

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2008/065955

発行日 平成22年3月4日 (2010.3.4)

(43) 国際公開日 平成20年6月5日 (2008.6.5)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

テーマコード (参考)
4 C 0 6 1

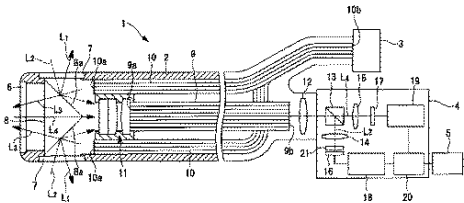
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

出願番号	特願2008-546961 (P2008-546961)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2007/072626	(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
(22) 国際出願日	平成19年11月22日 (2007.11.22)	(74) 代理人	100112737 弁理士 藤田 考晴
(31) 優先権主張番号	特願2006-320369 (P2006-320369)	(72) 発明者	渡邊 俊明 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内
(32) 優先日	平成18年11月28日 (2006.11.28)	(72) 発明者	唐澤 亮 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	Fターム (参考)	4C061 BB05 FF47 NN01 PP12 QQ07 RR04 RR14
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

簡易な構成で挿入部先端の小型化を図りつつ、体腔から入射される光の光量の損失を抑え、異なる2方向からの光を同時に、かつ、分離して観察する。体腔内に挿入される挿入部（2）と、該挿入部2の先端部に配置され、長手軸方向から入射される第1の波長帯域の光（L₄）を透過させる一方、半径方向から入射される第2の波長帯域の光（L₂）を長手軸方向に偏向させることにより第1の波長帯域の光（L₄）と合波させる第1のダイクロイックミラー（8）と、該第1のダイクロイックミラー（8）により合波された光（L₂、L₄）を波長帯域毎に分離する第2のダイクロイックミラー（13）と、該第2のダイクロイックミラー（13）により分離された第1、第2の波長帯域の光（L₂、L₄）をそれぞれ撮影する2つの撮像部（16、17）とを備える内視鏡装置（1）を提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入される挿入部と、

該挿入部の先端部に配置され、半径方向から入射される第 1 の波長帯域の光を長手軸方向に偏向させる一方、長手軸方向から入射される第 2 の波長帯域の光を透過させることにより前記第 1 の波長帯域の光と合波させる第 1 のダイクロイックミラーと、

該第 1 のダイクロイックミラーにより合波された光を波長帯域毎に分離する第 2 のダイクロイックミラーと、

該第 2 のダイクロイックミラーにより分離された第 1、第 2 の波長帯域の光をそれぞれ撮影する 2 つの撮像部とを備える内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記 2 つの撮像部により取得された画像を合成する画像合成部を備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 のダイクロイックミラーが、円錐状である請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第 1 のダイクロイックミラーが、半径方向一方向からの光を偏向する平面状の反射面と、該反射面を挿入部の長手軸回りに回転させる回転装置とを備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

20

前記挿入部の先端部に、体腔に向けて照明光を照射する照明部を備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

体腔に向けて照明光を照射する照明部を備え、

該照明部が、前記挿入部の基端側に配置された光源と、該光源からの光を挿入部先端まで伝播させるライトガイドとを備え、

前記第 1 のダイクロイックミラーが、半径方向外方に照射する波長帯域の光および半径方向外方から入射する波長帯域の光を偏向し、それ以外の波長帯域の光を透過する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

30

前記第 1 のダイクロイックミラーにより合波された光を結像させる結像部を前記挿入部の半径方向の中央部に備え、

該結像部の半径方向の外方に、前記ライトガイドが配置され、

該ライトガイドの先端が、前記第 1 のダイクロイックミラーの中央近傍に向けて傾斜して配置されている請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記挿入部が、

前記第 1 のダイクロイックミラーと、

前記第 2 のダイクロイックミラーと、

前記 2 つの撮像部とを内部に備えたカプセル型である請求項 1 に記載の内視鏡装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、挿入部の先端面から入射する光と半径方向外方から入射する光とを観察可能な内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献 1～特許文献 4 参照。）。

特許文献 1 の内視鏡装置は、切替可能なミラーにより長手軸方向と半径方向からの光を切り替えて観察するようになっている。

50

特許文献 2 の内視鏡装置は、共通の波長帯域の光を挿入部の長手方向および半径方向からそれぞれ別個の結像光学系を介して入射させる構造を採用している。

【0003】

特許文献 3 の内視鏡装置は、偏光プリズムを採用し偏光方向の異なる光を合波して観察することとしている。

特許文献 4 の内視鏡装置は、中空の 4 角錐ミラーによって長手軸方向と半径方向からの光を同時に観察するようになっている。

【0004】

【特許文献 1】 特開平 11-137512 号公報

【特許文献 2】 特開平 9-313435 号公報

10

【特許文献 3】 特開昭 61-261713 号公報

【特許文献 4】 特開平 6-27371 号公報

【発明の開示】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 に開示されている内視鏡装置は、ミラーの切替により 2 方向からの光を撮影するため、2 方向の同時観察ができないという不都合がある。

また、特許文献 2 に開示されている内視鏡装置は、2 方向からの光を結像させるために別個の結像光学系を有しているため、構造が複雑であるという問題がある。

【0006】

また、特許文献 3 に開示されている内視鏡装置は、挿入部の長手軸方向および半径方向から入射する光の内、特定の偏光方向を有する光のみをそれぞれ透過させるので、光量の損失を生じ、明るい画像を取得することが困難であるという問題がある。

20

さらに、特許文献 4 に開示されている内視鏡装置においても、長手軸方向から入射してくる光については、4 角錐ミラーの中央孔を通過してくる光を観察するため、中央孔によって取得される光が制限されて、光量の損失を生ずるという問題がある。

【0007】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、簡易な構成で挿入部先端の小型化を図りつつ、体腔から入射される光の光量の損失を抑え、異なる 2 方向からの光を同時に、かつ、分離して観察することができる内視鏡装置を提供することを目的としている。

30

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端部に配置され、半径方向から入射される第 1 の波長帯域の光を長手軸方向に偏向させる一方、長手軸方向から入射される第 2 の波長帯域の光を透過させることにより前記第 1 の波長帯域の光と合波させる第 1 のダイクロイックミラーと、該第 1 のダイクロイックミラーにより合波された光を波長帯域毎に分離する第 2 のダイクロイックミラーと、該第 2 のダイクロイックミラーにより分離された第 1、第 2 の波長帯域の光をそれぞれ撮影する 2 つの撮像部とを備える内視鏡装置を提供する。

【0009】

40

本発明によれば、挿入部の半径方向外方から入射された第 1 の波長帯域の光が挿入部の先端に配置された第 1 のダイクロイックミラーにより長手方向に偏向される一方、挿入部の先端に長手軸方向から入射された第 2 の波長帯域の光が、第 1 のダイクロイックミラーを透過させられて第 1 の波長帯域の光と合波される。第 1 のダイクロイックミラーは、入射される光の偏光状態にかかわらず、特定の波長帯域を有する光の全てを透過または偏向するため、観察したい特定の波長帯域については光量のロスを生ずることがない。合波された第 1、第 2 の波長帯域の光は、第 2 のダイクロイックミラーにより分離され、それぞれ撮像部により撮影される。これにより、異なる 2 方向からの光を同時に、かつ、分離して観察することができる。

【0010】

50

上記発明においては、前記2つの撮像部により取得された画像を合成する画像合成部を備えることとしてもよい。

このようにすることで、画像合成部の作動により、同時に取得された2方向からの光の画像を合成し、対応づけて観察することができる。

【0011】

また、上記発明においては、前記第1のダイクロイックミラーが、円錐状であることとしてもよい。

このようにすることで、半径方向から入射される光については、円錐状の第1のダイクロイックミラーにより挿入部の周方向の全周にわたる光の画像を取得することができる。

【0012】

また、上記発明においては、前記第1のダイクロイックミラーが、半径方向一方向からの光を偏向する平面状の反射面と、該反射面を挿入部の長手軸回りに回転させる回転装置とを備えることとしてもよい。

このようにすることで、回転装置の作動により、第1のダイクロイックミラーの反射面を長手軸回りに回転させて、挿入部の周方向の全周にわたる光の画像を取得することができる。

【0013】

また、上記発明においては、前記挿入部の先端部に、体腔に向けて照明光を照射する照明部を備えることとしてもよい。

このようにすることで、照明部の作動により、体腔に向けて照明光が照射され、該照明光に応じて体腔内面から光が発せられる。

【0014】

例えば、照明光が励起光の場合、体腔壁面の内部に存在する蛍光物質が励起されることによって、特定の波長帯域の蛍光が発生するので、第1のダイクロイックミラーの透過波長帯域を当該蛍光の波長帯域に設定しておくことにより、長手軸方向に透過した当該蛍光の画像を取得することができる。また、第1のダイクロイックミラーの反射波長帯域を当該蛍光の波長帯域に設定しておくことにより、半径方向から入射した当該蛍光の画像を取得することができる。

【0015】

また、照明光が特定の波長帯域の可視光の場合、体腔内面で反射した可視光の波長帯域を第1のダイクロイックミラーの透過または反射波長帯域に設定しておくことにより、挿入部の先端前方の反射光画像または半径方向外方の反射光画像を取得することができる。

【0016】

また、上記発明においては、体腔に向けて照明光を照射する照明部を備え、該照明部が、前記挿入部の基端側に配置された光源と、該光源からの光を挿入部先端まで伝播させるライトガイドとを備え、前記第1のダイクロイックミラーが、半径方向外方に照射する波長帯域の光および半径方向外方から入射する波長帯域の光を偏向し、それ以外の波長帯域の光を透過する構成としてもよい。

【0017】

このようにすることで、挿入部の基端側に配置された光源から発せられた光を、ライトガイドを介して挿入部の先端まで伝播させ、挿入部の先端に配置されている第1のダイクロイックミラーに入射させることにより、一部の波長帯域の光が第1のダイクロイックミラーによって偏向されて半径方向外方に出射され、残りの光が第1のダイクロイックミラーを透過して長手軸方向に出射される。光源として、複数の波長の光を合波したものを採用することにより、照明光についても第1のダイクロイックミラーにより、波長帯域毎に分離して異なる方向に照射することができる。

【0018】

また、上記構成においては、前記第1のダイクロイックミラーにより合波された光を結像させる結像部を前記挿入部の半径方向の中央部に備え、該結像部の半径方向の外方に、前記ライトガイドが配置され、該ライトガイドの先端が、前記第1のダイクロイックミラ

10

20

30

40

50

一の中央近傍に向けて傾斜して配置されていることとしてもよい。

【0019】

このようにすることで、光源からの光は挿入部の周囲に配置されたライトガイドを介して挿入部の先端に導かれ、その後第1のダイクロイックミラーにより波長帯域毎に分岐されて挿入部の長手軸方向と半径方向にそれぞれ照射される。一方、挿入部の長手軸方向および半径方向から挿入部に入射する異なる波長帯域の光は、第1のダイクロイックミラーにより合波されて、挿入部の半径方向の中央部に配置された結像部に入射される。この場合に、ライトガイドの先端を第1のダイクロイックミラーの中央近傍に向けて傾斜させておくことにより、第1のダイクロイックミラーを透過する光を挿入部の前方の中央部に照射することができ、明るい画像を得ることができる。

10

【0020】

また、上記発明においては、前記挿入部が、前記第1のダイクロイックミラーと、前記第2のダイクロイックミラーと、前記2つの撮像部とを内部に備えたカプセル型であることとしてもよい。

【0021】

このようにすることで、体腔内への挿入部の挿入時および撮像途中に生じる被観察者の負担が軽減され、被観察者の活動が内視鏡装置に拘束されることなく体腔内を撮像し、観察することができる。

【0022】

本発明によれば、簡易な構成で挿入部先端の小型化を図りつつ、体腔から入射される光の光量の損失を抑え、異なる2方向からの光を同時に、かつ、分離して観察することができるという効果を奏する。

20

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】 本発明の一実施形態に係る内視鏡装置を示す模式的な全体構成図である。

【図2】 図1の内視鏡装置の挿入部の先端部が体腔内に挿入された状態を示す斜視図である。

【図3】 図1の内視鏡装置により取得された画像表示例を示す図である。

【図4】 図1の内視鏡装置の変形例であって、ライトガイドファイバの先端を中心に向けて傾斜させた場合を示す模式的な全体構成図である。

30

【図5】 図1の内視鏡装置の変形例であって、挿入部の先端面に直視観察用の光源を有する場合を示す模式的な全体構成図である。

【図6】 図1の内視鏡装置の変形例であって、挿入部の先端部の外周に側視観察用の光源を有する場合を示す模式的な全体構成図である。

【図7】 図1の内視鏡装置の変形例であって、平面状の反射面を有するダイクロイックミラーを備える場合の挿入部の先端部の構造を示す縦断面図である。

【図8】 図1の内視鏡装置の変形例であって、平面状の反射面を有するダイクロイックミラーを長手軸回りに回転させる挿入部の先端部の構造を示す縦断面図である。

【図9】 図1の内視鏡装置の変形例であって、斜め前方の側視画像を取得可能な挿入部の先端部の構造を示す縦断面図である。

40

【図10】 図1の内視鏡装置の変形例であって、挿入部の先端に撮像素子を有する場合を示す模式的な全体構成図である。

【図11】 図1の内視鏡装置の変形例であって、第1のダイクロイックミラーが円錐台状であり、挿入部がカプセル型の構造である場合を示す縦断面図である。

【符号の説明】

【0024】

A 体腔

L₂ 蛍光（第2の波長帯域の光）

L₄ 反射光（第1の波長帯域の光）

1 内視鏡装置

50

- 2 挿入部
- 3 光源
- 8 ダイクロイックコーンミラー（第1のダイクロイックミラー）
- 10 ライトガイド
- 11 結像光学系（結像部）
- 13 ダイクロイックミラー（第2のダイクロイックミラー）
- 16, 17 撮像素子（撮像部）
- 20 画像合成部
- 22 光源（照明部）
- 23 励起光源（照明部）
- 24 a 反射面
- 25 中空モータ（回転装置）
- 26 バッテリー
- 27 発信機
- 28 光源（白色LED）

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

本発明の一実施形態に係る内視鏡装置1について、図1～図3を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置1は、図1に示されるように、体腔内に挿入される細長い挿入部2と、該挿入部2の基端側に接続される光源3と、同じく挿入部2の基端側に接続される撮像ユニット4と、該撮像ユニット4に接続される表示部5とを備えている。

【0026】

前記挿入部2は、その先端面および先端部の外周に全周にわたる透明な窓部6、7を備えている。また、挿入部2の先端部には、円錐状のダイクロイックコーンミラー（第1のダイクロイックミラー）8が底面を挿入部2の先端の窓部6に対向させて配置されている。該ダイクロイックコーンミラー8は、円錐面8aに、第1の波長帯域の励起光 L_1 および蛍光 L_2 を反射し、他の波長帯域（第2の波長帯域）の光 L_3 、 L_4 を透過させる光学薄膜（図示略）が形成されたものである。

【0027】

30

ダイクロイックコーンミラー8に対し、円錐面8a側から第1の波長帯域の励起光 L_1 が入射されると、該励起光 L_1 は円錐面8aにおいて偏向されて、半径方向外方に指向させられる。円錐面8aのほぼ全体に励起光 L_1 が入射されることにより、励起光 L_1 は周方向のほぼ全周にわたって放射状に出射され、挿入部2の側壁に設けられた窓部7を介して周囲の体腔内面に照射されるようになっていく。また、励起光 L_1 が照射された結果、体腔内壁において発生した蛍光 L_2 は、挿入部2の側壁に設けられた窓部7を介して挿入部2内に入ると、ダイクロイックコーンミラー8の円錐面8aで偏向されて長手軸方向に指向させられるようになっていく。

【0028】

また、円錐面8aに向けて第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の照明光 L_3 が入射されると、該照明光 L_3 は、ダイクロイックコーンミラー8の円錐面8aを長手軸方向にそのまま透過して、挿入部2の先端に設けられた窓部6を介して挿入部2の前方に配されている体腔内面に照射されるようになっていく。体腔内面における照明光 L_3 の反射光 L_4 も第2の波長帯域であるため、挿入部2の先端側からダイクロイックコーンミラー8を透過して挿入部2内にそのまま入射されるようになっていく。その結果、挿入部2の半径方向外方から入射されてきた第1の波長帯域の蛍光 L_2 と、長手軸方向から入射されてきた第2の波長帯域の反射光 L_4 とは、ダイクロイックコーンミラー8によって合波されるようになっていく。

【0029】

挿入部2には、その長手方向に沿って半径方向の中央位置にイメージガイドファイバ9

50

が備えられ、該イメージガイドファイバ9の半径方向外方には周方向に複数のライトガイドファイバ10が配列されている。イメージガイドファイバ9の先端と、前記ダイクロイックコーンミラー8の円錐面8aとのあいだには、ダイクロイックコーンミラー8により合波された蛍光 L_2 および反射光 L_4 をイメージガイドファイバ9の端面9aに結像させる結像光学系11が備えられている。

また、挿入部2には、その基端側に、イメージガイドファイバ9の端面9bに対向するコリメートレンズ12が備えられている。

【0030】

前記光源3は、前記挿入部2の基端側において前記ライトガイドファイバ10の端面10bに接続され、第1の波長帯域に配される励起光 L_1 と、第2の波長帯域に配される照明光 L_3 とを合波してライトガイドファイバ10の端面10bに入射させるようになっている。 10

【0031】

前記撮像ユニット4は、コリメートレンズ12により略平行光にされた光を第1の波長帯域の蛍光 L_2 と第2の波長帯域の反射光 L_4 とに分離するダイクロイックミラー（第2のダイクロイックミラー）13と、該ダイクロイックミラー13により分離された光をそれぞれ集光させる集光レンズ14、15と、該集光レンズ14、15の焦点面に撮像面を配置したCCD等の撮像素子16、17と、該撮像素子16、17により取得された画像情報に基づいて、側視画像および直視画像を生成する画像生成部18、19と、これら画像生成部18、19により生成された側視画像と直視画像とを合成する画像合成部20とを備えている。図中、符号21は励起光カットフィルタである。 20

【0032】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡装置1の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置1によれば、光源3において発生された励起光 L_1 および照明光 L_3 は、合波された状態でライトガイドファイバ10の端面10bに入射され、ライトガイドファイバ10内を伝播して挿入部2の先端部まで導かれる。そして、ライトガイドファイバ10の先端面10aから出射された励起光 L_1 および照明光 L_3 の内、第1の波長帯域の波長を有する励起光 L_1 は、ダイクロイックコーンミラー8の円錐面8aにおいて反射され、半径方向外方に指向される。一方、第2の波長帯域の波長を有する照明光 L_3 は、ダイクロイックコーンミラー8を透過してそのまま長手軸方向に指向される。 30

【0033】

ダイクロイックコーンミラー8により半径方向外方に指向された励起光 L_1 は、図1および図2に示されるように、挿入部2の先端部の壁面に全周にわたって設けられた窓部7を透過して挿入部2から半径方向外方に射出され、半径方向外方に配置されている体腔Aの内壁面に照射される。励起光 L_1 が照射された体腔Aの内壁面においては、蛍光物質が励起されることにより第1の波長帯域に配される波長を有する蛍光 L_2 が発生される。体腔Aの内壁面において発生した蛍光 L_2 は、窓部7を介して挿入部2内に入射する。蛍光 L_2 は、励起光 L_1 に近接し、第1の波長帯域に配される波長を有しているので、ダイクロイックコーンミラー8の円錐面8aによって長手軸方向に反射される。

【0034】

一方、ダイクロイックコーンミラー8を透過した第2の波長帯域の波長を有する照明光 L_3 は、挿入部2の先端面に設けられた透明な窓部6を透過して挿入部2の先端からほぼ長手軸方向に射出される。射出された照明光 L_3 は、挿入部2の先端面の前方に配される体腔Aの内壁面に照射される。体腔Aの内壁面において反射した反射光 L_4 は、同じ窓部6を介して挿入部2内に入射し、ダイクロイックコーンミラー8をそのまま長手軸方向に透過する。 40

【0035】

これにより、ダイクロイックコーンミラー8によって、挿入部2の半径方向外方からの第1の波長帯域の蛍光 L_2 と、長手軸方向の前方からの第2の波長帯域の反射光 L_4 とが合波される。合波された蛍光 L_2 および反射光 L_4 は、結像光学系11を通過することに 50

より集光され、イメージガイドファイバ9の端面9aに結像される。

【0036】

イメージガイドファイバ9内に一端面に入射された合波された光は、イメージガイドファイバ9内を伝播して、挿入部2の基端側に配置されている他端面9bから出射される。そして、イメージガイドファイバ9の他端面9bから出射された光は、コリメートレンズ12により略平行光に変換されて撮像ユニット4に入射される。

【0037】

撮像ユニット4に入射した光は、ダイクロイックミラー13に入射されることにより、再度第1の波長帯域の蛍光 L_2 と第2の波長帯域の反射光 L_4 とに分離される。分離された蛍光 L_2 および反射光 L_4 はそれぞれ集光レンズ14, 15により集光され、撮像素子16, 17により撮影される。蛍光 L_2 には、体腔Aの内壁において反射して戻る励起光 L_1 も含まれているが、撮像素子16の前段に配置されている励起光カットフィルタ21により遮断されるので、撮像素子16に入射することが防止される。

【0038】

撮像素子16, 17により取得された画像情報は、それぞれ側視画像生成部18および直視画像生成部19に送られることにより側視画像 G_1 および直視画像 G_2 が生成される。直視画像 G_1 は、体腔A内を長手軸方向一方向から見た画像であるため、そのまま、2次元的な画像として表示することができる。一方、側視画像 G_2 は、挿入部2の半径方向外方に全周にわたって取得された円筒面状の画像であるため、2次元的に表示するには、短冊状に展開する方法と、図3に示されるように、輪帯状の画像にする方法とが考えられる。

【0039】

本実施形態においては、例えば、図3に示されるように、内側に直視画像 G_1 、その半径方向外方に側視画像 G_2 となるように画像合成部20において直視画像 G_1 と側視画像 G_2 とを合成して、表示部5に表示する。これにより、直視画像 G_1 と側視画像 G_2 との位置関係を対応づけた形態で表示することができるという利点がある。

【0040】

このように、本実施形態に係る内視鏡装置1によれば、挿入部2の半径方向外方の側視画像 G_2 と、長手軸方向前方の直視画像 G_1 とを同時に取得することができ、患部Bの位置を正確に特定することができる。また、第1の波長帯域の蛍光 L_2 および第2の波長帯域の反射光 L_4 を損失することなく取得することができる。したがって、光量ロスの少ない明るい画像を取得することができる。

また、本実施形態によれば、挿入部2の先端部には、ダイクロイックコーンミラー8を配置するだけの簡易な構成であり、先端部の小径化を図ることができるという利点がある。

【0041】

なお、本実施形態に係る内視鏡装置1においては、ライトガイドファイバ10の先端面10aを長手軸方向の正面に向けて配置した例を示したが、これに代えて、図4に示されるように、ライトガイドファイバ10の先端面10aを、挿入部2の中心軸に向かう方向に傾斜させて配置することにしてもよい。このようにすることで、ダイクロイックコーンミラー8において反射されて挿入部2の半径方向外方に指向される励起光 L_1 の光量を増大させ、明るい側視画像 G_2 を取得することができるという利点がある。

【0042】

また、本実施形態においては、光源3において励起光 L_1 と照明光 L_3 とを合波してライトガイドファイバ10により挿入部2の先端まで導くことにしたが、これに代えて、図5に示されるように、第2の波長帯域の照明光 L_3 を出射するLED等の光源(照明部)22を挿入部の先端面(先端部)に配置し、挿入部2の基端側の光源3からは励起光 L_1 のみをライトガイドファイバ10で導くことにしてもよい。このようにすることで、直視観察用の照明光 L_3 の光量を増大させることができ、明るい直視画像 G_1 を取得することができるという利点がある。なお、光源22への配線は図示を省略している。

【0043】

また、図6に示されるように、挿入部2の先端部の外周面に半径方向に向けて励起光 L_1 を出射するレーザダイオードのような励起光源23を配置し、挿入部2の基端側の光源3からは照明光 L_3 のみをライトガイドファイバ10で導くことにしてもよい。

このようにすることで、ダイクロイックコーンミラー8において反射する光は蛍光 L_2 のみにすることができ、励起光 L_1 が反射されて戻ることが防止されるので、撮像ユニット4に励起光カットフィルタ21を設ける必要がないという利点がある。また、直視観察用に使用できる波長帯域を広げることができ、さらに明るい直視画像 G_1 を取得することができる。

【0044】

10

また、本実施形態においては、挿入部2の先端にダイクロイックコーンミラー8を配置したが、これに代えて、図7に示されるように、平面状の反射面24aを有する直方体状からなるダイクロイックミラー24を採用してもよい。この場合、側視画像 G_2 としては体腔Aの内壁を一方向から見た画像のみが取得されるので、挿入部2自体を長手軸回りに回転させることにより、全周にわたる側視画像 G_2 を取得することとすればよい。

【0045】

また、これに代えて、図8に示されるように、挿入部2先端に設けた中空モータ（回転装置）25により、平面状の反射面24aを有するダイクロイックミラー24を長手軸回りに回転させることにしてもよい。

また、図9に示されるように、挿入部2の側壁に設ける窓部7を傾斜させ、かつ、ダイクロイックミラー24の反射面24aの角度を長手軸に対して浅い角度に設定することにより、より斜め前方の側視画像 G_2 を取得することができる。これにより、直視画像 G_1 と側視画像 G_2 として、体腔A内においてさらに近接した位置の画像を取得することができる。

20

【0046】

また、本実施形態においては、挿入部2の基端側に撮像素子16、17を備える撮像ユニット4を配置した場合について説明したが、これに代えて、図10に示されるように、結像光学系11の直後にダイクロイックミラー13と、該ダイクロイックミラー13により分離された2つの波長帯域の光をそれぞれ撮影する2つの撮像素子16、17とを配置してもよい。このようにすることで、イメージガイドファイバ9を使用するよりも解像度の高い画像を取得することができるという利点がある。

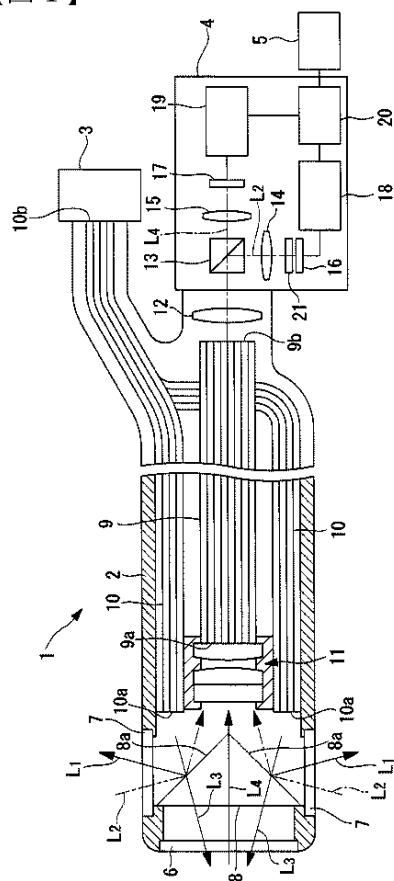
30

【0047】

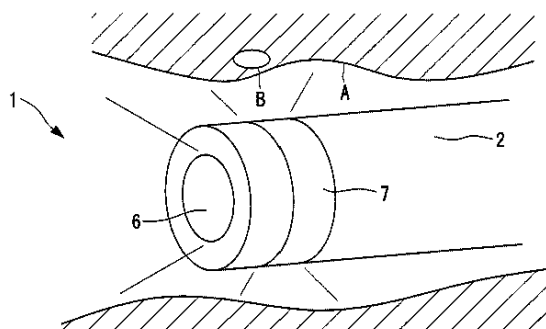
なお、本実施形態に係る内視鏡装置1においては、挿入部2と基端側にある表示部5等の構成が一体である場合について説明したが、これに代えて、図11に示されるようなカプセル型内視鏡であることとしてもよい。この場合に、挿入部2'は外部装置（図示せず）から独立したカプセル型である。挿入部2'は外部装置から独立した構成であるため、内部に白色LED等の光源28を備えている。また、第1のダイクロイックミラー8'は、本実施形態に係る内視鏡装置1における第1のダイクロイックミラー8の先端部を切り落とした形状である、円錐台状である。また、挿入部2'は白色LED等の光源28、撮像素子16、17、側視画像生成部18、直視画像生成部19、発信機27および画像合成部20に電力を供給するためのバッテリー26を備え、また、画像合成部20で生成された画像信号を外部装置に送信するための発信機27を備える。このようにすることで、体腔内への挿入部2の挿入時および撮像途中に生じる被観察者の負担が軽減される。また、挿入部2'は無線方式であるため、被観察者の活動が外部装置に拘束されることなく体腔内を撮像し、観察することができる。

40

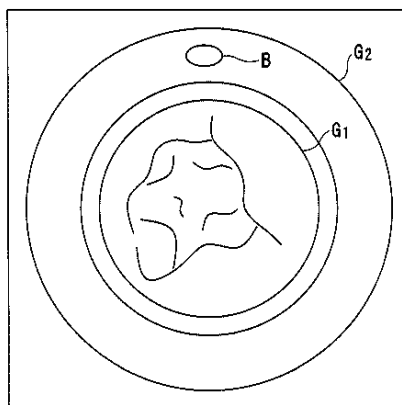
【図 1】



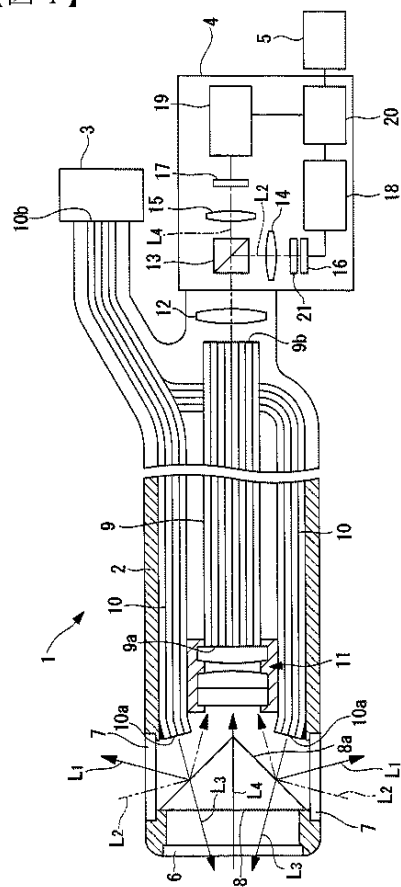
【图 2】



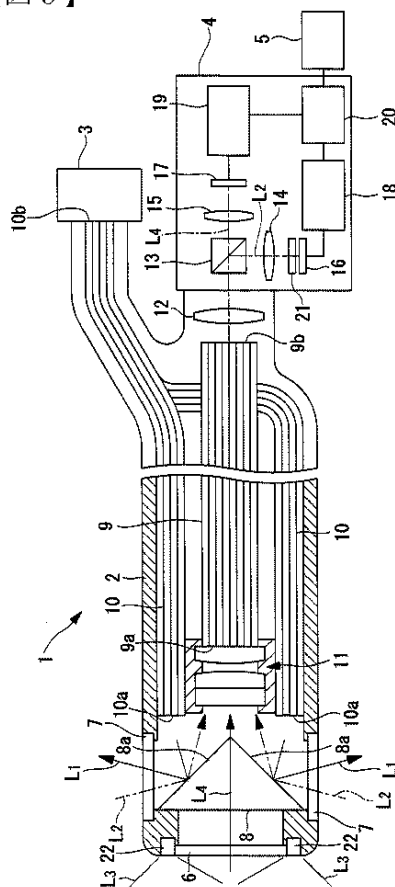
【図 3】



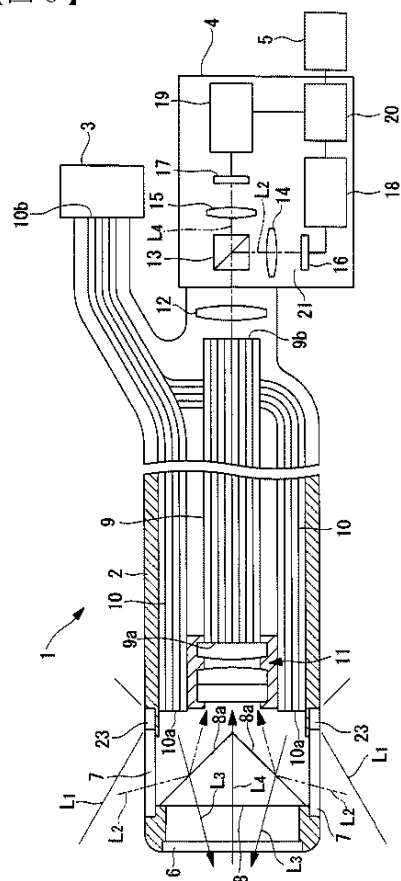
【图 4】



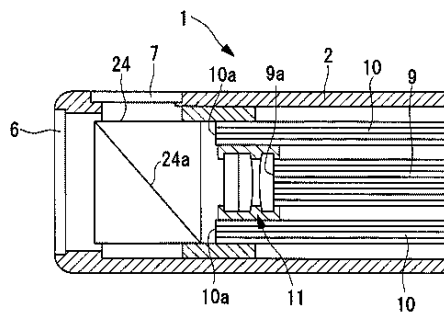
【图 5】



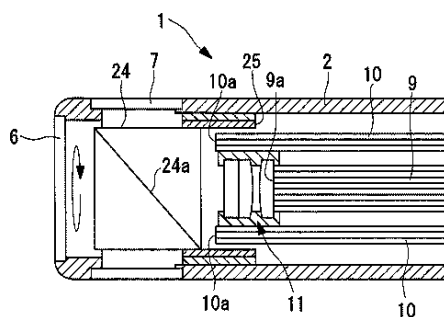
【図 6】



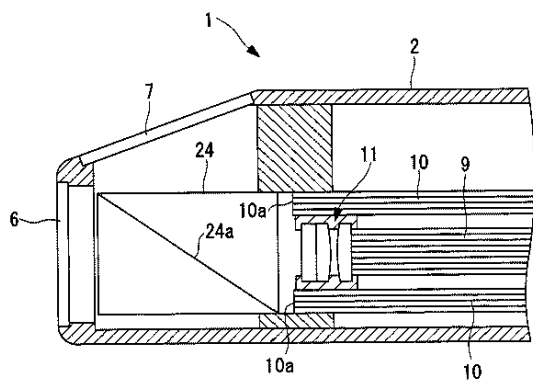
【图 7】



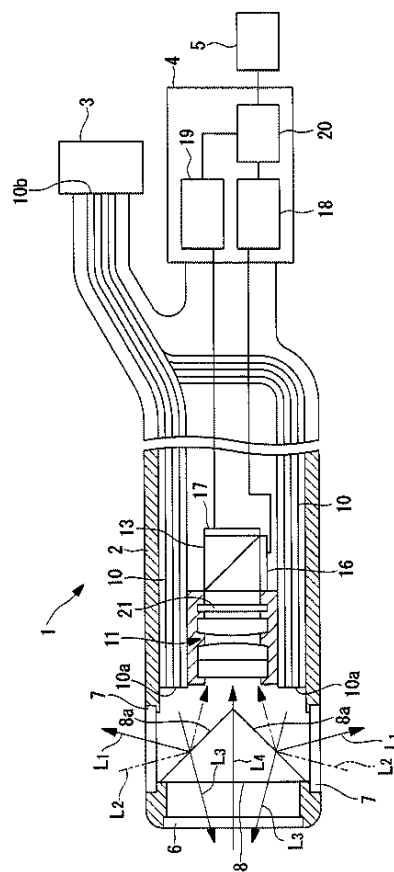
【图 8】



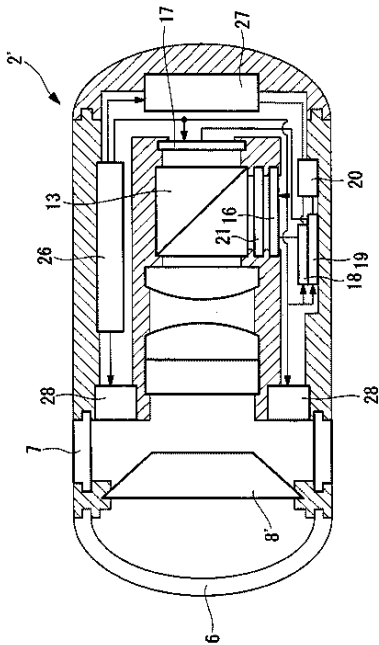
【图 9】



【图 10】



【図 11】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/072626
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00		
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 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
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.
A	JP 2005-261557 A (Olympus Corp.), 29 September, 2005 (29.09.05), Fig. 8 (Family: none)	1-8
A	JP 61-261713 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 November, 1986 (19.11.86), (Family: none)	1-8
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 December, 2007 (11.12.07)		Date of mailing of the international search report 18 December, 2007 (18.12.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 7 2 6 2 6	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00(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 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00			
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 1971-2007年 日本国実用新案登録公報 1996-2007年 日本国登録実用新案公報 1994-2007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 請求の範囲の番号	
A	JP 2005-261557 A (オリンパス株式会社) 2005. 09. 29, 【図 8】 (ファミリーなし)	1-8	
A	JP 61-261713 A (オリンパス光学工業株式会社) 1986. 11. 19, (ファミリーなし)	1-8	
<input type="checkbox"/> C 欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 11. 12. 2007		国際調査報告の発送日 18. 12. 2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / 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) 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9163

様式 PCT / I S A / 2 1 0 (第 2 ページ) (2007 年 4 月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, JP, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2008065955A1	公开(公告)日	2010-03-04
申请号	JP2008546961	申请日	2007-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	渡邊俊明 唐澤亮		
发明人	渡邊 俊明 唐澤 亮		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00096 A61B1/00165 A61B1/00181 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/00.300.Y		
F-TERM分类号	4C061/BB05 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/RR14		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2006320369 2006-11-28 JP		
其他公开文献	JP5226533B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有简单结构的插入部分的远端直径减小，从体腔入射的光的损失减小，并且同时并以分开的方式观察到来自两个不同方向的光。本发明提供一种内窥镜装置（1），该内窥镜装置（1）包括要插入到体腔内的插入部（2）。第一二向色镜（8），其布置在插入部分（2）的远端部分中，该第一二向色镜（8）透射第一波长带中的光（L4），该第一波长带从纵向轴向入射，并且使光（L2）偏转。从径向方向沿纵向轴向入射的第二波长带，从而将其与第一波长带中的光（L4）复用；第二二向色镜（13）将由第一二向色镜（8）多路复用的光（L2，L4）分离成每个波段；两个图像获取单元（16、17）分别获取由第二二向色镜（13）分离的第一和第二波长带中的光（L2，L4）。

