

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4531735号
(P4531735)

(45) 発行日 平成22年8月25日(2010.8.25)

(24) 登録日 平成22年6月18日(2010.6.18)

(51) Int.Cl. F1
A61B 18/14 (2006.01) A61B 17/39 311

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-258317 (P2006-258317)	(73) 特許権者	000113263 HOYA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18年9月25日(2006.9.25)	(73) 特許権者	504150450 国立大学法人神戸大学 兵庫県神戸市灘区六甲台町1-1
(65) 公開番号	特開2008-73378 (P2008-73378A)	(74) 代理人	100091317 弁理士 三井 和彦
(43) 公開日	平成20年4月3日(2008.4.3)	(72) 発明者	柴田 博朗 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21年3月6日(2009.3.6)	(72) 発明者	館林 貴明 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波切開具

(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自在な電気絶縁性の可撓性チューブ内に、高周波電源に接続される導電線が挿通配置され、上記可撓性チューブの先端部分が側方から見て斜めに切断された形状に形成されてその突端部に丸みが形成されると共に、上記可撓性チューブを前方から見て上記突端部のある側を下方としたとき、上記導電線が、上記可撓性チューブの上側半部の領域において左右方向に細長い向きに上記可撓性チューブ外に露出して配置され、その導電線の露出部分が高周波電極になっていることを特徴とする内視鏡用高周波切開具。

【請求項2】

上記高周波電極が、上記可撓性チューブの先端部分の外周面に周方向に間隔をあけて形成された一対の透孔の間で、上記可撓性チューブの上記突端部に対し反対側の外周面に沿って配置されている請求項1記載の内視鏡用高周波切開具。

【請求項3】

上記高周波電極が、上記可撓性チューブの先端部分の外周面に周方向に間隔をあけて形成された一対の透孔の間で上記可撓性チューブの先端面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切開具。

【請求項4】

上記高周波電極が略U字状に形成されて、その平行部は上記可撓性チューブの先端面に沿って上下方向に配置され、曲げ戻し部が左右方向に配置されている請求項3記載の内視

鏡用高周波切開具。

【請求項 5】

上記可撓性チューブが、先端近傍部分とそれより基端寄りの部分とで先側チューブと基側チューブとに別れて形成されて、上記先側チューブと基側チューブとが相対的に軸線周りに回転自在に接続されている請求項 1 ないし 4 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波切開具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、内視鏡用高周波切開具に関する。

10

【背景技術】

【0002】

体腔内の表面粘膜の隆起部（隆起させた部分を含む）等を高周波焼灼して切開するための内視鏡用高周波切開具として、従来は、直線状又は曲線状の棒状の高周波電極を可撓性チューブの先端から前方に突出配置したものや、内視鏡の先端フードの最先端部分に高周波電極になる導電線を横断的に配置したもの等が用いられている（例えば、特許文献 1、2）。

【特許文献 1】特開 2002 - 153485

【特許文献 2】特開 2005 - 66140

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

体腔内の表面粘膜の隆起部等を高周波焼灼して切開する場合には、焼灼領域が粘膜下の筋層側に達しないように、できれば粘膜側だけを焼灼して切開することが安全性の上から望ましい。

【0004】

しかし、組織の焼灼範囲は高周波電極の周囲に均等に広がっていき、高周波切開具は焼灼処置をしながら押し込み操作されると焼灼されて抵抗が少なくなった組織の方に進んで行き易いので、従来の内視鏡用高周波切開具では、高周波電極が配置されている先端部が術者の意に反して次第に粘膜下の筋層側に寄せられ、筋層付近を焼灼損傷してしまう恐れがあった。

30

【0005】

そこで本発明は、表面粘膜の隆起部等に対する焼灼処置を行いながら押し込み操作する際に、先端が意に反して粘膜下の筋層側に寄って行き難くて、安全に高周波切開処置を行うことができる内視鏡用高周波切開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】

【0006】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波切開具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱自在な電気絶縁性の可撓性チューブ内に、高周波電源に接続される導電線を挿通配置し、可撓性チューブの先端部分を一部分だけが前方に突出した形状に形成してその突端部に丸みを形成すると共に、可撓性チューブの先端部分を前方から見たときに可撓性チューブの軸線位置と突端部とを通る仮想線と略直交する向きに、導電線を可撓性チューブ外に露出させて高周波電極としたものである。

40

【0007】

なお、高周波電極が、可撓性チューブの先端部分を前方から見たときに突端部寄りの半部の領域には配置されていないのがよい。

そして、可撓性チューブの先端部分が斜めに切断された形状に形成されてその最先端部分に丸みが形成されていてもよく、或いは、可撓性チューブの先端部分が舌状に部分的に突出した形状に形成されてその最先端部分に丸みが形成されていてもよい。

【0008】

50

また、高周波電極が、可撓性チューブの先端部分の外周面に周方向に間隔をあけて形成された一対の透孔の間で、可撓性チューブの突端部に対し反対側の外周面に沿って配置されていてもよい。

【0009】

或いは、高周波電極が、可撓性チューブの先端部分の外周面に周方向に間隔をあけて形成された一対の透孔の間で可撓性チューブの先端面に沿って配置されていてもよい。

その場合、高周波電極が、全範囲において仮想線に対して略直交する向きに配置されていてもよく、高周波電極が略U字状に形成されて、その平行部は仮想線に対して平行に配置され、曲げ戻し部が仮想線に対して略直交する向きに配置されていてもよい。

【0010】

また、可撓性チューブが、先端近傍部分とそれより基端寄りの部分とで先側チューブと基側チューブとに別れて形成されて、先側チューブと基側チューブとが相対的に軸線周りに回転自在に接続されていてもよい。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、可撓性チューブの先端部分を一部分だけが前方に突出した形状に形成してその突端部に丸みを形成すると共に、可撓性チューブの先端部分を前方から見たときに可撓性チューブの軸線位置と突端部とを通る仮想線と略直交する向きに、導電線を可撓性チューブ外に露出させて高周波電極としたことにより、表面粘膜の隆起部等に対する焼灼処置を行いながら押し込み操作する際に、先端が意に反して粘膜下の筋層側に寄って行き難くて、安全に高周波切開処置を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱自在な電気絶縁性の可撓性チューブ内に、高周波電源に接続される導電線を挿通配置し、可撓性チューブの先端部分を一部分だけが前方に突出した形状に形成してその突端部に丸みを形成すると共に、可撓性チューブの先端部分を前方から見たときに可撓性チューブの軸線位置と突端部とを通る仮想線と略直交する向きに、導電線を可撓性チューブ外に露出させて高周波電極とする。

【実施例】

【0013】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1、図2及び図3は、本発明の第1の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の側面断面図、平面図及び正面図である。

【0014】

図1に示される符号1, 2A, 2Bは、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿脱される、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等からなる直径が2mm程度の電気絶縁性の可撓性チューブである。

【0015】

そのうち、基側チューブ1は全長が例えば1~2m程度の長いものであって、先側チューブ2A, 2Bは全長が数cm程度の短いものである。先側チューブ2A, 2Bは、基側チューブ1の先端内にきつく圧入されるストッパ用段差2Cを途中で形成するために二つのチューブを接続部で重ね合わせて一体に接合形成されている。したがって、先側チューブ2A, 2Bは熱成形等により一つのチューブで形成することもできる。

【0016】

先側チューブ2A, 2Bは、ストッパ用段差2Cより後方(図1において右方)部分においては基側チューブ1内に緩く嵌挿された状態になっていて、ストッパ用段差2Cが基側チューブ1の先端内に圧入されていない状態では、先側チューブ2A, 2Bが基側チューブ1に対して軸線方向に進退自在であり且つ軸線周りに回転自在である。ただし、図1に示されるようにストッパ用段差2Cが基側チューブ1の先端内に圧入された状態では、先側チューブ2A, 2Bが基側チューブ1に対してある程度固定された状態になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

なお、基側チューブ 1 は全長にわたって一定の径に形成されているが、先側チューブ 2 A , 2 B のストッパ用段差 2 C が圧入された先端部分は、押し広げられた状態に弾性変形している。

【 0 0 1 8 】

可撓性チューブ 1 , 2 A , 2 B 内には、基端側で高周波電源に接続される可撓性の導電線 3 が軸線方向に進退自在に且つ軸線周りに回転自在に全長にわたって挿通配置されている。3 a はその被覆チューブである。

【 0 0 1 9 】

先側チューブ 2 A , 2 B の先端部分は一部分だけが前方に突出した形状に形成されており、この実施例では先端面 2 D が斜めに切断された形状に形成されていて、その最先端部分 2 E (突端部) に丸みが形成されている。

10

【 0 0 2 0 】

なお、図 3 に示されるように、先側チューブ 2 A , 2 B を前方から見たときの最先端部分 2 E の位置を下方と称することにする。X は、先側チューブ 2 A , 2 B の軸線位置と最先端部分 2 E とを通る上下向きの仮想線である。

【 0 0 2 1 】

図 1 及び図 2 に示されるように、先側チューブ 2 A , 2 B の先端部分の上半部の外周面の先端面 2 D に隣接する位置には、仮想線 X を中央に挟んでその左右両側に均等に離れた位置に、一对の透孔 4 が周方向に間隔をあけて穿設されていて、導電線 3 がその一对の透孔 4 の間で先側チューブ 2 A , 2 B の上半部の外周面に沿って露出している。

20

【 0 0 2 2 】

導電線 3 は、一对の透孔 4 の間においてのみ外面に露出していて、その部分が生体組織等を高周波焼灼するための高周波電極 5 になっている。したがって、図 3 に示されるように、高周波電極 5 は先側チューブ 2 A , 2 B を前方から見たときに最先端部分 2 E 寄りの半部側には配置されておらず、高周波電極 5 は仮想線 X と略直交する向きに配置されている。

【 0 0 2 3 】

図 1 に示されるように、透孔 4 から先側チューブ 2 A , 2 B 内に戻された導電線 3 の端部 3 b は、導電線 3 に被覆された絶縁チューブ 6 の周囲に巻き付けられてそこに固定された状態になっている。

30

【 0 0 2 4 】

図 4 は内視鏡用高周波切開具の全体構成を示しており、基側チューブ 1 の基端に固定的に取り付けられた基端口金 7 には、注射筒等を接続可能な注液口金 8 が側方に向けて突出形成されており、注液口金 8 から洗浄液等を注入することにより、可撓性チューブ 1 , 2 A , 2 B 内の隙間空間を經由して先側チューブ 2 A , 2 B の先端開口から噴出させることができる。

【 0 0 2 5 】

基端口金 7 は操作部 1 0 に連結されている。操作部 1 0 は、基端口金 7 に対して軸線周りに回転自在に連結された操作部本体 1 1 の手元側端部に固定指掛け 1 2 が取り付けられ、可動指掛け 1 3 が操作部本体 1 1 に対して軸線方向に進退操作自在に取り付けられている。

40

【 0 0 2 6 】

可動指掛け 1 3 には、導電線 3 の基端 3 a が連結固定されると共に、図示されていない高周波電源コードが接続される接続端子 1 4 が配置されており、その接続端子 1 4 に高周波電源コードを接続することにより、導電線 3 を經由して高周波電極 5 に高周波電流を通電することができる。

【 0 0 2 7 】

このような構成により、図 5 に矢印 A で示されるように可動指掛け 1 3 を前方に押し込み操作すると、図 5 及び図 6 に矢印 B で示されるように、先側チューブ 2 A , 2 B のスト

50

ツパ用段差 2 C が基側チューブ 1 の先端内から前方に押し出されて、先側チューブ 2 A , 2 B が基側チューブ 1 に対して固定されないフリーな状態になる。

【 0 0 2 8 】

そこで、図 5 に矢印 C で示されるように基端口金 7 に対して操作部 1 0 全体を軸線周りに回転させる操作を行うと、図 5 及び図 6 に矢印 D で示されるように、先側チューブ 2 A , 2 B が基側チューブ 1 に対して軸線周りに回転して、基側チューブ 1 に対する高周波電極 5 の回転方向に位置関係を任意に調整することができ、その調整終了後は再びストッパ用段差 2 C を基側チューブ 1 内に圧入させて、先側チューブ 2 A , 2 B が基側チューブ 1 に対して固定された状態にしておく。

【 0 0 2 9 】

図 7 ~ 図 1 0 は、上述のように構成された実施例の内視鏡用高周波切開具を用いて経内視鏡的に粘膜隆起部 1 0 1 の切開処置が行われている状態を示しており、まず図 7 に示されるように、内視鏡 5 0 の処置具挿通チャンネル 5 1 に通された可撓性チューブ 1 , 2 A , 2 B の最先端部分 2 E を粘膜隆起部 1 0 1 の基部付近に押し付ける。その際に、最先端部分 2 E が筋層 1 0 2 寄りに位置して高周波電極 5 が筋層 1 0 2 から遠い側になるように、先側チューブ 2 A , 2 B の回転方向の向きを予め調整しておく。

【 0 0 3 0 】

そして、高周波電極 5 に高周波電流を通電すると、図 8 に示されるように、高周波電極 5 に触れていた付近の粘膜隆起部 1 0 1 の組織が焼灼されて切開され、最先端部分 2 E より筋層 1 0 2 に寄った部分の組織は高周波電極 5 から離れているので殆ど焼灼されない。

【 0 0 3 1 】

次いで、図 9 に示されるように、可撓性チューブ 1 , 2 A , 2 B を前方に押し込む操作をすると、最先端部分 2 E が組織に沿って押し進められるが、最先端部分 2 E より筋層 1 0 2 に近い側が焼灼されていないので、最先端部分 2 E が意に反して筋層 1 0 2 側に行くようなことがない。

【 0 0 3 2 】

そこで、再び高周波電極 5 に高周波電流を通電すると、図 1 0 に示されるように、高周波電極 5 に触れている付近の粘膜隆起部 1 0 1 の組織が焼灼されて切開され、焼灼範囲が筋層 1 0 2 側に寄って行くことなく粘膜隆起部 1 0 1 が基部付近で安全に切開されていく。

【 0 0 3 3 】

図 1 1、図 1 2 及び図 1 3 は、本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の平面断面図、側面図及び正面図であり、高周波電極 5 を、先側チューブ 2 A , 2 B の上半部において一対の透孔 4 の間で先端面 2 D に沿って配置して、高周波電極 5 が全範囲において仮想線 X に対して略直交する横向きになるようにしたものである。このようにしても、前述の第 1 の実施例と同様の効果が得られる。

【 0 0 3 4 】

図 1 4、図 1 5 及び図 1 6 は、本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の平面図、側面図及び正面図であり、高周波電極 5 を略 U 字状に形成して、その平行部を先側チューブ 2 A , 2 B の上半部において仮想線 X に対して平行になる状態に先端面 2 D に沿って縦向きに配置し、曲げ戻し部を仮想線 X に対して略直交する横向きに先端面 2 D に沿って配置したものである。このようにしても、前述の第 1 の実施例と同様の効果が得られる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 6 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の側面断面図である。

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の平面図である。

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の正面図である。

【 図 4 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の全体構成の側面図である。

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の操作状態を示す全体構成の側面

10

20

30

40

50

図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の動作状態を示す平面断面図である。

【図 7】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具を用いて経内視鏡的高周波切開処置が行われている状態を順に示す略示図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具を用いて経内視鏡的高周波切開処置が行われている状態を順に示す略示図である。

【図 9】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具を用いて経内視鏡的高周波切開処置が行われている状態を順に示す略示図である。

【図 10】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具を用いて経内視鏡的高周波切開処置が行われている状態を順に示す略示図である。

10

【図 11】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の平面断面図である。

【図 12】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の側面図である。

【図 13】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の正面図である。

【図 14】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の平面図である。

【図 15】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端付近の側面図である。

【図 16】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の正面図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 7 】

20

1, 2 A, 2 B 可撓性チューブ

1 基側チューブ

2 A, 2 B 先側チューブ

2 C ストッパ用段差

2 D 先端面

2 E 最先端部分(突端部)

3 導電線

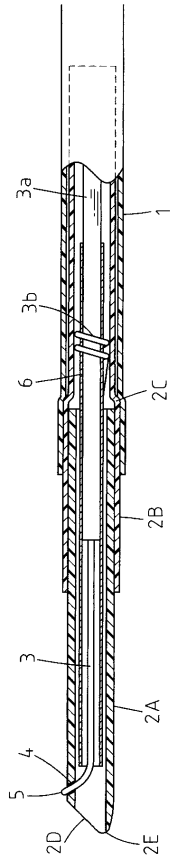
4 透孔

5 高周波電極

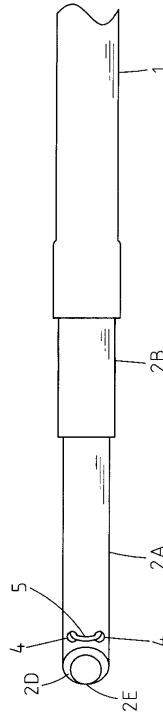
X 仮想線

30

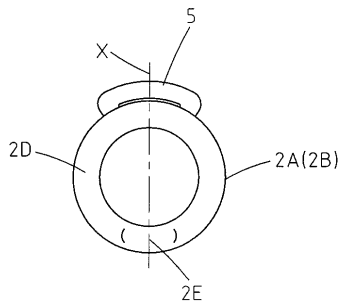
【図1】



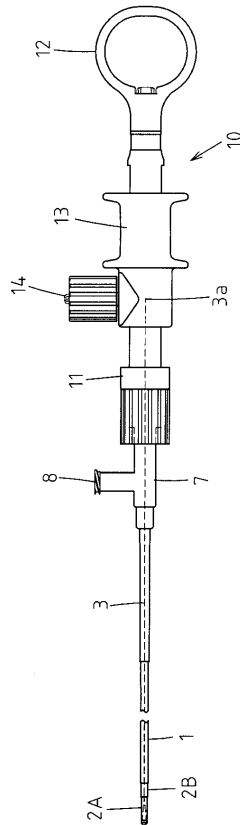
【図2】



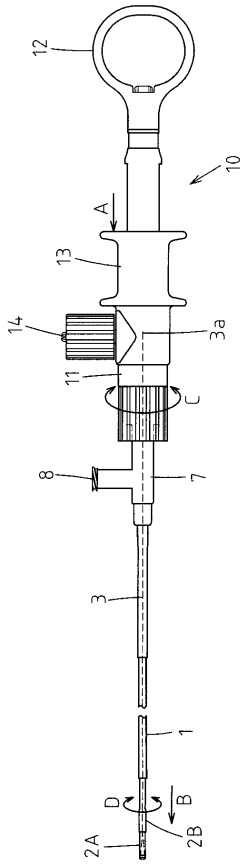
【図3】



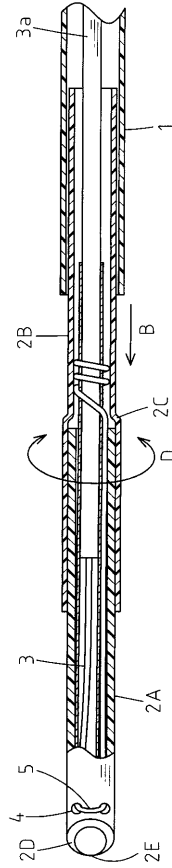
【図4】



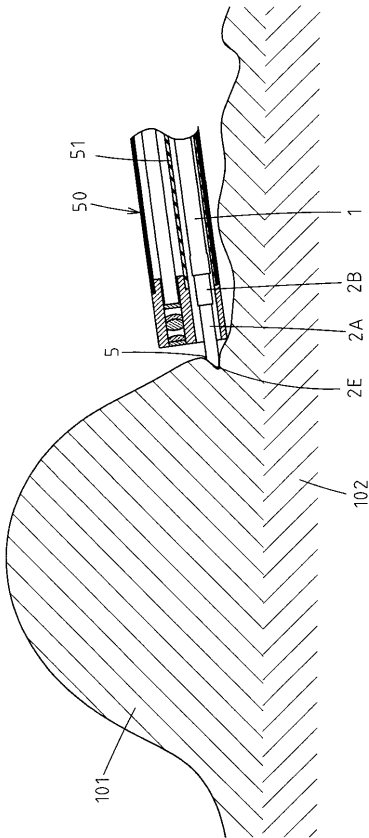
【 図 5 】



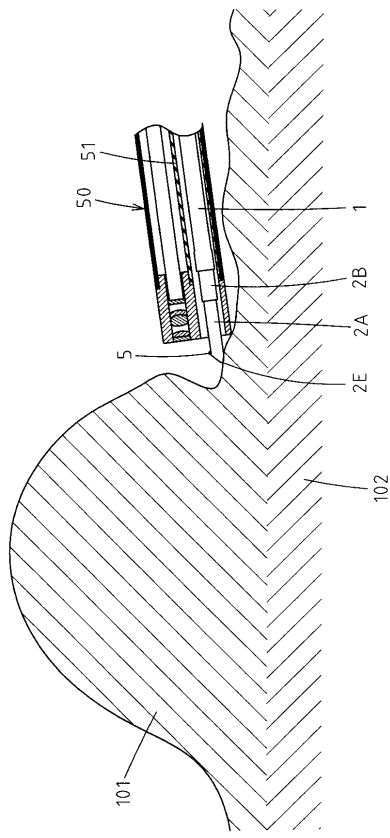
【 図 6 】



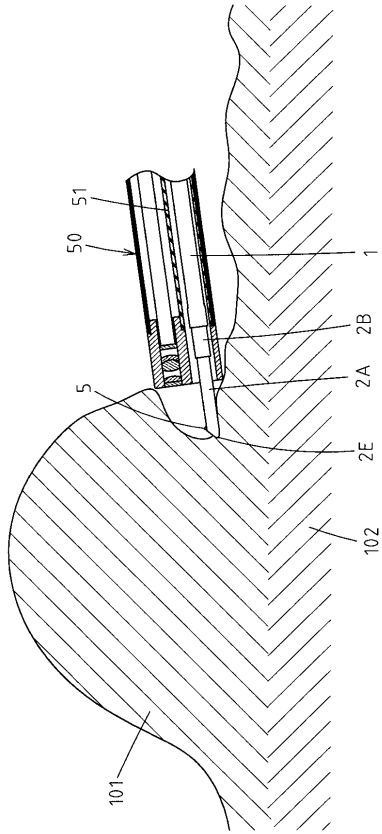
【 図 7 】



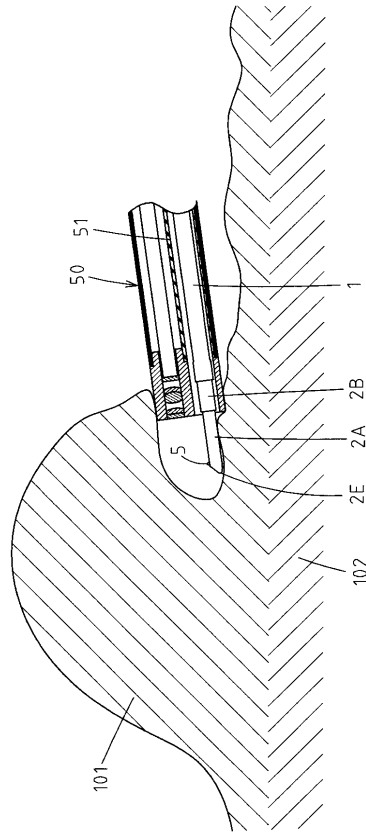
【 図 8 】



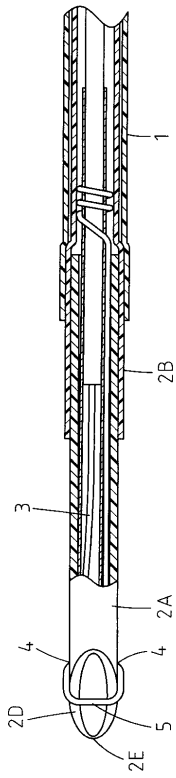
【図 9】



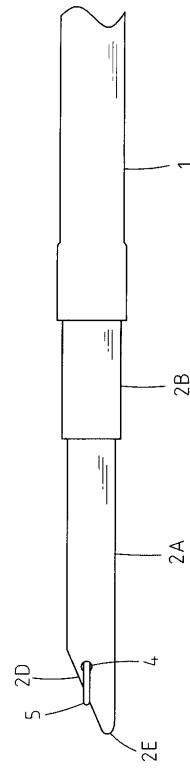
【図 10】



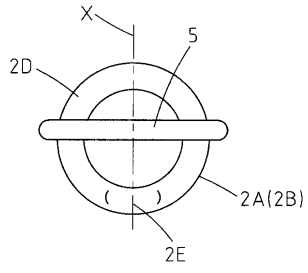
【図 11】



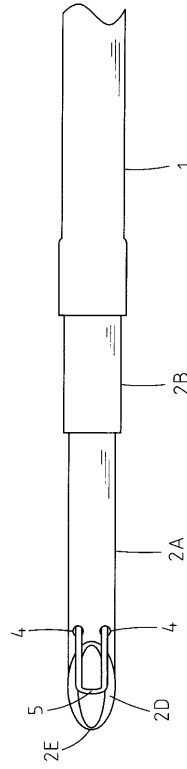
【図 12】



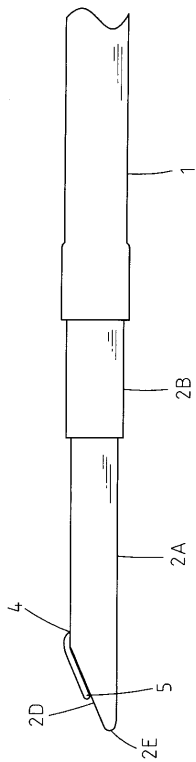
【図13】



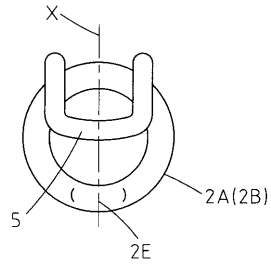
【図14】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

(72)発明者 森田 圭紀
兵庫県神戸市灘区六甲台町1-1 国立大学法人神戸大学内

審査官 内山 隆史

(56)参考文献 特開2006-212110(JP,A)
特開2005-066139(JP,A)
特開平07-265329(JP,A)
特表2006-518646(JP,A)
特開平11-226024(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B18/00-18/28

专利名称(译)	内视镜用高周波切开具		
公开(公告)号	JP4531735B2	公开(公告)日	2010-08-25
申请号	JP2006258317	申请日	2006-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 国立大学法人神戸大学		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社 国立大学法人神戸大学		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 国立大学法人神戸大学		
[标]发明人	柴田博朗 館林貴明 森田圭紀		
发明人	柴田 博朗 館林 貴明 森田 圭紀		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B18/1815 A61B2018/144 A61B2018/1861		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK14 4C060/MM24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK18 4C160/KK36 4C160/KK59 4C160/MM32 4C160/NN16		
代理人(译)	三井和彦		
审查员(译)	内山隆		
其他公开文献	JP2008073378A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供一种高频切口器械，通过使其远端几乎不接近粘膜下的肌层一侧，在执行的情况下安全地进行高频切口治疗在对表面粘膜的凸起部分等进行烧灼处理的同时进行推入操作。解决方案：柔性管1,2A和2B的尖端部分形成为部分地向前突出，并且突出端部2E形成为圆形。在从前侧观察柔性管1,2A和2B的尖端部分时，在与穿过柔性管1,2A和2B的轴位置的虚线X和突出端部2E几乎正交的方向上，导线3暴露于柔性管1,2A和2B的外部，以形成高频电极5

