

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5636449号  
(P5636449)

(45) 発行日 平成26年12月3日(2014.12.3)

(24) 登録日 平成26年10月24日(2014.10.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2013-20435 (P2013-20435)	(73) 特許権者	501055802
(22) 出願日	平成25年2月5日(2013.2.5)		赤星 和也
(62) 分割の表示	特願2008-121850 (P2008-121850) の分割		福岡県糟屋郡篠栗町大字篠栗4708番地 5号
原出願日	平成20年5月8日(2008.5.8)	(73) 特許権者	306037311
(65) 公開番号	特開2013-78687 (P2013-78687A)		富士フイルム株式会社
(43) 公開日	平成25年5月2日(2013.5.2)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
審査請求日	平成25年2月5日(2013.2.5)	(74) 代理人	100075281
(31) 優先権主張番号	特願2007-138823 (P2007-138823)		弁理士 小林 和憲
(32) 優先日	平成19年5月25日(2007.5.25)	(72) 発明者	赤星 和也
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		福岡県糟屋郡篠栗町大字篠栗4708番地 5号
前置審査		(72) 発明者	赤羽 秀文
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324 番地 富士フイルム株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 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または処置具用トラカールに挿通される鉗子機構付きの高周波処置具であって、

支軸によって片持ち状態とされて相互に開閉可能な一対の鉗子片であって、相対向する内面において、全長に及ぶように先端から鋸歯状凹凸部が形成された一対の鉗子片を備え、閉鎖時にはそれらの前記内面が少なくとも部分的に当接するようになった鉗子本体と、

前記鉗子本体に連結して設けられ、この鉗子本体を構成する前記一対の鉗子片を開閉動作させるために、操作力伝達手段を挿通させた可撓性コードからなる挿入部材と、

前記挿入部材の基端部に連結され、前記一対の鉗子片を開閉操作するためのハンドル部とからなり、

前記両鉗子片は、導電性部材で形成されて、前記挿入部材の外径より小さい幅寸法を有する導電性部材で形成されて、高周波電源と電氣的に接続された鋸歯状凹凸部となっており、

前記両鉗子片の幅寸法は、前記鋸歯状凹凸部が形成され、かつ相対向する前記内面の幅寸法を前記挿入部材の外径寸法の1/2乃至1/6となし、前記内面から、前記内面とは反対側の外面に向けて連続的に幅寸法を大きくするように側面をテーパ形状とした傾斜面となし、

前記両鉗子片の外部に露出している面のうち、前記内面の全長に及ぶように形成された前記鋸歯状凹凸部以外を絶縁被覆する構成としたことを特徴とする高周波処置具。

10

20

## 【請求項 2】

前記両鉗子片は、閉状態ではそれらの前記鋸歯状凹凸部のうちの凸部が相互に当接する構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の高周波処置具。

## 【請求項 3】

前記両鉗子片は、閉状態ではそれらの前記鋸歯状凹凸部の全面が相互に当接可能なように、凹凸部の位置を相互にずらせて配置する構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の高周波処置具。

## 【請求項 4】

前記挿入部材は、前記操作力伝達手段を構成する操作ワイヤを挿通させた可撓性スリーブから構成したことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の高周波処置具。

10

## 【請求項 5】

前記一對の鉗子片は、リンク機構を介して前記操作力伝達手段に連結されており、この操作力伝達手段は給電路を構成するものであり、また前記ハンドル部は軸部にスライダを摺動可能に嵌合させたものからなり、このスライダに前記操作力伝達手段が連結され、前記スライダに高周波電源からの配線が着脱可能に接続される端子部を設ける構成としたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の高周波処置具。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

20

## 【0001】

本発明は、挿入部材の先端に鉗子本体を操作可能に装着した鉗子機構付きの高周波処置具に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

体腔内等に挿入されて、所定の処置等を行うために用いられる高周波処置具は、長尺の挿入部材の先端に高周波電極を設けたものから構成され、この高周波電極を体腔内壁に当接させた状態にして通電することによって、体内組織の焼灼等の処置を行うものである。挿入部材は細い長尺部材から構成され、曲げ方向に可撓性を有する構造のものが、また硬質ロッド状のものもある。高周波処置具は、通常、ガイド手段を介して体腔内に挿入される。ガイド手段としては、内視鏡の処置具挿通チャンネルが代表的なものであり、また挿入部材が硬質ロッド状のものである場合には、トラカールをガイド手段として用いる場合もある。

30

## 【0003】

また、処置具として、挿入部材の先端に一對の鉗子片からなる鉗子本体を有する鉗子がある。鉗子を構成する鉗子片の開閉は遠隔操作により行われる。このために、鉗子片をリンク機構に連結し、このリンク機構を駆動する方式が一般的であるが、操作力伝達部材として、操作ワイヤが挿入部材の内部に挿通される。そして、挿入部材の基端部にハンドル部が設けられ、このハンドル部を操作することによって、鉗子片の開閉操作が行われる。このように構成される鉗子装置は、体内組織の採取、患部の摘出その他の処置を行うために用いられる。

40

## 【0004】

挿入部材の先端に設けた鉗子本体を高周波電極として構成したものも知られている。これによって、体内組織の把持や細胞採取、患部の摘出等の処置に加えて、この鉗子本体に高周波電流を流して体内組織を焼灼することができることになり、処置具としての活用範囲が広がることになる。そこで、例えば高周波電流を流すことによって、体内組織を凝固させて止血する等の処置を行えるように構成したものが、例えば特許文献 1 及び特許文献 2 に開示されている。また、特許文献 3 では、前述した凝固による止血に加えて、患部組織の切開も可能にしている。

## 【0005】

50

特許文献 1 においては、一対のカップ状に形成した鉗子片を備えるものであり、この鉗子片を閉じることにより、内部に体内組織が収容される。従って、鉗子片を閉じたときには、円弧状に形成されている周囲の壁部のみが相互に当接することになり、この当接部には、先端部から所定の角度範囲にわたって体内組織を切断するために、鋭利な鋸歯部が形成されており、この鋸歯部に高周波電流を流すことができる構成としている。即ち、正極と負極とを有する高周波電源に対して、一対からなる鉗子片の一方が正極に、他方が負極に接続されたバイポーラ電極を構成し、両鉗子片間に高周波電流を流すことにより体内組織の焼灼が行われる。

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 2 では、鉗子片を一対の嘴状の電極となし、しかも非カップ状であって、相対向する面が角波形状の噛み合わせ面としたもので構成されている。従って、体内組織を一対の鉗子片間で挟み込んで、高周波電流を流したときに、両鉗子片のほぼ内面全体が体内組織と当接するので、電流密度があまり高くなり、挟み込んだ体内組織を切開することなく、止血作用を発揮することになる。

【 0 0 0 7 】

さらに、特許文献 3 に開示されている高周波処置具は、体内に挿入可能な挿入部の先端に、生体組織を把持して凝固または切開するために、鋸歯部を有する把持部を一対設けたものから構成されている。両把持部は、前述した特許文献 1 と同様、高周波電流が流れるバイポーラ電極となり、把持部間で生体組織を把持して、凝固や切開を行うことができるようになっている。そして、把持部間で短絡するのを防止するために、少なくとも一方の把持部の内面における先端部分を電気絶縁部となし、また把持部におけるこの電気絶縁部以外の部位は相互に接触しないようにしている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特表平 8 - 5 0 9 6 2 3 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 5 - 2 6 1 5 1 4 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 0 - 7 0 2 8 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

前述したように、鉗子機構付きの高周波処置具は、体内組織の把持や、体内組織の採取等という鉗子機能を発揮すると共に、高周波電流を流すことによる体内組織を焼灼できることになる。前述した各特許文献のうち、特許文献 1 及び 2 では、鉗子片において、少なくとも挿入部材への連結部は、この挿入部材の外径寸法とほぼ同じになっている。即ち、特許文献 1 においては、鉗子片はカップ状となっており、また特許文献 2 の構成では、先端は嘴状に尖っているものの、挿入部材への連結側は、特許文献 1 の構成と同様、ほぼ挿入部材の外径寸法と同じになっている。従って、これら特許文献 1 , 2 では、焼灼による凝固は可能であるが、つまり止血処置を行うことはできるが、それ以外の処置、例えば体内組織や粘膜の切断や切開を行うのに適したものではない。また、焼灼対象としない部位に鉗子片が接触している状態で、鉗子片に高周波電流を流すと、この鉗子片の接触部の組織も焼灼されてしまうおそれがある。

【 0 0 1 0 】

ところで、特許文献 3 の高周波処置具では、凝固させて止血を行うだけでなく、体内組織や粘膜等を把持部間に挟み込むようにして高周波電流を流すことによって、それらの切開を行うことができるようにしている。ここで、切開を効率的に行うには、把持部の幅寸法をある程度狭くして、電流密度を高める必要がある。特許文献 3 においても、把持部の幅寸法は挿入部の外径より小さくしたものが示されている。

【 0 0 1 1 】

特許文献 3 においては、把持部における鋸歯部分の先端側が電気絶縁部となっており、

また電気絶縁部より基端側の部位は把持部が離間した状態となっている。従って、電気絶縁部を設けた分だけ切開可能な領域が限定され、また把持部間に隙間が生じているので、切開時の切れ味が低下することになって、切開処置の効率が低下する。切開可能な領域を大きくするために、把持部の全長を長くすることが考えられるが、前述したように把持部の幅が狭いことから、その長さを長くすると、脆弱化するという問題点もある。

#### 【0012】

本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、基本的には把持鉗子として機能する鉗子本体において、高周波電流を流して行う焼灼処置、特に切開処置の機能拡充を図り、しかもその処置の安全性を向上させることにある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0013】

前述した目的を達成するために、本発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルにまたは処置具用トラカールに挿通される鉗子機構付きの高周波処置具であって、内面に全長に及ぶように鋸歯状凹凸部が形成され、相互に開閉可能な一对の鉗子片を備え、閉鎖時にはそれらの内面が少なくとも部分的に当接するようになった鉗子本体と、前記鉗子本体に連結して設けられ、この鉗子本体を構成する前記一对の鉗子片を開閉動作させるために、操作力伝達手段を挿通させた挿入部材と、前記挿入部材の基端部に連結され、前記一对の鉗子片を開閉操作するためのハンドル部とからなり、前記両鉗子片は、導電性部材で形成されて、前記挿入部材の外径より小さい幅寸法を有する導電性部材で形成されて、高周波電源と電氣的に接続された鋸歯状凹凸部となっており、前記両鉗子片の幅寸法は、前記鋸歯状凹凸部を形成した内面の幅寸法を前記可撓性コードの外径寸法の1/2乃至1/6となし、前記内面から、この内面とは反対側の外面に向けて連続的に幅寸法を大きくするように側面をテーパ形状とした傾斜面となし、前記両鉗子片の外部に露出している面のうち、前記内面の前記鋸歯状凹凸部以外を絶縁被覆する構成としたことを特徴としている。

#### 【0014】

ここで、把持鉗子は、その本来の機能としては、体内組織を把持するためのものである。そして、把持鉗子における鉗子片は相対向する面が鋸歯状凹凸部となっている。把持鉗子を閉じたときに、両鉗子片は、凸部同士が当接するように設定しても良く、また一方の鋸歯状凹凸部と他方の鋸歯状凹凸部との位置を相互にずらせて配置することによって、全長にわたって相互に当接するようにしても良い。凸部同士が当接するようにすると、体内組織を把持したときに、凸部が組織に食い込むようになる。また、両鉗子片の凹凸部が、全長にわたって相互に当接するように構成すると、高周波電流を流したときに、把持鉗子の全長にわたってほぼ均等な電流密度が得られる。従って、凝固による止血等の処置を円滑に行うことができる。

#### 【0015】

体内組織の把持という機能に着目すると、鉗子片の幅が広いことはさほど重要ではなく、長さ寸法を確保しておけば、把持機能は格別損なわれない。むしろ、細幅にした方が単位面積当たりの押圧力が大きくなる。ただし、鉗子片の幅を狭くすると、強度が低下することになるが、厚みを十分確保することによって、強度を保持させることができる。このように、体内組織の焼灼機能の点から、鉗子片への電流密度を高めるために、鉗子片を細くする。鉗子片を構成する導電性部材において、電極として機能するのは鋸歯状凹凸部を形成した内面である。そして、鉗子片には鋸歯状凹凸部を形成した内面を除いてフッ素樹脂コーティングやセラミックコーティング等の絶縁コーティングにより絶縁被覆されている。この内面の全長にわたって高周波電流を流す電極として機能させるために、この鉗子片に形成される電気絶縁部材による被覆はこの内面には及ばないようにする。

#### 【0016】

このように、鉗子片のうち、高周波電流が流れる電極として機能する内面は細くしなければならないが、細くする必要があるのは、この内面である鋸歯状凹凸部を形成した部位だけである。従って、鉗子片の強度を向上させるために、内面側から反対側の面、つまり外面に向けて連続的に幅寸法が大きくなるようにしている。このように、片持ち状態とな

10

20

30

40

50

る鉗子片の先端側の強度が向上すると、体内組織に対する把持が安定し、その把持能力が向上する。

【 0 0 1 7 】

鉗子本体における鉗子片の幅寸法は、可撓性コードの外径寸法の概略半分以下、より好ましくは  $1/2 \sim 1/6$  程度の大きさとする。ここで、鉗子片の幅寸法は鋸歯状凹凸部が形成されている内面の幅方向の寸法であり、長さ寸法は鋸歯状凹凸部が形成されている部位の可撓性コードの軸線方向の長さ方向の寸法である。さらに、内面と直交する方向の最大寸法を厚さ方向の寸法としたときに、幅方向の寸法は可撓性コードの外径寸法の半分またはそれ以下に短縮し、長さ方向及び厚み方向の寸法は、少なくとも従来の把持鉗子と同様の寸法とすることができる。そして、内面の幅に対して外面側では内面の幅の2倍程度とすることができる。

10

【 0 0 1 8 】

本発明の鉗子機構付きの高周波処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルや処置具用トラカールからなるガイド手段に挿通され、挿入部材は可撓性コードから構成し、その外径はガイド手段の内径寸法以下とする。ガイド手段、特に処置具挿通チャンネル内への挿通操作性を良好とするためには、挿入部材としての可撓性コードの外径は、最大限で処置具挿通チャンネルの内径より僅かに小さい寸法とする。従って、具体的な寸法を例示すると、可撓性コードの外径が  $1.5\text{ mm} \sim 3.0\text{ mm}$  であるときには、鉗子片の内面の幅寸法を  $0.5\text{ mm} \sim 1.0\text{ mm}$  程度とする。鉗子片の幅寸法が  $0.5\text{ mm}$  以下であれば、体内組織の把持機能の点及び強度的にも十分ではない。一方、 $1.0\text{ mm}$  以上の幅にすると、電流密度の十分な程度にまで高めることができなくなる。

20

【 0 0 1 9 】

以上の構成を有する把持鉗子を用いることによって、体内壁の粘膜部分を把持して、摘み上げるようになり、安全性を確認した上で、高周波電流を流すように操作する。このときに、鉗子片の一部が体内組織に当接していたとしても、例えば筋層に対する穿孔等といった事態を生じることなく、止血したり、病変部を切除したりする処置を安全に行うことができる。しかも、鉗子片の内面以外で外部に露出する面を絶縁被覆していることから、高周波電流を流したときに、目的とする部位以外は焼灼されることはない。

【 0 0 2 0 】

さらに、この把持鉗子の鉗子片は、その全長にわたって幅を細くしていることから、あたかも鋏のように機能させて、粘膜層の切断等を行うことも可能である。例えば、内視鏡的粘膜下層剥離術 (ESD: Endoscopic Submucosal Dissection) という手技を行う際に必要な粘膜を切断する操作として、両鉗子片間に粘膜を挟み込んだ後、高周波電流を流しながら、両鉗子片を閉じるように操作することによって、粘膜を容易に切断できる。しかも、以上に例示した各種の処置を行うに当たって、細い鉗子片は内視鏡観察視野により確実に捉えられるので、処置部位への狙撃性が極めて良好になる。

30

【 0 0 2 1 】

両鉗子片を開閉操作するために、これら一対からなる鉗子片は、リンク機構を介して操作力伝達手段に、例えば操作ワイヤに連結されることから、給電路としては、独立したケーブルを用いても良いが、操作ワイヤを給電路とすることができる。そして、ハンドル部は軸部にスライダを摺動可能に嵌合させたものから構成する場合、このスライダに操作ワイヤを連結して、スライダに高周波電源からの配線が着脱可能に接続される端子を設けるようにすることができる。

40

【発明の効果】

【 0 0 2 2 】

本来としては、把持鉗子として機能する鉗子本体に対して、高周波電流を流すことによって行う止血等の焼灼処置、特に体内組織の切開等の処置の安全性を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

50

【図１】本発明の第１の実施の形態を示す鉗子装置の全体構成図である。

【図２】鉗子本体及び可撓性コードとの連結部を示す断面図である。

【図３】鉗子本体の図２とは異なる作動状態を示す図２と同様の断面図である。

【図４】可撓性コードとハンドル部との連結部を示す断面図である。

【図５】図２の平面図である。

【図６】本発明の前提となる鉗子片の断面と、一般的な鰐口鉗子の鉗子片の断面との寸法関係を示す構成説明図である。

【図７】本発明の実施の一形態における鉗子本体及び可撓性コードとの連結部を示す断面図である。

【図８】鉗子本体の図７とは異なる作動状態を示す図７と同様の断面図である。

【図９】図７の平面図である。

【図１０】図９の正面図である。

【発明を実施するための形態】

【００２４】

以下、図面に基づいて本発明における第１の実施の形態について説明する。まず、図１に本発明による高周波処置具として、鉗子機構付きの高周波処置具の全体構成を示す。図１において、１は鉗子、２は高周波電源であって、高周波処置具はこれら鉗子１と高周波電源２とから構成した、鉗子機構付きの高周波処置具であり、鉗子１と高周波電源２との間はケーブル３で接続される。この鉗子１は体腔内に挿入されるが、同様に高周波電源２にケーブル４aにより接続した対極電極４を被検者の体表皮に当接させた状態で高周波電流を流すようにしたモノポーラ式の高周波処置具として構成されている。

【００２５】

鉗子１は、鉗子本体１０を先端に設けた挿入部材としての可撓性コード１１の基端部にハンドル部１２を連結したものからなり、鉗子本体１０から可撓性コード１１はガイド手段としての内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通されるものである。

【００２６】

図２及び図３に、鉗子本体１０及びこの鉗子本体１０と可撓性コード１１との連結部の構成を示す。鉗子本体１０は図中における上下一対の鉗子片２０、２０を有し、これらの鉗子片２０の内面、つまり相対向する面には先端が尖った凸部と凹部を交互に配設した鋸歯状凹凸部２０aが形成されている。しかも、この鋸歯状凹凸部２０aは前方側から斜めに突出しており、その尖端部から直角方向に、即ち７５度～９０度程度の角度となるように落とし込まれている。そして、鉗子本体１０を閉じたときには、両鉗子片２０、２０は尖端同士が当接する。これによって、両鉗子片２０、２０間に体内組織を挟み込むようにして把持する、所謂鰐口鉗子と呼ばれる把持鉗子として機能する。そして、体内組織を確実に把持できるようにするために、鋸歯状凹凸部２０aの凹凸部は、その幅方向における全長に及ぶものとしている。

【００２７】

鉗子本体１０を構成する両鉗子片２０、２０は支軸２１を中心として上下方向に開閉可能となっている。この鉗子片２０は、リンク機構２２に連結されており、このリンク機構２２により開閉動作が行われる。リンク機構２２は、鉗子片２０の支軸２１より後端側に連設したリンク板部２３と、これらリンク板部２３に枢軸２４を介して連結したリンク板２５とから構成され、両リンク板２５は枢軸２６により作動部材２７に連結されている。従って、作動部材２７が後方側に配置されている、図２に示したように、鉗子片２０、２０が閉じた状態になる。この状態から、作動部材２７を前進させると、図３に示したように、鉗子片２０、２０が開くようになる。

【００２８】

支軸２１は取付部材２８に取り付けられており、この取付部材２８に可撓性コード１１の先端が連結して設けられている。可撓性コード１１は、密巻きコイルからなるコイルスリーブ３０に絶縁チューブ３１を被装させたものから構成され、曲げ方向に可撓性を有するものである。コイルスリーブ３０の先端には連結部材３２が固着して設けられており、

10

20

30

40

50

鉗子本体 10 の取付部材 28 は、この連結部材 32 に連結・固着されている。そして、作動部材 27 はこの連結部材 32 を貫通してコイルスリーブ 30 の先端部の内部に延在されている。コイルスリーブ 30 内には操作力伝達手段としての操作ワイヤ 33 が挿通されており、操作ワイヤ 33 の先端は作動部材 27 に連結されている。

#### 【0029】

操作ワイヤ 33 は可撓性コード 11 の基端部からハンドル部 12 の内部に延在されている。ハンドル部 12 は軸部 40 を有し、この軸部 40 にはスライダ 41 が嵌合しており、軸部 40 の基端部とスライダ 41 とには、指掛け部 42 が設けられている。軸部 40 は、図 4 に示したように、その軸線方向に向けてスリット 43 が形成されており、このスリット 43 内には、スライダ 41 に連結して設けたスライド駒 44 が装着されており、操作ワイヤ 33 はこのスライド駒 44 に連結されている。従って、スライダ 41 を軸部 40 の軸線方向に移動させると、スライド駒 44 もこれと同時に軸線方向に移動することになり、このスライド駒 44 に連結した操作ワイヤ 33 がコイルスリーブ 30 内で押し引きされることになる。その結果、作動部材 27 が軸線方向に移動して、リンク機構 22 が作動して、鉗子本体 10 を構成する鉗子片 20、20 が開閉動作することになる。

#### 【0030】

操作ワイヤ 33 は導電線からなり、必要に応じてこの導電線は絶縁被覆されている。この操作ワイヤ 33 の基端部は摺動部材 34 に連結されており、この摺動部材 34 からケーブル 35 が延在されている。スライド駒 44 には端子部 45 が設けられており、ケーブル 35 の端部がこの端子部 45 に接続されている。端子部 45 はスライダ 41 の外部に臨んでおり、この端子部 45 に高周波電源 2 に着脱可能に接続されるケーブル 3 の他端が着脱可能に接続される。また、高周波電源 2 に対極電極 4 からのコード 4a が接続されて、この対極電極 4 は被検者の体表皮に当接される。

#### 【0031】

操作ワイヤ 33 は作動部材 27、枢軸 26、リンク板 25 及び枢軸 24 を介して鉗子片 20 と連結されている。これらの各部材は導電性を有する部材で形成されており、作動部材 27、枢軸 26、リンク板 25 及び枢軸 24 は、それらの相互間における接触部以外は絶縁被覆が施されている。従って、これらがハンドル部 12 におけるスライダ 41 のスライド駒 44 に設けた端子部 45 から鉗子片 20 に至る給電路が形成されている。一方、鉗子片 20 は、その鋸歯状凹凸部 20a を設けた内面は露出しているが、この内面以外は絶縁被覆されている。この鉗子片 20 の絶縁被覆は、図 6 (b) に符号 C で示されている。これによって、両鉗子片 20 の相対向する状態に設けた鋸歯状凹凸部 20a がモノポーラ電極部として、この電極部と対極電極 4 との間に高周波電流を流されるようになる。

#### 【0032】

ここで、一方の電極である鉗子片 20 と対極電極 4 との間に高周波電流を流すに当たっては、鉗子片 20 を細くした方が電流密度を高くすることができる。このために、図 5 に示したように、鉗子片 20 を幅の細いものとしている。ところで、鉗子 1 は内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通されるものであり、先端の鉗子本体 10 だけでなく、可撓性コード 11 の少なくとも一部分が処置具挿通チャンネルに挿通されることから、鉗子片 20 の幅寸法は可撓性コード 11 の外径と同じ程度の大きさとしても、処置具挿通チャンネル内への挿通操作に支障を来たすことはない。しかしながら、鉗子片 20 の幅は、可撓性コード 11 の直径より小さくなく、好ましくはこの可撓性コード 11 の半分程度であって、0.5 mm ~ 1.0 mm の幅寸法としている。ただし、これ以外の長さ寸法は、一般的な把持鉗子と同程度か、把持に支障を来たさない程度にまで短くする。また、厚み寸法は一般的な把持鉗子とほぼ同じ寸法とする。即ち、図 6 において、一般的な把持鉗子の鉗子片を符合 20P で示したものとしたときに、この鉗子片 20P を同図 (a) に示し、また細幅の鉗子片 20 を同図 (b) に示す。鉗子片 20P の幅寸法を B1 としたときに、鉗子片 20 の幅寸法 B2 は  $1/2 \cdot B1 \sim 1/4 \cdot B1$  とし、最大厚み寸法は、鉗子片 20P も、鉗子片 20 も同じ H とする。また、図示はされていないが、長さ寸法は、鉗子片 20P も鉗子片 20 も同じとしている。

## 【 0 0 3 3 】

高周波処置具を以上のように構成することによって、鉗子本体 1 0 は、体内組織を把持する把持機能だけでなく、高周波電流を流すことにより体内組織の焼灼機能をも発揮する。従って、次のような手技が可能となる。

## 【 0 0 3 4 】

まず、把持鉗子として、本来の体内組織の把持機能を発揮する。この場合には、鉗子 1 を高周波電源 2 とは接続しない。そして、鉗子本体 1 0 の先端部を体内における把持しようとする臓器なり、組織なりと対面させて、スライダ 4 1 を軸部 4 0 に沿って移動させることにより鉗子片 2 0 , 2 0 が開閉操作される。この場合、鉗子片 2 0 は可撓性コード 1 1 の外径の半分程度というように、幅が細くなった分だけ把持能力が低下することが考えられるが、幅細になった分だけ押圧力が大きくなるので、実用上支障を来たさない程度の把持力を持たせることができる。また、折損に対する強度という点では、むしろ幅寸法を小さくした方が高くなる。このように、鉗子片 2 0 を細くすることによって、内視鏡観察機構により把持する部位をより鮮明に捉えることができるので、把持すべき部位への狙撃性の点では有利となる。

10

## 【 0 0 3 5 】

次に、高周波電源 2 に接続されたケーブル 3 を端子部 4 5 に接続して、鉗子片 2 0 に高周波電流を流すことによって、焼灼による止血や病変部の切除等といった手技も安全かつ円滑に行うことができる。即ち、内視鏡観察により出血部や病変部が発見されたときに、処置具挿通チャンネル等を介して鉗子本体 1 0 を焼灼乃至切除すべき部位近傍に導入する。そして、鉗子本体 1 0 の鉗子片 2 0 , 2 0 を開いて、焼灼乃至切除すべき部位を狙撃部として取り込むようにする。この際、可撓性コード 1 1 やハンドル部 1 2 を操作して狙撃部を挟み易い方向に鉗子本体 1 0 を回転させる。

20

## 【 0 0 3 6 】

次いで、鉗子片 2 0 を閉じることによって、この狙撃した部位を挟持する。狙撃部でない部位を挟み込んでしまった場合、高周波電流を流す前であるため、適宜正確な狙撃部を挟み直すことが可能である。狙撃部を正確に挟持した後、鉗子本体 1 0 を内視鏡側に引き込むように操作する。このときに、鉗子片 2 0 の鋸歯状凹凸部 2 0 a は前方側から斜めに突出しており、その先端部から直角乃至直角に近い 7 5 度程度に落とし込まれ、また鉗子本体 1 0 を閉じたときには、両鉗子片 2 0 , 2 0 は先端同士が当接するようになっているので、この先端部の食い込みによって、体内組織を確実に把持して引っ張ることができる。その結果、焼灼による出血部の凝固や切開による体内組織の切除を行うべき部位が体内壁から引き上げられることになり、この状態で高周波電源 2 から高周波電流を鉗子片 2 0 に向けて流すように操作する。ここで、鉗子片 2 0 は幅が細いものであるから、高周波電流を流したときに、当該箇所電流密度を集中させることができ、極めて高い効率で焼灼することができる。

30

## 【 0 0 3 7 】

このようにして、焼灼して凝固させることによる止血や病変した体内組織の切除といった処置を行うことができる。また、鉗子片 2 0 には、その鋸歯状凹凸部 2 0 a の部位を除いて絶縁被覆がなされており、しかも焼灼箇所を体内壁から引き上げることにより、他の部位が焼灼されることがなくなり、必要以外の箇所を穿孔したり、正常な組織に対してダメージを与えたりするおそれがなく、容易で円滑な処置を行うことができ、高い安全性が確保される。

40

## 【 0 0 3 8 】

しかも、鉗子片 2 0 において、体内組織を把持する部位は鋸歯状凹凸部 2 0 a であり、この鋸歯状凹凸部 2 0 a は、その全面にわたって高周波電流が流れるようになっている。そして、この鉗子片 2 0 は細長いものであって、リンク機構 2 2 により開閉されるようになっている。従って、例えば内視鏡的粘膜下層剥離術の手技を行うに当たって、病変部の周囲の粘膜を切開乃至切断する処置を行う際に、この鉗子 1 をあたかも鉗で粘膜及び粘膜下層表皮層を切り取る操作を行うこともできる。即ち、鉗子片 2 0 , 2 0 を開いた状態で、

50

一方の鉗子片 20 を粘膜下層に潜り込ませて、粘膜を持ち上げるように操作して、両鉗子片 20, 20 を閉じながら、高周波電流を流すことによって、容易に、しかも安全に切断することができる。そして、鉗子本体 10 を前進させ、鉗子片 20, 20 の開閉操作と通電を繰り返すことによって、粘膜を切り進める周囲粘膜切開を行うことができる。勿論、このときにおいて、粘膜下層に潜り込ませた鉗子片 20 が筋層と接触していても、この接触部は絶縁被覆されているので、筋層を焼灼したり、ダメージを与えたりするおそれはない。

#### 【0039】

ところで、鉗子片 20 は本発明の前提となるものであり、その幅方向の全体にわたって均等な寸法としているが、本願発明においては、さらに鉗子としての強度向上を図るために、図 7 乃至図 10 に示した鉗子本体 110 とする構成としている。この鉗子本体 110 は、図 1 乃至図 6 で示した鉗子本体 10 と同様、図 1 に示した高周波電源 2 にケーブル 3 により接続されるものであり、以下の説明における鉗子本体 110 は鉗子片 120 の構成以外は前述したものと同一のものであり、従って以下の説明においては、それに対応する部材については同じ符号を用いて説明する。

#### 【0040】

可撓性コード 11 の先端において、リンク機構 22 により開閉駆動される一対からなる鉗子片は、図 2 及び図 3 に示した両鉗子片 20, 20 では、同じ形状であったものに対して、図 7 及び図 8 に示した鉗子片 120U, 120L において、その内面を構成する鋸歯状凹凸部 120Ua, 120La における凸部 T と凹部 R (図 8) とは、軸線方向に半ピッチ分ずれており、従って鉗子片 120U, 120L を閉状態にすると、図 7 に示したように、一方側の凸部 T が他方側の凹部 R に入り込むようになって、ほぼ全面で当接することになる。つまり、鉗子片 120U と鉗子片 120L との内面は、それぞれに凹凸が存在するにも拘わらず、軸線方向における全長にわたってほぼ等しい距離となっている。

#### 【0041】

また、図 9 及び図 10 に示したように、両鉗子片 120U, 120L の鋸歯状凹凸部 120Ua, 120La となっている内面は可撓性コード 11 の直径の半分以下となっている。ただし、可撓性コード 11 の直径の 1/6 より大きくなっている。そして、この内面から反対側の面、つまり外面 120Ub, 120Lb に向けて連続的に幅寸法が大きくなり、鉗子片 120U, 120L の側面はテーパ形状の傾斜面となっている。ここで、外面 120Ub, 120Lb と鋸歯状凹凸部 120Ua, 120La からなる内面との寸法差は、外面側が 2 倍程度となるように設定されている。そして、鉗子片 120U, 120L においても、その鋸歯状凹凸部 120Ua, 120La 以外は、外面 120Ub, 120Lb を含めて全体が絶縁被覆されている。

#### 【0042】

以上のように構成することによって、止血のために、体内組織の出血している部位を両鉗子片 120U, 120L 間で挟持したときに、両方の鋸歯状凹凸部 120Ua, 120La がほぼ同じ距離関係となり、かつ体内組織に対する押圧力も全体に均等になるので、焼灼による凝固は広い範囲において均一に行われる。また、鉗子片 120U, 120L の閉鎖時には、凹凸部 120Ua, 120La が当接するようになるので、体内組織の切開もより効率的に行うことができる。

#### 【0043】

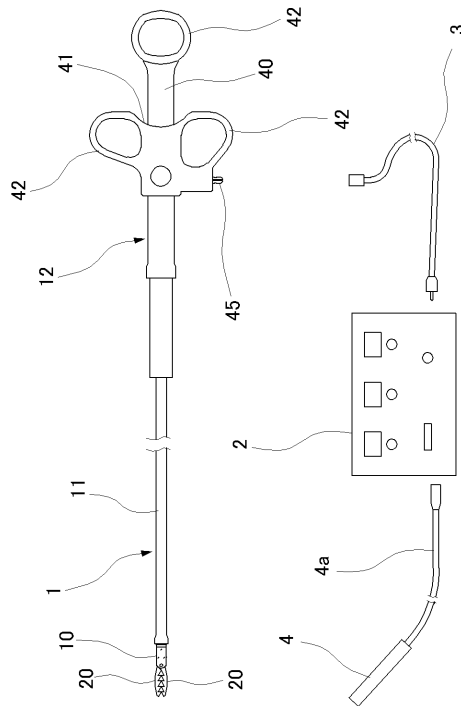
しかも、鉗子片 120U, 120L は、両外面側 120Ub, 120Lb が幅方向の厚みが大きくなっている所以、基端側が支軸 21 に連結されて、片持ち状態となっている鉗子片 120U, 120L の強度を高くしている。従って、体内組織に対する把持時に変形したりすることがなく、大きな把持力を作用させることができ、その作動の安定性、体内組織等の把持能力の向上が図られる。そして、両鉗子片 120U, 120L は、鋸歯状凹凸部 120Ua, 120La 以外の部位は絶縁被覆されているので、両側面が外面 120Ub, 120Lb 側に向けて広がるように傾斜していても、高周波電流を流したときに、この傾斜面に当接している体内組織等が焼灼されることはない。

## 【符号の説明】

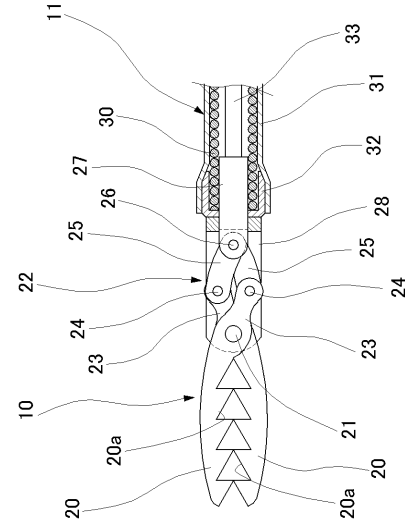
## 【 0 0 4 4 】

- |                   |        |                |         |
|-------------------|--------|----------------|---------|
| 1                 | 鉗子     | 2              | 高周波電源   |
| 10                | 鉗子本体   | 11             | 可撓性コード  |
| 12                | ハンドル部  | 20, 120U, 120L | 鉗子片     |
| 20a, 120Ua, 120La | 鋸歯状凹凸部 | 30             | コイルスリーブ |
| 120Ub, 120Lb      | 外面     | 33             | 操作ワイヤ   |
| 31                | 絶縁チューブ | 41             | スライダ    |
| 40                | 軸部     | 45             | 端子部     |
| 44                | スライド駒  |                |         |

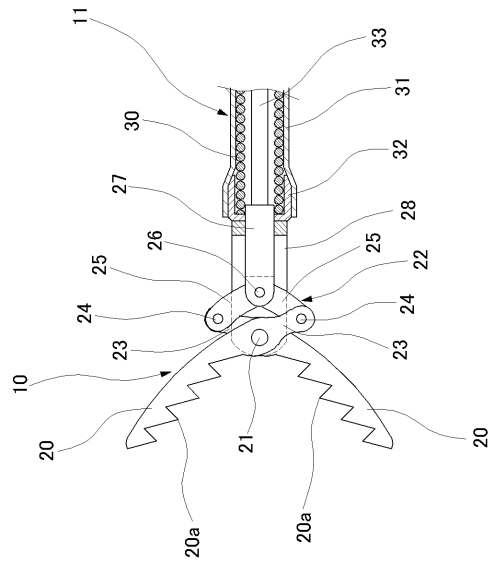
【図1】



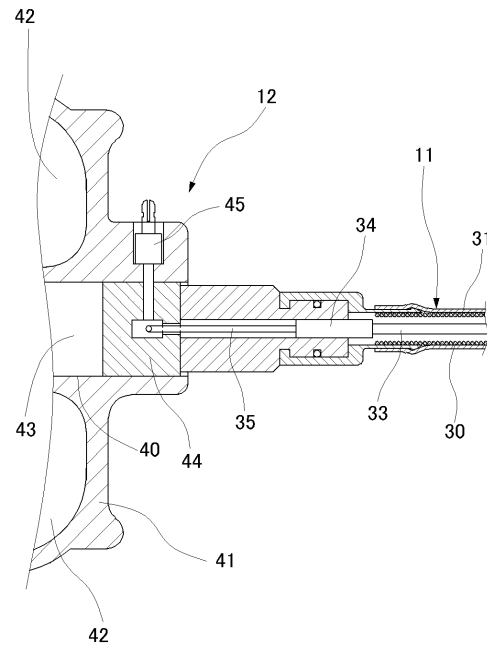
【図2】



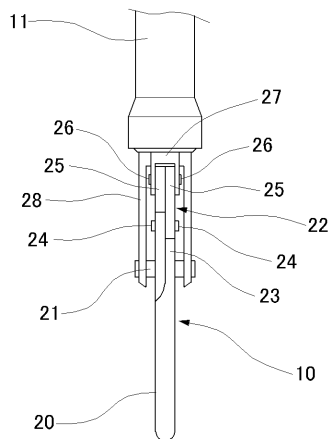
【図 3】



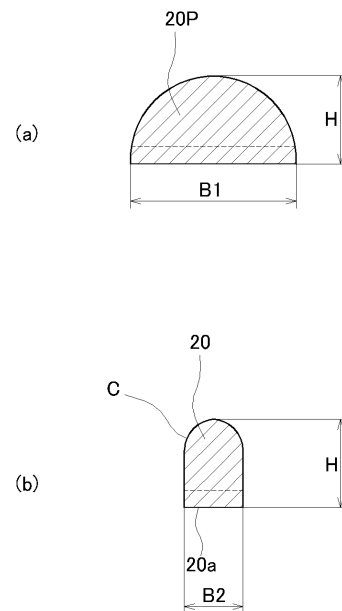
【図 4】



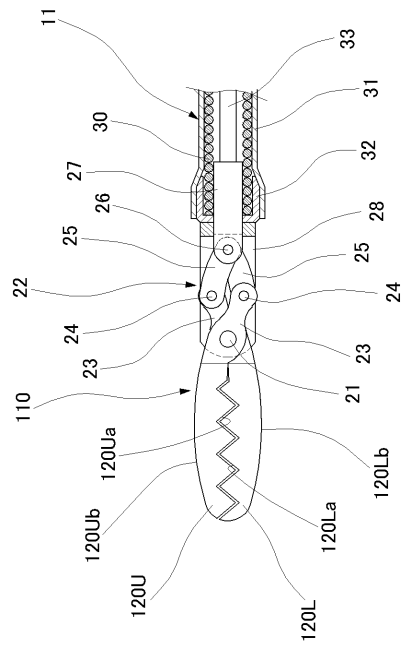
【図 5】



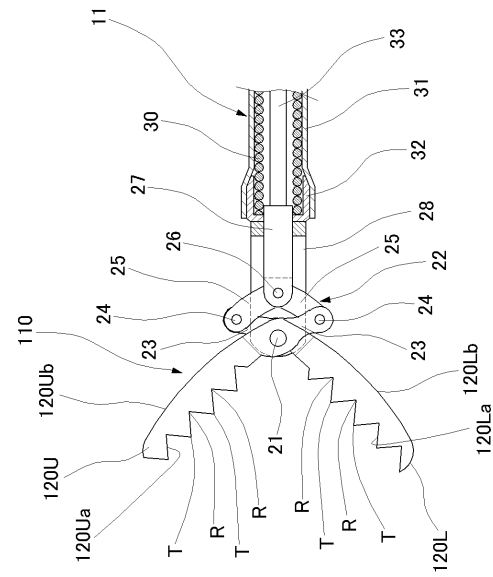
【図 6】



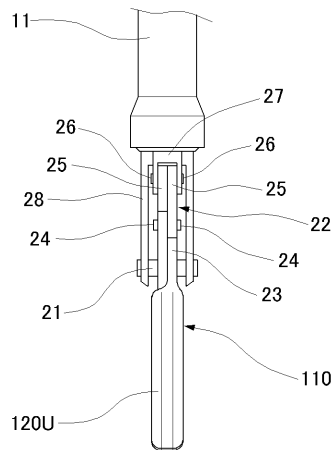
【図 7】



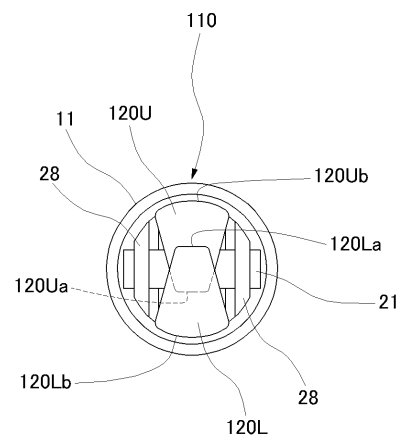
【図 8】



【図 9】



【図 10】



---

フロントページの続き

審査官 石川 薫

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

(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)	高频治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP5636449B2</a>	公开(公告)日	2014-12-03
申请号	JP2013020435	申请日	2013-02-05
[标]申请(专利权)人(译)	哉Akahoshi 富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	哉Akahoshi 富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	哉Akahoshi 富士胶片株式会社		
[标]发明人	赤星和也 赤羽秀文		
发明人	赤星 和也 赤羽 秀文		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2018/00083 A61B2018/1497		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C160/GG23 4C160/GG24 4C160/GG28 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN13		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	石川馨		
优先权	2007138823 2007-05-25 JP		
其他公开文献	JP2013078687A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：从根本上提供作为抓钳的钳子主体，以通过流动高频电流，特别是切口治疗来增强烧灼功能，并提高治疗的安全性。设置在柔性绳索的远端处的钳子主体包括一对上部和下部钳子件120U，120L，其在其内表面上形成有锯齿状凹凸部分20a并且可以相互打开和闭合，两个钳子片120U，120L的锯齿形凹凸部分120Ua，120La的内表面被驱动以打开和关闭柔性绳11的直径的一半或更小。，宽度尺寸从该内表面朝向相对表面连续增加，即，外表面120 Ub，120 Lb，并且钳子件120 U，120 L的侧表面是锥形的并且是一个倾斜的形状表面。The 10

