

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-152370

(P2011-152370A)

(43) 公開日 平成23年8月11日(2011.8.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 D	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 0 6 1
		4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2010-17486 (P2010-17486)
 (22) 出願日 平成22年1月28日 (2010.1.28)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100115107
 弁理士 高松 猛
 (74) 代理人 100132986
 弁理士 矢澤 清純
 (72) 発明者 水由 明
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 加賀屋 寛人
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

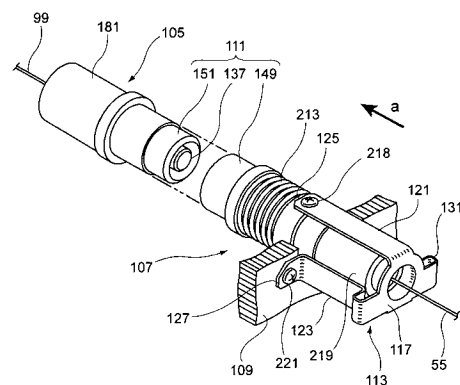
(54) 【発明の名称】 医療機器及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 光ファイバ同士の低損失な接続を可能にして、安定したレーザ光の導光を実現させる。

【解決手段】 レセプタクル側ホルダ105にレセプタクル側光ファイバ99を保持し、プラグ側ホルダ107にプラグ側光ファイバ55を保持する。プラグ側ホルダ107を、ホルダ調芯手段113にて、コネクタ接合方向aに対する垂直方向へ平行移動自在に支持する。レセプタクル93とプラグ95とを接続した際に、プラグ側ホルダ107とレセプタクル側ホルダ105のそれぞれのプラグ側光ファイバ55とレセプタクル側光ファイバ99を、ホルダ調芯手段113により調芯する。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

機器本体に設けたレセプタクルにプラグを着脱自在に装着することで、前記プラグに固定されたプラグ側光ファイバと前記レセプタクルに固定されたレセプタクル側光ファイバとを光学的に接続する光コネクタを備えた医療機器であって、

前記プラグに設けられ前記プラグ側光ファイバを保持するプラグ側ホルダと、

前記レセプタクルに設けられ前記レセプタクル側光ファイバを保持するレセプタクル側ホルダと、

前記光コネクタの接合時に前記プラグと前記レセプタクルとを互いに係合する係合手段と、

前記プラグ側ホルダを前記コネクタの接合方向に対する垂直方向へ平行移動自在に支持するホルダ調芯手段と、を備え、

前記レセプタクルと前記プラグとを接続した際に、前記係合手段により規制される前記レセプタクル側ホルダと前記プラグ側ホルダのそれぞれのレセプタクル側光ファイバとプラグ側光ファイバの光軸を、前記ホルダ調芯手段により調芯する医療機器。

【請求項 2】

請求項 1 記載の医療機器であって、

前記プラグ側ホルダを前記プラグの挿入方向に弾性支持するフローティング基材を備え、

前記ホルダ調芯手段が、前記プラグ側ホルダと前記フローティング基材との間に設置された医療機器。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の医療機器であって、

前記ホルダ調芯手段は、共通板部と、前記共通板部に垂直な仮想軸を挟み該共通板部から垂直に突出させた平行な一对の第一直状支持片と、前記仮想軸を中心に前記一对の第一直状支持片の位置を直角に回転させた位置で前記共通板部から垂直に突出させた平行な一对の第二直状支持片とを有し、

前記第一直状支持片の第一先端部が前記プラグ側ホルダに固定され、前記第二直状支持片の第二先端部が前記フローティング基材に固定される医療機器。

【請求項 4】

請求項 3 記載の医療機器であって、

前記第一直状支持片と前記第二直状支持片の双方が、前記共通板部から同じ向きに延設される医療機器。

【請求項 5】

請求項 3 又は請求項 4 記載の医療機器であって、

前記共通板部が、前記一对の第二直状支持片との接続部位に、前記プラグの挿入方向に弾性変形可能なバネ部を備える医療機器。

【請求項 6】

請求項 3～請求項 5 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

少なくとも前記第一直状支持片と、前記第二直状支持片とが板材で形成される医療機器

【請求項 7】

請求項 6 記載の医療機器であって、

前記ホルダ調芯手段が、一枚の金属板から形成される医療機器。

【請求項 8】

請求項 1～請求項 7 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

前記プラグ側光ファイバ及び前記レセプタクル側光ファイバがシングルモードファイバである医療機器。

【請求項 9】

請求項 8 記載の医療機器であって、

前記プラグ側ホルダと前記レセプタクル側ホルダの組を複数備え、

前記光コネクタが、複数本の前記プラグ側光ファイバと複数本の前記レセプタクル側光ファイバの接続と分断を行う医療機器。

【請求項 10】

請求項 1～請求項 9 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

前記レセプタクル側光ファイバから入射された光のビーム径を拡大してコリメートする第一グレーテッドインデックスコリメータが、前記レセプタクル側ホルダの光接合端面部に組み込まれ、

前記第一グレーテッドインデックスコリメータと略同一のコア径を有し、該第一グレーテッドインデックスコリメータから入射された光のビーム径を収束してプラグ側光ファイバに入射させる第二グレーテッドインデックスコリメータが、前記プラグ側ホルダの光接合端面部に組み込まれた医療機器。

【請求項 11】

請求項 1～請求項 10 のいずれか 1 項記載の医療機器として構成され、

前記プラグから導入された光を、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から照射する内視鏡と、

前記内視鏡の前記プラグが接続される前記レセプタクルを有する光源装置と、を備えた内視鏡装置。

【請求項 12】

請求項 11 記載の内視鏡装置であって、

前記光源装置が、前記内視鏡に対してスペクトルの互いに異なる複数種のレーザ光を供給する内視鏡装置。

【請求項 13】

請求項 12 記載の内視鏡装置であって、

前記光源装置が、前記複数種のレーザ光を同時又は交互に前記内視鏡に供給する内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療機器及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から照明光を出射する照明光学系を備えた内視鏡と、この内視鏡が接続される制御装置と、を有する内視鏡装置がある。制御装置は、照明光を発生する光源装置を有し、画像処理を行うビデオプロセッサ等も備えられている。内視鏡の本体部にはユニバーサルコードが接続され、ユニバーサルコードは照明光学系、観察光学系と接続される信号線、湾曲操作ワイヤ、送気・送水あるいは吸引管路等を内設する。このユニバーサルコードは、コネクタ部を介して光源装置等の各制御装置に接続される。光源装置に接続されるコネクタ部には光コネクタが設けられ、光コネクタは内視鏡側のプラグと、光源装置側のレセプタクルとを接続可能な対として構成されている。

【0003】

ところで、近年、微細病変を特殊光観察で捉える内視鏡診断が行われている。特殊光観察としては、表層血管の強調表示を行う狭帯域光観察、生体の自家蛍光を観察する蛍光観察、注入した薬剤からの蛍光により深層の血管情報を抽出する赤外光観察、等を挙げることができる。通常観察では白色光照明を用いるのに対し、狭帯域光観察、蛍光観察では例えば波長 405 nm の光、赤外光観察では例えば波長 760 nm の光が用いられる。この他にも光線力学的診断 (Photodynamic Diagnosis: PDD) には例えば波長 405 nm の光、光線力学的治療 (Photodynamic Therapy: PDT) には例えば波長 630 nm の光が用いられる。したがって、ユニバーサルコードには、上記いずれかの観察や治療を併用する場合、複数の光ファイバが通されることになる。光ファイバ同士を接続するプラグとレ

10

20

30

40

50

セプタクルには、それぞれの光ファイバ同士を接続するためのプラグ側ホルダとレセプタクル側ホルダとの対が複数備えてある。プラグ側ホルダはプラグ側の光ファイバを保持し、レセプタクル側ホルダはレセプタクル側の光ファイバを保持する。

【0004】

しかしながら、プラグとレセプタクルを接続するだけの簡単な操作で、それぞれに設けられた複数対のプラグ側ホルダとレセプタクル側ホルダを一括して接続するには、プラグとレセプタクル、プラグとプラグ側ホルダ、レセプタクルとレセプタクル側ホルダの全てに高精度な嵌合が要求され、製造や取扱いを困難にする要因となる。また、初期時には高い嵌合精度が確保されていても、着脱が繰り返されると摩耗が進み、光軸ズレの発生する虞が生じる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-278971号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は上記状況に鑑みてなされたもので、光ファイバ同士を高精度かつ簡単な操作で接続でき、低損失な接続を実現できる医療機器を提供し、安定したレーザ光の導光を実現することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、下記構成からなる。

(1) 機器本体に設けたレセプタクルにプラグを着脱自在に装着することで、前記プラグに固定されたプラグ側光ファイバと前記レセプタクルに固定されたレセプタクル側光ファイバとを光学的に接続する光コネクタを備えた医療機器であって、

前記プラグに設けられ前記プラグ側光ファイバを保持するプラグ側ホルダと、

前記レセプタクルに設けられ前記レセプタクル側光ファイバを保持するレセプタクル側ホルダと、

前記光コネクタの接合時に前記プラグと前記レセプタクルとを互いに係合する係合手段と、

30

前記プラグ側ホルダを前記コネクタの接合方向に対する垂直方向へ平行移動自在に支持するホルダ調芯手段と、を備え、

前記レセプタクルと前記プラグとを接続した際に、前記係合手段により規制される前記レセプタクル側ホルダと前記プラグ側ホルダのそれぞれのレセプタクル側光ファイバとプラグ側光ファイバの光軸を、前記ホルダ調芯手段により調芯する医療機器。

【0008】

(2) (1)の医療機器として構成され、

前記プラグから導入された光を、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から照射する内視鏡と、

40

前記内視鏡の前記プラグが接続される前記レセプタクルを有する光源装置と、

を備えた内視鏡装置。

【発明の効果】

【0009】

本発明に係る医療機器及び内視鏡装置によれば、ホルダ調芯手段によって、プラグ側ホルダがフローティング基材に対して移動し、プラグ側光ファイバとレセプタクル側光ファイバの光軸が一致する方向に自動調芯され、光ファイバ同士の低損失な接続を実現して、安定したレーザ光の導光ができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

50

【図 1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の一例としての外観図である。

【図 2】内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【図 3】レセプタクルの斜視図である。

【図 4】レセプタクルの軸線に沿う方向の断面図である。

【図 5】プラグの斜視図である。

【図 6】プラグの軸線に沿う方向の断面図である。

【図 7】（A）はプラグ側ホルダの取り付けられたフローティング基材を斜め前方より見た斜視図、（B）はそのフローティング基材を斜め後方より見た斜視図である。

【図 8】図 7 に示したホルダ調芯手段の斜視図である。

【図 9】接続直前のプラグ側ホルダとレセプタクル側ホルダの斜視図である。

【図 10】係合ピンの係合するカム筒を表出させて示したレセプタクル及びプラグの斜視図である。

【図 11】（A）は接続前の光ファイバの接続構造を示す断面図、（B）は接続後の光ファイバの接続構造を示す断面図である。

【図 12】接続開始前のプラグ及びレセプタクルの断面図である。

【図 13】係合ピンが当接した状態のプラグ及びレセプタクルの断面図である。

【図 14】係合ピンが誘い込まれる前のプラグ及びレセプタクルの断面図である。

【図 15】それぞれの係合部における軸方向距離と径方向公差の相関を要部模試図と共に表したグラフである。

【図 16】第二直状支持片の変位による調芯作用を示す説明図である。

【図 17】第一直状支持片の変位による調芯作用を示す説明図である。

【図 18】ホルダ調芯手段に支持されて調芯されるプラグ側ホルダの変位方向を表した斜視図である。

【図 19】係合ピンが誘い込まれた後のプラグ及びレセプタクルの断面図である。

【図 20】プラグ側ファイバスタブ及びレセプタクル側ファイバスタブの長さによって変化する光の伝達状態を説明した模式図である。

【図 21】光軸方向トレランスを示すグラフである。

【図 22】光軸垂直方向トレランスを示すグラフである。

【図 23】ホルダ調芯手段に支持されたプラグ側ホルダを備えるプラグと、ホルダ調芯手段に支持されたレセプタクル側ホルダを備えるレセプタクルの接続開始前の断面図である。

【図 24】プラグとレセプタクルの他の接続構造を示す概略的な断面図である。

【図 25】プラグ側ホルダが垂直支持板を介し第一直状支持片に固定された変形例に係るホルダ調芯手段の斜視図である。

【図 26】第一直状支持片と第二直状支持片が逆向きに延出された変形例に係るホルダ調芯手段の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の一例としての外観図、図 2 は内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【0012】

図 1、図 2 に示すように、医療機器の一つである内視鏡装置 100 は、内視鏡 11 と、この内視鏡 11 が接続される制御装置 13 とを有する。制御装置 13 には、画像情報等を表示する表示部 15 と、入力操作を受け付ける入力部 17 が接続されている。電子内視鏡である内視鏡 11 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 19 の先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子を含む撮像光学系とを有する。

【0013】

また、内視鏡 11 は、内視鏡挿入部 19 と、内視鏡挿入部 19 の先端の湾曲操作や観察

10

20

30

40

50

のための操作を行う操作部 2 3 と、内視鏡 1 1 を制御装置 1 3 に着脱自在に接続するコネクタ部 2 5 A, 2 5 B を備える。なお、図示はしないが、操作部 2 3 及び内視鏡挿入部 1 9 の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。

【0014】

内視鏡挿入部 1 9 は、可撓性を持つ軟性部 3 1 と、湾曲部 3 3 と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）3 5 から構成される。内視鏡先端部 3 5 には、被観察領域へ光を照射する後述の照射口と、被観察領域の画像情報を取得する C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 2 1（図 2 参照）が配置されている。また、撮像素子 2 1 の受光面側には対物レンズユニットが配置される。

10

【0015】

湾曲部 3 3 は、軟性部 3 1 と先端部 3 5 との間に設けられ、操作部 2 3 に配置されたアングルノブ 2 2 の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部 3 3 は、内視鏡 1 1 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 3 5 の照射口及び撮像素子の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

【0016】

制御装置 1 3 は、内視鏡先端部 3 5 の照射口に供給する照明光を発生する光源装置 4 1 と、撮像素子 2 1 からの画像信号を画像処理するプロセッサ 4 3 とを備え、コネクタ部 2 5 A, 2 5 B を介して内視鏡 1 1 に接続される。また、プロセッサ 4 3 には、前述の表示部 1 5 と入力部 1 7 が接続されている。プロセッサ 4 3 は、内視鏡 1 1 の操作部 2 3 や入力部 1 7 からの指示に基づいて、内視鏡 1 1 から伝送されてくる撮像信号を画像処理し、表示用画像を生成して表示部 1 5 へ供給する。

20

【0017】

図 2 に示すように、光源装置 4 1 は、互いに発光波長の異なる複数種のレーザ光源を備える。本構成例においては、中心波長が 4 0 5 n m の L D 1、4 4 5 n m の L D 2、及び、4 0 5 n m の L D 3、L D 4 を基本構成として備えている。L D 1 は紫色レーザ光を出射する狭帯域光観察用の光源であり、L D 2 は青色レーザ光を出射して後述する波長変換部材である蛍光体により白色照明光を生成する通常観察用の光源である。また、L D 3、L D 4 は蛍光観察用の光源であり、被観察領域に向けて、後述する蛍光体を介さずに光出射可能となっている。

30

【0018】

また、本構成では、L D 3、L D 4 の光路を共通させて、更に 4 7 2 n m の L D と、6 6 5 n m の L D と、7 8 5 n m の L D（いずれも不図示）等を設けた構成としてもよい。L D 3、L D 4 の光路を共通させる不図示の L D から出射される中心波長 4 7 2 n m のレーザ光は、血中の酸素飽和度と血管深さの情報を抽出するために用いられる。また、中心波長 6 6 5 n m のレーザ光は、治療用のレーザ光であり、比較的強い出力で生体組織表面に照射し、癌などの腫瘍を治療する光線力学的治療（Photodynamic Therapy：P D T）を行うために用いられる。更に、中心波長 7 8 5 n m のレーザ光は、血管に注入した I C G（インドシアニンググリーン）の赤外光観察に用いられる。

40

【0019】

また、L D 1 は光線力学的診断（Photodynamic Diagnosis：P D D）を行うための照明光としても利用できる。P D D は、予め腫瘍親和性がありかつ特定の励起光に対して感応する光感受性物質を生体に投与した後、励起光となるレーザ光を比較的弱い出力で生体組織表面に照射して、癌などの腫瘍の病巣部で光感受性物質の濃度が高くなった部位からの蛍光を観察する診断方法である。この P D D により特定された病巣部に対して、P D T 治療が施される。

【0020】

各レーザ光源 L D 1～L D 4（及び L D 3、L D 4 の光路を共通させる不図示の L D）は、光源制御部 4 9 によりそれぞれ個別に調光制御されており、各レーザ光を個別に又は

50

同時に発生することができる。また、各レーザ光源の発光のタイミングや光量比は、内視鏡 11 の切り替えスイッチ 81 の操作、入力部 17 からの操作、或いは光源装置 41 によって、任意に変更可能になっている。

【0021】

上記のレーザ光源 LD1～LD4 は、ブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs 系レーザダイオードや GaAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。なお、上記光源として発光ダイオード等の半導体発光素子を用いた構成としてもよい。また、半導体発光素子以外にも、キセノンランプ等の白色光源からの光をカラーフィルタにより波長選択した光等を用いることもできる。

【0022】

各レーザ光源 LD1～LD4 から出射されるレーザ光は、それぞれ集光レンズ（不図示）により光ファイバに導入される。LD1 と LD2 からのレーザ光は、図 2 に示すコンバイナ 51 により合波し、カップラ 53 により分波した後、コネクタ部 25A に伝送される。これにより、LD1 と LD2 からのレーザ光が、各レーザ光源の個体差による発光波長のばらつきやスペckルが軽減されて光ファイバ 55B, 55C に均等に伝送される。なお、コンバイナ 51 とカップラ 53 を用いずに各レーザ光源 LD1, LD2 からのレーザ光を直接コネクタ部 25A に送出する構成とすれば光源装置を簡略化できる。

【0023】

光ファイバ 55A～55D は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用できる。なお、内視鏡装置 100 は、基本モードのみを伝搬するシングルモードファイバも使用可能とすることができる。

【0024】

コネクタ部 25A から内視鏡先端部 35 まで延設された光ファイバ 55A～55D には、各レーザ光源 LD1～LD4 からのレーザ光がそれぞれ任意のタイミングで導入される。LD1, LD2 からのレーザ光は、内視鏡先端部 35 に配置された蛍光体 57 に伝送され、LD3～LD4 からのレーザ光は、光偏向・拡散部材 58 に伝送され、照明光（あるいは治療光）として照射口 37A, 37B を介して被観察領域に向けて出射される。

【0025】

ここで、光ファイバ 55A と光偏向・拡散部材 58 は投光ユニット 71A を構成し、光ファイバ 55D と光偏向・拡散部材 58 は投光ユニット 71B を構成する。また、光ファイバ 55B と蛍光体 57 は投光ユニット 71C を構成し、光ファイバ 55C と蛍光体 57 は投光ユニット 71D を構成する。これら投光ユニット 71A, 71C の対と、投光ユニット 71B, 71D の対は、内視鏡先端部 35 の撮像素子 21 及び対物レンズユニット 39 を挟んだ両脇側に配置される。

【0026】

投光ユニット 71C, 71D の蛍光体 57 は、レーザ光源 LD2 からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体物質（例えば YAG 系蛍光体、或いは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光体) を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体 57 により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色（疑似白色）の照明光が生成される。

【0027】

青色レーザ光は、中心波長 445 nm の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 57 からの励起発光光は、概ね 450 nm～700 nm の波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光によるプロファイルによって、前述した白色光が形成される。本構成例のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0028】

ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限ら

10

20

30

40

50

ず、例えば、基準色である R（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

【0029】

上記の蛍光体 57 は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体 57 は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

10

【0030】

また、投光ユニット 71A、71B の光偏向・拡散部材 58 は、LD3、LD4 からのレーザ光が透過する材料であればよく、例えば透光性を有する樹脂材料やガラス等が用いられる。更には、光偏向・拡散部材 58 は、樹脂材料やガラスの表面等に、微小凹凸や屈折率の異なる粒子（フィラー等）を混在させた光拡散層を設けた構成や、半透明体の材料を用いた構成としてもよい。これにより、光偏向・拡散部材 58 から出射する透過光は、所定の照射領域内で光量が均一化された狭帯域波長の光となる。

【0031】

上記のように青色レーザ光と蛍光体 57 からの励起発光光による白色光、及び各レーザ光による狭帯域光は、内視鏡 11 の先端部 35 から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子は、対物レンズユニット 39 により被検体像を結像させ、撮像素子 21 により撮像される。

20

【0032】

撮像後に撮像素子 21 から出力される撮像画像の画像信号は、スコープケーブル 59 を通じて A/D 変換器 61 に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部 25B を介してプロセッサ 43 の画像処理部 63 に入力される。画像処理部 63 は、デジタル信号に変換された撮像素子 21 からの撮像画像信号に対して、ホワイトバランス補正、ガンマ補正、輪郭強調、色補正等の各種処理を施す。画像処理部 63 で処理された撮像画像信号は、制御部 65 で各種情報と共に内視鏡観察画像にされ、表示部 15 に表示される。また必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部 67 に記憶される。

30

【0033】

内視鏡装置 100 では、複数の投光ユニットを組み合わせ、白色光、狭帯域光を照射する構成することで、白色光による通常観察と、狭帯域光観察、蛍光観察、赤外光観察等の特殊光観察とを、共に良好な照明環境の下で行うことができる。また、特殊光観察用の狭帯域光は白色光生成用の蛍光体 57 を通過させないので、不要な蛍光成分を伴うことなく、狭帯域光をそのまま高強度で照射できるようになっている。

【0034】

なお、光源装置 41 は、LD1～LD4 のレーザ光を同時又は交互に供給することができ、また、撮像素子による撮像フレームと同期して切り替えて供給することもできる。撮像フレームと同期して切り替える場合、特殊光観察時には、例えば偶数フレームにて、LD1 又は LD2 或いは双方からのレーザ光で照明した様子を撮像し、奇数フレームで LD3、LD4 からのレーザ光で照射した様子を撮像する。そして、これら奇数フレームと偶数フレームを一枚の画像情報として重ねて表示することで、通常観察時の観察画像上に蛍光観察している画像を同時に表示できる。これによれば、内視鏡診断をより高い視認性で円滑に行うことができる。

40

【0035】

なお、上記の偶数フレームの画像と、奇数フレームの画像とを一枚の画像情報として重ね合わせずに、表示部 15 の表示領域内で、それぞれ別々の位置に表示させることもできる。その場合には、病巣部位と治療部位をそれぞれ確認する等、双方を対比させながら観察や治療を行うことができる。このように、複数種のレーザ光を任意のタイミングで内視

50

鏡 1 1 に供給することで、内視鏡 1 1 による観察内容に応じた最適な照明パターンを生成でき、内視鏡 1 1 の診断精度を向上できる。

【0036】

＜プラグ及びレセプタクルの構成＞

次に、コネクタ部 2 5 A の構成について詳細に説明する。

図 3 はレセプタクルの斜視図である。

光源装置 4 1（図 1 参照）の機器本体 9 1 には、プラグ 9 5 と接続されるレセプタクル 9 3 が取り付けられている。つまり、プラグ 9 5 とレセプタクル 9 3 は、光コネクタ 1 0 1 を構成し、光コネクタ 1 0 1 は、内視鏡 1 1 と光源装置 4 1 とを着脱自在に接続している。上記構成により、内視鏡 1 1 の照明用の光は、光源装置 4 1 のレセプタクル 9 3 にプラグ 9 5 を接続することで簡単に取り出され、内視鏡挿入部の先端から出射させることができる。光源装置 4 1 は、内視鏡 1 1 に対してスペクトルの互いに異なる複数種のレーザー光を、光コネクタ 1 0 1 を通じて低損失な光接続で確実に供給している。

【0037】

レセプタクル 9 3 の外周には、アウターリング 1 5 5 がプラグの接続方向に突出して配置され、アウターリング 1 5 5 の内側には所定の隙間を空けて金属外筒 1 4 3 が配置されている。この金属外筒 1 4 3 もレセプタクル本体 1 6 5 に固定されている。

【0038】

レセプタクル本体 1 6 5 の円形の接続側壁部 1 6 5 a には、四つのレセプタクル側ホルダ 1 0 5 が固定され、それぞれのレセプタクル側ホルダ 1 0 5 はレセプタクル側光ファイバ 9 9 を 1 本ずつ内部に保持している。また、アウターリング 1 5 5 の内周にはカム筒 1 6 9 が固定されている。カム筒 1 6 9 の先端面には一対の誘い溝 1 7 1 の開口部が形成されている。金属外筒 1 4 3 の外周には、プラグ挿入方向 a に沿ってキー溝 1 7 2 が形成され、このキー溝 1 7 2 にガイドキー 1 7 3 が設けてある。このガイドキー 1 7 3 は、後述するレセプタクル 9 3 の接続相手となるプラグ 9 5 に設けられるキー溝 1 9 5 に進入する。なお、レセプタクル側ホルダ 1 0 5 の個数は任意であり、ここでは一例として 4 個の構成を示している。また、レセプタクル本体 1 6 5 の接続側壁部 1 6 5 a には、図示はしないが、内視鏡 1 1 へ送気・送水する管路、位置規制ピン等が設けられている。

【0039】

図 4 はレセプタクルの軸線に沿う方向の断面図である。

レセプタクル側ホルダ 1 0 5 は、ニップルホルダ 1 7 5 と、押さえ環 1 7 7 と、内部にレセプタクル側フェルール 1 3 5 を収容するレセプタクル側内スリーブ 1 3 7 と、ニップルホルダ 1 7 5 の基端側を覆うカバー 1 8 1 と、カバー 1 8 1 内でレセプタクル側フェルール 1 3 5 を軸芯として配置されるコイルバネ 1 8 3 とを有して構成される。ニップルホルダ 1 7 5 は、レセプタクル本体 1 6 5 の接続側壁部 1 6 5 a を貫通して外周が固定される。押さえ環 1 7 7 は、ニップルホルダ 1 7 5 の外周に嵌挿され、接続側壁部 1 6 5 a の背面に当接してニップルホルダ 1 7 5 の抜けを規制する。なお、レセプタクル 9 3 は、プラグ挿入方向 a の逆向き側（図 4 の左方向）を「前」、その反対側（図 4 の右方向）を「後」として説明する。

【0040】

カバー 1 8 1 は、有底筒状に形成され、先端開口側がニップルホルダ 1 7 5 の後端に固定され、レセプタクル側フェルール 1 3 5 の後部を覆う。カバー 1 8 1 の後部にはフェルール導出蓋 1 8 7 が固定され、フェルール導出蓋 1 8 7 はレセプタクル側フェルール 1 3 5 の後端部を導出する貫通穴を有する。フェルール導出蓋 1 8 7 から導出したレセプタクル側フェルール 1 3 5 の後部にはレセプタクル側光ファイバ 9 9 が接続されている。

【0041】

カバー 1 8 1 の内部において、レセプタクル側フェルール 1 3 5 の軸線方向略中央付近には鏝部 1 8 9 が形成されている。この鏝部 1 8 9 とフェルール導出蓋 1 8 7 との間の、レセプタクル側フェルール 1 3 5 後部にはコイルバネ 1 8 3 が外挿されている。つまり、レセプタクル側フェルール 1 3 5 は、コイルバネ 1 8 3 によってプラグ挿入方向 a とは逆

方向に付勢されている。レセプタクル側フェルール１３５は、プラグ挿入方向 a に押圧されることで、コイルバネ１８３の付勢力に抗して後退可能となっている。

【００４２】

図５はプラグの斜視図である。

プラグ９５は、図２に示す投光ユニット７１Ａ～７１Ｄに接続される光ファイバ５５Ａ～５５Ｄ（以下、プラグ側光ファイバ５５とも呼称する）に接続され、プラグ側光ファイバ５５を内包するユニバーサルコード１０３の端部に取り付けられる。

【００４３】

プラグ９５は、その先端側にフランジ部１９１ａ、錐形部１９１ｂ、先端筒部１９１ｃを一体に形成した金属ハウジング１９１と、金属ハウジング１９１を回転させるリングハンドル９８を有する。先端筒部１９１ｃの外周には、直径方向に突出する一対の係合ピン１９３が固定される。これら係合ピン１９３は、レセプタクル９３のカム筒１６９に形成された誘い溝１７１（図４参照）に係合する。先端筒部１９１ｃの内周には、係合ピン１９３の裏側の位置でキー溝１９５が形成されている。このキー溝１９５は、レセプタクル９３の金属外筒１４３に設けられたガイドキー１７３を受け入れる（図３、図４参照）。

【００４４】

金属ハウジング１９１の内周には筒状の絶縁押さえ１９７が固定され、絶縁押さえ１９７は絶縁板１９９を固定する。絶縁板１９９には四つの遊嵌穴２０１が穿設され、遊嵌穴２０１のそれぞれには、プラグ側ホルダ１０７が配置されている。絶縁板１９９の遊嵌穴２０１とプラグ側ホルダ１０７の外周との間には、間隙が形成されており、プラグ側ホルダ１０７は、後述するホルダ調芯手段によってプラグ挿入方向 a に直交する方向で平行移動自在に支持される。つまり、遊嵌穴２０１との間に形成される環状間隙が、調芯時におけるプラグ側ホルダ１０７の移動を許容するための移動用空間となっている。これらプラグ側ホルダ１０７は、図３に示すレセプタクル側ホルダ１０５に対応する位置にそれぞれ配置されている。

【００４５】

このプラグ９５とレセプタクル９３は、相互の接続完了前２５mmの軸方向位置で、最初に金属外筒１４３と先端筒部１９１ｃが係合開始される。係合開始された金属外筒１４３と先端筒部１９１ｃは、半径方向に４００μmの初期公差（初期トレランス）を有している。更に、金属外筒１４３と先端筒部１９１ｃが係合した後、ガイドキー１７３がキー溝１９５に進入開始する。キー溝１９５は、先細テーパ面を有し、進入開始位置では、片側で３００μmの初期公差（初期トレランス）を有している。

【００４６】

内視鏡装置１００では、レセプタクル側ホルダ１０５とプラグ側ホルダ１０７の組を光コネクタ１０１（図１参照）内に複数備えており、複数本のレセプタクル側光ファイバ９９とプラグ側光ファイバ５５に対して接続と分断を一度に行う。また、光コネクタ１０１は、光コネクタ１０１自身にも図示しない調芯機能を備えることで、プラグ９５をレセプタクル９３に差し込むことによって、後述するホルダ調芯手段と協働して、それぞれのプラグ側ホルダ１０７を任意方向に自動調芯し、光学的な接続を一括して行えるよう構成している。

【００４７】

図６はプラグの軸線に沿う方向の断面図である。なお、図６では簡単化するため、絶縁押さえ１９７及び絶縁板１９９の表示を省略している。

プラグ本体９７にはプラグ用貫通孔２０３が穿設され、このプラグ用貫通孔２０３の周囲には円周方向等間隔に複数本（図示例では３本）の支軸２０５が突設される。支軸２０５は、円板状のフローティング基材１０９を摺動可能にして貫通し、大径頭部１０９ａにてフローティング基材１０９の離脱を阻止している。プラグ本体９７とフローティング基材１０９との間の支軸２０５にはコイルバネ２０７が外挿され、コイルバネ２０７はフローティング基材１０９をプラグ本体９７から離反する方向へ付勢している。フローティング基材１０９は、プラグ挿入方向 a とは逆方向に押圧されることで、コイルバネ２０７の

付勢力に抗して後退可能となっている。つまり、フローティング基材 109 は、プラグ側ホルダ 107 をプラグ 95 の挿入方向 a とは逆方向に弾性支持する。なお、プラグ 95 は、プラグ挿入方向 a を先方側（図 6 の右方向）を「前」、その反対側（図 6 の左方向）を「後」として説明する。

【0048】

ここで、図 7（A）に、プラグ側ホルダの取り付けられたフローティング基材を斜め前方より見た斜視図、（B）にそのフローティング基材を斜め後方より見た斜視図を示した。

図 6、図 7（A）、（B）に示すように、プラグ本体 97 のプラグ用貫通孔 203 には、4 本のプラグ側ホルダ 107 の後端が挿入される。プラグ側ホルダ 107 の軸線方向略中央部には、固定用大径部 209 が形成されており、固定用大径部 209 は、フローティング基材 109 のホルダ貫通孔 217 内に所定間隙を有して配置される。一方、プラグ側ホルダ 107 の前部には、その外周にバネ座大径部 211a を有する筒状のソケットフード 211 が軸線方向に外挿されている。そして、バネ座大径部 211a と固定用大径部 209 の間にはコイルバネ 213 が外挿され、コイルバネ 213 はソケットフード 211 を前方へ付勢している。なお、ソケットフード 211 は、プラグ側ホルダ 107 の前方からの離脱が、不図示の離脱規制部によって規制されている。これにより、ソケットフード 211 は、プラグ挿入方向 a とは逆方向に押圧されることで、コイルバネ 213 の付勢力に抗して後退可能となっている。

【0049】

また、図 7（A）、（B）に示すように、フローティング基材 109 には 4 つのプラグ側ホルダ 107 を遊嵌する各円形穴が一つに繋がったホルダ貫通孔 217 が形成されている。プラグ側ホルダ 107 には、フローティング基材 109 に固定端が支持されるホルダ調芯手段 113 をそれぞれ取り付けられている。即ち、ホルダ調芯手段 113 は、固定ねじ 218 によって固定用大径部 209 に固定され、プラグ側ホルダ 107 の固定されたホルダ調芯手段 113 が、ホルダ貫通孔 217 に挿通され、固定ねじ 221 にてフローティング基材 109 に固定されている。

【0050】

ホルダ調芯手段 113 が、プラグ側ホルダ 107 とフローティング基材 109 との間に設置されることで、プラグ側ホルダ 107 がフローティング基材 109 との間でプラグ 95 の挿入方向 a に対して垂直方向に移動可能となる。これにより、レセプタクル側光ファイバ 99 とプラグ側光ファイバ 55 の光軸を調芯可能にプラグ側ホルダ 107 が支持される。つまり、ホルダ調芯手段 113 は、機器本体 91 に設けたレセプタクル 93 に、プラグ 95 を着脱自在に装着することで、レセプタクル 93 に固定されたレセプタクル側光ファイバ 99 とプラグ 95 に固定されたプラグ側光ファイバ 55 とを光学的に接続する際、プラグ側ホルダ 107 をコネクタ接合方向に対する垂直方向へ平行移動自在に支持して光軸を調芯可能にする。

【0051】

ここで、ホルダ調芯手段 113 の具体的構成を説明する。

図 8 は図 7 に示したホルダ調芯手段の斜視図である。

ホルダ調芯手段 113 は、共通板部 117 と、共通板部 117 に垂直な仮想軸 119 を挟み共通板部 117 から垂直に突出させた平行な一対の第一直状支持片 121、121 と、仮想軸 119 を中心に一対の第一直状支持片 121、121 の位置を直角に回転させた位置で共通板部 117 から垂直に突出させた平行な一対の第二直状支持片 123、123 とを有して成る。

【0052】

ホルダ調芯手段 113 は、第一直状支持片 121 の第一先端部 125 がプラグ側ホルダ 107 に固定され、第二直状支持片 123 の第二先端部 127 がフローティング基材 109 に固定される。第一先端部 125 には固定ねじ 218 の貫通する固定穴 125a が穿設され、第二先端部 127 には固定ねじ 221 の貫通する固定穴 127a が穿設されている

。また、共通板部 1 1 7 にはプラグ側光ファイバ 5 5 を挿通する透孔 2 2 3 が穿設される。

【0053】

第一直状支持片 1 2 1 と第二直状支持片 1 2 3 は、それぞれ共通板部 1 1 7 から同じ向きに延設されている。これにより、第一直状支持片 1 2 1 と第二直状支持片 1 2 3 の共通板部 1 1 7 からの突出高さを抑え、配置のためのスペース効率を高めている。

【0054】

また、共通板部 1 1 7 には、一对の第二直状支持片 1 2 3 との接続部位 1 2 9 に、プラグ 9 5 の挿入方向 a に弾性変形可能なバネ部 1 3 1 が形成されている。バネ部 1 3 1 は、帯板部からなる第二直状支持片 1 2 3 を、U 字状に折り曲げて形成している。ホルダ調芯手段 1 1 3 は、バネ部 1 3 1 によって、プラグ 9 5 の挿入方向 a に弾性変形することで、レセプタクル側フェルール 1 3 5 の光接合端面部とプラグ側フェルール 1 3 9 との接合端面部同士の密着性を向上している。また、バネ部 1 3 1 は、プラグ側ホルダ 1 0 7 の平行移動時にも変形することで、プラグ側ホルダ 1 0 7 の平行移動を容易にしている。

【0055】

なお、上記のホルダ調芯手段 1 1 3 は、少なくとも第一直状支持片 1 2 1 と、第二直状支持片 1 2 3 とが板材 1 3 3 で形成されることで、各支持片の弾性変形時に、プラグ側ホルダ 1 0 7 をより確実に平行に変位させることができる。また、ホルダ調芯手段 1 1 3 は、一枚の金属板から形成することにより、プレス成形にて高精度なホルダ調芯手段 1 1 3 を簡単に製造でき、部品点数を最小とすることができる。

【0056】

図 9 は接続直前のプラグ側ホルダとレセプタクル側ホルダの斜視図である。

ホルダ調芯手段 1 1 3 は、一对の第一直状支持片 1 2 1 と一对の第二直状支持片 1 2 3 により、プラグ側ホルダ 1 0 7 をフローティング基材 1 0 9 に対して平行に保ちつつ、プラグ挿入方向 a に対して垂直方向に移動自在とする。このように、レセプタクル 9 3 とプラグ 9 5 とを接続した際に、係合手段 1 1 1 によりプラグ側ホルダ 1 0 7 とレセプタクル側ホルダ 1 0 5 の相対位置が規制されると、レセプタクル側ホルダ 1 0 5 に対してプラグ側ホルダ 1 0 7 がプラグ 9 5 の挿入方向 a に対して垂直方向に変位して、レセプタクル側光ファイバ 9 9 にプラグ側光ファイバ 5 5 の光軸が調芯されることになる。また、このときコイルバネ 2 1 3 が挿入方向 a のクッションとなる。

【0057】

ここで、レセプタクル側ホルダ 1 0 5 とプラグ側ホルダ 1 0 7 の光軸は図 10 (A)、(B) に示すようになる。図 10 (A) は接続前の光ファイバの接続構造を示す断面図、(B) は接続後の光ファイバの接続構造を示す断面図である。

プラグ側ホルダ 1 0 7 は、ソケットフード 2 1 1 (図 6 参照) の内部に間隙を有して外スリーブ 2 1 5 を同軸で固定している。また、外スリーブ 2 1 5 の内部には更にプラグ側内スリーブ 1 4 1 が同軸で摺動自在に収容されている。プラグ側内スリーブ 1 4 1 の後部は、プラグ側ホルダ 1 0 7 の後部に固定された押さえ筒 2 1 9 (図 7、図 9 参照) の内部に挿入される。押さえ筒 2 1 9 の後部には不図示のコイルバネが収容され、このコイルバネはプラグ側内スリーブ 1 4 1 を前方へ付勢している。プラグ側内スリーブ 1 4 1 は、プラグ挿入方向 a とは逆方向に押圧されることで、このコイルバネの付勢力に抗して後退可能となっている。

【0058】

プラグ側内スリーブ 1 4 1 は、詳細を後述するプラグ側フェルールを覆う部材であり、レセプタクル側内スリーブ 1 3 7 は、レセプタクル側光ファイバ 9 9 を固定するレセプタクル側フェルール 1 3 5 の外周を覆う部材である。

【0059】

図 6 に示すように、レセプタクル側内スリーブ 1 4 1 の外周は、外スリーブ 2 1 5 で覆われており、この外スリーブ 2 1 5 は、コネクタ接合時に図 4 に示すプラグ側内スリーブ 1 3 7 の外周と係合する突部 1 4 5 となる。つまり、レセプタクル側の外スリーブ 2 1 5

である突部 145 と、これと係合する係合部であるプラグ側内スリーブ 137 とが係合対となり、光コネクタの接続時に双方が係合し合うことで高精度に位置合わせされる。

なお、突部 145 は、本構成においてはレセプタクル側内スリーブ 141 の外周に嵌合する外スリーブ 215 の先端に設けているが、図 4 に示すプラグ側内スリーブ 137 の外周に突部 145 が配設された構成であってもよい。

【0060】

また、ソケットフード 211 の前方には、図 4 に示すプラグ側ホルダ 105 先端のプラグ側筒部 151 と係合するレセプタクル側筒部 149 が形成されている。つまり、レセプタクル側ホルダ 107 にプラグ側ホルダ 105 を挿入したときに、レセプタクル側ホルダ 107 のソケットフード 211 に形成された突部となるレセプタクル側筒部 149 の内周と、係合部となるプラグ側ホルダ 105 のプラグ側筒部 151 の外周とが互いに係合することで、レセプタクル 93 とプラグ 95 との挿入位置を合わせることができる。この係合時のプラグ 95 の挿入方向 a に垂直方向の軸ズレが、ホルダ調芯手段 113 により吸収される。

【0061】

ソケットフード 211、外スリーブ 215、及びプラグ側内スリーブ 141 の各先端は、この順で徐々に先端筒部 191c から後退した位置で配置されている。また、レセプタクル側ホルダ 105 においては、レセプタクル側ホルダ 105、レセプタクル側内スリーブ 137 の各先端が、この順で徐々に金属外筒 143 の先端より後退した位置に配置されている。

【0062】

このように、本構成の光コネクタ 101 では、プラグ 95 の挿入方向 a に対して、突部 145 がプラグ側内スリーブ 137 と係合を開始する位置と、レセプタクル側筒部 149 がプラグ側筒部 151 と係合を開始する挿入方向の位置とを異ならせて、突部 145、レセプタクル側筒部 149、プラグ側筒部 151 をそれぞれ配置している。また、突部 145、レセプタクル側筒部 149、プラグ側筒部 151 は、それぞれの係合相手との挿入方向に垂直な方向の隙間間隔（係合隙間）が、プラグ 95 の挿入に伴って先に係合を開始するものほど広く、後に係合を開始するものほど狭く設定されている。

【0063】

また、前述した図 6 に示すレセプタクル 93 側の金属ハウジング 191 の先端筒部 191c の内周に、図 4 に示すプラグ 95 の金属外筒 143 を挿入する際の、先端筒部 191c と金属外筒 143 との係合、及び、金属外筒 143 に設けられたガイドキー 173 と、先端筒部 191c のキー溝 195 との係合についても同様である。即ち、最先に係合する先端筒部 191c と金属外筒 143 が、プラグ挿入方向に最も突出して配置され、次いで、金属外筒 143 に設けられたガイドキー 173 が突出した位置に配置されている。そして、挿入方向に垂直な方向の隙間間隔が、先に係合する方より後に係合する方が狭く設定されている。これにより、プラグ 95 の挿入に伴って、段階的に位置合わせ精度を高めるようにされている。

【0064】

更に、本構成の光コネクタ 101 は、レセプタクル側筒部 149 とプラグ側筒部 151 のような係合対を、係合相手との係合開始位置をそれぞれ異なせて更に複数設けることで、より高い位置合わせ精度を実現できる。

【0065】

上記の誘い溝 171、係合ピン 193、ガイドキー 173、キー溝 195、突部 145、プラグ側内スリーブ 137、レセプタクル側筒部 149、プラグ側筒部 151、先端筒部 191c、及び金属外筒 143 は、プラグ 95 とレセプタクル 93 とを高精度で互いに係合する係合手段 111 を構成している。

【0066】

また、レセプタクル 93 とプラグ 95 との接合動作は、レセプタクル 93 側の金属外筒 143 とプラグ 95 側の先端筒部 191c との第 1 の係合動作と、レセプタクル側ホルダ

10

20

30

40

50

105とプラグ側ホルダ107との第2の係合動作との二段階の異なる挿入動作で行われる。

【0067】

ここで、図10に係合ピンの係合するカム筒を表出させて示したレセプタクル及びプラグの斜視図を示した。

同図に示すように、レセプタクル93側のカム筒169の先端面のいずれかの回転位置で、プラグ95側の係合ピン193を当接させた状態とし、プラグ95全体を回動操作すると、カム筒169に形成した誘い溝171の入り口が係合ピン193と一致する回転位置で、誘い溝171内に係合ピン193が受け入れられる。そして、プラグ95側のリングハンドル98を図中矢印P方向に回動操作すると、誘い溝171に沿って係合ピン193が引き寄せられて、レセプタクル93とプラグ95とが徐々に接近しながら接合される。つまり、第2の係合動作は、リングハンドル98の回動動作により、プラグ95側の先端筒部191cに設けた係合ピン193と、レセプタクル93側のカム筒169による係合によって、軸方向の挿入速度を落とした動作となる。これにより、レセプタクル側ホルダ105とプラグ側ホルダ107とをコネクタ接続時の衝撃を受けることなく接続できる。

【0068】

<各ホルダ内の光学的接続>

次に、ホルダ調芯手段により支持されたプラグ側ホルダとレセプタクルホルダとの光学的な接続形態を説明する。

図10(A)、(B)に示すように、本構成の光コネクタ101は、レセプタクル側ホルダ105とプラグ側ホルダ107を接続して、レセプタクル側光ファイバ99とプラグ側光ファイバ55とを光学的に接続する。レセプタクル側ホルダ105は、レセプタクル側光ファイバ99を固定するレセプタクル側フェルール135の外周がレセプタクル側内スリーブ137に覆われている。プラグ側ホルダ107は、プラグ側光ファイバ55を固定するプラグ側フェルール139の外周がプラグ側内スリーブ141に覆われている。本構成の光コネクタ101においては、上記係合手段111やホルダ調芯手段113によって高精度な光軸合わせを実現するが、更に、微少な光軸ズレ発生時においても低損損失な接続を保障するための端面接続構造を備えている。

【0069】

即ち、レセプタクル側ホルダ105には、レセプタクル側光ファイバ99から入射された光のビーム径を拡大してコリメートする第一グレーテッドインデックスコリメータ（第一GIコリメータ）163が、レセプタクル側フェルール135の光接合端面部161aに組み込まれている。また、プラグ側ホルダ107には、第一GIコリメータ163と略同一のコア径を有し、第一GIコリメータ163から入射された光のビーム径を収束してプラグ側光ファイバ55に入射させる第二グレーテッドインデックスコリメータ（第二GIコリメータ）159が、プラグ側フェルール139の光接合端面部161bに組み込まれている。

【0070】

第一GIコリメータ163とレセプタクル側フェルール135は、レセプタクル側内スリーブ137によって着脱自在に接続されている。また、第二GIコリメータ159とプラグ側フェルール139は、プラグ側内スリーブ141によって着脱自在に接続されている。なお、プラグ側内スリーブ141、レセプタクル側内スリーブ137は、金属製又はジルコニアセラミック製等、様々な材質のものをを用いることができる。

【0071】

レセプタクル側フェルール135は、中心に軸方向に沿って貫通したファイバ挿入穴135aが設けられた円筒形状をしている。ファイバ挿入穴135aには、先端の被覆99aが剥がされたレセプタクル側光ファイバ99が挿入され、接着剤によって固定されている。なお、図10(A)、(B)は、発明の概要を示すため図示を簡略化しているが、実際のレセプタクル側光ファイバ99とレセプタクル側フェルール135との接続では、レ

セプタクル側フェルール 1 3 5 の根元側に固着された金属製のフランジがレセプタクル側光ファイバ 9 9 を保持している。レセプタクル側フェルール 1 3 5 の先端 1 3 5 b は、ファイバ挿入穴 1 3 5 a に挿入されたレセプタクル側光ファイバ 9 9 の先端とともに、凸球面状又は平面状に研磨されている。

【0072】

第一 G I コリメータ 1 6 3 の入射端面 2 3 3 a と出射端面 2 3 3 b とは、それぞれ凸球面状及び平面状に研磨されている。第一 G I コリメータ 1 6 3 の入射端面 2 3 3 a は、レセプタクル側フェルール 1 3 5 の先端 1 3 5 b に当接することにより、レセプタクル側光ファイバ 9 9 と P C 接続 (physical connection) される。出射端面 2 3 3 b にはシールガラス 1 4 2 が配置されている。

10

【0073】

そして、第一 G I コリメータ 1 6 3 は、レセプタクル側光ファイバ 9 9 によって伝送されたレーザ光のビーム径を拡大してコリメートする。そのため、出射端面 2 3 3 b における光パワー密度は、レセプタクル側光ファイバ 9 9 の先端よりも低くなり、出射端面 2 3 3 b のゴミや傷等によって接続損失が低下することを防止できる。

【0074】

第二 G I コリメータ 1 5 9 は、第一 G I コリメータ 1 6 3 と略同じ構成であり、第一 G I コリメータ 1 6 3 が拡大したビーム径を収束してプラグ側光ファイバ 5 5 に光を導入する。また、プラグ側フェルール 1 3 9 と共にプラグ側内スリーブ 1 4 1 に保持されて、入射端面 2 3 1 a と出射端面 2 3 1 b とが、それぞれ平面状及び凸球面状に研磨されている。入射端面 2 3 1 a にはシールガラス 1 4 0 が配置されている。

20

【0075】

また、入射端面 2 3 1 a のシールガラス 1 4 0 は、所定の間隔 G を隔ててレセプタクル側のシールガラス 1 4 2 に対面される。第二 G I コリメータ 1 5 9 の出射端面 2 3 1 b は、プラグ側フェルール 1 3 9 の先端に当接することにより、プラグ側光ファイバ 5 5 と P C 接続される。

【0076】

プラグ側フェルール 1 3 9 は、レセプタクル側フェルール 1 3 5 と同じ部品であり、レセプタクル側フェルール 1 3 5 と同様にプラグ側光ファイバ 5 5 の先端を保持している。プラグ側フェルール 1 3 9 の先端 1 3 9 b は、プラグ側光ファイバ 5 5 の先端とともに凸球面状 (又は平面状) に研磨されている。

30

【0077】

プラグ側ホルダ 1 0 7 とレセプタクル側ホルダ 1 0 5 が嵌合されると、プラグ側内スリーブ 1 4 1 とレセプタクル側内スリーブ 1 3 7 が当接する。シールガラス 1 4 0 はプラグ側内スリーブ 1 4 1 端部から後退して配置され、シールガラス 1 4 2 はレセプタクル側内スリーブ 1 3 7 端部から突出して配置されており、ホルダ同士の嵌合時にシールガラス 1 4 2 がシールガラス 1 4 0 に当接する前にスリーブ 1 3 7, 1 4 1 同士が当接するようになっている。これにより、双方の間に所定の間隔 G が形成される。

【0078】

一般に、光ファイバの先端に付着するゴミの大きさは、最大で 50 μm 程度であることが分かっている。したがって、間隔 G は、付着したゴミが挟まれて潰れるのを防止するため、50 μm 以上であることが必要であり、端面接続構造の各構成部品の製造誤差、組立誤差等を考慮して、間隔 G は、1.0 ~ 2.0 mm 程度であることが好ましい。

40

【0079】

<コネクタ接続時の作用>

次に、光コネクタ 1 0 1 の接続時の作用を説明する。

図 1 2 は接続開始前のプラグ及びレセプタクルの断面図、図 1 3 は係合ピンが当接した状態のプラグ及びレセプタクルの断面図、図 1 4 は係合ピンが誘い込まれる前のプラグ及びレセプタクルの断面図、図 1 5 はそれぞれの係合する部位における軸方向距離と径方向公差の相関を要部模試図と共に表したグラフである。

50

図 1 2 に示すように、光コネクタ 1 0 1 の接続は、先ず、プラグ 9 5 における金属ハウジング 1 9 1 の先端筒部 1 9 1 c に、レセプタクル 9 3 の金属外筒 1 4 3 を内側に挿入して開始する。この際、金属外筒 1 4 3 に設けられたガイドキー 1 7 3 を、先端筒部 1 9 1 c のキー溝 1 9 5 に一致させて挿入する。このときのガイドキー 1 7 3 の配置されるキー溝 1 4 3 a と、先端筒部 1 9 1 c のキー溝 1 9 5 との初期トレランスは、図 1 5 に示すように $400\ \mu\text{m}$ とされている。また、キー溝 1 9 5 は挿入側が幅広に形成されており、ガイドキー 1 7 3 との回転方向の隙間が片側 $300\ \mu\text{m}$ とされている。そして、ガイドキー 1 7 3 とキー溝 1 9 5 とを嵌合させながらプラグ 9 5 を挿入すると、前述の間隔 G を挿入方向に延長する軸方向距離が約 6mm となった時点で $70\ \mu\text{m}$ 程度の径方向公差に収まる。

10

【0080】

図 1 2 の状態からプラグ 9 5 を挿入し続けると、図 1 3 に示す状態となる。図 1 3 は係合ピンが当接した状態のプラグ及びレセプタクルの断面図である。

金属外筒 1 4 3 を先端筒部 1 9 1 c の内側に挿入して行くと、先端筒部 1 9 1 c の上下に設けられる係合ピン 1 9 3, 1 9 3 に、カム筒 1 6 9 の先端面が当接する。これにより、プラグ 9 5 の挿入は一旦停止される。カム筒 1 6 9 の先端面が係合ピン 1 9 3 に当接した状態では、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 の先端のレセプタクル側筒部 1 4 9 と、プラグ側ホルダ 1 0 5 の先端のプラグ側筒部 1 5 1 とは離間状態にある。

【0081】

そして、前述の図 1 0 に示すように、係合ピン 1 9 3 が誘い溝 1 7 1 に進入した状態でリングハンドル 9 8 を回動操作すると、傾斜する誘い溝 1 7 1 に係合ピン 1 9 3 が摺接し、レセプタクル 9 3 に対して係合ピン 1 9 3 が引き寄せられる。

20

【0082】

この接近に伴い、図 1 4 に示すように、レセプタクル側筒部 1 4 9 の内側でプラグ側筒部 1 5 1 が係合を開始する。レセプタクル側筒部 1 4 9 とプラグ側筒部 1 5 1 とは、図 1 5 に示すように、初期トレランスが $100\ \mu\text{m}$ あるが、プラグの挿入に伴って、まずテーパ面同士が当接する。ここで、両者に軸ズレが生じていると、レセプタクル側筒部 1 4 9 がプラグ側筒部 1 5 1 からの反力を受ける。この反力は、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 の中心軸に直交する任意な方向となって、前述のホルダ調芯手段 1 1 3 に伝搬され、光軸の調芯が行われる。

30

【0083】

＜ホルダ調芯手段による調芯＞

図 1 6 は第二直状支持片の変位による調芯作用、図 1 7 は第一直状支持片の変位による調芯作用を示す説明図、図 1 8 は第一、第二直状支持片の変位による調芯作用を説明したホルダ調芯手段の模式図である。

図 1 6 に示すように、プラグ側ホルダ 1 0 7 に軸芯直交方向の反力が作用すると、プラグ側ホルダ 1 0 7 はフローティング基材 1 0 9 のホルダ貫通孔 2 1 7 内で移動しようとする。この移動は、ホルダ調芯手段 1 1 3 の変形によって許容されることとなる。ホルダ調芯手段 1 1 3 は、プラグ側ホルダ 1 0 7 からの反力が第一直状支持片 1 2 1 に加わると、その方向が第二直状支持片 1 2 3, 1 2 3 の離間方向（図 1 6 の左右方向）であると、それぞれの第二先端部 1 2 7 をフローティング基材 1 0 9 に固定した一对の第二直状支持片 1 2 3, 1 2 3 が平行に傾斜変形する。つまり、平行四辺形を維持して変形する。したがって、共通板部 1 1 7 は第二先端部 1 2 7 と平行を維持し、第一直状支持片 1 2 1, 1 2 1 に固定されるプラグ側ホルダ 1 0 7 はプラグ挿入方向 a に直交する方向（X で表す）に平行移動可能となる。

40

【0084】

一方、図 1 7 に示すように、プラグ側ホルダ 1 0 7 からの反力方向が第一直状支持片 1 2 1, 1 2 1 の離間方向（図 1 7 の左右方向）であると、第二直状支持片 1 2 3 の第二先端部 1 2 7 がフローティング基材 1 0 9 に固定されていることから、一对の第一直状支持片 1 2 1, 1 2 1 が共通板部 1 1 7 との接続部 2 3 5, 2 3 5 を基点とし、緩やかな S 字

50

又は逆 S 字を描いて変形する。つまり、第一直状支持片 1 2 1, 1 2 1 の第一先端部 1 2 5, 1 2 5 が離間方向 (図 1 7 の左右方向) に変位可能となる。したがって、第一直状支持片 1 2 1, 1 2 1 に固定されるプラグ側ホルダ 1 0 7 はプラグ挿入方向 a に直交する方向 (Y で表す) に平行移動可能となる。

【0085】

このようにして、ホルダ調芯手段 1 1 3 は、図 1 8 に示すように、上記 X Y 方向のプラグ側ホルダ 1 0 7 を移動可能に支持する。これにより、プラグ側ホルダ 1 0 7 は、プラグ挿入方向 a に直交する X Y 面の任意方向に平行移動が可能となる。

【0086】

図 1 9 は係合ピンが誘い込まれ、リングハンドルを回動操作した後のプラグ及びレセプタクルの断面図である。

プラグ 9 5 の引き寄せは、リングハンドル 9 8 が回転不能となる位置、すなわち、係合ピン 1 9 3 が誘い溝 1 7 1 の終端に達した位置で終了する。このリングハンドル 9 8 の回動操作過程で、レセプタクル側筒部 1 4 9 とプラグ側筒部 1 5 1 の係合に次いで、突部 1 4 5 とプラグ側内スリーブ 1 3 7 とが係合する。図 1 5 に示すように、プラグ側内スリーブ 1 3 7 と外スリーブの突部 1 4 5 との初期トレランスは $50\text{ }\mu\text{m}$ である。このトレランスが、プラグ 9 5 の挿入動作によって狭められる。これにより、レセプタクル 9 3 に対するプラグ 9 5 の接続が高精度に軸合わせされて完了する。

【0087】

また、プラグ 9 5 とレセプタクル 9 3 の接続では、プラグ挿入方向 a に沿う方向の位置ズレが、コイルバネ 2 0 7, 2 1 3, 1 8 3, バネ部 1 3 1 によって吸収され、図 1 1 (B) に示すように、光接合端面部 1 6 1 a、光接合端面部 1 6 1 b 同士が、所定の離間距離 G に位置決めされる。

【0088】

以上、図 1 5 に示すように、接続完了前 2.5 mm の位置では、ガイドキー 1 7 3 のキー溝 1 4 3 a とキー溝 1 9 5 との半径方向のトレランスが $400\text{ }\mu\text{m}$ の状態であり、更に回転方向に対するトレランスが $300\text{ }\mu\text{m}$ の状態となる。そして、接続完了前 5 mm の位置では、レセプタクル側筒部 1 4 9 とプラグ側筒部 1 5 1 が係合開始され、係合開始されたレセプタクル側筒部 1 4 9 とプラグ側筒部 1 5 1 は、半径方向のトレランスが $100\text{ }\mu\text{m}$ となる。これが、接続完了前 1 mm の位置では、突部 1 4 5 とプラグ側内スリーブ 1 3 7 が係合開始され半径方向のトレランスが $50\text{ }\mu\text{m}$ となり、更に、接続完了時には半径方向のトレランスが $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下に抑えられる。

【0089】

そして、上記したホルダ調芯手段 1 1 3 で調芯されたレセプタクル 9 3 とプラグ 9 5 は、更に第一 G I コリメータ 1 6 3、第二 G I コリメータ 1 5 9 により、低損失な接続が保障される。図 2 0 は第一 G I コリメータ 1 6 3 と第二 G I コリメータ 1 5 9 による光の伝送状態を模式的に表している。なお、図 2 0 は、第一 G I コリメータ 1 6 3 と第二 G I コリメータ 1 5 9 との間で伝送される光の状態を明確にするため、間隔 G を広く描いている。第一 G I コリメータ 1 6 3 の軸方向長さ L 1 と、第二 G I コリメータ 1 5 9 の軸方向長さ L 2 とが共に $1/4$ ピッチで同一である場合 (1 ピッチとは、G I コリメータによって伝送される光のモードフィールド系の最小値-最大値-最小値-最大値を 1 周期とする長さ)、第一 G I コリメータ 1 6 3 によってビーム径が拡大されてコリメートされた光は、大きな損失を発生することなく第二 G I コリメータ 1 5 9 に入射し、第二 G I コリメータ 1 5 9 によって収束されてプラグ側光ファイバ 5 5 に入射される。

【0090】

図 2 1, 図 2 2 では、第一 G I コリメータ 1 6 3 と第二 G I コリメータ 1 5 9 との相対位置を光軸方向 Z と光軸方向 Z に直交する光軸垂直方向 X、Y とにずらしたときに、プラグ側光ファイバ 5 5 から出力されるレーザ光の出力を表したトレランスカーブを示している。光軸方向 Z は、第一 G I コリメータ 1 6 3 と第二 G I コリメータ 1 5 9 とが接近する方向をプラス方向としている。また、光軸垂直方向 X、Y は、光軸方向 Z が 0 の状態であ

る。更に、上述したトレランスカーブは、第一G I コリメータ163と第二G I コリメータ159の長さが4.0～4.6mm、光軸方向Zの公差が $\pm 100\mu\text{m}$ 、光軸垂直方向X、Yの公差が $\pm 20\mu\text{m}$ としたときの測定結果である。

【0091】

図21及び図22のグラフから分るように、第一G I コリメータ163と第二G I コリメータ159との相対位置のずれ量に対するレーザ光の出力低下は比較的小さい。第一G I コリメータ163から出射された光のビーム径が拡大されることで、プラグ95とレセプタクル93との位置合わせ精度の余裕度を向上させているためである。したがって、光コネクタ101の端面接続構造は、第一G I コリメータ163と第二G I コリメータ159との相対位置にずれが生じた場合でも低損失特性を維持することができる。

10

このように、本構成の光コネクタ101は、プラグ95の挿入操作に伴って段階的に位置合わせ精度が高められ、低損失な接続が簡単に実現可能となっている。

【0092】

<光コネクタの変形例>

図23はホルダ調芯手段に支持されたプラグ側ホルダを備えるプラグと、ホルダ調芯手段に支持されたレセプタクル側ホルダを備えるレセプタクルの接続開始前の断面図である。

本変形例に係る光コネクタ101Aは、プラグ95側において、プラグ側ホルダ107とフローティング基材109との間にホルダ調芯手段113が設置されると共に、レセプタクル93A側においても、レセプタクル側ホルダ105とフローティング基材109との間にホルダ調芯手段113が設置されている。これにより、プラグ側ホルダ107及びレセプタクル側ホルダ105は、それぞれのフローティング基材109との間でプラグ95の挿入方向aに対して垂直方向に移動可能であり、プラグ95に固定されたプラグ側光ファイバ55とレセプタクル93Aに固定されたレセプタクル側光ファイバ99とを光学的に接続する際、プラグ側ホルダ107及びレセプタクル側ホルダ105がコネクタ接合方向に対する垂直方向へ平行移動して、レセプタクル側光ファイバ99とプラグ側光ファイバ55の光軸が一致する方向に自動調芯される。

20

【0093】

これにより、プラグ95側とレセプタクル93A側のホルダ調芯手段113による移動距離がそれぞれで半減でき、その結果、各ホルダ調芯手段113のサイズを縮小可能になり、よりコンパクトな構成にできる。また、プラグ95とレセプタクル93Aを接続する際に、双方が移動自在であるために一層衝撃を和らげることができ、煩雑な扱いを受けても十分な耐久性を発揮できる。更に、光ファイバ55、99同士がより高精度に軸合わせされ、低損失な光ファイバ接続が可能となる。

30

【0094】

ここで、上記のプラグ95とレセプタクル95との接続構造としては、上記の1本のガイドキー173を用いて嵌合させる以外にも、例えば図24に概略的な断面を示すような接続構造としてもよい。即ち、先端筒部191cに設けた一对の係合ピン193を結ぶ中心線CLから互いに異なる円周角 θ_1 、 θ_2 の周位置で、先端筒部191cの内周面から内側に突出して複数の内側係合ピン241、243をそれぞれ配置する。そして、プラグの金属外筒143の外周の内側係合ピン241、243に対応する円周角 θ_1 、 θ_2 の周位置に、プラグの挿入方向に沿った直溝245、247を形成する。この接続構成によれば、各係合ピン193をプラグのカム筒169の誘い溝171に挿入する際に、レセプタクル側の内側係合ピン241、243がプラグ側の金属外筒143の直溝245、247に導かれて嵌合する。つまり、レセプタクル側の先端筒部191cの中にプラグの金属外筒143が、内側係合ピン241、243と直溝245、247との嵌合によって軸芯を高精度で合わせた状態で挿入される。

40

【0095】

これにより、プラグの金属外筒143とレセプタクルの先端筒部191cとの係合の軸芯合わせをより高精度に行え、次に係合開始する係合対に対して挿入動作を円滑に繋げる

50

ことができる。

【0096】

＜ホルダ調芯手段の変形例＞

次に、ホルダ調芯手段の変形例について説明する。

図25はプラグ側ホルダが垂直支持板を介し第一直状支持片に固定された変形例に係るホルダ調芯手段の斜視図である。

本変形例に係るホルダ調芯手段113Aは、プラグ側ホルダ107の先端面に支持板251の中央部が固定され、支持板251の両端が第一直状支持片121、121の第一先端部125、125に固定されている。また、共通板部117と第二直状支持片123との間にはバネ部131が形成されない。この変形例に係るホルダ調芯手段113Aによれば、軸方向にある程度の剛性がありながら、半径方向には追従し、かつ、軸方向にも半径方向へもある程度のバネ性を持たせることができる。また、バネ部131を形成する工程が不要となるので、製造が容易になるとともに、精度が出しやすくなる。

【0097】

図26は第一直状支持片と第二直状支持片が逆向きに延出された変形例に係るホルダ調芯手段の斜視図である。

本変形例に係るホルダ調芯手段113Bは、上記ホルダ調芯手段113Aを更に変形したものであり、共通板部117に対して、第一直状支持片121、121の突出方向と反対方向に第二直状支持片123、123が突出される。この変形例に係るホルダ調芯手段113Bによれば、支点（第二先端部127）と作用点（第一先端部125）との直線距離を長く取ることができ、変形を容易にして小さな反力に対する調芯を可能とすることができる。

【0098】

したがって、上記構成の内視鏡装置100によれば、プラグ95とレセプタクル93を接続開始すると、レセプタクル側ホルダ105とプラグ側ホルダ107の間に生じていた位置ズレは、ホルダ調芯手段113によって、プラグ側ホルダ107がフローティング基材109に対して移動することで解消される。すなわち、レセプタクル側光ファイバ99とプラグ側光ファイバ55の光軸が一致する方向に自動調芯される。これにより、光ファイバ55、99同士が高精度に軸合わせされ、低損失な光ファイバ接続が可能となる。この結果、安定したレーザ光の導光ができる。

【0099】

内視鏡装置100では、レセプタクル側光ファイバ99及びプラグ側光ファイバ55がマルチモードファイバであるが、ホルダ調芯手段113を備えていることで、シングルモードファイバが用いられる接続構造であっても、確実な調芯が行え、コア同士が高い位置合わせ精度で接続可能となる。

【0100】

なお、上記例では、内視鏡装置100の光源装置41と内視鏡11とを接続するコネクタを例に説明したが、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。例えば、硬性鏡、スコープ内視鏡、各種手術用機器等、他の種々の医療機器に対しても適用できる。

【0101】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 機器本体に設けたレセプタクルにプラグを着脱自在に装着することで、前記プラグに固定されたプラグ側光ファイバと前記レセプタクルに固定されたレセプタクル側光ファイバとを光学的に接続する光コネクタを備えた医療機器であって、

前記プラグに設けられ前記プラグ側光ファイバを保持するプラグ側ホルダと、

前記レセプタクルに設けられ前記レセプタクル側光ファイバを保持するレセプタクル側ホルダと、

前記光コネクタの接合時に前記プラグと前記レセプタクルとを互いに係合する係合手段

と、

前記プラグ側ホルダを前記コネクタの接合方向に対する垂直方向へ平行移動自在に支持するホルダ調芯手段と、を備え、

前記レセプタクルと前記プラグとを接続した際に、前記係合手段により規制される前記レセプタクル側ホルダと前記プラグ側ホルダのそれぞれのレセプタクル側光ファイバとプラグ側光ファイバの光軸を、前記ホルダ調芯手段により調芯する医療機器。

この医療機器によれば、プラグとレセプタクルを接続開始すると、プラグ側ホルダとレセプタクル側ホルダの間に生じていた位置ズレは、ホルダ調芯手段によって、プラグ側ホルダがフローティング基材に対して移動され、レセプタクル側光ファイバに対してプラグ側光ファイバの光軸が一致するように自動調芯される。これにより、光ファイバ同士が高精度に光軸合わせされ、低損失な光ファイバ接続が可能となる。

10

【0102】

(2) (1) の医療機器であって、

前記プラグ側ホルダを前記プラグの挿入方向に弾性支持するフローティング基材を備え、

、

前記ホルダ調芯手段が、前記プラグ側ホルダと前記フローティング基材との間に設置された医療機器。

この医療機器によれば、プラグ側ホルダがフローティング基材との間でプラグの挿入方向に対して垂直方向に移動可能となり、レセプタクル側光ファイバとプラグ側光ファイバの光軸を調芯できる。

20

【0103】

(3) (1) 又は (2) の医療機器であって、

前記ホルダ調芯手段は、共通板部と、前記共通板部に垂直な仮想軸を挟み該共通板部から垂直に突出させた平行な一对の第一直状支持片と、前記仮想軸を中心に前記一对の第一直状支持片の位置を直角に回転させた位置で前記共通板部から垂直に突出させた平行な一对の第二直状支持片とを有し、

前記第一直状支持片の第一先端部が前記プラグ側ホルダに固定され、前記第二直状支持片の第二先端部が前記フローティング基材に固定される医療機器。

この医療機器によれば、一对の第一直状支持片と一对の第二直状支持片により、プラグ側ホルダが、フローティング基材に対してプラグ側ホルダを平行に保ちつつ仮想軸に対する垂直方向に移動自在となる。

30

【0104】

(4) (3) の医療機器であって、

前記第一直状支持片と前記第二直状支持片の双方が、前記共通板部から同じ向きに延設される医療機器。

この医療機器によれば、第一直状支持片と第二直状支持片が同じ向きに延設されることで共通板部からの突出高さを抑えることができ、配置のためのスペース効率を高められる。

【0105】

(5) (3) 又は (4) の医療機器であって、

前記共通板部が、前記一对の第二直状支持片との接続部位に、前記プラグの挿入方向に弾性変形可能なバネ部を備える医療機器。

この医療機器によれば、プラグの挿入方向に弾性変形することで、プラグ側フェルールの光接合端面とレセプタクル側フェルールの光接合端面同士の密着性を向上して低損失な接続を実施できる。

40

【0106】

(6) (3) ~ (5) のいずれか 1 つの医療機器であって、

少なくとも前記第一直状支持片と、前記第二直状支持片とが板材で形成される医療機器

。

この医療機器によれば、第一直状支持片及び第二直状支持片が板材で形成されることで

50

、各支持片の弾性変形時にプラグ側ホルダをより確実に平行に変位させることができる。

【0107】

(7) (6)の医療機器であって、

前記ホルダ調芯手段が、一枚の金属板から形成される医療機器。

この医療機器によれば、プレス成形によりホルダ調芯手段を簡単に製造できる。部品点数を最小とすることができる。複数部品からなる複合手段に比べ、高精度な調芯が可能となる。

【0108】

(8) (1)～(7)のいずれか1つの医療機器であって、

前記プラグ側光ファイバ及び前記レセプタクル側光ファイバがシングルモードファイバである医療機器。

この医療機器によれば、単一モードで光伝送されるシングルモードファイバが用いられる接続構造であっても、確実な調芯が行え、コア同士が高い位置合わせ精度で接続される。

【0109】

(9) (8)の医療機器であって、

前記プラグ側ホルダと前記レセプタクル側ホルダの組を複数備え、

前記光コネクタが、複数本の前記プラグ側光ファイバと複数本の前記レセプタクル側光ファイバの接続と分断を行う医療機器。

この医療機器によれば、複数組のプラグ側ホルダとレセプタクル側ホルダを備えることで、プラグをレセプタクルに差し込み、又は抜き取ることによって、それぞれのホルダ同士を任意方向に自動調芯し、光学的な接続又は分断を一括して行える。

【0110】

(10) (1)～(9)のいずれか1つの医療機器であって、

前記レセプタクル側光ファイバから入射された光のビーム径を拡大してコリメートする第一グレーテッドインデックスコリメータが、前記レセプタクル側ホルダの光接合端面部に組み込まれ、

前記第一グレーテッドインデックスコリメータと略同一のコア径を有し、該第一グレーテッドインデックスコリメータから入射された光のビーム径を収束してプラグ側光ファイバに入射させる第二グレーテッドインデックスコリメータが、前記プラグ側ホルダの光接合端面部に組み込まれた医療機器。

この医療機器によれば、グレーテッドインデックスコリメータから出射された光のビーム径が拡大されることで、プラグとレセプタクルとの位置合わせ精度の裕度を向上できる。

【0111】

(11) (1)～(10)のいずれか1つの医療機器として構成され、

前記プラグから導入された光を、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から照射する内視鏡と、

前記内視鏡の前記プラグが接続される前記レセプタクルを有する光源装置と、を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、内視鏡の照明用の光を、光源装置のレセプタクルにプラグを接続することで簡単に取り出すことができる。

【0112】

(12) (11)の内視鏡装置であって、

前記光源装置が、前記内視鏡に対してスペクトルの互いに異なる複数種のレーザ光を供給する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、複数種のレーザ光を、低損失な光ファイバ接続にて、確実に供給できる。

【0113】

(13) (12)の内視鏡装置であって、

前記光源装置が、前記複数種のレーザ光を同時又は交互に前記内視鏡に供給する内視鏡装置。

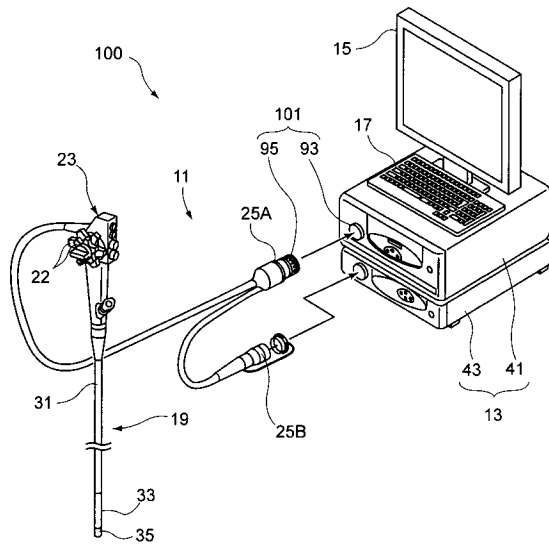
この内視鏡装置によれば、複数種のレーザ光を任意のタイミングで内視鏡に供給することで、内視鏡による観察内容に応じた最適な照明パターンを生成でき、内視鏡の診断精度を向上できる。

【符号の説明】

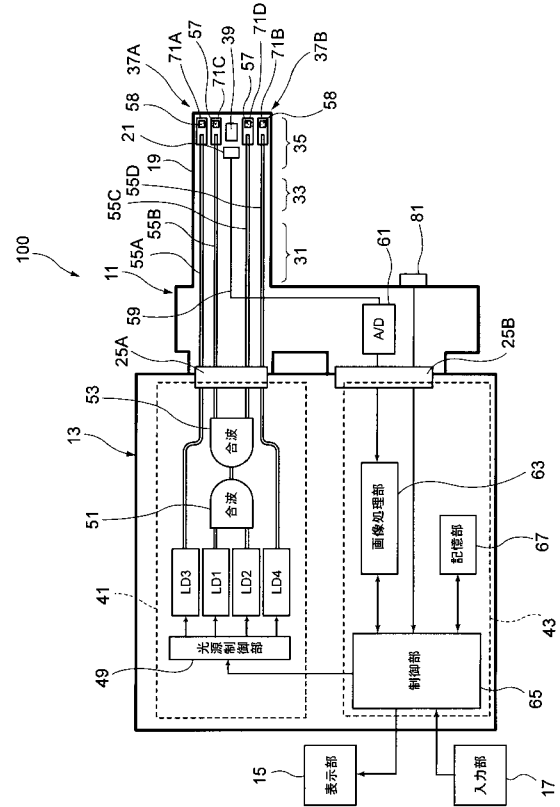
【0114】

11	内視鏡	
19	内視鏡挿入部	
35	内視鏡先端部	10
41	光源装置	
55	プラグ側光ファイバ	
91	機器本体	
93	レセプタクル	
95	プラグ	
99	レセプタクル側光ファイバ	
100	内視鏡装置	
101	光コネクタ	
105	レセプタクル側ホルダ	
107	プラグ側ホルダ	20
109	フローティング基材	
111	係合手段	
113	ホルダ調芯手段	
117	共通板部	
119	仮想軸	
121	第一直状支持片	
123	第二直状支持片	
125	第一先端部	
127	第二先端部	
129	接続部位	30
131	バネ部	
133	板材	
159	第二グレーテッドインデックスコリメータ	
161a	レセプタクル側ホルダの光接合端面	
161b	プラグ側ホルダの光接合端面	
163	第一グレーテッドインデックスコリメータ	
a	プラグ挿入方向	

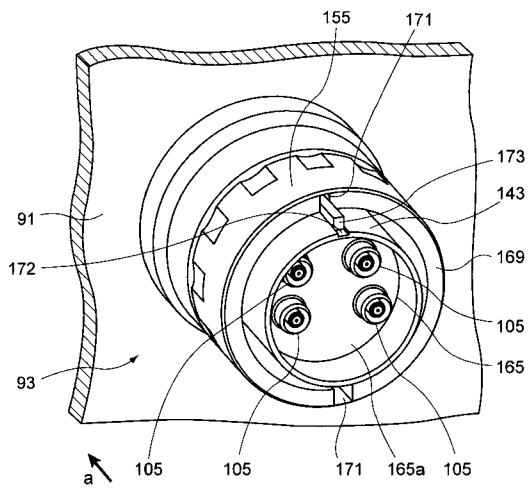
【図 1】



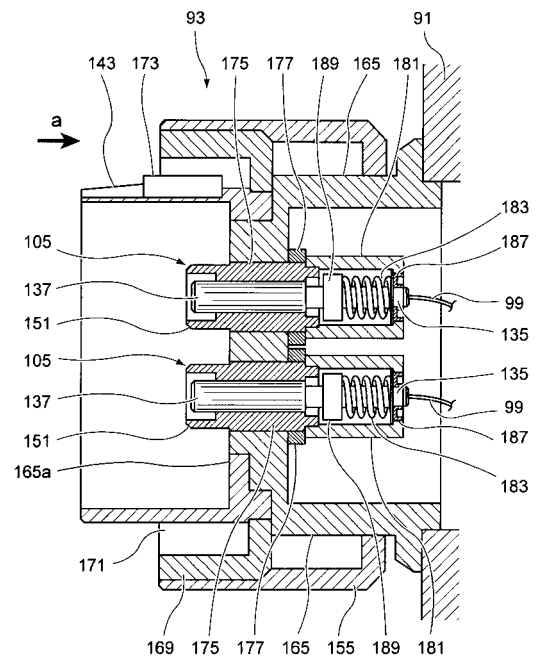
【図 2】



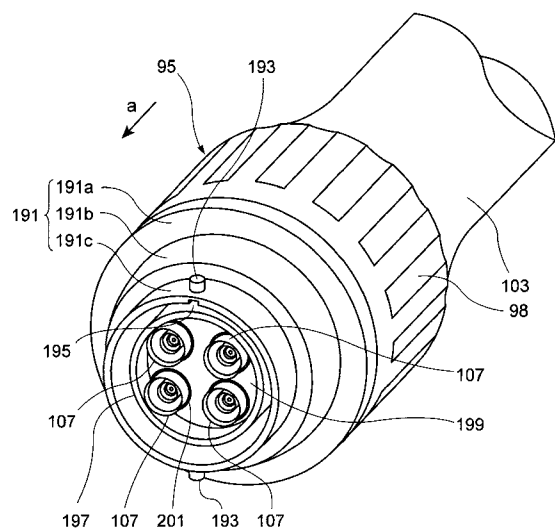
【図 3】



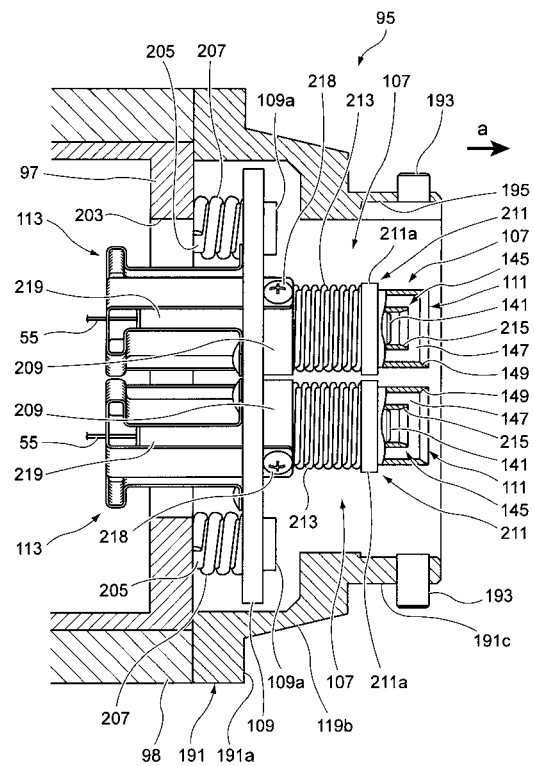
【図 4】



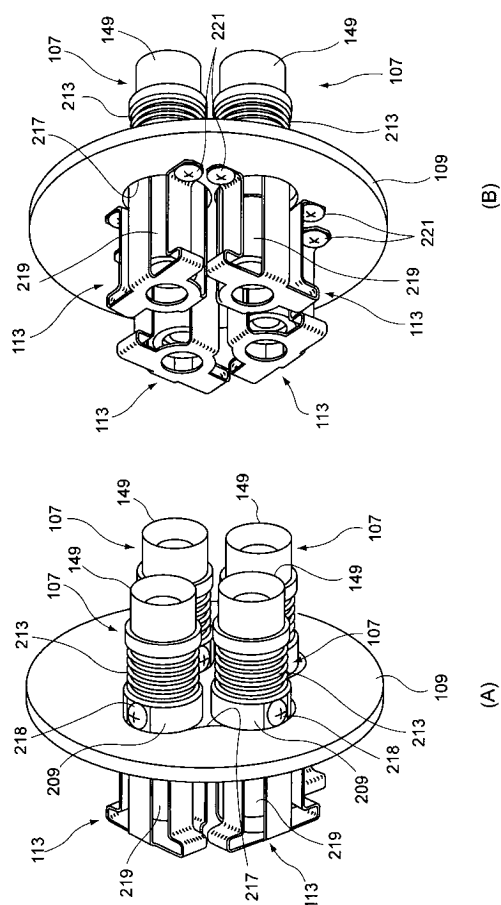
【図 5】



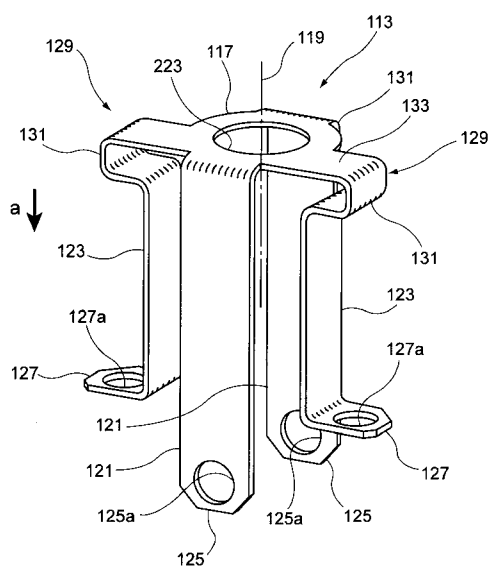
【圖 6】



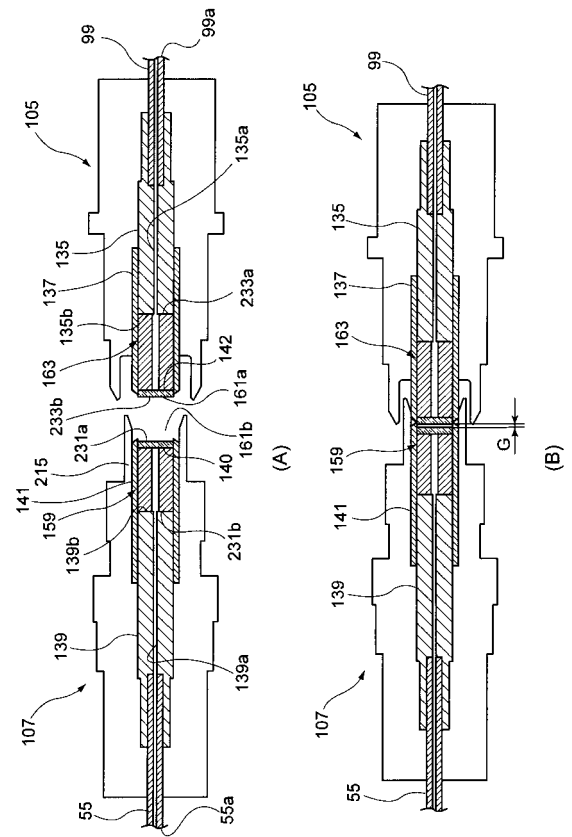
【图 7】



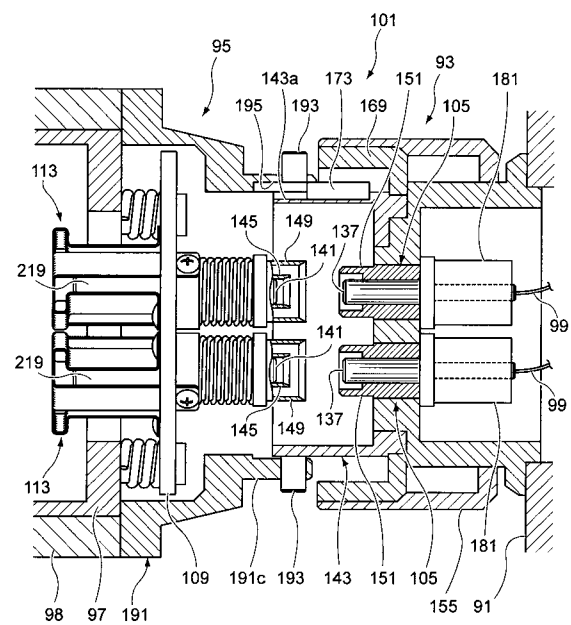
【图 8】



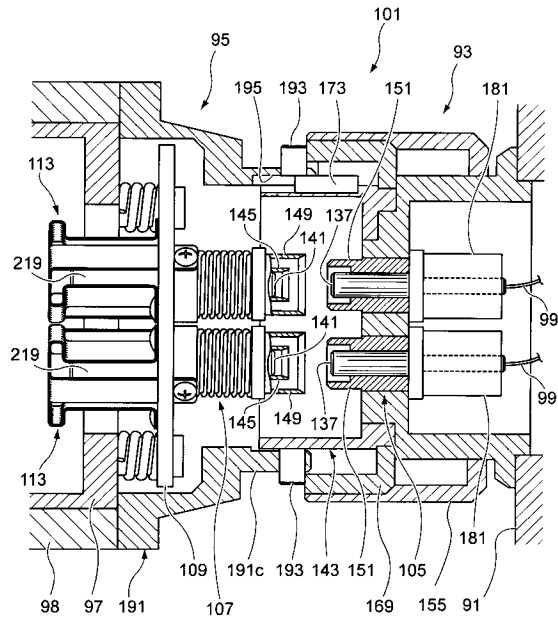
【图 10】



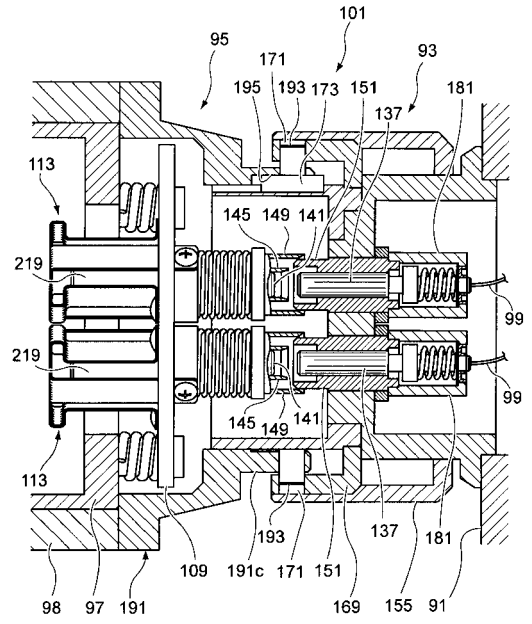
【图 1 2】



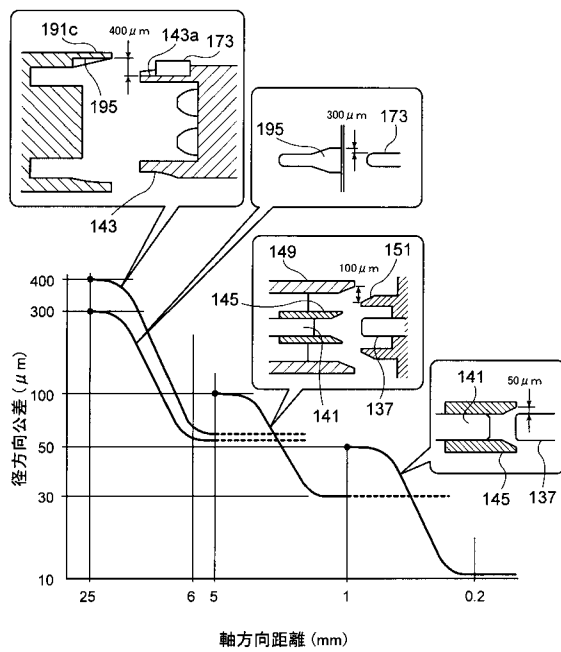
【図 13】



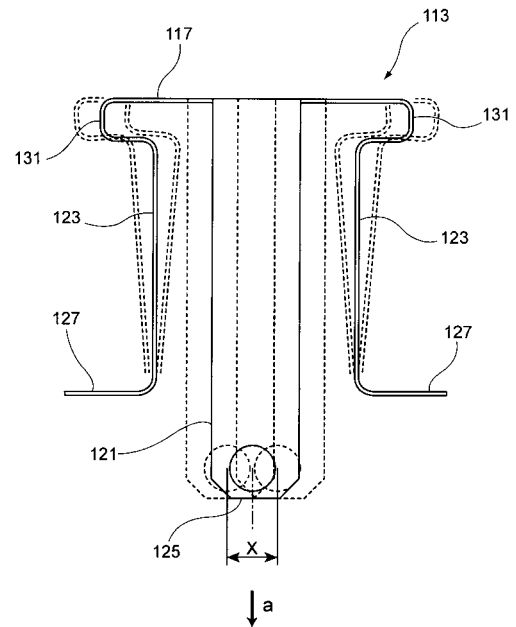
【図 14】



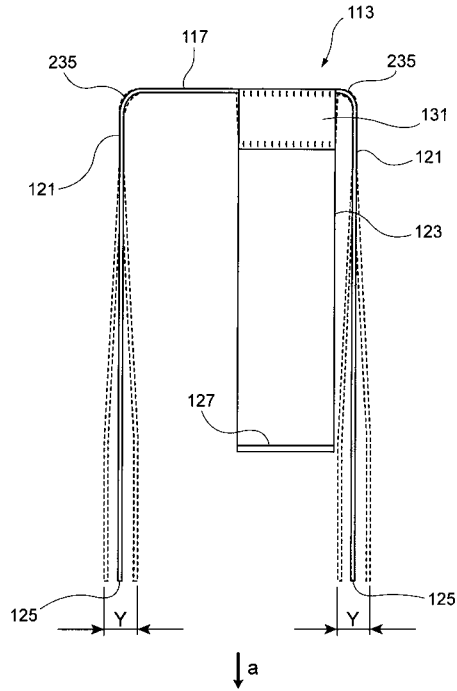
【図 15】



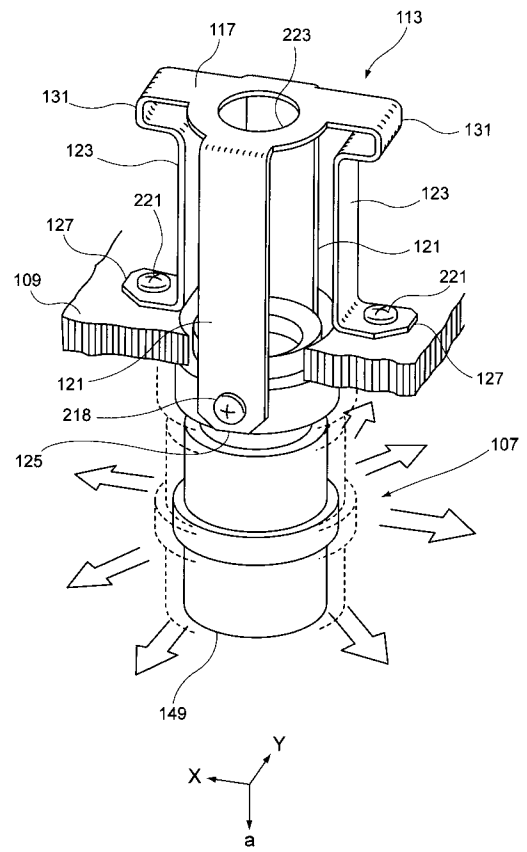
【図 16】



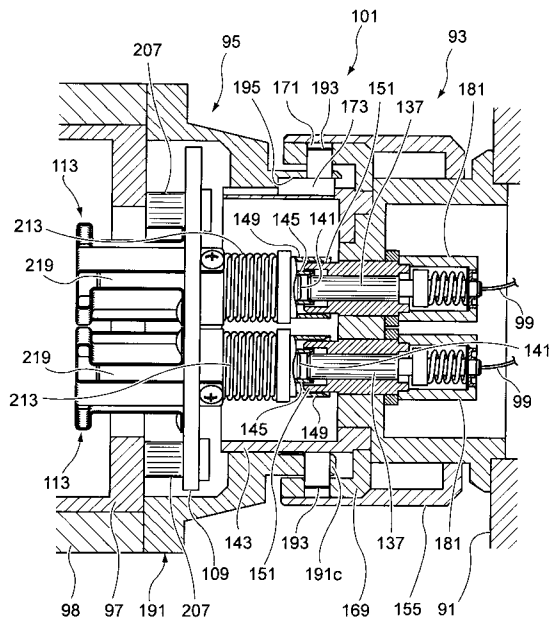
【図 17】



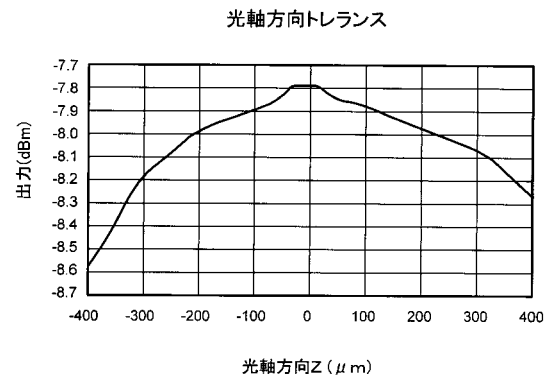
【図 18】



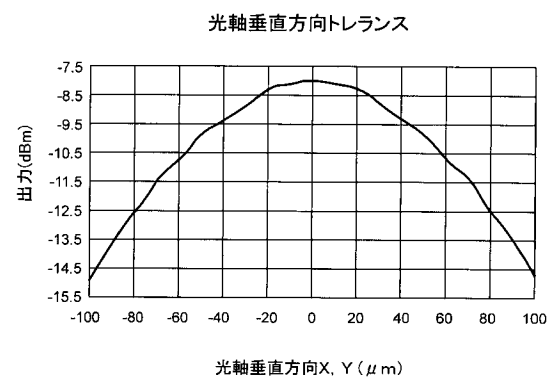
【図 19】



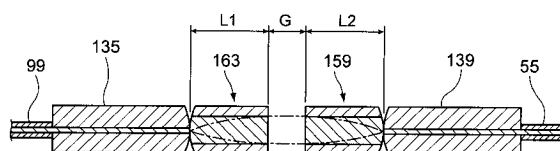
【図 21】



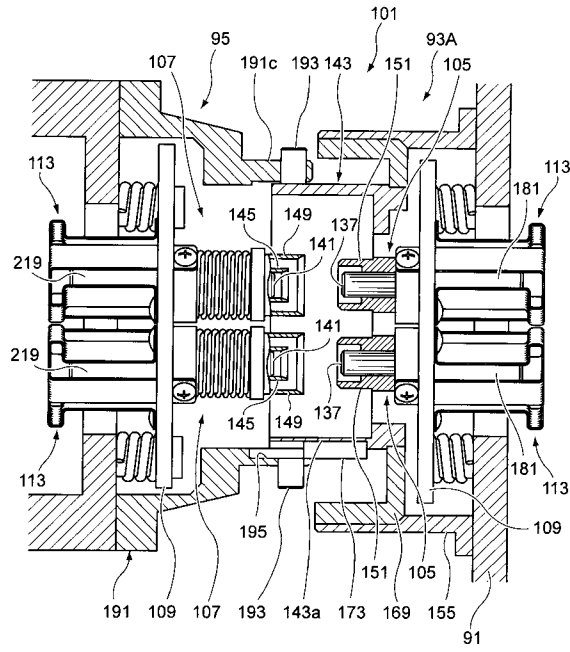
【図 22】



【図 20】



【図 2 3】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之

埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目3番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA07 CA11

4C061 FF07 GG01 JJ06

4C161 FF07 GG01 JJ06

专利名称(译)	医疗设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2011152370A	公开(公告)日	2011-08-11
申请号	JP2010017486	申请日	2010-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	水由明 加賀屋寛人 飯田孝之		
发明人	水由 明 加賀屋 寛人 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.D G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.513 A61B1/06.520 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA07 2H040/CA11 4C061/FF07 4C061/GG01 4C061/JJ06 4C161/FF07 4C161/GG01 4C161/JJ06		
其他公开文献	JP5460357B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题通过允许光纤之间的低损耗连接来实现稳定的激光导光。插座侧光纤由插座侧支架保持，插头侧光纤由插头侧支架保持。插头侧支架107由支架对准装置113支撑，以便在垂直于连接器连接方向a的方向上自由平移。当插座93和插头95连接时，插头侧光纤55和插头侧支架107的插座侧光纤99和插座侧支架105通过支架对准装置113对准。9系统技术领域

