

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2006年3月9日 (09.03.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/025334 A1(51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2005/015671

(22) 国際出願日: 2005年8月29日 (29.08.2005)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:

特願2004-250978	2004年8月30日 (30.08.2004)	JP
特願2004-250979	2004年8月30日 (30.08.2004)	JP
特願2004-252862	2004年8月31日 (31.08.2004)	JP
特願2004-256140	2004年9月2日 (02.09.2004)	JP
特願2004-256141	2004年9月2日 (02.09.2004)	JP
特願2005-009477	2005年1月17日 (17.01.2005)	JP
特願2005-244083	2005年8月25日 (25.08.2005)	JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 後野 和弘 (GONO, Kazuhiro) [JP/JP]; 〒1928512 東京都八王子市久保山町2-3 オリンパス知的財産サービス株式会社内 Tokyo (JP). 大島 睦巳 (OHSHIMA, Mutsumi). 天野 正一 (AMANO, Shoichi). 山▲崎▼健二 (YAMAZAKI, Kenji).

(74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).

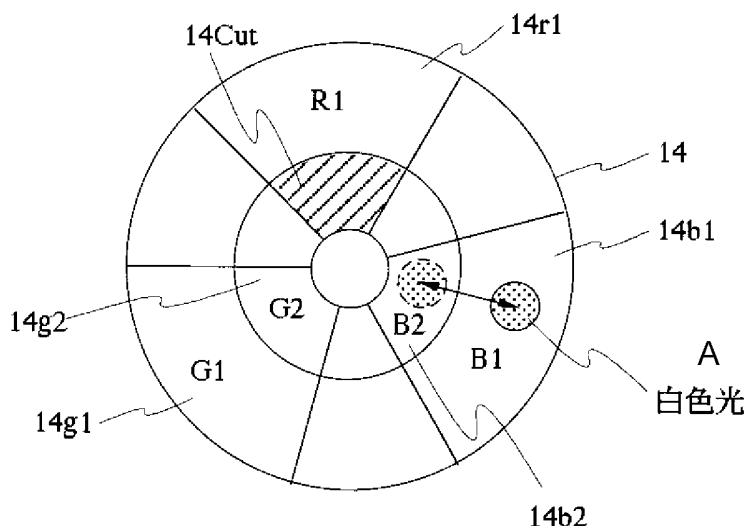
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,

[続葉有])

(54) Title: ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡装置



A... WHITE LIGHT

(57) Abstract: In an endoscope, a G2 filter unit, a B2 filter unit, and a light shading filter unit during narrow range light observation of tissue in a body cavity by a second filter set of the rotary filter make the illumination light a 2-band narrow range surface sequential light having a discrete spectral characteristic. The imaging signal acquired by a CCD using the B2 filter unit creates a band image having tissue information at the shallow layer. The imaging signal acquired by the CCD using the G2 filter unit creates a band image having tissue information at the intermediate layer. Thus, it is possible to obtain tissue information at a desired deep portion in the vicinity of the surface of a mucosa by a simple structure at a reasonable cost.

(57) 要約: 本発明の内視鏡装置では、回転フィルタの第2のフィルタ組による体腔内組織の狭帯域光観察時におけるG2フィルタ部、B2フィルタ部、遮光フィルタ部は、照明光を離散的な分光特性の2バンドの狭帯域な面順次光とし、B2フィルタ部によるCCDで撮像される撮像信号は浅層での組織情報を有するバンド画像となり、G2フィルタ部によるCCDで撮像される撮像信号は中層での組織情報を有するバンド画像となる。これにより、安価かつ簡単な構成により粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得る。

WO 2006/025334 A1



KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

- 国際調査報告書
- 補正書

明 細 書

内視鏡装置

技術分野

[0001] 本発明は、生体組織の像を撮像し信号処理する内視鏡装置に関する。

背景技術

[0002] 従来より、照明光を照射し体腔内の内視鏡画像を得る内視鏡装置が広く用いられている。この種の内視鏡装置では、光源装置からの照明光を体腔内にライトガイド等を用い導光しその戻り光により被写体を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡が用いられ、ビデオプロセッサにより撮像手段からの撮像信号を信号処理することにより観察モニタに内視鏡画像を表示し患部等の観察部位を観察するようになっている。

[0003] 内視鏡装置において通常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各色成分毎に分離することで撮像しビデオプロセッサで画像処理することでカラー画像を得ている。

[0004] 一方、生体組織では、照射される光の波長により光の吸収特性及び散乱特性が異なるため、例えば日本国特開2002-95635号公報では、可視光領域の照明光を離散的な分光特性の狭帯域なRGB面順次光を生体組織に照射し、生体組織の所望の深部の組織情報を得る狭帯域光内視鏡装置が提案されている。

[0005] カラーチップのCCD、特に補色フィルタのCCDでは、R狭帯域成分の光は、複数のカラーフィルタを透過して画像情報として抽出されるため、R狭帯域成分の光による画像情報をG狭帯域成分及びB狭帯域成分の画像情報から分離するためには、画像情報処理系の構成が複雑になるといった問題がある。

[0006] また、R狭帯域、G狭帯域、B狭帯域の3つのバンドの狭帯域面順次光を生成する光学フィルタの構成も複雑化する。

[0007] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、安価かつ簡単な構成により粘膜

表層付近の所望の深部の組織情報を得ることのできる内視鏡装置を提供するを目的とする。

発明の開示

課題を解決するための手段

- [0008] 本発明の内視鏡装置は、
照明光を供給する照明光供給手段と、
前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、
前記照明光を2つのバンド域の狭帯域光に制限して前記被写体に照射する2帯域制限手段と、
前記2帯域制限手段が制限して照射した2つのバンド域の狭帯域光による第1バンド域画像データ及び第2バンド域画像データを生成すると共に、前記第1バンド域画像データ及び前記第2バンド域画像データより表示手段に表示する3チャンネル色画像データを生成する信号処理手段と
を備えて構成される。
- [0009] 本発明によれば、安価かつ簡単な構成により粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることができるという効果がある。

図面の簡単な説明

- [0010] [図1]本発明の実施例1に係る内視鏡装置の構成を示す構成図
[図2]図1の回転フィルタの構成を示す構成図
[図3]図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図
[図4]図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図
[図5]図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図
[図6]図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図
[図7]図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図
[図8]図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図
[図9]図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図

[図10]図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図

[図11]図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図

[図12]図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第1の図

[図13]図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第2の図

[図14]図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第3の図

[図15]図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第4の図

[図16]図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第5の図

[図17]図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第6の図

[図18]図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第7の図

[図19]図1の内視鏡装置の変型例の構成を示す構成図

[図20]図19の狭帯域制限フィルタの分光透過特性を示す図

[図21]図19の狭帯域制限フィルタを実現する第1の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図

[図22]図19の狭帯域制限フィルタを実現する第2の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図

[図23]図19の狭帯域制限フィルタを実現する第3の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図

[図24]図20の狭帯域制限フィルタの変型例の分光透過特性を示す図

[図25]図1の回転フィルタの第1の変形例の構成を示す構成図

[図26]図1の回転フィルタの第2の変形例の構成を示す構成図

[図27]図26の回転フィルタを用いた際の内視鏡装置の構成を示す図

[図28]本発明の実施例2を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

[図29]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30]狭帯域用フィルタの分光特性を示す特性図

[図31]調光信号生成回路の構成例を示す図

[図32]本実施例2の動作説明用のフローチャート図

- [図33]変形例における調光信号生成回路周辺部の構成を示す図
- [図34]従来の面順次式の内視鏡装置の概略構成図
- [図35]従来の同時式の内視鏡装置の概略構成図
- [図36]本発明の実施例3を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図
- [図37]回転フィルタの構成及び透過特性を示す図
- [図38]調光信号生成回路の構成を示す回路図
- [図39]変形例のビデオプロセッサの構成を示すブロック図
- [図40]本発明の実施例4を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図
- [図41]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42]狭帯域用フィルタの分光特性例を示す特性図
- [図43]本実施例4の動作説明用のフローチャート図
- [図44]輝度信号と色差信号における信号帯域を示す図
- [図45]図44の特性を考慮して第1変形例において設定される第2マトリックス回路の係数を示す図
- [図46]第2変形例における狭帯域用フィルタの分光特性を示す特性図
- [図47]図46の場合において設定される第2マトリックス回路の係数を示す図
- [図48]従来例の映像信号処理装置の構成を示すブロック図
- [図49]本発明の実施例5を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図
- [図50]本発明の実施例1に係る内視鏡装置の外観構成を示す外観図
- [図51]図50の光源装置のフロントパネルを示す図
- [図52]図50のビデオプロセッサのフロントパネルを示す図
- [図53]図50の内視鏡装置の構成を示す構成図
- [図54]図53の回転フィルタの構成を示す構成図
- [図55]図54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56]図54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57]図53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58]図53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59]図55の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図

[図60]図55の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図

[図61]図55の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図

[図62]図56の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図

[図63]図56の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図

[図64]図53のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図

[図65]図50の内視鏡装置の第1の変形例の外観構成を示す外観図

[図66]図50の内視鏡装置の第2の変形例の外観構成を示す外観図

[図67]図53の内視鏡装置の変形例である同時式の内視鏡装置の構成を示す構成図

[図68]図67のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図

[図69]本発明の実施例7に係るホワイトバランス回路の構成を示す構成図

[図70]本発明の実施例8に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

[図71]図70の回転フィルタの構成を示す構成図

[図72]図71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73]図71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74]図70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75]図70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76]図72の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図

[図77]図72の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図

[図78]図72の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図

[図79]図73の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図

[図80]図73の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図

[図81]図73の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図

[図82]図70のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図

[図83]図82のホワイトバランス回路の変形例の構成を示すブロック図

[図84]図70の内視鏡装置の第1の変形例の構成を示す構成図

[図85]図84のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図

[図86]図70の内視鏡装置の第2の変形例の構成を示す構成図

[図87]図86のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図

[図88]図86のホワイトバランス回路の変形例の構成を示すブロック図

発明を実施するための最良の形態

[0011] 以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

[0012] (実施例1)

図1ないし図27は本発明の実施例1に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の回転フィルタの構成を示す構成図、図3は図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図、図4は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図、図5は図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図、図6は図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図、図7は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図、図8は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図、図9は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図、図10は図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図、図11は図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光に

よる各バンド画像を示す第2の図、図12は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第1の図、図13は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第2の図、図14は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第3の図、図15は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第4の図、図16は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第5の図、図17は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第6の図、図18は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第7の図、図19は図1の内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図、図20は図19の狭帯域制限フィルタの分光透過特性を示す図、図21は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第1の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図22は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第2の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図23は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第3の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図24は図20の狭帯域制限フィルタの変形例の分光透過特性を示す図、図25は図1の回転フィルタの第1の変形例の構成を示す構成図、図26は図1の回転フィルタの第2の変形例の構成を示す構成図、図27は図26の回転フィルタを用いた際の内視鏡装置の構成を示す図である。

- [0013] 図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像する撮像手段としてCCD2を有する電子内視鏡3と、電子内視鏡3に照明光を供給する光源装置4と、電子内視鏡3のCCD2からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ5に表示したり内視鏡画像を符号化して圧縮画像として画像ファイリング装置6に出力するビデオプロセッサ7とから構成される。
- [0014] 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。
- [0015] 回転フィルタ14は、図2に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸とした2重構造となっており、外側の径部分には図3に示すような色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組を構成するR1フィルタ

部14r1, G1フィルタ部14g1, B1フィルタ部14b1が配置され、内側の径部分には図4に示すような所望の層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の2バンドの狭帯域な面順次光を出力するための第2のフィルタ組を構成するG2フィルタ部14g2, B2フィルタ部14b2、遮光フィルタ部14Cutが配置されている。

[0016] なお、例えばB2フィルタ部14b2の波長域 $\lambda_{11} \sim \lambda_{12}$ は405～425nm, G2フィルタ部14g2の波長域 $\lambda_{21} \sim \lambda_{22}$ は530～550nmとしている。

[0017] なお、波長域 $\lambda_{11} \sim \lambda_{12}$ を400～440nmに、波長域 $\lambda_{21} \sim \lambda_{22}$ を530～550nmにしてもよい。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] ビデオプロセッサ7は、CCD2を駆動するCCD駆動回路20と、対物光学系21を介してCCD2により体腔内組織を撮像した撮像信号を増幅するアンプ22と、アンプ22を介した撮像信号に対して相関2重サンプリング及びノイズ除去等を行うプロセス回路23と、プロセス回路23を経た撮像信号をデジタル信号の画像データに変換するA/D変換器24と、A/D変換器24からの画像データにホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路(W. B.)25と、回転フィルタ14による面順次光を同時化するためのセクタ26及び同時化メモリ27、28、29と、同時化メモリ27、28、29に格納された面順次光の各画像データを読み出しガンマ補正処理、輪郭強調処理、色処理等を行う画像処理回路30と、画像処理回路30からの画像データをアナログ信号に変換するD/A回路31、32、33と、画像処理回路30からの画像データを符号化する符号化回路34と、光源装置4の制御回路17からの回転フィルタ14の回転に同期した同期信号を入力し各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ(T. G.)35とを備えて構成される。

- [0021] また、電子内視鏡2には、モード切替スイッチ41が設けられており、このモード切替スイッチ41の出力がビデオプロセッサ7内のモード切替回路42に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ7のモード切替回路42は、制御信号を調光回路43、調光制御パラメータ切替回路44及び光源装置4のモード切替モータ19に出力するようになっている。調光制御パラメータ切替回路44は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路43に出力し、調光回路43はモード切替回路42からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路44からの調光制御パラメータに基づき光源装置4の絞り装置13を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。
- [0022] 次に、このように構成された本実施の形態の内視鏡装置の作用について説明する。
- [0023] 図5に示すように、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体分布構造を持つ場合が多い。粘膜表層付近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管より太い血管53が分布し、さらに深層にはさらに太い血管54が分布するようになる。
- [0024] 一方、光は体腔内組織51に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、可視域を含む照明光は、図6に示すように、青(B)色のような波長が短い光の場合、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層付近までしか光は深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。また、青(B)色光より波長が長い、緑(G)色光の場合、青(B)色光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。さらにまた、緑(G)色光より波長が長い、赤(R)色光は、さらに深い範囲まで光が到達する。
- [0025] 通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ14の第1のフィルタ組であるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1に位置するようにビデオプロセッサ7の内のモード切替回路が制御信号によりモード切替モータ19を制御する。
- [0026] 体腔内組織51の通常観察時におけるR1フィルタ部14r1、G1フィルタ部14g1、B1フィルタ14部b1は、図3に示したように各波長域がオーバーラップしているために、

(1) B1フィルタ部14b1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、
(2) また、G1フィルタ14g1によるCCD4で撮像される撮像信号には図8に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、
(3) さらにR1フィルタ14r1によるCCD4で撮像される撮像信号には図9に示すような深層での組織情報を多く含む中層及び深層組織情報を有するバンド画像が撮像される。

[0027] そしてビデオプロセッサ7により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

[0028] 一方、電子内視鏡3のモード切替スイッチ41が押されると、その信号がビデオプロセッサ7のモード切替回路42に入力される。モード切替回路42は、光源装置4のモード切替モータ19に制御信号を出力することで、通常観察時に光路上にあった回転フィルタ14の第1のフィルタ組を移動させ第2のフィルタ組を光路上に配置するように回転フィルタ14を光路に対して駆動する。

[0029] 第2のフィルタ組による体腔内組織51の狭帯域光観察時におけるG2フィルタ部14g2、B2フィルタ部14b2、遮光フィルタ部14Cutは、照明光を図4に示したように離散的な分光特性の2バンドの狭帯域な面順次光とし各波長域がオーバーラップしていないために、

(4) B2フィルタ部14b2によるCCD4で撮像される撮像信号には図10に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、

(5) また、G2フィルタ部14g2によるCCD4で撮像される撮像信号には図11に示すような中層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

[0030] 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を制御するので、狭帯域光観察時においても十分な明るさの画像データが得られる。

[0031] また、画像処理回路30は、狭帯域光観察時での画像のカラー化において、Rチャンネル←G狭帯域画像データ、Gチャンネル←B狭帯域画像データ、Bチャンネル←B狭帯域画像データとして、RGB3チャンネルのカラー画像を生成する。

[0032] すなわち、G狭帯域画像データ(G)及びB狭帯域画像データ(B)に対して、画像処理回路30は以下の式(1)によりRGB3チャンネルのカラー画像(R', G', B')を生成する。

[数1]

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

[0033] 例えば、 $h_{11}=1$ 、 $h_{12}=0$ 、 $h_{21}=0$ 、 $h_{22}=1.2$ 、 $h_{31}=0$ 、 $h_{32}=0.8$ とする。

[0034] 図12に示すような従来の3バンドの狭帯域な面順次光を得るためには、B狭帯域光用に図13及び図14に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着、G狭帯域光用に図15及び図16に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着、R狭帯域光用に図17及び図18に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着が必要となるが、本実施例においては、B2フィルタ部14b2は、図13及び図14に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着により製作され、G2フィルタ部14g2は、図15及び図16に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着により製作される。

[0035] このように光学フィルタを製作する場合、通常は多層干渉膜フィルタの蒸着による場合が多く、その製造方法ではその分光透過率特性を狭帯域化するのに、何層もの膜を蒸着せねばならず、そのためコスト増やフィルタの厚みが増すという問題があるが、本実施例では、必要最小限度の多層干渉膜フィルタの蒸着により、粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることができ、例えば早期ガンなど粘膜表層付近の細胞配列の乱れを伴う疾患の識別診断に利用することができる。

[0036] なお、上記実施例の内視鏡装置1では、光源装置4が面順次光を供給し、ビデオ

プロセッサ7で面順次画像情報を同時化して画像化する面順次式内視鏡装置を例として説明したが、これに限らず、同時式内視鏡装置にも適用可能である。

[0037] すなわち、図19に示すように、白色光を供給する光源装置4aと、CCD2の撮像面の前面にカラーチップ100を備えた電子内視鏡3aと、電子内視鏡3aから撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ7aとからなる同時式内視鏡装置1aにも本実施例を適用することができる。

[0038] 光源装置4aでは、熱線カットフィルタ12を介したキセノンランプ11からの白色光が絞り装置13により光量が制御され電子内視鏡3a内に配設されたライトガイド15の入射面に出射される。この白色光の光路上に図20に示すような離散的な分光特性の2バンドの狭帯域光A1, A2に変換する狭帯域制限フィルタ14aが挿脱可能に設けられている。

[0039] なお、狭帯域制限フィルタ14aの狭帯域光A1及び狭帯域光A2は、図21ないし図23に示すような分光透過率特性を有する複数の干渉膜フィルタの蒸着により実現できる。ここで、狭帯域光A1の波長域及び狭帯域光A2の波長域として、

狭帯域光A1=405～425nm, 狭帯域光A2=530～550nm

狭帯域光A1=405～425nm, 狭帯域光A2=490～510nm

狭帯域光A1=405～425nm, 狭帯域光A2=440～460nm

狭帯域光A1=440～460nm, 狭帯域光A2=530～550nm

の各組み合わせを想定しているが、近紫外域あるいは近赤外域を含んでもよい。

[0040] 電子内視鏡3aでは、体腔内組織51の像がカラーチップ100を介してCCD2で撮像される。

[0041] ビデオプロセッサ7aでは、A/D変換器24からの画像データがY/C分離回路101により輝度信号Yと色差信号Cr、Cbに分離され、RGBマトリックス回路102によりRGB信号に変換され、ホワイトバランス回路25に出力される。その他の構成及び作用は図1の内視鏡装置と同じである。

[0042] また、R狭帯域成分の光が体腔内組織51が照射されないので、狭帯域光観察時に得られる情報にはR狭帯域光による組織情報は含まれず、R狭帯域成分の光による画像情報を分離することなく粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることが

でき、情報処理が容易になるといった効果を有する。

[0043] なお、回転フィルタ14の第2のフィルタ組におけるB2フィルタ部14b2及びG2フィルタ部14g2の分光透過特性を図24に示すようにして、G狭帯域での分光積をB狭帯域光での分光積よりも小さくしても良い。狭帯域制限フィルタ14aの狭帯域光A1(B狭帯域光に相当)及び狭帯域光A2(G狭帯域光に相当)についても同様である。

[0044]あるいは、CCD2への入射光における、G帯域光の分光積SGをB帯域光での分光積SBよりも小さくする。例えば、 $0.10 \leq SG/SB \leq 0.35$ とする。

$$[0045] \quad SG = \int^G S(\lambda) d\lambda$$

$$SB = \int^B S(\lambda) d\lambda$$

$$S(\lambda) = \text{Lamp}(\lambda) \times \text{LIRCut}(\lambda) \times \text{NBIFilter}(\lambda)$$

$$\times \text{LG}(\lambda) \times \text{IRCut}(\lambda) \times \text{YagCut}(\lambda)$$

$\text{Lamp}(\lambda)$: ランプの分光特性

$\text{LIRCut}(\lambda)$: 光源装置内の熱線カットフィルタの分光特性

$\text{NBIFilter}(\lambda)$: 狭帯域制限フィルタ(NBIフィルタ)の分光特性

$\text{LG}(\lambda)$: ライトガイドの分光特性

$\text{IRCut}(\lambda)$: 内視鏡内赤外光カットフィルタの分光特性

$\text{YagCut}(\lambda)$: 内視鏡内レーザ光カットフィルタの分光特性

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

[0046] 従来、狭帯域制限フィルタ(NBIフィルタ)の透過率の設計は、ホワイトキャップ(標準白色板)撮影時のR、B信号におけるノイズを抑制するため、ホワイトバランスの補正値がRGBでほぼ等しくなるようにしていた。

[0047] しかしながら、生体粘膜観察時にはHb(ヘモグロビン)による吸光度がG帯域光よりもB帯域光で高いため、B信号が相対的に暗くなる。色変換処理によりNBIの粘膜情報の視認性を向上させるためには、G、B信号の明るさをほぼ等しくする必要があるが、B信号をゲインアップする必要があるため、B信号のノイズが目立ってしまうという問題があった。さらに補色フィルタのCCDでは、透過率調整が適切でないと、Y/Cr/Cbの飽和点が各信号毎に異なり、YCrCb信号から線形演算により変換したRGB信号に

において、色再現性が悪化してしまう。

[0048] そこで、G狭帯域での分光積をB狭帯域光での分光積よりも小さくすることで、NBIによる良好な画質を得ることが可能となる。

[0049] すなわち、G帯域の透過率をB帯域よりも下げることにより、生体粘膜観察時のG、B信号出力の差を少なくすることが可能となり、その結果、B信号のゲインを小さくできるため、ノイズを抑制することができる。

[0050] また、生体粘膜観察時に、Y/Cr/Cbの飽和点の差を縮めることができるため、変換後のRGB信号において、明るさに対して信号出力がリニアに変化する範囲(レンジ)を広げることが可能となり、この結果、色再現性のレンジも広がる。

[0051] なお、図1において、回転フィルタ14の第2のフィルタ組をG2フィルタ部14g2, B2フィルタ部14b2、遮光フィルタ部14Cutにより構成するとしたが(図2参照)、図25に示すように、遮光フィルタ部14Cut部分にさらにB2フィルタ部14b2を配置し、第2のフィルタ組をB2フィルタ部14b2、G2フィルタ部14g2, B2フィルタ部14b2により構成してもよく、このように構成することで、B2フィルタ部14b2によるCCD4での撮像が1フィールド期間に2度実施され、この撮像信号を演算処理し、例えばB加算処理することで狭帯域B画像の明るさの改善や、平均処理することによりSN向上が可能となる。

[0052] また、図1における2重構造の回転フィルタ14を、図26に示す1重構造のR1フィルタ部14r1, G1フィルタ部14g1, B1フィルタ部14b1からなる第1のフィルタ組のみで回転フィルタ140を構成すると共に、図27に示すように、この回転フィルタ140の入射光軸前段に図19で示した狭帯域制限フィルタ14aを光軸上に挿脱可能に配置して光源装置4を構成してもよく、この場合、CCD2の前面にカラーチップ100を設ける必要がなく、図1に示した構成のビデオプロセッサ7により、通常面順次光による観察と狭帯域面順次光による観察が可能となる。

[0053] (実施例2)

図28ないし図35は本発明の実施例2に係わり、図28は本発明の実施例1を備えた内視鏡装置の構成を示し、図29は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し、図30は狭帯域用フィルタの分光特性を示し、図31は調光信号生成回路の構成を示し、図32は本実施例の動作説明用のフローチャートを示し

、図33は変形例における調光信号生成回路周辺部の構成を示し、図34は従来の面順次式の内視鏡装置の概略構成図の構成を示し、図35は従来の同時式の内視鏡装置の概略構成図を示す。

[0054] 近年、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。

[0055] また、最近においては、狭帯域の照明光を用いて狭帯域光観察画像を得る内視鏡装置が実用化されている。

[0056] 図34は、面順次方式を採用し、通常光観察像と狭帯域光観察像とを得ることができる従来例の内視鏡装置1070の概略の構成を示す。

[0057] 光源装置1071は、通常光観察時には広帯域のR, G, Bの面順次の照明光を発生し、狭帯域光観察時には狭帯域のR, G, Bの面順次の照明光を発生し、被写体を照明する。

[0058] 照明された被写体は、CCD1072により面順次で撮像される。このCCD1072の撮像面には色分離用のカラーフィルタが設けてないCCD、つまりモノクロのCCDである。このCCD1072により光電変換された面順次の撮像信号は、映像処理回路1073のCDS回路1074に入力され、信号成分が抽出された後、A/D変換回路1075に入力されると共に、明るさ検波回路1076に入力される。

[0059] A/D変換回路1075に入力された面順次のアナログ信号は、デジタル信号に変換された後、同時化回路1077に入力され、同時化されたRGB信号に変換される。この同時化回路1077から出力されるRGB信号は、拡大回路1078により拡大処理された後、強調回路1079に入力され、輪郭強調された後、出力端から図示しないモニタに出力され、通常光観察モード或いは狭帯域光観察モードの内視鏡画像がカラー表示される。

[0060] また、輝度検波回路1076は、入力された面順次のR, G, B信号を積分する等して調光基準信号を生成し、基準の明るさの値との差分の信号を調光信号として光源装置1071に出力する。そして、この調光信号により、光源装置1071による照明光量を調整する。

[0061] 従来例においては、通常光観察時において生成された調光基準信号により適切に

調光することができたが、狭帯域光観察時においては、狭帯域の照明光となるため、照明光量が低下し、通常光観察時と同じ調光基準信号の生成手段では、適切な調光を行えない。

[0062] また、通常光観察時においては、各色成分信号全体からなる輝度レベルでその画像の明るさを規定できたが、狭帯域光観察時においては、特定の色信号が重要な画像情報となる場合があるため、通常光観察時と同じように調光基準信号を生成したのでは、広い光量範囲にわたって適正に調光することができない欠点があった。

[0063] つまり、通常光観察時では、各信号の平均値により調光することができるが、狭帯域光観察時には特定の色成分の画像情報が重要となるため、単に各信号の平均値では適正な調光を行うことができない欠点がある。

なお、面順次方式を採用し、通常光観察像と狭帯域光観察像とを得ることができる従来例の内視鏡装置として、例えば日本国特開2002-95635号公報があり、この公報では通常光観察時と狭帯域光観察時において、共通の調光回路における調光制御パラメータを変更している。

[0064] この公報の従来例によれば、図34の回路構成の場合よりは、改善できるが、やはり共通の調光回路を採用しているため、調光制御パラメータを変更しても狭帯域光観察時においては適正に調光することが困難になる欠点がある。

[0065] 一方、図35は光学フィルタを備えた撮像手段を搭載した内視鏡により、通常光観察と狭帯域光観察とを行う同時式の従来例の内視鏡装置1080の概略の構成を示す。

[0066] 光源装置1081は、通常光観察時には白色光の照明光を発生し、狭帯域光観察時にはR、G、Bの狭帯域の照明光を発生し、被写体を照明する。

[0067] 照明された被写体は、撮像面にカラーフィルタ1082を設けたCCD1083により撮像され、このCCD1083により光電変換された撮像信号は、映像処理回路1084のCDS回路1085に入力され、信号成分が抽出された後、Y/C分離回路1086に入力されると共に、輝度検波回路1087に入力される。

[0068] Y/C分離回路1086に入力された撮像信号は、輝度信号Yと色差信号Cr、Cbに分離された後、第1マトリックス回路1088に入力され、RGB信号に変換される。この

RGB信号は、第2マトリックス回路1089に入力され、輝度信号Yと色差信号R-Y、B-Yに変換される。

[0069] この輝度信号Yと色差信号R-Y、B-Yは、拡大回路1090により拡大処理された後、強調回路1091に入力され、輪郭強調された後、第3マトリックス回路1092に入力され、RGB信号(3原色信号)に変換された後、出力端から図示しないモニタに出力され、通常光観察モード或いは狭帯域光観察モードの内視鏡画像がカラー表示される。

[0070] また、輝度検波回路1087は、入力されたCDS出力信号を積分する等して、CDS出力信号における平均値を算出して調光基準信号を生成し、基準の明るさの値との差分の信号を調光信号として光源装置1081に出力する。そして、この調光信号により、光源装置1081による照明光量を調整する。

[0071] 図35に示した同時方式の場合においても、面順次方式の場合において説明したのと同様に、通常光観察時と狭帯域光観察時とで共通の回路構成で調光基準信号を生成しているため、狭帯域光観察時においては適正に調光することが困難になる欠点がある。

[0072] 本実施例2及び後述する実施例3では、通常光観察時と狭帯域光観察時とのいずれにおいても適切に調光することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

[0073] 図28に示すように実施例2を備えた内視鏡装置1001は、体腔内等に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡(以下、単に内視鏡と略記)1002と、この内視鏡1002に照明光を供給する光源装置1003と、内視鏡1002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ビデオプロセッサ1004と、このビデオプロセッサ1004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した内視鏡画像を表示するモニタ1005とを備えている。

[0074] 内視鏡1002は、細長の挿入部1007と、この挿入部1007の後端に設けられた操作部1008と、この操作部1008から延出されたユニバーサルケーブル1009とを有し、このユニバーサルケーブル1009の端部のライトガイドコネクタ1011は、光源装置1003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1004に着脱自在に接続される。

- [0075] 上記挿入部1007内には、照明光を伝送するライトガイド1013が挿通され、このライトガイド1013における手元側の端部のライトガイドコネクタ1011を光源装置1003に接続することにより、光源装置1003からの照明光がライトガイド1013に供給される。
- [0076] 光源装置1003は、通常光観察モード時には、通常照明光としての白色光(可視領域)の照明光を発生して、ライトガイド1013に供給し、狭帯域光観察モード時には、狭帯域の照明光を発生して、ライトガイド1013に供給する。
- [0077] 通常光観察モードと狭帯域光観察モードの切替指示は、例えば内視鏡1002の操作部1008に設けたスコープスイッチ等によるモード切替スイッチ1014により行うことができる。なお、モード切替スイッチ1014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1004のフロントパネルに設けても良いし、図示しないキーボードにより構成する等しても良い。
- [0078] このモード切替スイッチ1014によるモード切替信号は、ビデオプロセッサ1004内の制御回路1015に入力され、モード切替信号が入力されると、この制御回路1015は、光源装置1003のフィルタ挿脱機構1016を制御して、通常照明光と、狭帯域照明光とを選択的に切り替える。
- [0079] また、後述するように、この制御回路1015は、光源装置3からライトガイド1013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1004内の映像信号処理系の特性を切り替える制御も行う。
- [0080] 光源装置1003は、照明光を発生するランプ1020を内蔵し、このランプ1020は、(赤、緑、青等の)可視光の波長領域をカバーする照明光を発生する。この照明光は、赤外カットフィルタ1021により赤外光がカットされて略白色の照明光にされた後、絞り1022に入射される。この絞り1022は、絞り駆動回路23により、その開口量が制御される。そして、この絞り1022を通過する照明光量が制御される。
- [0081] この絞り1022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1016により照明光路中に挿脱される狭帯域用フィルタ1024を通して、或いは狭帯域用フィルタ1024を通さないで集光レンズ1025に入射され、この集光レンズ1025により集光されてライトガイド1013の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。

- [0082] 図30は、狭帯域用フィルタ1024の分光特性の1例を示す。この狭帯域用フィルタ1024は、3峰性フィルタ特性を示し、例えば、赤、緑、青の各波長域におけるそれぞれ狭帯域透過フィルタ特性部Ra, Ga, Baを有する。
- [0083] より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部Ra, Ga, Baは、それぞれ中心波長が600nm、540nm、420nmであり、その半値幅が20～40nmのバンドパス特性を有する。
- [0084] 従って、狭帯域用フィルタ1024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Ra, Ga, Baを透過した3バンドの狭帯域照明光がライトガイド1013に入射される。
- [0085] これに対して、狭帯域用フィルタ1024を照明光路中に配置しない場合には、白色光がライトガイド1013に供給されることになる。
- [0086] ライトガイド1013からの照明光は、ライトガイド1013によりその先端面に伝送され、挿入部1007の先端部1026に設けた照明窓に取り付けた照明レンズ1027を経て外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。
- [0087] 先端部1026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1028が取り付けられている。この対物レンズ1028は、生体組織からの反射光による光学像を結像する。この対物レンズ1028の結像位置には、固体撮像素子として電荷結合素子(CCDと略記)1029が配置されており、このCCD1029により光電変換される。
- [0088] このCCD1029の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ1030として例えば図29に示す補色系フィルタが各画素単位で取り付けられている。
- [0089] 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(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。
- そして、この補色系フィルタを用いたCCD1029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、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が生成されることになる。

- [0090] 上記CCD1029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1004に接続することにより、ビデオプロセッサ1004内のCCD駆動回路1031とCDS回路1032とに接続される。
- [0091] CCD1029は、CCD駆動回路1031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、CDS回路1032に入力される。CDS回路1032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、Y/C分離と同時化とを行うY/C分離・同時化回路1033に入力されると共に、調光信号を生成する調光信号生成回路1034を構成するセクタ1035、積分回路1036を経て調光回路1037に入力される。
- [0092] Y/C分離・同時化回路1033は、輝度信号Yと線順次の色差信号を生成した後、それぞれ図示しないローパスフィルタを通して所定帯域の輝度信号Yと線順次の色差信号にする。さらに線順次の色差信号に対しては、図示しない遅延線等を用いて同時化した色差信号 $Cr(=2R-G)$ 、 $Cb(=2B-G)$ にして、輝度信号Yと共に第1マトリックス回路1038に出力する。
- [0093] なお、モード切替スイッチ1014の操作により、通常光観察モードから狭帯域光観察モードに切り替えられた場合、制御回路1015は、Y/C分離・同時化回路1033における色差信号 Cr 、 Cb を通すローパスフィルタの通過帯域を広帯域に変更して、その分解能(解像度)を高くする。
- [0094] この第1マトリックス回路1038は、入力される輝度信号Yと色差信号 Cr 、 Cb とから色信号R、G、Bに変換し、変換した色信号R、G、Bを第2マトリックス回路1039に出力する。
- [0095] この第1マトリックス回路1038は、入力される輝度信号Yと色差信号 Cr 、 Cb を、混色の無い色信号R、G、Bに変換する。
- [0096] また、第2マトリックス回路1039は、色信号R、G、Bから輝度信号Yと色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ に変換する。
- [0097] この場合、第2マトリックス回路1039は、通常光観察モード時には、色信号R、G、Bから輝度信号Yと色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ に公知の方法で変換するが、狭帯域光観

察モード時には、制御回路1015によりマトリックス係数が変更され、長波長のRの色信号に対して、短波長となるG、Bの色信号の比率、特に最も短波長のBの色信号の比率を大きくする変換を行う。

つまり、狭帯域光観察モード時には、制御回路1015は、色信号R、G、Bから特にB信号に対する重み付けを大きくした輝度信号Y_{nbi}及び色差信号R-Y、B-Yが生成されるようにする。

[0098] この場合における変換式は、3行3列のマトリックスA、Kを用いると、以下のようになる。

[数2]

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = \mathbf{A} \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(2)$$

[0099] ここで、マトリックスKは、例えば3個の実数係数k1～k3(その他の係数成分は0)からなり、この式(2)ような変換式により、上記のように長波長のRの色信号を抑圧し、逆に短波長側のG、Bの色信号の重み付けを大きくする。なお、通常光観察モード時には、式(2)におけるマトリックスKを省いた変換を行う。

[0100] 又、AはRGB信号からY色差信号に変換する為のマトリックス(行列)であり、以下の公知の演算係数(3)等が用いられる。

[数3]

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \quad \dots(3)$$

[0101] 第2マトリックス回路1039から出力される輝度信号Y及び色差信号R-Y、B-Yは、拡大回路1040に入力され、拡大処理が行われる。また、輝度信号Yは、セクタ35に入力される。

[0102] 拡大回路1040の出力信号は、強調回路41に入力され、構造強調の処理が行われる。この強調回路1041の出力信号は、第3マトリックス回路1042に入力される。な

お、輝度信号Y成分のみを強調回路1041により強調処理しても良い。

- [0103] 第3マトリックス回路1042に入力された輝度信号Y及び色差信号R-Y、B-Yは、第3マトリックス回路1042により、色信号R、G、Bに変換され、出力端からモニタ1005に出力される。そして、モニタ1005の表示面に、CCD1029により撮像した内視鏡画像が表示される。
- [0104] 上記制御回路1015は、モード切替信号により、セレクトア1035による信号選択を制御する。
- [0105] 具体的には、狭帯域光観察モードに切り替えられた場合には、制御回路1015は、第2マトリックス回路1039から出力される輝度信号Yが、セレクトア1035を経て積分回路1036及び調光回路1037に入力されるように切り替える。なお、入力信号を積分して平均値を出力する積分回路1036は、平均値を生成する平均化回路でも良い。
- [0106] 一方、通常光観察モード時には、制御回路1015は、CDS回路1032の出力信号がセレクトア1035を経て積分回路1036及び調光回路1037に入力されるように切り替える。
- [0107] 以下の図31により調光信号生成回路1034の構成を説明するが、本実施例における調光信号生成回路1034は、通常光観察モード時にはCDS回路1032の出力信号を平均化して調光基準信号<Yn>を生成し、狭帯域光観察モード時には第2マトリックス回路1039を経て出力される輝度信号を平均化して調光基準信号<Ynbi>を生成する。
- [0108] 狭帯域光観察モード時には、第2マトリックス回路1039により短波長側の色信号の比率を大きくする変換等を行うことにより、調光基準信号<Ynbi>における各色信号の比率は調光基準信号<Yn>の場合と異なる。
- [0109] 図31は、この調光信号生成回路1034の構成例を示す。

上記のようにセレクトア1035により選択された信号が積分回路1036に入力され、所定周期で積分されて平均化された調光基準信号<Yn>又は<Ynbi> (本明細書及び図面中では<Yn>/<Ynbi>と表記)となり、調光回路1037を構成する減算回路1045に入力される。なお、積分回路36は、サンプル/ホールド(S/H)するS/H回路を内蔵し、制御回路1015からのS/H制御信号Sshにより所定周期で積分

した積分値を減算回路1045に出力する。

- [0110] この減算回路1045は、調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ から、基準値発生回路(目標値発生回路)1046により発生される適正な明るさに対応する基準値(調光の目標値) E_n / E_{nbi} を減算した値を調光信号として光源装置1003の絞り駆動回路1023に出力する。
- [0111] なお、 E_n が通常光観察モード時における基準値であり、 E_{nbi} が狭帯域光観察モード時における基準値である。このように調光基準となる目標値を通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時それぞれで設定することにより、それぞれのモードにおいて適切な目標値に調光できるようにしている。
- [0112] この場合、制御回路1015は、モード切替信号に連動して、セレクト1035と基準値 E_n / E_{nbi} とを切替制御信号 S_c で切り替える。また、積分回路1036に対して所定周期で積分された調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ をサンプル／ホールドして減算回路1045に出力させる制御信号 S_{sh} を印加する。
- [0113] 調光回路1037から出力される調光信号は、絞り駆動回路1023に出力される。
- [0114] 絞り駆動回路1023は、調光信号が例えば正の値の場合には絞り1022の開口量を小さくし、逆に負の値の場合には絞り1022の開口量を大きくして、照明光量を調整し、調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ が適正な明るさの基準値 E_n / E_{nbi} になるように自動調光する。
- [0115] この自動調光により、CCD1029により撮像され、モニタ1005に表示される内視鏡画像は、常時適正な明るさが保たれるようになる。
- [0116] なお、映像信号出力端からモニタ1005のR, G, Bの各チャンネルに実際に入力される3原色信号R, G, Bは、狭帯域光観察モード時には、式(1)を採用した場合、G, B, Bの信号(重み付けは係数により異なるが)となり、特にB信号による比率が最も大きくなり、B信号による生体表層付近の毛細血管等の構造に対応した内視鏡画像を識別し易い状態で表示することができるようになる。
- [0117] つまり、狭帯域光観察モード時におけるモニタ1005のR, G, Bチャンネルにそれぞれ入力される信号は、実際にはG, B, B信号となり、視認性が向上する。
- [0118] 本実施例による作用を図32を参照して以下に説明する。

- [0119] 術者は、図28に示すように内視鏡2を光源装置1003及びビデオプロセッサ1004に接続し、電源を投入することにより、ビデオプロセッサ1004の制御回路1015は、初期設定の処理を開始し、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1004の動作モードとして、例えば通常光観察モードの設定状態にする。
- [0120] この状態において、光源装置1003は、図28に示すように狭帯域用フィルタ1024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1002により撮像を行う状態となる。また、ビデオプロセッサ1004側の各部も通常光観察モードの状態では信号処理を行う設定状態になる。
- [0121] この場合には、制御回路1015は、CDS回路1032からの出力信号が積分回路1036側に入力されるようにセクタ35の信号切替を制御する。そして、CDS回路1032の出力信号により、調光基準信号<Yn>を生成し、さらに調光回路1037により明るさの基準値Enを減算した調光信号を光源装置1003の絞り駆動回路1023に送り、絞り1022を適切な照明光量となるように制御する。
- [0122] 術者は、内視鏡1002の挿入部1007を患者の体腔内に挿入することにより、適切な明るさの画像が得られる照明状態で内視鏡検査を行うことができる。体腔内における患部等の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1014を操作する。
- [0123] ステップS2に示すように制御回路1015は、モード切替スイッチ1014が操作されたか否かをモニタし、モード切替スイッチ1014が操作されていない場合には、その状態を維持し、モード切替スイッチ1014が操作された場合には、次のステップS3に進む。
- [0124] ステップS3においては、制御回路1015は、光源装置1003及びビデオプロセッサ1004の動作モードを狭帯域光観察モードの設定状態に変更する。
- [0125] 具体的には、制御回路1015は、光源装置1003に対しては、図28における2点鎖線で示すように狭帯域用フィルタ1024が照明光路中に配置されるように制御する。図30にその透過特性を示すように狭帯域用フィルタ1024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Ra, Ga, Baによる狭帯域照明光により、照明が行われる。

- [0126] また、制御回路1015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1015は、第2マトリックス回路1039のマトリックス係数を特に、輝度信号Ynbiにおける(狭帯域透過フィルタ特性部Baによる)色信号Bによる信号成分の比率が大きくなるように変更する。
- [0127] またセクタ1035を切り替えて第2マトリックス回路1039からの輝度信号Ynbiがセクタ1035を経て積分回路1036に入力され、調光基準信号<Ynbi>となり、さらに調光回路1037により明るさの基準値Enbiを減算して調光信号が生成される。この調光信号により照明光量を調整する。そして、この狭帯域光観察モードにおいて診断を行い易い適切な照明光量に設定する。
- [0128] また、上記信号処理系の変更設定を行うことにより、狭帯域光観察モードにおいて、例えば第2マトリックス回路1039のマトリックス係数を特に色信号Bによる信号成分の比率が大きくなるように変更しているので、狭帯域透過フィルタ特性部BaによるBの照明光のもとで撮像した生体組織の表層付近における毛細血管の走行状態を識別し易い状態で観察することができる。
- [0129] また、Y/C分離・同時化回路1033における色差信号Cr, Cbを生成する際の帯域特性を広帯域化しているので、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Gの照明光のもとで撮像した表層より深部側の血管走行状態などの分解能を向上することができる。
- [0130] 次のステップS4において、制御回路1015は、モード切替スイッチ14が操作されたか否かをモニタし、モード切替スイッチ1014が操作されていない場合には、その状態を維持し、モード切替スイッチ1014が操作された場合には、次のステップS1に戻ることになる。
- [0131] このように本実施例によれば、通常光観察モードにおいても狭帯域光観察モードにおいてもそれぞれの輝度信号から調光に適した調光信号を生成するようにしているので、それぞれ観察に適した明るさの内視鏡画像が得られる。
- [0132] また、通常の同時式によるカラー撮像機能を保持し、かつ狭帯域光観察モードにおいてもビデオプロセッサ1004内の各部の係数等の設定を変更することにより、狭帯域光観察モードによる観察機能を十分に確保することができる。

- [0133] 次に調光基準信号を生成する各色信号の寄与の比率を、通常光観察モード及び狭帯域光観察モードそれぞれにおいて、適切に設定した具体例を説明する。
- [0134] 図33は変形例における調光信号生成回路1034Bの周辺部の構成を示す。この調光信号生成回路1034Bにおいては、第1マトリクス回路1038の色信号R, G, Bは、それぞれ乗算器1047a、1047b、1047cに入力され、乗算係数を格納したROM 1048から出力される係数とそれぞれ乗算された後、加算回路1049で加算される。
- [0135] ROM1048には、通常光観察モード時における係数と、狭帯域光観察モード時における係数とが格納されており、制御回路1015はモード切替信号に連動して、対応する係数を読み出して乗算器1047a、1047b、1047cに出力させる。
- [0136] 具体的には、通常光観察モード時には、ROM1048から5:9:3の比率の係数(平均化した場合には、 $5/17:9/17:3/17$)が、乗算器1047a、1047b、1047cに入力され、R, G, Bの色信号とそれぞれ乗算された後、加算回路1049によりこれらが加算される。
- [0137] 従って、通常光観察モード時における加算回路1049から出力される平均化される前の調光基準信号 Y_n は、 $Y_n = 5R/17 + 9G/17 + 3B/17$ となる。
- [0138] また、狭帯域光観察モード時には、ROM1048から0:5:12の比率の係数(平均化した場合には、 $0/17:5/17:12/17$)が、乗算器1047a、1047b、1047cに入力され、R, G, Bの色信号とそれぞれ乗算された後、加算回路1049によりこれらが加算される。
- [0139] 従って、狭帯域光観察モード時における加算回路49から出力される平均化される前の調光基準信号 Y_{nbi} は、 $Y_{nbi} = 0 \times R/17 + 5G/17 + 12B/17$ となる。このようにして、加算回路1049の出力信号 Y_n 又は Y_{nbi} (つまり Y_n/Y_{nbi})は、積分回路1036に入力され、積分されてそれぞれ調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ となり、調光回路1037に入力される。
- [0140] その他の構成は、実施例2と同様である。
- [0141] 本変形例によれば、実施例2の場合と同様に、通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時それぞれにおいて、色信号の比率を適切に設定して調光基準信号を生成するようにしているので、各モードにおいて診断し易い明るさの画像を得ることが

できるようになる。

[0142] なお、上記のように狭帯域光観察モード時において、狭帯域透過フィルタ部RaによるRの色信号を抑圧した信号処理を行うようにしているので、図30に示した狭帯域用フィルタ1024として、この狭帯域透過フィルタ部Raの透過特性を有しない狭帯域用フィルタを採用しても良い。この場合には狭帯域用フィルタは、狭帯域透過フィルタ部Ga、Baを有する2峰性フィルタとなり、より低コスト化することができる。

[0143] (実施例3)

次に図36から図39を参照して、本発明の実施例3を説明する。実施例3は、実施例2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。

[0144] 図36は、本発明の実施例3を備えた内視鏡装置101Bの構成を示す。実施例2では、カラーフィルタ(色分離用光学フィルタ)を備えた同時式の内視鏡1002を用いてカラー撮像を行う同時式の内視鏡装置1001であったが、本実施例はカラーフィルタを有しない面順次式の内視鏡1002Bを用いて面順次でカラー撮像を行う面順次式の内視鏡装置1001Bである。

[0145] 図36に示すようにこの内視鏡装置1001Bは、内視鏡1002Bと、この内視鏡1002Bに照明光を供給する光源装置1003Bと、内視鏡1002B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ビデオプロセッサ1004Bと、このビデオプロセッサ1004B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した内視鏡画像を表示するモニタ1005とを備えている。

[0146] 内視鏡1002Bは、図28の内視鏡1002において、色分離フィルタ1030を設けたCCD1029でなく、色分離フィルタ1030を有しないCCD1029、つまりモノクロのCCDを採用している。

[0147] また、光源装置1003Bは、図28の光源装置1003において、例えば絞り1022とフィルタ1024との間の光路中に回転フィルタ1051が配置され、この回転フィルタ1051は、モータ1052により一定速度で回転される。

[0148] この回転フィルタ1051には、図37(A)に示すようにR、G、Bの各帯域の光をそれぞれ透過するR、G、Bフィルタ1053R、1053B、1053Bが周方向に取り付けられて

いる。これらR, G, Bフィルタ1053R, 1053B, 1053Bの透過特性は、図37(B)に示すように、それぞれR, G, Bの波長域を広帯域に透過する透過部Rb, Gb, Bbを備えている。

[0149] そして、通常光観察モード時には、回転フィルタ1051のR, G, Bフィルタ1053R, 1053B, 1053Bを透過した広帯域のR, G, B照明光が面順次でライトガイド1013に供給される。

[0150] 一方、狭帯域光観察モード時には、さらに狭帯域用フィルタ1024が光路中に配置され、回転フィルタ1051のR, G, Bフィルタ1053R, 1053B, 1053Bを透過した広帯域のR, G, B照明光がさらに狭帯域用フィルタ1024により狭帯域のR, G, B照明光にされて面順次でライトガイド1013に供給される。

[0151] また、本実施例におけるビデオプロセッサ1004Bでは、CCD駆動回路1031によりCCD1029を駆動し、CCD1029により撮像された撮像信号は、CDS回路1032に入力され、CDS処理される。

[0152] このCDS回路1032の出力信号は、A/D変換回路1054に入力され、デジタル信号に変換されると共に、調光信号生成回路1055を構成する検波回路1056を経て調光回路1057に入力される。

[0153] A/D変換回路1054により生成されたデジタル信号は、同時化回路1058に入力され、同時化回路1058を構成するメモリに面順次で撮像されたR, G, Bの色成分画像が一時格納された後、同時に読み出されて同時化されたR, G, B信号がマトリックス回路1059に出力される。

[0154] このマトリックス回路1059のマトリックス係数は、制御回路1015により通常光観察モード時と狭帯域光観察モード時とで変更される。具体的には、通常光観察モード時には、単位のマトリックスであるが、狭帯域光観察モード時には実施例2の第2マトリックス回路1039と類似した機能を持つようにマトリックス係数が変更される。

[0155] このマトリックス回路1059の出力信号は、実施例2と同様に拡大回路1040、強調回路1041によりそれぞれ拡大処理と強調処理がされた後、出力端からモニタ1005に出力される。

[0156] 図38は調光信号生成回路1055の回路例を示す。面順次のR, G, B信号は、検

波回路1056を構成する例えばゲイコントロールアンプ(GCAと略記)1061に入力され、このGCA1061のゲイン制御端子には、制御回路1015からのゲイン制御信号S_{gc}が印加される。GCA1061は、ゲイン制御信号S_{gc}の信号レベルにより、入力信号を増幅して出力する際のゲイン(増幅率)が可変制御される。

[0157] ゲイン制御信号S_{gc}は、面順次の入力信号の信号期間毎に変化し、通常光観察モード時には、例えばGCA1061のゲインがR, G, Bの入力信号に対して、例えば5:9:3の比率に設定される。平均化(規格化)した場合の比率設定では、 $5/17:9/17:3/17$ となる。

[0158] 一方、狭帯域光観察モード時には、例えばGCA1061のゲインがR, G, Bの入力信号に対して、例えば0:5:12の比率に設定される。平均化した場合の比率設定では、 $0/17:5/17:12/17$ となる。

[0159] また、上記GCA1061の出力信号は、積分回路1036に入力され、積分されて調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ が生成される。

[0160] 通常光観察モード時における調光基準信号 $\langle Y_n \rangle$ は、 $\langle Y_n \rangle = 5\langle R \rangle / 17 + 9\langle G \rangle / 17 + 3\langle B \rangle / 17$ となる。

[0161] また、狭帯域光観察モード時における調光基準信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$ は、 $\langle Y_{nbi} \rangle = 0 \times \langle R \rangle / 17 + 5\langle G \rangle / 17 + 12\langle B \rangle / 17$ となる。

[0162] この積分回路1036から出力される調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ は、調光回路1057を構成する減算回路1045に入力され、基準値発生回路1046の基準値 E_n / E_{nbi} と減算された信号が調光信号として絞り駆動回路1023に出力される。

[0163] また、基準値Eも制御回路1015からの切替制御信号S_cにより、その値が通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時に応じて可変設定される。

[0164] なお、検波回路1056を乗算器及び係数器により構成しても良い。

[0165] このような構成及び作用を有する本実施例によれば、実施例2の変形例の場合と同様に通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時それぞれにおいて、適切に照明光量を自動調整することができる。

[0166] 図39は、変形例のビデオプロセッサ1004Cの構成を示す。このビデオプロセッサ1004Cは、同時式であった実施例2における調光信号生成回路1034を適用したもの

で、この調光信号生成回路1034に類似する面順次式の調光信号生成回路1034Cを有する。

- [0167] このため、このビデオプロセッサ1004Cは、図36のビデオプロセッサ1004Bにおいて、マトリクス回路1059の代わりに、実施例2の第2マトリクス回路1039を採用している。この第2マトリクス回路1039は、同時化回路1058から出力されるR, G, B信号から輝度信号Yと色差信号 $R-Y$, $B-Y$ に変換する。
- [0168] この場合、この第2マトリクス回路1039のマトリクス係数は、実施例2のように、モード切替に連動して制御回路1015により切り替えられる。
- [0169] つまり、通常光観察モード時には、第2マトリクス回路1039は、RGB信号から輝度信号Yと色差信号 $R-Y$, $B-Y$ に変換するが、狭帯域光観察モード時には、実施例2で説明した式(2)のように変換する。
- [0170] そして、狭帯域光観察モード時における輝度信号 Y_{nbi} は、調光信号生成回路1034Cを構成するセクタ1035を介して積分回路1036により積分されて調光基準信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$ となり、調光回路1037に入力されて調光信号となる。
- [0171] また、通常光観察モード時にはCDS回路1032の出力信号が、調光信号生成回路1034Cを構成するセクタ1035を介して積分回路1036により積分されて調光基準信号 $\langle Y_n \rangle$ となり、調光回路1037に入力されて調光信号となる。
- [0172] なお、強調回路1041の出力信号は、第3マトリクス回路1042に入力され、色信号RGBに変換された後、出力端からモニタ1005に出力される。
- [0173] このような構成による変形例によれば、面順次式の場合であるが、実施例2と同様の作用効果が得られる。
- [0174] なお、例えば、実施例3においても、狭帯域用フィルタ1024として、実施例2で説明したように狭帯域透過フィルタ部Raの透過特性を有しないで、狭帯域透過フィルタ部Ga, Baを有する2峰性フィルタを用いても良い。
- [0175] (実施例4)

図40ないし図48は本発明の実施例4に係わり、図40は本発明の実施例4を備えた内視鏡装置の構成を示し、図41は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し、図42は狭帯域用フィルタの分光特性例を示し、図43は本

実施例の動作説明用のフローチャートを示し、図44は輝度信号と色差信号における信号帯域を示し、図45は図44の特性を考慮して第1変形例において設定される第2マトリックス回路の係数を示し、図46は第2変形例における狭帯域用フィルタの分光特性を示し、図47は図46の場合において設定される第2マトリックス回路の係数を示し、図48は従来例の映像信号処理装置の構成を示すブロック図を示す。

[0176] 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。

電子内視鏡を採用して内視鏡検査を行う場合には、白色光の下で、カラーの光学フィルタを備えた撮像素子を用いて、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ことにより、カラー画像を生成する面順次方式の内視鏡装置があり、信号処理系は両者において異なる。

[0177] また、例えば日本国特開2002-95635号公報には、狭帯域の照明光を利用して、通常の可視光の場合に得られる光学情報では埋もれてしまい易い粘膜表層付近における深さ方向に対する血管走行の状態等をより識別し易い画像情報として表示することができる内視鏡装置が開示されている。

[0178] 上記公報の従来例においては、面順次で狭帯域の照明光を用いて狭帯域画像を生成するものであるため、R, G, Bの面順次の照明光の代わりに狭帯域の照明光に変更すれば、信号処理系における大きな変更を必要としないで、比較的簡単に狭帯域の画像を得ることが可能となる。

[0179] 一方、図48は、従来例の同時式の電子内視鏡用の映像信号処理装置2081の構成を示す。

[0180] 色分離フィルタ2082を備えた電荷結合素子(CCDと略記)2083により撮像されたカラーの撮像信号は、映像信号処理装置2081内のCDS回路2084に入力され、CDS処理されてベースバンドの信号成分が抽出される。

[0181] このCDS回路2084の出力信号は、A/D変換回路2085に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。このデジタル信号は、Y/C分離回路2086に入力され、このY/C分離回路2086において、輝度信号Yと線順次の色信号(色差信

号)Cとに分離される。

- [0182] この輝度信号Yは、 γ 回路2087を介してセレクトア2088に入力される(この輝度信号をYh)と共に、第1のローパスフィルタ(LPFと略記)2089に入力される。このLPF2089は、広い帯域に設定されており、このLPF2089により設定された帯域の輝度信号Ylが、第1マトリックス回路2090に入力される。
- [0183] また、色信号Cは、第2のLPF2091を介して(線順次)同時化回路2092に入力される。この場合、第2のLPF2091は、第1のLPF2089より低帯域である。
- [0184] 同時化回路2092は、同時化された色差信号Cr($=2R-G$), Cb($=2B-G$)を生成し、この色差信号Cr, Cbは、第1マトリックス回路2090に入力される。
- [0185] 第1マトリックス回路2090は、輝度信号Yl及び色差信号Cr, Cbから3原色信号R1, G1, B1に変換して、 γ 回路2093に出力する。 γ 回路2093により γ 補正された3原色信号R2, G2, B2は、第2マトリックス回路2094に入力され、この第2マトリックス回路2094により、輝度信号Ynbiと、色差信号R-Y、B-Yに変換される。
- [0186] この場合、第2マトリックス回路2094により、3原色信号R2, G2, B2は、自然な色調となるように、輝度信号Ynbi及び色差信号R-Y、B-Yに変換される。
- [0187] 第2マトリックス回路2094により出力される輝度信号Ynbiは、セレクトア2088を経て拡大回路2095に入力され、色差信号R-Y、B-Yは拡大回路2095に入力される。セレクトア2088は、Y/C分離回路2086から γ 補正した輝度信号Yhと、第2マトリックス回路2094を経て入力される輝度信号Ynbiとを選択して拡大回路2095に出力する。
- [0188] この拡大回路2095により拡大処理された輝度信号Yh/Ynbiは、強調回路2096を経て第3マトリックス回路2097に入力され、拡大回路2095により拡大処理された色差信号R-Y、B-Yは、強調回路2096を通さないで第3マトリックス回路2097に入力される。
- [0189] そして、この第3マトリックス回路2097により3原色信号R, G, Bに変換されて図示しないカラーモニタに出力される。
- [0190] なお、セレクトア2088は、通常光による通常光観察の場合には、輝度信号Yh側を選択し、狭帯域光の照明により狭帯域光観察の場合には、第2マトリックス回路2094を

通した輝度信号、つまりYnbiが選択されるようにしている。

- [0191] この従来の映像信号処理装置2081においては、標準的な映像信号の規格に準拠した信号処理を行うために、輝度信号Yに対しては広帯域による信号処理を実施し、色信号Cに対しては低帯域の信号処理を実施していた。
- [0192] 図48に示す従来例においては、通常光観察における画質を確保できていたが、狭帯域光観察においては、低帯域な色信号として処理されてしまい解像度が低い画像になる欠点があった。
- [0193] 更に、狭帯域光観察(NBI観察)時は、照明光を狭帯域化するため、観察画像が暗くなってしまうという問題がある。
- [0194] 本実施例及び後述する実施例5は、上述した点に鑑みてなされたもので、通常光観察に対応できると共に、狭帯域光観察時にも画質の良い内視鏡画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。
- [0195] 図40に示すように実施例4を備えた内視鏡装置2001は、体腔内等に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡(以下、単に内視鏡と略記)2002と、この内視鏡2002に照明光を供給する光源装置2003と、内視鏡2002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2004と、このビデオプロセッサ2004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した内視鏡画像を表示するモニタ2005とを備えている。
- [0196] 内視鏡2002は、細長の挿入部2007と、この挿入部2007の後端に設けられた操作部2008と、この操作部2008から延出されたユニバーサルケーブル2009とを有し、このユニバーサルケーブル2009の端部のライトガイドコネクタ2011は、光源装置2003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2004に着脱自在に接続される。
- [0197] 上記挿入部2007内には、照明光を伝送するライトガイド2013が挿通され、このライトガイド2013における手元側の端部のライトガイドコネクタ2011を光源装置2003に接続することにより、光源装置2003からの照明光がライトガイド2013に供給される。

- [0198] 光源装置2003は、通常光観察モード時には、通常照明光としての白色光(可視領域)の照明光を発生して、ライトガイド2013に供給し、狭帯域光観察モード時には、狭帯域の照明光を発生して、ライトガイド2013に供給する。
- [0199] 通常光観察モードと狭帯域光観察モードの切替指示は、例えば内視鏡2002の操作部2008に設けたスコープスイッチ等によるモード切替スイッチ2014により行うことができる。なお、モード切替スイッチ2014は、内視鏡2002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2004のフロントパネルに設けても良いし、図示しないキーボードにより構成する等しても良い。
- このモード切替スイッチ2014による切替信号は、ビデオプロセッサ2004内の制御回路2015に入力され、切替信号が入力されると、この制御回路2015は、光源装置2003のフィルタ挿脱機構2016を制御して、通常照明光と、狭帯域照明光とを選択的に切り替える。
- [0200] また、後述するように、この制御回路2015は、光源装置3からライトガイド2013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2004内の映像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2014による切替操作により、映像信号処理系の特性を切り替えることにより、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとにそれぞれ適した信号処理を行えるようにしている。
- [0201] 光源装置2003は、照明光を発生するランプ2020を内蔵し、このランプ2020は、可視光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2021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2022に入射される。この絞り2022は、絞り駆動回路2023により、開口量が調整されてその通過光量が制御される。
- [0202] この絞り2022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2016により照明光路中に挿脱される狭帯域用フィルタ2024を通して(狭帯域光観察モード時)、或いは狭帯域用フィルタ2024を通さないで(通常光観察モード時)、集光レンズ2025に入射され、この集光レンズ2025により集光されてライトガイド2013の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。
- [0203] 図41は、狭帯域用フィルタ2024の分光特性の1例を示す。この狭帯域用フィルタ2

024は、3峰性フィルタ特性を示し、例えば、赤、緑、青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Ra, Ga, Baを有する。

[0204] より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部Ra, Ga, Baは、それぞれ中心波長が600nm、540nm、420nmであり、その半値幅が20～40nmのバンドパス特性を有する。

[0205] 従って、狭帯域用フィルタ2024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Ra, Ga, Baを透過した3バンドの狭帯域照明光がライトガイド2013に入射される。

[0206] 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、白色光がライトガイド2013に供給されることになる。

[0207] ライトガイド2013からの照明光は、ライトガイド2013によりその先端面に伝送され、挿入部2007の先端部2026に設けた照明窓に取り付けた照明レンズ2027を経て外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。

[0208] 先端部2026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2028が取り付けられている。この対物レンズ2028は、生体組織からの反射光による光学像を結像する。この対物レンズ2028の結像位置には、固体撮像素子として電荷結合素子(CCDと略記)2029が配置されており、このCCD2029により光電変換される。

[0209] このCCD2029の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ2030として例えば図42に示す補色系フィルタが各画素単位で取り付けられている。

[0210] 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(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。

[0211] そして、この補色系フィルタを用いたCCD2029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、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が生成されることになる。

- [0212] 上記CCD2029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2004に接続することにより、ビデオプロセッサ2004内のCCD駆動回路2031とCDS回路2032とに接続される。
- [0213] なお、各内視鏡2002は、その内視鏡2002に固有の識別情報(ID)を発生するID発生部2033を備え、ID発生部2033によるIDは、制御回路2015に入力され、制御回路2015は、IDによりビデオプロセッサ2004に接続された内視鏡2002の種類やその内視鏡2の内蔵されたCCD2029の画素数種類等を識別する。
- [0214] そして、識別した内視鏡2002のCCD2029を適切に駆動するように制御回路2015は、CCD駆動回路2031を制御する。
- [0215] CCD2029は、CCD駆動回路2031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)2032に入力される。CDS回路2032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2034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2035に入力され、明るさ(信号の平均輝度)が検出される。
- [0216] 明るさ検波回路2035により検出された明るさ信号は、調光回路2036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2036からの調光信号は、絞り駆動回路23に入力され、基準となる明るさとなるように絞り2022の開口量が調整される。
- [0217] A/D変換回路2034から出力されるデジタル信号は、Y/C分離回路2037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 $C_r (= 2R - G)$ 、 $C_b (= 2B - G)$ が生成される。輝度信号Yは、 γ 回路2038を介してセレクタ39に入力される(この輝度信号を Y_h 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)2041に入力される。
- [0218] このLPF2041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LPF2041の通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号 Y_l が、第1マトリックス回路2042に入力される。
- [0219] 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LPF2043を介して(線順次)同時化回路2044に入力される。

- [0220] この場合、第2のLPF2043は、制御回路2015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、通常光観察モード時には、第2のLPF2043は、第1のLPF2041より低帯域に設定される。
- [0221] 一方、狭帯域光観察モード時には、第2のLPF2043は、通常光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LPF2043は、第1のLPF2041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LPF2043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。
- [0222] 同時化回路2044は、同時化された色差信号Cr, Cbを生成し、この色差信号Cr, Cbは、第1マトリックス回路2042に入力される。
- [0223] 第1マトリックス回路2042は、輝度信号Y及び色差信号Cr, Cbから3原色信号R, G, Bに変換して、 γ 回路2045に出力する。
- [0224] また、この第1マトリックス回路2042は、制御回路2015によって制御され、CCD2029の色分離フィルタ2030の特性や狭帯域用フィルタ2024の特性に応じて(変換特性を決定する)マトリッ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3原色信号R1, G1, B1に変換する。
- [0225] 例えば、ビデオプロセッサ2004に実際に接続される内視鏡2002により、その内視鏡2002に搭載されているCCD2029の色分離フィルタ2030の特性が異なる場合があり、制御回路2015は、IDの情報により実際に使用されているCCD2029の色分離フィルタ2030の特性に応じて第1マトリックス回路2042の係数を変更する。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3原色信号R1, G1, B1に変換することができる。
- [0226] なお、混色の無い3原色信号R1, G1, B1を生成することにより、特に狭帯域光観察モード時において、特定の色の狭帯域光の下で撮像した色信号が他の色の狭帯域光の下で撮像した色信号のために識別がしにくくなってしまうことを有効に防止できる作用効果を持つ。
- [0227] つまり、図48に示す従来例においては、R, G, Bの各波長帯域中にそれぞれ設定

された各狭帯域光のもとで撮像された複数の画像成分が混色してしまい、注目する特定の狭帯域光に対応する画像成分の特徴が不明瞭になってしまう欠点があったが、本実施例ではこのように不明瞭にする原因となる混色を防止できる。

[0228] また、この混色を防止することにより、その後段側において、注目する特定の狭帯域光に対応する画像成分の比率を大きくして表示したり、注目する特定の狭帯域光に対応する画像成分のみを用いて表示することもできるようになり、注目する特定の狭帯域光に対応する画像成分の特徴を明瞭に反映する画像表示を行うこともできる。

[0229] γ 回路2045も、制御回路2015により制御される。具体的には、狭帯域光観察モード時には、通常光観察モード時よりも γ 補正の特性を強調した γ 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 γ 回路2045により γ 補正された3原色信号R2, G2, B2は、第2マトリックス回路2046に入力され、この第2マトリックス回路2046により、輝度信号Yと、色差信号R-Y、B-Yに変換される。

[0230] この場合、制御回路2015は、通常光観察モード時には、3原色信号R2, G2, B2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マトリックス回路2046のマトリックス係数を設定する。

[0231] 制御回路2015は、狭帯域光観察モード時には、第2マトリックス回路2046のマトリックス係数を通常光観察モード時の値から変更して、3原色信号R2, G2, B2から特にB信号に対する比率(重み付け)を大きくした輝度信号Ynbi及び色差信号R-Y、B-Yが生成されるようにする。

[0232] この場合における変換式は、3行3列のマトリックスA、Kを用いると、以下のようになる。

[数4]

$$\begin{pmatrix} Ynbi \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad \dots(4)$$

[0233] ここで、Kは、例えば3個の実数成分k1~k3(その他の成分は0)からなり、この式(

4) ような変換式により、Rの色信号に対して、G、Bの色信号の重み付けが大きく、特にBの色信号の重み付け(比率)が最大となっている。換言すると、長波長となるRの色信号を抑圧し、短波長側のBの色信号を強調している。

[0234] 又、Aは、RGB信号からY色差信号に変換する為のマトリックス(行列)であり、以下のような公知の演算係数(5)等が用いられる。

[数5]

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \quad \dots(5)$$

[0235] 第2マトリックス回路2046により出力される輝度信号Ynbiは、セクタ2039に入力される。このセクタ2039は、制御回路2015により切替が制御される。つまり、通常光観察モード時には輝度信号Yhが選択され、狭帯域光観察モード時には、輝度信号Ynbiが選択される。

[0236] 第2マトリックス回路2046から出力される色差信号R-Y、B-Yは、セクタ2039を通った輝度信号Yh又はYnbi(Yh/Ynbiと表記)と共に、拡大回路2047に入力される。

[0237] この拡大回路2047により拡大処理された輝度信号Yh/Ynbiは、強調回路2048により輪郭強調された後、第3マトリックス回路2049に入力され、拡大回路2047により拡大処理された色差信号R-Y、B-Yは、強調回路48を通さないで第3マトリックス回路2049に入力される。

[0238] そして、第3マトリックス回路2049により3原色信号R、G、Bに変換された後、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2005に出力される。

[0239] なお、強調回路2048により輪郭強調もCCD2029及び色分離フィルタ2030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。

[0240] 特に狭帯域光観察モード時には、輝度信号Ynbiが強調処理されることになる。こ

の場合、式(5)を採用した場合には、後述するようにB信号による生体表層付近の毛細血管等の構造を強調した処理を行うことになり、注目する画像成分を明瞭に表示できるようになる。

- [0241] なお、映像信号出力端からモニタ5のR, G, Bの各チャンネルに実際に入力される3原色信号R, G, Bは、狭帯域光観察モード時には、式(5)を採用した場合、G, B, Bの信号(重み付けは係数により異なるが)となり、特にB信号による比率が最も大きくなり、B信号による生体表層付近の毛細血管等の構造に対応した内視鏡画像を識別し易い状態で表示することができるようになる。
- [0242] つまり、狭帯域光観察モード時におけるモニタ5のRGBチャンネルにそれぞれ入力される信号は、実際にはG, B, B信号(係数の値は別として)となる。
- [0243] このように本実施例においては、観察モードの切替に連動して、各観察モードに適した信号処理が行えるようにビデオプロセッサ2004の信号処理系(より具体的にはY/C分離回路2037以降の信号処理系)におけ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ことが特徴となっている。
- [0244] この場合、各観察モードに専用の処理回路を設けるのではなく、殆ど共通の処理回路における処理特性を変更することにより、両観察モードに適した処理を行えるようにして、簡単な構成により、両観察モードに適切に対応できるようにしていることが特徴となっている。
- [0245] 本実施例による作用を図43を参照して以下に説明する。
- [0246] 術者は、図40に示すように内視鏡2002を光源装置2003及びビデオプロセッサ2004に接続し、電源を投入することにより、ビデオプロセッサ2004の制御回路1205は、初期設定の処理を開始し、ステップS21に示すように、光源装置2003及びビデオプロセッサ2004の動作モードとして、例えば通常光観察モードの設定状態にする。
- [0247] この状態において、光源装置2003は、図40の実線で示すように狭帯域用フィルタ2024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2002により撮像を行う状態となる。また、ビデオプロセッサ2004側の各部も通常光観察モードの状態では信号処理を行う設定状態になる。

術者は、内視鏡2002の挿入部2007を患者の体腔内に入することにより、内視鏡検査を行うことができる。体腔内における患部等の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2014を操作する。

- [0248] ステップS22に示すように制御回路2015は、モード切替スイッチ2014が操作されたか否かをモニタし、モード切替スイッチ2014が操作されていない場合には、その状態を維持し、モード切替スイッチ2014が操作された場合には、次のステップS23に進む。
- [0249] ステップS23においては、制御回路2015は、光源装置2003及びビデオプロセッサ2004の動作モードを狭帯域光観察モードの設定状態に変更する。
- [0250] 具体的には、制御回路2015は、光源装置3に対しては、図40における2点鎖線で示すように狭帯域用フィルタ2024を照明光路中に配置するように制御する。図41にその透過特性を示すように狭帯域用フィルタ2024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Ra, Ga, Baによる狭帯域照明光により、照明が行われる。
- [0251] また、制御回路2015は、ビデオプロセッサ2004における各部の設定を変更する、具体的には、制御回路2015は、LPF2043の帯域特性を広帯域化し、第1マトリクス回路2042のマトリクス係数を混色が発生しないように変更し、 γ 回路2045の γ 特性を変更し、第2マトリクス回路2046のマトリクス係数を特に(狭帯域透過フィルタ特性部Baによる)色信号Bによる信号成分の比率が大きくなるように変更し、またセレクト2039を輝度信号Ynbiが選択されるように切り替える等の変更設定を行う。
- [0252] このような変更設定を行うことにより、狭帯域光観察モードにおいて、例えば第2マトリクス回路2046のマトリクス係数を特にBの色信号による信号成分の比率が大きくなる処理特性に変更されるので、狭帯域透過フィルタ特性部BaによるBの照明光のもとで撮像したBの色信号により得られる生体組織の表層付近における毛細血管の走行状態を識別し易い状態で表示することができる。
- [0253] また、LPF2043の信号通過の帯域特性を広帯域化しているので、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。

[0254] 次のステップS24において、制御回路2015は、モード切替スイッチ2014が操作されたか否かをモニタし、モード切替スイッチ2014が操作されていない場合には、その状態を維持し、モード切替スイッチ2014が操作された場合には、次のステップS21に戻ることになる。

[0255] このように動作する本実施例によれば、通常光観察モードにおいて、既存の同時式によるカラー撮像機能を保持し、かつ狭帯域光観察モードにおいてもビデオプロセッサ2004内の各部の係数等の設定を変更する等の処理特性を変更することにより、狭帯域光観察モードによる観察機能を十分に確保することができる。

[0256] つまり、従来例における解像度の低下を防止して、解像度の良好な内視鏡画像が得られると共に、(従来例では例えばRの狭帯域照明光のもとで撮像した信号のために埋もれ易くなっていた)Bの狭帯域照明光のもとで撮像した毛細血管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。

[0257] また、本実施例によれば、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、通常光観察モードと狭帯域光観察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。

[0258] また、光源装置2003においても、通常光の照明手段の他に、狭帯域用フィルタ2024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。

[0259] 次に第1変形例を説明する。実施例4において、第1マトリックス回路2042による演算を以下のように行うことにより、乗算処理を低減できるようにしたものである。

[0260] 上述した第1マトリックス回路2042は、入力される輝度信号Y及び色差信号Cr, Cbから3原色信号R1, G1, B1を生成していた。

[0261] この場合、第1マトリックス回路2042によるマトリックス演算式は、3行3列のマトリックスM(マトリックス係数 m_{11} ～ m_{33})を用いて、一般的には以下になる。

[数6]

$$\begin{pmatrix} R1 \\ G1 \\ B1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m11 & m12 & m13 \\ m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} \quad \dots(6)$$

[0262] 一方、第1マトリックス回路2042に入力される輝度信号Y及び色差信号Cr, Cbは、図44にその概略を示すような特性となる。

[0263] 上記式(6)の演算を行う場合、図44におけるR, G, Bの各帯域に対する輝度信号Y, 色差信号Cr, Cbの寄与の比率(割合)を考慮すると、以下のように近似できる。図44におけるRの帯域における色差信号Cbが寄与する比率は、他のものに比較して十分に小さく0と近似できる。

[0264] つまり、上記係数m13を0と近似できる。また、Gの帯域における色差信号Crが寄与する比率は、十分に小さく0と近似できる。つまり、上記係数m22を0と近似できる。

[0265] また、Bの帯域における色差信号Crが寄与する比率は、他のものに比較して十分に小さく0と近似できる。つまり、上記係数m32を0と近似できる。

[0266] 従って、上記マトリックスMとして、以下のものを採用することができる。

[数7]

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} m11 & m12 & 0 \\ m21 & 0 & m23 \\ m31 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(7)$$

[0267] このマトリックスMの係数を、図45(A)に示している。また、図44の特性からこのマトリックスMの係数を、図45(B)、図45(C)、図45(D)のように近似しても良い。このように近似することにより、第1マトリックス回路2042による乗算器の構成をより削減或いは単純化でき、高速処理や低コスト化が可能となる。

[0268] 次に第2変形例を説明する。上述の説明では、狭帯域用フィルタ2024は3峰性のフィルタを採用していたが、以下のように2峰性のものを採用しても良い。

[0269] 第2変形例における狭帯域用フィルタ2024Bとして、図46に示すような透過特性のものを採用しても良い。この狭帯域用フィルタ2024Bは、2峰性フィルタであり、GとBの波長域にそれぞれ狭帯域透過フィルタ特性部Ga, Baを有する。つまり、実施例4

における3峰性の狭帯域用フィルタ2024における狭帯域透過フィルタ特性部Raを設けない特性にしたものである。

[0270] より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部Ga, Baは、それぞれ中心波長が420nm、540nmであり、その半値幅が20～40nmのバンドパス特性を有する。

[0271] 従って、狭帯域用フィルタ2024B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Ga, Baを透過した2バンドの狭帯域照明光がライトガイド2013に入射される。

[0272] この場合における第1マトリクス回路2042によるマトリクス演算式は、2行3列のマトリクスMを用いて、一般的には以下ようになる。

[数8]

$$\begin{pmatrix} G1 \\ B1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} \quad \dots(8)$$

[0273] 一方、第1マトリクス回路2042に入力される輝度信号Y及び色差信号Cr, Cbは、図44に示すような特性を有する。そして、式(7)を導いたのと同様の近似を行うことにより、係数m22とm32を0と近似することができる。

[0274] つまり、この場合には、

[数9]

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} m21 & 0 & m23 \\ m31 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(9)$$

[0275] となる。これを図47(A)に示す。また、他の近似の仕方を行うことにより、図47(B), 図47(C)のような係数のマトリクスMを採用することもできる。

[0276] このようにマトリクスMの係数の一部を0に近似することにより乗算器の数を削減できる。また、より高速にマトリクス演算処理ができるようなる効果がある。さらに2峰性のフィルタとすることにより、高価な狭帯域用フィルタを低コスト化することもできる。

[0277] (実施例5)

次に本発明の実施例5を図49を参照して説明する。図49は、本発明の実施例5を

備えた内視鏡装置2001Bを示す。実施例5は、実施例4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。

- [0278] この内視鏡装置2001Bは、図40のビデオプロセッサ4の一部を変更したビデオプロセッサ2004Bを採用した構成である。このビデオプロセッサ2004Bは、図40のビデオプロセッサ2004において、第1マトリックス回路2042、 γ 回路2045、第2マトリックス回路2046を1つのマトリックス回路2051により構成している。
- [0279] そして、制御回路2015は、実施例4において説明したようにモード切替スイッチ2014による切替信号により γ 回路2045の γ 特性及び第2マトリックス回路2046のマトリックス係数の変更を行うのと同様にマトリックス回路2051のマトリックス係数の変更等を行う。
- [0280] このマトリックス回路2051は、通常光観察モードから狭帯域光観察モードに切り替えられた場合、混色の無い変換、 γ 特性の変更、及び長波長側の色信号を抑圧し(短波長側の色信号を強調し)た変換を行う処理が、その係数の変更によりまとめて行われる。
- [0281] また、A/D変換回路2034とY/C分離回路2037との間に入力信号に対してその信号レベルをオートゲインコントロールするAGC回路2052を設けている。
- [0282] また、明るさ検波回路2035にはCDS回路2032の出力信号と、マトリックス回路2051からの輝度信号 Y_{nbi} とが入力されるようにしている。また、制御回路2015は、モード切替スイッチ2014の切替による観察モードに応じてAGC回路2052のAGCゲイン及び追従スピードを変更する。
- [0283] 具体的には、狭帯域光観察モード時には、制御回路2015は、AGC回路2051のAGCゲインを通常光観察モード時よりも大きく設定すると共に、例えばAGCゲイン制御の追従スピードを光源装置2003の絞り2022の絞り制御スピードよりも遅く設定する。このようにして、絞り2022による調光動作をAGC回路2052による信号のゲイン制御動作よりも優先させるようにしている。
- [0284] また、調光回路2036においては、基準の明るさ(調光の目標値)も、通常光観察モード時と特殊光観察モード時で切り替える。
- [0285] こうすることにより、光源装置2003の絞り2022による調光動作を優先させて調光を

行うようにする。その調光動作により、絞り2022による調光が十分に行えない場合には補助的にAGC回路2052によるオートゲイン制御動作が行われるようになる。

[0286] 具体的には、絞り2022が開放となって照明光量が最大となっても明るさが十分でないような場合には、AGC回路2052が機能するようになるので、(絞り2022が解放になる前に)AGC回路2052が動作してしまうことによりS/Nが劣化してしまうことを防止でき、適切な明るさの内視鏡画像が得られるようになる。

[0287] 本実施例によれば、実施例4の作用効果の他に、特に狭帯域光観察モード時におけるS/Nの劣化を防止して適切な明るさの内視鏡画像が得られるようになる。

[0288] (実施例6)

図50ないし図68は本発明の実施例6に係わり、図50は内視鏡装置の外観構成を示す外観図、図51は図50の光源装置のフロントパネルを示す図、図52は図50のビデオプロセッサのフロントパネルを示す図、図53は図50の内視鏡装置の構成を示す構成図、図54は図53の回転フィルタの構成を示す構成図、図55は図54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56は図54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57は図53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58は図53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59は図55の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図、図60は図55の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図、図61は図55の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図、図62は図56の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図、図63は図56の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図、図64は図53のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図、図65は図50の内視鏡装置の第1の変形例の外観構成を示す外観図、図66は図50の内視鏡装置の第2の変形例の外観構成を示す外観図、図67は図53の内視鏡装置の変形例である同時式の内視鏡装置の構成を示す構成図、図68は図67のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図である。

[0289] 通常光観察においては、各種光学特性のばらつきを補正するために、ホワイトバラ

ンスを取得する。ホワイトバランスでは、R信号およびB信号に乘算する補正値が得られ、白色光観察時のRGB信号出力を揃えられる。これにより、前記ばらつきによる色調再現性への影響を抑えることができる。

[0290] 狭帯域光観察(NBI観察)でも、通常光観察同様に、検査開始前に、ホワイトバランスを取得する必要がある。これにより狭帯域光用光学フィルタのばらつきを補正でき、色調再現性が安定する。

[0291] 狭帯域光観察(NBI観察)での照射光は従来、3バンドのR,G,B狭帯域光であったが、狭帯域光による粘膜情報の再現性安定化のために、G,B狭帯域光の2バンドに変更する場合、面順次式の狭帯域光では、R光による映像信号が得られないため、通常光と同じホワイトバランス補正値では、G信号出力をR信号出力で割算するので、R信号への補正値が算出不能になるという問題が生じる。また、同時式の狭帯域光でも、YCrCbから変換して得られる信号は2つとなり、R信号が含まれないために、通常光と同じ補正値算出方法が採用できない。

[0292] 本実施例及び後述する実施例7は、上記事情に鑑みてなされたものであり、通常光観察及び狭帯域光観察に応じたホワイトバランスに切り替え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。

[0293] 図50に示すように、本実施の形態の内視鏡装置3001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の後述するCCD3002を有する電子内視鏡3003と、電子内視鏡3003に照明光を供給する光源装置3004と、電子内視鏡3003のCCD3002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3005に表示するビデオプロセッサ3007とから構成される。

[0294] 光源装置3004及びビデオプロセッサ3007の前面にはフロントパネル3004a、3007aが設けられており、光源装置3004のフロントパネル3004aには図51に示すように、内視鏡装置3001での狭帯域光観察モードを告知する狭帯域光観察モード表示部3004bが設けられ、また、ビデオプロセッサ3007のフロントパネル3007aには図52に示すように、CCD3002からの撮像信号のホワイトバランスの取得を指示するホワイトバランススイッチ3007c及び内視鏡装置1での狭帯域光観察モードを告知する狭帯域光観察モード表示部3007bが設けられている。

- [0295] 光源装置3004とビデオプロセッサ3007を用いた電子内視鏡3による内視鏡検査において、検査前にホワイトバランスを取得する必要があるが、この場合、電子内視鏡3003の挿入部3003aの先端に内側を白くした筒状のホワイトキャップ3045を装着することでホワイトバランス処理が行われる。
- [0296] 一方、狭帯域光のような特殊な観察光を用いた検査を行う場合、通常光と特殊光のそれぞれで、計2回のホワイトバラン処理をとる必要がある。
- [0297] しかし、通常光による通常内視鏡検査時ではホワイトバランス処理は1回であるため、2回目のホワイトバランス処理が終了する前にホワイトキャップ3045を電子内視鏡3003の挿入部3003aの先端から抜いてしまい、2回目のホワイトバランス処理が正常に行えない虞れがあった。
- [0298] そこで、本実施例では、フロントパネル3004a、3007aに設けられている狭帯域光観察モード表示部3004b、3007bにより狭帯域光観察モードを告知することで、狭帯域光によるホワイトバランス処理の実行中を狭帯域光観察モード表示部3004b、3007bにより視認可能としている。
- [0299] 図53に示すように、ビデオプロセッサ3007は、内視鏡画像を符号化して圧縮画像として画像ファイリング装置3006に出力することが可能に構成されている。
- [0300] 光源装置3004は、照明光を発光するキセノンランプ3011と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ3012と、熱線カットフィルタ3012を介した白色光の光量を制御する絞り装置3013と、照明光を面順次光にする回転フィルタ3014と、電子内視鏡3003内に配設されたライトガイド3015の入射面に回転フィルタ3014を介した面順次光を集光させる集光レンズ3016と、回転フィルタ3014の回転を制御する制御回路3017とを備えて構成される。
- [0301] 回転フィルタ3014は、図54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55に示すような色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組を構成するR1フィルタ部3014r1、G1フィルタ部3014g1、B1フィルタ部3014b1が配置され、内側の径部分には図56に示すような所望の層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を出力するための第2のフィルタ組を構成するG2フィルタ部3014

g2, B2フィルタ部3014b2、遮光フィルタ部3014Cutが配置されている。

[0302] そして、回転フィルタ3014は、図53に示すように、制御回路3017により回転フィルタモータ3018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3014の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ3014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3007内のモード切替回路3042からの制御信号によりモード切替モータ3019によって行われる。

[0303] なお、キセノンランプ3011、絞り装置3013、回転フィルタモータ3018及びモード切替モータ3019には電源部3010より電力が供給される。

[0304] ビデオプロセッサ3007は、CCD3002を駆動するCCD駆動回路3020と、対物光学系3021を介してCCD3002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3022と、アンプ3022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3023と、プロセス回路3023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3024と、A/D変換器3024からの画像データにホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路(W. B.)3025と、回転フィルタ3014による面順次光を同時化するためのセクタ3026及び同時化メモリ3027、3028、3029と、同時化メモリ3027、3028、3029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3030と、画像処理回路3030からの画像データをアナログ信号に変換するD/A回路3031、3032、3033と、画像処理回路3030からの画像データを符号化する符号化回路3034と、光源装置3004の制御回路3017からの回転フィルタ3014の回転に同期した同期信号を入力し各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ(T. G.)3035とを備えて構成される。

[0305] また、電子内視鏡3002には、モード切替スイッチ3041が設けられており、このモード切替スイッチ3041の出力がビデオプロセッサ3007内のモード切替回路3042に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ3007のモード切替回路3042は、制御信号をホワイトバランス回路(W. B.)3025、調光回路3043、調光制御パラメータ切替回路3044及び光源装置3004のモード切替モータ3019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3044は、回転フィルタ3014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3043に出力し、調光回路3043はモード切替回路3042からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路3044からの調光制御パラメータに基づき光源装置3004の絞り装置3013を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

- [0306] 図57に示すように、体腔内組織3051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3052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3053が分布し、さらに深層にはさらに太い血管3054が分布するようになる。
- [0307] 一方、光は体腔内組織3051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58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。
- [0308] 通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ3014の第1のフィルタ組であるR1フィルタ3014r1, G1フィルタ3014g1, B1フィルタ3014b1に位置するようにビデオプロセッサ3007の内のモード切替回路3042が制御信号によりモード切替モータ3019を制御する。
- [0309] 体腔内組織3051の通常観察時におけるR1フィルタ部3014r1, G1フィルタ部3014g1, B1フィルタ部3014b1は、図55に示したように各波長域がオーバーラップしているために、
- (1) B1フィルタ部3014b1によるCCD3004で撮像される撮像信号には図59に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、
- (2) また、G1フィルタ3014g1によるCCD3004で撮像される撮像信号には図60に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像

が撮像され、

(3)さらにR1フィルタ3014r1によるCCD3004で撮像される撮像信号には図61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。

[0310] そしてビデオプロセッサ7により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

[0311] 一方、電子内視鏡3003のモード切替スイッチ3041が押されると、その信号がビデオプロセッサ3007のモード切替回路3042に入力される。モード切替回路3042は、光源装置3004のモード切替モータ3019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3014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3014を光路に対して駆動する。

[0312] 第2のフィルタ組による体腔内組織3051の狭帯域光観察時におけるG2フィルタ部3014g2、B2フィルタ部3014b2、遮光フィルタ部3014Cutは、照明光を図56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し各波長域がオーバーラップしていないために、

(4)B2フィルタ部3014b2によるCCD3004で撮像される撮像信号には図62に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、

(5)また、G2フィルタ部3014g2によるCCD3004で撮像される撮像信号には図63に示すような中層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

[0313] 一方、ホワイトバランス回路3025は、図64に示すように、ホワイトバランス補正部3080、ホワイトバランス補正值算出部3081とから構成される。

[0314] 本実施例の内視鏡装置3001では、検査前に電子内視鏡3003の挿入部3003aの先端に内側を白くした筒状のホワイトキャップ3045を装着することでホワイトバランスを取得する。

[0315] 具体的には、ホワイトキャップ3045を電子内視鏡3003の挿入部3003aの先端に装着した状態で、ビデオプロセッサ3007のフロントパネル3007aに設けられているホワイトバランススイッチ3007Cが押下されると、光源装置3003において回転フィル

タ3014の第1のフィルタ組が光路上に配置され、ビデオプロセッサ3007のホワイトバランス回路3025にて通常光による1回目のホワイトバランスが取得される。そして、通常光でのホワイトバランスが取得されると、光源装置3003において回転フィルタ3014の第2のフィルタ組が光路上に配置され、ビデオプロセッサ3007のホワイトバランス回路3025にて狭帯域光による2回目のホワイトバランスが取得される。1回目及び2回目のホワイトバランスの取得の間、光源装置3003のフロントパネル3004aに設けられている狭帯域光観察モード表示部3004b及びビデオプロセッサ3007のフロントパネル3007aに設けられている狭帯域光観察モード表示部3007bは、所定の色で点灯する。

[0316] なお、1回目のホワイトバランスの取得の間に点灯する色と、2回目のホワイトバランスの取得の間に点灯する色とを異なる色としてもよく、例えば1回目のホワイトバランスの取得の間に点灯する色を緑色、2回目のホワイトバランスの取得の間に点灯する色を白色とする。

[0317] ホワイトバランス回路3025では、ホワイトバランス補正值算出部3081がモード切替回路3042からの制御信号であるモード検知信号に応じてホワイトバランス補正值の算出方法を切り替える。

[0318] 具体的には、
通常光による1回目のホワイトバランス：

$$(R補正值) = (G平均値) / (R平均値)、(B補正值) = (G平均値) / (B平均値)$$

狭帯域光による2回目のホワイトバランス：

$$(R補正值) = (所定の固定値)、(B補正值) = (G平均値) / (B平均値)$$

そして、ホワイトバランス補正部3080では、各信号の補正值を該当する入力信号に乗算して出力する。

[0319] このように本実施例では、通常光と狭帯域光とでホワイトバランスの方法を切り替えるため、狭帯域光による照射光の帯域数が2バンドである場合にも、R信号の補正值算出不能の状態を回避でき、ホワイトバランスの取得が可能となる。また、ホワイトバランスが動作していることが視覚的に明確に分かり、また、色分けをすることで今どんな動作が行われているか、視覚的に把握できる。

- [0320] なお、本実施例では、ホワイトバランスの取得処理を狭帯域光観察モード表示部4b、7bでの点灯により行うとしたが、これに限らず、図65に示すように、光源装置3003及びビデオプロセッサ3007内にスピーカ3061、3062を設け、音により告知するようにしても良い。この場合、1回目及び2回目のホワイトバランスの取得の間、同一の音で告知しても、あるいは1回目のホワイトバランスの取得の間に発生する音と、2回目のホワイトバランスの取得の間に発生する音とを異なる音としてもよい。ホワイトバランスが動作していることが音として認識することができ、装置を見ていなくても今どんな動作が行われていか把握することができる。
- [0321] また、図66に示すように、観察モニタ3005にメッセージウインドウ3063を表示し、このメッセージウインドウ3063に例えば「ホワイトバランス動作中」等の文言を表示するようにしてもよい。1回目及び2回目のホワイトバランスの取得の間、同一の文言を、例えば「ホワイトバランス動作中」で告知しても、あるいは1回目のホワイトバランスの取得の間に表示する文言、例えば「ホワイトバランス1動作中」と、2回目のホワイトバランスの取得の間に表示する文言、例えば「ホワイトバランス1動作中」というように表示文言を変えても良い。さらに、ホワイトバランスの取得中には「ホワイトバランス動作中」等の文言を、ホワイトバランスの未取得中には「ホワイトバランス未動作中」等の文言を表示するようにしても良い。ホワイトバランスが動作していることが文字情報として、観察モニタ5に表示されることで、より視覚として認識することが容易となる。
- [0322] なお、上記実施例の内視鏡装置3001では、光源装置3004が面順次光を供給し、ビデオプロセッサ3007で面順次画像情報を同時化して画像化する面順次式内視鏡装置を例として説明したが、これに限らず、同時式内視鏡装置にも適用可能である。
- [0323] すなわち、図67に示すように、白色光を供給する光源装置4aと、CCD3002の撮像面の前面にカラーチップ3100を備えた電子内視鏡3aと、電子内視鏡3003aから撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ3007aとからなる同時式内視鏡装置3001aにも本実施例を適用することができる。
- [0324] 光源装置3004aでは、熱線カットフィルタ3012を介したキセノンランプ3011からの白色光が絞り装置3013により光量が制御され電子内視鏡3003a内に配設されたラ

イトガイド3015の入射面に出射される。この白色光の光路上に図56に示したような離散的な分光特性の狭帯域光に変換する狭帯域制限フィルタ3014aが挿脱可能に設けられている。

[0325] 電子内視鏡3003aでは、体腔内組織3051の像がカラーチップ3100を介してCCD3002で撮像される。

[0326] ビデオプロセッサ3007aでは、A/D変換器3024からの画像データがY/C分離回路3101により輝度信号Yと色差信号Cr、Cbに分離され、RGBマトリックス回路3102によりRGB信号に変換され、ホワイトバランス回路3025に出力される。その他の構成及び作用は図53の内視鏡装置と同じである。

[0327] そして、ホワイトバランス回路3025では、図68に示すように、RGBマトリックス回路3102からのRGB信号の各信号に対してホワイトバランスを取得する。この際のホワイトバランス取得方法は本実施例と同じである。

[0328] (実施例7)

図69は本発明の実施例7に係るホワイトバランス回路の構成を示す構成図である。

[0329] 実施例7は、実施例6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。

[0330] 図53に示した面順次式の内視鏡装置3001において、本実施例のホワイトバランス回路3025は、図69に示すようにR/G/B信号生成部3082を備え、R/G/B信号生成部3082は、面順次式のR/G/B信号の入力に応じて、観察モードに応じてR信号を置き換え後、実施例6と同様にホワイトバランスを取得する。

[0331] すなわち、R/G/B信号生成部3082では、

通常光:R信号←R信号

狭帯域:R信号←G信号

という置き換えを行い、ホワイトバランス補正部3080に出力し、ホワイトバランス補正部3080でホワイトバランスを取得する。

[0332] なお、R信号にB信号を割り当てても良く、またCCD3002の出力とは別に予め用意した信号データとしても良い。

[0333] (実施例8)

図70ないし図88は本発明の実施例8に係わり、図70は内視鏡装置の構成を示す構成図、図71は図70の回転フィルタの構成を示す構成図、図72は図71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73は図71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74は図70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75は図70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76は図72の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図、図77は図72の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図、図78は図72の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図、図79は図73の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図、図80は図73の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図、図81は図73の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図、図82は図70のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図、図83は図82のホワイトバランス回路の変形例の構成を示すブロック図、図84は図70の内視鏡装置の第1の変形例の構成を示す構成図、図85は図84のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図、図86は図70の内視鏡装置の第2の変形例の構成を示す構成図、図87は図86のホワイトバランス回路の構成を示すブロック図、図88は図86のホワイトバランス回路の変形例の構成を示すブロック図である。

[0334] 図70に示すように、本実施例の内視鏡装置4001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CCD4002を有する電子内視鏡4003と、電子内視鏡4003に照明光を供給する光源装置4004と、電子内視鏡4003のCCD4002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4005に表示したり内視鏡画像を符号化して圧縮画像として画像ファイリング装置4006に出力するビデオプロセッサ4007とから構成される。

[0335] 光源装置4004は、照明光を発光するキセノンランプ4011と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ4012と、熱線カットフィルタ4012を介した白色光の光量を制御する絞り装置4013と、照明光を面順次光にする回転フィルタ4014と、電子内視鏡4003内に配設されたライトガイド4015の入射面に回転フィルタ4014を介した

面順次光を集光させる集光レンズ4016と、回転フィルタ4014の回転を制御する制御回路4017とを備えて構成される。

- [0336] 回転フィルタ4014は、図71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72に示すような色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組を構成するR1フィルタ部4014r1, G1フィルタ部4014g1, B1フィルタ部4014b1が配置され、内側の径部分には図73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G2フィルタ部4014g2, B2フィルタ部4014b2, R2フィルタ4014r2が配置されている。
- [0337] そして、回転フィルタ4014は、図70に示すように、制御回路4017により回転フィルタモータ4018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4014の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ4014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4007の内のモード切替回路4042からの制御信号によりモード切替モータ4019によって行われる。
- [0338] なお、キセノンランプ4011、絞り装置4013、回転フィルタモータ4018及びモード切替モータ4019には電源部4010より電力が供給される。
- [0339] ビデオプロセッサ4007は、CCD4002を駆動するCCD駆動回路4020と、対物光学系4021を介してCCD4002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4022と、アンプ4022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4023と、プロセス回路4023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4024と、A/D変換器4024からの画像データにホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路(W. B.)4025と、回転フィルタ4014による面順次光を同時化するためのセクタ4026及び同時化メモリ4027、4028、4029と、同時化メモリ4027、4028、4029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4030と、画像処理回路4030からの画像データをアナログ信号に変換するD/A回路4031、4032、4033と、画像処理回路4030からの画像データを符号化する符号化回路4034と、光源装置4004の制御回路4017からの回転フィルタ4014の回転

に同期した同期信号を入力し各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ(T. G.) 4035とを備えて構成される。

[0340] また、電子内視鏡4002には、モード切替スイッチ4041が設けられており、このモード切替スイッチ4041の出力がビデオプロセッサ4007内のモード切替回路4042に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ4007のモード切替回路4042は、制御信号をホワイトバランス回路(W. B.) 4025、調光回路4043、調光制御パラメータ切替回路4044及び光源装置4004のモード切替モータ4019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4044は、回転フィルタ4014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4043に出力し、調光回路4043はモード切替回路4042からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路4044からの調光制御パラメータに基づき光源装置4004の絞り装置4013を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

[0341] 図74に示すように、体腔内組織4051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4052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4053が分布し、さらに深層にはさらに太い血管4054が分布するようになる。

[0342] 一方、光は体腔内組織4051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75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。

[0343] 通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ4014の第1のフィルタ組であるR1フィルタ4014r1, G1フィルタ4014g1, B1フィルタ4014b1に位置するようにビデオプロセッサ4007の内のモード切替回路4042が制御信号によりモード切替モータ4019を制御する。

- [0344] 体腔内組織4051の通常観察時におけるR1フィルタ部4014r1, G1フィルタ部4014g1, B1フィルタ部4014b1は、図72に示したように各波長域がオーバーラップしているために、
- (1) B1フィルタ部4014b1によるCCD4004で撮像される撮像信号には図76に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、
- (2) また、G1フィルタ部4014g1によるCCD4004で撮像される撮像信号には図77に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、
- (3) さらにR1フィルタ部4014r1によるCCD4004で撮像される撮像信号には図78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。
- [0345] そしてビデオプロセッサ4007により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。
- [0346] 一方、電子内視鏡4003のモード切替スイッチ4041が押されると、その信号がビデオプロセッサ4007のモード切替回路4042に入力される。モード切替回路4042は、光源装置4004のモード切替モータ4019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4014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4014を光路に対して駆動する。
- [0347] 第2のフィルタ組による体腔内組織4051の狭帯域光観察時におけるG2フィルタ部4014g2, B2フィルタ部4014b2, R2フィルタ部4014r2は、照明光を図73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し各波長域がオーバーラップしていないために、
- (4) B2フィルタ部4014b2によるCCD4004で撮像される撮像信号には図79に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、
- (5) また、G2フィルタ部4014g2によるCCD4004で撮像される撮像信号には図80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、

(6)さらに、R2フィルタ4014r2によるCCD4004で撮像される撮像信号には図81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。

[0348] ホワイトバランス回路4025は、図82に示すように、ホワイトバランス補正部4080、セクタ4081、通常光用補正值記憶部4082、ルックアップテーブル(LUT)4083、狭帯域光用補正值記憶部4084とから構成される。

[0349] 内視鏡装置4001による検査前に、電子内視鏡4003の先端にホワイトキャップ(図示せず)を装着して通常光でのホワイトバランスの取得がなされる。

[0350] ホワイトバランス回路4025では、ホワイトキャップ装着時のA/D変換器4024からの画像データである通常面順次R/G/B信号をホワイトバランス補正部4080に入力し、通常面順次R/G/B信号に対してホワイトバランスを行い、ホワイトバランスでの通常光用補正值をセクタ4081を介して通常光用補正值記憶部4082に記憶すると共に、ホワイトバランスしたR'/G'/B'信号をセクタ4026に出力する。

[0351] このとき、ホワイトバランス回路4025において、通常光用補正值に基づいた狭帯域光用補正值をLUT4083より読み出し、狭帯域光用補正值記憶部4084に格納する。

[0352] 詳細には、ホワイトバランス補正部4080では、通常面順次R/G/B信号の平均値の比G/R、G/BからRおよびBの補正值を算出し、モード切替回路4042で検知した観察モードが通常光モードならば通常光用補正值を通常光用補正值記憶部4082に記憶し、狭帯域光モードなら通常光補正值とLUT3083から狭帯域光用補正值を求めて狭帯域光用補正值記憶部4084に記録する。セクタ4081が検知した観察モードに応じて通常光用補正值記憶部4082あるいは狭帯域光用補正值記憶部4084からの補正值をホワイトバランス補正部4080へ送り、ホワイトバランス補正部4080で補正值を乗算してR'、B'信号を出力する。このときG信号はそのまま出力される。

[0353] なお、LUT4083には通常光用補正值に基づいた狭帯域光用補正值を格納した構成としたが、これに限らず、図83に示すように、通常光用補正值に基づいた補正值係数kをLUT4083に格納し、狭帯域光用補正值演算部4085にて、

狭帯域光用補正值 = $k \times$ 通常光用補正值

より狭帯域光用補正値を演算して、狭帯域光用補正値記憶部4084を格納するようにしても良い。なお、kは定数とする。

- [0354] このように本実施例では通常光用の補正値から狭帯域光用補正値を算出して補正するため、狭帯域光でのホワイトバランス取得が不要となり、操作が簡略でき、操作ミスによる色調再現性の不良を確実に回避できる。
- [0355] なお、上記実施例の内視鏡装置4001では、光源装置4004が面順次光を供給し、ビデオプロセッサ4007で面順次画像情報を同時化して画像化する面順次式内視鏡装置を例として説明したが、これに限らず、同時式内視鏡装置にも適用可能である。
- [0356] すなわち、図84に示すように、白色光を供給する光源装置4004aと、CCD4002の撮像面の前面にカラーチップ4100を備えた電子内視鏡4003aと、電子内視鏡4003aから撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ4007aとからなる同時式内視鏡装置4001aにも本実施例を適用することができる。
- [0357] 光源装置4004aでは、熱線カットフィルタ4012を介したキセノンランプ4011からの白色光が絞り装置4013により光量が制御され電子内視鏡4003a内に配設されたライトガイド4015の入射面に出射される。この白色光の光路上に図73に示したような離散的な分光特性の狭帯域光に変換する狭帯域制限フィルタ4014aが挿脱可能に設けられている。
- [0358] 電子内視鏡4003aでは、体腔内組織4051の像がカラーチップ4100を介してCCD4002で撮像される。
- [0359] ビデオプロセッサ4007aでは、A/D変換器4024からの画像データがY/C分離回路4101により輝度信号Yと色差信号Cr、Cbに分離され、RGBマトリックス回路4102によりRGB信号に変換され、ホワイトバランス回路4025に出力される。その他の構成及び作用は図70の内視鏡装置と同じである。
- [0360] そして、ホワイトバランス回路4025では、図85に示すように、RGBマトリックス回路4102からのRGB信号の各信号に対してホワイトバランスを取得する。この際のホワイトバランス取得方法は本実施例と同じである。
- [0361] また、図86に示すように、電子内視鏡4003内に通常光用補正値を含むスコープ

の各種情報からなるスコープIDを記憶したスコープID記憶部4110を設け、スコープIDにおける通常光用補正値をホワイトバランス回路4025に出力することで、図87に示すように、ホワイトバランス回路4025において、通常光用補正値記憶部4082が通常光用補正値を用いてLUT4083から狭帯域光用補正値を読み出し、狭帯域光用補正値演算部4085に格納するように構成しても良い。

- [0362] さらに、図88に示すように、ホワイトバランス回路4025に出力したスコープIDにおける通常光用補正値に基づいた補正係数 k をLUT4083に格納し、狭帯域光用補正値演算部4085にて、前述した

$$\text{狭帯域光用補正値} = k \times \text{通常光用補正値}$$

より狭帯域光用補正値を演算して、狭帯域光用補正値記憶部4084に格納するようにしても良い。なお、 k は定数とする。

- [0363] なお、図86の内視鏡では面順次式内視鏡を例として説明したが、これに限らず、同時式にも適用可能である。

- [0364] 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。

請求の範囲

- [1] 照明光を供給する照明光供給手段と、
前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、
前記照明光を2つのバンド域の狭帯域光に制限して前記被写体に照射する2帯域制限手段と、
前記2帯域制限手段が制限して照射した2つのバンド域の狭帯域光による第1バンド域画像データ及び第2バンド域画像データを生成すると共に、前記第1バンド域画像データ及び前記第2バンド域画像データより表示手段に表示する3チャンネル色画像データを生成する信号処理手段と
を有することを特徴とする内視鏡装置。
- [2] 前記2帯域制限手段による狭帯域光のうち少なくとも一方が可視光であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。
- [3] 照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段とを備えた内視鏡装置において、
前記照明光を2つのバンド域の狭帯域光に制限して前記被写体に照射する2帯域制限手段
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。
- [4] 前記2帯域制限手段は、前記照明光を緑色波長帯域及び青色波長帯域の2つのバンド域の狭帯域光に制限する
ことを特徴とする請求項1ないし3に記載の内視鏡装置。
- [5] 前記2帯域制限手段は、前記照明光を緑色波長帯域内で2つのバンド域の狭帯域光に制限する
ことを特徴とする請求項1ないし3に記載の内視鏡装置。
- [6] 前記2帯域制限手段は、前記照明光を青色波長帯域内で2つのバンド域の狭帯域光に制限する
ことを特徴とする請求項1ないし3に記載の内視鏡装置。

- [7] 前記2帯域制限手段は、前記2つのバンド域の狭帯域光を時系列に前記被写体に照射する
ことを特徴とする請求項1ないし6のいずれか1つに記載の内視鏡装置。
- [8] 前記撮像手段は、撮像面に波長帯域分離手段を有する
ことを特徴とする請求項1ないし6のいずれか1つに記載の内視鏡装置。
- [9] 前記2帯域制限手段は、緑色波長帯域の狭帯域光の分光積を青色波長帯域の狭帯域光の分光積より小さく抑制した2つのバンド域の狭帯域光に制限する
ことを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。
- [10] 前記2帯域制限手段は、前記2つのバンド域の狭帯域光を時系列に前記被写体に照射する
ことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡装置。
- [11] 前記撮像手段は、撮像面に波長帯域分離手段を有する
ことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡装置。
- [12] 前記信号処理手段は、前記2帯域制限手段が制限して照射した2つのバンド域の狭帯域光による第1バンド域画像データ及び第2バンド域画像データを生成すると共に、前記第1バンド域画像データ及び前記第2バンド域画像データより表示手段に出力する3チャンネル色画像データを生成する
ことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。
- [13] 前記3チャンネル色画像データは、前記表示手段に出力するR画像データ、G画像データ及びB画像データである
ことを特徴とする請求項12に記載の内視鏡装置。
- [14] 前記第1バンド域画像データは前記2帯域制限手段が制限して照射した2つのバンド域の狭帯域光のうち長い波長帯域側の狭帯域光で撮像された撮像信号に基づく画像データであり、
前記第2バンド域画像データは前記2帯域制限手段が制限して照射した2つのバンド域の狭帯域光のうち短い波長帯域側の狭帯域光で撮像された撮像信号に基づく画像データであり、
前記信号処理手段は、前記第1バンド域画像データにより前記R画像データを生

成し、前記第2バンド域画像データに対して所定の重み付け演算を行い前記G画像データ及び前記B画像データを生成する

ことを特徴とする請求項13に記載の内視鏡装置。

[15] 前記照明光は可視光領域を含む

ことを特徴とする請求項3ないし14のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

[16] 広帯域の照明光による通常光観察時と、狭帯域の照明光による狭帯域光観察時とにおいて、少なくとも複数の波長域で撮像した色信号成分の比率を変更して、前記照明光の光量を調整する調光基準信号を生成した

ことを特徴とする請求項1ないし14のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

[17] 前記広帯域の照明光及び狭帯域の照明光は、それぞれ複数の波長域の照明光を同時に照明する同時式照明光であり、前記調光基準信号は、狭帯域光観察時には短波長側で撮像した色信号の比率を長波長側で撮像した色信号よりも大きくして生成される

ことを特徴とする請求項16に記載の内視鏡装置。

[18] 前記広帯域の照明光及び狭帯域の照明光は、それぞれ複数の波長域の照明光を順次照明する面順次式照明光であり、前記調光基準信号は、狭帯域光観察時には短波長側で撮像した色信号の比率を長波長側で撮像した色信号よりも大きくして生成される

ことを特徴とする請求項16に記載の内視鏡装置。

[19] 前記調光基準信号により前記照明光の光量を調整する際の目標となる値を、前記通常光観察時と狭帯域光観察時とにおいて切り替える

ことを特徴とする請求項16に記載の内視鏡装置。

[20] 前記調光基準信号は、狭帯域光観察時には緑(G)及び青(B)の波長域に対応するG及びBの色信号を用いて生成する

ことを特徴とする請求項16ないし19に記載の内視鏡装置。

[21] 前記調光基準信号は、ゲインコントロールアンプを用いて生成される

ことを特徴とする請求項16ないし19に記載の内視鏡装置。

[22] 前記調光基準信号は、複数の乗算器を用いて生成される

ことを特徴とする請求項16ないし19に記載の内視鏡装置。

- [23] 内視鏡に設けられた撮像手段により撮像するために、複数の波長域にまたがる照明光を発生する光源装置と、

前記光源装置からの照明光を伝送して照明された被写体を、前記撮像手段により撮像された信号に対する信号処理を行う信号処理装置と、

前記信号処理装置に設けられ、前記照明光の光量を調整するために調光基準信号を生成する調光基準信号生成回路とを備えた内視鏡装置において、

前記光源装置は、広帯域の照明光と狭帯域の照明光とを切り替えて発生可能で、かつ前記調光基準信号生成回路は、広帯域の照明光による通常光観察時と、狭帯域の照明光による狭帯域光観察時とにおいて、少なくとも複数の波長域で撮像した色信号成分の比率を変更して調光基準信号を生成する

ことを特徴とする内視鏡装置。

- [24] 前記撮像手段からの出力信号を輝度信号と色差信号とに分離する色分離手段と、

前記照明光の場合から前記狭帯域光の場合の信号処理への切り替えに対応して、前記色分離手段により色分離された信号に対する処理特性を変更する処理特性変更手段と

を備えたことを特徴とする請求項1ないし14のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

- [25] 前記色分離手段より分離された前記色差信号に対する帯域制限を行う帯域制限手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記帯域制限手段による通過帯域の特性を広帯域に変更する

ことを特徴とする請求項24に記載の内視鏡装置。

- [26] 前記色分離手段により分離された前記輝度信号及び色差信号から3原色信号に変換する変換手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記変換手段による変換特性を決定する変換係数を変更する

ことを特徴とする請求項24に記載の内視鏡装置。

- [27] さらに照明光の光量を制御する調光信号の生成手段と、前記映像信号のレベルを可変制御するゲイン制御手段とを有し、前記調光信号の生成手段の動作を前記ゲイン制御手段の動作よりも優先させたことを特徴とする請求項24に記載の内視鏡装置。
- [28] 前記変換手段は、前記輝度信号及び色差信号から混色が殆ど無い3原色信号に変換することを特徴とする請求項26に記載の内視鏡装置。
- [29] さらに前記3原色信号から輝度信号及び色差信号に変換する第2の変換手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記第2の変換手段は、前記3原色信号における短波長の色信号の重み付けを大きくする変換特性に変更することを特徴とする請求項26に記載の内視鏡装置。
- [30] 前記色分離手段により分離された前記輝度信号及び色差信号から第2の輝度信号と第2の色差信号に変換する変換手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記変換手段は、短波長の色信号の重み付けを大きくする変換特性に変更することを特徴とする請求項24に記載の内視鏡装置。
- [31] 前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、 γ 特性を変更することを特徴とする請求項24に記載の内視鏡装置。
- [32] 前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、強調手段による強調特性を変更することを特徴とする請求項24に記載の内視鏡装置。
- [33] 内視鏡に搭載されたカラー撮像を行うための色分離用光学フィルタを設けた撮像手段からの出力信号に対して、色分離手段により輝度信号と色差信号とに分離してカラーの映像信号を生成する信号処理を行う信号処理装置と、可視領域の照明光と狭帯域の照明光とを切り替えて発生する光源装置と、を備えた内視鏡装置において、

前記可視領域の照明光と狭帯域の照明光との切り替えに連動して、前記色分離手段により色分離された信号に対する処理特性を変更する処理特性変更手段を具備する

ことを特徴とする内視鏡装置。

- [34] 前記色分離手段より分離された前記色差信号に対する帯域制限を行う帯域制限手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記帯域制限手段による通過帯域の特性を広帯域に変更する

ことを特徴とする請求項33に記載の内視鏡装置。

- [35] 前記色分離手段により分離された前記輝度信号及び色差信号から3原色信号に変換する変換手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記変換手段による変換特性を決定する変換係数を変更する。

9. 付記6において、さらに照明光の光量を制御する調光信号の生成手段と、前記映像信号のレベルを可変制御するゲイン制御手段とを有し、前記調光信号の生成手段の動作を前記ゲイン制御手段の動作よりも優先させた

ことを特徴とする請求項33に記載の内視鏡装置。

- [36] 前記照明光による前記被写体の撮像信号に対してホワイトバランス処理を行うホワイトバランス手段と

を有し、

前記ホワイトバランス手段は、

前記照明光に対する第1のホワイトバランス補正値を算出する第1のホワイトバランス補正値算出手段と、

前記狭帯域光の所定のバンド域の撮像信号を所定レベル信号に置換する信号置換手段と、

前記信号置換手段により置換された撮像信号に対する第2のホワイトバランス補正値を算出する補正値算出手段と

を備えたことを特徴とする請求項1ないし14のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

- [37] 前記信号置換手段は、前記狭帯域光の所定のバンド域の撮像信号を所定の固定値に置換する
ことを特徴とする請求項36に記載の内視鏡装置。
- [38] 前記信号置換手段は、前記狭帯域光の所定のバンド域の撮像信号を前記照明光の所定の帯域の撮像信号に置換する
ことを特徴とする請求項36に記載の内視鏡装置。

補正書の請求の範囲

補正書の請求の範囲〔2005年12月22日（22.12.05）国際事務局受理：出願当初の請求の範囲35は補正された；他の請求の範囲は変更なし。（1頁）〕

前記可視領域の照明光と狭帯域の照明光との切り替えに連動して、前記色分離手段により色分離された信号に対する処理特性を変更する処理特性変更手段を具備する

ことを特徴とする内視鏡装置。

- [34] 前記色分離手段より分離された前記色差信号に対する帯域制限を行う帯域制限手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記帯域制限手段による通過帯域の特性を広帯域に変更する

ことを特徴とする請求項33に記載の内視鏡装置。

- [35] （補正後）前記色分離手段により分離された前記輝度信号及び色差信号から3原色信号に変換する変換手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記変換手段による変換特性を決定する変換係数を変更する

ことを特徴とする請求項33に記載の内視鏡装置。

- [36] 前記照明光による前記被写体の撮像信号に対してホワイトバランス処理を行うホワイトバランス手段と

を有し、

前記ホワイトバランス手段は、

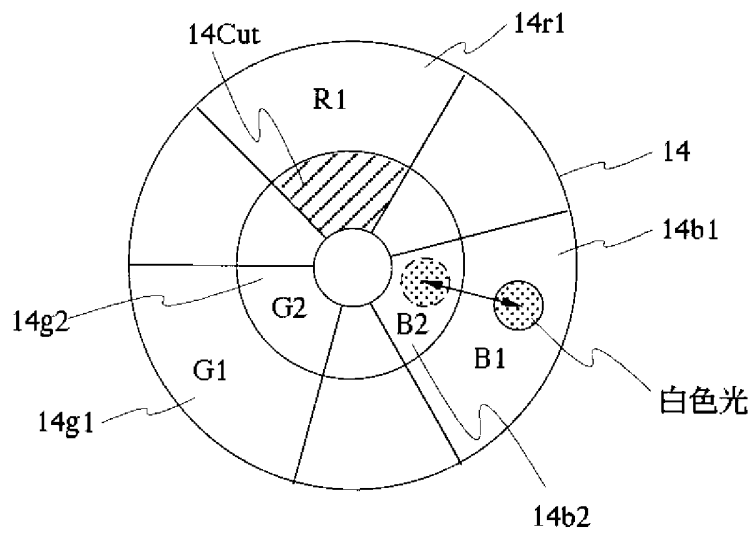
前記照明光に対する第1のホワイトバランス補正値を算出する第1のホワイトバランス補正値算出手段と、

前記狭帯域光の所定のバンド域の撮像信号を所定レベル信号に置換する信号置換手段と、

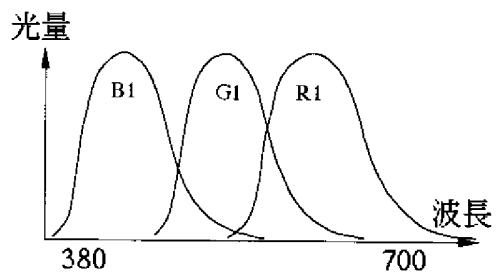
前記信号置換手段により置換された撮像信号に対する第2のホワイトバランス補正値を算出する補正値算出手段と

を備えたことを特徴とする請求項1ないし14のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

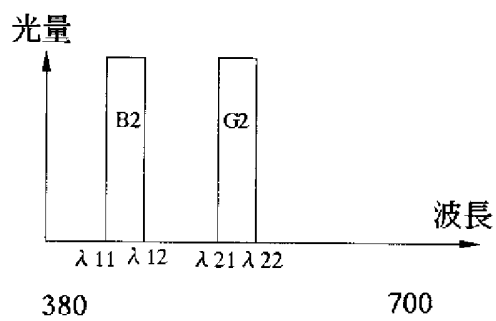
[図2]



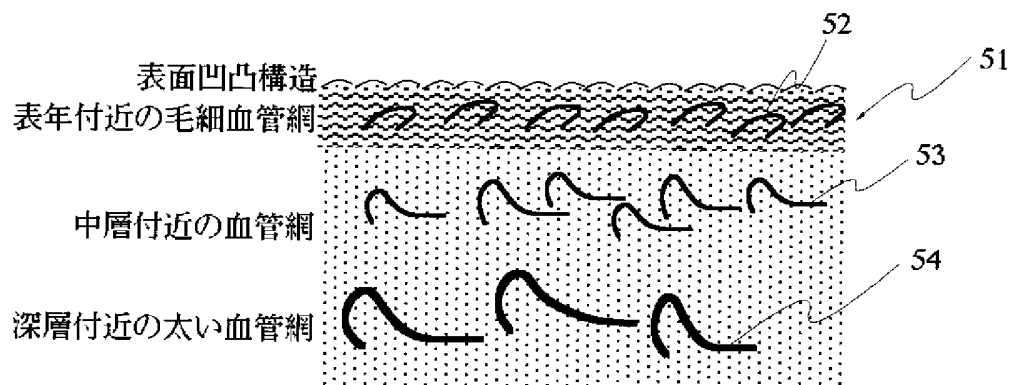
[図3]



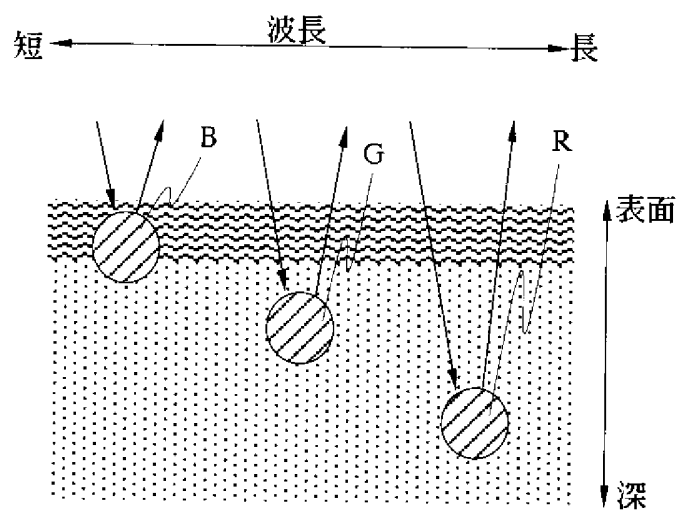
[図4]



[図5]



[図6]



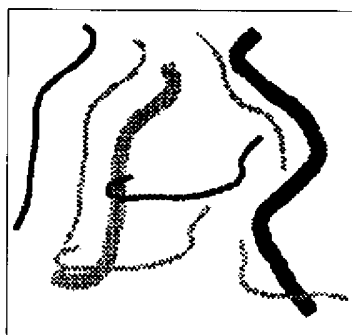
[図7]



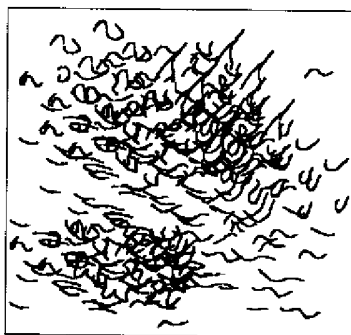
[図8]



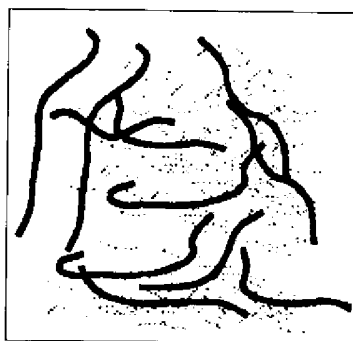
[図9]



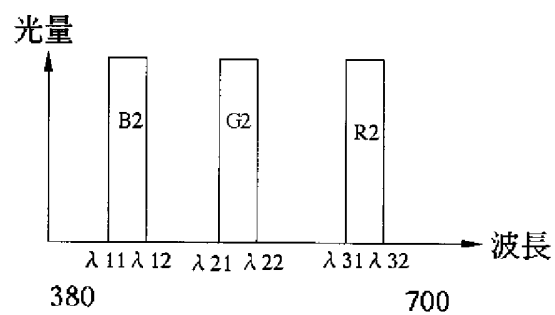
[図10]



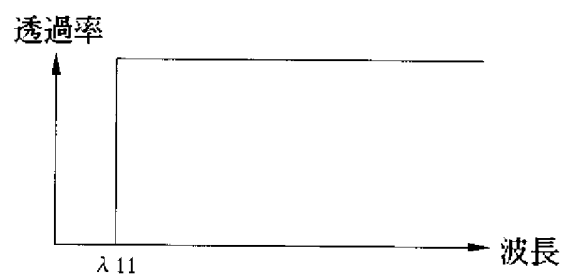
[図11]



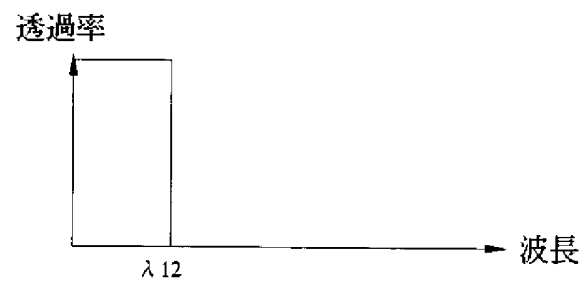
[図12]



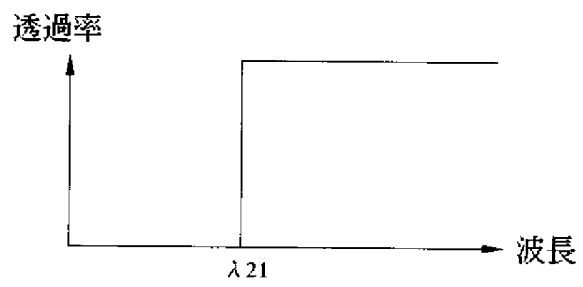
[図13]



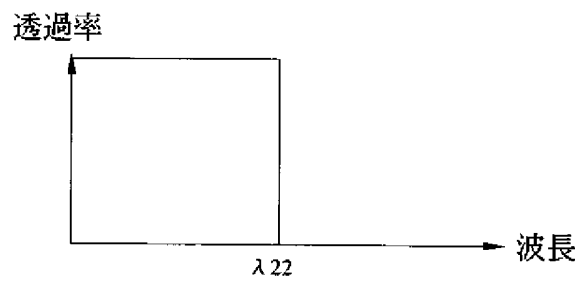
[図14]



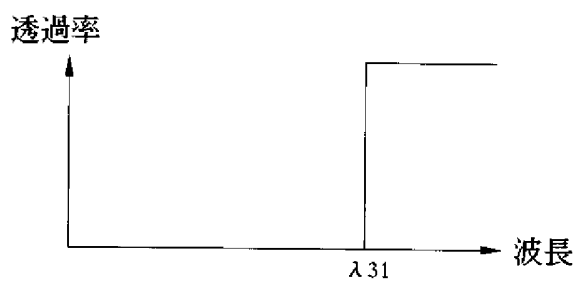
[図15]



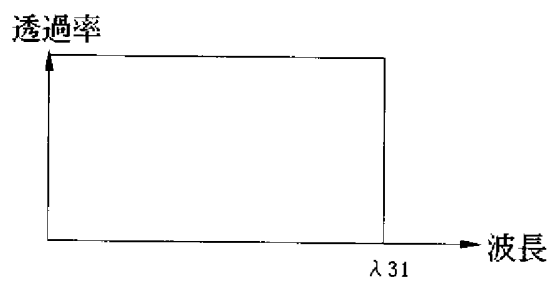
[図16]



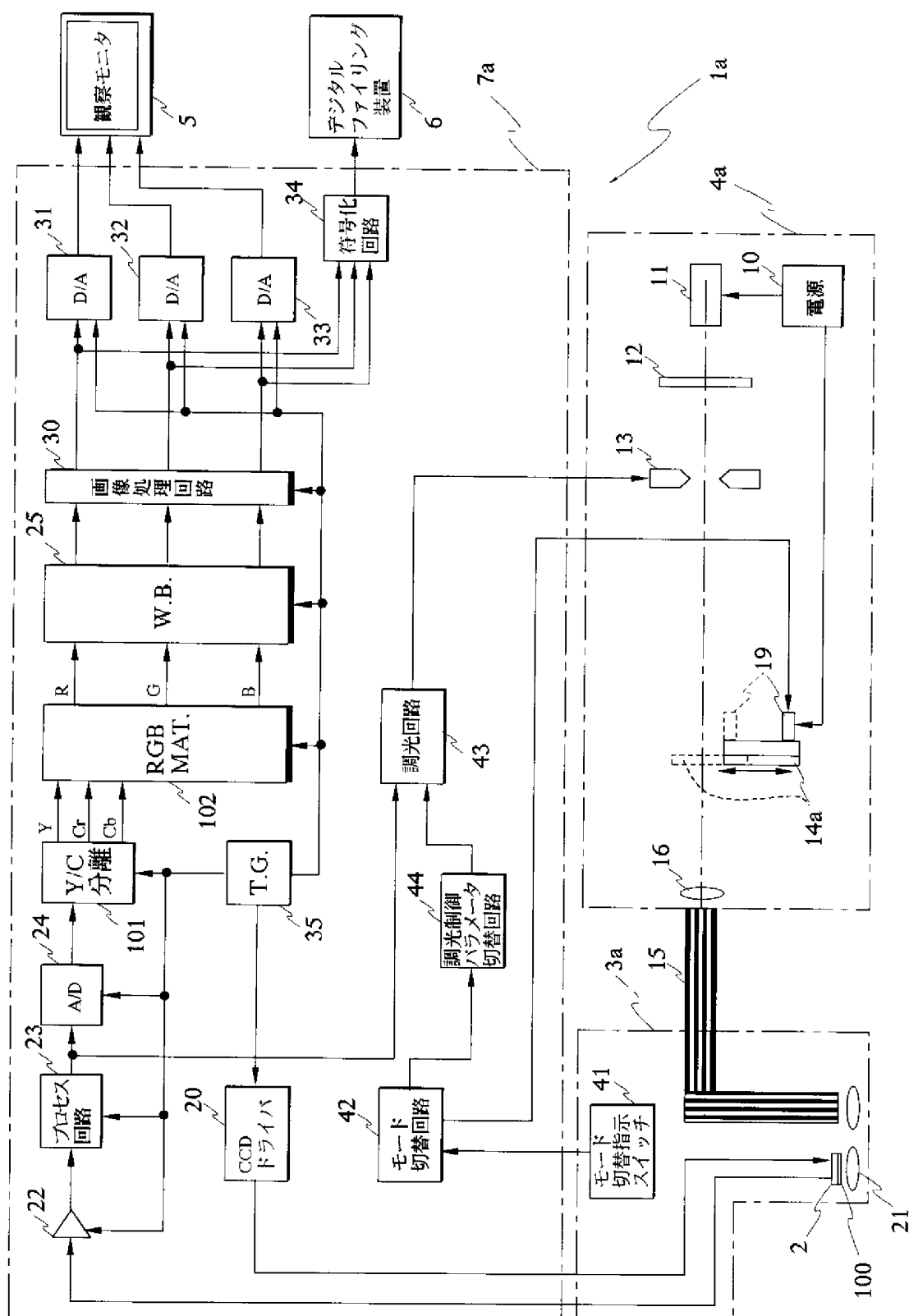
[図17]



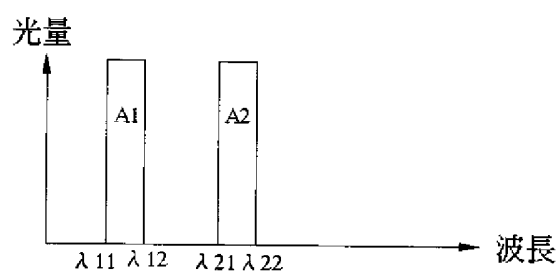
[図18]



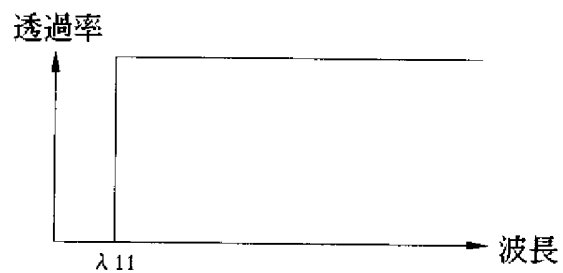
[図19]



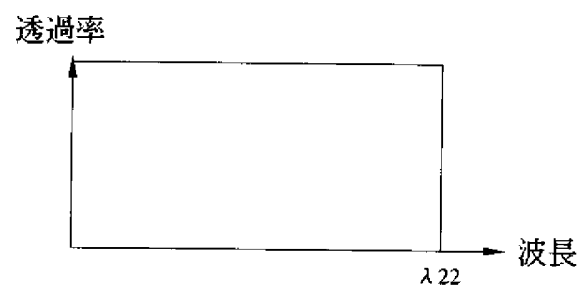
[図20]



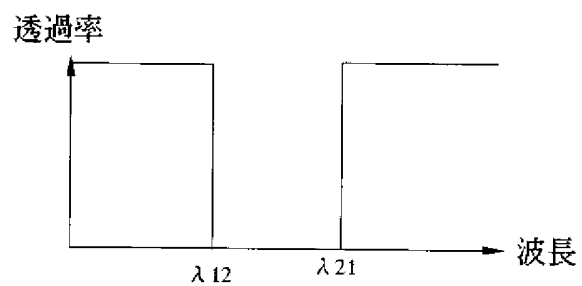
[図21]



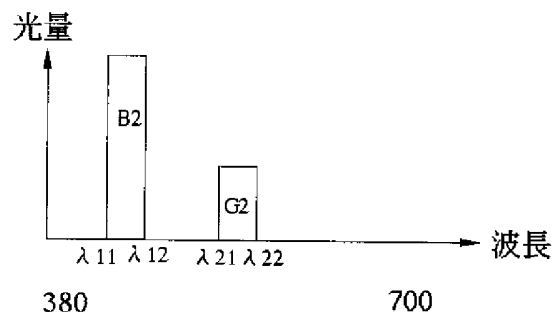
[図22]



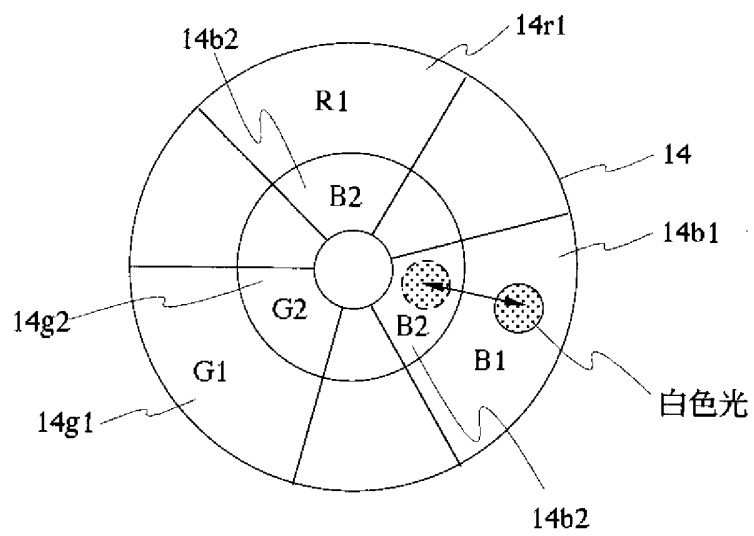
[図23]



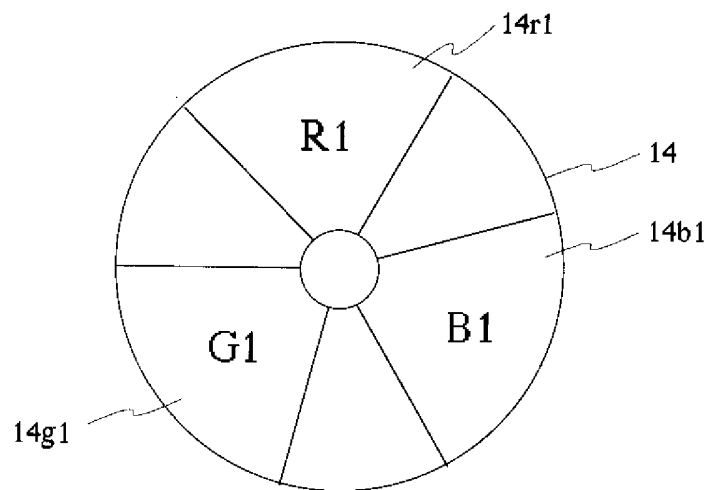
[図24]



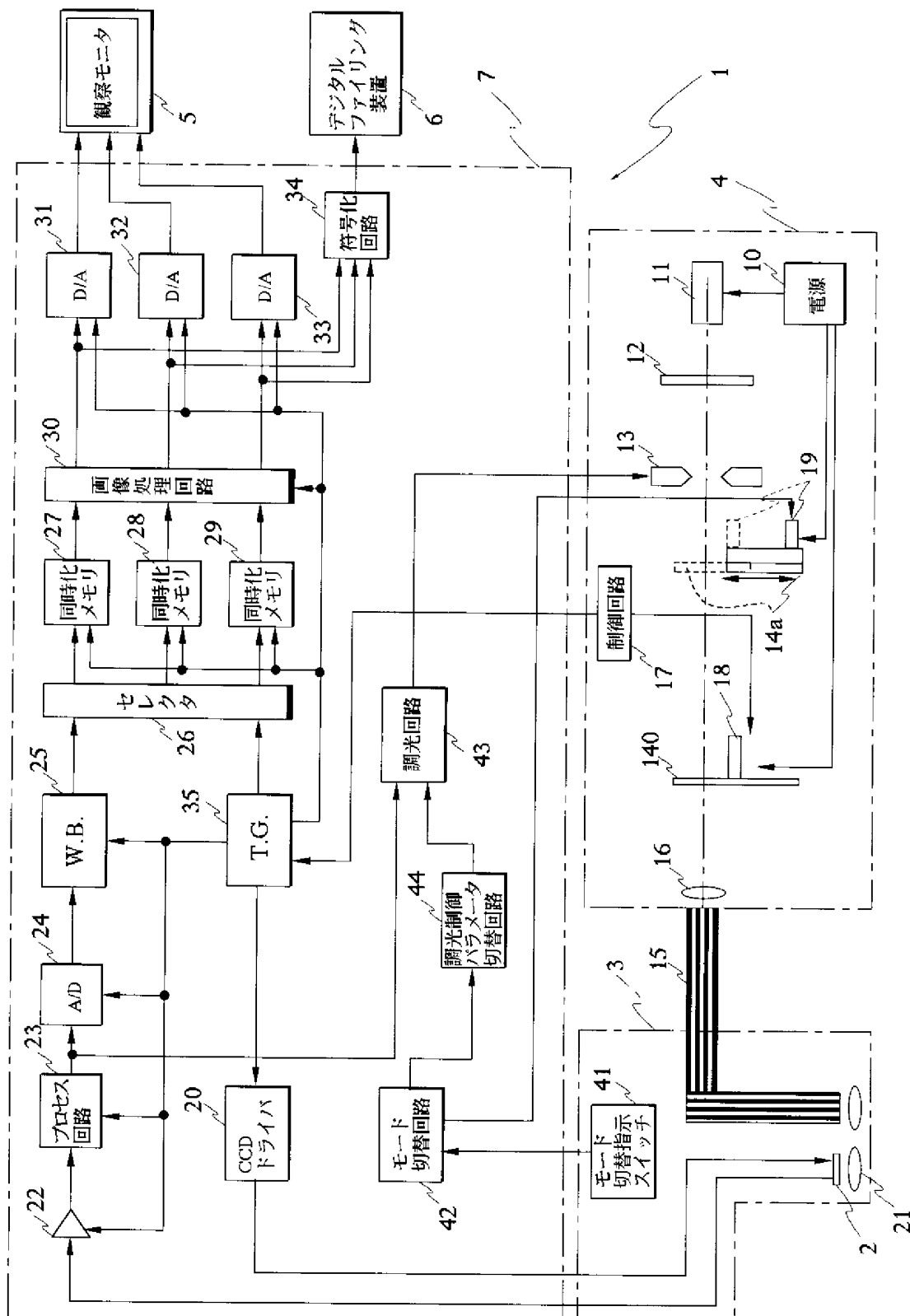
[図25]



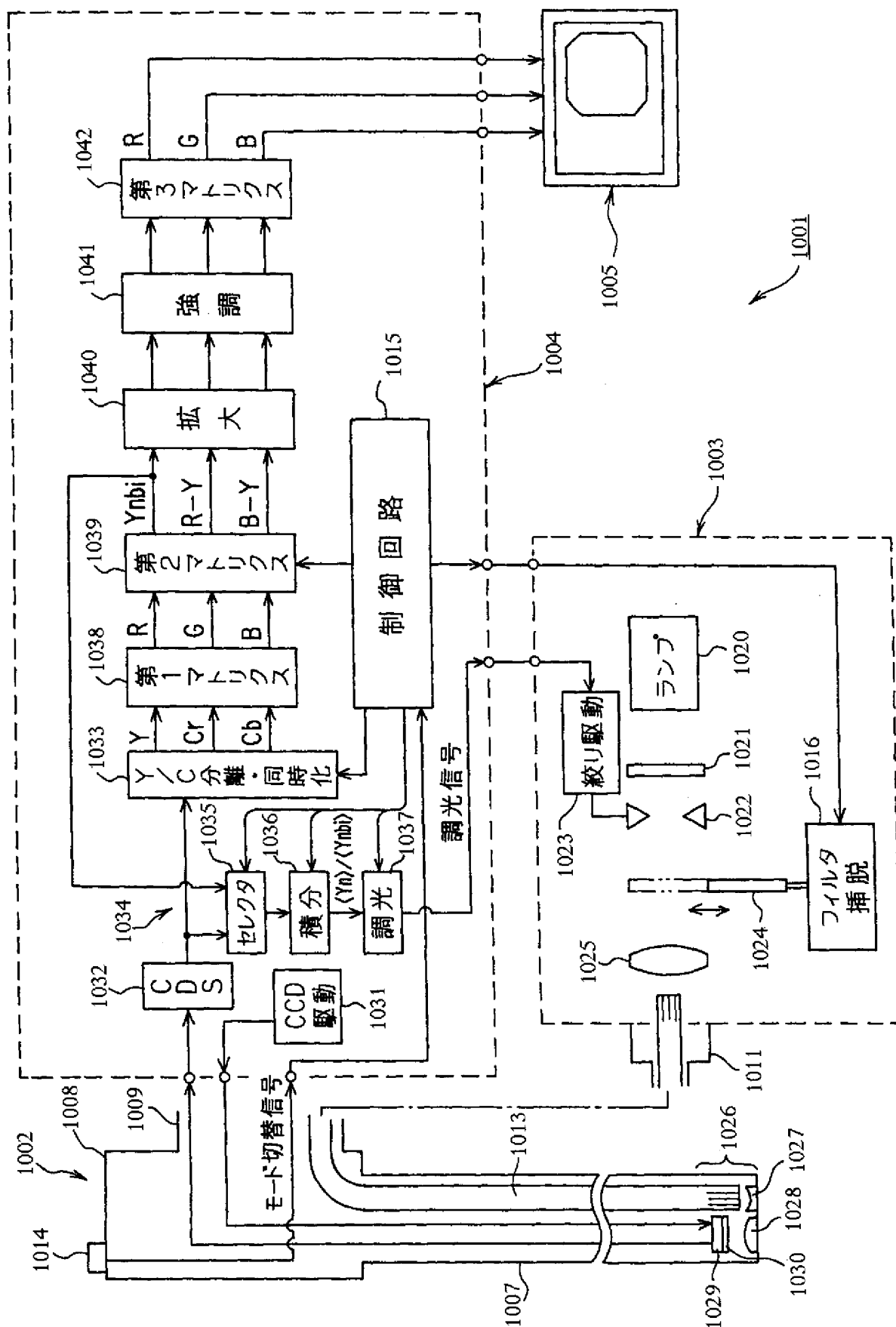
[図26]



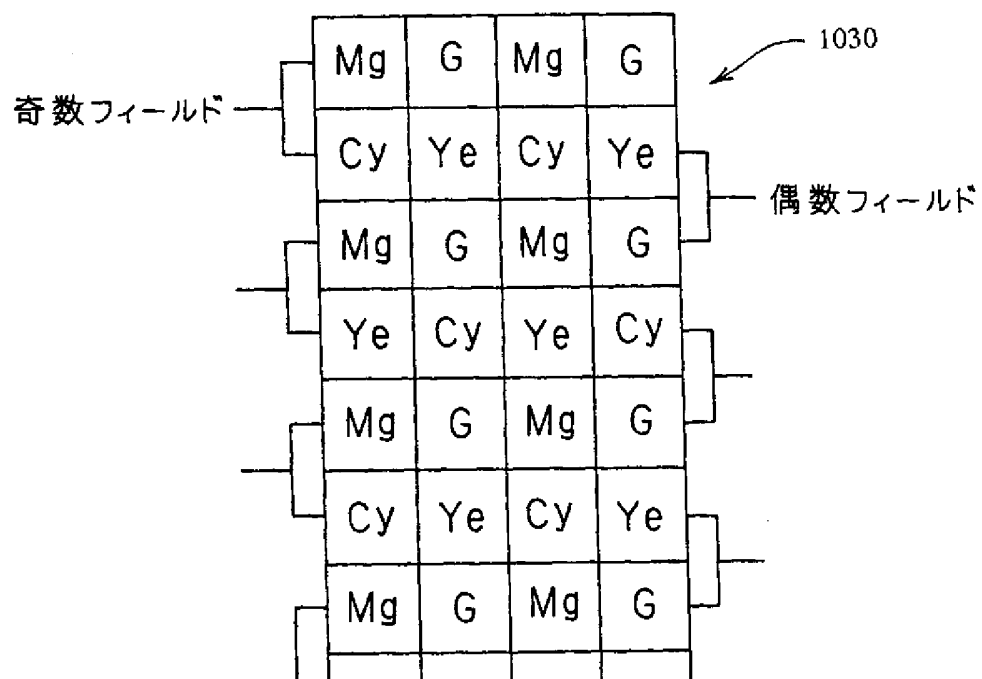
[図27]



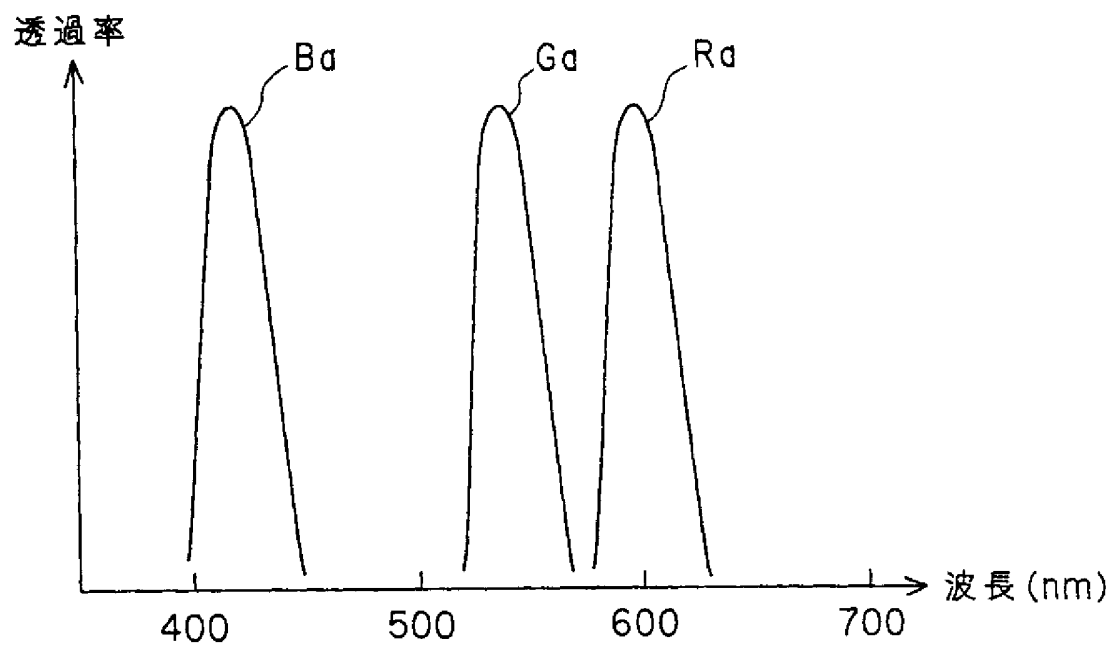
[図28]



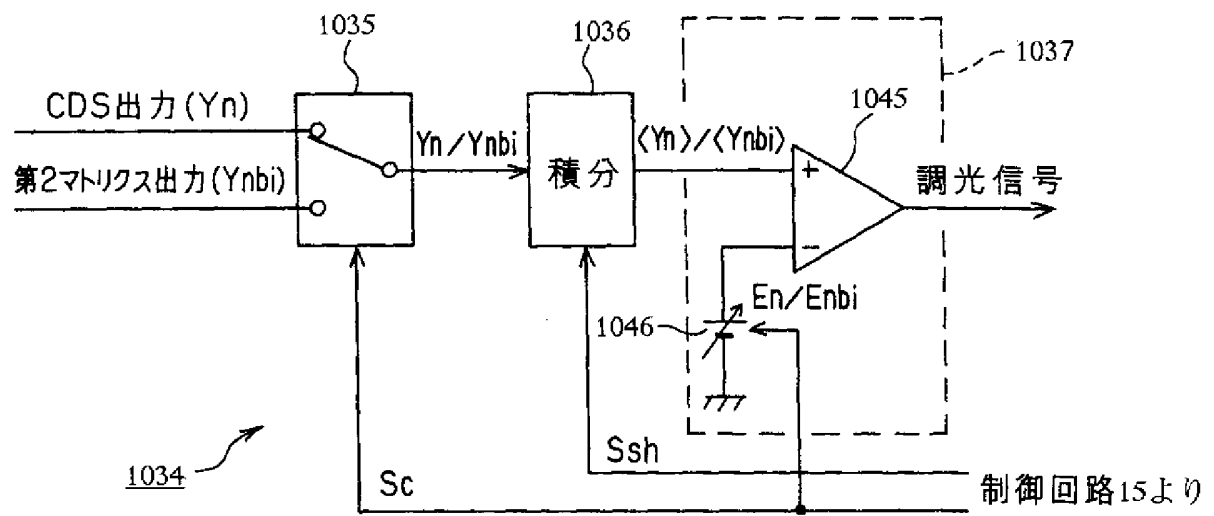
[図29]



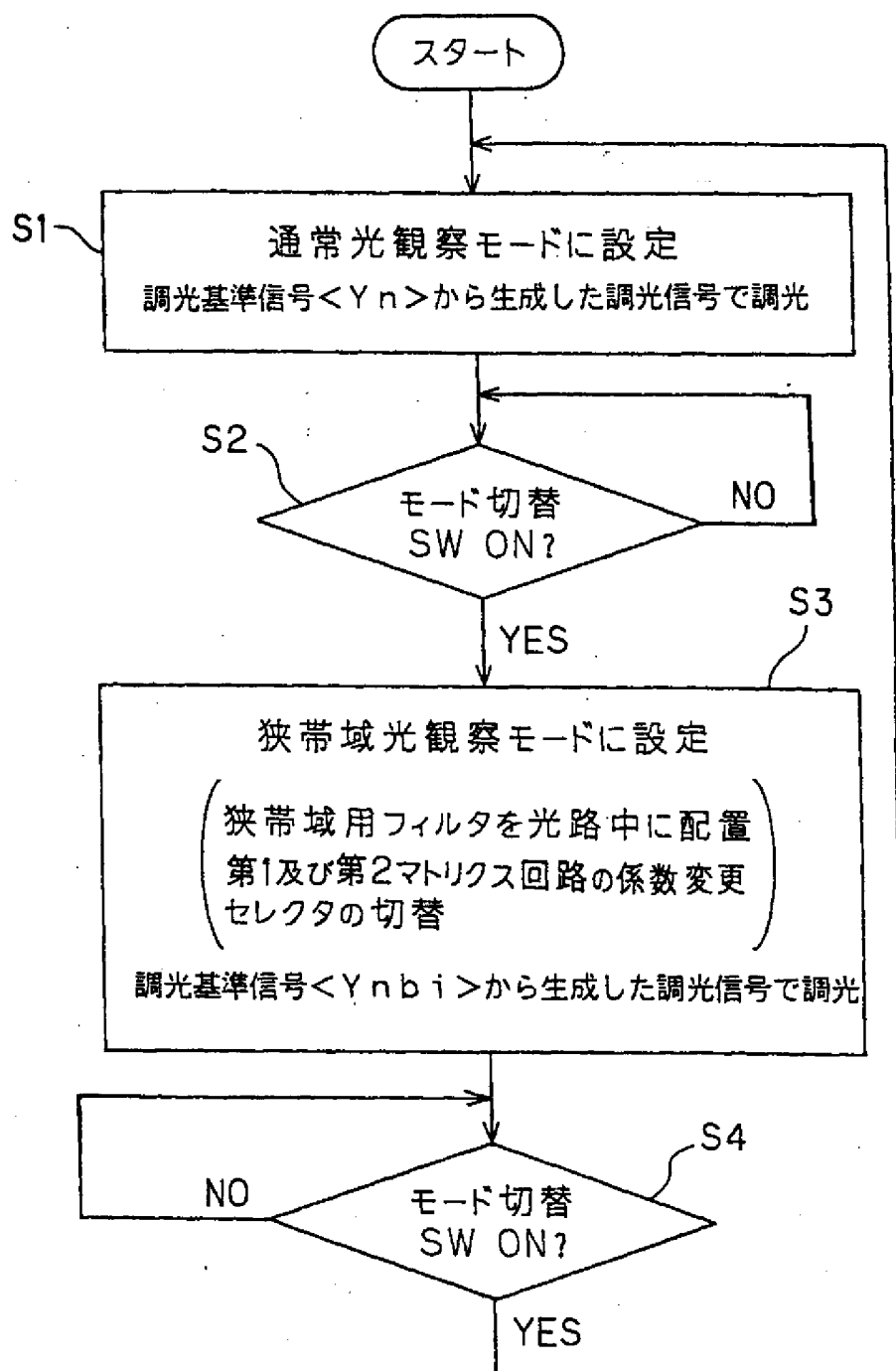
[図30]



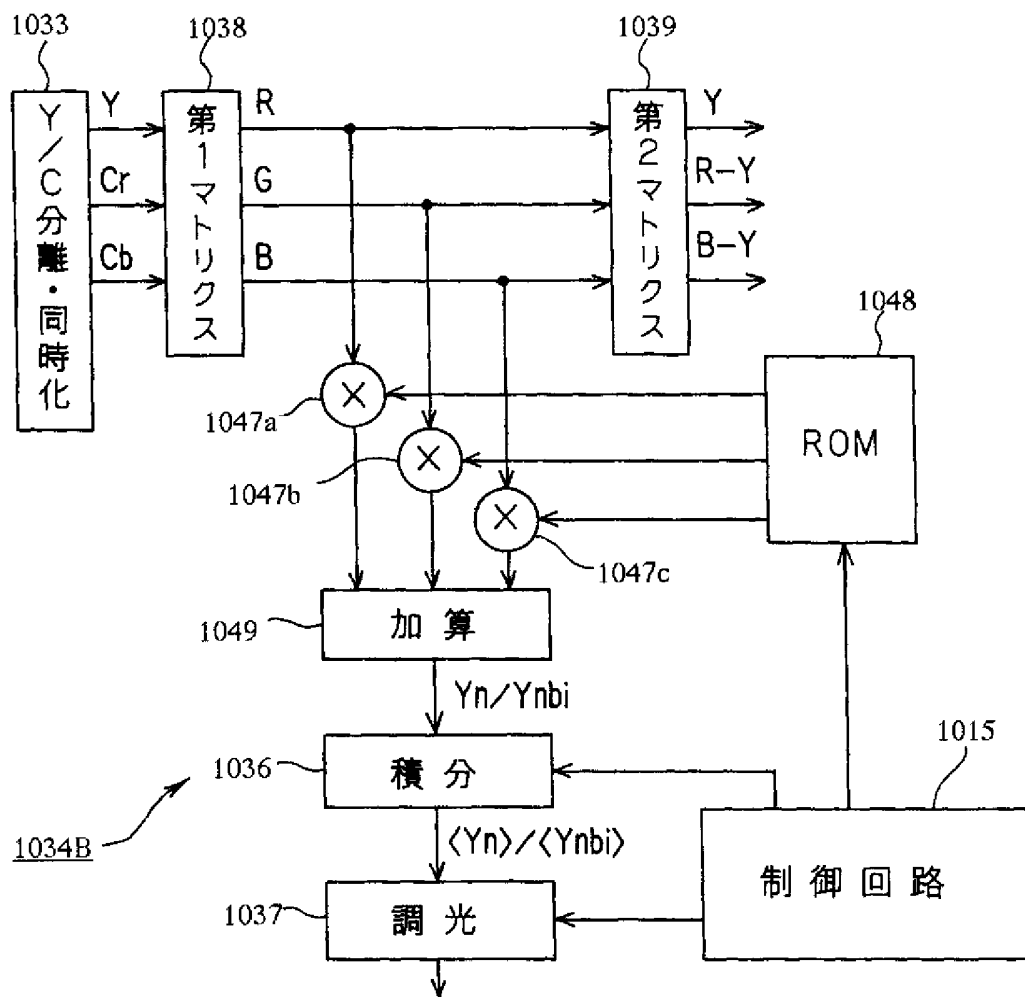
[図31]



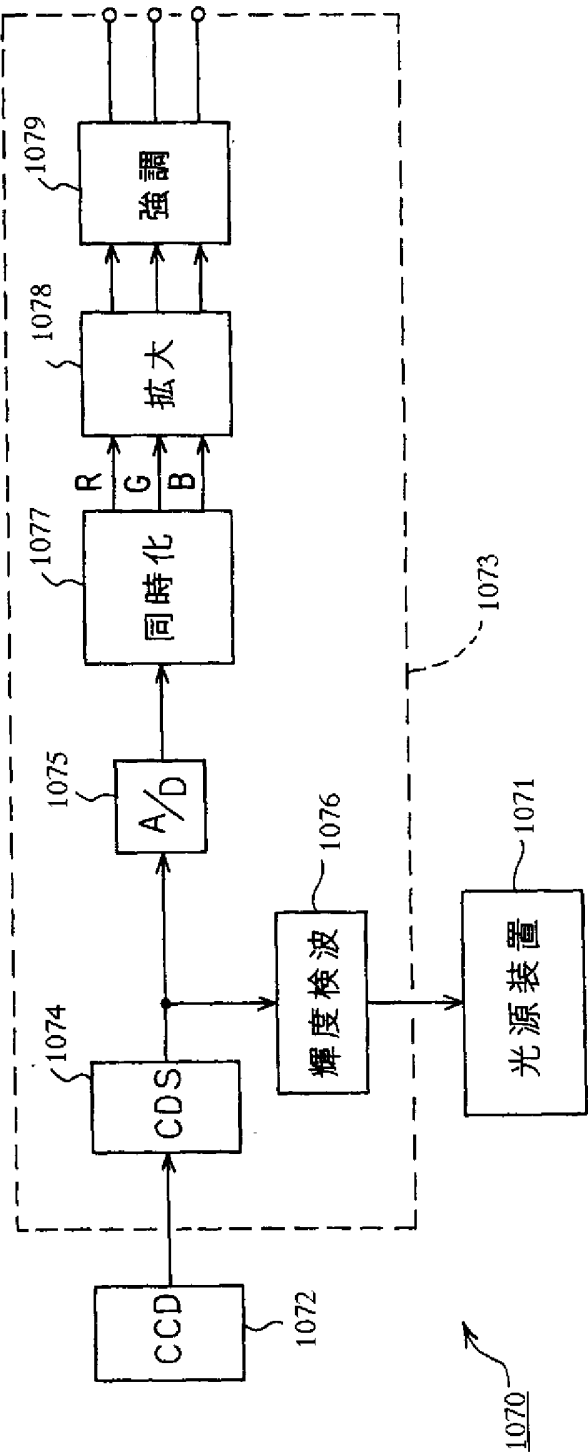
[図32]



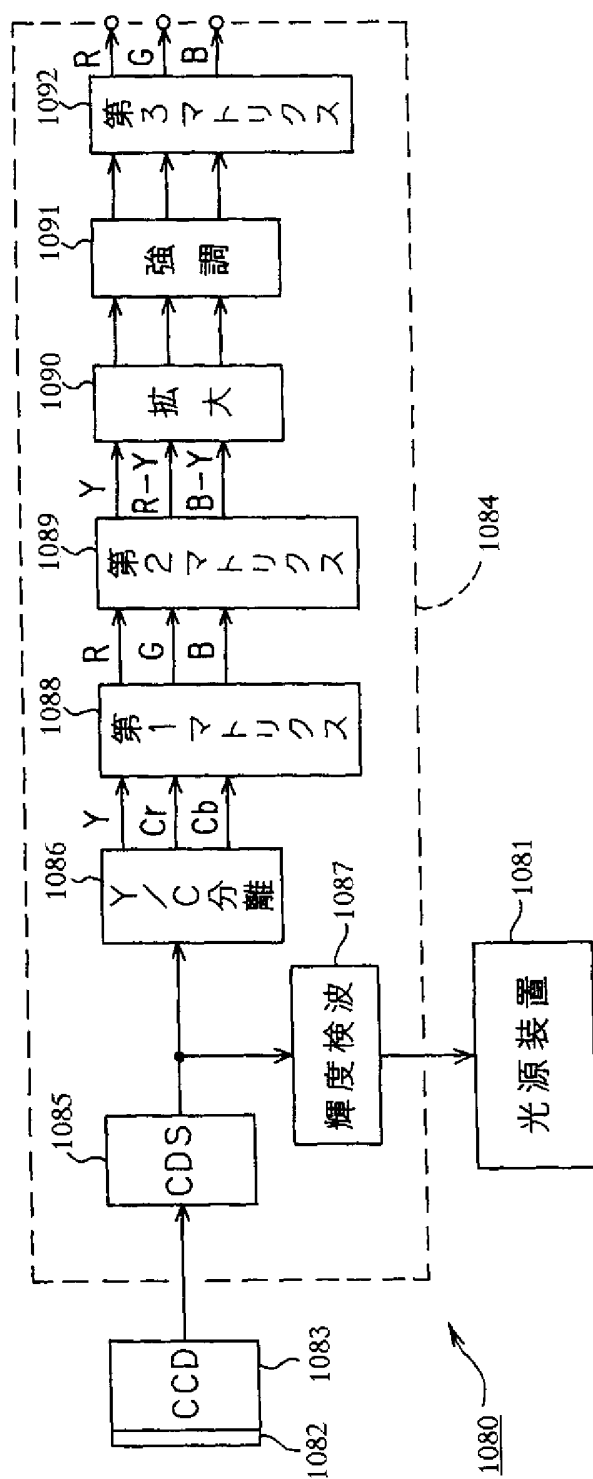
[図33]



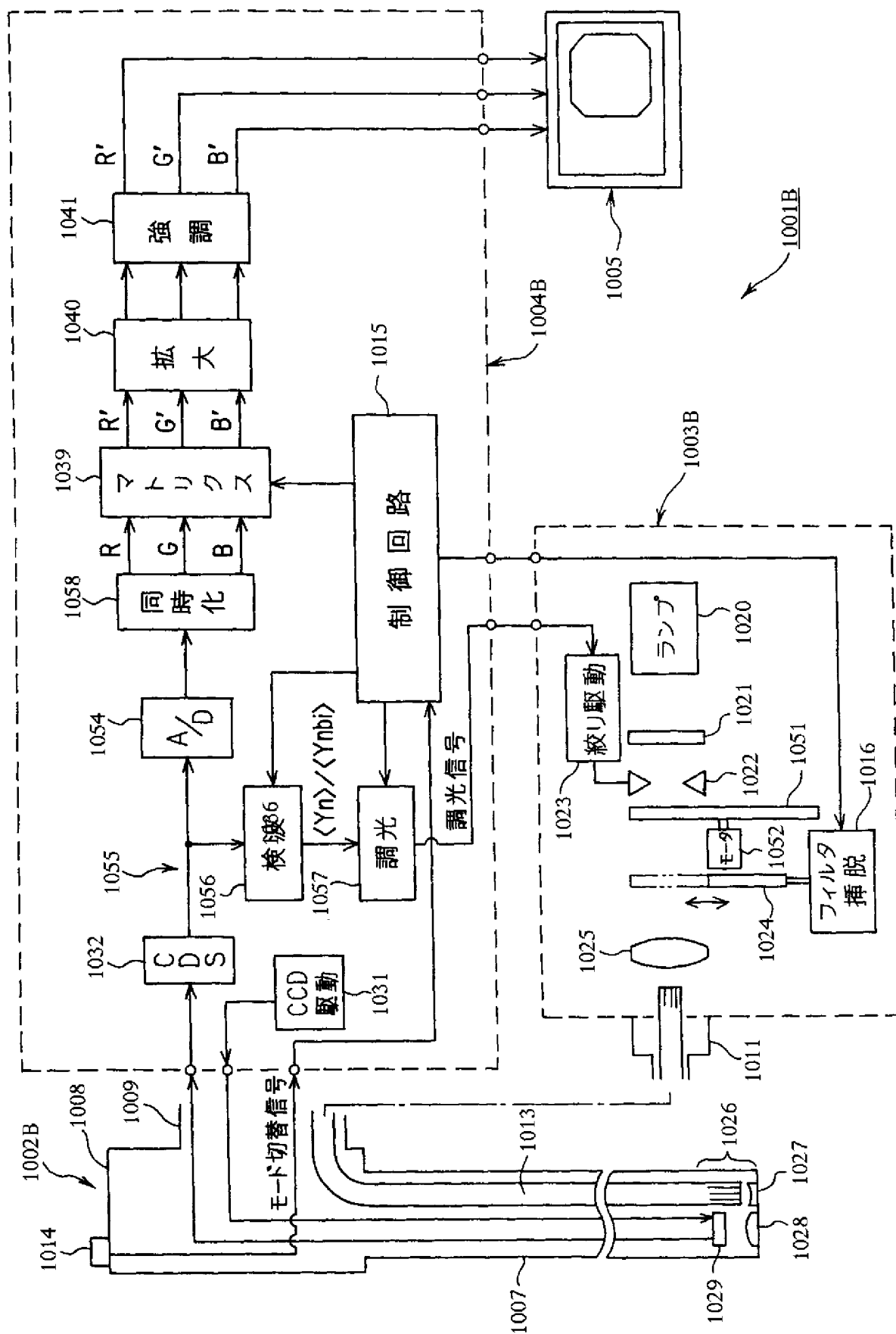
[図34]



[図35]

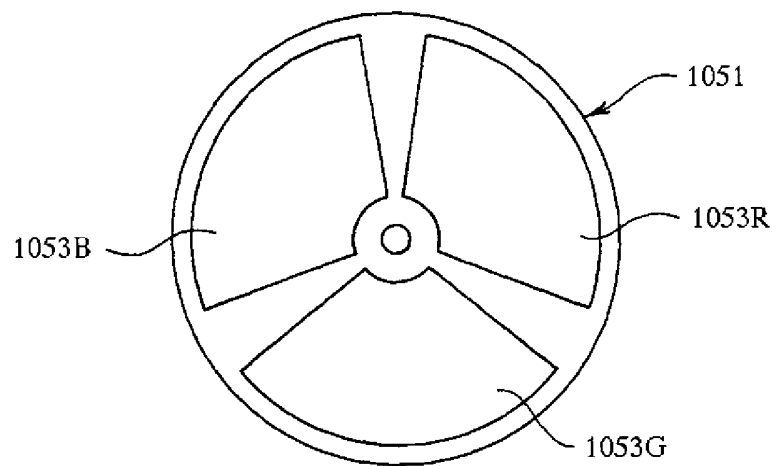


[図36]

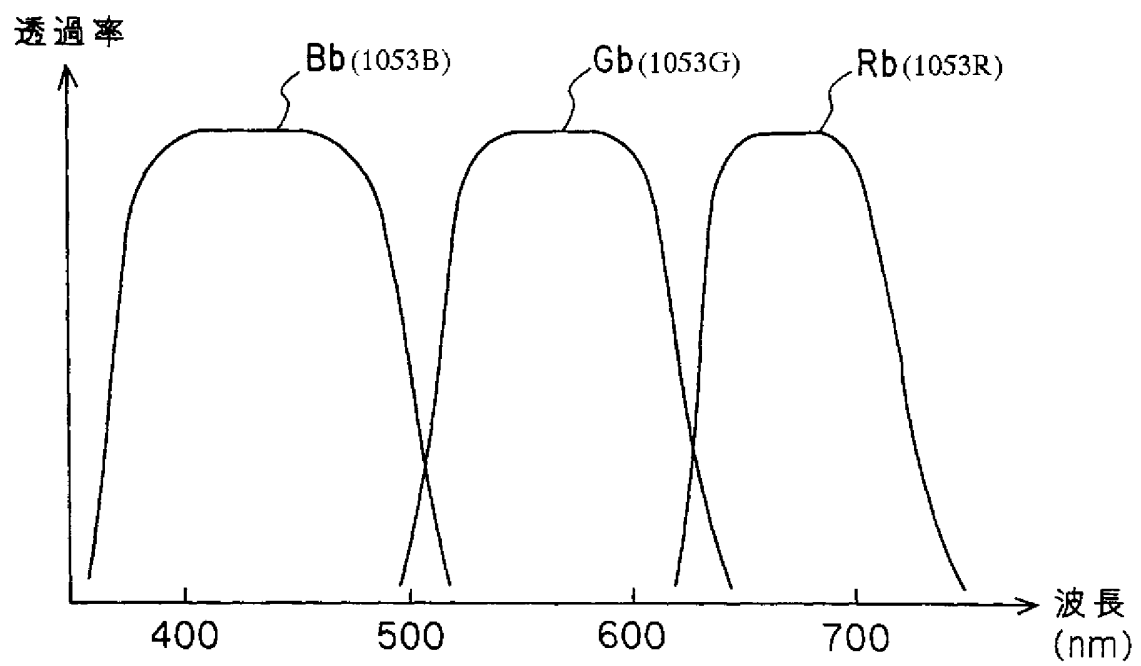


[図37]

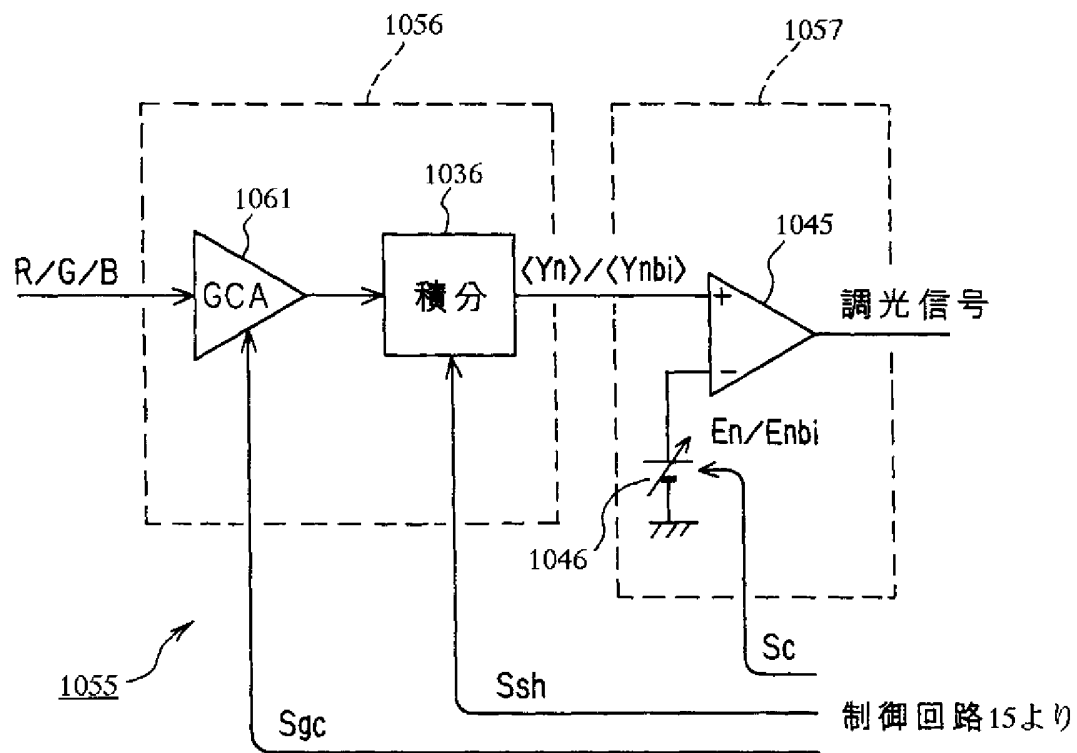
(A)



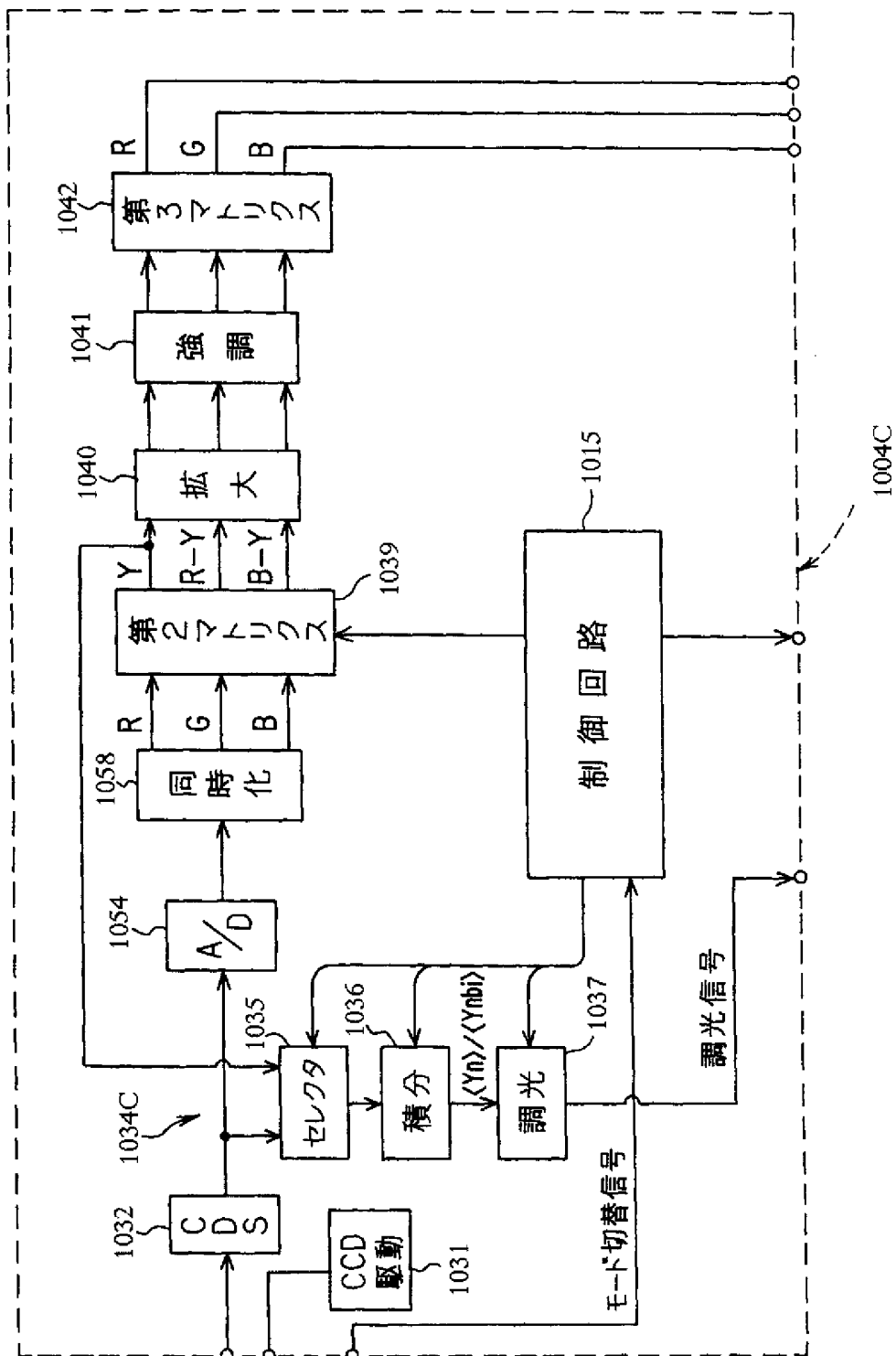
(B)



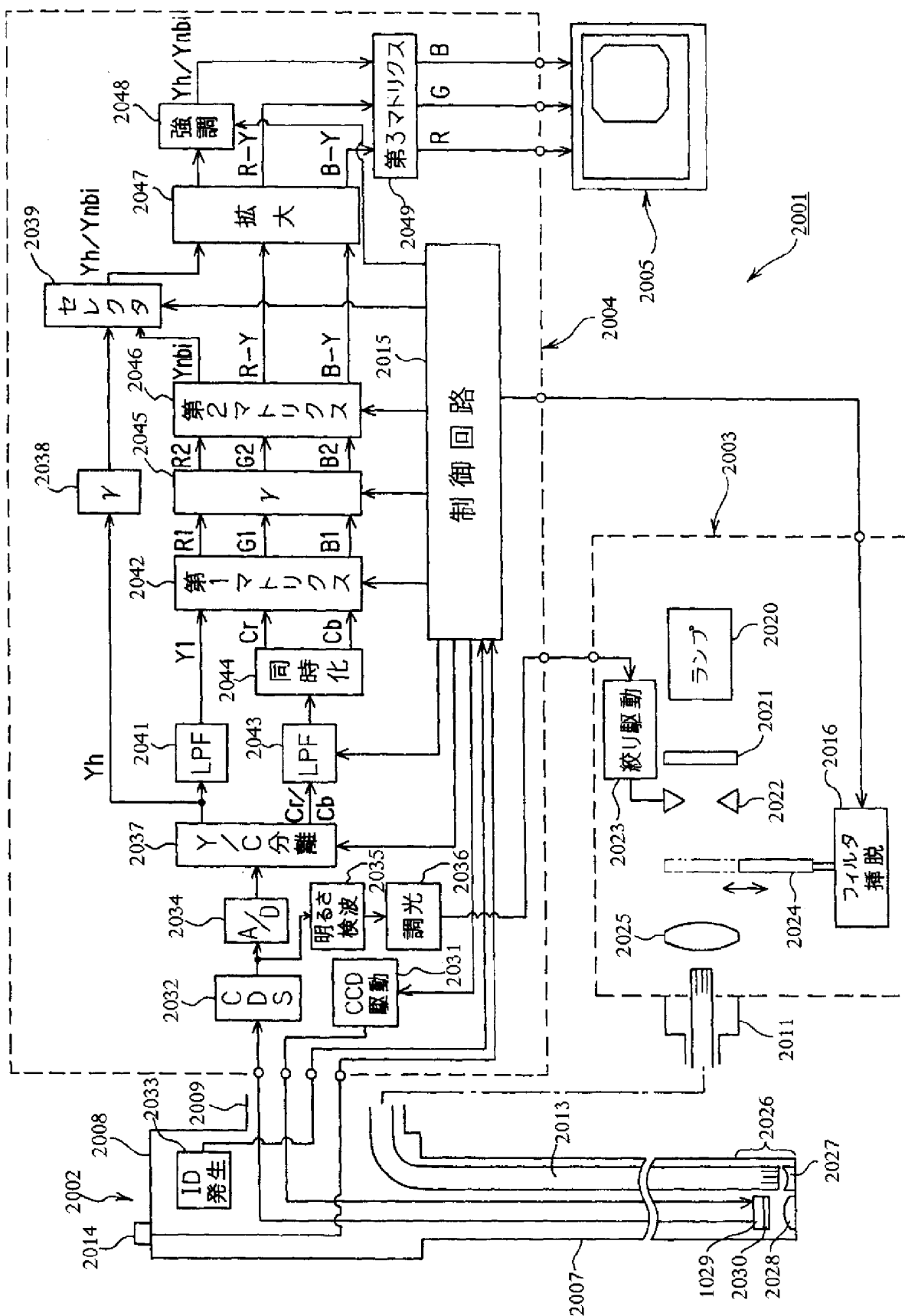
[図38]



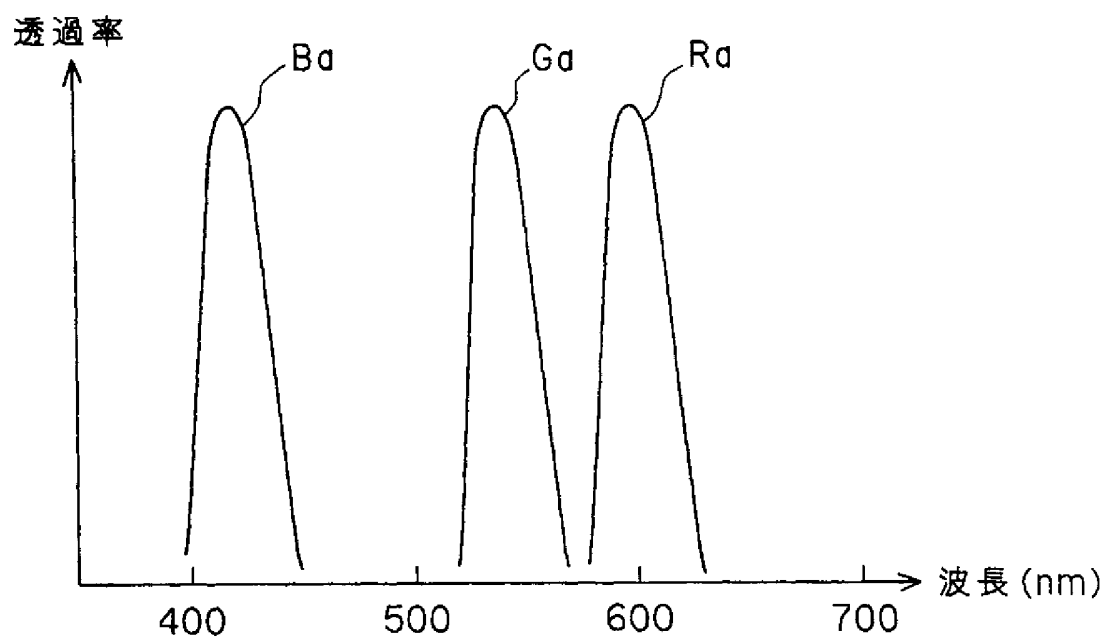
[図39]



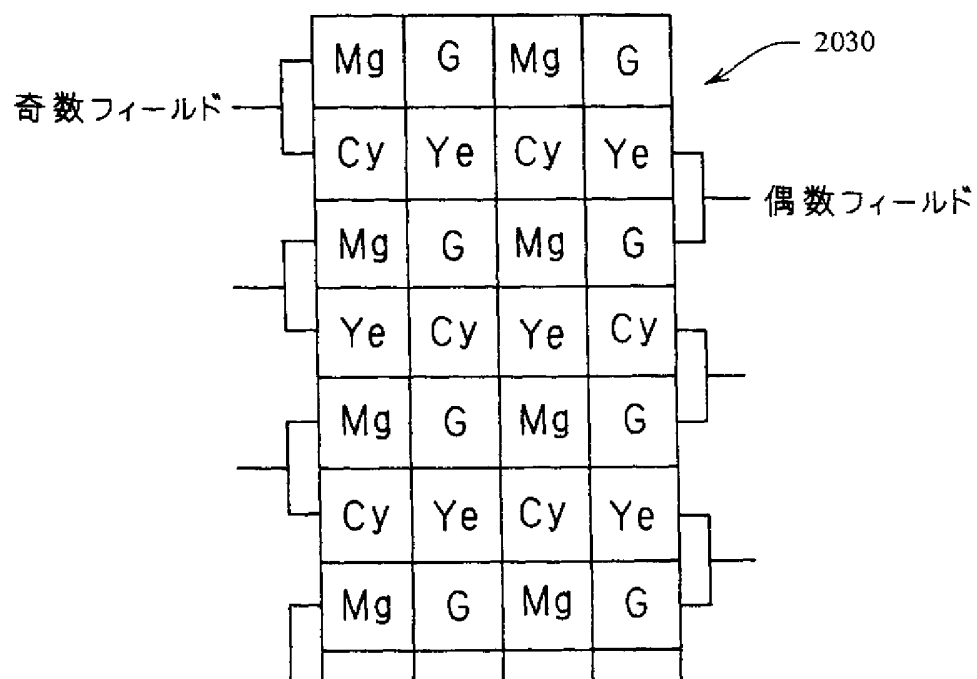
[図40]



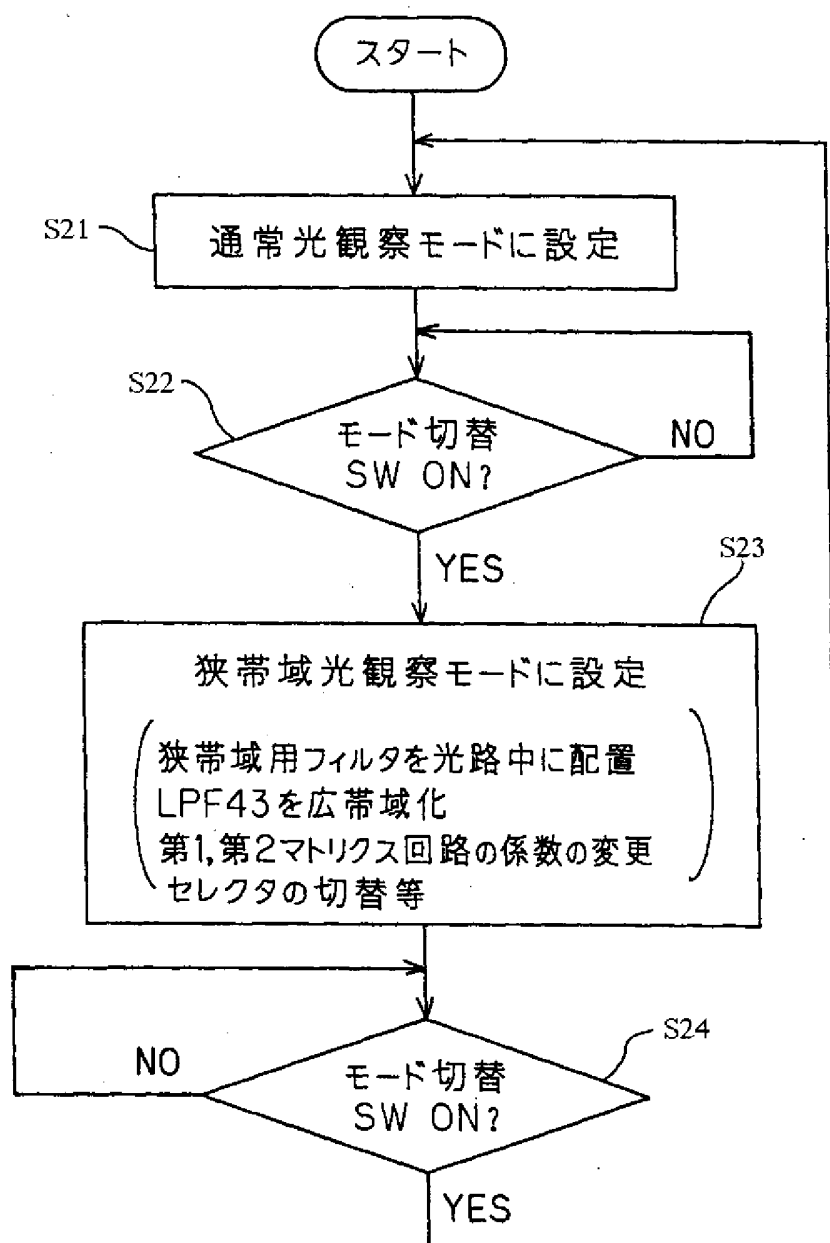
[図41]



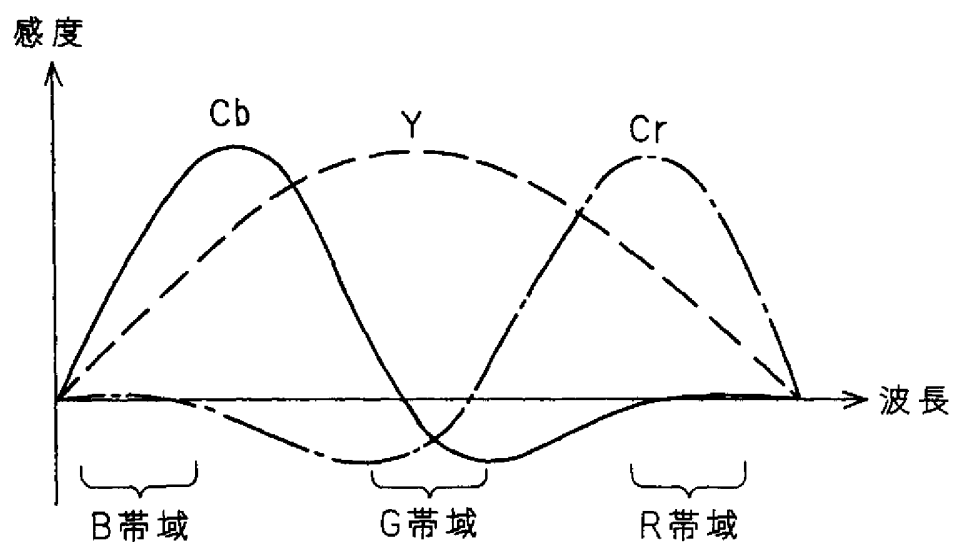
[図42]



[図43]



[図44]

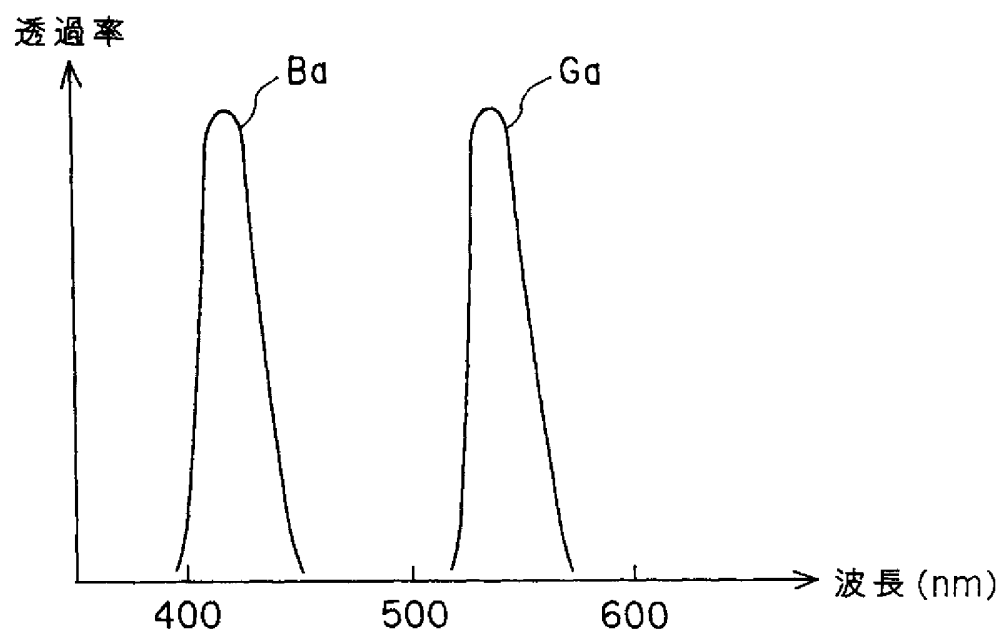


[図45]

(A)			(B)		
m11	m12	0	m11	m12	0
m21	0	m23	m21	m22	m23
m31	0	m33	m31	0	m33

(C)			(D)		
m11	m12	0	m11	m12	0
m21	0	0	m21	m22	0
m31	0	m33	m31	0	m33

[図46]



[図47]

(A)

m21	0	m23
m31	0	m33

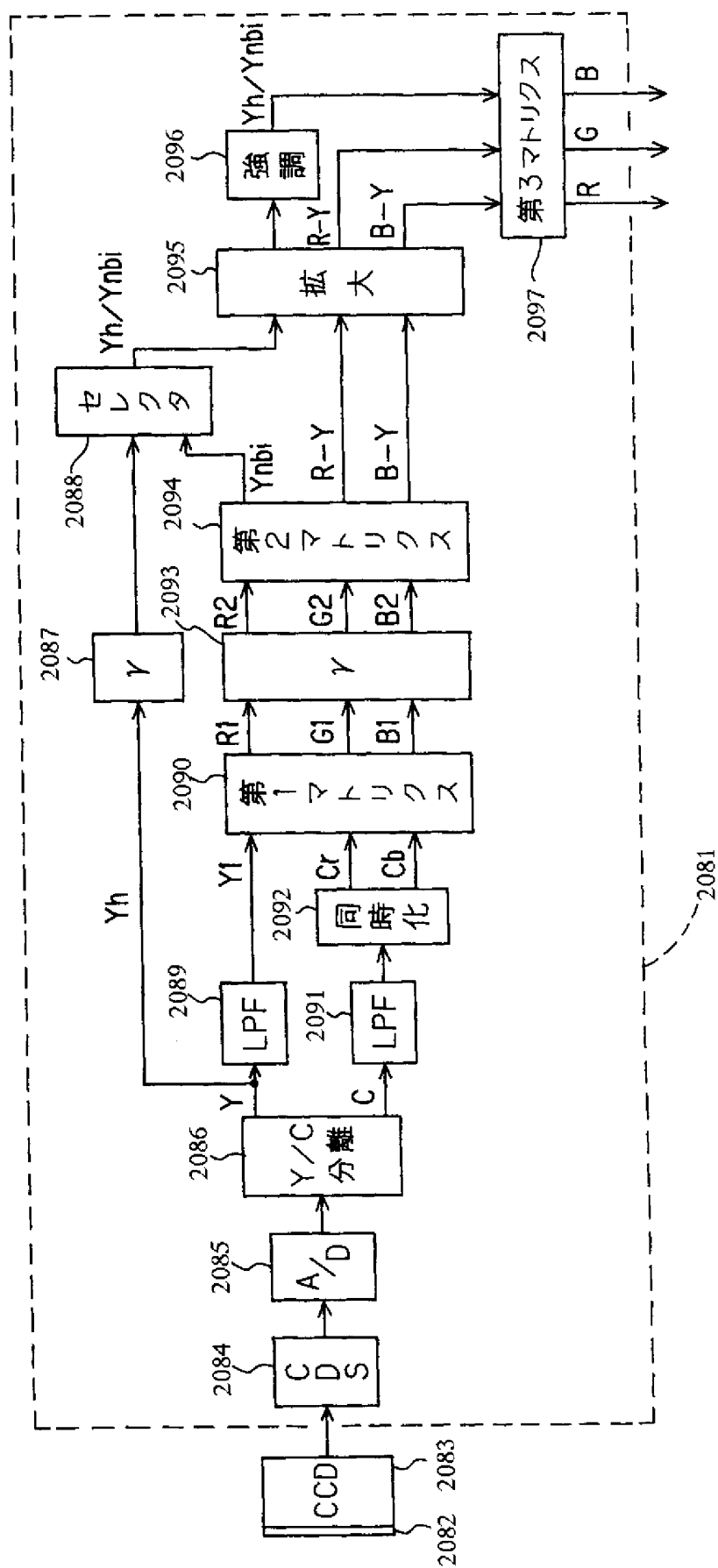
(B)

m21	m22	m23
m31	0	m33

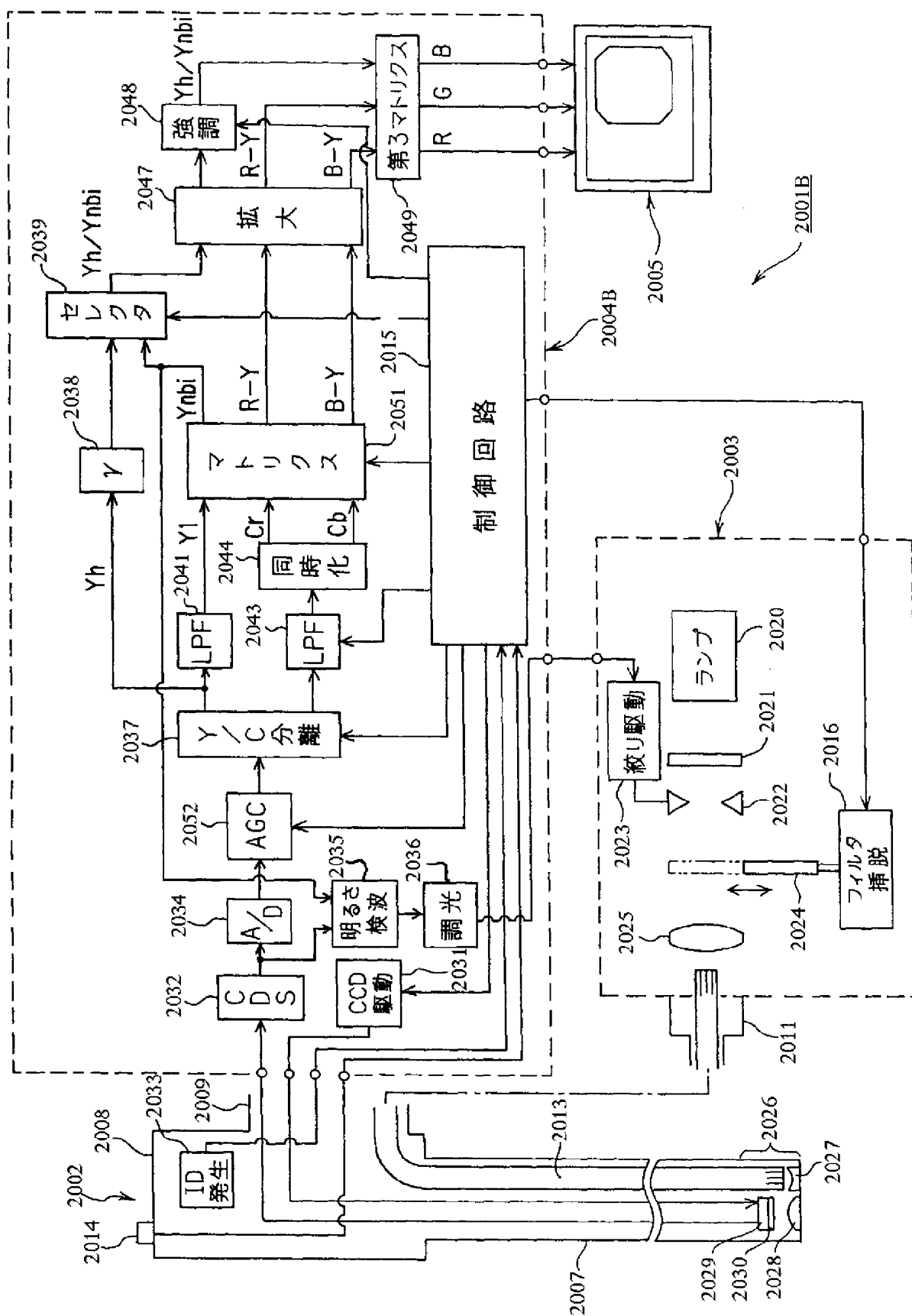
(C)

m21	0	0
m31	0	m33

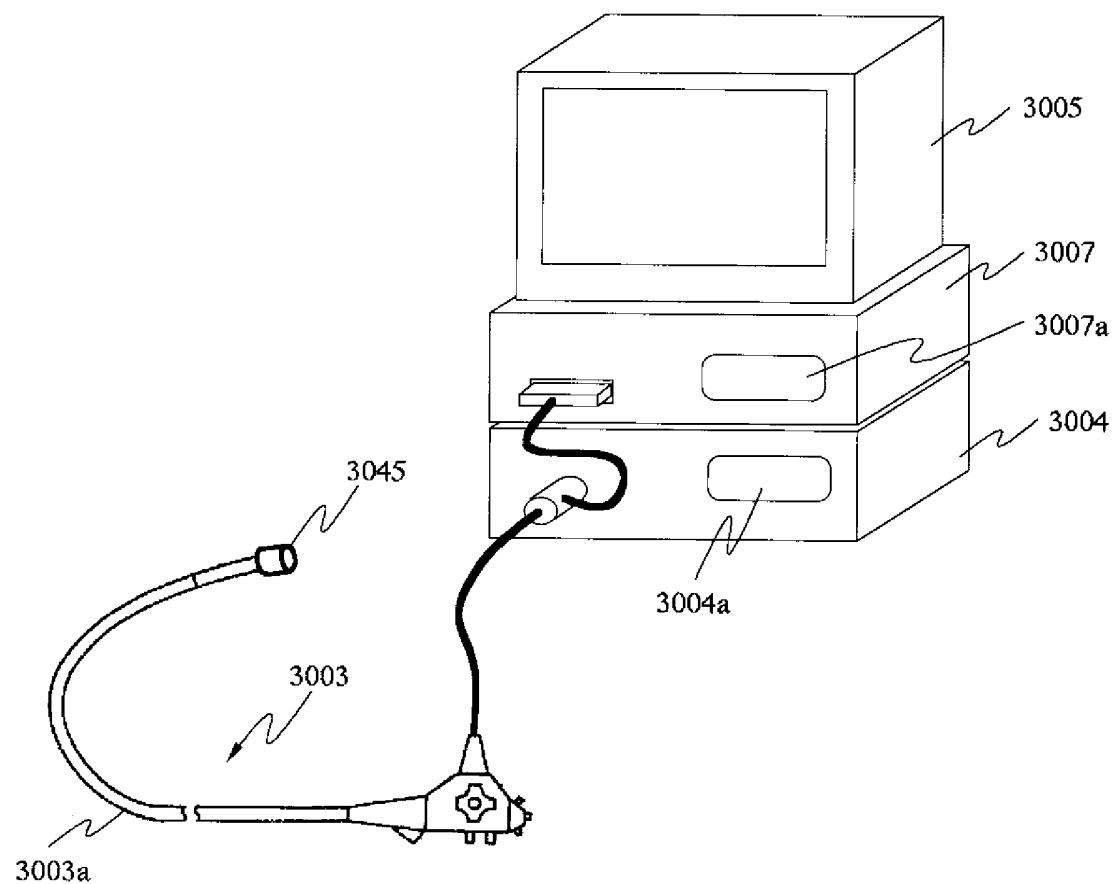
[図48]



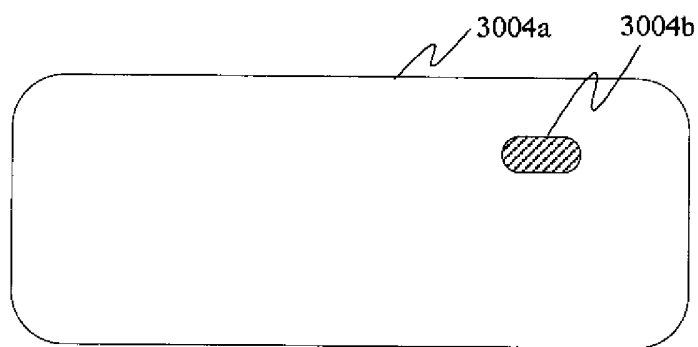
[図49]



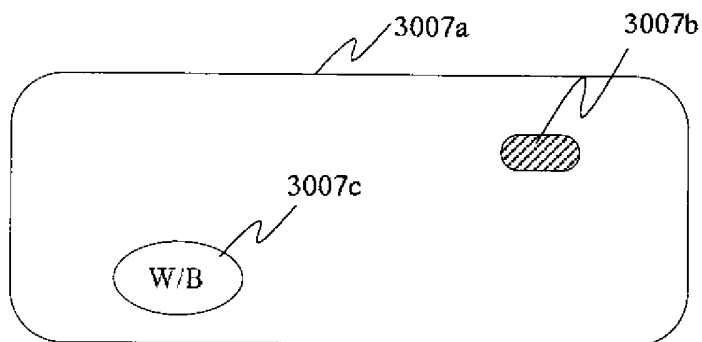
[図50]



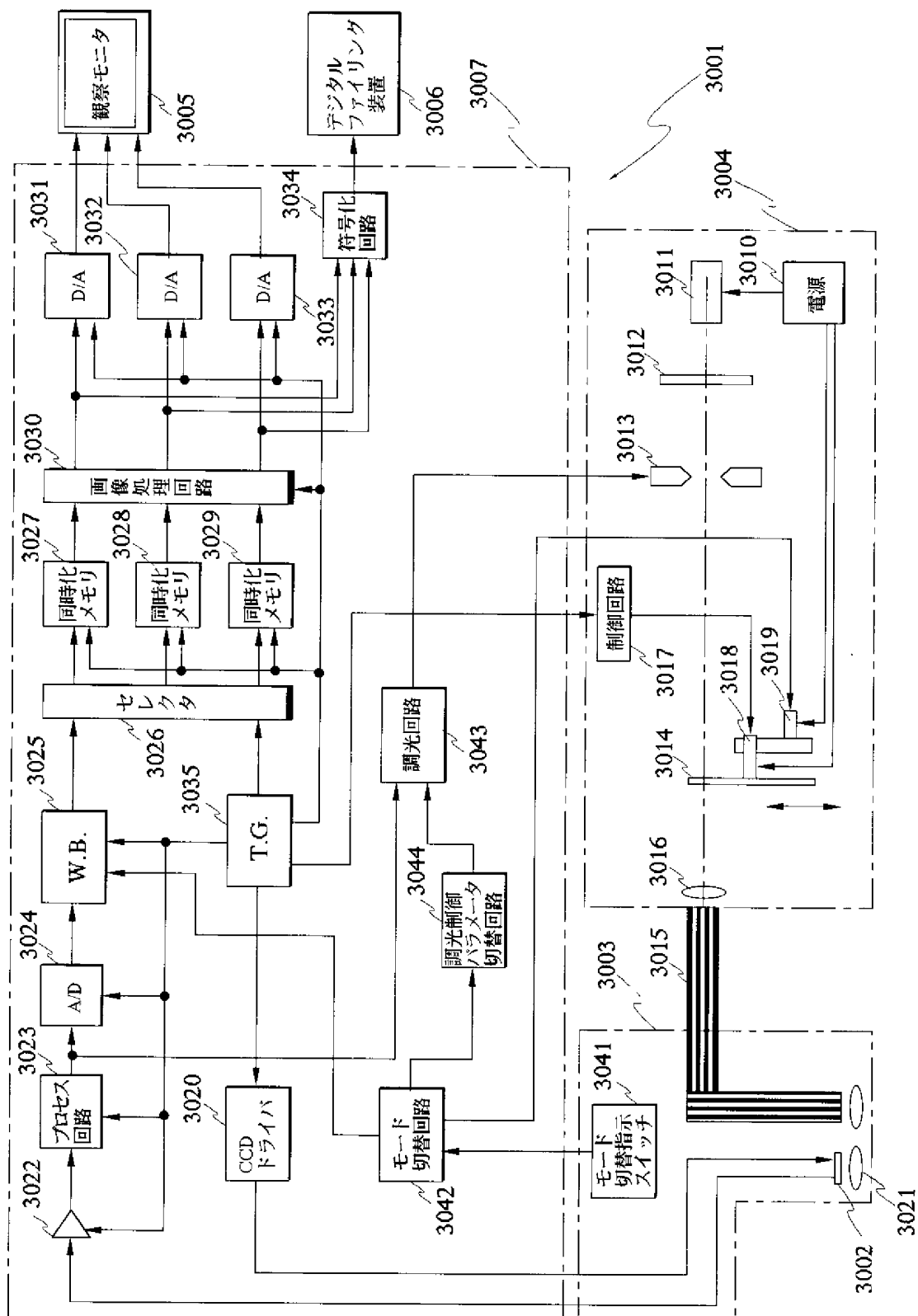
[図51]



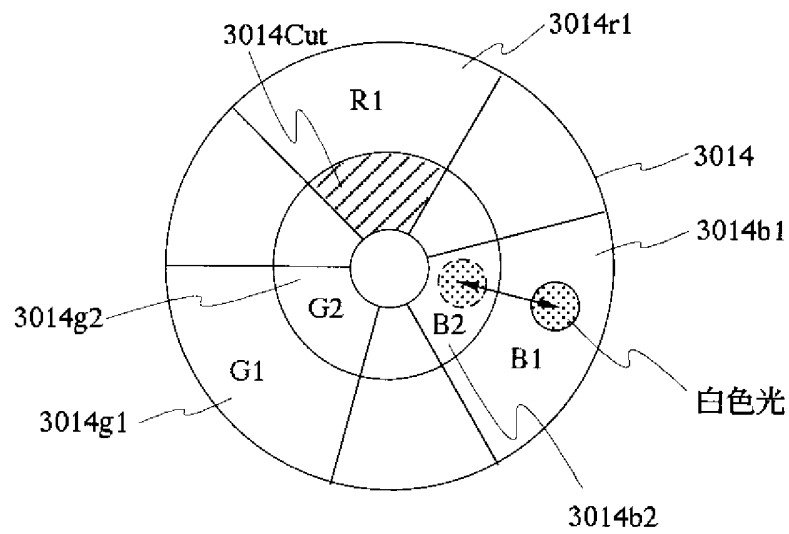
[図52]



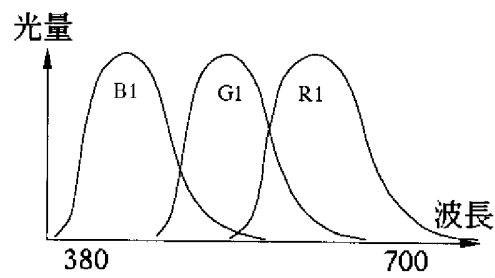
[図53]



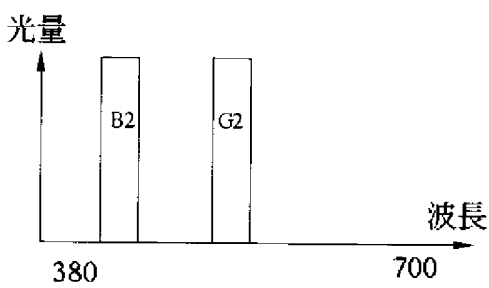
[図54]



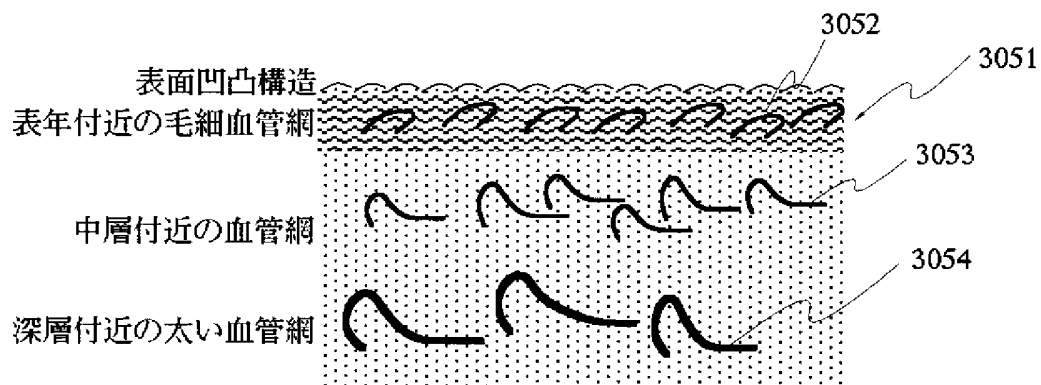
[図55]



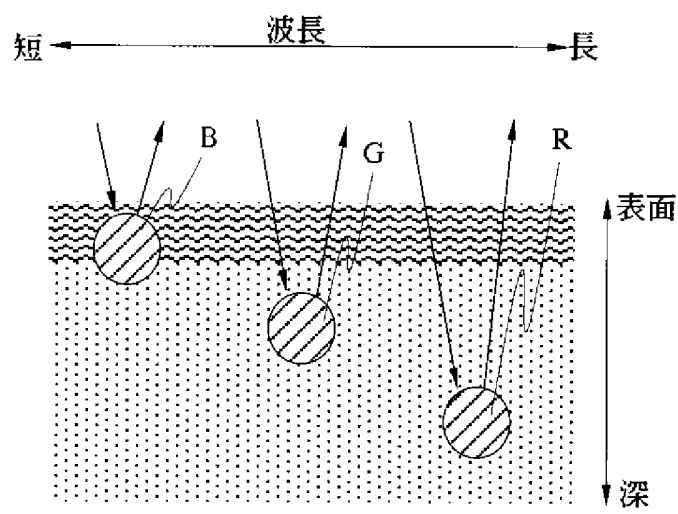
[図56]



[図57]



[図58]



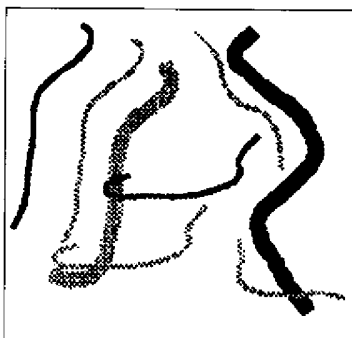
[図59]



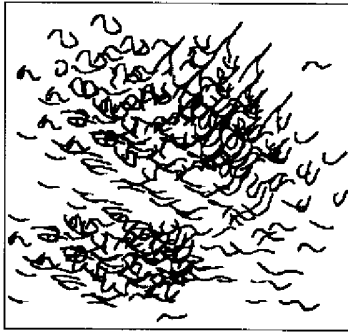
[図60]



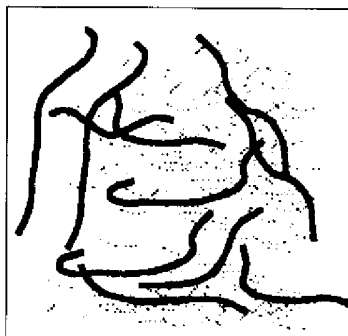
[図61]



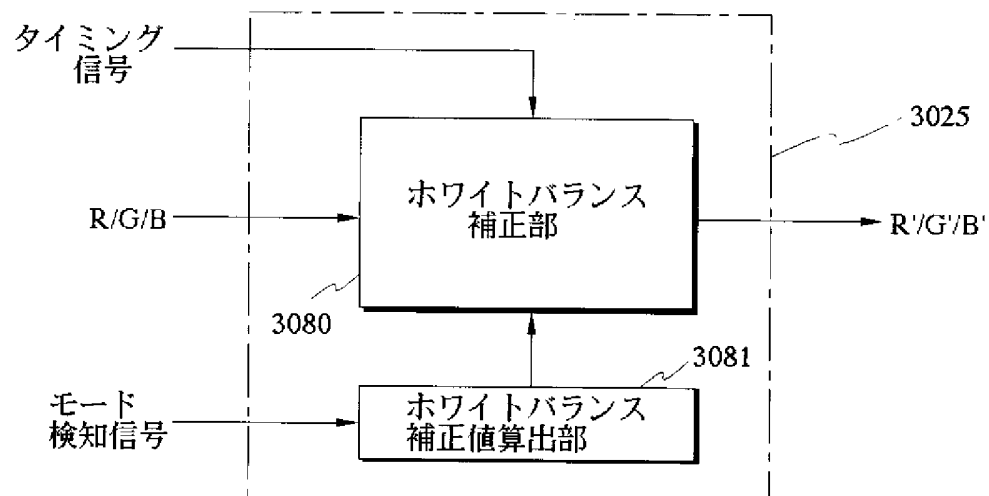
[図62]



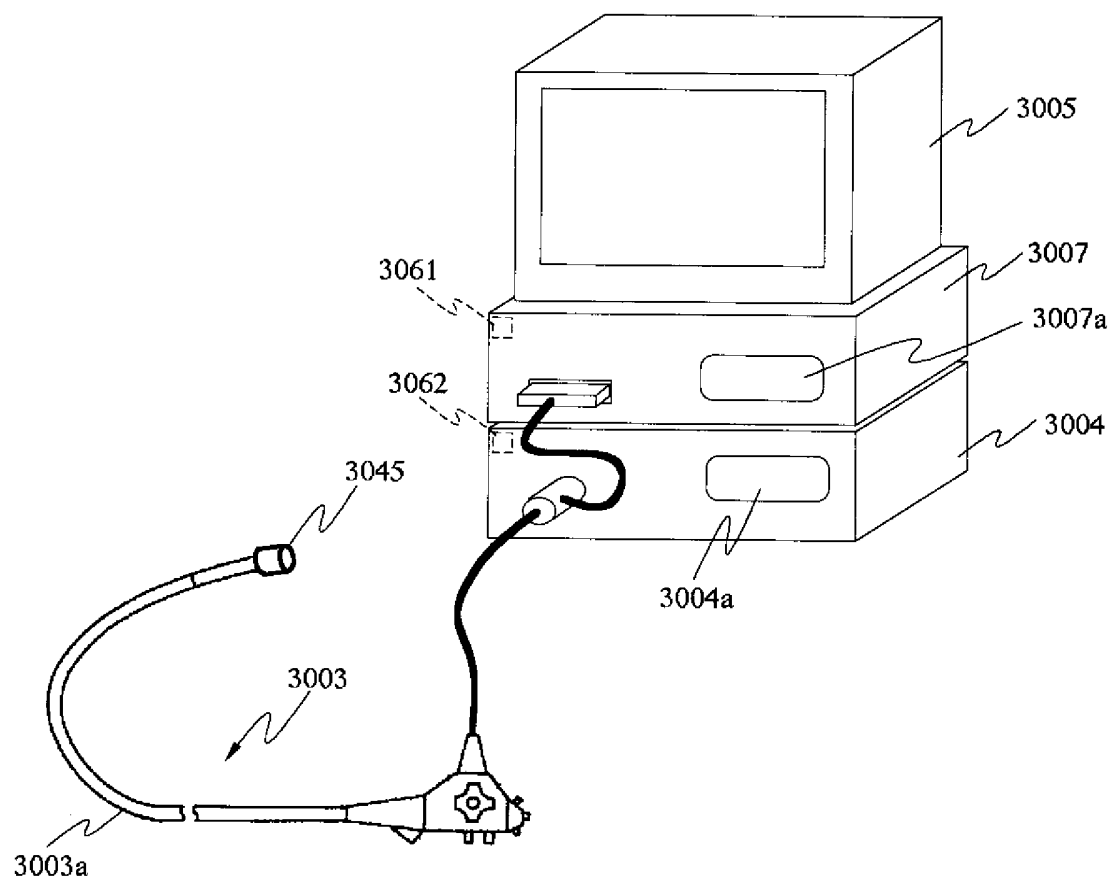
[図63]



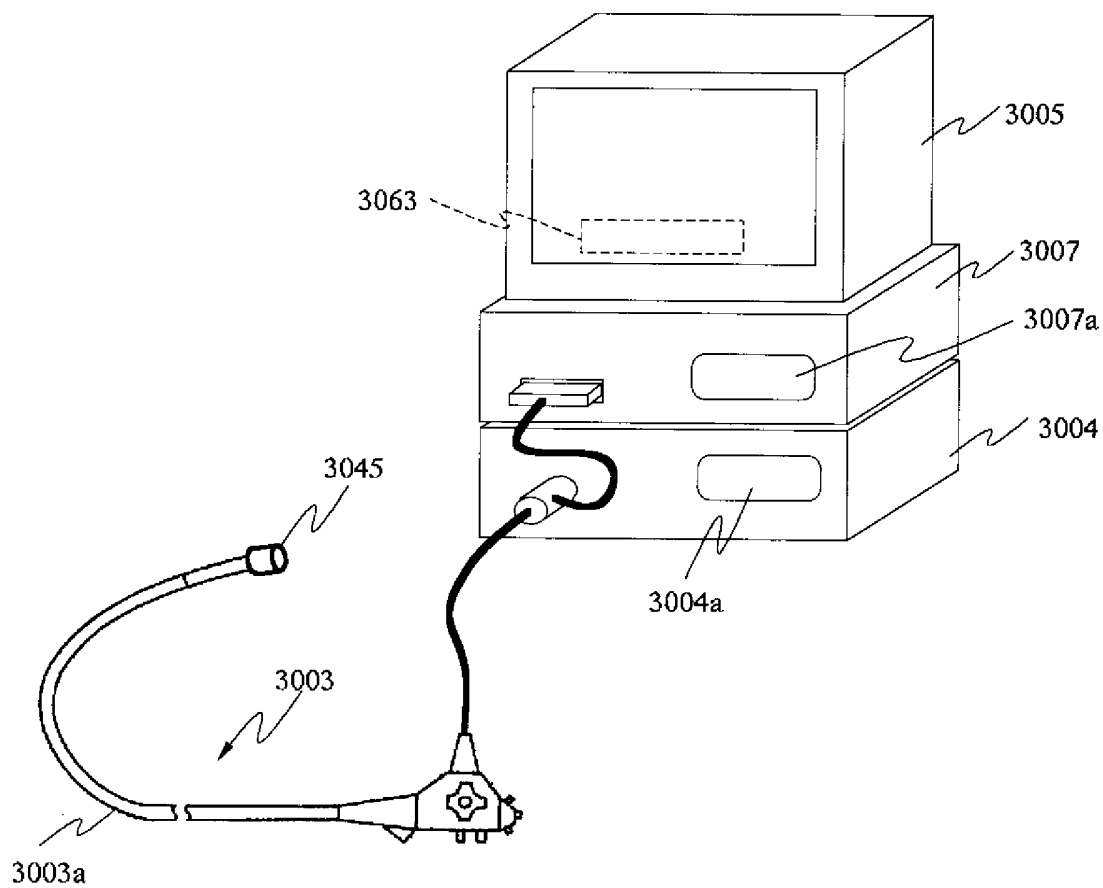
[図64]



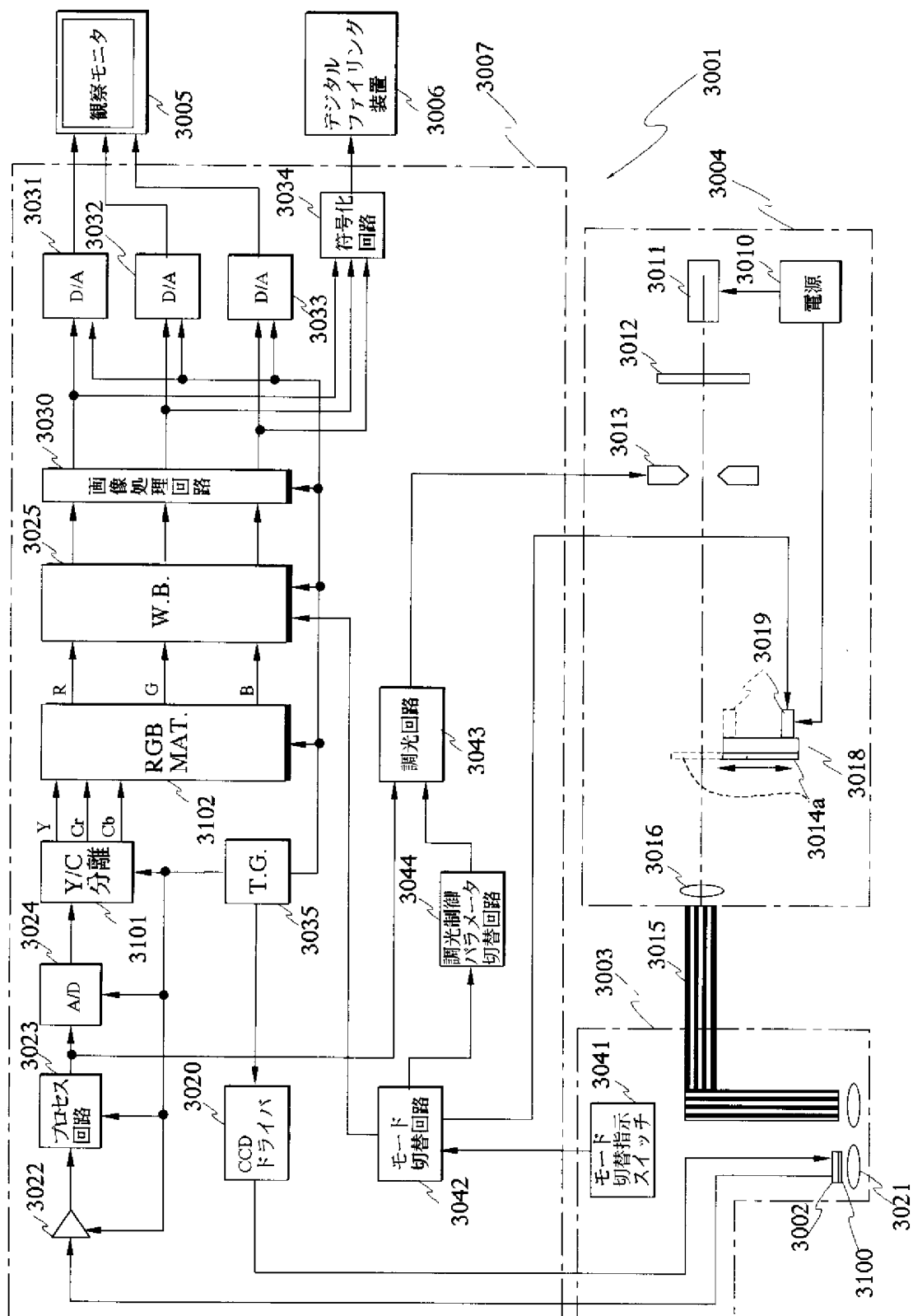
[図65]



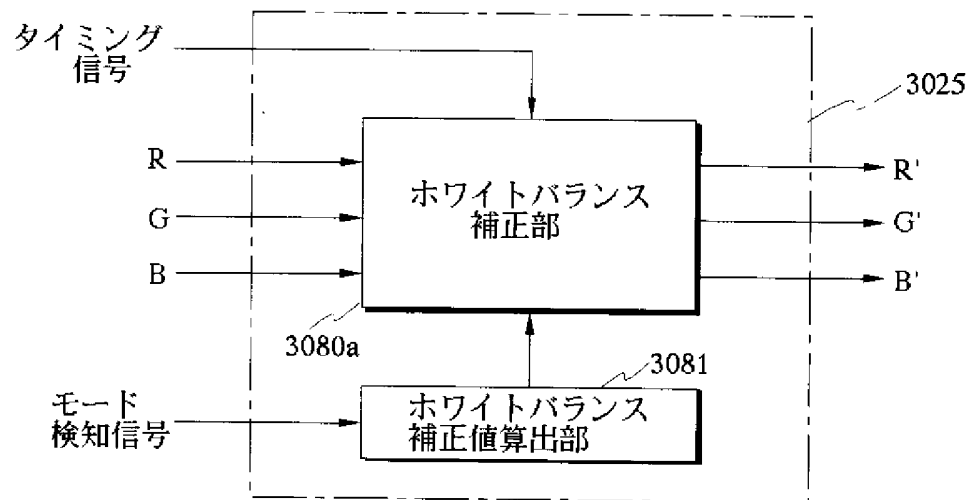
[図66]



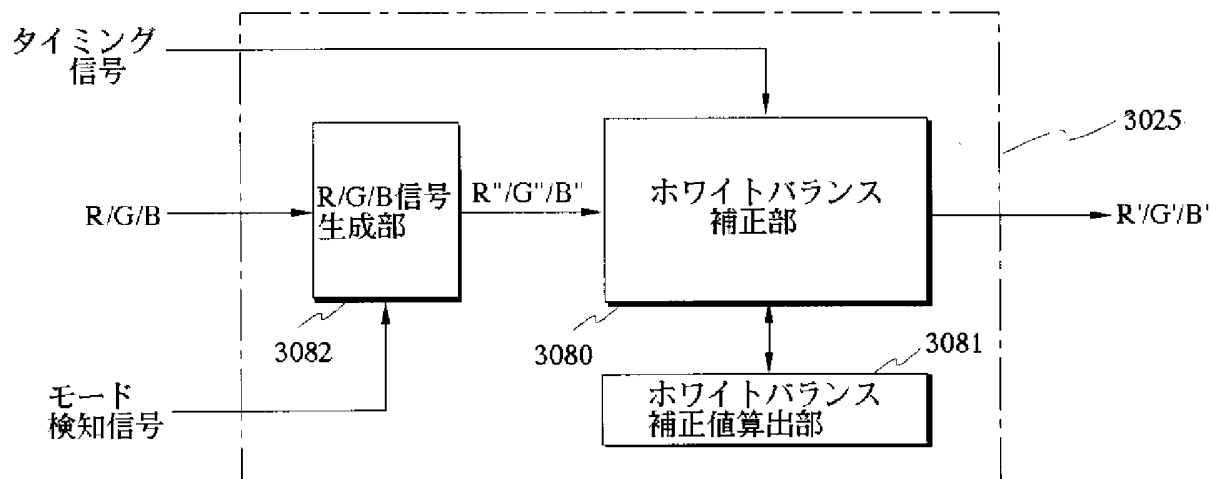
[図67]



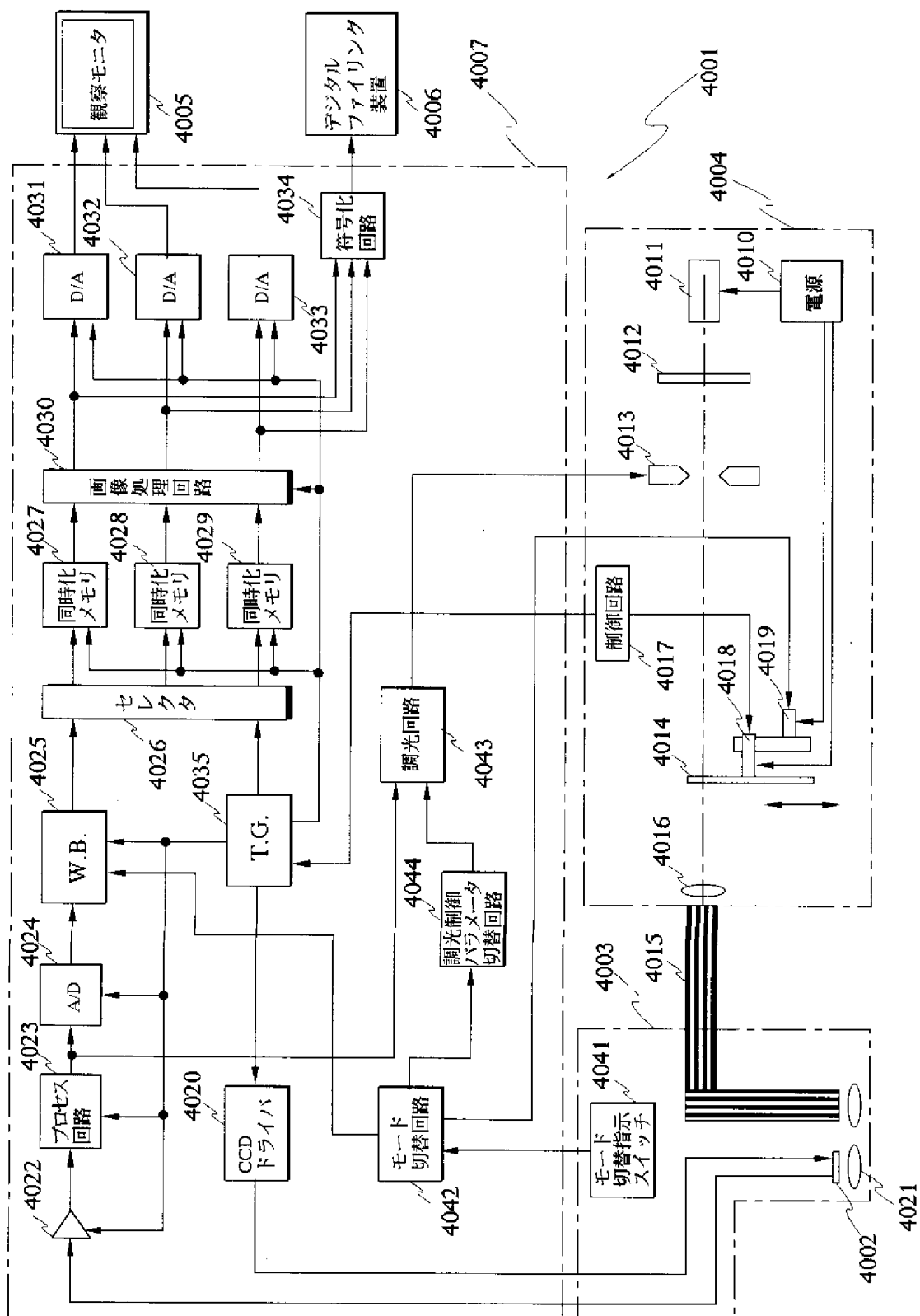
[図68]



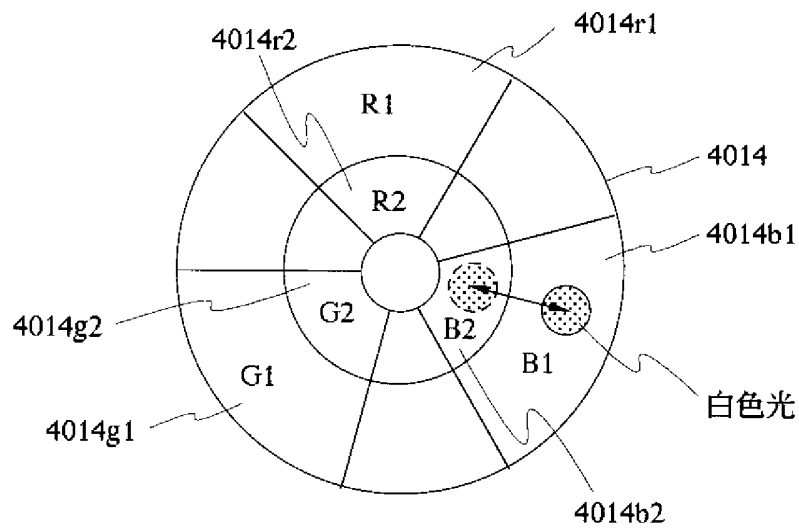
[図69]



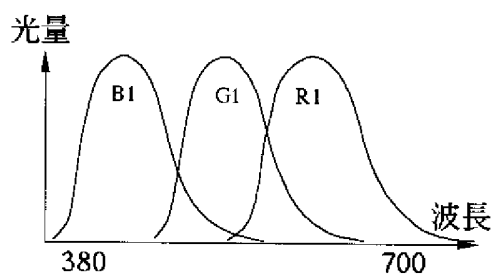
[図70]



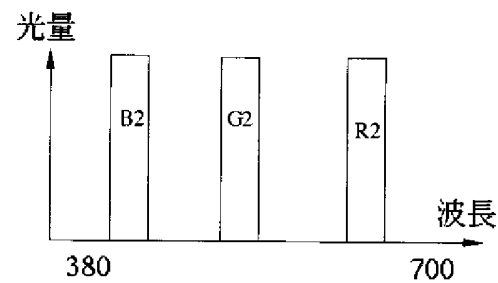
[図71]



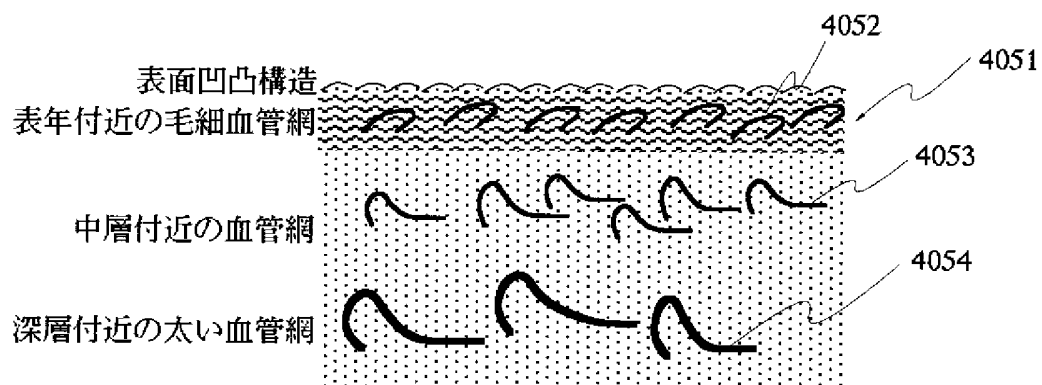
[図72]



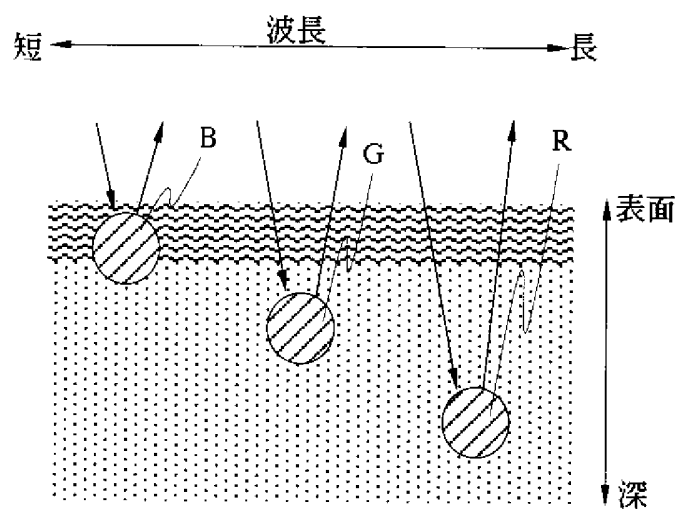
[図73]



[図74]



[図75]



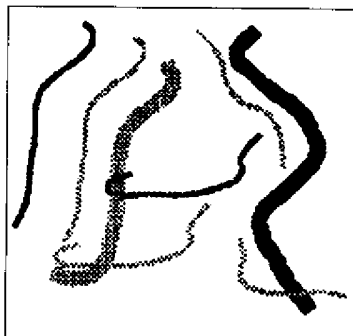
[図76]



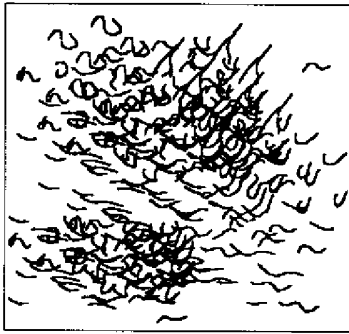
[図77]



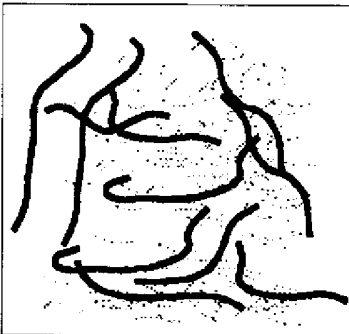
[図78]



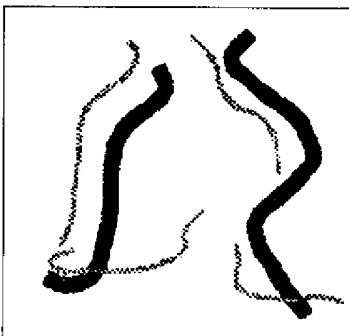
[図79]



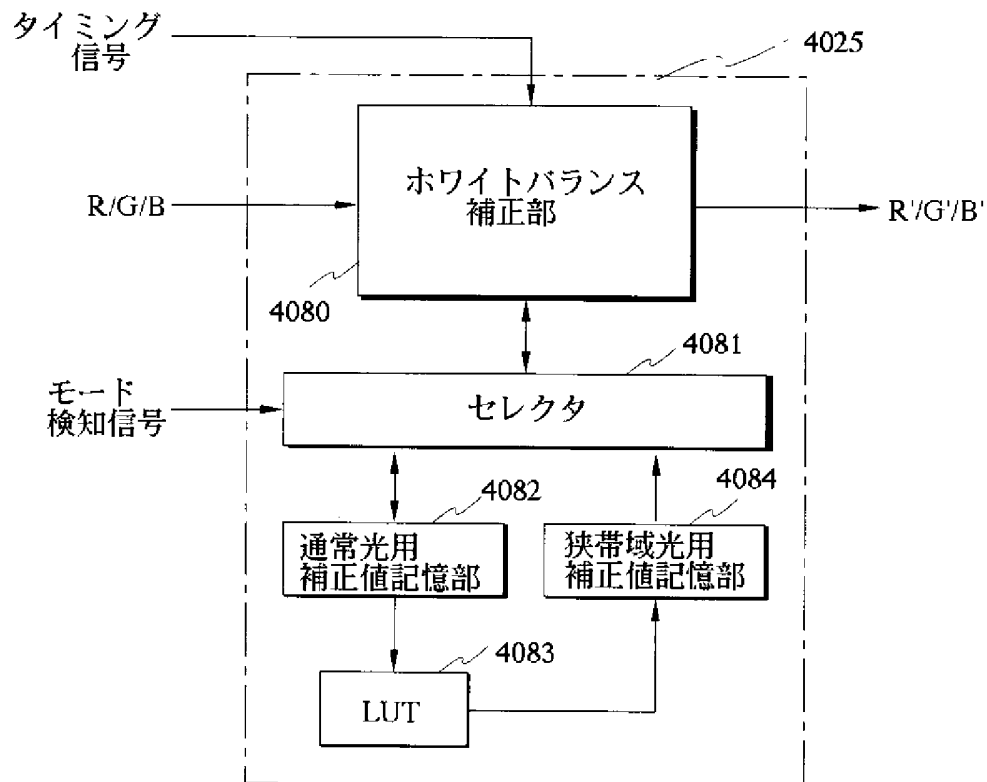
[図80]



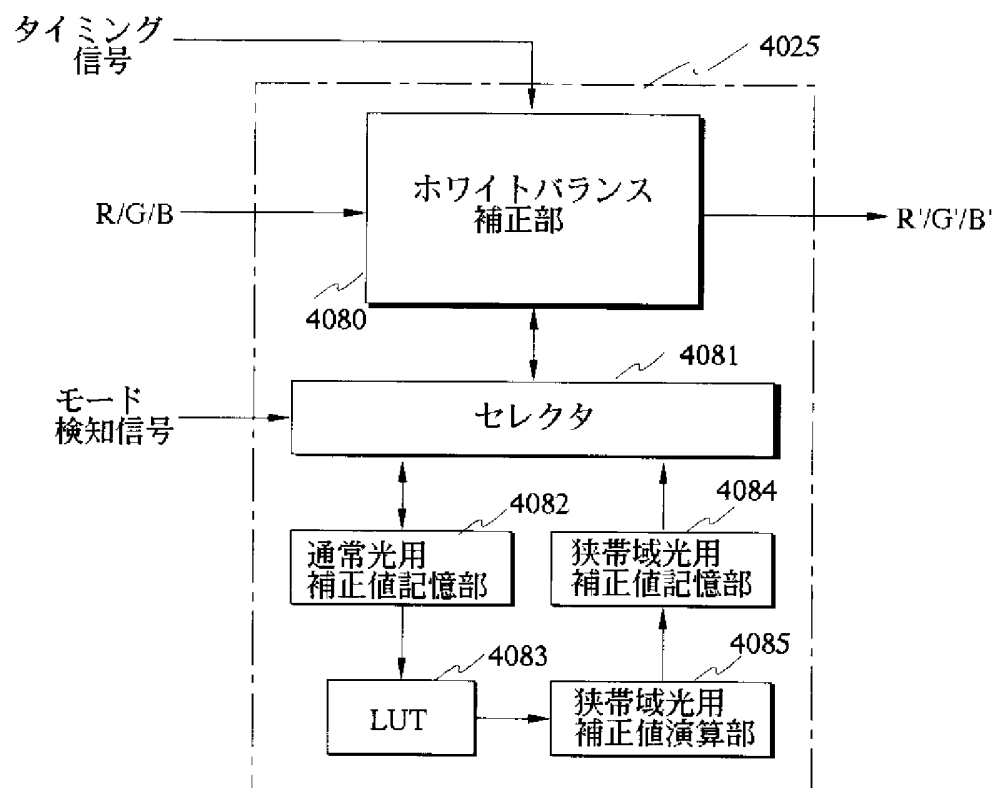
[図81]



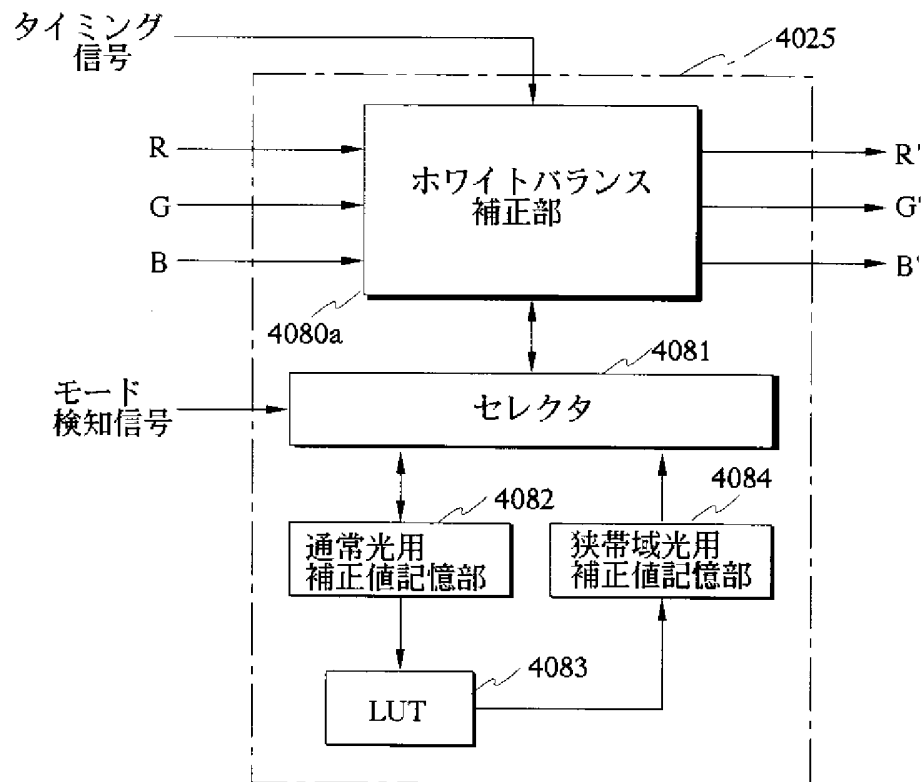
[図82]



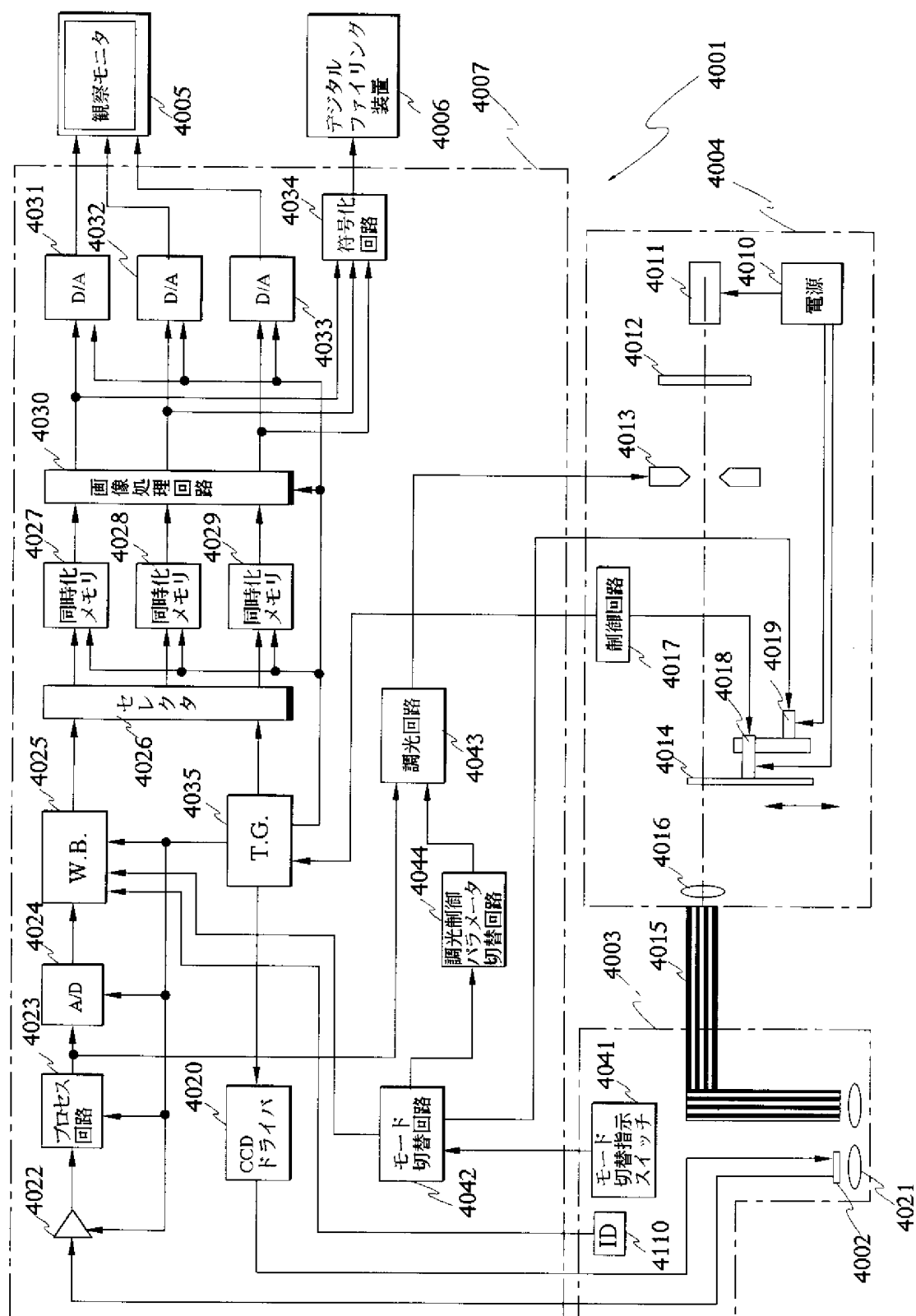
[図83]



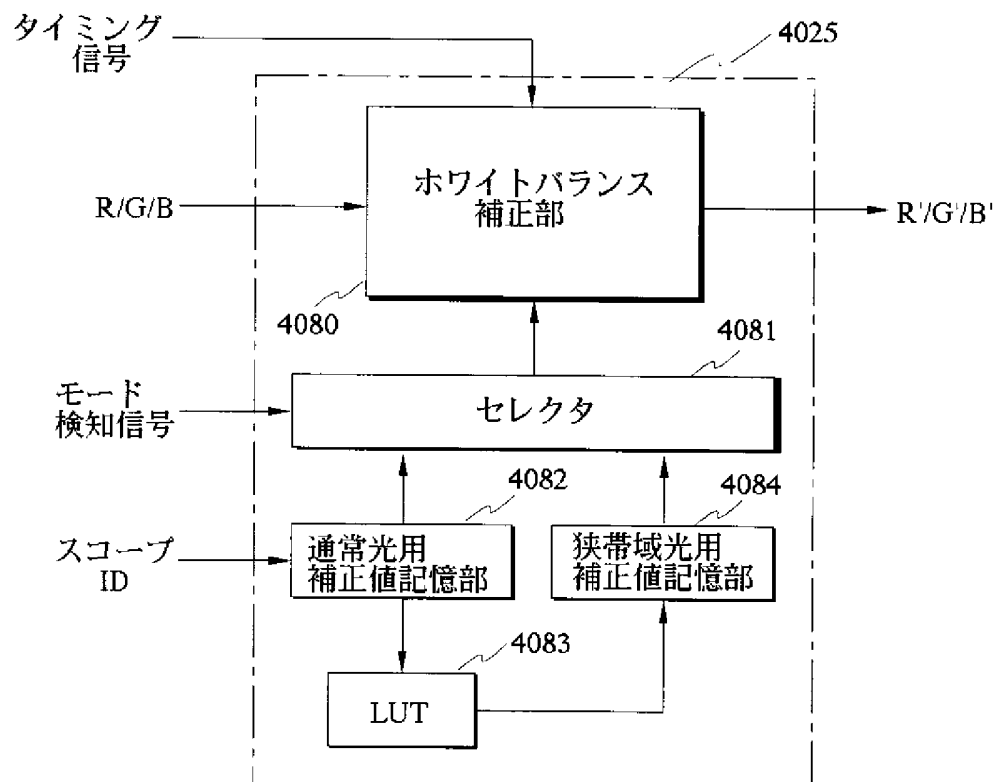
[図85]



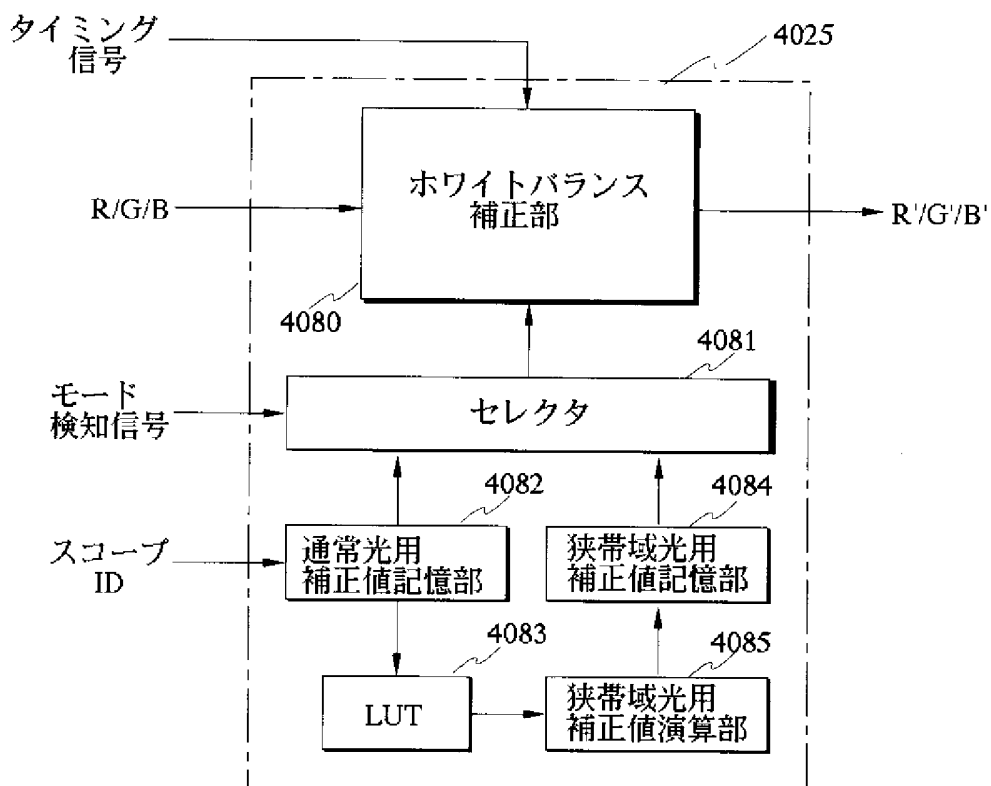
[図86]



[図87]



[図88]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/015671

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00 (2006.01) - **A61B1/32** (2006.01)

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	1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2005	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-202217 A (Olympus Corp.), 22 July, 2004 (22.07.04), Full text; Figs. 1 to 23	1-15, 24, 26-33, 36-38
A	Full text; Figs. 1 to 23 & WO 2004/052187 A1	16-23, 25, 34
Y	JP 10-500588 A (Xillix Technologies Corp.), 20 January, 1998 (20.01.98), Full text; Figs. 1 to 5 & WO 95/26673 A2 & EP 756673 A3 & US 5590660 A1	1-15, 24, 26-33, 36-38

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
07 November, 2005 (07.11.05)Date of mailing of the international search report
15 November, 2005 (15.11.05)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/015671

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 5-84218 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 April, 1993 (06.04.93), Full text; Figs. 1 to 30 (Family: none)	8
Y	JP 2002-34908 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 February, 2002 (05.02.02), Full text; Figs. 1 to 24 & WO 2002/07588 A1 & EP 1302152 A1 & US 2003/176768 A1	14, 24, 26-33, 36-38
A	JP 8-186810 A (Toshiba Corp.), 16 July, 1996 (16.07.96), Full text; Figs. 1 to 7 (Family: none)	25, 34

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/015671

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☒ Claims Nos.: 35
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
Claim 35 contains a description "conversion coefficient is modified. 9
Furthermore, in appendix 6", meaning of which is unclear.
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

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)

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. **A61B1/00** (2006.01) - **A61B1/32** (2006.01)

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

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005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 請求の範囲の番号
Y	JP 2004-202217 A (オリンパス株式会社) 2004.07.22 全文、第1-23図	1-15, 24, 26 -33, 36-38
A	全文、第1-23図 & WO 2004/052187 A1	16-23, 25, 34

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「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
「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
「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)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「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
「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
「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
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

07.11.2005

国際調査報告の発送日

15.11.2005

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)

安田 明央

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

2Q

9309

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 請求の範囲の番号
Y	J P 10-500588 A (ジリックス・テクノロジーズ・コーポレーション) 1998. 01. 20 全文、第1-5図 & WO 95/26673 A2 & EP 756673 A3 & US 5590660 A1	1-15, 24, 26-33, 36-38
Y	J P 5-84218 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993. 04. 06 全文、第1-30図 (ファミリーなし)	8
Y	J P 2002-34908 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002. 02. 05 全文、第1-24図 & WO 2002/07588 A1 & EP 1302152 A1 & US 2003/176768 A1	14, 24, 26-33, 36-38
A	J P 8-186810 A (株式会社東芝) 1996. 07. 16 全文、第1-7図 (ファミリーなし)	25, 34

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☒ 請求の範囲 35 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
請求の範囲 35 には、「…変換係数を変更する。9. 付記6において、さらに…」という記載があるが、前記記載の意味が不明である。
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。