

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2016/111031

発行日 平成29年4月27日 (2017.4.27)

(43) 国際公開日 平成28年7月14日 (2016.7.14)

(51) Int.Cl.

A61B 17/32 (2006.01)
A61B 18/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/32
A 6 1 B 18/14

5 1 O

テーマコード (参考)

4 C 1 6 O

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2016-568266 (P2016-568266)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2015/071134
 (22) 国際出願日 平成27年7月24日 (2015.7.24)
 (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)

(71) 出願人 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

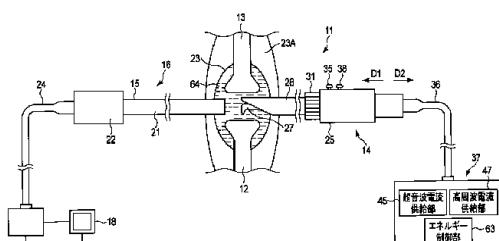
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処置具および処置システム

(57) 【要約】

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。

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。



45 Ultrasonic current supply unit
 47 High-frequency current supply unit
 63 Energy control unit

【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、

前記プローブは、バイポーラ処置における一方の極を構成し、

前記シースは、前記バイポーラ処置における他方の極を構成し、

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。

20

【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。

30

【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あり、

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。

40

【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つた小径部を有し、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】

50

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

10

【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。

【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。

20

【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。

40

【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】

50

【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。

【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。
10

【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。

【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。
20

【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。

【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処置具のプローブおよびシースを示した側面図である。
30

【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。

【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。
40

【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。

【図25】図25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。
50

【図26】図26は、図25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27】図27は、図25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28】図28は、図27に示すF28-F28線に沿った断面図である。

【図29】図29は、図25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30】図30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31】図31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。
10

【図32】図32は、図31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33】図33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34】図34は、図33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35】図35は、図33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36】図36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。

【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。

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に電気的に接続されている。
30

【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。
40

【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(トランステューサ)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
50

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。

【0014】

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。

【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。10

【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。

【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。20

【0018】

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。

【0019】

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。40

【0020】

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50

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。

【0021】

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。

10

【0022】

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。

20

【0023】

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。

30

【0024】

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。

40

【0025】

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。

50

できる。

【0026】

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。

10

【0027】

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。

20

【0028】

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。

30

【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、乳酸リング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。

40

【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。

50

【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。

10

【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。

20

【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の好ましくない部分またはその周辺にある生体組織の除去を行うことができる。

【0035】

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。

30

【0036】

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。

【0037】

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。

40

【0038】

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。

【0039】

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

50

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。

10

【 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ます。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。

20

【 0 0 4 3 】

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ます、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ます。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。

30

【 0 0 4 4 】

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。

40

【 0 0 4 5 】

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 6 】

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 が鈍角になるように斜めに形成される。

【 0 0 4 7 】

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

50

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。

【 0 0 4 8 】

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 变形例について説明する。第 2 变形例では、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。

【 0 0 4 9 】

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。

10

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

第 2 变形例によれば、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つた小径部 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ます。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。

20

【 0 0 5 2 】

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 变形例について説明する。第 3 变形例では、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

【 0 0 5 3 】

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 の伸びている方向に対して斜めに伸びた溝部 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 の伸びている方向 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。

40

【 0 0 5 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

第 3 变形例によれば、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 27 に伝達する際に負荷が大きくなつて処置具 14 の故障の原因となつしまうことを防止できる。

50

【 0 0 5 6 】

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。

【 0 0 5 7 】

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(弹性体)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。

10

【 0 0 5 8 】

本変形例では、溝部62がらせん状をなしているので、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側に浸入してしまうことが防止される。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。

20

【 0 0 5 9 】**[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。

【 0 0 6 0 】

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。

30

【 0 0 6 1 】

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。

40

【 0 0 6 2 】

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。

【 0 0 6 3 】

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、乳酸リンゴ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。

【 0 0 6 4 】

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

50

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。

【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を介してプローブ27に回収される。

10

【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。

20

【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は周辺にある生体組織の除去を行うことができる。

30

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

20

【0076】

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。

30

【0077】

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。

30

【0078】

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。

40

【0079】

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

50

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。

【0080】

[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。

【0081】

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。

【0082】

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。

【0083】

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。

【0084】

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。

20

【0085】

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。

【0086】

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28がプローブ27よりも突出していると、出血箇所に対してシース28の第2切欠部71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

【0087】

本実施形態によれば、シース28の先端部がプローブ27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27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28の第2切欠部71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。

40

【0088】

50

[第5実施形態]

図25から図29を参照して、第5実施形態の処置システム11について説明する。第5実施形態の処置システム11は、シース28の切欠部57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。

【0089】

図25、図26に示すように、切欠部57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57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よりも小さい第2部分57Bと、を有する。より詳細には、切欠部57は、先端方向D1側の第1部分57Aと、基端方向D2側の第1部分57Aを含んでいる。2つの第1部分57Aの間に、第2部分57Bが挟まれている。第2部分57Bの寸法は、第1部分57Aの寸法よりも大きい。切欠部57は、プローブ27を伝わる超音波振動の最も先端方向D1側にある節位置（節位置に設けられるシール部材34）よりも先端方向D1側に設けられている。

10

【0090】

図26に示すように、2つの第1部分57Aおよび第2部分57Bのそれぞれは、直線的に形成されている。第1部分57Aが中心軸Cとの間でなす角度を α_1 とし、第2部分が中心軸Cとの間でなす角度を α_2 としたとき、角度 $\alpha_1 > \alpha_2$ の関係を満たしている。なお、先端方向D1側の第1部分57Aが中心軸Cとの間でなす角度は、基端方向D2側の第1部分57A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。

20

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【 0 0 9 6 】

本実施形態では、図 2 7 、図 2 8 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 2 9 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。

【 0 0 9 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、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。

【 0 0 9 8 】

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る断面積および断面 2 次モーメントが比較的に大きく維持される。このため、図 2 5 に矢印 P で示すように、突出部 5 6 を生体組織に押し付ける際に、突出部 5 6 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 5 6 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 2 7 とシース 2 8 とが接触して、ショートを生じる危険が防止される。

【 0 0 9 9 】

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 2 8 の突出部 5 6 に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。

【 0 1 0 0 】

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 1 0 1 】

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はその周辺にある生体組織の除去を行うことができる。

【 0 1 0 2 】

本実施形態によれば、処置具 1 4 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 5 2 と、処置部 5 2 とは反対側に設けられた背部 5 3 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 5 6 を有するとともに、プローブ 2 7 を取り囲む中空のシース 2 8 と、プローブ 2 7 の処置部 5 2 を露出するようにシース 2 8 に設けられ、プローブ 2 7 の中心軸 C に対する傾きが互いに異なる複数の部分を有する切欠部 5 7 と、を備える。

【 0 1 0 3 】

この構成によれば、切欠部 5 7 に傾きが互いに異なる複数の部分が設けられるため、当該部分同士の間の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 5 6 に大きな荷重がかかる場合でも、突出部 5 6 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 5 6 とプローブ 2 7 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。

【 0 1 0 4 】

10

20

30

40

50

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ます。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。

【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同士の間に挟まれる第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。

10

【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。

20

【0107】

この構成によれば、処置において突出部56の影にプローブ27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。

20

【0108】

この構成によれば、処置対象部位に突出部56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56との接触を円弧状部分84を介して面接触にすことができる。これによって、突出部56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。

30

【0109】

また、第5実施形態の処置システム11は、図30に示すように変形実施できる。この変形例では、突出部56は、プローブ27の背部53と側部54との境界にある曲面85の接線よりも、プローブ27の背部53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56の陰にプローブ27が隠れることがなく、プローブ27の視認性をより一層向上できる。

【0110】

[第6実施形態]

図31、図32を参照して、第6実施形態の処置システム11について説明する。第6実施形態の処置システム11は、シース28の突出部56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。

40

【0111】

シース28の突出部56は、扁平な形状をなしている。突出部56は、プローブ27に沿って平らに設けられるとともに、プローブ27に近接した位置に設けられている。突出部56とプローブ27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27の高さと突出部56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32に示すように、生体内の狭い空間に対してアプローチし

50

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12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。

【0112】

[第7実施形態]

図33から図35を参照して、第7実施形態の処置システム11について説明する。第7実施形態の処置システム11は、シース28の突出部56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。

10

【0113】

突出部56は、プローブ27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56は、プローブ27側に向かって張り出した張出部分83と、シース28の本体部55側と張出部分83とを接続する円弧状部分84と、を有する。突出部56は、シース28に先端に曲げ加工を施して形成されている。突出部56の外面側は、外界に対して露出されている。突出部56の内面側は、第1絶縁部材32によって覆われている。張出部分83は、例えば、中心軸Cと交差する方向に延びている。

【0114】

図34に示すように、中心軸Cと交差する方向において、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よりも小さい。

20

【0115】

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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【 0 1 2 0 】

本実施形態では、シース 2 8 の突出部 5 6 に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 T に対して問題なく止血処置をすることができる。

【 0 1 2 1 】

一方、シース 2 8 の突出部 5 6 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。

10

【 0 1 2 2 】

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 1 2 3 】

本実施形態によれば、処置具 1 4 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 1 4 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 5 2 と、処置部 5 2 とは反対側に設けられた背部 5 3 と、を有するプローブ 2 7 と、プローブ 2 7 を取り囲む中空のシース 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。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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 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

50

45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27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38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27に振幅の小さい超音波振動が伝達される。

【0129】

したがって、本実施形態では、プローブ27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。10

【0130】

本実施形態においても、突出部56は、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。このため、プローブ27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。

【0131】

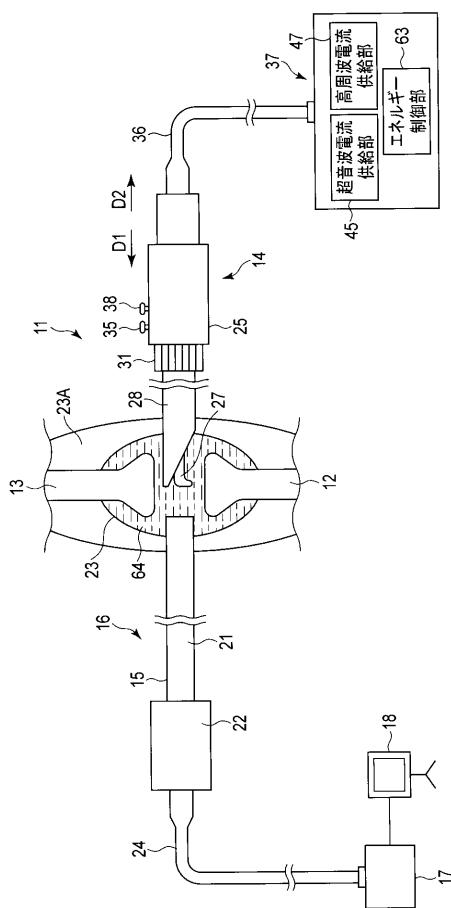
本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で適宜変形実施することができる。つまり、上記各実施形態の処置システム11を組み合わせて一つの処置システムを構成することも当然に可能である。また、プローブ27との間にねじ構造を介在させたノブ31の回転によって、シース28の先端部に対してプローブ27の先端部の位置を調整できるようにしてもよい。すなわち、そのような構造によれば、ノブ31を例えば、プローブ27の先端方向から見て、プローブ27の中心軸C周りに時計回り方向に回転させることで、シース28の先端に対してプローブ27の先端部の位置を基端方向D2側に後退させることができる。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できる。20

【符号の説明】

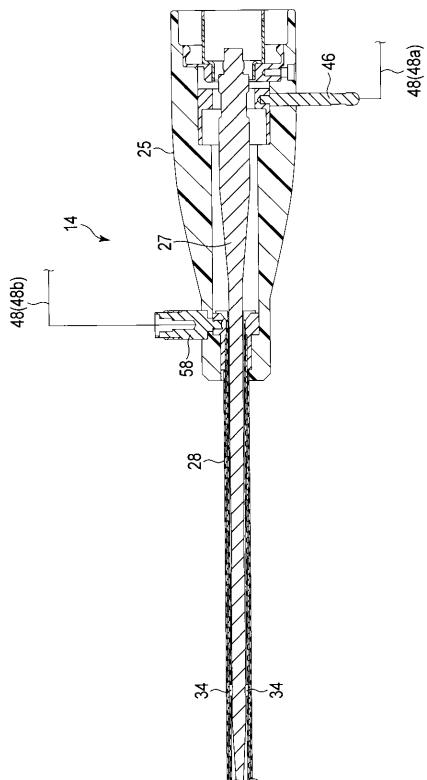
【0132】

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。30

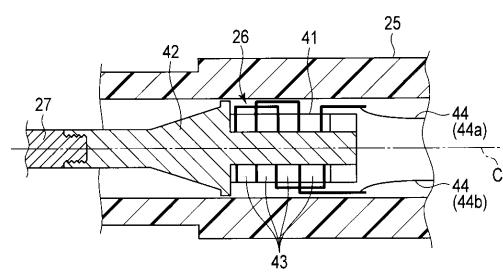
【 図 1 】



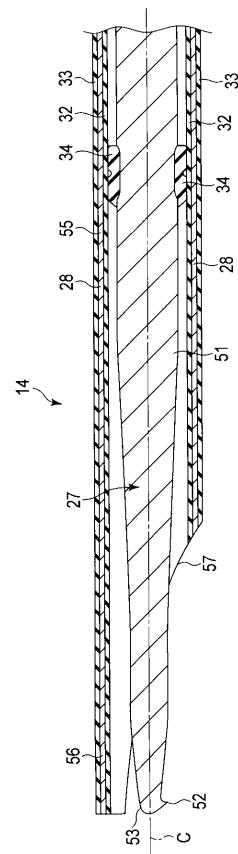
【 図 2 】



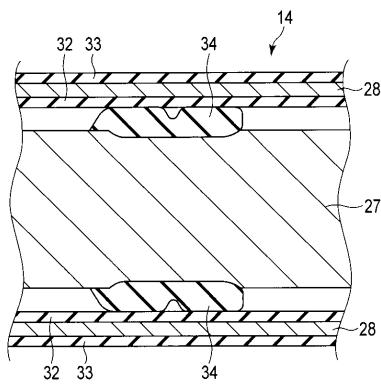
【図3】



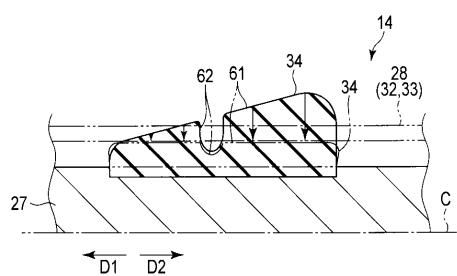
【 図 4 】



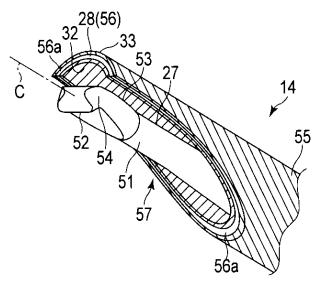
【図5】



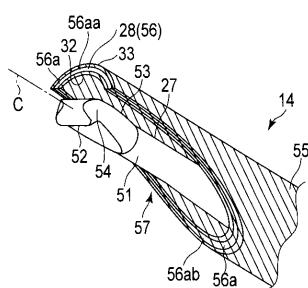
【図6】



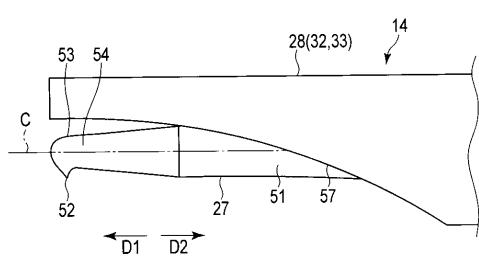
【図7A】



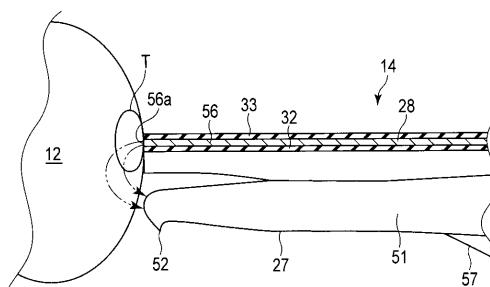
【図7B】



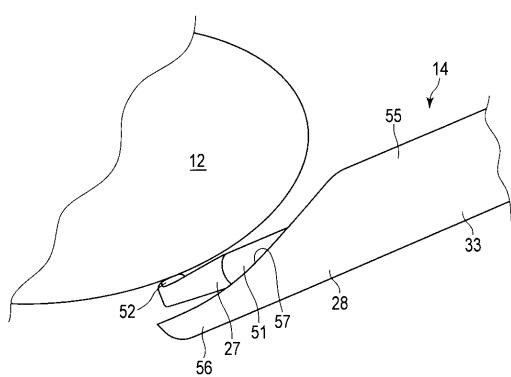
【図8】



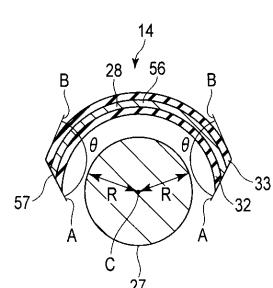
【図10】



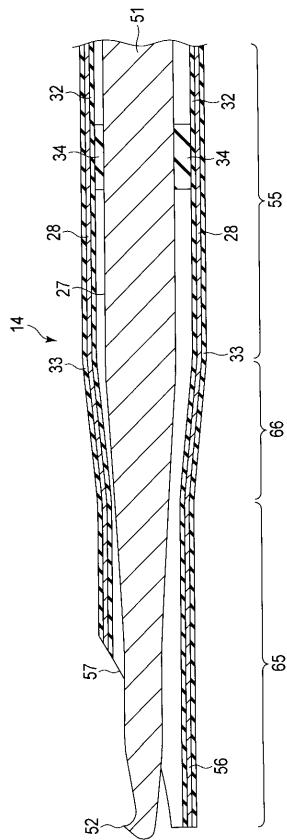
【図9】



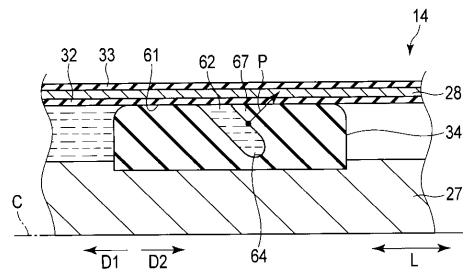
【図11】



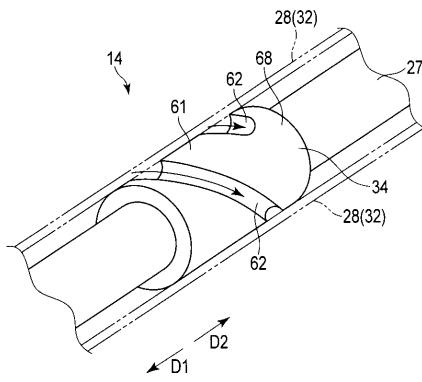
【図 1 2】



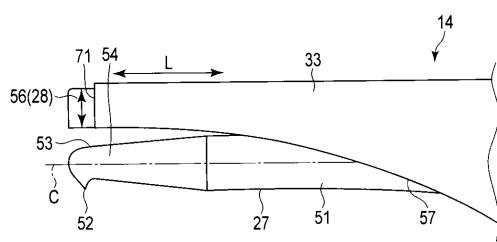
【図 1 3】



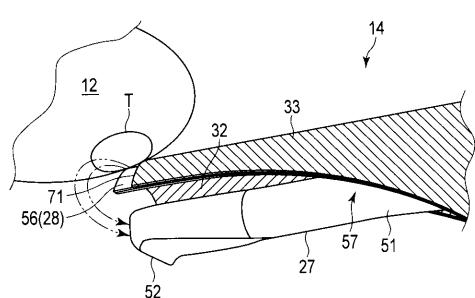
【図 1 4】



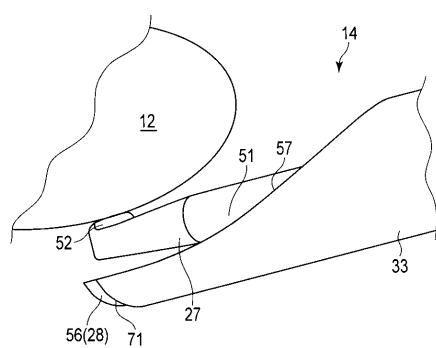
【図 1 5】



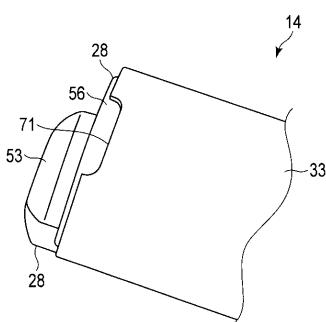
【図 1 7】



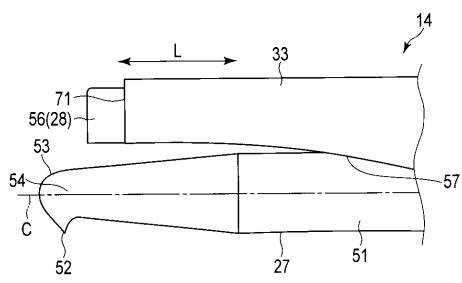
【図 1 6】



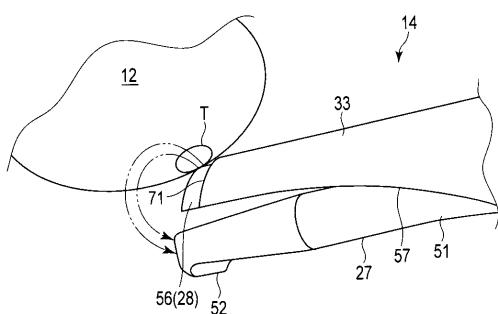
【図 1 8】



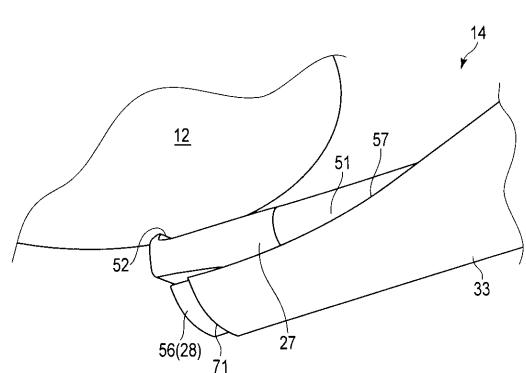
【図 19】



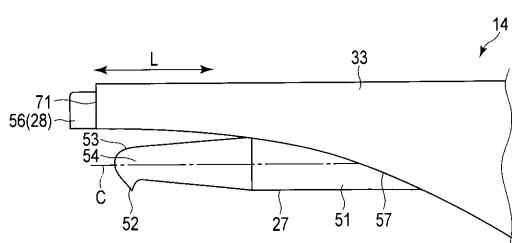
【図 21】



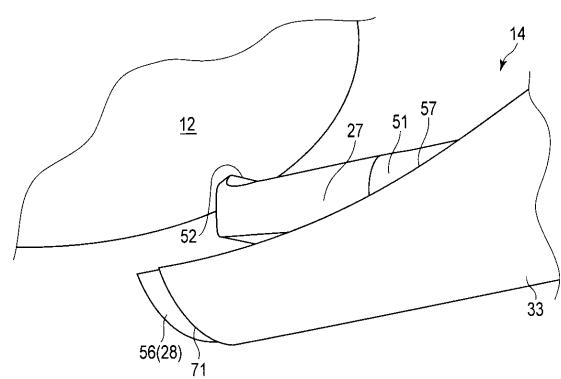
【図 20】



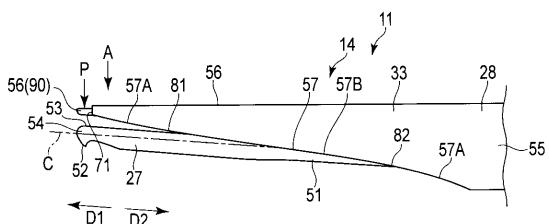
【図 22】



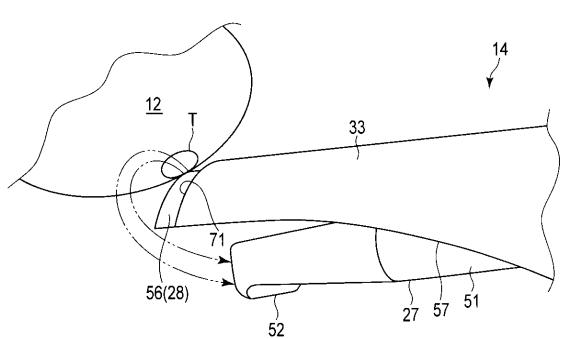
【図 23】



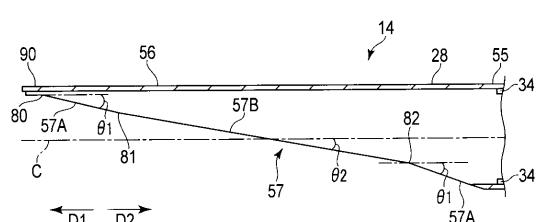
【図 25】



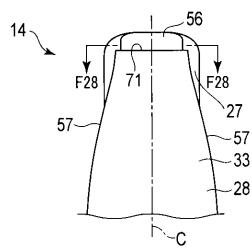
【図 24】



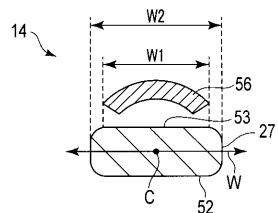
【図 26】



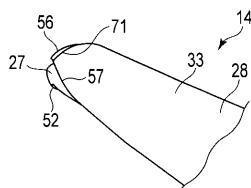
【図 2 7】



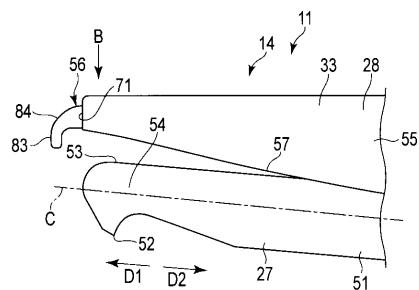
【図 2 8】



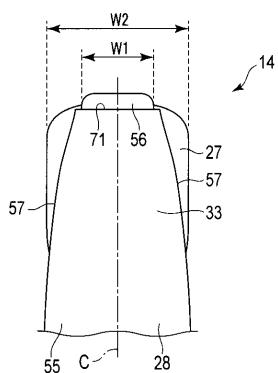
【図 2 9】



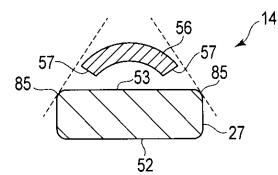
【図 3 3】



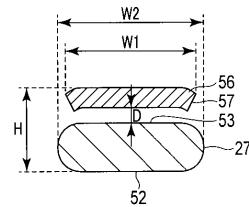
【図 3 4】



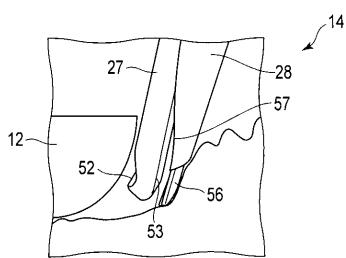
【図 3 0】



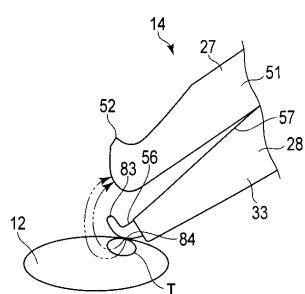
【図 3 1】



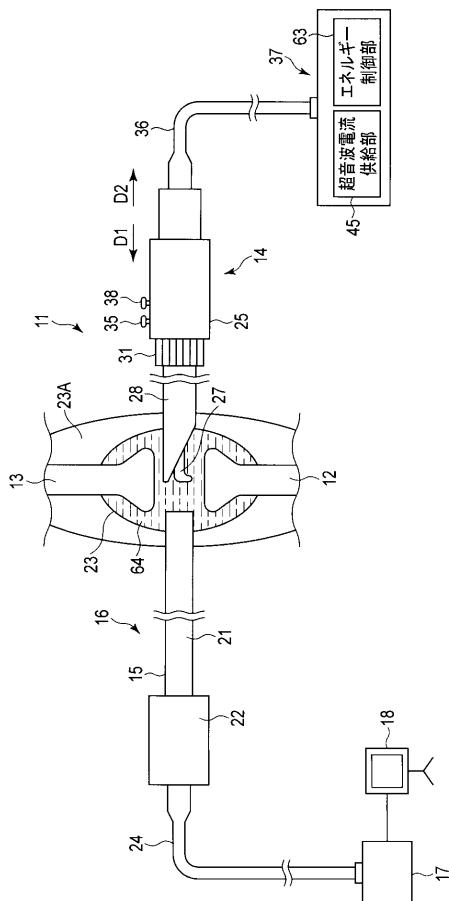
【図 3 2】



【図 3 5】



【図 3 6】



【手続補正書】

【提出日】平成28年12月21日(2016.12.21)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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プローブの先端の位置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、

を備える処置具。

【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、

前記プローブは、バイポーラ処置における一方の極を構成し、

前記シースは、前記バイポーラ処置における他方の極を構成し、

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】

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つた小径部を有し、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。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/071134																					
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <i>A61B18/00(2006.01)i, A61B18/12(2006.01)i</i>																							
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC																							
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <i>A61B18/00, A61B18/12</i>																							
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched <i>Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015</i>																							
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)																							
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding-right: 10px;">Category*</th> <th style="padding-right: 10px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="padding-right: 10px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>JP 07-095985 A (Sumitomo Bakelite Co., Ltd.), 11 April 1995 (11.04.1995), paragraphs [0006] to [0012]; fig. 1 to 4 (Family: none)</td> <td>1,12</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td></td> <td>2-7,10-11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td>8-9</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 06-292685 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 October 1994 (21.10.1994), paragraphs [0019] to [0021]; fig. 1 (Family: none)</td> <td>2-7,10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td>8-9</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2008-055151 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 March 2008 (13.03.2008), paragraphs [0099] to [0106]; fig. 18 & US 2008/0058803 A1 & EP 1894532 A1 & DE 602007005064 D & AT 459297 T</td> <td>3,5-7,10 8-9</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	JP 07-095985 A (Sumitomo Bakelite Co., Ltd.), 11 April 1995 (11.04.1995), paragraphs [0006] to [0012]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1,12	Y		2-7,10-11	A		8-9	Y	JP 06-292685 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 October 1994 (21.10.1994), paragraphs [0019] to [0021]; fig. 1 (Family: none)	2-7,10	A		8-9	Y	JP 2008-055151 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 March 2008 (13.03.2008), paragraphs [0099] to [0106]; fig. 18 & US 2008/0058803 A1 & EP 1894532 A1 & DE 602007005064 D & AT 459297 T	3,5-7,10 8-9
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																					
X	JP 07-095985 A (Sumitomo Bakelite Co., Ltd.), 11 April 1995 (11.04.1995), paragraphs [0006] to [0012]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1,12																					
Y		2-7,10-11																					
A		8-9																					
Y	JP 06-292685 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 October 1994 (21.10.1994), paragraphs [0019] to [0021]; fig. 1 (Family: none)	2-7,10																					
A		8-9																					
Y	JP 2008-055151 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 March 2008 (13.03.2008), paragraphs [0099] to [0106]; fig. 18 & US 2008/0058803 A1 & EP 1894532 A1 & DE 602007005064 D & AT 459297 T	3,5-7,10 8-9																					
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.																							
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed																							
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family																							
Date of the actual completion of the international search 09 October 2015 (09.10.15)	Date of mailing of the international search report 20 October 2015 (20.10.15)																						
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.																						

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/071134
C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	US 2014/0135804 A1 (ETHICON ENDO-SURGERY, INC.), 15 May 2014 (15.05.2014), paragraph [0269]; fig. 43 & WO 2014/078548 A2 & AU 2013344626 A & CA 2891662 A & CN 104780855 A & KR 10-2015-0085532 A	5-7 8-9
Y A	JP 2003-126110 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 07 May 2003 (07.05.2003), fig. 1 & US 2003/0073987 A1 & US 2005/0101945 A1	11 8-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2015/071134													
<p>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））</p> <p>Int.Cl. A61B18/00(2006.01)i, A61B18/12(2006.01)i</p>															
<p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））</p> <p>Int.Cl. A61B18/00, A61B18/12</p>															
<p>最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの</p> <table> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2015年														
日本国実用新案登録公報	1996-2015年														
日本国登録実用新案公報	1994-2015年														
<p>国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）</p>															
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>JP 07-095985 A (住友ベークライト株式会社) 1995.04.11, [0006]-[0012], [図1]-[図4] (ファミリーなし)</td> <td>1, 12 2-7, 10-11 8-9</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 06-292685 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.10.21, [0019]-[0021], [図1] (ファミリーなし)</td> <td>2-7, 10 8-9</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	X	JP 07-095985 A (住友ベークライト株式会社) 1995.04.11, [0006]-[0012], [図1]-[図4] (ファミリーなし)	1, 12 2-7, 10-11 8-9	Y	JP 06-292685 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.10.21, [0019]-[0021], [図1] (ファミリーなし)	2-7, 10 8-9	A		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号													
X	JP 07-095985 A (住友ベークライト株式会社) 1995.04.11, [0006]-[0012], [図1]-[図4] (ファミリーなし)	1, 12 2-7, 10-11 8-9													
Y	JP 06-292685 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.10.21, [0019]-[0021], [図1] (ファミリーなし)	2-7, 10 8-9													
A															
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。													
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</p> <p>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</p> <p>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）</p> <p>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</p> <p>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「&」同一パテントファミリー文献</p>															
国際調査を完了した日 09. 10. 2015	国際調査報告の発送日 20. 10. 2015														
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 八木 敬太	31	4652												
	電話番号 03-3581-1101 内線 3386														

国際調査報告		国際出願番号 PCT／JP2015／071134
C(続き) .		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2008-055151 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.03.13, [0099]-[0106], [図18] & US 2008/0058803 A1 & EP 1894532 A1 & DE 602007005064 D & AT 459297 T	3, 5-7, 10 8-9
Y A	US 2014/0135804 A1 (ETHICON ENDO-SURGERY, INC.) 2014.05.15, [0269], 第43図 & WO 2014/078548 A2 & AU 2013344626 A & CA 2891662 A & CN 104780855 A & KR 10-2015-0085532 A	5-7 8-9
Y A	JP 2003-126110 A (オリンパス光学工業株式) 2003.05.07, [図1] 等 & US 2003/0073987 A1 & US 2005/0101945 A1	11 8-9

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,R0,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,D0,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(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

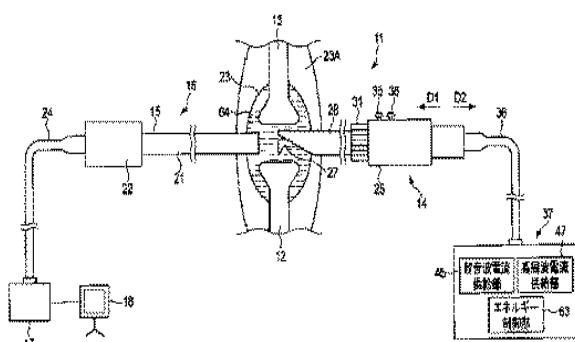
Fターム(参考) 4C160 JJ13 JJ15 JJ17 JJ45 KK03 KK04 KK06 KK15 KK23 KK39
KK58 KL02 MM32 NN03 NN09 NN10

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	治疗仪器和治疗系统		
公开(公告)号	JPWO2016111031A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016568266	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		
[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		
F-TERM分类号	4C160/JJ13 4C160/JJ15 4C160/JJ17 4C160/JJ45 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK23 4C160/KK39 4C160/KK58 4C160/KL02 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鶴饲		
优先权	2015001838 2015-01-07 JP		
其他公开文献	JP6197130B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种能够在关节镜手术中执行切割治疗和止血治疗的治疗工具和治疗系统。在充满导电性液体的环境中使用的处置工具是具有用于通过超声波振动来处置处置对象部位的处置部，以及与处置部相反的一侧的背面部的探针。中空的护套围绕探针，该护套具有切开的凹口以暴露处理部分，并且护套设置在护套上以覆盖与该凹口相反的一侧的后部。在与探针的中心轴相交的方向上具有小于探针的尺寸的突起。



45 Ultrasonic current supply unit
47 High-frequency current supply unit
63 Energy control unit