CCD12は、撮像面上に形成された被写体像を光電変換して、CDS回路15に出力する。CDS回路15は、撮像信号に相關二重サンプリング処理を行い、A/D変換回路16に出力する。A/D変換回路16は、撮像信号をアナログ信号からデジタル信号に変換して、プロセッサ3に出力する。

不揮発性メモリであるROM17には、後述する鉗子位置情報、左右反転情報が格納されている。内視鏡2がプロセッサ3に接続されると、ROM17の鉗子位置情報等はプロセッサ3により読み出すことが可能となる。10

鉗子は、内視鏡2の挿入部に設けられたチャンネル（図示せず）に挿通可能となっている。鉗子は、挿入部の先端部に設けられた先端開口部から突出可能である。突出した鉗子の先端部は、CCD12によって撮像して得られた内視鏡画像内に現れるが、挿入部の先端部の構造及びチャンネル開口とCCD12の位置関係によって、内視鏡画像内に現れる鉗子の位置は、予め決まっている。言い換えれば、内視鏡画像内に現れる鉗子の位置は、内視鏡毎に予め決まっているので、鉗子位置情報が、ROM17に格納されている。

#### 【0012】

さらに、ROM17には、画像の左右判定を指示する左右反転情報も格納されている。内視鏡には、側視用内視鏡があり、内視鏡の挿入部の先端部にプリズムを配置して、挿入部の側面方向の画像を取得する。その場合、CCD12の撮像面上には、左右が反転した被写体像が投影される。よって、ROM17に例えば、左右反転フラグのような左右反転情報を格納し、CPU39がその左右反転情報を読み出し、その左右反転フラグが「1」であるときには、画像処理中に左右反転処理が実行される。左右反転処理は、CPU39からの指示に基づいて、後述する拡大縮小回路35、あるいは図示しない他の回路で実行される。20

#### 【0013】

光源装置4は、ランプ21と、絞り22と、レンズ23と、絞り制御回路24とを具備して構成されている。ランプ21からの光は、絞り制御回路24により制御される絞り22を介してレンズ23に出射される。レンズ23は、ライトガイド14の基端部に光を集光する。集光した光は、照明光として、ライトガイド14内を通って、ライトガイド14の先端部から出射する。絞り制御回路24は、プロセッサ3からの絞り制御信号ACSに基づいて絞り22を制御すると共に、現在の絞り値を絞り値信号ASとしてプロセッサ3に供給する。よって、絞り制御回路24は、光源装置4からの照明光の光量を調整する絞り値を検出する絞り値検出部を構成する。30

#### 【0014】

プロセッサ3は、自動利得制御回路（以下、AGC回路という）31と、ホワイトバランス回路（以下、WB回路という）32と、マトリックス回路（MAT）33と、ガンマ補正回路（以下、補正回路という）34と、拡大縮小回路35と、輪郭強調回路36と、マトリックス（MAT）回路37と、デジタルアナログ変換回路（以下、D/A変換回路という）38と、中央処理装置（以下、CPUという）39と、合焦評価部40と、フレーム比較回路41と、アクチュエータ駆動部42と、調光検波回路43と、ラインメモリ44とメモリ45とを含んで構成されている。40

#### 【0015】

内視鏡2のA/D変換回路16からの撮像信号は、AGC回路31に供給され、ゲイン調整されて、ホワイトバランス回路32に供給される。ホワイトバランス回路32は、撮像信号のホワイトバランス調整を行う。AGC回路31は、ユーザの設定により、オン・オフ可能である。

#### 【0016】

ホワイトバランス補正された撮像信号は、各種画像を生成するためのマトリックス回路50

3 3 に供給され、通常観察画像、狭帯域観察画像等の各種観察モードに応じた画像を生成する。

生成された画像は、ガンマ補正回路 3 4 において、ガンマ補正され、さらに拡大縮小回路 3 5 において、画像の拡大及び縮小処理が施され、輪郭強調回路 3 6 に供給される。

#### 【 0 0 1 7 】

輪郭強調部としての輪郭強調回路 3 6 は、拡大及び縮小処理された画像に対して輪郭強調処理を施して、輪郭強調処理された画像をマトリックス回路 3 7 に供給する。また、輪郭強調回路 3 6 は、後述する輪郭成分信号CESと輝度信号BSを合焦評価部 4 0 に出力する。輪郭成分信号CESは、画素毎に生成される信号である。よって、輪郭強調回路 3 6 は、輪郭成分信号生成部を構成する。さらに、輪郭強調回路 3 6 は、画像の各画素の輝度値を検出する輝度値検出部を構成する。10

#### 【 0 0 1 8 】

なお、本実施の形態では、輪郭強調回路 3 6 は、輪郭成分信号CESと輝度信号BSに加えて、垂直駆動信号VD、水平駆動信号HD、及び有効画素領域VAを規定する画像位置情報IPSを、合焦評価部 4 0 へ供給する。輪郭成分信号CESについては、後述する。

#### 【 0 0 1 9 】

マトリックス回路 3 7 は、モニタ 5 に出力するための画像を生成し、D/A変換回路 3 8 に供給する。モニタ 5 は、D/A変換回路 3 8 で変換されたアナログ信号の画像信号に基づいて画像を表示する。

#### 【 0 0 2 0 】

CPU 3 9 は、図示しないプロセッサ 3 の操作パネル及び内視鏡 2 の操作部からの操作指示信号に基づいて、内視鏡装置 1 全体の制御を行うと共に、合焦評価部 4 0 への各種情報を供給する。20

#### 【 0 0 2 1 】

さらに、CPU 3 9 には、フレーム比較回路 4 1 から連続する 2 つのフレーム間における画像の変化情報が入力される。例えば、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入しているときは、CCD 1 2 で得られる映像は、動きが速いので、フレーム間で画像が大きく変化する。フレーム比較回路 4 1 は、そのようなフレーム間の画像の変化情報、例えば変化量の情報を生成してCPU 3 9 へ出力する。

#### 【 0 0 2 2 】

合焦評価部 4 0 は、CPU 3 9 からの各種信号と、絞り制御回路 2 4 からの絞り値信号ASと、後述する調光検波回路 4 3 からの電子シャッター情報ESSと、輪郭強調回路 3 6 からの輪郭成分信号CES、輝度信号BS、垂直駆動信号VD、水平駆動信号HD、及び画像位置情報IPSとに基づいて、合焦評価を行う。後述するように、合焦評価部 4 0 は、輪郭成分信号CESの信号分布を判定することによって画像の合焦状態を判定する合焦判定部を構成する。本実施の形態では、合焦評価部 4 0 は、CPU 3 9 によって実行されるソフトウェアプログラムである。合焦評価部 4 0 は、ラインメモリ 4 4 とメモリ 4 5 に必要な情報を記憶しながら、処理を行う。30

#### 【 0 0 2 3 】

合焦判定部である合焦評価部 4 0 は、アクチュエータ駆動部 4 2 に駆動制御信号DRCを供給し、アクチュエータ駆動部 4 2 は、内視鏡 2 のアクチュエータ 1 3 に駆動信号DRを出力する。アクチュエータ 1 3 は、対物光学系 1 1 の可動レンズを駆動する。アクチュエータ駆動部 4 2 は、アクチュエータ 1 3 の状態を合焦評価部 4 0 へフィードバックしている。アクチュエータ駆動部 4 2 は、合焦状態に基づいて対物光学系 1 1 の可動レンズを合焦位置に移動させる駆動制御部を構成する。40

#### 【 0 0 2 4 】

また、CPU 3 9 は、内視鏡 2 のROM 1 7 に格納された鉗子位置情報を読み出して、合焦評価部 4 0 に供給する。

さらに、CPU 3 9 は、各種情報を、合焦評価部 4 0 に供給している。各種情報とは、例えば、観察モード情報、禁止モード情報、各種設定値情報等である。50

**【 0 0 2 5 】**

フレーム比較回路41は、マトリックス回路37から出力される画像のフレーム情報を逐次入力して、連続する2つのフレームを比較し、連続する2つのフレーム間における画像の変化の度合いを検出する。連続する2つのフレーム間において、画像の変化が大きい場合とは、例えば、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入している操作がされている場合である。

**【 0 0 2 6 】**

フレーム比較回路41は、連続する2つのフレーム間における画像の変化情報をCPU39へ供給する。

調光検波回路43は、A/D変換回路16からの撮像信号を入力し、得られた内視鏡画像全体の明るさを判定する。調光検波回路43は、その明るさに基づいて、絞り制御信号ACSを生成して絞り制御回路24に供給すると共に、CCD12への電子シャッター制御のための制御信号SCSをCCD12に供給する。また、調光検波回路43は、CCD12の電子シャッターの状態を検出する電子シャッター状態検出部を構成する。

10

**【 0 0 2 7 】**

さらに、調光検波回路43は、自動利得制御のための制御信号を生成してAGC回路31に供給する。AGC回路31は、調光検波回路43からの画面全体の明るさ情報に基づいて、ゲインの設定値を決定する。なお、調光検波回路43は、AGC回路31からゲイン値のフィードバック信号を受けている。

**【 0 0 2 8 】**

20

なお、AGC回路31のAGCレベルが高いと、内視鏡画像自体は明るくなるが、その反面、画面に現れるノイズが多くなってしまうので、後述する合焦評価部40における焦点切替制御の精度が低下する。そのため、AGCレベルが高い場合、輪郭強調回路36内にローパスフィルタを設け、そのローパスフィルタの帯域を、より低域にシフトさせるようにして、S/Nを改善するようにしてもよい。

**【 0 0 2 9 】****( 画像生成 )**

ここで、画像とその画像処理について説明する。

図2は、画像領域を説明するための図である。図2に示すように、CCD15は、垂直駆動信号VDと水平駆動信号HDによって規定される画素領域OA内に、有効画素領域VAを有する。内視鏡画像の表示に用いられる有効画素領域VAは、拡大縮小回路35により、その一部が拡大され、あるいは縮小されて、その拡大あるいは縮小された画像がモニタ5に表示される。

30

**【 0 0 3 0 】**

有効画素領域VAは、CCD12から得られる画素領域OAのXY座標のパラメータにより指定され、CCD12において電気的に発生する不要な情報（すなわち非有効画素領域の画像）がマスクされる。

**【 0 0 3 1 】**

さらに、モニタ5に画像を表示させるには、HDTVでは16:9や4:3等のアスペクト比を考慮して、拡大率を変えたり、拡大処理された画像の出力タイミングを変更する必要があるので、そのためのマスク信号の出力タイミングも変更される。

40

**【 0 0 3 2 】**

なお、CCD12から出力される画像が、光学的には所望の仕様に合致していて、電気的に発生する不要な情報がない場合は、マスクの付加をしなくてもよい。さらに、電気的に不要な情報が発生していても、アスペクト比に対する表示領域の外では、マスクの付加をしなくてもよい。

**【 0 0 3 3 】**

以上のように、アスペクト比と拡大率に応じて、拡大処理の対象領域のパラメータを適正に設定することにより、アスペクト比に対応する表示領域に表示される内視鏡画像を、できるだけ大きく表示するようにして、画質の高いモニタ表示を得られること

50

ができる。すなわち、上記のパラメータを適正に設定することにより、拡大処理の対象領域を最大化することができるので、拡大処理における拡大率を出来るだけ抑え、結果として、良好な画質の内視鏡画像をモニタ5に表示することができる。

#### 【0034】

また、CCD15の撮像面には、白キズ及び縦キズが存在する。そこで、白キズと縦キズがある場合には、プロセッサ3において画像を生成するマトリックス回路33に入力される前に、図示しない補正回路により画素補正が行われる。

図3から図8は、白キズ等がある場合の画素の補正処理の内容を説明するための図である。

図3は、ある画素が白キズ画素であり、その周囲8画素は、正常画素である場合を説明するための図である。図3では、白キズ画素Eの画素値は、次の式(1)により決定される。すなわち、補正対象画素である画素Eの画素値は、周囲画素A,B,C,D,F,G,H,Iの画素値の平均値になる。なお、以下の説明では、各画素A,B,C,D,E,F,G,H,Iの画素値は、A,B,C,D,E,F,G,H,Iで表す。

#### 【0035】

$$E = (A+B+C+D+F+G+H+I) / 8 \quad \dots \text{式(1)}$$

図4は、白キズ画素が画像の四隅にある場合を説明するための図である。図4では、左上の隅にある白キズ画素Eの画素値は、次の式(2)により決定される。

#### 【0036】

$$E = (3F+3H+2I) / 8 \quad \dots \text{式(2)}$$

図5は、白キズ画素が画像の四隅を除く、画像の周囲端にある場合を説明するための図である。図5では、上の端にある白キズ画素Eの画素値は、次の式(3)により決定される。

#### 【0037】

$$E = (2D+2F+2H+G+I) / 8 \quad \dots \text{式(3)}$$

図6は、白キズ画素に隣接する画素にも白キズがある場合を説明するための図である。図6では、白キズ画素である画素E上隣の画素Bと斜め上の方の画素Aも、白キズ画素である場合に、白キズ画素Eの画素値は、次の式(4)により決定される。

#### 【0038】

$$E = (2C+2D+F+G+H+I) / 8 \quad \dots \text{式(4)}$$

図7は、白キズ画素に隣接する画素にも白キズがある他の場合を説明するための図である。図7では、白キズ画素である画素Eの斜め下の両方の画素G,Iも、白キズ画素である場合に、白キズ画素Eの画素値は、次の式(5)により決定される。

#### 【0039】

$$E = (2D+2F+4H) / 8 \quad \dots \text{式(5)}$$

図8は、白キズ画素に隣接する画素にも縦キズがある場合を説明するための図である。図8では、白キズ画素である画素Eの左側に画素A,D,Gを含む縦キズがある場合に、白キズ画素Eの画素値は、次の式(6)により決定される。

#### 【0040】

$$E = (2B+2F+2H+C+I) / 8 \quad \dots \text{式(6)}$$

なお、図3の場合、補正対象画素である画素Eの画素値は、画素Eを挟む2つの画素の画素値の差が最も小さい組の画素の画素値の平均値を、白キズ画素Eの画素値とするようにしてよい。例えば、図3の場合、AとIの組、BとHの組、CとGの組、DとFの組において、それぞれの差の絶対値、|A-I|、|B-H|、|C-G|、|D-F|の内、最も小さい組が、AとIの組であれば、画素AとIの画素値の平均値を、白キズ画素Eの画素値とするようにしてよい。

#### 【0041】

図9は、拡大縮小回路35の構成を示すブロック図である。図10は、拡大縮小回路35において処理される画像の変化を説明するための図である。

図9に示すように、拡大縮小回路35は、画像拡縮メモリ35Aと、画像拡縮ブロック

10

20

30

40

50

35Bとを含む。画像の拡大及び縮小は、拡大処理と縮小処理の両方で共通に使用する処理モジュールが含まれる画像拡縮ブロック35Bと、共通に使用される画像拡縮メモリ35Aを用いて行われる。画像拡縮メモリ35Aには、画像拡縮ブロック35Bから画像データが書き込まれ、画像拡縮メモリ35Aの画像データは、画像拡縮ブロック35Bによって読み出される。

#### 【0042】

インターレース方式の入力画像は、ガンマ補正回路34から、画像拡縮ブロック35Bに入力される。図10に示すように、奇数フィールドと偶数フィールドの各画像が交互に、メモリ書き込み画像として画像拡縮メモリ35Aに書き込まれる。画像拡縮メモリ35Aに書き込まれた画像データは、画像拡縮ブロック35Bによって読み出され、拡大処理あるいは縮小処理が施されて、出力画像として出力される。拡大処理を行うか縮小処理を行うかは、内部モードが拡大モードであるか縮小モードであるかによって決定される。10

#### 【0043】

そのため、拡大モードから縮小モードへの遷移が発生したとき、拡大処理と縮小処理は同時に実行できないので、その遷移時の変化点において、ユーザが認識できないような画像がモニタ5に出力されてしまう。

#### 【0044】

そこで、本実施の形態の拡大縮小回路35では、このような問題を回避するために、拡大モードから縮小モードへ遷移時、拡大処理と縮小処理に影響を及ぼさない等倍の画像を途中に出力する。すなわち、モニタ5に表示される画像は、拡大画像から等倍画像へ、そして等倍画像から縮小画像へと変化する。その結果、モニタ5に表示される画像は、ユーザが認識できる画像を表示しながら、遷移する。20

なお、以上は、拡大モードから縮小モードへの遷移時の例を説明したが、縮小モードから拡大モードへの遷移時においても、同様の処理を行うようにしてもよい。

#### 【0045】

##### (合焦判定エリアの選択)

次に、有効画素領域VA内の合焦状態を判定する評価するエリア（以下、合焦評価エリアともいう）FEAについて説明する。

図11から図13は、有効画素領域VA内の合焦評価エリアFEAを説明するための図である。なお、ここでは、有効画素領域VAが、4分割されたエリアからなる例で説明するが、分割数は、4以外でもよい。30

#### 【0046】

有効画素領域VAは、4分割された4つのエリアを有している。各エリアは、焦点検出用の焦点検出用画素群FDAを有する。また、有効画素領域VAは、全体の焦点検出用画素群FDA1を有している。焦点検出用画素群FDA, FDA1の画素位置は、画像領域VA内において予め設定されている。図11から図13に示すように、各焦点検出用画素群FDA, FDA1は、複数の、ここでは3本の、ライン状の焦点検出用画素群を有する。

#### 【0047】

これは、各エリア内のすべての画素を焦点検出用画素として使用すると、焦点検出のための回路規模が大きくなってしまうのを回避するためであり、各エリア内において、焦点検出用として使用する画素は、予め決められている。40

#### 【0048】

図11は、有効画素領域VA内の四つの象限の内、第4象限IV（以下、エリアIVという）に管腔LMが検出された場合を示す例である。図11の場合は、第2象限II（以下、エリアIIという）内の焦点検出用画素群FDAが、焦点検出に用いられる。有効画素領域VA内に管腔LMを検出する方法については後述する。

#### 【0049】

図12は、有効画素領域VA内の四象限の内、第3象限III（以下、エリアIIIともいう）とエリアIVに管腔LMが検出された場合を示す例である。図12の場合は、第1象限I（以下、エリアIともいう）とエリアII内の焦点検出用画素群FDAが、焦点検出用に用いられる50

。

### 【0050】

すなわち、以上の例は、有効画素領域VAを4分割した例であり、内視鏡画像の中に管腔LMが検出されると、管腔LMの存在する象限とは対極の象限のエリアを合焦評価エリアFEAとしている。

以上のように、内視鏡画像の中に管腔LMが検出されると、管腔LMの存在しないエリアが、合焦評価エリアFEAとして選択される。なお、管腔LMの存在しないエリアが複数あった場合は、その中で平均輝度が最も高いエリアを合焦評価エリアFEAとして選択するようにしてもよい。

### 【0051】

10

図13は、画像領域VA内に管腔LMが検出されなかった場合を示す例である。図13の場合は、画像領域VAの中央部CAの焦点検出用画素群FDA1が、焦点検出用に用いられる。

### 【0052】

以上のように、検出された管腔LMの位置に応じて及び管腔LMが検出されなかった場合に応じて、どのエリアを合焦評価エリアFEAとするかが予め決められている。

### 【0053】

#### (ハレーション画素キャンセル)

また、有効画素領域VA内にハレーション部分が存在すると、ハレーション部分の画素の画素値を焦点検出のために用いると焦点検出の精度が低下する。これは、ハレーション部分には、明確なエッジ部分があるため、合焦評価部40において、合焦状態であると誤判定する虞があるからである。そこで、ハレーション部分の画素は、焦点検出のために用いない。

20

### 【0054】

図14は、有効画素領域VA内にハレーション部分が存在して、そのハレーション部分が焦点検出用画素群FDA,FDA1にかかっている状態を説明するための図である。図14に示すように、焦点検出用画素群FDAあるいはFDA1に、点線で示すハレーション部分HAがかかっている場合、後述する焦点検出用画素群のうち、ハレーション部分HA内の画素（斜線内の画素）は、焦点検出のために使用されない。すなわち、焦点検出用画素群FDA,FDA1中、ハレーション部分の画素以外の画素だけが、焦点検出に用いられる。

### 【0055】

30

なお、ハレーション部分HA内の画素だけでなく、ハレーション部分HAの左右の数画素、例えば3画素も含めて、焦点検出のために使用しないようにしてもよい。

以上のように、焦点検出のために、管腔のような暗部、及びハレーション部分の画素は、焦点検出のためには、使用されないようにになっている。

### 【0056】

#### (輪郭強調回路)

輪郭強調回路36は、有効画素領域VAの画素信号から輪郭成分信号CESを生成して合焦評価部40に出力する。本実施の形態の輪郭成分信号CESは、XY平面の2次元画像の所定の方向（ここではX方向）に1画素ずつずらしながら、注目画素の画素値とその周囲の複数の画素（ここでは8画素）の画素値から計算して得られた画素毎のエッジ成分信号を含む信号である。すなわち、輪郭成分信号CESは、有効画素領域VA中の各画素についてエッジ成分を計算することにより得られる、映像信号から、輪郭信号であるエッジ成分のみを抽出した信号である。

40

### 【0057】

図15は、画像中のエッジ部分における輪郭成分信号CESを説明するための模式図である。輪郭強調回路36は、有効画素領域VA中の各ラインについて、X方向に1画素ずつずらしながら、注目画素毎にエッジ成分を計算して、輪郭成分信号CESとして出力する。すなわち、輪郭成分信号CESは、有効画素領域VAの各画素について計算された、正值を有するエッジ成分値を複数含む。エッジ成分値は、構造強調された値であるので、明確な輝度値の差を有する画像中のエッジ部分では、大きくなる。

50

## 【0058】

図15に示すように、輝度信号BSの値の差が大きく、焦点が合っている画像の場合、エッジ成分値は、明確な輝度値の差を有するエッジ部分の中心ec付近の変曲点IPにおいて、最も大きくなり、その中心ec付近の変曲点IPから遠ざかるに従って徐々に小さくなる、という特性を有する。言い換えると、エッジ成分値は、明確な輝度値の差を有するエッジ部分の中心ec付近の変曲点IPの前後では単調増加と単調減少する値となる。エッジ成分の値をX方向に沿って並べてプロットすると、輪郭成分信号CESは、三角形の形状をした棒グラフとなる。有効画素領域VAのあるライン中に、明確な輝度値の差を有するエッジ部分が複数あれば、その三角形は、そのライン中には、複数存在することになる。そして、エッジ部分のない領域では、輪郭成分信号CESは出力されない。

10

## 【0059】

これに対して、明確な輝度値の差のない画像では、図15に示すような輪郭成分信号CESのデータは得られない。

図16は、有効画素領域VA中に明確なエッジ部分がない場合において生成される輪郭成分信号CESを説明するための図である。

図16に示すように、輝度信号BSの値の差が大きくなく、明確なエッジ部分がない場合、各エッジ部分の輪郭成分信号CES中の複数個のデータは、図15に示すようなエッジの中央部に向かって徐々に増加し、途中の1つの変曲点後は、徐々に減少する値を有するような単調増加及び単調減少のデータではない。有効画素領域VA中に明確なエッジ部分がない場合、すなわちボケ状態の画像の場合、エッジ部分における各画素についての輪郭成分信号CESは、図15に示すような3角形の形状を有しない。

20

## 【0060】

後述するように、画像中を所定の方向に1画素ずつずらしながら計算して生成される複数の輪郭成分信号CESが、所定の分布を有するときに、合焦状態と判定される。そして、その所定の分布は、複数の輪郭成分信号CESが、所定の方向に1画素ずつ生成されて出力されたときに、単調増加の複数の信号部分と、その単調増加の複数の信号部分に続く単調減少の複数の信号部分とを有し、かつ、単調増加の複数の信号部分と単調減少の複数の信号部分のそれぞれは、所定の分布中に1つ含まれる。

## 【0061】

なお、単調増加と単調減少の間の変曲点では、輪郭成分信号CESは最大値となるが、最大値を有する輪郭成分信号CESは、1つだけでなく、2つ以上連続する場合、例えば、2回あるいは3回連続する場合もある。なお、以下、最大値の輪郭成分信号CESは1つだけとして説明する。

30

## 【0062】

## (合焦評価部の構成)

図17は、合焦評価部40の構成を示すブロック図である。本実施の形態では、上述したように、合焦評価部40は、CPU39によって実行されるソフトウェアプログラムにより実現される処理部である。

合焦評価部40は、管腔検出部51と、合焦評価エリア選択部52と、ハレーション検出部53と、形状検出部54と、閾値比較部55と、焦点切替指示部56と、距離推定部57と、CPUインターフェース部(以下、CPUIFという)58と、を有して構成される。

40

## 【0063】

管腔検出部51は、画像中の管腔の有無を検出する処理部である。輪郭強調回路36から、輝度信号BSと、CCD12の垂直駆動信号VD及び水平駆動信号HDと、有効画素領域VAを規定する画像位置情報IPSとが、管腔検出部51に入力される。

## 【0064】

管腔検出部51は、輝度値が所定の閾値以下である画素、すなわち暗部の画素を検出し、検出された暗部画素の領域の位置を管腔LMの位置として検出する。例えば、管腔検出部51は、所定の閾値以下の明るさの画素が所定の大きさ以上の面積があれば、そのような面積を有する部分の位置を管腔位置と決定する。よって、管腔検出部51は、検出された

50

輝度値から管腔LMを検出する。

そして、管腔検出部51は、図11又は図12に示したように、管腔LMが検出された位置情報すなわち象限情報を出力する。

#### 【0065】

合焦評価エリア選択部52は、有効画素領域VA内の合焦評価のために用いるエリアを選択して、合焦評価エリア指示信号FEISを出力する処理部である。CCD12の垂直駆動信号VDと水平駆動信号HDと、有効画素領域VAを規定する画像位置情報IPSと、鉗子位置情報FPSとが、合焦評価エリア選択部52に入力される。

#### 【0066】

図11の場合であれば、管腔LMが象限IVで検出されたので、例えば、合焦評価エリア選択部52は、エリアIIを合焦評価エリアFEAとして選択する合焦評価エリア指示信号FEISを出力する。同様に、図12の場合であれば、管腔LMがエリアIIIとエリアIVで検出されたので、例えば、合焦評価エリア選択部52は、エリアIとエリアIIの2つのエリアを合焦評価エリアFEAとして選択し、合焦評価エリアFEA内の合焦評価エリア指示信号FEISを出力する。

10

#### 【0067】

さらに、図13の場合であれば、管腔LMが有効画素領域VA内で検出されなかつたので、合焦評価エリア選択部52は、中央部のエリアCAを合焦評価エリアFEAとして選択して、合焦評価エリア指示信号FEISを出力する。

鉗子位置情報FPSは、画像上での鉗子の現れる位置情報である。

20

#### 【0068】

ハレーション検出部53は、有効画素領域VA内のハレーション部分を検出するための処理部である。輝度信号BSと、合焦評価エリア選択部52からの合焦評価エリア指示信号FEISとが、ハレーション検出部53に入力される。ハレーション検出部53は、選択された合焦評価エリアFEA内のハレーションの有無を検出し、ハレーションの有無と画素位置の情報を出力する。なお、ハレーションの有無は、その画素の画素値が所定の閾値以上の画素値であるか否かによって判定することができる。

#### 【0069】

形状検出部54は、輪郭強調回路36からの輪郭成分信号CEAと、合焦評価エリア指示信号FEISと、ハレーション検出部53からの情報に基づいて、形状検出処理を行う処理部である。形状検出部54の処理内容については、後で詳述する。

30

#### 【0070】

閾値比較部55は、形状検出部54から出力される3角形の形状を有する輪郭成分信号CESと所定の閾値とを比較して、合焦評価結果信号FRSを出力する処理部である。

例えば、形状検出部54から出力された3角形の形状を有する輪郭成分信号CESの変曲点IPの値（すなわち最大値）が、所定の信号レベル閾値以上の信号であるか否かを判定して、所定の信号レベル閾値未満の輪郭成分信号CESはノイズ信号として除去し、ノイズ信号以外の輪郭成分信号CESだけを、合焦評価に用いるようにしている。

#### 【0071】

さらに、閾値比較部55は、各ライン状焦点検出用画素群において、3角形の形状を有する輪郭成分信号CESが所定の個数閾値以上、検出されているか否か、及びそのような所定の個数閾値以上の3角形の形状を有するラインが、複数ラインの中に、所定のライン数閾値以上あるか否かによって、焦点が合っているか否かを示す合焦評価結果信号FRSを出力する。

40

#### 【0072】

例えば、3角形の形状を有する輪郭成分信号CESが3個以上検出されたライン状焦点検出用画素群が、合焦評価エリアFEA内に、2ライン以上あれば、閾値比較部55は、画面全体では焦点が合っていることを示す合焦評価結果信号FRSを出力し、1ライン以下であれば、閾値比較部55は、画面全体では焦点が合っていないことを示す合焦評価結果信号FRSを出力する。

50

**【 0 0 7 3 】**

なお、信号レベル閾値、個数閾値及びライン数閾値の各閾値は、設定変更可能であり、後述するように、ユーザによって、CPU/F5 8を介して変更可能となっている。

**【 0 0 7 4 】**

焦点切替指示部56は、入力された合焦評価結果信号FRSに基づいて、焦点位置を切り換える焦点切替信号FSWSを出力する。例えば、合焦評価結果信号FRSが、焦点が合っていることを示す場合は、焦点切替信号FSWSを出力しないが、焦点が合っていないことを示す場合は、焦点切替信号FSWSを出力する。内視鏡の焦点が2段階の場合、例えば、焦点位置が近点と遠点の2つの位置しかない場合は、焦点があつていなければ、焦点が他方の焦点位置になるように対物光学系11を切り替えるための切り替え信号FSWSを出力する。

10

**【 0 0 7 5 】**

距離推定部57は、内視鏡先端部と被写体までの距離を推定する処理を行う処理部である。距離推定部57は、切り替え後の焦点位置が、焦点が合わない位置になるような状態が発生しないようにするために用いられる。すなわち、距離推定部57は、焦点切替制御の誤動作の防止のために、被写体までの距離を推定する処理を行う。

**【 0 0 7 6 】**

例えば、内視鏡の焦点位置が、近点と遠点の2つの位置を有するとき、焦点位置の遠点位置から近点位置への切り替えは、被写体までの距離が極めて近い場合に、行われる。よって、被写体までの距離が遠いときに、何らかの原因で、焦点位置の遠点位置から近点位置への切り替えが必要と判定された場合に、被写体までの距離が所定の距離以上であるときには、焦点位置の遠点位置から近点位置への切り替えが行われないようにするために、距離推定部57は、被写体までの距離が所定の距離以上であるか否かを推定して、所定の信号を閾値比較部55に出力する。

20

**【 0 0 7 7 】**

距離推定部57は、内視鏡の先端部から被写体までの距離を直接的に計測するのではなく、光源装置4からの出射光量（すなわち絞り値信号AS）あるいは電子シャッター情報（ESS）に基づいて、被写体までの距離が所定の距離以上であるか否かを推定する。すなわち、距離推定部57は、電子シャッターの状態及び絞り値の少なくとも1つに基づいて、被写体までの距離を推定する。

**【 0 0 7 8 】**

30

光源装置4からの出射光量は、絞り22の絞り値と相関がある。被写体までの距離が短いときには、光量は少なくてよいので、絞り22は絞られる。よって、絞り制御回路24からの絞り値信号ASが示す絞りが所定の値以下であるとき、被写体までの距離が所定の距離以上であるとして、距離推定部57は、所定の信号を出力する。

**【 0 0 7 9 】**

また、電子シャッター情報ESSも、被写体までの距離と相関がある。被写体までの距離が近ければ、被写体への照影光量は多くなるので、電子シャッターのシャッター速度は、速くなる。よって、シャッター速度が所定の速度値以下であるとき、被写体までの距離が所定の距離以上であるとして、距離推定部57は、所定の信号を出力する。

**【 0 0 8 0 】**

40

従って、焦点位置が遠点位置にあるときに、距離推定部57が、被写体までの距離が所定の距離以上であると推定している場合には、閾値比較部55は、焦点が合っているか否かを示す合焦評価結果信号FRSの出力を禁止する。

**【 0 0 8 1 】**

なお、逆に、焦点位置が遠点位置にあるときに、距離推定部57が、被写体までの距離が所定の距離以下であると推定している場合にのみ、閾値比較部55は、焦点が合っているか否かを示す合焦評価結果信号FRSの出力を許可するようにしてもよい。

**【 0 0 8 2 】**

また、焦点位置が近点位置にあるにも拘わらず、さらに被写体までの距離が、対物光学系11の被写界深度限界を超えて短い場合も、閾値比較部55は、焦点が合っているか否

50

かを示す合焦評価結果信号FRSの出力を禁止する。これは、被写体までの距離があまりにも近い場合は、焦点が合うことはないからである。

従って、閾値比較部55は、推定された距離に基づいて、可動レンズの駆動及び停止を制御する。CPU1/F58は、CPU39から供給される制御信号あるいは制御情報を所定の処理部へ供給する処理部である。

#### 【0083】

CPU39から感度設定値、観察モード情報、AGCレベルが入力され、CPU1/F58は、これらの情報を、閾値比較部55へ供給する。閾値比較部55は、これらの情報に応じて、上述した各閾値を変更する。感度設定値は、例えば、信号レベル閾値に関する設定値であり、後述するように、感度設定値を変更することにより、検出される輪郭成分信号CESの個数は変化する。10

#### 【0084】

また、観察モード情報は、例えば、観察モードが、通常光観察、狭帯域光観察、あるいは蛍光観察のいずれのモードであるか否かを示す情報であり、閾値比較部55では、観察モードに応じた信号レベル閾値が選択されて設定される。

さらに、AGCレベルは、画像のノイズの状態に応じて設定されるレベルであり、AGCレベルを変更することによって、信号レベル閾値が変更される。

#### 【0085】

また、CPU39から禁止モード情報が入力され、CPU1/F58は、この禁止モード情報を焦点切替指示部56へ供給する。ここでは、禁止モード情報は、内視鏡挿入部が被検体内への挿入操作中であるときに焦点切替指示部56の出力を禁止する禁止モードであることを示す情報である。20

#### 【0086】

内視鏡挿入部が被検体内への挿入操作中は、内視鏡挿入部の先端部と被検体間の距離は、近づいたり遠くなったり頻繁に変化する。ユーザは、内視鏡挿入部が被検体内への挿入操作中は、焦点距離を変化させながら、被検体を観察することはない。よって、内視鏡挿入部が被検体内への挿入操作中に、合焦評価部40から切り替え信号FSWSを出力させないように、フレーム比較回路41からの比較結果信号に基づいて、連続する2つのフレーム間における画像が所定の閾値以上変化していると、CPU39が判定すると、禁止モードであることを示す情報を合焦評価部40へ供給する。30

#### 【0087】

##### (動作)

次に合焦評価部40の処理の流れを説明する。上述したように、合焦評価部40の各機能は、CPU39によって実行されるプログラムによって実現される。

まず、合焦評価部40の管腔検出部51と合焦評価エリア選択部52の処理について説明する。

図18と図19は、管腔検出部51と合焦評価エリア選択部52の処理の流れの例を示すフローチャートである。

#### 【0088】

まず、CPU39は、垂直駆動信号VD、水平駆動信号HD、及び画像位置情報IPSの情報に基づいて、有効画素領域VAを、4つのエリアI、II、III、IVに、4分割する（ステップ（以下、Sと略す）1）。

次に、CPU39は、エリアI～IVのそれぞれの輝度信号BSの平均値を算出し（S2）、エリアI～IVのそれぞれの平均値と所定の閾値THdとを比較する（S3）。

#### 【0089】

CPU39は、4つのエリアI、II、III、IVの全てにおいて、平均値がその閾値THd以上であるか、あるいはその閾値THd以下であるか否かを判定し（S4）、全ての平均値が閾値THd以上あるいは閾値THd以下であるとき（S4:YES）、管腔は無しとし、中央部のエリアCAを合焦評価エリアFEAとして選択する（S5）。

#### 【0090】

50

S4でNOの場合、CPU 3 9は、エリアI、III及びIVの全ての平均値が閾値THd以下、あるいはエリアIVのみの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S6)。

エリアI、III及びIVの全ての平均値が閾値THd以下、あるいはエリアIVのみの平均値が閾値THd以下であるとき(S6:YES)、CPU 3 9は、管腔はエリアIVにあるものとし、エリアIIを合焦評価エリアFEAとして選択する(S7)。

#### 【0091】

S6でNOの場合、CPU 3 9は、エリアII、III及びIVの全ての平均値が閾値THd以下、あるいはエリアIIIのみの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S8)。

エリアII、III及びIVの全ての平均値が閾値THd以下、あるいはエリアIIIのみの平均値が閾値THd以下であるとき(S8:YES)、CPU 3 9は、管腔はエリアIIIにあるものとし、エリアIを合焦評価エリアFEAとして選択する(S9)。 10

#### 【0092】

S8でNOの場合、CPU 3 9は、エリアI、II及びIIIの全ての平均値が閾値THd以下、あるいはエリアIIのみの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S10)。

エリアI、II及びIIIの全ての平均値が閾値THd以下、あるいはエリアIIのみの平均値が閾値THd以下であるとき(S10:YES)、CPU 3 9は、管腔はエリアIIにあるものとし、エリアIVを合焦評価エリアFEAとして選択する(S11)。

#### 【0093】

S10でNOの場合、CPU 3 9は、エリアI、II及びIVの全ての平均値が閾値THd以下、あるいはエリアIのみの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S12)。 20

エリアI、II及びIVの全ての平均値が閾値THd以下、あるいはエリアIのみの平均値が閾値THd以下であるとき(S12:YES)、CPU 3 9は、管腔はエリアIにあるものとし、エリアIIIを合焦評価エリアFEAとして選択する(S13)。

#### 【0094】

S12でNOの場合、CPU 3 9は、エリアIとIIの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S14)。

エリアIとIIの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるとき(S14:YES)、CPU 3 9は、管腔はエリアIとIIにあるものとし、エリアIIIとIVを合焦評価エリアFEAとして選択する(S15)。

#### 【0095】

S14でNOの場合、CPU 3 9は、エリアIとIVの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S16)。 30

エリアIとIVの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるとき(S16:YES)、CPU 3 9は、管腔はエリアIとIVにあるものとし、エリアIIとIIIを合焦評価エリアFEAとして選択する(S17)。

#### 【0096】

S16でNOの場合、CPU 3 9は、エリアIIとIIIの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S18)。

エリアIIとIIIの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるとき(S18:YES)、CPU 3 9は、管腔はエリアIIとIIIにあるものとし、エリアIとIVを合焦評価エリアFEAとして選択する(S19)。 40

#### 【0097】

S18でNOの場合、CPU 3 9は、エリアIIIとIVの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S20)。

エリアIIIとIVの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるとき(S20:YES)、CPU 3 9は、管腔はエリアIIIとIVにあるものとし、エリアIとIIを合焦評価エリアFEAとして選択する(S21)。

#### 【0098】

S20でNOの場合、CPU 3 9は、エリアIとIIIの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるか否かを判定する(S22)。 50

エリアIとIIIの2つのエリアだけの平均値が閾値THd以下であるとき(S22:YES)、CPU39は、エリアIIが、エリアIVよりも輝度の平均値が高いか否かを判定する(S23)。

#### 【0099】

エリアIIがエリアIVよりも輝度の平均値が高いとき(S23:YES)、CPU39は、管腔はエリアIとIIIとIVにあるものとし、エリアIIを合焦評価エリアFEAとして選択する(S24)。

#### 【0100】

S23でNOの場合、CPU39は、管腔はエリアIとIIとIIIにあるものとし、エリアIVを合焦評価エリアFEAとして選択する(S25)。

#### 【0101】

エリヤIIとIVのみが閾値THd以下のとき(S22:NO)、CPU39は、エリアIが、エリアIIIよりも輝度の平均値が高いか否かを判定する(S26)。 10

エリアIがエリアIIIよりも輝度の平均値が高いとき(S26:YES)、CPU39は、管腔はエリアIIとIIIとIVにあるものとし、エリアIを合焦評価エリアFEAとして選択する(S27)。

#### 【0102】

S26でNOの場合、CPU39は、管腔はエリアIとIIとIVにあるものとし、エリアIIIを合焦評価エリアFEAとして選択する(S28)。

以上のように、画像が複数のエリアに分割され、その複数のエリアの中で、管腔の位置情報に基づいて管腔があるとされたエリア以外のエリアが、合焦状態を判定するための画像中における合焦評価エリア(すなわち合焦判定エリア)として設定される。

#### 【0103】

S5,S7,S9,S11,S13,S15,S17,S19,S21,S24,S25,S27及びS28の処理により、合焦評価エリアFEAが決定する。よって、これらの処理後、CPU39は、有効画素領域VA中の3ラインの焦点検出用画素群FDA,FDA1の全画素位置に対応する合焦評価エリアイネーブル信号を、H1 GH(以下、Hという)とする(S29)。すなわち、有効画素領域VA内の各画素の位置に対応して、合焦評価エリアイネーブル信号が設定されるが、合焦評価エリアイネーブル信号は、焦点検出用画素群FDA,FDA1の画素位置のところにHが設定される。なお、S15、S17、S19、S21において、2つのエリアが、合焦評価エリアFEAとして選択されているので、これらの場合は、6ラインの焦点検出用画素群FDAの画素位置に対応する合焦評価エリアイネーブル信号が、Hとされる。

#### 【0104】

次に、CPU39は、鉗子位置情報FPSに基づいて、鉗子位置のあるエリアと合焦評価エリアFEAとが一致しているか否かを判定する(S30)。ROM17及びS30は、CCD12によって撮像されて得られた画像中の鉗子位置を検出する鉗子位置検出部を構成する。

鉗子位置のあるエリアと合焦評価エリアFEAとが一致するとき(S30:YES)、CPU39は、合焦評価エリアFEA内に高輝度画素が所定数以上存在するか否かを判定する(S31)。S31でYESの場合は、すなわち、高輝度画素が所定数以上存在する場合は、内視鏡の先端部から突出した鉗子の像が画像中に含まれる場合である。

従って、S31でYESの場合は、画像中に現れる鉗子の位置は予め決まっているので、CPU39は、合焦評価エリアイネーブル信号のH領域の位置を、所定の位置へシフトする(S32)。 40

#### 【0105】

図20は、焦点検出用画素群FDAの画素位置に対応する合焦評価エリアイネーブル信号のH領域の位置のシフトを説明するための図である。図20に示すように、合焦評価エリアFEAがエリアIVに設定されたときに、画像上のエリアIV内に鉗子FCPが現れる場合がある。そのため、3ラインの焦点検出用画素群FDAの位置を、点線で示す位置から実線で示す位置へ移動させるように、合焦評価エリアイネーブル信号のH領域の位置が合焦評価エリアFEA内でシフトされる。S31,S32は、鉗子位置情報に基づいて、合焦状態を判定するための画像中における輪郭成分信号CESを出力させる画素位置をシフトして設定する処理部である。

#### 【0106】

10

20

30

40

50

S31でNOの場合及びS32の後、CPU 3 9は、合焦評価イネーブル信号を、合焦評価エリア指示信号FEISとして形状検出部5 4へ供給する(S33)。

次に、ハレーション検出部5 3、形状検出部5 4、閾値比較部5 5、焦点切替指示部5 6及びCPU1/F部5 8の処理について説明する。

図2 1と図2 2は、ハレーション検出部5 3、形状検出部5 4、閾値比較部5 5、焦点切替指示部5 6及びCPU1/F部5 8の処理の流れの例を示すフローチャートである。

#### 【0 1 0 7】

まず、CPU 3 9は、輪郭強調回路3 6からの、画像有効領域VAの輪郭成分信号CESの読み出しを開始する(S51)。CPU 3 9は、読み出した輪郭成分信号CESの画素位置に対応する合焦評価エリア指示信号FEISがHであるか否かを判定する(S52)。

読み出した輪郭成分信号CESについての合焦評価エリア指示信号FEISがHでない場合(S52: NO)、次の輪郭成分信号CESを読み込み(S53)、上述したS52の処理へ移行する。

#### 【0 1 0 8】

読み出した輪郭成分信号CESについての合焦評価エリア指示信号FEISがHである場合(S52: YES)、CPU 3 9は、読み出した輪郭成分信号CESの画素位置にハレーションが発生しているか否かを判定する(S54)。この判定は、輪郭強調回路3 6からの輝度信号BSに基づいて判定することができる。輝度信号BSが、ハレーションの発生の有無を判定するための所定の閾値THh以上であるか否かによって、ハレーションの発生が判定される。

#### 【0 1 0 9】

ハレーションが発生している場合(S54:YES)、CPU 3 9は、当該画素の輪郭成分信号CESを0(ゼロ)に変換する(S55)。S54でNOの場合及びS55の後、CPU 3 9は、輪郭成分信号CESを、ラインメモリ4 4に格納する(S56)。

以上のように、検出された輝度値が所定の閾値THh以上の画素についての輪郭成分信号CESは除いて、輪郭成分信号CESに含まれる信号分布が判定される。

#### 【0 1 1 0】

そして、CPU 3 9は、次の輪郭成分信号CESを読み込み(S57)、読み出した信号についての合焦評価エリア指示信号FEISがLであるか否かを判定する(S58)。

S58でNOの場合、読み出した信号が合焦評価エリア指示信号FEISがHであるので、処理はS54へ戻る。

#### 【0 1 1 1】

S58でYESの場合、1ラインの焦点検出画素群FDA,FDA1の輪郭成分信号CESを読み終わったことになる。よって、CPU 3 9は、ラインメモリ4 4に格納した輪郭成分信号CESを、ラインメモリ4 4の先頭から読み出す(S59)。

#### 【0 1 1 2】

CPU 3 9は、ラインメモリ4 4の最終画素の輪郭成分信号CESを読み出したか否かを判定し(S60)、その最終画素の輪郭成分信号CESを読み出していない場合は(S60: NO)、両端がゼロで、かつその間のデータが全て正值で、かつ、データの個数が所定数(ここでは例として5個)以上のデータ群を読み出したか否かを判定する(S61)。

#### 【0 1 1 3】

ラインメモリ4 4には、合焦評価エリアの1ライン分の焦点検出画素群FDA,FDA1の輪郭成分信号CESが、格納されている。そのライン中には、エッジ部分における輪郭成分信号CESが格納されている。もしも、焦点が合っていれば、図1 5に示すような形状の輪郭成分信号CESが連続して存在する。焦点が合っていないければ、図1 6に示すような形状の輪郭成分信号CESが存在する。エッジ部分のない領域では、輪郭成分信号CESは、現れない。よって、S61では、両端がゼロで、その間のデータが全て正值、データの個数が所定数以上のデータ群が読み出されたか否かが判定される。

#### 【0 1 1 4】

S61でNOの場合は、処理は、S60に戻る。S61でYESの場合、そのデータ群をエッジデータとして、メモリ4 5に格納し(S62)、処理は、S60へ移行する。

S60でYESの場合は、合焦評価エリアの1ライン分の焦点検出画素群FDA,FDA1の輪郭成分

10

20

30

40

50

信号CESを読み出したことを意味する。

#### 【 0 1 1 5 】

次に、CPU3 9は、メモリ4 5内に形状判定していないエッジデータがあるか否かを判定する(S63)。S63でYESの場合、CPU3 9は、メモリ4 5から形状判定をしていないエッジデータを読み出し(S64)、そのエッジデータは、1つの変曲点のみを有し、かつその輪郭成分信号CESの値は、X方向に沿って増加から減少へ変化するか否かを判定する(S65)。

#### 【 0 1 1 6 】

S65でYESの場合、すなわちエッジデータが図15に示したような変化を有する場合、CPU3 9は、そのエッジデータを合焦エッジ群と判定し(S66)、その合焦エッジ群中の最大(MAX)値をメモリ4 5に格納する(S67)。このように、S65では、エッジデータの複数の輪郭成分信号CESが図15に示すような所定の信号分布を有するか否かの判定を行い、輪郭成分信号CESが所定の信号分布を有するときに、そのエッジデータは、合焦エッジ群と判定される。

#### 【 0 1 1 7 】

S65でNOの場合、すなわちエッジデータが図15に示したような変化を有しない場合、CPU3 9は、そのエッジデータを非合焦エッジ群と判定する(S68)。

S67とS68の後、処理は、S63へ戻る。

S63でNOの場合、すなわち全てのエッジデータを読み出して上記の判定をした場合、観察モードが狭帯域観察(NBI)モードであるか否かが判定される(S69)。S69でYESの場合、CPU3 9は、S67で格納した最大値が所定の閾値以下である合焦エッジ群を全てメモリ4 5から削除する(S70)。

#### 【 0 1 1 8 】

S69でNOの場合、及びS70の後は、CPU3 9は、自動利得制御(AGC)がONであるか否かを判定する(S71)。S71でYESの場合、CPU3 9は、S67で格納した最大値が所定の閾値以下である合焦エッジ群を全てメモリ4 5から削除する(S72)。

#### 【 0 1 1 9 】

S71でNOの場合、及びS72の後は、CPU3 9は、最大値が以下の合焦エッジを全てメモリ4 5から削除し(S73)、設定された感度が高いか否かを判定する(S74)。なお、ここで、これら、及びの関係は、 $>$   $>$ である。S70、S72及びS73のそれぞれは、輪郭成分信号CESの最大値と、所定の閾値とを比較する信号値比較部を構成する。よって、所定の閾値は、観察モードによって異なり、かつ自動利得制御(AGC)がONとOFFの状態によっても異なる。

#### 【 0 1 2 0 】

S74でYESの場合、CPU3 9は、合焦エッジ群の個数が所定の個数、ここではK個以上か否かを判定する(S75)。S75でYESとなりの場合、CPU3 9は、被写体の動きは、所定値以下であるか否かを判定する(S76)。被写体の動きが、動きに関する所定の閾値以上の動きがあったか否かは、フレーム比較回路41からの変化情報に基づいて行われる。

#### 【 0 1 2 1 】

S76でYESの場合、すなわち被写体の動きが所定値以下である場合、CPU3 9は、そのラインについては合焦と判定する(S77)。

S75でNOの場合、及びS76でNOの場合、CPU3 9は、そのラインについては非合焦であると判定する(S78)。

#### 【 0 1 2 2 】

S74でNOの場合、すなわち感度が低い場合、CPUは、合焦エッジ群の個数は、所定数以上、ここではL個以上であるか否かを判定する(S79)。ここで、L > Kである。高感度設定がなされていると、合焦エッジ群の数がK個(例えば3個)以上あれば、合焦と判定されるが、高感度設定されていないと、合焦エッジ群の数がL個(例えば5個)以上なければ、合焦と判定されない(S79: NO)。以上のように、各ライン中に所定の分布を有する複数の輪郭成分信号CESの所定の分布の数に基づいて、合焦状態の判定が行われる。

10

20

30

40

50

**【 0 1 2 3 】**

S77とS78の判定の後、CPU 3 9は、所定ライン数について上記の処理が終了したか否かが判定される(S80)。S80では、本実施の形態では、合焦評価エリアFEAには、3ラインの焦点検出画素群FDA,FDA1があるので、3ライン分全部について上記の処理が終了しかた否かが判定される。

**【 0 1 2 4 】**

S80でNOの場合は、処理は、S51に移行する。すなわち、本実施の形態では、焦点検出画素群FDA,FDA1が3ラインあるので、上述した処理が3ライン分全てについてされていないので、他の残りの2ラインについても行うためである。

**【 0 1 2 5 】**

また、S80でYESの場合は、上述した処理が所定ライン数分終わったので、CPU 3 9は、画面全体で合焦か否かを判定する(S81)。

10

画面全体で合焦であれば、処理は、終了し、画面全体で合焦でない場合は、アクチュエータ駆動部42へ焦点切替指示信号を出力する(S82)。

**【 0 1 2 6 】**

画面全体で合焦であるか否かは、例えば、3ライン中2ライン以上が、合焦であると判定されている場合は、画面全体で合焦とし、合焦としたラインが、3ライン中1ライン以下であるときは、画面全体で非合焦とする、というように、各ラインについて判定された結果から、決定される。

**【 0 1 2 7 】**

20

以上のように、上述した本実施の形態によれば、輪郭成分信号CESの信号分布が所定の分布であるか否かにより、合焦状態を評価して判定し、かつその輪郭成分信号CESの最大値と所定の閾値との比較結果に基づいて、可動レンズの移動が制御される。

**【 0 1 2 8 】**

従って、従来では、輪郭強調処理によって得られた輪郭強調信号のレベル比較だけで、合焦評価を行っていたため、合焦評価の精度が低かったのに対して、上述した本実施の形態では、輪郭成分信号CESの信号分布の判定を行い、かつ輪郭成分信号CESの信号レベルと所定の閾値との比較結果に基づいて、合焦状態の評価が行われて、合焦制御が行われるので、内視鏡装置の合焦評価の精度を高くすることができる。

**【 0 1 2 9 】**

30

以上のように、上述した実施の形態によれば、輪郭成分信号を用いて精度の高い合焦評価を行うことができる内視鏡装置を実現することができる。

**【 0 1 3 0 】**

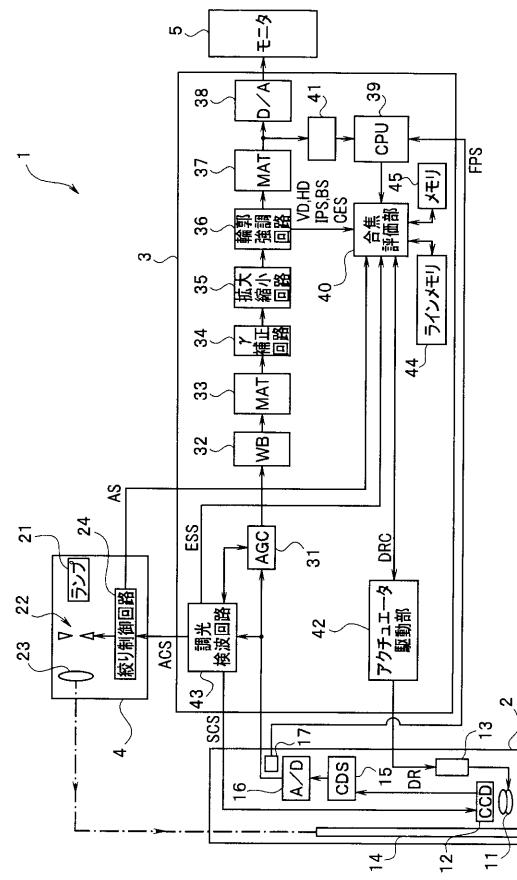
本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

**【 0 1 3 1 】**

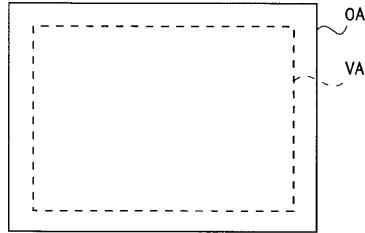
本出願は、2010年8月30日に日本国に出願された特願2010-192734号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

40

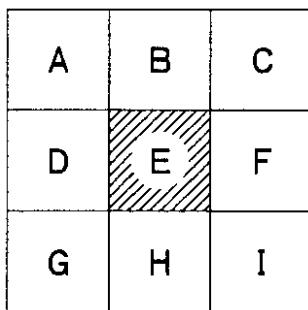
【図1】



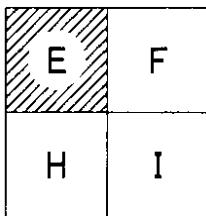
【図2】



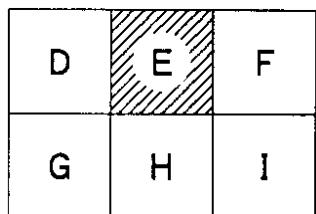
【図3】



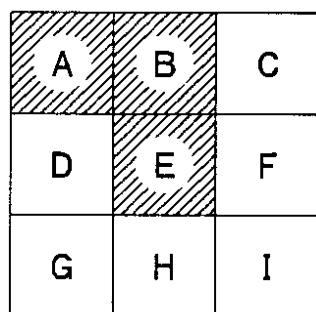
【図4】



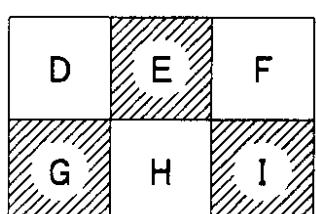
【図5】



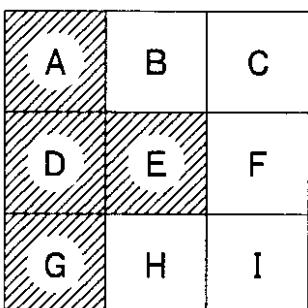
【図6】



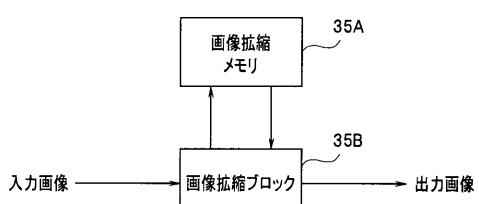
【図7】



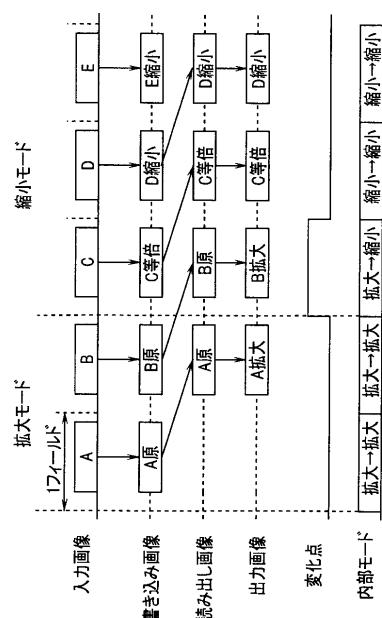
【図8】



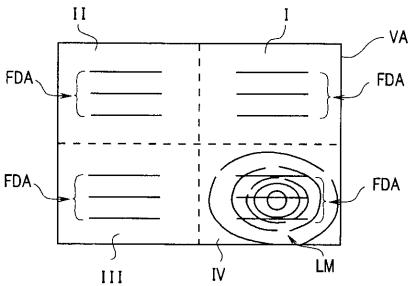
【図9】



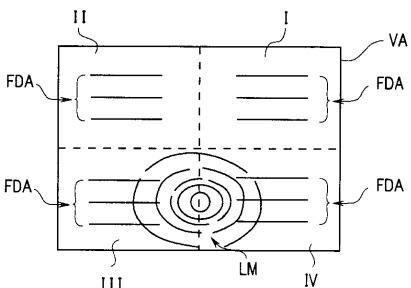
【図10】



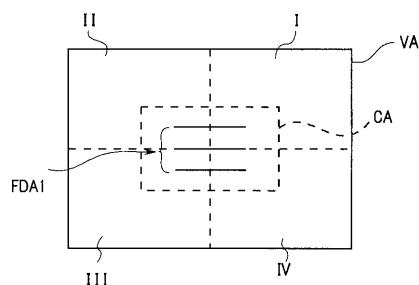
【図11】



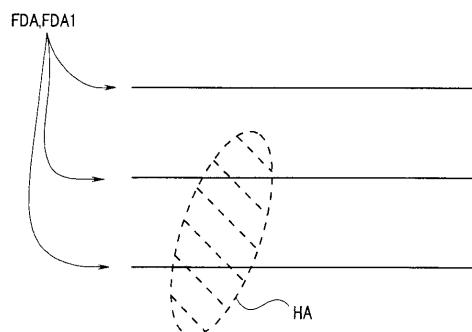
【図12】



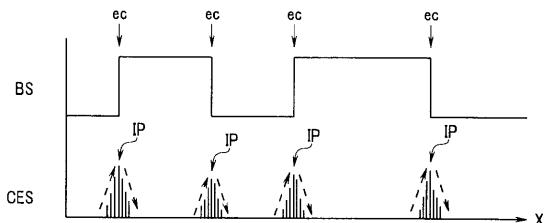
【図13】



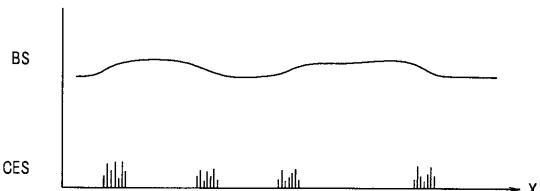
【図14】



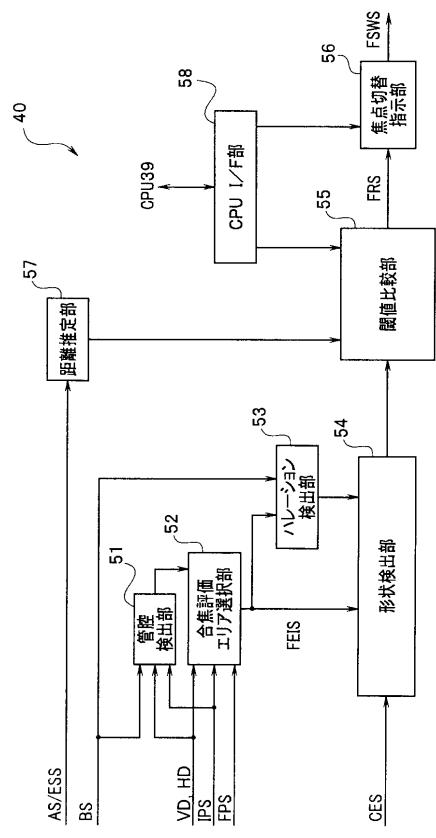
【図15】



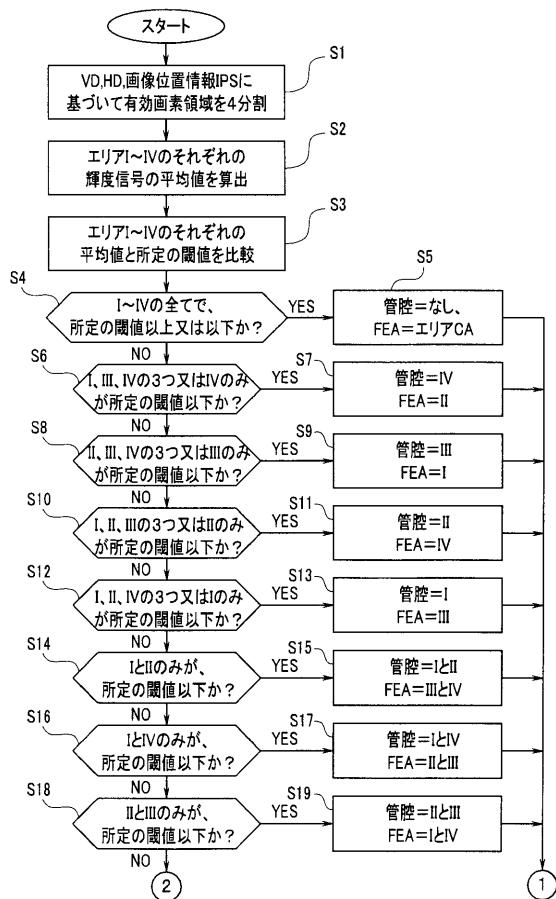
【図16】



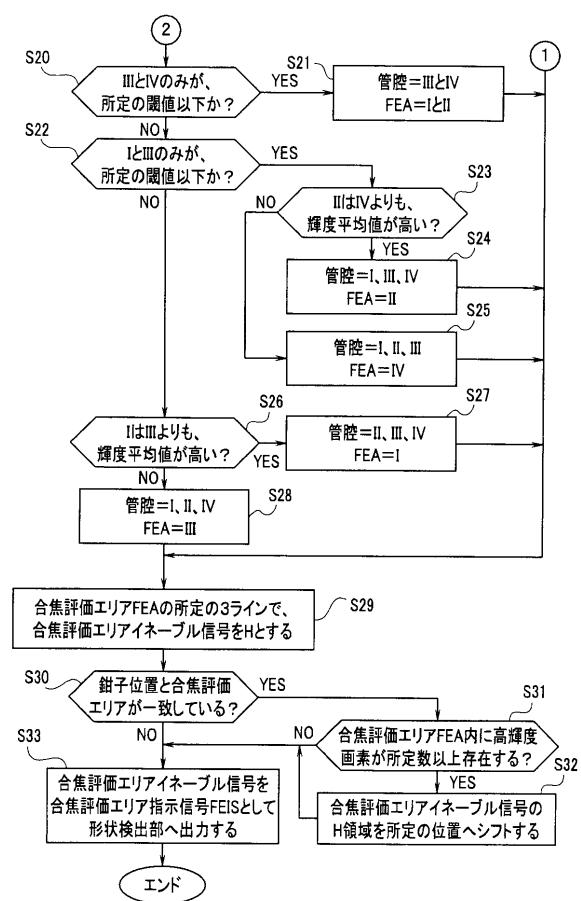
【図17】



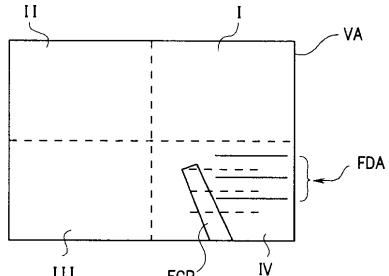
【図18】



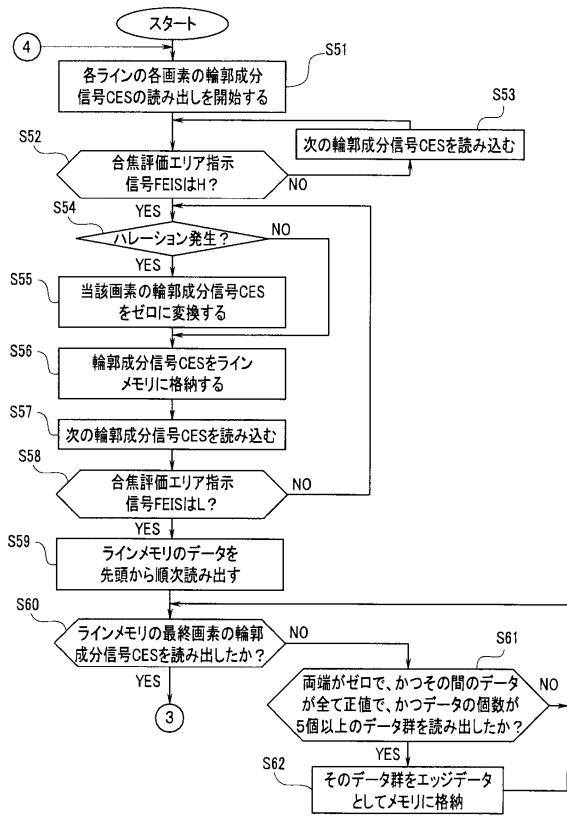
【図19】



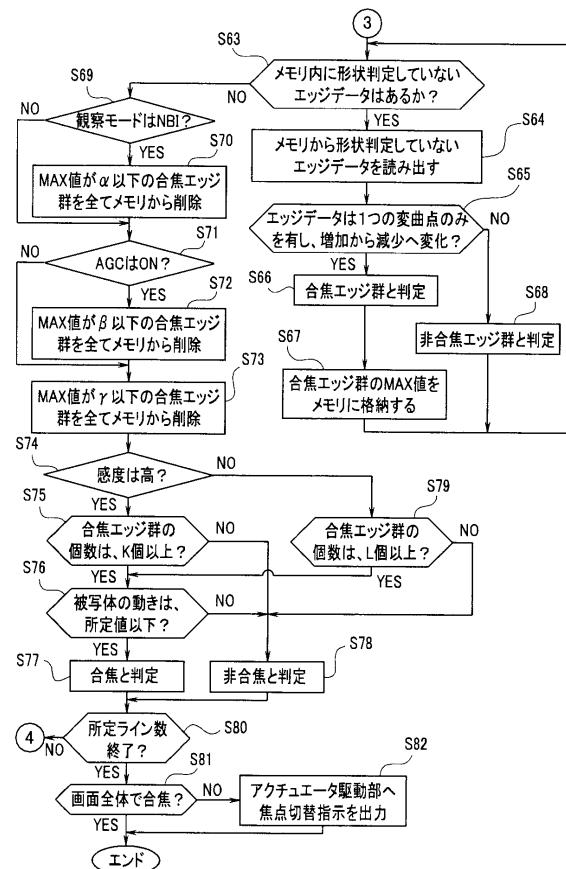
【図20】



【図21】



【図22】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平6 - 342122 (JP, A)  
特開平8 - 068721 (JP, A)  
特開平01 - 270842 (JP, A)  
特開平09 - 253041 (JP, A)  
特開2003 - 061909 (JP, A)  
特開2004 - 294788 (JP, A)  
特開2002 - 253488 (JP, A)  
特開平06 - 245899 (JP, A)  
特開2001 - 154085 (JP, A)  
特開2006 - 122195 (JP, A)  
特開2001 - 008097 (JP, A)  
特開平08 - 111812 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

G02B 23/24

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5149467B2</a>	公开(公告)日	2013-02-20
申请号	JP2012531712	申请日	2011-05-13
[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		
当前申请(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	岩崎智樹		
发明人	岩崎 智樹		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/2423 A61B1/00006 A61B1/00188 G02B7/36 H04N5/23212 H04N5/23245 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.Y G02B23/24.B		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2010192734 2010-08-30 JP		
其他公开文献	<a href="#">JPWO2012029357A1</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

内窥镜装置1包括：物镜光学系统11，包括移动透镜；CCD12，通过物镜光学系统11拾取物体的图像；轮廓增强部分36，执行从CCD 12输出的图像的轮廓增强，并输出轮廓分量信号；聚焦评估部分40，通过确定轮廓分量信号的信号分布来确定聚焦状态；以及致动器驱动部分42，其基于聚焦状态将移动透镜移动到焦点位置。

