

(19)日本国特許庁 ( J P )

# 公開特許公報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 85342

( P2002 - 85342A )

(43)公開日 平成14年3月26日 (2002.3.26)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード ( 参考 )
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04	370 2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 4 C 0 6 1
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C 5 C 0 2 2
5/232		5/232	Z 5 C 0 2 4
5/243		5/243	

審査請求 未請求 請求項の数 10 L ( 全 16数 ) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 275295(P2000 - 275295)

(22)出願日 平成12年9月11日(2000.9.11)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 今泉 克一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(72)発明者 道口 信行

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

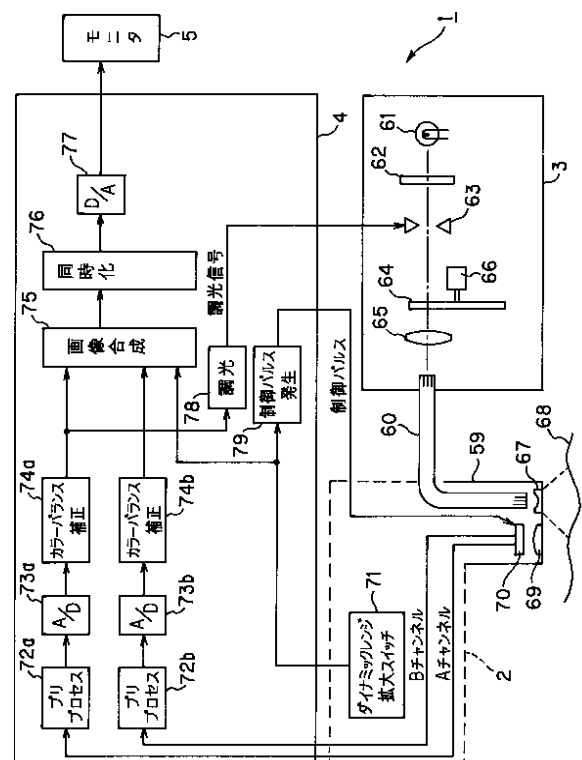
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 被写体の動きにの影響を受けずにダイナミックレンジの広い内視鏡画像を得られる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 スコープ2に内蔵されたCCD70はその受光エリアが隣接する画素列で2つの撮像領域が形成され、それぞれCMD付転送チャンネルを介して2つの撮像領域の信号を分離して読み出し可能で、かつ制御パルス発生回路79からの制御パルスで互いに異なる増幅率に設定でき、ダイナミックレンジ拡大スイッチ71が操作された場合には、増幅率の異なる両撮像領域の信号はプロセッサ4のプリプロセス回路72a、72b等を経て画像合成回路75に入力され、重み付け関数でダイナミックレンジの広い画像に合成され、さらに同時化回路76等を経てモニタ5に出力され、1回の撮像により被写体の動きに左右されにくいダイナミックレンジの広い画像が得られるようにした。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 撮像領域が異なる複数の撮像信号毎に異なる増幅率で出力可能な撮像デバイスと、前記撮像デバイスより出力された撮像信号に応じて、前記複数の撮像信号を合成し、ダイナミックレンジ拡大をする画像合成手段と、を具備した内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、増幅率が可変である撮像デバイスを用いて撮像する内視鏡装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、体腔内にスコープを挿入することにより、食道、胃、小腸、大腸などの消化管や肺等の気管を観察し、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種の治療処理のできる内視鏡が利用されている。特に、電荷結合素子（CCD）等の固体撮像素子を用いた電子内視鏡はモニタ上に画像を表示でき、内視鏡を操作する術者の疲労が少ないために広く利用されている。

【0003】また、内視鏡による診断では、肉眼で見えるのと同様の画像をモニタに表示する通常観察の他に、紫外～青色の励起光を生体組織に当てた時に出てくる自家蛍光の性質が正常粘膜と腫瘍で異なることを利用して診断を行う自家蛍光観察や、酸素が結合しているヘモグロビンと結合していないヘモグロビンの吸光度スペクトルが異なることを利用して血液中のヘモグロビンに含まれる酸素量を測って診断を行う酸素飽和度観察が検討されている。

【0004】ところで、U.S. パテント 5,337,340 号に示されているように、素子外から制御パルスを入力することにより、素子内での増幅率を制御できる CCD が提案されている。その CCD では、素子内に配置された CMD (Charge Multiplying Device) においてイオン化を利用した電荷の増倍が可能となっている。CMD は、画素毎に配置して画素毎に増幅をすることも可能であり、転送チャンネルに配置して転送ライン毎に増幅することも可能である。

【0005】増幅率の制御には、CMD に入力する制御パルス（CMD ゲートパルス）の振幅を変える方法とパルス数を変える方法があるが、振幅のみで増幅率を制御した場合には高い増幅率を得るために高い電圧をかける必要がある。医療用内視鏡にこの CCD を応用する場合には、スコープの先端に高い電圧をかけると安全性を保つための余分なスペースが必要となり装置が大きくなってしまいうので、制御パルスのパルス数を用いて増幅率制御を行い低い電圧で制御できるようにする方が適している。

【0006】CMD を用いた CCD では、電荷の読み出し前に増幅が行われるので、CCD 外で増幅を行うより

も読み出しノイズの影響が少なくなり、非常に高い S/N 比の画像が得られるというメリットがある。そのため高感度での撮像が可能であり、微弱光の撮像に適している。

【0007】また、内視鏡の検査時に食道等の管腔臓器を観察するとき等には、被写体がスコープに近い部分では画像信号が飽和して真っ白になってしまい、逆に被写体がスコープから遠い奥の方では真っ暗であり見えないようなことが起こる。そこで、CCD 等の撮像デバイスにより得られる画像のダイナミックレンジを上げるための工夫が試みられている。例えば特公平 4-75706 号においては、光源から異なった光量の照明光を順次照射し、それぞれの照射ごとに読み出した画像信号を合成することにより、高いダイナミックレンジの画像を得る技術が開示されている。

## 【0008】

【発明が解決しようとする課題】ダイナミックレンジの拡大のために異なる光量の光を順次照射して露光量の異なる画像を得る場合には、タイミングのずれた画像を得ることになり、合成したい画像間で被写体の位置がずれることがあった。従って、心拍の影響を受ける食道のように、被写体の動きが激しい時に適用することは困難であった。

【0009】（発明の目的）本発明は被写体の動きによる位置ずれの影響を受けずにダイナミックレンジの拡大された画像を得ることができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

## 【0010】

【課題を解決するための手段】撮像領域が異なる複数の撮像信号毎に異なる増幅率で出力可能な撮像デバイスと、前記撮像デバイスより出力された撮像信号に応じて、前記複数の撮像信号を合成し、ダイナミックレンジ拡大をする画像合成手段と、を具備することにより、被写体の動きによる位置ずれの影響を受けずにダイナミックレンジの拡大された画像を得られるようにしている。

## 【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第 1 の実施の形態）図 1 ないし図 3 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡装置の構成を示し、図 2 は CCD の構成を示し、図 3 は画像合成回路を構成するルックアップテーブルに格納されたデータの関数形を示す。本実施の形態の目的は被写体の動きによる位置ずれの影響を受けずにダイナミックレンジの拡大された画像を得ることにある。

【0012】図 1 に示すように第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 は、体腔内等に挿入して内視鏡検診、検査を行う内視鏡（以下、スコープと略記）2 と、観察用の光を発するための光源装置 3 と、撮像素子で得られた画像信号の信号処理等を行うプロセッサ 4 と、画像を表示

するモニタ5とより構成される。

【0013】スコープ2は体腔内等に挿入し易いように細長の挿入部59を有し、この挿入部59内には照明光を送るライトガイドファイバ60が挿通され、このライトガイドファイバ60の手元側の端部は光源装置3に着脱自在で接続される。

【0014】光源装置3は、光を放射するキセノンランプ61と、このランプ61の照明光路上に設けられ透過波長を制限する赤外カットフィルタ62と、照射光量を制限する照明光絞り63と、回転フィルタ板64と、この回転フィルタ板64を透過した光を集光してライトガイドファイバ60の手元側の端部に入射させる集光レンズ65とを有する。回転フィルタ板64はモータ66により回転駆動される。回転フィルタ板64上には、それぞれ赤、緑、青の光をそれぞれ透過するRフィルタ、Gフィルタ、Bフィルタが配置されている。

【0015】光源装置3から手元側の端面に入射された照明光はライトガイドファイバ60によりその先端面に伝送され、その先端面からさらに照明窓に取り付けた照明レンズ67を経て被写体68側に出射され、被写体68側を照明する。

【0016】挿入部59の先端部には照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓に取り付けた対物レンズ69によりその結像位置に被写体68の光学像を結ぶ。この結像位置には光電変換する固体撮像素子として、例えばCCD70が配置され、このCCD70で光電変換された信号はプロセッサ4Dに入力される。また、このスコープ2にはダイナミックレンジ拡大スイッチ71が設けてある。

【0017】CCD70は、図2に示すように、2次元30状の受光エリア80における出力端側に2つの水平転送チャンネル81a、81bが設けてあり、2つの水平転送チャンネル81a、81bの後端にCMD付転送チャンネル82a、82bと、2つの電荷検出部83a、83bとが順次配置されている。

【0018】受光エリア80の奇数ラインの信号電荷は水平転送チャンネル81aに、偶数ラインの信号電荷は水平転送チャンネル81bにそれぞれ出力され、それぞれCMD付転送チャンネル82a、82bを経て2つの電荷検出部83a、83bからCCD出力信号として出40力される。

【0019】プロセッサ4は、相関二重サンプリング処理(CDS処理)等を行うプリプロセス回路72a、72b、A/D変換回路73a、73b、カラーバランス補正回路74a、74b、画像合成回路75、同時化回路76、D/A変換回路77の順に映像信号が流れるように構成されており、さらに調光信号を出力する調光回路78、CCD70の増幅率の制御を行う制御パルスを発生する制御パルス発生回路79を備えている。

【0020】本実施の形態では、CCD70による1回50

の撮像画像により、被写体の動きによる位置ずれの影響を受けないで、隣接する画素の配置により得られる2つの画像領域の画像を異なる増幅率で合成してダイナミックレンジを拡大した画像を得られるようにしてことが特徴となっている。また、ダイナミックレンジの拡大が必要でない場合には解像度の劣化の無い画像を得られるようにしていることも特徴の1つとなっている。

【0021】次に本実施の形態の作用を説明する。光源装置3のランプ61からは、可視領域、近赤外領域を含む波長領域の光が放射される。ランプ61から放射された光は、赤外カットフィルタ62、照明光絞り63、回転フィルタ板64を通過してスコープ2のライトガイドファイバ60に入射される。照明光絞り63は、プロセッサ4Dの調光回路78から出力される調光信号(絞り制御信号)に応じて、光源装置3から出射される光の光量を制限する。回転フィルタ板64は、モータ66により回転駆動されることにより、順次赤、緑、青の光が出射される。

【0022】スコープ2のライトガイドファイバ60に入射された光は、スコープ2の先端部から消化管等の被写体68に照射される。被写体68で散乱、反射された光はスコープ先端のCCD70上に結像する。CCD70は回転フィルタ板64の回転に同期して図示しないCCD駆動回路により駆動され、赤、青、緑の照射光に対応する画像信号が順次プロセッサ4Dに出力される。

【0023】CCD70では、受光エリア80に蓄積された電荷が下向きに垂直転送された後に、奇数列の画素についてはAチャンネル、偶数列の画素についてはBチャンネルの2系統で水平転送チャンネル81a、81b、CMD付転送チャンネル82a、82bにより転送され、電荷検出部83a、83bで電荷から電圧に変換されてプロセッサ4のプリプロセス回路72a、72bに入力される。この時、CMD付転送チャンネル82a、82bでは、電荷が転送される毎にCMDに制御パルスを入力することにより必要に応じた増幅率で増幅することができる。

【0024】AチャンネルのCMDとBチャンネルのCMDでは別々の制御線から制御パルスが入力されるので、AチャンネルとBチャンネルでそれぞれ個別に、CMDによる増幅率を設定できるが、本実施の形態では、Aチャンネルは増幅を行わずに通常の明るさの画像を取得し、Bチャンネルのみ増幅を行いBチャンネルからは明るい像が得られるように制御パルス発生回路79からの制御パルスが送られる。

【0025】すなわち、BチャンネルのCMDのみに対して制御パルスが送られることになる。同じチャンネルを通して読み出される画素については、全ての画素について同じCMDにより増幅されることになるので、CMDの増幅係数のバラツキによる画素値のバラツキは生じない。AチャンネルとBチャンネルでは通るCMDが異

なので増幅率のバラツキの影響は生じうるが、プロセッサ 4 のカラーバランス補正回路 74 a、74 b で補正することにより、その影響を抑えることができる。

【0026】プロセッサ 4 に入力された画像信号は、まずプリプロセス回路 72 a、72 b に入力され、各プリプロセス回路 72 a、72 b では CDS 等の処理により（リセットノイズを除去した）画像信号成分のみが取り出される。

【0027】プリプロセス回路 72 a、72 b から出力される各チャンネルの信号は A/D 変換回路 73 a、73 b によりアナログ信号からデジタル信号に変換され、それぞれカラーバランス補正回路 74 a、74 b に入力され、色バランスの補正と CMD 増幅係数の補正が行われ、共通の画像合成回路 75 に入力される。

【0028】画像合成回路 75 では、ダイナミックレンジ拡大スイッチ 71 からの指示に応じて、A チャンネルと B チャンネルの例えば水平方向に隣接する 2 画素の信号を合成することにより、ダイナミックレンジを拡大した画像を作成する。

【0029】この時、隣接する 2 画素を合成するために画像の水平方向の解像度は低下することになる。画像合成回路 75 は ROM のルックアップテーブルで構成されており、A チャンネルの CMD で増幅されていない信号と B チャンネルの CMD で増幅された信号とを合成して合成画像として出力する。

【0030】ここで、ルックアップテーブルには、A チャンネルからの入力を  $I_h$ 、B チャンネルからの入力を  $I_l$ 、出力を  $O$  とすると、

$$O = f(I_h) I_l + (1 - f(I_h)) \times I_h$$

で表される関数がテーブル化されている。

【0031】ここで  $f(I_h)$  は図 3 に表されるような関数で、入力  $I_h$  が小さい画像の暗い部分では大きい値となり、 $I_h$  が大きくなる画像の明るい部分ほど小さい値になる。

【0032】従って、画像合成回路 75 から出力される画像は、 $I_h$  が小さい暗い領域では増幅された信号  $I_l$  の割合が大きくなり、入力  $I_h$  が大きい明るい領域では増幅されていない信号  $I_h$  の割合が高くなるように画像が合成されることになり、ダイナミックレンジが拡大された画像となる。従って、画像合成回路 75 では、被写体の暗い部分についても明るく変換され管腔臓器の奥なども見やすくなると共に、元々明るい部分の画素値の飽和も抑えられた画像が作成される。

【0033】ダイナミックレンジ拡大スイッチ 71 によりダイナミックレンジの拡大を行わない通常の観察が指示された場合には、画像の合成を行わずに解像度の劣化の無い画像を出力する。画像合成回路 75 から出力された信号は同時化回路 76 において面順次画像の同時化が行われ、D/A 変換回路 77 にてアナログ信号に変換され、モニタ 5 に表示される。

【0034】調光回路 78 では、A チャンネルの画像信号に著しい飽和が生じないように調光信号を照明光絞リ 63 に送り、光源装置 3 から出射される光量を調整する。制御パルス発生回路 79 では、ダイナミックレンジ拡大スイッチ 71 からダイナミックレンジ拡大が指示された時には、電荷の読み出し時に B チャンネルだけで信号の増幅を行うように C/D 70 に制御パルスを送る。通常の観察が指示された時には、制御パルスを送らない。

【0035】なお、本実施の形態ではダイナミックレンジの拡大を行わない時には、CMD による増幅率を常に 1 にしたが、A チャンネルと B チャンネルを同じ増幅率で増幅するようにして、全体が暗い被写体に対応できるようにしてもよい。また、後述する第 2 ～ 第 4 の実施の形態と組み合わせて、酸素飽和度観察を行えるようにしたり自家蛍光観察を行えるようにしてもよい。

【0036】本実施の形態は以下の効果を有する。本実施の形態によると、時間をずらして複数の露光量の画像を取得して合成することによりダイナミックレンジの拡大を行うのではなく、1 回の露光で得られた画像を用いるので、動きが激しい被写体に対しても位置ずれの影響を受けずにダイナミックレンジの拡大を行うことができる。

【0037】また、複数の撮像素子を用いることなく 1 つの撮像素子でダイナミックレンジの拡大を行うことができるので、製造コストを抑えることができる。また、ダイナミックレンジの拡大が不要な時には、解像度が劣化しない画像を得ることができる。また、CMD が水平転送チャンネルに配置されているので、画素毎の増幅係数バラツキの補正が不要になり、回路規模を縮小できる。

【0038】（第 2 の実施の形態）次に本発明の第 2 の実施の形態を図 4 ないし図 9 を参照して説明する。図 4 は第 2 の実施の形態の内視鏡装置の構成を示し、図 5 は回転フィルタ板の構成を示し、図 6 は回転フィルタ板の外周側に設けた RGB フィルタの分光特性を示し、図 7 は回転フィルタ板の内周側に設けた狭帯域フィルタの分光特性を示し、図 8 は CMD による制御パルス数と増幅率の関係を示し、図 9 は、目標増幅率に対する CMD 増幅率と乗算回路での増幅率の関係を示す。

【0039】本実施の形態の目的は固体撮像素子内で増幅が可能な撮像素子を用いた内視鏡装置において、画像の明るさが不自然に変化することが無く、常に適切な明るさの画像が得られるようにすることと、固体撮像素子内の増幅率バラツキの影響を受けない画像を得ることである。

【0040】図 4 に示すように第 2 の実施の形態の内視鏡装置 1 A は、体腔内に挿入され、内視鏡検査を行うスコープ 2 A と、このスコープ 2 A に観察用の照明光を供給する光源装置 3 A と、スコープ 2 A に内蔵された撮像

素子で得られた画像信号の信号処理等を行うプロセッサ 4 A と、プロセッサ 4 A の出力信号が入力されることにより、対応する内視鏡画像を表示するモニタ 5 とから構成される。スコープ 2 A は体腔内等に挿入し易いように細長の挿入部 6 を有する。この挿入部 6 内には照明光を伝送するライトガイドファイバ 7 が挿通され、このライトガイドファイバ 7 の手元側の端部は光源装置 3 A に着脱自在で接続できる。

【0041】光源装置 3 A 内には、光を放射するキセノンランプ 11 と、このランプ 11 の照明光路上に設けられ透過波長を制限する赤外カットフィルタ 12 と、光量を制限する照明光絞り 13 と、回転フィルタ板 14 と、この回転フィルタ板 14 を透過した光を集光してライトガイドファイバ 7 の手元側の端部に入射させる集光レンズ 15 とがそれぞれ配置されている。

【0042】また、回転フィルタ板 14 を回転駆動するためのモータ 16 と、回転フィルタ板 14 を光軸に対して垂直方向に移動するための移動用モータ 17 とを備えている。例えば、回転フィルタ板 14 を回転するモータ 16 には、ラックが設けてあり、このラックは移動用モータ 17 の回転軸に設けたピニオンギヤと噛み合、移動用モータ 17 を回転させる方向により、図 4 の矢印で示すように移動して回転フィルタ板 14 の外周側のフィルタ部分を光軸上に配置したり、内周側のフィルタ部分を光軸上に配置したりすることができるようにしている。

【0043】ライトガイドファイバ 7 の手元側の端部に入射された照明光は伝送されて、ライトガイドファイバ 7 の他端側の先端面からさらに照明窓に取り付けた照明レンズ 19 を経て、外部に出射され、体腔内の患部等の被写体 20 側を照明する。

【0044】スコープ 2 A の先端部には照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 21 が取り付けられ、この対物レンズ 21 により被写体 20 の光学像が結像される。その結像位置には、光電変換する固体撮像素子として、例えば CCD 22 が配置されており、結像された光学像を光電変換する。

【0045】回転フィルタ板 14 は、図 5 に示すように外周側にそれぞれ赤、緑、青の波長の光をそれぞれ透過する扇形状の R フィルタ 23 a、G フィルタ 23 b、B フィルタ 23 c が配置されている。また、内周側には 86 nm、577 nm、569 nm を中心波長とする半値全幅が 5 nm の狭帯域の透過フィルタ 24 a、24 b、24 c がそれぞれ配置されている。

【0046】外周側の R、G、B フィルタ 23 a、23 b、23 c の分光特性を図 6 に示し、内周側の透過フィルタ 24 a、24 b、24 c の分光特性を図 7 に示す。なお、回転フィルタ板 14 における各フィルタが配置されている以外の部分は、光を遮光する部材により構成されている。

【0047】上記 CCD 22 は、CMD が画素毎に配置

されているので外部からの制御パルスにより画素毎での増幅が可能である。全 CMD には共通の制御線 25 により制御パルス発生回路 26 と接続されている。そして、この制御線 25 を介して制御パルス発生回路 26 から制御パルスが印加され、各 CMD に入力される制御パルスの数は等しくなる。露光が終わって電荷を読み出す前に、制御パルス発生回路 26 から制御パルスを CMD に印加することにより、制御パルスの数に応じて増幅率を変えることができる。

【0048】制御パルスの数を  $n$  とすると各画素での増幅率  $A$  は、

$$A = a^n \quad (1)$$

で表される。 $a$  は CMD 増幅係数である。 $a = 1.2$  の場合の制御パルス数と増幅率の関係を図 8 に示す。図 8 のように、制御パルス数に応じて増幅率は指数関数的に増加する。 $a$  の値は全画素でほぼ同じ値ではあるが、バラツキを完全に無くすことは技術的に困難である。また、(1) 式のように指数関数の形式になっているため、 $a$  自体のバラツキは少しいずれであっても、 $n$  が大きい場合には大きなバラツキとなって現れる。これを補正するため、各スコープ 2 は不揮発性で書き換え可能なフラッシュメモリで構成される増幅率分布データメモリ 27 を備えている。

【0049】プロセッサ 4 A は、CCD 22 の出力信号が入力され、CDS 等の前処理を行うプリプロセス回路 31、A/D 変換を行う A/D 変換回路 32、乗算を行う乗算回路 33、画像補正を行う画像補正回路 34、ノイズを取り除くためのメディアンフィルタ 35、画像拡大を行う画像拡大回路 36、同時化を行う同時化回路 37、画像間の演算を行う画像間演算回路 38、D/A 変換を行う D/A 変換回路 39 の順に映像信号が流れるように構成されており、さらに A/D 変換回路 32 の出力信号が入力され、調光を行う調光回路 40、A/D 変換回路 32 と調光回路 40 の出力信号が入力され、増幅率制御を行う増幅率制御回路 41、増幅率制御回路 41 の出力信号が入力され、制御パルスを発生する制御パルス発生回路 26 を備えている。

【0050】スコープ 2 A に設けた増幅率分布データメモリ 27 はプロセッサ 4 A に設けた増幅率分布一時記憶メモリ 42 と接続され、増幅率分布データメモリ 27 に書き込んだ増幅率分布データを読み出して、増幅率分布一時記憶メモリ 42 に一時格納し、画像補正回路 34 による画像補正に利用する。この画像補正回路 34 には増幅率制御回路 41 の出力信号も入力され、画像補正に利用される。

【0051】また、調光回路 40 から出力される調光信号或いは絞り制御信号は光源装置 3 A の絞り 13 を駆動して、適切な光量となるように制御する。次に本実施の形態の作用を説明する。

【0052】光源装置 3 A のランプ 11 からは、可視領

域、近赤外領域を含む波長領域の光が放射される。このランプ 11 から放射された光は、赤外カットフィルタ 12、照明光絞り 13、回転フィルタ板 14 を通過してスコップ 2 のライトガイドファイバ 7 に入射される。赤外カットフィルタ 12 は、赤外光をカットし、回転フィルタ板 14 上の各フィルタに照射される不要な熱や光を遮断する。

【0053】照明光絞り 13 は、プロセッサ 4 A の調光回路 40 から出力される絞り制御信号に応じて、光源装置 3 A から出射される光の光量を制限し、CCD 22 で撮像される画像に著しい飽和が生じないように調光する。回転フィルタ板 14 は、通常観察時には外周側のフィルタ 23 (23a, 23b, 23c を代表) が光軸上に挿入され、モータ 16 により所定の速度で回転駆動されることにより順次 R フィルタ 23a、G フィルタ 23b、B フィルタ 23c が光路上に介挿され、赤、緑、青の光が透過される。

【0054】また、ヘモグロビンの酸素飽和度を観察する酸素飽和度観察時には、回転フィルタ板 14 は図示しないフィルタ位置制御回路からの信号に応じてモータ 17 により光軸と垂直方向に移動されることにより、内周側のフィルタ 24 (24a, 24b, 24c を代表) が光軸上に挿入される。

【0055】内周側のフィルタ 24 の挿入時には 586 nm、577 nm、569 nm を中心波長とする光が順次光源装置 3 から出射される。586 nm と 569 nm は、酸素が結合しているオキシヘモグロビンと酸素が結合していないデオキシヘモグロビンの吸光度が等しい等吸収点であり、577 nm は、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸光度の差がある波長である。

【0056】全ヘモグロビン中のオキシヘモグロビンの量で表される酸素飽和度の分布は、これらの 3 つの波長で得られた画像を画像間演算することにより算出することができる。酸素飽和度を計測するためには、生体の散乱による影響などの測定誤差の要因を取り除くために、波長帯域の狭い光を照射して観察することが有効である。

【0057】しかし、波長帯域を狭くすると得られる画像が暗くなってしまいノイズの割合が増えて測定精度が落ちるので、より明るい画像を得ることができる高感度素子が望まれていた。本実施の形態では、CMD で増幅できる CCD を用いているので、狭帯域フィルタを通った弱い光でも CMD 増幅により高感度での撮像ができ、精度良く酸素飽和度を求めることが可能となる。

【0058】スコップ 2 A のライトガイドファイバ 7 に入射された光は、挿入部 6 の先端部から消化管等の被写体 20 に照射される。被写体 20 で散乱、反射された光は挿入部 6 の先端部の対物レンズ 21 により CCD 22 上に像を結ぶ。

【0059】CCD 22 は回転フィルタ板 14 の回転に

同期して図示しない CCD 駆動回路により駆動され、R フィルタ 23a、G フィルタ 23b、B フィルタ 23c 等回転フィルタ板 14 のそれぞれのフィルタを透過した照射光に対応する画像信号が順次プロセッサ 4 A に出力する。CCD 22 では、必要に応じて制御パルス発生回路 26 からの制御パルスが画素毎に配置された CMD に入力されることにより、蓄積された電荷の増倍が行われる。

【0060】プロセッサ 4 A に入力された画像信号は、まずプリプロセス回路 31 に入力され、このプリプロセス回路 31 では CDS 等の処理により画像信号が取り出される。プリプロセス回路 31 から出力された信号は A/D 変換回路 32 によりアナログ信号からデジタル信号に変換され、乗算回路 33 に入力され、増幅率制御回路 41 で指定された係数に基づき乗算による増幅が行われる。

【0061】乗算回路 33 から出力された信号は画像補正回路 34 に入力され、画像補正回路 34 では、画素毎の CMD 増幅係数を記憶している増幅率分布一時記憶メモリ 42 からの出力値と処理中の画像を撮像したときの制御パルス数に基づき画素毎に、

$$V = V \times (a / a)^n \quad (2)$$

の計算を行うことにより画像の補正を行う。

【0062】ここで、V は補正後の画素値、V は補正前の画素値、a は (1) 式における a と同じで着目画素における CMD 増幅係数、a は CCD 全体での a の平均値、n は制御パルス数を表す。画像補正回路 34 にて (2) 式の補正を行うことにより、画素毎の増幅率バラツキが補正された画像が得られる。

【0063】増幅率分布一時記憶メモリ 42 では、プロセッサ 4 A の電源投入時と、スコップ 2 A が電氣的にプロセッサ 4 A に接続された時に、増幅率分布データメモリ 27 の内容がシリアル転送で読み込まれる。

【0064】増幅率分布一時記憶メモリ 42 を設けることにより、増幅率分布データメモリ 27 の読み出しを低速で行うことが可能となり、プロセッサ 4 A とスコップ 2 A を接続する信号線の数を減らすことができる。なお、増幅率分布データメモリ 27 には、予め工場などで測定された画素毎の CMD 増幅係数が記憶されている。画像補正回路 34 の出力信号はメデアンフィルタ 35 に入力され、メデアンフィルタ 35 においては、CCD 22 の暗電流ノイズが特に多い画素や CMD 増幅係数が特に大きい画素が飽和したときに発生するノイズを取り除くために、着目画素を近傍画素の中央値で置き換える処理を行う。この処理により、孤立ノイズを取り除くことができる。

【0065】メデアンフィルタ 35 の出力信号は画像拡大回路 36 に入力され、画像拡大回路 36 では、モニタ 5 上に所望の大きさで画像を表示させるために画像の拡大や縮小を行う。画像拡大回路 36 通過後の信号は、

一般的には 1 つの画素内に複数画素の情報が入ってしまうので、画像補正回路 34 やメディアンフィルタ 36 は画像拡大回路 36 よりも前に配置するのが適当である。

【0066】画像拡大回路 36 の出力信号は同時化回路 37 に入力され、同時化回路 37 では、複数の同時化用メモリに順次記憶した画像を同時に読み出すことにより、面順次画像の同時化を行う。

【0067】同時化された画像に対して画像間演算回路 38 によりリアルタイムで画像間演算を行い、画素ごとに酸素飽和度の算出を行うことができる。画像間演算回路 38 では、回転フィルタ板 14 の外周側、内周側の切り替えに応じて、通常観察（回転フィルタ板 14 の外周側のフィルタ 23 挿入時）の場合には同時化回路 37 からの入力をそのまま出力する。また、回転フィルタ板 14 の内周側のフィルタ 24 が挿入されている酸素飽和度観察時には酸素飽和度分布の擬似カラー画像を算出、出力する。

【0068】画像間演算回路 38 の出力は、図示しないガンマ補正回路においてモニタ 5 のガンマ特性を補正する変換が行われ、D/A 変換回路 39 によりアナログ信号に変換され、モニタ 5 に表示される。

【0069】調光回路 40 では、A/D 変換回路 32 の出力に基づき、画像が適当な明るさになるように照明光絞リ 13 に対して絞リ制御信号を送る。また、増幅率制御回路 41 に対しては、絞リ 13 がいっぱいまで開ききっているか否かの情報を送る。

【0070】増幅率制御回路 41 では、調光回路 40 からの情報に基づき、絞リ 13 が開ききっている場合には CMD と乗算回路 33 による増幅を指示し、絞リ 13 が開ききっていない場合には CMD と乗算回路 33 での増幅率を 1 にする。絞リ 13 が開ききっている場合には、A/D 変換回路 32 からの入力と、処理中の信号を得たときに用いた制御パルス数に基づき、画像が適当な明るさになるように目標増幅率 S を設定する。

【0071】次に、目標増幅率 S に近い増幅率を CMD 増幅で得る場合に必要となる制御パルス数 n を算出し、算出された制御パルス数を指示する信号を制御パルス発生回路 26 に出力する。次に、目標増幅率を制御パルス数 n における CMD 増幅率で割った値で増幅されるように、乗算回路 33 に係数を出力する。すなわち、乗算回路 33 での増幅率 B は、
$$B = S / (a)^n \quad (3)$$
となる。

【0072】図 9 は、目標増幅率に対する CMD 増幅率と乗算回路 33 での増幅率の関係を表したグラフである。このように、制御パルス数に応じて乗算回路 33 の増幅率を制御しているので、細かな調整の効かない CMD の増幅を乗算回路 33 の増幅により微調整することができ、所望の明るさの画像を得ることができる。

【0073】制御パルス発生回路 26 では、増幅率制御

回路 41 からのパルス数指示信号で指示された数の制御パルスを CMD に出力する。なお、本実施の形態では、面順次方式の内視鏡装置 1A で説明したが、同時式の内視鏡装置に適用してもよい。また、本実施の形態では、CMD 増幅係数を増幅率分布データメモリ 27 に記憶したが、各制御パルス数に対応させた増幅率を記憶し、増幅率が制御パルス数に対して完全には指数関数的に変化しない時に対応できるようにしてもよい。

【0074】また、CMD 増幅係数だけでなく CCD 22 の画素毎の暗電流も CMD 増幅係数と同様にメモリに記憶して補正するようにしてもよい。また、乗算回路 33 は画像の色バランスを調整するカラーバランス補正回路を兼ねるようにしてもよい。また、画像補正回路 34 はスコープ 2A 内に設けるようにしてもよい。

【0075】また、本実施の形態では調光回路 40 からの情報に応じて増幅率制御回路 41 による制御を動作させるか否かを決めているが、通常観察と酸素飽和度観察の切り替えに応じて酸素飽和度観察のときだけ動作させるようにしてもよい。

【0076】また、CMD や乗算回路 33 での増幅率は、回転フィルタ板 14 の R フィルタ 23a、G フィルタ 23b、B フィルタ 23c の全てに対して同じ値にして制御を簡単にしてもよいし、各フィルタ別に異なる値にして暗い波長帯域からも S/N の良い信号を得られるようにしてもよい。

【0077】本実施の形態は以下の効果を有する。画像の明るさが不自然に変化することが無く、常に適切な明るさの画像を得ることができる。また、固体撮像素子内の CMD 増幅率バラツキの影響を受けない画像を得ることができる。

【0078】また、固体撮像素子内に配置されている CMD を用いて増幅を行っているので、固体撮像素子の読み出しノイズの影響が相対的に少なくなり微弱な光に対しても S/N が良い画像が得られる。また、スコープ 2A 内の書き換え可能な記憶素子に増幅率分布データを記憶しているので、修理で固体撮像素子としての CCD 22 を交換するときにも記憶素子の交換をする必要がなく、新たな CCD 22 の増幅率分布データを記憶素子に書き込むだけでよい。

【0079】（第 3 の実施の形態）次に本発明の第 3 の実施の形態を図 10 ないし図 14 を参照して説明する。図 10 は本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示し、図 11 は蛍光用回転フィルタ板の構成を示し、図 12 は蛍光観察用フィルタの分光特性を示し、図 13 は励起光カットフィルタの分光特性を示し、図 14 は目標増幅率と CMD 増幅率と露光時間の関係を示す。本実施の形態の目的は第 2 の実施の形態の場合と同様である。

【0080】第 3 の実施の形態は、第 2 の実施の形態と類似する構成であるので、異なる点を中心に述べる。図



10に示す第3の実施の形態の内視鏡装置1Bは、スコープ2Bと、光源装置3Bと、プロセッサ4Bと、モニタ5と、デジタル画像記録装置45とから構成される。

【0081】光源装置3Bは図4の光源装置3Aにおいて、回転フィルタ板14の代わりに蛍光用回転フィルタ板46が採用され、この蛍光用回転フィルタ板46はモータ16により回転駆動される。

【0082】この蛍光用回転フィルタ板46は図11に示すように内周側に紫外光透過フィルタ47aと可視光透過フィルタ47bが配置されており、紫外光透過部分の面積が大きくなっている。それぞれのフィルタ47a、47bの分光透過特性は、図12に示すようになっている。なお、外周側は回転フィルタ板14の場合と同様にRフィルタ23a、Gフィルタ23b、Bフィルタ23cが設けてある。

【0083】また、本実施の形態におけるスコープ2Bは図1のスコープ2Aにおいて、CCD22の前面には、図13に示す特性のように紫外光をカットする紫外光カットフィルタ48が配置されている。また、増幅率分布データメモリ27の代わりに、スコープ識別素子49が配置されている。また、CCD22は電子シャッタによる露光時間の制御が可能なものが採用されている。

【0084】プロセッサ4Bは、図4のプロセッサ4Aにおいて、増幅率制御回路41の代わりに露光時間制御回路51が配置されており、また増幅率分布一時記憶メモリ42の代わりに不揮発性の書き換え可能な増幅率分布記憶メモリ52が配置されている。また、デジタル画像記録装置45への画像の入出力制御などを行うためのデジタル記録制御回路53が配置されている。

【0085】このデジタル記録制御回路53はデジタル画像記録装置45と接続されている。また、このプロセッサ4Bでは乗算回路33が設けてなく、A/D変換回路32の出力信号は露光時間制御回路51に入力されると共に、画像補正回路34に入力される。

【0086】また、このプロセッサ4Bでは画像間演算回路38が設けてなく、同時化回路37の出力信号はデジタル記録制御回路53を経てD/A変換回路39に入力されるようになっている。

【0087】次に本実施の形態の作用を説明する。蛍光用回転フィルタ板46は、通常観察時には外周側のフィルタ23が光軸上に挿入され、モータ16により所定の速度で回転駆動されることにより順次Rフィルタ23a、Gフィルタ23b、Bフィルタ23cが光路上に入れられ、赤、緑、青の光が透過される。

【0088】また、生体粘膜からの自家蛍光を観察する蛍光観察時には、回転フィルタ板46は図示しないフィルタ位置制御回路からの信号に応じてモータ17により光軸と垂直方向に移動されることにより、内周側のフィルタ47(47a、47bを代表)が光軸上に挿入される。蛍光観察時には、自家蛍光を観察するための紫外～

青色の励起光と反射光を観察するための可視光が順次光源装置3Bから被写体20に照射される。スコープ2B内に配置されている紫外光カットフィルタ48は、励起光照射時の被写体20からの反射光を除去し、励起光照射時の蛍光や可視光照射時の反射光を透過する。

【0089】この紫外光カットフィルタ48の働きにより、励起光照射時の微弱な蛍光成分を観察することができる。スコープ識別素子49は、スコープ1本1本に固有の値であるスコープID番号やスコープ種別を記憶したROMであり、プロセッサ4Bにおいて、どのようなスコープ2Bが接続されているかを認識することができる。

【0090】CCD22は蛍光用回転フィルタ板46の回転に同期して図示しないCCD駆動回路により駆動され、例えば蛍光観察時には、紫外光透過フィルタ47aと可視光透過フィルタ47bそれぞれのフィルタを透過した照射光に対応する画像信号を順次プロセッサ4Bに出力する。紫外光透過フィルタ47aの方が面積が大きい分長い露光時間での撮像が可能になっており、微弱な蛍光をより明るく撮像することができる。

【0091】本実施の形態の調光回路40では、通常観察と自家蛍光観察の切り替えに応じて、通常観察時には照明光絞リ13を制御して適当な明るさを得られるようにし、自家蛍光観察時には照明光絞リ13を開放状態にして最大光量が得られるように制御する。

【0092】露光時間制御回路51では、通常観察と自家蛍光観察の切り替えに応じて、通常観察時にはCMDでの増幅率を1としてCCD22での露光時間は最大にし、自家蛍光観察時にはCMDによる増幅とCCD22での電子シャッタによる露光時間制御を指示する。

【0093】紫外光透過フィルタ47a挿入時の画像に対しては、A/D変換回路32からの入力と、処理中の信号を得たときに用いた制御パルス数に基づき、画像が適当な明るさになるように目標増幅率Sを設定する。次に、目標増幅率Sを超える最小の増幅率をCMDで得る場合に必要となる制御パルス数nを算出し、算出された制御パルス数を指示する信号を制御パルス発生回路26に出力する。

【0094】次に、目標増幅率を制御パルス数nにおけるCMD増幅率で割った値で露光時間を制御する。すなわち、最大露光時間を1と単純化すると露光時間tは、 $t = S / (a)^n$  (4)

で表される。図14は、目標増幅率に対するCMD増幅率と最大露光時間を1としたときの露光時間の関係を表したグラフである。

【0095】このように、制御パルス数に応じて露光時間を制御しているので、細かな調整の効かないCMDの増幅を露光時間により微調整することことができ、所望の明るさの画像を得ることができる。また、可視光透過フィルタ47b挿入時には、画像が明るくなりすぎない



ように、CMD増幅率を1にして露光時間を制御して明るさを調整する。

【0096】デジタル記録制御回路53では、同時化回路37の出力に対して画像データの圧縮を行いデジタル画像記録装置45に記録したり、デジタル画像記録装置45の画像データを読み取りモニタ5に表示する働きを持つと共に、MOディスクやスマートメディアに記録されている画素毎のCMD増幅係数を読み出して増幅率分布記憶メモリ52に書込む機能を持つ。

【0097】デジタル画像記録装置45は、着脱可能な記録メディアであるMOディスクへの読み書きとスマートメディアへの読み書きが可能である。使用者は、スコープ2Bを初めてプロセッサ4Bと組み合わせて使用するときには、デジタル画像記録装置45にそのスコープ2Bの画素毎のCMD増幅係数とスコープID番号を記録したスマートメディアやMOディスクを挿入して、増幅率分布記憶メモリ52に記憶する。

【0098】増幅率分布記憶メモリ52は不揮発性のメモリであるので、次から同じスコープ2Bとプロセッサ4Bの組み合わせで使用する場合には、改めてCMD増幅係数を読み込む必要はない。増幅率分布記憶メモリ52には、スコープID番号に対応付けて、スコープ2BのCMD増幅係数を記憶し、複数のスコープ2BのCMD増幅係数を記憶可能になっている。

【0099】増幅率分布記憶メモリ52では、プロセッサ4Bの電源投入時と、スコープ2Bが電氣的にプロセッサ4Bに接続された時に、スコープ識別素子49のデータを読み込み、スコープID番号に対応したCMD増幅係数を画像補正回路34に出力する。

【0100】画像補正回路34では、増幅率分布記憶メモリ52から出力されたCMD増幅係数データに基づき補正を行うことにより、画素毎の増幅率バラツキ補正が可能となる。なお、本実施の形態では、面順次方式の内視鏡装置1Bで説明したが、同時式の内視鏡装置に適用してもよい。

【0101】また、本実施の形態では自家蛍光を観察する装置に応用したが、フィルタの透過特性等を変更して薬剤の蛍光を観察する装置に応用してもよい。また、増幅率分布の記憶にハードディスクを使用するようにして、より多くの数のスコープ2Bに対応できるようにしてもよい。

【0102】本実施の形態は以下の効果を有する。画像の明るさが不自然に変化することが無く、常に適切な明るさの画像を得ることができる。また、固体撮像素子内の増幅率バラツキの影響を受けない画像を得ることができる。固体撮像素子としてのCCD22に配置されているCMDを用いて増幅を行っているのでCCD22の読み出しノイズの影響が相対的に少なくなり微弱な蛍光に対してもS/Nが良い画像が得られる。

【0103】また、CMD増幅係数をデジタル画像記録

装置45から入力しているので、修理等でスコープ2BのCCD22を交換するときにも記憶素子49の交換をする必要がなく、新たなCCD22のCMD増幅係数を再度プロセッサ4Bに読み込むだけでよい。

【0104】(第4の実施の形態)次に本発明の第4の実施の形態を図15及び図16を参照して説明する。図15は本発明の第4の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示し、図16は蛍光観察用フィルタの分光特性を示す。本実施の形態の目的は第2の実施の形態の場合と同様である。

【0105】本実施の形態は、第3の実施の形態と類似しているので、異なる点を中心に述べる。図15に示す本実施の形態の内視鏡装置1Cは、スコープ2Bと、光源装置3Bと、プロセッサ4Cと、モニタ5と、デジタル画像記録装置45とから構成される。

【0106】本実施の形態における光源装置3Bは第3の実施の形態の場合と同様に蛍光用回転フィルタ板46が採用されているが、通常の可視光透過フィルタ47bの代わりに透過率の低い可視光透過フィルタ47cが配置されており、その特性は図16に示すようになっている。

【0107】また、本実施の形態に使用する白色基準物体56は、内面に一様な分光反射率の白色物質が塗布されており、スコープ2Bにおける挿入部6の先端部より一回り大きく先端部を囲う形状である。なお、本実施の形態では第3の実施の形態における電子シャッタによる露光時間制御は行われない。

【0108】また、本実施の形態におけるプロセッサ4Cは第3の実施の形態における図10のプロセッサ4Bにおいて、露光時間制御回路51の代わりにパルス振幅制御回路57が採用されている。このパルス振幅制御回路57はパルス数・パルス振幅指示の信号を画像補正回路34に出力する。

【0109】また、CMD増幅係数を算出するためにA/D変換回路32の出力信号が入力される増幅率分布算出回路58が設けてあり、その出力信号は増幅率分布記憶メモリ52に入力される。なお、本実施の形態ではデジタル記録制御回路53は増幅率分布記憶メモリ52とは接続されていないで、デジタル画像記録装置45と接続されている。その他の構成は第3の実施の形態と同様である。

【0110】次に本実施の形態の作用を説明する。本実施の形態では、図16に示すように、可視光透過フィルタ47cの透過率を低くしているので、紫外光透過フィルタ47a挿入時に微弱な蛍光を受光する時と可視光透過フィルタ47c挿入時に反射光を受光するときとの間で、CCD22で受光される光の量に大きな差が起きないようにしている。

【0111】パルス振幅制御回路57では、通常観察時にはCMDでの増幅率を1とし、自家蛍光観察時にはC

MDによる増幅を指示する。蛍光観察時には、A/D変換回路32からの入力と、処理中の信号を得たときに用いた制御パルス数・パルス振幅指示に基づき、画像が適当な明るさになるように目標増幅率Sを設定する。

【0112】次に、標準の制御パルス振幅を用いて目標増幅率に近いCMD増幅率を得る場合に必要となる制御パルス数nを算出する。次に、目標増幅率を制御パルス数nにおけるCMD増幅率で割った値で増幅されるように、制御パルスの振幅を制御する。

【0113】このように、制御パルス数に応じて制御パルス振幅を制御しているため、細かな調整の効かないCMDの制御パルス数による増幅制御を制御パルス振幅により微調整することことができ、所望の明るさの画像を得ることができる。

【0114】使用者は、スコープ3Bを初めてプロセッサ4Cと組み合わせて使用する時には、スコープ先端部を白色基準物体56で覆った状態で、図示しない増幅率算出スイッチを操作することにより白色基準物体56が撮像されるようにする。

【0115】増幅率分布算出回路58では、撮像された白色基準物体56の画像から、被写体の一様性を仮定して画素毎のCMD増幅係数aを算出する。白色基準物体を撮像したときの制御パルス数をn、制御パルス振幅は標準値とすると、各画素でのCMD増幅係数aは、
$$a^n = (a)^n \times V/V \quad (5)$$
を満たすaとして算出される。

【0116】ここで、aはaの設計値で定数。Vは着目画素の画素値、Vは着目画素の近傍49画素の平均値である。nが0のときには(5)式が意味を持たなくなるので、nは1以上の数である必要があり、増幅率算出スイッチの操作に連動して適当な値が自動的に設定される。

【0117】増幅率分布記憶メモリ52では、スコープID番号に対応付けて、増幅率分布算出回路58で算出されたCMD増幅係数を記憶する。増幅率分布記憶メモリ52では、複数のスコープのCMD増幅係数を記憶可能になっている。増幅率分布記憶メモリ52は不揮発性のメモリであるので、次から同じスコープとプロセッサ4Cの組み合わせで使用する場合には、改めてCMD増幅係数を算出する必要はない。

【0118】増幅率分布記憶メモリ52では、プロセッサ4Cの電源投入時と、スコープ2Bが電氣的にプロセッサ4Cに接続された時に、スコープ識別素子49のデータを読み込み、スコープID番号に対応したCMD増幅係数を画像補正回路34に出力する。画像補正回路で34では、増幅率分布記憶メモリ52から出力されたCMD増幅係数データに基づき補正を行うことにより、画素毎の増幅率バラツキ補正が可能となる。

【0119】なお、本実施の形態では近傍画素の値に基づいて着目画素のCMD増幅係数を算出しているが、異

なるCMD増幅率で撮像した2枚以上の画像からCMD増幅係数を算出してもよい。また、増幅率算出スイッチの操作時に、画像のカラーバランスの調整も併せて行う構成にすると、操作者の手間が減ってよい。また、増幅率分布算出回路58等、マイクロコンピュータで代用できる回路部分を代用して、コストの削減を図ってもよい。

【0120】本実施の形態は以下の効果を有する。画像の明るさが不自然に変化することが無く、常に適切な明るさの画像を得ることができる。また、固体撮像素子内の増幅率バラツキの影響を受けない画像を得ることができる。

【0121】また、固体撮像素子としてのCCD22に配置されているCMDを用いて増幅を行っているためCCD22の読み出しノイズの影響が相対的に少なくなり微弱な蛍光に対してもS/Nが良い画像が得られる。また、CMD増幅係数を増幅率分布算出回路63で算出しているため、修理でCCD22を交換するときにも記憶素子49の交換をする必要がなく、新たなCCDのCMD増幅係数を再度計測するだけでよい。

【0122】〔付記〕

1. 被写体を照射するための光を放射する光源手段と、制御パルスの数により増幅率が可変である固体撮像素子と、前記固体撮像素子からの出力信号を増幅する素子外増幅手段と、前記制御パルスの数に応じて前記素子外増幅手段の増幅率を制御する増幅率制御手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

【0123】(付記1～6の背景)従来技術は従来の技術の欄での説明と同じ。

(従来技術の問題点)CMDの増幅率制御をパルス数で行う場合には、増幅率が離散的な値を取り、明るさの微妙な調整ができないという問題があった。そのため、CMDの増幅率を固定して使用している場合は良いが、CMDの増幅率を被写体の明るさに応じて自動的に調整する場合には、画像の明るさが不自然に変化してしまっていた。また、CMDが配置されたCCDを用いた場合には、画素毎やライン毎での増幅が行われるが、画素毎やライン毎での増幅率のバラツキを完全に抑えることは技術的に困難である。そのため、増幅率のバラツキがノイズとなって画像上に生じてしまっていた。

【0124】(付記1～3の目的)固体撮像素子内で増幅が可能な撮像素子を用いた内視鏡装置において、画像の明るさが不自然に変化することが無く、常に適切な明るさの画像が得られるようにすることにある。

(付記1の作用効果)固体撮像素子内での増幅率制御のための制御パルス数に応じて、固体撮像素子外での増幅率を制御する素子外増幅率制御手段を設けたので、画像の明るさが不自然に変化することが無く、常に適切な明るさの画像を得ることができる。

【0125】2. 被写体を照射するための光を放射する

光源手段と、制御パルスの数により増幅率が可変である固体撮像素子と、前記制御パルスの数に応じて前記固体撮像素子の露光時間を制御する露光時間制御手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記 2 の作用効果) 固体撮像素子内での増幅率制御のための制御パルス数に応じて、固体撮像素子での露光時間を制御する露光時間制御手段を設けたので、画像の明るさが不自然に変化することが無く、常に適切な明るさの画像を得ることができる。

【0126】3. 被写体を照射するための光を放射する光源手段と、制御パルスの数と振幅により増幅率が可変である固体撮像素子と、前記制御パルスの数に応じて前記制御パルスの振幅を制御するパルス振幅制御手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記 3 の作用効果) 固体撮像素子内での増幅率制御のための制御パルス数に応じて、固体撮像素子内での増幅率制御のための制御パルス振幅を制御するパルス振幅制御手段を設けたので、画像の明るさが不自然に変化することが無く、常に適切な明るさの画像を得ることができる。

【0127】4. 撮像面上の所定領域毎に増幅が可能である固体撮像素子を備えたスコープと、前記スコープに設けられ個々のスコープを区別するためのスコープ識別手段と、前記スコープを着脱可能であり前記固体撮像素子により得られた撮像信号に対して信号処理を行う信号処理手段と、前記固体撮像素子の前記所定領域毎の増幅率を計測する増幅率分布計測手段と、前記信号処理手段に設けられ前記増幅率分布計測手段により計測された前記所定領域毎の増幅率に基づく増幅率分布データを複数記憶する増幅率分布データ記憶手段と、前記増幅率分布データ記憶手段に記憶された増幅率分布データと前記スコープ識別手段に基づき前記所定領域毎の増幅率のバラツキを補正する画像補正手段と、前記信号処理手段から出力される信号を表示する表示手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

【0128】(付記 4 ~ 6 の目的) 固体撮像素子内の増幅率バラツキの影響を受けない画像を得ることである。

(付記 4 の作用効果) 増幅率分布計測手段により計測された所定領域毎の増幅率に基づき、増幅率のバラツキを補正する画像補正手段を設けたので、固体撮像素子内の増幅率バラツキの影響を受けない画像を得ることができる。

【0129】5. 撮像面上の所定領域毎に増幅が可能である固体撮像素子を備えたスコープと、前記スコープに設けられ個々のスコープを区別するためのスコープ識別手段と、前記スコープを着脱可能であり前記固体撮像素子により得られた撮像信号に対して信号処理を行う信号処理手段と、前記信号処理手段に設けられ前記所定領域毎の増幅率に基づく増幅率分布データを複数記憶する増幅率分布データ記憶手段と、前記増幅率分布データを

前記増幅率分布データ記憶手段に入力する増幅率分布データ入力手段と、前記増幅率分布データ記憶手段に記憶された増幅率分布データと前記スコープ識別手段に基づき前記所定領域毎の増幅率のバラツキを補正する画像補正手段と、前記信号処理手段から出力される信号を表示する表示手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。  
(付記 5 の作用効果) 増幅率分布入力手段により入力された所定領域毎の増幅率に基づき、増幅率のバラツキを補正する画像補正手段を設けたので、固体撮像素子内の増幅率バラツキの影響を受けない画像を得ることができる。

【0130】6. 撮像面上の所定領域毎に増幅が可能である固体撮像素子を備えたスコープと、前記スコープを着脱可能であり前記固体撮像素子により得られた撮像信号に対して信号処理を行う信号処理手段と、前記スコープに設けられ前記所定領域毎の増幅率に基づく増幅率分布データを記憶する書き換え可能な増幅率分布データ記憶手段と、前記増幅率分布データ記憶手段に記憶された増幅率分布データに基づき前記所定領域毎の増幅率のバラツキを補正する画像補正手段と、前記信号処理手段から出力される信号を表示する表示手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記 6 の作用効果) スコープの増幅率データ記憶手段に記憶された増幅率分布データに基づき、増幅率のバラツキを補正する画像補正手段を設けたので、固体撮像素子内の増幅率バラツキの影響を受けない画像を得ることができる。

【0131】7. 撮像面上の所定領域毎に異なった増幅率で増幅が可能である固体撮像素子を備えたスコープと、前記固体撮像素子により得られた撮像信号を異なる増幅率で撮像された領域間で合成してダイナミックレンジの拡大された画像を作成する画像合成手段と、前記画像合成手段から出力される信号を表示する表示手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記 7 の目的) 被写体の動きによる位置ずれの影響を受けずにダイナミックレンジの拡大された画像を得ることにある。

(付記 7 の作用効果) 所定領域毎に異なる増幅率で撮像された画像の合成を行う画像合成手段を設けたので、位置ずれの影響を受けずにダイナミックレンジの拡大された画像を得ることができる。

【0132】8. 前記増幅率が可変であることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

(付記 8 の目的) 付記 7 の目的に加えて、ダイナミックレンジ拡大の必要の無いときには、解像度の劣化の無い画像を得ることにある。

(付記 8 の作用効果) ダイナミックレンジの拡大が不要なときには解像度の劣化の無い画像を得ることができる。

【0133】9. 撮像領域が異なる複数の撮像信号毎に

異なる増幅率で出力可能な撮像デバイスと、前記撮像デバイスより出力された撮像信号に応じて、前記複数の撮像信号を合成し、ダイナミックレンジ拡大をする画像合成手段と、を具備した内視鏡装置。

10 10 . 出力制御入力部を備え、入力された出力制御信号に応じて離散的に出力可変された撮像信号を出力する撮像デバイスと、前記撮像デバイスより離散的に可変出力された撮像信号のレベルを連続的に可変する撮像出力補正手段と、前記撮像デバイスより出力された撮像信号に応じて、前記撮像出力補正手段を制御するとともに前記出力制御入力部に制御信号を出力する明るさ制御手段と、を具備した内視鏡装置。

11 . 内視鏡に設けた撮像デバイスにて被写体を撮像する内視鏡装置において、前記撮像デバイスの複数の画素毎に設けられ、入力される出力可変信号に応じて増幅する複数の増幅手段と、前記出力可変信号が所定の基準値のとき、前記複数の増幅手段により発生する増幅バラツキ量に応じた補正データを記憶する記憶手段と、を具備した内視鏡装置。

【0134】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、撮像領域が異なる複数の撮像信号毎に異なる増幅率で出力可能な撮像デバイスと、前記撮像デバイスより出力された撮像信号に応じて、前記複数の撮像信号を合成し、ダイナミックレンジ拡大をする画像合成手段と、を具備しているの、被写体の動きによる位置ずれの影響を受けずにダイナミックレンジの拡大された画像を得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図2】CCDの概略の構成を示す図。

【図3】画像合成回路を構成する関数  $f(I_h)$  の説明図。

【図4】本発明の第2の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図5】回転フィルタ板の構成を示す図。

【図6】RGBフィルタの分光特性を示す図。

【図7】狭帯域フィルタの分光特性を示す図。

【図8】CMDにおける制御パルス数と増幅率の関係を示す説明図。

【図9】目標増幅率とCMD増幅率と乗算回路での増幅率の関係を示す説明図。

【図10】本発明の第3の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図11】蛍光用回転フィルタ板の構成を示す図。

【図12】蛍光観察用フィルタの分光特性を示す図。

【図13】励起光カットフィルタの分光特性を示す図。

【図14】目標増幅率とCMD増幅率と露光時間の関係を示す説明図。

【図15】本発明の第4の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図16】蛍光観察用フィルタの分光特性を示す図。

【符号の説明】

1 ...内視鏡装置

2 ...スコープ

3 ...光源装置

4 ...プロセッサ

5 ...モニタ

59 ...挿入部

20 60 ...ライトガイドファイバ

61 ...ランプ

62 ...赤外カットフィルタ

63 ...照明光絞リ

64 ...回転フィルタ板

66 ...モータ

70 ...CCD

71 ...ダイナミックレンジ拡大スイッチ

72 a , 72 b ...プリプロセス回路

73 a , 73 b ...A / D変換回路

30 74 a , 74 b ...カラーバライズ回路

75 ...画像合成回路

76 ...同時化回路

77 ...D / A変換回路

78 ...調光回路

79 ...制御パルス発生回路

80 ...受光エリア

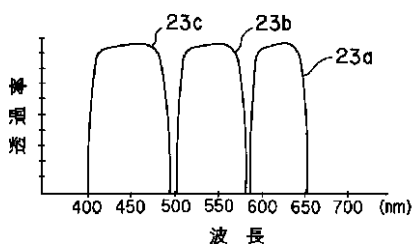
81 a , 81 b ...水平転送チャンネル

82 a , 82 b ...CMD付転送チャンネル

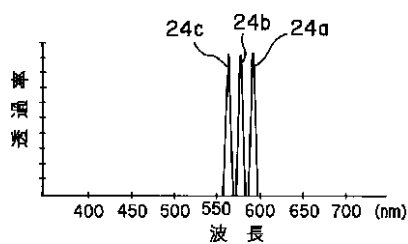
83 a , 83 b ...電荷検出部

40 代理人 弁理士 伊藤 進

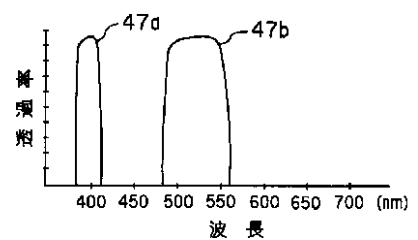
【図6】



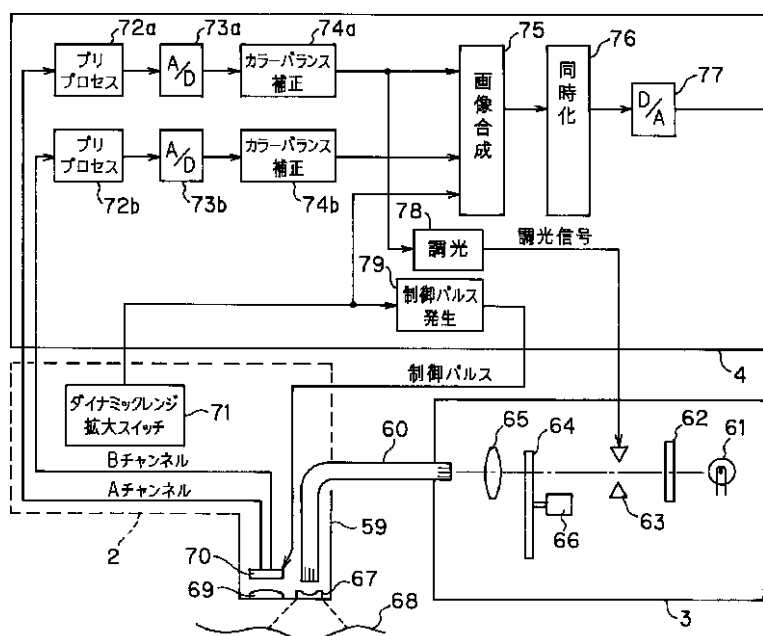
【図7】



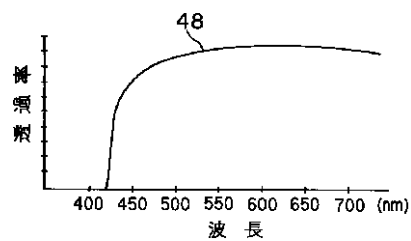
【図12】



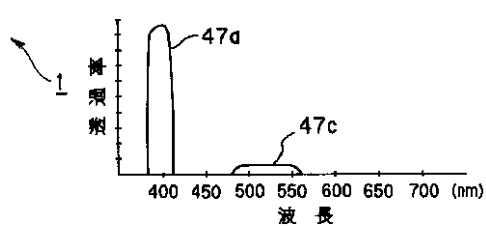
【図1】



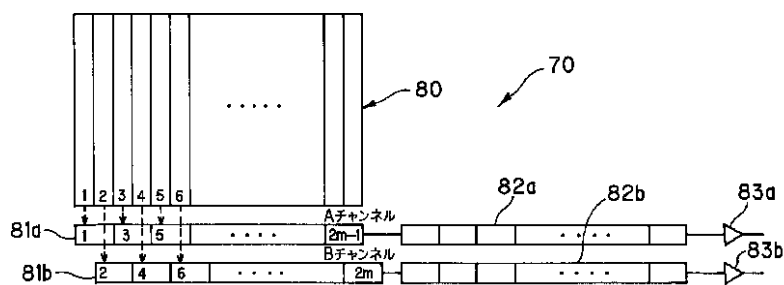
【図13】



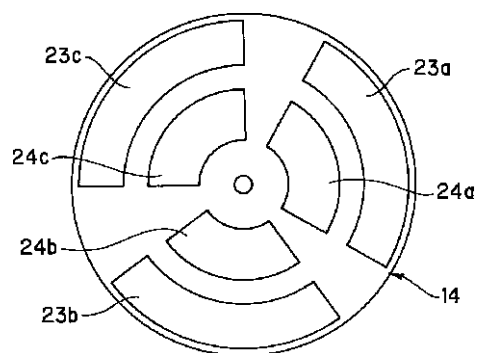
【図16】



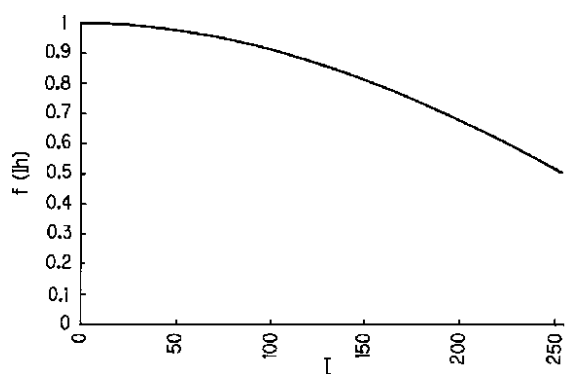
【図2】



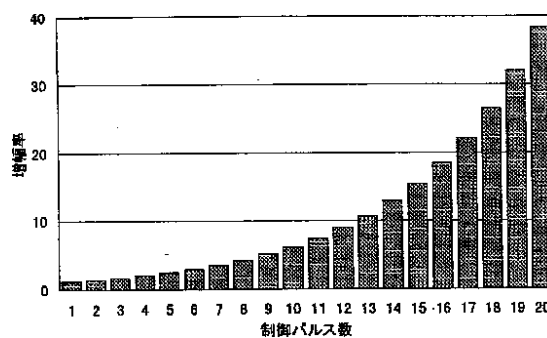
【図5】



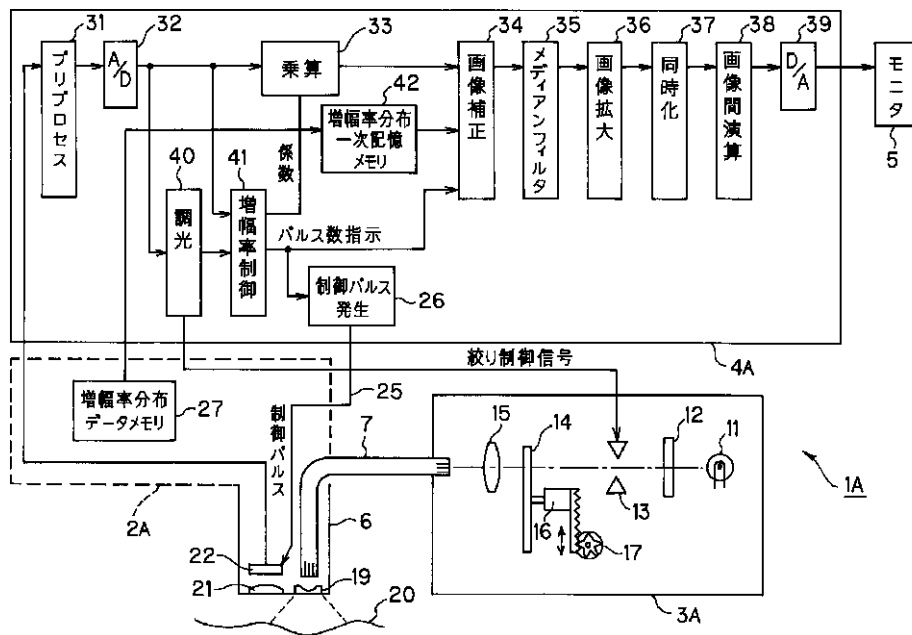
【図3】



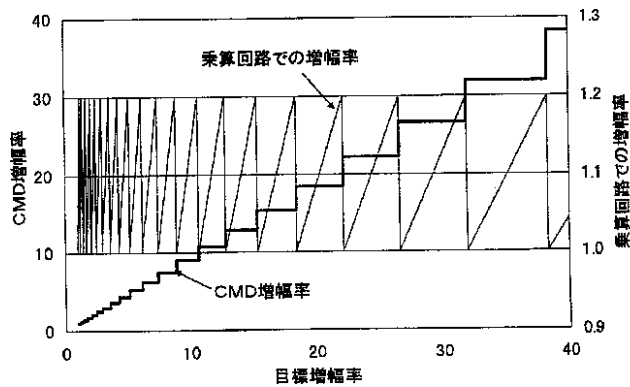
【図8】



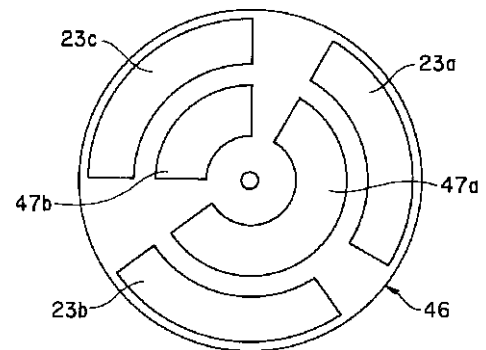
【図 4】



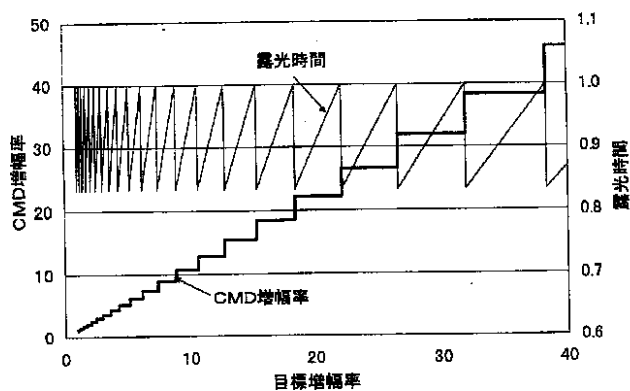
【図 9】



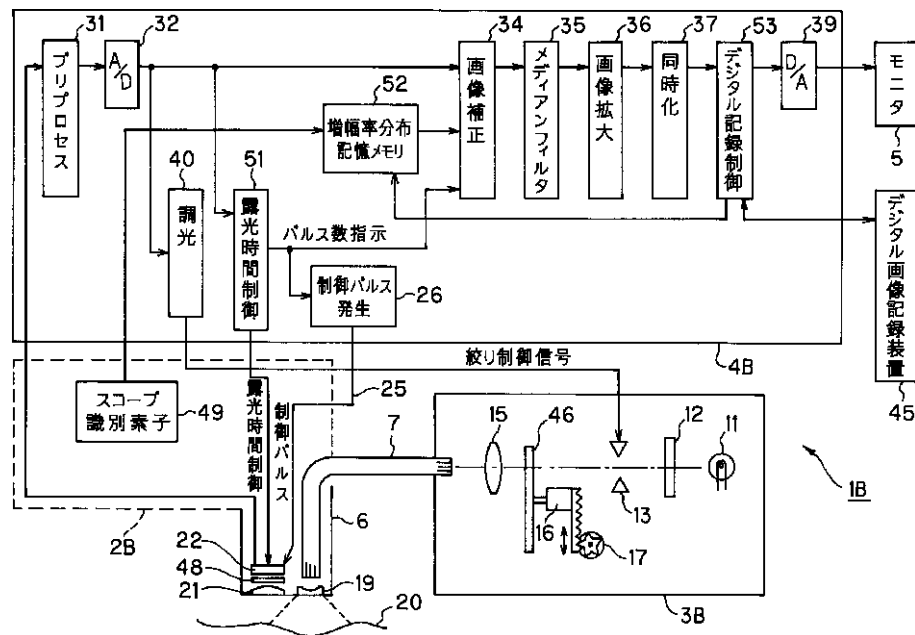
【図 11】



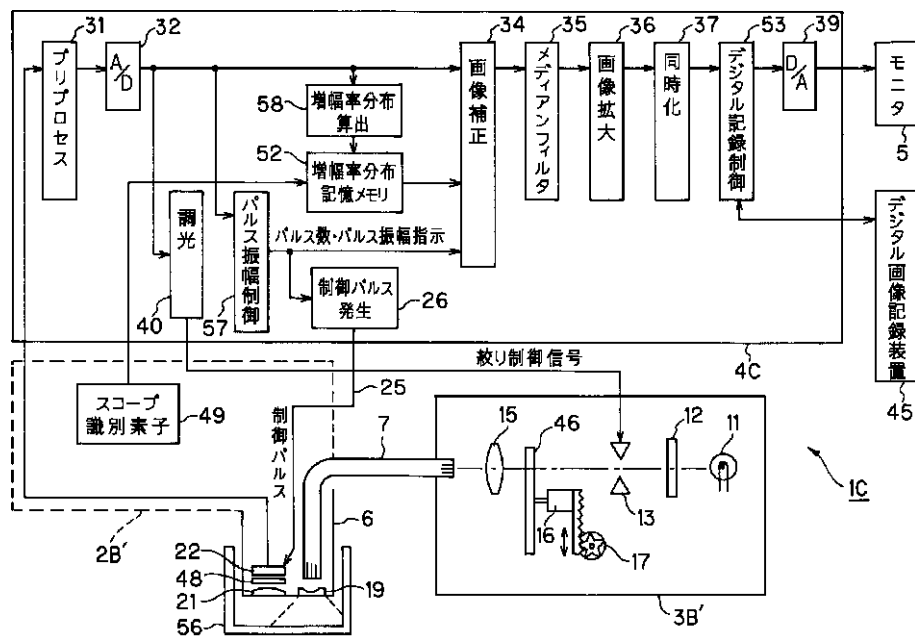
【図 14】



【図 10】



【図 15】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>

H 0 4 N 5/335

識別記号

FI

H 0 4 N      5/335

テ-マコ-ト' (参考)

F  
Q



(72)発明者 竹端 栄  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 小松 康雄  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 中村 一成  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 塙 隆行  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
F ターム(参考) 2H040 GA00 GA02 GA05 GA06 GA11  
4C061 CC06 LL01 NN01 PP01 SS07  
TT09 WW04  
5C022 AA09 AB20 AC31 AC42 AC69  
5C024 BX02 CX43 GY01 GY44 GZ42  
GZ46 GZ48 HX18 HX28 HX30  
HX57

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002085342A</a>	公开(公告)日	2002-03-26
申请号	JP2000275295	申请日	2000-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	今泉克一 道口信行 竹端栄 小松康雄 中村一成 塙隆行		
发明人	今泉 克一 道口 信行 竹端 栄 小松 康雄 中村 一成 塙 隆行		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 H04N5/225 H04N5/232 H04N5/243 H04N5/335 H04N5/341 H04N5/353 H04N5/355 H04N5/369 H04N5/372 H04N5/374 H04N5/376		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/232.Z H04N5/243 H04N5/335.F H04N5/335.Q A61B1/04 A61B1/045.610 H04N5/225 H04N5/232 H04N5/335.410 H04N5/335.530 H04N5/335.550 H04N5/335.690 H04N5/335.720 H04N5/335.740 H04N5/335.760 H04N5/341 H04N5/353 H04N5/355 H04N5/369 H04N5/372 H04N5/374 H04N5/376		
F-TERM分类号	2H040/GA00 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/PP01 4C061/SS07 4C061/TT09 4C061/WW04 5C022/AA09 5C022/AB20 5C022/AC31 5C022/AC42 5C022/AC69 5C024/BX02 5C024/CX43 5C024/GY01 5C024/GY44 5C024/GZ42 5C024/GZ46 5C024/GZ48 5C024/HX18 5C024/HX28 5C024/HX30 5C024/HX57 4C161/CC06 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/SS06 4C161/SS07 4C161/TT09 4C161/WW04 5C122/DA26 5C122/EA21 5C122/FC01 5C122/FC06 5C122/FF15 5C122/FH01 5C122/FH10 5C122/FH18 5C122/HB06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4663083B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜设备，该内窥镜设备能够获得具有宽动态范围的内窥镜图像而不受被摄体的运动的影响。内置在观察镜2中的CCD 70具有由像素行形成的两个图像拾取区域，这些像素行的光接收区域彼此相邻，并且可以通过具有CMD的传输通道分别读出两个图像拾取区域的信号。此外，当可以将来自控制脉冲生成电路79的控制脉冲设置为不同的放大因子时，并且当操作动态范围扩展开关71时，具有不同的放大因子的两个成像区域的信号由处理器4的预处理电路72a进行预处理。图像传感器72b，72b等被输入到图像合成电路75，通过加权功能被合成为动态范围宽的图像，并通过同步电路76等被进一步输出到监视器5，并且受一个图像拾取对象的运动的影响。我们使得获得困难且动态范围广的图像成为可能。

