

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4271080号
(P4271080)

(45) 発行日 平成21年6月3日 (2009.6.3)

(24) 登録日 平成21年3月6日 (2009.3.6)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 J

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

A 6 1 B 17/32 3 3 0

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-149083 (P2004-149083)
 (22) 出願日 平成16年5月19日 (2004.5.19)
 (65) 公開番号 特開2005-328969 (P2005-328969A)
 (43) 公開日 平成17年12月2日 (2005.12.2)
 審査請求日 平成19年3月14日 (2007.3.14)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100101465
 弁理士 青山 正和
 (74) 代理人 100094400
 弁理士 鈴木 三義
 (74) 代理人 100086379
 弁理士 高柴 忠夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置であって、

内視鏡の挿入部の先端部近傍に配置される管状体と、

該管状体の側壁の少なくとも一部に設けられた開口部と、

前記管状体の側壁に設けられ、前記開口部に向かって突き出した先細り形状の組織内挿入部と、

該組織内挿入部の内面側に突出して配され前記体腔内組織を切開する第1の高周波電極と、

前記組織内挿入部の外面を含む前記管状体の外周面に覆設され前記体腔内組織との接触面積が前記第1の高周波電極よりも拡大された第2の高周波電極と、

前記第1の高周波電極に高周波電力を供給する第1のケーブルと、

前記第2の高周波電極に高周波電力を供給する第2のケーブルとを備えていることを特徴とする内視鏡用処置装置。

【請求項 2】

前記第1の高周波電極が線状に形成され、前記第2の高周波電極が面状に形成されていることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用処置装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、内視鏡と組み合わせて使用され、粘膜の切除等の処置に用いられる内視鏡用処置装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

粘膜内の病変部を内視鏡的に切除する際、病変部に接触させた電極に高周波電力を供給し、粘膜内病変部の周囲を切開して確実にこれを取り除く処理を行うことができ、かつ、粘膜下層以深を切開することなく粘膜のみを確実に切開する内視鏡用処置装置が提案されている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 3 - 5 2 7 1 3 号公報（第 1、2、3、9 図）

10

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 3 】

しかしながら、上記従来の内視鏡用処置具は、モノポーラ型の処置装置であるので、処置の際、体表面に貼付する電極板を備える必要がある。そのため、電極板を設置するために手技が複雑になってしまう。また、電極板に高周波電力を供給するためのケーブルを配線する必要があり、取扱いが面倒である。

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、バイポーラ高周波処置可能な内視鏡用処置装置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 】

20

【 0 0 0 4 】

本発明は、上記課題を解決するため、以下の手段を採用する。

本発明に係る内視鏡用処置装置は、内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられる内視鏡用処置装置であって、内視鏡の挿入部の先端部近傍に配置される管状体と、該管状体の側壁の少なくとも一部に設けられた開口部と、前記管状体の側壁に設けられ、前記開口部に向かって突き出した先細り形状の組織内挿入部と、該組織内挿入部の内面側に突出して配され前記体腔内組織を切開する第 1 の高周波電極と、前記組織内挿入部の外面を含む前記管状体の外周面に覆設され前記体腔内組織との接触面積が前記第 1 の高周波電極よりも拡大された第 2 の高周波電極と、前記第 1 の高周波電極に高周波電力を供給する第 1 のケーブルと、前記第 2 の高周波電極に高周波電力を供給する第 2 のケーブルとを備えている。

30

【 0 0 0 5 】

この内視鏡用処置装置は、体腔内組織を小切開して組織内挿入部を切開部位内に挿入した場合、第 1 の高周波電極が組織内挿入部の内部に突出されているので、管状体内部に取り込まれた部位のみに第 1 の高周波電極を接触させることができる。また、第 2 の高周波電極が管状体の外周面に覆設されているので、上記以外の管状体外部の組織のみに第 2 の高周波電極を接触させることができる。

【 0 0 0 6 】

この際、第 1 の高周波電極の接触面積よりも第 2 の高周波電極の接触面積のほうが大きいので、高周波電力を供給して体腔内組織を挟んで第 1 の高周波電極と第 2 の高周波電極との間に通電させた際、第 2 の高周波電極よりも第 1 の高周波電極の電位密度を確実に高めることができる。したがって、対極板がなくても、第 1 の高周波電極によって組織を切開することができる。

40

【 0 0 0 7 】

また、本発明に係る内視鏡用処置装置は、前記内視鏡用処置装置であって、前記第 1 の高周波電極が線状に形成され、前記第 2 の高周波電極が面状に形成されていることを特徴とする。

この内視鏡用処置装置は、第 1 の高周波電極の表面積を第 2 の高周波電極の表面積よりも確実に大きくすることができる。

【 発明の効果 】

50

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、対極板の設置等の作業をなくして手技の容易化を図ることができる。また、対極板に接続するケーブルを内視鏡の周囲に配する必要がないため、取り扱いを容易にすることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 9 】

本発明に係る第 1 の実施形態について、図 1 から図 7 を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置（内視鏡用処置装置）1 は、図示しない内視鏡と組み合わせて使用され、体腔内組織を処置する際に用いられるものであって、内視鏡の挿入部 2 の先端部近傍に配置される管状体 3 と、管状体 3 の側壁 3 A に設けられた開口部 5 と、管状体 3 の側壁 3 A に設けられ、開口部 5 に向かって突き出した先細り形状の組織内挿入部 6 と、組織内挿入部 6 の内面側に突出して配され体腔内組織を切開する第 1 の高周波電極 7 と、管状体 3 の側壁 3 A の外周面に覆設され体腔内組織との接触面積が第 1 の高周波電極 7 よりも拡大された第 2 の高周波電極 8 と、第 1 の高周波電極 7 に高周波電力を供給する第 1 のケーブル 1 0 と、第 2 の高周波電極 8 に高周波電力を供給する第 2 のケーブル 1 1 と、第 1 のケーブル 1 0 及び第 2 のケーブル 1 1 と図示しない電源部とを接続するコネクタ 1 2 とを備えている。

【 0 0 1 0 】

管状体 3 は、電氣的絶縁性に優れる材料、例えば、ポリカーボネート、ポリアミド、シクロオレフィン系樹脂、ポリエーテルケトン、フッ素樹脂及びノルボルネン樹脂等から略筒状に作られている。なお、管状体 3 の材料としては特にノルボルネン樹脂等の透明性及び耐高周波性に優れた樹脂であるとより好ましい。

管状体 3 の基端側には、図 1 及び図 2 に示すように、内視鏡の挿入部 2 の先端に着脱自在に装着される取付部 1 3 が配されている。この取付部 1 3 は、柔軟な円筒状の部材によって形成されたものであり、例えば、シリコンゴムなどのゴム材料、PVC、熱可塑性エラストマーなどの柔軟な材質から作られている。

組織内挿入部 6 は、開口部 5 に対して管状体 3 側面の周方向に向かって細長に形成され、先端に向かって先細り形状とされており、その先端部 6 A は丸く形成されている。

【 0 0 1 1 】

図 3 及び図 4 に示すように、組織内挿入部 6 の先端部 6 A 近傍には小さな孔 1 5 が設けられている。この孔 1 5 にはステンレス、金等の電気導電性に優れた金属製ワイヤで形成された第 1 の高周波電極 7 の一端が内側から差し込まれて折り曲げられている。第 1 の高周波電極 7 の折り曲げられた一端側部分は、外側から孔 1 5 に被せられたワイヤカバー部 1 6 で覆われ、かつ、接着剤 1 7 で組織内挿入部 6 に接着されて組織内挿入部 6 の先端部 6 A 近傍に固定されている。

【 0 0 1 2 】

第 1 の高周波電極 7 の他端側部分は管状体 3 に形成された第 1 の側孔 1 8 に挿通されている。このため、第 1 の高周波電極 7 は管状体 3 内において弓状になるように張られている。また、この弓状に張られた第 1 の高周波電極 7 と組織内挿入部 6 の孔 1 5 における内接線とがなす角度 α は $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ とされている。

また、管状体 3 内において、第 1 の高周波電極 7 は、組織内挿入部 6 の孔 1 5 位置から所定の距離離間した領域が電気絶縁コート 2 0 から剥き出し露出されている。ただし、剥き出された表面には焦げ付き防止のため、例えばフッ素コート等が薄くコーティング処理がなされている。

なお、電気絶縁コート 2 0 としては、例えばフッ素樹脂等の熱収縮チューブを被覆する方式のものでも良い。

【 0 0 1 3 】

電気絶縁コート 2 0 がコーティングされた第 1 の高周波電極 7 の部分は、管状体 3 の第 1 の側孔 1 8 を通り抜けて折り曲げられ、第 1 のケーブル 1 0 と接続されてコネクタ 1 2 を介して図示しない高周波電源に接続されている。

また、管状体 3 の外側で第 1 のケーブル 1 0 は、電気絶縁性に優れるワイヤ押え 2 1 に覆われている。このワイヤ押え 2 1 は管状体 3 と別体でなくとも一体のものであっても良い。

【 0 0 1 4 】

第 1 のケーブル 1 0 は、例えば、フッ素樹脂等の電気絶縁性に優れる材料からなるチューブシース 2 2 で覆われている。チューブシース 2 2 は第 1 のケーブル 1 0 及び第 2 のケーブル 1 1 を挿通してこれを保護するに十分な内径と肉厚とされている。

チューブシース 2 2 はワイヤ押え 2 1 の手元側端部に形成されたケーブル挿通口 2 3 に接続されている。ケーブル挿通口 2 3 にはステンレス製のパイプ 2 5 が、ワイヤ押え 2 1 とチューブシース 2 2 にわたり、つなぎ役として嵌め込まれている。パイプ 2 5 は第 1 のケーブル 1 0 を挿通するのに十分な内径をもっている。パイプ 2 5 はつなぎ役として機能するパイプ形状であれば、その材料はステンレスに限るものではない。

10

【 0 0 1 5 】

ワイヤ押え 2 1 との接続部から伸びたチューブシース 2 2 は、図 1 に示すように、コネクタ 1 2 まで伸びて接続されている。また、第 1 のケーブル 1 0 はワイヤ押え 2 1 のケーブル挿通口 2 3 からパイプ 2 5、チューブシース 2 2 の各内部を通り、コネクタ 1 2 に接続されている。このため、第 1 のケーブル 1 0 を流れる電流が必要のない部分から体内へ漏れ出さない。

【 0 0 1 6 】

第 2 の高周波電極 8 はステンレスからなり、図 2 から図 4 に示すように、開口部 5 及びワイヤ押え 2 1 を除く管状体 3 外周面のほぼ全周面にわたって面状に覆設されている。そのため、第 1 の高周波電極 7 よりも体腔内組織との接触面積が大きく形成されている。

20

第 2 の高周波電極 8 は、電気絶縁コート 2 0 と同様に表面が絶縁された第 2 のケーブル 1 1 と接続されている。第 2 のケーブル 1 1 は、第 1 のケーブル 1 0 と同様の構成とされ、管状体 3 に形成された第 2 の側孔 2 6 に挿通されて、第 1 のケーブル 1 0 と並んでワイヤ押え 2 1 及びチューブシース 2 2 内を配設されてコネクタ 1 2 と接続されている。

【 0 0 1 7 】

コネクタ 1 2 は、送水コック 2 7 と接続端子 2 8 と端子カバー部 3 0 とを備えている。送水コック 2 7 にはキャップ 3 1 が着脱自在に取り付けられている。キャップ 3 1 は支持片 3 2 を有しており、この支持片 3 2 は送水コック 2 7 の胴に巻き付けて取り付けられている。このため、送水コック 2 7 の口からキャップ 3 1 を外してもコネクタ 1 2 がキャップ 3 1 に保持されている。

30

接続端子 2 8 は第 1 のケーブル 1 0 及び第 2 のケーブル 1 1 と電氣的に接続されている。また、接続端子 2 8 の部分は端子カバー部 3 0 で覆われており、通電時に術者が接続端子 2 8 に触れても感電しないようにされている。

【 0 0 1 8 】

次に、本実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置 1 の操作方法、及び、作用・効果について説明する。

まず、管状体 3 を挿入部 2 の先端に装着する。また、コネクタ 1 2 の接続端子 2 8 と図示しない高周波電源とを接続する。

40

次に、体腔内組織として、例えば、管腔臓器などの粘膜 3 3 下に、図 5 に示すように、注射針 3 5 を用いて生理食塩水を注入し、粘膜 3 3 と筋肉層 3 6 との間の結合組織 3 7 に生理食塩水を吸収させ、結合組織 3 7 を膨張させる。このとき、粘膜 3 3 が筋肉層 3 6 から離れて膨らんで引き伸ばされて、切れ易い状態になる。

そして、筋肉層 3 6 を傷つけないようにして粘膜 3 3 に小切開 3 8 を加える。

【 0 0 1 9 】

続いて、挿入部 2 の進退操作や挿入部 2 のアングル操作により、小切開 3 8 の上方に管状体 3 の組織内挿入部 6 を位置させた上で、挿入部 2 を回転させることにより、図 6 及び図 7 に示すように、小切開 3 8 に組織内挿入部 6 を先端部 6 A から滑り込ませる。挿入が難しい場合は他の把持鉗子等で粘膜 3 3 を摘んで、粘膜 3 3 を持ち上げながら組織内挿入

50

部 6 の先端部 6 A を粘膜 3 3 の下に差し込むようにしてもよい。

ここで、組織内挿入部 6 の先端部 6 A が丸く形成されているので、粘膜 3 3 の裏側や筋肉層 3 6 を傷付けることがない。まして筋肉層 3 6 を貫くこともない。また、組織内挿入部 6 は先端に行く程、幅と厚さが小さくなっており、粘膜 3 3 の下層に刺し込み易い。

【 0 0 2 0 】

組織内挿入部 6 を小切開 3 8 内に滑り込ませた後、粘膜 3 3 に第 1 の高周波電極 7 を密着させ、粘膜 3 3、結合組織 3 7 及び筋肉層 3 6 に第 2 の高周波電極 8 を密着させる。

この際、第 1 の高周波電極 7 と粘膜 3 3 との接触面積よりも、第 2 の高周波電極 8 と粘膜 3 3、結合組織 3 7 及び筋肉層 3 6 との接触面積のほうが大きい状態とされる。

したがって、この状態で、第 1 のケーブル 1 0 及び第 2 のケーブル 1 1 を介して、図示しない高周波電源から高周波電力を供給して、粘膜 3 3 を挟んで第 1 の高周波電極 7 と第 2 の高周波電極 8 との間に通電させると、第 2 の高周波電極 8 よりも第 1 の高周波電極 7 の電位密度が高い状態となって、第 1 の高周波電極 7 に密着していた粘膜 3 3 の部分が線状に切断される。なお、電気絶縁コート 2 0 を施してある部分に粘膜 3 3 が触れてもその部分では粘膜 3 3 は切れない。

【 0 0 2 1 】

この状態で、組織内挿入部 6 の先端部 6 A 方向に挿入部 2 を回転させながら通電作業を繰り返して、管腔臓器の内壁を病変部の後側と肛門側の 2 箇所まで全周にわたって切開する。その後、2 箇所の切開部の間に生理食塩水を注入して、病変部の粘膜 3 3 と筋肉層 3 6 とを完全に分離する。さらに、把持鉗子等で病変部の粘膜 3 3 を把持しながらこれを剥離回収する。

【 0 0 2 2 】

この内視鏡用高周波切開装置 1 によれば、第 1 の高周波電極 7 は粘膜 3 3 の裏側に密着して裏側から表面に向かって切開していくのに加え、組織内挿入部 6 が第 1 の高周波電極 7 と筋肉層 3 6 の間に位置し、第 2 の高周波電極 8 が、粘膜 3 3、結合組織 3 7 及び筋肉層 3 6 に接しているので、第 1 の高周波電極 7 と第 2 の高周波電極 8 との間で通電しても、筋肉層 3 6 や結合組織 3 7 を傷付けずに粘膜 3 3 を第 1 の高周波電極 7 で切開することができる。

このとき、粘膜 3 3 に組織内挿入部 6 を滑り込ませるため、第 1 の高周波電極 7 の剥き出しになった部分全体を粘膜 3 3 に密着させることができ、一度に長い距離の切開が可能である。その結果、確実かつ容易に患部の粘膜 3 3 を取り除くことが可能になる。

【 0 0 2 3 】

次に、第 2 の実施形態について図 8 から図 1 2 を参照しながら説明する。

なお、上述した第 1 の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第 2 の実施形態と第 1 の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置 4 0 が、図 8 から図 1 0 に示すように、管状体 4 1 に配された組織内挿入部 4 2 が、管状体 4 1 の開口部 5 の先端側から基端側に向かって管状体 4 1 の軸方向に突出して配されているとした点である。また、第 1 の高周波電極 7 は、内視鏡の視野やチャンネル 4 3 の先端領域を妨げないように、管状体 4 1 の軸方向に沿って配設されている。

【 0 0 2 4 】

この内視鏡用高周波切開装置 4 0 の操作方法、及び、作用・効果について説明する。

本実施形態においても、小切開 3 8 を加えるまでの処置は前述した第 1 実施形態の場合と同じである。

図 1 1 及び図 1 2 に示すように、組織内挿入部 4 2 を粘膜 3 3 の下に潜り込ませた後、組織内挿入部 4 2 を粘膜 3 3 の下に潜り込ませながら挿入部 2 を手前に引く。こうすることにより、粘膜 3 3 を線状に連続切開できる。

【 0 0 2 5 】

上記の作業に加え、円周状に切開する切開具により、円弧状の切開を 2 つ加えると、長方形の切開になる。もちろん、円弧状の切開と線状の切開を加える順番はどちらが先でも

良い。

このようにして粘膜 3 3 を長方形に切開した後、その部分に生理食塩水を注入して筋肉層 3 6 と分離させる。

【 0 0 2 6 】

その後、第 1 の実施形態と同様に小切開 3 8 を加え、組織内挿入部 4 2 を挿入する。この際、組織内挿入部 4 2 が軸方向に延びているので、挿入部 2 を進退させることにより、小切開 3 8 に組織内挿入部 4 2 を先端部 4 2 A から滑り込ませる。

そして、第 1 の実施形態と同様の状態として第 1 の高周波電極 7 と第 2 の高周波電極 8 との間に通電することによって、病変部の粘膜 3 3 を切開する。

この内視鏡用高周波切開装置 4 0 によれば、切開方向が第 1 の実施形態と異なっても、第 1 の実施形態と同様の作用・効果を得ることができる。

10

【 0 0 2 7 】

なお、本発明の技術範囲は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば、組織内挿入部の開口部内への突出方向は、上記実施形態に限られない。また、管状体の外径・内径、組織内挿入部の厚さ・長さ、及び、第 1 の高周波電極の太さ・第 2 の高周波電極の表面積は、対象部位、処置内容によって好適な状態で選択して構わない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 8 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置を示す (a) 側面図 (b) 先端部の正面図である。

20

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の先端部分を示す斜視図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の管状体を示す縦断面図である。

【図 4】図 3 の A - A 断面図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図である。

30

【図 7】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図である。

【図 8】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置を示す側面図である。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の管状体を示す縦断面図である。

【図 1 0】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の管状体を示す横断面図である。

【図 1 1】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図である。

【図 1 2】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡用高周波切開装置の使用状態を示す説明図である。

40

【符号の説明】

【 0 0 2 9 】

1、4 0 内視鏡用高周波切開装置 (内視鏡用処置装置)

2 挿入部

3、4 1 管状体

5 開口部

6、4 2 組織内挿入部

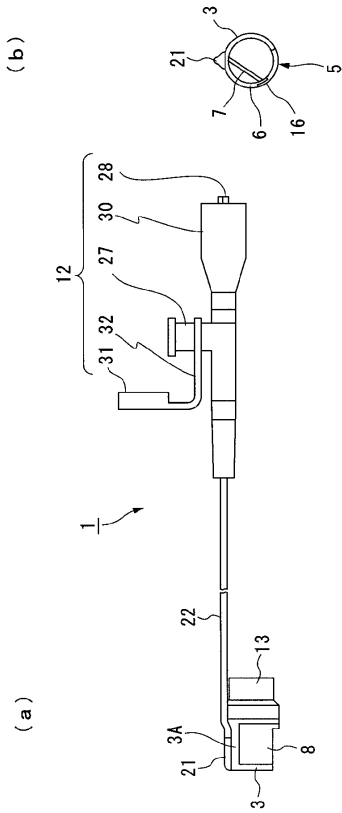
7 第 1 の高周波電極

8 第 2 の高周波電極

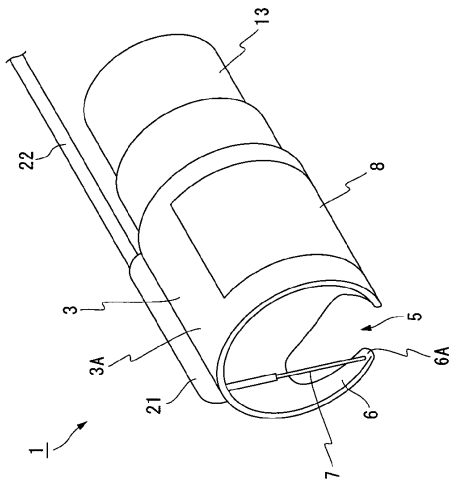
50

- 1 0 第 1 のケーブル
- 1 1 第 2 のケーブル

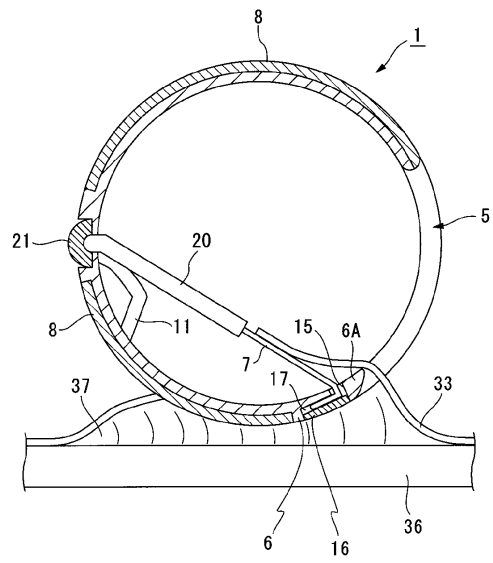
【 図 1 】



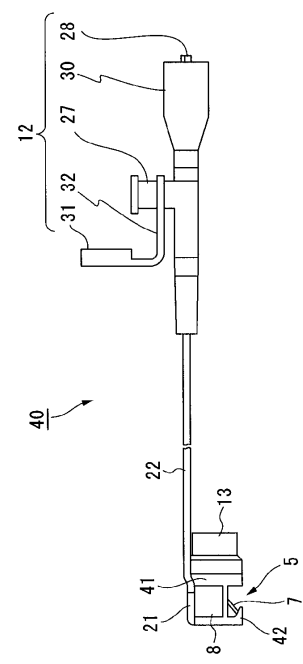
【 図 2 】



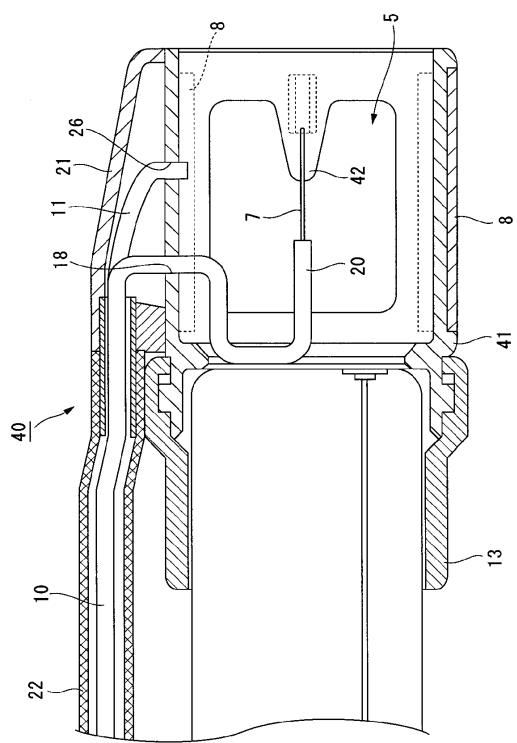
【図 7】



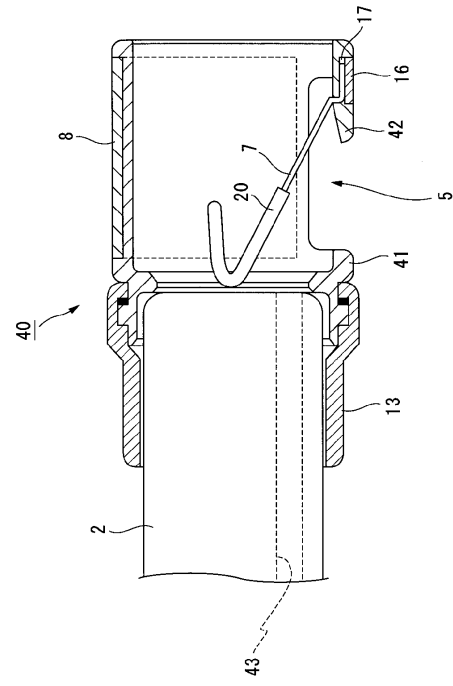
【図 8】



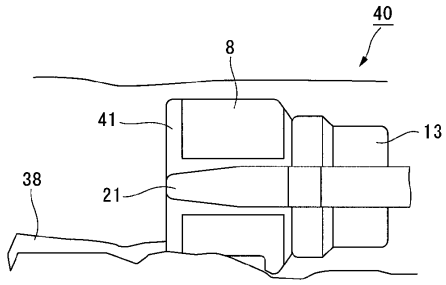
【図 9】



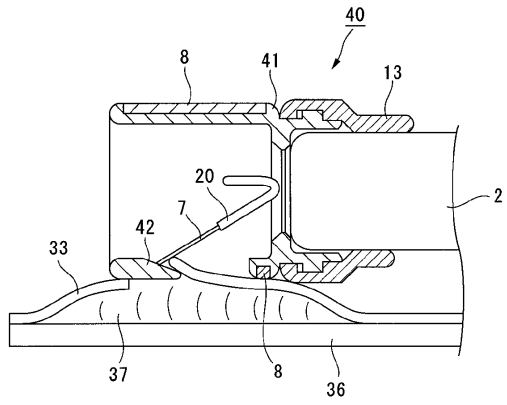
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 啓太

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 川端 修

(56)参考文献 特開2003-052713(JP,A)

特開2002-301088(JP,A)

特開平11-332880(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/14

A61B 1/00

A61B 17/32

专利名称(译)	内窥镜治疗装置		
公开(公告)号	JP4271080B2	公开(公告)日	2009-06-03
申请号	JP2004149083	申请日	2004-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鈴木啓太		
发明人	鈴木 啓太		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00 A61B17/32		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B1/00.300.J A61B1/00.334.D A61B17/32.330 A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B17/32 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK08 4C060/KK12 4C060/KK13 4C060/MM24 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C061/JJ12 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK13 4C160/KK39 4C160/KK57 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/MM43 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ06 4C161/JJ12		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2005328969A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为能够进行双极高频治疗的内窥镜提供治疗装置。内窥镜高频切开装置（内窥镜处理设备）1包括被布置成靠近内窥镜的插入部的远端的管状体3，设置在管状体3的侧壁3A和开口5，设置在管状体3的侧壁3A，锥形朝向开口5突出的组织插入部6中，被布置为在所述插入部6体腔内组织的组织的内表面侧突出的第二高频电极8，其覆盖在管状体3的侧壁3A的外周表面上，并且其与体腔中的组织的接触面积大于第一高频电极7的接触面积。，用于向第一高频电极7供应高频电力的第一电缆，用于向第二高频电极8供应高频电力的第二电缆，第一电缆和第二电缆，以及电源以及连接这些部件的连接器12。点域1

2]

