

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4320194号  
(P4320194)

(45) 発行日 平成21年8月26日(2009.8.26)

(24) 登録日 平成21年6月5日(2009.6.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 1

請求項の数 2 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2003-75139 (P2003-75139)  
 (22) 出願日 平成15年3月19日(2003.3.19)  
 (65) 公開番号 特開2004-275641 (P2004-275641A)  
 (43) 公開日 平成16年10月7日(2004.10.7)  
 審査請求日 平成18年2月15日(2006.2.15)

(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  
 (74) 代理人 100091317  
 弁理士 三井 和彦  
 (72) 発明者 木戸岡 智志  
 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

審査官 川端 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波メス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気絶縁性を有する可撓性シースの先端部分に配置された高周波電極を、上記可撓性シースの基端側からの操作によって上記可撓性シースの先端内から突没させることができるように構成された内視鏡用高周波メスにおいて、

上記高周波電極が、バネ性のある材料によって、基端側から先端側に向かうにしたがって上記可撓性シースの軸線の延長線から次第に遠ざかり、先端付近で上記可撓性シースの軸線の延長線に対し略垂直に接近する向きに折り曲げられた形状の単独の曲がり棒によって形成されると共に、

上記高周波電極の上記折り曲げられた部分より先端寄りの部分の断面形状が、上記可撓性シースに近い側に頂角を有する略三角形形状に形成され、

上記高周波電極が上記可撓性シースの先端内に引き込まれる方向に移動すると、上記高周波電極の先端が、上記可撓性シースの軸線の延長線に接近した後、さらに上記軸線の延長線を越えて、上記軸線の延長線から遠ざかる方向に移動することを特徴とする内視鏡用高周波メス。

【請求項 2】

上記可撓性シースの先端開口部の内周面部分に、上記高周波電極の向きを規制するように上記高周波電極を案内する案内溝が形成されている請求項 1 記載の内視鏡用高周波メス。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

10

20

**【発明の属する技術分野】**

この発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに通して使用される内視鏡用高周波メスに関する。

**【0002】****【従来の技術】**

内視鏡用高周波メスは、一般に、電気絶縁性を有する可撓性シースの先端部分に配置された棒状の高周波電極を、可撓性シースの基端側からの操作によって可撓性シースの先端内から突没させることができるように構成されている（例えば、特許文献1）。

**【0003】****【特許文献1】**

特開2002-153484

**【0004】****【発明が解決しようとする課題】**

近年、内視鏡を利用して開腹せずに手術を行う内視鏡的処置が広く行われるようになり、早期癌等のある粘膜組織を切除する内視鏡的粘膜切除術（EMR）も行われるようになってきている。そのような粘膜切除術においては、粘膜下の体壁部分まで穿孔してしまわないように粘膜組織を浚うように切除する必要がある。

**【0005】**

しかし、従来の内視鏡用高周波メスのように棒状の高周波電極を可撓性シースの先端から単純に突没させる構造のものでは、切除範囲を微妙に調整することが難しいので、粘膜下の体壁部分を穿孔しないようにするために極めて高度の手技が必要となり、広く一般的に行うのは困難であった。

**【0006】**

そこで本発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体内の粘膜組織を容易かつ安全に浚うように切除することができる内視鏡用高周波メスを提供することを目的とする。

**【0007】****【課題を解決するための手段】**

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波メスは、電気絶縁性を有する可撓性シースの先端部分に配置された高周波電極を、可撓性シースの基端側からの操作によって可撓性シースの先端内から突没させることができるように構成された内視鏡用高周波メスにおいて、高周波電極を、バネ性のある材料によって、基端側から先端側に向かうにしたがって可撓性シースの軸線の延長線から次第に遠ざかり、先端付近で可撓性シースの軸線の延長線に向かって折り曲げられた形状の単独の曲がり棒によって形成し、高周波電極が可撓性シースの先端内に引き込まれる方向に移動すると、それに伴って先端が可撓性シースの軸線の延長線に接近するように高周波電極が弾性変形するものである。

**【0008】**

なお、高周波電極が可撓性シースの先端内に引き込まれる方向に移動すると、それに伴って高周波電極の先端が、可撓性シースの軸線の延長線に接近した後、さらに軸線の延長線を越えて、軸線の延長線から遠ざかる方向に移動するようにすれば、より高い切除機能が得られる。

**【0009】**

また、高周波電極の折り曲げられた部分より先端寄りの部分の断面形状が、可撓性シースに近い側に頂角を有する略三角形に形成されていてもよく、可撓性シースの先端開口部の内周面部分に、高周波電極の向きを規制するように高周波電極を案内する案内溝が形成されていてもよい。

**【0010】****【発明の実施の形態】**

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図2は内視鏡用高周波メスの全体構成を示しており、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可撓性シース1は、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等の

10

20

30

40

50

ような電気絶縁性の可撓性チューブによって形成されている。

【 0 0 1 1 】

可撓性シース 1 の先端には、例えばニッケル - チタン系の超弾性合金材等のようにバネ性に富んだ導電材料からなる高周波電極 2 が、可撓性シース 1 の先端内に突没自在に配置されている。

【 0 0 1 2 】

可撓性シース 1 内には、基端側に配置された操作部 1 0 から軸線方向に進退操作される操作ワイヤ 3 が全長にわたって挿通配置されている。操作ワイヤ 3 は、ステンレス鋼ワイヤ又は超弾性合金ワイヤ等のような導電性のある材料で形成されていて、高周波電極 2 に対する高周波電流の導電線の役割も兼用している。

10

【 0 0 1 3 】

可撓性シース 1 の基端（手元側）に設けられた操作部 1 0 には、可撓性シース 1 の基端が連結されている操作部本体 1 1 の後端部に第 1 の指掛け 1 1 a が取り付けられ、操作部本体 1 1 の中間部分に形成されたスリット部分には、第 2 の指掛け 1 2 がスライド自在に係合している。1 3 は、図示されていない高周波電源コードを接続するための電源ソケットであり、操作ワイヤ 3 に導通している。

【 0 0 1 4 】

そのような構成により、第 2 の指掛け 1 2 を進退操作することによって操作ワイヤ 3 が可撓性シース 1 内で軸線方向に進退し、図示されていない高周波電源コードを電源ソケット 1 3 に接続することにより、操作ワイヤ 3 を介して高周波電極 2 に高周波電流を通電することができる。

20

【 0 0 1 5 】

なお、可撓性シース 1 と操作ワイヤ 3 との軸線方向移動の動作は両者の間の相対的なものであるため、第 2 の指掛け 1 2 が動かないようにして操作部本体 1 1 を進退させれば、操作ワイヤ 3 及びその先端の高周波電極 2 を動かさずに、可撓性シース 1 を軸線方向に進退させることができる。

【 0 0 1 6 】

図 1 及び図 3 は内視鏡用高周波メスの先端部分を示しており、図 1 は平面断面図、図 3 は側面断面図である。高周波電極 2 の基端部は、接続パイプ 4 を介して操作ワイヤ 3 の先端に例えばロー付け等によって連結・固着されている。

30

【 0 0 1 7 】

そして高周波電極 2 は、図 1 に示されるように、基端側から先端側に向かうにしたがって可撓性シース 1 の軸線の延長線 X から次第に遠ざかり、先端付近で可撓性シース 1 の軸線 X の延長線に向かって折り曲げられた形状の単独の曲がり棒のみによって形成されている。

【 0 0 1 8 】

高周波電極 2 は、弾性変形していない自然状態では、図 1 に示されるように、折り曲げられた部分より先端寄りの部分 2 a の最先端部分が可撓性シース 1 の軸線の延長線 X との間に間隔を有する程度に、側方に偏位した状態に配置されている。

【 0 0 1 9 】

40

そのような高周波電極 2 の折り曲げられた部分より先端寄りの部分 2 a の断面形状は、図 3 に図示されるように、可撓性シース 1 の先端に近い側に頂角を有する三角形状に形成されている。

【 0 0 2 0 】

但し、その形状は厳密な意味での三角形である必要はなく、可撓性シース 1 の先端に近い側に稜線を有するような形状であれば、そこに触れる粘膜組織に対する電流密度を大きくして切除能を高めることができる。

【 0 0 2 1 】

このように構成された実施例の内視鏡用高周波メスは、図 4 に示されるように、操作部 1 0 側から矢印 A のごとく操作ワイヤ 3 を牽引操作することにより（又は、操作ワイヤ 3 を

50

動かさないで可撓性シース 1 を押し込むことにより) 高周波電極 2 が次第に可撓性シース 1 内に引き込まれる方向に移動し、それに伴って、高周波電極 2 が弾性変形してその先端が矢印 B のごとく可撓性シース 1 の軸線の延長線 X に接近する。

【0022】

そして、高周波電極 2 がさらに可撓性シース 1 の先端内に引き込まれる方向に移動すると、高周波電極 2 の先端が、可撓性シース 1 の軸線の延長線 X を越えて軸線の延長線 X から遠ざかる方向に移動する。その結果、可撓性シース 1 の先端の正面位置において高周波電極 2 を大きく移動させることができ、優れた切除機能を得ることができる。

【0023】

なお、図 5 及びその VI - VI 断面を図示する図 6 に示されるように、可撓性シース 1 の先端開口部の内周面部分に、高周波電極 2 を案内する案内溝 5 を形成すれば、高周波電極 2 の向きが意に反して回転しないように高周波電極 2 の向きを規制することができる。

【0024】

図 7 ないし図 10 は、上記実施例の内視鏡用高周波メスによる粘膜切除術 (EMR) の状態を略示しており、まず内視鏡用高周波メスを内視鏡の処置具挿通チャンネルに通して、図 7 に示されるように、高周波電極 2 を粘膜表面に対して略平行に向けた状態で粘膜組織 100 に臨ませる。

【0025】

そして、図 8 に矢印 C で示されるように、操作部 10 側から操作ワイヤ 3 を動かさないように可撓性シース 1 を押し込み操作して、同時に高周波電流を高周波電極 2 に通電することにより、高周波電極 2 の折り曲げられた部分より先端寄りの部分 2a が矢印 D のごとく粘膜組織 100 に対して側方から突き刺さる状態に移動する。

【0026】

したがって、それだけで処置を終了すれば粘膜組織 100 に対する穴あけ処置を容易に行うことができるが、粘膜切除術を施行する場合には、図 9 に矢印 E で示されるように高周波メス全体 (又は内視鏡全体) を手元側に引くことにより、高周波電極 2 の折り曲げられた部分より先端寄りの部分 2a によって粘膜組織 100 が切除される。図 10 は、そのような粘膜組織 100 の状態を側方から見た状態である。

【0027】

このようにして、本発明の内視鏡用高周波メスを用いることにより、体内の粘膜組織 100 を穿孔の恐れなく浚うように切除することができる。

【0028】

【発明の効果】

本発明によれば、高周波電極を、バネ性のある材料によって、基端側から先端側に向かうにしたがって可撓性シースの軸線の延長線から次第に遠ざかり、先端付近で可撓性シースの軸線の延長線に向かって折り曲げられた形状の単独の曲がり棒によって形成したことにより、高周波電極が移動しないようにして可撓性シースを先側に移動させることにより、高周波電極が弾性変形しながらその先端が可撓性シース 2 の軸線の延長線に接近する方向に移動して粘膜組織に突き刺さる状態になり、それから内視鏡用高周波メス全体を移動させることで体内の粘膜組織を容易かつ安全に浚うように切除することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの先端部分の平面断面図である。

【図 2】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの全体構成を示す平面図である。

【図 3】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの先端部分の側面断面図である。

【図 4】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの先端部分の動作状態の平面断面図である。

。

【図 5】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの先端部分の動作状態の変形例の平面断面図である。

【図 6】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの図 5 における VI - VI 断面図である。

【図 7】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの使用状態の先端部分の斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 8】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの使用状態の先端部分の平面図である。

【図 9】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスの使用状態の先端部分の平面図である。

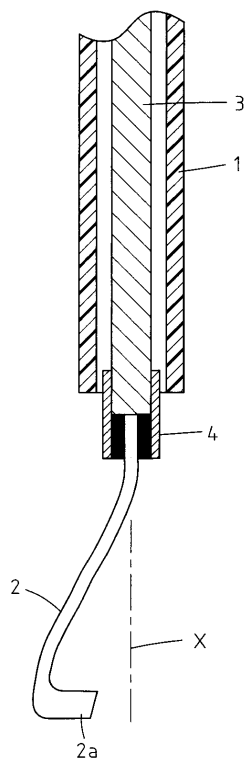
【図 10】本発明の実施例の内視鏡用高周波メスによる処置後の粘膜組織の状態を示す側面図である。

【符号の説明】

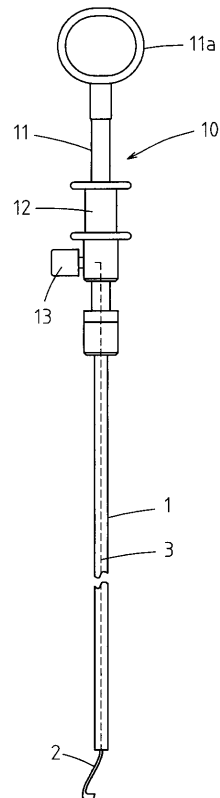
- 1 可撓性シース
- 2 高周波電極
- 2 a 折り曲げられた部分より先端寄りの部分
- 3 操作ワイヤ
- 10 操作部
- X 可撓性シースの軸線の延長線

10

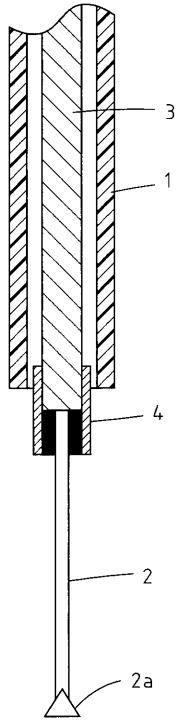
【図 1】



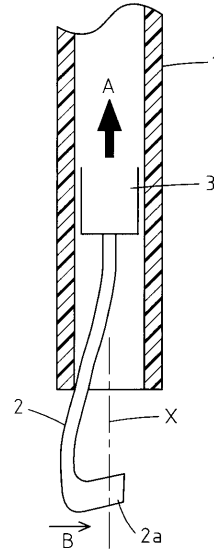
【図 2】



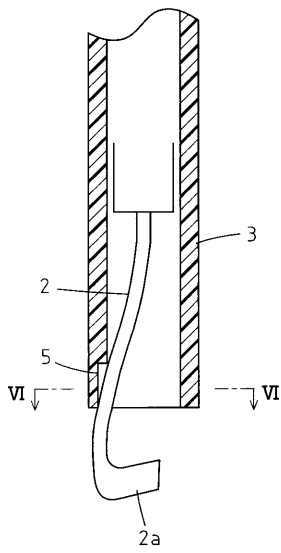
【図 3】



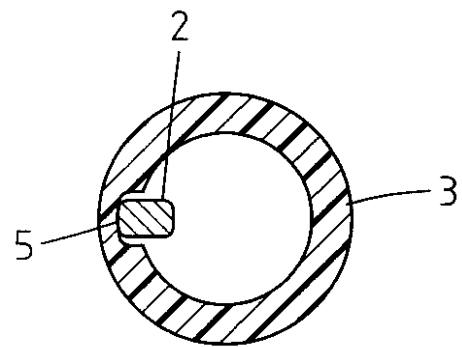
【図 4】



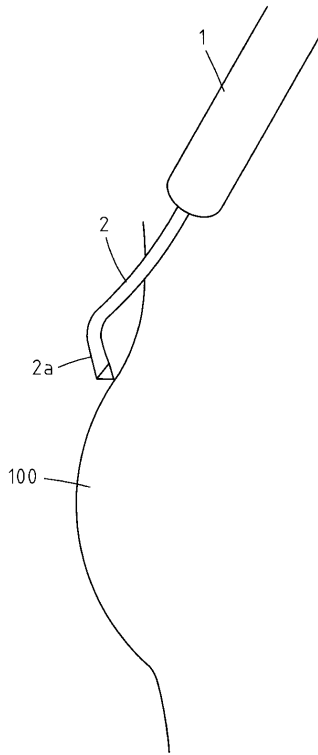
【図 5】



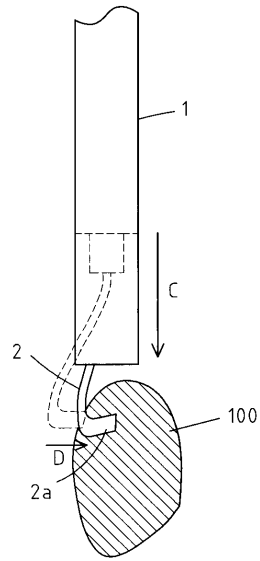
【図 6】



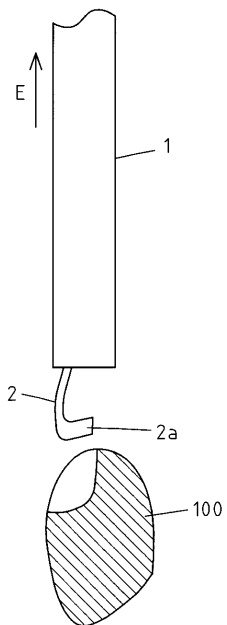
【図 7】



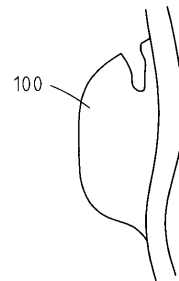
【図 8】



【図 9】



【図 10】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 1 5 3 4 8 5 ( J P , A )  
特表平 1 0 - 5 0 3 9 5 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 3 - 0 7 9 6 3 6 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61B 18/14



专利名称(译)	用于内窥镜的高频刀		
公开(公告)号	<a href="#">JP4320194B2</a>	公开(公告)日	2009-08-26
申请号	JP2003075139	申请日	2003-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	木戸岡智志		
发明人	木戸岡 智志		
IPC分类号	A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK13 4C060/MM24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK36 4C160/MM43 4C160/NN09		
代理人(译)	三井和彦		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2004275641A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供高频刀，能够通过内窥镜的治疗仪器插入通道轻松地疏通体内的粘膜组织。 解决方案：高频电极2通过具有弹性的材料逐渐从柔性护套1的轴线的延长线X从近端侧移动到远端侧，并且柔性护套1当高频电极沿其被拉入柔性护套的远端的方向移动时，它由单个弯曲杆形成，该弯曲杆成形为朝向轴线的延长线X弯曲，使得远端沿着柔性护套的轴线移动高频电极弹性变形，以接近高频电极的延长线。 点域1

【図 2】

