

(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

A61B 1/00
A61B 1/04
G02B 23/24
H04N 5/225
H04N 9/09

F 1

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
A 6 1 B 1/04 3 7 2
G 0 2 B 23/24 A
G 0 2 B 23/24 B
H 0 4 N 5/225 C

テーマコード(参考)

2 H 0 4 0

4 C 0 6 1

5 C 0 2 2

5 C 0 6 5

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)

(22) 出願日

平成15年12月16日 (2003.12.16)

(71) 出願人 000000376

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 澄

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

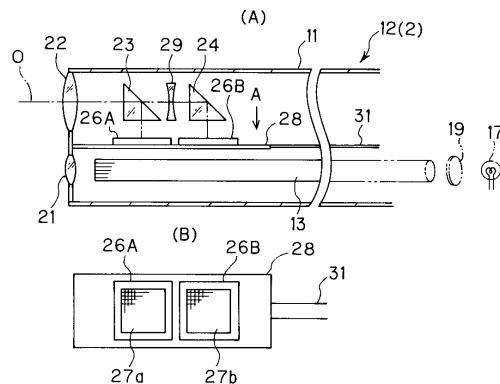
(54) 【発明の名称】電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 握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。

【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增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、そのためには画素数が少ないある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。

【0005】

(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】

【0006】

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、

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】

【0007】

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】

【0008】

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】

【0009】

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。

本実施例の電子内視鏡2は、硬質の円筒形状のパイプ11(図2(A)参照)により形成された細長の挿入部12を有し、この挿入部12内には照明光を伝送するライトガイド13が挿通されている。

【0010】

このライトガイド13は、後端側の口金部からさらにライトガイドケーブル14を介して、光源部3に接続される。光源部3は、電源回路16から供給される電力により発光するランプ17を内蔵し、このランプ17により発光された照明光は、絞り18及び集光レンズ19を経てライトガイドケーブル14の入射端面に入射される。

この絞り18は、絞り制御回路20により、絞り18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14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14を介してライトガイド13に供給され、その先端面に伝送される。

図2にその概略の構成を示すように、このライトガイド13の先端面は、挿入部12の先端部内に配置され、ライトガイド13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21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21は、無い場合もある。

【0011】

照明窓に隣接して挿入部12の先端面に設けられた観察窓には、対物レンズ22が取り付けてある。この対物レンズ22は、その光軸Oが挿入部12を構成するパイプ11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11内部に取り付けられてい

る。

この対物レンズ22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23及び第2のプリズム24とが配置されている。第1のプリズム23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24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100%とした場合、第1のプリズム23は、その70%の光を反射し、第2のプリズム24は、残りの30%の光を反射する。

【0012】

第1のプリズム23及び第2のプリズム24による直角に反射された光路上には、第1のプリズム23及び第2のプリズム24の出射面に対向して、例えばCCD26A及びCCD26Bの撮像面27a、27b(図2(B)参照)がそれぞれ配置されている。

つまり、CCD26A及びCCD26Bは、各撮像面27a、27bが、第1のプリズム23及び第2のプリズム24の出射面に平行に配置され、従って、CCD26A及びCCD26Bの各撮像面27a、27bは、挿入部12の軸方向、換言すると対物レンズ22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CCD26A、26Bを挿入部12の軸方向(長手方向)に配置することにより、挿入部12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12の細径化を確保している。また、CCD26A、26Bを、挿入部12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CCDを採用したり、高画素数のCCDを採用することができる。

【0013】

また、CCD26A及びCCD26Bは、挿入部12の軸方向にその板面が平行に配置された共通の基板28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23或いはプリズム24による反射光の進行方向(図2(A)のA矢視方向)から基板28を見た平面図を示す。

この基板28には、2つのCCD26A、26B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CCD26A、26Bは、例えば同じ特性のCCDであり、その撮像面27a、27bは、正方形の撮像面27a、27bとなっており、それぞれ縦、横とも画素数が等しい。

【0014】

この場合、横方向は挿入部12の軸方向となる。従って、2つのCCD26A、27Bにより形成される撮像手段は、挿入部12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12の軸方向の画素数が、挿入部12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CCD26A及び26Bを挿入部12の軸方向に隣接して配置することにより、1つのCCDを配置する場合と殆ど同じ挿入部12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12の細径化を確保して、2つのCCD26A及び26Bを備えた撮像手段を設けている。

【0015】

これら2つのCCD26A、26Bは、対物レンズ22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CCD26Aは、対物レンズ22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CCD26Bは、例えばプリズム23と24との間に凹レンズ等のCCD26Bへの光路長を補整、又は適切な像を結ぶための光学素子29を介挿することによりCCD26B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CCD26Aと26Bの撮像面27a、27b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29の配置位置は、図2(A)に示す位置でなく、プリズム24とCCD26Bとの間の配置位置でも良い。また、対物レンズ22の結像位置をCCD26Bに設定した場合には、CCD26Aとプリズム23との間に凸レンズを介挿してこの凸

10

20

30

40

50

レンズを介挿することにより、CCD26Aの位置が結像位置となるように調整するようにも良い。

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射出される出射面に対向して、それぞれCCD26A及び26Bが、各撮像面27a、27b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CCD26Aは、信号処理部4を構成するCCD駆動回路34A及びCCD回路35Aに接続され、CCD26Bは、CCD駆動回路34B及びCCD回路35B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34A及び34B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CCD26A、26Bに印加し、CCD26A、26Bにより光電変換された信号電荷を読み出す。

【0017】

CCD26A、26Bにより読み出された信号は、CCD回路35A、35B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37A、37Bにそれぞれ入力される。

CCD回路35A、35B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37A、37B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37A、37B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、CCD26A及び26B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、CCD26Aと26B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バ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、CCD26Aに結像される画像サイズとCCD26B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fa、fbとすると、CCD26Aの撮像面27aにおける光学像は、CCD26Bの撮像面27bにおける光学像よりfa/fb倍に小さくなる。

このため、例えばCCD26ABからの画像信号のサイズをfb/fa倍に調整して、

10

20

30

40

50

CCD26B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38は、例えばA/D変換回路37A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、DSP等によりfb/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、fb/f_a倍に調整された（CCD26A側の）画像信号と、A/D変換回路37Bから出力される（CCD26B側の）画像信号とを加算により合成する。

【0020】

図4は、CCD26Aと26B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38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CCD26Aと26Bとに入射される光量を設定した場合には、CCD26Aと26Bとによる入出力特性が等しいCCDを採用した場合には、CCD26A及び26B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38は、これらのCCD26A及び26B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CCDの出力信号側を重み付けて補正すると良い。

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。

このような構成による本実施例の作用を説明する。

【0021】

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、トランクルを介してこの電子内視鏡2の挿入部12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13により伝送された照明光により照明され、対物レンズ2に入射される光によりそれぞれのCCD26A及び26bに光学像が結像される。CCD26A及び26bは、CCD駆動回路34A、34BからのCCD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CDS回路35A、35Bに入力される。

【0022】

CDS回路35A、35B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38に入力される。このサイズ調整＆画像合成回路38は、CCD26A及び26B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12の軸方向に2つのCCD26A及び26Bを配置して、2つのCCD26A及び26B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CCD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CCD26A及び26Bを挿入部12の軸方向に隣接して配置することにより、挿入部12の細径化を確保できる。

【0023】

10

20

30

40

50

上述の説明では、特性が同じ C C D 2 6 A 及び 2 6 B の場合で説明したが、特性が異なる C C D を採用しても良い。

また、C C D 2 6 A と 2 6 B における一方の C C D の撮像面のサイズ及び画素サイズを他方の C C D 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 2 9 を設けないで C C D 2 6 B をプリズム 2 4 側に近づけて配置し、C C D 2 6 A 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 1 2 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 1 2 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】

【0 0 2 4】

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

電子内視鏡 2 B 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 5 B 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 3 8 の代わりにセレクタ 4 1 を採用している。そして、A / D 変換回路 3 7 A 及び 3 7 B の出力信号は、タイミングジェネレータ 3 6 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タ 4 1 を経て交互に切り替えられて、D / A 変換回路 3 9 に出力される。

このセレクタ 4 1 の具体的な構成を図 5 (B) に示す。つまり、A / D 変換回路 3 7 A 及び 3 7 B の出力信号は、2 入力のアンド回路 4 2 a、アンド回路 4 2 b の一方の入力端からそれぞれ入力される。アンド回路 4 2 a、アンド回路 4 2 b の出力信号は、2 入力のオア回路 4 3 に入力される。このオア回路 4 3 の出力信号は、D / A 変換回路 3 9 に入力される。

【0 0 2 5】

上記アンド回路 4 2 a の他方の入力端には、タイミングジェネレータ 3 6 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 4 2 b の他方の入力端には、タイミングジェネレータ 3 6 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 3 6 からのタイミング信号により、A / D 変換回路 3 7 A 及び 3 7 B 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 2 B の先端側の構成を図 6 に示す。この電子内視鏡 2 B 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 C C D 2 6 A と 2 6 B 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 (X 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 C C D 2 6 A、2 6 B 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。

【0 0 2 6】

また、本実施例では、プリズム 2 3 による反射光と透過光とは同じ、つまりプリズム 2 3 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 2 B 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、該撮像面 2 7 a の撮像画素を延出して、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。但し本実施例の場合には、C C D 2 6 A と 2 6 B 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。

【0 0 2 7】

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、CCD26A、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CCD26A及び26Bにより撮像された信号を、CCD26A、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、CCD26A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、セレクタ41によりCCD26A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CCD26A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CCD26A、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、CCD26Aと26Bとの配置位置を1/2画素ピッチ分ずらして配置していたが、本変形例ではCCD26A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、CCD26A、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、セレクタ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として、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CCD56C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CCD26A、26Bの代わりに色フィルタを設けてないCCD56A、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、CCD56A、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、CCD56Cを駆動するCCD駆動回路34Cと、CCD56C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37A、37B、37C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39A、39B、39C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2Cの先端側の構成を示す。

本実施例の電子内視鏡2C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CCD56C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CCD56Bへの光路長を補整、又は適切な像を結ぶための光学素子63bを介して基板28上にCCD56B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63aを介して基板28上にCCD56A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64G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64R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64B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64R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CCD56C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64G、64Rにより有効に分離して、それぞれCCD56A、56B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CCD56Cで受光するようにしている。

【0034】

これら3つのCCD56A、56B、56Cは、それぞれ同時に駆動され、CCD56A、56B、56C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CCD56A、56B、56C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37B、37C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CCD56A、56B、56C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

10

20

30

40

50

場合、通常の R、G、G 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 10 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 处理、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 12 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 16 及び図 17 を参照して説明する。図 16 は本発明の実施例 5 を備えた内視鏡装置を示し、図 17 (A) は本実施例の電子内視鏡の詳細な構成を示し、図 17 (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 16 に示すように、この内視鏡装置 1E は、電子内視鏡 2E と、ビデオプロセッサ 5E 及びモニタ 6 とから構成される。 10

【0041】

この電子内視鏡 2E は、例えば図 5 或いは図 6 (A) の電子内視鏡 2B において、2つのCCD 26A、26B における一方（具体的には CCD 26A）の撮像面 27a (図 17 (B) 参照) の前には赤外カットフィルタ 75 を配置し、他方の CCD 26B の撮像面 27b (図 17 (B) 参照) の前には赤外透過フィルタ 76 を配置したものである。

【0042】

つまり、図 17 (B) に拡大して示すようにプリズム 23 と CCD 26Aとの間には、赤外カットフィルタ 75 が配置され、プリズム 24 と CCD 26Bとの間には、赤外透過フィルタ 76 が配置されている。 20

そして、CCD 26A により可視領域の通常光での被写体の撮像を行い、CCD 26B 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している。

また、本実施例におけるビデオプロセッサ 5E は、図 5 のビデオプロセッサ 5B において、セレクタ 41 の代わりにセレクタ & 混合器 77 を設けると共に、ビデオプロセッサ 5E 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 78 が設けてある。そして、この選択スイッチ 78 の選択指示信号は、タイミングジェネレータ 36 に入力され、タイミングジェネレータ 36 は、選択された選択指示信号に応じてセレクタ & 混合器 77 を制御し、モニタ 6 に表示される画像を選択する。 30

【0043】

選択スイッチ 78 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 36 は、CCD 26A 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 36 は、CCD 26B 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 36 は、CCD 26A 及び 26B 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 12 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 16 の赤外透過フィルタ 76 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。 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の固体撮像素子と、

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を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の撮像素子により構成される。 30

【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。

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

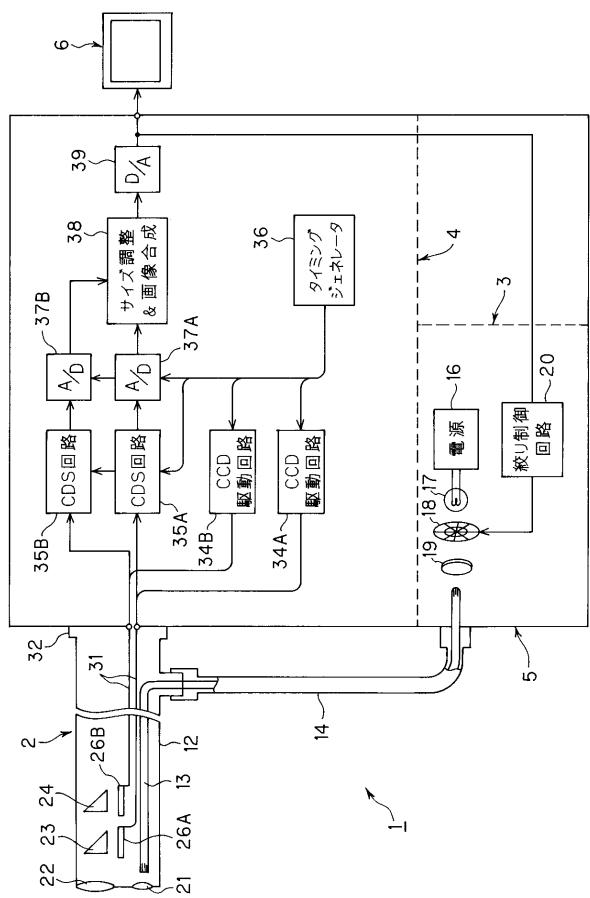
- 【図11】実施例3の電子内視鏡の先端側の構成を示す図。
 【図12】色フィルタの相対感度の特性を示す特性図。
 【図13】3つのプリズムによる反射光の強度比等を示す図。
 【図14】本発明の実施例4を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。
 【図15】実施例4の電子内視鏡の先端側の構成を示す図。
 【図16】本発明の実施例5を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。
 【図17】実施例5の電子内視鏡の先端側の構成等を示す図。

【符号の説明】

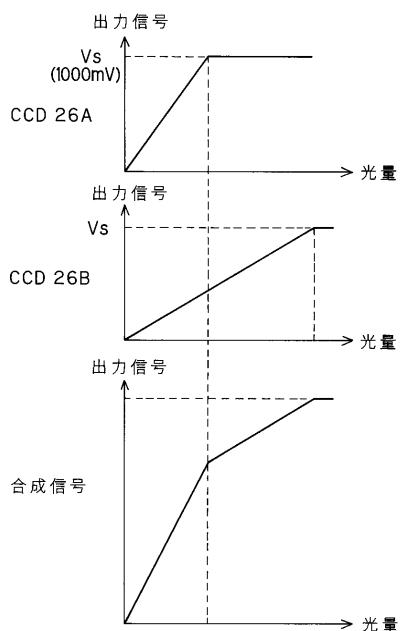
【0054】

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 ... 紋り	
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 ... CCD	
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 ... CCD 駆動回路	30
3 5 A、3 5 B ... CDS 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	

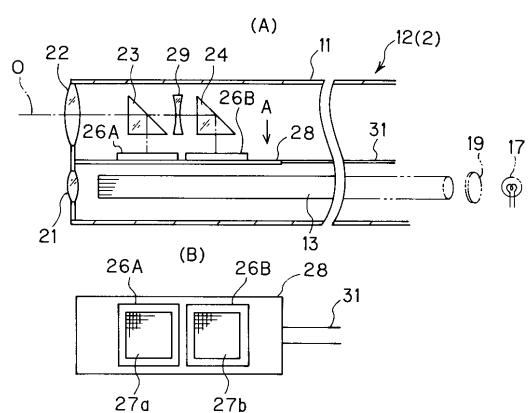
【 図 1 】



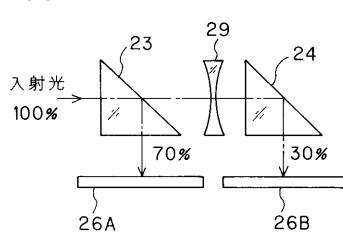
〔 四 4 〕



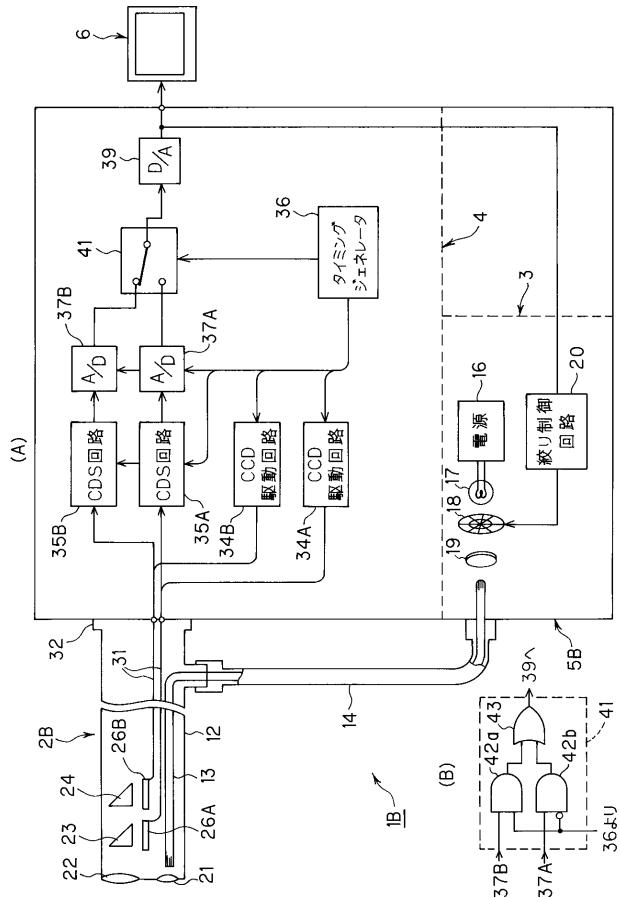
【 四 2 】



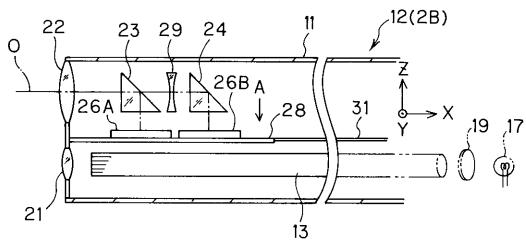
〔 図 3 〕



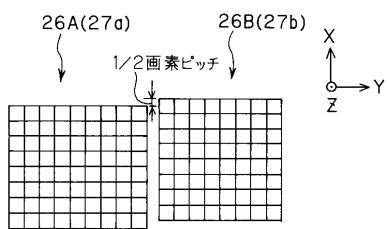
【 図 5 】



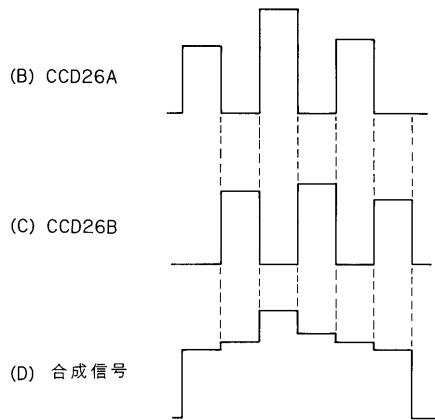
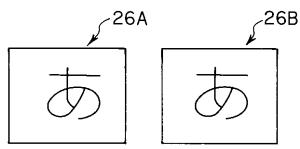
【 四 6 】



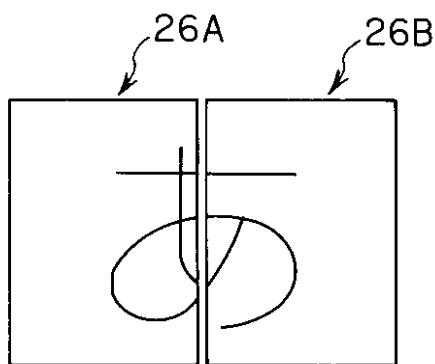
【 図 7 】



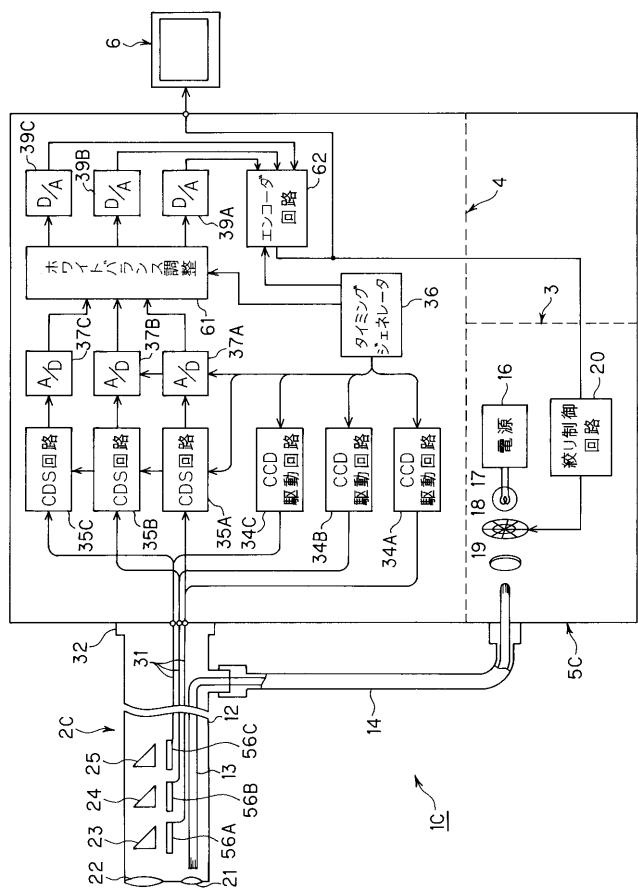
【 図 8 】



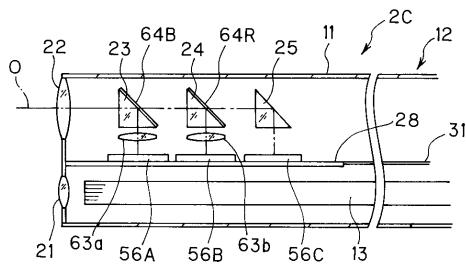
【図9】



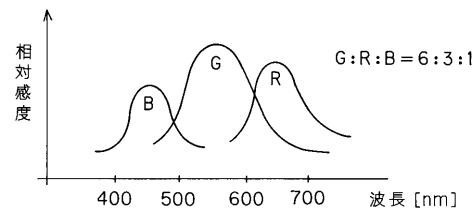
【図10】



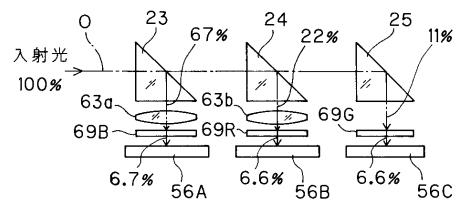
【図 1 1】



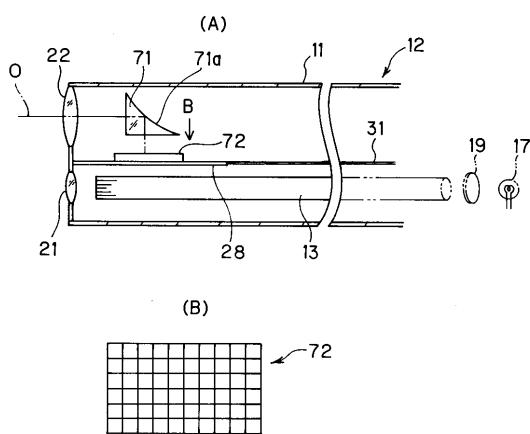
【図 1 2】



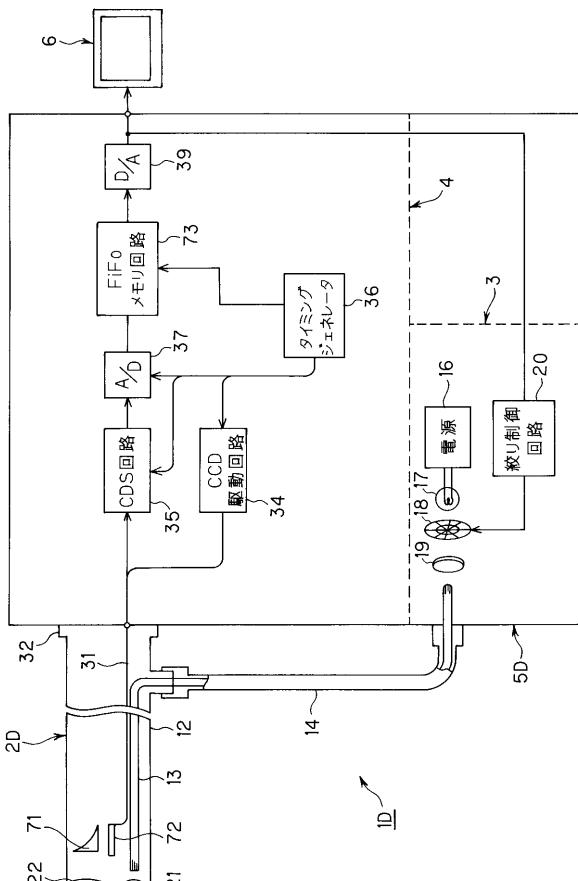
【図 1 3】



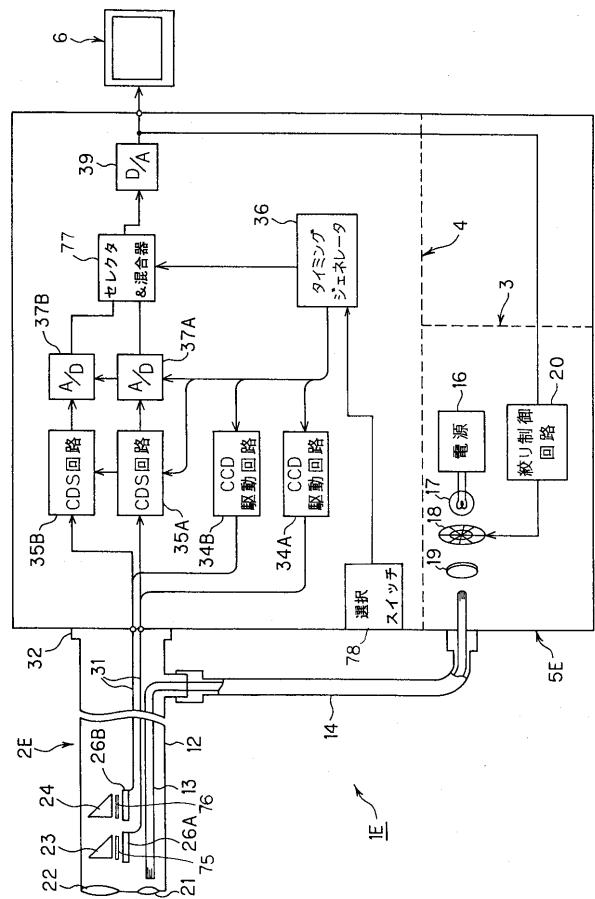
【図 1 5】



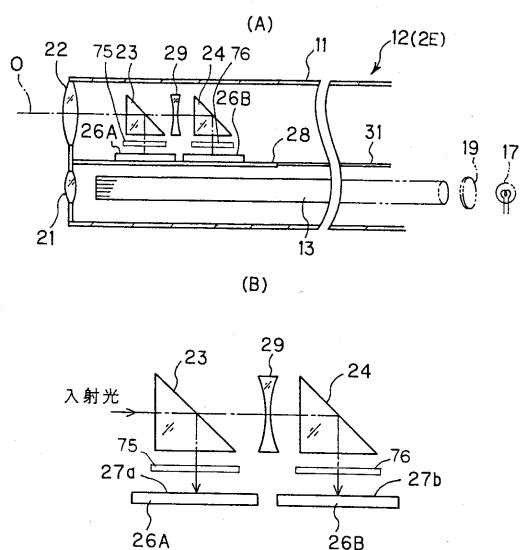
【図 1 4】



【図 1 6】



【図17】



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 04N 5/225

D

H 04N 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

