

(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2007-236415
(P2007-236415A)

(43) 公開日 平成19年9月20日(2007.9.20)

(51) Int.Cl.	F 1			テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	5 B 0 5 7
H 0 4 N 9/04 (2006.01)	H 0 4 N	9/04	Z	5 C 0 6 5
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T	1/00	5 1 0	
G 0 6 T 5/20 (2006.01)	G 0 6 T	5/20	A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O.L. (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2006-58711 (P2006-58711)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成18年3月3日 (2006.3.3)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	山▲崎▼ 健二 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	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
		F ターム (参考)	4C061 CC06 LL02 MM03 MM05 NN01 NN05 QQ09 RR02 RR15 RR22 SS08 SS30 TT02 TT13 WW07 WW08 XX02

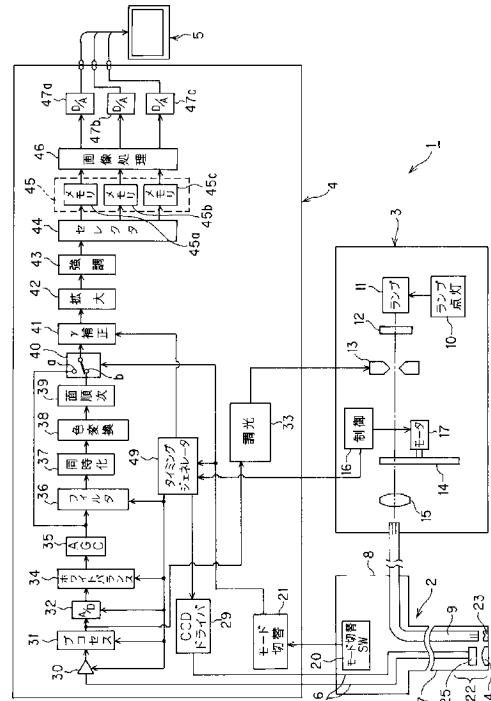
(54) 【発明の名称】 生体観察装置

(57) 【要約】

【課題】 簡単な構成で生体の構造を識別し易くする画像の画像信号を生成する生体観察装置を提供する。

【解決手段】 ランプ11からの白色光は、回転フィルタ14のR, G, Bフィルタを経て広帯域のR, G, Bの面順次照明光となり、電子内視鏡2を経て体腔内の生体粘膜に照射され、CCD25により順次撮像される。CCD25の出力信号は、フィルタ回路36内においてセレクタで順次切り替えられ、R信号に対してはスルー、G信号に対してはBPF、B信号に対してはHPFにより生体粘膜の構造の空間周波数成分に対応した信号成分に分離される。この分離により生体粘膜の構造を識別し易くする画像の画像信号が生成される。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に照射される広帯域の照明光のもとで撮像を行う撮像素子の出力信号に対して信号処理を行い、生成した画像信号を表示装置側に出力可能とする信号処理手段を具備する生体観察装置において、

前記信号処理手段は、前記出力信号に対して、前記生体の構造に対応した空間周波数成分に分離する分離手段を具備することを特徴とする生体観察装置。

【請求項 2】

前記分離手段は、前記生体における細かな粘膜構造および粗い粘膜構造の少なくとも一方を反映した信号に分離することを特徴とする請求項 1 記載の生体観察装置。

【請求項 3】

前記信号処理手段は、前記分離手段から出力される分離手段出力信号に対して、色調を調整する色調整手段を有することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の生体観察装置。

【請求項 4】

前記信号処理手段は、前記分離手段から出力される分離手段出力信号に対して、コントラスト変換処理を施すコントラスト変換処理手段を有することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の生体観察装置。

【請求項 5】

前記分離手段は、前記出力信号に対して、前記生体の構造に対応した周波数通過特性が異なるフィルタを用いて構成される請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の生体観察装置。

【請求項 6】

前記分離手段は、前記出力信号に対して、ウェーブレット変換手段により構成される請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の生体観察装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内等の生体粘膜等を観察する内視鏡装置等の生体観察装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡及び光源装置等を有する内視鏡装置は、従来より、医療分野等において広く用いられている。

医療分野における内視鏡装置においては、例えば、白色光を生体内粘膜等の被写体に照射し、肉眼による観察と略同様の該被写体の像を撮像する通常観察の他に、通常観察における照射光よりも狭い帯域を有する光である狭帯域光を該被写体に照射して観察を行うことにより、通常観察に比べ、生体における粘膜表層の血管等をコントラスト良く撮像することが可能である狭帯域光観察 (NBI: Narrow Band Imaging) がある。この狭帯域光観察を行う装置の第 1 の従来例として、例えば特開 2002-095635 号公報がある。

【0003】

前述した狭帯域光観察において用いられる狭帯域光は、照明光を狭帯域化する必要がある。このため、通常観察に用いられる広帯域の照明光に対してフィルタを介挿する等の必要がある。

これに対して、第 2 の従来例としての特開 2003-93336 号公報には、通常の照明光により得られる画像信号に対して信号処理し離散的な分光画像を生成し、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開示されている。

【特許文献 1】特開 2002-095635 号公報**【特許文献 2】特開 2003-93336 号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】**

10

20

30

40

50

【0004】

上記第2の従来例では、分光画像を得るために推定処理の他に、例えば撮像された信号が飽和しないように光量制御を行うことが必要になる等、構成が複雑になる欠点がある。
(発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、簡単な構成で表層側と深層側の粘膜構造等、生体の構造を識別し易くする画像の画像信号を生成する生体観察装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

本発明は、生体に照射される広帯域の照明光のもとで撮像を行う撮像素子の出力信号に10
対して信号処理を行い、生成した画像信号を表示装置側に出力可能とする信号処理手段を具備する生体観察装置において、

前記信号処理手段は、前記出力信号に対して、前記生体の構造に対応した空間周波数成分に分離する分離手段を具備することを特徴とする。

上記構成により、撮像素子の出力信号に対して分離手段により生体の構造に対応した空間周波数成分に分離した画像信号を生成することにより、簡単な構成で表層側と深層側の粘膜構造等、生体の構造を識別し易くする画像の画像信号を生成できるようにしている。

【発明の効果】**【0006】**

本発明によれば、簡単な構成で表層側と深層側の粘膜構造等、生体の構造を識別し易くする画像の画像信号を生成できる。
20

【発明を実施するための最良の形態】**【0007】**

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】**【0008】**

図1ないし図9は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は回転フィルタの構成を示し、図3は回転フィルタに設けられたR、G、Bフィルタの分光特性を示し、図4はフィルタ回路周辺部の構成を示す。

図5はフィルタ回路を構成するBPFの周波数特性を示し、図6はフィルタ回路を構成するHPFの周波数特性を示し、図7は第2観察モード時に設定される補正回路の入出力特性を示し、図8は図5のBPFを用いた場合の作用説明図を示し、図9は図6のHPFを用いた場合の作用説明図を示す。
30

図1に示すように本発明の生体観察装置の実施例1としての内視鏡装置1は、体腔内に挿入され、該体腔内において、生体組織等の被写体の像を撮像して撮像信号として出力する電子内視鏡2と、この電子内視鏡2に対し、被写体側を照明するための広帯域の照明光を出射する光源装置3と、電子内視鏡2に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、電子内視鏡2から出力された撮像信号に対して信号処理を行い、画像信号(生体信号ともいう)としての映像信号を生成する信号処理手段としてのビデオプロセッサ4と、ビデオプロセッサ4から出力される映像信号に基づき、被写体の画像を表示する表示装置としてのモニタ5とを有する。
40

【0009】

電子内視鏡2は、体腔内に挿入される細長の挿入部7を有し、この挿入部7の後端には操作部8が設けてある。また、挿入部7内には照明光を伝送するライトガイド9が挿通され、このライトガイド9の後端(基端)は、光源装置3に着脱自在に接続される。

光源装置3は、ランプ点灯回路10からの点灯電力の供給により、可視領域をカバーする広帯域の照明光を発生する例えばキセノンランプ等のランプ11と、照明光における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を経た照明光の光量を制御する絞り装置13と、照明光を面順次光に変換する回転フィルタ14と、電子内視鏡2内に配設されたライトガイド9の入射面に回転フィルタ14を介した面順次光を集光し
50

て供給する集光レンズ 15 と、回転フィルタ 14 の回転を制御する制御回路 16 とを備えている。

回転フィルタ 14 は、図 2 に示すように、円板の周方向に赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の波長の光を広帯域で透過する R フィルタ 14 R、G フィルタ 14 G、B フィルタ 14 B の 3 つが扇状に設けてある。

【0010】

図 3 は R フィルタ 14 R、G フィルタ 14 G、B フィルタ 14 B の分光透過特性を示す。R フィルタ 14 R、G フィルタ 14 G、B フィルタ 14 B は、それぞれ R、G、B の波長域の光を広帯域で透過する特性を示す。

この回転フィルタ 14 は、制御回路 16 により駆動制御されるモータ 17 により所定の回転速度で回転され、この回転により、照明光路中に R フィルタ 14 R、G フィルタ 14 G、B フィルタ 14 B が順次配置され、ライトガイド 9 の入射面に R、G、B の光が集光レンズ 15 で集光されて順次入射される。

そして、このライトガイド 9 により伝送され、挿入部 7 の先端部 22 の照明窓に取り付けられた照明レンズ 23 を経て、体腔内組織側に照明光として照射される。

【0011】

この照明窓に隣接して設けられた観察窓には対物レンズ 24 が取り付けてあり、その結像位置には、撮像素子として電荷結合素子 (CCD と略記) 25 が配置されており、この CCD 25 は、結像された光学像を光電変換する。

この CCD 25 は信号線 26 を介してビデオプロセッサ 4 内の CCD ドライバ 29 と、プリアンプ 30 に接続される。なお、信号線 26 は、実際には、図示しないコネクタを介してビデオプロセッサ 4 と着脱自在に接続される。

CCD ドライバ 29 からの CCD ドライブ信号の印加により CCD 25 により光電変換された撮像信号は、プリアンプ 30 により増幅された後、相関二重サンプリング (CDS) 及びノイズ除去等を行うプロセス回路 31 を経て A/D 変換回路 32 に入力されると共に、調光回路 33 に入力される。

【0012】

この A/D 変換回路 32 によりアナログ信号からデジタル信号の画像データに変換された後、ホワイトバランス回路 34 に入力され、ホワイトバランスの処理が行われた後、オートゲインコントロール回路 (AGC 回路と略記) 35 に入力され、所定レベルまで増幅される。

なお、AGC 回路 35 は、光源装置 3 の絞り装置 13 による照明光量での調光動作が優先して行われ、この絞り装置 13 の開口が開放状態に達した後、その開放状態の情報に基づいて、AGC 回路 35 により不足する信号レベルが増大するように増幅する動作を行う。

また、調光回路 33 は、プロセス回路 31 の出力信号から、光源装置 3 の絞り装置 13 の開口量を調整して適正な照明光量に制御する調光信号を生成する。

【0013】

上記 AGC 回路 35 の出力データは、本実施例における分離手段を形成するフィルタ回路 36 に入力されると共に、切替スイッチ 40 を介して補正回路 41 に入力される。

また、電子内視鏡 2 には、術者等の操作により、例えば、通常観察モードとなる第 1 観察モードと、生体粘膜の構造を強調して観察モードする生体粘膜強調観察モードとしての第 2 観察モードとの 2 つの観察モードを選択して観察できるように、モード切替スイッチ 20 が有けてある。

そして、モード切替スイッチ 20 によりなされた観察モード切替の指示は、ビデオプロセッサ 4 のモード切替回路 21 に入力され、モード切替回路 21 はモード切替指示に対応して切替スイッチ 40 の切替を行うと共に、タイミングジェネレータ 49 にモード切替信号を送る。

【0014】

なお、モード切替スイッチ 20 は、電子内視鏡 2 に設けられているものに限らず、例え

10

20

30

40

50

ば、ビデオプロセッサ4の図示しないフロントパネルに設けられていても良いし、ビデオプロセッサ4に接続可能な図示しないキーボードにおける所定のキーとして構成されても良い。

切替スイッチ40は、モード切替スイッチ20の操作により、モード切替回路21を介して通常観察に対応する第1観察モード時には、接点aが選択され、第2観察モード時には接点bが選択される。

従って、第2観察モードが選択された場合には、AGC回路35の出力信号は、観察対象の生体が持つ主要な構造、具体的には細かい粘膜構造及び粗い粘膜構造の空間周波数成分を分離抽出する分離手段を形成するフィルタ回路36を経て、さらに同時化回路37、色変換回路38及び面順次回路39での処理が行われた後、切替スイッチ40を経て補正回路41に入力される。10

【0015】

フィルタ回路36は、図4に示すようにタイミングジェネレータ49からのタイミング信号により切り替えられるセレクタ51と、生体の主要な粘膜構造に対応する空間周波数成分を分離抽出できるようにする、周波数特性が設定されたバンドパスフィルタ(BPFと略記)52及びハイパスフィルタ(HPFと略記)53とから構成される。

図4に示すようにフィルタ回路36に、広帯域のR、G、B信号が面順次で入力されるタイミングでセレクタ51がタイミングジェネレータ49により切り替えられる。

そして、R信号はスルーして同時化回路37のRメモリ37aに格納され、G信号はBPF52を経てGメモリ37bに格納され、B信号はHPF53を経てBメモリ37cに格納される。20

【0016】

つまり、R信号はそのままRメモリ37aに格納され、G信号はBPF52によりフィルタ処理されてGメモリ37bに格納され、B信号はHPF53でフィルタ処理されてBメモリ37cに格納される。

この場合、BPF52は、図5に示すように中ないしは中低域部Faの周波数成分に対しては、その振幅が1より大きくなるように増強し、高域部Fbを抑圧するフィルタ特性(周波数特性)に設定されている。また、HPF53は、図6に示すように高域部Fcの周波数成分に対しては、振幅が1より大きくなるように増強するフィルタ特性に設定されている。なお、BPF52、HPF53のいずれもDC成分は、その値が変化しないようにその振幅が1となるように設定されている。30

本実施例における分離手段を構成するフィルタ回路36は、生体における細かい粘膜構造と粗い粘膜構造とを分離すると共に、さらにそれらの構造を識別し易くするために補正回路41において後述するコントラスト変換処理を施すようにしている。

【0017】

上記同時化回路37のR、G、bメモリ37a、37b、37cにそれぞれ格納されたR、G、B信号データは、同時に読み出されて同時化されたR、G、B信号となり、色調整手段としての色変換回路38に入力されて色変換される。なお、図4に示すようにG、Bの信号は、それぞれフィルタBPF52、HPF53によるフィルタ処理がされているので、BPF(G)、HPF(B)で示している。

色変換回路38は、同時化されたR、BPF(G)、HPF(B)の画像情報を 3×3 のマトリクスにより色変換する。これにより、粘膜の表層側の細かい構造部分と深層側の粗い構造部分とをそれぞれ異なる色調で表示するように色変換処理する。このように色変換処理を行うことにより、分離された粘膜構造を表示される色調が異なることにより、より識別し易い画像にしている。40

【0018】

この場合におけるR、BPF(G)、HPF(B)からR、G、Bに色変換する変換式は、3行3列のマトリクスKを用いて、以下の式(1)としている。

【数1】

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = K \begin{pmatrix} R \\ BPF(G) \\ HPF(B) \end{pmatrix} \quad \text{式 (1)}$$

10

$$K = \begin{pmatrix} 0 & m1 & 0 \\ 0 & 0 & m2 \\ 0 & 0 & m3 \end{pmatrix}$$

【0019】

ここで、マトリクス K は、例えば 3 個の実数成分 $m_1 \sim m_3$ (その他の成分は 0) からなり、この式 (1) ような変換式により、R、BPF(G)、HPF(B) のカラー信号における BPF(G) 及び HPF(B) の色信号の重み付け (比率) を大きくしている。ここでは、長波長となる R の色信号を抑圧している。

20

【0020】

この色変換回路 38 の出力信号 (R 、 G 、 B に変換されたものとなるが、以下では紛らわしくなる場合を除き、簡単化のため R 、 G 、 B を用いて説明する) は、面順次回路 39 に入力される。

面順次回路 39 は、フレームメモリにより構成され、同時に格納された R 、 G 、 B の画像データを色成分画像として順次読み出すことにより面順次の画像データに変換される。この面順次の R 、 G 、 B の画像データは、切替スイッチ 40 を経て 補正回路 41 に入力され、 補正される。

30

この 補正回路 41 は、例えばその内部に 補正の入出力特性を格納した テーブルを有し、タイミングジェネレータ 49 により、 補正の入出力特性が切り替えられる。

【0021】

第 1 観察モードでは、この 補正回路 41 は、面順次に入力される R 、 G 、 B 信号に対して共通の 補正を行う入出力特性に設定されるが、第 2 観察モードにおいては、面順次に入力される R 、 G 、 B 信号毎に 補正の入出力特性が切り替えられる。

具体的には、 補正回路 41 は、 R 信号に対しては、図 7 の実線で示す gamma 1 の入出力特性に設定するのに対して、この R 信号よりも粘膜表層の微細な構造情報を再現する G 及び B 信号に対しては、図 7 の点線で示す gamma 2 の入出力特性に設定して、コントラスト変換処理を行うようにしている。

40

gamma 2 の入出力特性は、小さい入力域においては、gamma 1 の入出力特性の場合よりも小さな出力となり、大きな入力域においては、gamma 1 の入出力特性の場合よりも大きな出力となるように設定されている。

【0022】

このような入出力特性で G 及び B 信号に対して 補正を行うことにより、画像信号に再現される微細な粘膜構造情報のコントラストを高めることができるようになっている。

この 補正回路 41 により 補正された後、拡大回路 42 に入力されて拡大補間処理された後、強調回路 43 に入力される。

この強調回路 43 により、構造強調或いは輪郭強調が行われた後、セレクタ 44 を経て同時化回路 45 に入力される。この同時化回路 45 は、3 つのメモリ 45a 、 45b 、 4

50

5 c により形成されている。

同時化回路 4 5 により同時化された R , G , B の画像データは、画像処理回路 4 6 に入力され、動画の色ずれ補正等の画像処理が施された後、D / A 変換回路 4 7 a 、 4 7 b 、 4 7 c に入力される。そして、D / A 変換回路 4 7 a 、 4 7 b 、 4 7 c によりアナログの映像信号若しくは画像信号（広義の生体信号）に変換された後、表示装置としてのモニタ 5 に入力される。モニタ 5 は、入力される映像信号に対応した内視鏡画像を表示する。

また、ビデオプロセッサ 4 内には、タイミングジェネレータ 4 9 が設けてあり、光源装置 3 の制御回路 1 6 からの回転フィルタ 1 4 の回転に同期した同期信号が入力され、この同期信号と同期した各種タイミング信号を上記各回路に出力する。

また、調光回路 3 3 は、光源装置 3 の絞り装置 1 3 を制御し、観察に適した適正な明るさの画像となるように照明光量を制御する。10

次にこのような構成の本実施例の内視鏡装置 1 による作用を説明する。

図 1 に示すように電子内視鏡 2 を光源装置 3 やビデオプロセッサ 4 に接続して、電源を投入する。また、電子内視鏡 2 を体腔内に挿入して体腔内の観察対象部位の生体組織を観察する。初期状態では、例えば通常観察としての第 1 観察モードの状態に設定されている。

【 0 0 2 3 】

照明光の光路上で回転フィルタ 1 4 が一定速度で回転し、R 、 G 、 B の照明光が集光レンズ 1 5 により集光されてライトガイド 9 に入射される。図 3 に示したように広帯域の R 、 G 、 B の各照明光は、ライトガイド 9 の先端面からさらに照明レンズ 2 3 を経て、生体組織に順次照射される。20

そして、広帯域の R 、 G 、 B の各照明光のもとで C C D 2 5 により撮像され、C C D 2 5 により光電変換された C C D 出力信号は、ビデオプロセッサ 4 内のプリアンプ 3 0 で増幅された後、プロセス回路 3 1 内の C D S 回路により信号成分が抽出される。プロセス回路 3 1 の出力信号は、A / D 変換回路 3 2 によりデジタル信号に変換され、（上記のように第 1 観察モードの時には）ホワイトバランス回路 3 4 、 A G C 回路 3 5 を経て切替スイッチ 4 0 から 補正回路 4 1 に入力される。

【 0 0 2 4 】

補正回路 4 1 により 補正された後、拡大回路 4 2 に入力されて拡大補間処理された後、強調回路 4 3 に入力され、この強調回路 4 3 により、構造強調或いは輪郭強調が行われた後、セレクタ 4 4 を経て同時化回路 4 5 に入力される。この同時化回路 4 5 により同時化された画像データは、画像処理回路 4 6 に入力され、動画の色ずれ補正等の画像処理が施された後、D / A 変換回路 4 7 a 、 4 7 b 、 4 7 c によりアナログの映像信号に変換された後、モニタ 5 に出力される。そして、モニタ 5 は、入力される映像信号に対応した内視鏡画像を表示する。30

この第 1 観察モードにおいては、可視領域の照明光による通常のカラー画像がモニタ 5 に表示される。

一方、電子内視鏡 2 のモード切替スイッチ 2 0 が操作されて第 2 観察モードへの切替指示が行われると、その信号がビデオプロセッサ 4 のモード切替回路 2 1 に入力される。

【 0 0 2 5 】

モード切替回路 2 1 は、タイミングジェネレータ 4 9 に対して第 2 観察モードへの切替指示が行われたモード切替信号を送ると共に、切替スイッチ 4 0 の接点 b が O N するよう切り替える。40

タイミングジェネレータ 4 9 は、図 4 に示すようにフィルタ回路 3 6 に広帯域の R , G , B の各信号が入力されるタイミングでセレクタ 5 1 を順次切り替える。この場合、R 信号は、フィルタ処理が行われないでフィルタ回路 3 6 をスルーして同時化回路 3 7 の R メモリ 3 7 a に格納される。

これに対して、G 信号は B P F 5 2 により、図 5 に示すように高域部 F b を抑圧し、中低域部 F a を増強する周波数特性に設定されており、中低域部 F a の周波数成分を抽出（分離）する。50

【0026】

また、B信号はHPF53により、図6に示すように高域部Fcを増強する特性に設定されており、高域部Fcの周波数成分を抽出（分離）する。

このように生体粘膜の表層側及びこの表層よりも深層側の構造、具体的には血管走行の構造に対応する空間周波数成分をそれぞれ分離抽出する周波数分離特性と共に、それらを識別し易くする特性に設定されたフィルタ回路36のBPF52及びHPF53により、以下に説明するようにこれらの構造を視認し易くする信号を生成する。

図8は、図5のBPF52を用いることにより、狭帯域のGの照明光のもとで撮像したG信号と類似のG信号成分を分離抽出することを示すための説明図である。

図8の台形は、広帯域のGの照明光を示し、このGの照明光は、中央付近の帯域制限され、粗い粘膜構造を得るのに適した波長域G0と共に、これより短波長側の短波長域Gaと、波長域G0より長波長側の長波長域Gbとを含む。短波長域Gaは、ヘモグロビンの吸光度が低いため、CCD25により撮像されたG信号中において、波長域G0よりは血管像などのコントラストが低くなるが、浅層（表層）の細かい粘膜構造の画像に寄与する。

【0027】

この細かい粘膜構造は、高周波成分として現れるため、BPF52の特性として、高域側を抑圧した特性にして、その再現を抑制している。

長波長域Gbは、波長域G0よりも深層の情報を再現するが、その多くは深層の太い血管の構造であり、隣接する波長域G0の再現情報と大きな差がないと考えられる。寧ろ、ヘモグロビンの吸光度がより低くなるため、コントラストが低く、波長域G0によるハイコントラストの画像情報と重ね合わされ、平均化されるため、全体としてはコントラストが低下する。

このため、図5に示すように低～中域の周波数成分に対してコントラスト増強する周波数特性に設定することにより、低～中域の周波数成分の信号を増強して抽出することにより、深層側の粗い粘膜構造の画像に対応するG信号成分が得られる。

【0028】

また、図9は、図6のHPF53を用いることにより、狭帯域のBの照明光のもとで撮像したB信号と類似のB信号成分を抽出することを示すための説明図である。

図9に示す台形は、広帯域のBの照明光を示し、このBの照明光は、狭帯域に帯域制限され、細かい粘膜構造を得るのに適した波長域B0と、これより長波長側の長波長域Baを含む。長波長域Baは、波長域B0よりも波長が長いため、波長域B0よりも若干深層の粘膜情報も再現するのに寄与する。

そして、この長波長域Baで得られるBの画像データは、中域の周波数成分となり、抑制対象となるため、図6に示すようにその帯域を抑圧した特性に設定されている。

また、この長波長域Baは、波長域B0と同じ粘膜情報の再現に寄与するが、ヘモグロビンの吸光度が低いため、コントラストが低くなる。この情報は、コントラストが高い波長域B0と平均化された画像になるため、波長域B0のみを照射した場合よりも画像のコントラストを低くする。

【0029】

このため、本実施例では撮像された信号に対して、HPF53により高域を増強した周波数特性にして、高域でのコントラストを増強する。このようにして、表層側の細かい粘膜構造が視認し易くなるようなB画像を生成することができる。

このようにして、狭帯域のG信号及びB信号に類似の粘膜構造を反映するG信号及びB信号は、R信号と共に同時化された後、色変換回路38により色変換されて、粘膜構造をより識別し易い色調に変換される。さらに面順次の信号に変換された後、補正回路41において、G信号及びB信号に対して小さい入力域と大きい入力域における夫々の出力の差を増大するコントラスト変換処理を施すようにしているので、表層側における粘膜構造を視認し易い状態の画像でモニタ5に表示される。

【0030】

10

20

30

40

50

このようにしてモニタ5に表示される画像は、生体における細かい粘膜構造部分と粗い粘膜構造部分とはそれらの空間周波数に対応した周波数特性で分離され、かつ異なる色調でより識別し易い画像として表示される。

このため、本実施例によれば、簡単な構成により、生体における細かい粘膜構造部分と粗い粘膜構造部分とを識別し易い画像として観察することができる。従って、診断を行い易い画像を提供できる効果もある。

【実施例2】

【0031】

次に図10を参照して、本発明の実施例2を説明する。図10は本発明の実施例2の内視鏡装置1Bを示す。実施例1の内視鏡装置1は、面順次式内視鏡装置であったが、本実施例では同時式の内視鏡装置1Bとなっている。

この内視鏡装置1Bは、電子内視鏡2Bと光源装置3Bと、ビデオプロセッサ4Bとモニタ5とから構成される。

電子内視鏡2Bは、図1に示す電子内視鏡2において、CCD25の撮像面に光学的に色分離する色分離フィルタ60として例えれば補色系フィルタが各画素単位で取り付けてある。図示しないがこの補色系フィルタは、各画素の前に、マゼンタ(Mg)、グリーン(G)、シアン(Cy)、イエロー(Ye)の4色のカラーチップが、水平方向には、MgとGとが交互に配置され、縦方向には、Mg、Cy、Mg、YeとG、Ye、G、Cyとの配列順で、それぞれ配置されている。

【0032】

そして、この補色系フィルタを用いたCCD25の場合、縦方向に隣接する2列の画素を加算して順次読み出しが、このとき奇数フィールドと偶数フィールドで画素の列をずらして読み出すようにする。そして、後段側での色分離回路により、公知のように輝度信号と色差信号とを生成できることになる。

また、電子内視鏡2Bにおける例えば操作部8内には、ID発生回路61が設けてある。このID発生回路61のID情報を利用することにより、例えは電子内視鏡2BのCCD25の色分離フィルタ60の種類、バラツキ等に応じて、信号処理する際の特性を変更することにより、より適切な信号処理を行えるようにしている。

また、光源装置3Bは、図1の光源装置3において回転フィルタ14、モータ17及び制御回路16を除去した構成である。

【0033】

つまり、この光源装置3Bは、白色の照明光を集光レンズ15により集光してライトガイド9の基端面に入射する。そして、この照明光はライトガイド9の先端面からさらに照明レンズ23を経て体腔内の観察対象部位の生体粘膜に照射される。そして、照明された生体粘膜の光学像が色分離フィルタ60により補色系に分離され、CCD25により撮像される。

CCD25の出力信号は、ビデオプロセッサ4B内のCDS回路62に入力される。このCDS回路62により、出力信号から信号成分が抽出されてベースバンドの信号に変換された後、A/D変換回路63に入力され、デジタル信号に変換されると共に、明るさ検波回路64に入力され、明るさ(信号の平均輝度)が検出される。

【0034】

明るさ検波回路64により検出された明るさ信号は、調光回路33に入力され、基準の明るさ(調光の目標値)との差分により調光するための調光信号が生成される。この調光回路33からの調光信号は、光源装置3Bの絞り装置13を制御し、観察に適した照明光量となるように調光する。

A/D変換回路64から出力されるデジタル信号は、Y/C分離回路65に入力され、輝度信号Yと(広義の色信号Cとしての)線順次の色差信号Cr(=2R-G),Cb(=2B-G)が生成される。輝度信号Yは、回路66を介してセレクタ67に入力される(この輝度信号をYhと記す)と共に、信号の通過帯域を制限するLPF71に入力される。

10

20

30

40

50

このL P F 7 1は、輝度信号Yに対応して広い通過帯域に設定されており、このL P F 7 1の通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号Y 1が、第1マトリクス回路7 2に入力される。

【0035】

また、色差信号C r, C bは、信号の通過帯域を制限する第2のL P F 7 3を介して(線順次)同時化回路7 4に入力される。

この場合、第2のL P F 7 3は、制御回路6 8により、観察モードに応じてその通過帯域特性が変更される。具体的には、通常観察に対応する第1の観察モード時には、第2のL P F 7 3は、第1のL P F 7 1より低い通過帯域(低帯域)に設定される。

一方、粘膜強調観察を行う第2観察モード時には、第2のL P F 7 3は、通常観察用の第1観察モード時における低帯域よりも広い帯域に変更される。例えば第2のL P F 7 3は、第1のL P F 4 1とほぼ同様に広帯域に設定(変更)される。このように第2のL P F 7 3は、観察モードの切替に連動して、色差信号C r, C bに対する通過帯域を変更する。なお、この観察モードの切替に連動した第2のL P F 7 3の特性の変更は、制御回路6 8の制御で行われる。

【0036】

同時化回路7 4は、同時化された色差信号C r, C bを生成し、この色差信号C r, C bは、第1マトリクス回路7 2に入力される。

第1マトリクス回路7 2は、輝度信号Y及び色差信号C r, C bからR 1, G 1, B 1の色信号に変換する。

この第1マトリクス回路7 2は、制御回路6 8によって制御され、C C D 2 5の色分離フィルタ6 0の特性に応じて(変換特性を決定する)マトリクス係数の値を変更して、混色の無い或いは混色を殆ど解消したR 1, G 1, B 1の色信号に変換する。

例えば、ビデオプロセッサ4 Bに実際に接続される電子内視鏡2 Bにより、その電子内視鏡2 Bに搭載されているC C D 2 5の色分離フィルタ6 0の特性が異なる場合があり、制御回路6 8は、I D情報により実際に使用されているC C D 2 5の色分離フィルタ6 0の特性に応じて第1マトリクス回路7 2の係数を変更する。

【0037】

このようにすることにより、実際に使用される撮像手段の種類が異なる場合にも適切に対応でき、偽色の発生を防止したり、混色の無いR 1, G 1, B 1の3原色信号に変換することができる。

この第1マトリクス回路7 2により生成されたR 1, G 1, B 1の色信号は、実施例1におけるフィルタ回路3 6に対応するフィルタ回路3 6 Bを経て、ホワイトバランス回路8 6に出力される。

実施例1では、フィルタ回路3 6には面順次でR, G, Bの信号が入力される構成であったため図4に示すようにセレクタ5 1を用いていたが、本実施例ではR 1, G 1, B 1の色信号が同時に入力される構成であるため、図4のセレクタ5 1を不要にしている。

【0038】

そして、R 1信号は、フィルタ回路3 6 Bをスルーして、ホワイトバランス回路8 6に入力され、G 1信号及びB 1信号は、それぞれB P F 5 2及びH P F 5 3を経て、G 1信号及びB 1信号になり、それぞれ、ホワイトバランス回路8 6に入力される。

本実施例においては、このフィルタ回路3 6 Bにより実質的に実施例1と同様の信号処理が施される。また、このフィルタ回路3 6 Bを通したR 1信号、G 1信号及びB 1信号が入力される、ホワイトバランス回路8 6及びその出力信号が入力される回路7 5は、制御回路6 8により制御される。

【0039】

ホワイトバランス回路8 6は、入力されR 1信号、G 1信号、B 1信号に対してホワイトバランス調整を行い、ホワイトバランス調整されたR 1信号、G 1信号、B 1信号を回路7 5に出力する。

本実施例においても、撮像された信号に対して回路7 5により、実施例1の補正回

10

20

30

40

50

路 4 1 と基本的に同様のコントラスト変換処理を施す。つまり、第 1 観察モードでは、共通の入出力特性で 補正されるが、第 2 観察モード時には R 1 、 G 1 、 B 1 毎に異なる入出力特性で 補正される。

【 0 0 4 0 】

この場合、実施例 1 では先に色変換された後に 補正回路 4 1 で 補正していたのに対して、本実施例では 補正された後、後述する第 2 マトリクス回路 7 6 において色変換を行う構成に変更されている。

【 0 0 4 1 】

このため、本実施例では、第 2 観察モード時には、 R 1 、 G 1 信号に対しては、図 7 の g a m m a 1 の入出力特性で、そして B 1 信号に対しては図 7 の g a m m a 2 の入出力特性で（この場合には同時に） 補正するようにしている。10

【 0 0 4 2 】

このように本実施例における 回路 7 5 によって、第 2 観察モード時には、第 1 観察モード時よりも 補正の特性を強調した 特性に変更されて、コントラスト変換処理が施され、これにより、コントラストが強調され、より識別し易い表示になる。

回路 7 5 により 補正された R 2 、 G 2 、 B 2 の色信号は第 2 マトリクス回路 7 6 により、輝度信号 Y と、色差信号 R - Y 、 B - Y に変換される。

【 0 0 4 3 】

この場合、制御回路 6 8 は、第 1 観察モード時には、 R 2 、 G 2 、 B 2 信号から輝度信号 Y と、色差信号 R - Y 、 B - Y に単に変換するように第 2 マトリクス回路 7 6 のマトリクス係数を設定する。20

また、制御回路 6 8 は、第 2 観察モード時には、第 2 マトリクス回路 7 6 のマトリクス係数を実施例 1 の色変換回路 3 8 による色変換、つまり色調整手段の機能も兼ねるマトリクス係数に変更する。

第 2 マトリクス回路 7 6 により出力される輝度信号 Y n は、セレクタ 6 7 に入力される。このセレクタ 6 7 は、制御回路 6 8 により切替が制御される。つまり、第 1 観察モード時には輝度信号 Y h が選択され、第 2 観察モード時には、輝度信号 Y n が選択される。

【 0 0 4 4 】

第 2 マトリクス回路 7 6 から出力される色差信号 R - Y 、 B - Y は、セレクタ 6 7 を通った輝度信号 Y h 又は Y n (Y h / Y n と表記) と共に、拡大回路 7 7 に入力される。30

この拡大回路 7 7 により拡大処理された輝度信号 Y h / Y n は、強調回路 7 8 により輪郭強調された後、第 3 マトリクス回路 7 9 に入力され、拡大回路 7 7 により拡大処理された色差信号 R - Y 、 B - Y は、強調回路 7 8 を通さないで第 3 マトリクス回路 7 9 に入力される。

そして、第 3 マトリクス回路 7 9 により R 、 G 、 B の 3 原色信号に変換された後、さらに D / A 変換回路 8 0 によりアナログの 3 原色信号に変換されて映像信号出力端からモニタ 5 に出力される。

【 0 0 4 5 】

なお、強調回路 7 8 による輪郭強調も C C D 2 5 及び色分離フィルタ 6 0 等の種類に応じてその強調特性（強調帯域が中低帯域にするか中高帯域にするか）等を変更しても良い。40

このような構成による本実施例は、基本的に実施例 1 の面順次により撮像された信号に対して空間周波数成分で C C D 2 5 で撮像された信号を分離することを、同時式の場合に適用した作用となる。

つまり、実施例 1 では、面順次で撮像されて順次入力される R 、 G 、 B の信号に対してフィルタ回路 3 6 により、空間周波数成分で分離等する処理を行っていたが、本実施例では同時に入力される R 、 G 、 B の信号に対してフィルタ回路 3 6 B により、空間周波数成分で分離等する処理を行っている。

【 0 0 4 6 】

従って、本実施例によれば、同時式の場合においても順次式の場合の実施例 1 とほぼ同50

様の効果を有する。

つまり、通常観察時と同じ照明状態において、狭帯域光の下で撮像した場合と類似の生体粘膜の表層側の細かい粘膜構造と深層側の粗い粘膜構造とを識別し易い画像として観察することができる。

なお、上述した実施例1及び2においては、フィルタ回路36、36Bにより、周波数で分離すると共に、生体粘膜の反射特性（吸光特性）を考慮してコントラスト変換処理も行うようにしているが、本発明は、単に生体の構造における分離しようとする空間周波数で分離（抽出）するものも含む。

例えば表層側の細かい粘膜構造と粗い粘膜構造にそれぞれ対応する両空間周波数成分の間の空間周波数をカットオフ周波数としたHPF或いはLPF等を用いて両粘膜構造の少なくとも一方の粘膜構造に対応する生体信号に分離するものを含む。

【実施例3】

【0047】

次に図11から図13を参照して、本発明の実施例3を説明する。図11は本発明の実施例3における分離手段としてのウェーブレット変換部36Cを示す。本実施例の内視鏡装置は、例えば図10の内視鏡装置1Bにおいて、フィルタ回路36Bの代わりに図11に示すウェーブレット変換部36Cを用いた構成である。

図11に示すようにこのウェーブレット変換部36Cは、図10に示すG1信号とB1信号に対して2次元の離散ウェーブレット変換を行うウェーブレット変換回路（以下、DWTと略記）81と、このDWT81から出力されるウェーブレット変換係数に所定の重み付け処理を行う係数変換回路82と、この係数変換回路82の出力に対して2次元の逆離散ウェーブレット変換を行う逆ウェーブレット変換回路（IDWTと略記）83とからなる。

【0048】

なお、R信号はウェーブレット変換部36Cをスルーして第1マトリクス回路72に入力される。

DWT81では、Haar基底を用いて2次元の離散ウェーブレット変換を行う。この2次元の離散ウェーブレット変換は、水平方向と垂直方向とにそれぞれ適用する2つの1次元フィルタからなる分離型2次元フィルタを用いるものであり、公知であるのでその説明を省略する。

図12はDWT81による2次元の離散ウェーブレット変換において、分解レベル2の変換係数群の構成例である。ここで、離散ウェーブレット変換によりサブバンドに分割された変換係数（画像成分）をHH1、LH1、HL1、HH2、LH2、HL2、LL2で示している。

【0049】

ここで、例えばHH1は、水平、垂直方向共に、高域通過フィルタを適用して得られる画像成分を示し、HHxのxは原画像に対する分解レベルを示す。また、LH、HL、LLは、それぞれ水平方向に低域通過型フィルタ、垂直方向に高域通過型フィルタを適用した画像成分、水平方向に高域通過型フィルタ、垂直方向に低域通過型フィルタを適用した画像成分、水平方向に低域通過型フィルタ、垂直方向に低域通過型フィルタを適用した画像成分を示す。また、LL2、HL2、LH2、LL2は、LL1をサブバンドに分解することで導出される。なお、分解レベル1の場合には、分解前の画像は4つの変換係数HH1、LH1、HL1、LL1に分解されることになる。

【0050】

DWT81は、入力される（原信号の）G信号に対する分解レベルを、B信号よりも少なくし、例えば分解レベルを1として、HH1、LH1、HL1、LL1に分解する。一方、入力されるB信号に対しては、G信号の場合よりも分解レベルを上げて、例えば分解レベル4とし、HH1, LH1, HL1, HH2, LH2, HL2, HH3, LH3, HL3, HH4, LH4, HL4, LL4に分解する。

このようにしてDWT81により生成された変換係数は、係数変換回路82に入力され

る。

この係数変換回路82における重み付けは、G信号に対してはHH1,LH1,HL1の変換係数がより小さくなるように重み係数が乗算される。

【0051】

例えば、重み係数として一律にゼロが設定される。これにより、水平方向、垂直方向、対角方向の高周波成分を抑制することができる。また、LL1には、重み係数1として1が乗算される。

一方、B信号に対しては、HH2,LH2,HL2、HH3,LH3,HL3、HH4,LH4,HL4の変換係数がより小さくなるように重み係数が乗算される。例えば、重み係数は、一律にゼロとされる。これにより、中低域の周波数成分を抑制する。また、HH1,LH1,HL1及びLL4には、重み係数1が乗算される。
10

このようにして、係数変換回路82により重み付け処理されて出力される係数は、IDWT83に入力され、2次元の逆離散ウェーブレット変換が行われる。

【0052】

この場合、G信号に対しては、重み付け処理された後のHH1,LH1,HL1と、LL1を用いて逆離散ウェーブレット変換が行われる。その結果、合成される画像信号(G信号)には、細かな粘膜構造情報が抑制される。

一方、B信号に対しては、重み付け後のHH2,LH2,HL2、HH3,LH3,HL3、HH4,LH4,HL4と、HH1,LH1,HL1及びLL4を用いて逆離散ウェーブレット変換が行われる。その結果、合成される画像信号(B信号)には、主に細かな粘膜情報が再現される。
20

このように処理されたR.G.Bの信号は、図10に示す回路75に入力され、実施例2で説明したように同様の処理が行われる。

【0053】

本実施例によれば、分離型の2次元フィルタを用いることにより、より画質の良い状態の粘膜構造を再現する画像が得られる。その他、実施例2と同様の作用効果が得られる。

なお、上記の説明においては、重み付けを行わない場合の重み係数として1を用いたが、1以上の重み係数を設定して、コントラストを増強するようにしても良い。すなわち、G信号の場合、LL1に1以上の重み係数を乗算して、中低域成分からなる画像成分のコントラストを増強し、またB信号に対しては、HH1,LH1,HL1に1以上の重み係数を乗算して、細かな粘膜情報のコントラストを増強するようにしても良い。
30

【0054】

(変形例)

図13は変形例におけるウェーブレット変換部36Dを示す。このウェーブレット変換部36Dは、図11のウェーブレット変換部36Cにおいて、B信号の明るさ平均値を算出する明るさ平均画像生成回路84と、明るさ平均画像生成回路84の出力信号とIDWT83から出力されるB信号とを加算する加算器85とを設けたものである。

そして、図11の構成の場合と同様に、R信号はこのウェーブレット変換部36Dをスルーして回路75に出力され、G信号とB信号とはDWT81、係数変換回路82及びIDWT83へと順次入力される。さらにB信号は、明るさ平均画像生成回路84に入力され、この明るさ平均画像生成回路84の出力信号とIDWT83の出力信号とが加算されて、回路75に出力される。
40

【0055】

この変形例においては、DWT81では、G信号及びB信号共に、同じ分解レベル、例えば分解レベル1のサブバンドに分解されるようにしている。

係数変換回路82は、G信号に対しては、HH1,LH1,HL1の変換係数がより小さくなるように重み係数を乗算し(例えば一律にゼロの重み係数を乗算し)、LL1には1を乗算する。

一方、係数変換回路82は、B信号におけるLL1の係数には、重み係数ゼロを乗算し、HH1,LH1,HL1の係数には、1を乗算する。
50

この係数変換回路 8 2 に重み付け処理された係数は、IDWT 8 3 において、2 次元の逆離散ウェーブレット変換される。B 信号は、重み付け後の LL1 と HH1, LH1, HL1 を基に合成画像を生成する。G 信号も、重み付け後の LL1 と HH1, LH1, HL1 を基に合成画像を生成する。

【0056】

また、明るさ平均画像生成回路 8 4 は、B 信号の明るさ平均を算出し、全画素に対してこの明るさ平均の画素値の画像信号を出力する。この明るさ平均画像生成回路 8 4 から出力される画像信号は加算器 8 5 に入力され、IDWT 8 3 から出力される B 信号と加算された B 2 信号がこのウェーブレット変換部 3 6 D から出力される。

本変形例では、分解レベルを G、B 信号で共通とする事により、構成を簡略化すると共に、明るさ平均画像生成手段を設ける事で、B 信号における低域成分をより抑制した画像信号を簡便に生成することが可能となる。その他、実施例 3 と同様の効果を有する。

なお、実施例 3 及びその変形例として、実施例 2 の場合に適用した場合で説明したが、面順次方式にも同様に適用することができる。

【0057】

上述した各実施例等において、生体観察装置を信号処理手段としての機能を持つビデオプロセッサ 4 若しくは 4 B のみで構成しても良い。

【0058】

また、上述した各実施例等においては、光源装置 3 若しくは 3 B で発生した広帯域の照明光をライトガイド 9 により伝送し、このライトガイド 9 の先端面から照明レンズ 2 3 を介して伝送した照明光を生体粘膜等に照射する構成にしていた。

【0059】

本発明は、この構成に限定されるものでなく、例えば電子内視鏡 2 若しくは 2 B の先端部 2 2 に、発光ダイオード (LED と略記) 等の発光素子を配置して照明手段を形成し、この発光素子から若しくは照明レンズ 2 3 を介して生体粘膜等の被写体を照明する構成にしても良い。

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【0060】

[付記]

1. 請求項 1 において、前記撮像素子は、生体内に挿入される挿入部を有する内視鏡に設けられる。

2. 請求項 1 において、前記分離手段は、広帯域の緑及び青の照明光のもとで前記撮像素子により撮像した広帯域の G 信号と広帯域の B 信号に対して、前記生体の構造に対応した空間周波数成分に分離するフィルタ回路を有する。

3. 付記 2 において、前記フィルタ回路は、広帯域の G 信号に対してはその中～低域部を透過する BPF を有する。

4. 付記 2 において、前記フィルタ回路は、広帯域の B 信号に対してはその高域部を透過する HPF を有する。

【産業上の利用可能性】

【0061】

生体に広帯域の照明光を照射し、その照明光のもとで撮像素子により撮像された出力信号に対して、生体の構造に対応した空間周波数成分に分離するフィルタ回路等の分離手段を設けることにより、簡単な構成で、例えば細かい粘膜と粗い粘膜とを識別し易くする画像の画像信号を生成できる。従って診断し易い画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図 1】本発明の実施例 1 の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】回転フィルタの構成を示す図。

【図 3】回転フィルタに設けられた R、G、B フィルタの分光特性を示す特性図。

10

20

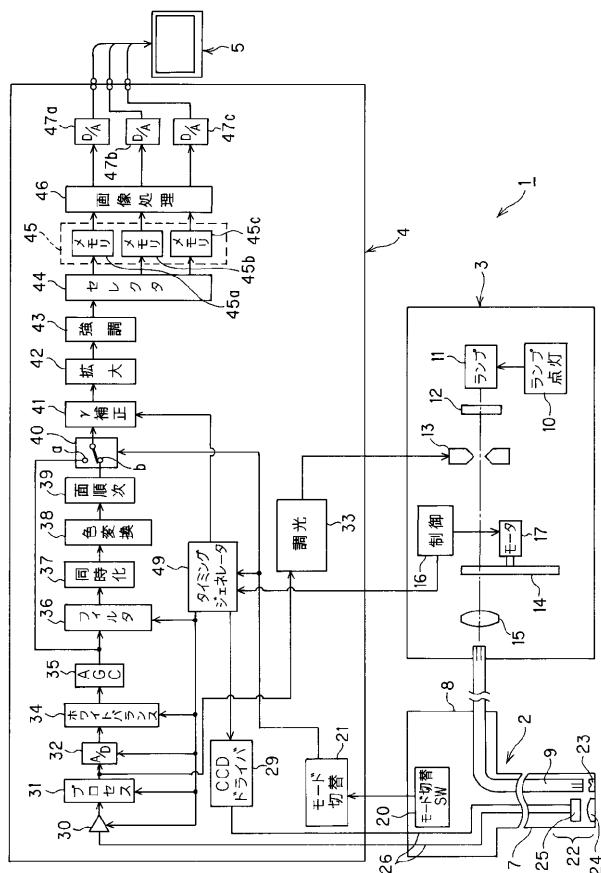
30

40

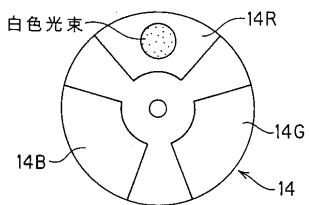
50

- 【図4】フィルタ回路周辺部の構成を示すブロック図。
- 【図5】フィルタ回路を構成するBPFの周波数特性を示す特性図。
- 【図6】フィルタ回路を構成するHPFの周波数特性を示す特性図。
- 【図7】第2観察モード時に設定される補正回路の入出力特性を示す特性図。
- 【図8】図5のBPFを用いた場合の作用説明図。
- 【図9】図6のHPFを用いた場合の作用説明図。
- 【図10】本発明の実施例2の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。
- 【図11】本発明の実施例3におけるウェーブレット変換部の構成を示すブロック図。
- 【図12】2次元の離散ウェーブレット変換による分解レベル2の変換係数群の構成例を示す図。 10
- 【図13】変形例におけるウェーブレット変換部の構成を示すブロック図。
- 【符号の説明】
- 【0063】
- 1 ... 内視鏡装置
 - 2 ... 電子内視鏡
 - 3 ... 光源装置
 - 4 ... ビデオプロセッサ
 - 5 ... モニタ
 - 7 ... 挿入部
 - 11 ... ランプ
 - 14 ... 回転フィルタ
 - 20 ... モード切替スイッチ
 - 25 ... CCD
 - 29 ... CCDドライバ
 - 36 ... フィルタ回路
 - 37 ... 同時化回路
 - 38 ... 色変換回路
 - 39 ... 面順次回路
 - 49 ... タイミングジェネレータ
 - 51 ... セレクタ
 - 52 ... BPF
 - 53 ... HPF
- 20
- 30

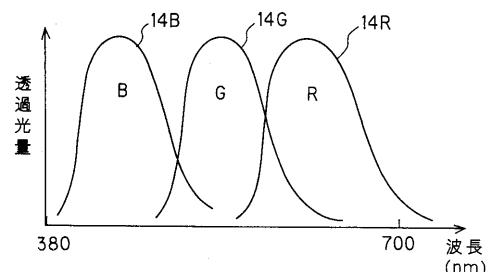
【 図 1 】



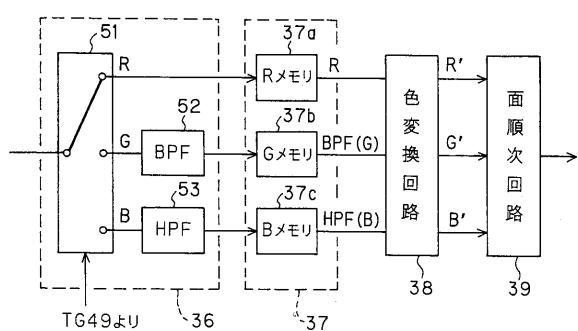
【 図 2 】



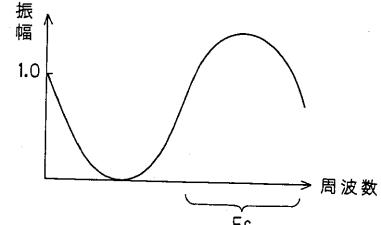
【 図 3 】



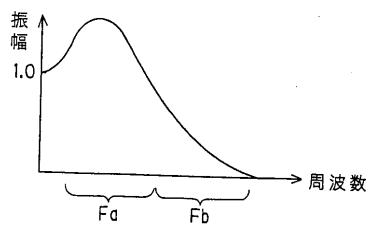
(4)



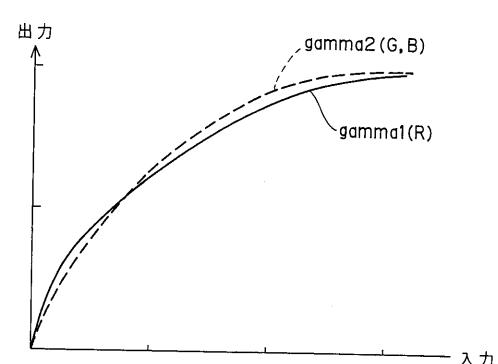
(义 6)



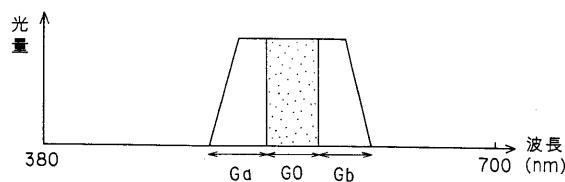
【 5 】



【圖 7】



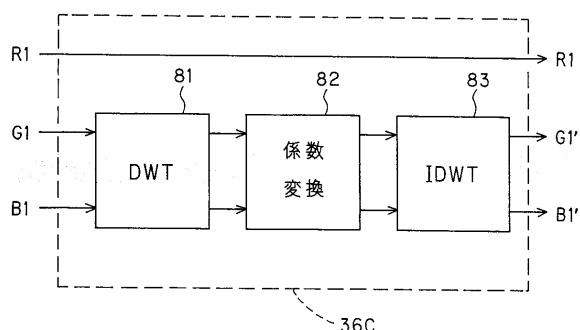
【 四 8 】



【 図 9 】



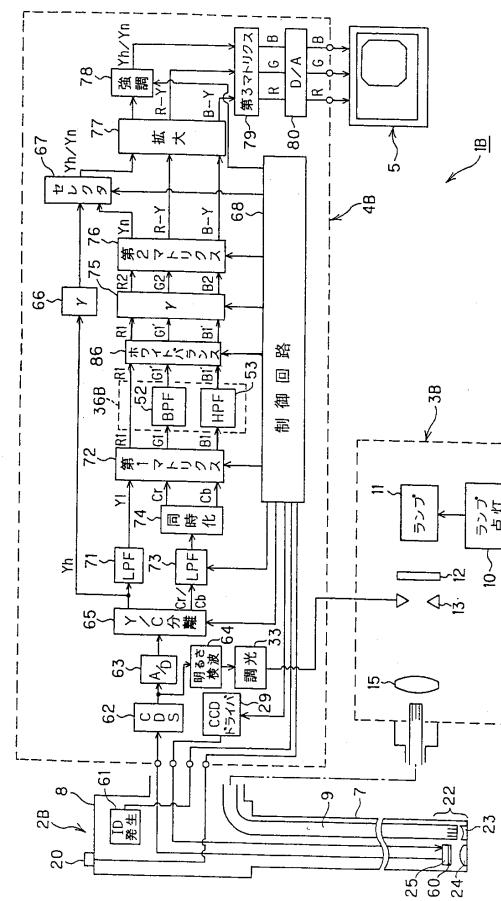
〔 111 〕



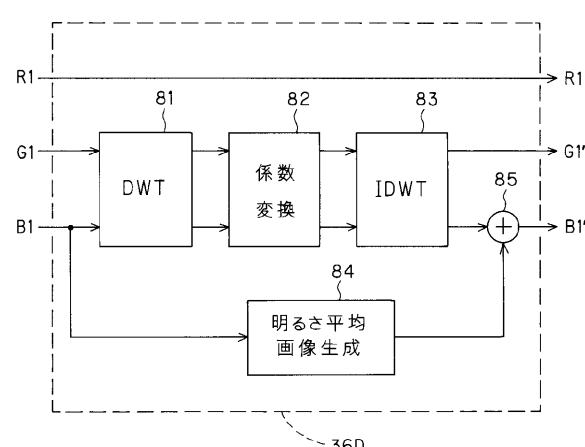
【図 1 2】

LL2	HL2	HL1
LH2	HH2	
LH1		HH1

【 図 1 0 】



【 13 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5B057 BA02 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16 CD20
CE06 CE08 CE17 CH09 DA16 DB02 DB06 DB09 DC25
5C065 AA04 BB02 BB31 CC01 DD02 DD17 EE03 EE19 GG02

专利名称(译)	生物观察装置		
公开(公告)号	JP2007236415A	公开(公告)日	2007-09-20
申请号	JP2006058711	申请日	2006-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	山崎健二 後野和弘		
发明人	山崎健二 後野和弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N9/04 G06T1/00 G06T5/20		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B1/00009 A61B1/0646 A61B5/726 H04N9/045 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 H04N9/04.Z G06T1/00.510 G06T5/20.A A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 G06T5/20		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR22 4C061/SS08 4C061/SS30 4C061/TT02 4C061/TT13 4C061/WW07 4C061/WW08 4C061/XX02 5B057/BA02 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CA17 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD20 5B057/CE06 5B057/CE08 5B057/CE17 5B057/CH09 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC25 5C065/AA04 5C065/BB02 5C065/BB31 5C065/CC01 5C065/DD02 5C065/DD17 5C065/EE03 5C065/EE19 5C065/GG02 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/SS08 4C161/SS30 4C161/TT02 4C161/TT13 4C161/WW07 4C161/WW08 4C161/XX02		
代理人(译)	伊藤进		
其他公开文献	JP5057675B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于生成图像的图像信号的生物体观察装置，其使得以简单的构造容易地识别生物体的结构。来自灯(11)的白光通过旋转滤光器(14)的R，G和B滤光器，成为宽带R，G，B帧顺序照明光，并通过电子内窥镜(2)到达生物体粘膜并且由CCD25依次拾取。CCD25的输出信号由滤波器电路36中的选择器依次切换。CCD25的输出信号由选择器顺序切换，并且通过G信号的通过，G信号的BPF和B信号的HPF设置为活粘膜结构的空间频率分量。并分成相应的信号分量。通过这种分离，产生了图像的图像信号，其使得易于区分活粘膜的结构。

点域1

