

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6549503号

(P6549503)

(45) 発行日 令和1年7月24日(2019.7.24)

(24) 登録日 令和1年7月5日(2019.7.5)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 17/94 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/94

請求項の数 8 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2016-39421 (P2016-39421)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成28年3月1日(2016.3.1)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2017-153698 (P2017-153698A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成29年9月7日(2017.9.7)	(74) 代理人	100106909
審査請求日	平成30年9月3日(2018.9.3)		弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端から基端に向かって細径部と前記細径部よりも大径の太径部とを有し、前記細径部の先端には処置部が設けられ、前記太径部の基端部にはガイドワイヤを挿入するガイドワイヤ挿入ポートが形成され、前記ガイドワイヤ挿入ポートに連通し前記細径部の先端に開口するガイドワイヤルーメンが内部に形成されたシースと、

前記ガイドワイヤ挿入ポートから先端側に向かって前記シースの長手方向に延びて形成されており、前記ガイドワイヤルーメンの内周面の一部を形成するとともに、周方向の先端部が前記ガイドワイヤの外径よりも小さい隙間をあけて互いに離間して対向することによって前記ガイドワイヤが取り出し可能な第1のスリット部を形成する一対の第1のフラップ部と、

前記太径部の範囲において、前記第1のフラップ部の長手方向の先端部から、より先端側に延ばされて形成されており、前記ガイドワイヤルーメンの内周面の一部を形成するとともに、周方向の先端部が前記第1のスリット部のスリット幅よりも狭い隙間をあけて互いに離間して対向しており、前記第1のスリット部から取り出すよりも大きな力量によって前記ガイドワイヤが取り出し可能な第2のスリット部を形成する一対の第2のフラップ部と、

を備える、内視鏡処置具。

【請求項 2】

前記シースの長手方向の先端側には、予め曲がり癖が付けられたプリカーブ部が形成さ

れ、

前記第 2 のスリット部の長手方向の先端は、

前記プリカーブ部に位置する、

請求項 1 に記載の内視鏡処置具。

【請求項 3】

前記プリカーブ部は、

前記処置部を含み第 1 の曲率半径で曲がり癖が付けられた第 1 のプリカーブ部と、

前記第 1 のプリカーブ部よりも長手方向の基端側に位置し、前記第 1 の曲率半径よりも大きい第 2 の曲率半径で曲がり癖が付けられた第 2 のプリカーブ部と、

を備え、

前記第 2 のスリット部の長手方向の先端は、

前記第 2 のプリカーブ部に位置する、

請求項 2 に記載の内視鏡処置具。

【請求項 4】

前記第 2 のスリット部の長さは、

前記第 1 のスリット部および前記第 2 のスリット部の長さの和の 1 % 以上 5 % 以下である、

請求項 3 に記載の内視鏡処置具。

【請求項 5】

前記第 1 のスリット部は、

前記第 2 のスリット部の基端から前記ガイドワイヤ挿入ポートまで、連続して延ばされている、

請求項 4 に記載の内視鏡処置具。

【請求項 6】

前記第 2 のスリット部の長手方向の先端に対向して、周方向の幅が、前記第 2 のスリット部のスリット幅よりも広く、かつ前記第 1 のスリット部のスリット幅を超えない幅である引き裂き防止部が形成されている、

請求項 1 に記載の内視鏡処置具。

【請求項 7】

前記引き裂き防止部は、

前記第 2 のスリット部の長手方向と直交する方向に延び、前記第 2 のスリット部の長手方向の先端と対向する壁状部からなる、

請求項 6 に記載の内視鏡処置具。

【請求項 8】

前記引き裂き防止部は、

前記第 2 のスリット部の長手方向の先端から先端側に延ばされた側面視円孔状の壁状部からなる、

請求項 6 に記載の内視鏡処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、総胆管結石などによる胆管狭窄の治療法として、内視鏡処置具を経由して高周波処置具を用いて、内視鏡乳頭切除術 (Endoscopic sphincterotomy, EST) を行った後、碎石 (採石) 用バスケットなどを使用して結石を除去することで、狭窄を解除する手技が行われている。

このように内視鏡を経由して複数の処置具を用いる治療では、複数の処置具を迅速に交換することが手技時間の短縮に繋がる。手技時間の短縮の結果、操作者や患者への負荷が

10

20

30

40

50

軽減される。

例えば、特許文献 1 には、処置具の迅速交換を目的として、近位側と遠位側とにそれぞれガイドワイヤポートが設けられ、これらのガイドワイヤポートの間にガイドワイヤよりもわずかに狭いスリットが形成されているカテーテルが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】米国特許第 5 1 3 5 5 3 5 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

特許文献 1 に記載のカテーテルでは、ガイドワイヤを通して体内に挿入されて、処置が行われた後、このカテーテルを他の処置具と交換する際、次のようなカテーテルの取り外し動作が行われる。

まず、操作者は、近位側のガイドワイヤを近位側のガイドワイヤポートから遠位側のスリットに進める。これによって、ガイドワイヤは、スリットを通して、内視鏡装置の処置具挿入口の近傍位置までの間でカテーテルシースの側方に取り出される。

この後、操作者は、内視鏡装置の処置具挿入口の近傍でガイドワイヤを保持してガイドワイヤの位置を固定する。さらに操作者は、処置具挿入口の近傍位置にてカテーテルシースを後退させながら、スリットを通してカテーテルシースをガイドワイヤの側方に連続的に取り出す。これにより、操作者は、カテーテルシースをガイドワイヤから分離していく。

20

こうして、遠位側のガイドワイヤポートがガイドワイヤの停止位置に到達したら、操作者はカテーテルシースの後退動作を一旦停止する。

この後、操作者は、遠位部分のカテーテルシースをガイドワイヤに沿って滑らせ、より近位側に後退させることによって、カテーテルシースにおける遠位側の処置具を処置具挿入口から外部に取り出す。処置具およびカテーテルシースは、内視鏡処置具の外部に延びるガイドワイヤの近位端部まで移動されてガイドワイヤから取り外される。

この後、ガイドワイヤの近位端を通して、次の処置に必要な処置具が内視鏡処置具の処置具チャンネルに導入される。この処置具は、患者の体内におけるガイドワイヤの遠位端まで送り込まれて、処置対象部位に配置される。

30

【0005】

しかしながら、上記のような従来技術には、以下のような問題がある。

このようなカテーテルの取り外し作業を迅速に行うためには、カテーテルシースを後退させつつガイドワイヤから分離する際の後退速度を速める必要がある。後退速度が漸次加速されると、取り出しの終了間際に近づくほど勢いがついてくる。操作者は、カテーテルのマークなどによって残りの後退量を推測することはできるが、急いでいる場合には、減速したり余裕をもって停止したりすることができない。このため、操作者は、スリットの遠位端の直前で急停止させることができない場合がある。

この場合、ガイドワイヤは急停止することなく、カテーテルシースに設けられたスリットの遠位端に衝突し、更にスリットの遠位端を超えてシースを裂き、破損させる可能性が生じる。これにより、例えば、カテーテルシースの遠位部分に設けられた診断・治療に用いる処置具の先端の作動（処置）領域まで破壊される、といったリスクが考えられる。

40

さらに、破壊形状によっては、カテーテルシースがガイドワイヤに強く噛み込むなどして絡みつき、ガイドワイヤの動きを阻害する恐れがある。シースからガイドワイヤを分離できないと、一旦シースごとガイドワイヤを内視鏡から引き抜く必要が出てくるため、処置具の迅速な交換を妨げる要因となり得る。

【0006】

本発明は、上記のような問題に鑑みてなされたものであり、シースのスリット部を通してガイドワイヤからシースを取り外す際に、シースのスリット部の終端部が近づいたこと

50

を、操作者が容易に感知できる内視鏡処置具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】

上記の課題を解決するために、本発明の第1の態様の内視鏡処置具は、先端から基端に向かって細径部と前記細径部よりも大径の太径部とを有し、前記細径部の先端には処置部が設けられ、前記太径部の基端部にはガイドワイヤを挿入するガイドワイヤ挿入ポートが形成され、前記ガイドワイヤ挿入ポートに連通し前記細径部の先端に開口するガイドワイヤルーメンが内部に形成されたシースと、前記ガイドワイヤ挿入ポートから先端側に向かって前記シースの長手方向に延びて形成されており、前記ガイドワイヤルーメンの内周面の一部を形成するとともに、周方向の先端部が前記ガイドワイヤの外径よりも小さい隙間をあけて互いに離間して対向することによって前記ガイドワイヤが取り出し可能な第1のスリット部を形成する一対の第1のフラップ部と、前記太径部の範囲において、前記第1のフラップ部の長手方向の先端部から、より先端側に延ばされて形成されており、前記ガイドワイヤルーメンの内周面の一部を形成するとともに、周方向の先端部が前記第1のスリット部のスリット幅よりも狭い隙間をあけて互いに離間して対向しており、前記第1のスリット部から取り出すよりも大きな力量によって前記ガイドワイヤが取り出し可能な第2のスリット部を形成する一対の第2のフラップ部と、を備える。

【0008】

上記内視鏡処置具においては、前記シースの長手方向の先端側には、予め曲がり癖が付けられたプリカーブ部が形成され、前記第2のスリット部の長手方向の先端は、前記プリカーブ部に位置する。

【0009】

上記内視鏡処置具においては、前記プリカーブ部は、前記処置部を含み第1の曲率半径で曲がり癖が付けられた第1のプリカーブ部と、前記第1のプリカーブ部よりも長手方向の基端側に位置し、前記第1の曲率半径よりも大きい第2の曲率半径で曲がり癖が付けられた第2のプリカーブ部と、を備え、前記第2のスリット部の長手方向の先端は、前記第2のプリカーブ部に位置する。

【0010】

上記内視鏡処置具においては、前記第2のスリット部の長さは、前記第1のスリット部および前記第2のスリット部の長さの和の1%以上5%以下である。

【0011】

上記内視鏡処置具においては、前記第1のスリット部は、前記第2のスリット部の基端から前記ガイドワイヤ挿入ポートまで、連続して延ばされている。

【0012】

上記内視鏡処置具においては、前記第2のスリット部の長手方向の先端に対向して、周方向の幅が、前記第2のスリット部のスリット幅よりも広く、かつ前記第1のスリット部のスリット幅を超えない幅である引き裂き防止部が形成されている。

【0013】

上記内視鏡処置具においては、前記引き裂き防止部は、前記第2のスリット部の長手方向と直交する方向に延び、前記第2のスリット部の長手方向の先端と対向する壁状部からなる。

【0014】

上記内視鏡処置具においては、前記引き裂き防止部は、前記第2のスリット部の長手方向の先端から先端側に延ばされた側面視円孔状の壁状部からなる。

【発明の効果】

【0015】

本発明の内視鏡処置具によれば、シースのスリット部を通してガイドワイヤからシースを取り外す際に、シースのスリット部の終端部が近づいたことを、操作者が容易に感知できるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図 1】本発明の実施形態の内視鏡処置具を備えた切開システムの全体図である。

【図 2】本発明の実施形態の内視鏡処置具の構成例を示す模式的な正面図である。

【図 3】本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースの遠位部分を示す模式的な正面図である。

【図 4】本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースの構成例を示す模式的な正面図である。

【図 5】本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースにおける第 1 のスリット部および第 2 のスリット部の構成例を示す模式的な正面図である。

【図 6】図 2 における D - D 断面図である。

10

【図 7】図 5 における A - A 断面図である。

【図 8】図 5 における B - B 断面図である。

【図 9】図 5 における C - C 断面図である。

【図 10】本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースの遠位部分の断面構成を示す模式的な斜視部分断面図である。

【図 11】本発明の実施形態の内視鏡処置具の使用時の一過程を示す模式図である。

【図 12】本発明の実施形態の内視鏡処置具の使用態様を示す模式図である。

【図 13】本発明の実施形態の内視鏡処置具の遠位端が撮像された様子を示す模式図である。

【図 14】本発明の実施形態の内視鏡処置具を用いた処置の一過程における内視鏡画像を示す模式図である。

20

【図 15】本発明の実施形態の内視鏡処置具の使用時の一過程を示す模式図である。

【図 16】本発明の実施形態の内視鏡処置具に取り付けられたガイドワイヤを残して内視鏡処置具を内視鏡装置から抜去する一過程を示す模式図である。

【図 17】本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースからガイドワイヤの取り外す様子を示す模式的な斜視図である。

【図 18】本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースとガイドワイヤとを分離する一過程を示す模式図である。

【図 19】本発明の実施形態の第 1 変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

30

【図 20】本発明の実施形態の第 2 変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

【図 21】本発明の実施形態の第 3 変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

【図 22】本発明の実施形態の第 4 変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

【図 23】本発明の実施形態の第 5 変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

40

以下では、本発明の実施形態の内視鏡処置具について説明する。

図 1 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具を備えた切開システムの全体図である。図 2 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具の構成例を示す模式的な正面図である。図 3 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースの遠位部分を示す模式的な正面図である。図 4 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースの構成例を示す模式的な正面図である。図 5 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースにおける第 1 のスリット部および第 2 のスリット部の構成例を示す模式的な正面図である。図 6 は、図 2 における D - D 断面図である。図 7 は、図 5 における A - A 断面図である。図 8 は、図 5 における B - B 断面図である。図 9 は、図 5 における C - C 断面図である。図 10 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースの遠位部分の断面構成を示す模式的な斜視部分断面図である。

50

ただし、各図面は模式図のため、各部材の形状や寸法は誇張されている（他の図面も同様）。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように、本実施形態の内視鏡処置具 1 は、体内において生体組織の切開をするために内視鏡装置 1 0 0 とともに使用される医療器具である。内視鏡処置具 1 は、内視鏡装置 1 0 0 と組み合わされた状態で切開システム 1 0 8（内視鏡処置システム）を構成する。

内視鏡処置具 1 は、挿入部 2 と、挿入部 2 の端部に接続された操作部 4 0 とを有する。

以下、内視鏡処置具 1 の操作部 4 0 側を近位側と称し、挿入部 2 が設けられ、体内に挿入される側を遠位側と称する。遠位側（近位側）は、内視鏡処置具 1 の挿入方向の先端側（基端側）でもあるため、内視鏡処置具 1 の遠位側（近位側）を長手方向の先端側（基端側）、あるいは単に先端側（基端側）という場合もある。

【 0 0 1 9 】

挿入部 2 は、内視鏡装置 1 0 0 の処置具チャンネル 1 0 4 に挿入される細長い部材である。図 2 に示すように、挿入部 2 は、シース 3 と、シース 3 に挿通されシース 3 の遠位側に露出されたナイフワイヤ 3 0 とを有する。

シース 3 は、可撓性を有する細長い部材である。本実施形態ではシース 3 は、電気絶縁性を有する樹脂材料で形成されている。シース 3 を形成する樹脂材料の例としては、例えば、P T F E（ポリテトラフルオロエチレン）、P F A（テトラフルオロエチレン - パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体）、F E P（テトラフルオロエチレン - ヘキサフルオロプロピレン共重合体）、E T F E（エチレン・テトラフルオロエチレン共重合体）、P C T F E（ポリクロロトリフルオロエチレン）などが挙げられる。

【 0 0 2 0 】

シース 3 は、シース 3 の遠位端 3 a を含む長手方向の先端側にプリカーブ部 4 を有する。プリカーブ部 4 は、予め所定の形状に湾曲された曲げ癖が付与されている。プリカーブ部 4 は、外力によって弾性変形された場合、予め付与された湾曲形状に復元する復元力が発生する。

【 0 0 2 1 】

本実施形態では、プリカーブ部 4 は、同一平面内（図 2 の紙面内）にて同方向に湾曲された第 1 のプリカーブ部 4 A と第 2 のプリカーブ部 4 B とからなる。

第 1 のプリカーブ部 4 A は、遠位端 3 a から第 1 の曲率半径 R 1 で略半円状に湾曲されている。第 1 のプリカーブ部 4 A の湾曲方向は、基端から先端に向かうにつれて図示時計回りである。

第 2 のプリカーブ部 4 B は、第 1 のプリカーブ部 4 A の端部から第 1 の曲率半径よりも大きい第 2 の曲率半径 R 2 で円周の約 3 分の 1 程度湾曲されている。第 2 のプリカーブ部 4 B の湾曲方向は、基端から先端に向かうにつれて図示時計回りである。

プリカーブ部 4 における第 1 の曲率半径 R 1 および第 2 の曲率半径 R 2 の大きさと、第 1 のプリカーブ部 4 A と第 2 のプリカーブ部 4 B との長さとは、内視鏡処置具 1 によって行われる処置の種類によって適宜に設定される。第 1 の曲率半径 R 1 および第 2 の曲率半径 R 2 はそれぞれ一定値でもよいし、所定範囲内で変化していてもよい。第 1 の曲率半径 R 1 および第 2 の曲率半径 R 2 が変化する場合、第 1 の曲率半径 R 1 の最大値は、第 2 の曲率半径の最小値以上である。

例えば、本実施形態では、後述するように、プリカーブ部 4 の遠位部分は、処置対象となる患者の十二指腸乳頭内に挿入される。

この場合、第 1 のプリカーブ部 4 A の長さは約 6 0 m m 程度とすることができる。第 2 のプリカーブ部 4 B の長さは、約 1 1 0 m m 程度とすることができる。

【 0 0 2 2 】

図 3 に示すように、プリカーブ部 4 の遠位部分には、第 1 のプリカーブ部 4 A の湾曲の内側面 4 0 1 において、遠位端 3 a に近い順に、遠位第 1 孔 2 3 および遠位第 2 孔 2 4 がそれぞれ開口している。遠位第 1 孔 2 3 および遠位第 2 孔 2 4 には、ナイフワイヤ 3 0 が

挿通されている。

遠位第1孔23および遠位第2孔24の間に露出されたナイフワイヤ30は、遠位第1孔23および遠位第2孔24の間に弦状に張られた状態で処置対象を切開する切開部34（処置部）を構成している。

ナイフワイヤ30は、導電性を有する芯線が適宜の合成樹脂からなる絶縁被膜32（図4参照）によって被膜されている。ただし、切開部34では、絶縁被膜32が被膜されておらず、芯線が露出している。

このため、図示略のコネクタを介してナイフワイヤ30の芯線が高周波電源と接続されて芯線に高周波電流が通電されると、切開部34は生体組織を切開することが可能である。

10

【0023】

図4に示すように、シース3は、遠位端3aから細径部3Aおよび太径部3Bがこの順に形成されている。なお、図4にはプリカーブ部4が真直に引き伸ばされた状態が図示されている。

以下では、シース3に関する方向を参照する場合に、径方向、周方向と言う場合がある。径方向とは、シース3の長手方向に延びる中心軸線と直交する平面において、中心軸線と交差する直線に沿う方向である。周方向とは、シース3の中心軸線と直交する平面内で、中心軸線を周回する方向である。

【0024】

細径部3Aの長さは、第1のプリカーブ部4Aの長さよりもわずかに長い。例えば、第1のプリカーブ部4Aの長さが60mmの場合、64mm以上でもよい。

20

太径部3Bは、細径部3Aの基端から近位端3bまで連続している。一例として、細径部3Aの外径は、1.65mmであり、太径部3Bの外径は、2.4mmである。

【0025】

シース3の太径部3Bには、近位側（図4の右側）から遠位側（図4の左側）に向かって、入口部8（ガイドワイヤ挿入ポート）、第1のスリット部10A、および第2のスリット部10Bがこの順に形成されている。

シース3の長手方向における第2のスリット部10Bの先端には、引き裂き防止部10Cが対向して配置されている。

【0026】

30

入口部8は、内視鏡処置具1を患者の体腔の案内する図示略のガイドワイヤを挿通するガイドワイヤ挿入ポートに用いる開口部である。入口部8は、シース3の外側からシース3の内部に連通する。

入口部8の開口形状は、ガイドワイヤが挿通可能であれば、特に限定されない。例えば、入口部8の開口形状は、円形、楕円形、長穴、矩形などでもよい。入口部8の開口形状は、シース3の周方向の幅よりもシース3の長手方向の幅が広くてもよい。

本実施形態では、図5に示すように、入口部8の開口形状は、一例として、シース3の長手方向に長い矩形状である。入口部8の短手方向の幅W0は、図示略のガイドワイヤの外径D0以上である。

【0027】

40

入口部8におけるシース3の長手方向に互いに対向する開口端8aと、シース3の周方向に互いに対向する開口端8bは、図6に開口端8bの例を示すように、内部側から外面3cへ向かって入口部8の開口面積が漸次大きくなるように広がるテーパ形状を有していてもよい。

【0028】

入口部8は、入口部8の先端側の端部から、シース3の遠位端3aに向かってシース3の内部で長手方向に延びる第1ルーメン7（ガイドワイヤルーメン）に連通している。

【0029】

図5に示すように、第1のスリット部10Aは、シース3の表面から第1ルーメン7に向かって貫通し、シース3の長手方向に延ばされている。第1のスリット部10Aのスリ

50

ット幅は、図示略のガイドワイヤの外径 D_0 よりも小さい幅 W_1 である。

ここで、図 6 ~ 図 10 を参照して、シース 3 の内部構造について説明する。

シース 3 の内部には、第 1 ルーメン 7 と、第 2 ルーメン 15 と、第 3 ルーメン 20 とが形成されている。第 1 ルーメン 7 と、第 2 ルーメン 15 と、第 3 ルーメン 20 とは、シース 3 の長手方向に互いに平行に延びている。

【 0 0 3 0 】

図 7 に示すように、第 1 ルーメン 7 は、ガイドワイヤ 80 が進退可能な内径を有する通路部分である。すなわち、第 1 ルーメン 7 は、内部にガイドワイヤ 80 が保持されるガイドワイヤルーメンである。第 1 ルーメン 7 は、シース 3 の断面の直径で分割された半円領域の一方（図示左側）に位置する。特に図示しないが、第 1 ルーメン 7 は、細径部 3 A の内部および遠位端 3 a を貫通している。 10

【 0 0 3 1 】

第 2 ルーメン 15 および第 3 ルーメン 20 は、シース 3 の断面の直径で分割された半円領域の他方（図示左側）において、互いに並列している。

第 2 ルーメン 15 は、シース 3 の近位端 3 b（図 2 参照）からシース 3 の遠位端 3 a（図 2 参照）まで貫通している。第 2 ルーメン 15 は、例えば造影剤等の液体を送液するための、送液ルーメンとして使用されてもよい。

第 2 ルーメン 15 は、体内の液体を除去するための排液ルーメンとしても利用されてもよい。

【 0 0 3 2 】

第 3 ルーメン 20 は、ナイフワイヤ 30 が挿通されたルーメンである。第 3 ルーメン 20 の内径は、ナイフワイヤ 30 の外径に対して、適宜のクリアランスを有する大きさである。このため、第 3 ルーメン 20 は、ナイフワイヤ 30 を進退可能に挿通している。 20

図 10 に示すように、上述したプリカーブ部 4 の遠位部分における遠位第 1 孔 23 および遠位第 2 孔 24 は、細径部 3 A に延びている第 3 ルーメン 20 に貫通している。

遠位第 2 孔 24 から第 3 ルーメン 20 の外部に延出され、遠位第 1 孔 23 から第 3 ルーメン 20 の内部に挿入された切開部 34 は、その先端部に設けられた遠位固定部材 37 によって第 3 ルーメン 20 内に固定されている。

第 3 ルーメン 20 は、細径部 3 A の外部に露出された切開部 34 を除くナイフワイヤ 30 の外周を全周にわたって覆っている。第 3 ルーメン 20 の内部に挿通されたナイフワイヤ 30 は、シース 3 によって外部に対して電氣的に絶縁状態で保持されている。 30

【 0 0 3 3 】

図 7 に示すように、第 1 ルーメン 7 において、第 1 のスリット部 10 A は、太径部 3 B に形成された一对の第 1 のフラップ部 11 A によって形成されている。

第 1 のフラップ部 11 A は、第 1 ルーメン 7 の中心軸線に関する周方向において互に対向するフラップ部 11 a、11 b の対からなる。フラップ部 11 a、11 b におけるそれぞれの周方向の先端には、シース 3 の長手方向に延びる周方向先端面 11 c、11 d が形成されている。

第 1 のスリット部 10 A は、周方向先端面 11 c、11 d の間の隙間として形成されている。 40

フラップ部 11 a（11 b）は、太径部 3 B の外周面 3 c と第 1 ルーメン 7 の内周面 7 a とに挟まれ、周方向先端面 11 c（11 d）に向かって板厚が漸減する湾曲した板状部である。フラップ部 11 a（11 b）は、太径部 3 B の外周面 3 c と第 1 ルーメン 7 の内周面 7 a と間のシース 3 の樹脂部分で構成されているため、弾性変形可能である。

【 0 0 3 4 】

第 1 のフラップ部 11 A は、外力が作用しない自然状態では、フラップ部 11 a、11 b の間の隙間が幅 W_1 （ただし、 $W_1 < D_0$ ）である。このため、第 1 のフラップ部 11 A は、第 1 ルーメン 7 の内部に挿通されるガイドワイヤ 80 を第 1 ルーメン 7 の内部に保持することが可能である。

さらに、第 1 のフラップ部 11 A は、フラップ部 11 a、11 b の周方向の先端部に外 50

力が作用すると、フラップ部 11a、11b の間の隙間が拡大する方向に弾性変形可能である。このため、第 1 ルーメン 7 の内部に挿通されたガイドワイヤ 80 およびシース 3 のいずれか一方に操作者が外力を加えることで、ガイドワイヤ 80 を第 1 のスリット部 10A に対して相対的に挿通移動させることが可能である。その際、操作者には、第 1 のフラップ部 11A の弾性復元力および第 1 のフラップ部 11A の摩擦係数に応じて決まる摩擦抵抗が伝達される。

【0035】

図 5 に示すように、第 2 のスリット部 10B は、第 1 のスリット部 10A の先端部から太径部 3B の先端側（図示左側）に向かって延ばされている。本実施形態では、第 2 のスリット部 10B の中心軸線は、第 1 のスリット部 10A の中心軸線と同軸である。

10

【0036】

図 8 に示すように、第 1 ルーメン 7 において、第 2 のスリット部 10B は、太径部 3B に形成された一対の第 2 のフラップ部 11B によって形成されている。

第 2 のフラップ部 11B は、第 1 ルーメン 7 の中心軸線に関する周方向において互に対向するフラップ部 11e、11f の対からなる。フラップ部 11e、11f におけるそれぞれの周方向の先端には、シース 3 の長手方向に延びる周方向先端面 11g、11h が形成されている。

第 2 のスリット部 10B は、周方向先端面 11g、11h の間の隙間として形成されている。

フラップ部 11e、11f は、周方向先端面 11g、11h の間の隙間（スリット幅） $W2$ が、第 1 のフラップ部 11A における周方向先端面 11c、11d の間の隙間 $W1$ よりも狭い点を除いて、フラップ部 11a、11b と同様の構成を備える。

20

【0037】

第 2 のフラップ部 11B は、第 1 のフラップ部 11A と同様、自然状態において、第 1 ルーメン 7 の内部に挿通されるガイドワイヤ 80 を第 1 ルーメン 7 の内部に保持することが可能である。

さらに、第 2 のフラップ部 11B は、第 1 のフラップ部 11A と同様、ガイドワイヤ 80 およびシース 3 のいずれか一方に操作者が外力を加えることで、ガイドワイヤ 80 を第 2 のスリット部 10B に対して相対的に挿通移動させることが可能である。

ただし、この相対的な挿通移動を行う場合に、第 2 のスリット部 10B において操作者が加える必要がある外力の力量は、ガイドワイヤ 80 を第 1 のフラップ部 11A に対して相対的に挿通移動させる場合の力量よりも大きい。したがって、操作者に伝達される摩擦抵抗もガイドワイヤ 80 を第 1 のフラップ部 11A に対して相対的に挿通移動させる場合よりも大きい。

30

【0038】

図 5 に示すように、第 2 のスリット部 10B の遠位端部には、引き裂き防止部 10C が形成されている。

本実施形態では、引き裂き防止部 10C は、第 2 のスリット部 10B の長手方向の先端に対向して形成された周方向の幅が $W3$ （ただし、 $W2 < W3 < W1$ ）の壁状部からなる。引き裂き防止部 10C は、図 9 に示すように、太径部 3B の外周面 3c から第 1 ルーメン 7 に向かって貫通された幅 $W3$ の切り込みによって形成されている。このため、第 2 のフラップ部 11B の長手方向の先端部は、引き裂き防止部 10C の領域を除いて、より先端側に延びる太径部 3B と一体に接続されている。

40

【0039】

以上に説明したように、挿入部 2 における第 1 のスリット部 10A および第 2 のスリット部 10B は、太径部 3B において、基端側から先端側に向かって、スリット幅が $W1$ から $W2$ に段階的に縮小するスリット部を構成している。

引き裂き防止部 10C は、シース 3 の長手方向における第 2 のスリット部 10B の先端に対向することで、第 2 のスリット部 10B の先端側を塞いでいる。

図 4 に示すように、第 1 のスリット部 10A の長さは、入口部 8 の先端部からシース 3

50

の長手方向に測って L_1 である。

第2のスリット部10Bの長さは、第1のスリット部10Aの先端部からシース3の長手方向に測って L_2 (ただし、 $L_2 < L_1$) である。

L_2 は、第1のスリット部10Aの長さとの和 ($L_1 + L_2$) に対して、1%以上5%以下であってもよい。例えば、 L_2 は、30mm以上50mm以下であってもよい。

引き裂き防止部10Cの位置は、遠位端3aからシース3の長手方向に測って長さ L_3 の位置である。長さ L_3 は、細径部3Aおよび第1のプリカーブ部4Aの長さよりも長く、かつプリカーブ部4の長さよりも短い長さである。

【0040】

図4に示すように、引き裂き防止部10Cと先端側の第2のスリット部10Bとを含む領域には、シース3の外周面3c上に、マークMが形成されている。

マークMは、第1のスリット部10Aおよび第2のスリット部10Bを通して、図示略のガイドワイヤ80を挿通移動する際に、ガイドワイヤ80が第2のスリット部10Bの終端部に近づいたことを視認できるように設けられている。このため、マークMの形成範囲は、シース3の長手方向において第2のスリット部10Bの形成領域と重なる範囲であれば、特に限定されない。本実施形態では、一例として、マークMの基端側の端部が引き裂き防止部10Cから長さ L_4 に位置している。

【0041】

図2に示すように、操作部40は、挿入部2の近位端2b(シース3の近位端3b)に配されている。操作部40は、操作者によって把持される。操作者は、操作部40を介して内視鏡処置具1を動作させるための各種の操作を行う。

操作部40は、シース3の基端部を連結する本体部41と、本体部41の基端側に連結されたハンドル部42とを有する。

【0042】

本体部41は、先端側に、シース3の基端部を装着する連結部41aと、本体部41を内視鏡装置100に保持させるためのフック41bとを備える。

連結部41aは、連結されたシース3の入口部8に図示略のガイドワイヤ80を挿入するための第1ポート52が形成されている。

第1ポート52は、入口部8と略同形の開口部52aと、開口部52aの先端に貫通する切欠き部52bとを備える。

図6に示すように、開口部52aは、入口部8の開口端8bと同様、内側から外側に向かって拡径するテーパ形状に形成されてもよい。

切欠き部52bは、図示略のガイドワイヤ80の外径 D_0 よりも大きい切欠き幅を有する。

【0043】

本体部41の内部には、シース3の第3ルーメン20(図示略)から基端側に延出されたナイフワイヤ30を挿通するナイフワイヤ通路66と、シース3の第2ルーメン15(図示略)に連通する送液管路53aとが、それぞれ基端側に延ばされている。

ナイフワイヤ通路66が延ばされた本体部41の端部には、ハンドル部42が配置されている。

送液管路53aの基端部には、送液管路53aに液体を出し入れするための開口部である第2ポート53が形成されている。

【0044】

ハンドル部42は、軸部42aと、軸部42aに沿ってスライド移動可能なスライダ42bとを備える。軸部42aおよびスライダ42bには、それぞれ操作者が指をかけるためのリング状の指掛け部42c、42dが形成されている。

スライダ42bは、ナイフワイヤ通路66に挿通されたナイフワイヤ30の端部の芯線を電氣的に接続するコネクタ73を備える。コネクタ73は、図示略の高周波電源に接続可能である。

10

20

30

40

50

コネクタ 73 に接続されたナイフワイヤ 30 は、スライダ 42b のスライド移動に伴って軸部 42a に沿って牽引される。ナイフワイヤ 30 が牽引されると、シース 3 の先端部が弓形にしなり、切開部 34 が遠位第 1 孔 23 および遠位第 2 孔 24 の間に張られる。

【0045】

次に、本実施形態の内視鏡処置具 1 の作用について説明する。

図 11 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具の使用時の一過程を示す模式図である。図 12 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具の使用態様を示す模式図である。図 13 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具の遠位端が撮像された様子を示す模式図である。図 14 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具を用いた処置の一過程における内視鏡画像を示す模式図である。図 15 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具の使用時の一過程を示す模式図である。図 16 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具に取り付けられたガイドワイヤを残して内視鏡処置具を内視鏡装置から抜去する一過程を示す模式図である。図 17 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースからガイドワイヤの取り外す様子を示す模式的な斜視図である。図 18 は、本発明の実施形態の内視鏡処置具のシースとガイドワイヤとを分離する一過程を示す模式図である。

【0046】

本実施形態では、内視鏡的乳頭括約筋切開術 (Endoscopic sphincterotomy, EST)、内視鏡的逆行性胆管膵管造影 (Endoscopic retrograde cholangiopancreatography, ERCP)、および結石除去が一連の手技としてこの順に行われる場合において、内視鏡処置具 1 が内視鏡装置 100 とともに利用される例で説明する。

内視鏡処置具 1 の特徴的な作用は、EST を行うために挿入された内視鏡処置具 1 を結石除去に先立って抜去する際に発揮される。そこで、周知の EST および ERCP の説明は簡略化する。

【0047】

内視鏡処置具 1 とともに用いる内視鏡装置 100 は、図 1、図 11 に示すように、十二指腸乳頭 PV を観察するのに適した側視型の内視鏡装置である。

図 11 に示すように、側視型の内視鏡装置 100 は、筒状部材 101 と、把持部 102 (図 1 参照) と、鉗子栓 103 (図 1 参照) と、処置具チャンネル 104 と、起上台 105 と、撮像部 106 とを備える。

筒状部材 101 は体内に挿入される部分である。把持部 102 は、筒状部材 101 の近位端に配されている。鉗子栓 103 は、把持部 102 の一部に配されている。処置具チャンネル 104 は、鉗子栓 103 と連通され筒状部材 101 の内部に配されている。起上台 105 は、処置具が突出される開口部内を移動可能に設けられている。起上台 105 は、処置具チャンネル 104 の遠位端 104a において処置具チャンネル 104 から突出される処置具等の向きを筒状部材 101 の中心軸線 O に対して直交する方向へと変える。撮像部 106 は、筒状部材 101 の中心軸線 O に対して直交する方向へ撮像視野が向けられている。撮像部 106 は、処置具が突出される開口部に隣接して設けられている。

さらに内視鏡装置 100 は、図 1 に示すように、湾曲機構 107 を有している。湾曲機構 107 は、筒状部材 101 の遠位部分を湾曲動作させるための湾曲操作部 107a および湾曲変形部 107b を有する。

【0048】

内視鏡処置具 1 は、内視鏡装置 100 の操作者と内視鏡処置具 1 の操作者とがそれぞれ別である態様と、内視鏡装置 100 の把持部 102 に対してフック 41b を連結して、一人の操作者が内視鏡装置 100 の操作者が内視鏡処置具 1 を操作する態様と、の両方の態様で好適に使用可能である。

【0049】

まず、図 1 に示す内視鏡装置 100 の把持部 102 に対してフック 41b を連結して内視鏡処置具 1 を利用する場合について説明する。

内視鏡処置具 1 が内視鏡装置 100 に取り付けられていない状態で、操作者は、図 11 に示すように公知の手技により内視鏡装置 100 を処置対象部位である十二指腸乳頭 PV

10

20

30

40

50

まで案内し、内視鏡装置 100 を用いて処置対象部位を観察する。

処置対象部位の観察後、内視鏡装置 100 の処置具チャンネル 104 の近位端から適宜の処置具取付補助具などを介して、内視鏡処置具 1 のシース 3 が挿入される。処置具取付補助具としては、鉗子栓 103 からの液体の漏れを抑制する栓体と、処置具チャンネル 104 から逆流する液体を排出する排出管とを備える部材が用いられてもよい。

内視鏡処置具 1 の操作部 40 は内視鏡装置 100 に対してフック 41b により連結されている。そのため、内視鏡処置具 1 の操作者は、内視鏡装置 100 を、例えば左手、シース 3 を、例えば右手に持って、内視鏡装置 100 の鉗子栓 103 に対してシース 3 を出し入れする操作を行うことができる。

【0050】

図 12 に示すように、操作者によるシース 3 の操作により、シース 3 の遠位端 3a は、処置具チャンネル 104 の遠位端 104a (開口部) から突出する。この様子は、内視鏡装置 100 の撮像部 106 により撮像される。

側視型の内視鏡装置 100 を利用した十二指腸乳頭 PV に対する E S T の手技においては、内視鏡装置 100 が撮像した画像を、画像の上部中央を 12 時とする時計の文字盤と見立てた場合、内視鏡装置 100 が撮像した画像における 11 時と 12 時との間に十二指腸乳頭 PV の切開対象部位が映るように撮像部の向きを合わせる。この状態で、十二指腸乳頭 PV の開口部から十二指腸乳頭 PV を拡張するように切開することで、十二指腸乳頭 PV において結石等を通過させるための通路を形成する。

【0051】

まず、操作者は、十二指腸乳頭 PV 内に造影剤を導入することにより、胆管および膵管の走行、並びに結石の有無を調べる。すなわち、E R C P の手技のために、シース 3 の遠位端 3a におけるプリカーブ部 4 を内視鏡装置 100 の処置具チャンネル 104 の遠位端 104a から突出させる。プリカーブ部 4 にはあらかじめ湾曲形状がつけられているので、処置具チャンネル 104 内において、湾曲機構 107 あるいは起上台 105 における湾曲形状にプリカーブ部 4 が倣うまで、シース 3 の中心軸を回転中心としてプリカーブ部 4 が回転する。

プリカーブ部 4 の遠位部分が起上台 105 を通過する過程で、プリカーブ部 4 は、プリカーブ部 4 の湾曲方向と起上台 105 の湾曲方向とが一致するまで回転する。

続いて、プリカーブ部 4 の遠位部分が内視鏡装置 100 の撮像部 106 の撮像視野に進入する。操作者は、操作部 40 においてシース 3 の近位端 3b をシース 3 の長手方向に進退させてプリカーブ部 4 の遠位部分の位置を調整する。

このとき、シース 3 の近位端 3b をシース 3 の中心軸を回転中心として積極的に回転させなくても、プリカーブ部 4 が内視鏡装置 100 の湾曲機構 107 や起上台 105 の湾曲状態に応じて受動的に回転する。このため、シース 3 の遠位端 3a は内視鏡画像における 12 時方向に湾曲した位置となる。

【0052】

十二指腸乳頭 PV にシース 3 の遠位端 3a を容易に挿入するため、操作者は、操作部 40 の第 1 ポート 52 からガイドワイヤ 80 を第 1 ルーメン 7 内に挿通し、第 1 ルーメン 7 の遠位端からガイドワイヤ 80 の遠位端 80a を突出させる。この場合、操作者は、まず、ガイドワイヤ 80 の遠位端 80a を十二指腸乳頭 PV にまず挿入する。続いて、操作者は、シース 3 の遠位端 3a をガイドワイヤ 80 に沿って十二指腸乳頭 PV に挿入する。

【0053】

図 13 に示すように、内視鏡画像におけるプリカーブ部 4 の湾曲方向が 12 時に設定されているときに、ナイフワイヤ 30 の切開部 34 は、12 時方向よりも 11 時方向寄りの方向へ向かって遠位第 1 孔 23 および遠位第 2 孔 24 から突出している。

操作者は、切開部 34 が内視鏡画像上の 11 時と 12 時との間の方向に向かっていることを確認しながらシース 3 を鉗子栓 103 から処置具チャンネル 104 へと挿入する。これにより、シース 3 の遠位部分は内視鏡装置 100 の起上台 105 から押し出され、シース 3 の遠位端 3a は十二指腸乳頭 PV の開口に達して十二指腸乳頭 PV 内に挿入される。

【 0 0 5 4 】

シース 3 が十二指腸乳頭 P V 内に導入されたら、操作者は、第 2 ポート 5 3 から造影剤を供給する。造影剤は、シース 3 の遠位端 3 a における第 2 ルーメン 1 5 の開口から吐出され、十二指腸乳頭 P V を通じて胆管および膵管に導入される。造影剤の導入により、操作者は、胆管および膵管の走行、並びに、結石の有無、その位置、および大きさ等が容易に把握できる。

【 0 0 5 5 】

造影剤の導入後、結石の除去が必要である場合には、E S T が行われる。

図 1 4 に示すように、シース 3 が十二指腸乳頭 P V 内に導入されたあと、操作者は、ブリカーブ部 4 の遠位部分を所定長さだけ十二指腸乳頭 P V 内に配する。この状態で、操作者は、操作部 4 0 におけるスライダ 4 2 b を近位側に後退させる。これにより、ナイフワイヤ 3 0 が近位側に牽引され、シース 3 の遠位端 3 a 近傍の部分は、遠位第 1 孔 2 3 と遠位第 2 孔 2 4 との間で湾曲変形される。ナイフワイヤ 3 0 の切開部 3 4 は、シース 3 に対して弓状に張られる。

ブリカーブ部 4 の湾曲方向を 1 2 時方向と設定したときに、切開部 3 4 は、1 2 時方向よりも 1 1 時方向寄りにずれた位置において十二指腸乳頭 P V の開口部の内面に接する。

切開部 3 4 がシース 3 に対して弓状に張られる過程で、操作者は、操作部 4 0 のコネクタ 7 3 を通じて高周波電源装置から高周波電流をナイフワイヤ 3 0 に供給する。

これにより、切開部 3 4 が接触している組織が高周波電流により切開される。

本実施形態では、十二指腸乳頭 P V における主要な血管を避けた位置が内視鏡画像上の 1 1 時方向寄りに映るように設定されている。この 1 1 時方向の位置で切開部 3 4 により十二指腸乳頭 P V が切開されるため、切開による出血量が抑制される。

【 0 0 5 6 】

十二指腸乳頭 P V の切開が終了した後、操作者は、必要に応じて、造影剤が入ったシリンジを第 2 ポート 5 3 に接続し、第 2 ポート 5 3 から第 2 ルーメン 1 5 を通じて造影剤を十二指腸乳頭 P V 内へ吐出する。十二指腸乳頭 P V 内に吐出された造影剤により、除去対象となる結石までの経路が X 線画像上で把握できる。

【 0 0 5 7 】

操作者は、胆管や膵管の走行が X 線画像により把握できた後、十二指腸乳頭 P V から導入したガイドワイヤ 8 0 を胆管や膵管に挿入する。本実施形態では、胆管の走行に沿って胆管内へとガイドワイヤ 8 0 を導入する場合を例示する。

なお、胆管あるいは膵管により容易にガイドワイヤ 8 0 を挿入するため、シース 3 の遠位端 3 a を十二指腸乳頭 P V へ挿入するために用いられたガイドワイヤ 8 0 は、アングルタイプのガイドワイヤに交換されてもよい。

【 0 0 5 8 】

図 1 5 に示すように、ガイドワイヤ 8 0 は、例えば、胆管内から除去すべき結石 S を超えて、ある程度奥へ進んだ位置に、遠位端 8 0 a が位置するまで挿入される。

ガイドワイヤ 8 0 が所定の位置に達した後、体内にガイドワイヤ 8 0 が残された状態で内視鏡処置具 1 が抜去される。これは、結石 S を除去するための公知の内視鏡用結石除去具（バスケット鉗子やバルーン等）を本実施形態に係る内視鏡処置具 1 に代えて胆管内に導入するために行われる。

【 0 0 5 9 】

図 1 6 に示すように、操作者が内視鏡処置具 1 を抜去する際には、まず、操作部 4 0 の本体部 4 1 の第 1 ポート 5 2 から、切欠き部 5 2 b を通じてガイドワイヤ 8 0 を取り外す。このとき、操作者は、ガイドワイヤ 8 0 の図示略の遠位端 8 0 a の位置は変化させず、本体部 4 1 を移動することによって、ガイドワイヤ 8 0 を第 1 ポート 5 2 に対して相対移動させる。第 1 ポート 5 2 の切欠き部 5 2 b をガイドワイヤ 8 0 が通過する過程で、シース 3 の図示略の第 1 ルーメン 7 内のガイドワイヤ 8 0 は、第 1 のスリット部 1 0 A を通じてシース 3 の外部に徐々に取り出される。

このとき、図 1 7 に示すように、ガイドワイヤ 8 0 は、シース 3 に対しては、入口部 8

から、第1のスリット部10Aの間に挿通されて第1ルーメン7からシース3の外部に取り出される。

第1のスリット部10Aのスリット幅W1は、ガイドワイヤ80の外径D0よりも狭いため、第1のスリット部10Aをガイドワイヤ80が挿通する際には、フラップ部11a、11bが弾性変形する。操作者は、この弾性変形を発生させる仕事と、フラップ部11a、11bとの接触部で発生する摩擦抵抗に抗する仕事とに対応する第1の力量によってこの作業を行う。

【0060】

この作業を続けると、図18に示すように、シース3からのガイドワイヤ80の分岐位置が、鉗子栓103に取り付けられた処置具取付補助具90の近傍に達する。

10

この後、操作者は、処置具取付補助具90の近傍で、ガイドワイヤ80の位置が動かないようにガイドワイヤ80を支えつつ、シース3を処置具チャンネル104の近位側へと移動させる。操作者がシース3を処置具チャンネル104の近位側へと移動させる過程において、シース3がガイドワイヤ80から漸次外される。

【0061】

操作者が第1のスリット部10Aの長さL1だけ、シース3を移動すると、ガイドワイヤ80は、第2のスリット部10Bに挿通された状態になる。

本実施形態では、第2のスリット部10Bのスリット幅W2は、第1のスリット部10Aのスリット幅W1よりも狭い。このため、ガイドワイヤ80が第1のスリット部10Aから第2のスリット部10Bに移動する際、ガイドワイヤ80が受ける抵抗がステップ状に増大する。操作者は、同一の速さでシース3を移動し続けるには、第1の力量よりも大きな第2の力量で、作業を続ける必要がある。

20

このため、操作者は、ガイドワイヤ80が第2のスリット部10Bに到達したことを、抵抗力量の大きさによって感知することができる。

ガイドワイヤ80が第2のスリット部10Bに達すると、操作者は、第2のスリット部10Bの長さがL2であることを知っていれば、操作者は、さらにL2だけシース3を移動すると、それ以上移動できなくなることが分かる。

加えて、同一の速さでシース3の移動を続けるには、より大きな力量が必要になるため、第2のスリット部10Bがブレーキのように作用して、自然にシース3の移動速度が低下する。

30

【0062】

ただし、シース3の遠位側は、鉗子栓103または処置具チャンネル104の内部に隠れているため、第2のスリット部10Bの遠位端がガイドワイヤ80の分岐位置に現れるタイミングを、操作者が正確に知ることは難しい。

そこで、操作者は、シース3を移動する抵抗が増えたら、シース3の移動速度を落とすか、移動を停止する。本実施形態では、図18に示すように、第2のスリット部10Bの遠位端側の所定の範囲にマークMが形成されているため、操作者は、マークMを視認することによっても、第2のスリット部10Bの終端部が近づいたことを知ることができる。

このようにして、操作者は、第2のスリット部10Bの近位端ないしは途中で、シース3の移動を停止する。

40

【0063】

この後、操作者は、ガイドワイヤ80がその近位端方向へ移動しないようにガイドワイヤ80を支えながら、ガイドワイヤ80に沿ってシース3をガイドワイヤ80の近位側に移動させる。これにより、操作者は、体内でのガイドワイヤ80の位置を変化させずにシース3の遠位端3aを鉗子栓103および処置具取付補助具90の外側に引き出す。

この後、操作者は、内視鏡装置100の外部に延出されたガイドワイヤ80に沿って、シース3の遠位部分をガイドワイヤ80の近位端に移動させ、ガイドワイヤ80からシース3を取り外す。

【0064】

ガイドワイヤ80からシース3が取り外されたら、操作者は、図示略の内視鏡用結石除

50

去具をガイドワイヤ 80 に取り付けて、この内視鏡用結石除去具を除去対象の結石まで内視鏡装置 100 の処置具チャンネル 104 を通じて案内する。

以上で、内視鏡処置具 1 と内視鏡用結石除去具との交換作業が終了する。

この後、操作者は、内視鏡用結石除去具を用いて、周知の結石除去の手技を行う。

【0065】

以上、操作者が内視鏡装置 100 および内視鏡処置具 1 の両方を操作する場合の例で説明した。ここで、内視鏡装置 100 を操作する操作者と、内視鏡処置具 1 を操作する操作者とが互いに異なる例について説明する。

この例では、内視鏡処置具 1 を操作する操作者は、内視鏡処置具 1 の操作部 40 を片手に持ち、反対の手で、第 1 ポート 52 へのガイドワイヤ 80 の挿入およびガイドワイヤ 80 の位置調整をすることができる。内視鏡装置 100 の操作者と内視鏡処置具 1 の操作者とは、互いの操作を協調させることで、内視鏡装置 100 と内視鏡処置具 1 とを一人の操作者が操作する上記の例と同様の処置を進めることができる。

【0066】

以上に説明したように、本実施形態の内視鏡処置具 1 によれば、操作者は、ガイドワイヤ 80 とともに患者の体内に挿入された内視鏡処置具 1 のシース 3 を、内視鏡装置 100 の鉗子栓 103 の近傍で遠位部分のみを残してガイドワイヤ 80 から取り外すことができる。その後、操作者は、シース 3 の遠位部分を、ガイドワイヤ 80 を通してガイドワイヤ 80 の近位端から取り外し、ガイドワイヤ 80 を通して他の処置具を患者の体内に案内することができる。

【0067】

このような交換作業において、操作者は、ガイドワイヤ 80 からシース 3 を取り外す際に、第 1 のスリット部 10A から受ける抵抗と、第 2 のスリット部 10B から受ける抵抗との力量の相違によって、ガイドワイヤ 80 からの分岐が行われているシース 3 の長手方向の領域を容易に識別することができる。

このため、操作者が抵抗の増大を感知した時点で、シース 3 の移動速度を低下、ないしシース 3 を停止させることによって、第 2 のスリット部 10B の範囲で、確実にシース 3 の移動を停止することができる。この結果、ガイドワイヤ 80 が第 2 のスリット部 10B よりも遠位側に突き抜けることを防止できる。

【0068】

万一、操作者が十分にシース 3 の移動速度を低下することができない場合、はずみついたシース 3 が第 2 のスリット部 10B の遠位端を突き抜けようとするおそれもある。しかし、本実施形態では、第 2 のスリット部 10B の遠位端に対向して、引き裂き防止部 10C が形成されている。このため、万一、引き裂き防止部 10C にガイドワイヤ 80 が衝突しても、引き裂き防止部 10C はガイドワイヤ 80 の相対移動方向に直交する平面であるため、引き裂き防止部 10C にガイドワイヤ 80 が衝突しても、応力集中などによって衝突部位から亀裂が走ることもない。この結果、衝突部位からシース 3 が破損することを防止できる。

【0069】

このように、内視鏡処置具 1 によれば、シース 3 のスリット部を通してガイドワイヤ 80 からシース 3 を取り外す際に、シース 3 のスリット部の終端部が近づいたことを、操作者が容易に感知できる。

【0070】

[第 1 変形例]

次に、上記実施形態の第 1 変形例の内視鏡処置具について説明する。

図 19 は、本発明の実施形態の第 1 変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

【0071】

図 1 に示すように、本変形例の内視鏡処置具 1A は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 に代えて、内視鏡装置 100 とともに用いることで、切開システム 108 を構成することが

できる。

図19に示すように、内視鏡処置具1Aは、上記実施形態の内視鏡処置具1の引き裂き防止部10Cに代えて引き裂き防止部110Cを備える。以下、上記実施形態と異なる点を中心に説明する。

【0072】

引き裂き防止部110Cは、第2のスリット部10Bの遠位端において、シース3の外周面3cから第1ルーメン7に貫通する孔部で構成される。

引き裂き防止部110Cの孔形状は、少なくとも遠位側が滑らかな凸湾曲面で形成されていれば特に限定されない。例えば、引き裂き防止部110Cの孔形状は、円形、楕円形、卵形、洋梨形などでもよい。

10

図19に示す引き裂き防止部110Cは、一例として、径方向から見ると、第2のスリット部10Bの長手方向の先端から先端側に延ばされた円孔状である。このため、引き裂き防止部110Cは、第2のスリット部10Bの先端から円状に張り出す壁状部になっている。

引き裂き防止部110Cの直径D3は、 $W2 < D3 \leq W1$ を満足する。

引き裂き防止部110Cの孔中心は、第2のスリット部10Bの中心軸線上に位置する。引き裂き防止部110Cにおける最も遠位端の壁面部の位置は、上記実施形態と同様、図示略の遠位端3aから測って、長さL3である。

【0073】

本変形例の内視鏡処置具1Aによれば、上記実施形態の内視鏡処置具1と同様に、内視鏡装置100とともに用いることによって、例えば、ESTを行った後、結石除去などのために、他の処置具と迅速に交換することができる。

20

その際、内視鏡処置具1Aは、上記実施形態の内視鏡処置具1と同様の第1のスリット部10A、第2のスリット部10Bを備えるため、上記実施形態と同様に、シース3のスリット部を通してガイドワイヤ80からシース3を取り外す際に、シース3のスリット部の終端部が近づいたことを、操作者が容易に感知できる。

【0074】

さらに、本変形例では、引き裂き防止部10Cに代えて、引き裂き防止部110Cを備える。このため、シース3の取り外し作業において、万一、ガイドワイヤ80が第2のスリット部10Bよりも遠位側に移動すると、ガイドワイヤ80は、第2のスリット部10Bの長手方向に第2のスリット部10Bから抜けた後、引き裂き防止部110Cの内部に移動する。その際、 $W2 < D3 \leq W1$ であるため、操作者は、シース3が受ける抵抗が、わずかに軽くなることを感知することができる。これにより、操作者は、第2のスリット部10Bの先端を通過したことを識別できるため、シース3の移動速度を緩める動作に移りやすい。

30

このとき、操作者が直ちにシース3の移動を停止できなかったとしても、引き裂き防止部110Cは、スリット幅W2よりも曲率が大きい湾曲面からなる壁状部であるため、ガイドワイヤ80が衝突しても、応力集中が起こりにくく、シース3の破損が発生しにくい。

【0075】

40

さらに、本変形例では、第2のスリット部10Bでシース3の移動を停止した後、ガイドワイヤ80を引き裂き防止部110Cまで相対移動してもよい。この場合、ガイドワイヤ80に沿ってシース3の遠位部分を移動するときに、ガイドワイヤ80を第2のスリット部10Bに挿通している場合よりも移動時の負荷が低負荷になる。このため、操作者は、ガイドワイヤ80に沿ってシース3の遠位部分を移動する作業をより迅速に行うことができる。

【0076】

[第2変形例]

次に、上記実施形態の第2変形例の内視鏡処置具について説明する。

図20は、本発明の実施形態の第2変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を

50

示す模式的な正面図である。

【 0 0 7 7 】

図 1 に示すように、本変形例の内視鏡処置具 1 B は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 に代えて、内視鏡装置 1 0 0 とともに用いることで、切開システム 1 0 8 を構成することができる。

図 2 0 に示すように、内視鏡処置具 1 B は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 の第 2 のスリット部 1 0 B に代えて、第 2 のスリット部 2 1 0 B を備える。以下、上記実施形態と異なる点を中心に説明する。

【 0 0 7 8 】

第 2 のスリット部 2 1 0 B は、第 2 のスリット部 1 0 B が一定のスリット幅 $W 2$ を有するのに対して、スリット幅 w が近位側から遠位側に向かって、 $W 1$ から 0 に変化する。すなわち、第 2 のスリット部 2 1 0 B は、上記実施形態と同様、第 2 のフラップ部 1 1 B の周方向先端面 1 1 g、1 1 h の間の隙間によって形成されている。ただし、本変形例では、周方向先端面 1 1 g、1 1 h の間の隙間が近位側から遠位側に向かって、 $W 1$ から 0 に変化している点異なる。

第 2 のスリット部 2 1 0 B は、第 1 のスリット部 1 0 A の遠位端から引き裂き防止部 1 0 C に向かってスリット幅が、径方向外側から見て V 字状に減少するスリット部になっている。

【 0 0 7 9 】

本変形例の内視鏡処置具 1 B によれば、上記実施形態の内視鏡処置具 1 と同様に、内視鏡装置 1 0 0 とともに用いることによって、例えば、EST を行った後、結石除去などのために、他の処置具と迅速に交換することができる。

その際、内視鏡処置具 1 B は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 の第 2 のスリット部 1 0 B に代えて、第 2 のスリット部 2 1 0 B を備えるため、ガイドワイヤ 8 0 が第 2 のスリット部 2 1 0 B を相対移動する際に、近位側から遠位側に向かうにつれて、抵抗力量が第 1 のスリット部 1 0 A で受ける第 1 の力量から漸次連続的に増大し、第 2 のスリット部 2 1 0 B の最先端で最大になる変化を示す。

【 0 0 8 0 】

このため、操作者は、シース 3 のスリット部を通してガイドワイヤ 8 0 からシース 3 を取り外す際に、漸次抵抗が大きくなることで、シース 3 のスリット部の終端部が近づいたことを容易に感知できる。さらに、抵抗が漸次大きくなることに応じて、操作者は、シース 3 の移動速度を、より自然に減速しやすくなっている。

【 0 0 8 1 】

万一、第 2 のスリット部 2 1 0 B の間で、操作者がシース 3 の移動を停止しなかった場合でも、第 2 のスリット部 2 1 0 B の先端には、上記実施形態と同様、引き裂き防止部 1 0 C が対向している。このため、上記実施形態と同様、引き裂き防止部 1 0 C にガイドワイヤ 8 0 が衝突しても、応力集中などによって衝突部位から亀裂が走ることもないため、衝突部位からシース 3 が破損することを防止できる。

【 0 0 8 2 】

[第 3 変形例]

次に、上記実施形態の第 3 変形例の内視鏡処置具について説明する。

図 2 1 は、本発明の実施形態の第 3 変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

【 0 0 8 3 】

図 1 に示すように、本変形例の内視鏡処置具 1 C は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 に代えて、内視鏡装置 1 0 0 とともに用いることで、切開システム 1 0 8 を構成することができる。

図 2 1 に示すように、内視鏡処置具 1 C は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 の第 2 のスリット部 1 0 B に代えて、第 2 のスリット部 3 1 0 B を備える。以下、上記実施形態と異なる点を中心に説明する。

【 0 0 8 4 】

第2のスリット部310Bは、第1のスリット部10Aの遠位端から引き裂き防止部10Cに向かって、第1の縮幅部310c、定幅部310b、および第2の縮幅部310aをこの順に備える。

第1の縮幅部310cは、その近位端から遠位端までのスリット幅 w_c が、漸次 W_1 から W_4 （ただし、 $W_4 < W_1$ ）まで変化するスリット部分である。

定幅部310bは、スリット幅 w_b が、一定値 W_4 のスリット部分である。

第2の縮幅部310aは、その近位端から遠位端までのスリット幅 w_a が、 W_4 よりも狭い W_5 から漸次0まで変化するスリット部分である。

第2のスリット部310Bは、上記実施形態と同様、第2のフラップ部11Bの周方向先端面11g、11hの間の隙間が、上述のスリット幅を形成するように変化して形成されている。

【 0 0 8 5 】

本変形例の内視鏡処置具1Cによれば、上記実施形態の内視鏡処置具1と同様に、内視鏡装置100とともに用いることによって、例えば、ESTを行った後、結石除去などのために、他の処置具と迅速に交換することができる。

その際、内視鏡処置具1Cは、上記実施形態の内視鏡処置具1の第2のスリット部10Bに代えて、第2のスリット部310Bを備えるため、ガイドワイヤ80が第2のスリット部310Bを相対移動する際に、近位側から遠位側に向かうにつれて、抵抗力量が連続的または段階的に非減少に変化する。

例えば、第1の縮幅部310cでは、抵抗力量が、第1のスリット部10Aで受ける第1の力量から漸次連続的に増大する。

ガイドワイヤ80が、定幅部310bに相対移動すると、定幅部310bで受ける抵抗力量は、第1のスリット部10Aで受ける第1の力量よりわずかに大きな一定の第2の力量になる。

ガイドワイヤ80が、定幅部310bから第2の縮幅部310aに相対移動すると、抵抗力量は階段状に増大する。さらに、ガイドワイヤ80が、第2の縮幅部310a内を遠位側に移動するにつれて、抵抗力量は漸次連続的に増大する。

【 0 0 8 6 】

このため、ガイドワイヤ80が第1の縮幅部310cを通過して定幅部310bに相対移動する際には、ガイドワイヤ80は、第1の縮幅部310cを通過することで、円滑に定幅部310bに入るため、操作者は、衝撃を感じることなく抵抗力量が増大したことを感知できる。シース3は、第1段階の制動を受ける。

例えば、操作者が衝撃を感知すると、操作者によっては反射的に、シース3を移動する力を急峻に増加させて対処する可能性があるが、本変形例によれば、このような反射的な動作が発生しにくい。

抵抗力量の増大を感知した操作者は、第2のスリット部310Bの終端部に近づいたことが分かるため、シース3の移動速度を減速したり、シース3を停止したりすることが容易となる。

万一、操作者が、減速動作や停止動作を行わなかった場合、ガイドワイヤ80は、第2の縮幅部310aに相対移動する。このとき、定幅部310bから第2の縮幅部310aに移動する際には、第1のスリット部10Aから第2のスリット部310Bに相対移動する場合に比べて、操作者は、より強い衝撃を感知する。その後、ガイドワイヤ80が第2の縮幅部310aに相対移動することによって、漸次抵抗が大きくなり、シース3は、第2段階のより強い制動を受ける。

これにより、操作者は、シース3のスリット部の終端部が近づいたことを確実に感知できる。さらに、抵抗力量が漸次大きくなることに応じて、操作者は、シース3の移動速度を、減速しやすくなっている。

【 0 0 8 7 】

万一、第2の縮幅部310aの間で、操作者がシース3の移動を停止しなかった場合で

も、第2のスリット部310Bの先端には、上記実施形態と同様、引き裂き防止部10Cが対向している。このため、上記実施形態と同様、引き裂き防止部10Cにガイドワイヤ80が衝突しても、応力集中などによって衝突部位から亀裂が走ることもないため、衝突部位からシース3が破損することを防止できる。

【0088】

[第4変形例]

次に、上記実施形態の第4変形例の内視鏡処置具について説明する。

図22は、本発明の実施形態の第4変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

【0089】

図1に示すように、本変形例の内視鏡処置具1Dは、上記実施形態の内視鏡処置具1に代えて、内視鏡装置100とともに用いることで、切開システム108を構成することができる。

図22に示すように、内視鏡処置具1Dは、上記実施形態の内視鏡処置具1の第2のスリット部10B、引き裂き防止部10Cに代えて、第2のスリット部410B、引き裂き防止部410Cを備える。以下、上記実施形態と異なる点を中心に説明する。

【0090】

第2のスリット部410Bは、第1のスリット部10Aの遠位端から引き裂き防止部10Cに向かって、縮幅部410b、および拡幅部410aをこの順に備える。

縮幅部410bは、近位端から遠位端までのスリット幅wdが、漸次W1からW6（ただし、 $W6 < W1$ ）まで変化するスリット部分である。

拡幅部410aは、近位端から遠位端までのスリット幅weが、W6からW7（ただし、 $W6 < W7 < W1$ ）まで漸次変化するスリット部分である。

第2のスリット部410Bは、上記実施形態と同様、第2のフラップ部11Bの周方向先端面11g、11hの間の隙間が、上述のスリット幅を形成するように変化して形成されている。

【0091】

引き裂き防止部410Cは、第2のスリット部410Bの拡幅部410aの遠位端部に形成されている。引き裂き防止部410Cは、拡幅部410aの各遠位端の間において、径方向に貫通し、長手方向に直交する方向に延びる壁状部からなる。このため、引き裂き防止部410Cは、拡幅部410aの遠位端部を閉じて、図示略の第1ルーメン7に貫通する径方向外側から見て台形状の孔部の端部を形成している。

【0092】

本変形例の内視鏡処置具1Dによれば、上記実施形態の内視鏡処置具1と同様に、内視鏡装置100とともに用いることによって、例えば、ESTを行った後、結石除去などのために、他の処置具と迅速に交換することができる。

その際、内視鏡処置具1Dは、上記実施形態の内視鏡処置具1の第2のスリット部10Bに代えて、第2のスリット部410Bを備えるため、ガイドワイヤ80が第2のスリット部410Bを相対移動する際に、近位側から遠位側に向かうにつれて、縮幅部410bでは、上記第3変形例の第1の縮幅部310cと同様に、抵抗力量が、第1のスリット部10Aで受ける第1の力量から漸次連続的に増大する。拡幅部410aでは、抵抗力量が連続的に減少する。

このため、ガイドワイヤ80が縮幅部410bから拡幅部410aに相対移動すると、拡幅部410aで受ける抵抗力量が漸次減少する。これにより、操作者は、ガイドワイヤ80が縮幅部410bを通過して拡幅部410aに相対移動したことを感知できる。抵抗力量の減少を感知した操作者は、ガイドワイヤ80が第2のスリット部410Bに進入し、第2のスリット部410Bの終端部に近づいたことが分かるため、シース3の移動速度を減速したり、シース3を停止したりすることが容易となる。

拡幅部410aのスリット幅weは、第1のスリット部10Aのスリット幅W1よりは狭い。このため、拡幅部410aには、第1のスリット部10Aに比べれば、ガイドワイ

ヤ 80 の相対移動を制動する作用がある。ただし、操作者によっては抵抗力量が減少することで、拡幅部 410a の範囲でシース 3 の移動を停止できない場合も考えられる。

万一、操作者が、減速動作や停止動作を行わなかった場合、ガイドワイヤ 80 は引き裂き防止部 410C に衝突する。しかし、引き裂き防止部 410C にガイドワイヤ 80 が衝突しても、引き裂き防止部 410C は、長手方向に直交する平面からなる壁状部である。このため、応力集中などによって衝突部位から亀裂が走ることもなく、衝突部位からシース 3 が破損することを防止できる。

さらに、本変形例では、引き裂き防止部 410C は、拡幅部 410a の先端の間を閉じないように配置されている。このように、拡幅部 410a と引き裂き防止部 410C の間には周方向における切り込みが形成されていない点でも、シース 3 に破損が生じにくい。

【0093】

さらに、本変形例では、拡幅部 410a でシース 3 の移動を停止した後、ガイドワイヤ 80 を引き裂き防止部 410C に向かって相対移動してもよい。この場合、ガイドワイヤ 80 に沿ってシース 3 の遠位部分を移動するときに、ガイドワイヤ 80 を拡幅部 410a の近位寄りに挿通している場合よりも移動時の負荷が低負荷になる。このため、操作者は、ガイドワイヤ 80 に沿ってシース 3 の遠位部分を移動する作業をより迅速に行うことができる。

【0094】

[第5変形例]

次に、上記実施形態の第5変形例の内視鏡処置具について説明する。

図23は、本発明の実施形態の第5変形例の内視鏡処置具のシースの主要部の構成例を示す模式的な正面図である。

【0095】

図1に示すように、本変形例の内視鏡処置具 1E は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 に代えて、内視鏡装置 100 とともに用いることで、切開システム 108 を構成することができる。

図23に示すように、内視鏡処置具 1E は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 の第1のスリット部 10A、第2のスリット部 10B、引き裂き防止部 10C に代えて、第1のスリット部 510A、第2のスリット部 510B、上記第1変形例と同様の引き裂き防止部 110C を備える。以下、上記実施形態と異なる点を中心に説明する。

【0096】

第1のスリット部 510A は、上記実施形態の第1のスリット部 10A と同様に構成された定幅部 510b と、定幅部 510b の遠位端に形成された孔部 510a とを備える。

孔部 510a は、定幅部 510b の遠位端において、シース 3 の外周面 3c から図示略の第1ルーメン 7 に貫通する。

孔部 510a の孔形状は、滑らかな凸湾曲面で形成されていれば特に限定されない。例えば、孔部 510a の孔形状は、円形、楕円形、卵形、洋梨形などでもよい。

本変形例では、一例として、孔部 510a の形状は円形状である。孔部 510a の直径 D4 (周方向の幅) は、定幅部 510b のスリット幅 W1 よりも大きい。

第1のスリット部 510A は、上記実施形態と同様、第1のフラップ部 11A の周方向先端面 11c、11c の間の隙間が、上述のスリット幅を形成するように変化して形成されている。

【0097】

第2のスリット部 510B は、近位端から遠位端までのスリット幅 w f が、W6 から W8 (ただし、W6 < W8 D3) まで漸次変化するスリット部分である。

円孔部 510a、第2のスリット部 510B、および引き裂き防止部 110C は、長手方向に延びる定幅部 510b の中心軸線と同軸上に配置されている。

第2のスリット部 510B は、上記実施形態と同様、第2のフラップ部 11B の周方向先端面 11g、11h の間の隙間が、上述のスリット幅を形成するように変化して形成されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 8 】

本変形例の内視鏡処置具 1 E によれば、上記実施形態の内視鏡処置具 1 と同様に、内視鏡装置 1 0 0 とともに用いることによって、例えば、E S T を行った後、結石除去などのために、他の処置具と迅速に交換することができる。

その際、内視鏡処置具 1 E は、上記実施形態の内視鏡処置具 1 の第 1 のスリット部 1 0 A と同様の定幅部 5 1 0 b の遠位端からより遠位側に向かって、円孔部 5 1 0 a、第 2 のスリット部 5 1 0 B、および引き裂き防止部 1 1 0 C がこの順に形成されている。

上記第 4 変形例では、第 1 のスリット部 1 0 A の近位端の縮幅部 4 1 0 b によってスリット幅が漸次縮径した後、拡幅部 4 1 0 a によって漸次拡径することによって、ガイドワイヤ 8 0 を相対移動する際の抵抗力量が変化した。

本変形例では、ガイドワイヤ 8 0 が定幅部 5 1 0 b から円孔部 5 1 0 a に相対移動することによって、抵抗力量が低下した後、ガイドワイヤ 8 0 が第 2 のスリット部 5 1 0 B に移動する。このため、ガイドワイヤ 8 0 が第 2 のスリット部 5 1 0 B の近位端を通過する際に、抵抗力量が急に増大してから、漸次抵抗力量が減少していく。

このような抵抗力量の変化により、操作者は、ガイドワイヤ 8 0 が円孔部 5 1 0 a を通過して第 2 のスリット部 5 1 0 B の近位側に相対移動したことを感知できる。抵抗力量の急増を感知した操作者は、ガイドワイヤ 8 0 が第 2 のスリット部 5 1 0 B に進入し、第 2 のスリット部 5 1 0 B の終端部に近づいたことが分かるため、シース 3 の移動速度を減速したり、シース 3 を停止したりすることが容易となる。

【 0 0 9 9 】

さらに、上記第 4 変形例の拡幅部 4 1 0 a と同様にスリット幅 w f が拡径する第 2 のスリット部 5 1 0 B では、スリット幅 w f が第 1 のスリット部 5 1 0 A のスリット幅よりは狭い。このため、第 2 のスリット部 5 1 0 B には、第 1 のスリット部 5 1 0 A に比べれば、ガイドワイヤ 8 0 の相対移動を制動する作用がある。

ただし、操作者によっては抵抗力量が減少することで、第 2 のスリット部 5 1 0 B の範囲でシース 3 の移動を停止できない場合も考えられる。この場合でも、第 2 のスリット部 5 1 0 B の遠位端には、上記第 1 変形例と同様の引き裂き防止部 1 1 0 C が形成されている。これにより、万一、ガイドワイヤ 8 0 が引き裂き防止部 1 1 0 C に衝突しても、応力集中などによって衝突部位から亀裂が走ることもなく、衝突部位からシース 3 が破損することを防止できる。

【 0 1 0 0 】

なお、上記実施形態および各変形例の説明では、内視鏡処置具が、第 1 のプリカーブ部および第 2 のプリカーブ部からなるプリカーブ部を有する場合の例で説明したが、プリカーブ部は、単一の曲率半径を有していてもよいし、曲率半径が異なる 3 つ以上のプリカーブ部に分かれていてもよい。

さらに、内視鏡処置具は、プリカーブ部を有していなくてもよい。

【 0 1 0 1 】

上記実施形態および各変形例の説明では、第 1 のスリット部のスリット幅は、等幅もしくは、先端部の一部を除いて等幅の場合の例で説明した。すなわち、第 1 のスリット部は、第 2 のスリット部の基端からガイドワイヤ挿入ポートまで連続して延ばされている例で説明した。

しかし、第 1 のスリット部は、先端部と基端部との間に、複数の拡幅部を有していてもよい。さらに、これら拡幅部は、周方向の幅がガイドワイヤの外径よりも大きい開口部であってもよい。このような開口部は、それぞれ、ガイドワイヤの挿入口として用いることができる。

このように、第 1 のスリット部のスリット幅は、これらの開口部によって不連続になってもよい。

【 0 1 0 2 】

上記実施形態および各変形例の説明では、第 2 のスリット部が、シースの長手方向に延びる中心軸線に沿って第 1 のスリット部と同軸に形成されている例で説明した。しかし、

第2のスリット部は、中心軸線に沿って蛇行する形状に形成されてもよい。この場合、ガイドワイヤの相対移動に際して、抵抗力量を増大させることができる。

【0103】

以上、本発明の好ましい実施形態および各変形例を説明したが、本発明はこれら実施形態および各変形例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。

また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付の特許請求の範囲によってのみ限定される。

【符号の説明】

【0104】

1、1A、1B、1C、1D、1E 内視鏡処置具

3 シース

3a 遠位端

3A 細径部

3b 近位端

3B 太径部

3c 外周面

4 プリカーブ部

4A 第1のプリカーブ部

4B 第2のプリカーブ部

7 第1ルーメン（ガイドワイヤルーメン）

7a 内周面

8 入口部（ガイドワイヤ挿入ポート）

10A、510A 第1のスリット部

10B、210B、310B、410B、510B 第2のスリット部

10C、110C、410C 引き裂き防止部

11a、11b、11e、11f フラップ部

11A 第1のフラップ部

11B 第2のフラップ部

11c、11d、11g、11h 周方向先端面

15 第2ルーメン

20 第3ルーメン

30 ナイフワイヤ

34 切開部（処置部）

40 操作部

80 ガイドワイヤ

100 内視鏡装置

108 切開システム

310a 第2の縮幅部

310b、510b 定幅部

310c 第1の縮幅部

410a 拡幅部

410b 縮幅部

510a 円孔部

M マーク

PV 十二指腸乳頭

S 結石

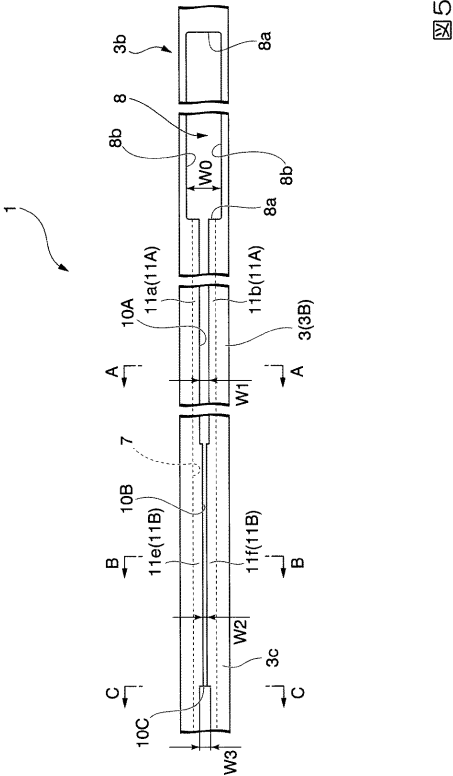
10

20

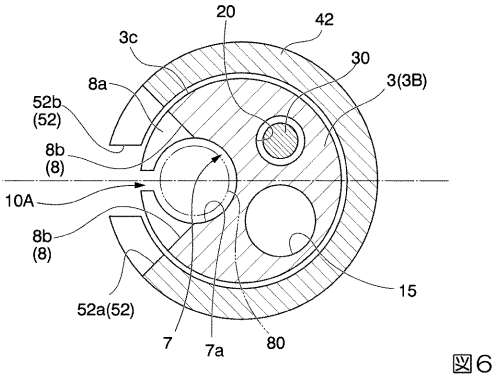
30

40

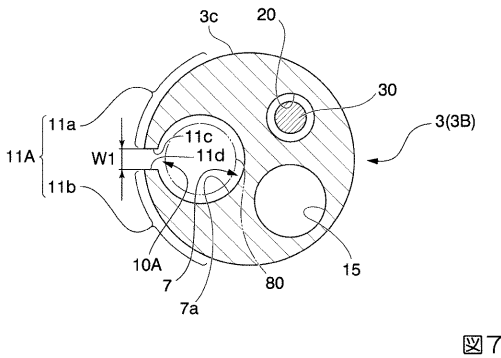
【図 5】



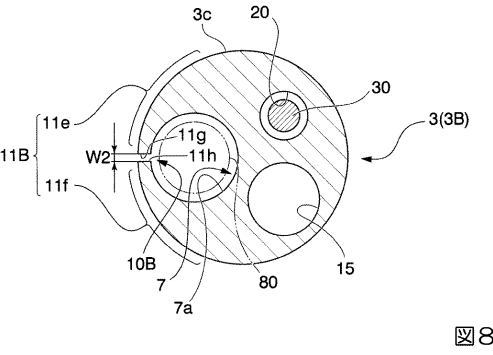
【図 6】



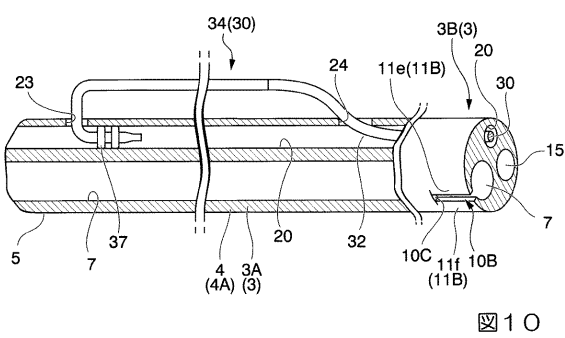
【図 7】



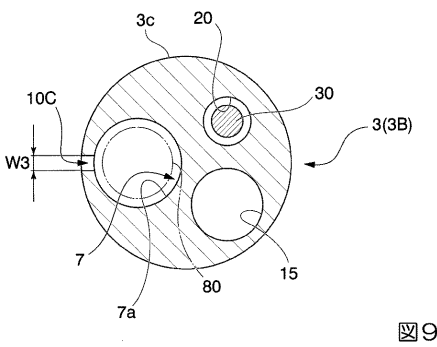
【図 8】



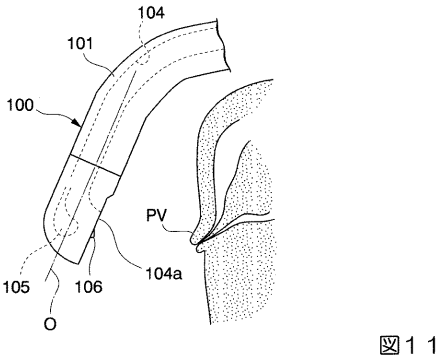
【図 10】



【図 9】



【図 11】



【図 1 2】

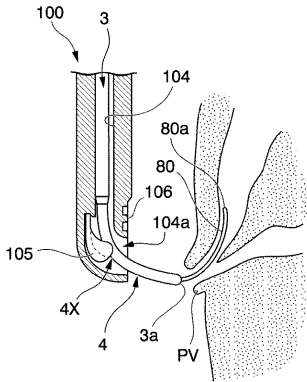


図 1 2

【図 1 4】

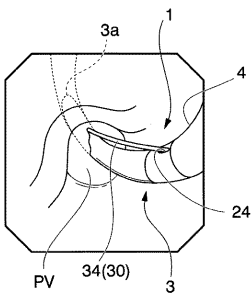


図 1 4

【図 1 3】

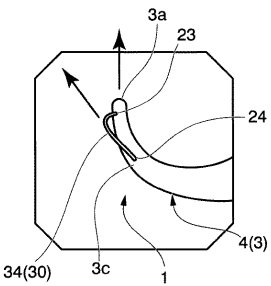


図 1 3

【図 1 5】

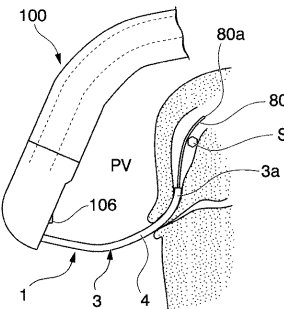


図 1 5

【図 1 6】

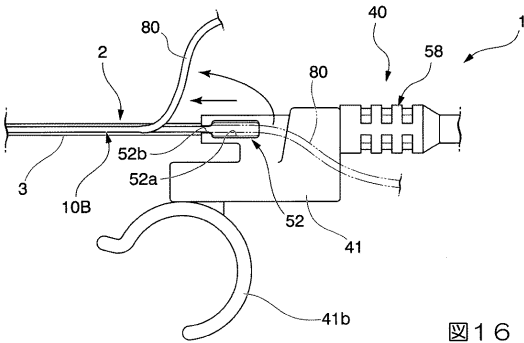


図 1 6

【図 1 8】

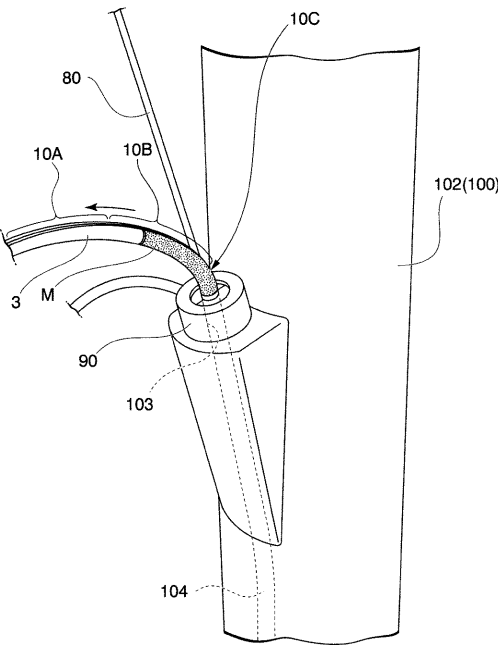


図 1 8

【図 1 7】

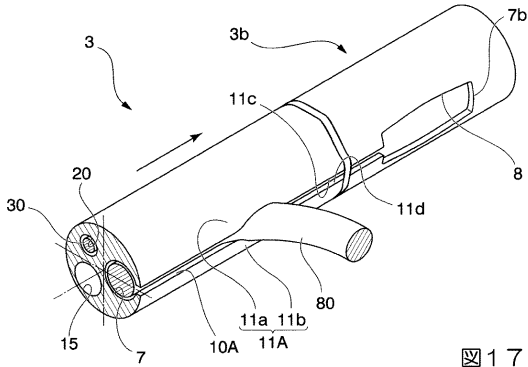


図 1 7

【図 19】

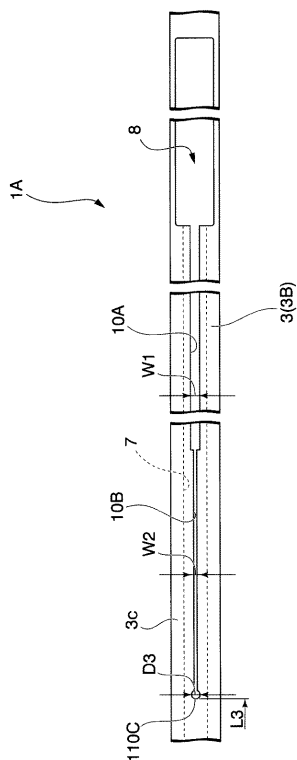


図 19

【図 20】

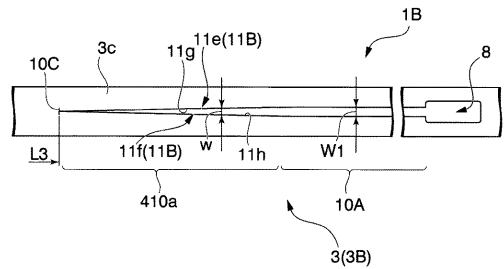


図 20

【図 21】

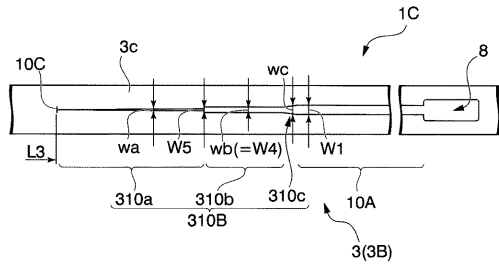


図 21

【図 22】

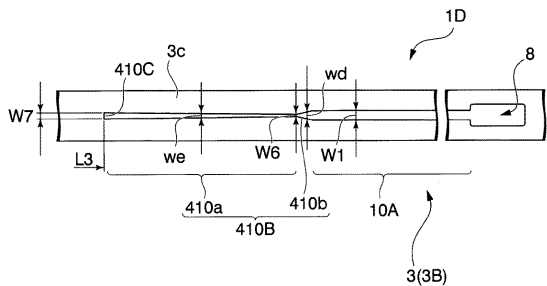


図 22

【図 23】

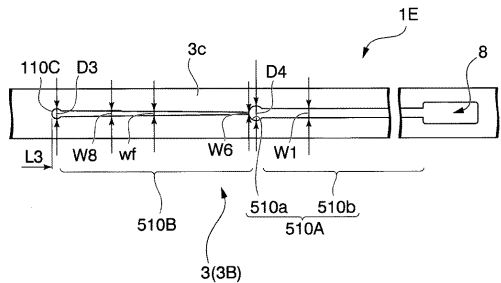


図 23

フロントページの続き

(72)発明者 小川 智恵子
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内

審査官 槻木澤 昌司

(56)参考文献 国際公開第 2 0 1 5 / 1 3 3 4 4 2 (W O , A 1)
特表 2 0 0 4 - 5 2 8 1 2 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 7 5 7 8 5 (J P , A)
特表 2 0 0 2 - 5 0 5 1 4 8 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 1 9 7 3 7 8 (U S , A 1)
特許第 4 7 7 7 5 7 9 (J P , B 2)
登録実用新案第 3 1 9 9 2 5 9 (J P , U)
特表 2 0 0 2 - 5 1 4 0 9 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 7 / 9 4
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 0 1

专利名称(译)	内窥镜治疗工具		
公开(公告)号	JP6549503B2	公开(公告)日	2019-07-24
申请号	JP2016039421	申请日	2016-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	小川智惠子		
发明人	小川 智惠子		
IPC分类号	A61B17/94		
FI分类号	A61B17/94		
F-TERM分类号	4C160/FF19 4C160/FF23 4C160/GG23 4C160/MM43		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
其他公开文献	JP2017153698A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜治疗设备，当护套通过护套的狭缝从导丝中取出时，操作者可以轻松地感知到护套狭缝末端部分的接近。溶解情况：内窥镜治疗装置包括：护套3，其具有细直径部分3A和粗直径部分3B，其中切口部分34设置在细直径部分3A处，并且入口部分8设置在粗直径部分3B处，并且具有导线管腔开口于细径部3A的前端，形成于其内部；一对第一折翼部分，沿护套3的纵向延伸形成，并形成第一切口部分10A，导线可从该第一切口部分10A中取出；一对第二翼片部分在它们之间隔开的间隙处彼此面对，该间隙比第一切口部分10A的切口宽度窄，并形成第二切口部分10B，导线可从该第二切口部分10B取出，其功率更大而不是从第一切口部分10A取出的切割图。图4