

(11)特許出願公開番号

特開2011-200410

(P2011-200410A)

(43) 公開日 平成23年10月13日(2011.10.13)

(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 0 0 D

2H040

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

4 C O 6 1

GO 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24

4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2010-70192 (P2010-70192)

(22) 出願日 平成22年3月25日 (2010. 3. 25)

(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

(74) 代理人 100080159

弁理士 渡辺 望稔

(74) 代理人 100090217

弁理士 三和 晴子

(72) 発明者 松原 兼太

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

Fターム(参考) 2H040 BA11 CA04 GA02 GA05 GA06
GA11

[最終頁に続く](#)

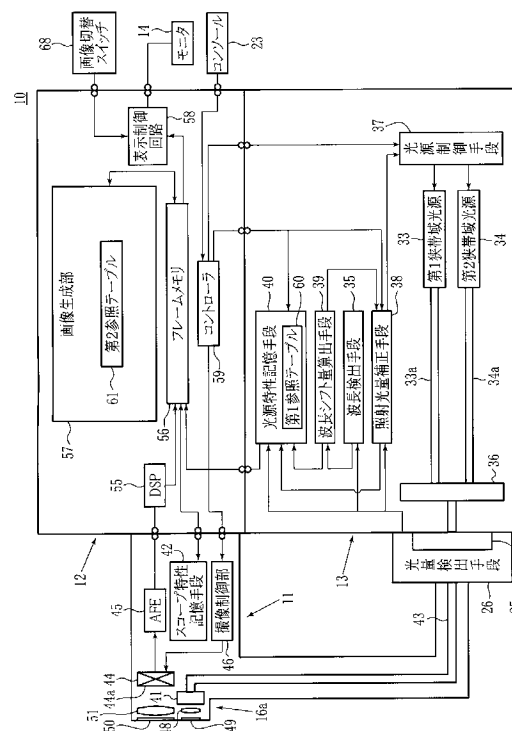
(54) 【発明の名称】 キャリブレーション手段を備えた内視鏡システムおよびそのキャリブレーション方法

(57) 【要約】

【課題】光源装置および内視鏡スコープそれぞれの特性がバラツいたとしても、また、複数存在する光源およびスコープのあらゆる組み合わせにおいても、小型で低価格な計測手段でキャリブレーションを行うことで、画像の色再現性や分解能に影響を受けることのない内視鏡システムを提供する。

【解決手段】所定の波長帯域の光を照射する光源装置と、照射される光を励起光として蛍光体にぶつけることにより発生される白色光を体腔内の被写体組織に照射し、反射光を光電変換して画像データを出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、照射される光の波長を検出する波長検出手段と、検出された波長とあらかじめ設定された基準波長との差である波長シフト量を算出する波長シフト量算出手段と、算出された波長シフト量に応じて、光源装置から照射される光の光量を補正する第1補正手段、および、撮像素子による光電変換のゲインを補正する第2補正手段とを備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の波長帯域の光を照射する光源装置と、

前記光源装置から照射される光を励起光として蛍光体にぶつけることにより発生される白色光を体腔内の被写体組織に照射し、該被写体組織に照射される白色光の反射光を光電変換して画像データを出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記光源装置から照射される光の波長を検出する波長検出手段と、

前記波長検出手段により検出された波長とあらかじめ設定された基準波長との差である波長シフト量を算出する波長シフト量算出手段と、

前記波長シフト量算出手段により算出された波長シフト量に応じて、前記光源装置から照射される光の光量を補正する第 1 補正手段、および、前記撮像素子による光電変換のゲインを補正する第 2 補正手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 補正手段は、光の波長と、前記撮像素子の感度および前記反射光の反射率の積算値との関係を表す第 1 参照テーブルを備え、該第 1 参照テーブルを参照して、前記光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、該求めた積算値に応じて前記光量の補正量を変更するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 補正手段は、光の波長と、前記撮像素子の感度および前記電子内視鏡により撮像される部位毎または疾患毎の反射光の反射率の積算値との関係を表す複数の第 1 参照テーブルを備え、前記電子内視鏡により撮像される部位または疾患に応じて参照する第 1 参照テーブルを選択し、該選択した第 1 参照テーブルを参照して、前記光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、該求めた積算値に応じて前記光量の補正量を変更するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記光源装置は、レーザー光を照射するレーザー光源であり、

前記波長シフト量算出手段は、さらに、前記レーザー光源の動作電流値に応じて変化するレーザー光の波長のシフト量を加えて前記波長シフト量を算出するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記波長検出手段は、前記光源装置から照射される光の第 1 光量、および、前記光源装置から照射され、所定の波長帯域の光に対して、該所定の波長帯域の光の透過率が波長に比例して変化するスロープ型ダイクロイックフィルタを通過した光の第 2 光量から、該第 1 および第 2 光量の比である透過率を求め、該求めた透過率に応じて前記光源装置から照射される光の波長を検出するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記第 2 補正手段は、波長シフト量と、前記撮像素子により光電変換される画像データの画素値の変化量との関係を表す第 2 参照テーブルを備え、該第 2 参照テーブルを参照して、前記波長シフト量算出手段により算出された波長シフト量に対応する画像データの画素値の変化量を求め、該求めた画像データの画素値の変化量に応じて、前記光源装置から照射される光が前記撮像素子により光電変換された場合の画像データの画素値を補正し、さらに、該補正した画像データの画素値が、前記基準波長の光が前記撮像素子により光電変換された場合の画像データの画素値となるように、前記撮像素子による光電変換のゲインを補正するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

40

【請求項 7】

所定の波長帯域の光を照射する光源装置と、前記光源装置から照射される光を励起光として蛍光体にぶつけることにより発生される白色光を体腔内の被写体組織に照射し、該被写体組織に照射される白色光の反射光を光電変換して画像データを出力する撮像素子を有

50

する電子内視鏡とを備える電子内視鏡システムのキャリブレーション方法であって、

波長検出手段が、前記光源装置から照射される光の波長を検出し、

波長シフト量算出手段が、前記検出された波長とあらかじめ設定された基準波長との差である波長シフト量を算出し、

第１補正手段が、前記算出された波長シフト量に応じて、前記光源装置から照射される光の光量を補正し、

第２補正手段が、前記算出された波長シフト量に応じて、前記撮像素子による光電変換のゲインを補正することを特徴とするキャリブレーション方法。

【請求項 ８】

前記第１補正手段が、光の波長と、前記撮像素子の感度および前記反射光の反射率の積算値との関係を表す第１参照テーブルを参照して、前記光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、該求めた積算値に応じて前記光量の補正量を変更することを特徴とする請求項 ７に記載のキャリブレーション方法。 10

【請求項 ９】

前記第１補正手段が、光の波長と、前記撮像素子の感度および前記電子内視鏡により撮像される部位毎または疾患毎の反射光の反射率の積算値との関係を表す複数の第１参照テーブルの中から、前記電子内視鏡により撮像される部位または疾患に応じて参照する第１参照テーブルを選択し、該選択した第１参照テーブルを参照して、前記光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、該求めた積算値に応じて前記光量の補正量を変更することを特徴とする請求項 ７に記載のキャリブレーション方法。 20

【請求項 １０】

前記光源装置が、レーザー光を照射するレーザー光源であり、

前記波長シフト量算出手段が、さらに、前記レーザー光源の動作電流値に応じて変化するレーザー光の波長のシフト量を加えて前記波長シフト量を算出することを特徴とする請求項 ７～９のいずれかに記載のキャリブレーション方法。

【請求項 １１】

光量検出手段が、前記光源装置から照射される光の第１光量、および、前記光源装置から照射され、所定の波長帯域の光に対して、該所定の波長帯域の光の透過率が波長に比例して変化するスロープ型ダイクロイックフィルタを通過した光の第２光量を検出し、

前記波長検出手段が、前記検出された第１および第２光量から、該第１および第２光量の比である透過率を求め、該求めた透過率に応じて前記光源装置から照射される光の波長を検出することを特徴とする請求項 ７～１０のいずれかに記載のキャリブレーション方法。 30

【請求項 １２】

前記第２補正手段が、波長シフト量と、前記撮像素子により光電変換される画像データの画素値の変化量との関係を表す第２参照テーブルを参照して、前記算出された波長シフト量に対応する画像データの画素値の変化量を求め、該求めた画像データの画素値の変化量に応じて、前記光源装置から照射される光が前記撮像素子により光電変換された場合の画像データの画素値を補正し、さらに、該補正した画像データの画素値が、前記基準波長の光が前記撮像素子により光電変換された場合の画像データの画素値となるように、前記撮像素子による光電変換のゲインを補正することを特徴とする請求項 ７～１１のいずれかに記載のキャリブレーション方法。 40

【請求項 １３】

基準光源から前記基準波長の光を基準チャートに照射し、該基準チャートからの反射光を前記撮像素子で光電変換して出力される画像データの画素値が、前記基準チャートに対応する基準値となるように、前記第２補正手段が、前記撮像素子による光電変換のゲインを調整することを特徴とする請求項 ７～１２のいずれかに記載のキャリブレーション方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、キャリブレーション手段を備えた内視鏡光源および内視鏡スコープからなる内視鏡システム、ならびにそのキャリブレーション方法に関するものである。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年の医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行なわれている。電子内視鏡は、被検者の体腔内に挿入される細長の挿入部を備えており、この挿入部の先端にはＣＣＤなどの撮像装置が内蔵されている。また、電子内視鏡は光源装置に接続されており、光源装置で発せられた光は、挿入部の先端から体腔内部に対して照射される。このように体腔内部に光が照射された状態で、体腔内の被写体組織が、挿入部の先端の撮像装置によって撮像される。撮像により得られた画像は、電子内視鏡に接続されたプロセッサ装置で各種処理が施された後、モニタに表示される。したがって、電子内視鏡を用いることによって、被検者の体腔内の画像をリアルタイムに確認することができるため、診断などを確実に行うことができる。

10

【 0 0 0 3 】

光源装置には、波長が青色領域から赤色領域にわたる白色の広帯域光を発することができキセノンランプや白色ＬＥＤなどの白色光源が用いられている。体腔内の照射に白色の広帯域光を用いることで、撮像画像から被写体組織全体を把握することができる。

また、撮像画像観察の際に、内視鏡スコープの透過特性、蛍光体の蛍光特性、被写体組織の反射特性、ならびに撮像素子の分光感度特性によって、生体内の撮像箇所の実際の色調と、撮像画像表示装置等に表示される撮像画像の色調とが異なり、病変の認識、診断に重大な影響を及ぼす恐れがある。

20

この問題の解決方法としては、特許文献１および特許文献２に記載の方法が知られている。

【 0 0 0 4 】

例えば、特許文献１では、ＲＧＢの可視光域の光を所定の光量を有する帯域幅に制限した離散的な帯域制限通常照明光を生成する帯域制限通常照明光生成手段を備えることで、通常照明光による観察を行う際に、撮像素子の分光感度特性による影響を抑えて、所定の色調の画像を得ている。

【 0 0 0 5 】

また、特許文献２では、内視鏡における第１の照明手段によって照明された生体内の部位を撮像した画像について、前記第１の照明手段、画像観察環境下の照明である第２の照明手段、前記画像を撮像した撮像手段、前記画像を表示する表示デバイスの特性情報、および被写体となった生体における複数点の分光反射率に基づいて、前記画像を前記第２の照明手段による照明下での色再現を行うことで、肉眼での観察により近い状態での検査、治療を可能としている。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 １ 】 特開 ２ ０ ０ ８ - ３ ６ ０ ３ ５ 号

40

【 特許文献 ２ 】 特開 ２ ０ ０ ８ - ９ ３ ２ ２ ５ 号

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

このように白色光源としてキセノンランプなどが用いられる一方、さらに高輝度な白色照明光を生成するためにレーザーを励起光とした、小型な白色蛍光体も実用化されつつある。

【 0 0 0 8 】

しかし、レーザーを使用する上での問題点は、入射波長や光量の個体バラツキや製造バラツキや経時変化である。さらに、入射光の特性バラツキによる蛍光特性のバラツキや蛍

50

光体自身の特性バラツキが存在する。これらの変動は特に画像の色再現性や分解能へ影響する。さらに、レーザーは動作電流によって波長がシフトするという特異な現象が存在する。よって、入射波長や光量変化の情報を工程出荷・市場で簡便かつ高精度に検出し、システムへフィードバックを実施することが望まれている。

【 0 0 0 9 】

内視鏡システムは狭帯域光を照射するレーザー光源と内視鏡スコープとで構成されており、多色波長を生成するための蛍光体は内視鏡スコープに設置されている。

一方、市場では、光源装置 n 台 \times 内視鏡スコープ m 台で使われており、必ずしも光源装置と内視鏡スコープが 1 : 1 対応で使用されないため、これら光源装置および内視鏡スコープは、あらゆる組み合わせで使用できないかもしれない。

10

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、光源装置および内視鏡スコープそれぞれの特性がバラツいたとしても、また、複数存在する光源およびスコープのあらゆる組み合わせにおいても、小型で低価格な計測手段でキャリブレーションを行うことで、画像の色再現性や分解能に影響を受けることのない内視鏡システムの提供を目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

そこで、本発明は、所定の波長帯域の光を照射する光源装置と、前記光源装置から照射される光を励起光として蛍光体にぶつけることにより発生される白色光を体腔内の被写体組織に照射し、該被写体組織に照射される白色光の反射光を光電変換して画像データ出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、前記光源装置から照射される光の波長を検出する波長検出手段と、前記波長検出手段により検出された波長とあらかじめ設定された基準波長との差である波長シフト量を算出する波長シフト量算出手段と、前記波長シフト量算出手段により算出された波長シフト量に応じて、前記光源装置から照射される光の光量を補正する第 1 補正手段、および、前記撮像素子による光電変換のゲインを補正する第 2 補正手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システムを提供するものである。

20

【 0 0 1 2 】

また、前記第 1 補正手段は、光の波長と、前記撮像素子の感度および前記反射光の反射率の積算値との関係を表す第 1 参照テーブルを備え、該第 1 参照テーブルを参照して、前記光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、該求めた積算値に応じて前記光量の補正量を変更するものであることが好ましい。

30

【 0 0 1 3 】

また、前記第 1 補正手段は、光の波長と、前記撮像素子の感度および前記電子内視鏡により撮像される部位毎または疾患毎の反射光の反射率の積算値との関係を表す複数の第 1 参照テーブルを備え、前記電子内視鏡により撮像される部位または疾患に応じて参照する第 1 参照テーブルを選択し、該選択した第 1 参照テーブルを参照して、前記光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、該求めた積算値に応じて前記光量の補正量を変更するものであることが好ましい。

40

【 0 0 1 4 】

さらに、前記光源装置は、レーザー光を照射するレーザー光源であり、前記波長シフト量算出手段は、さらに、前記レーザー光源の動作電流値に応じて変化するレーザー光の波長のシフト量を加えて前記波長シフト量を算出するものであることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

また、前記波長検出手段は、前記光源装置から照射される光の第 1 光量、および、前記光源装置から照射され、所定の波長帯域の光に対して、該所定の波長帯域の光の透過率が波長に比例して変化するスロープ型ダイクロイックフィルタを通過した光の第 2 光量から、該第 1 および第 2 光量の比である透過率を求め、該求めた透過率に応じて前記光源装置から照射される光の波長を検出するものであることが好ましい。

50

【 0 0 1 6 】

また、前記第2補正手段は、波長シフト量と、前記撮像素子により光電変換される画像データの画素値の変化量との関係を表す第2参照テーブルを備え、該第2参照テーブルを参照して、前記波長シフト量算出手段により算出された波長シフト量に対応する画像データの画素値の変化量を求め、該求めた画像データの画素値の変化量に応じて、前記光源装置から照射される光が前記撮像素子により光電変換された場合の画像データの画素値を補正し、さらに、該補正した画像データの画素値が、前記基準波長の光が前記撮像素子により光電変換された場合の画像データの画素値となるように、前記撮像素子による光電変換のゲインを補正するものであることが好ましい。

【0017】

本発明は、所定の波長帯域の光を照射する光源装置と、前記光源装置から照射される光を励起光として蛍光体にぶつけることにより発生される白色光を体腔内の被写体組織に照射し、該被写体組織に照射される白色光の反射光を光電変換して画像データを出力する撮像素子を有する電子内視鏡とを備える電子内視鏡システムのキャリブレーション方法であって、波長検出手段が、前記光源装置から照射される光の波長を検出し、波長シフト量算出手段が、前記検出された波長とあらかじめ設定された基準波長との差である波長シフト量を算出し、第1補正手段が、前記算出された波長シフト量に応じて、前記光源装置から照射される光の光量を補正し、第2補正手段が、前記算出された波長シフト量に応じて、前記撮像素子による光電変換のゲインを補正することを特徴とするキャリブレーション方法を提供するものである。

10

【0018】

また、前記第1補正手段が、光の波長と、前記撮像素子の感度および前記反射光の反射率の積算値との関係を表す第1参照テーブルを参照して、前記光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、該求めた積算値に応じて前記光量の補正量を変更することが好ましい。

20

【0019】

さらに前記第1補正手段が、光の波長と、前記撮像素子の感度および前記電子内視鏡により撮像される部位毎または疾患毎の反射光の反射率の積算値との関係を表す複数の第1参照テーブルの中から、前記電子内視鏡により撮像される部位または疾患に応じて参照する第1参照テーブルを選択し、該選択した第1参照テーブルを参照して、前記光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、該求めた積算値に応じて前記光量の補正量を変更することが好ましい。

30

【0020】

また、前記光源装置が、レーザー光を照射するレーザー光源であり、前記波長シフト量算出手段が、さらに、前記レーザー光源の動作電流値に応じて変化するレーザー光の波長のシフト量を加えて前記波長シフト量を算出することが好ましい。

【0021】

また、光量検出手段が、前記光源装置から照射される光の第1光量、および、前記光源装置から照射され、所定の波長帯域の光に対して、該所定の波長帯域の光の透過率が波長に比例して変化するスロープ型ダイクロイックフィルタを通過した光の第2光量を検出し、前記波長検出手段が、前記検出された第1および第2光量から、該第1および第2光量の比である透過率を求め、該求めた透過率に応じて前記光源装置から照射される光の波長を検出することが好ましい。

40

【0022】

また、前記第2補正手段が、波長シフト量と、前記撮像素子により光電変換される画像データの画素値の変化量との関係を表す第2参照テーブルを参照して、前記算出された波長シフト量に対応する画像データの画素値の変化量を求め、該求めた画像データの画素値の変化量に応じて、前記光源装置から照射される光が前記撮像素子により光電変換された場合の画像データの画素値を補正し、さらに、該補正した画像データの画素値が、前記基準波長の光が前記撮像素子により光電変換された場合の画像データの画素値となるように、前記撮像素子による光電変換のゲインを補正することが好ましい。

50

【 0 0 2 3 】

また、基準光源から前記基準波長の光を基準チャートに照射し、該基準チャートからの反射光を前記撮像素子で光電変換して出力される画像データの画素値が、前記基準チャートに対応する基準値となるように、前記第 2 補正手段が、前記撮像素子による光電変換のゲインを調整することが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 4 】

本発明によれば、レーザーを光源として使用する内視鏡システムにおいて、光源装置、もしくは内視鏡スコープ単独で、または光源装置とスコープを組み合わせた場合のそれぞれにおいて、適宜本発明のキャリブレーションを行うことにより、光源の入射波長および光量、内視鏡スコープの透過特性、蛍光体の蛍光特性、被写体組織の反射特性、および撮像素子の分光感度特性が光源装置および内視鏡スコープのそれぞれがバラツいたとしても、これらの変動により、特に画像の色再現性や分解能に影響を受けることがない。

またレーザーの動作電流による波長シフトにおいても、同様に影響を受けず、複数存在する光源、スコープのあらゆる組み合わせにおいても、同様に影響を受けることがない。

さらに、本発明では、小型で低価格な計測手段でキャリブレーションを行うことができ、従来のスペクトルアナライザのような大型かつ高価な計測機を使用する必要がない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 5 】

【 図 1 】 本発明の実施形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【 図 2 】 図 1 に示す電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 本発明のスロープ型ダイクロイックフィルタの透過率と入射光である第 1 狭帯域光の波長の関係を示すグラフである。

【 図 4 】 本発明のスロープ型ダイクロイックフィルタの透過率と入射光である第 2 狭帯域光の波長の関係を示すグラフである。

【 図 5 】 本発明のスロープ型ダイクロイックフィルタの実際のフィルタ特性を示すグラフである。

【 図 6 】 本発明の第 1 および第 2 狭帯域光のシフト量と、生体（胃）の反射率および撮像素子（CCD）の分光感度との関係を示すグラフである。

【 図 7 】 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 8 】 撮像素子（CCD）の撮像動作を説明する説明図である。

【 図 9 】 本発明の光源装置のキャリブレーション方法のブロック図である。

【 図 10 】 本発明の内視鏡スコープのキャリブレーション方法のブロック図である。

【 図 11 】 本発明の内視鏡システムの市場におけるキャリブレーション方法のブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 6 】

まず、初めに、本発明の実施形態に掛かる電子内視鏡システムについて説明する。

図 1 に示す電子内視鏡システム 10 は、被検者の体腔内を撮像する内視鏡スコープ（内視鏡装置）11 と、撮像により得られた信号に基づいて体腔内の被写体組織の画像を生成するプロセッサ装置 12 と、体腔内を照射する光を供給する光源装置 13 と、体腔内の画像を表示するモニタ 14 とを備えている。内視鏡スコープ 11 は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、操作部 17 とプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 との間を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【 0 0 2 7 】

挿入部 16 の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 19 が形成されている。湾曲部 19 は、操作部のアングルノブ 21 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 19 の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部 16a が設けられており、この先端部 16a は、湾曲部 19 の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けら

10

20

30

40

50

れる。

【0028】

ユニバーサルコード18には、プロセッサ装置12および光源装置13側にコネクタ24が取り付けられている。コネクタ24は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、内視鏡スコープ11は、このコネクタ24を介して、プロセッサ装置12および光源装置13に着脱自在に接続される。

【0029】

図2に示すように、光源装置13は、第1および第2狭帯域光源33、34と、カブラ36と、光源制御手段37と、照射光量補正手段38と、波長検出手段35と、波長シフト量算出手段39と、光源特性記憶手段40とを備えている。なお、同図には、電子内視鏡システム10のキャリブレーション時に使用されるスロープ型ダイクロイックフィルタ25と、光量検出手段26も併せて示してある。

10

【0030】

第1および第2狭帯域光源33、34はレーザーダイオードなどであり、第1狭帯域光源33は、波長が $400 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 405 nm に制限された狭帯域の光（以下「第1狭帯域光N1」とする）を、第2狭帯域光源34は波長が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 445 nm に制限された狭帯域の光（以下「第2狭帯域光N2」とする）を発生する。第1および第2狭帯域光源33、34はそれぞれ第1および第2狭帯域用光ファイバ33a、34aに接続されており、各光源で発せられた第1および第2狭帯域光N1、N2は第1および第2狭帯域用光ファイバ33a、34aに入射する。

20

前記第1狭帯域光N1は、蛍光体41を透過してそのまま照射される。また、前記第2狭帯域光N2は、励起光としても働き、蛍光体41から白色光である広帯域光BBを照射させるとともに、第2狭帯域光N2も所定の割合で照射される。

ここで用いられる蛍光体41としては、代表的なものとして日亜化学工業（株）のマイクロホワイト（Micro White（登録商標））などが挙げられる。

光源装置13の第2狭帯域光源34から照射される第2狭帯域光N2を励起光として蛍光体41にぶつけることにより、前記の白色蛍光体41は、波長が赤色領域から青色領域（約 $470 \sim 700 \text{ nm}$ ）にわたる広帯域光BBを発生する。

【0031】

カブラ36は、内視鏡スコープ内のライトガイド43と、第1および第2狭帯域用光ファイバ33a、34aとを連結する。これにより、第1および第2狭帯域光N1、N2は、第1および第2狭帯域用光ファイバ33a、34aを介して、ライトガイド43に入射することが可能となる。

30

【0032】

スロープ型ダイクロイックフィルタ25は、電子内視鏡システム10のキャリブレーションを行うときに、前記ライトガイド43の光源装置13の出口付近に設置され、前記第1および第2狭帯域光源33、34から照射される波長を計測するのに用いられる。

前記スロープ型ダイクロイックフィルタ25は、所定の波長帯域の光に対して、光の透過率を波長に比例して変化させるものである。例えば、第1狭帯域光N1の波長（例えば、 405 nm ）を検出する場合には、図3に示すように、 $395 \sim 415 \text{ nm}$ の波長帯域の光に対して、光の透過率が $395 \sim 415 \text{ nm}$ の波長に比例して $0 \sim 100\%$ に変化するものが用いられる。また、第2狭帯域光N2の波長（例えば、 445 nm ）を検出する場合には、図4に示すように、 $435 \sim 455 \text{ nm}$ の波長帯域の光に対して、光の透過率が $435 \sim 455 \text{ nm}$ の波長に比例して $0 \sim 100\%$ に変化するものが用いられる。

40

前記スロープ型ダイクロイックフィルタ25は、透過する光の波長に応じて透過率が異なるため、スロープ型ダイクロイックフィルタ25を設置した場合と設置しなかった場合の光量比（つまり、透過率）を求めることで、設置されたスロープ型ダイクロイックフィルタ25の透過率特性から照射光の波長を求めることができる。

また前記スロープ型ダイクロイックフィルタ25は、前記第1および第2狭帯域光N1、N2に応じて、それらの波長に対応したものに取り替えられる。

50

【 0 0 3 3 】

図 3 および図 4 に示す前記スロープ型ダイクロイック 2 5 の特性は理想的なものであり、実際の特性は、図 5 に示すようなグラフとなる。

図 5 は、図 4 に示す 4 3 5 ~ 4 5 5 n m の波長帯域の光に対応したスロープ型ダイクロイックフィルタ 2 5 の実際の特性を示すグラフであり、図 5 より当該スロープ型ダイクロイックフィルタ 2 5 が、4 4 5 n m 付近において略線形の特性を示すことが分かる。

また、前記スロープ型ダイクロイックフィルタ 2 5 のフィルタ特性が線形特性から外れた領域についても、前記スロープ型ダイクロイックフィルタ 2 5 の初期特性を事前に計測し、光源特性記憶手段 4 0 等に前記初期特性データを記憶し、波長を計測する際に、計測結果を前記初期特性データに基づいて補正して使用すれば、その透過率特性から当該照射光の波長を求めることができる。

10

【 0 0 3 4 】

光量検出手段 2 6 は、電子内視鏡システム 1 0 のキャリブレーションを行うときに、ライトガイド 4 3 の光源装置 1 3 の出口付近、もしくは、スロープ型フィルタが設置された場合には、前記スロープ型ダイクロイックフィルタ 2 5 のすぐ後方に設置され、通過する照射光の照射光量を計測する。

前記計測された照射光量は、照射光量データとして、照射光量補正手段 3 8 および波長検出手段 3 5 に送られる。

【 0 0 3 5 】

波長検出手段 3 5 は、第 1 および第 2 狭帯域光 N 1、N 2 のそれぞれについて、光量検出手段 2 6 により検出された、光源装置 1 3 から照射される光の光量（第 1 光量）、および、光源装置から照射され、スロープ型ダイクロイックフィルタ 2 5 を通過した光の光量（第 2 光量）から、第 1 および第 2 光量の比である透過率を求め、求めた透過率に応じて光源装置 1 3 から照射される光の波長を検出する。検出された波長は、波長データとして波長シフト量算出手段に送られる。

20

【 0 0 3 6 】

波長シフト量算出手段 3 9 は、波長検出手段 3 5 により検出された波長と、あらかじめ設定された基準波長（例えば、第 1 狭帯域光 N 1 の場合には 4 0 5 n m、第 2 狭帯域光 N 2 の場合には 4 4 5 n m）との差である波長シフト量を算出する。算出された波長シフト量は、波長シフト量データとして照射光量補正手段 3 8 に送られる。

30

【 0 0 3 7 】

照射光量補正手段 3 8 は、第 1 および第 2 狭帯域光 N 1、N 2 のそれぞれについて、波長シフト量算出手段 3 9 により算出された波長シフト量に応じて、つまり、波長シフト量による影響を打ち消すように、光源装置 1 3 から照射される光の光量を補正する。

ここで、図 6 は、光の波長と、C C D 4 4 の B 色の分光感度および胃からの反射光の反射率との関係を表すグラフである。同図の横軸は光の波長（n m）、縦軸は、C C D 4 4 の B 色の分光感度および胃からの反射光の反射率である。同図に示すように、例えば、C C D 4 4 の B 色の分光感度（同図中点線で示す）と、胃からの反射光の反射率（同実線で示す）との積算値（同太線で示す）は、光の波長に応じて変化する。図 6 の例の場合、第 1 狭帯域光 N 1 の波長である 4 0 5 n m の場合よりも、第 2 狭帯域光 N 2 の波長である 4 4 5 n m の場合の方が積算値が大きい。すなわち、光源装置から照射される光の波長に応じて、C C D 4 4 により光電変換される画像データの画素値が受ける影響は異なる。そのため、波長シフト量が同じであっても、光の波長に応じて画像データの画素値が受ける影響は異なるので、照射光量補正手段 3 8 は、光の波長に応じて、光源装置 1 3 から照射される光の光量の補正量を変えることが望ましい。

40

照射光量補正手段 3 8 は、例えば、図 6 の太線で示すような、光の波長と、C C D 4 4 の感度および被写体組織からの反射光の反射率の積算値との関係を表す第 1 参照テーブル 6 0 を備えている。照射光量補正手段 3 8 は、第 1 参照テーブル 6 0 を参照して、光源装置 1 3 から照射される光の波長に対応する積算値を求め、求めた積算値に応じて光量の補正量を変更（設定）する。なお、第 1 参照テーブル 6 0 は、光量特性記憶手段 4 0 に記憶

50

してもよい。

【0038】

光源特性記憶手段40は、前記第1参照テーブル60の他に、光源キャリブレーションに用いる所定の基準光量データ、スロープ型ダイクロイックフィルタ25の透過率特性データ、基準スコープの透過率特性データ、および基準蛍光体の蛍光特性データをあらかじめ備えており、また光源キャリブレーションによって計測された、第1および第2狭帯域光源33、34のそれぞれにおいて、光源の波長データおよび基準スコープを設置した場合の光量データ等を記憶する。

ここで基準光量とは、光源キャリブレーションを行う際に光源からの照射光量を合わせる基準となる光量であり、基準スコープとは、基準の透過率特性および基準蛍光体を備える理想的な内視鏡スコープであり、基準蛍光体とは、基準の蛍光特性（所定の励起光を照射した場合に、所定の広帯域光を照射する特性）を備える理想的な蛍光体である。

【0039】

光源制御手段37はプロセッサ装置内のコントローラ59に接続されており、コントローラ59からの指示に基づいて、第1および第2狭帯域光源33、34をON（点灯）またはOFF（消灯）に切り替える。

また、光源制御手段37は照射光量補正手段38にも接続されており、照射光量補正手段38からの照射光量補正データおよびコントローラの指示に基づいて、第1および第2狭帯域光源33、34から照射される第1および第2狭帯域光N1、N2の照射光量を補正する。

前記照射光量の補正は、照射光量補正手段38において決定された補正照射光量が、第1および第2狭帯域光源33、34から照射されるように、コントローラ59の指示により、例えば、光源制御手段37が第1および第2狭帯域光源33、34に流す電流値を制御することで行われる。

【0040】

コンソール23に撮像の指示を入力すると、前記コンソール23は、コントローラ59に前記指示を伝え、前記コントローラ59が、光源制御手段37を制御し、前記第1および第2狭帯域光源33、34から第1および第2狭帯域光N1、N2が照射され、第1および第2狭帯域用光ファイバ33a、34aを通過してカブラ36からライトガイド43を通過して、撮像が行われる。

【0041】

さらに、図2に示すように、内視鏡スコープ11は、ライトガイド43、CCD44、アナログ処理回路45（AFE：Analog Front End）、撮像制御部46、およびスコープ特性記憶手段42を備えている。ライトガイド43は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置内のカブラ36に挿入されており、出射端には蛍光体41が設置されており、その先が、先端部16aに設けられた照射レンズ48に向けられている。光源装置13から照射された第1および第2狭帯域光N1、N2は、ライトガイド43により導光された後、出射端にある蛍光体41に入射する。

蛍光体41は、第2狭帯域光N2を受けて広帯域光BBである白色光を発生させ、照射レンズ48に向けて出射する。また、第1狭帯域光N1は、そのまま照射レンズ48に向けて出射し、第2狭帯域光N2は、所定の割合で照射レンズ48に向けて出射する。

照射レンズ48に入射した第1狭帯域光N1および広帯域光BBは、先端部16aの端面に取り付けられた照明窓49を通して、体腔内に照射される。体腔内で反射した第1狭帯域光N1および広帯域光BBは、先端部16aの端面に取り付けられた観察窓50を通して、集光レンズ51に入射する。

【0042】

CCD44は、集光レンズ51からの光を撮像面44aで受光し、受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出す。読み出された撮像信号は、AFE45に送られる。また、CCD44はカラーCCDであり、撮像面44aには、R色、G色、B色のいずれかのカラーフィルタが設けられたR画素、G画素、B

10

20

30

40

50

画素の３色の画素が配列されている。

【００４３】

R色、G色、B色のカラーフィルタは、図７に示すような分光透過率５２、５３、５４を有している。集光レンズ５１に入射する広帯域光ＢＢは波長が約４７０～７００nmにわたるため、R色、G色、B色のカラーフィルタは、広帯域光ＢＢのうちそれぞれの分光透過率５２、５３、５４に応じた波長の光を透過する。ここで、R画素で光電変換された信号を撮像信号R、G画素で光電変換された信号を撮像信号G、B画素で光電変換された信号を撮像信号Bとすると、CCD４４に広帯域光が入射した場合には、撮像信号R、撮像信号G、及び撮像信号Bからなる広帯域撮像信号が得られる。

また、第１および第２狭帯域光N１、N２は、B色のカラーフィルタを透過し、B画素で光電変換され、撮像信号Bからなる第１および第２狭帯域撮像信号が得られる。

本実施形態の場合は、広帯域画像信号の撮像信号Bと第１および第２狭帯域画像信号の撮像信号Bとが重なった形で、撮像信号Bが得られる。

【００４４】

AFE４５は、相関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、及びアナログ/デジタル変換器(A/D)(いずれも図示省略)から構成されている。CDSは、CCD４４からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD４４の駆動により生じたノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置１２に入力する。

【００４５】

撮像制御部４６は、プロセッサ装置１２内のコントローラ５９に接続されており、コントローラ５９から指示がなされたときにCCD４４に対して駆動信号を送る。CCD４４は、撮像制御部４６からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をAFE４５に出力する。第１実施形態では、図８に示すように、１フレームの取得期間内で、第１狭帯域光N１、第２狭帯域光N２および広帯域光ＢＢを光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出すステップとの合計２つの動作が行なわれる。この動作は、繰り返し行なわれる。

【００４６】

図２に示すように、プロセッサ装置１２は、デジタル信号処理部５５(DSP(Digital Signal Processor))と、フレームメモリ５６と、画像生成部５７と、表示制御回路５８を備えており、コントローラ５９が各部を制御している。DSP５５は、内視鏡スコープのAFE４５から出力された撮像信号に対し、色分離、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などを行うことによって、画像データを作成する。フレームメモリ５６は、DSP５５で作成された画像データ及びスコープ特性記憶手段４２からのスコープ特性データを記憶する。画像データは、R色、G色、B色が含まれるカラー画像データである。

【００４７】

画像生成部５７は、波長シフト量と、CCD４４により光電変換される画像データの画素値の変化量との関係を表す第２参照テーブル６１を備えている。第２参照テーブル６１は、例えば、所定の波長帯域の範囲内において、光源波長を所定幅で順次変更しながら照射し、波長シフト量に対する、B、G、Rの各色の画像データの画素値の変化量を求めることによって作成することができる。なお、第２参照テーブル６１は、スコープ特性記憶手段４２に記憶してもよい。

【００４８】

スコープ特性記憶手段４２は、前記第２参照テーブル６１の他に、スコープキャリブレーションにおいて得られる、前記内視鏡スコープ１１のスコープ特性を記憶する。

【００４９】

画像生成部５７は、第２参照テーブル６１を参照して、波長シフト量算出手段により算出された波長シフト量に対応する画像データの画素値の変化量を求め、求めた画像データ

10

20

30

40

50

の画素値の変化量に応じて、つまり、画素値の変化量を打ち消すように、光源装置 13 から照射される光が CCD 44 により光電変換された場合の画像データの画素値を補正する。画像生成部 57 は、さらに、補正した画像データの画素値が、基準波長の光が CCD 44 により光電変換された場合の画像データの画素値となるように、CCD 44 による光電変換のゲインを補正する。

【0050】

次に、光源装置 13 のキャリブレーション方法について、図 9 に示すフローチャートを用いて説明する。

【0051】

まず、コンソール 23、あるいは図示しない光源装置 13 に付属の入力手段によって、スロープ型ダイクロイックフィルタ 25 を外した状態で、光源制御手段 37 を操作し、狭帯域光源から狭帯域光 M0 の照射を行う。

前記狭帯域光の照射は前記第 1 および第 2 狭帯域光源 33、34 について順次行う。第 1 狭帯域光源 33 においても、第 2 狭帯域光源 34 においても、同様のキャリブレーションがなされる。

【0052】

第 1 狭帯域光源 33 を例に説明を進める。狭帯域光 M01 が照射されると、光量検出手段 26 によって当該照射された狭帯域光 M01 の光量 L01 が検出され、その情報が波長検出手段 35 および照射光量補正手段 38 に送られる。

前記照射光量補正手段 38 は、前記狭帯域光 M01 の照射光量 L01 を受け、予め照射光量補正手段 38 に記録されている基準照射光量 L11 との光量差を求め、当該光量差をゼロとする照射光量補正データを光源制御手段 37 へ送る。

光源制御手段 37 は、当該照射光量補正データに基づき、前記光量検出手段 26 で検出される照射光量が基準照射光量 L11 となるように前記狭帯域光源 33 の照射光量を補正する。

以上により、前記狭帯域光源 33 からの照射光量が基準照射光量 L11 となる。

【0053】

次に、第 1 狭帯域光 N1 に対応するスロープ型ダイクロイックフィルタ 25 を設置した状態で、前記光源制御手段 37 を操作し、当該基準光量 L11 となった前記第 1 狭帯域光源 33 から狭帯域光 M11 の照射を行う。

当該狭帯域光 M11 は、前記スロープ型ダイクロイックフィルタ 25 を透過し、前記光量検出手段 26 によって、透過後の照射光量 L21 が検出され、その情報が波長検出手段 35 に送られる。

【0054】

波長検出手段 35 は、光源特性記憶手段 40 から前記スロープ型ダイクロイックフィルタ 25 の透過率特性に関する情報を取得し、前記基準光量 L11 と前記透過後の照射光量 L21 の比と、前記スロープ型ダイクロイックフィルタ 25 の透過率特性とから、前記狭帯域光 M11 の波長 W11 を算出する。

【0055】

続いて、波長シフト量算出手段 39 は、波長検出手段 35 により検出された波長と、あらかじめ設定された基準波長 W01 との差である波長シフト量を算出する。算出された波長シフト量は、波長シフト量データとして照射光量補正手段 38 に送られる。

ここで、第 2 狭帯域光源 34 に対しては、波長シフト量算出手段 39 は、さらに蛍光体の蛍光特性を加えた上で、波長シフト量を照射光量シフト量に換算する。

波長シフト量の照射光量シフト量への換算は、前述のとおり、図 6 等に基づいて、前記波長シフト量に対する反射率・分光感度の影響を求め、その影響を打ち消すように、照射光量補正することで行われる。

【0056】

照射光量補正手段 38 は、第 1 および第 2 狭帯域光 N1、N2 のそれぞれについて、波長シフト量算出手段 39 により算出された波長シフト量に応じて、つまり、波長シフト量

10

20

30

40

50

による影響を打ち消すように、光源装置 1 3 から照射される光の光量を補正する。

なお、照射光量補正手段 3 8 は、例えば、照射光量シフト量に応じて、第 1 狭帯域光源（レーザー光源）3 3 の温度を調整することにより、第 1 狭帯域光 N 1 の波長を基準波長に合わせることもできる。

【0057】

また、前記基準波長 W 0 1 および基準光量 L 1 1、前記波長シフト量および前記照射光量シフト量、ならびに前記第 1 狭帯域光源の波長 W 1 1 および照射光量 L 3 1 については、光源特性記憶手段 4 0 に記憶される。

【0058】

以上により、前記第 1 狭帯域光源 3 3 は、基準蛍光体を備える基準内視鏡スコープに基準波長・基準光量の照射光を照射した場合と同等にキャリブレーションされたことになる。

10

同様に、前記第 2 狭帯域光源 3 4 についてもキャリブレーションを行い、基準波長 W 0 2 および基準光量 L 1 2、前記波長シフト量および前記照射光量シフト量、ならびに前記第 2 狭帯域光源の波長 W 1 2 および照射光量 L 3 2 が光源特性記憶手段 4 0 に記憶される。

以上が光源手段 1 3 のキャリブレーション手順である。

【0059】

次に、内視鏡スコープ 1 1 のキャリブレーション方法について、図 1 0 に示すフローチャートを用いて説明する。

20

【0060】

まず、内視鏡スコープ 1 1 を基準波長で基準光量照射する基準光源に接続し、前記基準光源より基準光を照射することにより、前記基準光源から前記スコープ先端 1 6 a に設けられた蛍光体 4 1 より広帯域光および狭帯域光を基準チャートに対して照射する。

ここで、基準光源とは、所定の波長、所定の光量を照射する理想的な光源をいう。

また、基準チャートは、画像データの画素値として、全ての画素値が出力されるパターンが表示されているものである。

【0061】

基準チャートへ照射された光は、基準チャートにより反射され、その反射光が、内視鏡スコープ先端 1 6 a に設けられた撮像素子である CCD 4 4 の撮像面 4 4 a で受光される。

30

CCD 4 4 で受光された反射光は、反射画像データとして、AFE 4 5、DSP 5 5、フレームメモリ 5 6 を経て画像生成部 5 7 へ送られる。

【0062】

前記反射画像データは、画像生成部 5 7 において、前記画像生成部 5 7 が予め備える基準画像データ（基準チャートに対応する画素値の画像データ）と比較され、前記反射画像データの RGB 画素値が、前記基準画素データの RGB 画素値となるように、CCD 4 4 による光電変換のゲインが調整される。

【0063】

また、前記画素ゲインの調整後、前記基準光源の波長を走査させ、基準光の波長変動に対する反射画像データの画素値変化率を算出して第 2 参照テーブル 6 1 を作成する。

40

【0064】

そして、前記基準画像データ、調整された各画素ごとのゲインのデータおよび波長変動に対する画素値変化率のデータは、前記内視鏡スコープ 1 1 のスコープ特性データとしてスコープ特性記憶手段 4 2 に記録される。

以上が内視鏡スコープ 1 1 のキャリブレーション手順である。

【0065】

光源装置 1 3 のキャリブレーションと内視鏡スコープ 1 1 のキャリブレーションとが行われた状態にあるとすると、前述のとおり、当該光源装置 1 3 は、基準内視鏡スコープが設置されれば、第 1 および第 2 狭帯域光 N 1、N 2 を照射することにより、前記基準内視

50

鏡スコープ先端より所定の第 1 狭帯域光 N 1、第 2 狭帯域光 N 2 および所定の広帯域光 B B を照射することが可能であり、当該内視鏡スコープ 1 1 は、基準光源に設置されれば、前記内視鏡スコープ先端 1 6 a より所定の第 1 狭帯域光 N 1、第 2 狭帯域光 N 2 および広帯域光 B B を照射し、所定の反射画像を撮像することが可能である。

【 0 0 6 6 】

これらは、あくまで、基準光源あるいは基準内視鏡スコープが設置された場合であり、市場においては、光源装置 1 3 および内視鏡スコープ 1 1 の特性はバラつくため、たとえキャリブレーションが行われた状態にある光源装置 1 3 および内視鏡スコープ 1 1 を接続したとしても、所望の特性は得られず、所望の特性の内視鏡システム 1 0 を得るには、設置後に、当該光源装置 1 3 および内視鏡スコープ 1 1 を備える内視鏡システムのキャリブレーションを行う必要がある。

10

【 0 0 6 7 】

よって、市場において、光源装置 1 3 に、内視鏡スコープ 1 1 を設置した場合のキャリブレーション方法について、図 1 1 に示すフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 6 8 】

まず初めに、キャリブレーションの完了した光源装置 1 3 へ、スコープ特性データが記憶された内視鏡スコープ 1 1 を接続する。

前記光源装置 1 3 と内視鏡スコープ 1 1 とを接続すると、前記光源装置 1 3 のキャリブレーションにおいて算出され、光源特性記憶手段 4 0 に記憶された前記光源の波長シフト量が、フレームメモリ 5 6 を介して画像生成部 5 7 に読み出される。

20

【 0 0 6 9 】

これにより、画像生成部 5 7 は、前記光源の波長シフト量と、内視鏡スコープ 1 1 のキャリブレーションにおいて算出され、スコープ特性記憶手段に記憶された前記波長変動に対する画素値変化率のデータとから前記撮像素子のゲイン補正値を算出する。

【 0 0 7 0 】

当該ゲイン補正値を撮像素子のゲインに反映させることで、前記光源装置 1 3 から照射される光の波長シフトによる影響を打ち消すことができる。

【 0 0 7 1 】

最後に、当該構成において基準チャートを撮影し、反射画像データより得られる R G B 画素値が、前記基準画素データの R G B 画素値となるように、各画素ごとに画素ゲインが調整される。

30

【 0 0 7 2 】

当該調整は照射光の光量に対する調整である。また、光量を調整する際に、レーザー光源の動作電流値の変化に応じて変化するレーザー光の波長のシフト量についても加えて同時に補正を行うことが望ましい。

【 0 0 7 3 】

以上が市場における内視鏡システム 1 0 のキャリブレーション手順である。

【 0 0 7 4 】

上記のとおり、光源装置 1 3 および内視鏡スコープ 1 1 のキャリブレーションがそれぞれ行われた後、市場において、接続された光源装置 1 3 および内視鏡スコープ 1 1 においてキャリブレーションを行うことで、内視鏡システム 1 0 は、光源装置 1 3 の光源特性、または内視鏡スコープ 1 3 の透過特性および蛍光体 4 1 の蛍光特性に依らず、任意の光源装置と任意の内視鏡スコープとを接続しても、同等の画像を撮像することができる。

40

【 0 0 7 5 】

以上が、本発明の内視鏡システムのキャリブレーション方法である。

【 0 0 7 6 】

なお、撮像する生体部位および疾患に応じて、照射光の波長シフト量に対する反射率、分光感度は異なる。

【 0 0 7 7 】

照射光量補正手段 3 8 は、光の波長と、撮像素子の感度および電子内視鏡により撮像さ

50

れる部位毎または疾患毎の反射光の反射率の積算値との関係を表す複数の第 1 参照テーブル 60 を備えていることが望ましい。この場合、照射光量補正手段 38 は、電子内視鏡により撮像される部位または疾患に応じて参照する第 1 参照テーブル 60 を選択し、選択した第 1 参照テーブル 60 を参照して、光源装置から照射される光の波長に対応する積算値を求め、求めた積算値に応じて光量の補正量を変更する。

【0078】

本発明は、基本的に以上のようなものである。本発明は、前記いずれかの実施形態に限定されるものではなく、また、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更が可能である。

【符号の説明】

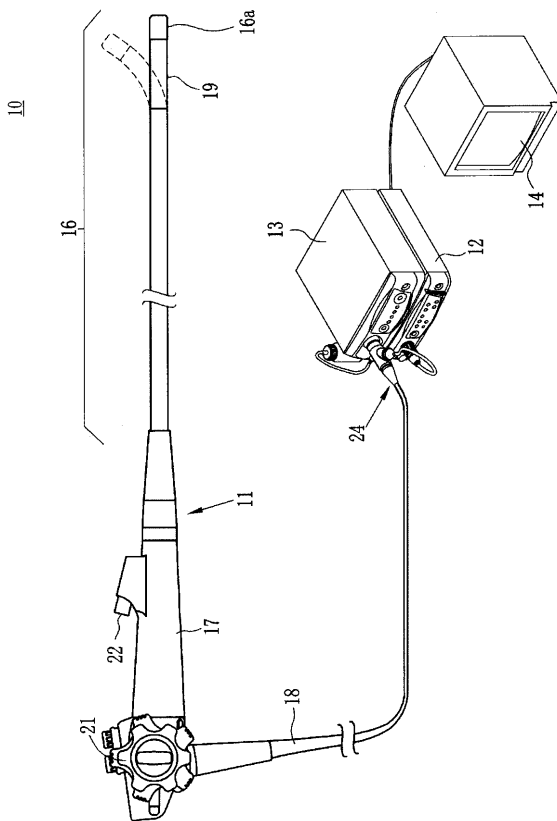
10

【0079】

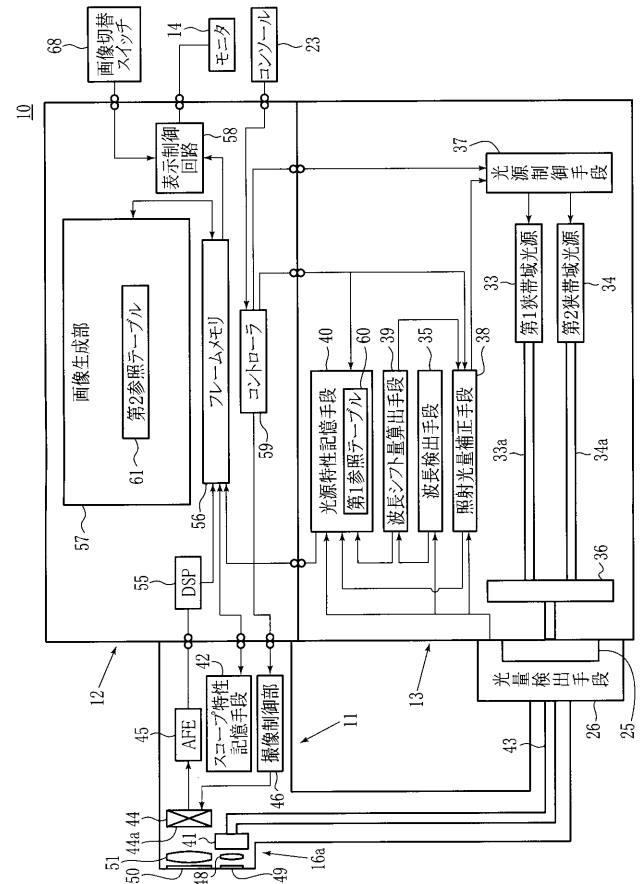
10	電子内視鏡システム	
11	内視鏡スコープ	
12	プロセッサ	
13	光源装置	
14	モニタ	
16	挿入部	
16a	先端部	
17	操作部	
18	ユニバーサルコード	20
19	湾曲部	
21	アングルノブ	
23	コンソール	
24	コネクタ	
25	スローブダイクロイック型フィルタ	
26	光量検出手段	
33	第 1 狭帯域光源	
33a	第 1 狭帯域用光ファイバ	
34	第 2 狭帯域光源	
34a	第 2 狭帯域用光ファイバ	30
35	波長検出手段	
36	カブラ	
37	光源制御手段	
38	照射光量補正手段	
39	波長シフト量算出手段	
40	光源特性記憶手段	
41	蛍光体	
42	スコープ特性記憶手段	
43	光ガイド	
44	CCD (撮像素子)	40
44a	撮像面	
45	A F E (A n a l o g F r o n t E n d)	
46	撮像制御部	
48	照射レンズ	
49	照射窓	
50	観察窓	
51	集光レンズ	
52	R 色の分光透過率	
53	G 色の分光透過率	
54	B 色の分光透過率	50

- 5 5 デジタル信号処理部 (D S P)
- 5 6 フレームメモリ
- 5 7 画像生成部
- 5 8 表示制御回路
- 5 9 コントローラ
- 6 0 第 1 参照テーブル
- 6 1 第 2 参照テーブル
- 6 8 画像切替スイッチ

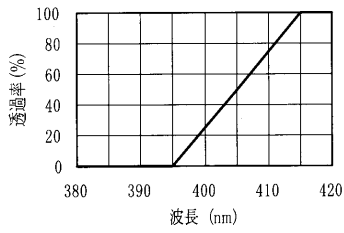
【 図 1 】



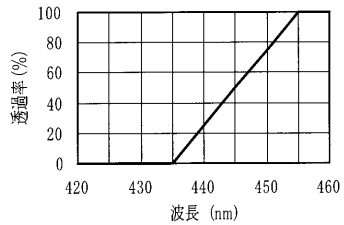
【 図 2 】



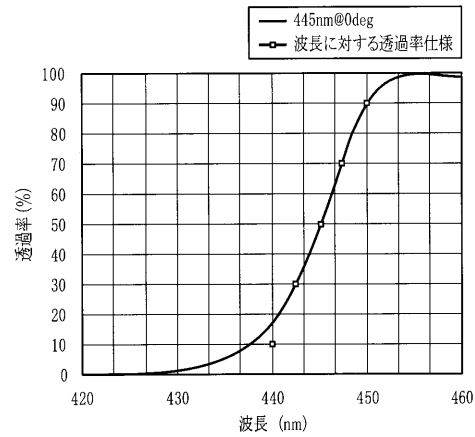
【図 3】



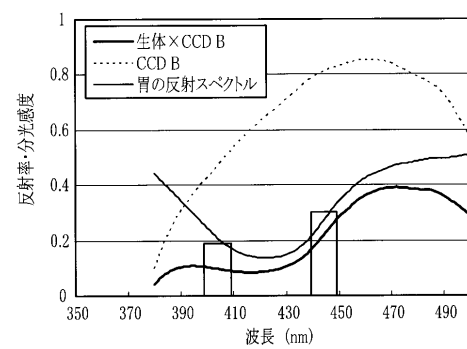
【図 4】



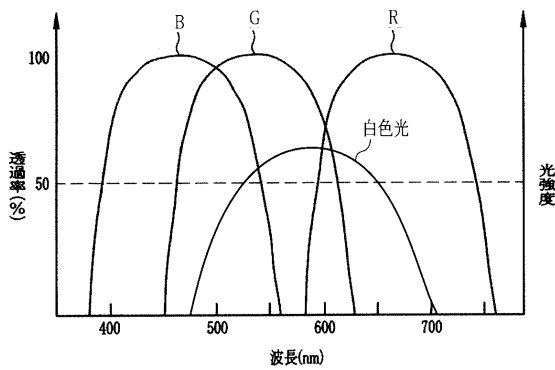
【図 5】



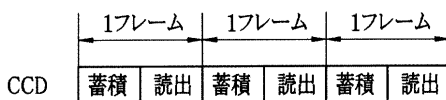
【図 6】



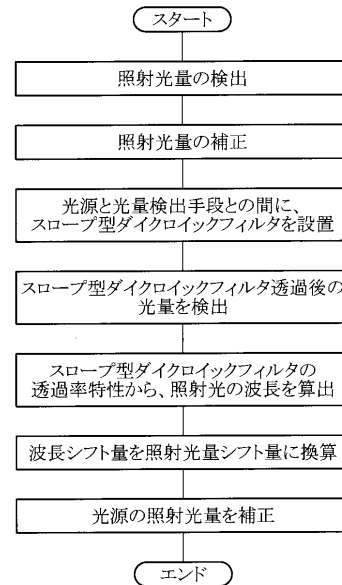
【図 7】



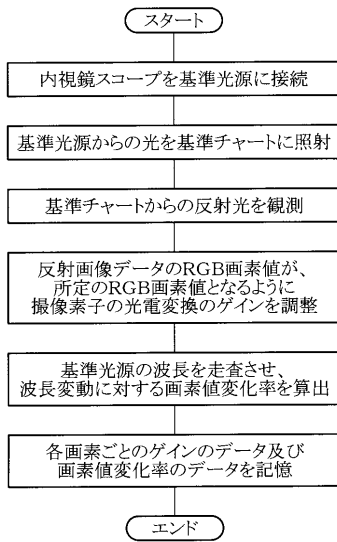
【図 8】



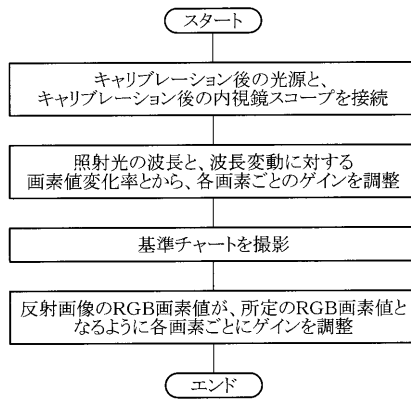
【図 9】



【図 10】



【図 11】



Fターム(参考)	4C061	BB02	CC06	DD03	GG01	HH60	JJ11	LL02	MM05	NN01	QQ02
		QQ04	QQ09	RR02	RR23	SS09	SS10	YY02	YY14		
	4C161	BB02	CC06	DD03	GG01	HH60	JJ11	LL02	MM05	NN01	QQ02
		QQ04	QQ09	RR02	RR23	SS09	SS10	YY02	YY14		

一种电子内窥镜系统，包括用于发光的光源装置和电子内窥镜，以及电子内窥镜和图像传感器，所述电子内窥镜具有用于产生白光的荧光体，利用所述白光通过使光作为激发光照射到荧光体来照射体腔中的受检组织。用于输出通过光照转换对象组织的白光的反射光获得的图像的图像数据，用于检测光的波长的波长检测器，用于计算波长偏移量的计算机，该波长偏移量是检测到的波长之间的差预设参考波长，第一校正单元，用于根据计算出的波长偏移量校正光的光量；第二校正单元，用于校正图像传感器的光电转换增益。

