

(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2002-253500

(P2002-253500A)

(43)公開日 平成14年9月10日(2002.9.10)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード ⁸ (参考)
A 6 1 B 1/06		A 6 1 B 1/06	B 2 G 0 4 3
1/00	300	1/00	300 D 2 G 0 5 9
F 2 1 V 8/00		F 2 1 V 8/00	L 4 C 0 6 1
9/04		9/04	
G 0 1 N 21/01		G 0 1 N 21/01	D

審査請求 未請求 請求項の数 30L (全 11数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001-60556(P2001-60556)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(22)出願日 平成13年3月5日(2001.3.5)

(72)発明者 松本 伸也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

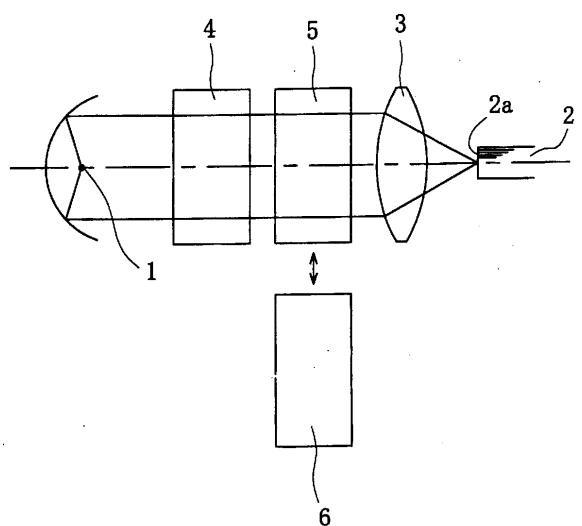
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57)【要約】

【課題】 光源から射出する赤外光によるライトガイド入射端面の発熱を防止し、かつ十分な紫外光および可視光の射出ができる、内視鏡用光源装置を提供する。

【解決手段】 光源1と、波長コントロールフィルタ4と、フィルタ5もしくはフィルタ6と、集光レンズ3と、ライトガイド2とを光軸に沿って直線状に配置し、光源1からの光を集光レンズ3によってライトガイド2に集光させ、光源1からの光は、紫外波長の光と少なくとも400nm～650nmの範囲の可視波長の光と赤外波長の光を少なくとも含み、波長コントロールフィルタ4は光源1とライトガイド2との間に配置され、その特性は、紫外波長の光と少なくとも400nm～650nmの範囲の可視波長の光を透過し赤外波長の光を透過しない。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 蛍光観察と、青色から赤色の可視光照射による反射光観察とを選択して使用できる内視鏡用光源装置であって、単一の光源又は前記単一の光源を複数用いた複合光源からなる光源ユニットと、波長コントロールフィルタと、集光手段と、ライトガイドとから成り、これらを光軸に沿って直線状に配置し、

前記光源ユニットからの光を、前記集光手段によって前記ライトガイドに集光させるとき、前記光源ユニットからの光は、紫外波長の光と少なくとも400nm～650nmの範囲の可視波長の光と赤外波長の光を少なくとも含み、前記波長コントロールフィルタは、前記光源ユニットと前記ライトガイドとの間に配置され、前記波長コントロールフィルタの特性は、紫外波長の光と少なくとも400nm～650nmの範囲の可視波長の光を透過し赤外波長の光を透過しない、ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項2】 前記波長コントロールフィルタは、その中で光軸を折り曲げ、3面以上の反射面を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項3】 前記集光手段による紫外光の集光位置に前記ライトガイドの入射端面の位置を調整することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、蛍光を観察するための内視鏡システムに関する。特に、検査物体に励起光を照射し、蛍光を発生させるための内視鏡用光源装置に関する。

【0002】

【従来の技術】一般に、生体組織に励起光を照射すると、その励起光よりも長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質は、コラーゲン、NADH(ニコチンアミド・アデニン・ジヌクレオチド酸)、FAD(フラビン・アデニン・ジヌクレオチド)、ピリジンクヌクレオチド、等がある。これは文献、“Ultraviolet Laser-Induced Fluorescence of Colonic Tissue” K.T. Schomacker et al., Lasers in Surgery and Medicine 12:63-78 (1992)に示される。蛍光が発生する現象と蛍光測定技術を組み合わせ、組織の異常を細胞レベルの細かさで検出できる。

【0003】さらに、蛍光測定技術を内視鏡技術と組み合わせ、従来の内視鏡では検出できなかった早期の病変を診断できる可能性がある。コラーゲンを含む結合組織は、粘膜下層に多く含まれる。例えば、内視鏡を用いて、内腔から粘膜を透過してコラーゲンを励起する場合、発生する蛍光の強度は粘膜の状態(特に厚み)に影響を受けやすい。一般的に癌細胞は粘膜内から発生するため、癌細胞がある部分は粘膜の厚みが増し、蛍光が減衰する。つまり、コラーゲンの蛍光強度の減衰を測定し

て、癌の部分を診断できる。

【0004】一般的にコラーゲンは紫外光もしくは可視光の青色成分で励起する。波長365nmの紫外光を生体組織に照射すると、NADHによって波長が約460nmにピークを持つ青色の蛍光を発する。NADHは、蛍光強度が酸化還元状態により変化する。酸素濃度の低い組織は、NAD(ニコチンアミド・アデニン・ジヌクレオチド)が還元され、よって、NADHの割合が増え、それに伴い蛍光強度が増加する。癌組織は、一般的に酸化状態にあるので、NADHが減少し、蛍光強度は弱くなる。従って、このNADHの蛍光変化を検出して、癌組織を診断できる。

【0005】図14に波長365nmの光を生体組織に照射したときの蛍光スペクトルを示す。図14に示す通り、炎症組織や癌組織の蛍光強度は、正常組織に対して低下する。また、白色光を生体組織に照射したときも同様の現象が起こる。

【0006】図15に反射スペクトルを示す。図15に示す通り、癌組織や炎症組織は正常組織に対して血液量が多いため、波長400nm～600nmにおいて、ヘモグロビンの吸収により反射率が低下する。

【0007】これらの現象を応用して、白色光を用いる可視光観察と、紫外光を用いる蛍光観察とを選択して行う内視鏡装置が、特開平8-252218号に示される。蛍光観察内視鏡で検出する蛍光は、可視光照射による反射光に比べて微弱であるため、通常の内視鏡観察で検出する場合、十分なS/N(signal to noise ratio)で観察できない。そのため、検出する蛍光の強度を大きくする必要がある。

【0008】その手段として、励起光に波長350nm付近の紫外光を使用すると有効である。紫外光を用いて励起を行った場合の蛍光の変換効率は、可視光の青色成分を用いて励起を行った場合と比べて、数倍から十倍程度となる。

【0009】従来の内視鏡用光源装置は、少なくとも青色から赤色の可視光を射出する光源と、赤外光を遮断する赤外カットフィルタと、光源から射出された光をライトガイドの端面に集光させる集光レンズとで構成する。

【0010】一般に、光源から射出する光は可視光以外の波長成分を含む。特に、キセノンランプは波長750nm以上の赤外光のエネルギーが高い。光源から射出する光は集光レンズでライトガイドの入射端面へ集光する。このとき、ライトガイドの入射端面は、光エネルギーが凝集して、熱エネルギーに変換され、発熱により高温になる。ライトガイドの入射端面の発熱を防止するため、光源とライトガイドの入射端面までの間に赤外光を遮断する赤外カットフィルタを配置する。赤外カットフィルタは、透明なガラス板に多層干渉膜をコーティングする赤外カット干渉フィルタと、赤外光を吸収する素材から成る赤外カット吸収フィルタとがある。

【0011】特開平8-106059号公報は、赤外光

を分割して遮断する方法を示す。この方法は、光源とライトガイドの入射端面との間に、干渉フィルタと吸収フィルタを配置する。分光透過率特性を、図16の曲線A及びBにそれぞれ示す。

【0012】また、前記公報の段落(0009)には、従来の赤外カットフィルタは、波長400nm以下の波長をほとんど遮断せずに透過する、という記述がある。しかしながら、赤外カット干渉フィルタの紫外光領域の透過率は具体的に明記していない。

【0013】また、図16の赤外カット干渉フィルタは、波長350nm付近で透過率特性の勾配が大きいため、フィルタの製造ばらつきの影響によって、波長350nmの透過率が大きく下がることが懸念される。

【0014】干渉フィルタの透過率は、多層干渉膜による反射作用と、多層干渉膜を構成する材料の吸収作用によって、紫外光領域の透過率は可視光領域の透過率に比べて急激に低下する。よって、特開平8-106059号公報は、波長400nm以下の光を使用しない通常の内視鏡用光源光学系の場合であって紫外光が不要な場合に、一般的な赤外カットフィルタでは、十分にカットできずに、波長400nm付近では透過する現象を述べたに過ぎない。

【0015】赤外カットフィルタを使用して積極的に波長400nm以下(特に波長350nm)の紫外光を射出する場合、その紫外光の透過率は不十分である。

【0016】

【発明が解決しようとする課題】従来の赤外カットフィルタは、紫外光の透過率が可視光の透過率に比べて低下する。このため、蛍光観察内視鏡用光源装置に使用した場合、紫外光の十分な射出が得られない。

【0017】本発明は、光源から射出する赤外光によるライトガイド入射端面の発熱を防止し、かつ、十分な紫外光および可視光の射出ができる内視鏡用光源装置を提供することを目的とする。

【0018】

【課題を解決するための手段】本発明は、蛍光観察と、青色から赤色の可視光照射による反射光観察とを選択して使用できる内視鏡用光源装置であって、単一の光源又は前記単一の光源を複数用いた複合光源からなる光源ユニットと、波長コントロールフィルタと、集光手段と、ライトガイドとから成り、これらを光軸に沿って直線状に配置し、前記光源ユニットからの光を、前記集光手段によって前記ライトガイドに集光させるとき、前記光源ユニットからの光は、紫外波長の光と少なくとも400nm~650nmの範囲の可視波長の光と赤外波長の光を少なくとも含み、前記波長コントロールフィルタは、前記光源ユニットと前記ライトガイドとの間に配置され、前記波長コントロールフィルタの特性は、紫外波長の光と少なくとも400nm~650nmの範囲の可視波長の光を透過し赤外波長の光を透過しない、ことを特徴とする。

【0019】また、前記波長コントロールフィルタは、その中で光軸を折り曲げ、3面以上の反射面を有することを特徴とする。また、前記集光手段による紫外光の集光位置に前記ライトガイドの入射端面の位置を調整することを特徴とする。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を図面を用いて説明する。各実施例において、同一の部材には同一符号を付け、それらの詳細な説明は第1実施例でのみ行

10 い、他の実施例では省略する。

(第1実施例)図1は、第1実施例の断面図を示す。

【0021】1は光源である。光源1は、具体的に、キセノンランプ、メタルハライドランプ、超高压水銀ランプ、等である。光源1は、少なくとも紫外光、可視光および赤外光を射出する。2はライトガイドであって入射端面2aを有する。3は集光レンズである。集光レンズ3は、光源1からの射出光をライトガイド入射端面2aに集光させる集光手段である。

【0022】光源1と集光レンズ3との間に波長コントロールフィルタ4およびフィルタ5もしくはフィルタ6を配置する。フィルタ5とフィルタ6とは交換できる。光源側から順に波長コントロールフィルタ4およびフィルタ5もしくはフィルタ6を配置する。

【0023】第1実施例は、光源1、波長コントロールフィルタ4、フィルタ5もしくはフィルタ6、集光レンズ3およびライトガイド2の光軸を直線状に配置する。そのため、製造時のアライメントが容易である。

【0024】図2は、波長コントロールフィルタ4の分光透過率特性を示す。波長コントロールフィルタ4は、30 下記の条件式(1)~(3)を満足する。ここで、 T_{350} は波長350nmにおける透過率、 $T_{400-650}$ は波長400nm~650nmにおける平均透過率(波長400nm~650nmにおける10nmごとの透過率の平均)、 $T_{800-950}$ は波長800nm~950nmにおける平均透過率(波長800nm~950nmにおける10nmごとの透過率の平均)を示す。

【0025】 $T_{350} > 0.6$ (1)

$T_{400-650} > 0.8$ (2)

$T_{800-950} < 0.1$ (3)

40 フィルタ5は、波長350nm~400nmの光を透過する。一方、波長400nm~800nmの光を遮断する。

【0026】波長コントロールフィルタ4は条件(1)を満足するので、波長350nmを含む紫外光を効率良く対象部位に照射できる。フィルタ5を光路中に配置し、紫外光のみを照射できる。よって、紫外光によってNADHが励起され、蛍光観察が可能である。

【0027】フィルタ6は、波長400nm~650nmの全波長、もしくは、一部の波長を透過する。つまり、フィルタ6は、波長特性だけを考えた場合、必ずしも必要ではなく、フィルタ5を光路中から離脱するだけでもよ

い。しかしながら、集光手段3による集光位置を一定に保つために、フィルタ5を離脱した場合に、光路長が同じになるようにフィルタ5と同じ厚さを持ったフィルタ6を挿入すると良い。

【0028】波長コントロールフィルタ4は、波長400nm～650nmの可視光において、条件式(2)を満足する。このため、光路中に別のフィルタ6を配置し、青色成分から赤色成分までの可視光を照射できる。そのため、可視光照射による通常の内視鏡観察ができる。よって、蛍光観察に併せて可視光観察ができるので、これら複数の種類の情報を相互に参考にしながら診断ができる。

【0029】また、波長コントロールフィルタ4は、波長800nm～950nmの赤外光において条件(3)を満足する。この赤外光は、ライトガイド入射端面2aの発熱を発生させるため、内視鏡用光源装置に適さない。波長コントロールフィルタ4は、赤外光のエネルギーのうち、その90%以上をライトガイド入射端面2a側に透過させないので、ライトガイド入射端面2aの発熱が少ない。

(第2実施例)図3は、第2実施例に使用する波長コントロールフィルタ4の分光透過率特性を示す。なお、光学系の構成は第1実施例と同じである。

【0030】波長コントロールフィルタ4は、下記の条件式(4)を満足する。ここで、 T_{350} は赤外カットフィルタ4の波長350nmにおける透過率である。

$$T_{350} > 0.8 \quad (4)$$

波長コントロールフィルタ4は条件(4)を満足するので、波長350nmを含む紫外光を効率良く対象部位に照射できる。

【0031】さらに、フィルタ5を光路中に配置し、紫外光のみを照射できる。よって、紫外光によってNADHが励起され、蛍光観察が可能である。蛍光観察内視鏡で検出する蛍光は微弱である。よって、検出する蛍光の強度を大きくするために光源の出力を高くする必要があり、光源が大型になると価格が高くなり好ましくない。従って、波長コントロールフィルタ4の紫外光における透過率を大きくすると有効である。

【0032】また、波長コントロールフィルタ4は、第1実施例と同様に条件式(2)、(3)を満足する。

(第3実施例)図4は、第3実施例に使用する波長コントロールフィルタ4の分光透過率特性を示す。なお、第3実施例の光学系の構成は、第1実施例と同じである。

【0033】波長コントロールフィルタ4は、下記の条件式(5)を満足する。ここで、 $T_{800-1200}$ は、波長800nm～1200nmにおける平均透過率(波長800nm～1200nmにおける10nmごとの透過率の平均)を示す。

$$T_{800-1200} < 0.05 \quad (5)$$

波長コントロールフィルタ4は、第1実施例と同様に条件式(1)、(2)を満足する。

件式(1)、(2)を満足する。

【0035】波長コントロールフィルタ4は、赤外光のエネルギーのうち、その95%以上をライトガイド入射端面2a側に透過させないので、ライトガイド入射端面2aの発熱が極めて少ない。特に、光源1にキセノンランプもしくはハロゲンランプを使用する場合、光源は、赤外光の成分をより多く含むため、ライトガイド入射端面2aにより大きな熱エネルギーが凝集する。よって、実施例のような波長コントロールフィルタ4を使用し、光源1から射出される赤外光の成分をライトガイド入射端面2aに入射させないことが好ましい。

【0036】上記第1実施例～第3実施例における波長コントロールフィルタ4は、干渉フィルタを備える。干渉フィルタには透過型干渉フィルタと反射型干渉フィルタがある。透過型干渉フィルタは、赤外線を反射し、赤外線以外の必要な波長帯域の光を透過する。反射型干渉フィルタは、赤外線を透過し、赤外線以外の必要な波長帯域の光を反射する。

【0037】第1実施例～第3実施例における波長コントロールフィルタ4は、さらに赤外線の透過光量を少なくするために、透過型干渉フィルタと透過型吸収フィルタとを組み合わせて構成する。あるいは、透過型吸収フィルタの表面に透過型干渉フィルタを形成しても良い。光源が赤外光を射出する場合、ライトガイド入射端面2aの発熱を防ぐために、波長コントロールフィルタ4が必要である。

【0038】しかし、仮に、透過型吸収フィルタを単独もしくは最も光源側に配置すると、透過型吸収フィルタのガラス板に吸収された赤外線の発熱によって、ガラス板が膨張に耐えられない。このためガラス板が破壊される可能性がある。従って、透過型吸収フィルタと干渉フィルタとを併用する場合、透過型吸収フィルタよりも光源側に干渉フィルタを配置する必要がある。

(第4実施例)図5は、第4実施例の断面図を示す。

【0039】第4実施例は、光源1とライトガイド入射端面2aとの間に、光源側から順に、反射型干渉フィルタ7とフィルタ5もしくはフィルタ6と集光レンズ3を配置する。

【0040】反射型干渉フィルタ7は、図2～図4のいずれかに示す分光反射率特性を有する。つまり、図の透過率は反射率に置き換わる。また、以下の条件式の組み合わせを満足する。

- ・条件式(1)、(2)、(3)
- ・条件式(2)、(3)、(4)
- ・条件式(1)、(2)、(5)

但し、条件式の透過率は反射率に置き換わる。

【0041】フィルタ5は波長350nm～400nmの光を透過し、一方、400nm～800nmの光を遮断する。フィルタ6は波長400nm～650nmの波長を透過する。反射型干渉フィルタ7は3面以上の反射面がある。

また、反射型干渉フィルタ7と透過型吸収フィルタもしくは透過型干渉フィルタとを組み合わせても良い。

【0042】第1実施例～第4実施例で用いた干渉フィルタは、アモルファス薄膜がよい。アモルファスとは、原子配列が結晶構造ではなく、無秩序な非結晶の状態をいう。アモルファス薄膜の製造方法は、イオンプレーティングまたはイオンアシストによる蒸着法が良い。この蒸着法を用いることによって、光軸方向およびその方向と直交する方向に均一な薄膜が形成される。図2～図4のいずれかに示した分光透過率または分光反射率の特性が得られる。

【0043】第1実施例～第4実施例で用いた干渉フィルタは、少なくとも波長350nm以上において吸収を持たない、高屈折率薄膜と低屈折率薄膜の積層により構成する。高屈折率薄膜は可視波長において1.7以上の屈折率の薄膜を意味する。低屈折率薄膜は可視波長において1.5以下の屈折率の薄膜を意味する。

【0044】高屈折率薄膜と低屈折率薄膜との間の屈折率の差が大きいほど、少ない層数で、干渉フィルタの性能をよくできる。このため、両者の屈折率の差は大きいことが好ましい。特に、高屈折率薄膜の屈折率は1.9以上が好ましい。

【0045】第1実施例～第4実施例で用いた干渉フィルタは、高屈折率薄膜は、Sc₂O₅、Ta₂O₅、HfO₂、ZrO₂のいずれかを主成分とする。また、低屈折率薄膜は、SiO₂、MgF₂のいずれかを主成分とする。高屈折率薄膜の成分のうち、Ta₂O₅は精密な薄膜を容易に作成できるので特に好ましい。

【0046】第1実施例～第3実施例で用いた透過型干渉フィルタは、設計波長を750nm～1000nmの範囲とするとき、高屈折率薄膜と低屈折率薄膜との積層による膜構成が、2.4～0.26の光学薄膜を持つ高屈折率薄膜と、2.5の光学薄膜を持つ低屈折率薄膜との繰り返し積層が好ましい。これによって、図2～図4のいずれかに示した分光透過率が得られる。

(第5実施例)図6は、第5実施例の断面図を示す。

【0047】第5実施例において、光源1と集光レンズ3との間に、波長コントロールフィルタ4もしくは別の波長コントロールフィルタ4'および、フィルタ5もしくはフィルタ6を選択して配置する。

【0048】波長コントロールフィルタ4は、図2～図4のいずれかに示す分光特性である。但し、透過型干渉フィルタの場合は分光透過率、反射型干渉フィルタの場合は分光反射率である。別の波長コントロールフィルタ4'は、波長コントロールフィルタ4とは異なる分光特性である。別の波長コントロールフィルタ4'の分光特性は、例えば、図2～図4のいずれか、もしくは図7に示す。

【0049】フィルタ5は、波長350nm～400nmの光を透過するが、一方、波長400nm～800nmの光を50

遮断する。光路中に波長コントロールフィルタ4とフィルタ5を配置した場合、紫外光による生体自家蛍光観察が可能である。また、光路中に別の波長コントロールフィルタ4'とフィルタ6を配置した場合、ライトガイド入射端面2aに集光する光の分光特性を変えられる。例えば、可視光による通常観察、自家蛍光観察、薬剤蛍光観察および赤外観察等である。

【0050】波長コントロールフィルタ4が条件式(2)を満足するので、フィルタ5とフィルタ6を選択して光路中に配置して、紫外光による生体蛍光観察と、ある可視波長の可視光照射による反射光(散乱光)の組み合わせや、通常観察または自家蛍光観察または薬剤蛍光観察等への切替えができる。

【0051】別の波長コントロールフィルタ4'を図7に示した分光特性にした場合、フィルタ6を選択して光路中に配置して、可視光照射による通常観察、自家蛍光観察、薬剤蛍光観察等ができる。このとき、可視光照射において不要な波長400nm以下および波長800nm以上の光が、ライトガイド入射端面2aに集光しないため、ライトガイド入射端面の劣化や発熱がより発生しにくいので好ましい。

【0052】ライトガイド入射端面の劣化とは、ライトガイド自体もしくは、ライトガイドのファイバ束を固定するための接着剤に波長400nm以下の光を透過しない材料を使用する場合、波長400nm以下の波長の光によってライトガイド入射端面2aが劣化し易くなることである。フィルタ4'を図7に示した分光特性にした場合、劣化を防止する効果がある。

(第6実施例)図8は、第6実施例の断面図を示す。

【0053】第6実施例において、光源1と集光レンズ3との間に、反射型干渉フィルタ7、透過型干渉フィルタ8、フィルタ5、フィルタ6を選択して配置する。この場合、光源1とライトガイド入射端面2aの位置関係は変わらない。

【0054】反射型干渉フィルタ7は、図2～図4のいずれかに示す分光反射率を有する。透過型干渉フィルタ8の分光特性は、図2～図4のいずれか、もしくは図7に示す。反射型干渉フィルタ7は、透過型干渉フィルタ8と異なる分光特性を持つ。

【0055】透過型干渉フィルタ8は、入射する光軸と出射する光軸とが平行である。反射型干渉フィルタ7と透過型干渉フィルタ8とを切り替えるためには、反射型干渉フィルタ7に入射する光軸と出射する光軸とを平行にする必要がある。図8に示す通り、反射型干渉フィルタ7が3面以上の反射面を持つ構成であれば、平行な光軸が容易に達成できる。

(第7実施例)図9は、第7実施例の断面図を示す。

【0056】第7実施例において、光源1から射出する光をライトガイド入射端面2aに集光させるために、集光手段は、橢円形状リフレクタ9を用いる。集光手段に

橜円形状レフレクタ9を使用すると、集光レンズ3が不要となる。このため光学系を簡素化できる。また、光学面の数が減るため、光学面での反射と散乱による光量損失が減るので好ましい。

【0057】一方で、橜円形状リフレクタ9に加えて、光源1からライトガイド入射端面2aに至る光路中に集光レンズ3を配置すれば、ライトガイド入射端面2aへの集光性能がより良くなるので好ましい。

(第8実施例)図10は、第8実施例の断面図を示す。

【0058】第8実施例において、橜円形状リフレクタ9が反射型干渉フィルタの機能を有するので、波長コントロールフィルタ4が省略される。橜円形状リフレクタ9は、図2～図4のいずれかに示す分光反射特性を有する。

【0059】橜円形状リフレクタ9に反射型干渉フィルタの機能を持たせると、光学系を簡素化できる。さらに、光学面の数が減るため、光学面での反射と散乱による光量損失が減るので好ましい。

【0060】また、橜円形状レフレクタ9は放物形状リフレクタでもよい。放物形状リフレクタに反射型干渉フィルタの機能を持たせると、光源1とライトガイド入射端面2aとの間に、光源側より順に波長コントロールフィルタ4との兼用によって、波長コントロールフィルタの機能を複数の光学面に分散できるため、各光学面の干渉フィルタに求められる性能が低くてよい。このため、製造が容易になり、かつ、全体として高性能の波長コントロールフィルタが実現できる。

(第9実施例)図11は、第9実施例の断面図を示す。

【0061】第9実施例において、光源1とライトガイド入射端面2aとの間に、光源側より順に波長コントロールフィルタ4と集光レンズ3を配置する。そして、集光レンズ3によって光束が平行になる部分に面順次色離フィルタ10を配置する。波長コントロールフィルタ4は、図2～図4のいずれかに示す分光透過率を有する。

【0062】図12は、色分離フィルタ10の光軸に沿って見た正面図を示す。色分離フィルタ10は、光軸と平行な軸10'を中心回転する。よって、種類の違うバンドパスフィルタ11、12、13と遮光部14を順次光路に挿入する。バンドパスフィルタを通過した光は、ライトガイド2を通して検査物体を間欠的に照射する。

【0063】バンドパスフィルタ11は波長350nm～400nm付近のみを透過する。バンドパスフィルタ12は波長400nm～450nm付近のみを透過する。バンドパスフィルタ13は波長600nm～650nm付近のみを透過する。

【0064】これによって、波長350nm～400nmの光の照射による生体自家蛍光、波長400nm～450nm及び波長600nm～650nmの光の照射による反射光(散乱光)を組み合わせた観察ができる。

【0065】バンドパスフィルタ11、12、13の分光透過率は用途に応じて変更するとよい。第1実施例～第9実施例において、光源からの射出光をライトガイド入射端面2aに集光すると、集光点が最も小さいベストスポット位置が光軸方向に存在する。ライトガイド入射端面2aの光軸方向の位置をこのベストスポット位置に合わせ、紫外光の放射強度を強くできる。

【0066】通常、光源1の分光放射特性の位置分布および集光レンズ3の色収差等によって、紫外光および可視光のベストスポット位置は異なる。紫外光の照射による生体自家蛍光は、通常の観察で検出する反射光(散乱光)と比べて微弱である。よって、同一の内視鏡観察システムで紫外光の照射による生体自家蛍光と可視光の照射による反射光(散乱光)との組み合わせによる観察は、生体自家蛍光観察の方がS/Nが悪くなる。

【0067】従って、可視光の照射強度を小さくしても、紫外光のベストスポット位置にライトガイド入射端面2aを合わせれば、紫外光の放射強度が大きくなり、生体自家蛍光の強度が大きくなる。その結果、内視鏡観察システム全体のS/Nを良くできる。

【0068】第1実施例～第9実施例において、紫外光を照射する蛍光観察モードと、可視光を照射する可視光観察モードとを切り替えるとき、各モードの切り替えに同期して、ライトガイド入射端面2aの位置を移動するとよい。

【0069】蛍光観察モードにおいて、ライトガイド入射端面2aの光軸方向の位置を紫外光のベストスポット位置に合わせるとよい。具体的には、集光手段が凸レンズの場合、紫外光のベストスポット位置は、可視光のベストスポット位置よりも、凸レンズ側(光源側)になる。

【0070】また、集光手段がリフレクタと凹レンズの場合、紫外光のベストスポット位置は、可視光のベストスポット位置よりも、ライトガイド側(検査物体側)になる。

【0071】一方、可視光を照射する通常白色観察モードにおいて、反射光(散乱光)をより明るくするために、ライトガイド入射端面2aの光軸方向の位置を可視光のベストスポット位置に合わせるとよい。具体的には、集光手段が凸レンズの場合、可視光のベストスポット位置は、紫外光のベストスポット位置よりもライトガイド側(検査物体側)になる。

【0072】また、集光手段がリフレクタと凹レンズの場合、可視光のベストスポット位置は、紫外光のベストスポット位置よりも凹レンズ側(光源側)になる。また、撮像素子のダイナミックレンジを考慮して、可視光観察モードにおける反射光(散乱光)の強度と紫外光の照射による生体自家蛍光の強度を同じにしたい場合がある。その場合、可視光観察モードにおけるライトガイド入射端面2aの光軸方向の位置を可視光のベストスポット

ト位置からずらし、可視光の放射強度を小さくするとよい。また、可視光の放射強度を小さくする手段として、ライトガイド入射端面2aの位置を、光軸と垂直方向にずらしてもよい。

(第10実施例)図13は、第10実施例の断面図を示す。

【0073】第10実施例が第9実施例と異なる点は、波長コントロールフィルタ4が無いことである。色分離フィルタ10において、第1のバンドパスフィルタ11は波長350nm~400nmの光を透過する。第2のバンドパスフィルタ12は波長400nm~450nmの光を透過する。第3のバンドパスフィルタ13は600nm~650nmの光を透過する。これによって、波長350nm~400nmの光の照射による生体自家蛍光と、波長400nm~450nm及び波長600nm~650nmの光の照射による反射光(散乱光)との組み合わによる観察ができる。バンドパスフィルタ11、12、13の分光透過率は用途に応じて変更するとよい。

【0074】第1のバンドパスフィルタ11は、ライトガイド入射端面2aの発熱を防止するため、波長800nm~950nmの光を遮断することが理想的である。しかし、波長350nm~400nmの光を透過して、波長400nm~950nmの光を遮断するフィルタは、フィルタの製造が難しい。そのため、光路中に前記第1のバンドパスフィルタ11が挿入される間、波長800nm~950nmの赤外光がライトガイド入射端面2aに集光し、ライトガイド入射端面2aの発熱が発生する可能性がある。

【0075】しかし、第1のバンドパスフィルタ11が挿入される時間は短く、第2及び第3のバンドパスフィルタ12、13と遮光部14が光路中に挿入される間は、赤外光は遮断されるので、ライトガイド入射端面2aの発熱は発生しない。

【0076】もちろん、光源1と集光レンズ3との間に波長コントロールフィルタ4を挿入すれば、ライトガイド入射端面2aの発熱は発生しない。しかし、光源1の出力や波長コントロールフィルタ4の耐性によって、波長コントロールフィルタ4が発熱する場合がある。従って、波長コントロールフィルタ4を用いないで、色分離フィルタを用いるとよい。

【0077】第1実施例~第10実施例において、光源は発光部とリフレクタとカバーガラスとから成る。光源は波長330nm以下の光が射出しないことが好ましい。キセノンランプ、メタルハライドランプ、超高压水銀ランプ等を光源に使用すると、光源から波長330nm以下の光が射出する。そのため、光源を構成するリフレクタもしくはカバーガラス等で波長330nm以下の光を遮断する必要がある。

【0078】波長330nm以下の光が射出しないと、紫外光によるオゾンの発生が起こらない。このため、オゾンによる光源装置の金属部品が腐食せず好ましい。ま

た、紫外光が光学系を透過すると、ソラリゼーションによって光学材料の着色が起こる。光学系を構成する光学材料は、ソラリゼーションの起こらない材料を選ぶことが重要である。しかし、波長の短い紫外光ほどソラリゼーションが起きやすいので、不要な紫外光は光学系を透過させないことが好ましい。

【0079】蛍光観察において、蛍光物質をNADHとする、その励起効率は365nm付近にピークを有する。よって、330nm以下の光は不要であり、遮断することが好ましい。以上説明したように、本発明による内視鏡用光源装置は、下記に示す特徴を備える。

(1) 蛍光観察と、青色から赤色の可視光照射による反射光観察とを選択して使用できる内視鏡用光源装置であって、単一の光源又は前記単一の光源を複数用いた複合光源からなる光源ユニットと、波長コントロールフィルタと、集光手段と、ライトガイドとから成り、これらを光軸に沿って直線状に配置し、前記光源ユニットからの光を、前記集光手段によって前記ライトガイドに集光させるとき、前記光源ユニットからの光は、紫外波長の光と少なくとも400nm~650nmの範囲の可視波長の光と赤外波長の光を少なくとも含み、前記波長コントロールフィルタは、前記光源ユニットと前記ライトガイドとの間に配置され、前記波長コントロールフィルタの特性は、紫外波長の光と少なくとも400nm~650nmの範囲の可視波長の光を透過し赤外波長の光を透過しない、ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

(2) 前記波長コントロールフィルタの特性は、紫外波長と可視波長を透過し赤外波長を透過せず、かつ、以下の条件(1)~(3)を同時に満足することを特徴とする(1)項に記載の内視鏡用光源装置。

$$T_{350} > 0.6 \quad (1)$$

$$T_{400-650} > 0.8 \quad (2)$$

$$T_{800-950} < 0.1 \quad (3)$$

但し、 T_{350} は波長350nmにおける透過率、 $T_{400-650}$ は波長400nm~650nmにおける平均透過率(波長400nm~650nmにおける10nmごとの透過率の平均)、 $T_{800-950}$ は波長800nm~950nmにおける平均透過率(波長800nm~950nmにおける10nmごとの透過率の平均)である。

(3) 前記波長コントロールフィルタの特性は、紫外波長と可視波長を透過し赤外波長を透過せず、かつ、以下の条件(2)~(4)を同時に満足することを特徴とする(1)項に記載の内視鏡用光源装置。

$$T_{400-650} > 0.8 \quad (2)$$

$$T_{800-950} < 0.1 \quad (3)$$

$$T_{350} > 0.8 \quad (4)$$

但し、 T_{350} は波長350nmにおける透過率、 $T_{400-650}$ は波長400nm~650nmにおける平均透過率(波長400nm~650nmにおける10nmごとの透過率の平均)、 $T_{800-950}$ は波長800nm~950nmにおける平均

均透過率（波長800nm～950nmにおける10nmごとの透過率の平均）である。

（4）前記波長コントロールフィルタの特性は、紫外波長と可視波長を透過し赤外波長を透過せず、かつ、以下の条件（1）、（2）、（5）を同時に満足することを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

$$【0082】 T_{350} > 0.6 \quad (1)$$

$$T_{400-650} > 0.8 \quad (2)$$

$$T_{800-1200} < 0.05 \quad (5)$$

但し、 T_{350} は波長350nmにおける透過率、 $T_{400-650}$ は波長400nm～650nmにおける平均透過率（波長400nm～650nmにおける10nmごとの透過率）、 $T_{800-1200}$ は波長800nm～1200nmにおける平均透過率（波長800nm～1200nmにおける10nmごとの透過率の平均）である。

（5）330nm以下の短波長を透過しない手段を設けたことを特徴とする（2）項乃至（4）項に記載の内視鏡用光源装置。

（6）前記波長コントロールフィルタは、透過型干渉フィルタであることを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

（7）前記波長コントロールフィルタは、透過型干渉フィルタと透過型吸収フィルタとからなることを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

（8）前記波長コントロールフィルタは、透過型吸収フィルタの表面に透過型干渉薄膜を設けたことを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

（9）面順次フィルタを、前記光源ユニットと前記ライトガイドとの間に配置したことを特徴とする（6）項乃至（8）項に記載の内視鏡用光源装置。

（10）前記波長コントロールフィルタは、その中で光軸を折り曲げ、3面以上の反射面を有することを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

（11）前記波長コントロールフィルタは、反射型干渉フィルタであることを特徴とする（10）項に記載の内視鏡用光源装置。

（12）前記波長コントロールフィルタは、反射型干渉フィルタと透過型吸収フィルタとからなることを特徴とする（10）項に記載の内視鏡用光源装置。

（13）前記波長コントロールフィルタは、反射型干渉フィルタと透過型干渉フィルタとからなることを特徴とする（10）項に記載の内視鏡用光源装置。

（14）面順次フィルタを、前記光源ユニットと前記ライトガイドとの間に配置したことを特徴とする（1）項乃至（13）項に記載の内視鏡用光源装置。

（15）前記単一の光源は、発光部とリフレクタとかなることを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

（16）前記リフレクタは、橢円形状であることを特徴とする（15）項に記載の内視鏡用光源装置。

*（17）前記リフレクタは、放物形状であることを特徴とする（15）項に記載の内視鏡用光源装置。

（18）面順次フィルタを、前記光源ユニットと前記ライトガイドとの間に配置したことを特徴とする（16）項又は（17）項に記載の内視鏡用光源装置。

（19）前記集光手段による紫外光の集光位置に前記ライトガイドの入射端面の位置を調整することを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

（20）前記波長コントロールフィルタが配置される場合、蛍光観察が可能であって、前記集光手段による紫外光の集光位置に前記ライトガイドの入射端面の位置を調整し、前記波長コントロールフィルタが離脱される場合、可視光観察が可能であって、前記集光手段による可視光の集光位置に前記ライトガイドの入射端面の位置を調整することを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

（21）前記波長コントロールフィルタは、干渉フィルタであり、該干渉フィルタはアモルファス薄膜によって構成することを特徴とする（1）項に記載の内視鏡用光源装置。

（22）前記アモルファス薄膜は、グループAとグループBの中からそれぞれ組成成分を選択して、それらを積層することを特徴とする（21）項に記載の内視鏡用光源装置。

グループA：高い屈折率の組成成分であって、 Sc_2O_5 、 Ta_2O_5 、 HfO_2 、 ZrO_2 からなる。

グループB：低い屈折率の組成成分であって、 SiO_2 、 MgF_2 からなる。

【0083】

30 【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、光源から射出する赤外光によってライトガイド入射端面が発熱することを防止し、かつ、十分な紫外光および可視光を射出できる内視鏡用光源装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例の断面図である。

【図2】本発明の第1実施例に用いる波長コントロールフィルタの分光透過率特性を示す図である。

【図3】本発明の第2実施例に用いる波長コントロールフィルタの分光透過率特性を示す図である。

【図4】本発明の第3実施例に用いる波長コントロールフィルタの分光透過率特性を示す図である。

【図5】本発明の第4実施例の断面図である。

【図6】本発明の第5実施例の断面図である。

【図7】波長コントロールフィルタ4とは別の波長コントロールフィルタ4'の分光透過率特性を示す図である。

【図8】本発明の第6実施例の断面図である。

【図9】本発明の第7実施例の断面図である。

【図10】本発明の第8実施例の断面図である。

【図11】本発明の第9実施例の断面図である。

【図12】実施例9に用いる色分離フィルタの正面図である。

【図13】本発明の第10実施例の断面図である。

【図14】波長365nmの光を生体組織に照射したときの蛍光スペクトルを示す図である。

【図15】正常組織と病変組織の波長400nm~600nmにおける反射率の相違を示す図である。

【図16】一般的な赤外カット干渉フィルタと赤外カット吸収フィルタの分光透過率特性を示す図である。

【符号の説明】

1 光源

2 ライトガイド

* 2a 入射端面

3 集光レンズ

4、4' 波長コントロールフィルタ

5、6 フィルタ

7 反射型干渉フィルタ

8 透過型干渉フィルタ

9 楕円形状リフレクタ

10 面順次色分離フィルタ

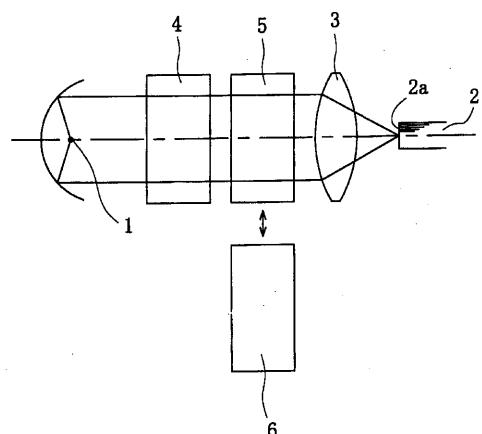
10' 軸

10 11、12、13 バンドパスフィルタ

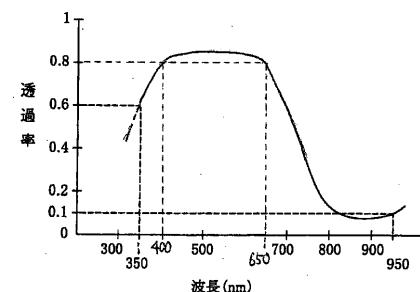
14 遮光部

*

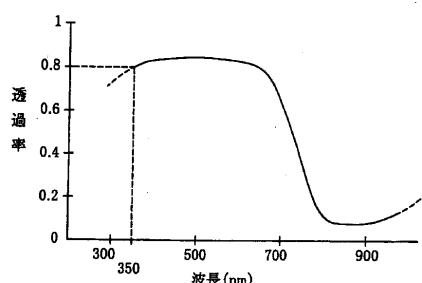
【図1】



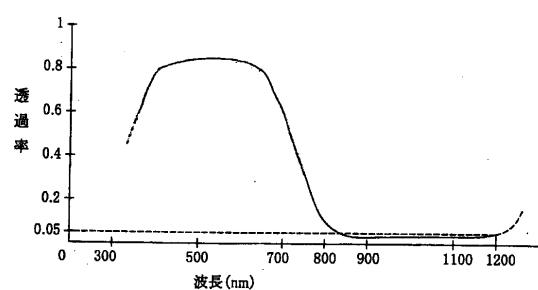
【図2】



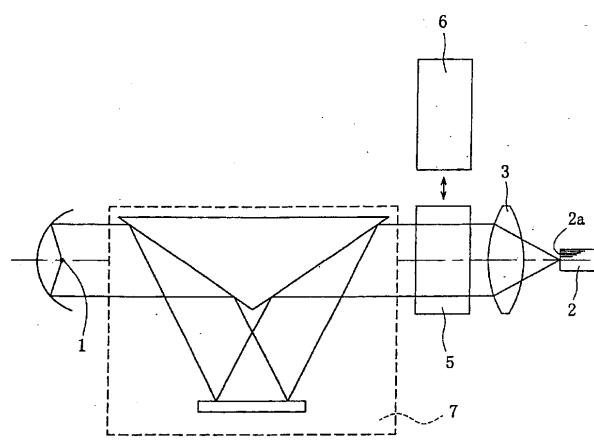
【図3】



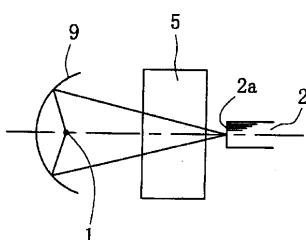
【図4】



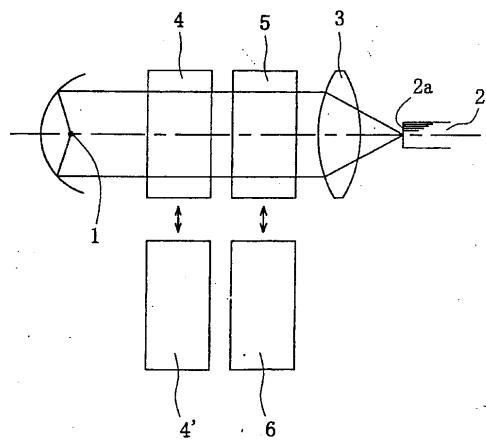
【図5】



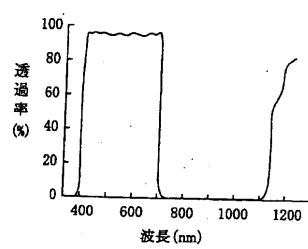
【図10】



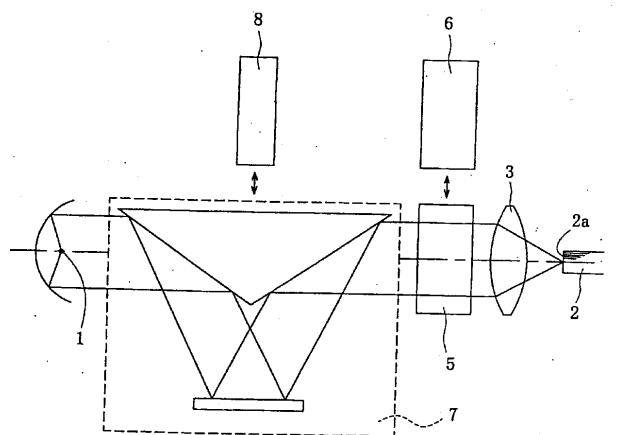
【図6】



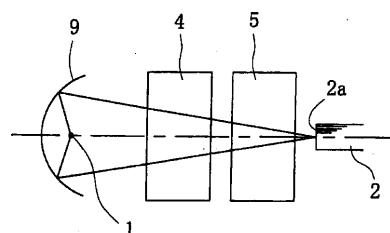
【図7】



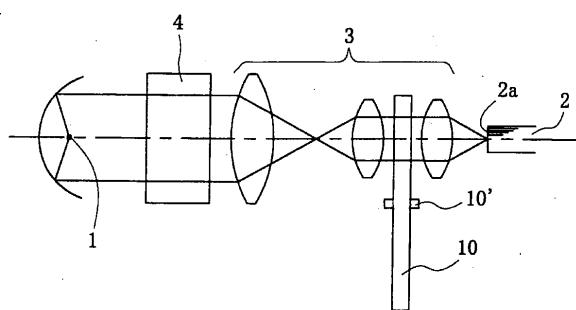
【図8】



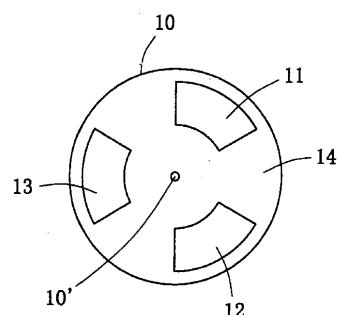
【図9】



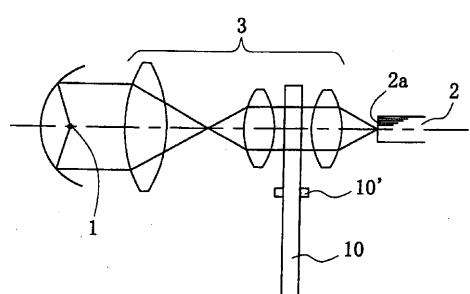
【図11】



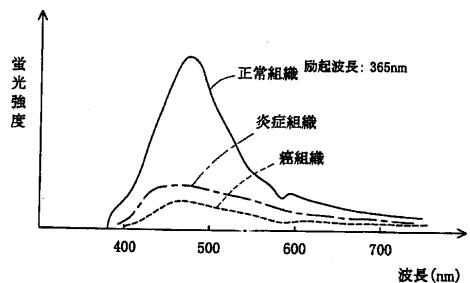
【図12】



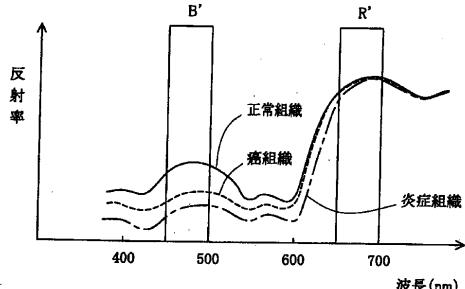
【図13】



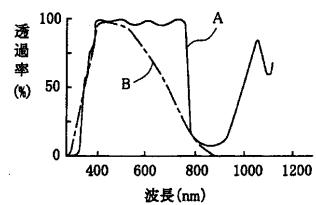
【図14】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

(51) Int.CI.⁷ 識別記号
G 0 1 N 21/27
21/64
// F 2 1 Y 101:00

F I
G 0 1 N 21/27
21/64
F 2 1 Y 101:00

テ-マコト[®] (参考)
B
Z

F タ-ム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 FA01
GA02 GB18 GB19 HA01 HA05
JA02 KA01 KA02 KA03 KA05
2G059 AA05 BB12 CC16 EE01 EE02
EE07 GG10 HH01 HH02 HH03
HH06 JJ02 JJ03 JJ11 JJ14
JJ17 KK07 LL02 MM03 NN01
NN02
4C061 AA00 BB01 BB08 CC06 DD00
GG01 JJ11 NN01 QQ02 QQ03
QQ04 RR04 RR14 RR18 RR26
WW17

专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2002253500A	公开(公告)日	2002-09-10
申请号	JP2001060556	申请日	2001-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	松本伸也		
发明人	松本 伸也		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/06 F21V8/00 F21V9/04 F21Y101/00 G01N21/01 G01N21/27		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D F21V8/00.L F21V9/04 G01N21/01.D G01N21/27.B G01N21/64.Z F21Y101/00 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/07.731 A61B1/07.735 F21V8/00.210		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA02 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/KA05 2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/EE07 2G059/GG10 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH03 2G059/HH06 2G059/JJ02 2G059/JJ03 2G059/JJ11 2G059/JJ14 2G059/JJ17 2G059/KK07 2G059/LL02 2G059/MM03 2G059/NN01 2G059/NN02 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/JJ11 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜用光源装置，其能够防止因从光源发出的红外光引起的光导的入射端面的发热，并且能够充分地发射紫外线和可见光。SOLUTION：光源1，波长控制滤光镜4，滤光镜5或滤光镜6，聚光镜3和光导2沿光轴线性排列以收集来自光源1的光。来自光源1的光通过光透镜3聚焦在光导2上，并且来自光源1的光至少包括具有紫外线波长的光，具有至少400 nm至650 nm范围内的可见波长的光以及具有红外波长的光。它被布置在光源1和光导2之间，并且其特征在于其透射具有紫外波长的光和具有在至少400nm至650nm范围内的可见波长的光，但是不透射具有红外波长的光。

