

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/002115

発行日 平成25年8月22日 (2013.8.22)

(43) 国際公開日 平成24年1月5日 (2012.1.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/04 (2006.01)</b>	A61B 1/04 370	4C161
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 300D	5C054
<b>HO4N 7/18 (2006.01)</b>	HO4N 7/18 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

出願番号 特願2011-548499 (P2011-548499)	(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
(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/063064	
(22) 国際出願日 平成23年6月7日 (2011.6.7)	
(11) 特許番号 特許第4996773号 (P4996773)	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(45) 特許公報発行日 平成24年8月8日 (2012.8.8)	
(31) 優先権主張番号 特願2010-146537 (P2010-146537)	(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
(32) 優先日 平成22年6月28日 (2010.6.28)	Fターム(参考) 4C161 CC06 JJ17 LL01 MM05 NN05 QQ02 QQ09 RR04 RR14 RR26 SS21 TT01 TT02 TT06 TT08 TT13 WW07 WW15 YY14 5C054 CC02 CE04 EF01 EF02 EJ03 FE09 HA12
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	

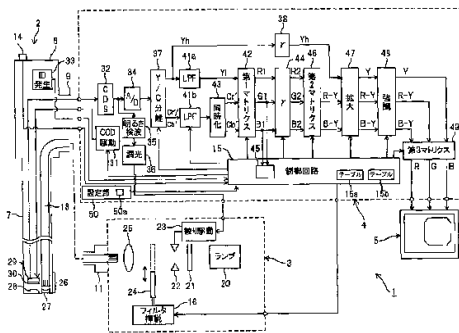
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置は、照明手段により照明された被検体からの戻り光をカラーフィルタを備えたCCDにより撮像し、Y/C分離回路等を介して生成した画像信号としての輝度信号Yと色差信号R-Y, B-Yに対して強調回路により鮮鋭度の強調を行う場合、観察モードと、CCDの種類に応じて強調の処理特性を切り替え、偽色、色マアレを低減する。

【図1】



- |                         |                             |
|-------------------------|-----------------------------|
| 33 ID OCCURRENCE        | 46 ENHANCEMENT              |
| 31 CCD DRIVE            | 48 T1/RC MATRIX             |
| 28 SBI/PI/RES DETECTION | 15 CONTROL CIRCUIT          |
| 36 DIMMING              | 16A, 16B TABLE              |
| 22 Y/C SEPARATION       | 50 SETTING UNIT             |
| 43 SYNCHRONIZATION      | 23 DISPLAY/PHASE DRIVE      |
| 42 FIRST MATRIX         | 20 LAMP                     |
| 48 SECOND MATRIX        | 16 FILTER INSERTION/REMOVAL |
| 47 ENLARGEMENT          |                             |

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、

前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、

前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と、

前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記格納手段は、前記色分離部を構成する透過特性がそれぞれ異なる複数のフィルタ要素の単位画素に相当する配列構造に応じて、前記強調処理手段により前記画像信号における輝度信号及び色差信号、又は複数の色信号に対して異なる強調特性で強調処理する情報を格納す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】**

前記格納手段は、前記観察モードに応じて前記強調処理手段により強調処理する画像信号を変更する情報を格納す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 4】**

前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第 1 の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と 2 つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第 2 の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と 1 つの色差信号に設定する情報を格納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 5】**

前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第 1 の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を R、G、B の色信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第 2 の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を G、B の色信号に設定する情報を格納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 6】**

前記強調処理手段は、前記強調処理手段により前記画像信号における輝度信号を色差信号よりも全周波数領域において大きい強調特性で強調処理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 7】**

前記強調処理手段は、前記強調処理手段により前記画像信号における色差信号を輝度信号よりも高域側の周波数領域において小さい強調特性で強調処理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 8】**

前記強調処理手段は、前記強調処理手段により前記画像信号における特定の色信号を当該特定の色信号以外の色信号よりも全周波数領域において大きい強調特性で強調処理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 9】**

前記強調処理手段は、前記強調処理手段により前記画像信号における特定の色信号を当該特定の色信号以外の色信号よりも高域側の周波数領域において小さい強調特性で強調処理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】**

前記撮像手段は、単板の撮像素子、2 板の撮像素子、3 板の撮像素子のいずれかであることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 1 1】**

前記第 2 の観察モードの場合には、前記撮像素子に基づく画像信号から G , B の色信号を生成するマトリクス演算を行うマトリクス回路を有し、前記 G , B の色信号の信号強度比を算出する信号強度比算出回路を有することを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 1 2】**

前記撮像手段が単板の撮像素子、かつ前記色分離部が補色系カラーフィルタにより構成されることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の内視鏡装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

10

**【0001】**

本発明は、内視鏡に搭載された撮像手段に対する画像処理を行う内視鏡装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

近年においては、撮像手段を備えた電子内視鏡は、各種の内視鏡検査等において広く採用されるようになった。

内視鏡検査を行う場合、白色光の照明下で、カラーフィルタを備えた撮像素子を搭載した電子内視鏡を用いて、カラー撮像を行う同時式の内視鏡装置と、モノクロの撮像素子を搭載した電子内視鏡を用いて R , G , B の面順次の照明光の下でそれぞれ撮像を行う面順次方式の内視鏡装置とがあり、信号処理系（画像処理系）は両者において異なる。

20

カラーフィルタを備えた撮像素子を搭載した電子内視鏡を用いた内視鏡装置の第 1 の従来例として、日本国特許第 4 0 0 9 6 2 6 号公報には輝度信号のみに対して輪郭或いは構造強調する強調回路を備えたものが開示されている。

**【0003】**

この構成の場合には、1 系統の信号処理を行う強調回路で済むため、回路規模を縮小化できる。しかし強調後の輝度信号と、強調されない色差信号とに基づき生成される 3 原色信号としての R G B 信号には、各色成分毎に再現される画像情報が変化し、内視鏡の観察画像においては血管像等に明るさや色調の変化が生じてしまう。

一方、カラーフィルタを備えた撮像素子を搭載した電子内視鏡を用いた内視鏡装置の第 2 の従来例としての日本国特開 2 0 0 6 - 6 1 6 2 1 号公報には、輝度信号と、色差信号とに対して強調処理を行うものが開示されている。

30

**【0004】**

しかしながら、上記の第 2 の従来例のように、輝度信号に加えて、色差信号に対しても強調処理すれば再現性は改善するが、色信号毎のピクセル密度が異なる撮像素子では、サンプリング密度の違いから、R G B 信号においてはエッジ部などで偽色、色モアレを併発する。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、生体粘膜の再現性を改善しつつ、偽色、色モアレを抑制した強調処理を行うことができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

**【発明の開示】**

40

**【課題を解決するための手段】****【0005】**

本発明の一態様の内視鏡装置は、照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と、前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を有することを特徴とする。

**【図面の簡単な説明】****【0006】**

50

- 【図 1】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図。
- 【図 2】狭帯域用フィルタの分光特性例を示す特性図。
- 【図 3】固体撮像素子に設けられた色分離フィルタのフィルタ配列の構成を示す図。
- 【図 4】強調回路による輝度及び色差信号用の強調特性例を示す図。
- 【図 5】第 1 の実施形態における主要な動作説明用のフローチャート。
- 【図 6】変形例の強調回路による強調特性例を示す図。
- 【図 7】第 1 の実施の形態の変形例の内視鏡装置の構成を示すブロック図。
- 【図 8】本発明の第 2 の実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図。
- 【図 9】第 2 の実施の形態のカラーフィルタのフィルタ配列を示す図。
- 【図 10】内視鏡の先端部に設けた 2 板撮像部周辺部の構成を示す図。 10
- 【図 11】2 板撮像部に用いられるカラーフィルタのフィルタ配列を示す図。
- 【図 12】第 3 の実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図。
- 【図 13】3 板撮像部による 3 原色に色分離する説明図。
- 【図 14】本発明の第 4 の実施形態における蛍光モードに適用した場合における撮像部が補色単板と、原色単板・2 板、原色 3 板に応じて強調回路により強調される被強調信号に対する強調特性の設定例を示す図。
- 【図 15】青色光と赤色光の蛍光を撮像して観察画像を生成する場合における撮像部が補色単板、原色単板・2 板・3 板に応じて強調回路により強調される被強調信号に対する強調特性の設定例を示す図。
- 【図 16】青色光を撮像して観察画像を生成する場合における撮像部が補色単板、原色単板・2 板・3 板に応じて強調回路により強調される被強調信号に対する強調特性の設定例を示す図。 20
- 【図 17】赤色光を撮像して観察画像を生成する場合における撮像部が補色単板、原色単板・2 板・3 板に応じて強調回路により強調される被強調信号に対する強調特性の設定例を示す図。
- 【図 18】本発明における入射光と、強調回路により強調される被強調信号及び強調量が弱められる信号の概略を示す図。
- 【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形態を説明する。 30
- (第 1 の実施形態)
- 図 1 に示すように第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡（以下、単に内視鏡と略記）2 と、この内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 とを備える。また、この内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、撮像手段の出力信号に対する信号処理を行う内視鏡用映像信号処理装置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が入力されることにより、撮像手段により撮像された撮像画像に対して信号処理した画像を内視鏡画像として表示するモニタ 5 とを備える。
- 【0008】
- 内視鏡 2 は、細長の挿入部 7 と、この挿入部 7 の後端に設けられた操作部 8 と、この操作部 8 から延出されたユニバーサルケーブル 9 とを有し、このユニバーサルケーブル 9 の端部のライトガイドコネクタ 11 は、光源装置 3 に着脱自在に接続され、信号コネクタは、ビデオプロセッサ 4 に着脱自在に接続される。 40
- 上記挿入部 7 内には、照明光を伝送するライトガイド 13 が挿通され、このライトガイド 13 における手元側の端部のライトガイドコネクタ 11 を光源装置 3 に接続することにより、光源装置 3 からの照明光がライトガイド 13 に供給される。
- 光源装置 3 は、通常白色光観察（WLI と略記）モード時には、照明光として可視波長領域をカバーする白色照明光を発生して、ライトガイド 13 に供給する。
- 【0009】
- 一方、狭帯域光観察（NBI と略記）モード時には、照明光として狭帯域の照明光を発 50

生して、ライトガイド 13 に供給する。

W L I モードと N B I モードの切替指示は、例えば内視鏡 2 の操作部 8 に設けたスコープスイッチにより構成されるモード切替スイッチ 14 により行うことができる。なお、モード切替スイッチ 14 は、内視鏡 2 に設けたスコープスイッチで構成する他に、フットスイッチにより構成しても良いし、ビデオプロセッサ 4 のフロントパネルにモード切替スイッチを設けても良いし、図示しないキーボードにより構成しても良い。

このモード切替スイッチ 14 による切替信号は、ビデオプロセッサ 4 内の制御回路 15 に入力され、切替信号が入力されるとこの制御回路 15 は、光源装置 3 のフィルタ挿脱機構 16 を制御して、通常白色光と、狭帯域照明光とを選択的に切り替える。

#### 【 0 0 1 0 】

また、後述するように、この制御回路 15 は、光源装置 3 からライトガイド 13 に供給する照明光の切替制御に連動して、ビデオプロセッサ 4 内の信号処理系の特性を切り替える制御も行う。そして、モード切替スイッチ 14 による切替操作により、信号処理系の特性を切り替えることにより、W L I モード及び N B I モードそれぞれの観察モードに適した信号処理を行えるようにしている。

光源装置 3 は、照明光を発生するランプ 20 を内蔵し、このランプ 20 は、可視波長領域を含む照明光を発生する。この照明光は、赤外カットフィルタ 21 により赤外光がカットされて略白色光の波長帯域に近い照明光にされた後、絞り 22 に入射される。この絞り 22 は、絞り駆動回路 23 により、開口量が調整されてその通過光量が制御される。

#### 【 0 0 1 1 】

この絞り 22 を通過した照明光は、プランジャなどにより構成されるフィルタ挿脱機構 16 により照明光路中に挿脱される狭帯域用フィルタ 24 を通して N B I モード時、或いは狭帯域用フィルタ 24 を通さない W L I モード時、集光レンズ 25 により集光されてライトガイド 13 の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。

図 2 は、狭帯域用フィルタ 24 の分光特性の 1 例を示す。この狭帯域用フィルタ 24 は、2 峰性フィルタ特性を示し、例えば、緑 ( G )、青 ( B ) の各波長域において、それぞれ狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a を有する。

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a は、それぞれ中心波長が 540 nm、420 nm であり、その半値幅が 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有する。

#### 【 0 0 1 2 】

従って、狭帯域用フィルタ 24 が照明光路中に配置された場合には、この狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a を透過した 2 バンドの狭帯域照明光がライトガイド 13 に入射される。

これに対して、狭帯域用フィルタ 24 を照明光路中に配置しない場合には、広帯域の白色光がライトガイド 13 に供給されることになる。

ライトガイド 13 からの照明光は、ライトガイド 13 によりその先端面に伝送され、挿入部 7 の先端部 26 に設けた照明窓に取り付けた照明手段を構成する照明レンズ 27 を経て外部に出射され、被検体としての例えば体腔内の患部等の生体組織の表面に照射し、照明光でこの表面を照明する。

#### 【 0 0 1 3 】

先端部 26 には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 28 が取り付けられている。この対物レンズ 28 は、被検体としての生体組織からの戻り光 ( 又は入射光 ) としての例えば反射光による光学像を結像する。この対物レンズ 28 の結像位置には、撮像手段を構成する撮像素子として 1 つの電荷結合素子 ( C C D と略記 ) 29 が配置されており、この C C D 29 により光電変換される。

この C C D 29 の撮像面には、光学的に色分離してカラー撮像する色分離部の機能を持つカラーフィルタ 30 として例えば図 3 に示す補色系カラーフィルタが各画素単位で取り付けられている。つまり、本実施形態の撮像部 ( 撮像素子 ) は、補色単板の撮像素子である。

#### 【 0 0 1 4 】

この補色系カラーフィルタは、各画素の前に、マゼンタ ( M g )、グリーン ( G )、シ

10

20

30

40

50

アン(Cy)、イエロ(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、垂直方向には、Mg、Cy、Mg、YeとG、Ye、G、Cyとの配列順、それぞれ配置されている。この2次元配列構造においては、水平方向の2画素と垂直方向の4画素の計8画素が周期的に配列されたカラー撮像を行う単位の(2次元)配列構造となる。

そして、この補色系カラーフィルタを用いたCCD29の場合、垂直方向に隣接する2列の画素を加算して順次読み出すが、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、CCD29から読み出された信号は、後段側での(第1の色分離手段としての)Y/C分離回路37により、公知のように輝度信号と色差信号とが生成されることになる。

#### 【0015】

そして、図3のカラーフィルタ30の単位の配列構造、つまり色信号毎のピクセル密度(画素密度)に応じて後述する強調回路48による強調特性が設定される。

上記CCD29は、信号線の一端と接続されており、この信号線の他端が接続された信号コネクタをビデオプロセッサ4に接続することにより、ビデオプロセッサ4内のCCD駆動回路31とCDS回路32とに接続される。

なお、各内視鏡2は、その内視鏡2に固有の識別情報(ID)を発生するID発生部33を備え、ID発生部33によるIDは、制御回路15に入力され、制御回路15は、IDによりビデオプロセッサ4に接続された内視鏡2の種類やその内視鏡2の内蔵されたCCD29の画素数、種類等を識別する。

#### 【0016】

そして、識別した内視鏡2のCCD29を適切に駆動するように制御回路15は、CCD駆動回路31を制御する。

CCD29は、CCD駆動回路31からのCCD駆動信号の印加により、光電変換された撮像信号は、相関二重サンプリング回路(CDS回路と略記)32に入力される。CDS回路32により、撮像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34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35に入力され、明るさ(信号の平均輝度)が検出される。

明るさ検波回路35により検出された明るさ信号は、調光回路36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36からの調光信号は、絞り駆動回路23に入力され、絞り駆動回路23は、基準となる明るさとなるように絞り22の開口量を調整する。

#### 【0017】

A/D変換回路34から出力されるデジタル信号は、Y/C分離回路37に入力され、Y/C分離回路37は、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、Cbが生成される。このY/C分離回路37は、第1の色分離手段を形成する。

輝度信号Yは、回路38を介して拡大回路47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第1のローパスフィルタ(LPFと略記)41aに入力される。

このLPF41a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LPF41aの通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号Y1が、第1マトリクス回路42に入力される。

#### 【0018】

また、色差信号Cr、Cbは、信号の通過帯域を制限する第2のLPF41bを介して(線順次)同時化回路43に入力される。

この場合、第2のLPF41bは、制御回路15により、観察モードに応じてその通過帯域の特性が変更される。具体的には、WLIモード時には、第2のLPF41bは、第1のLPF41aより低帯域に設定される。つまり、WLIモード時には、標準的な映像信号の規格に準拠した信号処理(画像処理)を行うように設定される。

10

20

30

40

50

一方、NBIモード時には、第2のLPF41bは、WLI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LPF41bは、第1のLPF41a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LPF41bは、観察モードの切替に連動して、色差信号Cr, Cbに対する通過帯域制限する処理特性を変更する処理特性変更手段を形成している。

#### 【0019】

第2のLPF41bの信号通過の帯域特性を広帯域化することにより、毛細血管の走行状態や、狭帯域透過フィルタ特性部Gaによる輝度信号に近いGの照明光のもとで撮像したGの色信号により得られる表層付近に近い血管走行状態などの分解能(解像度)を向上することができ、診断がし易い画質の良い画像が得られるようにしている。

同時化回路43は、同時化された色差信号Cr, Cbを生成し、色差信号Cr, Cbは、第1マトリクス回路42に入力される。

第1マトリクス回路42は、輝度信号Y1及び色差信号Cr, Cbから3原色信号R1, G1, B1に変換する。第1マトリクス回路42は、生成した3原色信号R1, G1, B1をガンマ補正する回路44に出力する。なお、上述したように、NBIモードにおいては、赤の波長帯域の照明光を用いないが、後述の[数4]に示すマトリクスMat1により色信号R1は色信号G1と等しくなる。

#### 【0020】

なお、3原色信号R1, G1, B1(における2つの色信号G1, B1)は、例えば制御回路15にも入力され、制御回路15内の信号強度比算出回路45は、NBIモード時における色信号G1, B1の信号強度比を算出する。信号強度比算出回路45は、制御回路15の内部に設ける場合に限定されるものでなく、制御回路15の外部に設け、算出した信号強度比を制御回路15に出力する構成にしても良い。

信号強度比算出回路45は、色信号G1, B1の各信号レベルをフィールド又はフレーム単位で積算して、積算結果を元に色信号G1, B1の各信号強度比t, uを算出する。

信号強度比算出回路45は、例えば1フィールド又は1フレームの画像領域内に設定された所定領域内で積算して各信号強度比t, uを算出するようにしても良い。

#### 【0021】

所定領域内での色信号G1, B1の積算値をそれぞれiG, iBとすると、各信号強度比t, uは、

$$t = iG / (iG + iB), u = iB / (iG + iB) \quad (1)$$

となり、 $t + u = 1$ の条件を満たす。このため、信号強度比t, uの2つを算出するか、2つのうちの1つを算出し、 $t + u = 1$ の条件から残りの1つを算出しても良い。信号強度比t, uの値は、後述する第3マトリクス回路49によるマトリクス演算を行うマトリクスMat3に反映される。

#### 【0022】

なお、各フィールド又はフレーム単位で積算して信号強度比t, uを動的に算出する場合(つまり、信号強度比t, uが動的に変化する)に限らず、初期設定のタイミング又は術者等のユーザが指示したタイミングにおいて、信号強度比t, uを算出し、その算出した値に固定しても良い。

第1マトリクス回路42は、制御回路15によって制御され、CCD29のカラーフィルタ30の特性や狭帯域用フィルタ24の特性に応じて(第1マトリクス回路42による変換特性を決定する)マトリクス係数の値を変更した3原色信号R1, G1, B1に変換する。

例えば、ビデオプロセッサ4に実際に接続される内視鏡2により、その内視鏡2に搭載されているCCD29のカラーフィルタ30の特性が異なる場合があり、制御回路15は、IDの情報により実際に使用されているCCD29の種類、カラーフィルタ30の分光特性に応じて第1マトリクス回路42により3原色信号R1, G1, B1に変換するマトリクス係数を変更する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 3 】

なお、制御回路 1 5 は、第 1 マトリクス回路 4 2、後述する第 2 マトリクス回路 4 6 及び第 3 マトリクス回路 4 9 によるマトリクス係数を設定するために参照する参照用のテーブル 1 5 a を内蔵している。

回路 4 4 も、制御回路 1 5 により制御される。具体的には、N B I モード時には、W L I モード時よりも補正の特性を強調した特性に変更される。これにより、低信号レベル側でのコントラストが強調され、より識別し易い表示特性となる。

この回路 4 4 により補正された 3 原色信号 R 2、G 2、B 2 は、第 2 マトリクス回路 4 6 に入力され、この第 2 マトリクス回路 4 6 により、以下のように色差信号 R - Y、B - Y に変換される。

10

[ 数 1 ]

$$\begin{pmatrix} R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = \text{Mat2} \cdot \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

なお、マトリクス M a t 2 は、( 2 b ) 式のように表される。

## 【 0 0 2 4 】

この第 2 マトリクス回路 4 6 は、W L I モード及び N B I モードにおけるいずれの観察モードの切り替えによらず、例えば固定された固定値（共通の設定値）のマトリクス係数が採用される。

20

第 2 マトリクス回路 4 6 により出力される色差信号 R - Y、B - Y は、回路 3 8 でガンマ補正された輝度信号 Y h と共に、拡大処理を行う拡大回路 4 7 に入力される。

この拡大回路 4 7 により輝度信号 Y h（以下、簡単化のため Y と記載）と色差信号 R - Y、B - Y は拡大処理された後、鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段としての強調回路 4 8 に入力される。拡大回路 4 7 及び強調回路 4 8 は、輝度信号 Y と、2 つの色差信号 R - Y、B - Y とに対応して 3 系統の回路構成で設けられている。

## 【 0 0 2 5 】

強調回路 4 8 は、画像信号に再現された粘膜像の輪郭或いは構造の鮮鋭度を強調し、強調された輝度信号 Y と色差信号 R - Y、B - Y を第 2 の色分離手段としての第 3 マトリクス回路 4 9 に出力する。

30

拡大回路 4 7 による拡大処理と、強調回路 4 8 による強調処理は、制御手段としての制御回路 1 5 により制御される。

また、この制御回路 1 5 は、撮像手段としての C C D 2 9 の種類（種別）と、観察モードにより異なる（C C D 2 9 に入射される）光の分光特性に応じて強調回路 4 8 の処理内容を変更（切替）させる情報を格納する格納手段としてのテーブル 1 5 b とを有する。

なお、上記格納手段としてのテーブル 1 5 b を制御回路 1 5 の外部に設けるようにしても良い。また、このテーブル 1 5 b を強調回路 4 8 内に設けるようにしても良い。

## 【 0 0 2 6 】

40

制御回路 1 5 は、C C D 2 9 の種類と、観察モードに対応した情報をテーブル 1 5 b から読み出し、その情報に従って強調回路 4 8 の処理内容を自動的に変更する制御を行う制御手段を形成する。

制御回路 1 5 は、I D 発生部 3 3 からの I D により C C D 2 9 の種類を認識する。また、制御回路 1 5 は、モード切替スイッチ 1 4 の切替操作により観察モードを認識する。制御回路 1 5 は、C C D 2 9 の種類と、観察モードとから強調回路 4 8 の処理内容を観察モードに応じて、W L I モードと N B I モードにおいて異なる処理内容に自動的に変更する制御を行う。

また、例えばビデオプロセッサ 4 に設けた設定部 5 0 からの術者等のユーザによるマニュアル指示により、制御回路 1 5 は、その指示に対応して鮮鋭度の強調量を変更すること

50

ができるようにしている。

【0027】

第3マトリクス回路49は、入力された輝度信号Yと色差信号R - Y, B - Yを、3原色信号R, G, Bに変換する。第3マトリクス回路49により生成された3原色信号R, G, Bは、図示しないD/A変換回路によりアナログの映像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。

第3マトリクス回路49は、そのマトリクスMat3が、WLIモード時には第2マトリクス回路42のマトリクスMat2の逆マトリクスとなるように設定される。

【0028】

具体的には、第2マトリクス回路46の3行3列のマトリクス要素からなるマトリクスをMat2とした場合、WLIモード時におけるマトリクスMat3は、 $Mat2^{-1}$ をマトリクスMat2の逆マトリクスで表すと、

$$Mat3 = Mat2^{-1} \quad (2a)$$

に設定される。

【0029】

このマトリクスMat2は、RGB信号からY色差信号に変換する為のマトリクスとして、以下のような公知の演算係数などが用いられる。

【0030】

[数2]

$$Mat2 = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix} \quad (2b)$$

一方、NBIモード時においては、上記マトリクスMat2における1行目のマトリクス要素を0, t, uに置換したマトリクスをMat2'で表し、

[数3]

$$Mat2' = \begin{pmatrix} 0 & t & u \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix}$$

とすると、第3マトリクス回路49は、以下のようにそのマトリクスMat3が、第2マトリクス回路42のマトリクスMat2'の逆マトリクスとなるように設定される。

【0031】

NBIモード時におけるマトリクスMat3は、 $Mat2'^{-1}$ をマトリクスMat2'の逆マトリクスで表すと、

$$Mat3 = Mat2'^{-1} \quad (2c)$$

に設定される。

なお、第1マトリクス回路42は、NBIモード時には、以下の(3)式のように、マトリクス要素 $m_{21}, \dots, m_{33}$ からなるマトリクスMat1に設定される。1行目のマトリクス要素 $m_{21}, m_{22}, m_{23}$ と、2行目のマトリクス要素とが同じとなり、変換出力は1行目と2行目で同じとなる。

【0032】

[数4]

10

20

30

40

$$\text{Mat1} = \begin{pmatrix} m21 & m22 & m23 \\ m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} \quad (3)$$

また、本実施形態においては、例えば設定部50内には、NBIモード時における内視鏡画像を、術者が視認し易いようにカラー表示することができるように表示色を変換して表示するための設定等を行う表示色変換設定部50aが設けてある。

そして、この表示色変換設定部50aにおける表示色変換機能がONにされた場合には、上記マトリクスMat2の逆マトリクスに表示色変換を行うマトリクスMat<sub>NBI-C-Tf</sub>を乗算したマトリクスMat3を用いるように制御回路15は制御する。

【0033】

この場合マトリクスMat3は、

$$\text{Mat3} = \text{Mat}_{\text{NBI-C-Tf}} \cdot \text{Mat2}^{-1} \quad (4)$$

に設定される。ここで、マトリクスMat<sub>NBI-C-Tf</sub>は、マトリクス要素k1, k2, k3を有するマトリクスをKとした場合、

[数5]

$$\text{Mat}_{\text{NBI-C-Tf}} = K$$

$$= \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} \quad (5)$$

で表される。

なお、術者は、表示色変換設定部50aを操作して、表示色変換を行う場合の色変換用のマトリクス要素k1, k2, k3の値を可変設定することができるようにしても良い。

【0034】

上述したように本実施形態においては、観察モードに応じて強調回路48における強調処理される画像信号としての被強調信号に対する処理内容を観察モードに応じて異なるように行う。具体的には、WLIモード時には、輝度信号Yと2つの色差信号R-Y, B-Yに対して、強調回路48は、所定のフィルタサイズのデジタルフィルタ(DC成分=0)を用いた畳み込み演算の結果を強調回路48への入力信号(輝度信号Yと2つの色差信号R-Y, B-Y)に加算する強調処理を行う。

このため、テーブル15bには、強調回路48により強調処理を行うデジタルフィルタのフィルタ係数を、WLIモード用とNBIモード用とで格納している。

上述した色分離部としてのカラーフィルタ30を構成する複数のフィルタ要素の単位の配列構造においては、輝度信号Yhを生成するピクセル密度の方が、色差信号Cr、Cbを生成するピクセル密度よりも大きくなっているため、そのピクセル密度に対応した配列構造に応じて、以下のようにフィルタ係数が設定される。つまり、ピクセル密度が高い画像信号に対しては、ピクセル密度が低い画像信号の場合よりも、強調量が大きくなる強調特性となるようにフィルタ係数が設定される。後述する他の実施形態等においても、基本的には色分離部のピクセル密度に対応した配列構造に応じてフィルタ係数が設定される。

【0035】

WLIモード用の強調処理用のフィルタ係数は、輝度信号用のフィルタ係数WLI-Yと、色差信号R-Y用のフィルタ係数WLI-R-Y(つまり、WLI-Cr)、色差信号B-Y用のフィルタ係数WLI-B-Y(WLI-Cb)とが格納されている。色差信号用のフィルタ係数WLI-Cr、WLI-Cbは、輝度信号用のフィルタ係数WLI-

Yのフィルタ係数全てを定数 $k_a$  ( $k_a < 1$ )倍した値が格納されている。

また、NBIモード用の強調処理用のフィルタ係数は、輝度信号用のフィルタ係数NBI-Yと、色差信号R-Y用のフィルタ係数NBI-R-Y(つまり、NBI-Cr)、色差信号用のフィルタ係数NBI-B-Y(NBI-Cb)とが格納されており、輝度信号用のフィルタ係数NBI-Yは、輝度信号用のフィルタ係数WLI-Yに等しい値が格納され、色差信号用のフィルタ係数NBI-Crは、全てがゼロのフィルタ係数が格納され、色差信号用のフィルタ係数NBI-Cbは、輝度信号用のフィルタ係数NBI-Yのフィルタ係数全てを定数 $k_b$  ( $k_b < 1$ )倍した値が格納されている。

【0036】

また、この場合、定数 $k_a$ 、 $k_b$ は、 $k_a < k_b$ となるように、つまりNBIモード時においては、色差信号Cbに対する強調量をWLIモードの場合よりも大きく(強く)なるように設定されている。

従って、強調回路48により、WLIモード時及びNBIモード時において、上記強調処理用の係数を用いて強調処理した場合の強調特性例の概略は、図4に示すようになる。図4に示すように実線で示す輝度信号Yに対しては、全周波数領域において点線で示す色差信号Cr、Cbよりも強調量が大きくなるように設定される。

なお、NBIの場合には、輝度信号Yと、1つの色差信号Cbに対してほぼ同様の傾向となるように設定される。但し、輝度信号Yに対する色差信号Cbの相対的な強調特性に関しては、上記のようにWLIモードの場合よりも大きくなる特性に設定されている。この様子を図4において2点鎖線で示している。

【0037】

強調回路48による強調処理を、設定部50における強調設定部からの操作に応じて制御回路15を介してCCD29及びカラーフィルタ30等の種類に応じてその強調特性を変更できるようにしても良い。

このような構成の本実施形態における内視鏡装置1は、照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部としてのカラーフィルタ30を備えた撮像手段としてのCCD29と、前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段としての強調回路48とを有する。

また、この内視鏡装置1は、前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段としてのテーブル15bと、前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段としての制御回路15と、を有することを特徴とする。

【0038】

次に図5を参照して本実施形態による主要な動作を以下に説明する。

術者は、図1に示すように内視鏡2を光源装置3及びビデオプロセッサ4に接続し、電源を投入することにより、ビデオプロセッサ4の制御回路15は、初期設定の処理を開始する。そして、制御回路15は、ステップS1に示すように、光源装置3及びビデオプロセッサ4を例えばWLIモードの観察モードに対応した動作モードの設定状態にする。なお、制御回路15は、術者が指示した観察モードに設定するようにしても良い。

このWLIモードの設定状態において、光源装置3は、図1の実線で示すように狭帯域用フィルタ24が照明光路から離脱された状態に設定されており、白色照明光のもとで、内視鏡2により撮像を行う状態となる。また、ビデオプロセッサ4側の各部もWLIモードの状態では信号処理を行う設定状態になる。

【0039】

ステップS2に示すように制御回路15は、ID発生部33からのIDにより、撮像手段の種類、つまりCCD29の種類が単板CCDであり、かつCCD29のカラーフィルタ30が単板補色系カラーフィルタであることを識別する。

そして、ステップS3に示すように制御回路15は、観察モードとCCD30の種類の情報とを用いて、テーブル15bを参照して、強調回路48により強調処理する場合に使

10

20

30

40

50

用するフィルタ係数の設定、つまり強調特性の設定を行う。

このようにしてフィルタ係数が設定された強調回路48は、その強調特性が図4に示すようになる。図4に示すように輝度信号の方が色差信号よりも強調量が大きくなるように設定される。このように設定することにより、生体組織などのエッジ部がより鮮明となるように鮮鋭度を強調した場合、ピクセル密度に対応した強調特性に設定しているので、偽色、色モアレが発生することを抑制して強調することができる。

#### 【0040】

また、ステップS4に示すように制御回路15は、テーブル15aを参照して、第1マトリクス回路42、第2マトリクス回路46、第3マトリクス回路49によりそれぞれマトリクス演算を行うマトリクス係数の設定を行う。

ステップS5に示すようにビデオプロセッサ4は、上記フィルタ係数とマトリクス係数とを用いて画像処理を行い、第3マトリクス回路49を経て内視鏡画像の画像信号としての3原色信号R、G、Bを生成し、モニタ5に出力する。モニタ5にはこの画像信号に対応した観察画像としての内視鏡画像が表示される。術者は、この内視鏡画像を観察しながら体腔内の患部等、検査対象組織に対する内視鏡検査を行う。

#### 【0041】

次のステップS6において制御回路15は、モード切替操作が行われたか否かを監視する。モード切替操作が行われていない場合には、ステップS5に戻り、WLIモードの状態の内視鏡画像を表示する処理が継続される。

術者は、検査対象組織の表面の血管の走行状態等をより詳しく観察しようと思う場合には、術者は、モード切替スイッチ14を操作する。

モード切替スイッチ14が操作されるとステップS7に示すように制御回路15は、光源装置3及びビデオプロセッサ4の観察モードをNBIモードの設定状態に変更する。

#### 【0042】

具体的には、制御回路15は、光源装置3に対しては、図1における2点鎖線で示すように狭帯域用フィルタ24を照明光路中に配置するように制御する。図2にその透過特性を示すように狭帯域用フィルタ24が照明光路中に配置されることにより、狭帯域透過フィルタ特性部Ga、Baによる狭帯域照明光により、照明が行われる。

また、制御回路15は、ビデオプロセッサ4における各部の設定を変更する、具体的には、制御回路15は、LPF41bの帯域特性を広帯域化する。

また、LPF41bの信号通過の帯域特性を広帯域化して、上記のように毛細血管の走行状態や、狭帯域透過フィルタ特性部Gaによる輝度信号に近いGの照明光のもとで撮像したGの色信号により得られる表層付近に近い血管走行状態などの分解能(解像度)を向上する。

#### 【0043】

また、次のステップS8において制御回路15は、NBIモードへの変更に応じて、テーブル15bを参照して強調回路48により強調処理する場合に使用するフィルタ係数の設定、つまり強調特性の設定を行う。

このようにしてフィルタ係数が設定された強調回路48は、その強調特性が図4に示すようになる。NBIモードにおいても、WLIモードの場合と同様に輝度信号Yの方が色差信号Cbよりも強調量が大きくなるように設定される。このように設定することにより、WLIモード時の場合と同様に、偽色、色モアレが発生することを抑制して強調することができる。また、WLIモード時よりも、色差信号の強調量を大きくしているので、血管の輪郭、エッジ部等をより識別し易くなる。

#### 【0044】

また、ステップS9において信号強度比算出回路45は、信号強度比tを算出する。そして、制御回路15は、算出された信号強度比tの値と、テーブル15aを参照して、第1マトリクス回路42、第2マトリクス回路46、第3マトリクス回路49によりそれぞれマトリクス演算を行うマトリクス係数の設定を行う。

ステップS10に示すようにビデオプロセッサ4は、上記フィルタ係数とマトリクス係

10

20

30

40

50

数とを用いて画像処理を行い、第3マトリクス回路49を経て内視鏡画像の画像信号としての3原色信号R, G, Bを生成し、モニタ5に出力する。モニタ5にはこの画像信号に対応した観察画像としての内視鏡画像が表示される。

【0045】

なお、表示色変換設定部50aがOFFの場合には、第3マトリクス回路49は、表示色変換されない3原色信号として色信号R, G, Bを生成し、表示色変換設定部50がONの場合には、第3マトリクス回路49は、表示色変換された3原色信号R, G, Bを生成する。

術者は、この内視鏡画像を観察しながら体腔内の検査対象組織の表面付近の毛細血管等の走行状態をより詳細に識別し易い状態で内視鏡検査を行う。

次のステップS11において制御回路15は、モード切替操作が行われたか否かを監視する。モード切替操作が行われていない場合には、ステップS10に戻り、NBIモードの設定状態で内視鏡画像を表示する処理が継続される。

一方モード切替の操作が行われた場合には、ステップS1に戻ることになる。

【0046】

このように動作する本実施形態によれば、強調回路48は、偽色、色モアレの発生を抑制して強調処理を行うことができる。従って、本実施形態によれば、術者が診断等を行い易い、品質の良い観察画像としての内視鏡画像を提供できる。

また、本実施形態によれば、NBIモードにおいても、色差信号の信号帯域を高域化しているため、解像度の良好な内視鏡画像が得られると共に、毛細血管等の走行状態をより明瞭に識別し易い状態で表示することができる。

また、本実施形態においては、NBIモードにおいて、色信号G1, B1の信号強度比t, uに応じて第3マトリクス回路49でのマトリクス演算により画像信号を生成する構成にしているため色信号G1, B1の信号強度に応じた輝度信号の色信号への変換が行え、NBIモードでの内視鏡画像のコントラスト低下を防止できる。

【0047】

また、本実施形態によれば、信号処理系(画像処理系)における一部の処理特性を切り替えることにより、WLIモードとNBIモードとの両方に簡単に対応できるので、内視鏡検査の際に非常に便利かつ有用な装置となる。

また、光源装置3においても、通常白色光の照明手段の他に、狭帯域用フィルタ24を光路中に挿脱する手段を設けることにより、簡単に狭帯域光の光源装置を形成できる。

なお、上述した第1の実施形態においては、強調回路48による強調特性を図4に示すように設定していたが、強調特性の変形例として図6に示すような強調特性に設定しても良い。

【0048】

図6に示す強調特性は、WLIモード時及びNBIモード時とも、輝度信号Yに関しては、図4に示した場合と同様の強調特性に設定し、一方、色差信号Cr, Cb(WLIモード時)又はCb(NBIモード時)に関しては、周波数が高い高周波帯域側において強調量が小さくなる周波数特性となるようにフィルタ係数を設定する。

このような周波数特性にすることにより、高周波帯域側において顕著になる色モアレの発生を低減することができる。

変形例として、WLIモード時には、輝度信号Yのみを被強調信号とし、強調回路48により輝度信号Yのみを強調し、一方NBIモード時には、輝度信号Yと色差信号Cbを被強調信号とし、強調回路48により輝度信号Yと色差信号Cbを強調するようによい。

また、他の変形例として狭帯域用フィルタの分光特性を3峰性とし、更に狭帯域透過フィルタ特性部Ra(中心波長600nm、半値幅20~40nm)を有し、NBIモード時には輝度信号Yと色差信号Cb(B-Y)、Cr(R-Y)を被強調信号とし、強調回路48により輝度信号Yよりも色差信号Cb, Crでより弱く、かつ色差信号CbとCrとで同じ強調特性となるように輝度信号Y及び色差信号Cb, Crを強調処理するよう

10

20

30

40

50

しても良い。

【 0 0 4 9 】

( 第 1 の実施形態の第 1 変形例 )

図 7 は本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例の内視鏡装置 1 B の全体構成を示す。本変形例は、図 1 に示す第 1 の実施形態におけるビデオプロセッサ 4 内の強調回路 4 8 の前段に第 4 マトリクス回路 5 1 を設けた構成にしている。

この第 4 マトリクス回路 5 1 は、拡大回路 4 7 から出力されて、この第 4 マトリクス回路 5 1 に入力される輝度信号 Y 及び色差信号 R - Y , B - Y をマトリクス M a t 4 により、色モアレを低減する低減効果の高い被強調信号 Y , C r , C b を生成するマトリクス演算を行う。

10

つまり、強調回路 4 8 への入力信号となる被強調信号を、上記のように Y , C r , C b で表すと、第 4 マトリクス回路 5 1 は、( 6 ) 式のように変換すると共に、W L I モード時、N B I モード時にはそれぞれ ( 7 ) 式、( 8 ) 式のようなマトリクス M a t 4 を採用する。

【 0 0 5 0 】

[ 数 6 ]

$$\begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} = Mat4 \cdot \begin{pmatrix} Y \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} \quad (6)$$

20

$$Mat4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & a & 0 \\ 0 & 0 & b \end{pmatrix} \quad (WLIモード) \quad (7)$$

$$Mat4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c \end{pmatrix} \quad (NBIモード) \quad (8)$$

30

ここで、 $a, b, c \leq 1$

なお、本実施形態における第 3 マトリクス回路 4 9 によるマトリクス M a t 3 は、W L I モード時は第 1 の実施形態と同様に

$$Mat3 = Mat2^{-1} \quad (9)$$

に設定される。一方、N B I モード時には、第 1 の実施形態と異なり、

40

$$Mat3 = Mat_{NBI-C-Tf} \cdot Mat41_{NBI}^{-1} \quad (10)$$

に設定される。ここで、マトリクス M a t 4 1 <sub>N B I</sub> は、

[ 数 1 1 ]

$$Mat41_{NBI} = \begin{pmatrix} m11 & m12 & m13 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix} \quad (11)$$

で表される。

【 0 0 5 1 】

50

なお、マトリクス要素  $m_{11}$  ,  $m_{12}$  ,  $m_{13}$  は、所定の値である。マトリクス要素  $m_{11}$  ,  $m_{12}$  ,  $m_{13}$  は、輝度信号  $Y_h$  中の  $R$  ,  $G$  ,  $B$  の信号強度比に基づいて設定される。或いは前述した信号強度比算出回路 45 が算出する各信号強度比  $t$  ,  $u$  を用いて、 $m_{12} = t$  ,  $m_{13} = u$  ,  $m_{11} = 0$  と設定される。

その他の構成は、第 1 の実施形態と同様である。本変形例によれば、色モアレの低減効果の高い被強調信号を生成して、強調回路 48 により強調処理を行うようにしているため、第 1 の実施形態の場合よりも色モアレをより低減することができる。その他は、第 1 の実施形態と同様の作用効果を有する。

なお、第 4 マトリクス回路 51 により (6) 式のように変換する場合、以下の第 2 変形例のようにしても良い。

【0052】

第 2 変形例においては、NBIモード時には (8) 式の代わりに、以下の  $Mat4$  とし

$$Mat4 = Mat42_{NBI} \cdot Mat41_{NBI}^{-1} \quad (12)$$

を用いるようにしても良い。ここで、 $Mat42_{NBI}$  は

[数 13]

$$Mat42_{NBI} = \begin{pmatrix} m11 & m12 & m13 \\ 0 & 0 & 0 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} \quad (13)$$

で表される。ここで、マトリクス要素  $m_{31}$  ,  $m_{32}$  ,  $m_{33}$  は所定の値である。マトリクス要素  $m_{31}$  ,  $m_{32}$  ,  $m_{33}$  は、 $m_{11} * m_{31} + m_{12} * m_{32} + m_{13} * m_{33} = 0$  を満たす値となる。なお、 $Mat41_{NBI}$  は、(11) 式で表される。

【0053】

また、この場合には、第 3 マトリクス回路 49 によるマトリクス  $Mat3$  は、WLIモード時は第 1 の実施形態と同様に、

$$Mat3 = Mat2^{-1} \quad (14)$$

に設定される。一方、NBIモード時には、第 1 の実施形態と異なり、

$$Mat3 = Mat_{NBI-C-Tf} \cdot Mat42_{NBI}^{-1} \quad (15)$$

で設定される。なお、マトリクス  $Mat_{NBI-C-Tf}$  は、(5) 式で表される。マトリクス  $Mat42_{NBI}^{-1}$  は、(13) 式で表される  $Mat42_{NBI}$  の逆マトリクスの場合に限定されない。

例えば、マトリクス  $Mat42_{NBI}$  の 1 , 3 行目の要素からなるマトリクス (2 行 3 列) の擬似逆マトリクス (3 行 2 列) を導出し、その 1 , 2 列目の要素をそれぞれの 1 列目、3 列目の要素とする (2 列目の要素は全て 0) 3 行 3 列のマトリクスでも良い。この第 2 変形例は、第 1 変形例とほぼ同様の作用効果を有する。

【0054】

(第 2 の実施形態)

図 8 は本発明の第 2 の実施形態の内視鏡装置 1C の全体構成を示す。この内視鏡装置 1C は、内視鏡 2C と、光源装置 3 と、ビデオプロセッサ 4C 及びモニタ 5 とから構成される。

内視鏡 2C は、例えば図 1 の内視鏡 2 における補色単板の撮像素子の代わりに、原色単板の撮像素子が採用されている。つまり、CCD 29 の撮像面には、図 9 に示すように原色単板 Bayer 配列のカラーフィルタ 30c が採用されている。

このカラーフィルタ 30c は、水平方向及び垂直方向の 2 行 2 列の 4 個のフィルタ要素を単位として、水平及び垂直方向に周期的に配列されたフィルタ配列となっている。この場合、水平方向及び垂直方向に、 $R$  ,  $G$  と、 $G$  ,  $B$  のカラーフィルタ要素が交互に配列されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 5 】

C C D 2 9 は、例えば第 1 の実施形態と同様に C C D 駆動回路 3 1 により駆動される。この場合のビデオプロセッサ 4 C は、図 1 のビデオプロセッサ 4 において、A / D 変換回路 3 4 の出力信号が、図示しない画素単位で切り替える切替回路を介して L P F 5 2 に入力される構成にしている。

この L P F 5 2 を通すことにより、各画素位置において欠けている色信号の画素値が算出され、同時化された 3 原色信号 R , G , B が生成される。この L P F 5 2 を通して生成された 3 原色信号 R , G , B は、ホワイトバランス回路 ( W B 回路と略記 ) 5 3 によりホワイトバランス処理がされた後、ガンマ補正を行う回路 5 4 に入力される。

## 【 0 0 5 6 】

この回路 5 4 から出力される 3 原色信号 R , G , B は、図 1 のビデオプロセッサ 4 の構成と同様に拡大回路 4 7 に入力されて拡大処理された後、3 系統の信号に対する鮮鋭度の強調処理を行う強調回路 4 8 に入力される。

この強調回路 4 8 により強調処理された後、第 3 マトリクス回路 4 9 により観察画像としての内視鏡画像の画像信号としての 3 原色信号 R , G , B が生成され、モニタ 5 に出力される。

本実施形態においては、W L I モード時には、被強調信号が 3 原色信号 R , G , B となり、強調回路 4 8 は、被強調信号としての 3 原色信号 R , G , B に対して強調処理を行う。この場合の強調量は、G に対する強調量が、他の R , B に対する強調量よりも大きくなるように W L I 用フィルタ係数が、テーブル 1 5 b に格納されている。

## 【 0 0 5 7 】

一方、N B I モード時には、被強調信号が 3 原色信号 (における 2 つの色信号) G , B となり、強調回路 4 8 は、被強調信号 (としての色信号) G , B に対して強調処理を行う。この場合の強調量は、G に対する強調量が、他の B に対する強調量よりも大きくなるように N B I 用フィルタ係数が、テーブル 1 5 b に格納されている。

つまり、テーブル 1 5 b には、W L I 用フィルタ係数として W L I - R B 用フィルタ係数と、W L I - G 用フィルタ係数とが格納されると共に、N B I 用フィルタ係数として N B I - B 用フィルタ係数と、N B I - G 用フィルタ係数が格納されている。

そして、W L I - R B 用フィルタ係数及び N B I - B 用フィルタ係数は、W L I - G 用フィルタ係数、N B I - G 用フィルタ係数全てを定数  $k_a$  ( $k_a < 1$ ) 倍した値に設定されている。

## 【 0 0 5 8 】

なお、本実施形態においては、W L I モードと N B I モードとにおいて、共通の定数  $k_a$  に設定していたが、第 1 の実施形態のように W L I モードと N B I モードとにおいて、定数  $k_a$ 、 $k_b$  を設定し、かつ  $k_a < k_b$  となるように設定しても良い。

また、本実施形態においては、第 3 マトリクス回路 4 9 は、W L I モード時には、単位マトリクスでマトリクス演算を行う。一方、第 3 マトリクス回路 4 9 は、N B I モード時には、上述した ( 5 ) 式に示すマトリクス  $M a t_{N B I - C - T f}$  でマトリクス演算を行う。つまり、第 3 マトリクス回路 4 9 への入出力信号 R G B を、それぞれ、 $R_{in}$ 、 $G_{in}$ 、 $B_{in}$ 、 $R_{out}$ 、 $G_{out}$ 、 $B_{out}$  とした場合には、第 3 マトリクス回路 4 9 は以下のようなマトリクス演算を行う。

[ 数 1 6 ]

$$\begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = M a t_{N B I - C - T f} \cdot \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix}$$

なお、テーブル 1 5 a には、第 3 マトリクス回路 4 9 で使用するマトリクス係数が格納されている。

10

20

30

40

50

このような構成による本実施形態の動作は、第1の実施形態と被強調信号が異なるが、基本的な動作は第1の実施形態と類似している。

【0059】

本実施形態の強調回路48も、ピクセル密度に対応した強調特性に設定しているので、偽色、色モアレの発生を抑制して強調処理を行うことができる。従って、本実施形態によれば、術者が診断等を行い易い、品質の良い観察画像としての内視鏡画像を提供できる。

また、本実施形態によれば、NBIモードにおいても、帯域制限を行わないので、解像度の良好な内視鏡画像が得られると共に、毛細血管等の走行状態をより明瞭に識別し易い状態を表示することができる。

また、本実施形態によれば、信号処理系における一部の処理特性を切り替えることにより、WLIモードとNBIモードとの両方に簡単に対応できるので、内視鏡検査の際に非常に便利かつ有用な装置となる。

なお、本実施形態では、原色単板の撮像素子の場合で説明したが、原色2板の撮像素子、つまり2つの撮像素子からなる撮像部を採用しても良い。

【0060】

図10は、この場合の内視鏡2Cの先端部26における撮像部周辺部の構成を示す。対物レンズ28の光軸上の結像位置には第1のCCD29aが配置されている。その光軸上の途中には入射光の略50パーセントを透過及び反射するハーフミラー56が配置されている。

そして、ハーフミラー56で反射された光軸上における結像位置には第2のCCD29bが配置されている。第1のCCD29a及び第2のCCD29bの撮像面には、色分離部として、図11に示すような原色のカラーフィルタ30a、30bが配置されている。

カラーフィルタ30aは、フィルタ要素としてGのみからなる。一方、カラーフィルタ30bは、フィルタ要素としてR、Bからなる。

【0061】

両カラーフィルタ30a、30bを用いて、カラー撮像を行うための色信号を生成する単位の配列構造は2行2列の画素に該当し、単位の画素から生成される色信号は $4G + 2(R + B)$ となる。なお、図9のカラーフィルタ30cの場合には、色信号を生成する単位配列に該当する2行2列の画素から生成される色信号は $2G + R + B$ となる。第1のCCD29a及び第2のCCD29bは共通のCCD駆動回路31により駆動される。また、第1のCCD29a及び第2のCCD29bの出力信号は、それぞれCDS回路32a、32bによりベースバンドの信号成分に変換される。

CDS回路32a、32bの出力信号は、図示しないアンプによりハーフミラー56の特性を補正するゲイン調整された後、加算器57により加算されて、図8に示すA/D変換回路34に入力される。

【0062】

A/D変換回路34に入力される信号は、図8の場合の2倍の解像度の信号となる。A/D変換回路34以後の処理は図8と同様である。

本変形例によれば、さらに解像度の高い内視鏡画像を生成できる。その他は、第2の実施形態と同様の作用効果を有する。

また、上記第2の実施形態及びその変形例に対する変形例として、色信号Gを色信号R及びB(WLIモード時)、又はB(NBIモード時)より強調量を大きくする代わりに、高域側でのみ色信号Gに対する強調量が、色信号R及びB(WLIモード時)、又はB(NBIモード時)より大きくするようなフィルタ係数に設定しても良い。

【0063】

また、図8に示した実施形態においては、強調回路48は、色信号R、G、B(WLIモード時)又はG、B(NBIモード時)に対して強調処理を行う構成としていたが、輝度信号Y及び色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ に変換して、変換された輝度信号Y及び色差信号 $C_r$ 、

10

20

30

40

50

C b に対して強調回路 4 8 が強調処理を行う構成にしても良い。

【 0 0 6 4 】

( 第 3 の実施形態 )

図 1 2 は本発明の第 3 の実施形態の内視鏡装置 1 D の全体構成を示す。この内視鏡装置 1 D は、内視鏡 2 D と、光源装置 3 と、ビデオプロセッサ 4 D と、モニタ 5 とから構成される。内視鏡 2 D は、図 1 の内視鏡 2 における挿入部 7 の先端部 2 6 に配置された 1 つの撮像素子 ( からなる撮像部 ) の代わりに原色 3 板の撮像素子による撮像部が搭載されている。

対物レンズ 2 9 の光軸上には、R、G、B に色分離する色分離部としての色分離プリズム 6 1 a、6 1 b、6 1 c と、それぞれ結像位置に配置された 3 つの CCD 2 9 R、2 9 G、2 9 B とが設けてある。従って、この場合には 3 つの CCD 2 9 R、2 9 G、2 9 B は、それぞれ画素単位毎に R、G、B の色信号を出力する。本実施形態においては、このように 1 画素がカラー撮像する場合の単位の配列に相当する。

【 0 0 6 5 】

従って、本実施形態の場合には、図 1 3 に示すようにそれぞれ画素単位毎に R、G、B に色分離した信号を出力する。なお、図 1 2 に示す構造の原色 3 板の撮像素子からなる撮像部の構成例に限らず、3 つの CCD の撮像面に図 1 3 に示すような色分離する原色カラーフィルタをそれぞれ取り付けた 3 板撮像素子を用いても良い。

上記 CCD 2 9 R、2 9 G、2 9 B は、共通の CCD 駆動回路 3 1 により駆動される。

また、CCD 2 9 R、2 9 G、2 9 B の出力信号は、3 系統からなる CDS 回路 3 2 に入力され、この CDS 回路 3 2 からベースバンドの色信号 R、G、B を 3 系統からなる A/D 変換回路 3 4 へ出力すると共に、明るさ検波回路 3 5 へ出力する。

【 0 0 6 6 】

A/D 変換回路 3 4 により A/D 変換されたデジタルの色信号 R、G、B は、RGB - Y/C 分離回路 6 2 に入力され、輝度信号 Y 及び色差信号 Cr、Cb に変換される。

RGB - Y/C 分離回路 6 2 からの出力信号としての輝度信号 Y と色差信号 Cr、Cb 以降に対する処理構成は、図 1 に示す構成例と同様である。但し、以下のように強調回路 4 8 による強調特性は図 1 の場合とは異なる。

本実施形態においても、テーブル 1 5 b には強調回路 4 8 により強調処理するフィルタ係数が格納されている。

本実施形態においては、テーブル 1 5 b に格納される強調処理するフィルタ係数として、WLI - Y/Cr/Cb 用フィルタ係数及び NBI Y/Cb 用フィルタ係数が格納されており、WLI Y/Cr/Cb 用フィルタ係数及び NBI Y/Cb 用フィルタ係数は全てが同じ値が格納されている ( なお、NBI Cr 用フィルタ係数はゼロ ) 。本実施形態においてもピクセル密度、つまり色信号 R、G、B を生成するピクセル密度が同じであるので、同じ値に対応した強調特性となるように設定されている。

制御回路 1 5 は、観察モード毎にテーブル 1 5 b を参照して強調回路 4 8 により強調処理するフィルタ係数を設定する。

また、テーブル 1 5 a には、第 1 の実施形態と同様に、第 1 マトリクス回路 4 2、第 2 マトリクス回路 4 6、第 3 マトリクス回路 4 9 のマトリクス係数が格納されている。そして、第 1 の実施形態と同様のマトリクス演算を行う。

本実施形態による動作は、第 1 の実施形態が補色系カラーフィルタを備えた単板の撮像素子からなる撮像部の場合であったのを、原色 3 板の撮像素子からなる撮像部に読み替えた場合の動作に類似している。

【 0 0 6 7 】

但し、本実施形態においては、第 1 の実施形態とは異なり、原色 3 板の撮像素子に対応して輝度信号 Y と色差信号 Cr、Cb に対して同じ強調特性で強調処理を行う。

このように原色 3 板の撮像素子に対応した強調処理を行うようにしているので、強調処理による血管像等の再現性を改善できる。また、原色 3 板の撮像素子を用いているので、

10

20

30

40

50

第 1 の実施形態の場合よりも解像度の高い内視鏡画像が得られる。

なお、本実施形態の変形例として、図 1 2 の A / D 変換回路 3 4 の出力信号を図 8 の WB 回路 5 3 に出力する構成にしても良い。

【 0 0 6 8 】

その場合には、テーブル 1 5 b に格納される強調処理するフィルタ係数として、W L I - R G B 用フィルタ係数及び N B I G B 用フィルタ係数が格納されており、W L I R G B 用フィルタ係数及び N B I G B 用フィルタ係数は全てが同じ値が格納されている（なお、N B I R 用フィルタ係数はゼロ）。

そして、制御回路 1 5 は、観察モード毎にテーブル 1 5 b を参照して強調回路 4 8 により強調処理するフィルタ係数を設定する。なお、テーブル 1 5 a には、第 2 の実施形態と同様に、第 1 マトリクス回路 4 2 ，第 2 マトリクス回路 4 6 、第 3 マトリクス回路 4 9 のマトリクス係数が格納されている。そして、第 2 の実施形態と同様のマトリクス演算を行う。

【 0 0 6 9 】

本変形例の構成の場合には、被強調信号は異なるが第 3 の実施形態と同様の作用効果となる。つまり、本変形例も原色 3 板の撮像素子に対応した強調処理を行うようにしているので、上述した第 3 の実施形態と同様に、強調処理による血管像等の再現性を改善できる。また、原色 3 板の撮像素子を用いているので、解像度の高い内視鏡画像が得られる。

【 0 0 7 0 】

（第 4 の実施形態）

上述した実施形態においては、W L I モードと N B I モードの場合について説明した。本発明は、上述した実施形態のように、W L I モードと N B I モードの場合に限定されるものでなく、W L I モード及び N B I モードとの少なくとも一方の観察モードと、蛍光観察を行う蛍光モードの場合にも適用できる。蛍光観察を行う蛍光モードとしては、緑から赤または緑から近赤外での蛍光観察を行う。

この蛍光モードの場合には、図 1 4 に示すように撮像部（撮像素子）が補色単板、原色単板、2 板、原色 3 板に依りて被強調信号を、強調量の欄のように強調する。このようにした場合にも、偽色、色モアレの発生を低減しつつ、生体粘膜の再現性を改善し、診断し易い内視鏡画像を取得できる。

【 0 0 7 1 】

なお、撮像部が例えば、原色単板・2 板の場合には、色信号 G ， R に対して、色信号 G の強調量が色信号 R の強調量よりも大きくなるように強調処理する。

この場合、備考欄に示すように、色信号 G ， R を輝度信号 Y と色差信号 C r に変換後、強調回路 4 8 により輝度信号 Y の強調量が色差信号 C r の強調量よりも大きくなるように強調処理しても良い。

また、撮像部が原色 3 板の場合には、原色単板・2 板の場合における、色信号 G ， R に対して、色信号 G の強調量と色信号 R の強調量とを等しくなるように強調処理する。また、この場合、備考欄に示すように、色信号 G ， R を輝度信号 Y と色差信号 C r に変換後、強調回路 4 8 により輝度信号 Y の強調量と色差信号 C r の強調量とを等しくなるように強調処理しても良い。

【 0 0 7 2 】

なお、周波数の全域に渡って図 1 4 に示すような強調量に設定する代わりに、高域のみで強調量を弱くしたフィルタ係数を設定しても良い。このようにした場合にも、色モアレによる偽色の発生を低減しつつ、生体粘膜の再現性を改善し、診断し易い内視鏡画像を取得できる。

また、その他の観察モードにおける第 1 の観察モードとして、青色光の反射光と、赤色光の蛍光とを撮像して観察画像としての内視鏡画像を生成する場合には、図 1 5 に示すように補色単板、原色単板、2 板、3 板に依りて被強調信号を、強調量の欄のように強調しても良い。

【 0 0 7 3 】

10

20

30

40

50

また、その他の観察モードにおける第2の観察モードとして、青色光を撮像して観察画像としての内視鏡画像を生成する場合には、図16に示すように補色単板、原色単板、2板、3板に応じて1つの被強調信号Y又はBのみに対して、強調を行うようにしても良い。なお、図16の場合には、複数の被強調信号に対する強調量の関係を示す強調量の欄は不要になるので、-で示している。

また、その他の観察モードにおける第3の観察モードとして、赤色光を撮像して観察画像としての内視鏡画像を生成する場合には、図17に示すように補色単板、原色単板、2板、3板に応じて被強調信号を、強調量の欄のように強調しても良い。

【0074】

また、上述した実施形態全体に対して、入射光、被強調信号/強調量を弱める信号等の特徴を纏めると、図18のようになる。

図18において、例えば撮像部への入射光又は照明手段による照明光が白色の場合には、撮像部は、補色単板又は原色単板の場合には、被強調信号は輝度信号Y、色差信号Cr、Cbとなり、この場合には(輝度信号Yの強調量に対して)色差信号Cr、Cbの強調量を弱めるように設定する。

原色2板の場合は、で示す左の補色単板又は原色単板の場合と同じであることを表す。また、原色3板の場合は、被強調信号は色信号R、G、Bとなり、この場合には強調量を弱くする信号が無いように設定する(換言すると、R、G、Bの信号の強調量が同じとなるように設定する)。他の場合も同様の表記方法で示している。

【0075】

なお、例えば青の入射光として表記している場合は、近紫外の入射光としても良い。同様に、赤の入射光として表記している場合は、近赤外の入射光としても良い。

なお、上述した実施形態等を部分的に組み合わせて構成される実施形態等も本発明に属する。

【0076】

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。

【0077】

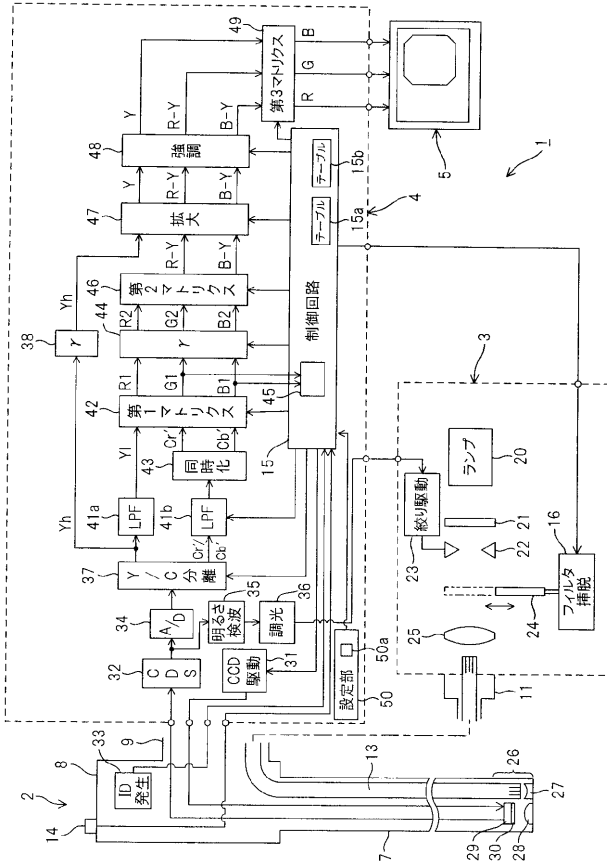
本出願は、2010年6月28日に日本国に出願された特願2010-146537号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものである。

10

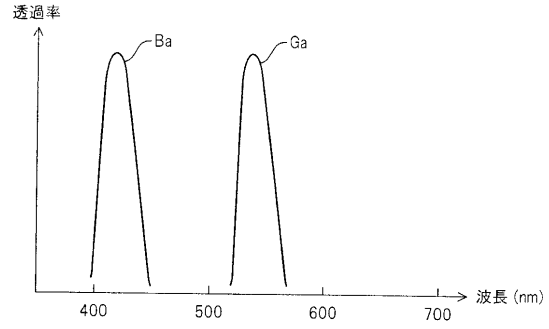
20

30

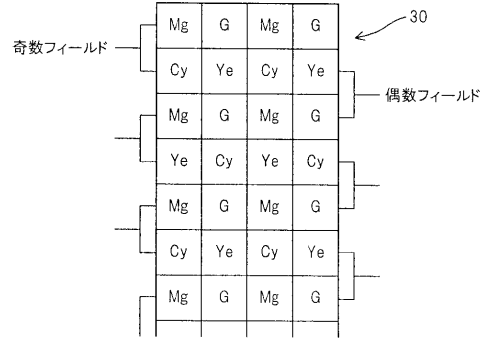
【図1】



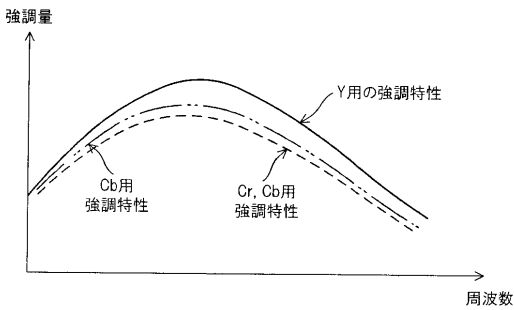
【図2】



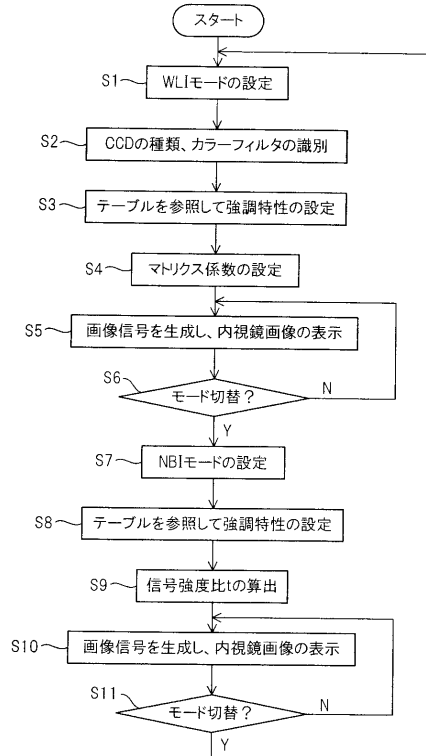
【図3】



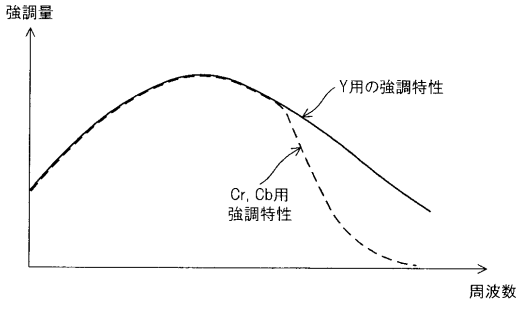
【図4】



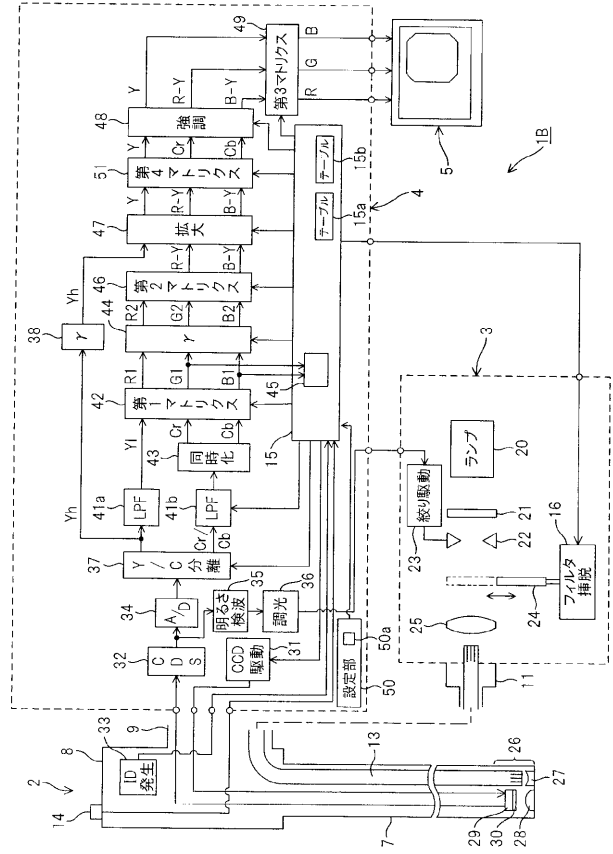
【図5】



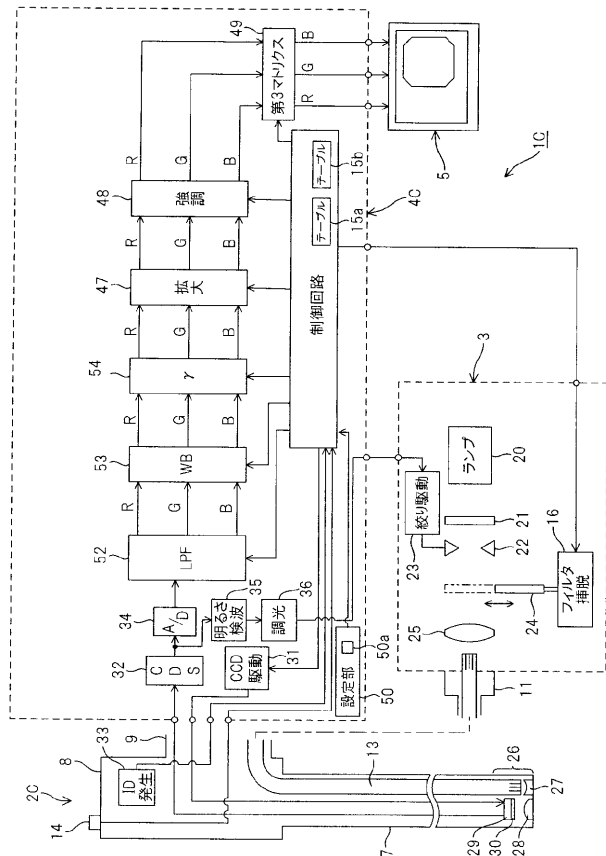
【図6】



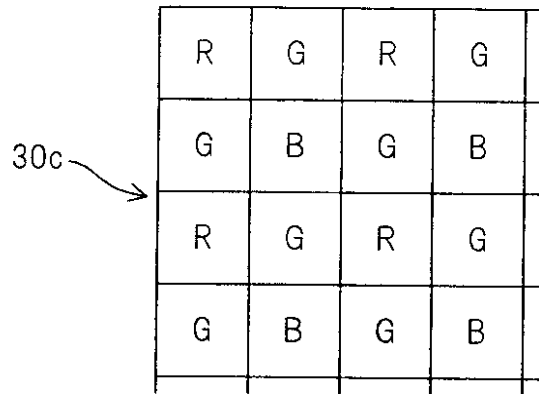
【図7】



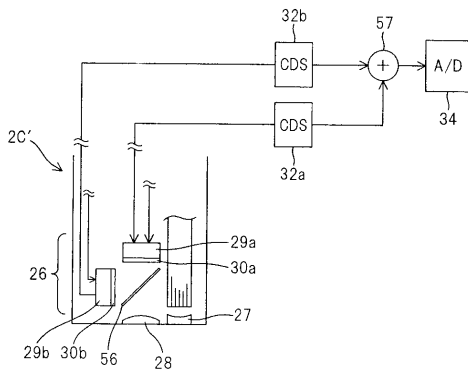
【図8】



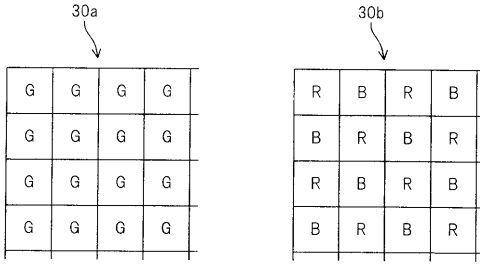
【図9】



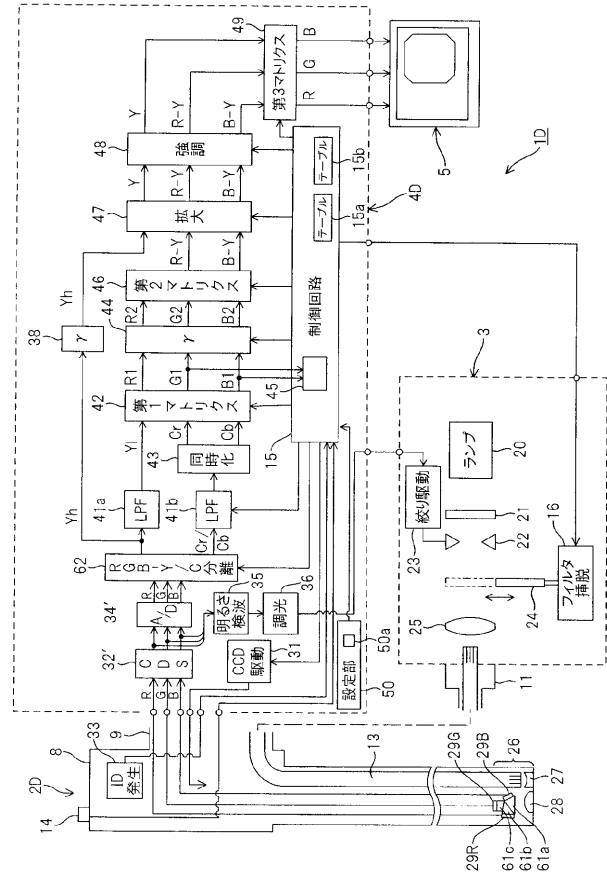
【図10】



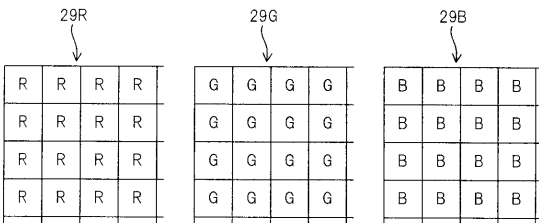
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 7 】

撮像部	被強調信号	強調量	備考
補色単板	Y	—	
原色単板・2板・3板	R	—	BGR → YCrCb変換後、Yのみ強調

【 図 1 4 】

撮像部	被強調信号	強調量	備考
補色単板	Y/Cr	Y > Cr	
原色単板・2板	G/R	G > R	GR → YCrCb変換後、強調量Y > Cr
原色3板	G/R	G = R	GR → YCrCb変換後、強調量Y = Cr

【 図 1 5 】

撮像部	被強調信号	強調量	備考
補色単板	Y/Cr/Cb	Y > Cr, Cb	
原色単板・2板・3板	B/R	B = R	BGR → YCrCb変換後、強調量Y > Cr, Cb

【 図 1 6 】

撮像部	被強調信号	強調量	備考
補色単板	Y	—	
原色単板・2板・3板	B	—	BGR → YCrCb変換後、Yのみ強調

【 図 1 8 】

入射光	被強調(画像)信号/強調量を弱める信号			
	撮像部のカラーフィルタ、板数			
	補色単板	原色単板	原色2板	原色3板
白色	Y/Cr/Cb/CrCb		←	BGR/無
青(近紫外を含む) 緑	Y/Cb/Cb		←	BG/無
緑~赤(近紫外を含む)	Y/Cr/Cr		←	GR/無
青(近紫外を含む) 赤(近紫外を含む)	Y/Cr/Cb/CrCb		←	BR/無
青(近紫外を含む)	Y/無		←	B/無
赤(近紫外を含む)	Y/無		←	R/無

## 【 手続補正書 】

【 提出日 】平成23年11月15日(2011.11.15)

## 【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0005

【 補正方法 】変更

## 【 補正の内容 】

## 【 0005 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と、前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と2つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と1つの色差信号に設定する情報を格納し、前記第1の観察モード及び前記第2の観察モードの場合、前記強調処理手段は前記画像信号における前記輝度信号を前記色差信号よりも全周波数領域において大きい強調特性で強調処理する。

本発明の他の態様の内視鏡装置は、照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手

段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と、前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と2つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と1つの色差信号に設定する情報を格納し、前記第1の観察モード及び前記第2の観察モードの場合、前記強調処理手段は前記画像信号における色差信号を輝度信号よりも周波数が高い高域側の周波数領域において小さい強調特性で強調処理する。

本発明の他の態様の内視鏡装置は、照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と、前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、前記格納手段は、前記色分離部を構成する透過特性がそれぞれ異なる複数のフィルタ要素の単位画素に相当する配列構造に応じて、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号をR、G、Bの色信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理するGの色信号をBの色信号より強調するように設定する情報を格納する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、

前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、

前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と

、

前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、

前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と2つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と1つの色差信号に設定する情報を格納し、

前記第1の観察モード及び前記第2の観察モードの場合、前記強調処理手段は前記画像信号における前記輝度信号を前記色差信号よりも全周波数領域において大きい強調特性で強調処理することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、

前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、

前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と

、  
前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、

前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と2つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と1つの色差信号に設定する情報を格納し、

前記第1の観察モード及び前記第2の観察モードの場合、前記強調処理手段は前記画像信号における前記色差信号を前記輝度信号よりも周波数が高い高域側の周波数領域において小さい強調特性で強調処理することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項3】

前記格納手段は、前記色分離部を構成する透過特性がそれぞれ異なる複数のフィルタ要素の単位画素に相当する配列構造に応じて、前記強調処理手段により前記画像信号における前記輝度信号及び前記1つの色差信号、又は前記2つの色差信号に対して異なる強調特性で強調処理する情報を格納することを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、

前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、  
前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と

、  
前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、

前記格納手段は、前記色分離部を構成する透過特性がそれぞれ異なる複数のフィルタ要素の単位画素に相当する配列構造に応じて、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号をR、G、Bの色信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理するGの色信号をBの色信号より強調するように設定する情報を格納することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項5】

前記強調処理手段は、前記強調処理手段により前記画像信号における特定の色差信号を当該特定の色差信号以外の色差信号よりも全周波数領域において大きい強調特性で強調処理す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6】

前記強調処理手段は、前記強調処理手段により前記画像信号における特定の色差信号を前記輝度信号よりも周波数の高い高域側の周波数領域において小さい強調特性で強調処理することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

前記撮像手段は、単板の撮像素子、2板の撮像素子、3板の撮像素子のいずれかであることを特徴とする請求項1、2または4に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

前記第2の観察モードの場合には、前記撮像素子に基づく画像信号からG、Bの色信号を生成するマトリクス演算を行うマトリクス回路を有し、前記G、Bの色信号の信号強度比を算出する信号強度比算出回路を有することを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

【請求項9】

前記撮像手段は、単板の撮像素子、かつ前記色分離部が補色系カラーフィルタにより構

成されることを特徴とする請求項 1、2 または 4 に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成24年4月2日(2012.4.2)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

本発明の一態様の内視鏡装置は、照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と、前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と2つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と1つの色差信号に設定する情報を格納し、前記第1の観察モード及び前記第2の観察モードの場合、前記強調処理手段は前記画像信号における前記輝度信号を前記色差信号よりも全周波数領域において大きい強調特性で強調処理する。

本発明の他の態様の内視鏡装置は、照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と、前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と2つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と1つの色差信号に設定する情報を格納し、前記第1の観察モード及び前記第2の観察モードの場合、前記強調処理手段は前記画像信号における色差信号を輝度信号よりも周波数が高い高域側の周波数領域において小さい強調特性で強調処理する。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、

前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、

前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と、

前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、

前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と2つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と1つの色差信号に設定する情報を格納し、

前記第1の観察モード及び前記第2の観察モードの場合、前記強調処理手段は前記画像信号における前記輝度信号を前記色差信号よりも全周波数領域において大きい強調特性で強調処理することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

照明手段によって被検体に照射された光の戻り光を、色分離して受光して撮像する色分離部を備えた撮像手段と、

前記撮像手段に基づく画像信号に対して鮮鋭度の強調処理を行う強調処理手段と、

前記撮像手段の種類及び観察モードにより異なる前記撮像手段に入射される前記戻り光の分光特性に応じて前記強調処理手段の処理内容を変更させる情報を格納する格納手段と

、  
前記格納手段の情報に基づき前記強調処理手段の処理内容を変更する制御を行う制御手段と、を備え、

前記格納手段は、前記観察モードが白色光の照明下で撮像を行う第1の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と2つの色差信号に設定し、前記観察モードが狭帯域の照明光の照明下で撮像を行う第2の観察モードの場合には前記強調処理手段により強調処理する画像信号を輝度信号と1つの色差信号に設定する情報を格納し、

前記第1の観察モード及び前記第2の観察モードの場合、前記強調処理手段は前記画像信号における前記色差信号を前記輝度信号よりも周波数が高い高域側の周波数領域において小さい強調特性で強調処理することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項3】

前記格納手段は、前記色分離部を構成する透過特性がそれぞれ異なる複数のフィルタ要素の単位画素に相当する配列構造に応じて、前記強調処理手段により前記画像信号における前記輝度信号及び前記1つの色差信号、又は前記2つの色差信号に対して異なる強調特性で強調処理する情報を格納することを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

前記強調処理手段は、前記強調処理手段により前記画像信号における特定の色差信号を前記輝度信号よりも周波数の高い高域側の周波数領域において小さい強調特性で強調処理することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記撮像手段は、単板の撮像素子、2板の撮像素子、3板の撮像素子のいずれかであることを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

【請求項6】

前記第2の観察モードの場合には、前記撮像素子に基づく画像信号からG、Bの色信号を生成するマトリクス演算を行うマトリクス回路を有し、前記G、Bの色信号の信号強度比を算出する信号強度比算出回路を有することを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

前記撮像手段は、単板の撮像素子、かつ前記色分離部が補色系カラーフィルタにより構成されることを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/063064
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/04, A61B1/00  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2007-300972 A (Olympus Medical Systems Corp.), 22 November 2007 (22.11.2007), entire text; all drawings & US 2009/0066787 A1 & EP 2016884 A1 & WO 2007/129570 A1 & KR 10-2008-0111121 A & CN 101437438 A	1, 3, 10, 12 2, 4-9, 11
X Y	JP 2006-61620 A (Olympus Corp.), 09 March 2006 (09.03.2006), entire text; all drawings & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	1, 3, 10, 12 2, 4-9, 11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 31 August, 2011 (31.08.11)		Date of mailing of the international search report 13 September, 2011 (13.09.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/063064

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2-271822 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 November 1990 (06.11.1990), page 3, lower left column to lower right column; page 5, lower right column; page 7, upper right column to lower right column; fig. 1, 13 (Family: none)	2, 6-9, 11
Y	JP 2006-61621 A (Olympus Corp.), 09 March 2006 (09.03.2006), paragraphs [0003], [0007], [0025], [0026], [0044], [0045]; fig. 1, 7, 11, 12 & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	4-9, 11
Y	JP 6-339458 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 December 1994 (13.12.1994), paragraph [0042] (Family: none)	6-9, 11
Y	JP 2006-68321 A (Olympus Corp.), 16 March 2006 (16.03.2006), paragraphs [0031], [0038] & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A & WO 2006/025334 A1 & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	11
A	JP 2008-86605 A (Pentax Corp.), 17 April 2008 (17.04.2008), paragraphs [0044] to [0046]; fig. 2 (Family: none)	11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/063064													
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i															
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00															
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2011年														
日本国実用新案登録公報	1996-2011年														
日本国登録実用新案公報	1994-2011年														
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)															
C. 関連すると認められる文献															
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号													
X Y	JP 2007-300972 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.11.22, 全文、全図 & US 2009/0066787 A1 & EP 2016884 A1 & WO 2007/129570 A1 & KR 10-2008-0111121 A & CN 101437438 A	1, 3, 10, 12 2, 4-9, 11													
X Y	JP 2006-61620 A (オリンパス株式会社) 2006.03.09, 全文、全図 & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	1, 3, 10, 12 2, 4-9, 11													
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</td> <td>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</td> <td>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)</td> <td>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&amp;」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献	「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献	「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献														
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの														
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの														
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの														
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献														
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願															
国際調査を完了した日 31.08.2011		国際調査報告の発送日 13.09.2011													
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 樋熊 政一	2Q 4460												
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292												

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 6 3 0 6 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2-271822 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.11.06, 第3頁 左下欄-右下欄、第5頁右下欄、第7頁右上欄-右下欄、図1、1 3 (ファミリーなし)	2, 6-9, 11
Y	JP 2006-61621 A (オリンパス株式会社) 2006.03.09, 段落【000 3】、【0007】、【0025】、【0026】、【0044】、【004 5】、図1、7、11、12 & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	4-9, 11
Y	JP 6-339458 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.12.13, 段落【0 042】 (ファミリーなし)	6-9, 11
Y	JP 2006-68321 A (オリンパス株式会社) 2006.03.16, 段落【003 1】、【0038】 & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A & WO 2006/025334 A1 & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	11
A	JP 2008-86605 A (ペンタックス株式会社) 2008.04.17, 段落【00 44】 - 【0046】、図2 (ファミリーなし)	11

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

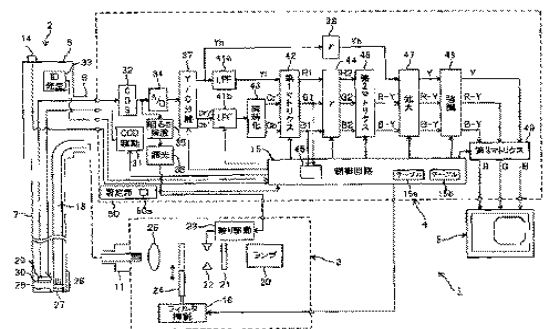
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2012002115A1</a>	公开(公告)日	2013-08-22
申请号	JP2011548499	申请日	2011-06-07
[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		
发明人	山▲崎▼ 健二		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00059 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/051 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/LL01 4C161/MM05 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/TT06 4C161/TT08 4C161/TT13 4C161/WW07 4C161/WW15 4C161/YY14 5C054/CC02 5C054/CE04 5C054/EF01 5C054/EF02 5C054/EJ03 5C054/FE09 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010146537 2010-06-28 JP		
其他公开文献	JP4996773B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

内窥镜装置通过配备有彩色滤光片的CCD，将由照明装置照明的来自被摄体的返回光，以及通过Y/C分离电路等生成的亮度信号Y和色差信号作为图像信号进行摄像。当加重电路为RY和BY强调清晰度时，根据观察模式和CCD的类型切换强调处理特性，以减少假色和色纹。

図13



- |    |                      |          |                           |
|----|----------------------|----------|---------------------------|
| 33 | IS OCCURRENCE        | 42       | ENHANCEMENT               |
| 31 | CCD DRIVE            | 48       | PRIMARY MATRIX            |
| 35 | BRIGHTNESS DETECTION | 15       | CONTROL CIRCUIT           |
| 38 | SHARING              | 16A, 16B | TABLE                     |
| 37 | Y/C SEPARATION       | 50       | SETTING UNIT              |
| 43 | SYNCHRONIZATION      | 23       | QUARTZ DRUM DRIVE         |
| 42 | BOOST SIGNALS        | 26       | LAMP                      |
| 48 | SECOND MATRIX        | 16       | FILTER INSURANCE/FILMOVAL |
| 47 | SUBSEQUENT           |          |                           |