

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5554288号
(P5554288)

(45) 発行日 平成26年7月23日(2014.7.23)

(24) 登録日 平成26年6月6日(2014.6.6)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B 1/06 A
G O 2 B	23/24	(2006.01)	G O 2 B 23/24 B
G O 6 T	1/00	(2006.01)	G O 6 T 1/00 5 1 0
G O 6 T	5/00	(2006.01)	G O 6 T 5/00 2 0 0 Z

請求項の数 13 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2011-131392 (P2011-131392)
 (22) 出願日 平成23年6月13日(2011.6.13)
 (65) 公開番号 特開2013-175 (P2013-175A)
 (43) 公開日 平成25年1月7日(2013.1.7)
 審査請求日 平成25年11月18日(2013.11.18)

(73) 特許権者 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 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 安田 裕昭
 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
 (72) 発明者 斎藤 牧
 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
 (72) 発明者 飯田 孝之
 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、プロセッサ装置及び画像補正方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に挿入される挿入部を有し、前記挿入部の先端部に前記被検体内の観察部位に対して照明光を照射する照明窓と、前記観察部位を撮影するための観察窓とを有する内視鏡と、

励起光を発する第1の半導体光源と、前記励起光によって励起されて蛍光を発する蛍光体とを有しており、前記照明窓から、前記蛍光体を透過する前記励起光の一部と前記蛍光とを混合した光を前記照明光として照射する照射手段と、

前記観察窓を通じて前記観察部位で反射した前記照明光を受光して前記観察部位の観察画像を撮像する撮像手段と、

前記励起光と前記蛍光の配光分布の違いによって生じる、前記観察画像内における領域間の色むらを補正するための補正データを記憶する記憶手段と、

前記補正データに基づいて、前記観察画像に対して画像処理を施して前記色むらを補正する色むら補正手段とを備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記第1の半導体光源は、レーザ光源であ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】

前記照明窓は2つ設けられており、

前記色むら補正手段は、前記2つの照明窓のそれぞれの照射エリアの重なり方に応じて

前記色むらを補正することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記先端部と前記観察部位までの距離である観察距離を測定する観察距離測定手段を備えており、

前記色むら補正手段は、測定された前記観察距離に基づいて、2つの前記照射エリアの重なり方を求めることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記補正データは、前記照射エリアのうち一部の領域の配光分布に対応する部分データであり、前記色むら補正手段は、前記部分データに基づいて、前記照射エリアの全域の配光分布に対応する全域データを生成することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 6】

前記励起光及び前記蛍光は、それぞれの照射エリアがほぼ円形であり、かつ、それぞれの配光分布における光強度の差は、照射中心からの径方向の距離により異なり、

前記部分データは、前記照射中心から径方向に延びる一次元方向の配光分布に対応する一次元データであり、

前記色むら補正手段は、前記一次元データを円周方向に展開することにより、前記全域データを生成することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記記憶手段は、前記内視鏡に設けられていることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 8】

前記励起光は青色光で、前記蛍光は緑色から赤色光であり、前記励起光及び前記蛍光が混合されることにより白色の前記照明光が生成されることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記照射手段は、前記励起光とは波長域が異なる光を発する第 2 の半導体光源を有しており、前記第 2 の半導体光源が発する光を、前記蛍光体を透過させて前記照明窓から照射することを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

30

前記補正データは、前記励起光及び前記蛍光のみを照射する場合の第 1 補正データと、前記励起光及び前記蛍光に加えて、前記第 2 の半導体光源からの光を照射する場合の第 2 補正データの 2 種類の補正データを有しており、

前記色むら補正手段は、前記第 2 の半導体光源からの光の照射の有無に応じて前記第 1 及び第 2 補正データのいずれかを選択することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 1 の半導体光源は、中心波長が 445 nm の狭帯域光を発し、前記第 2 の半導体光源は、中心波長が 405 nm の狭帯域光を発することを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 12】

励起光を発する第 1 の半導体光源と、前記励起光によって励起されて蛍光を発する蛍光体とを有しており、内視鏡の照明窓から、前記蛍光体を透過する前記励起光の一部と前記蛍光とを混合した光を照明光として照射する照射手段を有する内視鏡システムに用いられるプロセッサ装置において、

前記内視鏡によって撮影された観察画像内において、前記励起光と前記蛍光の配光分布の違いによって生じる、領域間の色むらを補正するための補正データを記憶手段から読み出す手段と、

前記補正データに基づいて、前記観察画像に対して画像処理を施して前記色むらを補正する色むら補正手段とを備えていることを特徴とするプロセッサ装置。

50

【請求項 13】

励起光を発する第 1 の半導体光源と、前記励起光によって励起されて蛍光を発する蛍光体とを有しており、内視鏡の照明窓から、前記蛍光体を透過する前記励起光の一部と前記蛍光とを混合した光を照明光として照射する照射手段を有する内視鏡システムに用いられるプロセッサ装置が行う画像補正方法において、

前記内視鏡によって撮影された観察画像内において、前記励起光と前記蛍光の配光分布の違いによって生じる、領域間の色むらを補正するための補正データを記憶手段から読み出すステップと、

前記補正データに基づいて、前記観察画像に対して画像処理を施して前記色むらを補正する色むら補正ステップとを備えていることを特徴とする画像補正方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内を観察するための内視鏡システム、及びそれに用いられるプロセッサ装置、画像補正方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、内視鏡を用いた被検体内の診断が広く行われている。内視鏡は、被検体に挿入される挿入部を備えており、挿入部の先端部には、被検体内の観察部位に向けて照明光を照射する照明窓と、観察部位を撮影するための観察窓とが設けられている。観察窓の奥には、CCDやCMOSなどの撮像素子が設けられており、撮像素子によって、照明された観察部位が撮像されて、観察画像を表す画像信号が出力される。観察画像はモニタに表示される。

20

【0003】

照明光の光源としては、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプなどの白色光源が用いられることが多いが、特許文献 1 及び 2 に示すように、LED やレーザー光源などの半導体光源も用いられるようになってきている。

【0004】

特許文献 1 には、B (青)、G (緑)、R (赤) の三色の LED を組み合わせて、三色の光の混合により白色光を生成する内視鏡システムが開示されており、特許文献 2 には、青色の励起光を発光する LED と、青色の励起光の一部を吸収して黄色の蛍光を励起発光し、残りの励起光を透過する蛍光体とを組み合わせて、補色関係にある青色と黄色の光の混合により白色光を生成する内視鏡システムが開示されている。

30

【0005】

半導体光源は、キセノンランプ等の白色光源と比較して、小型であること、消費電力が小さいこと、発光量の制御がしやすいことなどのメリットがあるが、特許文献 1 に記載されているように改善すべき問題もある。具体的には、キセノンランプ等の白色光の色分布は、青色から赤色の全域に渡って光強度が比較的フラットな色分布であるのに対して、三色の LED で生成される白色光の色分布は、B、G、R のそれぞれの波長域に光強度のピークを持つ偏りのある色分布となる。こうした色分布の違いは、観察画像の全域において一様な色調の変化として現れる。特許文献 1 の内視鏡システムでは、三色の LED による白色光の偏りのある色分布を、キセノンランプ等のフラットな色分布に近付けるように、観察画像を画像処理によって補正している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2010 - 45615 号公報

【特許文献 2】特開平 10 - 216085 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 7 】

本出願人は、特許文献 2 に記載されているような、励起光を発光する半導体光源と蛍光体の組み合わせによって白色光を生成する内視鏡システムを開発している。開発の過程において、特許文献 1 で指摘された半導体光源の問題に加えて、励起光と蛍光の配光分布（空間的な光強度の分布）の違いによって観察画像内に色むらが生じるという新たな問題があることが明らかになってきた。

【 0 0 0 8 】

図 5 に示すように、励起光（青色レーザー光）N 1 の配光分布と蛍光 F L の配光分布は、ともに、配光角が 0 ° の照射エリアの照射中心 O I で光強度が最大となり、配光角の絶対値が大きな周辺に向かうにつれて光強度が低下する山形の配光分布となる。図 5 において、両者の配光分布は、照射中心 O I における両者の光強度を一致させて規格化した相対強度で表されている。両者の光強度の差 I は、照射中心 O I から周辺まで一定ではなく、周辺に向かうにつれて大きくなる。

10

【 0 0 0 9 】

励起光と蛍光の配光分布が変化する原因は、励起光と蛍光の波長域が異なるため、照明窓などの光学部材において屈折率差が生じることに加えて、励起光が、蛍光体を透過する指向性（拡散せずに直進する）の高い光であるのに対して、蛍光は、蛍光体が励起発光する拡散性の高い光であることが原因と考えられるが、特に、励起光と蛍光の拡散性の違いによる影響が大きい。

【 0 0 1 0 】

励起光と蛍光の配光分布の違いは、観察画像においては、領域によって色調が変化する色むらとして現れる。診断においては、観察画像の微妙な色味の変化をもとに、病変部か否かの判別が行われるため、観察画像内の領域によって色調が変化することは好ましくない。

20

【 0 0 1 1 】

また、このような色むらの防止策としては、照明光学系の改良によって、両者の配光分布を一致させることが考えられるが、照明光学系を改良するとなると、光学部材などの部品構成が複雑化する懸念がある。

【 0 0 1 2 】

上記問題及びその解決策については、特許文献 1 及び 2 のいずれにも明示も示唆もない。特許文献 1 では、キセノンランプ等の白色光の色分布との対比において、半導体光源の白色光の色分布の偏りによって生じ、観察画像の全域における一様な色調変化を問題にしているが、これは、励起光と蛍光の配光分布の違いによって生じ、観察画像において領域によって色調が変化する色むらの問題とは明らかに異なる。

30

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記背景に鑑みてなされたものであり、その目的は、励起光と蛍光によって白色光を生成する場合において、照明光学系の構成を複雑化することなく、励起光と蛍光の配光分布の違いによって生じる観察画像内の色むらを低減することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、被検体に挿入される挿入部を有し、前記挿入部の先端部に前記被検体内の観察部位に対して照明光を照射する照明窓と、前記観察部位を撮影するための観察窓とを有する内視鏡と、励起光を発する第 1 の半導体光源と、前記励起光によって励起されて蛍光を発する蛍光体とを有しており、前記照明窓から、前記蛍光体を透過する前記励起光の一部と前記蛍光とを混合した光を前記照明光として照射する照射手段と、前記観察窓を通じて前記観察部位で反射した前記照明光を受光して前記観察部位の観察画像を撮像する撮像手段と、前記励起光と前記蛍光の配光分布の違いによって生じる、前記観察画像内の色むらを補正するための補正データを記憶する記憶手段と、前記補正データに基づいて、前記観察画像に対して画像処理を施して前記色むらを補正する色むら補正手段とを備えていることを特徴とする。

40

50

【0015】

前記第1の半導体光源は、例えばレーザ光源である。

【0016】

前記照明窓は2つ設けられており、前記色むら補正手段は、前記2つの照明窓のそれぞれの照射エリアの重なり方に応じて前記色むらを補正することが好ましい。

【0017】

前記先端部と前記観察部位までの距離である観察距離を測定する観察距離測定手段を備えており、前記色むら補正手段は、測定された前記観察距離に基づいて、2つの前記照射エリアの重なり方を求めることが好ましい。

【0018】

前記補正データは、前記照射エリアのうち一部の領域の配光分布に対応する部分データであり、前記色むら補正部は、前記部分データに基づいて、前記照射エリアの全域の配光分布に対応する全域データを生成することが好ましい。

【0019】

例えば、前記励起光及び前記蛍光は、それぞれの照射エリアがほぼ円形であり、かつ、それぞれの配光分布における光強度の差は、照射中心からの径方向の距離により異なり、前記部分データは、前記照射中心から径方向に延びる一次元方向の配光分布に対応する一次元データであり、前記色むら補正手段は、前記一次元データを円周方向に展開することにより、前記全域データを生成する。

【0020】

前記記憶手段は、前記内視鏡に設けられていることが好ましい。

【0021】

前記励起光は青色光で、前記蛍光は緑色から赤色光であり、前記励起光及び前記蛍光が混合されることにより白色の前記照明光が生成されることが好ましい。

【0022】

前記照射手段は、前記励起光とは波長域が異なる光を発する第2の半導体光源を有しており、前記第2の半導体光源が発する光を、前記蛍光体を透過させて前記照明窓から照射してもよい。

【0023】

前記補正データは、前記励起光及び前記蛍光のみを照射する場合の第1補正データと、前記励起光及び前記蛍光に加えて、前記第2の半導体光源からの光を照射する場合の第2補正データの2種類の補正データを有しており、前記色むら補正手段は、前記第2の半導体光源からの光の照射の有無に応じて前記第1及び第2補正データのいずれかを選択することが好ましい。

【0024】

前記第1の半導体光源は、例えば、中心波長が445nmの狭帯域光を発し、前記第2の半導体光源は、例えば、中心波長が405nmの狭帯域光を発する。

【0025】

本発明のプロセッサ装置は、励起光を発する第1の半導体光源と、前記励起光によって励起されて蛍光を発する蛍光体とを有しており、内視鏡の照明窓から、前記蛍光体を透過する前記励起光の一部と前記蛍光とを混合した光を照明光として照射する照射手段を有する内視鏡システムに用いられるプロセッサ装置において、前記内視鏡によって撮影された観察画像において、前記励起光と前記蛍光の配光分布の違いによって生じる色むらを補正するための補正データを記憶手段から読み出す手段と、前記補正データに基づいて、前記観察画像に対して画像処理を施して前記色むらを補正する色むら補正手段とを備えていることを特徴とする。

【0026】

本発明の画像補正方法は、励起光を発する第1の半導体光源と、前記励起光によって励起されて蛍光を発する蛍光体とを有しており、内視鏡の照明窓から、前記蛍光体を透過する前記励起光の一部と前記蛍光とを混合した光を照明光として照射する照射手段を有する

10

20

30

40

50

内視鏡システムに用いられる画像補正方法において、前記内視鏡によって撮影された観察画像において、前記励起光と前記蛍光の配光分布の違いによって生じる色むらを補正するための補正データを記憶手段から読み出すステップと、前記補正データに基づいて、前記観察画像に対して画像処理を施して前記色むらを補正する色むら補正ステップとを備えていることを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】内視鏡システムに示す図である。

【図2】電子内視鏡の先端部の先端面を示す図である。

【図3】電子内視鏡の先端部の断面を示す図である。

10

【図4】投光ユニットの分光スペクトルを示すグラフである。

【図5】投光ユニットの配光分布を示すグラフである。

【図6】照射エリアと撮影エリアの関係を示す説明図である。

【図7A】観察距離が長い場合の照射エリアと撮影エリアの重なり方の様子を示す説明図である。

【図7B】観察距離が短い場合の照射エリアと撮影エリアの重なり方の様子を示す説明図である。

【図8】内視鏡システムの電気構成の概略を示すブロック図である。

【図9】画像処理部の構成図である。

【図10】色むら補正手順を示すフローチャートである。

20

【図11】レーザー光源を2つ有する投光ユニットの構成図である。

【図12】図11の投光ユニットの分光スペクトルを示すグラフである。

【図13】図11の投光ユニットの配光分布を示すグラフである。

【図14】一次元補正データの展開処理の説明図である。

【図15】電子内視鏡に補正データ記憶部を設けた例の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

[第1実施形態]

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム2は、被検体内に挿入される挿入部20を有し、被検体内の観察部位を撮影する電子内視鏡10と、電子内視鏡10が撮影した観察画像を表す撮像信号に対して画像処理を施すプロセッサ装置12と、プロセッサ装置12内に設けられ、観察部位に対して照明光を照射するための光源装置13と、観察画像を表示するモニタ14と、被検体内に送り込む水を貯留する送水タンク16とを備えている。

30

【0029】

電子内視鏡10は、患者の体腔内に挿入される挿入部20と、挿入部20の基端部分に連設され、医師や技師などの術者が操作を行なう操作部22と、操作部22から延びるユニバーサルコード24とからなる。挿入部20は、先端から順に、先端部26、湾曲部27、及び可撓管部28で構成されている。先端部26は、硬質な樹脂材料で形成されている。可撓管部28は、可撓性を有する長尺な管状部材であり、操作部22と湾曲部27とを接続する。

40

【0030】

操作部22には、挿入部20に挿通された操作ワイヤを押し引きして湾曲部27を上下左右方向に湾曲させることにより先端部26の向きを変えるためのアングルノブ30や、送気・送水ノズル44(図2参照)からエアー、水を噴出させるための送気・送水ボタン31の他、観察画像を静止画記録するためのリリースボタンといった操作部材が設けられている。

【0031】

また、操作部22の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口32が設けられている。鉗子口は、挿入部20内の鉗子チャンネルを通して、先端部26に設けられた

50

鉗子出口 4 3 (図 2 参照) に連通している。

【 0 0 3 2 】

ユニバーサルコード 2 4 には、光ファイバからなるライトガイド 2 4 a、及び電子内視鏡 1 0 とプロセッサ装置 1 2 間で電気信号を伝送する信号ケーブルが内蔵されている。ユニバーサルコード 2 4 の一端には、プロセッサ装置 1 2 と着脱自在に接続するためのコネクタ 3 6 が設けられている。ライトガイド 2 4 a 及び信号ケーブルの一端は、操作部 2 2 及び挿入部 2 0 内を挿通されて先端部 2 6 まで延びている。

【 0 0 3 3 】

プロセッサ装置 1 2 は、内視鏡システム 2 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 1 2 は、信号ケーブルを介して電子内視鏡 1 0 に給電を行い、先端部 2 6 に搭載された撮像素子 6 6 (図 8 参照) の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 1 2 は、信号ケーブルを介して撮像素子 6 6 から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置 1 2 で生成された画像データは、プロセッサ装置 1 2 にケーブル接続されたモニタ 1 4 に出力されて、モニタ 1 4 に観察画像として表示される。

10

【 0 0 3 4 】

光源装置 1 3 は、中心波長が 4 4 5 n m の青色レーザー光を発するレーザー光源 1 5 を備えている。青色レーザー光は、レーザー光源 1 5 からライトガイド 2 4 a に入射して、ライトガイド 2 4 a によって、電子内視鏡の先端部 2 6 まで導光される。青色レーザー光は、先端部 2 6 に設けられた蛍光体 5 0 を励起発光させる励起光であり、蛍光体 5 0 (図 2 参照) が発する黄色の蛍光との混合により白色光を生成する。白色光は、照明光として観察部位に照射される。本例のようにレーザー光源 1 5 と蛍光体 5 0 を組み合わせて白色光を照射する照射装置は、マイクロホワイト (登録商標) などの名称で製品化されている。なお、本例において、光源装置 1 3 をプロセッサ装置 1 2 に内蔵した例で説明しているが、光源装置 1 3 とプロセッサ装置 1 2 は別体で構成されてもよい。

20

【 0 0 3 5 】

図 2 において、先端部 2 6 の先端面 2 6 a には、観察窓 4 1、2 つの照明窓 4 2、鉗子出口 4 3、および送気・送水ノズル 4 4 が設けられている。観察窓 4 1 は、先端面 2 6 a の左右方向においてほぼ中央に位置し、上下方向においては中心よりも若干上方よりに配置されている。2 つの照明窓 4 2 は、観察窓 4 1 を挟んで左右対称な位置に配されている。

30

【 0 0 3 6 】

図 3 に示すように、観察窓 4 1 の奥には、観察部位を撮像する撮像ユニット 4 6 が配置されている。撮像ユニット 4 6 は、対物光学系 6 7 (図 8 参照) と、対物光学系 6 7 によって結像された像光を撮像する撮像素子 6 6 からなる (図 8 参照) 。対物光学系 6 7 は、例えば、2 m m から 1 0 c m 程度の観察距離の範囲で撮影が可能な固定焦点式のレンズ群と、プリズムとからなる。プリズムはレンズ群が収容される鏡筒の後端に固着され、観察部位の像を 9 0 ° 屈折させて撮像素子 6 6 の撮像面に導く。

【 0 0 3 7 】

各照明窓 4 2 の奥には、照明窓 4 2 とともに投光ユニット 4 7 を構成する、蛍光体 5 0 及びライトガイド 2 4 a の先端部が配置されている。投光ユニット 4 7 とレーザー光源 1 5 によって照射手段が構成される。蛍光体 5 0 は、ライトガイド 2 4 a によって導光されるレーザー光源 1 5 からの青色レーザー光の一部を吸収して、残りの吸収されない青色レーザー光を透過する。蛍光体 5 0 は、無機ガラスなどの基材内に、青色レーザー光で励起されて緑色から赤色の蛍光を発する蛍光物質を含有したものであり、全体として黄色の蛍光を発光する。図 4 において、投光ユニット 4 7 の分光スペクトルを示すように、青色レーザー光 N 1 と、補色関係にある黄色 (緑色 ~ 赤色) の蛍光 F L との混合により、白色光の照明光が生成される。

40

【 0 0 3 8 】

また、レーザー光は、一般に、単色性が高く (スペクトル幅が非常に狭い狭帯域光である

50

)、かつ、指向性が高い(拡散せずに直進する)という特徴を持っており、青色レーザー光 N 1 もこうした特徴を有している。青色レーザー光 N 1 は指向性が高いため、蛍光体 5 0 内には、蛍光物質で吸収されない青色レーザー光 N 1 を拡散させるフィラーが混入されている。さらに、照明窓 4 2 は、凹レンズで構成されており、蛍光体 5 0 から出射される照明光の配光角を拡大する。照明光は、照明窓 4 2 から円錐状に広がって観察部位に照射される。

【 0 0 3 9 】

投光ユニット 4 7 は、フェルール 5 5 とスリーブ 6 0 とを有している。フェルール 5 5 は、蛍光体 5 0 とライトガイド 2 4 a を、互いに光学的に接続した状態で保持する。フェルール 5 5 には、軸方向に延びた細径の貫通孔 5 5 a と、貫通孔 5 5 a の先端と連通し、貫通孔 5 5 a よりも大径の先端格納部 5 5 b が形成されている。貫通孔 5 5 a にはライトガイド 2 4 a が挿通され、先端格納部 5 5 b 内には蛍光体 5 0 が収容される。蛍光体 5 0 は接着剤 5 6 によって先端格納部 5 5 b に固定され、ライトガイド 2 4 a は、先端が蛍光体 5 0 の後端と接触する位置で固定される。

【 0 0 4 0 】

スリーブ 6 0 は、フェルール 5 5 よりも一回り大径の円筒部材であり、先端において照明窓 4 2 を保持し、照明窓 4 2 の後方に蛍光体 5 0 が位置するように、フェルール 5 5 を保持する。

【 0 0 4 1 】

図 5 に示すように、1つの照明窓 4 2 から照射される照明光(青色レーザー光と蛍光)の配光分布は、配光角が「0」の照明光軸に対応する照射中心 O I において光強度が最大となり、配光角が広がるほど(照射中心 O I から離れるほど)、光強度が低下する山形状である。照明光の照射エリア A I においては、照射中心 O I が最も明るく、周辺に向かうほど暗くなる。

【 0 0 4 2 】

図 5 において、青色レーザー光 N 1 と蛍光 F L の光強度は、照射中心 O I における両者の光強度を一致させて規格化した相対強度で表されている。青色レーザー光 N 1 の配光分布と、蛍光 F L の配光分布は、完全に一致せず、両者を比較すると、青色レーザー光 N 1 の配光分布の方が、照射中心 O I から周辺に向かって光強度が減少する減少率が大きい。そのため、照射中心 O I からの径方向の距離が順に大きくなる P 1、P 2、P 3 の各位置における両者の光強度の差 I_1 、 I_2 、 I_3 も、その順に大きくなる。そして、P 3 の位置よりも外側の領域では、青色レーザー光 N 1 の光強度はほぼ 0 に近くなり、蛍光 F L のみが照射される領域となる。

【 0 0 4 3 】

こうした配光分布の違いによって、照射エリア A I 内において、青色レーザー光 N 1 と蛍光 F L の光の割合である混合率が照射中心 O I から周辺に向かって変化し、照明光の色むらが生じる。照明光の色むらは、観察画像においても領域によって色調が変化する色むらとして現れる。

【 0 0 4 4 】

青色レーザー光 N 1 と蛍光 F L の各配光分布の違いが生じる原因は、青色レーザー光 N 1 と蛍光 F L は波長域が異なるため、凹レンズで構成される照明窓 4 2 において屈折率差が生じること、さらに、青色レーザー光 N 1 が、指向性の高い光であるのに対して、蛍光 F L は、蛍光体が励起発光する拡散性の高い光であることが原因と考えられている。

【 0 0 4 5 】

図 6 に示すように、左右の各照明窓 4 2 から照射される照明光は、照明窓 4 2 を基点として円錐状に広がる。そのため、観察部位 S と、先端部 2 6 の先端面との間の観察距離 L が変化すると、左右の照明窓 4 2 の照射エリア A I の重なり方も変化する。図 7 にも示すように、具体的には、観察距離 L が L 1 のときには、撮影エリア A P は A P 1 となり、左右の照明窓 4 2 の照射エリア A I は A I 1 となる。符号 O P は、撮影光軸 P A に対応する撮影エリア A P の中心を示す。一方、観察距離 L が L 1 よりも短い L 2 となると、撮影工

10

20

30

40

50

リアAPは、AP1よりも小さいAP2となり、左右の照明窓42の照射エリアAIも、AI1よりも小さいAI2となる。

【0046】

図7において、各照射エリアAI内の点線で示す円は、図5に示すP1、P2、P3の各位置に対応している。上述のとおり、1つの照射エリアAIにおいては、照射中心OIに近いP1から周辺位置のP3に向かって、青色レーザー光と蛍光の混合率が変化するので照明むらが生じる。そして、照明光は円錐状に広がるため、観察距離Lの変化により、照射エリアAIの大きさが変化すると、その比率に応じて、P1、P2、P3に対応する円の大きさも変化する。

【0047】

撮影エリアAPの大半は、左右の2つの照射エリアAIが重なった領域となるため、観察画像に生じる色むらは、各照射エリアAIの照明むらが合成されたものになる。観察距離LがL1のときの撮影エリアAP1内の各照射エリアAIの重なり方の様子を示す図7Aと、観察距離がL1よりも短いL2のときの撮影エリアAP2内の各照射エリアAIの重なり方の様子を示す図7Bから明らかなように、観察距離Lが変化すると、各照射エリアAIの重なり方が変化するため、撮影エリアAPに対応する観察画像に現れる色むらの態様も、観察距離Lによって変化する。

【0048】

図8において、撮像素子66は、観察窓41、対物光学系67を経由した被検体内の観察部位の像が撮像面に入射するように配置されている。撮像面には複数の色セグメントからなるカラーフィルタ、例えばベイヤー配列の原色(RGB)カラーフィルタが形成されている。撮像素子66は回路基板に電氣的に接続されており、伝送ケーブルを介して撮像信号が後段の処理回路に向けて送信される。

【0049】

電子内視鏡10には、例えば操作部22内に、アナログ信号処理回路(以下、AFEと略す)76、駆動回路77、およびCPU78が設けられている。AFE76は、相関二重サンプリング回路(以下、CDSと略す)、自動ゲイン制御回路(以下、AGCと略す)、およびアナログ/デジタル変換器(以下、A/Dと略す)から構成されている。CDSは、撮像素子66から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、撮像素子66で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGCは、CDSによりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置12から指定されるゲイン(増幅率)で増幅する。A/Dは、AGCにより増幅された撮像信号を所定のビット数のデジタル信号に変換する。A/Dでデジタル化された撮像信号は、伝送ケーブルを介してプロセッサ装置12の画像処理部84に入力される。

【0050】

駆動回路77は、撮像素子66の駆動パルス(垂直/水平走査パルス、電子シャッタパルス、読み出しパルス、リセットパルス等)とAFE76用の同期パルスとを発生する。撮像素子66は、駆動回路77からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。AFE76の各部は、駆動回路77からの同期パルスに基づいて動作する。

【0051】

CPU78は、電子内視鏡10とプロセッサ装置12とが接続された後、プロセッサ装置12のCPU80からの動作開始指示に基づいて、駆動回路77を駆動させるとともに、駆動回路77を介してAFE76のAGCのゲインを調整する。

【0052】

CPU80は、プロセッサ装置12全体の動作を統括的に制御する。CPU80は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。ROM81には、プロセッサ装置12の動作を制御するための各種プログラム(OS、アプリケーションプログラム等)やデータ(グラフィックデータ等)が記憶されている。CPU80は、ROM81から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリであるRAM82に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU80は、検査日時、患者

10

20

30

40

50

や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、プロセッサ装置 1 2 の操作パネルや L A N (Local Area Network) 等のネットワークより得て、R A M 8 2 に記憶する。

【 0 0 5 3 】

操作部 8 3 は、プロセッサ装置 1 2 の筐体に設けられる操作パネル、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。C P U 8 0 は、操作部 8 3、および電子内視鏡 1 0 の操作部 2 2 にあるリリースボタン等からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【 0 0 5 4 】

画像処理部 8 4 は、電子内視鏡 1 0 から入力された撮像信号に対して、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、画像強調、画像用ノイズリダクション、色変換等の各種画像処理を施して観察画像を生成する。また、後述するように、画像処理部 8 4 は、観察画像に対して画像処理を施すことにより、青色レーザ光と蛍光の配光分布の違いによって生じる色むらを補正する。

【 0 0 5 5 】

表示制御部 8 5 は、C P U 8 0 から R O M 8 1 および R A M 8 2 のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、観察画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者、現在選択されている観察モード等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース (G U I ; Graphical User Interface) 等がある。表示制御部 8 5 は、画像処理部 8 4 からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、G U I の重畳処理、モニタ 1 4 の表示画面への描画処理等の各種表示制御処理を施す。

【 0 0 5 6 】

表示制御部 8 5 は、画像処理部 8 4 からの画像を一時的に格納するフレームメモリを有する。表示制御部 8 5 は、フレームメモリから画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 1 4 の表示形式に応じたビデオ信号 (コンポーネント信号、コンポジット信号等) に変換する。これにより、モニタ 1 4 に観察画像が表示される。

【 0 0 5 7 】

プロセッサ装置 1 2 には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式 (例えば J P E G 形式) で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、圧縮された画像を C F カード、光磁気ディスク (M O)、C D - R 等のリムーバブルメディアに記録するメディア I / F、L A N 等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワーク I / F 等が設けられている。これらはデータバス等を介して C P U 8 0 と接続されている。

【 0 0 5 8 】

光源装置 1 3 は、レーザ光源 1 5 の他、レーザ光源 1 5 を駆動する光源ドライバ 9 2、集光レンズ 9 3、C P U 9 6 を備えている。光源ドライバ 9 2 は、レーザ光源 1 5 の点灯及び光量を制御する。集光レンズ 9 3 は、レーザ光源 1 5 から発せられた各光を集光して、ライトガイド 2 4 a の入射端に導光する。C P U 9 6 は、プロセッサ装置 1 2 の C P U 8 0 と通信し、光源ドライバ 9 2 の動作制御を行う。

【 0 0 5 9 】

図 9 に示すように、画像処理部 8 4 には、観察距離測定部 8 4 a、色むら補正部 8 4 b、補正データ記憶部 8 4 c が設けられている。観察距離測定部 8 4 a は、撮像信号に基づいて生成される観察画像のデータに基づいて、観察距離 L を測定する。具体的には、観察画像の画素値から平均露光量を求めて、平均露光量から観察距離 L を算出する。照明光の光量を一定とすれば、観察距離 L が長いと、観察部位からの反射光量は少なく、観察距離 L が短いと多くなるので、観察距離 L が変化すると、撮像素子 6 6 が受光する平均露光量も変化する。

【 0 0 6 0 】

観察距離測定部 8 4 a は、こうした観察距離 L と平均露光量との相関関係を利用して、平均露光量に応じて観察距離 L を測定する。なお、平均露光量は、観察画像の全画素の平均値でもよいし、中央付近の画素の平均値でもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

補正データ記憶部 8 4 c は、例えば ROM で構成されており、青色レーザ光 N 1 と蛍光 F L の配光分布の違い（図 5 参照）によって生じる色むらを補正するための補正データを記憶する。上述のとおり、青色レーザ光 N 1 と蛍光 F L の光強度の差 I は、照射エリア A I の照射中心 O I からの径方向の距離に応じて変化する。本例においては、光強度の差 I は、照射中心 O I から周辺に向かって徐々に大きくなっている。

【 0 0 6 2 】

補正データは、照射エリア A I の径方向における複数の位置の光強度の差 I に応じた色むらを補正するための複数の補正係数の集まりである。補正係数は、例えば、観察画像の画素値において青色レーザ光 N 1 に対応する青色成分を補正する係数である。この場合
10

【 0 0 6 3 】

補正データは、左右の照射エリア A I 毎に用意されている。補正データは、製造時やメンテナンス時に測定された、左右の照明窓 4 2 の照明光の配光分布に基づいて作成される。補正データは、LUT（ルックアップテーブル）の形態でもよいし、関数の形態でもよい。

【 0 0 6 4 】

図 1 0 のフローチャートに示すように、観察距離測定部 8 4 a が観察距離 L を算出すると（ステップ（S）1 0 1）、観察距離 L が色むら補正部 8 4 b に入力される。そして、
20

色むら補正部 8 4 b は、入力された観察距離 L に基づいて、左右の照射エリア A I の重なり方を求める（S 1 0 2）。具体的には、まず、図 7 に示す撮影エリア A P に対応する観察画像内における、左右の照射エリア A I のそれぞれの照射中心 O I の位置を求める。そして、算出した観察距離 L における、左右の照射エリア A I 及び撮影エリア A P の大きさに基づいて、各照射エリア A I の位置 P 1、P 2、P 3（図 5 参照）など、照射エリア A I の径方向の各位置が、観察画像内のどの画素に対応しているかを求める。

【 0 0 6 5 】

左右の照射エリア A I の重なり方を決定するパラメータは、観察距離 L を除いて、観察窓 4 1、照明窓 4 2 の相対的な位置関係、及びそれらの視野角や配光角など電子内視鏡 1 0 に固有の値として予め決まっている。これらのパラメータは、色むら補正部 8 4 b 内の
30

メモリや ROM 8 1 内などに予め格納されている。

【 0 0 6 6 】

そして、色むら補正部 8 4 b は、左右の照射エリア A I の重なり方に応じて観察画像の色むらを補正する（S 1 0 3）。具体的には、色むら補正部 8 4 b は、補正データ記憶部 8 4 c から補正データを読み出し、位置毎に用意されている補正係数に基づいて、観察画像内の対応する画素の画素値を補正する。補正データは、左右の照射エリア A I 毎に用意されているので、色むら補正部 8 4 b は、左右の補正データに基づいて、観察画像の画素値を補正する。

【 0 0 6 7 】

こうした色むら補正を実行するタイミングとしては、内視鏡システム 2 を起動して電子内視鏡 1 0 で観察を行っている間、常時行ってもよいし、常時行わずに、マニュアル操作によって指示されたときにのみ行ってもよい。マニュアルの操作指示は、電子内視鏡 1 0 の操作部 2 2 やプロセッサ装置 1 2 の操作部 8 3 などに色むら補正ボタンなどの操作ボタンを設けて、操作ボタンの押下操作によりプロセッサ装置 1 2 の CPU 8 0 が入力を受け付ける。CPU 8 0 は、操作指示の入力を受け付けたときに色むら補正を実行する。
40

【 0 0 6 8 】

青色レーザ光 N 1 と蛍光 F L の配光分布の違いによって生じる色むらは、観察距離 L を長くとり、管道（食道、胃、腸など）内の観察部位の全体的な様子を遠景から観察する場合においては、それほど目立たないため、問題とならないが、観察距離 L を短くして、管道の内壁など観察部位の性状を子細に観察する場合に問題となる場合が多い。そのため、
50

マニュアル操作によって指示されたときにのみ色むら補正を行っても実用上支障はない。画像処理部 8 4 における処理の負荷という観点で言えば、指示されたときにのみ色むら補正が行われるため、常時色むら補正を行っている場合と比較して、負荷軽減にもなる。

【 0 0 6 9 】

本発明は、観察画像に対して画像処理を施すことにより、青色レーザー光 N 1 と蛍光 F L の配光分布の違いによって生じる観察画像内の色むらを補正するので、色むらを低減することができる。また、画像処理によって色むらの補正を行うため、青色レーザー光 N 1 と蛍光 F L の配光分布が一致するように照明光学系を改良する必要もないため、構造が複雑化することもない。

【 0 0 7 0 】

上記実施形態では、観察距離測定部 8 4 a によって観察距離 L を測定して、観察距離 L に応じて 2 つの照射エリア A I の重なり方を求めているが、観察距離 L が一定である場合には、観察距離測定部 8 4 a を設けなくてもよい。観察距離 L を一定にする方法としては、挿入部 2 0 の先端部 2 6 に着脱自在な円筒状のフードを使用する方法がある。フードの先端を観察部位と接触させた状態にして観察を行えば、観察距離 L はフードの長さ固定される。上述のとおり、色むらが特に問題となるのは近景観察の場合であるので、フードによって観察距離 L を固定する方法も有効である。

【 0 0 7 1 】

この場合には、画像処理部 8 4 内のメモリには、フードの長さに対応する観察距離 L が予め記憶される。色むら補正部 8 4 b は、その観察距離 L に応じて 2 つの照射エリア A I の重なり方を求めて、色むらを補正する。

【 0 0 7 2 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態の内視鏡システム 2 では、1 つのレーザー光源と蛍光体によって白色の照明光のみを照射する例で説明したが、白色以外の特殊光を照射可能な内視鏡システムに本発明を適用してもよい。内視鏡診断においては、白色光の下で観察部位を観察する通常観察に加えて、特殊光を用いる特殊光観察が行われている。特殊光観察には、例えば、波長帯域が狭い狭帯域光を使用して、粘膜表層の血管を強調表示する狭帯域光観察などがある。

【 0 0 7 3 】

狭帯域光観察を行う場合の内視鏡システムの 1 例としては、図 1 1 及び図 1 2 に示すように、第 1 実施形態の青色レーザー光 N 1 を発するレーザー光源 1 5 に加えて、中心波長が 4 0 5 n m であり、青色レーザー光 N 1 よりも短波長の青色レーザー光 N 2 を発するレーザー光源 9 8 を設ける。血液中のヘモグロビンは、波長が 4 0 5 n m 付近の青色光に対して高い吸光度を示すため、青色レーザー光 N 2 を照射することにより、表層血管のコントラストが向上して、観察画像において表層血管が強調表示される。第 2 実施形態と第 1 実施形態の違いは、レーザー光源 9 8 の有無のみであり、他の構成は同様である。共通部分については説明を省略して、以下相違点のみ説明する。

【 0 0 7 4 】

レーザー光源 9 8 が発する青色レーザー光 N 2 は、青色レーザー光 N 1 と同様に、ライトガイド 2 4 a によって投光ユニット 4 7 に導光されて、照射窓 4 2 から照射される。青色レーザー光 N 2 も蛍光体 5 0 を励起発光させるが、青色レーザー光 N 1 と比べると、励起効率は低く（蛍光体 5 0 に吸収される割合が少ない）、青色レーザー光 N 2 のほとんどは蛍光体 5 0 を透過する。青色レーザー光 N 2 は、通常観察のときには照射されず、狭帯域光観察を行う場合にのみ、青色レーザー光 N 1 に加えて照射される。

【 0 0 7 5 】

図 1 3 に示すように、青色レーザー光 N 2 が照射されると、照射窓 4 2 から照射される照明光には、青色レーザー光 N 1、青色レーザー光 N 2 及び蛍光 F L の 3 つの波長域の光が含まれる。青色レーザー光 N 2 の配光分布は、青色レーザー光 N 1 と同様の理由から、蛍光 F L の配光分布との間に違いを生じる。また、青色レーザー光 N 1 と波長が異なるため、青色レ

10

20

30

40

50

ーザ光 N 1 の配光分布とも異なる。このように、青色レーザー光 N 1、N 2、蛍光 F L の 3 つの配光分布がそれぞれ異なるため、観察画像においては、各配光分布の違いによって色むらが生じる。

【 0 0 7 6 】

2 つのレーザー光源 1 5、9 8 を使用する本例においては、補正データ記憶部 8 4 c には、青色レーザー光 N 2 を照射しないで観察を行う通常観察用と、青色レーザー光 N 2 を照射して観察を行う狭帯域光観察用の 2 種類の補正データが格納される。通常観察用の補正データは、第 1 実施形態と同様であり、狭帯域光観察用の補正データは、通常観察用の補正データをベースに、青色レーザー光 N 2 の配光分布を考慮した修正が施されたものが使用される。色むら補正部 8 4 b は、レーザー光源 9 8 の照射の有無に応じて、通常観察用の補正データと、狭帯域光観察用の補正データのいずれかを選択する。

10

【 0 0 7 7 】

なお、本例は、2 つのレーザー光源を使用した例であるが、レーザー光源の数を 3 つ以上にしてもよい。また、特殊光観察として、血管を強調表示する狭帯域光観察を例示したが、生体内の蛍光物質や薬剤として投与された蛍光物質に対して励起光を照射して蛍光を観察する蛍光観察など他の特殊光観察でもよい。

【 0 0 7 8 】

さらに、本発明に係る内視鏡システムは、上記実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採り得ることはもちろんである。

【 0 0 7 9 】

20

上記実施形態では、2 つの照射エリアの重なり方に応じた色むら補正を行う例で説明したが、さらに、電子内視鏡に、変倍が可能なズームレンズが設けられる場合には、ズーム倍率に応じた色むら補正を行うことが好ましい。観察距離 L が一定であれば、2 つの照射エリア A I の重なり方に変化は生じないが、ズーム倍率が変化した場合には、照射エリア A I 内における撮影エリア A P の大きさが変化するため、観察画像内の色むらの態様も変化する。そのため、ズーム倍率に応じた色むら補正が必要になる。

【 0 0 8 0 】

上記実施形態では、半導体光源としてレーザー光源を例に説明しているが、半導体光源は L E D 光源でもよい。ただし、レーザー光源が発光するレーザー光は、一般に、L E D 光源が発光する L E D 光と比較して、指向性が高いため、配光分布の違いが生じやすい。というのは、上述のとおり、配光分布の違いが生じる主要な原因は、蛍光体が発する蛍光と蛍光体を透過する励起光との拡散性の違いにある。レーザー光は L E D 光と比較して指向性が高く、蛍光との間で拡散性の違いが大きいため、励起光を L E D 光とする場合と比較して、色むらも顕著になるからである。したがって、本発明は、L E D 光源と比較して、レーザー光源を使用する場合により効果を発揮する。

30

【 0 0 8 1 】

色むらを補正するための補正データとしては、照射エリア A I の全域の配光分布に対応する補正データ（全域データ）を、補正データ記憶部 8 4 c に記憶しておかなくてもよく、照射エリア A I の一部の領域に対応する補正データ（部分データ）を記憶しておけばよい。部分データとしては、例えば、図 1 4 に示すように、照射エリア A I において照射中心 O I から周辺に向かって径方向に伸びる一次元方向の配光分布に対応する一次元データ D である。

40

【 0 0 8 2 】

照射エリア A I はほぼ円形であり、配光分布は、照射中心 O I から周辺に向かって同心円状に変化する。そのため、一次元データ D を補正データ記憶部 8 4 c に記憶しておけば、色むら補正部 8 4 b が、一次元データ D を円周方向に展開して、照射エリア A I の全域の配光分布に対応する全域データを生成することができる。一次元データ D は、全域データよりもデータサイズが小さいので、補正データ記憶部 8 4 c のメモリ容量を小さくできる。

【 0 0 8 3 】

50

なお、一次元データの代わりに、照射エリア A I の半円領域の部分データや、1 / 4 円領域の部分データでもよい。こうしても、照射エリア A I の全域データよりはデータサイズが小さいので、補正データ記憶部 9 9 のメモリ容量を抑える効果はある。

【 0 0 8 4 】

特に、図 1 5 に示すように、電子内視鏡 1 0 に ROM などの補正データ記憶部 9 9 を設けた場合には、電子内視鏡 1 0 の配置スペースの制約などの理由から ROM の容量を大きくできない場合がある。補正データを、部分データとして記憶することは、こうした場合に有効である。

【 0 0 8 5 】

また、補正データは、電子内視鏡 1 0 の機種や個体差によって変化するので、電子内視鏡 1 0 の補正データ記憶部 9 9 に、機種や個体差に応じた補正データを記憶させ、プロセッサ装置 1 2 が、接続された電子内視鏡 1 0 から補正データを取得するようにしてもよい。

10

【 0 0 8 6 】

また、プロセッサ装置内の補正データ記憶部に、複数種類の電子内視鏡 1 0 に応じた複数種類の補正データを記憶して、プロセッサ装置の CPU が、接続された電子内視鏡 1 0 の機種に応じて補正データを選択してもよい。このようにプロセッサ装置に補正データ記憶部を設ける場合でも、補正データ記憶部には、複数種類の補正データを記憶する必要があり、メモリ容量の削減は必要になる。そのため、補正データを部分データとして記憶することは、プロセッサ装置に補正データ記憶部を設ける場合でも有効である。また、プロセッサ装置とネットワーク経由で接続される外部のデータサーバに補正データ記憶部を設けて、プロセッサ装置がネットワーク経由で補正データを読み出してもよい。

20

【 0 0 8 7 】

また、上記実施形態では、2 つの照明窓が設けられた 2 灯式の電子内視鏡を例に説明したが、照明窓の数は 2 灯式に限定されない。観察窓の左右に照明窓を 2 つずつ設けた 4 灯式や、照明窓が 1 つだけ設けられた 1 灯式などの電子内視鏡に本発明を適用してもよい。

【 0 0 8 8 】

また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡等、他の形態の内視鏡にも適用することができる。また、医療用だけでなく、工業分野で利用される内視鏡に適用してもよい。ただし、色むらは、観察部位の性状に関して精緻な診断が必要な医療分野においてより問題となるので、本発明は医療用の内視鏡システムにおいてより必要性が高い。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 8 9 】

2 内視鏡システム

1 0 電子内視鏡

1 2 プロセッサ装置

1 3 光源装置

1 5、9 8 レーザ光源

2 6 先端部

40

4 1 観察窓

4 2 照明窓

4 6 撮像ユニット

4 7 投光ユニット

5 0 蛍光体

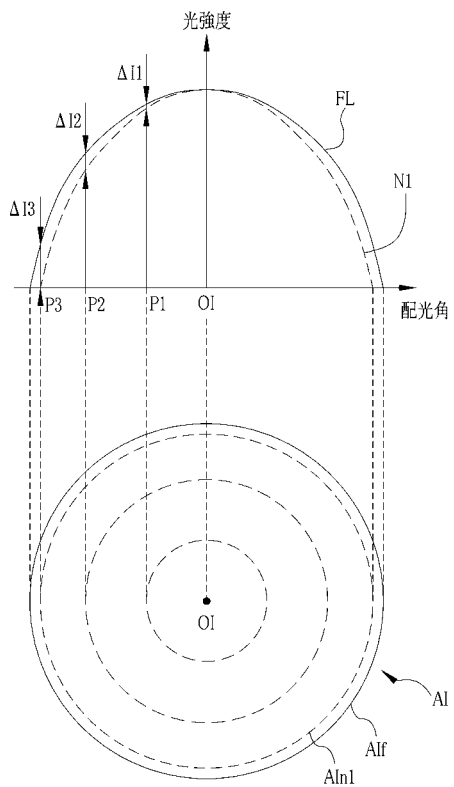
8 4 画像処理部

8 4 a 観察距離測定部

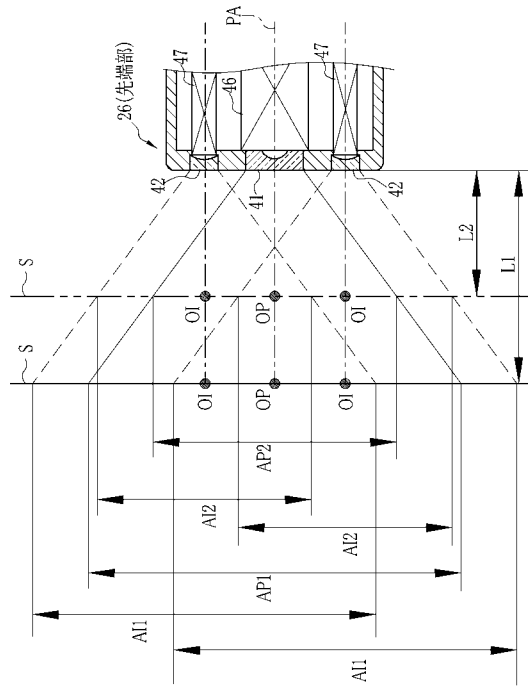
8 4 b 色むら補正部

8 4 c、9 9 補正データ記憶部

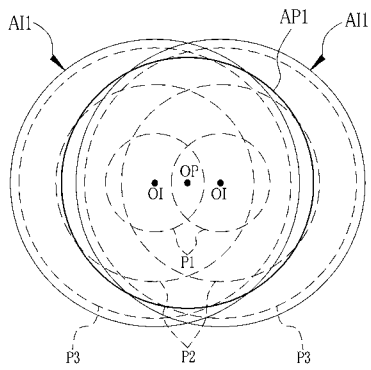
【図5】



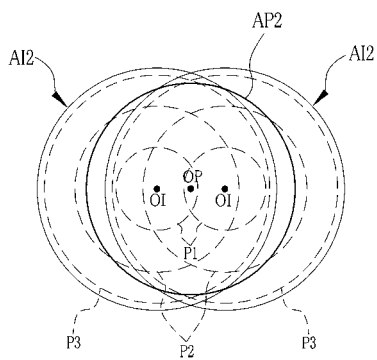
【図6】



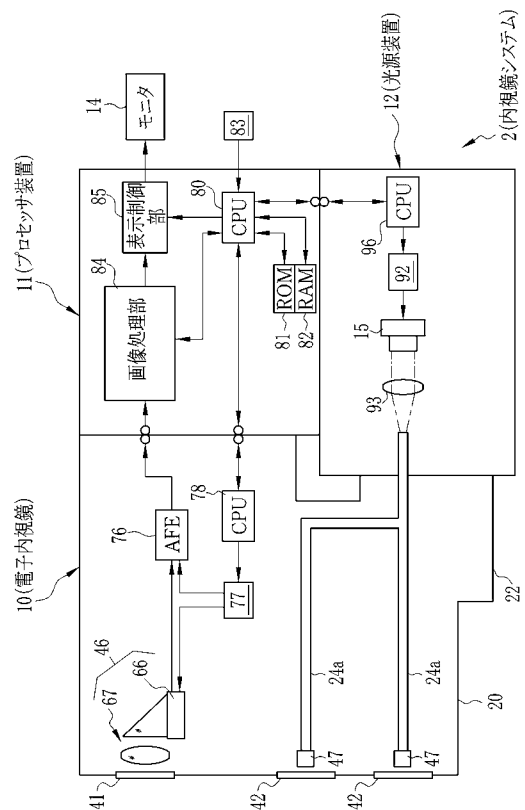
【図7A】



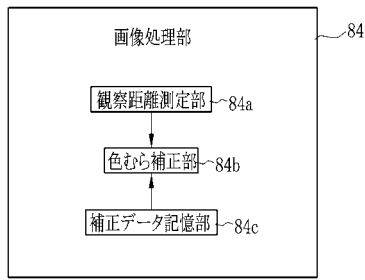
【図7B】



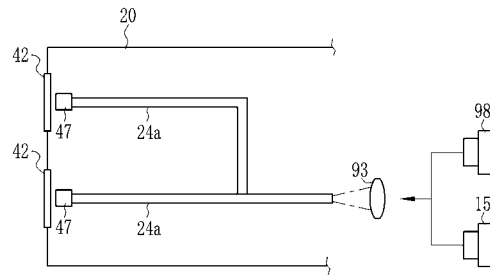
【図8】



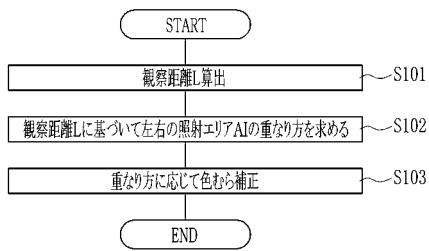
【図9】



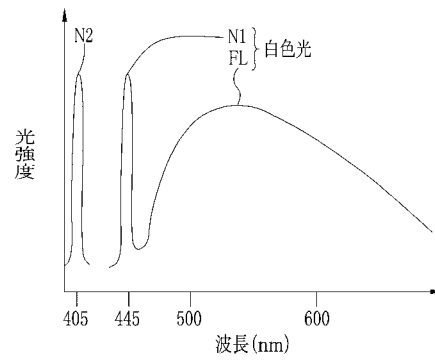
【図11】



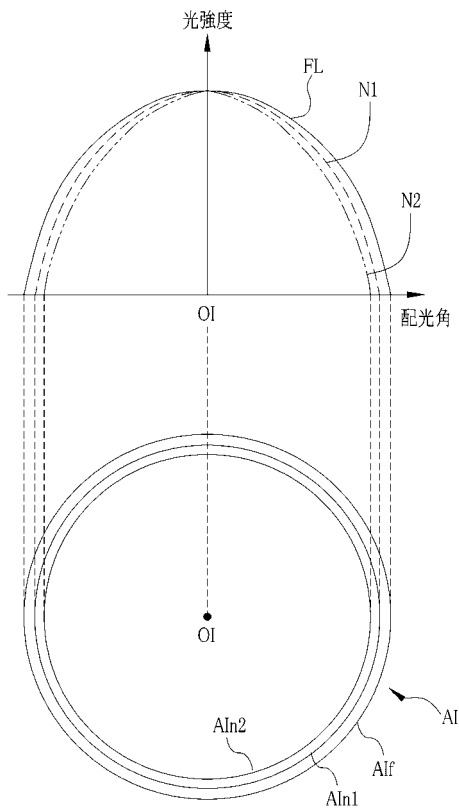
【図10】



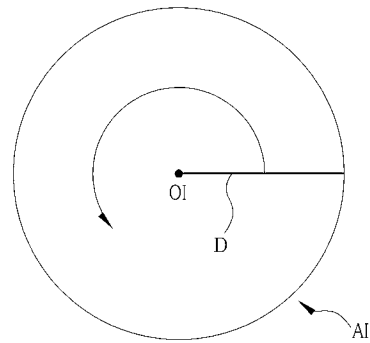
【図12】



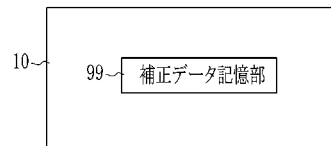
【図13】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 国際公開第2011/162111(WO, A1)
特開2011-087910(JP, A)
国際公開第2010/044483(WO, A1)

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

