

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4373890号
(P4373890)

(45) 発行日 平成21年11月25日(2009.11.25)

(24) 登録日 平成21年9月11日(2009.9.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/14 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 1 7
A 6 1 M 5/14 (2006.01) A 6 1 M 5/14 B

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-305043 (P2004-305043)	(73) 特許権者	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号
(22) 出願日	平成16年10月20日 (2004.10.20)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2006-115966 (P2006-115966A)	(74) 代理人	100091317 弁理士 三井 和彦
(43) 公開日	平成18年5月11日 (2006.5.11)	(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
審査請求日	平成19年9月21日 (2007.9.21)	(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) 【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に取り付けられたチューブ基端パイプ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、

上記チューブ基端パイプには、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、

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ようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

上記穿刺針の先端面が、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】

上記スライド操作部材には、上記注液口金が上記操作部の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 1、2 又は 3 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等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を目的とする。

10

20

30

40

50

【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動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】**【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。

【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

10

20

30

40

50

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 1 a になっている。

【 0 0 1 7 】

穿刺針 2 は、先端面 2 a が軸線 2 x に対して略垂直な角度の向きであって、その外縁稜線部 2 r 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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

可撓性シース 1 の先端絞り部 1 a 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 1 a 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 4 mm 程度である。

【 0 0 2 0 】

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 2 b 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。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、可撓性シース 1 の基端側に連結された操作部 1 0 を示しており、操作部本体 1 1 の先端部分に連結部材 1 2 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 1 1 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 1 3 が設けられている。

【 0 0 2 2 】

操作部本体 1 1 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 1 6 が形成されたスライド操作部材 1 5 が、操作部本体 1 1 の両端を除く部分に形成されたスリット 1 4 にスライド自在に係合している。

【 0 0 2 3 】

スライド操作部材 1 5 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 1 5 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 1 6 が第 1 の指掛け 1 3 より先寄りに位置するように設けられている。

【 0 0 2 4 】

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バ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。

【 0 0 2 5 】

スライド操作部材 1 5 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 1 7 が形成されており、そのパイプ通過孔 1 7 は、先端が操作部本体 1 1 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 1 5 の後端から

10

20

30

40

50

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。

【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

10

【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に対して手動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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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

50

刺針 2 に高周波電流を通电しながら、穿刺針 2 の先端を患部の粘膜組織 1 0 1 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 1 0 1 を焼灼しながら粘膜組織 1 0 1 の裏面部分まで穿刺された状態になる。

【 0 0 3 6 】

次いで、注液口金 7 に接続した注液具 3 0 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 1 0 1 と筋層 1 0 2 との間の部分に液状物が注入されて、粘膜組織 1 0 1 が隆起する。

【 0 0 3 7 】

そこで、図 8 に示されるように、穿刺針 2 に高周波電流を通电しながら穿刺針 2 を横に振るようにより、内視鏡 5 0 を操作することにより、粘膜組織 1 0 1 と筋層 1 0 2 との間を繋いでいるすじ状繊維組織 1 0 3 が焼灼切断され、その部分の粘膜組織 1 0 1 を筋層 1 0 2 から剥離することができる。このとき、穿刺針 2 の先端面 2 a 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 内に入ってこない。

10

【 0 0 3 8 】

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 2 r 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。

【 0 0 3 9 】

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。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 0 】

【 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。

【 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。

30

【 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 】

【 0 0 4 1 】

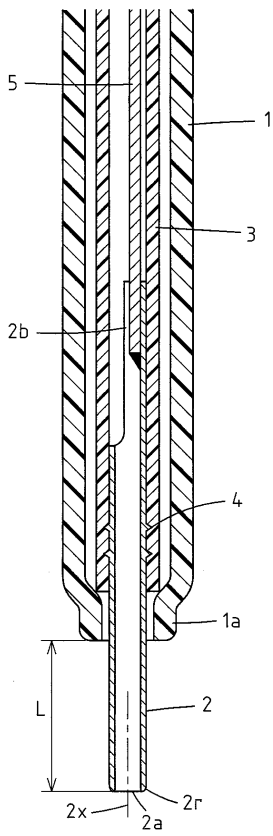
- 1 可撓性シース
- 1 a 先端絞り部
- 2 穿刺針
- 2 a 先端面
- 2 r 外縁稜線部 (外縁部)
- 2 x 軸線
- 3 可撓性チューブ
- 5 導電部材
- 6 チューブ基端パイプ
- 7 注液口金
- 8 固定ナット
- 1 0 操作部
- 1 1 操作部本体
- 1 3 第 1 の指掛け
- 1 4 スリット

40

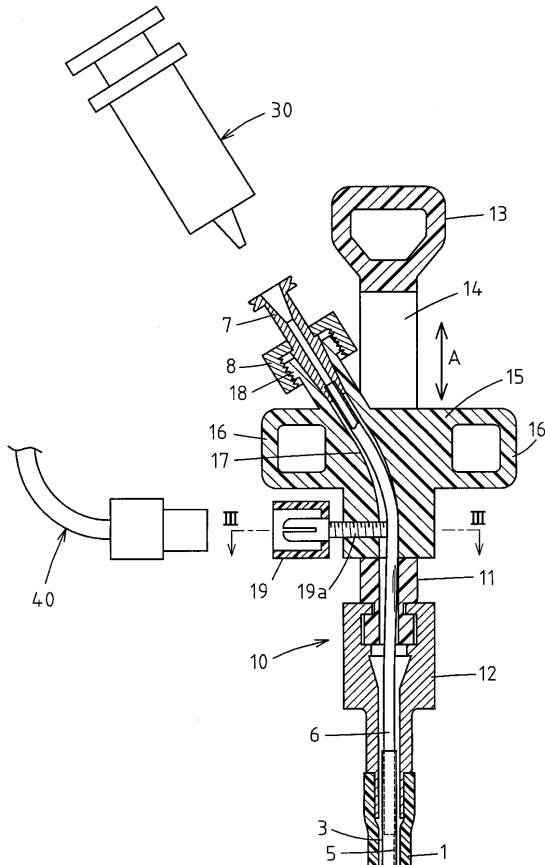
50

- 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

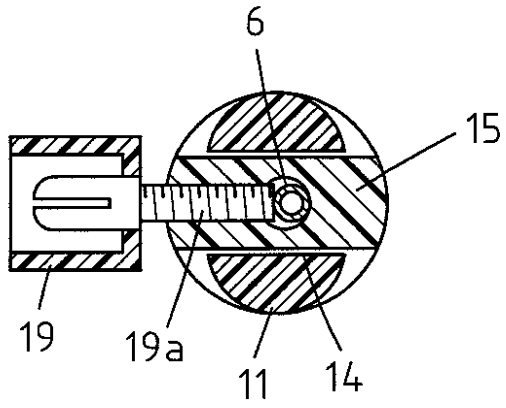
【図1】



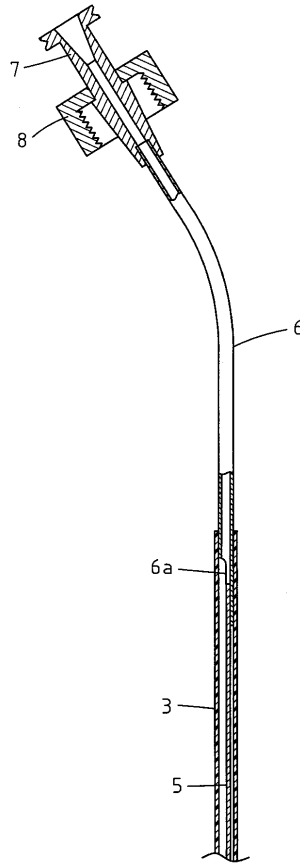
【図2】



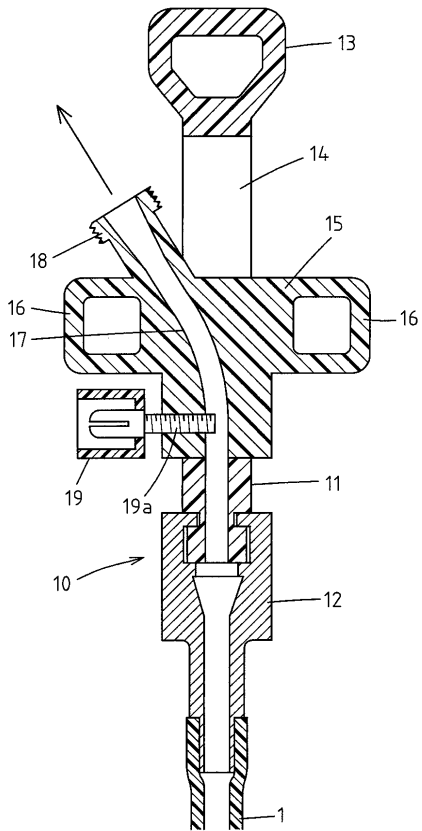
【図3】



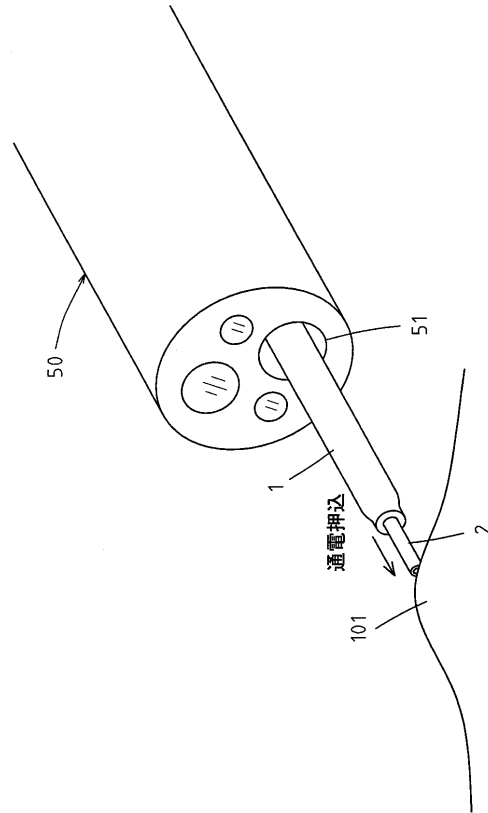
【図4】



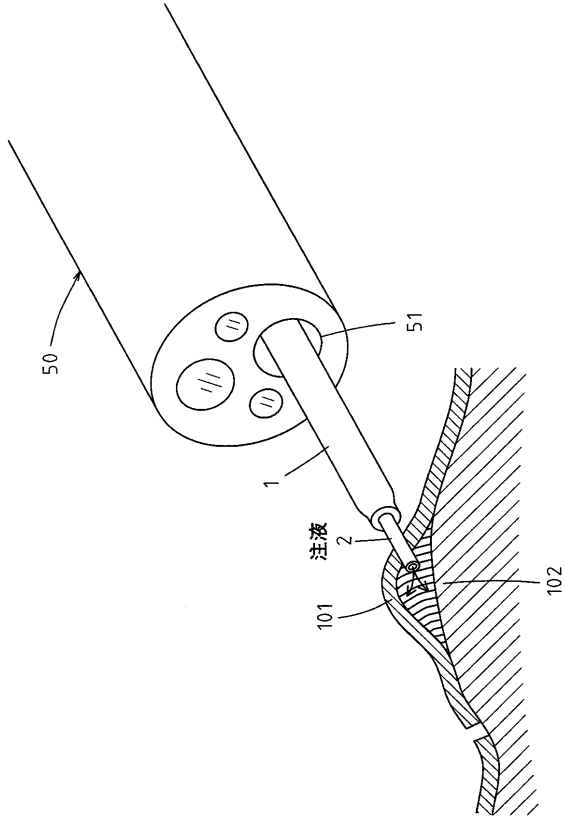
【図5】



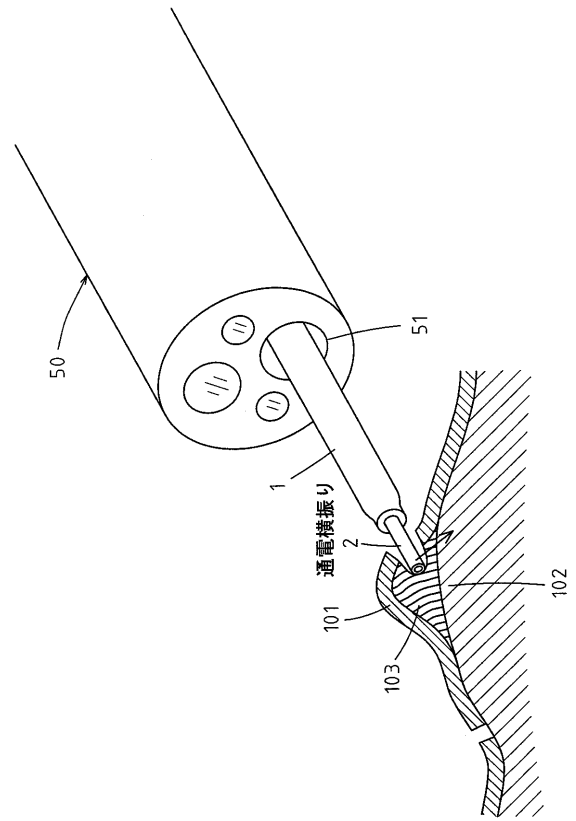
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

審査官 武山 敦史

- (56)参考文献 特開2002-153485(JP,A)
特開2001-178740(JP,A)
特開2000-342600(JP,A)
特開2000-166863(JP,A)
特開平11-169377(JP,A)
特開平10-328204(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/14
A61M 5/14

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP4373890B2	公开(公告)日	2009-11-25
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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA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	JP2006115966A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供高频治疗仪器，用一个治疗仪器安全地反复进行粘膜抬高治疗和解剖治疗，不会伤到正常的粘膜等，用针的远端或烧灼组织堵塞在针头内。ŽSOLUTION：在配备有圆柱形穿刺针2的内窥镜的高频治疗仪器中，所述圆柱形穿刺针2由导电构件制成并且从插入到处理器械插入通道中的柔性护套1的远端突出并设置在所述柔性护套1的远端。内窥镜和高压电源线连接端子19设置在连接到柔性护套1的近端的操作部分10上并与穿刺针2电连续，穿刺针2具有远端表面2a基本垂直于轴2x，周边部分2r形成钝形。Ž

