



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

内視鏡のチャンネルに挿通可能とされた軟性のシースと、  
 前記シースに進退可能に挿通された操作軸部材と、  
 前記シースの先端部に取り付けられるとともに前記操作軸部材に接続され、前記操作軸部材が基端側に移動したときに前記シースを前記シースの軸線方向に圧縮可能な処置部と、  
 前記シースの基端部に設けられ前記操作軸部材を進退させるための操作部と、  
 を備え、  
 前記シースは、  
 前記シースの先端側に設けられ、前記シースが前記軸線方向に圧縮されたときに拡径して、前記チャンネルに対して前記シースが前記軸線方向に移動するのを抑える先端側抑制部と、  
 前記シースの基端側に設けられ、少なくとも前記シースが前記軸線方向に圧縮されたときに前記チャンネルに対して前記シースが前記軸線方向に移動するのを抑える基端側抑制部と、  
 を有することを特徴とする内視鏡処置具。

10

## 【請求項 2】

前記シースの先端側には、前記軸線方向に延びるとともに前記シースの厚さ方向に貫通する先端側スリットが前記シースの周方向に間隔を開けて複数形成され、  
 前記シースの基端側には、前記軸線方向に延びるとともに前記シースの厚さ方向に貫通する基端側スリットが前記シースの周方向に間隔を開けて複数形成され、  
 前記シースの周方向に隣り合う前記先端側スリット間に形成された先端側帯状体が複数で前記先端側抑制部を構成し、  
 前記シースの周方向に隣り合う前記基端側スリット間に形成された基端側帯状体が複数で前記基端側抑制部を構成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡処置具。

20

## 【請求項 3】

前記シースは、  
 管状に形成されたシース本体と、  
 前記シース本体の先端側に設けられた管状の前記先端側抑制部と、  
 前記シース本体の基端側に設けられた管状の前記基端側抑制部と、  
 を有し、  
 前記シース本体、前記先端側抑制部、および前記基端側抑制部は、互いの外径が等しく設定されるとともに互いの内径が等しく設定され、  
 前記シース本体、前記先端側抑制部、および前記基端側抑制部は、互いの外径が等しく設定されるとともに互いの内径が等しく設定され、  
 前記先端側抑制部および前記基端側抑制部は、前記シース本体よりも弾性率の小さい材料で形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡処置具。

30

## 【請求項 4】

前記内視鏡は、前記チャンネルの基端側の開口に連通する鉗子口を備え、  
 前記シースの先端側には、前記軸線方向に延びるとともに前記シースの厚さ方向に貫通する先端側スリットが前記シースの周方向に間隔を開けて複数形成され、  
 前記シースの周方向に隣り合う前記先端側スリット間に形成された先端側帯状体が複数で前記先端側抑制部を構成し、  
 前記基端側抑制部は、前記鉗子口と係合することで、前記チャンネルに対して前記シースが前記軸線方向に移動するのを抑えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡処置具。

40

## 【請求項 5】

前記処置部は、  
 前記シースの先端部に取り付けられた支持部と、

50

前記シースの前方に配置され前記支持部に設けられた回動軸回りに相対的に回動可能に支持された一対の鉗子部材と、を有し、

前記鉗子部材における前記回動軸より先端側には、互いに対向する対向面がそれぞれ設けられ、

前記操作軸部材の先端部は、一対の前記鉗子部材の少なくとも一方に接続され、

前記操作軸部材が基端側に移動するにしたがって一対の前記対向面を互いに接近させることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡処置具。

【請求項6】

前記シースに挿通され基端部が電源に接続可能とされた一対の給電ワイヤを備え、  
それぞれの前記対向面には、露出されるとともに互いに絶縁された電極部が設けられ、  
一対の前記電極部の一方は、一対の給電ワイヤの一方の先端部に電気的に接続され、  
一対の前記電極部の他方は、一対の給電ワイヤの他方の先端部に電気的に接続されていることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡処置具。

10

【請求項7】

請求項1に記載の内視鏡処置具と、  
前記内視鏡と、  
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、径内視鏡的に体腔内に挿入されて使用される内視鏡処置具、およびこの内視鏡処置具を備える内視鏡システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来、径内視鏡的に体腔内に挿入され、体腔内組織に対して様々な処置を行うために用いられる内視鏡処置具が検討されている。この内視鏡処置具の一例として、特許文献1および2に記載された高周波鉗子が知られている。

これら高周波鉗子の挿入部は、特許文献2に記載されているように、一般的に、密巻きコイルで形成された挿入管と、挿入管の外周面を覆う被覆管（シース）と、挿入管に進退可能に挿通された操作軸部材とを有している。

30

【0003】

挿入管は可撓性を有しているとともに、密巻きにしたコイルで形成することで操作軸部材が引き戻されたときの挿入管の軸線方向の耐圧縮性を高めている。挿入管の耐圧縮性が高いことで、基端側で操作軸部材が引き戻されたときの牽引力を、操作軸部材の先端側に設けられた鉗子部に効率的に伝達させることができる。

被覆管は、電気的な絶縁性を有するとともに柔軟性を有する樹脂ならなり、内視鏡処置具を高周波電源に接続したときに、挿入管内に配される通電ワイヤを周囲から絶縁している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第4197983号公報

40

【特許文献2】特許第4056989号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献2に記載された高周波鉗子では、挿入部を挿入管および被覆管の二重構造としているために挿入部の外径が大きくなってしまう。

また、一般的に、樹脂で形成された被覆管に比べてコイルで形成された挿入管の方が高価であるため、挿入管を用いない挿入部の構成が検討されている。しかしこの場合、操作

50

軸部材を基端側に引き戻したときに被覆管が軸線方向に圧縮されてしまい、操作軸部材を引き戻しても鉗子部に操作軸部材に作用させた力が伝達されにくいという問題がある。

#### 【0006】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであって、挿入部が内視鏡のチャンネルに挿通されて使用されたときに、挿入部が軸線方向に圧縮されるのを抑えて操作軸部材を引き戻す力を先端側に効率的に伝達させるとともに、挿入部を細径化することができる内視鏡処置具および内視鏡システム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】

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の内視鏡処置具は、内視鏡のチャンネルに挿通可能とされた軟性のシースと、前記シースに進退可能に挿通された操作軸部材と、前記シースの先端部に取り付けられるとともに前記操作軸部材に接続され、前記操作軸部材が基端側に移動したときに前記シースを前記シースの軸線方向に圧縮可能な処置部と、前記シースの基端部に設けられ前記操作軸部材を進退させるための操作部と、を備え、前記シースは、前記シースの先端側に設けられ、前記シースが前記軸線方向に圧縮されたときに拡径して、前記チャンネルに対して前記シースが前記軸線方向に移動するのを抑える先端側抑制部と、前記シースの基端側に設けられ、少なくとも前記シースが前記軸線方向に圧縮されたときに前記チャンネルに対して前記シースが前記軸線方向に移動するのを抑える基端側抑制部と、を有することを特徴としている。

10

20

#### 【0008】

また、上記の内視鏡処置具において、前記シースの先端側には、前記軸線方向に延びるとともに前記シースの厚さ方向に貫通する先端側スリットが前記シースの周方向に間隔を開けて複数形成され、前記シースの基端側には、前記軸線方向に延びるとともに前記シースの厚さ方向に貫通する基端側スリットが前記シースの周方向に間隔を開けて複数形成され、前記シースの周方向に隣り合う前記先端側スリット間に形成された先端側帯状体が複数で前記先端側抑制部を構成し、前記シースの周方向に隣り合う前記基端側スリット間に形成された基端側帯状体が複数で前記基端側抑制部を構成することがより好ましい。

#### 【0009】

また、上記の内視鏡処置具において、前記シースは、管状に形成されたシース本体と、前記シース本体の先端側に設けられた管状の前記先端側抑制部と、前記シース本体の基端側に設けられた管状の前記基端側抑制部と、を有し、前記シース本体、前記先端側抑制部、および前記基端側抑制部は、互いの外径が等しく設定されるとともに互いの内径が等しく設定され、前記シース本体、前記先端側抑制部、および前記基端側抑制部は、互いの外径が等しく設定されるとともに互いの内径が等しく設定され、前記先端側抑制部および前記基端側抑制部は、前記シース本体よりも弾性率の小さい材料で形成されていることがより好ましい。

30

#### 【0010】

また、上記の内視鏡処置具において、前記内視鏡は、前記チャンネルの基端側の開口に連通する鉗子口を備え、前記シースの先端側には、前記軸線方向に延びるとともに前記シースの厚さ方向に貫通する先端側スリットが前記シースの周方向に間隔を開けて複数形成され、前記シースの周方向に隣り合う前記先端側スリット間に形成された先端側帯状体が複数で前記先端側抑制部を構成し、前記基端側抑制部は、前記鉗子口と係合することで、前記チャンネルに対して前記シースが前記軸線方向に移動するのを抑えることがより好ましい。

40

#### 【0011】

また、上記の内視鏡処置具において、前記処置部は、前記シースの先端部に取り付けられた支持部と、前記シースの前方に配置され前記支持部に設けられた回動軸回りに相対的に回動可能に支持された一対の鉗子部材と、を有し、前記鉗子部材における前記回動軸より先端側には、互いに対向する対向面がそれぞれ設けられ、前記操作軸部材の先端部は

50

、一対の前記鉗子部材の少なくとも一方に接続され、前記操作軸部材が基端側に移動するにしたがって一対の前記対向面を互いに接近させることがより好ましい。

【0012】

また、上記の内視鏡処置具において、前記シースに挿通され基端部が電源に接続可能とされた一対の給電ワイヤを備え、それぞれの前記対向面には、露出されるとともに互いに絶縁された電極部が設けられ、一対の前記電極部の一方は、一対の給電ワイヤの一方の先端部に電気的に接続され、一対の前記電極部の他方は、一対の給電ワイヤの他方の先端部に電気的に接続されていることがより好ましい。

また、本発明の内視鏡システムは、上記に記載の内視鏡処置具と、前記内視鏡と、を備えることを特徴としている。

10

【発明の効果】

【0013】

本発明の内視鏡処置具および内視鏡システムによれば、挿入部が内視鏡のチャンネルに挿通されて使用されたときに、挿入部が軸線方向に圧縮されるのを抑えて操作軸部材を引き戻す力を先端側に効率的に伝達させるとともに、挿入部を細径化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の第1実施形態の内視鏡システムの全体図である。

【図2】同内視鏡システムの要部の断面を模式的に示す図である。

20

【図3】図2中の切断線A1-A1の断面図である。

【図4】図1中の要部拡大図である。

【図5】同内視鏡システムの動作を説明する要部の断面を模式的に示す図である。

【図6】本発明の第2実施形態の内視鏡システムにおける要部の断面を模式的に示す図である。

【図7】同内視鏡システムの動作を説明する要部の断面を模式的に示す図である。

【図8】本発明の第3実施形態の内視鏡システムの全体図である。

【図9】同内視鏡システムの要部の断面図である。

【図10】同内視鏡システムの動作を説明する要部の断面を模式的に示す図である。

【図11】同内視鏡システムにおける処置部の突出長さを調節する方法を示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0015】

(第1実施形態)

以下、本発明に係る内視鏡システムの第1実施形態を、図1から図5を参照しながら説明する。本実施形態では、内視鏡処置具がいわゆるバイポーラ型の高周波鉗子である場合を例にとって説明する。

図1に示すように、本内視鏡システム1は、チャンネル11が形成された内視鏡10と、チャンネル11に挿通可能とされた挿入部50を有する高周波鉗子40とを備えている。

【0016】

内視鏡10は、長尺の内視鏡挿入部20の基端に内視鏡操作部30が設けられて構成されている。内視鏡挿入部20は、先端に設けられた先端硬質部21と、先端硬質部21の基端に接続された湾曲部22と、湾曲部22の基端に接続され可撓性を有する可撓管部23とを有している。

先端硬質部21の先端面には、図示しない光源装置からの光を導く光ファイバーを有する照明部25、および、CCDなどの撮像素子を有する観察ユニット26が露出した状態で設けられている。前述のチャンネル11の先端は、先端硬質部21の先端面に開口を有するとともに、内視鏡挿入部20を介して内視鏡操作部30まで延びている。

内視鏡挿入部20内には、不図示の内視鏡操作ワイヤが進退可能に挿通されていて、内視鏡操作ワイヤを進退させることで、湾曲部22を所望の方向に湾曲することができる。また、内視鏡挿入部20内には、図示はしないが、撮像素子が取得した画像データを送信

40

50

するための信号線が設けられている。

【0017】

内視鏡操作部30は、操作部本体31と、操作部本体31の先端側に設けられた鉗子口32と、操作部本体31の基端側に設けられた複数のダイヤル33およびボタン34とを有している。

鉗子口32は、チャンネル11の基端側の開口に連通している。

ダイヤル33を回転操作することで、湾曲部22を湾曲させることができる。ボタン34を押すことで、光源装置や観察ユニット26を操作することができる。

操作部本体31には、ユニバーサルケーブル36が接続されていて、ユニバーサルケーブル36には不図示の表示装置、電力供給装置や前述の光源装置に接続されている。

電力供給装置は、電力線を介して観察ユニット26に接続されていて、表示装置は信号線を介して送信される画像データを表示することができる。

【0018】

高周波鉗子40は、図1および図2に示すように、前述の挿入部50と、挿入部50の先端部に設けられた処置部70と、挿入部50の基端部に設けられ処置部70を操作するための操作部80とを備えている。

図2および図3に示すように、挿入部50は、可撓性を有する軟性のシース51と、シース51に進退可能に挿通された操作ワイヤ（操作軸部材）52と、シース51に挿通された一対の給電ワイヤ53、54とを有している。シース51には、シリコンやポリ4フッ化エチレン、PEEKポリエチレンなどの樹脂材料を好適に用いることができる。

【0019】

シース51の先端側には、シース51の軸線C方向に延びるとともにシース51の厚さ方向に貫通する先端側スリット56がシース51の周方向Dに間隔を開けて複数形成されている。周方向Dに隣り合う先端側スリット56間に先端側帯状体57が形成されていて、複数の先端側帯状体57で、先端側抑制部58を構成している。

同様に、シース51の基端側には、軸線C方向に延びるとともにシース51の厚さ方向に貫通する基端側スリット61が周方向Dに間隔を開けて複数形成されている。周方向Dに隣り合う基端側スリット61間に基端側帯状体62が形成されていて、複数の基端側帯状体62で基端側抑制部63を構成している。

本実施形態では、先端側帯状体57および基端側帯状体62は、それぞれ4つずつ形成されている。

【0020】

先端側帯状体57および基端側帯状体62は、シース51が軸線C方向に圧縮されたときにシース51の径方向外側に湾曲して、抑制部58、63それが全体として拡径するように曲がり癖がつけられていることが好ましい。そして、先端側帯状体57および基端側帯状体62が径方向外側に湾曲した時に、先端側帯状体57および基端側帯状体62の軸線C方向の中央部が、内視鏡10のチャンネル11の内周面に接触するように、シース51の外径が設定されている。

なお、シース51が少しでも圧縮されたらチャンネル11の内周面に先端側帯状体57および基端側帯状体62が接触するように、シース51の外径はチャンネル11の内径よりもわずかに小さい程度に設定することが好ましい。

【0021】

処置部70は、図4に示すように、シース51の先端部に取り付けられた先端カバー部材（支持部）71と、シース51の前方に配置され先端カバー部材71に設けられた回動軸72回りに相対的に回動可能に支持された一対の鉗子部材73、74とを有している。

鉗子部材73における回動軸72より先端側、かつ鉗子部材74側には、対向面73aが設けられている。同様に、鉗子部材74における回動軸72より先端側、かつ鉗子部材73側には、対向面74aが設けられている。鉗子部材73、74の基端には、不図示のリンク機構を介して操作ワイヤ52の先端部が接続されている。そして、シース51に対して操作ワイヤ52を押し込む（操作ワイヤ52を先端側に移動させる）にしたがって対

向面 7 3 a、7 4 a を互いに離間させるとともに、シース 5 1 に対して操作ワイヤ 5 2 を引き戻す（操作ワイヤ 5 2 を基端側に移動させる）にしたがって対向面 7 3 a、7 4 a を互いに接近させることができる。

【0 0 2 2】

対向面 7 3 a には電極部 7 3 b が、対向面 7 4 a には電極部 7 4 b がそれぞれ設けられている。電極部 7 3 b、7 4 b は、それぞれが露出されるとともに互いに絶縁されている。先端カバー部材 7 1、および鉗子部材 7 3、7 4 は、ステンレス鋼などの生体適合性を有する金属により形成されている。

電極部 7 3 b は給電ワイヤ 5 3 の先端部に電気的に接続されていて、電極部 7 4 b は給電ワイヤ 5 4 の先端部に電気的に接続されている。

10

【0 0 2 3】

操作部 8 0 は、図 1 に示すように、シース 5 1 の基端部に設けられた操作部本体 8 1 と、操作部本体 8 1 にスライド可能に設けられたスライダ 8 2 とを有している。

操作部本体 8 1 の基端には、指掛けリング 8 1 a が設けられている。スライダ 8 2 には、一対のハンドル 8 2 a およびプラグ 8 2 b が形成され、操作ワイヤ 5 2 の基端部が取り付けられている。プラグ 8 2 b は、給電ワイヤ 5 3、5 4 の基端部に接続されている。

プラグ 8 2 b は、不図示の高周波源（電源）に接続可能とされていて、高周波源から供給される高周波電圧を給電ワイヤ 5 3、5 4 を介して電極部 7 3 b、7 4 b 間に印加することができる。そして、操作部本体 8 1 に対してスライダ 8 2 をスライドさせることで、シース 5 1 に対して操作ワイヤ 5 2 を進退させることができる。

20

【0 0 2 4】

このように構成された高周波鉗子 4 0 は、操作部本体 8 1 に対してスライダ 8 2 を先端側に押し込むことで、操作ワイヤ 5 2 が押し込まれて対向面 7 3 a、7 4 a が互いに離間し、シース 5 1 が軸線 C 方向に圧縮されていない非圧縮開状態になる。

一方で、高周波鉗子 4 0 が非圧縮開状態になった状態から操作部本体 8 1 に対してスライダ 8 2 を基端側に引き戻すことで、まず、対向面 7 3 a、7 4 a が互いに接触するとともにシース 5 1 が軸線 C 方向に圧縮されていない非圧縮閉状態になる。そして、スライダ 8 2 をさらに引き戻すことで、対向面 7 3 a、7 4 a が互いに接触した状態のままシース 5 1 が軸線 C 方向に圧縮されて先端側抑制部 5 8 および基端側抑制部 6 3 が拡径した圧縮閉状態になる。

30

なお、対向面 7 3 a、7 4 a 間に組織などを把持したときには、対向面 7 3 a、7 4 a は開いている。この状態からスライダ 8 2 を引き戻すことで、対向面 7 3 a、7 4 a が離間した距離が保たれたまま鉗子部材 7 3、7 4 を支持する回転軸 7 2 および先端カバー部材 7 1 が基端側に移動し、対向面 7 3 a、7 4 a が開いた状態でシース 5 1 が軸線 C 方向に圧縮される圧縮開状態になる。

【0 0 2 5】

スライダ 8 2 を操作して高周波鉗子 4 0 を非圧縮閉状態から圧縮閉状態にするときには、帯状体 5 7、6 2 を湾曲させるためにスライダ 8 2 を引き戻すために要する力が増加する。このため、スライダ 8 2 を操作する術者は、高周波鉗子 4 0 が非圧縮閉状態、圧縮閉状態のいずれの状態にあるかを容易に認識することができる。非圧縮開状態、圧縮開状態についても同様に、スライダ 8 2 を引き戻すために要する力が増加するか確認すること、スライダ 8 2 を引き戻すための力が増加するときの操作部本体 8 1 に対するスライダ 8 2 の位置がずれることで認識は容易である。

40

【0 0 2 6】

次に、以上のように構成された内視鏡システム 1 の動作について説明する。

まず、術者は、ボタン 3 4 を押すことで光源装置を動作させ、光源装置が発する光を照明部 2 5 を通すことで内視鏡挿入部 2 0 の前方を照明しつつ、観察ユニット 2 6 で取得した画像を表示装置で確認する。そして、内視鏡 1 0 の内視鏡挿入部 2 0 を患者などの体腔内に挿入し、内視鏡挿入部 2 0 の先端を処置対象の組織付近まで移動させる。

【0 0 2 7】

50

次に、高周波鉗子40において、操作部本体81の指掛けリング81aに親指を挿入し、スライダ82のハンドル82aに入差し指と中指を挿入することで操作部80を支持する。指掛けリング81aにハンドル82aを近づけることで操作ワイヤ52を引き戻し、高周波鉗子40を非圧縮閉状態にする。

内視鏡10のチャンネル11に、高周波鉗子40の処置部70および挿入部50を挿入し、内視鏡挿入部20の先端面から処置部70を突出させる。このとき、対向面73a、74aは互いに接触していて、さらに、先端側抑制部58および基端側抑制部63が拡径していないので、チャンネル11に処置部70および挿入部50を容易に挿入することができる。

#### 【0028】

高周波鉗子40のプラグ82bに高周波源を接続する。なお、チャンネル11に処置部70などを挿入する前に、予めプラグ82bに高周波源を接続してもよい。

スライダ82を押し込んで高周波鉗子40を非圧縮閉状態にし、対向面73a、74aを互いに離間させる。処置対象の組織を対向面73a、74aに接触させるように処置部70を移動させ、処置部70をこの位置に保持しつつスライダ82を引き戻すことで高周波鉗子40を圧縮閉状態にして対向面73a、74a間に組織を把持する。

このとき、図5に示すように、シース51が軸線C方向に圧縮され、チャンネル11の内周面に拡径した先端側帯状体57および基端側帯状体62が接触する。チャンネル11と帯状体57、62との間に作用する摩擦により、シース51の先端側の先端側抑制部58が設けられた位置、および、シース51の基端側の基端側抑制部63が設けられた位置の両方で、チャンネル11に対してシース51が軸線C方向に移動するのが抑えられる。これにより、スライダ82を介して操作ワイヤ52を引き戻しても先端側抑制部58と基端側抑制部63との間のシース51が軸線C方向に圧縮されるのが抑えられ、シース51のうち軸線C方向に圧縮される部分は、先端側抑制部58より先端側と基端側抑制部63より基端側だけとなる。

シース51が軸線C方向に圧縮されにくくなるため、基端側で操作ワイヤ52を引き戻した力が処置部70にも確実に伝達される。

このとき、組織に電極部73b、74bが接触するため、処置対象の組織に対して切開や切除などの処置を行うことができる。

#### 【0029】

なお、本実施形態の高周波鉗子40は、非圧縮閉状態にしておくことで、内視鏡挿入部20の先端面から処置部70が突出する長さを容易に調節することができる。

内視鏡システム1の寸法の一例を挙げる。図5において、先端側抑制部58からチャンネル11の先端側の開口までの長さが70~100mm程度、基端側抑制部63からチャンネル11の基端側の開口までの長さが70~100mm程度、先端側抑制部58と基端側抑制部63との間の長さが、1000~2000mm程度となる。すなわち、本内視鏡システム1のように構成することで、操作ワイヤ52が引き戻されたときでも、シース51の大部分に圧縮応力が作用しないようにすることができる。

#### 【0030】

以上説明したように、本実施形態の高周波鉗子40および内視鏡システム1によれば、チャンネル11に挿入部50を挿入し、対向面73a、74aの間に組織を挟んだ状態で、操作ワイヤ52を引き戻して高周波鉗子40を圧縮閉状態にする。これにより、先端側抑制部58と基端側抑制部63との間のシース51が軸線C方向に圧縮されるのが抑えられ、操作部80を操作することで生じる操作ワイヤ52を引き戻す力を対向面73a、74aを接近させて組織を挟む力として処置部70に効果的に伝達させることができる。

前述の特許文献2に記載された従来の高周波鉗子とは異なり、挿入部にコイルシースを用いていないため、挿入部50を細径化することができるとともに、高周波鉗子40の製造コストを低減させることができる。

#### 【0031】

シース51に複数のスリット56、61を形成することで抑制部58、63を構成する

10

20

30

40

50

ことができるため、高周波鉗子40の製造コストを抑えることができる。

また、本実施形態のように内視鏡処置具がバイポーラ型の高周波鉗子40である場合には、シース51内に操作ワイヤ52だけでなく給電ワイヤ53、54も挿通される。従来の高周波鉗子とは異なり本実施形態では挿入部50にコイルシースを用いていないため、挿入部50を構成するシース51の内部空間を広く確保し、シース51内に操作ワイヤ52、および給電ワイヤ53、54を容易に挿通することができる。

本実施形態の内視鏡システム1によれば、内視鏡10で周囲を観察しながら高周波鉗子40で適切な処置を行うことができる。

#### 【0032】

なお、本実施形態では、図5に示すように、チャンネル11の内周面に、この内周面に接触した先端側帶状体57および基端側帶状体62を軸線C方向に挟むように、チャンネル先端側係合部11a、および、チャンネル基端側係合部11bがそれぞれ形成されてもよい。チャンネル先端側係合部11aは、チャンネル11の内周面に接触した先端側帶状体57に係合するものであり、チャンネル基端側係合部11bは、チャンネル11の内周面に接触した基端側帶状体62に係合するものである。

このように構成することで、軸線C方向に圧縮されたシース51が、チャンネル11に対して軸線C方向に移動するのをより効果的に抑えることができる。

#### 【0033】

##### (第2実施形態)

次に、本発明の第2実施形態について図6および図7を参照しながら説明するが、前記実施形態と同一の部位には同一の符号を付してその説明は省略し、異なる点についてのみ説明する。

図6に示すように、本実施形態の内視鏡システム2の高周波鉗子90は、第1実施形態の高周波鉗子40のシース51に代えてシース91を備えている。

#### 【0034】

シース91は、管状に形成されたシース本体92と、シース本体92の先端側に設けられた管状の先端側抑制部93と、シース本体92の基端側に設けられた管状の基端側抑制部94とを有している。

シース本体92、先端側抑制部93、および基端側抑制部94の外径は、互い等しく設定されている。同様に、シース本体92、先端側抑制部93、および基端側抑制部94の内径は、互い等しく設定されている。

シース本体92は、前述のシース51と同一の材料で形成されている。先端側抑制部93および基端側抑制部94は、ゴムなどのシース本体92よりも弾性率の小さい材料で形成されている。

#### 【0035】

このように構成された高周波鉗子90のシース91を軸線C方向に圧縮すると、シース本体92、先端側抑制部93、および基端側抑制部94は、軸線C方向に同じ力の大きさで圧縮される。ただし、弾性率の違いにより、図7に示すように、シース本体92に比べて先端側抑制部93および基端側抑制部94の方が径方向外側および径方向内側への変形量が大きくなり、シース91を軸線C方向に圧縮したときにシース本体92より先に先端側抑制部93および基端側抑制部94がチャンネル11の内周面に接触する。

チャンネル11の内周面に接触した先端側抑制部93および基端側抑制部94により、チャンネル11に対してシース91が軸線C方向に移動するのが抑えられる。

本実施形態の内視鏡システム2によっても、第1実施形態の内視鏡システム1と同様の効果を奏すことができる。

#### 【0036】

##### (第3実施形態)

次に、本発明の第3実施形態について図8から図11を参照しながら説明するが、前記実施形態と同一の部位には同一の符号を付してその説明は省略し、異なる点についてのみ説明する。

10

20

30

40

50

図 8 および図 9 に示すように、本実施形態の内視鏡システム 3 は、第 1 実施形態の高周波鉗子 40 に代えて高周波鉗子 100 を備えている。

高周波鉗子 100 は、シース 51 の基端側となる操作部本体 81 の先端の位置に基端側抑制部 101 が設けられている。基端側抑制部 101 は、図 9 に示すように、操作部本体 81 の先端に設けられたフランジ 102 と、フランジ 102 を径方向に貫通するように形成された雌ネジ 102a に螺合するネジ部材 103 とを有している。

#### 【0037】

フランジ 102 の内径は、筒状に形成された前述の鉗子口 32 の外径より大きく設定されている。

フランジ 102 には、軸線 C を挟んで対称となる位置に前述の雌ネジ 102a がそれぞれ形成されている。雌ネジ 102a に螺合するネジ部材 103 が、軸線 C を挟んだ両側から鉗子口 32 の外周面を締め付けることで、鉗子口 32 に基端側抑制部 101 が係合している。

高周波鉗子 100 のシース 51 には先端側抑制部 58 が設けられているが、基端側スリット 61 は形成されていない。

このように鉗子口 32 に係合した基端側抑制部 101 は、チャンネル 11 に対してシース 51 が軸線 C 方向に移動するのを抑えている。そして、図 10 に示すように、操作ワイヤ 52 を引き戻したときに、チャンネル 11 の内周面に先端側帶状体 57 が接触することで、先端側抑制部 58 と基端側抑制部 101 との間のシース 51 が軸線 C 方向に圧縮されるのが抑えられる。

#### 【0038】

なお、本実施形態の高周波鉗子 100 は、スライダ 82 を押し込んで高周波鉗子 100 を非圧縮閉状態にし、ネジ部材 103 を回して鉗子口 32 の締め付けを解除する。そして、図 11 に示すように、鉗子口 32 に対して操作部本体 81 を軸線 C 方向に移動させることで、内視鏡插入部 20 の先端面から処置部 70 が突出する長さを容易に調節することができる。

本実施形態の内視鏡システム 3 によっても、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 と同様の効果を奏すことができる。

#### 【0039】

以上、本発明の第 1 実施形態から第 3 実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の構成の変更なども含まれる。さらに、各実施形態で示した構成のそれぞれを適宜組み合わせて利用できることは、言うまでもない。

例えば、前記第 1 実施形態から第 3 実施形態では、内視鏡処置具は高周波鉗子であるとした。しかし、内視鏡処置具は、シースを内視鏡のチャンネルに挿通させて用いるものであって、シースに挿通された操作ワイヤを引き戻すことでシースを圧縮可能なものであれば特に限定されない。このような内視鏡処置具としては、例えば、把持鉗子、高周波スネア、バスケット型把持具などを挙げることができる。

内視鏡処置具が高周波スネアである場合には、スネアワイヤの先端のループが処置部に相当し、このループが基端側に移動してシースに引き込まれるときにシースを圧縮する。

#### 【符号の説明】

#### 【0040】

1、2、3 内視鏡システム

10 内視鏡

11 チャンネル

32 鉗子口

40、90、100 高周波鉗子（内視鏡処置具）

51、91 シース

52 操作ワイヤ（操作軸部材）

53、54 給電ワイヤ

10

20

30

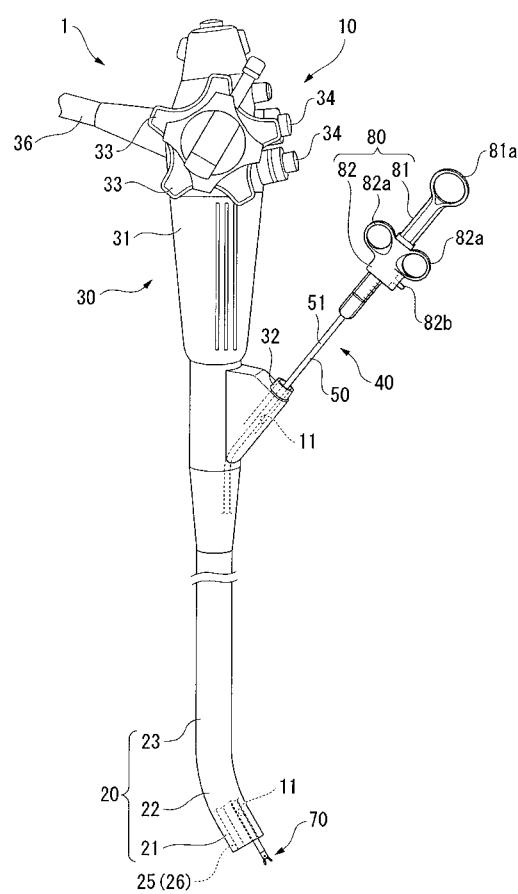
40

50

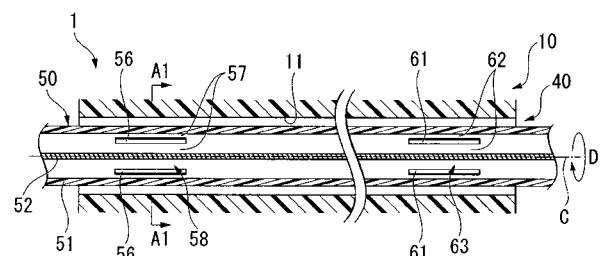
5 6 先端側スリット  
 5 7 先端側帯状体  
 5 8、9 3 先端側抑制部  
 6 1 基端側スリット  
 6 2 基端側帯状体  
 6 3、9 4、1 0 1 基端側抑制部  
 7 0 処置部  
 7 1 先端カバー部材(支持部)  
 7 2 回動軸  
 7 3、7 4 鉗子部材  
 7 3 a、7 4 a 対向面  
 7 3 b、7 4 b 電極部  
 8 0 操作部  
 9 2 シース本体  
 C 軸線  
 D 周方向

10

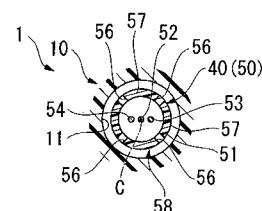
【図 1】



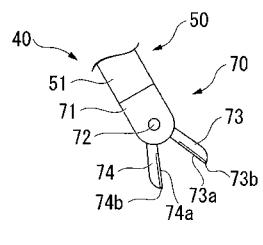
【図 2】



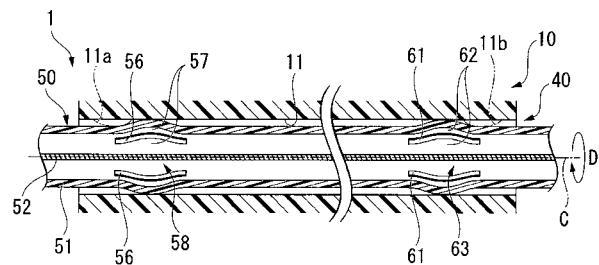
【図 3】



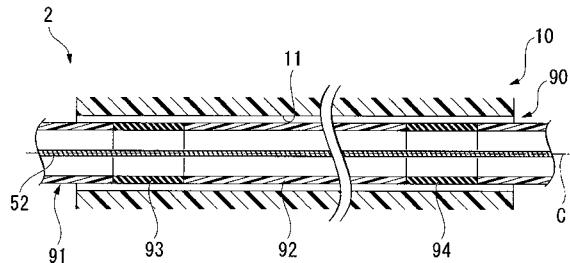
【図 4】



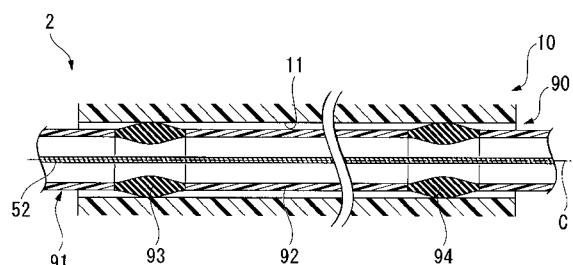
【図 5】



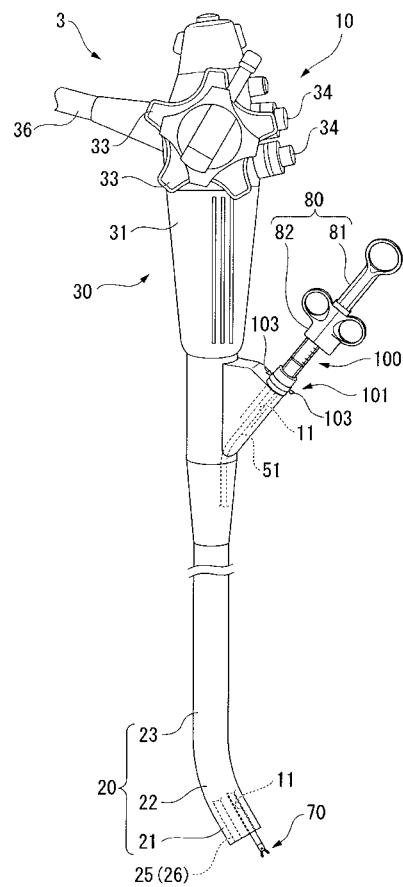
【図 6】



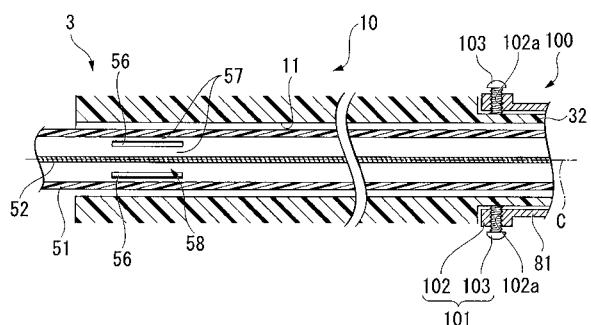
【図 7】



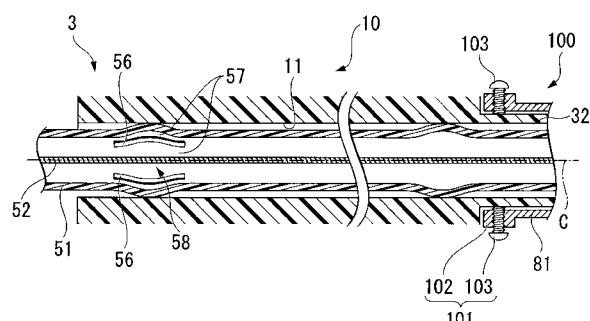
【図 8】



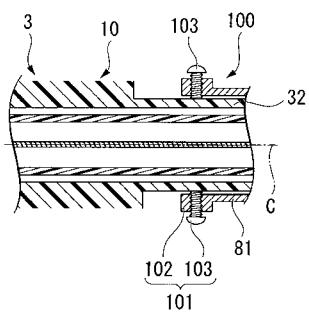
【図 9】



【図 10】



【図 1 1】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100161702

弁理士 橋本 宏之

(72)発明者 鈴木 啓太

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C160 GG24 GG29 KK03 KK15 KK17 KK37 NN03 NN09 NN10 NN11

NN13 NN14 NN15

专利名称(译)	内窥镜治疗仪和内窥镜系统		
公开(公告)号	<u>JP2013146290A</u>	公开(公告)日	2013-08-01
申请号	JP2012006985	申请日	2012-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	鈴木啓太		
发明人	鈴木 啓太		
IPC分类号	A61B17/00 A61B17/28 A61B18/12		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B17/28.310 A61B17/39.310 A61B17/28 A61B17/29 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/GG24 4C160/GG29 4C160/KK03 4C160/KK15 4C160/KK17 4C160/KK37 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN11 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN15		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

**摘要：**要解决的问题：提供一种内窥镜处理器具，其中，当插入部分插入内窥镜的通道中并且使用时，用于拉回操作轴构件的力被有效地传递到远端侧。解决方案：内窥镜治疗仪器40包括：软护套51，其可插入内窥镜10的通道11中；操作轴构件52可移动地向前和向后插入护套中；处理部附接到护套的远端部并且连接到操作轴构件，并且当操作轴构件移动到近端侧时，可以在护套的轴线C的方向上压缩护套；操作部分设置在护套的近端部分上，用于使操作轴构件前后移动。护套包括：远端侧抑制部58，其设置在护套的远端侧并且当护套在轴向方向上被压缩时径向扩大，从而抑制护套在轴向方向上相对于护套的移动。渠道；并且，基端侧抑制部63设置在护套的基端侧，并且至少在护套沿轴向被压缩时，抑制护套相对于通道在轴向方向上的移动。

