

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6197130号
(P6197130)

(45) 発行日 平成29年9月13日(2017.9.13)

(24) 登録日 平成29年8月25日(2017.8.25)

(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2016-568266 (P2016-568266)	(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/JP2015/071134		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02016/111031	(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 鶴飼 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】

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、を有し、パイポラ処置における一方の極を構成するプローブと、

前記プローブを取り囲む中空のシースであって、前記処置部を露出するように切り欠かれた切欠部を有し、前記パイポラ処置における他方の極を構成するシースと、

前記切欠部とは反対側で前記プローブの先端の位置であるいは前記先端よりも延出して前記背部を覆うように前記シースに設けられる突出部と、

を備え、

前記突出部は、前記プローブの中心軸に交差する幅方向に関して、前記プローブの寸法よりも小さい寸法を有することを特徴とする処置具。

10

【請求項 2】

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、

前記突出部は、張出部分と、前記シースの本体部側と前記張出部分とを接続する円弧状部分と、を有する請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 3】

前記シースの内周面で前記突出部の内面を除く部分を覆う第 1 絶縁部材と、

前記シースの外周面で前記突出部の外面を除く部分を覆う第 2 絶縁部材と、

を備える請求項 2 に記載の処置具。

【請求項 4】

20

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 3 に記載の処置具。

【請求項 6】

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 5 に記載の処置具。

【請求項 7】

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 5 に記載の処置具。

【請求項 8】

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 絶縁部材との間の位置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 6 に記載の処置具。

【請求項 9】

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 8 に記載の処置具。

【請求項 10】

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請求項 3 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。

【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。

【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】

【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】

10

20

30

40

50

【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り、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。

【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。

10

【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、を有するプローブと、前記プローブを取り囲む中空のシースであって、前記処置部を露出するように切り欠かれた切欠部を有するシースと、前記切欠部とは反対側で前記背部を覆うように前記シースに設けられ、前記プローブの中心軸に交差する方向に関して、前記プローブの寸法よりも小さい寸法を有する突出部と、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。

【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。

30

【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。

【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る。

40

【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、プローブの伸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11】図11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ブ

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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 8 実施形態に係る処置システムを示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

[第 1 の実施形態]

50

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。

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。

【0011】

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。

10

【0012】

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

【0013】

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

【0014】

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。

【0015】

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

【0016】

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る。

【0017】

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

50

える。超音波振動子 4 1 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 4 3 が設けられている。超音波振動子 4 1 には、第 1 の電気配線 4 4（4 4 a、4 4 b）の一端が接続されている。第 1 の電気配線 4 4（4 4 a、4 4 b）は、ケーブル 3 6 の内部を通り他端で電源ユニット 3 7 の超音波電流供給部 4 5 に接続されている。第 1 の電気配線 4 4（4 4 a、4 4 b）を介して超音波電流供給部 4 5 から超音波振動子 4 1 に電力が供給されると、超音波振動子 4 1 において超音波振動が発生する。なお、第 1 の電気配線 4 4 a は、超音波電流供給部 4 5 のプラス極に接続され、第 1 の電気配線 4 4 b は、超音波電流供給部 4 5 のマイナス極に接続されている。

【0018】

超音波振動子 4 1 は、ホーン部材 4 2 に取付けられる。ホーン部材 4 2 は、金属材料によって形成されている。ホーン部材 4 2 には、プローブ 2 7 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 4 1 で発生した超音波振動は、ホーン部材 4 2 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。

【0019】

図 4、図 7 A に示すように、プローブ 2 7 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 2 7 は、棒状に延びた軸部（本体部）5 1 を有する。この軸部 5 1 の先端側（先端部）には、軸部 5 1 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 5 2 と、処置部 5 2 とは反対側（処置部 5 2 と対向する面）に平らに設けられた背部 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一対の側部 5 4 と、を有している。処置部 5 2 と背部 5 3 との間の位置に、軸部 5 1（プローブ 2 7）の中心軸 C が位置している。プローブ 2 7（軸部 5 1）の基端部は、ホーン部材 4 2 と連結されている。そのため、プローブ 2 7 は、超音波振動子 4 1 で発生した超音波振動を伝達し、プローブ 2 7 の先端部（処置部 5 2）によって骨を削る処置をすることができる。

【0020】

また、プローブ 2 7 は、図 2 に示すように、保持部 2 5 に設けられた第 1 プラグ 4 6 と電氣的に接続されている。第 1 プラグ 4 6 は、2 本ある第 2 の電気配線 4 8 のうちの一方の第 2 の電気配線 4 8 a の一端と電氣的に接続されている。この第 2 の電気配線 4 8 a の他端は、電源ユニット 3 7 の高周波電流供給部 4 7 と電氣的に接続されている。これにより、プローブ 2 7 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 4 8 a は、高周波電流供給部 4 7 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 2 7 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。

【0021】

図 4、図 7 A に示すように、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。このシース 2 8 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。

【0022】

切欠部 5 7 は、図 7 A、図 8 に示すように、プローブ 2 7 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 2 7 の先端方向に行くにつれて、プローブ 2 7 の処置部 5 2 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 5 7 は、図 8 に示すように側面方向から見て、プローブ 2 7 の背部 5 3 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 5 7 は、プローブ 2 7 の基端方向 D 2 側においてプローブ 2 7 の延びている方向に対して斜めになっているが、プローブ 2 7 の先端方向 D 1 側においてプローブ 2 7 の延びている方向と略平行な方向になっている。なお、図 7 A に示すように、本実施形態では、シース 2 8 の突出部 5 6 の先端の位置は、プローブ 2 7 の先端の位置と一致している。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

また、シース 2 8 は、図 2 に示すように、保持部 2 5 に設けられた第 2 プラグ 5 8 と電氣的に接続されている。第 2 プラグ 5 8 は、2 本ある第 2 の電気配線 4 8 のうちの他方の第 2 の電気配線 4 8 b の一端と電氣的に接続されている。この第 2 の電気配線 4 8 b の他端は、電源ユニット 3 7 の高周波電流供給部 4 7 と電氣的に接続されている。これにより、シース 2 8 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 4 8 b は、高周波電流供給部 4 7 のプラス極と電氣的に接続されている。そのため、シース 2 8 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。

【 0 0 2 4 】

図 4 及び図 7 A に示すように、第 1 絶縁部材 3 2 および第 2 絶縁部材 3 3 は、シース 2 8 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 3 2 および第 2 絶縁部材 3 3 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 3 2 はシース 2 8 の内周面を覆い、第 2 絶縁部材 3 3 はシース 2 8 の外周面を覆っている。これにより、シース 2 8 は、突出部 5 6 の端面 5 6 a のみが外界に露出した状態になる。そのため、シース 2 8 の先端側における一部の領域としての突出部 5 6 の端面 5 6 a 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 5 6 の端面 5 6 a からプローブ 2 7 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 5 6 の端面 5 6 a がアクティブ電極として機能し、プローブ 2 7 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 3 2 および第 2 絶縁部材 3 3 は、シース 2 8 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 2 8 の先端側における一部の領域とプローブ 2 7 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。

【 0 0 2 5 】

図 7 B に示すように、端面 5 6 a のうち、先端面 5 6 a a のみを外部に露出させ、側端面 5 6 a b を第 1 絶縁部材 3 2 または第 2 絶縁部材 3 3 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 5 6 a a 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。

【 0 0 2 6 】

図 5 及び図 6 に示すように、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おり、プローブ 2 7 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 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。図 6 中に実線で示すように、シール部材 3 4 は、シース 2 8 の内側に差し込まれる前の状態において、プローブ 2 7 の基端方向 D 2 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っている。一方、シール部材 3 4 は、図 6 に 2 点鎖線で示すように、シース 2 8 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 3 4 がシース 2 8 および第 1 絶縁部材 3 2 に対して押し付けられる圧力は、プローブ 2 7 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 3 4 は、プローブ 2 7 の基端側に液体の浸入を許さない構造になっている。

【 0 0 2 7 】

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 からプローブ 2 7 のある方向に窪んだ溝部 6 2 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 の伸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 6 2 は、第 1 絶縁部材 3 2 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 3 2 と当接面 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 8 】

図1に示すように、電源ユニット37は、超音波電流供給部45と、高周波電流供給部47と、これらを制御するエネルギー制御部63と、を有している。エネルギー制御部63は、超音波電流供給部45からの超音波発生電流の供給と、高周波電流供給部47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35が操作されると、エネルギー制御部63は、超音波電流供給部45を介して振動発生部26に超音波発生電流を供給する。これによって、プローブ27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38が操作されると、エネルギー制御部63は、高周波電流供給部47を介してシース28に対して高周波電流を供給する。

【0029】

続いて、図9、図10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。このとき、関節腔23の周囲にある関節包23Aの一部の除去に、超音波振動させたプローブ27を利用することができる。このため、後述する第1の骨12に対する処置と同じプローブ27を利用でき、処置具14を交換する必要がない。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。

【0030】

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。図9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。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。

【0031】

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、図10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の突出部56の端面56a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の突出部56a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28の突出部56の端面56aのみ第1絶縁部材32および第2絶縁部材33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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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

10

20

30

40

50

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 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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 7 】

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 8 】

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 3 9 】

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 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

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ふことを防止できる。これによって、浸水により処置具 1 4 が故障してしまふことを防止できる。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 が破損してしまふことを防止できる。

【 0 0 4 2 】

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

10

20

30

40

50

ース 28 に対してシール部材 34 を被せたプローブ 27 を差し込む際に、プローブ 27 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 34 は、プローブ 27 の基端側に行くにつれて高い圧力でシース 28 および第 1 絶縁部材 32 に密着されるため、プローブ 27 の基端方向 D2 側に行くにつれて液体 64 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 14 の信頼性をさらに向上できる。

【0043】

プローブ 27 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 28 およびプローブ 27 をバイポーラの 2 極とすることができ、シース 28 およびプローブ 27 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。

10

【0044】

続いて図 11 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 28 の突出部 56 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。

【0045】

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 の先端方向 D1 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 を外界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。

20

【0046】

本変形例では、切欠部 57 は、斜めに形成されている。より具体的には、切欠部 57 は、切欠部 57 が規定する面 A と第 2 絶縁部材 33 の外周面の接面 B 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。

【0047】

本変形例によれば、切欠部 57 が規定する面 A は、第 1 絶縁部材 32 および第 2 絶縁部材 33 の間から露出するシース 28 の端面の面積を増大するように、プローブ 27 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 28 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。

30

【0048】

続いて図 12 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 28 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。

【0049】

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小径部 65 と、本体部 55 と小径部 65 とを連続させる絞り部 66 と、を有している。小径部 65 の直径は、本体部 55 の直径よりも小さくなっている。小径部 65 の直径は、本体部 55 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。

40

【0050】

小径部 65 は、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 を外界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。突出部 56 および切欠部 57 の形状は、第 1 実施形態と同様である。

【0051】

第 2 変形例によれば、シース 28 は、先端方向 D1 側に設けられ基端方向 D2 側の部分よりも直径が小さくなった小径部 65 を有し、当該小径部 65 に突出部 56 および切欠部

50

57が設けられる。この構成によれば、シース28の先端部における高さ寸法（シース28の突出部56 - プローブ27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。

【0052】

続いて図13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34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

【0053】

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位置に配置されている。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。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から窪んでプローブ27の延びている方向に対して斜めに延びた溝部62と、溝部62と第1絶縁部材32との間の位置に設けられ溝部62の周囲の一部を規定する封止片67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Lに関する略中間位置に設けられている。溝部62は、プローブ27の基端方向D2側に行くにつれて、プローブ27の中心軸Cに近づく方向に斜めになっている。

【0054】

封止片67は、鋭角をなしている。封止片67は、ひだ状をなしており、溝部62内に浸入した液体64の圧力の一部である圧力Pによって第1絶縁部材32に押し付けられる。これによって、封止片67は、弁のように作用してプローブ27の基端側に液体64が浸入することを防止する。

20

【0055】

第3変形例によれば、封止片67が設けられるため、液体64中で処置システム11を使用する場合でも、プローブ27の基端側に液体64が浸入してしまふことを防止できる。これによって、超音波振動をプローブ27に伝達する際に負荷が大きくなって処置具14の故障の原因となってしまうことを防止できる。

【0056】

続いて図14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34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。

30

【0057】

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いる。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。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から窪むとともにプローブ27を中心とするらせん状に延びた溝部62と、らせん状の溝部62のプローブ27の基端側の端部を閉塞する壁部68と、を有している。

40

【0058】

本変形例では、溝部62がらせん状をなしているため、溝部62の容積を、第1実施形態の溝部62の容積よりも大きくできる。これによって、溝部62は、第1絶縁部材32と当接面61との間に液体64が浸入した場合でも、第1実施形態よりも多量の液体64を内部に貯留することができる。さらに、壁部68が設けられているため、溝部62内の液体64がプローブ27の基端方向D2側に浸入してしまふことが防止される。このため、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。

【0059】

50

〔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。

【0060】

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。

【0061】

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。

【0062】

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。

【0063】

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およびプロープ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。

【0064】

図1に示す状態と同様に、シース28およびプロープ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にプロープ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プ27に超音波振動を付与することができる。これによって、プロープ27が超音波振動し、術者は、プロープ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。

【0065】

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を介してプロープ27に回収される。

【0066】

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

10

20

30

40

50

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。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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。

【0070】

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。

【0071】

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。

【0072】

[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。

【0073】

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。

【0074】

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。

【0075】

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。

【0076】

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 7 7 】

図 2 0 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。このとき、本実施形態のようにプローブ 2 7 がシース 2 8 よりも突出している

10

【 0 0 7 8 】

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 2 5 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 1 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

20

【 0 0 7 9 】

本実施形態によれば、プローブ 2 7 の先端部がシース 2 8 の先端よりも突出している。このため、プローブ 2 7 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 2 8 が邪魔になることがなく、処置をしやすくすることができる。また、プローブ 2 7 で骨等の生体組織を削る処置をする際に、プローブ 2 7 の視認性を良好にできる。これらによって、プローブ 2 7 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。

30

【 0 0 8 0 】

[第 4 実施形態]

図 2 2 から図 2 4 を参照して、第 4 実施形態の処置システム 1 1 について説明する。第 4 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 の先端がプローブ 2 7 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。

【 0 0 8 1 】

本実施形態では、プローブ 2 7 の形状およびシース 2 8 の形状は、第 2 実施形態と同様である。

40

【 0 0 8 2 】

図 2 2 に示すように、シース 2 8 の突出部 5 6 の先端は、プローブ 2 7 の延びている方向 L に関して、プローブ 2 7 の先端部よりも突出している。

【 0 0 8 3 】

続いて、図 2 3、図 2 4 を参照して、本実施形態の処置システム 1 1 (処置システム 1 1 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 4 】

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。

50

【 0 0 8 5 】

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。

【 0 0 8 6 】

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。

【 0 0 8 7 】

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。

【 0 0 8 8 】

[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 実施形態のものとは異なっているが、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 8 9 】

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。

【 0 0 9 0 】

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 θ_1 とし、第 2 部分が中心軸 C との間でなす角度を θ_2 としたとき、 $\theta_1 > \theta_2$ 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

10

20

30

40

50

形成される。

【0091】

本実施形態では、中心軸Cとの間で第2部分57Bがなす角度が小さくなっているため、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(中心軸Cと交差する面に関する突出部56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。

【0092】

先端方向D1側の第1部分57Aと突出部56のうち外部に露出された部分90との間には、円弧状(R形状)に形成された先端境界部80が設けられる。先端方向D1側の第1部分57Aと第2部分57Bとの間には、円弧状(R形状)に形成された第1境界部81が設けられる。基端方向D2側の第1部分57Aと第2部分57Bとの間には、円弧状(R形状)に形成された第2境界部82が設けられる。

10

【0093】

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よりも小さい。言い換えると、プローブ27の処置部52から見たときに、プローブ27の投影像の範囲内に位置するように突出部56が設けられる。

【0094】

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。

20

【0095】

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。

30

【0096】

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、図29に示すように、処置において、内視鏡装置16で得られた視野内で、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。

【0097】

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(例えば、第1の骨12やその周辺組織)にシース28の突出部56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を焼灼することができる。

40

【0098】

このとき、突出部56は、第2部分57B付近において、中心軸Cと交差する面に関す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

50

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。

【0099】

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。

【0100】

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。

10

【0101】

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。

【0102】

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

【0103】

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、ショートを生じてしまうような不具合を防止できる。

【0104】

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。

30

【0105】

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る。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

【0106】

本実施形態によれば、処置具 14 は、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。

50

【 0 1 0 7 】

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 8 】

この構成によれば、処置対象部位に突出部 5 6 を押し付けてバイポーラ処置を行う際に、処置対象部位と突出部 5 6 との接触を円弧状部分 8 4 を介して面接触にすることができる。これによって、突出部 5 6 と処置対象部位との間の接触面積を大きく確保して、処置対象部位に効率よく高周波電流を流すことができる。これによって、バイポーラ処置を短時間で完了できる。

10

【 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。

20

【 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 h と突出部 5 6 の高さ h' 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。

30

【 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。

40

【 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 】

50

続いて、図33から図35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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

を有する突出部 5 6 と、を備える。

【 0 1 2 4 】

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。

10

【 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 】

20

[第 8 実施形態]

図 3 6 を参照して、第 8 実施形態の処置システム 1 1 について説明する。第 8 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。

30

【 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 】

40

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

50

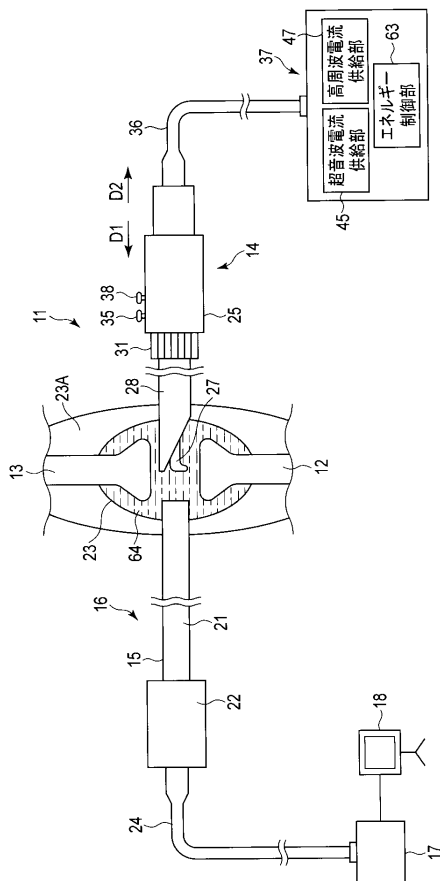
に時計回り方向に回転させることで、シース 28 の先端に対してプローブ 27 の先端部の位置を基端方向 D2 側に後退させることができる。一方、ノブ 31 を例えば、プローブ 27 の先端方向から見て、プローブ 27 の中心軸 C 周りに反時計回り方向に回転させることで、シース 28 の先端に対してプローブ 27 を先端方向 D1 側に前進させることができる。つまり、シース 28 の先端位置とプローブ 27 の先端位置との相対位置関係を変更するための機構を設けてもよい。このような構造によれば、手術時の状況に応じて、シース 28 に対するプローブ 27 の位置を術者が適宜に調整することができ、術者の利便性を向上させることができる。

【符号の説明】

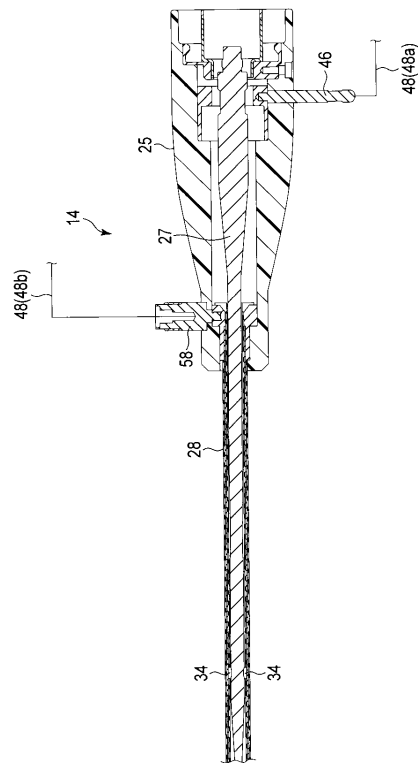
【0132】

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。

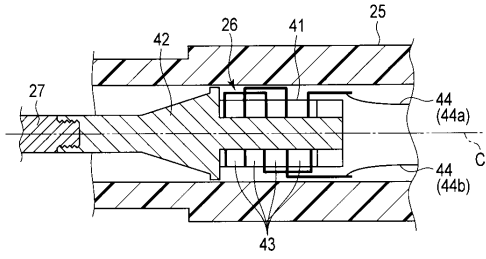
【図1】



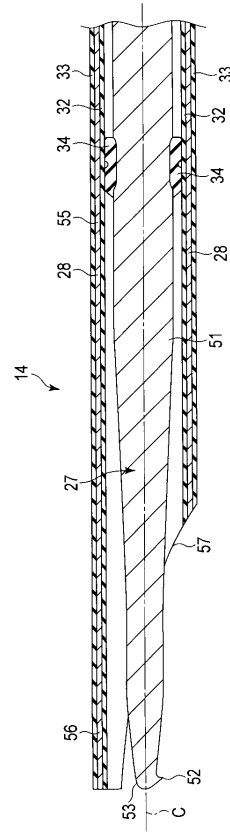
【図2】



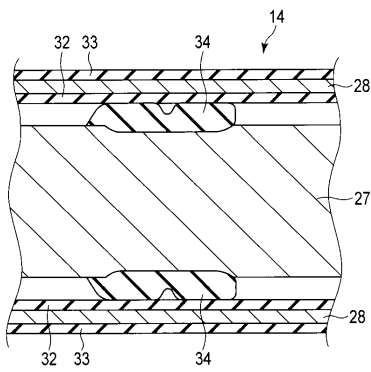
【 図 3 】



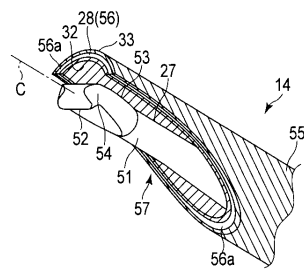
【 図 4 】



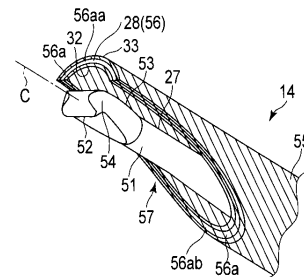
【 図 5 】



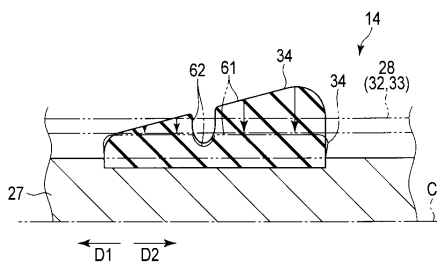
【 図 7 A 】



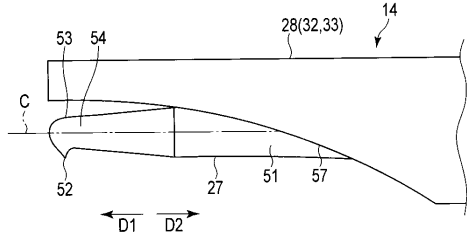
【 図 7 B 】



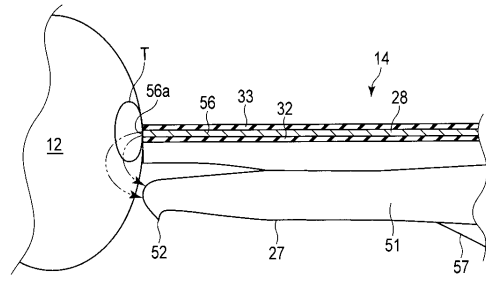
【 図 6 】



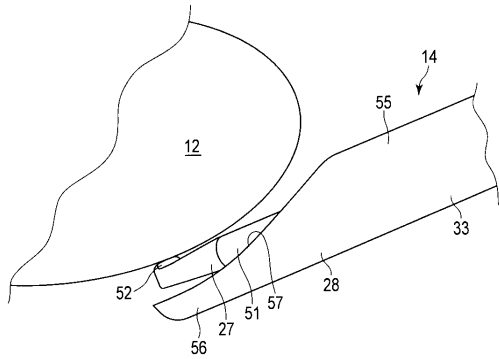
【図 8】



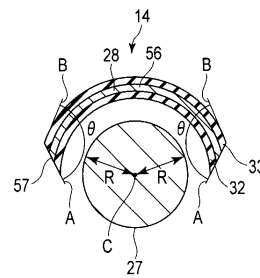
【図 10】



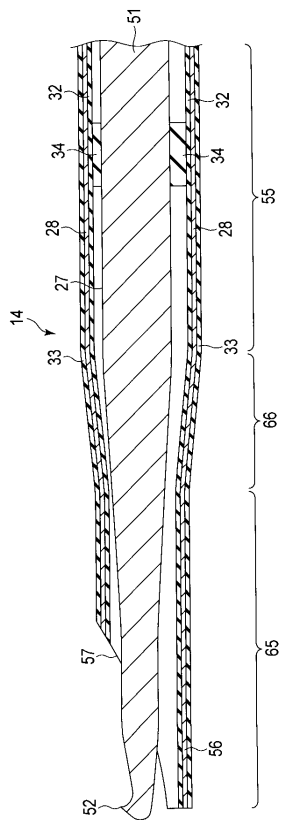
【図 9】



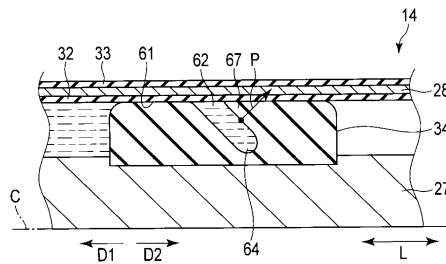
【図 11】



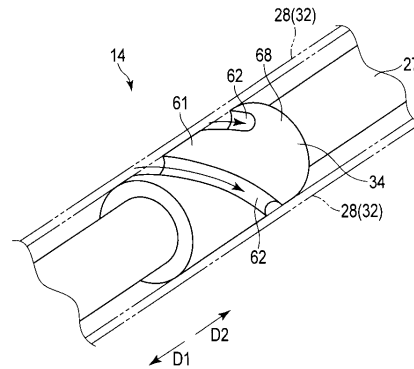
【図 12】



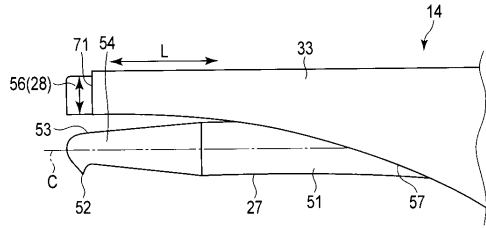
【図 13】



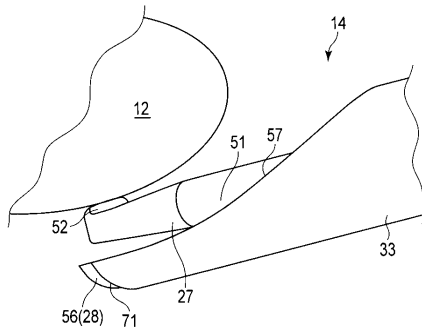
【図 14】



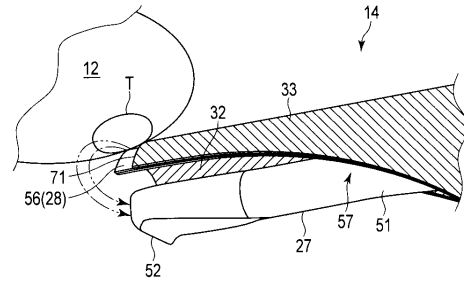
【図15】



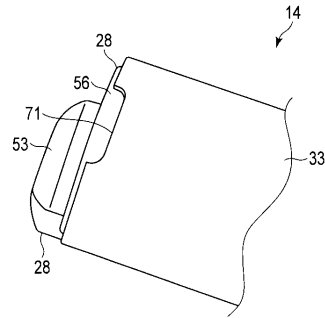
【図16】



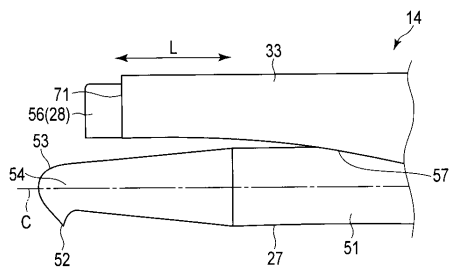
【図17】



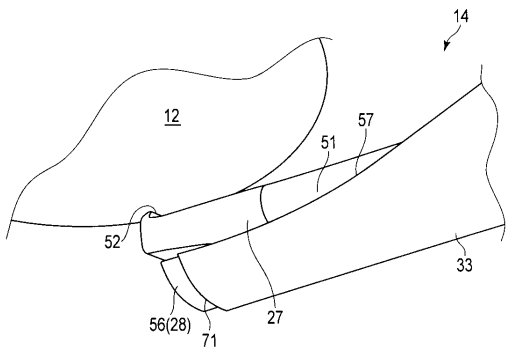
【図18】



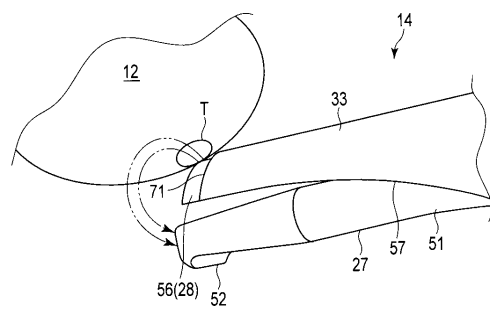
【図19】



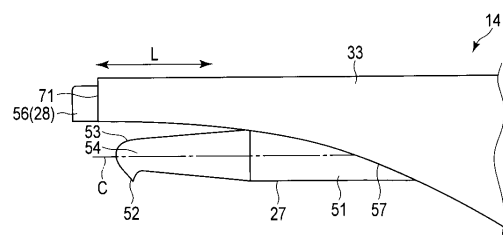
【図20】



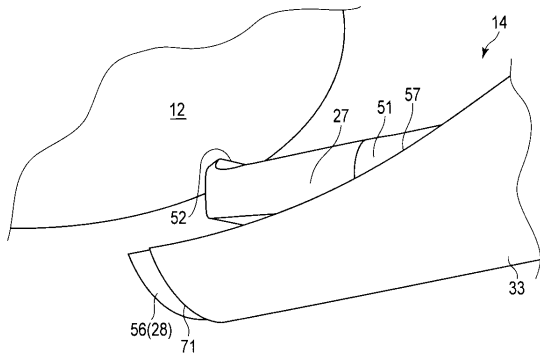
【図21】



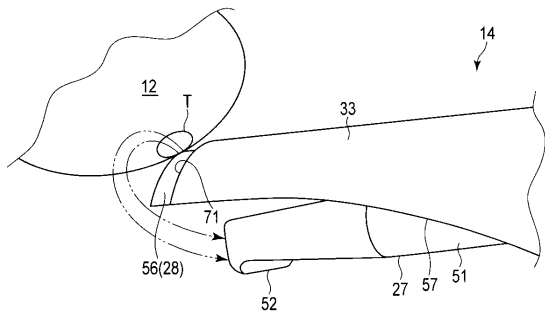
【図22】



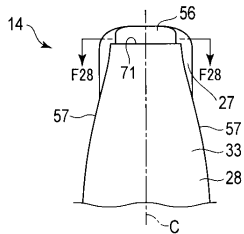
【 図 2 3 】



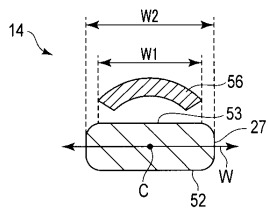
【 図 2 4 】



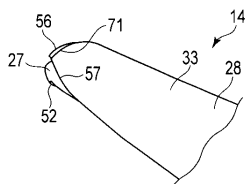
【 図 2 7 】



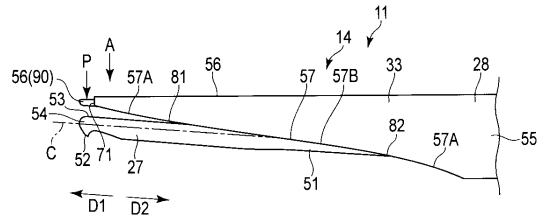
【 図 2 8 】



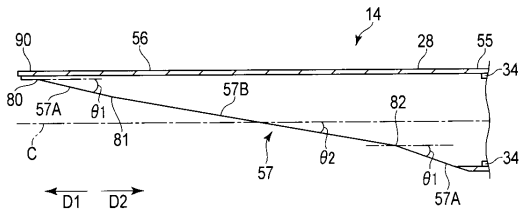
【 図 2 9 】



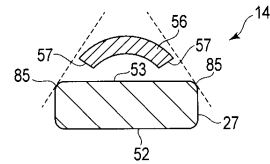
【 図 2 5 】



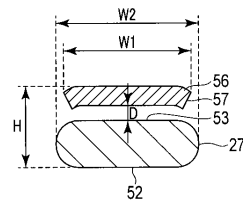
【 図 2 6 】



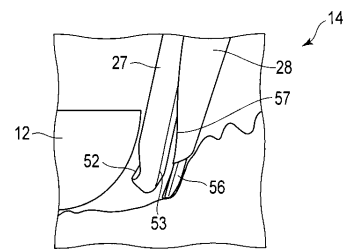
【 図 3 0 】



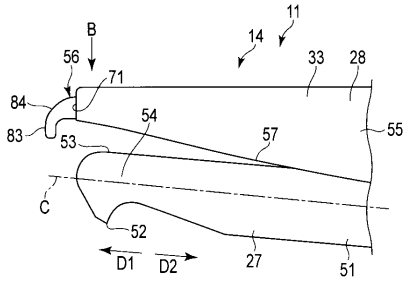
【 図 3 1 】



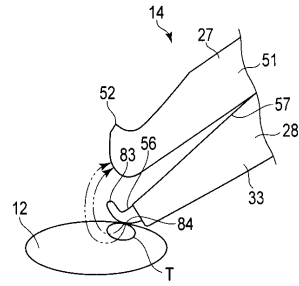
【 図 3 2 】



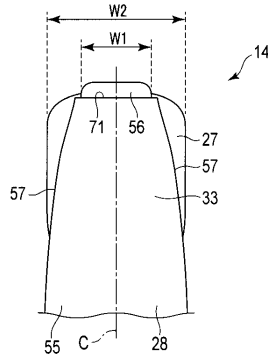
【図33】



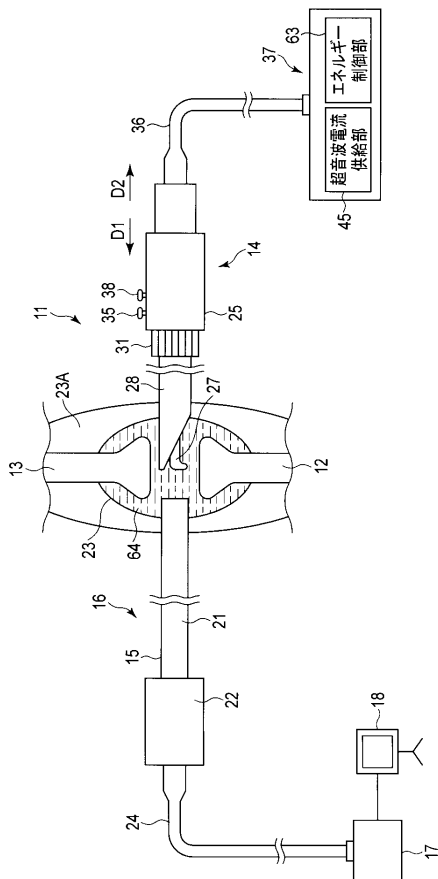
【図35】



【図34】



【図36】



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 後藤 健志

(56)参考文献 特開平07-095985(JP,A)
特開平06-292685(JP,A)
特開2002-177287(JP,A)
特開2008-055151(JP,A)
特開2003-126110(JP,A)
米国特許出願公開第2004/0147945(US,A1)
米国特許出願公開第2014/0135804(US,A1)
特表2001-511043(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/32 - 17/326

A61B 18/12 - 18/16