

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6420434号
(P6420434)

(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)

(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 1 2
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 1 6
	G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 13 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2017-177949 (P2017-177949)	(73) 特許権者	504176911
(22) 出願日	平成29年9月15日 (2017. 9. 15)		国立大学法人大阪大学
審査請求日	平成30年1月12日 (2018. 1. 12)		大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号
(出願人による申告) 平成28年度、国立研究開発法人 日本医療研究開発機構 医工連携事業化推進事業「オー トプルバック式極細高画質血管内視鏡システムの開発・ 海外展開」に係る委託業務、産業技術力強化法第19条 の適用を受ける特許出願		(73) 特許権者	000005821
早期審査対象出願			パナソニック株式会社
			大阪府門真市大字門真1006番地
		(74) 代理人	110002000
			特許業務法人栄光特許事務所
		(72) 発明者	岡山 慶太
			大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立大学法 人大阪大学内
		(72) 発明者	南都 伸介
			大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立大学法 人大阪大学内
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 内視鏡用プラグ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像部を有する挿入先端部に接続された複数の線材を内方に挿通する可撓チューブ状の
シースと、

前記シースの基端側のシース導入部と基板を収容する基板収容部とを備えたハウジング
と、を備え、

前記シースの基端の鉛直方向下側の前記ハウジングの底壁に、前記基板収容部への液体
の進入を阻止する液体進入防止壁が形成され、前記基板収容部と前記シース導入部とが空
間的に隔てられ、

前記シースの基端から導出した前記複数の線材の一部を前記基板に接続するとともに、
前記複数の線材は前記ハウジング内において固定されずに撓みを有して配置される、
内視鏡用プラグ。

【請求項 2】

撮像部を有する挿入先端部に接続された複数の線材を内方に挿通する可撓チューブ状の
シースと、

前記シースの基端側のシース導入部と基板を収容する基板収容部とを備えたハウジング
と、を備え、

前記基板収容部は前記ハウジング内において水密構造で覆われ、前記基板収容部と前記
シース導入部とが空間的に隔てられ、

前記シースの基端から導出した前記複数の線材の一部を前記基板に接続するとともに、

10

20

前記複数の線材は前記ハウジング内において固定されずに撓みを有して配置される、
内視鏡用プラグ。

【請求項 3】

前記複数の線材は、ガラスファイバ及び導電性の伝送ケーブルを含む、
請求項 1 または 2 に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 4】

前記基板を水密に覆うカバーに水密に貫通する複数の線材の一部に、導電性の伝送ケーブルを含む、

請求項 1 ~ 3 のうちいずれか一項に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 5】

前記シース導入部の鉛直方向下側の前記ハウジングの底壁に開口して前記シース導入部から流入した液体を前記ハウジングの外部へ排出する排液孔、を更に備える、

請求項 1 ~ 4 のうちいずれか一項に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 6】

前記底壁には、前記排液孔に向かって下り勾配となる傾斜面が形成される、

請求項 5 に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 7】

前記シース導入部と前記基板収容部への液体の進入を阻止する液体進入防止壁との間の前記線材は、延在方向の少なくとも一部分が、前記ハウジングの底壁の上方でスポンジにより挟まれる、

請求項 1 ~ 6 のうちいずれか一項に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 8】

前記液体進入防止壁の前記基板収容部と反対側の面には、前記シース導入部から流入した液体を前記ハウジングの外部へ排出する排液孔の上方で前記底壁に沿って延出し、前記スポンジの少なくとも一部分を載置する異物挿入防止壁が形成される、

請求項 7 に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 9】

前記シース導入部から流入した液体を前記ハウジングの外部へ排出する排液孔には、前記線材の下方で前記線材に沿って延在し、延在方向両端で前記排液孔の内周側の一对の対向位置を接続するリブが形成される、

請求項 6 ~ 8 のうちいずれか一項に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 10】

前記ハウジングには、前記シースの固定側に略四角錐形状のシース導入部が形成され、前記シース導入部は、略四角錐形状の底面に垂直でかつ頂部を通る軸線が前記線材に沿う向きで配置される、

請求項 1 ~ 9 のうちいずれか一項に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 11】

前記ハウジングは、前記シース導入部の前記略四角錐形状の底面側に、四角筒状のハウジング本体部が接続されて形成される、

請求項 10 に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 12】

前記ハウジングの外周に、前記外周から張り出すフランジ部が前記外周の全周にわたって形成される、

請求項 1 ~ 11 のうちいずれか一項に記載の内視鏡用プラグ。

【請求項 13】

前記ハウジングは、略四角錐形状の軸線を境に上ハウジングと、下ハウジングとに二分割されて構成され、前記上ハウジングと前記下ハウジングの接合部が接着剤により水密にシールされて一体に組み付けられる、

請求項 1 ~ 12 のうちいずれか一項に記載の内視鏡用プラグ。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本開示は、内視鏡用プラグに関する。

【背景技術】

【0002】

例えば患者の体内に挿入される内視鏡は、可撓性を有するチューブにより体内と体外とが通じる可能性がある。例えば特許文献1の内視鏡システムでは、縫合機と内視鏡の手元側に密閉手段が設けられている。この密閉手段は、内視鏡が通過できる内径を有したインナーチューブと、インナーチューブよりも大きな内径を有しかつインナーチューブを挿通するアウターチューブとを備える。アウターチューブの外径は、弁の孔の内径よりも若干大きくなっている。インナーチューブとアウターチューブとの間に形成される空間に、複数のチューブ等が通されている。シーリング部材がこれらのチューブ間の空間に充填してある。インナーチューブの両端はテープによって内視鏡との間が密閉される。これにより、オーバーチューブと、縫合機及び内視鏡との間を確実に密閉し、体腔内に空気を送り込んで体腔を膨らませた時の空気漏れを防止している。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2003-284722号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、人体の血管のような径が細い管に挿入されてその内部を観察する内視鏡を想定すると、可撓チューブ状のシースと、このシースの内方に挿通される複数の線材との間を、特許文献1のような従来技術の構成の弁により密閉することが困難となる。

【0005】

患者の血管に挿入される内視鏡では、細径（例えば最大外径2mm程度以下）であるため、異物との接触等によりシースが破れる可能性がある。このため、血管に挿入された際、シース内に血液などの体液、又は検査や手術時に使用する造影剤や生理食塩水、その他の薬液など（以下、「液体」と称する）が進入する可能性が完全には否定できない。シース内に進入した液体は、進入量が多いと、毛管現象により線材を伝ってシースの基端開口部から手元側の機器（例えば内視鏡用プラグのハウジング）内に流入する。流入した液体が、ハウジング内の基板等の電装部品に付着したことでショートすれば、患者は、感電する可能性が生じてしまう。また、シース内を伝わる液体は、従来技術の構成のように、シースと線材との間に形成される空間に、シーリング部材を充填して封止することも考えられる。ところが、血管に挿入する内視鏡では、細径であるために特に光ファイバの強度が低い。束となった線材は、延在方向の両端が一体に固定されていると、屈曲された場合、曲率半径の差からシース内で膨出しようとする。この際、シースの内周壁によりこの膨出が拘束されると、特に細径の光ファイバは、破損する可能性が高まる。

30

【0006】

40

本開示は、上述した従来の事情に鑑みて案出され、シース内への液体進入時に患者の感電を抑制できる内視鏡用プラグ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】

【0007】

本開示は、撮像部を有する挿入先端部に接続された複数の線材を内方に挿通する可撓チューブ状のシースと、前記シースの基端側のシース導入部と基板を収容する基板収容部とを備えたハウジングと、を備え、前記シースの基端の鉛直方向下側の前記ハウジングの底壁に、前記基板収容部への液体の進入を阻止する液体進入防止壁が形成され、前記基板収容部と前記シース導入部とが空間的に隔てられ、前記シースの基端から導出した前記複数の線材の一部を前記基板に接続するとともに、前記複数の線材は前記ハウジング内におい

50

て固定されずに撓みを有して配置される、内視鏡用プラグを提供する。

【 0 0 0 8 】

また、本開示は、撮像部を有する挿入先端部に接続された複数の線材を内方に挿通する可撓チューブ状のシースと、前記シースの基端側のシース導入部と基板を収容する基板収容部とを備えたハウジングと、を備え、前記基板収容部は前記ハウジング内において水密構造で覆われ、前記基板収容部と前記シース導入部とが空間的に隔てられ、前記シースの基端から導出した前記複数の線材の一部を前記基板に接続するとともに、前記複数の線材は前記ハウジング内において固定されずに撓みを有して配置される、内視鏡用プラグを提供する。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 0 】

本開示によれば、シース内への液体進入時に患者の感電を抑制できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 1 】

【 図 1 】 実施の形態 1 の内視鏡用プラグを備えた内視鏡システムの一例を示す全体構成図

【 図 2 】 図 1 に示した内視鏡と中継器の分解斜視図

【 図 3 】 図 2 に示した内視鏡の内視鏡用プラグを分解した斜視図

【 図 4 】 シースの断面図

【 図 5 】 図 3 の内視鏡用プラグを前方右下方より見た分解斜視図

【 図 6 】 内視鏡用プラグの縦断面図

20

【 図 7 】 基端開口部から落下する液体の流路を表した作用説明図

【 図 8 】 スポンジに吸着された液体の流路を表した作用説明図

【 図 9 】 実施の形態 2 の内視鏡用プラグを分解した斜視図

【 図 1 0 】 図 9 をシース導入部の斜め上前方より見た斜視図

【 図 1 1 】 実施の形態 2 の内視鏡用プラグの縦断面図

【 図 1 2 】 実施の形態 3 の内視鏡用プラグを中継器の一部とともに表した斜視図

【 図 1 3 】 図 1 2 の側面図

【 図 1 4 】 図 1 3 の内視鏡用プラグ及び中継器が軟性部を中心に 9 0 ° 回転された状態の分解斜視図

【 図 1 5 】 実施の形態 4 の内視鏡用プラグを中継器の一部とともに表した側面図

30

【 図 1 6 】 実施の形態 4 の内視鏡用プラグを分解した斜視図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 2 】

以下、適宜図面を参照しながら、本開示に係る内視鏡用プラグを具体的に開示した実施形態を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になるのを避け、当業者の理解を容易にするためである。なお、添付図面及び以下の説明は、当業者が本開示を十分に理解するために提供されるのであって、これらにより特許請求の範囲に記載の主題を限定することは意図されていない。

40

【 0 0 1 3 】

(実施の形態 1)

図 1 は、実施の形態 1 の内視鏡用プラグ 1 0 0 を備えた内視鏡システム 1 1 の一例を示す全体構成図である。

【 0 0 1 4 】

本明細書の説明に用いる方向は、図 1 に示した矢印の方向に従うとする。ここで、「上」、「下」は、例えば手術室等の水平面（例えば床面）に置かれたコンソール 1 3 の表示装置（例えば、後述するモニタ装置 3 3 ）側の上とコンソール本体側の下にそれぞれ対応し、「前（先）」、「後」は、内視鏡 1 5 の挿入先端部 1 9 側と内視鏡用プラグ 1 0 0 の基端側（言い換えると、コンソール 1 3 側）にそれぞれ対応する。

50

【 0 0 1 5 】

内視鏡システム 1 1 は、例えば医療用の軟性鏡である内視鏡 1 5 と、内視鏡 1 5 によって観察対象（例えば人体の血管）の内部が撮影されて得られた静止画又は動画に対して周知の画像処理等を行うコンソール 1 3 と、を含んで構成される。内視鏡 1 5 は、挿入部 1 7 と、内視鏡用プラグ 1 0 0 とを含む構成である。挿入部 1 7 は、挿入先端部 1 9 と、挿入先端部 1 9 に接続される軟性部 2 1 とを含む構成である。内視鏡 1 5 は、挿入先端部 1 9 に、レンズ及び撮像素子により構成される撮像部（図示略）を備える。言い換えると、実施の形態 1 の内視鏡 1 5 の構成例では、撮像部は、撮像素子（図示略）を備える。内視鏡 1 5 は、カテーテルとも称される。なお、内視鏡 1 5 では、挿入先端部 1 9 の撮像部に撮像素子を備えるが、実施の形態 1 の内視鏡用プラグ 1 0 0 は、挿入先端部 1 9 側の撮像部に撮像素子を有さないファイバ内視鏡に適用されてもよい。

10

【 0 0 1 6 】

コンソール 1 3 には、ケーブルが接続され、ケーブルの先端には中継器 2 3 が取り付けられる。中継器 2 3 は、ソケット部 2 5 を有している。ソケット部 2 5 には内視鏡 1 5 の内視鏡用プラグ 1 0 0 の後部が挿入される。これにより、内視鏡 1 5 は、コンソール 1 3 との間で電力及び各種信号（映像信号、制御信号など）の送受、並びに照明光の伝送が可能となる。

【 0 0 1 7 】

軟性部 2 1 は、各種の内視鏡検査、内視鏡手術等の方式に対応する適切な長さを有する。軟性部 2 1 は、例えば螺旋状に巻回された金属薄板の外周にネットを被せ、更に、その外周に被覆であるシース 2 7（図 4 参照）を被せることにより構成され、例えば内視鏡検査時や内視鏡手術時において十分な可撓性を有するように形成される。軟性部 2 1 は、挿入先端部 1 9 と内視鏡用プラグ 1 0 0 との間を接続する。

20

【 0 0 1 8 】

上述した電力及び各種信号は、軟性部 2 1 の内部に挿通された線材である伝送ケーブル 2 9 及びガラスファイバの一例としての光ファイバ 3 1（図 4 参照）を介して挿入先端部 1 9 から内視鏡用プラグ 1 0 0 に導かれる。挿入先端部 1 9 に設けられた撮像素子が出力した画像データは、伝送ケーブル 2 9 を介して内視鏡用プラグ 1 0 0 から中継器 2 3 で中継され、コンピュータを備えたコンソール 1 3 に伝送される。コンソール 1 3 は、コンピュータにおいて、撮像素子から伝送された画像データに対して色補正、階調補正等の周知の画像処理を施して、画像処理後の画像データを表示装置に出力する。表示装置は、例えば液晶表示パネル等の表示デバイスを有するモニタ装置 3 3 であり、内視鏡 1 5 によって撮像された被写体の画像（例えば被写体である人体の血管内の様子を示す画像データ）を表示する。

30

【 0 0 1 9 】

内視鏡 1 5 は、挿入部 1 7 が細径で形成されることにより、細径の体腔への挿入が可能となる。細径の体腔は、人体の血管に限定されず、例えば尿管、すい管、胆管、細気管支等が含まれる。つまり、内視鏡 1 5 は、人体の血管、尿管、すい管、胆管、細気管支等への挿入を可能とすることができる。内視鏡 1 5 は、血管内の病変の観察に用いることができる。内視鏡 1 5 は、例えば動脈硬化性プラークの同定において有効となる。また、心臓カテーテル検査時の内視鏡 1 5 による観察にも適用可能となる。更に、内視鏡 1 5 は、血栓や動脈硬化性の黄色プラークの検出にも有効となる。なお、動脈硬化病変では、色調（白色、淡黄色、黄色）や、表面（平滑、不整）が観察される。血栓では、色調（赤色、白色、暗赤色、黄色、褐色、混色）が観察される。

40

【 0 0 2 0 】

また、内視鏡 1 5 は、腎盂・尿管がんや、特発性腎出血の診断・治療に用いることができる。この場合、内視鏡 1 5 は、尿道から膀胱内に挿入され、更に尿管内にまで進めて、尿管と腎盂の中を観察することができる。

【 0 0 2 1 】

また、内視鏡 1 5 は、十二指腸に開口するファーター乳頭への挿入が可能となる。胆汁

50

は、肝臓から造られ胆管を通過して、また膵液は膵臓から造られ膵管を通過して十二指腸にあるファーター乳頭から排出される。内視鏡 15 は、胆管及び膵管の開口部であるファーター乳頭から挿入し、胆管又は膵管の観察を可能とすることができる。

【0022】

更に、内視鏡 15 は、気管支への挿入が可能となる。内視鏡 15 は、背臥位となった検体（つまり、被施術者）の口腔又は鼻腔から挿入される。内視鏡 15 は、咽頭、喉頭を過ぎ、声帯を視認しつつ気管へ挿入される。気管支は分岐するたびに細くなる。例えば最大外径 D_{max} が 2 mm 未満の内視鏡 15 によれば、亜区域気管支まで内腔の確認が可能となる。

【0023】

なお、以下では、内視鏡 15 は、人体の血管内の観察に用いる場合を例に説明する。

【0024】

図 2 は、図 1 に示した内視鏡 15 と中継器 23 の分解斜視図である。

【0025】

実施の形態 1 の内視鏡用プラグ 100 は、挿入部 17 の後端に接続されるハウジング 35 を有する。ハウジング 35 は、シース 27 が導入（挿入）される固定側に略四角錐形状のシース導入部 37 が形成される。シース導入部 37 は、略四角錐形状の底面に垂直でかつ頂部を通る軸線が線材に沿う向きで配置される。

【0026】

ハウジング 35 は、シース導入部 37 の形状である略四角錐形状の底面側に、四角筒状のハウジング本体部 39 が接続されて形成される。シース 27 は、シース導入部 37 との接続部分が、ファイバ曲げ規制用のブーツ 41 を貫通することにより保護される。ブーツ 41 は、ゴム等の軟質材からなり、周囲には、適宜な屈曲性を付与する複数の周溝が形成される。ハウジング 35 の後端部 43 からは、後述のフェルール 45 が突出される。

【0027】

中継器 23 には、ハウジング 35 の結合部が嵌合するソケット部 25 が設けられている。ソケット部 25 は、少なくとも発光素子（図示略）と、カードエッジコネクタ等（図示略）と、を備えている。ソケット部 25 は、ハウジング 35 の後端部を、着脱自在に結合する。ソケット部 25 とハウジング 35 とには、両部材に亘ってロック手段（図示略）が設けられる。ロック手段は、ソケット部 25 とハウジング 35 の結合状態のロック、結合状態のロック解除を行う。

【0028】

図 3 は、図 2 に示した内視鏡 15 の内視鏡用プラグ 100 を分解した斜視図である。

【0029】

ハウジング 35 は、例えば略四角錐形状の軸線を境に上ハウジング 47 と、下ハウジング 49 とに二分割されて構成される。従って、ハウジング 35 は、上ハウジング 47 と下ハウジング 49 とが一体に組み付けられることにより、ハウジング 35 の前部が略四角錐形状のシース導入部 37 となり、ハウジング 35 の後部が四角筒状のハウジング本体部 39 と見なすことができる。つまり、上ハウジング 47 と下ハウジング 49 のそれぞれは、シース導入部 37 を船首側とした舟形で形成される。上ハウジング 47 と下ハウジング 49 は、下ハウジング 49 から挿通した複数の固定ビス 51 を、上ハウジング 47 に螺合することにより一体に固定される。

【0030】

ブーツ 41 は、上ハウジング 47 及び下ハウジング 49 に、周方向の係合溝 53（図 7 参照）が挟持されることにより、シース導入部 37 に対して回転及び軸線に沿う方向の移動が規制されて固定される。ブーツ 41 の後端面にはシース 27 が突出する。即ち、シース 27 は、ハウジング 35 の内方で基端開口部 55 が開口する。

【0031】

図 4 は、シース 27 の断面図である。

【0032】

10

20

30

40

50

シース２７は、上述した軟性部２１の被覆を構成する。シース２７は、可撓性を有する樹脂材からなり、外周が円形のチューブ状に形成される。シース２７は、挿入先端部１９に、先端開口部を嵌合して接続される。シース２７は、挿入先端部１９に接続された複数の線材である導電性の伝送ケーブル２９及び光ファイバ３１を内方に挿通する。伝送ケーブル２９は、複数の配線５７（例えば信号線、電力線、グラウンド線等）を有する。図例では、５本の配線５７を例示するが、配線５７の数はこれに限定されない。伝送ケーブル２９には、複数の光ファイバ３１が縦添いされる。図例では、４本の光ファイバ３１を例示するが、光ファイバ３１の数はこれに限定されない。伝送ケーブル２９とそれぞれの光ファイバ３１とは、それぞれ相対摺動が可能となるように非固定で束ねられ、シース２７の内方に挿通されている。

10

【００３３】

言い換えると、シース２７の基端開口部５５から導出した複数の線材である導電性の伝送ケーブル２９及び光ファイバ３１がシース２７内及び基端開口部５５で固定されないことで、シース２７の屈曲時に、複数の線材である伝送ケーブル２９及び光ファイバ３１の相対摺動性が、シース２７内、基端開口部５５及びハウジング３５内において妨げられず、維持されることになる。これにより、シース２７が屈曲した場合でも、伝送ケーブル２９及び光ファイバ３１の損傷が生じないので、データの伝送効率が劣化しない。

【００３４】

また、シース２７の基端開口部５５から導出した複数の線材である導電性の伝送ケーブル２９及び光ファイバ３１は、シース２７内及び内視鏡用プラグ内で十分撓みをもたせて配置されることが望ましい。この結果、シース２７の屈曲時に、複数の線材である伝送ケーブル２９及び光ファイバ３１の相対摺動性が、シース２７内、基端開口部５５及びハウジング３５内において妨げられず、維持されることになる。これにより、シース２７が屈曲した場合でも、伝送ケーブル２９及び光ファイバ３１の損傷が生じないので、データの伝送効率が劣化しない。

20

【００３５】

光ファイバ３１には、例えばプラスチック光ファイバ（ＰＯＦ：Plastic Optical Fiber）が好適に用いられる。プラスチック光ファイバは、シリコン樹脂やアクリル樹脂を材料としてコアもクラッドもプラスチックで形成される。また、光ファイバ３１は、コア及びクラッドのうち少なくともコアが石英等のガラス材質で形成されたガラスファイバを用いてもよい。この場合、クラッドは石英で形成されてもよいし、シリコンもしくはフッ素系ポリマで形成されてもよい。これにより、伝送ケーブル２９及びガラスファイバの一例としての光ファイバ３１によって線材が構成されることで、線材の強固性が確保され、データの伝送効率の劣化が抑制される。

30

【００３６】

また、光ファイバ３１は、例えば光ファイバ素線を複数本束ねて、その両端に端末金具を取り付けたバンドルファイバ（bundle fiber）等であってもよい。光ファイバ３１は、先端面が挿入先端部１９で４つの出射端面となり、基端が一括してフェルール４５に接続される。光源は、例えばソケット部２５等に設けられるＬＥＤである。内視鏡１５は、ハウジング３５をソケット部２５に接続することで、ＬＥＤからの光が光ファイバ３１を伝わり先端から出射される。この構成によれば、内視鏡１５を単独で用いて暗部での撮影が可能にできる。

40

【００３７】

ハウジング本体部３９には、基板収容部５９が設けられる。基板収容部５９には、線材である伝送ケーブル２９の接続される基板６１が配置される。基板６１には、ハウジング本体部３９の後端面に露出するカードエッジ端子６３が設けられる。カードエッジ端子６３は、ソケット部２５のカードエッジコネクタに接続される。

【００３８】

基板収容部５９には、シールド板金６５が取り付けられる。シールド板金６５は、グラウンド線に接続され、基板６１に対して電磁ノイズを遮蔽する。このシールド板金６５は、

50

基板 6 1 の上面側を覆うように箱形に形成される。基板 6 1 は、このシールド板金 6 5 により覆われることで、液体 6 7 (例えば、後述する人体の血液などの体液(図 7 参照))の付着を抑制することができる。

【0039】

ハウジング本体部 3 9 の後部には、フェルール押え 6 9 が組み付けられる。フェルール押え 6 9 は、上縁に、フェルール 4 5 を保持する凹部 7 1 が形成される。凹部 7 1 に挿入されたフェルール 4 5 は、フェルール押え 6 9 と上ハウジング 4 7 とに挟持され、回転及び軸方向の移動が規制されてハウジング内で支持される。支持されたフェルール 4 5 は、後端側がハウジング 3 5 の後端部 4 3 に穿設されたフェルール導出穴 7 3 から突出する。フェルール 4 5 には、例えばソケット部 2 5 に設けられた L E D の出射光が入射される。

10

【0040】

このように、ハウジング 3 5 は、基板 6 1 及びフェルール 4 5 を収容する。また、ハウジング 3 5 は、シース 2 7 の基端外周部を固定するとともに、シース 2 7 の基端開口部 5 5 を、内方で開口する。また、ハウジング 3 5 は、基端開口部 5 5 から導出した線材の一部である伝送ケーブル 2 9 を基板 6 1 に接続し、その他の線材である光ファイバ 3 1 をフェルール 4 5 に接続している。

【0041】

内視鏡 1 5 は、患者の血管に挿入先端部 1 9 及びシース 2 7 を挿入した際、細径(外径 2 mm 程度以下)のシース 2 7 においては、異物との接触等により破れ、シース内に液体 6 7 が進入する可能性を完全には否定できない。仮にシース内に進入した液体 6 7 は、進入量が多いと、毛管現象により線材を伝ってシース 2 7 の基端開口部 5 5 からハウジング内に流入する。

20

【0042】

そこで、図 3 に示すように、下ハウジング 4 9 の底壁 7 5 には、基板 6 1 を配置した基板収容部 5 9 への液体 6 7 の進入を阻止する液体進入防止壁 7 7 が起立して形成される。底壁 7 5 は、下ハウジング 4 9 のシース導入部 3 7 及び基板収容部 5 9 の両部を含む底部分として形成される。具体的には、底壁 7 5 は、シース導入部 3 7 で傾斜し、基板収容部 5 9 で水平方向に延在する。液体進入防止壁 7 7 は、底壁 7 5 の前後方向略中央部分で下ハウジング 4 9 の左右に渡り連続して形成される。下ハウジング 4 9 は、底壁 7 5 の上方空間が、液体進入防止壁 7 7 によりシース導入部 3 7 と基板収容部 5 9 とに仕切られる。液体進入防止壁 7 7 の上縁には、台形状の下係合板部 7 9 が形成される。

30

【0043】

このように、内視鏡用プラグ 1 0 0 は、基端開口部 5 5 の鉛直方向下側のハウジング 3 5 の底壁 7 5 に、基板 6 1 を配置した基板収容部 5 9 への液体 6 7 の進入を阻止する液体進入防止壁 7 7 が起立して形成されることにより、基板収容部 5 9 とシース導入部 3 7 が空間的に隔てられる構造を有する。つまり、液体進入防止壁 7 7 は、シース導入部 3 7 と基板収容部 5 9 とを空間的に隔てる隔壁となっている。

【0044】

図 5 は、図 3 の内視鏡用プラグ 1 0 0 を前方右下方より見た分解斜視図である。

【0045】

40

上ハウジング 4 7 には、下係合板部 7 9 に係合する上係合板部 8 1 が垂設される。上係合板部 8 1 の下縁には、台形状の下係合板部 7 9 が係合する台形状の切欠部 8 3 が形成される。上係合板部 8 1 には、この切欠部 8 3 から更に上方に切り欠かれた窓部 8 5 が形成される。この窓部 8 5 には、伝送ケーブル 2 9 及び光ファイバ 3 1 が通される。下係合板部 7 9 と上係合板部 8 1 とは、後述するスポンジ 8 7 の後方への移動を規制するストッパとしても働く。

【0046】

図 6 は、内視鏡用プラグ 1 0 0 の縦断面図である。

【0047】

下ハウジング 4 9 のシース導入部 3 7 には、シース 2 7 の基端開口部 5 5 の鉛直方向下

50

側の底壁 75 に開口して、基端開口部 55 から流入した人体の例えば血液などの体液（液体 67）をハウジング 35 の外部へ排出する排液孔 89 が形成されている。なお、排液孔 89 は、基端開口部 55 の直下である必要はない。実施の形態 1 の内視鏡用プラグ 100 では、排液孔 89 は、液体進入防止壁 77 に沿うスリット状で細長く形成されている。

【0048】

排液孔 89 には、線材の直下で線材に沿って延在し、延在方向両端を排液孔内周に接続するリブ 91 が形成される。リブ 91 は、スリット状に形成される排液孔 89 を、長手方向に二分する位置で配置される。言い換えると、リブ 91 は、スリット状に形成される排液孔 89 の内周側の一对の対向位置を、リブ 91 の延在方向両端で接続する。

【0049】

シース導入部 37 の底壁 75 には、排液孔 89 に向かって下り勾配となる傾斜面 93 が形成される。ハウジング 35 は、シース導入部 37 が略四角錐形状となる。シース導入部 37 では、この略四角錐形状の一側面が、底壁 75 となる。即ち、略四角錐形状の一側面が、傾斜面 93 となっている。排液孔 89 は、液体進入防止壁 77 に沿うスリット状で、この傾斜面 93 の傾斜下端側に形成される。

【0050】

ハウジング 35 には、スポンジ 87 が上ハウジング 47 と下ハウジング 49 により挟持される。本構成例において、スポンジ 87 は、上下一対のものからなる。一对のスポンジ 87 は、六面体となる。ハウジング 35 の内方において、基端開口部 55 と液体進入防止壁 77 との間の線材（伝送ケーブル 29 及び光ファイバ 31）は、延在方向の少なくとも一部分が、傾斜面 93 の上方で一对のスポンジ 87 により挟まれている。

【0051】

ハウジング内において、スポンジ 87 は、図例のように、排液孔 89 の縁から起立した液体進入防止壁 77 に、スポンジ後端面 95 が当接する位置とすることができる。また、スポンジ 87 は、液体進入防止壁 77 との間に隙間ができるように、スポンジ後端面 95 が前側に位置してもよい。

【0052】

なお、上記スポンジは一例であって、水分を遮蔽、または吸収する、例えば樹脂やゲルなどの素材を用いてもよい。

【0053】

液体進入防止壁 77 には、基板収容部 59 と反対側の面に、排液孔 89 の上方で底壁 75 に沿って（底壁 75 と平行でない場合も含む）延出する異物挿入防止壁 97 が形成される。なお、異物挿入防止壁 97 は、傾斜面 93 と平行である必要はない。本構成例において、異物挿入防止壁 97 は、水平方向で延出される。この異物挿入防止壁 97 は、スポンジ 87 の下面の少なくとも一部分を載置する。なお、異物挿入防止壁 97 は、前方に向かって傾斜勾配で形成されてもよい。これにより、異物挿入防止壁 97 の上面における液体 67 をより落下しやすくできる。

【0054】

次に、上述した構成の作用を説明する。

【0055】

図 7 は、基端開口部 55 から落下する液体 67 の流路を表した作用説明図である。

【0056】

実施の形態 1 の内視鏡用プラグ 100 では、患者の血管に挿入先端部 19 及びシース 27 を挿入した際、細径（外径 2 mm 程度以下）のシース 27 においては、異物との接触等により破れ、シース内に液体 67 が進入する可能性を完全には否定できない。仮に進入した液体 67 は、進入量が多いと、毛管現象により線材を伝ってシース 27 の基端開口部 55 からハウジング内に流入する。その際、本構成例の内視鏡用プラグ 100 では、基端開口部 55 から流入した液体 67 の殆どが、図 7 に示すように、基端開口部若しくは基端開口部近傍の線材から重力により落下する。落下した液体 67 は、ハウジング 35 の底壁 75 に付着する。内視鏡用プラグ 100 では、底壁 75 に付着した液体 67 が、底壁 75 を

10

20

30

40

50

伝って基板収容部 5 9 へ進入しようとする、液体進入防止壁 7 7 により堰き止められる。即ち、基板収容部 5 9 は、排液孔 8 9 の設けられた底壁 7 5 とは、液体進入防止壁 7 7 により仕切られる（隔てられる）ことになる。これにより、シース 2 7 の基端開口部 5 5 から流入した液体 6 7 を、より基板 6 1 に付着しにくくできる。

【 0 0 5 7 】

落下する液体量が多くなると、液体 6 7 は、底壁 7 5 に形成された排液孔 8 9 から流れ落ち、ハウジング 3 5 の外部へ排出される。これにより、シース 2 7 からの流入液体が基板 6 1 に付着し、基板 6 1 がショートすることにより患者が感電することを抑制できる。

【 0 0 5 8 】

また、内視鏡用プラグ 1 0 0 では、底壁 7 5 に付着した液体 6 7 は、底壁 7 5 に沿って流動する量に達すると、傾斜面 9 3 の下り勾配に沿って流下する。傾斜面 9 3 に沿って流れた液体 6 7 は、傾斜面 9 3 の下り方向に配置された排液孔 8 9 に到達し、この排液孔 8 9 からハウジング 3 5 の外部へ排出される。これにより、底壁 7 5 には、液体 6 7 が溜まらず、底壁 7 5 に付着した後には速やかにハウジング 3 5 の外部へ排出される。

【 0 0 5 9 】

また、内視鏡用プラグ 1 0 0 では、底壁 7 5 に付着した液体 6 7 は、底壁 7 5 に沿って流動する量に達すると、傾斜面 9 3 の下り勾配に沿って流下する。傾斜面 9 3 に沿って流れた液体 6 7 は、傾斜面 9 3 の下り方向に配置された排液孔 8 9 に到達し、この排液孔 8 9 からハウジング 3 5 の外部へ排出される。これにより、底壁 7 5 には、液体 6 7 が溜まらず、底壁 7 5 に付着した後には速やかにハウジング 3 5 の外部へ排出される。

【 0 0 6 0 】

図 8 は、スポンジ 8 7 に吸着された液体 6 7 の流路を表した作用説明図である。

また、内視鏡用プラグ 1 0 0 では、基端開口部 5 5 から流入し、基端開口部若しくは基端開口部近傍の線材から落下しなかった液体 6 7 は、図 8 に示すように、線材を伝わるのが考えられる。この線材を伝わる液体 6 7 は、基端開口部 5 5 と液体進入防止壁 7 7 との間において、線材を挟むスポンジ 8 7 により一旦吸収される。スポンジ 8 7 に吸収された液体 6 7 は、所定量になると、重力により落下する。落下した液体 6 7 は、上述同様に、底壁 7 5 に付着した後、排液孔 8 9 から流れ落ち、ハウジング 3 5 の外部へ排出される。これにより、線材を伝わる液体 6 7 もスポンジ 8 7 で吸着するので、基板収容部 5 9 には液体 6 7 は進入せず、感電をより確実に防ぐことが可能となる。

【 0 0 6 1 】

内視鏡用プラグ 1 0 0 では、シース 2 7 の基端開口部 5 5 に接着剤を充填して封止し、シース 2 7 と線材との隙間を、この封止部により塞ぐことも考えられる。この場合、線材は、封止部によりシース 2 7 と一体に固定される。ところが、シース 2 7 は、患者の血管へ挿入の際、自在に屈曲されなければならない。しかし、挿入先端部 1 9 で既に接続固定された線材は、基端開口部 5 5 においても固定されると、延在方向の両端が一体に固定されることになる。この状態でシース 2 7 が屈曲されると、束状となる線材は、曲率半径の差からシース内で膨出しようとする。

【 0 0 6 2 】

この際、シース 2 7 の内周壁によりこの膨出が拘束されると、特に細径の光ファイバ 3 1 は、破損する可能性が高まる。

【 0 0 6 3 】

そこで、本構成例の内視鏡用プラグ 1 0 0 では、線材をシース 2 7 の基端開口部 5 5 に一体に固定してしまう封止部は設けない構造としている。そして、基端開口部 5 5 から線材を伝わる液体 6 7 は、スポンジ 8 7 により吸着している。このスポンジ 8 7 を用いることにより、線材同士の一体的な固定を回避し、相対摺動を許容しながら、液体 6 7 の基板収容部 5 9 への進入を確実に抑制している。

【 0 0 6 4 】

また、内視鏡用プラグ 1 0 0 では、ハウジング 3 5 の外部から、排液孔 8 9 に異物（注射針やピンセット等）が挿入されると、この異物が異物挿入防止壁 9 7 に当たる。これに

より、排液孔 8 9 から挿入した異物により、線材の傷つけられることが抑制される。

【 0 0 6 5 】

また、内視鏡用プラグ 1 0 0 では、大きな排液孔 8 9 を形成した場合においても、排液孔 8 9 をリブ 9 1 により仕切ること、ハウジング 3 5 の強度低下を抑制できる。排液孔 8 9 は、特に、液体 6 7 の排出を良好とするために、液体進入防止壁 7 7 に沿って長いスリット状に形成することが好ましい。この場合、ハウジング 3 5 は、排液孔 8 9 の長手方向でこの排液孔 8 9 を二分する位置にリブ 9 1 を設けることで強度低下を抑制できる。また、リブ 9 1 は、線材の直下で配置される。これにより、リブ 9 1 は、上述の異物挿入防止壁 9 7 と相俟って、線材に異物を更に触れにくくすることができる。

【 0 0 6 6 】

10

そして、内視鏡用プラグ 1 0 0 では、略四角錐形状の一側面が、ハウジング 3 5 の底壁 7 5 となる。従って、シース導入部 3 7 の底壁 7 5 は、三角形となる。この三角形の底壁 7 5 は、頂部から底辺に向かって下り勾配の傾斜面 9 3 となる。傾斜した三角形の底壁 7 5 は、底辺側に、底辺に沿って長いスリット状の排液孔 8 9 を形成することが可能となる。即ち、シース導入部 3 7 を略四角錐形状とすることにより、排液を良好とするスリット状の排液孔 8 9 が容易に形成可能となる。

【 0 0 6 7 】

更に、内視鏡用プラグ 1 0 0 では、シース導入部 3 7 を略四角錐形状に形成し、この略四角錐形状の底面となる位置に液体進入防止壁 7 7 が起立する。液体進入防止壁 7 7 を挟んでシース導入部 3 7 の反対側が、四角筒状のハウジング本体部 3 9 となる。これにより、ハウジング 3 5 は、液体 6 7 の排出機能を付与した傾斜面 9 3 を有するシース導入部 3 7 と、基板 6 1 を収容する大きな容積を確保したハウジング本体部 3 9 とを、無駄のないコンパクトな形状で形成することができる。

20

【 0 0 6 8 】

従って、実施の形態 1 の内視鏡用プラグ 1 0 0 によれば、シース内への液体進入時に患者の感電を抑制できる。

【 0 0 6 9 】

(実施の形態 2)

次に、実施の形態 2 に係る内視鏡用プラグを説明する。なお、実施の形態 2 においては実施の形態 1 に示した部材と同一の部材に同一の符号を付し重複する説明は省略する。

30

【 0 0 7 0 】

図 9 は、実施の形態 2 の内視鏡用プラグ 2 0 0 を分解した斜視図である。

【 0 0 7 1 】

実施の形態 2 に係る内視鏡用プラグ 2 0 0 は、ハウジング 1 0 1 の内部に設けられ複数の線材の一部（伝送ケーブル 2 9 ）が水密に貫通して基板 6 1 を水密に覆うカバー 1 0 3 を備える。ハウジング 1 0 1 は、上記した液体進入防止壁 7 7 の形成されていない上ハウジング 1 0 5 と下ハウジング 1 0 7 とからなる。なお、図 9 の構成では、液体進入防止壁 7 7 が形成されていないが、実施の形態 2 において、液体進入防止壁 7 7 が形成されることは排除されない。

【 0 0 7 2 】

40

カバー 1 0 3 は、下面が開口した扁平な略直方体形の箱状に形成される。カバー 1 0 3 は、絶縁性を有することが望ましく、例えば合成樹脂材により一体成形される。カバー 1 0 3 は、下面の開口から基板 6 1 を収容して、基板 6 1 を覆うことができる。カバー 1 0 3 は、カードエッジ端子 6 3 を貫通させる端子導出部 1 0 9 を後壁部 1 1 1 に有する。

【 0 0 7 3 】

図 1 0 は、図 9 をシース導入部 3 7 の斜め上前方より見た斜視図である。

【 0 0 7 4 】

カバー 1 0 3 の他側壁には、U 字溝 1 1 3 が開口部側から切り込まれる。U 字溝 1 1 3 は、伝送ケーブル 2 9 を挿通可能とする。感電のおそれのない光ファイバ 3 1 は、カバー 1 0 3 に覆われることなく、フェルルール 4 5 に接続される。

50

【 0 0 7 5 】

図 1 1 は、実施の形態 2 の内視鏡用プラグ 2 0 0 の縦断面図である。

【 0 0 7 6 】

基板 6 1 を覆ったカバー 1 0 3 は、開口部が接着剤 1 1 5 により底壁 7 5 に水密シールされる。また、カバー 1 0 3 は、カードエッジ端子 6 3 と端子導出部 1 0 9 との間、導電性の伝送ケーブル 2 9 と U 字溝 1 1 3 との間が、接着剤 1 1 5 により水密シールされる。これにより、伝送ケーブル 2 9 が導電性を有しても、伝送ケーブル 2 9 と U 字溝 1 1 3 との間が接着剤 1 1 5 により水密シールされるので、液体 6 7 が基板 6 1 に付着することが抑制され、感電のおそれが生じない。カバー 1 0 3 は、全ての隙間が接着剤 1 1 5 により塞がれることにより、基板 6 1 を水密に封止する。このため、内視鏡用プラグ 2 0 0 は、ハウジング 1 0 1 とカバー 1 0 3 が実施の形態 1 と異なる以外は内視鏡用プラグ 1 0 0 と同一の部材を用いることができる。

10

【 0 0 7 7 】

実施の形態 2 に係る内視鏡用プラグ 2 0 0 によれば、感電のおそれの生じる基板 6 1 のみを水密に封止して、液体 6 7 が基板 6 1 に付着することを抑制できる。その結果、基板 6 1 がショートすることにより患者が感電することを抑制できる。また、内視鏡用プラグ 2 0 0 によれば、液体進入防止壁 7 7 を省略して、ハウジング 1 0 1 を簡素にできる。

【 0 0 7 8 】

(実施の形態 3)

次に、実施の形態 3 に係る内視鏡用プラグを説明する。なお、実施の形態 3 においては実施の形態 1 に示した部材と同一の部材に同一の符号を付し重複する説明は省略する。

20

【 0 0 7 9 】

図 1 2 は、実施の形態 3 の内視鏡用プラグ 3 0 0 を中継器 2 3 の一部とともに表した斜視図である。

【 0 0 8 0 】

実施の形態 3 に係る内視鏡用プラグ 3 0 0 は、ハウジング 1 1 7 の外周に、外周から張り出すフランジ部 1 1 9 が、外周の全周に渡って形成されている。ハウジング 1 1 7 は、上フランジ部 1 2 1 の形成される上ハウジング 1 2 3 と、下フランジ部 1 2 5 の形成される下ハウジング 1 2 7 と、からなる。ハウジング 1 1 7 は、これら上ハウジング 1 2 3 と下ハウジング 1 2 7 とが組み合わされることによりフランジ部 1 1 9 が外周の全周に渡って張り出す。

30

【 0 0 8 1 】

図 1 3 は、図 1 2 の側面図である。

中継器 2 3 のソケット部 2 5 に接続された内視鏡用プラグ 3 0 0 は、下ハウジング 1 2 7 の下面と、ソケット部 2 5 との間に、下フランジ部 1 2 5 が垂下して配置される。このため、液体 6 7 は、仮に排液孔 8 9 から下ハウジング 1 2 7 の下面を伝っても、下フランジ部 1 2 5 により堰き止められ、下フランジ部 1 2 5 の下端から落下する。このため、下ハウジング 1 2 7 の下面を伝う液体 6 7 のソケット部 2 5 への浸入を抑制できる。このため、内視鏡用プラグ 3 0 0 は、ハウジング 1 1 7 が実施の形態 1 と異なる以外は内視鏡用プラグ 1 0 0 と同一の部材を用いることができる。

40

【 0 0 8 2 】

図 1 4 は、図 1 3 の内視鏡用プラグ 3 0 0 及び中継器 2 3 が軟性部 2 1 を中心に 9 0 ° 回転された状態の分解斜視図である。

【 0 0 8 3 】

また、実施の形態 3 に係る内視鏡用プラグ 3 0 0 によれば、フランジ部 1 1 9 が全周に形成されるので、内視鏡用プラグ 3 0 0 が中継器 2 3 ごと横倒しされた場合であっても、液体 6 7 のソケット部 2 5 への浸入を抑制できる。

【 0 0 8 4 】

さらに、フランジ部 1 1 9 を設けることにより、術者が内視鏡用プラグ 3 0 0 を中継器 2 3 に接続する際、フランジ部 1 1 9 より手前を把持することで、滅菌されていない中継

50

器 2 3 側のエリアに接触し、術者の滅菌手袋ならびに術野の汚染を防ぐことができる。

【 0 0 8 5 】

(実施の形態 4)

次に、実施の形態 4 に係る内視鏡用プラグを説明する。なお、実施の形態 4 においては実施の形態 1 に示した部材と同一の部材に同一の符号を付し重複する説明は省略する。

【 0 0 8 6 】

図 1 5 は、実施の形態 4 の内視鏡用プラグ 4 0 0 を中継器 2 3 の一部とともに表した側面図である。

【 0 0 8 7 】

実施の形態 4 に係る内視鏡用プラグ 4 0 0 は、内視鏡用プラグ 1 0 0 と同様に、ハウジング 3 5 が、略四角錐形状の軸線を境に上ハウジング 4 7 と、下ハウジング 4 9 とに二分割されて構成される。上ハウジング 4 7 と下ハウジング 4 9 の接合部 1 2 9 は、接着剤 1 1 5 により水密にシールされて一体に組み付けられる。このため、内視鏡用プラグ 4 0 0 は、接着剤 1 1 5 により水密にシールされる接合部 1 2 9 が実施の形態 1 と異なる以外は内視鏡用プラグ 1 0 0 と同一の部材を用いることができる。

【 0 0 8 8 】

図 1 6 は、実施の形態 4 の内視鏡用プラグ 4 0 0 を分解した斜視図である。

【 0 0 8 9 】

実施の形態 4 に係る内視鏡用プラグ 4 0 0 によれば、上ハウジング 4 7 と下ハウジング 4 9 の接合部 1 2 9 を接着剤 1 1 5 により水密にシールするので、ハウジング 3 5 の外部を伝う液体 6 7 が、ハウジング 3 5 の内部や、中継器 2 3 のソケット部 2 5 に浸入することを抑制できる。

【 0 0 9 0 】

なお、この接着剤 1 1 5 による接合部 1 2 9 の水密構造は、上記の内視鏡用プラグ 1 0 0、内視鏡用プラグ 2 0 0、内視鏡用プラグ 3 0 0 にも適用することができる。特に、内視鏡用プラグ 3 0 0 では、上フランジ部 1 2 1 と下フランジ部 1 2 5 との接合部 1 2 9 を接着剤 1 1 5 により水密にシールすることにより、図 1 4 に示した横倒し時の堰き止め効果をより確実にすることができる。

【 0 0 9 1 】

以上、図面を参照しながら実施の形態について説明したが、本開示はかかる例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。また、発明の趣旨を逸脱しない範囲において、上述実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

【 0 0 9 2 】

例えば上述の実施の形態では挿入先端部に撮像素子を備える構成としたが、内視鏡用プラグは、撮像素子を備えないファイバ内視鏡に適用されてもよい。

【 0 0 9 3 】

また、上述の実施の形態ではシースからハウジング内に流入する液体が例えば血液などの体液である場合を例に説明したが、液体はその他の体液である例えば胃液、胆汁、膵液等であってもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 9 4 】

本開示は、例えば手術においてシースが破れた時等に、シース内への液体進入時に患者の感電を抑制できる内視鏡用プラグとして有用である。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 5 】

1 9 挿入先端部

2 7 シース

2 9 伝送ケーブル（線材）

10

20

30

40

50

3 1	光ファイバ（線材）	
3 5、1 0 1	ハウジング	
3 7	シース導入部	
3 9	ハウジング本体部	
4 7	上ハウジング	
4 9	下ハウジング	
5 5	基端開口部	
5 9	基板収容部	
6 1	基板	
6 7	液体	10
7 5	底壁	
7 7	液体進入防止壁	
8 7	スポンジ	
8 9	排液孔	
9 1	リブ	
9 3	傾斜面	
9 7	異物挿入防止壁	
1 0 0、2 0 0、3 0 0、4 0 0	内視鏡用プラグ	
1 0 3	カバー	
1 0 9	端子導出部	20
1 1 5	接着剤	
1 2 9	接合部	

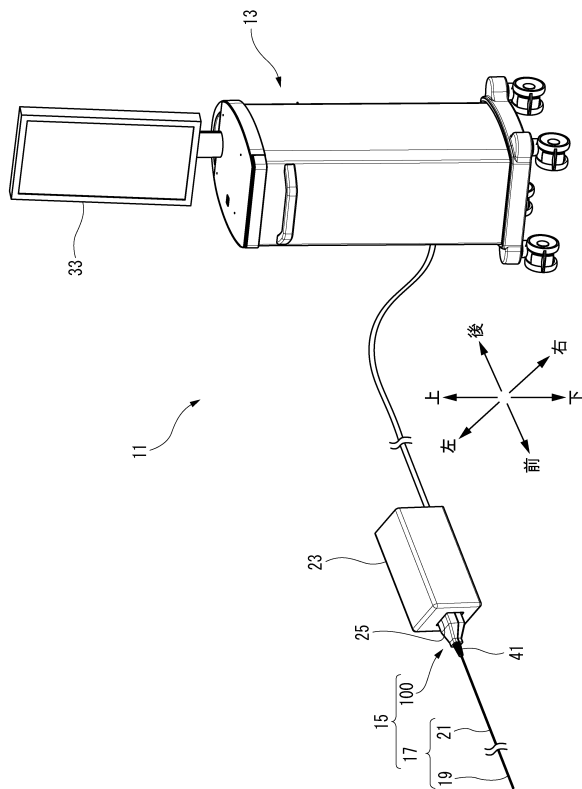
【要約】

【課題】シース内への液体進入時に患者の感電を抑制する。

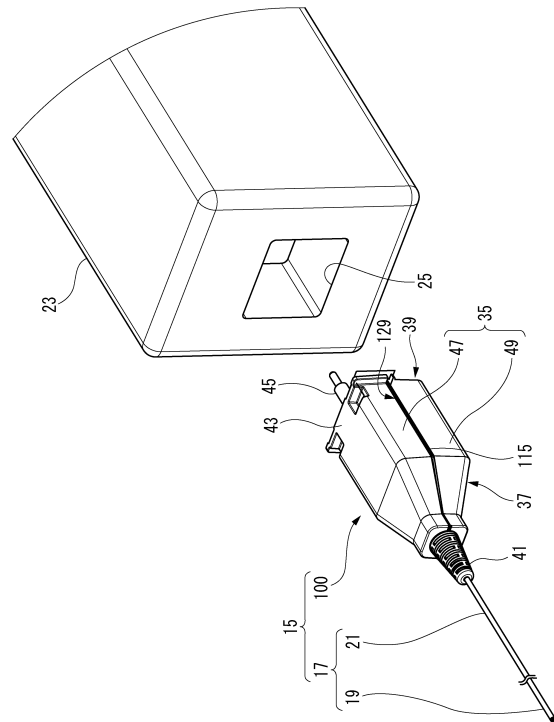
【解決手段】内視鏡用プラグ 1 0 0 において、撮像部を有する挿入先端部に先端開口部を嵌合して接続し挿入先端部に接続された複数の線材（例えば伝送ケーブル 2 9、光ファイバ 3 1）を内方に挿通する可撓チューブ状のシース 2 7 と、基板 6 1 を収容しシース 2 7 の基端開口部 5 5 を内方で開口するとともにシース 2 7 の基端外周部を固定し基端開口部 5 5 から導出した複数の線材の一部を基板 6 1 に接続するハウジング 3 5 と、を備え、基端開口部の鉛直方向下側のハウジングの底壁 7 5 に、基板を配置した基板収容部 5 9 への液体の進入を阻止する液体進入防止壁 7 7 が起立して形成される、または線材を水密に貫通させるカバー 1 0 3 を備えることにより、基板収容部 5 9 とシース導入部 3 7 が空間的に隔てられる構造を有する。

【選択図】図 6

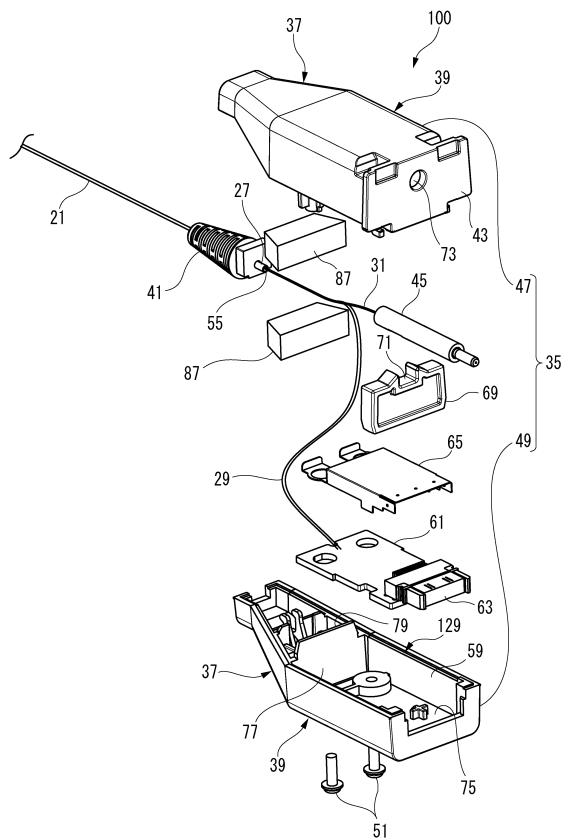
【図 1】



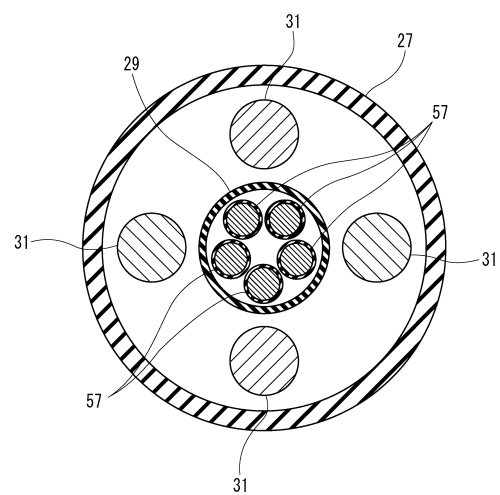
【図 2】



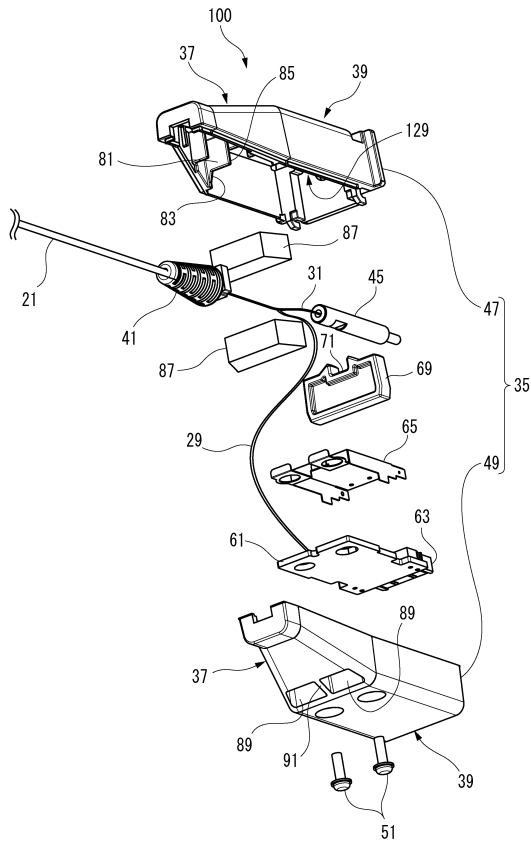
【図 3】



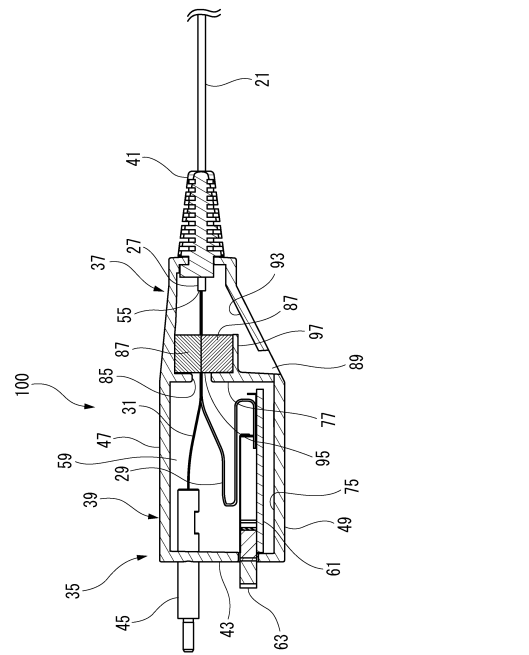
【図 4】



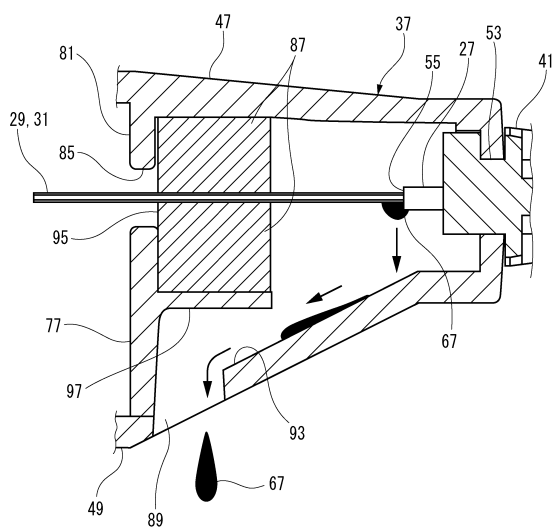
【図 5】



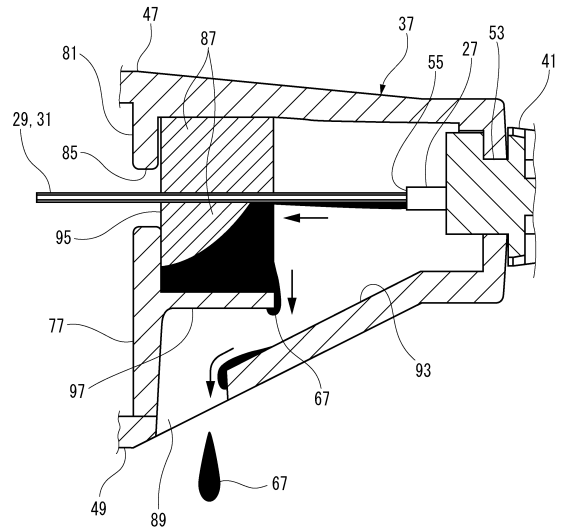
【図 6】



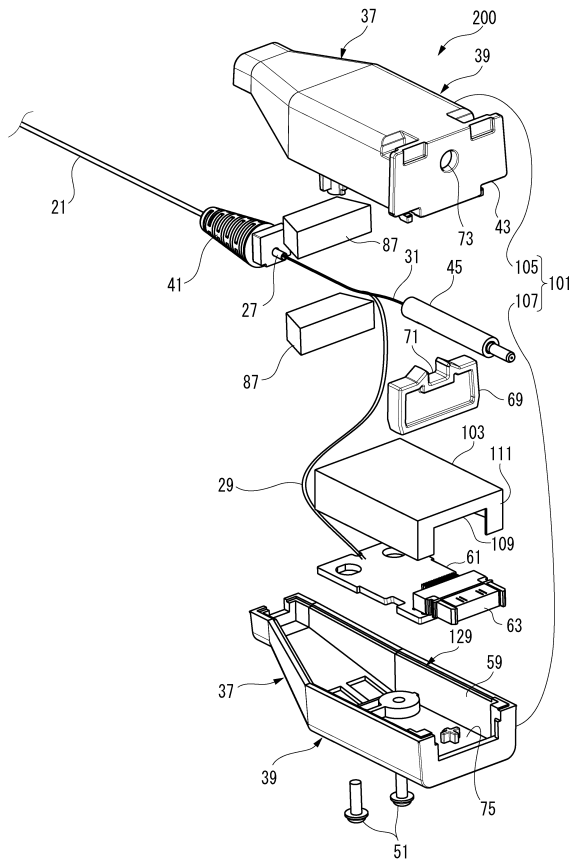
【図 7】



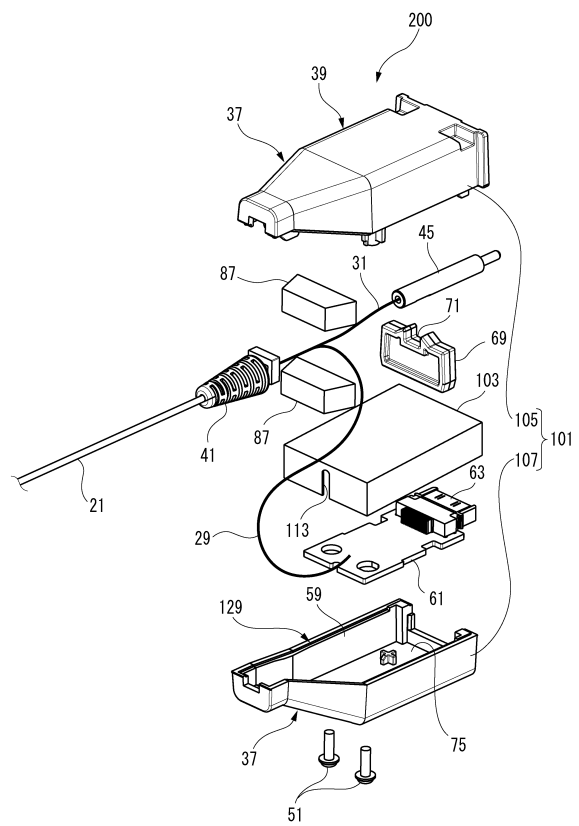
【図 8】



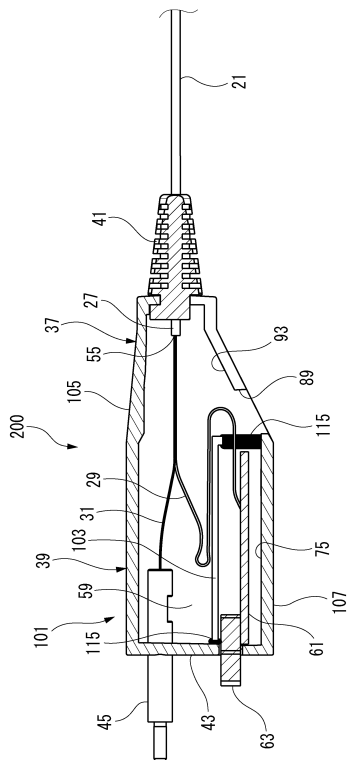
【図 9】



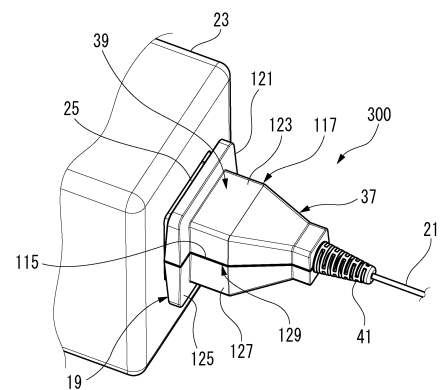
【図 10】



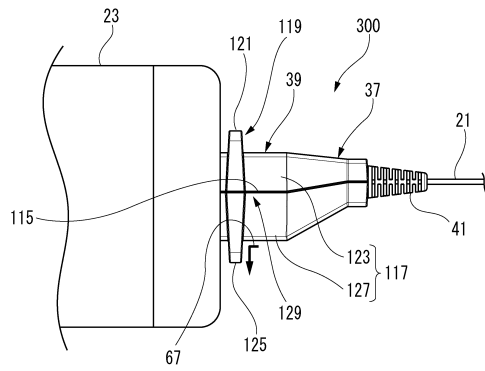
【図 11】



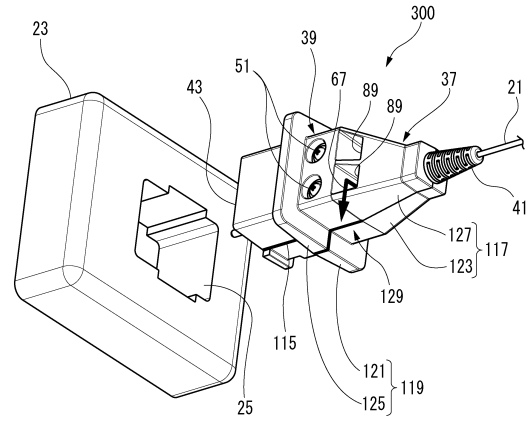
【図 12】



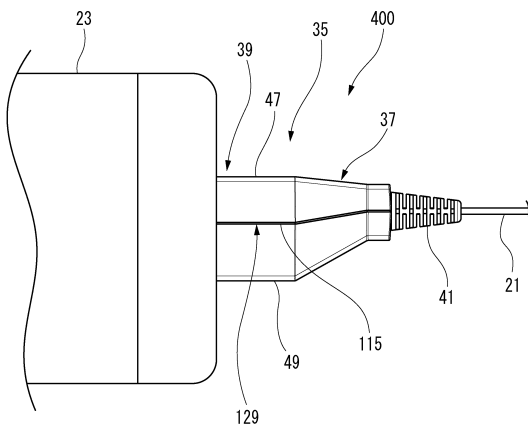
【図 13】



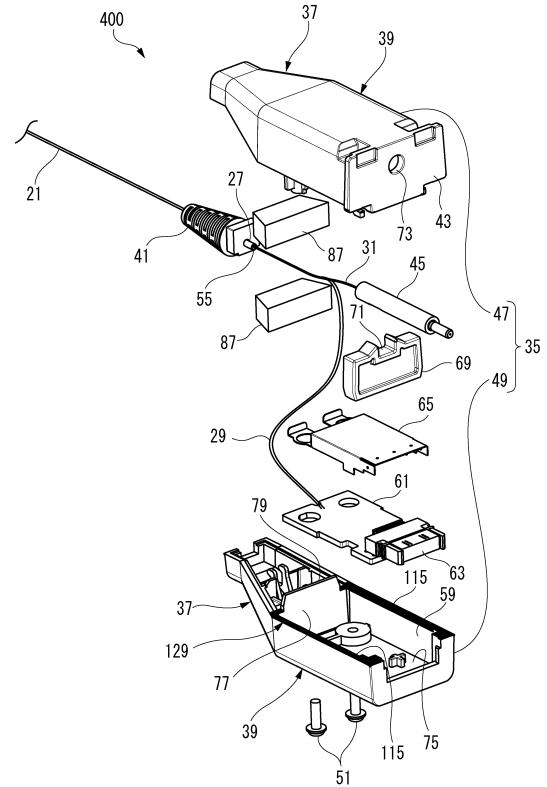
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

- (72)発明者 東山 誠司
大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内
(72)発明者 上岡 誠
大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 国際公開第 2 0 1 4 / 1 5 6 1 6 8 (W O , A 1)
特開昭 6 1 - 2 4 8 0 1 7 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 5 1 8 2 9 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 5 0 1 0 3 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 3 2 5 5 2 9 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 9 0 0 8 5 (J P , A)
特開 2 0 1 5 - 0 0 2 8 6 4 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜插头		
公开(公告)号	JP6420434B1	公开(公告)日	2018-11-07
申请号	JP2017177949	申请日	2017-09-15
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人大阪大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人大阪大学 松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人大阪大学 松下电器产业株式会社		
[标]发明人	岡山慶太 南都伸介 東山誠司 上岡誠		
发明人	岡山 慶太 南都 伸介 東山 誠司 上岡 誠		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00124 A61B1/00126 A61B1/00135 A61B1/00137 A61B1/04 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/00.712 A61B1/00.716 G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/CA08 2H040/CA11 4C161/CC06 4C161/DD04 4C161/FF07 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/JJ12 4C161/JJ13 4C161/LL02		
其他公开文献	JP2019051110A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当液体进入护套时，抑制患者的电击。 解决方案：在一个内窥镜插头100中，多个线材（例如，传输电缆29，光纤31）通过将尖端开口安装并连接到具有成像单元的插入尖端连接到插入尖端。 向内插入的挠性管状护套27，以及护套27的容纳基板61并向内开口的基端开口55，该基端开口55固定在护套27的基端外周部。 壳体35用于将从基板61引出的多条导线的一部分连接至基板61，并且将液体连接至基板容纳部59，在基板容纳部59中，基板在基端开口的垂直下方布置在壳体的底壁75上。 具有这样的结构，其中，通过形成直立的防液体进入壁77以防止电线进入或者设置以水密方式穿透电线的盖103，基板容纳部分59和护套引入部分37在空间上分开。。 [选择图]图6

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B1)	(11) 特許番号 特許第6420434号 (P6420434)
(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)	(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) G 0 2 B 23/24 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 1/00 7 1 2 A 6 1 B 1/00 7 1 6 G 0 2 B 23/24 A	
請求項の数 13 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-177949 (P2017-177949) (22) 出願日 平成29年9月15日(2017.9.15) 審査請求日 平成30年1月12日(2018.1.12)	(73) 特許権者 504176911 国立大学法人大阪大学 大阪府吹田市山田丘1番1号	
(出願人による申告) 平成28年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構「医工連携事業化推進事業（オートブルバック式増幅高画質血管内視鏡システムの開発・海外展開）」に係る委託業務、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願	(73) 特許権者 000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地 110002000	
早期審査対象出願	(74) 代理人 特許業務法人栄光特許事務所 岡山 慶太 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法 人大阪大学内	
	(72) 発明者 南都 伸介 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法 人大阪大学内	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡用プラグ		