

(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2010-45615

(P2010-45615A)

(43) 公開日 平成22年2月25日(2010.2.25)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)		
HO4N	9/04	(2006.01)	HO4N	9/04	Z	4C061		
G06T	1/00	(2006.01)	G06T	1/00	510	5B057		
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	370	5C065		

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2008-208420 (P2008-208420)
 (22) 出願日 平成20年8月13日 (2008.8.13)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100118913
 弁理士 上田 邦生
 (74) 代理人 100112737
 弁理士 藤田 考晴
 (72) 発明者 今出 慎一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
 Fターム(参考) 4C061 CC06 GG01 LL02 NN01 NN05
 QQ02 QQ07 RR04 RR22 TT03
 5B057 BA02 CA01 CA08 CA12 CA16
 CB01 CB08 CB12 CB16 CE17
 DB06 DB09 DC25 DC36

最終頁に続く

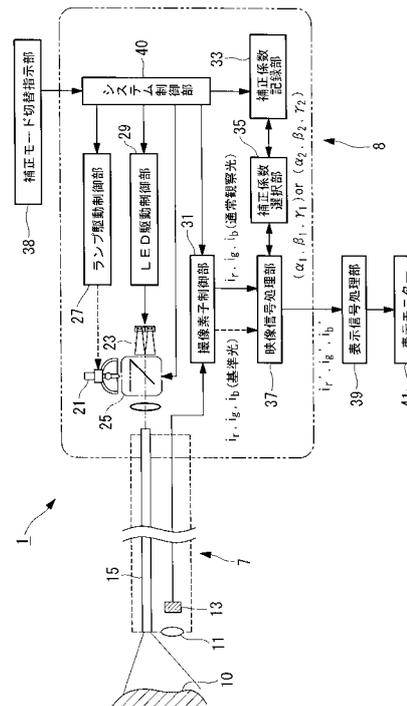
(54) 【発明の名称】 撮像装置および内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 照明光の色分布に偏りがある場合にも、フラットな色分布を持つ基準光による撮像画像とほぼ同等の色味となる撮像画像を得ることができる撮像装置およびこれを備える内視鏡システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 観察部位 10 を照明する観察光 24 を射出する LED ユニット 23 と、観察光 24 により照明された観察部位 10 を撮影する撮像素子 13 と、観察光 24 を照明して撮像素子 13 により取得された第 1 の画像情報の色分布を、フラットな色分布を有する基準光 22 を照明して撮像素子 13 により取得された第 2 の画像情報の色分布に近似させるための補正係数を格納する補正係数記録部 33 と、補正係数記録部 33 に格納された補正係数を用いて第 1 の画像情報の色分布を補正する映像信号処理部 37 と、映像信号処理部 37 により補正された第 1 の画像情報を表示する表示モニター 41 とを備える撮像装置を採用する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察部位を照明する観察光を射出する観察光源と、
 該観察光源から射出された観察光により照明された前記観察部位を撮影する撮像部と、
 前記観察光を照明して前記撮像部により取得された第 1 の画像情報の色分布を、フラットな色分布を有する基準光を照明して前記撮像部により取得された第 2 の画像情報の色分布に近似させるための補正係数を格納する補正係数記憶部と、
 該補正係数記憶部に格納された補正係数を用いて前記第 1 の画像情報の色分布を補正する画像情報補正部と、
 該画像情報補正部により補正された前記第 1 の画像情報を表示する表示部とを備える撮像装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 の画像情報および前記第 2 の画像情報を用いて、前記補正係数を算出する補正係数算出部を備える請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 3】

前記補正係数が、前記第 1 の画像情報の色分布と前記第 2 の画像情報の色分布との差を最小化する係数である請求項 1 または請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 4】

前記補正係数が、生体内の正常組織の画像情報の色分布を補正するための第 1 の補正係数と、生体内の病変組織の画像情報の色分布を補正するための第 2 の補正係数とを含み、
 前記画像情報補正部が、前記第 1 の補正係数と前記第 2 の補正係数のいずれかを用いて、前記第 1 の画像情報の色分布を補正する請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の撮像装置。

20

【請求項 5】

前記正常組織と前記病変組織とを識別する画像識別部を備え、
 前記画像情報補正部が、前記画像識別部により前記正常組織と識別された場合に前記第 1 の補正係数を用いて前記第 1 の画像情報の色分布を補正するとともに、前記画像識別部により前記病変組織と識別された場合に前記第 2 の補正係数を用いて前記第 1 の画像情報の色分布を補正する請求項 4 に記載の撮像装置。

【請求項 6】

前記画像識別部が、所定の領域毎に前記正常組織と前記病変組織とを識別し、
 前記画像情報補正部が、前記所定の領域毎に前記第 1 の画像情報の色分布を補正する請求項 5 に記載の撮像装置。

30

【請求項 7】

前記画像識別部が、前記正常組織の画像情報と前記病変組織の画像情報とを異なる色分布に補正するための第 3 の補正係数を用いて、前記正常組織と前記病変組織とを識別する請求項 5 または請求項 6 に記載の撮像装置。

【請求項 8】

前記第 3 の補正係数が、青色狭帯域の成分および緑色狭帯域の成分を強調する係数である請求項 7 に記載の撮像装置。

40

【請求項 9】

前記観察光源が、
 円環状に並んで配置され、前記円環の半径方向内方に観察光を射出する複数の光源と、
 該光源から出射された観察光を前記円環の中心軸線に沿う方向に導光する導光部と、
 該導光部を前記中心軸線回りに回転駆動する回転部と、
 前記光源の点灯制御と前記回転部の回転制御を行う制御部と
 を備える請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の撮像装置。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の撮像装置と、
 前記観察光を前記観察部位に導光するスコープとを備える内視鏡システム。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察部位を照明して撮像する撮像装置およびこれを備える内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

発光ダイオード（以下、「LED」という。）、半導体レーザーなどの半導体光源は、発光効率の向上および高輝度白色光LEDや高輝度RGB原色光の実用化により、これまで明るさ不足のために応用が難しいとされてきた大画面液晶テレビやプロジェクタなどの画像表示系の照明光源として採用されつつある。また、内視鏡などの医療用光源、顕微鏡光源としても従来のキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプから白色LEDまたはRGB原色LEDへと置き換えが始まっている。これらLEDは、長寿命、低消費電力、容易な光量制御、水銀の不使用による低環境負荷等の特性を有しており、有益性の高い光源として期待されている。

10

【0003】

ところで、忠実な色調が求められる医療用内視鏡光源などにLED光源を用いようとすると、照明光の色分布に偏りがあるために、どうしても演色性が高い撮像画像が得にくくなる。

この課題を解決するための方法として、白色の被写体を照明し撮像したRGB成分が均等になるように色バランスを補正する方法（例えば、特許文献1参照）、全体画像の色差信号の積分値がゼロになるよう補正する方法（例えば、特許文献2参照）、照明光の色分布を検出する検出手段を設け、検出された値から色温度を特定して所望の色温度に補正する方法（例えば、特許文献3参照）などが知られている。

20

【特許文献1】特開昭63-267091号公報

【特許文献2】特開平10-150671号公報

【特許文献3】特開2003-296720号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記の方法によれば、例えば、フラットな色分布を持たない照明光を白色の被写体を用いて補正することで、白色の被写体に限ってはホワイトバランスが取れた画像を得ることができる。しかしながら、実際の被写体は反射分光特性が一様ではないため、必ずしもホワイトバランスが取れた画像が得られるとは限らない。

30

【0005】

また、内視鏡システムにおいて、観察画像の色味は正常組織であっても病変組織であってもフラットな色分布を持つキセノンランプの照明に近い色再現の観察画像が望まれている。しかしながら、白色LED光源のようにフラットではない分光照明の場合、撮像で得られたRGB画像データを一律のゲインにより調整しても、異なる分光反射特性を有する正常組織と病変組織を同時に満足する色補正は困難であるという課題がある。

40

【0006】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、照明光の色分布に偏りがある場合にも、フラットな色分布を持つ基準光による撮像画像とほぼ同等の色味となる撮像画像を得ることができる撮像装置およびこれを備え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】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明は、以下の手段を採用する。

本発明は、観察部位を照明する観察光を射出する観察光源と、該観察光源から射出された観察光により照明された前記観察部位を撮影する撮像部と、前記観察光を照明して前記撮像部により取得された第1の画像情報の色分布を、フラットな色分布を有する基準光を

50

照明して前記撮像部により取得された第2の画像情報の色分布に近似させるための補正係数を格納する補正係数記憶部と、該補正係数記憶部に格納された補正係数を用いて前記第1の画像情報の色分布を補正する画像情報補正部と、該画像情報補正部により補正された前記第1の画像情報を表示する表示部とを備える撮像装置を採用する。

【0008】

本発明によれば、観察光源からの観察光が観察部位に照明されて撮像部により取得された第1の画像情報の色分布を、フラットな色分布を有する基準光を照明して撮像部により取得された第2の画像情報の色分布に近似させるための補正係数を用いて、画像情報補正部により第1の画像情報の色分布が補正され、補正された第1の画像情報が表示部に表示される。

10

このようにすることで、色分布に偏りがある観察光を照明して取得された第1の画像情報を、フラットな色分布を持つ基準光を照明して取得された第2の画像情報と同等の色味となるように補正して表示部に表示することができる。

【0009】

上記の撮像装置において、前記第1の画像情報および前記第2の画像情報を用いて、前記補正係数を算出する補正係数算出部を備えることとしてもよい。

このようにすることで、補正係数算出部により、実際に取得した第2の画像情報の色分布に第1の画像情報の色分布を近似させる補正係数が算出されるので、算出した補正係数を用いて第1の画像情報を第2の画像情報と同等の色味となるように補正することができる。

20

【0010】

上記の撮像装置において、前記補正係数が、前記第1の画像情報の色分布と前記第2の画像情報の色分布との差を最小化する係数であることとしてもよい。

第1の画像情報の色分布と第2の画像情報の色分布との差を最小化する補正係数を用いることで、第1の画像情報の色分布を第2の画像情報の色分布に略一致させることができる。

【0011】

上記の撮像装置において、前記補正係数が、生体内の正常組織の画像情報の色分布を補正するための第1の補正係数と、生体内の病変組織の画像情報の色分布を補正するための第2の補正係数とを含み、前記画像情報補正部が、前記第1の補正係数と前記第2の補正係数のいずれかを用いて、前記第1の画像情報の色分布を補正することとしてもよい。

30

異なる分光反射特性を有する正常組織と病変組織のそれぞれに対応する第1の補正係数と第2の補正係数を補正係数記憶部に格納しておくことで、観察部位に応じて第1の補正係数と第2の補正係数とを使い分けることができ、正常組織および病変組織のそれぞれの場合に適した補正を第1の画像情報に対して行うことができる。

【0012】

上記の撮像装置において、前記正常組織と前記病変組織とを識別する画像識別部を備え、前記画像情報補正部が、前記画像識別部により前記正常組織と識別された場合に前記第1の補正係数を用いて前記第1の画像情報の色分布を補正するとともに、前記画像識別部により前記病変組織と識別された場合に前記第2の補正係数を用いて前記第1の画像情報の色分布を補正することとしてもよい。

40

このようにすることで、観察部位が正常組織と病変組織のいずれであるかを画像識別部により識別し、識別された観察部位に適した補正係数を用いて第1の画像情報の色分布を補正することができる。

【0013】

上記の撮像装置において、前記画像識別部が、所定の領域毎に前記正常組織と前記病変組織とを識別し、前記画像情報補正部が、前記所定の領域毎に前記第1の画像情報の色分布を補正することとしてもよい。

このようにすることで、画像全体ではなく、所定の領域毎に観察部位に適した補正係数を用いて第1の画像情報の色分布を補正ことができ、より高精度に、第1の画像情報

50

を第2の画像情報と同等の色味となるように補正することができる。

【0014】

上記の撮像装置において、前記画像識別部が、前記正常組織の画像情報と前記病変組織の画像情報とを異なる色分布に補正するための第3の補正係数を用いて、前記正常組織と前記病変組織とを識別することとしてもよい。

このようにすることで、正常組織と病変組織とを高精度に識別し、識別された観察部位に適した補正係数を用いて第1の画像情報の色分布を補正することができる。

【0015】

上記の撮像装置において、前記第3の補正係数が、青色狭帯域の成分および緑色狭帯域の成分を強調する係数であることとしてもよい。

このような第3の補正係数を用いることで、正常組織と病変組織との識別精度を向上させることができる。

【0016】

上記の撮像装置において、前記観察光源が、円環状に並んで配置され、前記円環の半径方向内方に観察光を射出する複数の光源と、該光源から出射された観察光を前記円環の中心軸線に沿う方向に導光する導光部と、該導光部を前記中心軸線回りに回転駆動する回転部と、前記光源の点灯制御と前記回転部の回転制御を行う制御部とを備えることとしてもよい。

このようにすることで、各光源からの観察光が重畳された擬似白色光が観察部位に照明され、この擬似白色光を照明して取得された第1の画像情報の色分布を、フラットな色分布を持つ基準光を照明して取得された第2の画像情報と同等の色味となるように補正することができる。

【0017】

本発明は、上記のいずれかに記載の撮像装置と、前記観察光を前記観察部位に導光するスコープとを備える内視鏡システムを採用する。

このような内視鏡システムによれば、観察光を照明して取得した画像を、基準光を照明して取得した画像と同様な色合いで見ることができるので、色味による診断の精度を向上させることができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、照明光の色分布に偏りがある場合にも、フラットな色分布を持つ基準光による撮像画像とほぼ同等の色味となる撮像画像を得ることができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

〔第1の実施形態〕

以下、本発明の第1の実施形態に係る撮像装置について図面を参照して説明する。ここでは、本発明に係る撮像装置を内視鏡システムに適用した例について説明する。

図1は、本実施形態に係る内視鏡システムの概略構成を説明するブロック図である。

図1に示すように、本実施形態に係る内視鏡システム1は、例えば体腔内に挿入されて観察部位10の映像信号を取得するスコープ7と、観察部位10に対してスコープ7を介して観察光を射出するとともに、スコープ7により取得された観察部位10の映像信号を処理する映像信号処理装置8とを備えている。

【0020】

スコープ7は、その先端に配置された撮像レンズ11と、撮像レンズ11の光軸後方に設けられ、観察部位10の映像信号を取得する撮像素子13と、スコープ7の長手方向に沿って基端側から先端まで全長に渡って設けられ、映像信号処理装置8により射出された観察光を観察部位10に導光するライトガイド15とを備えている。

【0021】

映像信号処理装置8は、白色ランプ(基準光源)21と、LEDユニット(観察光源)

10

20

30

40

50

23と、白色ランプ21およびLEDユニット23の光路を切り替える光路切替部25と、白色ランプ21の駆動を制御するランプ駆動制御部27と、LEDユニット23の駆動を制御するLED駆動制御部29と、撮像素子13を制御する撮像素子制御部31と、撮像素子13により取得された映像信号の色分布を補正するための補正係数を記録する補正係数記録部(補正係数記憶部)33と、補正係数記録部33に記録された補正係数を選択する補正係数選択部35と、補正係数選択部35により選択された補正係数を用いて撮像素子13により取得された映像信号の色分布を補正する映像信号処理部(画像情報補正部)37と、映像信号処理部37により補正された映像信号を表示するための処理を行う表示信号処理部39と、表示信号処理部39により処理された映像信号を表示する表示モニター(表示部)41と、観察部位10に応じて映像信号処理部37の補正モードを切り替える補正モード切替指示部38と、これら各部を制御するシステム制御部40とを備えている。

10

【0022】

図2は、白色ランプ21、LEDユニット23、および光路切替部25の拡大図である。

白色ランプ21は、例えば、キセノンランプであり、フラットな色分布を有する基準光22を光路切替部25に向けて射出するようになっている。

【0023】

LEDユニット23は、白色ランプ21とは異なる色分布を有する観察光24を光路切替部25に向けて射出するようになっている。LEDユニット23は、基板43と、基板43に固定され観察光24を射出するLED(半導体光源)44と、LED44から射出された観察光24を導光するテーパロッド45と、LED44から射出された観察光24を反射してテーパロッド45に入射させる反射部材46とから構成されている。

20

光路切替部25は、可動式の反射板26を有しており、反射板26を動作させることで、基準光22と観察光24のいずれか一方をライトガイド15の入射面に導光するようになっている。

【0024】

図3は、映像信号処理部37が有する具体的な機能を展開して示したブロック図である。

図3に示すように、映像信号処理部37は、撮像素子13により取得された映像信号から映像データを生成する映像データ生成部51と、基準光22を照明して撮像素子13により取得された映像信号(第2の画像情報)の画素出力分布を算出する画素出力分布算出部A53と、画素出力分布算出部A53により算出された分布データを記録する分布データ記録部55と、観察光24を照明して撮像素子13により取得された映像信号(第1の画像情報)の画素出力分布を算出する画素出力分布算出部B57と、画素出力分布算出部B57により算出された分布データおよび分布データ記録部55に記録された分布データを用いて補正係数を算出する補正係数算出部59と、補正係数算出部59により算出された補正係数を用いて観察光24を照明して撮像素子13により取得された映像信号を補正する補正映像データ生成部61とを備えている。

30

【0025】

以下に、補正係数算出部59による補正係数の具体的な算出方法について、図4(a)から図4(g)に示す例を用いて説明する。

40

図4(a)は、観察光24の分光分布の一例を示している。図4(a)に示すように、観察光24は、偏った分光分布を有しており、450nm付近と550nm付近の相対光量が高くなっている。

【0026】

図4(b)は、フラットな分光分布を有する基準光22を被写体に照射した場合における反射光の分光分布の一例を示している。図4(b)に示すように、被写体からの反射光は、波長域によって異なる反射率となっている。

【0027】

50

図4(c)は、図4(b)に示す反射分光特性を有する被写体に、図4(a)に示す観察光24を照射した場合における反射光の分光分布を示している。図4(c)に示すように、被写体からの反射光は、観察光24の分光分布の偏りと被写体の反射分光特性とが積算され、波長域によってその反射率が大きく変化することとなる。なお、図4(c)中の点線は、図4(a)に示す観察光24の分光分布を示している。

【0028】

図4(c)に示す分光分布を有する反射光を、図4(d)に示す色分布特性を有する色フィルタを用いてR、G、Bの色成分に分離した場合における各色成分の受光量が、図4(e)、図4(f)、および図4(g)に示されている。具体的には、以下の(1)式、(2)式、(3)式に示す数式を用いて、R、G、Bの各色成分の受光量 i_r 、 i_g 、 i_b を算出する。

10

【0029】

【数1】

$$i_r = \int_{-\infty}^{+\infty} L(\lambda) O(\lambda) f_r(\lambda) d(\lambda) \quad \dots(1)$$

$$i_g = \int_{-\infty}^{+\infty} L(\lambda) O(\lambda) f_g(\lambda) d(\lambda) \quad \dots(2)$$

20

$$i_b = \int_{-\infty}^{+\infty} L(\lambda) O(\lambda) f_b(\lambda) d(\lambda) \quad \dots(3)$$

【0030】

図4(e)、図4(f)、および図4(g)に示すように、各色成分ともに偏った分布となっており、このような観察光24を被写体に照射した場合には、フラットな分光分布を有する基準光22を被写体に照射した場合と異なる色味となってしまうこととなる。

30

【0031】

そこで、図5(a)または図5(b)に示すように、所定の画素数毎に色分布の補正を行う必要がある。ここで、図5(a)はモノクロ撮像素子の画素座標、図5(b)はカラー撮像素子の画素座標を示している。なお、図5(b)は4画素を1つの領域として、4画素の色味を平均化することで、当該領域の色味を算出する例を示している。

このようにして算出した所定の画素数毎の色味を、以下の(4)式、(5)式に示す数式を用いて、R、G、Bの各色成分について、最大値が1になるように正規化する。

【0032】

$$M = \{ \max [i_r(i, j), i_g(i, j), i_b(i, j)] \mid 1 \leq i \leq m, 1 \leq j \leq n \} \quad \dots(4)$$

$$I_r(i, j) = i_r(i, j) / M, I_g(i, j) = i_g(i, j) / M, I_b(i, j) = i_b(i, j) / M \quad \dots(5)$$

$$0 \leq I_r(i, j) \leq 1, 0 \leq I_g(i, j) \leq 1, 0 \leq I_b(i, j) \leq 1$$

【0033】

次に、図6に示すように、これら各色成分の正規化した値 I_r 、 I_g 、 I_b について、観察光 $L(\quad)$ による撮像色分布が、基準光 $L_s(\quad)$ による撮像色分布となるような補正係数を算出する。

ここで、図7は、R成分を一例として、観察光 $L(\quad)$ による撮像色分布 $Y(I_r)$ を、基準光 $L_s(\quad)$ による撮像色分布 $Y_s(I_r)$ に近似させるための補正係数を算出

50

する例を示している。図 7 に示すように、観察光 $L(\lambda)$ による撮像色分布 $Y(I_r)$ を倍した際の補正分布 $Y(I_r/\alpha)$ と、基準光 $L_s(\lambda)$ による撮像色分布 $Y_s(I_r)$ との誤差面積が最小になる補正係数 α を算出する。具体的には、以下の (6) 式に示す数式が最小となる補正係数 α を算出する。なお、同様にして、G、B 成分についても、それぞれ (7) 式、(8) 式に示す数式が最小となる補正係数 β 、 γ を算出する。

【0034】

【数 2】

$$\int_0^{1.0} |Y_s(I_r) - Y(I_r/\alpha)| dI_r \quad \dots(6)$$

10

$$\int_0^{1.0} |Y_s(I_g) - Y(I_g/\beta)| dI_g \quad \dots(7)$$

$$\int_0^{1.0} |Y_s(I_b) - Y(I_b/\gamma)| dI_b \quad \dots(8)$$

【0035】

このようにして算出した各色成分の補正係数 α 、 β 、 γ を、以下の (9) 式に示すように、各色成分の受光量 i_r 、 i_g 、 i_b に乗じることで、各色成分の補正が行われる。

20

$$\begin{aligned} i_r' &= i_r \cdot \alpha \\ i_g' &= i_g \cdot \beta \\ i_b' &= i_b \cdot \gamma \end{aligned} \quad \dots(9)$$

【0036】

上述した補正係数の算出方法について、図 8 に示すフローチャートを用いて説明する。

まず、白色ランプ 21 (基準光源) により被写体に基準光 22 が照明され、撮像素子 13 により撮影が行われる (S1)。

次に、撮影したデータが R、G、B の色成分毎に正規化され、画素の出力発生分布 $Y_s(I_r)$ 、 $Y_s(I_g)$ 、 $Y_s(I_b)$ が画素出力分布算出部 A53 により算出される (S2)。このようにして算出された $Y_s(I_r)$ 、 $Y_s(I_g)$ 、 $Y_s(I_b)$ が分布データ記録部 55 に保存される (S3)。

30

なお、上記の S1 から S3 までの処理は、観察部位を観察する際に毎回実行する必要はなく、予め実行しておけばよい。

【0037】

次に、LED ユニット 23 (観察光源) により被写体に観察光 24 が照明され、撮像素子 13 により撮影が行われる (S4)。

次に、撮影したデータが R、G、B の色成分毎に正規化され、画素の出力発生分布 $Y(I_r)$ 、 $Y(I_g)$ 、 $Y(I_b)$ が画素出力分布算出部 B57 により算出される (S5)。このようにして算出された $Y(I_r)$ 、 $Y(I_g)$ 、 $Y(I_b)$ が補正係数算出部 59 に読み込まれる (S6)。

40

【0038】

次に、補正係数算出部 59 により、分布データ記録部 55 に保存された $Y_s(I_r)$ 、 $Y_s(I_g)$ 、 $Y_s(I_b)$ と、読み込まれた $Y(I_r)$ 、 $Y(I_g)$ 、 $Y(I_b)$ と、前述の (9) 式とを用いて、補正係数 α 、 β 、 γ が算出される (S7)。

【0039】

そして、このように算出された補正係数 α 、 β 、 γ が、補正係数記録部 33 に記録される (S8)。

なお、上記の補正係数の算出処理は、被写体が生体内の正常組織である場合と病変組織である場合の両方について実施しておく。以降では、正常組織の映像信号の色分布を補正

50

するための補正係数を第1の補正係数 c_{11}, c_{12}, c_{13} とし、病変組織の映像信号の色分布を補正するための補正係数を第2の補正係数 c_{21}, c_{22}, c_{23} として説明する。

【0040】

以上のように算出された補正係数を用いて、観察時に取得された映像信号を補正する際の処理について、図9に示すフローチャートを用いて以下に説明する。

まず、補正モード切替指示部38により、観察部位10に応じて、正常組織観察モードまたは病変組織観察モードのいずれかが補正モードとして指示される(S11)。

【0041】

指示された補正モードが正常組織観察モードの場合には(S12)、補正係数記録部33から正常組織を観察するための第1の補正係数 c_{11}, c_{12}, c_{13} が映像信号処理部37により読み込まれる(S13)。そして、映像信号処理部37により、読み込んだ第1の補正係数 c_{11}, c_{12}, c_{13} を用いてR、G、Bの各色成分について正常組織の映像信号が補正され、表示する画像データが生成される(S14)。

10

【0042】

一方、指示された補正モードが病変組織観察モードの場合には(S12)、補正係数記録部33から病変組織を観察するための第2の補正係数 c_{21}, c_{22}, c_{23} が映像信号処理部37により読み込まれる(S15)。そして、映像信号処理部37により、読み込んだ第2の補正係数 c_{21}, c_{22}, c_{23} を用いてR、G、Bの各色成分について病変組織の映像信号が補正され、表示する画像データが生成される(S16)。

20

【0043】

このように行われた補正が、正常組織についての補正か病変組織についての補正かを表示するとともに(S17)、補正された正常組織または病変組織の画像が表示モニター41に表示される(S18)。その後、補正モードを変更する場合にはS11に戻り(S19)、補正モードを変更しない場合には観察を終了するまで当該補正モードが継続される(S20)。

【0044】

以上説明してきたように、本実施形態に係る内視鏡システム1によれば、色分布に偏りがある観察光24を照明して取得された映像信号を、フラットな色分布を持つ基準光22を照明して取得された映像信号と同等の色味となるように補正して表示モニター41に表示することができる。

30

【0045】

また、異なる分光反射特性を有する正常組織と病変組織のそれぞれに対応する第1の補正係数 c_{11}, c_{12}, c_{13} と第2の補正係数 c_{21}, c_{22}, c_{23} を補正係数記録部33に格納しておくことで、観察部位10に応じてこれらの補正係数を使い分けて、正常組織および病変組織のそれぞれに適した補正を観察光24を照明して取得された映像信号に対して行うことができる。

【0046】

〔第2の実施形態〕

次に、本発明の第2の実施形態に係る内視鏡システムについて図面を参照して説明する。

40

本実施形態に係る内視鏡システム2が第1の実施形態と異なる点は、基準光の照明データを記録する機能および補正係数を微調整する機能を追加した点である。以下、本実施形態の内視鏡システム2について、第1の実施形態と共通する点については説明を省略し、異なる点について主に説明する。

【0047】

本実施形態に係る内視鏡システム2は、図10に示すように、図1に示す構成要素に加えて、基準光22を照明して得られる撮像色分布を記録する基準光撮像色分布記録部71と、補正係数記録部33に記録された補正係数を微調整する微調整操作部73とを備えている。また、内視鏡システム2は、図1に示す構成要素から白色ランプ21、光路切替部25、およびランプ駆動制御部27を省いた構成とされている。

50

【 0 0 4 8 】

基準光撮像色分布記録部 7 1 は、基準光 2 2 を照明して撮像素子 1 3 により取得された映像信号の色分布を記録するようになっている。この色分布は、内視鏡システム 2 とは別に設けられた白色ランプ 2 1 から基準光 2 2 を被写体に照明して、撮像素子 1 3 により取得することとしてもよいし、色分布データが記録された外部メモリから図示しない外部インターフェイスを介して直接取得することとしてもよい。

【 0 0 4 9 】

微調整操作部 7 3 は、ユーザが操作可能なつまみ等の操作部であり、ユーザの好みに応じて補正係数を変化させて、表示モニター 4 1 に表示される画像の色味を調整できるようになっている。

10

【 0 0 5 0 】

上記構成を有する内視鏡システム 2 において、補正係数を算出する際の処理および映像信号を補正する際の処理について、図 1 1 に示すフローチャートを用いて説明する。

まず、前提条件として、事前に被写体に基準光 2 2 を照明して撮影したデータが基準光撮像色分布記録部 7 1 に記録されており、このデータに基づいて画素出力分布算出部 A 5 3 により算出された R、G、B の色成分毎の画素の出力発生分布 $Y_s(I_r)$ 、 $Y_s(I_g)$ 、 $Y_s(I_b)$ が分布データ記録部 5 5 に保存されている。

【 0 0 5 1 】

上記の状態において、LEDユニット 2 3 により被写体に観察光が照明され、撮像素子 1 3 により撮影が行われる (S 3 1)。

20

次に、撮影したデータが R、G、B の色成分毎に正規化され、画素の出力発生分布 $Y(I_r)$ 、 $Y(I_g)$ 、 $Y(I_b)$ が画素出力分布算出部 B 5 7 により算出される (S 3 2)。このようにして算出された $Y(I_r)$ 、 $Y(I_g)$ 、 $Y(I_b)$ が補正係数算出部 5 9 に読み込まれる (S 3 3)。

【 0 0 5 2 】

次に、補正係数算出部 5 9 により、分布データ記録部 5 5 に保存された $Y_s(I_r)$ 、 $Y_s(I_g)$ 、 $Y_s(I_b)$ と、読み込まれた $Y(I_r)$ 、 $Y(I_g)$ 、 $Y(I_b)$ と、前述の (9) 式とを用いて、補正係数 k_r 、 k_g 、 k_b が算出される (S 3 4)。

【 0 0 5 3 】

次に、映像信号処理部 3 7 により、補正係数 k_r 、 k_g 、 k_b を用いて R、G、B の各色成分について観察部位の映像信号が補正され、表示する画像データが生成される (S 3 5)。

30

そして、このように補正された観察部位の画像が表示モニター 4 1 に表示される (S 3 6)。

【 0 0 5 4 】

次に、観察者が表示された画像データを見ながら微調整操作部 7 3 を操作することにより、補正係数 k_r 、 k_g 、 k_b が補正係数 k'_r 、 k'_g 、 k'_b に変更される (S 3 7)。

次に、映像信号処理部 3 7 により、補正係数 k'_r 、 k'_g 、 k'_b を用いて R、G、B の各色成分について観察部位の映像信号が補正され、表示する画像データが生成される (S 3 8)。

【 0 0 5 5 】

40

そして、このように補正された観察部位の画像が表示モニター 4 1 に表示される (S 3 9)。

上記の S 3 7 から S 3 9 までの処理を、表示モニター 4 1 に表示される画像が観察者の好みの色味となるまで繰り返す (S 4 0)。

【 0 0 5 6 】

以上のように、本実施形態に係る内視鏡システム 2 によれば、基準光撮像色分布記録部 7 1 を備えることで、白色ランプ 2 1、光路切替部 2 5、およびランプ駆動制御部 2 7 を構成要素から省くことができる。また、微調整操作部 7 3 を備えることで、ユーザの好みに応じて表示モニター 4 1 に表示される画像の色味を調整することができる。

【 0 0 5 7 】

50

なお、ユーザが微調整した補正係数は、記録しておいて再利用してもよい。例えば、ユーザごとにIDを設定し、IDを入力することでそのユーザが以前に調整した補正係数が読み出されるようにすることで、ユーザによる色調整の作業を簡易化することができる。

【0058】

〔第3の実施形態〕

次に、本発明の第3の実施形態に係る内視鏡システムについて図面を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム3が前述の各実施形態と異なる点は、観察光源として、複数のLEDユニット23を円環状に配置した照明装置80を備える点である。以下、本実施形態の内視鏡システム3について、前述の各実施形態と共通する点については説明を省略し、異なる点について主に説明する。

【0059】

図12および図13は、本実施形態の照明装置80の構成を説明する模式図であり、図12は照明装置80の射出光軸に直交する方向の横断面図、図13は照明装置80の射出光軸に沿う方向の縦断面図である。

【0060】

図12および図13に示すように、照明装置80は、円環状に並んで配置された複数のLEDユニット23と、円環の半径方向内方に配置され、LEDユニット23から射出された観察光24を導光する導光部材(導光部)81と、導光部材81に導光された観察光24を反射する反射プリズム(導光部)83と、導光部材81および反射プリズム83を支持する導光部材保持部84と、導光部材保持部84を円環の中心軸線回りに回転駆動するモータ85(回転部)と、導光部材保持部84の回転を検知する回転センサ86と、これらを制御する制御部(図示略)とを備えている。

【0061】

LEDユニット23は、円環状に並んで複数配置されており、円環の半径方向内方に観察光24を射出するようになっている。また、LEDユニット23は、符号1, 2, 3, 4, 5と示される領域毎に異なる波長域を有する観察光24を射出するようになっている。

【0062】

導光部材81は、LEDユニット23から射出された観察光24を円環の半径方向内方に導光するようになっている。

反射プリズム83は、導光部材81に導光された観察光24を円環の中心軸線に沿う方向に反射するようになっている。

モータ85は、導光部材保持部84に支持された導光部材81および反射プリズム83を円環の中心軸線回りに一体的に回転駆動するようになっている。

【0063】

制御部は、LEDユニット23の点灯制御とモータ85の回転制御を行うようになっている。具体的には、制御部は、LEDユニット23をパルス点灯させる周期および位相と、回転センサ86により検知されるモータ85の回転周期および位相とを同期させ、パルス点灯するLEDユニット23に導光部材81の入射面を対向させるようにLEDユニット23およびモータ85を制御する。

【0064】

上記構成を有する照明装置80の基本的な動作について以下に説明する。

照明装置80を起動させると、モータ85により導光部材81および反射プリズム83の回転駆動が開始される。モータ85の回転速度が一定速に達すると、制御部により、導光部材81の入射面に対向するLEDユニット23が、導光部材81の回転周期および位相と同期して順次パルス点灯させられる。このようにしてLEDユニット23から出射され、導光部材81の入射面に入射した観察光24は、導光部材81により半径方向内方に導光され、反射プリズム83により反射されて円環の中心軸線に沿う方向に出射される。このようにして、照明装置80は、LEDユニット23からの観察光24を円環の中心軸

10

20

30

40

50

線に沿う方向に連続的に出射する。

【0065】

ここで、照明装置80から出射される観察光24の分光分布特性について、図14から図16を用いて説明する。

図14は、導光部材81の回転角 θ と、円環の中心軸線に沿う方向に出射される観察光24の出力光量との関係を示している。ここで、回転角 θ は、導光部材81の入射面が、符号A1に対応するLEDユニット23に対向する位置から円環の中心軸線を中心に時計回りに回転した角度である。図14において、領域1, 2, 3, 4, 5に配置されたLEDユニット23から出射された観察光24の出力光量は、それぞれA(), B(), C(), D(), E()として示されている。

10

【0066】

図15は、領域1, 2, 3, 4, 5に配置されたLEDユニット23から出射された観察光24の分光分布を示している。図15に示すように、各LEDユニット23から出射された観察光24を合成することで擬似白色光を得ることができる。

【0067】

なお、図16に示すように、出力光量A(), B(), C(), D(), E()の観察光24を射出するLEDユニット23の他に、出力光量F()の白色光を射出する白色LEDユニットを設けることで、図15に示す擬似白色光よりもフラットな分光分布を有する擬似白色光を得ることができる。

20

【0068】

本実施形態に係る内視鏡システム3によれば、上記のような偏った色分布を有する擬似白色光を観察光24として観察部位に照射した場合にも、フラットな色分布を持つ基準光22を照明して取得された映像信号と同等の色味となるように補正して表示モニター41に表示することができる。

【0069】

〔第4の実施形態〕

次に、本発明の第4の実施形態に係る内視鏡システムについて図面を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム4が前述の各実施形態と異なる点は、補正係数 C_r , C_g , C_b の算出方法である。以下、本実施形態の内視鏡システム4について、前述の各実施形態と共通する点については説明を省略し、異なる点について主に説明する。

30

【0070】

図17に示すように、R、G、Bの各色成分の正規化した値について、観察光L()による撮像色分布が、基準光Ls()による撮像色分布となるような補正係数を算出する。この際の算出方法として、以下の(10)式を用いて補正係数を算出する。

$$V_c(r, g, b) = V_s(r, g, b) \cdot C_r \cdot C_g \cdot C_b \quad (10)$$

ここで、 $V_c(r, g, b)$ はR、G、Bの各色成分の補正ベクトル、 $V_s(r, g, b)$ は基準光22による撮像色分布の主成分ベクトル、 $V(r, g, b)$ は観察光24による撮像色分布の主成分ベクトルを示している。なお、これらの主成分ベクトル V_s , V の大きさは1である。

40

【0071】

上記のように、本実施形態に係る内視鏡システム4によれば、観察光L()による撮像色分布 $Y(I_r)$ を、基準光Ls()による撮像色分布 $Y_s(I_r)$ に近似させるための補正係数を補正ベクトルとして算出することができる。

【0072】

〔第5の実施形態〕

次に、本発明の第5の実施形態に係る内視鏡システムについて図面を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム5が前述の各実施形態と異なる点は、観察部位10が生体内の正常組織か病変組織かを識別して、観察部位10に応じた補正を行う点である。以下、本実施形態の内視鏡システム5について、前述の各実施形態と共通する点について

50

は説明を省略し、異なる点について主に説明する。

【 0 0 7 3 】

図 1 8 に示すように、内視鏡システム 5 は、図 1 に示す構成要素に加えて、正常組織と病変組織とを識別する画像識別部 9 1 と、正常組織の映像信号の色分布を補正する正常組織色補正部 9 3 と、病変組織の映像信号の色分布を補正する病変組織色補正部 9 5 と、正常組織色補正部 9 3 により補正された映像信号と病変組織色補正部 9 5 により補正された映像信号とを切り替えて、いずれか一方の映像信号を表示信号処理部 3 9 に出力する表示切替部 9 7 とを備えている。

【 0 0 7 4 】

正常組織色補正部 9 3 は、画像識別部 9 1 により観察部位 1 0 が正常組織と識別された場合に第 1 の補正係数 c_1, c_2, c_3 を用いて観察部位 1 0 の映像信号の色分布を補正する。

病変組織色補正部 9 5 は、画像識別部 9 1 により観察部位 1 0 が病変組織と識別された場合に第 2 の補正係数 c_4, c_5, c_6 を用いて観察部位 1 0 の映像信号の色分布を補正する。

【 0 0 7 5 】

表示切替部 9 7 は、基本的には正常組織色補正部 9 3 により補正された映像信号を表示信号処理部 3 9 に出力し、画像識別部 9 1 により病変組織が検出された場合に病変組織色補正部 9 5 により補正された映像信号を表示信号処理部 3 9 に出力する。

【 0 0 7 6 】

以上のように、本実施形態に係る内視鏡システム 5 によれば、観察部位 1 0 が正常組織と病変組織のいずれであるかを画像識別部 9 1 により識別し、観察部位 1 0 に応じた補正係数を用いて観察光 2 4 を照明して取得された映像信号を補正することができる。

【 0 0 7 7 】

なお、上記の内視鏡システム 5 において、図 1 9 に示すように、画像識別部 9 1 が、所定の領域毎に正常組織と病変組織とを識別し、正常組織色補正部 9 3 および病変組織色補正部 9 5 が、所定の領域毎に観察光 2 4 を照明して取得された映像信号を補正することとしてもよい。

このようにすることで、画像全体ではなく、所定の領域毎に観察部位 1 0 に応じた補正係数を用いて観察光 2 4 を照明して取得された映像信号を補正ことができ、より高精度に、基準光 2 2 を照明して取得された画像と同等の色味とすることができる。

【 0 0 7 8 】

〔 第 6 の実施形態 〕

次に、本発明の第 6 の実施形態に係る内視鏡システムについて図面を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム 6 が前述の内視鏡システム 5 と異なる点は、正常組織と病変組織とを識別するために映像信号の色分布を補正する点である。以下、本実施形態の内視鏡システム 6 について、前述の各実施形態と共通する点については説明を省略し、異なる点について主に説明する。

【 0 0 7 9 】

図 2 0 に示すように、内視鏡システム 6 は、図 1 9 に示す構成要素に加えて、正常組織と病変組織とを識別するために映像信号の色分布を補正する識別用色補正部 9 9 を備えている。

上記構成を有する内視鏡システム 6 の作用について以下に説明する。

【 0 0 8 0 】

生体内を撮影して得られた映像信号は、識別用色補正部 9 9 に入力され、正常組織と病変組織とが識別するための第 3 の補正係数を用いて補正される。なお、この補正は、あくまで正常組織と病変組織との識別を容易にするためのものであり、基準光 2 2 を照明して取得された映像信号とほぼ等価な色になるように補正するものではない。すなわち、病変組織を際立たせて観察が可能な特定波長域を強調する色補正であればよい。例えば、青色

10

20

30

40

50

の狭帯域成分と緑色の狭帯域成分の色の領域の輝度を強調するような色補正を行えば、粘膜表面にある血管と粘膜下組織内部の血管とを識別することが可能となり、悪性腫瘍などを見つけやすくすることができる。

【0081】

病変組織が色補正された映像信号は、識別用色補正部99から出力され、画像識別部91に入力される。画像識別部91では、正常組織と病変組織との識別がなされ、それぞれの存在領域が特定される。ここで、正常組織と病変組織とを識別する方法として、例えば、病変組織が特定の波長に対して反射率が高い現象を利用し、特定波長色の分布が多い領域を判断することで、病変組織を識別する。特定された領域情報は、正常領域の情報が正常組織色補正部に入力され、病変領域の情報が病変組織色補正部に入力される。

10

【0082】

正常組織色補正部93は、入力された正常領域の情報に基づいて、映像信号における正常領域の画像を基準光22による撮像とほぼ等価な色分布になるよう補正する。同様に、病変組織色補正部95は、入力された病変領域の情報に基づいて、映像信号における病変領域の画像を基準光22による撮像とほぼ等価な色分布になるよう補正する。これらの色補正により、撮像画像の中で同時に存在する正常領域の画像も病変領域の画像もそれぞれ基準光22による撮像とほぼ等価な色合いにそれぞれ補正される。

【0083】

正常組織色補正部93および病変組織色補正部95から出力された各補正画像は画像識別部91で生成した領域情報と共に表示信号処理部39に入力され、再構成することで1枚の画像とされ、この画像が表示モニター41で表示される。

20

【0084】

以上のように、本実施形態に係る内視鏡システム6によれば、正常組織と病変組織とを高精度に識別することができ、より適応的に観察部位10に応じた色分布の補正を行うことができる。これにより、観察光24を照明して取得した正常組織および病変組織の画像を、基準光22を照明して取得した画像と同様な色合いで見ることができるので、色味による診断の精度を向上させることができる。

【0085】

以上、本発明の各実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

30

例えば、基準光22を照明して取得される映像信号の色分布データは、観察部位毎に複数用意し選択可能としてもよい。

また、補正係数を算出する際に、基準光22による撮像色分布を正規化するとして説明したが、観察光24の撮像色分布は必ずしも正規化されなくてもよい。

また、補正係数は、デフォルト値として予め設定され、補正係数記録部33に記録されていてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0086】

【図1】第1の実施形態に係る内視鏡システムの概略構成を説明するブロック図である。

40

【図2】図1の光路切替部の構成を説明する部分拡大図である。

【図3】図1の映像信号処理部の機能を説明するブロック図である。

【図4】観察光を被写体に照明した際の色分布を説明する図であって、(a)は観察光の分光分布、(b)は被写体の反射分光分布、(c)は観察光を被写体の照明した際の反射光の分光分布、(d)は色フィルタの色分布特性、(e)はR成分の分光分布、(f)はG成分の分光分布、(g)はB成分の分光分布である。

【図5】画素座標を説明する図であって、(a)はモノクロ撮像素子、(b)はカラー撮像素子である。

【図6】補正係数の算出方法を説明する図である。

【図7】R成分についての補正係数の算出方法を説明する図である。

50

【図 8】補正係数の算出方法を示すフローチャートである。

【図 9】画像の補正方法を示すフローチャートである。

【図 10】第 2 の実施形態に係る内視鏡システムの概略構成を説明するブロック図である。

【図 11】補正係数の算出方法および画像の補正方法を示すフローチャートである。

【図 12】第 3 の実施形態に係る内視鏡システムの概略構成を説明する模式図である。

【図 13】図 12 の照明装置の縦断面図である。

【図 14】導光部材の回転角と観察光の出力光量との関係を説明する図である。

【図 15】観察光の分光分布を説明する図である。

【図 16】観察光の分光分布を説明する図である。

10

【図 17】第 4 の実施形態に係る内視鏡システムの補正係数の算出方法を説明する図である。

【図 18】第 5 の実施形態に係る内視鏡システムの概略構成を説明するブロック図である。

【図 19】図 18 の変形例を説明するブロック図である。

【図 20】第 6 の実施形態に係る内視鏡システムの概略構成を説明するブロック図である。

【符号の説明】

【0087】

1, 2, 3, 4, 5, 6 内視鏡システム

20

7 スコープ

8, 9 映像信号処理装置

10 観察部位

13 撮像素子

15 ライトガイド

21 白色ランプ

22 基準光

23 LEDユニット

24 観察光

25 光路切替部

30

27 ランプ駆動制御部

29 LED駆動制御部

31 撮像素子制御部

33 補正係数記録部

35 補正係数選択部

37 映像信号処理部

38 補正モード切替指示部

39 表示信号処理部

40 システム制御部

41 表示モニター

40

59 補正係数算出部

71 基準光撮像素子色分布記録部

73 微調整操作部

80 照明装置

81 導光部材

83 反射プリズム

84 導光部材保持部

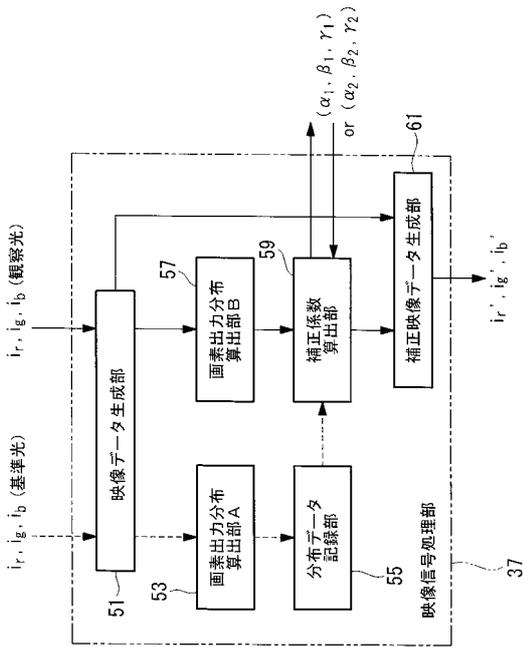
85 モータ

86 回転センサ

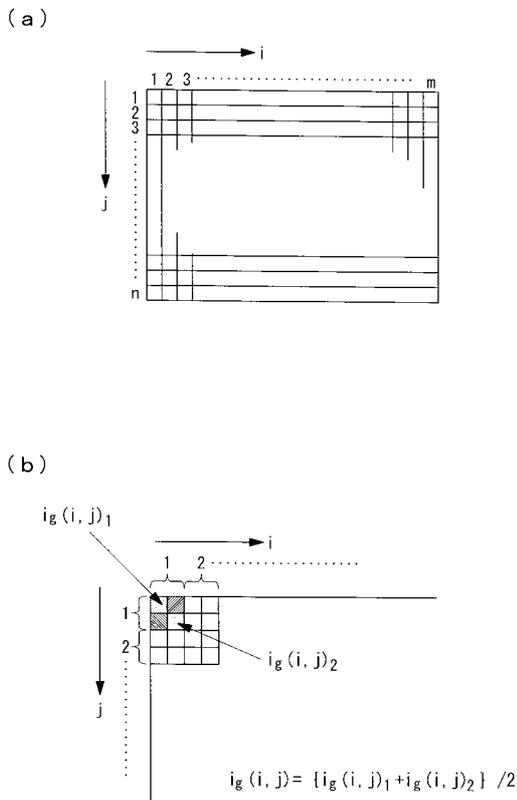
91 画像識別部

50

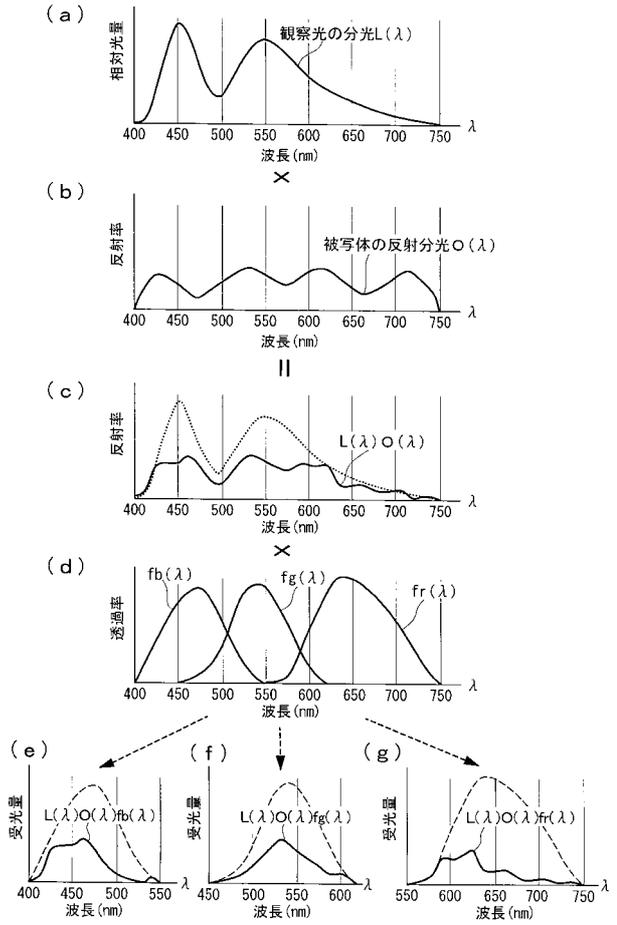
【 図 3 】



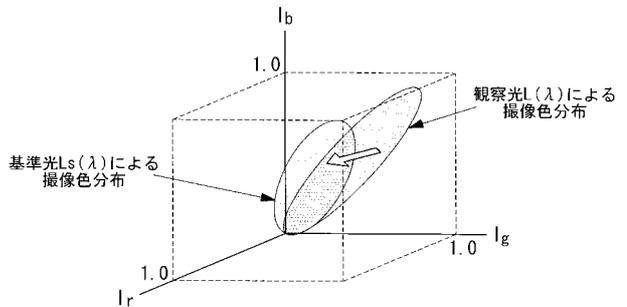
【 図 5 】



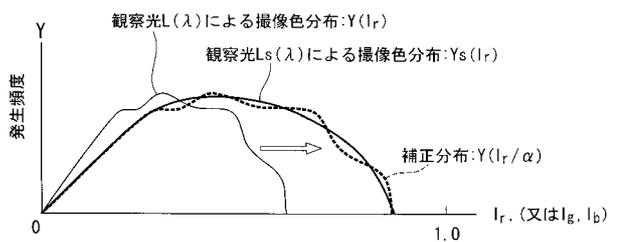
【 図 4 】



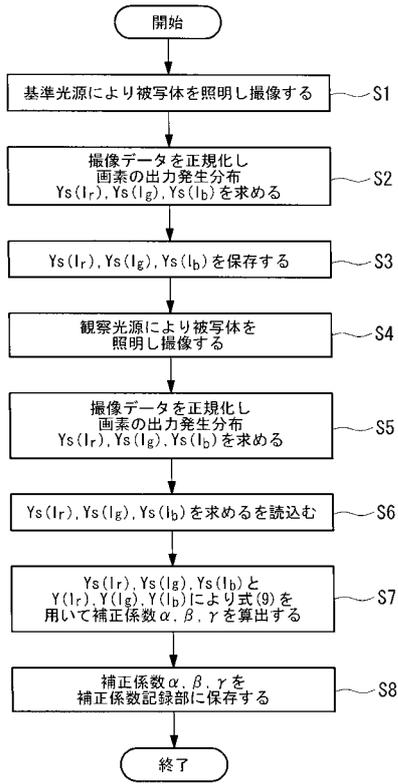
【 図 6 】



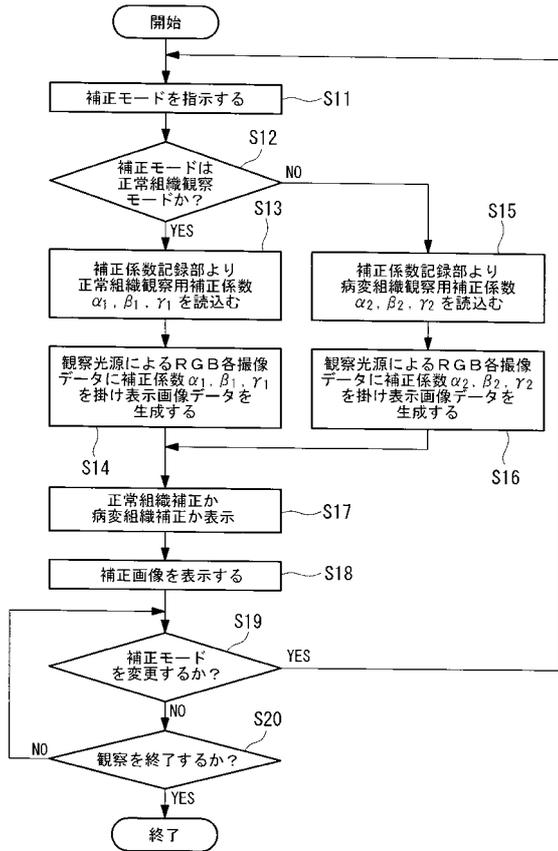
【 図 7 】



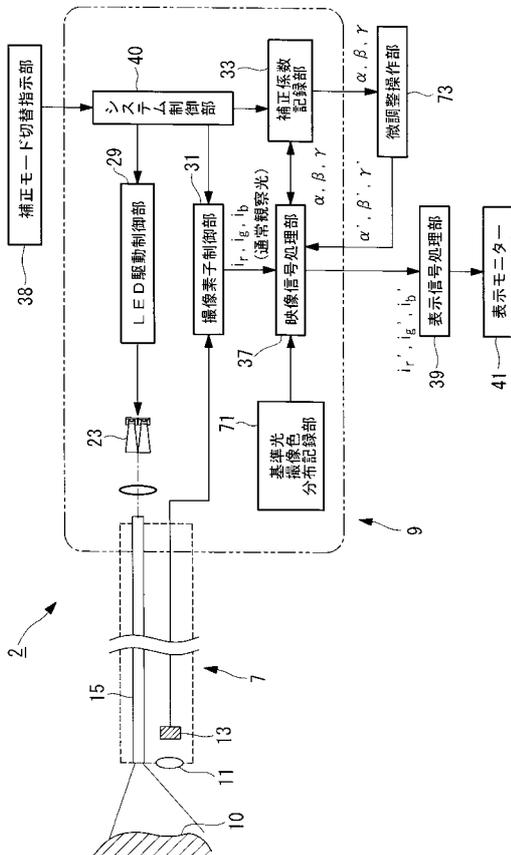
【図 8】



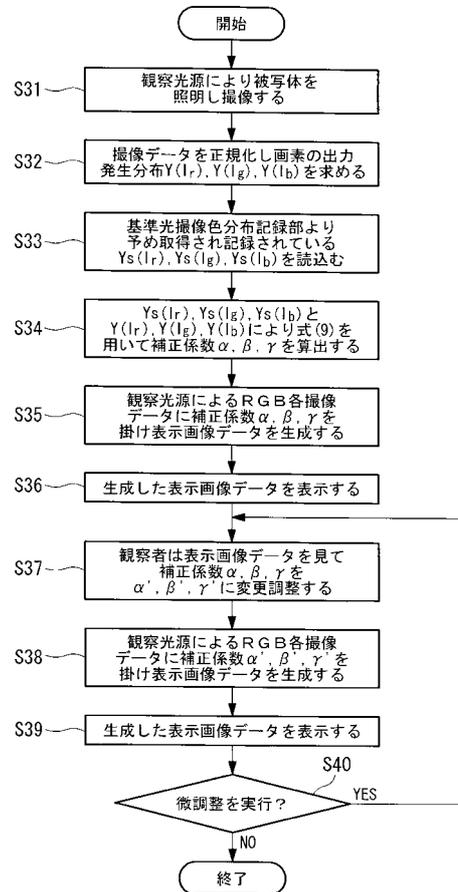
【図 9】



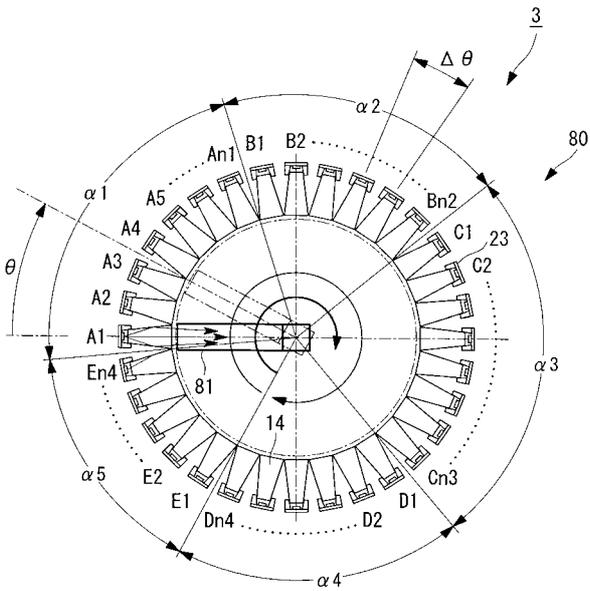
【図 10】



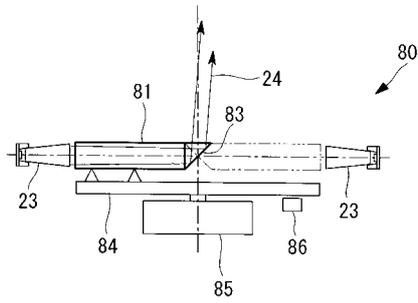
【図 11】



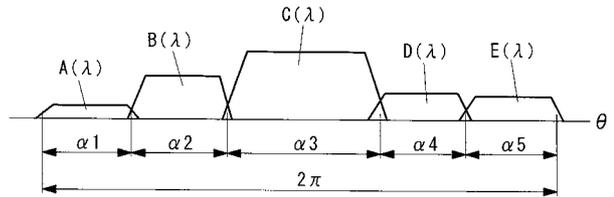
【図 1 2】



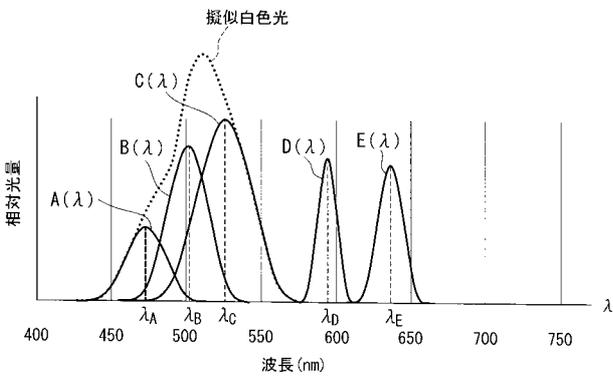
【図 1 3】



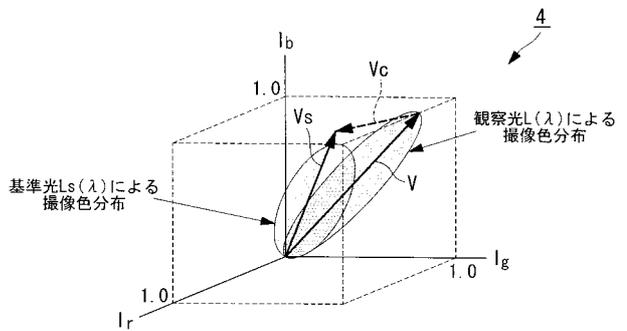
【図 1 4】



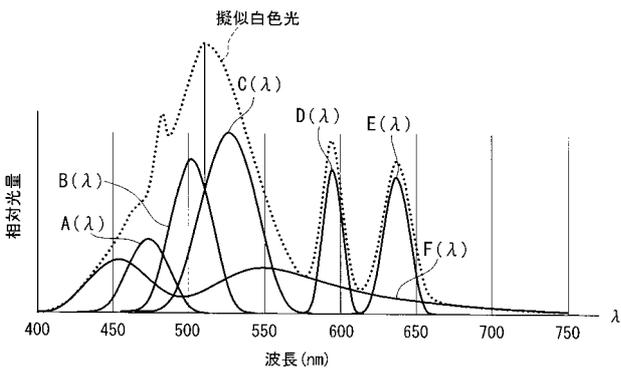
【図 1 5】



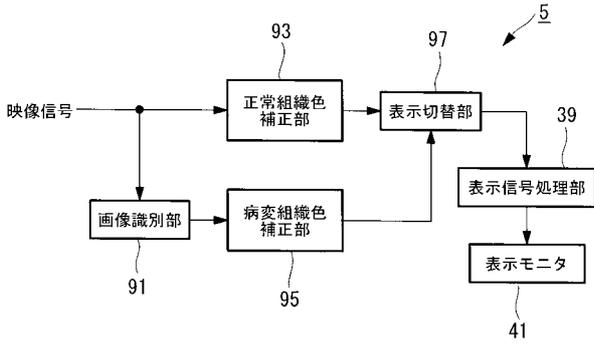
【図 1 7】



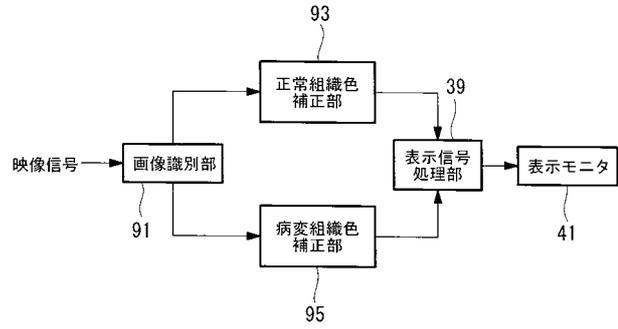
【図 1 6】



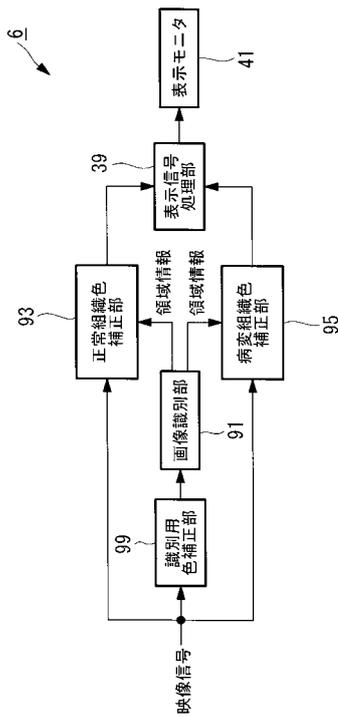
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5C065 AA04 BB02 CC01 FF05 GG21 GG22 GG23 GG24 GG26

专利名称(译)	成像设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010045615A	公开(公告)日	2010-02-25
申请号	JP2008208420	申请日	2008-08-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	今出慎一		
发明人	今出 慎一		
IPC分类号	H04N9/04 G06T1/00 A61B1/04		
CPC分类号	H04N5/2256 A61B1/00165 A61B1/05 H04N2005/2255		
FI分类号	H04N9/04.Z G06T1/00.510 A61B1/04.370 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/06.611 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/TT03 5B057/BA02 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE17 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC25 5B057/DC36 5C065/AA04 5C065/BB02 5C065/CC01 5C065/FF05 5C065/GG21 5C065/GG22 5C065/GG23 5C065/GG24 5C065/GG26 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/TT03		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种成像装置，即使在照明光的颜色分布偏向时，也能够通过具有平坦颜色分布的参考光提供通常与拾取图像相当的色调的拾取图像。；以及包括该内窥镜系统的内窥镜系统。ZOLUTION：该成像装置包括：发射观察光24的LED单元23，其照射观察部分10；成像元件13对由观察光24照射的观察部分10进行成像；补偿系数记录部分33，用于存储用于近似由成像元件13通过用观察光24照射观察部分获取的第一图像信息的颜色分布的补偿系数，以补偿由成像元件13获取的第二图像信息的颜色分布。通过用具有平坦颜色分布的参考光22照射观察对象；图像信号处理部分37通过使用存储在补偿系数记录部分33中的补偿系数来补偿第一图像信息的颜色分布；显示监视器41显示由图像信号处理部分37补偿的第一图像信息

