

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-95451

(P2009-95451A)

(43) 公開日 平成21年5月7日 (2009.5.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 5	4 C 0 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 1 0 A	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-269111 (P2007-269111)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成19年10月16日 (2007.10.16)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
		(74) 代理人	100089749
			弁理士 影井 俊次
		(74) 代理人	100148817
			弁理士 影井 慶大
		(72) 発明者	赤羽 秀文
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
			フジノン株式会社内
		(72) 発明者	大橋 克章
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
			フジノン株式会社内
		F ターム (参考)	4C060 KK03 KK13 KK16 KK17
			最終頁に続く

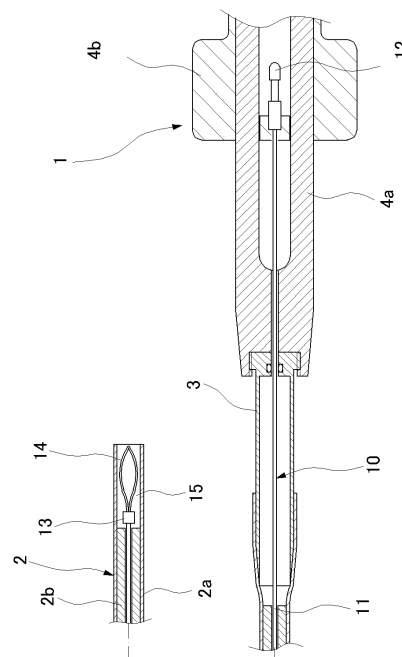
(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【要約】

【課題】簡単な構成で、安価に製造できる可撓性シースを用いて、内部に挿通されている可撓性コード部材の移動時における無効ストロークを最小限に抑制できるようにする。

【解決手段】内視鏡 2 0 の挿入部 2 2 に設けた処置具挿通チャンネル 2 4 に挿入ガイドされる高周波処置具 1 の可撓性シース 2 は、アウトシース 2 a と、その内部に挿入したインナシース 2 b とから構成され、インナシース 2 b 内に、先端にスネアワイヤ部 1 4 を設けた可撓性コード 1 1 が挿通され、可撓性コード 1 1 の外径はインナシース 2 b の内径より僅かに大きいものであり、これによって可撓性コード 1 1 のインナシース 2 b 内での軸線方向の動きは許容されるが、それ以外の方向への動きは制限される。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の挿入部に設けた処置具挿通チャンネルに挿入ガイドされ、可撓性シースの内部に先端に処置作用部を設けた可撓性コード部材を挿通させ、この可撓性コード部材を押し引き操作することによって、前記処置作用部を前記可撓性シースの先端から出沒させる内視鏡用処置具において、

前記可撓性シースはアウトシースと、このアウトシースに挿入したインナシースとから構成し、

前記インナシースの先端を前記アウトシースの先端より奥側に位置させて、このインナシースの先端から前記アウトシースの先端までに内径拡張部が形成され、

前記インナシースの内径は、前記可撓性コード部材の軸線方向の動きを許容し、この軸線方向以外の動きを制限する

構成としたことを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記内径拡張部には硬質筒部材が装着され、前記処置具作用部はこの硬質筒部材に形成した貫通孔を介して出沒可能な構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記内視鏡の挿入部は前記処置具挿通チャンネルの先端が開口する先端硬質部に湾曲操作可能な湾曲部を連結して設け、この湾曲部には軟性部を連結して設ける構成となし、前記可撓性シースを前記処置具挿通チャンネル内に挿通させたときに、少なくとも前記湾曲部に位置する部位の前記インナシースは、それより基端側の部位より軟性の部材で形成したことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通されて、病変部に所定の処置を行うため等として用いられる内視鏡用処置具に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡用処置具の代表的なものとしては、高周波ナイフや高周波スネア等の高周波処置具があり、また必要部位に薬液を注入するための注射針その他の処置具も用いられる。これらの処置具は、ガイド部材により体腔内に導入されるが、このガイド部材としては、通常、内視鏡が用いられる。内視鏡は、周知のように、術者が手で把持して操作する本体操作部を有し、この本体操作には、被検者の体腔内に挿入される挿入部が連結して設けられており、また光源装置やプロセッサ（映像信号処理装置）に接続されるコネクタを有するユニバーサルコードが延在して設けられる。内視鏡には本体操作部に処置具導入部が設けられており、この処置具導入部から挿入部の先端硬質部に開口する処置具挿通チャンネルが設けられている。

【0003】

前述した各種の処置具は、処置具挿通チャンネル内に挿入されて、処置具挿通チャンネルの先端開口から所定の長さ突出させた状態で、体腔内壁に対する処置等が行われることになる。例えば食道，胃，十二指腸，大腸等の体腔内壁に発生した病変部を切除する処置を行うために、高周波処置具が用いられる。この高周波処置具は、例えば特許文献 1 にあるように、内視鏡の処置具挿通チャンネルをガイド手段として体腔内に挿入し、この処置具挿通チャンネルの先端から可撓性シースを導出させ、さらにこの可撓性シースから電極部材を導出させて、この電極部材に通電することによって、粘膜の焼灼や切開等の処置が行われる。

【0004】

図 7 に特許文献 1 に開示されている高周波処置具の概略構成を示す。図中において、 1

10

20

30

40

50

00は高周波処置具であり、この高周波処置具100は可撓性シース101と操作部102とから構成される。可撓性シース101は、図8に示したように、チューブ材からなり、内部には高周波電極103と、この高周波電極103に連結した可撓性コード104とから構成される。ここで、図示した可撓性コード104は密着コイル104a内にワイヤ104bを挿通させたものから構成される。そして、高周波電極103は密着コイル104aの先端から所定の長さ突出しており、この高周波電極103と密着コイル104aとの間には隙間が形成されている。

【0005】

可撓性シース101の先端部には先端ストッパ部材105が装着されている。この先端ストッパ部材105は硬質筒体から構成されており、可撓性コード104を押し出すように操作すると、高周波電極103が先端ストッパ部材105内で前方に押し出されることになり、可撓性シース101の先端から導出される。この高周波電極103の導出長さは、可撓性コード104の密着コイル104aの先端が先端ストッパ部材105と当接する位置までとなり、高周波電極103の導出長さが規制される。

【0006】

操作部102は可撓性シース101内で高周波電極103を押し引き操作するためのものであり、可撓性シース101の基端部が連結される軸部106に可撓性コード104の基端部を連結したスライダ107を有するものである。スライダ107を軸部106に沿って前進させると、可撓性コード104が可撓性シース101内で押し出されるように変位して、高周波電極103が可撓性シース101の先端から導出される。また、スライダ107を後退させると、高周波電極103を連結した可撓性コード104が可撓性シース101内に引き込まれることになる。なお、図中において、108は高周波電源（図示せず）に接続するための高周波電源コードである。

【特許文献1】特開2007-111148号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、前述の高周波処置具においては、可撓性シース101の先端に先端ストッパ部材105が挿入されることから、その内径はこの先端ストッパ部材105の外径に規制されることになる。先端ストッパ部材105は硬質筒体から構成され、所定の強度を有するものでなければならないことから、ある程度の肉厚が要求される。このために、可撓性シース101の内径が大きくなり、内部に挿通されている可撓性コード104との間に径差が生じることになる。

【0008】

ここで、可撓性シース101が途中位置で曲っている場合において、操作部102のスライダ107を操作すると、前述した可撓性シース101と可撓性コード104との径差により、操作に無効ストロークが生じることになり、操作性が悪くなる。例えば、図9に示したように、可撓性シース101が途中でループ状となっているときにおいて、可撓性コード104を、矢印Fで示したように、押し出す方向に操作すると、可撓性コード104は可撓性シース101の内部において、外側の内壁101Fに当接するまでは高周波電極103は動かないことになる。また、矢印Rで示したように、可撓性コード104を引き込む方向に操作したときには、可撓性コード104が可撓性シース101の内部で、内側の内壁101Rに当接するまでは高周波電極103が動かないことになる。

【0009】

以上のように、可撓性シース101が曲っていると、操作部102のスライダ107を操作しても、可撓性コードの先端に設けた処置作用部が動かない、所謂操作に対する無効ストロークが生じることになり、しかもこの無効ストロークは可撓性シース101の曲り度合い等により変化することになり、処置具の操作性が悪いという問題点がある。

【0010】

ここで、前述した無効ストロークが生じるのは、可撓性シースの内径と可撓性コードの

10

20

30

40

50

外径との間に径差があるからであり、この径差が大きくなればなるほど無効ストロークが大きくなる。従って、可撓性シースの内径と可撓性コードの外径との差を小さくすれば、それだけ無効ストロークが少なくなる。このためには、可撓性コードの外径を大きくすることが考えられる。ここで、可撓性コードの先端に連結されるのが高周波電極である場合には、可撓性コードは、少なくともワイヤは導電性が求められるので、金属で形成されることになる。従って、このワイヤを太径化すると、剛性が高くなり、内視鏡の処置具挿通チャンネルへの挿通操作性が悪くなる。一方、可撓性シースの内外径を細くすることも考えられるが、前述したように、先端ストッパ部材の装着が困難になり、また処置具挿通チャンネルの内径との間における径差が大きくなってしまいうので、処置具挿通チャンネルと処置具との関係が前述した可撓性シースと可撓性コードとの関係と同様の関係になり、処置具挿通チャンネルから導出する際に無効ストロークが生じ、また処置具挿通チャンネル出口での遊びが大きくなって、処置すべき部位への狙撃性及び位置制御が困難になる。

10

【0011】

以上のことから、可撓性シースを厚肉化することが、前述した無効ストロークを抑制するために有利である。即ち、図10に示したように、可撓性シース101の肉厚を厚くして、内部に挿通されている可撓性コード104との径差を縮小させる。これによって、径差を小さくした分だけ、操作部による押し引き操作時における無効ストロークを少なくすることができる。

【0012】

しかしながら、可撓性シース101の先端には硬質筒体からなる先端ストッパ部材105を装着するスペースを確保する必要があるため、このために可撓性シース101の先端部分の内径を薄肉化する加工をしなければならない。また、可撓性シース101は処置具挿通チャンネルに挿通させる関係から、滑りの良い部材で構成する必要があるため、例えばフッ素樹脂等のように、高価な材料を用いることになるが、この可撓性シース101の厚みを増した分だけコストアップになってしまう。

20

【0013】

本発明は、簡単な構成で、安価に製造できる可撓性シースを用いて、内部に挿通されている可撓性コード部材の移動時における無効ストロークを最小限に抑制できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

30

【0014】

前述した目的を達成するために、本発明は、内視鏡の挿入部に設けた処置具挿通チャンネルに挿入ガイドされ、可撓性シースの内部に先端に処置作用部を設けた可撓性コード部材を挿通させ、この可撓性コード部材を押し引き操作することによって、前記処置作用部を前記可撓性シースの先端から出沒させる内視鏡用処置具であって、前記可撓性シースはアウトシースと、このアウトシースに挿入したインナシースとから構成し、前記インナシースの先端を前記アウトシースの先端より奥側に位置させて、このインナシースの先端から前記アウトシースの先端までに内径拡径部が形成され、前記インナシースの内径は、前記可撓性コード部材の軸線方向の動きを許容し、この軸線方向以外の動きを制限する構成としたことをその特徴とするものである。

40

【0015】

ここで、内視鏡用処置具としては、高周波ナイフや高周波スネア等の高周波処置具のように、高周波電流を流すものだけでなく、生検鉗子や把持鉗子等の鉗子、注射針、細胞診ブラシ等のように、電流を流さないものであっても良い。可撓性シースには、その先端部分に内径拡径部が設けられるが、処置具として用いられる用途に応じて、この内径拡径部に何らかの部材を装着することもあり、内径を拡径させたままで保持することもある。例えば、処置具の先端における処置作用部の可撓性シースからの導出長さを規制するストッパ部材を装着し、高周波電流を流す場合には、電気絶縁部材が装着される。さらに、高周波スネアのように、可撓性コードの先端にクランプ部材を設けている場合には、このクランプ部材が引き込むことができる空間として利用される。

50

【 0 0 1 6 】

可撓性シースはアウトシースとインナシースとから構成されるが、インナシースの端部と、アウトシースの端部との間に内径拡張部が形成される。この内径拡張部は、前述したように、所定の部材を装着するか、または何等の部材も装着せず、大径開口部とすることもできる。そして、アウトシースは内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通される関係から、低摩擦性の材質、例えばフッ素樹脂で形成するのが望ましい。一方、インナシースの内部では可撓性コードが摺動するが、摺動距離は極めて短いものである。従って、インナシースは、例えばポリエチレン等のように、安価な材料を用いても良い。これによって、可撓性シースの価格を低減することができる。また、例えば電磁シールド機能を持たせる等、処置具の種類によっては、可撓性シースの内面側に必要な機能を持たせることもできる。インナシースはアウトシースに対する挿入部分は長尺であることから、インナシースを挿入させた状態で、格別固定しなくても良いが、インナシースとアウトシースとの間に全長または部分的に接着剤で固着するようにすることができる。

10

【 0 0 1 7 】

処置具は内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入される。内視鏡の挿入部としては、曲った挿入経路に挿入できるようにした軟性鏡と、挿入部として硬質筒部材から構成した硬性鏡とがあり、処置具挿通チャンネルを備えている限り、いずれの内視鏡にも挿入することができる。そして、軟性鏡においては、挿入部は最先端部が先端硬質部であって、この先端硬質部には湾曲部が連結され、この湾曲部に軟性部が連結して設けられる。湾曲部は挿入部に連結した本体操作部による手元操作で湾曲されるものであり、しかも180度以上の角度というように、大きく湾曲操作されるものであるから、処置具を処置具挿通チャンネルに挿通させた状態で、湾曲部に位置する部位については、インナシースを軟性の部材で構成することによって、湾曲操作を円滑に行わせることができる。そして、インナシースのうち、それより基端側の部位については、処置具挿通チャンネルへの挿通操作時に、押し込み推力を発揮させるために、ある程度腰のある部材で構成することができる。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

可撓性シースをアウトシースと、このアウトシース内に挿入されるインナシースとから構成したので、インナシースをアウトシースに対して導出口部の位置より基端側に配置することによって、またインナシースをアウトシースとは異なる材質のものを使用すること等によって、簡単な構成で、安価に製造できるようになり、かつインナシースを所定の内径とすることによって、内部に挿通されている可撓性コード部材の移動時における無効ストロークを最小限に抑制できる。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

以下、図面に基づいて本発明の実施の第1の形態について説明する。まず、図1に、内視鏡用処置具としての高周波処置具の構成を示し、図2には図1の要部を拡大した断面を示す。図中において、1は高周波処置具である。高周波処置具1は長尺の可撓性シース2を有し、この可撓性シース2の基端部には接続パイプ3が連結されており、この接続パイプ3の他端には操作手段4が連結されている。操作手段4は接続パイプ3に連結した本体軸4aと、この本体軸4aに嵌合させて軸線方向に摺動可能に設けたスライダ4bとから構成されている。スライダ4bには処置具本体10を構成する可撓性コード11の基端部が連結して設けられている。可撓性コード11の基端部はスライダ4bへの連結部から所定長さ突出して、接点部12が設けられている。従って、この接点部12は図示しない高周波電源装置に着脱可能に接続されることになる。

40

【 0 0 2 0 】

図2から明らかなように、処置具本体10を構成する可撓性コード11はスライダ4bへの接続部から、接続パイプ3の内部を通り、可撓性シース2内に延在されている。この可撓性コード11の先端部分の所定長さは絶縁処理を施しておらず、途中で折り返すよ

50

うになし、この折り返した端部をクランプ部材 1 3 で固定することによって、ループ状のスネアワイヤ部 1 4 が形成される。このスネアワイヤ部 1 4 が処置作用部である。図 2 においては、スネアワイヤ部 1 4 は、可撓性シース 2 内に引き込まれて、ループが閉じた状態になっており、クランプ部材 1 3 を設けた部位を可撓性シース 2 の先端から導出させると、図 3 に示したように、スネアワイヤ部 1 4 はループが拡開することになる。そこで、このループ内に患部を囲繞させて、高周波電流を印加しながら、スネアワイヤ部 1 4 を可撓性シース 2 内に引き込むと、患部を切除できる。

【 0 0 2 1 】

可撓性コード 1 1 の先端を構成するスネアワイヤ部 1 4 を可撓性シース 2 から出沒させるために、可撓性シース 2 は接続パイプ 3 に連結されており、可撓性コード 1 1 の基端部はスライダ 4 b に連結されている。そして、手指によって、スライダ 4 b を本体軸 4 a に対して摺動させることによって、スネアワイヤ部 1 4 が可撓性シース 2 の先端から出沒することになる。スライダ 4 b を本体軸 4 a に沿って、可撓性シース 2 への連結側に移動させると、可撓性コード 1 1 が可撓性シース 2 内で前方に摺動して、スネアワイヤ部 1 4 が可撓性シース 2 から押し出される。一方、これとは反対方向にスライダ 4 b を摺動させると、スネアワイヤ部 1 4 が可撓性シース 2 内に引き込まれる。

【 0 0 2 2 】

以上のように、スライダ 4 b を移動させたときに、これに確実に追従してスネアワイヤ部 1 4 が移動し、つまり応答性を良好となし、スライダ 4 b の操作に対する無効ストロークが生じないようにするには、可撓性コード 1 1 が可撓性シース 2 の内部において、常に中心軸線上に配置する必要がある。このために、つまり可撓性シース 2 の内部で可撓性コード 1 1 のセンタリングを行うために、可撓性シース 2 をアウトシース 2 a と、インナシース 2 b とから構成し、インナシース 2 b をアウトシース 2 a 内に挿入するようにしている。そして、インナシース 2 b の内径を可撓性コード 1 1 の外径より僅かに大きくし、その間の径差を、可撓性コード 1 1 の移動を妨げない範囲において、できるだけ小さくしている。これによって、可撓性コード 1 1 はほぼ軸線方向にのみ移動可能で、それ以外の方向には移動が規制されることになる。

【 0 0 2 3 】

ここで、可撓性シース 2 におけるインナシース 2 b の先端部は、アウトシース 2 a の先端部より基端側、つまり奥側に位置させる。これによって、可撓性シース 2 は、その先端近傍において、インナシース 2 b とアウトシース 2 a との間に段差構造が形成され、先端側が内径拡径部 1 5 となる。この内径拡径部 1 5 の軸線方向の長さは、図 2 に示したように、処置具本体 1 0 を可撓性シース 2 の内部に引き込んだときに、スネアワイヤ部 1 4 が完全に可撓性シース 2 の内部に位置し、かつ可撓性コード 1 1 の先端に装着したクランプ部材 1 3 が内径拡径部 1 5 内に位置するように設定している。

【 0 0 2 4 】

以上のように構成される高周波処置具 1 は、図 4 に示したように、内視鏡 2 0 を挿入ガイド手段として被検者の体腔内に挿入される。ここで、内視鏡 2 0 は、本体操作部 2 1 に体腔内への挿入部 2 2 を連結して設けたものであり、挿入部 2 2 は、本体操作部 2 1 への連結部から所定の長さ分は軟性部 2 2 a で、この軟性部 2 2 a の先端には湾曲部 2 2 b、湾曲部 2 2 b の先端には先端硬質部 2 2 c となっており、先端硬質部 2 2 c には、照明部及び観察部からなる内視鏡観察手段が装着されている。

【 0 0 2 5 】

図 5 に挿入部 2 2 の先端部分の断面を示す。この断面位置では観察部の構成が示されており、照明部は、通常、この観察部の左右両側に設けられる。観察部 2 3 は、周知のように、対物光学系 2 3 a、プリズム 2 3 b 及び固体撮像素子 2 3 c から大略構成される。また、図 5 には処置具挿通チャンネル 2 4 も示されている。処置具挿通チャンネル 2 4 は、その先端部が先端硬質部 2 2 c の先端面に処置具導出口 2 4 a として開口しており、また図 4 に示したように、処置具挿通チャンネル 2 4 の基端部は本体操作部 2 1 に設けた処置具導入部 2 4 b に通じている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

高周波処置具 1 を構成する可撓性シース 2 は処置具導入部 2 4 b から処置具挿通チャンネル 2 4 内に挿入されて、処置具導出口 2 4 a から所定長さ突出させて、各種の処置が行われる。ここで、可撓性シース 2 が処置具挿通チャンネル 2 4 内に挿入されて、その先端部が処置具導出口 2 4 a から導出したときに、振れや曲り等が発生することがなく、確実に処置具挿通チャンネル 2 4 の軸線方向に向けるようにしている。このために、可撓性シース 2 の外径と処置具挿通チャンネル 2 4 の内径との径差を小さくする必要がある。そこで、可撓性シース 2 の外径、即ちアウトシース 2 a の外径を処置具挿通チャンネル 2 4 の内径より僅かに小さいものとする。

【 0 0 2 7 】

また、前述したように、可撓性シース 2 の内径は、可撓性コード 1 1 の外径より僅かに大きいものとする。このために、可撓性シース 2 をアウトシース 2 a とインナシース 2 b との 2 層構造として、インナシース 2 b の内径を小さくしている。そして、アウトシース 2 a は、処置具挿通チャンネル 2 4 内に挿通されるものであるから、滑りの良い部材、例えばフッ素樹脂のように、低摩擦性の材質のものとする。一方、インナシース 2 b は可撓性コード 1 1 と摺動するものの、摺動ストロークは短いものであることから、多少摺動性が劣るものの、安価な材料、例えばポリエチレン等を使用する。

【 0 0 2 8 】

アウトシース 2 a とインナシース 2 b とは、接着剤を用いて相互に固着することもできるが、非固着状態にすることもできる。非固着状態にすると、軸線方向に向けての剛性が高いが、曲げ方向における可撓性が良好となる。つまり、可撓性シース 2 を曲げると、アウトシース 2 a とインナシース 2 b とが摺動しながら曲るようになり、同じ材質で、同じ厚みの 1 層構造のチューブと比較して、曲げ方向の可撓性は良好となる。ただし、軸線方向に向けては、ほぼ同じ剛性を有している。従って、可撓性シース 2 の処置具挿通チャンネル 2 4 内に挿通させる際に、処置具導入部 2 4 b から押し込むようにするが、この押し込み力は確実に先端まで伝達される。また、可撓性シース 2 は曲げ方向の可撓性が良好であるために、挿入部 2 2 が曲っていても、この曲りに可撓性シース 2 は円滑に追従することになる。従って、高周波処置具 1 の処置具挿通チャンネル 2 4 内への挿通操作性が良好となる。

【 0 0 2 9 】

挿入部 2 2 の先端近傍には湾曲部 2 2 b が設けられており、湾曲部 2 2 b は 1 8 0 度乃至それ以上に曲げることがある。この湾曲部 2 2 b の湾曲操作は本体操作部 2 1 の操作ノブ 2 6 を手指で回動させることにより行われる。処置具挿通チャンネル 2 4 内に高周波処置具 1 が挿通されている状態（ただし、処置具導出口 2 4 a から突出させない状態）で、操作ノブ 2 6 を湾曲させると、可撓性シース 2 が抵抗となって、大きな負荷が作用することがある。そこで、処置具挿通チャンネル 2 4 内に挿入され、可撓性シース 2 の先端が処置具導出口 2 4 a の近傍に位置しているときに、インナシース 2 b は、先端から湾曲部 2 2 b を越えて、軟性部 2 2 a 内の部位までは軟性部材で形成し、それより基端側はある程度の剛性がある部材で形成することができる。即ち、インナシース 2 b は全長にわたって均等なものであっても良いが、先端側は軟性部材で、基端側はそれより剛性のある部材で構成することができる。これによって、処置具本体 1 0 の処置具挿通チャンネル 2 4 内への挿通操作の操作性が良好で、しかも湾曲部 2 2 b の湾曲操作も良好となる。

【 0 0 3 0 】

次に、図 6 は本発明の第 2 の実施の形態を示す高周波処置具 3 0 の先端部分を示すものであって、この高周波処置具 3 0 は可撓性シース 3 1 内に可撓性コード 3 2 が挿通されており、この可撓性コード 3 2 の先端には処置作用部を構成する棒状電極 3 3 が連結して設けられている。また、可撓性コード 3 2 と棒状電極 3 3 との連結部には、それらより太径となった係止駒 3 4 を有している。可撓性シース 3 1 の先端部にはストッパ部材 3 5 が装着されている。ストッパ部材 3 5 は硬質筒体から構成されており、このストッパ部材 3 5 には、棒状電極 3 3 を挿通させる貫通孔 3 5 a が軸線方向に向けて貫通するように形成さ

10

20

30

40

50

れている。そして、係止駒 3 4 がストッパ部材 3 5 に当接する位置が、棒状電極 3 3 の最前進位置となる。

【 0 0 3 1 】

この高周波処置具 3 0 の可撓性シース 3 1 は、アウトシース 3 1 a と、このアウトシース 3 1 a の内部に挿入したインナシース 3 1 b とから構成される。そして、インナシース 3 1 b の先端は、アウトシース 3 1 a の先端部より奥側に位置しており、このインナシース 3 1 b の端部における段差部からアウトシース 3 1 a の先端までの間は内径拡径部 3 6 となっている。そして、ストッパ部材 3 5 はこの内径拡径部 3 6 内に位置しており、また可撓性コード 3 2 と棒状電極 3 3 との間に設けた係止駒 3 4 も、この内径拡径部 3 6 内に位置している。そして、インナシース 3 1 b の内径は、可撓性コード 3 2 の外径より僅かに大きいものであって、可撓性コード 3 2 のインナシース 3 1 b 内での往復移動を円滑に行うことができ、しかもインナシース 3 1 b と可撓性コード 3 2 との径差を最小限とすることによって、可撓性コード 3 2 のインナシース 3 1 b の軸線方向以外の動きが規制される。従って、高周波処置具 3 0 における可撓性シース 3 1 が曲っても、棒状電極 3 3 の位置が変化することがなく、この棒状電極 3 3 を可撓性シース 3 1 から導出させるようになり、また可撓性シース 3 1 内に引き込む操作における無効ストロークが生じない。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 2 】

【図 1】本発明の実施の一形態を示す内視鏡用処置具の全体構成図である。

【図 2】図 1 の要部拡大断面図である。

20

【図 3】スネアワイヤ部を可撓性シースから導出させた状態での内視鏡用処置具の要部断面図である。

【図 4】本発明の実施の一形態を示す内視鏡用処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルを挿通させた状態を示す外観図である。

【図 5】図 6 の挿入部の先端部位置の断面図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施の形態における内視鏡用処置具の先端部分を示す断面図である。

【図 7】従来技術による内視鏡用処置具の全体構成図である。

【図 8】図 7 の内視鏡用処置具の先端部分の断面図である。

【図 9】図 7 の内視鏡用処置具の可撓性シースをループ形状としたときの可撓性コードの振る舞いを示す作用説明図である。

30

【図 10】図 7 の内視鏡用処置具の課題を解決するための 1 つの手法を示す図 8 と同様の断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 3 】

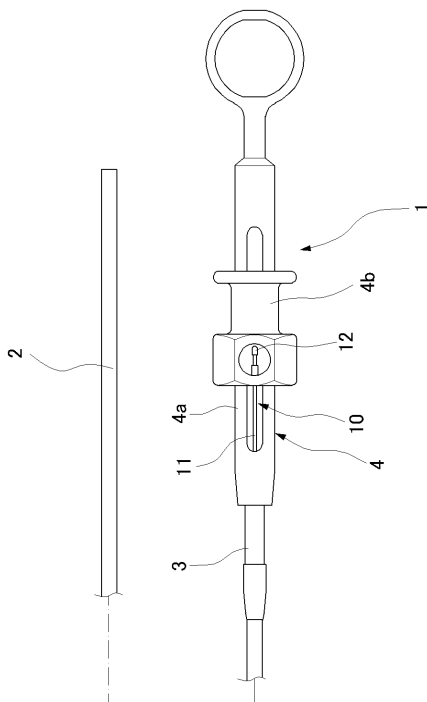
- 1 , 3 0 処置具
- 2 , 3 1 可撓性シース
- 2 a , 3 1 a アウトシース
- 2 b , 3 1 b インナシース
- 4 操作手段
- 4 a 本体軸
- 4 b スライダ
- 1 1 , 3 2 可撓性コード
- 1 3 クランプ部材
- 1 4 スネアワイヤ部
- 1 5 , 3 6 内径拡径部
- 2 0 内視鏡
- 2 2 挿入部
- 2 2 a 軟性部
- 2 2 b 湾曲部

40

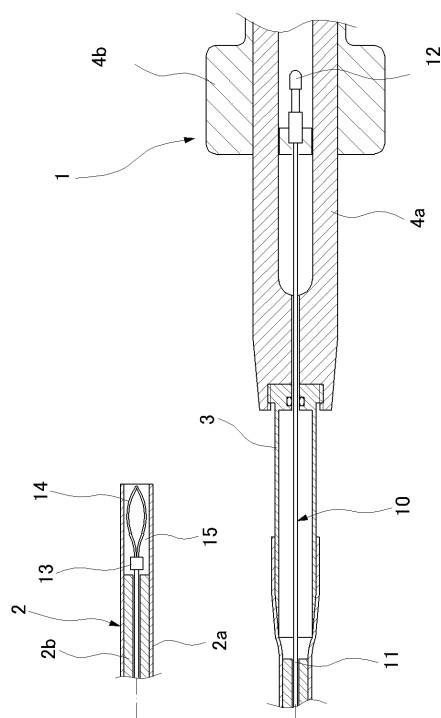
50

- 2 2 c 先端硬質部
- 2 4 処置具挿通チャンネル
- 3 3 棒状電極
- 3 4 係止駒
- 3 5 ストップ部材

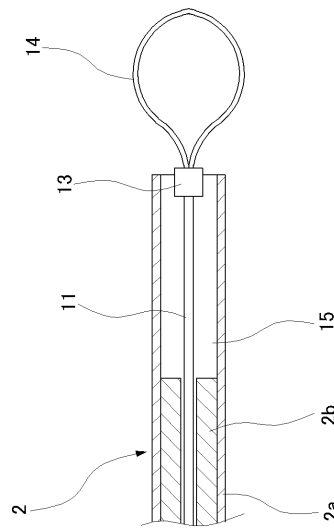
【図 1】



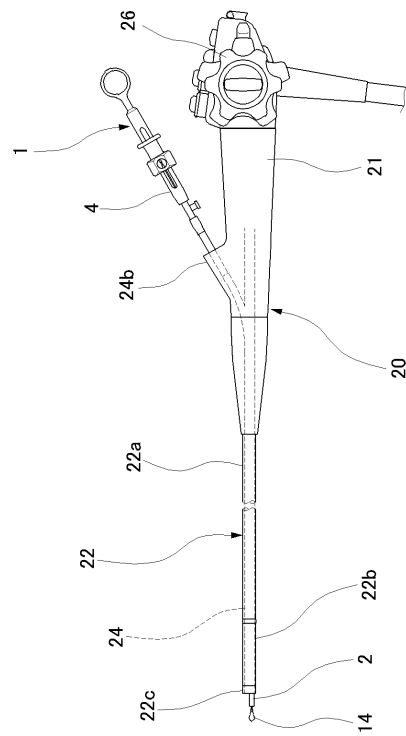
【図 2】



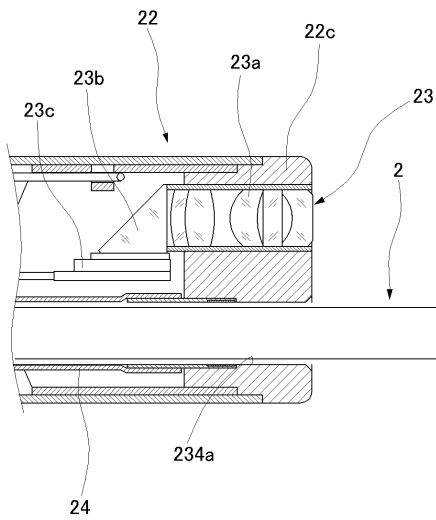
【図 3】



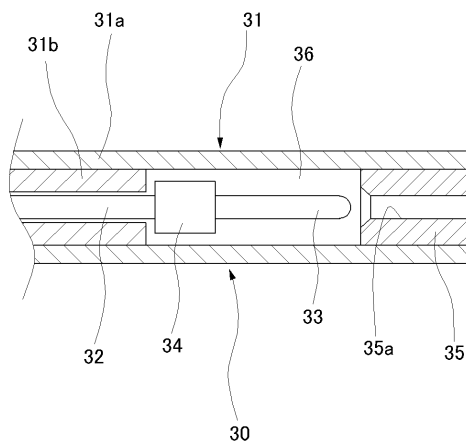
【図 4】



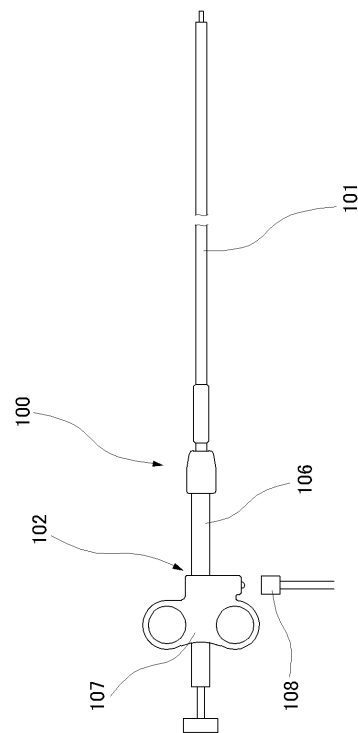
【図 5】



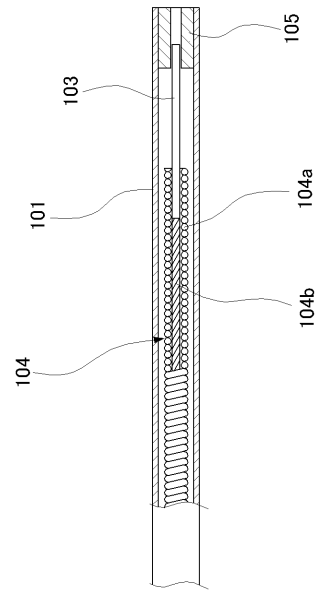
【図 6】



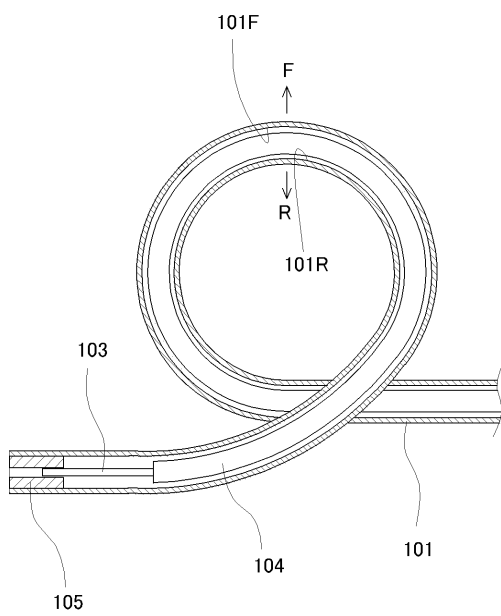
【 図 7 】



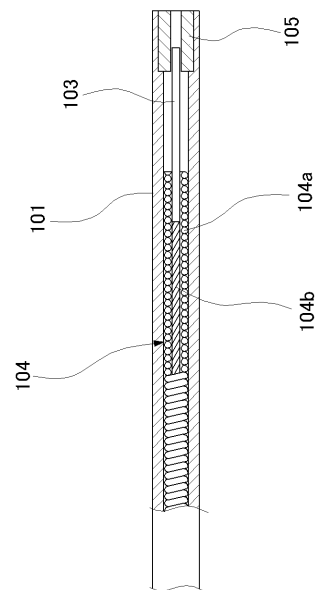
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF32 GG15 HH57 LL02

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2009095451A	公开(公告)日	2009-05-07
申请号	JP2007269111	申请日	2007-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	赤羽秀文 大橋克章		
发明人	赤羽 秀文 大橋 克章		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B1/00.334.D A61B1/00.310.A A61B1/008.510 A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK13 4C060/KK16 4C060/KK17 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF32 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/LL02 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK16 4C160/KK36 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN07 4C160/NN09 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/LL02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当柔性绳索构件插入内部并通过使用简单配置和低成本制造的柔性护套移动时，将无效行程抑制到最小。ŽSOLUTION：治疗工具插入通道24安装在内窥镜20的插入部分22上，并且高频治疗工具1插入并引导到通道24，并且高频治疗工具1的柔性护套2是由外护套2a和插入内部的内护套2b组成，内护套2b的内部插入有柔性绳11，柔性绳11在尖端部分具有圈套线14，并且柔性外径绳索11略宽于内部护套2b的内径，并且使得柔性绳索11可以在轴向方向上在内部护套2b中移动，但是向其他方向的移动受到限制。Ž

