

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年10月4日(04.10.2018)



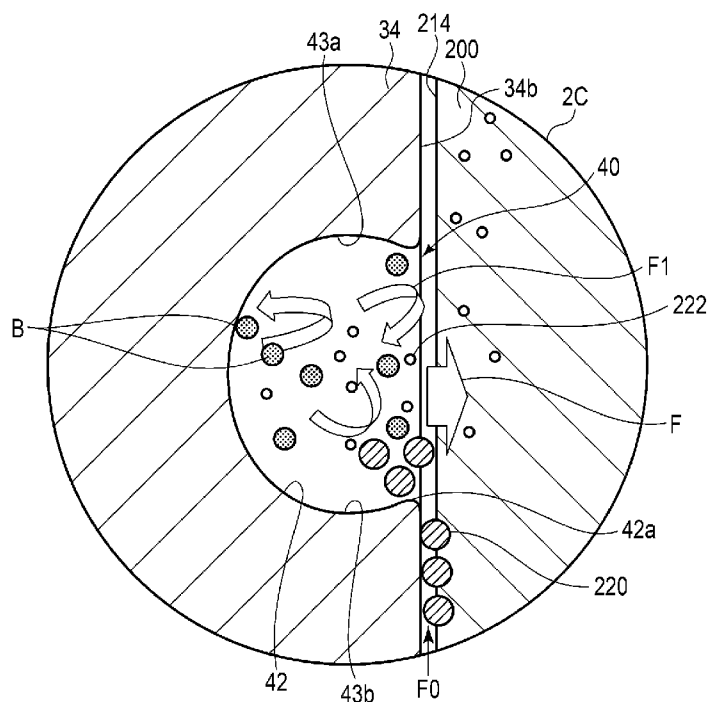
(10) 国際公開番号

WO 2018/182000 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 17/16 (2006.01) *A61B 17/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/013928
- (22) 国際出願日: 2018年3月30日(30.03.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
62/479,567 2017年3月31日(31.03.2017) US
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 藤崎 健(FUJISAKI, Ken); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 坂本 宜瑞(SAKAMOTO, Takamitsu); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 横山 謙(YOKOYAMA, Ken); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 高山 美知雄(TAKAYAMA, Michio); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外(KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝三丁目23番1

(54) Title: ULTRASONIC TREATMENT TOOL AND ULTRASONIC TREATMENT ASSEMBLY

(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) **Abstract:** This ultrasonic treatment tool is provided with: a cutting part that has an outermost profile defining section for defining the outermost profile when the base end side of the tool is viewed from the leading end side, and that, when the leading end is pressed against a bone in a liquid while ultrasonic vibration is being transmitted, is capable of cutting the bone in a direction in which the pressing force is applied so as to form a bone hole; and a part which is provided to the cutting part and which causes the flow of the liquid containing bone chips, resulting from the formation of the bone

号 セレスティン芝三井ビルディング 1 1 階
鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

hole, to run toward a wall that is formed by the cutting part in the bone hole along the direction in which the pressing force is applied.

(57) 要約: 超音波処置具は、先端側から基端側を見たときの最外形を規定する最外形規定部を有し、超音波振動が伝達されている状態で、液体中で先端が骨に押し当てられることで、押し当てる力の方向に向かって骨を切削して骨孔を形成可能な切削部と、前記切削部に設けられ、前記骨孔を形成する際に生じる骨粉を含む前記液体の流れを、前記骨孔のうち前記押し当てる力の方向に沿って前記切削部で形成される壁に向かわせる部分とを備える。

明 細 書

発明の名称：超音波処置具及び超音波処置アッセンブリ

技術分野

[0001] 本発明は、超音波振動による機械的な切除を行う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

[0002] 一般に、骨に骨孔を形成する処置を含む手術として、例えば膝関節手術であれば、損傷した靱帯を、新たな靱帯（移植腱）に置き換える膝前十字靱帯（ACL）再建術がある。この膝前十字靱帯再建術では、新たな靱帯を移植する骨に対し、骨孔を開ける処置が行われている。現状の手技では、ドリル等の回転刃の器具を用いて、回転するドリルを進行させて、横断面が円形の骨孔を形成している。

移植腱は骨孔に早期癒着させることが望まれる。例えば、特開2003-320014号公報には、骨孔の形成時に生じた骨粉を、骨孔の壁面に対して浸漬する処理を行うことで治癒が促進することが開示されている。特開2003-320014号公報には、その骨粉の径（粒径）はマクロファージにより速やかに吸収される $50\mu\text{m}$ 以下、好ましくは $20\mu\text{m}$ 以下であることが良いことが開示されている。

[0003] 骨孔の形成にドリルを用いる場合、骨孔の形成時に生じた骨粉は骨孔の外に排出される。このため、仮に、骨粉を骨孔の壁面に対して浸漬する処理を行うものとする、骨孔の形成時に生じた骨粉を回収する必要がある。又は、上述した処理を行う場合、骨孔とは別の他の部位から採取した骨を体外に取り出して粉碎して骨粉を作成し、これを骨孔の壁面（治療部）に付与する施術工程を行う必要がある。

発明の概要

[0004] 本発明は、超音波振動の伝達により、骨孔を形成するとともに、骨孔内で骨粉を作成することが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。

[0005] 一態様に係る超音波処置具は、先端側から基端側を見たときの最外形を規定する最外形規定部を有し、超音波振動が伝達されている状態で、液体中で先端が骨に押し当てられることで、押し当てる力の方向に向かって骨を切削して骨孔を形成可能な切削部と、前記切削部に設けられ、前記骨孔を形成する際に生じる骨粉を含む前記液体の流れを、前記骨孔のうち前記押し当てる力の方向に沿って前記切削部で形成される壁に向かわせる部分とを備える。

図面の簡単な説明

[0006] [図1]図1は、第1から第10実施形態に係る超音波処置システムを示す概略図である。

[図2A]図2Aは、第1実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成している状態を示す概略図である。

[図2B]図2Bは、図2A中の矢印2Bの方向から超音波処置具の切削部を見たときの切削部の先端の外観を示す概略図である。

[図2C]図2Cは、図2A中の符号2Cで示す位置の概略的な拡大図である。

[図2D]図2Dは、図2A中の矢印2Bの方向から超音波処置具の切削部を見たときの切削部の先端の外観の変形例を示す概略図である。

[図3A]図3Aは、第2実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成している状態を示す概略図である。

[図3B]図3Bは、図3A中の符号3Bで示す位置の概略的な拡大図である。

[図4A]図4Aは、第3実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成している状態を示す概略図である。

[図4B]図4Bは、図4A中の符号4Bで示す位置の概略的な拡大図である。

[図5A]図5Aは、第4実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成している状態を示す概略図である。

[図5B]図5Bは、図5A中の符号5Bで示す位置の概略的な拡大図である。

[図6A]図6Aは、第5実施形態に係る超音波処置具の切削部、及び、プローブ本体の先端部を示す概略図である。

[図6B]図 6 B は、第 5 実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成しているときの、切削液及び骨粉の移動状態を示す概略図である。

[図7]図 7 は、第 6 実施形態に係る超音波処置具の切削部、及び、プローブ本体の先端部を示す概略図である。

[図8A]図 8 A は、第 7 実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成している状態を示す概略図である。

[図8B]図 8 B は、図 8 A 中の符号 8 B で示す位置の概略的な拡大図である。

[図8C]図 8 C は、図 8 A に示す切削部の凹部で発生させるキャビテーションにより、凹部から骨孔の側壁に向かう切削液及び骨粉の流れを生じさせ、骨孔の側壁に対して骨粉を埋入している状態を示す概略的な拡大図である。

[図9]図 9 は、図 8 A 中の符号 8 B で示す位置のフランジに多孔質 Ti フィルタを配置した状態の、図 8 B の変形例を示す概略図である。

[図10]図 1 0 は、第 8 実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成している状態を示す概略図である。

[図11]図 1 1 は、第 9 実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成している状態を示す概略図である。

[図12]図 1 2 は、第 1 0 実施形態に係る超音波処置具の切削部で骨に骨孔を形成している状態を示す概略図である。

[図13]図 1 3 は、超音波プローブによる切削における骨孔周辺への骨粉の埋入状態を示す図（写真）である。

[図14]図 1 4 は、ドリルによる切削における骨孔周辺への骨粉の埋入状態を示す図（写真）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、超音波処置具について説明する。

[0008] [第 1 実施形態]

図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波処置システム 1 を示す図である。

本実施形態の超音波処置システム 1 は、主として、超音波処置アッセンブリ 2 と、電源部 3 と、超音波振動の発生のオン／オフを指示するフットスイ

ッチ４とを備える。超音波処置アッセンブリ２と電源部３とはケーブル６により接続されている。このため、超音波処置アッセンブリ２と電源部３の間には、駆動電力（エネルギー）の供給や制御信号の送受信が行われる。電源部３の前面３ａには、ケーブル６を介して超音波処置アッセンブリ２と接続するための複数のコネクタ８ａと、各種操作スイッチ８ｂと、処置に必要な情報を表示する表示画面８ｃとが設けられている。超音波処置システム１は、手技又は手術内容に応じて、別途、内視鏡システム及び灌流装置と組み合わせて使用される。内視鏡システムは、図示しない内視鏡を用いて、関節内を適宜に撮像し、モニタに表示するのに用いられる。灌流装置は、生理食塩水等の灌流液を適宜のポータルを介して関節包内などに入れて満たすとともに、不要な灌流液を関節包内から排出する。

[0009] 超音波処置アッセンブリ２は、超音波処置具１０と、超音波処置具１０の基端側に固定される振動子ユニット（超音波振動発生部）１３とを有する。超音波処置具１０は、デバイス本体（外装）１１と、超音波プローブ（ブレード）１２とを有する。

[0010] 超音波処置具１０は、筒形状に形成されている。デバイス本体１１は、超音波プローブ１２が貫通して配置されるハウジング１１ａと、ハウジング１１ａから長手軸Ｌに沿って先端側に延出され、超音波プローブ１２の任意の位置を覆うシース１１ｂとを有する。長手軸Ｌは、デバイス本体１１、超音波プローブ１２、及び、超音波振動子ユニット１３の中心軸に一致する。後述する超音波振動は、長手軸Ｌに沿って基端側から先端側に向かって伝達される縦振動である。

[0011] なお、シース１１ｂと超音波プローブ１２とが、ハウジング１１ａに対して着脱可能であっても良い。

[0012] ハウジング１１ａには、超音波振動のオン／オフを指操作により指示する操作スイッチ１５が設けられている。操作スイッチ１５は、フットスイッチ４と同等の機能を有している。このため、操作スイッチ１５及びフットスイッチ４のいずれが用いられてもよい。

- [0013] 超音波振動子ユニット１３は、ハウジング１１aに着脱可能である。超音波振動子ユニット１３は、振動子ケース１７、ケース１７の内部に收容された超音波振動子１８、及び、ケース１７の内部に收容されたホーン１９を有する。超音波振動子１８は、圧電体等で形成され、電力（エネルギー）の供給により超音波振動が発生される。振動子１８には、長手軸Ｌに沿って、所定の共振周波数の縦振動の超音波振動が発生される。長手軸Ｌに沿ってホーン１９の基端側には、超音波振動子１８が連結される。長手軸Ｌに沿ってホーン１９の先端側には、超音波プローブ１２が連結される。ホーン１９は、超音波振動子１８に発生させた超音波振動の振幅を拡大して長手軸Ｌに沿って先端側の超音波プローブ１２に伝達する。ハウジング１１aに超音波振動子ユニット１３が装着された状態においては、超音波プローブ１２の基端側とホーン１９の先端側とが音響的に接続されている。このため、超音波振動子１８で発生させた縦振動の超音波振動が、超音波プローブ１２の基端から先端の切削部３４まで伝達される。
- [0014] 図１に示す処置アッセンブリ２には、灌流液の送水及び排水機構は設けられていない。図示しないが、処置アッセンブリ２自体に対し、灌流液の送水及び排水機構が設けられていてもよい。
- [0015] 超音波プローブ１２は、シャフト状に形成されたプローブ本体（シャフト）３２と、ブロック状に形成された切削部３４とを有する。超音波プローブ１２は、例えばチタン合金等の音響特性が良好で、骨２００に対して十分に硬質な金属材料により形成されている。
- [0016] プローブ本体３２の基端は、ホーン１９の先端に着脱可能に固定される。このため、超音波プローブ１２のプローブ本体（シャフト）３２の基端側には、超音波振動を発生する超音波振動子１８が取り付けられる。したがって、プローブ本体３２の基端側から先端側に向かって長手軸Ｌに沿って超音波振動子１８で発生させた超音波振動が伝達される。
- [0017] プローブ本体３２に超音波振動が伝達されている状態では、切削部３４にも超音波振動が伝達されている。このとき、切削部３４の後述する先端（切

削面) 34 a は、灌流液等の液体中で骨 200 に対して押し当てられることで骨 200 にハンマーリング作用を与えて、押し当てる力の方向(切削部 34 の移動方向)に向かって骨 200 を切削して骨孔 210 を形成する。骨孔 210 の開口縁 210 a の形状及び大きさは、後述する最外形規定部 36 の外形と同様の形状及び大きさとなる。

なお、関節内において、切削部 34 での骨 200 の切削は、全て、灌流液及び後述する脂質を含む切削液などの液体中で行われることが好適である。超音波振動が伝達されている状態で、切削部 34 の先端 34 a は、灌流液などを含む切削液の液体の流れを超音波振動の振動方向に沿う方向に発生させる。

[0018] 切削部 34 は、長手軸 L に沿ってプローブ本体 32 の先端側に設けられている。プローブ本体 32 に超音波振動が伝達されている状態で、液体中で切削部 34 の後述する先端 34 a が骨 200 に対して押し当てられることで、押し当てる力の方向に向かって骨 200 を切削して骨孔 210 を形成可能である。このため、切削部 34 は、超音波振動を用いて骨 200 を切除する切除具として用いられる。骨 200 は、主として、外側の皮質骨と、内側の海綿骨とで構成されている。骨孔 210 は、皮質骨を通して海綿骨に到達する深さに形成される。海綿骨は特に、スポンジ状の網目構造に形成されている。

[0019] 図 2 A は、第 1 実施形態に係る超音波処置具 10 の切削部 34 の外観形状、及び、切削部 34 で形成されている骨孔 210 を示す図である。図 2 B は、図 2 A 中の矢印 2 B の方向から超音波処置具 10 の切削部 34 を見たときの切削部 34 の先端 34 a の外観を示す図である。図 2 C は、図 2 A 中の符号 2 C で示す、切削部 34 に設けられた凹部 42 の概略的な拡大図である。以下の説明においては、超音波プローブ 12 が延びる軸方向(長手軸 L)において、図 1 に示すハウジング 11 a に近い側を基端側とし、長手軸 L が延びる側を先端側としている。

[0020] 切削部 34 は、先端(切削面) 34 a と、側面 34 b とを有する。本実施

形態では、切削部 34 の先端（切削面）34 a は、長手軸 L に沿って先端側に向かって 1 つ又は複数の頂部（凸部）を有する。切削部 34 の先端 34 a は尖っていてもよく、鈍形状であってもよい。図 2 B に示す例では、最外縁が円形状で、最外縁の内側が最外縁よりも長手軸 L に沿って基端側にある円形状の内側縁で、内側縁の内側が内側縁よりも長手軸 L に沿って先端側にある点状の尖頭部として形成されている。尖頭部は長手軸 L 上に点状に形成されている。

切削部 34 の先端 34 a は、図 2 B に示す例に代えて、適宜の段差が形成されていてもよい。

[0021] 切削部 34 は、長手軸 L に沿って先端側から先端（切削面）34 a を含む基端側を見たときの最外形を規定する最外形規定部 36 を有する。本実施形態では、最外形規定部 36 は、切削部 34 の先端 34 a の基端に対して基端側で、長手軸 L に平行に適宜の長さにわたって形成されている。

[0022] 図 2 B に示すように、図 2 A には、切削部 34 の最外形規定部 36 の外形が円形状である例について示している。切削部 34 の外形、及び、切削部 34 により形成される骨孔 210 の外形は、略円柱状である。切削部 34 は、最外形規定部 36 に対応する開口形状に骨孔 210 を形成可能である。特に、骨孔 210 の開口縁 210 a は、最外形規定部 36 に対応する形状に形成される。

[0023] 骨孔 210 は、切削部 34 の先端 34 a により形成され先端 34 a に接触又は対向する底面 212 と、最外形規定部 36 により形成され側面 34 b に接触又は対向する側壁（壁）214 とを有する。

[0024] 骨孔 210 の底面 212 は、切削部 34 の先端 34 a の外形を写し取る。このため、底面 212 には、本実施形態では、切削部 34 の先端 34 a の外形に対応する凹凸が形成される。したがって、本実施形態では、骨孔 210 の底面 212 は平面ではない。

[0025] 骨孔 210 の側壁 214 は、骨孔 210 の形成時の切削部 34 の移動方向（骨孔 210 のうち押し当てる力の方向）に沿って形成される。本実施形態

では、切削部 3 4 は長手軸 L に沿って移動される。側壁 2 1 4 は、最外形規定部 3 6 の外形を写し取る。このため、側壁 2 1 4 は、最外形規定部 3 6 の外形に対応する外形の柱状凹面として形成される。したがって、本実施形態では、側壁 2 1 4 は、円柱状の曲面として形成される。

[0026] 切削部 3 4 には、伝達されている超音波振動により、骨孔 2 1 0 を形成する際に生じる、種々の粒径の骨粉 2 2 0, 2 2 2 を含む液体（切削液）の流れを、側壁 2 1 4 に向かわせ、側壁 2 1 4 に骨粉 2 2 0, 2 2 2 を埋入（滞留）させる埋入部（滞留部）4 0 が設けられている。液体には、灌流液のほか、髄質の脂質が含まれる。埋入部 4 0 は、切削部 3 4 の側面（外周面）3 4 b を長手軸 L に平行又は略平行に沿って向かう切削液（液体）の流れを、長手軸 L に平行又は略平行な状態から、切削部 3 4 に対して遠位側に離れる方向に変更させる流れ方向調整部として用いられる。このため、埋入部 4 0 は、液体の流れを超音波振動の振動方向と異なる方向に変更する。

[0027] 超音波振動の振動方向と、押し当てる力の方向（切削部 3 4 の移動方向）との多少のズレは許容される。すなわち、切削部 3 4 の移動方向が長手軸 L に沿う方向からズレが生じていても、骨孔 2 1 0 は形成される。

[0028] 埋入部 4 0 は、切削部 3 4 の先端 3 4 a よりも基端側の側面 3 4 b に設けられている。埋入部 4 0 は、切削部 3 4 のうち最外形規定部 3 6 の先端よりも基端側の側面 3 4 b に設けられている。このため、埋入部 4 0（後述する凹部 4 2）は、最外形規定部 3 6 に設けられている。

[0029] 埋入部 4 0 は、最外形規定部 3 6 に対して切削部 3 4 の内側に向かって凹む複数の凹部 4 2 を有する。本実施形態では、各凹部 4 2 は、切削部 3 4 の側面 3 4 b の外縁に対して長手軸（中心軸）L に向かってドーム状に凹んでいる。

[0030] 各凹部 4 2 は、最外形規定部 3 6 の最も先端の位置よりも基端側の位置に形成されている。本実施形態では、複数の凹部 4 2 が切削部 3 4 の側面 3 4 b に、長手軸 L に平行な位置に並べられている。各凹部 4 2 は、長手軸 L に沿って適宜の距離だけ離されている。本実施形態では、複数の凹部 4 2 は、

切削部 3 4 の側面 3 4 b に、長手軸 L に沿って、複数列に並べられている。
本実施形態では、長手軸 L を中心として、略 90° ずれた位置に、各凹部 4 2 が形成されている。

[0031] 各凹部 4 2 は、骨孔 2 1 0 の側壁 2 1 4 に対向する開口縁部（外縁） 4 2 a を有する。凹部 4 2 の開口縁部 4 2 a は、骨孔 2 1 0 を形成する際に生じる骨粉 2 2 0、2 2 2 の一部を凹部 4 2 内に受け入れ可能な外形及び大きさに形成されている。

[0032] 図 2 A に示すように、本実施形態の凹部 4 2 は、大きさや、深さが略均一的に形成されている例について説明するが、各凹部 4 2 の大きさや、深さは、適宜に設定されていても良い。

[0033] ここで、切削部 3 4 の先端（切削面） 3 4 a には、超音波振動の振動方向に交差する面がある。このため、超音波振動が伝達された切削部 3 4 の先端 3 4 a で超音波振動の振動方向に骨 2 0 0 及び切削液を叩くと、切削部 3 4 の先端 3 4 a に接触又は近接する骨 2 0 0 が粉砕されるとともに、キャビテーションが発生する。キャビテーションは、泡 B の消失とともに、骨粉 2 2 0 をさらに粉砕して細粒化する。このため、キャビテーションは、骨 2 0 0 の骨粉 2 2 0 をより微細な粒状の骨粉 2 2 2 に粉砕していく。なお、骨粉 2 0 0 同士の衝突によっても、骨粉 2 0 0 は、より微細な粒状の骨粉 2 2 2 に粉砕されていく。骨粉 2 2 0、2 2 2 の符号は便宜的なものであり、各骨粉の粒径や形状は異なっている。

[0034] このように、超音波振動が伝達されている切削部 3 4 は、骨 2 0 0 を微細な粒状に粉砕しながら、骨孔 2 1 0 を深くする。骨孔 2 1 0 は、切削部 3 4 の最外形規定部 3 6 の外形に対応する形状及び大きさに形成することができる。骨孔 2 1 0 の深さは、適宜に設定できる。

[0035] 切削部 3 4 の先端 3 4 a でキャビテーションが発生すると、キャビテーションによって切削液に流れ（符号 F 0 で示す方向の流れ）が生じる。切削液の一部は、粉砕された骨粉 2 2 0 とともに、切削部 3 4 の外周面 3 4 b と、骨孔 2 1 0 の側壁 2 1 4 との間の隙間での符号 F 0 で示す方向の流れにした

がって流される。このため、切削液の一部及び粉砕された骨粉 220 の一部は、切削部 34 の基端側に向かって流される。このとき、切削部 34 の外周面 34 b と、骨孔 210 の側壁 214 との間の骨粉 220 は、キャビテーションにより、より微細な粒状に粉砕されていく。

[0036] 粒状に粉砕された骨粉 220 の一部及び切削液の一部は、開口縁部 42 a を通して凹部 42 に流入する。

[0037] 図 2 C は、図 2 A 中の符号 2 C で示す部位を拡大して示している。図 2 C には、切削部 34 により形成された骨孔 210 の断面形状、及び、骨孔 210 の壁面 214 に切削部 34 の外周面 34 b が近接又は密着したときの切削部 34 の 1 つの凹部 42 の断面形状を示している。

[0038] 凹部 42 は、超音波振動の振動方向（長手軸 L に平行な軸）に交差する交差面（キャビテーション発生面）43 a, 43 b を有する。これら交差面 43 a, 43 b の少なくとも一部は、超音波振動の振動方向に直交していることが好適である。このため、交差面 43 a, 43 b は、超音波振動の振動方向に交差し、好ましくは直交し、凹部 42 にキャビテーションを発生させる部位を有する面として形成されていることが好適である。切削部 34 に超音波振動が伝達されている状態で、切削部 34 の先端 34 a と同様に、交差面 43 a, 43 b では、キャビテーションを発生させる。凹部 42 内には、キャビテーションによる多数の泡 B が発生し、多数の泡 B が消失する。このため、凹部 42 内に流入した骨粉 220 の一部は、キャビテーションの作用により破碎されてより微細な骨粉 222 に変化していく。

[0039] このとき、凹部 42 内には、符号 F1 で示す乱流が発生している。

[0040] 凹部 42 内は、キャビテーションの発生により一部の泡は消失せずに残るため、凹部 42 内の体積が急激に増加する。凹部 42 内は、切削部 34 の外周面 34 b と骨孔 210 の側壁（壁）214 との間の圧力よりも高圧になる。このため、凹部 42 内の切削液の一部及び微細な骨粉 222 の一部は、符号 F で示す方向のように、骨孔 210 の側壁 214 に向かって押し出される。

[0041] したがって、埋入部40（凹部42）は、凹部42の開口縁部42aと開口縁部42aに対向する骨孔210の側壁214との間の切削液の一部及び骨粉220、222の一部の流れを超音波振動の振動方向と異なる方向に変更する。ここでは、埋入部40は、凹部42の開口縁部42aと開口縁部42aに対向する骨孔210の側壁214との間の切削液及び骨粉220、222の流れを超音波振動の振動方向と直交する方向に変更する。このため、骨孔210の側壁214との間の切削液の一部及び骨粉220、222の一部、並びに、埋入部40（凹部42）内の切削液の一部及び骨粉220、222の一部が、骨孔210の側壁214に向かって流される。

[0042] 骨孔210が形成される海綿骨は網目構造である。このため、骨孔210の網目構造よりも微細な骨粉220、222は切削液とともに、骨孔210の側壁214に向かって流されることで、骨粉220、222の一部が骨孔210の網目構造に付着して滞留する。このため、凹部42から切削液とともに噴出された骨粉220、222の一部は、骨孔210の側壁214の網目構造に埋入される。骨粉220、222の一部は、骨孔210の側壁214の表面近傍に滞留している。

なお、骨粉222よりも粒径が大きい骨粉220であっても、骨孔210の網目の状態によっては、骨孔210の側壁214の網目構造に埋入される。

[0043] このように、超音波振動が伝達されている切削部34に設けられた凹部（流れ方向調整部）42は、骨孔210を形成する際に生じる骨粉220、222を含む液体の流れを、超音波振動により、骨孔210の側壁214に向かわせる。このため、埋入部40は、骨孔210を形成する際に生じる骨粉220、222を含む液体の流れを、超音波振動により、骨孔210のうち押し当てる力の方向（プローブ12の移動方向）に沿う側壁214に向かわせ、骨孔210の側壁214に骨粉220、222を埋入させる。

[0044] ここでは、骨孔210は適宜の深さに形成されるため、超音波振動が伝達されている切削部34は押し当てる力の方向（プローブ12の移動方向）に

沿って移動される。このため、骨孔 210 の側壁 214 に対する各凹部 42 の位置は、骨孔 210 が深くなるにつれてズレが生じる。このとき、切削部 34 で骨孔 210 の底面 212 を切削し続けるとともに、凹部 42 は、骨粉 220, 222 を側壁 214 に埋入させ続ける。このため、骨孔 210 のうち押し当てる力の方向（プローブ 12 の移動方向）に沿う側壁 214 には、押し当てる力の方向（プローブ 12 の移動方向）に沿って線状に、骨粉 220, 222 が埋入された領域が形成される。このため、側壁 214 のうち、凹部 42 が対向した部位の骨粉 220, 222 は、凹部 42 が対向しなかった部位に比べて多く埋入される。

[0045] また、ここでは、複数の凹部 42 が長手軸 L に平行に並べられている。このため、ある位置での骨孔 210 の側壁 214 には、骨孔 210 に対する切削部 34 の移動に基づく複数の凹部 42 の作用により、複数回にわたって骨粉 220, 222 が埋入（滞留）される。

[0046] 本実施形態に係る超音波処置具 10（処置アッセンブリ 2）を用いることで、骨孔 210 を形成するとともに、骨孔 210 内に骨粉 220, 222 を容易に作成することができる。そして、本実施形態に係る超音波処置具 10 を用いることで、埋入部 40 により、骨孔 210 を形成する際に作成される骨粉 220, 222 を容易に骨孔 210 の壁面 214 に埋入させることができる。

一般的に骨の欠損部には、再生を促すことを期待して、別の部位から採取した骨片を砕いて、骨粉を充填することが行われている。よって、ACL 再建術においても、骨孔 210 の壁面 214 に、骨孔 210 を形成する際に採取した骨粉を充填すると、骨孔 210 と骨孔 210 に配置する新しい靱帯（移植腱）の骨部との癒合促進が期待できる。

本実施形態に係る処置具 10 を用いると、骨 200 の切削時に、骨粉 220, 222 が骨孔 210 の壁面 214 に自動的に埋入される。このため、本実施形態に係る処置具 10 を用いると、骨孔 210 を形成する際に骨粉 220, 222 を採取する必要がなくなる。また、採取した骨粉 220, 222

を体外に取り出すことなく、骨粉 220, 222 を骨孔 210 の壁面 214 に充填することができる。このため、新たな骨採取や採取した骨を粉砕する必要がなく、無菌的に骨粉を骨癒合部表面に埋入することができる。このため、ACL 再建術の時間の短縮化を図ることができる。

[0047] 本実施形態では、振動方向と、長手軸 L とが一致又は略一致している。そして、骨孔 210 の側壁 214 のある位置に対して、超音波振動が伝達されている切削部 34 に設けられたある凹部 42 の位置は、骨孔 210 の深さ方向に切削部 34 が移動するにつれてずらされる。このとき、超音波振動が伝達されている切削部 34 の外周面 34b は円柱状であり、一旦、骨粉 220, 222 を埋入させた側壁 214 を削ることが抑制されている。このため、骨孔 210 の側壁 214 には、長手軸 L に平行に線状に骨粉 220, 222 が埋入された領域が形成される。

[0048] このとき、切削部 34 の外周面 34b には、長手軸 L に沿って凹部 42 が並べられた列と、凹部 42 が形成されていない列とを有する。このため、骨孔 210 のうち、凹部 42 が並べられた列に対向する部位の骨粉 220 が埋入される量（単位体積当たりの骨粉量）が、凹部 42 が形成されていない列に対向する部位の骨粉 220 が埋入される量（単位体積当たりの骨粉量）に比べて多くなる。

[0049] このように、本実施形態に係る超音波処置具 10 によれば、骨粉 220, 222 の骨孔 210 の側壁 214 への充填状態を凹部 42 の数や密度を設計することでコントロールできる。

[0050] なお、本実施形態の切削部 34 の外周面 34b は、円錐台状であるよりも、長手軸 L に平行な面である円柱状であることが好ましい。骨孔 210 を形成する場合、骨孔 210 の深さを深くすると同時に骨粉 220, 222 を埋入させていく。切削部 34 が円錐台状の場合において、先端側の断面径が、基端側の断面径よりも小さい場合（先端側から基端側に向かって広がっているテーパ状である場合）、骨孔 210 の外形が次第に大きくなる。骨孔 210 の外形が次第に大きくなると、埋入させた骨粉 220, 222 ごと、骨孔

210の側壁214を削ってしまうおそれがある。また、切削部34が円錐台状の場合において、先端側の断面径が、基端側の断面径よりも大きい場合、埋入部40すなわち凹部42と、側壁214との間の距離が、切削部34が円柱状の場合よりも遠くなる。

[0051] なお、切削部34の先端側から基端側を見たときの切削部34の最外形規定部36の外形は、円形状に限ることはない。例えば図2Dに示すように、切削部34の最外形規定部36の外形は、矩形状であっても良い。最外形規定部36の外形が矩形状である場合、骨孔210の側壁214は、角柱状の複数の面として形成される。この場合、切削部34の側面34bの各面には、長手軸Lに沿って複数の凹部42が並べられていることが好適である。

切削部34の先端側から基端側を見たときの切削部34の最外形規定部36の外形は、図2B及び図2Dに示すものの他、橢円形状、多角形状、陸上競技のトラック形状など、種々の形状が許容される。このため、適宜の最外形規定部36を有する切削部34を備えた超音波処置具10を用いることで、所望の形状の骨孔210を形成することができる。また、本実施形態に係る超音波処置具10を用いることで、所望の形状の骨孔210の側壁214に適宜に骨粉220、222を埋入させることができる。

[0052] [第2実施形態]

次に、図3A及び図3Bを参照して、第2実施形態について説明する。本実施形態は第1実施形態の変形例である。ブロック状の切削部34の外形は、円柱状に限らず、適宜の形状が許容される。本実施形態において、超音波処置具10では、例えばプローブ本体（シャフト）32等、切削部34以外の構成は、前述した第1実施形態と同様であるため、ここでの説明を省略する。また、超音波処置具10の詳細な機能も第1実施形態で説明したのと同様であるため、ここでの説明を省略する。

[0053] 図3Aは、第2実施形態に係る超音波処置具10の切削部34の外観形状、及び、切削部34で形成されている骨孔210を示す図である。図3Bは、図3A中の符号3Bで示す、切削部34に設けられた凹部44の概略的な

拡大図である。

- [0054] 図3Aに示すように、第2実施形態に係る切削部34は、第1実施形態で説明した切削部34と同様に、長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たときの最外形規定部36が円形状である例である。このため、切削部34の外形、及び、切削部34により形成される骨孔210の外形は、略円柱状である。なお、埋入部40は、切削部34の先端34aよりも基端側の側面34bに設けられている。
- [0055] 切削部34の先端34aは、略円錐状に形成されている。このため、骨孔210の底面212は、円錐状に形成される。
- [0056] 埋入部40は、切削部34の先端34aよりも基端側の側面34bに設けられている。埋入部40は、切削部34のうち最外形規定部36の先端よりも基端側の側面34bに設けられている。このため、埋入部40（後述する凹部44）は、最外形規定部36に設けられている。
- [0057] 切削部34に設けられた埋入部40は、最外形規定部36に対して切削部34の内側に向かって凹む複数の凹部（凹溝）44を有する。本実施形態では、凹部44は、切削部34の側面34bの外縁に対して長手軸（中心軸）Lに向かって凹んでいる。凹部44は螺旋状に形成されている。切削部34の側面34bでは、ここでは、長手軸Lの軸回りの少なくとも360°の範囲にわたって螺旋状に凹部44が形成されている。
- [0058] 凹部44は、最外形規定部36よりも先端側の切削部34の先端34aにも、凹部44が連続している。このため、凹部44は、切削部34の先端34a又はその近傍から切削部34の基端側に向かって螺旋状に連続的に形成されている。凹部44は、切削液及び骨粉220、222の流路として用いられる。
- [0059] 図3Aに示す凹部44は、切削部34の先端34aから基端側に向かって、始端から溝幅が徐々に狭まり且つ深さも徐々に浅くなり、終端では閉じている。
- [0060] 凹部44は、図3Bに示すように、流路底面が急峻な屈曲面をもたない、

例えば、半円状や弧状に形成される。

[0061] 凹部４４は、超音波振動の振動方向（長手軸Ｌに平行な軸）に交差する交差面（キャビテーション発生面）４５ａ，４５ｂを有する。これら交差面４５ａ，４５ｂの少なくとも一部は、超音波振動の振動方向に直交していることが好適である。このため、交差面４５ａ，４５ｂは、超音波振動の振動方向に交差し、好ましくは直交し、凹部４４にキャビテーションを発生させる部位を有する面として形成されていることが好適である。切削部３４に超音波振動が伝達されている状態で、切削部３４の先端３４ａと同様に、交差面４５ａ，４５ｂでは、キャビテーションを発生させる。凹部４４内には、キャビテーションによる多数の泡Ｂが発生し、多数の泡Ｂが消失する。このため、凹部４４内に流入した骨粉２２０の一部は、キャビテーションの作用により破碎されてより微細な骨粉２２２に変化していく。

[0062] 凹部４４内は、キャビテーションにより、体積が急激に増加する。このため、凹部４４内は、切削部３４の外周面３４ｂと骨孔２１０の側壁（壁）２１４との間の圧力よりも高圧になる。したがって、凹部４２内の切削液の一部及び微細な骨粉２２２の一部は、符号Ｆで示す方向のように、骨孔２１０の側壁２１４に向かって押し出される。

[0063] したがって、埋入部４０（凹部４４）は、凹部４４の外縁４４ａと外縁４４ａに対向する骨孔２１０の側壁２１４との間の切削液の一部及び骨粉２２０，２２２の一部の流れを超音波振動の振動方向と異なる方向に変更する。ここでは、埋入部４０は、凹部４４の外縁４４ａと外縁４４ａに対向する骨孔２１０の側壁２１４との間の切削液及び骨粉２２０，２２２の流れを超音波振動の振動方向と直交する方向に変更する。このため、骨孔２１０の側壁２１４と切削部３４の側面３４ｂとの間の切削液の一部及び骨粉２２０，２２２の一部、並びに、埋入部４０（凹部４４）内の切削液の一部及び骨粉２２０，２２２の一部が、骨孔２１０の側壁２１４に向かって流される。

[0064] このため、凹部４４から切削液とともに噴出された骨粉２２０，２２２の一部は、第１実施形態で説明したのと同様に、骨孔２１０の側壁２１４の網

目構造に埋入される。凹部４４が長手軸Ｌの軸回りの少なくとも３６０°の範囲にわたって形成されている。このため、骨孔２１０の側壁２１４には、凹部４４の形状に沿って、すなわち、螺旋状に骨粉２２０，２２２の一部が埋入される。

[0065] ここでは、骨孔２１０は適宜の深さに形成されるため、超音波振動が伝達されている切削部３４は押し当てる力の方向（プローブ１２の移動方向）に沿って移動される。このため、骨孔２１０の側壁２１４に対する凹部４４の位置は、骨孔２１０が深くなるにつれてズレが生じる。このとき、凹部４４は、骨粉２２０，２２２を側壁２１４に埋入させ続ける。凹部４４が長手軸Ｌの軸回りの少なくとも３６０°の範囲にわたって形成されている。このため、骨孔２１０が深くなるにつれて、側壁２１４の一部は、骨粉２２０，２２２が環状に埋入された領域として形成される。

[0066] 凹部４４の形状によっては、ある位置での骨孔２１０の側壁２１４には、凹部４４の作用により、複数回にわたって骨粉２２０，２２２が埋入（滞留）される。

[0067] さらに、本実施形態の切削部３４は、基端部に、凹部４４が形成されていない滑らかな柱状部３４ｃを有する。柱状部３４ｃの外縁は、最外形規定部３６と同じ大きさで同じ形状に形成されている。このため、凹部４４は切削部３４の基端には開口していない。このため、凹部４４内で発生させたキャビテーションによる圧力が凹部４４内から切削部３４の基端側に抜けるのを防止し、凹部４４内での圧力を上昇させる。このため、超音波振動が伝達されている切削部３４は、凹部４４内において、骨粉２２０，２２２をさらに細かくするとともに、骨粉２２０，２２２を側壁２１４に埋入させ易くなる。

[0068] なお、凹部４４の流路幅及び深さは、全て一定でも良い。しかしながら、凹部４４の流路幅及び深さを先端側から基端側に向かって徐々に狭く（浅く）していくことで、凹部４４内で発生させたキャビテーションによる圧力を基端側ほど上昇させ、骨粉２２０，２２２をさらに細かくする。

[0069] [第3実施形態]

次に、図4 A及び図4 Bを参照して、第3実施形態について説明する。本実施形態は第1及び第2実施形態の変形例である。ブロック状の切削部34の外形は、円柱状に限らず、適宜の形状が許容される。本実施形態において、超音波処置具10では、例えばプローブ本体（シャフト）32等、切削部34以外の構成は、前述した第1及び第2実施形態と同様であるため、ここでの説明を省略する。また、超音波処置具10の詳細な機能も第1及び第2実施形態で説明したのと同様であるため、ここでの説明を省略する。

[0070] 図4 Aは、第3実施形態に係る超音波処置具10の切削部34の外観形状、及び、切削部34で形成されている骨孔210を示す図である。図4 Bは、図4 A中の符号4 Bで示す、切削部34に設けられた凹部46の概略的な拡大図である。

[0071] 埋入部40は、切削部34の先端34 aよりも基端側の側面34 bに設けられている。埋入部40は、切削部34のうち最外形規定部36の先端よりも基端側の側面34 bに設けられている。このため、埋入部40（後述する凹部46）は、最外形規定部36に設けられている。

[0072] 切削部34に設けられた埋入部40は、最外形規定部36に対して切削部34の内側に向かって凹む、錐体状の複数の凹部46を有する。本実施形態では、凹部46は、切削部34の側面34 bの外縁に対して長手軸（中心軸）Lに向かって凹んでいる。凹部46は、第1実施形態で説明したドーム状の凹部42とは係合が異なっている。

[0073] 凹部46は、超音波振動の振動方向（長手軸Lに平行な軸）に交差する交差面（キャビテーション発生面）47 a, 47 bを有する。図4 B中の交差面47 a, 47 bは、長手軸Lに直交していないが、交差面47 a, 47 bの少なくとも一方の一部が直交していても良い。このため、交差面47 a, 47 bは、超音波振動の振動方向に交差し、好ましくは直交し、凹部46にキャビテーションを発生させる部位を有する面として形成されていることが好適である。切削部34に超音波振動が伝達されている状態で、切削部34

の先端 3 4 a と同様に、交差面 4 7 a, 4 7 b では、キャビテーションを発生させる。

[0074] このため、上述した第 1 及び第 2 実施形態で説明したのと同様に、凹部 4 6 内に流入した骨粉 2 2 0 の一部は、キャビテーションの作用により破砕されて、より微細な骨粉 2 2 2 に変化していく。また、キャビテーションの発生により凹部 4 6 内の圧力が上昇して、凹部 4 6 内の切削液の一部及び微細な骨粉 2 2 2 の一部は、符号 F で示す方向のように、骨孔 2 1 0 の側壁 2 1 4 に向かって押し出される。

[0075] このため、第 1 実施形態で説明したのと同様に、超音波振動が伝達されている切削部 3 4 で骨孔 2 1 0 が深くされるにつれて、骨孔 2 1 0 の側壁 2 1 4 には、長手軸 L に平行に線状に骨粉 2 2 0, 2 2 2 が埋入された領域が形成される。

なお、図 4 A に示すように、切削部 3 4 の先端（切削面）3 4 a は、長手軸 L に沿って先端側に向かって複数の頂部（凸部）を有する。切削部 3 4 の先端 3 4 a は尖っていてもよく、鈍形状であってもよい。この場合、骨孔 2 1 0 の底面 2 1 2 の形状が、第 1 実施形態に係る例とは異なる。

本実施形態に係る切削部 3 4 の先端 3 4 a は、第 1 実施形態で説明した例（図 2 A 及び図 2 B 参照）又は第 2 実施形態で説明した例（図 3 A 参照）と同様に形成されていても良い。これは、第 4 から第 10 実施形態においても、同様である。

[0076] [第 4 実施形態]

次に、図 5 A 及び図 5 B を参照して、第 4 実施形態について説明する。本実施形態は第 1 から第 3 実施形態の変形例である。ブロック状の切削部 3 4 の外形は、円柱状に限らず、適宜の形状が許容される。本実施形態において、超音波処置具 1 0 では、例えばプローブ本体（シャフト）3 2 等、切削部 3 4 以外の構成は、前述した第 1 から第 3 実施形態と同様であるため、ここでの説明を省略する。また、超音波処置具 1 0 の詳細な機能も第 1 から第 3 実施形態で説明したのと同様であるため、ここでの説明を省略する。

[0077] 図5 Aは、第4実施形態に係る超音波処置具10の切削部34の外観形状、及び、切削部34で形成されている骨孔210を示す図である。図5 Bは、図5 A中の符号5 Bで示す、切削部34に設けられた凹部48の概略的な拡大図である。

[0078] 最外形規定部36は、切削部34のうち、埋入部40（凹部48）が設けられた位置よりも長手軸Lに沿って先端側に設けられている。

[0079] 埋入部40は、切削部34の先端34 aよりも基端側の側面34 bに設けられている。そして、埋入部40（後述する凹部48）は、最外形規定部36の基端側の側面34 bに設けられている。

[0080] 切削部34に設けられた埋入部40は、最外形規定部36に対して切削部34の内側に向かって凹む凹部（凹溝）48を有する。本実施形態では、凹部48は、切削部34の側面34 bの外縁に対して長手軸（中心軸）Lに向かって凹んでいる。凹部48は円環状に形成されている。

[0081] 切削部34の側面34 bには、例えば360°の範囲にわたってフランジ（返し）38が形成されている。フランジ38は切削部34の側面34 bに長手軸Lの軸周りに全周に渡って形成されている。このため、凹部48も、切削部34の側面34 bに全周に渡って形成されている。

[0082] 超音波プローブ12の先端側から基端側を見たとき、フランジ38の最外縁（第2の最外形規定部）は、最外形規定部（第1の最外形規定部）36に隠れて観察されない。一方、超音波プローブ12の先端側から基端側を見たとき、フランジ38の最外縁は、最外形規定部36と重なっていても良い。このため、切削部34の側面34 bは最外形規定部36からフランジ38が形成された基端側に向かって長手軸Lに近づく状態に傾斜している。このため、切削部34には、最外形規定部36とフランジ38との間に凹部48が形成されている。

[0083] 凹部48は、超音波振動の振動方向（長手軸Lに平行な軸）に交差する交差面（キャビテーション発生面）49 a, 49 bを有する。交差面49 aは、フランジ38に形成されている。交差面49 bは最外形規定部36とフラ

ンジ３８との間に形成されている。

[0084] 切削部３４の先端３４ａと同様に、交差面４９ａ，４９ｂは、超音波振動が伝達されている状態で、キャビテーションを発生させる。このため、凹部４８に流入した骨粉２２０は、キャビテーションの作用により微細な骨粉２２２に変化される。

[0085] 上述したように、切削部３４の先端３４ａでキャビテーションが発生すると、キャビテーションによって、骨粉２２０，２２２、及び、灌流液を含む切削液に流れが生じる。切削液の一部は、粉碎された骨粉２２０とともに、切削部３４の外周面３４ｂと、骨孔２１０の側壁２１４との間の隙間から、符号Ｆ０で示す方向、すなわち切削部３４の基端側に向かって流される。

[0086] 超音波振動が伝達されている凹部４８には、符号Ｆ０で示す方向の流れに加えて、凹部４８の形状、及び、交差面４９ａ，４９ｂで発生するキャビテーションにより、凹部４８内で、符号Ｆ１で示す方向の流れが発生する。切削部３４の先端３４ａで発生した骨孔２１０の開口縁２１０ａに向かうキャビテーションの符号Ｆ０で示す方向の流れは、符号Ｆ１で示す方向の流れにより減速される。

[0087] 本実施形態では、交差面４９ａの延伸方向が、長手軸Ｌに直交する状態（水平状態）よりも、骨孔２１０の底面２１２かつ長手軸（中心軸）Ｌを向いている。このため、交差面４９ａは、符号Ｆ１で示す方向の、長手軸（中心軸）Ｌに近接する側から骨孔２１０の底面２１２側に向かうキャビテーションの流れを発生させる。そして、切削部３４の先端側から発生した符号Ｆ０で示す方向のキャビテーションによる流れは、交差面４９ａにより符号Ｆで示す方向の骨孔２１０の側壁２１４に向かう流れに変換される。

[0088] このため、凹部４８の切削液及び微細な骨粉２２２（骨粉２２２よりも粒径が大きい骨粉２２０を含み得る）は、符号Ｆで示すように、骨孔２１０の側壁２１４に向かって押し出される。

[0089] このため、骨孔２１０の側壁２１４には、環状に骨粉２２０，２２２の一部が埋入されていく。

[0090] したがって、超音波振動が伝達されている切削部 34 で骨孔 210 が深くされるにつれて、骨孔 210 の側壁 214 には、長手軸 L の軸回りに環状に骨粉 220, 222 が埋入された領域が形成される。

[0091] [第 5 実施形態]

次に、図 6 A 及び図 6 B を参照して、第 5 実施形態について説明する。本実施形態は第 1 から第 4 実施形態の変形例である。ブロック状の切削部 34 の外形は、円柱状に限らず、適宜の形状が許容される。本実施形態において、超音波処置具 10 では、例えばプローブ本体（シャフト）32 等、切削部 34 以外の構成は、前述した第 1 から第 4 実施形態と同様であるため、ここでの説明を省略する。また、超音波処置具 10 の詳細な機能も第 1 から第 4 実施形態で説明したのと同様であるため、ここでの説明を省略する。

[0092] 図 6 A は、第 5 実施形態に係る超音波処置具 10 の切削部 34 の外観形状を示す図である。図 6 B は、超音波処置具 10 の切削部 34 の外観形状、切削部 34 で形成されている骨孔 210、及び、キャビテーションにより生じる切削液及び骨粉の流れを示す図である。

[0093] 埋入部 40 は、切削部 34 の先端 34 a よりも基端側の側面 34 b に設けられている。埋入部 40 は、切削部 34 のうち最外形規定部 36 の先端よりも基端側の側面 34 b に設けられている。このため、埋入部 40（後述する凹部 50）は、最外形規定部 36 に設けられている。

[0094] 切削部 34 に設けられた埋入部 40 は、最外形規定部 36 に対して切削部 34 の内側に向かって凹む凹部 50 を有する。本実施形態では、凹部 50 は、切削部 34 の側面 34 b の外縁に対して長手軸（中心軸）L に向かって凹んでいる。凹部 50 は、切削部 34 の先端 34 a と外周面 34 b とを連通するチャンネル（貫通孔）51 を有する。このため、切削部 34 には、切削部 34 の内部を通して、切削面 34 a から側面 34 b に繋がる連続したチャンネル 51 が形成されている。切削部 34 の先端 34 a には、チャンネル 51 の一端となる第 1 開口 50 a が形成されている。このため、第 1 開口 50 a は、骨孔 210 の底面 212 に向けて開口されている。切削部 34 の側面 3

4 bには、チャンネル5 1の他端となる第2開口5 0 bが形成されている。このため、第2開口5 0 bは、骨孔2 1 0の側壁2 1 4に向けて開口されている。

本実施形態では、第1開口5 0 aが2つあり、第2開口5 0 bが2つ又は4つある。第1開口5 0 a及び第2開口5 0 bはそれぞれ単数であっても良く、複数であっても良い。

[0095] チャンネル5 1は、急峻な湾曲部分を持たないように緩やかに湾曲していることが好ましい。チャンネル5 1は、直線状の複数の流路が組み合わせられていても良い。一例として、チャンネル5 1は、第1開口5 0 aに連続する部位の流路が長手軸Lに平行であり、第2開口5 0 bに連続する部位の流路が長手軸Lに交差する状態に形成され、これら流路が連通されている。第1開口5 0 aに連続する流路と、第2開口5 0 bに連続する流路との間の角度が、例えば90°を超え、180°以下の角度に曲げられている、略Y字状や略T字状などに形成されていてもよい。

[0096] 第1開口5 0 a及び第2開口5 0 bの開口径は同一であっても良いし、異なっても良い。第1開口5 0 a及び第2開口5 0 bの開口径が異なっている場合、チャンネル5 1の内径は第1開口5 0 aに近接する部位と、第2開口5 0 bに近接する部位とで異なっている。例えば、チャンネル5 1の内径は、第2実施形態で説明したのと同様に、第1開口5 0 aから第2開口5 0 bに向かって徐々に小さく形成されていても良い。なお、第1開口5 0 a及び第2開口5 0 bの開口径は骨粉2 2 0、2 2 2よりも大きいことが望ましい。第1開口5 0 a及び第2開口5 0 bの開口径は一例として50 μm以上に形成されていることが望ましい。

[0097] チャンネル5 1は、特に、第2開口5 0 bに近接する部位で、超音波振動の振動方向（長手軸Lに平行な軸）に交差する交差面（キャビテーション発生面）5 1 a、5 1 bを有する。交差面5 1 a、5 1 bは、長手軸Lに直交していないが、交差面5 1 a、5 1 bの少なくとも一方の部位が直交していても良い。このため、交差面5 1 a、5 1 bは、超音波振動の振動方向に交

差し、好ましくは直交し、凹部50にキャビテーションを発生させる部位を有する面として形成されていることが好適である。切削部34に超音波振動が伝達されている状態で、切削部34の先端34aと同様に、交差面51a, 51bでは、キャビテーションを発生させる。

[0098] ここで、切削部34の先端34aでキャビテーションが発生すると、キャビテーションによって切削液に流れが生じる。切削液の一部は、粉碎された骨粉220とともに、切削部34の外周面34bと、骨孔210の側壁214との間の隙間から、切削部34の基端側に向かって流される。また、切削液の一部は、粉碎された骨粉220とともに、凹部50の第1開口50aから第2開口50bに向かって押し出される。このため、切削液の一部及び粉碎された骨粉220の一部は、切削部34の基端側に向かって押し出される。そして、上述した第1から第4実施形態で説明したのと同様に、凹部50内に流入した骨粉220の一部は、キャビテーションの作用により破碎されてより微細な骨粉222に変化していく。

[0099] また、交差面51a, 51bで発生したキャビテーションの泡も、凹部50の第1開口50aから第2開口50bに向かって押し出される。

[0100] したがって、埋入部40（凹部50）は、凹部50内、及び、第2開口50bと第2開口50bに対向する骨孔210の側壁214との間の切削液の一部及び骨粉220, 222の一部の流れを超音波振動の振動方向と異なる方向に変更する。このため、骨孔210の側壁214と切削部34の側面34bとの間の切削液の一部及び骨粉220, 222の一部、並びに、埋入部40（凹部50）内の切削液の一部及び骨粉220, 222の一部が、骨孔210の側壁214に向かって流される。

[0101] このため、凹部50から切削液とともに第2開口50bから噴出された骨粉220, 222の一部は、第1から第4実施形態で説明したのと同様に、骨孔210の側壁214の網目構造に埋入される。

[0102] したがって、超音波振動が伝達されている切削部34で骨孔210が深くされるにつれて、骨孔210の側壁214には、長手軸Lに平行に線状に骨

粉 2 2 0, 2 2 2 が埋入された領域が形成される。

[0103] [第 6 実施形態]

図 7 を用いて、第 6 実施形態について説明する。本実施形態は第 5 実施形態の変形例である。

[0104] 図 7 は、第 6 実施形態に係る超音波処置具 1 0 の切削部 3 4 の外観形状を示す図である。

[0105] 凹部 5 0 の第 2 開口 5 0 b には、フィルタ 7 0 が配設されている。ここでは、フィルタ 7 0 として、例えば多孔質 T i フィルタが用いられる。多孔質 T i 層の形成法の一例としては、例えば米国特許第 5 8 4 3 2 8 9 号明細書「医科用埋め込み片の表面変性」に開示された技術を用いてもよい。

[0106] この場合、第 5 実施形態で説明したように、切削液とともに、骨粉 2 2 0 の一部は、凹部 5 0 の第 1 開口 5 0 a から第 2 開口 5 0 b に向かって移動する。このため、切削液とともに、骨粉 2 2 0 の一部は、フィルタ 7 0 に高速で衝突する。このため、フィルタ 7 0 は、骨粉 2 2 0 を細かく破碎し、すなわち、骨粉 2 2 0 を微細化する。そして、フィルタ 7 0 は、第 2 開口 5 0 b から骨孔 2 1 0 の側壁 2 1 4 に向かって骨粉 2 2 2 を排出する。

[0107] したがって、凹部 5 0 から切削液とともに噴出された骨粉 2 2 0, 2 2 2 の一部は、第 5 実施形態で説明したのと同様に、骨孔 2 1 0 の側壁 2 1 4 の網目構造に埋入される。

[0108] したがって、超音波振動が伝達されている切削部 3 4 で骨孔 2 1 0 が深くされるにつれて、骨孔 2 1 0 の側壁 2 1 4 には、長手軸 L に平行に線状に骨粉 2 2 0, 2 2 2 が埋入された領域が形成される。

[0109] [第 7 実施形態]

次に、図 8 A から図 8 C を参照して、第 7 実施形態について説明する。本実施形態は第 1 から第 6 実施形態の変形例である。ブロック状の切削部 3 4 の外形は、円柱状に限らず、適宜の形状が許容される。本実施形態において、超音波処置具 1 0 では、例えばプローブ本体（シャフト）3 2 等、切削部 3 4 以外の構成は、前述した第 1 から第 6 実施形態と同様であるため、ここ

での説明を省略する。また、超音波処置具 10 の詳細な機能も第 1 から第 6 実施形態で説明したのと同様であるため、ここでの説明を省略する。

[0110] 図 8 A は、第 7 実施形態に係る超音波処置具 10 の切削部 34 の外観形状、及び、切削部 34 で形成されている骨孔 210 を示す図である。図 8 B は、図 8 A 中の符号 8 B で示す、切削部 34 に設けられたフランジ 39 の概略的な拡大図である。図 8 C は、切削部 34 に設けられた凹部 52、及び、キャビテーションにより生じる切削液及び骨粉の流れを示す図である。

[0111] 最外形規定部 36 は、切削部 34 のうち、埋入部 40（凹部 52）が設けられた位置よりも長手軸 L に沿って先端側に設けられている。

[0112] 埋入部 40 は、切削部 34 の先端 34 a よりも基端側の側面 34 b に設けられている。そして、埋入部 40（後述する凹部 52）は、最外形規定部 36 の基端側の側面 34 b に設けられている。

[0113] 切削部 34 に設けられた埋入部 40 は、最外形規定部 36 に対して切削部 34 の内側に向かって凹む凹部（凹溝）52 を有する。本実施形態では、凹部 52 は、切削部 34 の側面 34 b の外縁に対して長手軸（中心軸）L に向かって凹んでいる。凹部 52 は円環状に形成されている。

[0114] 切削部 34 の最外形規定部 36 と凹部 52 との間の側面 34 b には、例えば 360° の範囲にわたってフランジ 39 が形成されている。フランジ 39 は切削部 34 の側面 34 b に長手軸 L の軸周りに全周に渡って形成されている。

[0115] 超音波プローブ 12 の先端側から基端側を見たとき、フランジ 39 の最外縁（第 2 の最外形規定部）は、最外形規定部（第 1 の最外形規定部）36 に隠れて観察されない。一方、超音波プローブ 12 の先端側から基端側を見たとき、フランジ 39 の最外縁は、最外形規定部 36 と重なっていても良い。このため、切削部 34 の側面 34 b は最外形規定部 36 からフランジ 39 が形成された基端側に向かって長手軸 L に近づく状態に傾斜している。

[0116] フランジ 39 は、例えばプラズマエッチング処理によりバルクチタン合金材が多孔質化される。このため、フランジ 39 には、多孔質 Ti 層を有する

フィルタ 70 が形成される。

[0117] 凹部 52 は、フランジ 39 とプローブ本体（シャフト） 32 の先端との間に設けられている。凹部 52 は、超音波振動の振動方向（長手軸 L に平行な軸）に交差する交差面（キャビテーション発生面） 53 a, 53 b を有する。交差面 53 a は、切削部 34 に伝達される超音波振動の振動方向に直交している。このため、交差面 53 a は、超音波振動の振動方向に交差し、好ましくは直交し、凹部 52 にキャビテーションを発生させる部位を有する面として形成されていることが好適である。ここでは交差面 53 a が超音波振動の振動方向に直交する例について説明するが、交差面 53 b が超音波振動の振動方向に直交し、凹部 52 にキャビテーションを発生させる部位を有する面として形成されていることも好適である。このため、交差面 53 a, 53 b の両者の一部又は全部が超音波振動の振動方向に直交しても良く、交差面 53 a, 53 b の片方の一部又は全部が超音波振動の振動方向に直交しても良い。

[0118] 上述したように、切削部 34 の先端 34 a でキャビテーションが発生すると、キャビテーションによって切削液に流れが生じる。切削液の一部は、粉碎された骨粉 220 とともに、切削部 34 の外周面 34 b と、骨孔 210 の側壁 214 との間隙から、符号 F0 で示す方向の、切削部 34 の基端側に向かって流される。

[0119] 切削液及び骨粉 220 は、フィルタ 70 を通して、骨孔 210 の開口縁 210 a に向かう。すなわち、骨粉 220 は、切削部 34 の側面 34 b を長手軸 L に沿って基端側に向かって移動し、フィルタ 70 に高速で衝突する。このため、フィルタ 70 は、骨粉 220 を細かく破碎し、すなわち、骨粉 220 を微細化する。そして、フィルタ 70 は、骨孔 210 の開口縁 210 a に向かって骨粉 222 を排出する。

[0120] このように、本実施形態によれば、切削部 34 で発生した大サイズの粒状の骨粉 220 を、物理的な多孔質フィルタ 70 を通すことにより、粒径を小さくした骨粉 222 を骨孔 210 の開口縁 210 a に向かって排出すること

ができる。

[0121] 切削部 34 の先端 34 a と同様に、凹部 52 の交差面 53 a, 53 b は、超音波振動が伝達されている状態で、キャビテーションを発生させる。このため、凹部 52 内に流入した骨粉 220 は、キャビテーションの作用により微細な骨粉 222 に変化される。

[0122] 超音波振動が伝達されている凹部 52 内は、交差面 53 a, 53 b で発生するキャビテーションにより、切削部 34 の外周面 34 b と骨孔 210 の側壁（壁）214 との間の圧力よりも高圧になる。このため、凹部 52 内の切削液及び微細な骨粉 222 は、符号 F で示す方向のように、骨孔 210 の側壁 214 に向かって押し出される。

[0123] したがって、埋入部 40 は、凹部 52 の近傍の切削液の流れを、超音波振動の振動方向と異なる方向に変更する。ここでは、埋入部 40 は、凹部 52 の近傍の切削液及び骨粉 220, 222 の流れを超音波振動の振動方向と直交する方向に変更する。

[0124] このように、超音波振動が伝達されている切削部 34 に設けられた凹部 52 は、骨孔 210 を形成する際に生じる骨粉 220, 222 を含む液体の流れを、超音波振動により、骨孔 210 の側壁 214 に向かわせる。

[0125] このため、骨孔 210 の側壁 214 には、環状に骨粉 220, 222 の一部が埋入されていく。

[0126] したがって、超音波振動が伝達されている切削部 34 で骨孔 210 が深くされるにつれて、骨孔 210 の側壁 214 には、長手軸 L の軸回りに環状に骨粉 220, 222 が埋入された領域が形成される。

[0127] なお、フィルタ 70 は、図 9 に示す状態に配置してもよい。図 9 に示すフィルタ 70 は、フランジ 39 とは別に作成され、フランジ 39 に後工程で埋め込まれている。

図 8 B に示す例のフィルタ 70 は、プラズマエッチング処理によりフランジ 39 に形成される例について説明した。図 9 に示すように、フランジ 39 に対し、切削部 34 のフランジ 39 に多孔質 Ti フィルタ 70 を埋め込んで

も良い。

[0128] [第8実施形態]

次に、図10を参照して、第8実施形態について説明する。本実施形態は第1から第7実施形態の変形例である。ブロック状の切削部34の外形は、円柱状に限らず、適宜の形状が許容される。本実施形態において、超音波処置具10では、例えばプローブ本体（シャフト）32等、切削部34以外の構成は、前述した第1から第7実施形態と同様であるため、ここでの説明を省略する。また、超音波処置具10の詳細な機能も第1から第7実施形態で説明したのと同様であるため、ここでの説明を省略する。

[0129] 図10は、第8実施形態に係る超音波処置具10の切削部34の外観形状、及び、切削部34で形成されている骨孔210を示す図である。

[0130] 最外形規定部36は、切削部34のうち、埋入部40（凹部54）が設けられた位置よりも長手軸Lに沿って先端側に設けられている。

[0131] 本実施形態に係る切削部34は、長手軸Lに対して非対称に形成されている。

[0132] 埋入部40は、切削部34の先端34aよりも基端側の側面34bに設けられている。埋入部40は、切削部34のうち最外形規定部36の先端よりも基端側の側面34bに設けられている。このため、埋入部40（後述する凹部54）は、最外形規定部36に設けられている。

[0133] 切削部34に設けられた埋入部40は、最外形規定部36に対して切削部34の内側に向かって凹む錐体状の複数の凹部54を有する。本実施形態では、凹部54は、切削部34の側面34bの外縁に対して長手軸（中心軸）Lに向かって凹んでいる。各凹部54は第3実施形態で説明した凹部46と同様に形成されている。本実施形態では、複数の凹部54は、切削部34の側面34bに、長手軸Lに沿って、一列に並べられている。

[0134] すなわち、切削部34の側面34bの一部、例えば、切削部34の側面34bの略半周には、第3実施形態で説明した凹部46と同様の円錐体状の複数の凹部54が形成されている。

[0135] このため、第3実施形態で説明した凹部46と同様に、凹部54により、骨粉220、222を、骨孔210の対向する側壁214に埋入することができる。そして、超音波振動が伝達されている切削部34で骨孔210が深くされるにつれて、骨孔210の側壁214には、長手軸Lに平行に線状に骨粉220、222が埋入された領域が形成される。

[0136] 切削部34の側面34bのうち、反対側の残りの略半周には、切削部34の最外形規定部36に対して切削部34の内側に向かって凹む1つの凹部55が形成されている。プローブ本体（シャフト）32の先端と、切削部34の基端のうち凹部55との間の位置は、長手軸Lに平行に形成され、凹凸が形成されていない。このため、凹部55では、凹部54のように、切削液及び骨粉220、222を骨孔210の側壁214に向かって押し出す流れが形成されない。ここでは、切削部34の先端34aで発生するキャビテーションの流れが、凹部55と骨孔210の側壁214との間を通して骨孔210の開口縁210aに向かって流れることで、効率的に骨孔210が作成される。

[0137] 切削部34を長手軸Lに対して非対称に形成することで、骨孔210のうち、所望の骨面にのみ骨粉220、222を導入することができる。

[0138] 例えば、膝屈曲・伸展動作で負荷がかかりやすい方向にのみ骨粉220、222を積極的に埋入して治癒を促進し、その他の方向は骨粉220、222を積極的に導入しない状態にすることができる。

[0139] [第9実施形態]

次に、図11を参照して、第9実施形態について説明する。本実施形態は第1から第8実施形態の変形例である。ブロック状の切削部34の外形は、円柱状に限らず、適宜の形状が許容される。本実施形態において、超音波処置具10では、例えばプローブ本体（シャフト）32等、切削部34以外の構成は、前述した第1から第8実施形態と同様であるため、ここでの説明を省略する。また、超音波処置具10の詳細な機能も第1から第8実施形態で説明したのと同様であるため、ここでの説明を省略する。

- [0140] 図 1 1 は、第 9 実施形態に係る超音波処置具 1 0 の切削部 3 4 の外観形状、及び、切削部 3 4 で形成されている骨孔 2 1 0 を示す図である。
- [0141] 最外形規定部 3 6 は、切削部 3 4 のうち、埋入部 4 0（凹部 5 6）が設けられた位置よりも長手軸 L に沿って先端側に設けられている。
- [0142] 本実施形態に係る切削部 3 4 は、長手軸 L に対して非対称に形成されている。
- [0143] 埋入部 4 0 は、切削部 3 4 の先端 3 4 a よりも基端側の側面 3 4 b に設けられている。そして、埋入部 4 0（後述する凹部 5 6）は、最外形規定部 3 6 の基端側の側面 3 4 b に設けられている。
- [0144] 切削部 3 4 に設けられた埋入部 4 0 は、最外形規定部 3 6 に対して切削部 3 4 の内側に向かって凹む凹部 5 6 を有する。本実施形態では、凹部 5 6 は、切削部 3 4 の側面 3 4 b の外縁に対して長手軸（中心軸）L に向かって凹んでいる。凹部 5 6 は第 4 実施形態で説明した凹部 4 8 と同様に形成されている。
- [0145] すなわち、切削部 3 4 の側面 3 4 b の一部、例えば、切削部 3 4 の側面 3 4 b の略半周には、第 4 実施形態で説明した凹部 4 8 と同様の凹部 5 6 が形成されている。切削部 3 4 の側面 3 4 b には、長手軸 L の軸周りに例えば略 1 8 0° の範囲にわたってフランジ（返し）3 8 が形成されている。このため、切削部 3 4 には、凹部 5 6 により、フランジ（返し）3 8 が形成されている。超音波プローブ 1 2 の先端側から基端側を見たとき、フランジ 3 8 は、最外形規定部 3 6 に隠れて観察されない。一方、超音波プローブ 1 2 の先端側から基端側を見たとき、フランジ 3 8 の最外縁は、最外形規定部 3 6 と重なっていても良い。
- [0146] フランジ 3 8 は切削部 3 4 の側面 3 4 b に長手軸 L の軸周りに略 1 8 0° に渡って形成されている。このため、凹部 5 6 も、切削部 3 4 の側面 3 4 b に長手軸 L の軸周りに略 1 8 0° に渡って形成されている。
- [0147] このため、第 4 実施形態で説明した凹部 4 8 と同様に、凹部 5 6 により、骨粉 2 2 0、2 2 2 を、骨孔 2 1 0 の対向する側壁 2 1 4 に埋入することが

できる。そして、超音波振動が伝達されている切削部 34 で骨孔 210 が深くされるにつれて、骨孔 210 の側壁 214 には、長手軸 L に平行にハーフパイプ状に骨粉 220, 222 が埋入された領域が形成される。

[0148] 切削部 34 の側面 34b のうち、反対側の残りの略半周には、切削部 34 の最外形規定部 36 に対して切削部 34 の内側に向かって凹む 1 つの凹部 57 が形成されている。プローブ本体（シャフト）32 の先端と、切削部 34 の基端のうち凹部 57 との間の位置は、長手軸 L に平行に形成され、凹凸が形成されていない。このため、凹部 57 では、凹部 56 のようには、切削液及び骨粉 220, 222 を骨孔 210 の側壁 214 に向かって押し出す流れが形成されない。ここでは、切削部 34 の先端 34a で発生するキャビテーションの流れが、凹部 57 と骨孔 210 の側壁 214 との間を通して骨孔 210 の開口縁 210a に向かって流れることで、効率的に骨孔 210 が作成される。

[0149] 切削部 34 を長手軸 L に対して非対称に形成することで、骨孔 210 のうち、所望の骨面にのみ骨粉 220, 222 を導入することができる。

[0150] 例えば、膝屈曲・伸展動作で負荷がかかりやすい方向にのみ骨粉 220, 222 を積極的に埋入して治癒を促進し、その他の方向は骨粉 220, 222 を積極的に導入しない状態にすることができる。

[0151] [第 10 実施形態]

次に、図 12 を参照して、第 10 実施形態について説明する。本実施形態は第 1 から第 9 実施形態の変形例である。ブロック状の切削部 34 の外形は、円柱状に限らず、適宜の形状が許容される。本実施形態において、超音波処置具 10 では、例えばプローブ本体（シャフト）32 等、切削部 34 以外の構成は、前述した第 1 から第 9 実施形態と同様であるため、ここでの説明を省略する。また、超音波処置具 10 の詳細な機能も第 1 から第 9 実施形態で説明したのと同様であるため、ここでの説明を省略する。

[0152] 図 12 は、第 10 実施形態に係る超音波処置具 10 の切削部 34 の外観形状、及び、切削部 34 で形成されている骨孔 210 を示す図である。

- [0153] 最外形規定部 36 は、切削部 34 のうち、埋入部 40（凹部 58）が設けられた位置よりも長手軸 L に沿って先端側に設けられている。
- [0154] 本実施形態に係る切削部 34 は、長手軸 L に対して非対称に形成されている。
- [0155] 埋入部 40 は、切削部 34 の先端 34 a よりも基端側の側面 34 b に設けられている。そして、埋入部 40（後述する凹部 58）は、最外形規定部 36 の基端側の側面 34 b に設けられている。
- [0156] 切削部 34 に設けられた埋入部 40 は、最外形規定部 36 に対して切削部 34 の内側に向かって凹む凹部（切り欠き）58 を有する。本実施形態では、凹部 58 は、切削部 34 の側面 34 b の外縁に対して長手軸（中心軸）L に向かって凹んでいる。凹部 58 は、長手軸 L の軸周りに例えば略 180° の範囲にわたって形成されている。
- [0157] 本実施形態では、凹部 58 の底部から切削部 34 の基端側に向かう符号 58 a で示す位置は、湾曲状態に形成されている。凹部 58 の底部から切削部 34 の先端 34 a に向かう符号 58 b で示す位置は、直線的に形成されている。これら符号 58 a, 58 b で示す領域は、超音波振動の振動方向に交差する交差面として用いられ得る。このため、
切削部 34 に超音波振動が伝達されている状態で、切削部 34 の先端 34 a と同様に、交差面 58 a, 58 b では、キャビテーションを発生させる。凹部 58 内には、キャビテーションによる多数の泡 B が発生し、多数の泡 B が消失する。このため、凹部 58 内に流入した骨粉 220 の一部は、キャビテーションの作用により破碎されてより微細な骨粉 222 に変化していく。
- [0158] 凹部 58 内は、キャビテーションにより、体積が急激に増加する。このため、第 1 から第 9 実施形態で説明したのと同様に、埋入部 40（凹部 58）内の切削液の一部及び骨粉 220, 222 の一部が、骨孔 210 の側壁 214 に向かって流される。
- [0159] このため、骨孔 210 の側壁 214 には、ハーフパイプ状に骨粉 220, 222 の一部が埋入されていく。

- [0160] したがって、超音波振動が伝達されている切削部 34 で骨孔 210 が深くされるにつれて、骨孔 210 の側壁 214 には、長手軸 L の軸回りにハーフパイプ状に骨粉 220, 222 が埋入された領域が形成される。
- [0161] 切削部 34 の側面 34b のうち、反対側の残りの略半周には、切削部 34 の最外形規定部 36 に対して切削部 34 の内側に向かって凹む 1 つの凹部 59 が形成されている。プローブ本体（シャフト）32 の先端と、切削部 34 の基端のうち凹部 59 との間の位置は、長手軸 L に平行に形成され、凹凸が形成されていない。
- [0162] 凹部 59 のうち、符号 58b で示す部位に対して長手軸 L に対して対称の位置は、超音波振動の伝達により、僅かにキャビテーションを発生し得る。しかしながら、長手軸 L に平行な状態に近い状態のため、キャビテーションの発生量は、符号 58a で示す領域に比べて十分に小さくなる。このため、凹部 59 では、凹部 58 のようには、切削液及び骨粉 220, 222 を骨孔 210 の側壁 214 に向かって押し出す流れが形成されない。ここでは、切削部 34 の先端 34a で発生するキャビテーションの流れが、凹部 59 と骨孔 210 の側壁 214 との間を通して骨孔 210 の開口縁 210a に向かって流れることで、効率的に骨孔 210 が作成される。
- [0163] 切削部 34 を長手軸 L に対して非対称に形成することで、骨孔 210 のうち、所望の骨面にのみ骨粉 220, 222 を導入することができる。
- [0164] 例えば、膝屈曲・伸展動作で負荷がかかりやすい方向にのみ骨粉 220, 222 を積極的に埋入して治癒を促進し、その他の方向は骨粉 220, 222 を積極的に導入しない状態にすることができる。
- [0165] [比較例]
- 以上説明した各実施形態の超音波振動する超音波プローブ 12 を用いた骨孔形成と、従来のドリル（図示せず）を用いた骨孔形成に対して、以下ののような技術的な差異を有している。
- [0166] 超音波プローブ 12 による骨孔形成は、プローブ 12 の軸方向投影形状に応じた、任意形状の骨孔 210 を移植腱の形状に合わせて作製できる。この

とき、骨孔 210 と移植腱との間の隙間を小さくすることができるため、早期癒合が期待でき、臨床的に有効である。

[0167] 図 13（超音波プローブ 12 による骨孔 210 の形成）と図 14（ドリルによる骨孔形成）の比較により、超音波プローブ 12 により骨孔 210 を形成する場合、骨孔 210 の側壁 214 に種々の粒径の骨粉 220, 222 が埋入されることが、病理学的評価により判明した。すなわち、図 13 においては、図面中央部から遠位部にかけて粉碎した骨粉 220, 222 が埋入されている。これに対して、図 14 においては、中央部分の切断面には凹凸が残り、粉碎骨粉は埋入されていないことが分かる。

[0168] また、ドリルを用いた図 14 に示す例では、中央部分の切断面には凹凸が残っている。このため、超音波プローブ 12 を用いた骨孔 210 の作製に対して骨孔の側壁が粗く形成される。これに対し、超音波プローブ 12 を用いた図 13 に示す例では、凹凸が少なく、骨孔 210 の側壁 214 が、ドリルで形成する場合より滑らかに形成される。したがって、骨孔 210 の作製に関して、超音波振動が伝達されている超音波プローブ 12 を用いると、ドリルを用いる場合に比べて、より平滑に形成される。また、骨粉 220, 222 に関しても、超音波振動が伝達されている超音波プローブ 12 を用いると、ドリルを用いる場合に比べて、より多くが骨孔 210 の側壁 214 に埋入される。

[0169] なお、本願発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組み合わせた効果が得られる。更に、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。

請求の範囲

[請求項1]

超音波処置具であって、

基端側に超音波振動を発生する超音波振動子を取り付けられ、前記基端側から先端側に向かって長手軸に沿って前記超音波振動子で発生させた超音波振動が伝達されるシャフトと、

前記長手軸に沿って前記シャフトの先端側に設けられ、先端側から基端側を見たときの最外形を規定する最外形規定部を有し、前記超音波振動が伝達されている状態で、液体中で先端が骨に対して押し当てられることで、押し当てる力の方向に向かって前記骨を切削して骨孔を形成可能なブロック状の切削部と、

前記最外形規定部又は前記最外形規定部よりも基端側に少なくとも一部が設けられ、前記骨孔を形成する際に生じる骨粉を含む前記液体の流れを、前記超音波振動により、前記骨孔のうち前記押し当てる力の方向に沿って前記切削部で形成される壁に向かわせ、前記骨孔の前記壁に前記骨粉を埋入させる埋入部と

を備える超音波処置具。

[請求項2]

前記超音波振動が伝達されている状態で、前記切削部の前記先端は、前記液体の流れを前記超音波振動の振動方向に沿う方向に発生させ、

前記埋入部は、前記液体の流れを前記超音波振動の振動方向と異なる方向に変更する、請求項1に記載の超音波処置具。

[請求項3]

前記埋入部は、前記切削部の前記先端よりも基端側の側面に設けられている、請求項1に記載の超音波処置具。

[請求項4]

前記埋入部は、前記切削部のうち前記最外形規定部よりも基端側の側面に設けられている、請求項1に記載の超音波処置具。

[請求項5]

前記埋入部は、前記最外形規定部に対して前記切削部の内側に向かって凹み、前記骨孔を形成する際に生じる前記骨粉を含む前記液体の流れを、前記超音波振動により、前記最外形規定部で形成される前記

壁に向かわせる 1 又は複数の凹部を有する、請求項 1 に記載の超音波処置具。

[請求項6] 前記 1 又は複数の凹部は、前記超音波振動の振動方向に交差し、前記 1 又は複数の凹部にキャビテーションを発生させる部位を有する面を有する、請求項 5 に記載の超音波処置具。

[請求項7] 前記面のうち、前記キャビテーションを発生させる前記部位は、前記振動方向に直交する、請求項 6 に記載の超音波処置具。

[請求項8] 前記 1 又は複数の凹部は、前記 1 又は複数の凹部と前記切削部の先端との間を連通するチャンネルを有する、請求項 5 に記載の超音波処置具。

[請求項9] 前記チャンネルは、前記骨孔の底面に向けて開口される第 1 開口と、前記壁に向けて開口される第 2 開口と、前記超音波振動の振動方向に交差する面とを有する、請求項 8 に記載の超音波処置具。

[請求項10] 前記 1 又は複数の凹部は、前記壁に対向する外縁を有する、請求項 5 に記載の超音波処置具。

[請求項11] 前記外縁は、前記骨孔を形成する際に生じる前記骨粉の一部を前記 1 又は複数の凹部に受け入れ可能な外形及び大きさに形成されている、請求項 10 に記載の超音波処置具。

[請求項12] 前記複数の凹部は、前記押し当てる力の方向に沿って並べられている、請求項 5 に記載の超音波処置具。

[請求項13] 前記切削部は、前記最外形規定部に対応する開口形状に前記骨孔を形成可能である、請求項 1 に記載の超音波処置具。

[請求項14] 前記切削部は、前記切削部の先端に、前記超音波振動の振動方向に交差し、キャビテーションを発生させて、前記液体に流れを生じさせる面を有する、請求項 1 に記載の超音波処置具。

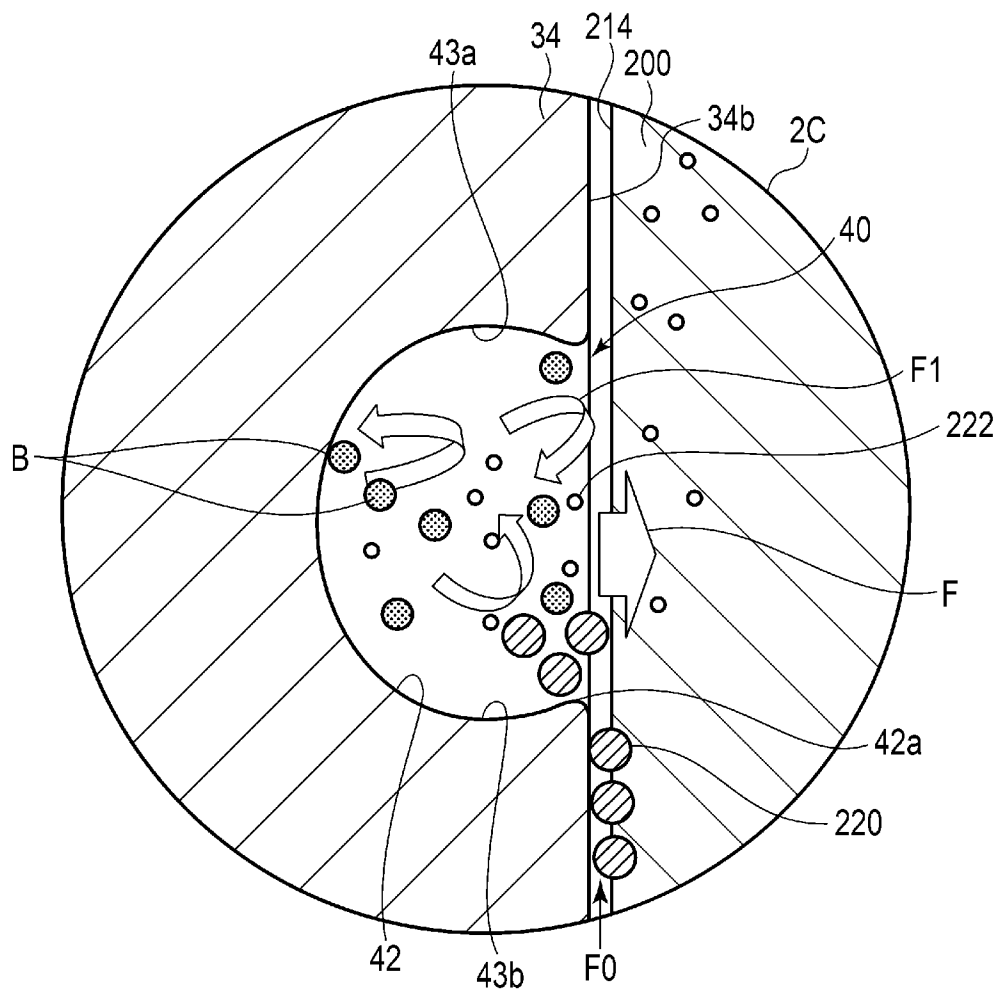
[請求項15] 前記切削部に設けられ、前記キャビテーションにより発生する前記液体の流れとともに、前記骨孔を形成する際に生じる前記骨粉を通したときに、前記骨粉を微細化するフィルタを備える、請求項 14 に記

載の超音波処置具。

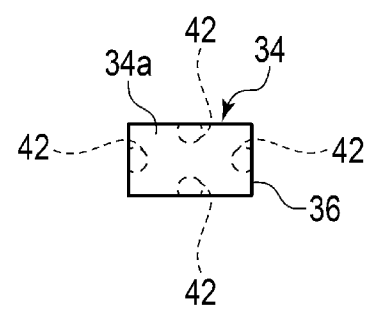
[請求項16] 前記超音波振動が前記切削部に伝達されている状態で、前記最外形規定部は、前記骨孔のうち前記壁を形成する、請求項 1 に記載の超音波処置具。

[請求項17] 請求項 1 に記載の超音波処置具と、
前記超音波処置具の基端側に固定される超音波振動発生部と
を有する、超音波処置アッセンブリ。

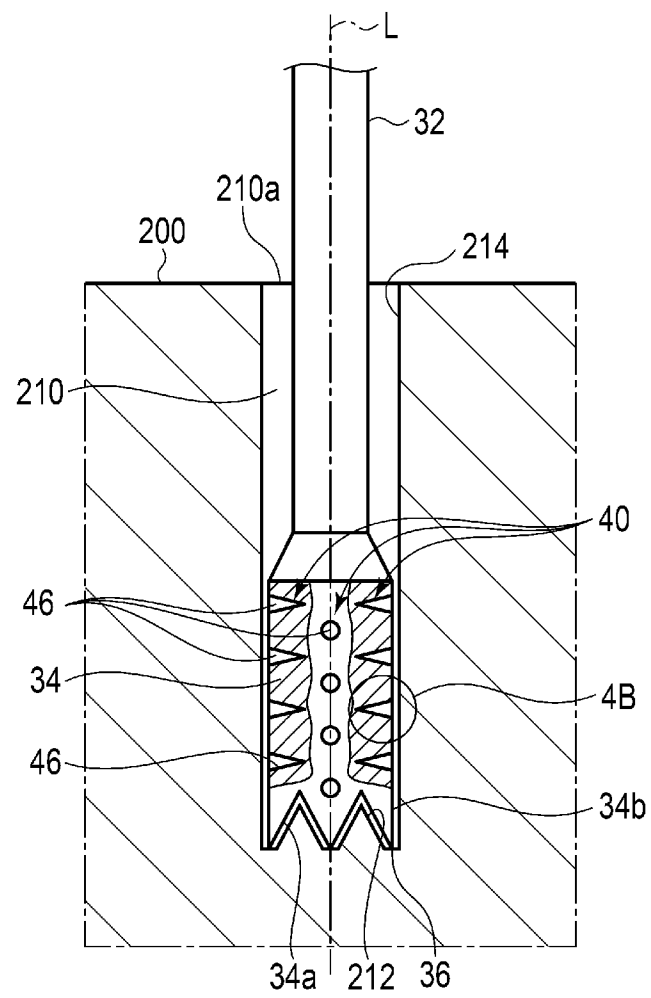
[図2C]



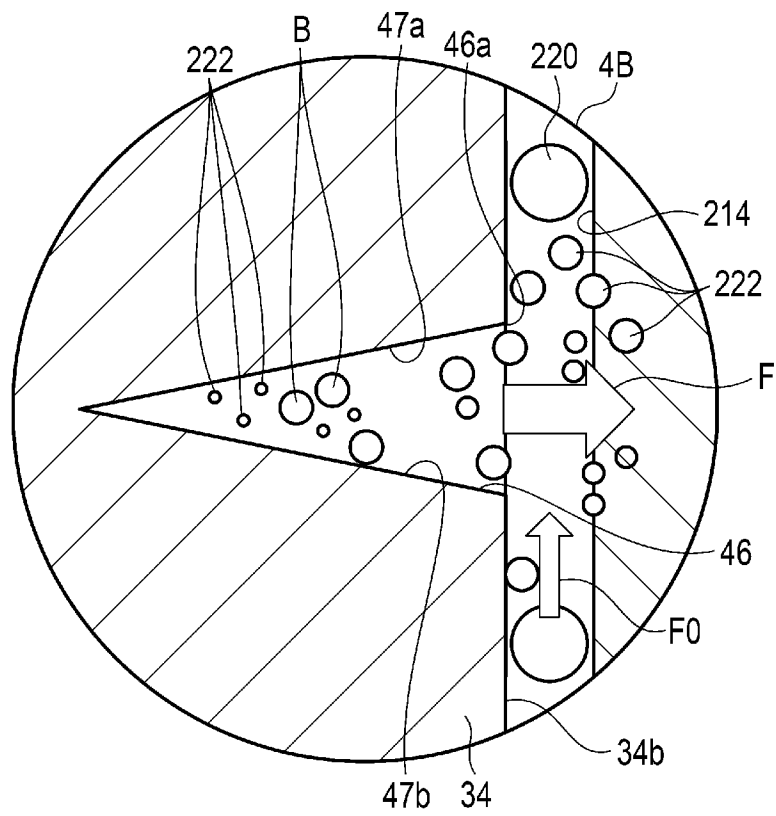
[図2D]



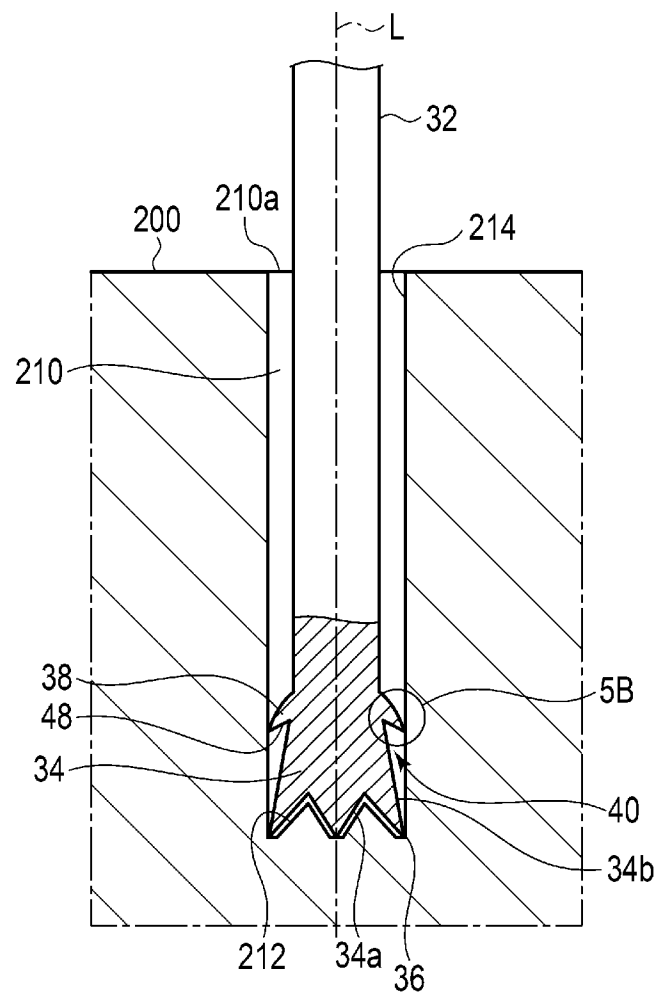
[図4A]



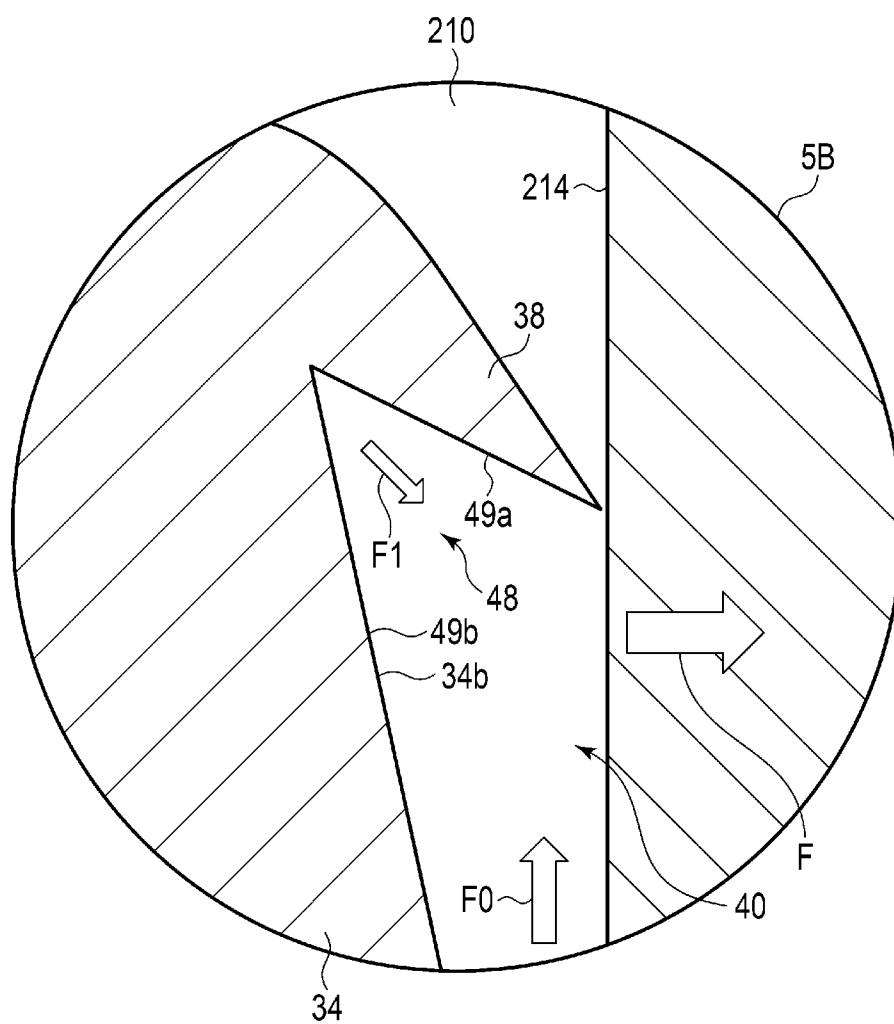
[図4B]



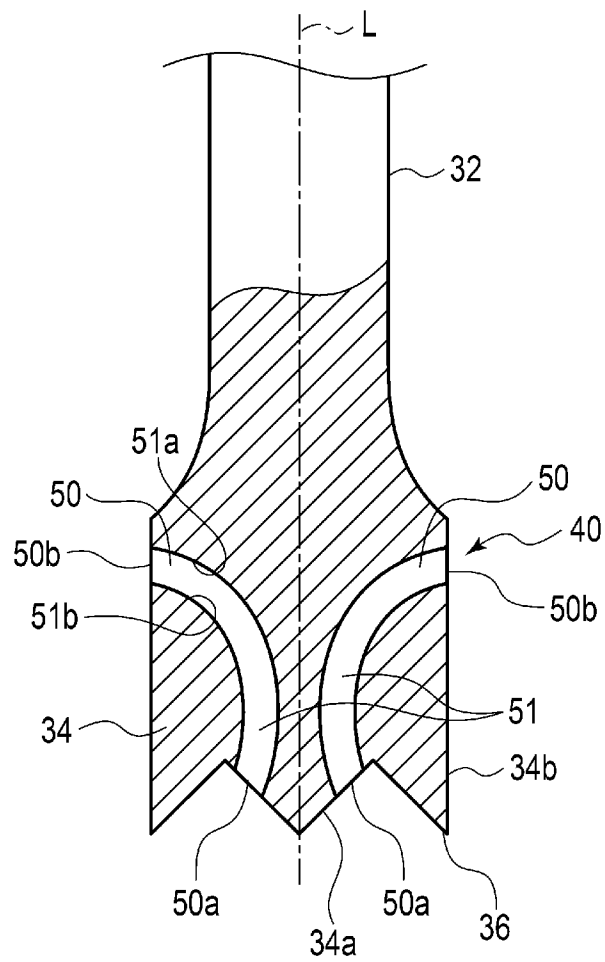
[図5A]



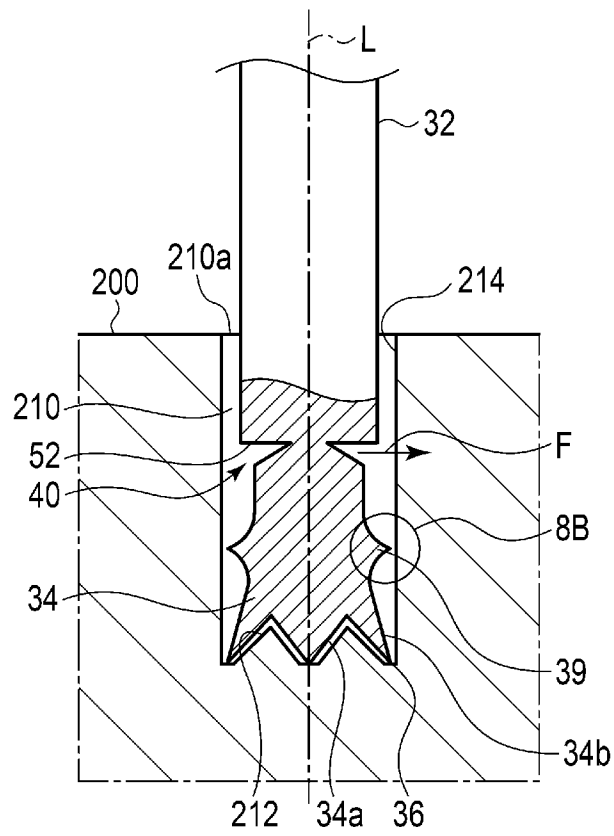
[図5B]



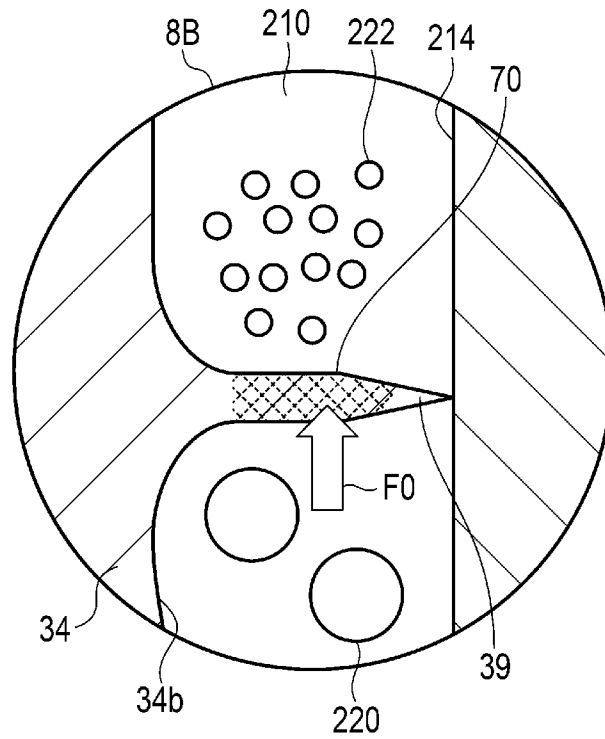
[図6A]



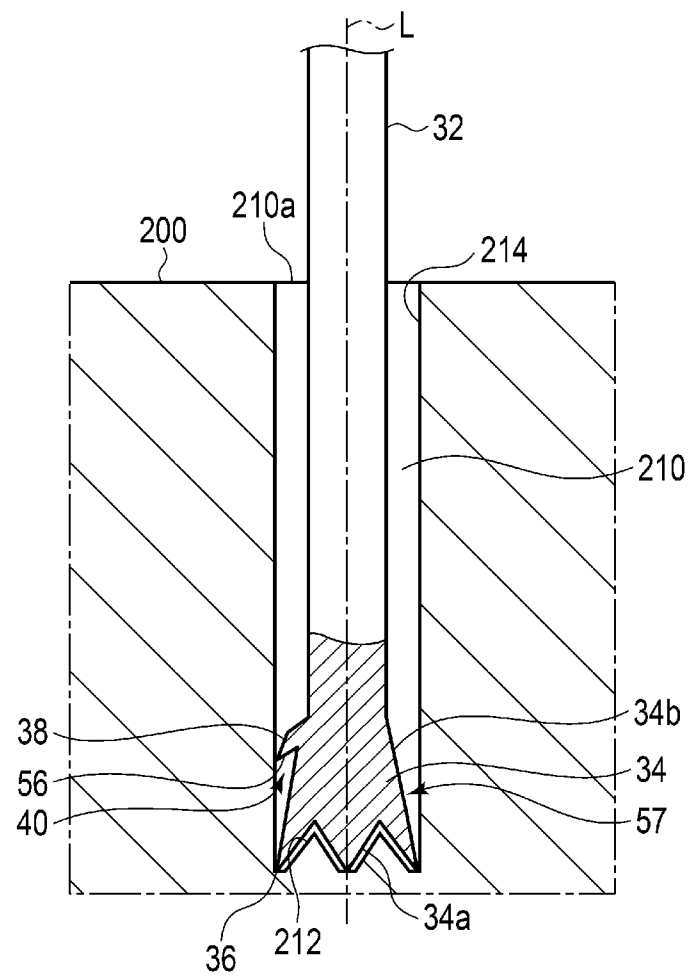
[図8A]



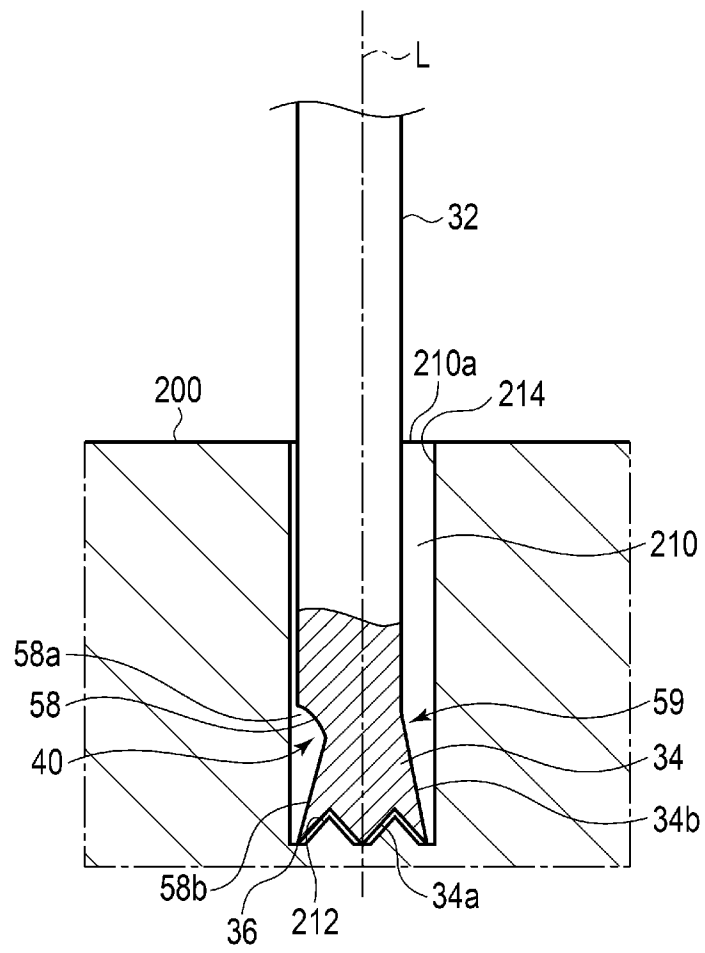
[図8B]



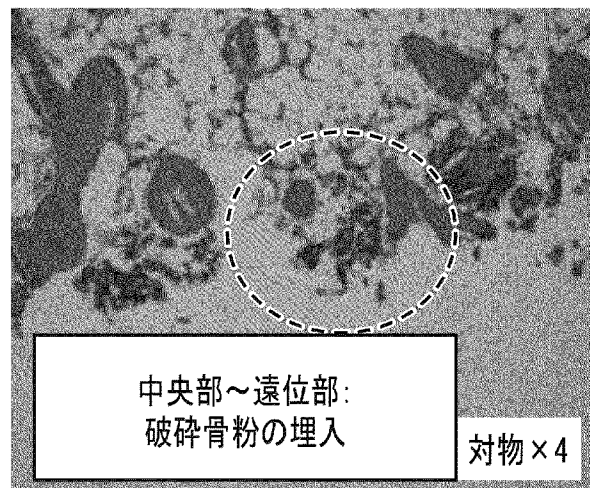
[図11]



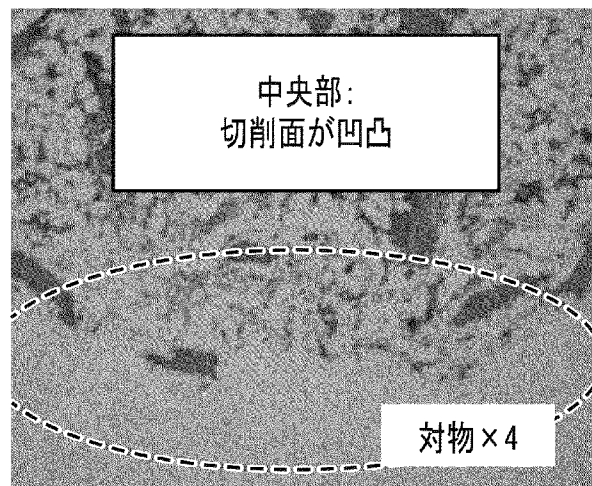
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/013928

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B17/16(2006.01)i, A61B17/00(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)

Int.Cl. A61B17/16, A61B17/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

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.
X A	JP 2010-504138 A (PIEZOSURGERY S.R.L.) 12 February 2010, paragraphs [0017]-[0059], fig. 1-8 & WO 2008/038307 A1, page 3, line 17 to page 11, line 34, fig. 1-8	1-14, 16-17 15
X A	US 2007/0233131 A1 (VERMILLION TECHNOLOGIES, LLC) 04 October 2007, paragraphs [0035]-[0042], fig. 1-14 (Family: none)	1-14, 16-17 15
X A	KR 10-1310062 B1 (DONG IL TECHNOLOGY LTD.) 24 September 2013, paragraphs [0014]-[0028], fig. 1-4 (Family: none)	1-14, 16-17 15

☐ 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
12 June 2018 (12.06.2018)

Date of mailing of the international search report
26 June 2018 (26.06.2018)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B17/16(2006.01)i, A61B17/00(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. A61B17/16, A61B17/00

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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
X A	JP 2010-504138 A（ピエゾサージェリー ソシエタ レスポンサビ リタ リミタータ）2010.02.12, 段落[0017]-[0059], 図 1-8 & WO 2008/038307 A1, 第 3 頁第 17 行-第 11 頁第 34 行, 図 1-8	1-14, 16-17 15
X A	US 2007/0233131 A1 (VERMILLION TECHNOLOGIES, LLC) 2007.10.04, 段落[0035]-[0042], 図 1-14（ファミリーなし）	1-14, 16-17 15
X A	KR 10-1310062 B1 (DONG IL TECHNOLOGY LTD.) 2013.09.24, 段落 [0014]-[0028], 図 1-4（ファミリーなし）	1-14, 16-17 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

の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

12.06.2018

国際調査報告の発送日

26.06.2018

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）

大屋 静男

31

3333

電話番号 03-3581-1101 内線 3386