

(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2006-115966
(P2006-115966A)

(43) 公開日 平成18年5月11日(2006.5.11)

(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 7	4 C 0 6 0
A 6 1 M 5/14 (2006.01)	A 6 1 M 5/14 B	4 C 0 6 6

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-305043 (P2004-305043)	(71) 出願人	000000527 ペンタックス株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22) 出願日	平成16年10月20日 (2004.10.20)	(71) 出願人	503468972 小林 真 三重県四日市市鶴の森2丁目3番18号 ラテラ鶴の森10C
		(74) 代理人	100091317 弁理士 三井 和彦
		(72) 発明者	大内 輝雄 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		(72) 発明者	小林 真 三重県四日市市鶴の森2丁目3番18号 ラテラ鶴の森10C

最終頁に続く

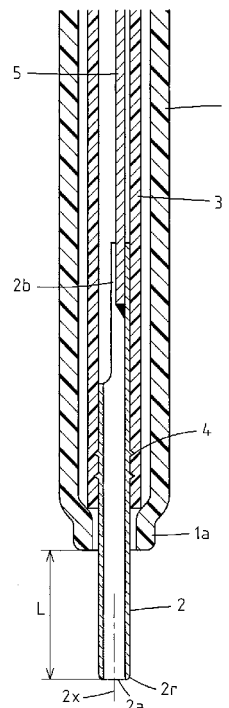
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】 針先で正常粘膜等を傷つけたり、焼灼された組織が針内に詰まることなく、粘膜隆起処置と剥離処置を一つの処置具で連続して繰り返し安全に行うことができる内視鏡用高周波処置具を提供すること。

【解決手段】 内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シース1の先端から突没自在に導電性部材からなる筒状の穿刺針2が設けられて、可撓性シース1の基端に連結された操作部10に穿刺針2と電氣的に導通する高周波電源コード接続端子19が配置された内視鏡用高周波処置具において、穿刺針2の先端面2aを、軸線2xに対して略垂直な角度の向きであって外縁部2rが鈍な形状に形成した。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シースの先端から突没自在に導電性部材からなる筒状の穿刺針が設けられて、上記穿刺針に連通する状態に連結された可撓性チューブが上記可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置され、上記可撓性チューブを進退操作するために上記可撓性シースの基端に連結された操作部に上記穿刺針と電氣的に導通する高周波電源コード接続端子が配置された内視鏡用高周波処置具において、

上記穿刺針の先端面を、軸線に対して略垂直な角度の向きであって外縁部が鈍な形状に形成したことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

上記操作部には、上記可撓性シースの基端が先端側に連結されて後端側に操作者の第 1 指を差し込むための第 1 の指掛けが設けられた操作部本体と、上記操作者の第 2 指と第 3 指を係合させるための第 2 の指掛けが上記第 1 の指掛けより先寄りに位置するように設けられて上記可撓性チューブを軸線方向に進退操作することができるように上記操作部本体にスライド自在に係合するスライド操作部材とが設けられていて、上記可撓性チューブの基端部が上記スライド操作部材に対して上記高周波電源コード接続端子により手動で固定及び固定解除自在に固定されている請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

上記高周波電源コード接続端子と上記穿刺針とを電氣的に導通させるための導電部材が上記可撓性チューブに沿って配置されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具

【請求項 4】

上記可撓性チューブの基端に、注液具を接続するための注液口金が取り付けられていて、その注液口金が上記スライド操作部材に対して着脱自在に係止されている請求項 1、2 又は 3 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

上記注液口金を上記スライド操作部材から取り外すことにより、上記可撓性チューブと上記穿刺針とが上記可撓性シース内から引き出される請求項 4 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 6】

上記スライド操作部材には、上記注液口金が斜め後方向きに開口する状態に取り付けられる口金取り付け部が設けられている請求項 4 又は 5 記載の内視鏡用高周波処置具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに通されて、内視鏡的粘膜切除術（EMR）等に用いられる内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡を用いて開腹手術をせずに胃腸内等の粘膜切除を行う場合には、まず最初に、粘膜組織とその下の筋層との間に生理食塩水等のような液状物を注入して粘膜組織を筋層から隆起させ、次いで、隆起した粘膜組織と筋層との間を繋いでいるすじ状繊維組織を高周波処置により切断して粘膜組織を筋層から剥離させる手順が採られる。

【0003】

その場合、剥離処置を一動作行うとそれに隣接する位置の隆起部内の液状物が流出して隆起が潰れてしまうので、剥離処置を少し行う毎に隣接部に対して再び粘膜隆起処置から行う必要があり、粘膜隆起処置と剥離処置を何度も交互に繰り返して行う必要がある。

【0004】

そのような一連の処置を行う処置具として、以前は内視鏡用注射針装置と内視鏡用高周波切開具を用いていたが、それでは内視鏡の処置具挿通チャンネルに処置具を何度も挿脱

10

20

30

40

50

し直さなければならず、操作が非常に煩雑になってしまう。

【0005】

そこで、可撓性シースの先端から突没自在な注射針が高周波電極として兼用された内視鏡用高周波処置具（例えば、特許文献1）を用いれば、一つの処置具で粘膜隆起処置と剥離処置を連続的に行うことができる。

【特許文献1】特開平11-47151

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、注射針を高周波電極として用いてすじ状粘膜を切断する処置を行おうとすると、高周波電極を適切な位置に誘導する際にその針先で正常粘膜等を傷つけてしまう恐れがあり、粘膜隆起処置と剥離処置を何度も交互に繰り返す場合にはその可能性が増大する。

【0007】

また、注射針状に形成された高周波電極の針先が斜め向きに開口しているので、すじ状繊維組織を切断する高周波処置時の高周波電極の向きと移動方向との関係によっては、焼灼された組織が針内にどんどん侵入して針内に詰まり、次に液状物注入による粘膜隆起処置を行うことができなくなってしまう場合がある。

【0008】

そこで本発明は、針先で正常粘膜等を傷ついたり、焼灼された組織が針内に詰まることなく、粘膜隆起処置と剥離処置を一つの処置具で連続して繰り返し安全に行うことができる内視鏡用高周波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】

【0009】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シースの先端から突没自在に導電性部材からなる筒状の穿刺針が設けられて、穿刺針に連通する状態に連結された可撓性チューブが可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置され、可撓性チューブを進退操作するために可撓性シースの基端に連結された操作部に穿刺針と電氣的に導通する高周波電源コード接続端子が配置された内視鏡用高周波処置具において、穿刺針の先端面を、軸線に対して略垂直な角度の向きであって外縁部が鈍な形状に形成したものである。

【0010】

なお、操作部には、可撓性シースの基端が先端側に連結されて後端側に操作者の第1指を差し込むための第1の指掛けが設けられた操作部本体と、操作者の第2指と第3指を係合させるための第2の指掛けが第1の指掛けより先寄りに位置するように設けられて可撓性チューブを軸線方向に進退操作することができるように操作部本体にスライド自在に係合するスライド操作部材とが設けられていて、可撓性チューブの基端部がスライド操作部材に対して高周波電源コード接続端子により手で固定及び固定解除自在に固定されていてもよい。

【0011】

そして、高周波電源コード接続端子と穿刺針とを電氣的に導通させるための導電部材が可撓性チューブに沿って配置されていてもよく、可撓性チューブの基端に、注液具を接続するための注液口金が取り付けられていて、その注液口金がスライド操作部材に対して着脱自在に係止されていてもよい。

【0012】

また、その場合、注液口金をスライド操作部材から取り外すことにより、可撓性チューブと穿刺針とが可撓性シース内から引き出されるようにしてもよく、スライド操作部材には、注液口金が斜め後方向きに開口する状態に取り付けられる口金取り付け部が設けられていてもよい。

【発明の効果】

10

20

30

40

50

【0013】

本発明によれば、穿刺針の先端面を、軸線に対して略垂直な角度の向きであって外縁部が鈍な形状に形成したことにより、針先で正常粘膜等を傷ついたり、焼灼された組織が針内に詰まることなく、粘膜隆起処置と剥離処置を一つの処置具で連続して繰り返し安全に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シースの先端から突没自在に導電性部材からなる筒状の穿刺針が設けられて、穿刺針に連通する状態に連結された可撓性チューブが可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置され、可撓性チューブを進退操作するために可撓性シースの基端に連結された操作部に穿刺針と電氣的に導通する高周波電源コード接続端子が配置された内視鏡用高周波処置具において、穿刺針の先端面を、軸線に対して略垂直な角度の向きであって外縁部が鈍な形状に形成する。

10

【実施例】

【0015】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1は内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等からなる電気絶縁性の可撓性シース1は、直径が2mm程度で全長が1~2m程度のもので、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される。

【0016】

可撓性シース1の先端部分には、例えばステンレス鋼パイプ材等のような導電性の筒状体からなる穿刺針2が軸線方向に突没自在に配置されており、可撓性シース1の最先端部は、その内側を通過する穿刺針2が大きくガタつかない程度に径を絞った先端絞り部1aになっている。

20

【0017】

穿刺針2は、先端面2aが軸線2xに対して略垂直な角度の向きであって、その外縁稜線部2rが滑らかなアール面取り状の鈍な形状に形成されている。したがって、穿刺針2には機械的な穿刺機能や切開機能は存在しない。

【0018】

穿刺針2の後寄りの部分は可撓性シース1内に位置していて、可撓性シース1内に軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置された例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等からなる可撓性チューブ3の先端部分が、穿刺針2に対して真っ直ぐに連通する状態に穿刺針2の後半部分に接続固定されている。4は、その接続部の抜け止め用に穿刺針2側の表面に突出形成された突起である。

30

【0019】

可撓性シース1の先端絞り部1aは可撓性チューブ3が通過できない径に形成されており、可撓性チューブ3を先端方向に向かって押し込む操作が行われると、図1に示されるように、可撓性チューブ3の先端が可撓性シース1の先端絞り部1aの裏面に当接する状態で停止する。ただし、ストッパとして別部材を取り付けても差し支えない。そのようにして可撓性シース1の先端から穿刺針2が最大限突出した時の突出長Lは例えば4mm程度である。

40

【0020】

可撓性チューブ3内には、例えばステンレス鋼撚り線のような導電性ワイヤ等からなる可撓性に富んだ導電部材5が全長にわたって挿通配置されていて、穿刺針2の後端部側に形成された切り欠き部2bに導電部材5の先端が導電する状態に固着されている。なお、導電部材5としては可撓性チューブ3の内径に対し十分に細い径のものが選択されており、可撓性チューブ3内の液体通過を阻害しない。

【0021】

図2は、可撓性シース1の基端側に連結された操作部10を示しており、操作部本体11の先端部分に連結部材12を介して可撓性シース1の基端が連結され、その操作部本体

50

11の後端部分には、操作者の第1指を差し込むための第1の指掛け13が設けられている。

【0022】

操作部本体11は、可撓性シース1の基端部分の軸線の延長線上に細長く形成されていて、操作者の第2指と第3指を係合させるための第2の指掛け16が形成されたスライド操作部材15が、操作部本体11の両端を除く部分に形成されたスリット14にスライド自在に係合している。

【0023】

スライド操作部材15は、矢印Aで示されるように可撓性シース1の基端部分の軸線の延長線方向にスライドし、スライド操作部材15がスライド範囲の後端位置まで移動した状態でも、第2の指掛け16が第1の指掛け13より先寄りに位置するように設けられている。

10

【0024】

可撓性チューブ3の基端部分には、例えばステンレス鋼管等のような導電性のあるパイプ材からなるチューブ基端パイプ6が連通する状態に接続固着されており、このチューブ基端パイプ6は手で弾性変形させることができるように薄肉でパネ性のある素材により形成されている。チューブ基端パイプ6の先端部分には導電部材5の基端が接続されている。

【0025】

スライド操作部材15には、チューブ基端パイプ6を緩く通過させることができるパイプ通過孔17が形成されており、そのパイプ通過孔17は、先端が操作部本体11の軸線位置に開口しそこから滑らかなカーブを描いて、後端がスライド操作部材15の後端から斜め後方に向かって開口する状態に突出形成されている。

20

【0026】

チューブ基端パイプ6は、パイプ通過孔17の形状に合わせて中間部分が滑らかにカーブした形状に形成されていて、その基端には、注射筒等のような注液具30を接続するための注液口金7が真っ直ぐに連通する状態に接続固着されている。

【0027】

注液口金7は、パイプ通過孔17の基端開口部に外方から差し込まれた状態にスライド操作部材15に取り付けられ、パイプ通過孔17の口元部に形成された口金固定用雄ねじ部18に固定ナット8を締め付けることにより、注液口金7がスライド操作部材15に固定される。このようにして、注液口金7がスライド操作部材15の後端から斜め後方に向かって開口する状態に構成されているので、注液具30による注液動作が非常に容易である。

30

【0028】

スライド操作部材15の前側寄りの位置には、高周波電源コード40が接続される高周波電源コード接続端子19が取り付けられており、III-III断面を図示する図3にも示されるように、高周波電源コード接続端子19は、裏側に突出するねじ軸19aがスライド操作部材15に対して手でねじ込まれた状態になっている。

【0029】

そして、ねじ軸19aの先端はパイプ通過孔17内においてチューブ基端パイプ6の外面に当接してチューブ基端パイプ6をスライド操作部材15に押圧固定しており、実質的に、可撓性チューブ3の基端部が高周波電源コード接続端子19によりスライド操作部材15に対して固定された状態になっている。

40

【0030】

したがって、操作部本体11に対しスライド操作部材15を進退操作することにより可撓性シース1内で可撓性チューブ3が軸線方向に進退して、可撓性シース1の先端において穿刺針2が突没する。

【0031】

そして、高周波電源コード接続端子19に高周波電源コード40が接続されると、高周

50

波電源コード接続端子19のねじ軸19a、チューブ基端パイプ6、及び導電部材5を介して、高周波電源コード40と穿刺針2とが電氣的に導通し、穿刺針2に高周波電流を通電することができる。

【0032】

また、スライド操作部材15に対する高周波電源コード接続端子19のねじ軸19aの螺合を手動で緩めれば、チューブ基端パイプ6がスライド操作部材15に押圧固定されない状態になり、さらに口金固定用雄ねじ部18に対する固定ナット8の螺合を解くと、図4及び図5に示されるように、チューブ基端パイプ6と可撓性チューブ3をパイプ通過孔17内及び可撓性シース1内から抜き出すことができる。チューブ基端パイプ6は、そのようなパイプ通過孔17からの抜き出し動作の際にある程度弾性変形する。このような構成により、使用後の洗浄等を容易に行うことができる。

10

【0033】

なお、図4に示されるように、可撓性チューブ3内に挿通配置されている導電部材5の基端部分は、チューブ基端パイプ6の先端部分に形成された切り欠き部6aに、チューブ基端パイプ6と導電する状態に固着されている。

【0034】

このように構成された実施例の内視鏡用高周波処置具を用いて胃腸内等で粘膜切除術を行う場合には、可撓性シース1の先端内に穿刺針2を没入させた状態で可撓性シース1を内視鏡の処置具挿通チャンネルに通す。

【0035】

そして、図6に示されるように、可撓性シース1の先端が内視鏡50の処置具挿通チャンネル51の先端から突出したら、可撓性シース1の先端から穿刺針2を突出させて、穿刺針2に高周波電流を通電しながら、穿刺針2の先端を患部の粘膜組織101の表面に押し当てて僅かに押し進める。すると、穿刺針2の先端部分が粘膜組織101を焼灼しながら粘膜組織101の裏面部分まで穿刺された状態になる。

20

【0036】

次いで、注液口金7に接続した注液具30から可撓性チューブ3内に生理食塩水等のような液状物を注入することにより、図7に示されるように、穿刺針2の先端から粘膜組織101と筋層102との間の部分に液状物が注入されて、粘膜組織101が隆起する。

【0037】

そこで、図8に示されるように、穿刺針2に高周波電流を通電しながら穿刺針2を横に振るようにより、内視鏡50を操作することにより、粘膜組織101と筋層102との間を繋いでいるすじ状繊維組織103が焼灼切断され、その部分の粘膜組織101を筋層102から剥離することができる。このとき、穿刺針2の先端面2aが軸線と略垂直な向きに形成されているので、焼灼された組織が穿刺針2内に入っていない。

30

【0038】

そして、このような一動作が行われることにより、隣接する部分では液状物が流出して隆起が潰れてしまうので、位置を変えて粘膜隆起処置から繰り返すが、穿刺針2の外縁稜線部2rが鈍な形状に形成されているので、穿刺針2を何度誘導し直してもその針先で正常粘膜等を傷つけてしまう恐れがない。

40

【0039】

このようにして、粘膜隆起処置と剥離処置を位置を少しずつずらしながら繰り返すことにより、所望の範囲の粘膜を切除することができる。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【図2】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の操作部の側面断面図である。

【図3】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の図2におけるIII-III断面図である。

【図4】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の操作部から抜き出された状態の可撓性チューブ側のユニットの側面断面図である。

50

【図5】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の可撓性チューブ側のユニットが抜き出された状態の操作部の側面断面図である。

【図6】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の使用状態を示す略示図である。

【図7】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の使用状態を示す略示図である。

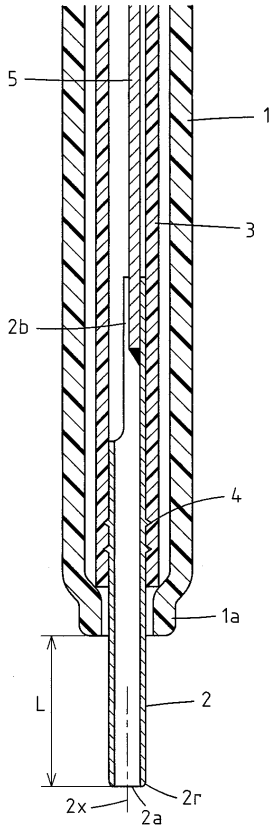
【図8】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の使用状態を示す略示図である。

【符号の説明】

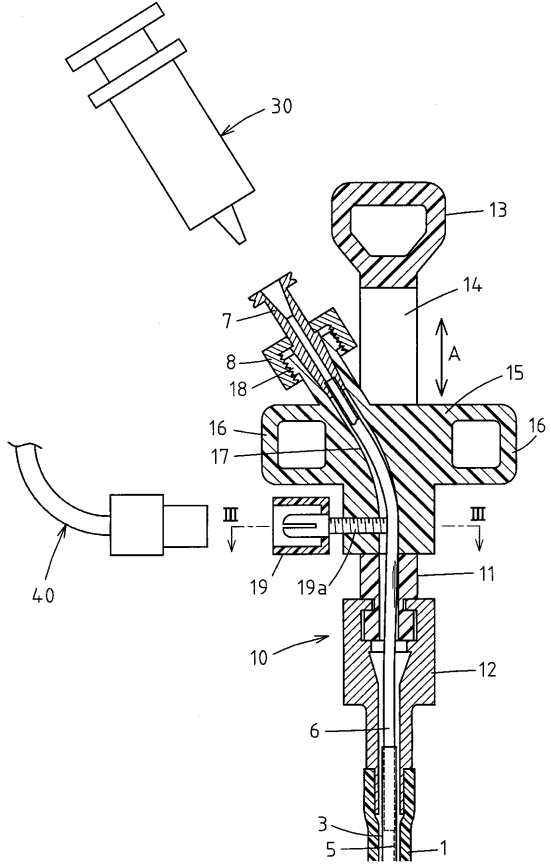
【0041】

- | | | |
|-----|--------------|----|
| 1 | 可撓性シース | |
| 1 a | 先端絞り部 | |
| 2 | 穿刺針 | 10 |
| 2 a | 先端面 | |
| 2 r | 外縁稜線部（外縁部） | |
| 2 x | 軸線 | |
| 3 | 可撓性チューブ | |
| 5 | 導電部材 | |
| 6 | チューブ基端パイプ | |
| 7 | 注液口金 | |
| 8 | 固定ナット | |
| 10 | 操作部 | |
| 11 | 操作部本体 | 20 |
| 13 | 第1の指掛け | |
| 14 | スリット | |
| 15 | スライド操作部材 | |
| 16 | 第2の指掛け | |
| 17 | パイプ通過孔 | |
| 18 | 口金固定用雄ねじ部 | |
| 19 | 高周波電源コード接続端子 | |
| 30 | 注液具 | |
| 40 | 高周波電源コード | |

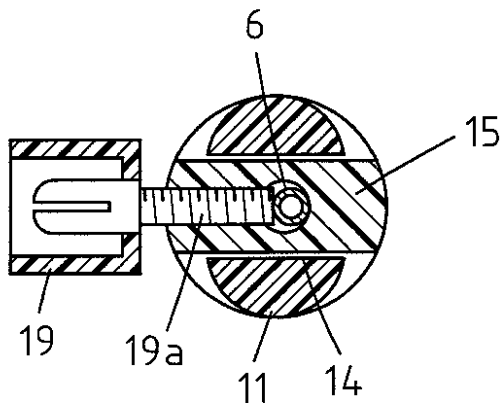
【 図 1 】



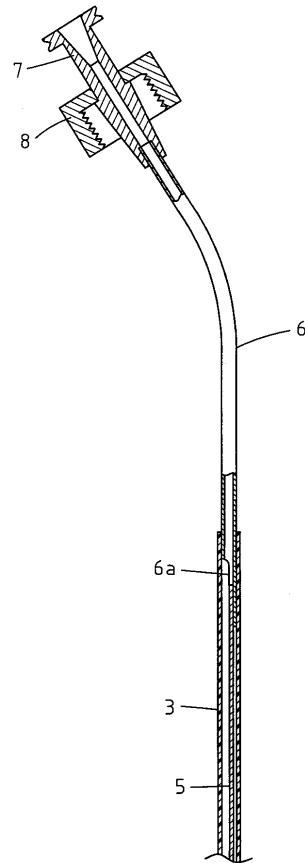
【 図 2 】



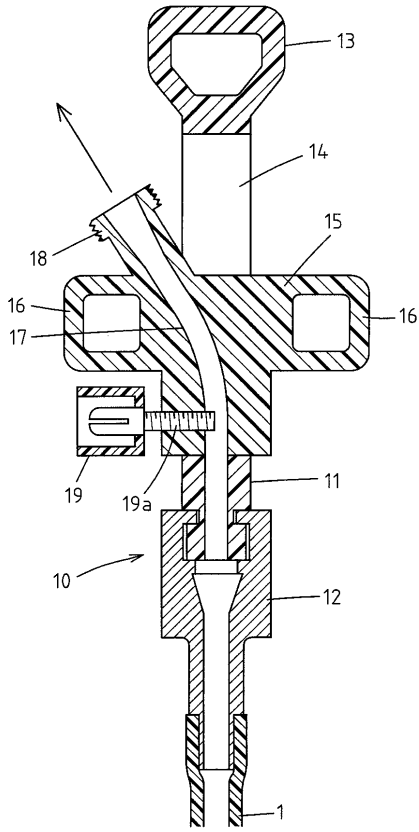
【 図 3 】



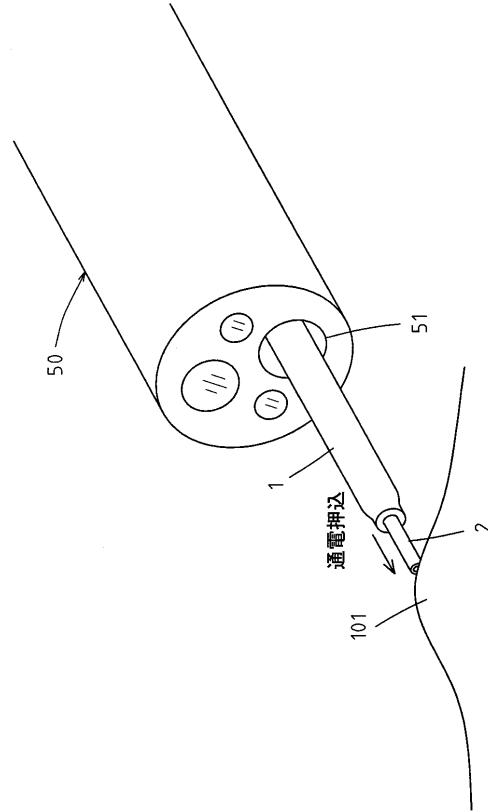
【 図 4 】



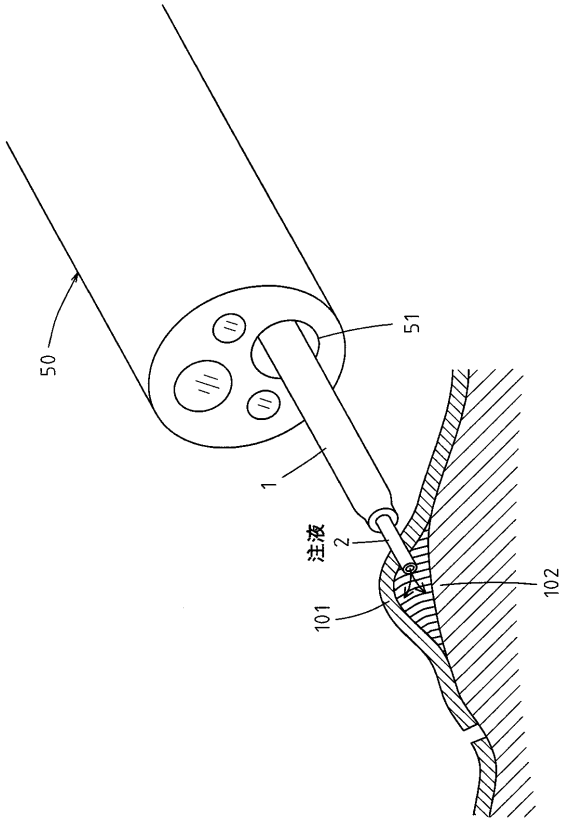
【図5】



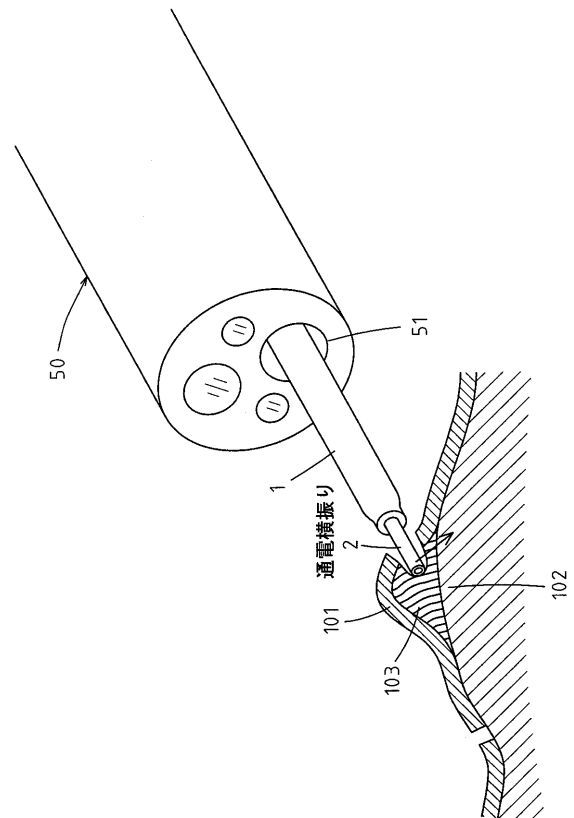
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C060 KK03 KK06 KK09 KK13 MM26
4C066 AA05 BB01 CC01 FF05 KK02

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2006115966A	公开(公告)日	2006-05-11
申请号	JP2004305043	申请日	2004-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 小林 真		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社 小林 真		
[标]发明人	大内 輝雄 小林 真		
发明人	大内 輝雄 小林 真		
IPC分类号	A61B18/14 A61M5/14		
FI分类号	A61B17/39.317 A61M5/14.B A61B18/14 A61M5/14.540		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK13 4C060/MM26 4C066/AA05 4C066/BB01 4C066/CC01 4C066/FF05 4C066/KK02 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK20 4C160/KK36 4C160/KK57 4C160/KL03 4C160/MM43 4C160/NN09		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4373890B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜，该内窥镜能够用单个治疗工具连续且安全地进行粘膜隆起治疗和剥离治疗，而不会用针尖损坏正常的粘膜或类似物或阻塞灼烧的组织。提供一种高频治疗工具供使用。解决方案：提供一种由导电部件制成的管状穿刺针2，以便能够从插入到内窥镜的治疗仪器插入通道中的柔性护套1的尖端突出和缩回，并提供柔性护套1。在用于内窥镜的高频处置器械中，在与穿刺针2的基端连接的操作部10中，配置有与穿刺针2电连接的高频电源线连接端子19，该穿刺针2的顶端面2a的轴线为2x。外边缘部分2r形成为钝角，其角度基本垂直于钝角。

[选型图]图1

