

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B1)

(11) 特許番号

特許第6147440号
(P6147440)

(45) 発行日 平成29年6月14日(2017.6.14)

(24) 登録日 平成29年5月26日(2017.5.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/32 (2006.01)
A 6 1 B 17/56 (2006.01)A 6 1 B 17/32 5 1 O
A 6 1 B 17/56

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-545944 (P2016-545944)
 (86) (22) 出願日 平成27年11月30日 (2015.11.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/083589
 審査請求日 平成28年7月8日 (2016.7.8)
 (31) 優先権主張番号 62/196158
 (32) 優先日 平成27年7月23日 (2015.7.23)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

前置審査

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74) 代理人 100179062
 弁理士 井上 正
 (74) 代理人 100189913
 弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波処置具及び超音波処置アッセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関節鏡視下手術に使用される超音波処置具であって、超音波振動を伝達する本体部と、前記本体部の先端側に設けられ、前記超音波振動の伝達により硬組織及び/又は軟組織を切削可能な処置部とを有し、前記本体部は中心軸を規定し、前記処置部は前記本体部と連続し前記本体部の先端から曲げられた湾曲部と、前記湾曲部の先端側であり、前記湾曲部により前記中心軸から離れた位置に形成された切削領域とを備えるプローブと、

前記プローブにおける前記湾曲部の基端側の領域にある前記本体部及び前記湾曲部のうちの基端部における前記本体部の前記先端から曲げられた部位を覆う内シースと、前記内シースの外周面を覆い、前記内シースの外周面との間に吸引路を形成する外シースとを有し、前記内シースの先端が前記外シースの先端よりも前記処置部の前記切削領域に近接する位置に延出され、前記外シースの先端部に、前記外シースの外周面と内周面との間を連通する貫通孔が形成されているシースユニットと

を具備する、超音波処置具。

【請求項 2】

前記外シースの中心軸は、前記内シースの中心軸に対して離れている、請求項 1 に記載の超音波処置具。

【請求項 3】

前記内シースは、前記先端から基端側に向かって延出された切欠部を有する、請求項 1

10

20

に記載の超音波処置具。

【請求項 4】

前記切欠部は、前記内シースのうち前記外シースから露出した部分のみに設けられている、請求項 3 に記載の超音波処置具。

【請求項 5】

前記切欠部の縁部は、前記内シースの中心軸に平行に真っ直ぐに形成されている、請求項 3 に記載の超音波処置具。

【請求項 6】

前記切欠部の縁部は、前記内シースの中心軸に対して傾斜して形成されている、請求項 3 に記載の超音波処置具。

10

【請求項 7】

前記切欠部は、前記内シースのうち、前記切削領域がある側に形成されている、請求項 3 に記載の超音波処置具。

【請求項 8】

前記内シースの肉厚は、前記外シースの肉厚よりも薄い、請求項 1 に記載の超音波処置具。

【請求項 9】

前記内シースの先端部は、その基端側から先端側に向かうにつれて縮径している、請求項 1 に記載の超音波処置具。

【請求項 10】

20

前記シースユニットの基端部に設けられ、前記吸引路を吸引源に接続するコネクタを具備する、請求項 1 に記載の超音波処置具。

【請求項 11】

前記プローブは、前記超音波振動が伝達されたときに前記処置部に振動の腹位置が規定される長さを有し、

前記内シースの先端は、前記プローブのうち、前記振動の前記腹位置から 1 つ目の振動の節位置に相当する位置よりも先端側にある、請求項 1 に記載の超音波処置具。

【請求項 12】

前記プローブの前記本体部の中心軸と前記内シースの中心軸は一致し、且つ前記内シースの中心軸と前記外シースの中心軸は一致していない、請求項 1 に記載の超音波処置具。

30

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波処置具と、

前記超音波処置具に着脱可能に取り付けられる超音波振動子ユニットと
を具備する、超音波処置アッセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波振動を用いて生体組織を処置する超音波処置具及び超音波処置アッセンブリに関する。

【背景技術】

40

【0002】

例えば特開 2003-116870 号公報に開示されているように、骨等の硬組織を破碎して切削する超音波処置具が開示されている。そして、この処置具は、プローブ内に形成した吸引路を通して吸引を行っている。

【0003】

例えば特開 2003-116870 号公報に開示されている超音波処置具のプローブは、例えば関節腔内などの狭い腔内に対してプローブの処置部をアクセスさせる必要がある。そして、超音波振動を伝達した状態で骨等の硬組織に接触させられる。このため、プローブに適宜の強度が必要になる。一方、プローブの大きさを維持した状態で、プローブの強度を適宜に維持する場合、プローブ内の吸引路の横断面を小さくする必要があり、吸引

50

路に詰まりが生じ易い。

【発明の概要】

【0004】

この発明は、プローブの大きさ及び強度を適宜の状態に維持しつつ、適宜の吸引路を確保可能な超音波処置具及び超音波処置アッセンブリを提供することを目的とする。

【0005】

この発明の一態様に係る、関節鏡視下手術に使用される超音波処置具は、超音波振動を伝達する本体部と、前記本体部の先端側に設けられ、前記超音波振動の伝達により硬組織及び/又は軟組織を切削可能な処置部とを有し、前記本体部は中心軸を規定し、前記処置部は前記本体部と連続し前記本体部の先端から曲げられた湾曲部と、前記湾曲部の先端側であり、前記湾曲部により前記中心軸からはずれた位置に形成された切削領域とを備えるプローブと、前記プローブにおける前記湾曲部の基端側の領域にある前記本体部及び前記湾曲部のうちの基端部における前記本体部の前記先端から曲げられた部位を覆う内シースと、前記内シースの外周面を覆い、前記内シースの外周面との間に吸引路を形成する外シースとを有し、前記内シースの先端が前記外シースの先端よりも前記処置部の前記切削領域に近接する位置に延出され、前記外シースの先端部に、前記外シースの外周面と内周面との間を連通する貫通孔が形成されているシースユニットとを有する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、第1から第5実施形態に係る処置システムを示す概略図である。

【図2A】図2Aは、第1実施形態に係る処置システムの超音波処置アッセンブリを示す概略図である。

【図2B】図2Bは、第1実施形態に係る処置システムの超音波処置アッセンブリの超音波処置具を示す概略的な縦断面図である。

【図3A】図3Aは、図2B中の符号¹で囲った部位の概略的な拡大図である。

【図3B】図3Bは、図3A中の3B-3B線に沿う概略的な横断面図である。

【図3C】図3Cは、図3A中の3C-3C線に沿う概略的な横断面図である。

【図4A】図4Aは、第1実施形態に係る処置システムの超音波処置具の処置部の切削領域を骨のうちの削りたい部位に当接させた状態で、その切削領域及び削りたい部位を、処置部の後方から関節鏡で観察している状態を示す概略図である。

【図4B】図4Bは、第1実施形態に係る処置システムの超音波処置具の処置部の切削領域を骨のうちの削りたい部位に当接させた状態で、その切削領域及び削りたい部位を、処置部の後方側の側方から関節鏡で観察している状態を示す概略図である。

【図5】図5は、第2実施形態に係る処置システムの超音波処置アッセンブリの超音波処置具のうち、図2B中の符号²で囲った部位の概略的な拡大図である。

【図6A】図6Aは、第3実施形態に係る処置システムの超音波処置アッセンブリの超音波処置具のうち、図2B中の符号³で囲った部位の概略的な拡大図である。

【図6B】図6Bは、第3実施形態に係る処置システムの超音波処置アッセンブリの超音波処置具のうち、図2B中の符号⁴で囲った部位を概略的に拡大した縦断面図である。

【図7A】図7Aは、第4実施形態に係る処置システムの超音波処置アッセンブリの超音波処置具を示す概略図である。

【図7B】図7Bは、図7A中の符号⁵で囲った部位の概略的な拡大図である。

【図8A】図8Aは、第4実施形態に係る処置システムの超音波処置アッセンブリの超音波処置具を、図7A中の矢印8Aで示す方向から見た概略図である。

【図8B】図8Bは、図8A中の符号⁶で囲った部位を概略的に拡大した縦断面図である。

【図9A】図9Aは、第5実施形態に係る処置システムの超音波処置アッセンブリの超音波処置具の内シースの先端部に切欠部を形成した状態を示す、図7A中の符号⁷で囲った部位を拡大した概略図である。

【図9B】図9Bは、第5実施形態の変形例に係る処置システムの超音波処置アッセンブリ

10

20

30

40

50

リの超音波処置具の内シースの先端部に切欠部を形成した状態を示す、図7A中の符号で囲った部位を拡大した概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための形態について説明する。

【0008】

【第1実施形態】

第1実施形態について図1から図4Bを用いて説明する。

関節100を処置する場合、例えば図1に示す処置システム10が用いられる。この処置システム10は、関節鏡装置12と、処置装置14と、灌流装置16とを有する。

【0009】

関節鏡装置12は、患者の関節100内すなわち関節腔136内を観察する関節鏡22と、関節鏡22によって撮像された被写体像に基づいて画像処理をする関節鏡コントローラ24と、関節鏡コントローラ24での画像処理によって生成された映像を映し出すモニタ26とを有する。関節鏡22は、患者の関節100内と皮膚外とを連通させる外側ポータル102を形成する第1カニューラ18aにより関節100の関節腔136内に挿入される。なお、ポータル102の位置は、画一的ではなく、患者の状態により適宜に決められる。

【0010】

処置装置14は、超音波処置アッセンブリ32と、処置具コントローラ34と、スイッチ36とを有する。超音波処置アッセンブリ32は、超音波処置具42と、超音波振動子44aを含む超音波振動子ユニット44とを有する。超音波振動子ユニット44の超音波振動子44aは、例えばBLT型など、エネルギーが入力されると超音波振動を発生する公知のものが用いられる。超音波振動子ユニット44の超音波振動子44aは適宜の共振周波数で振動可能であるとともに、入力されるエネルギー量の調整により適宜の範囲で振幅を変化させることができある。処置具コントローラ34は、スイッチ36の操作に応じて超音波振動子ユニット44にエネルギーを供給して、超音波処置具42の後述するプローブ52の処置部64に超音波振動を伝達させる。

【0011】

超音波処置アッセンブリ32は、患者の関節100内と皮膚外とを連通させる内側ポータル104を形成する第2カニューラ18bにより関節100の関節腔136内に挿入される。なお、ポータル104の位置は、画一的ではなく、患者の状態により適宜に決められる。スイッチ36は、例えば、押圧操作されている状態で超音波振動子ユニット44の超音波振動子44aが駆動された状態を維持し、押圧が解除されると超音波振動子44aが駆動された状態が解除される。

【0012】

図2Aから図3Aに示すように、関節鏡22とともに使用され、すなわち、関節鏡視下手術に使用される超音波処置具(超音波デバイス)42は、プローブ52と、シースユニット54と、少なくとも外周面が電気絶縁性を有するハンドル56とを備えている。ハンドル56は、シースユニット54の基端部に設けられ、後述する吸引路76を、手術室の壁などに設置された吸引ポンプユニット(吸引源)94に接続するコネクタ58を有する。ハンドル56の基端には、超音波振動子ユニット44が着脱可能に接続される。このように、超音波処置具42は、超音波振動子ユニット44が組み付けられ、超音波処置アッセンブリ32が形成された状態で処置に用いられる。

【0013】

なお、図1に示すように、ここでは、処置具コントローラ34に接続され、超音波振動子ユニット44にエネルギーを入力する指示を行うフットスイッチ36を用いる例について説明するが、ハンドル56に図示しないスイッチ(ハンドスイッチ)が配置されていることが好適であることはもちろんである。フットスイッチ36は、押圧部36a, 36bを有する。振動子44aに大きな振幅の振動を発生させるのであれば、押圧部36aを押圧

10

20

30

40

50

し、小さな振幅の振動を発生させるのであれば押圧部 36b を押圧する。例えば、骨等の硬組織を切削する場合と、軟骨等の軟組織を切削する場合とで、振幅を変化させても良い。すなわち、処置対象の状態により、振幅を適宜に変化させても良い。その他、処置対象に対する切削量の大小により、振幅を適宜に変化させても良い。

【0014】

プローブ 52 は、例えばチタン合金材など、超音波振動の伝達性が良好な素材が用いられる。プローブ 52 の基端は、ハンドル 56 に超音波振動子ユニット 44 が接続されると、超音波振動子ユニット 44 のうち、エネルギーが入力されると超音波振動を発生する超音波振動子 44a に接続される。プローブ 52 は、超音波振動を伝達する真っ直ぐのロッド状の本体部 62 と、本体部 62 の先端側に設けられ、超音波振動の伝達により骨を切削可能な処置部 64 とを有する。処置部 64 は、プローブ 52 の本体部 62 の中心軸 C0 に沿う方向とは異なる方向に突出する切削領域（切削刃）66 を備えている。また、処置部 64 は、本体部 62 の先端から曲げられた湾曲部 64a を有する。このため、処置部 64 を小さく維持した状態で、切削領域 66 の位置を、プローブ 52 の中心軸 C0 からずらすことができる。

【0015】

なお、図 3A 中の処置部 64 は、フック状の切削領域 66 として描画された例を示しているが、図示しないブレード型やキュレット型など、種々の形状の切削領域 66 を有する処置部 64 を含むプローブ 52 を用いることができる。

【0016】

超音波振動子ユニット 44 の振動子 44a の共振周波数によりプローブ 52 に入力される超音波振動の波長が決められる。すなわち、プローブ 52 の長さは、用いられる振動子 44a によって決められることになる。したがって、プローブ 52 は、超音波振動子ユニット 44 の超音波振動子 44a からプローブ 52 の基端に超音波振動が入力され、プローブ 52 に超音波振動が伝達されたとき、処置部 64 に振動の腹位置が規定される長さを有する。振動の腹位置は、切削領域 66 の位置に一致することが好ましい。すなわち、切削領域 66 の位置は、振動の腹位置に相当する位置となるように調整されている。超音波振動が伝達されたとき、振動の腹位置に対して基端側にある 1 つ目の振動の節位置は、プローブ 52 の本体部 62 の先端と基端と間に規定される。

【0017】

シースユニット 54 は、内シース（第 1 シース）72 と外シース（第 2 シース）74 とを有する。これら内シース 72 及び外シース 74 は、例えばステンレス合金材などの剛性を有する材料で形成されている。内シース 72 の肉厚は、外シース 74 の肉厚よりも薄く形成されていることが好ましい。内シース 72 を薄肉に形成することで、シースユニット 54 の全体の外径、すなわち外シース 74 の外径を、より小さく形成することができる。

【0018】

内シース 72 はプローブ 52 のうち本体部 62 の外周面を覆っている。内シース 72 の中心軸 C1 は、プローブ 52 の本体部 62 の中心軸 C0 に一致している。内シース 72 の先端 72a は、超音波振動が伝達された状態で、プローブ 52 の処置部 64 の振動の腹位置に相当する位置から 1 つ目の振動の節位置となる符号 N1 で示す位置よりも先端側にある。プローブ 52 の本体部 62 のうち、振動の節位置となる位置 N1 の外周面には内シース 72 の内周面との間に O リング 78 が配設されている。このため、O リング 78 から中心軸 C0, C1 に沿って基端側の、プローブ 52 の本体部 62 と内シース 72 との間に液体が浸入するのを防止することができる。

【0019】

外シース 74 は内シース 72 の外周面を覆っている。内シース 72 の基端 72b 及び外シース 74 の基端 74b はそれぞれハンドル 56 に固定されている。

【0020】

そして、内シース 72 の外周面と外シース 74 の内周面との間に吸引路 76 を形成している。内シース 72 の基端 72b よりも外シース 74 の基端 74b が内シース 72 の中心

10

20

30

40

50

軸 C 1 に沿って先端側にあるため、吸引路 7 6 がコネクタ 5 8 の連通路 5 8 a と連通している。なお、図 3 B に示すように、ハンドル 5 6 は、内シース 7 2 の中心軸 C 1 と、外シース 7 4 の中心軸 C 2 とをずらして固定している。このため、吸引路 7 6 において、内シース 7 2 及び外シース 7 4 の中心軸を一致させた場合よりも内シース 7 2 の外周面と外シース 7 4 の内周面との間に距離を取ることができる部分を形成することができる。このため、内シース 7 2 及び外シース 7 4 の中心軸を一致させた場合よりも大きな切削片を吸引できる。なお、内シース 7 2 及び外シース 7 4 の中心軸 C 1 , C 2 を一致させた状態に配置することも好適であることはもちろんである。

【 0 0 2 1 】

内シース 7 2 の先端 7 2 a は、外シース 7 4 の先端 7 4 a よりもプローブ 5 2 の処置部 6 4 に近接する位置に延出されている。このため、内シース 7 2 の先端 7 2 a と外シース 7 4 の先端 7 4 a との間の領域、すなわち、内シース 7 2 は、外シース 7 4 の先端 7 4 a に対して、先端部 7 3 の分だけ先端側に延出されている。したがって、吸引路 7 6 の吸引開口 7 6 a は、内シース 7 2 の先端 7 2 a よりも中心軸 C 1 に沿って基端側の位置にある。

【 0 0 2 2 】

図 1 に示すように、灌流装置 1 6 は、生理食塩水等の灌流液を収容する袋状の液体源 8 2 と、灌流ポンプユニット 8 4 と、液体源 8 2 に一端が接続された送液チューブ 8 6 と、排液チューブ 8 8 と、排液チューブ 8 8 の一端が接続された吸引ボトル 9 0 とを含む。吸引ボトル 9 0 は、手術室の壁 9 2 に取り付けられた吸引ポンプユニット 9 4 に接続される。灌流ポンプユニット 8 4 は、送液ポンプ 8 4 a により液体源 8 2 から灌流液を送り出し可能である。また、灌流ポンプユニット 8 4 は、排液弁としてのピンチバルブ 8 4 b の開閉により関節腔 1 3 6 内の灌流液を吸引ボトル 9 0 に対して吸引 / 吸引停止を切り替えることができる。

【 0 0 2 3 】

この実施形態に係る処置システム 1 0 の作用について説明する。

関節鏡 2 2 を用いた手術を行う場合、図 2 A に示すように、超音波処置具 4 2 に超音波振動子ユニット 4 4 を取り付け、超音波処置アッセンブリ 3 2 を形成する。そして、図 2 A に示すコネクタ 5 8 と図 1 に示す排液チューブ 8 8 とを接続し、図 1 に示す処置システム 1 0 を準備する。

【 0 0 2 4 】

図 1 に示すように、術者は、第 1 ポータル 1 0 2 を形成し、必要に応じて第 1 ポータル 1 0 2 に第 1 カニューラ 1 8 a を配置する。第 1 カニューラ 1 8 a を通して関節 1 0 0 の関節腔 1 3 6 内に関節鏡 2 2 の先端を配置する。ここで、関節鏡 2 2 に灌流装置 1 6 を接続可能であれば、第 1 カニューラ 1 8 a は必ずしも必要ではない。術者は、第 2 ポータル 1 0 4 を形成し、ポータル 1 0 4 に第 2 カニューラ 1 8 b を配置する。なお、ここでは、第 2 カニューラ 1 8 b を用いる例について説明するが、第 2 カニューラ 1 8 b は必ず必要というものではない。

【 0 0 2 5 】

骨の切削を行う超音波処置アッセンブリ 3 2 はプローブ 5 2 の処置部 6 4 及びシースユニット 5 4 が関節鏡 2 2 とともに狭い関節包 1 3 0 の中に挿入される。そして、術者は、関節鏡 2 2 で観察される映像をたよりに骨のうちの削りたい部位（処置対象）S（図 4 A 及び図 4 B 参照）に処置部 6 4 の切削領域 6 6 を接触させる。切削領域 6 6 を関節鏡 2 2 の視野内に入れた状態で、スイッチ 3 6 を操作して、吸引ポンプユニット 9 4 を動作させながら超音波振動子ユニット 4 4 にエネルギーを供給する。超音波振動子ユニット 4 4 の超音波振動子 4 4 a を振動させ、プローブ 5 2 に超音波振動を入力する。超音波振動が処置部 6 4 の切削領域 6 6 に伝達されることで、切削領域 6 6 で骨のうちの削りたい部位 S を削る処置を行うことができる。この処置により、例えば骨棘などの硬組織を除去することができる。術者は、超音波処置具 4 2 を用いた治療中に発生する気泡や切削片を、吸引により除去することで関節鏡 2 2 の視野を確保する。骨の切削片の一部は細かい粒子状にな

10

20

30

40

50

る。このため、内シース72の外周面と外シース74の内周面との間の吸引開口76aから削った切削片を吸引する。

なお、吸引開口76aに入らない切削片は、関節腔内に浮遊させておき、必要に応じて鉗子等を用いて回収する。

【0026】

図1に示すように、プローブ52の処置部64を関節鏡22の先端22aに対向させる場合、関節鏡22で、容易に処置部64の切削領域66、及び、骨のうちの削りたい部位Sを観察することができる。一方、図4A及び図4Bに示すように、プローブ52の処置部64を関節鏡22で後方側から観察しながら処置を行う場合がある。このとき、仮に外シース74の先端74aが内シース72の先端72aと同じ位置まで延出されている場合、内シース72の外径よりも大きな外径を有する外シース74の先端74aが関節鏡22による観察の邪魔になり得ることは容易に想像できるはずである。図3Aに示すように、この実施形態では、内シース72の先端72aを、外シース74の先端74aよりも中心軸C1に沿って先端側に延出し、内シース72の先端72aに対してプローブ52の処置部64の切削領域66を突出させている。すなわち、プローブ52の処置部64の湾曲部64aを覆うように内シース72の先端72aを外シース74の先端74aすなわち吸引開口76aに比べて延ばした構造にしている。更に言い換えると、吸引開口76aを、内シース72の先端72aに対して、中心軸C1,C2に沿って基端側の位置に形成している。内シース72は外シース74に比べて外径が小さいので、外シース74の先端74aに対して内シース72の先端72aを先端側に延出することにより、関節鏡22により、後方から処置部64の切削領域66、及び、骨のうちの削りたい部位Sを確認し易い。すなわち、この実施形態では、外シース74の先端74aが内シース72の先端72aと同じ位置まで延出されている場合に比較して、内シース72の先端部73(内シース72のうち、内シース72の先端72aと外シース74の先端74aとの間の領域)において、内シース72よりも外径が大きい外シース74の存在をなくした分だけ、プローブ52の処置部64の切削領域66を関節鏡22で観察し易くなっている。

【0027】

また、プローブ52の処置部64の湾曲部64aを内シース72の先端部73で覆っている。特に、プローブ52の処置部64の湾曲部64aの基端部を、内シース72の先端部73で覆っている。このため、関節鏡22の先端を処置部64の後方から切削領域66を視野内に入れるために近づけたとき、処置部64の湾曲部64aが関節鏡22に接触するのを内シース72の先端部73で保護される。なお、関節鏡22の先端を処置部64の後方から切削領域66を視野内に入れるために近づけたとき、シースユニット54と関節鏡22との相対位置によっては、処置部64の湾曲部64aが関節鏡22に接触するのを外シース74の外周面で保護する場合があることはもちろんである。

【0028】

なお、ここでは、骨等の硬組織を切削する処置を例にして説明したが、軟骨等の比較的軟らかい組織の一部を除去する処置を行う場合も、同じ処置アッセンブリ32を用いることができる。また、硬組織を処置する場合であっても、軟組織を処置する場合であっても、振動子44aの振幅を適宜に選択して処置を進めることが好適である。

【0029】

以上説明したように、この実施形態に係る超音波処置アッセンブリ32及び超音波処置具42によれば、以下のことが言える。

【0030】

プローブ52の処置部64の湾曲部64aを覆うように内シース72の先端72aを外シース74の先端74a(吸引開口76a)に比べて延ばして先端部73を形成した構造にしている。そして、プローブ52の湾曲部64aを内シース72の先端部73で覆っている。したがって、プローブ52の湾曲部64aを内シース72の先端部73により、関節鏡22との接触から保護できる。このため、プローブ52の本体部62の図3A中に示す先端部63(湾曲部64aの基端側の領域)を内シース72により保護することができ

10

20

30

40

50

る。

【0031】

また、内シース72の先端72aを外シース74の先端74a(吸引開口76a)に比べて延ばした構造にしている。このように、外シース74に比べて外径が小さい内シース72を延ばした構造であるため、関節鏡22による切削領域66の視認性を向上することができる。また、外シース74に比べて外径が小さい内シース72を延ばした構造により、骨のうちの削りたい部位Sの視認性を向上することができる。

【0032】

したがって、吸引開口76aに対して、プローブ52の処置部64の湾曲部64aを覆うように径の細い内シース72を先端側に延ばした構造にすることで、プローブ52の処置部64の湾曲部64aに、関節鏡22が接触するのを防止しつつ、処置部64の切削領域66における処置のし易さを確保することができる。

10

【0033】

ここでは、プローブ52自体には吸引路を形成する必要がない。したがって、プローブ52の大きさ及び強度を適宜の状態に維持できる。このとき、内シース72の外周面と外シース74の内周面との間に吸引路76を形成している。このため、適宜の吸引路76を確保できる。この実施形態では、内シース72の中心軸C1と外シース74の中心軸C2とを僅かにずらすことにより、吸引路76のうち、広い部分と狭い部分とを形成でき、比較的大きな切削片などによっても、詰まりが生じるのを抑制することができる。

【0034】

20

【第2実施形態】

次に、第2実施形態について、図5を用いて説明する。この実施形態は第1実施形態の変形例であって、第1実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【0035】

第1実施形態では、図2Aから図3Aに示すように、内シース72が真っ直ぐの状態を例にして説明した。この実施形態では、図5に示すように、内シース72の先端部73が先端側に向かうにつれて外径を小さく形成されている。この場合、内シース72の先端部73の内径だけでなく、外径を先端側に向かうにつれて小さくすることが好適である。内シース72の先端部73は、その基端側から先端側に向かうにつれて縮径していることが好適である。このため、内シース72の先端部73は、例えば、先端側に向かって縮径するテーパ状に形成されていることが好適である。

30

【0036】

図5に示す場合、内シース72の先端部73を先端側に向かうにつれて縮径する状態に形成することにより、第1実施形態で説明した場合よりも、関節鏡22で切削領域66を観察する際に、内シース72の先端部73により切削領域66の観察が妨げられるのを防止することができる。また、内シース72の先端部73の存在により、プローブ52の本体部62の先端部63(湾曲部64aの基端側の領域)を保護することができる。

【0037】

40

【第3実施形態】

次に、第3実施形態について、図6A及び図6Bを用いて説明する。この実施形態は第1及び第2実施形態の変形例であって、第1及び第2実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【0038】

外シース74の先端部(外シース74の先端74aよりも中心軸C2に沿って基端側に向かって適宜の長さ(例えば数ミリメートルから数十ミリメートル)を有する領域)75には、外シース74の外周面と内周面との間を連通させる複数の貫通孔75aを有する。すなわち、貫通孔75aは、外シース74の外周面と吸引路76との間を連通させている。貫通孔75aの孔径は適宜に設定可能である。例えば内シース72の外周面と外シース74の先端74aの内周面とにより規定される吸引開口76aの径方向幅よりも大きくて

50

も小さくても良い。貫通孔 75a の孔径が、関節鏡 22 が外シース 74 の外周面に接触したときに、内シース 72 の外周面に当接しない大きさであることはもちろんである。貫通孔 75a の孔径の一例として、骨のうちの想定される切削片と同程度かそれより小さい径にしても良い。

【0039】

この実施形態に係る処置システム 10 の作用について説明する。

例えば関節腔 136 内の滑膜（図示せず）など、膜状の生体組織が吸引開口 76a を覆つてしまつた場合、吸引開口 76a に詰まりが生じることになる。この場合、第 1 及び第 2 実施形態で説明した例では、吸引路 76 が遮断される。この実施形態では、適宜の径を有する貫通孔 75a により、吸引開口 76a とともに貫通孔 75a が吸引開口として用いられる。このため、吸引開口 76a に詰まりが生じたとしても、貫通孔 75a を通して吸引路 76 を通して粒子状の切削片が吸引され続けられ得る。このため、貫通孔 75a により、切削片による吸引の詰まりをなくし、関節鏡 22 による視野を常に確保し易くなる。

【0040】

以上説明したように、この実施形態に係る超音波処置アッセンブリ 32 及び超音波処置具 42 によれば、以下のことが言える。

【0041】

処置部 64 の切削領域 66 で切削処理した切削片が吸引開口 76a に引っ掛かる場合がある。外シース 74 の先端部 75 に、任意の径の貫通孔 75a を任意の方向に任意の個数形成することにより、吸引開口 76a が塞がっても、その貫通孔 75a から吸引を行つては吸引路 76 を通して吸引が停止することを防止できる。このため、関節鏡 22 の観察視野を常に確保することができる。

【0042】

〔第 4 実施形態〕

次に、第 4 実施形態について、図 7A から図 8B を用いて説明する。この実施形態は第 1 から第 3 実施形態の変形例であつて、第 1 から第 3 実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【0043】

内シース 72 は、その先端 72a から基端側に向かって所定の位置まで延出された切欠部 77 を有する。切欠部 77 は、特に内シース 72 の先端部 73 に形成されている。切欠部 77 は、中心軸 C1 に沿つて平行に真っ直ぐに形成されている。内シース 72 の中心軸 C1 に沿う方向における切欠部 77 の長さは、中心軸 C1 における先端部 73 の長さと略同等である。切欠部 77 は、中心軸 C1 に沿つて平行に真っ直ぐに形成された互いに対向する 1 対の縁部 77a と、縁部 77a の基端に設けられる半円形の底部 77b とを含む。1 対の縁部 77a は、その基端で底部 77b に滑らかに連続している。切欠部 77 は、内シース 72 の先端部 73 のうち、プローブ 52 の処置部 64 の切削領域 66 があり、突出する側に形成されている。

【0044】

切欠部 77 のうち、内シース 72 の中心軸 C1 に直交する、1 対の縁部 77a 間の幅 W は、関節鏡 22 の先端部の最小部位の直径 D（図 4A 及び図 4B 参照）よりも小さい。また、内シース 72 の先端部 73 の内周面とプローブ 52 の処置部 64 の湾曲部 64a との間には、適宜の隙間が形成されている。

【0045】

この実施形態に係る処置システム 10 の作用について説明する。

内シース 72 の先端部 73 に、関節鏡 22 の直径 D よりも小さい幅 W の切欠部（溝）77 を形成している。このため、図 4B に示すように、関節鏡 22 で骨のうちの削りたい部位 S を観察するとともに、処置部 64 の切削領域 66 を観察する際、内シース 72 の切欠部 77 を通して両者が観察される。

【0046】

そして、関節鏡 22 が切欠部 77 に当接した場合であつても、関節鏡 22 がプローブ 5

10

20

30

40

50

2の処置部64の湾曲部64aに接触することが防止されている。特に、処置部64の切削領域66が骨のうちの削りたい部位Sに当接されると、湾曲部64aが切欠部77から遠ざかる方向に弾性変形する。このため、プローブ52の処置部64の湾曲部64aは、内シース72の先端部73の切欠部77との間の距離が大きくなる。したがって、超音波振動が伝達された状態のプローブ52に対して、関節鏡22が接触するのが防止されている。

【0047】

以上説明したように、この実施形態に係る超音波処置アッセンブリ32及び超音波処置具42によれば、以下のことが言える。

【0048】

内シース72を、先端部73の分だけ外シース74の先端74aに対して先端側に延長している。この実施形態において、内シース72の先端部73に切欠部77を形成したことにより、切欠部77が存在しない場合よりも、内シース72の切欠部77を通して関節鏡22の視野内に処置部64の切削領域66を入れ易い。また、内シース72の切欠部77を通して処置部64の切削領域66を関節鏡22で観察しながら、骨のうちの削りたい部位Sを観察することができる。したがって、関節鏡22の視野を確保できる。

【0049】

また、内シース72に切欠部77の幅Wが関節鏡22の直径Dよりも小さい。このため、関節鏡22がプローブ52の処置部64に接触することを防止できる。

【0050】

したがって、内シース72に形成した切欠部77の幅Wを関節鏡22の直径Dよりも小さくしたことにより、プローブ52の処置部64に関節鏡22が接触するのを防止しつつ、処置部64の切削領域66を関節鏡22視下に入れ易くすることができる。

【0051】

【第5実施形態】

次に、第5実施形態について、図9A及び図9Bを用いて説明する。この実施形態は第1から第4実施形態の変形例であるが、このうち、特に第4実施形態の変形例であって、第1から第4実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【0052】

図9Aに示すように、内シース72の先端部73には、切欠部177が形成されている。切欠部177は、1対の縁部177aと、底部177bとを有する。1対の縁部177aは、内シース72の中心軸C1に対して平行ではなく、斜めに形成されている。すなわち、切欠部177は、内シース72の中心軸C1に対して傾斜して形成されている。1対の縁部177aは互いに平行であることが好適である。

【0053】

関節鏡22は、処置対象の骨を切削する処置を行う場合、処置部64の切削領域66を斜め後方から観察することが殆どである。このため、関節鏡22及び処置部64の位置関係が決まった状態であれば、切欠部177の縁部177aは、真っ直ぐの状態でも良いが、斜めに延出されていることで、関節鏡22で処置部64の切削領域66を観察し易くすることができる。特に、関節鏡22と処置具42とが図4Aに示す状態である場合、すなわち、処置具42に対して右側後方に関節鏡22を配置する場合、図9Aに示す形状の切欠部177が形成されると、処置領域66を観察し易くすることができる。

【0054】

図9A中、切欠部177が延出されている方向は、図9Bに示す状態であっても良い。これらは、ポータル102, 104(図1参照)の位置関係が決まっている場合、処置部64をより観察し易くするのに寄与できる。特に、関節鏡22と処置具42とが図4Aに示す状態とは反対に、処置具42に対して左側後方に関節鏡22を配置する場合、図9Bに示す形状の切欠部177が形成されると、処置領域66を観察し易くすることができる。

10

20

30

40

50

【0055】

ここでは、図9A及び図9Bに示すように、切欠部177の1対の縁部177aが互いに平行である例について説明した。その他、1対の縁部177aは、内シース72の先端72aに向かうにつれて切欠幅が小さくなっていることも好適である。

【0056】

これまで、幾つかの実施形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施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行なわれるすべての実施を含む。

【符号の説明】

【0057】

10

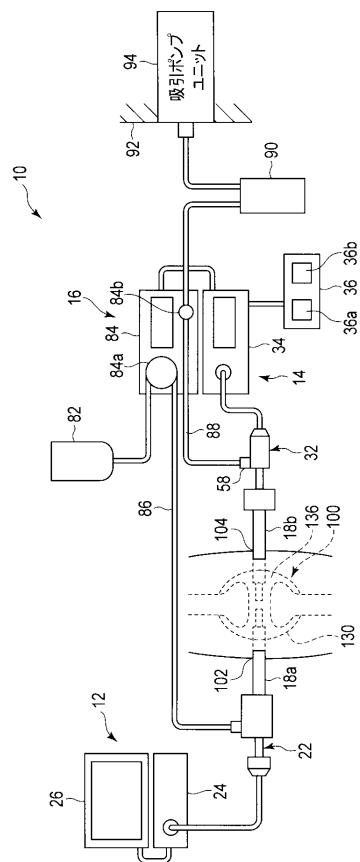
10…処置システム、12…関節鏡装置、14…処置装置、16…灌流装置、22…関節鏡、32…超音波処置アッセンブリ、36…スイッチ(フットスイッチ)、42…超音波処置具、44…超音波振動子ユニット、44a…超音波振動子、52…プローブ、54…シースユニット、56…ハンドル、62…本体部、63…先端部、64…処置部、64a…湾曲部、66…切削領域、72…内シース、73…先端部、74…外シース、C0、C1、C2…中心軸。

【要約】

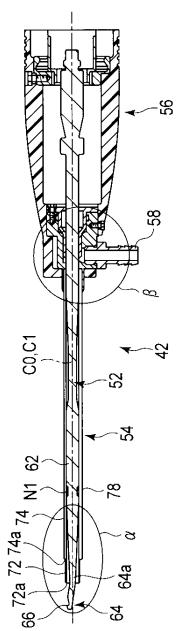
関節鏡視下手術に使用される超音波処置具は、超音波振動を伝達する本体部と、前記本体部の先端側に設けられ、前記超音波振動の伝達により硬組織及び/又は軟組織を切削可能な処置部とを有するプローブと、前記プローブにおける前記本体部の外周面を覆う内シースと、前記内シースの外周面を覆い、前記内シースの外周面との間に吸引路を形成する外シースとを有し、前記内シースの先端が前記外シースの先端よりも前記プローブの前記処置部に近接する位置に延出されているシースユニットとを有する。

20

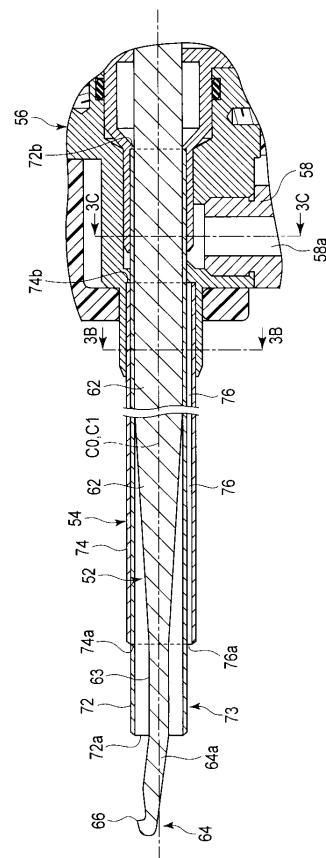
【図1】



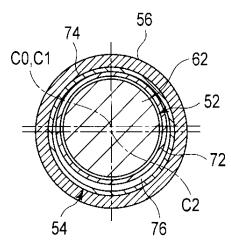
【図2B】



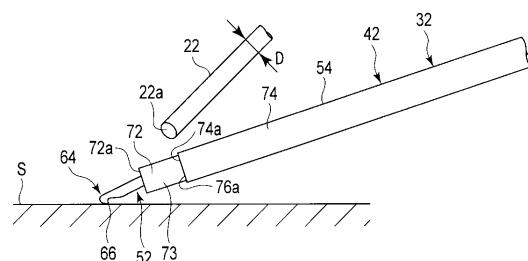
【図3A】



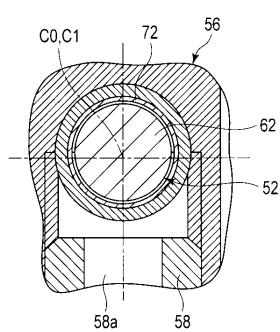
【図3B】



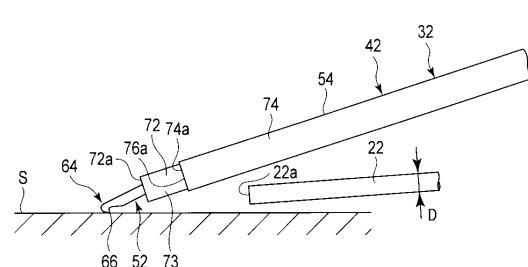
【図4A】



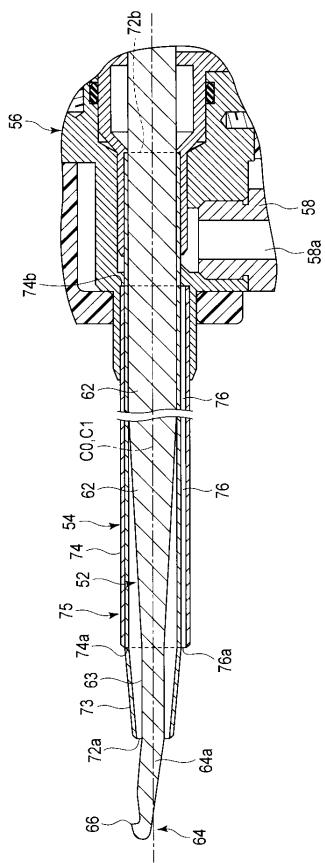
【図3C】



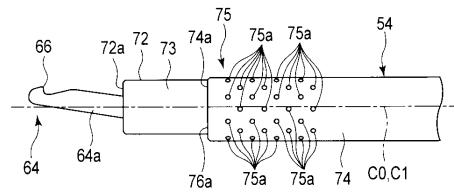
(図 4 B)



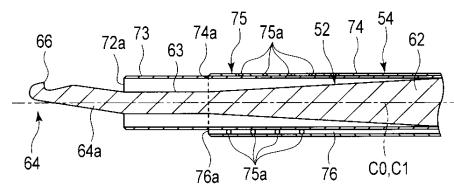
【図5】



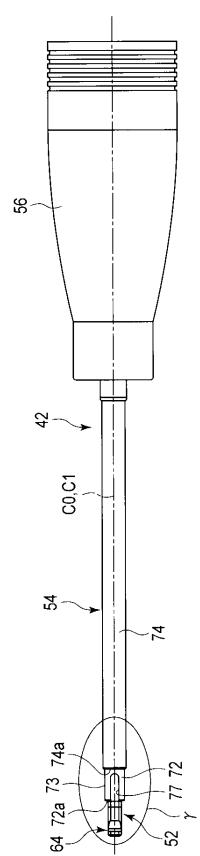
【図6 A】



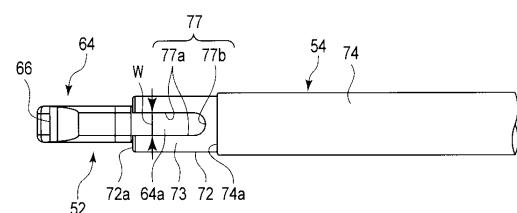
【図6 B】



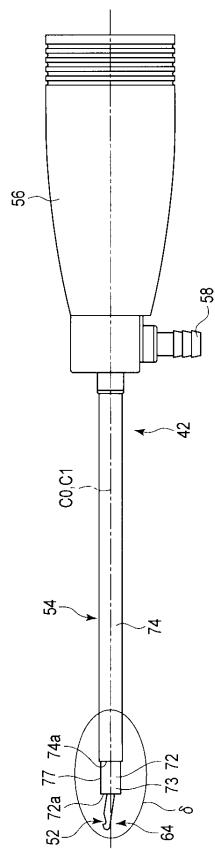
【図7 A】



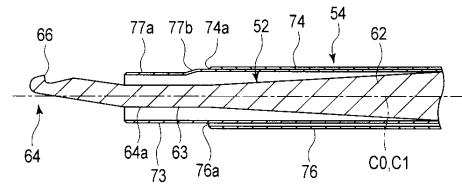
【図7 B】



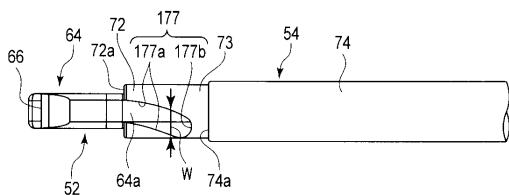
【図 8 A】



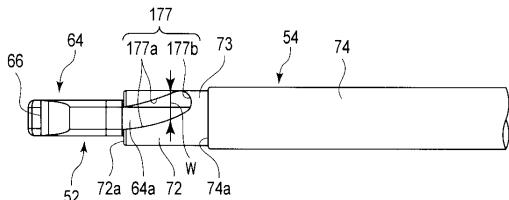
【図 8 B】



【図 9 A】



【図 9 B】



フロントページの続き

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

審査官 中村 一雄

(56)参考文献 特開2005-312675(JP, A)
実開平01-075416(JP, U)
特開2012-192072(JP, A)
特表2005-516663(JP, A)
特開平7-59789(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17 / 32
A 61 B 17 / 56

专利名称(译)	超声波治疗仪和超声波治疗组件		
公开(公告)号	JP6147440B1	公开(公告)日	2017-06-14
申请号	JP2016545944	申请日	2015-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	酒井昌裕		
发明人	酒井 昌裕		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/56		
CPC分类号	A61B17/1675 A61B17/320068 A61B2017/00738 A61B2017/320008 A61B2017/32007 A61B2017/320072 A61B2017/320073 A61B2017/320084 A61B2217/005 A61B18/00 A61B8/0875 A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/4483 A61N7/02		
FI分类号	A61B17/32.510 A61B17/56		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹈饲		
审查员(译)	中村和夫		
优先权	62/196158 2015-07-23 US		
其他公开文献	JPWO2017013813A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于关节镜手术的超声治疗工具设置有传递超声振动的主体和主体的尖端侧，并且通过传递超声振动来切割硬组织和/或软组织。一种探针，其具有可能的处理部，覆盖所述探针主体的外周面的内鞘，以及覆盖所述内鞘的外周面并在所述内鞘的外周面之间形成吸引路径的外周。以及护套单元，在该护套单元中，内部护套的顶端延伸至比外部护套的顶端更靠近探针的处理部的位置。

(19)日本国特許庁(JP)	(12)特許公報(B1)	(11)特許番号 特許第6147440号 (P6147440)
(45)発行日 平成29年6月14日(2017.6.14)	F I	(24)登録日 平成29年5月26日(2017.5.26)
(51)Int.Cl. A 61 B 17/32 (2006.01) A 61 B 17/56 (2006.01)	F I A 61 B 17/32 510 A 61 B 17/56	
		請求項の数 13 (全 15 頁)
(21)出願番号 特願2016-545944 (P2016-545944) (22)出願日 平成27年11月30日 (2015.11.30) (26)国際出願番号 PCT/JP2015/083589 審査請求日 平成28年7月8日 (2016.7.8) (31)優先権主張番号 62/196158 (32)優先日 平成27年7月23日 (2015.7.23) (33)優先権主張国 米国(US)	(73)特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地 (74)代理人 100108855 弁理士 河野 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 鈴木 健	
早期審査対象出願		
前置審査		
		最終頁に続く
(54)【発明の名称】超音波処置具及び超音波処置アッセンブリ		