

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02019/008712

発行日 令和2年6月11日(2020.6.11)

(43) 国際公開日 平成31年1月10日(2019.1.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32	5 1 0
A 6 1 B 17/16 (2006.01)	A 6 1 B 17/16	4 C 1 6 0

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 46 頁)

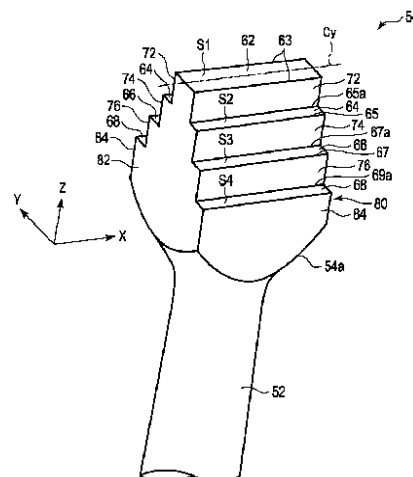
出願番号	特願2019-528271 (P2019-528271)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/024732		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成29年7月5日(2017.7.5)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国・地域	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, 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	(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	100179062 弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100199565 弁理士 飯野 茂
		(74) 代理人	100162570 弁理士 金子 早苗

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アセンブリ

(57) 【要約】

超音波プローブは、超音波振動を長手軸に沿って基端側から先端側に向かって伝達するプローブ本体部と、前記長手軸に沿って前記プローブ本体部の先端側に設けられ、前記超音波振動により処置対象を切削する処置部とを有する。処置部は、前記長手軸に対して直交又は略直交する第1の面と、前記第1の面よりも前記長手軸における基端側に設けられ、前記第1の面の第1の縁部との間に第1の段差を有し、前記長手軸に対して直交又は略直交する第2の面とを有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

長手軸に沿って基端側に配設された超音波トランスデューサに発生させた超音波振動を前記長手軸に沿って基端側から先端側に向かって伝達するプローブ本体部と、

前記長手軸に沿って前記プローブ本体部の先端側に設けられ、前記超音波振動により処置対象を切削する処置部であって、

前記長手軸に対して直交又は略直交する第 1 の面と、

前記第 1 の面よりも前記長手軸における基端側に設けられ、前記第 1 の面の第 1 の縁部との間に第 1 の段差を有し、前記長手軸に対して直交又は略直交する第 2 の面と

を有する処置部と

を具備する超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記第 1 の面は、前記長手軸に直交する第 1 の直交方向に第 1 の寸法を有し、

前記第 2 の面は、前記第 1 の直交方向に、前記第 1 の寸法と等しい第 2 の寸法を有する

、

請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記第 1 の面は、前記第 1 の縁部を含む領域が平面に形成されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記第 2 の面は、前記長手軸から離れた第 2 の縁部と、前記第 2 の縁部よりも前記長手軸に近接する内縁とを含む領域が平面に形成されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 5】

前記処置部は、前記長手軸に沿って基端側から先端側を見るときの内視鏡の視野において認識される指標を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記指標は、前記第 1 の面に設けられ、前記超音波振動により前記処置対象を切削する、請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記指標は、前記処置部の最外縁に形成されている、請求項 5 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 8】

前記第 1 の面の前記第 1 の縁部と、前記第 2 の面との間には、前記長手軸に平行な面を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記第 1 の面の前記第 1 の縁部と、前記第 2 の面との間には、前記長手軸に対して傾斜する面を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記処置部を前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たとき、前記第 2 の面の少なくとも一部は、前記第 1 の面に対して露出している、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

40

【請求項 11】

前記処置部は、前記第 1 の面よりも前記長手軸に沿って基端側に設けられ、前記第 1 の面の前記第 1 の縁部との間に前記第 1 の段差を有し、前記長手軸に対して直交又は略直交する第 3 の面を有し、

前記第 1 の面には、前記長手軸に直交する中心線が規定され、

前記第 2 の面及び前記第 3 の面は、前記長手軸及び前記中心線により形成される仮想面に対して対称に形成されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 12】

前記処置部は、前記第 2 の面よりも前記長手軸に沿って基端側に設けられ、前記第 2 の

50

面との間に第 2 の段差を有し、前記長手軸に対して直交又は略直交する第 3 の面を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 3】

前記第 1 の段差の前記長手軸に沿う第 1 の高さは、前記第 2 の段差の前記長手軸に沿う第 2 の高さに一致し、又は、前記第 1 の高さは前記第 2 の高さよりも高い、請求項 1 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 4】

前記第 1 の段差の前記長手軸に沿う第 1 の高さは、前記第 2 の段差の前記長手軸に沿う第 2 の高さに一致し、又は、前記第 1 の高さは前記第 2 の高さよりも低い、請求項 1 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 5】

前記第 1 の段差は、前記第 1 の面と前記第 2 の面と連続する面を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 6】

前記処置部を前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たとき、前記処置部の最外縁は、多角形状、楕円形状、又は、陸上競技場のトラック形状を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 7】

前記処置部の前記第 1 の面の前記長手軸に直交する第 1 の直交方向に沿う第 1 の寸法は、前記長手軸及び前記第 1 の直交方向に対して直交する第 2 の直交方向で一定である部分を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 8】

前記処置部の前記第 1 の面の前記長手軸に直交する第 1 の直交方向に沿う第 1 の寸法は、前記長手軸及び前記第 1 の直交方向に直交する第 2 の直交方向の位置に応じて変化する部分を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 9】

前記処置部の基端部は、前記長手軸に沿って基端側に向かうにつれて、前記長手軸に直交する断面の断面積を小さく形成する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 2 0】

前記第 1 の面は、前記処置対象としての骨に形成される所望の骨孔の方向に直交又は略直交した状態で前記骨孔の形成位置に押し当てられ、前記第 1 の面に前記超音波振動が伝達されると、前記骨孔を前記所望の方向に向けて形成可能である、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 2 1】

請求項 1 に記載の超音波プローブと、

前記長手軸に沿って前記プローブ本体部の基端に接続され、電力の供給により超音波振動を発生させ、前記長手軸に沿って前記超音波プローブの基端に前記超音波振動を入力して前記超音波振動を前記処置部に伝達する超音波トランスデューサと

を有する超音波処置アセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波プローブ及び超音波処置アセンブリに関する。

【背景技術】

【0002】

例えばUS 2010/121197 A1には、超音波振動が伝達されると先端で骨に孔を形成することが可能な超音波プローブが開示されている。この超音波プローブでは、先端部の形状の孔が形成される。そして、この超音波プローブで骨に孔を形成する場合、切削粉は超音波プローブの基端側に排出される。

【0003】

10

20

30

40

50

例えば超音波プローブを用いて処置を行う場合、孔の形成速度など、処置効率を極力向上させることが求められている。

【発明の概要】

【0004】

この発明は、例えば骨に孔を形成する場合などの処置効率を向上させることが可能な超音波プローブ及び超音波処置ア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超音波プローブは、長手軸に沿って基端側に配設された超音波トランスデューサに発生させた超音波振動を前記長手軸に沿って基端側から先端側に向かって伝達するプローブ本体部と、前記長手軸に沿って前記プローブ本体部の先端側に設けられ、前記超音波振動により処置対象を切削する処置部であって、前記長手軸に対して直交又は略直交する第1の面と、前記第1の面よりも前記長手軸における基端側に設けられ、前記第1の面の第1の縁部との間に第1の段差を有し、前記長手軸に対して直交又は略直交する第2の面とを有する処置部とを有する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、第1及び第2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実施形態に係る処置システムの超音波プローブを示し、特に、処置部及びその近傍を拡大して示す概略図である。

【図3】図3は、図2中の矢印III方向から見た超音波プローブの処置部の概略図である。

【図4】図4は、図2に示す超音波プローブの処置部の概略的な斜視図である。

【図5A】図5Aは、図3中の5A-5A線に沿い、図4中の仮想面α1で示す部位の概略的な断面図である。

【図5B】図5Bは、図3中の5B-5B線に沿い、図4中の仮想面α2で示す部位の概略的な断面図である。

【図5C】図5Cは、図3中の5C-5C線に沿い、図4中の仮想面α3で示す部位の概略的な断面図である。

【図6A】図6Aは、図3中の6A-6A線に沿い、図4中の仮想面β1で示す部位の概略的な断面図である。

【図6B】図6Bは、図3中の6B-6B線に沿い、図4中の仮想面β2で示す部位の概略的な断面図である。

【図7】図7は、図5Bに示す断面を有する処置部を有する超音波プローブを有する処置具で骨に凹孔を形成している状態を示す概略図である。

【図8】図8は、膝蓋骨と脛骨との間の腱から採取した移植腱を示す概略図である。

【図9A】図9Aは、図8に示す移植腱を前十字靱帯の再建のために、大腿骨側の前十字靱帯のフットプリント部に骨孔を形成した状態を示す概略図である。

【図9B】図9Bは、図8に示す移植腱の骨片が入る大きさに、図9Aに示す骨孔に平行に骨孔を形成した状態を示す概略図である。

【図9C】図9Cは、図8に示す移植腱を前十字靱帯の再建のために、脛骨側の前十字靱帯のフットプリント部に骨孔を形成した状態を示す概略図である。

【図9D】図9Dは、図8に示す移植腱の骨片が入る大きさに、図9Cに示す骨孔に平行に骨孔を形成した状態を示す概略図である。

【図9E】図9Eは、図9Dに示す大腿骨側の骨孔に貫通孔を形成した状態を示す概略図である。

【図10】図10は、第1実施形態の第1変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図11A】図11Aは、図10に示す処置部の先端部近傍の適宜のYX平面での断面を示す一例である。

【図11B】図11Bは、図10に示す処置部の先端部近傍の適宜のYX平面での断面を

10

20

30

40

50

示す、図 1 1 A とは異なる例である。

【図 1 1 C】図 1 1 C は、図 1 0 に示す処置部の先端部近傍の適宜の Y X 平面での断面を示す、図 1 1 A 及び図 1 1 B とは異なる例である。

【図 1 2 A】図 1 2 A は、図 1 0 に示す処置部の適宜の Y X 平面での断面を示す一例である。

【図 1 2 B】図 1 2 B は、図 1 0 に示す処置部の適宜の Y X 平面での断面を示す、図 1 2 A とは異なる例である。

【図 1 2 C】図 1 2 C は、図 1 0 に示す処置部の適宜の Y X 平面での断面を示す、図 1 2 A 及び図 1 2 B とは異なる例である。

【図 1 3 A】図 1 3 A は、第 1 実施形態の第 2 変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 1 3 B】図 1 3 B は、第 1 実施形態の第 2 変形例の変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 1 3 C】図 1 3 C は、第 1 実施形態の第 2 変形例の更なる変形例に係る超音波プローブの処置部を示す概略的な斜視図である。

【図 1 4 A】図 1 4 A は、第 1 実施形態の第 3 変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 1 4 B】図 1 4 B は、図 1 4 A 中の矢印 1 4 B に示す方向から見た超音波プローブの処置部の概略図である。

【図 1 5 A】図 1 5 A は、第 1 実施形態の第 4 変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 1 5 B】図 1 5 B は、図 1 5 A 中の矢印 1 5 B に示す方向から見た超音波プローブの処置部の概略図である。

【図 1 6 A】図 1 6 A は、第 1 実施形態の第 4 変形例の変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 1 6 B】図 1 6 B は、図 1 6 A 中の矢印 1 6 B に示す方向から見た超音波プローブの処置部の概略図である。

【図 1 7 A】図 1 7 A は、第 1 実施形態の第 5 変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 1 7 B】図 1 7 B は、図 1 7 A 中の矢印 1 7 B に示す方向から見た超音波プローブの処置部の概略図である。

【図 1 7 C】図 1 7 C は、図 1 7 B とは異なる最外縁を有する処置部を示す概略図である。

【図 1 7 D】図 1 7 D は、図 1 7 B 及び図 1 7 C とは異なる最外縁を有する処置部を示す概略図である。

【図 1 7 E】図 1 7 E は、図 1 7 B から図 1 7 D とは異なる最外縁を有する処置部を示す概略図である。

【図 1 8 A】図 1 8 A は、第 2 実施形態に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 1 8 B】図 1 8 B は、図 1 8 A に示すプローブの処置部を、図 1 に示す配置の状態の関節鏡を用いて観察した状態を示す概略的な斜視図である。

【図 1 9 A】図 1 9 A は、第 2 実施形態の第 1 変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 1 9 B】図 1 9 B は、図 1 9 A に示すプローブの処置部を、図 1 に示す配置の状態の関節鏡を用いて観察した状態を示す概略的な斜視図である。

【図 2 0 A】図 2 0 A は、第 2 実施形態の第 2 変形例に係る超音波プローブの処置部及びその近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 2 0 B】図 2 0 B は、図 2 0 A に示すプローブの処置部を、図 1 に示す配置の状態の関節鏡を用いて観察した状態を示す概略的な斜視図である。

【図 2 1 A】図 2 1 A は、第 2 実施形態の第 3 変形例に係る超音波プローブの処置部及び

10

20

30

40

50

その近傍を示す概略的な斜視図である。

【図 2 1 B】図 2 1 B は、図 2 1 A に示すプローブの処置部を、図 1 に示す配置の状態の関節鏡を用いて観察した状態を示す概略的な斜視図である。

【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。

(第 1 実施形態)

第 1 実施形態について、図 1 から図 9 E を用いて説明する。

【0008】

図 1 に示すように、この実施形態に係る処置システム 10 は、超音波処置アッセンブリ 12 と、電源 (第 1 コントローラ) 14 と、関節鏡 (内視鏡) 16 と、コントローラ (第 2 コントローラ) 18 と、ディスプレイ 20 とを有する。処置システム 10 は、図示しない灌流装置とともに用いられることが好ましい。このため、処置システム 10 を用いた処置を行う際、例えば膝関節 110 の関節腔 110 a 内で灌流液を充填しながら循環させることができる。そして、処置システム 10 の超音波処置アッセンブリ 12 及び関節鏡 16 は、灌流液を満たした関節腔 110 a 内の処置に用いることができる。

10

【0009】

関節鏡 16 は、患者の例えば膝関節 110 内すなわち関節腔 110 a 内を観察する。コントローラ 18 は、関節鏡 16 によって得られた画像を取り込み、画像処理をする。ディスプレイ 20 は、コントローラ 18 での画像処理によって生成された映像を映し出す。なお、例えば処置対象部位を直接目視観察しながら処置を行う場合などのいわゆるオープン外科においては、処置システム 10 における関節鏡 (内視鏡) 16 は必ずしも必要ではない。

20

【0010】

超音波処置アッセンブリ 12 は、処置具 22 と、超音波トランスデューサ 24 とを有する。処置具 22 及び超音波トランスデューサ 24 は共通の長手軸 (中心軸) L 上に配設されている。特に、後述する超音波プローブ 46 及び振動体 34 は、共通の長手軸 (中心軸) L 上に配設されている。

【0011】

超音波トランスデューサ 24 は、ハウジング (振動子ケース) 32 と、ハウジング 32 の内側に配設された振動体 34 とを有する。振動体 34 は、ボルト締めランジュバン型の超音波振動子 (Bolt-clamped Langevin-type Ultrasonic Transducer) 34 a と、後述する超音波プローブ 46 の基端との接続部 34 b とを有する。接続部 34 b は振動子 34 a の先端に形成されている。接続部 34 b は超音波トランスデューサ 24 の長手軸 (中心軸) L に沿ってハウジング 32 の先端側に突出していることが好適である。超音波トランスデューサ 24 のハウジング 32 の基端からは、一端が振動子 34 a に接続され、他端が電源 14 に接続されるケーブル 36 が延出されている。

30

【0012】

超音波トランスデューサ 24 の振動子 34 a に電源 14 からの電力が供給されると、振動子 34 a は、長手軸 L に沿う適宜の振幅の縦振動を発生させる。超音波トランスデューサ 24 は長手軸 L に沿って先端側の接続部 34 b の形状 (ホーン形状) により、超音波振動子 34 a に発生させた超音波振動の振幅を適宜に拡大する。そして、超音波トランスデューサ 24 は、長手軸 L に沿って超音波プローブ 46 の基端に超音波振動を入力して超音波振動を後述する処置部 54 に伝達する。

40

【0013】

電源 14 にはスイッチ 14 a が接続されている。電源 14 は、スイッチ 14 a の操作に応じて超音波トランスデューサ 24 に適宜のエネルギー (電力) を供給して、超音波振動子 34 a に超音波振動を発生させる。スイッチ 14 a は、例えば押圧操作されている状態で超音波振動子 34 a 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 34 a が駆動された状態が解除される。なお、スイッチ 14 a は、後述するハンドル 42 に設け

50

られることも好適である。

【0014】

処置具22は、ハンドル42と、シース44と、超音波プローブ46とを有する。図2に示すように、超音波プローブ46は、プローブ本体部52と、ブロック状の処置部54とを一体的に有する。なお、図2中では、処置部54及びその近傍を拡大している。処置部54は、その基端に、長手軸Lに直交するよりも緩やかな傾斜面54aを有する。傾斜面54aは、処置部54の最外縁80よりも基端側の基端部に形成されている。このため、処置部54の基端部は、長手軸Lに沿って基端側に向かうにつれて、長手軸Lに直交する断面の断面積を小さく形成する。したがって、傾斜面54a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小径化している。そして、傾斜面54aは、プローブ本体部52の先端と処置部54との間を滑らかに接続する。傾斜面54aの存在によって処置部54の後述する最外縁80を形成する端面82, 84の長手軸Lに沿う長さを短くし、骨Bなどの切削粉を長手軸Lに沿って基端側に排出し易くしている。

10

【0015】

プローブ本体部52の先端部近傍には、処置部54の先端からの距離を示す目盛56が形成されている。目盛56は、関節鏡16で観察可能である。

【0016】

超音波プローブ46は例えばチタン合金材などの金属材料等、超音波振動を長手軸Lに沿って基端から先端に向かって伝達可能な素材で形成されている。超音波プローブ46は、真っ直ぐに形成されていることが好ましい。プローブ本体部52の基端には、超音波トランスデューサ24の振動体34の接続部34bに接続される接続部52aを有する。このため、プローブ本体部52の基端の接続部52aには、ハウジング32に固定された超音波トランスデューサ24の接続部34bが固定されている。したがって、プローブ46の長手軸Lに沿って基端側には、超音波トランスデューサ24が配設される。

20

【0017】

プローブ本体部52は、超音波トランスデューサ24に発生させた縦振動の超音波振動を長手軸Lに沿って基端側から先端側に向かって伝達する。処置部54には、超音波振動子34aに発生させた超音波振動が接続部34b及びプローブ本体部52を介して伝達される。処置部54は、長手軸Lに沿ってプローブ本体部52の先端側に設けられ、伝達された超音波振動により処置対象を切削する。処置部54は、超音波振動により処置対象である骨に孔を形成可能である。超音波振動子34aから処置部54の先端まで、真っ直ぐな長手軸L(中心軸)上にある。このため、処置部54には、縦振動が伝達される。

30

【0018】

プローブ46の全長は、例えば、振動子34aの共振周波数に基づく半波長の整数倍であることが好適である。プローブ46の全長は振動子34aの共振周波数に基づく半波長の整数倍に限らず、素材や振幅拡大率等により適宜に調整される。このため、プローブ46の全長は、振動子34aの共振周波数に基づく半波長の略整数倍であっても良い。振動体34及びプローブ46は、全体として、振動子34aの共振周波数及び電源14の出力における周波数で振動するように素材や長さ、径を含む形状が適宜に設定されている。

【0019】

振動体34の先端の接続部34b及び振動体34の基端は振動の腹となっている。超音波プローブ46のうち、振動体34の接続部34bに接続されている基端は振動の腹となっており、処置部54は振動の腹となっている。プローブ46のプローブ本体部52の外周面には、シース44の内周面との間に図示しないスペーサが配設されている。スペーサは、長手軸Lに沿って動かない振動の節の位置の外周に配設される。また、ハンドル42に対して、プローブ本体部52は、符号52bで示す振動の節の位置の外周で支持される。

40

【0020】

処置部54は、処置部54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(最外縁)80が図3に示す矩形状などの多角形状に形成されている。本実施形態に係る

50

処置具 22 の処置部 54 は、長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たとき、最外縁 80 が矩形状（長方形）に形成されている。処置部 54 の最外縁 80 は、後述する骨孔（トンネル）100 の外形を規定する。最外縁 80 は、短辺を形成する 1 対の端面 82 と、長辺を形成する 1 対の端面 84 とを有する。最外縁 80 は、一例として、短辺が 4 mm で、長辺が 5 mm である。なお、後述する第 4 変形例（図 15 A）で説明するように、最外縁 80 は正多角形であっても良い。最外縁 80 の形状は、1 回又は複数回の処置により形成したい孔の形状に応じて、適宜に形成することができる。

【0021】

ここで、最外縁 80 の長辺に沿う方向（長辺方向）を X 軸、短辺に沿う方向（短辺方向）を Y 軸とする。X 軸は長手軸 L に対する第 1 の直交方向である。Y 軸は長手軸 L に対する第 2 の直交方向である。第 1 の直交方向及び第 2 の直交方向は互いに直交している。なお、長手軸 L に沿う方向を Z 軸とする。すなわち、プローブ 46 に対する XYZ 座標系を上述したように規定する。

10

【0022】

短辺を形成する 1 対の端面 82 の中央に中心線 Cx を取り、長辺を形成する 1 対の端面 84 の中央に中心線 Cy を取る。中心線 Cx は Y 軸に平行である。中心線 Cy は X 軸に平行である。本実施形態に係る処置部 54 は、中心線 Cx に対称に形成され、かつ、中心線 Cy に対称に形成されている。本実施形態では、第 1 の面 62、第 2 の面 64、第 3 の面 66 及び前記第 4 の面 68 は、長手軸 L 及び中心線 Cx により形成される仮想面（ZX 平面）に対して対称に形成されている。本実施形態では、第 1 の面 62、第 2 の面 64、第 3 の面 66 及び前記第 4 の面 68 は、長手軸 L 及び中心線 Cy を含む仮想面（YZ 平面）に対して対称に形成されている。

20

そして、最外縁 80 は、長手軸 L 及び中心線 Cx により形成される仮想面（YZ 平面）に対して対称に形成されていることが好ましい。最外縁 80 は、長手軸 L 及び中心線 Cy により形成される仮想面（ZX 平面）に対して対称に形成されていることが好ましい。

【0023】

図 3 及び図 4 に示すように、処置部 54 は階段状に形成されている。処置部 54 は、長手軸 L に沿って基端側から先端側に向かって突出する。処置部 54 は、長手軸 L に沿って先端側から基端側に向かって順に、第 1 の面 62、1 対の第 2 の面 64、2 対の第 3 の面 66、及び、2 対の第 4 の面 68 を有する。これら第 1 の面 62、1 対の第 2 の面 64、2 対の第 3 の面 66、及び、2 対の第 4 の面 68 は、最外縁 80 を形成する部分よりも長手軸 L に沿って先端側に設けられている。処置部 54 は、第 4 の面 68、第 3 の面 66、第 2 の面 64 及び第 1 の面 62 が、長手軸 L に沿って基端側から先端側に向かうにつれて上る階段状に形成されている。第 1 の面 62 は、処置部 54 の先端面として形成されている。第 1 の面 62、第 2 の面 64、第 3 の面 66、及び、第 4 の面 68 はそれぞれ長手軸 L に直交する平面として形成されていることが好ましい。すなわち、第 1 の面 62、第 2 の面 64、第 3 の面 66、及び、第 4 の面 68 はそれぞれ X 軸及び Y 軸により形成される XY 平面に平行であることが好ましい。

30

なお、ここでは、第 1 の面 62、第 2 の面 64、第 3 の面 66、及び、第 4 の面 68 はそれぞれ XY 平面に平行であるものとして説明するが、XY 平面に対して例えば数度（°）の範囲など、僅かに傾斜した略平行であっても良い。すなわち、第 1 の面 62、第 2 の面 64、第 3 の面 66、及び、第 4 の面 68 は長手軸 L に直交せずとも、略直交している状態にあることが許容される。

40

【0024】

第 1 の面 62、第 2 の面 64、第 3 の面 66、及び、第 4 の面 68 は、全面が平面として形成されていることが好ましい。第 1 の面 62 は、第 1 の縁部（外縁）63 を含む領域が平面として形成されていれば、例えば後述する中心線 Cy で示す領域付近に凹部及び／又は凸部が形成されていても良い。同様に、第 2 の面 64 は、第 2 の縁部（外縁）65 と内縁 65a とを含む領域が平面として形成されていれば、後述する第 1 の側面 72 に近接する領域付近に凹部及び／又は凸部が形成されていても良い。また、第 3 の面 66 は、第

50

3の縁部(外縁)67と内縁67aとを含む領域が平面として形成されていれば、後述する第2の側面74に近接する領域付近に凹凸が形成されていても良い。第4の面68は、第4の縁部(外縁)69と内縁69aとを含む領域が平面として形成されていれば、後述する第3の側面76に近接する領域付近に凹部及び/又は凸部が形成されていても良い。特に、第1の面62の第1の縁部(外縁)63を含む領域、第2の面64の第2の縁部(外縁)65を含む領域、第3の面66の第3の縁部(外縁)67を含む領域、第4の面68の第4の縁部(外縁)69を含む領域は、長手軸Lに直交する平面として形成されていることが好ましい。

なお、第1の面62を長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たときの投影形状(第1の面62の外縁63の内側)は、第2の面64を長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たときの投影形状(第2の面64の外縁65の内側)よりも小さい。このため、第1の面62の投影形状は、第2の面64の外縁65の内側にあり、第3の面66の外縁67の内側にあり、第4の面68の外縁(最外縁80)の内側にある。

【0025】

第1の面62は、X軸方向の端面82に隣接する直角二等辺三角形形状の面62a、62bと、その面62a、62b間に略正方形形状の面62cとを有する。第1の面62は、X軸方向に沿って、面62a、面62c、面62bが連続している。第1の面62は、Y軸方向の一端と他端との間の略中央の中心線Cy上に形成されている。略正方形形状の面62cには、仮想的な長手軸(中心軸)Lが貫通する。

【0026】

1対の第2の面64は、中心線CyからY軸方向の両端側(端面84)に向かってずれた位置に形成されている。第2の面64は、第1の面62に対してY軸方向の両端側に近接する位置、かつ、第1の面62に対してZ軸方向に沿ってプローブ本体部52に近接する位置にそれぞれ形成されている。第2の面64は、それぞれ略M字状又は略W字状に形成されている。

第1の面62の外縁(第1の縁部)63と1対の第2の面64の一方との間、及び、他方との間には、それぞれ4つの略矩形形状の第1の側面72が形成される。第1の側面72はそれぞれZ軸に平行である。第1の側面(段差)72は、第1の面62と第2の面64とに連続する。

【0027】

骨孔100の外形を規定する略矩形形状の最外縁80のうち、短辺を形成する1対の端面82は、第1の側面72とともに、第1の面62及び第2の面64の端面として形成される。

【0028】

第3の面66は、第2の面64よりも中心線CyからY軸方向の両端側(端面84)に向かってずれた位置に形成されている。第3の面66は、第2の面64に対してY軸方向の両端側に近接する位置、かつ、第2の面64に対してZ軸方向に沿ってプローブ本体部52に近接する位置にそれぞれ形成されている。第3の面66は、それぞれ略V字状に形成されている。

一方の第2の面64の外縁(第2の縁部)65と1対の第3の面66との間には、4つの略矩形形状の第2の側面74が形成される。他方の第2の面64と1対の第3の面66との間には、4つの略矩形形状の第2の側面74が形成される。第2の側面74はそれぞれZ軸に平行である。

【0029】

第4の面68は、第3の面66よりも中心線CyからY軸方向の両端側(端面84)に向かってずれた位置に形成されている。第4の面68は、第3の面66に対してY軸方向の両端側に近接する位置、かつ、第3の面66に対してZ軸方向に沿ってプローブ本体部52に近接する位置にそれぞれ形成されている。第4の面68は、それぞれ略三角形形状に形成されている。

なお、骨孔100の外形を規定する略矩形形状の最外縁80のうち、長辺は、第3の面6

10

20

30

40

50

6 及び第 4 の面 6 8 により形成される。

4 つの第 3 の面 6 6 の 1 つと 1 つの第 4 の面 6 8 との間には、2 つの略矩形状の第 3 の側面 7 6 が形成される。第 3 の側面 7 6 はそれぞれ Z 軸に平行である。

【0030】

このため、処置部 5 4 を長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たとき、図 3 に示すように、第 1 の面 6 2 だけでなく、第 2 の面 6 4、第 3 の面 6 6 及び第 4 の面 6 8 の全面が認識されるように露出している。

【0031】

図 5 A から図 5 C には、図 3 及び図 4 中の中心線 C x に平行で中心線 C y に直交し、すなわち Y Z 平面に平行な面の断面を示す。図 6 A 及び図 6 B には、図 3 及び図 4 中の中心線 C x に直交し中心線 C y に平行で、すなわち Z X 平面に平行な面の断面を示す。

10

【0032】

第 1 の面 6 2 の第 1 の縁部 6 3 と第 1 の側面 7 2 との間のエッジはできるだけ鋭利な直角に形成されていることが好ましい。この場合、第 1 の面 6 2 の外形状の凹孔 1 0 0 を形成し易い。第 2 の面 6 4 の第 2 の縁部 6 5 と第 2 の側面 7 4 との間のエッジはできるだけ鋭利な直角に形成されていることが好ましい。この場合、第 2 の面 6 4 の外形状の凹孔 1 0 0 を形成し易い。同様に、第 3 の面 6 6 の第 3 の縁部 6 7 と第 3 の側面 7 6 との間のエッジ、及び、第 4 の面 6 8 の第 4 の縁部 6 9 と最外縁 8 0 との間のエッジは、できるだけ鋭利な直角に形成されていることが好ましい。これらの場合、第 3 の面 6 6 の外形状の凹孔 1 0 0 を形成し易く、第 4 の面 6 8 の外形状の凹孔 1 0 0 を形成し易い。

20

【0033】

骨孔 1 0 0 の外形を規定する略矩形状の最外縁 8 0 のうち、長辺を形成する 1 対の端面 8 4 は、第 2 の側面 7 4 及び第 3 の側面 7 6 とともに、第 3 の面 6 6 及び第 4 の面 6 8 の端面として形成される。第 3 の面 6 6 と処置部 5 4 の最外縁 8 0 との間のエッジはできるだけ鋭利な直角に形成されていることが好ましい。この場合、第 3 の面 6 6 の外形状の凹孔 1 0 0 又は貫通孔（トンネル）を形成し易い。第 4 の面 6 8 と処置部 5 4 の最外縁 8 0 との間のエッジはできるだけ鋭利な直角に形成されていることが好ましい。この場合、第 4 の面 6 8 の外形状の凹孔 1 0 0 又は貫通孔を形成し易い。

【0034】

本実施形態に係る処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 の面積 S 1 は、2 つの第 2 の面 6 4 のそれぞれの面積 S 2 よりも大きい。各第 2 の面 6 4 の面積 S 2 は、4 つの第 3 の面 6 6 のそれぞれの面積 S 3 よりも大きい。各第 3 の面 6 6 の面積 S 3 は、4 つの第 4 の面 6 8 のそれぞれの面積 S 4 よりも大きい。

30

【0035】

図 5 A には、Y 軸及び Z 軸により形成される Y Z 平面に平行で、中心線 C x を通る第 1 仮想面 $\alpha 1$ （図 3 中の 5 A - 5 A 線）に沿う断面を示す。第 1 仮想面 $\alpha 1$ は、長手軸 L（Z 軸）及び長手軸 L に直交する第 1 の直交方向（Y 軸）を含む領域として規定される。

図 5 B には、第 2 仮想面 $\alpha 2$ （図 3 中の 5 B - 5 B 線）に沿う断面を示す。第 2 仮想面 $\alpha 2$ は、第 1 仮想面 $\alpha 1$ に平行で、中心線 C x から X 軸方向の端面 8 2 に向かってずれた位置にある。

40

図 5 C には、第 3 仮想面 $\alpha 3$ （図 3 中の 5 C - 5 C 線）に沿う断面を示す。第 3 仮想面 $\alpha 3$ は、第 1 仮想面 $\alpha 1$ 及び第 2 仮想面 $\alpha 2$ に平行で、第 2 仮想面 $\alpha 2$ から X 軸方向の端面 8 2 に向かってずれた位置にある。

【0036】

図 5 A から図 5 C に示す例では、先端の第 1 の面 6 2 は、長手軸 L に直交する第 1 の直交方向（Y 軸方向）に第 1 の幅（寸法）W 1 を有する。第 1 の面 6 2 から第 1 の側面 7 2 を介して 1 段だけ基端側にある 1 対の第 2 の面 6 4 は、中心線 C y から長辺の端面 8 4 に向かって、第 2 の幅（寸法）W 2 を有する。第 2 の面 6 4 から 1 段だけ基端側にある 2 対の第 3 の面 6 6 は、第 2 の面 6 4 から長辺の端面 8 4 に向かって、第 3 の幅（寸法）W 3 を有する。第 3 の面 6 6 から 1 段だけ基端側にある第 4 の面 6 8 は、第 3 の面 6 6 から長

50

辺の端面 8 4 に向かって、第 4 の幅（寸法）W 4 を有する。

【 0 0 3 7 】

以下、第 1 の面 6 2 での幅 W 1 と、第 2 の面 6 4 での幅 W 2 について対比する。

図 5 A に示す例では、第 1 の面 6 2 の第 1 の幅 W 1 ($W \alpha 1$) は、第 2 の面 6 4 の 1 対の第 2 の幅 W 2 のそれぞれよりも大きい。図 5 A 中に示す第 1 の幅 W 1 は、第 1 の面 6 2 の Y 軸方向に沿う最大幅となる。

図 5 B に示す例では、第 1 の面 6 2 の第 1 の幅 W 1 ($W \alpha 2$) は、第 2 の面 6 4 の 1 対の第 2 の幅 W 2 のそれぞれと等しい。

図 5 C に示す例では、第 1 の面 6 2 の第 1 の幅 W 1 ($W \alpha 3$) は、第 2 の面 6 4 の 1 対の第 2 の幅 W 2 のそれぞれよりも小さい。図 5 C 中に示す第 1 の幅 W 1 は、第 1 の面 6 2 の Y 軸方向に沿う最小幅となる。

このように、本実施形態では、処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 における Y 軸方向の幅 W 1 は、X 軸方向の位置によって変化する。

【 0 0 3 8 】

図 6 A には、Z 軸及び X 軸により形成される Z X 平面に平行で、中心線 C x を通る第 1 仮想面 $\beta 1$ (図 3 中の 6 A - 6 A 線) に沿う断面を示す。第 1 仮想面 $\beta 1$ は、長手軸 L (Z 軸) 及び長手軸 L に直交する第 2 の直交方向 (X 軸) を含む領域として規定される。

図 6 B には、第 2 仮想面 $\beta 2$ (図 3 中の 6 B - 6 B 線) に沿う断面を示す。第 2 仮想面 $\beta 2$ は、第 1 仮想面 $\beta 1$ に平行で、中心線 C y から Y 軸方向の端面 8 4 に向かってずれた位置にある。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態では、図 3 中に示す第 2 の面 6 4 の内縁 6 5 a と外縁 6 5 との間の幅 W b 及び第 3 の面 6 6 の内縁 6 7 a と外縁 6 7 との間の幅 W c のうち、一部は同一に形成されていることが好ましい。このため、X 軸方向の適宜の位置での第 2 の面 6 4 及び第 3 の面 6 6 の Y 軸方向の幅 W 2 , W 3 は、同一となる。

【 0 0 4 0 】

次に、本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。

【 0 0 4 1 】

関節は、軟骨と、皮質骨及び海綿骨とを有する。本実施形態に係る超音波処置具 2 2 は、軟骨及び骨（皮質骨及び海綿骨）の処置に用いることができる。ここでは、骨 B に骨孔 1 0 0 を形成する場合を例にして説明する。なお、膝関節 1 1 0 内の前十字靱帯を再建する手術を行う際の一連の処置について、簡単に後述する。

【 0 0 4 2 】

プローブ 4 6 にシース 4 4 及びハンドル 4 2 を取り付け、超音波処置具 2 2 を形成する。プローブ 4 6 の処置部 5 4 は、シース 4 4 の先端から長手軸 L に沿って先端側に突出している。超音波処置具 2 2 に超音波トランスデューサ 2 4 が取り付けられて超音波処置アッセンブリ 1 2 が形成される。このとき、超音波プローブ 4 6 の基端の接続部 5 2 a と超音波トランスデューサ 2 4 の振動体 3 4 の接続部 3 4 b とを接続する。

【 0 0 4 3 】

術者は、関節鏡 1 6 を、超音波処置アッセンブリ 1 2 の後述する超音波プローブ 4 6 の処置部 5 4 に対して、図 1 に示すような位置関係に配置する。処置部 5 4 は、長手軸 L に沿って基端側から先端側を見るときに関節鏡（内視鏡）1 6 の視野内に配置される。すなわち、関節鏡 1 6 を用いて得られ、ディスプレイ 2 0 に表示される像により、超音波プローブ 4 6 の処置部 5 4 を後方から観察する。術者は、骨 B のうち、凹孔 1 0 0 を形成したい部分の状態をディスプレイ 2 0 上で観察するとともに、その凹孔 1 0 0 を形成したい部分に処置具 2 2 の処置部 5 4 の先端（第 1 の面 6 2 ）を接触させる。術者は、凹孔 1 0 0 を形成したい方向（所望の骨孔の方向）と、処置具 2 2 の長手軸 L とを一致させる。このため、第 1 の面 6 2 は、処置対象としての骨 B に形成される所望の骨孔の方向に直交又は略直交した状態で骨孔の形成位置に押し当てられる。なお、骨孔 1 0 0 の形成にあたっては、関節腔 1 1 0 a 内に灌流液を灌流させた状態で行われる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

本実施形態に係る処置具 2 2 の処置部 5 4 は、処置部 5 4 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（最外縁）8 0 が円形ではないため、長手軸 L の軸回りに回転させると、形成される孔の外形が異なる。このため、処置部 5 4 には、向きがあると言える。したがって、術者は、関節鏡 1 6 による像を確認しながら、プローブ 4 6 を長手軸 L の軸回りに回転させ、形成したい骨孔 1 0 0 の形状を決める。

【 0 0 4 5 】

この状態で、術者はスイッチ 1 4 a を操作する。スイッチ 1 4 a が押圧操作されると、電源 1 4 から超音波プローブ 4 6 の基端に固定された振動体 3 4 の超音波振動子 3 4 a にエネルギーが供給され、超音波振動子 3 4 a に超音波振動が発生する。このため、振動体 3 4 を介して超音波プローブ 4 6 に超音波振動が伝達される。この超音波振動は、超音波プローブ 4 6 の基端から先端側に向かって伝達される。例えば、処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 又はその近傍が振動の腹となっている。ここでは、第 1 の面 6 2 に振動の腹が形成される例について説明するが、第 2 の面 6 4、第 3 の面 6 6、第 4 の面 6 8 のいずれの位置に振動の腹が形成されても良い。

【 0 0 4 6 】

処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 は、振動子 3 4 a の共振周波数に基づく速度（例えば数 m / s から数千 m / s）で長手軸 L に沿って適宜の振幅で変位している。このため、振動が伝達されている状態で長手軸 L に沿って先端側に向かって処置具 2 2 を移動させて処置部 5 4 を骨 B に押し当てると、超音波振動の作用により、骨 B のうち、処置部 5 4 が接触している部分が破砕されていく。したがって、長手軸 L（中心軸 C）に沿って先端側に向かって処置具 2 2 すなわちプローブ 4 6 を移動させるのに応じて、骨 B には、超音波プローブ 4 6 の処置部 5 4 の長手軸 L（所望の骨孔の方向）に沿って凹孔 1 0 0 が形成されていく。このため、第 1 の面 6 2 に超音波振動が伝達されると、超音波プローブ 4 6 は、凹孔（骨孔）1 0 0 を長手軸 L（所望の方向）に向けて形成可能である。

【 0 0 4 7 】

骨 B が軟骨下にある場合、長手軸 L に沿って先端側に向かって超音波プローブ 4 6 の処置部 5 4 を軟骨に押し当てると、超音波振動の作用により、軟骨のうち、処置部 5 4 が接触している部分が切除され、軟骨に凹孔が形成される。

【 0 0 4 8 】

術者はスイッチ 1 4 a を押圧操作した状態を維持し、すなわち、超音波振動子 3 4 a を振動させた状態を維持して、プローブ 4 6 の処置部 5 4 を長手軸 L に沿って前方側（Z 軸に沿う方向）に移動させる。骨 B には、開口縁 1 0 0 a が第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 の大きさ及び形状の凹孔 1 0 0 が形成される。すなわち、第 1 の面 6 2 では、深さ方向（Z 軸方向）に第 1 の面 6 2 の形状を写し取るように均一的に超音波振動による切削が行われる。このときの凹孔 1 0 0 の開口縁 1 0 0 a は、処置部 5 4 の最外縁 8 0 よりも小さい。なお、第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 は、処置部 5 4 の最外縁 8 0 の短辺を形成する 1 対の端面 8 2 の一部を形成する。

【 0 0 4 9 】

このとき、骨 B に凹孔（骨孔）1 0 0 を形成する切削機序の一例は、長手軸 L に沿って超音波振動が伝達されている処置具 2 2 の処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 による骨 B へのハンマリング効果であると考えられる。ハンマリング効果により骨 B のうち、先端面である第 1 の面 6 2 に当接される位置が破砕されて長手軸 L に沿って切削されていく。

【 0 0 5 0 】

骨 B の切削粉（debris）は、第 1 の面 6 2 から X Y 平面に沿って第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 に向かって移動していく。このとき、切削粉は、第 1 の面 6 2 と骨 B のうちの第 1 の面 6 2 に対向する部位との間で更に細かく破砕されながら、X Y 平面に沿って第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 に向かって移動していく。このように、細かく破砕された切削粉は、第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 から第 1 の側面（第 1 の段差）7 2 と骨 B との間の隙間を通して、第 2 の面 6 4 に向かって排出される。このとき、第 2 の面 6 4 は骨 B に接触していないため、骨

Bの切削粉は、骨Bと第2の面64との間を通して、処置部54の基端側に排出される。また、骨Bの切削粉は、第1の面62から端面82と骨Bとの間の隙間を通して処置部54の基端側に排出される。

【0051】

そして、本実施形態に係る処置部54は、最外縁80の面積Sの先端面で骨Bを破碎して切削を進めるよりも、小さい面積S1の第1の面62により、骨Bを破碎して切削を進める。このため、骨Bを破碎するエネルギーを第1の面62に、より集中させることができる。したがって、最外縁80の形状の凹孔を直接形成するよりも、最外縁80の形状よりも小さい第1の面62の形状の凹孔100は形成され易い。また、第1の面62で骨Bを切削する場合、処置部54の最外縁80の面積Sの先端面で骨Bを切削する場合に比べて、深さ方向にプローブ46を等距離移動させる場合の切削体積を小さくする。このため、はじめから最外縁80の面積Sの先端面で骨Bを切削する場合に比べて、プローブ46の処置部54で同一深さに凹孔100を形成する場合の切削速度を、向上させることができる。

10

【0052】

超音波振動が伝達された第1の面62で凹孔100を深くしていくと、第1の面62よりも長手軸Lに沿って基端側の位置の第2の面64が骨Bに当てられる。そして、ハンマリング効果により、骨Bのうち、第1の面62に当接される位置、及び、第2の面64に当接される位置が破碎されて長手軸Lに沿って切削されていく。

【0053】

20

骨Bの切削粉(debris)は、第1の面62からXY平面に沿って移動して、第1の面62の外縁63から第1の側面(第1の段差)72と骨Bとの間の隙間を通して、第2の面64に向かって排出される。同様に、第2の面64からXY平面に沿って移動して、第2の面64の外縁65から第2の側面(第2の段差)74と骨Bとの間の隙間を通して、第3の面66に向かって排出される。このとき、第3の面66は骨Bに接触していないため、骨Bの切削粉は、骨Bと第3の面66との間を通して、処置部54の基端側に排出される。また、骨Bの切削粉は、第1の面62及び第2の面64から端面82と骨Bとの間の隙間を通して処置部54の基端側に排出される。

【0054】

ここで、X軸方向について、第2の面64の外縁65は、処置部54の最外縁80の短辺を形成する1対の端面82の一部である。このため、X軸方向については、第2の面64の外縁65で形成した開口縁100aの大きさは、第1の面62の外縁63で形成した開口縁100aと同じで、変化しない。

30

【0055】

Y軸方向について、第2の面64は、第1の面62の中心線Cyから最外縁80の長辺を形成する端面84に向かってずれた位置にある。このため、第2の面64の外縁65で形成される開口縁100aは、第1の面62の外縁63で形成した開口縁100aに比べてY軸方向に大きくなる。

【0056】

このようにして、処置部54で、第2の面64の外縁65の形状の開口縁100aを有する凹孔100が形成される。すなわち、プローブ46の処置部54を長手軸Lに沿って前方側に移動させると、骨Bには、処置部54の最外縁80よりも小さいが、開口縁100aが第2の面64の外縁65の形状と同じ形状の、凹孔100が形成される。第2の面64では、深さ方向(Z軸方向)に第2の面64の形状を写し取るように均一的に超音波振動による切削が行われる。このときの凹孔100の開口縁100aの内側の面積は、第1の面62のみで形成した凹孔100の開口縁100aの内側の面積に比べて大きくなる。このときの凹孔100は、第1の面62と第2の面64との間に長手軸Lに平行な第1の側面(第1の段差)72を有するため、段付き穴として形成される。

40

また、第1の面62及び第2の面64の両方で骨Bを切削する場合、処置部54の最外縁80の面積Sの先端面で骨Bを切削する場合に比べて、深さ方向にプローブ46を等距

50

離移動させる場合の切削体積を小さくする。このため、はじめから最外縁 80 の面積 S の先端面で骨 B を切削する場合に比べて、プローブ 46 の処置部 54 で同一深さに凹孔 100 を形成する場合の切削速度を、向上させることができる。

【0057】

そして、第 1 の面 62 及び第 2 の面 64 で凹孔 100 を深くしながら、第 3 の面 66 を骨 B に当てて、第 3 の面 66 の外縁 67 の形状の開口縁 100a を有する凹孔 100 を形成する。すなわち、プローブ 46 の処置部 54 を長手軸 L に沿って前方側に移動させると、骨 B には、処置部 54 の最外縁 80 よりも小さいが、開口縁 100a が第 3 の面 66 の外縁 67 の形状と同じ形状の、凹孔 100 が形成される。第 3 の面 66 では、深さ方向（Z 軸方向）に第 3 の面 66 の形状を写し取るように均一的に超音波振動による切削が行われる。このときの凹孔 100 の開口縁 100a の内側の面積は、第 2 の面 64 で形成した凹孔 100 の開口縁 100a の内側の面積に比べて大きくなる。

10

Y 軸方向について、第 3 の面 66 の外縁 67 で形成した開口縁 100a は、第 2 の面 64 の外縁 65 で形成した開口縁 100a に比べて Y 軸方向に大きくなる。第 3 の面 66 の外縁は、処置部 54 の最外縁 80 の長辺（端面 84）の一部と一致している。骨 B の切削粉は、第 1 の面 62、第 1 の側面 72、第 2 の面 64、第 2 の側面 74、第 3 の面 66 及び第 3 の側面（第 3 の段差）76 を通して、第 4 の面 68 に排出される。すなわち、第 3 の面 66 により形成される切削粉は、第 1 の面 62 及び第 2 の面 64 により形成された切削粉とともに、第 4 の面 68 に向かって排出される。また、骨 B の切削粉の一部は、第 3 の側面 76 を通して最外縁 80 の端面 84 に排出される。

20

X 軸方向について、第 3 の面 66 の外縁は、処置部 54 の最外縁 80 の短辺（端面 82）と同じである。このため、X 軸方向については、第 2 の面 64 の外縁 65 で形成した開口縁 100a の大きさは、第 1 の面 62 の外縁 63 で形成した開口縁 100a と同じである。また、骨 B の切削粉は、第 1 の面 62 及び第 2 の面 64 から端面 82 に排出される。

【0058】

そして、第 1 の面 62、第 2 の面 64 及び第 3 の面 66 で凹孔 100 を深くしながら、第 4 の面 68 を骨 B に当てて、第 4 の面 68 の外縁の形状の開口縁 100a を有する凹孔 100（図 7 参照）を形成する。すなわち、プローブ 46 の処置部 54 を長手軸 L に沿って前方側に移動させると、骨 B には、開口縁 100a が第 4 の面 68 を含む処置部 54 の最外縁 80 の形状と同じ形状の、凹孔 100 が形成される。第 4 の面 68 では、深さ方向（Z 軸方向）に第 4 の面 68 及び処置部 54 の最外縁 80 の形状を写し取るように均一的に超音波振動による切削が行われる。このときの凹孔 100 の開口縁 100a の内側の面積は、第 3 の面 66 で形成した凹孔 100 の開口縁 100a の内側の面積に比べて大きくなる。凹孔 100 は、開口縁 100a に対して適宜の深さに形成される。

30

Y 軸方向について、第 4 の面 68 の外縁で形成した開口縁 100a は、第 3 の面 66 の外縁で形成した開口縁 100a に比べて Y 軸方向に大きくなる。また、このときの開口縁 100a は、処置部 54 の最外縁 80 の長辺（端面 84）と同じ形状である。骨 B の切削粉は、処置部 54 の最外縁 80 の端面 82、84 に排出される。すなわち、第 4 の面 68 により形成される切削粉は、第 1 の面 62、第 2 の面 64 及び第 3 の面 66 により形成された切削粉とともに、端面 84 に向かって排出される。

40

【0059】

したがって、図 7 に示すように、骨 B には、処置部 54 の最外縁 80 と同じ形状の開口縁 100a を有する凹孔 100 が形成される。

【0060】

関節鏡 16 による像では、プローブ本体部 52 の先端部の目盛 56 が観察できる。術者は、関節鏡 16 による像の目盛 56 を判断して、凹孔 100 の深さを推測する。所望の深さの凹孔 100 が形成されたとき、スイッチ 14a の押圧を解除する。プローブ 46 に対する超音波振動の伝達が解除される。

【0061】

なお、必要な深さの凹孔 100 が形成されていない場合であっても、切削粉などにより

50

、処置部 5 4 の観察が阻害される場合は、一旦、スイッチ 1 4 a の押圧を解除し、処置部 5 4 への超音波振動の伝達を停止する。処置部 5 4 が再度観察可能になってから、再度、スイッチ 1 4 a を押圧して、超音波振動を処置部 5 4 に伝達する。

【 0 0 6 2 】

このように、第 1 の面 6 2、第 2 の面 6 4、第 3 の面 6 6 及び第 4 の面 6 8 で順に開口縁 1 0 0 a の面積を大きくしていく場合、各面（例えば第 1 の面 6 2）に伝達される超音波振動による作用により生じる切削粉は、処置部 5 4 の最外縁 8 0 の面積 S と同じ面積の先端面で骨 B を切削する場合に比べて少なくなる。また、第 1 の面 6 2 と第 2 の面 6 4 との間には、長手軸 L（Z 軸方向）に沿ってズレ（第 1 の段差）があるため、第 1 の面 6 2 及び第 2 の面 6 4 で同時に骨 B を切削しても、切削粉の排出タイミングは、第 1 の側面 7 2 の長手軸 L に沿った長さ分だけズレが生じる。また、例えば第 1 の面 6 2 で切削された切削粉は、長手軸 L に沿って処置部 5 4 の基端側に向かって移動するため、第 2 の面 6 4 でさらに細かく破砕され、第 3 の面 6 6 でさらに細かく破砕され、第 4 の面 6 8 でさらに細かく破砕され得る。同様に、例えば第 2 の面 6 4 で切削された切削粉は、第 3 の面 6 6 でさらに細かく破砕され、第 4 の面 6 8 でさらに細かく破砕され得る。このため、第 1 の側面 7 2 と骨 B との間、第 2 の側面 7 4 と骨 B との間等に、切削粉が挟まって処置部 5 4 と骨 B との間に摩擦が生じるのを極力防止している。さらに、本実施形態による処置部 5 4 で骨孔 1 0 0 を形成する場合、大面積により一面が押し固められるのを防止している。したがって、第 1 の面 6 2、第 2 の面 6 4、第 3 の面 6 6 及び第 4 の面 6 8 での切削粉の排出がそれぞれスムーズに行われ、所望の深さの凹孔 1 0 0 を形成する速度を、処置部 5 4 の最外縁 8 0 の面積 S の先端面で骨 B を切削する場合に比べて上昇させることができる。

10

20

【 0 0 6 3 】

そして、第 1 の面 6 2 に伝達された超音波振動による作用によって生じた切削粉は、上述したように、第 2 の面 6 4 に伝達された超音波振動による作用によって破砕され、第 3 の面 6 6 に伝達された超音波振動による作用によって破砕され、第 4 の面 6 8 に伝達された超音波振動による作用によって破砕される。このため、第 1 の面 6 2 の縁部 6 3 により形成される骨孔 1 0 0 の仕上げ面よりも、第 2 の面 6 4 の縁部 6 5 により形成される骨孔 1 0 0 の仕上げ面の方が滑らかになり得る。同様に、第 2 の面 6 4 の縁部 6 5 により形成される骨孔 1 0 0 の仕上げ面よりも、第 3 の面 6 6 の縁部 6 7 により形成される骨孔 1 0 0 の仕上げ面の方が滑らかになり得る。第 3 の面 6 6 の縁部 6 7 により形成される骨孔 1 0 0 の仕上げ面よりも第 4 の面 6 8 の縁部 6 9 により形成される骨孔 1 0 0 の仕上げ面の方が滑らかになり得る。したがって、本実施形態に係る階段状の処置部 5 4 を用いることで、中心線 C y から Y 軸方向に離れるほど、骨孔 1 0 0 を形成したときの仕上げ面は滑らかになり得る。

30

【 0 0 6 4 】

さらに、図 5 A から図 5 C を参照して、処置部 5 4 の第 1 の面 6 2、第 2 の面 6 4 の Y 軸方向に沿う断面での、幅 W の違いに基づく切削性能を比較する。ここでは、第 1 の面 6 2 と、1 対の第 2 の面 6 4 のうちの一方との関係を説明する。

【 0 0 6 5 】

ここで、プローブ 4 6 に超音波振動が伝達されているとき、処置部 5 4 の先端（第 1 の面 6 2）又はその近傍は、振動の腹位置となっている。そして、処置部 5 4 の先端（第 1 の面 6 2）及びその近傍で超音波振動の伝達による振幅が長手軸 L に沿って最も大きくなっている。第 1 の面 6 2 から第 4 の面 6 8 までの長手軸 L に沿う長さは、数ミリメートルである。第 1 の面 6 2 から第 4 の面 6 8 が形成された部位は、振動の節から長手軸 L に沿って先端側に離間している。なお、処置部 5 4 の先端から 1 つ目の振動の節位置は、第 1 の面 6 2 から数センチメートル程度離れた位置にあり、例えば処置部 5 4 の傾斜面 5 4 a よりも基端側の位置にある。第 1 の面 6 2 が振動の腹位置である場合、第 1 の面 6 2 で長手軸 L に沿う方向の振動（縦振動）の最も大きな振幅が得られる。このとき、第 4 の面 6 8 での縦振動の振幅は、実質的に腹位置と同レベルである。このため、超音波振動が伝達

40

50

された状態で、第４の面６８の単位面積当たりの骨Ｂの切削性能は、第１の面６２に比べて、殆ど変化せず、実質的に同レベルとなる。すなわち、第４の面６８よりも長手軸Ｌに沿って先端側にある第２の面６４、第３の面６６での単位面積当たりの骨Ｂの切削性能も、第１の面６２に対して殆ど変化せず、実質的に同レベルとなる。

【００６６】

処置部５４の図４中の面α１での図５Ａに示す断面では、第１の面６２のＹ軸方向の幅Ｗ１は、第２の面６４のＹ軸方向の幅Ｗ２に比べて大きい。第１の面６２及び第２の面でのＸ軸方向の微小な幅が単位幅であると仮定する。このとき、単位幅と第１の面６２の幅Ｗ１とによる領域による単位時間あたりの骨Ｂの切削量（切削粉の量）と、単位幅と第２の面６４の幅Ｗ２とによる領域による単位時間あたりの骨Ｂの切削量（切削粉の量）との相違は、幅Ｗ１，Ｗ２の大きさに依存する。ここでは、第１の面６２のＹ軸方向の幅Ｗ１の方が、第２の面６４のＹ軸方向の幅Ｗ２よりも大きい。そして、第１の面６２によって進む凹孔１００の深さと、第２の面６４によって進む凹孔１００の深さととは、第１の面６２と第２の面６４との位置関係が変化しないため、同一である。このため、超音波振動が伝達された状態で長手軸Ｌに沿って処置部５４を前進させて凹孔１００を深くする場合、第２の面６４で骨Ｂを切削する量は、第１の面６２で骨Ｂを切削する量よりも少ない。したがって、超音波振動が伝達された状態で、第２の面６４の作用により切削粉を発生させる量は、第１の面６２から切削粉を発生させる量よりも少ない。このとき、長手軸Ｌに沿って第１の面６２と第２の面６４とで同じエネルギーが供給されているものと仮定すると、小さい領域（第２の面６４）の方が大きい領域（第１の面６２）よりも微細な加工を行える。したがって、処置部５４の図５Ａに示す断面では、第１の面６２で骨孔１００の面（側面）を形成するよりも、第２の面６４で骨孔１００の面（側面）を形成する方が、切削面の仕上げ面が滑らかになる。

【００６７】

処置部５４の図４中の面α３での図５Ｃに示す断面では、第１の面６２のＹ軸方向の幅Ｗ１は、第２の面６４のＹ軸方向の幅Ｗ２に比べて小さい。第２の面６４のＹ軸方向の幅Ｗ２及び第３の面６６のＹ軸方向の幅Ｗ３は、同一である。第４の面６８のＹ軸方向の幅Ｗ４は、幅Ｗ１，Ｗ２，Ｗ３に比べて小さい。なお、先端が尖っているなど、骨Ｂとの接触面積が小さい（幅Ｗ１が小さい）ほど、骨Ｂに対して凹孔１００が形成され始めるまでの時間を短縮できることは当業者に容易に理解される。したがって、処置の初期に、面積Ｓ１の小さな領域（第１の幅Ｗ１を有する位置）で処置すると、軸ズレを生じ難くした状態で、より早期に深さ方向に処置部５４を移動させて凹孔１００を形成し始めることができる。したがって、幅Ｗ１が小さい部分を有する処置部５４を用いて骨孔１００を形成する場合、所望の位置に対する、処置部５４の位置ズレが生じ難くなる。骨Ｂのような硬組織に凹孔１００を形成する処置を行おうとする場合、はじめは骨Ｂと処置部５４との間の引っ掛かりがないため滑りやすい。しかしながら、図５Ｃに示す断面のように、第１の面（先端面）６２に幅が小さい部位を形成することで、早期に凹孔１００を形成し始めることができる。凹孔１００は、処置部５４の第１の面６２の形状に形成されるため、骨Ｂと処置部５４との間の位置関係が維持され易い。

【００６８】

処置部５４の図４中の面α２での図５Ｂに示す断面では、第１の面６２のＹ軸方向の幅Ｗ１は、第２の面６４のＹ軸方向の幅Ｗ２と同じである。このとき、骨孔１００を形成する場合の処置部５４の位置ズレを防止しつつ、より早期に、凹孔１００を形成し始めることができる。凹孔１００の形成を進めていく際の第１の面６２及び第２の面６４は、切削面の仕上げ面を略均質にすることができる。すなわち、図５Ｂに示す断面では、図５Ａに示す断面における作用と、図５Ｃに示す断面における作用とのバランスを取って、より早期に凹孔１００を形成し、かつ、切削面の仕上げ面を均一化している。

【００６９】

図５Ａから図５Ｃを用いて説明したように、Ｙ軸方向に沿い、Ｘ軸方向に非常に狭い範囲について考察すると、本実施形態に係る処置部５４は、幅Ｗ１が小さい部分（図５Ｃ参

照)を有するため、超音波振動を伝達させた処置部54の第1の面62に骨Bを当接させると、より早期に、凹孔100が形成され始める。このため、第1の面62のうち、幅W1が小さい部分(図5C参照)だけでなく、幅W1が小さい部分に連続して形成されている幅W1が大きい部分(図5A及び図5B参照)でも、第1の面62の形状の凹孔100がより早期に形成され始める。したがって、骨Bの所望の位置から凹孔100を形成する位置がずれ難い。そして、第1の面62の面積S1は、円形でなく、適宜の大きさであるため、長手軸Lの周方向に処置部54が回転するのを抑制でき、長手軸Lに沿って真っ直ぐに凹孔100が形成されていく。

【0070】

上述したように、第1の面62と骨Bとの間の切削仕上げ、及び、第2の面64と骨Bとの間の切削仕上げは、単位時間あたりの切削粉の排出量に依存し得る。本実施形態では、第1の面62において、X軸方向に沿って、幅W1の大きさが変化している。実際には、切削された骨Bの切削粉は第1の面62の振動の影響を受け、ランダムな方向に向かうと考えられる。このため、仕上げ面はX軸方向に沿った位置に応じて大きく変化するものではなく、略均一に形成される。したがって、ミクロ的に見ると、Y軸方向に沿って幅W1の方が幅W2よりも大きい部位では、第1の面62と骨Bとの間の切削仕上げは、第2の面64と骨Bとの間の切削仕上げよりも粗くなる。しかしながら、本実施形態に係る処置部54では、幅WがX軸方向に沿って変化しているため、マクロ的に見ると、Y軸方向に沿って幅W1の方が幅W2よりも大きい部位でも、第1の面62と骨Bとの間の切削仕上げは、第2の面64と骨Bとの間の切削仕上げに対して、粗くなり難い。

【0071】

骨Bを切削する場合、処置部54の最外縁80の断面積Sの先端面で骨Bを切削する場合に比べて、第1の面62の面積S1が小さいため、凹孔100の深さ方向にプローブ46を等距離移動させる場合に骨Bの切削体積を小さくすることができる。このとき、第1の面62を長手軸Lに直交(又は略直交)する平面とすることで、長手軸Lに沿う超音波振動(縦振動)を効率的に働かせて、より早期に凹孔100を形成させはじめることができる。また、第1の面62と、第1の面62よりも最外縁80に近い第2の面64との間に第1の側面(段差)72を有することで、最外縁80の断面積Sに比べて小さい面積S1の第1の面62から基端側の第2の面64に向けて切削粉を容易に排出することができる。したがって、処置部54のうち切削に寄与する面62, 64, 66, 68を長手軸Lに直交させ、かつ、各面62, 64, 66, 68を階段状に形成することで、凹孔100の形成時に、各面62, 64, 66, 68で効率的に骨Bの切削を行いつつ骨Bの切削量を少なくすること、及び、切削粉を長手軸Lに沿って基端側に向かって効率的に排出すること、を両立させて、凹孔100の形成速度を向上させ、すなわち処置効率を向上させている。このため、はじめから最外縁80の面積Sの先端面で骨Bを切削する場合に比べて、プローブ46の処置部54で同一深さに凹孔100を形成する場合の切削速度を、向上させることができる。

【0072】

次に、図8に示す、両端に骨片232a, 232bが付着している膝蓋腱232を移植腱230として使用する例について説明する。

一方の骨片232aは膝蓋骨(図示せず)の一部である。膝蓋骨側の骨片232aは略三角柱状である。他方の骨片232bは脛骨114の一部である。脛骨114側の骨片232bは直方体状である。そして、骨片232a, 232bの外形はそれぞれ例えば10mm×5mm程度である。具体的には、移植腱の長手軸に直交する断面の外形は略矩形状又は矩形に近い略楕円状などに形成される。このような移植腱をBTB腱と称する。

【0073】

一例として、図9Aから図9Eに概略的に示すように、インサイドアウト法を用いて、大腿骨112及び脛骨114に凹孔(骨孔)100, 101, 102, 103を形成する場合の手技について簡単に説明する。ここで、本実施形態に係る処置部54の最外縁80の外形は、短辺が4mmで、長辺が5mmである。このため、大腿骨112に複数の凹孔

100, 101を並設し、脛骨114に複数の凹孔102, 103を並設する。凹孔100, 101を並設したとき、開口縁100a, 101aを、例えば10mm×5mm程度の矩形状にする。同様に、凹孔102, 103を並設したとき、開口縁102a, 103aを、例えば10mm×5mm程度の矩形状にする。骨片232a, 232bの大きさによっては、例えば5回など、複数回の処置により連続した凹孔を形成しても良い。移植腱230をスクリューで固定する場合、スクリューを入れる隙間を考慮して、凹孔を形成しても良い。

【0074】

移植腱230は損傷した前十字靱帯が付着している部分と同じ部分に配置されることが好ましい。したがって、骨孔100は、前十字靱帯が付着していた部位と同じ部位に形成する。損傷した前十字靱帯が付着している部分を図示しない処置ユニットを用いて郭清し、前十字靱帯が付着していたフットプリント部116, 118を明確にする。このとき、適宜の超音波処置具、アブレーダ、高周波処置具など（いずれも図示せず）を用いることができる。

【0075】

骨孔100のうち、移植腱230の骨片232a, 232bが挿入される位置は、移植腱230の外形に即した大きさ及び形状であることが好適である。このため、移植腱230を採取したときに、移植腱230の大きさ（外形）を測定しておく。

【0076】

そして、フットプリント部116, 118に対して、骨孔100, 101, 102, 103を形成する位置をマーキングするなどして確定する。図示しないが、フットプリント部116は、大腿骨112の顆間窩の外側壁後部にある。また、フットプリント部118は、脛骨114の前顆間区の内側にある。

【0077】

適宜のポータルから超音波処置具22の処置部54を膝関節110の関節腔110a内に挿入する。また、関節鏡16の先端を関節腔110a内に挿入する。このとき、処置部54と関節鏡16とは、図1に示すような位置関係にある。そして、関節鏡16で関節腔110a内を確認しながら、処置部54の先端（第1の面62）を大腿骨112のフットプリント部116に当接させる。

【0078】

そして、図9Aに示すように、大腿骨112のフットプリント部116に、第1の骨孔（ここでは凹孔）100を形成する。図9Bに示すように、大腿骨112のフットプリント部116に、第1の骨孔100に隣接する第2の骨孔101を形成する。このとき、第1の骨孔100の開口縁100a及び第2の骨孔101の開口縁101aにより、1つの略矩形状の開口縁を形成する。このとき、凹孔100, 101の形成速度を向上させるとともに、凹孔100, 101の仕上げ面を極力滑らかにする。

【0079】

同様に、図9Cに示すように、脛骨114のフットプリント部118に、第3の骨孔（ここでは凹孔）102を形成する。図9Dに示すように、脛骨114のフットプリント部118に、第3の骨孔102に隣接する第4の骨孔103を形成する。このとき、第3の骨孔102の開口縁102a及び第4の骨孔103の開口縁103aにより、1つの略矩形状の開口縁を形成する。このとき、凹孔102, 103の形成速度を向上させるとともに、凹孔102, 103の仕上げ面を極力滑らかにする。

【0080】

図9Eに示すように、大腿骨112に、例えばドリル等を用いて貫通孔101bを形成する。

移植腱230の向きを考慮して、移植腱230を大腿骨112側の骨孔100, 101に配置するとともに、脛骨114側の骨孔102, 103に配置する。大腿骨112と移植腱230との固定、及び、脛骨114と移植腱230との固定は、従来から知られている方法を適宜に利用すればよい。

10

20

30

40

50

このとき、骨孔 100, 101 の内周面が滑らかであると、粗い状態よりも骨片 232a を配置し易くなる。また、骨孔 102, 103 の内周面が滑らかであると、粗い状態よりも骨片 232b を配置し易くなる。本実施形態では、骨孔 100, 101, 102, 103 の内周面を極力滑らかに形成することができるため、骨孔 100, 101, 102, 103 に移植腱 230 の骨片 232a, 232b を入れ易く、処置効率が向上する。

【0081】

大腿骨 112 側の骨孔 100, 101 及び脛骨 114 側の骨孔 102, 103 を、移植腱 230 の形状に合わせて形成することで、移植腱 230 と骨孔 100, 101 との間に形成される隙間、及び、移植腱 230 と骨孔 102, 103 との間に形成される隙間を極力小さくすることができる。そして、移植腱 230 と骨との間の隙間が小さいため、骨として再生されるべき体積を少なくし移植腱 230 の靱帯化を進み易くすることができる。

10

【0082】

また、骨孔 100, 101, 102, 103 を本実施形態で説明した処置部 54 を有する超音波プローブ 46 を用いて形成することにより、ダイレータで孔を押し広げることをしていない。したがって、例えば骨密度が低い患者に対しても、骨折を抑制できるため、移植腱 230 を用いた手技を行い易くすることができる。

【0083】

また、関節腔 110a 内には、切除した前十字靱帯等、浮遊軟組織が存在し得る。適宜の処置具が長手軸 L の軸回りに回転する場合、浮遊軟組織が処置具に巻き付くおそれがある。本実施形態に係る処置具 22 のプローブ 46 は、長手軸 L に沿って僅かな範囲で移動するだけであるため、浮遊軟組織がプローブ 46 に巻き付くなど、処置の邪魔になることを防止することができる。

20

【0084】

ここでは、骨孔として、凹孔 100, 101, 102, 103 を形成する例について説明したが、上述した処置部 54 を有する超音波プローブ 46 を用いて貫通孔を形成しても良い。また、凹孔 100, 101, 102, 103 を形成した後、ドリル等を用いて、大腿骨 112 及び脛骨 114 にそれぞれ貫通孔を形成しても良い。

【0085】

また、ここでは、BTB 腱を例にして説明したが、例えば貫通孔の骨孔を形成するのであれば、STG 腱を移植腱の一部として用いても良い。STG 腱の外形は、腱を折り返しているため、円形断面ではなく、例えば略楕円に近い矩形状となることが多い。この場合も、移植腱の外形に合わせて、超音波処置具 22 を用いて、骨孔 100, 101, 102, 103 を形成する。

30

【0086】

以上説明したように、本実施形態によれば、例えば骨に孔を形成する場合に孔の形成速度を向上させ、及び/又は、孔の仕上げ面を極力滑らかにするなど、処置効率を向上させることが可能な超音波プローブ 46 及び超音波処置アッセンブリ 12 を提供することができる。

【0087】

(第1実施形態の第1変形例)

40

上述した実施形態の処置部 54 は、X 軸方向に沿って幅 W1, W2 が変化する例について説明した。図 10 に示す処置部 54 は第 1 の面 62 を頂上とする階段状に形成されている。具体的には、処置部 54 は、第 4 の面 68、第 3 の面 66、第 2 の面 64 及び第 1 の面 62 が、長手軸 L に沿って基端側から先端側に向かうにつれて上る階段状に形成されている。第 1 の面 62、1 対の第 2 の面 64、1 対の第 3 の面 66、及び、1 対の第 4 の面 68 の形状はそれぞれ同一の矩形状である。このため、この変形例のプローブ 46 の処置部 54 は、X 軸方向に沿って幅 W1, W2 がそれぞれ一定で、変化しない場合を示す。同様に、この変形例のプローブ 46 の処置部 54 は、X 軸方向に沿って幅 W3, W4 がそれぞれ同一で、変化しない。すなわち、第 1 実施形態で説明した幅 Wb, Wc (図 3 参照) が同一である。また、各面 62, 64, 66, 68 の面積 S1, S2, S3, S4 は同一

50

である。処置部 5 4 を長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの最外縁 8 0 の投影形状は、矩形状である。第 4 の面 6 8 は、最外縁 8 0 を形成する部分よりも長手軸 L に沿って先端側に隣接している。

【 0 0 8 8 】

図 1 1 A に示す断面を有する処置部 5 4 の例では、第 1 の側面 7 2、第 2 の側面 7 4 及び第 3 の側面 7 6 が長手軸 L に平行である。第 1 の側面（段差）7 2 は、第 1 の面 6 2 と第 2 の面 6 4 とに連続する。第 2 の側面（段差）7 4 は、第 2 の面 6 4 と第 3 の面 6 6 とに連続する。第 3 の側面（段差）7 6 は、第 3 の面 6 6 と第 4 の面 6 8 とに連続する。このため、処置部 5 4 を長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たとき、第 1 の面 6 2 だけでなく、第 2 の面 6 4、第 3 の面 6 6 及び第 4 の面 6 8 が、全面的に認識可能であり、露出している。例えば、第 2 の面 6 4 のうち、内縁 6 5 a が第 1 の面 6 2 により隠されない。同様に、第 3 の面 6 6 の内縁 6 7 a は第 2 の面 6 4 により隠されず、第 4 の面 6 8 の内縁 6 9 a は第 3 の面 6 6 により隠されない。したがって、第 1 の面 6 2、1 対の第 2 の面 6 4、1 対の第 3 の面 6 6 及び 1 対の第 4 の面 6 8 は、凹孔 1 0 0 を形成する際、骨 B に対してそれぞれ各面 6 2、6 4、6 6、6 8 の全面で接触する。

10

なお、第 1 の面 6 2 を長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状（第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 の内側）は、第 2 の面 6 4 を長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たときの投影形状（第 2 の面 6 4 の外縁 6 5 の内側）よりも小さい。このため、第 1 の面 6 2 の投影形状は、第 2 の面 6 4 の外縁 6 5 の内側にあり、第 3 の面 6 6 の外縁 6 7 の内側にあり、第 4 の面 6 8 の外縁（最外縁 8 0）の内側にある。これは、図 1 1 B から図 1 2 C に示す処置部 5 4 においても同様である。

20

【 0 0 8 9 】

図 1 1 B に示す断面を有する処置部 5 4 の例では、第 1 の側面 7 2、第 2 の側面 7 4 及び第 3 の側面 7 6 が長手軸 L に傾斜している。第 1 の面 6 2 の第 1 の縁部 6 3 と、第 2 の面 6 4 との間には、長手軸 L に対して傾斜する面（第 1 の側面 7 2）を有する。第 1 の面 6 2 から第 2 の面 6 4 に向かう第 1 の側面 7 2 は、第 2 の面 6 4 に向かうにつれて長手軸 L に近づく。第 2 の面 6 4 から第 3 の面 6 6 に向かう第 2 の側面 7 4 は、第 3 の面 6 6 に向かうにつれて長手軸 L に近づく。第 3 の面 6 6 から第 4 の面 6 8 に向かう第 3 の側面 7 6 は、第 4 の面 6 8 に向かうにつれて長手軸 L に近づく。また、第 2 の面 6 4 のうち、内縁 6 5 a から Y 軸方向に距離 D 1 の領域は、凹孔 1 0 0 を形成する際に骨 B に接触し難い。この領域は、切削粉を排出する領域として用いられる。同様に、第 3 の面 6 6 の内側の内縁 6 7 a から Y 軸方向に距離 D 2 の領域は、凹孔 1 0 0 を形成する際に骨 B に接触し難い。この領域は、切削粉を排出する領域として用いられる。第 4 の面 6 8 の内側の内縁 6 9 a から Y 軸方向に距離 D 3 の領域は、凹孔 1 0 0 を形成する際に骨 B に接触し難い。この領域は、切削粉を排出する領域として用いられる。このため、凹孔 1 0 0 を形成する際の骨 B との接触面積は、第 1 の面 6 2 で最も大きくなる。1 対の第 2 の面 6 4、1 対の第 3 の面 6 6 及び 1 対の第 4 の面 6 8 と骨 B との接触面積は、第 1 の面 6 2 との接触面積よりも小さくなる。

30

なお、処置部 5 4 を長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たとき、第 1 の面 6 2 だけでなく、第 2 の面 6 4 の一部、第 3 の面 6 6 の一部及び第 4 の面 6 8 の一部も、認識可能であり、露出している。第 2 の面 6 4 は、第 1 の面 6 2 に一部（内側）が隠されているが、第 2 の面 6 4 の一部は、第 1 の面 6 2 に対して露出している。第 3 の面 6 6 は、第 2 の面 6 4 に一部（内側）が隠されているが、第 3 の面 6 6 の一部は、第 2 の面 6 4 に対して露出している。第 4 の面 6 8 は、第 3 の面 6 6 に一部（内側）が隠されているが、第 4 の面 6 8 の一部は、第 3 の面 6 6 に対して露出している。

40

【 0 0 9 0 】

図 1 1 B 中の第 2 の面 6 4 の内側の内縁 6 5 a から距離 D 1 の領域は、凹孔 1 0 0 を形成する際に骨 B に接触し難い。この領域は、切削粉を排出する領域として用いられる。同様に、第 3 の面 6 6 の内側の内縁 6 7 a から距離 D 2 の領域は、凹孔 1 0 0 を形成する際に骨 B に接触し難い。この領域は、切削粉を排出する領域として用いられる。第 4 の面 6

50

8の内側の内縁69aから距離D3の領域は、凹孔100を形成する際に骨Bに接触し難い。この領域は、切削粉を排出する領域として用いられる。

この場合、超音波振動を伝達させながら、長手軸Lに沿って処置部54を移動させたとき、第1の側面72と第2の面64との境界付近が骨Bに接触しない。このため、第1の側面72と第2の面64との境界付近では、骨Bとの摩擦が生じず、灌流液に触れている。したがって、超音波プローブ46を用いた骨孔100の加工時に必要な力量を最小にできる。また、超音波プローブ46を用いた処置時に、骨Bから受ける抗力を低減できる。また、第1の側面72と第2の面64との境界付近は、切削粉の排出路として用いられる。このため、凹孔100を形成する速度を上昇させることができる。

【0091】

さらに、処置部54のY軸方向に沿う幅(端面84間の幅)は、図11Aに示す例の幅Daよりも、図11Bに示す例の幅Dbが小さくなる。このため、図11A及び図11Bに示す例について、第1の面62から第4の面68の面積S1, S2, S3, S4がそれぞれ同一である場合、処置部54の端面84間の大きさは、図11Bに示す例で、図11Aに示す例よりも小さくなり得る。

【0092】

なお、図11B中には、幅D1は幅D2よりも小さく、幅D2は幅D3よりも小さく描いている。幅D1, D2, D3の大きさは、適宜に設定可能である。幅D1, D2, D3を同一にしても良く、例えば幅D1を幅D2よりも大きくし、幅D2を幅D3よりも大きくしても良い。

【0093】

図11Cに示す断面を有する処置部54の例では、第1の側面72、第2の側面74及び第3の側面76が長手軸Lに傾斜している。すなわち、第1の面62の第1の縁部63と、第2の面64との間には、長手軸Lに対して傾斜する面(第1の側面72)を有する。第1の面62から第2の面64に向かう第1の側面72は、第2の面64に向かうにつれて長手軸Lから遠ざかる。第2の面64から第3の面66に向かう第2の側面74は、第3の面66に向かうにつれて長手軸Lから遠ざかる。第3の面66から第4の面68に向かう第3の側面76は、第4の面68に向かうにつれて長手軸Lから遠ざかる。このため、処置部54を長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たとき、第1の面62だけでなく、第2の面64、第3の面66及び第4の面68も、認識可能であり、露出している。

【0094】

このため、第1の側面72、第2の側面74及び第3の側面76が、凹孔100を形成する際に、骨Bの切削面として機能する。特に、第1の側面72、第2の側面74及び第3の側面76のうち、長手軸Lに沿う方向の振動成分が、骨Bを切削するのに寄与する。第1の側面72、第2の側面74及び第3の側面76は、図11A及び図11Bに示す例よりも、加工が容易で、応力集中を防止することができる。そして、図11Cに示す処置部54は、同一の最外縁80を有する状態に形成される場合であっても、肉部が多い(処置部54が形成される際に加工により除去される量が少ない)ため、図11A及び図11Bに示す処置部54よりも耐久性を向上させることができる。

【0095】

図11C中の第1の面62の外側の外縁63から第2の面64の内側の内縁65aまでのY軸方向の距離をD1とする。第2の面64の外側の外縁65から第3の面66の内側の内縁67aまでのY軸方向の距離をD2とする。第3の面66の外側の外縁67から第4の面68の内側の内縁69aまでのY軸方向の距離をD3とする。

【0096】

より大きな面積の開口縁100aを有する凹孔100を、長手軸Lに沿ってできるだけ短い距離の移動により形成したい場合があり得る。各面62, 64, 66, 68の面積S1, S2, S3, S4を同一にしておきたい場合、各側面72, 74, 76が平行である図11Aに示す場合、又は、図11Bに示す場合は、Y軸方向への面(平面)の数(段数)を多くする必要がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 7 】

上述したように、プローブ 4 6 に超音波振動が伝達されたとき、処置部 5 4 では、長手軸 L に沿って例えば第 1 の面 6 2 に振動の腹位置がある。このとき、第 n の面 (n は 2 以上の自然数) では、第 1 の面 6 2 よりも長手軸 L に沿って基端側の位置にあり、振動の腹位置から外れている。このため、原理的には、第 n の面での長手軸 L に沿う方向の振幅は、第 1 の面 6 2 での長手軸 L に沿う方向の振幅よりも小さくなる。したがって、第 1 の面 6 2 での切削能力に対して、第 n の面での切削能力は低下し得る。したがって、段数 (n の値) を多くし過ぎると、第 1 の面 6 2 と第 n の面との間で、切削能力に差が生じるおそれがある。

この変形例では、第 1 の側面 7 2 は、第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 から第 2 の面 6 4 の内縁 6 5 a に向かう平面として形成されている。そして、第 2 の面 6 4 の内縁 6 5 a は、第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 よりも長手軸 L に対して離間している。ここでは、長手軸 L に沿って先端側から基端側を見たとき、第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 と、第 2 の面 6 4 の内縁 6 5 a との間の第 1 の側面 7 2 が認識される。

【 0 0 9 8 】

第 1 の面 6 2 の中央 (長手軸 L) の位置から、第 4 の面 6 8 の端面 8 4 との間の距離 D c は、図 1 1 A に示す例の距離 D a よりも大きく、図 1 1 B に示す例の距離 D b よりも大きい。各面 6 2 , 6 4 , 6 6 , 6 8 が同一面積の場合であっても、最外縁 8 0 の面積 S を大きくすることができる。このため、この変形例の図 1 1 C に示す例に係る処置部 5 4 を有するプローブ 4 6 を用いる場合、長手軸 L に沿う方向の長さを調整する必要がなく、長手軸 L に沿う 1 回の操作でより大きな開口縁 1 0 0 a を有する凹孔 1 0 0 を形成することができる。

【 0 0 9 9 】

なお、図 1 1 C に示す例に係る処置部 5 4 は、プローブ 4 6 に対する超音波振動の伝達により、第 1 の側面 7 2 も、長手軸 L に沿って振動する。このため、第 1 の側面 7 2 でも、骨 B を切削することができる。

【 0 1 0 0 】

したがって、図 1 1 A から図 1 1 C に示すように、処置部 5 4 の側面 7 2 , 7 4 , ... の向きを調整することで、端面 8 4 間の幅が適宜に調整される。このため、例えば、幅 D a , D b , D c の処置部 5 4 を有するプローブ 4 6 がラインナップされる。したがって、長手軸 L に沿う 1 回の操作で形成したい骨孔 1 0 0 の開口縁 1 0 0 a の大きさに合わせて、プローブ 4 6 がラインナップから選択される。

【 0 1 0 1 】

図 1 2 B に示す断面を有する処置部 5 4 の例では、第 1 の面 6 2 と第 2 の面 6 4 との間の第 1 の高さ H 1 の方が、第 2 の面 6 4 と第 3 の面 6 6 との間の第 2 の高さ H 2 よりも大きい場合を示す。このため、第 1 の面 6 2 と第 2 の面 6 4 との間の第 1 の段差 (第 1 の側面 7 2) の長手軸 L に沿う第 1 の高さ H 1 は、第 2 の面 6 4 と第 3 の面 6 6 との間の第 2 の段差 (第 2 の側面 7 4) の長手軸 L に沿う第 2 の高さ H 2 よりも高い。

この場合、図 1 に示す関節鏡 1 6 と処置部 5 4 との位置関係によるが、プローブ 4 6 の処置部 5 4 に対して、図 1 に示す配置の後方からの関節鏡 1 6 による観察によって、処置部 5 4 の先端が観察され易くなる。このように、処置部 5 4 の先端が関節鏡 1 6 を通して観察される場合、第 1 の面 6 2 で凹孔 1 0 0 を作成する際に、処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 の位置及び向きを安定させ易い。

【 0 1 0 2 】

図 1 2 C に示す断面を有する処置部 5 4 の例では、第 1 の面 6 2 と第 2 の面 6 4 との間の第 1 の高さ H 1 の方が、第 2 の面 6 4 と第 3 の面 6 6 との間の第 2 の高さ H 2 よりも小さい場合を示す。このため、第 1 の面 6 2 と第 2 の面 6 4 との間の第 1 の段差の長手軸 L に沿う第 1 の高さ H 1 は、第 2 の面 6 4 と第 3 の面 6 6 との間の第 2 の段差の長手軸 L に沿う第 2 の高さ H 2 よりも低い。

このように、高さ H 1 が高さ H 2 に比べて小さくても、第 1 の面 6 2 で適宜の凹孔 1 0

10

20

30

40

50

0を形成することができる。第2の面64に対する第1の面62の長手軸Lに沿う突出高さH1が小さいため、処置部54の耐久性を高くすることができる。

【0103】

図12Aに示す断面を有する処置部54の例では、第1の面62と第2の面64との間の第1の高さH1と、第2の面64と第3の面66との間の第2の高さH2とが同一である場合を示す。このため、第1の面62と第2の面64との間の第1の段差の長手軸Lに沿う第1の高さH1は、第2の面64と第3の面66との間の第2の段差の長手軸Lに沿う第2の高さH2に一致する。

この場合、突出高さH1、H2を同一にすることで、高さH1が高さH2よりも大きい場合に比べて、処置部54の構造の強度を高く維持することができる。すなわち、図12Aに示す構造の処置部54は、例えば骨Bからの反力等が付加されても、耐久性を高く維持することができる。また、この場合、関節鏡16との位置関係によっては、処置部54の先端、すなわち第1の面62の先端が関節鏡16を通して観察可能となる。このように、処置部54の先端が関節鏡16を通して観察される場合、第1の面62で凹孔100を作成する際に、処置部54の第1の面62の位置及び向きを安定させ易い。

【0104】

図12Aから図12Cに示す処置部54の構造は、関節鏡16を用いた処置部54の先端の視認性を重視するか、処置部54の構造の安定性を重視するかにより、適宜に選択される。したがって、例えば、高さH1を調整した処置部54を有するプローブ46がラインナップされる。したがって、関節鏡16を用いて第1の面62を適切な向き及び位置に配置することを重要視する場合、高さH1が大きな処置部54を有するプローブ46がラインナップから選択される。関節鏡16を用いて第1の面62を適切な向き及び位置に配置することよりも、処置部54のふらつき等を防止したり、処置部54の構造の安定性を重要視する場合、高さH1が小さな処置部54を有するプローブ46がラインナップから選択される。

【0105】

そして、処置部54は、図12Aから図12Cに示すように高さH1、H2を適宜に調整し、かつ、図11Aから図11Cに示すように、側面72、74、...を長手軸Lに平行にするか否かを適宜に選択して、形成され得る。

【0106】

(第1実施形態の第2変形例)

図13Aに示すように、第1の面62は、X軸方向に沿って複数に分割されている。この場合、第1の面62の面積S1を小さく形成することができる。例えば、Y軸方向に沿って、第1の面62の幅(寸法)を、第2の面64の幅(寸法)に対して小さくすることができる。このため、第1の面62でより早期に凹孔100を形成し始めることができる。また、X軸方向の端面82に沿って、第1の側面72が形成されている。このため、図1に示す配置の関節鏡16で、処置部54の向きを確認し易い。このため、端面82に沿う第1の側面72は、関節鏡16を通して骨Bに対する処置部54の向きを認識するのに用いられる。

なお、第1の面62を長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たときの投影形状(第1の面62の外縁63の内側)は、第2の面64を長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たときの投影形状(第2の面64の外縁65の内側)よりも小さい。このため、第1の面62の投影形状は、第2の面64の外縁65の内側にあり、第3の面66の外縁67の内側にあり、第4の面68の外縁(最外縁80)の内側にある。これは、図13Bから図17Eに示す処置部54においても同様である。

【0107】

なお、図13Aに示す例では、第1の面62と第2の面64との間の第1の側面72の高さは例えば1mmである。第1の面62はそれぞれ例えば1mm×1mmに形成されている。また、図13Aに示す処置部54の例では、第1の面62から第4の面68を有する4段に形成されている。

【 0 1 0 8 】

図 1 3 B に示す例の処置部 5 4 は、図 1 3 A に示す例に対して、Y 軸方向に面 の 数 を 多 く し、段数を多くしている。第 1 の面 6 2 と第 2 の面 6 4 との間の第 1 の側面 7 2 の高さは例えば 0 . 5 mm である。第 1 の面 6 2 はそれぞれ例えば 0 . 5 mm × 0 . 5 mm に形成されている。また、図 1 3 B に示す処置部 5 4 の例では、第 1 の面 6 2 から第 6 の面 7 1 を有する 6 段に形成されている。図 1 3 B に示す例の場合、第 2 の側面 7 4 から第 5 の側面 7 9 の高さもそれぞれ例えば 0 . 5 mm に形成されている。このように、第 1 の側面 7 2 から第 5 の側面 7 9 の高さを調整することで、図 1 3 A に示す例に対して、第 1 の面 6 2 と第 2 の面 6 4 との間、第 2 の面 6 4 と第 3 の面 6 6 との間等の長手軸 L に沿う高さ方向の距離を大きくしない。したがって、図 1 3 A に示す例だけでなく、図 1 3 B に示す例においても、各面 6 2 , 6 4 , 6 6 , ... における長手軸 L に沿う方向の振幅の差が発生するのを抑制することができる。

10

【 0 1 0 9 】

なお、図 1 3 A 及び図 1 3 B に示す例では、X 軸方向にのみ、第 1 の面 6 2 が並設される例について説明した。図 1 3 C に示すように、X 軸方向だけでなく、Y 軸方向に、第 1 の面 6 2 が並設されることも好適である。図 1 3 C 中、先端面が第 1 の面 6 2 として形成される。第 2 の面 6 4 には、第 1 の側面 7 2 が長手軸 L に対して先端側に突出している。最外縁 8 0 は略矩形状に形成されている。第 3 の面 6 6 は、端面 8 2 , 8 4 の間の角部にそれぞれ形成されている。処置部 5 4 がこのように形成されていることも好適である。

20

【 0 1 1 0 】

(第 1 実施形態の第 3 変形例)

上述した例では、処置部 5 4 が Y 軸方向に沿って複数の面 (平面) 6 2 , 6 4 , 6 6 , 6 8 を有するなど、Y 軸方向に沿って面 (平面) が階段状に形成されている例について説明した。

【 0 1 1 1 】

ここでは、図 1 4 A 及び図 1 4 B に示すように、処置部 5 4 は、Y 軸方向だけでなく、X 軸方向に沿って階段状に複数の面 (平面) 6 2 , 6 4 , 6 6 , 6 8 が形成されている。Y 軸方向の第 2 の面 6 4 及び X 軸方向の第 2 の面 6 4 は同一の面 (X Y 平面上) で連続し、環状に形成されている。同様に、Y 軸方向の第 3 の面 6 6 及び X 軸方向の第 3 の面 6 6 は同一の面 (X Y 平面上) で連続し、環状に形成されている。すなわち、処置部 5 4 は、略ピラミッド状などの階段状に形成されていることも好適である。

30

【 0 1 1 2 】

この場合も、上述した実施形態で説明したのと同様に、はじめから最外縁 8 0 の面積 S の先端面で骨 B を切削する場合に比べて、プローブ 4 6 の処置部 5 4 で所望の深さの凹孔 1 0 0 を形成する場合の切削速度を、向上させることができる。

【 0 1 1 3 】

第 1 実施形態では、第 1 の面 6 2 が最外縁 8 0 の端面 8 2 に連続している例について説明した。この変形例の処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 は、最外縁 8 0 の端面 8 2 に連続していない。このため、第 1 の面 6 2 の面積 S 1 は、第 1 実施形態で説明した処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 の面積 S 1 に比べて小さくすることが容易である。そして、第 1 の面 6 2 で凹孔 1 0 0 を形成し始める際の速度を、第 1 実施形態で説明した場合よりも早くすることができる。このため、骨 B に対して、より早期に処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 で第 1 の面 6 2 を写し取った凹孔 1 0 0 を形成することができる。

40

【 0 1 1 4 】

(第 1 実施形態の第 4 変形例)

図 1 5 A から図 1 6 B に示すように、処置部 5 4 の先端部は、第 1 の面 6 2 、第 1 の側面 7 2 及び第 2 の面 6 4 のみ有することも好適である。第 2 の面 6 4 の外縁は、処置部 5 4 の最外縁 8 0 として形成されている。

【 0 1 1 5 】

図 1 5 A 及び図 1 5 B に示す処置部 5 4 では、第 1 の面 6 2 の面積 S 1 は、第 2 の面 6

50

4の面積 S_2 に比べて小さい。最外縁80は、長方形に限ることはなく、正方形であっても良い。すなわち、最外縁80は、正多角形であっても良い。第1の面62の面積 S_1 は、第2の面64の面積 S_2 よりも小さいため、凹孔100を形成し始めるのが容易である。このため、第1の面62で、骨Bにより早期に凹孔100を形成することができる。そして、第2の面64の外縁65の形状を、凹孔100の開口縁100aの形状として写し取ることができる。

このため、処置部54のうち、長手軸Lに沿う面(処置面)の数(段数)は、4つ、6つに限ることはなく、2つであっても良い。

【0116】

図16A及び図16Bに示す処置部54では、第1の面62の面積 S_1 は、第2の面64の面積 S_2 に比べて大きい。図15A及び図15Bに示す例よりも、第1の面62での深さ方向への切削速度は劣ることが考えられるが、同一深さの大きな面積の凹孔100を形成することができる。第2の面64の外縁65の形状を、凹孔100の開口縁100aの形状として写し取ることができる。また、第2の面64の面積 S_2 を小さくしているため、第2の面64の外縁65、すなわち、最外縁80での仕上げ面を、極力滑らかにすることができる。

【0117】

(第1実施形態の第5変形例)

図17A及び図17Bに示す処置部54は、第1の面(平面)62と、第2の面(平面)64と、第3の面(平面)66とを有する。ここでの処置部54は、上述した変形例を含む実施形態とは異なり、3つの平面62, 64, 66を有する。

【0118】

図17A及び図17Bに示す処置部54は、第1の面62が円形状に形成され、第2の面64が円環状に形成されている。第1の面62の面積 S_1 は、第2の面64の面積 S_2 と同一又は略同一である。第3の面66は、略矩形状に形成されている。第3の面66の面積 S_3 は、第2の面64の面積 S_2 よりも大きい。そして、第3の面66の外縁67の形状を、凹孔100の開口縁100aの形状として写し取ることができる。処置部54がこのように形成されていても、関節鏡16を通して観察される像に基づいて、術者がプロープ46の長手軸Lの軸回りの向きを調整することで、所望の凹孔100を形成することができる。

【0119】

処置部54のうち、長手軸Lに沿う面(処置面)の数(段数)は、4つ、6つ又は2つに限ることはなく、3つであっても良い。

【0120】

図17Cに示す処置部54は、端面82, 84間の角部を、図17Bに示す鋭利な状態に対して、適宜の半径の1/4円として形成している。一方、第3の面66と最外縁80との間のエッジは、できるだけ鋭利な直角に形成されていることが好ましい。

【0121】

図17Dに示す処置部54では、長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たとき、処置部54の最外縁80は、概略的には、2つの長辺と2つの半円とで形成される陸上競技場のトラック形状などの環状に形成されている。図17Eに示す処置部54では、処置部54の最外縁80が略楕円状に形成されている。

【0122】

処置部54の最外縁80は、四角形に限らず、五角形、六角形など、適宜の形状又はそれに近い形状に形成される。

【0123】

超音波処置具22の処置部54の最外縁(投影形状)80は、多角形状、略多角形状、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。このため、図9Aから図9Eで示したように、移植腱230の外形に合わせて処置部54で適宜に凹孔100, 101, 102, 103を形成すると、凹孔100, 101, 102, 103と移植腱

10

20

30

40

50

230との間の空間量を極力小さくし、かつ、大腿骨112及び脛骨114の切削量を少なくすることができる。

【0124】

(第2実施形態)

第2実施形態について、図18A及び図18Bを用いて説明する。この実施形態は各変形例を含む第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極力同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【0125】

本実施形態は、図10に示す処置部54の変形例である。本実施形態では、図18Aに示すように、第1の面62に、骨Bの所望の位置に凹孔100を形成する直前の、凹孔100の形成予定位置と第1の面62の向きとの位置関係を認識させる指標90を有する例について説明する。

なお、第1の面62を長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たときの投影形状(第1の面62の外縁63の内側)は、第2の面64を長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たときの投影形状(第2の面64の外縁65の内側)よりも小さい。このため、第1の面62の投影形状は、第2の面64の外縁65の内側にあり、第3の面66の外縁67の内側にあり、第4の面68の外縁(最外縁80)の内側にある。これは、図19Aから図21Bに示す処置部54においても同様である。

【0126】

本実施形態に係る処置部54は、第1の面62、第1の側面72、第2の面64、第2の側面74、第3の面66、第3の側面76、第4の面68及び第4の側面78とを有する。第1の面62、第2の面64、第3の面66及び第4の面68は、それぞれ長方形に形成されている。このため、処置部54は、階段状に形成されている。なお、第1の面62、第2の面64、第3の面66及び第4の面68はX軸方向に沿って延びている。第1の面62、第2の面64、第3の面66及び第4の面68のY軸方向の幅は、X軸方向の幅に比べて小さい。第1の面62の面積S1は、第2の面64の面積S2よりも大きい。第2の面64の面積S2と第3の面66の面積S3は同じである。第3の面66の面積S3と第4の面68の面積S4は同じである。

なお、ここでは、後述する凸部92により、凸部92の先端が先端面となり、第1の面62が先端から2番目の面となる。

【0127】

処置部54は、長手軸Lに沿って基端側から先端側を見るときの関節鏡(内視鏡)16の視野内で認識される指標90を有する。指標90として、第1の面62には凸部92が形成されている。凸部92は、矩形状の第1の面62から長手軸Lに沿って先端側に向かって突出している。凸部92は、本実施形態では、4つの角にそれぞれ形成されている。凸部92の長手軸Lに沿う突出長は、第1の面62と第2の面64との間の高さと同程度(図12A参照)でも良く、凸部92の突出長が第1の面62と第2の面64との間の高さに対して高くても低くても良い。そして、凸部92の先端と、第1の面62の間には、段差(第1の段差)が存在している。凸部92の先端は、長手軸Lに沿って直交又は略直交していても、していなくても良い。このため、凸部92の先端は、鋭利な状態であっても良い。ここでは、凸部92の先端に面積S0を有するものとして説明する。

長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たとき、凸部92のうち、長手軸Lに対して直交するY軸方向(第1の直交方向)に沿う幅(寸法)が、第1の面62のうち、Y軸方向に沿う幅(寸法)W1よりも小さい。

【0128】

指標90は、第4の面68に形成され第3の側面76に沿う凹部94を有する。図示しないが、凹部94は、1対の端面84の一方にのみ形成されていても良く、両方に形成されていても良い。

【0129】

関節鏡16及び処置具22の処置部54を図1に示す状態に配置すると、処置部54は

図 1 8 B に示すように、関節鏡 1 6 により認識される。そして、指標 9 0 の凸部 9 2 及び凹部 9 4 の両方又は片方が認識される。

【 0 1 3 0 】

このとき、術者は、骨 B に対する超音波プローブ 4 6 の処置部 5 4 の長手軸 L の軸回りの向きを容易に認識することができる。凸部 9 2 が中心線 C y 上に形成されているため、骨孔 1 0 0 の中央と中心線 C y との位置関係を認識させ易い。このため、骨 B に対する処置部 5 4 を所望の位置に配置した状態で、超音波振動を用いて凹孔 1 0 0 を形成することができる。

【 0 1 3 1 】

また、凹孔 1 0 0 を形成する処置により切削粉が排出され続けているとき、処置部 5 4 の先端側ほど、切削粉が邪魔になり、処置部 5 4 の先端側を認識するのが難しくなっていくことがある。凹部 9 4 が最外縁 8 0 に形成されていることで、凹孔 1 0 0 を形成する処置により切削粉が排出され続けている場合であっても、骨 B に対する処置部 5 4 の向きが認識され易い。

【 0 1 3 2 】

各凸部 9 2 の先端面の面積 S 0 は、第 1 の面 6 2 の面積 S 1 よりも小さい。凸部 9 2 は第 1 の面 6 2 の 4 つの角から長手軸 L に沿って前方側に延出されている。本実施形態のように、処置部 5 4 の第 1 の面 6 2 と骨 B との接触面積を適宜に小さくし、かつ、4 つの凸部 9 2 で凹孔 1 0 0 を形成することで、所望の位置に所望の向きに骨 B に初期孔を形成させ易い。このため、4 つの凸部 9 2 で、第 1 の面 6 2 に先駆けて、第 1 の面 6 2 の外縁 6 3 の形状の凹孔 1 0 0 が容易に形成される。凸部 9 2 によって 4 つの凹孔が形成されることで、処置部 5 4 が長手軸 L に対して回転方向の位置ズレを生じ難くした状態で、より早期に深さ方向に処置部 5 4 を移動させて凹孔 1 0 0 を形成し始めることができる。したがって、例えば 4 つなどの複数の凸部 9 2 で凹孔 1 0 0 を形成すると、凸部 9 2 に続いて、第 1 の面 6 2 で骨 B を切削し、所望の位置に所望の向きに凹孔 1 0 0 を形成していくことができる。

なお、凸部 9 2 の先端面は、伝達される縦振動を骨 B に効率的に負荷するため、長手軸 L に直交する平面として形成されることが好ましい。一方、凸部 9 2 の先端面の面積を極力小さくする場合、超音波振動を用いて骨 B を切削可能（凹孔 1 0 0 を形成可能）な強度を維持していることが求められる。

【 0 1 3 3 】

そして、第 1 の面 6 2、第 2 の面 6 4、第 3 の面 6 6 の順に骨 B を切削し始めることで、凹孔 1 0 0 の開口縁 1 0 0 a を所望の形状に広げることができる。

【 0 1 3 4 】

また、図 1 1 A から図 1 1 C を用いて説明したように、面 6 2、6 4、6 6、...、及び、側面 7 2、7 4、... を形成することで、長手軸 L に沿う 1 回の操作で形成したい骨孔 1 0 0 の大きさ等に合わせて処置部 5 4 の大きさを設定することができる。このため、処置部 5 4 の大きさの設定によっては、凸部 9 2 の視認性を向上させることができる。

また、図 1 2 A から図 1 2 C に示すのと同様に、第 1 の面 6 2 から突出する凸部 9 2 の突出量は、適宜に設定される。このため、凸部 9 2 の突出量の設定によっては、凸部 9 2 の視認性を向上させることができる。

なお、本実施形態における処置部 5 4 では、第 1 の面 6 2 から第 4 の面 6 8、及び、第 1 の側面 7 2 から第 4 の側面 7 8 が、例えば図 1 1 A から図 1 2 C に示す形状に形成されることが好適であることはもちろんである。

【 0 1 3 5 】

（第 2 実施形態の第 1 変形例）

本変形例は、図 1 3 C に示す処置部 5 4 の変形例である。本変形例では、図 1 9 A に示すように、凸部 9 2 は、中心線 C x、C y 上に形成され、かつ、端面 8 2、8 4 に連続している。第 3 の面 6 6 は、第 2 の面 6 4 に対する凹部 9 4 として、端面 8 2、8 4 の間の角部にそれぞれ形成されている。すなわち、凹部 9 4 は、最外縁 8 0 の端面 8 2、8 4 に

10

20

30

40

50

またがって形成されている。

【0136】

関節鏡16及び処置具22の処置部54を図1に示す状態に配置すると、処置部54は図19Bに示すように、関節鏡16により認識される。そして、指標90の凸部92及び凹部94の両方又は片方が認識される。

【0137】

このとき、術者は、骨Bに対する超音波プローブ46の処置部54の長手軸Lの軸回りの向きを容易に認識することができる。凸部92が中心線Cx, Cy上に形成され、かつ、端面82, 84に連続しているため、骨孔100の中央と中心線Cx, Cyとの位置関係を認識させ易い。このため、骨Bに対する処置部54を所望の位置に配置した状態で、超音波振動を用いて凹孔100を形成することができる。

10

【0138】

凹部94が最外縁80に形成されていることで、形成するのを予定している骨Bの孔の位置及び処置部54の向きが認識され易い。

【0139】

長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たとき、凸部92のうち、長手軸Lに対して直交するY軸方向(第1の直交方向)に沿う幅(寸法)が、第1の面62のうち、Y軸方向に沿う幅(寸法)よりも小さい。同様に、X軸方向(第2の直交方向)に沿う幅(寸法)が、第1の面62のうち、X軸方向に沿う幅(寸法)よりも小さい。各凸部92の先端面の面積S0は、第1の面62の面積S1よりも小さい。凸部92はCx, Cy上に形成されている。凸部92によって4つの凹孔がより早期に形成される。このため、処置部54が長手軸Lに対して回転方向の位置ズレを生じ難くした状態で、より早期に長手軸Lに沿って深さ方向に処置部54を移動させて凹孔100を形成し始めることができる。したがって、例えば4つなどの複数の凸部92で凹孔100を形成すると、凸部92に続いて、第1の面62で骨Bを切削し、所望の位置に所望の向きに凹孔100を形成していくことができる。

20

【0140】

(第2実施形態の第2変形例)

図20Aに示すように、第1の面62の4つの角に凸部92を有するとともに、最外縁80の端面82, 84間の中心線Cx, Cy上に凹部94が形成されている。第3の面66は、第2の面64に対する凹部94として、最外縁80の端面82, 84間の中心線Cx, Cy上にそれぞれ形成されている。

30

【0141】

関節鏡16及び処置具22の処置部54を図1に示す状態に配置すると、処置部54は図20Bに示すように、関節鏡16により認識される。そして、指標90の凸部92及び凹部94の両方又は片方が認識される。

【0142】

このとき、術者は、骨Bに対する超音波プローブ46の処置部54の長手軸Lの軸回りの向きを容易に認識することができる。凸部92が第1の面62の角に形成され、かつ、端面82, 84に連続しているため、形成したい骨孔100の中央の位置と、凸部92との位置関係を認識させ易い。このため、骨Bに対する処置部54を所望の位置に配置した状態で、超音波振動を用いて凹孔100を形成することができる。

40

【0143】

凹部94が最外縁80に形成されていることで、形成するのを予定している骨Bの孔の位置及び処置部54の向きが認識され易い。

【0144】

長手軸Lに沿って先端側から基端側を見たとき、凸部92のうち、長手軸Lに対して直交するY軸方向(第1の直交方向)に沿う幅(寸法)が、第1の面62のうち、Y軸方向に沿う幅(寸法)よりも小さい。同様に、X軸方向(第2の直交方向)に沿う幅(寸法)が、第1の面62のうち、X軸方向に沿う幅(寸法)よりも小さい。各凸部92の先端

50

面の面積 S_0 は、第 1 の面 6 2 の面積 S_1 よりも小さい。凸部 9 2 は第 1 の面 6 2 の角に形成されている。凸部 9 2 によって 4 つの凹孔がより早期に形成される。このため、処置部 5 4 が長手軸 L に対して回転方向の位置ズレを生じ難くした状態で、より早期に長手軸 L に沿って深さ方向に処置部 5 4 を移動させて凹孔 1 0 0 を形成し始めることができる。したがって、凸部 9 2 で凹孔 1 0 0 を形成すると、凸部 9 2 に続いて、第 1 の面 6 2 で骨 B を切削し、所望の位置に所望の向きに凹孔 1 0 0 を形成していくことができる。

【 0 1 4 5 】

(第 2 実施形態の第 3 変形例)

本変形例は、図 1 4 A 及び図 1 4 B に示す処置部 5 4 の変形例である。図 2 1 A に示すように、処置部 5 4 は、略ピラミッド状に形成されている。第 1 の面 6 2 は凸部 9 2 を有する。凸部 9 2 は、第 1 の面 6 2 の 4 つの角にそれぞれ形成されている。

10

【 0 1 4 6 】

関節鏡 1 6 及び処置具 2 2 の処置部 5 4 を図 1 に示す状態に配置すると、処置部 5 4 は図 2 1 B に示すように、関節鏡 1 6 により認識される。そして、指標 9 0 の凸部 9 2 が認識される。

【 0 1 4 7 】

このとき、術者は、骨 B に対する超音波プローブ 4 6 の処置部 5 4 の長手軸 L の軸回りの向きを容易に認識することができる。凸部 9 2 が第 1 の面 6 2 の角に形成され、かつ、第 1 の側面 7 2 に連続しているため、形成したい骨孔 1 0 0 の中央の位置と、凸部 9 2 との位置関係を認識させ易い。このため、骨 B に対する処置部 5 4 を所望の位置に配置した状態で、超音波振動を用いて凹孔 1 0 0 を形成することができる。

20

【 0 1 4 8 】

各凸部 9 2 の先端面の面積 S_0 は、第 1 の面 6 2 の面積 S_1 よりも小さい。凸部 9 2 は第 1 の面 6 2 の角に形成されている。凸部 9 2 によって 4 つの凹孔がより早期に形成される。このため、処置部 5 4 が長手軸 L に対して回転方向の位置ズレを生じ難くした状態で、より早期に長手軸 L に沿って深さ方向に処置部 5 4 を移動させて凹孔 1 0 0 を形成し始めることができる。

【 0 1 4 9 】

したがって、図 1 8 A から図 2 1 B に示す例では、指標 9 0 により、骨 B のうちの骨孔 1 0 0 を形成したい位置に対する処置具 2 2 の処置部 5 4 の向きを、関節鏡 1 6 の視下で適宜の状態に容易に合わせることができる。

30

【 0 1 5 0 】

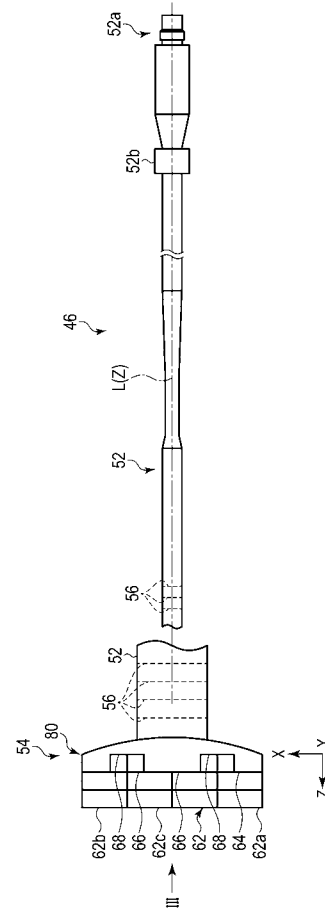
また、指標 9 0 として凸部 9 2 を有する場合、初期切削を行い、骨 B に対して処置部 5 4 が滑るのを防止することができる。このため、本実施形態によれば、例えば骨に孔を形成する場合などの処置効率を向上させることが可能な超音波プローブ及び超音波処置アセンブリを提供することができる。

【 0 1 5 1 】

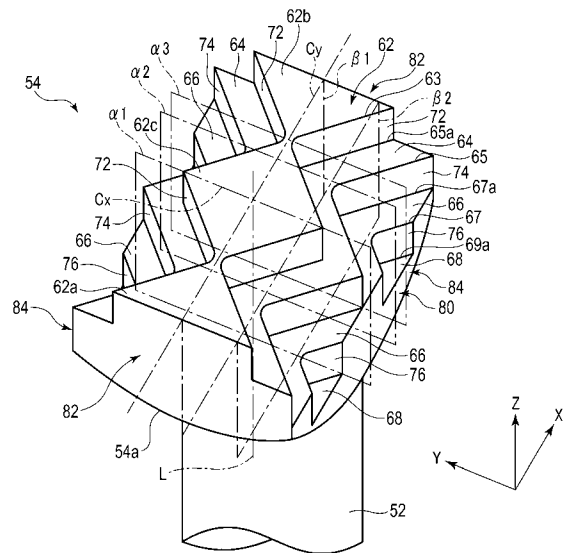
これまで、幾つかの実施形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

40

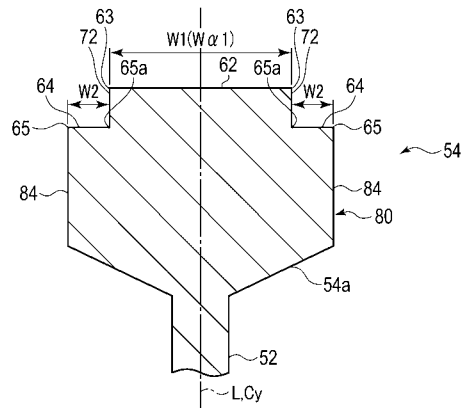
【 図 2 】



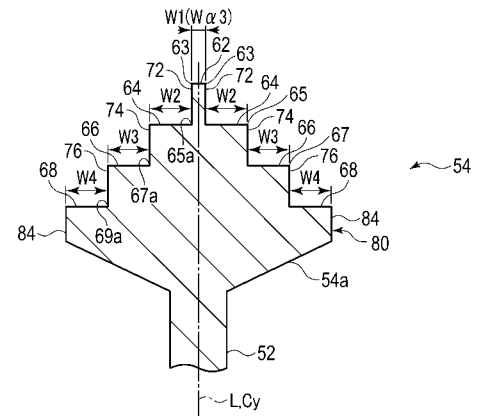
【 図 4 】



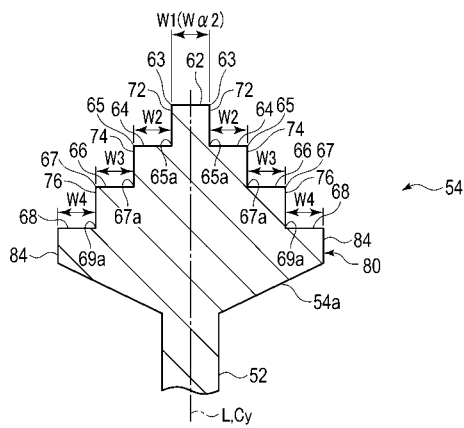
【図 5 A】



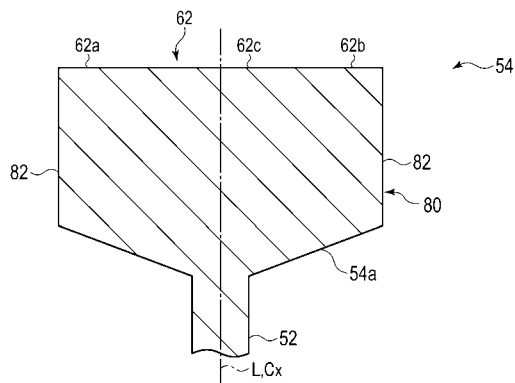
【図 5 C】



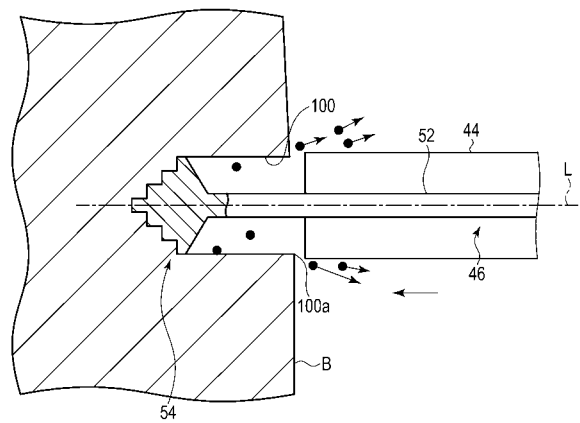
【図 5 B】



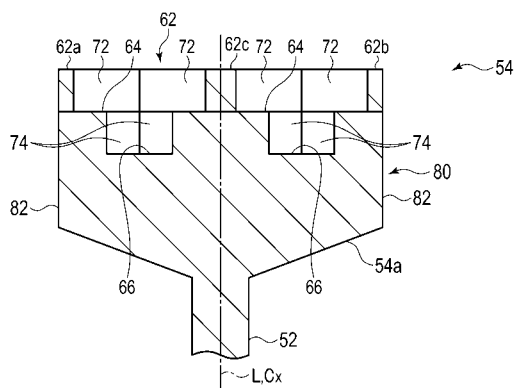
【図 6 A】



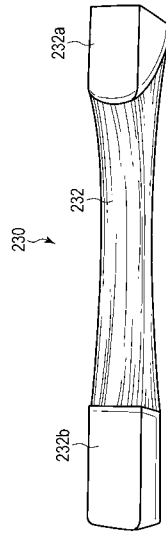
【図 7】



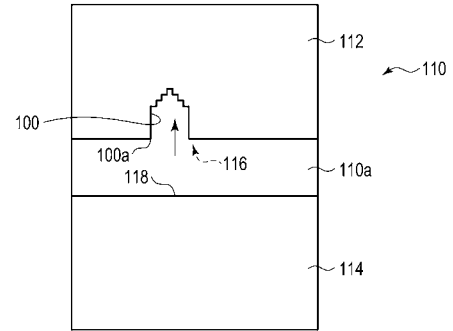
【図 6 B】



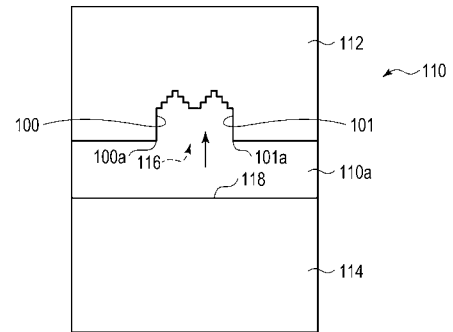
【図 8】



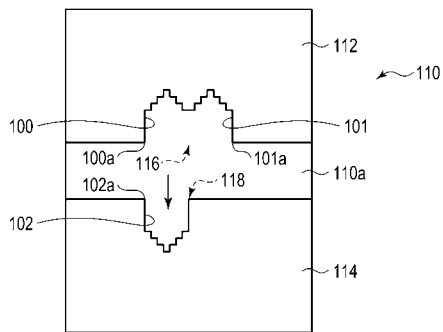
【図 9 A】



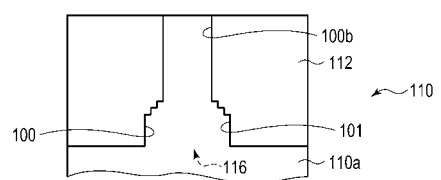
【図 9 B】



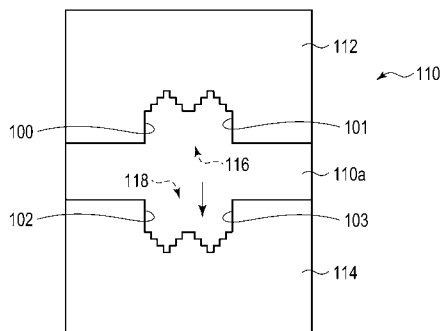
【図 9 C】



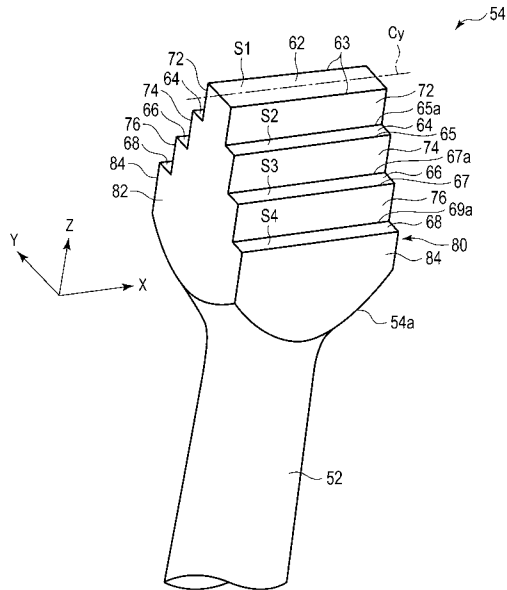
【図 9 E】



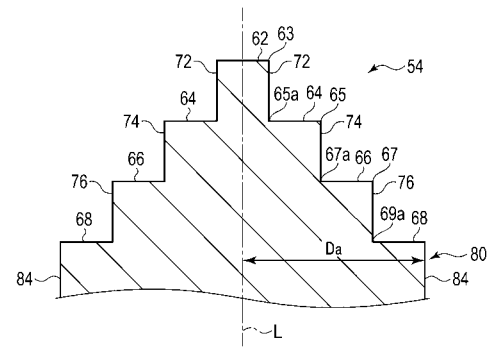
【図 9 D】



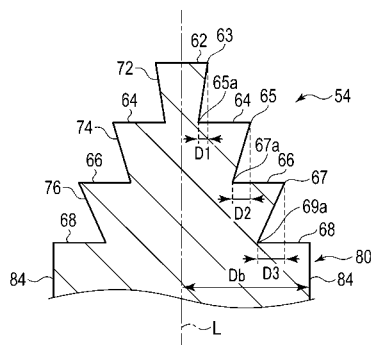
【図 1 0】



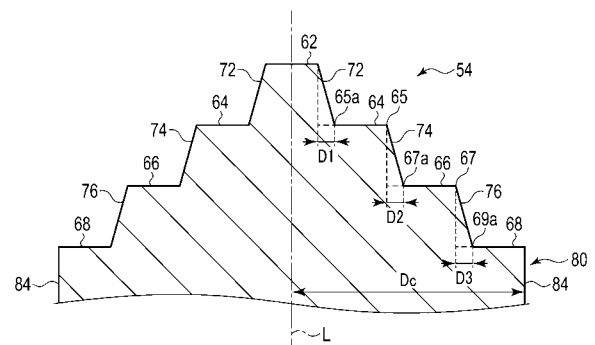
【図 1 1 A】



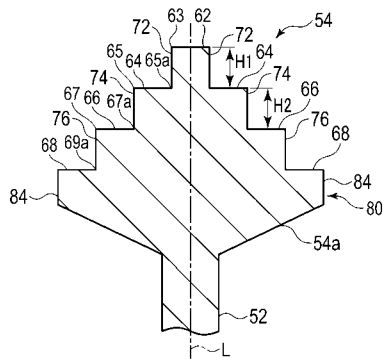
【図 1 1 B】



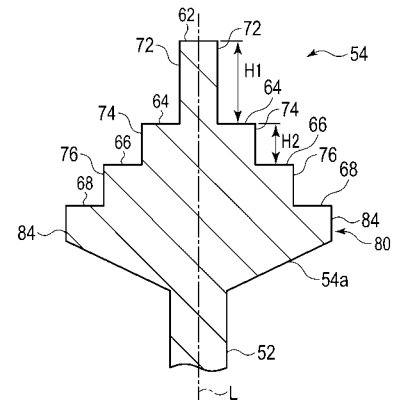
【図 1 1 C】



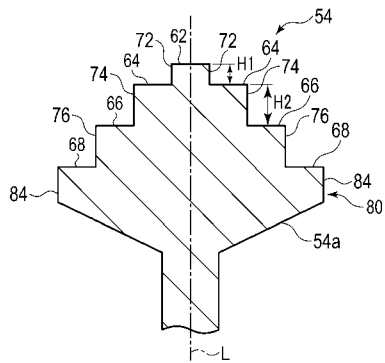
【図 1 2 A】



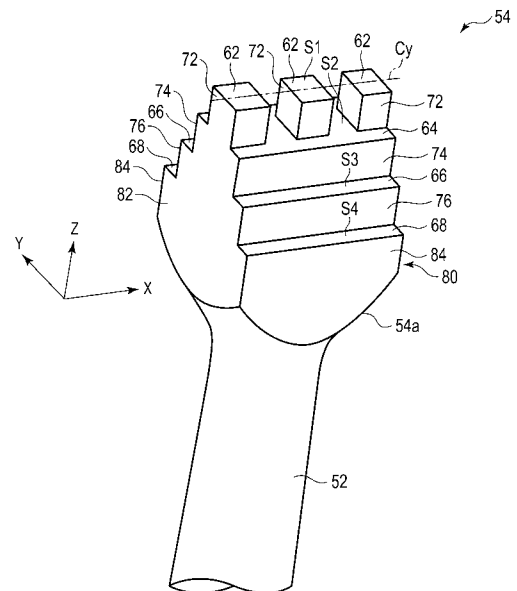
【図 1 2 B】



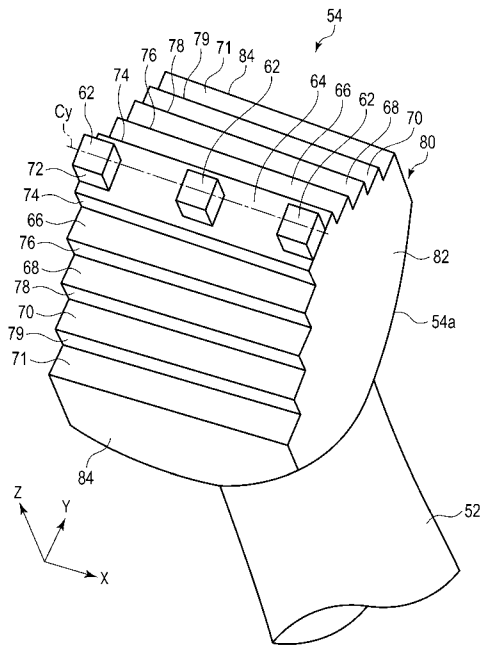
【図 1 2 C】



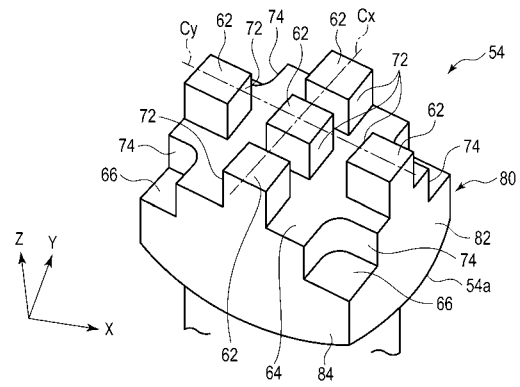
【図 1 3 A】



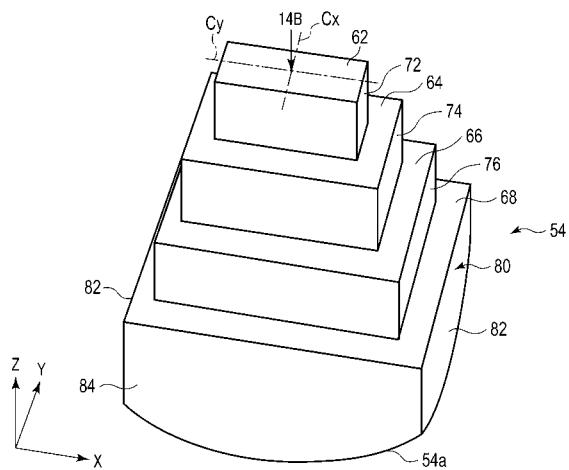
【図 13 B】



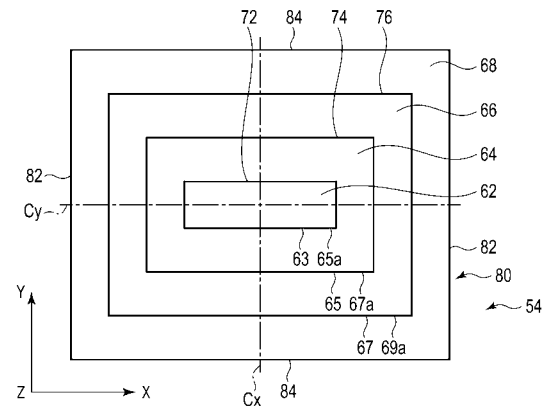
【図 13 C】



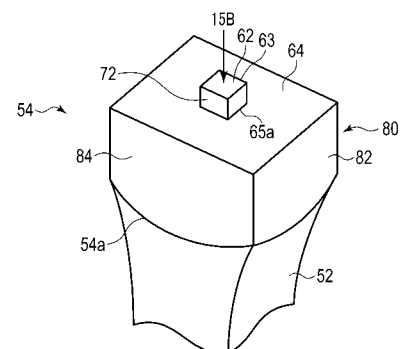
【図 14 A】



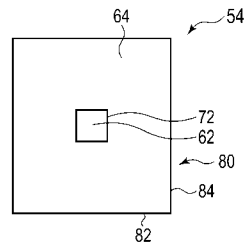
【図 14 B】



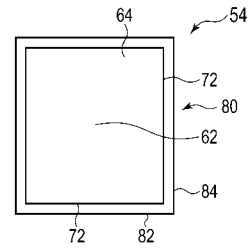
【図 15 A】



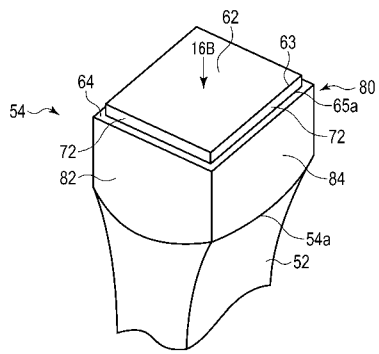
【図 15 B】



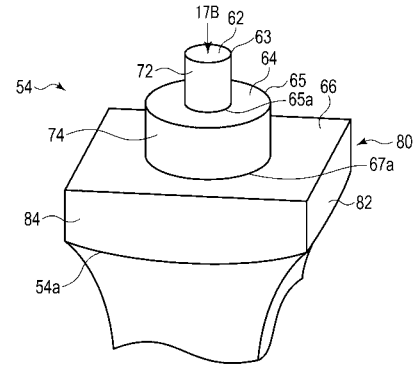
【図 16 B】



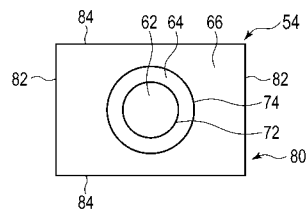
【図 16 A】



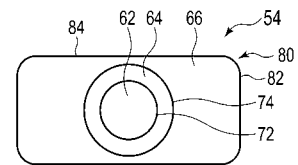
【図 17 A】



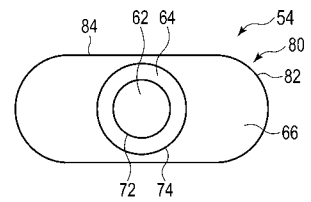
【図 17 B】



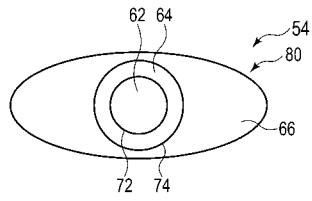
【図 17 C】



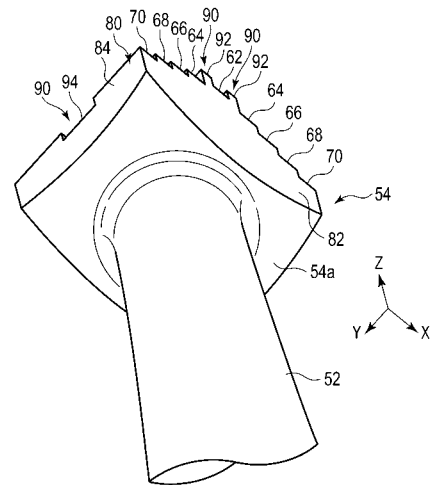
【図 17 D】



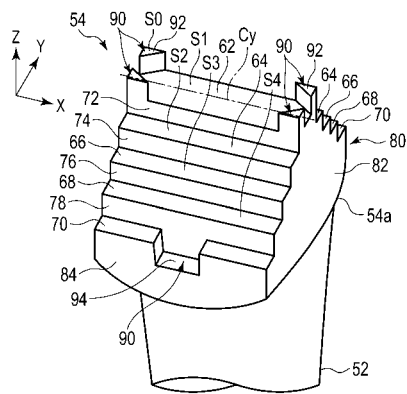
【図 17 E】



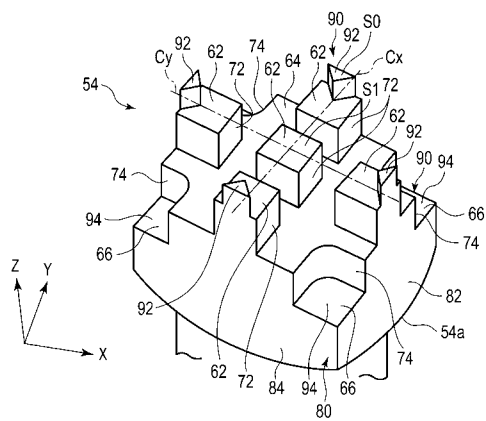
【図 18 B】



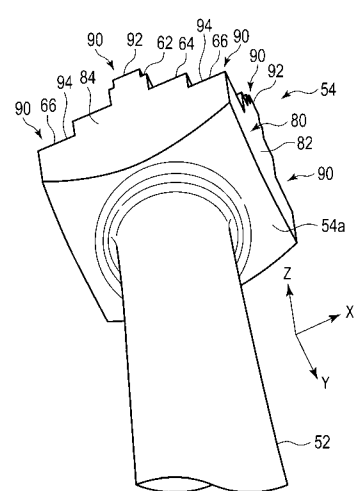
【図 18 A】



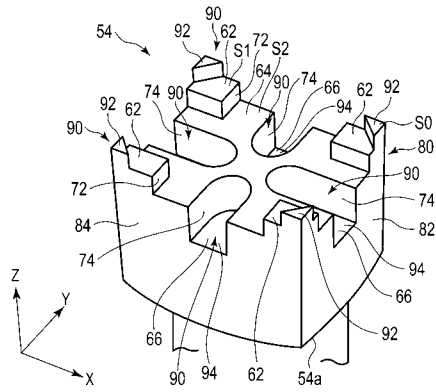
【図 19 A】



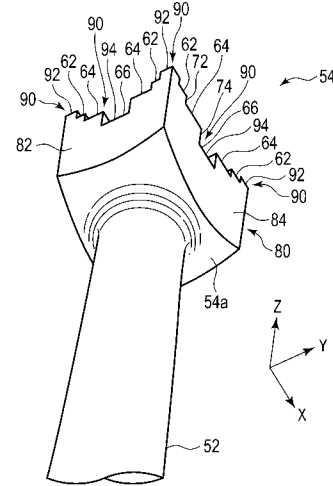
【図 19 B】



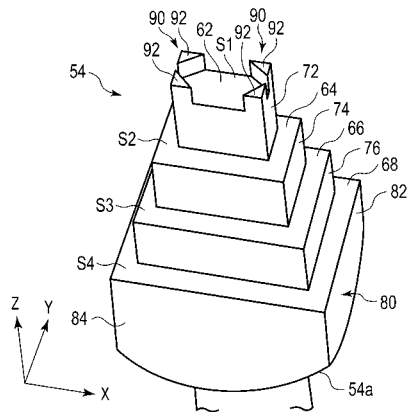
【図 20 A】



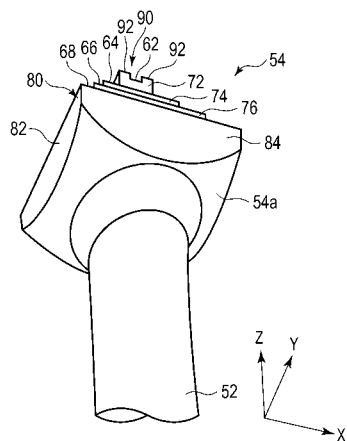
【図 20 B】



【図 21 A】



【図 21 B】



【手続補正書】

【提出日】令和1年12月25日(2019.12.25)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長手軸に沿って基端側に配設された超音波トランスデューサに発生させた超音波振動を前記長手軸に沿って基端側から先端側に向かって伝達するプローブ本体部と、

前記長手軸に沿って前記プローブ本体部の先端側に設けられ、前記超音波振動により処置対象を切削する処置部と

を有し、

前記処置部は、

前記長手軸に対して直交又は略直交する第 1 の切削面と、

前記第 1 の切削面よりも前記長手軸における基端側に設けられ、前記第 1 の切削面との間に第 1 の段差を有する第 2 の切削面と、

前記長手軸に沿って前記処置部の先端側から基端側を見たときの前記処置部の最外縁の一部を形成する第 1 の縁部と、

前記処置部の前記最外縁とは、位置および形状が異なる第 2 の縁部と

を有する、超音波プローブ。

【請求項 2】

前記第 1 の切削面は、前記長手軸に直交する第 1 の直交方向に第 1 の寸法を有し、

前記第 2 の切削面は、前記第 1 の直交方向に、前記第 1 の寸法と等しい第 2 の寸法を有する、

請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記第 1 の切削面は、前記第 2 の縁部を含み、前記第 1 の切削面の領域が平面に形成されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記第 2 の切削面は、前記長手軸から離れた第 3 の縁部と、前記第 3 の縁部よりも前記長手軸に近接する内縁とを含む領域が平面に形成されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記処置部は、前記長手軸に沿って基端側から先端側を見るときの内視鏡の視野において認識される指標を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記指標は、前記第 1 の切削面に設けられ、前記超音波振動により前記処置対象を切削する、請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記指標は、前記処置部の前記最外縁に形成されている、請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記第 1 の切削面の前記第 2 の縁部と、前記第 2 の切削面との間には、前記長手軸に平行な面がある、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記第 1 の切削面の前記第 2 の縁部と、前記第 2 の切削面との間には、前記長手軸に対して傾斜する面がある、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記処置部を前記長手軸に沿って先端側から基端側を見たとき、前記第 2 の切削面の少なくとも一部は、前記第 1 の切削面に対して露出している、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 1】

前記第 2 の切削面は、前記長手軸から離れた第 3 の縁部を有し、

前記処置部は、前記第 2 の切削面の前記第 3 の縁部との間に第 2 の段差を有し、前記長手軸に対して直交又は略直交する第 3 の切削面を有し、

前記第 1 の切削面には、前記長手軸に直交する中心線が規定され、

前記第 2 の切削面及び前記第 3 の切削面は、前記長手軸及び前記中心線により形成される仮想面に対して対称に形成されている、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 2】

前記処置部は、前記第 2 の切削面よりも前記長手軸に沿って基端側に設けられ、前記第 2 の切削面との間に第 2 の段差を有し、前記長手軸に対して直交又は略直交する第 3 の切削面を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 3】

前記第 1 の段差の前記長手軸に沿う第 1 の高さは、前記第 2 の段差の前記長手軸に沿う第 2 の高さに一致し、又は、前記第 1 の高さは前記第 2 の高さよりも高い、請求項 1 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 4】

前記第 1 の段差の前記長手軸に沿う第 1 の高さは、前記第 2 の段差の前記長手軸に沿う第 2 の高さに一致し、又は、前記第 1 の高さは前記第 2 の高さよりも低い、請求項 1 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 5】

前記第 1 の段差は、前記第 1 の切削面と前記第 2 の切削面と連続する面を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 6】

前記処置部の前記最外縁は、多角形状、楕円形状、又は、陸上競技場のトラック形状を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 7】

前記処置部の前記第 1 の切削面の前記長手軸に直交する第 1 の直交方向に沿う第 1 の寸法は、前記長手軸及び前記第 1 の直交方向に直交する第 2 の直交方向の位置に応じて変化する部分を有する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 8】

前記処置部の基端部は、前記長手軸に沿って基端側に向かうにつれて、前記長手軸に直交する断面の断面積を小さく形成する、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 1 9】

前記第 1 の切削面は、前記処置対象としての骨に形成される所望の骨孔の方向に直交又は略直交した状態で前記骨孔の形成位置に押し当てられ、前記第 1 の切削面に前記超音波振動が伝達されると、前記骨孔を前記所望の方向に向けて形成可能である、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 2 0】

電力の供給により超音波振動を発生させる超音波トランスデューサと、

長手軸に沿って基端側から先端側に向かって前記超音波振動を伝達可能な超音波プローブであって、

前記長手軸に沿って基端側に配設された前記超音波トランスデューサに発生させた前記超音波振動を前記長手軸に沿って基端側から先端側に向かって伝達するプローブ本体部と、

前記長手軸に沿って前記プローブ本体部の先端側に設けられ、前記超音波振動により処置対象を切削する処置部と

を有する超音波プローブと、

前記長手軸に沿って、前記プローブ本体部の一部を覆うシースと
を有し、

前記処置部は、

前記長手軸に対して直交又は略直交し、前記長手軸に沿って前記処置部の先端側から
基端側を見たときの前記処置部の最外縁の一部を形成する第１の縁部と、

前記処置部の前記最外縁とは位置および形状が異なる第２の縁部を有する第１の切削
面と、

前記第１の切削面よりも前記長手軸における基端側に設けられた第２の切削面と
を有する、超音波処置アセンブリ。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/024732

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B17/16(2006.01)i, A61B17/32(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) A61B17/16, A61B17/32 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 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	JP 2001-079013 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 27 March 2001 (27.03.2001), paragraphs [0033] to [0037]; fig. 1 to 4	1-4, 8-10, 15-21
Y		5, 7
A	(Family: none)	6, 11-14
Y	JP 2016-041215 A (Gunze Ltd.), 31 March 2016 (31.03.2016), paragraph [0027]; fig. 3 to 6 (Family: none)	5, 7
☒ 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 15 August 2017 (15.08.17)		Date of mailing of the international search report 29 August 2017 (29.08.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/024732

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CD-ROM of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 010779/1992 (Laid-open No. 070515/1993) (Aloka Co., Ltd.), 24 September 1993 (24.09.1993), entire text; all drawings (Family: none)	1-21
A	WO 2016/205335 A1 (STRYKER EUROPEAN HOLDINGS I, LLC), 22 December 2016 (22.12.2016), entire text; all drawings (Family: none)	1-21

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 4 7 3 2										
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B17/16(2006, 01)i, A61B17/32(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（I P C）） Int.Cl. A61B17/16, A61B17/32												
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2017年											
日本国実用新案登録公報	1996-2017年											
日本国登録実用新案公報	1994-2017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	JP 2001-079013 A（オリンパス光学工業株式会社）2001.03.27, 段落[0033]-[0037], 図 1-4（ファミリーなし）	1-4, 8-10, 15-21										
Y		5, 7										
A		6, 11-14										
Y	JP 2016-041215 A（グンゼ株式会社）2016.03.31, 段落[0027], 図 3-6（ファミリーなし）	5, 7										
☒ 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。												
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> 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 </td> </tr> </table>				* 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							
* 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 15.08.2017		国際調査報告の発送日 29.08.2017										
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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		<table border="1"> <tr> <td>特許庁審査官（権限のある職員）</td> <td>3 I</td> <td>3 9 3 0</td> </tr> <tr> <td>沼田 規好</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>電話番号 03-3581-1101</td> <td>内線</td> <td>3386</td> </tr> </table>		特許庁審査官（権限のある職員）	3 I	3 9 3 0	沼田 規好			電話番号 03-3581-1101	内線	3386
特許庁審査官（権限のある職員）	3 I	3 9 3 0										
沼田 規好												
電話番号 03-3581-1101	内線	3386										

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 4 7 3 2
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
A	日本国実用新案登録出願04-010779号(日本国実用新案登録出願公開05-070515号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したCD-ROM (アロカ株式会社) 1993. 09. 24, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-21
A	WO 2016/205335 A1 (STRYKER EUROPEAN HOLDINGS I, LLC) 2016. 12. 22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-21

フロントページの続き

- (72)発明者 藤崎 健
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 坂本 宜瑞
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 横山 謙
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 吉嶺 英人
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
- F ターム(参考) 4C160 FF44 LL04 LL09 LL28

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

专利名称(译)	超声波探头和超声波处理组件		
公开(公告)号	JPWO2019008712A1	公开(公告)日	2020-06-11
申请号	JP2019528271	申请日	2017-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	藤崎健 坂本宜瑞 横山謙 吉嶺英人		
发明人	藤崎 健 坂本 宜瑞 横山 謙 吉嶺 英人		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/16		
CPC分类号	A61B17/16 A61B17/320068 A61B2017/320073 A61B2017/320078 A61F2/08 A61B17/320016		
FI分类号	A61B17/32.510 A61B17/16		
F-TERM分类号	4C160/FF44 4C160/LL04 4C160/LL09 4C160/LL28		
代理人(译)	井上 正 河野直树 饭野滋 金子早苗		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波探头包括：探头主体，其沿着纵轴从基端侧向远端侧传递超声波振动；以及探头主体部的沿着纵轴的顶端侧。还有通过振动切割治疗对象的治疗部。处理部设置在与纵轴正交或大致正交的第一面上，且相对于第一面位于纵轴的基端侧和第一面的第一端部。第二表面垂直于或基本垂直于纵轴。

