

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-132918

(P2014-132918A)

(43) 公開日 平成26年7月24日(2014.7.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	3 K 2 4 3
F 2 1 S 2/00 (2006.01)	F 2 1 S 2/00 3 3 0	4 C 1 6 1
F 2 1 Y 101/02 (2006.01)	F 2 1 Y 101:02	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2013-870 (P2013-870)
 (22) 出願日 平成25年1月8日 (2013.1.8)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 大橋 永治
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 森本 美範
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 井上 敏之
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

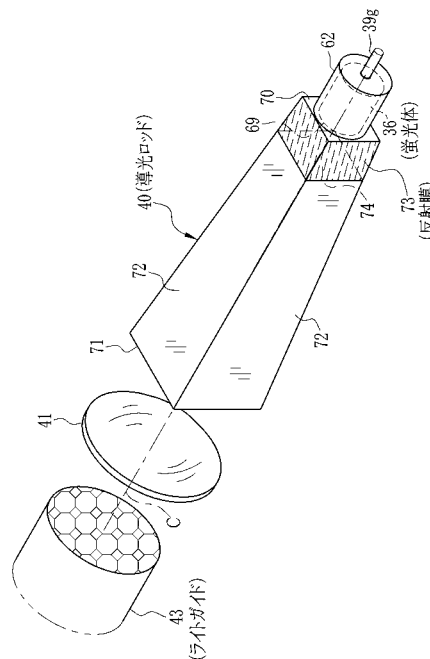
(54) 【発明の名称】 光源装置、およびこれを用いた内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 光利用効率を向上させる。

【解決手段】 内視鏡10のライトガイド43に照明光を供給する光源装置13は、発光素子66と、蛍光体36と、導光ロッド40とを備える。発光素子66は、蛍光体36の励起光を発するレーザダイオードLD1を有する。導光ロッド40は、入射端面70および出射端面71と、入射端面70と出射端面71を結び、入射端面70から入射した光を全反射させながら出射端面71へと導光する側面72とを有し、入射端面70よりも出射端面71の面積が大きくなるように、側面72が光軸に対して傾斜したテーパ形状である。入射端面70と蛍光体36の発光面69とは光学的接合されている。入射端面70から出射端面71に向かう途中までの範囲において、側面72の全周には反射膜73が形成されている。

【選択図】 図11



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡のライトガイドに照明光を供給する光源装置において、
半導体で構成された発光素子と、
前記発光素子の光および該光によって励起された蛍光の混合光を発する発光面を有する
蛍光体と、

入射端面および出射端面と、前記入射端面と前記出射端面を結び、前記入射端面から入
射した混合光を全反射させながら前記出射端面へと導光する側面とを有し、前記入射端面
よりも前記出射端面の面積が大きくなるように、前記側面が光軸に対して傾斜したテーパ
形状である導光ロッドとを備え、

前記発光面と前記入射端面は光学的接合されており、

前記入射端面から前記出射端面に向かう途中までの範囲において、前記側面の全周に反
射膜が形成されていることを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記反射膜は、誘電体多層膜のコーティング、金属膜のコーティング、または金属フイ
ルムの接着のうちのいずれかにより形成されることを特徴とする請求項 1 記載の光源装置
。

【請求項 3】

前記反射膜は、前記誘電体多層膜のコーティングにより形成されることを特徴とする請
求項 2 記載の光源装置。

【請求項 4】

前記導光ロッドに入射した光の前記側面における臨界角を θ_c 、前記側面の光軸に対す
る傾斜角度を α 、前記入射端面の面積を S_a としたとき、前記反射膜の前記入射端面から
の形成長さは、前記反射膜の前記出射端面側の終端における、前記入射端面と平行な前記
導光ロッドの断面の面積 S_b が、以下の条件式 1 を満たすような長さであることを特徴と
する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

$$\text{条件式 1 : } S_b = S_a / \cos^2(\theta_c - \alpha)$$

【請求項 5】

前記形成長さは、前記断面の面積 S_b が、以下の等式 1 を満たすような長さであること
を特徴とする請求項 4 記載の光源装置。

$$\text{等式 1 : } S_b = S_a / \cos^2(\theta_c - \alpha)$$

【請求項 6】

前記導光ロッドは、光軸と直交する断面が正方形であることを特徴とする請求項 1 ~ 5
のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 7】

前記導光ロッドに入射した光の前記側面における臨界角を θ_c 、前記側面の光軸に対す
る傾斜角度を α 、前記入射端面の辺の長さを d_a としたとき、前記反射膜は以下の条件式
2 を満たす前記入射端面からの形成長さ L を有することを特徴とする請求項 6 記載の光源
装置。

$$\text{条件式 2 : } L = d_a \cdot [\{1 / \cos(\theta_c - \alpha)\} - 1] / (2 \tan \alpha)$$

【請求項 8】

前記反射膜は以下の等式 2 を満たす前記形成長さ L を有することを特徴とする請求項 7
記載の光源装置。

$$\text{等式 2 : } L = d_a \cdot [\{1 / \cos(\theta_c - \alpha)\} - 1] / (2 \tan \alpha)$$

【請求項 9】

前記発光素子は、中心波長 445 nm の励起光を発し、

前記蛍光体は、該励起光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
を発し、

励起光と蛍光によって混合光として白色光が生成されることを特徴とする請求項 1 ~ 8
のいずれか 1 項に記載の光源装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記発光素子は、レーザダイオード、またはＬＥＤのいずれかを有することを特徴とする請求項１～９のいずれか１項に記載の光源装置。

【請求項 11】

照明光を導光するライトガイドが内蔵された内視鏡と、
前記ライトガイドに照明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、半導体で構成された発光素子と、
前記発光素子の光および該光によって励起された蛍光の混合光を発する発光面を有する
蛍光体と、

入射端面および出射端面と、前記入射端面と前記出射端面を結び、前記入射端面から入射した光を全反射させながら前記出射端面へと導光する側面とを有し、前記入射端面よりも前記出射端面の面積が大きくなるように、前記側面が光軸に対して傾斜したテーパ形状である導光ロッドとを備え、

前記発光面と前記入射端面は光学的接合されており、

前記入射端面から前記出射端面に向かう途中までの範囲において、前記側面の全周に反射膜が形成されていることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に照明光を供給するための光源装置、およびこれを用いた内視鏡システムに関する。

【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、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。内視鏡は生体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端には、観察部位に照明光を照射する照明窓と、観察部位を撮影するための観察窓が配されている。内視鏡には、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いる。ライトガイドは、光源装置から供給された照明光を照明窓に導光する。観察窓の奥にはＣＣＤ等の撮像素子が配されている。照明光が照射された観察部位を撮像素子で撮像し、これにより得られた画像信号に基づきプロセッサ装置で観察画像を生成してモニタに表示することで、生体内を観察することができる。

【0003】

従来、光源装置には、白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプが光源として使用されてきたが、最近では、これらに代えて、レーザダイオード（ＬＤ）やＬＥＤ等の半導体で構成された発光素子と、発光素子が発する光により励起されて蛍光を発する蛍光体とを組み合わせ白色光を生成する光源を用いるものも提案されている（特許文献１参照）。

【0004】

特許文献１の図１１には、紫外光を含む青色光を発するＬＥＤと、青色光により励起されて黄色の蛍光を発する蛍光体とを組み合わせ、青色光と黄色の蛍光の混合により白色光を生成する光源と、光源からの光を光軸方向に導光する導光ロッドとを備える光源モジュールが開示されている。青色光と蛍光の混合光が出射する蛍光体の発光面と導光ロッドの入射端面とは突き当てられている。また、蛍光体の周囲には、蛍光体の周辺方向に向かう光を導光ロッドの入射端面に向けて反射させる反射部材が設けられている。

【0005】

発光素子の光は一部が蛍光体の励起に使用され、残りの光は蛍光体を透過して蛍光とともに蛍光体の発光面から出射する。一般に蛍光体は粉末状の蛍光材料をバインダで固めたものであり、蛍光材料やバインダにより入射した光を拡散させる拡散作用を有している。発光素子の光の発散角は、蛍光体への入射時点では比較的小さいが、蛍光体の拡散作用に

10

20

30

40

50

よって蛍光体の発光面から出射する際には広げられる。蛍光も発光面の全面から出射するため発散角は比較的大きい。

【 0 0 0 6 】

導光ロッドは、蛍光体の拡散作用によって発散角が広がった光の発散角を小さくし、内視鏡のライトガイドに効率よく入射させるために設けられている。導光ロッドは、入射端面および出射端面と、入射端面と出射端面を結び、入射端面から入射した光を全反射させながら出射端面へと導光する側面とを有し、入射端面よりも出射端面の面積が大きくなるように、側面が光軸に対して傾斜したテーパ形状である。このように入射端面の面積よりも出射端面の面積が大きい先太の導光ロッドでは、入射光は側面で全反射を繰り返す過程で発散角が小さくなる。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 2 6 6 3 9 0 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

発光素子と導光ロッドの間に蛍光体を配置した、特許文献 1 の図 1 1 に示す光源モジュールのような構成では、蛍光体から発せられる光をいかに余すところなく導光ロッドに入射させ、かつ導光ロッドに入射した光をいかに損失なく導光するかが光利用効率の向上のための鍵となる。

20

【 0 0 0 9 】

特許文献 1 では、光利用効率を向上させるために、蛍光体の周辺方向に向かう光を導光ロッドの入射端面に向けて反射させる反射部材を設けている。しかしながら、蛍光体と導光ロッドを組み合わせた光源モジュールにおいては、こうした反射部材を設けるだけでは光利用効率を向上させる対策としては不十分であった。

【 0 0 1 0 】

例えば、特許文献 1 では、蛍光体の発光面と導光ロッドの入射端面を突き当てている。しかし、蛍光体が発する光を導光ロッドに効率よく入射させるためには、蛍光体の発光面と導光ロッドの入射端面を単に突き当てるだけでは、伝播する光の波長に対して発光面と入射端面の間の隙間が大きすぎ、導光ロッドの入射端面での反射による光損失が大きいため、光利用効率を向上させるための対策としては不十分である。したがって、特許文献 1 のように反射部材を設けて蛍光体の周辺方向に向かう光を導光ロッドの入射端面に向けて反射させたとしても、蛍光体の発光面と導光ロッドの入射端面を単に突き当てているだけでは光利用効率の大幅な改善は期待できない。

30

【 0 0 1 1 】

また、蛍光体の発光面から出射する光は発散角が大きいため、蛍光体から導光ロッドへ入射した光のうち、発散角が大きな高角成分については、導光ロッドの側面への入射角が臨界角よりも小さくなり、側面で全反射せずに側面から透過して光損失となってしまう。このため、仮に反射部材によって反射した光が運よく導光ロッドに入射したとしても、その光の発散角が大きい場合には側面から透過して結局光損失となってしまう。

40

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたもので、発光素子と導光ロッドの間に蛍光体を配置した構成において、光利用効率を向上させることができる光源装置、およびこれを用いた内視鏡システムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡のライトガイドに照明光を供給する光源装置は、半導体で構成された発光素子と、蛍光体と、導光ロッドとを備える。蛍光体は、発光素子の光および該光によって励起された蛍光の混合光を発する発光面を有する。導光ロ

50

ッドは、入射端面および出射端面と、入射端面と出射端面を結び、入射端面から入射した光を全反射させながら出射端面へと導光する側面とを有し、入射端面よりも出射端面の面積が大きくなるように、側面が光軸に対して傾斜したテーパ形状である。発光面と入射端面は光学的接合されている。入射端面から出射端面に向かう途中までの範囲において、側面の全周に反射膜が形成されている。

【0014】

「光学的接合」とは、2つの光学部材の接合面（この場合は発光面と入射端面）同士を、光学的に透明な接着剤等で接合することを意味する。「光学的接合」には、2つの光学部材の接合面を鏡面研磨して平坦面とし、接合面同士を接触させることで、分子間力によって当該接合面同士が接合される現象、より詳しくは、2つの光学部材間で導光される光の波長よりも短い間隔で接合面同士が密着して接合される現象も含む。

10

【0015】

反射膜は、誘電体多層膜のコーティング、金属膜のコーティング、または金属フィルムの接着のうちのいずれかにより形成される。より好ましくは、反射膜は、誘電体多層膜のコーティングにより形成される。

【0016】

導光ロッドに入射した光の側面における臨界角を θ_c 、側面の光軸に対する傾斜角度を α 、入射端面の面積を S_a としたとき、反射膜の入射端面からの形成長さは、反射膜の出射端面側の終端における、入射端面と平行な導光ロッドの断面の面積 S_b が、以下の条件式1を満たすような長さである。

20

$$\text{条件式1: } S_b = S_a / \cos^2(\theta_c - \alpha)$$

【0017】

より好ましくは、反射膜の入射端面からの形成長さは、反射膜の出射端面側の終端における、入射端面と平行な導光ロッドの断面の面積 S_b が、以下の等式1を満たすような長さである。

$$\text{等式1: } S_b = S_a / \cos^2(\theta_c - \alpha)$$

【0018】

導光ロッドは、光軸と直交する断面が正方形である。

【0019】

導光ロッドに入射した光の側面における臨界角を θ_c 、側面の光軸に対する傾斜角度を α 、入射端面の辺の長さを d_a としたとき、反射膜は以下の条件式2を満たす入射端面からの形成長さ L を有する。

30

$$\text{条件式2: } L = d_a \cdot [\{ 1 / \cos(\theta_c - \alpha) \} - 1] / (2 \tan \alpha)$$

【0020】

より好ましくは、反射膜は以下の等式2を満たす形成長さ L を有する。

$$\text{等式2: } L = d_a \cdot [\{ 1 / \cos(\theta_c - \alpha) \} - 1] / (2 \tan \alpha)$$

【0021】

発光素子は、中心波長445nmの励起光を発する。蛍光体は、該励起光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を発する。励起光と蛍光によって混合光として白色光が生成される。

40

【0022】

発光素子は、レーザダイオード、またはLEDのいずれかを有する。

【0023】

また、本発明は、照明光を導光するライトガイドが内蔵された内視鏡と、ライトガイドに照明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、半導体で構成された発光素子と、蛍光体と、導光ロッドとを備える。蛍光体は、発光素子の光および該光によって励起された蛍光の混合光を発する発光面を有する。導光ロッドは、入射端面および出射端面と、入射端面と出射端面を結び、入射端面から入射した光を全反射させながら出射端面へと導光する側面とを有し、入射端面よりも出射端面の面積が大きくなるように、側面が光軸に対して傾斜したテーパ形状である。発光面と入射端面は光学的接合

50

されている。入射端面から出射端面に向かう途中までの範囲において、側面の全周に反射膜が形成されている。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、蛍光体の発光面と導光ロッドの入射端面とを光学的接合させ、入射端面から出射端面に向かう途中までの範囲において、導光ロッドの側面の全周に反射膜を設けるので、蛍光体から発せられる光を余すところなく導光ロッドに入射させることができ、かつ導光ロッドに入射した光を損失なく導光することができる。したがって、発光素子と導光ロッドの間に蛍光体を配置した構成において、光利用効率を向上させることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0025】

【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】(A)通常光観察モード、(B)血管強調観察モード、(C)酸素飽和度観察モードのそれぞれにおける照明光の照射タイミングおよび撮像タイミングを示す説明図である。

20

【図9】(A)通常光観察モード、(B)血管強調観察モード、(C)酸素飽和度観察モードのそれぞれにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図10】光源モジュールの斜視図である。

【図11】光源装置の要部斜視図である。

【図12】導光ロッド内を光が伝播する様子を示す説明図である。

【図13】反射膜の種類による反射率と製造コストの比較表である。

【図14】導光ロッド内を光が伝播する様子を示す説明図であり、(A)は反射膜が設けられていない場合、(B)は反射膜が設けられている場合をそれぞれ示す。

30

【図15】反射膜の形成長さLの条件式を導くための各種パラメータを示す説明図である。

【図16】導光ロッドの側面の光軸に対する傾斜角度 α 、反射膜の形成長さL、および導光ロッドの全長の具体例を示す表である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

図1において、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画像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照明光を内視鏡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等の操作入力部15が接続されている。

40

【0027】

内視鏡システム10は、照明光として白色光を使用し、白色光のもとで観察部位を観察するための通常光観察モードと、照明光として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強調観察モードおよび酸素飽和度観察モードとを備えている。血管強調観察モードおよび酸素飽和度観察モードは、血管のパターンや酸素飽和度等の性状を把握して、腫瘍の良悪鑑別等の診断を行うための特殊光観察モードである。血管強調観察モードおよび酸素飽和度観察モードでは、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。血管強調観察モードは、血管が強調された血管強調画像を表示する。酸素飽和度観察モードは、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を

50

示す酸素飽和度画像を表示する。

【0028】

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および光源装置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。

【0029】

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、観察部位の像を取り込むための観察窓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て各種処置を行うための鉗子出口25が設けられている。観察窓23の奥には、撮像素子44や結像用の対物光学系51（ともに図3参照）が内蔵されている。

10

【0030】

湾曲部20は、連結された複数の湾曲部からなり、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、食道や腸等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。

20

【0031】

操作部17には、アングルノブ26の他、処置具を挿入するための鉗子口27、送気・送水ノズル24から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン28、静止画像を撮影するためのリリースボタン（図示せず）等が設けられている。

【0032】

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、プロセッサ装置12および光源装置13側の一端には、コネクタ29が取り付けられている。コネクタ29は、通信用コネクタ29aと光源用コネクタ29bからなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ29aと光源用コネクタ29bはそれぞれ、プロセッサ装置12と光源装置13に着脱自在に接続される。通信用コネクタ29aには通信ケーブルの一端が配設されており、光源用コネクタ29bにはライトガイド43の入射端が配設されている。

30

【0033】

図3において、光源装置13は、それぞれ発光波長が異なる3種類の光源モジュール31、32、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等の制御を行う。

【0034】

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、LD2、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）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 nm の狭帯域光N1を発光する。レーザダイオードLD2は、青色領域において、例えば波長域が $410 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 405 nm の狭帯域光N2を発光する。レーザダイオードLD3は、青色領域において、例えば波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 473 nm の狭帯域光N3を発光する。レーザダイオードLD1～LD3としては、InGaN系、InGaAs系、GaAs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。

40

【0035】

光源モジュール32、33は、2本の光ファイバ39a、39bを介してカブラ39cと接続されている。また、光源モジュール31とカブラ39cは、2本の光ファイバ39

50

d、39eを介してカブラ39fと接続されている。これら4本の光ファイバ39a、39b、39d、39eおよび2個のカブラ39c、39fは、光源モジュール31～33の光路を1つの光路に統合する。光ファイバ39d、39a、39bの入射端は光源モジュール31、32、33にそれぞれ対面している。内視鏡11のライトガイド43の入射端は1つであるため、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、光ファイバ39a、39b、39d、39eおよびカブラ39c、39fによって光源モジュール31～33の光の光路が統合される。

【0036】

カブラ39fには1本の光ファイバ39gが接続され、光ファイバ39gの出射端には蛍光体36が接続されている。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445nmの青色領域の狭帯域光N1によって励起されて、緑色(G)領域から赤色(R)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、吸収しなかった残りの狭帯域光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の混合光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(BgMgAl₁₀O₁₇)系等の蛍光体が使用される。

10

【0037】

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 μ_a は、波長依存性を有しており、波長が450nm以下の領域において急激に上昇し、405nm付近においてピークを有している。また、波長が450nm以下と比較すると低い値ではあるが、波長が530nm～560nmにおいてもピークを有している。吸光係数 μ_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。

20

【0038】

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 μ_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。

30

【0039】

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。このため狭帯域光N2は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、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、中深層血管強調用には、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。

40

【0040】

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、実線の吸光スペクトル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、一点鎖線の吸光スペクトル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 μ_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 μ_a に差が生じる。吸光係数 μ_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

50

、吸光係数 μ_a に差がある波長として、光源モジュール 33 が発する波長 473 nm の狭帯域光 N3 が用いられ、酸素飽和度が測定される。

【0041】

図3において、光源制御部34は、レーザダイオードLD1～LD3に接続されたドライバ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、ドライバ37から電流の駆動パルスを与えることによりレーザダイオードLD1～LD3を点灯させる。そして、駆動パルスのデューティ比を制御するPWM (Pulse Width Modulation) 制御を行うことにより、駆動電流値を変化させて各狭帯域光N1～N3の発光量を制御する。駆動電流値の制御は、駆動パルスの振幅を変えるPAM (Pulse Amplitude Modulation) 制御等でもよい。

10

【0042】

蛍光体36の光路の下流側には、導光ロッド40、および縮小光学系41が設けられている。縮小光学系41は、光源用コネクタ29bが接続されるレセプタクルコネクタ42の近傍に配置されている。導光ロッド40から出射された光は、縮小光学系41を経由して、光源用コネクタ29bに配されたライトガイド43の入射端に供給される。なお、図示は省略するが、光源用コネクタ29bとレセプタクルコネクタ42にはそれぞれ保護ガラスが設けられている。

【0043】

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をバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ29bが光源装置13に接続されたときに、光源用コネクタ29bに配置されたライトガイド43の入射端が光源装置13の縮小光学系41と対向する。先端部19に位置するライトガイド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。

20

【0044】

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。これにより、観察部位の広い範囲に照明光を照射することができる。

30

【0045】

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。観察部位の像は、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。

【0046】

撮像素子44は、CCDイメージセンサやCMOSイメージセンサ等からなり、フォトダイオード等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AFE45

40

【0047】

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、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。

【0048】

図8に示すように、撮像素子44は、1フレームの取得期間内で、画素に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を行う。図8(A)に示すように、通常光観察モードにおいては、撮像素子44の蓄積動作のタイミングに合わせて

50

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の混合光からなる白色光(N1 + FL)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は、白色光をマイクロカラーフィルタで色分離する。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成分に対応する反射光をG画素が、蛍光FLの中のR成分に対応する反射光をR画素がそれぞれ受光する。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、通常光観察モードが設定されている間、繰り返される。

【0049】

血管強調観察モードにおいては、図8(B)に示すように、光源モジュール31に加えて、撮像素子44の蓄積動作のタイミングに合わせて光源モジュール32が点灯する。光源モジュール31、32が点灯すると、通常光観察モードと同様の白色光とともに、狭帯域光N2が追加されて、これらの混合光(N1 + FL + N2)が照明光として観察部位に照射される。

【0050】

通常光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の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が設定されている間、繰り返される。

【0051】

酸素飽和度観察モードにおいては、図8(C)に示すように、まず、撮像素子44の蓄積動作のタイミングに合わせて光源モジュール31が点灯する。光源モジュール31が点灯すると、通常光観察モードと同様に白色光が観察部位に照射される。次のフレームにおいては、光源モジュール31が消灯したうえで光源モジュール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。

【0052】

ただし、酸素飽和度観察モードでは、通常光観察モードや血管強調観察モードと異なり、白色光と狭帯域光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フレームおきに变化する。こうした撮像動作は、酸素飽和度観察モードが設定されている間、繰り返される。

【0053】

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)、およびアナログ/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。

【0054】

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から入力される基準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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

プロセッサ装置 1 2 は、コントローラ 5 6 の他、D S P (Digital Signal Processor) 5 7 と、画像処理部 5 8 と、フレームメモリ 5 9 と、表示制御回路 6 0 とを備えている。コントローラ 5 6 は、C P U、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する R O M、プログラムをロードして作業メモリとして機能する R A M 等からなり、C P U 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 1 2 の各部を制御する。

【 0 0 5 6 】

D S P 5 7 は、撮像素子 4 4 が出力する画像信号を取得する。D S P 5 7 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、D S P 5 7 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等の信号処理を施す。

10

【 0 0 5 7 】

フレームメモリ 5 9 は、D S P 5 7 が出力する画像データや、画像処理部 5 8 が処理した処理済みのデータを記憶する。表示制御回路 6 0 は、フレームメモリ 5 9 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等のビデオ信号に変換してモニタ 1 4 に出力する。

【 0 0 5 8 】

図 9 (A) に示すように、通常光観察モードにおいては、画像処理部 5 8 は、D S P 5 7 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、通常光観察用の表示画像を生成する。この表示画像が観察画像としてモニタ 1 4 に出力される。画像処理部 5 8 は、フレームメモリ 5 9 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。

20

【 0 0 5 9 】

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 5 8 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 N 1 と蛍光 F L の一部を含む) に加えて、狭帯域光 N 2 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。癌等の病変においては、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等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。

30

【 0 0 6 0 】

また、より表層血管を強調する場合には、例えば、画像信号 B に基づいて表層血管の領域を抽出して、抽出した領域に対して輪郭強調処理等を施す。そして、輪郭強調処理が施された画像信号 B を、画像信号 B、G、R から生成したフルカラー画像に合成する。こうすることで、より表層血管が強調される。表層血管に加えて中深層血管に対しても同様の処理を行ってもよい。中深層血管を強調する場合には、中深層血管の情報が多く含まれている画像信号 G から中深層血管の領域を抽出して、抽出した領域に対して輪郭強調処理を施して、強調処理済みの画像信号 G を、画像信号 B、G、R から生成したフルカラー画像に合成する。

【 0 0 6 1 】

40

血管強調観察用の表示画像は、通常光観察用と同様に、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、通常光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、通常光観察用の表示画像と同様の色味になるように色補正を行ってもよい。画像処理部 5 8 は、フレームメモリ 5 9 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。

【 0 0 6 2 】

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 1 4 の B チャンネルおよび G チ

50

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等、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。

【0063】

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 G 1、R 1 と、狭帯域光 N 3のもとで取得された画像信号 B 2 に基づいて、酸素飽和度算出処理を行う。画像信号 B 2 の画素値には、酸素飽和度に加えて血液量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 B 2 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。

10

【0064】

具体的には、画像処理部 58 は、各画像信号 B 2、G 1、R 1 の同じ位置の画素値を照合して、画像信号 B 2 の画素値と画像信号 G 1 の画素値の信号比 $B2 / G1$ と、画像信号 R 1 の画素値と画像信号 G 1 の画素値の信号比 $R1 / G1$ を求める。画像信号 G 1 は、画像信号 B 2 と画像信号 R 1 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 $B2 / G1$ および $R1 / G1$ と酸素飽和度およ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 B 1、G 1、R 1 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。

20

【0065】

図 10 において、光源モジュール 31 は、発光素子 66 と集光レンズ 68 とを有する。発光素子 66 は、支持体となる円板状のステム 66a の一面に半導体チップであるレーザダイオード LD1 が取り付けられて、樹脂製の円筒状の透明キャップ 66b でレーザダイオード LD1 を覆ったものである。ステム 66a の裏面からは、リード線 66c が延びている。破線で示すように発光素子 66 と集光レンズ 68 はケース 67 に収容されており、該ケース 67 には光ファイバ 39d の入射端が接続される接続部 67a が設けられている。すなわち光源モジュール 31 は、いわゆるレセプタクル型の半導体光源である。

【0066】

レーザダイオード LD1 は、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半導体チップであり、レーザ発振により活性層からレーザ光を発する。レーザ光は直進性が高いが、ビーム形状が発光点から略円錐状に広がる発散光である。集光レンズ 68 は光ファイバ 39d の入射端と対向配置されており、レーザダイオード LD1 から発せられたレーザ光は集光レンズ 68 によって光ファイバ 39d の入射端に集光される。

30

【0067】

光源モジュール 32、33 も光源モジュール 31 と同様に、レーザダイオード LD2、LD3 をそれぞれ有する発光素子と、レーザダイオード LD2、LD3 から発せられたレーザ光を光ファイバ 39a、39b の入射端に集光する集光レンズとを備える。発光素子のステム等の構成は光源モジュール 31 の発光素子 66 と同様であるため図示を省略する。なお、集光レンズを発光素子の透明キャップ内に収容した構成としてもよい。

40

【0068】

図 11 において、蛍光体 36 は、遮光性を有する円筒状の保護ケース 62 内に充填されている。蛍光体 36 の中心には、光ファイバ 39g の出射端が挿入される挿通孔が形成されている。光ファイバ 39g は、出射端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挿通孔に挿入される。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、保護ケース 62 に倣う円筒状の形状を有する。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 の発光面 69 の全域となる。また、蛍光体 36 を透過する狭帯域光 N1 ~ N3 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、狭帯域光 N1 ~ N3 は発光面 69 の全域が発光点となる

50

。

【0069】

蛍光体36には、入射光の発散角を変更するための導光ロッド40が接合されている。蛍光体36と導光ロッド40は、蛍光体36の発光面69と導光ロッド40の入射端面70の中心が一致するように接合されており、発光面69と入射端面70は光学的接合されている。具体的には、発光面69と入射端面70とは、発光面69と入射端面70とを接触させたときの両者の間隔が、発光面69から入射端面70に導光される光の波長よりも短い間隔となるよう、鏡面研磨により極平坦な面とされ、そのうえで両者が接合されている。本例の場合は、図4に示すように蛍光FL、狭帯域光N1~N3のうち、最短の波長がおよそ350nmであるため、発光面69と入射端面70の間隔は、例えば350nm以下となっている。なお、光学的に透明な接着剤を用いて発光面69と入射端面70を接着した場合も上記光学的接合に含まれる。また、発光面69と入射端面70を光学的接合させたうえで、発光面69と入射端面70の周囲を接着剤により補強してもよい。

10

【0070】

導光ロッド40は、前記入射端面70と、入射端面70に入射した光を出射する出射端面71と、入射端面70と出射端面71を結ぶ4つの側面72とを有する。導光ロッド40は、中実な透明ガラス等で形成され、ライトガイド43の光軸Cと直交する断面形状が正方形で、側面72が、入射端面70よりも出射端面71の面積が大きくなるように光軸Cに対して傾斜したテーパ形状を有している。図12に示すように、導光ロッド40は、入射端面70から入射した光を、空気との界面となる4つの側面72で全反射させながら、発散角を小さくしつつライトガイド43の方向に伝播して出射端面71から出射する。より具体的には、発散角 β_1 で入射端面70から入射した光は、入射角 γ_1 、 γ_2 で側面72において2回全反射し、 β_1 よりも小さい発散角 β_2 ($\beta_2 < \beta_1$)で出射端面71から出射する。

20

【0071】

なお、側面72における反射回数が多いほど発散角は小さくなり、また、導光ロッド40の光軸C方向の長さ(全長)が長いほど、入射した光の側面72における反射回数は増える。さらに、側面72の光軸Cに対する傾斜角度 α (図15参照)が大きいほど、1回の反射による発散角の縮小量は大きくなる。

【0072】

導光ロッド40の全長や傾斜角度 α は、縮小光学系41を通してライトガイド43に入射する光の発散角が、ファイババンドルであるライトガイド43の素線となる光ファイバのNA(開口数: Numerical Aperture)に適合するよう設定される。周知のように、光ファイバは、屈折率の高いコアと、コアの周囲に配された、屈折率が低いクラッドとからなり、光ファイバの入射端から入射した光は、コアとクラッドの境界において全反射しながら光軸C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。

30

【0073】

NAは、光ファイバ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、最大受光角 $\theta_{\max}$ の正弦で定義される($NA = \sin \theta_{\max}$)。最大受光角 $\theta_{\max}$ が大きいほどNAの値は大きい。光ファイバに入射する光線の入射角が最大受光角 $\theta_{\max}$ 以下であれば、光ファイバ内においてコアとクラッドの境界で全反射が生じるため、入射光はライトガイド43の光軸C方向に伝播して導光される。入射角が最大受光角 $\theta_{\max}$ を越えると、入射光は全反射せずに透過してしまうため、ライトガイド43内を導光されない。導光されない入射光線は光伝達損失となる。この光伝達損失を低減するために、導光ロッド40および縮小光学系41は、光源モジュール31のビームの発散角を、最大受光角 $\theta_{\max}$ 以下に規制する。縮小光学系41は、導光ロッド40から出射した光をライトガイド43に集光する。

40

【0074】

ハッチングで示すように、入射端面70から出射端面71に向かう途中までの範囲の側

50

面 7 2 の全周には、反射膜 7 3 が形成されている。反射膜 7 3 は、側面 7 2 に誘電体多層膜を蒸着によりコーティングすることで形成される。反射膜 7 3 を誘電体多層膜とすれば、99%以上の反射率を達成することができる。なお、誘電体多層膜のコーティングに代えて、アルミニウム等の金属膜を蒸着によりコーティングしたり、金属フィルムを接着したりして、反射膜 7 3 を形成してもよい。金属膜や金属フィルムは誘電体多層膜と比べて反射率の点では多少劣るが、製造コストを安く抑えることができる。

【0075】

反射膜 7 3 の種類による反射率と製造コストの比較表を図 1 3 に示す。「A」は最も優れているものを示し、「C」が最も劣っているものを示す。誘電体多層膜は反射率の点で他より優れているが、製造コストは一番掛かる。金属膜は反射率、製造コストともに平均的である。金属フィルムは、製造コストは一番安く済むが、反射率の点で最も劣る。光利用効率を向上させる目的からすれば、反射膜 7 3 を誘電体多層膜とすることが最も好ましい。

10

【0076】

図 1 4 (A) に示すように、反射膜 7 3 が設けられていない場合、入射端面 7 0 に入射した光のうち、導光ロッド 4 0 に入射した光の側面 7 2 における臨界角 θ_c より小さい入射角 γ_{11} ($\gamma_{11} < \theta_c$) で入射した光は、側面 7 2 を透過して空气中に放射され、いわゆる漏れ光となる。図 1 4 (B) に示すように、反射膜 7 3 は、こうした普通は漏れ光となって光利用効率を低下させてしまう臨界角 θ_c より小さい入射角 γ_{11} で入射した光を反射させて、導光ロッド 4 0 内を伝播させるために設けられている。一方、臨界角 θ_c 以上の入射角 γ_{12} ($\gamma_{12} \geq \theta_c$) の光は、反射膜 7 3 の有無に関わらず側面 7 2 で全反射を繰り返して導光ロッド 4 0 内を伝播する。

20

【0077】

図 1 4 (B) において、臨界角 θ_c より小さい入射角 γ_{11} で入射端面 7 0 から入射した光は、反射膜 7 3 で反射を繰り返しているうちに、入射端面 7 0 よりも出射端面 7 1 の面積が大きくなるように光軸 C に対して傾斜した側面 7 2 の発散角を広げる作用によって、側面 7 2 への入射角が徐々に大きくなって ($\gamma_{11} < \gamma_{21} < \gamma_{31} < \gamma_{41}$)、臨界角 θ_c 以上 ($\gamma_{41} \geq \theta_c$) となり、反射膜 7 3 の助けを借りずに導光ロッド 4 0 内をライトガイド 4 3 に向けて伝播するようになる。このため反射膜 7 3 は、導光ロッド 4 0 の全体にわたって形成する必要はなく、臨界角 θ_c より小さい入射角で入射端面 7 0 から入射した光の側面 7 2 への入射角が臨界角 θ_c 以上となる反射回数を稼げる分の長さだけ入射端面 7 0 から出射端面 7 1 に向かう途中までの範囲に形成されていればよい。

30

【0078】

図 1 5 を参照して反射膜 7 3 の入射端面 7 0 からの形成長さ L の条件について考察する。まず、光源の発光面積と発散角の積であるエタンドューは保存されることが知られている。蛍光体 3 6 の発光面 6 9 の面積と導光ロッド 4 0 の入射端面 7 0 の面積をほぼ同じと考えると、導光ロッド 4 0 の入射端面 7 0 におけるエタンドューと、反射膜 7 3 の出射端面 7 1 側の終端における、入射端面 7 0 と平行な導光ロッド 4 0 の断面 7 4 のエタンドューとの関係は次のようになる。すなわち、入射端面 7 0 の面積を S_a 、断面 7 4 の面積を S_b 、入射端面 7 0 における発光面 6 9 から入射する光の発散角を Ω_a 、断面 7 4 における光の発散角を Ω_b としたとき、エタンドューの保存より次式 (1a) が成り立つ。

40

$$S_a \cdot \sin^2 (\Omega_a / 2) = S_b \cdot \sin^2 (\Omega_b / 2) \cdots (1a)$$

ここで発光面 6 9 から出射する光の発散角は π (単位: rad) であり、発光面 6 9 と入射端面 7 0 は光学的接合されているため、発光面 6 9 から出射する光は全て入射端面 7 0 に入射する。したがって $\Omega_a = \pi$ である。このため式 (1a) は次式 (1b) に書き換えられる。

$$S_a = S_b \cdot \sin^2 (\Omega_b / 2) \cdots (1b)$$

【0079】

また、導光ロッド 4 0 の屈折率を n としたとき、臨界角 θ_c は、スネルの法則より次式 (2) で表せる。

50

$$\theta_c = \sin^{-1}(1/n) \cdots (2)$$

【0080】

側面72の光軸に対する傾斜角度を α としたとき、発散角 Ω_b の光の側面72への入射角 γ は、次式(3)となる。

$$\gamma = \pi/2 - (\Omega_b/2 - \alpha) \cdots (3)$$

この入射角 γ の光が側面72で全反射してライトガイド43の方向に伝播すれば、反射膜73の役割を果たすことができる。すなわち入射角 γ が臨界角 θ_c 以上であればよく、次式(4a)で表せる。

$$\gamma \geq \theta_c \cdots (4a)$$

式(4a)の γ に式(3)の右辺を代入して $\Omega_b/2$ について解くと、式(4a)は次式(4b)となる。

$$\Omega_b/2 \geq \pi/2 + \alpha - \theta_c \cdots (4b)$$

式(1b)より $\sin(\Omega_b/2) = (S_a/S_b)^{1/2}$ であるため、結局式(4b)は、次式(4c)となる。

$$\sin(\Omega_b/2) \geq \sin(\pi/2 + \alpha - \theta_c) \\ (S_a/S_b)^{1/2} \geq \cos(\theta_c - \alpha) \cdots (4c)$$

これを S_b について解くと、式(4c)は次式(4d)で表せる。

$$S_b \geq S_a / \cos^2(\theta_c - \alpha) \cdots (4d)$$

【0081】

一方、入射端面70、断面74の辺の長さをそれぞれ d_a 、 d_b とすると、 d_b は反射膜73の形成長さ L と側面72の光軸に対する傾斜角度 α とで次式(5a)のように表せる。

$$d_b = d_a + 2L \cdot \tan \alpha \cdots (5a)$$

式(5a)を L について解くと、次式(5b)となる。

$$L = (d_b - d_a) / (2 \tan \alpha) \cdots (5b)$$

【0082】

また、 $S_a = d_a^2$ 、 $S_b = d_b^2$ であるので、式(4d)は、次式(4e)となる。

$$d_b \geq d_a / \cos(\theta_c - \alpha) \cdots (4e)$$

この式(4e)を変形すると、次式(4f)となる。

$$(d_b - d_a) / (2 \tan \alpha) \geq d_a \cdot [\{ 1 / \cos(\theta_c - \alpha) \} - 1] / (2 \tan \alpha) \cdots (4f)$$

【0083】

式(4f)の左辺は式(5b)の右辺に他ならない。したがって反射膜73の形成長さ L の条件式は、次式(6)で表せる。

$$L \geq d_a \cdot [\{ 1 / \cos(\theta_c - \alpha) \} - 1] / (2 \tan \alpha) \cdots (6)$$

反射膜73は、式(6)の右辺以上、さらに好ましくは式(6)の右辺と等しい長さ L で形成されている。

【0084】

反射膜73の形成長さ L が式(6)の右辺よりも短いと、臨界角 θ_c より小さい入射角で入射端面70から入射した光の側面72への入射角が臨界角 θ_c 以上とならないうちに反射膜73がなくなるので、図14(A)の入射角 γ_{11} の光のように漏れ光となってしまう光損失が生じる。一方で、反射膜73の形成長さ L が式(6)の右辺以上であると、臨界角 θ_c より小さい入射角で入射端面70から入射した光の側面72への入射角が臨界角 θ_c 以上となっているにも関わらず、それ以降の回の反射においても側面72と比べて反射率が劣る反射膜73によって反射されるため、その分光損失が生じる。反射率が比較的低い反射膜73の場合は特に光損失が大きい。また、臨界角 θ_c より小さい入射角で入射端面70から入射した光の側面72への入射角が臨界角 θ_c 以上とする目的に寄与せず、反対に光損失が生じてしまう余分な反射膜73の形成に無駄なコストが掛かる。したがって、反射膜73は、次式(7)に示すように、式(6)の右辺と等しい長さ L で形成されることがより好ましい。

10

20

30

40

50

$$L = da \cdot [\{ 1 / \cos(\theta_c - \alpha) \} - 1] / (2 \tan \alpha) \cdots (7)$$

上記の考え方を同様に式(4d)にも適用すると、次式(8)に示すようになる。

$$Sb = Sa / \cos^2(\theta_c - \alpha) \cdots (8)$$

【0085】

導光ロッド40の屈折率 $n = 1.46$ 、 $da = 1\text{mm}$ とし、出射端面71から出射される光の発散角が半値半幅で 10° となるようにしたときの反射膜73の形成長さ L を式(7)より計算した結果、および導光ロッド40の全長を図16の表に示す。表より、側面72の光軸 C に対する傾斜角度 α を大きくする程、導光ロッド40の全長は短くて済み、これに伴って反射膜73の形成長さ L も短くて済む。また、導光ロッド40の全長に対する反射膜73の形成長さ L は約3%~約4%の割合であり、導光ロッド40の全長の約1/30~約1/25の長さに反射膜73を形成すれば十分であることが分かる。

10

【0086】

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、内視鏡システム10を起動する。

【0087】

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。通常光観察モードでは、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。

20

【0088】

白色光の照射中に撮像素子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。画像処理部58は、B、G、Rの画像信号に基づいて、通常光観察用の表示画像を生成する。表示制御回路60は、通常光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。

【0089】

血管強調観察を行う場合には、操作入力部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。

【0090】

血管強調観察モードでは、光源モジュール31に加えて光源モジュール32が点灯して、白色光と狭帯域光N2が同時に観察部位に照射される。白色光および狭帯域光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、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。観察部位においてビームが照射されるスポットが白色光と狭帯域光N2とで略同じとなるため、色ムラのない表示画像が得られる。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。

30

【0091】

酸素飽和度観察を行う場合には、操作入力部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。

40

【0092】

酸素飽和度観察モードでは、光源モジュール31と光源モジュール33とが、1フレーム毎に交互に点灯し、白色光と狭帯域光N3が交互に観察部位に照射される。撮像素子44は、白色光および狭帯域光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、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

50

一画像に対して、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。

【0093】

蛍光体36の発光面69と導光ロッド40の入射端面70が光学的接合されていないと、発光面69と入射端面70の間の空気層によって、発光面69から発せられる光のうちの比較的発散角が大きい高角成分が入射端面70に入射せず光損失となるが、本例では発光面69と入射端面70が光学的接合されているので、比較的発散角が大きい高角成分の光も含め、発光面69から出射する光が余すところなく入射端面70に入射する。また、普通は漏れ光となる臨界角 θ_c より小さい入射角の光が、反射膜73で反射されることによって側面72への入射角が臨界角 θ_c 以上の光となり、導光ロッド40内をライトガイド43に向けて伝播される。発光面69と入射端面70を光学的接合せず、かつ側面72に反射膜73を設けない場合と比べて、光利用効率が約20%アップする。したがって、比較的低い駆動電力で観察に十分な光量を得ることができる。

10

【0094】

反射膜73の形成長さLを式(6)の右辺以上とすることで、普通は漏れ光となる臨界角 θ_c より小さい入射角の光を導光ロッド40内に閉じ込めて伝播させることができる。さらに反射膜73の形成長さLを式(6)の右辺と等しくすれば、反射膜73で反射させることにより生じる光損失を最小限に抑えることができる。

【0095】

上記実施形態では、光軸と直交する断面形状が正方形の導光ロッド40を例示しているが、導光ロッドの形状はこれに限定されない。光軸と直交する断面形状が円形で略円錐状の導光ロッドを用いてもよい。略円錐状の導光ロッドの場合、式(6)は、入射端面の半径 r_a を用いて次式(9)に改められる。

20

$$L = r_a \cdot [\{ 1 / \cos(\theta_c - \alpha) \} - 1] / \tan \alpha \cdots (9)$$

同様に式(7)は、次式(10)に改められる。

$$L = r_a \cdot [\{ 1 / \cos(\theta_c - \alpha) \} - 1] / \tan \alpha \cdots (10)$$

この他にも光軸と直交する断面形状が長方形、あるいは多角形の導光ロッドを用いてもよい。光軸と直交する断面形状が正方形でない場合も上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0096】

30

狭帯域光 $N_1 \sim N_3$ 、蛍光FLの発光波長域は上記例に限定されず、適宜変更が可能である。例えば、腫瘍を死滅させるための中心波長635nmの治療光を狭帯域光 N_3 として用いてもよい。あるいは、赤外線波長域の蛍光FLを発する蛍光体を用いてもよい。

【0097】

上記実施形態では、発光素子66と導光ロッド40の間に蛍光体36を配置した構成に、血管強調観察用や酸素飽和度観察用の光源を加えた構成を例示しているが、血管強調観察用や酸素飽和度観察用の光源はなくともよい。また、発光素子として、レーザダイオードを有するものを例示しているが、レーザダイオード以外のLEDやEL等を有する発光素子を用いてもよい。LEDやEL等を有する発光素子を用いた場合も、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

40

【0098】

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。

【0099】

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や、配管の亀裂等を検査する工業内視鏡、あるいは挿入部が硬い棒状の硬性鏡等、他の形態の内視鏡に照明光を供給する光源装置およびこれを

50

用いた内視鏡システムにも適用することができる。

【符号の説明】

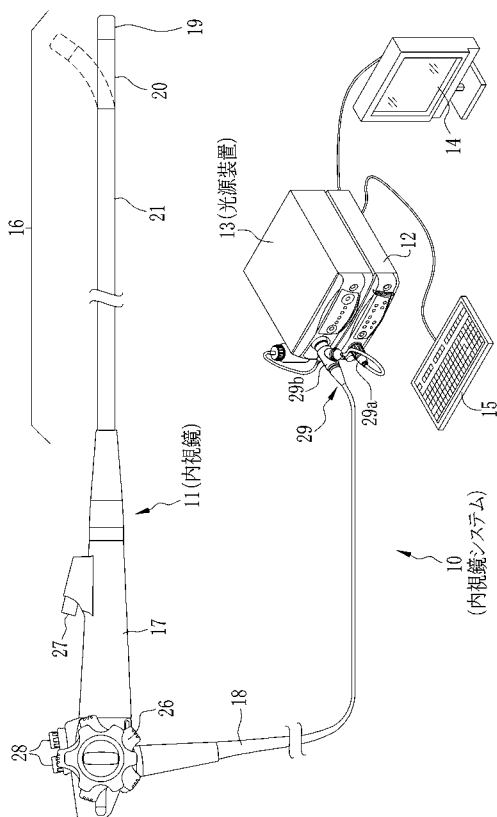
【 0 1 0 0 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 内視鏡
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 3 1 ~ 3 3 光源モジュール
- 3 4 光源制御部
- 3 6 蛍光体
- 4 0 導光ロッド
- 4 3 ライトガイド
- 4 4 撮像素子
- 4 6 撮像制御部
- 5 6 コントローラ
- 5 8 画像処理部
- 6 6 発光素子
- 6 9 発光面
- 7 0 入射端面
- 7 1 出射端面
- 7 2 側面
- 7 3 反射膜
- L D 1 ~ L D 3 レーザダイオード

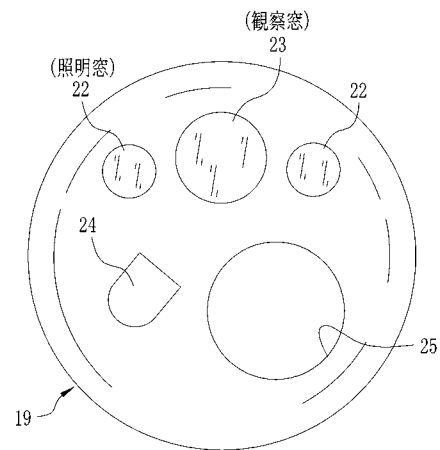
10

20

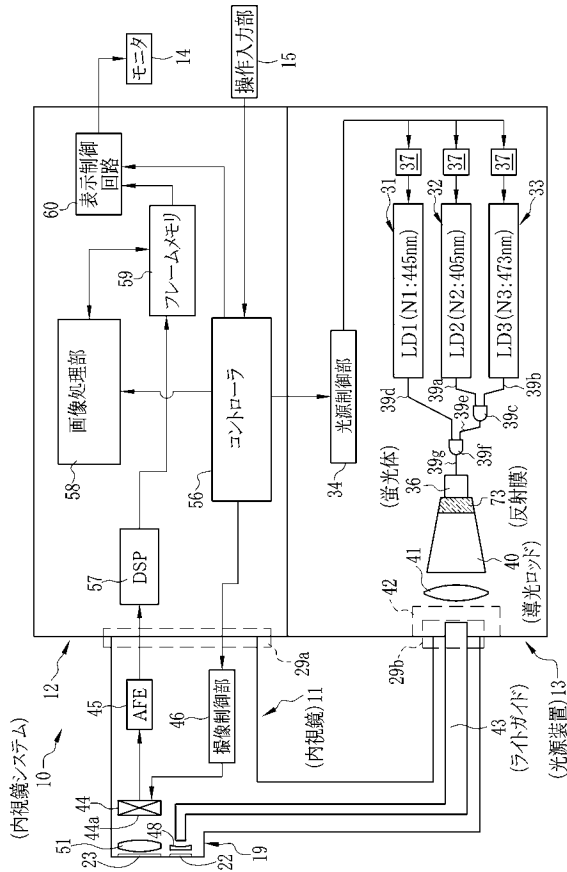
【 図 1 】



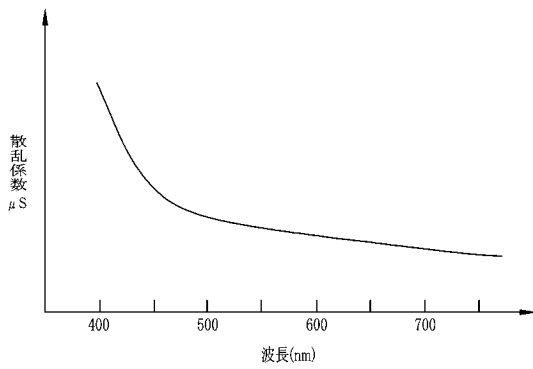
【 図 2 】



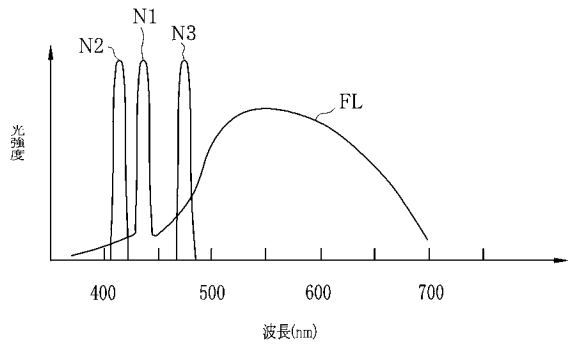
【図 3】



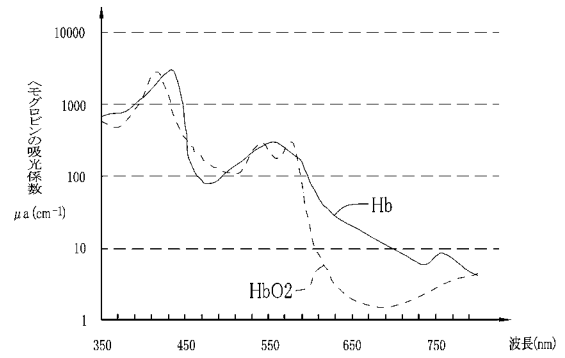
【図 6】



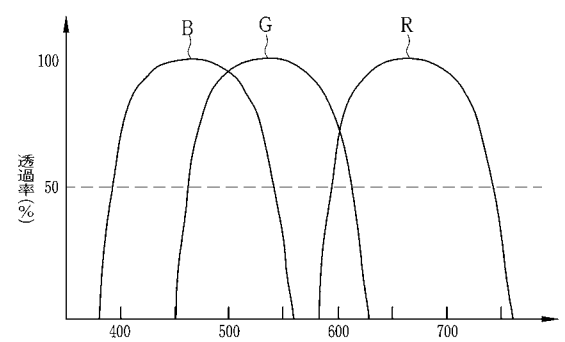
【図 4】



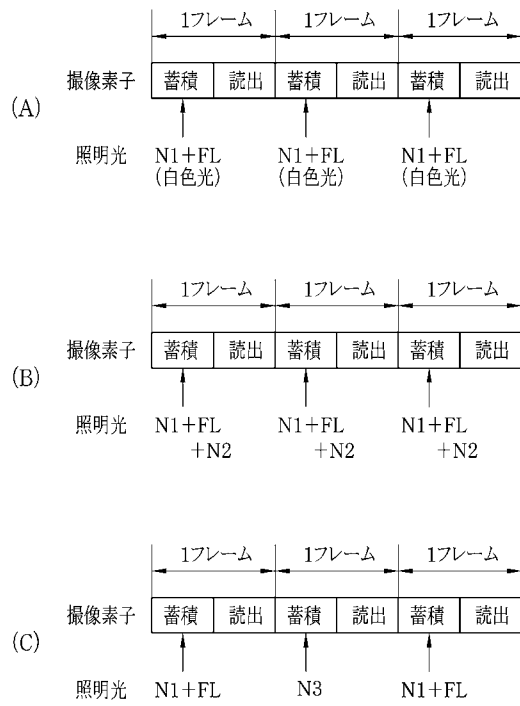
【図 5】



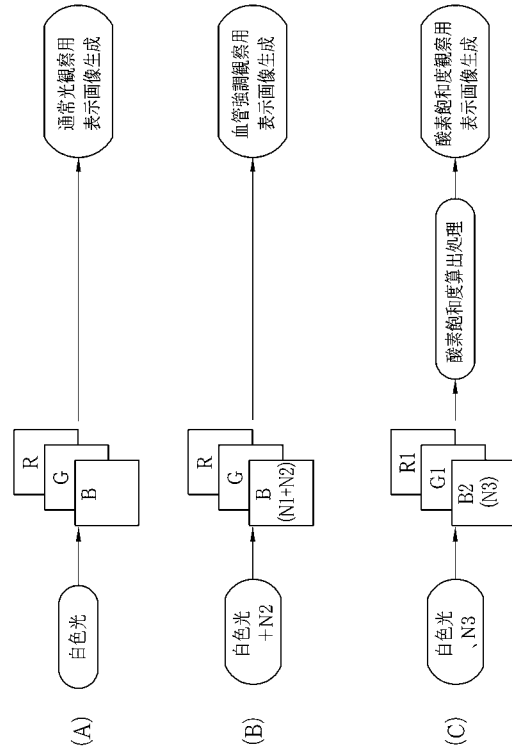
【図 7】



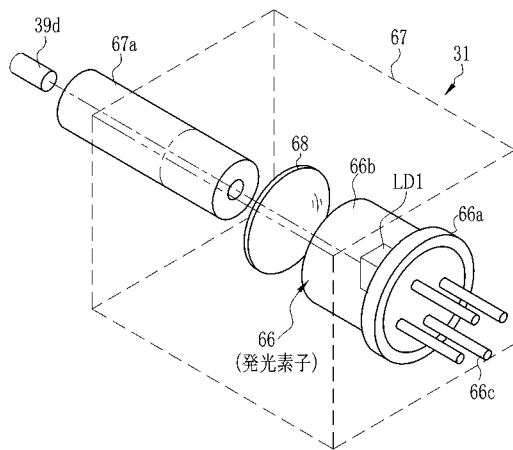
【図 8】



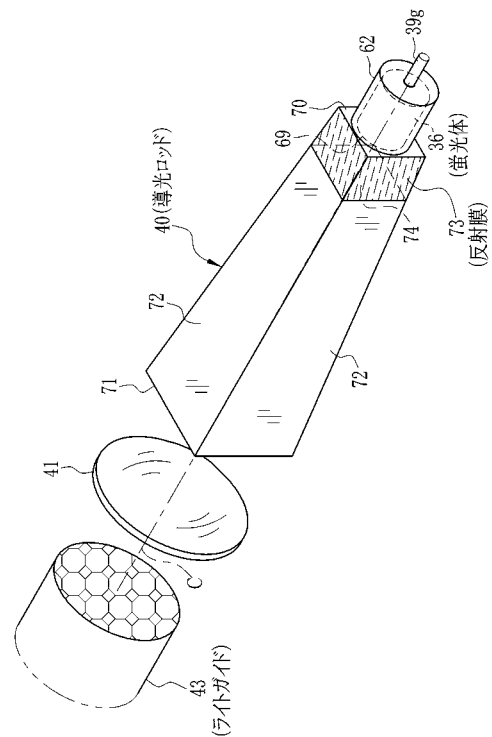
【図 9】



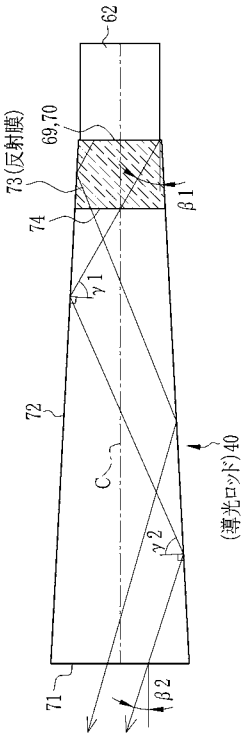
【図 10】



【図 11】



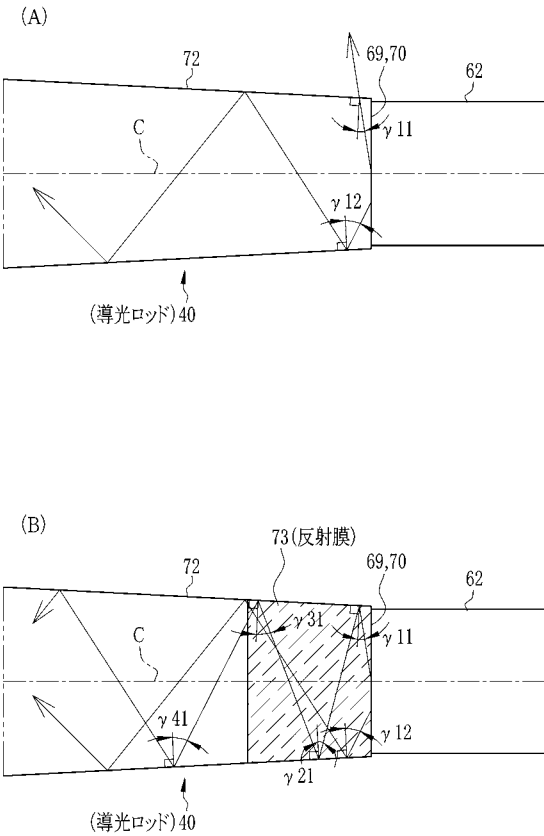
【図 1 2】



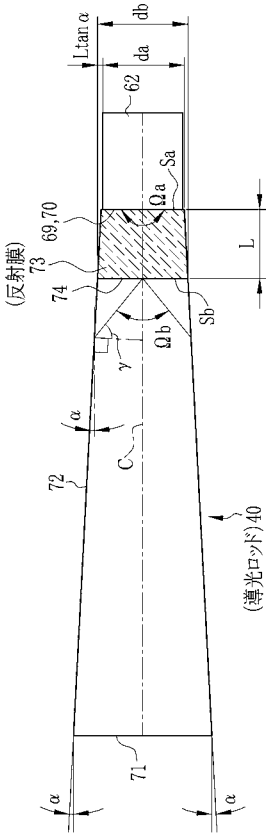
【図 1 3】

反射膜	誘電体多層膜	金属膜	金属フイルム
反射率	A	B	C
製造コスト	C	B	A

【図 1 4】



【図 1 5】



【図 16】

傾斜角度 α (°)	2	4	6	8	10
反射膜の形成長さL(mm)	4.7	2.1	1.2	0.8	0.6
導光ロッドの全長(mm)	106.1	53.0	35.2	26.4	21.0

フロントページの続き

(72)発明者 中林 耕基

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA10

3K243 AA03 AB01 BC09 BE02

4C161 GG01 NN01 QQ04

专利名称(译)	光源装置和使用其的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014132918A	公开(公告)日	2014-07-24
申请号	JP2013000870	申请日	2013-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大橋永治 森本美範 井上敏之 中林耕基		
发明人	大橋 永治 森本 美範 井上 敏之 中林 耕基		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 F21S2/00 F21Y101/02		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B F21S2/00.330 F21Y101/02 A61B1/06.510 A61B1/07.731 A61B1/07.736 F21Y115/10		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA10 3K243/AA03 3K243/AB01 3K243/BC09 3K243/BE02 4C161 /GG01 4C161/NN01 4C161/QQ04		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了提高光的利用效率。解决方案：将照明光提供给内窥镜10的光导43的光源装置13包括发光装置66，荧光体36和导光杆40。发光装置66具有发出用于荧光体36的激发光的激光二极管LD1。导光棒40具有入射端面70，出射端面71和连接该入射端的侧面72。侧面72具有从光入射面70和出射端面71入射的光，并且将从入射端面70入射的光全反射地导向出射端面71。发射端面71大于入射端面70。入射端面70与荧光体36的发光表面69光学连接。在从入射端面70到中间的范围。在朝向射出端面71的途中，在侧面72的整个周缘形成有反射膜73。

