

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02011/013518

発行日 平成25年1月7日 (2013.1.7)

(43) 国際公開日 平成23年2月3日 (2011.2.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 A	2 H 0 4 2
G 0 2 B 5/04 (2006.01)	G 0 2 B 5/04 A	4 C 0 6 1
		4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

出願番号 特願2011-507743 (P2011-507743)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2010/061942
 (22) 国際出願日 平成22年7月15日 (2010.7.15)
 (11) 特許番号 特許第4746723号 (P4746723)
 (45) 特許公報発行日 平成23年8月10日 (2011.8.10)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-177784 (P2009-177784)
 (32) 優先日 平成21年7月30日 (2009.7.30)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

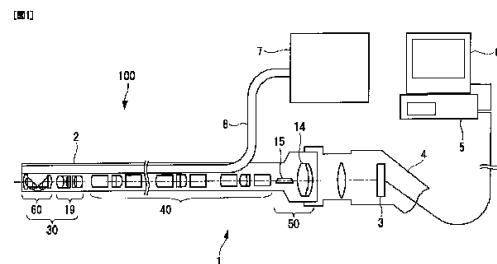
(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100118913
 弁理士 上田 邦生
 (74) 代理人 100112737
 弁理士 藤田 考晴
 (72) 発明者 富岡 誠
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム (参考) 2H040 BA04 CA23 CA24 CA28 GA02
 2H042 CA12 CA17
 4C061 AA00 BB00 CC06 DD01 FF40
 4C161 AA00 BB00 CC06 DD01 FF40

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光学系および内視鏡

(57) 【要約】

内視鏡の視野の方向を可変にしながら、内視鏡の先端部の径寸法を小さく抑えつつ画質の良好な内視鏡画像を得る。入射光軸に沿って入射された光を該入射光軸に直交する第1の軸線 (A) に沿う方向に偏向して射出する第1のプリズム (11) と、該第1のプリズム (11) から射出された光を、第1の軸線 (A) に対して間隔を空けた第2の軸線 (B) に沿って折り返す2つの反射面 (12b) を有する第2のプリズム (12) と、該第2のプリズム (12) により折り返された光を、第1の軸線 (A) に直交しかつ入射光軸を含む平面に沿う方向に偏向する第3のプリズム (13) とを備え、第1のプリズム (11) が、第2のプリズム (12) に対して第1の軸線 (A) 回りに揺動可能に設けられ、第2のプリズム (12) の2つの反射面 (12b) が、相互に鈍角をなして配置されている内視鏡用光学系を提供する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入射光軸に沿って入射された光を該入射光軸に直交する第 1 の軸線に沿う方向に偏向して射出する第 1 のプリズムと、

該第 1 のプリズムから射出された光を、前記第 1 の軸線に対して間隔を空けた第 2 の軸線に沿って折り返す 2 つの反射面を有する第 2 のプリズムと、

該第 2 のプリズムにより折り返された光を、前記第 1 の軸線に直交しかつ前記入射光軸を含む平面に沿う方向に偏向する第 3 のプリズムとを備え、

前記第 1 のプリズムが、前記第 2 のプリズムに対して前記第 1 の軸線回りに揺動可能に設けられ、

前記第 2 のプリズムの前記 2 つの反射面が、相互に鈍角をなして配置されている内視鏡用光学系。

【請求項 2】

入射光軸に沿って入射された光を該入射光軸に交差する第 1 の軸線に沿う方向に偏向して射出する第 1 のプリズムと、

該第 1 のプリズムから射出された光を、前記第 1 の軸線に対して間隔を空け前記入射光軸に直交する第 2 の軸線に沿って折り返す 2 つの反射面を有する第 2 のプリズムと、

該第 2 のプリズムにより折り返された光を、前記第 2 の軸線に直交しかつ前記入射光軸を含む平面に沿う方向に偏向する第 3 のプリズムとを備え、

前記第 1 のプリズムおよび前記第 2 のプリズムが、前記第 3 のプリズムに対して前記第 2 の軸線回りに揺動可能に設けられ、

前記第 2 のプリズムの前記 2 つの反射面が、相互に鈍角をなして配置されている内視鏡用光学系。

【請求項 3】

前記第 1 および第 3 のプリズムが、入射された光を 1 回反射させ、

前記第 2 のプリズムが、光を 3 回以上かつ奇数回反射させる請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 4】

前記第 3 のプリズムからの射出光軸上に、該第 3 のプリズムから射出された光を結像して形成される像を撮像する撮像部を備え、

前記第 1 のプリズムの揺動に同期して、該第 1 のプリズムが揺動したときの前記像の前記撮像部に対する回転を補正する方向に、前記像を前記撮像素子に対して相対的に前記射出光軸回りに回転させる回転補正手段を備える請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 5】

前記回転補正手段が、前記撮像部を、前記射出光軸を中心に前記第 1 のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させる請求項 4 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 6】

前記第 3 のプリズムと前記撮像部との間に配置され、前記第 3 のプリズムから射出された光を前記撮像部へ伝達するレンズ群を備え、

前記回転補正手段が、前記撮像部および前記レンズ群を一体で、前記射出光軸を中心に、前記第 1 のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させる請求項 4 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 7】

前記第 3 のプリズムと前記レンズ群との間の光束が、略アフォーカル系である請求項 6 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 8】

前記回転補正手段は、所定の光軸に沿って光が入射および射出され、前記第 3 のプリズムと前記撮像部との間において前記所定の光軸が前記射出光軸上に配置され、前記所定の光軸を中心に回転可能に設けられたイメージローテートプリズムを備える請求項 4 に記載

10

20

30

40

50

の内視鏡用光学系。

【請求項 9】

前記イメージローテートプリズムが、前記第 1 のプリズムの揺動角度の半分の角度だけ回転する請求項 8 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 10】

前記第 1、第 2 および第 3 のプリズムが、全体で光を奇数回反射させる請求項 8 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 11】

前記第 3 のプリズムから射出された光を伝達するリレー光学系と、
該リレー光学系により伝達された光を結像して形成される像を観察する接眼光学系を備え、
該リレー光学系が、途中位置において光を偶数回結像させる請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 12】

前記第 3 のプリズムの射出光軸上に、前記第 3 のプリズムから射出された光を結像して形成される像を撮像する撮像部を備え、

前記第 1、第 2 および第 3 のプリズムが、前記射出光軸を中心に前記撮像部に対して一体となって回転可能に設けられている請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 13】

請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の内視鏡用光学系を挿入部の先端に備える内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用光学系および内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡の先端部に配置されたプリズムを揺動または回転させてその先端面の向きを変更することにより、内視鏡の視野の方向を可変にする内視鏡が知られている（例えば、特許文献 1 および特許文献 2 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】 米国特許第 6 6 3 8 2 1 6 号明細書

【特許文献 2】 特開 2 0 0 6 - 2 0 1 7 9 6 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献 1 の場合には、プリズムが、内視鏡内の他の光学系の光軸から径方向にずれた位置に配置され、さらに、内視鏡内において径方向に移動する。そのため、内視鏡の先端部の寸法が径方向に大きくなるという問題がある。また、プリズムの後方に配置されたレンズ群や撮像素子などの他の光学系の寸法が、内視鏡の径寸法に対して小さく制限されるため、特に画質の良さが利点である硬性内視鏡において、内視鏡画像の画質が劣化するという問題がある。

【0005】

特許文献 2 の場合には、プリズムが内視鏡の先端部から径方向に突出して配置され、さらに、プリズムから画像センサまでの光学系の光軸が、内視鏡本体の光軸に直交している。したがって、内視鏡の先端部の全体の径寸法が大きくなるという問題がある。

【0006】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、内視鏡の視野の方向を可変に

しながら、内視鏡の先端部の径寸法を小さく抑えつつ画質の良好な内視鏡画像を得ることができる内視鏡用光学系を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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。

本発明の第1の態様は、入射光軸に沿って入射された光を該入射光軸に直交する第1の軸線に沿う方向に偏向して射出する第1のプリズムと、該第1のプリズムから射出された光を、前記第1の軸線に対して間隔を空けた第2の軸線に沿って折り返す2つの反射面を有する第2のプリズムと、該第2のプリズムにより折り返された光を、前記第1の軸線に直交しかつ前記入射光軸を含む平面に沿う方向に偏向する第3のプリズムとを備え、前記第1のプリズムが、前記第2のプリズムに対して前記第1の軸線回りに揺動可能に設けられ、前記第2のプリズムの前記2つの反射面が、相互に鈍角をなして配置されている内視鏡用光学系である。

10

【0008】

本発明の第1の態様によれば、入射光軸に沿って第1のプリズムに入射された光は、入射光軸から離れる方向へ偏向されると第2のプリズムによって再び入射光軸へ近づく方向へ偏向され、第3のプリズムから入射光軸と平行な平面内において射出される。したがって、内視鏡用光学系を、第1のプリズムを先端側に向けて、かつ、第3のプリズムからの射出光軸が後段に配置された内視鏡の他の光学系の光軸と一致するように、内視鏡の先端部に配置することにより、内視鏡の前方からの光を、後段の光学系へ伝達して内視鏡画像を得ることができる。

20

【0009】

この場合に、第1のプリズムを第1の軸線回りに揺動させると、第3のプリズムの射出光軸の位置を後段の光学系の光軸と一致させたまま、射出光軸に対する入射光軸の角度が変更され、内視鏡の視野を変更することができる。

また、第1のプリズムおよび第3のプリズムが、後段の他の光学系の光軸に沿う方向に配列され、かつ、第2のプリズムの反射面の成す角度が鈍角であるため、第2のプリズムの寸法が、内視鏡の径方向において比較的小さく抑えられる。これにより、内視鏡の先端部の径寸法を小さく抑えつつ、レンズや撮像素子等の他の光学系の径寸法が制限される不都合が解消され、画質の良好な内視鏡画像を得ることができる。

30

【0010】

本発明の第2の態様は、入射光軸に沿って入射された光を該入射光軸に交差する第1の軸線に沿う方向に偏向して射出する第1のプリズムと、該第1のプリズムから射出された光を、前記第1の軸線に対して間隔を空け前記入射光軸に直交する第2の軸線に沿って折り返す2つの反射面を有する第2のプリズムと、該第2のプリズムにより折り返された光を、前記第2の軸線に直交しかつ前記入射光軸を含む平面に沿う方向に偏向する第3のプリズムとを備え、前記第1のプリズムおよび前記第2のプリズムが、前記第3のプリズムに対して前記第2の軸線回りに揺動可能に設けられ、前記第2のプリズムの前記2つの反射面が、相互に鈍角をなして配置されている内視鏡用光学系である。

【0011】

本発明の第2の態様によれば、第1および第2のプリズムを、第3のプリズムに対して第2の軸線回りに揺動させることにより、内視鏡の視野を変更することができる。また、内視鏡の先端部の径寸法を小さく抑えつつ画質の良好な内視鏡画像を得ることができる。

40

【0012】

上記第1および第2の態様においては前記第1および第3のプリズムが、入射された光を1回反射させ、前記第2のプリズムが、光を3回以上かつ奇数回反射させることとしてもよい。

このようにすることで、第1および第3プリズムの形状を簡易にし、また、内視鏡の径方向において第2のプリズムの寸法をより小さくすることができる。

【0013】

50

上記第1および第2の態様においては、前記第3のプリズムからの射出光軸上に、該第3のプリズムから射出された光を結像して形成される像を撮像する撮像部を備え、前記第1のプリズムの揺動に同期して、該第1のプリズムが揺動したときの前記像の前記撮像部に対する回転を補正する方向に、前記像を前記撮像素子に対して相対的に前記射出光軸回りに回転させる回転補正手段を備える構成でもよい。

このようにすることで、第1のプリズムを揺動させたときに生じる、撮像部に対する像の回転を補正することができる。

【0014】

上記構成においては、前記回転補正手段が、前記撮像部を、前記射出光軸を中心に前記第1のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させることとしてもよい。

10

このようにすることで、特に、内視鏡用光学系と撮像部とが先端部において近接して配置される構成の内視鏡において、像の回転を簡便にかつ精度良く補正することができる。

【0015】

上記構成においては、前記第3のプリズムと前記撮像部との間に配置され、前記第3のプリズムから射出された光を前記撮像部へ伝達するレンズ群を備え、前記回転補正手段が、前記撮像部および前記レンズ群を一体で、前記射出光軸を中心に、前記第1のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させることとしてもよい。

このようにすることで、光軸の位置ずれ等の不都合を防ぎながら、像の回転を簡便に補正することができる。

【0016】

20

また、前記撮像部および前記レンズ群を一体で前記第1のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させる構成の場合、前記第3のプリズムと前記レンズ群との間の光束が、略アフォーカル系であることとしてもよい。

このようにすることで、レンズ群および撮像部を回転させたときに、これらが第3のプリズムに対して多少の位置ずれを生じても、像への影響を抑えることができる。

【0017】

上記構成においては、前記回転補正手段は、所定の光軸に沿って光が入射および射出され、前記第3のプリズムと前記撮像部との間において前記所定の光軸が前記射出光軸上に配置され、前記所定の光軸を中心に回転可能に設けられたイメージローテートプリズムを備えることとしてもよい。

30

このようにすることで、像の回転を簡便に補正することができる。

【0018】

前記イメージローテートプリズムを備える構成の場合、前記イメージローテートプリズムが、前記第1のプリズムの揺動角度の半分の角度だけ回転することとしてもよい。

このようにすることで、像の回転をより高い精度で補正することができる。

【0019】

前記イメージローテートプリズムを備える構成の場合、前記第1、第2および第3のプリズムが、全体で光を奇数回反射させることとしてもよい。

このようにすることで、イメージローテートプリズムから射出される光により正像を結像させることができる。

40

【0020】

上記第1および第2の態様においては、前記第3のプリズムから射出された光を伝達するリレー光学系と、該リレー光学系により伝達された光を結像して形成される像を観察する接眼光学系を備え、該リレー光学系が、途中位置において光を偶数回結像させることとしてもよい。

このようにすることで、像の向きを同一に保持しながら、第3のプリズムから射出された光を接眼光学系へ伝達することができる。

【0021】

上記第1および第2の態様においては、前記第3のプリズムの射出光軸上に、前記第3のプリズムから射出された光を結像して形成される像を撮像する撮像部を備え、前記第1

50

、第2および第3のプリズムが、前記射出光軸を中心に前記撮像部に対して一体となって回転可能に設けられていることとしてもよい。

このようにすることで、撮像部の姿勢を視野に対して一定に保持したまま、第1のプリズムの揺動可能な方向を視野に対して変更して視野の変更可能な方向を変えることができる。

【0022】

本発明の第3の態様は、上記いずれかに記載の内視鏡用光学系を挿入部の先端に備える内視鏡である。

本発明の第3の態様によれば、視野の方向を可変にしながら、先端部の径寸法を小さく抑えつつ画質が良好な内視鏡画像を取得することができる。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、内視鏡の視野の方向を可変にしながら、内視鏡の先端部の径寸法を小さく抑えつつ画質の良好な内視鏡画像を得ることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用光学系および内視鏡の全体構成図である。

【図2】図1の内視鏡の対物光学系の第1のユニットを示す図である。

【図3】第1のプリズムの動作を説明する図である。

【図4】イメージローテートプリズムの変形例を示す図である。

【図5】イメージローテートプリズムのもう1つの変形例を示す図である。

【図6】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡の全体構成図である。

【図7】図6の内視鏡の先端部の拡大図であり、本発明の第2の実施形態に係る内視鏡用光学系の全体構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用光学系1および該内視鏡用光学系1を備える内視鏡100について、図1～図5を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡100は、図1に示されるように、挿入部に直筒状で硬性の鏡筒2を備える硬性内視鏡である。本実施形態に係る内視鏡用光学系1は、鏡筒2内に配置されている。

【0026】

内視鏡100の基端には、撮像素子（撮像部）3を有するカメラヘッド4が装着されている。撮像素子3により取得された画像情報はデジタル信号としてプロセッサ5へ伝送される。プロセッサ5は、入力されたデジタル信号から画像を生成してモニタ6に写し出す。鏡筒2内には光源7に接続されたライトガイド8が長手方向に沿って配置されている。光源7の光がライトガイド8によって導光されることにより、内視鏡100の先端面から前方が照明される。

【0027】

内視鏡用光学系1は、鏡筒2の先端面側から順に、物体からの光を結像する対物光学系30と、該対物光学系30により結像された像をリレーするリレー光学系40と、該リレー光学系40によりリレーされた像を観察するための接眼光学系50とを備えている。

【0028】

対物光学系30は、第1のユニット60とレンズ群19とを備えている。第1のユニット60は、図2に示されるように、凹レンズ9と、第1のプリズム11と、第2のプリズム12と、第3のプリズム13と、平凸レンズ10とを備えている。平凸レンズ10は略平行光を射出する。レンズ群19は、平凸レンズ10からの略平行光を結像する。符号2aは、鏡筒2の先端面を覆うカバーガラスを示している。

凹レンズ9および平凸レンズ10の光軸は、鏡筒2の長手方向に沿って同軸に配置され

10

20

30

40

50

ている。

【0029】

第1および第3のプリズム11, 13は、断面が直角二等辺三角形の直角プリズムを基本の形状としている。第1および第3のプリズム11, 13は、斜面が互いに直角を成して対向し、かつ、 90° の内角を挟む一方の面が凹レンズ9および平凸レンズ10の光軸と略中心において直交するように配置されている。また、第1および第3のプリズム11, 13は、互いに隣接する 45° 角の先端部分が切断された形状を有している。

【0030】

第2のプリズム12は、断面が台形の角柱状である。第2のプリズム12は、下底面12aが、第1のプリズム11および第3のプリズム13の、 90° の内角を挟む他方の面に、微小の隙間を空けて平行に配置されている。第2のプリズム12は、第1のプリズム11から下底面12aに垂直に入射された光を、斜面（反射面）12bと下底面12aとの間で3回反射させて、第3のプリズム13の、 90° の内角を挟む他方の面の略中心に向かって垂直に射出するように、下底面12aと斜面12bとのなす底角の大きさが設計されている。

【0031】

凹レンズ9から射出した光は、図2に1点鎖線で示されるように、第1のプリズム11の斜面で直角に偏向されることにより、下底面12aに直交する第1の軸線Aに沿って第2のプリズム12へ入射される。そして、第2のプリズム12に入射された光は、斜面12bと下底面12aとの間で3回反射された後、下底面12aと直交する第2の軸線Bに沿って第3のプリズム13に入射される。第3のプリズム13に入射された光は、鏡筒2の長手方向に沿って後方に偏向され、さらに、平凸レンズ10により略平行光に形成されて射出される。

【0032】

さらに、第1のプリズム11および凹レンズ9は接合され、図3に示されるように、第1のプリズム11の斜面と凹レンズ9の光軸との交点を通り、凹レンズ9の光軸と直交する軸、すなわち、第1の軸線Aを中心に、一体で揺動可能に設けられている。第1のプリズム11および凹レンズ9は、例えば、内視鏡100の先端面の正面方向に対して、 -45° から $+45^\circ$ まで、好ましくは、 -60° から $+60^\circ$ まで、連続的に揺動する。これにより、内視鏡100の視野方向は、その正面方向に対して、 $-45^\circ \sim +45^\circ$ 、好ましくは、 $-60^\circ \sim +60^\circ$ の間で角度が連続的に変更される。さらに好ましくは、 $-90^\circ \sim +90^\circ$ の間で、角度が連続的に変更される。なお、第1のプリズム11が、第3のプリズム13と干渉することなく揺動するように、第1のプリズム11の、第3のプリズム13と隣接する角を面取りするなど、光路に影響を及ぼさない範囲で適宜第1のプリズム11の形状を変更してもよい。

【0033】

リレー光学系40は、対物光学系30によって結像された光を、その途中位置において偶数回結像させることにより、最終の結像面において鏡像を形成する。

接眼光学系50は、リレー光学系40の最終の結像面に形成された像を拡大し、かつ、平行光束として光を射出する接眼レンズ14を備えている。

【0034】

また、接眼光学系50は、リレー光学系40と接眼レンズ14との間に配置されたイメージローテートプリズム15を備えている。イメージローテートプリズム15は、断面が台形の角柱状である。イメージローテートプリズム15は、底面に平行な所定の光軸に沿って一方の斜面から入射された光を、下底面で反射して、他方の斜面から入射光と同一の所定の光軸に沿って射出する。このときに、射出光が結像する像は、入射光が結像する像に対して鏡像となる。

【0035】

イメージローテートプリズム15は、所定の光軸がリレー光学系40の光軸の延長線上に配置され、所定の光軸を中心に回転可能に設けられている。このときに、イメージロー

10

20

30

40

50

テートプリズム 15 は、第 1 のプリズム 11 の揺動と同期して、該第 1 のプリズム 11 が揺動することによる撮像素子 3 に対する像の回転を補正する方向に、第 1 のプリズム 11 が揺動した角度の半分の角度だけ回転するようになっている。これにより、第 1 のプリズム 11 を揺動させても、撮像素子 3 に結像される像の向きが一定に保たれる。

【0036】

このように構成された内視鏡用光学系 1 を備える硬性内視鏡 100 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用光学系 1 を備える硬性内視鏡 100 を用いて体内を観察するには、ライトガイド 8 により前方を照明しながら内視鏡 100 を先端から体内へ挿入することにより、モニタ 6 上で体内の内視鏡画像を観察することができる。このときに、第 1 のプリズム 11 を揺動させることにより、視野方向を正面方向から斜め方向へ変更しながら体内を観察することができる。

【0037】

このように、本実施形態によれば、構成上先端面の方向を変更することができない硬性内視鏡 100 であっても、3つのプリズム 11, 12, 13 を用いた簡易な構成により、視野方向を連続的に変更しながら、広い範囲を観察することができるという利点がある。

また、第 1 および第 3 のプリズム 11, 13 が、後段に配置された他の光学系 40, 50 の光軸上に配置されている。また、第 2 のプリズム 12 に、斜面 12b が相互になす角が鈍角である台形状のものをを用い、第 1 のプリズム 11 から第 3 のプリズム 13 へ光を 3 回反射させて光を伝達する構成にすることにより、第 2 のプリズム 12 の寸法が鏡筒 2 の径方向において比較的小さく抑えられる。これにより、内視鏡 100 の先端部の外径寸法を小さくすることができるという利点がある。

【0038】

また、内視鏡用光学系 1 の寸法を内視鏡 100 の径方向に小さく抑えることにより、対物光学系 30 やリレー光学系 40 を構成するレンズに、鏡筒 2 の空間を十分に活かした径寸法のものを用いることが可能となる。これにより、各レンズに、開口数や収差の補正等において性能の優れたものをを用いて、従来の視野方向固定の硬性内視鏡に匹敵する画質の優れた内視鏡画像を得ることができるという利点がある。

また、イメージローテートプリズム 15 を用いることにより、第 1 のプリズム 11 を揺動させたときに生じる像の回転を簡易な構成でかつ高い精度で補正することができるという利点がある。

【0039】

上記実施形態においては、第 1 のプリズム 11 および凹レンズ 9 が一体で揺動可能に設けられていることとしたが、これに代えて、第 1 のプリズム 11、第 2 のプリズム 12 および凹レンズ 9 が一体で揺動可能に設けられていることとしてもよい。

この場合、第 1 のプリズム 11、第 2 のプリズム 12 および凹レンズ 9 は、第 2 の軸線 B 回りに揺動させられる。このようにしても、視野方向を可変にしながら、内視鏡 100 の径寸法を小さく抑えることができる。

【0040】

上記実施形態においては、第 1 のプリズム 11 が、連続的に揺動可能であることとしたが、これに代えて、所定の角度に段階的に揺動可能であることとしてもよい。

例えば、内視鏡 100 の先端面の正面方向に対して 0° 、 $\pm 30^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ および $\pm 90^\circ$ に段階的に第 1 のプリズム 11 が揺動するようにしても、十分に広い視野を観察することができる。

【0041】

上記実施形態においては、イメージローテートプリズム 15 として、断面が台形の角柱状のものをを用いることとしたが、イメージローテートプリズム 15 は、入射光と射出光の光軸が同一であり、内部で光を奇数回反射させる形状であればよい。

例えば、図 4 に示されるように、断面が正三角形の角柱プリズムでもよく、図 5 に示されるように、異なる形状のプリズムを複数組み合わせたものでもよい。これらのプリズム

10

20

30

40

50

も、入射光および射出光の光軸を中心に回転させることにより、像の回転を補正することができる。

【0042】

上記実施形態においては、第2のプリズム12が、第1のプリズム11から入射された光を3回反射させることとしたが、反射回数は3回以上かつ奇数回であればよい。

第1のプリズム11と第3のプリズム13との間の距離を鏡筒2の長手方向に沿って離すことにより、第2のプリズム12内における反射回数は増加し、それとともに、第2のプリズム12の寸法を鏡筒2の径方向においてさらに縮小させることができる。

上記実施形態においては、イメージローテートプリズム15によって像の回転を補正することとしたが、プロセッサによって電氣的に補正してもよい。

10

【0043】

次に、本発明の第2の実施形態に係る内視鏡用光学系1および該内視鏡用光学系1を備える内視鏡100について、図6および図7を参照して以下に説明する。

第1の実施形態と共通する構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

本実施形態に係る内視鏡100は、図6に示されるように、物体からの光を集光して結像および撮像する光学系が配置された先端部16と、該先端部16の方向を変更する湾曲部17とを有する腹腔鏡が用いられる。本実施形態に係る内視鏡用光学系1は、先端部16内に配置されている。

【0044】

内視鏡100は、先端部16において取得された画像情報をデジタル信号として外部のプロセッサ5に伝送する。

20

先端部16の鏡筒は、先端側から順に前筒16aおよび後筒16bを備えている。前筒16aおよび後筒16bは、湾曲部17に対して互いに独立に周方向に回転可能に設けられている。湾曲部17は、操作者がハンドル18を操作することにより湾曲させられる。

【0045】

本実施形態に係る内視鏡用光学系1は、図7に示されるように、前筒16a内に配置された第1のユニット60と、後筒16b内に配置され撮像素子3を備える第2のユニット70とを備えている。

【0046】

第1のユニット60は、第1の実施形態と同一の構成を有している。凹レンズ9および平凸レンズ10の光軸は、前筒16aの中心軸と一致するように配置されている。第1のユニット60は、前筒16aと一体で設けられ、前筒16aを周方向に回転させることにより、前筒16aの中心軸回りに回転する。これにより、内視鏡100の本体に対して第1のプリズム11の揺動可能な方向が変更される。すなわち、視野の変更可能な方向が、例えば、視野に対して左右方向または上下方向等、任意の方向に選択される。

30

【0047】

第2のユニット70は、第1のユニット60から射出された略平行光を撮像素子3に伝達するレンズ群19を備えている。符号20は、撮像素子3の撮像面を保護する封止ガラスを示している。第2のユニット70は、後筒（回転補正手段）16bと一体で設けられている。後筒16bが周方向に回転したときに、第2のユニット70も後筒16bの中心軸を中心に回転可能に設けられている。このときに、後筒16bは、第1のプリズム11の揺動と同期して、第1のプリズム11を揺動させることによる撮像素子3に対する像の回転を補正する方向に、第1のプリズム11と同一の角度だけ回転する。

40

【0048】

このように構成された内視鏡用光学系1を備える内視鏡100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100を用いて腹腔内を観察するには、図示しないライトガイド等により前方を照明しながら、予め腹腔に穿孔した小孔から腹腔内へ先端部16を挿入することにより、モニタ6上に腹腔内の内視鏡画像が映し出される。そして、第1のプリズム11を揺動させることにより、先端面の正面方向に対して斜視方向の視野を観察する

50

ことができる。また、前筒 16 a を周方向に回転させることにより、モニタ 6 上で視野を静止させた状態で、視野の変更可能な方向が変更され、左右方向または上下方向等、所望の方向に視野方向を向けることができる。

【0049】

このように、本実施形態によれば、湾曲部 17 を湾曲させなくとも、視野の方向が変更される。これにより、腔内が狭く先端部 16 の向きを変更させることが困難な部位であっても、広い範囲にわたって観察することができる。また、内視鏡 100 による観察と並行して他の処置具を使用する場合には、先端部 16 が処置具の操作の妨げとなること防ぎ、処置具の操作空間を広く確保することができるという利点がある。また、湾曲部 16 を湾曲させた状態で第 1 のプリズム 11 を揺動させることにより、従来観察が困難であった入り組んだ部位なども所望の方向から観察することができるという利点がある。

10

【0050】

また、第 1 のユニット 60 と第 2 のユニット 70 との間の光束が略アフォーカル系である。したがって、第 2 のユニット 70 を回転させたときに第 2 のユニット 70 の位置が第 1 のユニット 60 に対して多少ずれても、焦点のブレや像のがたつき等を抑えて安定した像を得ることができるという利点がある。

【0051】

また、前筒 16 a を回転させて視野の変更可能な方向を変える際に、視野に対して撮像素子 3 の姿勢が一定に保持されるので、内視鏡 100 の全体を周方向に回転させる場合と異なり、モニタ 6 に映し出される内視鏡画像は上下左右方向が一定に保たれる。これにより、操作者が内視鏡画像を見ながら内視鏡 100 や他の処置具等を操作する際に、視野方向を様々な方向に変更しながらであっても、視野に対して方向感覚が混乱することなく正確に操作することができるという利点がある。

20

【0052】

上記実施形態においては、第 1 のプリズム 11 の揺動に同期して、撮像素子 3 およびレンズ群 19 が回転させられることとしたが、これに代えて、撮像素子 3 のみが回転させられることとしてもよい。

このようにしても、第 1 のプリズム 11 の揺動による像の回転を補正することができる。

【0053】

上記実施形態においては、内視鏡 100 として、先端部 16 および湾曲部 17 を有する腹腔鏡を用いることとしたが、これに代えて、軟性内視鏡を用いることとしてもよい。

30

軟性内視鏡の先端硬質部は、物体からの光を集光する対物光学系と撮像素子とを備え、本実施形態に係る内視鏡 100 の先端部 16 と同様の光学系の構成を有している。また、軟性内視鏡は、撮像するための光学系の他に処置具を挿通するためのチャンネルを備えたものが多く、その径寸法に対して光学系を配置可能な空間が制限される。したがって、軟性内視鏡にも本実施形態に係る内視鏡用光学系 1 を好適に用いることができる。

【符号の説明】

【0054】

- 1 内視鏡用光学系
- 2 鏡筒
- 2 a カバーガラス
- 3 撮像素子（撮像部）
- 4 カメラヘッド
- 5 プロセッサ
- 6 モニタ
- 7 光源
- 8 ライトガイド
- 9 凹レンズ
- 10 平凸レンズ

40

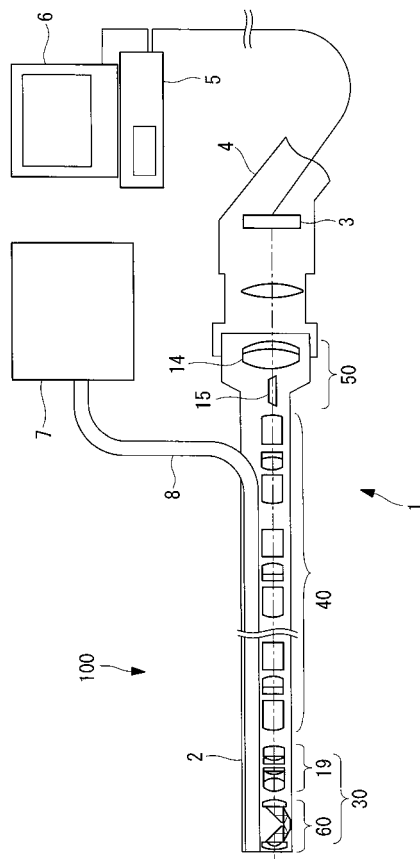
50

- 1 1 第 1 のプリズム
- 1 2 第 2 のプリズム
- 1 2 a 下底面
- 1 2 b 斜面 (反射面)
- 1 3 第 3 のプリズム
- 1 4 接眼レンズ
- 1 5 イメージローテートプリズム (回転補正手段)
- 1 6 先端部
- 1 6 a 前筒
- 1 6 b 後筒 (回転補正手段)
- 1 7 湾曲部
- 1 8 ハンドル
- 1 9 レンズ群
- 2 0 封止ガラス
- 3 0 対物光学系
- 4 0 リレー光学系
- 5 0 接眼光学系
- 6 0 第 1 のユニット
- 7 0 第 2 のユニット
- 1 0 0 内視鏡
- A 第 1 の軸線
- B 第 2 の軸線

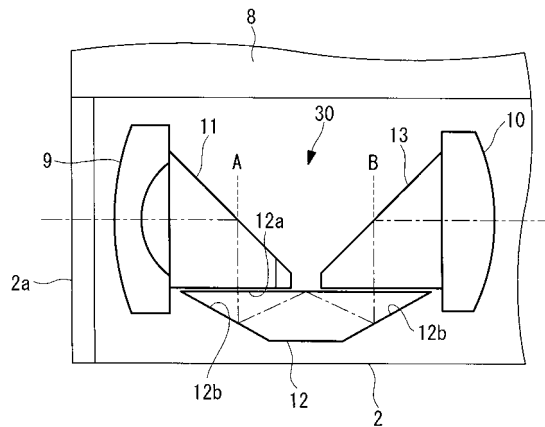
10

20

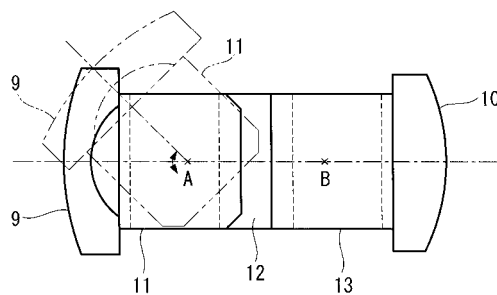
【図 1】



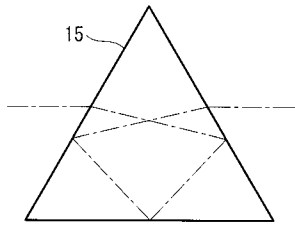
【図 2】



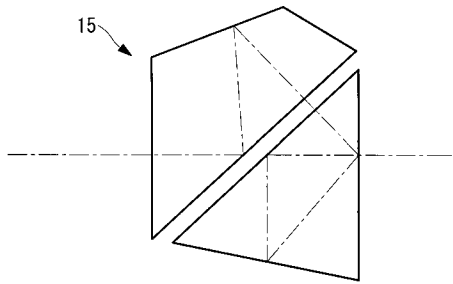
【図 3】



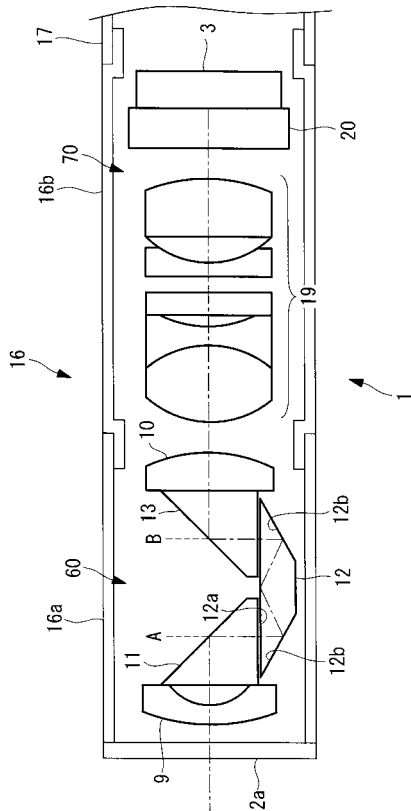
【図 4】



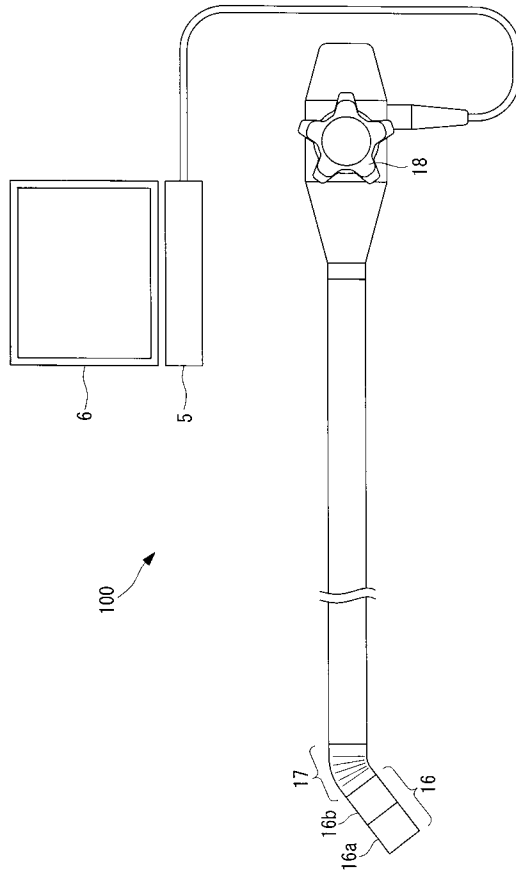
【図 5】



【図 7】



【図 6】



【手続補正書】

【提出日】平成23年2月24日(2011.2.24)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入射光軸に沿って入射された光を該入射光軸に直交する第 1 の軸線に沿う方向に偏向して射出する第 1 のプリズムと、

該第 1 のプリズムから射出された光を、前記第 1 の軸線に対して間隔を空けた第 2 の軸線に沿って折り返す 2 つの反射面を有する第 2 のプリズムと、

該第 2 のプリズムにより折り返された光を、前記第 1 の軸線に直交しかつ前記入射光軸を含む平面に沿う方向に偏向する第 3 のプリズムとを備え、

前記第 1 のプリズムが、前記第 2 のプリズムに対して前記第 1 の軸線回りに揺動可能に設けられ、

前記第 2 のプリズムの前記 2 つの反射面が、相互に鈍角をなして配置されている内視鏡用光学系。

【請求項 2】

前記第 1 および第 3 のプリズムが、入射された光を 1 回反射させ、

前記第 2 のプリズムが、光を 3 回以上かつ奇数回反射させる請求項 1に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 3】

前記第 3 のプリズムからの射出光軸上に、該第 3 のプリズムから射出された光を結像して形成される像を撮像する撮像部を備え、

前記第 1 のプリズムの揺動に同期して、該第 1 のプリズムが揺動したときの前記像の前記撮像部に対する回転を補正する方向に、前記像を前記撮像素子に対して相対的に前記射出光軸回りに回転させる回転補正手段を備える請求項 1に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 4】

前記回転補正手段が、前記撮像部を、前記射出光軸を中心に前記第 1 のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させる請求項 3に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 5】

前記第 3 のプリズムと前記撮像部との間に配置され、前記第 3 のプリズムから射出された光を前記撮像部へ伝達するレンズ群を備え、

前記回転補正手段が、前記撮像部および前記レンズ群を一体で、前記射出光軸を中心に、前記第 1 のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させる請求項 3に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 6】

前記第 3 のプリズムと前記レンズ群との間の光束が、略アフォーカル系である請求項 5に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 7】

前記回転補正手段は、所定の光軸に沿って光が入射および射出され、前記第 3 のプリズムと前記撮像部との間において前記所定の光軸が前記射出光軸上に配置され、前記所定の光軸を中心に回転可能に設けられたイメージローテートプリズムを備える請求項 3に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 8】

前記イメージローテートプリズムが、前記第 1 のプリズムの揺動角度の半分の角度だけ回転する請求項 7に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 9】

前記第 1、第 2 および第 3 のプリズムが、全体で光を奇数回反射させる請求項 7 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 10】

前記第 3 のプリズムから射出された光を伝達するリレー光学系と、

該リレー光学系により伝達された光を結像して形成される像を観察する接眼光学系を備え、

該リレー光学系が、途中位置において光を偶数回結像させる請求項 1 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 11】

前記第 3 のプリズムの射出光軸上に、前記第 3 のプリズムから射出された光を結像して形成される像を撮像する撮像部を備え、

前記第 1、第 2 および第 3 のプリズムが、前記射出光軸を中心に前記撮像部に対して一体となって回転可能に設けられている請求項 1 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の内視鏡用光学系を挿入部の先端に備える内視鏡。

【請求項 13】

入射光軸に沿って入射された光を該入射光軸に交差する第 1 の軸線に沿う方向に偏向して射出する第 1 のプリズムと、

該第 1 のプリズムから射出された光を、前記第 1 の軸線に対して間隔を空け前記入射光軸に直交する第 2 の軸線に沿って折り返す 2 つの反射面を有する第 2 のプリズムと、

該第 2 のプリズムにより折り返された光を、前記第 2 の軸線に直交しかつ前記入射光軸を含む平面に沿う方向に偏向する第 3 のプリズムとを備え、

前記第 1 のプリズムおよび前記第 2 のプリズムが、前記第 3 のプリズムに対して前記第 2 の軸線回りに揺動可能に設けられ、

前記第 2 のプリズムの前記 2 つの反射面が、相互に鈍角をなして配置されている内視鏡用光学系。

【請求項 14】

前記第 1 および第 3 のプリズムが、入射された光を 1 回反射させ、

前記第 2 のプリズムが、光を 3 回以上かつ奇数回反射させる請求項 13 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 15】

前記第 3 のプリズムからの射出光軸上に、該第 3 のプリズムから射出された光を結像して形成される像を撮像する撮像部を備え、

前記第 1 のプリズムの揺動に同期して、該第 1 のプリズムが揺動したときの前記像の前記撮像部に対する回転を補正する方向に、前記像を前記撮像素子に対して相対的に前記射出光軸回りに回転させる回転補正手段を備える請求項 13 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 16】

前記回転補正手段が、前記撮像部を、前記射出光軸を中心に前記第 1 のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させる請求項 15 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 17】

前記第 3 のプリズムと前記撮像部との間に配置され、前記第 3 のプリズムから射出された光を前記撮像部へ伝達するレンズ群を備え、

前記回転補正手段が、前記撮像部および前記レンズ群を一体で、前記射出光軸を中心に、前記第 1 のプリズムと同一の揺動角度だけ回転させる請求項 15 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 18】

前記第 3 のプリズムと前記レンズ群との間の光束が、略アフォーカル系である請求項 17 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 19】

前記回転補正手段は、所定の光軸に沿って光が入射および射出され、前記第 3 のプリズ

ムと前記撮像部との間において前記所定の光軸が前記射出光軸上に配置され、前記所定の光軸を中心に回転可能に設けられたイメージローテートプリズムを備える請求項 15 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 20】

前記イメージローテートプリズムが、前記第 1 のプリズムの揺動角度の半分の角度だけ回転する請求項 19 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 21】

前記第 1、第 2 および第 3 のプリズムが、全体で光を奇数回反射させる請求項 19 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 22】

前記第 3 のプリズムから射出された光を伝達するリレー光学系と、
該リレー光学系により伝達された光を結像して形成される像を観察する接眼光学系を備え、
該リレー光学系が、途中位置において光を偶数回結像させる請求項 13 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 23】

前記第 3 のプリズムの射出光軸上に、前記第 3 のプリズムから射出された光を結像して形成される像を撮像する撮像部を備え、
前記第 1、第 2 および第 3 のプリズムが、前記射出光軸を中心に前記撮像部に対して一体となって回転可能に設けられている請求項 13 に記載の内視鏡用光学系。

【請求項 24】

請求項 13 に記載の内視鏡用光学系を挿入部の先端に備える内視鏡。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/061942

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G02B23/26(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(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)
G02B23/26, A61B1/00, G02B23/24

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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 2006-201796 A (Karl Storz Development Corp.), 03 August 2006 (03.08.2006), entire text; all drawings & US 2006/0252995 A1 & EP 1683472 A1 & CA 2533549 A & CA 2533549 A1	1-13
A	JP 2006-204924 A (Karl Storz Development Corp.), 10 August 2006 (10.08.2006), entire text; all drawings & US 2006/0256450 A1 & EP 1686410 A1 & CA 2534601 A & CA 2534601 A1	1-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
03 September, 2010 (03.09.10)Date of mailing of the international search report
14 September, 2010 (14.09.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/061942

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 58-105211 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 June 1983 (23.06.1983), entire text; all drawings (Family: none)	1-13
A	JP 62-96923 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 May 1987 (06.05.1987), entire text; all drawings & US 4746203 A1	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/061942									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G02B23/26(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(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（IPC）） Int.Cl. G02B23/26, A61B1/00, G02B23/24											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010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 請求項の番号									
A	JP 2006-201796 A（カール・ストーツ・デベロップメント・コーポレーション）2006.08.03, 全文, 全図 & US 2006/0252995 A1 & EP 1683472 A1 & CA 2533549 A & CA 2533549 A1	1-13									
A	JP 2006-204924 A（カール・ストーツ・デベロップメント・コーポレーション）2006.08.10, 全文, 全図 & US 2006/0256450 A1 & EP 1686410 A1 & CA 2534601 A & CA 2534601 A1	1-13									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 03.09.2010		国際調査報告の発送日 14.09.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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） 井上 香緒梨	2Q 3614								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 6 1 9 4 2
C (続き) . 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 請求項の番号
A	JP 58-105211 A (オリンパス光学工業株式会社) 1983. 06. 23, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 62-96923 A (オリンパス光学工業株式会社) 1987. 05. 06, 全文, 全図 & US 4746203 A1	1-13

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, 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(WIPO)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)	内窥镜光学系统和内窥镜		
公开(公告)号	JPWO2011013518A1	公开(公告)日	2013-01-07
申请号	JP2011507743	申请日	2010-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	富岡 誠		
发明人	富岡 誠		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 G02B5/04		
CPC分类号	G02B23/2423 A61B1/00096 A61B1/00183 A61B1/0051 G02B17/045 G02B26/0816		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G02B23/26.A G02B5/04.A		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/CA28 2H040/GA02 2H042/CA12 2H042/CA17 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF40 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF40		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2009177784 2009-07-30 JP		
其他公开文献	JP4746723B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在保持内窥镜的前端部的直径尺寸小的同时改变内窥镜的视场方向的同时，获得具有良好图像质量的内窥镜图像。第一棱镜（11）和第一棱镜（11），第一棱镜（11）通过使光沿沿着与入射光轴正交的第一轴（A）的方向偏转而沿入射光轴入射。）从第二棱镜（12）发射的光具有两个反射表面（12b），该反射表面沿第二轴线（B）向后折叠，并与第一轴线（A）隔开。由第二棱镜（12）反射的光设置有第三棱镜（13），该第三棱镜在与第一轴（A）正交的方向上并且沿着包括入射光轴的平面偏转光，第一棱镜（11）以相对于第二棱镜（12）和第二棱镜（12）的两个反射面（12b）可绕第一轴（A）摆动的方式设置。提供一种用于内窥镜的光学系统，该光学系统彼此成钝角布置。

