

(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2006-218283  
(P2006-218283A)

(43) 公開日 平成18年8月24日 (2006.8.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	
	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2005-244083 (P2005-244083)	(71) 出願人 000000376
(22) 出願日 平成17年8月25日 (2005.8.25)	オリンパス株式会社
(31) 優先権主張番号 特願2004-256140 (P2004-256140)	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日 平成16年9月2日 (2004.9.2)	(71) 出願人 304050923
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号 特願2005-9477 (P2005-9477)	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日 平成17年1月17日 (2005.1.17)	(74) 代理人 100076233
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	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
	リンパスメディカルシステムズ株式会社内
	(72) 発明者 大島 睦巳
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
	リンパスメディカルシステムズ株式会社内
	最終頁に続く

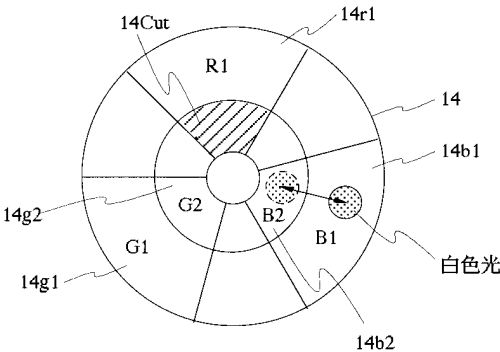
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】安価かつ簡単な構成により粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得る。

【解決手段】回転フィルタ14の第2のフィルタ組による体腔内組織の狭帯域光観察時におけるG2フィルタ部14g2、B2フィルタ部14b2、遮光フィルタ部14Cutは、照明光を離散的な分光特性の2バンドの狭帯域な面順次光とし、B2フィルタ部14b2によるCCD4で撮像される撮像信号は浅層での組織情報を有するバンド画像となり、G2フィルタ部14g2によるCCD4で撮像される撮像信号は中層での組織情報を有するバンド画像となる。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

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、  
前記照明光を 2 つのバンド域の狭帯域光に制限して前記被写体に照射する 2 帯域制限手段と、  
前記 2 帯域制限手段が制限して照射した 2 つのバンド域の狭帯域光による第 1 バンド域画像データ及び第 2 バンド域画像データを生成すると共に、前記第 1 バンド域画像データ及び前記第 2 バンド域画像データより表示手段に表示する 3 チャンネル色画像データを生成する信号処理手段と  
を有するとを特徴とする内視鏡装置。

## 【請求項 2】

前記 2 帯域制限手段による狭帯域光のうち少なくとも一方が可視光であ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】

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、  
前記照明光を 2 つのバンド域の狭帯域光に制限して前記被写体に照射する 2 帯域制限手段  
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

## 【請求項 4】

前記 2 帯域制限手段は、前記照明光を緑色波長帯域及び青色波長帯域の 2 つのバンド域の狭帯域光に制限することを特徴とする請求項 1 ないし 3 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 5】

前記 2 帯域制限手段は、前記照明光を緑色波長帯域内で 2 つのバンド域の狭帯域光に制限することを特徴とする請求項 1 ないし 3 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 6】

前記 2 帯域制限手段は、前記照明光を青色波長帯域内で 2 つのバンド域の狭帯域光に制限することを特徴とする請求項 1 ないし 3 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 7】

前記 2 帯域制限手段は、前記 2 つのバンド域の狭帯域光を時系列に前記被写体に照射することを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

## 【請求項 8】

前記撮像手段は、撮像面に波長帯域分離手段を有することを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

## 【請求項 9】

前記 2 帯域制限手段は、緑色波長帯域の狭帯域光の分光積を青色波長帯域の狭帯域光の分光積より小さく抑制した 2 つのバンド域の狭帯域光に制限することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 10】

前記 2 帯域制限手段は、前記 2 つのバンド域の狭帯域光を時系列に前記被写体に照射することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 11】

10

20

30

40

50

前記撮像手段は、撮像面に波長帯域分離手段を有することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 2】

前記信号処理手段は、前記 2 帯域制限手段が制限して照射した 2 つのバンド域の狭帯域光による第 1 バンド域画像データ及び第 2 バンド域画像データを生成すると共に、前記第 1 バンド域画像データ及び前記第 2 バンド域画像データより表示手段に出力する 3 チャンネル色画像データを生成する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 3】

前記 3 チャンネル色画像データは、前記表示手段に出力する R 画像データ、G 画像データ及び B 画像データである

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 4】

前記第 1 バンド域画像データは前記 2 帯域制限手段が制限して照射した 2 つのバンド域の狭帯域光のうち長い波長帯域側の狭帯域光で撮像された撮像信号に基づく画像データであり、

前記第 2 バンド域画像データは前記 2 帯域制限手段が制限して照射した 2 つのバンド域の狭帯域光のうち短い波長帯域側の狭帯域光で撮像された撮像信号に基づく画像データであり、

前記信号処理手段は、前記第 1 バンド域画像データにより前記 R 画像データを生成し、前記第 2 バンド域画像データに対して所定の重み付け演算を行い前記 G 画像データ及び前記 B 画像データを生成する

ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 5】

前記照明光は可視光領域を含む

ことを特徴とする請求項 3 ないし 1 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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。

【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各色成分毎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り光の吸収特性及び散乱特性が異なるため、例えば特開 2002-95635 号公報では、可視光領域の照明光を離散的な分光特性の狭帯域な RGB 面順次光を生体組織に照射し、生体組織の所望の深部の組織情報を得る狭帯域光内視鏡装置が提案されている。

【特許文献 1】特開 2002-95635 号公報

10

20

30

40

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

カラーチップのCCD、特に補色フィルタのCCDでは、R狭帯域成分の光は、複数のカラーフィルタを透過して画像情報として抽出されるため、R狭帯域成分の光による画像情報をG狭帯域成分及びB狭帯域成分の画像情報から分離するためには、画像情報処理系の構成が複雑になるといった問題がある。

## 【0006】

また、R狭帯域、G狭帯域、B狭帯域の3つのバンドの狭帯域面順次光を生成する光学フィルタの構成も複雑化する。

## 【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、安価かつ簡単な構成により粘膜表層付近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を提供することを目的としている。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明の内視鏡装置は、  
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、

前記照明光を2つのバンド域の狭帯域光に制限して前記被写体に照射する2帯域制限手段と、

前記2帯域制限手段が制限して照射した2つのバンド域の狭帯域光による第1バンド域画像データ及び第2バンド域画像データを生成すると共に、前記第1バンド域画像データ及び前記第2バンド域画像データより表示手段に表示する3チャンネル色画像データを生成する信号処理手段と

を備えて構成される。

## 【発明の効果】

## 【0009】

本発明によれば、安価かつ簡単な構成により粘膜表層付近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。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

## 【実施例1】

## 【0011】

図1ないし図27は本発明の実施例1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第1の図、図8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第2の図、図9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第3の図、図10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第1の図、図11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第2の図、図12は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第1の図、図13は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第2の図、図14は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第3の図、図15は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第4の図、図16は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第5の図、図17は図4の第2のフ

10

20

30

40

50

フィルタ組の製作方法を説明する第6の図、図18は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第7の図、図19は図1の内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図、図20は図19の狭帯域制限フィルタの分光透過特性を示す図、図21は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第1の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図22は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第2の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図23は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第3の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図24は図20の狭帯域制限フィルタの変形例の分光透過特性を示す図、図25は図1の回転フィルタの第1の変形例の構成を示す構成図、図26は図1の回転フィルタの第2の変形例の構成を示す構成図、図27は図26の回転フィルタを用いた際の内視鏡装置の構成を示す図である。

10

#### 【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る撮像手段としてCCD2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CCD2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。

#### 【0013】

光源装置4は、照明光を発光するキセノンランプ11と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ12と、熱線カットフィルタ12を介した白色光の光量を制御する絞り装置13と、照明光を面順次光にする回転フィルタ14と、電子内視鏡3内に配設されたラ

20

#### 【0014】

回転フィルタ14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R1フィルタ部14r1、G1フィルタ部14g1、B1フィルタ部14b1が配置され、内側の径部分には図4に示すような所望の層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の2バンド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G2フィルタ部14g2、B2フィルタ部14b2、遮光フィルタ部14Cutが配置されている。

30

#### 【0015】

なお、例えばB2フィルタ部14b2の波長域 11~ 12は405~425nm、G2フィルタ部14g2の波長域 21~ 22は530~550nmとしている。

#### 【0016】

なお、波長域 11~ 12を400~440nmに、波長域 21~ 22を530~550nmにしてもよい。

#### 【0017】

そして、回転フィルタ14は、図1に示すように、制御回路17により回転フィルタモータ18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14の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組を選

40

#### 【0018】

なお、キセノンランプ11、絞り装置13、回転フィルタモータ18及びモード切替モータ19には電源部10より電力が供給される。

#### 【0019】

ビデオプロセッサ7は、CCD2を駆動するCCD駆動回路20と、対物光学系21を介してCCD2により体腔内組織を撮像した撮像信号を増幅するアンプ22と、アンプ22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23と、プロセス回路23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

50

変換器 24 と、A/D 変換器 24 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 (W.B.) 25 と、回転フィルタ 14 による面順次光を同時化するためのセレクタ 26 及び同時化メモリ 27、28、29 と、同時化メモリ 27、28、29 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 30 と、画像処理回路 30 からの画像データをアナログ信号に変換する D/A 回路 31、32、33 と、画像処理回路 30 からの画像データを符号化する符号化回路 34 と、光源装置 4 の制御回路 17 からの回転フィルタ 14 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 (T.G.) 35 とを備えて構成される。

#### 【0020】

10

また、電子内視鏡 2 には、モード切替スイッチ 41 が設けられており、このモード切替スイッチ 41 の出力がビデオプロセッサ 7 内のモード切替回路 42 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 42 は、制御信号を調光回路 43、調光制御パラメータ切替回路 44 及び光源装置 4 のモード切替モータ 19 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 44 は、回転フィルタ 14 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 43 に出力し、調光回路 43 はモード切替回路 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光源装置 4 の絞り装置 13 を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

#### 【0021】

20

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。

#### 【0022】

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。

#### 【0023】

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。

30

#### 【0024】

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 14 r1、G1 フィルタ 14 g1、B1 フィルタ 14 b1 に位置するようにビデオプロセッサ 7 の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。

#### 【0025】

体腔内組織 51 の通常観察時における R1 フィルタ部 14 r1、G1 フィルタ部 14 g1、B1 フィルタ 14 部 b1 は、図 3 に示したように各波長域がオーバーラップしているために、

40

(1) B1 フィルタ部 14 b1 による CCD 4 で撮像される撮像信号には図 7 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、  
(2) また、G1 フィルタ 14 g1 による CCD 4 で撮像される撮像信号には図 8 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、  
(3) さらに R1 フィルタ 14 r1 による CCD 4 で撮像される撮像信号には図 9 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。

#### 【0026】

50

そしてビデオプロセッサ 7 により、これら R G B 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。

#### 【 0 0 2 7 】

一方、電子内視鏡 3 のモード切替スイッチ 4 1 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 4 2 に入力される。モード切替回路 4 2 は、光源装置 4 のモード切替モータ 1 9 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 1 4 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 1 4 を光路に対して駆動する。

#### 【 0 0 2 8 】

第 2 のフィルタ組による体腔内組織 5 1 の狭帯域光観察時における G 2 フィルタ部 1 4 g 2、B 2 フィルタ部 1 4 b 2、遮光フィルタ部 1 4 Cut は、照明光を図 4 に示したように離散的な分光特性の 2 バンドの狭帯域な面順次光とし各波長域がオーバーラップしていないために、

( 4 ) B 2 フィルタ部 1 4 b 2 による C C D 4 で撮像される撮像信号には図 1 0 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、

( 5 ) また、G 2 フィルタ部 1 4 g 2 による C C D 4 で撮像される撮像信号には図 1 1 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る。

#### 【 0 0 2 9 】

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 を制御するので、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 3 0 】

また、画像処理回路 3 0 は、狭帯域光観察時での画像のカラー化において、R チャンネル G 狭帯域画像データ、G チャンネル B 狭帯域画像データ、B チャンネル B 狭帯域画像データとして、R G B 3 チャンネルのカラー画像を生成する。

#### 【 0 0 3 1 】

すなわち、G 狭帯域画像データ ( G ) 及び B 狭帯域画像データ ( B ) に対して、画像処理回路 3 0 は以下の式 ( 1 ) により R G B 3 チャンネルのカラー画像 ( R' , G' , B' ) を生成する。

#### 【 数 1 】

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \\ h_{31} & h_{32} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G \\ B \end{pmatrix} \quad \cdots (1)$$

#### 【 0 0 3 2 】

例えば、 $h_{11} = 1$ 、 $h_{12} = 0$ 、 $h_{21} = 0$ 、 $h_{22} = 1$ 、 $h_{31} = 0$ 、 $h_{32} = 0$  とする。

#### 【 0 0 3 3 】

図 1 2 に示すような従来の 3 バンドの狭帯域な面順次光を得るためには、B 狭帯域光用に図 1 3 及び図 1 4 に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着、G 狭帯域光用に図 1 5 及び図 1 6 に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着、R 狭帯域光用に図 1 7 及び図 1 8 に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着が必要となるが、本実施例においては、B 2 フィルタ部 1 4 b 2 は、図 1 3 及び図 1 4 に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着により製作され、G 2 フィル

10

20

30

40

50

タ部 1 4 g 2は、図 1 5 及び図 1 6 に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着により製作される。

【 0 0 3 4 】

このように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、本実施例では、必要最小限度の多層干渉膜フィルタの蒸着により、粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることができ、例えば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できる。

【 0 0 3 5 】

なお、上記実施例の内視鏡装置 1 では、光源装置 4 が面順次光を供給し、ビデオプロセッサ 7 で面順次画像情報を同時化して画像化する面順次式内視鏡装置を例として説明したが、これに限らず、同時式内視鏡装置にも適用可能である。

【 0 0 3 6 】

すなわち、図 1 9 に示すように、白色光を供給する光源装置 4 a と、CCD 2 の撮像面の前面にカラーチップ 1 0 0 を備えた電子内視鏡 3 a と、電子内視鏡 3 a から撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ 7 a とからなる同時式内視鏡装置 1 a にも本実施例を適用することができる。

【 0 0 3 7 】

光源装置 4 a では、熱線カットフィルタ 1 2 を介したキセノンランプ 1 1 からの白色光が絞り装置 1 3 により光量が制御され電子内視鏡 3 a 内に配設されたライトガイド 1 5 の入射面に射出される。この白色光の光路上に図 2 0 に示すような離散的な分光特性の 2 バンドの狭帯域光 A 1 , A 2 に変換する狭帯域制限フィルタ 1 4 a が挿脱可能に設けられている。

【 0 0 3 8 】

なお、狭帯域制限フィルタ 1 4 a の狭帯域光 A 1 及び狭帯域光 A 2 は、図 2 1 ないし図 2 3 に示すような分光透過率特性を有する複数の干渉膜フィルタの蒸着により実現できる。ここで、狭帯域光 A 1 の波長域及び狭帯域光 A 2 の波長域として、

狭帯域光 A 1 = 4 0 5 ~ 4 2 5 n m , 狭帯域光 A 2 = 5 3 0 ~ 5 5 0 n m

狭帯域光 A 1 = 4 0 5 ~ 4 2 5 n m , 狭帯域光 A 2 = 4 9 0 ~ 5 1 0 n m

狭帯域光 A 1 = 4 0 5 ~ 4 2 5 n m , 狭帯域光 A 2 = 4 4 0 ~ 4 6 0 n m

狭帯域光 A 1 = 4 4 0 ~ 4 6 0 n m , 狭帯域光 A 2 = 5 3 0 ~ 5 5 0 n m

の各組み合わせを想定しているが、近紫外域あるいは近赤外域を含んでもよい。

【 0 0 3 9 】

電子内視鏡 3 a では、体腔内組織 5 1 の像がカラーチップ 1 0 0 を介して CCD 2 で撮像される。

【 0 0 4 0 】

ビデオプロセッサ 7 a では、A / D 変換器 2 4 からの画像データが Y / C 分離回路 1 0 1 により輝度信号 Y と色差信号 Cr、Cb に分離され、RGB マトリックス回路 1 0 2 により RGB 信号に変換され、ホワイトバランス回路 2 5 に出力される。その他の構成及び作用は図 1 の内視鏡装置と同じである。

【 0 0 4 1 】

また、R 狭帯域成分の光が体腔内組織 5 1 が照射されないのので、狭帯域光観察時に得られる情報には R 狭帯域光による組織情報は含まれず、R 狭帯域成分の光による画像情報を分離することなく粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることができ、情報処理が容易になるといった効果を有する。

【 0 0 4 2 】

なお、回転フィルタ 1 4 の第 2 のフィルタ組における B 2 フィルタ部 1 4 b 2 及び G 2 フィルタ部 1 4 g 2 の分光透過特性を図 2 4 に示すようにして、G 狭帯域での分光積を B 狭帯域光での分光積よりも小さくしても良い。狭帯域制限フィルタ 1 4 a の狭帯域光 A 1 (

10

20

30

40

50



B 狭帯域光に相当) 及び狭帯域光 A 2 ( G 狭帯域光に相当) についても同様である。

【 0 0 4 3 】

あるいは、C C D 2 への入射光における、G 帯域光の分光積  $S_G$  を B 帯域光での分光積  $S_B$  よりも小さくする。例えば、 $0.10 \ S_G / S_B \ 0.35$  とする。

【 0 0 4 4 】

$$S_G = {}^G S ( ) d$$

$$S_B = {}^B S ( ) d$$

$$S ( ) = \text{Lamp} ( ) \times \text{LIRCut} ( ) \times \text{NBIFilter} ( ) \\ \times \text{LG} ( ) \times \text{IRCut} ( ) \times \text{YagCut} ( )$$

Lamp ( ) : ランプの分光特性

LIRCut ( ) : 光源装置内の熱線カットフィルタの分光特性

NBIFilter ( ) : 狭帯域制限フィルタ ( NBI フィルタ ) の分光特性

LG ( ) : ライトガイドの分光特性

IRCut ( ) : 内視鏡内赤外光カットフィルタの分光特性

YagCut ( ) : 内視鏡内レーザ光カットフィルタの分光特性

ここで、 ${}^G$ 、 ${}^B$  は各々 G 狭帯域光、B 狭帯域光での波長域における積分演算を示す。

【 0 0 4 5 】

従来、狭帯域制限フィルタ ( NBI フィルタ ) の透過率の設計は、ホワイトキャップ ( 標準白色板 ) 撮影時の R、B 信号におけるノイズを抑制するため、ホワイトバランスの補正値が RGB でほぼ等しくなるようにしていた。

【 0 0 4 6 】

しかしながら、生体粘膜観察時には Hb ( ヘモグロビン ) による吸光度が G 帯域光よりも B 帯域光で高いため、B 信号が相対的に暗くなる。色変換処理により NBI の粘膜情報の視認性を向上させるためには、G、B 信号の明るさをほぼ等しくする必要があるが、B 信号をゲインアップする必要があるため、B 信号のノイズが目立ってしまうという問題があった。さらに補色フィルタの C C D では、透過率調整が適切でないと、Y/Cr/Cb の飽和点が各信号毎に異なり、YCrCb 信号から線形演算により変換した RGB 信号において、色再現性が悪化してしまう。

【 0 0 4 7 】

そこで、G 狭帯域での分光積を B 狭帯域光での分光積よりも小さくすることで、NBI による良好な画質を得ることが可能となる。

【 0 0 4 8 】

すなわち、G 帯域の透過率を B 帯域よりも下げることにより、生体粘膜観察時の G、B 信号出力の差を少なくすることが可能となり、その結果、B 信号のゲインを小さくできるため、ノイズを抑制することができる。

【 0 0 4 9 】

また、生体粘膜観察時に、Y/Cr/Cb の飽和点の差を縮めることができるため、変換後の R GB 信号において、明るさ対して信号出力がリニアに変化する範囲 ( レンジ ) を広げることが可能となり、この結果、色再現性のレンジも広がる。

【 0 0 5 0 】

なお、図 1 において、回転フィルタ 1 4 の第 2 のフィルタ組を G2 フィルタ部 1 4 g 2 , B2 フィルタ部 1 4 b 2、遮光フィルタ部 1 4 Cut により構成するとしたが ( 図 2 参照 )、図 2 5 に示すように、遮光フィルタ部 1 4 Cut 部分にさらに B2 フィルタ部 1 4 b 2 を配置し、第 2 のフィルタ組を B2 フィルタ部 1 4 b 2、G2 フィルタ部 1 4 g 2 , B2 フィルタ部 1 4 b 2 により構成してもよく、このように構成することで、B2 フィルタ部 1 4 b 2 による C C D 4 での撮像が 1 フィールド期間に 2 度実施され、この撮像信号を演算処理し、例えば B 加算処理することで狭帯域 B 画像の明るさの改善や、平均処理することにより SN 向上が可能となる。

【 0 0 5 1 】

また、図 1 における 2 重構造の回転フィルタ 1 4 を、図 2 6 に示す 1 重構造の R1 フィ

10

20

30

40

50

ルタ部 1 4 r 1, G1フィルタ部 1 4 g 1, B1フィルタ部 1 4 b 1からなる第 1 のフィルタ組のみで回転フィルタ 1 4 0 を構成すると共に、図 2 7 に示すように、この回転フィルタ 1 4 0 の入射光軸前段に図 1 9 で示した狭帯域制限フィルタ 1 4 a を光軸上に挿脱可能に配置して光源装置 4 を構成してもよく、この場合、C C D 2 の前面にカラーチップ 1 0 0 を設ける必要がなく、図 1 に示した構成のビデオプロセッサ 7 により、通常面順次光による観察と狭帯域面順次光による観察が可能となる。

【 0 0 5 2 】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 5 3 】

【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

【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第 1 の図

【図 8】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第 2 の図

【図 9】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第 3 の図

20

【図 1 0】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第 1 の図

【図 1 1】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第 2 の図

【図 1 2】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 1 の図

【図 1 3】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 2 の図

【図 1 4】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 3 の図

【図 1 5】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 4 の図

【図 1 6】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 5 の図

【図 1 7】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 6 の図

30

【図 1 8】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 7 の図

【図 1 9】図 1 の内視鏡装置の変型例の構成を示す構成図

【図 2 0】図 1 9 の狭帯域制限フィルタの分光透過特性を示す図

【図 2 1】図 1 9 の狭帯域制限フィルタを実現する第 1 の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図

【図 2 2】図 1 9 の狭帯域制限フィルタを実現する第 2 の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図

【図 2 3】図 1 9 の狭帯域制限フィルタを実現する第 3 の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図

【図 2 4】図 2 0 の狭帯域制限フィルタの変型例の分光透過特性を示す図

40

【図 2 5】図 1 の回転フィルタの第 1 の変形例の構成を示す構成図

【図 2 6】図 1 の回転フィルタの第 2 の変形例の構成を示す構成図

【図 2 7】図 2 6 の回転フィルタを用いた際の内視鏡装置の構成を示す図

【符号の説明】

【 0 0 5 4 】

1 ... 内視鏡装置

2 ... C C D

3 ... 電子内視鏡

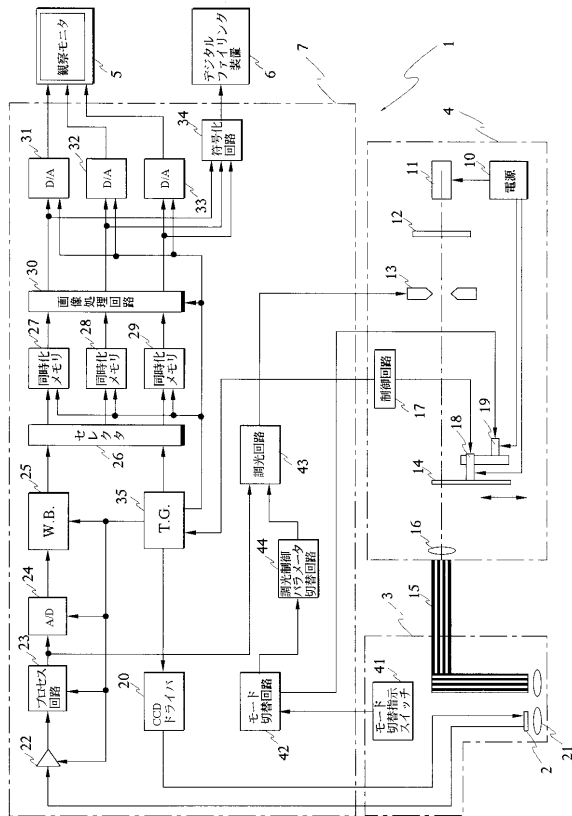
4 ... 光源装置

5 ... 観察モニタ

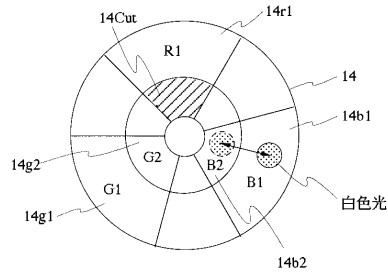
50

6 ... 画像ファイリング装置	
7 ... ビデオプロセッサ	
1 0 ... 電源部	
1 1 ... キセノンランプ	
1 2 ... 熱線カットフィルタ	
1 3 ... 絞り装置	
1 4 ... 回転フィルタ	
1 4 r 1... R 1フィルタ部	
1 4 g 1... G 1フィルタ部	
1 4 b 1... B 1フィルタ部	10
1 4 g 2... G 2フィルタ部	
1 4 b 2... B 2フィルタ部	
1 4 Cut... 遮光フィルタ部	
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	
2 0 ... C C D 駆動回路	
2 1 ... 対物光学系	20
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	30
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	
代理人 弁理士 伊藤 進	

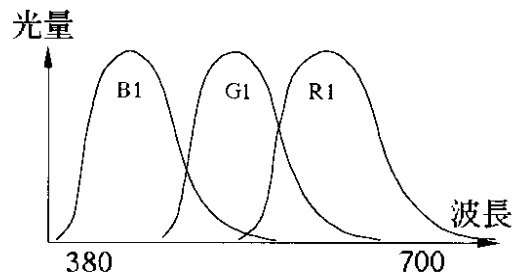
【 図 1 】



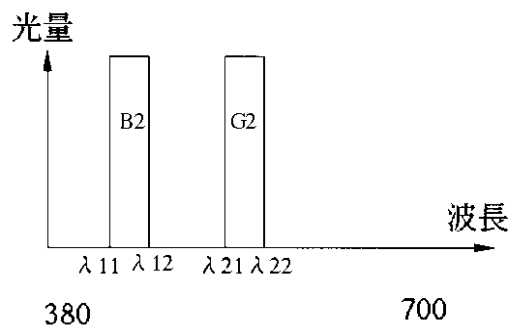
【 図 2 】



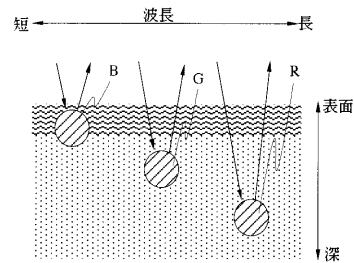
【 図 3 】



【 図 4 】



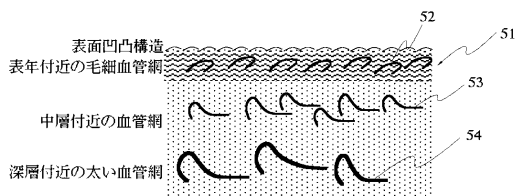
【 図 6 】



【圖 7】



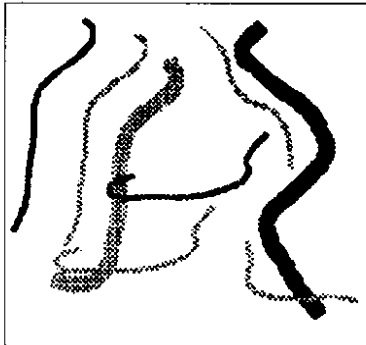
【 図 5 】



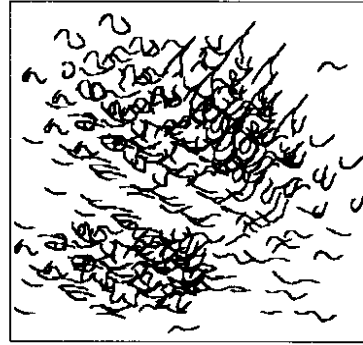
【図 8】



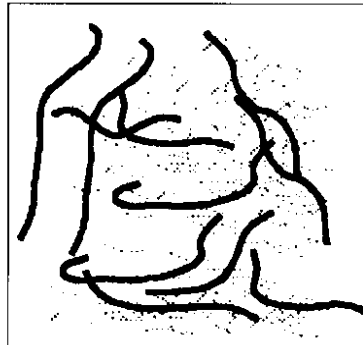
【図 9】



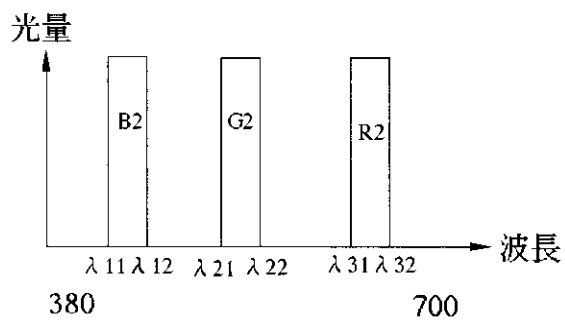
【図 10】



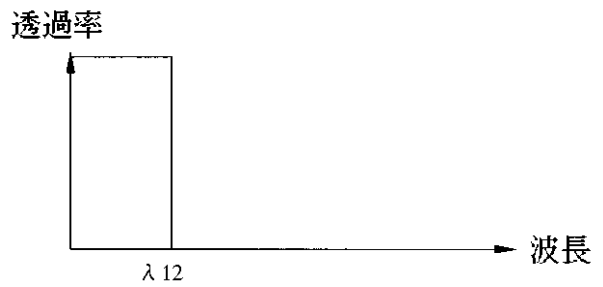
【図 11】



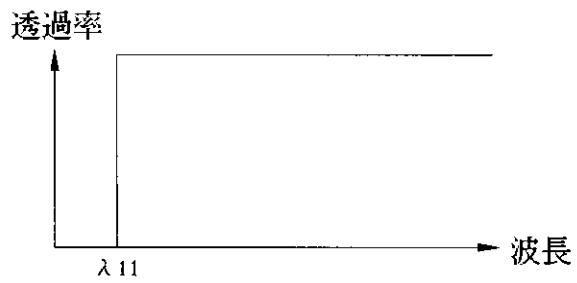
【図 12】



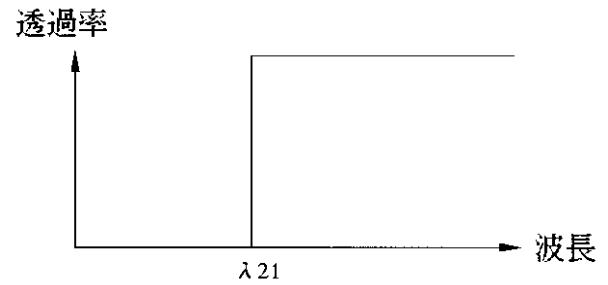
【図 14】



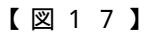
【図 13】



【図 15】



透過率



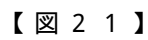
The graph shows a function of wavelength (波長). The horizontal axis is labeled '波長' and has a point marked  $\lambda_{31}$ . The function is zero for wavelengths less than  $\lambda_{31}$  and then jumps to a constant positive value for wavelengths greater than  $\lambda_{31}$ .

透過率

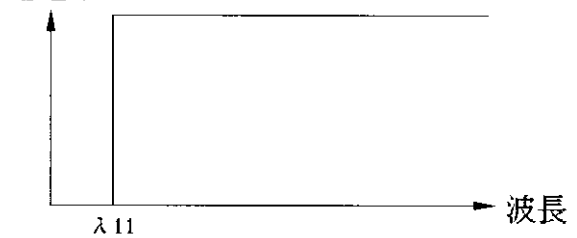
The graph shows a function of wavelength (波長). The horizontal axis is labeled '波長' and has a point marked  $\lambda_{31}$ . The function is zero for wavelengths less than  $\lambda_{31}$  and then jumps to a constant positive value for wavelengths greater than  $\lambda_{31}$ .

[illegible]

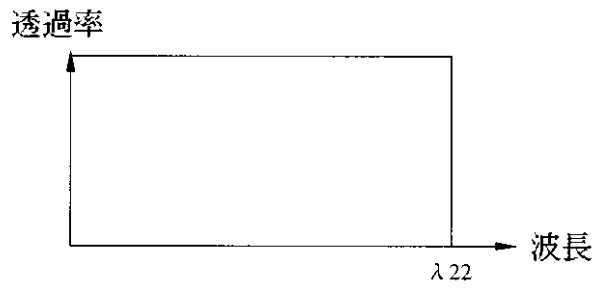
光量



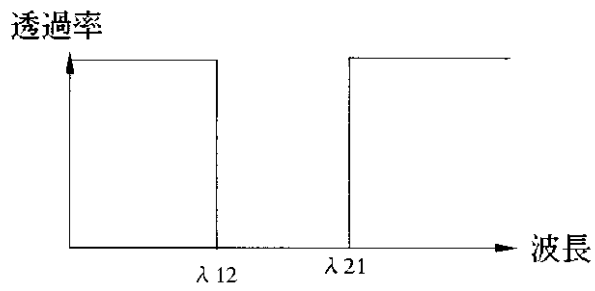
透過率



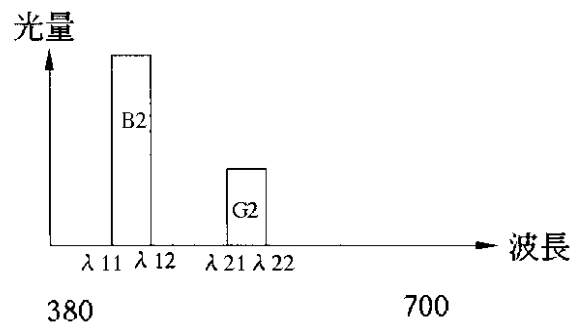
【図 2 2】



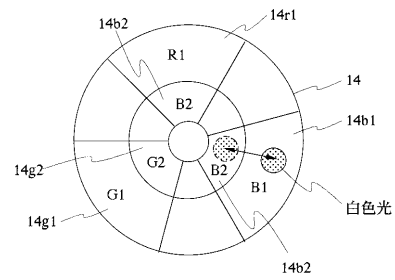
【図 2 3】



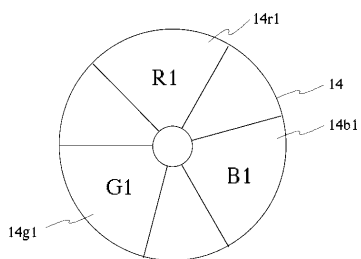
【図 2 4】



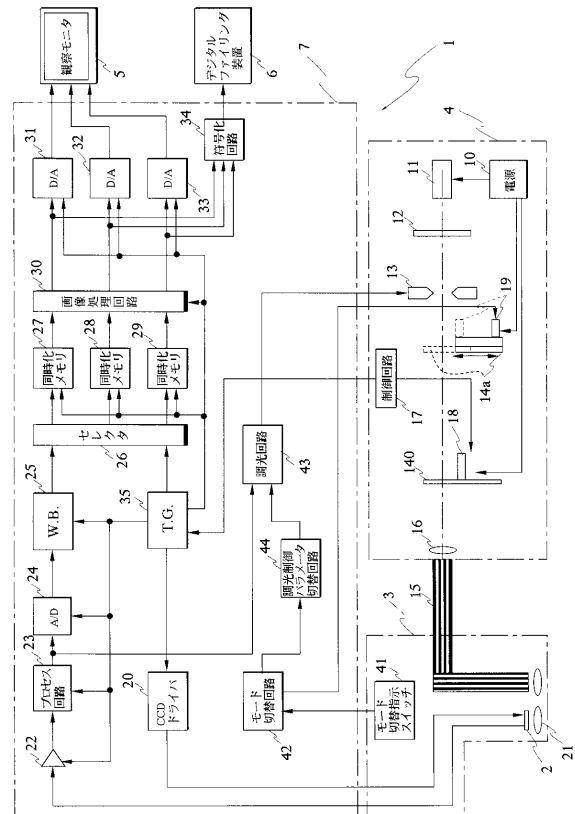
【図 2 5】



【図 2 6】



【図 2 7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 山 崎 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 天野 正一

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA09 CA02 CA04 CA06 GA02 GA11

4C061 CC06 GG01 LL02 PP12 RR04 RR14 RR18 RR20 SS21



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006218283A</a>	公开(公告)日	2006-08-24
申请号	JP2005244083	申请日	2005-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	後野和弘 大島睦巳 山崎健二 天野正一		
发明人	後野 和弘 大島 睦巳 山▲崎▼ 健二 天野 正一		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/06.B A61B1/04.370 G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/06.510 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/PP12 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR20 4C061/SS21 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/PP12 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR20 4C161/SS21 4C161/YY07 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2004256140 2004-09-02 JP 2005009477 2005-01-17 JP		
其他公开文献	JP4384626B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：以廉价且简单的结构获得粘膜表面层附近所需深部的组织信息。 解决方案：G2滤光片部分14g2，B2滤光片部分14b2和遮光滤光片部分14Cut用于通过旋转滤光片14的第二滤光片组观察体腔中组织的窄带光，其照明光的光谱特征为2 作为窄带顺序光，由B2滤波器单元14b2由CCD4拾取的图像信号成为在浅层具有组织信息的带图像，而由G2滤波器单元14g2由CCD4拾取的图像信号在中间层。 带图像具有组织信息。 [选择图]图2

