

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5331863号
(P5331863)

(45) 発行日 平成25年10月30日 (2013. 10. 30)

(24) 登録日 平成25年8月2日 (2013. 8. 2)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 B

G O 2 B 23/24 (2006. 01)

G O 2 B 23/24 B

H O 4 N 7/18 (2006. 01)

H O 4 N 7/18 M

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 O O D

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2011-228072 (P2011-228072)

(22) 出願日 平成23年10月17日 (2011. 10. 17)

(62) 分割の表示 特願2006-223576 (P2006-223576)
の分割

原出願日 平成18年8月18日 (2006. 8. 18)

(65) 公開番号 特開2012-11238 (P2012-11238A)

(43) 公開日 平成24年1月19日 (2012. 1. 19)

審査請求日 平成23年10月17日 (2011. 10. 17)

(73) 特許権者 304050923

オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 山▲崎▼ 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72) 発明者 後野 和弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 大塚 裕一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に照明光を照射する照明手段と、

前記照明手段からの照明光で照明された前記被検体の被検体像を受光し、前記被検体の
生体画像情報を取得する生体画像情報取得手段と、前記照明手段と前記生体画像情報取得手段に至る光路上に配置され、前記被検体に対す
る光の深達度に応じて配分された複数の波長帯域のうち少なくとも1つの波長帯域を所定
帯域幅に制限する帯域制限手段と、前記生体画像情報取得手段が取得した前記生体画像情報に基づき、前記所定帯域幅に制
限されていない広帯域な信号に対してバンドパスフィルタを介して当該被検体における深
部の組織情報のコントラストを増強させた生体画像信号情報を生成する生体画像情報変換
手段と、前記生体画像情報変換手段により変換された前記生体画像信号情報に基づき、表示画像
を生成する表示画像生成手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

被検体に照明光を照射する照明手段と、

前記照明手段からの照明光で照明された前記被検体の被検体像を受光し、前記被検体の
生体画像情報を取得する生体画像情報取得手段と、

前記照明手段と前記生体画像情報取得手段に至る光路上に配置され、前記被検体に対す

10

20

る光の深達度に応じて配分された複数の波長帯域のうち少なくとも１つの波長帯域を所定帯域幅に制限する帯域制限手段と、

前記生体画像情報取得手段が取得した前記生体画像情報に基づき、前記所定帯域幅に制限された情報に対してローパスフィルタを介して広帯域な分光特性を有する照明光の照射によって得られる画像と同等のコントラストを有する生体画像信号情報を生成する生体画像情報変換手段と、

前記生体画像情報変換手段により変換された前記生体画像信号情報に基づき、表示画像を生成する表示画像生成手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項３】

10

前記帯域制限手段は、前記照明手段における照明光の波長帯域を所定帯域幅に制限することを特徴とする請求項１または２に記載の内視鏡装置。

【請求項４】

前記帯域制限手段は、前記生体画像情報取得手段にて前記生体画像を取得する前に前記被検体像の波長帯域を前記所定帯域幅に制限することを特徴とする請求項１または２に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、生体組織の像を撮像し信号処理する内視鏡装置に関する。

20

【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。

30

【０００４】

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

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２００２－９５６３５号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

しかしながら、従来の内視鏡装置において、通常光観察と狭帯域光観察を行うためには、通常光と狭帯域光とをそれぞれ別のタイミングで生体組織に照射しなければならず、光源や光学フィルタの構成が複雑になるといった問題がある。

【０００７】

50

また、通常光と狭帯域光とをそれぞれ別のタイミングで生体組織に照射しているために、同一の生体組織をリアルタイムで通常光観察画像と狭帯域光観察とによる同時観察ができないといった問題もある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、簡単な構成で、同一の生体組織をリアルタイムで通常光観察画像と狭帯域光観察とにより同時観察することのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の一形態の内視鏡装置は、被検体に照明光を照射する照明手段と、前記照明手段からの照明光で照明された前記被検体の被検体像を受光し、前記被検体の生体画像情報を取得する生体画像情報取得手段と、前記照明手段と前記生体画像情報取得手段に至る光路上に配置され、前記被検体に対する光の深達度に応じて配分された複数の波長帯域のうち少なくとも1つの波長帯域を所定帯域幅に制限する帯域制限手段と、前記生体画像情報取得手段が取得した前記生体画像情報に基づき、前記所定帯域幅に制限されていない広帯域な信号に対してバンドパスフィルタを介して当該被検体における深部の組織情報のコントラストを増強させた生体画像信号情報を生成する生体画像情報変換手段と、前記生体画像情報変換手段により変換された前記生体画像信号情報に基づき、表示画像を生成する表示画像生成手段と、を備える。

【 0 0 1 0 】

本発明の他の形態の内視鏡装置は、被検体に照明光を照射する照明手段と、前記照明手段からの照明光で照明された前記被検体の被検体像を受光し、前記被検体の生体画像情報を取得する生体画像情報取得手段と、前記照明手段と前記生体画像情報取得手段に至る光路上に配置され、前記被検体に対する光の深達度に応じて配分された複数の波長帯域のうち少なくとも1つの波長帯域を所定帯域幅に制限する帯域制限手段と、前記生体画像情報取得手段が取得した前記生体画像情報に基づき、前記所定帯域幅に制限された情報に対してローパスフィルタを介して広帯域な分光特性を有する照明光の照射によって得られる画像と同等のコントラストを有する生体画像信号情報を生成する生体画像情報変換手段と、前記生体画像情報変換手段により変換された前記生体画像信号情報に基づき、表示画像を生成する表示画像生成手段と、を備える。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、簡単な構成で、同一の生体組織をリアルタイムで通常光観察画像と狭帯域光観察とにより同時観察することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【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】回転フィルタのフィルタ組の分光特性を示す図

【図 4】図 1 の帯域別信号変換部の構成を示す構成図

【図 5】図 4 の B P F の振幅特性を示す図

【図 6】図 1 の観察モニタの表示例を示す第 1 の図

【図 7】図 1 の観察モニタの表示例を示す第 2 の図

【図 8】図 1 の観察モニタの表示例を示す第 3 の図

【図 9】図 1 の γ 補正回路の γ 補正特性を示す図

【図 1 0】本発明の実施例 2 に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 1 1】図 1 0 の原色カラーフィルタの構成を示す構成図

【図 1 2】図 1 1 の原色カラーフィルタの透過特性を示す図

【図 1 3】図 1 0 の帯域別信号変換部の構成を示す構成図

【図 1 4】本発明の実施例 3 に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

10

20

30

40

50

【図 15】図 14 の熱線カットフィルタの透過特性を示す図

【図 16】図 14 の補色フィルタの構成を示す構成図

【図 17】図 14 の帯域別信号変換部の構成を示す構成図

【図 18】図 14 の熱線カットフィルタの透過特性の変形例を示す図

【図 19】図 14 の帯域別信号変換部の変形例の構成を示す構成図

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図を用いて本発明の実施形態について説明する。

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例 1】

10

【0014】

図 1 ないし図 9 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 の回転フィルタのフィルタ組の分光特性を示す図、図 4 は図 1 の帯域別信号変換部の構成を示す構成図、図 5 は図 4 の BPF の振幅特性を示す図、図 6 は図 1 の観察モニタの表示例を示す第 1 の図、図 7 は図 1 の観察モニタの表示例を示す第 2 の図、図 8 は図 1 の観察モニタの表示例を示す第 3 の図、図 9 は図 1 の γ 補正回路の γ 補正特性を示す図である。

【0015】

図 1 に示すように、本実施例の内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像する生体画像情報取得手段として CCD 2 を有する電子内視鏡 3 と、電子内視鏡 3 に照明光を供給する光源装置 4 と、電子内視鏡 3 の CCD 2 からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ 5 に表示するビデオプロセッサ 7 とから構成される。

20

【0016】

光源装置 4 は、照明手段としての照明光（白色光）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帯域制限手段としての回転フィルタ 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。

【0017】

30

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構造となっており、径部分には図 3 に示すような分光特性の面順次光を出力するためのフィルタ組を構成する R フィルタ部 14r、G フィルタ部 14g、B フィルタ部 14b が配置されている。R フィルタ部 14r、G フィルタ部 14g は、オーバーラップした分光特性であるが、B フィルタ部 14b の分光特性は、例えば波長域が $\lambda_{11} \sim \lambda_{12}$ は $405 \sim 425 \text{ nm}$ の狭帯域となっている。なお、B フィルタ部 14b の波長域 $\lambda_{11} \sim \lambda_{12}$ を $400 \sim 440 \text{ nm}$ 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る。

40

【0019】

なお、キセノンランプ 11、絞り装置 13 及び回転フィルタモータ 18 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、CCD 駆動回路 20、アンプ 22、プロセス回路 23、A/D 変換器 24、ホワイトバランス回路 (W.B) 25、セクタ 100、生体画像情報変換手段としての帯域別信号変換部 101、セクタ 102、 γ 補正回路 26、拡大回路 27、強調回路 28、セクタ 29、同時化メモリ 30、31、32、画像処理回路 33、D/A 回路 34、35、36、タイミングジェネレータ (T.G) 37、制御回路 200、表示画像生成手段としての合成回路 201 とを備えて構成される。

50

【 0 0 2 1 】

C C D 駆動回路 2 0 は、電子内視鏡 3 に設けられた前記 C C D 2 を駆動し、回転フィルタ 1 4 の回転に同期した面順次の撮像信号を出力するものである。また、アンプ 2 2 は電子内視鏡 3 の先端に設けられている対物光学系 2 1 を介して C C D 2 により体腔内組織を撮像した面順次の撮像信号を増幅するものである。

【 0 0 2 2 】

プロセス回路 2 3 は、前記アンプ 2 2 を介した面順次の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。A / D 変換器 2 4 は、前記プロセス回路 2 3 を経た面順次の撮像信号をデジタル信号の面順次の画像信号に変換する。

【 0 0 2 3 】

W . B 2 5 は、前記 A / D 変換器 2 4 によりデジタル化された面順次の画像信号に対して、例えば画像信号の G 信号を基準に画像信号の R 信号と画像信号の B 信号の明るさが同等となるようにゲイン調整を行いホワイトバランス処理を実行する（つまり、W . B 2 5 は、例えばホワイトキャップを電子内視鏡 3 の先端に装着した状態のように、被写体を白色面としたときに得られる R 信号、G 信号、B 信号それぞれの信号を求めて、G 信号に対する明るさの比に基づいて算出したゲイン係数を、R 信号、B 信号に乗算することで、G 信号と明るさが同等となる R 信号、B 信号を生成する処理であるホワイトバランス処理を実行する）。

【 0 0 2 4 】

セクタ 1 0 0 は、前記 W . B 2 5 からの面順次の画像信号を帯域別信号変換部 1 0 1 の各部に振り分けて出力する。帯域別信号変換部 1 0 1 は、前記セクタ 1 0 0 からの画像信号を通常光観察用画像信号と狭帯域光観察用画像信号に変換する。セクタ 1 0 2 は、前記帯域別信号変換部 1 0 1 からの通常光観察用画像信号と狭帯域光観察用画像信号の面順次の画像信号を γ 補正回路 2 6 及び合成回路 2 0 1 に順次出力する。

【 0 0 2 5 】

γ 補正回路 2 6 は、前記セクタ 1 0 2 あるいは前記合成回路 2 0 1 からの面順次の画像信号に対して γ 補正処理を施す。拡大回路 2 7 は、前記 γ 補正回路 2 6 にて γ 補正処理された面順次の画像信号を拡大処理する。強調回路 2 8 は、前記拡大回路 2 7 にて拡大処理された面順次の画像信号に輪郭強調処理を施す。セクタ 2 9 及び同時化メモリ 3 0、3 1、3 2 は、強調回路 2 8 からの面順次の画像信号を同時化するためのものである。

【 0 0 2 6 】

画像処理回路 3 3 は、前記同時化メモリ 3 0、3 1、3 2 に格納された面順次の各画像信号を読み出し、動画色ずれ補正処理等を行う。D / A 回路 3 4、3 5、3 6 は、前記画像処理回路 3 3 からの画像信号をアナログの映像信号に変換し観察モニタ 5 に出力する。T . G 3 7 は、前記光源装置 4 の制御回路 1 7 から、回転フィルタ 1 4 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ビデオプロセッサ 7 内の各回路に出力する。

【 0 0 2 7 】

また、電子内視鏡 2 には、モード切替スイッチ 4 1 が設けられており、このモード切替スイッチ 4 1 の出力がビデオプロセッサ 7 内のモード切替回路 4 2 に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ 7 のモード切替回路 4 2 は、制御信号を調光制御パラメータ切替回路 4 4 及び制御回路 2 0 0 に出力するようになっている。調光回路 4 3 は調光制御パラメータ切替回路 4 4 からの調光制御パラメータ及びプロセス回路 2 3 を経た撮像信号に基づき光源装置 4 の絞り装置 1 3 を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

【 0 0 2 8 】

つぎに、帯域別信号変換部 1 0 1 を図 4 を用いて説明する。セクタ 1 0 0 は、W . B 2 5 からの面順次の画像信号（各色信号）を T . G 3 7 からのタイミング信号に基づき、順次、帯域別信号変換部 1 0 1 に出力する。

【 0 0 2 9 】

帯域別信号変換部 1 0 1 では、図 4 に示すように、セクタ 1 0 0 からの色信号である

10

20

30

40

50

R信号は通常観察に適した広帯域のR画像信号であり、R信号をスルーでセクタ102に通常光観察用R信号（以下、WLI-Rと記す）として出力すると共に、R信号を同時化メモリ110に出力する。

【0030】

また、帯域別信号変換部101では、セクタ100からの色信号であるG信号は通常観察に適した広帯域のG画像信号であり、G信号をスルーでセクタ102に通常光観察用G信号（以下、WLI-Gと記す）として出力すると共に、G信号をバンドパスフィルタ（BPF）111を介して同時化メモリ110に出力する。図5に示すような振幅特性を有するBPF111を介することで、広帯域なG画像信号に再現される深部の組織情報のコントラストを増強し、Gフィルタ部14gを透過した照明光よりも狭帯域な分光特性を有する照明光の照明によって得られる画像に相当する高ハイコントラスト画像信号を生成する。

10

【0031】

さらに、帯域別信号変換部101では、セクタ100からの色信号であるB信号を同時化メモリ110に出力すると共に、ローパスフィルタ（LPF）112を介して明るさ調整回路113で所定の明るさ調整を行い、セクタ102に通常光観察用B信号（以下、WLI-Bと記す）として出力する。セクタ100からの色信号であるB信号は、狭帯域光観察に適した狭帯域のB画像信号である。該B信号をLPF112を介することで、Bフィルタ部14bを透過した照明光よりも、広帯域な分光特性を有する照明光の照射によって得られる画像と同等な低コントラスト画像を生成する。そして、B画像信号は、青色短波長側における狭帯域光の照射によって得られる画像信号であるため、血液等による光の吸収が高く暗いことから、明るさ調整回路113をLPF112の後段に設けて、所望の明るさにて調整し、WLI-Bとしてセクタ102に出力する。

20

【0032】

同時化メモリ101に入力された各色信号は、色変換回路114にて、式（1）に示すような、所定の色変換処理がなされ、面順次回路115により面順次の狭帯域光観察用R信号（以下、NBI-Rと記す）、狭帯域光観察用G信号（以下、NBI-Gと記す）、狭帯域光観察用B信号（以下、NBI-Bと記す）としてセクタ102に出力される。

【数1】

$$\begin{pmatrix} NBI-R \\ NBI-G \\ NBI-B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & m_1 & 0 \\ 0 & 0 & m_2 \\ 0 & 0 & m_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ g \\ b \end{pmatrix} \quad \dots(1)$$

30

【0033】

ここで、m1、m2、m3は色変換係数（実数）であり、r、g、bは色変換回路114に入力されるR、G、Bの色信号を示す。

【0034】

そして、セクタ102は、制御回路200からの制御信号に基づき、通常光観察画像を構成するWLI-R、WLI-G、WLI-Bの面順次色信号と、狭帯域光画像を構成するNBI-R、NBI-G、NBI-Bの面順次色信号とをγ補正回路26あるいは合成回路201へ出力する。

40

【0035】

また、画像処理回路33は、同時化メモリ30、31、32から入力される色信号に対して、動画色ずれ補正処理を施して、D/A回路34、35、36に出力する画像信号を生成する。つまり、WLI-R、WLI-G、WLI-Bの面順次色信号が入力される場合には通常光観察画像を生成すると共に、NBI-R、NBI-G、NBI-Bの面順次色信号が入力される場合には狭帯域光画像を生成し、さらには、後述の合成画像信号の面順次色信号が入力される場合には、動画色ずれ補正処理を施した合成画像信号を生成する。

50

【 0 0 3 6 】

そして、図 6 及び図 7 に示すように、モード切替スイッチ 4 1 の操作に基づいて、通常光観察画像及び狭帯域光画像をトグル的にリアルタイムで切り換えて観察モニタ 5 に表示する。また、モード切替スイッチ 4 1 の操作に基づいて、図 8 に示すように観察モニタ 5 に、同一画面上に通常光観察画像及び狭帯域光画像をリアルタイムに表示することもできる。

【 0 0 3 7 】

すなわち、本実施例では、セクタ 1 0 2 は、制御回路 2 0 0 からの制御信号に基づき、表示モードが通常光観察画像および狭帯域光観察画像を同時に観察モニタ 5 に表示する場合には、セクタ 1 0 2 に備わるメモリ（図示せず）から、同じ色信号の 2 つの画像信号（R 信号ならば、W L I - R と N B I - R ）が合成回路に入力されるように切替えられる。

10

【 0 0 3 8 】

合成回路 2 0 1 は、入力された 2 つの画像信号を夫々縮小したのち合成することで合成画像信号を生成して γ 補正回路 2 6 へ出力する（G および B 信号も同様。なお、合成回路 2 0 1 へは、W L I - R と N B I - R、W L I - G と N B I - G、W L I - B と N B I - B が順次入力されるように、後述する制御回路 2 0 0 からの制御信号に基づき制御される。また合成画像信号は、合成回路 2 0 1 から面順次で γ 補正回路 2 6 へ出力される）。

【 0 0 3 9 】

通常光観察画像あるいは狭帯域光観察画像の何れか一方のみを表示するモードの場合、セクタ 1 0 2 は、制御回路 2 0 0 からの制御信号に基づき、合成回路 2 0 1 へ画像信号が出力されるようには切替えられず、通常光観察画像あるいは狭帯域光観察画像の R 信号、G 信号、B 信号が面順次で γ 補正回路 2 6 へ出力されるように切替えられる。

20

【 0 0 4 0 】

制御回路 2 0 0 は、モード切替回路 4 2 からのモード切替信号に基づき、上記のモードを判定してセクタ 1 0 2 の切替えを行なう。そして、制御回路 2 0 0 は、T . G 3 7 からのタイミング信号に基づき、セクタ 1 0 2 における R、G、B 信号を、合成回路 2 0 1 あるいは γ 補正回路 2 6 へ順次出力させるように制御する（合成回路 2 0 1 への出力の場合、W L I - R と N B I - R が同時に出力され、次のタイミングで、W L I - G と N B I - G、さらに次のタイミングで W L I - B と N B I - B が出力され、これらが繰り返される。 γ 補正回路 2 6 への出力の場合は、例えば通常光観察画像を表示するモードでは、W L I - R $\rightarrow$ W L I - G $\rightarrow$ W L I - B の繰り返し）。

30

【 0 0 4 1 】

なお、セクタ 1 0 2 にはメモリ（図示せず）が備わり、該メモリは、通常光観察画像及び狭帯域光画像を同時に表示するモードの場合にのみ、制御回路 2 0 0 からの制御信号に基づき、帯域別信号変換器 1 0 1 から入力される W L I - R、W L I - G、W L I - B、N B I - R、N B I - G、N B I - B を記憶する。

【 0 0 4 2 】

なお、上記の合成回路 2 0 1 では、2 つの画像信号を夫々縮小して左右に配置されるように合成処理する内容を説明したが、画像信号における被写体画像信号（被写体像に基づく画像信号部分。図 6 ならば余白を除いた通常光観察画像に相当する画像信号）のみを検出し、上記 2 つの画像信号から検出した上記被写体画像信号のみを左右に配置することにより合成処理を行なうようにしてもよい。

40

【 0 0 4 3 】

ここで、本実施例では、 γ 補正回路 2 6 は、図 9 に示すように、セクタ 1 0 2 から出力される面順次信号に対して、W L I - R、W L I - G、W L I - B と、N B I - R、N B I - G、N B I - B とでは異なる γ 補正特性を適用する。つまり、通常光観察画像である W L I - R、W L I - G、W L I - B の面順次色信号に対しては、図 9 の gamma-1 特性を適用し、狭帯域光画像である N B I - R、N B I - G、N B I - B に対しては、ハイコントラストとなるように図 9 の gamma-2 特性を適用する。

50

【 0 0 4 4 】

すなわち、通常光観察画像あるいは狭帯域光観察画像のみが表示されるモードの場合、 γ 補正回路 2 6 には、制御回路 2 0 0 からの（通常光観察画像あるいは狭帯域光観察画像のみを表示する表示モードを判定した）制御信号が入力される。

【 0 0 4 5 】

γ 補正回路 2 6 は、図 9 に示すように、上記制御信号に基づき、通常光観察画像を表示するモードの場合には、 γ -1の特性による γ 補正処理を行い、狭帯域光観察画像を表示するモードの場合には、 γ -2の特性による γ 補正処理を行う（この場合、 γ 補正回路 2 6 は後述の上記制御信号に基づく画像信号の判別は行なわない）。

【 0 0 4 6 】

一方、通常光観察画像及び狭帯域光観察画像を同時に表示するモードの場合、合成回路 2 0 1 から出力される合成信号が γ 補正回路 2 6 に入力され、また、 γ 補正回路 2 6 には制御回路 2 0 0 からの（同時表示モードを判定した）制御信号が入力される。

【 0 0 4 7 】

γ 補正回路 2 6 は、図 9 に示すように、上記制御信号に基づき、W L I の画像信号と N B I の画像信号を判別し、W L I 画像信号に対しては γ -1の特性を適用し、N B I 画像信号に対しては γ -2の特性を適用する。上記の画像信号の判別には、画像領域情報を用いる。例えば、図 8 に示すような表示の場合では、画面の左半分に相当する画像信号はW L I 画像信号と判別して、 γ -1の特性を適用し、右半分の画像信号はN B I 画像信号と判別して γ -2の特性を適用する。

【 0 0 4 8 】

このように本実施例では、帯域別信号変換部 1 0 1 は回転フィルタ 1 4 による 1 組の面順次光の照射で得られたRGB画像信号より通常光観察画像を生成するためのW L I - R、W L I - G、W L I - B 及び狭帯域光画像を生成するためのN B I - R、N B I - G、N B I - B を生成する。すなわち、1 組の R フィルタ部 1 4 r、G フィルタ部 1 4 g、B フィルタ部 1 4 b からなる回転フィルタ 1 4 による面順次光照射で、通常光観察画像及び狭帯域光画像をリアルタイムに生成することができる。したがって、装置構成が簡略化でき、通常光観察画像及び狭帯域光画像を同タイミングの画像として観察が可能となる。

【 0 0 4 9 】

また、合成回路 2 0 1 は、通常光観察画像及び狭帯域光画像を合成する。このため、通常光観察画像と狭帯域光画像とを同時観察することが可能となる。

【 実施例 2 】

【 0 0 5 0 】

図 1 0 ないし図 1 3 は本発明の実施例 2 に係わり、図 1 0 は内視鏡装置の構成を示す構成図、図 1 1 は図 1 0 の原色カラーフィルタの構成を示す構成図、図 1 2 は図 1 1 の原色カラーフィルタの透過特性を示す図、図 1 3 は図 1 0 の帯域別信号変換部の構成を示す構成図である。

【 0 0 5 1 】

実施例 2 は、実施例 1 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。

【 0 0 5 2 】

実施例 1 では、回転フィルタ 1 4 による面順次撮像観察により通常光観察画像及び狭帯域光画像の生成を実現する実施例であったが、本実施例では、図 1 0 に示すように、白色光を体腔内組織に照射し、原色カラーフィルタ 7 1 により色分離して C C D 2 にて撮像する同時式撮像観察により通常光観察画像及び狭帯域光画像の生成を実現する実施例である。図 1 1 に原色カラーフィルタ 7 1 の構成を示し、各色フィルタの透過特性を図 1 2 に示す。

【 0 0 5 3 】

本実施例のビデオプロセッサ 7 では、図 1 0 に示すように、A / D 変換器 2 4 からの単板（1 色 / 画素）画像信号であるRGB画像信号を、3 板化回路 7 2 a にてR信号、G信号及

10

20

30

40

50

びB信号に3板化(RGBの3色/画素)する。そして、3板化回路72aにて3板化したR信号、G信号及びB信号は、実施例1と同様に、W.B25によりホワイトバランス処理が実行される。その後、ホワイトバランス処理されたR信号、G信号及びB信号は、一旦メモリ73に格納され、メモリ73からR信号、G信号及びB信号を読み出して帯域別信号変換部101に出力する。

【0054】

帯域別信号変換部101の構成は実施例1とほぼ同じであるが、図13に示すように、本実施例の帯域別信号変換部101では、原色カラーフィルタ71を介して撮像されたR信号は、通常観察に適した広帯域のR画像信号であり(図12参照)、R信号をスルーでセクタ102にWLI-Rとして出力すると共に、色変換回路114に出力する。また、原色カラーフィルタ71を介して撮像されたG信号は、通常観察に適した広帯域のG画像信号であり(図12参照)、G信号をスルーでセクタ102にWLI-Gとして出力すると共に、G信号をBPF111を介して色変換回路114に出力する。さらに、原色カラーフィルタ71を介して撮像されたB信号は、狭帯域光観察に適した狭帯域のB画像信号であり(図12参照)、B信号を色変換回路114に出力すると共に、LPF112を介して明るさ調整回路113で明るさ調整を行い、セクタ102にWLI-Bとして出力する。

10

【0055】

色変換回路114は、入力された画像信号に対して所定の色変換処理を施し、セクタ102にNBI-R、NBI-G、NBI-Bとして出力する。

20

【0056】

そして、セクタ102は、制御回路200からの制御信号に基づき、WLI-R、WLI-G、WLI-Bと、NBI-R、NBI-G、NBI-Bとをγ補正回路26あるいは合成回路201に出力する。合成回路201は、入力された画像信号を合成する。

【0057】

すなわち、本実施例では、セクタ102は、制御回路200からの制御信号に基づき、表示モードが通常光観察画像および狭帯域光観察画像を同時に観察モニタ5に表示する場合には、セクタ102に備わるメモリ(図示せず)から、6つの画像信号(WLI-R、WLI-G、WLI-B、NBI-R、NBI-G、NBI-B)が合成回路201に入力されるように切替えられる。

30

【0058】

合成回路201は、同じ色信号の2つの画像信号(WLI-RとNBI-R、WLI-GとNBI-G、WLI-BとNBI-B)を夫々縮小したのち合成することで合成画像信号(R、G、Bの画像信号)を生成してγ補正回路26へ出力する。

【0059】

通常光観察画像あるいは狭帯域光観察画像の何れか一方のみを表示するモードの場合、セクタ102は、制御回路200からの制御信号に基づき、合成回路201へ画像信号が出力されるようには切替えられず、通常光観察画像あるいは狭帯域光観察画像のR信号、G信号、B信号がγ補正回路26へ出力されるように切替えられる。

【0060】

制御回路200は、モード切替回路42からのモード切替信号に基づき、上記のモードを判定してセクタ102の切替えを行なう。そして、制御回路200は、T.G37からのタイミング信号に基づき、セクタ102におけるR、G、B信号が、合成回路201あるいはγ補正回路26へ出力されるように制御する(合成回路201への出力の場合、WLI-R、WLI-G、WLI-B、NBI-R、NBI-G、NBI-Bが同時に、またγ補正回路26への出力の場合、例えば通常光観察画像を表示するモードでは、WLI-R、WLI-G、WLI-Bが同時に、セクタ102から出力されるように制御)。

40

【0061】

なお、上記の合成回路201では、同じ色信号の2つの画像信号を夫々縮小して左右に

50

配置されるように合成処理する内容を説明したが、画像信号における被写体画像信号（被写体像に基づく画像信号部分。図8ならば余白を除いた通常光観察画像に相当する画像信号）のみを検出し、上記2つの画像信号から検出した上記被写体画像信号のみを左右に配置することにより合成処理を行なうようにしてもよい。

【0062】

γ補正回路26は、実施例1と同等に、制御信号に基づき、WLIの画像信号とNBIの画像信号を判別し、WLI画像信号に対してはgamma-1の特性を適用し、NBI画像信号に対してはgamma-2の特性を適用する。上記の画像信号の判別には、画像領域情報を用いる。例えば、図8に示すような表示の場合では、画面の左半分に相当する画像信号はWLI画像信号と判別して、gamma-1の特性を適用し、右半分の画像信号はNBI画像信号と判別してgamma-2の特性を適用する。

10

【0063】

通常光観察画像あるいは狭帯域光観察画像のみが表示されるモードの場合には、制御信号からの制御信号に基づき、通常光観察画像の場合には、gamma-1の特性によるγ補正処理を行い、狭帯域光観察画像の場合には、gamma-2の特性によるγ補正処理を行う（この場合、γ補正回路26は、上記制御信号に基づき、画像信号の判別は行なわない）。

【0064】

本実施例のビデオプロセッサ7は、実施例1と同様に、セレクタ102を介した画像信号にγ補正処理を施すγ補正回路26と、γ補正処理された画像信号を拡大処理する拡大回路27と、拡大処理された画像信号に輪郭強調処理を施す強調回路28とを備え、D/A回路34、35、36によって強調回路28からの画像信号をアナログの映像信号に変換し観察モニタ5に出力する。

20

【0065】

なお、本実施例では、図10に示すように、制御回路200を有している。この制御回路200は、CCDドライバ20からのCCD駆動に関する信号を入力している。前記制御回路200は、CCDドライバ20からのCCD駆動に関する信号に基づき、1フレーム分の撮像を検知し、セレクタ102を制御して、セレクタ102よりWLI-R、WLI-G、WLI-Bと、NBI-R、NBI-G、NBI-Bとをγ補正回路26あるいは合成回路20に出力するようになっている。

このように本実施例においても、実施例1と同様な効果を得ることができる。

30

【実施例3】

【0066】

図14ないし図19は本発明の実施例3に係わり、図14は内視鏡装置の構成を示す構成図、図15は図14の熱線カットフィルタの透過特性を示す図、図16は図14の補色フィルタの構成を示す構成図、図17は図14の帯域別信号変換部の構成を示す構成図、図18は図14の熱線カットフィルタの透過特性の変形例を示す図、図19は図14の帯域別信号変換部の変形例の構成を示す構成図である。

【0067】

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。

40

【0068】

本実施例では、図14に示すように、光源装置4は実施例2とほとんど同じであるが、熱線カットフィルタ12に図15に示すような透過特性を持たせている。また、CCD2の撮像面には、原色カラーフィルタ71の代りに、図16に示すような構成の補色フィルタ81を設けている。

【0069】

本実施例のビデオプロセッサ7では、図14に示すように、A/D変換器24からの画像信号をY/C分離回路82にてY/C分離（輝度/色差信号分離）し、Y/C分離された輝度信号Y及び色差信号Cr、Cbをメモリ83に一旦格納し、メモリ83から輝度信号Y及び色差信号Cr、Cbを読み出してRGBマトリックス回路84にてRGB信号に変換す

50

る。そして、RGBマトリックス回路 8 4 からのR信号、G信号及びB信号は、実施例 1 と同様に、W . B 2 5 によりホワイトバランス処理が実行される。その後、ホワイトバランス処理されたR信号、G信号及びB信号は、帯域別信号変換部 1 0 1 に出力する。帯域別信号変換部 1 0 1 以降の構成は実施例 2 と同じである。

【 0 0 7 0 】

帯域制限手段としての熱線カットフィルタ 1 2 の透過特性が、図 1 5 に示したように狭帯域特性となっているため、本実施例の帯域別信号変換部 1 0 1 は、図 1 7 に示すように、R信号、G信号、B信号を色変換回路 1 1 4 にて所定の色変換処理した後、N B I - R、N B I - G、N B I - Bとしてセレクタ 1 0 2 に出力する。また、R信号、G信号、B信号それぞれを L P F 1 1 2 を介して明るさ調整回路 1 1 3 で明るさ調整を行い、セレクタ 1 0 2 に W L I - R、W L I - G、W L I - Bとして出力する。

10

【 0 0 7 1 】

このように本実施例においても、実施例 2 と同様な効果を得ることができる。

【 0 0 7 2 】

なお、熱線カットフィルタ 1 2 の透過特性は図 1 5 に限らず、図 1 8 に示すような透過特性としてもよい。この場合、本実施例の帯域別信号変換部 1 0 1 は、図 1 9 に示すように、R信号及びG信号をスルーで W L I - R、W L I - Gとしてセレクタ 1 0 2 に出力する。また、B信号は L P F 1 1 2 を介して明るさ調整回路 1 1 3 で明るさ調整を行い、セレクタ 1 0 2 に W L I - Bとして出力する。そして、R信号及びG信号それぞれを、B P F 1 1 1 を介して色変換回路 1 1 4 に出力し、B信号と共に、色変換回路 1 1 4 にて所定の色変換処理した後、N B I - R、N B I - G、N B I - Bとしてセレクタ 1 0 2 に出力する。

20

【 0 0 7 3 】

付記項 1)

請求項 1 において、前記生体画像変換手段は、前記第 1 の生体画像情報と前記第 2 の生体画像情報とは異なる画像信号変換処理を施す画像信号変換手段を有する。

【 0 0 7 4 】

付記項 2)

付記項 1 において、前記画像信号変換手段は、画像信号のコントラストを変換するコントラスト変換手段（例えば、 γ 補正回路 2 6 ）及び、または画像信号の色調を変換する色調変換手段（例えば、色変換回路 1 1 4 ）とから構成される。

30

【 0 0 7 5 】

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。

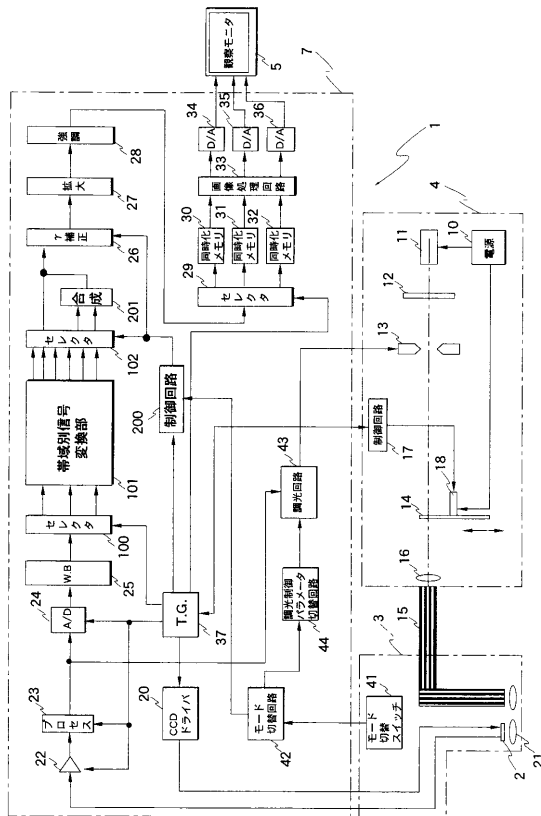
【 符号の説明 】

【 0 0 7 6 】

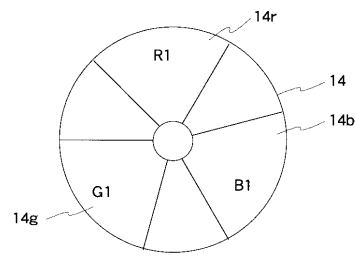
- 1 ... 内視鏡装置
- 2 ... C C D
- 3 ... 電子内視鏡
- 4 ... 光源装置
- 5 ... 観察モニタ
- 7 ... ビデオプロセッサ
- 1 1 ... キセノンランプ
- 1 4 ... 回転フィルタ
- 1 0 1 ... 帯域別信号変換部
- 1 1 0 ... 同時化メモリ
- 1 1 1 ... バンドパスフィルタ (B P F)
- 1 1 2 ... ローパスフィルタ (L P F)
- 1 1 3 ... 明るさ調整回路

40

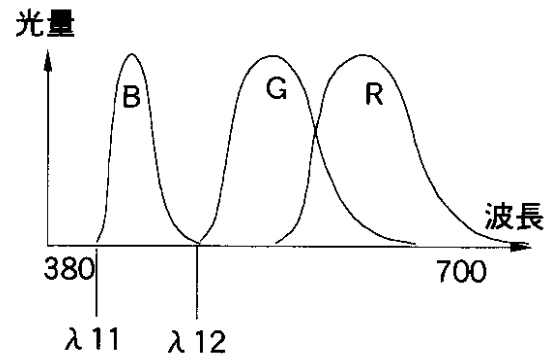
【図 1】



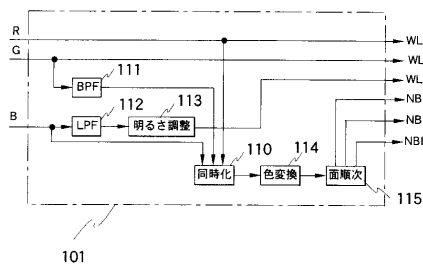
【図 2】



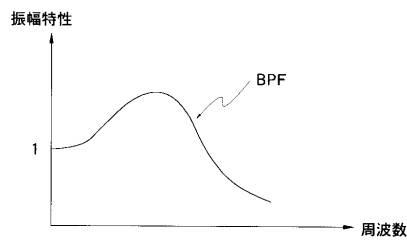
【図 3】



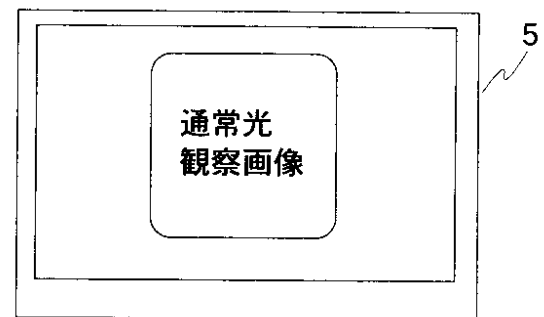
【図 4】



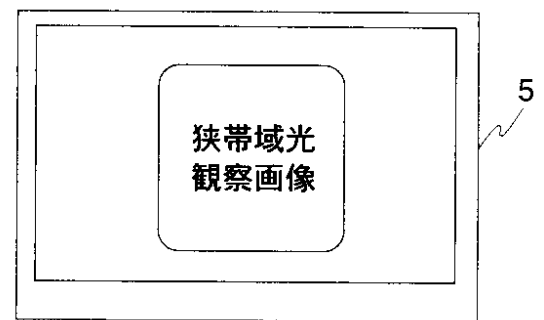
【図 5】



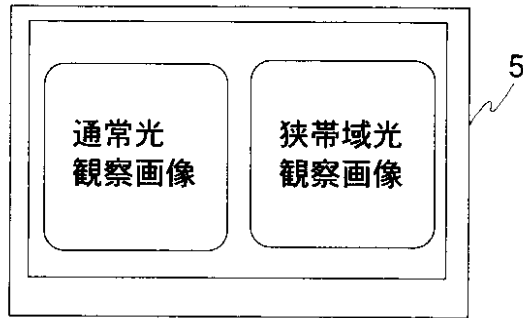
【図 6】



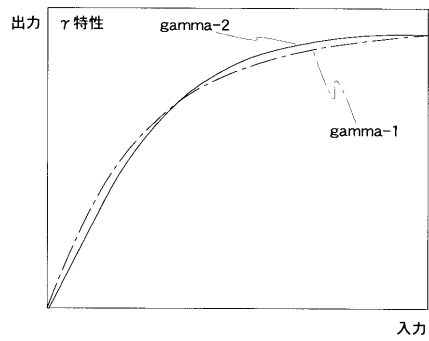
【図 7】



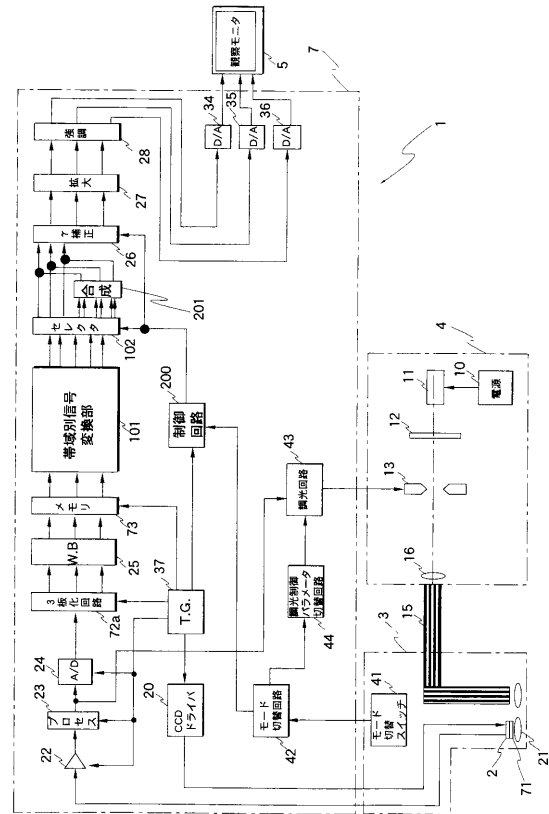
【図 8】



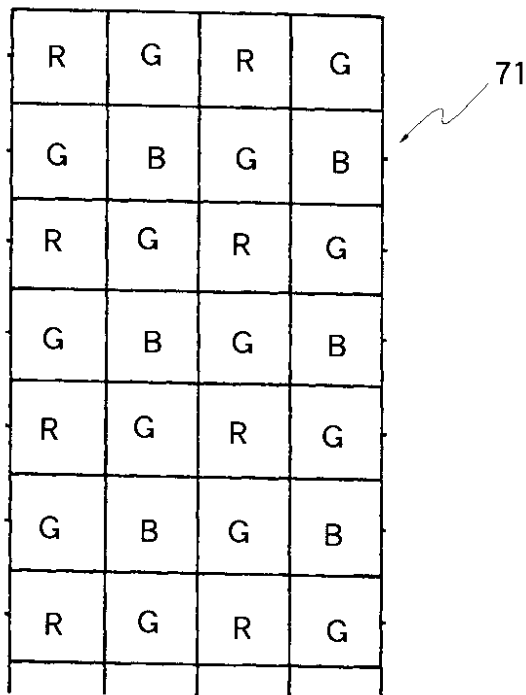
【図 9】



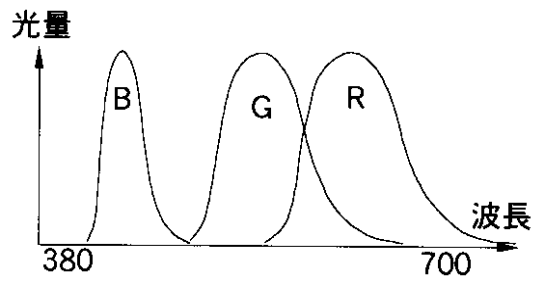
【図 10】



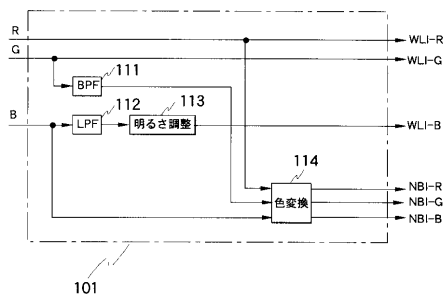
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-095635(JP,A)
特開2003-215469(JP,A)
特開平01-280442(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00 ~ 1/32
G02B	23/24 ~ 23/26
H04N	7/18

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5331863B2	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	JP2011228072	申请日	2011-10-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	山崎健二 後野和弘		
发明人	山▲崎▼ 健二 後野 和弘		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.B G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.300.D A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA07 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/BB01 4C161/LL01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS09 4C161/SS11 4C161/TT02 4C161/TT13 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CE11 5C054/CF01 5C054/ED13 5C054/EJ01 5C054/EJ04 5C054/FC14 5C054/FE09 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	大冢雄一		
其他公开文献	JP2012011238A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：用普通的光观察图像和窄带光观察，用简单的配置实时同时观察相同的活体组织。 解决方案：该系统包括生物特征图像信息获取装置，用于接收用来自照明装置的照明光照射的对象的对象图像并获取对象的生物图像信息，照明装置和生物图像信息获取装置一种频带限制单元，设置在光路上，并限制根据相对于对象的光的深度分配的多个波长带中的至少一个波长带到预定带宽;它是基于生物的特征图像信息，和所述活体图像信息转换装置，用于产生一生物特征图像信号的信息被增强由不限制为规定带宽的宽带信号再现深层组织对比度信息，所述活体图像信息转换并且显示图像生成装置用于基于由该装置转换的生物图像信号信息生成显示图像。 点域1

【数 1】

$$\begin{pmatrix} NBI - R \\ NBI - G \\ NBI - B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & m_1 & 0 \\ 0 & 0 & m_2 \\ 0 & 0 & m_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ g \\ b \end{pmatrix}$$

【 0 0 3 3 】

ここで、m1、m2、m3は色変換係数