

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6642654号
(P6642654)

(45) 発行日 令和2年2月12日 (2020.2.12)

(24) 登録日 令和2年1月8日 (2020.1.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/07 (2006.01)
G 0 2 B 23/26 (2006.01)A 6 1 B 1/07 7 3 1
G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 21 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2018-158997 (P2018-158997)
 (22) 出願日 平成30年8月28日 (2018.8.28)
 (62) 分割の表示 特願2014-111994 (P2014-111994)
 の分割
 原出願日 平成26年5月30日 (2014.5.30)
 (65) 公開番号 特開2019-5604 (P2019-5604A)
 (43) 公開日 平成31年1月17日 (2019.1.17)
 審査請求日 平成30年9月20日 (2018.9.20)

(73) 特許権者 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 松延 剛
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
 式会社内
 (72) 発明者 山口 恭司
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
 式会社内
 (72) 発明者 古川 昭夫
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
 式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 照明装置、照明方法、内視鏡システム及び医療用観察システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザ光を射出する複数のレーザ光源と、
 それぞれの前記レーザ光源から射出された前記複数のレーザ光を導光部に結合させるコ
 レクタレンズを少なくとも有する結合光学系と、
 結合された前記レーザ光を導光する導光部と、
 を備え、

前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を
 内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光
 の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される、照明装
 置。

【請求項 2】

前記レーザ光の波長帯域は、可視光帯域、又は、近赤外帯域である、請求項 1 に記載の
 照明装置。

【請求項 3】

前記導光部は、光ファイバである、請求項 1 又は 2 に記載の照明装置。

【請求項 4】

前記結合光学系は、更にダイクロイックミラーを有しており、

前記結合光学系の中心光軸に対する前記ダイクロイックミラーの配置位置によって、前
 記コレクタレンズの瞳位置における前記複数のレーザ光の位置が調整される、請求項 1 ~

10

20

3の何れか1項に記載の照明装置。

【請求項5】

前記導光部に入射する前記レーザ光の入射角度成分は、前記導光部の入射端面の法線方向を含む、請求項1～4の何れか1項に記載の照明装置。

【請求項6】

前記導光部では、当該導光部の入射端面の法線に対して斜め方向から、前記レーザ光が入射する、請求項1～5の何れか1項に記載の照明装置。

【請求項7】

前記レーザ光は、前記導光部の入射端面において、前記コレクタレンズ及び前記導光部で定まる光軸に対して平行に、かつ、当該光軸からずれた位置に入射する、請求項1～5の何れか1項に記載の照明装置。

10

【請求項8】

前記複数のレーザ光源は、赤色光を出射する赤色レーザ光源と、緑色光を出射する緑色レーザ光源と、青色光を出射する青色レーザ光源と、で構成されており、

前記赤色レーザ光源から出射された前記赤色光に対して、前記赤色レーザ光源の下流側で、前記緑色レーザ光源から出射された前記緑色光が合波され、かつ、前記緑色レーザ光源の下流側で、前記青色レーザ光源から出射された前記青色光が合波される、請求項1～7の何れか1項に記載の照明装置。

【請求項9】

前記導光部により導光されたレーザ光の放射角度を調整する放射角度調整部材を更に備える、請求項1～8の何れか1項に記載の照明装置。

20

【請求項10】

前記放射角度調整部材は、ホログラフィックパターンが施されたホログラフィック拡散板、又は、マイクロレンズアレイである、請求項9に記載の照明装置。

【請求項11】

前記放射角度調整部材により生成された2次光源の像を所定の近軸横倍率でライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系を更に備え、

前記コンデンサ光学系により前記ライトガイドの入射端に結像される前記2次光源の像の大きさを Y' とし、前記ライトガイドの入射端の直径を ϕ_{LG} としたとき、以下の式1で表わされる関係が成立する、請求項9又は10に記載の照明装置。

30

$$0.8 \leq Y' / \phi_{LG} \leq 1.2 \quad \dots (式1)$$

【請求項12】

前記コンデンサ光学系の前記近軸横倍率は、0.4～2.3である、請求項11に記載の照明装置。

【請求項13】

前記コンデンサ光学系により前記ライトガイドの入射端に結像される前記2次光源の像の大きさを Y' とし、前記ライトガイドの入射端の直径を ϕ_{LG} としたとき、 $Y' = \phi_{LG}$ の関係が成立する、請求項11又は12に記載の照明装置。

40

【請求項14】

少なくとも一つの前記レーザ光源では、前記コンデンサ光学系により前記ライトガイドの入射端に結像される前記2次光源の大きさを Y' とし、前記ライトガイドの入射端の直径を ϕ_{LG} としたとき、以下の式1で表わされる関係が成立し、

$$0.8 \leq Y' / \phi_{LG} \leq 1.2 \quad \dots (式1)$$

前記少なくとも一つの前記レーザ光源以外のレーザ光源では、前記結合光学系は、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記レーザ光間で、前記導光部への入射開口数を揃える開口数調整部を有する、請求項11～13の何れか1項に記載の照明装置。

50

【請求項 15】

前記コンデンサ光学系は、前記2次光源が形成される側の面、及び、前記2次光源の像が形成される面がそれぞれ平面であるレンズ系からなる、請求項11~14の何れか1項に記載の照明装置。

【請求項 16】

前記コンデンサ光学系は、前記放射角度調整部材の側から順に、平面を前記放射角度調整部材側に向けた正の平凸レンズと、1枚以上の正レンズと、平面を前記コンデンサ光学系の後段側に向けた正の平凸レンズと、を有するレンズ系からなる、請求項11~15の何れか1項に記載の照明装置。

【請求項 17】

前記コンデンサ光学系における前記2次光源が形成される側に最も位置する平凸レンズの前記放射角度調整部材の側の面は、非球面である、請求項15に記載の照明装置。

【請求項 18】

前記レーザ光源は、半導体レーザ又は固体レーザの少なくとも何れかである、請求項1~17の何れか1項に記載の照明装置。

【請求項 19】

複数のレーザ光源から射出されたレーザ光を、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記複数のレーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系を介して当該導光部に結合させることと、

前記導光部により前記レーザ光を導光することと、
を含み、

前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される、照明方法。

【請求項 20】

レーザ光を射出する複数のレーザ光源、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記レーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系、及び、結合された前記レーザ光を導光する導光部を有し、前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される照明装置と、

前記照明装置から射出されたレーザ光を導光するライトガイドと、

前記導光された光を術野に照射し、被写体から反射された光を撮像する撮像装置と、
を備える、内視鏡システム。

【請求項 21】

レーザ光を射出する複数のレーザ光源、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記レーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系、及び、結合された前記レーザ光を導光する導光部を有し、前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される照明装置と、

前記照明装置から射出されたレーザ光を導光するライトガイドと、

前記導光された光を術野に照射し、被写体から反射された光を撮像する撮像装置と、
を備える、医療用観察システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、照明装置、照明方法及び内視鏡に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

内視鏡の光学系は、光源、集光光学系、光ファイバを束ねたバンドルファイバであるライトガイド及び照明光学系を含む。内視鏡用の光源には、一般的に、キセノンランプやハロゲンランプなどのランプ光源が良く用いられており、ランプ光源からの光をライトガイドに結合し、患者装着部である内視鏡挿入部の先端部位までライトガイドを接続することで、ライトガイド先端部から観察部位に光を照射する。

【 0 0 0 3 】

しかしながら、特にキセノンランプなどのランプ光源は、消費電力や発熱量が大きい。また、ランプ光源は、配光角度が非常に広いため、光効率が悪い。そこで、近年、内視鏡用の光源として、ランプ光源に代えてレーザを用いることが行われている。

10

【 0 0 0 4 】

光源としてレーザを使用する利点は、(1) 光源の電気光変換効率が高く、ライトガイドへの光結合効率が高いことなどから、照明装置の低消費電力化が期待できること、(2) レーザ光の指向性の高さから細径ライトガイドへの光結合効率が高く、細径の内視鏡挿入部を実現することが可能となること、(3) 波長幅が狭いことから、血管などの組織の光吸収特性と組み合わせ、特定組織の強調観察がしやすくなること、などが挙げられる。

【 0 0 0 5 】

しかしながら、レーザを光源とする照明装置から射出された光で物体を照明して照射野を観察した場合、レーザ光の可干渉性の高さに起因して、明暗の斑点模様が現れることがある。この現象は、物体の粗面でランダムな光の干渉が起こり、ランダムな強度分布を持った干渉パターンが現れるために発生する。このような斑点模様はスペckル (s p e c k l e) ノイズと呼ばれ、照射野観察の妨げとなりうる。

20

【 0 0 0 6 】

そこで、スペckルノイズの発生の少ない観察像を得るために、下記特許文献 1 ~ 特許文献 5 に例示したような様々な技術が提案されている。

【 0 0 0 7 】

例えば下記特許文献 1 では、コヒーレンス長以上の光路差長を有する複数本の光ファイバを束ねたバンドルファイバをノイズ低減装置として利用する内視鏡システムが開示されている。

【 0 0 0 8 】

例えば下記特許文献 2 では、強度変調したレーザ光を光ファイバで出力するモジュールを複数台使用し、それぞれの光ファイバを束ね、更に単一の光ファイバに光結合する内視鏡用光源装置が開示されている。

30

【 0 0 0 9 】

例えば下記特許文献 3 には、光源である半導体レーザに供給する駆動電流に高周波信号を重ねて半導体レーザを多モード発振させる高周波重畳手段を備えた照明装置が開示されている。

【 0 0 1 0 】

例えば下記特許文献 4 には、光ファイバを振動させる加振手段が内視鏡挿入部内に配置された内視鏡が開示されている。

40

【 0 0 1 1 】

例えば下記特許文献 5 には、得られた撮像画像を画像処理して観察画像として出力する内視鏡システムが開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 2 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 0 4 3 4 9 3 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 9 - 2 4 0 5 6 0 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 0 - 0 4 2 1 5 3 号公報

【 特許文献 4 】 特開 2 0 1 0 - 1 7 2 6 5 1 号公報

50

【特許文献5】特開2012-005785号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

しかしながら、上記特許文献1では素線長さがそれぞれコヒーレンス長以上のバンドルファイバデバイス、上記特許文献2では複数ファイバ光源デバイス及び強度変調装置、上記特許文献3では高周波重畳回路、上記特許文献4では機械的加振手段、上記特許文献5では画像処理装置と、照明装置の機能を実現するための構成に加えて更なる装置が用いられるため、装置全体が大型化するとともに、スペckルノイズ低減のためのコストが別途必要になってしまう。

10

【0014】

そこで、本開示では、上記事情に鑑みて、より簡便な方法でスペckルノイズを低減させることが可能な、照明装置、照明方法及び内視鏡を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本開示によれば、レーザ光を射出する複数のレーザ光源と、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記複数のレーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系と、結合された前記レーザ光を導光する導光部と、を備え、前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記

20

【0016】

また、本開示によれば、複数のレーザ光源から射出されたレーザ光を、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記複数のレーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系を介して当該導光部に結合させることと、前記導光部により前記レーザ光を導光することと、を含み、前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される照明装置が提供される。

【0017】

30

また、本開示によれば、レーザ光を射出する複数のレーザ光源、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記レーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系、及び、結合された前記レーザ光を導光する導光部を有し、前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される照明装置と、前記照明装置から射出されたレーザ光が入射するライトガイドと、を備える内視鏡が提供される。

【発明の効果】

【0018】

以上説明したように本開示によれば、より簡便な方法でスペckルノイズを低減させることが可能である。

40

【0019】

なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、又は、上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、又は、本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1A】本開示の第1の実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図1B】ライトガイドの入射端を模式的に示した説明図である。

50

【図 2】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 3】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 4】コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

。

【図 5】コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

。

【図 6】コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

。

【図 7】コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

。

【図 8】ダイクロイックミラーの光軸上でのシフト量とスペックルとの関係を示したグラフ図である。

【図 9 A】コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

【図 9 B】コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

【図 10】同実施形態に係る照明装置を備えた内視鏡の構成を模式的に示した説明図である。

【図 11】同実施形態に係るコンデンサ光学系のレンズデータを示した説明図である。

【図 12 A】同実施形態に係るコンデンサ光学系のレンズ構成例を示した説明図である。

【図 12 B】同実施形態に係るコンデンサ光学系のレンズ構成例を示した説明図である。

【図 12 C】同実施形態に係るコンデンサ光学系のレンズ構成例を示した説明図である。

【図 13 A】本開示の第 2 の実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 13 B】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 14 A】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 14 B】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 14 C】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 15】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 16】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 17】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 18 A】コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

【図 18 B】コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

【図 19】同実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【図 20】同実施形態に係る照明装置を備えた内視鏡の構成を模式的に示した説明図である。

【図 21】ダイクロイックミラーの光軸上でのシフト量とスペックルとの関係を検証するための装置構成を模式的に示した説明図である。

【図 22】ダイクロイックミラーの光軸上でのシフト量とスペックルとの関係を示したグラフ図である。

【図 23】ダイクロイックミラーの光軸上でのシフト量とスペックルとの関係を検証するための装置構成を模式的に示した説明図である。

【図 24】ダイクロイックミラーの光軸上でのシフト量とスペックルとの関係を示したグラフ図である。

【図 25】本開示の第 3 の実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

。

【図 26】同実施形態に係る照明装置を備えた内視鏡の構成を模式的に示した説明図である。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。
なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0022】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. スペックルノイズについて
2. 第1の実施の形態（照明装置全体のスペックルノイズを低減する例）
 - 2.1. 照明装置の構成について
 - 2.2. 内視鏡の構成について
 - 2.3. コンデンサ光学系の具体例
3. 第2の実施の形態（各光源のスペックルノイズを低減し、各光源で観察されるスペックルノイズのうち空間的な可干渉性に関係する部分を等しい程度にする例）
 - 3.1. 照明装置の構成について
 - 3.2. 内視鏡の構成について
 - 3.3. 検証例
4. 第3の実施の形態（第1の実施の形態と第2の実施の形態の組み合わせ例）

【0023】

（スペックルノイズについて）

本開示の実施形態に係る照明装置、照明方法及び内視鏡について説明するに先立ち、本開示で着目するスペックルノイズ（以下、単に「スペックル」ともいう。）について、簡単に説明する。

【0024】

スペックルノイズは、（a）観察部位を照明する光源の波長幅と、（b）観察部位を照明する光源の輝度分布と、（c）観察部位の表面粗度と、に依存することが知られている。この3つの要因のうち、（a）は光源の時間的な可干渉性に関係し、（b）は、光源の空間的な可干渉性に関係する。従って、ここで問題として扱うスペックルは、光源の空間的な可干渉性に関係する。

【0025】

輝度分布 $S(\xi)$ を持った光源により照らされた物体面の可干渉性は、以下の式1で表わされる Van Cittert Zernike（ファン・シッター・ゼルニケ）の定理に従うことが知られている。

【0026】

【数1】

$$\mu(x, x + \Delta x) = \frac{1}{\int d\xi S(\xi)} \int d\xi S(\xi) \exp \left[-i \frac{2\pi}{\lambda} \xi \Delta x \right] \quad \dots (式1)$$

【0027】

ここで、上記式1において、

- x：物体面上における位置
 - μ ：複素コヒーレンス度（位置 x と $(x + \Delta x)$ との間の空間的な可干渉性を示すパラメータ）
 - $S(\xi)$ ：光源の輝度分布
 - i：虚数単位
 - λ ：波長
- である。

【 0 0 2 8 】

上記式 1 の形状から明らかなように、物体面の空間的な可干渉性は、光源の輝度分布 $S(\xi)$ のフーリエ変換により与えられる。すなわち、光源の輝度分布の空間周波数スペクトルがコヒーレンス度である。従って、光源が点光源であれば、輝度分布 $S(\xi)$ は δ 関数とみなすことができ、物体面のあらゆる点同士が干渉して、可干渉性が高くなる。このような光源（点光源）は、コヒーレント（coherent）な光源といわれる。一方、大きさ無限大の一樣光源である場合には、輝度分布 $S(\xi) = 1$ となって、そのフーリエ変換は δ 関数となり、物体面上の同一位置でしか干渉しなくなり、可干渉性が低くなる。このような大きさが無限大の光源は、インコヒーレント（incoherent）な光源といわれる。照明装置に実際に用いられる光源は、空間的にコヒーレント光源とインコヒーレント光源の間に位置する部分的コヒーレントな光源であるため、見かけ上の光源の大きさが大きく、光源の輝度分布が一樣であるほど、可干渉性が低くなる。

10

【 0 0 2 9 】

近年、光源として用いられるレーザは、その発光原理から、ランプ光源と比較して波長幅が狭く、発光部位の大きさが小さいため、光の空間的、時間的な可干渉性が高い。その結果、光源としてレーザを用いた場合には、スペックルノイズが大きく観測される傾向にある。

【 0 0 3 0 】

ここで、レーザ光を用いて白色光を得るためには、光の三原色である R（赤色光）、G（緑色光）、B（青色光）をそれぞれ射出するレーザデバイスを用いたり、B のレーザデバイスと青色励起の蛍光体による発光を加えたりすることが考えられる。しかしながら、各色のレーザデバイス毎にニアフィールドパターン（Near-Field Pattern：NFP）やファーフIELDパターン（Far-Field Pattern：FFP）が異なるため、色ムラが生じるとともに、ビーム形状を起因とする空間的可干渉性に相違が生じた結果、各色で観察されるスペックルノイズの大きさが異なってしまう。

20

【 0 0 3 1 】

また、光学系全体で保持される不変量の一つに、以下の式 2 で表わされるラグランジェの不変量がある。

【 0 0 3 2 】

$$L_1 = \varphi_1 \times NA_1 \quad \cdots \text{ (式 2)}$$

30

L_1 : ラグランジェの不変量

φ_1 : 光源の大きさ

NA_1 : 光源の開口数 ($= n \times \sin \Theta_1$)

n : 屈折率

Θ_1 : 光源の発散角

【 0 0 3 3 】

ここで、レーザを用いた光学系は、上記のラグランジェの不変量が小さいため、ライトガイドに結合する際に求められる大きな光源のサイズと大きな発散角の両立が難しい。

【 0 0 3 4 】

従って、レーザを用いて内視鏡のための照明光源を実現する場合には、上記のような点を十分に考慮することが求められる。

40

【 0 0 3 5 】

レーザのようなコヒーレントな光源を用いた場合に、ライトガイドの入射端に対してライトガイドへの光結合効率の向上のみを重視してビーム径を小さくすると、上記説明から明らかなように可干渉性が高くなり、スペックルノイズがより発生しやすくなってしまう。スペックル低減策としては、従来では、上記特許文献 1 ~ 特許文献 5 に示したように、照明装置に更なる機構を付加することで、スペックルノイズの低減を図られる。

【 0 0 3 6 】

しかしながら、本発明者らは上記内容について鋭意検討した結果、レーザ光のビーム径と輝度分布に着目することで、より簡便にスペックルノイズを低減可能であることに想到

50

し、以下で説明する本開示の各実施形態に係る照明装置及び照明方法を完成するに至ったのである。以下では、本開示の各実施形態に係る照明装置及び照明方法と、かかる照明装置を用いた内視鏡について、詳細に説明する。

【0037】

(第1の実施形態)

以下では、まず、照明装置全体での可干渉性を低減してスペックルノイズを発生しにくくすることが可能な照明装置及び照明方法と、この照明装置を有する内視鏡について、詳細に説明する。

【0038】

<照明装置の構成について>

まず、図1A～図9Bを参照しながら、本開示の第1の実施形態に係る照明装置の構成について説明する。図1Aは、本実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図であり、図1Bは、ライトガイドの入射端を模式的に示した説明図である。図2～図3は、本実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。図4～図7及び図9A～図9Bは、コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。図8は、ダイクロイックミラーの光軸上でのシフト量とスペックルとの関係を示したグラフ図である。

【0039】

本実施形態に係る照明装置1は、図1Aに模式的に示したように、レーザ光源100と、結合光学系110と、光ファイバ120と、コリメート光学系130と、拡散部材140と、コンデンサ光学系150と、を有する。

【0040】

レーザ光源100は、照明装置1において少なくとも1つ設けられ、所定波長のレーザ光を射出する。本実施形態に係る照明装置1において、かかるレーザ光源100としては、各種の半導体レーザや固体レーザを使用することが可能であり、これらのレーザと波長変換機構とを組み合わせたものを使用することも可能である。レーザ光源100から射出されるレーザ光の波長は、照明対象においてどのような対象物や現象を観察するかに応じて適宜選択されればよい。かかる波長の例としては、波長400～700nm程度の可視光帯域や、ICG(Indocyanine green)蛍光造影法に用いられる近赤外帯域を挙げることができる。なお、かかるレーザ光を蛍光励起用の励起光とする場合、観察される蛍光は、励起光照射部位の自家蛍光や、照射部位に導入された各種蛍光試薬に起因する薬剤蛍光などを含んでもよい。

【0041】

結合光学系110は、レーザ光源100から射出された上記レーザ光を、後段に設けられた光ファイバ120に光結合させるための光学系である。かかる結合光学系110の構成は特に限定されるものではなく、公知の様々な光学素子を適宜組み合わせ、レーザ光を光ファイバ120に対して光結合させるようにすればよく、レーザ光を光ファイバ120に光結合させるための集光レンズ(コレクタレンズ)を少なくとも1つ有している。

【0042】

また、複数のレーザ光源100を組み合わせ、白色の照明光を実現する場合、結合光学系110には、上記コレクタレンズに加えて、少なくとも1つのダイクロイックミラー又はダイクロイックプリズムが更に設けられる。複数のレーザ光源100から射出された複数のレーザ光は、ダイクロイックミラー又はダイクロイックプリズムにより合波されて、白色光が生成される。合波された光は、上記コレクタレンズによって集光されて、光ファイバ120に結合される。

【0043】

なお、複数のレーザ光源100を組み合わせ、用いる場合には、各レーザ光の光ファイバ120への入射開口数は、揃っていることが好ましい。しかしながら、各レーザのFFPが異なることにより、実際は揃えることが難しい。従って、かかる場合には、結合光学系110において、それぞれのレーザ光源100から射出されたレーザ光間で入射開口数

10

20

30

40

50

を揃えるための開口数調整部が設けられる。この開口数調整部については、以下で改めて詳細に説明する。

【 0 0 4 4 】

光ファイバ 1 2 0 は、結合光学系 1 1 0 によって導光されたレーザ光を、後段に設けられたコリメート光学系 1 3 0 へと導光する。光ファイバ 1 2 0 の射出光は、回転対称なビームとなり、輝度分布の一様化に寄与する。この光ファイバ 1 2 0 は、特に限定されるものではなく、公知のマルチモード光ファイバ（例えば、ステップインデックス型マルチモードファイバ）を利用することが可能である。また、光ファイバ 1 2 0 のコア径についても特に限定されるものではなく、例えばコア径が 1 mm 程度のものを利用可能である。

【 0 0 4 5 】

本実施形態に係る光ファイバ 1 2 0 では、光ファイバの入射端において複数光源間の開口数になるべく一致するように、光ファイバ 1 2 0 の入射端へと導光される。このとき、レーザ光源から射出されるレーザ光をコリメートするレンズの焦点距離を最適化するなどして、光ファイバ 1 2 0 の射出端から射出されるレーザ光が、光ファイバの中心光軸近傍の光量が周辺部の光量と比べて低くなるようなドーナツ状の光線ではなく、光ファイバの中心光軸近傍が周辺部と同等の光量を有するような中実の光線とすることが望ましい。

【 0 0 4 6 】

コリメート光学系 1 3 0 は、光ファイバ 1 2 0 の出射端の下流側に設けられ、光ファイバ 1 2 0 から射出されたレーザ光を平行光束へと変換する。コリメート光学系 1 3 0 によりレーザ光が平行光束へと変換されることで、後段に設けられた拡散部材 1 4 0 において、拡散部材 1 4 0 の拡散角度によりレーザ光の拡散状態を容易に制御することが可能となる。コリメート光学系 1 3 0 の構成については、特に限定されるものではなく、公知の光学素子を適宜組み合わせ、レーザ光を平行光束へと変換するための公知の光学系を構成すればよい。

【 0 0 4 7 】

拡散部材 1 4 0 は、コリメート光学系 1 3 0 の後側焦点位置近傍に設けられ、コリメート光学系 1 3 0 から射出された平行光束を拡散させることで、2 次光源を生成する。すなわち、拡散部材 1 4 0 における光の射出端が、2 次光源として機能することとなる。

【 0 0 4 8 】

拡散部材 1 4 0 により生成される 2 次光源のサイズは、コリメート光学系 1 3 0 の焦点距離によって制御することができる。また、拡散板の拡散角度により出射光の NA を制御することが可能である。両者の効果により、上記式 2 で示したラグランジェの不変量を大きくすることが可能となり、所望の光源サイズと所望の照明範囲とを両立することが可能となる。

【 0 0 4 9 】

なお、2 次光源の大きさを調整したい場合には、光ファイバからの出射 NA とコリメート光学系の焦点距離より最適化すればよい。なお、後側焦点位置近傍が、実際にどのくらいの範囲となるかについては、特に限定されるものではないが、例えば、後側焦点位置を含み、その上流側及び下流側に焦点距離 $\pm 10\%$ 程度の範囲とすることが好ましい。

【 0 0 5 0 】

拡散部材 1 4 0 から射出される光の発散角は、拡散部材 1 4 0 の持つ拡散角度によって制御される。いま、画角 ω (度) の平行光束が拡散部材（例えば拡散板）を透過した場合の出射角度は、以下の式 1 0 1 で近似される。

【 0 0 5 1 】

【 数 2 】

$$\Theta = \sqrt{\Theta_w^2 + \Theta_d^2} \quad \cdots (式 1 0 1)$$

【 0 0 5 2 】

ここで、上記式 101 において、

Θ : 拡散部材出射角度

Θ_w : 入射光の画角

Θ_d : 拡散部材の拡散角度

である。

【0053】

いま、拡散部材の拡散角度 $\Theta_d = 23$ 度であり、光ファイバ 120 (マルチモードファイバ) のコア径 $w = 1$ mm であるとする。入射光の画角 Θ_w は、コリメート光学系 130 の焦点距離を $f_{c.o.1}$ とすると、 $\Theta_w = \arctan \{ (w/2) / f_{c.o.1} \}$ で与えられるため、例えば、コリメート光学系の焦点距離を参考に $f_{c.o.1} = 7.9$ mm とすると、 $\Theta_w = 3.6$ 度となる。かかる Θ_d 及び Θ_w を上記式 101 に代入すると、拡散部材の出射角度 $\Theta = 23.27$ 度となる。この結果は、拡散部材の出射角度 Θ において、マルチモードファイバのコア径が上記程度であれば、画角 Θ_w はほとんど影響を与えるものではなく、軸上、軸外の光は、共に拡散部材 140 に設定された拡散角度に制御されることを示している。

10

【0054】

本実施形態において、拡散部材 140 の拡散角度は特に限定されるものではなく、照明装置 1 が実現すべきサイズや、照明装置 1 に適用可能な拡散部材が有する特性値などに応じて適宜決定すればよい。かかる拡散角度 Θ_d は、例えば 23 度程度に設定することができる。

20

【0055】

なお、具体的な拡散部材 140 の種類については、特に限定されるものではなく、公知の拡散素子を利用することが可能である。このような拡散部材の例として、例えば、フロスト型のすりガラスやガラス内に光拡散物質を分散させることで拡散特性を利用したオパール型の拡散板やホログラフィック拡散板を挙げることができる。ホログラフィック拡散板は、所定の基板上にホログラフィックパターンが施されたものであり、出射光の拡散角度を任意の角度に設定することができるため、特に好ましい。

【0056】

拡散部材 140 から射出された光は、コンデンサ光学系 150 へと導光される。コンデンサ光学系 150 は、拡散部材 140 に形成された 2 次光源を、所定の近軸横倍率で、照明対象へと結像させる。かかる照明対象としては、例えば、コンデンサ光学系 150 の下流側に位置する、内視鏡ユニットに設けられたライトガイドの入射端を挙げることができる。図 1B に模式的に示したように、ライトガイドの入射端では、ファイバコア部とファイバクラッド部とから構成される光ファイバが、複数束ねられた構造となっている。ここで、本実施形態に係るコンデンサ光学系 150 は、従来とは異なり、照明対象 (例えば、内視鏡ユニットに設けられたライトガイドの入射端) の面積をなるべく満たすように 2 次光源を結像させる。これにより、照明装置 1 全体としてスペックルノイズを低減させることができる。

30

【0057】

コンデンサ光学系 150 の結像倍率 (近軸横倍率) β は、コンデンサ光学系の焦点距離 f と、焦点位置 F から物体面までの距離 X により、以下の式 102 で表わされる。

40

【0058】

$$\beta = f / X \quad \cdots (式 102)$$

【0059】

ここで、コンデンサ光学系 150 が無収差の場合、コンデンサ光学系 150 の結像倍率 β と、コンデンサ光学系 150 の入射開口数及び出射開口数は、以下の式 103 で表わされる関係式を満足する。

【0060】

$$\beta = Y' / Y = NA_{cond} / NA_{cond} \quad \cdots (式 103)$$

Y : 2 次光源の大きさ

50

Y' : 2次光源の像の大きさ

NA_{cond} : コンデンサ光学系の入射開口数

NA_{cond}' : コンデンサ光学系の出射開口数

【0061】

一方、光ファイバを束ねたバンドルファイバであるライトガイドの許容開口数 NA_L は、光ファイバのコア部の屈折率を n_1 とし、クラッド部の屈折率を n_2 としたときに、以下の式104で与えられ、一般的なライトガイドの許容開口数 NA_L は、 $0.56 \sim 0.88$ の範囲にある。

【0062】

【数3】

10

$$NA_L = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad \dots (式104)$$

【0063】

また、光源からの光をコンデンサ光学系150により集光して、コンデンサ光学系150の後段に設けられたライトガイドに効率よく入射させるには、以下の式105の関係を満足することが好ましい。

【0064】

20

$$NA_{cond}' \cdot NA_L \quad \dots (式105)$$

【0065】

その上で、本実施形態に係る照明装置1では、コンデンサ光学系150を透過した2次光源が入射するライトガイドの入射端の直径を ϕ_{LG} とし、2次光源の像の大きさを Y' としたときに、以下の式106で表わされる関係が成立するように、2次光源の像の大きさが制御されることが好ましい。すなわち、2次光源の像がライトガイドの入射端を満たすようにすることが望ましい。以下の式106で表わされる関係式を満足することで、上記式105で表わされる関係式を満たしつつ、スペックルノイズの低減を図ることが可能となる。なお、2次光源の像の大きさは、マルチモードファイバの射出NAとコリメータの焦点距離により規定される。

30

【0066】

$$0.8 \leq Y' / \phi_{LG} \leq 1.2 \quad \dots (式106)$$

【0067】

Y' / ϕ_{LG} が0.8未満となる場合には、ライトガイドの入射端の直径よりも2次光源の像が小さくなる。ライトガイドの入射端と射出端は一般的に共役となり、結果として、ライトガイドの射出光で照明する場合、被照射面から観察した時の見かけ上の光源サイズが小さくなり、スペックルが悪化してしまう。光結合効率の観点よりコア径よりも十分に小さくなるように2次光源は制御される場合、スポットサイズが小さい場合にスペックルが悪化してしまう可能性が高い。また、ライトガイドを途中で分岐して複数の射出端で照明する構成とした内視鏡の場合、分岐された射出端間の輝度分布が大きく異なってしまう、スペックルが悪化する不具合がある。

40

【0068】

一方、 Y' / ϕ_{LG} が1.2超過となる場合には、2次光源又は2次光源の像が、ライトガイドの入射端の直径よりも大きくなる。その場合、ライトガイド入射端面において、レーザ光のケラレが発生して、光結合効率が落ちてしまう。

【0069】

なお、コンデンサ光学系で結像される2次光源の像が形成されるライトガイドの入射端の直径 ϕ_{LG} と、2次光源の像の大きさ Y' とは、 $Y' = \phi_{LG}$ の関係が成立することがより好ましい。

【0070】

50

また、コンデンサ光学系 150 の近軸横倍率 β は、2 次光源の像の大きさ Y' が上記式 106 の範囲を満足するように適宜決定すればよいが、 $0.4 < \beta < 2.3$ を満たすことがより好ましい。

【0071】

近軸横倍率 β が 0.4 未満である場合には、拡散部材 140 の有効径が大きくなりすぎてしまい、装置が大型化してしまう可能性があるため、好ましくない。一方、近軸横倍率 β が 2.3 超過である場合には、拡散部材 140 として大きな拡散角が必要となって、透過率が低下する可能性がある。また、拡散部材 140 として特殊な構造のものを別途入手しなくてはならず、コストが増加してしまう可能性がある。コンデンサ光学系 150 の近軸横倍率 β が上記範囲となることで、照明装置を製造するにあたってのコストを抑えながら、装置の小型化を図ることが可能となる。また、式 106 を満たすように 2 次光源の像の大きさ Y' を調整する方法として、コンデンサレンズとライトガイドの入射端面の間隔を調整できる機構を設けても良い。

【0072】

以上、図 1 A 及び図 1 B を参照しながら、本実施形態に係る照明装置 1 の構成について、詳細に説明した。

【0073】

[照明装置の具体例]

次に、図 2 ~ 図 9 B を参照しながら、本実施形態に係る照明装置の構成を具体的に説明する。

【0074】

図 2 は、レーザ光源 100 として、赤色光、緑色光、青色光をそれぞれ射出するレーザ光源を用い、拡散部材 140 として、ホログラフィック拡散板 141 を用いた場合の照明装置 1 の構成を模式的に示したものである。図 3 は、赤色光、緑色光、青色光をそれぞれ射出するレーザ光源を用い、拡散部材 140 として、マイクロレンズアレイ 143 を用いた場合の照明装置 1 の構成を模式的に示したものである。

【0075】

図 2 及び図 3 に示したように、R G B 各色のレーザ光源から射出されたレーザ光は、ミラー M やダイクロイックミラー DM によって合波されて、コレクタレンズ L へと導光される。図 2 及び図 3 に示したように、複数個のレーザを光源として用いる場合、例えば図 4 に模式的に示したように、コレクタレンズ L の瞳位置において、各色のビーム径が異なっていることが生じうる。

【0076】

先だって説明したように、R G B の各色がコレクタレンズ L によって光ファイバ 120 に結合される際には、各色の光ファイバへの入射開口数が揃っていることが好ましい。この理由としては、次のことがあげられる。一般的に、入射開口数が最も大きいレーザ光に合わせてレンズのパワー配置は決定されるため、入射開口数が小さいレーザ光は、拡散板位置でのビーム径が小さくなってしまう。すなわち、ライトガイド入射端における輝度分布が、不均一になってしまう。各色の入射開口数を揃えるためには、例えば、コレクタレンズ L の瞳位置において、各色の見かけ上のビーム径を合わせる方法がある。この方法は、例えば図 5 に模式的に示したように、最大の入射開口数となる位置（すなわち、ビーム径最大のレーザ光の端部）に、最ビーム径最少のレーザ光の端部が位置するようにすればよい。このようにすることで、ビーム径最大のレーザ光と、ビーム径最少のレーザ光とは、ある一点で互いに接することとなる。なお、図 5 において、2 つのレーザ光は、 z 軸正方向側の端部で互いに接しているが、かかる位置は図 5 に示した場合に限定されるものではなく、 z 軸負方向側の端部で互いに接していてもよい。

【0077】

また、出力の確保や時間的コヒーレンスの低減などの理由により、同一又は近い波長の複数レーザを合波している場合には、図 6 に模式的に示したように、少なくとも瞳の中心と、最大の入射開口数の位置とにビーム径最少のビームを配置すればよい。

【0078】

図5や図6に模式的に示したように入射開口数を一致させることで、拡散部材140の位置に形成される2次光源の光量分布が均一化され、色によるスペックル発生量の差を低減することができる。換言すれば、拡散部材140に形成される各色の2次光源の最大ビーム径がほぼ等価になり、色によるスペックル発生量の差を低減することができる。

【0079】

図5に示したような状況を実現するためには、結合光学系110の一つとして設けられたダイクロイックミラーDMを開口数調整部として利用し、レーザ光のコレクタレンズLへの入射位置を調整すればよい。

【0080】

具体的には、図7に示したように、ビーム径のより大きなレーザ光を射出するレーザ光源Aと、ビーム径のより小さなレーザ光を射出するレーザ光源Bがある場合に、結合光学系110の中心光軸に対するダイクロイックミラーDMの配置位置光軸方向にシフトさせて、ビーム位置を図5に示したようにオフセットすればよい。これにより、図5に示したように、互いのビーム位置を合わせることができる。

【0081】

実際に、かかる構成でダイクロイックミラーをシフトさせた結果を、図8に示す。図8の横軸は、結合光学系110の中心光軸に対するダイクロイックミラーDMのシフト量を示しており、図8の縦軸は、スペックル量に対応するスペックルコントラストレシオ(SCR)を示している。図8から明らかなように、シフトによりライトガイド入射端における輝度分布が一様に近づき、スペックルコントラストが低減されていることが分かる。

【0082】

また、図6に示したような状況を実現するためには、例えば図9Aや図9Bに示したように、開口数調整部として、ミラーMや、 $\lambda/2$ 波長板や、偏光ビームスプリッタPBSを更に利用して、ダイクロイックミラーDMへのレーザ光の入射位置を調整すればよい。

【0083】

なお、ビーム径の大きいレーザ光を射出するレーザ光源については、かかる開口数調整部を設けることなく、上記式106を満たすようにコンデンサ光学系150の近軸横倍率を設定し、ビーム径の小さなレーザ光を射出するレーザ光源については、かかる開口数調整部を利用して、上記式106を満たすように開口数の調整を行うといった態様も実現可能である。

【0084】

以上、図2～図9Bを参照しながら、本実施形態に係る照明装置の構成を具体的に説明した。

【0085】

<内視鏡の構成について>

続いて、図10を参照しながら、本実施形態に係る照明装置1が照明光源として用いられる内視鏡10の構成について、簡単に説明する。図10は、本実施形態に係る照明装置を備えた内視鏡の構成を模式的に示した説明図である。

【0086】

以上説明したような照明装置1を光源として用い、コンデンサ光学系による光源の像を、任意の内視鏡ユニット900が備えるライトガイド901に結像させることで、スペックルノイズの低減された照明光を得ることが可能となる。ライトガイド901に導光された照明光は、ライトガイド901によって内視鏡本体903へと導光されて、内視鏡の先端部へと導かれる。

【0087】

ここで、照明装置1が装着される内視鏡ユニット900については特に限定されるものではなく、一般的なライトガイド901を備えた内視鏡ユニット900であれば、任意のものが利用可能である。逆に、特定のライトガイド901を有する内視鏡ユニット900を利用したい場合には、ライトガイド901の許容入射開口数 NA_L に応じて、本実施形

10

20

30

40

50

態に係る照明装置 1 の 2 次光源の像の大きさ Y' や、コンデンサ光学系 150 の近軸横倍率 β を設定すればよい。

【0088】

以上、図 10 を参照しながら、本実施形態に係る照明装置 1 を備えた内視鏡 10 について、簡単に説明した。

【0089】

<コンデンサ光学系の具体例>

次に、図 11 ~ 図 12C を参照しながら、本実施形態に係る照明装置 1 におけるコンデンサ光学系 150 について、具体例を挙げながら説明する。図 11 は、本実施形態に係るコンデンサ光学系のレンズデータを示した説明図であり、図 12A ~ 図 12C は、本実施形態に係るコンデンサ光学系のレンズ構成例を示した説明図である。

【0090】

本実施形態に係るコンデンサ光学系 150 の具体例のレンズデータを図 11 に示し、レンズ構成図を図 12A ~ 図 12C に示した。図 11 に示した表において、 f は、焦点距離であり、 $S1toH$ は、コンデンサレンズ系の第 1 面から前側主点位置までの距離であり、 β は、近軸横倍率であり、 OBJ は、第 1 面から物体面までの距離であり、 X は、焦点位置 F から物体面までの距離である。また、図 11 の上段に示した表において、カラム A ~ カラム C のレンズデータは、それぞれ図 12A ~ 図 12C に示したレンズ構成図に対応している。

【0091】

なお、図 11 ~ 図 12C に示したコンデンサ光学系 150 は、ライトガイドの入射面の直径 $\phi_{LG} = 2.0$ 、許容開口数 $NA_L = 0.57$ のライトガイド 901 を用いる場合を想定しており、照明装置 1 の他の設定値は、以下の通りである。

【0092】

マルチモードファイバ出射開口数 $NA_M = 0.22$

コリメート光学系焦点距離 $f_{co1} = 7.6$

2 次光源の大きさ $Y = 3.34$

拡散板角度 = 23 度

【0093】

図 12A ~ 図 12C に示したように、本実施形態に係るコンデンサ光学系 150 の各具体例は、2 次光源側の入射面（図 12A ~ 図 12C において、図中右側に位置する面）、及び、2 次光源の像側の出射面（図 12A ~ 図 12C において、図中左側に位置する面）が、それぞれ平面であるレンズ系からなる。また、図 11 の下段に示した表及び図 12A ~ 図 12C から明らかなように、かかるコンデンサ光学系 150 は、拡散部材 140 の側から順に、平面を拡散部材側に向けた正の平凸レンズと、1 枚以上の正レンズと、平面をコンデンサ光学系 150 の後段側に向けた正の平凸レンズと、を有するレンズ系から構成されている。また、2 次光源の像側に最も位置する平凸レンズの拡散部材 140 の側の面（図 11 の下段に示したレンズデータのうち、面番号 $S = 7$ に対応。）は、非球面となっている。

【0094】

なお、光軸を中心とする回転対称非球面は、以下の式 107 で表わされる。ここで、以下の式 107 において、 C は、曲率（ $1/r$ ）であり、 h は、光軸からの高さであり、 K は、円錐係数である。また、面番号 $S = 7$ の非球面データは、図 11 下段に示した通りである。

【0095】

【数 4】

$$x = \frac{Ch^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + K)C^2h^2}} + (A4)h^4 + (A6)h^6 + (A8)h^8 + \dots \quad \dots (式 107)$$

【0096】

本実施形態に係るコンデンサ光学系 150 では、図 11 ~ 図 12C に示したようなレンズを用いることで、低コスト化を図ることが可能となる。

【0097】

10

特に、図 12B に示したレンズ構成の場合、 $\beta = 0.6$ 、 $Y = 3.34$ であるため、 $Y' = 2$ となり、式 106 を満足する。また、 $NA = 0.57$ となり、式 105 も成立し、高効率でライトガイドに照明光を結合させることが可能である。また、ラグランジェの不変量が小さいレーザを光源とした照明光学系であっても、本光学系によりライトガイドに結合する際に求められる大きな光源のサイズと大きな発散角の両立を実現することが可能となる。

【0098】

以上、図 1 ~ 図 12C を参照しながら、本発明の第 1 の実施形態に係る照明装置、照明方法及び内視鏡について、詳細に説明した。

【0099】

20

(第 2 の実施形態)

以下では、光源から射出されたレーザ光のスペックルノイズを低減することが可能な照明装置及び照明方法と、この照明装置を有する内視鏡について、詳細に説明する。

【0100】

< 照明装置の構成について >

まず、図 13A ~ 図 19 を参照しながら、本開示の第 2 の実施形態に係る照明装置の構成について説明する。図 13A ~ 図 17 及び図 19 は、本開示の第 2 の実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。図 18A 及び図 18B は、コレクタレンズの瞳位置とレーザ光との位置関係を説明するための説明図である。

【0101】

30

本実施形態に係る照明装置 2 は、図 13A に模式的に示したように、レーザ光源 200 と、光ファイバ 220 と、拡散部材 240 と、を少なくとも有する。また、本実施形態に係る照明装置 2 は、図 13B に模式的に示したように、レーザ光源 200 と光ファイバ 220 との間に結合光学系 210 を更に有するとともに、光ファイバ 220 と拡散部材 240 との間にコリメート光学系 230 を更に有することが好ましい。

【0102】

レーザ光源 200 は、照明装置 2 において少なくとも 1 つ設けられ、所定波長のレーザ光を射出する。本実施形態に係る照明装置 2 において、かかるレーザ光源 200 としては、各種の半導体レーザや固体レーザを使用することが可能であり、これらのレーザと波長変換機構とを組み合わせたものを使用することも可能である。レーザ光源 200 から射出されるレーザ光の波長は、照明対象においてどのような対象物や現象を観察するかに応じて適宜選択されればよい。かかる波長の例としては、波長 400 ~ 700 nm 程度の可視光帯域や、ICG (Indocyanine green) 蛍光造影法に用いられる近赤外帯域を挙げることができる。なお、かかるレーザ光を蛍光励起用の励起光とする場合、観察される蛍光は、励起光照射部位の自家蛍光や、照射部位に導入された各種蛍光試薬に起因する薬剤蛍光などを含んでもよい。

40

【0103】

結合光学系 210 は、レーザ光源 200 から射出された上記レーザ光を、後段に設けられた光ファイバ 220 に光結合させるための光学系である。かかる結合光学系 210 の構成は特に限定されるものではなく、公知の様々な光学素子を適宜組み合わせ、レーザ光

50

を光ファイバ２２０に対して光結合させるようにすればよく、レーザ光を光ファイバ２２０に光結合させるための集光レンズ（コレクタレンズ）を少なくとも１つ有している。

【０１０４】

また、結合光学系２１０は、レーザ光源２００と上記コレクタレンズとの間に、レーザ光源２００から射出されたレーザ光を略平行化する（換言すれば、略平行光束とする）コリメートレンズを更に有することが好ましい。ここで、略平行とは、コリメートレンズから放射される光の放射角が最小化された状態であることをいい、コリメートレンズの焦点距離の位置と、レーザ光源２００から射出されたレーザ光のビームウェスト位置とを一致させたときに達成される。

【０１０５】

更に、赤色半導体レーザ、緑色発光の半導体励起固体レーザ及び青色反動レーザなど、複数のレーザ光源２００を組み合わせることで白色の照明光を実現する場合、結合光学系２１０には、上記コレクタレンズに加えて、少なくとも１つのダイクロイックミラー又はダイクロイックプリズムが更に設けられる。複数のレーザ光源２００から射出された複数のレーザ光は、ダイクロイックミラー又はダイクロイックプリズムにより合波されて、白色光が生成される。合波された光は、上記コレクタレンズによって集光されて、光ファイバ２２０に結合される。

【０１０６】

ここで、本実施形態に係る照明装置２では、レーザ光は、光ファイバ２２０の入射端面に、当該入射端面の法線に対して斜め方向から入射する。より詳細には、レーザ光（又は、合波された光）の集光角又は放射角が、光ファイバ２２０の開口数（すなわち、入射許容角）よりも小さい場合に、レーザ光は、光ファイバ２２０の開口数（入射許容角）の範囲内でレーザ光に角度をつけて、入射端面の法線に対して斜め方向から入射する。更により好ましくは、本実施形態に係る照明装置２は、レーザ光の入射端面での角度成分に入射端面の法線方向を含む。これにより、レーザ光源２００から射出されたレーザ光のスペクトルノイズを低減することが可能となる。なお、レーザ光の光ファイバ２２０への入射のさせ方については、以下で改めて詳細に説明する。

【０１０７】

光ファイバ２２０は、結合光学系２１０によって導光されたレーザ光を、後段に設けられた図１３Ａにおける拡散部材２４０、又は、図１３Ｂにおけるコリメート光学系２３０へと導光する。この光ファイバ２２０は、特に限定されるものではなく、公知のマルチモード光ファイバ（例えば、ステップインデックス型マルチモードファイバ）を利用することが可能である。また、光ファイバ２２０のコア径についても特に限定されるものではなく、例えばコア径が１ｍｍ程度のものを利用可能である。

【０１０８】

本実施形態に係る光ファイバ２２０では、光ファイバの許容開口数の範囲で、なるべく大きな入射角度になるように、入射端面の法線に対して斜め方向からレーザ光が導光されるため、光ファイバ２２０の射出端から射出されるレーザ光の放射角は、入射端面でのレーザ光の集光角より大きなものとなる。

【０１０９】

光ファイバ２２０の射出端から射出されるレーザ光の遠視野像（強度分布）は、光ファイバ２２０に入射するレーザ光の入射角度成分に入射端面の法線方向が含まれない場合は、光ファイバの中心光軸近傍の光量が周辺部の光量と比べて低くなるようなドーナツ状になる。一方、光ファイバ２２０に入射するレーザ光の入射角度成分に入射端面の法線方向が含まれる場合には光ファイバの中心光軸近傍が周辺部と同等の光量を有するような中実の形状となる。従って、本実施形態に係る照明装置２は、より好ましくは、光ファイバ２２０に入射するレーザ光の入射角度成分に入射端面の法線方向が含まれ、光ファイバ２２０の射出端から射出されるレーザ光の遠視野像（強度分布）が中実の形状となるように構成される。

【０１１０】

コリメート光学系 230 は、光ファイバ 220 の出射端の下流側に設けられ、光ファイバ 220 から射出されたレーザ光を略平行化する。コリメート光学系 230 により光ファイバ 220 から射出されたレーザ光を略平行化することで、後段に設けられた拡散部材 240 において、拡散部材 240 の拡散角度によりレーザ光の拡散状態を容易に制御することが可能となる。なお、コリメート光学系 230 の構成については、特に限定されるものではなく、公知の光学素子を適宜組み合わせ、レーザ光を平行光束へと変換するための公知の光学系を構成すればよい。

【0111】

拡散部材 240 は、光ファイバ 220 の後段（コリメート光学系 230 が設けられている場合には、コリメート光学系 230 の後段）に設けられ、光ファイバ 220 又はコリメート光学系 230 から射出されたレーザ光を拡散させることで、2 次光源を生成する。すなわち、拡散部材 240 における光の射出端が、2 次光源として機能することとなる。

【0112】

ここで、拡散部材 240 から射出される光の発散角は、上記第 1 の実施形態において説明したように、拡散部材 240 の持つ拡散角度によって制御される。

【0113】

本実施形態において、拡散部材 240 の拡散角度は特に限定されるものではなく、照明装置 2 が実現すべきサイズや、照明装置 2 に適用可能な拡散部材が有する特性値などに応じて適宜決定すればよい。

【0114】

なお、具体的な拡散部材 240 の種類については、特に限定されるものではなく、公知の拡散素子を利用することが可能である。このような拡散部材の例として、例えば、フロスト型のすりガラスやガラス内に光拡散物質を分散させることで拡散特性を利用したオパール型の拡散板やホログラフィック拡散板やマイクロレンズアレイなどの拡散板や、複数の光ファイバが束ねられたバンドルファイバを挙げることができる。ホログラフィック拡散板は、所定の基板の上にホログラフィックパターンが施されたものであり、出射光の拡散角度を任意の角度に設定することができる。また、マイクロレンズアレイは、出射光の拡散角度を任意の角度に設定することができる。なお、バンドルファイバによる拡散効果は限定的であり、入射端面の法線対し角度 θ で入射した光に対し、出射ビームは出射端面の法線に対し角度 θ の角度を持つコーン状の形状に散乱される。

【0115】

以上、図 13A 及び図 13B を参照しながら、本実施形態に係る照明装置 2 の構成について、詳細に説明した。

【0116】

[照明装置の具体例]

次に、図 14A ~ 図 19 を参照しながら、本実施形態に係る照明装置の構成を具体的に説明する。

【0117】

○レーザ光源が 1 つである場合

まず、図 14A ~ 図 15 を参照しながら、レーザ光源 200 として、1 つのレーザ光源を用いる場合を例に挙げて、説明を行う。

【0118】

1 つのレーザ光源 200 から射出されたレーザ光は、結合光学系 210 として設けられたコリメートレンズ CL へと導光されて略平行化され、平行光束となる。平行光束となったレーザ光は、コレクタレンズ L へと導光される。コレクタレンズ L は、入射した平行光束を、マルチモード・シングルコアの光ファイバ 220 に光結合する。ここで、光ファイバ 220 の入射端面におけるレーザ光源 200、コリメートレンズ CL 及びコレクタレンズ L の中心光軸は、光ファイバ 220 の光軸（換言すれば、光ファイバ 220 の入射端面の法線）に対して斜め方向から入射している。2 つの光軸のなす角の大きさは、 θ である。レーザ光を光ファイバ 220 の入射端面に斜め方向から入射させることで、レーザ光源

10

20

30

40

50

200に起因するスペックルノイズを低減させることが可能となる。

【0119】

いま、図14Bに示したように、光ファイバ220の入射端面におけるレーザ光の集光角を θ_{beam} とし、図14Cに示したように、光ファイバ220の入射許容角を θ_{fiber} とした場合、本実施形態に係る照明装置2では、以下の式201、式201-2で表わされる関係が満たされることが、スペックル低減に好ましい。ただし、ここでは、 $\theta_{beam} < \theta_{fiber}$ であるとする。

【0120】

$$\frac{(\theta + \theta_{beam})}{\theta} = \frac{\theta_{fiber}}{\theta_{beam}} \cdots (\text{式201})$$

$$\cdots (\text{式201-2})$$

10

【0121】

上記式201で表わされる関係が満たされることで、光ファイバ220をレーザ光が損失無く伝搬し、かつ、より大きな θ を選択することで、光ファイバ220から射出されるレーザ光はより放射角が大きくなる。

【0122】

また、上記式201-2で表わされる関係が満たされることで、光ファイバ220に入射するレーザ光の角度成分に入射端面の法線方向が含まれて、光ファイバ220の射出端から射出されるレーザ光の遠視野像（強度分布）は、ドーナツ状ではなく中実の形状になる。

【0123】

20

なお、上記式201において、より好ましくは、 $(\theta + \theta_{beam}) = \theta_{fiber}$ である。この場合は、 θ が最大の値となり、光ファイバ220の入射許容角に相当する、最大の放射角が得られる。また、 $(\theta + \theta_{beam}) = \theta_{fiber}$ で表わされる関係が、式201-2と同時に実現することにより、光ファイバ220から射出されたレーザ光は最大の放射角と中実形状の遠視野像（強度分布）となる。

【0124】

光ファイバ220によって導光されたレーザ光は、光ファイバ220の出射端から射出されて、拡散部材240へと導かれる。拡散部材240は、光ファイバ220からのビームを投影して、拡散部材240上の拡散面（拡散部材240の出射端面）に二次光源を形成する。二次光源の拡散面における強度分布（又はビームサイズ）は、光ファイバ220からの光が拡散面上に形成した強度分布（又はビームサイズ）に等しい。二次光源からの光は、観察野へと放射されて、照明対象を照明することとなる。なお、かかる照明装置2を内視鏡用光源として用いる場合、高視野角を得るために二次光源の放射角を大きくすることが多く、拡散角の大きい拡散部材が選択される。

30

【0125】

照明対象に観察されるスペックルは、二次光源のビームサイズが大きく、中実形状（一様な強度分布）であるほど低減する。従って、上記式201を満たし、かつ、より大きな θ を選択することで、スペックルノイズをより低減させることが可能となる。更に、上記式201-2で表わされる関係が満たされることで、よりスペックルノイズ低減させることが可能となる。

40

【0126】

また、本実施形態に係る照明装置2では、図14A～図14Cのように、レーザ光源200、コリメートレンズCL及びコレクタレンズLの中心光軸と光ファイバ220の光軸とが互いに交差する場合について図示しているが、図15に示したように、レーザ光の平行光束の中心軸は、コレクタレンズLに、コレクタレンズL及び光ファイバ220からなる光軸に対して平行に、かつ、ずれた位置に入射してもよい。

【0127】

この場合、図15に示したように、平行光束のビーム幅を W_A とし、コレクタレンズLの焦点距離を f とし、光ファイバ220の入射許容角を θ_{fiber} とし、コレクタレンズL及び光ファイバ220からなる光軸の中心からのシフト量を D_A とした場合に、以下

50

の式 202、式 202 - 2 で表わされる関係が成立することが、スペックル低減に好ましい。ただし、ここでは、 $(W_A / 2) < (f \times \sin(\theta_{fiber}))$ であるとする。

【0128】

$$\frac{(W_A / 2) + D_A}{D_A} = \frac{(f \times \sin(\theta_{fiber}))}{(W_A / 2)} \cdots (\text{式 } 202)$$

【0129】

上記式 202 で表わされる関係が満たされることにより、光ファイバ 220 をレーザ光が損失無く伝搬し、かつ、より大きな D_A を選択することで、光ファイバ 220 から射出されるレーザ光はより放射角が大きくなる。

【0130】

また、上記式 202 - 2 で表わされる関係が満たされることで、光ファイバ 220 に入射するレーザ光の角度成分に入射端面の法線方向が含まれて、光ファイバ 220 の射出端から射出されるレーザ光の遠視野像（強度分布）は、ドーナツ状ではなく中実の形状になる。

【0131】

なお、上記式 202 において、より好ましくは、 $(W_A / 2) + D_A = (f \times \sin(\theta_{fiber}))$ である。この場合は、光ファイバ 220 の入射許容角に相当する、最大の放射角が得られる。また、 $(W_A / 2) + D_A = (f \times \sin(\theta_{fiber}))$ で表わされる関係が式 202 - 2 と同時に実現することにより、光ファイバ 220 から射出されたレーザ光は、最大の放射角と中実形状の遠視野像（強度分布）となる。

【0132】

光ファイバ 220 によって導光されたレーザ光は、光ファイバ 220 の射出端から射出されて、拡散部材 240 へと導かれる。拡散部材 240 は、光ファイバ 220 からのビームを投影して、拡散部材 240 上の拡散面（拡散部材 240 の射出端面）に二次光源を形成する。二次光源の拡散面における強度分布（又はビームサイズ）は、光ファイバ 220 からの光が拡散面上に形成した強度分布（又はビームサイズ）に等しい。二次光源からの光は、観察野へと放射されて、照明対象を照明することとなる。なお、かかる照明装置 2 を内視鏡用光源として用いる場合、高視野角を得るために二次光源の放射角を大きくすることが多く、拡散角の大きい拡散部材が選択される。

【0133】

照明対象に観察されるスペックルは、二次光源のビームサイズが大きく、中実形状（一様な強度分布）であるほど低減する。従って、上記式 202 を満たし、かつ、より大きな D_A を選択することで、スペックルノイズをより低減させることが可能となる。更に、上記式 202 - 2 で表わされる関係が満たされることで、よりスペックルノイズ低減させることが可能となる。

【0134】

図 16 に示したように、光ファイバ 220 と、拡散部材 240 と、の間にコリメートレンズ（すなわち、コリメート光学系）230 を配設してもよい。なお、図 16 では、レーザ光の平行光束の中心軸が、コレクタレンズ L に対し、コレクタレンズ L 及び光ファイバ 220 からなる光軸に対して平行に、かつ、ずれた位置に入射する場合について図示しているが、レーザ光が光ファイバ 220 の入射端面に斜め方向から入射する場合についても、同様にコリメート光学系 230 を配設してもよいことは、言うまでもない。

【0135】

○レーザ光源が複数存在する場合

続いて、図 17 ~ 図 19 を参照しながら、レーザ光源 200 として、複数のレーザ光源を用いる場合を例に挙げて、説明を行う。

【0136】

以下では、赤色レーザ光を射出する赤色レーザ光源（Red）と、緑色レーザ光源（Green）と、青色レーザ光源（Blue）と、を用いて、白色光を実現する場合を説明する。

【 0 1 3 7 】

赤色レーザ光源から射出された赤色レーザ光は、図 1 7 に示したように、コリメートレンズ C L で平行光束へと変換された後ミラー M で反射され、2 つのダイクロイックミラー D M を透過しながら、コレクタレンズ L へと導光される。

【 0 1 3 8 】

緑色レーザ光源から射出された緑色レーザ光は、コリメートレンズ C L で平行光束へと変換された後ダイクロイックミラー D M で反射され、青色レーザ光用のダイクロイックミラー D M を透過しながら、コレクタレンズ L へと導光される。

【 0 1 3 9 】

青色レーザ光源から射出された青色レーザ光は、コリメートレンズ C L で平行光束へと変換された後ダイクロイックミラー D M で反射され、コレクタレンズ L へと導光される。

10

【 0 1 4 0 】

いま、図 1 7 に示したように、赤色レーザ光の光軸を C 1 とし、緑色レーザ光の光軸を C 2 とし、青色レーザ光の光軸を C 3 とする。赤色レーザ光の光軸 C 1 は、ミラー M、ダイクロイックミラー D M、コレクタレンズ L 及び光ファイバ 2 2 0 の光軸 C 0 と同軸となるように配設されている。

【 0 1 4 1 】

図 1 8 A は、図 1 7 の A - A 断面におけるビーム配置例を示したものである。なお、図 1 8 A では、レーザ光源 2 0 0 (一次光源)のビーム断面形状は、真円形状であるものとしている。ここで、ビーム幅最大のビームは、ビーム中心軸 C 1 を中心光軸 C 0 に一致するように配設されており、図 1 8 A では、ビーム幅最大のビームが赤色ビームであり、そのビーム幅が W 1 であるとしている。すなわち、図 1 8 A において、各レーザ光のビーム幅は、 $W 1 > W 2$ 、 $W 1 > W 3$ である。

20

【 0 1 4 2 】

図 1 8 A において、赤色ビームのビーム幅は、後段のコレクタレンズ L、光ファイバ 2 2 0 を透過する範囲で選択されている。すなわち、コレクタレンズ L、光ファイバ 2 2 0 で定められる透過許容ビーム幅を W 0 とすると、 $W 0 > W 1$ の関係にある。

【 0 1 4 3 】

また、図 1 8 A では、許容ビーム幅を W 0 で示しており、ビーム幅 W 0 で形づけられる半径 R 0 の許容外周円の内部を進行するビーム(レーザ光)が、光ファイバ 2 2 0 を透過可能である。なお、許容外周円の形状は、コレクタレンズ L と光ファイバ 2 2 0 とで決定される形状であり、通常の光軸中心 C 0 に対し回転対称であるレンズをコレクタレンズ L として使用する場合、W 0 は半径 $R 0 = W 0 / 2$ の真円形状となる。

30

【 0 1 4 4 】

ここで、図 1 7 及び図 1 8 A に示したように、最大のビーム幅より狭い緑色及び青色の一次光源ビームのそれぞれのビーム中心位置(すなわち C 2、C 3)は、C 0 と一致させず、緑色及び青色の一次光源ビームは、中心光軸 C 0 に対して平行移動して配置される。

【 0 1 4 5 】

緑色及び青色の一次光源ビームの平行移動の範囲は、赤色の一次光源ビームが形作る最大半径(図 1 8 A における $R 1 = W 1 / 2$)で示される円(ビームの最大外周円)の内部に、緑色及び青色の一次光源ビームが位置するように設定される。すなわち、中心光軸 C 0 からの緑色の一次光源ビームの平行移動の距離を D 2 とすると、D 2 の範囲は、 $0 < D 2 < (R 1 - W 2 / 2)$ となる。また、青色の一次光源ビームの平行移動の距離を D 3 とすると、同様に、D 3 の範囲は、 $0 < D 3 < (R 1 - W 3 / 2)$ となる。

40

【 0 1 4 6 】

ここで、本実施形態に係る照明装置 2 では、図 1 8 A に示したような光軸に対して直交する断面において、最大のビーム幅が形作る C 0 を中心とする最大半径の円(ビームの最大外周円)に、残りのビームが(図 1 8 A における点 P や点 Q で)内接していることが好ましい。

【 0 1 4 7 】

50

また、図 17 A に示した例では、緑色、青色の一次光源ビームが、R 1 で示されるビームの最大外周円に内接するように配設されることが、好ましい。すなわち、緑色の一次光源ビームの平行移動の距離 D 2 は、 $D 2 = (R 1 - W 2 / 2)$ であり、青色の一次光源ビームの平行移動の距離 D 3 は、 $D 3 = (R 1 - W 3 / 2)$ である。

【0148】

なお、図 18 A において、好ましくは、ビーム幅の狭い緑色、青色の一次光源ビームは C 0 を中心とする半径 0 から R 1 の範囲でビームが存在するように、緑色、青色の一次光源ビームを配置するとよい。すなわち、 $W 2 = (W 1 / 2)$ 、 $W 3 = (W 1 / 2)$ で、赤色、緑色、青色の各一次光源ビームは、光軸中心 C 0 を内包する。

【0149】

これは、光ファイバ 220 の出力端から放射される光の遠視像において（すなわち、図 17 の光学系における拡散部材 240 での光強度分布において）、中心位置での輝度の低下を防ぎ、中実の形状にするためである。

【0150】

光ファイバ 220 によって導光されたレーザ光は、光ファイバ 220 の出射端から射出されて、拡散部材 240 へと導かれる。拡散部材 240 は、光ファイバ 220 からのビームを投影して、拡散部材 240 上の拡散面（拡散部材 240 の出射端面）に二次光源を形成する。二次光源の拡散面における強度分布（又はビームサイズ）は、光ファイバ 220 からの光が拡散面上に形成した強度分布（又はビームサイズ）に等しい。

【0151】

以上の操作により、赤色、緑色、青色の一次光源ビームは、二次光源において、拡散面における強度分布（又はビームサイズ）がほぼ等しいので、各色（波長）で照明対象に観察されるスペckルノイズの大きさを等しい程度にすることが可能になる。

【0152】

図 18 B は、図 17 の A - A 断面における別のビーム配置例を示したものである。図 18 B に示した例では、それぞれの一次光源ビームの断面形状は、楕円形状となっている。

【0153】

図 18 B に示した例においても、最大のビーム幅より狭い緑色、青色の一次光源ビームのそれぞれのビーム中心位置（すなわち、C 2、C 3）は、C 0 と一致させず、緑色及び青色の一次光源ビームは、中心光軸 C 0 に対して平行移動して配置される。

【0154】

かかる場合においても、緑色、青色の一次光源ビームの平行移動の範囲は、赤色の一次光源ビームが形成する最大半径（ $R 1 = W 1 / 2$ ）で示される C 0 中心とするビームの最大外周円の内部に、緑色、青色の一次光源ビームが位置するように配設される。それぞれの一次光源ビームは、好ましくは、図 17 B に示したように、緑色、青色の一次光源ビームが C 0 中心とするビームの最大外周円に内接するように配置される。

【0155】

更に、好ましくは、ビーム幅の狭い緑色、青色の一次光源ビームは、C 0 中心とする半径 0 から R 1 の範囲でビームが存在するように、緑色、青色の一次光源ビームを配置するとよい。すなわち、赤色、緑色、青色の各一次光源ビームは光軸中心 C 0 を内包する。これは、光ファイバ 220 の出力端から放射される光の遠視像において（すなわち、図 17 の光学系における拡散部材 240 での光強度分布において）、中心位置での輝度の低下を防ぎ、中実の形状にするためである。

【0156】

以上の操作により、赤色、緑色、青色の一次光源ビームは、二次光源において、拡散面における強度分布（又はビームサイズ）がほぼ等しいので、各色（波長）で照明対象に観察されるスペckルノイズの大きさを等しい程度にすることが可能になる。

【0157】

なお、上記図 17 ~ 図 18 B に示したようなビームの平行移動は、第 1 の実施形態において説明したように、ダイクロイックミラー DM の移動により調整可能である。

10

20

30

40

50

【 0 1 5 8 】

また、図 1 9 に示したように、光ファイバ 2 2 0 と、拡散部材 2 4 0 と、の間にコリメートレンズ（すなわち、コリメート光学系）2 3 0 を配設してもよい。

【 0 1 5 9 】

以上、図 1 7 ~ 図 1 9 を参照しながら、本実施形態に係る照明装置の構成を具体的に説明した。

【 0 1 6 0 】

< 内視鏡の構成について >

続いて、図 2 0 を参照しながら、本実施形態に係る照明装置 2 が照明光源として用いられる内視鏡 1 0 の構成について、簡単に説明する。図 2 0 は、本実施形態に係る照明装置を備えた内視鏡の構成を模式的に示した説明図である。

10

【 0 1 6 1 】

以上説明したような照明装置 2 を光源として用い、射出された 2 次光源を、任意の内視鏡ユニット 9 0 0 が備えるライトガイド 9 0 1 に結合させることで、スペックルノイズの低減された撮影画像を得ることが可能となる。ライトガイド 9 0 1 に導光された 2 次光源からの照明光は、ライトガイド 9 0 1 によって内視鏡本体 9 0 3 へと導光されて、内視鏡の先端部へと導かれる。

【 0 1 6 2 】

ここで、照明装置 2 が装着される内視鏡ユニット 9 0 0 については特に限定されるものではなく、一般的なライトガイド 9 0 1 を備えた内視鏡ユニット 9 0 0 であれば、任意のものが利用可能である。

20

【 0 1 6 3 】

また、内視鏡の先端部まで照明装置 2 の光ファイバ 2 2 0 を延伸し、拡散部材 2 4 0 を設置することで 2 次光源からの照明光で観察野に照明してもよい。

【 0 1 6 4 】

以上、図 2 0 を参照しながら、本実施形態に係る照明装置 2 を備えた内視鏡 1 0 について、簡単に説明した。

【 0 1 6 5 】

< 検証例 >

以下では、図 2 1 ~ 図 2 4 を参照しながら、レーザ光源 2 0 0（一次光源）の軸を光軸から平行移動させることでスペックルノイズを削減する場合について、スペックルノイズの削減度合いを具体的に検証した例を示す。

30

【 0 1 6 6 】

図 2 1 に示した例では、レーザ光源 2 0 0 として、緑色発光の半導体励起固体レーザを使用した。このレーザは、コリメートビームが放射されるレーザ光源である。また、図 2 1 では、幅 1 mm のスリットを用いることで、ビーム幅 1 mm の一次光源ビームを形成した。光ファイバ 2 2 0 としては、コア径 1 mm のステップインデックス型のマルチモードファイバを使用し、焦点距離 3 0 mm のコレクタレンズ L を用いて、一次光源ビームを光ファイバ 2 2 0 の入射端面に集光した。

【 0 1 6 7 】

光ファイバ 2 2 0 の出射端面から 5 mm の位置に、拡散部材 2 4 0 としてホログラフィック拡散板を配置し、照明野を照明する二次光源を形成した。二次光源位置から 3 0 0 mm の位置にテストチャートを配置し、このテストチャートを CCD カメラで撮像することでスペックルを計測した。

40

【 0 1 6 8 】

図 2 1 に示した例では、ダイクロイックミラー DM を光軸方向に移動させることでコレクタレンズ L に入射する光の光軸中心を移動させて、それぞれの移動位置において、スペックル量を測定した。得られた計測結果を、図 2 2 に示した。図 2 2 の横軸は、光ファイバ 2 2 0 の中心光軸 C 0 からのズレ量を示しており、図 2 2 の縦軸は、スペックル量に対応するスペックルコントラストレシオ（SCR）を示している。

50

【0169】

図22に示した結果から明らかなように、シフト量が大きくなるにつれて、スペックル量が減少していることがわかる。

【0170】

図23に示した例では、拡散部材240として、バンドルファイバを使用した。また、レーザ光源200として、コリメートビームが放射される緑色発光の半導体励起固体レーザを使用した。また、図23に示した例では、幅1mmのスリットを用いることで、ビーム幅1mmの一次光源ビームを形成した。光ファイバ220としては、コア径1mmのステップインデックス型のマルチモードファイバを使用し、焦点距離30mmのコレクタレンズLを用いて、一次光源ビームを光ファイバ220の入射端面に集光した。

10

【0171】

また、光ファイバ220の出射端面から10mmの位置に、拡散部材240としてバンドル径5mmのバンドルファイバを配置し、バンドルファイバの出射端面にて照明野を照明する二次光源を形成した。二次光位置から300mmの位置にテストチャートを配置し、このテストチャートをCCDカメラで撮像し、スペックルを計測した。

【0172】

図23に示した例では、ダイクロイックミラーDMを光軸方向に移動させることでコレクタレンズLに入射する光の光軸中心を移動させて、それぞれの移動位置において、スペックル量を測定した。得られた計測結果を、図24に示した。図24の横軸は、光ファイバ220の中心光軸C0からのズレ量を示しており、図24の縦軸は、スペックル量に対応するスペックルコントラストレシオ(SCR)を示している。

20

【0173】

図24に示した結果から明らかなように、シフト量が大きくなるにつれて、スペックル量が減少していることがわかる。

【0174】

(第3の実施形態)

以下では、第1の実施形態で説明した、照明装置全体のスペックルノイズを低減するための方法と、第2の実施形態で説明した、光源から射出されたレーザ光のスペックルノイズを低減するための方法と、を組み合わせた例について、第3の実施形態として簡単に説明する。

30

【0175】

<照明装置の構成について>

まず、図25を参照しながら、本開示の第3の実施形態に係る照明装置の構成について説明する。図25は、本実施形態に係る照明装置の構成を模式的に示した説明図である。

【0176】

本実施形態に係る照明装置3は、図25に模式的に示したように、レーザ光源300と、結合光学系310と、光ファイバ320と、コリメート光学系330と、拡散部材340と、コンデンサ光学系350と、を有する。

【0177】

レーザ光源300は、照明装置3において少なくとも1つ設けられ、所定波長のレーザ光を射出する。本実施形態に係る照明装置3において、かかるレーザ光源300としては、各種の半導体レーザや固体レーザを使用することが可能であり、これらのレーザと波長変換機構とを組み合わせたものを使用することも可能である。レーザ光源300から射出されるレーザ光の波長は、照明対象においてどのような対象物や現象を観察するかに応じて適宜選択されればよい。かかる波長の例としては、波長400~700nm程度の可視光帯域や、ICG(Indocyanine green)蛍光造影法に用いられる近赤外帯域を挙げることができる。なお、かかるレーザ光を蛍光励起用の励起光とする場合、観察される蛍光は、励起光照射部位の自家蛍光や、照射部位に導入された各種蛍光試薬に起因する薬剤蛍光などを含んでもよい。

40

【0178】

50

結合光学系 310 は、レーザ光源 300 から射出された上記レーザ光を、後段に設けられた光ファイバ 320 に光結合させるための光学系である。かかる結合光学系 310 の構成は特に限定されるものではなく、公知の様々な光学素子を適宜組み合わせ、レーザ光を光ファイバ 320 に対して光結合させるようにすればよく、レーザ光を光ファイバ 320 に光結合させるための集光レンズ（コレクタレンズ）を少なくとも 1 つ有している。

【0179】

また、複数のレーザ光源 300 を組み合わせて白色の照明光を実現する場合、結合光学系 310 には、上記コレクタレンズに加えて、少なくとも 1 つのダイクロイックミラー又はダイクロイックプリズムが更に設けられる。複数のレーザ光源 300 から射出された複数のレーザ光は、ダイクロイックミラー又はダイクロイックプリズムにより合波されて、白色光が生成される。合波された光は、上記コレクタレンズによって集光されて、光ファイバ 320 に結合される。

10

【0180】

なお、複数のレーザ光源 300 を組み合わせて用いる場合には、各レーザ光の光ファイバ 320 への入射開口数は、揃っていることが好ましい。しかしながら、各レーザの FFP が異なることにより、実際は揃えることが難しい。従って、かかる場合には、結合光学系 310 において、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態に示したような方法で、開口数調整部が設けられる。

【0181】

光ファイバ 320 は、結合光学系 310 によって導光されたレーザ光を、後段に設けられたコリメート光学系 330 へと導光する。光ファイバ 320 の射出光は、回転対称なビームとなり、輝度分布の一様化に寄与する。この光ファイバ 320 は、特に限定されるものではなく、公知のマルチモード光ファイバ（例えば、ステップインデックス型マルチモードファイバ）を利用することが可能である。また、光ファイバ 320 のコア径についても特に限定されるものではなく、例えばコア径が 1 mm 程度のものを利用可能である。

20

【0182】

本実施形態に係る光ファイバ 320 では、光ファイバの入射端において複数光源間の開口数なるべく一致するように、光ファイバ 320 の入射端へと導光される。このとき、レーザ光源から射出されるレーザ光をコリメートするレンズの焦点距離を最適化するなどして、光ファイバ 320 の射出端から射出されるレーザ光が、光ファイバの中心光軸近傍の光量が周辺部の光量と比べて低くなるようなドーナツ状の光線ではなく、光ファイバの中心光軸近傍が周辺部と同等の光量を有するような中実の光線とすることが望ましい。

30

【0183】

コリメート光学系 330 は、光ファイバ 320 の出射端の下流側に設けられ、光ファイバ 320 から射出されたレーザ光を平行光束へと変換する。コリメート光学系 330 によりレーザ光が平行光束へと変換されることで、後段に設けられた拡散部材 340 において、拡散部材 340 の拡散角度によりレーザ光の拡散状態を容易に制御することが可能となる。コリメート光学系 330 の構成については、特に限定されるものではなく、公知の光学素子を適宜組み合わせ、レーザ光を平行光束へと変換するための公知の光学系を構成すればよい。

40

【0184】

拡散部材 340 は、コリメート光学系 330 の後側焦点位置近傍に設けられ、コリメート光学系 330 から射出された平行光束を拡散させることで、2 次光源を生成する。すなわち、拡散部材 340 における光の射出端が、2 次光源として機能することとなる。

【0185】

拡散部材 340 により生成される 2 次光源のサイズは、コリメート光学系 330 の焦点距離によって制御することができる。また、拡散板の拡散角度により出射光の NA を制御することが可能である。両者の効果により、上記式 2 で示したラグランジェの不変量を大きくすることが可能となり、所望の光源サイズと所望の照明範囲とを両立することが可能となる。

50

【0186】

なお、2次光源の大きさを調整したい場合には、光ファイバからの出射NAとコリメート光学系の焦点距離より最適化すればよい。

【0187】

拡散部材340から射出された光は、コンデンサ光学系350へと導光される。コンデンサ光学系350は、拡散部材340に形成された2次光源を、所定の近軸横倍率で、照明対象へと結像させる。かかる照明対象としては、例えば、コンデンサ光学系350の下流側に位置する、内視鏡ユニットに設けられたライトガイドの入射端を挙げることができる。ここで、本実施形態に係るコンデンサ光学系350は、従来とは異なり、照明対象（例えば、内視鏡ユニットに設けられたライトガイドの入射端）の面積をなるべく満たすように2次光源を結像させる。これにより、照明装置3全体としてスペックルノイズを低減させることができる。

10

【0188】

コンデンサ光学系350の結像倍率（近軸横倍率） β は、コンデンサ光学系の焦点距離 f と、焦点位置 F から物体面までの距離 X により、上記式102で表わされる。

【0189】

その上で、本実施形態に係る照明装置3では、コンデンサ光学系350を透過した2次光源が入射するライトガイドの入射端の直径を ϕ_{LG} とし、2次光源の像の大きさを Y' としたときに、上記式106で表わされる関係が成立するように、2次光源の像の大きさが制御されることが好ましい。

20

【0190】

また、コンデンサ光学系350の近軸横倍率 β は、2次光源の像の大きさ Y' が上記式106の範囲を満足するように適宜決定すればよいが、 $0.4 \leq \beta \leq 2.3$ を満たすことがより好ましい。

【0191】

以上、図25を参照しながら、本実施形態に係る照明装置3の構成について、詳細に説明した。

【0192】

<内視鏡の構成について>

続いて、図26を参照しながら、本実施形態に係る照明装置3が照明光源として用いられる内視鏡10の構成について、簡単に説明する。図26は、本実施形態に係る照明装置を備えた内視鏡の構成を模式的に示した説明図である。

30

【0193】

以上説明したような照明装置3を光源として用い、コンデンサ光学系による光源の像を、任意の内視鏡ユニット900が備えるライトガイド901に結像させることで、スペックルノイズの低減された照明光を得ることが可能となる。ライトガイド901に導光された照明光は、ライトガイド901によって内視鏡本体903へと導光されて、内視鏡の先端部へと導かれる。

【0194】

ここで、照明装置3が装着される内視鏡ユニット900については特に限定されるものではなく、一般的なライトガイド901を備えた内視鏡ユニット900であれば、任意のものが利用可能である。逆に、特定のライトガイド901を有する内視鏡ユニット900を利用したい場合には、ライトガイド901の許容入射開口数 NA_L に応じて、本実施形態に係る照明装置3の2次光源の像の大きさ Y' や、コンデンサ光学系350の近軸横倍率 β を設定すればよい。

40

【0195】

以上、図26を参照しながら、本実施形態に係る照明装置3を備えた内視鏡10について、簡単に説明した。

【0196】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本

50

開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

【0197】

例えば、上記第3の実施形態において説明した以外にも、第1の実施形態において説明した各種の技術的思想を、第2の実施形態に対して適用することは可能であり、第2の実施形態において説明した各種の技術的思想を、第1の実施形態に対して適用することも可能である。

【0198】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

【0199】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

レーザ光を射出する複数のレーザ光源と、

それぞれの前記レーザ光源から射出された前記複数のレーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系と、

結合された前記レーザ光を導光する導光部と、
を備え、

前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される、照明装置。

(2)

前記レーザ光の波長帯域は、可視光帯域、又は、近赤外帯域である、(1)に記載の照明装置。

(3)

前記導光部は、光ファイバである、(1)又は(2)に記載の照明装置。

(4)

前記結合光学系は、更にダイクロイックミラーを有しており、

前記結合光学系の中心光軸に対する前記ダイクロイックミラーの配置位置によって、前記コレクタレンズの瞳位置における前記複数のレーザ光の位置が調整される、(1)～(3)の何れか1つに記載の照明装置。

(5)

前記導光部に入射する前記レーザ光の入射角度成分は、前記導光部の入射端面の法線方向を含む、(1)～(4)の何れか1つに記載の照明装置。

(6)

前記導光部では、当該導光部の入射端面の法線に対して斜め方向から、前記レーザ光が入射する、(1)～(5)の何れか1つに記載の照明装置。

(7)

前記レーザ光は、前記導光部の入射端面において、前記コレクタレンズ及び前記導光部で定まる光軸に対して平行に、かつ、当該光軸からずれた位置に入射する、(1)～(6)の何れか1つに記載の照明装置。

(8)

前記複数のレーザ光源は、赤色光を出射する赤色レーザ光源と、緑色光を出射する緑色レーザ光源と、青色光を出射する青色レーザ光源と、で構成されており、

前記赤色レーザ光源から出射された前記赤色光に対して、前記赤色レーザ光源の下流側で、前記緑色レーザ光源から出射された前記緑色光が合波され、かつ、前記緑色レーザ光

10

20

30

40

50

源の下流側で、前記青色レーザ光源から出射された前記青色光が合波される、(1)~(7)の何れか1つに記載の照明装置。

(9)

前記導光部により導光されたレーザ光の放射角度を調整する放射角度調整部材を更に備える、(1)~(8)の何れか1つに記載の照明装置。

(10)

前記放射角度調整部材は、ホログラフィックパターンが施されたホログラフィック拡散板、又は、マイクロレンズアレイである、(9)に記載の照明装置。

(11)

前記放射角度調整部材により生成された2次光源の像を所定の近軸横倍率でライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系を更に備え、

前記コンデンサ光学系により前記ライトガイドの入射端に結像される前記2次光源の像の大きさを Y' とし、前記ライトガイドの入射端の直径を ϕ_{LG} としたとき、以下の式1で表わされる関係が成立する、(9)又は(10)に記載の照明装置。

$$0.8 \leq Y' / \phi_{LG} \leq 1.2 \quad \dots (式1)$$

(12)

前記放射角度調整部材により生成された2次光源の像を所定の近軸横倍率でライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系を更に備え、

前記コンデンサ光学系の前記近軸横倍率は、0.4~2.3である、(9)~(11)の何れか1つに記載の照明装置。

(13)

前記放射角度調整部材により生成された2次光源の像を所定の近軸横倍率でライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系を更に備え、

前記コンデンサ光学系により前記ライトガイドの入射端に結像される前記2次光源の像の大きさを Y' とし、前記ライトガイドの入射端の直径を ϕ_{LG} としたとき、 $Y' = \phi_{LG}$ の関係が成立する、(9)~(12)の何れか1つに記載の照明装置。

(14)

前記放射角度調整部材により生成された2次光源の像を所定の近軸横倍率でライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系を更に備え、

少なくとも一つの前記レーザ光源では、前記コンデンサ光学系により前記ライトガイドの入射端に結像される前記2次光源の大きさを Y' とし、前記ライトガイドの入射端の直径を ϕ_{LG} としたとき、以下の式1で表わされる関係が成立し、

$$0.8 \leq Y' / \phi_{LG} \leq 1.2 \quad \dots (式1)$$

前記少なくとも一つの前記レーザ光源以外のレーザ光源では、前記結合光学系は、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記レーザ光間で、前記導光部への入射開口数を揃える開口数調整部を有する、(9)~(13)の何れか1つに記載の照明装置。

(15)

前記放射角度調整部材により生成された2次光源の像を所定の近軸横倍率でライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系を更に備え、

前記コンデンサ光学系は、前記2次光源が形成される側の面、及び、前記2次光源の像が形成される面がそれぞれ平面であるレンズ系からなる、(9)~(14)の何れか1つに記載の照明装置。

(16)

前記放射角度調整部材により生成された2次光源の像を所定の近軸横倍率でライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系を更に備え、

前記コンデンサ光学系は、前記放射角度調整部材の側から順に、平面を前記放射角度調整部材側に向けた正の平凸レンズと、1枚以上の正レンズと、平面を前記コンデンサ光学系の後段側に向けた正の平凸レンズと、を有するレンズ系からなる、(9)~(15)の何れか1つに記載の照明装置。

(17)

10

20

30

40

50

前記放射角度調整部材により生成された２次光源の像を所定の近軸横倍率でライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系を更に備え、

前記コンデンサ光学系における前記２次光源が形成される側に最も位置する平凸レンズの前記放射角度調整部材の側の面は、非球面である、(1 5)に記載の照明装置。

(1 8)

前記レーザ光源は、半導体レーザ又は固体レーザの少なくとも何れかである、(1) ~ (1 7) の何れか１つに記載の照明装置。

(1 9)

複数のレーザ光源から射出されたレーザ光を、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記複数のレーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系を介して当該導光部に結合させることと、

前記導光部により前記レーザ光を導光することと、
を含み、

前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される、照明方法。

(2 0)

レーザ光を射出する複数のレーザ光源、それぞれの前記レーザ光源から射出された前記レーザ光を導光部に結合させるコレクタレンズを少なくとも有する結合光学系、及び、結合された前記レーザ光を導光する導光部を有し、前記コレクタレンズの瞳位置において、前記複数のレーザ光のそれぞれは、光軸中心を内包し、かつ、前記複数のレーザ光のうちビーム径が最大であるレーザ光以外のレーザ光の端部が、前記ビーム径が最大であるレーザ光の端部と接するように配置される照明装置と、

前記照明装置から射出されたレーザ光が入射するライトガイドと、
を備える、内視鏡。

【符号の説明】

【 0 2 0 0 】

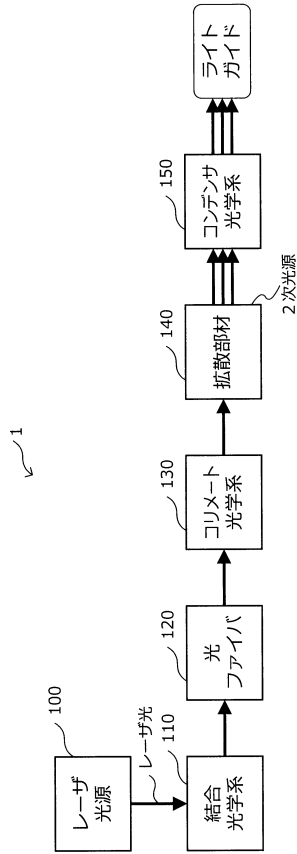
1 , 2 , 3	照明装置
1 0 0 , 2 0 0 , 3 0 0	レーザ光源
1 1 0 , 2 1 0 , 3 1 0	結合光学系
1 2 0 , 2 2 0 , 3 2 0	光ファイバ
1 3 0 , 2 3 0 , 3 3 0	コリメート光学系
1 4 0 , 2 4 0 , 3 4 0	拡散部材
1 5 0 , 2 5 0 , 3 5 0	コンデンサ光学系

10

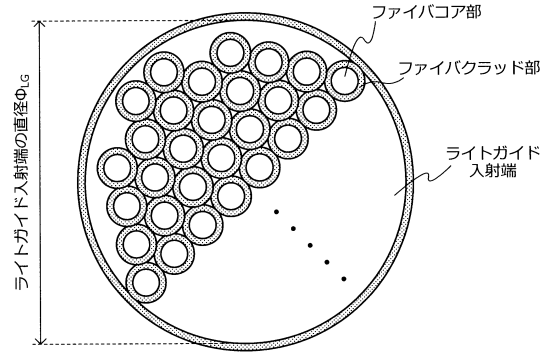
20

30

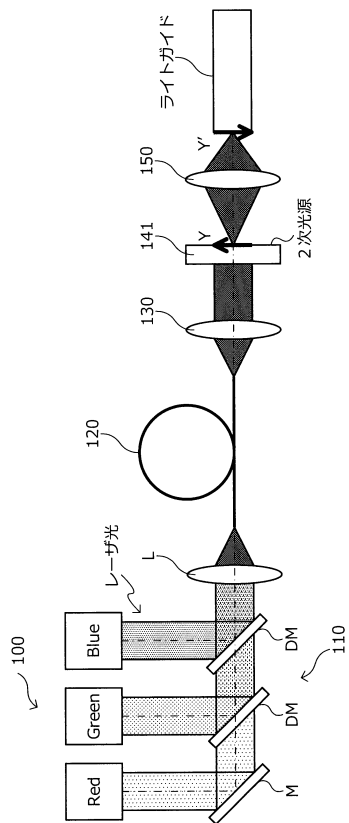
【図 1 A】



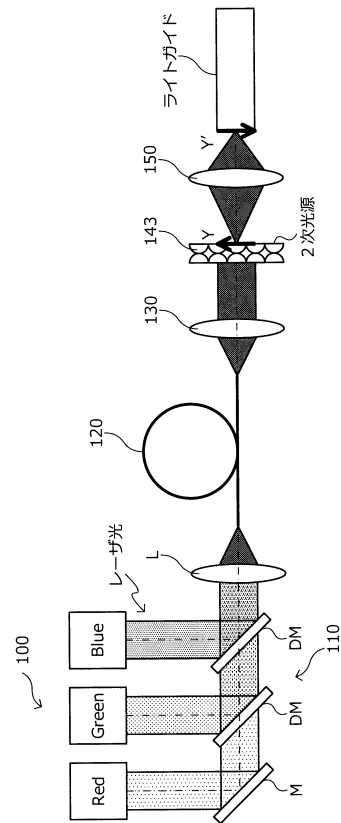
【図 1 B】



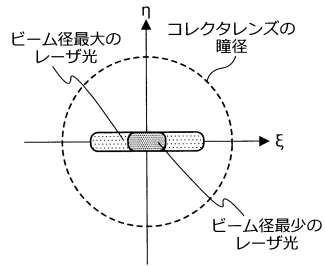
【図 2】



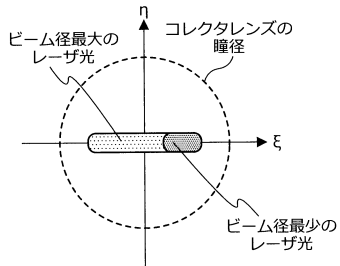
【図 3】



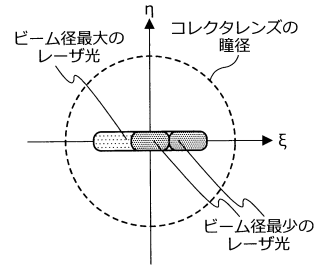
【図 4】



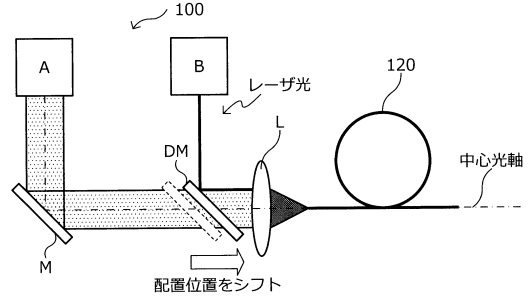
【図 5】



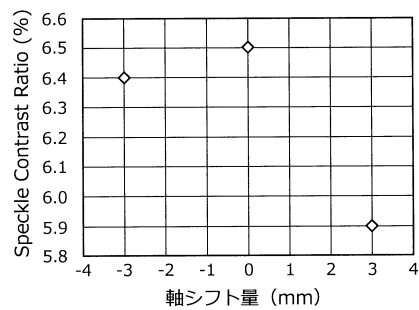
【図 6】



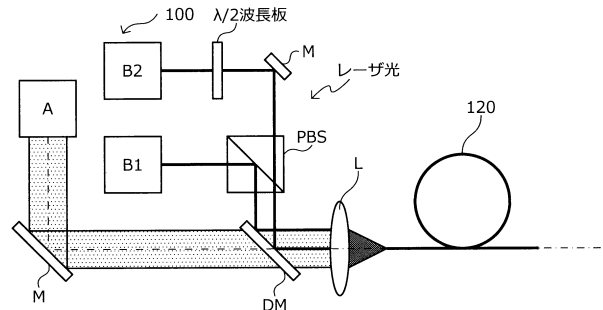
【図 7】



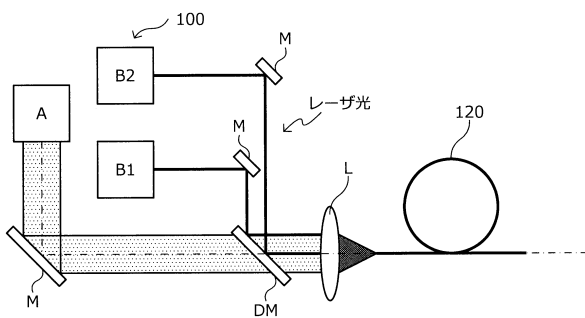
【図 8】



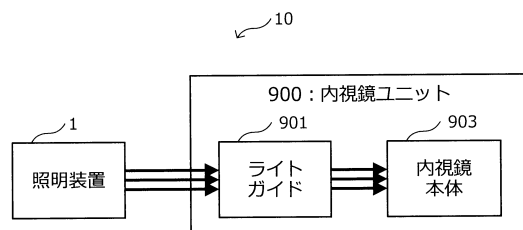
【図 9 B】



【図 9 A】



【図 10】



【図 1 1】

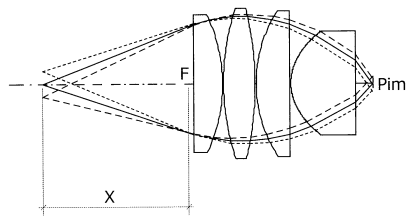
	A	B	C
f	11.727	11.727	11.727
S1 to H	10.773	10.773	10.773
β	0.4	0.6	1.2
OBJ	30.273	20.500	10.728
X	29.319	19.546	9.773

面番号S	曲率半径 r	中心厚間隔 d	屈折率 n	アッベ数 v
1	∞	5.9	1.51680	64.2
2	-31.525	0.2		
3	46.816	6.4	1.51680	64.2
4	-60.149	0.2		
5	26.357	6.8	1.51680	64.2
6	∞	0.2		
7*	9.937	13	1.52301	58.6
8	∞			

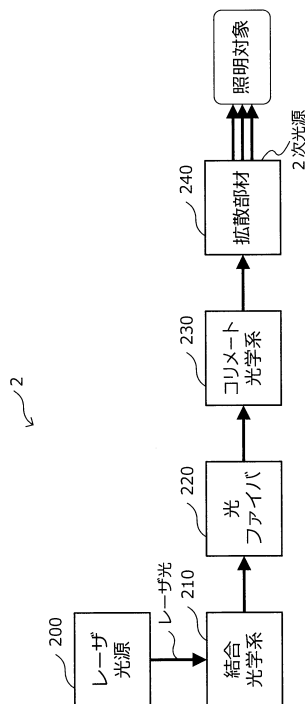
* : 回転対称非球面

非球面データ : $K = -0.776872$, $A4 = 0.187240 \times 10^{-4}$

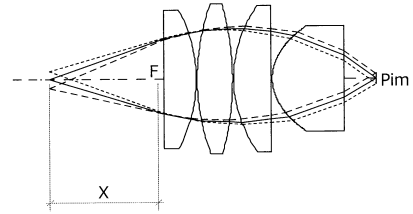
【図 1 2 A】



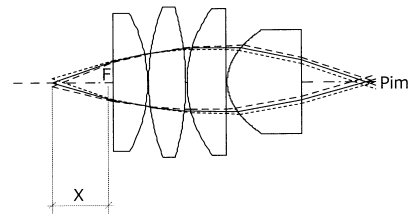
【図 1 3 B】



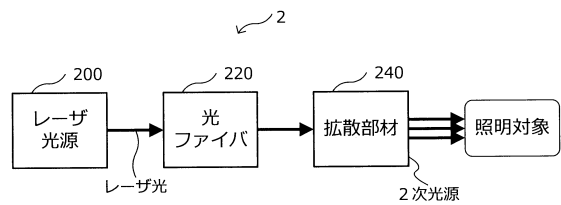
【図 1 2 B】



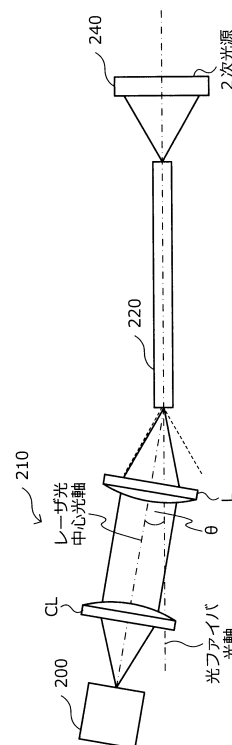
【図 1 2 C】



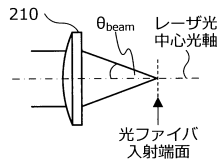
【図 1 3 A】



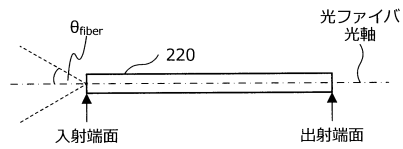
【図 1 4 A】



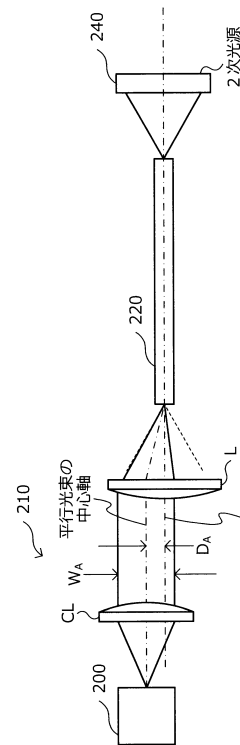
【 図 1 4 B 】



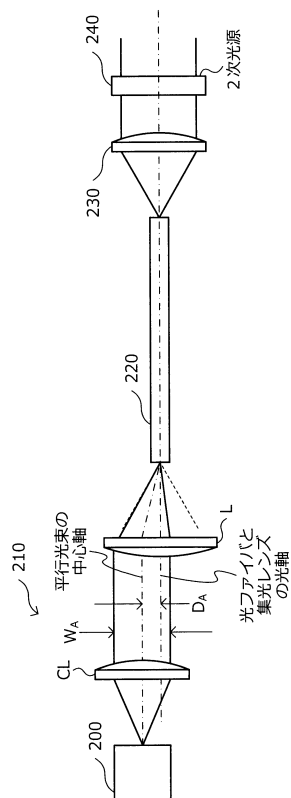
【 図 1 4 C 】



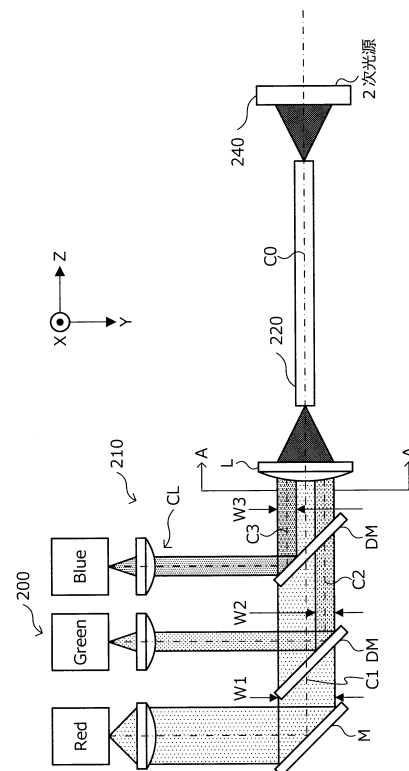
【 図 1 5 】



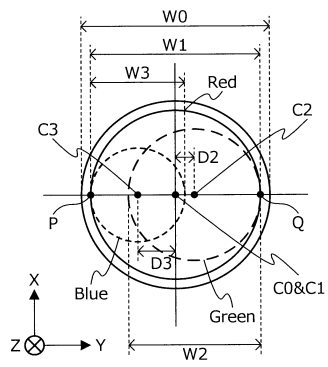
【 図 1 6 】



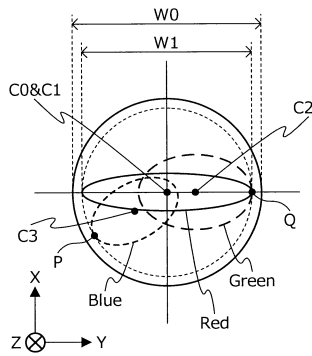
【 図 1 7 】



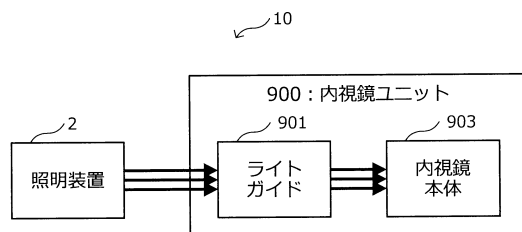
【図 18 A】



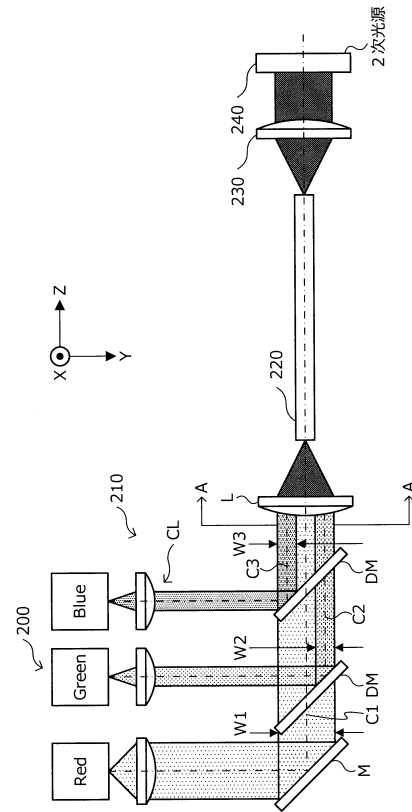
【図 18 B】



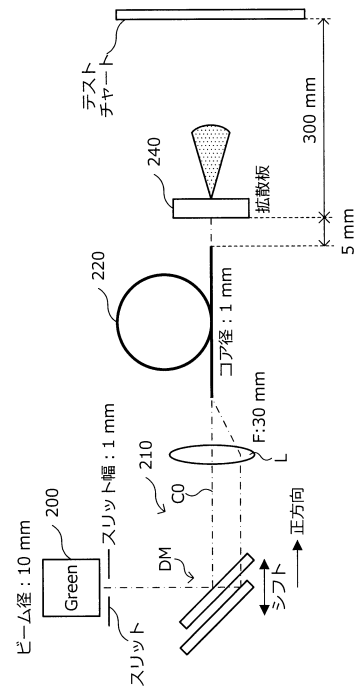
【図 20】



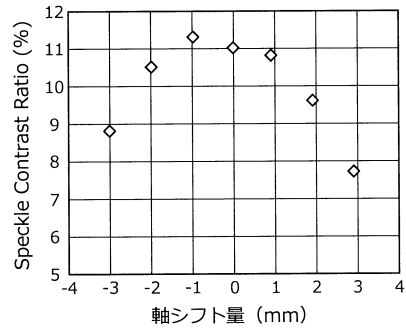
【図 19】



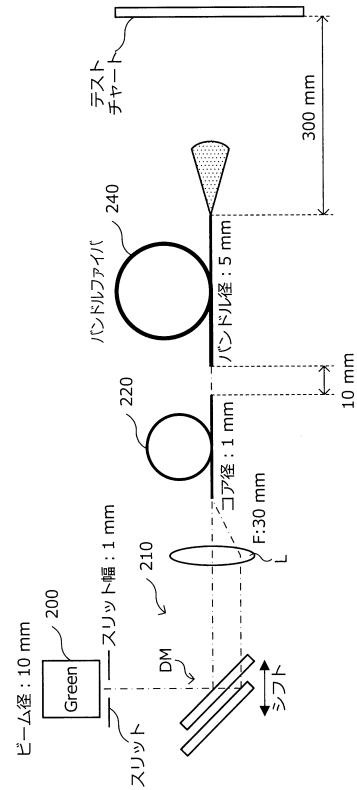
【図 21】



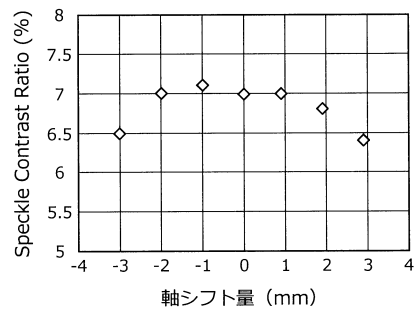
【図 2 2】



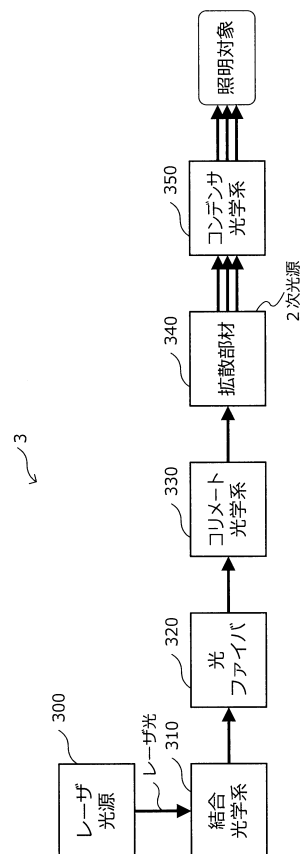
【図 2 3】



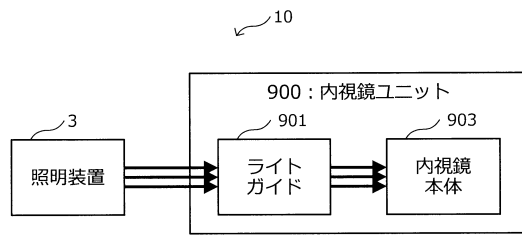
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 26】



フロントページの続き

審査官 山口 裕之

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 9 8 7 3 6 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 2 3 1 8 3 5 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 0 9 0 7 0 6 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 0 9 9 4 5 8 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 0 0 7 0 5 7 (J P , A)
中国特許出願公開第 1 0 2 4 9 9 6 1 5 (C N , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 7

专利名称(译)	照明装置，照明方法，内窥镜系统以及医疗观察系统		
公开(公告)号	JP6642654B2	公开(公告)日	2020-02-12
申请号	JP2018158997	申请日	2018-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	松延剛 山口恭司 古川昭夫		
发明人	松延 剛 山口 恭司 古川 昭夫		
IPC分类号	A61B1/07 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/07.731 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/GA03 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/FF46 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR11		
审查员(译)	山口博之		
其他公开文献	JP2019005604A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决方案：根据本公开的照明装置包括：多个用于发射激光的激光源；用于通过散布的方法减少散斑噪声的方法。耦合光学系统，其具有至少一个收集透镜，用于将从激光源发射的多个激光分别耦合到导光部分。导光部分，用于引导耦合的激光。在聚光透镜的光瞳位置处，多个激光中的每一个都包括光轴中心，并且被设置为使得除了多个激光中具有最大光束直径的激光之外的激光的端部是与具有最大光束直径的激光末端接触。图1A

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6642654号 (P6642654)
(45) 発行日 令和2年2月12日 (2020. 2. 12)	(24) 登録日 令和2年1月8日 (2020. 1. 8)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/07 (2006.01) G 0 2 B 23/26 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/07 7 3 1 G 0 2 B 23/26 B	
請求項の数 21 (全 37 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-158997 (P2018-158997)	(73) 特許権者 000002185	
(22) 出願日 平成30年8月28日 (2018. 8. 28)	ソニー株式会社	
(62) 分割の表示 特願2014-111994 (P2014-111994) の分割	(74) 代理人 東京都港区港南1丁目7番1号 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所	
原出願日 平成26年5月30日 (2014. 5. 30)	(72) 発明者 松延 剛	
(65) 公開番号 特開2019-5604 (P2019-5604A)	東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内	
(43) 公開日 平成31年1月17日 (2019. 1. 17)	(72) 発明者 山口 恭司	
審査請求日 平成30年9月20日 (2018. 9. 20)	東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内	
	(72) 発明者 古川 昭夫	
	東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 照明装置、照明方法、内視鏡システム及び医療用観察システム		