

(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2008-295905

(P2008-295905A)

(43) 公開日 平成20年12月11日(2008.12.11)

(51) Int.Cl.

A61B 18/14 (2006.01)

F1

A61B 17/39 311

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2007-147604 (P2007-147604)
 (22) 出願日 平成19年6月4日(2007.6.4)

(71) 出願人 000113263
 HOYA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 杉田 憲幸
 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
 Fターム(参考) 4C060 KK03 KK13 KK14 KK22 KK25

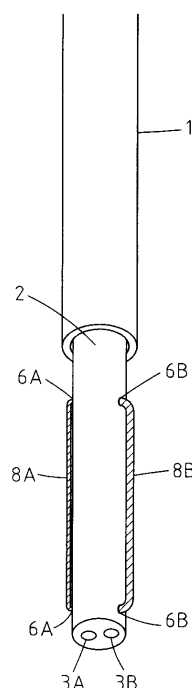
(54) 【発明の名称】 内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ

(57) 【要約】

【課題】切開用と止血用の別々の高周波電極で切開処置と止血処置を連続的に行うことができ、しかも切開用と止血用の高周波電極のうち不必要な方の高周波電極が正常な生体組織に触れてもその生体組織を損傷するおそれのない内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフを提供すること。

【解決手段】高周波電極として、線径が相違する第1と第2の高周波電極8A、8Bを可撓性シース2の軸線を中心とする180°対称位置に配置すると共に、導電ワイヤとして、第1の高周波電極8Aに導通する第1の導電ワイヤ5Aと、第2の高周波電極8Bに導通する第2の導電ワイヤ5Bとを、互いの間が電氣的に導通しない状態に可撓性シース2内に挿通配置した。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

導電線材からなる高周波電極が、電気絶縁性の可撓性シースの先端付近の側面にその可撓性シースの長手方向に沿って露出配置され、上記可撓性シース内に挿通配置された導電ワイヤが上記高周波電極に導通接続された内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフにおいて、

上記高周波電極として、線径が相違する第 1 と第 2 の高周波電極を上記可撓性シースの軸線を中心とする 180° 対称位置に配置すると共に、上記導電ワイヤとして、上記第 1 の高周波電極に導通する第 1 の導電ワイヤと、上記第 2 の高周波電極に導通する第 2 の導電ワイヤとを、互いの間が電氣的に導通しない状態に上記可撓性シース内に挿通配置したこと特徴とする内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ。

10

【請求項 2】

上記可撓性シースが、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される外套管内に軸線周りに回転自在に挿通配置されている請求項 1 記載の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ。

【請求項 3】

上記可撓性シースが、全長にわたって複数の貫通孔が形成されたマルチルーメンチューブで形成されていて、上記第 1 と第 2 の導電ワイヤが上記マルチルーメンチューブの異なる貫通孔に挿通配置されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ。

【請求項 4】

上記第 1 と第 2 の導電ワイヤが共に撚り線で形成されていて、上記第 1 と第 2 の高周波電極のうち一方の高周波電極としては上記撚り線の芯線が用いられ、他方の高周波電極としては上記撚り線がそのまま用いられている請求項 1、2 又は 3 記載の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ。

20

【請求項 5】

上記第 1 と第 2 の高周波電極のうちの線径の太い方の高周波電極の長さが線径の細い方の高周波電極の長さより短く形成されている請求項 1、2、3 又は 4 記載の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ。

【請求項 6】

上記可撓性シースの基端に連結された操作部に、高周波電源コードを接続するための第 1 と第 2 の電源コード接続端子が互いに電氣的に導通しない状態に設けられて、上記第 1 の導電ワイヤが上記第 1 の電源コード接続端子に導通接続され、上記第 2 の導電ワイヤが上記第 2 の電源コード接続端子に導通接続されている請求項 1 ないし 5 の何れかの項に記載の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ。

30

【請求項 7】

上記可撓性シースの基端に連結された操作部に、高周波電源コードを接続するための電源コード接続端子が、上記第 1 と第 2 の導電ワイヤの一方のみに選択的に導通接続できるように配置されている請求項 1 ないし 5 の何れかの項に記載の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

この発明は内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフに関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフは一般に、内視鏡の処置具挿通チャンネルを通して体内に導かれる先端部分に細長い高周波電極が配置されて、高周波電流が通電された高周波電極に触れる生体組織をジュール熱により、あたかもナイフで切るかのように切開処置するものである。

【0003】

50

ただし、そのような切開処置には出血を伴う場合が少なくない。そこで、切開に引き続いて高周波ナイフとは別の凝固鉗子等で止血処置を行うと操作が甚だ煩雑なものになるので、高周波電極の表側と裏側を幅狭の切開用電極と幅広の止血用電極に形成して、一つの高周波ナイフで切開処置と止血処置を連続的に行えるようにしたものがある（例えば、特許文献１）。

【特許文献１】特開２００７－４４２８１

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

しかし、高周波電極の表側と裏側を幅狭の切開用電極と幅広の止血用電極に形成した構成では、表側と裏側の高周波電極の一方に高周波電流を通電する際に必ず他方の高周波電流にも高周波電流が流れるので、不要な方の高周波電極が誤って正常な生体組織に触れた時にその生体組織を損傷してしまうおそれがある。

10

【０００５】

そこで本発明は、切開用と止血用の別々の高周波電極で切開処置と止血処置を連続的に行うことができ、しかも切開用と止血用の高周波電極のうち不要な方の高周波電極が正常な生体組織に触れてもその生体組織を損傷するおそれのない内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフ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、本発明の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフは、導電線材からなる高周波電極が、電気絶縁性の可撓性シースの先端付近の側面にその可撓性シースの長手方向に沿って露出配置され、可撓性シース内に挿通配置された導電ワイヤが高周波電極に導通接続された内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフにおいて、高周波電極として、線径が相違する第１と第２の高周波電極を可撓性シースの軸線を中心とする１８０°対称位置に配置すると共に、導電ワイヤとして、第１の高周波電極に導通する第１の導電ワイヤと、第２の高周波電極に導通する第２の導電ワイヤとを、互いの間が電氣的に導通しない状態に可撓性シース内に挿通配置したものである。

20

【０００７】

なお、可撓性シースが、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される外套管内に軸線周りに回転自在に挿通配置されていてもよく、可撓性シースが、全長にわたって複数の貫通孔が形成されたマルチルーメンチューブで形成されていて、第１と第２の導電ワイヤがマルチルーメンチューブの異なる貫通孔に挿通配置されていてもよい。

30

【０００８】

また、第１と第２の導電ワイヤが共に撚り線で形成されていて、第１と第２の高周波電極のうち一方の高周波電極としては撚り線の芯線が用いられ、他方の高周波電極としては撚り線がそのまま用いられていてもよく、第１と第２の高周波電極のうちの線径の太い方の高周波電極の長さが線径の細い方の高周波電極の長さより短く形成されていてもよい。

【０００９】

また、可撓性シースの基端に連結された操作部に、高周波電源コードを接続するための第１と第２の電源コード接続端子が互いに電氣的に導通しない状態に設けられて、第１の導電ワイヤが第１の電源コード接続端子に導通接続され、第２の導電ワイヤが第２の電源コード接続端子に導通接続されていてもよく、或いは、可撓性シースの基端に連結された操作部に、高周波電源コードを接続するための電源コード接続端子が、第１と第２の導電ワイヤの一方のみに選択的に導通接続できるように配置されていてもよい。

40

【発明の効果】

【００１０】

本発明によれば、高周波電極として、線径が相違する第１と第２の高周波電極を可撓性シースの軸線を中心とする１８０°対称位置に配置すると共に、導電ワイヤとして、第１の高周波電極に導通する第１の導電ワイヤと、第２の高周波電極に導通する第２の導電ワ

50

イヤとを、互いの間が電氣的に導通しない状態に可撓性シース内に挿通配置したことにより、切開用と止血用の別々の高周波電極で切開処置と止血処置を連続的に行うことができ、しかも切開用と止血用の高周波電極のうち不要な方の高周波電極が正常な生体組織に触れてもその生体組織を損傷するおそれがない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

導電線材からなる高周波電極が、電気絶縁性の可撓性シースの先端付近の側面にその可撓性シースの長手方向に沿って露出配置され、可撓性シース内に挿通配置された導電ワイヤが高周波電極に導通接続された内視鏡用モノポラ型高周波ナイフにおいて、高周波電極として、線径が相違する第1と第2の高周波電極を可撓性シースの軸線を中心とする180°対称位置に配置すると共に、導電ワイヤとして、第1の高周波電極に導通する第1の導電ワイヤと、第2の高周波電極に導通する第2の導電ワイヤとを、互いの間が電氣的に導通しない状態に可撓性シース内に挿通配置した。

10

【実施例】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図3は本発明の第1の実施例の内視鏡用モノポラ型高周波ナイフの全体構成を示しており、1は、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外套管であり、例えば、四フッ化エチレン樹脂チューブ等のような電気絶縁性の可撓性チューブで形成されている。

20

【0013】

外套管1内には、可撓性シース2が軸線周りに回転自在に全長にわたって緩く挿通配置されている。可撓性シース2の先端は外套管1の先端から1～数cm程度突出している。なお、その突出長は変化しない。

【0014】

II-II断面を図示する図2にも示されるように、可撓性シース2は複数（ここでは2個）の貫通孔3A，3Bが全長にわたって並列に形成されたマルチルーメンチューブで形成されており、各貫通孔3A，3B内には、例えば複数のステンレス細線材を撚り合わせた撚り線等からなる可撓性の導電ワイヤ5A，5Bが全長にわたり挿通配置されている。

30

【0015】

外套管1の先端から突出する可撓性シース2の先端部分の側面には、貫通孔3A，3Bに通じる2個ずつ二組の小孔6A，6Bが穿設されており、第1の組の小孔6Aは前後方向（即ち、可撓性シース2の軸線と平行方向）に間隔あけて各々が第1の貫通孔3Aに通じる状態に形成され、第2の組の小孔6Bは、前後方向に間隔あけて各々が第2の貫通孔3Bに通じる状態に、第1の組の小孔6Aに対して可撓性シース2の軸線周りの180°対称位置に形成されている。

【0016】

そして、第1の組の小孔6Aの間には、図1にも示されるように、導電線材からなる第1の高周波電極8Aが可撓性シース2の外面に長手方向に沿って露出配置され、第2の組の小孔6Bの間には、図1にも示されるように、導電線材からなる第2の高周波電極8Bが可撓性シース2の外面に長手方向に沿って露出配置されている。

40

【0017】

そのように配置された第1の高周波電極8Aは、撚り線からなる第1の導電ワイヤ5Aの芯線だけを延出させて可撓性シース2内に引き戻して形成されており、第2の高周波電極8Bは、第2の導電ワイヤ5Bの先端部分をそのまま延出させて、芯線だけを可撓性シース2内に引き戻して形成されている。

【0018】

その結果、線径の細い第1の高周波電極8Aは生体組織を切開する切開用に向き、線径の太い第2の高周波電極8Bは生体組織を凝固させる止血用に向いており、第1の高周波電極8Aと第2の高周波電極8Bとは可撓性シース2の軸線を中心とする180°対称位

50

置に互いに物理的にも電氣的にも離れた状態で平行に配置されている。

【 0 0 1 9 】

そして、第 1 の高周波電極 8 A は第 1 の導電ワイヤ 5 A に電氣的に導通して、第 2 の高周波電極 8 B は第 2 の導電ワイヤ 5 B に電氣的に導通し、第 1 の導電ワイヤ 5 A と第 2 の導電ワイヤ 5 B とが互いの間が電氣的に導通しない状態で可撓性シース 2 内に挿通配置されている。

【 0 0 2 0 】

図 3 に示されるように、可撓性シース 2 の基端には操作部 1 0 が連結されている。可撓性シース 2 の基端は操作部本体 1 1 の先端に固定的に連結され、操作部本体 1 1 の反対側の端部（手元側端部）にはリング状の指掛け 1 2 が形成されている。

10

【 0 0 2 1 】

1 3 は、操作部本体 1 1 に対して軸線周りに相対的に回転自在に（ただし、軸線方向には移動しないように）操作部本体 1 1 の先寄りの部分に取り付けられた把持環であり、その先端部分には外套管 1 の基端が固定的に連結されている。9 は、外套管 1 と可撓性シース 2 の基端付近が急激に曲がって破損するのを防止するために外套管 1 の基端付近に被嵌された折れ止めチューブである。

【 0 0 2 2 】

そのような構成により、操作者が把持環 1 3 を指先で把持して、矢印 A で示されるように操作部本体 1 1 を軸線周りに回転操作すれば、外套管 1 内で可撓性シース 2 が軸線周りに回転してその運動がそのまま先端側に伝達され、矢印 B で示されるように、第 1 と第 2 の高周波電極 8 A , 8 B が可撓性シース 2 の先端と共に軸線周りに回転してその向きを移動させることができる。

20

【 0 0 2 3 】

電気絶縁材で形成されたワイヤ固定板 1 4 は操作部本体 1 1 に形成されたスリット内に固定的に配置され、第 1 の導電ワイヤ 5 A と第 2 の導電ワイヤ 5 B の基端が互いの間をあけてワイヤ固定板 1 4 に固定されている。1 5 は、ワイヤ固定板 1 4 がスリット内から離脱するのを規制するためのカバー筒である。

【 0 0 2 4 】

そして、図示されていない高周波電源コードを個別に接続するための第 1 と第 2 の電源コード接続端子 2 0 A , 2 0 B が、互いに電氣的に導通しないようにワイヤ固定板 1 4 にねじ込まれてカバー筒 1 5 の側面から外方に突出配置され、第 1 の電源コード接続端子 2 0 A は第 1 の導電ワイヤ 5 A に導通し、第 2 の電源コード接続端子 2 0 B は第 2 の導電ワイヤ 5 B に導通している。

30

【 0 0 2 5 】

したがって、互いに電氣的に導通しないように配置された第 1 の高周波電極 8 A と第 2 の高周波電極 8 B のうち、第 1 の高周波電極 8 A は第 1 の電源コード接続端子 2 0 A に接続された高周波電源コードと接続され、第 2 の高周波電極 8 B は第 2 の電源コード接続端子 2 0 B に接続された高周波電源コードと接続されることになる。

【 0 0 2 6 】

このように構成された実施例の内視鏡用モノポラ型高周波ナイフの使用時には、まず、図示されていない高周波電源コードを第 1 の電源コード接続端子 2 0 A に接続した状態において、切開用の第 1 の高周波電極 8 A で生体組織の切開処置を行う。その場合に、第 2 の高周波電極 8 B には高周波電流が流れていないので、第 2 の高周波電極 8 B が周囲の正常組織に触れても生体組織を損傷するおそれがない。

40

【 0 0 2 7 】

そして、第 1 の高周波電極 8 A による切開処置で出血が発生した場合には、高周波電源コードを第 2 の電源コード接続端子 2 0 B につなぎ替えて、ひき続いて止血用の第 2 の高周波電極 8 B で止血処置を行うことができ、その場合に、第 1 の高周波電極 8 A には高周波電流が流れていないので、第 1 の高周波電極 8 A が周囲の正常組織に触れても生体組織を損傷するおそれがない。

50

【 0 0 2 8 】

図 4 は、本発明の第 2 の実施例の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフの先端部分を示しており、止血用の第 2 の高周波電極 8 B が切開用の第 1 の高周波電極 8 A より短く形成されている。このように構成することにより、必要部位のみの止血処置をやり易くなる。

【 0 0 2 9 】

図 5 と図 6 は、本発明の第 3 の実施例の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフの操作部 1 0 を示しており、電源コード接続端子 2 0 が回転支軸 2 1 を中心に回動自在に一個だけ設けられ、その導電端部 2 2 が圧縮コイルスプリング 2 3 により外側から内側に向かって付勢されている。

【 0 0 3 0 】

その結果、電源コード接続端子 2 0 の導電端部 2 2 が導電性のワイヤ押さえねじ 1 6 A , 1 6 B の一方の頭部と接触し、電源コード接続端子 2 0 を第 1 と第 2 の導電ワイヤ 5 A , 5 B の一方のみに選択的に導通接続できる。

【 0 0 3 1 】

したがって、切開処置を行う場合には、図 5 に示されるように電源コード接続端子 2 0 が第 1 の導電ワイヤ 5 A と導通する状態で使用し、止血処置を行う場合には、図 6 に示されるように回転支軸 2 1 を中心に電源コード接続端子 2 0 を回動させて、電源コード接続端子 2 0 が第 2 の導電ワイヤ 5 B と導通する状態にすることができるので、高周波電源コードを電源コード接続端子 2 0 に対して抜き差しする必要がない。その他の構成は前述の第 1 の実施例と同様であり、第 1 の実施例と同様の作用効果が得られる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフの先端部分の斜視図である。

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施例の図 3 における II - II 断面図である。

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフの全体構成を示す側面断面図である。

【 図 4 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフの先端部分の斜視図である。

【 図 5 】 本発明の第 3 の実施例の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフの操作部の切開処置を行う状態の側面断面図である。

【 図 6 】 本発明の第 3 の実施例の内視鏡用モノポーラ型高周波ナイフの操作部の止血処置を行う状態の側面断面図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 3 】

- 1 外套管
- 2 可撓性シース
- 3 A , 3 B 貫通孔
- 5 A , 5 B 導電ワイヤ
- 6 A , 6 B 小孔
- 8 A , 8 B 高周波電極
- 1 0 操作部
- 2 0 , 2 0 A , 2 0 B 電源コード接続端子

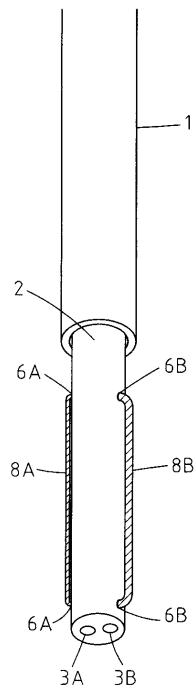
10

20

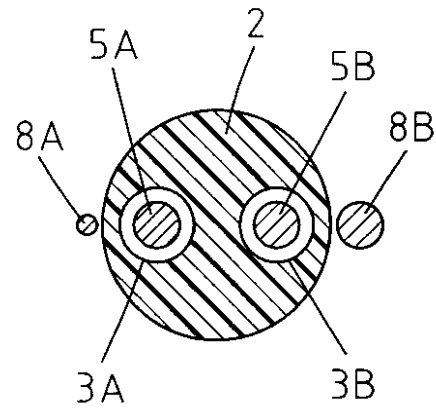
30

40

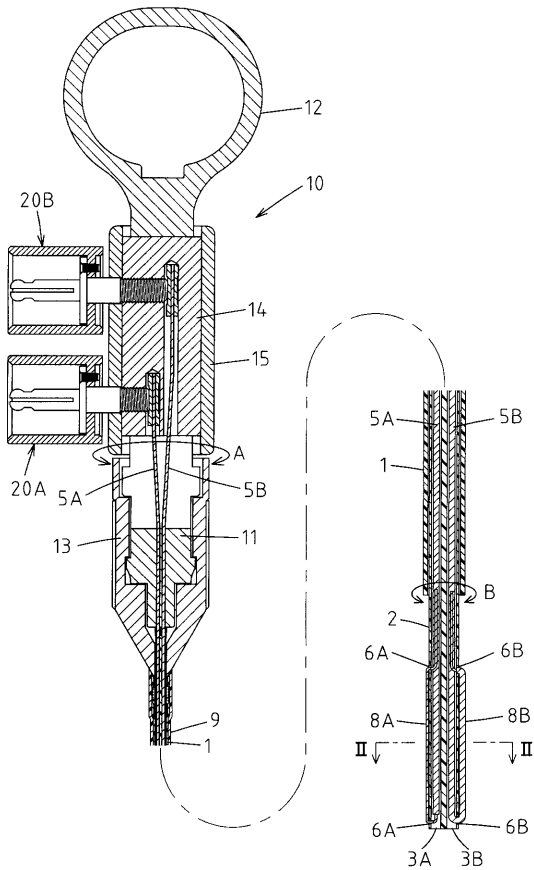
【図 1】



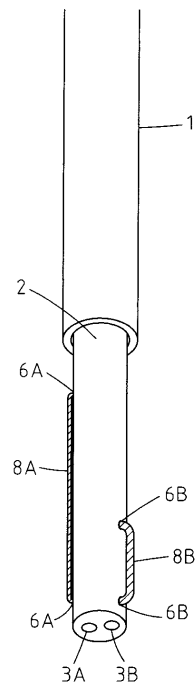
【図 2】



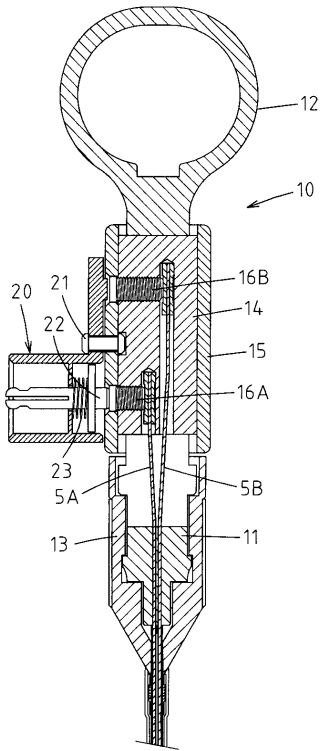
【図 3】



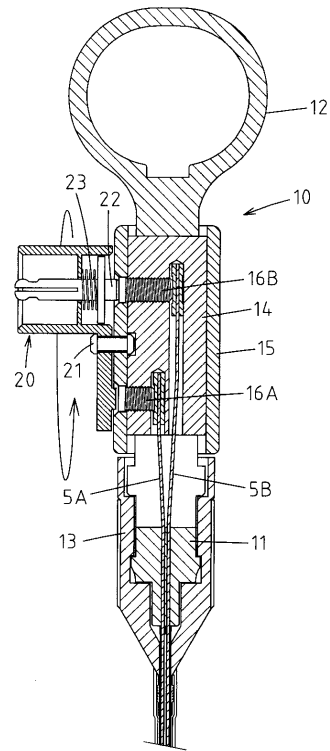
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	用于内窥镜的单极高频刀		
公开(公告)号	JP2008295905A	公开(公告)日	2008-12-11
申请号	JP2007147604	申请日	2007-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉田 憲幸		
发明人	杉田 憲幸		
IPC分类号	A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK13 4C060/KK14 4C060/KK22 4C060/KK25 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK22 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN10 4C160/NN13		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：用分开的用于切开和止血的高频电极连续进行切开治疗和止血治疗，用于切开和止血的高频电极中不必要的高频电极是正常的生物组织。提供一种用于内窥镜的单极型高频刀，其即使接触也不会损坏活组织。 解决方案：作为高频电极，具有不同线径的第一和第二高频电极8A，8B围绕柔性护套2的轴对称布置在180°位置，并且作为导线，与第一高频电极8A导通的第一导线5A和与第二高频电极8B导通的第二导线5B在彼此不电连接的状态下具有柔性护套2。它放在里面。[选型图]

图1

