

(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2005-176940
(P2005-176940A)

(43) 公開日 平成17年7月7日(2005.7.7)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24	G 0 2 B 23/24 A	5 C 0 2 2
H 0 4 N 5/225	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 6 5
H 0 4 N 9/09	H 0 4 N 5/225 C	
審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2003-418724 (P2003-418724)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成15年12月16日 (2003.12.16)		オリンパス株式会社
			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	辻 潔
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		F ターム (参考)	2H040 BA01 CA11 CA12 CA23 CA24
			GA02 GA05 GA06 GA11
			4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40
			JJ11 LL02 LL08 NN01 PP07
			5C022 AA09 AC42 AC51
			5C065 AA04 BB48 CC01 DD02 EE01

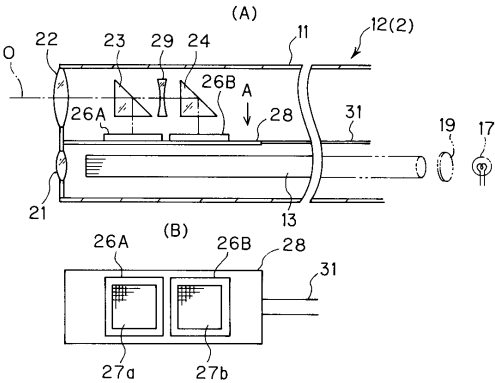
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 挿入部の細径化を確保しつつ、高画質化等することができる電子内視鏡を提供する。

【解決手段】 硬質のパイプ11により形成された挿入部12の先端面に対物レンズ22が取り付けられ、挿入部12の軸と平行な光軸O上にプリズム23、24がそれぞれ配置され、プリズム23により反射された光路上の結像位置にはCCD26Aが、プリズム24により反射された光路上の結像位置にはCCD26Bがそれぞれ撮像面が挿入部の軸と平行な方向に細径化を可能に配置され、それぞれのCCD26A、26Bにより撮像された画像を合成することにより、ダイナミックレンジを拡大して高画質を実現している。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入可能な細長の挿入部を有し、前記体腔内を撮像して所定の表示手段に前記体腔内の画像を表示可能な電子内視鏡において、

前記表示手段に被写体画像を歪無く表示可能な第 1 の撮像手段に設けられた第 1 の撮像面に対して、所定方向に撮像画素が付加された第 2 の撮像手段を具備し、

前記撮像画素が付加されて延出される撮像領域の延出方向を前記挿入部の軸方向に略一致させたことを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記第 2 の撮像手段は、前記挿入部の先端部に設けた前記対物光学系を介して前記挿入部の軸方向に入射される光に対して、透過光と前記挿入部の軸方向と略直交する方向に反射する反射光とに分割する光分割手段と、前記光分割手段による反射光を受光する第 1 の撮像素子と、前記光分割手段を透過した光を前記挿入部の軸方向と略直交する方向に反射する反射素子を介して受光する第 2 の撮像素子とにより構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。 10

【請求項 3】

前記第 2 の撮像手段は、前記挿入部の先端部に設けた前記対物光学系を介して前記挿入部の軸方向に入射される入射光束を前記軸方向と略直交する方向に反射すると共に、反射された反射光束を前記軸方向に前記入射光束よりも拡大する拡大反射手段を含み、

前記撮像画素が付加されて延出されている撮像領域の延出部分に導光することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内等に挿入される挿入部内に撮像手段を設けた電子内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療用分野等において内視鏡が、広く用いられるようになった。また、最近では、挿入部の先端部に撮像手段を設けた電子内視鏡が普及している。

挿入部の先端面に観察窓を設け、この観察窓に対物光学系を取り付けた直視タイプの電子内視鏡では、通常撮像素子は、対物光学系の光軸と直交するようにその撮像面が配置される。 30

【0003】

これに対して、第 1 の従来例としての特開昭 62 - 255913 号公報には、対物光学系の光軸に対してその光軸を直交する方向に変換するプリズムを配置し、挿入部の軸と平行な方向に撮像面を配置した撮像素子を設けた電子内視鏡が開示されている。

また、第 2 の従来例としての特開昭 58 - 029439 号公報には、側視用の電子内視鏡が開示され、この電子内視鏡では挿入部の先端部の側面に複数の観察窓を設け、それぞれの結像位置に撮像素子を配置して広視野の観察を行えるようにしている。 40

【特許文献 1】特開昭 62 - 255913 号公報

【特許文献 2】特開昭 58 - 029439 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、第 1 の従来例では、先端部に撮像素子による信号を増幅する回路を実装した基板を小さなスペースに設け、先端部が大径化や長尺化するのを防止しているが、そのために画素数が少ない或いは画素サイズが小さくなり、解像度が低下したり、S/N が低下する等、画質が低下する欠点があった。

また、第 2 の従来例においても、各観察窓に取り付けた対物光学系の結像位置に撮像素子をそれぞれ配置したものであり、広視野化できるが、直視方向の電子内視鏡には適用で 50

きない。

【 0 0 0 5 】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、挿入部の細径化を確保しつつ、高画質化ないしは、高機能化することができる電子内視鏡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 】

【 0 0 0 6 】

本発明は、細長の挿入部を有し、前記挿入部の先端部に設けた対物光学系を介して前記挿入部の軸方向に平行に配置された撮像面に光学像が結像される撮像手段を備えた電子内視鏡において、

10

前記撮像面における前記挿入部の軸方向の画素数を、前記挿入部の軸方向と直交する方向の画素数よりも多くしたことを特徴とする。

上記構成により、挿入部を細径化を確保しつつ、挿入部の軸方向の画素数を多くして高解像な画像を得られるようにしている。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 7 】

本発明によれば、挿入部の軸方向の画素数を多くして高解像な画像を得られる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 8 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

20

【 実施例 1 】

【 0 0 0 9 】

図 1 ないし図 4 は、本発明の実施例 1 に係り、図 1 は、本発明の実施例 1 を備えた内視鏡装置の構成を示し、図 2 は、実施例 1 の電子内視鏡の先端側の構成及び 2 つの撮像素子が実装された基板を示し、図 3 は、2 つのプリズムによる入射光量の分割の作用を示し、図 4 は、2 つの撮像素子によるダイナミックレンジ拡大の作用を示す。

図 1 に示すように、本発明の実施例 1 を備えた内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入され、撮像手段を内蔵した電子内視鏡 2 と、この電子内視鏡 2 が着脱自在に接続され、光源部 3 及び信号処理部 4 を設けたビデオプロセッサ 5 と、このビデオプロセッサ 5 の映像出力端に着脱自在に接続され、撮像手段により撮像した画像を表示するモニタ 6 とから構成される。

30

本実施例の電子内視鏡 2 は、硬質の円筒形状のパイプ 1 1 (図 2 (A) 参照) により形成された細長の挿入部 1 2 を有し、この挿入部 1 2 内には照明光を伝送するライトガイド 1 3 が挿通されている。

【 0 0 1 0 】

このライトガイド 1 3 は、後端側の口金部からさらにライトガイドケーブル 1 4 を介して、光源部 3 に接続される。光源部 3 は、電源回路 1 6 から供給される電力により発光するランプ 1 7 を内蔵し、このランプ 1 7 により発光された照明光は、絞り 1 8 及び集光レンズ 1 9 を経てライトガイドケーブル 1 4 の入射端面に入射される。

この絞り 1 8 は、絞り制御回路 2 0 により、絞り 1 8 の開口を通過する光量が調整される。ライトガイドケーブル 1 4 の入射端面に入射された照明光は、ライトガイドケーブル 1 4 を介してライトガイド 1 3 に供給され、その先端面に伝送される。

40

図 2 にその概略の構成を示すように、このライトガイド 1 3 の先端面は、挿入部 1 2 の先端部内に配置され、ライトガイド 1 3 の先端面から出射される照明光は、その直前の照明窓に固定された照明レンズ 2 1 を介して出射され、体腔内の臓器等の被写体を照明する。尚、求める出射光束の配光特性によっては、照明レンズ 2 1 は、無い場合もある。

【 0 0 1 1 】

照明窓に隣接して挿入部 1 2 の先端面に設けられた観察窓には、対物レンズ 2 2 が取り付けられてある。この対物レンズ 2 2 は、その光軸 O が挿入部 1 2 を構成するパイプ 1 1 の中心軸と平行になるように図示しないレンズ枠を介してパイプ 1 1 内部に取り付けられてい

50

る。

この対物レンズ 2 2 の内部における光軸 O 上には、直角プリズム等により形成される第 1 のプリズム 2 3 及び第 2 のプリズム 2 4 とが配置されている。第 1 のプリズム 2 3 は、光軸 O に沿って入射される光を、斜面において、一部を反射、残りを透過するハーフミラーの機能を持つようにその斜面に誘電膜等が設けてある。これに対して第 2 のプリズム 2 4 は、光軸 O に沿って入射される光を、斜面において全反射する。

より具体的には、図 3 に示すように入射光を 1 0 0 % とした場合、第 1 のプリズム 2 3 は、その 7 0 % の光を反射し、第 2 のプリズム 2 4 は、残りの 3 0 % の光を反射する。

【 0 0 1 2 】

第 1 のプリズム 2 3 及び第 2 のプリズム 2 4 による直角に反射された光路上には、第 1 のプリズム 2 3 及び第 2 のプリズム 2 4 の出射面に対向して、例えば C C D 2 6 A 及び C C D 2 6 B の撮像面 2 7 a、2 7 b (図 2 (B) 参照) がそれぞれ配置されている。 10

つまり、C C D 2 6 A 及び C C D 2 6 B は、各撮像面 2 7 a、2 7 b が、第 1 のプリズム 2 3 及び第 2 のプリズム 2 4 の出射面に平行に配置され、従って、C C D 2 6 A 及び C C D 2 6 B の各撮像面 2 7 a、2 7 b は、挿入部 1 2 の軸方向、換言すると対物レンズ 2 2 の光軸 O と平行となるように配置されている。

このように C C D 2 6 A、2 6 B を挿入部 1 2 の軸方向 (長手方向) に配置することにより、挿入部 1 2 の内径を殆ど太くすることなく配置できるようにして、挿入部 1 2 の細径化を確保している。また、C C D 2 6 A、2 6 B を、挿入部 1 2 の中心軸付近に配置することにより、画素サイズが大きい C C D を採用したり、高画素数の C C D を採用することが 20 できる。

【 0 0 1 3 】

また、C C D 2 6 A 及び C C D 2 6 B は、挿入部 1 2 の軸方向にその板面が平行に配置された共通の基板 2 8 上に隣接して実装されている。

図 2 (B) は、図 2 (A) におけるプリズム 2 3 或いはプリズム 2 4 による反射光の進行方向 (図 2 (A) の A 矢視方向) から基板 2 8 を見た平面図を示す。

この基板 2 8 には、2 つの C C D 2 6 A、2 6 B が隣接して例えばフリップチップ実装されている。また、両 C C D 2 6 A、2 6 b は、例えば同じ特性の C C D であり、その撮像面 2 7 a、2 7 b は、正方形の撮像面 2 7 a、2 7 b となっており、それぞれ縦、横とも画素数が等しい。 30

【 0 0 1 4 】

この場合、横方向は挿入部 1 2 の軸方向となる。従って、2 つの C C D 2 6 A、2 7 B により形成される撮像手段は、挿入部 1 2 の軸方向の画素数が、この方向と垂直な方向の画素数よりも多くなり、具体的には、挿入部 1 2 の軸方向の画素数が、挿入部 1 2 の軸方向と直交する方向の画素数の 2 倍となっている。

図 2 (A) 及び図 2 (B) に示すように、2 つの C C D 2 6 A 及び 2 6 B を挿入部 1 2 の軸方向に隣接して配置することにより、1 つの C C D を配置する場合と殆ど同じ挿入部 1 2 の内径で済むようにしている。つまり、本実施例では、挿入部 1 2 の細径化を確保して、2 つの C C D 2 6 A 及び 2 6 B を備えた撮像手段を設けている。

【 0 0 1 5 】

これら 2 つの C C D 2 6 A、2 6 B は、対物レンズ 2 2 からの光路長が異なるため、本実施例においては、例えば短くなる位置に配置される C C D 2 6 A は、対物レンズ 2 2 の結像位置になり、その光路長より長い位置に配置される C C D 2 6 B は、例えばプリズム 2 3 と 2 4 との間に凹レンズ等の C C D 2 6 B への光路長を補整、又は適切な像を結ぶための光学素子 2 9 を介挿することにより C C D 2 6 B の撮像面の位置が結像位置となる状態で配置されている。そして、2 つの C C D 2 6 A と 2 6 B の撮像面 2 7 a、2 7 b には、光路長が異なることによる影響を無視すると、同じ光学像が結像される。

なお、この光学素子 2 9 の配置位置は、図 2 (A) に示す位置でなく、プリズム 2 4 と C C D 2 6 B との間の配置位置でも良い。また、対物レンズ 2 2 の結像位置を C C D 2 6 B に設定した場合には、C C D 2 6 A とプリズム 2 3 との間に凸レンズを介挿してこの凸 50

レンズを介挿することにより、CCD 26 Aの位置が結像位置となるように調整するようにしても良い。

このように本実施例では、挿入部 12を構成する硬質のパイプ 11の先端面には、対物レンズ 22が、その光軸 Oがパイプ 11の長手方向に平行となるように取り付けられ、その光軸 Oに沿って2つのプリズム 23、24が配置される。

また、各プリズム 23、24の斜面により反射された反射光が出射される出射面に対向して、それぞれCCD 26 A及び26 Bが、各撮像面 27 a、27 bがプリズム 23、24の出射面に対向して、パイプ 11の長手方向、つまり光軸 Oと平行となるように、パイプ 11内に配置した例えば基板 28に実装されて保持されている。

【0016】

この基板 28は、その後端においてケーブル 31と接続され、このケーブル 31は、図 1に示すように信号コネクタ部 32を介してビデオプロセッサ 5の信号処理部 4と接続される。

そして、図 1に示すようにCCD 26 Aは、信号処理部 4を構成するCCD 駆動回路 34 A及びCDS 回路 35 Aに接続され、CCD 26 Bは、CCD 駆動回路 34 B及びCDS 回路 35 Bに接続される。

信号処理部 4内には、タイミング信号を生成するタイミングジェネレータ 36が設けてあり、このタイミングジェネレータ 36は、表示の際に使用する同期信号等と同期した各種のタイミング信号を生成する。

CCD 駆動回路 34 A及び34 Bは、タイミングジェネレータ 36からのタイミング信号に同期して、CCD 駆動信号を発生し、それぞれCCD 26 A、26 Bに印加し、CCD 26 A、26 Bにより光電変換された信号電荷を読み出す。

【0017】

CCD 26 A、26 Bにより読み出された信号は、CDS 回路 35 A、35 Bにより相関 2重サンプリング処理されて、信号成分が抽出されたベースバンドの信号となり、A/D 変換回路 37 A、37 Bにそれぞれ入力される。

CDS 回路 35 A、35 Bには、タイミングジェネレータ 36から信号成分を抽出するためのタイミング信号が供給される。また、A/D 変換回路 37 A、37 Bには、タイミングジェネレータ 36から抽出された信号成分のタイミングに同期して、A/D 変換するクロック信号が供給されることにより、入力信号をA/D 変換してデジタルの画像信号を出力する。

A/D 変換回路 37 A、37 BによりA/D 変換されたデジタル信号は、サイズ調整 & 画像合成回路 38に入力される。このサイズ調整 & 画像合成回路 38は、CCD 26 A及び26 Bにより撮像された2つの画像信号における一方のサイズを他方に合わせるように調整した後、2つの画像信号を加算により合成して、合成された画像信号を生成する。

【0018】

合成された画像信号は、D/A 変換回路 39に出力され、D/A 変換回路 39によりアナログの画像信号に変換された後、モニタ 6に出力されると共に、光源部 3の絞り制御回路 20に出力される。モニタ 6は、CCD 26 Aと26 Bとにより撮像され、合成された画像信号を表示する。

また、絞り制御回路 20は、入力される画像信号をローパルフィルタを通したり、適宜のフレーム周期の時定数で積分した信号を、基準の明るさの値と比較して差信号を生成し、この差信号を調光信号として絞り 18の開口量を調整し、基準の明るさの値に近づけるように制御する。

【0019】

図 2に示す構成から分かるように、CCD 26 Aに結像される画像サイズとCCD 26 Bに結像される画像サイズとは、焦点距離が異なるために両者における画像サイズは、異なり、それぞれの焦点距離を f_a 、 f_b とすると、CCD 26 Aの撮像面 27 aにおける光学像は、CCD 26 Bの撮像面 27 bにおける光学像より f_a / f_b 倍に小さくなる。

このため、例えばCCD 26 A Bからの画像信号のサイズを f_b / f_a 倍に調整して、

10

20

30

40

50

C C D 2 6 B 側の画層サイズに合わせるサイズ調整をした後、加算する。この場合、サイズ調整 & 画像合成回路 3 8 は、例えば A / D 変換回路 3 7 A から出力されるデジタルの画像信号を内部のメモリ内に格納し、D S P 等により f_b / f_a 倍に画像拡大の調整処理した後、加算回路に出力し、この加算回路により、 f_b / f_a 倍に調整された (C C D 2 6 A 側の) 画像信号と、A / D 変換回路 3 7 B から出力される (C C D 2 6 B 側の) 画像信号とを加算により合成する。

【 0 0 2 0 】

図 4 は、C C D 2 6 A と 2 6 B との入射光量に対する出力特性と、サイズ調整 & 画像合成回路 3 8 による合成信号の入射光量に対する出力特性を示す。

図 3 に示すように C C D 2 6 A と 2 6 B とに入射される光量を設定した場合には、C C D 2 6 A と 2 6 B とによる入出力特性が等しい C C D を採用した場合には、C C D 2 6 A 及び 2 6 B における入射される光量に対する出力特性は、それぞれ図 4 (A) 及び図 4 (B) のようになる。

そして、サイズ調整 & 画像合成回路 3 8 は、これらの C C D 2 6 A 及び 2 6 B の出力信号を加算することにより、その合成信号の入射される光量に対する出力特性は、図 4 (C) のようになり、飽和するレベルを高くでき、従ってダイナミックレンジが拡大する。なお、実際には、サイズ調整による影響も考慮して、一方の C C D の出力信号側を重み付けして補正すると良い。

また、単に加算するのではなく、図 4 (C) に示す特性が滑らかに変化するように重み付けしても良い。

このような構成の電子内視鏡 2 においては、挿入部 1 2 の先端部に第 1 の撮像手段を構成する C C D 2 6 A と、この C C D 2 6 A の撮像面 2 7 a と平行にその撮像面 2 7 b が配置されるようにして (第 1 の撮像手段の) C C D 2 6 A の撮像画素に、さらに撮像画素を付加する如くに第 2 の撮像手段としての C C D 2 6 B を設けている。

このような構成による本実施例の作用を説明する。

【 0 0 2 1 】

ユーザは、図 1 に示すように電子内視鏡 2 をビデオプロセッサ 5 に接続し、電源を投入して、使用状態にする。

そして、体腔内、例えば腹部の臓器に対して内視鏡的手術を行うような場合には、トラカールを介してこの電子内視鏡 2 の挿入部 1 2 を腹部内に挿入し、手術対象となる臓器等の被写体を観察する。

被写体側は、ライトガイド 1 3 により伝送された照明光により照明され、対物レンズ 2 2 に入射される光によりそれぞれの C C D 2 6 A 及び 2 6 b に光学像が結像される。C C D 2 6 A 及び 2 6 b は、C C D 駆動回路 3 4 A、3 4 B からの C C D 駆動信号の印加によりそれぞれ撮像され、光電変換された信号が読み出され、それぞれ C D S 回路 3 5 A、3 5 B に入力される。

【 0 0 2 2 】

C D S 回路 3 5 A、3 5 B は、入力された各信号における信号成分が抽出された後、A / D 変換されて、サイズ調整 & 画像合成回路 3 8 に入力される。このサイズ調整 & 画像合成回路 3 8 は、C C D 2 6 A 及び 2 6 B に結像される光学像の画素サイズが異なる影響を補正する。その後、両画像を加算により合成する。この場合、図 4 により説明したように合成された信号のダイナミックレンジが拡大する。

本実施例によれば、挿入部 1 2 の軸方向に 2 つの C C D 2 6 A 及び 2 6 B を配置して、2 つの C C D 2 6 A 及び 2 6 B によりそれぞれ得られた画像信号を合成してダイナミックレンジを拡大しているので、1 つの C C D のみで撮像した画像よりも暗い部分から明るい部分までの画像が飽和することなく、識別し易い状態で表示させることができ、表示される内視鏡画像の画質を向上できる。

また、2 つの C C D 2 6 A 及び 2 6 B を挿入部 1 2 の軸方向に隣接して配置することにより、挿入部 1 2 の細径化を確保できる。

【 0 0 2 3 】

10

20

30

40

50

上述の説明では、特性が同じＣＣＤ２６Ａ及び２６Ｂの場合で説明したが、特性が異なるＣＣＤを採用しても良い。

また、ＣＣＤ２６Ａと２６Ｂにおける一方のＣＣＤの撮像面のサイズ及び画素サイズを他方のＣＣＤに結像される光学像と同等の光学像を撮像できるように変更しても良い。このようにすると、サイズ調整を行うことが不要となる。

また、例えば図２（Ａ）において、光学素子２９を設けなくてＣＣＤ２６Ｂをプリズム２４側に近づけて配置し、ＣＣＤ２６Ａと同等の結像位置に配置しても良い。このようにした場合にも、サイズ調整を行うことを不要にできる。

また、上述の説明では２つの撮像素子を挿入部１２の軸方向（長手方向）に配置した場合を説明したが、３つ以上の撮像素子を挿入部１２の長手方向に配置することにより、よりダイナミックレンジを拡大することもできる。

【実施例２】

【００２４】

次に本発明の実施例２を図５ないし図９を参照して説明する。図５（Ａ）は本発明の実施例２を備えた内視鏡装置１Ｂを示す。この内視鏡装置１Ｂは、電子内視鏡２Ｂと、ビデオプロセッサ５Ｂ及びモニタ６とから構成される。

電子内視鏡２Ｂは、実施例１の電子内視鏡１と類似している。また、ビデオプロセッサ５Ｂは、図１のビデオプロセッサにおいて、サイズ調整＆画像合成回路３８の代わりにセレクト４１を採用している。そして、Ａ／Ｄ変換回路３７Ａ及び３７Ｂの出力信号は、タイミングジェネレータ３６からのタイミング信号（切替信号）によって切替が行われるこのセレクト４１を経て交互に切り替えられて、Ｄ／Ａ変換回路３９に出力される。

このセレクト４１の具体的な構成を図５（Ｂ）に示す。つまり、Ａ／Ｄ変換回路３７Ａ及び３７Ｂの出力信号は、２入力のアンド回路４２ａ、アンド回路４２ｂの一方の入力端からそれぞれ入力される。アンド回路４２ａ、アンド回路４２ｂの出力信号は、２入力のオア回路４３に入力される。このオア回路４３の出力信号は、Ｄ／Ａ変換回路３９に入力される。

【００２５】

上記アンド回路４２ａの他方の入力端には、タイミングジェネレータ３６からのタイミング信号（切替信号）が入力され、他方のアンド回路４２ｂの他方の入力端には、タイミングジェネレータ３６からのタイミング信号（切替信号）が反転回路を介して入力される。つまり、タイミングジェネレータ３６からのタイミング信号により、Ａ／Ｄ変換回路３７Ａ及び３７Ｂの出力信号が交互に選択されて出力されることになる。

本実施例の電子内視鏡２Ｂの先端側の構成を図６に示す。この電子内視鏡２Ｂは、図２に示したものと類似しているが、図７に示すようにＣＣＤ２６Ａと２６Ｂとの画素の配置を、（それぞれの結像位置において）この図７における縦方向（Ｙ方向）に１／２画素ピッチだけ相互にずれるように配置している。つまり、１／２画素ピッチずらさないと、両ＣＣＤ２６Ａ、２６Ｂには同じ光学像が結像されてしまうが、その状態から例えば縦方向に１／２画素ピッチだけずらすことにより、縦方向に結像された２つの光学像に関しては相互に１／２画素分だけずれた状態となる。

【００２６】

また、本実施例では、プリズム２３による反射光と透過光とは同じ、つまりプリズム２３は、５０％を反射し、５０％を透過するように設定している。

その他の構成は、実施例１と同様の構成である。

このような構成の電子内視鏡２Ｂにおいては、挿入部１２の先端部に第１の撮像手段を構成するＣＣＤ２６Ａと、このＣＣＤ２６Ａの撮像面２７ａと平行に、該撮像面２７ａの撮像画素を延出して、その撮像面２７ｂが配置されるようにして（第１の撮像手段の）ＣＣＤ２６Ａの撮像画素に、さらに撮像画素を付加する如くに第２の撮像手段としてのＣＣＤ２６Ｂを設けている。但し本実施例の場合には、ＣＣＤ２６Ａと２６Ｂとの（撮像）画素は相互に１／２画素ピッチずれるように配置されている。

【００２７】

10

20

30

40

50

図 8 は、本実施例の作用の説明図を示す。本実施例においては、被写体として例えば「あ」の文字を撮像すると、CCD 26A、26B には、図 8 (A) に示すように結像される。

この場合における CCD 26A 及び 26B により撮像された信号を、CCD 26A、26B の水平方向の画素数の 2 倍のタイミング信号で出力させると、CCD 26A 及び 26B の出力信号は図 8 (B) 及び図 9 (C) のようになる。

そして、セクタ 41 により CCD 26A 及び 26B の出力信号をデジタル化された信号を交互に選択して出力すると、図 8 (D) に示す合成信号となり、水平方向に 2 倍に高解像度化することができる。

【0028】

本実施例によれば、挿入部 12 の細径化を確保した状態で、水平方向の解像度を略 2 倍に向上することができる。

なお、本実施例においては、2 つの CCD 26A 及び 26B の配置を、同等或いは共役となる結像位置において、図 7 の縦方向 (モニタ 6 の表示面に関しては水平方向) に $1/2$ 画素ピッチずらして配置することにより横方向の解像度を向上する場合を説明したが、図 7 の横方向 (モニタ 6 の表示面に関しては縦方向) に $1/2$ 画素ピッチずらして配置することにより縦方向の解像度を向上することもできる。

なお、実施例 1 において説明したように本実施例においても CCD 26A、26B に結像される光学像のサイズの影響を補整するとより高画質化することができる。

【0029】

次の本実施例の変形例を説明する。上記実施例では、CCD 26A と 26B との配置位置を $1/2$ 画素ピッチずらして配置していたが、本変形例では CCD 26A と 26B との配置位置を、各結像位置に対して例えば挿入部 12 の長手方向にずらして配置し、被写体の光学像を分割して結像させるようにしている。

具体的には、被写体として例えば「あ」の文字を撮像すると、CCD 26A、26B には、図 9 に示すように結像されるようにする。つまり、被写体像を、例えば 2 等分して結像させる。

合成する場合には、セクタ 41 において、分割した像の画像信号を選択する。本変形例によっても、挿入部 12 の長手方向に配置した CCD による解像度を 2 倍にすることができる。なお、3 つの CCD を用いてこれらをそれぞれ $1/3$ 画素ピッチずらすように配置すれば、3 倍の解像度に高画素化することができる。一般的には、自然数を n とし、 $1/n$ 画素ピッチずらすようにして n 個の CCD を採用すれば、 n 倍に高画素化した画像が得られる。

【実施例 3】

【0030】

次に本発明の実施例 3 を図 10 ないし図 12 を参照して説明する。図 10 は、本発明の実施例 3 を備えた内視鏡装置 1C を示す。この内視鏡装置 1C は、電子内視鏡 2C と、ビデオプロセッサ 5C 及びモニタ 6 とから構成される。

電子内視鏡 2C は、実施例 1 の電子内視鏡 2 において、第 2 のプリズム 24 の透過光が入射されるように配置した第 3 のプリズム 25 と、このプリズム 25 により全反射された光路上における結像位置に CCD 56C を配置している。また、本実施例は、実施例 1 における色フィルタを備えた CCD 26A、26B の代わりに色フィルタを設けてない CCD 56A、56B を採用している。そして図 11 により説明するようにプリズム 23, 24, 25 側により 3 原色の各波長成分の光に分光して、CCD 56A、56B、56C により撮像するようにしている (図 11 の場合には、B、R、G 成分に分光している)。

【0031】

また、ビデオプロセッサ 5C は、図 1 のビデオプロセッサ 5 において、CCD 56C を駆動する CCD 駆動回路 34C と、CCD 56C の出力信号に対する CDS 処理を行う CDS 回路 35C と、この CDS 回路 35C の出力信号に対して A/D 変換する A/D 変換回路 37C とが設けてある。

10

20

30

40

50

また、A / D 変換回路 37 A、37 B、37 C の各出力信号は、ホワイトバランス調整 61 に入力され、このホワイトバランス調整 61 によりホワイトバランス調整されたデジタルの R、G、B の色信号を生成し、このデジタルの R、G、B の色信号は、D / A 変換回路 39 A、39 B、39 C にそれぞれ入力され、アナログの R、G、B の色信号に変換される。アナログの R、G、B の色信号はエンコーダ回路 62 に入力され、NTSC のコンポジットの映像信号に変換された後、モニタ 6 及び絞り制御回路 20 に入力される。

【0032】

図 11 は、電子内視鏡 2 C の先端側の構成を示す。

本実施例の電子内視鏡 2 C は、対物レンズ 22 の光軸 O 上にプリズム 23、24、25 が順次配置され、例えばプリズム 25 により全反射された結像位置に CCD 56 C が基板 28 上に実装され、またプリズム 24 の反射された光路上で凸レンズ等の CCD 56 B への光路長を補整、又は適切な像を結ぶための光学素子 63 b を介して基板 28 上に CCD 56 B が実装され、またプリズム 23 の反射された光路上で凸レンズ等の光学素子 63 a を介して基板 28 上に CCD 56 A が実装されている。

また、プリズム 23 の斜面には、例えば緑の波長帯域の光を選択的に反射するダイクロイック膜 64 G が取り付けられ、またプリズム 24 の斜面には、例えば赤の波長帯域の光を選択的に反射するダイクロイック膜 64 R が取り付けられている。つまり、プリズム 23 は緑の波長帯域の光を反射するダイクロイックプリズムとして機能し、プリズム 24 は赤の波長帯域の光を反射するダイクロイックプリズムとして機能するようにしている。

【0033】

このため、ダイクロイック膜 64 B を設けたプリズム 23 を緑のダイクロイックプリズム（或いはダイクロイックミラー）に、ダイクロイック膜 64 R を設けたプリズム 24 を赤のダイクロイックプリズム（或いはダイクロイックミラー）に置換しても良い。

なお、プリズム 25 は、その斜面において、光を全反射して CCD 56 C に導光する。なお、照明光が可視領域の光の他に、赤外域等の光を含む場合には、その赤外域の光をカットするフィルタを例えば光源部 3 側等に設けている。その他は、実施例 1 と同様の構成である。

このような構成にすることにより、本実施例においては、3 板式 TV カメラと殆ど同様の機能を持つカラー撮像手段を形成している。

本実施例によれば、照明光における可視領域における緑（G）、赤（R）、青（B）の各波長帯域の光をダイクロイック膜 64 G、64 R により有効に分離して、それぞれ CCD 56 A、56 B にて受光するようにし、残りの波長帯域の光、つまり青（B）の光を CCD 56 C で受光するようにしている。

【0034】

これら 3 つの CCD 56 A、56 B、56 C は、それぞれ同時に駆動され、CCD 56 A、56 B、56 C により撮像された信号は、CDS 処理、A / D 変換処理された後、ホワイトバランス調整回路 61 に入力され、ホワイトバランスのとれた G、R、B 信号にする処理が行われる。

このホワイトバランス調整回路 61 からの出力信号は D / A 変換された後、エンコーダ回路 62 により、NTSC のコンポジットの映像信号に変換された後、モニタ 6 に出力され、モニタ 6 の表示面には CCD 56 A、56 B、56 C により撮像された被写体像がカラー画像が表示される。

本実施例によれば、3 板式のカラー撮像手段に近い高感度かつ高分解能のカラー画像が得られる。なお、本実施例においても、例えばホワイトバランス調整回路 61 の前段の例えば A / D 変換回路 37 B、37 C に、サイズ調整回路をそれぞれ設けて、サイズ調整を行うと、より 3 板式のカラー撮像手段に近い高感度かつ高分解能のカラー画像が得られる。

【0035】

次に本実施例の変形例を説明する。本変形例では、原色の色透過フィルタを 3 つの CCD 56 A、56 B、56 C の前に配置してカラー撮像を行うようにしたものである。この

場合、通常の R、G、B 色フィルタの白色光に対する相対感度は、図 12 に示すようになっている。つまり、図 12 に示すように、白色光に対する G、R、B の相対感度は、6 : 3 : 1 になっている。従って、分光してカラー撮像する場合、この特性を考慮して図 13 に示すように設定している。

図 12 の特性により、色フィルタを用いてカラー撮像する場合、例えば図 13 に示すように、プリズム 23、24、25 の各反射光の光路上にそれぞれ B、R、G の色フィルタ 69B、69R、69G を配置して撮像するように設定した場合において説明する。

【0036】

この場合、分光するプリズム 23、24、25 における反射光の強度比を、各々 1 : 3 : 6 の逆数である 1 : 0.33 : 0.17 つまり 67%、22%、11% の強度比となるように分光する。

このように分光することにより、それぞれ色フィルタ 69B、69R、69G を透過した光の強度比は図 13 に示すように 6.7%、6.6%、6.6% の強度比となり、3 つの CCD 56A、56B、56C に等光量の入射となり、映像信号のダイナミックレンジに無駄が発生しない。

【実施例 4】

【0037】

次に本発明の実施例 4 を図 14 及び図 15 を参照して説明する。図 14 は本発明の実施例 4 を備えた内視鏡装置 1D を示す。この内視鏡装置 1D は、電子内視鏡 2D と、ビデオプロセッサ 5D 及びモニタ 6 とから構成される。

この電子内視鏡 2D は、対物レンズ 22 の光軸 O に単一の曲面反射素子 71 が配置され、この曲面反射素子 71 により反射された光路上でその結像位置に CCD 72 が配置されている。

この CCD 72 に接続されたケーブル 31 は、ビデオプロセッサ 5D 内の CCD 駆動回路 34 と CDS 回路 35 に接続される。

そして、CDS 回路 35 の出力信号は、A/D 変換回路 37 を経てファーストイン・ファーストアウト (FIFO) メモリ回路 73 に入力される。この FIFO メモリ回路 73 の出力信号は、D/A 変換回路 39 に出力される。

【0038】

また、図 15 (A) は、電子内視鏡 2D の先端側の構成を示す。図 15 (A) に示すように挿入部 12 の先端面に取り付けられた対物レンズ 22 の光軸 O 上に略プリズム形状に曲面反射素子 71 が配置されている。

この曲面反射素子 71 は、プリズムの斜面部分が例えば挿入部 12 の長手方向には凹面鏡形状にされた曲面反射面 71a が形成され、対物レンズ 22 により集光された光をこの曲面反射面 71a により、反射して挿入部 12 の長手方向に平行に配置された基板 28 上に実装された CCD 72 の撮像面に光学像を結像する。

この CCD 72 は、例えば図 15 (B) に示すように挿入部 12 の長手方向の画素数がこれに直交する方向の画素数よりも多く形成されている。

曲面反射素子 71 は、CCD 72 の撮像面に、挿入部 12 の長手方向に (これと直交する方向よりも) 少なくとも結像範囲を大きくしている。この結像範囲を大きくする場合、本実施例では、挿入部 12 の長手方向に、これと直交する方向よりも倍率 M ($M > 1$) 倍だけ伸張して光学像を結像する。

【0039】

そして、この CCD 72 から読み出された信号は、CDS 処理、A/D 変換処理された後、FIFO メモリ回路 73 に格納される。

この FIFO メモリ回路 73 に格納された信号は、挿入部 12 の長手方向に読み出す場合には、挿入部 12 の長手方向と直交する方向よりも M 倍の周波数のクロックで読み出すことにより挿入部 12 の長手方向の解像度を向上する。このように CCD 72 における挿入部 12 の長手方向に伸張された画像を、信号処理装置側において、時間軸を調整して、正しい縦横比の画像をモニタ 6 にて表示することができる。

10

20

30

40

50

本実施例においても、挿入部 1 2 外径を太くせずに高い解像度の画像が得られる効果がある。

【実施例 5】

【0040】

次に本発明の実施例 4 を図 1 6 及び図 1 7 を参照して説明する。図 1 6 は本発明の実施例 5 を備えた内視鏡装置を示し、図 1 7 (A) は本実施例の電子内視鏡の詳細な構成を示し、図 1 7 (B) は本実施例における撮像手段周辺を拡大して示す。本実施例は、可視領域の通常光の観察画像と特殊光 (具体的には赤外領域の赤外光) の観察画像とを得られるようにして高機能化したものである。

図 1 6 に示すように、この内視鏡装置 1 E は、電子内視鏡 2 E と、ビデオプロセッサ 5 E 及びモニタ 6 とから構成される。

【0041】

この電子内視鏡 2 E は、例えば図 5 或いは図 6 (A) の電子内視鏡 2 B において、2 つの C C D 2 6 A、2 6 B における一方 (具体的には C C D 2 6 A) の撮像面 2 7 a (図 1 7 (B) 参照) の前には赤外カットフィルタ 7 5 を配置し、他方の C C D 2 6 B の撮像面 2 7 b (図 1 7 (B) 参照) の前には赤外透過フィルタ 7 6 を配置したものである。

【0042】

つまり、図 1 7 (B) に拡大して示すようにプリズム 2 3 と C C D 2 6 A との間には、赤外カットフィルタ 7 5 が配置され、プリズム 2 4 と C C D 2 6 B との間には、赤外透過フィルタ 7 6 が配置されている。

そして、C C D 2 6 A により可視領域の通常光での被写体の撮像を行い、C C D 2 6 B により通常光で撮像を行っている同じ被写体を赤外領域の光により撮像を行うことができるようにしている。

また、本実施例におけるビデオプロセッサ 5 E は、図 5 のビデオプロセッサ 5 B において、セクタ 4 1 の代わりにセクタ & 混合器 7 7 を設けると共に、ビデオプロセッサ 5 E の例えばフロントパネル等には表示画像 (観察画像) を選択する選択スイッチ 7 8 が設けてある。そして、この選択スイッチ 7 8 の選択指示信号は、タイミングジェネレータ 3 6 に入力され、タイミングジェネレータ 3 6 は、選択された選択指示信号に応じてセクタ & 混合器 7 7 を制御し、モニタ 6 に表示される画像を選択する。

【0043】

選択スイッチ 7 8 は、例えば 3 つのスイッチからなり、第 1 のスイッチが選択された場合には、タイミングジェネレータ 3 6 は、C C D 2 6 A により撮像された画像の映像信号のみを選択し、第 2 のスイッチが選択された場合には、タイミングジェネレータ 3 6 は、C C D 2 6 B により撮像された画像の映像信号のみを選択し、第 3 のスイッチが選択された場合には、タイミングジェネレータ 3 6 は、C C D 2 6 A 及び 2 6 B により撮像された画像の映像信号を交互に選択し、モニタ 6 には通常光の画像と赤外光の画像との 2 つの画像を左右に並べて表示する。

本実施例によれば、挿入部 1 2 の細径化を維持した状態で、通常画像の他に、赤外光による赤外観察画像も表示することができ、高機能化することができる。

【0044】

なお、上述では、2 つの画像を混合する場合を説明したが、さらに赤外光で撮像した信号における特徴部分を抽出する抽出回路を設け、この抽出回路により例えば所定レベル以上の信号レベルを抽出したり、通常光の信号レベルを参照光としてその信号レベルより高い信号レベル部分を抽出したりして、その抽出した部分の信号を赤外観察画像として出画したり、擬似カラー表示して注目画像として表示したりしても良い。

また、本実施例の変形例として、赤外光による観察画像に限定されるものでなく、白色光以外の波長の光、例えば紫外光、或いは特定波長の光、特定の狭帯域の波長の光等に適用することもできる。例えば、図 1 6 の赤外透過フィルタ 7 6 を狭帯域透過フィルタに変えれば、その狭帯域透過フィルタにより透過した狭帯域の波長の観察画像を得ることができる。

10

20

30

40

50

なお、上述した各実施例等を部分的に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。

【産業上の利用可能性】

【0045】

腹部等の体腔内にトラカールを介して挿入部を挿入することにより、挿入部の長手方向に複数の撮像素子を配置する等して、挿入部の細径化を確保しつつ出画画像に寄与する画素数を多くすることにより高画質の内視鏡画像を得られるようにして内視鏡検査を行い易くした。

【0046】

[付記]

1. 体腔内に挿入可能な細長の挿入部を有し、前記体腔内を撮像して所定の表示手段に前記体腔内の画像を表示可能な電子内視鏡において、

前記表示手段に被写体画像を歪無く表示可能な第1の撮像手段に設けられた第1の撮像面に対して少なくとも、所定方向に撮像画素が付加された第2の撮像手段と、

前記挿入部内に設けられ、前記撮像画素が付加されて延出される撮像領域の延出方向を前記挿入部の軸方向に略一致させて前記第2の撮像手段を保持する保持手段と、

を具備したことを特徴とする電子内視鏡。

【0047】

2. 所定の第1の撮像手段で撮像された撮像信号に基づき、被写体画像を歪無く表示可能な表示手段と、

前記第1の撮像手段に設けられた撮像面に対して少なくとも、所定方向に撮像画素が付加された第2の撮像手段と、

前記第2の撮像手段を収納可能な内部空間を有し、体腔内に挿入可能な細長の挿入部と、

前記挿入部の内部に設けられ、前記撮像画素が付加された付加方向を前記挿入部の軸方向に略一致させて前記第2の撮像手段を保持する保持手段と、

前記第2の撮像手段から出力される撮像信号を前記付加方向に対して圧縮処理或いは画素結合処理して前記表示手段に出力する信号処理手段と、

を具備したことを特徴とする電子内視鏡装置。

3. 請求項1において、前記第2の撮像手段による前記撮像画素は、前記第1の撮像手段による撮像画素の自然数倍（つまり、1倍、2倍、...）である。

4. 請求項1において、前記第1の撮像手段は、前記第2の撮像手段と共に、その撮像画素が形成された第1の撮像面が前記挿入部の軸方向と略平行に配置され、前記前記第2の撮像手段による前記撮像画素は、前記第1の撮像手段による撮像画素の自然数倍である。

5. 体腔内に挿入可能な細長の挿入部を有し、前記挿入部の先端部内に、その第1の撮像面が前記挿入部の軸方向と略平行に配置された第1の固体撮像素子を有し、前記第1の固体撮像素子により撮像された画像を表示手段の所定サイズの表示画面に表示するための電子内視鏡において、

前記挿入部の先端部に、前記第1の固体撮像素子の第1の撮像面と略平行に、その第2の撮像面が配置され、前記第1の撮像面に結像される光束を分割して前記第2の撮像面に結像される第2の固体撮像素子を具備したことを特徴とする電子内視鏡。

【0048】

6. 付記5において、さらに前記第1の固体撮像素子及び前記第2の固体撮像素子の第1及び第2撮像信号に対する信号処理を行う信号処理手段を有し、該信号処理手段は、前記第1の固体撮像素子による画像の自然数倍の解像度の映像信号を生成する。

【0049】

7. 体腔内に挿入可能な細長の挿入部を有し、前記挿入部の先端部内に、その撮像面が前記挿入部の軸方向と略平行に配置された第1の固体撮像素子を備えた電子内視鏡において、

前記挿入部の先端部内に配置され、前記第1の固体撮像素子に入射される光束の一部を

10

20

30

40

50

分割する光分割手段と、

前記挿入部の先端部内に、その撮像面が前記挿入部の軸と略平行に配置され、前記光分割手段を介して第1の撮像面に結像される光学像と略等価な解像度の光学像を撮像する第2の撮像素子と、

を具備したことを特徴とする電子内視鏡。

【0050】

8．細長の挿入部を有し、前記挿入部の先端部に設けた対物光学系を介して前記挿入部の軸方向に平行に配置された撮像面に光学像が結像される撮像手段を備えた電子内視鏡において、

前記撮像面における前記挿入部の軸方向の画素数を、前記挿入部の軸方向と直交する方向の画素数よりも多くしたことを特徴とする電子内視鏡。 10

9．付記8において、前記撮像手段は、前記対物光学系を介して前記挿入部の軸方向に入射される光に対して、透過光と前記挿入部の軸方向と略直交する方向に反射する反射光とに分割する第1の光分割手段と、前記第1の光分割手段による反射光を受光する第1の撮像素子と、前記第1の光分割手段により透過した入射光に対して、透過光と前記挿入部の軸方向と略直交する方向に反射する反射光とに分割する第2の光分割手段と、前記第2の光分割手段による反射光を受光する第2の撮像素子と、前記挿入部の軸方向と略直交する方向に反射する反射素子を介して受光する第3の撮像素子とにより構成される。

【0051】

10．付記9において、前記第1の光分割手段と前記第2の光分割手段とは、3原色の3つの波長域におけるそれぞれ異なる2つの波長域の光を選択的に反射する特定波長反射部材である。 20

11．付記10において、前記特定波長反射部材は、赤、緑、青の内のそれぞれ1つの波長域の光を選択的に反射するダイクロイックプリズムの機能を持つ。

12．付記8において、前記撮像手段は、前記対物光学系を介して前記挿入部の軸方向に入射される光に対して、透過光と前記挿入部の軸方向と略直交する方向に反射する反射光とに分割する光分割手段と、前記光分割手段による反射光を受光する第1の撮像素子と、前記光分割手段を透過した光を前記挿入部の軸方向と略直交する方向に反射する反射素子を介して受光する第2の撮像素子とにより構成される。

【0052】

13．付記12において、前記第1の撮像素子と前記第2の撮像素子の各撮像面は、同等となる結像位置において、前記挿入部の軸方向又は挿入部の軸と直交する方向に1画素の1/2ピッチだけずれるように配置されている。 30

14．付記12において、前記第1の撮像素子と前記第2の撮像素子の各撮像面は、前記対物光学系に基づく光学像が略2分割して結像される。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】本発明の実施例1を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図2】実施例1の電子内視鏡の先端側の構成及び2つの撮像素子が実装された基板を示す図。 40

【図3】2つのプリズムによる入射光量の分割の作用の説明図。

【図4】2つの撮像素子によるダイナミックレンジ拡大の作用説明図。

【図5】本発明の実施例2を備えた内視鏡装置の構成等を示す図。

【図6】実施例2の電子内視鏡の先端側の構成及び2つの撮像素子が実装された基板を示す図。

【図7】図6における2つのCCDにおける画素配列を1/2画素ピッチずらしたことを示す説明図。

【図8】実施例2の作用説明図。

【図9】変形例における作用説明図。

【図10】本発明の実施例3を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。 50

【図 1 1】実施例 3 の電子内視鏡の先端側の構成を示す図。

【図 1 2】色フィルタの相対感度の特性を示す特性図。

【図 1 3】3つのプリズムによる反射光の強度比等を示す図。

【図 1 4】本発明の実施例 4 を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 1 5】実施例 4 の電子内視鏡の先端側の構成を示す図。

【図 1 6】本発明の実施例 5 を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 1 7】実施例 5 の電子内視鏡の先端側の構成等を示す図。

【符号の説明】

【 0 0 5 4 】

1 ... 内視鏡装置

10

2 ... 電子内視鏡

3 ... 光源部

4 ... 信号処理部

5 ... ビデオプロセッサ

6 ... モニタ

1 1 ... パイプ

1 2 ... 挿入部

1 3 ... ライトガイド

1 4 ... ライトガイドケーブル

1 7 ... ランプ

20

1 8 ... 絞り

1 9 ... 集光レンズ

2 2 ... 対物レンズ

2 3、2 4 ... プリズム

2 6 A、2 6 B ... C C D

2 7 a、2 7 b ... 撮像面

2 8 ... 基板

2 9 ... 凹レンズ

3 1 ... ケーブル

3 4 A、3 4 B ... C C D 駆動回路

30

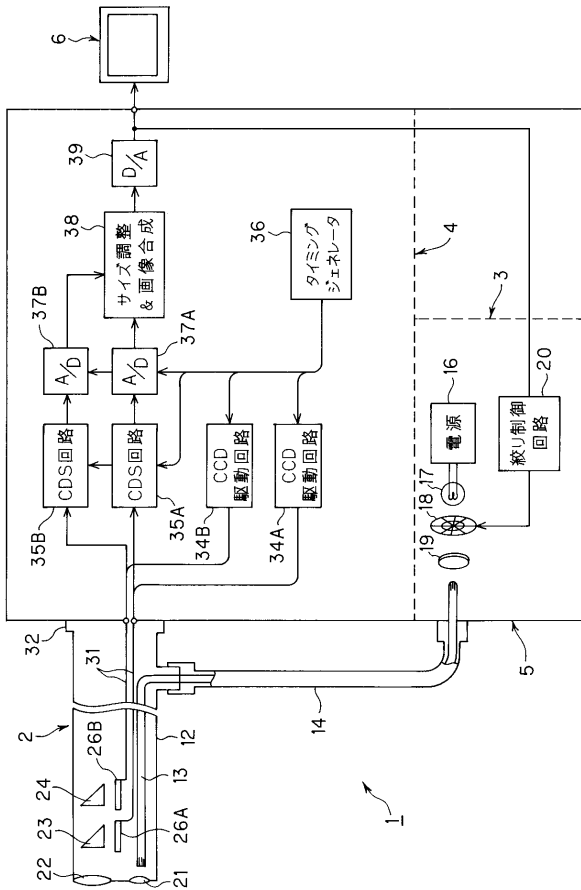
3 5 A、3 5 B ... C D S 回路

3 6 ... タイミングジェネレータ

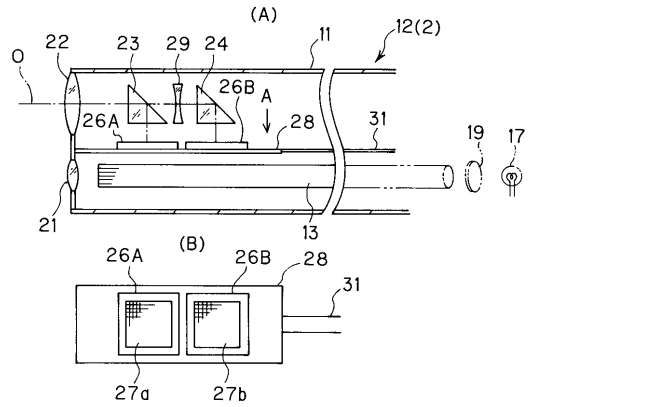
3 8 ... サイズ & 画像合成回路

代理人 弁理士 伊藤 進

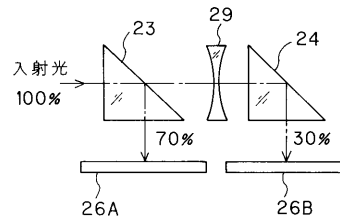
【図 1】



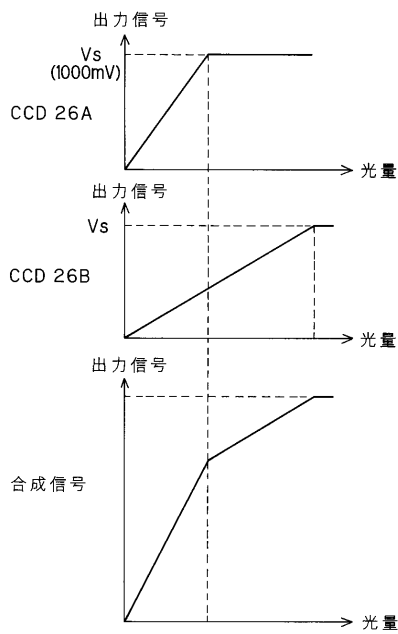
【図 2】



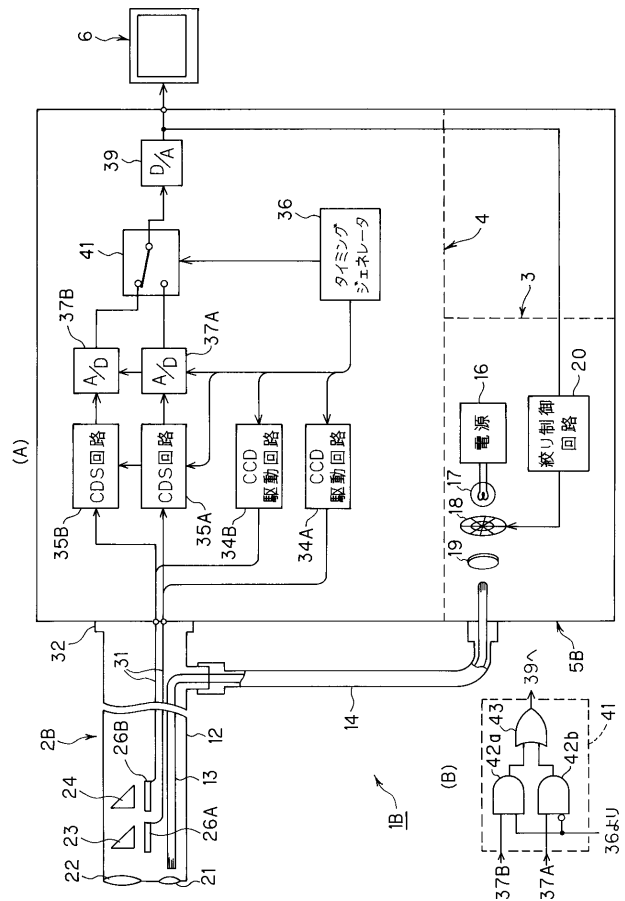
【図 3】



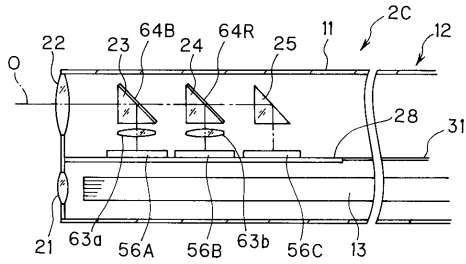
【図 4】



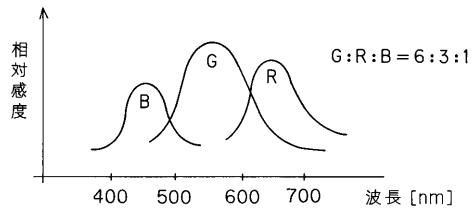
【図 5】



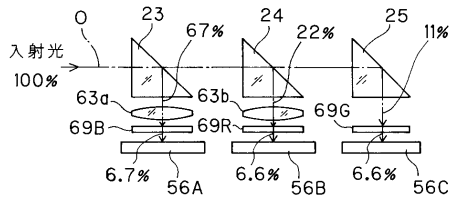
【図 1 1】



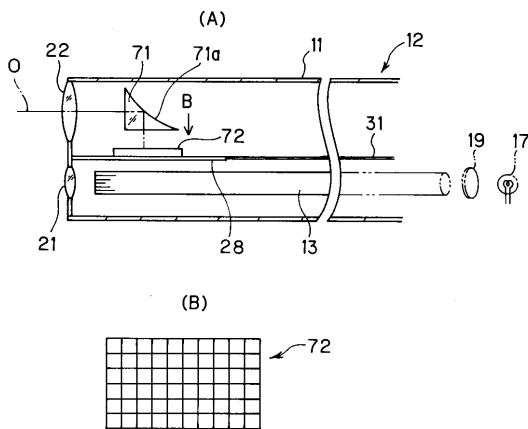
【図 1 2】



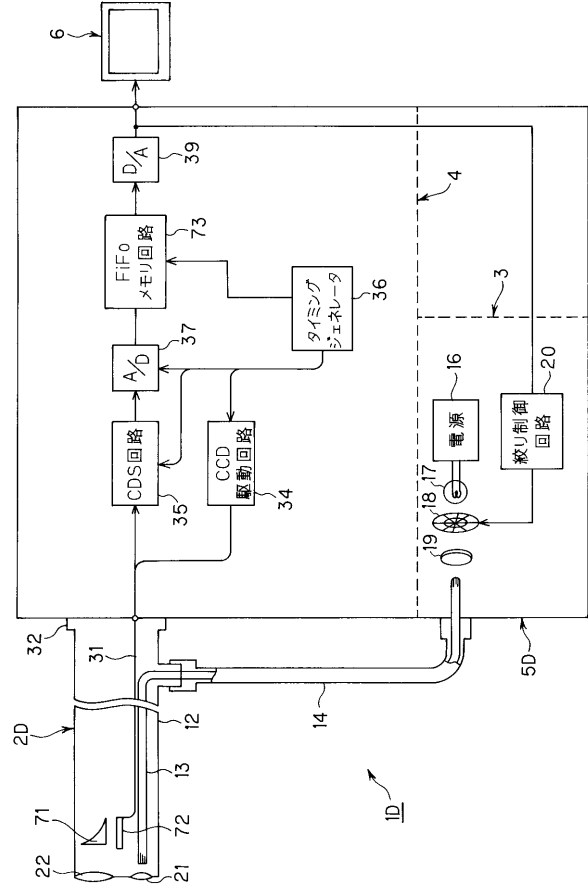
【図 1 3】



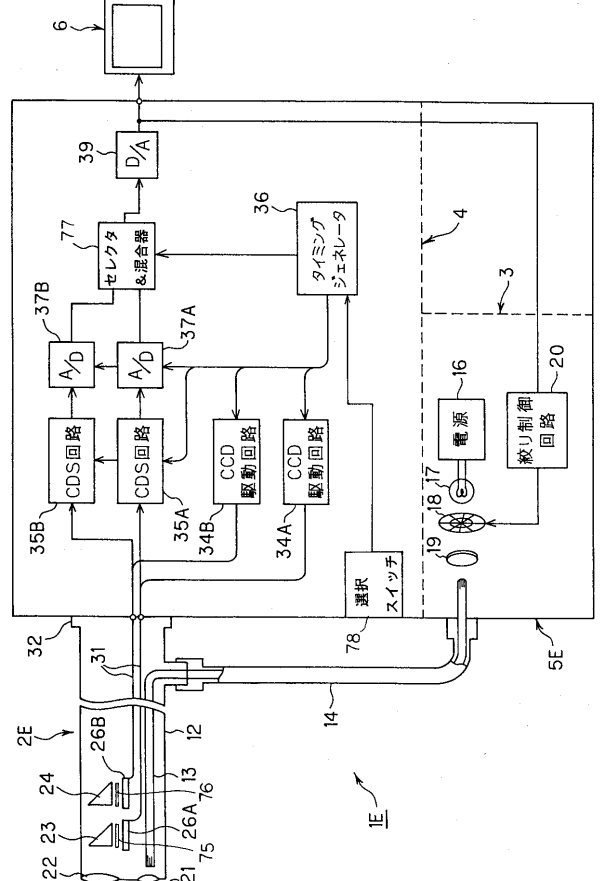
【図 1 5】



【図 1 4】



【図 1 6】



フロントページの続き(51) Int.Cl.⁷

F I

テーマコード (参考)

H 0 4 N 5/225

D

H 0 4 N 9/09

A

专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP2005176940A	公开(公告)日	2005-07-07
申请号	JP2003418724	申请日	2003-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	辻 潔		
发明人	辻 潔		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 H04N5/225 H04N9/09		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 G02B23/24.A G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/225.D H04N9/09.A A61B1/00.731 A61B1/04.530 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.100 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.800		
F-TERM分类号	2H040/BA01 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/PP07 5C022/AA09 5C022/AC42 5C022/AC51 5C065/AA04 5C065/BB48 5C065/CC01 5C065/DD02 5C065/EE01 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP07 5C122/DA26 5C122/EA21 5C122/EA37 5C122/EA54 5C122/EA59 5C122/FB03 5C122/FB15 5C122/FC04 5C122/FH18 5C122/GE07 5C122/HB06 5C122/HB08		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在确保插入部分的直径的同时提高图像质量等的电子内窥镜。物镜安装在由刚性管，棱镜形成的插入部分的远端表面上，并设置在平行于插入部分的轴线的光轴O上，并且棱镜和棱镜如图23所示，CCD 26A位于光路上的成像位置，并且在由棱镜24反射的光路上的成像位置处，成像表面可以在平行于插入部分的轴线的方向上变薄。并且组合由CCD 26A和26B捕获的图像，从而扩大动态范围并实现高图像质量。 .The

