

(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2014-61168
(P2014-61168A)

(43) 公開日 平成26年4月10日(2014.4.10)

(51) Int.Cl.

A61B 1/06
G02B 23/26
(2006.01)
(2006.01)

F 1

A 61 B 1/06
G 02 B 23/26
B
B

テーマコード(参考)

2 H 0 4 0
4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2012-208587 (P2012-208587)
平成24年9月21日 (2012.9.21)(71) 出願人 000113263
H O Y A 株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100078880
弁理士 松岡 修平
(74) 代理人 100169856
弁理士 尾山 栄啓
(72) 発明者 増川 祐哉
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
(72) 発明者 板津 雅晴
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内

最終頁に続く

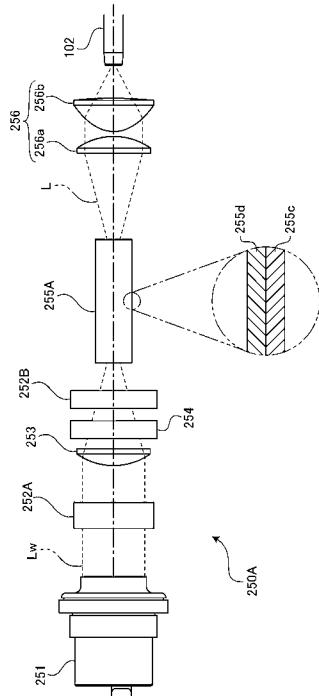
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 内視鏡用光源装置内の光学系の色収差を原因とする色再現性の低下を軽減する。

【解決手段】 照明光を放射するランプ 250A と、照明光を拡散反射して分光分布及び強度分布を平均化させる平均化手段 255A と、平均化手段 255A から出射した照明光を集光して内視鏡のライトガイドに導光する集光光学系 256 とを備え、前記平均化手段 255A が曲面からなる内周面を有し、前記照明光が前記内周面で繰り返し拡散反射するように構成された光源装置。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を放射するランプと、
前記照明光を拡散反射して分光分布を平均化させる平均化手段と、
前記平均化手段から出射した照明光を集光して内視鏡のライトガイドに導光する集光光学系と、
を備えた内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記平均化手段が曲面からなる内周面を有し、
前記照明光が前記内周面で繰り返し拡散反射するように構成された、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 3】

前記平均化手段が積分球である、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記平均化手段が円筒状の鏡筒である、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 5】

前記内周面が鏡面又は白色乱反射面からなる、
ことを特徴とする請求項 2 から請求項 4 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記ランプと前記平均化手段の間に配置された、所定の機能を付加する機能光学系を備えた、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記機能光学系が前記照明光の特定波長成分を弱める波長フィルタ機能を付加する、
ことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記照明光を集光して前記平均化手段に導光する第 1 集光レンズを更に備え、
前記機能光学系が、前記第 1 集光レンズと前記平均化手段との間に配置された、
ことを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 9】

前記機能光学系および前記第 1 集光レンズが色収差を有する、
ことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

前記集光光学系が、
前記平均化手段から出射した照明光を平行光束にするコリメータレンズと、
前記コリメータレンズから出射した照明光を集光して前記ライトガイドに導光する第 2 集光レンズと、を備えた、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

40

【請求項 11】

前記ランプが放電ランプである、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡観察用の照明光を内視鏡に供給する内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

内視鏡に照明光を供給する内視鏡用光源装置には、フィルタ機構、絞り機構、検光機構

50

等の各種光学系が搭載されている（特許文献1）。内視鏡用光源装置に搭載される光学系は、用途等に応じて様々である。複数のレンズや複雑な光路を有する光学系が設けられた内視鏡用光源装置においては、光学系の色収差が大きくなる。そのため、照明光が内視鏡のLCB（Light Carrying Bundle）に結合する効率に波長による偏りが生じ、LCBに導光する前と、LCBを通過した後とで、照明光のスペクトルに差異が生じて、色再現性が低下する。

【0003】

そのため、従来の内視鏡用光源装置においては、例えば色収差補正用の凹レンズの追加や、光学系を構成するレンズ等の光学素子の光学面への色収差補正コーティング等により、色収差が補正されていた。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2002-253500号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、色収差補正用の凹レンズや色収差補正コーティングの追加により、光学系の透過率が落ち、照明光の強度が低下してしまうという問題があった。

【課題を解決するための手段】

20

【0006】

本発明の実施形態によれば、照明光を放射するランプと、照明光を拡散反射して分光分布を平均化させる平均化手段と、平均化手段から出射した照明光を集光して内視鏡のライトガイドに導光する集光光学系と、を備えた内視鏡用光源装置が提供される。

【0007】

この構成によれば、平均化手段によって、ほとんど損失増加することなく色収差が低減し、照明光の強度を低下させずに色再現性を向上させることができる。

【0008】

また、上記の内視鏡用光源装置において、平均化手段が曲面からなる内周面を有し、照明光が内周面で繰り返し拡散反射するように構成されていてもよい。

30

【0009】

この構成によれば、内周面に白色乱反射面等を設けることなく、簡単な構成により分光分布の平均化を実現することができる。また、更に内周面を白色乱反射面等に加工することにより、照明光をより均一に攪拌することができる。

【0010】

また、上記の内視鏡用光源装置において、平均化手段が積分球である構成としてもよい。

【0011】

この構成によれば、照明光の攪拌を高い均一性で行うことができる。

【0012】

また、上記の内視鏡用光源装置において、平均化手段が円筒状の鏡筒である構成としてもよい。

【0013】

この構成によれば、平均化手段の構成が簡単で加工も容易であるため、上記の内視鏡用光源装置をより低コストで提供することが可能になる。

【0014】

また、上記の内視鏡用光源装置において、内周面は鏡面又は白色乱反射面からなる構成としてもよい。

【0015】

また、上記の内視鏡用光源装置において、ランプと平均化手段の間に配置された、所定

40

50

の機能を付加する機能光学系を備えた構成としてもよい。また、機能光学系が色収差を有する構成としてもよい。

【0016】

この構成によれば、機能光学系の色収差を考慮せずに、内視鏡用光源装置に多様な機能を容易に付加することが可能になる。

【0017】

また、上記の内視鏡用光源装置において、機能光学系が照明光の特定波長成分を弱める波長フィルタ機能を付加する構成としてもよい。

【0018】

この構成によれば、波長フィルタ機能を付加する機能光学系は、レンズ等の色収差を与える光学素子を一般に多く含んでいるため、このような機能光学系を備えた内視鏡用光源装置に本発明を適用すると、優れた効果を享受することができる。

10

【0019】

また、上記の内視鏡用光源装置において、平均化手段が、照明光を集光して平均化手段に導光する第1集光レンズを更に備え、機能光学系が、第1集光レンズと平均化手段との間に配置された構成としてもよい。また、機能光学系および第1集光レンズが色収差を有する構成としてもよい。

【0020】

また、上記の内視鏡用光源装置において、集光光学系が、平均化手段から出射した照明光を平行光束にするコリメータレンズと、コリメータレンズから出射した照明光を集光してライトガイドに導光する第2集光レンズと、を備えた構成としてもよい。

20

【0021】

この構成によれば、集光光学系とライトガイドとの距離を短く設定することが可能になり、よりコンパクトな内視鏡用光源装置が実現する。

【0022】

また、上記の内視鏡用光源装置において、ランプが放電ランプである構成としてもよい。

【0023】

この構成によれば、放電ランプの照明光の光束断面における強度分布の斑が低減され、明るさの斑や、強度分布の揺らぎ（時間的な変動）に起因するちらつきの少ない内視鏡観察が可能になる。

30

【発明の効果】

【0024】

以上のように、本発明の実施形態の構成によれば、光学系による色収差の影響が少なく、色再現性に優れた内視鏡観察を可能にする内視鏡用光源装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1実施形態に係る内視鏡用光源装置の概略構成を示す図である。

40

【図3】本発明の第2実施形態に係る内視鏡用光源装置の概略構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら説明する。

【0027】

（第1実施形態）

図1は、本発明の第1実施形態の電子内視鏡装置1の概略構成を示すブロック図である。図1に示されるように、本実施形態の電子内視鏡装置1は、電子内視鏡100、電子内視鏡用プロセッサ200及びモニタ300を備えている。

【0028】

電子内視鏡用プロセッサ200は、システムコントローラ210やタイミングコントロ

50

ーラ 220 を備えている。システムコントローラ 210 は、メモリ 202 に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡装置 1 全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ 210 は、タッチパネル 204 の操作により入力されるユーザからの指示に応じて、電子内視鏡装置 1 の動作に用いる各種パラメータを変更する。タイミングコントローラ 220 は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルス CP を電子内視鏡装置 1 内の各種回路に出力する。

【0029】

また、電子内視鏡用プロセッサ 200 は、電子内視鏡 100 の LCB (Light Carrying Bundle) 102 に照明光 L を供給する本発明の実施形態に係る光源装置 250A を備えている。なお、LCB 102 は、複数条の光ファイバを束ねたライトガイドである。光源装置 250A は、LCB 102 に供給する照明光 L を攪拌して、照明光 L の光束横断面内の分光分布や強度分布を平均化する機能（光束平均化機能）を備えている。これにより、照明光 L の色収差が低減するため、光源装置 250A が発生する照明光 L のスペクトルと LCB 102 に導光される照明光 L のスペクトルとの差異が小さくなり、より色再現性の良い内視鏡観察が可能になる。また、この光束平均化機能により、照明光 L の強度分布の揺らぎ（時間的な変動）も低減し、ちらつき（明滅）の少ない内視鏡観察が可能になる。光源装置 250A の構成の詳細については後述する。

10

【0030】

入射端から LCB 102 に導光された照明光 L は、LCB 102 内を伝播し、電子内視鏡 100 の先端に配置された LCB 102 の出射端から出射して、配光レンズ 104 を介して被写体に照射される。被写体からの反射光は、対物レンズ 106 を介して固体撮像素子 108 の受光面上で光学像を結ぶ。

20

【0031】

固体撮像素子 108 は、IR (Infra Red) カットフィルタ 108a、ベイヤ配列カラーフィルタ 108b の各種フィルタが受光面に配置された単板式カラー CCD (Charge-Coupled Device) イメージセンサであり、受光面上で結像した光学像に応じた R、G、B 各色の撮像信号を生成する。生成された撮像信号は、電子内視鏡 100 の接続部内に設けられたドライバ信号処理回路 112 において、AD 変換及び信号増幅を施され、更に輝度信号 Y 及び色差信号 Cb、Cr からなる画像信号に変換された後、電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理回路 230 に送られる。

30

【0032】

また、ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 にアクセスして電子内視鏡 100 の固有情報を読み出す。メモリ 114 に記録される電子内視鏡 100 の固有情報には、例えば固体撮像素子 108 の画素数や感度、対応可能なレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 から読み出した固有情報をシステムコントローラ 210 に出力する。

【0033】

システムコントローラ 210 は、電子内視鏡 100 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 210 は、生成された制御信号を用いて、電子内視鏡用プロセッサ 200 に接続中の電子内視鏡 100 に適した処理がなされるように電子内視鏡用プロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

40

【0034】

タイミングコントローラ 220 は、システムコントローラ 210 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 112 にクロックパルス CP を供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 220 から供給されるクロックパルス CP に従って、固体撮像素子 108 を電子内視鏡用プロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0035】

電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理回路 230 は、電子内視鏡 100 のドライバ信号処理回路 112 から送られてくる画像信号に対して種々の画像処理を施す。具体的に

50

は、画像処理回路 230 は、ドライバ信号処理回路 112 から送られてくる輝度信号 Y 及び色差信号 Cb、Cr をそれぞれ増幅した後、内蔵するマトリクス回路（不図示）に送り、撮像に使用された照明光 L のスペクトル特性（直接的には、照明光 L のフィルタリングに使用された光学フィルタのスペクトル特性）に応じて、画像信号の変換特性を決定するマトリクス係数の値を更新し、画像信号の色補正を行う。マトリクス回路は、入力される輝度信号 Y 及び色差信号 Cb、Cr を 3 原色信号 R、G、B に変換して出力する。マトリクス回路から出力された R、G、B の各画像信号は、それぞれ増幅されて適切な信号レベルに調整された後、ビデオ信号に変換される。画像処理回路 230 が生成したビデオ信号は、モニタ 300 に入力され、画面表示される。術者は、モニタ 300 に表示される内視鏡観察像を確認しながら体内各部の観察や治療を行う。

10

【0036】

次に、本発明の実施形態に係る光源装置 250A の詳細を説明する。図 2 は、光源装置 250A の光学系の概略構成を示す図である。光源装置 250A は、ランプ 251、第 1 機能光学系（赤外カットフィルタ）252A、第 1 集光レンズ 253、調光装置 254、第 2 機能光学系（波長可変フィルタモジュール）252B、鏡筒 255A（平均化手段）及び集光光学系 256（コリメータレンズ 256a 及び第 2 集光レンズ 256b）を備えている。

【0037】

ランプ 251 は、白色光束であるランプ光 Lw を放射する高輝度ランプであり、例えば、アーク放電によって発光するキセノンランプが使用される。

20

【0038】

第 1 機能光学系 252A は、光源装置 250A に所定の機能を付加する光学系である。本実施形態の第 1 機能光学系 252A は、赤外カットフィルタであり、透明ガラス基板に干渉膜を多層コートする赤外反射フィルタ（不図示）と赤外線を吸収する素材からなる赤外吸収フィルタ（不図示）とからなっている。なお、赤外反射フィルタ及び赤外吸収フィルタの一方のみからなる赤外カットフィルタを使用してもよい。

【0039】

第 1 機能光学系（赤外カットフィルタ）252A から出射した照明光 L は、第 1 集光レンズ 253 で集光された後、調光装置 254、第 2 機能光学系 252B を介して鏡筒 255A に導光される。第 1 集光レンズ 253 は色収差を有している。調光装置 254 は、虹彩絞り（不図示）を備えており、虹彩絞りの調整によって照明光 L の透過光量を制御する。鏡筒 255A の詳細は後述する。第 2 機能光学系 252B は光源装置 250A に所定の機能を付加する光学モジュールである。本実施形態の第 2 機能光学系 252B は、特定波長成分を弱める複数の波長フィルタ（不図示）を備えており、システムコントローラ 210 の制御に応じてランプ光 Lw を通す波長フィルタを切り換えて、照明光 L のスペクトル特性を切り換える機能を光源装置 250A に付加する波長可変フィルタモジュールである。第 2 機能光学系 252B は、複数のレンズ（不図示）を備えており、色収差を有している。また、第 2 機能光学系 252B は、第 1 集光レンズ 253 の光軸と垂直な方向に第 2 機能光学系 252B を移動させる移動機構（不図示）を備えており、照明光 L の経路上から退避できるようになっている。

30

【0040】

鏡筒 255A 内を通過した照明光 L は、コリメータレンズ 256a によって平行光束にされた後、第 2 集光レンズ 256b によって集光されて LCB102 に導光される。コリメータレンズ 256a 及び第 2 集光レンズ 256b から構成される集光光学系 256 を用いることにより、鏡筒 255A から LCB102 までの距離を短くすることができる。

40

【0041】

次に、本発明の実施形態に係る鏡筒 255A について説明する。図 2 の破線円内に鏡筒 255A の一部を拡大した断面図を示す。鏡筒 255A は、例えば真鍮やアルミニウム合金から形成された円筒形状のフレーム 255c の内周面に、拡散反射層 255d が設けられた光学素子である。拡散反射層 255d は、例えば硫酸バリウム粉末を無色透明なバイ

50

ンダー樹脂及び溶剤と混練したものをフレーム 255c の内周面にコーティングすることによって形成される。

【0042】

このように構成された鏡筒 255A 内に一端側（図 2 における左端側）から導光された照明光 L の収束光束は、鏡筒 255A の内周面により繰り返し拡散反射（乱反射）された後、鏡筒 255A の他端側から発散光束として出射する。照明光 L は、鏡筒 255A 内で繰り拡散反射を受けることによって搅拌され、照明光 L（光束）を構成する各光線の位置及び向きがランダムに再配列・再配向される。これにより、光束の横断面における分光分布や強度分布が平均化される。すなわち、鏡筒 255A 内で照明光 L を繰り返し拡散反射させることにより、照明光 L の色収差や明暗の斑が略解消される。

10

【0043】

色収差の低減により、光源装置 250A が生成する照明光 L のスペクトルと、LCB102 に導光される照明光 L のスペクトルとのずれが低減し、より色再現性の良い内視鏡観察画像の撮像が可能になる。また、LCB102 を構成する各光ファイバに結合する照明光 L のスペクトルも略均一なものとなるため、被写体各部に照射される照明光 L の色も略均一となり、色斑もほとんど無い内視鏡観察画像が得られる。また、照明光 L の光束横断面における強度分布が平均化されることにより、光源装置 250A に起因する内視鏡画像の明暗の斑も低減する。

20

【0044】

また、本実施形態の鏡筒 255A は、照明光 L の偏光を緩和する作用も有しており、偏光特性（例えば偏光依存損失）を有する機能光学系を搭載しても、平均化手段を設けることによって、略無偏光な照明光 L を得ることができる。

【0045】

（第 2 実施形態）

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。第 2 実施形態は、上記の第 1 実施形態とは光源装置 250A の光学系の構成のみが異なる。以下の第 2 実施形態の説明においては、上記の第 1 実施形態と同一又は対応する構成要素に対して同一又は対応する符号を用いて、重複する説明を省略する。

【0046】

図 3 は、本発明の第 2 実施形態に係る光源装置 250B の光学系の概略構成を示す図である。第 2 実施形態においては、平均化手段として、第 1 実施形態の鏡筒 255A に替えて積分球 255B が用いられている。また、光源装置 250B の光軸 Ax は、積分球 255B の中心 C において直角に折り曲げられている。積分球 255B は、例えば真鍮やアルミニウム合金から形成された球殻状のフレーム 255c' を備えており、フレーム 255c' の内周面には拡散反射層 255d が設けられている。

30

【0047】

また、積分球 255B には 2 つの開口部 255e、255f が設けられており、調光装置 254 または第 2 機能光学系 252B を通過した照明光 L は、開口部 255e から積分球 255B 内に導光され、積分球 255B 内周面で複数回反射された後、開口部 255f から出射して、集光光学系 256 に入射する。図 3 に示すように、第 2 実施形態では、2 つの開口部 255e、255f は、中心角 90° となる位置に設けられているが、開口部 255e から積分球 255B に入る入射光束と、開口部 255f から積分球 255B を出る出射光束とが重ならなければ、開口部 255e、255f の相対的な配置（中心角 90° ）は自由に設定することができる。そのため、鏡筒 255A を使用する第 1 実施形態と比べて、自由度の高い光学系のレイアウトが可能である。

40

【0048】

また、照明光 L が積分球 255B 内で拡散反射される平均回数は、鏡筒 255A 内で拡散反射される回数よりも多いため、第 1 実施形態と比べて照明光の横断面における分光分布や強度分布をより均一にすることができる。

【0049】

50

なお、内視鏡用光源において一般に使用されるキセノンランプ等の放電ランプは、管内に封入されたガスがアーク放電によって局所的に極めて高い温度に昇温するため、ガス内に大きな温度差（すなわち屈折率差）が生じる。また、ガスの対流により、管内のガスの温度分布は常に変動する。そのため、放電ランプから放射されるランプ光 L_w の光束の断面には、陽炎のように時間的に変動する明暗の斑が生じる。また、放電ランプは、電極対を管内の所定の位置で保持するための一対の電極保持具を備えており、一方の電極を保持する電極保持具が、電極間の発光領域に対してランプ光 L_w の放射面側に配置されているため、電極保持具の影がランプ光 L_w の横断面に投影される。本発明の実施形態の構成によれば、このようなランプ光 L_w が本来有する不均一な強度分布も平均化され、略一様な強度分布を有する照明光 L が得られる。また、これによりランプ光 L_w の横断面における強度分布の揺らぎも緩和され、ちらつきの少ない内視鏡観察が可能になる。

10

【0050】

以上が、本実施形態の説明であるが、本発明は、上記の実施形態の構成に限定されるものではなく、その技術的思想の範囲内で様々な変形が可能である。

【0051】

上記の実施形態では、平均化手段（鏡筒 255A 又は積分球 255B）の内周面に拡散反射層 255d が設けられているが、拡散反射層 255d を設けずに、フレーム 255c、255c' の内周面を粗面に加工して、フレーム 255c、255c' の内周面で照明光 L が拡散反射するような構成としても上記の実施形態と同様の効果が得られる。なお、この場合には、可視域に吸収の少ないアルミニウム合金等の材質によりフレーム 255c、255c' を形成することで、より色再現性の良い内視鏡観察が可能になる。

20

【0052】

第1及び第2機能光学系は、必要な照明光の特性等に応じて任意に設けられる。また、第1及び第2機能光学系は、ランプと平均化手段との間の任意の位置に配置することができ、上記の実施形態とは逆の順序で配置することもできる。また、追加の機能光学系を設けてもよい。また、本実施形態では、第1及び第2機能光学系が平均化手段の前段（ランプ側）に配置されているが、色収差の無い機能光学系は平均化手段の後段（LCB側）に配置してもよい。

【0053】

また、上記の実施形態では、第1機能光学系として赤外カットフィルタ、第2機能光学系として波長可変フィルタモジュールが用いられているが、これ以外にも、例えば、波長特性が固定された波長固定フィルタモジュール、波長に依存しない固定（又は可変）の減衰を照明光 L に与える固定減衰ジュー（又は可変減衰モジュール）、照明光の強度分布を計測する強度分布計測モジュール等、光源装置に光学的機能を付加する種々の光学モジュールを用いることができる。

30

【0054】

また、上記の実施形態では、拡散反射層 255d に硫酸バリウム粉末と樹脂とを混練したものが用いられているが、他の種類の拡散反射材を使用する構成としてもよい。拡散反射材としては、例えば、可視域における吸収の少ない PTFE (polytetrafluoroethylene) 等の白色樹脂やアルミナ等の白色セラミック材料が好適である。また、拡散反射層 255d を設けずに、白色樹脂や白色セラミックにより形成したフレーム 255c、255c' の内周面に照明光 L を直接反射させる構成としてもよい。

40

【0055】

また、平均化手段の内周面が曲面（例えば円筒面や球面）で形成されていれば、平均化手段の内周面を鏡面にしても、照明光 L は平均化手段の内周面において略ランダムな拡散反射を受けるため、上記の実施形態と同様の効果が得られる。

【0056】

また、上記の実施形態では、調光装置 254（絞り機構）が平均化手段（鏡筒 255A 又は積分球 255B）の前段（ランプ 251 側）に配置されているが、調光装置 254 には色収差が無いため、平均化手段の後段（LCB 102 側）に配置しても、上記の実施形

50

態と同様の平均化手段の効果が得られる。

【 0 0 5 7 】

また、上記の実施形態の説明では、使用するランプ251としてキセノンランプを例示したが、これ以外にもハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の各種の高輝度ランプを使用することができる。

[0 0 5 8]

また、上記の実施形態は、プロセッサ内に内視鏡用光源装置を内蔵した構成例であるが、プロセッサと内視鏡用光源装置とを分離した構成も本発明の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

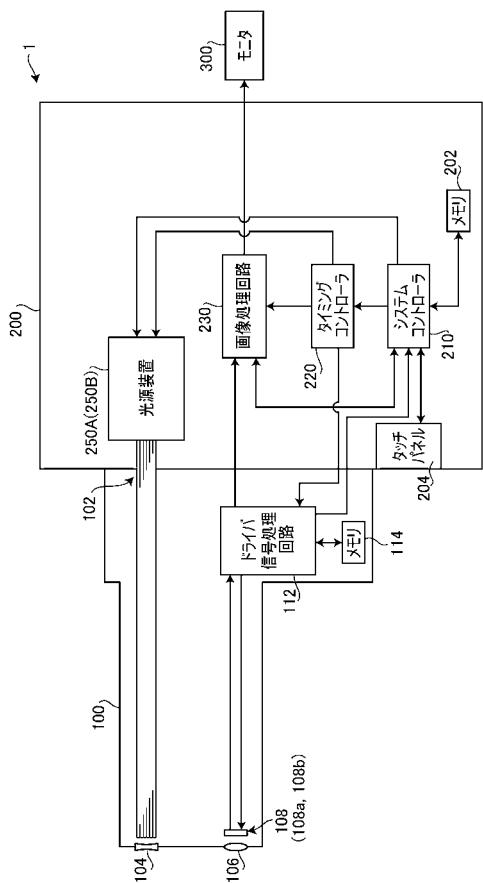
【 0 0 5 9 】

- | | |
|----------|--------------|
| 1 | 電子内視鏡装置 |
| 1 0 0 | 電子内視鏡 |
| 2 0 0 | 電子内視鏡用プロセッサ |
| 2 5 0 A、 | 2 5 0 B 光源装置 |
| 2 5 2 A | 第1機能光学系 |
| 2 5 2 B | 第2機能光学系 |
| 2 5 5 A | 鏡筒(平均化手段) |
| 2 5 5 B | 積分球(平均化手段) |
| 2 5 5 d | 拡散反射層 |
| 3 0 0 | モニタ |

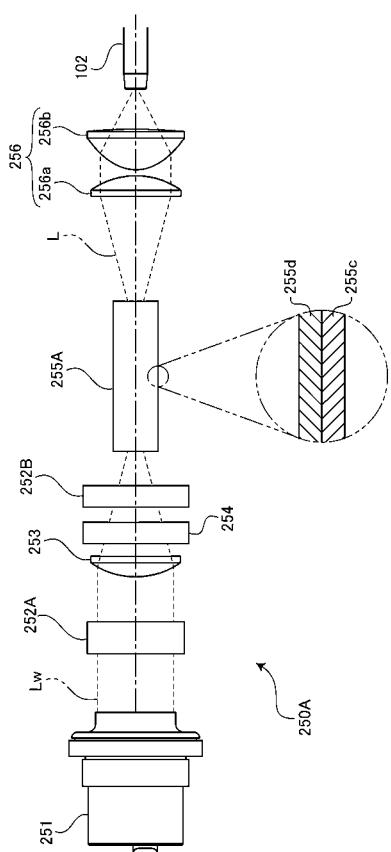
10

20

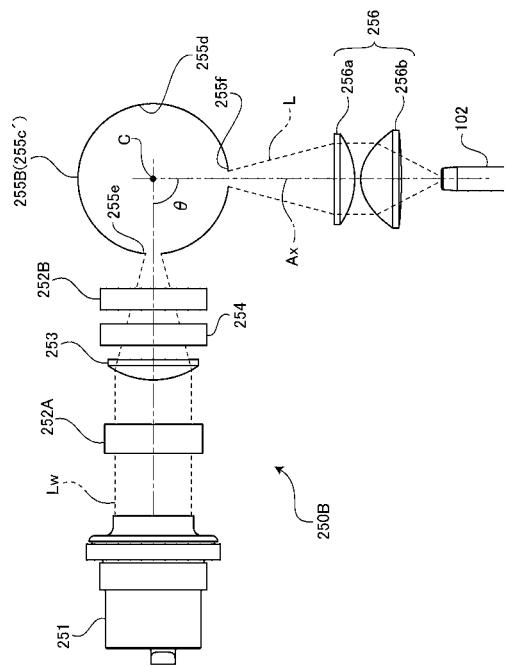
【 図 1 】



【 図 2 】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 遠藤 幹治

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O Y A 株式会社内

F ターク(参考) 2H040 CA04 CA09 CA11 CA12 CA23 GA02

4C161 CC06 FF46 GG01 LL02 MM02 QQ02 RR14 RR15 RR20

专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2014061168A	公开(公告)日	2014-04-10
申请号	JP2012208587	申请日	2012-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	增川祐哉 板津雅晴 遠藤幹治		
发明人	増川 祐哉 板津 雅晴 遠藤 幹治		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/06.510 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 4C161/CC06 4C161 /FF46 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/QQ02 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR20		
代理人(译)	尾山荣启		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：减少由于用于内窥镜的光源装置中的光学系统的色差引起的颜色再现性的劣化。解决方案：灯250A发出照明光，平均装置255A扩散并反射照明光以平均光谱分布和强度分布，并且从平均装置255A发出的照明光会聚并存储。并且，用于将光引导至内窥镜的光导的会聚光学系统256，平均装置255A具有由曲面形成的内周面，照明光在该内周面上反复扩散反射。光源设备。[选择图]图2

