

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6667612号
(P6667612)

(45) 発行日 令和2年3月18日(2020.3.18)

(24) 登録日 令和2年2月27日(2020.2.27)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32 5 1 0

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2018-507838 (P2018-507838)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成28年3月28日 (2016. 3. 28)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/059911		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02017/168514	(74) 代理人	100108855
(87) 国際公開日	平成29年10月5日 (2017. 10. 5)		弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成30年9月26日 (2018. 9. 26)	(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鶴飼 健
		(74) 代理人	100199565
			弁理士 飯野 茂

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 関節用超音波処置システム及び関節用超音波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関節に対して超音波振動を用いて処置を行う超音波処置具と、前記超音波振動による駆動を制御する駆動制御装置と、を含む関節用超音波処置システムであって、

前記超音波処置具は、

先端部および基端部を有し、前記先端部から前記基端部までの長さを、予め定めた1つの超音波振動の第1の波長となる1/2波長の整数倍の長さに設定し、前記先端部から1/2の位置にスリットが形成された、超音波振動を伝達するプローブと、

前記プローブの前記先端部に設けられ、処置対象部位に処置を行う処置部と、

前記処置部に対して超音波振動を伝達する第1の超音波振動子と、
を備え、

前記駆動制御装置は、

前記第1の超音波振動子に対して、少なくとも2つの異なる周波数で超音波振動をさせる駆動信号を送信する駆動制御部を備え、

前記駆動制御部は、前記第1の波長の整数倍の発振周波数の駆動信号を前記第1の超音波振動子に印加して前記プローブに縦振動を発生させ、

前記第1の波長の整数倍以外の発振周波数の駆動信号を前記第1の超音波振動子に印加して、前記プローブに捻り振動を発生させる、関節用超音波処置システム。

【請求項 2】

前記処置部は、少なくとも1つの溝を有し、前記溝は、前記プローブの長手方向に対し

て、略直交する方向に設けられる、請求項 1 に記載の関節用超音波処置システム。

【請求項 3】

前記溝は、前記第 1 の超音波振動子により発生される超音波振動の腹の位置に相当する前記処置部の位置に配置される、請求項 2 に記載の関節用超音波処置システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、異なる振動の超音波振動による機械的な切削と熱による融解的な切削を併せ持つ関節用超音波処置システム及び関節用超音波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、軟骨は、たんぱく質（コラーゲン）を主成分として形成されており、柔らかく弾力性を有している。外科的処置における軟骨の切削は、電気メス等の処置具を用いている。また近年には、超音波処置具を用いて、生体組織だけではなく、骨等の処置対象部位に対しても切削等の外科的処置が実施できることが報告されている。通常、軟骨は、振動を与えても弾性力により吸収されてしまうと想定されており、超音波振動による機械的な切削作用は生じないと考えられていた。

【発明の概要】

【0003】

例えば、特許文献 1：特開 2015 - 43879 号公報等に記載されているような発熱を伴う超音波振動を発生する超音波処置具を用いれば、軟骨や軟骨下骨などの骨（皮質骨及び海綿骨）及び生体組織の全ての部位に対して切削処置が可能である。その一方、全ての部位に対して切削処置が可能であるがために、生体組織と軟骨、軟骨と軟骨下骨をそれぞれ切り分ける切削処置を実現することは容易ではない。例えば、関節手術等では、軟骨、滑膜及び軟骨下骨など切り分けが必要となってくる。術者は、切開処置や切削処置において、下層の部位をなるべく損傷させないように、その切り分ける見極めが重要であり、経験や熟練度が必要とされている。

【0004】

本発明は、縦振動と捻り振動の超音波振動を切換可能に発生させて、機械的に切削する骨切削モードと熱を発生させて融解的に切削する軟骨切削モードとを選択可能な処置部を有する関節用超音波処置システム及び関節用超音波処置具を提供する。

【0005】

本発明に従う実施形態に係る関節用超音波処置システムは、関節に対して超音波振動を用いて処置を行う超音波処置具と、前記超音波振動による駆動を制御する駆動制御装置と、を含む関節用超音波処置システムであって、前記超音波処置具は、先端部および基端部を有し、前記先端部から前記基端部までの長さを、予め定めた 1 つの超音波振動の第 1 の波長となる $1/2$ 波長の整数倍の長さに設定し、前記先端部から $1/2$ の位置にスリットが形成された、超音波振動を伝達するプローブと、前記プローブの前記先端部に設けられ、処置対象部位に処置を行う処置部と、前記処置部に対して超音波振動を伝達する第 1 の超音波振動子と、を備え、前記駆動制御装置は、前記第 1 の超音波振動子に対して、少なくとも 2 つの異なる周波数で超音波振動をさせる駆動信号を送信する駆動制御部を備え、前記駆動制御部は、前記第 1 の波長の整数倍の発振周波数の駆動信号を前記第 1 の超音波振動子に印加して前記プローブに縦振動を発生させ、前記第 1 の波長の整数倍以外の発振周波数の駆動信号を前記第 1 の超音波振動子に印加して、前記プローブに捻り振動を発生させる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波処置具の外観構成の一例を示す図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波処置具の主要な構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 3 A】図 3 A は、第 1 の実施形態におけるプローブに設けられた処置部の側面側からみた概念的な外観構成を示す図である。

【図 3 B】図 3 B は、第 1 の実施形態におけるプローブに設けられた処置部の正面側からみた概念的な外観構成を示す図である。

【図 4 A】図 4 A は、第 1 の実施形態の変形例におけるプローブに設けられた処置部の正面側からみた概念的な外観構成を示す図である。

【図 4 B】図 4 B は、図 4 A に示すプローブに設けられた処置部の A - A の断面構成を示す図である。

【図 5】図 5 は、ハンドピースの超音波振動部の構成例を概念的に示す図である。

【図 6】図 6 は、ハンドピースの超音波振動子による超音波振動の発生について説明するための概念を示す図である。

10

【図 7 A】図 7 A は、超音波振動子の分極による振動発生について説明するための図である。

【図 7 B】図 7 B は、超音波振動子の 6 分割振動子の一例を概念を示す図である。

【図 7 C】図 7 C は、超音波振動子の 2 分割振動子の一例を概念を示す図である。

【図 8 A】図 8 A は、第 2 の実施形態に係る超音波処置具の超音波振動子により発生する縦振動について説明するための図である。

【図 8 B】図 8 B は、第 2 の実施形態に係る超音波処置具の超音波振動子により発生する捻り振動について説明するための図である。

【図 9 A】図 9 A は、第 3 の実施形態におけるプローブに設けられた処置部の外観構成を示す斜視図である。

20

【図 9 B】図 9 B は、第 3 の実施形態におけるプローブに設けられた処置部を正面から見た外観構成を示す図である。

【図 9 C】図 9 C は、図 9 B に示すプローブに設けられた処置部の B - B の断面構成を示す図である。

【図 9 D】図 9 D は、第 3 の実施形態におけるプローブに設けられた処置部の展開図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

30

本実施形態の超音波処置具は、異なる方向に振動する超音波振動により所望する処置対象部位に外科的処置が可能であり、超音波振動による発熱を用いた融解的切削及び機械的切削を併せ持ち、処置対象部位である生体組織、軟骨及び骨を切削する通常切削モードと、機械的切削の作用を低減することで骨の切削を低減し超音波振動による発熱及び摩擦熱を用いた融解的切削を行い処置対象部位のうちの軟骨を切削する軟骨切削モードと、を切換可能に行う処置部を先端に持つプローブを備えている。

【0009】

ここでいう機械的切削とは、超音波振動により後述するエッジが処置対象部位を叩くと共に押し引き又は回転する状態で宛がわれて破碎することを意味しており、以下の説明においては、機械的切削又は破碎的切削と称している。また他にも、機械的切削は、超音波振動の振幅によりプローブが揺動されて処置対象部位を叩くことから、ハンマリング効果又は、ハンマリング作用と称されている場合もある。

40

【0010】

軟骨に対する切削は、軟骨に押し当てられて局部的に軟骨を融解する温度まで加熱することで生じる。本実施形態では処置部の軟骨切削部は、超音波振動が加わった状態で軟骨に押し当てられた際に、その振動により処置部自体の発熱及び処置対象部位に宛がわれた際の摩擦熱として発熱し、軟骨が融解できる適切な温度に昇温される。また、適正な温度としては、接触する処置対象の軟骨部分が 45 ~ 220 の範囲となり、より好ましくは、120 ~ 160 の範囲内の温度となるように軟骨切削部の温度設定が行われる。

【0011】

50

〔第1の実施形態〕

図1を参照して、本発明の第1の実施形態に係る関節用超音波処置具について説明する。図1は、第1の実施形態に係る関節用超音波処置具（以下、超音波処置具と称する）の外観構成の一例を示す図、図2は、超音波処置具の主要な構成を示すブロック図である。

【0012】

この超音波処置具1は、超音波振動によって処置対象部位、例えば、生体組織、軟骨及び骨（軟骨下骨）等に対する切削処置や切開処置を行うための処置具3と、その処置具3に駆動電力を供給する電源装置2と、後述する操作入力部6と同等の機能を有するフットスイッチ11と、で構成される。尚、本実施形態の超音波処置具1においては、技術的特徴の要旨を説明するために最小限のシステム構成を示しており、図示していないが一般的に超音波手術システムとして使用されている構成部位は、備えているものとする。

10

【0013】

処置具3は、術者が把持する筒形状のハンドピース4と、ハンドピース4の一端から延出する細長いプローブ7と、プローブ7の周囲を覆うように形成されたシース5と、指示を行うための操作入力部6と、プローブ7の後述する処置部7aの温度を測定する温度センサ21と、を備えている。ハンドピース4は、電源装置2とケーブル接続され、駆動電力の供給や制御信号の通信が行われている。

【0014】

ハンドピース4の内部には、超音波振動部12が設けられており、プローブ7にホーン部13を介して、音響的に連結されている。超音波振動部12は、電源装置2から駆動電力が供給されて超音波振動し、その発生した超音波振動は、プローブ7に伝搬される。プローブ7は、繰り返し利用されるのであれば滅菌処置が可能であり、また腐食に対する耐性を有する金属材料、例えば、チタン合金等で形成される。処置部7aは、処置対象部の骨を破砕するように切削するため、処置対象の骨より硬い硬度と振動に対する耐久性とが必要である。

20

【0015】

プローブ7は、処置部7aとなる先端部分が露出するようにシース5に覆われており、超音波振動部12が伝搬された超音波振動により処置部7aが振動する。尚、図1では、処置部7aとは反対側のプローブ7の先端部分の表面も露出させているシース5の形態を示しているが、処置部7aのエッジ部7cのみを露出させて、それ以外を覆うシース5の形態であってもよい。

30

【0016】

超音波振動部12は、後述するように、振動の方向が異なる2つの超音波振動子26, 27を備えており、処置部7aをプローブ7の長手方向mに沿った振動を縦振動とし、長手方向mとは交差する交差方向nの捻り振動とを切換可能に発生させることができる。本実施形態では、長手方向mと直交する交差方向を例として説明する。

【0017】

ハンドピース4は、把持面となる側面に操作入力部6が設けられている。この操作入力部6は、超音波振動部12の駆動を指示するための複数の操作スイッチ8を備えている。これらの操作スイッチ8は、超音波振動部12に供給される駆動電力のオンオフ操作だけでなく、融解的切削を行う軟骨切削モード又は、融解的切削及び機械的切削を併せ持つ通常切削モードの何れかに切り替える操作を行う切換スイッチ（切換部）をも含んでいる。本実施形態において、フットスイッチ11は、操作入力部6と同等の機能を有している。

40

【0018】

電源装置2は、超音波振動部12に駆動電力を供給する出力回路22と、出力回路22を制御する制御回路23とで構成される。出力回路22は、ハンドピース4内の超音波振動部12とケーブル等により電氣的に接続され、超音波振動部12を駆動する駆動電力を供給する。制御回路23は、内部にメモリ24を備える演算処理機能を搭載する処理回路で構成され、操作入力部6又はフットスイッチ11から入力された指示（オンオフ指示又

50

はモード選択指示等)及び温度センサ21の検出信号に従い、出力回路22から出力される駆動電力を制御する。

【0019】

制御回路23は、操作入力部6の指示により通常切削モードと軟骨切削モードとを切り換えて制御を行う。制御回路23は、軟骨切削モードが設定された際に、温度センサ21の検出信号に基づき、前述した温度範囲内(45 ~ 220 の範囲で、より好ましくは、120 ~ 160)になるように供給する駆動電力値を制御する。尚、軟骨切削モード時の温度制御を行う際に、温度センサ21を搭載しない構成であっても実現できる。例えば、プローブ7の製造誤差が小さく、特性が安定していた場合には、パラメータ設定により軟骨切削モード時の温度制御が可能である。

10

【0020】

これは、押し付け加重を固定値とした上で、軟骨の温度を45 ~ 220、好ましくは120 ~ 160 の範囲内の規定の温度となるような超音波振動の振幅値を複数回の実測により求め、平均された振幅値を制御回路23のメモリ24に制御パラメータとして予め記憶させておく。軟骨切削モードで使用時には、制御回路23は、要求された設定温度を実現する制御パラメータをメモリ24から読み出し、その制御パラメータに基づく超音波振動を行う。

【0021】

図3A及び図3Bは、プローブ7の先端側に設けられる処置部7aの外観構成を示している。処置部7aには、処置対象部位と当接する範囲内で少なくとも1つの溝7bにより形成されるエッジ7dを有するエッジ部7cが設けられている。この溝7bは、プローブ7の長手方向mと直交する交差方向(周方向)nに延びて、両側面が開口されたU形状に形成されている。この溝7bは、プローブ7の滑らかな曲面の表面から略垂直に少なくとも長手方向の中心軸に達する深さまで掘られている。エッジ7d間の幅(即ち、溝7bの対向する両壁間の距離)や深さにおいても適宜設定が可能である。勿論、溝7bの形状は限定されるものではなく、少なくともプローブ7の表面に角張った箇所(エッジ7d)が設けられていればよい。従って、本実施形態では、エッジ7dを溝(凹部)7bで形成しているが、これに換わって、凸状に張り出た突起で形成してもよい。

20

【0022】

このエッジ部7cは、図3Aに示すように、複数の溝7bにより構成される場合には、等間隔又は任意の間隔を空けて、長手方向mに沿って配置される。尚、任意の間隔の配置とは、例えば、複数の溝7bを配置した際に、中央側のエッジ7d間の間隔を狭くし、両外側のエッジ7d間の間隔を広くして配置するなど、異なる間隔で配置してもよく、製造時に適宜設定できる。処置対象部位と当接する範囲を規定される場合に、処置対象部位を叩く効果、即ち、ハンマリング効果をより得るには、エッジ7d間の間隔を広くするよりは狭くする方がプローブ7の表面積、即ち叩く面積が多くなるため、効果が得やすい。但し、エッジ7d間の間隔が狭すぎると、エッジ7dによる切削又は破碎の作用が小さくなる。

30

【0023】

次に、図5及び図6を参照して、超音波処置具の超音波振動による通常切削モードと軟骨切削モードについて説明する。図5は、ハンドピース4の超音波振動部12の構成例を概念的に示す図、図6は、ハンドピース本体の構成と超音波振動子による超音波振動の発生について説明するための概念を示す図である。また、図7Aは、超音波振動子の分極による振動発生について説明するための図、図7Bは、超音波振動子の6分割振動子の一例を概念を示す図、図7Cは、超音波振動子の2分割振動子の一例を概念を示す図である。以下の説明において、プローブ7は、図3に示した複数の溝7bで構成されるエッジ部7cを有する処置部7aを備えているものとする。

40

【0024】

図5及び図6に示すように、本実施形態の超音波振動部12は、ハンドピース本体25内でプローブ側から、プローブ7の長手方向mに伸び縮みする縦振動の超音波振動する第

50

1の超音波振動子26と、長手方向に対して交差する方向に反復する回動即ち、捻り振動の超音波振動する第2の超音波振動子27とが連なるように設けられている。このような縦振動及び捻り振動の超音波振動を発生させる超音波振動子は、公知な piezo 素子（圧電素子）によりすでに実現されている。図6に示すように超音波振動を伝搬するプローブ7は、振幅の頂点のa点の位置でねじ締結してハンドピース本体25へ固定することにより、縦振動を発生させている。

【0025】

尚、本実施形態では、図5及び図6中、プローブ側から縦振動する第1の超音波振動子26を配置し、続いて捻り振動する第2の超音波振動子27の順で配置しているが、逆の順の配置でもよく、プローブ側から捻り振動する第2の超音波振動子27を配置し、続いて縦振動する第1の超音波振動子26の順で配置してもよい。

10

【0026】

第1の超音波振動子26は、通常使用されている縦方向に振動する超音波振動子である。また、第2の超音波振動子27は、回動方向に捻り振動を行う超音波振動子である。これは、図7Aに示すように、一周を6分割した扇型圧電素子26cに電圧を印加すると矢印に示すような分極が生じる。これらの扇型圧電素子26cを図7Bに示すように、同一円周方向に分極するように環状に配置した構造により全体的な捻りが発生する。また、圧電素子26a, 26bは、図7Cに示すように、6分割以外で2分割でも同様な作用を生じさせることができる。

【0027】

20

第1の超音波振動子26による縦振動の超音波振動を、プローブ7の基端に伝達すると、図3A, 3Bに示すプローブ7のエッジ部7cが振動する。このとき、溝7b及びエッジ7dは振動の腹位置付近に相当し、長手方向mに沿って往復するように振動する。このとき、縦振動の振動方向は、エッジ7dに垂直又は略垂直な方向である。この縦振動されるエッジ部7cは、処置対象部位を叩くと共に押し引きを行い、処置対象部を機械的に切削する。

【0028】

さらに、エッジ部7cにおいては、機械的切削に比べて、切削量に占める割合は少ないが、実質的には処置対象部位との間に摩擦熱も発生させており、融解的切削も併せて行われている。この縦振動を用いた切削は、前述した全ての処置対象部位である生体組織、軟骨及び骨を切削する通常切削モードとなる。

30

【0029】

また、第2の超音波振動子27による捻り振動の超音波振動を、プローブ7の基端に伝達すると、図3A, 3Bに示すプローブ7のエッジ部7cが振動する。このとき、溝7b及びエッジ7dは長手方向mと交差する方向に反復するように揺動し、捻り振動を行う。このとき、捻り振動の振動方向は、エッジ7dに平行又は略平行な方向である。この捻り振動は、溝7b及びエッジ7dが延びる方向と同じ方向である。このため、エッジ部7cが機械的切削に寄与せず、処置対象部位にプローブ7の表面が擦りつけられるのみであるため、叩きによるハンマリング作用を発生し難い。即ち、エッジ部7cは、超音波振動により軟骨との間に摩擦熱を発生して、軟骨が融解できる適切な温度に昇温され、軟骨を切削する。この捻り振動を用いた切削は、前述した処置対象部位のうちの軟骨切削する軟骨切削モードとなる。

40

【0030】

尚、通常切削モード及び軟骨切削モードの超音波振動においては、エッジ7dの延びる方向に対して、垂直に交差する方向に振動する又は平行な方向に振動することを例として上述したが、これらの角度の関係は、必ずしも限定されたものではない。

手術者が、通常切削モードよりも軟骨は切除したいが、骨に対してもある程度切削したい要望があった場合に、斜め方向に往復する振動であってもよい。この斜め振動は、第1の超音波振動子26と第2の超音波振動子27を同時に駆動させて、その駆動割合を調整することにより、実施することができる。

50

【0031】

この斜め振動の角度は、例えば、エッジ7dの延びる方向に対して、45度を境目として、この45度よりも大きい傾きで振動する場合には、ハンマリング効果が優位な通常切削モードによる機械的な切削に区分けし、45度よりも小さい傾きで振動する場合には、熱優位な軟骨切削モードによる融解的に切削に区分けしてもよい。即ち、本実施形態では、エッジ7dの延びる方向に対して、45度を基準として、切削モードを選択可能にしてもよい。このような角度によるモードの区分は、本実施形態だけではなく、後述する第2の実施形態においても適用することができる。

【0032】

このように構成された処置部7aを設けられたプローブ7を備える超音波処置具1による切削処置について説明する。

まず、術者は、生体組織を切開して関節鏡用のポートを形成するために、ハンドピース4の操作入力部6又はフットスイッチ11を操作して、通常切削モードに設定する。その後、第1の超音波振動子26を駆動してプローブ7を前述した縦振動に超音波振動させて、処置部7aのエッジ部7cを処置対象となる生体組織に押し付ける。エッジ部7cは、生体組織を機械的に切削し、軟骨(変性軟骨)が露出するまで切開する。通常切削モードによる機械的切削は、切開が軟骨に到達した際に、軟骨の弾性により切削速度が遅くなるため、その変化により軟骨が露出したか否かを見極めて、切開処置を停止する。この時、プローブ7の温度が上昇していたとしても、大半が機械的切削による作用とする。

【0033】

次に、露出した軟骨の切削処置を開始する際に、術者は、ハンドピース4の操作入力部6を操作して、通常切削モードから軟骨切削モードに切り換える。第2の超音波振動子27を駆動させて、プローブ7を前述した捻り振動に超音波振動させて、処置部7aのエッジ部7cを処置対象となる軟骨に押し付ける。エッジ部7cが宛がわれた軟骨は、捻り振動により摩擦熱が発生して加熱され、温度が前述した120 ~ 160 程度になり、融解的に切削され、軟骨下骨が露出される。

【0034】

この捻り振動されるエッジ部7cは、前述したように温度は高いが機械的切削が作用していないため、切削速度が遅くなって、骨の硬さにより押し付けに対する反発が強くなり、軟骨下骨が露出したことが分かる。その後、第2の超音波振動子27の駆動を停止させて、軟骨切削モードを終了する。

【0035】

次に、再度、術者は、操作入力部6を操作して、軟骨切削モードから通常切削モードに切り換え、プローブ7に縦振動の超音波振動を伝達させて、処置部7aのエッジ部7cで、軟骨下骨を機械的に切削する。

以上、本実施形態の超音波処置具3によれば、軟骨を切削する軟骨切削モードと、生体組織、軟骨及び軟骨下骨を切削する通常切削モードを処置対象部位により切替可能に備えており、通常切削モードの設定において、生体組織から軟骨への切り換え判断が容易である。また軟骨切削モードの設定であれば、軟骨を融解的に切削することで、軟骨のみを切削して停止させることができ、軟骨下骨への損傷を回避できる。従って、本実施形態の超音波処置具3は、生体組織と、軟骨と、骨(例えば軟骨下骨)とを低侵襲で容易に切り分けることができる。

【0036】

次に、図4を参照して第1の実施形態の変形例について説明する。

図4には、第1の実施形態の変形例として、超音波処置具3におけるプローブ31に設けられた処置部31aの構成例を示している。本変形例は、処置部に形成されたエッジ部の溝(エッジ)方向が前述した第1の実施形態とは異なっており、それ以外の構成部位は、同等であり、ここでの詳細な説明は省略する。

【0037】

図4に示すように、本変形例の処置部31aは、エッジ部31cの溝31bにより形成

10

20

30

40

50

されるエッジ 3 1 d がプローブ 3 1 の長手方向 m に延伸するように形成されている。このエッジ部 3 1 c は、前述した第 1 の実施形態の処置部 7 a の長手方向 m と交差する方向 n に延伸するように形成されたエッジ部 7 c と同等の作用効果を有しており、エッジが作用する方向が異なっている。

【 0 0 3 8 】

本変形例では、前述した第 1 の超音波振動子 2 6 による縦振動の超音波振動を、図 4 A , 4 B に示すプローブ 3 1 のエッジ部 3 1 c に与えた場合には、エッジ 3 1 b が長手方向 m に往復するように振動する。この縦振動は、エッジ部 3 1 c の溝 3 1 b が延びる方向と同じ方向であるため、エッジ部 3 1 c のエッジ 3 1 d が機械的切削に寄与せず、処置対象部位にプローブ 1 の表面が擦れるのみであるため、叩きによるハンマリング作用が発生し 10
難い。即ち、エッジ部 3 1 c は、超音波振動により摩擦熱を発生して、軟骨が融解できる適切な温度に昇温され、軟骨を切削する。この縦振動を用いた切削は、前述した処置対象部位のうちの軟骨切削する軟骨切削モードとなる。

【 0 0 3 9 】

また、第 2 の超音波振動子 2 7 による捻り振動の超音波振動を、図 4 A , 4 B に示すプローブ 7 のエッジ部 3 1 c に与えた場合には、溝 3 1 b 及びエッジ 3 1 d が長手方向 m と交差する方向 n に反復するように回動し、捻り振動を行う。この捻り振動は、エッジ 3 1 b が処置対象部位を叩くと共に回動し、処置対象部を機械的に切削する。

【 0 0 4 0 】

さらに、エッジ部 3 1 c においては、機械的切削に比べて、切削量に占める割合は少ないが、実質的には処置対象部位との間に摩擦熱も発生させており、融解的切削も併せて行われている。この捻り振動を用いた切削は、前述した全ての処置対象部位である生体組織、軟骨及び骨を切削する通常切削モードとなる。 20

【 0 0 4 1 】

以上のように、前述した第 1 の実施形態と本変形例とでは、縦振動時又は捻り振動時の処置対象部位に対するエッジが当たる角度（平行か垂直か）が逆になるため、通常切削モードと軟骨切削モードにおける駆動させる超音波振動子 2 6 , 2 7 が異なる。即ち、通常切削モードでは、プローブ 3 1 を捻り振動させる第 2 の超音波振動子 2 7 を駆動し、軟骨切削モードでは、プローブ 3 1 を縦振動させる第 1 の超音波振動子 2 6 を駆動する。

【 0 0 4 2 】

本変形例によれば、前述した第 1 の実施形態と同等の作用効果を得ることができる。通常切削モードにおいて生体組織から軟骨への切り換え判断が容易であり、また軟骨切削モードの設定であれば、軟骨を融解的に切削することで、軟骨のみを切削して停止させることができ、軟骨下骨への損傷を回避できる。従って、本実施形態の超音波処置具 3 は、生体組織と、軟骨と、骨（例えば軟骨下骨）とを低侵襲で容易に切り分けることができる。 30

【 0 0 4 3 】

[第 2 の実施形態]

次に、図 8 A、図 8 B を参照して、本発明の第 1 の実施形態に係る関節用超音波処置具について説明する。図 8 A は、超音波振動子により発生させる縦振動について説明するための図、図 8 B は、超音波振動子により発生させる捻り振動について説明するための図である。図 9 A は、プローブに設けられた捻り溝の外観構成を示す斜視図、図 9 B は、プローブに設けられた捻り溝を正面から見た外観構成を示す図、図 9 C は、図 9 B に示すプローブに設けられた捻り溝の B - B の断面構成を示す図、図 9 D は、プローブに設けられた捻り溝の展開図である。 40

【 0 0 4 4 】

前述した第 1 の実施形態においては、縦振動する超音波振動子 2 6 と捻り振動する超音波振動子 2 7（図 5 から図 7 C 参照）を備えた構成であった。

これに対して、本実施形態は、プローブの途中に図 9 A、図 9 B に示す複数の捻り溝 4 1 b を形成して、1 つの超音波振動子で振動周波数を変化させて、縦振動と捻り振動を発生させる構成である。1 つの超音波振動子で周波数を変化させる場合、振動子への入力信 50

号を変化させるなど、種々の方式を用いることができる。

【0045】

まず、捻り溝41bについて説明する。

図9A、図9Bに示すように、複数の捻り溝41bは、延びる方向がプローブ41の長手方向に対して傾きを持ち、プローブ41の周面に沿って等間隔で形成されている捻り溝である。これらの溝41bは、図9Dに示すように、長手方向mに対して、例えば、傾き角度 $p = 20$ 度に設定され、図9Cに示すように、プローブ41の全周に渡り等間隔に配置されている。プローブ41は、プローブ7と同等の径を有しており、例えば、直径 $k = 6 \sim 7$ mm程度である。また、このようなプローブ径の場合には、溝41bの幅qと深さrについては、共に1mm程度が好適する。勿論、これらの数値は限定されるものではない。

10

【0046】

これらの捻り溝41bのエッジにおける傾き角度 p は、プローブ41の振動方向に対して平行であった場合、機械的切削の作用が小さく、角度が 90° に近づくほど機械的切削の作用が大きくなる。また、機械的切削の作用とは、反対の作用関係にある融解的切削は、傾き角度 p がプローブ41の振動方向に対して平行であった場合、融解的切削の作用が大きく、即ち摩擦温度が高くなり、 90° に近づくほど融解的切削の作用が小さく即ち、摩擦温度が低くなる。従って、傾き角度 p は、処置対象部位や処置内容により、設計仕様等に従い適宜設定される。また、プローブ41に形成される複数の溝41bにおいては、等間隔に配置される必要は無く、適宜、間隔を広げて狭めてもよい。

20

【0047】

本実施形態における縦振動と捻り振動を発生させる構成として、プローブの長さを、予め定めた1つの超音波振動の $1/2$ 波長(第1の波長)の整数倍の長さに設定することにより、この第1の波長を伝達したプローブの先端は、縦振動が発生する。この第1の波長以外の波長(第2の波長)を伝達したプローブの先端は、捻り振動が発生する。

【0048】

これらの振動の発生を確認するために、一例として、図8Aに示すように使用する振動の発振周波数(縦振動の波長: $\lambda/2 = \text{約} 5.2 \text{ mm}$)の整数倍に合わせて、ここでは、超音波振動子からプローブ7の長さを 208 mm と設定する。この構成において、プローブの先端側から $\lambda/2$ の位置に斜線で示す捻り溝41bを形成する。

30

【0049】

次に、例えば、 47 kHz の振動周波数を発生させた場合に、斜線で示すスリットより先では、捻り振動の波長とプローブ7の長さが合わず、縦振動の波長とプローブ7の長さがあるため、 47 kHz の発振周波数の場合には、縦振動が伝達される。また、この時、捻り振動は発生していない。

【0050】

また、図8Bに示すように、同様に超音波振動子からプローブ7の長さを 208 mm と設定し、例えば、 21 kHz の振動周波数を発生させた場合、縦振動の $\lambda/2$ は約 7.8 mm になる。斜線で示す捻り溝41bより先では、捻り振動の波長とプローブ7の長さが合い、振動の腹位置がプローブ7の先端に相当するため、 21 kHz の発振周波数の場合には、捻り振動が発生する。この時、縦振動はプローブ7の先端の位置において、振幅が抑制される。

40

【0051】

従って、1つの超音波振動子が発振した超音波振動の発振周波数即ち、波長を変えることにより、ある振動周波数の波長がプローブ7の長さに合えば、捻り振動が主に発生し、そのある振動周波数の波長が合わなければ、縦振動が主に発生する。

【0052】

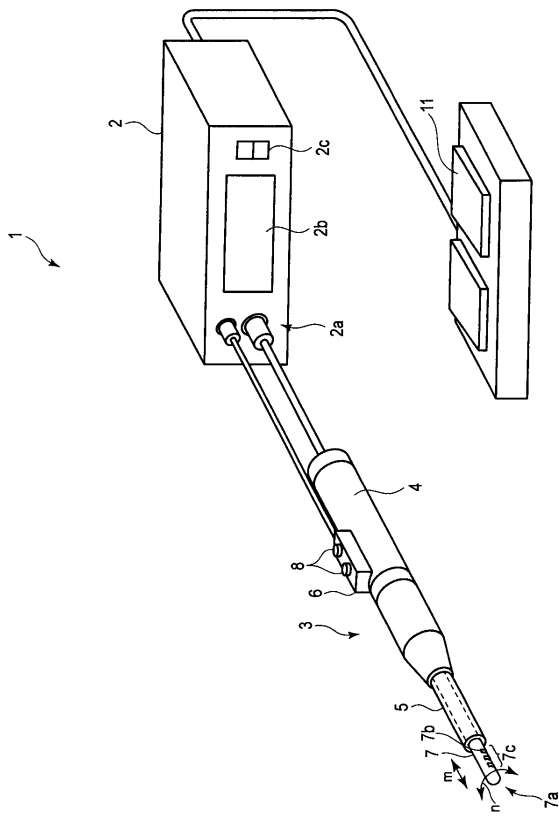
以上のことから本実施形態によれば、前述した第1の実施形態と同等の作用効果を奏することができる。さらに、プローブの先端からスリットまでの長さ、超音波振動子が発振した超音波振動の発振周波数即ち、波長の長さを合わせるにより、捻り振動又は縦

50

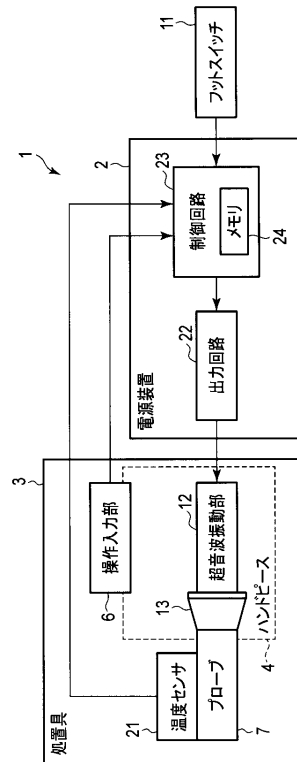
振動を選択的に発生させることができる。

以上、前述した各実施形態及び各変形例に基づいて、本発明を説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形や応用が可能なことは勿論である。

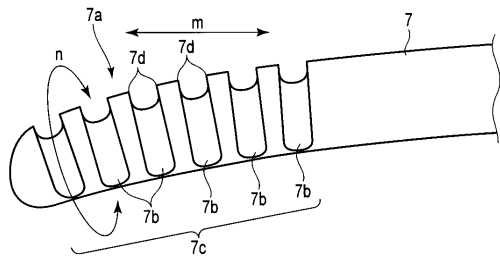
【図1】



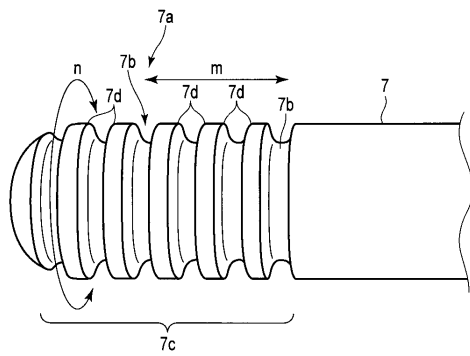
【図2】



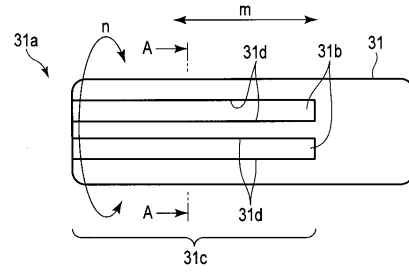
【 図 3 A 】



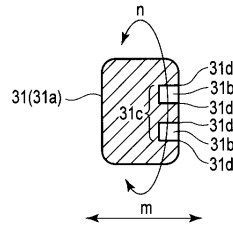
【 図 3 B 】



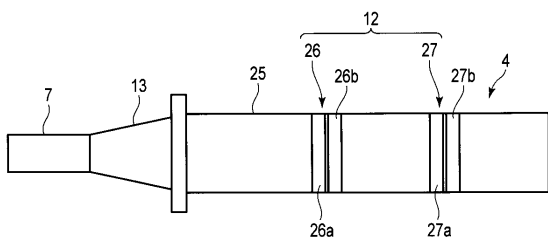
【 図 4 A 】



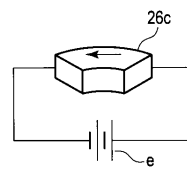
【 図 4 B 】



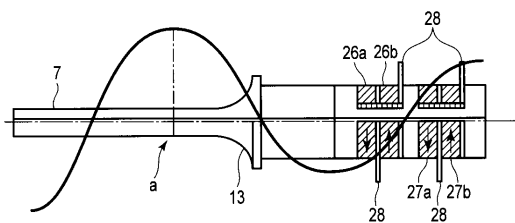
【 図 5 】



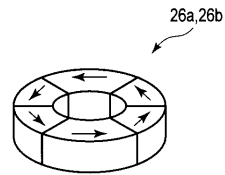
【 図 7 A 】



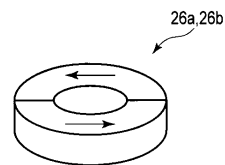
【 図 6 】



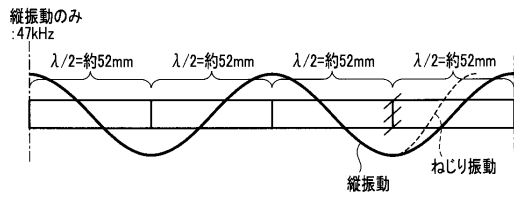
【 図 7 B 】



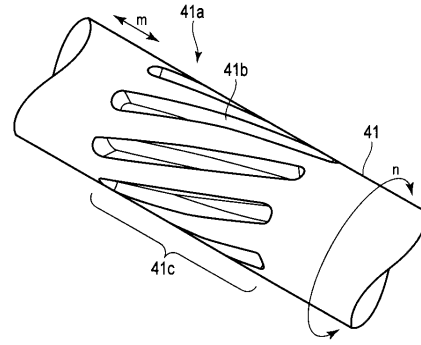
【 図 7 C 】



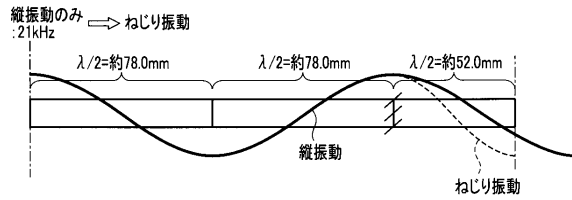
【図 8 A】



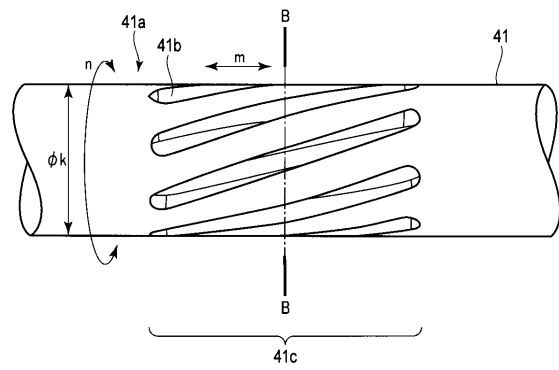
【図 9 A】



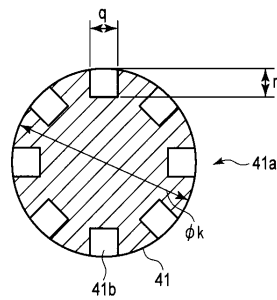
【図 8 B】



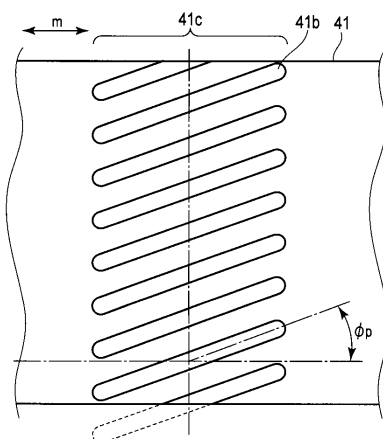
【図 9 B】



【図 9 C】



【図 9 D】



フロントページの続き

- (72)発明者 山田 将志
東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 谷上 恭央
東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内

審査官 宮崎 敏長

- (56)参考文献 特開2005-040222(JP,A)
特表2003-526415(JP,A)
欧州特許出願公開第02057960(EP,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/32 - A61B 17/326