

(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2011-152368

(P2011-152368A)

(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 O
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 9 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2010-17484 (P2010-17484)
 (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 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

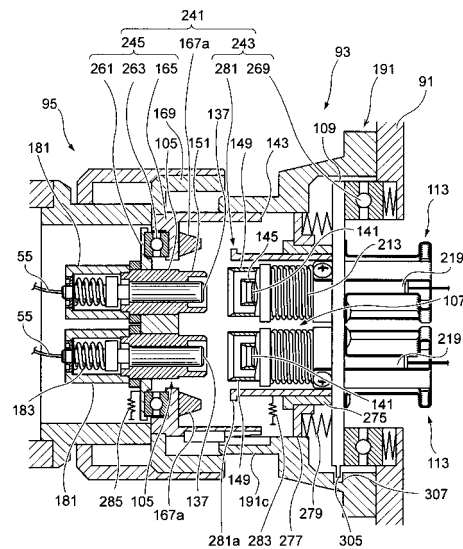
(54) 【発明の名称】 医療機器及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】光ファイバ同士を高精度かつ簡単な操作で接続でき、光コネクタをプラグのワンタッチ操作だけにより簡単にレセプタクルに装着できるようにする。

【解決手段】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とを接続する医療機器であって、レセプタクル側ホルダ107をレセプタクル内でプラグ95の挿入方向に弾性支持するフローティング基材109と、プラグ95をレセプタクル93に対して所定位置まで挿入する第1段階の後、所定位置より更に先へ挿入する第2段階で、プラグ95の挿入動作によるフローティング基材109の挿入方向aへの移動量をプラグ95の挿入方向移動量より減少させる移動量変更手段241と、を備え、フローティング基材109の移動量を減少させながら、プラグ側ホルダ105とレセプタクル側ホルダ107を嵌合する。

【選択図】 図7



【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、前記プラグに取り付けた複数本のプラグ側光ファイバと前記レセプタクルに取り付けたレセプタクル側光ファイバとをそれぞれ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、及び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の対を複数有し、

前記複数のレセプタクル側ホルダを前記レセプタクル内で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、

前記プラグを前記レセプタクルに対して所定位置まで挿入する第 1 段階の後、前記所定位置より更に先へ挿入する第 2 段階で、前記プラグの挿入動作による前記フローティング基材の前記挿入方向への移動量を前記プラグの挿入方向移動量より減少させる移動量変更手段と、

を備え、

前記移動量変更手段によって前記第 2 段階における前記フローティング基材の移動量を減少させながら、前記プラグ側ホルダと前記レセプタクル側ホルダとの嵌合を進ませる医療機器。

【請求項 2】

請求項 1 記載の医療機器であって、

前記移動量変更手段が、前記プラグの挿入動作に連動して前記フローティング基材を回転させる回転駆動機構と、

前記プラグ側ホルダを前記フローティング基材の回転動作に従動して回転可能に支持する回転支持機構と、

を備えた医療機器。

【請求項 3】

請求項 1 記載の医療機器であって、

前記移動量変更手段が、前記レセプタクルにアーム部材の一端部を固定して支点とし、前記アーム部材の他端部を前記プラグの挿入力を受ける力点とし、前記フローティング基材を、前記アーム部材の前記支点側に近い作用点で支持したてこ状の構成とされ、

前記てこ状の移動量変更手段により、前記プラグの挿入動作を前記フローティング基材に伝達する医療機器。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

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、

前記フローティング基材に設けられ、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、

前記ホルダ調芯手段が、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調芯する医療機器。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 請求項 4 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 6】

請求項 1 ～ 請求項 5 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

10

20

30

40

50

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 7】

請求項 1～請求項 6 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。

10

【請求項 8】

請求項 7 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 9】

請求項 8 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】

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【 0 0 0 5 】

また、内視鏡装置においては、内視鏡の全体は洗浄機により高温洗浄して消毒され、消毒後は内視鏡の清浄性を保つため手袋を着用して扱っている。この手袋を着用した状態で、消毒されていない制御装置を操作すると、内視鏡への二次感染の虞があるため、制御装置との接触は避けたい要求がある。しかし、プラグをレセプタクルに装着する際には、プラグを回転させる等の操作が必要となる場合が多く、制御装置との接触を避けることは難しいことがある。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 0 6 】

【 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 7 】

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、低損失で安定した接続を実現するとともに、光コネクタをプラグのワンタッチ操作だけにより簡単にレセプタクルに装着できる医療機器、及び内視鏡装置を提供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 8 】

本発明に係る上記目的は、下記構成により達成される。

(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、前記プラグに取り付けた複数本のプラグ側光ファイバと前記レセプタクルに取り付けたレセプタクル側光ファイバとをそれぞれ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、及び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の対を複数有し、

前記複数のレセプタクル側ホルダを前記レセプタクル内で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

前記プラグを前記レセプタクルに対して所定位置まで挿入する第 1 段階の後、前記所定位置より更に先へ挿入する第 2 段階で、前記プラグの挿入動作による前記レセプタクル側ホルダの前記挿入方向への移動量を前記プラグの挿入方向移動量より減少させる移動量変更手段と、

を備え、

前記移動量変更手段によって前記第 2 段階における前記フローティング基材の移動量を減少させながら、前記プラグ側ホルダと前記レセプタクル側ホルダとの嵌合を進ませる医療機器。

(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 9 】

本発明に係る医療機器及び内視鏡装置によれば、レセプタクル側ホルダの搭載されたフローティング基材を、プラグ挿入動作の途中から挿入方向への移動量を減少させることで、レセプタクル側ホルダとプラグ側ホルダとの係合をゆっくりと進めることができる。これにより、ホルダ同士の光軸の位置合わせがより確実に高精度で行える。また、プラグを挿入するだけの操作で光コネクタの装着が完了するので、レセプタクルに触れることがな

50

い。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【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。

10

【図 7】接続が開始されたプラグ及びレセプタクルの断面図である。

【図 8】(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 9】図 8 に示したホルダ調芯手段の斜視図である。

【図 10】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 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】ホルダ先端部同士の嵌合が開始された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。

20

【図 14】駆動突起が傾斜部に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】回転後の位置を破線で表したフローティング基材の背面図である。

【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】接続の完了した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。

30

【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】アーム部材を用いててこ状に構成した変形例に係る移動量変更手段の断面図である。

【図 24】(A) は図 22 に示した移動量変更手段を備えた光コネクタの接続直前のプラグ及びレセプタクルの断面図、(B) はその接続後の断面図である。

【図 25】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。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

40

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。

【 0 0 1 2 】

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 に着脱自在に接続するコネ

50

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。

【 0 0 1 3 】

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

【 0 0 1 4 】

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 5 】

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。

20

【 0 0 1 6 】

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

【 0 0 1 7 】

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 8 】

40

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 9 】

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

50

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。

【 0 0 2 0 】

上記のレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A 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。

【 0 0 2 1 】

各レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 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。L D 1 と L D 2 からのレーザ光は、図 2 に示すコンバイナ 5 1 により合波し、カブラ 5 3 により分波した後、コネクタ部 2 5 A に伝送される。これにより、L D 1 と L D 2 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 5 5 B , 5 5 C に均等に伝送される。なお、コンバイナ 5 1 とカブラ 5 3 を用いずに各レーザ光源 L D 1 , L D 2 からのレーザ光を直接コネクタ部 2 5 A に送出する構成とすれば光源装置を簡略化できる。

10

【 0 0 2 2 】

光ファイバ 5 5 A ~ 5 5 D は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 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 1 0 0 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。

20

【 0 0 2 3 】

コネクタ部 2 5 A から内視鏡先端部 3 5 まで延設された光ファイバ 5 5 A ~ 5 5 D には、各レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 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。L D 1 , L D 2 からのレーザ光は、内視鏡先端部 3 5 に配置された蛍光体 5 7 に伝送され、L D 3 ~ L D 4 からのレーザ光は、光偏向・拡散部材 5 8 に伝送され、照明光（あるいは治療光）として照射口 3 7 A , 3 7 B を介して被観察領域に向けて出射される。

【 0 0 2 4 】

ここで、光ファイバ 5 5 A と光偏向・拡散部材 5 8 は投光ユニット 7 1 A を構成し、光ファイバ 5 5 D と光偏向・拡散部材 5 8 は投光ユニット 7 1 B を構成する。また、光ファイバ 5 5 B と蛍光体 5 7 は投光ユニット 7 1 C を構成し、光ファイバ 5 5 C と蛍光体 5 7 は投光ユニット 7 1 D を構成する。これら投光ユニット 7 1 A , 7 1 C の対と、投光ユニット 7 1 B , 7 1 D の対は、内視鏡先端部 3 5 の撮像素子 2 1 及び対物レンズユニット 3 9 を挟んだ両脇側に配置される。

30

【 0 0 2 5 】

投光ユニット 7 1 C , 7 1 D の蛍光体 5 7 は、レーザ光源 L D 2 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 Y A G 系蛍光体、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) 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 5 7 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。

40

【 0 0 2 6 】

青色レーザ光は、中心波長 4 4 5 n m の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 5 7 からの励起発光光は、概ね 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m 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。

【 0 0 2 7 】

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

50

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。

【 0 0 2 8 】

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 9 】

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 3 0 】

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 1 】

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 2 】

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 3 】

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 4 】

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

10

20

30

40

50

でき、内視鏡 11 の診断精度を向上できる。

【0035】

< 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。

10

【0036】

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 が突出され、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。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。

20

【0037】

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、プラグ側回動板 261 に貫通固定される。押さえ環 177 は、ニップルホルダ 175 の外周に嵌挿され、プラグ側回動板 261 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。

30

【0038】

四つのプラグ側ホルダ 105 を貫通固定したプラグ側回動板 261 は、低摩擦軸受手段であるベアリング 263 を介してプラグ本体 165 の背面に回動自在に固定される。ベアリング 263 を介してプラグ本体 165 に支持されたプラグ側回動板 261 は、回動中心 265 を中心に回動自在となる。プラグ側ホルダ 105 は、プラグ本体 165 に穿設された規制穴 267 を貫通して先端部が突出する。したがって、プラグ側回動板 261 は、プラグ側ホルダ 105 が規制穴 267 内で移動可能となる範囲で回転が可能となる。上記のプラグ側回動板 261、ベアリング 263、プラグ本体 165 は、回動支持機構 245 を構成する。回動支持機構 245 は、プラグ側ホルダ 105 を後述のフローティング基材の回動動作に従動して回動可能に支持する。

40

【0039】

プラグ本体 165 の接続側壁部 165a には、直径方向の両側に、円錐形の駆動突起 167a, 167a が突設されている。この駆動突起 167a, 167a は、プラグ 95 が後述のレセプタクルに接続する際に、レセプタクルに回動自在に設けられるフローティング基材 109 を回転駆動するよう働く。

【0040】

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。

50

【 0 0 4 1 】

カバー 1 8 1 の内部において、プラグ側フェルール 1 3 5 の軸線方向略中央付近には鍔部 1 8 9 が形成されている。この鍔部 1 8 9 とフェルール導出蓋 1 8 7 との間の、プラグ側フェルール 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、プラグ側フェルール 1 3 5 は、コイルバネ 1 8 3 によってプラグ挿入方向 a に付勢される。プラグ側フェルール 1 3 5 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 1 8 3 の付勢力に抗して後退可能となっている。

【 0 0 4 2 】

図 5 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、上記プラグ 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。

10

【 0 0 4 3 】

レセプタクル 9 3 は、フランジ部 1 9 1 a、錐形部 1 9 1 b、先端筒部 1 9 1 c からなる金属ハウジング 1 9 1 を有する。先端筒部 1 9 1 c の内周には、キー溝 1 9 5 が形成されている。このキー溝 1 9 5 は、プラグ 9 5 の金属外筒 1 4 3 に設けられたガイドキー 1 7 3 を受け入れる。

20

【 0 0 4 4 】

このプラグ 9 5 とレセプタクル 9 3 は、相互の接続完了前 2 5 m m の軸方向位置で、最初に金属外筒 1 4 3 と先端筒部 1 9 1 c が嵌合開始される。嵌合開始された金属外筒 1 4 3 と先端筒部 1 9 1 c は、半径方向に 4 0 0 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 1 4 3 と先端筒部 1 9 1 c が嵌合した後、ガイドキー 1 7 3 がキー溝 1 9 5 に進入開始する。キー溝 1 9 5 は、先細テーパ面を有し、進入開始位置では、片側で 3 0 0 μ m の初期公差 (初期トレランス) を有している。

【 0 0 4 5 】

金属ハウジング 1 9 1 の内周には筒状の絶縁押さえ 1 9 7 が固定され、絶縁押さえ 1 9 7 は絶縁板 1 9 9 を固定する。絶縁板 1 9 9 には四つの遊嵌穴 2 0 1 が穿設され、遊嵌穴 2 0 1 のそれぞれには、図 3 に示すプラグ側ホルダ 1 0 5 に対応する位置でレセプタクル側ホルダ 1 0 7 が配置されている。絶縁板 1 9 9 の遊嵌穴 2 0 1 とレセプタクル側ホルダ 1 0 7 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 1 0 7 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 2 0 1 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 1 0 7 の移動を許容するための移動用空間となっている。

30

【 0 0 4 6 】

内視鏡装置 1 0 0 では、プラグ側ホルダ 1 0 5 とレセプタクル側ホルダ 1 0 7 の組を光コネクタ 1 0 1 (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 5 5 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 1 0 1 は、光コネクタ 1 0 1 自身にも図示しない調芯機能を備えることで、プラグ 9 5 をレセプタクル 9 3 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 1 0 7 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。

40

【 0 0 4 7 】

図 6 はレセプタクルの軸線に沿う方向の断面図である。

機器本体 9 1 にはレセプタクル用貫通孔 2 0 3 が穿設される。なお、レセプタクル 9 3 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。レセプタクル用貫通孔 2

50

03の前面側周囲にはベアリング269を介して円板状のフローティング基材109が回転中心271を中心に回転自在に設けられている。

【0048】

ベアリング269は、機器本体91に形成された後退空間301に後退可能に支持されている。この後退空間301には付勢ばね303が配設され、付勢ばね303はベアリング269をプラグ挿入方向aとは反対側に付勢している。したがって、フローティング基材109は、プラグ挿入方向aに押圧されると、付勢ばね303の付勢力に抗して同方向へ後退する。

【0049】

フローティング基材109の外周には係合突起305が半径方向外側に突設されている。係合突起305は、金属ハウジング191の内周面に形成された螺旋溝307に係合している。係合突起305及び螺旋溝307は、複数対のものが設けられても良い。フローティング基材109は、プラグ挿入方向aに後退すると、係合突起305が螺旋溝307に係合していることで、回転しながら後退するようになされている。

【0050】

フローティング基材109の前面には絶縁板199を前端部に支持する絶縁筒部273の基端部が固定される。絶縁筒部273の内側にはレセプタクル側ホルダ107が配置されている。

【0051】

絶縁板199は、外形状が略円形状となり、直径方向の両端に図5に示す一对の傾斜部281、281が形成される（詳細は後述するが図15参照）。傾斜部281は絶縁板199の円周方向（図5の時計回り方向）に向かって徐々に縮径する傾斜面281aを有する。この傾斜部281の傾斜面281aには、プラグ95の接続側壁部165aに突設された駆動突起167a、167aが当接する。即ち、プラグ95がレセプタクル93に挿入されると、駆動突起167a、167aが絶縁板199の外周に設けた傾斜部281の傾斜面281aを押圧する。円錐形の駆動突起167a、167aに傾斜面281a、281aが押圧された絶縁板199は、駆動突起167a、167aが相対的に傾斜面281aを下る方向に回転される。実際には駆動突起167a、167aは固定されているので、絶縁板199を介してフローティング基材109が図5の反時計回りに回転されることとなる。この回転は、上記した係合突起305を螺旋溝307に係合して回転するフローティング基材109の回転と同期するようになされている。つまり、フローティング基材109は、回転しながら後退する。

【0052】

なお、絶縁筒部273の基端側外周にはガイド筒275が固定される。ガイド筒275の外周には円環状の摺動板277が回転中心271に沿う方向で移動自在に設けられている。摺動板277とフローティング基材109の間には付勢バネ279が設けられ、付勢バネ279は摺動板277を前方へ付勢している。摺動板277は、ガイド筒275の先端に設けられるストッパ部によって前方からの離脱が規制される。摺動板277は、プラグ95が挿入されると、プラグ95の金属外筒143によって押圧される。金属外筒143によって押圧された摺動板277は、付勢バネ279の付勢力に抗して後退されるようになされている。

【0053】

図7は接続が開始されたプラグ及びレセプタクルの断面図である。

ベアリング269、傾斜部281は、プラグ95の挿入動作に連動してフローティング基材109を回転させる回転駆動機構243を構成している。回転駆動機構243、回転支持機構245、駆動突起167a、167a、後退空間301、付勢ばね303、係合突起305、螺旋溝307は、移動量変更手段241を構成する。移動量変更手段は、プラグ95をレセプタクル93に対して所定位置まで挿入する第1段階の後、この所定位置より更に先へ挿入する第2段階で、プラグ95の挿入動作によるフローティング基材109の挿入方向aへの移動量をプラグ95の挿入方向移動量より減少させる。「第1段階」

とは、レセプタクル 9 3 側の先端筒部 1 9 1 c とプラグ 9 5 側の金属外筒 1 4 3 との第 1 の係合動作を言い、「第 2 段階」とは、プラグ側ホルダ 1 0 5 とレセプタクル側ホルダ 1 0 7 との第 2 の係合動作を言う。

【0054】

内視鏡装置 1 0 0 は、移動量変更手段 2 4 1 を備えることで、第 2 段階（第 2 の係合動作）におけるフローティング基材 1 0 9 の移動量を減少させながら、プラグ側ホルダ 1 0 5 とレセプタクル側ホルダ 1 0 7 との嵌合を進ませることができるようになされている。

【0055】

なお、移動量変更手段 2 4 1 は、駆動突起 1 6 7 a , 1 6 7 a が傾斜部 2 8 1 を押圧することにより、フローティング基材 1 0 9 を回転させ、これに伴いプラグ側回転板 2 6 1 も回転させる。このため、プラグ 9 5 がレセプタクル 9 3 から外された時には、再び元の回転位置に戻ることが好ましい。したがって、フローティング基材 1 0 9 と金属ハウジング 1 9 1 との間には復帰用ばね 2 8 3、プラグ側回転板 2 6 1 とプラグ本体 1 6 5 との間には復帰用ばね 2 8 5 の設けられていることが好ましい。

【0056】

図 8 (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。

図 6、図 8 (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。

【0057】

また、図 8 (A)、図 8 (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。

【0058】

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。

【0059】

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 9 は図 8 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

10

20

30

40

50

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 6 0 】

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。

10

【 0 0 6 1 】

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 6 2 】

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とレセプタクル側フェルールの接合端面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。

20

【 0 0 6 3 】

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。

【 0 0 6 4 】

30

図 1 0 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、一対の第一直状支持片 1 2 1 と一対の第二直状支持片 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、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。

【 0 0 6 5 】

40

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 1 (A) , (B) に示すようになる。図 1 1 (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 8 、 図 1 0 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

50

ルバネの付勢力に抗して後退可能となっている。

【0066】

レセプタクル側内スリーブ141は、詳細を後述するレセプタクル側フェルール139を覆う部材であり、プラグ側内スリーブ137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の外周を覆う部材である。

【0067】

図6に示すように、レセプタクル側内スリーブ141の外周は、外スリーブ215で覆われており、この外スリーブ215は、コネクタ接合時に図4に示すプラグ側内スリーブ137の外周と係合する突部145となる。つまり、レセプタクル側の外スリーブ215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

10

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。

【0068】

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。

20

【0069】

ソケットフード211、外スリーブ215、及びレセプ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の先端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。

【0070】

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。

30

【0071】

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、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。

40

【0072】

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をレセプタクル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

50

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 9 5 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。

【0073】

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。

【0074】

そして、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 とレセプタクル側ホルダ 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。

【0075】

第 2 の係合動作は、レセプタクル 93 の回動駆動機構 243 と、プラグ 95 の回動支持機構 245 とを有する移動量変更手段 241 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。

【0076】

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。

【0077】

< 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) に示したように、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。

【0078】

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 161b 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 161a に組み込まれている。

【0079】

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

10

20

30

40

50

ジルコニアセラミック製等、様々な材質のものを用いることができる。

【0080】

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139aが設けられた円筒形状をしている。ファイバ挿入穴139a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139bは、ファイバ挿入穴139a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

【0081】

第一GICリメータ159の入射端面231aと出射端面231b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GICリメータ159の入射端面231aはレセプタクル側フェルール139の先端139bに当接することにより、レセプタクル側光ファイバ99とPC接続(physical connection)される。出射端面231bにはシールガラス140が配置されている。

【0082】

そして、第一GICリメータ159は、レセプタクル側光ファイバ99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231bにおける光パワー密度は、レセプタクル側光ファイバ99の先端よりも低くなり、出射端面231b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。

20

【0083】

第二GICリメータ163は、第一GICリメータ159と略同じ構成であり、第一GICリメータ159が拡大したビーム径を収束してプラグ側光ファイバ55に光を導入する。また、プラグ側フェルール135と共にプラグ側内スリーブ137に保持されて、入射端面233aと出射端面233b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233aにはシールガラス142が配置されている。

【0084】

また、入射端面233aのシールガラス142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140に対面される。第二GICリメータ163の出射端面233bは、プラグ側フェルール135の先端に当接することにより、プラグ側光ファイバ55とPC接続される。

30

【0085】

プラグ側フェルール135は、レセプタクル側フェルール139と同じ部品であり、レセプタクル側フェルール139と同様にプラグ側光ファイバ55の先端を保持している。プラグ側フェルール135の先端135bは、プラグ側光ファイバ55の先端とともに凸球面状(又は平面状)に研磨されている。

【0086】

レセプタクル側ホルダ107とプラグ側ホルダ105が嵌合されると、レセプタクル側内スリーブ141とプラグ側内スリーブ137が当接する。シールガラス140はレセプタクル側内スリーブ141端部から後退して配置され、シールガラス142はプラグ側内スリーブ137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142がシールガラス140に当接する前にスリーブ137、141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。

40

【0087】

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 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、50 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、1.0~2.0mm程度であることが好ましい。

50

【 0 0 8 8 】

< 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 を内側に挿入する第 1 の係合動作にて開始する。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 $400\mu\text{m}$ 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

【 0 0 8 9 】

このように、プラグ 9 5 をレセプタクル 9 3 に接続するため、プラグ 9 5 をレセプタクル 9 3 へ挿入すると、まず、通常の挿入動作と同様な第 1 段階の挿入が完了し、所定位置までの挿入がなされ、引き続き第 2 段階の挿入に移行する。

【 0 0 9 0 】

図 1 2 の状態から移行した第 2 段階の挿入において、プラグ 9 5 を挿入し続けると、図 1 4 に示す状態となる。図 1 4 は駆動突起が傾斜部に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。

20

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、プラグ 9 5 の駆動突起 1 6 7 a , 1 6 7 a が傾斜部 2 8 1 の傾斜面 2 8 1 a に当接する。更にプラグ 9 5 が挿入されると、上記のように駆動突起 1 6 7 a , 1 6 7 a が傾斜面 2 8 1 a を押圧する。

【 0 0 9 1 】

図 1 5 は回転後の位置を破線で表したフローティング基材の背面図である。

円錐形の駆動突起 1 6 7 a , 1 6 7 a に傾斜面 2 8 1 a , 2 8 1 a が押圧された絶縁板 1 9 9 は、駆動突起 1 6 7 a , 1 6 7 a が相対的に傾斜面 2 8 1 a を下る方向に回転される。実際には駆動突起 1 6 7 a , 1 6 7 a は固定されているので、絶縁板 1 9 9 を介してフローティング基材 1 0 9 が図 1 5 の時計回りに回転されることとなる。このように、プラグ 9 5 が挿入されると、回動駆動機構 2 4 3 によってフローティング基材 1 0 9 が回転され、それに伴ってフローティング基材 1 0 9 に設けられているレセプタクル側ホルダ 1 0 7 も回転される。フローティング基材 1 0 9 は、駆動突起 1 6 7 a , 1 6 7 a 及び金属外筒 1 4 3 からの押圧を受けることで、付勢ばね 3 0 3 に抗してベアリング 2 6 9 と共にプラグ挿入方向 a に後退する。この際、フローティング基材 1 0 9 は、係合突起 3 0 5 を螺旋溝 3 0 7 に係合していることで、上記回転と同期して後退する。

30

【 0 0 9 2 】

また、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 が回転すると、嵌合の開始されているプラグ側ホルダ 1 0 5 に回転力が伝達され、プラグ側ホルダ 1 0 5 は回動支持機構 2 4 5 にてプラグ本体 1 6 5 に対して回転する。つまり、レセプタクル側ホルダ 1 0 7 とプラグ側ホルダ 1 0 5 は一体回転する。

40

【 0 0 9 3 】

レセプタクル側ホルダ 1 0 7 とプラグ側ホルダ 1 0 5 が回転すると、フローティング基材 1 0 9 が移動量変更手段 2 4 1 によって、プラグ移動量よりも減少した移動量で同方向へ移動される。つまり、フローティング基材 1 0 9 の後退移動量が、プラグ 9 5 の移動量よりも減少されたものとなる。したがって、相対的にはプラグ側ホルダ 1 0 5 はレセプタクル側ホルダ 1 0 7 に徐々に接近する。その接近速度は、プラグの挿入速度よりも遅い。これにより、回転を伴わない直線方向の素早い挿入動作(ワンタッチ動作)であっても、プ

50

ラグホルダ同士の嵌合はゆっくりと進み、確実な嵌合が行われる。

【0094】

プラグ95が更に挿入されると、レセプタクル側筒部149の内側にプラグ側筒部151が係合開始する。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 μ mあるが、進入に伴ってテーパ面同士が当接する。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。

【0095】

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。

【0096】

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。

【0097】

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XY方向のレセプタクル側ホルダ107を移動可能に支持する。これにより、レセプタクル側ホルダ107は、プラグ挿入方向aに直交するXY面の任意方向に平行移動が可能となる。

【0098】

図19は接続の完了したプラグ及びレセプタクルの断面図である。

プラグ95とレセプタクル93の接続は、リングハンドル155が挿入終端に達した位置で終了する。このリングハンドル155の最終挿入過程で、レセプタクル側筒部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とが係合される。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 μ 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、レセプタクル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。

【0099】

また、プラグ95とレセプタクル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、第二直状支持片123、コイルバネ183、バネ部131によって吸収され、光接合端面部161a、光接合端面部161b同士が、所定の離間距離Gに位置決めされる。

【0100】

10

20

30

40

50

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、レセプタクル側筒部 149 とプラグ側筒部 151 が嵌合開始され、嵌合開始されたレセプタクル側筒部 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、第一係合部 145 とプラグ側内スリーブ 137 が嵌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。

【0101】

そして、上記したホルダ調芯手段 113 で調芯されたレセプタクル 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。

【0102】

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。

【0103】

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 159 と第二 G I コリメータ 163 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 101 は、段階的に位置合わせ精度が高められ、低損失な接続が可能となっている。

【0104】

したがって、上記構成の内視鏡装置 100 によれば、レセプタクル側ホルダ 107 の搭載されたフローティング基材 109 を、プラグ挿入動作の途中から挿入方向 a への移動量を減少させることで、レセプタクル側ホルダ 107 とプラグ側ホルダ 105 との係合をゆっくりと進めることができる。これにより、ホルダ同士 105、107 の光軸の位置合わせがより確実に高精度で行える。また、プラグ 95 を挿入するだけの操作で光コネクタ 101 の装着が完了するので、レセプタクル 93 に触れることがなく、汚染の虞がない。

【0105】

次に、移動量変更手段の変形例について説明する。

図 23 はアーム部材を用いててこ状に構成した変形例に係る移動量変更手段の断面図である。

この変形例に係る移動量変更手段 241 A は、アーム部材 247 を使用したてこ状の構

成とされる。レセプタクル 9 3 には摺動板 2 7 7 が接近離反自在に設けられ、摺動板 2 7 7 は付勢バネ 2 7 9 によってレセプタクル 9 3 から離反する方向に付勢されている。摺動板 2 7 7 にはプラグ 9 5 の金属外筒 1 4 3 を受け入れる開口部 2 9 1 が形成されている。

【0106】

アーム部材 2 4 7 は、一端部 2 4 9 が支点 2 5 1 としてレセプタクル 9 3 の金属ハウジング 1 9 1 に固定される。アーム部材 2 4 7 の他端部 2 5 3 は、連結部材 2 9 3 を介してプラグ 9 5 の挿入力を受ける力点 2 5 5 として摺動板 2 7 7 に接続されている。なお、他端部 2 5 3 は、直接摺動板 2 7 7 に支持されてもよい。フローティング基材 1 0 9 は、アーム部材 2 4 7 の支点 2 5 1 に近い作用点 2 5 7 で連結部材 2 9 5 を介してアーム部材 2 4 7 に支持されている。なお、フローティング基材 1 0 9 は、直接アーム部材 2 4 7 に支持されてもよい。アーム部材 2 4 7、付勢バネ 2 7 9、摺動板 2 7 7、フローティング基材 1 0 9 は、移動量変更手段 2 4 1 A を構成する。この変形例では、てこ状の移動量変更手段 2 4 1 A により、プラグ 9 5 の挿入動作がフローティング基材 1 0 9 に伝達されるようになされている。

【0107】

図 2 4 (A) は図 2 2 に示した移動量変更手段を備えた光コネクタの接続直前のプラグ及びレセプタクルの断面図、(B) はその接続後の断面図である。

この移動量変更手段 2 4 1 A では、図 2 4 (A) に示すように、プラグ 9 5 が挿入されると、摺動板 2 7 7 が付勢バネ 2 7 9 の付勢力に抗して金属ハウジング 1 9 1 に接近する方向に移動する。すると、アーム部材 2 4 7 の力点 2 5 5 にプラグ 9 5 の挿入力が作用し、アーム部材 2 4 7 が金属ハウジング 1 9 1 に接続した支点 2 5 1 を中心に、図 2 4 (B) に示したように、金属ハウジング 1 9 1 に接近する方向に倒れる。

【0108】

このとき、アーム部材 2 4 7 の支点 2 5 1 に近い位置にフローティング基材 1 0 9 が支持されていることで、アーム部材 2 4 7 の他端部 2 5 3 (即ち、プラグ 9 5) がレセプタクル 9 3 に接近する速度よりも、フローティング基材 1 0 9 がレセプタクル 9 3 に接近する速度の方が遅くなる。これにより、回転を伴わない直線方向の素早い挿入動作(ワンタッチ動作)であっても、プラグホルダ 1 0 5、1 0 7 同士の嵌合はゆっくりと進み、ホルダ同士 1 0 5、1 0 7 の光軸の位置合わせがより確実に高精度で行える。また、プラグ 9 5 を挿入するだけの操作で光コネクタ 1 0 1 の装着が完了するので、レセプタクル 9 3 に触れることがなく、汚染の虞がない。

【0109】

ここで、上記のプラグ 9 5 とレセプタクル 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 5 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 4 0 1、4 0 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 4 0 1、4 0 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 4 0 5、4 0 6 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、レセプタクル側の内側係合ピン 4 0 1、4 0 3 がプラグ側の金属外筒 1 4 3 の直溝 4 0 5、4 0 7 に導かれて嵌合する。つまり、レセプ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 4 0 1、4 0 3 と直溝 4 0 5、4 0 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。

【0110】

これにより、プラグの金属外筒 1 4 3 とレセプタクルの先端筒部 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。

【0111】

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

10

20

30

40

50

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 1 1 2 】

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、前記プラグに取り付けた複数本のプラグ側光ファイバと前記レセプタクルに取り付けたレセプタクル側光ファイバとをそれぞれ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、及び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の対を複数有し、

前記複数のレセプタクル側ホルダを前記レセプタクル内で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、

前記プラグを前記レセプタクルに対して所定位置まで挿入する第 1 段階の後、前記所定位置より更に先へ挿入する第 2 段階で、前記プラグの挿入動作による前記フローティング基材の前記挿入方向への移動量を前記プラグの挿入方向移動量より減少させる移動量変更手段と、

を備え、

前記移動量変更手段によって前記第 2 段階における前記フローティング基材の移動量を減少させながら、前記プラグ側ホルダと前記レセプタクル側ホルダとの嵌合を進ませる医療機器。

この医療機器によれば、プラグをレセプタクルに接続するため、プラグをレセプタクルへ挿入すると、まず、通常の挿入動作と同様な第 1 段階の挿入が完了し、所定位置までの挿入がなされ、引き続き第 2 段階の挿入に移行する。第 2 段階の挿入からは、プラグが挿入方向に移動されると、フローティング基材が移動量変更手段によってプラグ移動量よりも減少した移動量で同方向へ移動される。したがって、相対的にはプラグ側ホルダはレセプタクル側ホルダに徐々に接近する。その接近速度は、プラグの挿入速度よりも遅い。これにより、回転を伴わない直線方向の素早い挿入動作(ワンタッチ動作)であっても、プラグホルダ同士の嵌合はゆっくりと進み、確実な嵌合が行われる。

【 0 1 1 3 】

(2) (1) の医療機器であって、

前記移動量変更手段が、前記プラグの挿入動作に連動して前記フローティング基材を回転させる回転駆動機構と、

前記プラグ側ホルダを前記フローティング基材の回転動作に従動して回転可能に支持する回転支持機構と、

を備えた医療機器。

この医療機器によれば、プラグが挿入されると、回転駆動機構によってフローティング基材が回転され、それに伴ってフローティング基材に設けられているレセプタクル側ホルダも回転される。また、レセプタクル側ホルダが回転すると、嵌合の開始されているプラグ側ホルダに回転力が伝達され、プラグ側ホルダは回転支持機構にてプラグに対して回転する。つまり、レセプタクル側ホルダとプラグ側ホルダは一体回転する。この回転によりプラグ側ホルダの挿入方向への移動量が減少し、その減少した移動量でレセプタクル側ホルダに嵌合接続される。

【 0 1 1 4 】

(3) (1) の医療機器であって、

前記移動量変更手段が、前記レセプタクルにアーム部材の一端部を固定して支点とし、前記アーム部材の他端部を前記プラグの挿入力を受ける力点とし、前記フローティング基材を、前記アーム部材の前記支点側に近い作用点で支持したてこ状の構成とされ、

前記てこ状の移動量変更手段により、前記プラグの挿入動作を前記フローティング基材

に伝達する医療機器。

この医療機器によれば、プラグが挿入されると、アーム部材の力点にプラグの挿入力が作用し、アーム部材がレセプタクルに接続した一端部である支点を中心に、レセプタクルに接近する方向に倒れる。このとき、アーム部材の支点に近い位置にフローティング基材が支持されていることで、アーム部材の他端部（即ち、プラグ）がレセプタクルに接近する速度よりも、フローティング基材がレセプタクルに接近する速度の方が遅くなる。これにより、回転を伴わない直線方向の素早い挿入動作（ワンタッチ動作）であっても、プラグホルダ同士の嵌合はゆっくりと進み、確実な嵌合が行われる。

【0115】

（４）（１）～（３）のいずれか１つの医療機器であって、

10

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、

前記フローティング基材に設けられ、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、

前記ホルダ調芯手段が、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。

20

【0116】

（５）（１）～（４）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。

30

【0117】

（６）（１）～（５）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。

40

【0118】

（７）（１）～（６）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。

50

【 0 1 1 9 】

(8) (7) 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 2 0 】

(9) (8) 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。

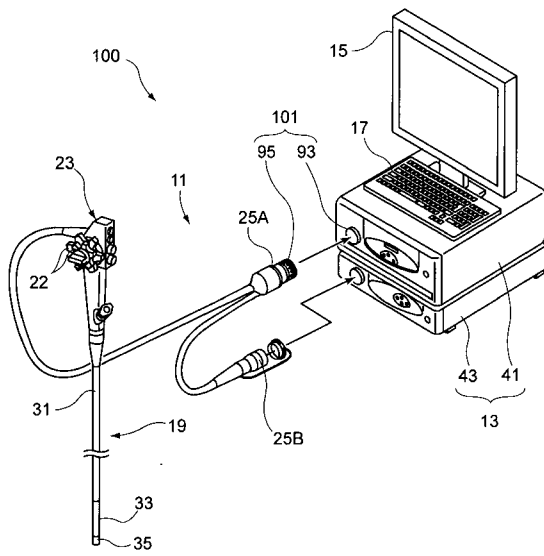
この内視鏡装置によれば、複数種のレーザ光を任意のタイミングで内視鏡に供給することで、内視鏡による観察内容に応じた最適な照明パターンを生成でき、内視鏡の診断精度を向上できる。

【 符号の説明 】

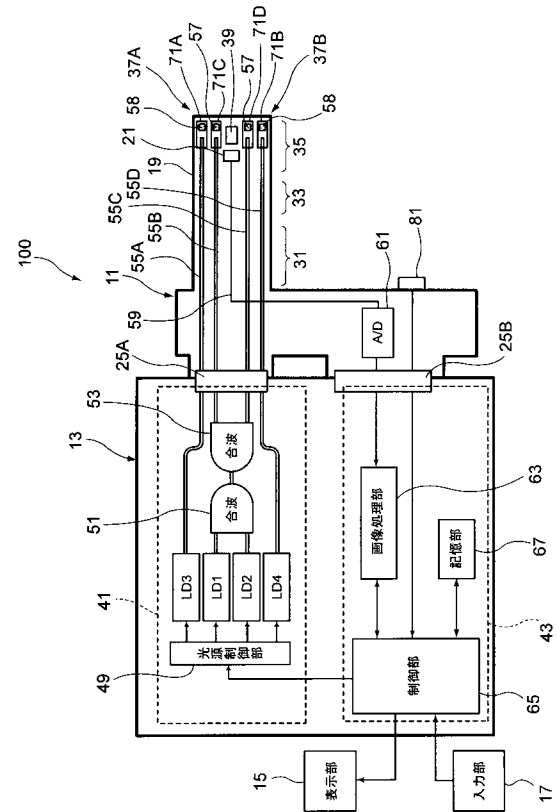
【 0 1 2 1 】

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	10
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	30
1 5 9	第一グレーテッドインデックスコリメータ	
1 6 1 a , 1 6 1 b	光接合端面部	
1 6 3	第二グレーテッドインデックスコリメータ	
2 4 1	移動量変更手段	
2 4 3	回動駆動機構	
2 4 5	回動支持機構	
2 4 7	アーム部材	
2 4 9	一端部	
2 5 1	支点	
2 5 3	他端部	40
2 5 5	力点	
2 5 7	作用点	

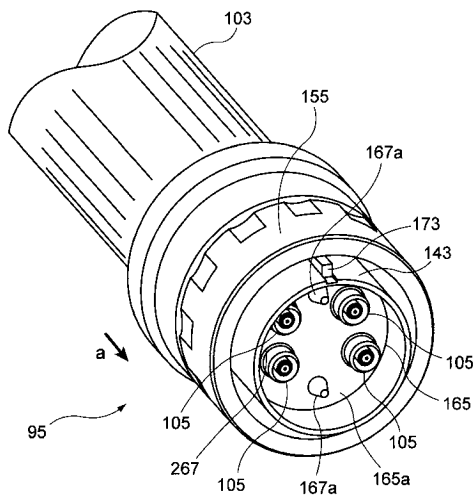
【図 1】



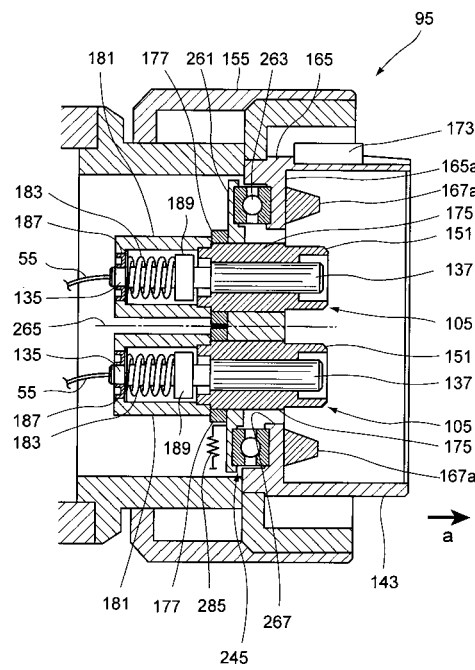
【図 2】



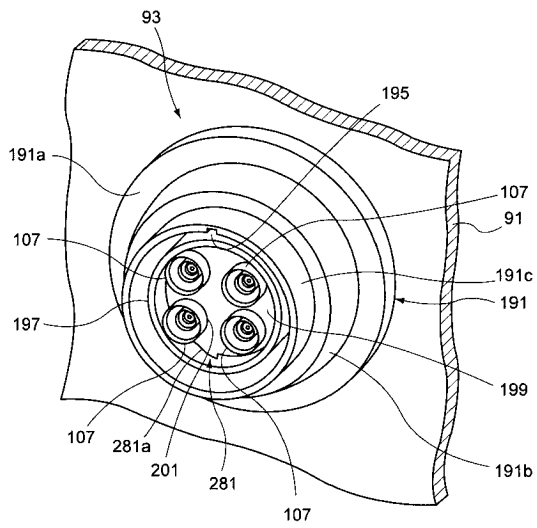
【図 3】



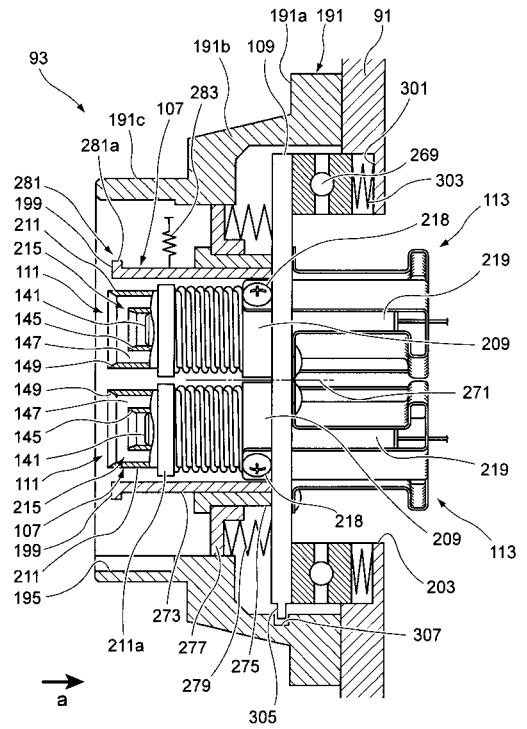
【図 4】



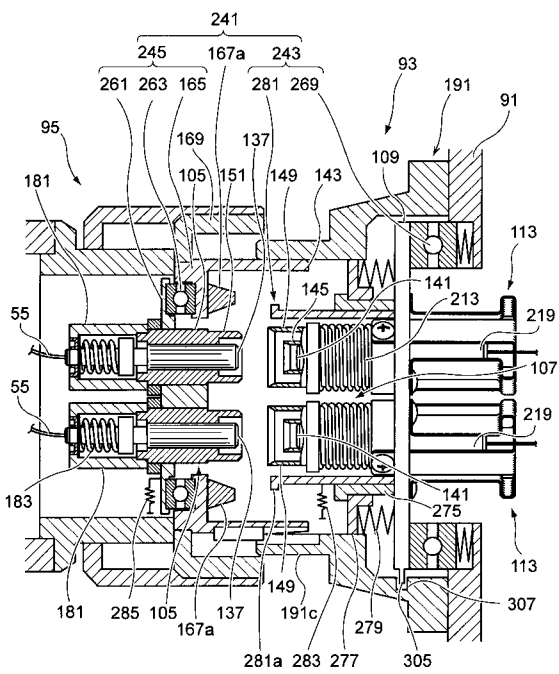
【 図 5 】



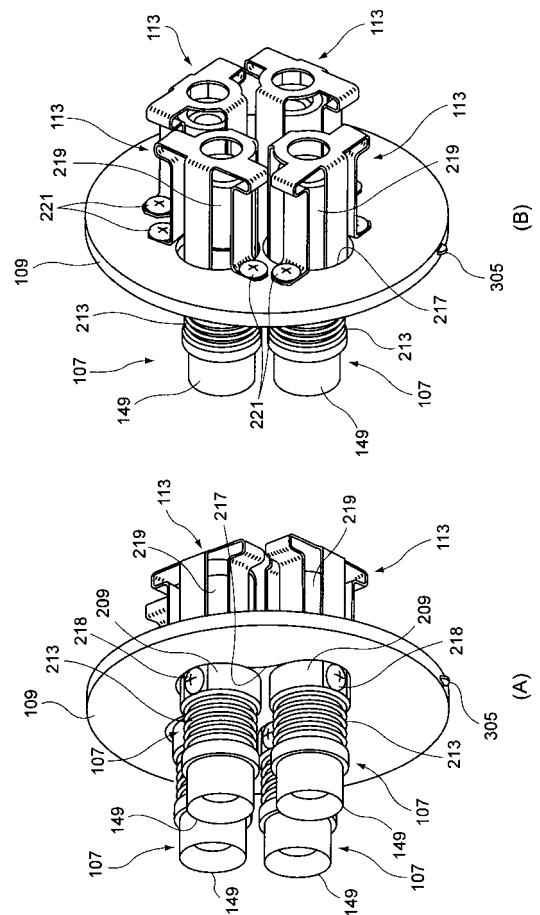
【 図 6 】



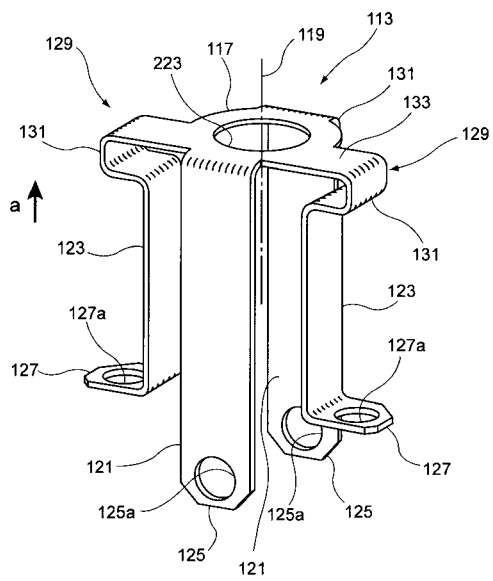
【圖 7】



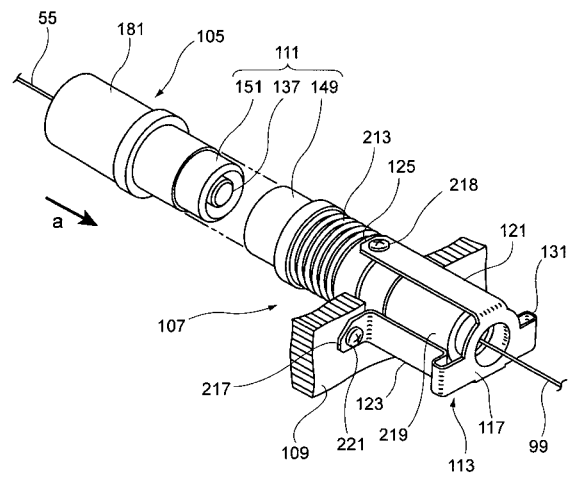
【圖 8】



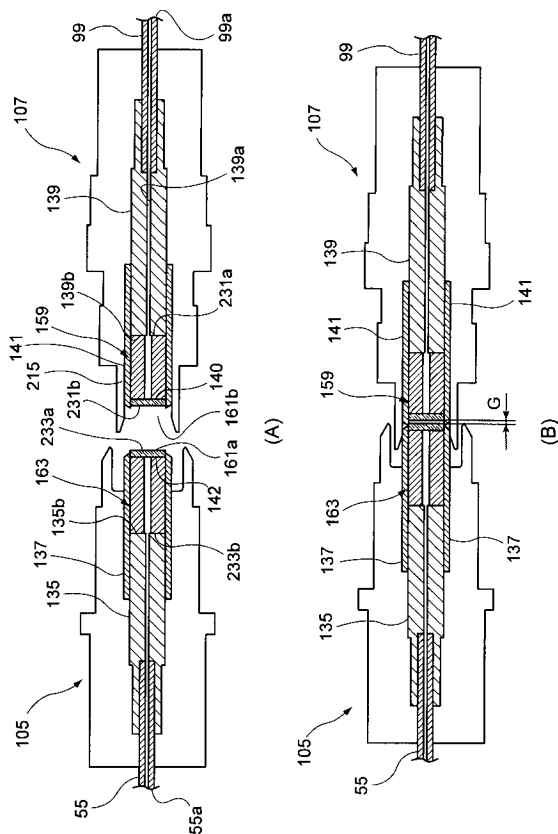
【 図 9 】



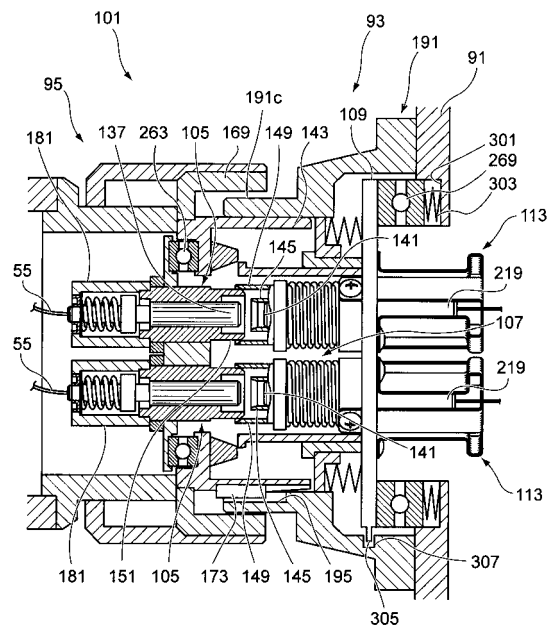
【 図 1 0 】



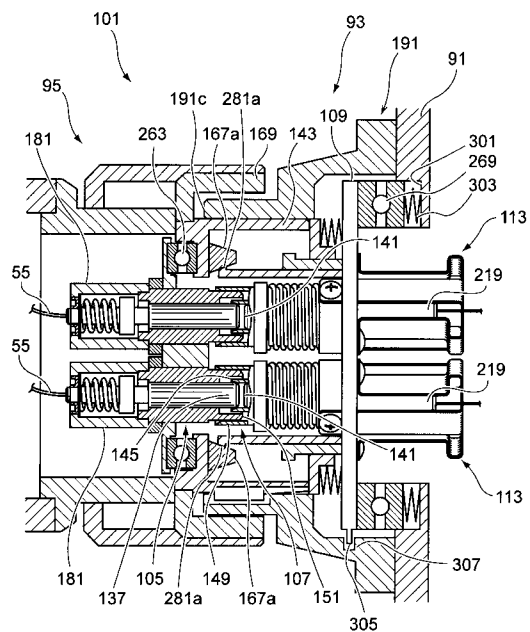
【 図 1 1 】



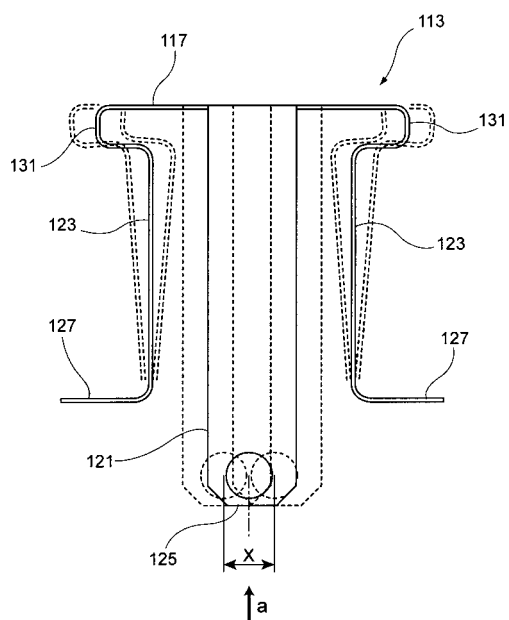
【 ㊦ 1 2 】



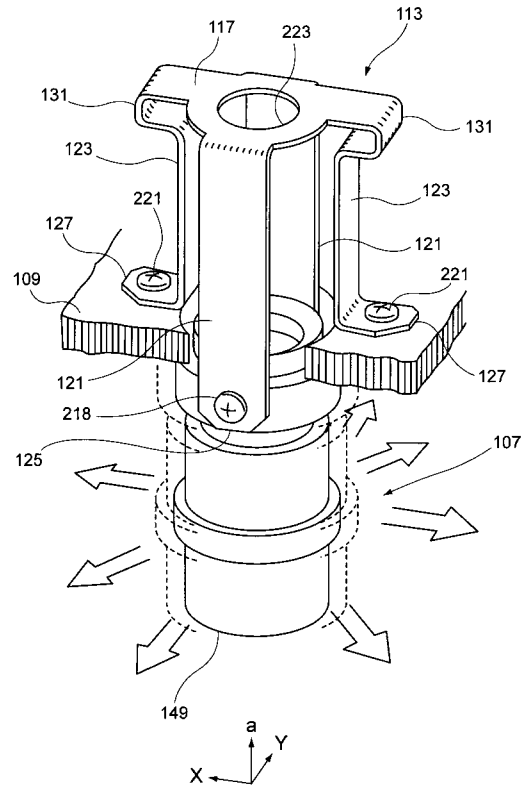
【 図 1 4 】



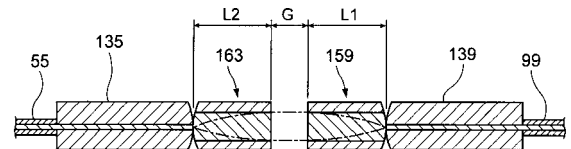
【 図 1 6 】



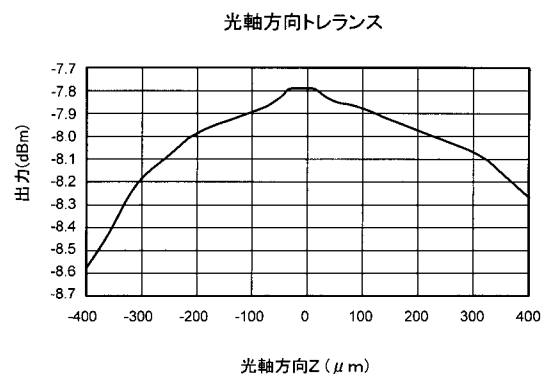
【 図 1 8 】



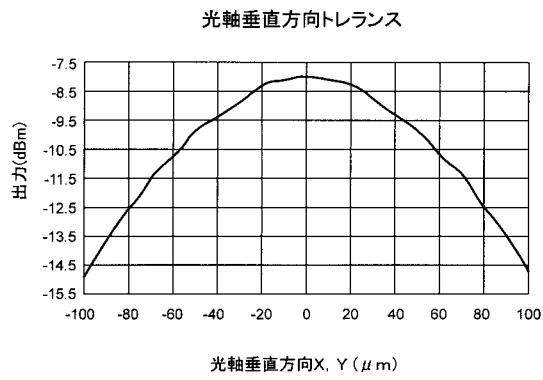
【 ㊦ 2 0 】



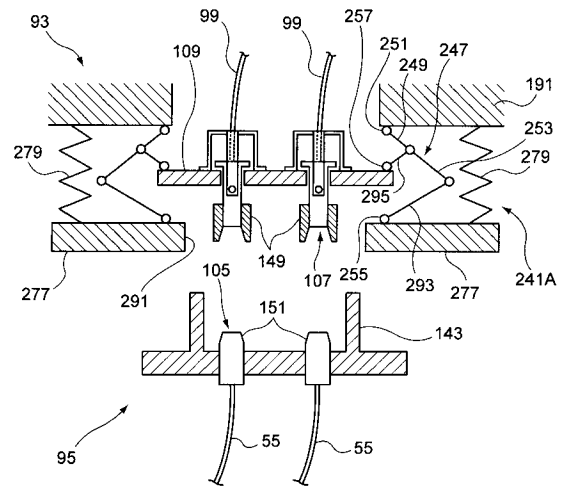
【 図 2 1 】



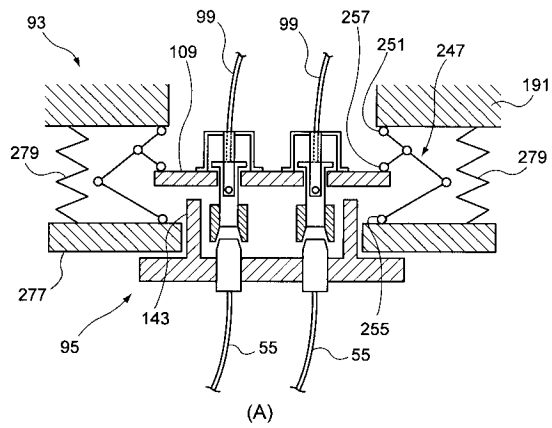
【図 2 2】



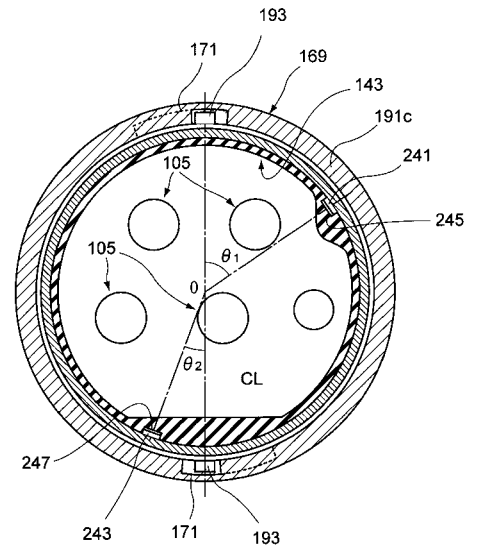
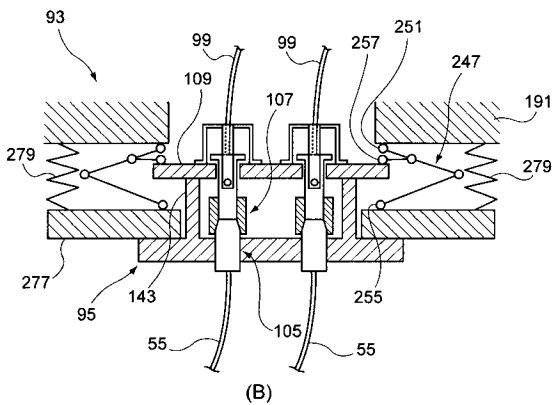
【図 2 3】



【図 2 4】



【図 2 5】



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 CA07 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	JP2011152368A	公开(公告)日	2011-08-11
申请号	JP2010017484	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		
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/CC06 4C061/DD03 4C061/FF07 4C061/GG01 4C061/LL02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF07 4C161/GG01 4C161/LL02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的操作高度精确地将光纤相互连接，只需轻轻一按即可将光纤连接器简单地安装到插座上。ŽSOLUTION：通过将插头95可拆卸地连接到设备主体91中设置的插座93，将插头侧光纤55连接到插座侧光纤的医疗设备包括：弹性支撑插座侧支架的浮动基底材料109 107在插座95的插入方向上的插座中;在将插头95插入插座93中的第一步骤到预定位置之后，通过插入操作减小浮动基底材料109的插入方向（a）的移动距离，以及移动距离改变装置241。插头95在第二步骤中小于插头95的插入方向移动距离，以便将插头插入比预定位置更远的位置。安装插头侧支架105和插座侧支架107，同时减小浮动基底材料109的移动距离

