

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5581062号
(P5581062)

(45) 発行日 平成26年8月27日(2014. 8. 27)

(24) 登録日 平成26年7月18日(2014. 7. 18)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-4828 (P2010-4828)
 (22) 出願日 平成22年1月13日 (2010. 1. 13)
 (65) 公開番号 特開2011-142995 (P2011-142995A)
 (43) 公開日 平成23年7月28日 (2011. 7. 28)
 審査請求日 平成24年11月6日 (2012. 11. 6)

(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 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 遠藤 幹治
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内

審査官 石川 薫

(56) 参考文献 国際公開第2008/026689 (W
 O, A 1)
 特開2008-029667 (J P, A
)

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自在な可撓性シースの最先端部分に取り付けられた電気絶縁性の先端本体ブロックと、

上記先端本体ブロックの先端から前方に突没自在な先端突没電極と、

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て上記可撓性シースの基端側からの操作により上記先端突没電極を上記先端本体ブロックから前方に突没させるための導電性の操作ワイヤと、

上記先端本体ブロックの一側面部から軸線と平行な細長い線状又は帯状に外面に露出する状態に上記先端本体ブロック及び上記可撓性シースに対し固定的に取り付けられた側面固定電極とが設けられた内視鏡用高周波処置具において、

上記先端突没電極と上記操作ワイヤとがその双方のどちらよりも径の大きな導電材からなる導電接続体で機械的及び電氣的に接続され、

上記先端本体ブロックの軸線位置には、上記先端突没電極は通過するが上記導電接続体は入り込めない径の先側細径孔と、その導電接続体が通過する径の後側太径孔とが直列に貫通形成され、

上記側面固定電極の先端がJ字状に曲げ戻されて、その曲げ戻された部分が上記先端本体ブロックに形成された電極保持溝内に嵌め込まれて保持され、上記側面固定電極の後側の部分が上記先端本体ブロックの後端位置付近において上記可撓性シース内に曲げ込まれた構成を備え、

10

20

上記操作ワイヤが後方から前方に押し込み操作されたときは、上記導電接続体が上記先端側細径孔の後端入口に後方から当接することにより、上記先端突没電極がそれ以上前方に突出しない状態になると共に、上記操作ワイヤと上記側面固定電極との間が電氣的に遮断され、

上記操作ワイヤが後方から牽引操作されたときは、上記導電接続体が上記側面固定電極の後側の部分に前方から当接することにより、上記先端突没電極が上記先端本体部内に没入してそれ以上後方に退避しない状態になると共に、上記操作ワイヤと上記側面固定電極との間が電氣的に導通する、

ことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

10

上記側面固定電極が、上記先端本体ブロックの先端部分の一側面部のみから外面に露出する請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

上記電極保持溝が、上記先端本体ブロックの先端面にスリット状に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 4】

上記先端本体ブロックが上記可撓性シースの内周部に嵌め込まれた状態に固定されていて、上記側面固定電極が、上記可撓性シースに軸線方向に間隔をあけて形成された二つの電極通過孔の間においてのみ外面に露出し、上記電極保持溝が上記先端本体ブロックの外周部に形成されていて、上記側面固定電極の曲げ戻された先端部分が、上記二つの電極通過孔のうちの先側の電極通過孔を通して上記可撓性シースの内周面に沿う状態で上記電極保持溝内に嵌め込まれている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

20

【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】

内視鏡を利用した粘膜切開剥離術（ESD）等に用いられる内視鏡用高周波処置具には、切開処置用の先端突没電極と剥離処置用の側面固定電極とが、同じ可撓性シースの先端部分に配置されている。

30

【0003】

そのような内視鏡用高周波処置具には多くの場合、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱自在な可撓性シースの最先端部分に電気絶縁性の先端本体ブロックが取り付けられて、その先端本体ブロックの先端から前方に突没自在に先端突没電極が設けられている。

【0004】

可撓性シース内には、先端突没電極を進退操作するための導電性の操作ワイヤが挿通配置され、側面固定電極は、先端本体ブロックの先端部分の一側面部から軸線と平行な細長い線状又は帯状に外面に露出する状態に固定的に設けられている（例えば、特許文献 1）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2008 - 29667

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

生体組織の高周波焼灼処置を行う際には、処置対象ではない生体組織を誤って焼灼しないようにする必要がある。したがって、側面固定電極に高周波電流を通電して使用する際には、先端突出電極を先端本体ブロック内に完全に没入させ、先端突出電極を突出させて

50

使用するには、側面固定電極に高周波電流が通電されない状態にする必要がある。

【 0 0 0 7 】

そこで、特許文献 1 に記載された発明においては、先端突没電極への導電部材として機能する操作ワイヤとは別に、側面固定電極への導電部材として機能する独立した導電線が可撓性シース内に配置され、先端突没電極への通電のための操作ワイヤと側面固定電極への通電のための導電線とが可撓性シース内に並列に配置されている。

【 0 0 0 8 】

しかし、そのような構成では、操作ワイヤの進退動作が導電線により阻害されて先端突没電極の突没動作が不調になったり、先端部分における電気絶縁が不確実になったりする問題が生じる。

【 0 0 0 9 】

そこで、操作ワイヤの進退動作に対応して、操作ワイヤの先端部分と側面固定電極とを電氣的に接離させることで、一本の操作ワイヤを先端突没電極と側面固定電極の双方への導電部材として機能させることが考えられる。

【 0 0 1 0 】

しかし、側面固定電極が、先端本体ブロックの先端部分の一側面部から軸線と平行な細長い線状又は帯状に外面に露出する状態に設けられている内視鏡用高周波処置具においては、側面固定電極を確実に固定するのが容易ではない（高周波焼灼時に高温になるので接着剤は剥離する）という問題もある。

【 0 0 1 1 】

本発明は、一本の操作ワイヤだけで、先端突没電極と側面固定電極で同時に高周波焼灼が行われることがないように、両電極に高周波電流を通電させることができ、且つ、側面固定電極を確実な固定状態に組み付ける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】

【 0 0 1 2 】

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自在な可撓性シースの最先端部分に取り付けられた電気絶縁性の先端本体ブロックと、先端本体ブロックの先端から前方に突没自在な先端突没電極と、可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置されて可撓性シースの基端側からの操作により先端突没電極を先端本体ブロックから前方に突没させるための導電性の操作ワイヤと、先端本体ブロックの一側面部から軸線と平行な細長い線状又は帯状に外面に露出する状態に先端本体ブロック及び可撓性シースに対し固定的に取り付けられた側面固定電極とが設けられた内視鏡用高周波処置具において、先端突没電極と操作ワイヤとがその双方のどちらよりも径の大きな導電材からなる導電接続体で機械的及び電氣的に接続され、先端本体ブロックの軸線位置には、先端突没電極は通過するが導電接続体は入り込めない径の先側細径孔と、その導電接続体が通過する径の後側太径孔とが直列に貫通形成され、側面固定電極の先端が J 字状に曲げ戻されて、その曲げ戻された部分が先端本体ブロックに形成された電極保持溝内に嵌め込まれて保持され、側面固定電極の後側の部分が先端本体ブロックの後端位置付近において可撓性シース内に曲げ込まれた構成を備え、操作ワイヤが後方から前方に押し込み操作されたときは、導電接続体为先側細径孔の後端入口に後方から当接することにより、先端突没電極がそれ以上前方に突出しない状態になると共に、操作ワイヤと側面固定電極との間が電氣的に遮断され、操作ワイヤが後方から牽引操作されたときは、導電接続体は側面固定電極の後側の部分に前方から当接することにより、先端突没電極が先端本体部内に没入してそれ以上後方に退避しない状態になると共に、操作ワイヤと側面固定電極との間が電氣的に導通する、ものである。

【 0 0 1 3 】

なお、側面固定電極が、先端本体ブロックの先端部分の一側面部のみから外面に露出するものであってもよく、電極保持溝が、先端本体ブロックの先端面にスリット状に形成されていてもよい。

【 0 0 1 4 】

また、先端本体ブロックが可撓性シースの内周部に嵌め込まれた状態に固定されていて、側面固定電極が、可撓性シースに軸線方向に間隔をあけて形成された二つの電極通過孔の間においてのみ外面に露出し、電極保持溝が先端本体ブロックの外周部に形成されていて、側面固定電極の曲げ戻された先端部分が、二つの電極通過孔のうちの先側の電極通過孔を通して可撓性シースの内周面に沿う状態で電極保持溝内に嵌め込まれていてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、操作ワイヤが後方から前方に押し込み操作されたときは、導電接続体が先側細径孔の後端入口に後方から当接することにより、先端突没電極がそれ以上前方に突出しない状態になると共に、操作ワイヤと側面固定電極との間が電氣的に遮断され、操作ワイヤが後方から牽引操作されたときは、導電接続体が側面固定電極の後側の部分に前方から当接することにより、先端突没電極が先端本体部内に没入してそれ以上後方に退避しない状態になると共に、操作ワイヤと側面固定電極との間が電氣的に導通するので、一本の操作ワイヤだけで、先端突没電極と側面固定電極で同時に高周波焼灼が行われることがないように両電極に高周波電流を通電させることができ、且つ、側面固定電極の先端が「字状に曲げ戻されて、その曲げ戻された部分が先端本体ブロックに形成された電極保持溝内に嵌め込まれて保持され、側面固定電極の後側の部分が先端本体ブロックの後端位置付近において可撓性シース内に曲げ込まれていることにより、側面固定電極を確実な固定状態に組み付けることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端突没電極が突出した状態の側面断面図である。

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端突没電極が突出した状態の斜視図である。

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の側面固定電極の単体斜視図である。

【 図 4 】 本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端突没電極が没入した状態の側面断面図である。

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端突没電極が没入した状態の斜視図である。

【 図 6 】 本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端突没電極が突出した状態の側面断面図である。

【 図 7 】 本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端突没電極が突出した状態の斜視図である。

【 図 8 】 本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端突没電極が没入した状態の側面断面図である。

【 図 9 】 本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端突没電極が没入した状態の斜視図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図 1 と図 2 は、本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部付近を示す側面断面図と斜視図である。

【 0 0 1 8 】

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自在な電気絶縁性の可撓性シースである。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からなり、その外径サイズは例えば 2 mm 程度で、全長は例えば 1 ~ 2 m 程度である。

【 0 0 1 9 】

可撓性シース 1 の最先端部分には、外径サイズが可撓性シース 1 と同程度の略円柱状に形成された先端本体ブロック 10 が連結固定されている。先端本体ブロック 10 は、例えばセラミックス等のような電気絶縁性の材料で形成されており、後端部付近が可撓性シース 1 の先端部分内に差し込み固定されている。

【0020】

先端本体ブロック 10 には、先端本体ブロック 10 の先端から前方に突没自在な先端突没電極 2 と、先端本体ブロック 10 の一側面部から軸線と平行な細長い帯状に外面に露出する側面固定電極 3 とが取り付けられている。

【0021】

先端突没電極 2 と側面固定電極 3 は共に、例えばステンレス鋼等のような導電金属製であり、先端突没電極 2 は直径が一定の丸棒状に形成され、側面固定電極 3 は一定幅で一定肉厚の板材又は帯材を折り曲げた状態に形成されている。

【0022】

可撓性シース 1 内には、先端突没電極 2 を先端本体ブロック 10 から前方に突没させるための導電性の操作ワイヤ 4 が、軸線方向に進退自在に挿通配置されている。操作ワイヤ 4 を可撓性シース 1 の基端側から進退操作することにより、先端突没電極 2 を先端本体ブロック 10 の先端面 10a から前方に突没させることができる。操作ワイヤ 4 には、電気絶縁性の絶縁被覆チューブ 41 が全長にわたって被覆されている。

【0023】

操作ワイヤ 4 と先端突没電極 2 とは、短円柱状の導電金属材からなる導電接続体 5 で機械的及び電氣的に一体的に接続されている。先端突没電極 2 と操作ワイヤ 4 とを比較すると操作ワイヤ 4 の方が外径が大きく、導電接続体 5 は先端突没電極 2 及び操作ワイヤ 4 のどちらよりも大きな外径サイズに形成されている。

【0024】

先端本体ブロック 10 の軸線位置には、先側細径孔 11 と後側太径孔 12 とが直列に貫通形成されている。先側細径孔 11 は、先端突没電極 2 が軸線方向に通過自在であるが導電接続体 5 の外径よりは細くて導電接続体 5 が入り込めない径に形成され、後側太径孔 12 は、導電接続体 5 が軸線方向に通過自在な径に形成されている。

【0025】

その結果、先側細径孔 11 の後端の後側太径孔 12 側から先側細径孔 11 への入口部分の段部 13 が、導電接続体 5 が後側太径孔 12 内を前方に向かって移動した時のストッパになっており、導電接続体 5 が段部 13 に当接することにより、先端突没電極 2 が先端本体ブロック 10 の先端面 10a からそれ以上突出しないように規制される。

【0026】

側面固定電極 3 は、単体の状態が図 3 に示されるように、一定幅の帯状部材の先端が J 字状に曲げ戻されて（先端曲げ戻し部 31）、後端部が略 90°程度に小さく折り曲げられている（後端折り曲げ部 32）。

【0027】

図 1 及び図 2 に示されるように、側面固定電極 3 は、先端本体ブロック 10 の一側面のみに軸線と平行方向に細長く形成された電極位置決め溝 15 内にピッタリと嵌め込まれて、その部分で外面に露出している。

【0028】

側面固定電極 3 の先端曲げ戻し部 31 は、先端本体ブロック 10 の先端面 10a から先端本体ブロック 10 内に潜って形成されたスリット状の電極保持溝 14 内に嵌め込まれて保持されている。

【0029】

側面固定電極 3 の後端折り曲げ部 32 は、先端本体ブロック 10 の後端面 10b に係合する状態に、内方の可撓性シース 1 内に曲げ込まれている。また、側面固定電極 3 の後端近傍部分は可撓性シース 1 の内側に潜っていて、可撓性シース 1 で外方から押さえられた状態になっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

このようにして、側面固定電極 3 は、幅方向には電極位置決め溝 1 5 で押さえられ、前後方向には先端曲げ戻し部 3 1 と後端折り曲げ部 3 2 が先端本体ブロック 1 0 に当接している。

【 0 0 3 1 】

そして、先端本体ブロック 1 0 からの剥離方向には、前側において先端曲げ戻し部 3 1 が電極保持溝 1 4 に嵌め込まれ、後端側の部分が可撓性シース 1 で押さえられている。このようにして、側面固定電極 3 は先端本体ブロック 1 0 に確実に固定された状態になっている。

【 0 0 3 2 】

このように構成された内視鏡用高周波処置具は、図 1 及び図 2 に示されるように、操作ワイヤ 4 が後方から前方に押し込み操作されたときは、先端突没電極 2 が先端本体ブロック 1 0 の先端面 1 0 a から前方に突出する。

【 0 0 3 3 】

そして、後側太径孔 1 2 内に位置する導電接続体 5 が先側細径孔 1 1 の後端入口の段部 1 3 に後方から当接することにより、先端突没電極 2 がそれ以上前方に突出しない状態になる。その状態では、導電接続体 5 が後側太径孔 1 2 内に潜っていて側面固定電極 3 と接触しないので、操作ワイヤ 4 と側面固定電極 3 との間は電氣的に遮断される。

【 0 0 3 4 】

したがって、操作ワイヤ 4 が高周波電源と接続された状態にされると、先端突没電極 2 のみに高周波電流が通電され、側面固定電極 3 には通電されないため、先端本体ブロック 1 0 から前方に突出した先端突没電極 2 により粘膜切開処置等を安全に行うことができる。

【 0 0 3 5 】

次いで、図 4 及び図 5 に示されるように、操作ワイヤ 4 が後方から牽引操作されると、先端突没電極 2 が先側細径孔 1 1 内に引き込まれ、後側太径孔 1 2 内で後退する導電接続体 5 が先端本体ブロック 1 0 の後端位置において側面固定電極 3 の後端折り曲げ部 3 2 に前方から当接する。

【 0 0 3 6 】

それによって、先端突没電極 2 が、先端本体ブロック 1 0 内に没入した状態でそれ以後方に退避しない状態になると共に、導電接続体 5 を介して操作ワイヤ 4 と側面固定電極 3 との間が電氣的に導通し、側面固定電極 3 に高周波電流が通電される状態になる。このようにして、後端折り曲げ部 3 2 が、先端突没電極 2 の後退を規制するストッパと側面固定電極 3 への通電接点とを兼用している。

【 0 0 3 7 】

なお、先端突没電極 2 にも高周波電流が通電されるが、先端突没電極 2 は先端本体ブロック 1 0 内に没入しているため高周波処置機能は発揮されない。したがって、側面固定電極 3 のみで高周波焼灼を行いながら、粘膜剥離処置等を安全に行うことができる。

【 0 0 3 8 】

図 6 及び図 7 は、本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具を示しており、可撓性シース 1 が、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される長い本体シース 1 A と、その本体シース 1 A の先端に軸線周り方向に回転自在に接続された短い先端シース 1 B とで形成されている。6 は、操作ワイヤ 4 のガタつき防止等のために本体シース 1 A に固定的に内挿された内挿チューブである。

【 0 0 3 9 】

この実施例では、先端本体ブロック 1 0 全体が先端シース 1 B の内周部に嵌め込まれた状態に固定されている。そして、導電ワイヤからなる線状の側面固定電極 3 が、先端シース 1 B に軸線方向に間隔をあけて形成された二つの電極通過孔 8 , 9 の間においてのみ外面に露出する状態に構成されている。

【 0 0 4 0 】

そして、側面固定電極 3 の先端曲げ戻し部 3 1 を嵌め込んで保持するための電極位置決め溝 1 5 ' が先端本体ブロック 1 0 の外周部に形成されて、側面固定電極 3 の先端曲げ戻し部 3 1 が、二つの電極通過孔 8 , 9 のうちの先側の電極通過孔 8 を通って先端シース 1 B の内周面に沿う状態で電極保持溝 1 5 ' 内に嵌め込まれ、外側から先端シース 1 B で押さえられてそこに固定されている。

【 0 0 4 1 】

後側の電極通過孔 9 を通って先端シース 1 B 内に導入された側面固定電極 3 の後端折り曲げ部 3 2 ' は、第 1 の実施例と同様に、先端本体ブロック 1 0 の後端面 1 0 b より僅かに後方位置において可撓性シース 1 内に曲げ込まれている。

【 0 0 4 2 】

そして、側面固定電極 3 を形成する導電ワイヤの延長部分は操作ワイヤ 4 に沿って先端シース 1 B の後端部の後側に隣接する位置で操作ワイヤ 4 の周囲に巻き付けられている。3 3 が、その巻き付け部である。その導電ワイヤと操作ワイヤ 4 との間は、絶縁被覆チューブ 4 1 により電氣的に絶縁されている。

【 0 0 4 3 】

このように構成された実施例の内視鏡用高周波処置具は、図 6、図 7 に示されるように、操作ワイヤ 4 が後方から前方に押し込み操作されたとき、及び図 8、図 9 に示されるように、操作ワイヤ 4 が後方から牽引操作されたときの何れの場合も、前述の第 1 の実施例と同様に動作し（側面固定電極 3 の後端折り曲げ部 3 2 ' が、先端突没電極 2 の後退ストッパと側面固定電極 3 への通電接点とを兼用している）、さらに操作ワイヤ 4 を基端側から軸線周り方向に回転操作することにより、側面固定電極 3 の向きを任意に変えることもできる。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 4 】

- 1 可撓性シース
- 2 先端突没電極
- 3 側面固定電極
- 4 操作ワイヤ
- 5 導電接続体
- 8 , 9 電極通過孔
- 1 0 先端本体ブロック
- 1 0 a 先端面
- 1 0 b 後端面
- 1 1 先側細径孔
- 1 2 後側太径孔
- 1 3 段部
- 1 4 電極保持溝
- 1 5 , 1 5 ' 電極位置決め溝
- 3 1 先端曲げ戻し部
- 3 2 , 3 2 ' 後端折り曲げ部

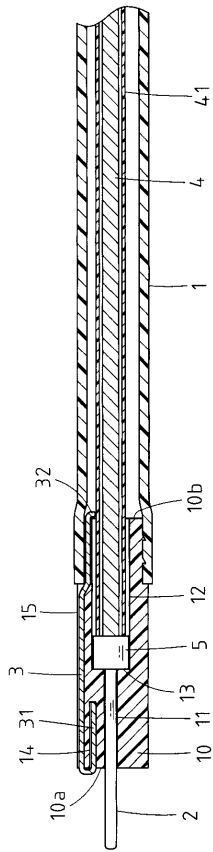
10

20

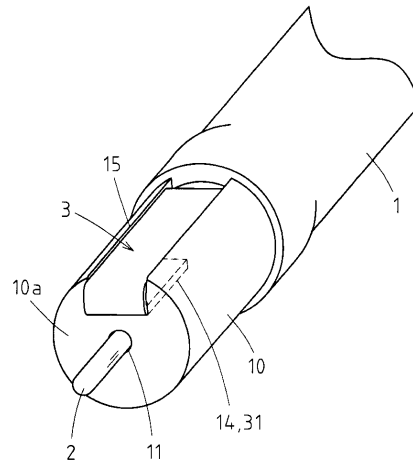
30

40

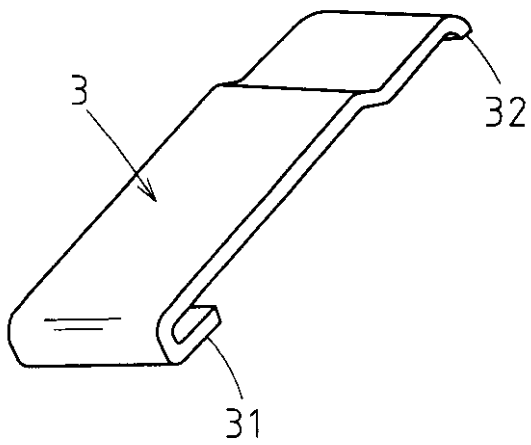
【図 1】



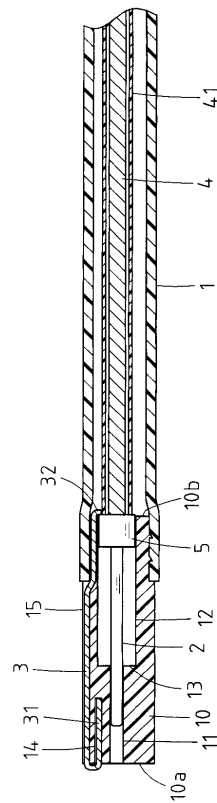
【図 2】



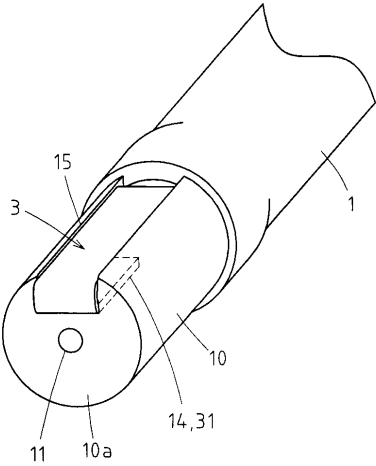
【図 3】



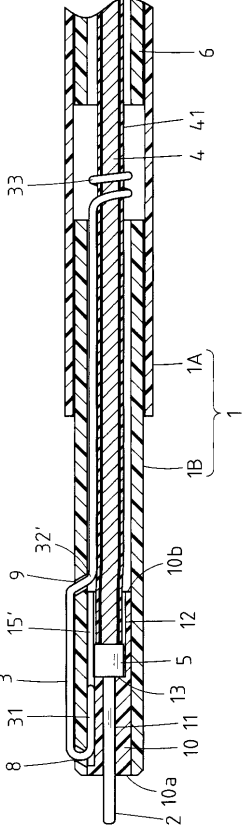
【図 4】



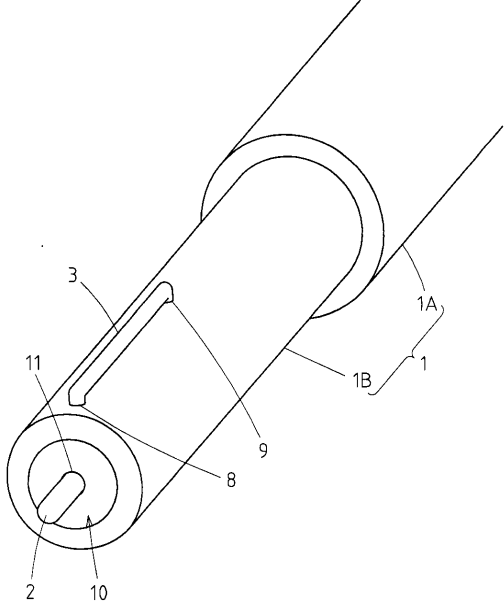
【図 5】



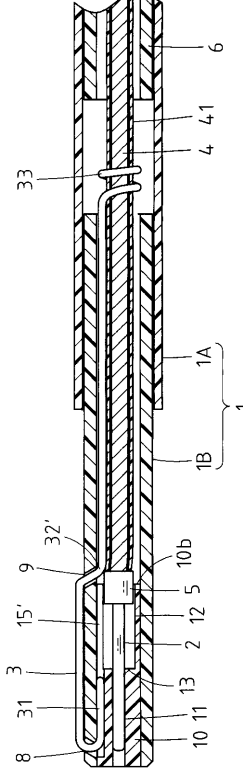
【図 6】



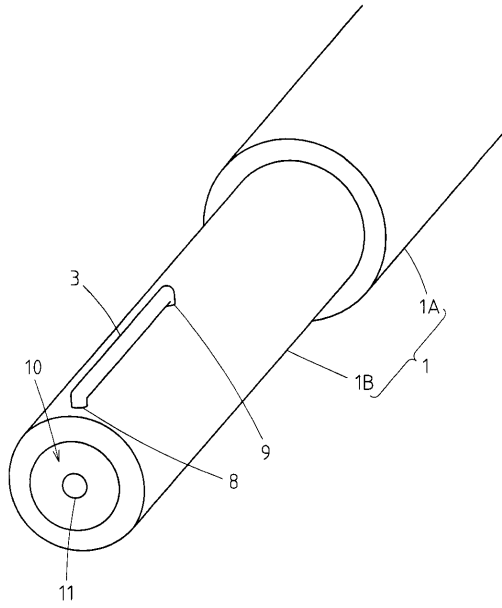
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 8 / 1 2

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP5581062B2	公开(公告)日	2014-08-27
申请号	JP2010004828	申请日	2010-01-13
[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	遠藤幹治		
发明人	遠藤 幹治		
IPC分类号	A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK36 4C160/KL03 4C160/NN01 4C160/NN09		
审查员(译)	石川馨		
其他公开文献	JP2011142995A		
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，其能够向两个电极提供高频电流，使得在远端伸出/缩回电极和侧面固定电极处不同时进行高频烧灼只有一根操作线，并且可靠地将侧面固定电极固定地组装在其中。注意：远端伸出/伸缩电极2和操作线4通过导电连接器5连接，导电连接器5由直径大于那些的导电材料制成。两者都有。尖端侧窄直径孔11，其直径使得远端伸出/缩回电极2穿过而导电连接器5不能进入，后侧厚直径孔12具有导电连接器5从中穿过的直径，通过远端主体块10的轴向位置串联形成。侧面固定电极3的远端向后弯曲成J形，弯曲部分31装配并保持在电极保持槽内。如图14所示，在前端主体块10上形成有侧面固定电极3的后侧部分32，该前侧固定电极3的后侧部分32在前端主体块10的后端位置附近弯曲成柔性护套1。

【图 3】

