

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3559755号
(P3559755)**

(45) 発行日 平成16年9月2日(2004.9.2)

(24) 登録日 平成16年5月28日(2004.5.28)

(51) Int.Cl.⁷

F I

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04

A 6 1 B 1/04 3 7 0

H 0 4 N 7/18

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2000-227237 (P2000-227237)
 (22) 出願日 平成12年7月27日(2000.7.27)
 (65) 公開番号 特開2002-34893 (P2002-34893A)
 (43) 公開日 平成14年2月5日(2002.2.5)
 審査請求日 平成14年6月3日(2002.6.3)

(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 特開平05-084218 (JP, A)
 特開平02-029612 (JP, A)
 特開2000-148987 (JP, A)
)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(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、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前記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し、
 前記信号処理手段は、前記帯域制限手段によって少なくとも1つの波長領域の帯域が狭められた前記撮像信号の波長領域毎に空間周波数フィルタリング処理を行うことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記照明光供給手段は、
 前記帯域制限手段の制限に応じて、前記照明光の光量を前記波長域毎に制御する光量制御手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、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】

【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。

10

【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】**【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。

20

【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。

30

【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分離して視認す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。

【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、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前記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し、前記信号処理手段は、前記帯域制限手段によって少なくとも1つの波長領域の帯域が狭められた前記撮像信号の波長領域毎に空間周波数フィルタリング処理を行うことを特徴とする。

40

【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10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

50

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 1 の画像処理回路の構成を示す構成図である。

【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る撮像手段として CCD 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 CCD 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ンディング装置 6 に出力するビデオプロセッサ 7 とから構成される。

10

【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 内に配設されたライトガイド 15 の入射面に回転フィルタ 14 を介した面順次光を集光させる集光レンズ 16 と、回転フィルタ 14 の回転を制御する制御回路 17 とを備えて構成される。

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 に示すような自然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 14r1, G1 フィルタ 14g1, B1 フィルタ 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 R2 フィルタ 14r2, G2 フィルタ 14g2, B2 フィルタ 14b2 が配置されている。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 42 からの制御信号によりモード切替モータ 19 によって行われる。

30

【0015】

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。

【0016】

図 1 に戻り、ビデオプロセッサ 7 は、CCD 2 を駆動する CCD 駆動回路 20 と、対物光学系 21 を介して CCD 2 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 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 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ト 26 及び同時化メモリ 27a、27b、27c と、同時化メモリ 27a、27b、27c 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 31a、31b、31c と、D/A 回路 31a、31b、31c の出力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 35 とを備えて構成される。

40

50

【 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。

10

【 0 0 1 8 】

図 5 に示すように、体腔内組織 5 1 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 5 2 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 5 3 が分布し、さらに深層にはさらに太い血管 5 4 が分布するようになる。

【 0 0 1 9 】

一方、光は体腔内組織 5 1 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。

20

【 0 0 2 0 】

通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ 1 4 の第 1 のフィルタ組である 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 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 1 9 を制御する。

【 0 0 2 1 】

体腔内組織 5 1 の通常観察時における 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 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、B 1 フィルタ 1 4 b 1 による C C D 4 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、G 1 フィルタ 1 4 g 1 による C C D 4 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 R 1 フィルタ 1 4 r 1 による C C D 4 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。

30

【 0 0 2 2 】

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。

40

【 0 0 2 3 】

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 4 】

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 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 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、B 2 フィルタ 1 4 b 2 による C C D 4 で撮

50

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。

【0025】

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に出力することで、調光回路43は絞り装置13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Lxに応じた通常観察時の絞り装置13による例えばリニアな絞り制御線61に対して、狭帯域光観察時には絞り装置13を制御して設定値Lxに応じた絞り制御曲線62により光量Mxを制御する。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。

10

【0026】

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Lxに対応する絞りレベル値が図9に示すようにMx1からMx2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。

20

【0027】

本実施の形態の画像処理回路30は、RGBのうち2つのバンド画像情報を用いて、血液中のヘモグロビン濃度に相関のある値、I H b (ヘモグロビンインデックス)を算出する処理構成を有し、具体的には、図10に示すように、画像処理回路30に入力されたRGB信号は、逆補正処理部61でCRT表示用に行われている補正を除去するための逆補正処理がテーブル変換等で行われる。

【0028】

つぎに逆補正処理されたGB信号は、セクタ部62でモード切替回路42からの制御信号に基づいて、後段処理に流す信号を選択する。次に階調反転処理部63で階調の反転処理が行われたあと、R信号との乗算器64で乗算が行われる。そして最後に対数変換部65で対数変換を受けたあと、画像処理回路30から出力される。

30

【0029】

画像処理回路30からの出力形態は、I H bに基づいて疑似カラー画像を生成しても良いし、あるいは一つのバンド画像、例えばR画像をI H b画像に置き換えるようにしても良い。

【0030】

従来のI H bでは、 $32 \times \log_2 (R / G)$ という式が使われている。この式はGバンド画像が血液情報を強く反映することを利用している。

【0031】

一方、フィルタを狭帯域化すると、B画像には表面上の毛細血管が強く反映される。したがって、フィルタ切替後のBとGの画像は、血液が存在する深さが異なり、Bが表層、Gがそれより深い層位置の情報を反映することになる。

40

【0032】

よって、本実施の形態では、モード切替スイッチ41が押下され狭帯域観察モードとなると、モード切替回路42からの指示によって、図10に示すセクタ部62の動作を切替えることで、B情報に基づいた粘膜表層のI H b値($32 \times \log_2 (R / B)$)、G情報に基づいた粘膜中層のI H b値($32 \times \log_2 (R / G)$)を切替えて使用することができ、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することができる。

【0033】

50

なお、セレクト部 6 2 の動作はモード切替回路 4 2 からの制御信号に基づいたが、これは、電子内視鏡 3 の操作部等に別のスイッチを設けても良い。

【 0 0 3 4 】

図 1 1 ないし図 1 5 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 1 1 は内視鏡装置の構成を示す構成図、図 1 2 は図 1 1 の画像処理回路の構成を示す構成図、図 1 3 は図 1 2 のフィルタリング実行部の構成を示す構成図、図 1 4 は図 1 3 のフィルタリング実行部のフィルタ周波数特性を示す図、図 1 5 は図 1 1 の狭帯域観察モード時に撮像される R G B 画像を示す図である。

【 0 0 3 5 】

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。 10

【 0 0 3 6 】

本実施の形態は、照明光の分光特性を狭帯域 R G B 特性に切替えることが可能で、それと連動して調光テーブルなど光量制御パラメータの変更、画像処理パラメータの変更機能を備えた内視鏡装置に関する。

【 0 0 3 7 】

図 1 1 に示すように、電子内視鏡 3 には処理切替指示スイッチ 7 0 が設けられ、画像処理回路 3 0 は、モード切替回路 4 2 からの制御信号と処理切替指示スイッチ 7 0 からの指示信号を受け取り、後述する色変換処理を行う。

【 0 0 3 8 】

従来より内視鏡画像処理として、F I R フィルタなど空間周波数フィルタが画質改善、画像強調処理に用いられており、観察補助に効果を上げてきた。 20

【 0 0 3 9 】

本実施の形態の画像処理回路 3 0 は、この空間周波数フィルタリングを狭帯域 R G B 画像に適用する構成となっており、図 1 2 に示すように、入力された R G B 画像に対して空間周波数フィルタリング処理を行なうフィルタリング実行部 7 1 と、フィルタリング実行部 7 1 の出力結果を R G B 各々 8 ビットレベル内に調整するなどの変換を行なうデータ変換部 7 2 と、さらにフィルタ切替回路 4 2 からの制御信号と処理切替指示スイッチ 7 0 からの指示信号に基づきフィルタリング実行部の動作を変更する係数変更部 7 3 とから構成される。 30

【 0 0 4 0 】

フィルタリング実行部 7 1 は、図 1 3 に示すように、R G B のそれぞれの画像データに対して 5×5 のマスク演算を行うフィルタリング部 8 1 , 8 2 , 8 3 とフィルタリング部 8 1 , 8 2 , 8 3 の出力に重み付けを行い R G B のそれぞれの画像データに加算する加算器 8 4 , 8 5 , 8 6 とからなり、係数変更部 7 3 はフィルタリング部 8 1 , 8 2 , 8 3 に対するマスク係数を、また加算器 8 4 , 8 5 , 8 6 に対する重み係数を設定する。

【 0 0 4 1 】

これにより、画像データを $R(x, y)$ 、 $G(x, y)$ 、 $B(x, y)$ 、フィルタリング部 8 1 , 8 2 , 8 3 の出力を $R_s(x, y)$ 、 $G_s(x, y)$ 、 $B_s(x, y)$ 、重み係数を R 、 G 、 B として式 (1) のような演算を行うことで、例えば図 1 4 のフィルタ周波数特性に示すような空間周波数フィルタリング処理結果 $R'(x, y)$ 、 $G'(x, y)$ 、 $B'(x, y)$ を出力する。 40

【 0 0 4 2 】

$$\begin{aligned} R'(x, y) &= R(x, y) + R \cdot R_s(x, y) \\ G'(x, y) &= G(x, y) + G \cdot G_s(x, y) \\ B'(x, y) &= B(x, y) + B \cdot B_s(x, y) \end{aligned} \quad (1)$$

図 1 4 のフィルタ特性は、M 1 , M 2 , M 3 と順にノイズ成分の強調を極力抑えつつ、高周波数成分を強調する特性になっており、順により強調帯域が高周波数にシフトする。このような強調帯域が異なるフィルタは、それぞれ各バンド別に別個に適用する。

【 0 0 4 3 】

つまり、モード切替スイッチ 4 1 が押下され狭帯域観察モードとなると、図 1 5 に示すように R 画像に比較して B 画像はより細かい血管パターン、つまりより高周波数特性を持っており、そのパターンをより明瞭に再現するためにフィルタ M 1 よりは M 3 を適用することになる。R 画像はその逆で M 3 よりは M 1 の適用が好ましい。このように、バンドが再現する生体情報の内容によってフィルタ特性を使い分けることが重要である。

【 0 0 4 4 】

また、このようなフィルタ特性は狭帯域 R G B 画像に対して有効であって、通常観察時には別のフィルタ特性が求められる。したがって、モード切替回路 4 2 に応じて、係数変更部 7 3 はフィルタ特性を最適なものへと変更する。処理切替指示スイッチ 7 0 からの指示信号による制御は、例えば強調レベルの調整などを行なう。

10

【 0 0 4 5 】

このように本実施の形態でも、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することができる。

【 0 0 4 6 】

図 1 6 ないし図 1 9 は本発明の第 3 の実施の形態に係わり、図 1 6 は画像処理回路の構成を示す構成図、図 1 7 は図 1 6 の前処理部における階調補正テーブルを示す図、図 1 8 は図 1 6 のエッジ抽出処理部におけるエッジ抽出処理に適用されるヒストグラム分布を示す図、図 1 9 は図 1 6 のパターン抽出部での処理を説明する図である。

【 0 0 4 7 】

第 3 の実施の形態は、第 2 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。

20

【 0 0 4 8 】

本実施の形態では、血管走行パターンや粘膜表面微細構造パターンの抽出のパラメータをフィルタ切替に連動して変更する構成を示す。狭帯域 R G B 画像は、バンド間で表現されている情報の独立性が高いことが特徴である。例えば、モード切替スイッチ 4 1 が押下された狭帯域観察モードでは、図 1 5 に示したように B 画像は粘膜表面微細構造や粘膜表層付近に存在する血管網、G 画像は中層付近に存在する血管網、R 画像は粘膜深層に存在する比較的太い血管網と、バンド間で異なる情報を反映し、それらの情報は生体構造の深さ方向の変化と深い関係がある。このような狭帯域 R G B 画像に対しては、通常観察で適用するパターン抽出処理を適用するより、よりパラメータを最適化した方が効果的な結果を得られることが期待できる。

30

【 0 0 4 9 】

そこで、本実施の形態の画像処理回路 3 0 は、図 1 6 に示すように、R G B の各バンド画像データを選択するバンドセクタ部 9 1 を備え、後段の前処理部 9 3、エッジ抽出処理部 9 4 及びパターン抽出部 9 5 よりなるパターン抽出処理部 9 2 での処理に適用するバンドを選択する。

【 0 0 5 0 】

ここでは、一つのバンドでも複数のバンドでも良く、抽出したい情報に合わせて選択される。粘膜表面微細構造のパターンを抽出したければ、ここでは B 画像がセレクトされる。あるいは、粘膜深層の太い血管の位置を抽出したければ R 画像が選択される。

40

【 0 0 5 1 】

パターン抽出処理部 9 2 では、前処理部 9 3 において前処理が行われる。一般的には前処理は、ディストーション補正、階調補正など、後段の処理に応じて適切な前処理が行われる。血管走行パターンなどの処理を行なう場合は、撮像光学系の歪曲収差を補正するディストーション補正処理と濃度分布の規格化のためヒストグラム平坦化処理を行なう。例えば階調補正の場合、前処理部 9 3 に入力されたバンドデータ $f(x, y)$ に対して図 1 7 に示すような階調補正テーブル F を適用して出力 $g(x, y) (= F(f(x, y)))$ を得る。なお、図 1 7 の階調補正テーブルにおいては、曲線 a より曲線 b の方が強いコントラストに変換する。

【 0 0 5 2 】

50

次に、エッジ抽出処理部 9 4 において、エッジ抽出処理を行なう。これは、図 1 8 に示すようにヒストグラム分布の谷を発見しそのレベルで 2 値化処理を行なう方法や、微分オペレータを用いてエッジを抽出する方法が適用できる。

【 0 0 5 3 】

次に、パターン抽出部 9 5 において、図 1 9 に示すように、例えば領域 A の面積を M としたとき、この M と所定のしきい値 とを比較し、 $M < \text{しきい値}$ ならば領域 A を不要なパターンとしてを除去し、以上の面積を有する血管などを領域にしているパターンのみを抽出する。具体的には、膨張、収縮処理や、基準パターンとの照合によりパターンの排除と統合を行なう。

【 0 0 5 4 】

パターン抽出処理部 9 2 での一連の処理は、各バンドに表現されている情報毎にパラメータが最適化されねばならない。例えば、パターン抽出部 9 5 において、R 画像から深部走行血管を抽出したい場合には、細かな孤立点は極力除去するように動作させるし、B 画像から毛細血管走行パターンを抽出する場合には、細かいパターンを極力残す動作をさせる。

【 0 0 5 5 】

パターン抽出処理部 9 2 の処理結果は最後段の画像合成部 9 6 に出力され、画像合成部 9 6 では、パターン抽出結果を画像に反映させるための画像合成を行なう。ここでは、元の R G B 画像にパターン抽出結果を加算したり、パターン抽出結果だけでモノクロ画像を構成したりする処理を行なう。

【 0 0 5 6 】

上記画像処理回路 3 0 の動作は、モード切替回路 4 2 および処理切替指示スイッチ 7 0 からの制御信号に基づいて、係数変更部 7 3 が各処理部の係数を変更することで全体の動作を最適化する。モード切替回路 4 2 に対しては、通常 R G B 照明の場合は、パターン抽出処理をバイパスするように制御し、狭帯域 R G B 照明の場合は、画像処理回路 3 0 において、処理切替指示スイッチ 7 0 の制御信号に基づいたパターン抽出処理が行われる。

【 0 0 5 7 】

このように本実施の形態でも、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することができる。

【 0 0 5 8 】

【 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さの組織情報を分離して視認することのできる内視鏡装置を提供することができる。

【 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

【 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 1 0 】 図 1 の画像処理回路の構成を示す構成図

【 図 1 1 】 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 1 2 】 図 1 1 の画像処理回路の構成を示す構成図

【 図 1 3 】 図 1 2 のフィルタリング実行部の構成を示す構成図

【 図 1 4 】 図 1 3 のフィルタリング実行部のフィルタ周波数特性を示す図

【 図 1 5 】 図 1 1 の狭帯域観察モード時に撮像される R G B 画像を示す図

【 図 1 6 】 本発明の第 3 の実施の形態に係る画像処理回路の構成を示す構成図

10

20

30

40

50

【図 1 7】図 1 6 の前処理部における階調補正テーブルを示す図

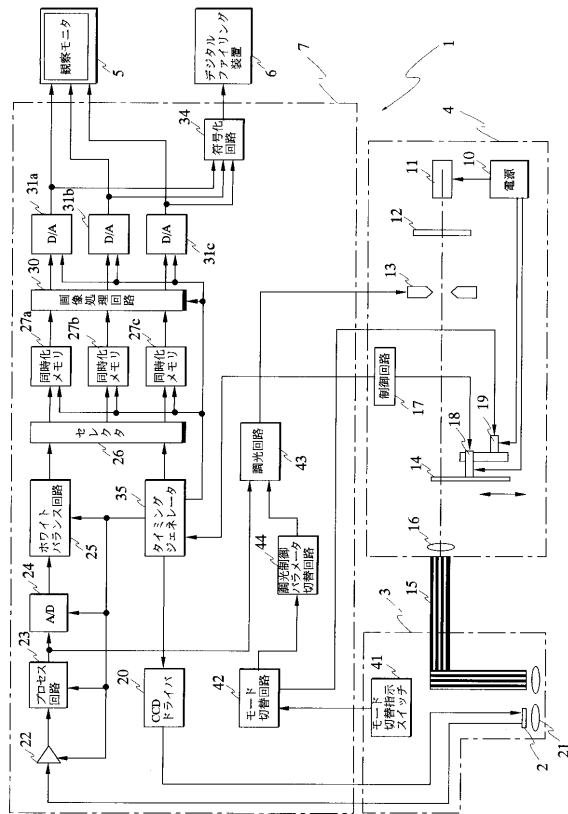
【図 1 8】図 1 6 のエッジ抽出処理部におけるエッジ抽出処理に適用されるヒストグラム分布を示す図

【図 1 9】図 1 6 のパターン抽出部での処理を説明する図

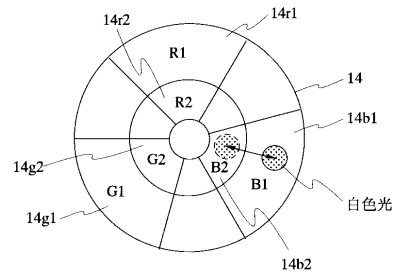
【符号の説明】

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	10
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 5 ... ライトガイド	
1 6 ... 集光レンズ	
1 7 ... 制御回路	20
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	
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	30
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	
6 1 ... 逆 補正処理部	
6 2 ... セレクタ部	40
6 3 ... 階調反転処理部	
6 4 ... 乗算器	
6 5 ... 対数変換部	

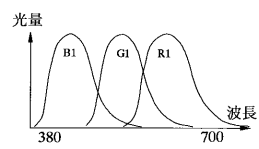
【図 1】



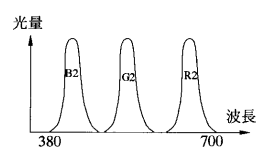
【図 2】



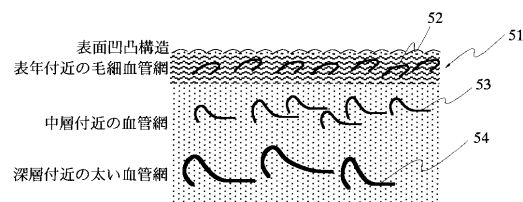
【図 3】



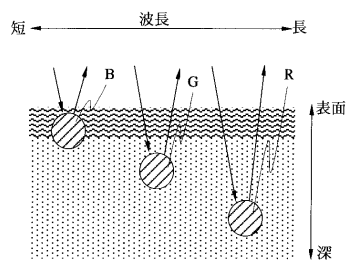
【図 4】



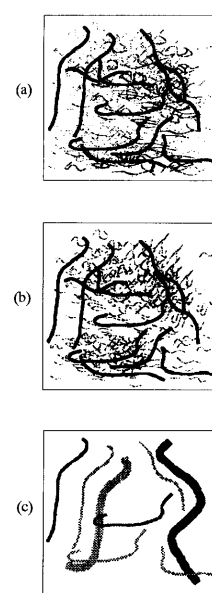
【図 5】



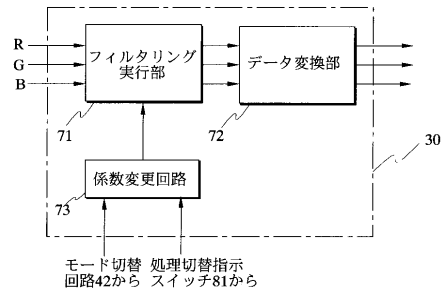
【図 6】



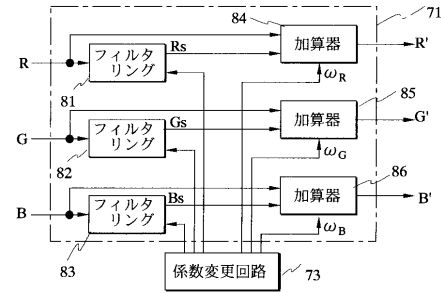
【図 7】



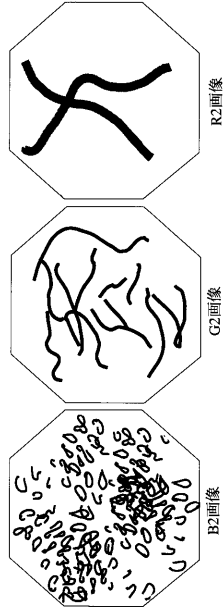
【図 1 2】



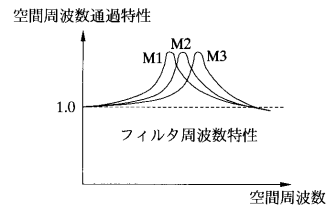
【図 1 3】



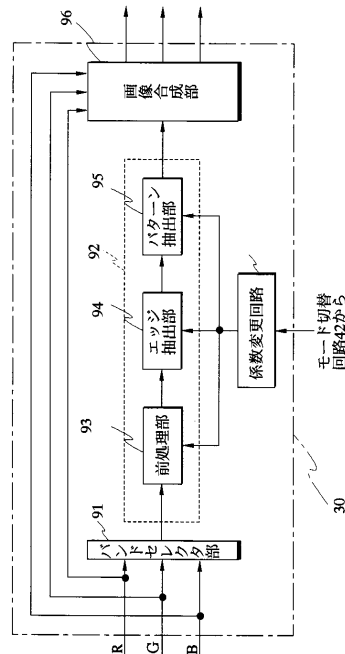
【図 1 5】



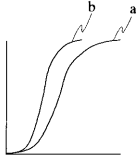
【図 1 4】



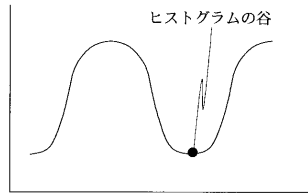
【図 1 6】



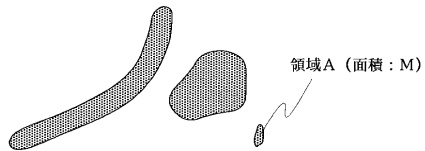
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, D B 名)

A61B 1/00-1/32

H04N 7/18

JICSTファイル(JOIS)

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP3559755B2	公开(公告)日	2004-09-02
申请号	JP2000227237	申请日	2000-07-27
[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		
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	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/SS09 4C061/TT13 4C061/WW02 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS09 4C161/TT13 4C161/WW02 5C054/CA04 5C054/CB00 5C054/CC03 5C054/CC05 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/ED13 5C054/FB03 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2002034893A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：将更接近有机组织表面的所需深度的组织信息分离，并在视觉上确认信息。解决方案：图像处理器30处理以通过使用RGB的两个带图像信息来计算与血液中的血红蛋白浓度相关的值，IHb（血红蛋白指数），以及用于去除伽马校正的反向和伽马校正处理。用于CRT显示的是通过表格转换等进行的，用于通过反向和伽马校正处理器61输入到处理器30的RGB信号。选择流向后级处理的信号用于反向和伽马校正处理的GB通过选择器62基于来自模式切换电路24的控制信号的信号。在由灰度反转处理器63进行灰度的反转处理之后，通过乘法器64将该信号乘以R信号。对数转换是最后由对数转换器65进行，然后从处理器30输出结果。

