

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5448885号  
(P5448885)

(45) 発行日 平成26年3月19日(2014.3.19)

(24) 登録日 平成26年1月10日(2014.1.10)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/06 (2006.01)** A 6 1 B 1/06 D  
**G 0 2 B 23/26 (2006.01)** G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 10 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2010-17487 (P2010-17487)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年1月28日 (2010.1.28)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2011-152371 (P2011-152371A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成23年8月11日 (2011.8.11)	(74) 代理人	100115107
審査請求日	平成24年6月13日 (2012.6.13)		弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100151194
			弁理士 尾澤 俊之
		(74) 代理人	100164758
			弁理士 長谷川 博道
		(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	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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器及び内視鏡装置

(57) 【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、

前記プラグが、前記プラグ側光ファイバを保持するプラグ側ホルダを有し、

前記レセプタクルが、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、該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とともに該挿入方向に対する垂直方向に移動自在に支持するホルダ調芯手段とを有し、

前記プラグと前記レセプタクルのいずれか一方に形成され前記プラグの挿入方向に突設された突部と、

前記プラグと前記レセプタクルのいずれか他方に形成され前記突部に係合する係合部からなる係合対を複数備え、

前記複数の係合対が、前記突部と前記係合部との係合開始位置を前記プラグの挿入方向に沿って相互に異なる位置とされ、

かつ、前記プラグの挿入に伴って後に係合を開始する係合対ほど、前記突部と前記係合部との係合隙間を狭くされた医療機器。

【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

10

20

である医療機器。

【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 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、  
前記プラグ側ホルダが、前記プラグ側光ファイバを固定するプラグ側フェルールと、該プラグ側フェールの外周を覆うプラグ側内スリーブを有し、  
前記レセプタクル側ホルダが、前記レセプタクル側光ファイバを固定するレセプタクル側フェルールと、該レセプタクル側フェールの外周を覆うレセプタクル側内スリーブを有し、  
前記プラグ側内スリーブ又は前記レセプタクル側内スリーブのうち、いずれか一方の内スリーブ外周を覆い前記プラグの挿入方向に突出して配置された外スリーブを更に備え、  
前記複数の係合対の一つが、前記外スリーブを前記突部、前記いずれか他方の内スリーブを前記係合部として係合する医療機器。

10

【請求項 5】

請求項 4 記載の医療機器であって、  
前記プラグ側ホルダが、前記プラグ側内スリーブより前記プラグの挿入方向に突出して形成されたプラグ側筒部を有し、  
前記レセプタクル側ホルダが、前記レセプタクル側内スリーブより前記プラグの挿入方向に突出して前記筒部の外径より大径の内周面を有するレセプタクル側筒部を有し、  
前記プラグ側筒部と前記レセプタクル側筒部が前記係合対の一つとして係合する医療機器。

20

【請求項 6】

請求項 5 記載の医療機器であって、  
前記プラグが、前記プラグ側ホルダを内部に収容して該プラグ側ホルダより前記プラグの挿入方向に突出して形成されたプラグ側外筒を有し、  
前記レセプタクル側ホルダが、前記レセプタクル側ホルダを内部に収容して該レセプタクル側ホルダより前記プラグの挿入方向に突出して前記プラグ側外筒の外径より大径の内周面を有するレセプタクル側外筒を有し、  
前記プラグ側外筒と前記レセプタクル側外筒が前記係合対の一つとして係合する医療機器。

30

【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前記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。

40

【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 9】

50

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 10】

請求項 9 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（例えば特許文献 1 参照）。

【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

【0004】

そのため、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。しかしながら、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、プラグ側とレセプタクル側との高精度な組み付けが要求され、これが製造や取扱いを困難にする要因となる。また、プラグをレセプタクルに挿入するだけの簡単なプラグ接続操作では、プラグの挿入動作によっては接続時の衝撃により破損が生じたり、光軸ずれが生じる虞があり、一般に全ての光ファイバの光軸を常に安定して高精度で合わせることは難しい。

【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、光ファイバ同士を簡単な操作で高精度に接

10

20

30

40

50

続き、低損失な光接続を実現できる医療機器を提供し、常に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】

【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、

前記プラグが、前記プラグ側光ファイバを保持するプラグ側ホルダを有し、

前記レセプタクルが、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、該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とともに該挿入方向に対する垂直方向に移動自在に支持するホルダ調芯手段とを有し、

前記プラグと前記レセプタクルのいずれか一方に形成され前記プラグの挿入方向に突設された突部と、

前記プラグと前記レセプタクルのいずれか他方に形成され前記突部に係合する係合部からなる係合対を複数備え、

前記複数の係合対が、前記突部と前記係合部との係合開始位置を前記プラグの挿入方向に沿って相互に異なる位置とされ、

かつ、前記プラグの挿入に伴って後に係合を開始する係合対ほど、前記突部と前記係合部との係合隙間を狭くされた医療機器。

(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、

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】

【0008】

本発明に係る医療機器及び内視鏡装置によれば、光コネクタを接続する際に、係合開始位置を異ならせた複数の係合対が順次係合することで、段階的に位置合わせ精度を高めることができる。そして、最終的に光コネクタの接続を完了した際に、光ファイバ同士が自動的に高精度に光軸合わせされるので、簡単に低損失な光ファイバ接続が可能となり、安定したレーザ光の導光ができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【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 1 3】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 4】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 1 5】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 1 6】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 1 7】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 1 8】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 1 9】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 2 0】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 2 1】光軸方向トレランスを示すグラフである。

【図 2 2】光軸垂直方向トレランスを示すグラフである。

【図 2 3】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 2 4】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 2 5】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・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。

【0012】

内視鏡挿入部 19 は、可撓性を持つ軟性部 31 と、湾曲部 33 と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）35 から構成される。内視鏡先端部 35 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 CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 21（図 2 参照）が配置されている。また、撮像素子 21 の受光面側には対物レンズユニットが配置される。

【0013】

湾曲部 33 は、軟性部 31 と先端部 35 との間に設けられ、操作部 23 に配置されたアングルノブ 22 の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部 33 は、内視鏡 11 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 35 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。

【0014】

制御装置 13 は、内視鏡先端部 35 の照射口に供給する照明光を発生する光源装置 41 と、撮像素子からの画像信号を画像処理するプロセッサ 43 とを備え、コネクタ部 25A、25B を介して内視鏡 11 に接続される。また、プロセッサ 43 には、前述の表示部 1

10

20

30

40

50

5と入力部17が接続されている。プロセッサ43は、内視鏡11の操作部23や入力部17からの指示に基づいて、内視鏡11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15へ供給する。

【0015】

図2に示すように、光源装置41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405nmのLD1、445nmのLD2、及び、405nmのLD3、LD4を基本構成として備えている。LD1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、LD2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、LD3、LD4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。

10

【0016】

また、本構成では、LD3、LD4の光路を共通させて、更に472nmのLDと、665nmのLDと、785nmのLD(いずれも不図示)等を設けた構成としてもよい。LD3、LD4の光路を共通させる不図示のLDから出射される中心波長472nm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665nm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: PDT)を行うために用いられる。更に、中心波長785nmのレーザ光は、血管に注入したICG(インドシアニングリーン)の赤外光観察に用いられる。

20

【0017】

また、LD1は光線力学的診断(Photodynamic Diagnosis: PDD)を行うための照明光としても利用できる。PDD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PDDにより特定された病巣部に対して、PDT治療が施される。

【0018】

各レーザ光源LD1~LD4(及びLD3、LD4の光路を共通させる不図示のLD)は、光源制御部49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。

30

【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、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。

【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。

40

【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0.3~0.5mmの

50

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。

10

#### 【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( $BaMgAl_{10}O_{17}$ )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。

20

#### 【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。

30

#### 【0027】

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ck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。

40

#### 【0028】

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。

#### 【0029】

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

50

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。

【0030】

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。

10

【0031】

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。

【0032】

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。

20

【0033】

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鏡 11 に供給することで、内視鏡 11 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 11 の診断精度を向上できる。

30

【0034】

<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。

40

【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

50

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。

#### 【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。

10

#### 【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とは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。

20

#### 【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。

30

#### 【0039】

レセプタクル93は、フランジ部191a、錐形部191b、先端筒部191cからなる金属ハウジング191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。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、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。

40

#### 【0040】

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が嵌合開始される。嵌合開始された金属外筒143と先端筒部191cは、半径方向に400 $\mu$ 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191c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 $\mu$ 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19

50

7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】

本内視鏡装置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109a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。

図6、図7(A)、(B)に示すように、機器本体91のレセプタクル用貫通孔203には、4本のレセプタクル側ホルダ107の後端が挿入される。レセプタクル側ホルダ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、レセプタクル側ホルダ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、レセプタクル側ホルダ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。

#### 【0045】

また、図7(A)、図7(B)に示すように、フローティング基材109には4つのレセプタクル側ホルダ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。レセプタクル側ホルダ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、レセプタクル側ホルダ1

10

20

30

40

50

07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。

【0046】

ホルダ調芯手段113が、レセプタクル側ホルダ107とフローティング基材109との間に設置されることで、レセプタクル側ホルダ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レセプタクル側ホルダ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、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93側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、レセプタクル側ホルダ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。

10

【0047】

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对の第一直状支持片121, 121と、仮想軸119を中心に一对の第一直状支持片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对の第二直状支持片123, 123とを有して成る。

20

【0048】

ホルダ調芯手段113は、第一直状支持片121の第一先端部125がレセプタクル側ホルダ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117にはレセプタクル側光ファイバ99を挿通する透孔223が穿設される。

【0049】

第一直状支持片121と第二直状支持片123は、それぞれ共通板部117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121と第二直状支持片123の共通板部117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。

30

【0050】

また、共通板部117には、一对の第二直状支持片123との接続部位129に、プラグ95の挿入方向aに弾性変形可能なバネ部131が形成されている。バネ部131は、帯板部からなる第二直状支持片123を、U字状に折り曲げて形成している。ホルダ調芯手段113は、バネ部131によって、プラグ95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131は、レセプタクル側ホルダ107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107の平行移動を容易にしている。

【0051】

なお、上記のホルダ調芯手段113は、少なくとも第一直状支持片121と、第二直状支持片123とが板材133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107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113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113を簡単に製造でき、部品点数を最小とすることができる。

40

【0052】

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113は、一对の第一直状支持片121と一对の第二直状支持片123により、レセプタクル側ホルダ107をフローティング基材109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

50

3とプラグ95とを接続した際に、係合手段111によりレセプタクル側ホルダ107とプラグ側ホルダ105の相対位置が規制されると、プラグ側ホルダ105に対してレセプタクル側ホルダ107がプラグ95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55にレセプタクル側光ファイバ99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213が挿入方向aのクッションとなる。

【0053】

ここで、プラグ側ホルダ105とレセプタクル側ホルダ107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。

レセプタクル側ホルダ107は、ソケットフード211(図6参照)の内部に間隙を有して外スリーブ215を同軸で固定している。また、外スリーブ215の内部には更にレセプタクル側内スリーブ141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141の後部は、レセプタクル側ホルダ107の後部に固定された押さえ筒219(図7、図9参照)の内部に挿入される。押さえ筒219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141を前方へ付勢している。レセプタクル側内スリーブ141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。

【0054】

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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【0059】

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。

10

【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。

【0061】

20

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。

【0062】

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。

【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プ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191c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。

30

40

【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。

【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1

50

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

【0067】

第一GI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GI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。

【0069】

第一GIコリメータ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GIコリメータ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。

【0070】

そして、第一GIコリメータ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。

【0071】

第二GIコリメータ163は、第一GIコリメータ159と略同じ構成であり、第一GIコリメータ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。

10

20

30

40

50

## 【 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。

## 【 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。

10

## 【 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。

## 【 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  $\mu$  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  $\mu$  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。

20

## 【 0 0 7 6 】

< 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  $\mu$  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 3 0 0  $\mu$  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 6 mm となった時点で 7 0  $\mu$  m 程度の径方向公差に収まる。

30

## 【 0 0 7 7 】

図 1 2 の状態からプラグ 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。

40

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。

## 【 0 0 7 8 】

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 1 5 5 を更に回動操作すると、傾斜する誘い溝 1 7 1 に係合ピン 1 9 3 が摺接し、係合ピン 1 9 3 に対してプラグ 9 5 が引き寄せられる。

## 【 0 0 7 9 】

50

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  $100\ \mu\text{m}$  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 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 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プ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。

#### 【0084】

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、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】

10

20

30

40

50

以上、図13に示すように、接続完了前25mmの位置では、ガイドキー173のキー溝143aとキー溝195との半径方向のトレランスが400 $\mu$ mの状態であり、更に回転方向に対するトレランスが300 $\mu$ mの状態となる。そして、接続完了前5mmの位置では、レセプタクル側筒部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 $\mu$ mとなる。これが、接続完了前1mm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 $\mu$ 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 $\mu$ 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で調芯されたレセプタクル93とプラグ95は、更に第一GICリメータ159、第二GIC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GICリメータ159と第二GIC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GICリメータ159と第二GIC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GICリメータ159の軸方向長さL1と、第二GICリメータ163の軸方向長さL2とが共に1/4ピッチで同一である場合(1ピッチとは、GIC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GIC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GICリメータ163に入射し、第二GIC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GICリメータ159と第二GIC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GICリメータ159と第二GIC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GICリメータ159と第二GICリメータ163の長さが4.0~4.6mm、光軸方向Zの公差が $\pm 100\mu$ m、光軸垂直方向X、Yの公差が $\pm 20\mu$ 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GICリメータ159と第二GIC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GIC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GICリメータ159と第二GIC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、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。

#### 【0089】

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23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 $\theta_1$ ,  $\theta_2$ 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 $\theta_1$ ,  $\theta_2$ 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。

【 0 0 9 0 】

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。

【 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。

10

本変形例に係るホルダ調芯手段 1 1 3 A は、レセプタクル側ホルダ 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 との間にはパネ部 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パネ性を持たせることができる。また、パネ部 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。

20

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 とレセプタクル 9 3 を接続開始すると、プラグ側ホルダ 1 0 5 とレセプタクル側ホルダ 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、レセプタクル側ホルダ 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 とレセプ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。

30

【 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 】

40

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、

50

前記プラグが、前記第1の光ファイバを保持するプラグ側ホルダを有し、

前記レセプタクルが、前記第2の光ファイバを保持するレセプタクル側ホルダと、該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とともに該挿入方向に対する垂直方向に移動自在に支持するホルダ調芯手段とを有し、

前記プラグと前記レセプタクルのいずれか一方に形成され前記プラグの挿入方向に突設された突部と、

前記プラグと前記レセプタクルのいずれか他方に形成され前記突部に係合する係合部からなる係合対を複数備え、

前記複数の係合対が、前記突部と前記係合部との係合開始位置を前記プラグの挿入方向に沿って相互に異なる位置とされ、

かつ、前記プラグの挿入に伴って後に係合を開始する係合対ほど、前記突部と前記係合部との係合隙間を狭くされた医療機器。

この医療機器によれば、光コネクタを接続する際に、係合開始位置を異ならせた複数の係合対が順次係合することで、段階的に位置合わせ精度を高めることができる。そして、最終的に光コネクタの接続を完了した際に、光ファイバ同士が自動的に高精度に光軸合わせされるので、簡単に低損失な光ファイバ接続が可能となる。

(2) (1)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。

(3) (1)又は(2)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、複数本の光ファイバの接続と分断を一度に行うことができる。

(4) (1)~(3)のいずれかの医療機器であって、

前記プラグ側ホルダが、前記プラグ側光ファイバを固定するプラグ側フェルールと、該プラグ側フェルールの外周を覆うプラグ側内スリーブを有し、

前記レセプタクル側ホルダが、前記レセプタクル側光ファイバを固定するレセプタクル側フェルールと、該レセプタクル側フェルールの外周を覆うレセプタクル側内スリーブを有し、

前記プラグ側内スリーブ又は前記レセプタクル側内スリーブのうち、いずれか一方の内スリーブ外周を覆い前記プラグの挿入方向に突出して配置された外スリーブを更に備え、

前記複数の係合対の一つが、前記外スリーブを前記突部、前記いずれか他方の内スリーブを前記係合部として係合する医療機器。

この医療機器によれば、外スリーブと内スリーブとの係合により、内スリーブ同士を高い位置合わせ精度で接続できる。

(5) (4)の医療機器であって、

前記プラグ側ホルダが、前記プラグ側内スリーブより前記プラグの挿入方向に突出して形成されたプラグ側筒部を有し、

前記レセプタクル側ホルダが、前記レセプタクル側内スリーブより前記プラグの挿入方向に突出して前記筒部の外径より大径の内周面を有するレセプタクル側筒部を有し、

前記プラグ側筒部と前記レセプタクル側筒部が前記係合対の一つとして係合する医療機器。

この医療機器によれば、プラグ側筒部とレセプタクル側筒部との係合により、ホルダ同士を位置合わせした後に、内スリーブ同士を位置合わせ精度で接続できる。また、プラグとレセプタクルの係合初期には粗い位置合わせ精度で済むため、容易に

(6) (5)の医療機器であって、

10

20

30

40

50

前記プラグが、前記プラグ側ホルダを内部に収容して該プラグ側ホルダより前記プラグの挿入方向に突出して形成されたプラグ側外筒を有し、

前記レセプタクルが、前記レセプタクル側ホルダを内部に収容して該レセプタクル側ホルダより前記プラグの挿入方向に突出して前記プラグ側外筒の外径より大径の内周面を有するレセプタクル側外筒を有し、

前記プラグ側外筒と前記レセプタクル側外筒が前記係合対の一つとして係合する医療機器。

この医療機器によれば、プラグ側外筒とレセプタクル側外筒との係合により、外筒同士を位置合わせした後に、ホルダと内スリーブ同士を高い位置合わせ精度で接続できる。

(7) (1) ~ (6) のいずれか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。

(8) (1) ~ (7) 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。

(9) (8) 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。

(10) (9) 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】

【0097】

- 11 内視鏡
- 19 内視鏡挿入部
- 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

10

20

30

40

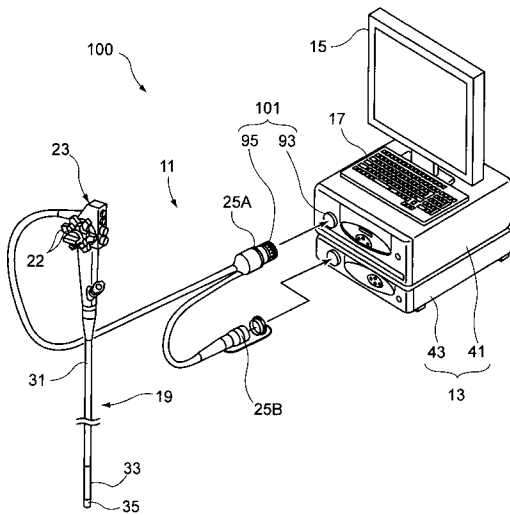
50

- 105 プラグ側ホルダ
- 107 レセプタクル側ホルダ
- 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
- 131 パネ部
- 133 板材
- 135 プラグ側フェルール
- 137 プラグ側内スリーブ
- 139 レセプタクル側フェルール
- 141 レセプタクル側内スリーブ
- 145 突部
- 147 間隙
- 149 レセプタクル側筒部
- 151 プラグ側筒部
- 159 第一グレーテッドインデックスコリメータ
- 163 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

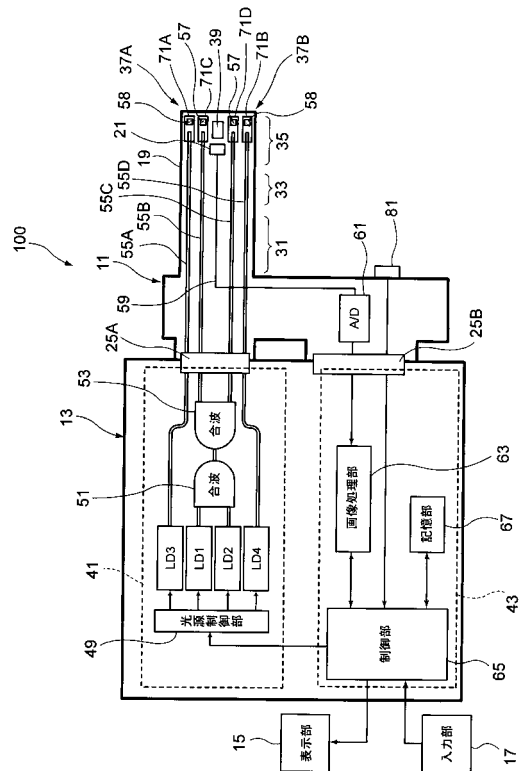
10

20

【図1】

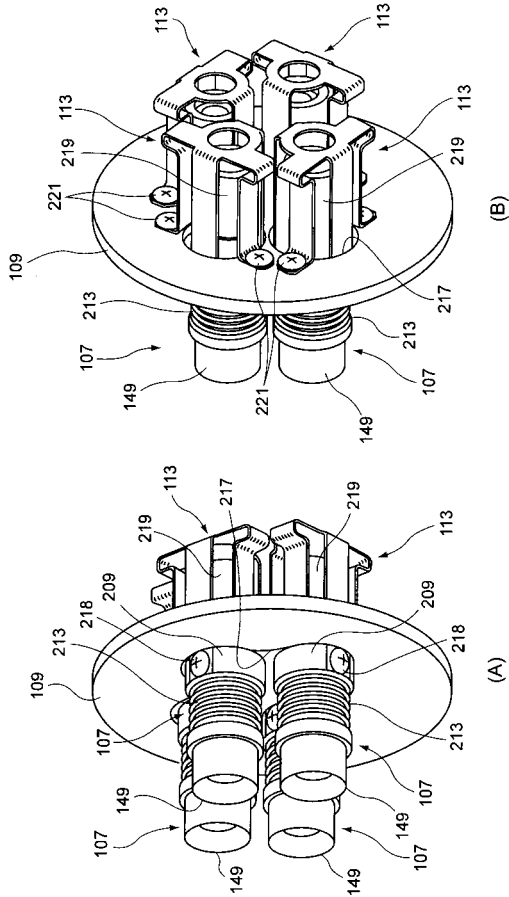


【図2】

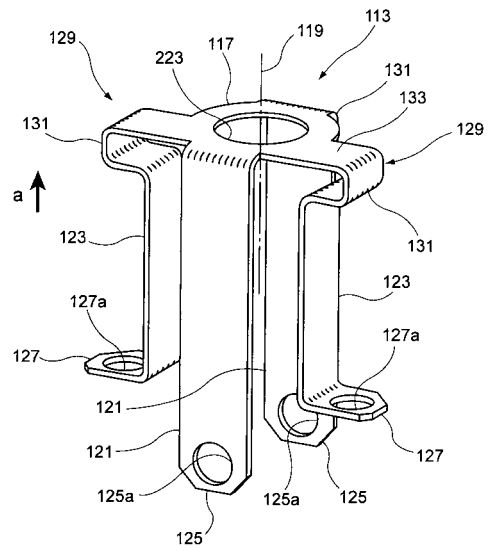




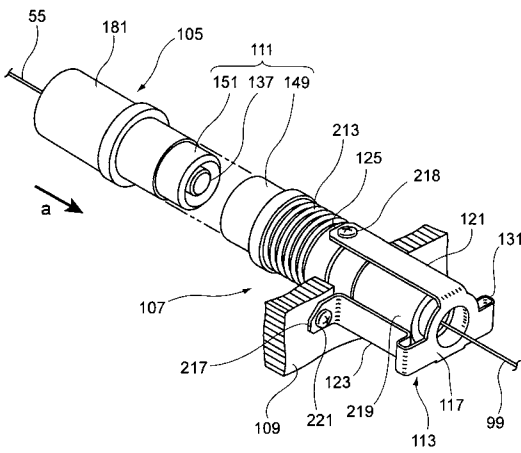
【 図 7 】



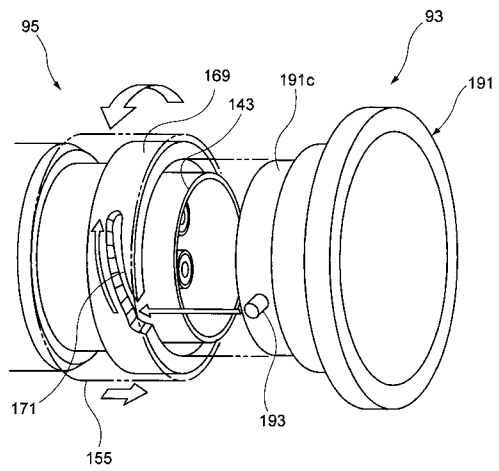
【 図 8 】



【 図 9 】

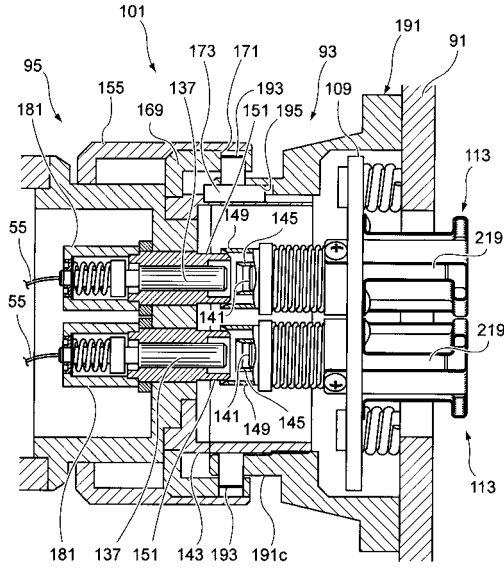


【 図 10 】

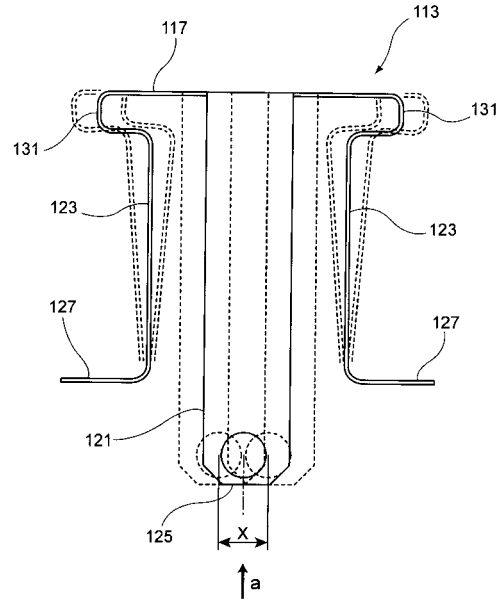




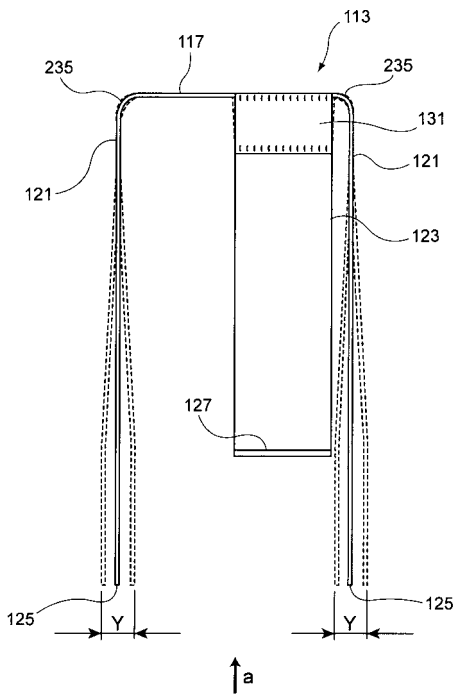
【図15】



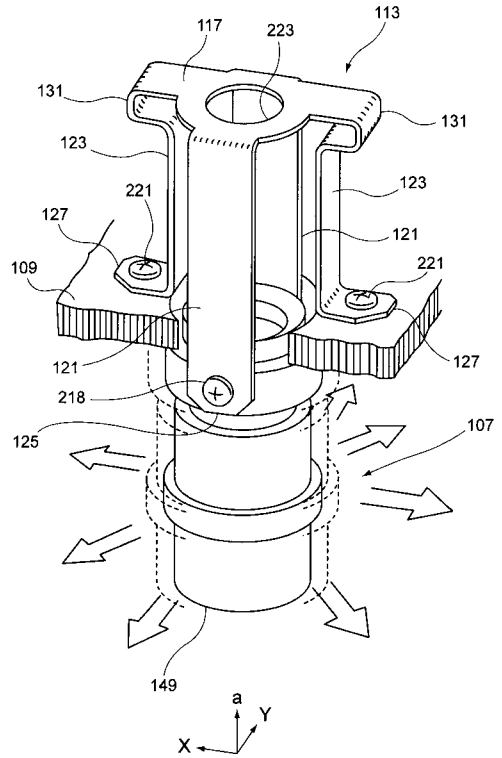
【図16】



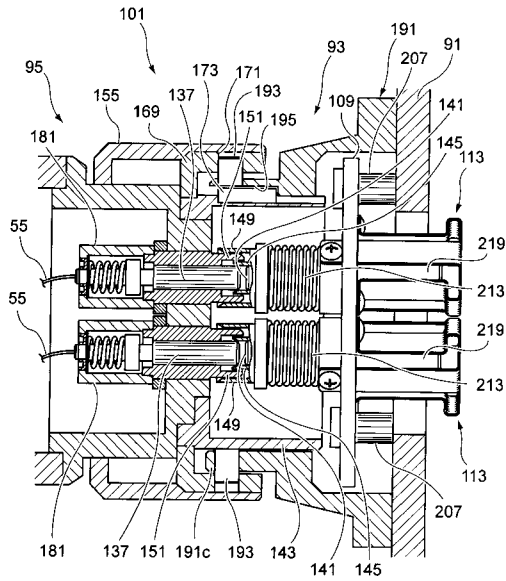
【図17】



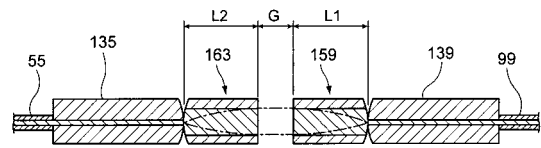
【図18】



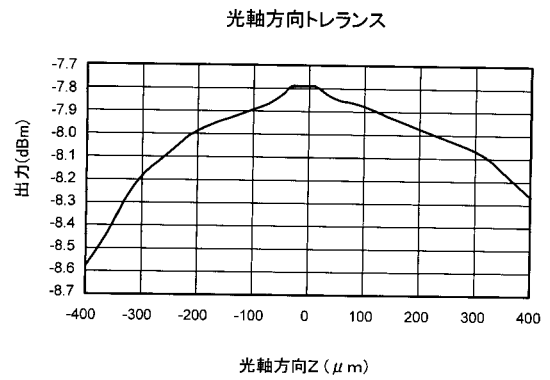
【図19】



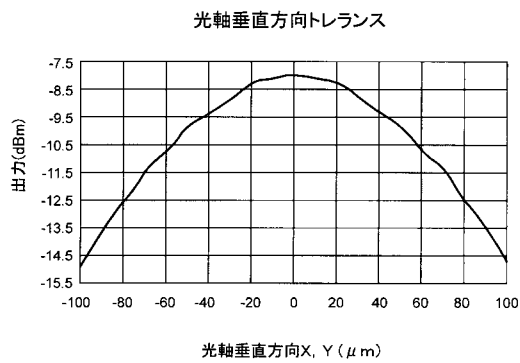
【図20】



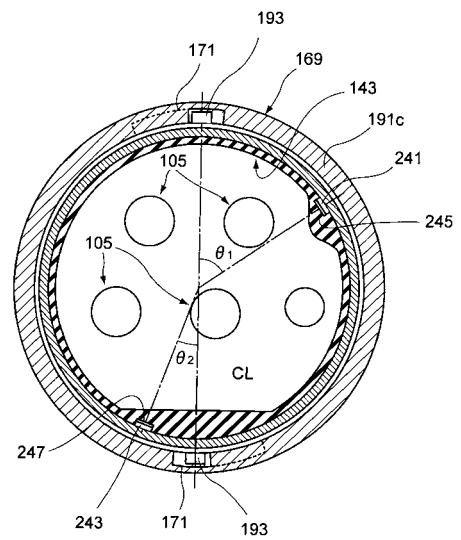
【図21】



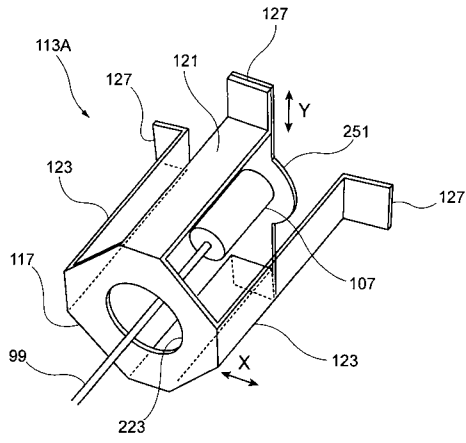
【図22】



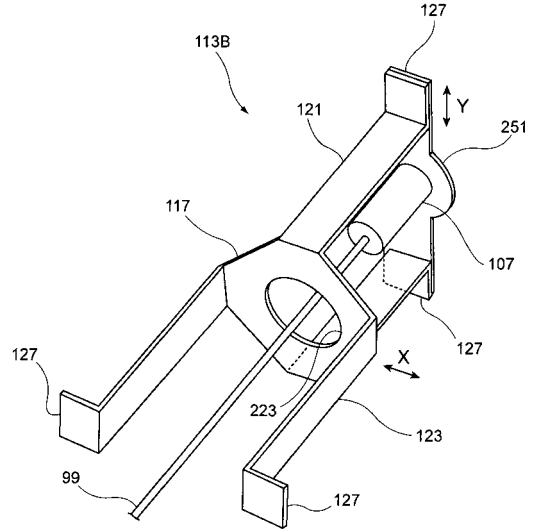
【図23】



【 24 】



【 25 】



---

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324番地 富士フイルム株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2006-158859(JP,A)

特開2008-278971(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

G02B 23/24

专利名称(译)	医疗设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5448885B2</a>	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	JP2010017487	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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	加賀屋寛人 水由明 飯田孝之		
发明人	加賀屋 寛人 水由 明 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00117 A61B1/00126 A61B1/00128 G02B6/3821 G02B6/3853 G02B6/3878 G02B6/4292		
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/CA09 2H040/CA11 4C061/FF07 4C061/GG01 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/FF07 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	长谷川弘道		
其他公开文献	JP2011152371A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过实现光纤之间的低损耗连接来获得稳定的激光光导。  
 ŽSOLUTION：该医疗设备包括光学连接器，该光学连接器通过将插头可拆卸地连接到设备主体中提供的插座，将固定到插头的插头侧光纤光学连接到固定到插座的插座侧光纤，其中，插头和插座包括多个接合对，接合对包括在插头的插入方向上突出的突出部，以及与突出部接合的接合部。多个接合对形成使得凸起和接合部分之间的接合开始位置沿着插头的插入方向位于相互不同的位置，并且当接合对开始时，凸起和接合部分之间的接合间隙变窄。随后插入插头接合。Ž

图 2

