

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6165364号
(P6165364)

(45) 発行日 平成29年7月19日(2017.7.19)

(24) 登録日 平成29年6月30日(2017.6.30)

(51) Int.CI.	F 1			
A 6 1 B 17/32	(2006.01)	A 6 1 B	17/32	5 1 O
A 6 1 B 17/56	(2006.01)	A 6 1 B	17/56	
A 6 1 B 18/14	(2006.01)	A 6 1 B	18/14	

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-568264 (P2016-568264)
(86) (22) 出願日	平成27年7月24日 (2015.7.24)
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/071132
(87) 国際公開番号	W02016/111029
(87) 国際公開日	平成28年7月14日 (2016.7.14)
審査請求日	平成29年1月10日 (2017.1.10)
(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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951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

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除いて前記シースを覆う絶縁部材と、を備え、

前記一部の領域は、前記バイポーラ電極における他方の極として機能し、前記プローブの前記先端部は、前記処置対象部位と接触する処置部と、前記処置部とは反対側に設けられた背部と、前記処置部と前記背部との間の位置に設けられた側部と、を備え、

前記絶縁部材は、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、

前記シースは、

前記背部を覆うように突出した突出部と、

前記プローブの前記処置部および前記側部を露出するように切り欠かれた切欠部と、を有し、

前記プローブの延びている方向と交差する面で切断した断面において、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をなす処

置具。

【請求項 2】

前記プローブの前記先端部は、前記プローブの延びている方向に関して、前記シースの前記突出部の先端よりも突出している請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 3】

前記シースの前記突出部の先端は、前記プローブの延びている方向に関して、前記プローブの前記先端部よりも突出している請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 4】

前記シースの先端部に対して前記プローブの前記先端部の位置を調整できる構造を備える請求項 1 に記載の処置具。

10

【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 1 に記載の処置具。

【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。

20

【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 6 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 7 に記載の処置具。

【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、

30

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。

【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。

40

【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

50

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】

【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。

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】

20

【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除いて前記シースを覆う絶縁部材と、を備え、前記一部の領域は、前記バイポーラ電極における他方の極として機能する。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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。

50

【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12】図12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。

10

【図13】図13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14】図14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15】図15は、第2実施形態に係る処置システムのプローブおよびシースを示した側面図である。

【図16】図16は、図15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17】図17は、図15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18】図18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19】図19は、第3の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20】図20は、図19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21】図21は、図19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22】図22は、第4の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。

30

【図23】図23は、図22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24】図24は、図22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。

【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。

40

【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。

【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

50

の表示ユニット18に電気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の内部を通っ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に電気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。

【0014】

10

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。

【0015】

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

20

【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に対してプローブ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、プローブ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ブ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、手術中にプローブ27を中心軸C周りに回転させることができる。

【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、プローブ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。

30

【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。

40

【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

50

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との間に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との間に位置に、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。

10

【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と電気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の一端と電気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と電気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のマイナス極と電気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。

20

【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。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。

【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。

30

【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と電気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の一端と電気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と電気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のプラス極と電気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。

40

【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

50

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。10

【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。

【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。20

【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中ににおいてプローブ27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と当接面61との間に浸入した液体を溝部62の内部に貯留することができる。このため、シール部材34よりもプローブ27の基端側に液体が浸入することが防止される。30

【0029】

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。40

【0030】

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50

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ます。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、乳酸リソ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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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。

【0037】

この構成によれば、1個の処置具14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

10

20

30

40

50

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。

【0038】

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28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28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64下でも十分な止血能力を発揮することができる。

10

【0039】

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14を提供することができる。

【0040】

この場合、プローブ27は、処置部52とは反対側に設けられた背部53と、処置部52と背部53との間の位置に設けられた側部54と、を備え、シース28は、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を露出するように切り欠かれた切欠部57と、を有する。

【0041】

この構成によれば、プローブ27で骨等の生体組織を削る処置をする際に、シース28が当該処置の邪魔になることがない。また、プローブ27の処置部52側および側部54側でシース28が切り欠かれている。このため、シース28の先端側においてシース28の高さ寸法を略半分の高さ（すなわち、シース28の突出部56 - プローブ27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14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。

20

【0042】

プローブ27と第1絶縁部材32との間に介在され、プローブ27の基端側に液体64が浸入することを阻止するリング状のシール部材34を備える。この構成によれば、プローブ27の基端方向D2側に液体64が浸入することを防止でき、プローブ27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14が故障してしまうことを防止できる。また、シール部材34によってプローブ27と第1絶縁部材32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27で出力している際に、第1絶縁部材32が破損してしまうことを防止できる。

30

【0043】

シール部材34は、ゴム状の弾性を有するとともにプローブ27の基端側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る。この構成によれば、中空のシース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。

40

【0044】

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る、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。

【0045】

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

50

。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。

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

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。

【0049】

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。

【0050】

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。

【0051】

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。

【0052】

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。

【0053】

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。

【0054】

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(弹性体)によって、リング形に形成され

10

20

30

40

50

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 との間に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。

【 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。

10

【 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つて処置具 1 4 の故障の原因となってしまうことを防止できる。

20

【 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つてゐるが、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。

【 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ので、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、プローブ 2 7 の基端側に液体 6 4 が浸入して、処置具 1 4 に故障を起こすことが防止される。

30

【 0 0 6 0 】

【 第 2 実施形態 】

図 1 5 から図 1 7 を参照して、第 2 実施形態の処置システム 1 1 について説明する。第 2 実施形態の処置システム 1 1 は、第 2 絶縁部材 3 3 に第 2 切欠部 7 1 が設けられる点で第 1 の実施形態のものと異なつてゐるが、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。

40

【 0 0 6 1 】

処置具 1 4 は、外殻を構成する保持部 2 5 と、保持部 2 5 内に収納された振動発生部 2 6（トランスデューサ）と、振動発生部 2 6 に接続された棒状のプローブ 2 7 と、プローブ 2 7 の周囲を覆ってプローブ 2 7 を保護する中空（円筒形）のシース 2 8 と、保持部 2 5 に対して回転可能に固定されたノブ 3 1（回転ノブ）と、シース 2 8 の内周面を覆う第 1 絶縁部材 3 2 と、シース 2 8 の外周面を覆う第 2 絶縁部材 3 3 と、プローブ 2 7 と第 1 絶縁部材 3 2 との間に設けられたシール部材 3 4 と、保持部 2 5 に設けられた複数のエネ

50

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。

10

【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2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。

20

【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を介してプローブ27に回収される。

30

【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】

40

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

50

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1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】

10

20

30

40

50

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、処置をしやすくすることができる。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1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。

【0085】

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。

【0086】

図23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。

【0087】

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24に示すように、出血

10

20

30

40

50

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 8 】

10

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 9 】

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。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 2 7 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 2 8 の先端に対してプローブ 2 7 を先端方向 D 1 側に前進させることができる。このような構造によれば、手術時の状況に応じて、シース 2 8 に対するプローブ 2 7 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。

20

【 0 0 9 0 】

さらに、上記各実施形態の処置システム 1 1 を組み合わせて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。

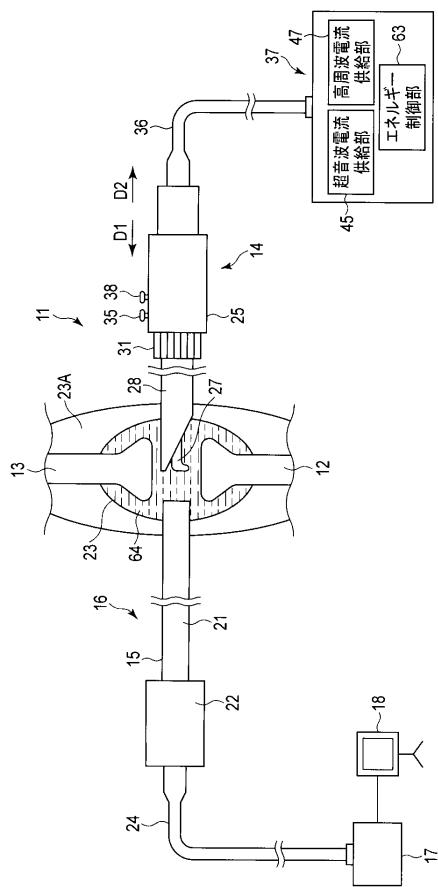
30

【 符号の説明 】

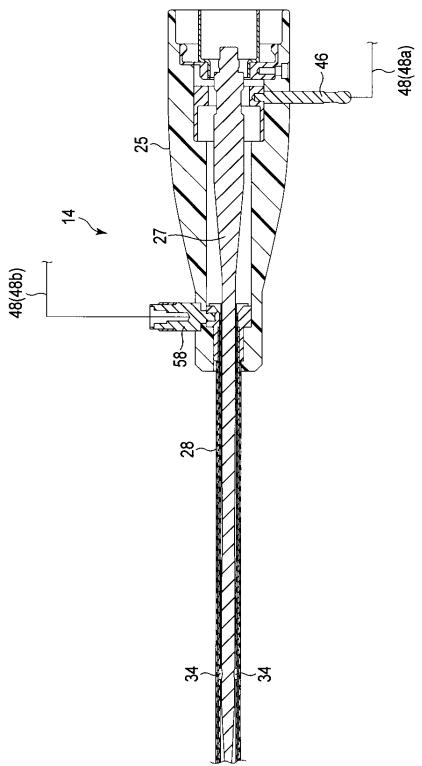
【 0 0 9 1 】

1 1 ... 処置システム、1 2 ... 第 1 の骨、1 4 ... 処置具、1 6 ... 内視鏡装置、2 7 ... プローブ、2 8 ... シース、3 2 ... 第 1 絶縁部材、3 3 ... 第 2 絶縁部材、3 4 ... シール部材、5 2 ... 処置部、5 6 ... 突出部、5 7 ... 切欠部、5 8 ... 第 2 プラグ、6 1 ... 当接面、6 2 ... 溝部、6 4 ... 液体、6 5 ... 小径部、6 7 ... 封止片、6 8 ... 壁部、7 1 ... 第 2 切欠部。

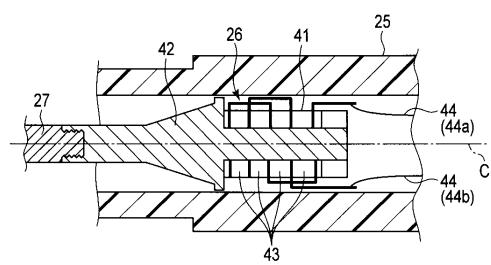
【図1】



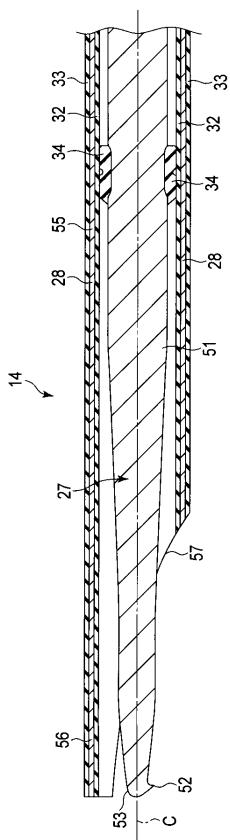
【図2】



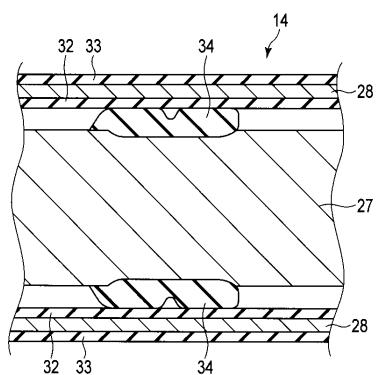
【図3】



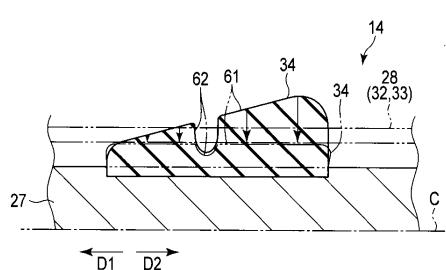
【図4】



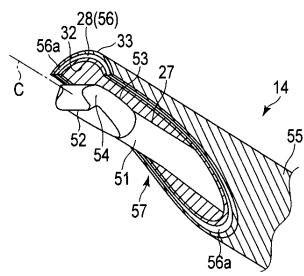
【図5】



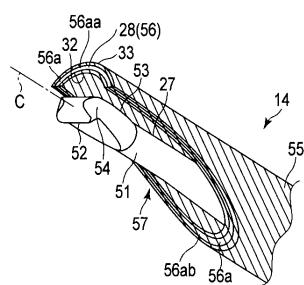
【図6】



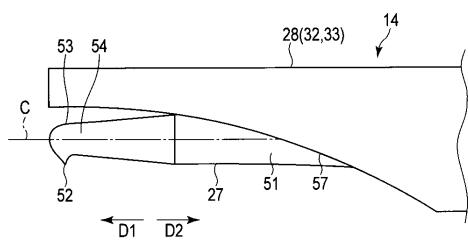
【図7 A】



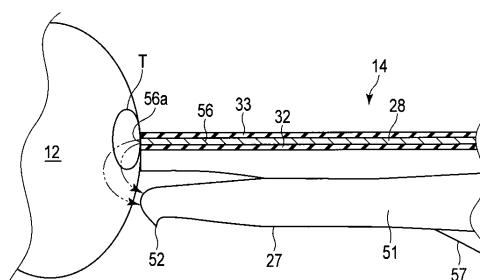
【図7 B】



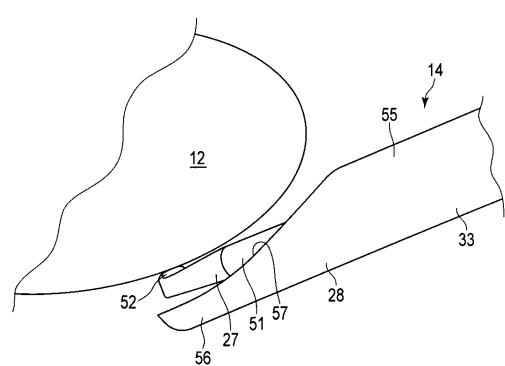
【図8】



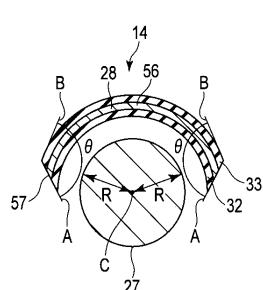
【図10】



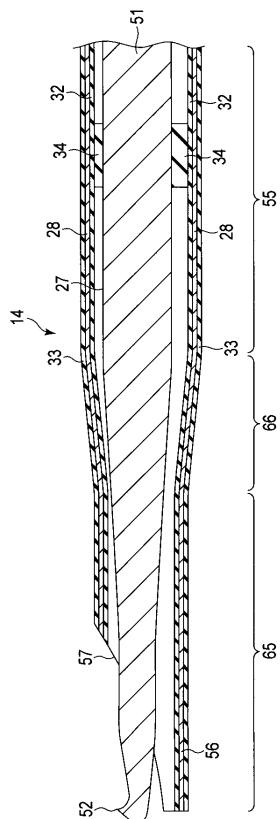
【図9】



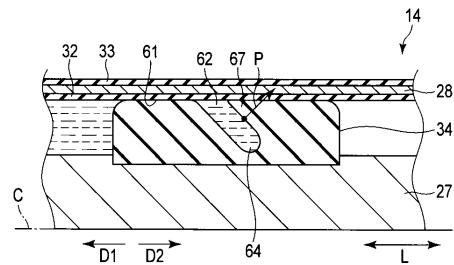
【図11】



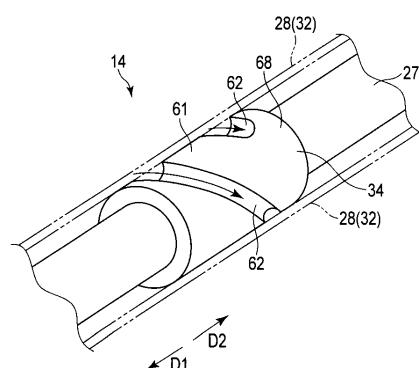
【図12】



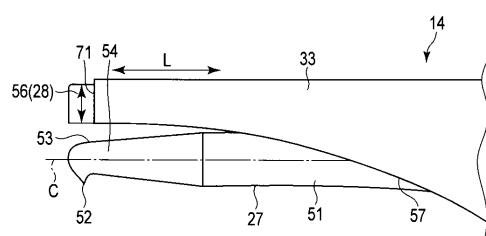
【図13】



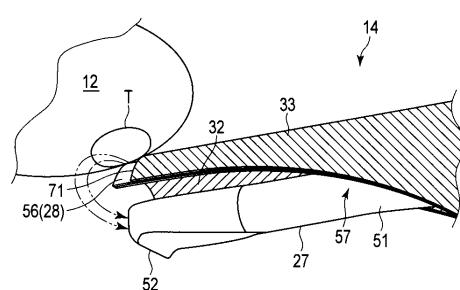
【図14】



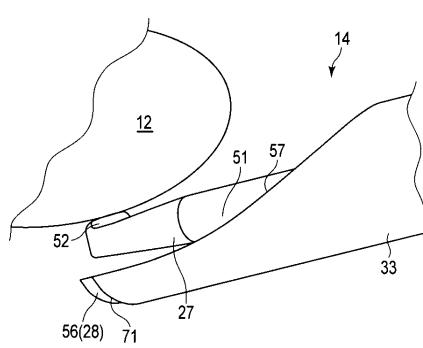
【図15】



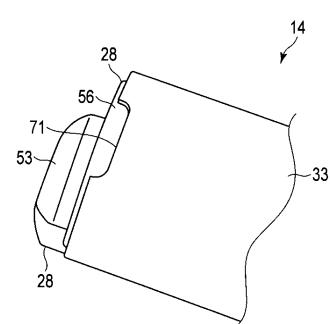
【図17】



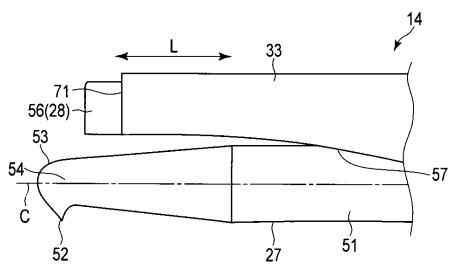
【図16】



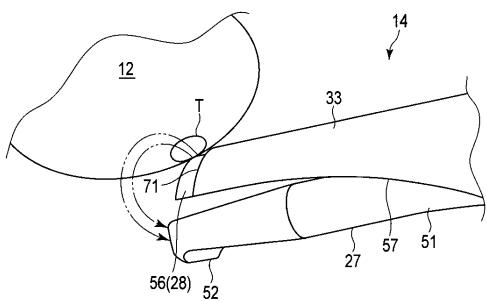
【図18】



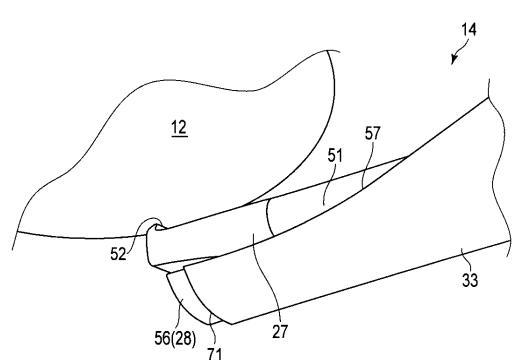
【図19】



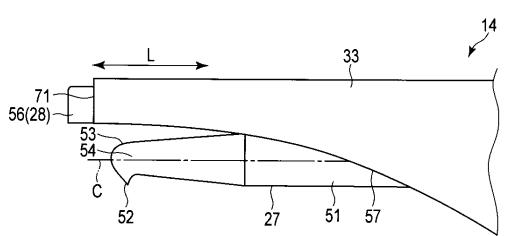
【図21】



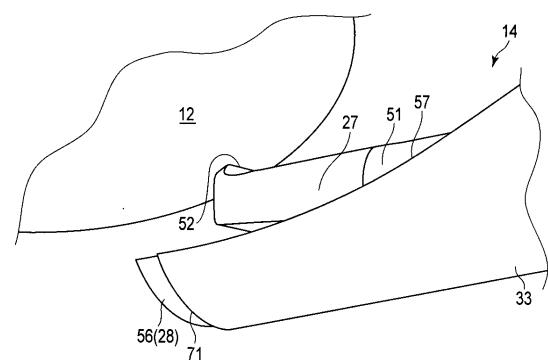
【図20】



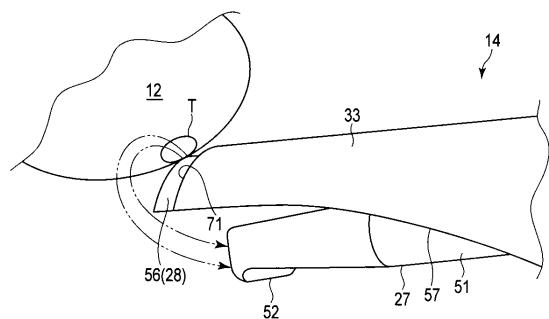
【図22】



【図23】



【図24】



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 沼田 規好

(56)参考文献 特開2008-055151(JP, A)
特許第2959779(JP, B2)
特開2003-116870(JP, A)
国際公開第2014/045687(WO, A1)
特表2005-518864(JP, A)
米国特許出願公開第2014/0135804(US, A1)
特表2001-511043(JP, A)
特開平07-095985(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17/32
A 61 B 17/56
A 61 B 18/14

专利名称(译)	治疗仪器和治疗系统		
公开(公告)号	JP6165364B2	公开(公告)日	2017-07-19
申请号	JP2016568264	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 A61B17/56 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		
F1分类号	A61B17/32.510 A61B17/56 A61B18/14		
代理人(译)	河野直树 井上正 肯·鶴饲		
审查员(译)	沼田TadashiYoshimi		
优先权	2015001838 2015-01-07 JP		
其他公开文献	JPWO2016111029A1		
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。它是在填充有导电液体处理装置14，其具有用于切割由超声波振动的外科目标部分上的尖的环境下使用，探针27在双极电极头充当一个电极中空护套28围绕探头27，护套28覆盖除护套28的远端部分的一部分之外的护套。护套28的远端部分的一部分用作双极电极的另一极。

(19)日本国特許庁(JP)	(12)特許公報(B2)	(11)特許番号 特許第6165364号 (P6165364)
(45)発行日 平成29年7月19日(2017.7.19)	F1	(24)登録日 平成29年6月30日(2017.6.30)
(51)Int.Cl. A61B 17/32 (2006.01) A61B 17/56 (2006.01) A61B 18/14 (2006.01)	A61B 17/32 A61B 17/56 A61B 18/14	510
(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2951番地	(74)代理人 100108855 弁理士 沼田 昌俊	
(60) (22)出願番号 特願2016-568264 (P2016-568264) (60) (22)出願日 平成27年7月24日 (2015.7.24)	(74)代理人 100103034 弁理士 野河 信久	
(60) 国際出願番号 PCT/JP2015/071139	(74)代理人 100153051 弁理士 河野 直樹	
(60) 国際公開番号 WO2016/111029	(74)代理人 100179062 弁理士 井上 正	
(60) 国際公開日 平成28年7月14日 (2016.7.14)	(74)代理人 100189813 弁理士 鶴饲 健	
(61)審査請求日 平成29年1月10日 (2017.1.10)		
(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)		
早期審査対象出願		
		請求項の数 12 (全 20 頁)
		最終頁に続く

(54)【発明の名称】处置具および处置システム