

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5754557号

(P5754557)

(45) 発行日 平成27年7月29日(2015.7.29)

(24) 登録日 平成27年6月5日(2015.6.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

請求項の数 5 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2014-532171 (P2014-532171)
 (86) (22) 出願日 平成25年11月12日(2013.11.12)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/080523
 (87) 国際公開番号 W02014/077238
 (87) 国際公開日 平成26年5月22日(2014.5.22)
 審査請求日 平成26年7月4日(2014.7.4)
 (31) 優先権主張番号 61/725,645
 (32) 優先日 平成24年11月13日(2012.11.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

早期審査対象出願

(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4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
 (73) 特許権者 514171935
 豊永 高史
 兵庫県神戸市中央区熊内町7-6-1-2
 206
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象組織と接触する鉗子面を有し、前記鉗子面を対向させて開閉する一対の鉗子片を備え、

前記鉗子面の中央部に長円状の凹部が形成されることにより、前記鉗子面が前記凹部の周囲に形成され、

前記鉗子片は、前記長円状の凹部の先端側の略半円形部を形成する先端部、基端側の略半円形部を形成する基端部、および前記先端部と前記基端部とをつなぐ直線状の中間部からなり、

前記鉗子面において、

前記直線状の中間部の先端から基端までの全長にわたり設けられた略長方形の第一領域は、上面が非鋭利状態に形成された複数の第一歯を有し、

前記第一領域よりも前記鉗子片の先端側に位置する前記先端部の全長にわたり設けられた第二領域は、上面が前記第一歯よりも鋭利に形成された複数の第二歯を有し、

前記第一領域の複数の前記第一歯は前記中間部の先端から基端まで厚みが略一定であり、

前記第二領域の複数の前記第二歯の厚みは前記第一領域の複数の前記第一歯の厚みより薄い

内視鏡用処置具。

【請求項2】

10

20

前記第二領域の複数の前記第二歯は、前記第一領域から先端側へ離間するほど厚みが薄い

請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記第二領域は前記一对の鉗子片が閉じられた状態において、対向する前記第二歯が噛み合うように構成され、

前記第一領域は前記一对の鉗子片が閉じられた状態において、対向する前記第一歯の上面同士が接触しないように前記鉗子面が距離を空けて対向している

請求項 2 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記非鋭利状態に形成された複数の前記第一歯のそれぞれは、前記上面が平坦に形成される

請求項 3 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

前記一对の鉗子片が閉じられた状態において、前記第一領域における前記鉗子面は、互いに非接触となるように、所定の距離をあけて離間している

請求項 4 に記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用処置具、より詳しくは、高周波電流を通電して使用する内視鏡用処置具に関する。

本願は、2012年11月13日に、米国に仮出願された米国特許出願第61／725,645号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡用処置具の一つとして、一对の鉗子片で把持した組織に高周波電流を印加して組織を焼灼凝固することにより止血を行うものが知られている。この内視鏡用処置具は、高周波鉗子などとも呼ばれる。

特許文献1には、高周波電流を印加して使用する止血鉗子が記載されている。一对の鉗子片において、対向する鉗子面の中央部には凹部が設けられており、組織に接触する鉗子面は、凹部の周囲で一定の幅を有する帯状に形成されている。この構成により、鉗子面のどの部分で組織を把持しても、組織に接触する鉗子面が均一な幅となり、その結果焼灼が常に均一な幅で行うことが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】日本国特開2005-58344号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1に記載の高周波鉗子は、焼灼が常に均一な幅で行うことができるという利点を有する反面、すべての歯の上面が非鋭利状態でかつ厚めに形成されているため、鉗子片間に挟んだ対象組織に比較的大きな反力が作用し、挟んだ組織が滑るようになり鉗子片間から外れてしまうことがあるという問題がある。

【0005】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであって、対象組織を確実に保持することが可能な内視鏡用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】

【0006】

10

20

30

40

50

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の第1の態様の内視鏡用処置具は、対象組織と接触する鉗子面を有し、前記鉗子面を対向させて開閉する一対の鉗子片を備え、前記鉗子面の中央部に長円状の凹部が形成されることにより、前記鉗子面が前記凹部の周囲に形成され、前記鉗子片は、前記長円状の凹部の先端側の略半円形部を形成する先端部、基端側の略半円形部を形成する基端部、および前記先端部と前記基端部とをつなぐ直線状の中間部からなり、前記鉗子面において、前記直線状の中間部の先端から基端までの全長にわたり設けられた略長方形の第一領域は、上面が非鋭利状態に形成された複数の第一歯を有し、前記第一領域よりも前記鉗子片の先端側に位置する前記先端部の全長にわたり設けられた第二領域は、上面が前記第一歯よりも鋭利に形成された複数の第二歯を有し、前記第一領域の複数の前記第一歯は前記中間部の先端から基端まで厚みが略一定であり、前記第二領域の複数の前記第二歯の厚みは前記第一領域の複数の前記第一歯の厚みより薄い。

10

【0007】

本発明の第2の態様によれば、上記第1の態様の内視鏡用処置具において、前記第二領域の複数の前記第二歯は、前記第一領域から先端側へ離間するほど厚みが薄くてもよい。

本発明の第3の態様によれば、上記第2の態様の内視鏡用処置具において、前記第二領域は前記一対の鉗子片が閉じられた状態において、対向する前記第二歯が噛み合うように構成され、前記第一領域は前記一対の鉗子片が閉じられた状態において、対向する前記第一歯の上面同士が接触しないように前記鉗子面が距離を空けて対向してもよい。

20

本発明の第4の態様によれば、上記第3の態様の内視鏡用処置具において、前記非鋭利状態に形成された複数の前記第一歯のそれぞれは、前記上面が平坦に形成されてもよい。

本発明の第5の態様によれば、上記第4の態様の内視鏡用処置具において、前記一対の鉗子片が閉じられた状態で、前記第一領域における前記鉗子面は、互いに非接触となるように、所定の距離をあけて離間していてもよい。

【発明の効果】

【0008】

上記各態様の内視鏡用処置具では、第二領域の歯の上面は、鋭利に形成され、かつ、一対の鉗子片が閉じた状態においてかみ合うため、挟まれた対象組織に対して稜線により大きい圧力が作用し、対象組織が歯から滑りにくい。したがって、対象組織を確実に保持することが可能である。

30

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の一実施形態の内視鏡用処置具の全体構成を示す図である。

【図2】同処置部を構成する鉗子片を鉗子面側から見た図である。

【図3】図2のA-A線における断面図である。

【図4】同鉗子片を先端側から見た図である。

【図5】同内視鏡用処置具の使用時の一過程を示す図である。

【図6】同内視鏡用処置具の使用時の一過程を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

40

以下、本発明の一実施形態について、図1から図6を参照して説明する。

図1には、本実施形態の内視鏡用処置具である高周波鉗子1の全体構成を示す図である。高周波鉗子1は、可撓性を有する長尺の挿入部10と、挿入部10の先端部に取り付けられた処置部20と、挿入部10の基端部に取り付けられた操作部50とを備えている。

【0011】

挿入部10は、樹脂やコイル等で内腔を有する筒状に形成されており、後述する操作ワイヤが進退可能に挿通されている。

50

処置部 20 は、同形同大の一对の鉗子片 30 が、回動軸 21 で相対回動可能に連結されて構成されている。回動軸 21 は、挿入部 10 の先端に固定されたベース 22 に固定されているため、回動軸 21 は、挿入部 10 に対して固定されている。一对の鉗子片 30 の基端部には、それぞれ操作ワイヤ 23 が接続されている。各操作ワイヤ 23 は、挿入部 10 の内腔を通して操作部 50 に接続されている。

【0012】

操作部 50 は、挿入部の基端部に固定された操作部本体 51 と、操作部本体 51 の長手方向に摺動可能に取り付けられたスライダ 52 とを備えており、その基本構成は公知である。挿入部 10 内を通して延びた各操作ワイヤ 23 の基端部は、操作部本体 51 の内部空間に突出し、スライダ 52 に固定されている。したがって、スライダ 52 を操作部本体 51 に対して摺動させることで、2 本の操作ワイヤ 23 を挿入部 10 に対して進退させることができる。上述のように、回動軸 21 は、挿入部 10 に固定されているため、操作ワイヤ 23 の進退により各鉗子片 30 が回動軸 21 を中心に回動して、一对の鉗子片 30 が開閉される。

10

【0013】

また、スライダ 52 には、外部の高周波電源と接続されるプラグ 55 が設けられている。プラグ 55 は、各操作ワイヤ 23 と電氣的に接続されているため、プラグ 55 から各操作ワイヤ 23 を通じて一对の鉗子片 30 に高周波電流を印加することができる。

【0014】

一对の鉗子片 30 の回動方向において対向する面が、組織と接触する鉗子面 31 である。図 2 は、鉗子片 30 を鉗子面 31 側から見た図であり、図 3 は、図 2 の A-A 線における断面図である。鉗子片 30 は、回動軸に連結される基部 32 と、基部 32 の先端側に設けられた把持部 33 とを有し、把持部 33 に鉗子面 31 が設けられている。

20

【0015】

鉗子面 31 の中央部には所定の深さの有底の凹部 34 が設けられている。これにより、鉗子片 30 は、鉗子面 31 側に開口する略カップ状に形成され、凹部 34 の周囲に、所定の幅で鉗子面 31 が形成されている。

鉗子片 30 を鉗子面 31 の法線方向に見た状態において、凹部 34 は長円形に形成されている。また、把持部 33 も基端側を除き略長円形に形成されている。これにより、把持部 33 には、基端側の第一領域 33A と、先端側の第二領域 33B とが設けられている。

30

【0016】

第一領域 33A の鉗子面 31a には、周方向に所定間隔で凹凸が設けられることにより複数の歯（第一歯）35 が設けられている。第一領域 33A は、略長円形の把持部 33 のうち、略長方形の中間部を構成し、第一領域 33A に位置する長円形の凹部 34 の部位も略長方形であるため、第一領域 33A における鉗子面 31a は、幅が略一定の略直線状に形成されており、鉗子面 31a に設けられた歯 35 の厚み（鉗子面 31 が延びる周方向に鉗子面 31 上で直交する方向における寸法）が略一定である。本実施形態では、歯 35 の厚み t_1 は、例えば 0.25 ミリメートル (mm) 以上 0.4 mm 以下であり、かつ各々の歯 35 の上面 35a は平坦であり、明確な稜線を有さない非鋭利な状態に形成されている。すなわち、複数の歯 35 は、尖った部分を有していない。

40

【0017】

図 4 は、鉗子片 30 を先端側から見た図である。略半円形の第二領域 33B の鉗子面 31b にも、周方向に並ぶ複数の歯（第二歯）36 が形成されている。図 2 に示すように、第二領域 33B では、第一領域 33A から離間するにつれて鉗子面 31b および歯 36 の厚みが薄い。すなわち、鉗子面 36b 側から見たときの、基端側よりも先端側の歯の厚み t_2 の方が薄い。第二領域 33B の先端付近における歯 36 の厚みの最小値 t_2 は、例えば 0.15 mm 以上 0.25 mm 以下である。また第二領域 33B に形成された各々の歯 36 は、第一領域 33A の歯 35 と異なり、上面 36a が稜線（鉗子面）36b を有する鋭利な状態に形成されている。すなわち、複数の歯 36 は、尖った部分を有している。

また、鉗子面 36b 側から見たときの、歯 36 の厚み t_2 は、歯 35 の厚み t_1 よりも

50

薄く形成されていることが好ましい。

【0018】

第二領域33Bの上下の歯36は、図1に示すように、一对の鉗子片30が閉じられた状態においてかみ合うように構成されている。一方、第一領域33Aでは、一对の鉗子片30が閉じられた状態において、上下の歯35の上面35aどうしが接触しないように、鉗子面31どうしが所定の距離を空けて対向している。本実施形態において、鉗子面は、複数の歯の最も上側を含む面を意味する。すなわち、第一領域33Aの鉗子面は、歯35の上面35aと同一面上にあり、第二領域33Bの鉗子面は、歯36の稜線36bと同一面上にある。

【0019】

上記のように構成された本実施形態の内視鏡用処置具1の使用時の動作について説明する。

使用者は、まず図示しない内視鏡を患者の体内に導入し、処置を行う対象組織の付近まで内視鏡の先端部を移動させる。次に、内視鏡用処置具1を処置部20側から内視鏡の鉗子チャンネルに挿入し、鉗子チャンネルの先端開口から処置部20を突出させる。

【0020】

使用者は、内視鏡の視野で対象組織を確認しながら、操作部50のスライダ52を操作させて一对の鉗子片30を開き、鉗子片30間に対象組織の一部を位置させた状態で鉗子片30を閉じ、対象組織を把持する。このとき、図5に示すように、先端側の第二領域33Bに形成された歯36がまず対象組織Tsに食い込み、対象組織Tsが歯36の基端側エッジ37に係止されつつ一对の鉗子片30間に挟まれる。

【0021】

対象組織Tsを把持する際、第二領域33Bの歯36間に挟まれた対象組織Tsは、鉗子面31と直交する方向に圧縮されることにより、元の形状に戻ろうとする反力を発生する。この反力は、圧縮される対象組織Tsの面積に比例して大きくなる。

【0022】

本実施形態の内視鏡用処置具1では、第二領域33Bの歯36の上面36aは、鋭利に形成されかつ一对の鉗子片30が閉じた状態においてかみ合うため、挟まれた対象組織に対して稜線36bにより大きい圧力が作用し、対象組織Tsが歯36から滑りにくい。

また、歯36の厚みが第一領域33Aの歯35よりも薄く設定されており、歯35よりも歯36の方が対象組織との接触面積が小さい。そのため、歯35よりも歯36の方が小さい力で対象組織Tsに食い込み、対象組織Tsが鉗子片間に確実に保持される。

さらに、一对の鉗子片30間で対象組織Tsを挟む際に対象組織Tsと接触する鉗子面31の厚みが、対象組織Tsにより早く接触する第二領域33Bでより薄くなるように設定されている。その結果、鉗子片間に挟んだ対象組織に鉗子間から外れるように移動する反力が作用しにくく、対象組織を鉗子片間に確実に保持することができる。

【0023】

使用者がさらに一对の鉗子片30を閉じていくと、鉗子片30間に対象組織Tsがさらに挟まれていき、図6に示すように、第一領域33Aの上下の歯35と対象組織Tsとが接触する。この状態で、使用者がプラグ55に高周波電流を通電すると、高周波電流は、操作ワイヤ23を通り、一对の鉗子片30間に通電され、鉗子片30間に挟まれた対象組織Tsが焼灼される。このとき、上面35aが非鋭利に形成された第一領域33Aの歯35が、一对の鉗子片30間に確実に保持された対象組織に接触した状態で、高周波電流が処置部20に印加される。したがって、対象組織に大きな面積で接触して高周波電流を印加することにより、大きな面積を焼灼凝固して確実に止血等の所望の手技を行うことができる。

このように、本実施形態の内視鏡用処置具1では、対象組織を確実に鉗子片間に保持することと、高周波電流の印加時に大きな面積を焼灼凝固することとの2点を高いレベルで両立させつつ手技を行うことが可能になる。

【0024】

以上、本発明の一実施形態を説明したが、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されず、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において構成要素の組み合わせを変えたり、各構成要素に種々の変更を加えたり、削除したりすることが可能である。

例えば、本発明の内視鏡用処置具において、処置部における第一領域および第二領域の比率や具体的形状、および寸法等に特に制限はなく、適宜設定されてよい。例えば、第二領域が半円径でなく、より先端側に突出する形状に形成されてもよい。

【0025】

また、一对の鉗子片を閉じた状態における第一領域の鉗子面間の距離は、第一領域にわたって同一でなくてもよい。例えば、基端側に向かうにつれて鉗子面間の距離が徐々に大きくなるように設定されてもよい。この場合、基端側に向かうにつれて鉗子面間の距離が徐々に大きくなることで、基端側に行くに従い鉗子を閉じたときに第一領域の鉗子片間で受け入れられる対象組織の容積が増加するため、第一領域に把持された対象組織に過度な力をかけて組織を損傷することなく、第一歯の上面に対象組織を接触させることができる。

10

【産業上の利用可能性】

【0026】

上記実施形態の内視鏡用処置具では、第二領域の歯の上面は、鋭利に形成されかつ一对の鉗子片が閉じた状態においてかみ合うため、挟まれた対象組織に対して稜線により大きい圧力が作用し、対象組織が歯から滑りにくい。したがって、対象組織を確実に保持することが可能である。

20

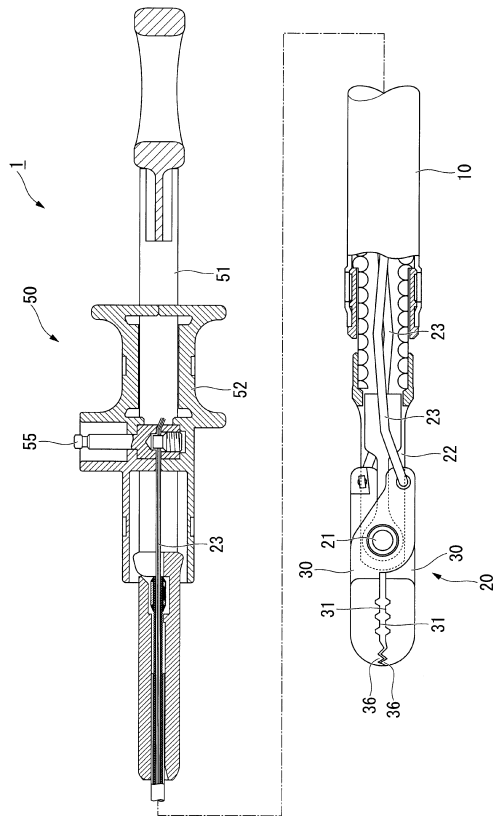
【符号の説明】

【0027】

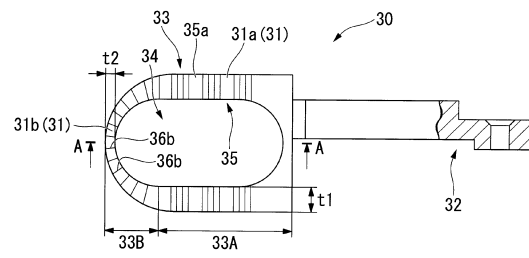
- 1 高周波鉗子（内視鏡用処置具）
- 30 一对の鉗子片
- 31 鉗子面
- 33A 第一領域
- 33B 第二領域
- 34 凹部
- 35 歯（第一歯）
- 36 歯（第二歯）

30

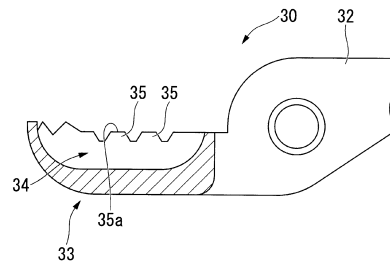
【図 1】



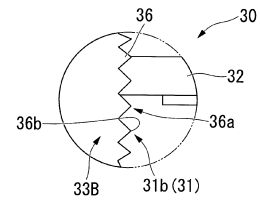
【図 2】



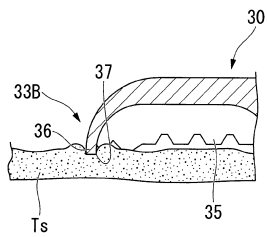
【図 3】



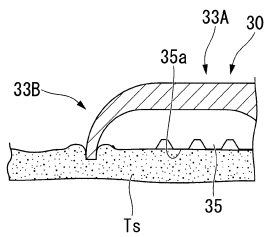
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(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 100139686

弁理士 鈴木 史朗

(74)代理人 100161702

弁理士 橋本 宏之

(72)発明者 豊永 高史

兵庫県神戸市中央区熊内町7-6-1-2206

(72)発明者 金子 達也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 特開2009-297503 (JP, A)

米国特許出願公開第2003/0144693 (US, A1)

特表平10-506035 (JP, A)

特開2000-070280 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/28

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP5754557B2	公开(公告)日	2015-07-29
申请号	JP2014532171	申请日	2013-11-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 丰隆		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 丰隆		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 丰隆		
[标]发明人	豊永高史 金子達也		
发明人	豊永 高史 金子 達也		
IPC分类号	A61B17/28		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B18/1492 A61B10/04 A61B10/06 A61B2017/320064 A61B2018/00595 A61B18/1447 A61B18/1482		
FI分类号	A61B17/28.310		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
审查员(译)	毛利 大輔		
优先权	61/725645 2012-11-13 US		
其他公开文献	JPWO2014077238A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜治疗仪器包括一对钳子片，该钳子片具有与目标组织接触并且钳子彼此面对面地打开和闭合的钳子面，并且通过在钳子面的中心部分形成凹入部分，其中，钳子表面围绕凹陷部分形成，钳子表面上的钳子片的近端侧上的第一区域具有多个第一齿，其上表面形成为非尖锐状态，钳子片远端侧上的第二区域比一个区域具有多个第二齿，其上表面形成清晰。

(21) 出願番号	特願2014-532171 (P2014-532171)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成25年11月12日 (2013.11.12)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/080523		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	WO2014/077238	(74) 代理人	100106809
(87) 国際公開日	平成26年5月22日 (2014.5.22)		弁理士 堀井 澄雄
審査請求日	平成26年7月4日 (2014.7.4)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	61/725,645		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成24年11月13日 (2012.11.13)	(73) 特許権者	514171935
(33) 優先権主張国	米国 (US)		豊永 高史
早期審査対象出願			兵庫県神戸市中央区熊内町7-6-1-2 206
		(74) 代理人	100106809
			弁理士 堀井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武