

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/217498

発行日 平成31年4月11日(2019. 4. 11)

(43) 国際公開日 平成29年12月21日(2017. 12. 21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 4 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 R	
	A 6 1 B 1/00 5 1 1	
	A 6 1 B 1/00 5 2 2	
	A 6 1 B 1/00 5 2 6	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 39 頁)		

出願番号 特願2018-524002 (P2018-524002)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2017/022164
 (22) 国際出願日 平成29年6月15日(2017. 6. 15)
 (31) 優先権主張番号 特願2016-119832 (P2016-119832)
 (32) 優先日 平成28年6月16日(2016. 6. 16)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 504132881
 国立大学法人東京農工大学
 東京都府中市晴見町 3-8-1
 (74) 代理人 100079049
 弁理士 中島 淳
 (74) 代理人 100084995
 弁理士 加藤 和詳
 (74) 代理人 100099025
 弁理士 福田 浩志
 (72) 発明者 高木 康博
 東京都府中市晴見町 3-8-1 国立大学
 法人東京農工大学内

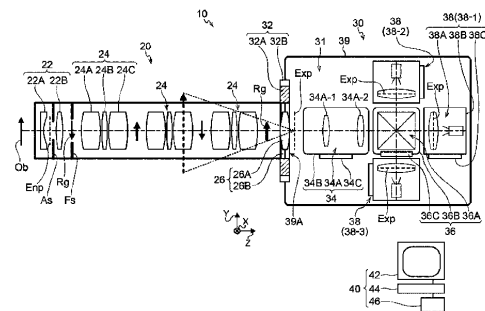
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用拡張装置

(57) 【要約】

1つの内視鏡を複数の観察機能を有する内視鏡に拡張できる内視鏡用拡張装置を提供する。

内視鏡(20)は、対物レンズ(22)、複数のリレーレンズ系(24)、アイピース(26)を備え、射出瞳(Exp)がアイピース(26)の直後に形成される。アイピース(26)には取付部(32)により内視鏡用拡張装置の筐体(39)が取り付けられる。筐体(39)には、機能化プラットフォーム(31)を形成するリレー光学系(34)及び分岐部(36)が設けられる。内視鏡用拡張装置(30)は、内視鏡(20)の射出瞳(Exp)を、リレー光学系(34)を用いてアイピース(26)から離れた位置に移動させる。分岐部(36)で分岐された光路を伝播した光は、受光部(38)で受光される。このように構成した内視鏡用拡張装置(30)を用いることで1つの内視鏡(20)を複数の観察機能を有する内視鏡に拡張できる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光が入射される入射窓を備え、内部に光学部品を収納可能な筐体と、
内視鏡から射出された光が前記入射窓から前記筐体の内部に入射されるように前記筐体を前記内視鏡の出射側に取り付けるための取付部と、
前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記入射窓から入射された光をリレーするリレー光学系と、
前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記リレー光学系でリレーされた光を複数の光路に分岐する分岐部と、
前記分岐部で分岐された何れかの光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられた受光部と、
を備えた内視鏡用拡張装置。

10

【請求項 2】

前記取付部は、前記内視鏡のアイピースに取り付けられる
請求項 1 に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 3】

前記取付部は、前記内視鏡の射出瞳に対する前記リレー光学系の入射瞳の位置関係を調整する取付調整部を含む
請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 4】

前記リレー光学系は、前記内視鏡により形成される射出瞳を入射瞳として、前記内視鏡の射出瞳をリレーするように取り付けられ、
前記分岐部は、前記リレー光学系の射出側の端部から前記リレー光学系の射出瞳位置までの空間で、かつ前記リレー光学系の光路上に設けられる
請求項 1 ～ 請求項 3 の何れか 1 項に記載の内視鏡用拡張装置。

20

【請求項 5】

前記分岐部及び前記受光部の少なくとも一方は、前記リレー光学系の射出瞳位置に対して、前受光部で受光する光の位置を調整する位置調整部を含む
請求項 1 ～ 請求項 4 の何れか 1 項に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 6】

前記分岐部は、前記リレー光学系から射出された光の一部を反射し残りの少なくとも一部の光を透過する光学素子を含む
請求項 1 ～ 請求項 5 の何れか 1 項に記載の内視鏡用拡張装置。

30

【請求項 7】

前記分岐部は、前記リレー光学系から射出された光を瞳分割により、右目用画像と左目用画像とが得られるように光を分岐し、
前記受光部は、前記分岐部で瞳分割した 2 つの光の各々を受光可能な位置に配置され、
前記受光部の各々で受光された光から得られる右目用画像と左目用画像とに基づいて立体像を表示する表示部を含む立体カメラ装置である
請求項 1 ～ 請求項 6 の何れか 1 項に記載の内視鏡用拡張装置。

40

【請求項 8】

前記分岐部は、前記リレー光学系から射出された光を、所定画素だけ離間した異なる画像が複数得られるように光を分岐し、
前記受光部は、前記分岐部で分割した複数の光の各々を受光可能な位置に配置され、
前記受光部の各々で受光された光から得られる複数の画像を合成して高画質化画像を表示する表示部を含む高画質カメラ装置である
請求項 1 ～ 請求項 6 の何れか 1 項に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 9】

前記受光部は、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に、前記分岐部で分岐された何れかの光路を伝播するように、発光する発光部を含む

50

請求項 1 ~ 請求項 8 の何れか 1 項に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 10】

前記発光部は、予め定めたパターン画像を投影する投影装置である

請求項 9 に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 11】

前記分岐部は、対象物に照射される光と、対象物に照射された光により発生した光とが得られるように光を分岐し、

前記受光部は、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播可能な位置に配置された前記発光部で発光された光を受光し、受光した光に基づいて前記内視鏡により観察した対象物から前記内視鏡の先端までの距離を計測する距離計測装置である

10

請求項 9 に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 12】

前記分岐部は、対象物に照射される照射光と、対象物に照射された照射光が対象物で反射された反射光とが得られるように光を分岐し、

前記受光部は、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播可能な位置に配置された前記発光部で発光された照射光の反射光を受光し、受光した反射光に基づいて前記内視鏡により観察した対象物の三次元形状を計測する形状計測装置である

請求項 9 に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 13】

前記分岐部は、対象物に照射される励起光と、対象物に照射された励起光により励起された蛍光とが得られるように光を分岐し、

20

前記受光部は、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播可能な位置に配置された前記発光部で発光された励起光により励起された蛍光を受光する蛍光観察装置である

請求項 9 に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 14】

前記分岐部は、対象物に照射される照射光と、対象物に照射された照射光が対象物で反射された反射光とが得られるように光を分岐し、

前記受光部は、前記照射光を分割して参照光を得る参照光分割部を含み、

前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播可能な位置に配置された前記発光部で発光された照射光が対象物で反射された反射光と、前記参照光との干渉及び前記照射光の走査結果に基づいて対象物表面の内部構造を検出する内部構造検出装置である

30

請求項 9 に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 15】

前記リレー光学系の入射側でかつ、前記内視鏡の射出瞳の近傍に、全ての前記受光部へ光を結像に共通に作用するレンズ系を設けた

請求項 1 ~ 請求項 14 の何れか 1 項に記載の内視鏡用拡張装置。

【請求項 16】

光が入射される入射窓を備え、内部に光学部品を収納可能な筐体と、

内視鏡から射出された光が前記入射窓から前記筐体の内部に入射されるように前記筐体を前記内視鏡の出射側に取り付けるための取付部と、

40

前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記入射窓から入射された光をリレーするリレー光学系と、

前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記リレー光学系でリレーされた光を瞳分割により右目用画像と左目用画像とが得られるように光を分岐する立体表示用分岐部と、対象物に照射する照射光及び前記照射光による対象物の反射光が得られるように光を分岐する内部構造検出用分岐部とを含む分岐部と、

前記立体表示用分岐部で瞳分割された光の光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ瞳分割された光の各々を用いて右目用画像及び左目用画像を形成する立体カメラ装置と、前記内部構造検出用分岐部で分岐された光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ前記照射光を発光

50

する発光部及び前記照射光の一部を参照光とする参照光分割部を含み、前記反射光と前記参照光との干渉結果に基づいて対象物表面の内部構造を検出する内部構造検出装置と、を含む受光部と、

を備えた内視鏡用拡張装置。

【請求項 17】

光が入射される入射窓を備え、内部に光学部品を収納可能な筐体と、

内視鏡から射出された光が前記入射窓から前記筐体の内部に入射されるように前記筐体を前記内視鏡の出射側に取り付けるための取付部と、

前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記入射窓から入射された光をリレーするリレー光学系と、

前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記リレー光学系でリレーされた光を瞳分割により右目用画像と左目用画像とが得られるように光を分岐する立体表示用分岐部と、前記リレー光学系から射出された光を、所定画素だけ離間した異なる画像が複数得られるように光を分岐する高画質用分岐部とを含む分岐部と、

前記立体表示用分岐部で瞳分割された光の光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ瞳分割された光の各々を用いて右目用画像及び左目用画像を形成するための立体カメラ装置と、前記高画質用分岐部で分割された複数の光の各々を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、各々で受光された光から得られる複数の画像を合成して高画質化画像を表示するための高画質カメラ装置と、を含む受光部と、

を備えた内視鏡用拡張装置。

【請求項 18】

光が入射される入射窓を備え、内部に光学部品を収納可能な筐体と、

内視鏡から射出された光が前記入射窓から前記筐体の内部に入射されるように前記筐体を前記内視鏡の出射側に取り付けるための取付部と、

前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記入射窓から入射された光をリレーするリレー光学系と、

前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記リレー光学系でリレーされる光として、対象物に照射される励起光と、対象物に照射された励起光により励起された蛍光とが得られるように光を分岐する蛍光用分岐部と、予め定めたパターン画像が対象物に投影されるように光を分岐する投影用分岐部と、を含む分岐部と、

前記蛍光用分岐部で分岐された光の光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ前記励起光を発光する発光部を含むと共に、前記蛍光用分岐部で分岐される光の光路を伝播するように前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播された励起光により励起された蛍光を受光する蛍光観察装置と、前記投影用分岐部で分岐された光の光路を伝播させてパターン画像を投影可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ前記投影用分岐部で分岐される光の光路を伝播するように前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に沿って前記パターン画像を投影する投影装置と、を含む受光部と、

を備えた内視鏡用拡張装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

開示の技術は、内視鏡用拡張装置に関する。

【背景技術】

【0002】

細長の挿入部を体腔内等に挿入して、直接目視できない部位を観察する内視鏡が広く用いられている。一般的な内視鏡は、細長の挿入部の内部に、対物光学系と、リレーレンズ（硬性鏡の場合）やイメージガイドファイバ（軟性鏡の場合）等の像伝送光学系を有している。そして、目視観察用の内視鏡は、観察対象からこれらの光学系を経た光を、接眼光

10

20

30

40

50

学系や撮像光学系を介して観察像として観察するように構成されている。また、映像観察用のビデオ内視鏡においては、先端に対物光学系とCCD等の撮像素子を内蔵して構成されている。

【0003】

ところで、近年、内視鏡の利用は増加しており、体腔内の観察による診断精度の向上及び体腔内における各種処置を可能とするため、様々な観察機能が付加された専用の内視鏡装置が各種提案されている。

【0004】

例えば、一般的な内視鏡では、観察部位を遠近感のない平面として提供するようになっているため、例えば体腔壁表面の微細な凹凸等を観察することが困難であった。そこで、複数の観察光学系を並列に設け、これらの光学系の光軸を離して視差を持つように観察光学系を配置して観察部位を立体視できるように構成し、例えば体腔壁表面の微細な凹凸等を観察可能にした立体視内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献1参照）。

10

【0005】

また、所定波長の励起光を照明した部位で発光する蛍光成分を観察することで照明した部位における細胞の状態を観察可能にした蛍光観察の内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献2参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

20

【特許文献1】特開平6-194581号公報

【特許文献2】特開2008-289863号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、診断精度の向上及び体腔内における各種処置を可能とするためには、所望の観察機能が付加された専用の内視鏡装置を観察機能毎に用意する必要がある、所望の観察機能を得るためには、内視鏡を交換しなければならなかった。

【0008】

開示の技術は、これらの事情に鑑みてなされたもので、1つの内視鏡を複数の観察機能を有する内視鏡に拡張できる内視鏡用拡張装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

第1態様の内視鏡用拡張装置は、光が入射される入射窓を備え、内部に光学部品を収納可能な筐体と、内視鏡から射出された光が前記入射窓から前記筐体の内部に入射されるように前記筐体を前記内視鏡の射出側に取り付けるための取付部と、前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記入射窓から入射された光をリレーするリレー光学系と、前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記リレー光学系でリレーされた光を複数の光路に分岐する分岐部と、前記分岐部で分岐された何れかの光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられた受光部と、を備える。

40

【0010】

第2態様の内視鏡用拡張装置では、前記取付部は、前記内視鏡のアイピースに取り付けられる。

【0011】

第3態様の内視鏡用拡張装置では、前記取付部は、前記内視鏡の射出瞳に対する前記リレー光学系の入射瞳の位置関係を調整する取付調整部を含む。

【0012】

第4態様の内視鏡用拡張装置では、前記リレー光学系は、前記内視鏡により形成される射出瞳を入射瞳として、前記内視鏡の射出瞳をリレーするように取り付けられ、前記分岐

50

部は、前記リレー光学系の射出側の端部から前記リレー光学系の射出瞳位置までの空間で、かつ前記リレー光学系の光路上に設けられる。

【 0 0 1 3 】

第 5 態様の内視鏡用拡張装置では、前記分岐部及び前記受光部の少なくとも一方は、前記リレー光学系の射出瞳位置に対して、前受光部で受光する光の位置を調整する位置調整部を含む。

【 0 0 1 4 】

第 6 態様の内視鏡用拡張装置では、前記分岐部は、前記リレー光学系から射出された光の一部を反射し残りの少なくとも一部の光を透過する光学素子を含む。

【 0 0 1 5 】

第 7 態様の内視鏡用拡張装置では、前記分岐部は、前記リレー光学系から射出された光を瞳分割により、右目用画像と左目用画像とが得られるように光を分岐し、前記受光部は、前記分岐部で瞳分割した 2 つの光の各々を受光可能な位置に配置され、前記受光部の各々で受光された光から得られる右目用画像と左目用画像とに基づいて立体像を表示する表示部を含む立体カメラ装置である。

【 0 0 1 6 】

第 8 態様の内視鏡用拡張装置では、前記分岐部は、前記リレー光学系から射出された光を、所定画素だけ離間した異なる画像が複数得られるように光を分岐し、前記受光部は、前記分岐部で分割した複数の光の各々を受光可能な位置に配置され、前記受光部の各々で受光された光から得られる複数の画像を合成して高画質化画像を表示する表示部を含む高画質カメラ装置である。

【 0 0 1 7 】

第 9 態様の内視鏡用拡張装置では、前記受光部は、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に、前記分岐部で分岐された何れかの光路を伝播するように、発光する発光部を含む。

【 0 0 1 8 】

第 1 0 態様の内視鏡用拡張装置では、前記発光部は、予め定めたパターン画像を投影する投影装置である。

【 0 0 1 9 】

第 1 1 態様の内視鏡用拡張装置では、前記分岐部は、対象物に照射される光と、対象物に照射された光により発生した光とが得られるように光を分岐し、前記受光部は、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播可能な位置に配置された前記発光部で発光された光を受光し、受光した光に基づいて前記内視鏡により観察した対象物から前記内視鏡の先端までの距離を計測する距離計測装置である。

【 0 0 2 0 】

第 1 2 態様の内視鏡用拡張装置では、前記分岐部は、対象物に照射される照射光と、対象物に照射された照射光が対象物で反射された反射光とが得られるように光を分岐し、前記受光部は、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播可能な位置に配置された前記発光部で発光された照射光の反射光を受光し、受光した反射光に基づいて前記内視鏡により観察した対象物の三次元形状を計測する形状計測装置である。

【 0 0 2 1 】

第 1 3 態様の内視鏡用拡張装置では、前記分岐部は、対象物に照射される励起光と、対象物に照射された励起光により励起された蛍光とが得られるように光を分岐し、前記受光部は、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播可能な位置に配置された前記発光部で発光された励起光により励起された蛍光を受光する蛍光観察装置である。

【 0 0 2 2 】

第 1 4 態様の内視鏡用拡張装置では、前記分岐部は、対象物に照射される照射光と、対象物に照射された照射光が対象物で反射された反射光とが得られるように光を分岐し、前記受光部は、予め定めた参照光を発光する参照光発生部を含み、前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播可能な位置に配置された前記発光部で発光された照射光が対象物

10

20

30

40

50

で反射された反射光と、前記参照光との干渉及び前記照明光の走査結果に基づいて対象物表面の内部構造を検出する内部構造検出装置である。

【 0 0 2 3 】

第 1 5 態様の内視鏡用拡張装置では、前記リレー光学系の入射側でかつ、前記内視鏡の射出瞳の近傍に、全ての前記受光部へ光を結像に共通に作用するレンズ系を設けている。

【 0 0 2 4 】

第 1 6 態様の内視鏡用拡張装置では、光が入射される入射窓を備え、内部に光学部品を収納可能な筐体と、内視鏡から射出された光が前記入射窓から前記筐体の内部に入射されるように前記筐体を前記内視鏡の出射側に取り付けるための取付部と、前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記入射窓から入射された光をリレーするリレー光学系と、前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記リレー光学系でリレーされた光を瞳分割により右目用画像と左目用画像とが得られるように光を分岐する立体表示用分岐部と、対象物に照射する照射光及び前記照射光による対象物の反射光が得られるように光を分岐する内部構造検出用分岐部とを含む分岐部と、前記立体表示用分岐部で瞳分割された光の光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ瞳分割された光の各々を用いて右目用画像及び左目用画像を形成する立体カメラ装置と、前記内部構造検出用分岐部で分岐された光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ前記照射光を発光する発光部及び前記照射光の一部を参照光とする参照光分割部を含み、前記反射光と前記参照光との干渉結果に基づいて対象物表面の内部構造を検出する内部構造検出装置と、を含む受光部と、を備える。

【 0 0 2 5 】

第 1 7 態様の内視鏡用拡張装置では、光が入射される入射窓を備え、内部に光学部品を収納可能な筐体と、内視鏡から射出された光が前記入射窓から前記筐体の内部に入射されるように前記筐体を前記内視鏡の出射側に取り付けるための取付部と、前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記入射窓から入射された光をリレーするリレー光学系と、前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記リレー光学系でリレーされた光を瞳分割により右目用画像と左目用画像とが得られるように光を分岐する立体表示用分岐部と、前記リレー光学系から射出された光を、所定画素だけ離間した異なる画像が複数得られるように光を分岐する高画質用分岐部とを含む分岐部と、前記立体表示用分岐部で瞳分割された光の光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ瞳分割された光の各々を用いて右目用画像及び左目用画像を形成するための立体カメラ装置と、前記高画質用分岐部で分割された複数の光の各々を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、各々で受光された光から得られる複数の画像を合成して高画質化画像を表示するための高画質カメラ装置と、を含む受光部と、を備える。

【 0 0 2 6 】

第 1 8 態様の内視鏡用拡張装置では、光が入射される入射窓を備え、内部に光学部品を収納可能な筐体と、内視鏡から射出された光が前記入射窓から前記筐体の内部に入射されるように前記筐体を前記内視鏡の出射側に取り付けるための取付部と、前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記入射窓から入射された光をリレーするリレー光学系と、前記筐体の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられ、前記リレー光学系でリレーされる光として、対象物に照射される励起光と、対象物に照射された励起光により励起された蛍光とが得られるように光を分岐する蛍光用分岐部と、予め定めたパターン画像が対象物に投影されるように光を分岐する投影用分岐部と、を含む分岐部と、前記蛍光用分岐部で分岐された光の光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられ、かつ前記励起光を発光する発光部を含むと共に、前記蛍光用分岐部で分岐される光の光路を伝播するように前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に伝播された励起光により励起された蛍光を受光する蛍光観察装置と、前記投影用分岐部で分岐された光の光路を伝播させてパターン画像を投影可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付け

られ、かつ前記投影用分岐部で分岐される光の光路を伝播するように前記リレー光学系の光の射出方向と逆方向に沿って前記パターン画像を投影する投影装置と、を含む受光部と、を備える。

【発明の効果】

【0027】

開示の技術によれば、1つの内視鏡を複数の観察機能を有する内視鏡に拡張できる内視鏡用拡張装置を提供することができる、という効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】第1実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

10

【図2】制御部の構成の一例を示すブロック図である。

【図3】第2実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図4】第3実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図5】第4実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図6】第5実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図7】第6実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図8】第7実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図9】第8実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図10】第9実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図11】第10実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

20

【図12】第11実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図13】第12実施形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図14】射出瞳に関する説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、図面を参照して開示の技術の実施形態について詳細に説明する。以下の実施形態は、内視鏡として硬性内視鏡を用いた場合を一例として説明する。

【0030】

[第1実施形態]

第1実施形態では、1つの内視鏡を複数の観察機能を有する内視鏡に拡張可能な構成として、機能化プラットフォームを提供する。

30

図1に、第1実施形態に係る機能化プラットフォームを有する内視鏡装置の構成の一例を示す。第1実施形態に係る内視鏡装置10は、目視観察用の内視鏡20に、詳細を後述する機能化プラットフォームを備えた内視鏡用拡張装置30が取り付けられて構成されている。

【0031】

図1に示すように、内視鏡20は、対物レンズ22、複数のリレーレンズ系24、及びアイピース26を備えている。対物レンズ22は、鏡筒28に連結されている。鏡筒28内には複数のリレーレンズ系24が設けられている。また、鏡筒28には、アイピース26が連結されている。

40

【0032】

対物レンズ22は、広範囲を観察できるように、例えば、前側レンズ群22A及び後側レンズ群22Bを備えており、体腔内等の対象物Obを縮小した実像Rgを結像する。また、複数のリレーレンズ系24の各々は、例えば、レンズ24A、24B、24Cの組み合わせレンズによるレンズ群で形成されており、体腔内等の対象物Obの状態を体腔外で観察できるように、複数のリレーレンズ系24を連結して距離の長い結像系を実現している。つまり、それぞれのリレーレンズ系24は、入射側と出射側の光線状態が同一になるように設計されており、複数のリレーレンズ系24によって、対物レンズ22が形成した実像Rgを、結像を繰り返すことで伝達する。そして、アイピース26は、例えば接眼レンズ26Aを鏡筒28に固定するためのアタッチメント26Bを備えており、リレーレン

50

ズ系 24 が伝達した実像を、虚像結像して、アイピース 26 より鏡筒 28 側に後方に拡大結像する。

【0033】

対物レンズ 22 内には開口絞り A s が形成されており、開口絞り A s について入射側の像が入射瞳（開口絞り A s をその入射側にある光学系で結像した像）E n p であり、アイピース 26 側の像が射出瞳（開口絞り A s をその出射側にある光学系で結像した像）E x p である。一般的に、射出瞳 E x p はアイピース 26 より鏡筒 28 と反対側の直近に形成されるように設計されており、観察者がこの目を置いて体腔内等の対象物 O b の状態を目視によって観察可能にしている。

【0034】

図 1 の例では、開口絞り A s は、対物レンズ 22 を構成する前側レンズ群 22 A 及び後側レンズ群 22 B の間に位置している。また、図 1 の例では、対物レンズ 22 の射出側で、対物レンズ 22 により縮小された実像 R g が形成された位置に、視野絞り F s が設けられている。

【0035】

ここで、内視鏡 20 は、体腔内等の対象物 O b の状態を目視観察するために、アイピース 26 の最外部と射出瞳 E x p との距離は数 mm と近接していることが一般的である。このようにアイピース 26 の最外部と射出瞳 E x p との距離が近接している場合、複雑な構成を有するデバイスを取り付けることは困難である。また、複数のデバイスを取り付けることも困難である。

【0036】

そこで、第 1 実施形態では、アイピース 26 の最外部と射出瞳 E x p との距離は数 mm と近接している状態を利用し、機能化プラットフォームを形成することにより、内視鏡 20 を複数の観察機能を有する内視鏡装置 10 に拡張可能な内視鏡用拡張装置を提供する。

【0037】

第 1 実施形態に係る内視鏡用拡張装置 30 は、内視鏡 20 の射出瞳 E x p を、リレー光学系 34 を用いてアイピース 26 から離れた位置に移動させる。リレー光学系 34 と、移動された射出瞳 E x p との間には、ビームスプリッタやミラー等の光学素子により光路を複数に分岐する分岐部 36 が設けられ、リレー光学系 34 でリレーされた光は、分岐部 36 で分岐（偏向）されて、分岐された光路の先に設けられた特定の観察機能を実現するデバイスへ向けて提供される。これによって、内視鏡 20 からの光、例えば体腔内等の対象物 O b の像を示す光を、分岐部 36 で分岐した光路に応じた複数のデバイスで利用できる。これらのリレー光学系 34 及び分岐部 36 は、複数の観察機能を有する内視鏡装置 10 に拡張するための機能化プラットフォーム 31 を形成する。リレー光学系 34 は、アフォーカル光学系に準じた構成とされており、等倍又は一定の倍率で射出瞳 E x p をリレーするようになっている。

【0038】

次に、内視鏡用拡張装置 30 の各構成を詳細に説明する。

図 1 に示すように、内視鏡用拡張装置 30 は、内部に光学部品を収納可能な筐体 39、リレー光学系 34、分岐部 36 及び受光部 38 を備えている。筐体 39 は、光が入射される入射窓 39 A を備えており、内視鏡 20 から射出された光が入射窓 39 A から筐体 39 の内部に入射されるように、取付部 32 によって、筐体 39 を内視鏡 20 の出射側に取り付けられる。また、入射窓 39 A から入射された光は、筐体 39 の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられたリレー光学系 34 によってリレーされる。リレー光学系 34 でリレーされた光により形成された光路は、筐体 39 の内部に固定又は取り外し可能に取り付けられた分岐部 36 によって複数に分岐される。分岐部 36 で分岐された何れかの光路を伝播した光は、受光部 38 で受光される。受光部 38 は、分岐部 36 で分岐された何れかの光路を伝播した光を受光可能な位置に固定又は取り外し可能に取り付けられる。このように構成した内視鏡用拡張装置 30 を用いることによって、1 つの内視鏡 20 を複数の観察機能を有する内視鏡に拡張できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

つまり、内視鏡用拡張装置 3 0 は、筐体 3 9 及び取付部 3 2 を備えており、リレー光学系 3 4、分岐部 3 6、及び受光部 3 8 は固定又は着脱可能に筐体 3 9 に取り付けられる。

【 0 0 4 0 】

詳細には、取付部 3 2 は、筐体 3 9 に連結されてアイピース 2 6 に取り付けられる。つまり、取付部 3 2 は、アイピース 2 6 に固定する固定部 3 2 A と、固定部 3 2 A 及び筐体 3 9 の互いの位置関係を相対的に調整する取付調整部としての取付調整部 3 2 B とを含んでいる。なお、取付調整部 3 2 B は、図 1 に示すように、内視鏡 2 0 の射出光軸に沿う方向を Z 軸とし、Z 軸に直交しかつ互いに直交する方向を X 軸及び Y 軸とする 3 次元空間上で位置調整可能になっている。筐体 3 9 は、取付部 3 2 が取り付けられた部位に、光が入射される入射窓 3 9 A を備えており、取付部 3 2 をアイピース 2 6 に取り付けることによって、内視鏡 2 0 から射出された光を入射窓 3 9 A から筐体 3 9 の内部に入射させることができる。

【 0 0 4 1 】

また、取付調整部 3 2 B は、回転位置も調整することができる。例えば、Z 軸を中心として筐体 3 9 を回転可能にして回転位置を調整することで、像を回転調整をすることができる。また、X 軸及び Y 軸を中心として筐体 3 9 を回転可能にして回転位置を調整することで、光軸 CL に対して筐体 3 9 の向きを調整する、あおり調整をすることができる。従って、取付調整部 3 2 B は、X 軸、Y 軸及び Z 軸の少なくとも 1 軸を中心として筐体 3 9 を回転可能にして回転位置を調整することができるようになっている。

【 0 0 4 2 】

リレー光学系 3 4 は、内視鏡 2 0 を構成するアイピース 2 6 の光の射出側に位置するように、筐体 3 9 に取り付けられ、入射側の内視鏡 2 0 の射出瞳 E x p を射出側に再結像させる光学系として機能する。つまり、リレー光学系 3 4 は、内視鏡 2 0 により形成された射出瞳 E x p を、リレーする。詳細には、リレー光学系 3 4 は、入射側の内視鏡 2 0 の射出瞳 E x p を射出側に再結像させるためのレンズ群 3 4 A と、レンズ群 3 4 A を筐体 3 9 に連結するアタッチメント 3 4 B と、アタッチメント 3 4 B で連結されたレンズ群 3 4 A 及び筐体 3 9 の互いの位置関係を相対的に調整する位置調整部 3 4 C と、を含んでいる。レンズ群 3 4 A は、第 1 レンズ系 3 4 A - 1 及び第 2 レンズ系 3 4 A - 2 を離間して設けたアフォーカル光学系に準じた構成とされ、第 1 レンズ系 3 4 A - 1 及び第 2 レンズ系 3 4 A - 2 の焦点距離と間隔の関係から等倍又は一定の倍率で射出瞳 E x p をリレーする。例えば、第 1 レンズ系 3 4 A - 1 が焦点距離 f_1 とされ、第 2 レンズ系 3 4 A - 2 が焦点距離 f_2 とされる場合、第 1 レンズ系 3 4 A - 1 及び第 2 レンズ系 3 4 A - 2 を $(f_1 + f_2)$ の距離だけ離間させる。この場合、レンズ群 3 4 A の倍率は、 f_2 / f_1 になる。

【 0 0 4 3 】

なお、位置調整部 3 4 C は、光軸及びレンズ群 3 4 A による射出瞳 E x p の位置調整のため、前記取付調整部 3 2 B と同様に、X 軸、Y 軸、Z 軸による 3 次元空間上で位置調整可能になっている（図 1）。また、リレー光学系 3 4 は、後側焦点位置まで予め定めた距離を確保するように設計されており、リレー光学系 3 4 のレンズ群 3 4 A の後側のレンズ最終面から、リレー光学系 3 4 により形成される射出瞳 E x p までの間に、後述する分岐部 3 6 を設けることができるように、光学空間が形成されるようになっている。

【 0 0 4 4 】

分岐部 3 6 は、リレー光学系 3 4 により形成されたリレー光学系 3 4 のレンズ最終面から射出瞳 E x p までの間の光学空間に位置するように、筐体 3 9 に取り付けられ、リレー光学系 3 4 でリレーされた光の光路を複数に分岐するための光学系として機能する。つまり、分岐部 3 6 は、リレー光学系 3 4 でリレーされた光を複数に分岐する偏向素子 3 6 A と、偏向素子 3 6 A を筐体 3 9 に連結するアタッチメント 3 6 B と、アタッチメント 3 6 B で連結された偏向素子 3 6 A 及び筐体 3 9 の互いの位置関係を相対的に調整する位置調整部 3 6 C と、を含んでいる。なお、位置調整部 3 6 C は、分岐光路及び偏向素子 3 6 A により偏向された射出瞳 E x p の位置調整のため、前記取付調整部 3 2 B と同様に、X 軸

、Y軸、Z軸による3次元空間上で位置調整可能になっている(図1)。また、図1に示す例では、偏向素子36Aにより、リレー光学系34でリレーされた光の光路を3つに分岐する光学系を一例として示した。この分岐部36により分岐する光路は3つに限定されるものではなく、2つ以上あればいくつでもよい。

【0045】

なお、第1実施形態に係る内視鏡装置10を、映像観察用のビデオ内視鏡として用いる場合は、1光路でよく、分岐部36は、リレー光学系34でリレーされた光の光路をそのまま通過、または反射(偏向)すればよい。

【0046】

受光部38は、分岐部36を通過した各々の光を受光するように、筐体39に取り付けられ、内視鏡20からの光を受光して、体腔内等の対象物Obを観察するためのデバイスとして機能する。なお、図1に示す例では、分岐部36により、リレー光学系34でリレーされた光の光路が3つに分岐された光路の各々を伝播した光を受光可能な位置に受光部38が取り付けられた場合を示した。また、以下の説明では、分岐部36により、3つに分岐された各光路を伝播した光を受光する受光部38を区別する場合、リレー光学系34の光軸に沿う方向に取り付けた受光部38を受光部38-1と表記して説明する。また、矢印Y方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部38を受光部38-2と表記し、矢印Y方向と逆方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部38を受光部38-3と表記して説明する。

【0047】

なお、第1実施形態では、筐体39の内部に収納可能な光学部品として、リレー光学系34、分岐部36及び受光部38の各々を筐体39の内部に取り付けた場合を説明するが、開示の技術は、これらの光学部品の全てを常時固定又は取り外し可能に形成することに限定されない。例えば、リレー光学系34、分岐部36及び受光部38の少なくとも1つを筐体39に固定してもよい。

【0048】

ところで、リレー光学系34を含めた内視鏡用拡張装置30及び内視鏡20の光学系には双方向性がある。つまり、第1実施形態に係る内視鏡装置10は、体腔内等からその外部へ光を取り出すだけでなく、光を外部から体腔内等へ導入することもできる。このため、受光部38に備えるデバイスは、カメラ等で代表される受光型のデバイスだけではなく、体腔内等へ光を導入するために、発光型のデバイスや受発光型のデバイスを用いることができる。この場合、内視鏡用拡張装置30は、受光部38を、送光部として機能するように構成したり、送受光部として機能するように構成すればよい。また、分岐部36は、送光部や送受光部から送光された光をリレー光学系34へ向かう光路へ合波するように構成すればよい。例えば、光路を分岐(偏向)した偏向素子36Aを、逆方向に光を伝播する、つまり、送光部や送受光部から送光された光をリレー光学系34へ案内する光案内素子として機能するように用いればよい。

【0049】

内視鏡用拡張装置30は、制御装置40に接続されており、受光部38で受光した光を用いて体腔内等の対象物Obを表示したり、体腔内等の対象物Obを計測した計測結果を表示したりする。

次に、制御装置40について説明する。

【0050】

図2に、制御装置40を実現可能なコンピュータ構成の一例を示す。制御装置40は、ディスプレイ等の表示部42、装置本体44及びキーボード等の入力部46を備えている。装置本体44は、CPU44A、RAM44B、ROM44C、およびインタフェース(I/O)44Gを備え、これらはバス44Hを介して互いに接続されている。また、バス44Hには、例えば立体像表示プログラム等の制御プログラム44Eを記憶した記憶部44Dが接続されている。また、インタフェース44Gには、受光部38-1、38-2、38-3も接続されている。なお、記憶部44Dは、HDD(Hard Disk Drive)や不揮

発性のフラッシュメモリ等によって実現できる。

【 0 0 5 1 】

C P U 4 4 A は、立体像表示プログラム等の制御プログラム 4 4 E を記憶部 4 4 D から読み出して R A M 4 4 B に展開して処理を実行する。これによって、内視鏡用拡張装置 3 0 で受光した光に基づいた体腔内等の対象物 O b の表示、体腔内等の対象物 O b の計測等の拡張機能が実行される。

【 0 0 5 2 】

以上説明したように、内視鏡 2 0 の射出瞳 E x p を、リレー光学系 3 4 を用いてアイピース 2 6 から離れた位置に移動させる。そして、リレー光学系 3 4 と、移動された射出瞳 E x p との間に設けられた分岐部 3 6 によって、光路が複数に分岐され、リレー光学系 3 4 でリレーされた光は、分岐部 3 6 で分岐（偏向）される。分岐された光路の先には特定の観察機能を実現するデバイスが設けられており、内視鏡 2 0 からの光、例えば体腔内等の対象物 O b の像を示す光を、分岐部 3 6 で分岐した光路に応じた複数のデバイスで利用できる。これによって、アイピース 2 6 の最外部と射出瞳 E x p との距離は数 mm と近接している状態のまま、機能化プラットフォーム 3 1 を形成することにより、内視鏡 2 0 を複数の観察機能を有する内視鏡装置 1 0 に拡張可能な内視鏡用拡張装置 3 0 を提供することができる。

10

【 0 0 5 3 】

つまり、1つの内視鏡 2 0 をそのまま利用して、複数の観察機能を有する内視鏡装置 1 0 に拡張することができる。これは、内視鏡 2 0 に機能化プラットフォーム 3 1 を有する内視鏡用拡張装置 3 0 を取り付けるのみで、専用の観察機能を有する専用の内視鏡として作動する内視鏡装置を構築可能なためである。つまり、既存の内視鏡 2 0 のアイピース 2 6 に、内視鏡用拡張装置 3 0 を取り付ける簡単な作業のみで、内視鏡 2 0 が、専用の機能を有する内視鏡装置 1 0 として扱うことができる。従って、専用の観察機能を有する装置を内視鏡 2 0 に取り付ける特別なアタッチメント等の専用接続部を備えることに比べて、簡単な構成及び簡単な作業で、複数の観察機能を有する内視鏡装置 1 0 に拡張することができる。

20

【 0 0 5 4 】

[第 2 実施形態]

次に、第 2 実施形態を説明する。第 2 実施形態は、受光部 3 8 の一例として、内視鏡 2 0 から出射された光を瞳分割した左右の各画像から立体像を形成して提供する立体カメラ装置を用いた場合を説明する。つまり、観察機能の一例として、体腔内等の対象物 O b について立体像を形成して提供するために、左右の眼に対応した 2 台のカメラ装置を用いた 2 眼式立体表示の原理による立体カメラ装置を用いたものである。なお、第 2 実施形態は第 1 実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

30

【 0 0 5 5 】

図 3 に、第 2 実施形態に係る内視鏡装置 1 2 の構成の一例を示す。第 2 実施形態に係る内視鏡装置 1 2 は、目視観察用の内視鏡 2 0 に、内視鏡用拡張装置 3 0 2 が取り付けられたものである。なお、内視鏡 2 0 は、第 1 実施形態と同様の構成のため、詳細な説明を省略する。

40

【 0 0 5 6 】

第 2 実施形態に係る内視鏡装置 1 2 を構成する内視鏡用拡張装置 3 0 2 は、第 1 実施形態と同様に、内視鏡 2 0 の射出瞳 E x p を、リレー光学系 3 4 を用いてアイピース 2 6 から離れた位置に移動させる。第 2 実施形態では、左右の各画像から立体像を形成するため、リレー光学系 3 4 でリレーされた光は、2つに分岐すればよい。従って、リレー光学系 3 4 と、移動された射出瞳 E x p との間に位置する分岐部 3 6 には、透過光と反射光とが均等に分岐されるビームスプリッタやハーフミラー等の光学素子 3 6 1 が設けられ、光学素子 3 6 1 により光路が 2 光路に分岐される。つまり、光学素子 3 6 1 は、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に沿う方向の光路と、矢印 Y 方向と逆方向の光路とに分岐する。

50

【 0 0 5 7 】

受光部 3 8 は、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に沿う方向に取り付けた受光部 3 8 - 1 と、矢印 Y 方向と逆方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部 3 8 - 3 とを用いる。第 2 実施形態では、受光部 3 8 - 2 は不要である。受光部 3 8 - 1 及び受光部 3 8 - 3 の各々には、結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置が取り付けられる。また、これら受光部 3 8 - 1 及び受光部 3 8 - 3 の各々の結像レンズ 3 8 1 の入射瞳に射出瞳 E x p が位置するように結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置が取り付けられる。さらに、受光部 3 8 - 1 及び受光部 3 8 - 3 は、視差を確保するため、各々リレー光学系 3 4 の光軸 C L から所定距離 L t h を隔てて、つまり所定のカメラ間隔で取り付けられている。

10

【 0 0 5 8 】

従って、リレー光学系 3 4 でリレーされた光は、分岐部 3 6 で分岐されて、視差が確保された左右の各画像として撮像される。このように、分岐部 3 6 で分岐した各光路にカメラ装置を取り付けることで、立体像を得ることができる。つまり、機能化プラットフォーム 3 1 を構成する分岐部 3 6 に、透過光と反射光とが均等に分岐されるビームスプリッタやハーフミラー等の光学素子 3 6 1 を設け、受光部 3 8 で、光軸 C L から所定距離 L t h を隔てて視差を確保し、内視鏡 2 0 からの光、例えば体腔内等の対象物 O b の像を示す光を受光することで、立体像を形成するための左右の各画像を撮像することができる。

【 0 0 5 9 】

第 2 実施形態に係る内視鏡用拡張装置 3 0 2 は、制御装置 4 0 に接続されており、受光部 3 8 - 1 及び受光部 3 8 - 3 で受光した光による視差を有する左右の各画像を用いて体腔内等の対象物 O b を、表示部 4 2 に立体表示する。

20

【 0 0 6 0 】

従って、第 2 実施形態では、C P U 4 4 A は、立体像表示プログラムを制御プログラム 4 4 E として記憶部 4 4 D から読み出して R A M 4 4 B に展開して立体像表示処理を実行する。これによって、内視鏡用拡張装置 3 0 で受光した光に基づいた体腔内等の対象物 O b の立体表示の拡張機能が実行される。

【 0 0 6 1 】

以上説明したように、第 2 実施形態では、内視鏡 2 0 のアイピース 2 6 に、内視鏡用拡張装置 3 0 2 を取り付け。また、内視鏡用拡張装置 3 0 2 に含まれる機能化プラットフォーム 3 1 を構成する分岐部 3 6 に、透過光と反射光とを均等に分岐する光学素子 3 6 1 を設け、光軸 C L から所定距離 L t h を隔てて視差を確保したカメラ装置を受光部 3 8 に設けることで、立体像を形成するための左右の各画像を撮像することができる。従って、体腔内等の対象物 O b の状態を目視観察する状態の内視鏡 2 0 のアイピース 2 6 に、内視鏡用拡張装置 3 0 2 を取り付けるのみで、立体表示装置として機能する内視鏡装置 1 2 を提供することができる。

30

【 0 0 6 2 】

また、第 2 実施形態では、内視鏡 2 0 のアイピース 2 6 に、内視鏡用拡張装置 3 0 2 を取り付けるのみで、立体表示装置として機能する内視鏡装置 1 2 を提供することができる。つまり、細い挿入部分（例えば 5 m m 程度）を有する既存の内視鏡 2 0 を用いて、立体表示装置を実現できる。一方、これまでは、立体像を形成するための左右の各画像を得るために、独立した光路が要求され、内視鏡の挿入部分には一定の直径（例えば 1 0 m m ）が必要とされていた。これに対して第 2 実施形態では、既存の内視鏡 2 0 を拡張して立体表示装置として機能する内視鏡装置 1 2 を提供できるので、これまで困難であった細い挿入部分の内視鏡 2 0 であっても、立体表示装置として機能する内視鏡装置 1 2 へ拡張可能である。このことは、内視鏡を挿入する対象者（例えば患者）への負担を軽減することに好ましく機能する。

40

【 0 0 6 3 】

[第 3 実施形態]

次に、第 3 実施形態を説明する。第 3 実施形態では、第 2 実施形態と同様に、観察機能

50

の一例として、体腔内等の対象物 O b について立体像を形成して提供するために、左右の眼に対応した 2 台のカメラ装置を用いた 2 眼式立体表示の原理による立体カメラ装置を用いたものである。なお、第 3 実施形態は第 2 実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【 0 0 6 4 】

図 4 に、第 3 実施形態に係る内視鏡装置 1 3 の構成の一例を示す。第 3 実施形態に係る内視鏡装置 1 3 は、図 2 に示す分岐部 3 6 に設けられたビームスプリッタやハーフミラー等の光学素子 3 6 1 に代えて、プリズムミラー等の反射素子 3 6 2 による表面反射で光路を 2 光路に分岐する。

【 0 0 6 5 】

分岐部 3 6 には、左右に均等に反射されるプリズムミラー等の反射素子 3 6 2 が設けられ、反射素子 3 6 2 により光路が 2 光路に分岐される。第 3 実施形態では、反射素子 3 6 2 の一例として、直角プリズムミラーを用いた場合を説明する。反射素子 3 6 2 は、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に直交する光路で、矢印 Y 方向に沿う方向の光路と、矢印 Y 方向と逆方向の光路とに分岐する。また、反射素子 3 6 2 は、頭頂部がリレー光学系 3 4 の光軸 C L に一致するように取り付けられる。これにより、リレー光学系 3 4 でリレーされた光のうち光軸 C L を境界とした一方の光は、反射素子 3 6 2 の一方の反射面で、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に直交する矢印 Y 方向の光路に反射される。一方、リレー光学系 3 4 でリレーされた光のうち光軸 C L を境界とした他方の光は、反射素子 3 6 2 の他方の反射面で、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に直交する矢印 Y 方向と逆方向の光路に反射される。

【 0 0 6 6 】

受光部 3 8 は、矢印 Y 方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部 3 8 を受光部 3 8 - 2 と、矢印 Y 方向と逆方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部 3 8 - 3 とを用いる。受光部 3 8 - 2 及び受光部 3 8 - 3 の各々には、第 2 実施形態と同様に、結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置が取り付けられる。また、これら受光部 3 8 - 2 及び受光部 3 8 - 3 の各々の結像レンズ 3 8 1 の入射瞳に射出瞳 E x p が位置するように結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置が取り付けられる。

【 0 0 6 7 】

従って、リレー光学系 3 4 でリレーされた光は、分岐部 3 6 で分岐されて、視差が確保された左右の各画像として撮像される。

【 0 0 6 8 】

以上説明したように、第 3 実施形態では、内視鏡 2 0 のアイピース 2 6 に、内視鏡用拡張装置 3 0 2 を取り付け、内視鏡用拡張装置 3 0 2 に含まれる機能化プラットフォーム 3 1 を構成する分岐部 3 6 に、反射素子 3 6 2 を設け、視差を確保するようにカメラ装置を受光部 3 8 に設けることで、立体像を形成するための左右の各画像を撮像することができる。従って、体腔内等の対象物 O b の状態を目視観察する状態の内視鏡 2 0 のアイピース 2 6 に、内視鏡用拡張装置 3 0 2 を取り付けるのみで、立体表示装置として機能する内視鏡装置 1 3 を提供することができる。

【 0 0 6 9 】

また、第 3 実施形態では、リレー光学系 3 4 でリレーされた光を反射素子 3 6 2 で反射するので、光を光学部材を透過させた場合に比べて、光の減衰を抑制することができる。

【 0 0 7 0 】

なお、第 3 実施形態では、プリズムミラー等の偏向素子 3 6 2 を用いて光路を 2 光路に分岐する場合を説明したが、反射素子 3 6 2 はプリズムミラーに限定されるものではなく、反射面が交差する複数の反射ミラーにより反射素子 3 6 2 を構成してもよい。また、左右の各画像の少なくとも一方の光を反射ミラーにより反射するように反射素子 3 6 2 を構成してもよい。また、第 3 実施形態では、プリズムミラー等の反射素子 3 6 2 による表面反射で光路を 2 光路に分岐する場合を説明したが、反射素子 3 6 2 はプリズムの内部で反射するように構成してもよい。

【 0 0 7 1 】

[第 4 実施形態]

次に、第 4 実施形態を説明する。第 4 実施形態は、受光部 38 の一例として、例えば体腔内等の対象物 O b をカメラ装置により観察する機能に、距離を計測する機能を追加したものである。第 4 実施形態では、受光部 38 が、リレー光学系 34 の光の射出方向と逆方向に、分岐部 36 で分岐された何れかの光路を伝播するように、発光する発光部を含む。なお、第 4 実施形態は第 1 実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【 0 0 7 2 】

図 5 に、第 4 実施形態に係る内視鏡装置 14 の構成の一例を示す。なお、内視鏡 20 は、第 1 実施形態と同様の構成のため、詳細な説明を省略する。

10

【 0 0 7 3 】

第 4 実施形態に係る内視鏡装置 14 を構成する内視鏡用拡張装置 304 は、第 1 実施形態と同様に、内視鏡 20 の射出瞳 E x p を、リレー光学系 34 を用いてアイピース 26 から離れた位置に移動させる。内視鏡用拡張装置 304 は、対象物 O b を観察する機能を備えるために、リレー光学系 34 の光軸 C L に沿う方向の受光部 38 - 1 に、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置が取り付けられる。また、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置は、受光部 38 - 1 の結像レンズ 381 の入射瞳に射出瞳 E x p が位置するように取り付けられる。

【 0 0 7 4 】

また、内視鏡用拡張装置 304 には、内視鏡 20 の先端から対象物 O b までの距離を計測するための距離センサ 383 が受光部 38 に取り付けられる。第 4 実施形態では、距離センサ 383 の一例としてタイムオブフライト (T O F) 法を用いて赤外光を送受光することにより距離を計測するセンサを用いる。つまり、内視鏡用拡張装置 304 の受光部 38 - 3 には、赤外光を発光する赤外発光部 383 T 及び赤外光を受光する赤外受光部 383 R を備えた赤外距離センサ 383 が取り付けられる。また、射出瞳 E x p は、赤外距離センサ 383 のセンサ面と一致させる。タイムオブフライト法は、赤外発光部 383 T で赤外光を発光してから対象物 O b で反射された赤外光を赤外受光部 383 R で受光するまでの経過時間を計測し、経過時間を距離 L に換算する。また、赤外発光部 383 T から内視鏡 20 の先端部までの距離 L o は予め求めておくことができるので、減算 (= L - L o) することにより、内視鏡 20 の先端から対象物 O b までの距離 L z を求めることができる。

20

30

【 0 0 7 5 】

そこで、第 4 実施形態では、赤外光を送受光するために、リレー光学系 34 でリレーされた光の光路を 2 つに分岐する。つまり、リレー光学系 34 と、移動された射出瞳 E x p との間に位置する分岐部 36 には、赤外光を反射するビームスプリッタやダイクロイックミラー等の赤外反射素子 363 が設けられ、赤外反射素子 363 により光路が分岐される。従って、第 4 実施形態では、赤外反射素子 363 は、リレー光学系 34 の光軸 C L に沿う方向の光路から、矢印 Y 方向と逆方向の光路に反射する。または、赤外反射素子 363 は、受光部 38 - 3 からの矢印 Y 方向の光路から、リレー光学系 34 の光軸 C L に沿う方向 (矢印 Z 方向と逆方向) の光路に反射する。

40

【 0 0 7 6 】

従って、リレー光学系 34 でリレーされた光は、分岐部 36 に取り付けられた赤外反射素子 363 を通過し、受光部 38 - 1 に取り付けられた結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置へ至る。イメージセンサ 382 で撮像した画像は、制御装置 40 の表示部 42 に表示され、対象物 O b を観察させることができる。

【 0 0 7 7 】

一方、赤外距離センサ 383 を構成する赤外発光部 383 T で赤外光を発光させ、対象物 O b で反射した赤外光を赤外受光部 383 R で受光する。この経過時間を距離 L に換算し、赤外発光部 383 T から内視鏡 20 の先端部までの距離 L o を減算することで、内視

50

鏡 20 の先端から対象物 O b までの距離 L z を求める。この処理は、制御装置 40 で処理される。つまり、第 4 実施形態では、CPU 44 A は、距離計測プログラムを制御プログラム 44 E として記憶部 44 D から読み出して RAM 44 B に展開して距離計測処理を実行する。これによって、内視鏡用拡張装置 30 で送受光した赤外光に基づいて対象物 O b までの距離を計測する拡張機能が実行される。CPU 44 A は、計測結果を、表示部 42 に表示させることができる。

【0078】

以上説明したように、第 4 実施形態では、内視鏡 20 のアイピース 26 に、内視鏡用拡張装置 30 4 を取り付ける。また、内視鏡用拡張装置 30 2 に含まれる機能化プラットフォーム 31 を構成する分岐部 36 に、赤外反射素子 36 3 を取り付け、受光部 38 に取り付けた赤外距離センサ 38 3 で発光された赤外光を対象物 O b へ照射し、その反射光を受光し、経過時間から距離 L z を求める。従って、体腔内等の対象物 O b の状態を目視観察する状態の内視鏡 20 のアイピース 26 に、内視鏡用拡張装置 30 2 を取り付けるのみで、距離計測装置として機能する内視鏡装置 14 を提供することができる。

10

【0079】

また、第 4 実施形態では、可視光が抑制された赤外光を送受光する赤外距離センサ 38 3 を用い、波長選択性を有する赤外反射素子 36 3 を用いて光路を偏向するので、対象物 O b を観察するための可視光の損失を抑えることができる。

【0080】

さらに、例えば腹腔鏡手術のように、内視鏡 20 を用いて手術を実施する場合に、術者は内視鏡 20 の先端から臓器までを距離を知ることができ、手術の安全性を向上させることができる。

20

【0081】

[第 5 実施形態]

次に、第 5 実施形態を説明する。第 5 実施形態は、受光部 38 の一例として、例えば体腔内等の対象物 O b をカメラ装置により観察する機能に、対象物 O b へ予め定めたパターン画像（マーキングパターン）を投影する機能を追加したものである。第 5 実施形態では、受光部 38 が、リレー光学系 34 の光の射出方向と逆方向に、分岐部 36 で分岐された何れかの光路を伝播するように、発光する発光部を含む。なお、第 5 実施形態は第 4 実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

30

【0082】

図 6 に、第 5 実施形態に係る内視鏡装置 15 の構成の一例を示す。なお、内視鏡 20 は、第 1 実施形態と同様の構成のため、詳細な説明を省略する。

【0083】

第 5 実施形態に係る内視鏡装置 15 を構成する内視鏡用拡張装置 30 5 は、第 4 実施形態と同様に、対象物 O b を観察する機能を備えるために、リレー光学系 34 の光軸 C L に沿う方向の受光部 38 - 1 に、結像レンズ 38 1 及びイメージセンサ 38 2 を含むカメラ装置が取り付けられる。また、内視鏡用拡張装置 30 5 は、対象物 O b へ予め定めたパターン画像（マーキングパターン）を投影する機能を備えるために、投影装置 38 4 を備えている。

40

【0084】

つまり、第 5 実施形態に係る内視鏡装置 15 を構成する内視鏡用拡張装置 30 5 は、第 1 実施形態と同様に、内視鏡 20 の射出瞳 E x p を、リレー光学系 34 を用いてアイピース 26 から離れた位置に移動させる。第 5 実施形態では、投影装置 38 4 から射出されたパターン画像を対象物 O b へ投影するため、リレー光学系 34 の光軸 C L に沿う方向の光路を 2 つに分岐する。つまり、リレー光学系 34 と、移動された射出瞳 E x p との間に位置する分岐部 36 には、透過光と反射光とに分岐されるビームスプリッタやハーフミラー等の光学素子 36 4 が設けられ、光学素子 36 4 により光路が 2 光路に分岐される。従って、光学素子 36 4 は、リレー光学系 34 の光軸 C L に沿う方向の光路と、矢印 Y 方向と逆方向の光路とに分岐される。

50

【 0 0 8 5 】

受光部 3 8 は、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に沿う方向に取り付けた受光部 3 8 - 1 と、矢印 Y 方向と逆方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部 3 8 - 3 とを用いる。第 5 実施形態では、受光部 3 8 - 2 は不要である。受光部 3 8 - 1 には、結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置が取り付けられる。また、受光部 3 8 - 3 には、投影装置 3 8 4 が取り付けられる。また、結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置は、受光部 3 8 - 1 の結像レンズ 3 8 1 の入射瞳に射出瞳 E x p が位置するように取り付けられる。

【 0 0 8 6 】

第 5 実施形態では、投影装置 3 8 4 の一例として M E M S (Micro Electro Mechanical Systems) ミラーを用いた装置を用いる。M E M S ミラーを用いた投影装置 3 8 4 は、M E M S ミラー 3 8 4 P 及び 1 又は複数のレーザ装置 3 8 4 L を備えている。投影装置 3 8 4 は、微小な M E M S ミラー 3 8 4 P を備え、M E M S ミラー 3 8 4 P の反射面にレーザ装置 3 8 4 L から射出されたレーザ光を照射し、M E M S ミラー 3 8 4 P の傾きを制御することによって、M E M S ミラー 3 8 4 P で反射した反射光を対象物 O b 上で走査することで、その走査に応じたパターン画像を対象物 O b へ投影する。また、投影装置 3 8 4 では、射出瞳 E x p と、M E M S ミラー 3 8 4 P の反射面の位置とを一致させる。これにより、対象物 O b には、鮮明なパターン画像が投影される。

【 0 0 8 7 】

なお、M E M S ミラー 3 8 4 P を用いた投影装置 3 8 4 は、結像レンズなどのレンズ系を用いないため、ぼけが抑制された画像を投影することができる。また、M E M S ミラー 3 8 4 P へレーザ光を照射するレーザ装置 3 8 4 L は、単色のパターン画像を投影する場合は、単色のレーザ光を射出するレーザ装置 3 8 4 L を用いればよい。また、複数色によってパターン画像を投影する場合は、複数のレーザ装置 3 8 4 L を用いればよい。なお、カラーのパターン画像を投影する場合、R G B (赤緑青) の各色を射出するレーザ装置 3 8 4 L を用いて各色成分を調整することで、カラーのパターン画像を投影することができる。

【 0 0 8 8 】

従って、リレー光学系 3 4 でリレーされた光は、分岐部 3 6 に取り付けられた光学素子 3 6 4 を通過し、受光部 3 8 - 1 に取り付けられた結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置へ至る。イメージセンサ 3 8 2 で撮像した画像は、制御装置 4 0 の表示部 4 2 に表示され、対象物 O b を観察させることができる。

【 0 0 8 9 】

一方、投影装置 3 8 4 から射出されたパターン画像は、光学素子 3 6 4 で反射されて対象物 O b へ投影される。そして、対象物 O b で反射された反射光も分岐部 3 6 に取り付けられた光学素子 3 6 4 を通過し、受光部 3 8 - 1 に取り付けられた結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置へ至る。予め定めたパターン画像を投影する処理は、制御装置 4 0 で処理される。つまり、第 5 実施形態では、C P U 4 4 A は、パターン画像投影プログラムを制御プログラム 4 4 E として記憶部 4 4 D から読み出して R A M 4 4 B に展開してパターン画像投影処理を実行する。これによって、内視鏡用拡張装置 3 0 で射出したパターン画像が対象物 O b へ投影され、対象物 O b 上にパターン画像が投影された状態の画像がカメラ装置で撮像される拡張機能が実行される。C P U 4 4 A は、撮像画像を、表示部 4 2 に表示させることができる。

【 0 0 9 0 】

以上説明したように、第 5 実施形態では、内視鏡用拡張装置 3 0 2 に含まれる機能化プラットフォーム 3 1 を構成する分岐部 3 6 に、光学素子 3 6 4 を取り付け、受光部 3 8 に取り付けした投影装置 3 8 4 で射出されたパターン画像を対象物 O b へ投影し、パターン画像が投影された対象物 O b を撮像する。従って、体腔内等の対象物 O b の状態を観察する場合に、パターン画像により対象物上に目標を定めたり、空間把握したりすることができる投影装置として機能する内視鏡装置 1 5 を提供することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 1 】

また、例えば腹腔鏡手術のように、内視鏡 2 0 を用いて手術を実施する場合に、術者は内視鏡 2 0 による撮像画像を参照しつつ、投影装置 3 8 4 で術野をマーキングすることができ、手術器具の誘導や注目すべき術野の指定をすることが容易になり、施術の進行を促進したり安全性を向上させたりすることができる。

【 0 0 9 2 】

さらに、第 5 実施形態では、投影装置 3 8 4 で投影する投影光にレーザ光を用いているので、単色のレーザ光を用いて、波長選択性を有する光学素子 3 6 4 により光路を分岐すれば、対象物 O b を観察するための可視光の損失を抑えることができる。

【 0 0 9 3 】

さらにまた、投影装置 3 8 4 でカラーのパターン画像を投影する一例として R G B の各色を射出するレーザ光を用い、R G B 各色のレーザ光の波長のみを反射する波長選択性を有する光学素子 3 6 4 により光路を分岐すれば、各レーザ光の波長のための光減衰を抑えることができ、対象物 O b を観察するための可視光の損失を抑えることができる。

【 0 0 9 4 】

[第 6 実施形態]

次に、第 6 実施形態を説明する。第 6 実施形態は、受光部 3 8 の一例として、例えば体腔内等の対象物 O b をカメラ装置により観察する機能に、対象物 O b の三次元形状を計測する機能を追加したものである。体腔内等の対象物 O b の三次元形状を計測する場合、内視鏡 2 0 の先端部の面積が小さいため、三角測量の原理を用いたステレオカメラ法、光切断法及びモアレ計測法等の三次元計測方法では対象物 O b の三次元形状を計測することは困難である。そこで、第 6 実施形態では、第 4 実施形態で用いたタイムオブフライト (T O F) 法を利用して対象物 O b の三次元形状を計測する。なお、第 6 実施形態は第 4 実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【 0 0 9 5 】

図 7 に、第 6 実施形態に係る内視鏡装置 1 6 の構成の一例を示す。なお、内視鏡 2 0 は、第 1 実施形態と同様の構成のため、詳細な説明を省略する。

【 0 0 9 6 】

第 6 実施形態に係る内視鏡装置 1 6 を構成する内視鏡用拡張装置 3 0 6 は、第 4 実施形態と同様に、対象物 O b を観察する機能を備えるために、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に沿う方向の受光部 3 8 - 1 に、結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置が取り付けられる。つまり、第 6 実施形態に係る内視鏡装置 1 6 を構成する内視鏡用拡張装置 3 0 6 は、第 1 実施形態と同様に、内視鏡 2 0 の射出瞳 E x p を、リレー光学系 3 4 を用いてアイピース 2 6 から離れた位置に移動させる。また、結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置は、受光部 3 8 - 1 の結像レンズ 3 8 1 の入射瞳に射出瞳 E x p が位置するように取り付けられる。

【 0 0 9 7 】

また、第 6 実施形態に係る内視鏡用拡張装置 3 0 6 は、タイムオブフライト (T O F) 法を利用して対象物 O b の三次元形状を計測する機能を備えるために、赤外光源 3 8 5 及び T O F デプスカメラ 3 8 6 を備えている。赤外光源 3 8 5 は、赤外光を発光するものである。T O F デプスカメラ 3 8 6 は、二次元的な距離分布を求めるものであり、レンズ 3 8 6 L 及び T O F イメージセンサ 3 8 6 を備えている。つまり、赤外光源 3 8 5 で赤外光を発光してから対象物 O b で反射された赤外光を T O F デプスカメラ 3 8 6 でセンサ面の各位置で受光するまでを計測した経過時間を距離に換算し、各位置の距離 (T O F イメージセンサ 3 8 6 面上の時間差) により、対象物 O b の三次元形状を求めることができる。言い換えれば、赤外光源 3 8 5 で発光された赤外光は、対象物 O b に照射され、照射された赤外光により三次元形状に応じて反射された対象物 O b の反射光を、T O F イメージセンサ 3 8 6 により受光し、T O F イメージセンサ 3 8 6 に到達した赤外光の時間差を解析することで、対象物 O b の 2 次元的な奥行き分布を求めることができる。

【 0 0 9 8 】

そこで、第6実施形態では、赤外光源385から射出された赤外光を対象物Obへ照射するため、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向の光路を2つに分岐する。つまり、リレー光学系34と、移動された射出瞳Expとの間に位置する分岐部36には、赤外光を反射するビームスプリッタやダイクロイックミラー等の赤外反射素子365が設けられ、赤外反射素子365により光路が分岐される。赤外反射素子365は、受光部38-2からの矢印Y方向と逆方向の光路から、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向（矢印Z方向と逆方向）の光路に反射する光路を形成する。

【0099】

また、第6実施形態では、対象物Obの反射光を検出するために、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向の光路を2つに分岐する。つまり、リレー光学系34と、移動された射出瞳Expとの間に位置する分岐部36には、赤外光を反射するビームスプリッタやダイクロイックミラー等の赤外反射素子366が設けられ、赤外反射素子366により光路が分岐される。つまり、赤外反射素子366は、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向（矢印Z方向）の光路から、受光部38-3へ向かう矢印Y方向と逆方向の光路に反射する光路を形成する。

10

【0100】

受光部38は、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向に取り付けた受光部38-1と、矢印Y方向と逆方向に分岐された光路を伝播される発光部として機能する受光部38-2と、矢印Y方向と逆方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部38-3とを用いる。受光部38-1には、結像レンズ381及びイメージセンサ382を含む通常観察用のカメラ装置が取り付けられる。また、受光部38-2には、赤外光源385が取り付けられ、受光部38-3には、TOFイメージセンサ386が取り付けられる。

20

【0101】

第6実施形態では、リレー光学系34でリレーされた光は、分岐部36に取り付けられた赤外反射素子365及び赤外反射素子366を通過し、受光部38-1に取り付けられた結像レンズ381及びイメージセンサ382を含むカメラ装置へ至る。また、結像レンズ381及びイメージセンサ382を含むカメラ装置は、受光部38-1の結像レンズ381の入射瞳に射出瞳Expが位置するように取り付けられる。イメージセンサ382で撮像した画像は、制御装置40の表示部42に表示され、対象物Obを観察させることができる。

30

【0102】

一方、赤外光源385から射出された赤外光は、赤外反射素子365で反射されて対象物Obへ照射される。そして、対象物Obで反射された反射光は分岐部36に取り付けられた赤外反射素子366で反射され、受光部38-3に取り付けられたTOFイメージセンサ386へ至る。

【0103】

TOFイメージセンサ386の検出結果から対象物Obの三次元形状を演算する処理は、制御装置40で処理される。つまり、CPU44Aは、TOFイメージセンサ386で撮像された撮像画像を、解析し、対象物Obの三次元形状を演算する。この場合、CPU44Aは、三次元形状演算プログラムを制御プログラム44Eとして記憶部44Dから読み出してRAM44Bに展開して三次元形状演算処理を実行する。これによって、内視鏡用拡張装置30で射出した構造光が対象物Ob表面における反射光に応じた対象物Obの三次元形状を求める拡張機能が実行される。なお、CPU44Aは、対象物Obの三次元形状を演算結果を表示部42に表示させることができる。

40

【0104】

以上説明したように、第6実施形態では、内視鏡用拡張装置302に含まれる機能化プラットフォーム31を構成する分岐部36に、赤外反射素子365、366を取り付け、受光部38に取り付けた赤外光源385により赤外光を対象物Obへ照射し、対象物Ob表面における反射光をTOFイメージセンサ386で撮像する。そして、TOFイメージセンサ386で撮像した撮像画像を解析することにより、対象物Obの三次元形状を求め

50

る。従って、体腔内等の対象物 O b の状態を観察する場合に、対象物 O b の三次元形状を計測する機能を有した内視鏡装置 1 6 を提供することができる。

【 0 1 0 5 】

また、例えば腹腔鏡手術のように、内視鏡 2 0 を用いて手術を実施する場合に、施術中に、術者は内視鏡 2 0 による撮像画像を参照しつつ、対象物 O b である臓器の三次元形状を計測することができる。

【 0 1 0 6 】

さらに、第 6 実施形態では、赤外反射素子 3 6 6 を、波長選択性を有する光学素子、つまり可視光が抑制された赤外光を反射する光学素子を用いているので、対象物 O b を観察するための可視光の損失を抑えることができる。

【 0 1 0 7 】

[第 7 実施形態]

次に、第 7 実施形態を説明する。第 7 実施形態は、受光部 3 8 の一例として、例えば体腔内等の対象物 O b をカメラ装置による通常の観察機能に、蛍光観察機能を追加したものである。第 7 実施形態では、受光部 3 8 が、リレー光学系 3 4 の光の射出方向と逆方向に、分岐部 3 6 で分岐された何れかの光路を伝播するように、発光する発光部を含む。なお、第 7 実施形態は第 6 実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【 0 1 0 8 】

例えば、体腔内等の対象物 O b に紫外光や青色光の励起光源による励起光を照射した際に、治療の必要性を有する患部で特有の蛍光発光を生じる場合がある。そこで、励起光をカットする波長フィルタをカメラ装置に取り付けて撮影することで、特有の蛍光発光した部位を撮像することができ、患部を判別することが可能になる。第 7 実施形態は、励起光の照射による患部の蛍光発光を観察可能にしたものである。

【 0 1 0 9 】

図 8 に、第 7 実施形態に係る内視鏡装置 1 7 の構成の一例を示す。なお、内視鏡 2 0 は、第 1 実施形態と同様の構成のため、詳細な説明を省略する。

【 0 1 1 0 】

第 7 実施形態に係る内視鏡装置 1 7 を構成する内視鏡用拡張装置 3 0 7 は、第 6 実施形態と同様に、対象物 O b を観察する機能を備えるために、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に沿う方向の受光部 3 8 - 1 に、結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含むカメラ装置が取り付けられ、内視鏡 2 0 の射出瞳 E x p を、リレー光学系 3 4 を用いてアイピース 2 6 から離れた位置に移動させている。

【 0 1 1 1 】

また、第 7 実施形態に係る内視鏡用拡張装置 3 0 7 は、対象物 O b に対する蛍光観察機能を備えるために、励起光源 3 8 7 及び蛍光観察用カメラ装置 3 8 8 を備えている。励起光源 3 8 7 は、紫外光や青色光等の励起光を発光するもので、発光された励起光は、対象物 O b に照射される。蛍光観察用カメラ装置 3 8 8 は、励起光により励起され発光した蛍光発光部位を撮像するために、励起光をカットする波長フィルタ 3 8 8 F , 結像レンズ 3 8 8 L 及びイメージセンサ 3 8 8 S を含んでいる。

【 0 1 1 2 】

第 7 実施形態では、励起光源 3 8 7 から射出された励起光を対象物 O b へ照射するため、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に沿う方向の光路を 2 つに分岐する。つまり、リレー光学系 3 4 と、移動された射出瞳 E x p との間に位置する分岐部 3 6 には、励起光を反射するビームスプリッタ等の励起光反射素子 3 6 7 が設けられ、励起光反射素子 3 6 7 により光路が分岐される。励起光反射素子 3 6 7 は、受光部 3 8 - 2 からの矢印 Y 方向と逆方向の光路から、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に沿う方向 (矢印 Z 方向と逆方向) の光路に反射する光路を形成する。

【 0 1 1 3 】

また、第 7 実施形態では、対象物 O b の励起光により励起された蛍光発光を検出するた

10

20

30

40

50

めに、リレー光学系 34 の光軸 CL に沿う方向の光路を 2 つに分岐する。つまり、リレー光学系 34 と、移動された射出瞳 E x p との間に位置する分岐部 36 には、蛍光発光を反射するビームスプリッタ等の蛍光反射素子 368 が設けられ、蛍光反射素子 368 により光路が分岐される。つまり、蛍光反射素子 368 は、リレー光学系 34 の光軸 CL に沿う方向（矢印 Z 方向）の光路から、受光部 38 - 3 へ向かう矢印 Y 方向と逆方向の光路に蛍光を反射する光路を形成する。

【0114】

受光部 38 は、リレー光学系 34 の光軸 CL に沿う方向に取り付けた受光部 38 - 1 と、矢印 Y 方向と逆方向に分岐された光路を伝播される励起光の発光部として機能する受光部 38 - 2 と、矢印 Y 方向と逆方向に分岐された光路を伝播した蛍光発光を受光する受光部 38 - 3 とを用いる。受光部 38 - 1 には、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含む通常観察用のカメラ装置が取り付けられる。また、受光部 38 - 2 には、励起光源 387 が取り付けられ、受光部 38 - 3 には、蛍光観察用カメラ装置 388 が取り付けられる。

10

【0115】

第 7 実施形態では、リレー光学系 34 でリレーされた通常光は、分岐部 36 に取り付けられた励起光反射素子 367 及び蛍光反射素子 368 を通過し、受光部 38 - 1 に取り付けられた結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置へ至る。また、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置は、受光部 38 - 1 の結像レンズ 381 の入射瞳に射出瞳 E x p が位置するように取り付けられる。イメージセンサ 382 で撮像した画像は、制御装置 40 の表示部 42 に表示され、対象物 O b を観察させることができる。

20

【0116】

一方、励起光源 387 から射出された励起光は、励起光反射素子 367 で反射されて対象物 O b へ照射される。そして、対象物 O b で励起光により励起されて蛍光発光した光は分岐部 36 に取り付けられた蛍光反射素子 368 で反射され、受光部 38 - 3 に取り付けられた蛍光観察用カメラ装置 388 へ至る。通常のカメラ装置による撮像画像と蛍光観察用カメラ装置 388 による撮像画像とは、制御装置 40 で処理され、表示部 42 に、各々別々に、または重ね合わせた画像処理が施されて表示される。つまり、第 7 実施形態では、CPU 44A は、蛍光観察プログラムを制御プログラム 44E として記憶部 44D から読み出して RAM 44B に展開して蛍光観察処理を実行する。これによって、内視鏡用拡張装置 30 で励起光により励起された蛍光光が対象物 O b の撮像画像と並べて、または重ね合わされて表示される拡張機能が実行される。

30

【0117】

以上説明したように、第 7 実施形態では、内視鏡用拡張装置 302 に含まれる機能化プラットフォーム 31 を構成する分岐部 36 に、励起光反射素子 367、及び蛍光反射素子 368 を取り付け、受光部 38 に取り付けられた励起光源 387 で射出された励起光を対象物 O b へ照射し、励起された蛍光発光が蛍光観察用カメラ装置 388 で撮像される。従って、体腔内等の対象物 O b の状態を観察する場合に、体腔内等の対象物 O b に、治療の必要性を有する患部で特有の蛍光発光を生じる部位を撮像することができ、患部を判別する支援を可能にする機能を有した内視鏡装置 17 を提供することができる。

40

【0118】

また、例えば腹腔鏡手術のように、内視鏡 20 を用いて患部を観察する場合に、自家蛍光観察（AFI）により悪性腫瘍を判別することができる。

【0119】

[第 8 実施形態]

次に、第 8 実施形態を説明する。第 8 実施形態は、受光部 38 の一例として、例えば体腔内等の対象物 O b をカメラ装置により観察する機能に、対象物 O b の組織表面下の数 mm の組織情報を測定する機能を追加したものである。第 8 実施形態では、受光部 38 が、リレー光学系 34 の光の射出方向と逆方向に、分岐部 36 で分岐された何れかの光路を伝

50

播するように、発光する発光部を含む。なお、第 8 実施形態は第 4 実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【0120】

図 9 に、第 8 実施形態に係る内視鏡装置 18 の構成の一例を示す。なお、内視鏡 20 は、第 1 実施形態と同様の構成のため、詳細な説明を省略する。

【0121】

第 8 実施形態に係る内視鏡装置 18 を構成する内視鏡用拡張装置 308 は、第 4 実施形態と同様に、対象物 Ob を観察する機能を備えるために、リレー光学系 34 の光軸 CL に沿う方向の受光部 38 - 1 に、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置が取り付けられる。また、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置は、受光部 38 - 1 の結像レンズ 381 の入射瞳に射出瞳 Ex p が位置するように取り付けられる。また、内視鏡用拡張装置 308 は、対象物 Ob の組織表面下の数 mm の組織情報を測定する機能を備えるために、内部構造測定装置 389 を備えている。

10

【0122】

第 8 実施形態では、内部構造測定装置 389 の一例として眼底の組織検査などで利用されている光コヒーレンストモグラフィ (OCT) の技術を用いる。光コヒーレンストモグラフィ (OCT) は、対象物 Ob で反射した光と参照光の低コヒーレンス干渉を用いて、生体表面から数 mm 程度の生体内部の構造を測定する技術である。つまり、レーザ光等のコヒーレント光では、ハーフミラー等で分岐した光を反射ミラーで戻し、合波させた場合、2 光路の光路差に応じて干渉が生じる。ところが、白色光のような低コヒーレント光では、2 光路の光路差が一致した場合に干渉が生じる。そこで、2 光路の一方の光路の反射ミラーを光軸方向に移動させると、他方の光路上で同一距離にある情報を得ることができる。従って、他方の光路を対象物表面の法線方向に設定すれば、対象物 Ob の組織表面下の組織情報を測定することが可能になる。なお、反射ミラーの移動に代えて、分光器で検出されるスペクトル分布を解析することで、奥行き方向 (深さ方向) の分布を得る技術も知られている。また、光源に周波数可変レーザを用いて、奥行き方向 (深さ方向) の分布を得る技術も知られている。第 8 実施形態では、反射ミラーの移動に代えて、分光器であられるスペクトル分布を解析することで、対象物 Ob の組織表面下の数 mm の組織情報を測定する場合を一例として説明する。

20

【0123】

第 8 実施形態に係る内視鏡装置 18 を構成する内視鏡用拡張装置 308 は、第 1 実施形態と同様に、内視鏡 20 の射出瞳 Ex p を、リレー光学系 34 を用いてアイピース 26 から離れた位置に移動させる。第 8 実施形態では、対象物 Ob の組織表面下の組織情報を測定するため、リレー光学系 34 の光軸 CL に沿う方向の光路を 2 つに分岐する。つまり、リレー光学系 34 と、移動された射出瞳 Ex p との間に位置する分岐部 36 には、詳細を後述する、内部構造測定装置 389 から射出された光を反射すると共に、対象物 Ob での反射光を反射するビームスプリッタ等の光学素子 369 が設けられ、光学素子 369 により光路が 2 光路に分岐される。つまり、光学素子 369 は、リレー光学系 34 の光軸 CL に沿う方向の光路と、矢印 Y 方向と逆方向の光路とに分岐される。

30

【0124】

受光部 38 は、リレー光学系 34 の光軸 CL に沿う方向に取り付けた受光部 38 - 1 と、矢印 Y 方向と逆方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部 38 - 3 とを用いる。第 8 実施形態では、受光部 38 - 2 は不要である。受光部 38 - 1 には、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置が取り付けられる。また、受光部 38 - 3 には、内部構造測定装置 389 が取り付けられる。

40

【0125】

第 8 実施形態では、光コヒーレンストモグラフィ (OCT) を一例として用いる内部構造測定装置 389 は、低コヒーレント光源 389 A、及び分光器 389 B を備えている。低コヒーレント光源 389 A には、スーパーluminescent diode (SLD) を用いることができる。低コヒーレント光源 389 A は、一端がカブラ 389 C に接続されたフ

50

ファイバ 389F-1 の他端に接続される。また、カブラ 389C にはファイバ 389F-2 の一端も接続されており、ファイバ 389F-2 の他端は、矢印 Y 方向と逆方向の光路へ案内するミラー 389D へ接続される。第 8 実施形態では、ミラー 389D は、1 次元走査又は 2 次元走査を可能とするスキャナとして機能するように MEMS ミラーを用いている。以下、MEMS ミラー 389D と表記する。MEMS ミラー 389D はリレー光学系 34 の射出瞳 Ex p と一致するように配置されている。一方、分光器 389B は、一端がカブラ 389C に接続されたファイバ 389G-1 の他端に接続される。また、カブラ 389C にはファイバ 389G-2 の一端も接続されており、ファイバ 389G-2 の他端は、参照ミラー 389E に接続される。なお、ファイバ 389G-2 は、内視鏡 20、内視鏡用拡張装置 308、及び内視鏡用拡張装置内の光路長に合わせた距離となるように長さが調整される。また、ファイバ 389F-1 及び F-2 並びにファイバ 389G-1 及び G-2 は、低コヒーレント光源 389A、及び分光器 389B に近い位置で、カブラ 389C に接続される。

10

【0126】

従って、リレー光学系 34 でリレーされた光は、分岐部 36 に取り付けられた光学素子 369 を通過し、受光部 38-1 に取り付けられた結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置へ至る。イメージセンサ 382 で撮像した画像は、制御装置 40 の表示部 42 に表示され、対象物 Ob を観察させることができる。

【0127】

一方、低コヒーレント光源 389A から射出された光は、光学素子 369 で反射されて対象物 Ob へ照射される。そして、対象物 Ob で反射された反射光が光学素子 369 で反射され、分光器 389B によりスペクトル分布が検出される。検出されたスペクトル分布を解析することで、対象物 Ob の組織表面下の組織情報を得る。分光器 389B で検出されるスペクトル分布を解析する処理は、制御装置 40 で処理される。つまり、第 8 実施形態では、CPU 44A は、解析プログラムを制御プログラム 44E として記憶部 44D から読み出して RAM 44B に展開して解析処理を実行する。これによって、内視鏡用拡張装置 30 で射出した低コヒーレント光による対象物 Ob の組織表面下が測定される拡張機能が実行される。CPU 44A は、解析結果を、表示部 42 に表示させることができる。

20

【0128】

これによって、MEMS ミラー 389D で対象物 Ob をスキャンすることにより、対象物 Ob の表面近傍の断層画像を得ることができる。例えば、対象物 Ob へ照射する光（ビーム）を 1 次元走査すれば対象物 Ob の組織表面下の 2 次元情報を得ることができる。また、2 次元走査すれば対象物 Ob の組織表面下の 3 次元情報を得ることができる。

30

【0129】

以上説明したように、第 8 実施形態では、内視鏡用拡張装置 302 に含まれる機能化プラットフォーム 31 を構成する分岐部 36 に、光学素子 369 を取り付け、受光部 38 に取り付けた、内部構造測定装置 389 で対象物 Ob の組織表面下の組織情報を得る。従って、体腔内等の対象物 Ob の状態を観察する場合に、内部構造測定装置 389 で同時に対象物 Ob の組織表面下の組織情報を得ることができる測定装置として機能する内視鏡装置 18 を提供することができる。

40

【0130】

また、例えば腹腔鏡手術のような施術中に、低コヒーレント光の照射によって、組織の内部状態を検査できるため、組織の切除を必要とする生検の回数を減らすことができる。

【0131】

さらに、第 8 実施形態では、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）では、人体に対する透過性が高い赤外光を利用することができるため、波長選択性のあるビームスプリッタを用いることで、光の損失を抑えることができる。

【0132】

[第 9 実施形態]

次に、第 9 実施形態を説明する。第 9 実施形態は、受光部 38 の一例として、受光部 3

50

8の各々にカメラ装置を取り付けた場合を説明する。また、第9実施形態は、カメラ装置の一例として、ハイビジョンカメラの4倍の高画質化したカメラ装置(所謂、4K解像度のカメラ装置)として機能する内視鏡用拡張装置を提供するものである。なお、第9実施形態は第1実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【0133】

図10に、第9実施形態に係る内視鏡装置19の構成の一例を示す。第9実施形態に係る内視鏡装置19は、目視観察用の内視鏡20に、内視鏡用拡張装置309が取り付けられたものである。なお、内視鏡20は、第1実施形態と同様の構成のため、詳細な説明を省略する。

10

【0134】

第9実施形態に係る内視鏡装置19を構成する内視鏡用拡張装置309は、第1実施形態と同様に、内視鏡20の射出瞳Expを、リレー光学系34を用いてアイピース26から離れた位置に移動させる。第9実施形態では、所謂4K解像度の高画質化画像を得るために、リレー光学系34でリレーされた光は、4つに分岐する。つまり、リレー光学系34と、移動された射出瞳Expとの間に位置する分岐部36には、透過光と反射光とを分岐されるビームスプリッタやハーフミラー等の光学素子が設けられる。

【0135】

図10に示す例では、分岐部36は、リレー光学系34でリレーされた光を4光路に分岐するために、各々光路を2分岐するプリズムミラーなどの偏向素子374、375、376を含んでいる。これらの偏向素子374、375、376は、後述する受光部の各々に均等に光が照射されるように透過光と反射光とを分岐する。例えば、偏向素子374は、反射光と透過光とが均等になるように分岐する。つまり、偏向素子374は、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向の光路と、矢印Y方向と逆方向の光路とに分岐する。また、偏向素子375は、矢印Y方向と逆方向の光路と、矢印Z方向(光軸CLに沿う方向)の光路とに分岐する。さらに、偏向素子376は、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向の光路と、矢印Y方向の光路とに分岐する。

20

【0136】

受光部38は、受光部38-1と、受光部38-2と、受光部38-3とを含む。受光部38-1は、偏向素子374、376を透過し、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向の光路を伝播した光を受光する受光部である。また、受光部38-2は、偏向素子374の透過後に偏向素子376により矢印Y方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部である。さらに、受光部38-3は、偏向素子374により矢印Y方向と逆方向に分岐された光路を伝播した光を受光する受光部である。受光部38-3は、受光部38-3A及び受光部38-3Bを含んでおり、受光部38-3Aは、偏向素子374の反射後に偏向素子375を透過し、矢印Y方向と逆方向の光路を伝播した光を受光する。また、受光部38-3Bは、偏向素子374及び偏向素子375を反射し、リレー光学系34の光軸CLに沿う方向の光路を伝播した光を受光する。

30

【0137】

第9実施形態では、受光部38-1、38-2及び38-3(38-3Aと38-3B)の各々には、ハイビジョン用の結像レンズ371及びイメージセンサ372を含むハイビジョンカメラ装置370が取り付けられる。また、これら受光部38の各々の結像レンズ371の入射瞳に射出瞳Expが位置するように結像レンズ371及びイメージセンサ372を含むハイビジョンカメラ装置370が取り付けられる。また、第9実施形態では、受光部38-1、38-2及び38-3(38-3Aと38-3B)の各々には、内視鏡用拡張装置309をハイビジョンカメラの4倍の高画質化したカメラ装置として機能させるため、例えば、結像レンズ371の光軸から所定量だけずらしてイメージセンサ372を取り付ける。具体的には、受光部38-1のハイビジョンカメラ装置を基準にして、受光部38-2では右側に半画素分ずらし、受光部38-3Aでは上側に半画素分ずらし、受光部38-3Bでは右側に半画素分と上側に半画素分ずらす。

40

50

【 0 1 3 8 】

また、例えば、対象物 O b の画像領域を縦横に 4 分割し、分割した小領域をハイビジョンカメラ装置 3 7 0 の撮像領域に設定し、右上、右下、左上、及び左下の各画像領域を担当するハイビジョンカメラ装置 3 7 0 で撮像するようにしてもよい。これは、結像レンズ 3 7 1 に対してイメージセンサ 3 7 2 の位置を、撮像領域の設定と上下左右に反転して、左下、左上、右下、および右上にずらすことで実現できる。この場合、各ハイビジョンカメラ装置 3 7 0 で撮像された画像を連結することにより、縦横の各々に 2 倍の画素の画像を得ることができる。

【 0 1 3 9 】

従って、リレー光学系 3 4 でリレーされた光は、分岐部 3 6 で分岐されて、各光路にハイビジョンカメラ装置 3 7 0 を取り付けすることで、ハイビジョンカメラの 4 倍の高画質画像を得ることができる。

10

【 0 1 4 0 】

なお、第 9 実施形態に係る内視鏡用拡張装置 3 0 9 は、制御装置 4 0 に接続されており、受光部 3 8 - 1、3 8 - 2 及び 3 8 - 3 (3 8 - 3 A と 3 8 - 3 B) の各々で撮像した各画像を用いて体腔内等の対象物 O b を、高画質して表示部 4 2 に表示する。表示部 4 2 への対象物 O b の表示処理は、制御装置 4 0 により実行される。つまり、第 9 実施形態では、C P U 4 4 A は、高画質表示プログラムを制御プログラム 4 4 E として記憶部 4 4 D から読み出して R A M 4 4 B に展開して高画質表示処理を実行する。これによって、第 9 実施形態では、内視鏡用拡張装置 3 0 9 で受光した光に基づいた体腔内等の対象物 O b の高画質表示の拡張機能が実行される。

20

【 0 1 4 1 】

また、第 9 実施形態では、高画質化画像の一例として、4 つのハイビジョンカメラ装置 3 7 0 によって、縦横の各々に 2 倍の画素の画像を得て、ハイビジョンカメラ装置の 4 倍に高画質化したカメラ装置として機能させる場合を説明したが、縦横の何れか一方に 2 倍の画素の画像を得て、縦横の何れか一方の方向に 2 倍に高画質化したカメラ装置として機能させてもよい。また、3 台以上のカメラを備えて 3 倍以上に高画質化したカメラ装置として機能させてもよい。

【 0 1 4 2 】

以上説明したように、第 9 実施形態では、内視鏡 2 0 のアイピース 2 6 に、内視鏡用拡張装置 3 0 9 を取り付け。また、内視鏡用拡張装置 3 0 9 に含まれる機能化プラットフォーム 3 1 を構成する分岐部 3 6 に、透過光と反射光とを均等に分岐する偏向素子 3 7 4、3 7 6 を設け、ハイビジョンカメラ装置 3 7 0 を受光部 3 8 の各々に設けることで、上下左右の各画像を撮像することができる。従って、体腔内等の対象物 O b の状態を目視観察する状態の内視鏡 2 0 のアイピース 2 6 に、内視鏡用拡張装置 3 0 9 を取り付けるのみで、高画質表示装置として機能する内視鏡装置 1 9 を提供することができる。

30

【 0 1 4 3 】

[第 1 0 実施形態]

次に、第 1 0 実施形態を説明する。第 1 0 実施形態は、受光部 3 8 の一例として、立体像を提供する立体カメラ装置、及び対象物 O b の組織表面下の組織情報を測定する測定装置を含む場合を説明する。なお、第 1 0 実施形態は、第 2 実施形態及び第 8 実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

40

【 0 1 4 4 】

図 1 1 に、第 1 0 実施形態に係る内視鏡装置 1 2 X の構成の一例を示す。第 1 0 実施形態に係る内視鏡装置 1 2 X は、目視観察用の内視鏡 2 0 に、内視鏡用拡張装置 3 1 0 が取り付けられたものである。内視鏡用拡張装置 3 1 0 は、第 2 実施形態の内視鏡用拡張装置 3 0 2 (図 3) と、第 8 実施形態の内視鏡用拡張装置 3 0 8 (図 9) との各々の主要な構成を含んでいる。

【 0 1 4 5 】

詳細には、内視鏡用拡張装置 3 1 0 では、第 1 機能として、対象物 O b の立体表示の拡

50

張機能を実現するために、リレー光学系 3 4 でリレーされた光が、光学素子 3 6 1 により分岐され、受光部 3 8 - 1 と、受光部 3 8 - 3 とに向うように構成される。

【 0 1 4 6 】

受光部 3 8 - 1 及び受光部 3 8 - 3 の各々は、カメラ装置として結像レンズ 3 8 1 及びイメージセンサ 3 8 2 を含み、視差を確保するために光軸 C L から所定距離 L t h を隔てて、つまり所定のカメラ間隔で取り付けられる。従って、受光部 3 8 - 1 及び受光部 3 8 - 3 の各々のイメージセンサ 3 8 2 で、視差が確保された立体像を形成するための左右の各画像が撮像される。イメージセンサ 3 8 2 で撮像した画像各々は、制御装置 4 0 の表示部 4 2 に表示され、対象物 O b を立体像として観察者に観察させることができる。

【 0 1 4 7 】

次に、第 2 機能として、組織表面測定機能を実現するために、リレー光学系 3 4 の下流側に光学素子 3 6 9 及び受光部 3 8 - 2 としての内部構造測定装置 3 8 9 が設けられ、内部構造測定装置 3 8 9 に関する光を利用可能に光学素子 3 6 9 で光路が 2 光路に分岐される。つまり、光学素子 3 6 9 は、リレー光学系 3 4 の光軸 C L に沿う方向の光路の一部を、矢印 Y 方向の光路に分岐する。これにより、リレー光学系 3 4 でリレーされた光の一部は、光学素子 3 6 9 により矢印 Y 方向へ伝播され、内部構造測定装置 3 8 9 へ向かう。一方、内部構造測定装置 3 8 9 からの光は、矢印 Y 方向と逆方向に伝播され、光学素子 3 6 9 により光軸 C L に沿う方向にリレー光学系 3 4 へ向かう。

【 0 1 4 8 】

内部構造測定装置 3 8 9 は、第 8 実施形態で説明したように、対象物 O b の組織表面下の数 mm の組織情報を測定する。つまり、低コヒーレント光源 3 8 9 A から射出された光は、光学素子 3 6 9 で反射されて対象物 O b へ照射されて、対象物 O b で反射された反射光が光学素子 3 6 9 で反射され、分光器 3 8 9 B によりスペクトル分布が検出される。制御装置 4 0 は、検出されたスペクトル分布を解析して、対象物 O b の組織表面下の組織情報を得る。制御装置 4 0 は、解析結果を、表示部 4 2 に表示させることにより、対象物 O b の組織表面下の組織情報を観察者に提示する。つまり、MEMS ミラー 3 8 9 D で対象物 O b をスキャンすることにより、対象物 O b の表面近傍の断層画像を提供することができる。例えば、対象物 O b への照射光の 1 次元走査により対象物 O b の組織表面下の 2 次元情報を得ることができ、2 次元走査すれば対象物 O b の組織表面下の 3 次元情報を得ることができる。

【 0 1 4 9 】

以上説明したように、第 1 0 実施形態では、プラットフォーム 3 1 によって、立体像を形成して提供する機能と組織表面測定機能とを同時に提供可能な内視鏡用拡張装置 3 1 0 を提供する。従って、観察者は、対象物 O b の立体像を観察しつつ、対象物 O b の視野範囲内（観察している立体像）における組織表面下の組織情報を得ることができる。これによって、例えば体腔内等の状態を観察する場合に、体腔内等の表面部位の立体像を観察し、観察者が注目する注目部位を観察している際に、注目部位の組織表面下の組織情報を同時に得ることができる。このため、観察者は、対象物 O b の立体像を観察する機能と、対象物 O b の組織表面下の組織情報を得る機能の双方を実行するために、機能毎の専用の内視鏡装置 1 0 に交換する必要はない。

【 0 1 5 0 】

なお、体腔内等の表面部位の立体像を観察しながら、観察者が注目する注目部位を探索して、探索した注目部位についてのみ、内部構造測定装置 3 8 9 が組織表面下の組織情報を出力するようにしてもよい。この場合、観察者が注目部位の立体像を観察しているときにキーボード等の入力部 4 6 を操作して内部構造測定装置 3 8 9 により組織表面下の組織情報が出力されるようにすればよい。このようにすることで、常時、組織表面下の組織情報を得る場合と比較して、観察者が注目したい部位のみの組織表面下の組織情報を得ることができる。

【 0 1 5 1 】

また、第 1 0 実施形態では、立体像を形成して提供する機能を実現する構成は、所謂 3

10

20

30

40

50

D（ディメンジョン）ユニットとして扱いことができ、同時に提供可能な組織表面測定機能を実現する構成を含めて4Dユニットとして提供することができる。この組織表面測定機能を実現する構成として、赤外波長域の光（赤外光）を用いることで、組織表面測定するための光が立体像を観察するための画像として撮像されることを抑制して、立体像を形成して提供する機能と、組織表面測定機能とを共存させることができる。また、立体像を形成して提供する機能と、組織表面測定機能とについて光損失を抑制した射出瞳の多重化を実現することができる。

【0152】

さらに、第10実施形態では、対象物Obをスキャンする組織表面測定機能により、対象物Obの表面近傍の断層画像を得ることができる。この対象物Obの表面近傍の断層画像から、組織表面を画像処理して各位置の3次元座標を求めることができ、組織表面におけるスキャンラインの3次元形状を決定することもできる。これによって、対象物Obの立体像を形成する左右の画像にスキャンラインをレンダリングすることで、段像画像を立体的に表示することもできる。また、断層画像を立体像にオーバーレイすることによって、4D画像として観察者に提示することができる。

10

【0153】

[第11実施形態]

次に、第11実施形態を説明する。第11実施形態は、受光部38の一例として、立体像を提供する立体カメラ装置と、高画質カメラ装置とを含む場合を説明する。なお、第11実施形態は第2実施形態及び第9実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一

20

符号を付して詳細な説明を省略する。

【0154】

図12に、第11実施形態に係る内視鏡装置19Xの構成の一例を示す。第11実施形態に係る内視鏡装置19Xは、目視観察用の内視鏡20に、内視鏡用拡張装置311が取り付けられたものである。内視鏡用拡張装置311は、第2実施形態の内視鏡用拡張装置302（図3）と、第9実施形態の内視鏡用拡張装置309（図10）との各々の主要な構成を含んでいる。

【0155】

詳細には、内視鏡用拡張装置311では、第1機能として、高画質機能を実現するために、リレー光学系34でリレーされた光が、光学素子374、375、376により分岐され、受光部38-1、受光部38-2、及び受光部38-3（受光部38-3Aと受光部38-3B）に向うように構成される。

30

【0156】

受光部の各々には、ハイビジョン用の結像レンズ371及びイメージセンサ372を含むハイビジョンカメラ装置370が取り付けられる。また、受光部38-1、38-2及び38-3（38-3Aと38-3B）の各々は、第9実施形態と同様に、高画質化したカメラ装置として機能させるため、例えば、結像レンズ371の光軸から所定量だけずらしてイメージセンサ372を取り付ける。

【0157】

また、第11実施形態では、一部のハイビジョンカメラ装置370を、第2機能である対象物Obの立体表示の拡張機能を実現するためのカメラ装置と兼用させている。図12に示す例では、受光部38-3Aを、視差を確保するために光軸CLから所定距離Lthを隔てて、つまり所定のカメラ間隔で取り付けられる。例えば、対象物Obの画像領域を縦横に4分割した小領域の各々を撮像領域に設定し、ハイビジョンカメラ装置370で右上、右下、左上、及び左下の各画像領域を担当させることで、高画質画像の撮像を実現させることができる。

40

【0158】

受光部38-3Aのハイビジョンカメラ装置370（受光部38-3A）は、後述する第2機能である立体像の観察機能を実現するためのカメラ装置と兼用させるので、兼用するハイビジョンカメラ装置370（受光部38-3A）に設定された対象物Obの画像領

50

域を４分割した小領域の撮像領域からずれが生じる場合がある。この場合、兼用するハイビジョンカメラ装置３７０（受光部３８－３Ａ）は、第１機能として高画質画像を撮像する場合には設置位置による撮像領域から、設定された小領域の撮像領域を抽出して用いるようにすればよい。この画像処理は制御装置４０によって実現することができる。

【０１５９】

次に、第２機能として、立体像の観察機能を実現するために、リレー光学系３４の下流側に光学素子３６１が設けられ、リレー光学系３４でリレーされた光が、光学素子３６１により分岐され、受光部３８－２Ｘ（図３に示す受光部３８－１として機能する）と、受光部３８－３Ａ（図３に示す受光部３８－３として機能する）とに向うように構成される。

10

【０１６０】

受光部３８－２Ｘ及び受光部３８－３Ａの各々は、視差を確保するために光軸ＣＬから所定距離Ｌｔｈを隔てて、つまり所定のカメラ間隔で取り付けられる。従って、受光部３８－２Ｘのイメージセンサ３８２と、受光部３８－３Ａのイメージセンサ３７２とにより、視差が確保された立体像を形成するための左右の各画像が撮像される。撮像した画像各々は、制御装置４０の表示部４２に表示され、対象物Ｏｂを立体像として観察者に観察させることができる。

【０１６１】

ところで、受光部３８－２Ｘのイメージセンサ３８２と、受光部３８－３Ａのイメージセンサ３７２とでは、画質が相違する場合がある。そこで、受光部３８－２Ｘが通常画質のカメラ装置である場合、受光部３８－３Ａによる撮像画像の画質を、通常画質に変換する画像処理を施してもよい。通常画質に変換する画像処理は制御装置４０によって実現することができる。なお、受光部３８－２Ｘをハイビジョン用の結像レンズ３７１及びイメージセンサ３７２を含むハイビジョンカメラ装置３７０を用いて画質を一致させてもよい。

20

【０１６２】

以上説明したように、第１実施形態では、プラットフォーム３１によって、立体像の観察機能と高画質機能とを同時に提供可能な内視鏡用拡張装置３１１を提供する。従って、観察者は、対象物Ｏｂの立体像を観察しつつ、対象物Ｏｂを高画質で観察することができる。これによって、例えば体腔内等の状態を観察する場合に、体腔内等の表面部位の立体像を観察し、観察者が注目する注目部位の立体像を観察している際に、注目部位を、より詳細に観察するために高画質で参照することができる。このため、観察者は、対象物Ｏｂの立体像の観察機能と、対象物Ｏｂを高画質で観察する機能の双方を実行するために、機能毎の専用の内視鏡装置１０に交換する必要はない。

30

【０１６３】

なお、体腔内等の表面部位の立体像の画像と、高画質の画像とは、常時双方の画像を提示してもよく、何れか一方を提示してもよい。なお、観察者が立体像を観察しつつ注目する注目部位を探索して、探索した注目部位についてのみ、高画質の画像を提示するようにしてもよい。この場合、観察者が注目部位の立体像を観察しているときにキーボード等の入力部４６を操作して高画質画像が表示されるようにすればよい。このようにすることで、常時、立体像の画像と、高画質の画像とを共に提示する場合と比較して、観察者は視線を変更せずに同じ画面で観察すればよく、観察者に対して詳細な観察を希望する注目部位について高画質の画像を提供することができる。

40

【０１６４】

[第１２実施形態]

次に、第１２実施形態を説明する。第１２実施形態は、受光部３８の一例として、蛍光観察機能を提供する蛍光観察装置と、対象物Ｏｂへパターン画像を投影する機能を提供する投影装置を含む場合を説明する。なお、第１２実施形態は第５実施形態及び第７実施形態と同様の構成であるため、同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【０１６５】

50

図 13 に、第 12 実施形態に係る内視鏡装置 17X の構成の一例を示す。第 12 実施形態に係る内視鏡装置 17X は、目視観察用の内視鏡 20 に、内視鏡用拡張装置 312 が取り付けられたものである。内視鏡用拡張装置 312 は、第 5 実施形態の内視鏡用拡張装置 305 (図 6) と、第 7 実施形態の内視鏡用拡張装置 307 (図 8) との各々の主要な構成を含んでいる。

【0166】

詳細には、内視鏡用拡張装置 312 は、第 1 機能として、蛍光観察機能を実現するために、受光部 38-2 に設けられた励起光源 387 と、励起光をカットする波長フィルタ 388F、結像レンズ 388L、及びイメージセンサ 388S を含む受光部 38-3 に設けられた蛍光観察用カメラ装置 388 と、を備えている。つまり、内視鏡用拡張装置 312 は、励起光反射素子 367 を備えて励起光源 387 からの励起光が対象物 Ob に照射されるように構成され、リレー光学系 34 でリレーされた光 (蛍光) が、光学素子 368 により分岐され、受光部 38-3 に向うように構成される。

10

【0167】

なお、内視鏡用拡張装置 312 は、対象物 Ob を通常状態で観察する機能を備えるために、リレー光学系 34 の光軸 CL に沿う方向の受光部 38-1 に、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含むカメラ装置が取り付けられている。

【0168】

通常のカメラ装置による撮像画像と、蛍光観察用カメラ装置 388 による撮像画像とは、制御装置 40 で処理され、表示部 42 に、各々別々に、または重ね合わせた画像処理が施されて表示される。つまり、内視鏡用拡張装置 30 で励起光により励起された蛍光による撮像画像が対象物 Ob の撮像画像と並べて、または重ね合わされて表示される。これにより、通常のカメラ装置と、蛍光による撮像画像とを表示して、観察者に対象物 Ob を観察させることができる。

20

【0169】

次に、第 2 機能として、対象物 Ob へパターン画像を投影する機能を実現するために、MEMS ミラー 384P 及びレーザ装置 384L を含む投影装置 384 からのパターン画像が対象物 Ob に照射されるように構成される。図 13 では、励起光反射素子 367 と励起光源 387 との間に光学素子 364 を設けた場合を一例として示す。なお、光学素子 364 は、投影装置 384 からのパターン画像を対象物 Ob に照射できる位置であれば、リレー光学系 34 の下流側の何れの位置に設けてもよい。

30

【0170】

従って、投影装置 384 から射出されたパターン画像は、光学素子 364 で反射されて対象物 Ob へ投影される。そして、対象物 Ob で反射された反射光であるパターン画像は、結像レンズ 381 及びイメージセンサ 382 を含む通常のカメラ装置、及び蛍光観察用カメラ装置 388 の少なくとも一方で撮像される。つまり、レーザ装置 384L から射出される光の波長を、励起光により励起された蛍光の波長を含むようにすれば、通常のカメラ装置、及び蛍光観察用カメラ装置 388 の双方で撮像することができる。また、レーザ装置 384L からの射出光の波長を、励起光により励起された蛍光の波長とすれば、通蛍光観察用カメラ装置 388 のみで撮像することができ、蛍光を含まない波長とすれば、通常のカメラ装置のみで撮像することができる。

40

【0171】

以上説明したように、第 12 実施形態は、内視鏡用拡張装置 312 に含まれる機能化プラットフォーム 31 によって、蛍光観察機能とパターン画像投影機能とを同時に提供可能な内視鏡用拡張装置 312 を提供する。従って、観察者は、対象物 Ob を蛍光観察しつつ、蛍光観察している対象物 Ob へ、例えば注目部位へパターン画像を投影することができる。また、パターン画像は、レーザ装置 384L から射出される光の波長を選択することによって、通常のカメラ装置、及び蛍光観察用カメラ装置 388 の少なくとも一方で撮像させることができる。これによって、対象物 Ob を観察する場合に、対象物 Ob を通常視、または蛍光視している際に、パターン画像により注目部位へのマーキングを実施するこ

50

とができる。このため、観察者は、例えば体腔内等の状態を観察する場合に、体腔内を通常視または蛍光視している場合に、注目部位へのマーキングを実施する機能を有する専用の内視鏡装置 10 に交換する必要はない。

【0172】

なお、前記各実施形態では、内視鏡 20 の射出瞳 $E \times p$ をリレー光学系 34 によって複製した射出瞳 $E \times p$ は、瞳中心の位置が光軸上に位置されることに限定されるものではない。例えば、瞳中心が相違する位置に設定し、共通部分を射出瞳 $E \times p$ としてもよい。

【0173】

図 14 に、射出瞳 $E \times p$ の構成の一例を示す。左右に所定距離 Lth を隔てた位置に 2 つの射出瞳 $E \times p - R$ 、 $E \times p - L$ となる場合、2 つの射出瞳 $E \times p - R$ 、 $E \times p - L$ に共通する領域の射出瞳 $E \times p - C$ を、射出瞳 $E \times p$ としてもよい。このようにすることで、射出瞳 $E \times p - R$ 、及び射出瞳 $E \times p - L$ の各々による光学性能を活かした共通の射出瞳 $E \times p$ を扱うことができる。

10

【0174】

なお、開示の技術を実施形態を用いて説明したが、前記各実施形態で説明した機能のみで内視鏡用拡張装置を構成することに限定されない。つまり、前記各実施形態を複数組み合わせることで複数の機能を有するように、内視鏡用拡張装置を構成することが可能なことは勿論である。

【0175】

また、前記各実施形態では内視鏡 20 の射出瞳 $E \times p$ をリレー光学系 34 によって複製した射出瞳を用いて内視鏡用拡張装置を提供する場合を説明したが、内視鏡 20 の射出瞳 $E \times p$ の近傍にすべての受光部に共通に作用するレンズ系を配置して構成してもよい。内視鏡 20 の射出瞳 $E \times p$ の近傍とは、射出瞳 $E \times p$ の位置または、射出瞳 $E \times p$ から光軸 CL 方向に所定距離の位置である。この所定距離の一例は、受光部にピント調整が要求される場合、受光部の結像に共通に作用を与える光学計算によって求めることができる。このレンズ系を用いるとすべての受光部のピント調整を共通に行えるようになり個々の受光部でのピント調整が不要になるなど、すべての受光部の結像に共通の作用を与えることが可能になる。

20

【0176】

さらに、前記各実施形態では、内視鏡 20 に内視鏡用拡張装置を取り付けて各種の機能を有する内視鏡装置を提供する場合を説明したが、各種の機能を有するように機能化プラットフォーム 31 を備えた内視鏡用拡張装置を、内視鏡 20 に内蔵するようにしてもよい。この場合、少なくとも機能化プラットフォーム 31 を内視鏡 20 に内蔵させて、機能化プラットフォーム 31 を構成する分岐部で分岐された光路を伝播した光を受光する受光部 38 を、着脱可能に構成してもよい。このようにすることで、受光部 38 に専用の機能を実現する装置を取り付けるのみで、各種の専用機能を有する内視鏡装置を提供することができる。

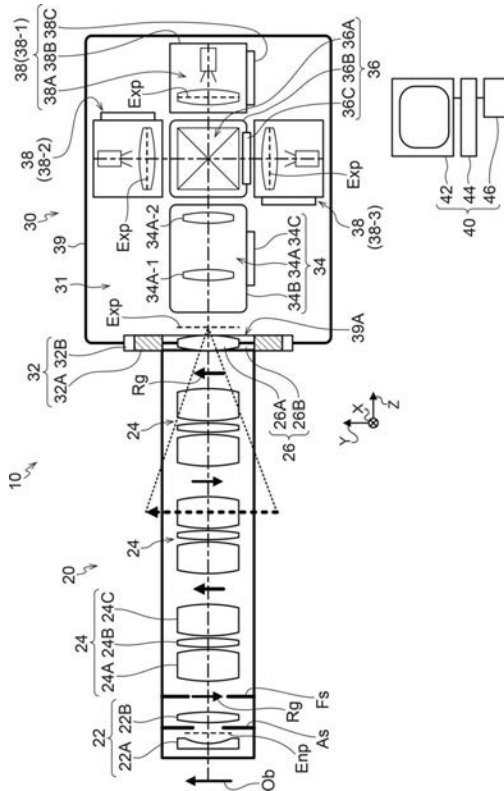
30

【0177】

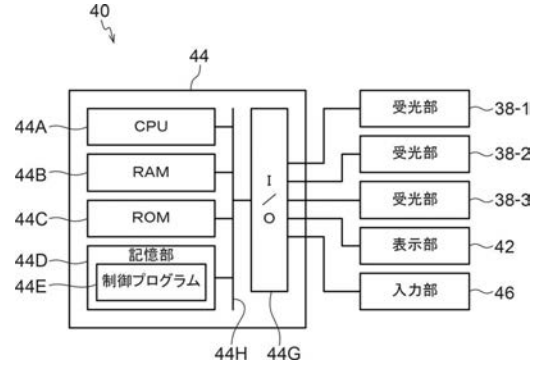
また、開示の技術を実施の形態を用いて説明したが、開示の技術の技術的範囲は上記実施形態に記載の範囲には限定されない。開示の技術の要旨を逸脱しない範囲で上記実施形態に多様な変更または改良を加えることができ、当該変更または改良を加えた形態も開示の技術の技術的範囲に含まれる。

40

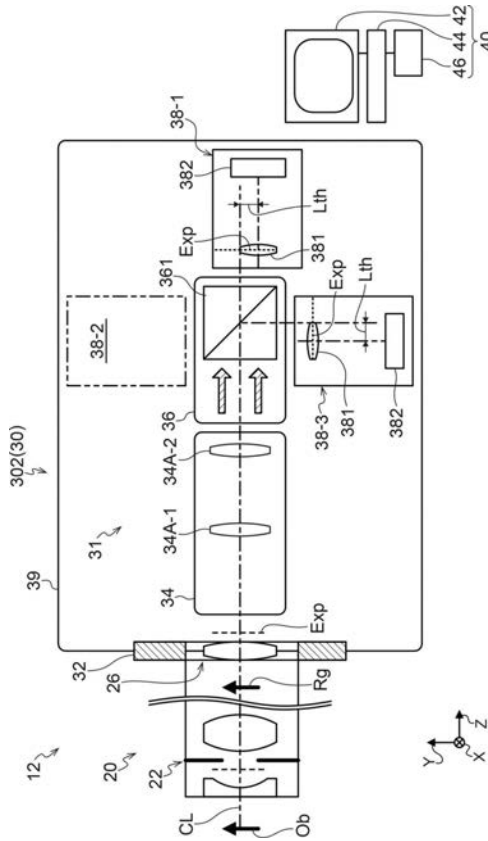
【図 1】



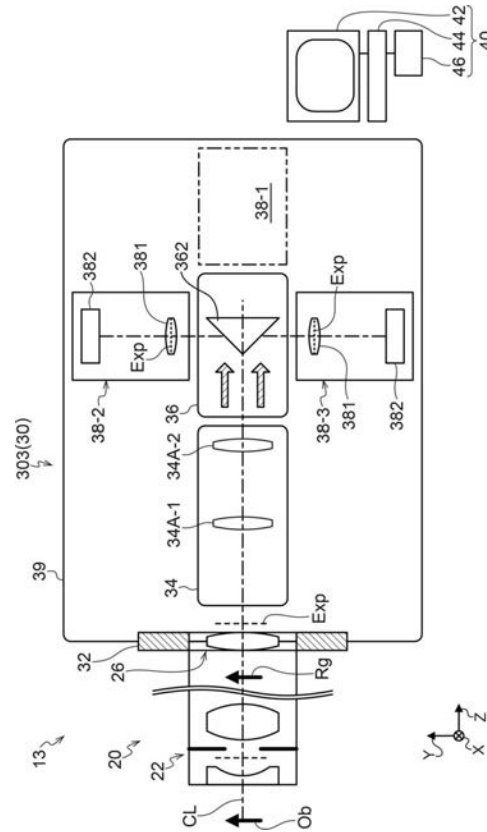
【図 2】



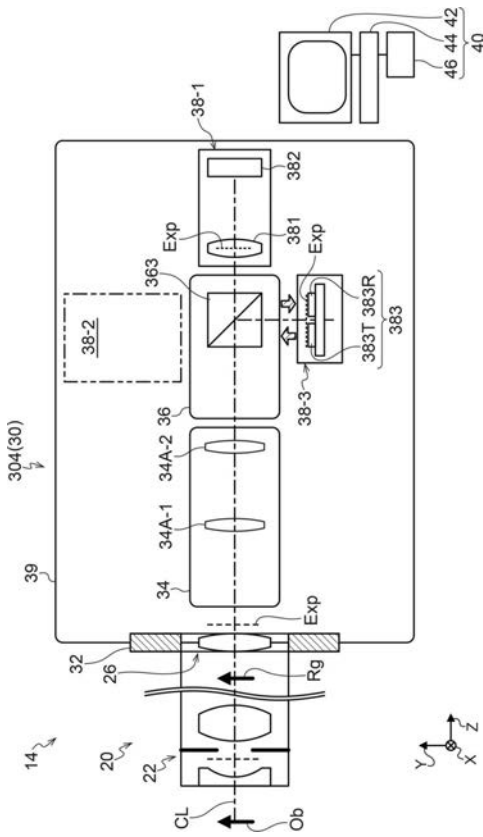
【図 3】



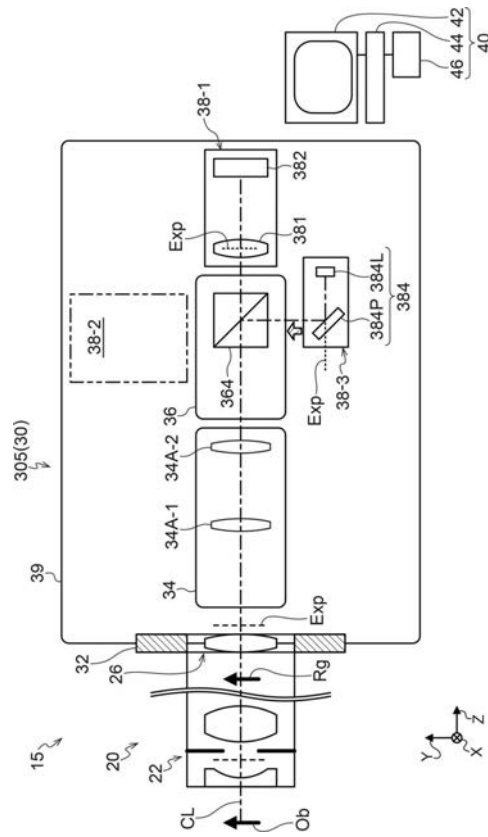
【図 4】



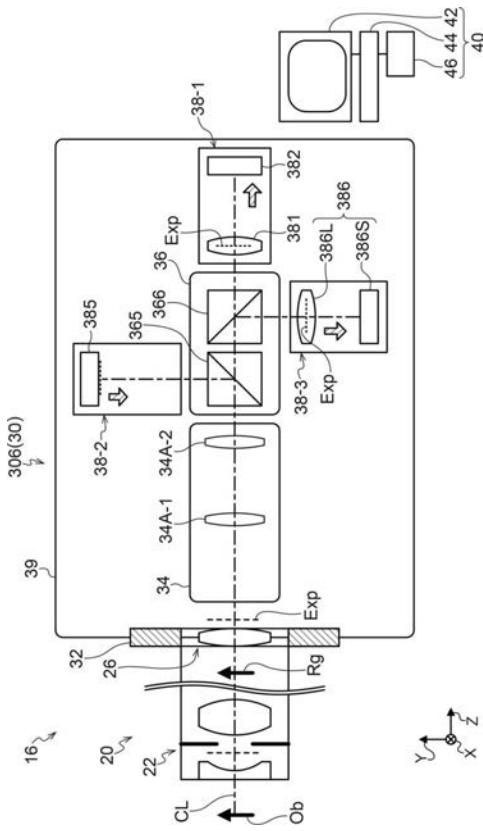
【 図 5 】



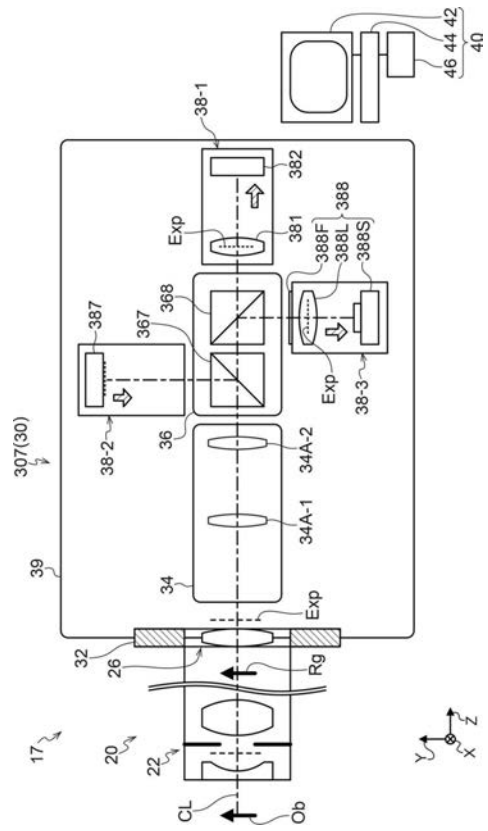
【 図 6 】



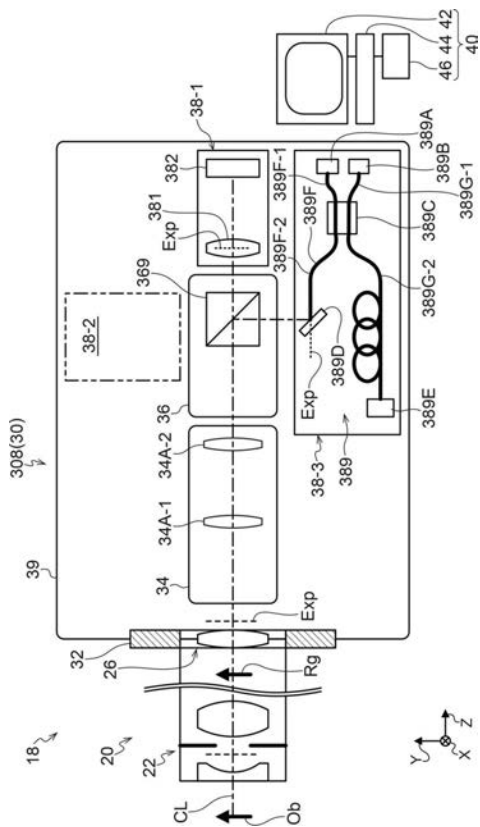
【圖 7】



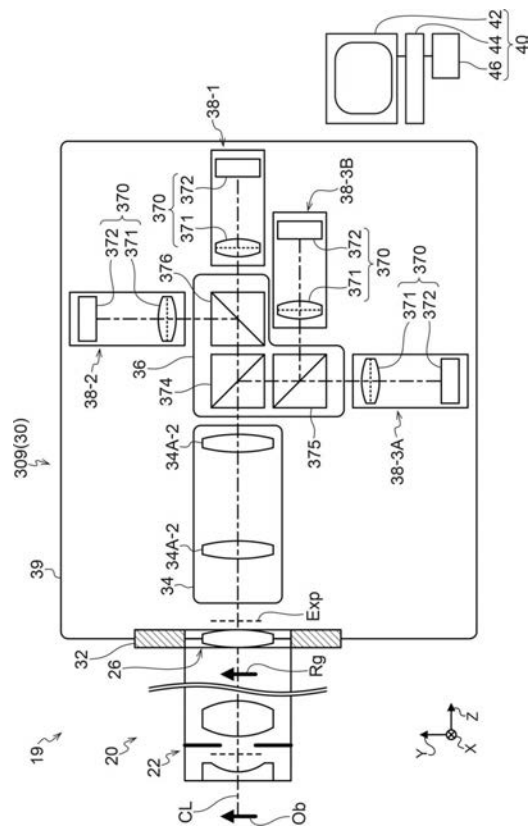
【 図 8 】



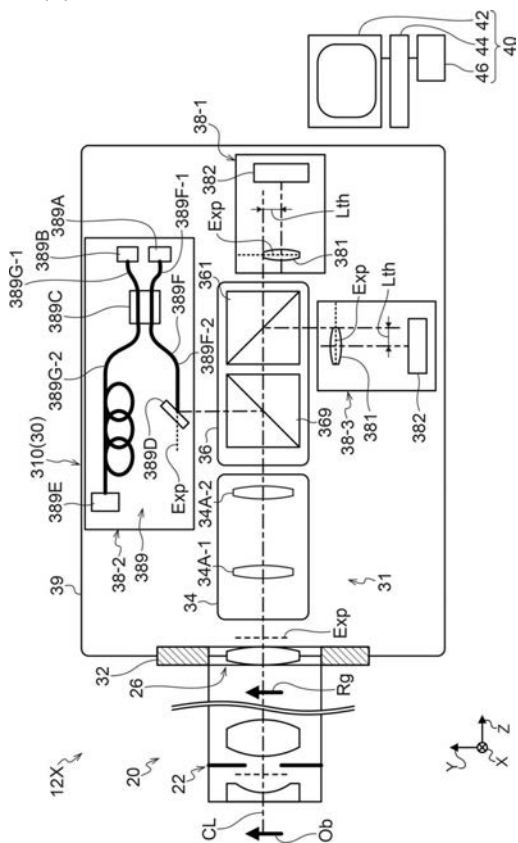
【 図 9 】



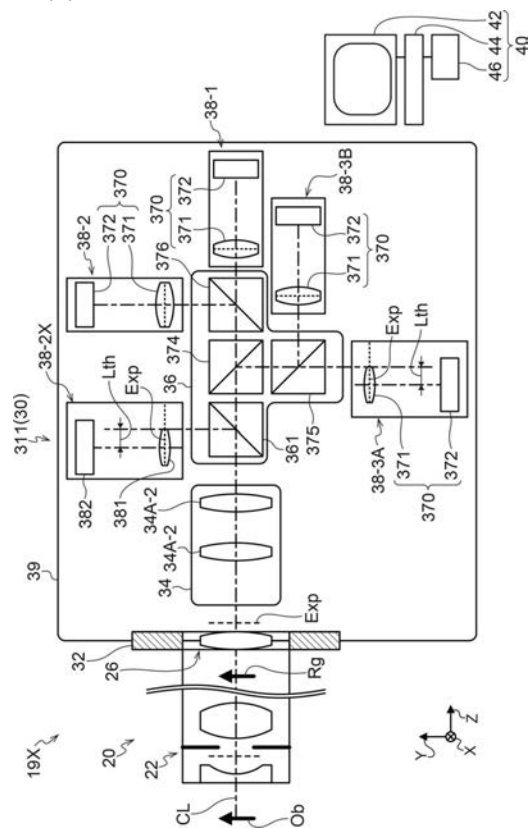
【 図 1 0 】



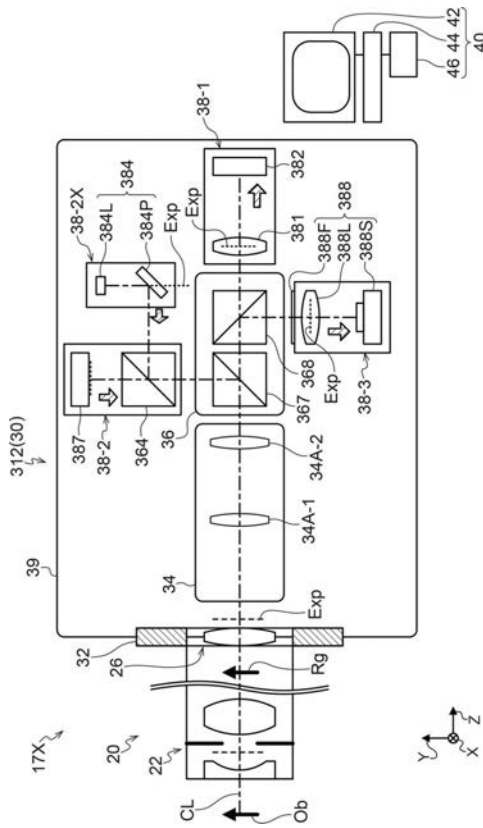
【 図 1 1 】



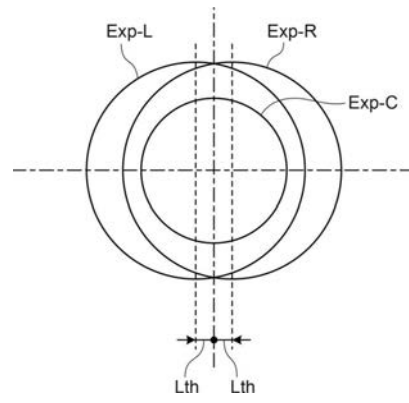
【 ㊦ 1 2 】



【図 13】



【図 14】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/022164

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
Y A	JP 07-035989 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 07 February 1995 (07.02.1995), paragraphs [0057] to [0059]; fig. 11 (Family: none)	1-7, 15 8, 10-14, 16-18
Y A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 028528/1984 (Laid-open No. 140916/1985) (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 September 1985 (18.09.1985), specification, page 3, line 13 to page 6, line 9; fig. 1 to 2 (Family: none)	1-7, 9, 15 8, 10-14, 16-18

☒ 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
08 August 2017 (08.08.17)Date of mailing of the international search report
22 August 2017 (22.08.17)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/022164

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 58-121008 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 July 1983 (19.07.1983), page 2, lower left column, line 8 to page 4, upper right column, line 4; fig. 1 & US 4538062 A1 column 4, line 45 to column 7, line 12; fig. 1 & EP 80340 A1	1-6, 9, 15 8, 10-14, 16-18
Y A	JP 2004-040480 A (Olympus Corp.), 05 February 2004 (05.02.2004), paragraphs [0013] to [0021]; fig. 1 (Family: none)	1-6, 15 8, 10-14, 16-18
Y A	US 2009/0259098 A1 (KRATTIGER, Beat), 15 October 2009 (15.10.2009), paragraphs [0062] to [0072]; fig. 1 & EP 2108306 A1 & DE 102008018636 A1	1-6, 15 8, 10-14, 16-18
A	WO 2015/182995 A1 (KOH YOUNG TECHNOLOGY INC.), 03 December 2015 (03.12.2015), paragraphs [31] to [33]; fig. 4, 6 & US 2017/0188833 A1 paragraphs [0031] to [0033]; fig. 4, 6 & EP 3150108 A1 & KR 10-2015-0136632 A & CN 106413518 A	1-18

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 2 1 6 4									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(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. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26											
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>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017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	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017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									
Y A	JP 07-035989 A（オリンパス光学工業株式会社）1995.02.07, 段落 [0057] - [0059]、図11（ファミリーなし）	1-7, 15 8, 10-14, 16-18									
Y A	日本国実用新案登録出願59-028528号（日本国実用新案登録出願公開 60-140916号）の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマ イクロフィルム（オリンパス光学工業株式会社）1985.09.18, 明細書第3頁第13行-第6頁第9行、第1-2図 （ファミリーなし）	1-7, 9, 15 8, 10-14, 16-18									
☒ 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。											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> 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 </td> </tr> </table>				* 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						
* 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 08.08.2017		国際調査報告の発送日 22.08.2017									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/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） 磯野 光司	2Q 3411 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 7 / 0 2 2 1 6 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
Y A	JP 58-121008 A (オリンパス光学工業株式会社) 1983.07.19, 第2頁左下欄第8行—第4頁右上欄第4行、第1図 & US 4538062 A1, 第4欄第45行—第7欄第12行、第1図 & EP 80340 A1	1-6, 9, 15 8, 10-14, 16-18
Y A	JP 2004-040480 A (オリンパス株式会社) 2004.02.05, 段落 [0013] — [0021]、図1 (ファミリーなし)	1-6, 15 8, 10-14, 16-18
Y A	US 2009/0259098 A1 (KRATTIGER, Beat) 2009.10.15, 段落 [0062] — [0072]、図1 & EP 2108306 A1 & DE 102008018636 A1	1-6, 15 8, 10-14, 16-18
A	WO 2015/182995 A1 (KOH YOUNG TECHNOLOGY INC.) 2015.12.03, 段落 [31] — [33]、図4, 6 & US 2017/0188833 A1, 段落 [0031] — [0033]、図4, 6 & EP 3150108 A1 & KR 10-2015-0136632 A & CN 106413518 A	1-18

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

F ターム(参考) 4C161 BB02 BB06 BB08 CC03 CC06 DD01 FF02 FF03 HH51 HH52
HH53 JJ17 LL03 LL08 MM05 MM10 NN01 NN05 PP06 PP11
PP19 QQ02 QQ03 QQ04 QQ07 QQ09 QQ10 RR04 RR26 WW13
WW17

(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)	内窥镜扩张器		
公开(公告)号	JPWO2017217498A1	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2018524002	申请日	2017-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京农工大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京农工大学		
[标]发明人	高木康博		
发明人	高木 康博		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.540 A61B1/00.R A61B1/00.511 A61B1/00.522 A61B1/00.526		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/BB06 4C161/BB08 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF02 4C161/FF03 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM05 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP06 4C161/PP11 4C161/PP19 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/QQ10 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/WW13 4C161/WW17		
代理人(译)	中岛敦 福田浩		
优先权	2016119832 2016-06-16 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(ZH) 提供一种内窥镜扩展装置，其能够将一个内窥镜扩展为具有多种观察功能的内窥镜。内窥镜(20)包括物镜(22)，多个中继透镜系统(24)和目镜(26)，并且在该目镜(26)之后立即形成出射光瞳(Exp)。内窥镜延伸装置的壳体(39)通过安装部(32)安装在目镜(26)上。壳体(39)具有中继光学系统(34)和形成功能化平台(31)的分支部(36)。内窥镜扩展装置(30)利用中继光学系统(34)将内窥镜(20)的出瞳(Exp)移动到远离目镜(26)的位置。通过由分支部(36)分支的光路传播的光被受光部(38)接收。通过使用这样构成的内窥镜扩展装置(30)，可以将一个内窥镜(20)扩展为具有多种观察功能的内窥镜。

