

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5325725号
(P5325725)

(45) 発行日 平成25年10月23日 (2013.10.23)

(24) 登録日 平成25年7月26日 (2013.7.26)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2009-219244 (P2009-219244)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成21年9月24日 (2009.9.24)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2011-67266 (P2011-67266A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成23年4月7日 (2011.4.7)	(74) 代理人	100115107
審査請求日	平成24年2月15日 (2012.2.15)		弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100151194
			弁理士 尾澤 俊之
		(74) 代理人	100164758
			弁理士 長谷川 博道
		(72) 発明者	小澤 聡
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	飯田 孝之
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			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】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端に、撮像素子を有する撮像光学系及び照明窓を有する照明光学系を備えた内視鏡と、

前記内視鏡に接続され、前記照明光学系に蛍光体を発光させる励起光を少なくとも供給する光源部、及び予め定めたカラー補正テーブルにより前記撮像素子から出力される画像信号を補正して出力する画像処理部を備えた制御手段と、

を具備する内視鏡装置であって、

前記内視鏡を懸架した状態で支持する内視鏡支持部を備え、

前記内視鏡支持部に支持されて垂下した前記内視鏡挿入部の先端に対面して、色度値が既知である複数のカラーパッチを含むカラーチャートが配置され、

前記制御手段が、前記カラーチャートを前記撮像素子により撮像し、前記カラーチャートの撮像信号から、前記複数のカラーパッチに対する色度をそれぞれ求めて測定色度値とし、前記各カラーパッチの測定色度値が前記既知の色度値となるように前記カラー補正テーブルの内容を変更するキャリブレーション処理を実施する内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、電源スイッチがオンにされたことを検出したタイミングをトリガとして前記キャリブレーション処理を実施する内視鏡装置。

【請求項 3】

10

20

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、
前記制御手段が、前記蛍光体の交換を検出したタイミングをトリガとして前記キャリブレーション処理を実施する内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記照明光学系が、前記内視鏡挿入部の先端の異なる位置に配置された複数の蛍光体と、該蛍光体に前記光源部からの励起光を導光する導光部材とを有する内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記光源部からの励起光が青色レーザ光であり、前記蛍光体が前記青色レーザ光を励起光として発光し、前記青色レーザ光と前記蛍光体の発光によって白色光を生成する内視鏡装置。

10

【請求項 6】

請求項 5 記載の内視鏡装置であって、
前記光源部が、前記蛍光体を透過する性質を有し前記青色レーザ光より短波長のレーザ光を前記照明光学系に供給する内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記内視鏡支持部が、前記内視鏡の周辺機器を搭載するカート部に設けられた内視鏡装置。

20

【請求項 8】

請求項 1 ～ 請求項 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記カラーチャートが、前記内視鏡支持部に支持された内視鏡挿入部の先端を内周面の内側に収容する有底筒体の底面に配置された内視鏡装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の内視鏡装置であって、
前記有底筒体の上側を覆い遮光性を有する蓋体を有し、該蓋体には、前記内視鏡挿入部の先端が挿通可能な挿通孔が穿設された内視鏡装置。

【請求項 10】

請求項 1 ～ 請求項 9 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記カラーチャートが、該カラーチャートを識別する識別手段を備えた内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

照明光を照射して体腔内の内視鏡像を得る内視鏡装置においては、光源装置からの照明光を体腔内に導光して照射し、その戻り光（蛍光等も含む）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、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。

40

内視鏡装置による診断、手術は、観察モニタに表示された観察像に基づいて実施されるため、正確な診断、手術を実施するためには観察像の色再現性を忠実に観察モニタに再現する必要がある。そこで、この種の内視鏡装置においては、使用する光源装置、固体撮像素子の感度差、等の個体差に起因する色味変化を補正するため、内視鏡やプロセッサ側に個体特性情報を記憶しておき、適宜なタイミングでこの個体特性情報を読み出して色調整を行うことがなされている（特許文献 1）。

しかし、装置固有のパラメータを予め計測して記憶しておくが、経時変化によりパラメータの値と、装置の実特性とが一致しない場合があり、必ずしも適正な色調整が行われる

50

ものではない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2000-342533号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、個体特性の情報を記憶することなく、常にカラーバランスの良好な撮像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。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は下記構成からなる。

(1) 体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端に、撮像素子を有する撮像光学系及び照明窓を有する照明光学系を備えた内視鏡と、

前記内視鏡に接続され、前記照明光学系に蛍光体を発光させる励起光を少なくとも供給する光源部、及び予め定めたカラー補正テーブルにより前記撮像素子から出力される画像信号を補正して出力する画像処理部を備えた制御手段と、
を具備する内視鏡装置であって、

前記内視鏡を懸架した状態で支持する内視鏡支持部を備え、

20

前記内視鏡支持部に支持されて垂下した前記内視鏡挿入部の先端に対面して、色度値が既知である複数のカラーパッチを含むカラーチャートが配置され、

前記制御手段が、前記カラーチャートを前記撮像素子により撮像し、前記カラーチャートの撮像信号から、前記複数のカラーパッチに対する色度をそれぞれ求めて測定色度値とし、前記各カラーパッチの測定色度値が前記既知の色度値となるように前記カラー補正テーブルの内容を変更するキャリブレーション処理を実施する内視鏡装置。

【発明の効果】

【0006】

本発明の内視鏡装置によれば、常にカラーバランスの良好な撮像画像を得ることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

【図3】内視鏡装置の外観図である。

【図4】励起スペクトルと発光スペクトルの相関を表したグラフである。

【図5】吸収したエネルギーの大きさによって変化する蛍光体の発光強度を示す説明図である。

【図6】撮像素子における波長と分光感度特性の相関を表したグラフである。

40

【図7】カラーチャートを底部に有し内視鏡先端部が挿入された有底筒体の斜視図である。

【図8】(A)は複数のカラーパッチからなる格子状のカラーチャートの平面図、(B)は同心円上に区画された複数のカラーパッチを放射状に設けた円形状のカラーチャートの平面図である。

【図9】色補正手順のフローチャートである。

【図10】識別情報の付与されたカラーチャートの平面図である。

【図11】(A)は挿通孔を有した蓋体にて上部の塞がれた有底筒体の斜視図、(B)はその断面図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 0 8 】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図、図 2 は図 1 に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

図 1、図 2 に示すように、内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 と、この内視鏡 1 1 が接続される制御装置 1 3 とを有する。制御装置 1 3 には、画像情報等を表示する表示部 1 5 と、入力操作を受け付ける入力部 1 7 が接続されている。内視鏡 1 1 は、内視鏡挿入部 1 9 の先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子 2 1 (図 1 参照) を含む撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。

【 0 0 0 9 】

また、内視鏡 1 1 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 1 9 と、内視鏡挿入部 1 9 に連設部 2 2 を介して接続され内視鏡挿入部 1 9 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 2 3 (図 2 参照) と、内視鏡 1 1 を制御装置 1 3 に着脱自在に接続するユニバーサルケーブル 2 4 の先端に接続されるコネクタ部 2 5 A , 2 5 B を備える。なお、図示はしないが、操作部 2 3 及び内視鏡挿入部 1 9 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る。

【 0 0 1 0 】

内視鏡挿入部 1 9 は、可撓性を持つ軟性部 3 1 と、湾曲部 3 3 と、先端部 (以降、内視鏡先端部とも呼称する) 3 5 から構成される。内視鏡先端部 3 5 には、図 1 に示すように、被観察領域へ光を照射する照射口 3 7 A , 3 7 B と、被観察領域の画像情報を取得する C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 2 1 が配置されている。撮像素子 2 1 の受光面には対物レンズユニット 3 9 が配置される。

【 0 0 1 1 】

湾曲部 3 3 は、軟性部 3 1 と先端部 3 5 との間に設けられ、操作部 2 3 に配置されたアングルノブ 2 2 の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部 3 3 は、内視鏡 1 1 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 3 5 の照射口 3 7 A , 3 7 B 及び撮像素子 2 1 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。また、図示は省略するが、内視鏡挿入部 1 9 の照射口 3 7 A , 3 7 B には、カバーガラスやレンズが配置される。

【 0 0 1 2 】

制御装置 1 3 は、内視鏡先端部 3 5 の照射口 3 7 A , 3 7 B に供給する照明光を発生する光源装置 4 1、撮像素子 2 1 からの画像信号を画像処理するプロセッサ 4 3 を備え、コネクタ部 2 5 A , 2 5 B を介して内視鏡 1 1 と接続される。また、プロセッサ 4 3 には、前述の表示部 1 5 と入力部 1 7 が接続されている。プロセッサ 4 3 は、内視鏡 1 1 の操作部 2 3 や入力部 1 7 からの指示に基づいて、内視鏡 1 1 から伝送されてくる撮像信号を画像処理し、表示部 1 5 へ表示用画像を生成して供給する。

【 0 0 1 3 】

光源装置 4 1 は、中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光源 (白色照明用光源) 4 5 と、中心波長 4 0 5 n m の紫色レーザ光源 (特殊光光源) 4 7 とを発光源として備えている。これら各光源 4 5 , 4 7 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 4 9 により個別に制御されており、青色レーザ光源 4 5 の出射光と、紫色レーザ光源 4 7 の出射光の光量比は変更自在になっている。

【 0 0 1 4 】

青色レーザ光源 4 5 及び紫色レーザ光源 4 7 は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

【 0 0 1 5 】

これら各光源 4 5 , 4 7 から出射されるレーザ光は、集光レンズ (図示略) によりそれ

10

20

30

40

50

ぞれ光ファイバに入力され、合波器であるコンバイナ51と、分波器であるカプラ53を介してコネクタ部25Aに伝送される。なお、これに限らず、コンバイナ51とカプラ53を用いずに各光源45, 47からのレーザ光を直接コネクタ部25Aに送出する構成であつてもよい。

【0016】

中心波長445nmの青色レーザ光、及び中心波長405nmの紫色レーザ光が合波され、コネクタ部25Aまで伝送されたレーザ光は、光ファイバ55A, 55Bによって、それぞれ内視鏡11の内視鏡先端部35まで伝搬される。そして、青色レーザ光は、内視鏡先端部35の光ファイバ55A, 55Bの光出射端に配置された波長変換部材である蛍光体57を励起して蛍光を発光させる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体57を透過する。紫色レーザ光は、蛍光体57を励起させることなく透過して、狭帯域波長の照明光となる。蛍光体57は、撮像素子21の観察窓の両側方に配置され、照明光の照射される被写体に影が生じにくくしている。

10

【0017】

光ファイバ55A, 55Bは、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用できる。

【0018】

蛍光体57は、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体(例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光体)を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色~黄色の励起光と、蛍光体57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(疑似白色)の照明光となる。本構成例のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

20

【0019】

上記の蛍光体57は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体57は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

30

【0020】

図3に内視鏡装置の外観図を示した。

光源装置41、プロセッサ43、表示部15、入力部17は、下部にキャスト75を備えたカート部77に収容される。このように内視鏡11の周辺機器を搭載するカート部77には内視鏡の操作部23を懸架する内視鏡支持部79が設けられている。内視鏡支持部79に支持された内視鏡11は、内視鏡挿入部19が常に同じ位置で垂下する。垂下した内視鏡挿入部19の先端部35の下方には、カート部77の基台部81が延設され、この基台部81に有底筒体83が固定されている。内視鏡支持部79に支持された内視鏡挿入部19は、その先端部35が有底筒体83に挿入されるようになる。また、有底筒体83の底部には、詳細を後述する複数のカラーパッチを含むカラーチャート85が設けてある。

40

【0021】

再び図1に戻り、撮像後に撮像素子21から出力される撮像画像の画像信号は、信号ケーブル87を介してA/D変換器89に伝送されてデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された画像信号は、コネクタ部25Bを介してプロセッサ43の画像処理部91に入力される。画像処理部91では、A/D変換器65にてデジタル信号に変換された撮像素子21からの撮像画像信号に対して、輪郭強調等の各種前段処理が行われる。そして、前段処理のなされた撮像画像信号は、R信号, G信号, B信号の各撮像画像信号に分

50

離されて、詳細を後述する色補正ルックアップテーブル（色補正ＬＵＴ）９９の情報に基づいて色補正を行う。色補正後の撮像画像信号は、ビデオコンポジット信号、Ｙ／Ｃ分離信号などの映像信号に変換されて、所望の出力用画像情報となって制御部９３に出力される。

【００２２】

制御部９３に入力された出力用画像情報は、内視鏡観察画像として表示部１５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９５に記憶される。また、内視鏡１１には電源スイッチ９７が配置され、電源スイッチ９７からのオン信号が制御部９３に入力されるようになっている。

【００２３】

上記の基本構成を有する内視鏡装置１００においては、カラーチャート８５を撮像して、その色検出結果に基づいて上記のカラー補正テーブル９９の内容の変更するキャリブレーション処理を行う。以下、このキャリブレーション処理について詳細に説明する。

【００２４】

図４は蛍光体の励起スペクトルと発光スペクトルの一例を示すグラフである。この場合の蛍光体は、点線で示す励起スペクトルが、４２０～４７０ｎｍ程度の波長帯域内の光を吸収し、特に４４５ｎｍ程度の波長の光を高効率で吸収するようになっている。蛍光体５７は、吸収した励起光によって励起され、実線で示す発光スペクトルで示されるスペクトルの蛍光を発する。

【００２５】

この蛍光体５７の発光強度は、吸収したエネルギーの大きさによって変化する。例えば、図５に示すように、青色レーザ光源の発光波長が個体差等によってずれた場合を考えると、規定の波長４４５ｎｍのレーザ光線ＬＢ－Ａに対しては、励起スペクトルが略ピークとなる波長で高効率で吸収されるが、レーザ光線ＬＢ－Ｂに対しては、発光波長がずれているために励起スペクトルの強度がΔＰだけ低下する。すると、ＬＢ－Ｂに対しては、ＬＢ－Ａと同一の光強度でありながら、蛍光体の発光スペクトルＣＡからＣＢに減少し、蛍光体の発光強度に相対的な差が生じてしまう。

【００２６】

すると、青色レーザ光と蛍光体の発光により生成される白色光は、青色レーザ光（一定強度）と蛍光体の発光（波長により変化）との強度バランスが変化して、白色光自体の色調が変化する。つまり、上記のＬＢ－Ｂのように発光波長がずれた場合は、蛍光体の発光強度が減少して青色レーザ光の強度比が相対的に高くなり、青みがかった白色光となってしまう。

【００２７】

そこで、本構成の内視鏡装置においては、複数のレーザ光源を用い、それぞれのレーザ出射光を合波して、各レーザ光源の有する出射光の波長の個体差による影響を軽減している。複数のレーザ光源からのレーザ出射光を合波することで、合波されたレーザ光の中心波長を各レーザ光源の平均的な波長、即ち、規定の波長（４４５ｎｍ）に近い波長に設定できる。しかし、この内視鏡装置１００は、特定の内視鏡１１に対して、蛍光体とレーザ光源の波長との組み合わせで色調整を行っても、他の内視鏡を接続した場合には、蛍光体の特性に違いがあれば、レーザ光により生成される照明光の色調が変化することになる。

【００２８】

また、内視鏡１１に搭載される撮像素子２１の分光感度特性の個体差によっても、撮像画像の色調に変化が生じる。

図６に撮像素子における波長と分光感度特性の相関を表したグラフを示した。

撮像素子２１は、被写体からの反射光に対し、それぞれＢ、Ｇ、Ｒの分光感度特性を有する。波長４４５ｎｍの青色レーザ光源４５からのレーザ光は、蛍光体を励起するとともに、その一部が蛍光体を透過して白色照明光の青色成分として供される。この青色光による反射光が撮像素子２１で受光される際に、撮像素子２１のＢ光に対する分光感度特性は、波長４４５ｎｍ付近では急峻にプロファイルが変化する領域となり、撮像素子２１の分

10

20

30

40

50

光感度特性が僅かに変化した場合、撮像素子 2 1 の B 光に対する受光量が変化する。また、青色レーザ光源 4 5 の発光波長が個体差等により変化しても同様の理由で B 光に対する受光量が変化する。このため、撮像素子 2 1 の個体差によっても、撮像画像の色調が変化することになる。

【 0 0 2 9 】

そこで、本内視鏡装置 1 0 0 においては、次のようにキャリブレーション処理を行うことで、撮像画像に対する色補正が常に正常に行えるようにしている。

内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡支持部 7 9 に支持された内視鏡 1 1 が、色度値が既知である複数のカラーパッチを含むカラーチャート 8 5 を撮像素子 2 1 により撮像する。制御部 9 3 は、カラーチャート 8 5 の撮像信号から、複数のカラーパッチに対する色度をそれぞれ求めて測定色度値とする。制御部 9 3 は、各カラーパッチの測定色度値が既知の色度値となるようにカラー補正テーブル 9 9 の内容を変更するキャリブレーション処理を実施する。

10

【 0 0 3 0 】

従って、この内視鏡装置 1 0 0 によれば、撮像素子 2 1 で得られたカラーパッチに対する測定色度値が、既知の色度値となるようにカラー補正テーブル 9 9 の内容が補正され、撮像画像の撮像信号が本来の色の撮像信号に近づけられる。

【 0 0 3 1 】

図 3 に示すように、カラーチャート 8 5 は、内視鏡支持部 7 9 に支持された内視鏡挿入部 1 9 の先端部 3 5 下方で、この内視鏡先端部 3 5 を内周面の内側に収容する有底筒体 8 3 の底面 8 3 a に配置される。ここで、図 7 に、カラーチャートを底部に有し内視鏡先端部が挿入された有底筒体の斜視図を示した。この垂下した内視鏡先端部 3 5 が有底筒体 8 3 の中央部に包囲された状態でキャリブレーション処理が行われる。

20

【 0 0 3 2 】

つまり、この内視鏡装置 1 0 0 では、内視鏡 1 1 を内視鏡支持部 7 9 に懸架することで、内視鏡先端部 3 5 が常に定まった下向きに姿勢する。この下向き姿勢となった内視鏡先端部 3 5 にカラーチャート 8 5 が対面して配置される。従って、使用者が別段意識することなく、単に内視鏡 1 1 を内視鏡支持部 7 9 に懸架するだけで、内視鏡先端部 3 5 がカラーチャート 8 5 と対峙する位置に配置されようになる。これにより、キャリブレーション処理のために特別な用意をすることなく、通常の使用時と変わらない操作によって、キャリブレーションの準備が完了する。そして、内視鏡先端部 3 5 が有底筒体 8 3 に挿入されることで、キャリブレーション処理時に外光による外乱の影響を受けにくい状態にできる。このように、本構成では、特別な試験環境によらず、内視鏡 1 1 の支持状態を利用した簡便かつ精度の高いキャリブレーション処理が可能となっている。

30

【 0 0 3 3 】

本内視鏡装置 1 0 0 においては、カラーチャート 8 5 は種々のタイプのものが利用可能である。

図 8 (A) は複数のカラーパッチからなる格子状のカラーチャートの平面図、(B) は複数のカラーパッチを放射状に設けた円形状のカラーチャートの平面図である。

カラーチャートは、図 8 (A) に示すように、複数のカラーパッチ (色票) 8 5 a を格子状に配列したカラーチャート 8 5 A、或いは同心円上に区画された複数のカラーパッチ 8 5 b を放射状に配列したカラーチャート 8 5 B 等を使用できる。格子状のカラーチャート 8 5 A を撮影すると、例えば角部のカラーパッチ 8 5 a が撮像画面から欠けることがあっても、同心円状に区画されたカラーチャート 8 5 B は、内視鏡先端部 3 5 の撮像の向きによらず、常に安定して色検出が行える。

40

【 0 0 3 4 】

次に、内視鏡装置 1 0 0 による色補正の手順を説明する。

図 9 に色補正手順のフローチャートを示した。

まず、内視鏡 1 1 の電源スイッチ 9 7 がオンされる (S 1)。制御部 9 3 は、電源スイッチ 9 7 がオンにされたことを検出したタイミングをトリガとして、カラーチャート 8 5

50

の撮像を開始する（Ｓ２）。電源スイッチ９７のオンと同時にキャリブレーション処理が実施され、簡便かつ有効なキャリブレーション処理が可能となっている。

【００３５】

カラーチャート８５の撮像後、カラーチャート８５の撮像信号から、複数のカラーパッチ８５ａに対する色度をそれぞれ求めて測定色度値とする（Ｓ３）。制御部９３は、各カラーパッチ８５ａの測定色度値が既知の色度値となるようにカラー補正テーブル９９の内容を変更するキャリブレーション処理を実施する（Ｓ４）。

【００３６】

カラー補正処理では、一般に色変換マトリクスが用いられる。色変換マトリクスは、撮像素子２１で撮像された入力色空間における複数の基準色Ｒ、Ｇ、Ｂを刺激値空間Ｘ、Ｙ、Ｚ等に変換したときに、所望の刺激値（目標刺激値）になるように最適化される。色変換マトリクスは、内視鏡装置１００の製造工程の最終段階において算出され、この算出された色変換マトリクスに関する情報が、内視鏡装置１００に搭載される色補正ＬＵＴ９９に記憶される。なお、刺激値空間Ｘ、Ｙ、Ｚに変換した後に、均等色空間であるＬａｂ色空間に変換してＬａｂ色空間にて所望の色度に合わせることであってもよい。

【００３７】

色変換マトリクスを算出するキャリブレーション処理においては、予め設定された目標色のＲＧＢ信号の値に応じた刺激値に、基準色（カラーチャート８５）を撮像素子２１により撮影して得られた入力色空間のＲＧＢ信号の値に応じた刺激値が近づくように各マトリクス値 $i j$ を定める。

そして、キャリブレーション処理後は、撮像素子２１から入力されるＲＧＢ信号に対して、上記の色変換マトリクスを用いて演算処理することで、撮像素子２１からのＲＧＢ信号が目標色の刺激値に近づくように補正される。その結果、忠実な色再現が行われるようになる。

【００３８】

以上の内容に基づきカラー補正テーブル９９の内容が変更されたなら、実際の内視鏡検査による撮像を行う（Ｓ５）。そして、検査撮像によって得られた撮像信号を、カラー補正テーブル９９によって色補正し（Ｓ６）、色補正のなされた画像信号に基づく観察画像を、表示部１５に出力する（Ｓ７）。

【００３９】

なお、上記の色変換マトリクスを算出する際に設定される目標値（目標色）は、主に基準色の測色信号であるが、生体組織の粘膜表層の色等、実際に内視鏡１１で観察される特定の色を目標値（目標色）に設定してもよい。

【００４０】

更に、体腔内の観察や検査を行う内視鏡装置１００においては、予め腫瘍親和性がありかつ特定の励起光に対して感応する光感受性物質を生体に投与した後、励起光となるレーザ光を比較的弱い出力で生体組織表面に照射して、癌などの腫瘍の病巣部で光感受性物質の濃度が高くなった部位からの蛍光を観察することにより腫瘍を診断する光線力学的診断（Photodynamic Diagnosis：ＰＤＤ）が行われることがある。また、内視鏡装置１００では、レーザ光を比較的強い出力で生体組織表面に照射して癌などの腫瘍を治療する光線力学的治療（Photodynamic Therapy：ＰＤＴ）を行うこともある。

【００４１】

上記ＰＤＤにおける４０５ｎｍのレーザ光では、薬剤が赤色の蛍光を発して、病変部が明瞭の観察できる。また、自家蛍光では、生体から緑色の蛍光を発し、これが病変部では発光が少なくなる。このような変化を検出しやすいように、通常の観察画像時とは異なる疑色で表示させることで、病変部の存在位置や領域が判別し易くなる。

【００４２】

このような特殊な内視鏡用途においては、カラー補正テーブル９９を所望の任意の値に設定して色補正を実施することで、観察が容易となる画像情報にすることができる。例えば、緑色の蛍光があった部位、赤色の蛍光があった部位の輝度を高くする補正を行うこと

10

20

30

40

50

で、通常の観察画像では淡く緑色、赤色に撮像されていたものが、強烈な緑と赤に表示される。このような観察の目的に応じた強調処理をカラー補正テーブル 99 の設定により、自在に行うことができる。上記のような色変換を行うために都合のよいカラーチャート 85 は、例えば赤と緑との間が何枚ものカラーパッチ 85 a が存在し、微妙な色の違いまでが規定され、逆に、青のカラーパッチ 85 a が存在しないような特殊なカラーチャートとなる。

【 0 0 4 3 】

上記したように、内視鏡装置 100 に用いるカラーチャート 85 は、観察目的に応じて異なる種類のものが選択的に用いられる。各カラーチャートは、それぞれ異なる色、配置パターンのものであってよい。これら複数種のカラーチャートそれぞれを識別するためには、例えば表 1 に示すようなカラーチャートの種別情報を予め記憶部 95 (図 1 参照) に記憶させ、適宜参照するとよい。

【 0 0 4 4 】

【表 1】

コード	タイプ	チャートパターン
1	上部消化管検査用チャート	4×6 正方形パッチ
2	下部消化管検査用チャート	3×3 正方形パッチ
3	気管支検査用チャート	4×4 正方形パッチ
4	PDD検査用チャート	12 円形パッチ

【 0 0 4 5 】

つまり、表 1 に示すカラーチャートの種別情報によれば、コード番号が 1 のカラーチャートは、上部消化管検査用であり、生体組織の粘膜の微妙な色のカラーパッチが複数種類用意される。上部消化管では、食道、胃、十二指腸が検査対象で、炎症や腫瘍等の色を確認することが重要となる場合があり、そのような色を正確に区別するように、その色付近の色サンプル(カラーパッチ)をカラーチャート内に多く含ませている。

【 0 0 4 6 】

これら各カラーチャートは、カラーチャートの表示面に識別情報を設けておくことで、利便性をより高められる。

図 10 に識別情報の付与されたカラーチャートの平面図を示した。このカラーチャート 85 では、チャート内のいずれかの位置に識別情報 101 を設けてある。識別情報としては、一元のバーコード、二次元の QR コード等、公知の識別手段が利用可能である。更に、バーコードの他にも、各種の記号や記号の配列、数字列などの文字列等、内視鏡用の処置具の種類や特徴等であってもよく、画像処理による抽出及び認識(解析)が可能なものであれば、各種のものが利用可能である。

【 0 0 4 7 】

このカラーチャート 85 においては、まず、撮像素子 21 によりカラーチャート 85 を撮像し、この撮像画像から識別情報 101 を認識して、カラーチャート 85 の種別(コード)を判定する。判定したコードから、表 1 に示すような種別情報に基づいて、その判別されたカラーチャートに対応するアルゴリズムでキャリブレーション処理を行う。各カラーチャートに対応するアルゴリズムのキャリブレーションプログラムは、記憶部 95 に予め記憶されており、いずれかのプログラムが選択的に読み出されて制御部 93 により実行される。これにより、PDD 用、PDT 用などの光源の種類によって異なるアルゴリズムでのキャリブレーション処理が自動的に実施可能となる。

【 0 0 4 8 】

次に、カラーチャートの配置される部位を遮光して、撮像環境を外光の影響を受けにくい構成にした例を説明する。

図 1 1 (A) は挿通孔を有した蓋体にて上部の塞がれた有底筒体の斜視図、(B) はその断面図である。

有底筒体 8 3 は、上側を覆い遮光性を有する蓋体 1 0 3 を備える。蓋体 1 0 3 には、内視鏡先端部 3 5 が挿通可能な挿通孔 1 0 5 が穿設されている。このような構成とすることで、内視鏡支持部 7 9 に支持されて垂下した内視鏡先端部 3 5 が、有底筒体 8 3 に設けられた蓋体 1 0 3 の挿通孔 1 0 5 に挿通され、有底筒体 8 3 の直径の中央部位に位置決め支持される。また、蓋体 1 0 3 により内視鏡先端部 3 5 が遮光空間内に収められるので、外光による外乱により影響されにくいキャリブレーション処理が可能となる。

【 0 0 4 9 】

また、内視鏡先端部 3 5 が蓋体 1 0 3 により支持されるため、カート部 7 7 (図 3 参照) の移動時など、内視鏡先端部 3 5 が揺れ動くことが確実に防止され、撮像素子等の精密電子機器が搭載されている内視鏡先端部 3 5 を保護できる。

【 0 0 5 0 】

なお、上記構成による内視鏡装置 1 0 0 では、電源スイッチ 9 7 のオンをトリガとしたが、例えば、蛍光体 5 7 の交換を検出したタイミングをトリガとしてキャリブレーション処理を実施するものであってもよい。このような構成によれば、新規交換される蛍光体 5 7 の製品毎のスペクトルに対応したキャリブレーション処理を行うことができ、常にカラーバランスの良好な撮像画像を得ることができる。

【 0 0 5 1 】

また、光源部 4 7 が、組織表層の血管像を観察するために、白色光生成用の青色レーザー光より短波長のレーザー光 (波長 4 0 5 n m の狭帯域光) を供給する場合、特殊光の混在によって白色光と合わせた照明光が青味を帯びた色調となる。この場合でも、青味を抑える色補正となるカラー補正テーブル 9 9 を作成することで、照明光の色調に適合した色補正が行え、常に適正な色度の撮像画像を得ることができる。

【 0 0 5 2 】

また、色調整のキャリブレーションを行うにあたり、キャリブレーションをいつ実施するかは内視鏡装置 1 0 0 のユーザ毎にまちまちであり、また、実施する際は、キャリブレーションを行うための器具の準備が必要となる等、煩わしい状況であったが、これに対し、本内視鏡装置 1 0 0 によれば、通常と何ら変わらない操作を行うことであっても、自動的にキャリブレーション処理が行われ、常にカラーバランスの良好な撮像画像が得られる。このため、内視鏡 1 1 のカラーバランスが崩れたままの状態で使用し続けることを未然に防止できる。

【 0 0 5 3 】

このように、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

【 0 0 5 4 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端に、撮像素子を有する撮像光学系及び照明窓を有する照明光学系を備えた内視鏡と、

前記内視鏡に接続され、前記照明光学系に前記蛍光体を発光させる励起光を少なくとも供給する光源部、及び予め定めたカラー補正テーブルにより前記撮像素子から出力される画像信号を補正して出力する画像処理部を備えた制御手段と、を具備する内視鏡装置であって、

前記制御手段が、色度値が既知である複数のカラーパッチを含むカラーチャートを前記撮像素子により撮像し、前記カラーチャートの撮像信号から、前記複数のカラーパッチに対する色度をそれぞれ求めて測定色度値とし、前記各カラーパッチの測定色度値が前記既知の色度値となるように前記カラー補正テーブルの内容を変更するキャリブレーション処理を実施する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、撮像素子で得られたカラーパッチに対する測定色度値が、既

10

20

30

40

50

知の色度値となるようにカラー補正テーブルの内容がキャリブレーション処理され、撮像画像の撮像信号値が本来の色の撮像信号値に近づけられる。

【 0 0 5 5 】

(2) (1) の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、電源スイッチがオンにされたことを検出したタイミングをトリガとして前記キャリブレーション処理を実施する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、例えば内視鏡装置の使用直前において、電源スイッチのオンと同時にキャリブレーション処理が実施され、簡便かつ有効なキャリブレーション処理が行える。

【 0 0 5 6 】

10

(3) (1) の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記蛍光体の交換を検出したタイミングをトリガとして前記キャリブレーション処理を実施する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、新規交換される蛍光体の製品毎の励起・発光スペクトルに対応したキャリブレーション処理が行える。

【 0 0 5 7 】

(4) (1) ~ (3) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記照明光学系が、内視鏡挿入部の先端の異なる位置に配置された複数の蛍光体と、該蛍光体に前記光源部からの励起光を導光する導光部材とを有する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、照明光の照射される被写体に影を生じにくくすることができる。

20

【 0 0 5 8 】

(5) (1) ~ (4) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記光源部からの励起光が青色レーザー光であり、前記蛍光体が前記青色レーザー光を励起光として発光し、前記青色レーザー光と前記蛍光体の発光によって白色光を生成する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、青色レーザー光と蛍光体とにより白色光を生成することで、高効率で高強度の白色光が得られる。レーザー光の波長のずれや蛍光体の経時変化によって照明光の分光特性が変化した場合であっても補正が容易となる。

【 0 0 5 9 】

30

(6) (5) の内視鏡装置であって、

前記光源部が、前記蛍光体を透過する性質を有し前記青色レーザー光より短波長のレーザー光を前記照明光学系に供給する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、組織表層の血管像を観察するため、白色光生成用の青色レーザー光より短波長のレーザー光を供給する場合（撮像画像が青みがかかる場合）であっても、各レーザー光に対してカラー補正テーブルを作成して、常に適正な色度の撮像画像を得ることができる。

【 0 0 6 0 】

(7) (1) ~ (6) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記内視鏡を懸架した状態で支持する内視鏡支持部を備え、

40

前記カラーチャートが前記内視鏡支持部に支持されて垂下した内視鏡挿入部の先端に対面して配置された内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、内視鏡を内視鏡支持部に支持することで、内視鏡挿入部の先端が常に定まった下向きに姿勢する。この先端にカラーチャートが対面して配置されることで、特別な試験環境によらず、内視鏡の支持状態を利用した簡便かつ精度の高いキャリブレーション処理が可能となる。

【 0 0 6 1 】

(8) (7) の内視鏡装置であって、

前記内視鏡支持部が、前記内視鏡の周辺機器を搭載するカート部に設けられた内視鏡装置。

50

この内視鏡装置によれば、内視鏡による撮像のために必要なプロセッサ、光源装置、表示部、及び入力部などの周辺機器が一括してカート部に収納される。そのカート部に内視鏡支持部が設けられることで、内視鏡支持状態でのキャリブレーション処理に伴う撮像が可能となる。

【 0 0 6 2 】

(9) (7) の内視鏡装置であって、

前記カラーチャートが、前記内視鏡支持部に支持された内視鏡挿入部の先端を内周面の内側に収容する有底筒体の底面に配置された内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、内視鏡支持部に支持されて垂下した先端が、有底筒体の中央部に包囲された状態に挿入され、外光による外乱に影響されにくいキャリブレーション処理が可能となる。

10

【 0 0 6 3 】

(1 0) (9) の内視鏡装置であって、

前記有底筒体の上側を覆い遮光性を有する蓋体を有し、該蓋体には、前記内視鏡挿入部の先端が挿通可能な挿通孔が穿設された内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、内視鏡支持部に支持されて垂下した先端が、有底筒体に設けられた蓋体の挿通孔に挿通され、中央部に位置決め支持される。また、蓋体により塞がれることで、外光による外乱により影響されにくいキャリブレーション処理が可能となる。

【 0 0 6 4 】

(1 1) (1) ~ (1 0) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

20

前記カラーチャートが、該カラーチャートを識別する識別手段を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、カラーチャートの種別を識別手段により判断して、種別毎に異なるキャリブレーション処理を実施することができる。

【 符号の説明 】

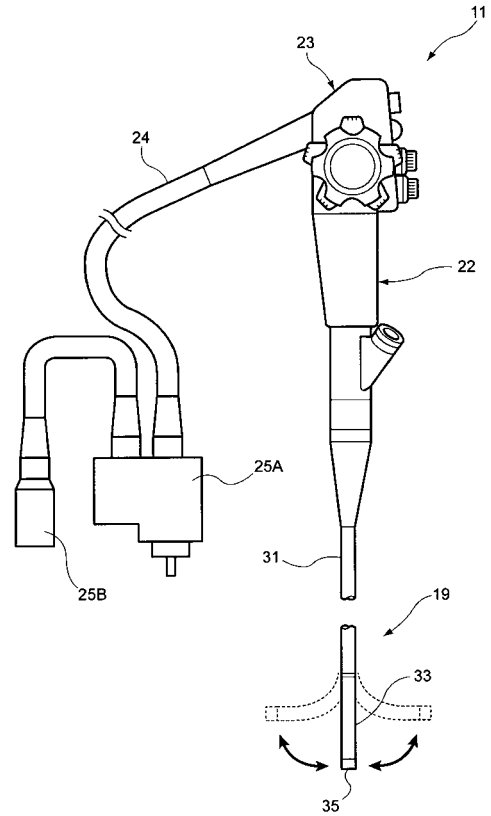
【 0 0 6 5 】

- 1 1 内視鏡
- 1 9 内視鏡挿入部
- 2 1 撮像素子
- 4 3 プロセッサ (制御手段)
- 4 5 , 4 7 光源部
- 5 5 A , 5 5 B 光ファイバ (導光部材)
- 5 7 蛍光体
- 7 7 カート部
- 7 9 内視鏡支持部
- 8 3 有底筒体
- 8 3 a 底面
- 8 5 カラーチャート
- 8 5 a カラーパッチ
- 9 9 カラー補正テーブル
- 9 1 画像処理部
- 9 7 電源スイッチ
- 1 0 0 内視鏡装置
- 1 0 3 蓋体
- 1 0 5 挿通孔

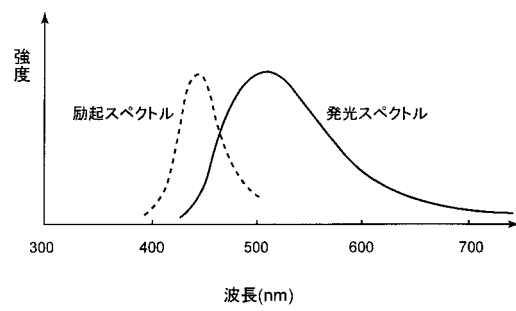
30

40

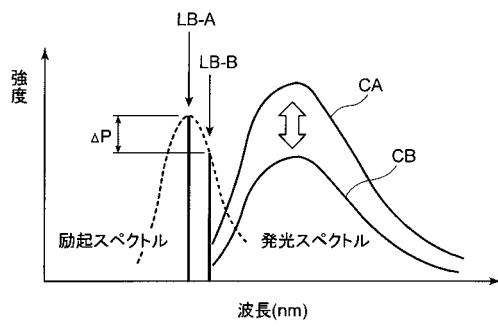
【 図 2 】



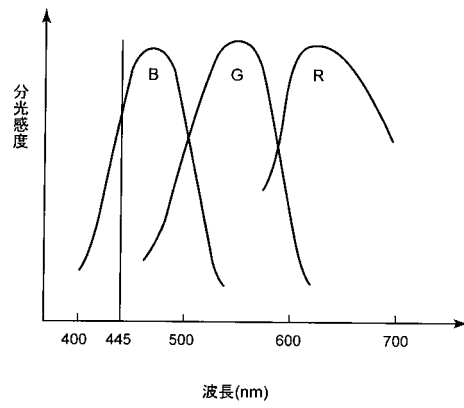
【圖 4】



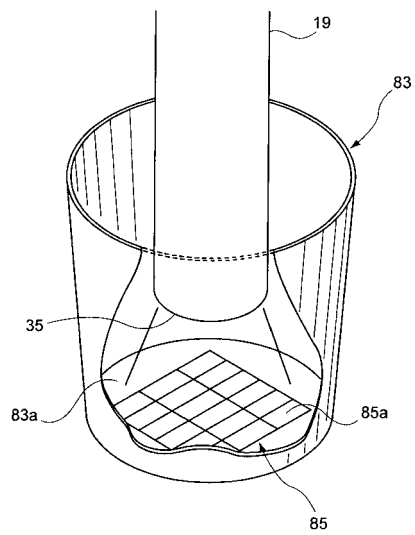
【図 5】



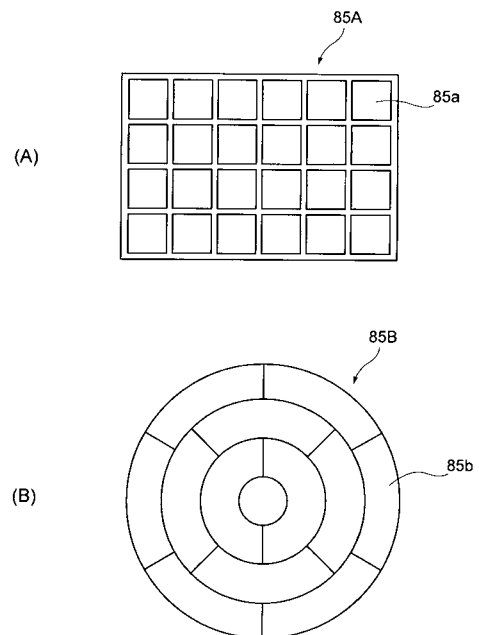
【図 6】



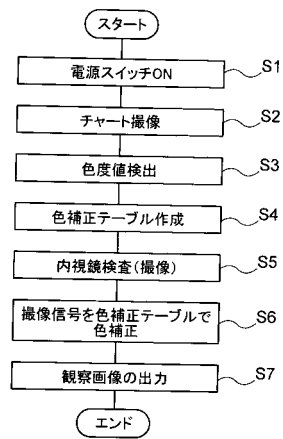
【図 7】



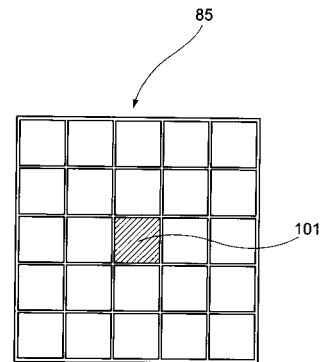
【図 8】



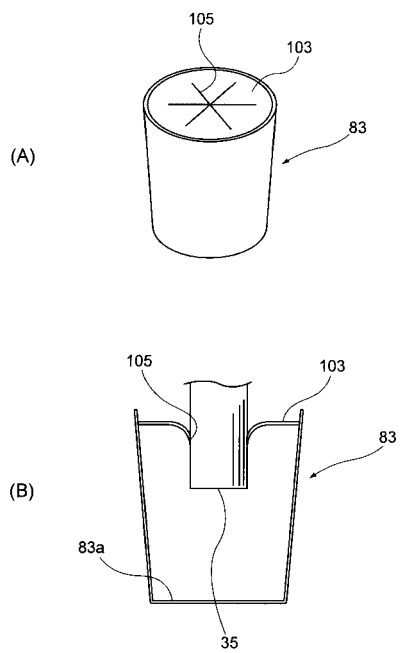
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 0 5 6 2 4 8 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 2 1 5 4 9 (J P , A)
特開昭 6 3 - 2 4 0 8 2 4 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 5 3 7 1 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5325725B2	公开(公告)日	2013-10-23
申请号	JP2009219244	申请日	2009-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	小澤 聡 飯田 孝之		
发明人	小澤 聡 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/0008 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/06.A A61B1/00.300.Y G02B23/26.B A61B1/00.630 A61B1/00.650 A61B1/00.654 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/045.640 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/TT13 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/TT13		
代理人(译)	长谷川弘道		
其他公开文献	JP2011067266A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本公开是提供一种获得了更好的捕获的图像的色彩平衡的内窥镜装置。一种内窥镜插入部19的前端，具有成像光学系统和照明光学系统，其被连接到内窥镜11上的荧光体的照明光学系统发射的光57的激发光的内窥镜11包含至少供给源45，47和具有图像处理单元91，并通过一个预定的色彩校正表99从摄像元件21输出的校正后的图像信号输出，所述控制单元43。控制装置43由图像拾取装置21拍摄图像的颜色图表包括多个颜色的补丁的色度值是已知的。从比色图表的图像信号，并且测得的色度值分别获得色度用于多个色块。各色块的测量色度值来实现校准过程来改变颜色校正表99中的内容，以使已知的色度值。点域1

コード	タイプ	チャートパターン
1	上部消化管検査用チャート	4×6 正方形パッチ
2	下部消化管検査用チャート	3×3 正方形パッチ
3	気管支検査用チャート	4×4 正方形パッチ
4	PDD検査用チャート	12 円形パッチ