

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4464858号
(P4464858)

(45) 発行日 平成22年5月19日(2010.5.19)

(24) 登録日 平成22年2月26日(2010.2.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B	1/00	(2006.01)
A61B	1/04	(2006.01)
G02B	23/24	(2006.01)

A 61 B	1/00	3 00 Y
A 61 B	1/04	3 72
G 02 B	23/24	A

請求項の数 12 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2005-109094 (P2005-109094)
(22) 出願日	平成17年4月5日 (2005.4.5)
(65) 公開番号	特開2006-288432 (P2006-288432A)
(43) 公開日	平成18年10月26日 (2006.10.26)
審査請求日	平成18年11月24日 (2006.11.24)

(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
(72) 発明者	糸井 一裕 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 松谷 洋平	
(56) 参考文献 特開2000-330019 (JP, A)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電子内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の画素数を備えた固体撮像素子と、

前記固体撮像素子に結像させる所定の視野角を備えた対物光学系と、

同じ幅の白と黒の帯の被写体を撮像した時に得られる画像信号から生成された輝度信号を基に、前記白の被写体に対する輝度信号の最大値を I_{max} 、前記黒の被写体での輝度信号の最小値を I_{min} 、コントラスト I を $I = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min})$ と定義した時、挿入部の先端から所定距離離した位置に配置した被写体を前記対物光学系の近点側で所定値以上のコントラスト I で捉えるために、前記対物光学系を構成する少なくとも一部のレンズを駆動し、前記対物光学系の焦点距離を被写界深度が一部重複するように変化させる焦点距離可変手段と、

処置具を挿通可能な処置具挿通チャンネルと、
を有し、

前記焦点距離可変手段は、前記対物光学系が、近点側で白黒ペアの帯のピッチが $3.5 \mu m$ の被写体をほぼ 10 % 以上の前記コントラスト I で捉えることができる被写界深度を有し、かつ遠点側で挿入部先端からの距離が $5.0 mm$ の位置に $0.5 mm$ ピッチの白黒ペアの帯の被写体を撮像した際にほぼ 10 % 以上の前記コントラスト I で捉えることができる被写界深度を有しており、

前記処置具挿通チャンネルは、前記焦点距離可変手段によって近点側に設定された時に、所定距離突出された前記処置具の先端が前記対物光学系による前記所定の視野角内に入

10

20

るように先端開口を設け、

前記 $35 \mu m$ ピッチの白黒ペアの帯の被写体を、前記コントラスト I が 10% 以上となる解像力で識別可能となる条件のもとに、前記対物光学系の先端レンズ面の先端と前記 $35 \mu m$ ピッチの白黒ペアの帯の被写体との距離を d とし、

前記 対物光学系の先端レンズ面での光線高 L_h 、前記処置具挿通チャンネルの前記先端開口の半径 R 、前記対物光学系の光軸と前記先端開口の中心との距離 D 、前記対物光学系による前記固体撮像素子に結像可能な画角とした場合、

$$D = d / \tan(90^\circ - \alpha/2) + L_h - R$$

を満たすことを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

10

前記 対物光学系を構成する少なくとも 1 つのレンズを連続的に変化可能にしたことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記 対物光学系を構成する少なくとも 1 つのレンズを、前記近点側及び前記遠点側の 2 つの位置に設定可能にしたことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記 焦点距離可変手段は、さらに前記近点側及び前記遠点側の 2 つの位置の間となる第 3 の位置に、前記対物光学系を構成する少なくとも 1 つのレンズを設定可能にしたことを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

20

前記 焦点距離可変手段により焦点位置が近景になっている時の前記対物光学系及び前記固体撮像素子を含む撮像装置の視野角が、 100° 以上で、前記固体撮像素子は、モニタ表示に有効な画素数が 60 万画素以上のモザイクカラーフィルタを有することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

前記 焦点距離可変手段により焦点位置が近景になっている時の前記対物光学系及び前記固体撮像素子を含む撮像装置の視野角が、 100° 以上で、前記固体撮像素子は、モニタ表示に有効な画素数が 25 万画素以上の白黒の固体撮像素子を有することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 7】

30

被写体の光学像を結ぶ対物光学系と、前記対物光学系の結像する位置に受光面が配置され、この受光面に結像された光学像を光電変換する固体撮像素子とを挿入部に有する電子内視鏡と、前記固体撮像素子からの画像信号をモニタに表示するための映像信号に変換する画像処理装置と、

を備えた電子内視鏡システムにおいて、

前記 電子内視鏡に設けられ、同じ幅の白と黒の帯の被写体を撮像した時に得られる映像信号から生成された輝度信号を基に、前記白の被写体を撮像した時に得られる輝度信号の最大値を I_{max} 、前記黒の被写体に対する輝度信号の最小値を I_{min} 、コントラスト I を $I = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min})$ と定義した際に、挿入部の先端から所定距離離した位置に配置した被写体を前記対物光学系の近点側で所定以上のコントラスト I で捉えるために、前記対物光学系の焦点距離を変化させる焦点距離可変手段と、

前記 電子内視鏡に設けられ、処置具を挿通可能な処置具挿通チャンネルと、を有し、

前記 焦点距離可変手段は、前記対物光学系が、近点側で白黒ペアの帯のピッチが $35 \mu m$ の被写体をほぼ 10% 以上の前記コントラスト I で捉えることができる被写界深度を有し、かつ遠点側で挿入部先端からの距離が $50 mm$ の位置に $0.5 mm$ ピッチの白黒ペアの帯の被写体を撮像した際にほぼ 10% 以上の前記コントラスト I で捉えることができる被写界深度を有しており、

前記 処置具挿通チャンネルは、前記焦点距離可変手段によって近点側に設定された時に

40

50

、所定距離突出された前記処置具の先端が前記対物光学系による前記所定の視野角内に入るように先端開口を設け、

前記 35 μm ピッチの白黒ペアの帯の被写体を、前記コントラスト I が 10 % 以上となる解像力で識別可能となる条件のもとに、前記対物光学系の先端レンズ面の先端と前記 35 μm ピッチの白黒ペアの帯の被写体との距離を d とし、

前記対物光学系の先端レンズ面での光線高 L h 、前記処置具挿通チャンネルの前記先端開口の半径 R 、前記対物光学系の光軸と前記先端開口の中心との距離 D 、前記対物光学系による前記固体撮像素子に結像可能な画角とした場合、

$$D = d / \tan(90^\circ - \alpha/2) + L h - R$$

を満たすことを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【請求項 8】

前記対物光学系を構成する少なくとも 1 つのレンズを移動させることを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記固体撮像素子の出力信号に基づいて前記焦点距離可変手段を制御する制御信号を発生し、前記対物光学系を合焦状態に設定するフォーカス制御手段を有することを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記チャンネルの先端開口は、前記モニタ上における前記固体撮像素子により撮像された光学像を表示する表示エリアにおける表示エリアの広い方向に対向するように配置されていることを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 11】

前記焦点距離可変手段により焦点位置が近景になっている時の前記対物光学系及び前記固体撮像素子を含む撮像装置の視野角が、100° 以上で、前記固体撮像素子は、モニタ表示に有効な画素数が 60 万画素以上のモザイクカラーフィルタを有することを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 12】

前記焦点距離可変手段により焦点位置が近景になっている時の前記対物光学系及び前記固体撮像素子を含む撮像装置の視野角が、100° 以上で、前記固体撮像素子は、モニタ表示に有効な画素数が 25 万画素以上の白黒の固体撮像素子を有することを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、固体撮像素子を備え、さまざまな処置具と共に使用可能な電子内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、周知の通り、直接目視できない生体内等を観察することができ、医療分野を中心に診断、治療に広く使用されている。そして、被写体像を CCD 等の固体撮像素子によって電気信号に変換し、モニタにて観察可能とした電子内視鏡が普及している。さらに近年、被写体の詳細な観察をすべく、ズーム光学系を採用した電子内視鏡や、多画素な固体撮像素子を用いた高解像内視鏡が普及してきている。

40

前者のズーム光学系を採用した電子内視鏡は、先端部の構成を大型化させない制約から複雑な構成は採用できず、1 つのレンズ群を移動させ、視野角を変化させる変倍ズーム光学系が一般的である。

【0003】

また、特開 2000-330019 号公報に示されるような変倍ズーム光学系では、この公報内の図 1 に示すように物体側から順に負の屈折力を有する第 1 レンズ群 10 と、明るさ絞り S と、正の屈折力を有する第 2 レンズ群 20 と、負の屈折力を有する第 3 レンズ

50

群30とから構成され、変倍に際し、第1レンズ群10と第3レンズ群30は不動であり、第2レンズ群20が物像間距離を変化させない光軸上の異なる2点に移動することを特徴としている。なお、Gはフィルタ類を示す。

これによると、変倍時に物像間距離が変化しない小型で高性能な2焦点タイプの内視鏡対物変倍光学系を得ることができ、ズーム光学系による被写体の詳細な観察ができるといった効果がある。

また、後者の多画素な固体撮像素子を用いた高解像内視鏡では、従来よりも多画素な固体撮像素子を用いることで、被写体をより高解像に撮像することができるため、被写体の詳細な観察が可能になるといった効果がある。

【特許文献1】特開2000-330019号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記特開2000-330019号公報に示されるような変倍ズーム光学系を用いた内視鏡では、被写体の詳細観察をする際に撮像光学系内のレンズを移動させることによって画角を変化させ、倍率を変化させるため、倍率を上げるためにには、画角を狭くする必要がある。

一方、チャンネル先端開口より突出した処置具が、固体撮像素子を含む撮像光学系によって撮像されるためには、撮像光学系の画角と、撮像光学系と処置具との距離により決定し、撮像光学系と処置具が近ければ近いほど、また、撮像光学系の画角が広ければ広いほど、処置具は撮像光学系に早く撮像される。

【0005】

被写体を詳細に観察するために近接し、さらに倍率を上げた場合、従来例ではチャンネル先端開口から突出させた処置具が撮像光学系で視野範囲内に撮像されなくなり、被写体の詳細観察をしながら処置具での処置といった作業は困難になるといった課題がある。

つまり、従来例では、被写体を詳細に観察するために近点側（近景）に設定し、変倍ズーム光学系の倍率を大きくした場合、画角が狭くなり、チャンネル先端開口から突出させた処置具を視野範囲内に捉えられない課題があった。

【0006】

（発明の目的）

30

本発明は上述した点に鑑みてなされたものであり、焦点距離可変の対物光学系を用いた場合において、近点側での被写体の詳細観察をしながら処置具での処置が可能な電子内視鏡及び電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の電子内視鏡は、所定の画素数を備えた固体撮像素子と、

前記固体撮像素子に結像させる所定の視野角を備えた対物光学系と、

同じ幅の白と黒の帯の被写体を撮像した時に得られる画像信号から生成された輝度信号を基に、前記白の被写体に対する輝度信号の最大値を I_{max} 、前記黒の被写体での輝度信号の最小値を I_{min} 、コントラスト I を $I = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min})$ と定義した時、挿入部の先端から所定距離離した位置に配置した被写体を前記対物光学系の近点側で所定値以上のコントラスト I で捉えるために、前記対物光学系を構成する少なくとも一部のレンズを駆動し、前記対物光学系の焦点距離を被写界深度が一部重複するように変化させる焦点距離可変手段と、

処置具を挿通可能な処置具挿通チャンネルと、

を有し、

前記焦点距離可変手段は、前記対物光学系が、近点側で白黒ペアの帯のピッチが $35\mu m$ の被写体をほぼ10%以上の前記コントラスト I で捉えることができる被写界深度を有し、かつ遠点側で挿入部先端からの距離が50mmの位置に0.5mmピッチの白黒ペアの帯の被写体を撮像した際にほぼ10%以上の前記コントラスト I で捉えることができる

40

50

被写界深度を有しており、

前記処置具挿通チャンネルは、前記焦点距離可変手段によって近点側に設定された時に、所定距離突出された前記処置具の先端が前記対物光学系による前記所定の視野角内に入るように先端開口を設け、

前記35μmピッチの白黒ペアの帯の被写体を、前記コントラストIが10%以上となる解像力で識別可能となる条件のもとに、前記対物光学系の先端レンズ面の先端と前記35μmピッチの白黒ペアの帯の被写体との距離をdとし、

前記対物光学系の先端レンズ面での光線高Lh、前記処置具挿通チャンネルの前記先端開口の半径R、前記対物光学系の光軸と前記先端開口の中心との距離D、前記対物光学系による前記固体撮像素子に結像可能な画角とした場合、

$$D = d / \tan(90^\circ - \alpha / 2) + Lh - R$$

を満たすことを特徴とする。

上記構成により、焦点距離可変な対物光学系を用いた場合において、近点側での被写体の詳細観察をしながら処置具での処置が可能となるようにしている。

【0008】

また、本発明は、処置具を挿通するチャンネルと、被写体の光学像を結ぶ対物光学系と、前記対物光学系の結像する位置に受光面が配置され、この受光面に結像された光学像を光電変換する固体撮像素子とを挿入部に有する電子内視鏡と、前記固体撮像素子からの画像信号をモニタに表示するための映像信号に変換する画像処理装置と、

を備えた電子内視鏡システムにおいて、

前記電子内視鏡に設けられ、同じ幅の白と黒の帯の被写体を撮像した時に得られる映像信号から生成された輝度信号を基に、前記白の被写体を撮像した時に得られる輝度信号の最大値をImax、前記黒の被写体に対する輝度信号の最小値をImin、コントラストIを $I = (Imax - Imin) / (Imax + Imin)$ と定義した際に、挿入部の先端から所定距離離した位置に配置した被写体を前記対物光学系の近点側で所定以上のコントラストIで捉えるために、前記対物光学系の焦点距離を変化させる焦点距離可変手段と、

前記電子内視鏡に設けられ、処置具を挿通可能な処置具挿通チャンネルと、
を有し、

前記焦点距離可変手段は、前記対物光学系が、近点側で白黒ペアの帯のピッチが35μmの被写体をほぼ10%以上の前記コントラストIで捉えることができる被写界深度を有し、かつ遠点側で挿入部先端からの距離が50mmの位置に0.5mmピッチの白黒ペアの帯の被写体を撮像した際にほぼ10%以上の前記コントラストIで捉えることができる被写界深度を有しており、

前記処置具挿通チャンネルは、前記焦点距離可変手段によって近点側に設定された時に、所定距離突出された前記処置具の先端が前記対物光学系による前記所定の視野角内に入るように先端開口を設け、

前記35μmピッチの白黒ペアの帯の被写体を、前記コントラストIが10%以上となる解像力で識別可能となる条件のもとに、前記対物光学系の先端レンズ面の先端と前記35μmピッチの白黒ペアの帯の被写体との距離をdとし、

前記対物光学系の先端レンズ面での光線高Lh、前記処置具挿通チャンネルの前記先端開口の半径R、前記対物光学系の光軸と前記先端開口の中心との距離D、前記対物光学系による前記固体撮像素子に結像可能な画角とした場合、

$$D = d / \tan(90^\circ - \alpha / 2) + Lh - R$$

を満たすことを特徴とする。

上記構成により、焦点距離可変な対物光学系を用いた場合において、近点側での被写体の詳細観察をしながら処置具での処置が可能となるようにしている。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、焦点距離可変な対物光学系を用いた場合において、近点側での被写体

10

20

30

40

50

の詳細観察をしながら処置具での処置が可能な電子内視鏡及び電子内視鏡システムを実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0011】

図1ないし図8は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1を備えた電子内視鏡システムの概略の構成を示す構成図、図2は撮像ユニットの断面図、図3は撮像ユニットを近景側と遠景側に設定した状態を示す説明図、図4は本実施例の電子内視鏡の挿入部先端の先端面を正面から見た正面図、図5は図4におけるA-A線の概略断面図、図6はオートフォーカス動作のフローチャートを示し、図7は処置具チャンネルに処置具を挿入し、先端開口から処置具を突出させたときの断面図、図8は本実施例の近点側での作用の説明図を示す。

図1に示すように電子内視鏡システム1は、実施例1の電子内視鏡2と、この電子内視鏡2の照明光を供給する光源装置3と、電子内視鏡2に内蔵した撮像手段に対する信号処理を行う画像処理装置(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が入力されることにより、内視鏡画像を表示するハイビジョンTV(HDTVと略記)方式に対応したモニタ5とから構成される。

【0012】

本実施例の電子内視鏡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には後述する撮像ユニットなどが設けられている。

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の後端面には、照明光が供給される。

【0013】

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に固定された先端面からさらにこの先端面に對向して照明窓に取り付けた照明レンズ16a、16b(図4参照)を経て前方に出射され、体腔内の患部等の被写体を照明する。

先端部11には、照明窓に隣接して観察窓(撮像窓)が設けてあり、この撮像窓には、照明された被写体の光学像を結ぶ対物レンズ系(対物光学系)17と、この対物レンズ系17の結像位置にその受光面(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像素子(CCDと略記)18とを備えた撮像ユニット19が配置されている。

撮像ユニット19には、信号ケーブル21の一端が接続され、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。

【0014】

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のCCD駆動部23からのCCD駆動信号によりCCD18は駆動され、CCD18は光電変換した画像信号(撮像信号)を出力する。

この撮像信号は、画像処理装置4内で信号処理されて映像信号が生成され、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。このチャンネル25は、先端部11において開口するチャンネル先端開口(先端開口或いは鉗子口ともいう)26と、操作部8の前端付近の処置具挿入口27と、先端開口26及び処置具挿入口27とを接続するチャンネルチューブ25aとからなる。

10

20

30

40

50

【0015】

そして、この処置具挿入口27から処置具28を挿入することにより、この処置具28の先端側を先端開口26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ようしている。

また、本実施例においては、患部組織等の検査対象或いは処置対象とする被写体と共に、先端開口26から突出される処置具28の先端側を撮像ユニット19の視野内に入れてこの突出する処置具28をモニタ5の表示面に表示し、処置等を円滑に行うことができるようしている。

本実施例では、CCD18は、補色のモザイクカラーフィルタを備えたモザイクカラーフィルタ方式のCCDであり、画素ピッチは $2.5\mu m$ であり、モニタ表示に有効な画素数は、130万画素のものを採用している。 10

【0016】

上記撮像ユニット19は、最大画角が例えば $120^\circ \sim 140^\circ$ 程度の焦点位置を変化させた場合に画角が殆ど変化しない可変焦点光学系により構成される対物レンズ系17が用いられており、図2で説明するように接合レンズ17をアクチュエータ29により対物レンズ系17の光軸O上を前後に移動して、図3に示すように近景(近点側)から遠景(遠点側)までを高い解像力でCCD18に結像できるようしている。

この対物レンズ系17は、光の回折限界を超えないようにFno(Fナンバ)が例えば10.0程度以下に設定されている。また、近景時の物体距離の時に最高の解像力が得られるように設定されている。 20

本実施例における撮像ユニット19の構成について、図2を用いて説明する。

【0017】

対物レンズ系17を構成する前段の複数のレンズ(光学素子を含む)17a、17b、17cは、適正な面間隔と各レンズの芯出しが行なわれてレンズ枠31に固定されている。

図2の場合には、レンズ17bと17cの間の面間隔はスペーサ32により設定されている。なお、対物レンズ系17を構成し、先端側から順次配置された第1、第2、第3レンズ17aは、それぞれ平凹レンズ、両凸レンズ、赤外カットフィルタである。

また、このレンズ枠31に嵌合するCCD枠33内には、接合レンズ17dが保持されたレンズ保持枠部34aが、対物レンズ系17の光軸O方向にスライド自在に設けてある。 30

また、このCCD枠33内には、レンズ保持枠部34aの後方側の位置には、平行平板レンズ17e及びCCDチップ18bとが固定されている。

【0018】

CCD18は、封止ガラス18aと、この封止ガラス18aで受光面(撮像面)が保護されたCCDチップ18bと、CCDチップ18bと接続されたCCD基板18cと、このCCD基板18cに実装されたCCD駆動用部品18dとで構成されている。

CCDチップ18bには、CCD基板18cがバンプ接続等により電気的に接続されている。また、CCD基板18c上にはカップリングコンデンサや、電流増幅用のトランジスタ等のCCD駆動用部品18dが半田付けされている。CCDチップ18bの受光面には、この受光面を保護するための封止ガラス18aが光学接着剤等にて接着固定されている。 40

レンズ枠31は、対物レンズ系17の光軸方向に平行移動可能のように、CCD枠33と嵌合しており、前記対物レンズ系17の光軸と、前記CCDチップ18bの受光面が垂直となるように、CCD枠33にCCDチップ18bが接着固定されている。

【0019】

また、本実施例では、CCD枠33内に配置された例えば正のパワー(屈折力)を持つ接合レンズ17dは、CCD枠33の内周面に嵌合して移動自在となるレンズ保持枠部34aに保持されており、このレンズ保持枠部34aは、CCD枠33に設けた長溝33a内を貫通するアーム部34bを経てCCD枠33外部のアクチュエータ連結部34cと連 50

結されている。

上記レンズ保持枠部34a、アーム部34b及びアクチュエータ連結部34cにより、接合レンズ17dを移動する移動レンズ枠34が形成されている。

また、アクチュエータ連結部34cを介して移動レンズ枠34と共に接合レンズ17dを移動するアクチュエータ29は、アクチュエータ連結部34cに連結されたアクチュエータ移動部29aと、このアクチュエータ移動部29aを、対物レンズ系17の光軸Oと平行な方向に移動するアクチュエータ本体29bとから構成されている。このアクチュエータ本体29bは、CCD枠33の外周側で固定されている。

【0020】

このアクチュエータ本体29bは、信号線35を介して画像処理装置4内に設けたアクチュエータ駆動部36(図1参照)と接続され、このアクチュエータ駆動部36からのアクチュエータ駆動信号によりアクチュエータ本体29bは動作する。10

アクチュエータ本体29bは、このアクチュエータ駆動信号に応じてアクチュエータ移動部29aをアクチュエータ本体29b側となる後方側に移動させたり、アクチュエータ本体29bから離間する前方側に移動させたりすることができるようしている。

このアクチュエータ駆動部36は、画像処理装置4内に設けられたオートフォーカス部37を構成するCPU37cからの制御信号に対応したアクチュエータ駆動信号を発生(出力)する。

【0021】

図2に示す状態では、接合レンズ17dは可動範囲(移動範囲)の略中央付近に設定された状態であり、アクチュエータ駆動信号により最も前方側に移動された近景時の設定状態の場合には、図3の2点鎖線で示す位置に設定され、この状態では近点側にフォーカスした近景を被写界深度5.2mm~10mmの範囲で、高い解像度でCCDチップ18bに結像する状態となる。20

また、アクチュエータ駆動信号により最も後方側に移動された場合には、接合レンズ17dは図3の実線で示す最も後方側の位置に設定され、この状態は遠点側となる遠景時の設定状態となる。この遠景時の設定状態では、遠景にフォーカスし、遠景を所定の解像度及び被写界深度が10mm~100mmの大きな状態でCCDチップ18bに結像する状態となる。

このように接合レンズ17dは、近景の位置から遠景の位置までを可動範囲として、その可動範囲内の任意の位置に移動設定できるようにしている。なお、図3は動作説明の図であるので、一部の構成要素のみに符号を付けて示している。30

【0022】

図2に示すようにCCD基板18cには信号ケーブル21の信号線を半田付けするためのランド(図示せず)が設けられており、信号ケーブル21の信号線が半田付けされている。CCD枠33からCCDチップ18bを経て、信号ケーブル21のCCD基板18cとの接続部にかけて、機械的に保護するCCD保護枠38が配置されている。

このCCD保護枠38には、CCDチップ18bの背面部付近となる位置に、切り欠き部が設けられており、この切り欠き部から挿入するように熱伝導性の良い、例えばアルミニウム合金や、銅合金で形成された放熱部材39が配置されている。この放熱部材39には、熱伝導性の良い金属を導体とした、放熱用ケーブル40が半田付けや接着剤等で機械的に接続されている。40

CCD保護枠38内部には、封止樹脂41が充填され、熱収縮性のあるチューブ42にてCCDチップ18b周辺は封止される。放熱用ケーブル40は、熱容量の大きい部材、例えば挿入部7の先端部11に半田付けされている。

【0023】

信号ケーブル21は、複数の同軸線と複数の単線とをより合わせた上に、フッ素樹脂製のテープを巻き、その上に、一括シールドとして銅線が巻きつけられ、さらにその上にフッ素樹脂製のテープが巻かれて、その上にテフロン(登録商標)系のシースで覆われている。50

挿入部7の先端部11は、図4に示されるように、先端の第1レンズ17aの外径が例えば2.8mmである対物レンズ系17を含む撮像ユニット19と、チャンネル先端開口26と、対物レンズ系17の外表面に送水、送気して付着した汚物を除去する送気送水ノズル43と、光源装置3に接続されたライトガイド14により伝送(導光)された光により被写体を照明するための照明レンズ16a、16bとが配設されている。

撮像ユニット19は、被写体を撮像し、モニタ5に表示したときのモニタ5上の上下方向が、図4に示す挿入部7の先端部11の上下方向と一致するように、先端部11に取り付けられている。また、本実施例におけるチャンネルチューブ25aは、例えばテフロン(登録商標)製の内径2.8mmのチューブを用いている。

【0024】

図5に示すように、対物レンズ系17の光軸Oと、(チャンネルチューブ25aの先端が接続された)先端開口26は、平行に配置されており、本実施例においては、対物レンズ系17の中心(光軸O)と先端開口26の中心軸の距離Dは、例えば6mmに設定されている。この先端開口26の半径Rの2倍が、チャンネルチューブ25aの内径と同じ2.8mmである。

図1に示すように光源装置3は、ランプ45を有し、このランプ45の照明光は、絞り駆動部46により駆動される絞り47の開口により透過光量が調整された後、集光レンズ48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。そして、上述のようにライトガイド14の先端からさらに照明レンズ16a、16bを経て被写体側に照明光が出射される。

【0025】

なお、ライトガイド14は、挿入部7内において、2本に分岐され、図4に示すように先端部11では2箇所に配置された照明レンズ16a、16bから照明光がそれぞれ出射される。

図1に示すように画像処理装置4には、CCD18からの画像信号が入力されるCDS回路49を有し、このCDS回路49により信号成分が抽出された後、A/D変換器50によりデジタル信号に変換される。

このA/D変換器50により変換されたデジタルの画像信号は、輝度信号と色信号からなる映像信号を生成する信号変換部51に入力される。この信号変換部51により、生成された映像信号は、補正等、様々な画像処理を行う画像処理部52に入力される。この画像処理部52の出力信号は、D/A変換器53に入力され、アナログのHDTV方式に対応した映像信号に変換された後、モニタ5に出力される。

【0026】

また、信号変換部51からの輝度信号は、自動調光部54に入力され、この自動調光部54により自動調光信号が生成される。この自動調光部54は、処置具を検出する処置具検出部54aと、この処置具検出部54aから入力される輝度信号の平均レベルを検出する輝度検出部54bと、検出された輝度信号の平均レベルを基準となる基準値とを比較して基準値からの差信号を自動調光信号として出力する調光信号生成部54cとからなる。

処置具検出部54aは、例えば処置具の反射光量や色によって、処置具が撮像ユニット19の視野内に入ったこと(換言するとCCD18の受光面上に処置具の画像が結像されること)を検出する。

また、輝度検出部54bは、処置具検出部54aにて処置具を検出した場合には、処置具の像が結像される領域付近におけるピーク輝度(光量)や、この領域付近での平均輝度(光量)を検出する。

【0027】

また、この輝度検出部54bは、処置具検出部54aにて処置具が検出されない場合には、画面全体でのピーク輝度や平均輝度を検出する。

また調光信号生成部54cは、輝度検出部54bからのピーク輝度や平均輝度の信号により適正な明るさの信号が得られるように光源装置3の照明光量を調整する自動調光信号

10

20

30

40

50

を生成し、光源装置3の絞り駆動部46に出力する。

自動調光部54の自動調光信号は、光源装置3の絞り駆動部46に入力され、自動調光信号に応じて絞り駆動部46は絞り47の開口量を自動調整して、調光信号生成部54cの基準値に相当する観察に適した明るさの画像が得られるように制御する。

また、信号検出部51の輝度信号は、オートフォーカス部37を構成する明るさ検出部37aに入力され、明るさ検出部37aにより画像の明るさが検出される。

【0028】

また、画像処理部52の出力信号は、オートフォーカス部37を構成するコントラスト検出部37bに入力され、コントラスト検出部37bにより出力信号のコントラストが検出される。

10

明るさ検出部37aにより検出された明るさ情報と、コントラスト検出部37bにより検出されたコントラスト情報は、CPU37cに入力され、このCPU37cは、明るさ情報及びコントラスト情報により、例えば山登り方式のオートフォーカス制御を行う。

【0029】

本実施例の電子内視鏡2は、対物レンズ系17における一部の接合レンズ17dを光軸O方向に移動自在に配置して、近景時の位置から遠景時の位置までの範囲を連続的に移動可能にして、その移動に応じて画角が殆ど変化せずに焦点距離が変化する可変焦点光学系を採用している。

【0030】

そして、この接合レンズ17dをオートフォーカス部37によりフォーカス制御し、常時、近景から遠景までの範囲でフォーカス状態に設定して高い解像度及び所定の被写界深度を保持した状態で撮像できるようにしている。

20

また、本実施例では、以下に説明するように、近景に設定した場合においても、広い視野角（画角）を確保し、処置具を使用した場合にもチャンネル25の先端開口26から突出された処置具の先端側を視野内に入れて詳細な処置を行い易い構成にしている。

【0031】

具体的には、本実施例では、チャンネル25内に挿通した処置具28の先端側を先端開口26から突出した場合、例えば35μmピッチの白黒を識別可能とする高い解像力（解像度）が得られる近景側の物体距離（被写体距離）において、処置具28の先端側が撮像ユニット19の視野内に入る、換言するとCCD18の受光面に処置具28の先端側の像が結像されるようにしている。

30

このような構成による本実施例の作用を以下に説明する。

図1に示すように電子内視鏡2のライトガイドコネクタ15を光源装置3に接続し、また信号コネクタ22を画像処理装置4に接続する。また、この画像処理装置4の映像出力端にモニタ5のケーブルを接続して、内視鏡検査を行える状態にする。

【0032】

そして、図示しない電源スイッチをONにして、光源装置3からの照明光をライトガイド14に供給し、ライトガイド14を介して照明光を照明レンズ16a、16bから射出し、撮像ユニット19により撮像する被写体を照明できる状態にする。また、撮像ユニット19のCCD18により撮像した画像が、画像処理装置4を介してモニタ5に表示される状態になる。

40

次に、電子内視鏡2の挿入部7を患者の体腔内に挿入し、挿入部7の先端部11を体腔内における患部等の内視鏡検査を行おうとする部位の被写体を観察できる状態にする。

この場合、先端部11に設けた撮像ユニット19における対物レンズ系17は、被写体をCCD18の受光面上に結像する。CCD18の受光面上に結像された像は、光電変換されて画像信号に変換される。

【0033】

この画像信号は、信号ケーブル21、信号コネクタ22を介して、画像処理装置4のCDS回路49に入力される。この画像信号には、信号成分以外のリセットノイズ等を含む波形であり、CDS回路49により、信号成分が抽出されたベースバンドの信号になる。

50

このCDS回路49の出力信号は、A/D変換器50に入力され、A/D変換器50は、アナログ信号である画像信号をデジタル信号に変換する。デジタル信号に変換された画像信号は、信号変換部51により映像信号に変換される。

この場合、本実施例ではCCD18として補色のモザイクカラーフィルタを採用しているので、この信号変換部51は、例えば隣接する4種類のカラーフィルタの画素の信号出力から平均をとった輝度信号や、各色の画素信号出力の差分により得られる色差信号といった映像信号に変換される。

【0034】

この映像信号は、画像処理部52によりモニタ表示に適切なコントラスト調整や色調整、表示サイズ調整等が行なわれる。

10

その後、D/A変換器53によりモニタ5に表示可能なアナログのHDTV方式に対応した映像信号に変換される。モニタ5は、入力されるHDTV方式の映像信号に対応したCCD18による撮像された被写体の画像をモニタ画面5aに表示する。

まず、自動調光の機能について説明する。

自動調光部54は、処置具28が撮像ユニット19の視野内に入っていない場合は、輝度検出部54bにより、画面全体の明るさ（具体的にはピーク輝度或いは平均輝度）を検知し、調光信号生成部54cに出力する。この調光信号生成部54cは、画面が暗いときは光源装置3に増光するように制御信号、具体的には自動調光信号を出力する。また、画面が明るすぎる場合は減光するように光源装置3を制御する制御信号としての自動調光信号を出力する。

20

【0035】

この自動調光信号により、光源装置3内の絞り駆動部46は、絞り47を駆動し、ランプ45から絞り47を経てライトガイド14の後端に入射される照明光量を適正な光量となるように調整する。

次に撮像ユニット19による内視鏡検査により、患部等の被写体に対して治療のための組織採取や病変部の切除するために処置具28が使用された場合における自動調光の作用について説明する。

処置具28をチャンネル25に挿入して処置具28を插入部7の先端部11の先端開口26を経てその先端面から突出させることにより、撮像ユニット19の視野内に処置具が入ることになる。

30

この場合は、例えば処置具28の色や、処置具28の反射光等から、処置具検出部54aは処置具28が視野内に入ったことを検知し、前記処置具28を中心とした一定の領域のピーク輝度や平均輝度による明るさを検知する。前記処置具28付近の明るさが明るすぎる場合は光源装置3を減光し、暗すぎる場合は光源装置3を増光するよう、調光信号生成部54cは制御信号としての自動調光信号を出力する。

【0036】

そして、自動調光信号により、光源装置3内の絞り駆動部46は、絞り47を駆動し、ランプ45から絞り47を経てライトガイド14の後端に入射される照明光量を調整する。この自動調光信号により、処置具28が撮像ユニット19における視野内に入る領域付近の明るさを観察に適した明るさとなるように自動調光できる。

40

次に、撮像ユニット19に配置した放熱部材39、並びに放熱用ケーブル40の作用について説明する。

CCD18を駆動すると、CCDチップ18bや、電流アンプ等のCCD駆動用部品18dが発熱する。一般に、画素数が多くなるほど駆動周波数が高くなり、消費電力も増えCCDは発熱する。放熱部材39は、CCDチップ18b及びCCD基板18cに隣接して配置されているため、CCDチップ18bの熱は、放熱部材39に伝導し、その後放熱用ケーブル40に伝導する。

【0037】

さらに放熱用ケーブル40が接続されている挿入部7の先端部材に熱が伝わり、CCDチップ18bで発生する熱は放熱され、CCDチップ18bの極度の発熱を防ぐことができ

50

る。

また、信号ケーブル 21 は、一括シールドとシースの間にテープが巻かれているため、例えば信号ケーブル 21 に捻れの機械的ストレスがかかった際に、シースの捻れと一括シールドとのねじれ方の違いによる一括シールドとシース間での摩擦や、シースによる一括シールドへの引張り力が、一括シールドとシース間のテープにより緩和されるために、捻れ耐性がアップするといった効果がある。

また、本実施例においては、オートフォーカス部 37 により、対物レンズ系 17 を構成する接合レンズ 17d は、常時 CCD 18 の受光面に被写体像がフォーカス状態で結像されるように制御する。

【0038】

10

この場合、オートフォーカス部 37 の明るさ検出部 37a は、信号処理部 51 からの輝度信号から各フレームの平均の明るさを検出して、CPU 37c に出力する。また、コントラスト検出部 37b は、画像処理部 52 の出力信号における高域側の輝度信号から各フレームにおけるコントラストを検出し、CPU 37c に出力する。

CPU 37c は、明るさ検出部 37a により検出された明るさが所定値以上か否かを判定し、所定値を超える状態の場合には、コントラスト検出部 37b から検出される高域側の輝度信号によるコントラスト情報により、山登り方式でフォーカス状態を検出し、接合レンズ 17d をフォーカス状態の位置に設定する。

図 6 は山登り方式のオートフォーカス（図 6 では AF と略記）する処理内容を示す。

【0039】

20

まず、最初のステップ S1 において CPU 37c は、レンズ移動方向の判断を行う。図 2 や図 3 に示すように、この山登り方式のオートフォーカスを行う際のスタートのレンズ位置でどちらの方向が山登り方向（コントラストが大きくなる方向）になるかの判断処理を行う。

具体的には、CPU 37c は、アクチュエータ駆動部 36 を制御し、アクチュエータ 29 を介して接合レンズ 17d を一方に移動し、その際に移動前後においてコントラスト検出部 37b から出力されるコントラスト情報が大きくなるかの判断を行う。そして、CPU 37c は、コントラストが大きくなる方向がレンズ移動方向と判定し、その方向に接合レンズ 17d を移動させる。

【0040】

30

そして、次のステップ S2 において CPU 37c は、コントラストが大きくなる方向に接合レンズ 17d を移動した場合におけるコントラストのピーク値を検出する。コントラストが大きくなる山上り方向に移動し、フォーカス位置（合焦位置）を過ぎると、ピーク値より小さくなる。

このため、ピーク値を僅かに過ぎた位置まで接合レンズ 17d を移動することにより、ピーク値を検出することができる。

次のステップ S3 において CPU 37c は、ピーク値に対応する位置まで接合レンズ 17d を戻すようにアクチュエータ駆動部 36 を制御する。このようにして接合レンズ 17d をフォーカス位置に設定することができる。

【0041】

40

そして、ステップ S1 に戻り、ステップ S1 ~ S3 の処理を繰り返す。このようにして、常時フォーカス状態に保持でき、被写体までの距離が変化した場合にも、その被写体を所定の被写界深度を保持して高い解像度で CCD 18 に結像する。そして、モニタ 5 には、その CCD 18 に結像された状態の被写体の画像、つまり所定の被写界深度を保持した状態の高い解像度の画像が表示される。

次に、チャンネル 25 に処置具を挿入して処置する場合について説明する。操作者は、操作部 8 付近に設けられた処置具挿入口 27 に、使用する処置具を挿入する。処置具挿入口 27 から挿入された処置具は、挿入部 7 内のチャンネルチューブ 25a のチャンネル 25 内を通り、挿入部 7 の先端部 11 側に誘導される。操作者が更にその処置具 28 を深部側に挿入すると、先端部 11 のチャンネル先端開口 26 より処置具 28 の先端が突出する

50

。

【0042】

突出した処置具28が撮像ユニット19によって撮像されるために必要な条件は、挿入部7の先端部11の先端面からの処置具28の最小の突出量Hminとして、図7に示すように、処置具28が最も撮像ユニット19側にシフトしている場合、撮像ユニット19の先端レンズ面での光線高Lh = 1.2mm、先端開口26の半径R = 1.4mm、撮像ユニット19の画角θを例えばθ = 138°とし、撮像ユニット19の光軸Oと先端開口26の中心との距離D = 6mmとから、以下の式1に示すように導出される。

$$H_{min} = (D - Lh - R) \times \tan(90^\circ - \theta/2) = 1.38\text{ mm} \quad (\text{式1})$$

一方、処置具28が最も撮像ユニット19より離れた方向に位置した場合に、処置具28が突出されて、処置具28の先端全体が撮像ユニット19によって撮像されるために必要な条件は、挿入部7の先端部11の先端面からの処置具28の突出量Hal1として、式2に示すように導出される。

【0043】

$$H_{al1} = (D - Lh + R) \times \tan(90^\circ - \theta/2) = 2.45\text{ mm} \quad (\text{式2})$$

式1、式2に示されるように、処置具28は、先端部11の先端面からの突出量が1.38mm以上から撮像ユニット19の視野内に入り始め、2.45mm突出された時に、処置具28の先端のほぼ全体が視野内に入る。

以上により、本実施例における撮像ユニット19の近点側に設定された状態では、被写界深度は5.2mm~10mmとなり、処置具28の先端側は、確実に撮像ユニット19の視野内に入り、モニタ5上でも視認可能となる。

次に、図8を参照して撮像ユニット19により、近点側に設定した状態で、白黒ペアの帯が35μmピッチの被写体等を撮像したときの作用について説明する。

【0044】

図8は本実施例の電子内視鏡2の挿入部7を体腔内に挿入し、先端部11に設けた撮像ユニット19により、体腔内の処置対象部位側を撮像すると共に、処置具28を先端開口26から突出させて処置を行う場合の概略図を示す。

この場合、処置がし易い条件としては、処置対象とする患部等に対しては、詳細に観察できることが望まれると共に、先端開口26から突出される処置具28の先端側も詳細に観察できることが望まれる。

本実施例においては、以下のようにしてこれらを満たすようにしている。まず、説明をより明確にするために以下のように輝度コントラストG(MTF)を定義する。

【0045】

同じ幅の白と黒の帯(ストライプ)の被写体を対物レンズ系17により、CCD18受光面上に結像させた際に、前記白の被写体による輝度の最大値をGmax、前記黒の被写体による輝度の最小値をGminとし、輝度コントラストG = (Gmax - Gmin) / (Gmax + Gmin)と定義する。

このように輝度コントラストGを定義した場合、前記のように構成された撮像ユニット19では、近点に設定された状態において、物体距離5.2mmから6.8mmの時に、白黒ペアの帯60のピッチが35μmの被写体を撮像した際、CCD受光面上に結像された白の帯と黒の帯の輝度コントラストGは、10%以上となる。

上記対物レンズ系17によってCCD18の受光面上に結像したピッチ35μmの白黒ペアの帯の被写体の像は、白帯が結像された画素から出力される画像信号と、黒帯が結像された画素から出力される画像信号の差は、約10%以上となる。

【0046】

前記画像信号は、CDS回路49、A/D変換器50、信号変換部51を介して、画像処理部52に入力され、例えば、モニタ5に適したガンマ処理やノイズを除去するローパスフィルタ処理等が施される。

そして、前記白の被写体により得られた輝度信号の最大値をImax、前記黒の被写体により得られた輝度信号の最小値をIminとし、コントラストIをI = (Imax - Imin) / (Imax + Imin)と定義する。

10

20

30

40

50

$\min / (\max + \min)$ と定義した場合、（上記白黒ペアの帯のピッチが $35 \mu\text{m}$ の被写体を撮像した際には）コントラスト I が 10 % 以上になるように出力される。以上により、撮像ユニット 19 で撮像された $35 \mu\text{m}$ ピッチの白黒ペアの帯は、モニタ 5 上で白黒ペアの帯として視認可能となる。このようにコントラスト I が 10 % 以上になると識別し易い状態で観察できることになる。

【0047】

図 8においては、近点側に設定した状態で物体距離 6.8 mm を d として、その位置に $35 \mu\text{m}$ ピッチの白黒ペアの帯（ストライプ）60 を配置した場合には、CCD 18 により光電変換され、例えば信号変換部 51 から出力される映像信号を形成する輝度信号におけるコントラスト I が上記のように 10 % 以上になることにより、 $35 \mu\text{m}$ ピッチの白黒ペアの帯 60 をモニタ 5 上で視認できることになる。

図 8においても、チャンネルの先端開口 26 から処置具 28 を突出した様子を示し、撮像ユニット 19 の視野内に処置具 28 の先端が入った後、さらに前方に突出させることにより処置具 28 の先端は、 $35 \mu\text{m}$ ピッチの白黒ペアの帯 60 を視認できる物体距離 d の状態になる。この状態では、物体距離 d は、式 2 の H_{all} より大きいので、式 2 から

$$d = (D - Lh + R) \times \tan(90^\circ - \theta / 2) \quad (\text{式 5})$$

の条件を満たす状態となる。なお、式 5 は書き換えると、

$$D = d / \tan(90^\circ - \theta / 2) + Lh - R$$

となる。

【0048】

このため、本実施例によれば、焦点距離を可変の光学系を用いた場合において、処置具 28 により処置を行おうとする患部等の被写体を高詳細に観察できると共に、その付近に突出された処置具 28 の先端の状態も高詳細に観察でき、処置がし易い。またこの状態においても、所定の被写界深度を有しているので、処置しようとする部位の周囲の広範囲の状態の把握もでき、処置を円滑に行なうことができる。

本実施例は以下の効果を有する。

本実施例では、撮像ユニット 19 を構成する対物レンズ系 17 として焦点位置を可変させたとき画角が殆ど変化しない可変焦点光学系を採用しているために、単焦点光学系の場合と比較して近景側から遠景側まで高い解像度の内視鏡画像を得ることができる。

【0049】

また、前記撮像ユニット 19 により撮像された $35 \mu\text{m}$ ピッチの白黒ペアの帯がモニタ 5 上で視認できる距離において、チャンネル 25 の先端開口 26 から突出される処置具 28 の先端側が、モニタ 5 上で視認可能であるため、従来のズーム光学系を用いた内視鏡では拡大観察時の画角が狭くなることによる操作性を改善できる。例えば、本実施例によれば、大腸のピットパターンといったような被写体の詳細な観察を行ないながら、処置具 28 による処置を行なうことが簡単に可能になるという効果が得られる。

また、近点側に設定した状態では $35 \mu\text{m}$ ピッチの白黒ペアの帯がモニタ上で視認可能な距離が 5.2 mm から 6.8 mm であるため、本実施例においては、その距離よりもかなり手前の物体距離において、処置具 28 の先端側を視野内に入れることができ、さらに前方側に突出させることにより最高解像力が得られる距離に達する状態になる。

【0050】

従って、本実施例では、近点側に設定した状態の被写界深度内での距離においては、処置具 28 の先端側を視野内に十分に入れることができ、処置具 28 の操作が比較的容易になるといった効果も得られる。

さらに、遠景側に設定した場合においても、所定の解像度を保持し、近景時よりも被写界深度が大きい状態で被写体像を得ることができる。

【0051】

また、対物レンズ系 17 を構成する可変焦点光学系がフォーカス状態となるようにオートフォーカス制御を行っているので、操作者は、煩雑な操作を必要とせずに遠景から近景まで、高い解像度の内視鏡画像の観察が可能となる。

10

20

30

40

50

さらに、処置具 28 が挿入されてその先端がモニタ 5 に表示される状態になると、処置具 28 付近の明るさが最適となるように光源装置 3 による照明光量を制御する為、処置がしやすくなる。

なお、本実施例では、CCD18 の画素ピッチを $2.5 \mu\text{m}$ 、有効画素数を 130 万画素とし、撮像ユニット 19 の最大画角を 138° 、近点側の被写界深度を 5.2 mm から 10 mm とし、撮像ユニット 19 の光軸 O と先端開口 26 中心との距離を 6 mm としたが、これに限ったものではない。

【0052】

例えば、白黒ペアの帯 60 のピッチが $35 \mu\text{m}$ の被写体を撮像したときに、前記白の被写体を撮像した画素から得られる出力信号と、前記黒の被写体を撮像した画素から得られる出力信号の差が 10 % 以上となるように、画素ピッチ、有効画素数、最大画角、近点側の被写界深度等を変更し、かつ、前記 $35 \mu\text{m}$ の被写体を撮像したときに出力信号の差が 10 % 以上となる物体距離において、処置具が観察可能となるように、最大画角、及び撮像ユニット 19 の光軸 O と先端開口 26 中心との距離を変更しても、ほぼ同様の効果が得られる。
10

【0053】

また、上述の説明では CCD18 の有効画素数は、130 万画素としたが、モザイクカラーフィルタ方式の場合には、150 万画素程度でも同様の効果が得られ、この場合には最高の解像力が得られる距離をさらに大きくすることができるという効果が得られる。

また、本実施例では、補色のモザイクフィルタ方式のカラー CCD を用いて説明したが、これに限ったものではなく、電子内視鏡では、照明光として切替式等の三原色の光を用い、順次照射した三原色の光と同期してモノクロ（白黒）の CCD にて被写体像を取り込んで画像処理装置にてカラー化する方式が用いられる場合があるが、この方式においても上記条件を満たすことで、同様の効果を得ることができる。
20

【0054】

この方式の場合、有効画素数 65 万画素程度の CCD 出力信号として R 信号、G 信号、B 信号を得ることができ、輝度信号を生成せずにモニタ 5 に出力することも可能であるが、この場合には、最も輝度の高い G 信号を輝度信号とみなせば良い。

画角は、周囲の観察性を考慮した一般的な内視鏡で用いられる 100° 以上の画角が好ましく、画角がより広い方が、処置具検出距離が短くなるといった効果がある。
30

また、本実施例の画像処理装置 4 及び、モニタ 5 は、HDTV 方式の映像信号に対応したもので説明したが、これに限ったものではなく、例えば SVGA や XGA といった高解像のモニタに対応した表示方式を用いても良い。

【0055】

さらに、本実施例の撮像ユニット 19 では、CCD18 の熱を放熱する手段として放熱部材 39 と放熱用ケーブル 40 により挿入部 7 の先端部材への放熱を開示しているが、放熱部材 39 に放熱用ケーブル 40 を設けず、放熱部材に対向する部分に挿入部 7 の先端部材の熱伝導性の良い部分を近接させ、熱伝導性の良い封止樹脂等を介して、放熱する構造でも良い。

また、放熱用ケーブル 40 として、信号ケーブル 21 の一部を用いても良い。例えば信号ケーブル 21 内に、駆動に使用しないダミーケーブルを設けても良いし、信号ケーブル 21 の電磁遮蔽を目的とした外部シールドを用いても良い。また、放熱部材 35 を設けず、放熱用ケーブル 40 の導体部分を CCD チップ 18 b 付近に導電性の良い封止樹脂にて固定することでも、同様の放熱効果が得られる。
40

また、CCD チップ 18 b 内部の出力段を、外部アンプとして CCD 基板 18 c 上に配置し、CCD チップ 18 b の消費電力を、外部基板上の部品に配分することにより、CCD チップ 18 b の発熱を押さえることも有効である。

【実施例 2】

【0056】

次に本発明の実施例 2 を図 9 ないし図 11 を参照して説明する。図 9 は、実施例 2 を備
50

えた電子内視鏡システム 1 B の全体構成を示す。この電子内視鏡システム 1 B は、図 1 の電子内視鏡 2 の一部が異なる電子内視鏡 2 B と、実施例 1 におけるビデオプロセッサ 4 におけるオートフォーカス部 3 7 の代わりに、2 段階（オート）フォーカス制御機能 7 1 a を持つ C P U 7 1 を備えたビデオプロセッサ 4 B を有する。なお、光源部 3 及びモニタ 5 は、実施例 1 と同じ構成である。

【 0 0 5 7 】

本実施例の電子内視鏡 2 B は、基本的な構成は、実施例 1 と同じであり、C C D の有効画素数及び対物レンズ系の一部の構成が異なると共に、撮像ユニットと処置具チャンネルの位置関係が異なる。以下、相違点に重点をおいて説明する。

【 0 0 5 8 】

図 1 0 は、本実施例の電子内視鏡 2 B における挿入部 7 の先端部 1 1 の先端面を正面から見た正面図、図 1 1 は図 1 0 における B - B 線断面図、図 1 2 は処置具 2 8 を先端部 1 1 から突出させたときのモニタ表示映像を示す。

本実施例における電子内視鏡 2 B の先端部 1 1 には、図 1 0 或いは図 1 1 に示す対物レンズ系 7 2 及び C C D 7 3 を備えた撮像ユニット 1 9 B が採用されている。

この C C D 7 3 は、画素ピッチ 2 . 8 μ m でモニタ表示に有効な画素数は 8 0 万画素のものが採用されている。

また、撮像ユニット 1 9 B は、例えば近点側（近景）に設定した状態においては、最大画角 1 6 0 ° となる変倍光学系の対物レンズ系 7 2 を有し、この対物レンズ系 7 2 の最先端の第 1 レンズ 7 2 a としてメニスカス形状をしたもののが配置されている。

【 0 0 5 9 】

挿入部 7 の先端部 1 1 は、図 1 0 に示すように、第 1 レンズ 7 2 a の外径が 2 . 8 mm で、形状がメニスカスである対物レンズ系 7 2 を含む撮像ユニット 1 9 B と、チャンネル先端開口 2 6 B と、対物レンズ系 7 2 先端表面に送水、送気して付着した汚物を除去する送気送水ノズル 4 3 と、光源装置 3 に接続された図示しないライトガイドを通過した光により被写体を照明するための照明レンズ 1 6 a、1 6 b が配設されている。

撮像ユニット 1 9 B は、被写体を撮像し、モニタ 5 に表示したときのモニタ 5 上の上下方向が、図 1 0 に示す挿入部先端の上下方向と一致するように、挿入部先端に取り付けられている。

内径 2 . 8 mm の処置具チャンネル 2 5 は、撮像ユニット 1 9 B に対し、水平方向から若干ずれた左斜め下方向に配置されており、図 1 0 に示すように、先端部 1 1 の上下方向を Y 軸、左右方向を X 軸とすると、処置具チャンネル 2 5 の中心軸と、撮像ユニット 1 9 B の光軸 O を結ぶ直線は、前記 X 軸に対し θ の角度を成している。

【 0 0 6 0 】

図 1 1 に示すように、対物レンズ系 7 2 の光軸 O と、先端開口 2 6 B は平行に配置されており、本実施例においては、対物レンズ系 7 2 の中心（光軸 O ）と先端開口 2 6 B の中心軸の距離 D は、6 mm としている。

本実施例においても、図 1 1 に示す第 1 レンズ 7 2 a、第 2 レンズ 7 2 b 及び第 3 レンズ 7 2 c は第 1 レンズ枠 3 1 に取り付けられており、この第 1 レンズ枠 3 1 に嵌合する C C D 枠 3 3 内に実施例 1 と同様に接合レンズ 1 7 d がレンズ保持枠により移動自在に配置され、接合レンズ 1 7 d は、アクチュエータ 2 9 を介して光軸 O 方向に移動される。

また、ビデオプロセッサ 4 B に設けた C P U 7 1 は、基本的には実施例 1 における連続的にオートフォーカス制御を行う代わりに、接合レンズ 1 7 d を近景位置と遠景位置との 2 つの位置の間で、よりフォーカスに近い状態となるようにフォーカス制御を行う。つまり 2 段階（オート切替による擬似）フォーカス制御を行う。

【 0 0 6 1 】

この場合、C P U 7 1 は、ビデオプロセッサ 4 B に接続される電子内視鏡 2 B の I D 情報をスコープ I D メモリ 7 4 から読み込み、この電子内視鏡 2 B の撮像ユニット 1 9 B の光学特性情報を R A M 7 1 c に格納する。この光学特性情報は、接合レンズ 1 7 d を近景時的位置に設定した場合と、遠景時の位置に設定した場合における物体距離が変化した場

合の代表的なコントラストの変化の特性、或いは解像度に関する情報である。

そして、CPU71は、2段階のフォーカス制御を行う場合、接合レンズ17dが実際に設定されている一方の位置に設定された状態におけるコントラスト情報の時間的变化を調べ、RAM71cに格納された光学特性情報を参照することにより、その変化が他方の位置に切り替えた方がより大きなコントラスト値が得られる、つまりよりフォーカス状態に近いか否かの判断を行う。

【0062】

そして、CPU71は、他方の位置に切り替えた方がより大きなコントラスト値が得られると判断した場合には、アクチュエータ駆動部36を制御して、接合レンズ17dを他方の位置に設定する。

10

また、CPU71は、接合レンズ17dを他方の位置に設定した場合にも、時間的にその状態でのコントラスト情報を監視して、同様の動作を行うことにより、2つのレンズ位置において、よりフォーカス状態に近いレンズ位置となるように制御する。

この場合、CPU71は、信号変換部51からの輝度信号から明るさ情報を検出し、さらに画像処理部52からコントラスト情報を検出して、所定の明るさ以上の状態において、上記のようにコントラスト情報の時間的变化を監視し、光学特性情報を参照することにより切り替えるべきか否かを判断し、その判断結果に応じて接合レンズ17dを2つの位置で制御する。

【0063】

本実施例においては、近景時と遠景時との2つの位置に切替設定された場合、両者の状態における対物レンズ系72は、それぞれ異なる光学特性を示す。例えば近景時では最も高い解像度を有し、逆に遠景時では、近景時に比べると少し低い解像度となるが、近景特よりも大きな被写界深度を有する。具体的には、接合レンズ17dが近景側に設定された状態の場合、被写界深度は4.4mmから12mmとなり、遠景側に設定された状態の場合、被写界深度は9mmから100mmとなるようFナンバが調整されている。

20

そして、両者の特性における解像度は、近景と遠景との中間の距離においてほぼ逆の傾向を示す状態でクロス（重なる）する部分があるため、そのクロス部分において、クロスする位置から或程度ずれた状態では、接合レンズ17dをいずれの位置に設定した方が、フォーカス状態（合焦状態）により近いかを判断することができる。CPU71は、その判断を行い、かつその判断結果に従って、接合レンズ17dの位置切替の制御を行う。

30

なお、本実施例では、近景と遠景に設定された状態での対物レンズ系72における被写界深度は所定値以上の部分で連続（重なる）ように設定されており、かつ所定の値の空間周波数までの範囲において、コントラストIも所定値以上（例えば10%）以上を持つ部分で重なるように設定されている。

【0064】

次に本実施例における近景時の作用を説明する。

まず、撮像ユニット19Bにより、白黒ペアの帯が35μmピッチの被写体を近景時ににおいて撮像したときの作用について説明する。

本撮像ユニット19Bでは、近点に設定された状態において、物体距離4.4mmから5.8mmの時に、白黒ペアの帯のピッチが35μmの被写体を撮像した際、CCD受光面上に結像された白の帯と、黒の帯のコントラストGは、10%以上となる。

40

前記対物レンズ系72によってCCD73の受光面上に結像されたピッチ35μmの白黒ペアの帯の被写体の像は、光電変換される。そして、白帯が結像された画素から出力される画像信号と、黒帯が結像された画素から出力される画像信号の差は、略11.5%となる。

【0065】

この画像信号は、CDS回路49、A/D変換器50、信号変換部51を介して、画像処理部52に入力され、例えば、モニタに適したガンマ処理や、電気的なマスク処理等が施され、白帯と黒帯のコントラストIが、10%以上になるようにしてモニタ5に出力される。上記のような被写体の場合に対して、コントラストIが、10%以上になることに

50

より、表示された画像から白帯と黒帯を識別可能になり、十分な解像度で観察ができる。

このようにして本実施例によれば、撮像ユニット19Bで撮像された35μmピッチの白黒ペアの帯は、モニタ上で白黒ペアの帯として視認可能となる。

また、近景時から物体距離が大きくなると、コントラスト値が小さくなるため、CPU71は切り替えた方がより大きなコントラスト値が得られると判断した場合には、接合レンズ17dを遠景時の位置に切り替える制御を行う。

【0066】

このように切替制御を行うことにより、近景から遠景に観察状態を変化させた場合、2つの位置でよりフォーカス状態に近いレンズ位置の状態で内視鏡画像が得られるようになる。

10

【0067】

なお、電気的なマスク処理は、モニタ5の表示画面内に、図12に示すように縦横比が1:1.2の八角形の表示エリア5bを作成し、この八角形の表示エリア5b内に撮像ユニット19Bで撮像した被写体を表示させる。

【0068】

前記電気的なマスク処理によって得られた表示エリア5b上の画角は、図12で示すような横長の表示エリアの場合、対角方向のP点が最も大きい画角(max)となる。対物レンズ系72の画角160°が前記最大画角maxと一致するように、マスク処理は施されている。一方、マスク処理により、モニタ画面上で最も画角が狭くなるのは上下方向で、ついで左右方向の画角が狭くなる。

20

また、前記最大対角となるP点は、P点と画面中心を結んだ直線と、モニタ画面上の水平方向とから成す角度がとなるように設定されており、さらに、撮像ユニット19Bは、図10に示すように挿入部の先端部11のX軸方向とモニタ水平方向が一致するように配置されている為、X軸に対し角度の位置に配置されている処置具チャンネル25の先端開口26Bから突出させた処置具28は、図12に示すように、モニタ5上の概略で言うと水平方向、より厳密に言うと水平方向より少し下側となる左下のP点付近より表示エリア5b内に表示される。

【0069】

本実施例における、挿入部の先端部11の先端開口26Bより突出させた処置具28が、撮像ユニット19Bによって撮像されるために必要な条件は、先端部11の先端面からの処置具28の最小の突出量Hminとして、処置具28が最も撮像ユニット19B側にシフトしている場合、撮像ユニット19Bの先端レンズ面での光線高Lh = 1.31mm、先端開口26Bの半径R = 2.8mm、撮像ユニット19Bの画角 = 160°、撮像ユニット19Bの光軸Oとチャンネル25との距離D = 6mmとから、式3に示すように導出される。

30

$$H_{min} = (D - Lh - R) \times \tan(90^\circ - /2) = 0.58\text{ mm} \quad (\text{式3})$$

一方、処置具28が最も撮像ユニット19Bより離れた方向に位置して場合に、処置具28が突出されて、処置具28の先端全体が撮像ユニット19Bによって撮像されるために必要な条件は、先端部11の先端面からの処置具28の突出量Hal1として、式4に示すように導出される。

40

【0070】

$$H_{all} = (D - Lh + R) \times \tan(90^\circ - /2) = 1.07\text{ mm} \quad (\text{式4})$$

式3、式4に示されるように、処置具28は、先端部11の先端面からの突出量が0.58mm以上から撮像ユニット19Bの視野内に入り始め、1.07mmより突出された時に、処置具28の先端のほぼ全体が視野内に入る。

以上から、本実施例における撮像ユニット19Bの近点側に設定した状態の35μmピッチの白黒ペアの帯がモニタ上で視認可能な距離4.4mmから5.8mmにおいては、処置具28の先端側は撮像ユニット19Bの視野内に入り、モニタ5上でも視認可能となる。

本実施例は、以下の効果を有する。

50

本実施例は、撮像ユニット 19B を構成する対物光学系として焦点距離が変化する可変焦点光学系を採用しているために、単焦点光学系の場合よりも近景側から遠景側まで解像度の高い画像を得ることができる。

ここで、本実施例では、CCD 73 の画素ピッチを $2.8 \mu\text{m}$ 、有効画素数を 80 万画素とし、撮像ユニット 19B の最大画角を 160° 、近点側に設定した状態の被写界深度を 4.4 mm から 12 mm とし、撮像ユニット 19B の光軸 O と先端開口 26 中心との距離を 6 mm としたが、これに限ったものではない。

例えば、白黒ペアの帯のピッチが $35 \mu\text{m}$ の被写体を撮像したときに、前記白の被写体を撮像した画素から得られる出力信号と、前記黒の被写体を撮像した画素から得られる出力信号の差が 10 % 以上となるように、画素ピッチ、有効画素数、最大画角、近点側の被写界深度等を変更し、かつ、前記 $35 \mu\text{m}$ の被写体を撮像したときに出力信号の差が 10 % 以上となる物体距離において、処置具が観察可能となるように、最大画角、及び撮像ユニット 19 の光軸 O と先端開口 26 中心との距離を変更しても、ほぼ同様の効果が得られる。
10

【0071】

また、本実施例では、有効画素数を 80 万画素としたが、モザイクカラーフィルタ方式の場合では 60 万画素程度でも同様の効果が得られ、この場合は、近点側の被写界深度をさらに大きくし、遠点側の被写界深度との深度のクロス領域が広がるため、焦点切り替えをよりスマーズにすることができるという効果が得られる。

また、本実施例でも、照明光として切替式等の三原色の光を用い、順次照射した三原色の光と同期してモノクロ（白黒）の CCD にて被写体を取り込んで画像処理装置にてカラー化する方式を採用することができ、この場合、有効画素数 25 万画素程度の CCD を用いた場合に、モザイクフィルタ方式の 60 万画素と同等の効果が得られる。
20

【0072】

なお、本実施例においては、図 12 に示すようにモニタ画面 5a の表示エリア 5b として、垂直方向（縦方向）よりも水平方向の表示サイズが長くした横長で八角形としていたが、この場合に限定されるものでない。

また、より一般的に、表示エリアにおける表示エリアが広い（或いは大きい）方向に対応するように先端開口を配置することにより、この先端開口から突出された処置具 28 が表示エリアが広い方向に表示されるようにしても良い。
30

なお本実施例の第 1 变形例として、図 13 に示すように CPU 71 により 2 段階オートフォーカス制御機能 71a と 3 段階オートフォーカス制御機能 71b をモード切替スイッチ SW1 により選択できるようにしても良い。

【0073】

図 13 に示す電子内視鏡システム 1C は、例えば図 9 の電子内視鏡システム 1B において、CPU 71 は、2 段階オートフォーカス制御機能 71a の他に、3 段階オートフォーカス制御機能 71b を持つ。

そして、この CPU 71 は、例えば電子内視鏡 2B の操作部 8 に設けたモード切替スイッチ SW1 により選択された選択信号に応じて、2 段階オートフォーカスモード或いは 3 段階オートフォーカスモードでフォーカス制御を行う。
40

本変形例の場合も、スコープ ID メモリ 74 には、その電子内視鏡 2B に固有の光学特性情報が格納されている。この場合には、接合レンズ 17d を近点、遠点の他に近点及び遠点の間に設定した中間点に設定した場合のコントラストに関する光学特性の情報が格納されている。また、中間点の位置に接合レンズ 17d を駆動（移動）する情報も格納されている。

【0074】

そして、ビデオプロセッサ 4B の CPU 71 はその光学特性情報を読み出し、例えば RAM 71c に格納して、実施例 2 における 2 段階のフォーカス制御或いは 3 段階のフォーカス制御を行う。

3 段階のフォーカス制御を行うメリットとしては、近点及び遠点の 2 段階のフォーカス

10

20

30

40

50

制御では、両者の中間位置付近では両者の光学特性の谷間になるため、例えば被写界深度と解像度とをより好ましい特性を持つように改善することが困難になり易い。

例えば、近景と遠景時では、被写界深度が所定値以上で連続し、かつコントラストIが10%以上の場合に対して、両者の中間点の位置にも切り替えられるようにした場合には、これらの条件よりもより大きな被写界深度の値及びコントラストIの値で連続させることが可能となり、より改善された光学特性を実現できる。

【0075】

このように近点と遠点の間の中間点の位置にも接合レンズ17dを設定できる構成とすることにより、被写界深度と解像度とをより大きくでき、従ってより好ましい光学特性を実現することが簡単にできる。

10

3段階のフォーカス制御を行う制御方法は、2段階と類似している。例えば近点に設定されている状態で、CPU71はその状態でのコントラスト情報の時間的变化をモニタし、その場合には近点の状態と中間点との切替を行うか否かを判断する。

また、中間点に設定された状態においても、コントラスト情報の時間的变化をモニタして近点側に変化しているか遠点側に変化しているかに応じて、近点側或いは遠点側に切り替えるか否かを判断する。このため、実施例2の場合と類似の制御で、3段階のフォーカス制御も行うことができる。

【0076】

図14は第2変形例におけるCPU71部分を示す。図14に示すように例えばCPU71は、モード切替スイッチSW1のモード切替指示信号に応じて2段階オートフォーカス制御機能71aと、2段階マニュアル制御機能71dとを行うようにしても良い。

20

2段階オートフォーカス制御機能71aは、実施例2で説明したものと同様である。

モード切替スイッチSW1により2段階マニュアル制御モードに設定された場合には、CPU71は、マニュアル操作スイッチSW2における近点指示スイッチが操作された場合には、接合レンズ17dを近点側に移動する。

一方、マニュアル操作スイッチSW2における遠点指示スイッチが操作された場合には、CPU71は、接合レンズ17dを遠点側に移動する制御動作を行う。

このようにモード選択手段を設けることにより、操作者は電子内視鏡2Bを用いて診断等を行う場合における観察（撮像）の選択肢が広くなり、より使い易いものを実現できる。

30

【0077】

図14では、2段階オートフォーカス制御機能71aと、2段階マニュアル制御機能71dとを行う説明をしたが、この他に3段階オートフォーカス制御機能71bと、3段階マニュアル制御機能とを行うようにしても良い。また、CPU等を用いて、複数段階でのオートフォーカス制御機能と複数段階でのマニュアル制御機能を行うようにしても良い。

また、CPU等を用いて、連続的なオートフォーカス制御と、複数段のフォーカス制御と、連続或いは複数段のマニュアル制御とをモード切替指示操作に応じて行うようにしても良い。

また、本実施例の画像処理装置4及び、モニタ5は、HDTV方式の映像信号に対応したもので説明したが、これに限ったものではなく、例えば、NTSC方式や、PAL方式といった映像信号に対応したものでも良い。また、VGA方式や、SVGA方式のものを使っても良い。

40

なお、上述した実施例等を部分的に変形したり、組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【0078】

[付記]

1. 所定の画素数を備えた固体撮像素子と、

前記固体撮像素子に結像させる所定の視野角を備えた対物光学系と、

同じ幅の白と黒の帯の被写体を撮像した時に得られる画像信号から生成された輝度信号を基に、前記白の被写体に対する輝度信号の最大値をImax、前記黒の被写体での輝度

50

信号の最小値を I_{min} 、コントラスト I を $I = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min})$ と定義した時、

挿入部の先端から所定距離離間した位置に配置した白黒ペアの帯のピッチが $35 \mu m$ の被写体を前記対物光学系の近点側でほぼ 10% 以上のコントラスト I で捉えるために、前記対物光学系を構成する少なくとも一部のレンズを駆動し、前記対物光学系の焦点距離を被写界深度が一部重複するように変化させる焦点位置可変手段と、

所定距離突出される処置具の先端を、前記焦点距離可変手段によって近点側に設定された時の視野角内に配置せるように開口した処置具挿通チャンネルと、

を具備することを特徴とする電子内視鏡。

【0079】

10

2. 被写体の光学像を結ぶ対物光学系と、

前記対物光学系の結像する位置に受光面が配置され、この受光面に結像された光学像を光電変換する固体撮像素子とを挿入部に有する電子内視鏡と、前記固体撮像素子からの画像信号をモニタに表示するための映像信号に変換する画像処理装置と、

を備えた電子内視鏡システムにおいて、

同じ幅の白と黒の帯の被写体を撮像した時に得られる映像信号から生成された輝度信号を基に、前記白の被写体を撮像した時に得られる輝度信号の最大値を I_{max} 、前記黒の被写体に対する輝度信号の最小値を I_{min} 、コントラスト I を $I = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min})$ と定義した際に、

挿入部の先端から所定距離離間した位置に配置した白黒ペアの帯のピッチが $35 \mu m$ の被写体を前記対物光学系の近点側でほぼ 10% 以上のコントラスト I で捉えるために、前記対物光学系の焦点距離を変化させる焦点距離可変手段と、

所定距離突出される処置具の先端を、前記焦点距離可変手段によって近点側に設定された時のモニタ上の視野範囲内に配置せないように開口した処置具挿通チャンネルと、

を具備することを特徴とする電子内視鏡システム。

【産業上の利用可能性】

【0080】

20

体腔内に挿入部を挿入して患部等の被写体を、近景側で高精細に観察できる状態で撮像することができると共に、変倍光学系を採用しているので、遠景側に対しても必要とされる解像力を確保でき、チャンネル内に挿通した処置具の先端側をチャンネルの先端開口から突出させて治療のための処置を円滑に行うのに適する。

30

【図面の簡単な説明】

【0081】

【図1】本発明の実施例1を備えた電子内視鏡システムの概略の構成を示す構成図。

【図2】実施例1の電子内視鏡における撮像ユニットの断面図。

【図3】実施例1における挿入部の先端部の先端面を正面から見た外観図。

【図4】本実施例の電子内視鏡の挿入部先端の先端面を正面から見た正面図。

【図5】図4におけるA-A線の概略断面図。

【図6】オートフォーカス動作のフローチャート図。

【図7】処置具チャンネルに処置具を挿入し、先端開口から処置具を突出させたときの断面図。

40

【図8】本実施例の近点側での作用の説明図。

【図9】本発明の実施例2を備えた電子内視鏡システムの概略の構成を示す構成図。

【図10】本発明の実施例2における挿入部の先端部の先端面を正面から見た外観図。

【図11】図7におけるB-B線の概略断面図。

【図12】実施例2におけるチャンネル内に挿通した処置具を先端部から突出させたときのモニタ表示映像を示す図。

【図13】実施例2の第1変形例を備えた電子内視鏡システムの概略の構成を示す構成図。

【図14】実施例2の第2変形例におけるCPU部分を示す図。

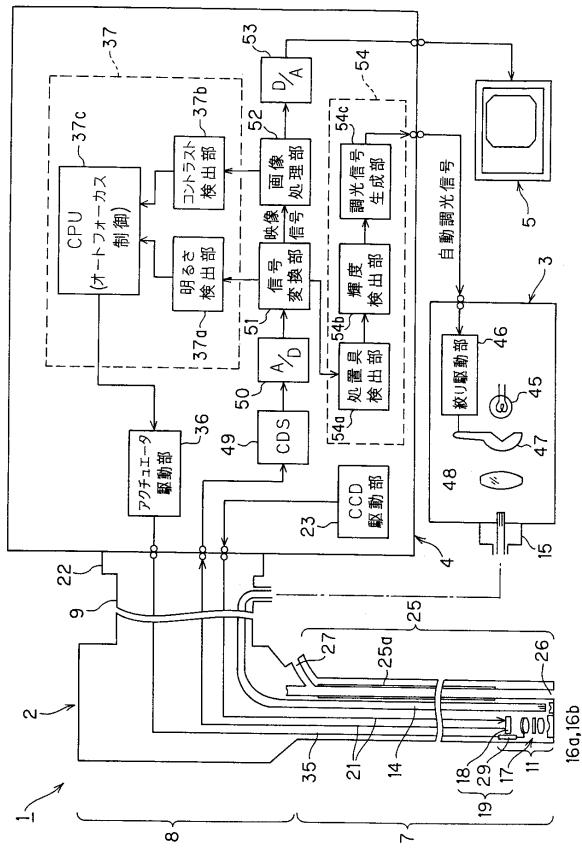
50

【符号の説明】

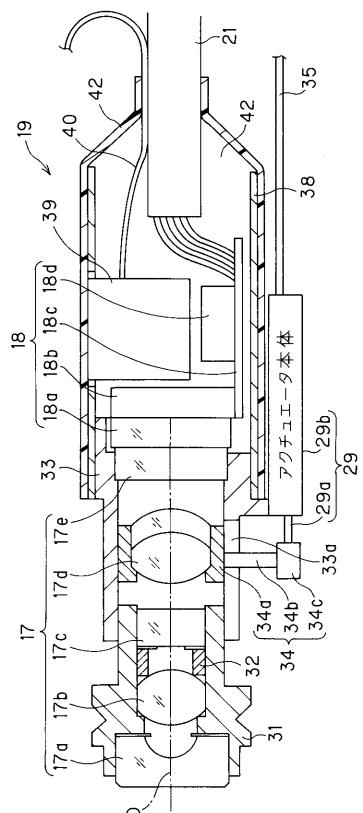
【0082】

1 ... 電子内視鏡システム	
2 ... 電子内視鏡	
3 ... 光源装置	
4 ... 画像処理装置	
5 ... モニタ	
7 ... 挿入部	
11 ... 先端部	
14 ... ライトガイド	10
16 a、16 b ... 照明レンズ	
17 ... 対物レンズ系	
18 ... CCD	
19 ... 撮像ユニット	
21 ... 信号ケーブル	
25 ... チャンネル	
26 ... チャンネル先端開口	
27 ... 処置具挿入口	
28 ... 処置具	
31 ... レンズ枠	20
33 ... CCD枠	
37 ... オートフォーカス部	
37 a ... 明るさ検出部	
37 b ... コントラスト検出部	
37 c ... CPU	
45 ... ランプ	
47 ... 絞り	
51 ... 信号変換部	
52 ... 画像処理部	
54 ... 自動調光部	30
54 a ... 処置具検出部	
54 b ... 輝度検出部	
54 c ... 調光信号生成部	

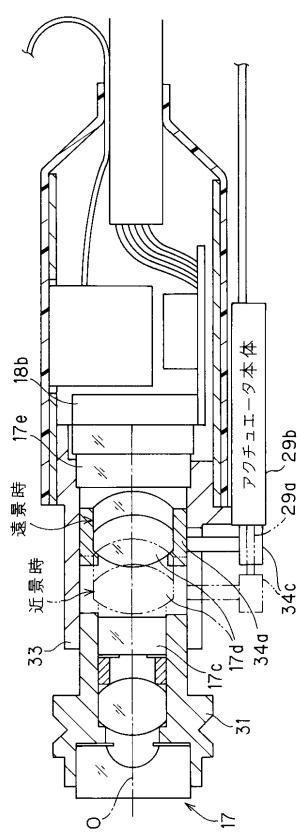
【図1】



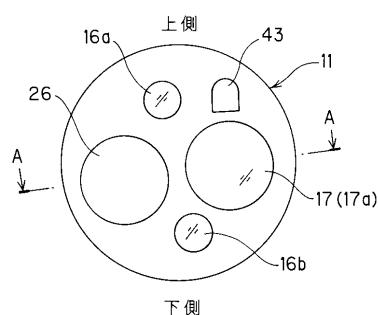
【図2】



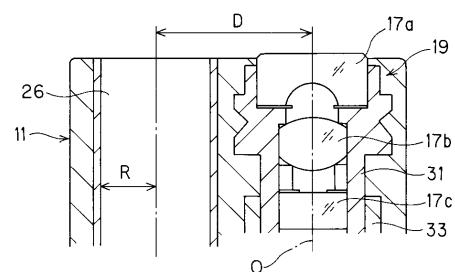
【図3】



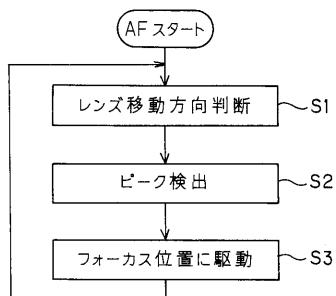
【図4】



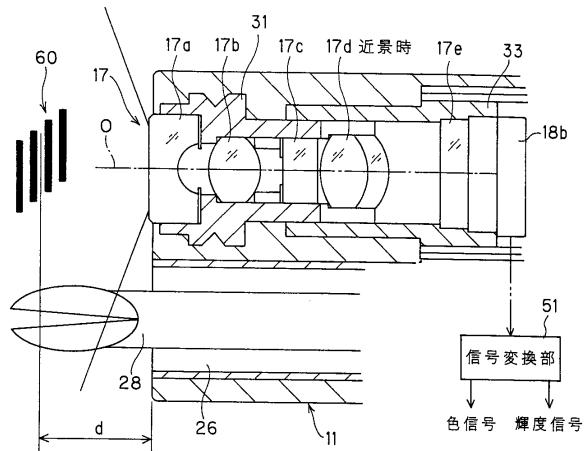
【図5】



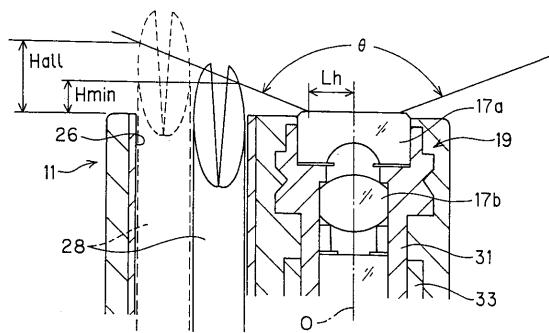
【図6】



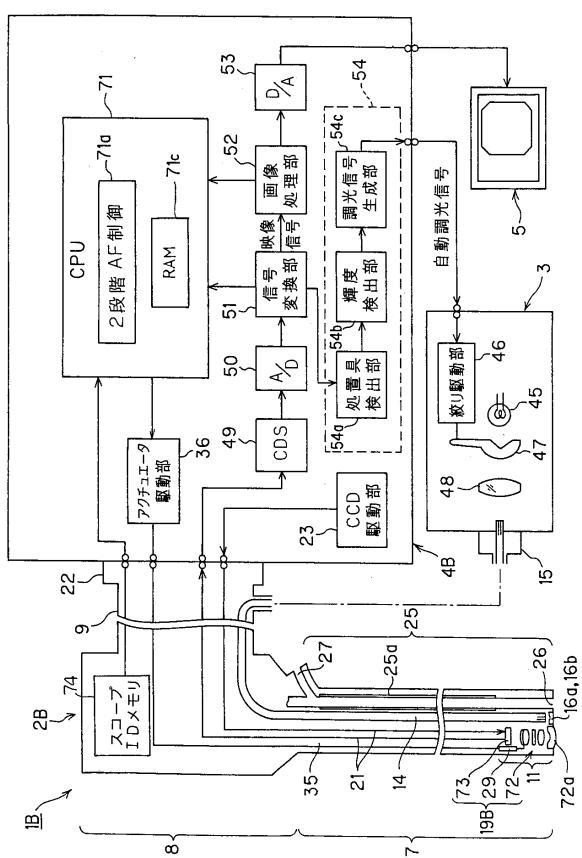
【図8】



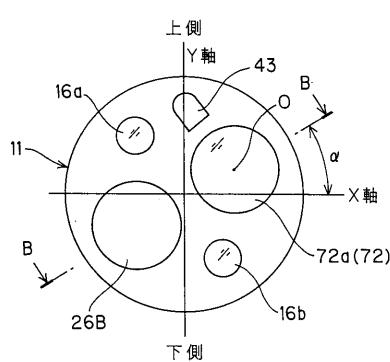
【図7】



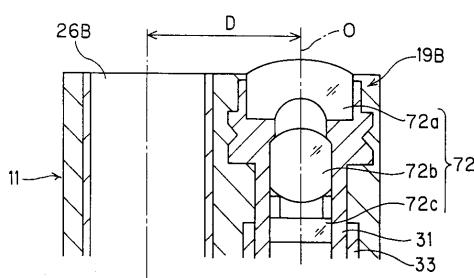
【図9】



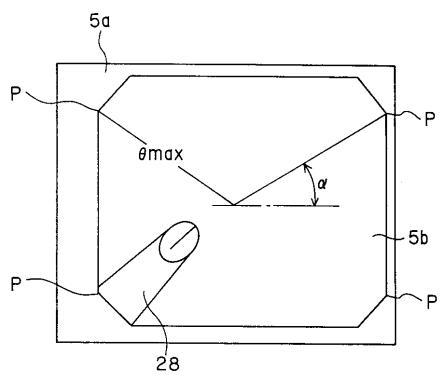
【図10】



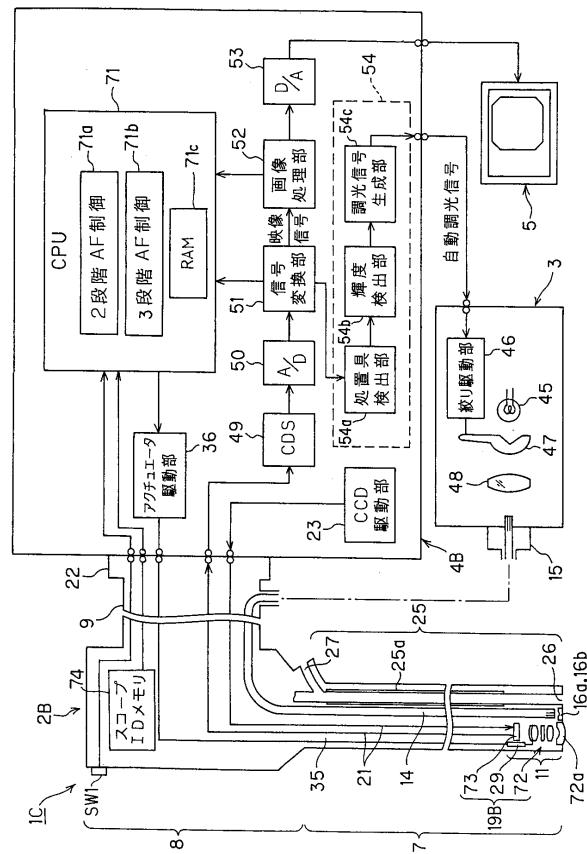
【図11】



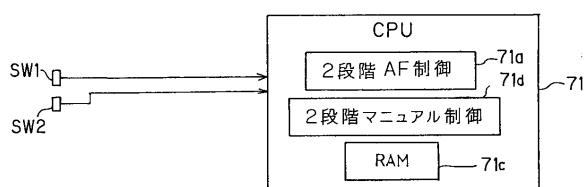
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 B 1 / 0 4

G 0 2 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP4464858B2	公开(公告)日	2010-05-19
申请号	JP2005109094	申请日	2005-04-05
[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	条井一裕		
发明人	条井 一裕		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 G02B23/24.A A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/04.531 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/BA06 2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/CA01 2H040/CA02 2H040/CA06 2H040 /CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/DA53 2H040/DA56 2H040/FA01 2H040/FA02 2H040/FA12 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061 /FF43 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/PP13 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF43 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/PP13		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006288432A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当使用具有可变焦距的物镜光学系统时，提供能够用治疗工具进行治疗的电子内窥镜，同时详细观察近点侧的对象。一种物镜系统，包括具有在光轴O方向上移动的可变焦距的胶合透镜，用于接收和成像由物镜系统17形成的图像的CCD 18，提供。满足使得能够以高分辨率区分布布置在物距d处的 $35\mu\text{m}$ 间距的单色条纹（条纹）60并且从与物镜系统17相邻的通道的远端开口26突出处理器具28的远端侧的条件。治疗仪器28的远端侧的图像在CCD 18上成像，从而可以平稳地进行治疗。点域8

