

(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  
2013年9月26日(26.09.2013)



(10) 国際公開番号  
WO 2013/140961 A1

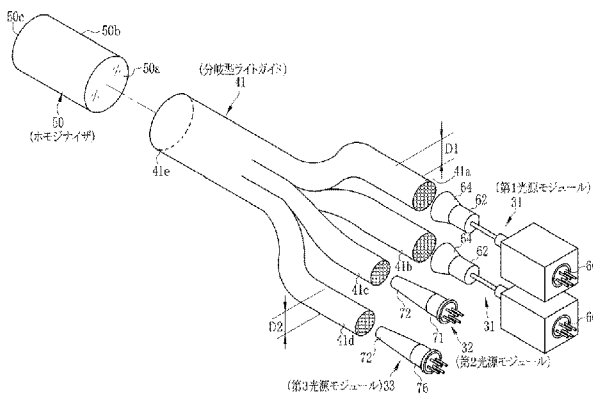
- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/06 (2006.01) G02B 19/00 (2006.01)  
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/054974
- (22) 国際出願日: 2013年2月26日(26.02.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2012-067175 2012年3月23日(23.03.2012) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目26番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 森本 美範(MORIMOTO Yoshinori); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 井上敏之(INOUE Toshiyuki); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 大橋 永治(OHASHI Eiji); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 斎藤 牧(SAITO Maki); 〒2588538 神奈川県足柄上
- (74) 代理人: 小田原 修一, 外(ODAHARA Shuichi et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松1250番地 F F T P M O 棟 6 F Kanagawa (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, 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

[続葉有]

(54) Title: LIGHT SOURCE DEVICE AND ENDOSCOPIC SYSTEM

(54) 発明の名称: 光源装置及び内視鏡システム

FIG. 10



- 31 First light source module
- 32 Second light source module
- 33 Third light source module
- 41 Branched light guide
- 50 Homogenizer

(57) Abstract: The present invention prevents the unevenness of color arising from differences in radiation angles of multiple semiconductor light sources. The endoscope light source device is provided with first through third light source modules (31 - 33). Each light source module (31 - 33) comprises a light-emitting element (66, 71, 76) with a laser diode, each of which emits light of a different wavelength region. The first light source module (31) comprises a light-emitting element (66) and a fluorescent unit (62) and emits a mixed light of light from the light-emitting element (66) and fluorescence emitted from the fluorescent unit (62). The second and third light source modules (32, 33) emit monochromatic light from light-emitting elements (71, 76) without using a fluorescent unit. The first through third light source modules (31 - 33) are provided with radiation angle-correcting units (64, 72) for correcting the radiation angles of the respective light. The light with corrected radiation angle is supplied to the endoscope with the light paths thereof combined by a branched light guide (41).

(57) 要約: 複数の半導体光源の発散角の差に起因する色ムラを防止する。内視鏡用の光源装置には、第1~第3の光源モジュール31~33が設けられている。各光源モジュール31~33は、それぞれ異なる波長域の光を発生するレーザダイオードを有する発光素子66、71、76を有している。第1光源モジュール31は、発光素子66と蛍光部62とを有し、発光素子66の光と蛍光部62が発する蛍光との混合光を発する。第2及び第3光源モジュール32、33は、蛍光部を使用せずに発光素子71、76から単色光を発する。第1~第3の光源モジュール31~33には、それぞれの光の発散角を補正する発散角補正部64、72が設けられている。発散角が補正された光は、分岐型ライトガイド41によって光路が統合されて、内視鏡に供給される。

WO 2013/140961 A1

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG). 添付公開書類:

— 國際調查報告 (條約第 21 條(3))

## 明 細 書

**発明の名称 : 光源装置及び内視鏡システム**

### 技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡に光を供給するための光源装置、及び光源装置を用いた内視鏡システムに関するものである。

### 背景技術

[0002] 医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡システムは、生体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端に観察部位を撮影するための観察窓や照明光を照射する照明窓が配された内視鏡と、内視鏡に照明光を供給するための光源装置と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置と、を備えている。内視鏡内には、光ファイバをバンドル化したファイババンドルからなるライトガイドが内蔵されており、ライトガイドは、光源装置から供給された光を、挿入部先端の照明窓に導光する。

[0003] 近年の内視鏡診断においては、白色光のもとで生体組織の表面の全体的な性状を観察する通常観察に加えて、特定の波長に制限された特殊光を用いた特殊光観察も行われるようになってきている。特殊光観察には、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い波長域の狭帯域光を利用して撮影を行い、血管が強調された観察画像や、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した観察画像を生成して、血管のパターンや酸素飽和度などの性状を観察するものがある。

[0004] 光源装置としては、白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプを使用するものが一般的であるが、これらに代えて、レーザダイオード（LD）やLEDなどの発光素子を有する半導体光源を用いる光源装置も提案されている（例えば、特許文献1及び特許文献2）。特許文献1に記載の光源装置では、通常観察用の白色光を生成する白色光源として、青色光（B）を発光する発光素子と、青色光によって励起された黄色の蛍光を発する蛍光体とを

組み合わせた半導体光源が用いられている。特許文献2に記載の光源装置では、青色光（B）、緑色光（G）、赤色光（R）をそれぞれ発光する三つの発光素子を組み合わせた半導体光源を用いて、白色光を生成している。特許文献1に記載されているように、特殊光観察に対応している光源装置には、蛍光体を使用する半導体光源に加えて、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い狭帯域光を発する特殊光観察用の半導体光源が設けられる。

[0005] このように光源装置に半導体光源を用いる場合には、複数の半導体光源が必要になることが多い。複数の半導体光源を使用する場合には、複数の半導体光源の光を、内視鏡に内蔵されたライトガイドに供給するために、各半導体光源の光路を統合する光路統合部が設けられる。特許文献1、2では、光路統合部として、複数の光ファイバをバンドル化したライトガイドが用いられている。光路統合用のライトガイドは、複数の分岐した入射端を持ち、分岐した各入射端に入射する光の光路を1つに合流させて、1つの出射端に光を導光する。光路統合用ライトガイドにおいて、分岐した各入射端には、異なる色の半導体光源がそれぞれ対向して配置される。出射端は、内視鏡が接続されるコネクタ部に配置される。内視鏡が光源装置に接続されると、コネクタ部において、光路統合用ライトガイドの出射端と、内視鏡のライトガイドの入射端が対向する。

[0006] 特許文献1、2に記載の光路統合用ライトガイドは、分岐した各入射端に対応する光ファイバが、出射面内においてランダムに分散して配置されたランダムファイババンドルが用いられている。ランダムファイババンドルを用いることで、各入射端から入射した各色の光は、出射面内において分散することになるため、出射光束の断面内における各色の光量分布が均一化される。

[0007] また、図26、27に示すように、ファイババンドルの素線となる光ファイバ201は、屈折率の高いコア202と、コア202の周囲に配された、屈折率が低いクラッドとからなり、光ファイバ201の入射端から入射した入射光は、図26（A）に示すように、コア202とクラッド203の境界

において全反射しながら光軸方向に伝播する。光を伝播させるためには、全反射条件を満たす入射角で、光ファイバの入射端に光を入射させることが必要である。

[0008] 光ファイバ201の特性を示す指標の一つに、NA（開口数：Numerical Aperture）がある。NAは、光ファイバ201がどれだけ光を集めることができるかを表す指標であり、次式（1）に示すように、最大受光角 $\theta_{\max}$ の $\sin$ で定義される。最大受光角 $\theta_{\max}$ が大きいほどNAの値は大きい。

$$NA = \sin \theta_{\max} =$$

$$\sqrt{n_1^2 - n_2^2}$$

$$\dots \dots (1)$$

図26（B）に示すように、光ファイバ201内において、コア202とクラッド203の境界に対して臨界角 $\theta_c$ 以上の角度で光線が入射すれば全反射条件を満たす。最大受光角 $\theta_{\max}$ は、光ファイバ201の入射端に入射する入射光線が、光ファイバ201内において臨界角 $\theta_c$ で全反射するときの入射端への入射角度である。また、臨界角 $\theta_c$ は、コア202の屈折率 $n_1$ とクラッド203の屈折率 $n_2$ で決まる値であるので、NAは、スネルの法則から、式（1）に示すように、屈折率 $n_1$ 、 $n_2$ によっても定義される。

[0009] 最大受光角 $\theta_{\max}$ よりも大きな入射角で光ファイバ201に入射した光は、コア202とクラッド203の境界で全反射せずに透過してしまうため、光伝達損失となる。したがって、光源が発する光束が発光点から円錐状に広がる発散光である場合は、光ファイバにおける光伝達損失を低減するために、発散光の広がり角（発散角）は、最大受光角 $\theta_{\max}$ 以内であることが好ましい。

[0010] また、図27に示すように、最大受光角 $\theta_{\max}$ の範囲内の入射角 $\theta_0$ で光ファイバ201に入射した光は、光ファイバ201の全長に渡ってコア径が一定であれば、コアとクラッドの境界における反射角 $\theta$ も一定であるため、出射端においても、入射角 $\theta_0$ と同じ出射角 $\theta_0$ で出射する。ファイババンドルからなるライトガイドは、光ファイバの集まりなので、こうした特性は光ファイ

バと変わらない。

[0011] 特許文献3に記載の内視鏡システムの光源装置では、光源から内視鏡のライトガイドに入射する入射光について、ライトガイドの最大受光角 $\theta_{\max}$ を考慮して、発散角を調節している。具体的には、光源装置に接続される内視鏡の種類（挿入部の長さやライトガイドの径の太さなど）に応じて、入射光の発散角を調節している。

## 先行技術文献

### 特許文献

- [0012] 特許文献1：特開2011-041758号公報  
特許文献2：特開2006-314686号公報  
特許文献3：特開2007-330610号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

- [0013] 発明者らは、複数の半導体光源を用いる光源装置の開発を進めていく中で、以下に示す新たな課題に直面していた。すなわち、複数の半導体光源は、種類や個体差によって、発光する光束の発散角に差があり、その差が観察画像の画質に大きな影響を及ぼすことが分かった。
- [0014] 上述のとおり、光ファイバ内において反射角 $\theta$ は、光の伝搬過程で保存されるため、入射角 $\theta_0$ が大きければ、出射角は大きく、入射角 $\theta_0$ が小さければ出射角も小さい。光ファイバから出射する光の発散角は、内視鏡の照明窓から観察対象に向けて照射される光の照射スポット径に反映されるため、複数の半導体光源間において発散角に差があると、照射スポット径にも差が生じる。
- [0015] 例えば、図28に示すように、光ファイバ201から出射する発散角 $\beta$ の光（二点鎖線で示す）と、光ファイバ201が出射する発散角 $\alpha$ の光（実線で示す）を考えると、それぞれの光の観察対象（点線で示す）における照射スポット径もそれぞれ $SD\beta$ 、 $SD\alpha$ となる。例えば、特許文献2に記載の

光源装置のように、青色、緑色、赤色の混合により白色光を生成する場合には、各色の照射スポット径に差があると、各照射スポットの重なり具合に応じて青色、緑色、赤色の混合割合が変化するため、色ムラが生じる。こうした色ムラは、通常観察に限らず、特殊光観察においても問題になる。

[0016] さらに、特殊光観察においては、取得した複数の色の画像信号の比較結果を数値化して算出するなどの画像間演算を行うことがあるが、その場合には、各色の照射スポット径の違いに起因する色ムラは、画像間演算の信頼性の低下を引き起こす。照明窓から照射される各色の光は、それぞれ円錐状に広がるため、発散角に差がある場合には、観察対象までの距離が遠いほど（図28において、距離 $L_n$ よりも $L_f$ の方が）、ムラの幅が大きくなり目立ちやすい。

[0017] また、特許文献1に記載の光源装置のように、蛍光体と組み合わせて使用する半導体光源と、蛍光体を使わない半導体光源の2種類を使用する場合には、光の拡散作用がある蛍光体の使用の有無によって発光点の大きさが大きく異なるため、発散角の差が非常に大きくなり、特に問題となる。

[0018] 上記特許文献1～3のいずれにも、こうした課題やその解決策について、明示も示唆も無い。特許文献1、2に記載されているランダムファイババンドルは、各色の半導体光源に対応する光ファイバを分散して、出射光束の断面内における各色の光量分布を均一化する機能を有しているが、各光ファイバの発散角の差は保存されるため、発散角の差に起因する色ムラを解消することはできない。また、特許文献3には、光源が発する光の発散角を、内視鏡の種類に応じて調節することが記載されているが、複数の半導体光源を使用すること、及びそれらの発散角の差に起因して色ムラが生じるという課題については明示も示唆もない。

[0019] 本発明は、上記課題を鑑みてなされたもので、その目的は、内視鏡用の光源装置に複数の半導体光源を用いる場合において、各半導体光源の発散角の差に起因する色ムラを防止することにある。

**課題を解決するための手段**

- [0020] 本発明の光源装置は、内視鏡に対して光を供給するための複数の光源であり、発光点から略円錐状に広がる光を発する複数の半導体光源と、複数の半導体光源の光を前記内視鏡に供給する前段において、各半導体光源の光の光路を統合する光路統合部と、光路統合部に入射する前段において、複数の半導体光源が発する光のそれぞれの発散角の差が解消されるように、複数の半導体光源のうちの少なくとも1つの発散角を補正する発散角補正部とを有することを特徴とする。
- [0021] 発散角補正部の補正量は、各半導体光源の光の発散角がほぼ一致するように設定されていることが好ましい。
- [0022] 複数の半導体光源は、発光素子と発光素子の光によって励起されて蛍光を発する蛍光体とを有し、発光素子の光と前記蛍光が混合された混合光を発する第1光源と、蛍光体を使用せずに発光素子の光のみからなる単色光を発する第2光源とを含むことが好ましい。発光素子は、例えばレーザダイオードを使用している。
- [0023] 発散角に差がある複数の半導体光源は、例えば発光波長が異なる。また、発散角補正部は、複数の半導体光源のそれぞれに対して設けられていることが好ましい。
- [0024] 発散角補正部は、光を内部で反射させながら光軸方向に伝搬することで発散角を補正する反射型である。反射型補正部は、例えば、透明材料で形成された柱状体であり、光の入射端と出射端の太さが変化するように光軸方向に対して傾斜した側面を有し、入射光を側面で全反射させることにより光軸方向に伝搬する全反射型である。また、反射型補正部は、内壁面が鏡面で形成された筒状体であり、入射光を鏡面反射により光軸方向に伝搬する鏡面反射型でもよい。内壁面は、光軸に対して傾斜していてもよい。
- [0025] 発散角補正部は、光拡散材により入射光を内部で拡散させて発散角を補正する拡散型でもよい。また、発散角補正部はレンズでもよい。
- [0026] 発散角補正部は、発散角の補正量が固定である補正量固定型でもよいし、発散角補正部は、発散角の補正量の調節が可能な補正量可変型でもよい。

- [0027] 光路統合部は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルであり、入射端が複数に分岐した分岐部を持ち、各分岐部からの入射光を1つの出射端に導光する分岐型ファイババンドルであることが好ましい。
- [0028] 分岐型ファイババンドルの出射端の後段に配置され、出射端から出射する各半導体光源の光の光量分布を均一にするホモジナイザを有していることが好ましい。
- [0029] 発散角補正部の補正量は、発散角が、内視鏡に内蔵されるライトガイドの最大受光角とほぼ一致する角度に設定されていることが好ましい。なお、発散角補正部の補正量は、発散角が、内視鏡に内蔵されるライトガイドの最大受光角を超える角度に設定されていてもよい。
- [0030] 本発明の内視鏡システムは、内視鏡と内視鏡に光を供給する光源装置とを有する内視鏡システムにおいて、光源装置は、内視鏡に対して光を供給するための複数の光源であり、発光点から略円錐状に広がる光を発する複数の半導体光源と、複数の半導体光源の光を内視鏡に供給する前段において、各半導体光源の光の光路を統合する光路統合部と、光路統合部に入射する前段において、複数の半導体光源が発する光のそれぞれの発散角の差が解消されるように、複数の半導体光源のうちの少なくとも1つの発散角を補正する発散角補正部とを有することを特徴とする。

### 発明の効果

- [0031] 本発明によれば、内視鏡用の光源装置に複数の半導体光源を用いる場合に、各半導体光源の発散角の差が解消されるように、前記複数の半導体光源のうちの少なくとも1つの前記発散角を補正する発散角補正部を設けたから、各半導体光源の発散角の差に起因する色ムラを防止することができる。

### 図面の簡単な説明

- [0032] [図1]本発明の内視鏡システムの外観図である。  
[図2]内視鏡の先端部の正面図である。  
[図3]内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。  
[図4]照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

- [図5]ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフである。
- [図6]生体組織の散乱係数を示すグラフである。
- [図7]撮像素子のカラーマイクロフィルタの分光特性を示すグラフである。
- [図8]照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。
- [図9]通常観察モード及び血管情報観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。
- [図10]分岐型ライトガイドと光源モジュールの斜視図である。
- [図11]分岐型ライトガイドの出射端における光ファイバの配置の説明図である。
- [図12]ホモジナイザの説明図である。
- [図13]第1光源モジュールの斜視図である。
- [図14]第1光源モジュールの発散角補正部の説明図である。
- [図15]半値幅の説明図である。
- [図16]第2光源モジュールの斜視図である。
- [図17]第2光源モジュールの発散角補正部の斜視図である。
- [図18]発散角補正後の照射スポット径の説明図である。
- [図19]補正後の発散角が最大受光角  $\theta_{\max}$  を超える例の説明図である。
- [図20]第1光源モジュールに全反射型の発散角補正部を設けた例の説明図である。
- [図21]複数の光源モジュールで白色光を生成する例の説明図である。
- [図22]光拡散材を用いた拡散型の発散角補正部の説明図である。
- [図23]レンズを用いた発散角補正部の説明図である。
- [図24]ロッド型ライトガイドの光路統合部の説明図である。
- [図25]補正量可変型の発散角補正部の説明図である。
- [図26]光ファイバの最大受光角  $\theta_{\max}$  の説明図である。
- [図27]光ファイバの入射角と出射角の関係を示す説明図である。
- [図28]発散角に差に起因する照射スポット径の違いの説明図である。

**発明を実施するための形態**

- [0033] 図1に示すように、本発明の第1実施形態の内視鏡システム10は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡11と、撮像により得られた信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置12と、観察部位を照射する光を内視鏡11に供給する光源装置13と、観察画像を表示するモニタ14とを備えている。プロセッサ装置12には、キーボードやマウスなどの操作入力部であるコンソール15が設けられている。
- [0034] 内視鏡システム10は、白色光のもとで観察部位を観察するための通常観察モードと、特殊光を利用して観察部位に存在する血管の性状を観察するための血管情報観察モードを備えている。血管情報観察モードは、血管のパターンや酸素飽和度などの性状を把握して、腫瘍の良悪鑑別などの診断を行うための特殊光観察モードであり、特殊光として、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い波長域の狭帯域光が利用される。血管情報観察モードには、血管が強調された血管強調画像を表示する血管強調観察モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が表示された酸素飽和度画像を表示する酸素飽和度観察モードがある。
- [0035] 内視鏡11は、生体の消化管内に挿入される挿入部16と、挿入部16の基端部分に設けられた操作部17と、操作部17とプロセッサ装置12及び光源装置13との間を連結するユニバーサルコード18とを備えている。
- [0036] 挿入部16は、先端から順に連設された、先端部19、湾曲部20、可撓管部21からなる。図2に示すように、先端部19の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓22、観察部位で反射した像光が入射する観察窓23、観察窓23を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズル24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させる鉗子出口25などが設けられている。観察窓23の奥には、撮像素子44（図3参照）や結像用の光学系が内蔵されている。
- [0037] 湾曲部20は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部17のアングルノブ26を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部20が湾曲することにより、先端部19の向きが所望の方向に向けられる。可撓

管部 21 は、食道や腸など曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 16 には、撮像素子 44 を駆動する駆動信号や撮像素子 44 が出力する画像信号を通信する通信ケーブルや、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 43（図 3 参照）が挿通されている。

[0038] 操作部 17 には、アンプルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリースボタンなどが設けられている。

[0039] ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 43 が挿通されており、一端には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 28 が取り付けられている。コネクタ 28 は、通信用コネクタ 28a と光源用コネクタ 28b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 28a には通信ケーブルの一端が配設されており、通信用コネクタ 28a はプロセッサ装置 12 に着脱自在に接続される。光源用コネクタ 28b にはライトガイド 43 の入射端が配設されており、光源用コネクタ 28b は光源装置 13 に着脱自在に接続される。

[0040] 図 3 に示すように、光源装置 13 は、それぞれ発光波長が異なる 3 種類の第 1～第 3 の光源モジュール 31～33 と、これらを駆動制御する光源制御部 34 とを備えている。光源制御部 34 は、光源装置 13 の各部の駆動タイミングや同期タイミングなどの制御を行う。

[0041] 第 1～第 3 光源モジュール 31～33 は、特定の波長域の狭帯域光をそれぞれ発光するレーザダイオード LD1～LD3 を有している。図 4 に示すように、レーザダイオード LD1 は、青色（B 色）領域において、例えば波長域が  $440 \pm 10 \text{ nm}$  に制限され、中心波長が  $445 \text{ nm}$  の狭帯域光 N1 を発光する。レーザダイオード LD2 は、青色（B 色）領域において、例えば波長域が  $410 \pm 10 \text{ nm}$  に制限され、中心波長が  $405 \text{ nm}$  の狭帯域光である狭帯域光 N2 を発光する。レーザダイオード LD3 は、青色（B 色）領域において、例えば波長域が  $470 \pm 10 \text{ nm}$  に制限され、中心波長が 47

3 nmの狭帯域光である狭帯域光N3を発光する。レーザダイオードLD1、LD2、LD3としては、InGaIn系、InGaNA系、GaNA系のものを用いることができる。また、レーザダイオードLD1～LD3としては、高出力化が可能なストライプ幅（導波路の幅）が広いブロードエリア型のレーザダイオードが好ましい。

[0042] 第1光源モジュール31は、通常観察用の白色光を発する光源である。第1光源モジュール31は、レーザダイオードLD1に加えて、蛍光体36を有している。図4に示すように、蛍光体36は、レーザダイオードLD1が発する445 nmの青色領域の狭帯域光N1によって励起されて、緑色領域から赤色領域に渡る波長域の蛍光FLを発光する。蛍光体36は、狭帯域光N1の一部を吸収して蛍光FLを発光するとともに、残りの狭帯域光N1を透過させる。蛍光体36を透過する狭帯域光N1は、蛍光体36によって拡散される。透過する狭帯域光N1と励起される蛍光FLによって白色光が生成される。蛍光体36としては、例えば、YAG系、BAM (BaMgAl<sub>11</sub>O<sub>17</sub>)系等の蛍光体が使用される。第1光源モジュール31は、白色光の光量が多くなるように2個設けられている。

[0043] 第2光源モジュール32は、血管強調観察用の光源である。血中ヘモグロビンの吸光スペクトルを表す図5において、血液のヘモグロビンの吸光係数 $\mu_a$ は、波長依存性を有しており、波長が450 nm以下の領域において急激に上昇し、405 nm付近においてピークを有している。また、波長が450 nm以下と比較すると低い値ではあるが、波長が530 nm～560 nmにおいてもピークを有している。吸光係数 $\mu_a$ が大きな波長の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストが大きな像が得られる。

[0044] また、図6に示すように、生体組織の光の散乱特性にも波長依存性があり、短波長になるほど散乱係数 $\mu_s$ は大きくなる。散乱は生体組織内への光の深達度に影響する。すなわち、散乱が大きいほど、生体組織の粘膜表層付近で反射される光が多く、中深層に到達する光が少ない。そのため、短波長で

あるほど深達度は低く、長波長になるほど深達度は高い。こうしたヘモグロビンの吸光特性と生体組織の光の散乱特性を鑑みて、血管強調用の光の波長が選択される。

[0045] 第2光源モジュール32が発する405nmの狭帯域光N2は、深達度が低いので、表層血管による吸収が大きいため、表層血管強調用の光として用いられる。狭帯域光N2を用いることにより、観察画像において表層血管を高コントラストで描出することができる。また、中深層血管強調用の光としては、第1光源モジュール31が発する白色光の緑色成分が用いられる。図5に示す吸光スペクトルにおいて、450nm以下の青色領域と比較して、530nm～560nmの緑色領域においては、吸光係数は緩やかに変化するので、中深層血管強調用の光は、青色領域ほど狭帯域であることは要求されない。そのため、後述するように、撮像素子44のG色のマイクロカラーフィルタによって白色光から色分離した緑色成分が用いられる。

[0046] 第3光源モジュール33は、酸素飽和度観察用の光源である。図5において、吸光スペクトルHbは酸素と結合していない還元ヘモグロビンの吸光スペクトルを示し、吸光スペクトルHbO2は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンの吸光スペクトルを示す。このように還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンは、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光係数 $\mu_a$ を示す等吸収点（各スペクトルHb、HbO2の交点）を除いて、吸光係数 $\mu_a$ に差が生じる。吸光係数 $\mu_a$ に差があると、同じ光強度かつ同じ波長の光を照射しても、酸素飽和度が変化すれば、反射率が変化する。酸素飽和度観察モードにおいては、吸光係数 $\mu_a$ に差がある波長として、第3光源モジュール33が発する波長473nmの狭帯域光N3が用いられて、酸素飽和度が測定される。

[0047] 光源制御部34は、ドライバ37を介してレーザダイオードLD1～LD3の点灯、消灯、光量の制御を行う。具体的には、光源制御部34は、レーザダイオードLD1～LD3に対して駆動パルスを与えることにより、点灯させる。そして、駆動パルスのデューティ比を制御するPWM制御を行うことにより、駆動電流値を変化させて発光量を制御する。駆動電流値の制御は

、駆動パルスの振幅を変えるPAM制御などでもよい。

[0048] 第1～第3の光源モジュール31～33の光路の下流側には、分岐型ライトガイド41が設けられている。分岐型ライトガイド41は、後で詳述するように、第1～第3の光源モジュール31～33の光路を1つの光路に統合する光路統合部である。内視鏡11のライトガイド43の入射端は1つであるため、分岐型ライトガイド41によって、第1～第3の光源モジュール31～33の光を内視鏡11に供給する前段において、各モジュール31～33の光の光路が統合される。分岐型ライトガイド41は、入射端が複数に分岐した分岐部41a～41dを有し、各分岐部41a～41dから入射した光を、1つの出射端41eから出射する。

[0049] 2つの第1光源モジュール31はそれぞれ、分岐型ライトガイド41の分岐部41a、41bの入射面と対向するように配置され、第2及び第3光源モジュール32、33はそれぞれ、分岐部41c、41dの入射面と対向するように配置される。

[0050] 分岐型ライトガイド41の出射端41eは、内視鏡11のコネクタ28bが接続されるレセプタクルコネクタ42の近くに配置されている。出射端41eには、後述するホモジナイザ50が設けられており、分岐型ライトガイド41に入射した第1～第3の光源モジュール31～33の光は、ホモジナイザ50を経由して、コネクタ28bに配された内視鏡11のライトガイド43に供給される。

[0051] 内視鏡11は、ライトガイド43、撮像素子44、アナログ処理回路45(AFE: Analog Front End)、撮像制御部46を備えている。ライトガイド43は、複数本の光ファイバ(図18の符号201参照)をバンドル化したファイババンドルであり、コネクタ28が光源装置13に接続されたときに、ライトガイド43の入射端が光源装置13のホモジナイザ50の出射端と対向する。ライトガイド43の出射端は、2つの照明窓22に光が導光されるように、照明窓22の前段で2本に分岐している。

[0052] 照明窓22の奥には、照射レンズ48が配置されている。光源装置13か

ら供給された光はライトガイド43により照射レンズ48に導光されて照明窓22から観察部位に向けて照射される。照射レンズ48は凹レンズからなり、ライトガイド43から出射する光の発散角を広げる。照明窓22から出射する照明光は、観察部位の広い範囲に照射できるように発散角は広い方がよい。ライトガイド43が出射する光の発散角は、ライトガイド43のNA（開口数）によって決まってしまう、NA以上の発散角の光を出射することはできない。照射レンズ48を設けることによって、ライトガイド43のNA以上に発散角が広げられる。

- [0053] 観察窓23の奥には、対物光学系51と撮像素子44が配置されている。観察部位で反射した像光は、観察窓23を通して対物光学系51に入射し、対物光学系51によって撮像素子44の撮像面44aに結像される。
- [0054] 撮像素子44は、CCDイメージセンサやCMOSイメージセンサなどからなり、フォトダイオードなどの画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックスに配列された撮像面44aを有している。撮像素子44は、撮像面44aで受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子44から出力されて、画像信号はAFE45に送られる。
- [0055] 撮像素子44は、カラー撮像素子であり、撮像面44aには、図7に示すような分光特性を有するB、G、Rの3色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタによって、第1光源モジュール31が発光する白色光がB、G、Rの3色に分光される。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。
- [0056] 図8に示すように、通常観察モードにおいては、撮像素子44は、1フレームの取得期間内で、信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作が行なわれる。図8(A)に示すように、通常観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせてレーザダイオードLD1が点灯し、照明光として狭帯域光N1と蛍光FLとからなる白色光が観察部位に照

射され、その反射光が撮像素子44に入射する。撮像素子44において、白色光はマイクロカラーフィルタで色分離されて、狭帯域光N1に対応する反射光をB画素が受光し、蛍光FLの中のG成分をG画素が、蛍光FLの中のR成分に対応する反射光をR画素が受光する。撮像素子44は、読み出しタイミングに合わせて、B、G、Rの各画素の画素値が混在した1フレーム分の画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。

[0057] 血管強調観察モードにおいては、図8(B)に示すように、蓄積タイミングに合わせて第1光源モジュール31に加えて、第2光源モジュール32が点灯する。第1光源モジュール31が点灯すると、通常観察モードと同様に、照明光として狭帯域光N1と蛍光FLとからなる白色光(N1+FL)が観察部位に照射される。第2光源モジュール32が点灯すると、白色光(N1+FL)に、狭帯域光N2が追加されて、これらが照明光として観察部位に照射される。

[0058] 通常観察モードと同様に、白色光に狭帯域光N2が追加された照明光は、撮像素子44のB、G、Rのマイクロカラーフィルタで分光される。撮像素子44において、B画素は、狭帯域光N1に加えて、狭帯域光N2を受光する。G画素は、蛍光FLのG成分を受光する。R画素は、蛍光FLのR成分を受光する。血管強調観察モードにおいても、撮像素子44は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、血管強調観察モードに設定されている間、繰り返される。

[0059] 酸素飽和度観察モードにおいては、図8(C)に示すように、蓄積タイミングに合わせて第1光源モジュール31が点灯する。第1光源モジュール31が点灯すると、通常観察モードと同様に、白色光(N1+FL)が観察部位に照射される。次のフレームにおいては、第1光源モジュール31が消灯して、第3光源モジュール33が点灯して、狭帯域光N3が観察部位に照射される。酸素飽和度観察モードにおいても、撮像素子44は、読み出しタイ

ミングに合わせて、画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。

[0060] ただし、酸素飽和度観察モードでは、通常観察モードや血管強調観察モードと異なり、白色光（N1+FL）と狭帯域光N3が交互に照射されるので、最初のフレームで白色光に対応する画像信号B、G、Rが出力され、次のフレームでは狭帯域光N3に対応する画像信号B、G、Rが出力されるというように、各照明光に対応して画像信号B、G、Rが担持する情報も1フレームおきに変化する。こうした撮像動作は、血管強調観察モードに設定されている間、繰り返される。

[0061] 図3において、AFE45は、相関二重サンプリング回路（CDS）、自動ゲイン制御回路（AGC）、及びアナログ／デジタル変換器（A/D）（いずれも図示省略）から構成されている。CDSは、撮像素子44からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された画像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

[0062] 撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ56に接続されており、コントローラ56から入力されるベースクロック信号に同期して、撮像素子44に対して駆動信号を入力する。撮像素子44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで画像信号をAFE45に出力する。

[0063] プロセッサ装置12は、コントローラ56の他、DSP（Digital Signal Processor）57、画像処理部58と、フレームメモリ59と、表示制御回路60を備えている。コントローラ56は、CPU、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM、プログラムをロードして作業メモリとして機能するRAMなどからなり、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置12の各部を制御する。

- [0064] DSP57は、撮像素子44が出力する画像信号を取得する。DSP57は、B、G、Rの各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、Rの画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。この他、DSP57は、ガンマ補正や、B、G、Rの各画像信号に対してホワイトバランス補正などの信号処理を施す。
- [0065] フレームメモリ59は、DSP57が出力する画像データや、画像処理部58が処理した処理済みのデータを記憶する。表示制御回路60は、フレームメモリ59から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号などのビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。
- [0066] 図9(A)に示すように、通常観察モードにおいては、画像処理部58は、DSP57によってB、G、Rの各色に色分離された画像信号B、G、Rに基づいて、通常観察用の表示画像を生成する。表示画像が、観察画像としてモニタ14に出力される。画像処理部58は、フレームメモリ59内の画像信号B、G、Rが更新される毎に、表示画像を更新する。
- [0067] 図9(B)に示すように、血管強調観察モードにおいては、画像処理部58は、画像信号B、G、Rに基づいて、血管強調観察用の表示画像を生成する。血管強調観察モードにおける画像信号Bには、白色光のB成分（狭帯域光N1と蛍光FLの一部を含む）に加えて、狭帯域光N2の情報が含まれているため、表層血管が高コントラストで描出される。癌などの病変においては、正常組織と比較して、表層血管の密集度が高くなる傾向があるなど血管のパターンに特徴があるため、腫瘍の良悪鑑別を目的とする血管強調観察においては、表層血管が鮮明に描出されることが好ましい。また、画像信号Gには、中深層血管の情報が多く含まれているため、画像信号Gに対しては輪郭強調処理などが施されて中深層血管が強調される。
- [0068] 血管強調観察用の表示画像は、通常観察用と同様に、三色の画像信号B、G、Rに基づいて生成されるため観察部位をフルカラーで表示することが可能となるが、血管強調観察モードにおける画像信号Bは、通常観察モードに

おける画像信号Bと比較すると、青色の濃度が高い。そのため、血管強調観察用の表示画像を生成する場合には、通常観察用の表示画像と同様の色味になるように色補正が行われる。画像処理部58は、フレームメモリ59内の画像信号B、G、Rが更新される毎に、血管強調観察用の表示画像を生成する。

[0069] なお、血管強調観察用の表示画像を生成する方式としては、画像信号Rを使わずに、画像信号B、Gの二色のみで生成して、画像信号Bをモニタ14のBチャンネル及びGチャンネルに、画像信号Gに対応する信号をモニタ14のRチャンネルに割り当てる方式など、観察部位を疑似カラーで表示する方式を採用してもよい。

[0070] 図9(C)に示すように、酸素飽和度観察モードにおいては、画像処理部58は、白色光のもとで取得された画像信号G1、R1と、狭帯域光N3のもとで取得された画像信号B2に基づいて、酸素飽和度算出処理を行う。画像信号B2の画素値には、酸素飽和度に加えて血液量（濃度）の情報も含まれている。より正確に酸素飽和度を求めるためには、画像信号B2の画素値から血液量の情報を分離する必要がある。画像処理部58は、血液量に対して高い相関を示す画像信号Rを利用して、画像信号Bとの間で画像間演算を行って、酸素飽和度と血液量の情報を分離する。

[0071] 具体的には、画像処理部58は、各画像信号B2、G1、R1の同じ位置の画素値を照合して、画像信号B2の画素値と画像信号G1の画素値の信号比 $B/G$ と、画像信号R1の画素値と画像信号G1の画素値の信号比 $R/G$ を求める。画像信号G1は、画像信号B2と画像信号R1の画素値を規格化するために、観察部位の明るさレベルを表す参照信号として用いられる。そして、予め作成された、信号比 $B/G$ 及び $R/G$ と酸素飽和度及び血液量との相関関係を記憶したテーブルに基づいて、血液量の情報が分離された、酸素飽和度を算出する。そして、画像信号B1、G1、R1に基づいて生成されるフルカラー画像に対して、算出した酸素飽和度の値に応じた色変換を行って、酸素飽和度観察用の表示画像を生成する。

- [0072] 図10において、光源装置13に設けられる分岐型ライトガイド41は、内視鏡11のライトガイド43と同様に、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。分岐型ライトガイド41は、出射端41eにおいて全ての光ファイバが1つに束ねられており、入射端に向かう途中で全ての光ファイバを4つに分割して、分割された各光ファイバをそれぞれ束ねることで複数の分岐部41a~41dが形成される。
- [0073] 分岐部41a、41bと分岐部41c、41dは、光ファイバを束ねる本数を変えることで太さを変えられており、それぞれの直径はD1、D2となっている。分岐部41a、41bの直径D1の方が、分岐部41c、41dの直径D2よりも太い。このように太さが違う理由は、1つには、分岐部41a、41bと対向する第1光源モジュール31が蛍光体36を使用しているため、蛍光体36を使用しない第2光源モジュール32、33と比較して、発光する光束の直径が大きくなるためである。もう1つの理由は、第1光源モジュール31は通常観察用の白色光を発光するので、特殊光観察用の第2光源モジュール32、33よりも大きな光量を確保するためである。
- [0074] 分岐型ライトガイド41の出射端41eにはホモジナイザ50が設けられている。ホモジナイザ50は、内視鏡11のライトガイド43の前段において、第1~第3の光源モジュール31~33が発し、出射端41eが出射する各色の光の光量分布を均一化するものである。ホモジナイザ50は、透明ガラスなどの透明材料で形成され、光軸と直交する断面形状が円形の柱状体であり、入射端50aから入射した光を、空気との界面となる内部側面50bで全反射させながら光軸方向に伝搬して出射端50cから出射する。
- [0075] 図11に示すように、分岐型ライトガイド41は、例えば、出射端41eにおいて二点鎖線で区画された各領域a~dに一端が位置する光ファイバが、それぞれ各分岐部41a~41dに割り当てられており、出射端41eにおいて各分岐部41a~41dに対応するそれぞれの光ファイバが局所的に偏在している。分岐部41a~41dから入射した光は、それぞれの光ファイバ内で伝搬され、当然ながら光ファイバ間で伝搬は無い。そのため、出射

端4 1 eにおいては、左上、右上の領域a、bから第1光源モジュール3 1が発する白色光が出射し、領域cから第2光源モジュール3 2が発する狭帯域光N 2が出射し、領域dから第3光源モジュール3 3が発する狭帯域光N 3が出射するというように、各色の光が偏在することになる。そのため、出射端4 1 eから出射する光束の断面内においては、各色の光量分布が不均一になる。

[0076] 図1 2に示すように、ホモジナイザ5 0は、入射端5 0 aの端面から入射した光を側面5 0 bで全反射させながら光を光軸方向に伝搬するため、光軸と直交する断面内において光の入射位置と出射位置が変化する。こうした作用により、分岐型ライトガイド4 1の出射端4 1 eにおける各色の光の偏在が解消されて、ライトガイド4 3に入射する入射光束の断面内において各色の光の光量分布が均一化される。ホモジナイザ5 0と出射端4 1 eは、端面同士を突き当てて熱融着されて一体化される。

[0077] 図1 3及び図1 4に示すように、第1光源モジュール3 1は、レーザモジュール6 1と、蛍光部6 2と、レーザモジュール6 1の光を蛍光部6 2に導光する単線の光ファイバ6 3と、蛍光部6 2の先端に取り付けられる発散角補正部6 4とを備えている。レーザモジュール6 1は、レーザダイオードLD 1を有する発光素子6 6と、発光素子6 6を収容するケース6 7とを備えており、ケース6 7には光ファイバ6 3の一端を接続する接続部6 7 aが設けられ、ケース6 7内に集光レンズ6 8が内蔵された、いわゆるレセプタクル型のモジュールである。

[0078] 発光素子6 6は、支持体となる円板状のステム6 6 aの一面に半導体チップであるレーザダイオードLD 1が取り付けられて、樹脂製の円筒状の透明キャップ6 6 bでレーザダイオードLD 1を覆ったものである。ステム6 6 aの裏面からは、リード線6 6 cが延びている。

[0079] レーザダイオードLD 1は、周知のように、P型半導体からなるP層とN型半導体からなるN層が活性層を挟んで接合されたものであり、レーザ発振により活性層から光を発する。レーザ光は直進性が高いが、ビーム形状は発

光点から略円錐状に広がる発散光である。レーザ光は集光レンズ68によって光ファイバ63の入射端に集光される。

[0080] 光ファイバ63の出射端は、蛍光部62に接続される。蛍光部62は、遮光性を有する円筒状の保護ケース62a内に蛍光体36を充填したものである。蛍光体36の中心には、光ファイバ63が挿入される挿通孔が形成されている。光ファイバ63は、その端部に接続用のフェルール（図示せず）が取り付けられた状態で蛍光体36に挿入される。

[0081] 蛍光体36は、粉末状の蛍光材料を、樹脂材料からなるバインダに分散して固めたものである。蛍光材料は分散されているため、励起された蛍光FLの発光点は、蛍光体36の出射端面の全域となる。また、蛍光体36を透過するレーザ光もバインダの光拡散作用により蛍光体36内で拡散するため、出射端面の全域が発光点となる。蛍光体36から発する光は、レーザダイオードLD1と同様に、発光点から略円錐状に広がる発散光であるが、レーザダイオードLD1と比較すると、発光点の面積及び光束の発散角が大きい。

[0082] ここで、光束の発散角は、例えば、光束の光軸と直交する断面の光強度分布における半値幅を用いて定義される。レーザダイオードのように、発光点から略円錐状に広がる光束の光強度分布を、横軸に放射角度、縦軸に光強度を取ったグラフで表すと、図15に示すように、光軸位置(0°)がピーク(max)となり、周辺に行くほど低下する山形の分布となる。半値全幅(Full Width at Half Maximum, FWHM)は、光強度分布において光強度がピーク値(max)に対して半値(harf)を示す2点間の幅であり、その半分が半値半幅(half width at half maximum, HWHM)である。半値幅が大きいほど発散角が大きく、小さいほど発散角は小さい。

[0083] 蛍光部62の前方には、蛍光体36の出射端面36aから発する発散光の発散角を補正する発散角補正部64が設けられている。発散角補正部64は、遮光性の材料で形成された円筒形状をしており、蛍光体36が発する発散光の広がり規制して発散角を小さくする。また、発散角補正部64は、内壁面64aに反射材がコーティングされることにより鏡面が形成されており

、リフレクタとして機能する鏡面反射型である。そのため、光を内壁面64aで鏡面反射させながら光軸方向に伝搬する。内壁面64aを鏡面にすることで光の吸収を減らしているため、光伝達損失が少ない。

[0084] 図14において、蛍光体36が発する光の発散角は、発散角補正部64によって角度 $\alpha$ に規制される。角度 $\alpha$ は、半値半幅 (HWHM) を示し、半値全幅 (FWHM) は $2\alpha$ となる。

[0085] 発散角補正部64の光軸方向の長さ、光軸に対する反射面 (内壁面64a) の傾斜角、及び発散角補正部64の先端と分岐部41a、41bの入射端面との間隔は、内視鏡11のライトガイド43を構成する光ファイバのNA (開口数) と、分岐部41a、41bの太さ (直径D1) を考慮して設定される。具体的には、発散角補正部64の長さ、傾斜角、間隔は、半値半幅で示す発散角 $\alpha$ が光ファイバのNA (開口数) に対応する最大受光角 $\theta_{\max}$  (図26参照) とほぼ一致する角度となり、かつ、分岐部41a、41bに入射する入射光束のスポット径が分岐部41a、41bの直径D1とほぼ一致するように、設定される。

[0086] 発散角 $\alpha$ が最大受光角 $\theta_{\max}$  (図26参照) 以内であれば、光ファイバに入射する光が全反射条件を満たすため光ファイバ内における光伝達損失が少ない。また、発散角 $\alpha$ を最大限大きくすることで、内視鏡11の照明窓22から照射される照明光の配光角が大きくなり、観察部位のより広い領域を照射することができる。また、スポット径を分岐部41aの直径D1に合わせることで、分岐部41a、41bを構成する複数本の光ファイバの多くに光を入射できるので、光伝達効率も向上する。また、スポット径を分岐部41aの直径D1よりも大きくすると、分岐部41a、41bに入射しない漏光が発生する。本例においては、スポット径を分岐部41aの直径D1に合わせているので、漏光による光伝達損失も少ない。

[0087] 図16及び図17に示すように、第2光源モジュール32は、発光素子71と、発散角補正部72とからなる。発光素子71は、レーザダイオードLD2を備えており、その形態は、第1光源モジュール31の発光素子66と

同様である。発散角補正部 7 2 は、透明材料で形成され略円錐形の柱状体からなるロッド型のライトガイドであり、ライトパイプなどとも呼ばれる。発散角補正部 7 2 は、ホモジナイザ 5 0 と同様に、入射端 7 2 a から入射した光を、側面 7 2 b において全反射させながら光軸方向に伝搬して出射端 7 2 c からする全反射型である。発散角補正部 7 2 は、例えば、入射端 7 2 a と発光素子 7 1 の先端が熱融着されて一体化されている。

[0088] 発散角補正部 7 2 は、出射端 7 2 c の太さが入射端 7 2 a の太さよりも小さくなるように、側面 7 2 b が光軸に対して傾斜した、先細のテーパ形状となっている。そのため、図 1 7 に示すように、入射した光は、1 回目の反射角  $\theta_1$  よりも 2 回目の反射角  $\theta_2$  が小さくなるというように、側面 7 2 b で反射を繰り返すと、反射角  $\theta$  が徐々に小さくなっていく。反射角  $\theta$  の減少は、発散角が拡大することを意味する。発散角補正部 7 2 の作用により、レーザダイオード LD 2 が発する光の発散角  $\beta_1$  は、発散角  $\beta_2$  に拡大される。

[0089] 発散角補正部 7 2 の光軸方向の長さが長いほど、側面 7 2 b における反射回数が多くなるため、発散角の拡大効果は大きい。また、側面 7 2 b の傾斜角が大きいほど、1 回の反射による発散角の拡大効果は大きい。

[0090] 発散角補正部 7 2 の光軸方向の長さ、光軸に対する反射面の傾斜角、及び発散角補正部 6 4 の先端と分岐部 4 1 c の入射端面との間隔は、第 1 光源モジュール 3 1 の発散角補正部 6 4 と同様に、内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 を構成する光ファイバの NA（開口数）と、分岐部 4 1 c の太さ（直径 D 2）を考慮して設定される。具体的には、発散角補正部 7 2 の長さ、傾斜角、間隔は、半値半幅で示す発散角  $\beta_2$  が光ファイバの NA（開口数）に対応する最大受光角  $\theta_{\max}$ （図 2 6 参照）とほぼ一致する角度となり、かつ、分岐部 4 1 c に入射する入射光束のスポット径が分岐部 4 1 c の直径 D 2 とほぼ一致するように、設定される。

[0091] 第 1 光源モジュール 3 1 の発散角補正部 6 4 の説明で述べたとおり、発散角  $\beta_2$  が最大受光角  $\theta_{\max}$ （図 2 6 参照）以内であれば、光ファイバに入射する光が全反射条件を満たすため光ファイバ内における光伝達ロスが少ない。

また、発散角 $\beta 2$ を最大限大きくすることで、内視鏡11の照明窓22から照射される照明光の配光角が大きくなり、観察部位のより広い領域を照射することができる。また、スポット径を分岐部41cの直径に合わせることで、分岐部41cを構成する複数本の光ファイバの多くに光を入射できるので、光伝達効率も向上する。

[0092] 第3光源モジュール33については、第2光源モジュール32の発光素子71の代わりに、レーザダイオードLD3を有する発光素子76（図10参照）が設けられている点を除いて、第2光源モジュール32と同様であるので、説明を省略する。第3光源モジュール33の発光素子76の発散角も、発散角補正部72によって、分岐部41dを構成する光ファイバの最大受光角 $\theta_{max}$ とほぼ一致するように拡大される。

[0093] 第2光源モジュール32と第3光源モジュール33は、第1光源モジュール31と異なり、両者ともに蛍光体36を使用しない光源であるため、各モジュール32、33の間では発散角に大きな差は無い。しかし、発光素子66、71の間でも発散角に差がある場合には、両者の差が解消されるように、それぞれの発散角補正部72の側面72bの傾斜角を変化させるなどして、それぞれの補正量が設定される。

[0094] 以下、上記構成による作用について説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡11をプロセッサ装置12と光源装置13に接続し、プロセッサ装置12と光源装置13の電源を入れて、電子内視鏡システム10を起動する。

[0095] 内視鏡11の挿入部16を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察が開始される。通常観察モードでは、図8(A)に示すように、第1光源モジュール31が点灯して、レーザダイオードLD1が発する狭帯域光N1と、蛍光体36が発する蛍光FLとが混合された白色光が観察部位に照射される。

[0096] 図14に示すように、蛍光体36が発する白色光(N1+FL)は、発散角補正部64によって、発散角が光ファイバのNA（開口数）に合うように

補正される。そのため、光ファイバ内における光伝達損失が少ない。また、光ファイバのNAの範囲内で発散角を最大限大きくしているため、観察部位の広い範囲を照射することができる。また、分岐部41a、41bに入射する光束のスポット径は、分岐部41a、41bの直径D1に合うように設定されているため、光伝達損失も少なく光伝達効率がよい。

[0097] 図10に示すように、第1光源モジュール31は2つ設けられているので、補正後の白色光は、分岐型ライトガイド41の分岐部41a、41bにそれぞれ入射して、出射端41eに導光されて、ホモジナイザ50に入射する。

[0098] 図11に示すように、各分岐部41a、41bから導光された白色光は、出射端41eの端面において偏在しているが、図12に示すように、ホモジナイザ50によって光量分布が均一化される。これにより、光束の断面において光量ムラの無い白色光が、内視鏡11のライトガイド43に入射する。白色光は、ライトガイド43を通じて照明窓22から消化管内の観察部位に照射される。

[0099] 図8(A)及び図9(A)に示すように、白色光(N1+FL)を照射中に撮像素子44によって観察部位が撮像されて、DSP57によってB、G、Rの画像信号が生成される。通常観察モードにおいては、画像処理部58は、B、G、Rの画像信号に基づいて、通常観察用の表示画像を生成する。表示制御回路60は、通常観察用の表示画像をビデオ信号に変換してモニター14に表示する。通常観察モードにおいては、こうした処理が繰り返される。

[0100] 血管強調観察を行う場合には、コンソール15によってモード切り換え操作が行われて、プロセッサ装置12が血管強調観察モードに設定される。

[0101] 血管強調観察モードでは、図8(B)に示すように、第1光源モジュール31に加えて、第2光源モジュール32が点灯して、白色光(N1+FL)と狭帯域光N2が観察部位に照射される。レーザダイオードLD2が発する狭帯域光N2は、図17に示すように、発散角補正部72によって発散角が

光ファイバのNA（開口数）に合うように、すなわち、最大受光角 $\theta_{\max}$ （図26参照）とほぼ一致するように補正される。上述のとおり、第1光源モジュール31も発散角補正部64によって発散角が光ファイバのNAに合うように補正される。第2光源モジュール32において、発散角補正部72を設けて、発散角を光ファイバのNAに合わせることで、さらに、狭帯域光N2のスポット径を分岐部41cに合わせることに伴う効果は、第1光源モジュール31の場合と同様であり、光伝達損失を少なくして、光伝達効率を向上することができる。

[0102] 補正後の白色光及び狭帯域光N2は、それぞれ、分岐型ライトガイド41の分岐部41a、41b、41cに入射して、出射端41eに導光されて、ホモジナイザ50に入射する。そして、白色光及び狭帯域光N2は、ホモジナイザ50で光量分布が均一化された後、内視鏡11のライトガイド43に供給される。白色光及び狭帯域光N2は、ライトガイド43を通じて照明窓22から消化管内の観察部位に照射される。

[0103] 図8（B）及び図9（B）に示すように、白色光（N1+FL）及び狭帯域光N2を照射中に撮像素子44によって観察部位が撮像されて、DSP57によってB、G、Rの画像信号が生成される。血管強調観察モードにおいては通常観察モードと同様に、画像処理部58は、B、G、Rの画像信号に基づいて、血管強調観察用の表示画像を生成する。表示制御回路60は、血管強調観察用の表示画像をビデオ信号に変換してモニタ14に表示する。血管強調観察モードにおいては、こうした処理が繰り返される。血管強調観察モードでは、画像信号Bに、白色光のB成分に加えて、狭帯域光N2が含まれているので、観察画像において表層血管が高コントラストで描出される。

[0104] 血管強調観察モードでは、発散角が異なる、第1及び第2光源モジュール31、32が用いられるが、各光源モジュール31、32は、発散角補正部64、72によってそれぞれの発散角がほぼ一致するように補正されているため、各光源モジュール31、32の発散角の差に起因する色ムラも無い。

[0105] 上述のとおり、分岐型ライトガイド41に入射した光は、分岐型ライトガ

イド41、ホモジナイザ50、内視鏡11のライトガイド43内で全反射を繰り返して光軸方向に伝搬されるが、この伝搬過程においては全反射における反射角は保存されるため、ライトガイド43の出射端における出射角は、分岐型ライトガイド41に入射する入射角に依存する。

[0106] 図18に示すように、第1光源モジュール31の白色光が、内視鏡11のライトガイド43から出射する際の発散角 $\alpha$ と、第2光源モジュール32の狭帯域光N2が、ライトガイド43から出射する際の発散角 $\beta$ は、ほぼ一致する。発散角が一致すると、観察部位における照射スポット径SD $\alpha$ 、SD $\beta$ もほぼ一致する。そのため、図28に示すように、発散角の補正が行われていない従来技術と比較して、白色光と狭帯域光N2の各照射スポットが重なる部分が多くなる。これにより、照明領域の全域において白色光と狭帯域光N2がほぼ一様に混合されることになるため、色ムラが解消される。発散角に差があると、観察距離Lが遠くなるほど(L<sub>n</sub>よりもL<sub>f</sub>の方が)、照射スポット径SD $\alpha$ 、SD $\beta$ の差が拡大するため、ムラの幅が大きくなり色ムラが目立ちやすい。そのため、本発明は、観察距離Lが遠い場合に特に有効である。

[0107] 酸素飽和度観察を行う場合には、コンソール15からモード切り換え操作が行われて、プロセッサ装置12の動作モードが酸素飽和度観察モードに設定される。

[0108] 酸素飽和度観察モードでは、図8(C)に示すように、第1光源モジュール31と、第3光源モジュール33が1フレーム毎に交互に点灯し、白色光(N1+FL)と、狭帯域光N3が交互に観察部位に照射される。第1光源モジュール31は発散角補正部64によって発散角が光ファイバのNAに合うように補正され、一方、レーザダイオードLD3が発する狭帯域光N3は、狭帯域光N2と同様に、発散角補正部72によって発散角が光ファイバのNAに合うように補正される。これによる効果は、通常観察モード及び血管強調観察モードにおいて説明したとおりである。

[0109] 補正後の白色光及び狭帯域光N3は、それぞれの照射タイミングにおいて

、分岐型ライトガイド41の分岐部41a、41b、41dに入射して、出射端41eに導光されてホモジナイザ50に入射する。そして、白色光及び狭帯域光N3は、ホモジナイザ50で光量分布が均一化された後、内視鏡11のライトガイド43に供給される。白色光及び狭帯域光N3は、ライトガイド43を通じて照明窓22から消化管内の観察部位に順次照射される。

[0110] 図8(C)及び図9(C)に示すように、撮像素子44は、白色光(N1+FL)及び狭帯域光N3に対応する画像信号をDSP57に順次出力する。DSP57は、白色光の元で取得した画像信号に基づいて、B1、G1、R1の各色の画像信号を生成して、狭帯域光N3の元で取得した画像信号に基づいて、B2の画像信号を生成する。画像処理部58は、画像信号B2、G1、R1の画像間演算を行うことにより、血液量の情報が分離された、酸素飽和度を算出する。そして、画像信号B1、G1、R1に基づいて生成されるフルカラー画像に対して、算出した酸素飽和度の値に応じた色変換を行って、酸素飽和度観察用の表示画像を生成する。

[0111] また、酸素飽和度観察モードでは、血管強調観察モードと同様に、発散角が異なる、第1及び第3光源モジュール31、33が用いられるが、各光源モジュール31、33は、発散角補正部64、72によってそれぞれの発散角がほぼ一致するように補正されているため、各光源モジュール31、33の発散角の差に起因する色ムラは無い。酸素飽和度観察モードにおいては、血管強調観察モードと異なり、白色光と狭帯域光N3に対応する画像信号は面順次で取得されるが、それぞれの画像信号に基づいて画像間演算が行われるため、白色光と狭帯域光N3の色ムラを解消することで、画像間演算の信頼性も向上する。

[0112] また、複数の半導体光源として、第1光源モジュール31と、第2、3光源モジュール32、33を組み合わせる場合のように、蛍光体36を使用する光源と、蛍光体36を使用しない光源を組み合わせる場合には、発散角の差が大きいため、発散角を補正する本発明は特に有効である。また、発光素子として指向性の高い光を発するレーザダイオードを使用

しているため、LEDを使用する場合と比べても発散角の差は大きくなる傾向があるため、特に必要性が高い。

[0113] 上記例では、第1～第3の光源モジュール31～33の発散角を補正してほぼ一致させる例で説明している。ここで、「ほぼ一致している」とは、完全に一致している場合に加えて、±約10%の範囲で差がある場合が含まれる。各光源の発散角の差の許容範囲として好ましい範囲は、±約5%である。なお、補正後の発散角の差が±約10%を超える場合のように、補正後の発散角はほぼ一致していなくてもよく、発散角補正部を設けることにより、補正前の発散角の差が縮小していればよい。補正前と比較して補正後において発散角の差が縮小すれば、その分だけ色ムラを改善するという効果は期待できるからである。

[0114] また、上記例では、第1～第3の光源モジュール31～33の補正後の発散角を、光ファイバの最大受光角 $\theta_{max}$ （図26参照）とほぼ一致させる例で説明しているが、これについても、完全に一致している場合に加えて、±約10%の範囲で差がある場合が含まれる。補正後の発散角と最大受光角 $\theta_{max}$ の差についても、許容範囲として好ましい範囲は±約5%である。

[0115] また、光伝達損失を問題とせず、各光源モジュール31～33の発散角の差に起因する色ムラを改善することだけを考えるのであれば、図19に示すように、第1～第3の光源モジュール31～33のそれぞれの発散角 $\alpha$ 、 $\beta$ のように、光ファイバの最大受光角 $\theta_{max}$ を超える角度に設定してもよい。こうすると、光ファイバに入射されない漏光や、仮に入射しても全反射条件を満たさないため光ファイバ内で伝搬されない光が発生するため、発散角を最大受光角 $\theta_{max}$ 以内にする場合と比べて光伝達損失は多くなるが、第1～第3の光源モジュール31～33間において、光ファイバに入射する入射光の入射角を揃えることはできるので、色ムラを解消することはできる。また、この方法によれば、各光源モジュール31～33において、補正後の発散角が最大受光角 $\theta_{max}$ を超えるように調整すれば済む。そのため、補正後の発散角をほぼ一致させる場合と比べて、発散角補正部の補正量の調整精度を下げ

ることができるため、低コスト化には有効である。

[0116] また、上記例では、第1～第3の光源モジュール31～33のすべてに発散角補正部を設ける例で説明しているが、第1～第3の光源モジュール31～33の少なくとも1つに設けられていればよい。例えば、発散角が異なる2種類の光源モジュールを使用する場合において、一方だけに発散角補正部を設けて、他方の発散角との差を小さくしてもよい。ただし、上記例のように、発散角補正部を各光源モジュール31～33のそれぞれに対して設ければ、個々の発散角の補正量を設定できるため、補正量の設定の自由度が広がり製品設計もしやすい。

[0117] また、上記例では、第1光源モジュール31の発散角補正部64において、内壁面64aを鏡面にしてリフレクタとして機能させているが、内壁面64aは鏡面でなくてもよい。鏡面になっていなくても、発散角を小さくすることは可能だからである。もちろん、鏡面にしないと内壁面64aにおける光の吸収が大きくなって光伝達損失が増えるので、上記例のように鏡面にすることが好ましい。

[0118] また、発散角を小さくするための発散角補正部としては、円筒形状でなくてもよく、例えば、図20に示す第1光源モジュール81に設けられた発散角補正部82の形態としてもよい。第1光源モジュール81は、発散角補正部64の代わりに発散角補正部82が設けられている他は、第1光源モジュール31と同様である。

[0119] 第1光源モジュール81の発散角補正部82は、上述の第2光源モジュール32の発散角補正部72と同様に、透明材料で形成されたロッド型のライトガイドである。発散角補正部82の形状は、発散角補正部72とは反対に、出射端82cの太さが入射端82aの太さよりも太くなるように、側面82bが光軸に対して傾斜したテーパ形状となっている。そのため、入射した光は、1回目の反射角 $\theta_1$ よりも2回目の反射角 $\theta_2$ が大きくなるというように、側面82bで反射を繰り返すと、反射角 $\theta$ が徐々に大きくなっていく。反射角 $\theta$ の増大は、発散角が縮小することを意味する。発散角補正部82

の作用により、蛍光部 62 から発する光の発散角  $\alpha$  が縮小される。

[0120] 発散角補正部 82 は、光軸方向の長さが長いほど、側面 82b における反射回数が多くなるため、発散角の縮小効果は大きい。また、側面 82b の傾斜角が大きいほど、1 回の反射による発散角の縮小効果は大きい。

[0121] また、光源モジュールの種類、数については、上記例に限らず、適宜変更が可能である。例えば、図 21 に示すように、白色光を生成するために、複数の光源モジュール 83、84 を使用してもよい。光源モジュール 83 は、蛍光部 85 を除いて、第 1 の光源モジュール 31 と同様である。蛍光部 85 は、発光素子 66 が発する青色 (B) の狭帯域光 N1 によって励起されて緑色 (G) の蛍光を発する蛍光体を有している。光源モジュール 84 は、赤色 (R) を発する発光素子 87 を有している。

[0122] 通常観察モードにおいて、光源モジュール 83、84 は同時に点灯する。光源モジュール 83 が発する B、G の光と、光源モジュール 84 が発する R 光は、それぞれの分岐型ライトガイド 86 の分岐部 86a、86b に入射されて出射端 86e に導光される。そして、ホモジナイザ 50 によって混合されることにより白色光が生成される。各光源モジュール 83、84 には、それぞれ発散角補正部 64、72 が設けられており、発散角の差が解消されるように補正される。そのため、通常観察用の表示画像における色ムラが低減される。また、本例のように、赤色を発する光源モジュールを設けることにより、白色光に占める赤色成分を独立に増減させることが可能となり、白色光の演色性を高めることができる。

[0123] 他の点については、上記例と同様であり、分岐部 86c、86b と対向する一には、血管情報観察用の上記光源モジュール 32、33 がそれぞれ配置される。また、白色光を複数の光源モジュールの光で生成する例としては、B、G、R の光をそれぞれ発する 3 つの光源モジュールを使用してもよい。

[0124] 図 22 に示す例は、血管情報観察用の光源モジュール 89 の発散角補正部 91 を、光拡散材 92 とリフレクタ 93 で構成する例である。光源モジュール 89 は、狭帯域光 N2、N3 をそれぞれ発光する発光素子 71、76 を有

している。発光素子71、76が発する光は、光ファイバ95で発散角補正部91に導光される。光ファイバ95は、入射端が二股に分岐した分岐型ファイバで、分岐部はカプラによって結合されて1つの出射端にまとめられている。発光素子71、76からの狭帯域光N2、N3は、光ファイバ95によって導光されて、光拡散材92に入射して拡散される。拡散により発散角が広げられた後、リフレクタ93によって絞られる。こうした発散角の補正により、2つの光源モジュール31と、光源モジュール89の発散角の差が解消される。光源モジュール31、89の光は、分岐型ライトガイド96の入射端96a~96cにそれぞれ入射して導光される。

[0125] 図23に示す例は、発散角補正部をレンズで構成した例である。光源モジュール97は、上記光源モジュール31（図13、14参照）の発散角補正部64を、凸レンズからなる発散角補正部98に変えたものである。発散角補正部98は、凸レンズの集光作用により、蛍光部62から発する光の発散角を縮小する。光源モジュール99、100は、それぞれ上記光源モジュール31、32（図16、17参照）の発散角補正部72を、凹レンズからなる発散角補正部101に変えたものである。発散角補正部98は、凹レンズの発散作用により、発光素子71、76が発する光の発散角を拡大する。

[0126] 上記例では、分岐型ライトガイドとして、複数の分岐部に対応する光ファイバが出射端においてそれぞれ局所的に偏在するファイババンドル（図11参照）を使用する例で説明したが、特許文献1及び2に記載されたランダムファイババンドルを使用してもよい。ランダムファイババンドルを使用すれば、ホモジナイザ50を使用しなくても光量分布の均一化を図れる。もちろん、ホモジナイザ50を使用した方が光量分布を均一化する効果は大きいと考えられる。また、ランダムファイババンドルにおいて、光量分布を均一化するためには出射端において各分岐部の光ファイバが均等に分散されるように配置する必要があるため、製造するのに手間が掛かるという懸念がある。そのため、製造コストを低減する観点からも、本例のように分岐型ライトガイドとホモジナイザを組み合わせたものを使用することが好ましい。

- [0127] また、光路統合部はファイババンドル以外でもよい。例えば、図24に示すように、ロッド型ライトガイド103を使用してもよい。図24に示す例は、図23に示す例の分岐型ライトガイド41とホモジナイザ50を、ロッド型ライトガイド103に変えたものであり、光源については図23と同様である。
- [0128] ロッド型ライトガイド103は、ホモジナイザ50や発散角補正部72と同様に、透明材料で形成された柱状体からなり、入射光を側面103bで全反射させることにより光軸方向に光を伝搬するライトガイドである。ロッド型ライトガイド103の光混合作用により、各光源モジュール97~99の光路は統合される。ロッド型ライトガイド103は、入射端よりも出射端が細くなるように光軸に対して側面103bが傾斜したテーパ形状をしている。これにより、複数の光源モジュール97~99が対向して配置される入射端103aにおいて、広い面積を確保できるとともに、出射端103cの径を、内視鏡11のライトガイド43の径に合わせることができる。
- [0129] ただし、光路統合部として機能するロッド型ライトガイド103にこのようなテーパ形状を持たせると、発散角補正部72（図17参照）について説明したとおり、発散角を拡大する効果が発生する。そのため、各光源モジュール97~99のそれぞれ発散角補正部98、101の補正量は、ロッド型ライトガイド103の発散角拡大効果を考慮して設定される。
- [0130] 光路統合部としては、分岐型ライトガイド、ロッド型ライトガイドの他、特定の波長の光を選択的に透過又は反射するダイクロイックミラーを組み合わせたものを用いてもよい。この場合には、ダイクロイックミラーは、各光源モジュールの光路上に配置される。それぞれのダイクロイックミラーは、各光源モジュールが発光する光の波長に対応するものが選択される。
- [0131] また、上記例において、発散角補正部は、補正量が固定されている補正量固定型のものを使用した例で説明したが、図25に示すように、補正量を調節できる可変型のものを使用してもよい。発散角補正部106は、発散角補正部64と同様に円筒形状のリフレクタである。発散角補正部106は、保

護ケース 107 に対して光軸方向に移動自在に取り付けられている。発散角補正部 106 は、後端部 106a に蛍光体 36 の保護ケース 107 と係合するネジが形成されており、発散角補正部 106 を光軸周りに回転させることで、光軸方向に移動する。例えば、図 25 (A) に示す初期位置（発散角  $\alpha 1$ ）から発散角補正部 106 の位置を前方に、図 25 (B) に示す位置まで移動させると、発散角が  $\alpha 2$  に縮小するというように、発散角の補正量が調節される。

[0132] 補正量可変型であれば、製品組み立て後に発散角の微調節を行うことも可能になり、セットアップやメンテナンスもしやすい。また、補正量可変型の場合には、アクチュエータを用いて電動で補正量を調節できるようにしてもよい。また、例えば、特殊光源として、PDD（光線力学診断）やPDT（光線力学治療）を行うための診断光や治療光を発する光源を使用する場合など、エネルギーの高い光が必要な場合には、検査中に補正量を電動で調節することにより、必要に応じて発散角を縮小して、単位面積当たりのエネルギーが高い光を生成することも可能となる。

[0133] 上記実施形態では、白色光を発する第 1 光源モジュール 31 と、狭帯域光 N1 を発する第 2 光源モジュール 32 のように、発散角に差がある複数の半導体光源として、発光波長が異なる光源（発光色が異なる光源）を例に説明したが、発散角に差はあるが、発光波長は同じ光源でもよい。例えば、どちらも白色光を発するが、発光素子や蛍光体の種類、個体差によって発散角だけが異なるという場合である。発光波長が同じ場合には、発散角の違いによって光量ムラが発生する。また、同じ白色光を発する複数の光源でも、一方は青成分が相対的に少なく赤成分が相対的に多いというように、分光スペクトルが異なる複数の光源でもよい。このような同じ色で分光スペクトルが異なる複数の光源を用いて、それらの発散角に差がある場合には、各光源の光の照射スポットの重なり具合によって色ムラが生じる場合もある。これらの光源に本発明を適用して、光源の発散角を補正することで、光量ムラや色ムラを解消することができる。

[0134] もちろん、上記実施形態で示したように、一般に、発散角の差は、発光波長が同じ場合と比較して、発光波長が異なる複数の半導体光源を用いた場合に大きくなると考えられる。そのため、本発明は、血管情報観察機能に対応した光源装置や、白色光を生成するために複数色の発光素子を用いる光源装置など、発光波長が異なる複数の半導体光源を用いる場合に特に必要性が高い。ここで、発光波長が異なるという意味には、2つの半導体光源が発光する光の波長域が完全に重ならない場合の他、部分的に重ならない場合も含まれる。

[0135] 上記実施形態では、半導体光源としてレーザダイオードを例に説明したが、LEDなど他の半導体光源でもよい。

[0136] 上記実施形態では、B、G、Rのマイクロカラーフィルタが設けられたカラー撮像素子を用いて、白色光をマイクロカラーフィルタで色分離して複数色の画像を同時に取得する同時方式を例に説明したが、カラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子を用いて、各色の画像を順次取得する面順次方式に適用してもよい。

[0137] 上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡と画像処理を行うプロセッサ装置からなるシステム等、他の形態の内視鏡システムにも適用することができる。

## 符号の説明

- [0138] 10 内視鏡システム  
11 内視鏡  
12 プロセッサ装置  
13 光源装置  
28 コネクタ  
31、81 第1光源モジュール  
83、84、89、97、99、100 光源モジュール

- 3 2 第2光源モジュール
- 3 3 第3光源モジュール
- 3 6 蛍光体
- 4 1、8 6、9 6 分岐型ライトガイド
- 4 1 a～4 1 d 分岐部
- 4 1 e 出射端
- 4 2 レセプタクルコネクタ
- 4 3 内視鏡のライトガイド
- 5 0 ホモジナイザ
- 6 1 レーザモジュール
- 6 2 蛍光部
- 6 4、7 2、8 2、9 8、1 0 1、1 0 6 発散角補正部
- 6 6、7 1、7 6 発光素子
- 1 0 3 ロッド型ライトガイド
- L D 1～L D 3 レーザダイオード

## 請求の範囲

- [請求項1] 内視鏡に対して光を供給するための複数の光源であり、発光点から略円錐状に広がる光を発する複数の半導体光源と、  
前記複数の半導体光源と前記内視鏡との間に配置され、各半導体光源の光の光路を統合する光路統合部と、  
前記光路統合部と前記複数の半導体光源との間に配置され、前記複数の半導体光源が発する光のそれぞれの発散角の差が解消されるように、前記複数の半導体光源のうちの少なくとも1つの半導体光源の前記発散角を補正する発散角補正部と、  
を有することを特徴とする光源装置。
- [請求項2] 前記発散角補正部の補正量は、前記各半導体光源の光の発散角がほぼ一致するように設定されている請求項1記載の光源装置。
- [請求項3] 前記複数の半導体光源は、発光素子と、該発光素子の光によって励起されて蛍光を発する蛍光体とを有し、  
前記発光素子の光と前記蛍光が混合された混合光を発する第1光源と、  
前記蛍光体を使用せずに前記発光素子の光のみからなる単色光を発する第2光源と、  
を含む請求項1又は2記載の光源装置。
- [請求項4] 前記半導体光源の前記発光素子は、レーザダイオードで構成される請求項3記載の光源装置。
- [請求項5] 前記発散角に差がある前記複数の半導体光源は、発光波長が異なる請求項1～4のいずれか1項に記載の光源装置。
- [請求項6] 前記発散角補正部は、複数の半導体光源のそれぞれに対して設けられている請求項1～5のいずれか1項に記載の光源装置。
- [請求項7] 前記発散角補正部は、光を内部で反射させながら光軸方向に伝搬することで前記発散角を補正する反射型補正部を含む請求項1～6のいずれか1項に記載の光源装置。

- [請求項8] 前記反射型補正部は、透明材料で形成された柱状体からなり、光の入射端と出射端の太さが変化するように光軸方向に対して傾斜した側面を有し、入射光を前記側面で全反射させることにより光軸方向に伝搬する全反射型を含む請求項7記載の光源装置。
- [請求項9] 前記反射型補正部は、内壁面が鏡面で形成された筒状体からなり、入射光を鏡面反射により光軸方向に伝搬する鏡面反射型を含む請求項7記載の光源装置。
- [請求項10] 前記内壁面は、光軸に対して傾斜している請求項9記載の光源装置。
- [請求項11] 前記発散角補正部は、光拡散材により入射光を内部で拡散させて発散角を補正する拡散型を含む請求項1～10のいずれか1項に記載の光源装置。
- [請求項12] 前記発散角補正部は、レンズを含む請求項1～11のいずれか1項に記載の光源装置。
- [請求項13] 前記発散角補正部は、発散角の補正量が固定である補正量固定型を含む請求項1～12のいずれか1項に記載の光源装置。
- [請求項14] 前記発散角補正部は、発散角の補正量の調節が可能な補正量可変型を含む請求項1～13のいずれか1項に記載の光源装置。
- [請求項15] 前記光路統合部は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルであり、入射端が複数に分岐した分岐部を持ち、各分岐部からの入射光を1つの出射端に導光する分岐型ファイババンドルである請求項1～14のいずれか1項に記載の光源装置。
- [請求項16] 前記分岐型ファイババンドルの出射端側に配置され、前記出射端から出射する各半導体光源の光の光量分布を均一にするホモジナイザを有する請求項1～15のいずれか1項に記載の光源装置。
- [請求項17] 前記発散角補正部の補正量は、前記発散角が、前記内視鏡に内蔵されるライトガイドの最大受光角とほぼ一致する角度になるように設定されている請求項1～16のいずれか1項に記載の光源装置。

[請求項18] 前記発散角補正部の補正量は、前記発散角が、前記内視鏡に内蔵されるライトガイドの最大受光角を超える角度になるように設定されていることを特徴とする請求項1～16のいずれか1項に記載の光源装置。

[請求項19] 内視鏡と内視鏡に光を供給する光源装置とを有する内視鏡システムにおいて、

前記光源装置は、

前記内視鏡に対して光を供給するための複数の光源であり、発光点から略円錐状に広がる光を発する複数の半導体光源と、

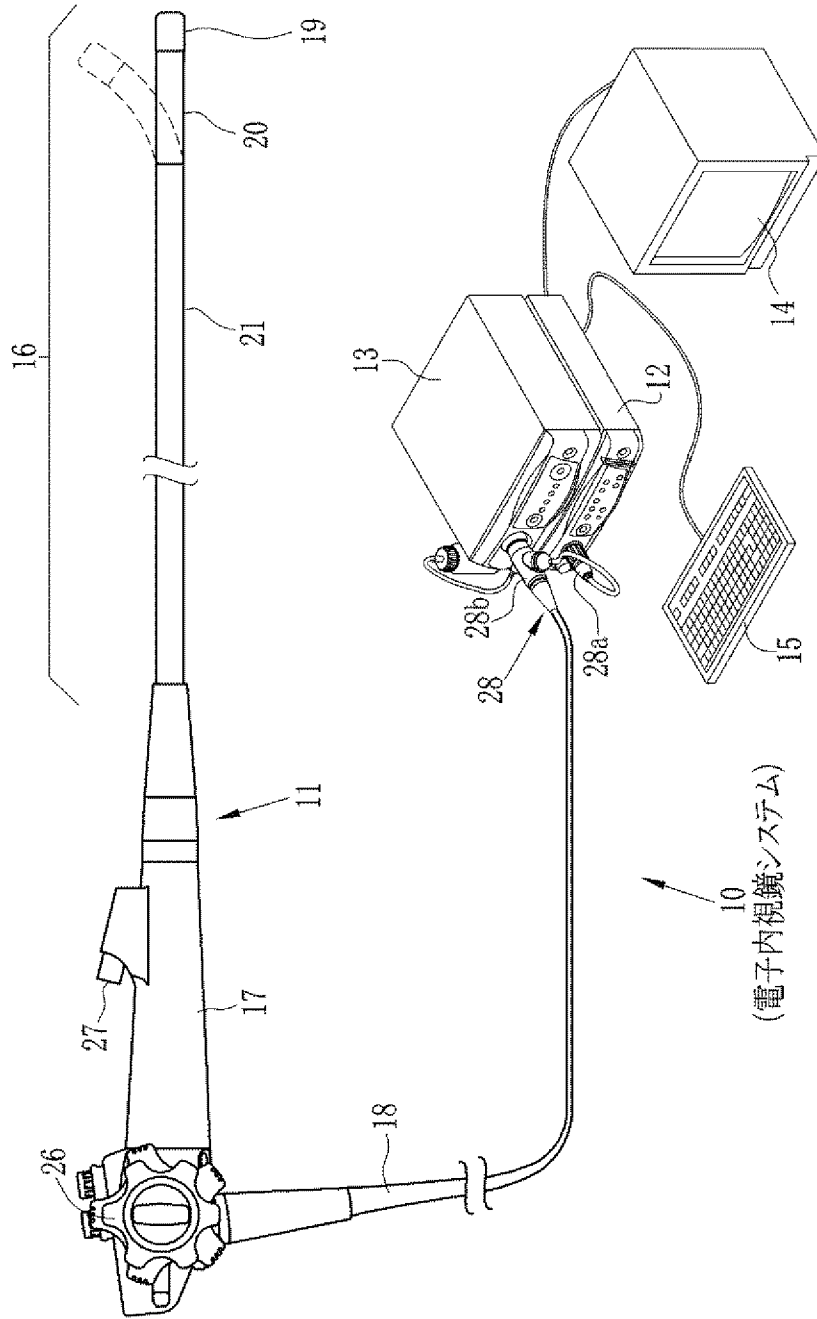
前記複数の半導体光源と前記内視鏡との間に配置され、各半導体光源の光の光路を統合する光路統合部と、

前記光路統合部と前記複数の半導体光源との間に配置され、前記複数の半導体光源が発する光のそれぞれの発散角の差が解消されるように、前記複数の半導体光源のうちの少なくとも1つの半導体光源の前記発散角を補正する発散角補正部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

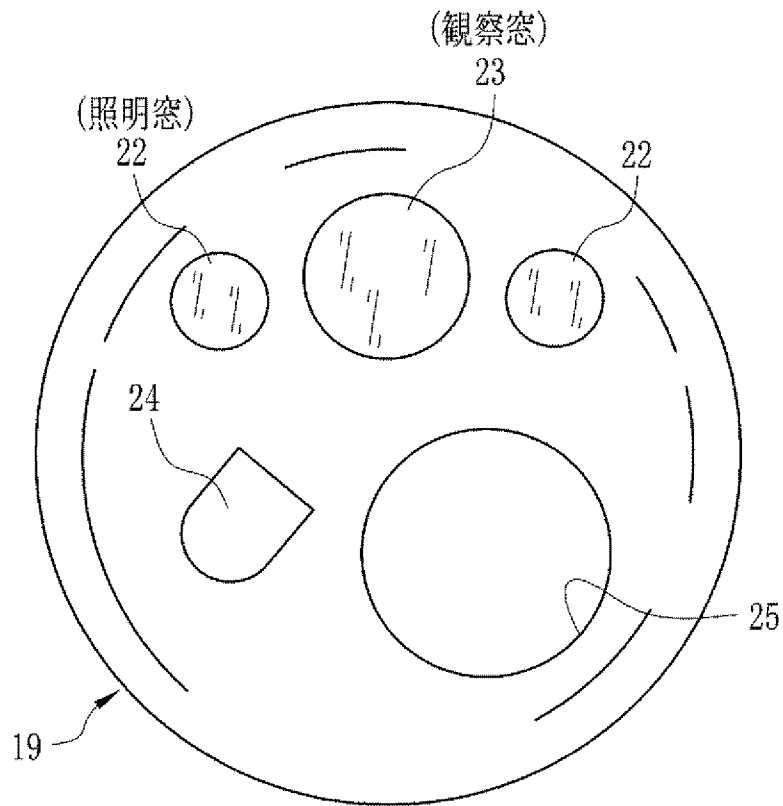
[図1]

FIG.1



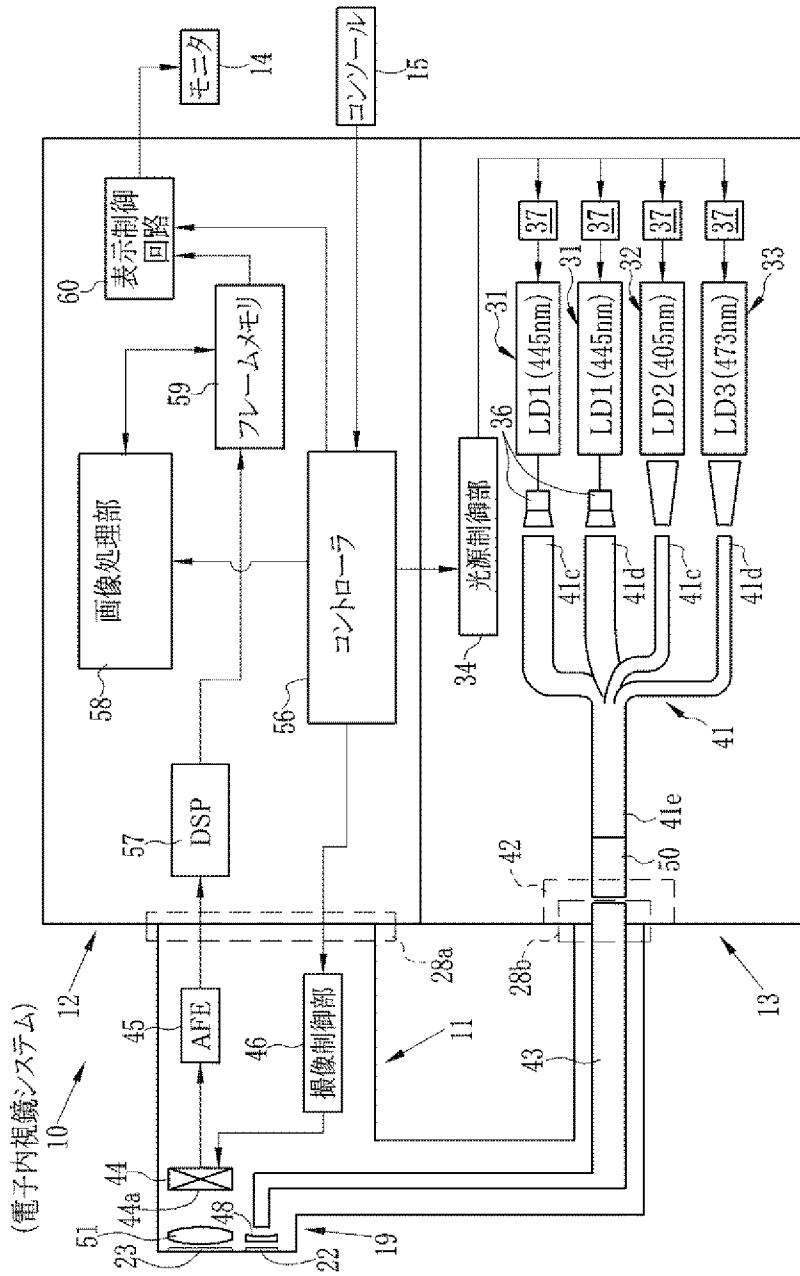
[図2]

FIG. 2



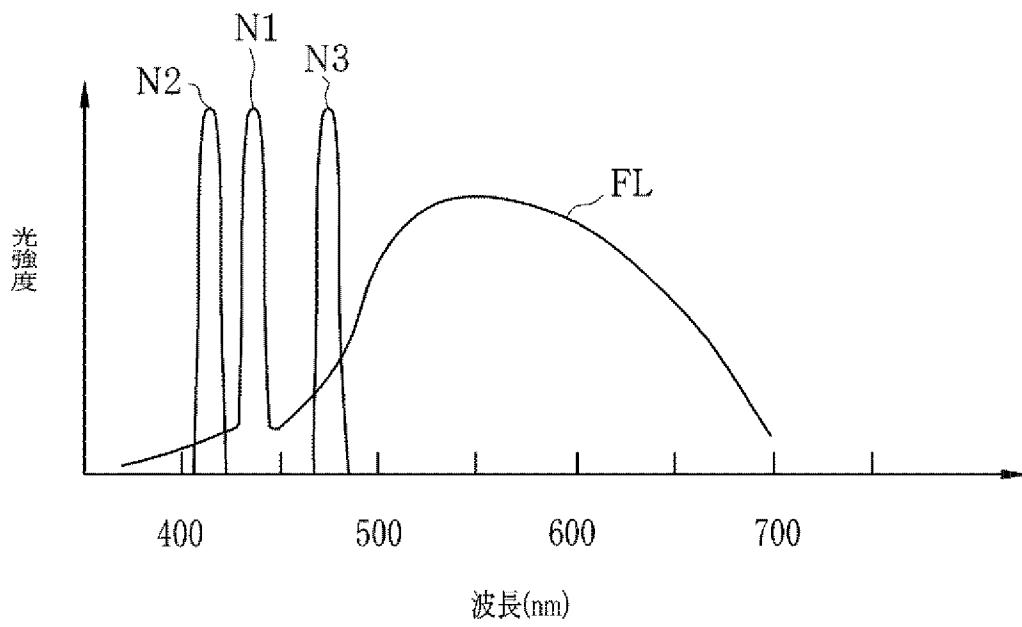
[図3]

FIG.3



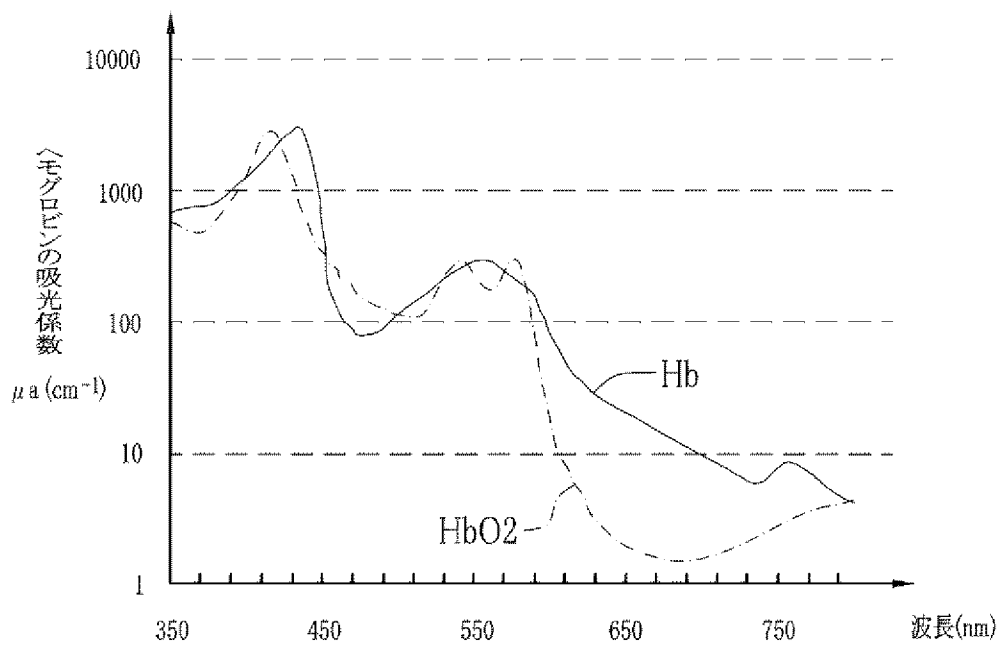
[図4]

FIG. 4

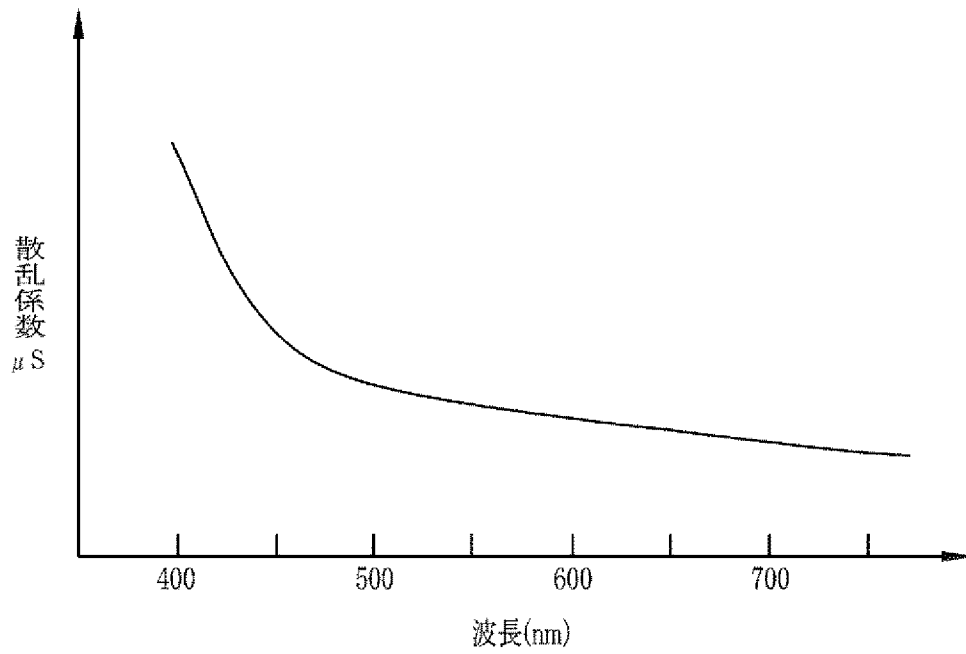


[図5]

FIG. 5

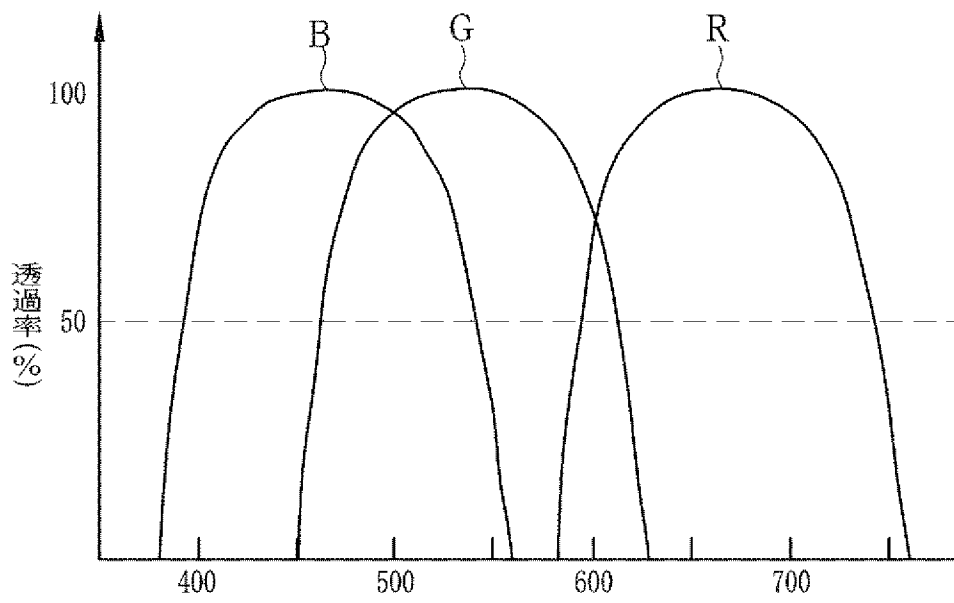


[図6]

**FIG.6**

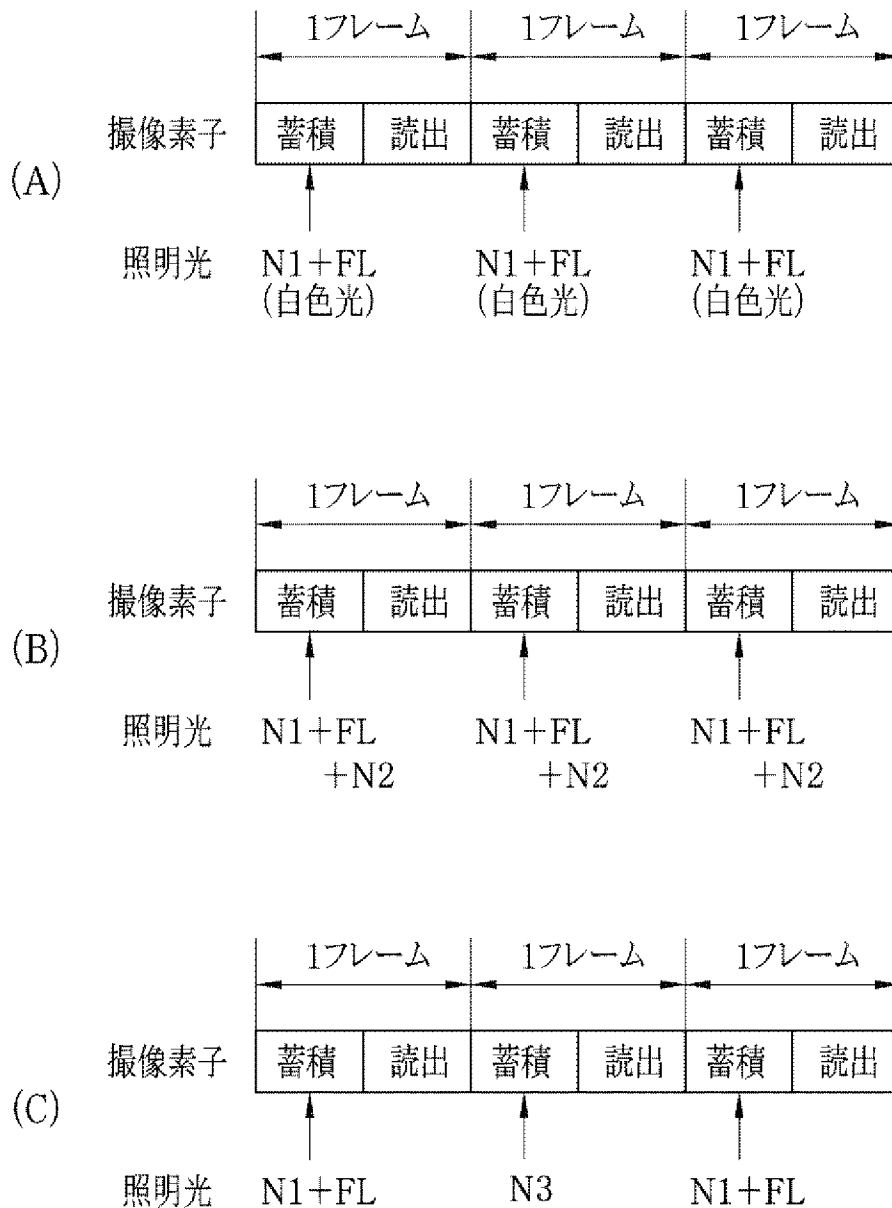
[図7]

FIG. 7



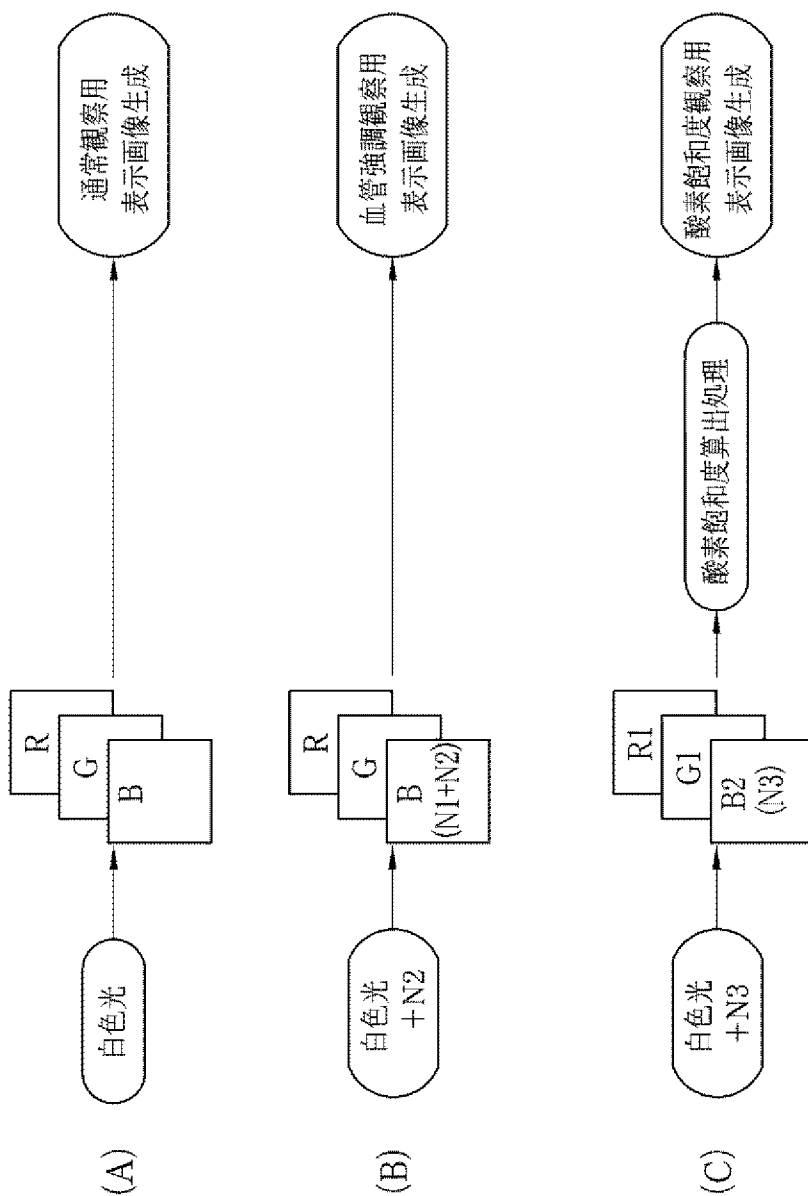
[図8]

FIG. 8



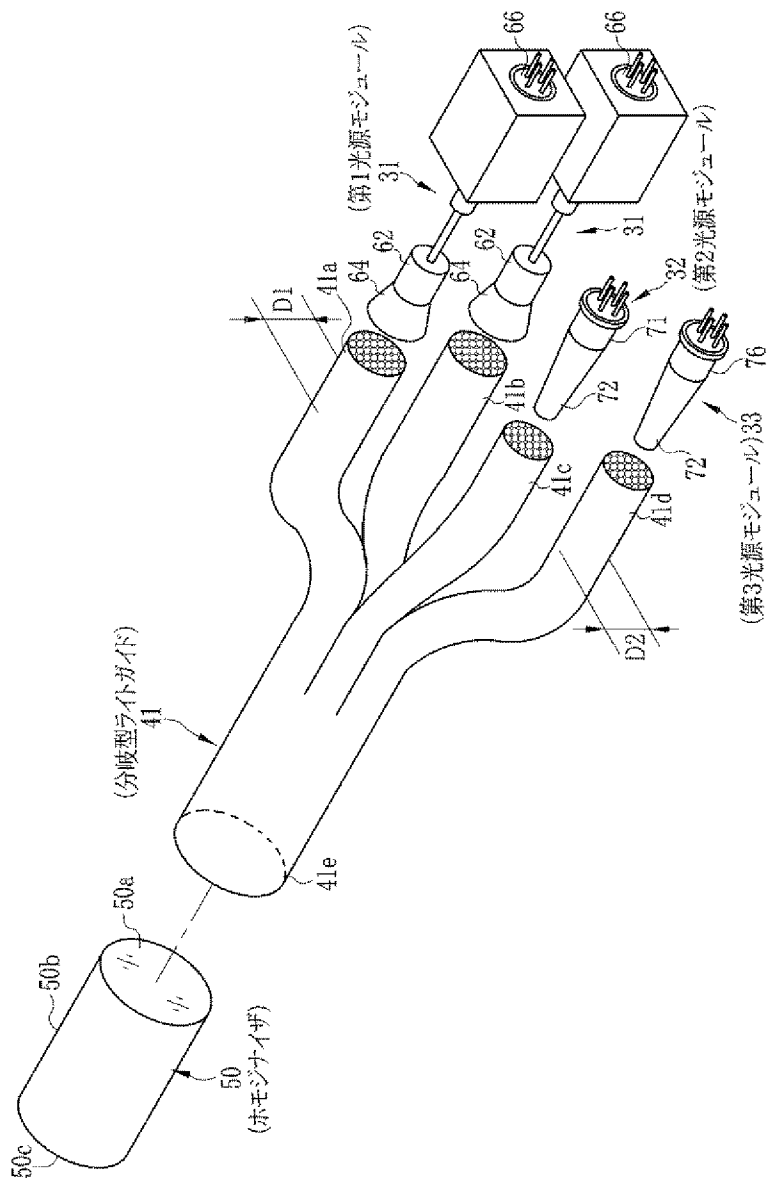
[図9]

FIG.9

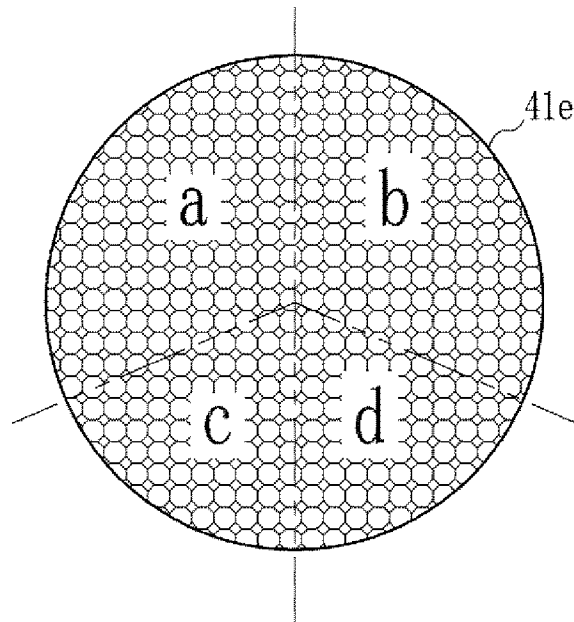


[図10]

FIG. 10

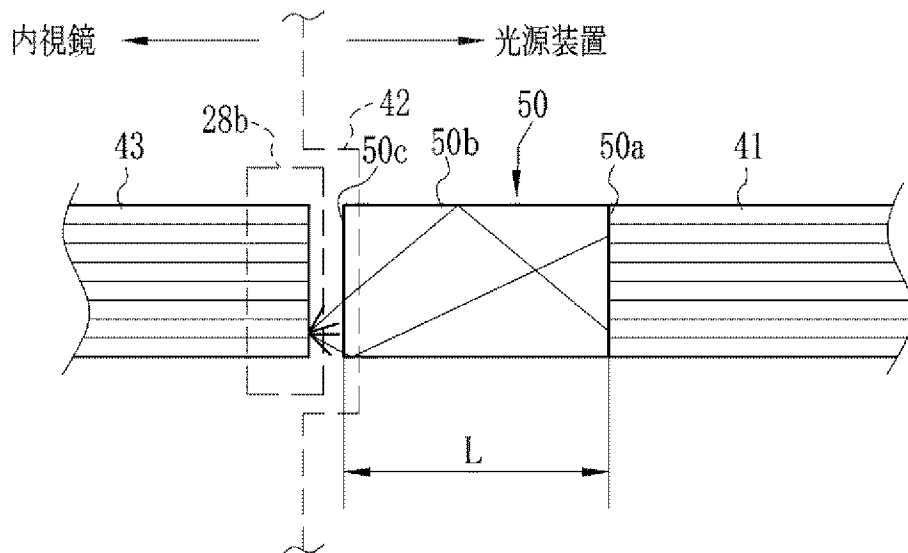


[図11]

**FIG. 11**

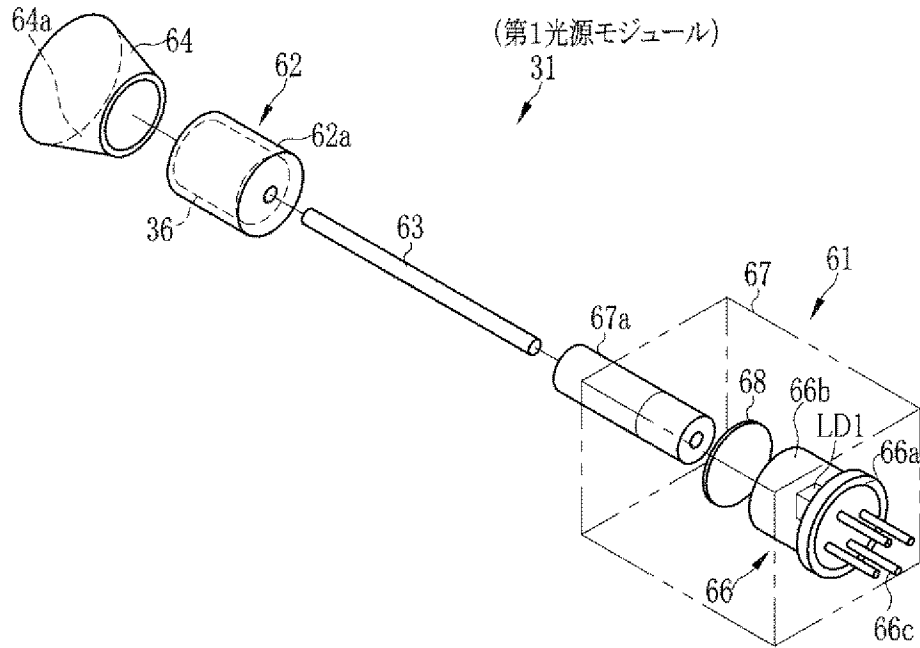
[図12]

FIG. 12



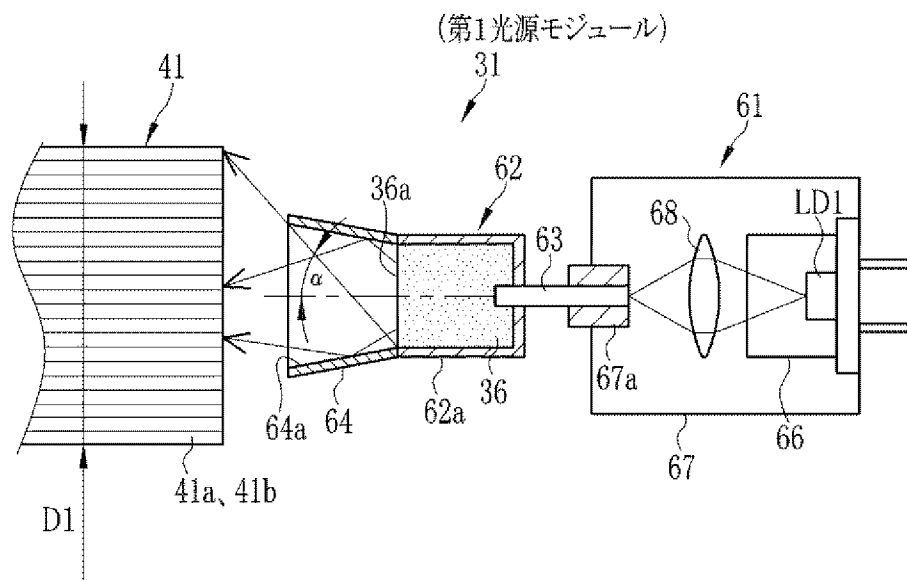
[図13]

FIG. 13

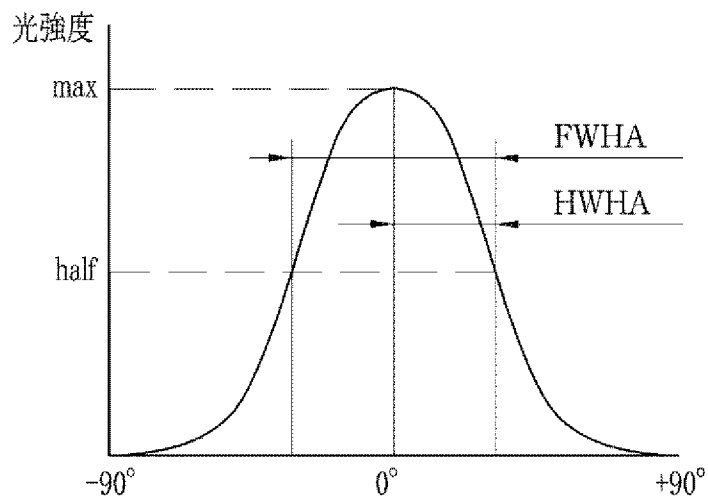


[図14]

FIG. 14

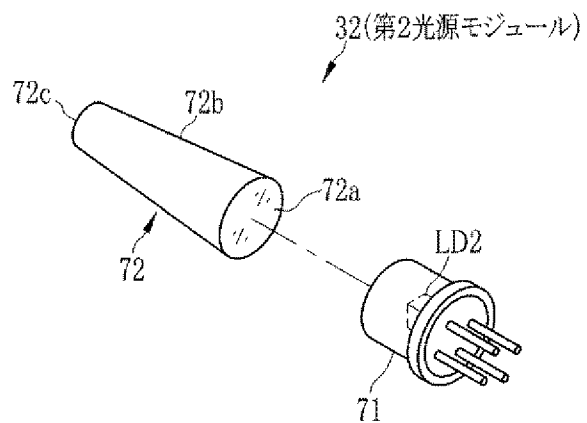


[図15]

**FIG. 15**

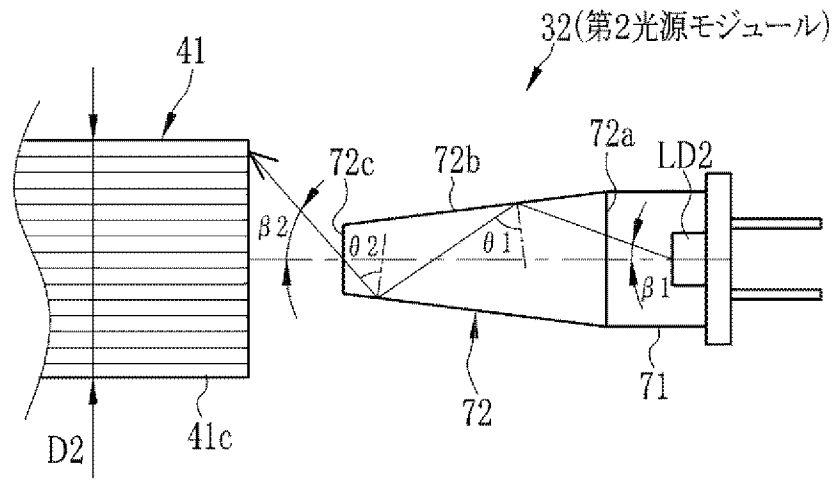
[図16]

FIG. 16



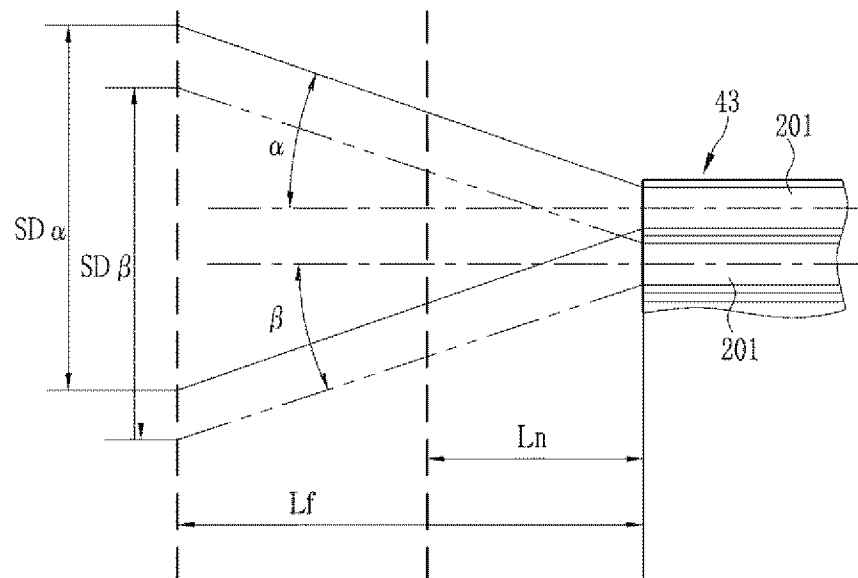
[図17]

FIG. 17



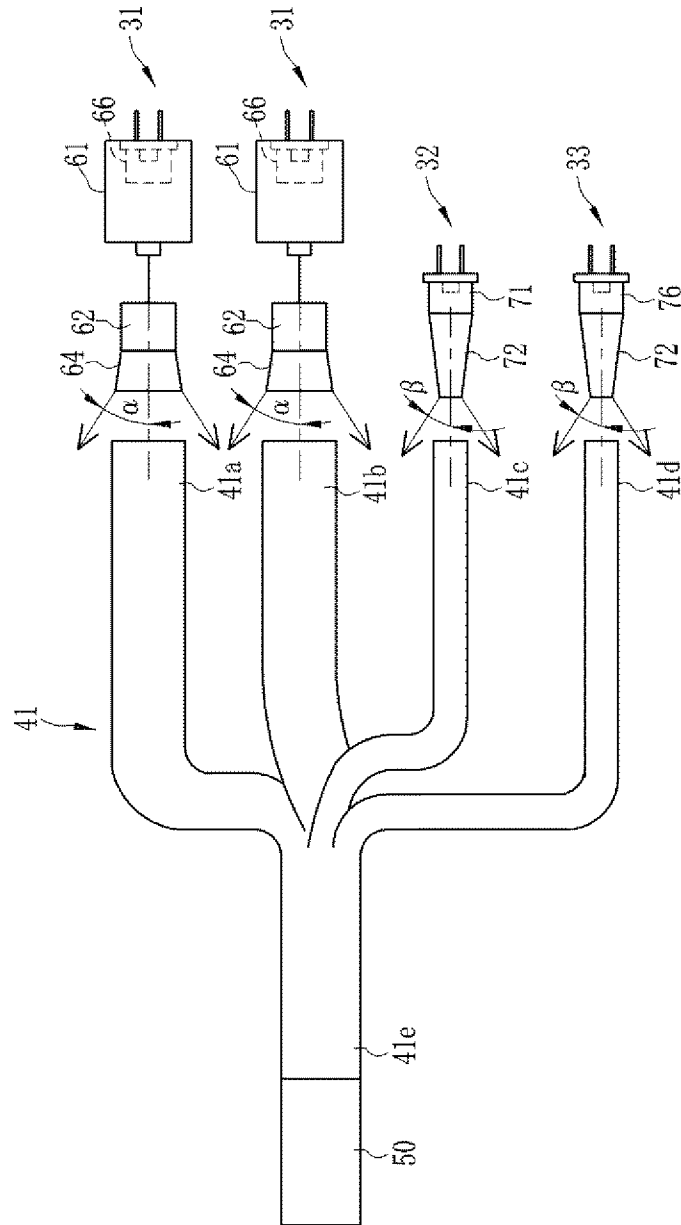
[図18]

FIG. 18



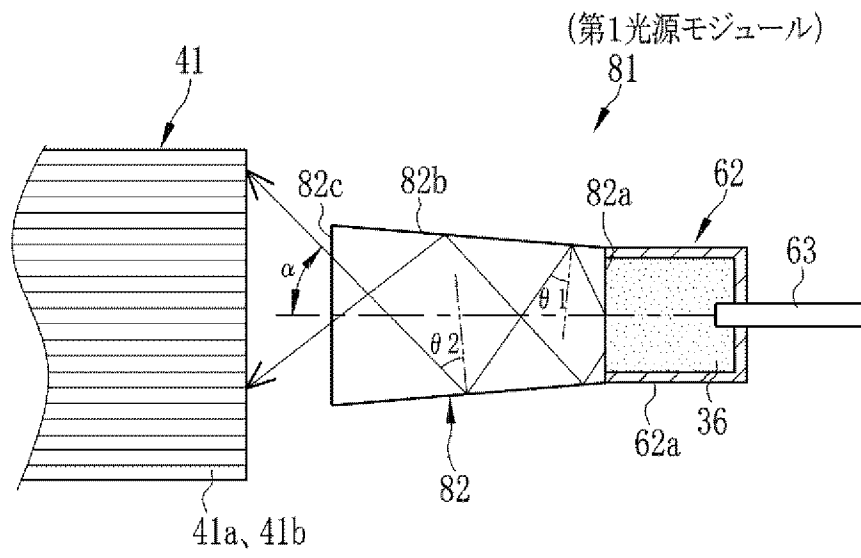
[FIG. 19]

FIG. 19



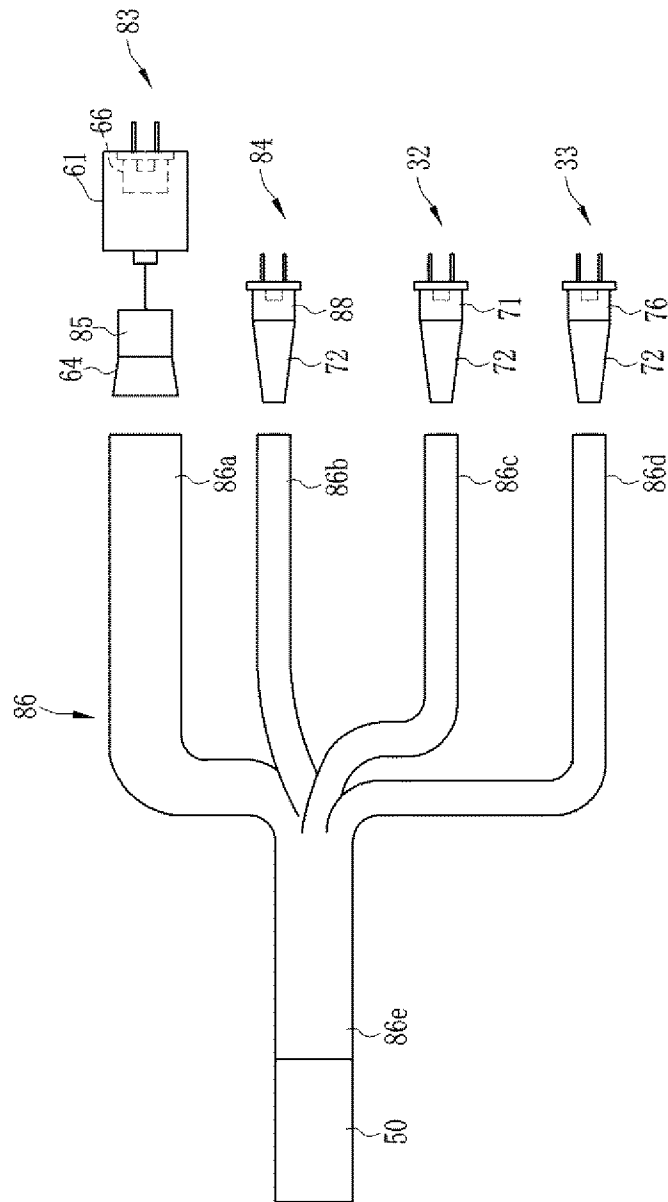
[図20]

FIG. 20



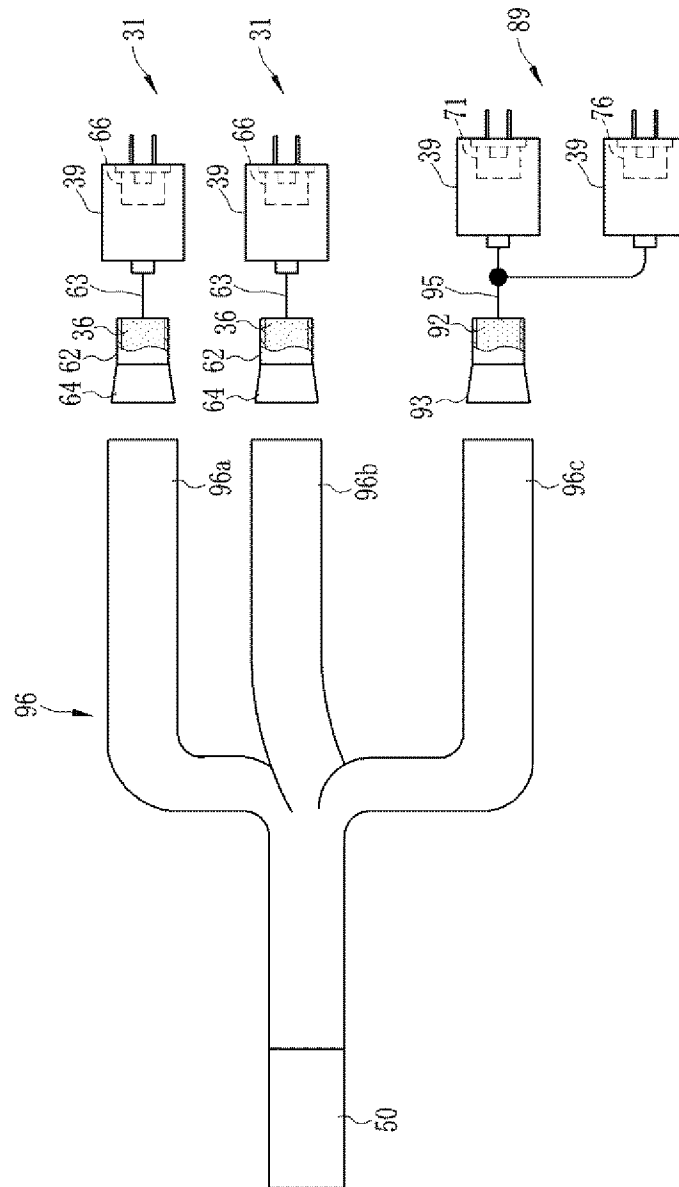
[FIG. 21]

FIG. 21



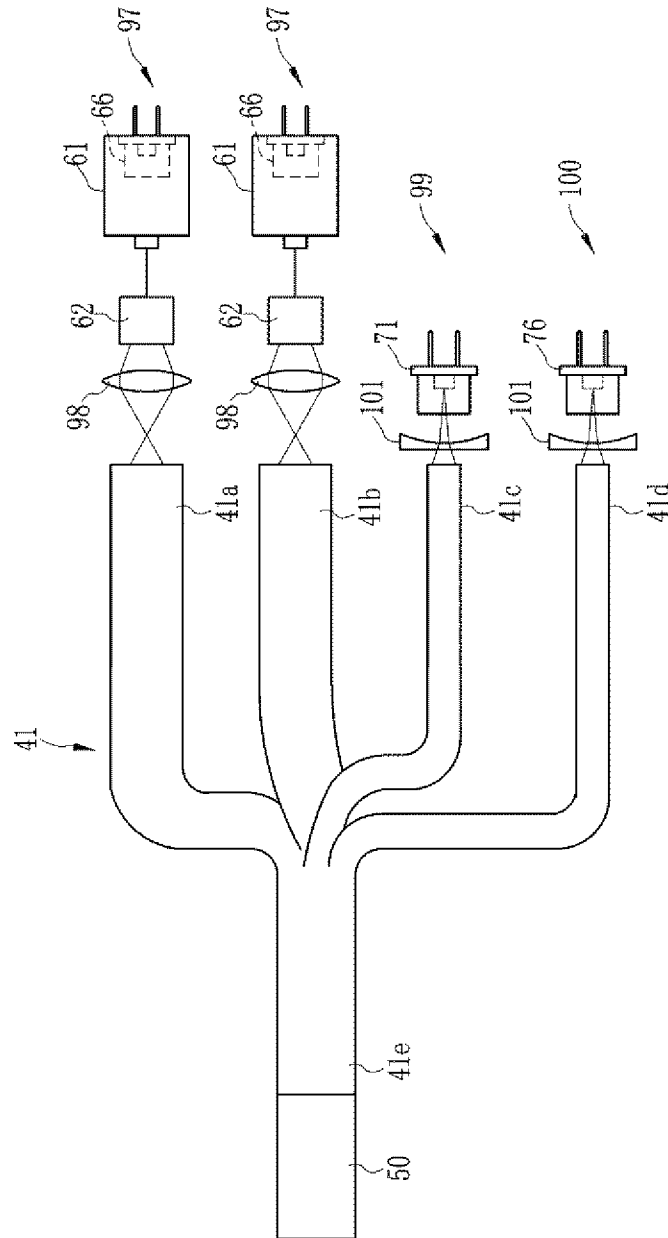
[FIG. 22]

FIG. 22



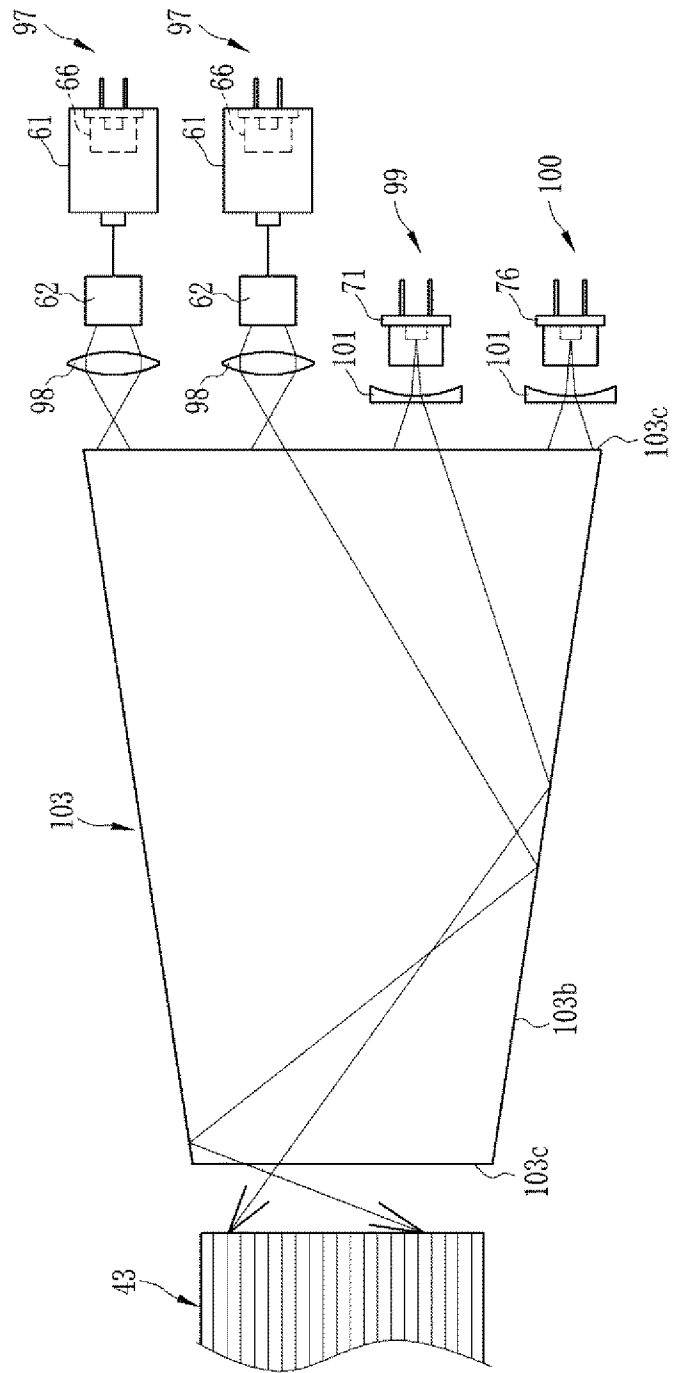
[FIG. 23]

FIG. 23



[図24]

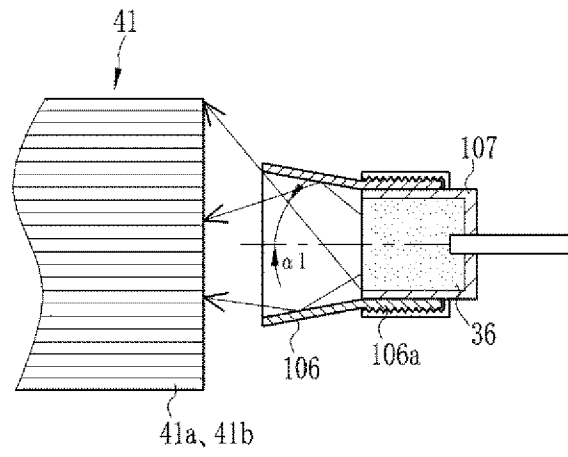
FIG. 24



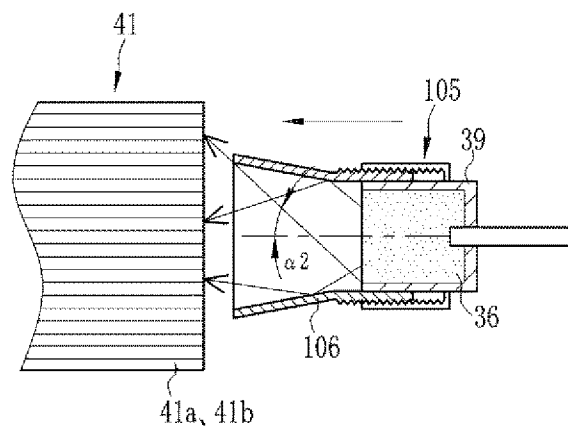
[図25]

**FIG. 25**

(A)

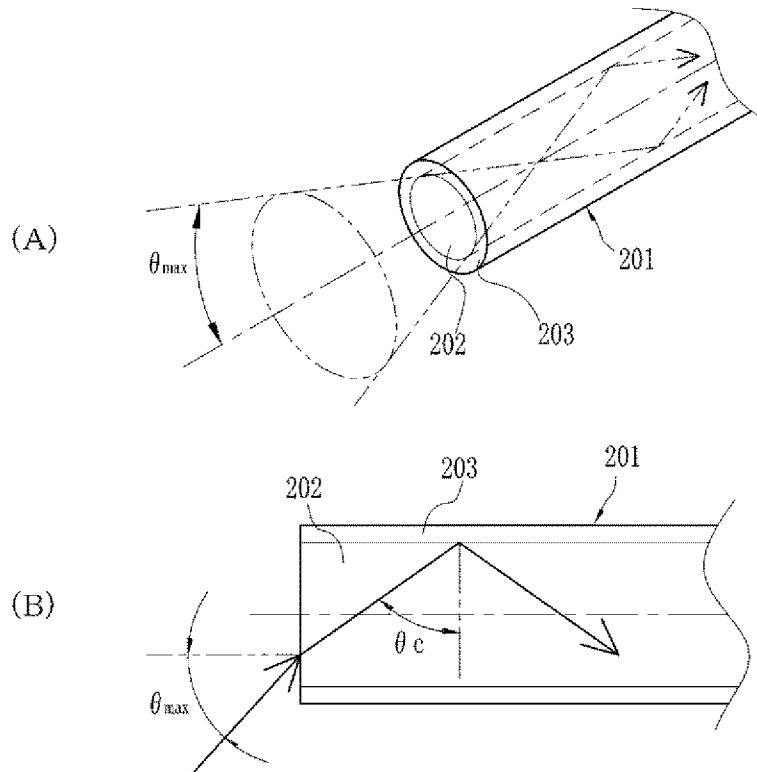


(B)



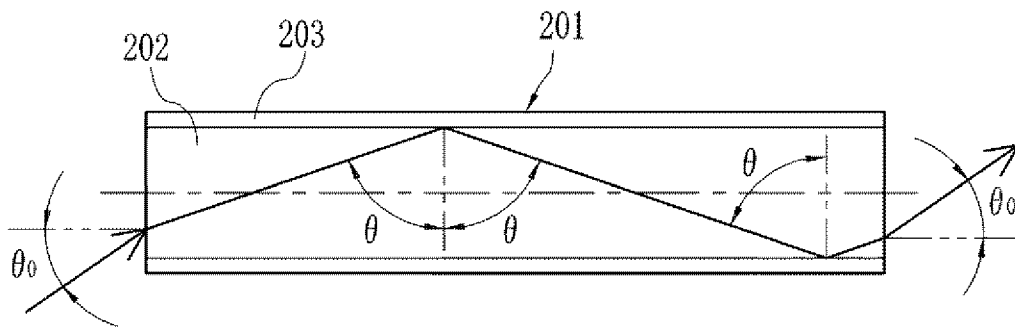
[図26]

FIG. 26



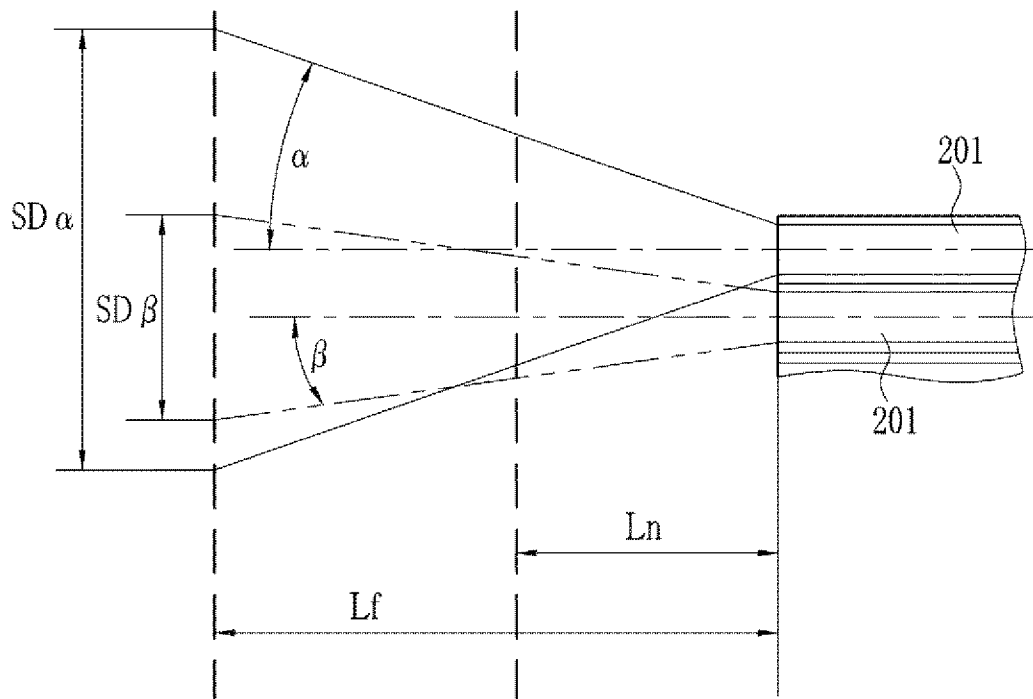
[図27]

FIG. 27



[図28]

FIG. 28



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/054974

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B19/00(2006.01)i, G02B23/26(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)

A61B1/06, A61B1/00, G02B19/00, G02B23/26, 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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
Y	JP 2011-41758 A (Olympus Medical Systems Corp.), 03 March 2011 (03.03.2011), paragraphs [0011] to [0026], [0055] (Family: none)	1-19
Y	JP 2011-33958 A (Kabushiki Kaisha Media Technology), 17 February 2011 (17.02.2011), paragraphs [0028] to [0047] (Family: none)	1-8, 12, 13, 15-19
Y	JP 2003-90939 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 28 March 2003 (28.03.2003), paragraphs [0006] to [0058] (Family: none)	1-8, 13, 15-19

 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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
18 April, 2013 (18.04.13)Date of mailing of the international search report  
07 May, 2013 (07.05.13)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/054974

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 63-249811 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 17 October 1988 (17.10.1988), page 3, lower right column, line 2 to page 4, upper left column, line 6 (Family: none)	1-10, 12, 13, 15-19
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 64594/1990 (Laid-open No. 24709/1992) (Hoya Schott Corp.), 27 February 1992 (27.02.1992), specification, page 6, line 4 to page 11, line 2 (Family: none)	1-6, 12, 13, 15-19
Y	JP 2002-365488 A (Kyoto Denkiki Co., Ltd.), 18 December 2002 (18.12.2002), paragraphs [0005] to [0047] (Family: none)	1-7, 12-19
Y	JP 2001-307523 A (Mitsubishi Rayon Co., Ltd.), 02 November 2001 (02.11.2001), paragraphs [0006] to [0031] (Family: none)	1-7, 11, 13, 15-19

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, A61B1/00(2006.01)i, G02B19/00(2006.01)i, G02B23/26(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. A61B1/06, A61B1/00, G02B19/00, G02B23/26, 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 1971-2013年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2013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 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 請求項の番号
Y	JP 2011-41758 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.03.03, 段落【0011】～【0026】, 【0055】 (ファミリーなし)	1-19
Y	JP 2011-33958 A (株式会社メディア・テクノロジー) 2011.02.17, 段落【0028】～【0047】 (ファミリーなし)	1-8, 12, 13, 15-19
Y	JP 2003-90939 A (松下電工株式会社) 2003.03.28, 段落【0006】～【0058】 (ファミリーなし)	1-8, 13, 15-19

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 18.04.2013	国際調査報告の発送日 07.05.2013
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) 井上 香緒梨 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 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 請求項の番号
Y	JP 63-249811 A (オリンパス光学工業株式会社) 1988. 10. 17, 公報 第 3 頁右下欄第 2 行～第 4 頁左上欄第 6 行 (ファミリーなし)	1-10, 12, 13, 1 5-19
Y	日本国実用新案登録出願 2-64594 号(日本国実用新案登録出願公開 4-24709 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイ クロフィルム (ホーヤ・シヨツト株式会社) 1992. 02. 27, 明細書第 6 頁第 4 行～第 1 1 頁第 2 行 (ファミリーなし)	1-6, 12, 13, 15 -19
Y	JP 2002-365488 A (京都電機器株式会社) 2002. 12. 18, 段落【0005】 ～【0047】 (ファミリーなし)	1-7, 12-19
Y	JP 2001-307523 A (三菱レイヨン株式会社) 2001. 11. 02, 段落【0006】 ～【0031】 (ファミリーなし)	1-7, 11, 13, 15 -19