

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6113382号
(P6113382)

(45) 発行日 平成29年4月12日(2017.4.12)

(24) 登録日 平成29年3月24日(2017.3.24)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 17/32 5 1 0

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 18/14

請求項の数 12 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2016-568265 (P2016-568265)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年7月24日(2015.7.24)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/071133		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02016/111030	(74) 代理人	100108855
(87) 国際公開日	平成28年7月14日(2016.7.14)		弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成28年12月21日(2016.12.21)	(74) 代理人	100103034
(31) 優先権主張番号	特願2015-1838 (P2015-1838)		弁理士 野河 信久
(32) 優先日	平成27年1月7日(2015.1.7)	(74) 代理人	100153051
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 河野 直樹
早期審査対象出願		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処置具および処置システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

導電性の液体で満たされた環境下で使用される処置具であって、
 超音波振動により処置対象部位を処置する処置部と、前記処置部とは反対側に設けられた背部と、を有すると共に、バイポーラ処置における一方の極を構成するプローブと、
 前記バイポーラ処置における他方の極を構成する突出部を有するとともに、前記プローブを取り囲む中空のシースと、
 前記プローブの前記処置部を露出するように前記シースに設けられ、前記プローブの中心軸に対する傾きが互いに異なる複数の部分を有する切欠部と、
 前記シースの内周面を覆う第1絶縁部材と、
 前記シースの外周面を覆う第2絶縁部材と、
 を備え、
 前記切欠部は、前記切欠部が規定する面と前記第2絶縁部材の外周面とが交わる位置にある角部のなす角が鈍角になるように斜めに形成される処置具。

【請求項 2】

隣接する2つの前記部分の境界部は、円弧状をなしている請求項1に記載の処置具。

【請求項 3】

前記複数の部分は、

前記中心軸に対して傾いた複数の第1部分と、

前記中心軸に対する傾きが前記第1部分よりも小さく、前記第1部分の寸法よりも大き

い寸法を有し、前記複数の第 1 部分同士の間挟まれる第 2 部分と、
を含む請求項 2 に記載の処置具。

【請求項 4】

前記突出部は、前記背部に沿って平らに設けられるとともに前記背部に近接して設けられる請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 5】

前記第 2 絶縁部材は、前記シースの外周面の一部を露出させる第 2 切欠部を有する請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 6】

前記プローブと前記第 1 絶縁部材との間に介在され、前記プローブの基端側に前記液体が浸入することを阻止するリング状のシール部材を備える請求項 5 に記載の処置具。

10

【請求項 7】

前記シール部材は、前記第 1 絶縁部材と当接する当接面と、前記当接面から窪むとともに前記第 1 絶縁部材と前記当接面との間に浸入した前記液体を内部に貯留できる溝部と、を有する請求項 6 に記載の処置具。

【請求項 8】

前記シール部材は、ゴム状の弾性を有するとともに前記プローブの基端方向側に行くにつれて前記プローブの半径方向に関する厚み寸法が大きくなる請求項 7 に記載の処置具。

【請求項 9】

前記溝部は、前記プローブの延びている方向に対して斜めに延びており、
前記シール部材は、封止片を有し、前記封止片は、前記溝部と前記第 1 絶縁部材との間で前記溝部の周囲の一部を規定するとともに鋭角をなした請求項 7 に記載の処置具。

20

【請求項 10】

前記溝部は、前記プローブを中心とするらせん状に延びており、
前記シール部材は、壁部を有し、当該壁部は、前記らせん状の溝部の前記プローブの基端側の端部を閉塞する請求項 7 に記載の処置具。

【請求項 11】

前記シースは、先端方向側に設けられ基端方向側の部分よりも直径が小さくなった小径部を有し、当該小径部に前記突出部および前記切欠部が設けられる請求項 1 に記載の処置具。

30

【請求項 12】

請求項 1 に記載の処置具と、
前記処置具で処置する箇所を視認する内視鏡装置と、
を備える処置システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、関節鏡視下手術で用いられる処置具に関する。また、本発明は、その処置具を備える処置システムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来から超音波振動によって骨などの硬組織を処置する超音波手術具が知られている。例えば、特開 2005 - 152098 号公報に開示されている超音波ハンドピースは、超音波振動を出力する超音波振動機構と、超音波振動機構から伝達される振動により骨等の硬組織を切削するホーンと、を備えている。そして、ホーンは、本体部と、メス部とを有し、メス部が骨等の硬組織に当接して切削が行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

50

【特許文献１】特開２００５－１５２０９８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

ところで、超音波振動を用いて骨等の硬組織を切削している最中に血管を有する組織から出血が生じ、この出血により視野が阻害されることがある。しかしながら、前述した超音波ハンドピースは、止血機能を兼ね備えていないため、止血用デバイスに交換したうえで組織に対して止血を行う必要がある。このようにデバイスの交換を要する場合には、デバイスを交換する間に出血が進んで、術者が出血箇所を見失う可能性がある。したがってこのような場合には、出血箇所を含む広範囲の組織を焼灼する必要がある、術者の心理的負担が増大するとともに手術時間の増加にもつながる。

10

【０００５】

本発明は、関節鏡視下手術において、切削処置と止血処置の両方を実施できる処置具および処置システム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】

前記目的を達成するために、本発明のある態様では、導電性の液体で満たされた環境下で使用される処置具は、超音波振動により処置対象部位を処置する処置部と、前記処置部とは反対側に設けられた背部と、を有すると共に、バイポーラ処置における一方の極を構成するプローブと、前記バイポーラ処置における他方の極を構成する突出部を有するとともに、前記プローブを取り囲む中空のシースと、前記プローブの前記処置部を露出するように前記シースに設けられ、前記プローブの中心軸に対する傾きが互いに異なる複数の部分を有する切欠部と、を備える。

20

【０００７】

また、前記目的を達成するために、本発明のある態様では、処置システムは、上記処置部と、処置具で処置する箇所を視認する内視鏡装置と、を備える。

【発明の効果】

【０００８】

本発明によれば、関節鏡視下手術において、切削処置と止血処置の両方を実施できる処置具および処置システムを提供できる。

30

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】図１は、本発明の第１実施形態に係る処置システムを示す概略図である。

【図２】図２は、図１に示す処置システムの処置具の長手方向に沿った面で切断して示す断面図である。

【図３】図３は、図２に示す処置具の振動発生部をプローブの長手方向に沿った面で切断して示す断面図である。

【図４】図４は、図２に示す処置具のプローブ、シースおよびシール部材を示す断面図である。

【図５】図５は、図４に示すシール部材を拡大して示した断面図である。

40

【図６】図６は、図５に示すシール部材をシースに挿し込む前の状態（実線）と、シース内に差し込んだ状態（破線）と、を示した断面図である。

【図７Ａ】図７Ａは、図４に示すプローブおよびシースを斜め方向から示した斜視図であり、

【図７Ｂ】図７Ｂは、変形例にかかるプローブおよびシースを斜め方向から示した斜視図である。

【図８】図８は、図７Ａに示すプローブおよびシースを横方向から示した側面図である。

【図９】図９は、図１に示す処置具を用いて骨を削る処置を行う状態を示す斜視図である。

【図１０】図１０は、図１に示す処置具を用いて止血処置を行う際の状態を示し、プロー

50

ブの延びている方向に沿ってシースを破断して、内部にあるプローブを示した側面図である。

【図 1 1】図 1 1 は、第 1 の実施形態の処置システムの第 1 変形例に係るシースおよびプローブをプローブの延びている方向と交差（直交）する面で切断して示す断面図である。

【図 1 2】図 1 2 は、第 1 の実施形態の第 2 変形例に係るシースおよびプローブをプローブの延びている方向に沿う面で切断して示した断面図である。

【図 1 3】図 1 3 は、第 1 の実施形態の第 3 変形例に係るシール部材、シースおよびプローブをプローブの延びている方向に沿う面で切断して示した断面図である。

【図 1 4】図 1 4 は、第 1 の実施形態の第 4 変形例に係るシール部材およびプローブを示した斜視図である。

10

【図 1 5】図 1 5 は、第 2 実施形態に係る処置システムの処置具のプローブおよびシースを示した側面図である。

【図 1 6】図 1 6 は、図 1 5 に示す処置具を用いて骨を削る処置を行う状態を示す斜視図である。

【図 1 7】図 1 7 は、図 1 5 に示す処置具を用いて止血処置を行う際の状態を示す斜視図である。

【図 1 8】図 1 8 は、第 2 実施形態の処置システムの第 1 変形例に係るシース、第 2 絶縁部材、およびプローブ周りを示した斜視図である。

【図 1 9】図 1 9 は、第 3 実施形態に係る処置システムの処置部のプローブおよびシースの先端部付近を示した側面図。

20

【図 2 0】図 2 0 は、図 1 9 に示す処置具を用いて骨を削る処置を行う状態を示す斜視図である。

【図 2 1】図 2 1 は、図 1 9 に示す処置具を用いて止血処置を行う際の状態を示す斜視図である。

【図 2 2】図 2 2 は、第 4 実施形態に係る処置システムの処置部のプローブおよびシースの先端部付近を示した側面図。

【図 2 3】図 2 3 は、図 2 2 に示す処置具を用いて骨を削る処置を行う状態を示す斜視図である。

【図 2 4】図 2 4 は、図 2 2 に示す処置具を用いて止血処置を行う際の状態を示す斜視図である。

30

【図 2 5】図 2 5 は、第 5 実施形態に係る処置システムのプローブおよびシースの突出部付近を示した側面図。

【図 2 6】図 2 6 は、図 2 5 に示すシースの突出部および切欠部を示す断面図である。

【図 2 7】図 2 7 は、図 2 5 に示す矢印 A 方向からプローブ、シースの突出部、および第 2 絶縁部材を示す図である。

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 7 に示す F 2 8 - F 2 8 線に沿った断面図である。

【図 2 9】図 2 9 は、図 2 5 に示すプローブおよびシースの突出部を内視鏡装置の視野で見た状態を模式的に示した斜視図である。

【図 3 0】図 3 0 は、第 5 実施形態に係る処置システムの変形例にかかるプローブおよびシースの突出部を示した断面図である。

40

【図 3 1】図 3 1 は、第 6 実施形態に係る処置システムのプローブおよびシースの突出部を示した断面図である。

【図 3 2】図 3 2 は、図 3 1 に示すプローブおよびシースの突出部を狭い空間に差し込んで使用する状態を示す斜視図である。

【図 3 3】図 3 3 は、第 7 実施形態に係る処置システムのプローブおよびシースの突出部を示した側面図である。

【図 3 4】図 3 4 は、図 3 3 に示す矢印 B の方向から処置システムを示す図である。

【図 3 5】図 3 5 は、図 3 3 に示す処置システムにおいてバイポーラ処置を行う状態を模式的に示す側面図である。

【図 3 6】図 3 6 は、第 7 実施形態に係る処置システムを示す概略図である。

50

【発明を実施するための形態】**【0010】****[第1の実施形態]**

本発明の第1の実施形態について、図1乃至図10を参照して説明する。処置システム11は、処置対象部位として例えば、肩、膝、肘等の関節の処置に用いられる。より具体的には、図1に示すように、処置システム11は、関節における第1の骨12と第2の骨13との間の処置に用いられる。処置システム11は、処置具14と、処置具14を動作させるための電源ユニット37と、関節鏡15を含む内視鏡装置16と、を備える。

【0011】

図1に示すように、内視鏡装置16は、関節鏡15と、画像処理ユニット17と、表示ユニット18と、を備えている。

10

【0012】

関節鏡15は、挿入部21と、保持部22と、を備える。処置システム11を用いた処置においては、挿入部21の先端部が関節腔23に挿入される。保持部22には、ユニバーサルコード24の一端が接続されている。ユニバーサルコード24の他端は、画像プロセッサ等の画像処理ユニット17に接続されている。画像処理ユニット17は、モニタ等の表示ユニット18に電氣的に接続されている。

【0013】

挿入部21の先端部には、撮像素子が設けられている。撮像素子は、観察窓を通して、被写体を撮像する。撮像素子は、挿入部21の内部、保持部22の内部及びユニバーサルコード24の内部を通して延設される撮像ケーブルを介して、画像処理ユニット17に電氣的に接続されている。画像処理ユニット17によって、撮像された被写体像が、画像処理される。そして、表示ユニット18に、画像処理された被写体像が表示される。なお、関節鏡15には、図示しない光源ユニットが接続され、光源ユニットから出射された光が被写体に照射される。

20

【0014】

図1から図4に示すように、処置具14は、外殻を構成する保持部25と、保持部25内に収納された振動発生部26（トランスデューサ）と、振動発生部26に接続された棒状のプロープ27と、プロープ27の周囲を覆ってプロープ27を保護する中空（円筒形）のシース28と、保持部25に対して回転可能に固定されたノブ31（回転ノブ）と、シース28の内周面を覆う第1絶縁部材32と、シース28の外周面を覆う第2絶縁部材33と、プロープ27と第1絶縁部材32との間に設けられたシール部材34と、保持部25に設けられた複数のエネルギー入力ボタン35、38と、を備える。

30

【0015】

なお、以下では、図1に示す矢印D1をプロープ27の先端方向とし、矢印D2をプロープ27の基端方向として説明を進める。

【0016】

保持部25には、ケーブル36の一端が接続されている。ケーブル36の他端は、電源ユニット37に接続されている。ノブ31は、保持部25に対してプロープ27の中心軸C周りに回転可能に取り付けられている。このノブ31は、プロープ27と図示しない連結機構を介して連結されている。そのため、ノブ31を保持部25に対して回転させることでプロープ27を一体的に中心軸C周りに回転させることができる。これによって、術者は、手術中にプロープ27を中心軸C周りに回転させることができる。

40

【0017】

保持部25には、例えば2個のエネルギー入力ボタン35が設けられている。エネルギー入力ボタン35の数は、2個に限られず3個以上であっても良いし、1個であっても良い。術者は、第1エネルギー入力ボタン35を操作することで、プロープ27を介して処置対象の骨組織（生体組織）に第1のエネルギー（超音波振動）を付与することができる。また、術者は、第2エネルギー入力ボタン38を操作することで、シース28を介して処置対象の骨組織（生体組織）に第2のエネルギー（高周波電流）を付与することができ

50

る。

【0018】

図3に示すように、振動発生部26は、超音波振動子41と、ホーン部材42と、を備える。超音波振動子41には、電流を超音波振動に変化させる(本実施形態では例えば4つの)圧電素子43が設けられている。超音波振動子41には、第1の電気配線44(44a、44b)の一端が接続されている。第1の電気配線44(44a、44b)は、ケーブル36の内部を通り他端で電源ユニット37の超音波電流供給部45に接続されている。第1の電気配線44(44a、44b)を介して超音波電流供給部45から超音波振動子41に電力が供給されると、超音波振動子41において超音波振動が発生する。なお、第1の電気配線44aは、超音波電流供給部45のプラス極に接続され、第1の電気配線44bは、超音波電流供給部45のマイナス極に接続されている。

10

【0019】

超音波振動子41は、ホーン部材42に取付けられる。ホーン部材42は、金属材料によって形成されている。ホーン部材42には、プローブ27の先端方向へ向かうにつれて断面積が減少する略円錐形の断面変化部が設けられている。超音波振動子41で発生した超音波振動は、ホーン部材42に伝達され、断面変化部によって超音波振動の振幅が拡大される。

【0020】

図4、図7Aに示すように、プローブ27は、例えば生体適合性のある金属材料(例えば、チタン合金等)によって棒状に形成されている。このプローブ27は、棒状に延びた軸部(本体部)51を有する。この軸部51の先端側(先端部)には、軸部51の延びている方向と交差する方向に熊手状(フック状)に突出した切削刃が形成された処置部52と、処置部52とは反対側(処置部52と対向する面)に平らに設けられた背部53と、処置部52と背部53との間の位置に設けられた一対の側部54と、を有している。処置部52と背部53との間の位置に、軸部51(プローブ27)の中心軸Cが位置している。プローブ27(軸部51)の基端部は、ホーン部材42と連結されている。そのため、プローブ27は、超音波振動子41で発生した超音波振動を伝達し、プローブ27の先端部(処置部52)によって骨を削る処置をすることができる。

20

【0021】

また、プローブ27は、図2に示すように、保持部25に設けられた第1プラグ46と電氣的に接続されている。第1プラグ46は、2本ある第2の電気配線48のうちの一方の第2の電気配線48aの一端と電氣的に接続されている。この第2の電気配線48aの他端は、電源ユニット37の高周波電流供給部47と電氣的に接続されている。これにより、プローブ27は、バイポーラ処置を行なうためのバイポーラ電極の一方の極になる。なお、本実施形態では、第2の電気配線48aは、高周波電流供給部47のマイナス極と電氣的に接続されている。そのため、プローブ27は、バイポーラ処置におけるリターン電極を構成することになる。

30

【0022】

図4、図7Aに示すように、シース28は、保持部25に固定された円筒形の本体部55と、本体部55の先端側に設けられるとともにプローブ27の背部53を覆うように突出した突出部56と、プローブ27の処置部52および側部54を外に露出させるように切り欠かれた切欠部57と、を有している。このシース28は、高周波電流を流すことができるよう導電性を有する材料から構成されている。

40

【0023】

切欠部57は、図7A、図8に示すように、プローブ27の延びている方向に対して斜めに形成されており、より具体的には、プローブ27の先端方向に行くにつれて、プローブ27の処置部52側の部分がそぎ落とされるように斜めに形成されている。より詳細には、切欠部57は、図8に示すように側面方向から見て、プローブ27の背部53のある方向に向けて凸になるように湾曲して形成されている。すなわち、切欠部57は、プローブ27の基端方向D2側においてプローブ27の延びている方向に対して斜めになってい

50

るが、プローブ２７の先端方向Ｄ１側においてプローブ２７の延びている方向と略平行な方向になっている。なお、図７Ａに示すように、本実施形態では、シース２８の突出部５６の先端の位置は、プローブ２７の先端の位置と一致している。

【００２４】

また、シース２８は、図２に示すように、保持部２５に設けられた第２プラグ５８と電氣的に接続されている。第２プラグ５８は、２本ある第２の電気配線４８のうちの他方の第２の電気配線４８ｂの一端と電氣的に接続されている。この第２の電気配線４８ｂの他端は、電源ユニット３７の高周波電流供給部４７と電氣的に接続されている。これにより、シース２８は、バイポーラ処置を行なうためのバイポーラ電極の他方の極になる。なお、本実施形態では、第２の電気配線４８ｂは、高周波電流供給部４７のプラス極と電氣的に接続されている。そのため、シース２８は、バイポーラ処置におけるアクティブ電極を構成することになる。

10

【００２５】

図４及び図７Ａに示すように、第１絶縁部材３２および第２絶縁部材３３は、シース２８に取り付けられている、若しくはコーティングされている。この第１絶縁部材３２および第２絶縁部材３３は、例えば、合成樹脂材料によって形成された絶縁チューブや絶縁材料が塗布された被覆膜である。本実施形態では、第１絶縁部材３２はシース２８の内周面を覆い、第２絶縁部材３３はシース２８の外周面を覆っている。これにより、シース２８は、突出部５６の端面５６ａのみが外界に露出した状態になる。そのため、シース２８の先端側における一部の領域としての突出部５６の端面５６ａがバイポーラ電極における他方の極として機能する。そして、突出部５６の端面５６ａからプローブ２７の先端部に高周波電流が流れることでバイポーラ処置を可能とする。換言すれば、突出部５６の端面５６ａがアクティブ電極として機能し、プローブ２７の先端部がリターン電極として機能する。このように、絶縁部材としての第１絶縁部材３２および第２絶縁部材３３は、シース２８の先端側における一部の領域のみを外界に対して露出させ、それ以外を覆うことで、シース２８の先端側における一部の領域とプローブ２７の先端部との間でバイポーラ処置を行なうことができる。

20

【００２６】

図７Ｂに示すように、端面５６ａのうち、先端面５６ａａのみを外部に露出させ、側端面５６ａｂを第１絶縁部材３２または第２絶縁部材３３で覆ってもよい。この構造によれば、バイポーラ処置の際に先端面５６ａａに高周波電流を集中させることができる。これによって、バイポーラ処置を利用して行う凝固や止血等の処置を短時間で完了することができる。

30

【００２７】

図５及び図６に示すように、シール部材３４は、プローブ２７に伝達される超音波振動の節の位置に配置されており、プローブ２７の基端側に液体が浸入することを阻止する目的で設けられている。図５に示すように、シール部材３４は、ゴム状の弾性を有する樹脂（弾性体）によって、リング形に形成されている。図６中に実線で示すように、シール部材３４は、シース２８の内側に差し込まれる前の状態において、プローブ２７の基端方向Ｄ２に行くにつれて、プローブ２７の半径方向に関する厚み寸法が大きくなっている。一方、シール部材３４は、図６に２点鎖線で示すように、シース２８の内側に差し込まれた後の状態において、断面が扁平なリング状の形状に圧縮される。このため、本実施形態では、シール部材３４がシース２８および第１絶縁部材３２に対して押し付けられる圧力は、プローブ２７の基端側に行くにつれて高くなっている。このため、本実施形態のシール部材３４は、プローブ２７の基端側に液体の浸入を許さない構造になっている。

40

【００２８】

シール部材３４は、第１絶縁部材３２と当接する当接面６１と、当接面６１からプローブ２７のある方向に窪んだ溝部６２と、を有している。溝部６２は、シール部材３４中においてプローブ２７の延びている方向に関する略中間位置に設けられている。溝部６２は、第１絶縁部材３２との間に所定の空間を保持するように形成され、第１絶縁部材３２と

50

当接面 6 1 との間に浸入した液体を溝部 6 2 の内部に貯留することができる。このため、シール部材 3 4 よりもプローブ 2 7 の基端側に液体が浸入することが防止される。

【 0 0 2 9 】

図 1 に示すように、電源ユニット 3 7 は、超音波電流供給部 4 5 と、高周波電流供給部 4 7 と、これらを制御するエネルギー制御部 6 3 と、を有している。エネルギー制御部 6 3 は、超音波電流供給部 4 5 からの超音波発生電流の供給と、高周波電流供給部 4 7 からの高周波電流の供給と、を制御することができる。術者によって第 1 エネルギー入力ボタン 3 5 が操作されると、エネルギー制御部 6 3 は、超音波電流供給部 4 5 を介して振動発生部 2 6 に超音波発生電流を供給する。これによって、プローブ 2 7 に超音波振動が伝達される。また、術者によって第 2 エネルギー入力ボタン 3 8 が操作されると、エネルギー制御部 6 3 は、高周波電流供給部 4 7 を介してシース 2 8 に対して高周波電流を供給する。

10

【 0 0 3 0 】

続いて、図 9、図 1 0 を参照して、本実施形態の処置システム 1 1 の作用（処置システム 1 1 を用いた関節鏡視下手術方法）について説明する。術者は、図 1 に示すように、関節腔 2 3 内に関節鏡 1 5 の挿入部 2 1 を挿入する。関節鏡 1 5 で観察した状態で、処置具 1 4 のシース 2 8 およびプローブ 2 7 を関節腔 2 3 に挿入する。このとき、関節腔 2 3 の周囲にある関節包 2 3 A の一部の除去に、超音波振動させたプローブ 2 7 を利用することができる。このため、後述する第 1 の骨 1 2 に対する処置と同じプローブ 2 7 を利用でき、処置具 1 4 を交換する必要がない。また、処置具 1 4 による処置に先立って、関節腔 2 3 内には、乳酸リンゲル液からなる関節鏡用還流液若しくは生理食塩水といった導電性のある液体 6 4（電解質を含む液体）が周知の方法で充填される。

20

【 0 0 3 1 】

図 1 に示すように、シース 2 8 およびプローブ 2 7 は、第 1 の骨 1 2 と、第 1 の骨 1 2 に対向する第 2 の骨 1 3 と、の間に挿入される。図 9 に示すように、処置対象の第 1 の骨 1 2 にプローブ 2 7 の処置部 5 2 を当接させ、術者が第 1 エネルギー入力ボタン 3 5 を操作することでプローブ 2 7 に超音波振動を付与することができる。これによって、プローブ 2 7 およびその先端の処置部 5 2 が超音波振動する。術者は、シース 2 8 およびプローブ 2 7（処置部 5 2）の位置および角度を微調整しながら、超音波振動するプローブ 2 7 によって処置対象の第 1 の骨 1 2 の好ましくない部分を削る等の処置を行うことができる。この処置には、第 1 の骨 1 2 にある好ましくない骨棘や第 1 の骨 1 2 の周辺にある生体組織の除去等の種々の処置が含まれる。

30

【 0 0 3 2 】

また、術者が血管を含む組織（例えば、第 1 の骨 1 2 やその周辺組織）を処置した際に、当該組織から出血を生じた場合には、術者は必要に応じて止血処置を行うことができる。止血処置を行う場合には、術者は、図 1 0 に示すように、出血を生じている組織 T（例えば、第 1 の骨 1 2 やその周辺組織）にシース 2 8 の突出部 5 6 の端面 5 6 a を当接させる。この状態で、術者が第 2 エネルギー入力ボタン 3 8 を操作すると、シース 2 8 の突出部 5 6 a の端面から高周波電流が供給され、当該出血を生じている組織を焼灼することができる。本実施形態では、シース 2 8 の突出部 5 6 の端面 5 6 a のみ第 1 絶縁部材 3 2 および第 2 絶縁部材 3 3 に覆われていない状態であるため高周波電流が集中し、導電性のある液体 6 4 で満たされた環境下でも、当該出血を生じている組織に対して問題なく止血処置をすることができる。

40

【 0 0 3 3 】

一方、シース 2 8 の突出部 5 6 の端面 5 6 a から供給された高周波電流は、骨および関節腔 2 3 内に満たされた導電性のある液体 6 4 を介してプローブ 2 7 に回収される。プローブ 2 7 で回収された高周波電流は、高周波電流供給部 4 7 に戻される。

【 0 0 3 4 】

このように、術者は、骨等の生体組織の除去処置と出血を生じた場合の止血処置を同一の処置具 1 4 を用いて行うことができる。このため、出血を生じてから実際に止血の処置

50

を行うまでに時間的なロスがなく、術者が出血箇所を見失うような事態を生じない。

【 0 0 3 5 】

止血の完了後、術者は、必要に応じて再度プローブ 2 7 の処置部 5 2 で第 1 の骨 1 2 の好ましくない部分またその周辺にある生体組織の除去を行うことができる。

【 0 0 3 6 】

第 1 実施形態によれば、導電性の液体で満たされた環境下で使用される処置具は、超音波振動により処置対象部位を切削する先端部を有すると共に、前記先端部をバイポーラ電極における一方の極として機能させるプローブと、前記プローブを取り囲む中空のシースと、前記シースの先端側における一部の領域を前記バイポーラ電極における他方の極として機能させるために、前記一部の領域を除いて前記シースを覆う絶縁部材と、を備える。

10

【 0 0 3 7 】

この構成によれば、1 個の処置具 1 4 によって、骨等の生体組織を削る処置と、骨等の生体組織に出血が起こった際の止血処置との両方を実現することができる。これによって、骨を削る処置を行う処置具と、止血を行う処置具と、を別々にした場合に比して、出血時に処置具を入れ替える作業が不要となり、止血作業を円滑に行うことができる。また、術者が処置具を入れ替える過程で出血箇所を見失うこともなく、高周波電流を付与する部位を小さくして患者の生体組織に与えるダメージを小さくすることができる。また、出血が起こった場合でも迅速に止血を行って総出血量を少なくでき、術者の心理的負担を小さくすることができる。また、手術時間も短縮できる。

【 0 0 3 8 】

20

また、上記絶縁部材は、前記シースの内周面を覆う第 1 絶縁部材と、前記シースの外周面を覆う第 2 絶縁部材と、を備える。これによれば、シース 2 8 は、その端面（先端面）から骨に対して高周波電流を供給できる。このため、シース 2 8 が露出される部分の面積を小さくすることができ、骨等の生体組織に投入される高周波電流を高密度化することができる。これによって、導電性のある液体 6 4 下でも十分な止血能力を発揮することができる。

【 0 0 3 9 】

以上より、術者にとって使い易く、また患者にとっても負担が小さくなる処置具 1 4 を提供することができる。

【 0 0 4 0 】

30

この場合、プローブ 2 7 は、処置部 5 2 とは反対側に設けられた背部 5 3 と、処置部 5 2 と背部 5 3 との間の位置に設けられた側部 5 4 と、を備え、シース 2 8 は、背部 5 3 を覆うように突出した突出部 5 6 と、プローブ 2 7 の処置部 5 2 および側部 5 4 を露出するように切り欠かれた切欠部 5 7 と、を有する。

【 0 0 4 1 】

この構成によれば、プローブ 2 7 で骨等の生体組織を削る処置をする際に、シース 2 8 が当該処置の邪魔になることがない。また、プローブ 2 7 の処置部 5 2 側および側部 5 4 側でシース 2 8 が切り欠かれている。このため、シース 2 8 の先端側においてシース 2 8 の高さ寸法を略半分の高さ（すなわち、シース 2 8 の突出部 5 6 - プローブ 2 7 間の高さ）にすることができる。このため、組織内の狭い箇所にも処置具 1 4 がアクセスできるため、術者の利便性を向上できるとともに手術時間を短縮することができる。

40

【 0 0 4 2 】

プローブ 2 7 と第 1 絶縁部材 3 2 との間に介在され、プローブ 2 7 の基端側に液体 6 4 が浸入することを阻止するリング状のシール部材 3 4 を備える。この構成によれば、プローブ 2 7 の基端方向 D 2 側に液体 6 4 が浸入することを防止でき、プローブ 2 7 を超音波振動させる際にかかる負荷が高くなってしまうことを防止できる。これによって、浸水により処置具 1 4 が故障してしまうことを防止できる。また、シール部材 3 4 によってプローブ 2 7 と第 1 絶縁部材 3 2 とが直接接触することを防止できる。これによって、超音波振動をプローブ 2 7 で出力している際に、第 1 絶縁部材 3 2 が破損してしまうことを防止できる。

50

【 0 0 4 3 】

シール部材 3 4 は、ゴム状の弾性を有するとともにプローブ 2 7 の基端側に行くにつれてプローブ 2 7 の半径方向に関する厚み寸法が大きくなる。この構成によれば、中空のシース 2 8 に対してシール部材 3 4 を被せたプローブ 2 7 を差し込む際に、プローブ 2 7 の差し込み性を良好にすることができる。また、シール部材 3 4 は、プローブ 2 7 の基端側に行くにつれて高い圧力でシース 2 8 および第 1 絶縁部材 3 2 に密着されるため、プローブ 2 7 の基端方向 D 2 側に行くにつれて液体 6 4 の浸入を許さない構造にすることができる。これによって、処置具 1 4 の信頼性をさらに向上できる。

【 0 0 4 4 】

プローブ 2 7 は、前記骨に付与された前記高周波電流を回収する。この構成によれば、シース 2 8 およびプローブ 2 7 をバイポーラの 2 極とすることができ、シース 2 8 およびプローブ 2 7 の周辺に高周波電流を集中させることができる。これによって、止血処置にかかる時間を短縮できるとともに、止血に必要な高周波電流の出力を小さくして装置を小型化することができる。

【 0 0 4 5 】

続いて図 1 1 を参照して、第 1 実施形態の処置システムの第 1 変形例について説明する。第 1 変形例では、シース 2 8 の突出部 5 6 の形状が第 1 実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 1 実施形態と共通している。このため、主として第 1 実施形態と異なる部分について説明し、第 1 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【 0 0 4 6 】

シース 2 8 は、保持部 2 5 に固定された円筒形の本体部 5 5 と、本体部 5 5 の先端方向 D 1 側に設けられるとともにプローブ 2 7 の背部 5 3 を覆うように突出した突出部 5 6 と、プローブ 2 7 の処置部 5 2 および側部 5 4 を外界に露出させるように切り欠かれた切欠部 5 7 と、を有している。

【 0 0 4 7 】

本変形例では、切欠部 5 7 は、斜めに形成されている。より具体的には、切欠部 5 7 は、切欠部 5 7 が規定する面 A と第 2 絶縁部材 3 3 の外周面の接面 B とが交わる位置にある角部のなす角 θ が鈍角になるように斜めに形成される。

【 0 0 4 8 】

本変形例によれば、切欠部 5 7 が規定する面 A は、第 1 絶縁部材 3 2 および第 2 絶縁部材 3 3 の間から露出するシース 2 8 の端面の面積を増大するように、プローブ 2 7 の半径方向 R に対して斜めになっている。この構成によれば、骨から出血した際に、シース 2 8 の当該面積が増大された露出部を介して骨等の生体組織に高周波電流を付与することができる。このため、術者の利便性を向上できる。

【 0 0 4 9 】

続いて図 1 2 を参照して、第 1 実施形態の処置システムの第 2 変形例について説明する。第 2 変形例では、シース 2 8 の形状の一部が第 1 の実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 1 実施形態と共通している。このため、主として第 1 実施形態と異なる部分について説明し、第 1 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【 0 0 5 0 】

シース 2 8 は、保持部 2 5 に固定された円筒形の本体部 5 5 と、本体部 5 5 の先端側に設けられる小径部 6 5 と、本体部 5 5 と小径部 6 5 とを連続させる絞り部 6 6 と、を有している。小径部 6 5 の直径は、本体部 5 5 の直径よりも小さくなっている。小径部 6 5 の直径は、本体部 5 5 の直径の半分から $2/3$ の範囲内で適宜に設定されることが好ましい。

【 0 0 5 1 】

小径部 6 5 は、プローブ 2 7 の背部 5 3 を覆うように突出した突出部 5 6 と、プローブ 2 7 の処置部 5 2 および側部 5 4 を外界に露出させるように切り欠かれた切欠部 5 7 と、を有している。突出部 5 6 および切欠部 5 7 の形状は、第 1 実施形態と同様である。

【 0 0 5 2 】

第 2 変形例によれば、シース 2 8 は、先端方向 D 1 側に設けられ基端方向 D 2 側の部分よりも直径が小さくなった小径部 6 5 を有し、当該小径部 6 5 に突出部 5 6 および切欠部 5 7 が設けられる。この構成によれば、シース 2 8 の先端部における高さ寸法（シース 2 8 の突出部 5 6 - プローブ 2 7 間の高さ寸法）を第 1 実施形態よりもさらに小さくすることができる。これによって、生体組織の狭い部位に対してもアプローチ性が向上し、術者の利便性を向上できるとともに手術時間を短縮できる。

【 0 0 5 3 】

続いて図 1 3 を参照して、第 1 実施形態の処置システムの第 3 変形例について説明する。第 3 変形例では、シール部材 3 4 の形状の一部が第 1 の実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 1 実施形態と共通している。このため、主として第 1 実施形態と異なる部分について説明し、第 1 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

10

【 0 0 5 4 】

シール部材 3 4 は、プローブ 2 7 に伝達される超音波振動の節位置に配置されている。シール部材 3 4 は、ゴム状の弾性を有する樹脂（弾性体）によって、リング形に形成されている。シール部材 3 4 は、第 1 絶縁部材 3 2 と当接する当接面 6 1 と、当接面 6 1 から窪んでプローブ 2 7 の延びている方向に対して斜めに延びた溝部 6 2 と、溝部 6 2 と第 1 絶縁部材 3 2 との間の位置に設けられ溝部 6 2 の周囲の一部を規定する封止片 6 7 と、を有している。溝部 6 2 は、シール部材 3 4 中においてプローブ 2 7 の延びている方向 L に関する略中間位置に設けられている。溝部 6 2 は、プローブ 2 7 の基端方向 D 2 側に行くにつれて、プローブ 2 7 の中心軸 C に近づく方向に斜めになっている。

20

【 0 0 5 5 】

封止片 6 7 は、鋭角をなしている。封止片 6 7 は、ひだ状をなしており、溝部 6 2 内に浸入した液体 6 4 の圧力の一部である圧力 P によって第 1 絶縁部材 3 2 に押し付けられる。これによって、封止片 6 7 は、弁のように作用してプローブ 2 7 の基端側に液体 6 4 が浸入することを防止する。

【 0 0 5 6 】

第 3 変形例によれば、封止片 6 7 が設けられるため、液体 6 4 中で処置システム 1 1 を使用する場合でも、プローブ 2 7 の基端側に液体 6 4 が浸入してしまうことを防止できる。これによって、超音波振動をプローブ 2 7 に伝達する際に負荷が大きくなって処置具 1 4 の故障の原因となってしまうことを防止できる。

30

【 0 0 5 7 】

続いて図 1 4 を参照して、第 1 実施形態の処置システムの第 4 変形例について説明する。第 1 変形例では、シール部材 3 4 の形状の一部が第 1 の実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 1 実施形態と共通している。このため、主として第 1 実施形態と異なる部分について説明し、第 1 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【 0 0 5 8 】

シール部材 3 4 は、プローブ 2 7 に伝達される超音波振動の節の位置に配置されている。シール部材 3 4 は、ゴム状の弾性を有する樹脂（弾性体）によって、リング形に形成されている。シール部材 3 4 は、第 1 絶縁部材 3 2 と当接する当接面 6 1 と、当接面 6 1 から窪むとともにプローブ 2 7 を中心とするらせん状に延びた溝部 6 2 と、らせん状の溝部 6 2 のプローブ 2 7 の基端側の端部を閉塞する壁部 6 8 と、を有している。

40

【 0 0 5 9 】

本変形例では、溝部 6 2 がらせん状をなしているため、溝部 6 2 の容積を、第 1 実施形態の溝部 6 2 の容積よりも大きくできる。これによって、溝部 6 2 は、第 1 絶縁部材 3 2 と当接面 6 1 との間に液体 6 4 が浸入した場合でも、第 1 実施形態よりも多量の液体 6 4 を内部に貯留することができる。さらに、壁部 6 8 が設けられているため、溝部 6 2 内の液体 6 4 がプローブ 2 7 の基端方向 D 2 側に浸入してしまうことが防止される。このため

50

、プローブ２７の基端側に液体６４が浸入して、処置具１４に故障を起こすことが防止される。

【００６０】

〔第２実施形態〕

図１５から図１７を参照して、第２実施形態の処置システム１１について説明する。第２実施形態の処置システム１１は、第２絶縁部材３３に第２切欠部７１が設けられる点で第１の実施形態のものと異なっているが、他の部分は第１実施形態と共通している。このため、主として第１実施形態と異なる部分について説明し、第１実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【００６１】

処置具１４は、外殻を構成する保持部２５と、保持部２５内に収納された振動発生部２６（トランスデューサ）と、振動発生部２６に接続された棒状のプローブ２７と、プローブ２７の周囲を覆ってプローブ２７を保護する中空（円筒形）のシース２８と、保持部２５に対して回転可能に固定されたノブ３１（回転ノブ）と、シース２８の内周面を覆う第１絶縁部材３２と、シース２８の外周面を覆う第２絶縁部材３３と、プローブ２７と第１絶縁部材３２との間に設けられたシール部材３４と、保持部２５に設けられた複数のエネルギー入力ボタン３５、３８と、を備える。

【００６２】

図１５に示すように、第２絶縁部材３３は、第２切欠部７１を有している。第２切欠部７１は、シース２８の先端部の外周面を、シース２８の延びている方向Ｌと交差する方向に帯状に露出させている。

【００６３】

続いて、図１６、図１７を参照して、本実施形態の処置システム１１（処置システム１１を用いた関節鏡視下手術方法）の作用について説明する。

【００６４】

術者は、図１に示す状態と同様に、関節腔２３内に関節鏡１５の挿入部２１を挿入する。関節鏡１５で観察した状態で、処置具１４のシース２８およびプローブ２７を関節腔２３に挿入する。また、処置具１４による処置に先立って、関節腔２３内には、乳酸リンゲル液からなる関節鏡用還流液若しくは生理食塩水といった導電性のある液体６４（電解質を含む液体）が周知の方法で充填される。

【００６５】

図１に示す状態と同様に、シース２８およびプローブ２７は、第１の骨１２と、第１の骨１２に対向する第２の骨１３と、の間に挿入される。図１６に示すように、処置対象の第１の骨１２にプローブ２７の処置部５２を当接させ、術者が第１エネルギー入力ボタン３５を操作することでプローブ２７に超音波振動を付与することができる。これによって、プローブ２７が超音波振動し、術者は、プローブ２７（処置部５２）の位置および角度を微調整して処置対象の第１の骨１２の好ましくない部分を削る等の処置を行うことができる。この処置には、第１の骨１２にある好ましくない骨棘や第１の骨１２の周辺にある生体組織の除去等の種々の処置が含まれる。

【００６６】

また、術者が血管を含む組織（例えば、第１の骨１２やその周辺組織）を処置した際に、当該組織から出血を生じた場合には、術者は必要に応じて止血処置を行うことができる。止血処置を行う場合には、術者は中心軸Ｃ周りに保持部２５を回転させることで、シース２８の角度を中心軸Ｃ周りに回転させることができる。そして、図１７に示すように、出血を生じている組織Ｔ（例えば、第１の骨１２やその周辺組織）にシース２８の第２切欠部７１で露出された箇所を当接させる。この状態で、術者が第２エネルギー入力ボタン３８を操作すると、シース２８の第２切欠部７１で露出された箇所から高周波電流が供給され、当該出血を生じている組織Ｔを焼灼することができる。これによって、出血を生じている組織Ｔの止血をすることができる。一方、シース２８の突出部５６の端面から供給された高周波電流は、骨および関節腔２３内に満たされた導電性のある液体６４を介して

10

20

30

40

50

プローブ２７に回収される。

【００６７】

このように、術者は、骨等の生体組織の除去処置と出血を生じた場合の止血処置を同一の処置具１４を用いて行うことができる。このため、出血を生じてから実際に止血の処置を行うまでに時間的なロスがなく、術者が出血箇所を見失うような事態を生じない。

【００６８】

止血の完了後、術者は、必要に応じて再度シース２８の角度を中心軸Ｃ周りに回転させ、プローブ２７の処置部５２で第１の骨１２の好ましくない部分またその周辺にある生体組織の除去を行うことができる。

【００６９】

本実施形態によれば、第２絶縁部材３３は、シース２８の外周面の一部を露出させる第２切欠部７１を有する。この構成によれば、第２切欠部７１によってシース２８の外周面を骨およびその周辺組織に対して当接しやすくすることができる。これによって、術者が止血処置を円滑に行いやすくなり、術者の利便性を向上できるとともに手術時間を短縮することができる。また、シース２８の第２切欠部７１で露出された部分によって効率よく止血処置を行うことができるため、高周波電流の総投入量を少なくして患者の組織に与えるダメージを最小限にすることができる。

【００７０】

続いて図１８を参照して、第２実施形態の処置システム１１の変形例について説明する。第１変形例では、第２切欠部７１の形状が第１の実施形態のものと異なっているが、他の部分は第１実施形態と共通している。このため、主として第１実施形態と異なる部分について説明し、第１実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【００７１】

第２絶縁部材３３は、第２切欠部７１を有している。第２切欠部７１は、略半円形（略半長円形）をなしている。言い換えると、第２切欠部７１は、円弧状に形成されている。すなわち、第２切欠部７１は、シース２８の先端部の外周面を略半円形または円弧状に露出させることができる。本変形例では、第２実施形態に比して、第２切欠部７１の面積が小さくなる。このため、出血箇所の組織に付与する高周波電流の密度が高くなる。

【００７２】

本実施形態によれば、第２切欠部７１は、略半円形をなしている。この構成によれば、シース２８の外周面を露出する部分の面積を最小限にすることができる。これによって、骨に対して付与できる高周波電流の密度を高くすることができ、術者が止血処置を円滑に行いやすくなる。これによって、術者の利便性を向上できるとともに手術時間を短縮することができる。また、高密度の高周波電流によって効率よく止血処置を行うことができるため、高周波電流の総投入量を少なくして患者の組織に与えるダメージを最小限にできる。

【００７３】

〔第３実施形態〕

図１９から図２１を参照して、第３実施形態の処置システム１１について説明する。第３実施形態の処置システム１１は、プローブ２７の先端部がシース２８の突出部５６の先端よりも突出している点で第２の実施形態のものと異なっているが、他の部分は第２実施形態と共通している。このため、主として第２実施形態と異なる部分について説明し、第２実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【００７４】

本実施形態では、プローブ２７の形状およびシース２８の形状は、第２実施形態と同様である。

【００７５】

図１９に示すように、プローブ２７の先端部は、プローブ２７の延びている方向Ｌに関して、シース２８の突出部５６の先端よりも突出している。

【００７６】

続いて、図 20、図 21 を参照して、本実施形態の処置システム 11 (処置システム 11 を用いた関節鏡視下手術方法) の作用について説明する。

【 0077 】

関節鏡 15 および処置具 14 の挿入方法、および関節腔 23 内に導電性のある液体 64 を充填する方法は第 2 実施形態と同様である。

【 0078 】

図 20 に示すように、処置対象の第 1 の骨 12 にプローブ 27 の処置部 52 を当接させ、術者が第 1 エネルギー入力ボタン 35 を操作することでプローブ 27 に超音波振動を付与することができる。これによって、プローブ 27 が超音波振動し、術者は、超音波振動するプローブ 27 (処置部 52) の位置および角度を微調整することで、処置対象の第 1 の骨 12 の好ましくない部分を削る等の処置を行うことができる。この処置には、第 1 の骨 12 にある好ましくない骨棘や第 1 の骨 12 の周辺にある生体組織の除去等の種々の処置が含まれる。このとき、本実施形態のようにプローブ 27 がシース 28 よりも突出していると、処置中にシース 28 が邪魔にならず、第 1 の骨 12 の好ましくない部分の除去がしやすい。

【 0079 】

また、術者が血管を含む組織 (例えば、第 1 の骨 12 やその周辺組織) を処置した際に、当該組織から出血を生じた場合には、術者は必要に応じて止血処置を行うことができる。止血処置を行う場合には、術者は中心軸 C 周りに保持部 25 を回転させることで、シース 28 の角度を中心軸 C 周りに回転させることができる。そして、図 21 に示すように、出血を生じている組織 T (例えば、第 1 の骨 12 やその周辺組織) にシース 28 の第 2 切欠部 71 で露出された箇所を当接させる。この状態で、術者が第 2 エネルギー入力ボタン 38 を操作すると、シース 28 の第 2 切欠部 71 で露出された箇所から高周波電流が供給され、当該出血を生じている組織を焼灼することができる。これによって、出血を生じている組織 T の止血をすることができる。一方、シース 28 の突出部 56 の端面から供給された高周波電流は、骨および関節腔 23 内に満たされた導電性のある液体 64 を介してプローブ 27 に回収される。

【 0080 】

本実施形態によれば、プローブ 27 の先端部がシース 28 の先端よりも突出している。このため、プローブ 27 の超音波振動によって術者が骨の好ましくない部分の除去等をする際に、シース 28 が邪魔になることがなく、処置をしやすいことができる。また、プローブ 27 で骨等の生体組織を削る処置をする際に、プローブ 27 の視認性を良好にできる。これらによって、プローブ 27 によって骨等の生体組織を削る処置をする際に、術者の利便性を向上できる。

【 0081 】

[第 4 実施形態]

図 22 から図 24 を参照して、第 4 実施形態の処置システム 11 について説明する。第 4 実施形態の処置システム 11 は、シース 28 の突出部 56 の先端がプローブ 27 の先端部よりも突出している点で第 2 の実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 2 実施形態と共通している。このため、主として第 2 実施形態と異なる部分について説明し、第 2 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【 0082 】

本実施形態では、プローブ 27 の形状およびシース 28 の形状は、第 2 実施形態と同様である。

【 0083 】

図 22 に示すように、シース 28 の突出部 56 の先端は、プローブ 27 の延びている方向 L に関して、プローブ 27 の先端部よりも突出している。

【 0084 】

続いて、図 23、図 24 を参照して、本実施形態の処置システム 11 (処置システム 11 を用いた関節鏡視下手術方法) の作用について説明する。

【 0 0 8 5 】

関節鏡 1 5 および処置具 1 4 の挿入方法、および関節腔 2 3 内に導電性のある液体 6 4 を充填する方法は第 2 実施形態と同様である。

【 0 0 8 6 】

図 2 3 に示すように、処置対象の第 1 の骨 1 2 にプローブ 2 7 の処置部 5 2 を当接させ、術者が第 1 エネルギー入力ボタン 3 5 を操作することでプローブ 2 7 に超音波振動を付与することができる。これによって、プローブ 2 7 が超音波振動し、術者は、超音波振動するプローブ 2 7 (処置部 5 2) の位置および角度を微調整することで、処置対象の第 1 の骨 1 2 の好ましくない部分を削る等の処置を行うことができる。この処置には、第 1 の骨 1 2 にある好ましくない骨棘や第 1 の骨 1 2 の周辺にある生体組織の除去等の種々の処置が含まれる。

10

【 0 0 8 7 】

また、術者が血管を含む組織 (例えば、第 1 の骨 1 2 やその周辺組織) を処置した際に、当該組織から出血を生じた場合には、術者は必要に応じて止血処置を行うことができる。止血処置を行う場合には、術者は中心軸 C 周りに保持部を回転させることで、シース 2 8 の角度を中心軸 C 周りに回転させることができる。そして、図 2 4 に示すように、出血を生じている組織 T (例えば、第 1 の骨 1 2 やその周辺組織) にシース 2 8 の第 2 切欠部 7 1 で露出された箇所を当接させる。この状態で、術者が第 2 エネルギー入力ボタン 3 8 を操作すると、シース 2 8 の第 2 切欠部 7 1 で露出された箇所から高周波電流が供給され、当該出血を生じている組織 T を焼灼することができる。これによって、出血を生じている組織の止血をすることができる。このとき、本実施形態のようにシース 2 8 がプローブ 2 7 よりも突出していると、出血箇所に対してシース 2 8 の第 2 切欠部 7 1 で露出された部分を押し付けやすく、止血処置が行いやすい。一方、シース 2 8 の突出部 5 6 の端面から供給された高周波電流は、骨および関節腔 2 3 内に満たされた導電性のある液体 6 4 を介してプローブ 2 7 に回収される。

20

【 0 0 8 8 】

本実施形態によれば、シース 2 8 の先端部がプローブ 2 7 の先端よりも突出している。この構成によれば、骨等の生体組織をプローブ 2 7 で削る処置を行っている際に、出血を生じた場合でも、出血箇所に対してシース 2 8 の第 2 切欠部 7 1 で露出された箇所を押し付ける作業を行いやすくすることができる。これによって、止血作業を迅速に行うことができ、術者の利便性を向上できる。

30

【 0 0 8 9 】

[第 5 実施形態]

図 2 5 から図 2 9 を参照して、第 5 実施形態の処置システム 1 1 について説明する。第 5 実施形態の処置システム 1 1 は、シース 2 8 の切欠部 5 7 の形状等が第 2 実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 2 実施形態と共通している。このため、主として第 2 実施形態と異なる部分について説明し、第 2 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【 0 0 9 0 】

図 2 5、図 2 6 に示すように、切欠部 5 7 は、中心軸 C に対する傾きが互いに異なる複数の部分を有する。すなわち、切欠部 5 7 は、中心軸 C に対して傾いた複数の第 1 部分 5 7 A と、中心軸 C に対する傾きが第 1 部分 5 7 A よりも小さい第 2 部分 5 7 B と、を有する。より詳細には、切欠部 5 7 は、先端方向 D 1 側の第 1 部分 5 7 A と、基端方向 D 2 側の第 1 部分 5 7 A を含んでいる。2 つの第 1 部分 5 7 A の間に、第 2 部分 5 7 B が挟まれている。第 2 部分 5 7 B の寸法は、第 1 部分 5 7 A の寸法よりも大きい。切欠部 5 7 は、プローブ 2 7 を伝わる超音波振動の最も先端方向 D 1 側にある節位置 (節位置に設けられるシール部材 3 4) よりも先端方向 D 1 側に設けられている。

40

【 0 0 9 1 】

図 2 6 に示すように、2 つの第 1 部分 5 7 A および第 2 部分 5 7 B のそれぞれは、直線的に形成されている。第 1 部分 5 7 A が中心軸 C との間でなす角度を $\theta 1$ とし、第 2 部分

50

が中心軸 C との間でなす角度を θ_2 としたとき、角度 $\theta_1 > \theta_2$ の関係を満たしている。なお、先端方向 D 1 側の第 1 部分 5 7 A が中心軸 C との間でなす角度は、基端方向 D 2 側の第 1 部分 5 7 A が中心軸 C との間でなす角度とは略同一か或いは若干異なるように形成される。

【0092】

本実施形態では、中心軸 C との間で第 2 部分 5 7 B がなす角度が小さくなっているため、第 2 部分 5 7 B 付近において突出部 5 6 の断面積および断面 2 次モーメント（中心軸 C と交差する面に関する突出部 5 6 の断面積および断面 2 次モーメント）は、比較的大きく維持される。

【0093】

先端方向 D 1 側の第 1 部分 5 7 A と突出部 5 6 のうち外部に露出された部分 9 0 との間には、円弧状（R 形状）に形成された先端境界部 8 0 が設けられる。先端方向 D 1 側の第 1 部分 5 7 A と第 2 部分 5 7 B との間には、円弧状（R 形状）に形成された第 1 境界部 8 1 が設けられる。基端方向 D 2 側の第 1 部分 5 7 A と第 2 部分 5 7 B との間には、円弧状（R 形状）に形成された第 2 境界部 8 2 が設けられる。

【0094】

図 27、図 28 に示すように、中心軸 C と交差する方向 W において、シース 2 8 の突出部 5 6 の幅寸法 W 1 は、プローブ 2 7 の幅寸法 W 2 よりも小さい。言い換えると、プローブ 2 7 の処置部 5 2 から見たときに、プローブ 2 7 の投影像の範囲内に位置するように突出部 5 6 が設けられる。

【0095】

続いて、図 25、図 29 等を参照して、本実施形態の処置システム 11 の作用（処置システム 11 を用いた関節鏡視下手術方法）について説明する。術者は、図 1 に示すように、関節腔 2 3 内に関節鏡 1 5 の挿入部 2 1 を挿入する。関節鏡 1 5 で観察した状態で、処置具 1 4 のシース 2 8 およびプローブ 2 7 を関節腔 2 3 に挿入する。関節腔 2 3 内には、乳酸リンゲル液からなる関節鏡用還流液若しくは生理食塩水といった導電性のある液体 6 4（電解質を含む液体）が周知の方法で充填される。

【0096】

図 1 に示すように、シース 2 8 およびプローブ 2 7 は、第 1 の骨 1 2 と、第 1 の骨 1 2 に対向する第 2 の骨 1 3 と、の間に挿入される。そして、処置対象の第 1 の骨 1 2 にプローブ 2 7 の処置部 5 2 を当接させ、術者が第 1 エネルギー入力ボタン 3 5 を操作することでプローブ 2 7 に超音波振動を付与することができる。これによって、プローブ 2 7 およびその先端の処置部 5 2 が超音波振動する。術者は、シース 2 8 およびプローブ 2 7（処置部 5 2）の位置および角度を微調整しながら、超音波振動するプローブ 2 7 によって処置対象の第 1 の骨 1 2 の好ましくない部分を削る等の処置を行うことができる。

【0097】

本実施形態では、図 27、図 28 に示すように、中心軸 C と交差する方向 W（幅方向）において、シース 2 8 の突出部 5 6 の幅寸法 W 1 は、プローブ 2 7 の幅寸法 W 2 よりも小さくなっている。このため、図 29 に示すように、処置において、内視鏡装置 1 6 で得られた視野内で、シース 2 8 の影にプローブ 2 7 が隠れてしまうことがなく、プローブ 2 7 の視認性が向上する。

【0098】

また、術者が血管を含む組織（例えば、第 1 の骨 1 2 やその周辺組織）を処置した際に、当該組織から出血を生じた場合には、術者は必要に応じて止血処置を行うことができる。止血処置を行う場合には、術者は、出血を生じている組織（例えば、第 1 の骨 1 2 やその周辺組織）にシース 2 8 の突出部 5 6 を押し付ける。この状態で、術者が第 2 エネルギー入力ボタン 3 8 を操作すると、シース 2 8 の突出部 5 6 から高周波電流が供給され、当該出血を生じている組織を焼灼することができる。

【0099】

このとき、突出部 5 6 は、第 2 部分 5 7 B 付近において、中心軸 C と交差する面に関す

10

20

30

40

50

る断面積および断面 2 次モーメントが比較的大きく維持される。このため、図 25 に矢印 P で示すように、突出部 56 を生体組織に押し付ける際に、突出部 56 に対して中心軸 C と交差する方向に荷重が加えられた場合でも、突出部 56 において生じる撓みを小さくすることができる。これによって、プローブ 27 とシース 28 とが接触して、ショートを生じる危険が防止される。

【0100】

各境界部は、円弧状に形成されるため、本実施形態では、応力集中を生じやすい各境界部において、円弧に沿うように周囲に応力が分散される。また、本実施形態では、シース 28 の突出部 56 に高周波電流が集中し、導電性のある液体 64 で満たされた環境下でも、当該出血を生じている組織に対して問題なく止血処置をすることができる。

10

【0101】

一方、シース 28 の突出部 56 の端面 56a から供給された高周波電流は、骨および関節腔 23 内に満たされた導電性のある液体 64 を介してプローブ 27 に回収される。プローブ 27 で回収された高周波電流は、高周波電流供給部 47 に戻される。

【0102】

止血の完了後、術者は、必要に応じて再度プローブ 27 の処置部 52 で第 1 の骨 12 の好ましくない部分またその周辺にある生体組織の除去を行うことができる。

【0103】

本実施形態によれば、処置具 14 は、導電性の液体で満たされた環境下で使用され、超音波振動により処置対象部位を処置する処置部 52 と、処置部 52 とは反対側に設けられた背部 53 と、を有すると共に、前記バイポーラ処置における他方の極を構成する突出部 56 を有するとともに、プローブ 27 を取り囲む中空のシース 28 と、プローブ 27 の処置部 52 を露出するようにシース 28 に設けられ、プローブ 27 の中心軸 C に対する傾きが互いに異なる複数の部分を有する切欠部 57 と、を備える。

20

【0104】

この構成によれば、切欠部 57 に傾きが互いに異なる複数の部分が設けられるため、当該部分同士の間境界部を複数個所にすることができる。これによって、境界部に集中する応力を複数個所に分散させることができる。このため、突出部 56 に大きな荷重がかかる場合でも、突出部 56 が破損したり、大きく曲がったりすることを防止できる。これによって、バイポーラ処置の 2 つの極である突出部 56 とプローブ 27 とが接触して、ショ

30

【0105】

この場合、隣接する 2 つの前記部分の境界部は、円弧状をなしている。この構成によれば、応力集中を生じやすい境界部において、円弧に沿うように周囲に応力を分散させることができる。これによって、突出部 56 において曲げに対する剛性を高くすることができる。このため、突出部 56 に大きな荷重がかかる場合でも、境界部において突出部 56 に破壊を生じたり、突出部 56 に折れ曲がりを生じたりする危険を低減できる。

【0106】

また、前記複数の部分は、中心軸 C に対して傾いた複数の第 1 部分 57A と、中心軸 C に対する傾きが第 1 部分 57A よりも小さく、第 1 部分 57A の寸法よりも大きい寸法を有し、複数の第 1 部分 57A 同士の間挟まれる第 2 部分 57B と、を含む。この構成によれば、傾きの小さい第 2 部分 57B の寸法を長くとることができ、第 2 部分 57B 付近において、突出部 56 の断面積および断面 2 次モーメント（シース 28 の長手方向に交差する方向の断面積および断面 2 次モーメント）を比較的大きく維持することができる。これによって、突出部 56 に荷重が加えられた場合でも、突出部 56 に大きな撓みを生じることを防止できる。

40

【0107】

本実施形態によれば、処置具 14 は、導電性の液体で満たされた環境下で使用される処置具 14 であって、超音波振動により処置対象部位を処置する処置部 52 と、処置部 52 とは反対側に設けられた背部 53 と、を有するプローブ 27 と、プローブ 27 を取り囲む

50

中空のシース 2 8 であって、処置部 5 2 を露出するように切り欠かれた切欠部 5 7 を有するシース 2 8 と、切欠部 5 7 とは反対側で背部 5 3 を覆うようにシース 2 8 に設けられ、プローブ 2 7 の中心軸 C に交差する方向に関して、プローブ 2 7 の寸法よりも小さい寸法を有する突出部 5 6 と、を備える。

【 0 1 0 8 】

この構成によれば、処置において突出部 5 6 の影にプローブ 2 7 が隠れてしまう可能性を低減でき、術者の利便性を向上して手術時間を短縮化できる。これによって、手術の際に患者にかかる負担を軽減できる。

【 0 1 0 9 】

また、第 5 実施形態の処置システム 1 1 は、図 3 0 に示すように変形実施できる。この変形例では、突出部 5 6 は、プローブ 2 7 の背部 5 3 と側部 5 4 との境界にある曲面 8 5 の接線よりも、プローブ 2 7 の背部 5 3 側に近づいて位置される。このため、超音波振動で骨等を処置する際に、突出部 5 6 の陰にプローブ 2 7 が隠れることがなく、プローブ 2 7 の視認性をより一層向上できる。

【 0 1 1 0 】

[第 6 実施形態]

図 3 1、図 3 2 を参照して、第 6 実施形態の処置システム 1 1 について説明する。第 6 実施形態の処置システム 1 1 は、シース 2 8 の突出部 5 6 の形状等が第 5 実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 5 実施形態と共通している。このため、主として第 5 実施形態と異なる部分について説明し、第 5 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【 0 1 1 1 】

シース 2 8 の突出部 5 6 は、扁平な形状をなしている。突出部 5 6 は、プローブ 2 7 に沿って平らに設けられるとともに、プローブ 2 7 に近接した位置に設けられている。突出部 5 6 とプローブ 2 7 との間には、若干の隙間 D が設けられている。また、プローブ 2 7 の高さ と 突出部 5 6 の高さ とを合算した合算高さ H は、他の実施形態と比較して小さく抑えられている。このため、図 3 2 に示すように、生体内の狭い空間に対してアプローチしやすくすることができ、例えば、狭い空間内において、超音波振動を利用して第 1 の骨 1 2 を削ったり、高周波電流で処置したりすることができる。これによって、術者の利便性を向上できる。

【 0 1 1 2 】

[第 7 実施形態]

図 3 3 から図 3 5 を参照して、第 7 実施形態の処置システム 1 1 について説明する。第 7 実施形態の処置システム 1 1 は、シース 2 8 の突出部 5 6 の形状等が第 5 実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 5 実施形態と共通している。このため、主として第 5 実施形態と異なる部分について説明し、第 5 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【 0 1 1 3 】

突出部 5 6 は、プローブ 2 7 側に向かって鉤状に曲がっている。より具体的には、突出部 5 6 は、プローブ 2 7 側に向かって張り出した張出部分 8 3 と、シース 2 8 の本体部 5 5 側と張出部分 8 3 とを接続する円弧状部分 8 4 と、を有する。突出部 5 6 は、シース 2 8 に先端に曲げ加工を施して形成されている。突出部 5 6 の外面側は、外界に対して露出されている。突出部 5 6 の内面側は、第 1 絶縁部材 3 2 によって覆われている。張出部分 8 3 は、例えば、中心軸 C と交差する方向に延びている。

【 0 1 1 4 】

図 3 4 に示すように、中心軸 C と交差する方向において、シース 2 8 の突出部 5 6 の幅寸法 W 1 は、プローブ 2 7 の幅寸法 W 2 よりも小さい。

【 0 1 1 5 】

続いて、図 3 3 から図 3 5 等を参照して、本実施形態の処置システム 1 1 の作用（処置システム 1 1 を用いた関節鏡視下手術方法）について説明する。術者は、図 1 に示すよう

に、関節腔 23 内に関節鏡 15 の挿入部 21 を挿入する。関節鏡 15 で観察した状態で、処置具 14 のシース 28 およびプローブ 27 を関節腔 23 に挿入する。関節腔 23 内には、乳酸リンゲル液からなる関節鏡用還流液若しくは生理食塩水といった導電性のある液体 64 (電解質を含む液体) が周知の方法で充填される。

【0116】

図 1 に示すように、シース 28 およびプローブ 27 は、第 1 の骨 12 と、第 1 の骨 12 に対向する第 2 の骨 13 と、の間に挿入される。そして、処置対象の第 1 の骨 12 にプローブ 27 の処置部 52 を当接させ、術者が第 1 エネルギー入力ボタン 35 を操作することでプローブ 27 に超音波振動を付与することができる。これによって、プローブ 27 およびその先端の処置部 52 が超音波振動する。術者は、シース 28 およびプローブ 27 (処置部 52) の位置および角度を微調整しながら、超音波振動するプローブ 27 によって処置対象の第 1 の骨 12 の好ましくない部分を削る等の処置を行うことができる。

10

【0117】

本実施形態では、図 34 に示すように、中心軸 C と交差する方向 (幅方向) において、シース 28 の突出部 56 の幅寸法 W1 は、プローブ 27 の幅寸法 W2 よりも小さくなっている。このため、処置において、内視鏡装置 16 で得た視野内で、シース 28 の影にプローブ 27 が隠れてしまうことがなく、プローブ 27 の視認性が向上する。

【0118】

また、術者が血管を含む組織 (例えば、第 1 の骨 12 やその周辺組織) を処置した際に、当該組織から出血を生じた場合には、術者は必要に応じて止血処置を行うことができる。止血処置を行う場合には、術者は、出血を生じている組織 T (例えば、第 1 の骨 12 やその周辺組織) に突出部 56 の円弧状部分 84 を押し付ける。この状態で、術者が第 2 エネルギー入力ボタン 38 を操作すると、シース 28 の突出部 56 から高周波電流が供給され、当該出血を生じている組織 T を焼灼することができる。

20

【0119】

このとき、突出部 56 は、円弧状部分 84 を介して組織 T と接触されるため、突出部 56 と生体組織との接触面積が大きく確保される。このため、突出部 56 は、出血している組織 T との間で点接触するのではなく、出血している組織 T との間で面で接触することができ、当該組織に対して高周波電流を効率よく流すことができる。このため、短時間で止血処置が完了する。

30

【0120】

本実施形態では、シース 28 の突出部 56 に高周波電流が集中し、導電性のある液体 64 で満たされた環境下でも、当該出血を生じている組織 T に対して問題なく止血処置をすることができる。

【0121】

一方、シース 28 の突出部 56 から供給された高周波電流は、骨および関節腔 23 内に満たされた導電性のある液体 64 を介してプローブ 27 に回収される。プローブ 27 で回収された高周波電流は、高周波電流供給部 47 に戻される。

【0122】

止血の完了後、術者は、必要に応じて再度プローブ 27 の処置部 52 で第 1 の骨 12 の好ましくない部分またその周辺にある生体組織の除去を行うことができる。

40

【0123】

本実施形態によれば、処置具 14 は、導電性の液体で満たされた環境下で使用される処置具 14 であって、超音波振動により処置対象部位を処置する処置部 52 と、処置部 52 とは反対側に設けられた背部 53 と、を有するプローブ 27 と、プローブ 27 を取り囲む中空のシース 28 であって、処置部 52 を露出するように切り欠かれた切欠部 57 を有するシース 28 と、切欠部 57 とは反対側で背部 53 を覆うようにシース 28 に設けられ、プローブ 27 の中心軸 C に交差する方向に関して、プローブ 27 の寸法よりも小さい寸法を有する突出部 56 と、を備える。

【0124】

50

この構成によれば、突出部 5 6 の寸法を小さくすることで、プローブ 2 7 の視認性を向上させることができる。これによって、術者の利便性を向上して、手術時間を短縮することができる。これによって、患者の負担を低減することができる。

【 0 1 2 5 】

プローブ 2 7 は、バイポーラ処置における一方の極を構成し、シース 2 8 は、前記バイポーラ処置における他方の極を構成し、突出部 5 6 は、プローブ 2 7 側に向かって張り出した張出部分 8 3 と、シース 2 8 の本体部 5 5 側と張出部分 8 3 とを接続する円弧状部分 8 4 と、を有する。

【 0 1 2 6 】

この構成によれば、バイポーラ処置において、張出部分 8 3 や円弧状部分 8 4 を介して処置対象部位に対して突出部 5 6 を当接させることができる。これによって、処置対象部位と突出部 5 6 との間の接触面積を大きく確保することができる。これによって、バイポーラ処置の高周波電流を処置対象部位に対して効率よく流すことができる。また、円弧状部分 8 4 を介して処置対象部位に接触されるために、シース 2 8 の設置角度の制約がなく、術者は自由な角度でバイポーラ処置を行うことができる。以上より、本実施形態によれば、処置対象部位の凝固や止血等を短時間で行うことができ、術者の利便性を向上できるとともに手術時間を短縮できる。

【 0 1 2 7 】

[第 7 実施形態]

図 3 6 を参照して、第 7 実施形態の処置システム 1 1 について説明する。第 7 実施形態の処置システム 1 1 は、電源ユニット 3 7 に高周波電流供給部 4 7 が設けられていない点で、第 5 実施形態のものと異なっているが、他の部分は第 5 実施形態と共通している。このため、主として第 5 実施形態と異なる部分について説明し、第 5 実施形態と共通する部分については図示或いは説明を省略する。

【 0 1 2 8 】

図 3 6 に示すように、電源ユニット 3 7 は、超音波電流供給部 4 5 と、これらを制御するエネルギー制御部 6 3 と、を有している。エネルギー制御部 6 3 は、超音波電流供給部 4 5 からの超音波発生電流の供給を制御することができる。術者によって第 1 エネルギー入力ボタン 3 5 が操作されると、エネルギー制御部 6 3 は、超音波電流供給部 4 5 を介して振動発生部 2 6 に比較的大きな超音波発生電流を供給する。これによって、プローブ 2 7 に振幅の大きい超音波振動が伝達される。また、術者によって第 2 エネルギー入力ボタン 3 8 が操作されると、エネルギー制御部 6 3 は、超音波電流供給部 4 5 を介して振動発生部 2 6 に比較的小さな超音波発生電流を供給する。これによって、プローブ 2 7 に振幅の小さい超音波振動が伝達される。

【 0 1 2 9 】

したがって、本実施形態では、プローブ 2 7 は、専ら超音波振動を用いる超音波処置に用いられ、バイポーラ処置（高周波処置）には用いられない。

【 0 1 3 0 】

本実施形態においても、突出部 5 6 は、中心軸 C に交差する方向に関して、プローブ 2 7 の寸法よりも小さい寸法を有する。このため、プローブ 2 7 の視認性が良好であり、術者の利便性を向上できるとともに、手術時間を短縮できる。

【 0 1 3 1 】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で適宜変形実施することができる。つまり、上記各実施形態の処置システム 1 1 を組み合わせ一つの処置システムを構成することも当然に可能である。また、プローブ 2 7 との間にねじ構造を介在させたノブ 3 1 の回転によって、シース 2 8 の先端部に対してプローブ 2 7 の先端部の位置を調整できるようにしてもよい。すなわち、そのような構造によれば、ノブ 3 1 を例えば、プローブ 2 7 の先端方向から見て、プローブ 2 7 の中心軸 C 周りに時計回り方向に回転させることで、シース 2 8 の先端に対してプローブ 2 7 の先端部の位置を基端方向 D 2 側に後退させることができる。一方、ノブ 3 1 を例えば、プローブ 2

7の先端方向から見て、プローブ27の中心軸C周りに反時計回り方向に回転させることで、シース28の先端に対してプローブ27を先端方向D1側に前進させることができる。つまり、シース28の先端位置とプローブ27の先端位置との相対位置関係を変更するための機構を設けてもよい。このような構造によれば、手術時の状況に応じて、シース28に対するプローブ27の位置を術者が適宜に調整することができ、術者の利便性を向上できる。

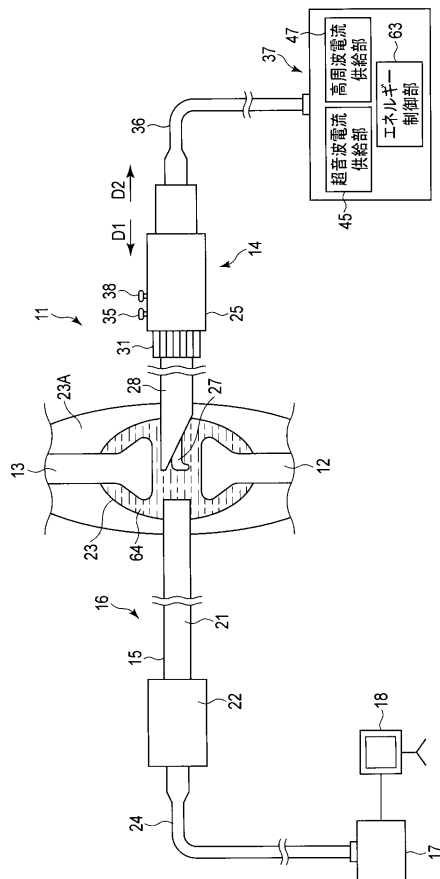
【符号の説明】

【0132】

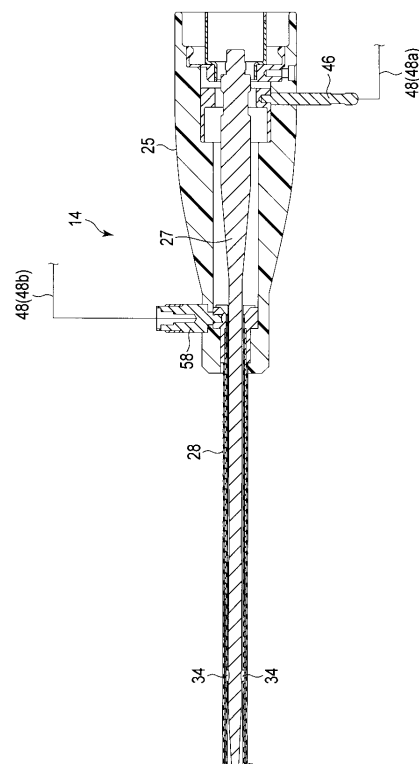
11...処置システム、12...第1の骨、14...処置具、16...内視鏡装置、27...プローブ、28...シース、32...第1絶縁部材、33...第2絶縁部材、34...シール部材、52...処置部、56...突出部、57...切欠部、58...第2プラグ、61...当接面、62...溝部、64...液体、65...小径部、67...封止片、68...壁部、71...第2切欠部。

10

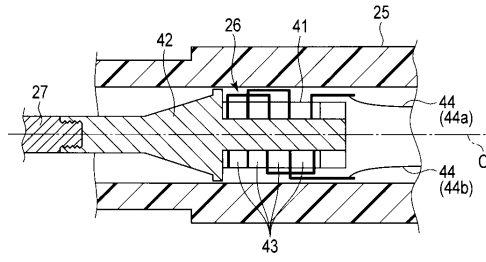
【図1】



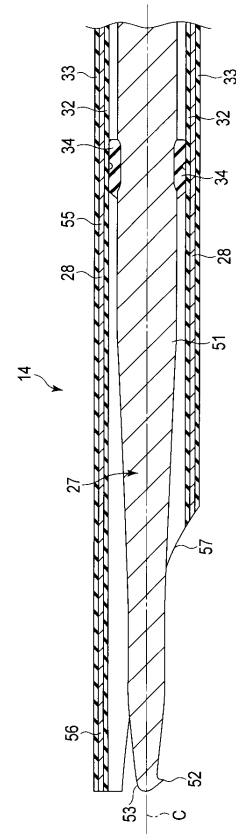
【図2】



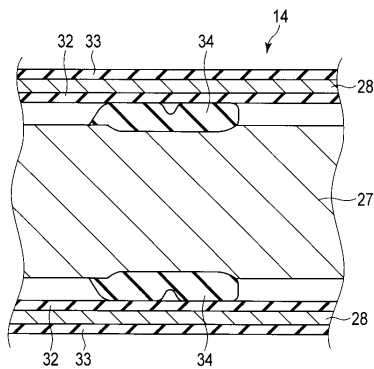
【図 3】



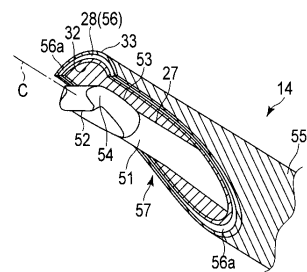
【図 4】



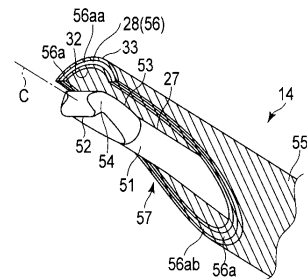
【図 5】



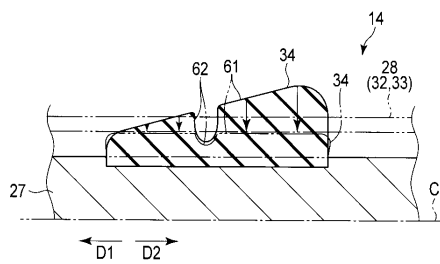
【図 7 A】



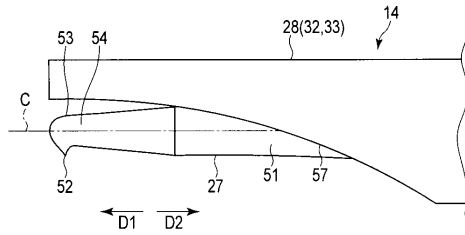
【図 7 B】



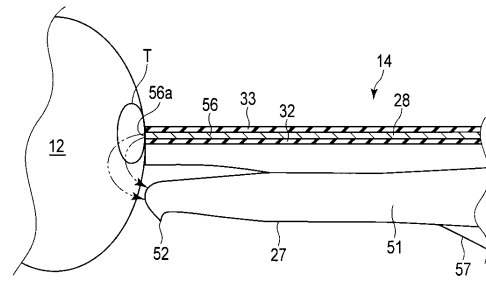
【図 6】



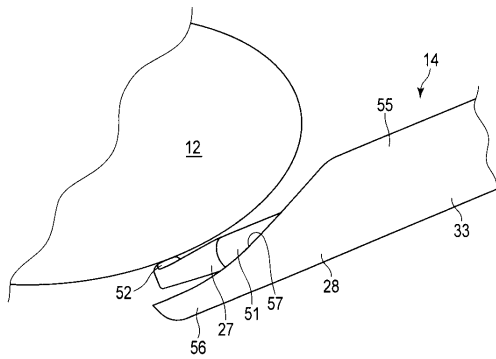
【図 8】



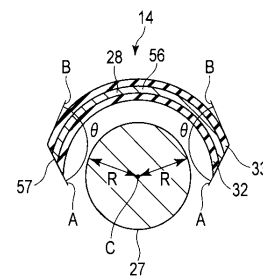
【図 10】



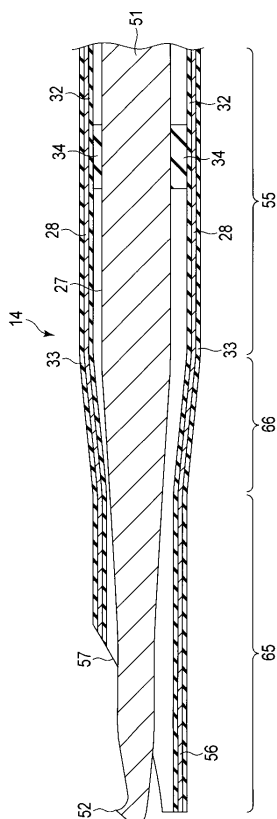
【図 9】



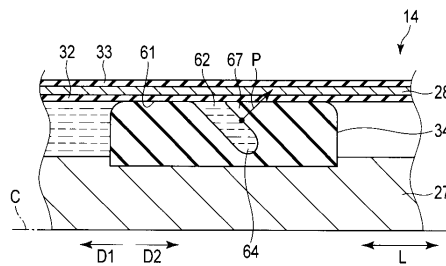
【図 11】



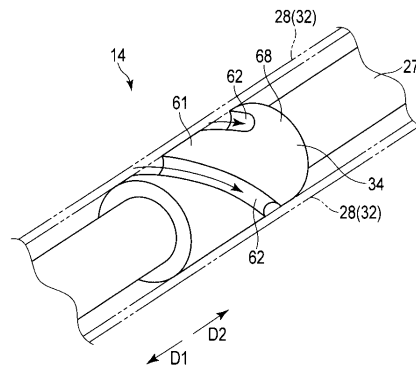
【図 12】



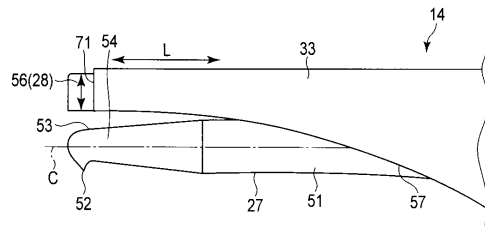
【図 13】



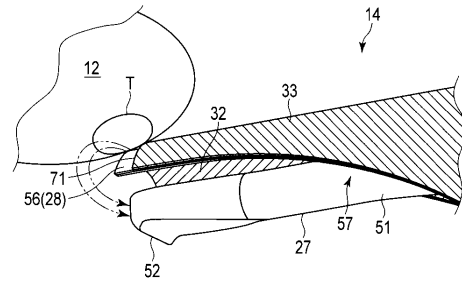
【図 14】



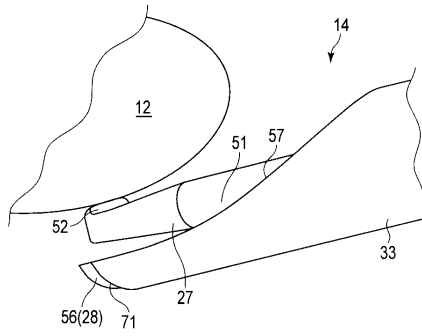
【図 15】



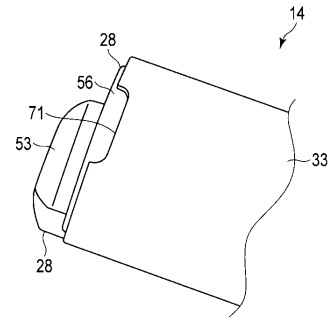
【図 17】



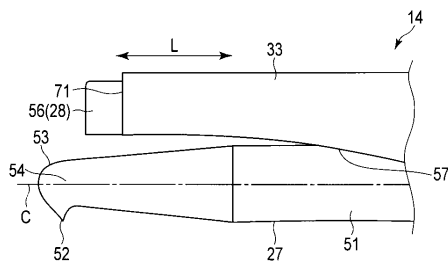
【図 16】



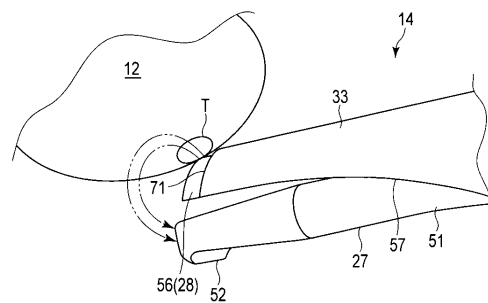
【図 18】



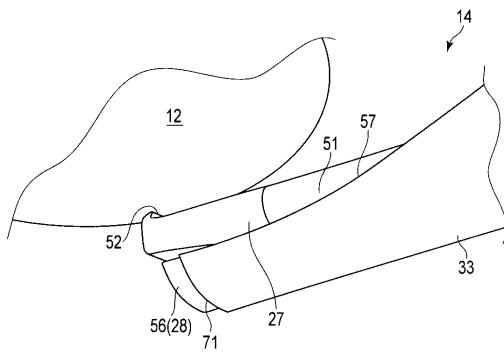
【図 19】



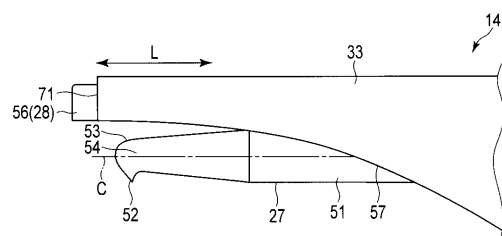
【図 21】



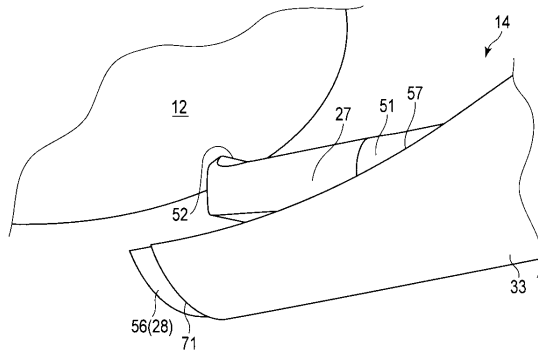
【図 20】



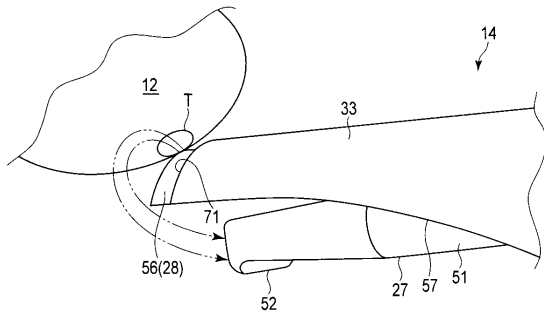
【図 22】



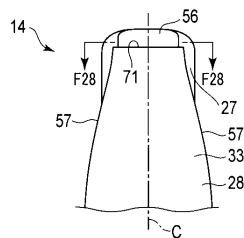
【図 23】



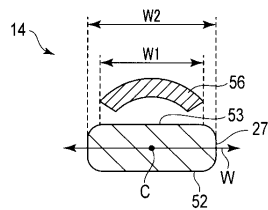
【図 24】



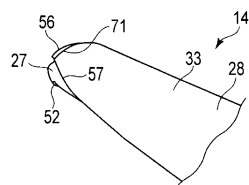
【図 27】



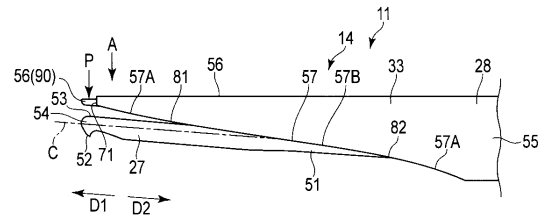
【図 28】



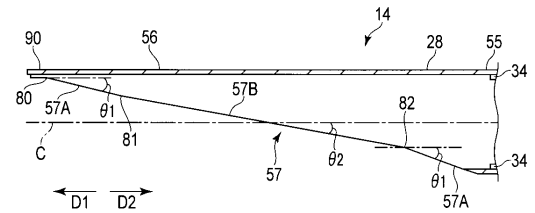
【図 29】



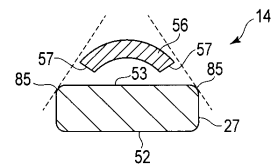
【図 25】



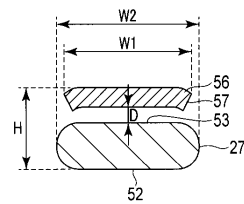
【図 26】



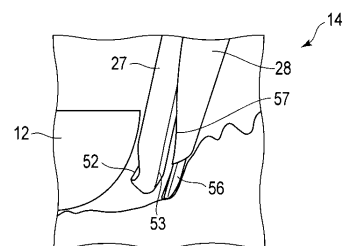
【図 30】



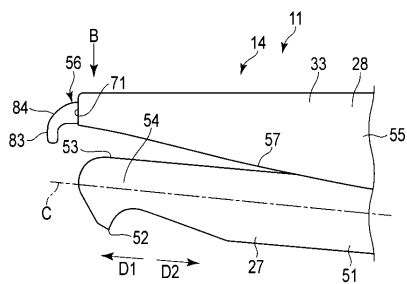
【図 31】



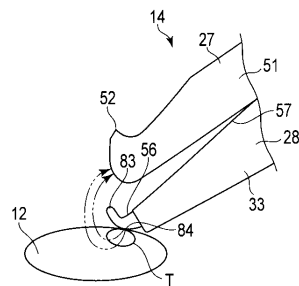
【図 32】



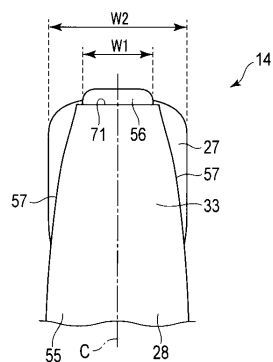
【 図 3 3 】



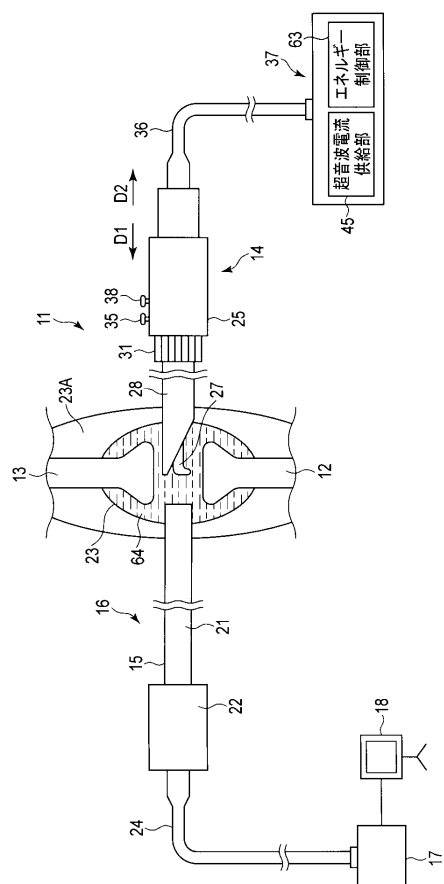
【 図 3 5 】



【 図 3 4 】



【 図 3 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 横山 謙
東京都八王子市石川町２９５１番地 オリンパス株式会社内

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 国際公開第２０１４／０４５６８７（ＷＯ，Ａ１）
特開平７－９５９８５（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２００４／０１４７９４５（ＵＳ，Ａ１）
特開２００８－５５１５１（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１４／０１３５８０４（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ １７／３２
Ａ６１Ｂ １８／１４

专利名称(译)	治疗仪器和治疗系统		
公开(公告)号	JP6113382B2	公开(公告)日	2017-04-12
申请号	JP2016568265	申请日	2015-07-24
[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	横山 謙		
发明人	横山 謙		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/16 A61B17/320068 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320088 A61B2017/320089 A61B18/00 A61B1/00114 A61B1/00124 A61B1/317 A61B17/320016 A61B18/1206 A61B18/148 A61B2017/00862 A61B2018/00083 A61B2018/00107 A61B2018/00565 A61B2018/00595 A61B2018/00607 A61B2018/00982 A61B2018/00994 A61B2018/126 A61B2018/1472 A61B2018/1497 A61N7/02		
FI分类号	A61B17/32.510 A61B18/14		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯・鵜飼		
审查员(译)	毛利 大輔		
优先权	2015001838 2015-01-07 JP		
其他公开文献	JPWO2016111030A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够在关节镜手术中同时进行切割处理和止血处理的处理器具和处置系统。在充满导电液体的环境中使用的处理器具具有用于通过超声波振动来处理被处理部位的处理部和设置在处理部的相反侧的后部，在双极处理中构成一极的探针和在双极处理中构成另一极的突起，中空护套包围探头，在护套设置以便暴露探针的处理部，以及具有不同的部分偏斜到彼此的凹口相对于所述探头的中心轴线。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6113382号 (P6113382)
(45) 発行日 平成29年4月12日 (2017. 4. 12)	(24) 登録日 平成29年3月24日 (2017. 3. 24)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 17/32 (2006. 01) A 6 1 B 18/14 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 17/32 A 6 1 B 18/14	5 1 0
請求項の数 12 (全 27 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-568265 (P2016-568265) (86) (22) 出願日 平成27年7月24日 (2015. 7. 24) (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/071133 (87) 国際公開番号 WO2016/111030 (87) 国際公開日 平成28年7月14日 (2016. 7. 14) 審査請求日 平成28年12月21日 (2016. 12. 21) (31) 優先権主張番号 特願2015-1838 (P2015-1838) (32) 優先日 平成27年1月7日 (2015. 1. 7) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊 (74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久 (74) 代理人 100153051 弁理士 河野 直樹 (74) 代理人 100179062 弁理士 井上 正 (74) 代理人 100189913 弁理士 鵜飼 健	
早期審査対象出願		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 処置具および処置システム		