

(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2004-350938

(P2004-350938A)

(43) 公開日 平成16年12月16日(2004.12.16)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 17/28

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 18/12

F I

A 6 1 B 17/28

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 17/39

3 1 O

3 3 4 D

3 1 O

テーマコード (参考)

4 C O 6 O

4 C O 6 I

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-152605 (P2003-152605)

(22) 出願日 平成15年5月29日 (2003.5.29)

(71) 出願人 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

(74) 代理人 100118913

弁理士 上田 邦生

最終頁に続く

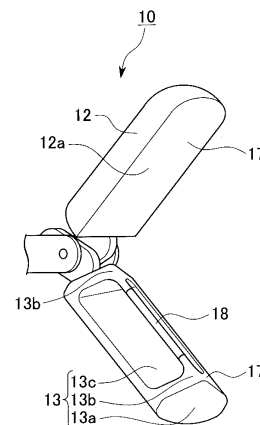
(54) 【発明の名称】 内視鏡用鉗子

(57) 【要約】

【課題】処置部位に電流密度をより集中させて、容易かつ確実に対象組織のみを処置できる鉗子を提供すること。

【解決手段】高周波鉗子10には、一对の鉗子部材12、13が互いに対向して設けられている。鉗子部材12は、電気的な絶縁性を有し鉗子部材13と対向する鉗子面12aを有している。鉗子部材13は、表面が電気的絶縁性を有する本体13aと、この本体13aに一端及び他端が支持されて架設されたワイヤ18とを備えている。本体13aは、中央部が鉗子面12aの反対側に突出するように湾曲して凹部13cが形成されている。ワイヤ18は、端部が凹部13cの内壁に埋設されているとともに、鉗子部材12、13を閉じたときに鉗子部材12と接する面位置で凹部13cを横切って架設されている構成とした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

一对の鉗子部材の少なくとも一つに、表面が電氣的絶縁性を有するとともに凹部が形成された本体と、該本体に一端及び他端が支持されて前記凹部に架設された線状の電極とが設けられていることを特徴とする内視鏡用鉗子。

【請求項 2】

前記電極が、ワイヤであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用鉗子。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

10

本発明は、生体組織内に挿入して高周波電流を通電することにより生体組織の切開等の処置を行う内視鏡用鉗子に関する。

【0002】**【従来の技術】**

内視鏡用鉗子は、組織を切開するために種々の内視鏡処置に用いられている。

この内視鏡用鉗子の一つとして、鉗子の先端で目的とする部位を把持しながら高周波電流を通電して組織を切開する高周波鉗子が知られている。

この高周波鉗子には、従来、絶縁された把持部材に対向して設けられた把持面それぞれに電極が設けられているもの（例えば、特許文献 1 参照。）や、絶縁された鉗状鉗子の直面する鉗子面にそれぞれ電極が設けられているもの（例えば、特許文献 2 参照。）や、針状の電極が設けられているもの（例えば、特許文献 3 参照。）等が提案されている。

20

また、内視鏡を伴わないものでも、ワイヤ型の電極を露出させて生体組織を凝固或いは切除するもの（例えば、特許文献 4 参照。）等が提案されている。

【0003】**【特許文献 1】**

特開平 5 - 2 5 3 2 4 1 号公報 （第 2 図）

【特許文献 2】

米国特許第 5 8 2 7 2 8 1 号明細書 （第 9、10 図）

【特許文献 3】

特開平 8 - 2 9 9 3 5 5 号公報 （第 1 図）

30

【特許文献 4】

国際公開第 0 1 / 2 8 4 4 4 号明細書 （第 5 図）

【0004】**【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、上記従来の高周波鉗子においては、把持面或いは鉗子面の対向するそれぞれの面に電極が設けられているため、把持面等で処置部位を把持したときの電極と生体組織との接触面積が大きく、電極と生体組織との間に流れる高周波電流密度を切除に十分な大きさまで高めることができず、焼き切るのに多大な時間がかかることがあった。

【0005】

また、把持面或いは鉗子面が平坦な形状の面であるので、生体組織を把持した際に、生体組織から滲み出た生理食塩水等によって電流密度が低下してしまい、上述と同様に電極と生体組織との間に流れる高周波電流密度を切除に十分な大きさまで高めることができなかった。

40

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、処置部位に電流密度をより集中させて、容易かつ確実に対象組織のみを処置できる鉗子を提供することを目的とする。

【0006】**【課題を解決するための手段】**

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。

本発明は、一对の鉗子部材の少なくとも一つに、表面が電氣的絶縁性を有するとともに凹部が形成された本体と、該本体に一端及び他端が支持されて前記凹部に架設された線状の

50

電極とが設けられていることを特徴とする。

この鉗子によれば、線状の電極が設けられているので、従来よりも生体組織と接触する電極の表面積を小さくすることができ、電流密度を高めることができる。また、この電極は一端と他端とが本体に支持されているので、電極の接する生体組織の処置部位をより限定することができる。さらに、この電極が本体に形成された凹部に架設されているので、生体組織を把持した際ににじみ出る水分を凹部を介して電極外に排除することができるので、水分による電流密度の低下が抑制され、処置時の電流密度の集中を維持することができる。

【0007】

本発明では、前記鉗子であって、前記電極が、ワイヤであることが好ましい。

10

この鉗子によれば、ワイヤ径を小さくすることによって容易に電極の表面積を小さくすることができ、電流密度を高めることができる。また、鉗子部材に後から取り付けることができるので、鉗子部材の加工を容易に行うことができる。

【0008】

【発明の実施の形態】

本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用鉗子について、図1から図3を参照して説明する。本実施形態に係る高周波鉗子（内視鏡用鉗子）10は、図1に示すように、図示しない内視鏡のチャンネル内に挿入される軟性の軸部11を備えている。この軸部11の先端には、軸方向に長く形成されているとともに処置すべき生体組織を把持する一対の鉗子部材12、13が互いに対向して設けられ、軸部11の後端には、操作部14が設けられている

20

。軸部11は、可撓管11aと可撓管11a内部に挿通された操作ワイヤ11bとを備え、操作ワイヤ11bの先端部は、リンク機構15を介して一対の鉗子部材12、13と接続されている。また、可撓管11aの外周面は絶縁被覆で覆われている。

【0009】

鉗子部材12は、ステンレス等の金属で構成されており表面に電気的な絶縁性を有する絶縁膜17で覆われている。また、鉗子部材13と対向する面として鉗子面12aを有している。

鉗子部材13は、図2に示すように、ステンレス等の金属で構成されており表面に電気的な絶縁性を有する絶縁膜17で覆われている本体13aと、この本体13aに架設されたワイヤ18とを備えている。

30

本体13aの中央部には、鉗子部材13の長さ方向に稜部13bが形成されているが、先端側及び軸部11側の一部を除いた中央部が削り貫かれて大きな凹部13cが設けられている。

ワイヤ18は、本体13aの稜部13bに沿って本体13aに一端及び他端がロー付けされて支持され、稜部13bの位置で凹部13c上に架設されている。

このワイヤ18の他端部は、図示しないリード線で可撓管11a又は操作ワイヤ11bと導通されている。

【0010】

操作部14は、操作ワイヤ11bの片端部が連結される操作用スライダ19と、ワイヤ18と高周波発生装置20とを電気的に接続するための接続口21とを備えている。なお、高周波発生装置20の図示しない他方の電極は、ワイヤ18に比べて十分大きい表面積を有して人体表面に取り付けられている。

40

【0011】

次に、以上の構成からなる本実施形態に係る高周波鉗子10の使用方法について図3を参照して説明する。

まず、最初に図示しない内視鏡を人体に設けられた体腔内に挿入する。そして、この内視鏡を通じて図示しない注射針を体腔内に導入し、その体腔内における切除すべき処置部位22の粘膜下層に生理食塩水を注入して隆起させる。その後、内視鏡を通じて高周波鉗子10を体腔内に挿入する。このとき、操作用スライダ19は後方位置にあって、鉗子部材

50

１２、１３は閉じた状態としている。

【００１２】

次に、高周波鉗子１０を操作する。操作用スライダ１９を前方位置へ移動すると、操作ワイヤ１１ｂを介してリンク機構１５が作動し、鉗子部材１２、１３が開いた状態となる。そして、隆起した処置部位２２に鉗子面１２ａとワイヤ１８とを接触させてから操作用スライダ１９を再び後方へ引く。このとき、リンク機構１５が今度は逆方向に駆動して鉗子部材１２、１３が閉じた状態となる。そして、ワイヤ１８は処置部位２２と線接触して圧縮し、鉗子面１２ａとの間で処置部位２２の生体組織を挟む。この際、生体組織周辺の生理食塩水等が凹部１３ｃを介してワイヤ１８の周囲に滞留することなく分散される。

【００１３】

この状態で、高周波発生装置２０を操作して高周波電流をワイヤ１８に供給すると、人体に貼られた図示しない他方の電極との間に人体を介して高周波電流が通電される。このとき、ワイヤ１８と組織との接触面積が人体に対して十分小さいことから、ワイヤ１８近傍には非常に高い電流密度が通電される。その結果、このワイヤ１８と接する生体組織が切開される。

また、ワイヤ１８の周囲に凹部１３ｃがあるので、ワイヤ１８周辺に食塩水等が滞留せず、電流が分散して電流密度が大きくなることが抑制される。

切開後、処置部位２２を把持した状態で内視鏡を体腔内から取り出して除去する。

【００１４】

この高周波鉗子１０によれば、電極がワイヤ１８なので、この外径を調整することによって容易に表面積を小さくして電流密度を高めることができる。また、電流密度をより集中させて、短時間で処置部位２２を切除することができる。

また、ワイヤ１８の両端部が本体１３ａの稜部１３ｂに支持されて架設されているので、ワイヤ１８の接する処置部位を鉗子面１２ａ側のみに限定することができる。

【００１５】

なお、上記実施形態ではワイヤ１８の両端部を稜部１３ｂにロー付けしているが、接着剤で固定しても構わない。また、図４に示すように、ワイヤ１８の両端部に絶縁部材２３をはめ込んだ後、稜部１３ｂのそれぞれの端部に配設した支持部材２４にはめ込んで固定してもよい。

【００１６】

次に、本発明の第２の実施形態に係る鉗子について、図５を参照して説明する。なお、以下の説明において、上記実施形態において説明した構成要素には同一符号を付し、その説明は省略する。

第２の実施形態が上記第１の実施形態と異なる点は、第１の実施形態に係る高周波鉗子１０では本体１３ａの稜部１３ｂに大きな凹部１３ｃが形成されているのに対して、第２の実施形態に係る高周波鉗子（内視鏡用鉗子）２５では複数の凹部１３ｃが形成されているとした点である。

凹部１３ｃは、鉗子部材１３の長さ方向に直交する方向に延びて形成されており、鉗子部材１３の長さ方向に複数連接されて形成されている。

ワイヤ１８は、鉗子部材１３の長さ方向に延びて凹部１３ｃ上を横切って架設されている。

【００１７】

次に、この高周波鉗子２５の使用方法について説明する。

第１の実施形態に係る高周波鉗子１０と同様に、この高周波鉗子２５を備える図示しない内視鏡を体腔内に挿入する。続いて、操作用スライダ１９を操作して処置部位２２を鉗子部材１２、１３で把持する。このとき、凹部１３ｃを介して、第１の実施形態と同様に生理食塩水等がワイヤ１８の周辺に滞留しないので、生理食塩水等を介して処置部位２２以外の生体組織へ漏電することによる電流密度の分散や、漏電部分に電氣的損傷を与えることを抑えて処置することができる。また、凹部１３ｃによって鉗子面の表面積が拡大して摩擦力が高まるので、粘着性の生体組織であっても滑りにくくなって確実に把持する。こ

10

20

30

40

50

の状態で電極 17 に高周波電流を通電して処置部位を切開する。

【0018】

この高周波鉗子 25 によれば、凹部 13c によって生理食塩水等による電流密度の分散を抑えて電流密度の集中度を維持することができる。また、一对の鉗子部材 12、13 間で処置する組織を把持した際に滑りにくくなるので、安定した状態で生体組織を把持するとともに所望の処置部位 22 に確実に通電することができ手技が容易になる。

【0019】

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、上記実施形態に係る高周波鉗子の鉗子部材 12、13 及び本体 13a とともに、ステンレス等の金属で構成された表面に絶縁性を有する絶縁膜 17 が形成されているが、これらの材質をセラミックス等の絶縁材料としても構わない。

また、一对の鉗子部材の両方に電極を有する鉗子に対して、図 6 に示すように、稜部を有する本体にワイヤ 18 を架設したものを使用しても、同様の作用・効果を得ることができる。

【0020】

次に、本発明の関連技術に係る内視鏡用鉗子について、以下、説明する。なお、以下の説明において、上記実施形態において説明した構成要素には同一符号を付し、その説明は省略する。

本関連技術に係る高周波鉗子（内視鏡用鉗子）30 は、図 7 及び図 8 に示すように、鉗子部材 13、31 間に高周波電流を流して生体組織の切開等を行うバイポーラ型の高周波鉗子である。

【0021】

従来のバイポーラ型高周波鉗子は、鉗子を開閉操作する操作ワイヤに高周波電流を流して先端部分に配設された鉗子部材に高周波電流を供給している。そのため、操作ワイヤが接続されるリンク機構等が水等の導体の液体に浸漬されると短絡する可能性があった。

そこで、少なくとも一方の鉗子部材に、リンク機構とは別に絶縁部材で被覆された電線を介して直接高周波を供給して漏電を抑える鉗子が、国際公開第 01/15614A 1 号明細書（第 2 図）に開示されている。

【0022】

しかしながら、この鉗子は、硬性内視鏡若しくは開腹処置具として使用するものであるとともに、鉗子部材を開閉操作するリンク機構が軸部の中央に配設されているので電線が軸部の外周側にはみ出してしまい、軟性内視鏡に用いる鉗子としては径が大きくなり、そのままでは使用できない問題があった。

そこで、本関連技術に係る高周波鉗子 30 は、細径化、挿脱性に優れ、軟性内視鏡にも適用できる高周波鉗子を提供することを目的としている。

【0023】

この高周波鉗子 30 は、図 8 に示すように、鉗子部材 13 が軸部 11 の先端に固定されている。また、鉗子部材 31 が鉗子部材 13 に対向して設けられており、この鉗子部材 31 のみがリンク機構 15 に接続されて開閉する構成とされている。

鉗子部材 31 は、ステンレス等の金属で構成されており、鉗子部材 13 に対向する面として鉗子面 31a を備えている。この鉗子面 31a には、図 9 に示すように鉗子部材 31 のステンレス部分が露出して形成された電極 32 と、鉗子部材 13、31 を閉じた場合にワイヤ 18 と接する領域近傍となる位置に、長さ方向に延びた樹脂 33 とが設けられている。この樹脂 33 は、絶縁性を有するフッ素樹脂等で構成されており、ワイヤ 18 と電極 32 とが直接接するのを防いでいる。鉗子部材 31 の鉗子面 31a 以外の表面は電氣的な絶縁性を有する絶縁膜 17 で覆われている。

【0024】

リンク機構 15 は、第 1 の実施形態と同様の構成を有するが、図 8 に示すように、軸部 11 の中心軸 C に対して片側位置に偏って配設され、操作ワイヤ 11b と連通されている。

鉗子部材 13 に配設されたワイヤ 18 の稜部 13b 側端部には、絶縁被覆された被覆線 34 が接続されている。この被覆線 34 は、リンク機構 15 が偏って配設されたことによってその隣接する位置に形成された空間 35 を通り、操作ワイヤ 11b に並んで可撓管 11a 内に配設され、高周波発生装置 20 に連通されている。

【0025】

次に、この高周波鉗子 30 の使用方法について説明する。

上記実施形態と同様に、この高周波鉗子 30 を備える図示しない内視鏡を体腔内に挿入する。続いて、操作用スライダ 19 を操作して処置部位 22 を鉗子部材 13、31 で把持した後、高周波発生装置 20 を操作して高周波電流を操作ワイヤ 11b 及び被覆線 34 に供給する。このとき、操作ワイヤ 11b からリンク機構 15 を通ってワイヤ 18 に流れた高周波電流は、処置部位 22 を経由して電極 32 に到達し、電極 32 から被覆線 34 を通って高周波発生装置 20 に帰還する。

こうして、ワイヤ 18 と電極 32 との間に、両者に把持された処置部位 22 を介して非常に高い電流密度で通電され、処置部位 22 が切開される。

【0026】

この高周波鉗子 30 によれば、リンク機構 15 が中心軸 C から偏って配設されるとともに被覆線 34 と並んで配設されているので、軟性内視鏡にも適用できる程度に軸部 11 を細径化することができるとともに、挿脱性の向上を図ることができる。

なお、図 10 及び図 11 に示すように、鉗子部材 31 が軸部 11 の先端に固定されて、この鉗子部材 31 に対向する鉗子部材 37 がリンク機構 15 に接続されて配設された高周波鉗子（内視鏡用鉗子）30A としてもよい。このとき、鉗子部材 37 の鉗子部材 31 に対向する鉗子面には、樹脂 33 に対向する位置に線状電極 36 が配設されている。

この高周波鉗子 30A も電極 32 と線状電極 36 との間に高周波鉗子 30 と同様の作用を生じるので同様の効果を有する。

【0027】

さらに、図 12 及び図 13 に示すように、電極 32 及び線状電極 36 の代わりに発熱部材 38 が配設された鉗子部材 39 を備える鉗子 40 を使用して、高周波電流の代わりに直流電流を供給して発熱部材 38 の発熱によって処置部位 22 を切開してもよい。

この場合、対向する鉗子部材は、例えば、上記第 1 の実施形態における鉗子部材 12 とする。鉗子部材 12 は、リンク機構 15 を介して操作ワイヤ 11b に連通されている。

【0028】

発熱により生体組織を切開する鉗子としては、電熱線を内部に備えるヒータカバーを鉗子面上に配設したものが、例えば、特開 2001-340349 号公報（第 3 図）に開示されている。

しかしながら、このような従来の鉗子は、鉗子部材を閉じた際にヒータカバーの大きさ分鉗子先端の外径が大きくなってしまい、軟性内視鏡の処置具としては不都合があった。

そこで、本関連技術に係る鉗子 40 も、軟性内視鏡にも適用できる、細径化、挿脱性に優れた鉗子を提供することを目的としている。

【0029】

この鉗子 40 は、鉗子部材 12 に対向する鉗子部材 39 の鉗子面 39a の中央部の長さ方向に稜部 39b が形成されており、稜部 39b 内に稜部 39b に沿って発熱部材 38 が埋設されている。

発熱部材 38 は、ヒータカバー 41 と、ヒータカバー 41 の内部に設けられた電熱線 42 とを備えている。

ヒータカバー 41 は、セラミックス等の絶縁材料で構成されて稜部 39b の長さ方向に長く形成されており、ヒータカバー 41 の先端面 41a には電熱線 42 の一方の端部 42a を外部に露出させる開口部 41A が設けられている。また、ヒータカバー 41 の基端面 41b には、電熱線 42 の他方の端部 42b に電気を供給する被覆線 43 と連通させるための貫通孔 41B が設けられている。

被覆線 43 は、軸部 11 内に操作ワイヤ 11b と並んで備えられ、操作ワイヤ 11b とと

もにそれぞれ直流電源４４に接続されている。したがって、電熱線４２の一方の端部４２aは鉗子部材３９と導通されており、他方の端部４２bは被覆線４３とのみ導通されて鉗子部材３９とは絶縁されている。

【００３０】

次に、この鉗子４０の使用方法について説明する。

上記実施形態と同様に、この鉗子４０を備える図示しない内視鏡を体腔内に挿入する。続いて、操作用スライダ１９を操作して処置部位２２を鉗子部材１２、３９で把持した後、直流電源４４から直流電流を操作ワイヤ１１b及び被覆線４３に供給する。このとき、電流は、操作ワイヤ１１bから軸部１１の先端側を通して鉗子部材３９に至り、開口部４１Aから電熱線４２の一方の端部４２aに供給され、他方の端部４２bから被覆線４３を介して直流電源４４に帰還する。 10

この間、電熱線４２は直流電流が流れることによって発熱し、鉗子部材１２、３９に把持された処置部位２２が加熱されて切開される。

この鉗子４０によれば、電熱線４２がヒーターカバー４１とともに鉗子部材３９に埋設されているので、軟性内視鏡にも適用できる程度に軸部１１を細径化することができるとともに、内視鏡に対する挿脱性を向上することができる。

【００３１】

【発明の効果】

以上説明した本発明の鉗子においては以下の効果を奏する。

本発明によれば、鉗子部材の本体に一端及び他端が支持されて架設された線状の電極が設けられているので、表面積を小さくして電流密度をより集中させることができ、容易かつ確実に対象組織のみを処置して処置効率を向上することができる。 20

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の第１の実施形態における高周波鉗子を示す図である。

【図２】本発明の第１の実施形態における鉗子部材を示す図である。

【図３】本発明に係る高周波鉗子を使用して処置部位を把持した状態を示す図である。

【図４】本発明の第１の実施形態における鉗子部材のその他の例を示す図である。

【図５】本発明の第２の実施形態における鉗子部材を示す図である。

【図６】本発明の高周波鉗子の他の実施例を示す図である。

【図７】本発明の関連技術における高周波鉗子を示す平面図である。 30

【図８】本発明の関連技術における高周波鉗子を示す側面図である。

【図９】図８に示す高周波鉗子の鉗子部材を示す断面図である。

【図１０】本発明の他の関連技術における高周波鉗子を示す側面図である。

【図１１】図１０に示す高周波鉗子の鉗子部材を示す断面図である。

【図１２】本発明の他の関連技術における鉗子を示す側面図である。

【図１３】本発明の他の関連技術における鉗子の鉗子部材の要部を示す断面図である。

【符号の説明】

１０、２５、３０、３０Ａ 高周波鉗子（内視鏡用鉗子）

１２、１３、３１、３７、３９ 鉗子部材

１３a 本体 40

１３b、１３c 凹部

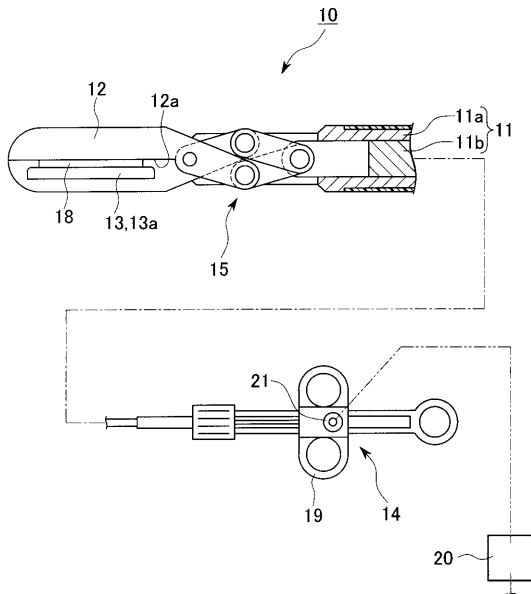
１８ ワイヤ

３２ 電極

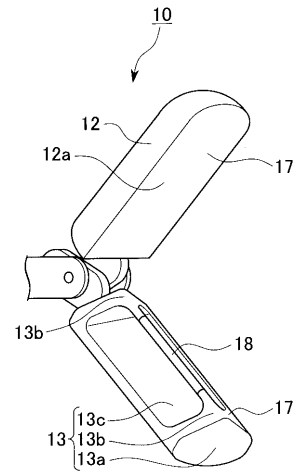
３６ 線状電極（電極）

４０ 鉗子（内視鏡用鉗子）

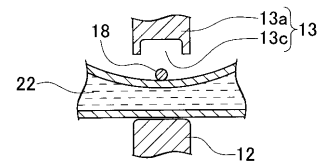
【図 1】



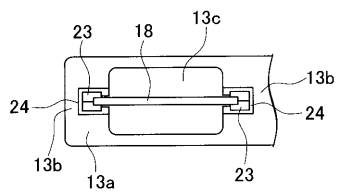
【図 2】



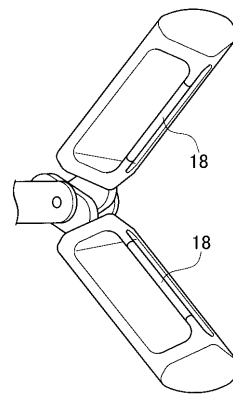
【図 3】



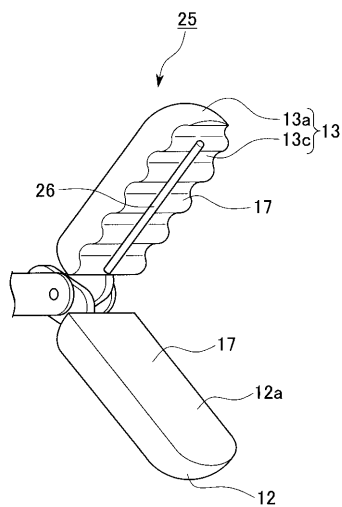
【図 4】



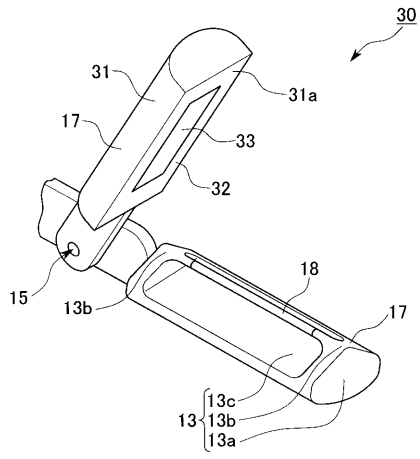
【図 6】



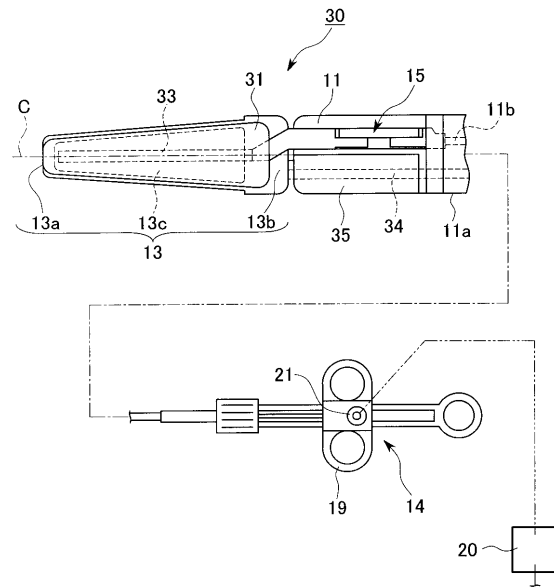
【図 5】



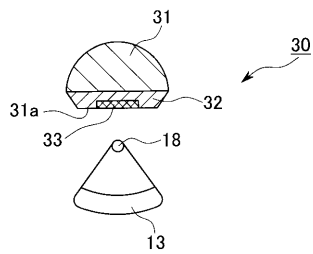
【図 7】



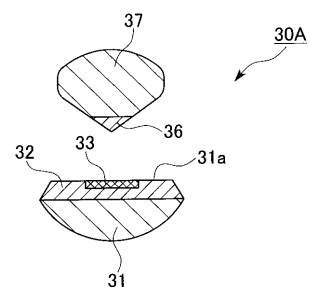
【図 8】



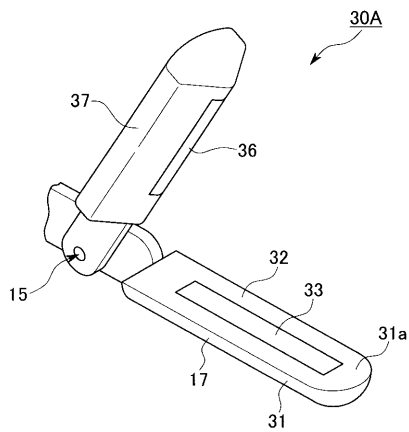
【図 9】



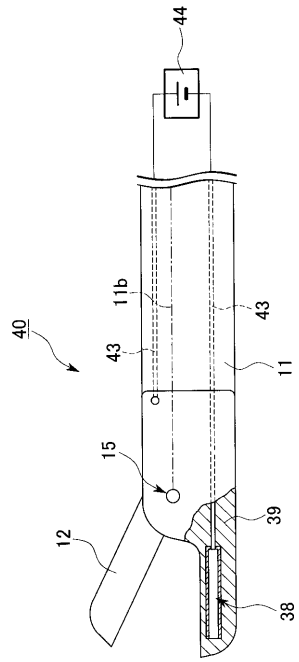
【図 11】



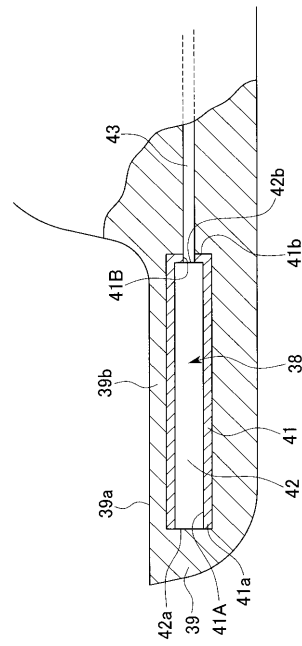
【図 10】



【図 1 2】



【図 1 3】



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 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

F ターム(参考) 4C060 FF19 KK03 KK04 KK15

4C061 GG15 HH57

专利名称(译)	内视镜用钳子		
公开(公告)号	JP2004350938A	公开(公告)日	2004-12-16
申请号	JP2003152605	申请日	2003-05-29
[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		
[标]发明人	鈴木啓太		
发明人	鈴木 啓太		
IPC分类号	A61B17/28 A61B1/00 A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2018/144		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B1/00.334.D A61B17/39.310 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK15 4C061/GG15 4C061/HH57 4C160/GG24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/KL02 4C161/GG15 4C161/HH57		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山 上田邦夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过将电流密度进一步集中在治疗部位上，提供能够更容易，更可靠地仅治疗目标组织的镊子。 解决方案：高频镊子10带有一对彼此相对的镊子构件12和13。 钳子构件12具有钳子表面12a，该钳子表面12a是电绝缘的并且面向钳子构件13。 钳子构件13包括：主体13a，其表面具有电绝缘性；以及电线18，该电线18以其一端和另一端被主体13a支撑的方式竖立。 主体13a具有凹入部分13c，该凹入部分13c弯曲成使得其中心部分向与钳子表面12a相反的一侧突出。 线材18具有以下结构：其端部埋入凹部13c的内壁中，并且当钳子构件12和13闭合时，在与钳子构件12接触的表面位置处横过凹部13c而设置。 [选择图] 图2

