

(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2005-323758

(P2005-323758A)

(43) 公開日 平成17年11月24日(2005.11.24)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06	A 6 1 B 1/06	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04	3 7 2
G 0 2 B 23/24	G 0 2 B 23/24	B
H 0 4 N 5/225	H 0 4 N 5/225	C
		4 C 0 6 1
		5 C 1 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-143855 (P2004-143855)	(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4番2号
(22) 出願日	平成16年5月13日(2004.5.13)	(74) 代理人	100074099 弁理士 大菅 義之
		(72) 発明者	高杉 啓 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA09 BA11 CA02 CA06 CA07 CA09 CA10 CA11 DA18 DA43 DA53 FA01 FA08 FA10 FA11 FA12 FA13 FA14 GA02 GA06 GA11

最終頁に続く

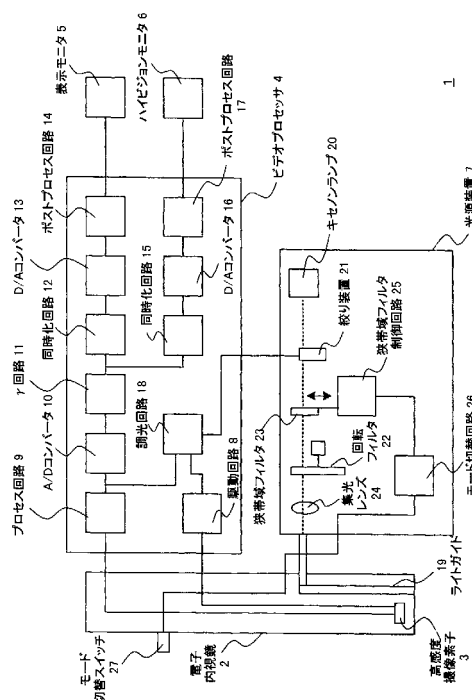
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 被写体が照明光の出射端から離れている場合などでも、観察を行うに当たり十分な明るさを持った内視鏡画像を得られる電子内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 光源装置7のキセノンランプ20から発光された光は、狭帯域フィルタ23と回転フィルタ22を通過して、ライトガイド19から被写体に照射される。狭帯域フィルタ25は、光路に挿入、退避可能であり、光路に挿入した場合、キセノンランプ20からの光の強度が大きく減衰してしまい、十分な照射光を得られない場合がある。このような場合、撮像素子として、感度が可変な高感度撮像素子3を用いることで、わずかな照射光で撮像可能にすると共に、照射される光の強度にしたがって、感度を適切に調整することで、照射光の強度に柔軟に対応して撮像することができる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

照射光を被写体に照射し、被写体からの戻り光により被写体を撮像する電子内視鏡装置において、

照射光を発光する光源手段と、

照射光の強度を調整する絞り手段と、

該照射光の帯域を制限するフィルタ手段と、

該戻り光を検出して撮像を行う、感度増幅率が可変な撮像素子とを備え、

該絞り手段が開放状態になったときに、該撮像素子の感度増幅率を変化させて撮像し、該撮像素子の感度増幅率が1倍になったときに、該絞り手段の制御を行うことを特徴とする電子内視鏡装置。

10

## 【請求項 2】

前記光源は、複数のランプからなり、前記絞り手段が開放状態になったときに複数のランプを同時に点灯することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 3】

前記撮像素子によって撮像された画像からノイズを除去するノイズ除去手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 4】

前記撮像素子によって撮像された画像信号をデジタル信号として出力するデジタルデータ出力手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

20

## 【請求項 5】

前記フィルタ手段は、照射光を長波長、中波長、短波長のそれぞれの帯域に制限する色フィルタを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 6】

前記フィルタ手段は、更に、前記色フィルタの透過帯域をより狭帯域に制限する狭帯域フィルタを備えることを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

30

## 【0001】

本発明は、電子内視鏡装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来より、照明光を照射し、体腔内の内視鏡画像を得る内視鏡装置が広く用いられている。この種の内視鏡装置では、光源装置からの照明光を体腔内にライトガイドなどを用いて導光し、その戻り光によって被写体を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡装置が用いられる。電子内視鏡装置では、ビデオプロセッサにより撮像手段からの撮像信号を信号処理することによって表示装置に内視鏡画像を表示し、患部などの観察部位を観察できるようになっている。

40

## 【0003】

内視鏡装置において、通常、生体組織観察を行う場合は、光源装置で可視光領域の白色光を発光し、例えば、RGBなどの回転フィルタを介することで、面順次方式に用いられる照射光を被写体に照射し、照射光が被写体に当たって戻ってくる戻り光をビデオプロセッサで同時化（同一時刻の画像として重ね合わせ）し、画像処理することでカラー画像を得る。あるいは、内視鏡の撮像手段の撮像面の前面にカラーチップを配し、白色光による戻り光をカラーチップによってRGBに分離することで撮像して、ビデオプロセッサで信号処理することでカラー画像を得ている。

## 【0004】

一方、生体組織では、照射される光の波長によって光の吸収特性及び散乱特性が異なる

50

ため、この特性を利用し、特許文献1に記載されているように、照明光の複数の波長領域の少なくとも1つの波長域を制限した狭帯域のフィルタを照明光路上に挿入して得られた照明光を照射することによって、生体組織の組織表面近くの所望の深さの組織情報を得ることが可能な内視鏡装置及び光源装置が考案されている。

【特許文献1】特開2002-95635号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、前述した特開2002-95635号公報に記載されている内視鏡装置は、可視光領域のうちの一部の波長領域の照明光によって観察を行うため、被写体が照明光の出射端から離れている場合などにおいて、得られる内視鏡画像の明るさが観察を行うには十分ではない場合があった。

10

【0006】

本発明の課題は、被写体が照明光の出射端から離れている場合などでも、観察を行うに当たり十分な明るさを持った内視鏡画像を得られる電子内視鏡装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の電子内視鏡装置は、照射光を被写体に照射し、被写体からの戻り光により被写体を撮像する電子内視鏡装置において、照射光を発光する光源手段と、照射光の強度を調整する絞り手段と、該照射光の帯域を制限するフィルタ手段と、該戻り光を検出して撮像を行う、感度増幅率が可変な撮像素子とを備え、該絞り手段が開放状態になったときに、該撮像素子の感度増幅率を変化させて撮像し、該撮像素子の感度増幅率が1倍になったときに、該絞り手段の制御を行うことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、被写体が照明光の出射端から離れているような場合でも、高感度撮像素子を用いて撮像を行うことによって、観察を行うにあたって十分な明るさを持った内視鏡画像を得ることが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0009】

本発明の実施形態の電子内視鏡装置は、可視光領域を含む照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し、戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段と、前記撮像手段からの出力信号に基づき調光を行う調光手段と、前記調光手段の出力信号によって前記照明光の照射光量を制御する絞り手段とを備える。そして、前記撮像手段は、感度増幅率が可変可能な高感度撮像素子によって構成され、前記絞り手段の制御を行う。また、前記照明光供給手段は、狭帯域フィルタを用いて可視光領域の一部の波長領域の照明光を照射する。

【0010】

40

また、本発明の実施形態の電子内視鏡装置は、可視光領域を含む照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し、戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段と、前記撮像手段からの出力信号に基づき調光を行う調光手段と、前記調光手段の出力信号によって前記照明光の照射光量を制御する絞り手段とを備える。更に、前記照明光供給手段は、複数のランプを備え、前記絞り手段が開放状態にあったときに複数のランプを同時に点灯すると共に、狭帯域フィルタを用いて可視光領域の一部の波長領域の照射光を照射する。

【0011】

本発明の実施形態の電子内視鏡装置によれば、被写体が照明光の出射端から離れているような場合でも、高感度撮像素子を用いて撮像を行うことによって、観察を行うに当たり

50

十分な明るさを持った内視鏡画像を得ることが可能である。

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について述べる。

【0012】

図1～図8は、本発明の第1の実施形態に係り、図1は、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図2は、回転フィルタの構成を示す図、図3は、回転フィルタに設けられている各フィルタの分光特性を示す図、図4は、狭帯域フィルタの分光特性を示す図、図5は、生体組織の層方向構造を示す図、図6は、照明光の生体組織の層方向への到達状態を示す説明図、図7は、回転フィルタ22のRGB各フィルタによって得られる体腔内組織像、図8は、狭帯域フィルタ23と回転フィルタ22の2つのフィルタが照明光路上に挿入されることによって得られる体腔内組織像である。

10

【0013】

図1に示すように、本実施形態の電子内視鏡装置1は、電子内視鏡2が着脱自在に装着され、電子内視鏡2に内蔵された高感度撮像素子3から出力された信号を映像化するビデオプロセッサ4と、ビデオプロセッサ4から出力されたTV標準信号フォーマット(NTSC、PAL方式など)の映像信号を表示する表示モニタ5、ビデオプロセッサ4から出力されたハイビジョン方式の映像信号を表示するハイビジョンモニタ6、電子内視鏡2に照明光を供給する光源装置7によって構成される。

【0014】

前記ビデオプロセッサ4は、電子内視鏡2に設けられた高感度撮像素子3を駆動するための駆動回路8、高感度撮像素子3からの出力信号を映像信号に変換するプロセス回路9、プロセス回路9から出力されるアナログ信号をデジタル信号に変換するA/Dコンバータ10、A/Dコンバータ10から出力されたデジタル信号に対して補正処理を行う回路11、回路11からの出力信号を同時化する同時化回路12、同時化回路12によって同時化された信号をデジタル信号からアナログ信号に変換するD/Aコンバータ13、D/Aコンバータ13の出力信号を所定のTV標準信号フォーマット(NTSC、PAL方式など)の映像信号に変換するポストプロセス回路14によって構成されている。

20

【0015】

また、前記ビデオプロセッサ4には、ハイビジョン方式の映像信号を出力する機能も搭載されており、前記回路11から出力された信号を同時化する同時化回路15、同時化回路15によって同時化された信号をデジタル信号からアナログ信号に変換するD/Aコンバータ16、D/Aコンバータ16からの出力信号をハイビジョン方式の映像信号に変換するポストプロセス回路17が設けられている。

30

【0016】

更に、前記ビデオプロセッサ4には、光源装置7の絞り装置21を制御し、適切な明るさ制御を行う調光回路18が設けられている。

前記光源装置7は、照明光を発光するキセノンランプ20、光量を制御する絞り装置21、照明光を面順次方式で用いる光にするための回転フィルタ22、RGBからなる面順次方式で用いる光を狭帯域の照明光にするために選択的に光路上に挿入可能な狭帯域フィルタ23、電子内視鏡2に設けられたライトガイド19の入射端に回転フィルタ22と狭帯域フィルタ23を介した面順次方式で用いる光を集光させる集光レンズ24、観察モードに応じて狭帯域フィルタ23を光路上に挿入、退避させる狭帯域フィルタ制御回路25、観察モードの切り替えを行うモード切替回路26で構成されている。

40

【0017】

前記回転フィルタ22は、図2に示すように、円盤状に構成され、中心を回転軸とした構造となっており、Rフィルタ22r、Gフィルタ22g、Bフィルタ22bが配置されている。RGB各フィルタの分光特性は、図3に示すような特性である。すなわち、最も波長の短い青色の光を透過するBフィルタ22bの透過帯域22bより長波長側の隣接した帯域に、緑色の光を透過するGフィルタ22gの透過帯域22gがあり、更に、その長波長側の隣接帯域に、赤色の光を透過するRフィルタ22rの透過帯域22rが存在する。これらの帯域は、互いに重なった部分があっても良い。前記狭帯域フィルタ23は、図

50

4 に示すような分光特性を持っており、青色の光を透過する帯域 2 3 b、緑色の光を透過する帯域 2 3 g、赤色の光を透過する帯域 2 3 r の 3 つの狭い透過帯域が存在する。狭帯域フィルタ 2 3 は、狭帯域フィルタ制御回路 2 5 によって、光路上に挿入されたり、光路上から退避されるようになっている。

#### 【0018】

また、電子内視鏡 2 には、モード切替スイッチ 2 7 が設けられており、このモード切替スイッチ 2 7 の出力が光源装置 7 のモード切替回路 2 6 に入力されるようになっている。

次に、このように構成された本実施形態の電子内視鏡装置の動作について説明する。

図 5 に示すように、体腔内組織 2 8 は、例えば、深さ方向に、異なった血管などの吸収体分布構造をもつ場合が多い。粘膜表面付近には、主に毛細血管 2 9 が多く分布し、またこの層より深い中層には、毛細血管のほかにも毛細血管より太い血管 3 0 が分布し、深層には、更に太い血管 3 1 が分布するようになる。

10

#### 【0019】

一方、光の体腔内組織 2 8 に対する深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、粘膜表面から入射された可視領域を含む照明光は、図 6 に示すように、青色 ( B ) のような波長の短い光の場合、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層付近までしか光は深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受け、粘膜表面から出た光が観測される。また、青色より波長が長い緑色 ( G ) 光の場合、青色光が深達する範囲より深いところまで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、粘膜表面から出た光が観測される。更に、緑色光より波長の長い赤色 ( R ) 光は、緑色光よりも深い範囲まで光が到達する。

20

#### 【0020】

電子内視鏡 2 のモード切替スイッチ 2 7 を操作者が操作することによって、通常観察が選択された場合には、モード切替回路 2 6 が制御信号を狭帯域フィルタ制御回路 2 5 へ送り、狭帯域フィルタ 2 3 が照明光の光路上より退避されるようになっている。そのとき、図 3 に示す分光特性を持つ R フィルタ 2 2 r、G フィルタ 2 2 g、B フィルタ 2 2 b が回転フィルタ 2 2 によって照明光の光路上に順次挿入され、それぞれの透過波長領域の照明光が照射される。これらの照射光によって得られる撮像信号は、体腔内組織のさまざまな層からの反射光情報を持っている。

#### 【0021】

図 7 は、回転フィルタ 2 2 の R G B 各フィルタによって得られる体腔内組織像であるが、B フィルタ 2 2 b によって得られる画像は、図 7 ( a ) に示すように浅層から中層での組織情報を多く含む画像が得られる。G フィルタ 2 2 g によって得られる画像は、図 7 ( b ) に示すように中層を中心に浅層から深層にかけての組織情報を多く含む画像が得られる。R フィルタ 2 2 r によって得られる画像は、図 7 ( c ) に示すように中層から深層での組織情報を多く含む画像が得られる。したがって、回転フィルタ 2 2 によって得られる内視鏡画像は、これらの各画像の重ね合わせによって構成されるため、自然な色再現であるが、さまざまな深さ範囲の組織像の内視鏡画像として得られることになる。

30

#### 【0022】

一方、電子内視鏡 2 のモード切替スイッチ 2 7 を操作者が操作することによって狭帯域フィルタ 2 3 による観察が選択された場合は、モード切替回路 2 6 が制御信号を狭帯域フィルタ制御回路 2 5 へ送り、図 4 に示す 3 つの透過波長ピークを持つ分光特性の狭帯域フィルタ 2 3 が照明光の光路上に挿入されるようになっている。そのとき回転フィルタ 2 2 によって照明光の光路上に R フィルタ 2 2 r、G フィルタ 2 2 g、B フィルタ 2 2 b が順次挿入されるため、図 4 に示す波長領域 2 3 r、2 3 g、2 3 b の照明光が順次照射されることになる。これら照明光によって得られる撮像信号は、体腔内組織の限られた層からの反射光情報を持っている。すなわち、照射される光の波長帯域が狭いので、例えば、青 ( B ) 光が照射される場合、この光に含まれる光の波長の違いが少ない。光は、波長によって深達度が異なるため、同じような波長の光を照射した場合には、同様な深度までしか到達せず、同様な深度の組織の情報しか得られない。緑色 ( G ) 光、赤色 ( R ) 光についても同様である。

40

50

## 【0023】

図8は、狭帯域フィルタ23と回転フィルタ22の2つのフィルタが照明光路上に挿入されることによって得られる体腔内組織像である。狭帯域フィルタ23とBフィルタ22bによって得られる画像は、体腔内組織への深達度が浅い波長に限定された照射光により、図8(a)に示すように浅層での組織情報の画像が得られ、粘膜表層付近に多く見られる毛細血管のコントラストが明瞭な画像を得ることができる。狭帯域フィルタ23とGフィルタ22gによって得られる画像は、体腔内組織への深達度が中層である波長に限定された照射光により、図8(b)に示すように浅層に近い中層の組織情報の画像が得られ、毛細血管よりやや太い血管のコントラストが明瞭な画像を得ることができる。狭帯域フィルタ23とRフィルタ22rによって得られる画像は、体腔内組織への深達度が深い波長に限定された照射光により、図8(c)に示すように深層の組織情報の画像が得られ、太い血管のコントラストが明瞭な画像を得ることができる。したがって、狭帯域フィルタ23と回転フィルタ22の組み合わせによって得られる内視鏡画像は、これらの各画像の重ね合わせによって構成されるため、自然な色再現ではないが、限られた深さの組織像でコントラストの良い内視鏡画像を得ることができる。また、例えば、狭帯域フィルタ23とBフィルタ22rによって得られた画像によるモノクロ表示を行うことによって、体腔内組織表層の情報のみをコントラスト良く観察することが可能である。また、狭帯域フィルタ23と、Gフィルタ22b、あるいは、Rフィルタ22rとの組み合わせによって、それぞれの深度の体腔内組織表層の情報のみをコントラスト良く観察することができる。

10

## 【0024】

ところが、図4に示すような分光特性を持つ狭帯域フィルタ23による観察では、図3に示すような分光特性を持つ回転フィルタ22だけを用いる通常観察と比較して、多くの波長領域の照明光を制限しているために被写体を照明する照明光の光量が極端に少なくなる。したがって、光源装置7の絞り装置21の絞りを開放方向に制御して出射光量をふやすことが行われるが、被写体がライトガイド19の出射端から離れてしまっているような場合などは、出射光量をふやしても十分な明るさを得ることが出来ない場合がある。そこで、本発明の実施形態では、電子内視鏡2に設けられる撮像素子に感度を調整することができる高感度撮像素子3を用いることによって、前述したような場合でも十分な明るさの画像を得ることができる。

20

## 【0025】

ビデオプロセッサ4に設けられている調光回路18は、画像の明るさが所定の目標値に達していない場合、まず、光源装置7に設けられている絞り装置21に制御信号を送り、絞りを開放方向に制御して照明光量を増大させるように動作する。このとき、絞り装置21が絞りを開放しきっても画像の明るさが所定の目標値に達していない場合は、調光回路18が駆動回路8に高感度撮像素子3の感度を上げるように制御信号を送る。駆動回路8は、調光回路18から前記制御信号を受け取ると、高感度撮像素子3の感度を上げて撮像を行うように高感度撮像素子3を制御する。

30

## 【0026】

また、高感度撮像素子3の感度が1倍の時に画像の明るさが所定の目標値をオーバーしている場合は、調光回路18が光源装置7に設けられている絞り装置21に制御信号を送り、絞りを閉じる方向に制御して、照明光量を減少させるように動作する。

40

以上のようにして、被写体がライトガイド19の出射端から離れてしまっているような場合でも、十分な明るさの狭帯域フィルタによる観察画像を得ることが可能である。また、絞り装置21で調光を行っても画像の明るさが目標値にならないときのみ、高感度撮像素子3の感度制御によって画像の明るさを制御するため、できる限り画像のノイズが増大しないようにすることが可能である。

## 【0027】

図9は、本発明の第2の実施形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

本実施形態の電子内視鏡装置は、第1の実施形態と殆ど同じ構成であるため、第1の実

50

施形態と同様の動作をする構成要素については、同じ番号を付して説明を省略する。図 9 に示すように、本実施形態のビデオプロセッサ 3 2 は、第 1 の実施形態のビデオプロセッサ 4 の A / D コンバータ 1 0 と 回路 1 1 の間にノイズ除去回路 3 3 が設けられている。

【 0 0 2 8 】

以下、本実施形態の電子内視鏡装置の動作について説明する。

本実施形態のビデオプロセッサ 3 2 は、第 1 の実施形態と殆ど同じ構成、動作であるが、ノイズ除去回路 3 3 が設けられており、高感度撮像素子 3 によって撮像されたノイズの多い画像に対してノイズ除去を行う点で異なっている。

【 0 0 2 9 】

ノイズ除去回路 3 3 には、調光回路 1 8 から駆動回路 8 に接続されている高感度撮像素子 3 の感度を制御するための制御信号線が接続されており、高感度撮像素子 3 が感度を上げて撮像を行っている場合にのみノイズ除去回路 3 3 が動作するようになっている。

高感度撮像素子 3 が感度を上げて撮像を行っているとき、各画素に発生する感度のばらつきが増大することなどによってノイズが発生する場合がある。ノイズ除去回路 3 3 は、これらのノイズを除去するためのものであり、スパイクノイズを除去するフィルタやメディアンフィルタなどが適用される。

【 0 0 3 0 】

以上、本実施形態の実施形態の電子内視鏡装置によれば、第 1 の実施形態と同様の効果が得られると共に、高感度撮像素子によって感度が上げられて撮像された場合に、ノイズが発生しても、このノイズを除去することによって、ノイズ感が少ない画像を得ることができる。

【 0 0 3 1 】

本実施形態では、ノイズ除去回路を A / D コンバータと 回路の間に配置したが、これに限らず、回路の後や、A / D コンバータの前段でも良い。また、ノイズ除去回路もさまざまなノイズ除去フィルタを用いることが可能である。

図 1 0 は、本発明の第 3 の実施形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 2 】

本実施形態の電子内視鏡装置は、第 2 の実施形態と殆ど同じ構成であるため、第 2 の実施形態と同様の動作をするものについては、同じ番号を付して説明を省略する。図 1 0 に示すように、本実施形態のビデオプロセッサ 3 4 には、デジタル I / F 回路 3 5 が設けられており、A / D コンバータ 1 0 の出力信号をデジタル I / F 回路 3 5 を介して、デジタル記録装置 3 6 へ出力している。

【 0 0 3 3 】

以下、本実施形態の電子内視鏡装置の動作について説明する。

本実施形態のビデオプロセッサ 3 4 は、第 2 の実施形態とほとんど同じ構成、動作であるが、デジタル I / F 回路 3 5 が設けられており、A / D コンバータ 1 0 から出力された補正やノイズ除去などの画像処理が全く施されていない画像データをデジタル記録装置 3 6 へ記録可能となっている。

【 0 0 3 4 】

デジタル I / F 回路 3 5 は、A / D コンバータ 1 0 から出力されたデジタル信号を低電圧作動型信号（以下、L V D S と記載する）に変換してデジタル記録装置 3 6 へ出力する。

以上、本実施形態の電子内視鏡装置によれば、第 2 の実施形態と同様の効果が得られると共に、画像処理が施されていないデジタル画像データをデジタル記録装置に記録可能であるため、後で画像処理を行いたい時や画像データから病変部の診断情報などを抽出したいような時などに最適な画像データを得ることが可能である。また、デジタルで画像データを記録可能であるため、画質の劣化もない。

【 0 0 3 5 】

また、L V D S 方式を用いることで、デジタル記録装置 3 6 への高速のデータ伝送を可

10

20

30

40

50

能とするだけでなく、伝送信号からのノイズの発生が少なく、外来ノイズに強いため、他の機器に与える放射ノイズの影響を抑制し、高品位な画像伝送が可能である。また、長距離伝送が可能で消費電力を少なくすることもできる。

**【0036】**

なお、本実施形態ではデジタルI/F回路35で、LVDSへの変換を行ってデジタル記録装置36へ出力を行ったが、これに限らず、LVDS方式以外のさまざまなデジタル伝送方式を用いても良い。

また、デジタル記録装置へ出力する信号をA/Dコンバータの出力信号としたが、デジタル画像データを記録するという目的であれば、回路や同時化回路の出力信号をデジタルI/F回路へ接続し、デジタル記録装置へ出力するようにしても良い。特に、ハイビジョン形式のデジタル映像信号を記録するのであれば、同時化回路15の出力信号をデジタルI/F回路へ接続し、記録するようにすればよい。

10

**【0037】**

図11は、本発明の第4の実施形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

本実施形態の電子内視鏡装置は、第3の実施形態と殆ど同じ構成であるため、第3の実施形態と同様の動作をする構成要素については、同じ番号を付して説明を省略する。図11に示すように、本実施形態の光源装置37には、キセノンランプ20に加えて、キセノンランプ38、ミラー39が設けられている点で、第3の実施形態の電子内視鏡と異なっている。

20

**【0038】**

本実施形態の光源装置37には、キセノンランプ38が設けられており、ビデオプロセッサ34に設けられている調光回路18からの制御線が接続されている。ミラー39は、キセノンランプ20の照射光路上、キセノンランプ20と絞り装置21の間に設けられており、キセノンランプ20を透過するようになっている。また、ミラー39は、キセノンランプ20の照射光路上であると共に、キセノンランプ38の照射光を反射し、絞り装置21へ導光するように、キセノンランプ38の照射光路上、キセノンランプ38と絞り装置21の間に配置されている。

**【0039】**

以下、本実施形態の電子内視鏡装置の動作について説明する。

30

本実施形態の光源装置37は、狭帯域フィルタによる観察において十分な明るさの画像を得るために、キセノンランプを複数設け、制御するようになっている。

ビデオプロセッサ34に設けられている調光回路18は、画像の明るさが所定の目標値に達していない場合、光源装置37に設けられている絞り装置21に制御信号を送り、絞りを開放方向に制御して照明光量を増大させるように動作する。このとき、絞り装置21が絞りを開放しきっても画像の明るさが所定の目標値に達していない場合は、調光回路18が光源装置37のキセノンランプ38を点灯させ、照明光量を増大させる。

**【0040】**

また、キセノンランプ20とキセノンランプ38の両方のランプが点灯しているとき、調光回路18は、絞り装置21に制御信号を送って絞りを開閉させる。特に、画像の明るさが所定の目標値をオーバーしている場合は、調光回路18からキセノンランプ38へ制御信号を送り、キセノンランプ38を消灯させて照明光量を減少させ、画像の明るさが所定の目標値となるように絞り装置21を再び制御する。

40

**【0041】**

以上、本実施形態の電子内視鏡装置によれば、第3の実施形態と同様、観察を行うに当たり十分明るい画像を得ることが可能であるが、高感度撮像素子3の感度を増幅させて撮像を行う必要が無いため、画像にノイズが発生することがなく、ノイズ除去回路33をONにする必要が無い。したがって、画像がボケてしまうなどの劣化を招くことが無い。しかしながら、ノイズ除去回路33を操作者の好みに応じてOFFにしたり、ONにしたりできるようにしても良い。

50

## 【 0 0 4 2 】

また、本実施形態の電子内視鏡装置によれば、キセノンランプを複数設けているため、例えば、通常観察時に片方のキセノンランプが何らかの理由で点灯しなくなった場合でも、非常灯の代わりとして用いることも可能である。この場合、一般的に用いられる非常灯とは異なり、通常観察を行っているときと同じ光量の照明光となるため、検査を中断して内視鏡を体腔内から除去する必要が無く、そのまま検査を続行させることが可能となる。

## 【 0 0 4 3 】

本実施形態の電子内視鏡装置では、高感度撮像素子 3 の感度を増幅させて撮像を行う必要はないが、キセノンランプの経時的劣化などで 2 つのキセノンランプが点灯しても明るい画像が得られない場合などに、第 3 の実施形態と同様に高感度撮像素子 3 の感度を増幅させて撮像を行うようにしてもよい。

10

## 【 0 0 4 4 】

また、本実施形態の電子内視鏡装置では、キセノンランプを 2 つ用いたが、従来より光源装置に用いられている非常灯を 2 つめのキセノンランプ 3 8 の代わりに用いることも可能である。

本実施形態の変形例として、キセノンランプ 3 8 とミラー 3 9 の間に絞り装置を設け、キセノンランプ 3 8 を常に点灯させた状態にしておき、絞り装置によって光量制御を行うようにすれば、キセノンランプ点灯時のノイズ発生や光量の不安定な状態を抑えることが可能となる。

## 【 0 0 4 5 】

なお、本発明の狭帯域フィルタ特性は一例に過ぎず、可視光領域ではなく赤外光領域や紫外光領域であっても良く、赤外光領域は体腔内組織の最深部、紫外光領域は体腔内組織の表面など、通常観察や可視光領域の狭帯域フィルタによる観察では得られない体腔内組織情報を得ることも可能である。

20

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 4 6 】

【 図 1 】 電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 回転フィルタの構成を示す図である。

【 図 3 】 回転フィルタに設けられている各フィルタの分光特性を示す図である。

【 図 4 】 狭帯域フィルタの分光特性を示す図である。

30

【 図 5 】 生体組織の層方向構造を示す図である。

【 図 6 】 照明光の生体組織の層方向への到達状態を示す説明図である。

【 図 7 】 回転フィルタ 2 2 の R G B 各フィルタによって得られる体腔内組織像を示す図である。

【 図 8 】 狭帯域フィルタ 2 3 と回転フィルタ 2 2 の 2 つのフィルタが照明光路上に挿入されることによって得られる体腔内組織像を示す図である。

【 図 9 】 本発明の第 2 の実施形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【 図 1 0 】 本発明の第 3 の実施形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

40

【 図 1 1 】 本発明の第 4 の実施形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 4 7 】

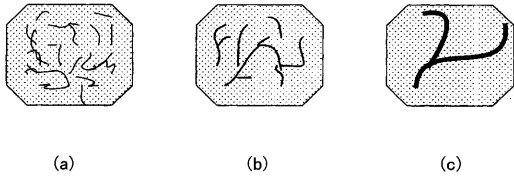
- 1 電子内視鏡装置
- 2 電子内視鏡
- 3 高感度撮像素子
- 4、3 2、3 4 ビデオプロセッサ
- 5 表示モニタ
- 6 ハイビジョンモニタ

50

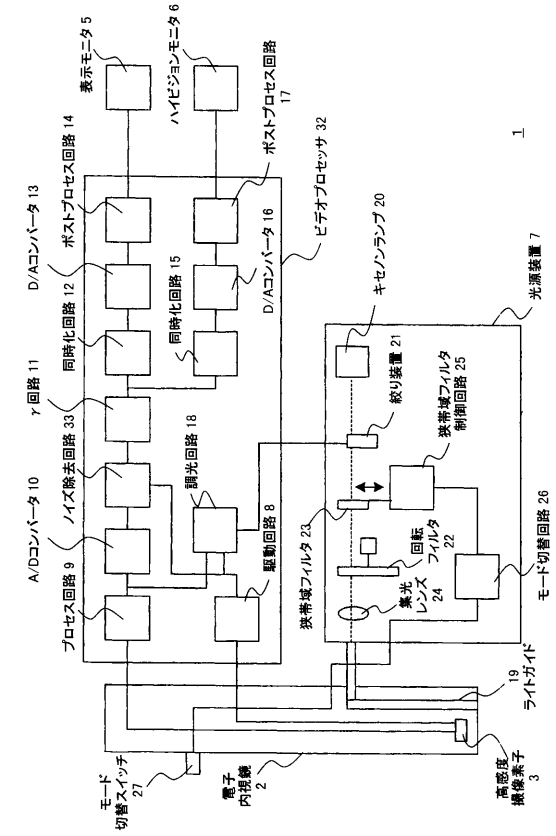
7、37	光源装置	
8	駆動回路	
9	プロセス回路	
10	A / Dコンバータ	
11	回路	
12	同時化回路	
13	D / Aコンバータ	
14	ポストプロセス回路 14	
15	同時化回路	
16	D / Aコンバータ	10
17	ポストプロセス回路	
18	調光回路	
19	ライトガイド	
20	キセノンランプ	
21	絞り装置	
22	回転フィルタ	
23	狭帯域フィルタ	
24	集光レンズ	
25	狭帯域フィルタ制御回路	
26	モード切替回路	20
27	モード切替スイッチ	
33	ノイズ除去回路	
35	デジタルI / F回路	
36	デジタル記憶装置	
38	キセノンランプ	
39	ミラー	



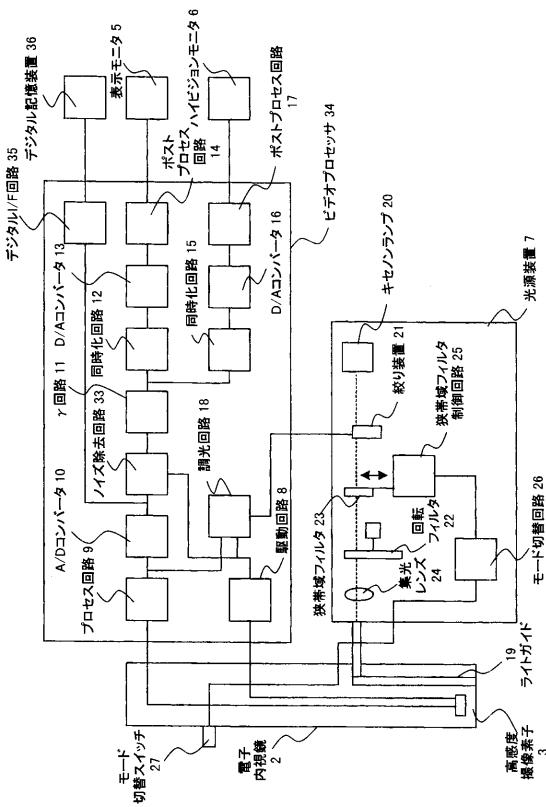
【図 8】



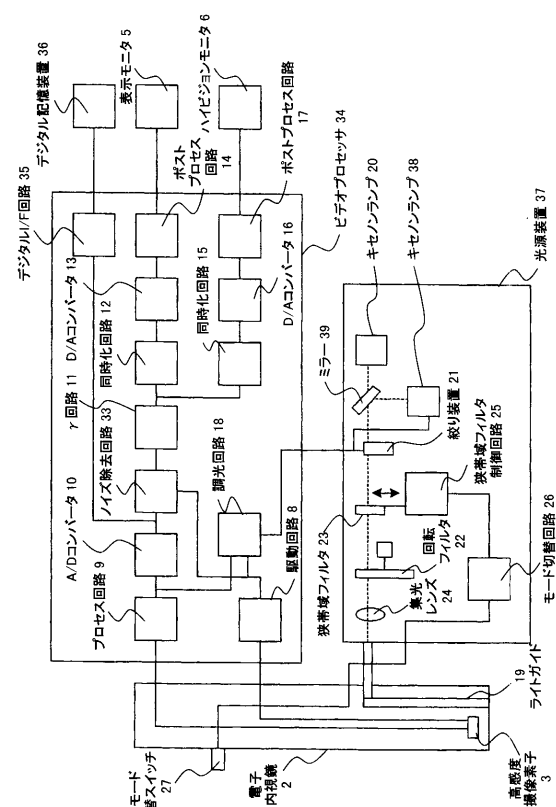
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01 JJ11 LL01 MM03 NN01 PP12  
QQ09 RR04 RR14 RR18  
5C122 DA26 EA12 FB08 FB17 FF05 FF15 GG03 HB07

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005323758A</a>	公开(公告)日	2005-11-24
申请号	JP2004143855	申请日	2004-05-13
[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	高杉啓		
发明人	高杉 啓		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 A61B1/06 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C A61B1/00.513 A61B1/04.530 A61B1/045.611 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.731 A61B1/07.735 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.430 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290 H04N5/235.200 H04N5/235.400 H04N5/243		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/CA02 2H040/CA06 2H040/CA07 2H040/CA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/DA18 2H040/DA43 2H040/DA53 2H040/FA01 2H040/FA08 2H040/FA10 2H040/FA11 2H040/FA12 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/JJ11 4C061/LL01 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 5C122/DA26 5C122/EA12 5C122/FB08 5C122/FB17 5C122/FF05 5C122/FF15 5C122/GG03 5C122/HB07 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/LL01 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜装置，即使被摄体远离照明光的出射端，也能够获得具有足够的亮度以供观察的内窥镜图像。从光源装置7的氙气灯20发出的光通过窄带滤光片23和旋转滤光片22，并从光导19照射到被摄体上。窄带滤光器25可以插入光路和从光路缩回，并且当插入光路时，来自氙气灯20的光的强度大大衰减，并且可能无法获得足够的照射光。在这种情况下，通过使用灵敏度可变的高灵敏度图像传感器3作为图像传感器，可以拍摄少量的照射光来拍摄图像，并根据照射光的强度适当地调整灵敏度。因此，可以灵活地捕获与照射光的强度相对应的图像。[选型图]图1

