

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6694516号
(P6694516)

(45) 発行日 令和2年5月13日 (2020.5.13)

(24) 登録日 令和2年4月21日 (2020.4.21)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/16 (2006.01)

A 6 1 B 17/16

請求項の数 10 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2018-547054 (P2018-547054)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成28年10月28日 (2016.10.28)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/082177		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02018/078827	(74) 代理人	110002147
(87) 国際公開日	平成30年5月3日 (2018.5.3)		特許業務法人酒井国際特許事務所
審査請求日	平成31年4月16日 (2019.4.16)	(72) 発明者	澤田 喜一郎
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
		(72) 発明者	藤崎 健
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
		(72) 発明者	谷上 恭央
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子により発生させた超音波振動が伝達されるプローブ本体部と、
 前記プローブ本体部の先端側に長手軸に沿って設けられ、前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状が多角形状、略多角形状、楕円形状もしくは略楕円形状を有し、前記超音波振動により処置対象である骨に孔を形成する処置部であって、
 前記処置部の先端部に設けられ、前記超音波振動が前記プローブ本体部に伝達されている状態で前記処置部が前記長手軸に沿った方向に移動されることにより前記骨を切削し、かつ前記処置部の最外縁を形成する縁部を有する切削部と、
 前記処置部の内部に設けられ、前記切削部によって削られた前記骨の切削カスを前記切削部よりも前記長手軸に沿って基端側に向かって排出する経路であって、
 前記切削部の先端面に設けられる第1開口と、
 前記処置部の側面部に設けられる第2開口と、を備え、
 前記第1開口と前記第2開口との間を連通する経路と、を有し、
 前記先端面は、
 前記先端面の最外縁を形成する前記縁部と、
 前記縁部から前記長手軸の中心方向かつ基端部方向に傾斜を有する凹部と、
 前記凹部の底面に設けられる前記第1開口と、を有する処置部と、
 を具備する超音波プローブ。

【請求項 2】

10

20

前記第 1 開口は、前記処置部の前記先端面の前記凹部の傾斜に囲まれている、
請求項 1 の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記処置部は、前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たときの前記処置部の投影形状を規定する第 1 の部分と、

前記第 1 の部分よりも基端側に設けられ、前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状が、前記第 1 の部分の前記投影形状に含まれる、第 2 の部分と、

を備え、

前記第 2 開口は、前記第 2 の部分に設けられている、

請求項 1 の超音波プローブ。

10

【請求項 4】

前記第 2 の部分は、先端から基端に向かうにつれて前記長手軸に対して直交する断面の断面積が小さくなる、

請求項 3 の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記第 1 開口が形成する面積は、前記縁部が形成する面積よりも小さい、

請求項 1 の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記先端面が形成する面積の前記長手軸に交差する方向の断面積は、前記長手軸に沿って基端側に向かうにつれて小さくなる、

請求項 1 の超音波プローブ。

20

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波プローブと、

前記超音波プローブの前記プローブ本体部の外周を覆う筒状体と、

を具備する、超音波処置具。

【請求項 8】

超音波振動子により発生させた超音波振動が伝達されるプローブ本体部と、

前記プローブ本体部の先端側に長手軸に沿って設けられ、前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状が多角形状、略多角形状、楕円形状もしくは略楕円形状を有し、前記超音波振動により処置対象である骨に孔を形成する処置部であって、

30

前記処置部の先端部に設けられ、前記超音波振動が前記プローブ本体部に伝達されている状態で前記処置部が前記長手軸に沿った方向に移動されることにより前記骨を切削する切削部と、

前記処置部の内部に設けられ、前記切削部によって削られた前記骨の切削カスを前記切削部よりも前記長手軸に沿って基端側に向かって排出する経路であって、

前記切削部の先端面に設けられる第 1 開口と、

前記処置部の側面部に設けられる第 2 開口と、を備え、

前記第 1 開口と前記第 2 開口との間を連通する経路と、を有し、

前記経路は、前記第 1 開口から基端側に向かって前記処置部の中心軸に沿って延設される第 1 経路と、

40

前記第 1 経路の基端から前記第 2 開口まで延設される第 2 経路と、を有し、

前記第 2 経路は、前記長手軸に対して傾斜する方向に沿って延設されている処置部と、

を具備する超音波プローブ。

【請求項 9】

前記第 2 経路は、前記第 1 経路との連結部から前記第 2 開口に向かうにつれて基端側に向かう状態に延設されている、

請求項 8 の超音波プローブ。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波プローブと、

前記超音波プローブの前記プローブ本体部の外周を覆う筒状体と、

50

を具備する、超音波処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブ及び超音波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、米国特許出願公開第2010/0167235号明細書には、骨に孔を形成するための超音波プローブが開示されている。この超音波プローブの先端部には、超音波振動が伝達された状態で骨に接触することにより、骨に凹孔を形成する処置部が設けられている。

10

【0003】

米国特許出願公開第2010/0167235号明細書の超音波プローブを用いた処置では、骨が削られることにより生じる切削カス(debris)が処置部の先端と骨との間に溜まる。このため、処置部による、切削速度が低下することがある。このため、切削速度を上げるため、骨の切削カスを切削部の基端側に効率的に排出するニーズがある。

【発明の概要】

【0004】

本発明は前記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、処置部で削られた骨の切削カスを効率的に排出できる超音波プローブ及び超音波処置具を提供することである。

20

【0005】

前記目的を達成するために、本発明のある態様の超音波プローブは、超音波振動子により発生させた超音波振動が伝達されるプローブ本体部と、前記プローブ本体部の先端側に長手軸に沿って設けられ、前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状が多角形状、略多角形状、楕円形状もしくは略楕円形状を有し、前記超音波振動により処置対象である骨に孔を形成する処置部であって、前記処置部の先端部に設けられ、前記超音波振動が前記プローブ本体部に伝達されている状態で前記処置部が前記長手軸に沿った方向に移動されることにより前記骨を切削し、かつ前記処置部の最外縁を形成する縁部を有する切削部と、前記処置部の内部に設けられ、前記切削部によって削られた前記骨の切削カスを前記切削部よりも前記長手軸に沿って基端側に向かって排出する経路であって、前記切削部の先端面に設けられる第1開口と、前記処置部の側面部に設けられる第2開口と、を備え、前記第1開口と前記第2開口との間を連通する経路と、を有し、前記先端面は、前記先端面の最外縁を形成する前記縁部と、前記縁部から前記長手軸の中心方向かつ基端部方向に傾斜を有する凹部と、前記凹部の底面に設けられる前記第1開口と、を有する処置部と、を具備する。

30

また、本発明のある態様の超音波プローブは、超音波振動子により発生させた超音波振動が伝達されるプローブ本体部と、前記プローブ本体部の先端側に長手軸に沿って設けられ、前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状が多角形状、略多角形状、楕円形状もしくは略楕円形状を有し、前記超音波振動により処置対象である骨に孔を形成する処置部であって、前記処置部の先端部に設けられ、前記超音波振動が前記プローブ本体部に伝達されている状態で前記処置部が前記長手軸に沿った方向に移動されることにより前記骨を切削する切削部と、前記処置部の内部に設けられ、前記切削部によって削られた前記骨の切削カスを前記切削部よりも前記長手軸に沿って基端側に向かって排出する経路であって、前記切削部の先端面に設けられる第1開口と、前記処置部の側面部に設けられる第2開口と、を備え、前記第1開口と前記第2開口との間を連通する経路と、を有し、前記経路は、前記第1開口から基端側に向かって前記処置部の中心軸に沿って延設される第1経路と、前記第1経路の基端から前記第2開口まで延設される第2経路と、を有し、前記第2経路は、前記長手軸に対して傾斜する方向に沿って延設されている処置部と、を具備する。

40

50

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、第1の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、第1の実施形態に係る処置ユニットの構成を概略的に示す図である。

【図3A】図3Aは、第1の実施形態に係る処置部の構成を概略的に示す斜視図である。

【図3B】図3Bは、第1の実施形態のある実施例に係る処置部の構成を概略的に示す側面図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る処置部の長手軸を含む断面を概略的に示す図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態のある実施例に係る処置部を先端側から見た状態を示す概略図である。

10

【図5B】図5Bは、第1の実施形態のある実施例に係る処置部を先端側から見た状態を示す概略図である。

【図6A】図6Aは、第1の実施形態に係る超音波プローブを用いて処置を開始する様子を示す概略図である。

【図6B】図6Bは、第1の実施形態の比較例に係る超音波プローブを用いて処置を開始する様子を示す概略図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る超音波プローブを用いた処置において切削カスが排出される様子を概略的に示す断面図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る超音波プローブを用いた処置において切削カスが排出される様子を概略的に示す斜視図である。

20

【図9】図9は、第2の実施形態に係る処置部の長手軸を含む断面を概略的に示す図である。

【図10】図10は、第2の実施形態の変形例に係る処置部の長手軸を含む断面を概略的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

(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8を参照して説明する。

【0008】

30

図1は、膝関節(knee joint)100の処置に用いられる、処置システム10を示す図である。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、患者の膝関節100内の関節腔136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、患者の膝関節100内と皮膚外とを連通させる第1ポータル102により膝関節100の関節腔136内に挿入される。なお、関節鏡22及び処置装置14の後述する処置具52は、図1中では対向している状態に描かれているが、処置対象の位置等に応じて適宜の位置関係に配置される。

40

【0010】

処置装置14は、処置ユニット32と、コントローラ34と、スイッチ36とを有する。スイッチ36は図1中ではハンドスイッチとして図示しているが、フットスイッチであっても良い。コントローラ34は、スイッチ36の操作に応じて、処置ユニット32に超音波振動を発生させるための電気エネルギーを供給する。処置ユニット32は、患者の膝関節100内と皮膚外とを連通させる第2ポータル104から膝関節100の関節腔136に挿入される。

【0011】

灌流装置16は、生理食塩水等の灌流液を収容する液体源42と、灌流ポンプユニット

50

44と、吸引ボトル50と、を備える。液体源42には、送液チューブ46の一端が接続されている。送液管路である送液チューブ46の他端は、関節鏡22に接続されている。このため、灌流ポンプユニット44は、関節鏡22を介して膝関節100の関節腔136内に灌流液を送出可能である。

【0012】

吸引ボトル50には、排液チューブ48の一端が接続されている。排液管路である排液チューブ48の他端は、関節鏡22に接続されている。このため、灌流ポンプユニット44は、関節鏡22を介して膝関節100の関節腔136内から吸引ボトル50に灌流液を排出可能である。

【0013】

なお、灌流液は、第1ポータル102及び第2ポータル104とは異なるポータル（図示しない）から送液及び排出可能であっても良い。ある実施例では、第3ポータル（図示しない）を介して膝関節100の関節腔136内に送液カニューラ（図示しない）が挿入される。この場合、送液チューブ46は、送液カニューラ及び灌流装置16に接続される。そして、送液カニューラを介して膝関節100の関節腔136内に灌流液が送液される。

【0014】

また、別のある実施例では、第4ポータル（図示しない）を介して膝関節100の関節腔136内に排液カニューラ（図示しない）が挿入される。この場合、排液チューブ48は、排液カニューラ及び灌流装置16に接続される。そして、排液カニューラを介して膝関節100の関節腔136内から吸引ボトル50に灌流液が排出される。

【0015】

図2は、処置ユニット32の構成を示す図である。図2に示すように、中心軸Cを規定する。ここで、中心軸Cに沿う方向を長手方向とする。長手方向の一方側を先端側（図2の矢印C1側）とし、先端側とは反対側を基端側（図2の矢印C2側）とする。

【0016】

処置ユニット32は、超音波処置具52と、超音波振動子ユニット54とを有する。超音波処置具52には、超音波振動子ユニット54が着脱可能であることが好適であるが、一体化されていても良い。

【0017】

超音波振動子ユニット54は、ハウジング（振動子ケース）56aを備える。ハウジング56aの内部には、供給された電気エネルギーを超音波振動に変換する圧電素子を備えるボルト締めランジュバン型振動子（Bolt-clamped Langevin-type Transducer）56bが設けられている。振動子（超音波振動子）56bには、ケーブル56dの一端が接続されている。ケーブル56dの他端は、コントローラ34に接続されている。コントローラ34からケーブル56dを介して振動子56bに電流（交流電流）が供給されることにより、振動子56bで超音波振動が発生する。振動子56bは、超音波振動により既定の周波数で共振する。振動子56bの先端には、後述する超音波プローブ66が取り付けられる。

【0018】

超音波処置具52は、ハウジング（ハンドル）62と、ハウジング62から中心軸Cに沿って延出された筒状体（外筒）64と、筒状体64内に挿通された超音波プローブ66とを有する。筒状体64は、先端側からハウジング62に取付けられる。ハウジング62及び筒状体64は、電気絶縁性を有する素材で形成されている。超音波処置具52のハウジング62には、超音波振動子ユニット54のハウジング56aが着脱可能に接続される。

【0019】

超音波プローブ66は、先端側から基端側に向かって延設されている。超音波プローブ66は、チタン合金等の振動伝達性の高い材料から形成される。超音波プローブ66の基端は、超音波振動子ユニット54の接続部56cに接続されている。振動子56bで発生

10

20

30

40

50

した超音波振動は、超音波プローブ 66 の先端まで伝達される。この時、超音波プローブ 66 は、超音波振動によって、中心軸 C に平行な方向に縦振動する。すなわち、超音波プローブ 66 は、基端側から先端側へ超音波振動を伝達可能な振動伝達部材である。

【0020】

なお、超音波処置具 52 のハウジング 62 に、回転操作部材である回転ノブ（図示しない）が取付けられていても良い。回転ノブは、筒状体 64 の中心軸の軸回りにハウジング 62 に対して回転可能である。回転ノブを回転させることにより、超音波振動子ユニット 54 のハウジング 56a、筒状体 64 及び超音波プローブ 66 は、中心軸 C の軸回りにハウジング 62 に対して一緒に回転する。

【0021】

超音波プローブ 66 は、プローブ本体部 67 と、プローブ本体部 67 の先端側に設けられる処置部 68 と、を備える。プローブ本体部 67 の外周面は、筒状体 64 及びハウジング 62 によって覆われている。また、プローブ本体部 67 は、中心軸 C に沿って延設されている。処置部 68 は、筒状体 64 の先端から先端側へ突出している。すなわち、処置部 68 は、超音波プローブ 66 において、筒状体 64 からの突出部分により形成されている。処置部 68 は、超音波プローブ 66 に超音波振動が伝達された状態で処置対象である骨に接触することにより、骨に孔を形成する。

【0022】

プローブ本体部 67 は真っ直ぐに形成されていることが好ましい。ここで、処置部 68 の長手軸 L を規定する。処置部 68 はプローブ本体部 67 の先端から真っ直ぐに先端側に延出されていても良く、適宜に曲げられていても良い。このため、プローブ本体部 67 の中心軸 C と処置部 68 の長手軸 L とは一致していても良いし、異なっても良い。ここでは、長手軸 L は、中心軸 C と一致するものとする。

【0023】

図 3A 乃至図 5B を用いて、処置部 68 の構成を説明する。図 3A は、処置部 68 の構成を示す斜視図である。図 3B は、ある実施例における処置部 68 の構成を示す側面図である。図 4 は、処置部 68 の長手軸 L を含む断面を示している。図 5A 及び図 5B は、長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの処置部 68 の投影形状を示す図である。図 3A 乃至図 5B に示すように、処置部 68 は、処置部 68 の外周面を形成する側面部 83 を備える。また、処置部 68 は、切削部 82（第 1 の部分）と、シャフト部 94（第 2 の部分）とを備える。切削部 82 は、処置部 68 の先端部を形成している。シャフト部 94 は、切削部 82 の基端側に設けられている。

【0024】

切削部 82 は、処置部 68 の最大外形を規定する。切削部 82 は、多角柱や楕円柱などの柱状に形成されている。なお、切削部 82 の多角柱としては例えば三角柱、四角柱、五角柱、六角柱など、適宜の形状又はそれに近い形状に形成される。切削部 82 は、切削部 82 の先端に設けられ先端側を向く、先端面 86 と、切削部 82 の外周面を形成する側面 87 と、を備える。側面 87 は、処置部 68 の側面部 83 の一部を形成している。切削部 82 は、先端から基端まで、長手軸 L に対して直交する断面が同一形状又は略同一形状に形成されている。したがって、長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの側面 87 の投影形状は、切削部 82 の投影形状を規定する。側面 87 の投影形状は、骨に形成される孔の断面形状を規定する。長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの切削部 82 の投影形状は、例えば、図 5A に示す略矩形形状などの多角形又は図 5B に示す楕円形であることが好適である。切削部 82 の投影形状が略矩形形状である場合、その大きさは例えば 4mm × 5mm 程度に形成されていることが好適である。切削部 82 は、必ずしも明確な角が形成される必要はない。また、切削部 82 の投影形状は、略多角形形状である角が丸い長方形又は略楕円形状である陸上競技場のトラック形状等であっても良い。このため、切削部 82 の投影形状は、多角形形状、略多角形形状、楕円形状、若しくは略楕円形状など、適宜の形状に形成される。

【0025】

超音波振動が伝達されている状態で処置部 6 8 が処置対象である骨に対して先端側へ長手軸 L に沿って移動することにより、骨には図 5 A 又は図 5 B に示す投影形状と略同一形状の輪郭を有する孔が形成される。このため、処置部 6 8 の切削部 8 2 の長手軸 L に直交する断面形状は、骨に形成したい孔の断面形状に応じて形成される。また、このとき、側面 8 7 と骨との間では、超音波振動による不要な切削が起こる可能性がある。このため、側面 8 7 は、骨と接触する面積の総和が小さく形成されることが好ましい。側面 8 7 の面積を小さく形成することにより、骨との接触面積が小さくなり、骨との接触部分において不要な切削が起こることが防止される。骨と側面 8 7 との接触面積を小さくするための構造は種々存在する。例えば、側面 8 7 の長手軸 L に沿う方向の長さを極力短くしてもよい。また、図 3 B にある実施例として示すように、側面 8 7 には、サンドブラスト処理又は溝を形成すること等により凹部 9 2 が形成されてもよい。この場合、側面 8 7 の凹部 9 2 を通して削られた骨の切削カスを切削部 8 2 よりも基端側に排出しやすくなる。側面 8 7 の面積を小さくする場合には、側面 8 7 は切削部 8 2 の投影形状を崩さない構造に形成される。

10

【 0 0 2 6 】

シャフト部 9 4 は、長手軸 L に沿って切削部 8 2 よりも基端側に延設されている。シャフト部 9 4 は、プローブ本体部 6 7 の先端と切削部 8 2 の基端との間に設けられている。シャフト部 9 4 は、長手軸 L に沿って先端側から基端側に向かうにつれて、長手軸 L に対して直交する断面の断面積を減少させる縮小部として形成される。ここでは、特に、シャフト部 9 4 は、先端側から基端側に向かうにつれて、長手軸 L に直交する断面を縮小させる縮小部として形成される。したがって、シャフト部 9 4 は、長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状が、切削部 8 2 の投影形状の範囲内に入る。このため、切削部 8 2 の投影形状は、処置部 6 8 の最大外形を規定する。シャフト部 9 4 は、シャフト部 9 4 の外表面を形成する側面 9 5 を備える。側面 9 5 は、処置部 6 8 の側面部 8 3 の一部を形成している。

20

【 0 0 2 7 】

また、シャフト部 9 4 は、長手軸 L に沿って先端から基端側に向かうにつれて、長手軸 L に対して直交する断面の断面積が略同一又は増加する部分が設けられていてもよい。この場合においても、シャフト部 9 4 は、基端から先端まで、長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状が、切削部 8 2 の投影形状の範囲内に入るように形成される。

30

【 0 0 2 8 】

先端面 8 6 は、先端面 8 6 の外縁を形成する縁部 8 6 a と、縁部 8 6 a から先端面 8 6 の中心に向かうにつれて基端側に向かう凹部 8 8 を備える。このため、先端面 8 6 は、中央部が基端側に向かって凹んでいる。凹部 8 8 は、長手軸 L に対して傾斜する平面によって形成されてもよく、曲面によって形成されてもよい。本実施形態では、切削部 8 2 の先端面 8 6 は、先端から基端側に向かって逆ピラミッド形状に凹んでいる。

【 0 0 2 9 】

縁部 8 6 a は、凹部 8 8 と側面 8 7 との間に形成されている。このため、縁部 8 6 a は、先端側に向かって突出する刃形状を形成している。このため、縁部 8 6 a は、骨に孔をあける処置において、骨を切削する切削刃となる。

40

【 0 0 3 0 】

処置部 6 8 は、排出経路 7 0 を備える。排出経路 7 0 は、処置部 6 8 の内部に形成され、先端側から基端側に向かって延設される中空の管路である。本実施形態では、排出経路 7 0 の長手軸 L に直交する断面形状は、略長方形であるがこれに限るものではない。例えば、排出経路 7 0 の長手軸 L に直交する断面形状は、略円形状、略楕円形又は略多角形であってもよい。排出経路 7 0 は、切削部 8 2 によって削られた骨の切削カスを切削部 8 2 よりも基端側に排出する経路である。

【 0 0 3 1 】

排出経路 7 0 は、第 1 経路 7 1 と、第 2 経路 7 2 と、を備える。第 1 経路 7 1 は、排出

50

経路 70 の先端から基端側に向かって処置部 68 の中心軸に沿って延設されている。本実施形態では、長手軸 L が処置部 68 の中心軸となる。このため、第 1 経路 71 は、長手軸 L に沿って延設されている。第 2 経路 72 は、第 1 経路 71 の基端から処置部 68 の側面部 83 に向かって延設されている。第 1 経路 71 の基端には、連結部 77 が形成されている。連結部 77 では、第 1 経路 71 の基端と第 2 経路 72 の一端が連結されている。

【0032】

第 1 経路 71 は、処置部 68 の先端面 86 から処置部 68 の外側に向かって開口している。したがって、先端面 86 には、第 1 開口である開口部 73 が形成されている。開口部 73 は、先端側に向かって開口している。開口部 73 は、処置部 68 の先端面 86 において切削部 82（縁部 86a 及び凹部 88）に囲まれている。また、開口部 73 は、先端面 86 の凹部 88 の中央部に位置している。このため、開口部 73 は、先端面 86 において、最も基端側に位置している。

10

【0033】

第 2 経路 72 は、第 1 経路 71 の基端からシャフト部 94 の側面 95 に向かって延設されている。第 2 経路 72 は、長手軸 L から長手軸 L を中心とする径方向外方に向かって延設されている。第 2 経路 72 は、シャフト部 94 の側面 95 から処置部 68 の外部に向かって開口している。このため、シャフト部 94 の側面 95 には、排出口 74 が形成される。排出口 74 は、長手軸 L に対して交差する（略垂直な）方向に向かって開口している。排出口 74 は、筒状体 64 の先端よりも先端側に設けられている。したがって、排出口 74 は、超音波プローブ 66 において筒状体 64 から先端側への突出部分に位置している。排出口 74 は、処置部 68 の側面部 83 に設けられ、処置部 68 の外部に向かって開口する第 2 開口である。また、排出経路 70 は、第 1 開口（開口部 73）と第 2 開口（排出口 74）との間を連通している。

20

【0034】

第 2 経路 72 は、長手軸 L から側面部 83 に向かうにつれて、基端側に向かう状態に延設されていることが好ましい。また、第 2 経路 72 は、長手軸 L に対して直交する方向に沿って延設されていてもよい。

【0035】

なお、シャフト部 94 は、プローブ本体部 67 の外周を覆う筒状体 64 の先端に対して長手軸 L に沿って先端側に突出している。このため、処置部 68 の排出口 74 は、筒状体 64 の先端よりも先端側の位置に配置されている。

30

【0036】

ここで、骨に形成される所望の形状の凹孔は、例えば、処置部 68 の切削部 82 の長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状と同じ形状及び大きさの開口縁部を有し、開口縁部の形状と同じ形状に真っ直ぐに奥側に凹んでいる。このため、所望の凹孔の一例は、適宜の深さを有する矩形状である。

【0037】

所望の形状の凹孔を形成するためには、処置部 68 の切削部 82 は、長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの投影が所望の凹孔の開口縁部の形状となっているような最大外形部を有することが必要である。処置部 68 の切削部 82 は、所望の凹孔の開口縁部の形状と同じ形状に形成されている。このため、本実施形態の超音波プローブ 66 の処置部 68 の切削部 82 により、所望の開口縁部を有する凹孔を形成することができる。

40

【0038】

一方、骨と処置部 68 の切削部 82 との間の摩擦を低下させる観点、及び、骨から生じた切削カスを排出する観点から、切削部 82 の最大外形部の長手軸 L に沿った方向（超音波振動方向）の長さは短い方がよい。そのため、切削部 82 は先端から基端側に向かって、同一形状かつ同一断面積ではなく、断面積が徐々に小さくなる構成が望ましいとも考えられる。

【0039】

超音波プローブ 66 を長手軸 L に沿って真っ直ぐに移動させ、切削部 82 で長手軸 L に

50

沿って真っ直ぐに凹孔を形成することが好ましい。このため、切削部 8 2 のふらつきを防止し、凹孔を真っ直ぐに形成するため、切削部 8 2 の先端から基端に向かう外形には、長手軸 L に平行なある程度の長さが必要となる。

【 0 0 4 0 】

また、超音波プローブ 6 6 には適宜の振幅の超音波振動を伝達させながら、処置部 6 8 で骨を切削する。このため、処置部 6 8 の切削部 8 2 には適宜の強度が必要となる。切削部 8 2 の先端から基端側に向かって断面積が徐々に小さくなると、断面積の減少割合等によっては、超音波プローブ 6 6 に適宜の振幅の超音波振動を伝達させながら、処置部 6 8 で骨を切削するのに必要な強度に処置部 6 8 を形成するのが難しくなる可能性がある。

【 0 0 4 1 】

本実施形態の超音波プローブ 6 6 の切削部 8 2 は、最大外形部を構成する部位を先端から基端まで維持し、長手軸 L に沿ってある程度長さを持たせている。また、本実施形態では、切削部 8 2 は長手軸 L に直交する断面が切削部 8 2 の先端から基端まで同一又は略同一である。このように、処置部 6 8 に切削部 8 2 を有することにより、長手軸 L に沿って真っ直ぐに超音波プローブ 6 6 を先端側に向かって移動させたときの処置部 6 8 の強度を維持しつつ、骨の切削時の切削部 8 2 の最大外形部と同じ形状に真っ直ぐの凹孔を形成することができる。

【 0 0 4 2 】

排出部 8 4 のシャフト部 9 4 は、先端側から基端側に向かって断面積が減少している。そして、超音波プローブ 6 6 は、シャフト部 9 4 の基端とプローブ本体部 6 7 の先端とが協働してくびれた部分を形成する。このため、本実施形態の排出部 8 4 のシャフト部 9 4 は、骨の凹孔の内壁とシャフト部 9 4 との間に切削カスを排出する空間を形成することができる。

【 0 0 4 3 】

次に、本実施形態の処置システム 1 0 の作用及び効果について図 6 A 乃至図 8 を参照して説明する。処置システム 1 0 は、例えば、膝関節の前十字靱帯再建術において、大腿骨及びノ又は脛骨に、移植する靱帯が固定される骨孔（貫通孔又は凹孔）を形成する処置に用いられる。この処置では、関節鏡 2 2 が第 1 ポータル 1 0 2 から膝関節 1 0 0 の関節腔 1 3 6 内に挿入される。この関節鏡 2 2 用いて処置が行われる領域を観察しながら、処置部 6 8 を第 2 ポータル 1 0 4 から膝関節 1 0 0 の関節腔 1 3 6 内に挿入する。そして、スイッチ 3 6 を押圧する。これにより、振動子 5 6 b に電気エネルギーが供給され、超音波振動が発生する。そして、超音波プローブ 6 6 が中心軸 C に平行な方向に縦振動し、超音波プローブ 6 6 の先端部に設けられた処置部 6 8 まで超音波振動が伝達される。この状態で、超音波プローブ 6 6 を骨 B に対して長手軸 L に沿って移動させることにより、骨 B において処置部 6 8 の切削部 8 2 と接触する部分が切削され、移植する靱帯を挿入するための骨孔が形成される。

【 0 0 4 4 】

図 6 A は、骨 B に孔を形成する処置の開始時において、切削部 8 2 の先端に設けられた縁部 8 6 a を骨 B に近づける様子を示す図である。図 6 A に示すように、骨 B に孔を形成する処置の開始時には、処置部 6 8 の切削部 8 2 の先端を骨 B において孔を形成したい位置に近づける。処置部 6 8 及び骨 B は、関節鏡 2 2 を用いて観察される。このとき、骨 B に孔を形成したい位置に対する処置部 6 8 の切削部 8 2 の位置を把握する必要がある。

【 0 0 4 5 】

図 6 B は、本実施形態の比較例として、先端側に向かって突出する先端形状を有する切削部 8 2 A を用いて、骨 B に孔を形成する処置を開始する様子を示す図である。

【 0 0 4 6 】

骨 B に形成される孔の位置は、切削部 8 2 A と接触する領域、すなわち、骨 B に対する切削部 8 2 A の位置によって決められる。本比較例では、処置の開始時において、切削部 8 2 A の先端の位置を基準として、骨 B において骨孔が形成される範囲（位置及び大きさ）をあらかじめ予測する必要がある。このため、処置の開始時において、形成される孔が

10

20

30

40

50

所望の範囲内に形成されるか否かを判断することが難しい。

【0047】

図6Aに示すように、本実施形態では、骨Bに形成される孔の位置は、切削部82の縁部86aの骨Bに対する位置によって決められる。ここで、縁部86aは、処置部68の先端に設けられている。したがって、処置の開始時において、縁部86aの骨Bに対する位置関係を容易に確認することができる。このため、骨Bにおいて孔が形成される位置を容易に把握することができる。骨Bに骨孔が形成される位置を把握することで、形成される孔が所望の範囲内に形成されるか否かを、処置の開始時において判断することができる。これにより、形成される孔を適切な位置に形成することができる。

【0048】

図7及び図8は、超音波プローブ66の処置部68を用いて骨Bに骨孔を形成する様子を示す図である。図7は、処置部68の長手軸Lを通る断面を示している。図8は、骨孔から排出される切削カスを、排液カニューラ30で吸引している状態を示す斜視図である。図7及び図8に示すように、骨Bに孔が形成される際には、切削部82との接触部分において骨Bが削られることにより、骨Bの切削カスが生じる。骨Bの切削カスが切削部82の先端面86の周囲に溜まると、切削部82と骨Bとの接触が妨げられ、切削部82での骨Bの切削速度が減少する。

【0049】

本実施形態では、切削部82の先端面86は、中央部（長手軸L）に向かうにつれて基端側に凹んでいる。このため、縁部86a及び凹部88で生じた切削カスは、処置部68が骨Bに対して先端側へ移動されるにつれて、基端側及び先端面86の中央に向かって凹部88に沿って移動される。

【0050】

本実施形態では、先端面86の中央には、開口部73が設けられている。開口部73は、排出経路70と連通している。このため、先端面86の中央部に向かって移動した骨Bの切削カスは、開口部73を介して排出経路70の第1経路71内に移動される。本実施形態では、開口部73が切削部82の先端面86において基端側に凹んだ中央部に設けられていることにより、排出経路70の第1経路71内に骨Bの切削カスが効率的に集められる。

【0051】

そして、骨Bの切削カスは、第1経路71を通過して、長手軸Lに沿って基端側に運ばれる。第1経路71は、切削部82で生じた骨Bの切削カスを切削部よりも基端側へ運搬する運搬部である。

【0052】

そして、第1経路71の基端まで運ばれた骨Bの切削カスは、連結部77を通過して第2経路72に移動される。そして、第2経路72を通過して、処置部68の側面部83側に向かって移動される。そして、排出口74を通過して側面87から処置部68の外部に排出される。排出口74は、切削部82で生じた骨Bの切削カスを、排出経路70の内部から処置部68の外部に排出する排出部である。ここで、排出口74は、切削部82よりも基端側に位置する。このため、切削部82で生じた骨Bの切削カスは、排出経路70を通過して、切削部82よりも基端側に排出される。すなわち、排出経路70は、切削部82で生じた骨Bの切削カスを切削部82よりも基端側に排出する経路である。

【0053】

このように、先端面86で骨Bが切削されることにより形成された切削カスは、排出経路70によって基端側へ運ばれ、処置部68の外側に排出される。このとき、骨Bの切削カスは、処置部68の内部を通過して運搬される。このため、切削部82の骨Bに対する移動を妨げることなく、骨Bの切削カスを切削部82よりも基端側に排出することができる。先端面86に溜まった骨Bの切削カスが切削部82よりも基端側に排出されることにより、排出経路70が設けられない場合に比べて、処置部68が骨Bに対して先端側へ移動される際の切削部82の切削速度が向上する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

なお、本実施形態では、排出経路 7 0 は、第 1 経路 7 1 及び第 2 経路 7 2 によって形成されているがこれに限るものではない。排出経路 7 0 は、長手軸 L に沿って延設されていなくてもよく、長手軸 L に対して適宜に湾曲していてもよい。また、排出経路 7 0 は、処置部 6 8 の内部において開口部 7 3 と排出口 7 4 の間を直線的に連通していてもよい。これらの場合においても、排出経路 7 0 は、開口部 7 3 と排出口 7 4 とを連通する経路であり、先端面 8 6 に溜まった骨 B の切削カスを切削部 8 2 よりも基端側に排出することができる。

【 0 0 5 5 】

また、図 8 に示すように、側面部 8 3 の側面 9 5 では、長手軸 L に対して関節鏡 2 2 が配置される側とは反対側を向く面に排出口 7 4 が位置する状態で、処置を行うことが好ましい。この場合、排出口 7 4 から排出される骨 B の切削カスは、関節鏡 2 2 が位置する側とは反対側に向かって排出される。このため、排出口 7 4 から排出された骨 B の切削カスが関節鏡 2 2 の視野を妨げることが防止される。

10

【 0 0 5 6 】

また、図 8 に示すように、膝関節 1 0 0 の関節腔 1 3 6 内に挿入される排液カニューラ 3 0 が排出口 7 4 の近傍に配置されることも好ましい。この場合、排出口 7 4 を通って排出される骨 B の切削カスは、排出口 7 4 の近傍において排液カニューラ 3 0 によって灌流液とともに関節腔 1 3 6 内から排出される。これにより、排出口 7 4 から排出された切削カスが関節鏡 2 2 の視野を妨げることが抑制され、関節鏡 2 2 の視野が効果的に確保される。

20

【 0 0 5 7 】

第 1 経路 7 1 は、処置部 6 8 が適宜の強度を維持しつつ、骨の削りカスを通すことが可能であるように形成されている。このため、第 1 経路 7 1 の長手軸 L に対して直交する断面の大きさによっては、第 1 経路 7 1 の内部には、長手軸 L に沿って柱状に形成された骨（骨柱）が形成され得る。第 1 経路 7 1 の長手軸 L に対して直交する断面を、処置部 6 8 が適宜の強度を維持しつつ骨の削りカスを通すことが可能な最小の面積に近づける。この場合、第 1 経路 7 1 の長手軸 L に沿う空間に骨を切削するような超音波振動は直接的に伝達されなくても、骨柱自体の強度が弱くなっているため、超音波振動による間接的な影響で、骨柱が破砕され得る。

30

【 0 0 5 8 】

（第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態について、図 9 を参照して、説明する。第 1 の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。図 9 は、本実施形態における超音波プローブ 6 6 の処置部 6 8 の構成を示す図である。図 9 は、長手軸 L を通る断面を示している。

【 0 0 5 9 】

図 9 に示すように、本実施形態においても、排出経路 7 0 は、超音波プローブ 6 6 の切削部 8 2 の先端面 8 6 に設けられる開口部 7 3 と、シャフト部 9 4 の側面 9 5 に設けられる排出口 7 4 と、を備える。本実施形態では、側面 9 5 には、排出口 7 4 とは異なる位置において処置部 6 8 の外部に向かって開口する第 2 排出口 7 5 が設けられている。したがって、側面 9 5 には、排出口 7 4 及び第 2 排出口 7 5 の 2 つの開口が形成されている。第 2 排出口 7 5 は、側面 9 5 において、長手軸 L に対して排出口 7 4 とは反対側に設けられている。したがって、第 2 排出口 7 5 は、排出口 7 4 とは反対側に向かって開口している。排出口 7 4 及び第 2 排出口 7 5 は、処置部 6 8 の側面部 8 3 に設けられ、処置部 6 8 の外部に向かって開口する第 2 開口である。このため、第 2 開口は 1 つに限らず、複数であっても良い。

40

【 0 0 6 0 】

また、排出経路 7 0 は、第 1 経路 7 1 の基端から第 2 排出口 7 5 まで延設される第 3 経路 7 6 を備える。第 3 経路 7 6 は、連結部 7 7 において、第 1 経路 7 1 の基端及び第 2 経

50

路 7 2 の一端と連結している。本実施形態では、第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 は、長手軸 L に対して直交する方向に沿って延設されている。また、第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 の、長手軸 L に対する傾斜角度（延設方向）は、略一致している。すなわち、第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 は、同軸に形成されている。排出経路 7 0 は、開口部 7 3 と排出口 7 4 と第 2 排出口 7 5 との間を連通している。

【 0 0 6 1 】

本実施形態では、処置部 6 8 の側面部 8 3 には、複数の開口（排出口 7 4 及び第 2 排出口 7 5）が形成されている。このため、排出経路 7 0 内に移動された骨 B の切削カスは、処置部 6 8 のうちの排出口 7 4 及び第 2 排出口 7 5 から超音波プローブ 6 6 の外部に効率的に排出される。骨 B の切削カスが排出経路 7 0 を通って効率的に排出されることにより、切削部 8 2 での切削速度を速くできる。

10

【 0 0 6 2 】

本実施形態では、排出経路 7 0 の内壁には、第 1 経路 7 1 の基端位置において、第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 によって面が形成されている。このため、第 1 経路 7 1 の内部に長手軸 L に沿って柱状に形成された骨（骨柱）は、第 1 経路 7 1 の基端において第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 によって形成される面と接触することにより、破碎される。そして、他の切削カスとともに開口 7 4 , 7 5 から処置部 6 8 の外部に排出される。したがって、第 1 経路 7 1 の内部に骨柱が形成される場合においても、形成された骨柱を効率的に破碎し、骨 B の切削カスを効率的に処置部 6 8 の外部に排出することができる。

20

【 0 0 6 3 】

（第 2 の実施形態の変形例）

図 1 0 は、第 2 の実施形態の変形例における処置部 6 8 の構成を示す図である。図 1 0 は、長手軸 L を含む断面を示している。図 1 0 に示すように、本変形例では、第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 のそれぞれは、処置部 6 8 の側面部 8 3 に向かうにつれて基端側に向かう状態に延設されている。したがって、第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 のそれぞれは、長手軸 L に略垂直な平面及び長手軸 L に対して傾いている。本変形例の排出経路 7 0 は、長手軸 L に沿う第 1 経路 7 1 に加えて、長手軸 L に対して傾いている第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 が協働して、略 Y 字形状に形成されている。

【 0 0 6 4 】

本変形例では、連結部 7 7 の内壁には、第 2 経路 7 2 及び第 3 経路 7 6 の内壁によって、先端側に向かって突出する突起部 7 8 が形成されている。突起部 7 8 は、長手軸 L に対して直交する断面において、処置部 6 8 の中央部分に形成されている。このため、突起部 7 8 は、第 1 経路 7 1 の基端に位置する。このため、突起部 7 8 は、長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときに、開口部 7 3 から観察できる。

30

【 0 0 6 5 】

骨 B に孔が形成される際には、処置部 6 8 が長手軸 L に沿って骨 B に対して先端側に向かって移動される。このとき、先端面 8 6 のうち縁部 8 6 a 及び凹部 8 8 が、骨 B に接触する。このため、縁部 8 6 a 及び凹部 8 8 に接触する部分では、骨 B は切削される。一方、先端面 8 6 のうち開口部 7 3 では、骨 B は切削部 8 2 及び排出経路 7 0 の内壁に接触しない。したがって、開口部 7 3 及び第 1 経路 7 1 内では、骨 B に超音波振動が十分に伝達されない。このため、第 1 経路 7 1 の内部には、処置部 6 8 が先端側に向かって長手軸 L に沿って移動されることにより、骨 B の切削されない部分が長手軸 L に沿って柱状に形成されることがある。

40

【 0 0 6 6 】

本変形例では、排出経路 7 0 の内壁には、第 1 経路 7 1 の基端位置において、先端側へ向かって突出する突起部 7 8 が形成されている。このため、第 1 経路 7 1 の内部に長手軸 L に沿って柱状に形成された骨（骨柱）は、第 1 経路 7 1 の基端において突起部 7 8 と接触することにより、破碎される。そして、他の切削カスとともに開口 7 4 , 7 5 から処置部 6 8 の外部に排出される。したがって、第 1 経路 7 1 の内部に骨柱が形成される場合においても、形成された骨柱を効率的に破碎し、骨 B の切削カスを効率的に処置部 6 8 の外

50

部に排出することができる。なお、突起部 78 は、図 9 に示す第 2 経路 72 及び第 3 経路 76 の連結部 77 の内壁よりも、長手軸 L に沿って先端側に突出させることができる。このため、突起部 78 により、骨柱が極力短い状態で超音波振動により骨柱を破砕することができる。

【0067】

なお、前述の実施形態等では、排出経路 70 の第 1 経路 71 は、長手軸 L に沿って形成されているがこれに限るものではない。例えば、第 1 経路 71 には、長手軸 L に対して湾曲する湾曲部が設けられていてもよい。この場合、第 1 経路 71 の内部に骨柱が形成された場合においても、形成された骨柱が湾曲部の内壁に接触することにより破砕され、効率的に骨 B の切削カスを排出することができる。

10

【0068】

(実施形態等(比較例を除く)の共通構成)

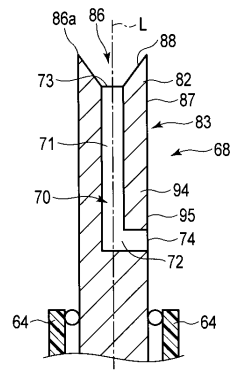
前述の実施形態等の超音波プローブ(66)は、超音波振動子(56b)により発生させた超音波振動が伝達されるプローブ本体部(67)と、前記プローブ本体部(67)の先端側に長手軸(L)に沿って設けられ、前記長手軸(L)に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状が多角形状、略多角形状、楕円形状もしくは略楕円形状を有し、前記超音波振動により処置対象である骨に孔を形成する処置部(68)であって、前記処置部(68)の先端部に設けられ、前記超音波振動が前記プローブ本体部(67)に伝達されている状態で前記処置部(68)が前記長手軸(L)に沿った方向に移動されることにより、前記骨を切削する切削部(82)と、前記処置部(68)の内部に設けられ、前記切削部(82)によって削られた前記骨の切削カスを前記切削部(82)よりも前記長手軸(L)に沿って基端側に向かって排出する経路(70)であって、前記切削部(82)の先端面(86)に設けられる第 1 開口(73)と、前記処置部(68)の側面部(83)に設けられる第 2 開口(74, 75)と、を備え、前記第 1 開口(73)と前記第 2 開口(74, 75)との間を連通する経路(70)と、を有する処置部(68)と、を具備する。

20

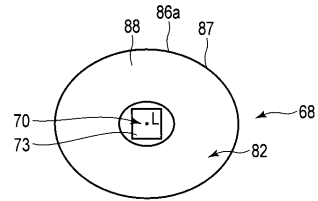
【0069】

以上、本発明の実施形態等について説明したが、本発明は前述の実施形態等に限るものではなく、発明の趣旨を逸脱することなく種々の変形ができることは、もちろんである。

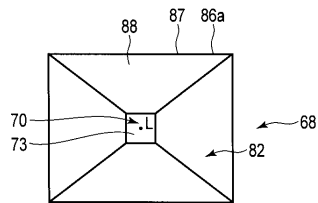
【図 4】



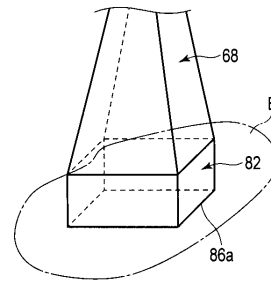
【図 5 B】



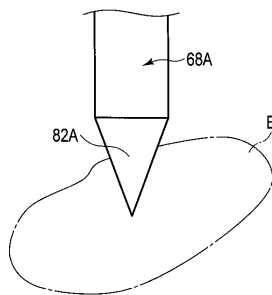
【図 5 A】



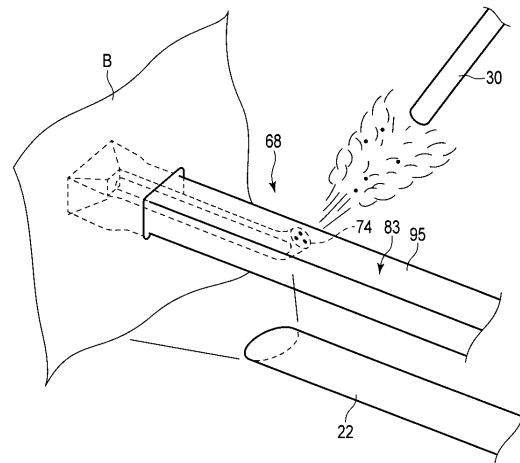
【図 6 A】



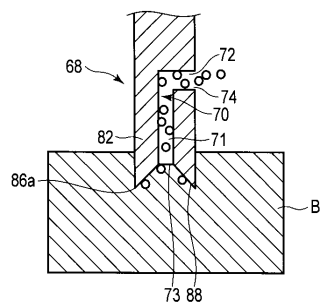
【図 6 B】



【図 8】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 吉嶺 英人
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 槻木澤 昌司

(56)参考文献 米国特許出願公開第2007/0233131(US, A1)
米国特許出願公開第2009/0312692(US, A1)
特開2008-119250(JP, A)
実公平05-029700(JP, Y2)
米国特許出願公開第2008/0300591(US, A1)
実公平05-029696(JP, Y2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/16

专利名称(译)	超声波探头和超声波处理工具		
公开(公告)号	JP6694516B2	公开(公告)日	2020-05-13
申请号	JP2018547054	申请日	2016-10-28
[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	澤田喜一郎 藤崎健 谷上恭央 吉嶺英人		
发明人	澤田 喜一郎 藤崎 健 谷上 恭央 吉嶺 英人		
IPC分类号	A61B17/16		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/32007 A61B2017/320072 A61B2017/320074 A61B2217/005 A61B17/16 A61B2017/320073		
FI分类号	A61B17/16		
其他公开文献	JPWO2018078827A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声探头包括探头主体和处理单元。处置单元包括：切割器，其设置在处置单元的远端部，并且在将超声振动传递到探头主体的状态下根据处置单元沿纵轴的移动来切割骨骼。设置在处理单元中的路径，由切割器切割的骨头的碎屑通过该路径沿着纵轴朝向切割器的基端侧排出。该路径包括第一开口，该第一开口设置在切割器的远端表面中。第二开口设置在处理单元的侧面部分中，其中该路径允许第一开口和第二开口连通。

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B2)		(11) 特許番号 特許第6694516号 (P6694516)	
(45) 発行日 令和2年5月13日(2020.5.13)		(24) 登録日 令和2年4月21日(2020.4.21)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 17/16 (2006.01)		F 1 A 6 1 B 17/16			
請求項の数 10 (全 17 頁)					
(21) 出願番号 特願2018-547054 (P2018-547054)		(73) 特許権者 000000376			
(86) (22) 出願日 平成28年10月28日(2016.10.28)		オリンパス株式会社			
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/082177		東京都八王子市石川町2-9-51番地			
(87) 国際公開番号 W02018/078927		(74) 代理人 110002147			
(87) 国際公開日 平成30年5月3日(2018.5.3)		特許業務法人濤井国際特許事務所			
審査請求日 平成31年4月16日(2019.4.16)		(72) 発明者 澤田 喜一郎			
		東京都八王子市石川町2-9-51番地 オリ ンパス株式会社内			
		(72) 発明者 藤崎 健			
		東京都八王子市石川町2-9-51番地 オリ ンパス株式会社内			
		(72) 発明者 谷上 恭央			
		東京都八王子市石川町2-9-51番地 オリ ンパス株式会社内			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波造像具					

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波処置具