

(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2011-152369
(P2011-152369A)

(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	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	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2010-17485 (P2010-17485)	(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
(22) 出願日	平成22年1月28日 (2010.1.28)	(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	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
		(72) 発明者	鳥居 雄一 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

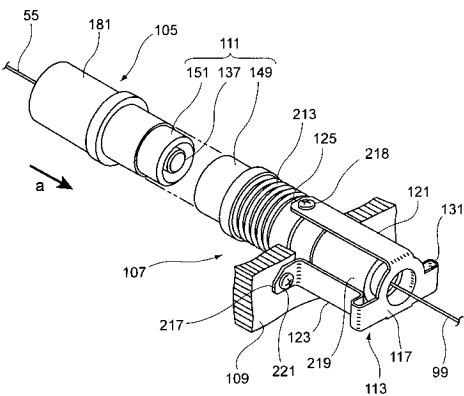
(54) 【発明の名称】 医療機器及び内視鏡装置

(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】プラグ側ホルダ105にプラグ側光ファイバ55を保持し、レセプタクル側ホルダ107にレセプタクル側光ファイバ99を保持する。レセプタクル側ホルダ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。レセプタクルとプラグとを接続した際に、レセプタクル側ホルダ107とプラグ側ホルダ105のそれぞれ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、

前記レセプタクル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、

前記レセプタクル側ホルダを前記プラグの挿入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、

前記ホルダ調芯手段が、前記レセプタクル側ホルダと前記フローティング基材との間に設置される医療機器。

【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対の第一直状支持片と、前記仮想軸を中心に前記一対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対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レセプタクル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、前記一対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パ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、

10

20

30

40

50

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、複数本のプラグ側光ファイバと前記レセプタクル側光ファイバの接続又は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。

10

【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。

20

【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】

30

【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】

40

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

50

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。

【 0 0 0 4 】

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。

【 先行技術文献 】

10

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 2 7 8 9 7 1 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

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。

【 課題を解決するための手段 】

20

【 0 0 0 7 】

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、

前記レセプタクル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と、

30

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、

前記レセプタクル側ホルダを前記プラグの挿入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。

(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 】

【 0 0 0 8 】

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、レセプタクル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 】

【 0 0 0 9 】

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】プラグの斜視図である。

【図 4】プラグの軸線に沿う方向の断面図である。

【図 5】レセプタクルの斜視図である。

【図 6】レセプタクルの軸線に沿う方向の断面図である。

【図 7】(A) はレセプタクル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プラグ及びレセプタクルの斜視図である。

【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】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。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 14】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 15】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 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レセプタクル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】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 24】レセプタクル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 25】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】

【0010】

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。

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。

【0011】

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のための操作を行う操作部 23 と、内視鏡 11 を制御装置 13 に着脱自在に装着するコネクタ部 25A、25B を備える。なお、図示はしないが、操作部 23 及び内視鏡挿入部 19 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

10

20

30

40

50

ネル等、各種のチャンネルが設けられる。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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 1 1 の切り替えスイッチ 8 1 の操作、入力部 1 7 からの操作、或いは光源装置 4 1 によって、任意に変更可能になっている。

10

20

30

40

50

【0019】

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、InGaNA_s系レーザダイオードやGaNA_s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。

【0020】

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、カブラ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ック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とカブラ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。

【0021】

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105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径がφ0.3～0.5mm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。

【0022】

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。

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

青色レーザ光は、中心波長445nm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450nm～700nm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。

【0026】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

上記の蛍光体 5 7 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 5 7 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。

【 0 0 2 8 】

また、投光ユニット 7 1 A , 7 1 B の光偏向・拡散部材 5 8 は、L D 3、L D 4 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 5 8 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 5 8 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。

【 0 0 2 9 】

上記のように青色レーザ光と蛍光体 5 7 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 1 1 の先端部 3 5 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 3 9 により被検体像を結像させ、撮像素子 2 1 により撮像される。

【 0 0 3 0 】

撮像後に撮像素子 2 1 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 5 9 を通じて A / D 変換器 6 1 に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部 2 5 B を介してプロセッサ 4 3 の画像処理部 6 3 に入力される。画像処理部 6 3 は、デジタル信号に変換された撮像素子 2 1 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 6 3 で処理された撮像画像信号は、制御部 6 5 で各種情報と共に内視鏡観察画像にされ、表示部 1 5 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 6 7 に記憶される。

【 0 0 3 1 】

内視鏡装置 1 0 0 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 5 7 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。

【 0 0 3 2 】

なお、光源装置 4 1 は、L D 1 ~ L D 4 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、L D 1 又は L D 2 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 L D 3 , L D 4 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。

【 0 0 3 3 】

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 1 5 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。

【 0 0 3 4 】

< プラグ及びレセプタクルの構成 >

次に、コネクタ部 25A の構成について詳細に説明する。

図 3 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。プラグ 95 は、回動自在なリングハンドル 155 を外周部に有する。リングハンドル 155 の内側には金属外筒 143 が位置し、金属外筒 143 はプラグ本体 165 に固定されている。

【0035】

プラグ本体 165 の円形の接続側壁部 165a には、四つのプラグ側ホルダ 105 が固定され、それぞれのプラグ側ホルダ 105 はプラグ側光ファイバ 55 を 1 本ずつ内部に保持している。また、リングハンドル 155 の内周にはカム筒 169 が一体回転するように固定されている。カム筒 169 の先端面には一対の誘い溝 171 の開口部が形成されている。カム筒 169 はリングハンドル 155 と一体となって、金属外筒 143 に対して回動自在に設けてある。金属外筒 143 の外周には、プラグ挿入方向 a に沿う方向でガイドキー 173 が突設されている。ガイドキー 173 は、プラグ 95 の接続相手となる後述のレセプタクル側に設けられるキー溝に進入する。なお、プラグ側ホルダ 105 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、プラグ本体 165 の接続側壁部 165a には、内視鏡 11 へ送気・送水する図示しない管路、位置規制ピン等が設けられている。

10

20

【0036】

図 4 はプラグの軸線に沿う方向の断面図である。

プラグ側ホルダ 105 は、ニップルホルダ 175 と、押さえ環 177 と、内部にプラグ側フェルール 135 を収容するプラグ側内スリーブ 137 と、ニップルホルダ 175 の基端側を覆うカバー 181 と、カバー 181 内でプラグ側フェルール 135 を軸芯として配置されるコイルバネ 183 とを有して構成される。ニップルホルダ 175 は、プラグ本体 165 の接続側壁部 165a を貫通して外周が固定される。押さえ環 177 は、ニップルホルダ 175 の外周に嵌挿され、接続側壁部 165a の背面に当接してニップルホルダ 175 のプラグ挿入方向 a の抜けを規制する。なお、プラグ 95 は、プラグ挿入方向 a を前、その反対方向を後として説明する。カバー 181 は、有底筒状に形成され、先端開口側がニップルホルダ 175 の後端に固定され、プラグ側フェルール 135 の後部を覆う。カバー 181 の後部にはフェルール導出蓋 187 が固定され、フェルール導出蓋 187 はプラグ側フェルール 135 の後端部を導出する貫通穴を有する。フェルール導出蓋 187 から導出したプラグ側フェルール 135 の後部にはプラグ側光ファイバ 55 が接続されている。

30

【0037】

カバー 181 の内部において、プラグ側フェルール 135 の軸線方向略中央付近には鍔部 189 が形成されている。この鍔部 189 とフェルール導出蓋 187 との間の、プラグ側フェルール 135 後部にはコイルバネ 183 が外挿されている。つまり、プラグ側フェルール 135 は、コイルバネ 183 によってプラグ挿入方向 a に付勢されている。プラグ側フェルール 135 は、プラグ挿入方向 a と逆方向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。

40

【0038】

図 5 はレセプタクルの斜視図である。

光源装置 41 (図 1 参照) の機器本体 91 には、上記プラグ 95 と接続されるレセプタクル 93 が取り付けられている。つまり、プラグ 95 とレセプタクル 93 は、光コネクタ 101 を構成し、光コネクタ 101 は、内視鏡 11 と光源装置 41 とを着脱自在に接続している。上記構成により、内視鏡 11 の照明用の光は、光源装置 41 のレセプタクル 93 にプラグ 95 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 41 は、内視鏡 11 に対してスペクトルの互いに異なる複数種のレ

50

ーザ光を、光コネクタ 101 を通じて低損失な光接続で確実に供給している。

【0039】

レセプタクル 93 は、フランジ部 191 a、錐形部 191 b、先端筒部 191 c からなる金属ハウジング 191 を有する。先端筒部 191 c 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。係合ピン 193 は、図 3 に示すプラグ 95 のカム筒 169 に形成された誘い溝 171 に係合する。先端筒部 191 c 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、プラグ 95 の金属外筒 143 に設けられたガイドキー 173 を受け入れる。

【0040】

このプラグ 95 とレセプタクル 93 は、相互の接続完了前 25 mm の軸方向位置で、最初に金属外筒 143 と先端筒部 191 c が嵌合開始される。嵌合開始された金属外筒 143 と先端筒部 191 c は、半径方向に 400 μ m 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 191 c が嵌合した後、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 300 μ m の初期公差（初期トレランス）を有している。

【0041】

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、図 3 に示すプラグ側ホルダ 105 に対応する位置でレセプタクル側ホルダ 107 が配置されている。絶縁板 199 の遊嵌穴 201 とレセプタクル側ホルダ 107 の外周との間には、間隙が形成されており、レセプタクル側ホルダ 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、また、プラグの挿入方向に弾性支持される。つまり、遊嵌穴 201 との間に形成される環状間隙が、調芯時におけるレセプタクル側ホルダ 107 の移動を許容するための移動用空間となっている。

【0042】

内視鏡装置 100 では、プラグ側ホルダ 105 とレセプタクル側ホルダ 107 の組を光コネクタ 101（図 1 参照）内に複数備えており、複数本のプラグ側光ファイバ 55 とレセプタクル側光ファイバ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、それぞれのレセプタクル側ホルダ 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。

【0043】

図 6 はレセプタクル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。

機器本体 91 にはレセプタクル用貫通孔 203 が穿設され、このレセプタクル用貫通孔 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 109 a にてフローティング基材 109 の離脱を阻止している。機器本体 91 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 を機器本体 91 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 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、レセプタクル側ホルダ 107 をプラグ 95 の挿入方向 a に弾性支持する。なお、レセプタクル 93 は、プラグ挿入方向 a を後、その反対方向を前として説明する。

【0044】

ここで、図 7（A）に、レセプタクル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。

10

20

30

40

50

図 6、図 7 (A) , (B) に示すように、機器本体 9 1 のレセプタクル用貫通孔 2 0 3 には、4 本のレセプタクル側ホルダ 1 0 7 の後端が挿入される。レセプタクル側ホルダ 1 0 7 の軸線方向略中央部には、固定用大径部 2 0 9 が形成されており、固定用大径部 2 0 9 は、フローティング基材 1 0 9 のホルダ貫通孔 2 1 7 内に所定間隙を有して配置される。一方、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 の前部には、その外周にバネ座大径部 2 1 1 a を有する筒状のソケットフード 2 1 1 が軸線方向に外挿されている。そして、バネ座大径部 2 1 1 a と固定用大径部 2 0 9 の間にはコイルバネ 2 1 3 が外挿され、コイルバネ 2 1 3 はソケットフード 2 1 1 を前方へ付勢している。なお、ソケットフード 2 1 1 は、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 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 2 1 1 は、プラグ挿入方向 a に押圧されることで、コイルバネ 2 1 3 の付勢力に抗して後退可能となっている。

10

【 0 0 4 5 】

また、図 7 (A)、図 7 (B) に示すように、フローティング基材 1 0 9 には 4 つのレセプタクル側ホルダ 1 0 7 を遊嵌する各円形穴が一つに繋がったホルダ貫通孔 2 1 7 が形成されている。レセプタクル側ホルダ 1 0 7 には、フローティング基材 1 0 9 に固定端が支持されるホルダ調芯手段 1 1 3 をそれぞれ取り付けてある。即ち、ホルダ調芯手段 1 1 3 は、固定ねじ 2 1 8 によって固定用大径部 2 0 9 に固定され、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 の固定されたホルダ調芯手段 1 1 3 が、ホルダ貫通孔 2 1 7 に挿通され、固定ねじ 2 2 1 にてフローティング基材 1 0 9 に固定されている。

20

【 0 0 4 6 】

ホルダ調芯手段 1 1 3 が、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 とフローティング基材 1 0 9 との間に設置されることで、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 がフローティング基材 1 0 9 との間でプラグ 9 5 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 9 9 とプラグ側光ファイバ 5 5 の光軸を調芯可能にレセプタクル側ホルダ 1 0 7 が支持される。つまり、ホルダ調芯手段 1 1 3 は、機器本体 9 1 に設けたレセプタクル 9 3 に、プラグ 9 5 を着脱自在に装着することで、プラグ 9 5 に固定されたプラグ側光ファイバ 5 5 とレセプタクル 9 3 側に固定されたレセプタクル側光ファイバ 9 9 とを光学的に接続する際、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 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。

30

【 0 0 4 7 】

ここで、ホルダ調芯手段 1 1 3 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 1 1 3 は、共通板部 1 1 7 と、共通板部 1 1 7 に垂直な仮想軸 1 1 9 を挟み共通板部 1 1 7 から垂直に突出させた平行な一対の第一直状支持片 1 2 1 , 1 2 1 と、仮想軸 1 1 9 を中心に一対の第一直状支持片 1 2 1 , 1 2 1 の位置を直角に回転させた位置で共通板部 1 1 7 から垂直に突出させた平行な一対の第二直状支持片 1 2 3 , 1 2 3 とを有して成る。

【 0 0 4 8 】

ホルダ調芯手段 1 1 3 は、第一直状支持片 1 2 1 の第一先端部 1 2 5 がレセプタクル側ホルダ 1 0 7 に固定され、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 に固定される。第一先端部 1 2 5 には固定ねじ 2 1 8 の貫通する固定穴 1 2 5 a が穿設され、第二先端部 1 2 7 には固定ねじ 2 2 1 の貫通する固定穴 1 2 7 a が穿設されている。また、共通板部 1 1 7 にはレセプタクル側光ファイバ 9 9 を挿通する透孔 2 2 3 が穿設される。

40

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

また、共通板部 1 1 7 には、一対の第二直状支持片 1 2 3 との接続部位 1 2 9 に、プラ

50

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、プラグ側フェルールの光接合端面部とレセプタクル側フェルール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、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 の平行移動時にも変形することで、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 の平行移動を容易にしている。

【 0 0 5 1 】

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、レセプタクル側ホルダ 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。

10

【 0 0 5 2 】

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、レセプタクル側ホルダ 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 によりレセプタクル側ホルダ 1 0 7 とプラグ側ホルダ 1 0 5 の相対位置が規制されると、プラグ側ホルダ 1 0 5 に対してレセプタクル側ホルダ 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、プラグ側光ファイバ 5 5 にレセプタクル側光ファイバ 9 9 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。

20

【 0 0 5 3 】

ここで、プラグ側ホルダ 1 0 5 とレセプタクル側ホルダ 1 0 7 の光軸は図 1 0 (A) , (B) に示すようになる。図 1 0 (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。

レセプタクル側ホルダ 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 の内部には更にレセプタクル側内スリーブ 1 4 1 が同軸で摺動自在に収容されている。レセプタクル側内スリーブ 1 4 1 の後部は、レセプタクル側ホルダ 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、このコイルバネはレセプタクル側内スリーブ 1 4 1 を前方へ付勢している。レセプタクル側内スリーブ 1 4 1 は、プラグ挿入方向 a 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。

30

【 0 0 5 4 】

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

【 0 0 5 5 】

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 1 4 5 と、これと係合する係合部であるプラグ側内スリーブ 1 3 7 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 1 4 5 は、本構成においてはレセプタクル側内スリーブ 1 4 1 の外周に嵌合する外スリーブ 2 1 5 の先端に設けているが、図 4 に示すプラグ側内スリーブ 1 3 7 の外周に突部 1 4 5 が配設された構成であってもよい。

40

【 0 0 5 6 】

また、ソケットフード 2 1 1 の前方には、図 4 に示すプラグ側ホルダ 1 0 5 先端のプラグ側筒部 1 5 1 と係合するレセプタクル側筒部 1 4 9 が形成されている。つまり、レセプ

50

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、レセブタクル側ホルダ 107 のソケットフード 211 に形成された突部となるレセブタクル側筒部 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、レセブタクル 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。

【0057】

ソケットフード 211、外スリーブ 215、及びレセブタクル側内スリーブ 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、プラグ側ホルダ 105 においては、プラグ側ホルダ 105、プラグ側内スリーブ 137 の各先端は、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。

10

【0058】

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、レセブタクル側筒部 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、レセブタクル側筒部 149、プラグ側筒部 151 をそれぞれ配置している。また、突部 145、レセブタクル側筒部 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。

20

【0059】

また、前述した図 6 に示すレセブタクル 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。

【0060】

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られるようになる。つまり、プラグ 95 をレセブタクル 93 に挿入するだけで、最終的な接続状態では自動的に位置合わせ精度が保証される。また、光ファイバ等の光学部品を含む光コネクタを、各係合対を異なるタイミングで段階的に係合開始する構成にすることで、プラグ 95 の挿入操作による衝撃が、最も高い精度で接続される部位（光軸近傍）に強く伝播されることを防止できる。よって、光コネクタの耐衝撃性が向上し、取扱い性に優れた光コネクタにできる。

30

【0061】

更に、本構成の光コネクタ 101 は、レセブタクル側筒部 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。

40

【0062】

また、レセブタクル 93 とプラグ 95 との接合動作は、レセブタクル 93 側の先端筒部 191c とプラグ 95 側の金属外筒 143 との第 1 の係合動作と、プラグ側ホルダ 105 とレセブタクル側ホルダ 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。

【0063】

ここで、図 10 に係合ピンの係合するカム筒を示したプラグ及びレセブタクルの斜視図を示した。同図に示すように、カム筒 169 の先端面に係合ピン 193 を当接した状態で、リングハンドル 155 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 と一致した回転位置で、誘い溝 171 内に係合ピン 193 が受け入れ

50

られる。そして、リングハンドル 155 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 とが接合される。つまり、第 2 の係合動作は、リングハンドル 155 の回動動作により、レセプタクル 93 側の先端筒部 191 c に設けた係合ピン 193 と、プラグ 95 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て挿入される。これにより、プラグ側ホルダ 105 とレセプタクル側ホルダ 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。

【0064】

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 191 c、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。

【0065】

< 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レセプタクルホルダとプラグ側ホルダとの光学的な接続形態を説明する。

図 11 (A)、(B) に示すように、本構成の光コネクタ 101 は、プラグ側ホルダ 105 とレセプタクル側ホルダ 107 を接続して、プラグ側光ファイバ 55 とレセプタクル側光ファイバ 99 とを光学的に接続する。プラグ側ホルダ 105 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 135 の外周がプラグ側内スリーブ 137 に覆われている。レセプタクル側ホルダ 107 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 139 の外周がレセプタクル側内スリーブ 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。

【0066】

即ち、レセプタクル側ホルダ 107 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 G I コリメータ) 159 が、レセプタクル側フェルール 139 の光接合端面部 161 b に組み込まれている。また、プラグ側ホルダ 105 には、第一 G I コリメータ 159 と略同一のコア径を有し、第一 G I コリメータ 159 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 G I コリメータ) 163 が、プラグ側フェルール 135 の光接合端面部 161 a に組み込まれている。

【0067】

第一 G I コリメータ 159 とレセプタクル側フェルール 139 は、レセプタクル側内スリーブ 141 によって着脱自在に接続されている。また、第二 G I コリメータ 163 とプラグ側フェルール 135 は、プラグ側内スリーブ 137 によって着脱自在に接続されている。なお、レセプタクル側内スリーブ 141、プラグ側内スリーブ 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。

【0068】

レセプタクル側フェルール 139 は、中心に軸方向に沿って貫通したファイバ挿入穴 139 a が設けられた円筒形状をしている。ファイバ挿入穴 139 a には、先端の被覆 99 a 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 11 (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 139 との接続では、レセプタクル側フェルール 139 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 99 を保持している。レセプタクル側フェルール 139 の先端 139 b は、ファイバ挿入穴 139 a に挿入されたレセプタクル側光ファイバ 99 の先端とともに、凸球面状又は平面状に研磨されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 9 】

第一 G I コリメータ 1 5 9 の入射端面 2 3 1 a と出射端面 2 3 1 b とは、それぞれ凸球面状及び平面状に研磨されている。また、第一 G I コリメータ 1 5 9 の入射端面 2 3 1 a はレセプタクル側フェルール 1 3 9 の先端 1 3 9 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 1 b にはシールガラス 1 4 0 が配置されている。

【 0 0 7 0 】

そして、第一 G I コリメータ 1 5 9 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 1 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 1 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。

10

【 0 0 7 1 】

第二 G I コリメータ 1 6 3 は、第一 G I コリメータ 1 5 9 と略同じ構成であり、第一 G I コリメータ 1 5 9 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 5 と共にプラグ側内スリーブ 1 3 7 に保持されて、入射端面 2 3 3 a と出射端面 2 3 3 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 3 a にはシールガラス 1 4 2 が配置されている。

【 0 0 7 2 】

また、入射端面 2 3 3 a のシールガラス 1 4 2 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 0 に対面される。第二 G I コリメータ 1 6 3 の出射端面 2 3 3 b は、プラグ側フェルール 1 3 5 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。

20

【 0 0 7 3 】

プラグ側フェルール 1 3 5 は、レセプタクル側フェルール 1 3 9 と同じ部品であり、レセプタクル側フェルール 1 3 9 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 5 の先端 1 3 5 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。

【 0 0 7 4 】

レセプタクル側ホルダ 1 0 7 とプラグ側ホルダ 1 0 5 が嵌合されると、レセプタクル側内スリーブ 1 4 1 とプラグ側内スリーブ 1 3 7 が当接する。シールガラス 1 4 0 はレセプタクル側内スリーブ 1 4 1 端部から後退して配置され、シールガラス 1 4 2 はプラグ側内スリーブ 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。

30

【 0 0 7 5 】

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 5 0 μ m 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、5 0 μ m 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。

【 0 0 7 6 】

40

< 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。

図 1 2 に示すように、光コネクタ 1 0 1 の接続は、先ず、レセプタクル 9 3 における金属ハウジング 1 9 1 の先端筒部 1 9 1 c に、プラグ 9 5 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 3 に示すように 4 0 0 μ 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

50

イドキー 173 との回転方向の隙間が片側 300 μm とされている。そして、ガイドキー 173 とキー溝 195 とを嵌合させながらプラグ 95 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 6 mm となった時点で 70 μm 程度の径方向公差に収まる。

【0077】

図 12 の状態からプラグ 95 を挿入し続けると、図 14 に示す状態となる。図 14 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 143 を先端筒部 191 c の内側に挿入して行くと、先端筒部 191 c の上下に設けられる係合ピン 193, 193 に、カム筒 169 の先端面が当接する。これにより、プラグ 95 の挿入は一旦停止される。カム筒 169 の先端面が係合ピン 193 に当接した状態では、レセプタクル側ホルダ 107 の先端のレセプタクル側筒部 149 と、プラグ側ホルダ 105 の先端のプラグ側筒部 151 とは離間状態にある。

【0078】

そして、前述の図 10 に示すように、係合ピン 193 が誘い溝 171 に進入した状態でリングハンドル 155 を更に回動操作すると、傾斜する誘い溝 171 に係合ピン 193 が摺接し、係合ピン 193 に対してプラグ 95 が引き寄せられる。

【0079】

この接近に伴い、図 15 に示すように、レセプタクル側筒部 149 の内側でプラグ側筒部 151 が係合を開始する。レセプタクル側筒部 149 とプラグ側筒部 151 とは、図 13 に示すように、初期トレランスが 100 μm 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 149 がプラグ側筒部 151 からの反力を受ける。この反力は、レセプタクル側ホルダ 107 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 113 に伝搬され、光軸の調芯が行われる。

【0080】

<ホルダ調芯手段による調芯>

図 16 は第二直状支持片の変位による調芯作用、図 17 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 18 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 16 に示すように、レセプタクル側ホルダ 107 に軸芯直交方向の反力が作用すると、レセプタクル側ホルダ 107 はフローティング基材 109 のホルダ貫通孔 217 内で移動しようとする。この移動は、ホルダ調芯手段 113 の変形によって許容されることとなる。ホルダ調芯手段 113 は、レセプタクル側ホルダ 107 からの反力が第一直状支持片 121 に加わると、その方向が第二直状支持片 123, 123 の離間方向（図 16 の左右方向）であると、それぞれの第二先端部 127 をフローティング基材 109 に固定した一对の第二直状支持片 123, 123 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 117 は第二先端部 127 と平行を維持し、第一直状支持片 121, 121 に固定されるレセプタクル側ホルダ 107 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。

【0081】

一方、図 17 に示すように、レセプタクル側ホルダ 107 からの反力方向が第一直状支持片 121, 121 の離間方向（図 17 の左右方向）であると、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 に固定されていることから、一对の第一直状支持片 121, 121 が共通板部 117 との接続部 235, 235 を基点とし、緩やかな S 字又は逆 S 字を描いて変形する。つまり、第一直状支持片 121, 121 の第一先端部 125, 125 が離間方向（図 17 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 121, 121 に固定されるレセプタクル側ホルダ 107 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。

【0082】

このようにして、ホルダ調芯手段 113 は、図 18 に示すように、上記 X Y 方向のレセ

10

20

30

40

50

ブタクル側ホルダ 107 を移動可能に支持する。これにより、レセブタクル側ホルダ 107 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。

【0083】

図 19 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ブタクルの断面図である。

プラグ 95 の引き寄せは、リングハンドル 155 が回転不能となる位置、すなわち、係合ピン 193 が誘い溝 171 の終端に達した位置で終了する。このリングハンドル 155 の回動操作過程で、レセブタクル側筒部 149 とプラグ側筒部 151 の係合に次いで、突部 145 とプラグ側内スリーブ 137 とが係合する。図 13 に示すように、プラグ側内スリーブ 137 と外スリーブの突部 145 との初期トレランスは $50\ \mu\text{m}$ である。このトレランスが、プラグ 95 の挿入動作によって狭められる。これにより、レセブタクル 93 に対するプラグ 95 の接続が高精度に軸合わせされて完了する。

【0084】

また、プラグ 95 とレセブタクル 93 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 207, 123, 183, バネ部 131 によって吸収され、光接合端面 161 a、光接合端面 161 b 同士が、所定の離間距離 G に位置決めされる。

【0085】

以上、図 13 に示すように、接続完了前 2.5 mm の位置では、ガイドキー 173 のキー溝 143 a とキー溝 195 との半径方向のトレランスが $400\ \mu\text{m}$ の状態であり、更に回転方向に対するトレランスが $300\ \mu\text{m}$ の状態となる。そして、接続完了前 5 mm の位置では、レセブタクル側筒部 149 とプラグ側筒部 151 が係合開始され、係合開始されたレセブタクル側筒部 149 とプラグ側筒部 151 は、半径方向のトレランスが $100\ \mu\text{m}$ となる。これが、接続完了前 1 mm の位置では、突部 145 とプラグ側内スリーブ 137 が係合開始され半径方向のトレランスが $50\ \mu\text{m}$ となり、更に、接続完了時には半径方向のトレランスが $20\ \mu\text{m}$ 以下に抑えられる。

【0086】

そして、上記したホルダ調芯手段 113 で調芯されたレセブタクル 93 とプラグ 95 は、更に第一 G I コリメータ 159、第二 G I コリメータ 163 により、低損失な接続が保障される。図 20 は第一 G I コリメータ 159 と第二 G I コリメータ 163 による光の伝送状態を模式的に表している。なお、図 20 は、第一 G I コリメータ 159 と第二 G I コリメータ 163 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 159 の軸方向長さ L_1 と、第二 G I コリメータ 163 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 159 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 163 に入射し、第二 G I コリメータ 163 によって収束されてプラグ側光ファイバ 55 に入射される。

【0087】

図 21, 図 22 では、第一 G I コリメータ 159 と第二 G I コリメータ 163 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 55 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 159 と第二 G I コリメータ 163 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 159 と第二 G I コリメータ 163 の長さが $4.0 \sim 4.6\ \text{mm}$ 、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。

【0088】

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 159 と第二 G I コリメータ 163 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 159 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

10

20

30

40

50

ブタクル 9 3 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 1 0 1 の端面接続構造は、第一 G I コリメータ 1 5 9 と第二 G I コリメータ 1 6 3 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。

このように、本構成の光コネクタ 1 0 1 は、プラグ 9 5 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。

【 0 0 8 9 】

ここで、上記のプラグ 9 5 とレセブタクル 9 5 との接続構造としては、上記の 1 本のガイドキー 1 7 3 を用いて嵌合させる以外にも、例えば図 2 3 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 1 9 1 c に設けた一対の係合ピン 1 9 3 を結ぶ中心線 C L から互いに異なる円周角 θ_1 , θ_2 の周位置で、先端筒部 1 9 1 c の内周面から内側に突出して複数の内側係合ピン 2 4 1、2 4 3 をそれぞれ配置する。そして、プラグの金属外筒 1 4 3 の外周の内側係合ピン 2 4 1、2 4 3 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 2 4 5、2 4 7 を形成する。この接続構成によれば、各係合ピン 1 9 3 をプラグのカム筒 1 6 9 の誘い溝 1 7 1 に挿入する際に、レセブタクル側の内側係合ピン 2 4 1、2 4 3 がプラグ側の金属外筒 1 4 3 の直溝 2 4 5、2 4 7 に導かれて嵌合する。つまり、レセブタクル側の先端筒部 1 9 1 c の中にプラグの金属外筒 1 4 3 が、内側係合ピン 2 4 1、2 4 3 と直溝 2 4 5、2 4 7 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。

【 0 0 9 0 】

これにより、プラグの金属外筒 1 4 3 とレセブタクルの先端筒部 1 9 1 c 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ことができる。

【 0 0 9 1 】

< 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 2 4 はレセブタクル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 1 1 3 A は、レセブタクル側ホルダ 1 0 7 の先端面に支持板 2 5 1 の中央部が固定され、支持板 2 5 1 の両端が第一直状支持片 1 2 1、1 2 1 の第一先端部 1 2 5、1 2 5 に固定されている。また、共通板部 1 1 7 と第二直状支持片 1 2 3 との間にはバネ部 1 3 1 が形成されない。この変形例に係るホルダ調芯手段 1 1 3 A 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 1 3 1 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。

【 0 0 9 2 】

図 2 5 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 1 1 3 B は、上記ホルダ調芯手段 1 1 3 A を更に変形したものであり、共通板部 1 1 7 に対して、第一直状支持片 1 2 1、1 2 1 の突出方向と反対方向に第二直状支持片 1 2 3、1 2 3 が突出される。この変形例に係るホルダ調芯手段 1 1 3 B によれば、支点（第二先端部 1 2 7）と作用点（第一先端部 1 2 5）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。

【 0 0 9 3 】

したがって、上記構成の内視鏡装置 1 0 0 によれば、プラグ 9 5 とレセブタクル 9 3 を接続開始すると、プラグ側ホルダ 1 0 5 とレセブタクル側ホルダ 1 0 7 の間に生じていた位置ズレは、ホルダ調芯手段 1 1 3 によって、レセブタクル側ホルダ 1 0 7 がフローティング基材 1 0 9 に対して移動することで解消される。すなわち、プラグ側光ファイバ 5 5 とレセブタクル側光ファイバ 9 9 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 9 7、9 9 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。

【 0 0 9 4 】

内視鏡装置 1 0 0 では、プラグ側光ファイバ 5 5 及びレセプタクル側光ファイバ 9 9 がマルチモードファイバであるが、ホルダ調芯手段 1 1 3 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。

【 0 0 9 5 】

なお、上記例では、内視鏡装置 1 0 0 の光源装置 4 1 と内視鏡 1 1 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。

【 0 0 9 6 】

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、

前記レセプタクル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、

前記レセプタクル側ホルダを前記プラグの挿入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、レセプタクル側ホルダがフローティング基材に対して移動され、プラグ側光ファイバに対してレセプタクル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。

【 0 0 9 7 】

(2) (1) の医療機器であって、

前記ホルダ調芯手段が、前記レセプタクル側ホルダと前記フローティング基材との間に設置される医療機器。

この医療機器によれば、レセプタクル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。

【 0 0 9 8 】

(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対の第一直状支持片と、前記仮想軸を中心に前記一対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対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レセプタクル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、一対の第一直状支持片と一対の第二直状支持片により、レセプ

10

20

30

40

50

タクル側ホルダが、フローティング基材に対してレセプタクル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。

【0099】

(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。

【0100】

(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部とレセプタクル側フェルールの光接合端面部同士の密着性を向上して低損失な接続を実施できる。

【0101】

(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、各支持片の弾性変形時にレセプタクル側ホルダをより確実に平行に変位させることができる。

【0102】

(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。

【0103】

(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。

【0104】

(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、複数本のプラグ側光ファイバと前記レセプタクル側光ファイバの接続又は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。

【0105】

(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

10

20

30

40

50

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。

【 0 1 0 6 】

(1 1) (1) ~ (1 0) 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。

【 0 1 0 7 】

(1 2) (1 1) 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。

【 0 1 0 8 】

(1 3) (1 2) 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 】

【 0 1 0 9 】

- 1 1 内視鏡
- 1 9 内視鏡挿入部
- 4 1 光源装置
- 5 5 プラグ側光ファイバ
- 9 1 機器本体
- 9 3 レセプタクル
- 9 5 プラグ
- 9 9 レセプタクル側光ファイバ
- 1 0 0 内視鏡装置
- 1 0 1 光コネクタ
- 1 0 5 プラグ側ホルダ
- 1 0 7 レセプタクル側ホルダ
- 1 0 9 フローティング基材
- 1 1 1 係合手段
- 1 1 3 ホルダ調芯手段
- 1 1 7 共通板部
- 1 1 9 仮想軸
- 1 2 1 第一直状支持片
- 1 2 3 第二直状支持片
- 1 2 5 第一先端部
- 1 2 7 第二先端部
- 1 2 9 接続部位

10

20

30

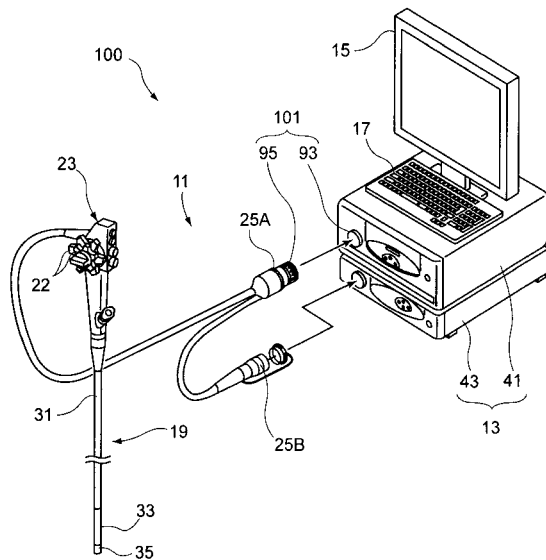
40

50

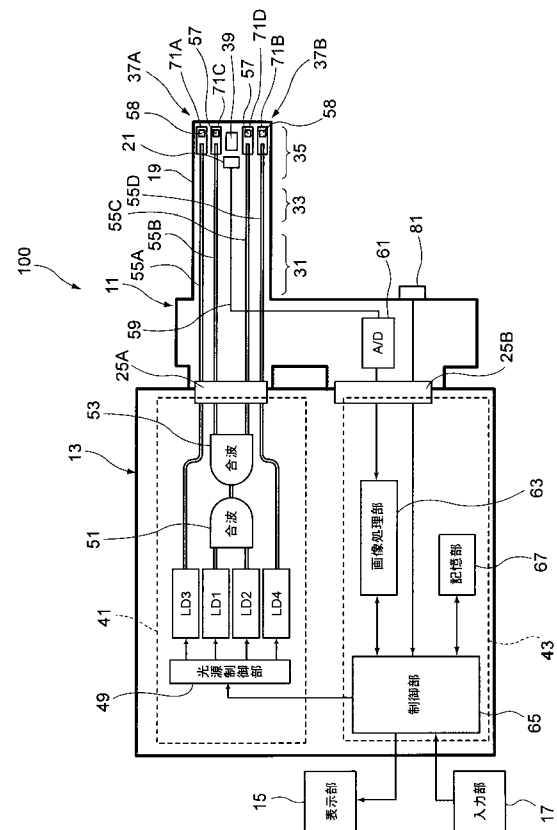
- 1 3 1 バネ部
- 1 3 3 板材
- 1 3 5 プラグ側フェルール
- 1 3 7 プラグ側内スリーブ
- 1 3 9 レセプタクル側フェルール
- 1 4 1 レセプタクル側内スリーブ
- 1 4 5 突部
- 1 4 7 間隙
- 1 4 9 レセプタクル側筒部
- 1 5 1 プラグ側筒部
- 1 5 9 第一グレーテッドインデックスコリメータ
- 1 6 3 第二グレーテッドインデックスコリメータ
- a プラグ挿入方向

10

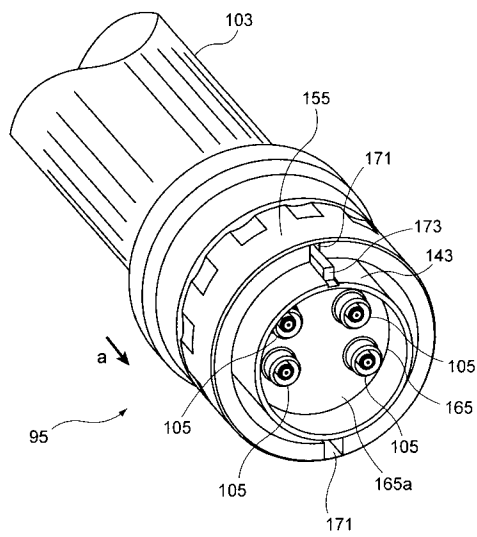
【図 1】



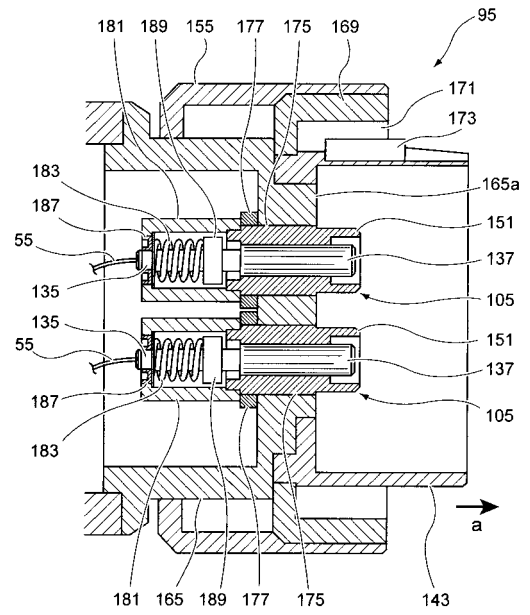
【図 2】



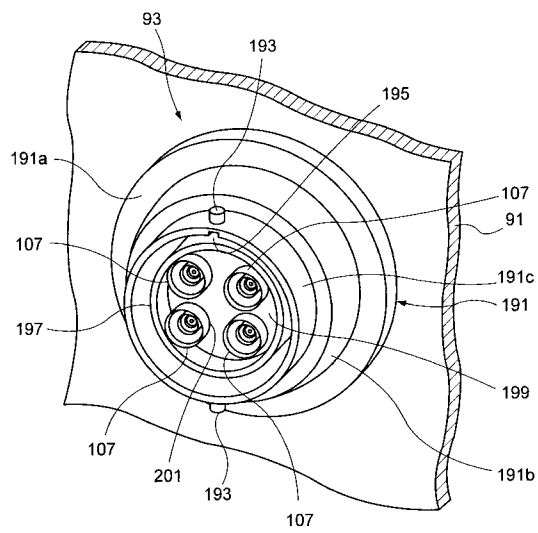
【図 3】



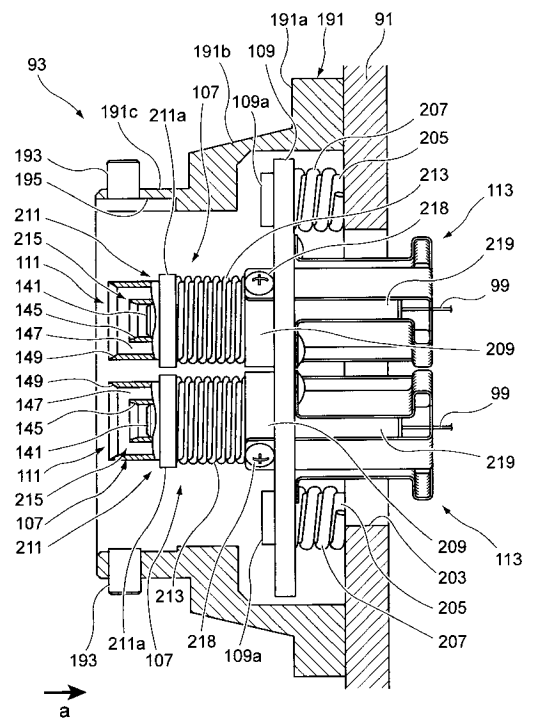
【図 4】



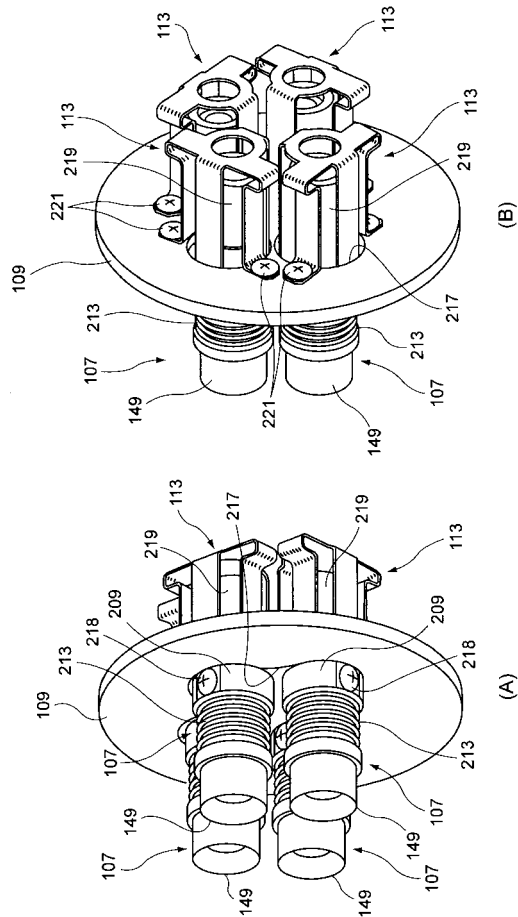
【図 5】



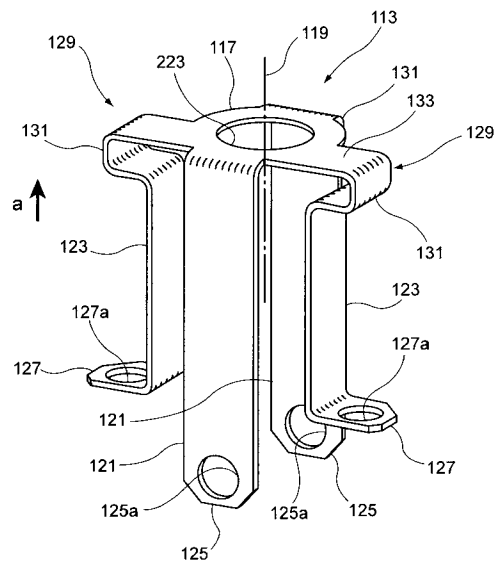
【図 6】



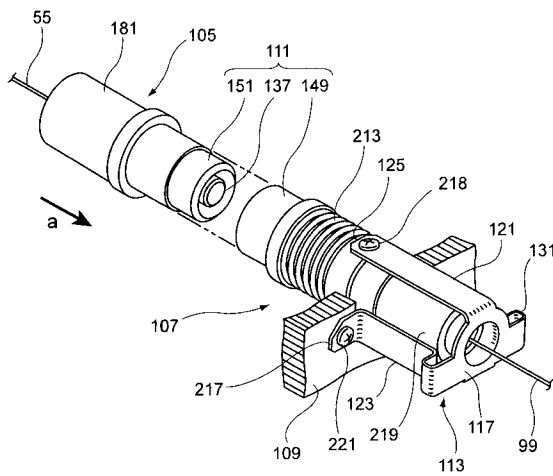
【図 7】



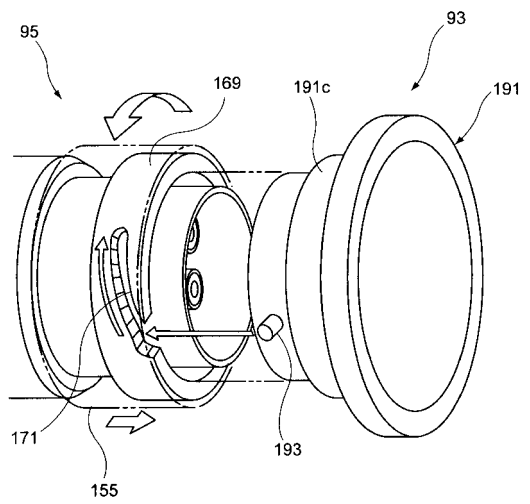
【図 8】



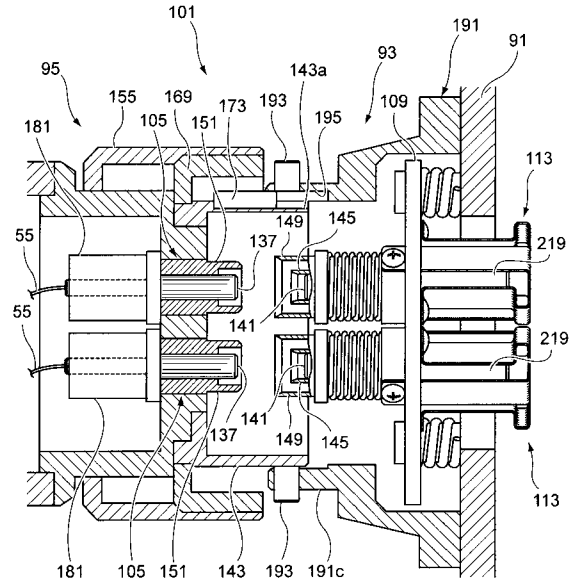
【図 9】



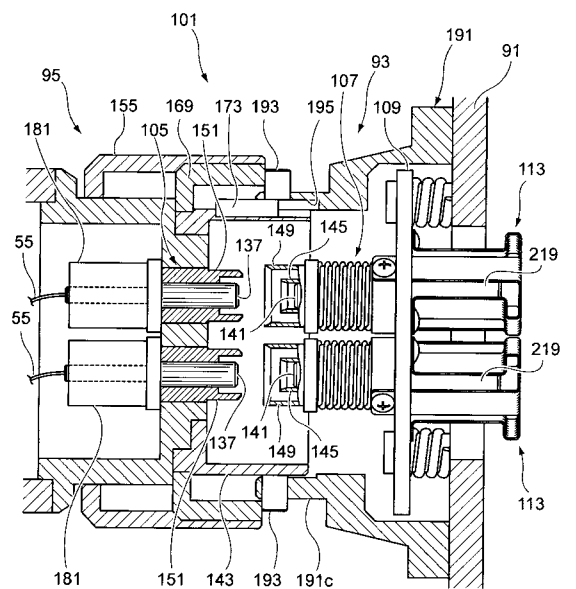
【図 10】



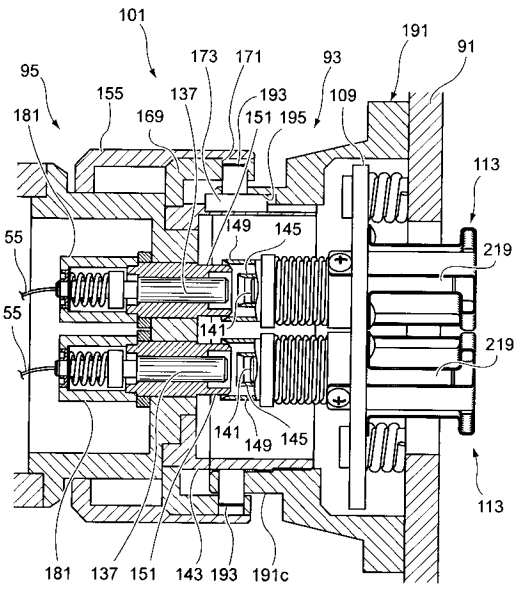
【 図 1 2 】



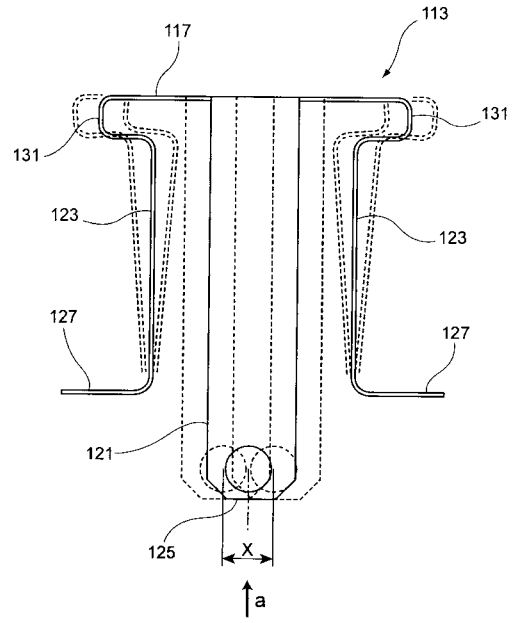
【 ㊦ 1 4 】



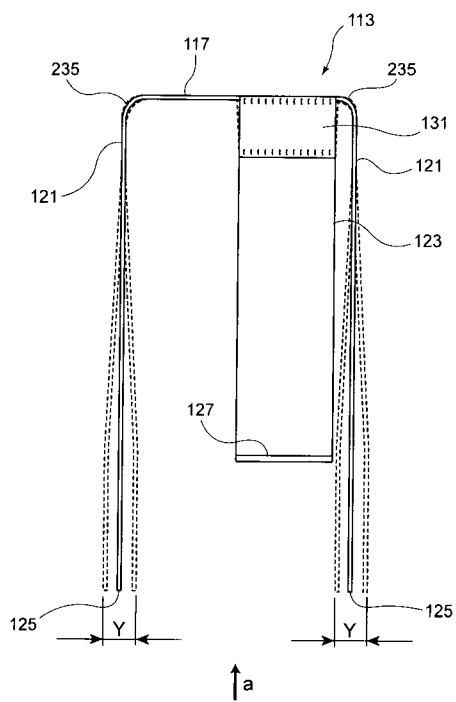
【図 15】



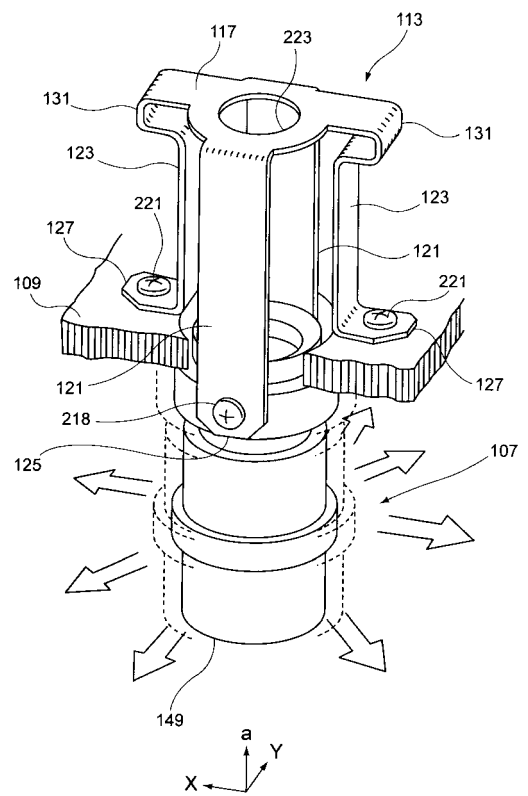
【図 16】



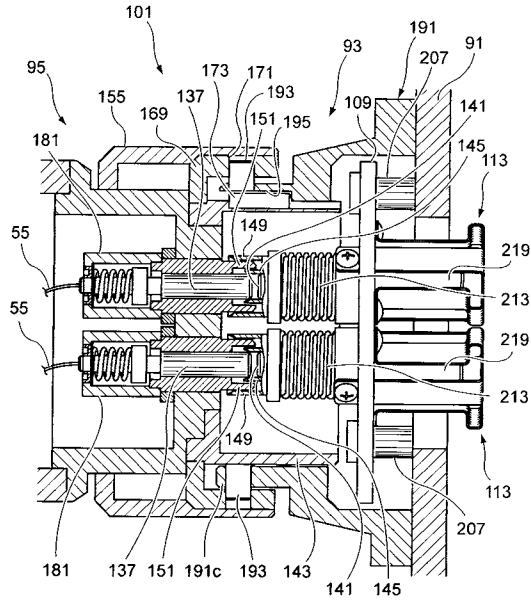
【図 17】



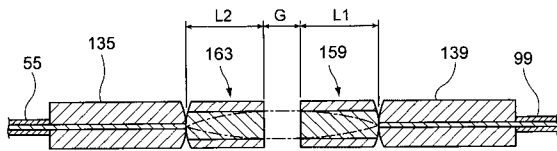
【図 18】



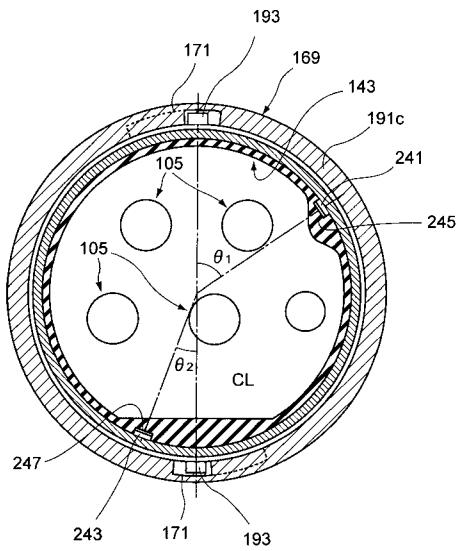
【図 19】



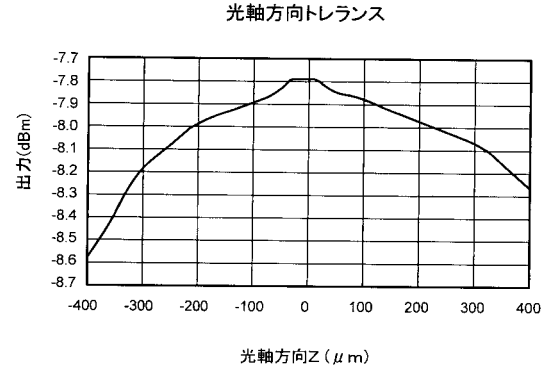
【図 20】



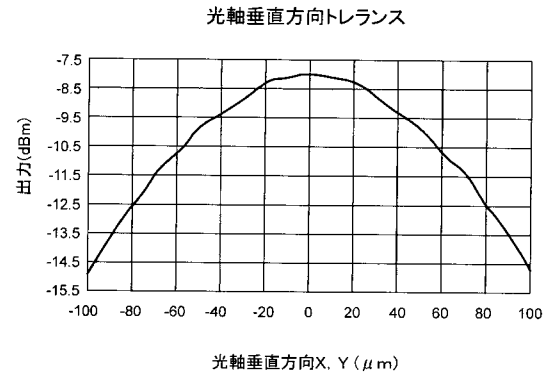
【図 23】



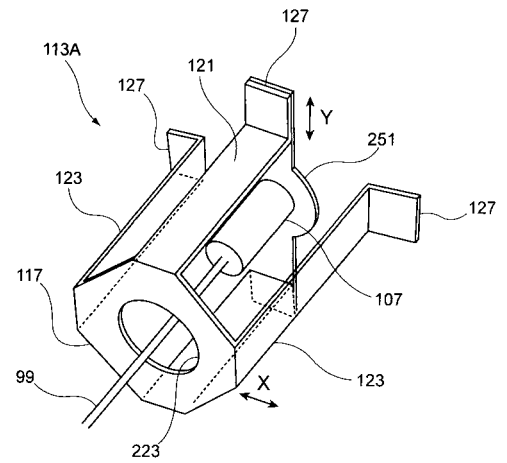
【図 21】



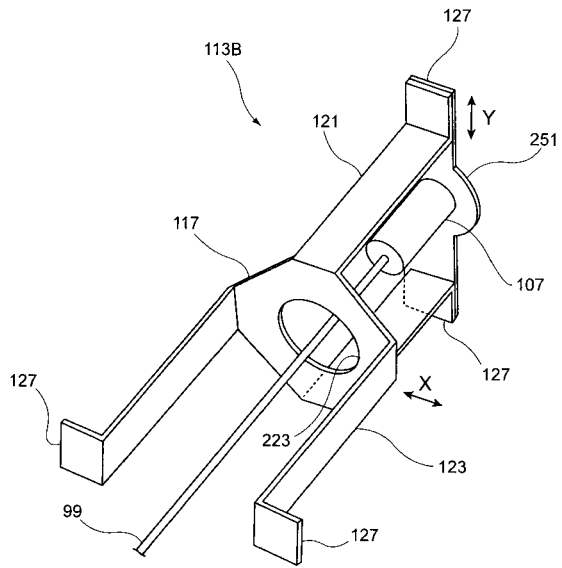
【図 22】



【図 24】



【図 25】



フロントページの続き

(72)発明者 池田 利幸

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 富士フイルム株式会社内

(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 2 4 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA04 CA09 CA11

4C061 CC06 DD03 FF07 GG01 LL02

4C161 CC06 DD03 FF07 GG01 LL02

专利名称(译)	医疗设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2011152369A	公开(公告)日	2011-08-11
申请号	JP2010017485	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	加賀屋寛人 鳥居雄一 池田利幸 飯田孝之		
发明人	加賀屋 寛人 鳥居 雄一 池田 利幸 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	G02B23/26 A61B1/00124 A61B1/00126 A61B1/00128 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/07 G02B6/381 G02B6/3821 G02B6/3879 G02B23/2484		
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/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF07 4C061/GG01 4C061/LL02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF07 4C161/GG01 4C161/LL02		
其他公开文献	JP5277187B2		
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。插头侧光纤55保持在插头侧支架105中，插座侧光纤99保持在插座侧支架107中。插座侧支架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。当插座和插头连接时，插座侧光纤99和插座侧支架107的插头侧光纤55和插头侧支架105通过支架对准装置113对准。 9系统技术领域

