

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5226533号  
(P5226533)

(45) 発行日 平成25年7月3日 (2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日 (2013.3.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-546961 (P2008-546961)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成19年11月22日 (2007.11.22)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2007/072626		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02008/065955	(74) 代理人	100118913
(87) 国際公開日	平成20年6月5日 (2008.6.5)		弁理士 上田 邦生
審査請求日	平成22年9月29日 (2010.9.29)	(74) 代理人	100112737
(31) 優先権主張番号	特願2006-320369 (P2006-320369)		弁理士 藤田 考晴
(32) 優先日	平成18年11月28日 (2006.11.28)	(72) 発明者	渡邊 俊明
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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
		(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
		審査官	小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【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。

【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】

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】

10

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。

20

【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。

30

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

40

【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

50

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。

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。

10

【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】

20

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】

30

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】

40

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

50

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射出され、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射出される。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ー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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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傾斜させた場合を示す模式的な全体構成図である。

【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。

【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

L<sub>2</sub> 蛍光（第２の波長帯域の光）

L<sub>4</sub> 反射光（第１の波長帯域の光）

１ 内視鏡装置

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）

【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

10

20

30

40

50

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 8 a 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】

ダイクロイックコーンミラー 8 に対し、円錐面 8 a 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 8 a において偏向されて、半径方向外方に指向せられる。円錐面 8 a 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る。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 8 a で偏向されて長手軸方向に指向せられるようになっている。

【0028】

また、円錐面 8 a 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 8 a 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る。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る。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る。

【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 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 8 a 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 9 a 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 9 b 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 10 b 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 10 b に入射させるようになっている。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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出射され、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】

20

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出射される。出射された照明光  $L_3$  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。

【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。

30

【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。

40

【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

50

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 $G_2$ との位置関係に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】

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

10

20

30

40

50



クロイックミラー 24 の反射面 24 a 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。

#### 【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

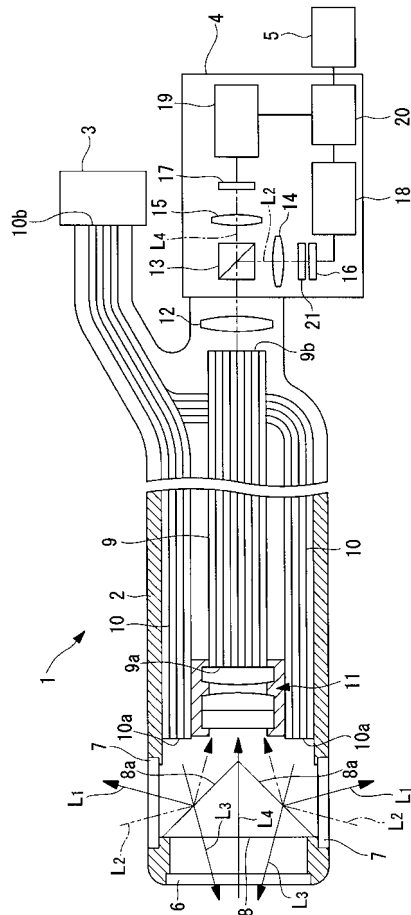
10

#### 【0047】

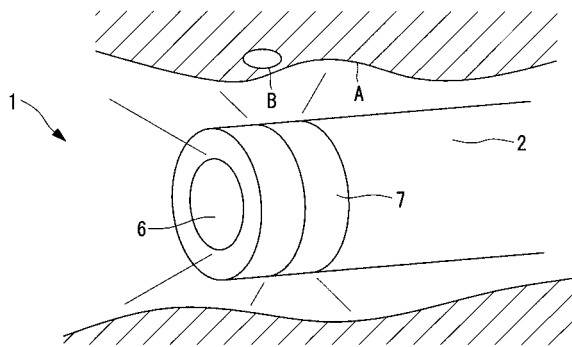
なお、本実施形態に係る内視鏡装置 1 においては、挿入部 2 と基端側にある表示部 5 等の構成が一体である場合について説明したが、これに代えて、図 11 に示されるようなカプセル型内視鏡であることとしてもよい。この場合に、挿入部 2' は外部装置（図示せず）から独立したカプセル型である。挿入部 2' は外部装置から独立した構成であるため、内部に白色 LED 等の光源 28 を備えている。また、第 1 のダイクロイックミラー 8' は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 における第 1 のダイクロイックミラー 8 の先端部を切り落とした形状である、円錐台状である。また、挿入部 2' は白色 LED 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

20

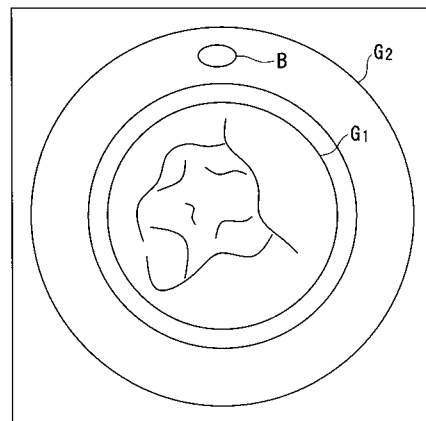
#### 【図 1】



#### 【図 2】

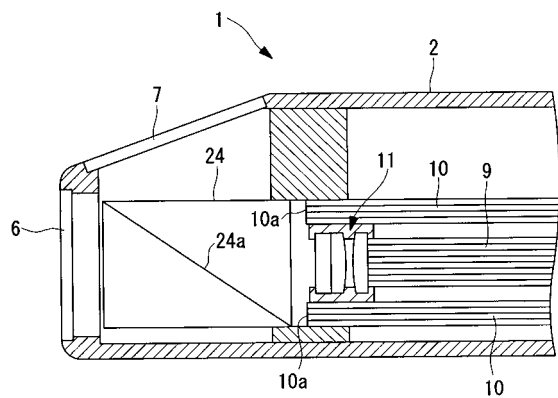


#### 【図 3】

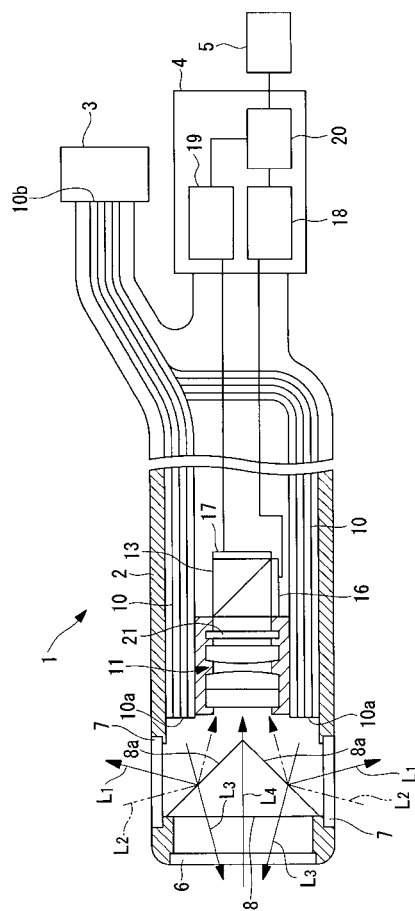




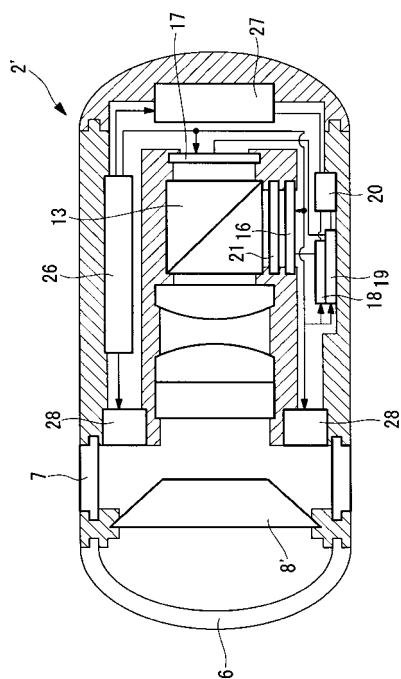
【 図 9 】



【 ㄣ 1 0 】



【 図 1 1 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-211162(JP,A)  
特開2001-314365(JP,A)  
特開昭61-261713(JP,A)  
特開2005-261557(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5226533B2</a>	公开(公告)日	2013-07-03
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		
当前申请(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		
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	JPWO2008065955A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

在用简单的结构使插入部分的远端最小化的同时，它抑制了从体腔入射的光的光量损失，并同时和分开地观察来自两个不同方向的光。插入到体腔内的插入部分（2）和入射在插入部分（2）的远端部分上并从纵向入射的第一波长带的光（L4）被透射，第一分色镜（8），用于偏转第二波长带的光（L2）以在纵轴方向上偏转，以便与第一波长带的光（L4）组合，以及第二分色镜用于分离由镜子（8）复用的每个波段的光（L2，L4）的第二分色镜（13）和由第二分色镜分离的第二分色镜（13）和两个成像单元（16,17），分别用于拍摄第一波段和第二波段的波段的光（L2，L4）。

【图 3】

