

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5159904号
(P5159904)

(45) 発行日 平成25年3月13日 (2013. 3. 13)

(24) 登録日 平成24年12月21日 (2012. 12. 21)

(51) Int. Cl.

F I

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

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

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 16 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-2950 (P2011-2950)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成23年1月11日 (2011. 1. 11)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-143337 (P2012-143337A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年8月2日 (2012. 8. 2)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成24年6月5日 (2012. 6. 5)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	齋藤 孝明
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色光を発する白色光光源と、
青色の所定の波長範囲の第1狭帯域光を発する第1狭帯域光光源と、
青色、緑色および赤色のカラーフィルタを受光面に有し、狭帯域光観察モードの場合に、被検体に所定の発光比率で照射される前記白色光および前記第1狭帯域光の該被検体からの反射光を受光して狭帯域光画像を撮像する撮像素子と、
前記狭帯域光画像の青色の画像信号Bを強調した強調輝度信号を算出し、前記狭帯域光画像の緑色の画像信号Gおよび赤色の画像信号Rから粘膜中の中深層の血液濃度を表すヘモグロビンインデックスを算出し、該ヘモグロビンインデックスの値に応じて赤味を強調した強調色差信号を算出し、前記強調輝度信号および強調色差信号から表示用の内視鏡画像の画像信号を生成する画像処理部と、
前記表示用の内視鏡画像の画像信号に対応する内視鏡画像を表示する表示装置とを備えていることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 2】

前記画像処理部は、前記青色の画像信号Bと前記緑色の画像信号Gとを所定の比率で重み付けして前記強調輝度信号を算出するものである請求項1に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 3】

前記画像処理部は、前記緑色の画像信号Gおよび赤色の画像信号Rから $1n(R/G)$ で前記ヘモグロビンインデックスを算出するものである請求項1または2に記載の内視鏡

診断装置。

【請求項 4】

前記画像処理部は、前記ヘモグロビンインデックスの値が大きくなるに従って、赤色の色差信号の値が大きく、かつ、青色の色差信号の値が小さくなる変換テーブルを用いて前記強調色差信号を算出するものである請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 5】

前記画像処理部は、前記強調輝度信号と前記青色の画像信号 B との差である青色の色差信号、および、前記強調輝度信号と前記赤色の画像信号 R との差である赤色の色差信号を算出し、前記ヘモグロビンインデックスの値が大きくなるに従って、赤色の補正值が大きく、かつ、青色の補正值が小さくなる変換テーブルを用いて、前記青色の色差信号と前記青色の補正值および前記赤色の色差信号と前記赤色の補正值とをそれぞれ加算して前記強調色差信号を算出するものである請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

10

【請求項 6】

前記第 1 狭帯域光は、395～455 nm 内の所定の波長範囲の光である請求項 1～5 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 狭帯域光は、405 nm ± 10 nm の波長範囲の光である請求項 6 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 8】

前記白色光光源は、青色の所定の波長範囲の第 2 狭帯域光を発する第 2 狭帯域光光源と、該第 2 狭帯域光が照射されることによって励起発光光を発し、該第 2 狭帯域光と該励起発光光とで疑似白色光を生成する蛍光体とを有する請求項 1～5 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

20

【請求項 9】

前記第 2 狭帯域光は、445 nm ± 10 nm の波長範囲の光である請求項 8 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 10】

前記第 1 狭帯域光および前記第 2 狭帯域光は、445 nm ± 10 nm の波長範囲の光であり、

前記白色光光源は、前記第 1 狭帯域光光源を前記第 2 狭帯域光光源として使用するものである請求項 8 または 9 に記載の内視鏡診断装置。

30

【請求項 11】

白色光を発する白色光光源と、

前記白色光を、青色の所定の波長範囲の狭帯域光、緑色の光および赤色の光に分離するカラーフィルタと、

狭帯域光観察モードの場合に、被検体に面順次方式で照射される、前記青色の所定の波長範囲の狭帯域光、緑色の光および赤色の光の該被検体からの反射光を受光して青色の狭帯域光画像、緑色の通常光画像および赤色の通常光画像を順次撮像する撮像素子と、

前記青色の狭帯域光画像の画像信号 B を強調した強調輝度信号 Y を算出し、前記緑色の通常光画像の画像信号 G および前記赤色の通常光画像の画像信号 R から粘膜中の中深層の血液濃度を表すヘモグロビンインデックスを算出し、該ヘモグロビンインデックスの値に応じて赤味を強調した強調色差信号を算出し、前記強調輝度信号および強調色差信号から表示用の内視鏡画像の画像信号を生成する画像処理部と、

40

前記表示用の内視鏡画像の画像信号に対応する内視鏡画像を表示する表示装置とを備えていることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 12】

前記画像処理部は、前記青色の狭帯域光画像の画像信号 B と前記緑色の通常光画像の画像信号 G とを所定の比率で重み付けして前記強調輝度信号を算出するものである請求項 11 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 13】

50

前記画像処理部は、前記緑色の通常光画像の画像信号 G および赤色の通常光画像の画像信号 R から $1/n(R/G)$ で前記ヘモグロビンインデックスを算出するものである請求項 11 または 12 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 14】

前記画像処理部は、前記ヘモグロビンインデックスの値が大きくなるに従って、赤色の色差信号の値が大きく、かつ、青色の色差信号の値が小さくなる変換テーブルを用いて前記強調色差信号を算出するものである請求項 11 ~ 13 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 15】

前記画像処理部は、前記強調輝度信号と前記青色の通常光画像の画像信号 B との差である青色の色差信号、および、前記強調輝度信号と前記赤色の通常光画像の画像信号 R との差である赤色の色差信号を算出し、前記ヘモグロビンインデックスの値が大きくなるに従って、赤色の補正值が大きく、かつ、青色の補正值が小さくなる変換テーブルを用いて、前記青色の色差信号と前記青色の補正值および前記赤色の色差信号と前記赤色の補正值とをそれぞれ加算して前記強調色差信号を算出するものである請求項 11 ~ 13 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 16】

前記白色光を前記青色の狭帯域光に分離するカラーフィルタは、前記白色光から、 $415\text{nm} \pm 10\text{nm}$ の波長範囲の狭帯域光を分離するものである請求項 11 ~ 15 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、粘膜中の中深層の血液濃度（血液量）と表層血管とを同時に観察する内視鏡診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、光源装置から発せられる白色光（通常光）を内視鏡先端部まで導光して被検体の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して通常光画像（白色光画像）を取得し、通常光観察（白色光観察）を行う内視鏡装置が用いられている。これに対し、近年では、通常光観察に加えて、所定の波長範囲の狭帯域光（特殊光）を被検体の被観察領域に照射し、その反射光等を撮像して特殊光画像（狭帯域光画像）を取得し、特殊光観察（狭帯域光観察）を行う内視鏡装置が活用されている。

【0003】

特殊光観察を行う内視鏡装置では、例えば、被検体体腔内の粘膜層あるいは粘膜下層に発生する新生血管の微細構造、病変部の強調等、通常の観察像では得られない生体情報を簡単に可視化できる。例えば、観察対象が癌病変部である場合、青色の狭帯域光を粘膜組織に照射すると組織表層の微細血管や微細構造の状態がより詳細に観察できるため、病変部をより正確に診断することができる。

【0004】

狭帯域光観察を行う内視鏡装置では、上記のように、粘膜表層の微細血管を強調して表示することが可能であり、本機能を用いて内視鏡による癌の診断が幅広く行われている。一方、例えば、未分化型早期胃癌は、粘膜中層部を横方向に伸展する性質があり、狭帯域光観察が得意とする粘膜表層の観察では、病変部の発見や、範囲の診断が困難であるという問題がある。

【0005】

これに対し、特許文献 1 には、R（赤）、G（緑）、B（青）それぞれの狭帯域光を面順次方式で被検体に照射して、R、G、B それぞれのバンド画像を撮像し、例えば、 $\log(R/G)$ で血液中のヘモグロビン濃度に相関のあるヘモグロビンインデックス I H b（中深層の血液濃度に相当）を算出し、I H b に基づいて擬似カラー画像を生成する、あ

10

20

30

40

50

るいは1つのバンド画像、例えば、R画像をIHb画像に置き換えることにより、中深層の血液濃度を擬似カラー表する内視鏡装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第3559755号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献1に記載の手法では、Bの狭帯域光を被検体に照射して撮像したB画像に表層血管の情報が含まれているものの、このB画像をそのまま表示するだけでは、表層血管を確認しづらいという問題があった。また、ヘモグロビンインデックスIHbには中深層の血液濃度の情報が含まれているものの、ヘモグロビンインデックスIHbの情報をそのまま擬似カラー表示するだけでは、血液濃度が高い部分と低い部分との見分けが難しいという問題があった。

【0008】

本発明の目的は、粘膜中の中深層の血液濃度と表層血管の両方ともに視認しやすい内視鏡画像を表示することができる内視鏡診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明は、白色光を発する白色光光源と、青色の所定の波長範囲の第1狭帯域光を発する第1狭帯域光光源と、青色、緑色および赤色のカラーフィルタを受光面に有し、狭帯域光観察モードの場合に、被検体に所定の発光比率で照射される前記白色光および前記第1狭帯域光の該被検体からの反射光を受光して狭帯域光画像を撮像する撮像素子と、

前記狭帯域光画像の青色の画像信号Bを強調した強調輝度信号を算出し、前記狭帯域光画像の緑色の画像信号Gおよび赤色の画像信号Rから粘膜中の中深層の血液濃度を表するヘモグロビンインデックスを算出し、該ヘモグロビンインデックスの値に応じて赤味を強調した強調色差信号を算出し、前記強調輝度信号および強調色差信号から表示用の内視鏡画像の画像信号を生成する画像処理部と、

前記表示用の内視鏡画像の画像信号に対応する内視鏡画像を表示する表示装置とを備えていることを特徴とする内視鏡診断装置を提供するものである。

【0010】

ここで、前記画像処理部は、前記青色の画像信号Bと前記緑色の画像信号Gとを所定の比率で重み付けして前記強調輝度信号を算出するものであることが好ましい。

【0011】

また、前記画像処理部は、前記緑色の画像信号Gおよび赤色の画像信号Rから $\ln(R/G)$ で前記ヘモグロビンインデックスを算出するものであることが好ましい。

【0012】

また、前記画像処理部は、前記ヘモグロビンインデックスの値が大きくなるに従って、赤色の色差信号の値が大きく、かつ、青色の色差信号の値が小さくなる変換テーブルを用いて前記強調色差信号を算出するものであることが好ましい。

【0013】

また、前記画像処理部は、前記強調輝度信号と前記緑色の画像信号Gとの差である緑色の色差信号、および、前記強調輝度信号と前記赤色の画像信号Rとの差である赤色の色差信号を算出し、前記ヘモグロビンインデックスの値が大きくなるに従って、赤色の補正值が大きく、かつ、青色の補正值が小さくなる変換テーブルを用いて、前記緑色の色差信号と前記緑色の補正值および前記赤色の色差信号と前記赤色の補正值とをそれぞれ加算して前記強調色差信号を算出するものであることが好ましい。

【0014】

10

20

30

40

50

また、前記第1狭帯域光は、395～455nm内の所定の波長範囲の光であることが好ましい。

【0015】

また、前記第1狭帯域光は、405nm±10nmの波長範囲の光であることが好ましい。

【0016】

また、前記白色光光源は、青色の所定の波長範囲の第2狭帯域光を発する第2狭帯域光光源と、該第2狭帯域光が照射されることによって励起発光光を発し、該第2狭帯域光と該励起発光光とで疑似白色光を生成する蛍光体とを有することが好ましい。

【0017】

また、前記第2狭帯域光は、445nm±10nmの波長範囲の光であることが好ましい。

【0018】

また、前記第1狭帯域光および前記第2狭帯域光は、445nm±10nmの波長範囲の光であり、

前記白色光光源は、前記第1狭帯域光光源を前記第2狭帯域光光源として使用するものであることが好ましい。

【0019】

また、本発明は、白色光を発する白色光光源と、

前記白色光を、青色の所定の波長範囲の狭帯域光、緑色の光および赤色の光に分離するカラーフィルタと、

狭帯域光観察モードの場合に、被検体に面順次方式で照射される、前記青色の所定の波長範囲の狭帯域光、緑色の光および赤色の光の該被検体からの反射光を受光して青色の狭帯域光画像、緑色の通常光画像および赤色の通常光画像を順次撮像する撮像素子と、

前記青色の狭帯域光画像の画像信号Bを強調した強調輝度信号Yを算出し、前記緑色の通常光画像の画像信号Gおよび前記赤色の通常光画像の画像信号Rから粘膜中の中深層の血液濃度を表するヘモグロビンインデックスを算出し、該ヘモグロビンインデックスの値に応じて赤味を強調した強調色差信号を算出し、前記強調輝度信号および強調色差信号から表示用の内視鏡画像の画像信号を生成する画像処理部と、

前記表示用の内視鏡画像の画像信号に対応する内視鏡画像を表示する表示装置とを備えていることを特徴とする内視鏡診断装置を提供する。

【0020】

ここで、前記画像処理部は、前記青色の狭帯域光画像の画像信号Bと前記緑色の通常光画像の画像信号とを所定の比率で重み付けして前記強調輝度信号を算出するものであることが好ましい。

【0021】

また、前記画像処理部は、前記緑色の通常光画像の画像信号Gおよび赤色の通常光画像の画像信号Rから $\ln(R/G)$ で前記ヘモグロビンインデックスを算出するものであることが好ましい。

【0022】

また、前記画像処理部は、前記ヘモグロビンインデックスの値が大きくなるに従って、赤色の色差信号の値が大きく、かつ、青色の色差信号の値が小さくなる変換テーブルを用いて前記強調色差信号を算出するものであることが好ましい。

【0023】

また、前記画像処理部は、前記強調輝度信号と前記緑色の通常光画像の画像信号Gとの差である緑色の色差信号、および、前記強調輝度信号と前記赤色の通常光画像の画像信号Rとの差である赤色の色差信号を算出し、前記ヘモグロビンインデックスの値が大きくなるに従って、赤色の補正值が大きく、かつ、青色の補正值が小さくなる変換テーブルを用いて、前記緑色の色差信号と前記緑色の補正值および前記赤色の色差信号と前記赤色の補正值とをそれぞれ加算して前記強調色差信号を算出するものであることが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

また、前記白色光を前記青色の狭帯域光に分離するカラーフィルタは、前記白色光から、 $415\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の波長範囲の狭帯域光を分離するものであることが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、狭帯域光画像の青色の画像信号Bを強調することにより、表層血管部分のコントラストを高くすることができる。また、ヘモグロビンインデックスの値に応じて赤味を強調することにより、粘膜中の中深層の血液濃度を画像の赤味の程度で表現することができる。従って、粘膜中深層の血液量の分布の情報と、強調された表層血管とを同時に表示させることにより、粘膜表層の観察だけでは病変部の発見や範囲の診断が困難であるという狭帯域光観察の欠点をカバーし、未分化型も含めた腫瘍病変の診断能向上を図ることができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す第1の実施形態の外観図である。

【 図 2 】 図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表すブロック図である。

【 図 3 】 青色レーザ光源からの青色レーザ光および青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。

【 図 4 】 R色、G色、B色のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【 図 5 】 図1に示す狭帯域光画像処理部の内部構成を表すブロック図である。

20

【 図 6 】 ヘモグロビンインデックスと色差信号との関係を表す一例の変換テーブルである。

。 【 図 7 】 図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第2の実施形態のブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 7 】

以下、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明に係る内視鏡診断装置を詳細に説明する。

【 0 0 2 8 】

図1は、本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す第1の実施形態の外観図、図2は、その内部構成を表すブロック図である。これらの図に示す内視鏡診断装置10は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置12と、光源装置12から発せられる光を導光して被検体の被観察領域に照明光を照射し、被検体からの反射光を撮像する内視鏡装置14と、内視鏡装置14で撮像された画像を画像処理して内視鏡画像を出力するプロセッサ装置16と、プロセッサ装置16から出力される内視鏡画像を表示する表示装置18と、入力操作を受け付ける入力装置20とによって構成されている。

30

【 0 0 2 9 】

ここで、内視鏡診断装置10は、通常光（白色光）を被検体に照射し、その反射光を撮像して通常光画像（白色光画像）を表示（観察）する通常光観察モード（白色光観察モード）と、特殊光（狭帯域光）を被検体に照射し、その反射光を撮像して特殊光画像（狭帯域光画像）を表示する特殊光観察モード（狭帯域光観察モード）とを有する。各観察モードは、内視鏡装置14の切り替えスイッチ66や入力装置20から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

40

【 0 0 3 0 】

光源装置12は、光源制御部22と、それぞれ波長範囲の異なるレーザ光を発する2種のレーザ光源LD1、LD2と、コンバイナ（合波器）24と、カブラ（分波器）26とによって構成されている。

【 0 0 3 1 】

本実施形態において、レーザ光源LD1、LD2からは、それぞれ、中心波長が異なる 405 nm 、 445 nm である、青色の所定の波長範囲（例えば、中心波長 $\pm 10\text{ nm}$ ）

50

の狭帯域光が発せられる。レーザ光源LD1は、狭帯域光画像を撮像するための光源であり、レーザ光源LD2は、通常光観察用の励起光を発生して、後述する蛍光体から白色光（疑似白色光）を発生させるための光源である。

【0032】

なお、白色光を発生するための白色光光源（通常光光源）は、励起光および蛍光体の組合せに限定されず、白色光を発するものであればよく、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、白色LED（発光ダイオード）などを利用することもできる。また、レーザ光源LD1、LD2から発せられるレーザ光の波長は上記に限定されず、同様の役割を果たす波長のレーザ光を適宜選択することができる。例えば、レーザ光源LD1から発せられるレーザ光は、血液中のヘモグロビンの吸光係数が高い、青色の395nm～455nmの波長範囲に含まれる所定の波長範囲の狭帯域光であることが望ましい。また、本実施形態の場合のように、白色光光源として、445nm±10nmの波長範囲のレーザ光を発するレーザ光源LD2と蛍光体を備える場合、狭帯域光画像を撮像するための光源として、レーザ光源LD1から発せられる中心波長405nmのレーザ光の代わりに、中心波長445nmのレーザ光を利用することもできる。これにより、レーザ光源LD1を省き、コストダウンできるという利点がある。

10

【0033】

レーザ光源LD1、LD2は、後述するプロセッサ装置16の制御部によって制御される光源制御部22によりそれぞれ個別にオンオフ制御および光量制御が行われ、各レーザ光源LD1、LD2の発光のタイミングや光量比率は変更自在になっている。

20

【0034】

レーザ光源LD1、LD2としては、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs系レーザダイオードやGaAs系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0035】

光源制御部22は、通常光観察モードの場合、レーザ光源LD1を消灯、レーザ光源LD2を点灯する。また、光源制御部22は、狭帯域光観察モードの場合、レーザ光源LD1、LD2の両方を点灯する。

【0036】

各レーザ光源LD1、LD2から発せられるレーザ光は、集光レンズ（図示略）を介してそれぞれ対応する光ファイバに入力され、コンバイナ24により合波され、カプラ26により2系統の光に分波されてコネクタ部32Aに伝送される。コンバイナ24およびカプラ26は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成される。なお、これに限らず、コンバイナ24およびカプラ26を用いずに、各レーザ光源LD1、LD2からのレーザ光を直接コネクタ部32Aに送出する構成としてもよい。

30

【0037】

続いて、内視鏡装置14は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から2系統（2灯）の照明光を出射する照明光学系と、被観察領域の内視鏡画像を撮像する1系統（1眼）の撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡装置14は、内視鏡挿入部28と、内視鏡挿入部28の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部30と、内視鏡装置14を光源装置12およびプロセッサ装置16に着脱自在に接続するコネクタ部32A、32Bとを備える。

40

【0038】

内視鏡挿入部28は、可撓性を持つ軟性部34と、湾曲部36と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）38とから構成されている。

【0039】

湾曲部36は、軟性部34と先端部38との間に設けられ、操作部30に配置されたアングルノブ40の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部36は、内視鏡装置14が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部38を、所望の観察部位に向けることができる。

50

【0040】

内視鏡先端部38の先端面には、被観察領域へ光を照射する2系統の照明窓42A、42Bと、被観察領域からの反射光を撮像する1系統の観察窓44が配置されている。

【0041】

照明窓42Aの奥には、光ファイバ48Aが収納されている。光ファイバ48Aは、光源装置12からコネクタ部32Aを介してスコープ先端部38まで敷設されている。光ファイバ48Aの先端部(照明窓42A側)には蛍光体54Aが配置され、さらに蛍光体54Aの先にレンズ52A等の光学系が取り付けられている。同様に、照明窓42Bの奥には、先端部に蛍光体54Bおよびレンズ52B等の光学系を有する光ファイバ48Bが収納されている。

10

【0042】

蛍光体54A、54Bは、レーザ光源LD2からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質(例えばYAG系蛍光物質、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光物質)を含んで構成される。通常光観察用の励起光が蛍光体54A、54Bに照射されると、蛍光体54A、54Bから発せられる緑色～黄色の励起発光光(蛍光)と、蛍光体54A、54Bにより吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光(疑似白色光)が生成される。

【0043】

図3は、青色レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。レーザ光源LD2から発せられる青色レーザ光は、中心波長445nmの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体54A、54Bからの励起発光光は、概ね450nm～700nmの波長範囲で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光との合波光によって、上述した疑似白色光が形成される。

20

【0044】

ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色であるR、G、B等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

30

【0045】

中心波長405nmのレーザ光を蛍光体54A、54Bに照射した場合に蛍光体54A、54Bから発せられる励起発光光の光強度は、中心波長445nmのレーザ光を蛍光体54A、54Bに照射した場合の数分の一である。つまり、中心波長445nmのレーザ光と一緒に中心波長405nmのレーザ光を蛍光体54A、54Bに照射しても、中心波長405nmのレーザ光によって蛍光体54A、54Bから励起発光光はほとんど発せられない。

【0046】

このため、本実施形態では、通常光観察用の励起光である中心波長445nmのレーザ光と、血管観察用の狭帯域光である中心波長405nmのレーザ光とを同時に照射する場合に両者を合波し、合波したレーザ光を蛍光体54A、54Bに照射する。なお、例えば、1系統の照明光学系を蛍光体なしとし、蛍光体のない光ファイバにより中心波長405nmのレーザ光を導光して被検体に照射してもよい。

40

【0047】

照明窓42A側および照明窓42B側の照明光学系は同等の構成および作用のものであって、照明窓42A、42Bからは、基本的に同時に同等の照明光が照射される。なお、照明窓42A、42Bからそれぞれ異なる照明光を照射させることもできる。また、2系統の照明光を出射する照明光学系を有することは必須ではなく、例えば、1系統や4系統の照明光を出射する照明光学系でも同等の機能を実現することができる。

【0048】

50

観察窓４４の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット５６等の光学系が取り付けられ、さらに対物レンズユニット５６の奥には、被観察領域の画像情報を取得するＣＣＤ(Charge Coupled Device)イメージセンサやＣＭＯＳ(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサ等の撮像素子５８(第１撮像素子)が取り付けられている。

【００４９】

撮像素子５８は、対物レンズユニット５６からの光を受光面(撮像面)で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号(アナログ信号)を出力する。撮像素子５８の受光面には、図４に示す、可視光の約３７０～７２０ｎｍの波長範囲を３分割する分光透過率を有する、Ｒ色(約５８０ｎｍ～７６０ｎｍ)、Ｇ色(約４５０ｎｍ～６３０ｎｍ)、Ｂ色(約３８０ｎｍ～５１０ｎｍ)のカラーフィルタが設けられ、Ｒ画素、Ｇ画素、Ｂ画素の３色の画素を１組として、複数組の画素がマトリクス状に配列されている。

10

【００５０】

光源装置１２から光ファイバ４８Ａ、４８Ｂによって導光された光は、内視鏡先端部３８から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子が対物レンズユニット５６により撮像素子５８の受光面上に結像され、撮像素子５８により光電変換されて撮像される。撮像素子５８からは、撮像された被検体の被観察領域の撮像信号(アナログ信号)が出力される。

【００５１】

撮像素子５８から出力される画像(通常光画像、狭帯域光画像)の撮像信号(アナログ信号)は、スコープケーブル６２を通じてＡ／Ｄ変換器６４に入力される。Ａ／Ｄ変換器６４は、撮像素子５８からの撮像信号(アナログ信号)を画像信号(デジタル信号)に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部３２Ｂを介してプロセッサ装置１６の画像処理部に入力される。

20

【００５２】

なお、図示はしていないが、操作部３０及び内視鏡挿入部２８の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

【００５３】

続いて、プロセッサ装置１６は、制御部６８と、画像処理部７０と、記憶部７２とを備えている。制御部６８には、表示装置１８および入力装置２０が接続されている。プロセッサ装置１６は、内視鏡装置１４の切り替えスイッチ６６や入力装置２０から入力される指示に基づき、光源装置１２の光源制御部２２を制御するとともに、内視鏡装置１４から入力される画像信号を画像処理し、表示用画像を生成して表示装置１８に出力する。

30

【００５４】

制御部６８は、内視鏡装置１４の切り替えスイッチ６６や入力装置２０からの指示、例えば、観察モード等の指示に基づいて、画像処理部７０および光源装置１２の光源制御部２２の動作を制御する。

【００５５】

画像処理部７０は、制御部６８の制御の基で、観察モードに基づき、通常光画像、狭帯域光画像の画像種別に応じて、内視鏡装置１４から入力される画像信号に対して所定の画像処理を施す。画像処理部７０で処理された画像信号は、制御部６８に送られて、制御部６８で各種情報と共に内視鏡観察画像にされて表示装置１８に表示され、必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部７２に記憶される。

40

【００５６】

画像処理部７０は、通常光画像処理部７０Ａと、狭帯域光画像処理部７０Ｂとを備えている。通常光画像処理部７０Ａ、狭帯域光画像処理部７０Ｂは、それぞれ、通常光観察モード、狭帯域光観察モードの場合に、通常光画像、狭帯域光画像の画像信号に対して、それぞれの内視鏡画像に適した所定の画像処理を施し、表示用の通常光画像信号、狭帯域光画像信号を出力(生成)する。

50

【 0 0 5 7 】

狭帯域光画像処理部 7 0 B は、図 5 に示すように、強調輝度信号算出部 7 4 と、ヘモグロビンインデックス算出部 7 6 と、変換テーブル 7 8 と、強調色差信号算出部 8 0 と、画像信号変換部 8 2 とを備えている。

【 0 0 5 8 】

強調輝度信号算出部 7 4 は、狭帯域光画像の青色（ B 画素）の画像信号 B を強調した強調輝度信号を算出する。本実施形態の場合、強調輝度信号算出部 7 4 は、青色の画像信号 B と緑色の画像信号 G とを所定の比率で重み付けして強調輝度信号 Y を算出する。

【 0 0 5 9 】

ヘモグロビンインデックス算出部 7 6 は、狭帯域光画像の緑色（ G 画素）の画像信号 G および赤色（ R 画素）の画像信号 R から、本実施形態の場合、 $\ln(R/G)$ で粘膜中の中深層の血液濃度の表すヘモグロビンインデックス $r R G$ を算出する。

10

【 0 0 6 0 】

変換テーブル 7 8 は、ヘモグロビンインデックス $r R G$ の値が大きくなるに従って、赤色の色差信号 C_r の値が大きく、かつ、青色の色差信号 C_b の値が小さくなるように変換するためのものである。

【 0 0 6 1 】

強調色差信号算出部 8 0 は、変換テーブル 7 8 を用いて、ヘモグロビンインデックス $r R G$ の値に応じて赤味を強調した強調色差信号（色差信号 C_r 、 C_b を含む）を算出する。本実施形態の場合、強調色差信号算出部 8 0 は、ヘモグロビンインデックス $r R G$ の値が大きくなるに従って赤味が増すような強調色差信号を算出する。

20

【 0 0 6 2 】

画像信号変換部 8 2 は、強調輝度信号 Y および強調色差信号（ C_r 、 C_b ）から表示用の内視鏡画像の画像信号（表示用の狭帯域光画像信号）、本実施形態の場合、RGB の画像信号を生成する。

【 0 0 6 3 】

表示用の通常光画像信号、狭帯域光画像信号は、例えば、1 枚（1 フレーム）の画像を単位として記憶部 7 2 に記憶される。

【 0 0 6 4 】

画像処理部 7 0 から出力される表示用の通常光画像信号、狭帯域光画像信号は、制御部 6 8 に入力される。制御部 6 8 は、観察モードに従って、表示用の通常光画像信号、狭帯域光画像信号に基づき、表示用の通常光画像、狭帯域光画像のいずれかを表示装置 1 8 に表示する。

30

【 0 0 6 5 】

次に、内視鏡診断装置 1 0 の動作を説明する。

【 0 0 6 6 】

通常光観察モードの場合、光源制御部 2 2 の制御により、レーザ光源 LD 1 が消灯され、レーザ光源 LD 2 が点灯される。レーザ光源 LD 2 から発せられる中心波長 4 4 5 nm のレーザ光は蛍光体 5 4 A、5 4 B に照射され、蛍光体 5 4 A、5 4 B から発せられる白色光が被検体に照射され、その反射光が撮像素子 5 8 で受光されて通常光画像が撮像される。

40

【 0 0 6 7 】

撮像素子 5 8 から出力される通常光画像の撮像信号（アナログ信号）は、A/D 変換器 6 2 により画像信号（デジタル信号）に変換され、観察モードに従って、画像処理部 6 8 の通常光画像処理部 7 0 A により通常光画像に適した所定の画像処理が施され、表示用の通常光画像信号が出力される。そして、制御部 6 4 により、表示用の通常光画像信号に対応する通常光画像が表示装置 1 8 上に表示される。

【 0 0 6 8 】

一方、狭帯域光観察モードの場合、光源制御部 2 2 の制御により、レーザ光源 LD 1、LD 2 の両方が点灯される。レーザ光源 LD 1 から発せられる中心波長 4 0 5 nm のレー

50

ザ光と、レーザ光源LD2から発せられる中心波長445nmのレーザ光によって励起され、蛍光体54A, 54Bから発せられる白色光とが、所定の発光比率で被検体に同時に照射され、その反射光が撮像素子58で受光されて狭帯域光画像が撮像される。

【0069】

撮像素子58から出力される狭帯域光画像の撮像信号(アナログ信号)は、A/D変換器62により画像信号(デジタル信号)に変換され、観察モードに従って、画像処理部68の狭帯域光画像処理部70Bにより狭帯域光画像に適した所定の画像処理が施され、表示用の狭帯域光画像信号が出力される。そして、制御部64により、表示用の狭帯域光画像信号に対応する狭帯域光画像が表示装置18上に表示される。

【0070】

以下、狭帯域光観察モードの場合の画像処理について説明する。

【0071】

狭帯域光画像処理部70Bは、まず、強調輝度信号算出部74により、狭帯域光画像のB, G, Rの画素の画像信号から、下記式(1)を用いて、B画素の画像信号とG画素の画像信号とを線形結合して強調輝度信号Yを算出する。

$$Y = b * B + g * G \quad \dots \quad (1)$$

【0072】

ここで、b, gは、重み付け係数である。強調輝度信号Yにおいて、例えば、B画素の成分とG画素の成分が、7:3となるように重み付けを行う。B画素の成分は表層血管の情報を表すため、B画素の成分を重み付けして増加させることにより、表層血管を強調することができる。また、必須ではないが、強調輝度信号Yの算出にG画素の成分を含めることによって、中深層の血管情報を含めることができる。

【0073】

続いて、ヘモグロビンインデックス算出部76により、狭帯域光画像のB, G, Rの画素(B, G, R色)の画像信号から、下記式(2)を用いてヘモグロビンインデックスrRGを算出する。

$$rRG = \ln(R/G) \quad \dots \quad (2)$$

【0074】

ヘモグロビンインデックスrRGの値は、中深層のヘモグロビン密度(血液濃度)が大きくなるに応じて大きくなるという性質がある。従って、この性質を利用して、以下の手順で、表層血管の強調表示と中深層血液濃度の分布表示を同時に実現する。

【0075】

続いて、強調色差信号算出部80により、変換テーブル78を用いて、ヘモグロビンインデックスrRGから強調色差信号を算出する。本実施形態の場合、強調色差信号は赤色の色差信号Crおよび青色の色差信号Cbを含む。

【0076】

図6は、ヘモグロビンインデックスと色差信号との関係を表す一例の変換テーブルである。同図の縦軸は色差信号(ないし後述する補正值)、横軸はヘモグロビンインデックスrRGである。この変換テーブルでは、ヘモグロビンインデックスrRGの値が大きくなるに従って、一次関数的に比例して、赤色の色差信号Crが大きく、かつ、青色の色差信号Cbが小さくなる。

【0077】

従って、この変換テーブルを使用することにより、ヘモグロビンインデックスrRGの値、つまり、中深層の血液濃度が大きくなるに従って、表示用の狭帯域光画像における赤味が強調されるように、ヘモグロビンインデックスrRGの値に対応する色差信号Cr, Cbを算出することができる。例えば、ヘモグロビンインデックスrRGの値が1.2の時、色差信号Cr, Cbの値はそれぞれ50、-50となる。

【0078】

続いて、画像信号変換部82により、上記で算出した強調輝度信号Y、および、強調色差信号、つまり、色差信号Cr, CbをRGBの画像信号に変換して表示用の狭帯域光画

10

20

30

40

50

像信号を生成する。

【 0 0 7 9 】

これにより、表示用の狭帯域光画像信号に対応する狭帯域光画像では、中深層の血液濃度が画像の赤味の程度で表現され、ヘモグロビンインデックス $r R G$ の値が大きくなる、つまり、中深層の血液濃度が大きくなるに従って赤味が強く表示される。また、輝度信号が B 画素の画像信号に重み付けされて作成されているため、表層血管部分のコントラストが高く（低い輝度値で）表現される。

【 0 0 8 0 】

未分化型早期胃癌には、高分化型の癌と比べて腫瘍領域の血管密度が低いという特徴がある。従って、上記のように、内視鏡観察時に、粘膜中深層の血液量の分布の情報と、強調された表層血管とを同時に表示させることにより、粘膜表層の観察だけでは病変部の発見や範囲の診断が困難であるという狭帯域光観察の欠点をカバーし、未分化型も含めた腫瘍病変の診断能向上を図ることができる。

10

【 0 0 8 1 】

なお、上記の実施形態では、中深層の血液濃度を擬似カラー表示しているが、例えば、狭帯域光画像を参照画像として、中深層の血液濃度を表示することもできる。

【 0 0 8 2 】

この場合、まず、狭帯域光画像の B , G , R の画素の画像信号から、下記式 (3) を用いて、赤色の色差信号 $C r$ および青色の色差信号 $C b$ を算出する。

$$C r = Y - R, C b = Y - B \quad \dots \quad (3)$$

20

【 0 0 8 3 】

続いて、上記で算出した色差信号 $C r$, $C b$ に対して、例えば、図 6 に示すテーブルの色差信号 $C r$, $C b$ を補正值として加算する。そして、同様に、輝度信号 Y および色差信号 $C r$, $C b$ を $R G B$ の画像信号に変換して表示する。

【 0 0 8 4 】

これにより、擬似カラー表示の場合と同様の効果を得ることができる。中深層の血液濃度を擬似カラー表示した場合、ヘモグロビンインデックス $r R G$ の値が小さくなるに従って色差信号 $C r$, $C b$ の値が小さくなり、次第にモノクロ表示に近づく。これに対し、狭帯域光画像を参照画像として表示することにより、血液濃度が小さい場合であっても狭帯域光画像の色味を基準として赤味を強調した画像を表示することができる。

30

【 0 0 8 5 】

次に、第 2 の実施形態について説明する。

【 0 0 8 6 】

図 7 は、図 1 に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第 2 の実施形態のブロック図である。同図に示す内視鏡診断装置の光源装置 1 2 は、白色光光源 8 4 と、狭帯域フィルタ 8 6 と、回転制御部 8 8 と、レンズ 9 0 と、カプラ 2 6 とによって構成されている。

【 0 0 8 7 】

白色光光源 8 4 は、例えば、光源装置 1 2 の電源がオンのときに常にオンして白色光を発する。白色光光源 8 4 は、白色光を発するものであれば何ら制限はなく、例えば、キセノンランプや、蛍光灯、水銀灯などの白色灯が使用される。

40

【 0 0 8 8 】

狭帯域フィルタ 8 6 は、白色光光源 8 4 から発せられる白色光をフィルタリングして、所定の波長範囲の光を透過させるバンドパスフィルタである。狭帯域フィルタ 8 6 は、円板形状で、B 色の $415 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の波長範囲の第 1 狭帯域光、G 色の $540 \sim 580 \text{ nm}$ の波長範囲の第 2 狭帯域光、R 色の $590 \sim 700 \text{ nm}$ の波長範囲の狭帯域光を透過させる第 1 ~ 第 3 光透過部とを有する。 $415 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の波長範囲の第 1 狭帯域光は、血液中のヘモグロビンの吸光係数が最も大きい波長範囲である。狭帯域フィルタ 8 6 は、白色光光源 8 4 とレンズ 9 0 との間の光路に対して垂直に配置され、回転制御部 8 8 の制御の基で、図示していないモータによって適宜回転される。

【 0 0 8 9 】

50

回転制御部 88 は、プロセッサ装置 16 の制御部 64 の制御の基で、狭帯域フィルタ 86 の回転を制御する。本実施形態の内視鏡診断装置では、3 フレームを 1 組の撮像期間として面順次方式で B 色、G 色、R 色の内視鏡画像の撮像が行われる。回転制御部 88 は、1 組の撮像期間の第 1 ～ 第 3 フレームにおいて、1 フレーム毎に、第 1 ～ 第 3 光透過部が順次光路内に挿入されるように狭帯域フィルタ 86 の回転を制御する。

【0090】

内視鏡装置 14 の照明窓 42 A の奥には、先端部にレンズ 50 A 等の光学系を有する光ファイバ 46 A が収納され、同様に、照明窓 42 B の奥には、先端部にレンズ 50 B 等の光学系を有する光ファイバ 46 B が収納されている。また、観察窓 44 の奥には、対物レンズユニット 56 等の光学系が取り付けられ、その奥に撮像素子 59 が取り付けられている。本実施形態の撮像素子 59 は、モノクロ CCD イメージセンサである。

10

【0091】

プロセッサ装置 16 の構成は、第 1 の実施形態の場合と同様である。

【0092】

次に、第 2 の実施形態の内視鏡診断装置の動作を説明する。

【0093】

本実施形態の内視鏡診断装置では、3 フレームを 1 組の撮像期間として面順次方式で B 色、G 色、R 色の内視鏡画像の撮像が行われる。

【0094】

光源装置では、回転制御部 88 の制御により、1 組の撮像期間の第 1 ～ 第 3 フレームにおいて、1 フレーム毎に、第 1 ～ 第 3 光透過部が順次光路内に挿入されるように狭帯域フィルタ 86 の回転が制御される。つまり、1 フレーム毎に、第 1 ～ 第 3 狭帯域光が狭帯域フィルタ 86 を順次透過し、レンズ 90 で集光され、カプラ 26 により 2 系統の光に分波されてコネクタ部 32 A に伝送される。

20

【0095】

内視鏡装置 14 では、光源装置 12 から発せられる第 1 ～ 第 3 狭帯域光が、光ファイバ 46 A および 46 B によって導光されて被検体の被観察領域に照射され、その反射光が撮像素子 65 によって撮像される。撮像素子 65 からは、第 1 ～ 第 3 狭帯域光の反射光に対応する輝度値を有する B 色、G 色、R 色の内視鏡画像の撮像信号が順次出力され、A/D 変換器 62 によって B 色、G 色、R 色の内視鏡画像の画像信号に順次変換される。

30

【0096】

これ以後の通常光観察モードおよび狭帯域光観察モードの場合の動作は、いずれも第 1 の実施形態の場合と同様である。

【0097】

つまり、通常光観察モードの場合、B 色、G 色、R 色の内視鏡画像の画像信号に対応する通常光画像が表示装置 18 上に表示される。

【0098】

一方、狭帯域光観察モードの場合、B 色および G 色の内視鏡画像の画像信号から、強調輝度信号 Y が算出され、G 色および R 色の内視鏡画像の画像信号から、ヘモグロビンインデックス r_{RG} が算出される。そして、変換テーブル 78 を用いて、ヘモグロビンインデックス r_{RB} から強調色差信号が算出され、強調輝度信号 Y、および、強調色差信号が RGB の画像信号に変換されて狭帯域光画像が表示装置 18 上に表示される。

40

【0099】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

【0100】

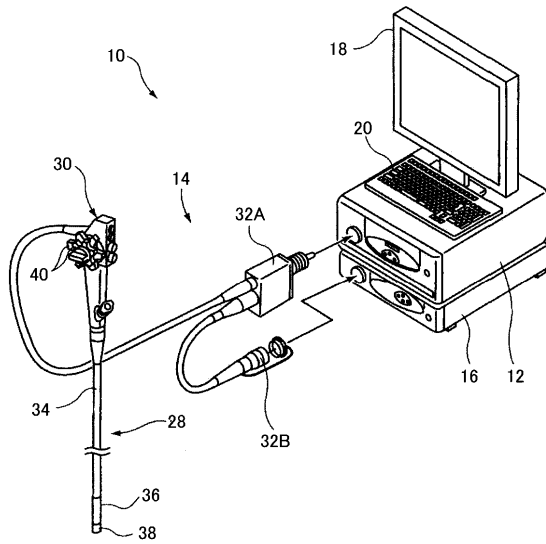
10 内視鏡診断装置

12 光源装置

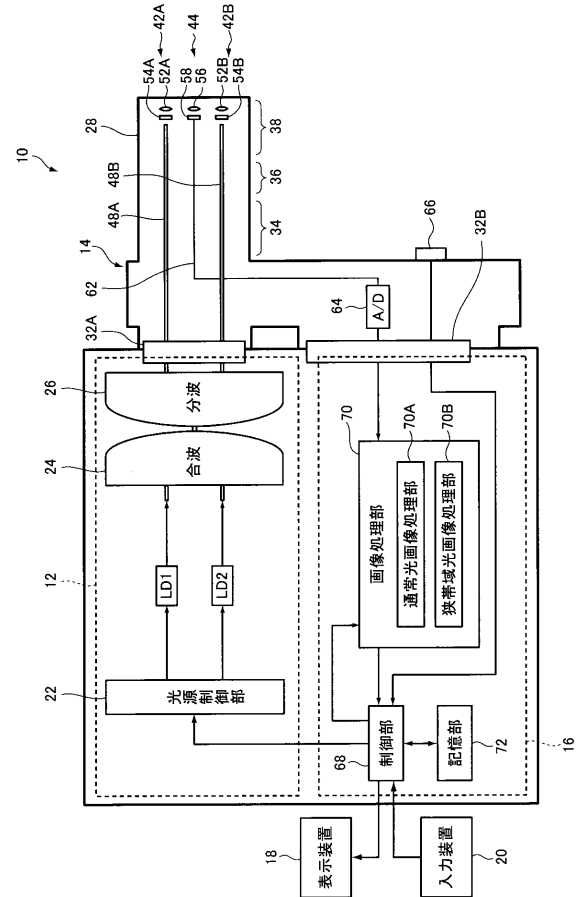
50

1 4	内視鏡装置	
1 6	プロセッサ装置	
1 8	表示装置	
2 0	入力装置	
2 2	光源制御部	
2 4	コンバイナ	
2 6	カブラ	
2 8	内視鏡挿入部	
3 0	操作部	
3 2 A , 3 2 B	コネクタ部	10
3 4	軟性部	
3 6	湾曲部	
3 8	先端部	
4 0	アングルノブ	
4 2 A , 4 2 B	照明窓	
4 4	観察窓	
4 6 A , 4 6 B , 4 8 A , 4 8 B	光ファイバ	
5 0 A , 5 0 B , 5 2 A , 5 2 B	レンズ	
5 4 A , 5 4 B	蛍光体	
5 6	対物レンズユニット	20
5 8 , 5 9	撮像素子	
6 2	スコープケーブル	
6 4	A / D変換器	
6 6	切り替えスイッチ	
6 8	制御部	
7 0	画像処理部	
7 0 A	通常光画像処理部	
7 0 B	狭帯域光画像処理部	
7 2	記憶部	
7 4	強調輝度信号算出部	30
7 6	ヘモグロビンインデックス算出部	
7 8	変換テーブル	
8 0	強調色差信号算出部	
8 2	画像信号変換部	
8 4	白色光光源	
8 6	狭帯域フィルタ	
8 8	回転制御部	
9 0	レンズ	
L D 1 , L D 2	レーザ光源	

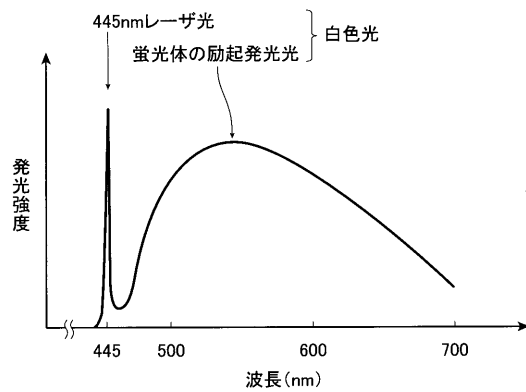
【図 1】



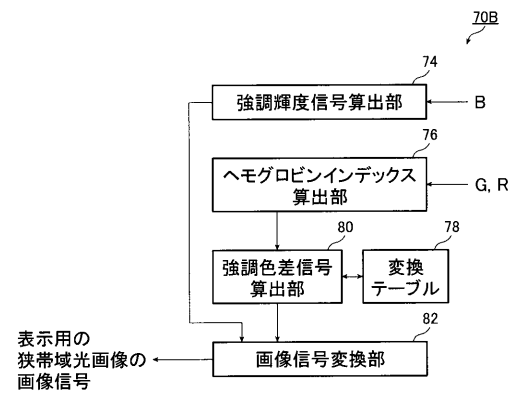
【図 2】



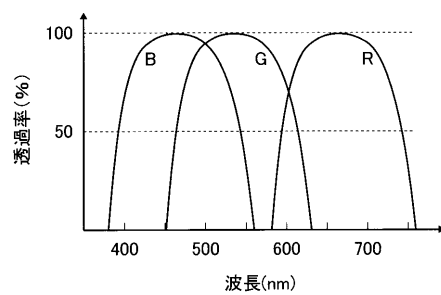
【図 3】



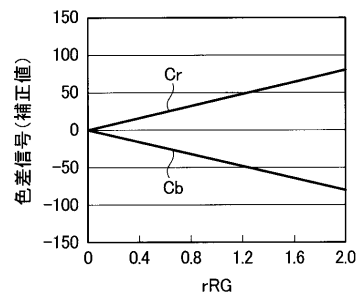
【図 5】



【図 4】



【図 6】



フロントページの続き

審査官 大塚 裕一

(56)参考文献 特開2009-297141(JP,A)
特開2002-034893(JP,A)
特開2005-198794(JP,A)
特開2003-334163(JP,A)
特開2006-061620(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 ~ 1/32
G02B 23/24 ~ 23/26