

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/111029

発行日 平成29年5月25日(2017.5.25)

(43) 国際公開日 平成28年7月14日(2016.7.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 5 1 0	4 C 1 6 0
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	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号	特願2016-568264 (P2016-568264)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/071132		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年7月24日(2015.7.24)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2015-1838 (P2015-1838)	(74) 代理人	100108855
(32) 優先日	平成27年1月7日(2015.1.7)		弁理士 蔵田 昌俊
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(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

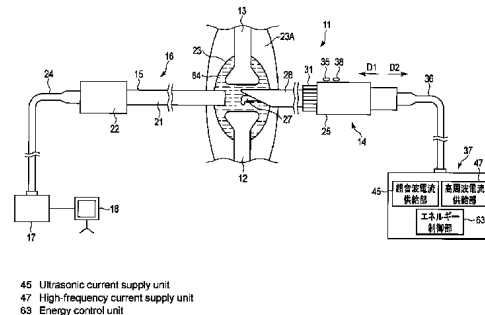
最終頁に続く

(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14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、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27と、プローブ27を取り囲む中空のシース28と、シース28の先端部の一部を除いてシースを覆う絶縁部材32, 33を備え、シース28の先端部の一部は、バイポーラ電極における他方の極として機能する。



【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する処置具。

【請求項 2】

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、を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 3】

前記プローブの先端部は、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、
を有する請求項 2 に記載の処置具。

【請求項 4】

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 3 に記載の処置具。

【請求項 5】

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 3 に記載の処置具。

【請求項 6】

前記シースの先端部に対して前記プローブの先端部の位置を調整できる構造を備える請求項 3 に記載の処置具。

【請求項 7】

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 2 に記載の処置具。

【請求項 8】

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 2 に記載の処置具。

【請求項 9】

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 8 に記載の処置具。

【請求項 10】

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 8 に記載の処置具。

【請求項 11】

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 9 に記載の処置具。

【請求項 12】

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

10

20

30

40

50

端側の端部を閉塞する請求項 9 に記載の処置具。

【請求項 13】

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 14】

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 3 に記載の処置具。

【請求項 15】

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。

10

【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。

20

【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】

30

【0004】

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

【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。

40

【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】

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【図 2 2】図 2 2 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。

【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。

【発明を実施するための形態】

【0010】

〔第 1 の実施形態〕

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

【0011】

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

【0012】

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

【0013】

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

【0014】

図 1 から図 4 に示すように、処置具 14 は、外殻を構成する保持部 25 と、保持部 25
内に収納された振動発生部 26（トランスデューサ）と、振動発生部 26 に接続された棒
状のプローブ 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。

【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】

10

20

30

40

50

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。

【0018】

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

10

【0019】

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

20

【0020】

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

30

【0021】

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

40

【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。

50

【0023】

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。

【 0 0 2 4 】

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 5 】

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 6 】

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 7 】

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

10

20

30

40

50

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 8 】

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 の延びている方向に関する略中間位置に設けられている。溝部 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 9 】

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

10

【 0 0 3 0 】

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

20

【 0 0 3 1 】

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

30

【 0 0 3 2 】

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

40

【 0 0 3 3 】

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

【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

50

ープ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。

【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。

10

【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をパイポラの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。

20

【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。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。

30

【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θ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。

40

【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

50

直径は、本体部 5 5 の直径の半分から 2 / 3 の範囲内で適宜に設定されることが好ましい。

【 0 0 5 1 】

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

【 0 0 5 2 】

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

10

【 0 0 5 3 】

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

【 0 0 5 4 】

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

20

【 0 0 5 5 】

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

30

【 0 0 5 6 】

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

【 0 0 5 7 】

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

40

【 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。

50

【 0 0 5 9 】

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

【 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 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ルギー入力ボタン 3 5、3 8 と、を備える。

【 0 0 6 2 】

図 1 5 に示すように、第 2 絶縁部材 3 3 は、第 2 切欠部 7 1 を有している。第 2 切欠部 7 1 は、シース 2 8 の先端部の外周面を、シース 2 8 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。

【 0 0 6 3 】

続いて、図 1 6、図 1 7 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 6 4 】

術者は、図 1 に示す状態と同様に、関節腔 2 3 内に関節鏡 1 5 の挿入部 2 1 を挿入する。関節鏡 1 5 で観察した状態で、処置具 1 4 のシース 2 8 およびプローブ 2 7 を関節腔 2 3 に挿入する。また、処置具 1 4 による処置に先立って、関節腔 2 3 内には、乳酸リンゲル液からなる関節鏡用還流液若しくは生理食塩水といった導電性のある液体 6 4 (電解質を含む液体) が周知の方法で充填される。

【 0 0 6 5 】

図 1 に示す状態と同様に、シース 2 8 およびプローブ 2 7 は、第 1 の骨 1 2 と、第 1 の骨 1 2 に対向する第 2 の骨 1 3 と、の間に挿入される。図 1 6 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、プローブ 2 7 (処置部 5 2) の位置および角度を微調整して処置対象の第 1 の骨 1 2 の好ましくない部分を削る等の処置を行うことができる。この処置には、第 1 の骨 1 2 にある好ましくない骨棘や第 1 の骨 1 2 の周辺にある生体組織の除去等の種々の処置が含まれる。

【 0 0 6 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 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 1 7 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 T の止血をすることができる。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 6 7 】

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

10

【 0 0 6 8 】

止血の完了後、術者は、必要に応じて再度シース 2 8 の角度を中心軸 C 周りに回転させ、プローブ 2 7 の処置部 5 2 で第 1 の骨 1 2 の好ましくない部分またその周辺にある生体組織の除去を行うことができる。

【 0 0 6 9 】

本実施形態によれば、第 2 絶縁部材 3 3 は、シース 2 8 の外周面の一部を露出させる第 2 切欠部 7 1 を有する。この構成によれば、第 2 切欠部 7 1 によってシース 2 8 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 2 8 の第 2 切欠部 7 1 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。

20

【 0 0 7 0 】

続いて図 1 8 を参照して、第 2 実施形態の処置システム 1 1 の変形例について説明する。第 1 変形例では、第 2 切欠部 7 1 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。

【 0 0 7 1 】

第 2 絶縁部材 3 3 は、第 2 切欠部 7 1 を有している。第 2 切欠部 7 1 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 7 1 は、円弧状に形成されている。すなわち、第 2 切欠部 7 1 は、シース 2 8 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 7 1 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。

30

【 0 0 7 2 】

本実施形態によれば、第 2 切欠部 7 1 は、略半円形をなしている。この構成によれば、シース 2 8 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。

40

【 0 0 7 3 】

[第 3 実施形態]

図 1 9 から図 2 1 を参照して、第 3 実施形態の処置システム 1 1 について説明する。第 3 実施形態の処置システム 1 1 は、プローブ 2 7 の先端部がシース 2 8 の突出部 5 6 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。

【 0 0 7 4 】

50

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

【0075】

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

【0076】

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

【0077】

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

【0078】

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

【0079】

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

【0080】

本実施形態によれば、プローブ 27 の先端部がシース 28 の先端よりも突出している。このため、プローブ 27 の超音波振動によって術者が骨の好ましくない部分の除去等をする際に、シース 28 が邪魔になることがなく、処置をしやす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。

【 0 0 8 3 】

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 4 】

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 5 】

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

【 0 0 8 6 】

10

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 7 】

20

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。

30

【 0 0 8 8 】

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

【 0 0 8 9 】

40

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。

【 0 0 9 0 】

50

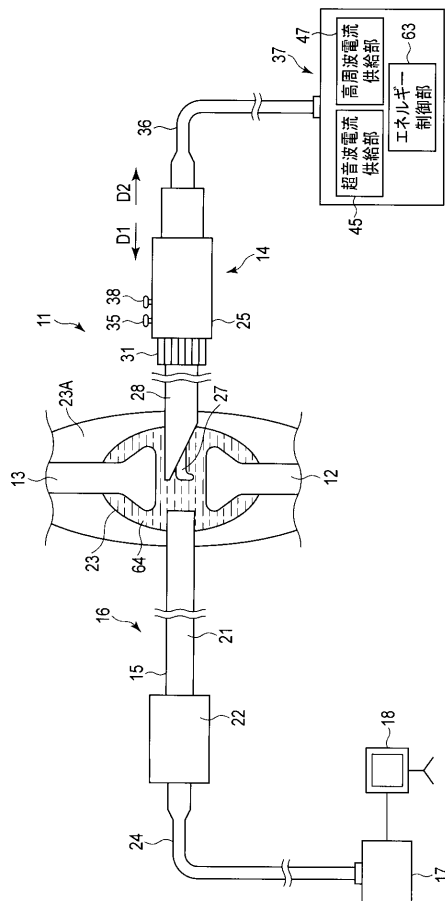
さらに、上記各実施形態の処置システム 11 を組み合わせて一つの処置システムを構成することも当然に可能である。

【符号の説明】

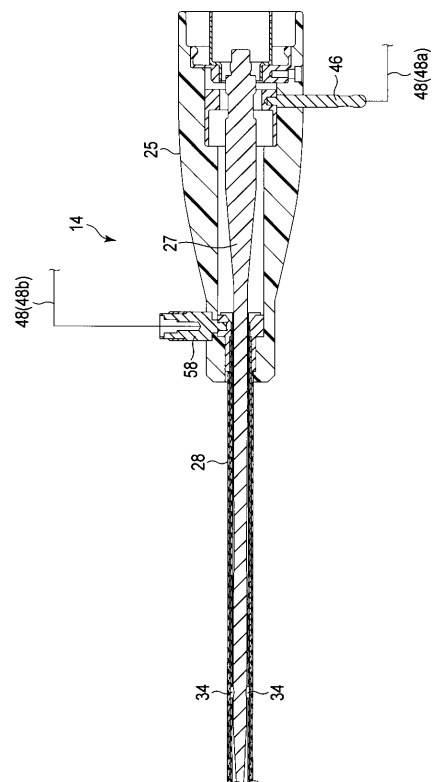
【0091】

11 ... 処置システム、12 ... 第1の骨、14 ... 処置具、16 ... 内視鏡装置、27 ... プロープ、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。

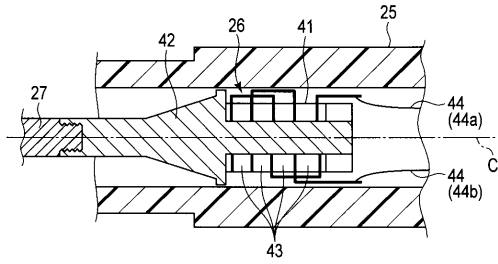
【図1】



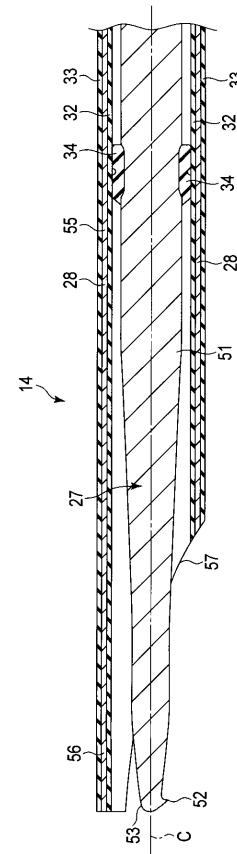
【図2】



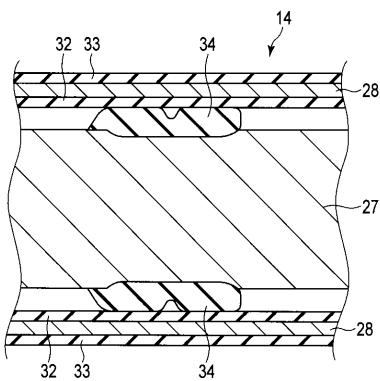
【図 3】



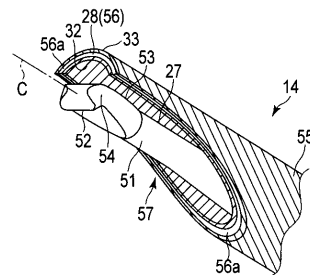
【図 4】



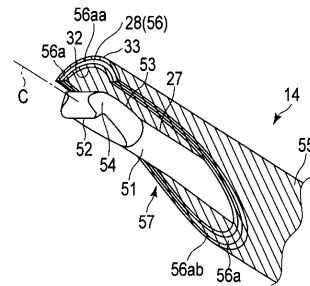
【図 5】



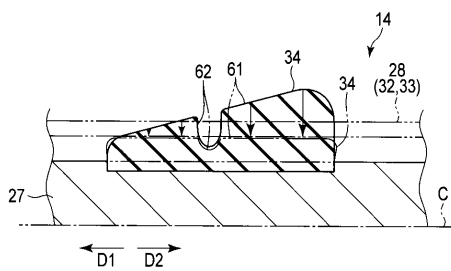
【図 7 A】



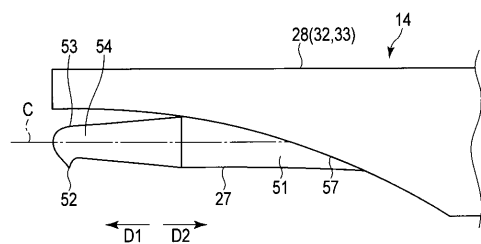
【図 7 B】



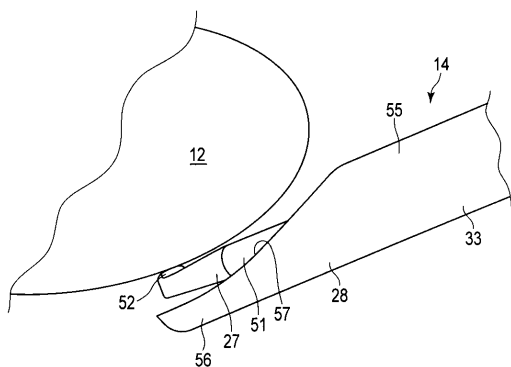
【図 6】



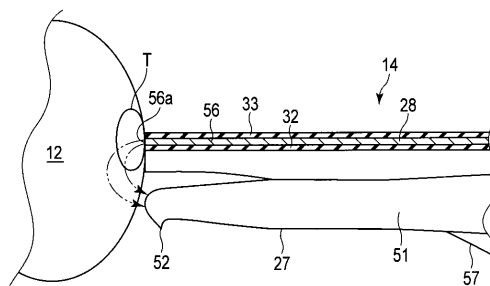
【 図 8 】



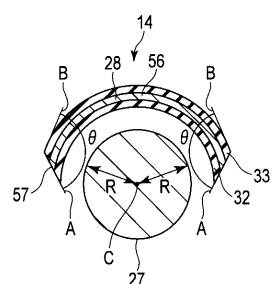
【 図 9 】



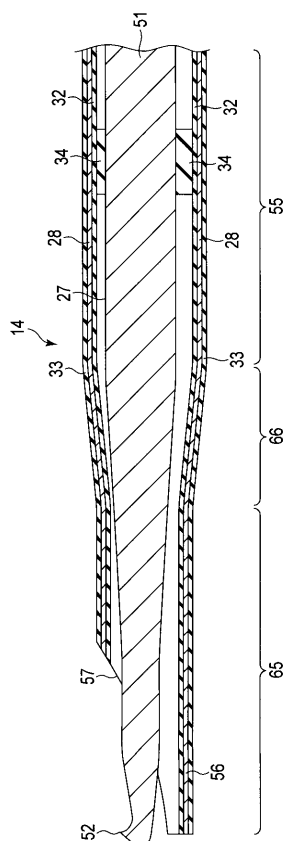
【 図 1 0 】



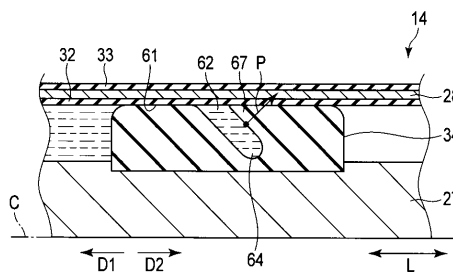
【 図 1 1 】



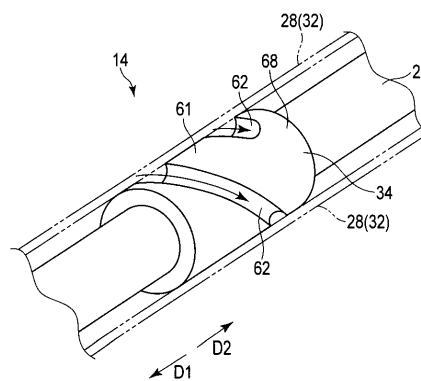
【 図 1 2 】



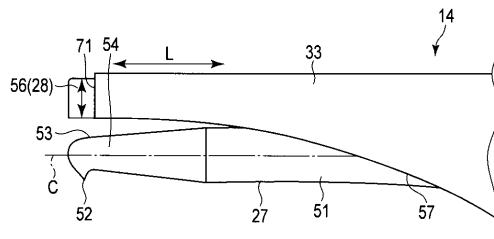
【 図 1 3 】



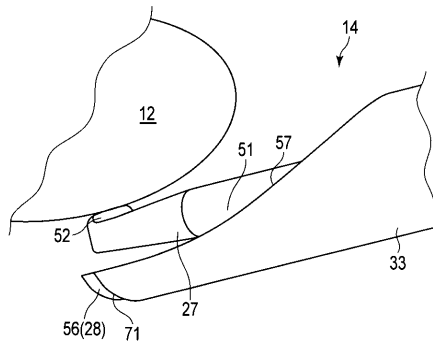
【 図 1 4 】



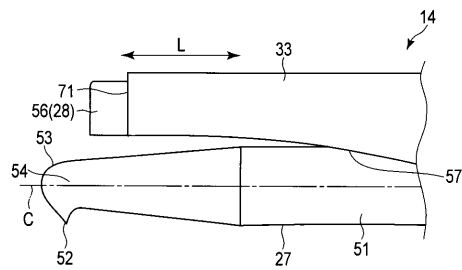
【図 15】



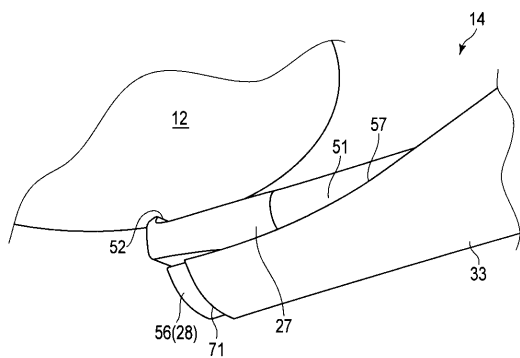
【図 16】



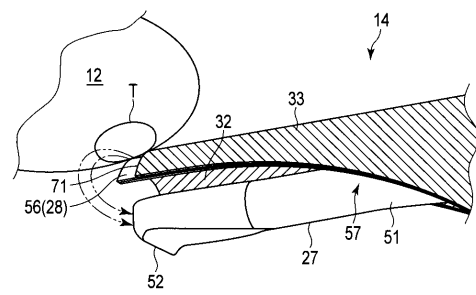
【図 19】



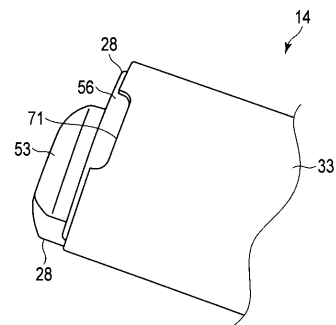
【図 20】



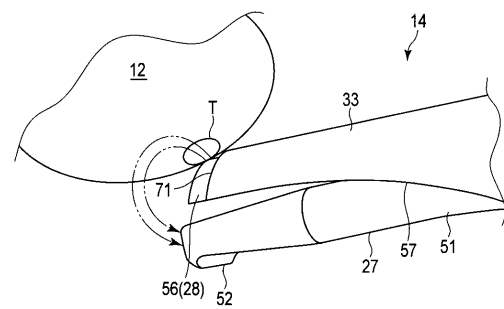
【図 17】



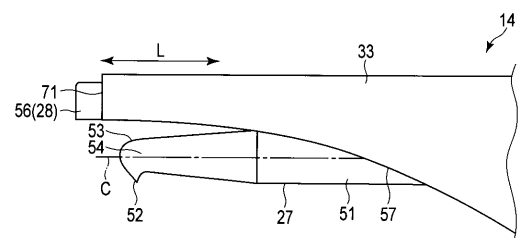
【図 18】



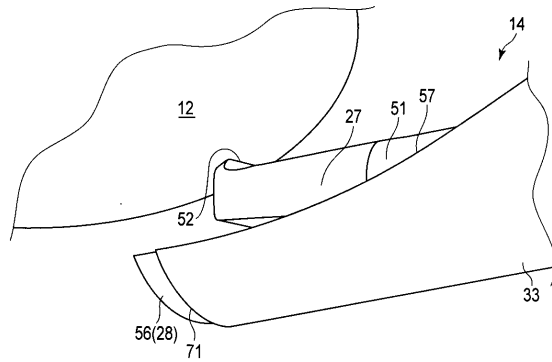
【図 21】



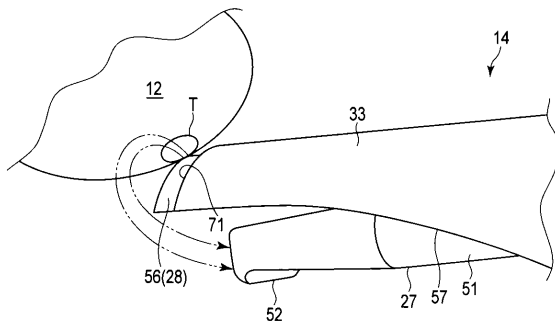
【図 22】



【図 2 3】



【図 2 4】



【手続補正書】

【提出日】平成29年1月10日(2017.1.10)

【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】

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、
前記切欠部は、前記切欠部が規定する面と第2絶縁部材の外周面とが交わる位置にある角部のなす角が鈍角になるように斜めに形成される処置具。

【請求項 2】

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前記第 2 絶縁部材と、を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 3】

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 4】

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 5】

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。

【請求項 6】

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 2 に記載の処置具。

【請求項 7】

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 2 に記載の処置具。

【請求項 8】

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 7 に記載の処置具。

【請求項 9】

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

【請求項 10】

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 8 に記載の処置具。

【請求項 11】

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 12】

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 13】

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/JP2015/071132
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B18/00(2006.01)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) A61B18/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2008-055151 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 March 2008 (13.03.2008), paragraphs [0099] to [0104]; fig. 18 & US 2008/0058803 A1 paragraphs [0124] to [0129]; fig. 18 & EP 1894532 A1 & DE 602007005064 D	1-10, 14-15 11-13
Y	JP 2959779 B2 (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 October 1999 (06.10.1999), column 3, 9 to 21 (Family: none)	1-10, 14-15
Y	JP 2003-116870 A (Miwatec Co., Ltd.), 22 April 2003 (22.04.2003), all drawings & CN 1491616 A	3-6, 14
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 16 October 2015 (16.10.15)		Date of mailing of the international search report 27 October 2015 (27.10.15)
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/JP2015/071132

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2014/045687 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 27 March 2014 (27.03.2014), fig. 5 & JP 5635720 B & US 2014/0324084 A1 & EP 2898844 A	3-6, 8-10, 14
Y	JP 2005-518864 A (Misonix Inc.), 30 June 2005 (30.06.2005), paragraph [0053]; fig. 5A, B & WO 2003/073949 A1 page 15, line 20 to page 16, line 5; fig. 5A, 5B & US 2003/0163130 A1 & EP 1478294 A	4-6
Y	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	9-10
Y	JP 2001-511043 A (WEST, Hugh, S., Jr.), 07 August 2001 (07.08.2001), page 16, 15 to 21; fig. 1 & WO 1998/034550 A1 page 9, lines 9 to 16; fig. 1 & US 5904681 A & EP 1006907 A	15
A	JP 2002-177287 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 June 2002 (25.06.2002), paragraphs [0014], [0048]; fig. 2, 7 (Family: none)	1-15
A	US 4886060 A (HANS Wiksell), 12 December 1989 (12.12.1989), entire text; all drawings (Family: none)	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2015/071132	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/00			
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 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			
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)			
C. 関連すると認められる文献			
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, 段落[0099]-[0104], 図 18 & US 2008/0058803 A1 段落[0124]-[0129], Fig. 18 & EP 1894532 A1 & DE 602007005064 D	1-10, 14-15 11-13	
Y	JP 2959779 B2 (オリンパス光学工業株式会社) 1999.10.06, 第3欄 第9-21行等 (ファミリーなし)	1-10, 14-15	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 16. 10. 2015		国際調査報告の発送日 27. 10. 2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J-P) 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) 沼田 規好 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2015/071132

C (続き) 関連すると認められる文献		
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	JP 2003-116870 A (株式会社ミワテック) 2003.04.22, 全図 & CN 1491616 A	3-6, 14
Y	WO 2014/045687 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.03.27, 図5等 & JP 5635720 B & US 2014/0324084 A1 & EP 2898844 A	3-6, 8-10, 14
Y	JP 2005-518864 A (ミソニクス インコーポレイテッド) 2005.06.30, 段落[0053], 図5A, B & WO 2003/073949 A1 第15頁第20行-第16頁第5行, Fig. 5A, 5B & US 2003/0163130 A1 & EP 1478294 A	4-6
Y	US 2014/0135804 A1 (ETHICON ENDO-SURGERY, INC.) 2014.05.15, 段 落[0269], Fig. 43等 & WO 2014/078548 A2 & AU 2013344626 A	9-10
Y	JP 2001-511043 A (ウェスト, ヒュー, エス., ジュニア.) 2001.08.07, 第16頁第15-21行, 図1等 & WO 1998/034550 A1 第9頁第9-16行, 図1等 & US 5904681 A & EP 1006907 A	15
A	JP 2002-177287 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.06.25, [0014], [0048], 図2, 7等 (ファミリーなし)	1-15
A	US 4886060 A (HANS Wiksell) 1989.12.12, 全文, 全図 (ファミリー なし)	1-15

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,RO,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,DO,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 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

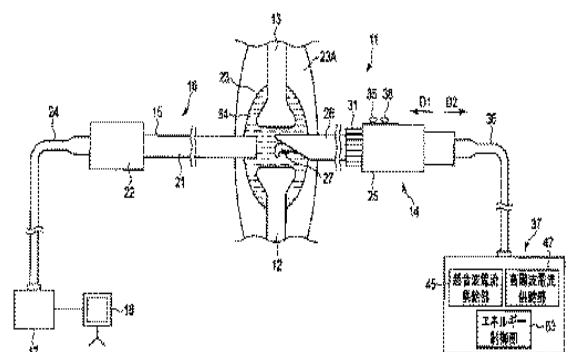
Fターム(参考) 4C160 FF23 KK04 KL01 KL02 LL04 LL28 MM32 NN23

(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	JPWO2016111029A1	公开(公告)日	2017-05-25
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		
[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		
FI分类号	A61B17/32.510 A61B17/56 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/FF23 4C160/KK04 4C160/KL01 4C160/KL02 4C160/LL04 4C160/LL28 4C160/MM32 4C160/NN23		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
优先权	2015001838 2015-01-07 JP		
其他公开文献	JP6165364B2		
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理工具14具有通过超声波振动切开被处理部的前端部和使该前端部作为双极电极的一极起作用的探针27。围绕探针27的中空护套28和覆盖护套的绝缘构件32和33除护套28的一部分远端之外，护套28的一部分远端用作双极电极的另一极。作品。



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