

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3583731号
(P3583731)

(45) 発行日 平成16年11月4日(2004.11.4)

(24) 登録日 平成16年8月6日(2004.8.6)

(51) Int.Cl.⁷

F 1

A61B	1/06	A 61 B	1/06	B
A61B	1/00	A 61 B	1/00	300 D
G02B	23/24	G 02 B	23/24	B
G02B	23/26	G 02 B	23/26	B
HO4N	7/18	HO 4 N	7/18	M

請求項の数 3 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2001-88256 (P2001-88256)
 (22) 出願日 平成13年3月26日 (2001.3.26)
 (65) 公開番号 特開2002-95635 (P2002-95635A)
 (43) 公開日 平成14年4月2日 (2002.4.2)
 審査請求日 平成14年5月30日 (2002.5.30)
 (31) 優先権主張番号 特願2000-221312 (P2000-221312)
 (32) 優先日 平成12年7月21日 (2000.7.21)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 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 後野 和弘
 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

審査官 安田 明央

(56) 参考文献 実開昭63-198017 (JP, U)
 特開平1-315715 (JP, A)
 特開平4-297225 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡装置および光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

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を備えた内視鏡装置において、

前記照明光供給手段から前記撮像手段に至る光路上に配置可能に配設された、当該被写体の体腔内組織の組織情報を層レベルで分離して視認可能となるよう前記照明光の複数の波長領域のうち少なくとも1つの波長領域の帯域を狭めるよう制限し上記狭帯域の光より得られる被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記照明光に基づき、通常観察用の画像を得る通常観察モードと、前記帯域制限手段により得られる前記離散的な分光分布のバンド像を得る狭帯域観察モードと、を切り換えるモード切換手段を備えることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

可視光領域を含む複数の波長領域の照明光を供給する照明光供給手段と、

前記照明光供給手段から供給される照明光の光路上に配置可能に配設された、前記照明光の複数の波長領域のうち少なくとも1つの波長領域の帯域を狭めるよう制限しこの狭帯域の光より得られる被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段と、

前記照明光に基づく通常観察用の画像を得る通常観察モードと、前記帯域制限手段により得られる前記離散的な分光分布のバンド像より当該被写体の体腔内組織の組織情報を層レベルで分離して視認可能とする狭帯域観察モードと、を切り換えるモード切換指示に基づき、前記帯域制限手段による前記離散的な分光分布の光の生成を制御する制御手段と、を備えることを特徴とする光源装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体組織の像を撮像し信号処理する内視鏡装置に関する。

【0002】

10

【従来の技術】

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等を用い導光しその戻り光により被写体を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡が用いられ、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り観察モニタに内視鏡画像を表示し患部等の観察部位を観察するようになっている。

【0003】

内視鏡装置において通常の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等の回転フィルタを介することで面順次光を被写体に照射し、この面順次光による戻り光をビデオプロセッサで同時化し画像処理することでカラー画像を得たり、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てRGBに分離することで撮像しビデオプロセッサで画像処理することカラー画像を得ている。

20

【0004】

一方、生体組織では、照射される光の波長により光の吸収特性及び散乱特性が異なるため、近年、例えば赤外光を照明光として生体組織に照射し生体組織に深部の組織の観察が可能な赤外光内視鏡装置が種々提案されている。

【0005】

30

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、生体組織の診断では、組織表面近くの深部組織情報も重要な観察対象となるが、上記の赤外光内視鏡装置では、組織表面よりも深い深部組織情報しか得ることができない。

【0006】

また、白色光を回転フィルタによりRGB面順次光として、生体組織に照射すると、その波長域が異なるために、各色の光による撮像信号は、生体組織の組織表面近くの異なる深部組織情報を有しているが、一般にはこのRGB面順次光による内視鏡画像をより自然な色画像とするため、白色光は、各波長域がオーバーラップしたRGB光に分離される。

【0007】

すなわち、オーバーラップしたRGB光では、各波長域による光の撮像信号には幅のある深部組織情報が取り込まれるため、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を視認することが難しいといった問題がある。

40

【0008】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を得ることのできる内視鏡装置及び光源装置を提供することを目的としている。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明の内視鏡装置は、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を備えた内視鏡装置において、前

50

記照明光供給手段から前記撮像手段に至る光路上に配置可能に配設された、当該被写体の体腔内組織の組織情報を層レベルで分離して視認可能となるように前記照明光の複数の波長領域のうち少なくとも1つの波長領域の帯域を狭めるよう制限し上記狭帯域の光より得られる被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段を有することを特徴とする。

本発明の光源装置は、可視光領域を含む複数の波長領域の照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光供給手段から供給される照明光の光路上に配置可能に配設された、前記照明光の複数の波長領域のうち少なくとも1つの波長領域の帯域を狭めるよう制限しこの狭帯域の光より得られる被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段と、前記照明光に基づく通常観察用の画像を得る通常観察モードと、前記帯域制限手段により得られる前記離散的な分光分布のバンド像より当該被写体の体腔内組織の組織情報を層レベルで分離して視認可能とする狭帯域観察モードと、を切り換えるモード切換指示に基づき、前記帯域制限手段による前記離散的な分光分布の光の生成を制御する制御手段と、を備えることを特徴とする。

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0011】

図1ないし図33は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の回転フィルタの構成を示す構成図、図3は図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図、図4は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図、図5は図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図、図6は図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図、図7は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図、図8は図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図、図9は図1の調光回路による調光制御を説明する図、図10は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第1の変形例の分光特性を示す図、図11は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第2の変形例の分光特性を示す図、図12は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第3の変形例の分光特性を示す図、図13は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第3の変形例の作用を説明する図、図14は図1のキセノンランプの分光分布の第1の例を示す図、図15は図14のキセノンランプの分光分布の際の回転フィルタの第2のフィルタ組の第4の変形例の分光特性を示す図、図16は図14の第2のフィルタ組の第4の変形例による生体組織照明光の分光特性を示す図、図17は図1のキセノンランプの分光分布の第2の例を示す図、図18は図1のCCDの分光感度特性の一例を示す図、図19はキセノンランプの分光分布が第2の例でかつCCDの分光感度特性が図18の時の回転フィルタの第2のフィルタ組の第5の変形例に蒸着する減光フィルタの分光特性を示す図、図20は図19の減光フィルタを蒸着した第2のフィルタ組の第5の変形例の分光特性を示す図、図21は図1の光源装置の第1の変形例の構成を示す構成図、図22は図21の減光回転フィルタの構成を示す構成図、図23は図1の光源装置の第2の変形例の構成を示す構成図、図24は図23の減光フィルタを構成する第1の減光フィルタの減光特性を示す図、図25は図23の減光フィルタを構成する第2の減光フィルタの減光特性を示す図、図26は図23の減光フィルタの減光特性を示す図、図27は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の詳細な分光特性を示す一例を示す図、図28は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第6の変形例の分光特性を示す図、図29は図1のビデオプロセッサの変形例の要部の構成を示す図、図30は図29のビデオプロセッサの作用を説明する第1の図、図31は図29のビデオプロセッサの作用を説明する第2の図、図32は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第7の変形例を示す図、図33は図32の第2のフィルタ組の第7の変形例の分光特性を示す図である。

【0012】

図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像す

10

20

30

40

50

る撮像手段として C C D 2 を有する電子内視鏡 3 と、電子内視鏡 3 に照明光を供給する光源装置 4 と、電子内視鏡 3 の C C D 2 からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ 5 に表示したり内視鏡画像を符号化して圧縮画像として画像ファイリング装置 6 に出力するビデオプロセッサ 7 とから構成される。

【 0 0 1 3 】

光源装置 4 は、照明光を発光するキセノンランプ 1 1 と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ 1 2 と、熱線カットフィルタ 1 2 を介した白色光の光量を制御する絞り装置 1 3 と、照明光を面順次光にする回転フィルタ 1 4 と、電子内視鏡 3 内に配設されたライトガイド 1 5 の入射面に回転フィルタ 1 4 を介した面順次光を集光させる集光レンズ 1 6 と、回転フィルタ 1 4 の回転を制御する制御回路 1 7 とを備えて構成される。 10

【 0 0 1 4 】

回転フィルタ 1 4 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 2 重構造となっており、外側の径部分には図 3 に示すような色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第 1 のフィルタ組を構成する R 1 フィルタ 1 4 r 1 , G 1 フィルタ 1 4 g 1 , B 1 フィルタ 1 4 b 1 が配置され、内側の径部分には図 4 に示すような所望の深層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を出力するための第 2 のフィルタ組を構成する R 2 フィルタ 1 4 r 2 , G 2 フィルタ 1 4 g 2 , B 2 フィルタ 1 4 b 2 が配置されている。そして、回転フィルタ 1 4 は、図 1 に示すように、制御回路 1 7 により回転フィルタモータ 1 8 の駆動制御がなされ回転され、また径方向の移動（回転フィルタ 1 4 の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ 1 4 の第 1 のフィルタ組あるいは第 2 のフィルタ組を選択的に光路上に移動）が後述するビデオプロセッサの 7 内のモード切替回路 4 2 からの制御信号によりモード切替モータ 1 9 によって行われる。 20

【 0 0 1 5 】

なお、キセノンランプ 1 1 、絞り装置 1 3 、回転フィルタモータ 1 8 及びモード切替モータ 1 9 には電源部 1 0 より電力が供給される。

【 0 0 1 6 】

図 1 に戻り、ビデオプロセッサ 7 は、C C D 2 を駆動する C C D 駆動回路 2 0 と、対物光学系 2 1 を介して C C D 2 により体腔内組織を撮像した撮像信号を增幅するアンプ 2 2 と、アンプ 2 2 を介した撮像信号に対して相関 2 重サンプリング及びノイズ除去等を行うプロセス回路 2 3 と、プロセス回路 2 3 を経た撮像信号をデジタル信号の画像データに変換する A / D 変換器 2 4 と、A / D 変換器 2 4 からの画像データにホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路 2 5 と、回転フィルタ 1 4 による面順次光を同時化するためのセレクタ 2 6 及び同時化メモリ 2 7 , 2 8 , 2 9 と、同時化メモリ 2 7 , 2 8 , 2 9 に格納された面順次光の各画像データを読み出しガンマ補正処理、輪郭強調処理、色処理等を行う画像処理回路 3 0 と、画像処理回路 3 0 からの画像データをアナログ信号に変換する D / A 回路 3 1 , 3 2 , 3 3 と、D / A 回路 3 1 , 3 2 , 3 3 の出力を符号化する符号化回路 3 4 と、光源装置 4 の制御回路 1 7 からの回転フィルタ 1 4 の回転に同期した同期信号を入力し各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ 3 5 とを備えて構成される。 30

【 0 0 1 7 】

また、電子内視鏡 2 には、モード切替スイッチ 4 1 が設けられており、このモード切替スイッチ 4 1 の出力がビデオプロセッサ 7 内のモード切替回路 4 2 に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ 7 のモード切替回路 4 2 は、制御信号を調光回路 4 3 , 調光制御パラメータ切替回路 4 4 及び光源装置 4 のモード切替モータ 1 9 に出力するようになっている。調光制御パラメータ切替回路 4 4 は、回転フィルタ 1 4 の第 1 のフィルタ組あるいは第 2 のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路 4 3 に出力し、調光回路 4 3 はモード切替回路 4 2 からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路 4 4 からの調光制御パラメータに基づき光源装置 4 の絞り装置 1 3 を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。 40

【0018】

次に、このように構成された本実施の形態の内視鏡装置の作用について説明する。

【0019】

図5に示すように、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体分布構造を持つ場合が多い。粘膜表層付近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管より太い血管53が分布し、さらに深層にはさらに太い血管54が分布するようになる。

【0020】

一方、光は体腔内組織51に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、可視域を含む照明光は、図6に示すように、青(B)色のような波長が短い光の場合、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、表面から出た光が観測される。また、青(B)色光より波長が長い、緑(G)色光の場合、青(B)色光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。さらにまた、緑(G)色光より波長が長い、赤(R)色光は、さらに深い範囲まで光が到達する。

10

【0021】

通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ14の第1のフィルタ組であるR1フィルタ14r1, G1フィルタ14g1, B1フィルタ14b1に位置するようにビデオプロセッサの7内のモード切替回路が制御信号によりモード切替モータ19を制御する。

20

【0022】

体腔内組織51の通常観察時におけるR1フィルタ14r1, G1フィルタ14g1, B1フィルタ14b1は、図3に示したように各波長域がオーバーラップさせるために、B1フィルタ14b1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(a)に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G1フィルタ14g1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(b)に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR1フィルタ14r1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(c)に示すような深層での組織情報を多く含む中層及び深層組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0023】

そしてビデオプロセッサ7により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

30

【0024】

一方、電子内視鏡3のモード切替スイッチ41が押されると、その信号がビデオプロセッサ7のモード切替回路42に入力される。モード切替回路42は、光源装置4のモード切替モータ19に制御信号を出力することで、通常観察時に光路上にあった回転フィルタ14の第1のフィルタ組を移動させ第2のフィルタ組を光路上に配置するように回転フィルタ14を光路に対して駆動する。

【0025】

第2のフィルタ組による体腔内組織51の狭帯域光観察時におけるR2フィルタ14r2, G2フィルタ14g2, B2フィルタ14b2は、照明光を図4に示したように離散的な分光特性の狭帯域な面順次光とするために、B2フィルタ14b2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(a)に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G2フィルタ14g2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(b)に示すような中層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR2フィルタ14r2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(c)に示すような深層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

40

【0026】

この時、図3及び図4から明らかなように、第1のフィルタ組による透過光量に対して第2のフィルタ組による透過光量は、その帯域が狭くなるため減少するため、調光制御パラ

50

メータ切替回路 4 4 は、回転フィルタ 1 4 の第 1 のフィルタ組あるいは第 2 のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路 4 3 に出力することで、調光回路 4 3 は絞り装置 1 3 を制御し、図 9 に示すように、ビデオプロセッサ 7 の図示しない設定パネルでの設定値 L_x に応じた通常観察時の絞り装置 1 3 による例えばリニアな絞り制御線 6 1 に対して、狭帯域光観察時では絞り装置 1 3 を制御して設定値 L_x に応じた絞り制御曲線 6 2 により光量 M_x を制御する。

【 0 0 2 7 】

具体的には、第 1 のフィルタ組から第 2 のフィルタ組に変更したことに連動して、光量設定値 L_x に対応する絞りレベル値が図 9 に示すように $M_x 1$ から $M_x 2$ に変更になり、その結果、絞りが開放される方向に制御され、フィルタが狭帯域化することにより照明光量が減少することを補償するように動作する。

【 0 0 2 8 】

これにより狭帯域光観察時においても十分な明るさの画像データが得られる。

【 0 0 2 9 】

このように本実施の形態では、体腔内組織 5 1 の通常観察時に、必要に応じてモード切替スイッチ 4 1 を押下することで、回転フィルタ 1 4 の第 1 のフィルタ組から第 2 のフィルタ組に切り替えて狭帯域光観察に移行でき、この狭帯域光観察においては回転フィルタ 1 4 の第 2 のフィルタ組により、体腔内組織 5 1 のそれぞれの層の組織情報を分離した状態で撮像信号として得ることができ、また絞り装置 1 3 を制御することで適切な光量の撮像信号を得るので、診断に重要な体腔内組織 5 1 の各層の組織情報を層レベルで分離して確実に視認が可能となり、体腔内組織 5 1 の状態をより正確に診断できる。

【 0 0 3 0 】

なお、第 2 のフィルタ組は、照明光の分光特性を図 4 に示すようなフィルタ組 (R 2 フィルタ 1 4 r 2, G 2 フィルタ 1 4 g 2, B 2 フィルタ 1 4 b 2) としたが、これに限らず、第 2 のフィルタ組の第 1 の変形例として、照明光を例えば図 1 0 に示すような離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を生じさせるフィルタ組としても良い。この第 1 の変形例のフィルタ組では、G フィルタと R フィルタは第 1 のフィルタ組の G フィルタと R フィルタと同様とし、B フィルタのみを狭帯域化している。これは特に、生体組織表面近くの毛細血管構造等に注目し、その他のバンド画像は従来の画像と同じでよい場合に好適である。

【 0 0 3 1 】

また、フィルタ特性は可視光域に限定されず、第 2 のフィルタ組の第 2 の変形例として、照明光を例えば図 1 1 に示すような離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を生じさせるフィルタ組としても良い。この第 2 の変形例のフィルタ組は、生体表面の凹凸と極深層付近の吸収体を観察するために、B を近紫外域に設定し、R を近赤外域に設定することで、通常観察では得られない画像情報を得るのに好適である。

【 0 0 3 2 】

さらに、第 2 のフィルタ組の第 3 の変形例として、図 1 2 に示すように G フィルタの代わりに、B 2 a、B 2 b と短波長域で近接する 2 つのフィルタを備えたフィルタ組としても良い。これは、この付近の波長帯域が生体の極表層付近までしか深達しないことを利用して、吸収特性より散乱特性の微妙な差を映像化するのに好適である。すなわち、図 1 3 に示すように、生体の吸収特性が、B 2 a、B 2 b の中心波長ではほぼ等しくなるよう、散乱特性が大きく変わるような位置でフィルタを構成すると表層付近散乱特性を画像化にするのに好適である。医学上は、早期ガンなど粘膜表層付近の細胞配列の乱れを伴う疾患の識別診断に利用することが想定される。

【 0 0 3 3 】

また、一般にキセノンランプ等は紫外光を遮断するように製造されていることが多い。図 1 4 に照明光源の分光分布の例を示す。そのため、第 2 のフィルタ組の B 領域では、短波長側を図 1 5 のように透過域として開放特性にしても、光源の分光特性との組み合わせでは図 1 6 に示すような特性となり、結果として狭帯域照明光特性を実現することができる

10

20

30

40

50

。また、光学フィルタを製作する場合、通常は多層干渉膜フィルタの蒸着による場合が多く、その製造方法ではその分光透過率特性を狭帯域化するのに、何層もの膜を蒸着せねばならず、そのためコスト増やフィルタの厚みが増すという問題があるが、このようにランプ特性を利用して、片側を開放特性とすることで、製造コスト、及び厚みを薄くすることができる。

【0034】

また、光源の分光分布が図17に示すような場合、またCCDの分光感度特性が図18に示すような場合、回転フィルタ14の第1のフィルタ組から第2のフィルタ組に切替ることに連動し、狭帯域化による光量減を補償するために明るめに調光が設定され、その結果B2バンド画像は適切だが、G2バンド画像、R2バンド画像は飽和気味になることが考えられる。あるいは図1のホワイトバランス回路25でホワイトバランスが調整され、その結果として、第2のフィルタ組、光源装置、CCD感度特性によって明るさレベルの低いB2バンド画像が過度に増幅され、そしてSNの悪い画像が観察されることになる。

【0035】

したがって、光源分光分布特性、CCD分光感度特性など、システム分光感度に影響を与える要素の分光分布を考慮して、帯域特性だけでなくピーク透過率特性も制御することが必要になる。

【0036】

そこで、フィルタ以外のシステム分光感度特性、及び調光特性を考慮して、第2のフィルタ組の第5の変形例として、適切な明るさの画像を得るために図19に示すような減光特性a, bを有する減光フィルタを回転フィルタ14のR2フィルタ14r2, G2フィルタ14g2に蒸着あるいは接着して構成しても良い。その結果、図20に示すような特性を有する狭帯域のフィルタ組をえることができる。このように、帯域特性だけでなく。その透過率特性も適切に設定することができ、各バンドで最適な明るさの画像を観察することができる。

【0037】

光源分光分布特性、CCD分光感度特性など、システム分光感度に影響を与える要素の分光分布を考慮して、帯域特性だけでなくピーク透過率特性も制御する方法としては、上記のごとく減光フィルタを回転フィルタ14のR2フィルタ14r2, G2フィルタ14g2に蒸着あるいは接着する以外に、図21に示すように、光源装置4の第1の変形例を回転フィルタ14と別体に光路上に減光回転フィルタ61を設けて構成しても良い。この減光回転フィルタ61は、図22に示すように、回転フィルタ14と同様な2重構造となっており(図2参照)、回転フィルタ14のR1フィルタ14r1, G1フィルタ14g1, B1フィルタ14b1, B2フィルタ14b2に対応する各部は透過部となっており、R2フィルタ14r2, G2フィルタ14g2に対応する部分のみそれぞれの帯域光を減光する減光フィルタ62, 63となっている。そして、減光回転フィルタ61は回転フィルタ14と同様に制御回路17の制御信号に基づいて回転フィルタモータ64により回転駆動されると共に、モード切替回路42からの制御信号に基づいてモード切替モータ65により径方向が光路に対して垂直に移動可能で、その駆動タイミングは回転フィルタ14と同期して行われる。

【0038】

また、光源分光分布特性、CCD分光感度特性など、システム分光感度に影響を与える要素の分光分布を考慮して、帯域特性だけでなくピーク透過率特性も制御する方法としては、上記のごとく減光回転フィルタ61を設けた光源装置ではなく、図23に示すように、光源装置4の第2の変形例を複数のフィルタを組み合わせ所望の帯域透過率を有する減光フィルタ71をモード切替回路42からの制御信号に基づいてフィルタ移動モータ72により光路に対して挿入及び抜去可能で、その駆動は回転フィルタ14の第1のフィルタ時には抜去され第2のフィルタ時には挿入して行われる。この減光フィルタ71は、例えば図24に示す減光特性を有する第1の減光フィルタと図25に示す減光特性を有する第2の減光フィルタとを組み合わせることにより図26のような減光特性を持たせることで、

10

20

30

40

50

帯域特性だけでなくピーク透過率特性も制御することを可能としている。

【0039】

なお、上記 R 2 フィルタ 1 4 r 2 , G 2 フィルタ 1 4 g 2 , B 2 フィルタ 1 4 b 2 の具体的な分光特性の一例としては、図 27 に示すように、R 2 フィルタ 1 4 r 2 は波長帯域が 600 nm を含み半値幅 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有し、G 2 フィルタ 1 4 g 2 は波長帯域が 540 nm を含み半値幅 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有し、さらに B 2 フィルタ 1 4 b 2 は波長帯域が 420 nm を含み半値幅 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有する。

【0040】

図 27 に示したような分光特性にすると、可視光域における血液の吸収が大きい帯域である 420 nm を含む狭帯域特性を持つ照明光で観察することで、粘膜表面上の毛細血管構築の高いコントラストで再現できる上、生体粘膜中の吸収体の深さ方向の分布を異なる色で再現することができ、血管像等の吸収体の深さ方向の相対位置を概観することが可能となる。

【0041】

また、上記 R 2 フィルタ 1 4 r 2 , G 2 フィルタ 1 4 g 2 , B 2 フィルタ 1 4 b 2 の変形例として、図 28 に示すような分光特性の G' フィルタ 1 4 g' , G" フィルタ 1 4 g" , B 2 フィルタ 1 4 b 2 としてもよく、この場合の G' フィルタ 1 4 g' は波長帯域が 550 nm を含み半値幅 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有し、G" フィルタ 1 4 g" は波長帯域が 500 nm を含み半値幅 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有し、さらに B 2 フィルタ 1 4 b 2 は波長帯域が 420 nm を含み半値幅 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有する。

【0042】

図 28 に示したような分光特性にすると、可視光域における血液の吸収が大きい帯域である 420 nm を含む狭帯域特性を持つ照明光で観察することで、粘膜表面上の毛細血管構築の高いコントラストで再現できる上、隣接する波長帯域として 500 nm 付近のバンドパス光を備えることで、粘膜表面の構造に特化した画像再現が実現できる。

【0043】

なお、第 1 のフィルタ組から第 2 のフィルタ組に変更したことに連動して、光量設定値 $L \times$ に対応する絞りレベル値が図 9 に示したように $M \times 1$ から $M \times 2$ に変更になり、その結果、絞りが開放される方向に制御され、フィルタが狭帯域化することにより照明光量が減少することを補償するように動作するとしたが、露光時間を延長して照射光量を上げてもよい。

【0044】

ただし、被写体となる生体は必ずしも静止しているわけではなく蠕動や拍動を伴うため、画像観察中にフリーズ動作を行うと、画像が CCD への露光中に動くことになり、このような露光時間の延長による照射光量の増加では、画像のぶれが大きくなるといった問題が生じる。

【0045】

そこで、ビデオプロセッサ 7 の変形例として、図 29 に示すように、常に数フレーム分の画像を記録するプリフリーズ用のメモリ 200 , 201 , 202 を同時化メモリ 27 , 28 , 29 の後段に設けると共に、同時化メモリ 27 , 28 , 29 の出力信号とセレクタ 26 の入力信号によりフィールド間で画像データを比較し動きを検出する動き検出回路 210 を設ける。

【0046】

このように構成することで、電子内視鏡 3 に設けられたモード切替指示スイッチ 41 が押下されると、モード切替回路 42 がタイミングジェネレータ 35 を制御し光源装置 4 の制御回路 17 によりに露光時間を通常観察時の 2 倍（回転フィルタ 14 の第 2 のフィルタ組での回転速度を第 1 フィルタ組での回転速度の半分）とするように回転フィルタ 14 の回転を制御する。

10

20

30

40

50

【0047】

また、電子内視鏡3に設けられたフリーズスイッチ205が押下された場合は、例えば通常観察時では図30のタイミングで、また狭帯域観察時には図31のタイミングで、動き検出回路210によりフィールド間での画像データを比較して動きを検出し、メモリ200, 201, 202に記録する画像データの更新を制御する。

【0048】

具体的には、図30の通常観察時を例に説明すると、例えば動き検出回路210により同時化メモリ27に記憶された1フィールド期間の画像データR0とセレクタ26に入力される1フィールド期間の画像データG0を比較し(第1の比較)、さらに同時化メモリ28に記憶された1フィールド期間の画像データG0とセレクタ26に入力される1フィールド期間の画像データB0を比較し(第2の比較)、共に動きがないと判断すると、モード切替回路42がタイミングジェネレータ35を制御し、次のフィールド期間(図中の*期間)でメモリ200, 201, 202に同時化メモリ27, 28, 29に記憶されている画像データR0, G0, B0を書き込む。

【0049】

また、動き検出回路210により上記第2の比較した結果、動きがないと判断された後、同時化メモリ29に記憶された1フィールド期間の画像データB0とセレクタ26に入力される1フィールド期間の画像データR1を比較し(第3の比較)し、第3の比較の結果においても動きがないと判断されると、モード切替回路42がタイミングジェネレータ35を制御し、次のフィールド期間(図中の期間)でメモリ200, 201, 202が更新され、同時化メモリ27, 28, 29に記憶されている画像データR1, G0, B0が上書きされる

なお、第3の比較の結果、動きがあると判断されると、上記の期間では、更新されず、メモリ200, 201, 202には上記の*期間で記録されたデータが保持される。

【0050】

このようにしてメモリ200, 201, 202の更新が順次、次段のフィールドでなされる。なお、狭帯域観察時も露光時間が2倍となるだけで、図31に示すように、メモリ200, 201, 202に対して同様な更新がなされる。

【0051】

そして、電子内視鏡3に設けられたフリーズスイッチ205が押下されると、モード切替回路42がタイミングジェネレータ35を制御し、同時化メモリ27, 28, 29からの読み出しを停止し、メモリ200, 201, 202から読み出した画像データを画像処理回路30に出力する。

【0052】

ただし、メモリ200, 201, 202に画像データがない場合、またはモード切替指示スイッチ41が押下され回転フィルタ14の第2のフィルタ組に切り替えられた直後は、動き検出回路210により動きが検出されるまでは、フリーズスイッチ205が押下されても、同時化メモリ27, 28, 29からの読み出しを継続し、動きが検出されて始めて同時化メモリ27, 28, 29からの読み出しを停止する。

【0053】

図29のようにメモリ200, 201, 202及び動き検出回路210を設けることで、狭帯域観察時に露光時間を延長した際に、フリーズをかけても、画像のぶれを最小限に抑えた画像を得ることができる。

【0054】

ところで、一般的に励起光による生体組織の蛍光画像は、粘膜表面の微細な構造を反映しないが、可視光では発見し難い病変の存在を明らかにする。一方、毛細血管構築像など粘膜表面の微細構造は、病変の鑑別診断などに重要な情報となることが知られている。そこで、この2つの情報を組み合わせて画像として表示することで、診断能を向上させようとしてもよい。

【0055】

10

20

30

40

50

具体的には、R 2 フィルタ 1 4 r 2 , G 2 フィルタ 1 4 g 2 , B 2 フィルタ 1 4 b 2 のかわりに、図 3 2 に示すように、励起光用の F フィルタ 1 4 f と、G 2 フィルタ 1 4 g 2 及び B 2 フィルタ 1 4 b 2 により回転フィルタの第 2 のフィルタ組を構成する。ここで、励起光用の F フィルタ 1 4 f の分光特性は、図 3 3 に示すような特性となっている。

【 0 0 5 6 】

F フィルタ 1 4 f による狭帯域の励起光を生体組織に照射すると、図 3 3 に示すような波長の蛍光が生体組織より発光される。従って、上記の実施の形態の如く広帯域特性を持つ色再現特性を重視した通常観察と、蛍光と狭帯域光を重ねた画像による高機能観察を切り替えて適用することが可能となる。

【 0 0 5 7 】

10 このように蛍光観察による可視光では発見が困難な病変の観察と、狭帯域光による粘膜表面の詳細な観察とが行えるので、診断能を向上させることができる。

【 0 0 5 8 】

図 3 4 ないし図 3 6 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 3 4 は内視鏡装置の構成を示す構成図、図 3 5 は図 3 4 の回転フィルタの構成を示す構成図、図 3 6 は図 3 4 のカラーチップの分光特性を示す図である。

【 0 0 5 9 】

第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 6 0 】

図 3 4 に示すように、本実施の形態の電子内視鏡 3 では C C D 2 の前面にカラーチップ 8 1 を配置しカラー C C D 2 a を構成して、通常観察時において同時式の内視鏡装置 1 を構成している。カラー C C D 2 a からのカラー撮像信号は A / D 変換器 2 4 でカラー画像データに変換された後、色分離回路 8 2 で色分離された後、ホワイトバランス回路 2 5 に入力され、セレクタ 2 6 を介してメモリ 8 3 , 8 4 , 8 5 に格納された後、画像処理回路 3 0 で補間処理等がなされた後所望の画像処理がなされるようになっている。

【 0 0 6 1 】

光源装置 4 の回転フィルタ 8 6 は、図 3 5 に示すように、第 1 の実施の形態の第 2 のフィルタ組と同様な分光特性である R 2 フィルタ 1 4 r 2 , G 2 フィルタ 1 4 g 2 , B 2 フィルタ 1 4 b 2 からなり、制御回路 1 7 の制御信号に基づいて回転フィルタモータ 1 8 により回転駆動され、電子内視鏡 3 に設けられたモード切替スイッチ 4 1 の指示信号を受けたモード切替回路 4 2 からの制御信号に基づいてフィルタ移動モータ 8 7 により光路に対して挿入及び抜去されるようになっている。

【 0 0 6 2 】

30 このように構成された本実施の形態では、通常観察時には回転フィルタ 8 6 は光路上より抜去され、白色光が生体組織に照射される。そして、この白色光による生体組織像がカラー C C D 2 a により撮像される。このとき C C D 2 の前面にカラーチップ 8 1 の分光特性を図 3 6 に示す。

【 0 0 6 3 】

一方、狭帯域光観察時には、回転フィルタ 8 6 は光路上に挿入され、R 2 フィルタ 1 4 r 2 , G 2 フィルタ 1 4 g 2 , B 2 フィルタ 1 4 b 2 による面順次光が生体組織に照射される。そして、この面順次光による生体組織像がカラー C C D 2 a により撮像される。

【 0 0 6 4 】

したがって、狭帯域光観察時には R 2 フィルタ 1 4 r 2 , G 2 フィルタ 1 4 g 2 , B 2 フィルタ 1 4 b 2 による離散的な狭帯域分光特性を有した面順光が生体組織に照射されるので、本実施の形態でも第 1 の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【 0 0 6 5 】

図 3 7 ないし図 4 6 は本発明の第 3 の実施の形態に係わり、図 3 7 は内視鏡装置の構成を示す構成図、図 3 8 は図 3 7 の帯域制限フィルタのバンドパス特性を示す図、図 3 9 は図 3 8 の帯域制限フィルタによる離散的な狭帯域の面順次光の分光特性を示す図、図 4 0 は

図37の帯域制限フィルタの第1の変形例のバンドパス特性を示す図、図41は図40の帯域制限フィルタによる離散的な狭帯域の面順次光の分光特性を示す図、図42は図37の帯域制限フィルタの第2の変形例のバンドパス特性を示す図、図43は図37のキセノンランプの分光特性の一例を示す図、図44はキセノンランプの分光特性が図43の際の図37の帯域制限フィルタの第3の変形例のバンドパス特性を示す図、図45は図37の光源装置の変形例の構成を示す構成図、図46は図45の減光回転フィルタの構成を示す図である。

【0066】

第3の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

10

【0067】

本実施の形態の光源装置4は、図37に示すように、R1フィルタ14r1, G1フィルタ14g1, B1フィルタ14b1が配置された回転フィルタ91と、透過光の帯域を制限する図38に示すような多峰性のバンドパス特性(R2バンド、G2バンド、B2バンド)を有する帯域制限フィルタ92とを備え、回転フィルタ91は制御回路17の制御信号に基づいて回転フィルタモータ18により回転駆動され、帯域制限フィルタ92はモード切替スイッチ41の指示信号を受けたモード切替回路42からの制御信号に基づいてフィルタ移動モータ87により光路に対して挿入及び抜去されるようになっている。

【0068】

このように構成された本実施の形態では、帯域制限フィルタ92が光路に挿入されることで、回転フィルタ91を透過した面順次光は、図39に示すように、離散的な狭帯域の面順次光となり、この狭帯域の面順次光が生体組織に照射されるので、本実施の形態でも第1の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

20

【0069】

なお、本実施の形態では、帯域制限フィルタ92は図38に示したようにRGB3つのバンドでの狭帯域特性を有するように構成したが、これに限らず、生体表面構造だけの観察能を向上させたいという場合には、3つのバンドすべてを狭帯域化する必要ななく、Bバンドのみを狭帯域にすればよいので、図40に示すように、変形的な多峰性のバンドパス特性を有する帯域制限フィルタを用いても良く、このような帯域制限フィルタをRGBの回転フィルタ91と組み合わせることにより、図41に示すようなBバンドのみ狭帯域特性をもつ面順次光を生体組織に照射できる。

30

【0070】

Bバンドのみ狭帯域特性を持たせるために、帯域制限フィルタ92を図42に示すようにRGB光をB'のみの光とするのような帯域制限フィルタとしてもよく、このB'のみの狭帯域特性の具体例としては、長帯域が420nmを含み半値幅20~40nmのバンドパス特性を有する。

40

【0071】

図42に示したような分光特性にすると、可視光域における血液の吸収が大きい帯域である420nmを含む狭帯域特性を持つ照明光で観察することで、粘膜表面上の毛細血管構築の高いコントラストで再現できる。

【0072】

また、図43に示すようにキセノンランプの分光特性が短波長域で減衰している特性など有する場合等、回転フィルタ91の短波長域側の遮断特性を利用できる場合には、図44に示すように、短波長側がバンドパス特性ではなく開放特性を有するに示すように帯域制限フィルタを用いても良い。

【0073】

また、ランプが短波長域でエネルギーが低下することと、さらにCCD分光感度特性がこの領域で感度低下することを考慮すると、ホワイトバランス等の色調整処理を行った結果、B2バンド画像はゲインが過度に増大され、非常にノイズの多い画像となる。

【0074】

50

そこで、光源装置の変形例として、図45に示すように、光路上に減光回転フィルタ95を抜去可能に挿入することで、ランプ、CCD等のフィルタ以外の分光特性を考慮してホワイトバランスを取ったあとも、各バンド画像が適切なSN特性を有するように、光源側で各バンドの光量を調整する。

【0075】

すなわち、図46に示すように、減光回転フィルタ95を回転フィルタ91のB1フィルタ14b1に対応する各部は透過部とし、R1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1に対応する部分をそれぞれの帯域光を減光する減光フィルタとして構成する。そして、減光回転フィルタ95は回転フィルタ91と同様に制御回路17の制御信号に基づいて回転フィルタモータ96により回転駆動されると共に、モード切替回路42からの制御信号に基づいてモード切替モータ97により径方向が光路に対して垂直に移動可能で、その駆動タイミングは回転フィルタ91と同期して行われる。

【0076】

図47ないし図50は本発明の第4の実施の形態に係わり、図47は内視鏡装置の構成を示す構成図、図48は図47の通常観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図、図49は図47の電源部による各バンドの照明タイミングとそのときの光量制御タイミングを示す図、図50は図47の電源部による狭帯域観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図である。

【0077】

第4の実施の形態は、第3の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0078】

本実施の形態の光源装置は、図47に示すように、電源部10が調光回路43からの制御信号を受けキセノンランプ11の駆動電圧を可変できるようになっている。

【0079】

ランプの特性を考慮して、実際の光源装置から照射される光の分光分布は図48のようになる。ランプが短波長域でエネルギーが低下することと、さらにCCD分光感度特性がこの領域で感度低下することを考慮すると、ホワイトバランス等の色調整処理を行った結果、B2バンド画像はゲインが過度に増大され、非常にノイズの多い画像となる。

【0080】

そこで、本実施の形態では、ランプ、CCD等のフィルタ以外の分光特性を考慮してホワイトバランスを取ったあとも、各バンド画像が適切なSN特性を有するように、光源側で各バンドの光量を調整する。なお、帯域制限フィルタ92では、図44に示した分光特性を有するとする。

【0081】

図49に各バンドの照明タイミングと、そのときの光量制御タイミングを示す。帯域制限フィルタ92が光路上に挿入されていない通常観察時では、図49(a)に示す照明タイミングに対して、電源部10は調光回路43からの制御信号を受けキセノンランプ11の駆動電圧の電圧レベルを制御し図49(b)に示すような光量制御を行う。なお、遮光期間に光量を低下させるのは、ランプから発生する熱を軽減するためである。

【0082】

一方、帯域制限フィルタ92が光路上に挿入されている狭帯域光観察時では、図49(c)に示す照明タイミングに対して、電源部10は調光回路43からの制御信号を受けキセノンランプ11の駆動電圧の電圧レベルを制御し図49(d)に示すような光量制御を行う。

【0083】

このように本実施の形態では、第3の実施の形態の効果に加え、キセノンランプ11の駆動電圧の電圧レベルを制御しない場合の光源から照射される光の分光分布(図48参照)が、図50に示すような分光特性となり、各バンド画像が適切なSN特性を有する光量制御が実現できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

図51は本発明の第5の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【 0 0 8 5 】

第5の実施の形態は、第3の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 8 6 】

図51に示すように、本実施の形態の電子内視鏡3ではCCD2の前面にカラーチップ101を配置しカラーCCD2aを構成して、同時式の内視鏡装置1を構成している。カラ-CCD2aからのカラー撮像信号はA/D変換器24でカラー画像データに変換された後、色分離回路102で色分離された後、ホワイトバランス回路25に入力され、セレクタ26を介してメモリ103に格納された後、画像処理回路30で補間処理等がなされた後所望の画像処理がなされるようになっている。

10

【 0 0 8 7 】

光源装置4は、多峰性のバンドパス特性（図38、図40、図44参照）を有する帯域制限フィルタ92とを備え、帯域制限フィルタ92はモード切替スイッチ41の指示信号を受けたモード切替回路42からの制御信号に基づいてフィルタ移動モータ87により光路に対して挿入及び抜去されるようになっている。

【 0 0 8 8 】

このように構成された本実施の形態では、帯域制限フィルタ92が光路に挿入されることで、カラーチップ101を介したCCD2で撮像される像の分光特性は離散的な狭帯域バンド像（図39参照）となり、この狭帯域バンド像を画像処理することにより、本実施の形態でも第3の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

20

【 0 0 8 9 】

図52は本発明の第6の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【 0 0 9 0 】

第6の実施の形態は、第5の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 9 1 】

本実施の形態では、図52に示すように、通常観察用の光源装置111の他に狭帯域観察用の光源装置112を別体に設けている。

30

【 0 0 9 2 】

光源装置111は、照明光発光手段としてキセノンランプ11を有し、キセノンランプ11からの白色光は絞り装置13を介してカラーCCD2aを備えた電子内視鏡3のライトガイド15の入射面に入射されるようになっている。

【 0 0 9 3 】

また、光源装置112は、照明光発光手段として超高压水銀ランプ113を備え、超高压水銀ランプ113からの光は絞り装置13で調光され、帯域制限フィルタ92を介して電子内視鏡3の処置具チャンネル（図示せず）に挿通される照明プローブ114の入射面に入射されるようになっている。

【 0 0 9 4 】

40

ここで、光源装置111, 112のそれぞれの絞り装置13は、調光回路43によりモード切替回路42からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路44からの調光制御パラメータに基づき制御されるようになっている。

【 0 0 9 5 】

本実施の形態では、通常観察時には、光源装置111の絞り装置13が明るめに設定されると共に、光源装置112の絞り装置13が暗めに設定あるいは遮断される。

【 0 0 9 6 】

また、狭帯域光観察時には、光源装置112の絞り装置13が明るめに設定されると共に、光源装置111の絞り装置13が暗めに設定あるいは遮断される。

【 0 0 9 7 】

50

このようにそれぞれの絞り装置 13 を設定することで、狭帯域光観察時には照明プローブ 114 の出射面から狭帯域光が照射されるので、本実施の形態でも第 5 の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0098】

図 53 ないし図 57 は本発明の第 7 の実施の形態に係わり、図 53 は内視鏡装置の構成を示す構成図、図 54 は図 53 のキセノンランプの分光分布の一例を示す図、図 55 は図 53 の超高圧水銀ランプの分光分布の一例を示す図、図 56 は図 53 の光混合部の構成を示す構成図、図 57 は図 56 の光混合部による狭帯域観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図である。

【0099】

第 7 の実施の形態は、第 3 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0100】

本実施の形態の光源装置 3 では、図 53 に示すように、2 つのランプ、図 54 に示すような比較的プロードな分光分布を有するキセノンランプ 11 と、キセノンランプ 11 の光路と直交した光路上に設けられた図 55 に示すような複数の輝線スペクトルを有する超高圧水銀ランプ 113 とを備え、このキセノンランプ 11 と超高圧水銀ランプ 113 からのそれぞれの光を混合する光混合部 121 を有して構成される。そして、光混合部 121 で混合された光は絞り装置 13 及び回転フィルタ 91 を介して電子内視鏡 3 に供給される。

【0101】

光混合部 121 は、図 56 に示すように、キセノンランプ 11 からの光の光量を調整する絞り 122 と、超高圧水銀ランプ 113 からの光量を調整する絞り 123 と、絞り 122 及び絞り 123 を介した光を合成し絞り装置 13 及び回転フィルタ 91 の光路上に出力するハーフミラー 124 と、モード切替回路 42 からの制御信号に基づき絞り 122 及び絞り 123 を制御する絞り制御回路 125 とから構成される。

【0102】

狭帯域観察時は、絞り制御回路 125 によりキセノンランプ 11 前面の絞り 122 を閉じ、超高圧水銀ランプ 113 前面の絞り 123 を開放することで、光混合部 121 から出射される照明光は超高圧水銀ランプ 113 と同等の分光特性を持つ光となる。そしてこの光を R1G1B1 の回転フィルタ 91 を透過させることで、図 57 に示すような RGB の狭帯域面順次光を生体組織に照射する。

【0103】

一方、通常観察時には、絞り制御回路 125 により超高圧水銀ランプ 113 前面の絞り 122 を閉じ、キセノンランプ 11 前面の絞り 123 を開放することで、自然な色再現を可能とする RGB の面順次光を生体組織に照射する。

【0104】

このように本実施の形態でも第 3 の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0105】

なお、キセノンランプ 11 及び超高圧水銀ランプ 113 の中間的な照明光を得るときは、両ランプ前面の絞りの開放率を調整することで、両ランプ特性が絞りの開放比率に応じた割合で混合され、両ランプとは異なる分光特性を有する照明光を得ることができる。

【0106】

また、モード切替に応じて、調光制御パラメータが調光テーブルを変更するなどして、調光回路 43 の動作を変更し、照明光分光分布が変化したことでの照明光量の変化を補償する。その結果、粘膜表面構造を詳細に観察するなど、その目的に応じた照明光分光分布に切り替える場合でも、常に適切な明るさの映像を観察することができる。

【0107】

図 58 は本発明の第 8 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【0108】

第 8 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し

10

20

30

40

50

、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0109】

本実施の形態は、図58に示すように、狭帯域面順次光を電子内視鏡3に供給する専用の狭帯域用光源装置131と、電子内視鏡3で撮像された狭帯域面順次光を処理する専用の狭帯域用ビデオプロセッサ132とを有する、狭帯域観察内視鏡装置である。

【0110】

光源装置131に設けられた狭帯域回転フィルタ133は、狭帯域RGB面順次光を生成するためにR2フィルタ14r2, G2フィルタ14g2, B2フィルタ14b2(図4参照)からなる。

【0111】

このように本実施の形態でも狭帯域面順次光による狭帯域観察が可能となる。

10

【0112】

また、狭帯域回転フィルタ133を有する狭帯域用光源装置131が狭帯域用ビデオプロセッサ132に接続されると、狭帯域用光源装置131の制御回路17から狭帯域用光源装置131の照明光分光特性の種別に関する情報が識別信号として調光制御パラメータ切替回路44に出力される。調光制御パラメータ切替回路44には、予め識別信号と制御パラメータの対応は対応表の形式で記録されており、この対応表に基づいて適切な制御信号が調光回路43に出力され、その結果、照明光分光特性に応じた調光制御が可能となる。

【0113】

図59及び図60は本発明の第9の実施の形態に係わり、図59は内視鏡装置の構成を示す構成図、図60は図59の電子内視鏡の先端に装着可能な帯域制限フィルタを有するアダプタを示す図である。

20

【0114】

第9の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0115】

本実施の形態は、図59に示すように、通常観察用の電子内視鏡151、通常観察用の面順次光を電子内視鏡151に供給する光源装置152及び電子内視鏡151からの撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ153とからなる内視鏡装置154と、この内視鏡装置154とは別体に狭帯域光観察用内視鏡装置155を備えて構成される。ここで、光源装置152は、キセノンランプ11及び絞り装置13と、R1フィルタ14r1, G1フィルタ14g1, B1フィルタ14b1が配置された回転フィルタ91とを有している。

30

【0116】

狭帯域光観察用内視鏡装置155は、電子内視鏡151の処置具チャンネルに挿通される細径電子内視鏡156、狭帯域面順次光を細径電子内視鏡156に供給する光源装置157及び細径電子内視鏡156からの撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ158とから構成される。光源装置152は、超高压水銀ランプ113及び絞り装置13と、R2フィルタ14r2, G2フィルタ14g2, B2フィルタ14b2が配置された回転フィルタ160とを有している。

【0117】

40

通常観察時は内視鏡装置154を用いて行い、狭帯域光観察時は狭帯域光観察用内視鏡装置155を用いて行う。

【0118】

本実施の形態でも第1の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0119】

なお、狭帯域光観察用内視鏡装置155は、通常の内視鏡を接続することができる。

【0120】

また、上記電子内視鏡151の先端に、図58に示すような帯域制限フィルタ170を有するアダプタ171を装着しても良い。これにより内視鏡装置154を用いても狭帯域光観察を行うことができる。

50

【0121】

なお、図60では対物光学系21の前面に帯域制限フィルタ170を貼ったアダプタ171を装着した例であるが、照明レンズ172前面に帯域制限フィルタ170を装着するようにも良い。

【0122】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を得ることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

- 【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図 10
- 【図2】図1の回転フィルタの構成を示す構成図
- 【図3】図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図
- 【図4】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図
- 【図5】図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図
- 【図6】図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図
- 【図7】図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図
- 【図8】図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図
- 【図9】図1の調光回路による調光制御を説明する図
- 【図10】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第1の変形例の分光特性を示す図、 20
- 【図11】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第2の変形例の分光特性を示す図
- 【図12】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第3の変形例の分光特性を示す図
- 【図13】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第4の変形例の分光特性を示す図
- 【図14】図1のキセノンランプの分光分布の第1の例を示す図
- 【図15】図14のキセノンランプの分光分布の際の回転フィルタの第2のフィルタ組の第4の変形例の分光特性を示す図
- 【図16】図14の第2のフィルタ組の第4の変形例による生体組織照明光の分光特性を示す図
- 【図17】図1のキセノンランプの分光分布の第2の例を示す図
- 【図18】図1のCCDの分光感度特性の一例を示す図
- 【図19】キセノンランプの分光分布が第2の例でかつCCDの分光感度特性が図18の時の回転フィルタの第2のフィルタ組の第5の変形例に蒸着する減光フィルタの分光特性を示す図 30
- 【図20】図19の減光フィルタを蒸着した第2のフィルタ組の第5の変形例の分光特性を示す図
- 【図21】図1の光源装置の第1の変形例の構成を示す構成図
- 【図22】図21の減光回転フィルタの構成を示す構成図
- 【図23】図1の光源装置の第2の変形例の構成を示す構成図
- 【図24】図23の減光フィルタを構成する第1の減光フィルタの減光特性を示す図
- 【図25】図23の減光フィルタを構成する第2の減光フィルタの減光特性を示す図
- 【図26】図23の減光フィルタの減光特性を示す図 40
- 【図27】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の詳細な分光特性を示す一例を示す図
- 【図28】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第6の変形例の分光特性を示す図
- 【図29】図1のビデオプロセッサの変形例の要部の構成を示す図
- 【図30】図29のビデオプロセッサの作用を説明する第1の図
- 【図31】図29のビデオプロセッサの作用を説明する第2の図
- 【図32】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第7の変形例を示す図
- 【図33】図32の第2のフィルタ組の第7の変形例の分光特性を示す図
- 【図34】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図
- 【図35】図34の回転フィルタの構成を示す構成図 50

【図 3 6】図 3 4 のカラーチップの分光特性を示す図

【図 3 7】本発明の第 3 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 3 8】図 3 7 の帯域制限フィルタのバンドパス特性を示す図

【図 3 9】図 3 8 の帯域制限フィルタによる離散的な狭帯域の面順次光の分光特性を示す図

【図 4 0】図 3 7 の帯域制限フィルタの第 1 の変形例のバンドパス特性を示す図

【図 4 1】図 4 0 の帯域制限フィルタによる離散的な狭帯域の面順次光の分光特性を示す図

【図 4 2】図 3 7 の帯域制限フィルタの第 2 の変形例のバンドパス特性を示す図

【図 4 3】図 3 7 のキセノンランプの分光特性の一例を示す

10

【図 4 4】キセノンランプの分光特性が図 4 3 の際の図 3 7 の帯域制限フィルタの第 3 の変形例のバンドパス特性を示す図

【図 4 5】図 3 7 の光源装置の変形例の構成を示す構成図

【図 4 6】図 4 5 の減光回転フィルタの構成を示す図

【図 4 7】本発明の第 4 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 4 8】図 4 7 の通常観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図

【図 4 9】図 4 7 の電源部による各バンドの照明タイミングとそのときの光量制御タイミングを示す図

【図 5 0】図 4 7 の電源部による狭帯域観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図

20

【図 5 1】本発明の第 5 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 5 2】本発明の第 6 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 5 3】本発明の第 7 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 5 4】図 5 3 のキセノンランプの分光分布の一例を示す図

【図 5 5】図 5 3 の超高圧水銀ランプの分光分布の一例を示す図

【図 5 6】図 5 3 の光混合部の構成を示す構成図

【図 5 7】図 5 6 の光混合部による狭帯域観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図

【図 5 8】本発明の第 8 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 5 9】本発明の第 9 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

30

【図 6 0】図 5 9 の電子内視鏡の先端に装着可能な帯域制限フィルタを有するアダプタを示す図

【符号の説明】

1 ... 内視鏡装置

2 ... C C D

3 ... 電子内視鏡

4 ... 光源装置

5 ... 観察モニタ

6 ... 画像ファイリング装置

7 ... ビデオプロセッサ

40

1 0 ... 電源部

1 1 ... キセノンランプ

1 2 ... 热線カットフィルタ

1 3 ... 絞り装置

1 4 ... 回転フィルタ

1 5 ... ライトガイド

1 6 ... 集光レンズ

1 7 ... 制御回路

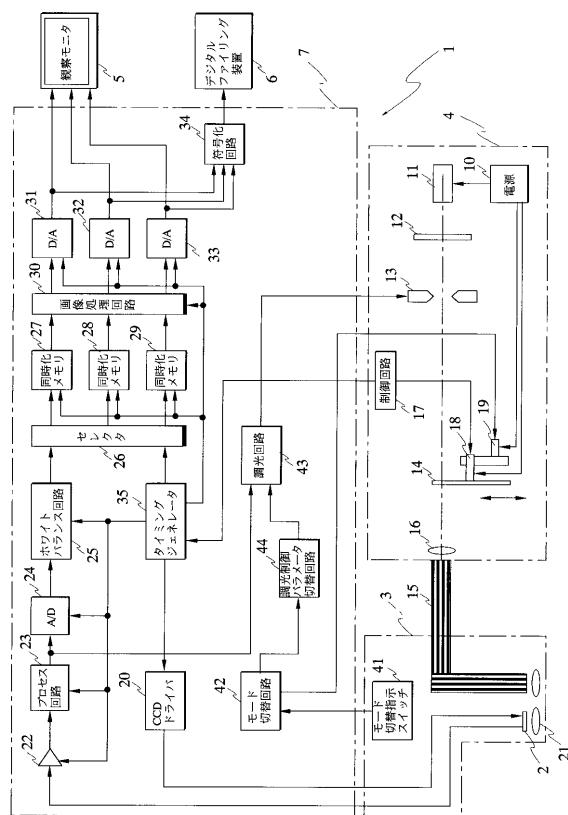
1 8 ... 回転フィルタモータ

1 9 ... モード切替モータ 1 9

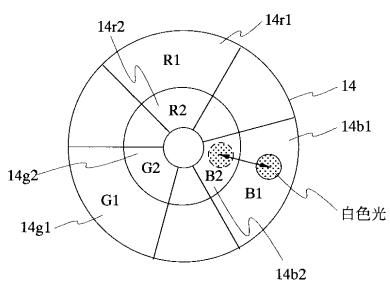
50

- 2 0 ... C C D 駆動回路
- 2 1 ... 対物光学系
- 2 2 ... アンプ
- 2 3 ... プロセス回路
- 2 4 ... A / D 変換器
- 2 5 ... ホワイトバランス回路
- 2 6 ... セレクタ
- 2 7、2 8、2 9 ... 同時化メモリ
- 3 0 ... 画像処理回路
- 3 1、3 2、3 3 ... D / A 回路
- 3 4 ... 符号化回路
- 3 5 ... タイミングジェネレータ
- 4 1 ... モード切替スイッチ
- 4 2 ... モード切替回路
- 4 3 ... 調光回路
- 4 4 ... 調光制御パラメータ切替回路

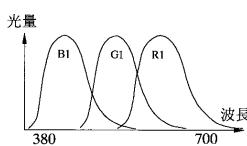
【 义 1 】



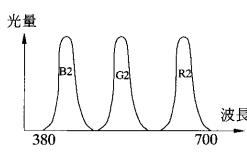
【 四 2 】



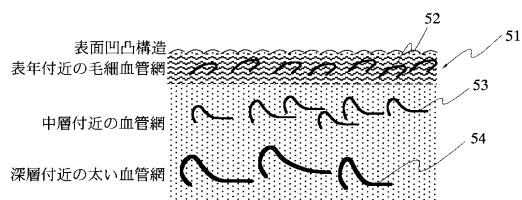
【 四 3 】



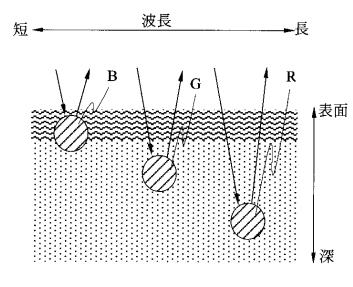
(义 4)



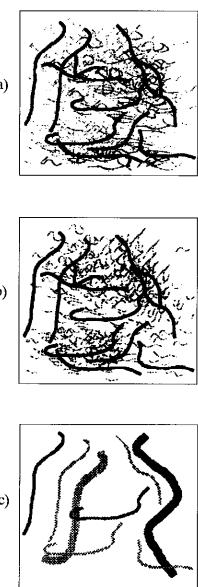
【図5】



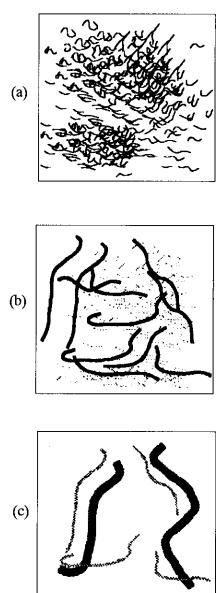
【図6】



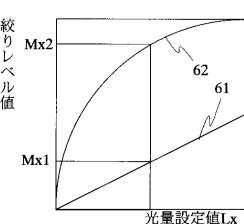
【図7】



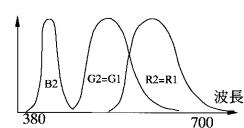
【図8】



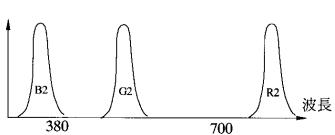
【図9】



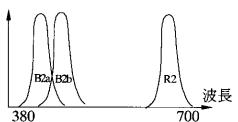
【図10】



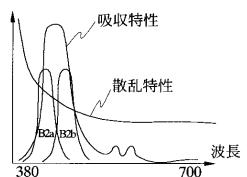
【図11】



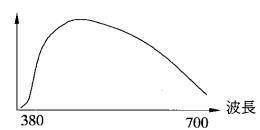
【図12】



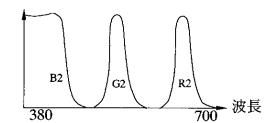
【図13】



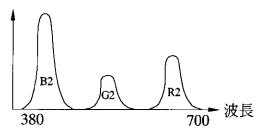
【図14】



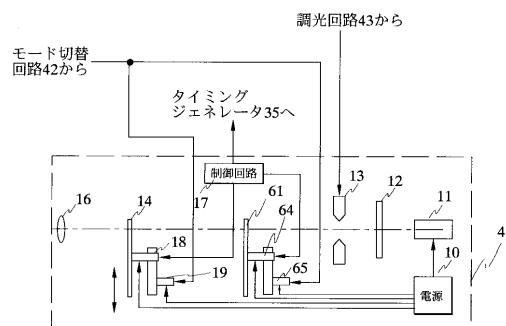
【図15】



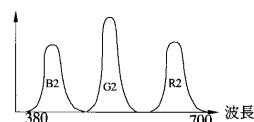
【図20】



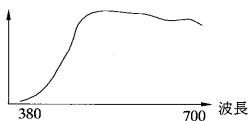
【図21】



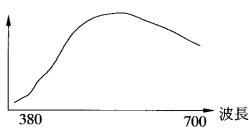
【図16】



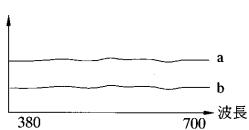
【図17】



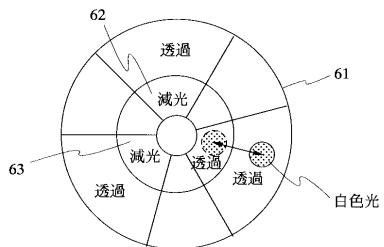
【図18】



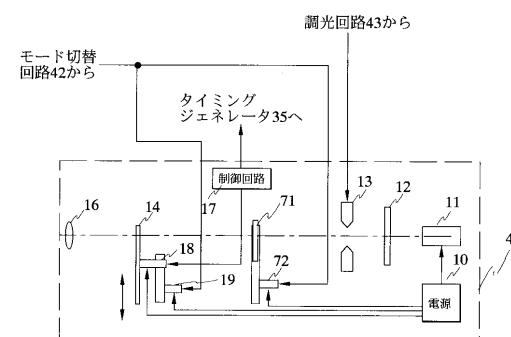
【図19】



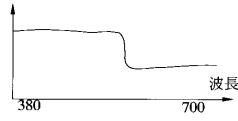
【図22】



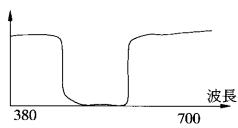
【図23】



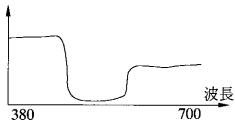
【図24】



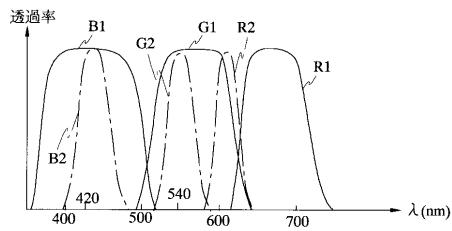
【図25】



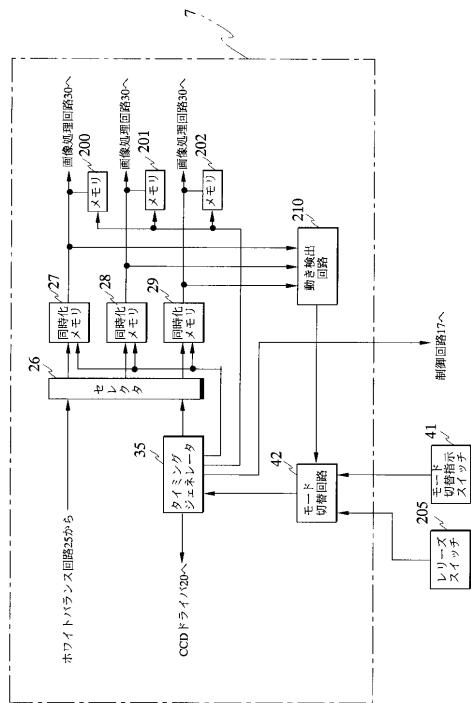
【図26】



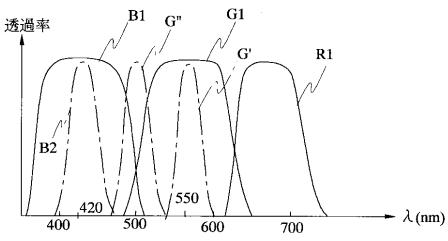
【図27】



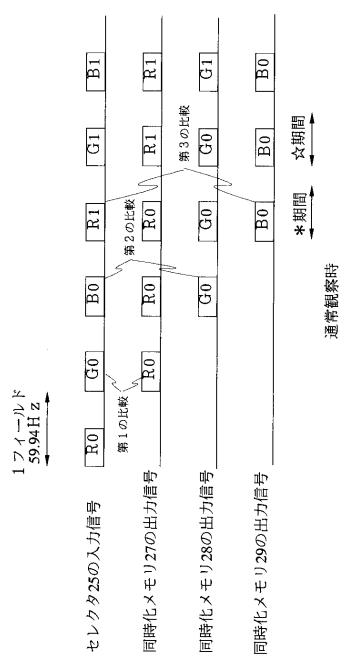
【図29】



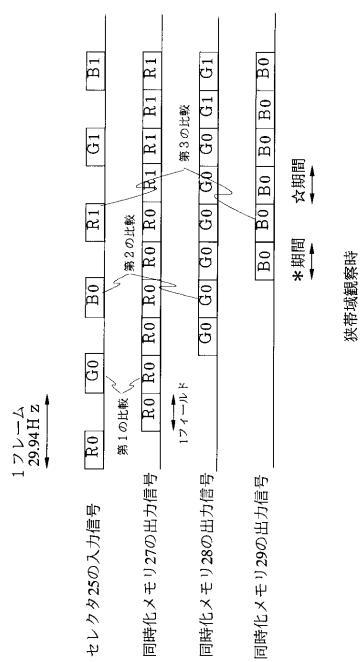
【図28】



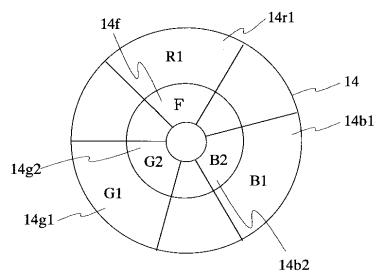
【図30】



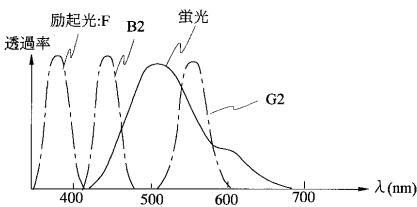
【図3-1】



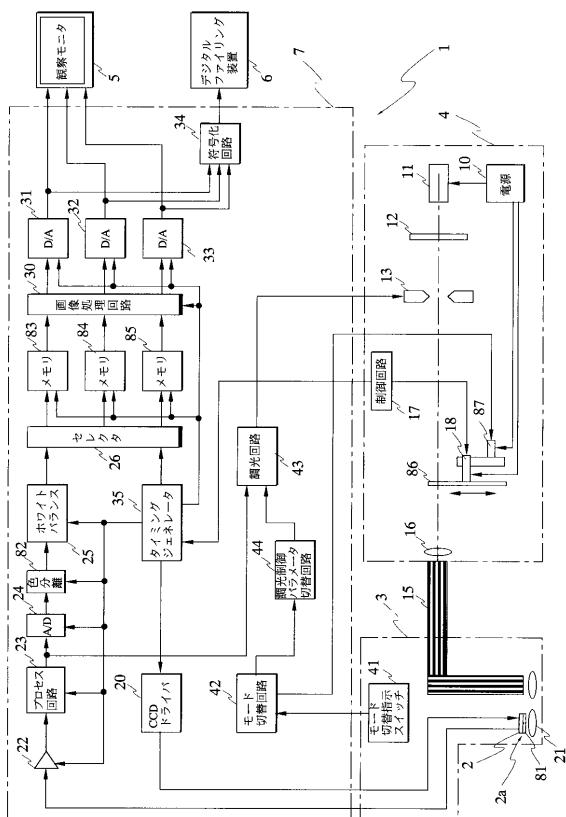
【図3-2】



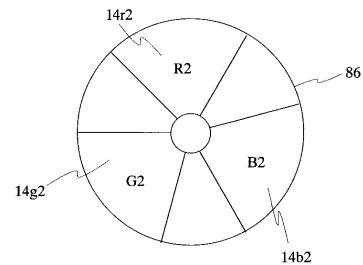
【図3-3】



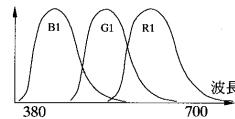
【図3-4】



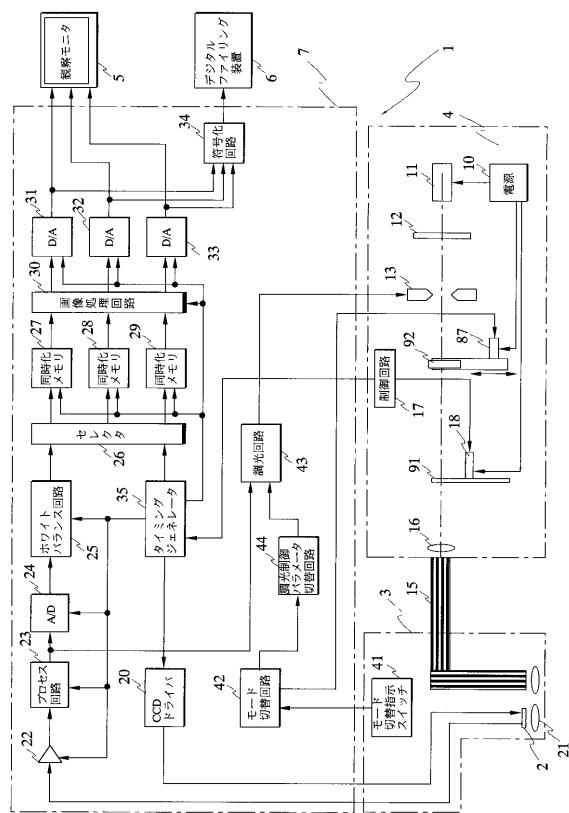
【図3-5】



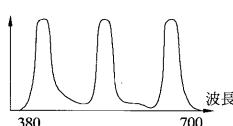
【図3-6】



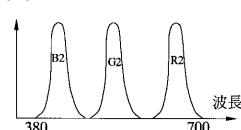
【図37】



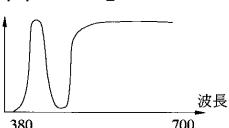
【図38】



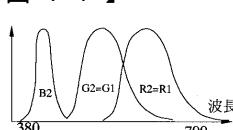
【図39】



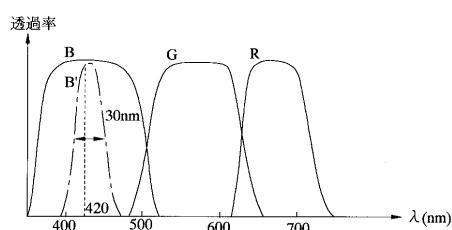
【図40】



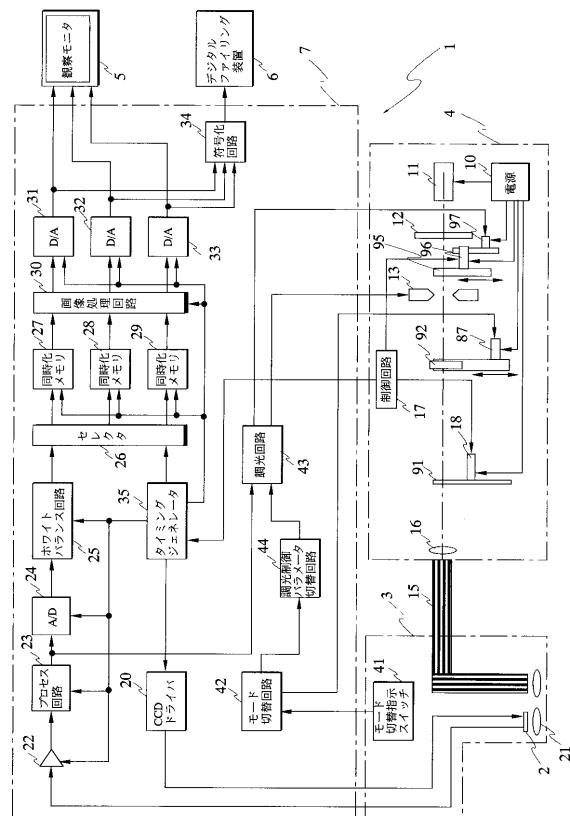
【図41】



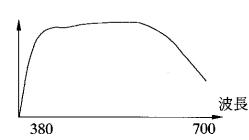
【図42】



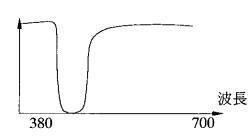
【図45】



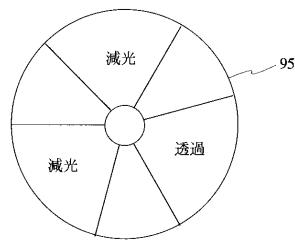
【図43】



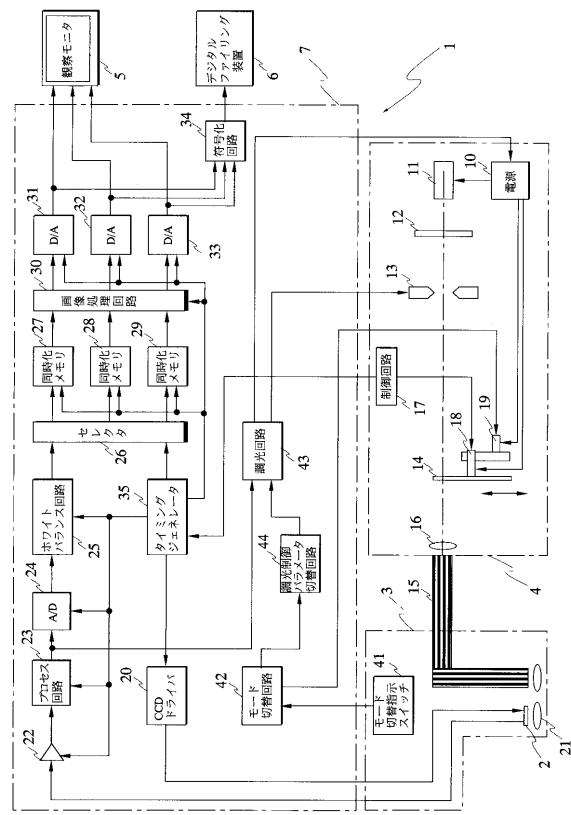
【図44】



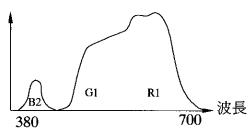
【図46】



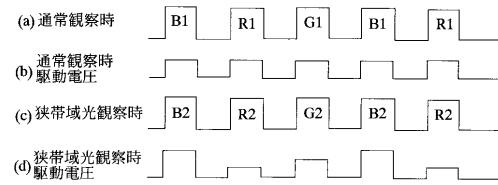
【図47】



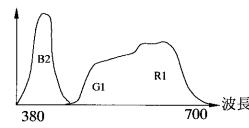
【図48】



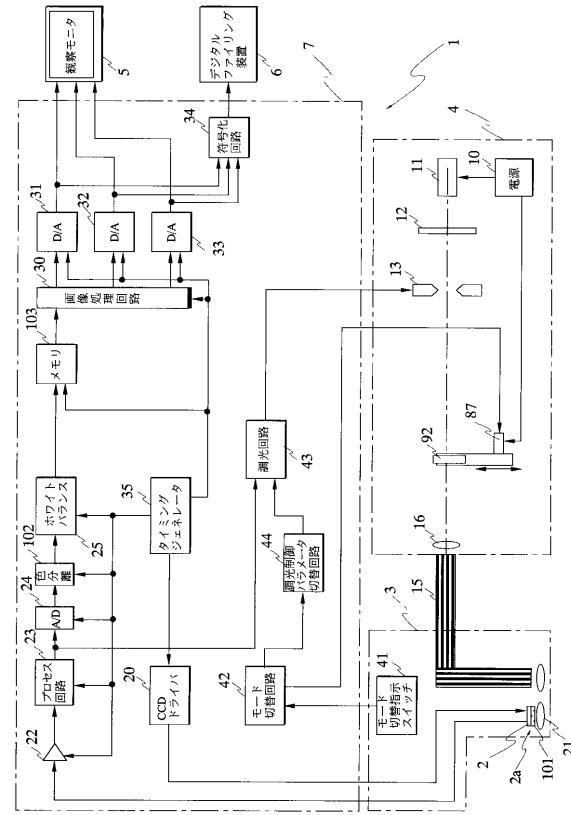
【図49】



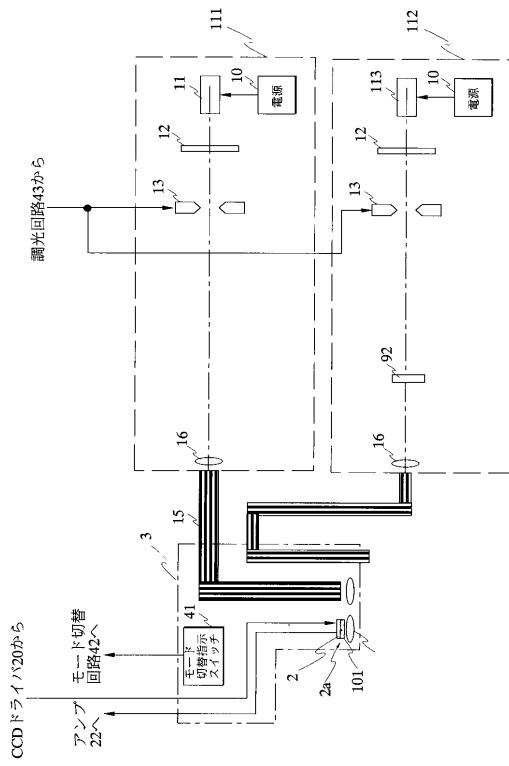
【図50】



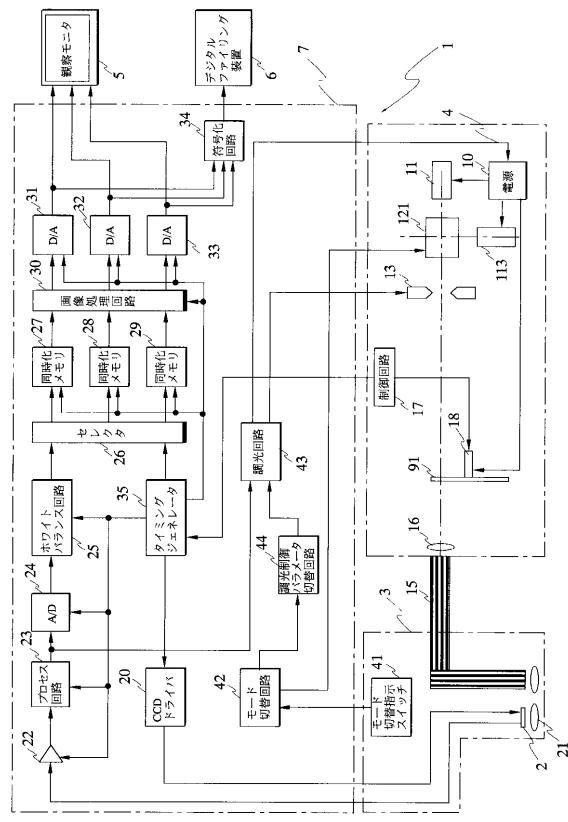
【図51】



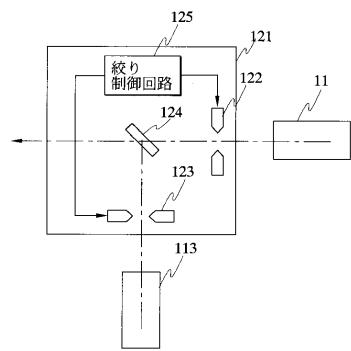
【 図 5 2 】



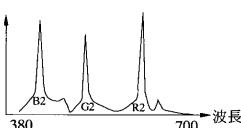
【 図 5 3 】



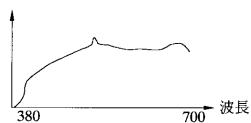
【図54】



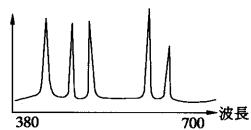
【 図 5 7 】



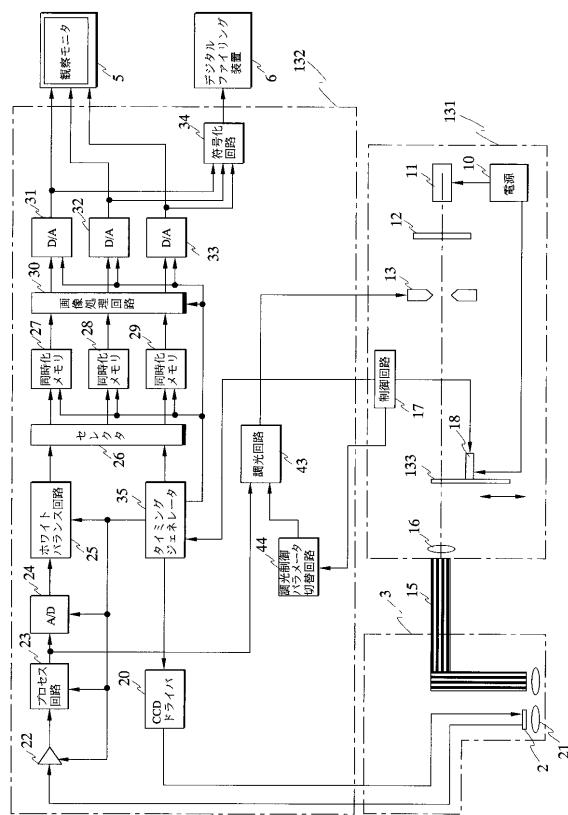
【 図 5 5 】



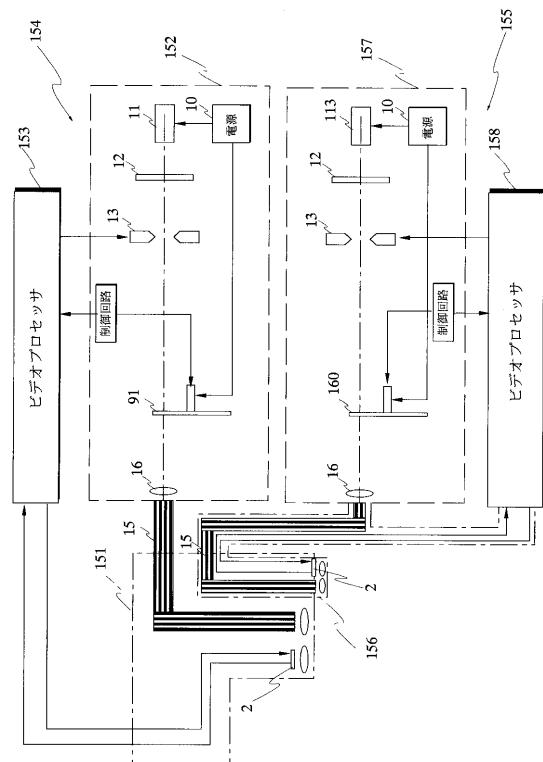
【図 5 6】



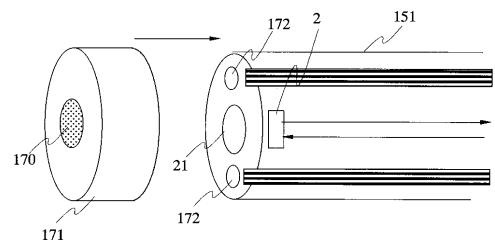
【 図 5 8 】



【 図 5 9 】



【 図 6 0 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷ , DB名)

A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	内窥镜装置和光源装置		
公开(公告)号	JP3583731B2	公开(公告)日	2004-11-04
申请号	JP2001088256	申请日	2001-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	後野和弘		
发明人	後野 和弘		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/043		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA07 2H040 /GA10 2H040/GA12 4C061/GG01 4C061/NN01 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161 /RR18 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EG01 5C054/GB01 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2000221312 2000-07-21 JP		
其他公开文献	JP2002095635A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获取身体组织表面附近所需深度的组织数据。解决方案：光源装置4包括氙灯11，切断白光中的热射线的热射线截止滤光器12，控制通过热射线截止滤光器的白光量的光圈装置13如图11所示，旋转滤光器14由照明光产生表面顺序光，该照明光由布置在外径部分中的第一滤光器组构成，并且用于输出适合于颜色再现的重叠光谱特性的表面顺序光，以及第二滤光器滤光器组布置在内径部分中并且用于输出能够提取所需深度层的组织数据的离散光谱特性的窄带表面顺序光，聚焦透镜16聚焦通过旋转滤光器14的表面顺序光。设置在电子内窥镜3中的光导15的入射面和控制旋转的控制电路17旋转过滤器14。

【 図 2 】

