

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2010-99172
(P2010-99172A)

(43) 公開日 平成22年5月6日(2010.5.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O D	2 H O 4 O
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O Y	4 C O 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	5 C O 5 4
H O 4 N 7/18 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	G O 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2008-271844 (P2008-271844)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成20年10月22日 (2008.10.22)	(74) 代理人	100073184 弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468 弁理士 佐久間 剛
		(74) 復代理人	100128451 弁理士 安田 隆一
		(72) 発明者	久保 雅裕 東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	小古山 一夫 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

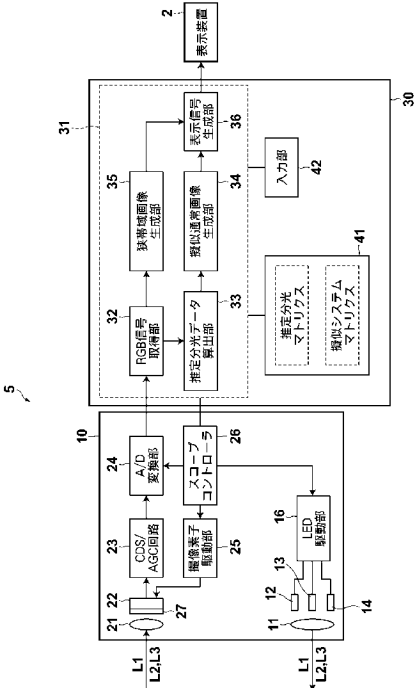
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡システムで通常使用している光源とは異なる光源を用いた場合であっても、使用者が表示画像の色味に違和感を抱くことが少ない表示画像を生成する。

【解決手段】白色LED12から射出された白色光L1を観察対象へ照射して、撮像素子22により撮像し、RGB画像信号を取得して、推定分光データ算出部33へ出力する。推定分光データ算出部33では、RGB画像信号と記憶部41に記憶されている推定分光マトリクスデータを用いてマトリクス演算を行なって、推定分光データ(q1～q61)を算出する。擬似通常画像生成部36では、この推定分光データと記憶部41に記憶されている擬似補正システムマトリクスデータとを用いてマトリクス演算を行なって擬似3色画像信号(R'、G'、B')を生成する。表示信号生成部36では、擬似RGB画像信号から擬似通常画像表示信号を生成して表示装置2へ出力する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象へ照射する照明光を射出する光源部と、
前記照明光が照射された前記観察対象の像を撮像する撮像素子を備える撮像部と、
前記撮像素子から出力された画像信号に基づいて、表示画像を生成するプロセッサ部と
を備える内視鏡システムにおいて、

前記照明光の分光放射特性および前記撮像手段の分光特性に基づいた推定分光マトリクスを記憶する第 1 の記憶部と、

前記照明光とは分光放射特性が異なる擬似照明光の分光放射特性および前記撮像手段の分光特性に基づいた擬似システムマトリクスを記憶する第 2 に記憶部と、

前記撮像素子により取得された画像信号と、前記第 1 の記憶部に記憶されている前記推定分光マトリクスとを用いて、推定分光マトリクスデータを算出する推定分光データ算出手段と、

該推定分光データ算出手段において算出された推定分光データと前記第 2 の記憶部に記憶されている擬似システムマトリクスとを用いて、表示用の通常画像としての擬似通常画像を生成する擬似通常画像生成手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光源部および前記第 1 の記憶部が前記撮像部内に設けられていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光源部が L E D からなることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象への光の照射により観察対象の像を撮像素子により撮像し、その撮像素子から出力された画像信号を取得する画像取得方法および装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、体腔内の組織を観察する内視鏡装置が広く知られており、白色光によって照明された体腔内の観察対象を撮像して通常画像を得、この通常画像をモニタ画面上に表示する電子内視鏡装置が広く実用化されている。

【0003】

このような内視鏡装置においては、白色光を射出する光源としては通常キセノンランプが使用されている。一方、近年 L E D の開発が進められ、内視鏡装置の光源としても実用化されつつある。

【0004】

特許文献 1 には、R 光を射出する L E D、B 光を射出する L E D および R 光を射出する L E D を用いて白色光を構成して画像を取得する内視鏡システムが記載されている。また、特許文献 2 においては、白色光を射出する L E D と、複数個の狭帯域光を射出する L E D とからなる光源を有するカプセルタイプの内視鏡システムが開示されている。この内視鏡システムにおいては、R G B モザイクフィルタが設けられた撮像素子により同時方式でカラーの通常画像の取得および狭帯域画像の取得を行っている。

【特許文献 1】特開 2007 - 29555 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 68488 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来、内視鏡システムの光源としては、キセノンランプが用いられることが多く、キセノンランプから射出された光を照射して取得したカラー画像を使用者は見慣れている。キセノンランプから射出される光の分光放射特性を図 1 に示す。一方、白色 L E D の分光放

10

20

30

40

50

射特性は、ＬＥＤのタイプによりさまざまに異なっている。例えば、青色ＬＥＤと蛍光体を組み合わせることにより生成した白色ＬＥＤから射出される光の分光放射特性を図２に示す。

【０００６】

このように、白色ＬＥＤから射出される光の分光放射特性が、キセノンランプの分光放射特性とはかなり異なる場合には、白色ＬＥＤから発せられた光を観察対象に照射して画像を取得した場合、その表示画像は青みを帯びた表示画像となり、キセノンランプから発せられた光を用いて取得した表示画像に慣れた使用者は、表示画像の色味に違和感を持つ虞がある。

【０００７】

本発明は上記の問題に鑑みてなされたものであり、通常使用している光源とは異なる光源を用いた場合であっても、使用者が表示画像の色味に違和感を抱くことが少ない表示画像を生成することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明の内視鏡システムは、観察対象へ照射する照明光を射出する光源部と、前記照明光が照射された前記観察対象の像を撮像する撮像素子を備える撮像部と、前記撮像素子から出力された画像信号に基づいて、表示画像を生成するプロセッサ部とを備える内視鏡システムにおいて、

前記照明光の分光放射特性および前記撮像手段の分光特性に基づいた推定分光マトリクスを記憶する第１の記憶部と、

前記照明光とは分光放射特性が異なる擬似照明光の分光放射特性および前記撮像手段の分光特性に基づいた擬似システムマトリクスを記憶する第２の記憶部と、

前記撮像素子により取得された画像信号と、前記第１の記憶部に記憶されている前記推定分光マトリクスとを用いて、推定分光マトリクスデータを算出する推定分光データ算出手段と、

該推定分光データ算出手段において算出された推定分光データと前記第２の記憶部に記憶されている擬似システムマトリクスとを用いて、表示画像として擬似通常画像を生成する擬似通常画像生成手段とを備えることを特徴とするものである。

【０００９】

なお、なお、ここで「照明光」とは白色光であってもよいし、あるいは所望の波長帯域の光であってもよい。また白色光であれば、キセノンランプのような単一の光源から射出される光であってもよいし、Ｒ光、Ｇ光、Ｂ光の３色の光源から射出される光を重畳した光であってもよい。Ｒ光、Ｇ光、Ｂ光の３色の光から構成される光である場合には、Ｒ光、Ｇ光、Ｂ光の３色の光は同時に照射されるものであってもよいし、あるいは順次照射されるものであってもよい。また、撮像部とプロセッサ部とは直接電氣的に接続されるものであってもよいし、あるいは無線等により接続されるものであってもよい。

【００１０】

また、前記光源部および前記第１の記憶部は、前記撮像部内に設けられていてもよい。さらに、前記光源部は、ＬＥＤからなるものであってもよい。

【発明の効果】

【００１１】

本発明の内視鏡システムによれば、撮像素子により取得された画像信号と、記憶されている推定分光マトリクスとを用いて、推定分光マトリクスデータを算出し、この推定分光データと、照明光とは分光放射特性が異なる擬似照明光の分光放射特性および撮像手段の分光特性に基づいた擬似システムマトリクスとを用いて、表示画像としての擬似通常画像を生成することにより、観察対象へ照明光ではなく、擬似照明光を照射した場合に得られる画像信号に基づく表示画像を表示することができ、通常使用している光源とは異なる光源を用いた場合であっても、通常使用している光源を用いて撮像した表示画像と近時した表示画像を表示することができ、使用者が表示画像の色味に違和感を抱くことを防止する

10

20

30

40

50

ことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の画像取得装置の一実施形態を用いた内視鏡システムについて詳細に説明する。図3は、本発明の実施形態を用いた内視鏡システム5の概略構成を示すものである。本内視鏡システムは、白色光の照射および狭帯域光の照射を時分割で行い、白色光の照射により撮像した通常画像と、狭帯域光の照射により撮像した狭帯域画像とを並べて表示装置に表示するものである。

【0013】

内視鏡システム1は、図3に示すように、被験者の体腔内に挿入され、観察対象を観察するためのスコープユニット10と、このスコープユニット10が着脱自在に接続されるプロセッサユニット30とから構成されている。

【0014】

スコープユニット10は、照明用光学系11、LED12~14、該LED12~14を駆動するLED駆動部16、結像光学系21、撮像素子22、該撮像素子22を駆動する撮像素子駆動部25、撮像素子22から出力されて信号を処理するCDS/AGC回路23、該CDS/AGC回路23から出力された信号をA/D変換するA/D変換部24、および各部の動作を制御するスコープコントローラ26を備えている。

【0015】

LED12は、通常画像撮像用の白色光L1を射出するLEDであり、LED13および14は、狭帯域画像撮像用の狭帯域光を射出するLEDである。図2は白色LED12の発光スペクトルを示すものである。また、図2は狭帯域LED13および14の発光スペクトルを示すものであり、この図2に示すように、LED13からは、中心波長415nm、半値幅20~40nmの狭帯域光がL2射出され、LED14からは中心波長540nm、半値幅20~40nmの狭帯域光L3が射出される。

【0016】

撮像素子22はたとえばCCDやCMOS等からなり、結像光学系21により結像された観察対象像を光電変換して画像情報を取得するものである。この撮像素子22には、微小なRGBフィルタから構成される色フィルタ27が撮像面の前面に設けられている。撮像素子22により取得された画像信号は、CDS/AGC(相関二重サンプリング/自動利得制御)回路23によりサンプリングおよび増幅され、A/D変換部24によりA/D変換され、その後プロセッサユニット30に出力される。

【0017】

プロセッサユニット30は、スコープユニット10から入力された画像信号から表示用の画像を生成するプロセッサ部31と、該プロセッサ部31へ接続され、推定分光マトリクスおよび擬似システムマトリクスを記憶する記憶部41と、キーボードあるいはタッチパネルなどからなる入力部42とを備えている。なお、推定分光マトリクスおよび擬似システムマトリクスの詳細は後述する。

【0018】

プロセッサ部31は、スコープユニット10から入力された画像信号からR成分、G成分、B成分の3色画像信号を取得するRGB信号取得部32と、RGB画像信号と推定分光マトリクスデータとを用いて推定分光データを算出する推定分光データ算出部33と、この推定分光データと擬似システムマトリクスデータとを用いて、擬似通常画像信号を生成する擬似通常画像生成部34と、狭帯域光L2および狭帯域光L3の照射により取得されたRGB画像信号に基づいて狭帯域画像信号を生成する狭帯域画像生成部35と、補正通常画像生成部34で生成された補正通常画像信号と、狭帯域画像生成部35において取得された狭帯域画像信号とに対し、種々の処理を施して表示用画像信号を生成する表示信号生成部36とを備えている。

【0019】

記憶部41には、観察対象の推定分光データを算出するための推定分光マトリクスデー

10

20

30

40

50

タが記憶されている。推定分光マトリクスデータはテーブルとして記憶部 32 にあらかじめ記憶されている。この推定分光マトリクスデータは、観察対象へ照射される白色光 L1 の分光放射率と、撮像素子 22 の分光感度特性および色フィルタ 27 の波長透過特性等を含む撮像システム全体の分光特性とを加味したマトリクスデータであり、撮像素子 22 により撮像された RGB 画像信号と、この推定分光マトリクスデータとの演算により、白色光 L1 の分光放射特性や撮像システムの固有の分光特性等に依存しない、観察対象の分光データを得ることができる。なお、この推定分光マトリクスデータの詳細は、特開 2003-93336 号公報あるいは特開 2007-202621 号公報などに開示されている。本実施形態において、この記憶部 32 に格納されている推定分光マトリクスデータの一例は次の表 1 のようになる。

【表 1】

パラメータ	k _{pr}	k _{pg}	k _{pb}
p1	k _{1r}	k _{1g}	k _{1b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	k _{18r}	k _{18g}	k _{18b}
p19	k _{19r}	k _{19g}	k _{19b}
p20	k _{20r}	k _{20g}	k _{20b}
p21	k _{21r}	k _{21g}	k _{21b}
p22	k _{22r}	k _{22g}	k _{22b}
p23	k _{23r}	k _{23g}	k _{23b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	k _{43r}	k _{43g}	k _{43b}
p44	k _{44r}	k _{44g}	k _{44b}
p45	k _{45r}	k _{45g}	k _{45b}
p46	k _{46r}	k _{46g}	k _{46b}
p47	k _{47r}	k _{47g}	k _{47b}
p48	k _{48r}	k _{48g}	k _{48b}
p49	k _{49r}	k _{49g}	k _{49b}
p50	k _{50r}	k _{50g}	k _{50b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p60	k _{60r}	k _{60g}	k _{60b}
p61	k _{61r}	k _{61g}	k _{61b}

【0020】

この表 1 のマトリクスデータは、例えば 400 nm から 700 nm の波長域を 5 nm 間隔で分けた 61 の波長域パラメータ（係数セット）p1～p61 とから構成されている。

【0021】

また、記憶部 41 には、観察対象の推定分光データから擬似通常画像信号を算出するた

めの擬似システムマトリクスデータが記憶されている。擬似システムマトリクスデータはテーブルとして記憶部 32 にあらかじめ記憶されている。

【0022】

まず、通常のシステムマトリクスデータについて説明し、その後で擬似システムマトリクスデータについて説明する。システムマトリクスは、観察対象に照射される白色光 L1 の分光放射率と、撮像素子 22 の分光感度特性および色フィルタ 27 の波長透過特性等を含む撮像システム全体の分光特性とを加味したマトリクスデータであり、観察対象の分光反射率と、このシステムマトリクスとの演算により、白色光 L1 の分光放射特性や撮像システムの固有の分光特性等を反映した観察対象の 3 色画像信号を得ることができる。なお、システムマトリクスと前述の推定分光マトリクスとは一般化逆行列の関係となる。

10

【0023】

一方、擬似システムマトリクスは、擬似通常画像を生成する際に使用する擬似光源、例えばキセノンランプから射出された光の分光放射率と、撮像素子 22 の分光感度特性および色フィルタ 27 の波長透過特性等を含む撮像システム全体の分光特性とを加味したシステムマトリクスデータである。観察対象の分光反射率と、この擬似システムマトリクスとの演算により、キセノンランプから射出された光の分光放射特性や撮像システムの固有の分光特性等を反映した観察対象の 3 色画像信号を得ることができる。すなわち、観察対象へ白色光 L1 ではなく、キセノンランプから射出された光を照射した場合に得られる画像信号を演算により算出することができる。本実施形態において、この記憶部 41 に格納されている擬似システムマトリクスデータの一例は次の表 2 のようになる。

20

【表 2】

パラメータ								
pr	Sr1	Sr2	...	Sr20	Sr21	...	Sr60	Sr61
pg	Sg1	Sg2	...	Sg20	Sg21	...	Sg60	Sg61
pb	Sb1	Sb2	...	Sb20	Sb21	...	Sb60	Sb61

【0024】

30

この表 2 のマトリクスデータは、R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号と対応する 3 つの画像信号パラメータ（係数セット）p r、p g、p b から構成されている。

【0025】

表示装置 2 は、液晶表示装置や CRT 等から構成され、プロセッサユニット 30 から出力された表示用の画像信号に基づいて擬似通常画像および狭帯域画像を表示するものである。

【0026】

次に、本実施形態の内視鏡システムの動作について説明する。まず、スコープユニット 10 の挿入部分が体腔内に挿入された後、プロセッサユニット 30 のプロセッサ部 31 からの制御信号に基づいて、LED 駆動部 16 は、白色 LED 12 と、狭帯域 LED 13 および 14 とを 1 / 60 秒間隔で交互に駆動する。

40

【0027】

白色 LED 12、または狭帯域 LED 13 および 14 が駆動されると、この白色 LED 12 から射出された白色光 L1 または狭帯域 LED 13 および 14 から射出された狭帯域光 L2 および L3 は、照明用光学系 11 を介して観察対象に照射される。撮像素子駆動部 25 によって駆動された撮像素子 22 が観察対象の像を撮像して、画像信号を出力する。この画像信号は CDS / AGC 回路 23 で相関二重サンプリングと自動利得制御による増幅を受けた後、A / D 変換部 24 で A / D 変換されて、デジタル信号としてプロセッサユニット 30 の RGB 信号取得部 32 へ入力される。

【0028】

50

R G B 信号取得部 3 2 では、撮像素子 2 2 から出力された画像信号から R 成分、G 成分、B 成分からなる R G B 画像信号を生成する。なお、白色光 L 1 の照射により生成された R G B 画像信号は、推定分光データ算出部 3 3 へ出力され、狭帯域光 L 2 および L 3 の照射により生成された R G B 画像信号は、狭帯域画像信号生成部 3 5 へ出力される。なお、狭帯域光 L 2 は中心波長 4 1 5 n m の光であるため B 画像信号に対応し、狭帯域光 L 3 は中心波長 5 4 0 n m の光であるため G 画像信号に対応する。なお、R 画像信号は赤色の光が観察対象へ照射されていないため、ゼロ値として出力される。

【 0 0 2 9 】

R G B 信号取得部 3 2 から白色光 L 1 の照射による R G B 画像信号が入力されると、推定分光データ算出部 3 3 では、画素毎に、R G B 信号取得部 3 2 から出力された白色光 L 1 による R G B 画像信号と、記憶部 4 1 に記憶されている推定分光マトリクスデータを用いて、次式で示すマトリクス演算を行なって推定分光データ (q 1 ~ q 6 1) を作成し、擬似通常画像生成部 3 4 へ出力する。

【 数 1 】

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{61} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{61r} & k_{61g} & k_{61b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

【 0 0 3 0 】

擬似通常画像生成部 3 4 は、この推定分光データ (q 1 ~ q 6 1) と、記憶部 4 1 に記憶されている擬似補正システムマトリクスデータ (p r , p g , p b) とを用いて、次式で示すマトリクス演算を行なって補正 3 色画像信号 (R ' , G ' , B ') を生成し、適宜各種の信号処理を施した上、擬似 R G B 画像信号として表示信号生成部 3 6 へ出力する。

【 数 2 】

$$\begin{bmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_{r1}, s_{r2}, \dots, s_{r61} \\ s_{g1}, s_{g2}, \dots, s_{g61} \\ s_{b1}, s_{b2}, \dots, s_{b61} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{61} \end{bmatrix}$$

【 0 0 3 1 】

その後、R G B 信号取得部 3 2 から狭帯域光 L 2 および狭帯域光 L 3 の照射による R G B 画像信号が入力される。なお、前述したように狭帯域光 L 2 は中心波長 4 1 5 n m の光であるため B 画像信号として、狭帯域光 L 3 は中心波長 5 4 0 n m の光であるため G 画像信号として入力される。なお、R 画像信号は赤色の光が観察対象へ照射されていないため、画像信号は入力されない。

【 0 0 3 2 】

狭帯域画像生成部 3 5 では、入力された B 画像信号を表示用の B 画像信号および R 画像信号へ割り当て、また入力された G 画像信号を、表示用の G 画像信号へ割り当てる。この表示用の R G B 画像信号へ適宜各種の信号処理を施した上、狭帯域 R G B 画像信号として表示信号生成部 3 6 へ出力する。

【 0 0 3 3 】

表示信号生成部 3 6 では、擬似通常画像生成部 3 4 から入力された擬似 R G B 画像信号から輝度信号 Y と色差信号 C で構成される Y / C 信号を生成し、さらに、この Y / C 信号へ対し、I / P 変換およびノイズ除去などの各種信号処理を施して擬似通常画像表示信号を生成する。また、狭帯域画像生成部 3 5 から入力された狭帯域 R G B 画像信号から輝度

信号 Y と色差信号 C で構成される Y / C 信号を生成し、さらに、この Y / C 信号に対し、I / P 変換およびノイズ除去などの各種信号処理を施して狭帯域画像表示信号を生成する。狭帯域画像表示信号と擬似通常画像表示信号とを合成して表示信号を生成して表示装置 2 へ出力する。なお、表示装置 2 には、1 / 30 秒間隔で更新される動画が表示される。

【0034】

表示装置 2 は、入力された表示信号に基づいて、擬似通常画像および狭帯域画像を表示する。擬似通常画像は、観察対象へ白色光 L 1 ではなく、キセノンランプから射出された光を照射した場合に得られる画像信号を演算により算出して表示したものである。

【0035】

以上の説明で明らかなように、本実施の形態においては、観察対象へ白色光 L 1 ではなく、キセノンランプから射出された光を照射した場合に得られる画像信号に基づく表示画像を表示するので、通常使用しているキセノンランプとは異なる光源を用いた場合であっても、使用者が表示画像の色味に違和感を抱くことを防止することができる。

【0036】

次に、図 4 を用いて、本発明の第 2 の実施形態について説明する。図 4 は、本発明の第 2 の実施形態である内視鏡システム 6 の概略構成図を示すものである。なお、図 1 に示す第 1 の実施形態である内視鏡システム 5 と同一の部位については、同符号を付与し、説明を省略する。

【0037】

図 4 に示すように、本発明の実施形態を用いた内視鏡システム 6 は、被験者の体腔内に挿入され、観察対象を観察するためのスコープユニット 50 と、このスコープユニット 50 が着脱自在に接続されるプロセッサユニット 51 とから構成されている。

【0038】

本内視鏡システム 6 は、プロセッサユニット 51 に設けられた記憶部 52 には、擬似システムマトリクスのみが記憶され、推定分光マトリクスは、スコープユニット 50 に設けられた記憶部 53 に記憶されている点が、図 3 に示す内視鏡システム 5 とは異なるものである。

【0039】

R G B 信号取得部 32 から白色光 L 1 の照射による R G B 画像信号が入力されると、推定分光データ算出部 33 では、画素毎に、R G B 信号取得部 32 から出力された白色光 L 1 による R G B 画像信号と、スコープコントローラ 26 を介して記憶部 53 から読み出した推定分光マトリクスデータを用いて推定分光データ (q 1 ~ q 6 1) を作成し、擬似通常画像生成部 34 へ出力する。なお、スコープユニット 50 の記憶部 53 に記憶されている推定分光マトリクスデータは、スコープユニット 50 に設けられている白色 L E D 1 2 の分光放射率を反映したものである。

【0040】

一般に、プロセッサユニットとスコープユニットとは着脱自在に構成されている。またスコープユニットは使用する毎に洗浄が必要であり、そのため一台のプロセッサユニットに対して、複数個のスコープユニットが順次接続されて使用される。一方、白色 L E D の分光放射率は、個々のバラツキが大きい。このため、白色 L E D 1 2 の分光放射率を反映する推定分光マトリクスがプロセッサユニットに設けられた記憶部に記憶されている場合には、この推定分光マトリクスは、個々のスコープユニットに搭載されている白色 L E D 1 2 の平均的な分光放射率を反映したものであり、個々の白色 L E D 1 2 の分光反射率を正確に反映しているとは言い難い。一方、本実施の形態においては、スコープユニット 50 を製造する際に、このスコープユニット 50 に搭載されている白色 L E D 1 2 に対応する推定分光マトリクスを求めて、記憶部 53 へ記憶させる。このため、記憶部 53 へ記憶されている推定分光マトリクスは、白色 L E D 1 2 の分光放射率をより正確に反映したマトリクスである。

【0041】

擬似通常画像生成部 34 は、この推定分光データ (q 1 ~ q 6 1) と、記憶部 52 に記

10

20

30

40

50

憶されている擬似補正システムマトリクスデータとを用いて、マトリクス演算を行なって補正３色画像信号（ R' 、 G' 、 B' ）を生成し、適宜各種の信号処理を施した上、擬似RGB画像信号として表示信号生成部３６へ出力する。

【００４２】

表示信号生成部３６では、この擬似RGB画像信号から擬似通常画像表示信号を生成し、また狭帯域画像生成部３５から入力された狭帯域RGB画像信号から狭帯域画像表示信号を生成し、狭帯域画像表示信号と擬似通常画像表示信号とを合成して表示信号を生成して表示装置２へ出力する。

【００４３】

以上の説明で明らかなように、本実施の形態の内視鏡システムにおいては、第１の実施の形態と同様な効果が得られ、さらに推定分光マトリクスが白色LED１２の分光反射率をより正確に反映したものであるため、より正確な推定分光データ（ $q_1 \sim q_{61}$ ）を得ることができ、より実際の通常画像に近く、信頼性の高い擬似通常画像を表示することができる。

【００４４】

なお、上記第１の実施形態および第２の実施形態においては、白色光Ｌ１用の光源として白色LED１２を用いたが、これに限定されるものではなく、Ｒ光を射出するLED、Ｇ光を射出するLEDおよびＢ光を射出するLEDの３つの光源を用いてもよい。あるいはＲ光を射出するLEDと、LED１３、およびLED１４とを白色光用の光源として使用することもできる。

【００４５】

次に、図５を用いて、本発明の第３の実施形態について説明する。図５は、本発明の第５の実施形態である内視鏡システム７の概略構成図を示すものである。なお、図１に示す第１の実施形態である内視鏡システム５と同一の部位については、同符号を付与し、説明を省略する。

【００４６】

内視鏡システム７は、図５に示すように、被験者の体腔内に挿入され、観察対象を観察するためのスコープユニット６０と、このスコープユニット６０が着脱自在に接続されるプロセッサユニット６１とから構成されている。

【００４７】

スコープユニット６０には、光源としてLED６２が設けられている。LED６２は、図６に示すような分光放射率を有する光Ｌ４を射出するものである。光Ｌ４は、 430nm および 540nm において放射率のピークを有する。すなわち、通常画像撮像用の白色光と、狭帯域画像撮像用の狭帯域光とを同時に射出するLEDである。

【００４８】

プロセッサユニット６１は、スコープユニット６０から入力された画像信号から表示用の画像を生成するプロセッサ部６３と、該プロセッサ部６３へ接続され、推定分光マトリクスおよび擬似システムマトリクスを記憶する記憶部４１と、入力部４２とを備えている。

【００４９】

プロセッサ部６３は、図３に示す第１の実施形態である内視鏡システム５のプロセッサ部３１のRGB信号取得部３２の代わりに、撮像素子２２から出力された画像信号からＲ成分、Ｇ成分、Ｂ成分からなるRGB画像信号を生成し、推定分光データ算出部３３および狭帯域画像信号生成部３５へ出力するRGB画像取得部６４を備えている。他の構成は内視鏡システム５のプロセッサ部３１の構成と同様である。

【００５０】

スコープユニット６０の挿入部分が体腔内に挿入された後、プロセッサユニット６１のプロセッサ部６３からの制御信号に基づいて、LED駆動部１６は、LED６２を駆動する。LED６２から射出された光Ｌ４は、照明用光学系１１を介して観察対象に照射される。撮像素子駆動部２５によって駆動された撮像素子２２が観察対象の像を撮像して、

10

20

30

40

50

画像信号を出力する。この画像信号はCDS / AGC回路23で相関二重サンプリングと自動利得制御による増幅を受けた後、A / D変換部24でA / D変換されて、デジタル信号としてプロセッサユニット63のRGB信号取得部64へ入力される。

【0051】

RGB信号取得部64では、撮像素子22から出力された画像信号からR成分、G成分、B成分からなるRGB画像信号を生成し、推定分光データ算出部33および狭帯域画像信号生成部35へ出力する。

【0052】

以下、図3に示す第1の実施形態である内視鏡システム5のプロセッサ部31と同様に、推定分光データ算出部33で推定分光データ(q1 ~ q61)を作成し、擬似通常画像生成部34で擬似RGB画像信号を算出して表示信号生成部36へ出力する。なお、記憶部41に記憶されている推定システムマトリクスは、LED62から射出される光L4の分光反射率を反映するものである。

10

【0053】

以上の説明で明らかなように、本実施の形態の内視鏡システムにおいては、第1の実施の形態と同様な効果が得られ、さらに一つのLEDのみから構成される簡易な光源を用いて、狭帯域画像と擬似通常画像とを表示することができる。

【0054】

また、上記実施形態の内視鏡システムにおいては、スコープユニットの撮像素子として、RGBの色フィルタを有する原色型撮像素子を用いるようにしたが、これに限らず、例えばCMY(シアン、マゼンダ、イエロー)の色フィルタを有する補色型撮像素子を用いてもよい。

20

【0055】

また、本実施の形態のような、スコープ部を備えた内視鏡装置にかぎるものではなく、腹腔鏡やコルポスコープあるいはカプセル内視鏡などにも適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】キセノンランプから射出された光の分光放射率を示す図

【図2】白色LEDから射出された光の分光放射率を示す図

【図3】本発明の第1の実施形態である内視鏡システムの概略構成を示すブロック図

30

【図4】本発明の第2の実施形態である内視鏡システムの概略構成を示すブロック図

【図5】本発明の第3の実施形態である内視鏡システムの概略構成を示すブロック図

【図6】LEDから射出される光の分光放射率を示す図

【符号の説明】

【0057】

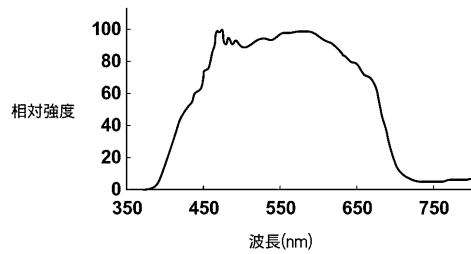
5, 6, 7 内視鏡システム
2 表示装置
10, 50, 60 スコープユニット
11 照明用光学系
12, 13, 14, 62 LED
16 LED駆動部
21 結像光学系
22 撮像素子
23 CDS / AGC回路
24 A / D変換部
25 撮像素子駆動部
26 スコープコントローラ
27 色フィルタ
30, 51, 61 プロセッサユニット
31, 63 プロセッサ部

40

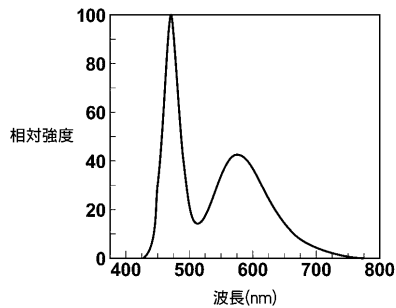
50

- 3 2 , 6 4 R G B 信号取得部
- 3 3 推定分光データ算出部
- 3 4 擬似通常画像生成部
- 3 5 狭帯域画像生成部
- 3 6 表示信号生成部
- 4 1 記憶部
- 4 2 入力部

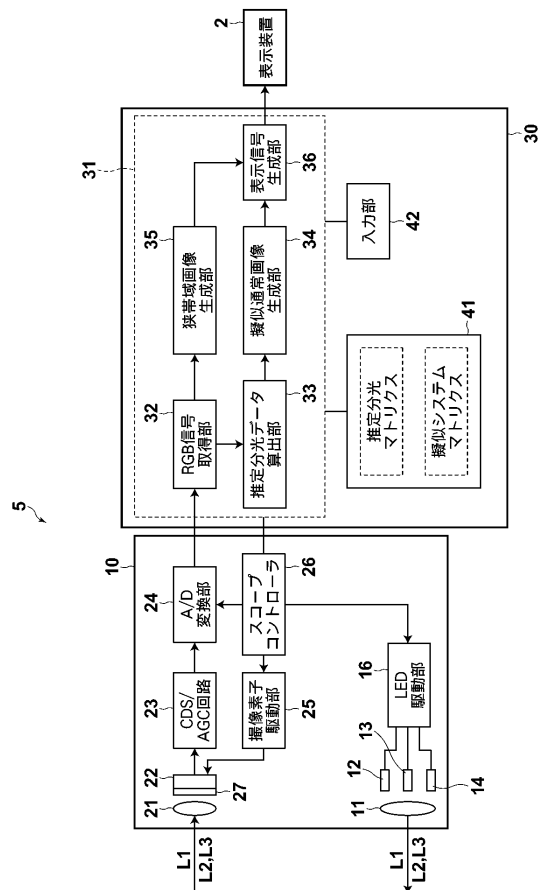
【 図 1 】



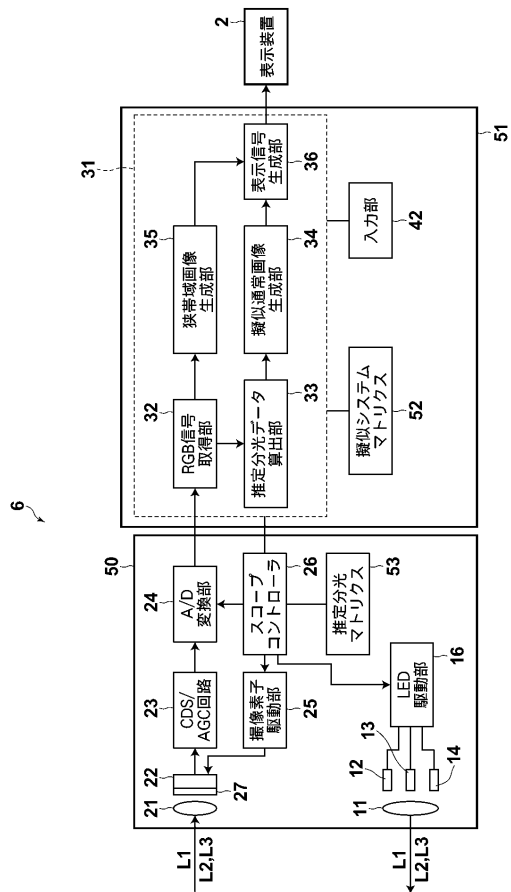
【 図 2 】



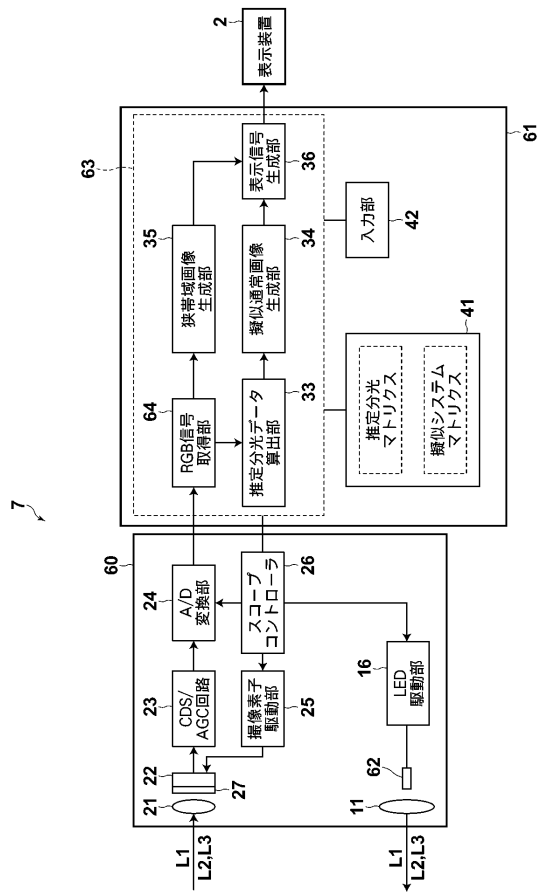
【 図 3 】



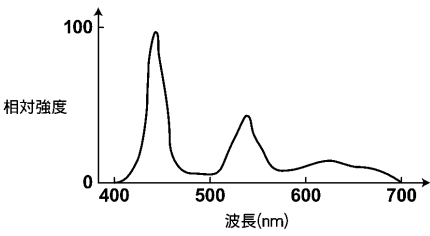
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

H 0 4 N 7/18 M
A 6 1 B 1/04 3 7 0

F ターム(参考) 2H040 CA03 GA02 GA05 GA06 GA11
4C061 CC06 HH51 LL02 MM05 NN01 QQ06 QQ07
5C054 CA04 CC02 CC07 EA01 EE06 GC03 HA12

要解决的问题：即使在使用与内窥镜系统中通常使用的光源不同的光源时，也要产生不会使用户感觉到显示图像的颜色不兼容的显示图像。

ŽSOLUTION：用白色LED 12发出的白光L1照射观察对象；图像由成像元件22捕获；获取RGB图像信号并将其输出到估计的光谱数据计算部分33。在估计的光谱数据计算部分33中，使用存储在存储部分41中的RGB图像信号和估计的光谱矩阵数据以及估计的光谱数据来执行矩阵运算。计算（ $q_1 - a_{61}$ ）。在伪正常图像生成部分36中，使用存储在存储部分41中的估计光谱数据和伪校正系统矩阵数据来执行矩阵运算，并且生成伪三色图像信号（ $R\&\#39; , G\&\#39; , B\&\#39; .$ ）。在显示信号生成部分36中，从伪RGB图像信号生成伪正常图像显示信号，并将其输出到显示设备2。

