

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4137618号
(P4137618)

(45) 発行日 平成20年8月20日 (2008. 8. 20)

(24) 登録日 平成20年6月13日 (2008. 6. 13)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 1 N 21/01 (2006. 01)

G 0 1 N 21/01 D

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26 B

G 0 1 N 21/64 (2006. 01)

G 0 1 N 21/64 Z

請求項の数 1 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2002-354525 (P2002-354525)
(22) 出願日 平成14年12月6日 (2002. 12. 6)
(65) 公開番号 特開2004-181112 (P2004-181112A)
(43) 公開日 平成16年7月2日 (2004. 7. 2)
審査請求日 平成17年5月16日 (2005. 5. 16)

(73) 特許権者 000005430
フジノン株式会社
埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4
番地
(74) 代理人 100098372
弁理士 緒方 保人
(72) 発明者 綾目 大輔
埼玉県さいたま市植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
富士写真光機株式会社内
審査官 松谷 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡先端部まで光を導くためのライトガイドと、
このライトガイドの入射端へ光源光を出力するために配置され、軸上色収差を持つ集光光学系と、

この集光光学系又は上記ライトガイドを光軸方向へ移動させ、この集光光学系の色収差で生じる光軸上の各波長集光範囲内におけるライトガイド入射端の配置位置を変化させるための光学系移動手段とを備え、

この光学系移動手段で上記の集光光学系とライトガイドの相対的位置関係を変えることにより、上記軸上色収差で生じた光軸上の任意の波長分布光を選択し出力することを特徴とする内視鏡光源装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は内視鏡光源装置、特に所定の波長領域の光により特定要素の観察を行う内視鏡に用いられる光源装置の構成に関する。

【0002】

【従来の技術】

内視鏡装置（又は電子内視鏡装置）では、照明光を得るために光源装置が用いられており、この内視鏡光源装置の出力光はライトガイドによって内視鏡（スコープ）の先端部へ導

かれ、この先端部から照明光を照射することにより被観察体が観察される。

【 0 0 0 3 】

ところで、近年の医療分野に用いられる内視鏡装置では、蛍光観察、血液ヘモグロビン中の酸素飽和度の観察、血管形状観察等の特定要素の観察が提唱されている。上記蛍光観察をする内視鏡は、例えば特開平 1 0 - 2 0 1 7 0 7 号公報に示されるものがあるが、癌等の病巣に親和性を持つ蛍光物質を被観察体内へ投与し、光源装置から出力された所定波長領域の励起光を照射することにより病巣に取り込まれた蛍光物質からの蛍光を観察することができる。

【 0 0 0 4 】

また、血液ヘモグロビン中の酸素飽和度は、一般にパルスオキシメータ等で測定することが行われるが、このパルスオキシメータでは、ヘモグロビンと酸素が結合したオキシヘモグロビンが 9 4 0 n m の波長で吸光度が高く、酸素が結合していないヘモグロビン（デオキシヘモグロビン）が 6 6 0 n m の波長で吸光度が高くなり、8 5 0 n m では両者の吸光度が一致することを利用して、酸素飽和度を測定する。このような各物質の吸光度を考慮した画像観察を行う場合、例えばヘモグロビンの吸収帯である 5 7 8 n m を中心とした波長領域の光を照射した時の画像又はこの画像と通常の画像との比較によって、オキシヘモグロビンとヘモグロビンの差を観察することが可能である。

【 0 0 0 5 】

一方、図 6 には、オキシヘモグロビン、ヘモグロビン及び血液に対する波長 4 0 0 ~ 7 0 0 n m の光反射率特性が示されており、図の特性 C a がオキシヘモグロビン、特性 C b がヘモグロビン、特性 C c が血液のものとなる。この図から理解されるように、例えば波長 4 7 5 n m 近傍や 6 0 0 n m 以上では、オキシヘモグロビン（特性 C a ）とヘモグロビン（特性 C b ）の反射率の差が大きく、5 0 0 ~ 5 2 5 n m 近傍では反射率の差が小さくなるので、これらの波長の光を照射したときの画像やこれらの画像比較により、両者の差が観察できることになる。

【 0 0 0 6 】

更に、本願出願人は、被観察体内の血管の形状、走行状態等を粘膜と区別する形で明瞭に表示することを目的として、6 0 0 n m 以上の赤成分の出射割合を赤成分カットフィルタで減らすことを提案している。

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】

特開平 1 0 - 2 0 1 7 0 7 号公報

【 0 0 0 8 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の蛍光観察や血管形状の観察等では、特定波長の光を得るために、バンドパスフィルタ、カットフィルタ等の光学フィルタが必要となり、この光学フィルタは観察目的に応じて固有のものを用いることから、これらを一台の装置で行う場合には、構造的に複雑となり、装置の大型化や高コスト化を招くという問題がある。

【 0 0 0 9 】

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、光学フィルタを用いることなく、観察目的に応じた各種波長領域の光を容易に得ることができる内視鏡光源装置を提供することにある。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明は、内視鏡先端部まで光を導くためのライトガイドと、このライトガイドの入射端へ光源光を出力するために配置され、軸上色収差を持つ集光光学系と、この集光光学系又は上記ライトガイドを光軸方向へ移動させ、この集光光学系の色収差で生じる光軸上の各波長集光（焦点）範囲内におけるライトガイド入射端の配置位置を変化させるための光学系移動手段とを備え、この光学系移動手段で上記の集光光学系とライトガイドの相対的位置関係を変えることにより、上記軸上色収差で生じた光軸上

10

20

30

40

50

の任意の波長分布光を選択し出力することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

上記の構成によれば、一般の集光光学系としては色収差を可能な限り除去したものが使用されるが、逆に色収差が大きい集光光学系を用いると、その光軸上の集光（焦点）位置において各波長の光が所定の集光範囲（幅）に分布する。そこで、本発明は、例えば集光光学系を移動させ、光軸上の各波長集光範囲内におけるライトガイド入射端の位置を変えることにより、軸上色収差で生じた波長分布（色分布）の中から特定領域の波長を選択し取り出すようにしたものである。

【 0 0 1 2 】

ここで、上記軸上色収差の下に選択される波長領域（の幅）は、色収差の度合いとライトガイド入射端の直径等で決定されることになり、ライトガイドの直径を小さくすれば、選択する波長領域を狭くすることができ、逆に直径を大きくすれば、選択する波長領域を広くすることができる。そして、これらの波長領域は観察目的に応じて選択され、選択された波長領域の光が被観察体に照射されることによって、例えば蛍光観察、血液ヘモグロビン中の酸素飽和度の観察、血管形状観察等の特定要素の観察が行われる。

【 0 0 1 3 】

【発明の実施の形態】

図 1 には、実施例に係る内視鏡光源装置の主要な構成が示されており、図示されるように、この光源装置 1 0 には、内視鏡のケーブル先端のライトガイドコネクタ 1 2 が接続される。このライトガイドコネクタ 1 2 の端部には、ライトガイド収納棒 1 3 が設けられ、このライトガイド収納棒 1 3 の端部（1 4 e）から内視鏡の先端部までライトガイド 1 4 が配設される。

【 0 0 1 4 】

このライトガイド 1 4 の入射端 1 4 e に、光学的に接続する形で集光光学系であるコンデンサレンズ（レンズ群）1 5 が配置され、このコンデンサレンズ 1 5 の後側に光量制御板 1 6 を介して、ハロゲンランプやキセノンランプからなる光源ランプ 1 7 が取り付けられる。この光源ランプ 1 7 の近傍には、これを冷却するための冷却ファン 1 8 が設けられ、上記光量制御板 1 6 には、連結ギア 2 0 A , 2 0 B を介して光量制御機構用モータ 2 1 が設けられる。

【 0 0 1 5 】

そして、上記のコンデンサレンズ 1 5 は、光源ランプ 1 7 の光軸上を前後に移動するように構成される。即ち、コンデンサレンズ 1 5 の鏡胴枠（レンズ保持枠）2 4 は、円筒状の鏡胴受け部 2 5 の内部において前後移動可能に取り付けられ、かつ圧縮バネ 2 6 によって後側（光源ランプ側）へ付勢されている。また、この鏡胴枠 2 4 から突出して設けられた支持部（支持腕）2 4 a には、リニア駆動モータ 2 8 の駆動軸 2 9 が取り付けられており、このリニア駆動モータ 2 8 によって上記コンデンサレンズ 1 5 は圧縮バネ 2 6 の付勢力を受けながら（復帰力に抗して）光軸方向へ前後移動することになる。

【 0 0 1 6 】

更に、このリニア駆動モータ 2 8 や光量制御機構用モータ 2 1 は、図示していないが、マイコン等の制御によって駆動され、内視鏡の操作部やプロセッサ装置等の操作パネルには、特定要素観察のための操作スイッチが設けられており、この操作スイッチの操作によってマイコンがリニア駆動モータ 2 8 に対する駆動指令を出力する。なお、上記コンデンサレンズ 1 5 の移動位置を検出するポテンシオメータ等を設け、この位置情報に基づいた移動制御をすることができる。

【 0 0 1 7 】

図 2 及び図 3 には、上記コンデンサレンズ 1 5 で形成される軸上色収差とライトガイドの関係が示されている。この図 2 に示されるように、コンデンサレンズ 1 5 を通過する光は、色収差によって例えば紫（波長 4 2 0 n m 近傍）の光線 L a が内側を通り、その少し外側に緑（5 0 0 n m 近傍）の光線 L b が通り、赤（6 2 5 n m 近傍）の光線 L c が最も外側を通ることになり、これによってコンデンサレンズ 1 5 の焦点距離では光軸 1 0 0 上に

10

20

30

40

50

集光範囲(幅) D_1 で、光の波長分布が生じる。従って、この集光範囲 D_1 内の所定位置にライトガイド14の入射端14eを配置することにより、所望の波長領域の光を選択することができる。

【0018】

また、図3(A)にはライトガイド入射端14e近傍の拡大図が示されており、この図3(A)では光線Lbの波長500nm近傍の光が選択されるが、ここでライトガイド14の入射端4cを細い直径 r_1 とした場合は、例えば500nmを中心として狭い波長領域 d_1 の光が取り出され、入射端4cを太い直径 r_2 とした場合は500nmを中心として広い波長領域 d_2 の光が取り出されることになる。図4には、このときのライトガイド14での入射率(透過率)が示されており、上記細い直径 r_1 の場合は特性 C_1 の狭い領域の波長の光が選択され、上記太い直径 r_2 の場合は特性 C_2 の広い領域の波長の光が選択される。なお、上記図3(A)で説明した光線La~Lcの光軸100に対する角度は、ライトガイド14の開口角(NA)以下となるように設定される。例えば、光線Laの光軸100に対する角度 α_a が最大角度であるとする、図3(B)のライトガイド14の開口角 β との関係が、 $\alpha_a = \beta$ となるように構成される。

10

【0019】

実施例は以上の構成からなり、特定要素観察の操作スイッチが押されると、リニア駆動モータ28が作動し、駆動軸29を介してコンデンサレンズ15が光軸100上の所定の位置に移動する。このコンデンサレンズ15の移動によって、例えば図5に示されるように、軸上色収差の各波長集光範囲 D_1 の P_1 位置をライトガイド入射端14eに合わせた場合は、波長 λ_1 を中心とする所定波長領域の光が選択され、 P_2 位置をライトガイド入射端14eに合わせた場合は、波長 λ_2 を中心とする所定波長領域、 P_3 位置をライトガイド入射端14eに合わせた場合は、波長 λ_3 を中心とする所定波長領域の光が選択される。

20

【0020】

例えば、蛍光観察の場合は、上記コンデンサレンズ15の移動により、励起光を含む波長780nm以下の所定領域の光を選択することにより、蛍光物質が取り込まれた部位の観察を行うことができる。また、血液ヘモグロビン中の酸素飽和度の観察の場合は、例えばヘモグロビンの吸収帯である波長578nmを中心とした所定領域の光を照射したとき、又は図6で示したオキシヘモグロビンの特性 C_a とヘモグロビンの特性 C_b の差が大きい波長領域の光を照射したときの画像の比較等により、酸素飽和度又はオキシヘモグロビンの分布等を観察することができる。

30

【0021】

更に、血管形状観察では、赤の波長領域の光を半減(1/3等でもよい)させるような波長領域、例えば波長660nm以下の光を選択することにより、被観察体内の赤みを帯びた状態を改善して血管の形状、走行状態等を十分なコントラストの下で良好に観察することが可能となる。

【0022】

上記実施例では、集光光学系であるコンデンサレンズ15を移動させるようにしたが、ライトガイド14の入射端を移動可能に構成してもよい。例えば、光源装置10内に上記入射端14eと同様の専用の光入射部を移動可能に設け、この光入射部をコネクタ12側のライトガイド14に対し光結合させる構造として、コンデンサレンズ15とライトガイド専用光入射部との相対的位置関係を変えることができる。

40

【0023】

また、従来から存在する通常の光出力部を第1光出力部とすると共に、上記実施例のコンデンサレンズ15とライトガイド入射端14eとの関係を維持した光出力部を第2光出力部として、2系統の光出力部を備え、第1及び第2光出力部の光を光結合器で混合し、ライトガイド14を介して被観察体へ照射するように構成することも可能である。

【0024】

【発明の効果】

50

以上説明したように、本発明によれば、ライトガイド入射端へ光源光を出力する集光光学系として軸上色収差を持つものを用い、この集光光学系又は上記ライトガイドを光軸方向へ移動させ、光軸上の各波長集光範囲内のライトガイド入射端の配置位置を変化させることにより、軸上色収差によって生じる光軸上の任意の波長光を選択し出力するようにしたので、光学フィルタを用いることなく、観察目的に応じた各種の波長領域の光を容易に得ることができ、特定要素の観察を良好に行うことが可能となる。また、構成的に簡単となり、装置の大型化や高コスト化を招くこともないという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施例に係る内視鏡光源装置の主要な構成を示す図である。

【図 2】実施例のコンデンサレンズ（集光光学系）での軸上色収差及びこの色収差部とライトガイドとの関係を示す図である。

10

【図 3】図 2 のコンデンサレンズの軸上色収差発生部の拡大図である。

【図 4】実施例の図 3 の位置関係で選択される波長領域（波長に対する入射率）を示す図である。

【図 5】実施例のコンデンサレンズの各波長集光範囲内に配置されるライトガイドの位置関係を示す図である。

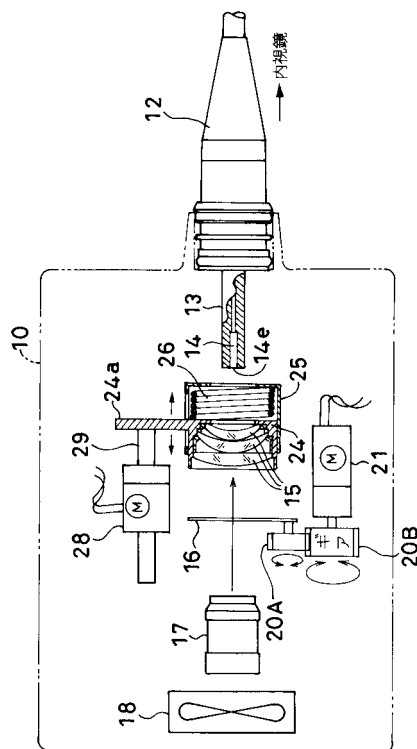
【図 6】オキシヘモグロビン、ヘモグロビン及び血液に対する各波長の反射率を示す特性図である。

【符号の説明】

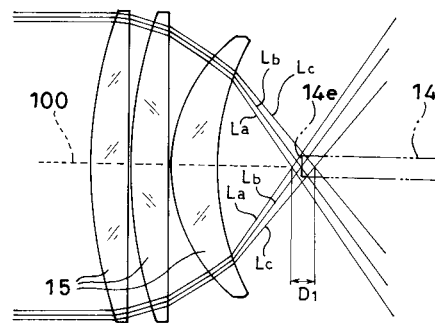
- | | |
|-----------------------------|----------------|
| 1 0 ... 光源装置、 | |
| 1 4 ... ライトガイド、 | 1 4 e ... 入射端、 |
| 1 5 ... コンデンサレンズ、 | 1 7 ... 光源ランプ、 |
| 2 4 ... 鏡胴枠、 | 2 5 ... 鏡胴受け部、 |
| 2 8 ... リニア駆動モータ、 | |
| D ₁ ... 各波長集光範囲。 | |

20

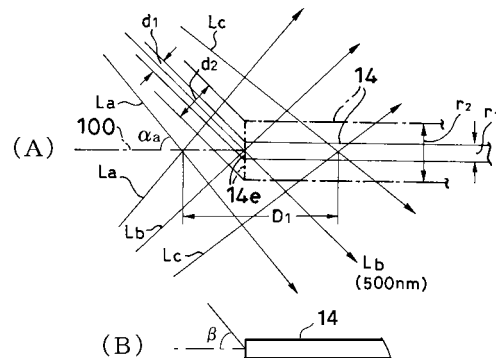
【図 1】



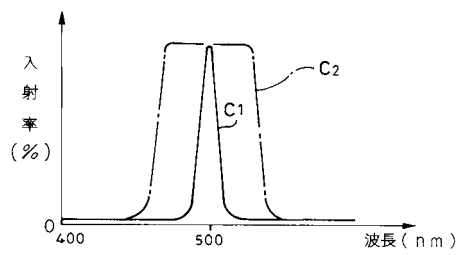
【図 2】



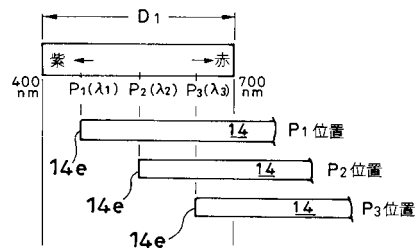
【図 3】



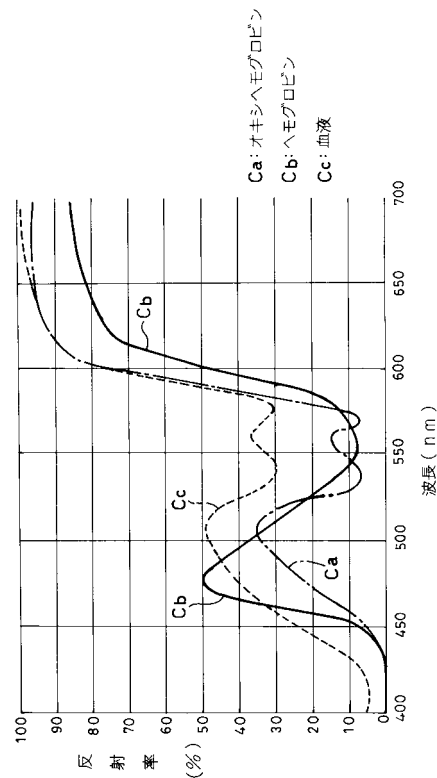
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭64-070720(JP,A)
特開平07-319994(JP,A)
特開昭57-146205(JP,A)
特開昭63-271308(JP,A)
特開2002-228942(JP,A)
特開平9-145619(JP,A)
特開平1-188816(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B1/00-1/32
G01N21/62-21/74
G02B19/00-21/36
G02F1/00-1/125

专利名称(译)	内视镜光源装置		
公开(公告)号	JP4137618B2	公开(公告)日	2008-08-20
申请号	JP2002354525	申请日	2002-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士摄影光学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	綾目大輔		
发明人	綾目 大輔		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G01N21/01 G02B23/26 G01N21/64		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D G01N21/01.D G02B23/26.B G01N21/64.Z A61B1/00.550 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA02 2G043/GA06 2G043/GB01 2G043/GB02 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/KA02 2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/CC18 2G059/EE02 2G059/EE07 2G059/EE11 2G059/FF01 2G059/GG10 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/LL01 2H040/CA04 2H040/CA07 2H040/CA09 4C061/GG01 4C061/HH51 4C161/GG01 4C161/HH51		
其他公开文献	JP2004181112A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据观察目的，在不使用滤光器的情况下，容易地提供各种波长范围的光。ŽSOLUTION：该内窥镜光源装置具有将光引导到内窥镜的尖端的光导14和聚光透镜15，或聚光光学系统，将光源光输出到光导入射端14e并具有轴向色差。该装置通过线性驱动马达28在光轴方向上移动聚光透镜15，并且在由光轴上的色差产生的各个波长收集光的范围内改变光导入射端14e的布置，从而选择并输出各种波长范围内的光。Ž

【图 3】

