

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2018年3月8日(08.03.2018)



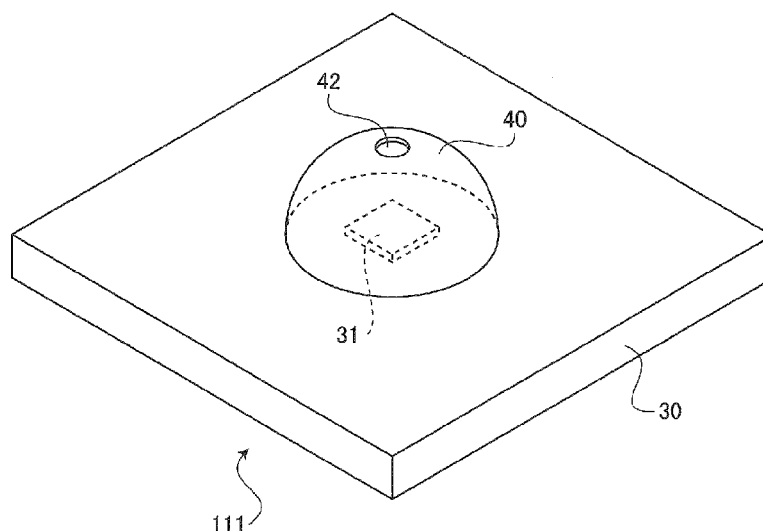
(10) 国際公開番号

**WO 2018/043557 A1**

- (51) 国際特許分類:  
*A61B 1/06* (2006.01) *A61B 1/07* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/031145
- (22) 国際出願日: 2017年8月30日(30.08.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2016-169504 2016年8月31日(31.08.2016) JP
- (71) 出願人: H O Y A 株 式 会 社 (HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 尾 登 邦 彦 (ONOBORI, Kunihiko); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 HOYA株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: グローバル・アイピー東京特許業務法人(GLOBAL IP TOKYO); 〒1600023 東京都新宿区西新宿8丁目3番30号 カーメル11 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) Title: ENDOSCOPE LIGHT SOURCE DEVICE, ENDOSCOPE, AND ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡用光源装置、内視鏡、及び内視鏡システム



(57) Abstract: This light source device for an endoscopic device has improved efficiency for utilization of illumination light without involving upsizing of an optical system. A light source unit (111) is provided with: a solid-state light emitting element (31) that emits light from a light-emitting surface (31A); and a covering member (40) that covers the solid-state light emitting element (31) while leaving a space from the light emitting surface (31A). In this configuration, the covering member (40) has: a reflective surface that reflects light emitted from the light emitting surface; and an opening (42) that allows the light to go out.

(57) 要約: 光学系を大型化することなく、照明光の光利用効率を向上した内視鏡装置用の光源装置光源ユニット(111)は、発光面(31A)から光を射出する固体発光素子(31)と、発光面(31A)から間隔を空けた状態で固体発光素子(31)を覆う覆部材(40)と、を備える。この構成において、覆部材(40)は、発光面から射出された光を反射する反射面と、光を射出する開口部(42)と、を有する。

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,  
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,  
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,  
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

## 明 細 書

**発明の名称：** 内視鏡用光源装置、内視鏡、及び内視鏡システム  
**技術分野**

[0001] 本発明は、被写体に光を照射する内視鏡用光源装置、内視鏡、及び内視鏡システムに関する。

### 背景技術

[0002] 内視鏡用の光源装置として、キセノンランプの代わりに、ＬＥＤ（Light Emitting Diode）やＬＤ（Laser Diode）等の固体発光素子を用いるものが知られている。例えば、特許文献１には、白色ＬＥＤと紫色ＬＥＤを有する内視鏡装置が開示されている。特許文献１の内視鏡装置では、各ＬＥＤから射出された光がレンズによって集光され、電子スコープの光ファイバに入射される。光ファイバに入射された光は、電子スコープの先端部から射出され、被写体に照射される。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0003] 特許文献１：国際公開第２０１２／１０８４２０号パンフレット

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0004] 特許文献１に記載の内視鏡装置では、光源装置としてＬＥＤを使用している。ＬＥＤはから射出されるＬＥＤ光は放射状の光強度分布（ランバート分布）を有している。このため、内視鏡装置におけるＬＥＤ光の利用効率を向上するためには、射出角度の大きい光を光学系で取り込めるように、光学系を大型化する必要がある。しかし、光学系を大型化すると、光源装置は大型化されるので、コンパクトな内視鏡装置の実現は難しい。

[0005] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、光学系を大型化することなく、照明光の光利用効率を向上可能な内視鏡用光源装置、内視鏡、及び内視鏡システムを提供することである。

## 課題を解決するための手段

- [0006] 上記課題を解決するために、本発明の一実施形態の内視鏡用光源装置は、発光面から光を射出するように構成された固体発光素子と、前記発光面から間隔を空けた状態で前記固体発光素子を覆う覆部材と、を備える。また、前記覆部材は、前記発光面から射出した光の一部及び前記反射面で反射した反射光の一部を射出するように構成された開口部と、を有する。
- [0007] このような構成によれば、固体発光素子から射出された光のうち、開口部に向かって射出された光は開口部から取り出される。また、固体発光素子から射出された光のうち、開口部以外の方向に向かって射出された光は覆部材の反射面で反射されて、開口部に向かう光に変換される。これにより、光源装置から射出される光の射出角度分布は、固体発光素子から射出される光の射出角度分布よりも小さくなるため、光学系を大きくすることなく、光の利用効率を向上することができる。
- [0008] また、本発明の一実施形態によれば、前記開口部の面積は、前記発光面よりも小さいことが好ましい。
- [0009] また、本発明の一実施形態によれば、前記覆部材は、中空のドーム形状を有していることが好ましい。
- [0010] また、本発明の一実施形態によれば、前記覆部材は、前記発光面から射出された光を透過させるように構成された透明基板を有し、前記反射面は、前記透明基板の表面のうち、前記発光面から射出された光を反射するように構成された反射膜が形成された領域であり、前記開口部は、透明基板の表面のうち、反射膜が形成されていない領域であることが好ましい。
- [0011] また、本発明の一実施形態によれば、内視鏡用光源装置は、前記開口部に配置された凸レンズを備えることが好ましい。
- [0012] また、本発明の一実施形態によれば、前記覆部材は、平坦な面が前記発光面に対向するように配置された平凸レンズを備える。この構成において、前記反射面は、前記平凸レンズにおける凸面のうち反射膜が形成された領域であり、前記開口部は、前記凸面のうち、前記反射膜が形成されていない領域

であることが好ましい。

[0013] また、本発明の一実施形態によれば、前記内視鏡用光源装置は、前記発光面を保護する保護部材を備える。この構成において、前記保護部材は、前記発光面を覆うように配置され、前記発光面から射出された光を透過させように構成され、前記覆部材は、前記固体発光素子及び前記保護部材を覆うように配置されていることが好ましい。

[0014] また、本発明の一実施形態によれば、前記内視鏡用光源装置は、前記発光面と前記反射面との間に配置され、前記発光面から射出された光の一部を吸収して蛍光を発するように構成された蛍光体を備えることが好ましい。

[0015] また、本発明の一実施形態によれば、前記蛍光体は、前記発光面上に配置されていることが好ましい。

[0016] 本発明の一実施形態の内視鏡システムは、

第1発光面から第1光を射出するように構成された第1固体発光素子と、前記第1発光面から間隔を空けた状態で前記第1固体発光素子を覆う部材であり、前記第1発光面から射出された第1光を反射するように構成された第1反射面と、前記第1光の一部及び前記第1反射面で反射した反射光の一部を射出するように構成された第1開口部と、を有する第1覆部材と、を備える第1光源ユニットを有する内視鏡用光源装置と、

前記内視鏡用光源装置と接続する接続部と、前記接続部から光ケーブルを介して伝送した被写体を照明する照明光が射出するように構成された照明光射出口を有する先端部と、を備える内視鏡と、を含む。

[0017] 本発明の一実施形態の内視鏡システムによれば、

前記内視鏡用光源装置は、前記第1光源ユニットの他に、

第2発光面から第2光を射出するように構成された第2固体発光素子と、前記第2発光面から間隔を空けた状態で前記第2固体発光素子を覆う部材であり、前記第2光を反射するように構成された反射面と、前記第2光の一部及び前記第2反射面で反射した反射光の一部を射出するように構成された開口部と、を有する第2覆部材と、前記第2発光面と前記第2反射面との間に

配置され、前記第 2 光の一部を吸収して蛍光を発するように構成された蛍光体と、を備える第 2 光源ユニットと、

前記第 1 光の光路と、前記第 2 光及び前記蛍光の光路上に設けられ、前記第 2 光及び前記蛍光から前記蛍光を抽出し、かつ、前記第 1 光の光路と前記蛍光の光路を合成した光路の合成光を射出するように構成された光学素子と、を含む、ことが好ましい。

[0018] 本発明の一実施形態の内視鏡システムによれば、前記蛍光体は、460～600nmの波長帯域の光成分を発するように構成された材料を含む、ことが好ましい。

[0019] 本発明の一実施形態の内視鏡は、発光面から光を射出するように構成された固体発光素子と、前記発光面から間隔を空けた状態で前記固体発光素子を覆う部材であり、前記発光面から射出された光を反射するように構成された反射面と、前記光の一部及び前記反射面で反射した反射光の一部を射出するように構成された開口部と、を有する覆部材と、を備える光源ユニットと、前記光源ユニットの射出した光を被写体を照明する照明光として射出するように構成された照明光射出口を有する先端部と、を備えることを特徴とする内視鏡。

## 発明の効果

[0020] 上述の内視鏡用光源装置及び内視鏡システムによれば、光学系を大型化することなく、照明光の光利用効率を向上することができる。

## 図面の簡単な説明

[0021] [図1]本発明の一実施形態における内視鏡用光源装置を備えた電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

[図2]本発明の一実施形態における光源装置のブロック図である。

[図3]本発明の一実施形態における各光源ユニットから射出される照明光の分光強度分布を示す図である。

[図4]本発明の一実施形態における第 1 の光源ユニットの斜視図である。

[図5]本発明の一実施形態における第 1 の光源ユニットの断面図である。

[図6]本発明の一実施形態における第3の光源ユニットの断面図である。

[図7]本発明の一実施形態における第1の光源ユニットの断面図である。

[図8]本発明の一実施形態の第3の光源ユニットから射出される光の分光強度分布を示す図である。

[図9]本発明の一実施形態における第1の光源ユニットの断面図である。

[図10]本発明の一実施形態における第1の光源ユニットの断面図である。

[図11]本発明の一実施形態における第1の光源ユニットの断面図である。

[図12]本発明の一実施形態における第1の光源ユニットの断面図である。

### 発明を実施するための形態

[0022] 以下、本発明の一実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として内視鏡用光源ユニットを備える電子内視鏡システムを例に取り説明する。

[0023] 図1は、本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置201を備えた電子内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡システム1は、医療用に特化されたシステムであり、電子スコープ（内視鏡）100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。

[0024] プロセッサ200は、システムコントローラ21及びタイミングコントローラ22を備えている。システムコントローラ21は、メモリ23に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム1全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ21は、操作パネル24に接続されている。システムコントローラ21は、操作パネル24に入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム1の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。タイミングコントローラ22は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム1内の各回路に出力する。

[0025] プロセッサ200は、光源装置201を備えている。図2に、光源装置201のブロック図を示す。光源装置201は、第1～第4の光源ユニット111～114を備えている。第1～第4の光源ユニット111～114はそれぞれ、第1～第4光源駆動回路141～144によって個別に発光制御さ

れる。

[0026] 第1の光源ユニット111は、紫色の波長帯域（例えば、波長が395～435nm）の光を射出する紫色発光ダイオード（LED:Light Emitting Diode）である。第2の光源ユニット112は、青色の波長帯域（例えば、波長が430～470nm）の光を射出する青色LEDである。第3の光源ユニット113は、青色の波長帯域（例えば、波長が425～455nm）の光を射出する青色LEDと蛍光体を有している。蛍光体は、青色LEDから射出された青色LED光によって励起され、緑色の波長帯域（例えば、波長が460～600nm）の蛍光を発する。第4の光源ユニット114は、赤色の波長帯域（例えば、波長が620～680nm）の光を射出する赤色LEDである。

[0027] 各光源ユニット111～114の光の射出方向の前方にはそれぞれ、コリメートレンズ121～124が配置されている。第1の光源ユニット111から射出された紫色LED光は、コリメートレンズ121によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー131に入射される。また、第2の光源ユニット112から射出されたLED光は、コリメートレンズ122によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー131に入射される。ダイクロイックミラー131は、第1の光源ユニット111から射出された光の光路と、第2の光源ユニット112から射出された光の光路とを合成する。詳しくは、ダイクロイックミラー131は、波長430nm付近にカットオフ波長を有しており、カットオフ波長よりも短い波長の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長の光を反射する特性を有している。そのため、第1の光源ユニット111から射出された紫色LED光はダイクロイックミラー131を透過し、第2の光源ユニット112から青色LED光はダイクロイックミラー131で反射される。これにより、紫色LED光と青色LED光の光路が合成される。ダイクロイックミラー131によって光路が合成された光は、ダイクロイックミラー132に入射される。

[0028] また、第3の光源ユニット113から射出された光、すなわち、青色LED

D光及び緑色の蛍光は、コリメートレンズ123によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー132に入射される。ダイクロイックミラー132は、ダイクロイックミラー131から入射された光の光路と、第3の光源ユニット113から射出された光の光路とを合成する。詳しくは、ダイクロイックミラー132は、波長500nm付近にカットオフ波長を有しており、カットオフ波長よりも短い波長の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長の光を反射する特性を有している。そのため、ダイクロイックミラー131から入射された紫色LED光及び青色LED光と、第3の光源ユニット113から射出された光のうち、緑色の蛍光は、ダイクロイックミラー132によってその光路が合成される。ダイクロイックミラー132によって光路が合成された光は、ダイクロイックミラー133に入射される。

[0029] また、第4の光源ユニット114から射出された赤色LED光は、コリメートレンズ124によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー133に入射される。ダイクロイックミラー133は、ダイクロイックミラー132から入射された光の光路と、第4の光源ユニット114から射出され赤色LED光の光路とを合成する。詳しくは、ダイクロイックミラー133は、波長600nm付近にカットオフ波長を有しており、カットオフ波長よりも短い波長の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長の光を反射する特性を有している。そのため、ダイクロイックミラー132から入射された光と、第4の光源ユニット114から射出された赤色LED光は、ダイクロイックミラー133によってその光路が合成され、光源装置201から照明光Lとして射出される。

[0030] 光源装置201から射出された照明光Lは、集光レンズ25によりLCB (Light Carrying Bundle) 11の入射端面に集光されてLCB11内に入射される。

[0031] LCB11内に入射された照明光Lは、LCB11内を伝播する。LCB11内を伝播した照明光Lは、電子スコープ100の先端部106に配置されたLCB11の射出端面から射出され、配光レンズ12を介して被写体に

照射される。配光レンズ 12 からの照明光 L によって照明された被写体からの戻り光は、対物レンズ 13 を介して固体撮像素子 14 の受光面上で光学像を結ぶ。

[0032] 固体撮像素子 14 は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子 14 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の画像信号を生成して出力する。なお、固体撮像素子 14 は、CCD イメージセンサに限らず、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子 14 はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

[0033] 電子スコープ 100 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 15 が備えられている。ドライバ信号処理回路 15 には、固体撮像素子 14 から被写体の画像信号が所定のフレーム周期で入力される。フレーム周期は、例えば、1/30 秒である。ドライバ信号処理回路 15 は、固体撮像素子 14 から入力される画像信号に対して所定の処理を施してプロセッサ 200 の前段信号処理回路 26 に出力する。

[0034] ドライバ信号処理回路 15 はまた、メモリ 16 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。メモリ 16 に記録される電子スコープ 100 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 14 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 15 は、メモリ 16 から読み出された固有情報をシステムコントローラ 21 に出力する。

[0035] システムコントローラ 21 は、電子スコープ 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 21 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 200 に接続されている電子スコープ 100 に適した処理がなされるようにプロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

[0036] タイミングコントローラ 22 は、システムコントローラ 21 によるタイミ

ング制御に従って、ドライバ信号処理回路 15 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 15 は、タイミングコントローラ 22 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 14 をプロセッサ 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。

[0037] 前段信号処理回路 26 は、ドライバ信号処理回路 15 から 1 フレーム周期で入力される画像信号に対してデモザイク処理、マトリックス演算、Y/C 分離等の所定の信号処理を施して、画像メモリ 27 に出力する。

[0038] 画像メモリ 27 は、前段信号処理回路 26 から入力される画像信号をバッファし、タイミングコントローラ 22 によるタイミング制御に従い、後段信号処理回路 28 に出力する。

[0039] 後段信号処理回路 28 は、画像メモリ 27 から入力される画像信号を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 300 に出力される。これにより、被写体の画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

[0040] 図 3 は、各光源ユニット 111～114 から射出される照明光 L の分光強度分布 D111～D114 を示している。図 3 に示される分光強度分布の横軸は波長 (nm) を示し、縦軸は照明光 L の強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が 1 となるように規格化されている。また、図 3 には、各ダイクロイックミラー 131～133 のカットオフ波長  $\lambda_{131} \sim \lambda_{133}$  が点線で示されている。図 3 に示す分光強度分布のうち、実線で示される領域が、光源装置 201 から射出され、照明光 L として使用される領域である。また、破線で示される領域が、光源装置 201 から射出されず、照明光 L として使用されない領域である。

[0041] 図 3 に示すように、ダイクロイックミラー 131～133 によって各光源ユニット 111～114 から射出された光の光路が合成されることにより、光源装置 201 からは、紫外領域（近紫外の一部）から赤色領域にかけて広い波長帯域を有する照明光 L が射出される。この照明光 L の分光強度分布は

、図3に示す分光強度分布D111～D114のうち、実線で示される領域を足し合わせたものになる。なお、各光源ユニット111～114は個別に制御可能である。そのため、各光源ユニット111～114から射出される光の強度は、被写体に合わせて変更することができる。

[0042] したがって、一実施形態の内視鏡システムは、光源ユニット111, 112, 114を含む内視鏡用の光源装置201と接続する接続部104（図1参照）と、接続部104からLCB11（光ケーブル）を介して伝送した被写体を照明する照明光Lが射出するように構成された照明光射出口105を有する先端部106と、を備える電子スコープと、を含む。

[0043] 一実施形態によれば、光源装置210は、光源ユニット111, 112の他に、蛍光体32を備える光源ユニット113と、光源ユニット111, 112から射出した光の光路及び光源ユニット113から射出した光の光路上に設けられ、光源ユニット113から射出した光から蛍光を抽出し、かつ、光源ユニット111, 112から射出した光の光路と蛍光の光路を合成した光路の合成光を射出するように構成されたダイクロイックミラー132（光学素子）と、を含むことが好ましい。蛍光体が発する蛍光の波長帯域は広いので、広い波長帯域の光を容易に射出することができる。蛍光を用いて擬似白色光を生成する場合、蛍光は、他の色成分の光に比べて広帯域の光成分を含む一方、他の色成分の光の光強度に比べて光強度は低いため、擬似白色光の照明光は暗くなり易い。このために、蛍光の弱い光強度を高くする必要がある。このために、従来LEDに大きな電流を流して励起光の発光強度を高くする必要があるが、本実施形態によれば、後述するように、覆部材40を設けることで蛍光の光強度を高くすることができるので、大電流をLEDに流す必要がなくなりエネルギー消費の点から好ましい。

[0044] 一実施形態によれば、蛍光体は、460～600nmの波長帯域の光成分を発する材料を含むことが好ましい。この波長帯域の光成分は、緑色成分であり、生体組織ではこの波長帯域の中のより狭い種々の波長帯域において吸収されやすい成分である。したがって、この460～600nmの波長帯域

の光の光強度を高めることは、生体組織の光の吸収と非吸収による効果をより容易に識別することができる点から好ましい。

[0045] 図4～図6は、各光源ユニット111～114の構成を説明するための図である。図4は、第1の光源ユニット111の斜視図を示す。図5は、第1の光源ユニット111の断面図を示す。図6は、第3の光源ユニット113の断面図を示す。第3の光源ユニット113の構成は、蛍光体を有していること、及び、LEDの発光波長が異なること以外は、第1の光源ユニット111の構成と同じである。また、第2及び第4の光源ユニット112、114の構成は、LEDの発光波長が異なること以外は、第1の光源ユニット111の構成と同じである。

[0046] 第1の光源ユニット111は、基板30、基板30上に実装された固体発光素子31、及び、覆部材40を有する。固体発光素子31は、LED光を発する発光面31Aを有している。固体発光素子31は、基板30に形成された配線（不図示）を介して供給された駆動電流に応じて発光する。第1の光源ユニット111は、固体発光素子31を保護するための透明なカバーガラス35を有している。覆部材40は、中空のドーム形状（半球の球殻状）に形成された基板を有しており、固体発光素子31の発光面31Aから間隔を空けて、固体発光素子31を覆うように配置されている。図4～図6に示す構成では、覆部材40は、固体発光素子31と共にカバーガラス35を覆うように配置されているが、本実施形態はこの構成に限定されない。図7は、本実施形態の変形例における第1の光源ユニット111の断面図である。図7に示す第1の光源ユニット111のように、覆部材40は、カバーガラス35上に配置されていてもよい。

[0047] 覆部材40の内壁面40Aには、LED光又は蛍光を反射する反射膜41が形成されている。反射膜41は、例えば、金属（例えば、銀）の多層膜や誘電体の多層膜である。反射膜41の表面（反射面）は、LED光又は蛍光に対して比較的高い反射率を有する。また、覆部材40のうち、固体発光素子31の発光面31Aと対向する領域の一部には開口42が形成されている。

。開口42は、覆部材40の内側と外側とを繋ぐ貫通穴である。この開口42の面積は、固体発光素子31の発光面31Aの面積よりも小さく設定されている。

[0048] 第1の光源ユニット111における覆部材40は、コリメートレンズ121を含む光学系において、LED光の利用効率を向上するために使用される。固体発光素子31から射出されたLED光のうち、覆部材40の開口42に向かって射出されたLED光は、開口42を通過して第1の光源ユニット111から射出される。一方、固体発光素子31から射出されたLED光のうち、開口42以外の方向に向かって射出されたLED光は、覆部材40の反射面により、基板30又は固体発光素子31に向かって反射される。反射面で反射されたLED光は、基板30又は固体発光素子31により、開口42又は覆部材40に向かって再び反射される。このように、LED光は、覆部材40、基板30及び固体発光素子31で反射を繰り返すことにより、最終的に開口42を通過して第1の光源ユニット111から射出される。

[0049] 通常、広い角度範囲に亘って射出されるLED光をコリメートレンズで効率よく取り込むためには、コリメートレンズの径を大きくする必要がある。これに対し、本実施形態では、射出角度の大きいLED光であっても、第1の光源ユニット111内で多重反射されることにより開口42から射出される際には射出角度の小さいLED光に変換されている。そのため、本実施形態では、コリメートレンズ121の径を大きくすることなく、LED光の利用効率を向上させることができる。

[0050] また、本実施形態の第1の光源ユニット111は、覆部材40の開口42の面積が発光面31Aの面積よりも小さく設定されている。発光面積が小さくなるほど、LED光のエテンデュ（発光面積と射出立体角の積）は小さくなる。また、LED光のエテンデュが小さくなるほど、コリメートレンズ121を含む光学系における光の利用効率は向上する。そのため、発光面31Aの面積よりも小さい開口42を有する覆部材40を用いることにより、LED光の利用効率をさらに向上させることができる。

[0051] また、第3の光源ユニット113は、図6に示すように、青色のLED光を発する固体発光素子31と、蛍光体32を有している。蛍光体32は、固体発光素子31の発光面31A上に、発光面31A全体を覆うように配置されている。第3の光源ユニット113における覆部材40は、光学系におけるLED光及び蛍光の利用効率を向上すると共に、蛍光体32の発光効率を向上するために使用される。固体発光素子31から射出されたLED光は、一部が蛍光体32を励起するために使用され、他の一部は蛍光体32を透過する。これにより、蛍光体32を有する固体発光素子31からは、LED光と蛍光の両方が射出される。LED光及び蛍光は、第1の光源ユニット111におけるLED光と同様に、第3の光源ユニット113内で多重反射されて開口42から射出される。これにより、射出角度の大きい光が射出角度の小さい光に変換されると共に、LED光及び蛍光のエテンデュが小さくなる。これにより、LED光及び蛍光の光利用効率を向上させることができる。

[0052] また、第3の光源ユニット113では、蛍光体32を透過し、第3の光源ユニット113内で多重反射されるLED光は、その一部が蛍光体32に再入射される。そして、蛍光体32に再入射されたLED光の一部は、蛍光体32を励起するために使用される。これにより、蛍光体32の発光効率を向上させることができる。

[0053] 図8は、第3の光源ユニット113から射出される光の分光強度分布を示している。図8(a)は、第3の光源ユニット113が覆部材40を有していない場合の分光強度分布を示し、図8(b)は、覆部材40を有する第3の光源ユニット113の分光強度分布を示す。図8に示される分光強度分布の横軸は波長(nm)を示し、縦軸は光の強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

[0054] 固体発光素子31から射出された青色LED光は、一部が蛍光体32を励起するために使用され、他の一部が蛍光体32を透過する。そのため、第3の光源ユニット113から射出される光は、図8(a)に示すように、青色LED光のピーク波長と蛍光のピーク波長に2つのピークを有する分光強度

分布を有する。また、覆部材４０を用いると、蛍光体３２を透過した青色ＬＥＤ光の一部が蛍光体３２の励起に使用される。そのため、図８（ｂ）に示すように、第３の光源ユニット１１３から射出される光の分光強度分布は、覆部材４０を有しない場合に比べて、蛍光の割合が大きくなる。また、第３の光源ユニット１１３から射出される光のうち、蛍光は被写体を照明するために使用されるが、青色ＬＥＤ光は被写体を照明するために使用されない。従って、覆部材４０を使用することによって蛍光の光量が増加し、照明光Ｌの光量を向上させることができる。

[0055] 以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本発明の実施形態に含まれる。

[0056] 図１に示す電子内視鏡システム１では、光源装置２０１は、プロセッサ２００に設けられているが、プロセッサ２００及び電子スコープ１００とは別体の装置として構成されてもよい。

また、一実施形態によれば、光源ユニット１１１～１１４を光源装置として電子スコープ１００に組み込んでもよい。このとき、一実施形態によれば、プロセッサ２００と接続される接続部１０４に組み込まれることが好ましい。接続部１０４に組み込むことにより、接続に伴う接続不良が回避できる。

また、一実施形態によれば、光源ユニット１１１～１１４は、電子スコープ１００の配向レンズ１２が設けられた先端部１０６に組み込まれてもよい。先端部１０６に組み込まれる場合、ＬＣＢ１１が不要になるので、照明光はＬＣＢ１１における伝送特性の影響を受けない他、体腔内に挿入される部分の径を細くすることができ、被験者への負担を軽減することができる。

[0057] 一実施形態によれば、覆部材４０の開口４２は、覆部材４０に設けられた貫通穴である必要はない。一実施形態によれば、開口４２は、ＬＥＤ光や蛍光を通過させる特性を有していることが好ましい。図９は、一実施形態の第

1の光源ユニット111の断面図を示している。この変形例では、覆部材40は光を透過させる材料（例えば、ガラスや透明の樹脂材料）からなる透明基板を半球の球殻状に成型したものである。この覆部材40の内壁面40Aには、発光面31Aと対向する領域の一部を除いて、反射膜41が形成されている。内壁面40Aの反射膜41が形成されていない領域は、LED光を透過させる開口42となる。

[0058] また、一実施形態によれば、覆部材40の開口42にレンズが配置されることが好ましい。図10は、凸レンズ43を有する第1の光源ユニット111の断面図を示している。図10に示す構成では、開口42内に凸レンズ43が配置されている。開口42を通過して射出される光は凸レンズ43によって射出角が絞られる。これにより、第1の光源ユニット111から射出された光がコリメートレンズ121で取り込み易くなり、照明光Lの利用効率を向上させることができる。なお、凸レンズ43は、開口42内に配置されている必要はなく、開口42の外側に、開口42を覆うように配置されていてもよい。

[0059] また、一実施形態によれば、覆部材40は中空である必要はない。図11は、一実施形態における第1の光源ユニット111の断面図を示している。この実施形態によれば、レンズ44がカバーガラス35上に配置されていることが好ましい。レンズ44は平凸レンズであり、レンズ44の平坦な面がカバーガラス35に対向するように配置されている。平凸レンズには、例えば、半球レンズが使用される。覆部材40は、レンズ44の外側の凸面上の、発光面31Aと対向する領域の一部を除いた領域に形成された反射膜41である。レンズ44の凸面のうち、反射膜41が形成された領域が、LED光を反射させる反射面である。レンズ44の球面の反射膜41が形成されていない領域は、LED光を透過させる開口42となる。一実施形態によれば、覆部材40は中空ではないが、覆部材40（反射膜41）は、透明なレンズ44を挟んで、発光面31Aから間隔を空けて配置されている。そのため、発光面31Aから射出されたLED光を第1の光源ユニット111内で多

重反射させ、射出角度の小さいLED光に変換することができる。

[0060] また、一実施形態によれば、覆部材40は、ドーム状以外の形状を有することも好ましい。図12は、一実施形態における第1の光源ユニット111の断面図を示している。この実施形態では、覆部材40は角筒状を有していることが好ましい。一実施形態によれば、覆部材40の断面は、固体発光素子31から離れるに従って小さくなる角錐台状を呈していることが好ましい。また、覆部材40の、固体発光素子31が配置されている端部とは反対の端部の開口42の面積は、上述した通り、発光面31Aの面積よりも小さく設定されている。また、覆部材40の内壁面40Aには、反射膜41が形成されている。このように、覆部材40がドーム状以外の形状を有している場合においても、固体発光素子31から射出された射出角度の大きい光を射出角度の小さい光に変換すると共に、LED光のエテンデュを小さくすることができる。また、一実施形態によれば、覆部材40は、角錐台状ではなく、円錐台状であることも好ましい。

[0061] また、上述の実施形態では、覆部材40に形成された反射膜41は、金属の多層膜や誘電体の多層膜が使用されるが、一実施形態によれば、この構成に限定されない。一実施形態によれば、反射膜41は、例えば、入射された光を拡散反射させる特性を有することが好ましい。反射膜41が金属の多層膜や誘電体の多層膜である場合、反射膜41に入射された光は正反射（鏡面反射）される。そのため、射出角度の大きい光を射出角度の大きい光に変換するためには、光を反射膜41や基板30、固体発光素子31等で複数回反射させる必要がある。一方、反射膜41が光を拡散反射させる特性を有している場合、反射膜41に入射した光の少なくとも一部は、一回の反射で射出角の小さい光に変換される。そのため、複数回反射させる場合に比べて、反射膜41や基板30で光が吸収される割合を低減することができる。一実施形態によれば、反射膜41の表面は、拡散反射させる特性を有するために、粗面化処理面であることが好ましい。

[0062] また、上述の実施形態では、固体発光素子31としてLEDを想定してい

る。本発明はこれに限定するものではなく、一実施形態によれば、ＬＤ（Laser Diode）を固体発光素子３１として採用することも好ましい。

## 符号の説明

- [0063] １ 電子内視鏡システム
- １１ ＬＣＢ
  - １２ 配光レンズ
  - １３ 対物レンズ
  - １４ 固体撮像素子
  - １５ ドライバ信号処理回路
  - １６ メモリ
  - ２１ システムコントローラ
  - ２２ タイミングコントローラ
  - ２３ メモリ
  - ２４ 操作パネル
  - ２５ 集光レンズ
  - ２６ 前段信号処理回路
  - ２７ 画像メモリ
  - ２８ 後段信号処理回路
  - ３０ 基板
  - ３１ 固体発光素子（ＬＥＤ）
  - ３１Ａ 発光面
  - ３２ 蛍光体
  - ３５ カバーガラス
  - ４０ 覆部材
  - ４０Ａ 内壁面
  - ４１ 反射膜
  - ４２ 開口
  - ４３ 凸レンズ

- 4 4 レンズ
- 1 0 0 電子スコープ
- 1 0 4 接続部
- 1 0 5 照明光射出口
- 1 0 6 先端部
- 1 1 1 ~ 1 1 4 光源ユニット
- 1 2 1 ~ 1 2 4 コリメートレンズ
- 1 4 1 ~ 1 4 4 光源駆動回路
- 1 3 1 ~ 1 3 3 ダイクロイックミラー
- 2 0 0 プロセッサ
- 2 0 1 光源装置

## 請求の範囲

- [請求項1] 発光面から光を射出するように構成された固体発光素子と、  
前記発光面から間隔を空けた状態で前記固体発光素子を覆う覆部材と、  
を備え、  
前記覆部材は、  
前記発光面から射出された光を反射するように構成された反射面と、  
前記発光面から射出した光の一部及び前記反射面で反射した反射光の一部を射出するように構成された開口部と、  
を有する、  
内視鏡用光源装置。
- [請求項2] 前記開口部の面積は、前記発光面よりも小さい、  
請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。
- [請求項3] 前記覆部材は、中空のドーム形状を有している、  
請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。
- [請求項4] 前記覆部材は、前記発光面から射出された光を透過させるように構成された透明基板を有し、  
前記反射面は、前記透明基板の表面のうち、前記発光面から射出された光を反射するように構成された反射膜が形成された領域であり、  
前記開口部は、前記透明基板の表面のうち、前記反射膜が形成されていない領域である、  
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。
- [請求項5] 前記開口部に配置された凸レンズを備える、  
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。
- [請求項6] 前記覆部材は、平坦な面が前記発光面に対向するように配置された平凸レンズを備え、  
前記反射面は、前記平凸レンズにおける凸面のうち反射膜が形成さ

れた領域であり、

前記開口部は、前記凸面のうち、前記反射膜が形成されていない領域である、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

[請求項7]

前記発光面を保護する保護部材を備え、

前記保護部材は、

前記発光面を覆うように配置され、

前記発光面から射出された光を透過させるように構成され、

前記覆部材は、前記固体発光素子及び前記保護部材を覆うように配置されている、

請求項 1 から請求項 6 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

[請求項8]

前記発光面と前記反射面との間に配置され、該発光面から射出された光の一部を吸収して蛍光を発するように構成された蛍光体を備える、

請求項 1 から請求項 7 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

[請求項9]

前記蛍光体は、前記発光面上に配置されている、

請求項 8 に記載の内視鏡用光源装置。

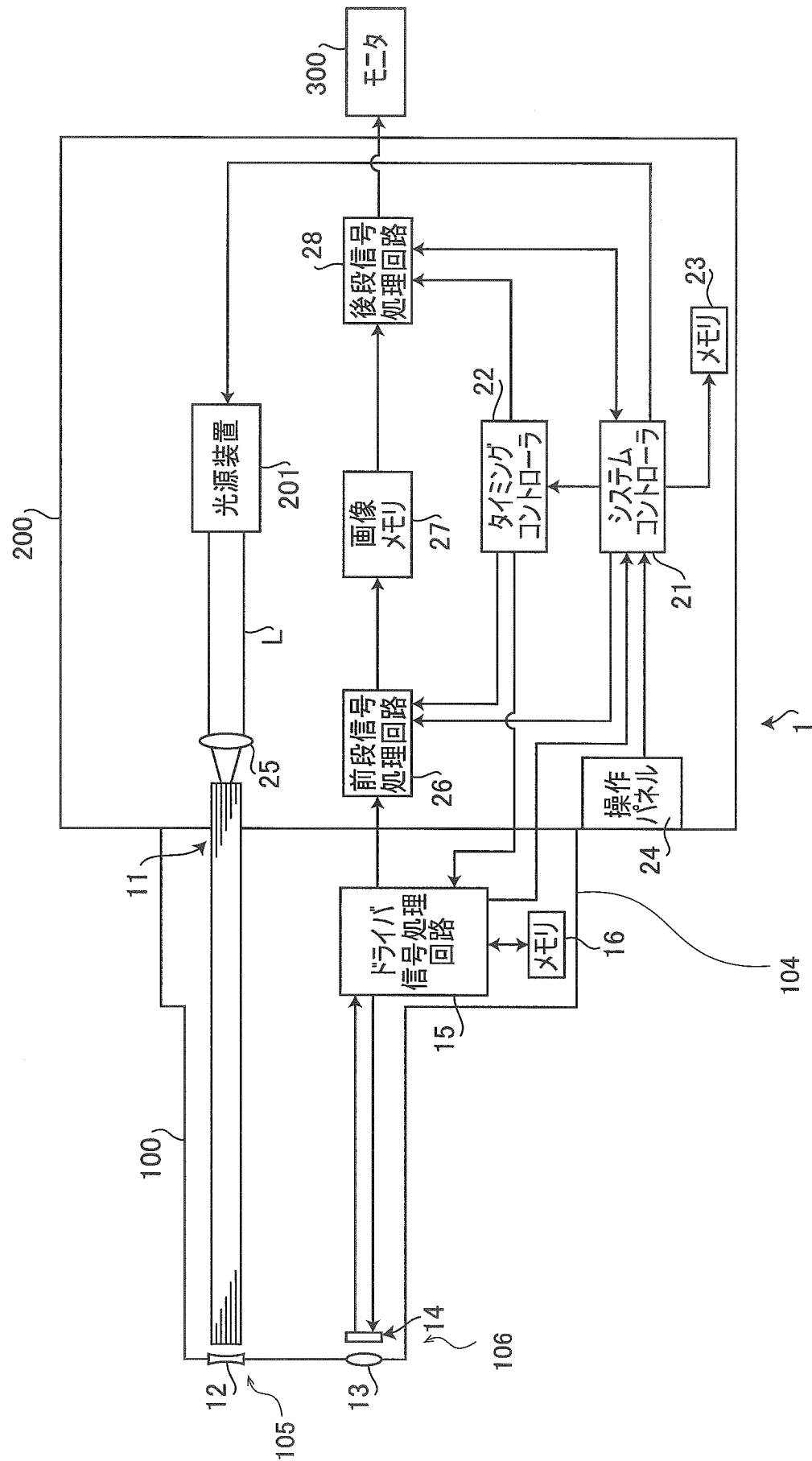
[請求項10]

第 1 発光面から第 1 光を射出するように構成された第 1 固体発光素子と、前記第 1 発光面から間隔を空けた状態で前記第 1 固体発光素子を覆う部材であり、前記第 1 発光面から射出された第 1 光を反射するように構成された第 1 反射面と、前記第 1 光の一部及び前記第 1 反射面で反射した反射光の一部を射出するように構成された第 1 開口部と、を有する第 1 覆部材と、を備える第 1 光源ユニットを有する内視鏡用光源装置と、

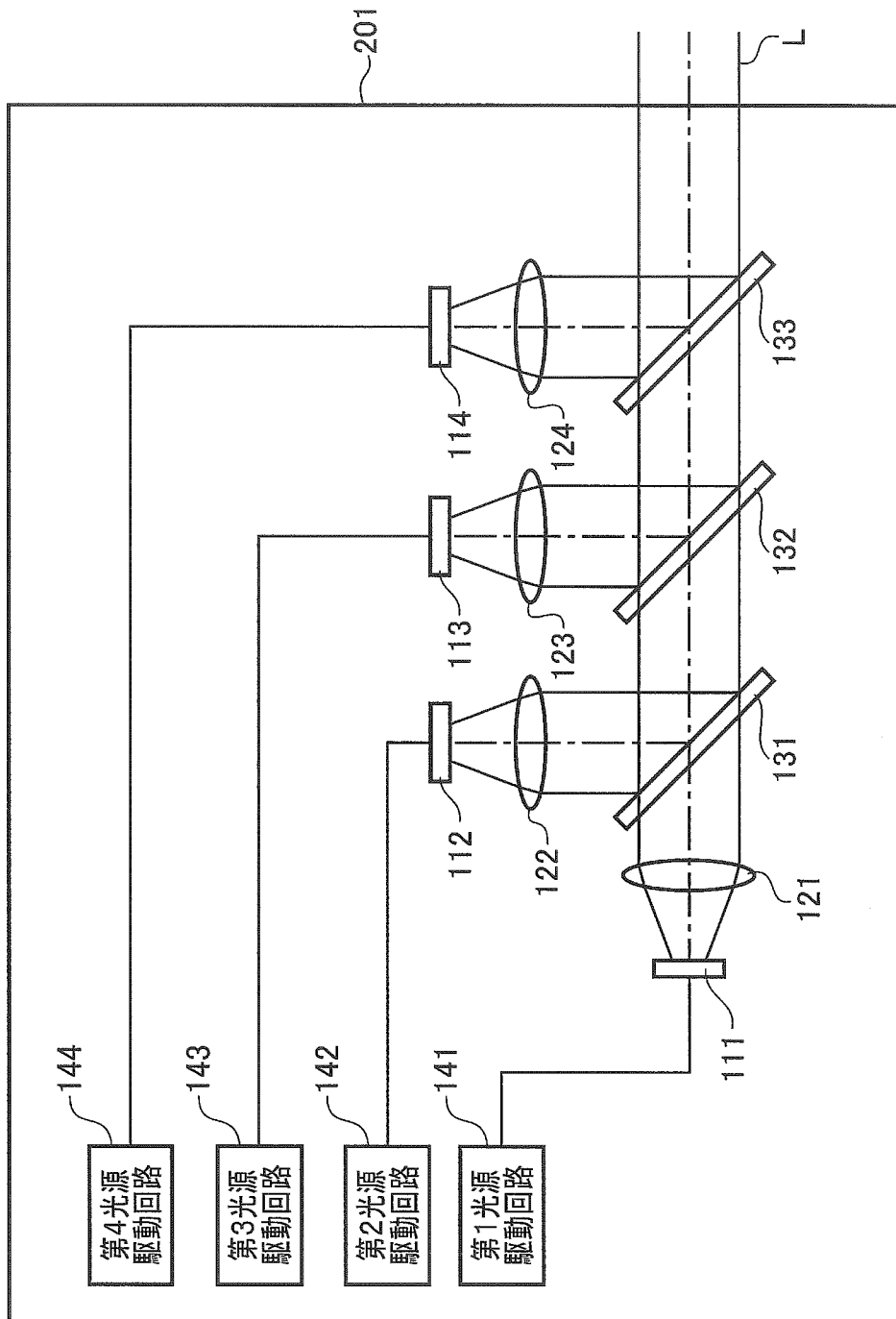
前記内視鏡用光源装置と接続する接続部と、前記接続部から光ケーブルを介して伝送した被写体を照明する照明光が射出するように構成された照明光射出口を有する先端部と、を備える内視鏡と、を含むことを特徴とする内視鏡システム。

- [請求項11] 前記内視鏡用光源装置は、前記第1光源ユニットの他に、  
第2発光面から第2光を射出するように構成された第2固体発光素子と、前記第2発光面から間隔を空けた状態で前記第2固体発光素子を覆う部材であり、前記第2光を反射するように構成された反射面と、前記第2光の一部及び前記第2反射面で反射した反射光の一部を射出するように構成された開口部と、を有する第2覆部材と、前記第2発光面と前記第2反射面との間に配置され、前記第2光の一部を吸収して蛍光を発するように構成された蛍光体と、を備える第2光源ユニットと、  
前記第1光の光路と、前記第2光及び前記蛍光の光路上に設けられ、前記第2光及び前記蛍光から前記蛍光を抽出し、かつ、前記第1光の光路と前記蛍光の光路を合成した光路の合成光を射出するように構成された光学素子と、を含む、請求項10に記載の内視鏡システム。
- [請求項12] 前記蛍光体は、460～600nmの波長帯域の光成分を発するように構成された材料を含む、請求項11に記載の内視鏡システム。
- [請求項13] 発光面から光を射出するように構成された固体発光素子と、前記発光面から間隔を空けた状態で前記固体発光素子を覆う部材であり、前記発光面から射出された光を反射するように構成された反射面と、前記光の一部及び前記反射面で反射した反射光の一部を射出するように構成された開口部と、を有する覆部材と、を備える光源ユニットと、  
前記光源ユニットの射出した光を被写体を照明する照明光として射出するように構成された照明光射出口を有する先端部と、を備えることを特徴とする内視鏡。

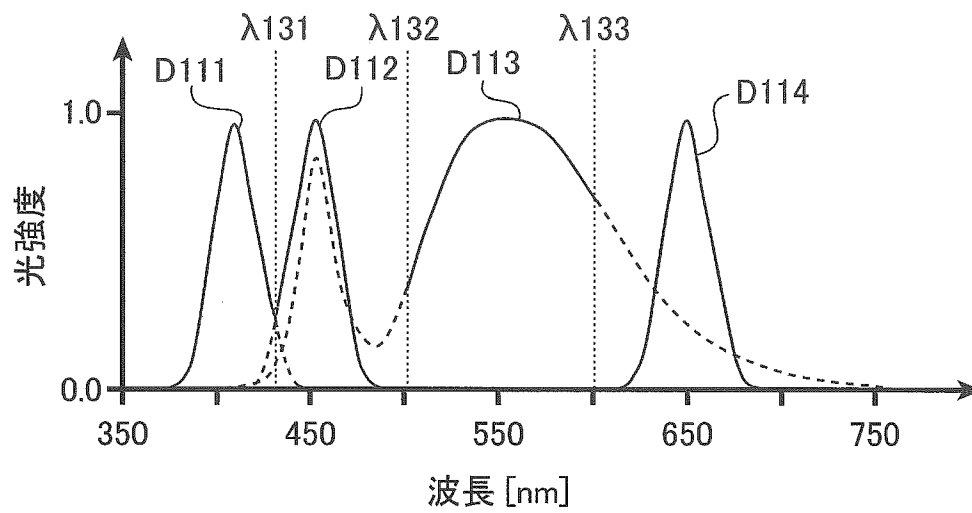
[図1]



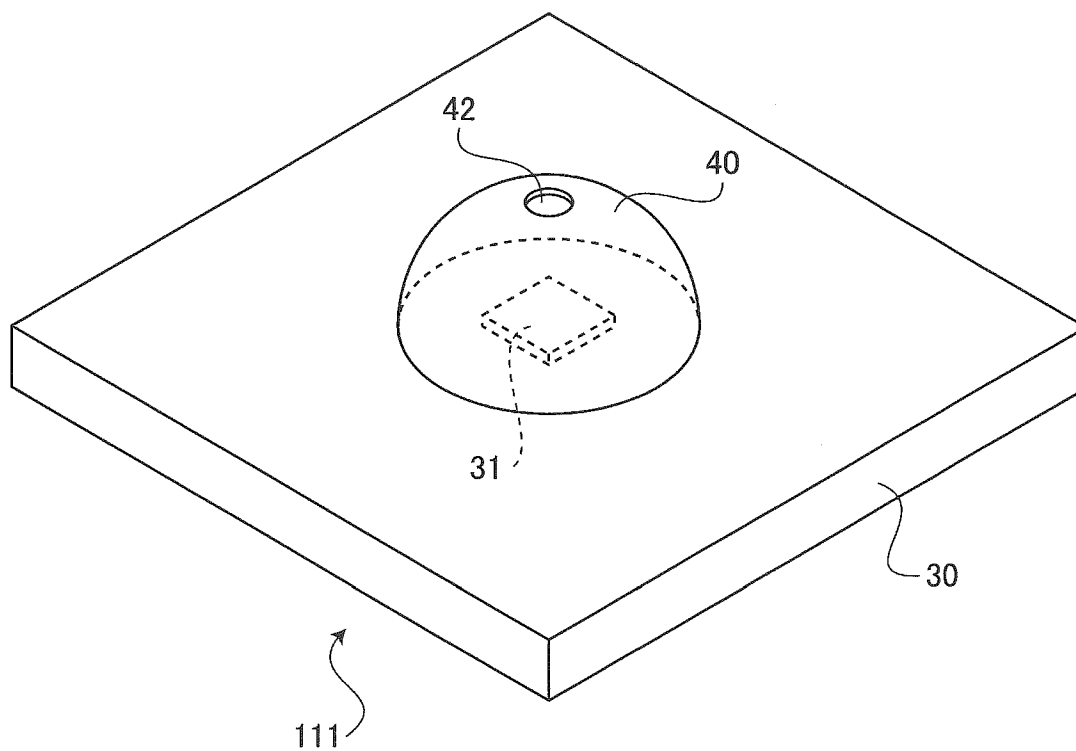
[図2]



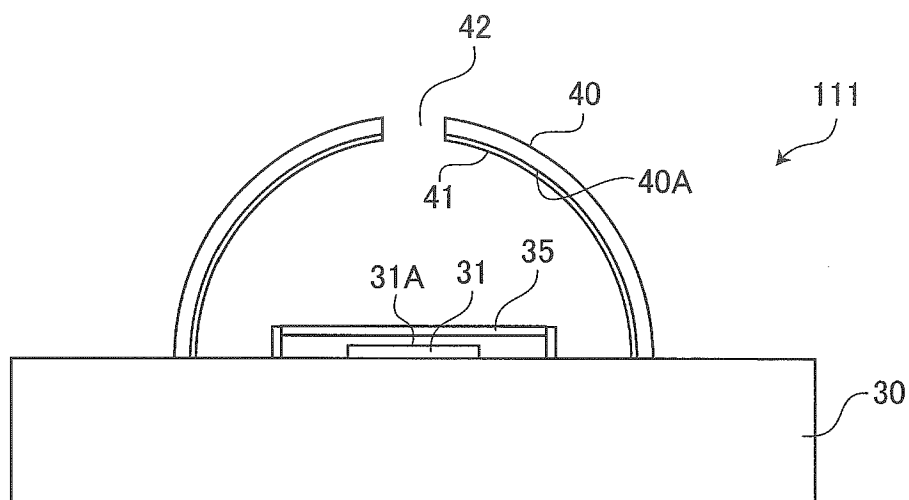
[図3]



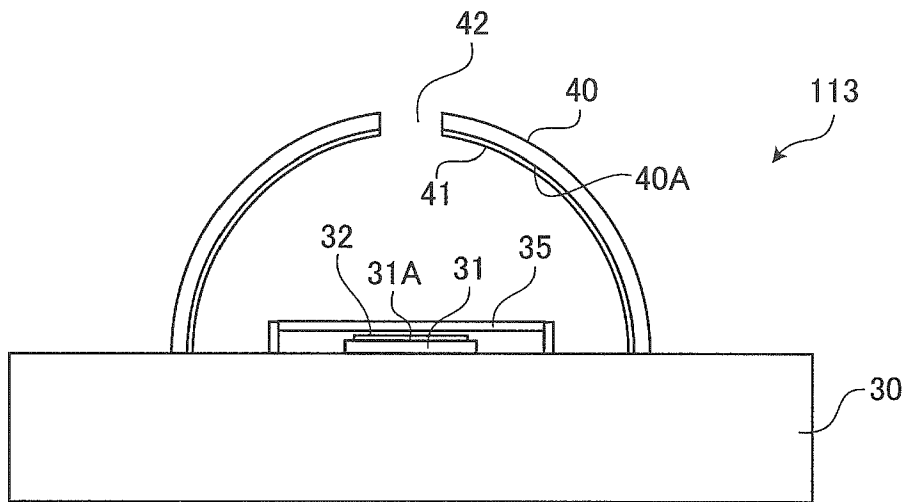
[図4]



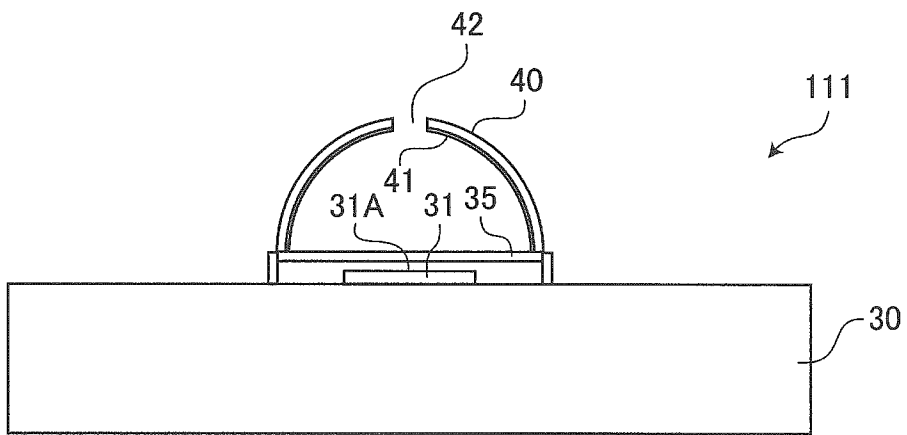
[図5]



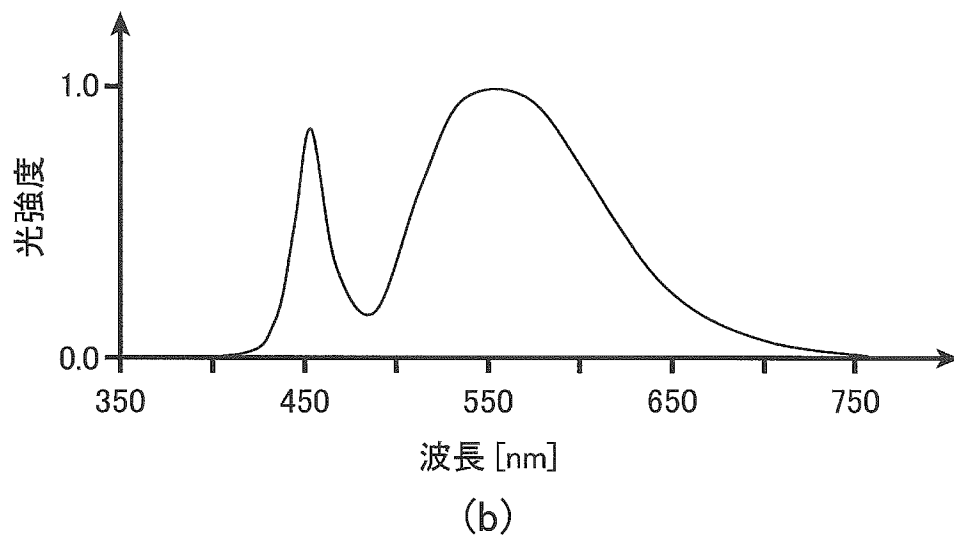
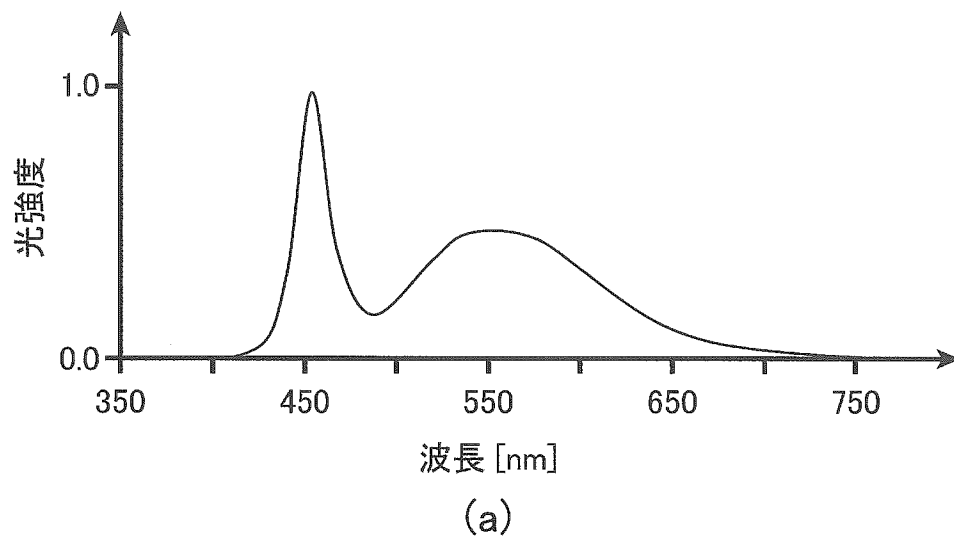
[図6]



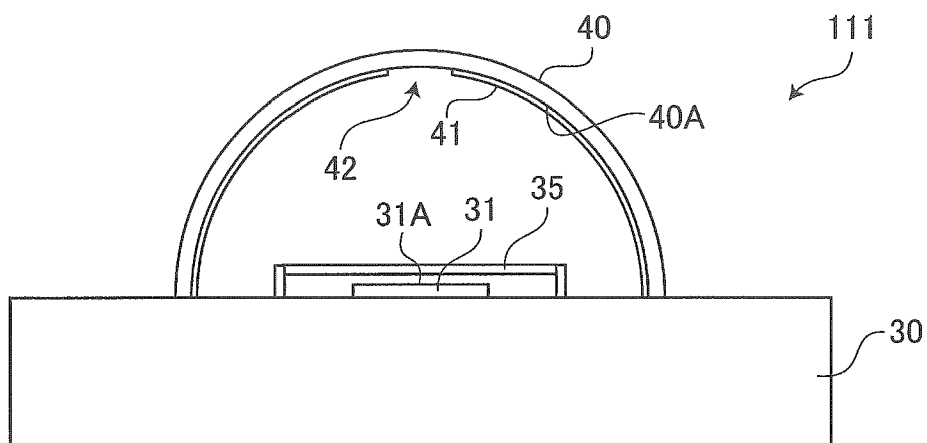
[図7]



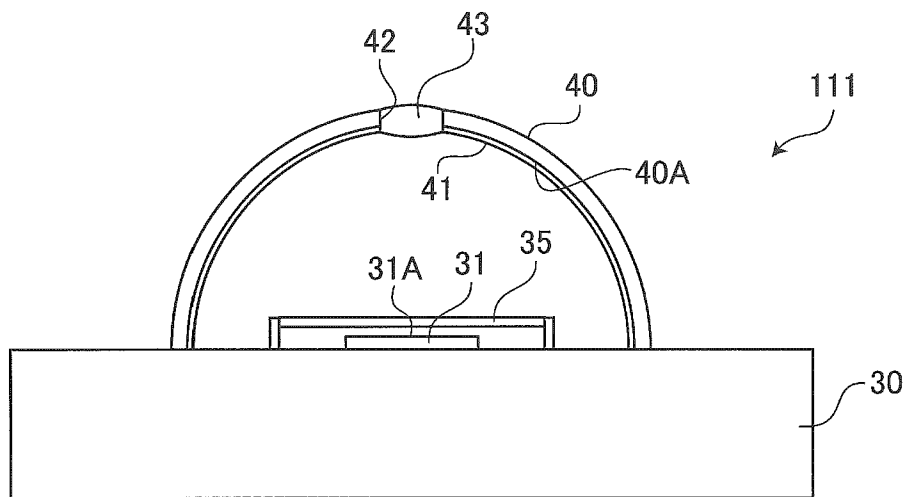
[図8]



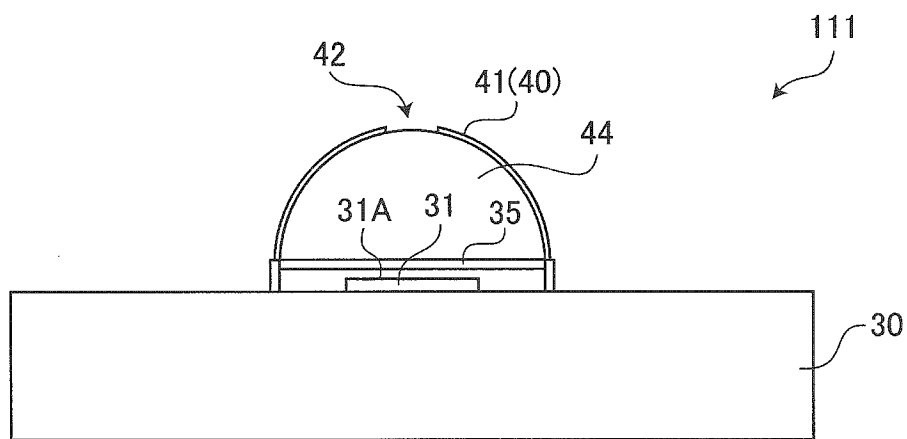
[図9]



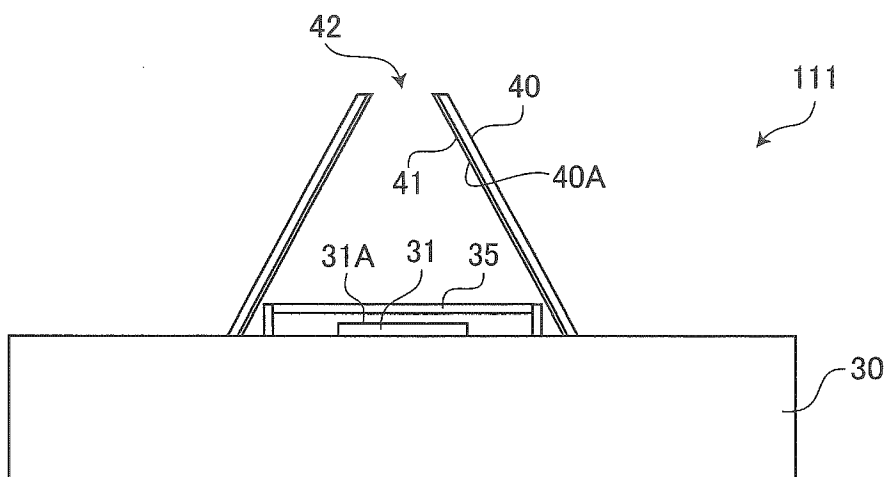
[図10]



[図11]



[図12]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/031145

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/07(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/317, G02B23/24-23/26, G02B6/42

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

|                           |           |                            |           |
|---------------------------|-----------|----------------------------|-----------|
| Jitsuyo Shinan Koho       | 1922-1996 | Jitsuyo Shinan Toroku Koho | 1996-2017 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2017 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2017 |

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                | Relevant to claim No. |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| X         | JP 2000-66115 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.),<br>03 March 2000 (03.03.2000),<br>paragraphs [0009] to [0013]; fig. 1 to 2        | 1, 3, 5, 7-10,<br>13  |
| Y         |                                                                                                                                   | 11-12                 |
| A         | & US 6260994 B1<br>column 2, line 61 to column 3, line 53; fig. 1<br>to 2B                                                        | 2, 6                  |
| X         | WO 2011/092900 A1 (Olympus Medical Systems<br>Corp.),<br>04 August 2011 (04.08.2011),<br>paragraphs [0028] to [0060]; fig. 2 to 3 | 1, 4, 7-9, 13         |
| A         | & US 2011/0230722 A1<br>paragraphs [0045] to [0084]; fig. 2 to 3<br>& EP 2382911 A1 & CN 102333475 A                              | 2, 6                  |

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
18 October 2017 (18.10.17)

Date of mailing of the international search report  
31 October 2017 (31.10.17)

Name and mailing address of the ISA/  
Japan Patent Office  
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,  
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2017/031145

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                          | Relevant to claim No. |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Y         | JP 2013-198547 A (Fujifilm Corp.),<br>03 October 2013 (03.10.2013),<br>abstract; paragraph [0135]; fig. 3, 10<br>& WO 2013/140961 A1                        | 11-12                 |
| A         | JP 2011-33958 A (Media Technology Co., Ltd.),<br>17 February 2011 (17.02.2011),<br>paragraphs [0004] to [0011], [0022], [0028];<br>fig. 6<br>(Family: none) | 1-13                  |

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/07(2006.01)i

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00-1/317, G02B23/24-23/26, G02B6/42

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

|             |            |
|-------------|------------|
| 日本国実用新案公報   | 1922-1996年 |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2017年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2017年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2017年 |

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

## C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の<br>カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示                                                                                                                      | 関連する<br>請求項の番号                     |
|-----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------|
| X<br>Y<br>A     | JP 2000-66115 A（富士写真光機株式会社）2000.03.03,<br>[0009]-[0013]、図1-2 & US 6260994 B1, 第2欄第61行-第3欄53<br>行, 図1-2B                                                | 1, 3, 5, 7-10, 13<br>11-12<br>2, 6 |
| X<br>A          | WO 2011/092900 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社）<br>2011.08.04, [0028]-[0060]、図2-3 & US 2011/0230722<br>A1, [0045]-[0084], 図2-3 & EP 2382911 A1 & CN 102333475 A | 1, 4, 7-9, 13<br>2, 6              |

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

18.10.2017

国際調査報告の発送日

31.10.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

門田 宏

2Q

9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                                                |                |
|-----------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| 引用文献の<br>カテゴリー*       | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示                                                              | 関連する<br>請求項の番号 |
| Y                     | JP 2013-198547 A (富士フイルム株式会社) 2013. 10. 03, 要約、<br>[0135]、図 3, 10 & WO 2013/140961 A1          | 11-12          |
| A                     | JP 2011-33958 A (株式会社メディア・テクノロジー) 2011. 02. 17,<br>[0004]-[0011], [0022], [0028]、図 6 (ファミリーなし) | 1-13           |