

(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2011-104158

(P2011-104158A)

(43) 公開日 平成23年6月2日(2011.6.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 M 5/14 (2006.01)	A 6 1 M 5/14 B	4 C 0 6 1
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 4 O 5 H	4 C 0 6 6
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 A	4 C 1 6 7
	A 6 1 B 1/00 3 O O B	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2009-262978 (P2009-262978)	(71) 出願人	000002141
(22) 出願日	平成21年11月18日 (2009.11.18)		住友ベークライト株式会社
			東京都品川区東品川2丁目5番8号
		(72) 発明者	豊田 芳樹
			秋田県秋田市土崎港相染町字中島下27-4
			秋田住友ベークライト株式会社内
		(72) 発明者	石井 靖久
			秋田県秋田市土崎港相染町字中島下27-4
			秋田住友ベークライト株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 FF43 GG15 HH21 JJ03
			4C066 AA01 AA02 AA05 BB01 CC02
			FF04 JJ10
			4C167 AA02 BB10 CC20 CC23 CC24
			GG36 HH17

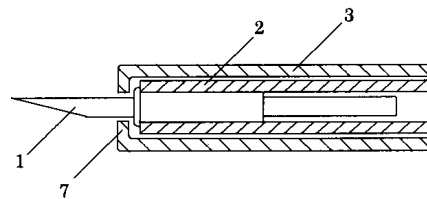
(54) 【発明の名称】 内視鏡用注射針

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の屈曲が激しい状態でも、スムーズに穿刺針の出し入れ操作が可能な内視鏡用注射針を提供すること。

【解決手段】穿刺針と、該穿刺針を先端側に備え、液体物が流入する内腔を有する内筒管状体と、該内筒管状体が軸線方向に進退自在に挿通される内腔を有する外筒管状体と、前記内筒及び、外筒管状体の基端部に備えられ、前記穿刺針の軸線方向への移動を制御する操作部と、から構成され、前記内筒管状体はフッ素系樹脂で形成されていると共に、前記外筒管状体はポリオレフィン系樹脂で形成されており、且つ前記外筒管状体は前記内筒管状体よりも曲げ弾性率の大きいことを特徴とする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

穿刺針と、
該穿刺針を先端側に備え、液体物が流入する内腔を有する内筒管状体と、
該内筒管状体が軸線方向に進退自在に挿通される内腔を有する外筒管状体と、
前記内筒及び、外筒管状体の基端部に備えられ、前記穿刺針の軸線方向への移動を制御する操作部と、
から構成され、
前記内筒管状体はフッ素系樹脂で形成されていると共に、前記外筒管状体はポリオレフィン系樹脂で形成されており、且つ前記外筒管状体は前記内筒管状体よりも曲げ弾性率が大きいことを特徴とする内視鏡用穿刺針。

10

【請求項 2】

前記内筒管状体は、ポリテトラフルオロエチレンで形成されている請求項 1 に記載の内視鏡用穿刺針。

【請求項 3】

前記外筒管状体は、ポリエチレンで形成されている請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用穿刺針。

【請求項 4】

前記内筒管状体と、前記外筒管状体との曲げ弾性率の差は 0.8 GPa 以上、 1.5 GPa 以下で有り、且つ前記外筒管状体の曲げ弾性率は 1.35 GPa 以上、 2.05 GPa 以下である請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の内視鏡用穿刺針。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡用注射針に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡下に食道、胃、大腸等の粘膜を切除する内視鏡的粘膜切除術（EMR）および内視鏡的粘膜下層剥離術（ESD）施行時に、粘膜層と筋層を剥離するため事前に、先端に穿刺針が付設された内筒管状体とその内筒管状体を挿通自在にする外筒管状体及び穿刺針の出し入れを操作するグリップを有した内視鏡用注射針を内視鏡の鉗子孔から挿入して、患部に生理食塩水や薬液等を注入することが通常実施されている。

30

【0003】

通常、患者の体内に挿入される内視鏡は、体腔内の形状に合わせて様々な形状に曲げられるため、内視鏡用注射針も様々な形状に曲げられることになる。

内筒及び、外筒管状体の材質として表面の摩擦抵抗が低いフッ素樹脂、ナイロン樹脂を用いたものが開示されている（例えば、特許文献 1 参照）。しかし、内視鏡の屈曲がきつい状態では、内筒、外筒管状体同士が強く擦り合うため、穿刺針の出し入れ操作のときに摩擦抵抗が非常に大きくなり、穿刺針の出し入れ操作に時間が掛かるという問題がある。更に、その間に生体組織が動いたり、内視鏡が動いてしまうことにより、所望の部位に穿刺ができない場合があり、その結果手技時間が長くなるという問題点がある。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2001 - 058006 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明は内視鏡の屈曲が激しい状態でも、スムーズに穿刺針の出し入れ操作が可能な内視鏡用注射針を提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上記課題は、下記(1)～(4)に記載の本発明によって解決される。

(1) 穿刺針と、

該穿刺針を先端側に備え、液体物が流入する内腔を有する内筒管状体と、

該内筒管状体が軸線方向に進退自在に挿通される内腔を有する外筒管状体と、

前記内筒及び、外筒管状体の基端部に備えられ、前記穿刺針の軸線方向への移動を制御する操作部と、

から構成され、

前記内筒管状体はフッ素系樹脂で形成されていると共に、前記外筒管状体はポリオレフィン系樹脂で形成されており、且つ前記外筒管状体は前記内筒管状体よりも曲げ弾性率が高いことを特徴とする内視鏡用穿刺針。

(2) 前記内筒管状体は、ポリテトラフルオロエチレンで形成されている(1)に記載の内視鏡用穿刺針。

(3) 前記外筒管状体は、ポリエチレンで形成されている(1)又は(2)に記載の内視鏡用穿刺針。

(4) 前記内筒管状体と、前記外筒管状体との曲げ弾性率の差は0.8 GPa以上、1.5 GPa以下であり、且つ前記外筒管状体の曲げ弾性率は1.35 GPa以上、2.05 GPa以下である(1)乃至(3)のいずれかに記載の内視鏡用穿刺針

【発明の効果】**【0007】**

本発明によれば、内視鏡の屈曲が激しい状態でも、スムーズに穿刺針の出し入れ操作が可能な内視鏡用注射針を提供することができる。

【図面の簡単な説明】**【0008】**

【図1】本発明の一実施例となる内視鏡用注射針の穿刺針収納時の全体図である。

【図2】本発明の一実施例となる内視鏡用注射針の穿刺針突出時の全体図である。

【図3】本発明の一実施例となる図2の穿刺針近傍の拡大断面図である。

【図4】本発明の内視鏡用注射針の穿刺針の突出時間測定及びつぶれ評価を実施する際の管状体の曲げ状態を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】**【0009】**

以下、本発明の内視鏡用注射針について、図面に示す好適な実施の形態に基づいて詳細に説明する。

図1は本発明の一実施例となる内視鏡用注射針の穿刺針収納時の全体図である。図2は本発明の一実施例となる内視鏡用注射針の穿刺針突出時の全体図である。図3は図2の穿刺針近傍の拡大断面図である。

【0010】

本発明の内視鏡用注射針は、図1に示すように、穿刺針(1)と、この穿刺針(1)を先端側に備え、液体物が流入する内腔を有する内筒管状体(2)と、この内筒管状体(2)が軸線方向に進退自在に挿通される内腔を有する外筒管状体(3)と、上記内筒管状体(2)の基端部に備えられ上記穿刺針(1)の軸線方向への移動を制御する内筒グリップ(4)と、上記外筒管状体(3)の基端部に備えられ、上記内筒グリップ(4)を収納する外筒グリップ(5)と、を備え、前記内筒管状体(2)はフッ素系樹脂で形成されていると共に、前記外筒管状体(3)はポリオレフィン系樹脂で形成されており、且つ前記外筒管状体(3)は前記内筒管状体(2)よりも曲げ弾性率が高いことを特徴とする。

【0011】

また、内筒グリップ(4)の基端部側にはコネクタ(6)を有しており、そのコネクタ(6)に注射筒(不図示)を接続し、生理食塩水や薬液等の液体物を注入することができる。

【 0 0 1 2 】

内筒管状体 (2) はフッ素系樹脂で形成されていると共に、外筒管状体 (3) はポリオレフィン系樹脂で形成されており、このようなものとしては、例えば内筒管状体 (2) がポリテトラフルオロエチレン、外筒管状体 (3) がポリエチレンの組み合わせを挙げることができる。

内筒管状体 (2) と外筒管状体 (3) とが同材質の場合、管状体接触表面の親和性が高くなり、穿刺針の出し入れ操作の際に摩擦抵抗が大きくなる。そのため、上記のような内筒管状体 (2) と外筒管状体 (3) の材質とすることで、摩擦抵抗を小さくすることができる。

【 0 0 1 3 】

また、本発明の内視鏡用注射針の外筒管状体 (3) は内筒管状体 (2) より曲げ弾性率が高いことを特徴とする。両者の差は 0.8 GPa 以上、 1.5 GPa 以下で有り、且つ外筒管状体の曲げ弾性率は 1.35 GPa 以上、 2.05 GPa 以下であることが好ましい。

内筒管状体 (2) と外筒管状体 (3) の材料として表面摩擦抵抗が低いフッ素系樹脂やポリオレフィン系樹脂を用いた場合、内視鏡の屈曲がきつい状態においては、内筒管状体 (2) の曲げ弾性率を外筒管状体 (3) の曲げ弾性率よりも大きくする、外筒管状体 (3) に対して内筒管状体 (2) を前後進させる穿刺針の出し入れ操作の際に、屈曲した外筒管状体 (3) の内側に内筒管状体 (2) の外面が強く擦り合うため摩擦抵抗が大きくなる。一方、内筒管状体 (2) の曲げ弾性率を外筒管状体 (3) の曲げ弾性率よりも小さくすると、内筒管状体 (2) が外筒管状体 (3) の屈曲に沿って前後進できるため、内筒、外筒管状体同士が強く擦り合うことなく穿刺針の出し入れ操作ができる。

内視鏡の曲げ半径が小さい場合には、外筒管状体 (3) が屈曲によりつぶれることで内筒管状体 (2) を挟み、穿刺針の出し入れ操作の際に摩擦抵抗が大きくなる。曲げ弾性率を上記範囲とすることで、外筒管状体 (3) がつぶれることなく穿刺針の出し入れ操作ができる。

【 0 0 1 4 】

上記穿刺針 (1) の材質は、特に限定されないが、血管内に穿刺できるようにするためパイプを針状に加工できることが好ましく、且つ針状になった部分が穿刺したときに折れたり、欠けたりしないような剛性が必要なためステンレス等の金属が好ましい。

【 0 0 1 5 】

上記穿刺針 (1) の外径は特に限定されないが、通常 $2.5 \sim 2.0 \text{ mm}$ が用いられる。

内筒管状体 (2) の外径は特に限定されないが、上記穿刺針 (1) のそれぞれのゲージサイズより $0.4 \sim 1.0 \text{ mm}$ 程大きなものにすることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

上記穿刺針 (1) の全長は特に限定されないが、 $2 \sim 10 \text{ mm}$ 程度が好ましい。

穿刺針 (1) の外筒管状体 (3) からの突出距離は特に限定されないが、 $2 \sim 7 \text{ mm}$ が好ましく、 $3 \sim 5 \text{ mm}$ が更に好ましい。突出距離を上記範囲にすることで、安全に確実な穿刺が可能となる。

【 0 0 1 7 】

穿刺針 (1) と内筒管状体 (2) との接続方法は特に限定されないが、エポキシ接着剤、瞬間接着剤等を用いて溶剤接着することができる。

【 0 0 1 8 】

図 3 に示すように、外筒管状体 (3) の先端部には穿刺針突当て部 (7) を設けることが好ましい。

上記外筒管状体 (3) の先端部に設けられた穿刺針突当て部 (7) の形成方法は、上記穿刺針 (1) の段差部が当接できるものであれば特に限定されないが、熱による先端丸め形状賦型、インサート成形等を用いることができる。

穿刺針突当て部 (7) の内径は上記それぞれのゲージサイズの穿刺針 (1) が通過できるものであれば特に限定されないが、それぞれのゲージサイズより $0.4 \sim 1.0 \text{ mm}$ 大

10

20

30

40

50

きくすることが好ましい。

このようにすることで、上記穿刺針(1)の段差部が穿刺針突当て部(7)に突当たり、それ以上に前進しないように規制することができる。

【0019】

上記内筒管状体(2)の長さは1200~2500mm、外径は1.6~2.6mm、内径は0.5~2.3mmであることが好ましく、外筒管状体(3)の長さは1190~2490mm、外径は2.4~3.0mm、内径1.7~2.7mmであることが好ましい。

【0020】

また、コネクター(12)が付設されている内筒グリップ(4)および外筒グリップ(5)の材質は、接着等の加工性が良く硬化剤等が接触してもクラック等が発生しない程度の耐薬品性が必要で、特に限定はされないが、例えば硬質塩化ビニル樹脂等の硬質プラスチック樹脂が好ましい。

【0021】

内筒グリップ(4)および外筒グリップ(5)の長さは、それぞれ45~180mm、30~150mmであることが好ましい。それぞれの外径、内径は特に限定されないが、内筒グリップ(4)がスムーズにスライドできる程度の隙間を有していることが好ましい。

【0022】

次に、本発明の内視鏡用注射針の使用方法に関してその一例を説明する。

内筒グリップ(4)基端部のコネクター(6)に薬液を充填したシリンジを装着し、薬液を内筒管状体(2)全体に満たす。内視鏡を挿入して目標となる腫瘍の部位を確認した後、本発明の内視鏡注射針を内視鏡の鉗子孔から挿入する。

内筒グリップ(4)を前進させ、穿刺針(1)を外筒管状体(3)から突出させて穿刺部位に穿刺し、薬液を注入する。所望の膨隆が得られたら、注入を止めて抜針する。内筒グリップ(4)を手元側に引き戻し、穿刺針(1)を外筒管状体(3)の中に収納させ、内視鏡注射針を内視鏡の鉗子孔から抜去する。

【実施例】

【0023】

以下、本発明の効果について、実施例を基に説明する。

【0024】

(実施例)

内筒管状体(2)はフッ素系樹脂であるポリテトラフルオロエチレン(三井・デュボンフロロケミカル社製、640-J、曲げ弾性率0.55GPa)で押出成形し、長さは2300mm、外径は1.63mm、内径は1.00mmとした。

外筒管状体(3)はポリオレフィン系樹脂であるポリエチレン(プライムポリマー社製、HI-ZEX(HDPE)540E、曲げ弾性率1.40GPa)で押出成形し、外径は2.43mm、内径は1.93mmとした。

次に、内筒グリップ(4)および外筒グリップ(5)は硬質塩化ビニル(三菱化学社製、スミコンVM 3615G)で形成し、それぞれ上記内筒管状体(2)、および上記外筒管状体(3)の基端部に接着した。

得られた内筒管状体(2)の先端には、図3に示すように、穿刺針(1)を接着した。

得られた外筒管状体(3)の先端には、図3に示すように、形状賦型により穿刺針突当て部(7)を設け、内径は1.3mmとした。

次に、図1に示すように、上記内筒管状体(2)を、上記外筒管状体(3)に外筒グリップ(5)側から挿入し、内視鏡用注射針を得た。

【0025】

(比較例1)

内筒管状体(2)はフッ素系樹脂であるポリテトラフルオロエチレン(三井・デュボンフロロケミカル社製、640-J、曲げ弾性率0.55GPa)で押出成形し、長さは2

10

20

30

40

50

300 mm、外径は1.63 mm、内径は1.00 mmとした。外筒管状体(3)はフッ素系樹脂である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(ダイキン工業社製、NP-30、曲げ弾性率0.66 GPa)で押出成形し、外径は2.43 mm、内径は1.93 mmとした。

次に、内筒グリップ(4)および外筒グリップ(5)は硬質塩化ビニル(三菱化学社製、スミコンVM 3615G)で形成し、それぞれ上記内筒管状体(2)、および上記外筒管状体(3)の基端部に接着した。

得られた内筒管状体(2)の先端には、図3に示すように、穿刺針(1)を接着した。

得られた外筒管状体(3)の先端には、図3に示すように、形状賦型により穿刺針突当て部(7)を設け、内径は1.3 mmとした。

次に、図1に示すように、上記内筒管状体(2)を、上記外筒管状体(3)に外筒グリップ(5)側から挿入し、内視鏡用注射針を得た。

【0026】

(比較例2)

内筒管状体(2)、外筒管状体(3)を共にポリエチレン(プライムポリマー社製、HI-ZEX(HDPE)540E、曲げ弾性率1.40 GPa)で押出成形した以外は比較例1と同様にした。

【0027】

・ 屈曲状態での穿刺針(1)の突出時間測定

内視鏡用注射針について、図4に示すように、管状体中間の半径R1を50 mmで180°に曲げ、且つ管状態先端部の半径R2を15 mmで180°に曲げた状態で、内筒グリップ(4)を前進させ、穿刺針(1)を外筒管状体(3)から突出させたとき、穿刺針(1)が動き始めてから完全に突出するまでの時間をストップウォッチで15回測定した。

2. 先端屈曲部の外筒管状体(3)のつぶれ評価

内視鏡用注射針について、図4に示すように、管状体先端部の半径R1を15 mmで180°に曲げた状態で、包埋樹脂で内筒、外筒管状体内部を包埋した。屈曲90°の位置の管状態断面を目視で観察し、外筒管状体(3)のつぶれの有無を評価した。

その結果を表1に示す。

【0028】

表1中で、PTFEはポリテトラフルオロエチレン、PEはポリエチレン、FEPは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である。

【0029】

10

20

30

【表 1】

			実施例	比較例 1	比較例 2
内筒管状体 (2) 材質			PTFE	PTFE	PE
外筒管状体 (3) 材質			PE	FEP	PE
穿刺針 (1) の突出時間	単位	回目	-	-	-
	秒	1	0.1	0.8	穿刺針突出せず
	秒	2	0.1	0.9	穿刺針突出せず
	秒	3	0.1	0.9	穿刺針突出せず
	秒	4	0.1	1.2	穿刺針突出せず
	秒	5	0.1	1.3	穿刺針突出せず
	秒	6	0.1	1.1	穿刺針突出せず
	秒	7	0.1	1.4	穿刺針突出せず
	秒	8	0.1	1.0	穿刺針突出せず
	秒	9	0.1	1.3	穿刺針突出せず
	秒	10	0.1	1.3	穿刺針突出せず
	秒	11	0.1	1.2	穿刺針突出せず
	秒	12	0.1	1.6	穿刺針突出せず
	秒	13	0.1	1.5	穿刺針突出せず
	秒	14	0.1	1.2	穿刺針突出せず
	秒	15	0.1	1.4	穿刺針突出せず
	秒	平均	0.1	1.2	-
先端屈曲部の外筒管状体 (3) のつぶれ評価			-	-	-
			-	-	-
			つぶれなし	つぶれあり	つぶれなし

10

20

30

【0030】

表 1 の結果から明かなように、内筒管状体がフッ素系樹脂であるポリテトラフルオロエチレン（曲げ弾性率 0.55 GPa）、外筒管状体がポリオレフィン系樹脂であるポリエチレン（曲げ弾性率 1.40 GPa）で形成された本発明の内視鏡用注射針の穿刺針の突出し時間は、15 回全て 0.1 秒と短い時間であり、安定して突出することが可能であった。

40

一方、内筒管状体がポリテトラフルオロエチレン、外筒管状体も同じフッ素系樹脂の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で形成された比較例 1 では、穿刺針の 1 回ごとの突出時間は安定せず、平均 1.2 秒掛かった。また、内筒管状体と外筒管状体が同一材料のポリエチレンで形成された比較例 2 の穿刺針は突出しなかった。

以上のことから、本発明の内視鏡用注射針は、内筒管状体をフッ素系樹脂で形成し、外筒管状体を内筒管状体より曲げ弾性率の大きいポリオレフィン系樹脂で形成されていることで、穿刺針の突出操作の際の摩擦抵抗を小さくすることができていることが証明された。

【0031】

以上、本発明を実施形態に基づいて説明した。これらの実施形態はあくまで例示であり

50

、種々の変形例が可能なこと、またそうした変形例も本発明の範囲にあることは当業者に理解されるところである。

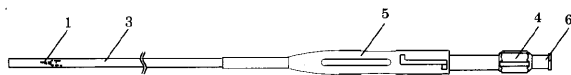
【符号の説明】

【 0 0 3 2 】

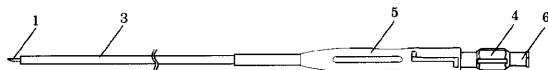
- 1 穿刺針
- 2 内筒管状体
- 3 外筒管状体
- 4 内筒グリップ
- 5 外筒グリップ
- 6 コネクター
- 7 先端突当て部

10

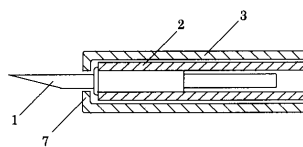
【 図 1 】



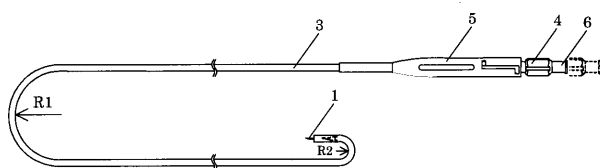
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



专利名称(译)	内视镜用注射针		
公开(公告)号	JP2011104158A	公开(公告)日	2011-06-02
申请号	JP2009262978	申请日	2009-11-18
[标]申请(专利权)人(译)	住友电木株式会社		
申请(专利权)人(译)	住友ベークライト株式会社		
[标]发明人	豊田芳樹 石井靖久		
发明人	豊田 芳樹 石井 靖久		
IPC分类号	A61M5/14 A61M25/00 A61B1/00		
FI分类号	A61M5/14.B A61M25/00.405.H A61B1/00.334.A A61B1/00.300.B A61B1/00.650 A61B1/018.511 A61M25/14.514 A61M5/14.540		
F-TERM分类号	4C061/FF43 4C061/GG15 4C061/HH21 4C061/JJ03 4C066/AA01 4C066/AA02 4C066/AA05 4C066/BB01 4C066/CC02 4C066/FF04 4C066/JJ10 4C167/AA02 4C167/BB10 4C167/CC20 4C167/CC23 4C167/CC24 4C167/GG36 4C167/HH17 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH21 4C161/JJ03 4C267/AA02 4C267/BB10 4C267/CC20 4C267/CC23 4C267/CC24 4C267/GG36 4C267/HH17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于内窥镜的注射针，即使内窥镜严重弯曲，也能使穿刺针顺利地取出和取出。 穿刺针：穿刺针，具有在远端侧上的穿刺针并且具有供液体物质流过的内腔的内筒形管状体和供内筒形管状体沿轴向前进和后退插入的内腔。 外筒形管状体具有：内筒；以及操作单元，该操作单元设置在外筒形管状体的近端，用于控制穿刺针在轴向方向上的移动。 外部圆筒形管状体由氟树脂形成，外部圆筒形管状体由聚烯烃树脂形成，并且外部圆筒形管状体的弯曲弹性模量大于内部圆筒形管状体的弯曲弹性模量。 [选择图]图3

