

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5137544号
(P5137544)

(45) 発行日 平成25年2月6日 (2013.2.6)

(24) 登録日 平成24年11月22日 (2012.11.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/39 3 1 5

請求項の数 9 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-312035 (P2007-312035)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成19年12月3日 (2007.12.3)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2009-131565 (P2009-131565A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成21年6月18日 (2009.6.18)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成22年8月23日 (2010.8.23)		弁理士 松岡 修平
		(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
		審査官	菅家 裕輔
			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】

導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周りに回転自在に接続して設けられて、上記先端チューブには上記導電線と機械的及び電氣的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において上記露出電極が上記先端チューブ外に露出し、上記基側チューブの基端側から上記導電線を軸線周りに回転させることにより上記先端チューブが上記基側チューブに対し軸線周りに回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、

上記先端チューブの素材として、外面に見える筋が軸線方向に真っ直ぐに全長にわたり形成された素材チューブが用いられて、上記電極通過孔が上記筋と所定の位置関係に形成され、

上記筋は、上記素材チューブの軸線と垂直方向の断面において外側に次第に広がったV状の断面形状に形成されていて、上記素材チューブが外周面側から削り取られると外側から見える上記筋の幅が削り取り深さに対応して減少するものであり、

上記筋が、長手方向に一定の間隔で幅が変わる状態に削除されていることを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

上記先端チューブの基端部が上記基側チューブの先端内に緩く差し込まれている請求項1記載の内視鏡用高周波処置具。

10

20

【請求項 3】

上記一対の電極通過孔が上記先端チューブの長手方向に間隔をあけて形成されて、上記露出電極が上記先端チューブの長手方向に沿って上記先端チューブの外面に露出している請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 4】

上記筋が、上記露出電極から見て上記先端チューブの裏側にあたる位置に配置されている請求項 2 又は 3 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

上記筋が、上記露出電極の位置と所定の位置関係を有する領域で上記先端チューブから削除されている請求項 4 記載の内視鏡用高周波処置具。

10

【請求項 6】

上記筋が、上記先端チューブの長手方向において上記露出電極が外面に露出している全領域で削除されている請求項 5 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 7】

上記筋が、上記先端チューブの長手方向において上記露出電極が外面に露出している領域より後方の全領域で削除されている請求項 5 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 8】

上記一対の電極通過孔が上記先端チューブの周方向に間隔をあけて形成されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 9】

20

上記露出電極が、上記先端チューブの先端面に沿って上記先端チューブの外面に露出している請求項 8 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】

この発明は内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに通されて E M R（径内視鏡的粘膜切除術）等に用いられる内視鏡用高周波処置具は、導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周りに回転自在に接続して設けられている。

30

【0003】

そして、先端チューブには導電線と機械的及び電氣的につながった露出電極を外面に露出させるための一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において露出電極が外面に露出し、基側チューブの基端側から導電線を軸線周りに回転させることにより先端チューブが基側チューブに対し軸線周りに回転するように構成されて、露出電極の向きを手元側から任意に変えることができるようになっている。

【0004】

また、露出電極が内視鏡の観察窓側に向いていなくて観察できない状態の時でも露出電極の向きを把握することができるように、先端チューブの裏面側の適宜の位置に線状の指標が設けられている（特許文献 1）。

40

【特許文献 1】特開 2005 - 334000

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 に記載された発明では、黒色に着色されたチューブの表面を軸線と平行方向に線状に削ぎ落とししたり、或いは先端チューブの外面に指標を形成して、線状の指標が設けられている。

【0006】

50

しかし、そのようにして指標を設けると、指標を付すだけのために相当のコストがかかってしまい、また、特許文献1に記載された発明の指標は、露出電極の向きを把握するためには役立つが、露出電極が粘膜下にどの程度潜っているか等を確認することはできないので、粘膜下を深く切開し過ぎてしまうおそれがある。

【0007】

本発明は、露出電極の向きを把握するための指標を先端チューブに低コストで設けることができ、また、露出電極が粘膜下にどの程度潜っているか等を容易に確認することができて、粘膜切開等を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】

10

【0008】

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、導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周りに回転自在に接続して設けられて、先端チューブには導電線と機械的及び電氣的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において露出電極が先端チューブ外に露出し、基側チューブの基端側から導電線を軸線周りに回転させることにより先端チューブが基側チューブに対し軸線周りに回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、先端チューブの素材として、外面に見える筋が軸線方向に真っ直ぐに全長にわたり形成された素材チューブが用いられて、電極通過孔が筋と所定の位置関係に形成されているものである。

20

【0009】

なお、先端チューブの基端部が基側チューブの先端内に緩く差し込まれていてもよく、一対の電極通過孔が先端チューブの長手方向に間隔をあけて形成されて、露出電極が先端チューブの長手方向に沿って先端チューブの外面に露出していてもよい。

【0010】

そして、筋が、露出電極から見て先端チューブの裏側にあたる位置に配置されていてもよく、その場合、筋が、露出電極の位置と所定の位置関係を有する領域で先端チューブから削除されていてもよい。

【0011】

より具体的には、筋が、先端チューブの長手方向において露出電極が外面に露出している全領域で削除されていてもよく、或いは、筋が、先端チューブの長手方向において露出電極が外面に露出している領域より後方の全領域で削除されていてもよい。

30

【0012】

なお、一対の電極通過孔が先端チューブの周方向に間隔をあけて形成されていてもよく、露出電極が、先端チューブの先端面に沿って先端チューブの外面に露出していてもよい。また、筋が、先端チューブにおいて所定の状態に削除されていてもよく、筋が長手方向に一定の間隔で削除されていてもよい。

【0013】

また、筋が、素材チューブの軸線と垂直方向の断面において外側に次第に広がったV状の断面形状に形成されていて、素材チューブが外周面側から削り取られると外側から見える筋の幅が削り取り深さに対応して減少するようになっていてもよく、筋が長手方向に一定の間隔で幅が変わる状態に削除されていてもよい。

40

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、先端チューブの素材として、外面に見える筋が軸線方向に真っ直ぐに全長にわたり形成された素材チューブが用いられて、電極通過孔が筋と所定の位置関係に形成されていることにより、露出電極の向きを把握するための指標を先端チューブに低コストで設けることができ、また、露出電極が粘膜下にどの程度潜っているか等を容易に確認することができて、粘膜切開等を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】

50

【 0 0 1 5 】

導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周りに回転自在に接続して設けられて、先端チューブには導電線と機械的及び電氣的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において露出電極が先端チューブ外に露出し、基側チューブの基端側から導電線を軸線周りに回転させることにより先端チューブが基側チューブに対し軸線周りに回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、先端チューブの素材として、外面に見える筋が軸線方向に真っ直ぐに全長にわたり形成された素材チューブが用いられて、電極通過孔が筋と所定の位置関係に形成されている。

【実施例】

10

【 0 0 1 6 】

以下、図面を参照して本発明の実施例等を説明する。

図4は、本発明の第1の参考例の内視鏡用高周波処置具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基側チューブであり、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のチューブにより形成されている。基側チューブ1内には、例えばステンレス鋼撚り線等のような可撓性の導電線2が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。

【 0 0 1 7 】

基側チューブ1の先端に接続された状態に設けられた先端チューブ3は、やはり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のチューブにより形成されており、先端チューブ3の基端部が基側チューブ1の先端内に緩く差し込まれて、先端チューブ3が基側チューブ1に対し軸線周りに回転自在に接続された状態になっている。先端チューブ3の先端付近の側面には、導電線2の先端に連結されたワイヤ状の露出電極4が露出配置されている。

20

【 0 0 1 8 】

基側チューブ1の基端に連結された操作部10には、操作者の第1指に係合させるための第1の指掛け12が操作部本体11の基端に設けられている。また、操作者の第2指と第3指に係合させるための第2の指掛け13が操作部本体11に対して軸線周りに回転自在に配置されていて、その第2の指掛け13に導電線2の基端が連結されている。

【 0 0 1 9 】

30

その結果、第2の指掛け13を操作部本体11に対して軸線周り方向に回転操作すると、それによって導電線2が基側チューブ1内で軸線周り方向に回転し、先端チューブ3が基側チューブ1の先端に対して軸線周り方向に回転する。

【 0 0 2 0 】

また、導電線2の基端と電氣的に導通する高周波電源コード接続端子14が第2の指掛け13に付設されている。その結果、図示されていない高周波電源コードを高周波電源コード接続端子14に接続することにより、導電線2を介して露出電極4に高周波電流を通電することができる。

【 0 0 2 1 】

図1は先端チューブ3部分を示している。この参考例の露出電極4は、撚り線により形成された導電線2の芯線を単独で引き出して用いられている。したがって、露出電極4は導電線2と機械的及び電氣的につながっており、露出電極4を形成する芯線の先端は基側チューブ1内に戻されて導電線2に巻き付けられている。

40

【 0 0 2 2 】

先端チューブ3の先端近傍には、ワイヤ状の露出電極4を外面に露出させるための一対の電極通過孔5が先端チューブ3の長手方向に間隔をあけて形成されていて、図2にも示されるように、露出電極4が一対の電極通過孔5の間において先端チューブ3の長手方向に沿う向きに先端チューブ3の外面に露出している。

【 0 0 2 3 】

そして、一対の電極通過孔5から見て（即ち、露出電極4から見て）先端チューブ3の

50

裏側にあたる位置には、図 3 に示されるように、線状の指標として機能する筋 6 が先端チューブ 3 の軸線と平行方向に外面から視認できるように形成されている。なお、筋 6 は先端チューブ 3 の他の部分と相違する色であればよく、同色の場合は濃度又は明度等を視認できる程度に相違させればよい。

【 0 0 2 4 】

このような先端チューブ 3 は、素材として、外面に見える筋 6 が軸線方向に真っ直ぐに全長にわたり形成された長い（例えば 1 ～ 3 0 m 程度）チューブが用いられ、それを先端チューブ 3 として用いるのに適した長さに切断して、一对の電極通過孔 5 を筋 6 と所定の位置関係に形成して用いられている。したがって、露出電極 4 の向きを把握するための指標となる筋 6 を、先端チューブ 3 に極めて低コストで設けることができる。

10

【 0 0 2 5 】

図 5 と図 6 は、本発明の第 2 と第 3 の参考例の先端チューブ 3 部分を示しており、筋 6 が、一对の電極通過孔 5 の位置（即ち、露出電極 4 の位置）と所定の位置関係を有する領域で先端チューブ 3 から削除されている。なお、先端チューブ 3 の素材チューブは前述の第 1 の参考例と同様に筋 6 が軸線方向に真っ直ぐに全長にわたり形成されたものである（以下同じ）。

【 0 0 2 6 】

具体的には、図 5 に示される第 2 の参考例では、一对の電極通過孔 5 から見て先端チューブ 3 の裏側に位置する筋 6 が、先端チューブ 3 の長手方向において、露出電極 4 が外面に露出している全領域で削除され、他の領域では削除されていない。その他の構成は第 1

20

【 0 0 2 7 】

図 6 に示される第 3 の参考例では、一对の電極通過孔 5 から見て先端チューブ 3 の裏側に位置する筋 6 が、先端チューブ 3 の長手方向において、露出電極 4 が外面に露出している領域より後方の全領域で削除されている。筋 6 は、露出電極 4 が外面に露出する領域では削除されていない。その他の構成は第 1 の参考例と同じである。

【 0 0 2 8 】

このように構成された第 2 及び第 3 の参考例においては、露出電極 4 が設けられている長手方向の範囲まで、筋 6 により先端チューブ 3 の裏側から把握することができるので、露出電極 4 が粘膜下にどの程度潜っているか等を容易に確認することができて、粘膜切開等を安全に行うことができる。

30

【 0 0 2 9 】

図 7 は、本発明の第 4 の参考例の先端チューブ 3 部分を示しており、一对の電極通過孔 5 から見て先端チューブ 3 の裏側に位置する筋 6 が、先端チューブ 3 において所定の状態に削除されている。より具体的には、筋 6 が長手方向に一定の間隔で削除されている。その他の構成は第 1 の参考例と同じである。

【 0 0 3 0 】

このように筋 6 が長手方向に一定の間隔で削除された指標は物差しとしての機能を有するので、図 8 に示されるように、露出電極 4 が粘膜下にどの程度潜っているか等を内視鏡 5 0 の観察窓 5 1 から容易に確認することができて、粘膜切開等をより安全に行うことができる。5 2 は処置具挿通チャンネルである。

40

【 0 0 3 1 】

図 9 は、本発明の実施例の先端チューブ 3 の素材チューブ 3 A を示しており、筋 6 が、素材チューブ 3 A の軸線と垂直方向の断面において外側に次第に広がった V 状の断面形状に形成されている。W は、外側から見える筋 6 の幅である。

【 0 0 3 2 】

その結果、素材チューブ 3 A が外周面側から削り取られると、図 1 0 に示されるように、外側から見える筋 6 の幅 W ' が削り取り深さに対応して減少し、図 1 1 に示されるように、先端チューブ 3 において筋 6 が長手方向に一定の間隔で幅が変わる状態に削除されていると、第 4 の参考例と同様に、露出電極 4 が粘膜下にどの程度潜っているか等を容易に

50

確認することができる。

【 0 0 3 3 】

図 1 2 は、本発明の第 5 の参考例の先端チューブ 3 部分を示しており、一对の電極通過孔 5 が先端チューブ 3 の周方向に間隔をあけて（例えば略 1 8 0 ° 対称の位置に）形成されている。なお、図 1 2 には一方の電極通過孔 5 は現れていない。

【 0 0 3 4 】

そして、この参考例では、露出電極 4 が、先端チューブ 3 の先端面に沿って先端チューブ 3 の外面に露出している。筋 6 は、前述の各参考例及び実施例と同様に先端チューブ 3 の素材のチューブに形成されており、このように本発明は露出電極 4 の配置が相違する各種の内視鏡用高周波処置具に適用することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 5 】

【図 1】本発明の第 1 の参考例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の側面断面図である。

【図 2】本発明の第 1 の参考例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の平面図である。

【図 3】本発明の第 1 の参考例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の底面図である。

【図 4】本発明の第 1 の参考例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の全体構成図である。

20

【図 5】本発明の第 2 の参考例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の底面図である。

【図 6】本発明の第 3 の参考例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の底面図である。

【図 7】本発明の第 4 の参考例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の底面図である。

【図 8】本発明の第 4 の参考例の内視鏡用高周波処置具の使用状態の略示図である。

【図 9】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブの素材チューブの軸線に垂直な断面の断面図である。

【図 1 0】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブの素材チューブが部分的に削り取られた後の状態の軸線に垂直な断面の断面図である。

30

【図 1 1】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の底面図である。

【図 1 2】本発明の第 5 の参考例の内視鏡用高周波処置具の先端チューブ部分の斜視図である。

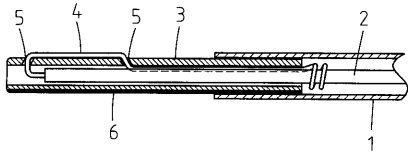
【符号の説明】

【 0 0 3 6 】

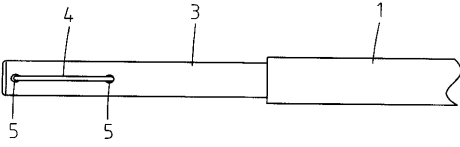
- 1 基側チューブ
- 2 導電線
- 3 先端チューブ
- 3 A 素材チューブ
- 4 露出電極
- 5 電極通過孔
- 6 筋

40

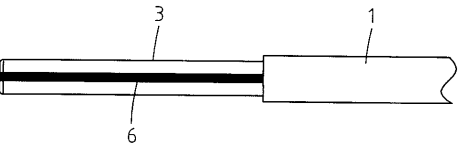
【図 1】



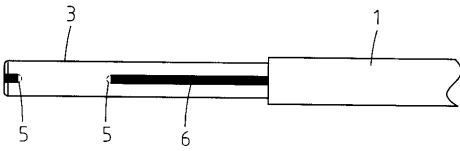
【図 2】



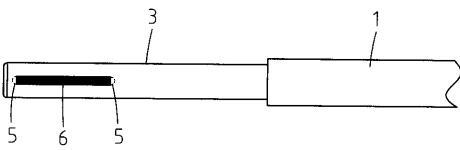
【図 3】



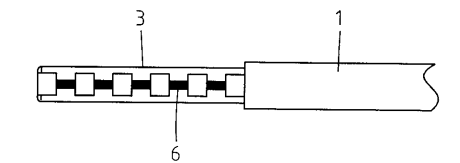
【図 5】



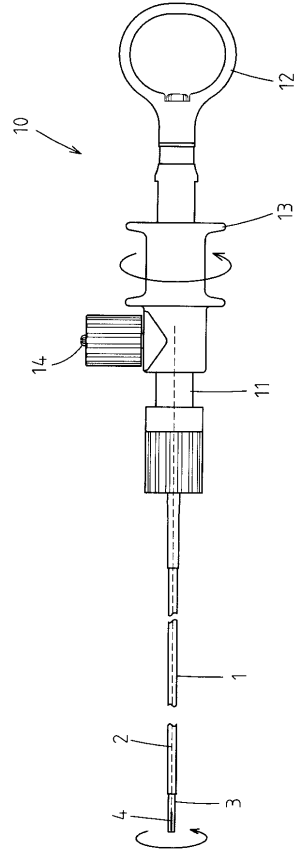
【図 6】



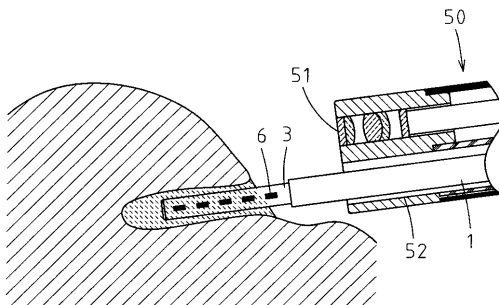
【図 7】



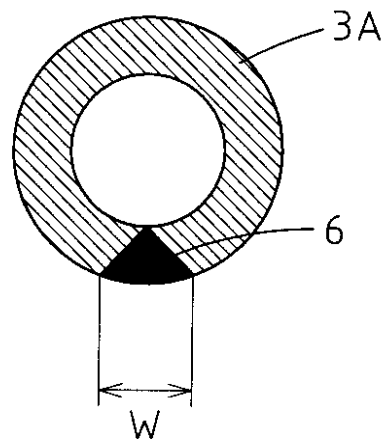
【図 4】



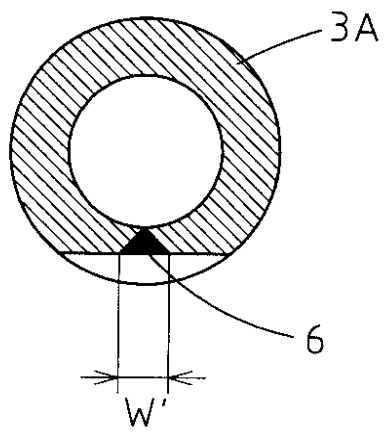
【図 8】



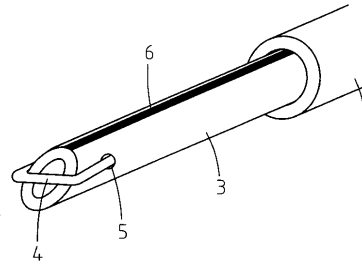
【図 9】



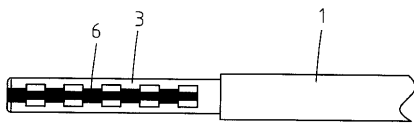
【図 10】



【図 12】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 3 3 4 0 0 0 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 8 9 9 4 0 (J P , A)
特表 2 0 0 2 - 5 2 6 1 9 1 (J P , A)
特開昭 5 3 - 0 9 4 4 8 0 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 3 7 6 9 3 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 4 / 0 8 4 7 1 2 (W O , A 1)
特開平 0 5 - 1 7 6 9 4 0 (J P , A)

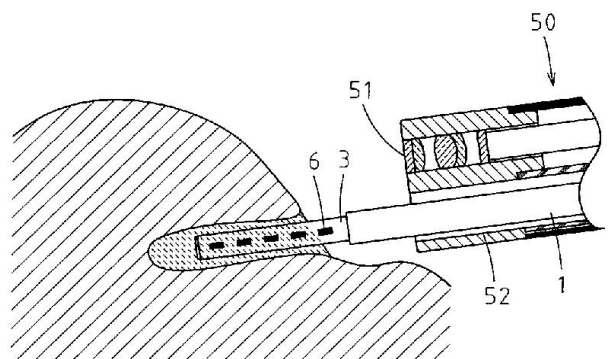
(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 8 / 0 0 - 1 8 / 1 6

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP5137544B2	公开(公告)日	2013-02-06
申请号	JP2007312035	申请日	2007-12-03
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	舘林貴明		
发明人	舘林 貴明		
IPC分类号	A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B1/00.334.D A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK17 4C060/KK18 4C061/GG15 4C061/HH57 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK17 4C160/KK18 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN10 4C160/NN21 4C161/GG15 4C161/HH57		
审查员(译)	菅谷佑介		
其他公开文献	JP2009131565A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜高频治疗仪，能够安全地执行粘膜切口，具有以低成本获取远端管上暴露电极方向的指标，并有助于确认暴露多少电极埋在粘膜中。ZSOLUTION：这种高频治疗仪器形成为使得电绝缘柔性远端管3绕轴线可旋转地连接到电绝缘柔性近端管1的远端，其中导线2插入其中远端管3形成有一对电极通孔5，用于使线状暴露电极4通过，该电极通孔5机械连接并电连接到导线2，其中远端管3包含一个材料管条纹6可见地形成在外表面上并且在整个长度上轴向笔直地延伸，作为材料，并且电极通孔5与条纹6形成规定的位置关系。

【图8】



【图9】