

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5726857号

(P5726857)

(45) 発行日 平成27年6月3日 (2015. 6. 3)

(24) 登録日 平成27年4月10日 (2015. 4. 10)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 17/14 (2006. 01)
A 6 1 B 18/00 (2006. 01)
 A 6 1 B 17/14
 A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 21 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2012-506558 (P2012-506558)	(73) 特許権者	595063916
(86) (22) 出願日	平成22年4月19日 (2010. 4. 19)		オーソソニックス・リミテッド
(65) 公表番号	特表2012-524586 (P2012-524586A)		ORTHOSONICS LIMITED
(43) 公表日	平成24年10月18日 (2012. 10. 18)		イギリス国、エスエル6・7ビーユー、バークシャー、メイデンヘッド、コードワリス・パーク、バーニー・コート (番地なし)
(86) 国際出願番号	PCT/GB2010/000776		
(87) 国際公開番号	W02010/122288	(74) 代理人	100108855
(87) 国際公開日	平成22年10月28日 (2010. 10. 28)		弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成25年1月23日 (2013. 1. 23)	(74) 代理人	100103034
(31) 優先権主張番号	0906930. 3		弁理士 野河 信久
(32) 優先日	平成21年4月23日 (2009. 4. 23)	(74) 代理人	100075672
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		弁理士 峰 隆司
前置審査		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 改良された骨切除器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

骨を切除するために適用される手術器具であって、切断エッジ手段を備えた切断ヘッド手段を具備し、この切断ヘッド手段は、超音波振動を発生させるための手段と前記切断ヘッド手段を往復運動させるための手段との両方に動作可能に接続されており、

前記切断ヘッド手段を往復運動させるための手段には、前記切断ヘッド手段と異なる位相で往復運動可能な、この切断ヘッド手段との釣り合いのための第1のカウンターウェイト手段が、設けられている、手術器具。

いる、手術器具。

【請求項 2】

前記往復運動させるための手段は、前記切断ヘッド手段を、前記切断エッジ手段に対してほぼ平行に移動させる、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 3】

前記第1のカウンターウェイト手段は、前記切断ヘッド手段とほぼ逆位相で往復運動可能である、請求項 1 に記載の手術器具。

【請求項 4】

前記切断ヘッド手段と前記第1のカウンターウェイト手段との重心は、ほぼ固定である、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 に記載の手術器具。

【請求項 5】

前記切断ヘッド手段を往復運動させるための手段は、前記切断ヘッド手段と前記超音波

振動を発生させるための手段との両方を往復運動させる、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 に記載の手術器具。

【請求項 6】

前記往復運動させるための手段には、前記切断ヘッド手段と前記超音波振動を発生させるための手段との両方との釣り合いのための、これら切断ヘッド手段と超音波振動を発生させるための手段とに対して異なる位相で往復運動可能な第 2 のカウンターウェイト手段が設けられている、請求項 5 に記載の手術器具。

【請求項 7】

前記第 2 のカウンターウェイト手段は、前記切断ヘッド手段と前記超音波振動を発生させるための手段と、ほぼ逆位相で、往復運動可能である、請求項 6 に記載の手術器具。

10

【請求項 8】

前記切断ヘッド手段と前記超音波振動を発生させるための手段と、前記第 2 のカウンターウェイト手段との重心は、ほぼ固定である、請求項 6 又は 7 に記載の手術器具。

【請求項 9】

前記往復運動させるための手段は、周りに各々連続して延びている第 1 のトラック手段と第 2 のトラック手段とを備えた、回転可能なほぼ円筒形の本体を有しており、前記切断ヘッド手段と選択的に前記超音波振動を発生させるための手段とは、前記第 1 のトラック手段に可動に係合されており、前記第 1 のカウンターウェイト手段は、前記第 2 のトラック手段に可動に係合されている、請求項 1 乃至 4 及び 6 乃至 8 のいずれか 1 に記載の手術器具。

20

【請求項 10】

前記第 1 並びに第 2 のトラック手段の各々は、前記回転可能なほぼ円筒形の本体の回転軸に対して一定の角度で、前記第 1 のトラック手段が前記第 2 のトラック手段の反対方向に傾斜されるようにして、前記回転可能なほぼ円筒形の本体の外周に延びている、請求項 9 に記載の手術器具。

【請求項 11】

前記切断ヘッドの超音波振動と往復運動との相対的な振幅は、前記超音波振動による前記切断ヘッドのピーク速度が前記往復運動によって生じるピーク速度よりも高速であるように、設定されている、請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 に記載の手術器具。

【請求項 12】

30

前記超音波振動による切断ヘッドの前記ピーク速度は、前記往復運動によって生じる前記ピーク速度の少なくとも 2 倍である、請求項 11 に記載の手術器具。

【請求項 13】

前記超音波振動による切断ヘッドの前記ピーク速度は、前記往復運動によって生じる前記ピーク速度の 10 倍以上ではない、請求項 11 又は 12 に記載の手術器具。

【請求項 14】

前記往復運動させるための手段は、250 Hz 以下の周波数の振動運動を発生させるように設定されている、請求項 1 乃至 13 のいずれか 1 に記載の手術器具。

【請求項 15】

振動の周波数は、少なくとも 20 Hz である、請求項 14 に記載の手術器具。

40

【請求項 16】

前記振動の周波数は、40 乃至 60 Hz である、請求項 14 又は 15 に記載の手術器具。

【請求項 17】

前記超音波振動を発生させるための手段は、20 kHz 乃至 60 kHz の周波数の振動を発生させるように設定されている、請求項 1 乃至 16 のいずれか 1 に記載の手術器具。

【請求項 18】

前記超音波振動は、前記振動運動と前記切断エッジ手段とに対してほぼ平行に向けられている縦モードの超音波振動を有している、請求項 1 乃至 17 のいずれか 1 に記載の手術器具。

50

【請求項 19】

前記切断ヘッド手段は、この切断ヘッド手段の先端部に当接して配置されている前記切断エッジを備えた細長い導波管を有している、請求項 1 乃至 18 のいずれか 1 に記載の手術器具。

【請求項 20】

前記切断エッジ手段には、複数の鍵形状の歯手段が設けられている、請求項 1 乃至 19 のいずれか 1 に記載の手術器具。

【請求項 21】

前記鍵形状の歯手段の各々の先端部が、器具のほぼ先端に向かって延びている、請求項 20 に記載の手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、皮質骨及び海綿質骨を切除するための手術器具に関わる。特に、限定はしないが、本発明は、外科技術の利用を最小限にした骨切除のための手術器具に関わる。

【背景技術】

【0002】

外科手術の処置で、超音波によって駆動される鋸歯形状の切断エッジを有する機器を使用して、皮質骨及び海綿質骨を切除することは、例えば特許文献 1 から知られている。

【0003】

多くの場合、尖った歯部の形状と歯部の側方へのオフセットとを有する従来の電動の鋸歯が、有効である。しかしながら、（特に）関節置換処置は、多くの場合、軟組織の外傷を減じるために、縮小したディメンションの切除によって行われている。このことは、術後の治療に対して明らかな効果を有しているが、このような制限された切除を克服するように、外科医の技術と器用さとが、インプラントの位置づけのための正確な骨の関節面の形状を得るために、より一層求められる。かくして、このような最小限に侵襲的な技術を使用することは、逆説的に、所望の手術位置の近くの繊細な組織構造体への重大な付随的損傷のリスクを、増やし得る。従来の尖った歯部を有する電動鋸歯は、靱帯、血管、神経組織を、尖った切断エッジに一時的にのみ接触させることによって、容易に切除することが可能である。

【0004】

超音波によって振動するブレードは、尖っている必要はなく、駆動された時のみ切除する。また、このようなブレードは、軟組織よりはむしろ硬性の骨物質に、選択的にエネルギーを伝えるように、回転可能である。従って、これらは、不慮の外傷を引き起こす傾向が少ない。あいにく、このような器具は、現在、主な機能である骨切除が、従来の振動鋸歯よりずっと遅く、特に、このような器具が非常に複雑且つ高価であることを考慮に入れると、期待されるほどには広く適用されていない。

【0005】

直面している更なる問題は、超音波駆動の振動骨切除器が、超音波エネルギーが骨に分散されるのに従って、局所的な加熱を引き起こし得る、ということである。このことは、骨の局所的な壊死を招き得、結果的に治療の効果を減じ得る。

【0006】

従来の振動鋸歯に係る更なる問題は、所定の振動運動が、器具から外科医の手に伝達される傾向があることである。このような低周波の振動は、不快であり、外科医の手及び指をすぐに疲れさせ得、このような振動に長時間晒されることによって、「白蠟病」のような問題を引き起こすことさえあり得る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】 British patent application No. GB2420979A

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【0008】

従って、本発明の目的は、上述の複数の問題の少なくともいくつかを未然に防ぎ、同時に、迅速で正確な骨切除を、近くの軟組織への、もしくは残りの骨への損傷を最小限して可能にする、改良された外科手術用の骨切除器を提供することである。

【0009】

本発明の第1の態様に従えば、骨物質を切除するために適用される手術器具であって、超音波振動を発生させるための手段と、前記切断ヘッド手段を往復運動させるための手段とに動作可能に接続されている、細長い切断エッジ手段を備えた切断ヘッド手段を有する手術器具が、提供される。

10

【0010】

前記往復運動させるための手段は、好ましくは、前記切断エッジ手段に対してほぼ平行して動作する。

【0011】

好ましくは、前記往復運動させるための手段は、250Hz以下の周波数の振動運動を発生させるように設定されている。

【0012】

このような振動周波数は、少なくとも20Hzであることが、有効である。

選択的に、前記振動周波数は、40乃至60Hzであり、例えば約50Hzである。

【0013】

20

好ましくは、前記超音波振動を発生させるための手段は、少なくとも20kHzの周波数の振動を発生させるように設定されている。

【0014】

前記超音波振動は、60kHz以下の周波数で発生されることが、有効である。

選択的に、前記超音波振動は、約40kHzの周波数で発生される。

【0015】

好ましくは、前記切断ヘッドの超音波振動と振動運動との相対的な振幅は、前記超音波振動による前記切断ヘッドのピーク速度が前記振動運動によって生じるピーク速度よりも高速であるように、設定されている。

【0016】

30

前記超音波振動による切断ヘッドの前記ピーク速度は、前記振動運動によって生じる前記ピーク速度の少なくとも2倍であることが、有効である。

【0017】

前記超音波振動による切断ヘッドの前記ピーク速度は、前記振動運動によって生じる前記ピーク速度の少なくとも3倍であり得る。

【0018】

好ましくは、前記超音波振動による切断ヘッドの前記ピーク速度は、前記振動運動によって生じる前記ピーク速度の10倍以上ではない。

【0019】

前記超音波振動による前記切断ヘッドのピーク速度は、前記振動運動によって生じる前記ピーク速度の7倍以上ではないことが、有効である。

40

【0020】

好ましくは、前記超音波振動は、前記振動運動と前記切断エッジ手段とに対してほぼ平行に向けられた長軸方向の超音波振動を含む。

【0021】

前記切断ヘッド手段は、この切断ヘッド手段の先端部の近くに配置されている前記切断エッジ手段を備えた細長い導波管を有し得る。

【0022】

前記切断エッジは、歯手段の長い列を有し得る。

前記歯手段の各々は、鋸歯手段を有し得る。

50

【0023】

好ましい実施形態では、前記切断ヘッド手段を往復運動させるための手段には、前記切断ヘッド手段と異なる位相で往復運動可能な、前記切断ヘッド手段用の第1のカウンターウェイト手段が、設けられている。

【0024】

前記第1のカウンターウェイト手段は、前記切断ヘッド手段に対してほぼ逆位相で運動可能であることが、有効である。

【0025】

前記切断ヘッド手段と前記第1のカウンターウェイト手段との重心は、ほぼ固定であり得る。

10

【0026】

前記切断ヘッド手段を往復運動させるための手段が、前記切断ヘッド手段と前記超音波振動を発生させるための手段との両方を往復運動させることが、有効である。

【0027】

前記往復運動させるための手段には、前記切断ヘッド手段と、前記超音波振動を発生させるための手段との両方用の、これらと異なる位相で往復運動可能な第2のカウンターウェイト手段が設けられ得る。

【0028】

前記第2のカウンターウェイト手段は、前記切断ヘッド手段及び前記超音波振動を発生させるための手段とほぼ逆位相で運動可能であり得る。

20

【0029】

かくして、前記切断ヘッド手段と、前記超音波振動を発生させるための手段と、前記第2のカウンターウェイト手段との重心は、ほぼ固定であり得る。

【0030】

好ましくは、前記往復運動させるための手段は、これの周りに各々連続して延びている第1及び第2のトラック手段を備えた、回転可能なほぼ円筒形の本体を有している。前記切断ヘッド手段と、前記超音波振動を発生させるための手段とは、前記第1のトラック手段に可動に係合されており、それぞれの前記カウンターウェイト手段は、前記第2のトラック手段に可動に係合されている。

【0031】

30

前記トラック手段の各々は、溝手段を有していることが、有効である。

前記切断ヘッド手段と前記カウンターウェイト手段との各々には、それぞれの溝手段中を移動するように強いられたカップリングピンが、設けられ得る。

【0032】

好ましくは、前記トラック手段の各々は、前記回転可能なほぼ円筒形の本体の回転軸に対して一定の角度で、前記第1のトラック手段が前記第2のトラック手段の反対方向に傾斜されるようにして、前記ほぼ円筒形の本体の外周に延びている。

【0033】

かくして、前記トラック手段の各々の長軸方向の移動が、前記ほぼ円筒形の本体の外周面に沿って変化する。

40

【0034】

前記ほぼ円筒形の本体が回転されると、それぞれのトラック手段に結合されている前記切断ヘッド手段と前記カウンターウェイト手段とは、互いに異なる位相で、選択的に互いに逆位相で、往復運動するように駆動される。

【0035】

好ましくは、前記往復運動させるための手段には、前記ほぼ円筒形の本体を回転させるように駆動するために適用されるモータ手段が、設けられている。

【0036】

前記モータには、前記本体の所望の回転速度を選択するための手段が設けられていることが、有効である。

50

【0037】

好ましくは、器具は、少なくとも前記往復運動させるための手段と前記超音波振動を発生させるための手段とを収容している、手動で把持且つ操縦可能な、外側のケース手段を有している。

【0038】

器具は、長軸方向に延びており前記切断ヘッド手段を有する細長い外側のケース手段を有していることが、有効である。

【0039】

好ましい実施例では、前記切断エッジ手段には、これに沿って並べられた複数の歯部が設けられている。

前記歯部の各々は、鍵形状を有し得る。

前記鍵形状の歯部の各々の先端部は、器具のほぼ先端に向かって延び得る。

前記形状は、いかなる骨切除器、特に超音波振動可能な骨切除器の使用にも、適し得る。

。

【0040】

本発明の第2の態様に従えば、上述の第1の態様で説明された器具を用意し、この器具の切断エッジ手段を骨の切除されるべき箇所に当て、前記往復運動させるための手段と前記超音波振動を発生させるための手段との両方を駆動し、この器具を所望の切込みもしくは関節面が形成されるまで手動で導入する工程を含む、骨を切除する方法が、提示される。

。

【0041】

好ましくは、この方法は、外科手術の一環として、皮質骨及び／もしくは海綿質骨を切除するために適用される。

【0042】

この方法は、体の表面から切除される骨にまで至る切除を施し、この器具の切断ヘッド手段をこの範囲に渡って導入する工程を含むことが、有効である。

【0043】

この方法は、整形外科による関節置換のような、人口装具のインプラントを提供するように骨を切除する工程を含み得る。

【0044】

この方法は、例えば、整形外科による関節置換のための修正処置 (a revision procedure) の一環として、インプラントされた人口装具を除去するように骨を切除する工程を含み得る。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1A】図1Aは、本発明を成している第1の骨切除器の内部動作構造の概略的な縦断面図である。

【図1B】図1Bは、図1Aに示されている器具から分離された駆動スタッドの断面図である。

【図1C】図1Cは、図1Aに示されている器具中で動作する、図1Bに示されている駆動スタッドの、断片的な径方向の断面図である。

【図1D】図1Dは、本発明を成している第2の骨切除器の内部動作構造の概略的な縦断面図である。

【図1E】図1Eは、図1Dに示されている第2の器具の切断ヘッドの断片的な正面図である。

【図2】図2は、図1Aに示されている器具、もしくは図1Dに示されている器具から分離されている駆動コンバータ部材の側面図である。

【図3】図3は、図1Aに示されている器具、もしくは図1Dに示されている器具から分離されている駆動軸の側面図である。

【図4】図4は、図2に示されている駆動コンバータ部材と、この駆動コンバータ部材に

10

20

30

40

50

接続されている駆動装置とカウンターウェイトシリンダとを示す側面図である

【図5】図5は、図2に示されている駆動コンバータ部材と、この駆動コンバータ部材に接続されているブレード駆動シリンダとを示す側面図である。

【図6】図6は、断面され部分的に分解された形態の外側のケースを有する図1Aに示されている器具と図1Dに示されている器具とのどちらか一方の側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0046】

本発明の実施形態は、例として、添付の図面の図を参照して、より具体的に説明される。

【0047】

これら図、特に図1Aを参照すると、第1の骨切除器100の音響システム1は、ホーン4によって細長い交換可能なブレード部分2に接続されている（代表的には、 piezo 電気素子の積層体から成る）縦モードの超音波トランスデューサ8を有している。前記ブレード部分2は、このブレード部分2の先端部に、少なくとも1つの側方の切断エッジが設けられた切断ヘッド6を有している。（前記切断エッジは、図1Aには詳しく示されていないが、代表的に、所望の幾何学形状に設定された一連の鋸歯を有し得る。本発明は、ほとんどもしくはすべての周知の形状の骨切除ブレードに、有効であると見なされる。）

図示されている特別な器具100は、前記ブレード部分2の、 $80\mu\text{m}$ 乃至 $140\mu\text{m}$ の最大の長軸方向の変位振幅を有する超音波振動を、前記切断ヘッド6の先端部6Aで発生させる。前記超音波トランスデューサ8と、ホーン4と、ブレード部分2とは、前記先端部6Aが前記超音波振動の波腹となるように、回転される。前記切断ヘッド6の基端部6Bでの変位振幅は、前記先端部6Aでの変位振幅の約60%となり得る。

【0048】

例えば20乃至60kHzの範囲の、近超音波領域での超音波振動が、適切であることが、判っている。一般に、40kHzに近い周波数が、好ましい。このような周波数は、 10 乃至 $50\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ のピークブレード速度を、前記先端部6Aで発生させる。

【0049】

前記音響システム1は、細長い円筒形のハウジング10中に保持されている。前記ブレード部分2は、このハウジング10から離れる方向に、突出している。前記ハウジング10は、これの基端部のところで、ねじカップリング21によって、ブレード駆動シリンダ5Aに取り付けられている。このブレード駆動シリンダ5Aの機能は、後で説明される。

【0050】

電気モータ17が、器具100の基端部の近くに配置されており、ギアボックス9と駆動シャフト24（図3参照）とを介して、器具100のほぼ中心に配置されている駆動コンバータ部材3のシャフト7を駆動する。この電気モータ17は、前記コンバータ部材3を、（矢印11で図示されているような）単一の方法に、制御可能な速度で、連続して回転するように、駆動する。

【0051】

前記コンバータ部材3は、外周面の周方向に延びている第1の溝19Aと第2の溝19Bとを備えた円筒形の本体を有している。前記溝19A、19Bの各々は、ラジアル平面に対して所定の角度を有する平面内で、前記コンバータ部材3の前記本体を通して延びている単一の連続したループから成る。前記溝19A、19Bの各々は、同じ角度で、しかし互いに異なる方向／向き（sense）で、傾斜されている。かくして、前記溝19A、19Bは、前記コンバータ部材3の外周面上の第1の位置では、互いに比較的近接しており、しかし、これら溝19A、19Bは、前記外周面に沿って、この第1の位置から広がっており、第1の位置の反対側の第2の位置では、互いに比較的離れている。そして、前記溝19A、Bは、前記第2の位置から前記外周面に沿って、前記第1の位置へ向かって再び集まる。かくして、前記溝19A、19Bの各々は、前記コンバータ部材3の、全体として器具100の長軸に沿って見た場合に、側方の変位xを受ける。（前記コンバータ部材3の単独の図は、図2を参照されたい。）前記ブレード駆動シリンダ5Aは、前記コン

10

20

30

40

50

バータ部材 3 の先端部分の周りに延びており、前記第 1 の溝 19 A 中を移動する駆動スタッド 12 によって、前記コンバータ部材 3 に結合されている。

【0052】

カウンターウェイトシリンダ 5 B が、前記ギアボックス 9 と前記コンバータ部材 3 の基端部の周りで、同軸で延びており、前記第 2 の溝 19 B 中を移動する駆動スタッド 12 によって、前記コンバータ部材 3 に結合されている。

【0053】

図 1 B に図示されているように、各駆動スタッド 12 は、高密度ポリプロピレン (HDPE) のブロック 14 内の金属ブッシュ 18 中に延びている位置決めねじ 16 を有している。図 1 C に図示されているように、前記位置決めねじ 16 は、前記駆動スタッド 12 を、前記ブレード駆動シリンダ 5 A もしくは前記カウンターウェイトシリンダ 5 B に取

10

着しており、低摩擦の HDPE ブロック 14 が、前記第 1 の溝 19 A もしくは第 2 の溝 19 B 中にそれぞれ配置されている。

【0054】

かくして、前記コンバータ部材 3 が回転されるのに従って、それぞれの前記駆動スタッド 12 は、それぞれの前記溝 19 A、19 B に追従する（但し、明瞭にするために省略されているが、前記シリンダ 5 A、5 B が前記コンバータ部材 3 と一緒に回転するのを防ぐために、スプラインの配列 (spline arrangements) がある）。かくして、前記駆動スタッド 12 とそれぞれの前記シリンダ 5 A、5 B は、器具 100 の軸方向に、最初に器具 100 の離れた端部へと外側に、そして互いの方へ戻るように、強制的に移動される。かくして、前記溝 19 A、19 B の対向した傾斜によって、前記シリンダ 5 A、5 B は、180°異なる位相で（即ち、逆位相で）移動する。

20

【0055】

前記ブレード駆動シリンダ 5 A は、器具 100 の前記ハウジング 10 と、収容されている前記超音波トランスデューサ 8 と、前記ブレード部分 2 とに、しっかりと取り付けられている。かくして、前記音響システム 1 の全体は、器具 100 の長軸に沿って往復運動され、特に、前記切断ヘッド 6 の長軸方向の往復運動を発生させる。

【0056】

図示されている前記所定の器具 100 は、この往復／振動運動が、前記溝 19 A の側方の変位 x によって約 50 Hz の周波数になるように、設定されている。前記ブレード駆動シリンダ 5 A と前記切断ヘッド 6 とは、約 3 乃至 10 ミリメートルのオーダーである。

30

【0057】

前記カウンターウェイトシリンダ 5 B は、前記ハウジング 10 と前記ブレード部分 2 とを有する前記音響システム 1 と、前記ブレード駆動シリンダ 5 A との総質量に可能な限り近い質量を有するように、構成されている。かくして、前記コンバータ部材 3 が回転し、前記カウンターウェイトシリンダ 5 B が、同じ往復／振動周波数で同じ側方の変位 x で移動されるので、前記カウンターウェイトシリンダ 5 B とブレード駆動シリンダ 5 A と音響システム 1 との重心が、ほぼ固定されていなければならない。従来の約 50 Hz の振動鋸歯は、使用者の手に伝えられる振動（場合によっては、不快感、疲労、更に長時間晒されることによる組織への損傷をまねく振動）を発生させる傾向があるが、図示されている器具 100 は、使用者の手に生じる感知可能な振動を、最小限に、もしくはゼロにし得る。このことは、使用者の手がより長時間に渡って疲労を避け得るので、長時間の使用と、使用時の精度の向上とを、可能にする。

40

【0058】

図 1 D に示されている第 2 の骨切除器 101 は、前記第 1 の骨切除器 100 に非常に似ている。縦モードの超音波トランスデューサ 8 と、ホーン 4 と、ブレード部分 2 とが、前記超音波トランスデューサ 8 とホーン 4 とブレード部分 2 とを一緒に取

着させるように使用される装置と一緒に、詳細に示されている。この第 2 の器具 101 は、第 1 の器具 100 と同じように動作する。

【0059】

50

また、前記第2の器具101の切断ヘッド6が、図1Dと、特に図1Eとに詳細に示されている。前記第2の器具101の前記切断ヘッド6は、2つの側方の切断エッジを有しており、これら2つの切断エッジは、先端部6Aに向かってわずかに互いに接近している。各切断エッジには、切断歯部6Cの列が設けられている。各切断歯部6Cは、鍵形状、即ち「鯊の歯」形状を有しており、これら鍵形状の歯部の各々の尖った先端部が、前記切断ヘッド6の先端部6Aに向けられて配置されている。前記切断歯部6Cは、傾斜したノッチ6Dの列によって規定されており、各ノッチは、丸い部分から成る形状の内側の端部を有している。

【0060】

この形態の切断ヘッド6は、上述の骨切除器100、101に組み込まれる場合に、特に有効であるが、他の骨切除器（骨切りのみ（osteotomes））にも、特に、切断ヘッド6が超音波振動可能である骨切除器にも、同様に有効であり得る。

【0061】

前記コンバータ部材3は、図2に詳細に示されている。前記溝19A、19Bは、上述と同様である。上述されなかったものは、軸方向のボア23、即ち通路である。このボア23は、図3に示されているように、前記駆動シャフト24を受ける。この駆動シャフト24の円筒形のシャフト26には、フラット27が設けられている。前記コンバータ部材3を通して前記軸方向のボア23（図2）中に延びている径方向の開口部13Aが、径方向のねじ13（図1A、図1D）を前記フラット27に係合させて、前記駆動シャフト24を前記コンバータ部材3に取着させる。前記駆動シャフト24の基端の接続部材28が、この駆動シャフト24を前記ギアボックス9に接続させる。

【0062】

図4は、前記第2の溝19Bを通る駆動スタッド12によって前記コンバータ部材3に結合されている前記カウンターウェイトシリンダ5Bを、示している。図示されている配置では、前記カウンターウェイトシリンダ5Bは、器具100の中心に向かって最大限に移動された状態である。

【0063】

これに対して、図5は、前記コンバータ部材3に結合されている前記ブレード駆動シリンダ5Aを、器具100、101の先端部に向かって最大限に移動された状態の配置で、示している。（前記コンバータ部材3の先端部と前記ブレード駆動シリンダ5Aとの間の隙間7Cに注意されたい。）

図6は、全体として、前記器具100、101の更なる特徴を示している。図1A乃至1Eに示されている内側の動作構造は、3点セットのケース30、31、32中に収容されている。基端のキャップ31と先端のキャップ32との両方が、シール33によって、主ケース30に、取り外し可能に取り付けられている。これらシール33は、器具100の内側の動作部品を例えば流体の浸入から保護するために、それぞれの接合部に設けられている。

【0064】

前記主ケース30は、前記モータ17と、ギアボックス9（図示されていない）と、前記コンバータ部材3と、両シリンダ5A、5Bと、超音波発生装置8の基端部分とを保持するための、それぞれの空間17C、9Cを中に有している。

【0065】

前記基端のキャップ31は、パワーケーブルとコントロールケーブルとのための開口部34を有している（このような器具は、器具に設けられている指駆動のスイッチよりも足ペダルによって駆動されることが、一般的である。）

取り外し可能な前記先端のキャップ32は、前記超音波発生装置8へのアクセスを可能にする。

【0066】

前記器具100、101の更なる特徴は、前記ブレード部分2が、ねじ切りされた接続部材35によって、取り外し可能であることである。かくして、異なる形状の切断ヘッド

10

20

30

40

50

6を有するブレードが、取り付けられ得、使用済みの、もしくは傷ついた切断ヘッドが、交換され得る。

【0067】

図示されている器具100、101は、超音波によって振動され、且つ、非常に低周波で、巨視的なスケールで、往復運動される切断エッジを有している。このように超音波駆動と巨視的なブレードの往復運動との組み合わせが、切除効率に大きな効果をもたらす。十分な超音波の振幅によって、骨を切除するために必要な物理的力が、ゼロ近くまで減じられ、同時に、前記往復運動は、もろくなった骨組織を、非常に少ない反力のもとで取り除く。このことは、外科の切除の時に、骨に振動を与えず、精度と快適さと疲労との削減に明らかな効果をもたらす。上述の釣り合いの取れた巨視的な往復駆動メカニズムは、このようなほぼ無振動の動作を、更に向上させる。

10

【0068】

大きな振幅の超音波は、この超音波が影響を与える組織を加熱する。巨視的なブレードの移動によって、加熱された組織の層の各々を迅速に且つ効率良く取り除くことが、骨の壊死を防ぐ。この骨の壊死は、熱が周囲の組織中に分散されることによって、生じ得る。

【0069】

このメカニズムは、骨切除の有効且つ安全な方法を実現するために、動物モデル実験で示されている。この実験は、切除部分の洗浄及び冷却のために従来行われている塩水の灌漑さえも行わないで、非常に低水準の骨の壊死を示した。軟性組織の損傷は、ほんのわずかであった。

20

【0070】

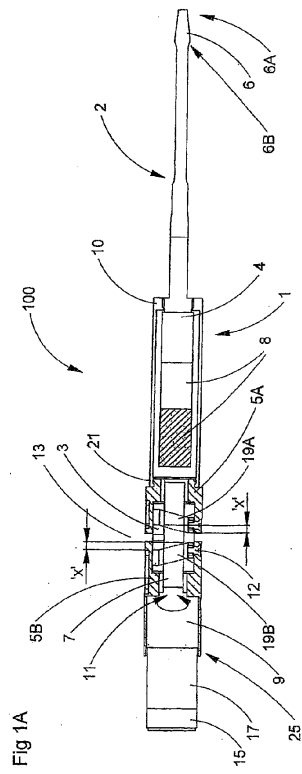
示されているシステムのための快適さと効率とに対する最大限の効果を得るために、超音波の速度振幅が、低周波の巨視的な速度振幅を超え、好ましくは3乃至7倍の係数(factor)でなければならないことが判った。このことは、前記切断エッジの骨組織に対する相対的な振動運動が、連続的な摩擦ベクトルの反転によって、往復運動する前記ブレードのほぼ全ての切除サイクル中で、実質的に有効であることを、確実にする。

【0071】

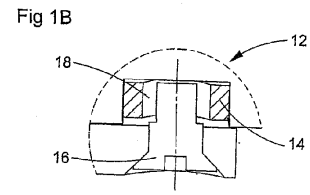
(周波数に関わらず、)振動するブレードを組織に対して保持することによって正味の加熱効果がもたらされるということが、理解されなければならない。対象の組織を通るように徐々に前記ブレードを移動させるだけで、切除が果たされ、加熱された組織が当該の手術箇所から取り除かれ得る。手動では、身体上でのブレードの運動が、上述のパラメータの範囲内では実現不可能であり、従って、本発明の組み合わせされた動作は、重要な実用的効果を有する。

30

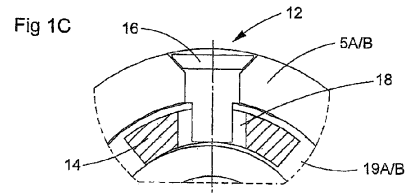
【図 1 A】



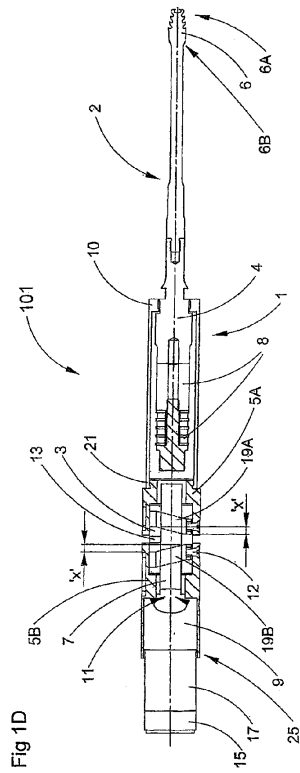
【図 1 B】



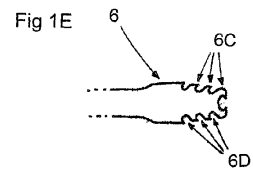
【図 1 C】



【図 1 D】

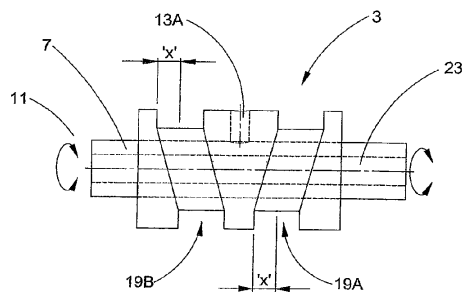


【図 1 E】



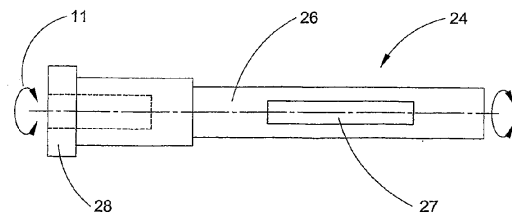
【図 2】

Fig 2



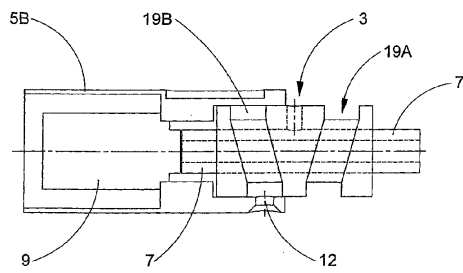
【図 3】

Fig 3



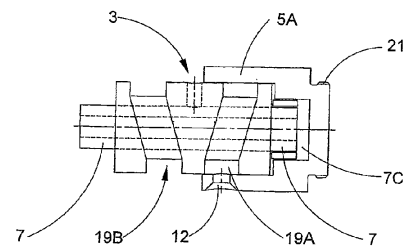
【図 4】

Fig 4



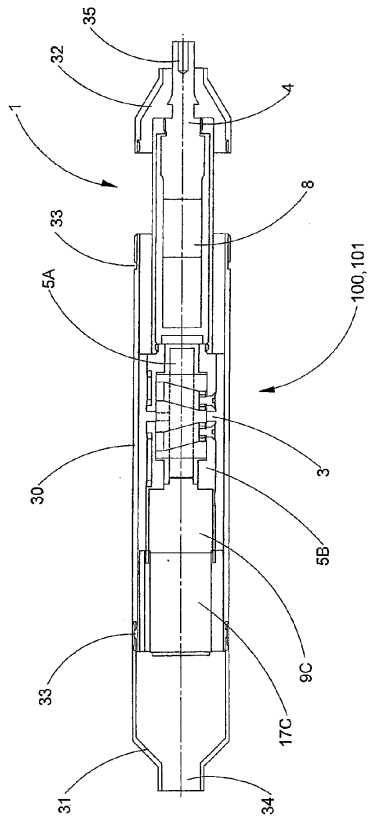
【図 5】

Fig 5



【図 6】

Fig 6



フロントページの続き

(74)代理人 100140176

弁理士 砂川 克

(74)代理人 100124394

弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807

弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073

弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 ヤング、マイケル・ジョン・ラドリー

イギリス国、ティーキュー１３・７ジェイエックス、サウス・デボン、アッシュバートン、ブREM
リッジ（番地無し）、ブREMリッジ・ハウス

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 国際公開第２００６／０５９１２０（WO, A1）

特開平０８－１３２３９０（JP, A）

特表２００２－５０３１１９（JP, A）

特開平０８－１１８２８７（JP, A）

特開平０５－２２８８９４（JP, A）

特開平０３－１１７５１３（JP, A）

米国特許出願公開第２００３／０１８７３８３（US, A1）

米国特許出願公開第２００２／００９９４００（US, A1）

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 7 / 1 4

A 6 1 B 1 8 / 0 0

A 6 1 B 1 7 / 5 6

专利名称(译)	改进的截骨装置		
公开(公告)号	JP5726857B2	公开(公告)日	2015-06-03
申请号	JP2012506558	申请日	2010-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	ORTHOSONICS		
申请(专利权)人(译)	邻超音速有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	邻超音速有限公司		
[标]发明人	ヤングマイケルジョンラドリー		
发明人	ヤング、マイケル・ジョン・ラドリー		
IPC分类号	A61B17/14 A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B17/1664 A61B17/32002 A61B2017/320028 A61B2017/320077 A61B2017/320089		
FI分类号	A61B17/14 A61B17/36.330		
代理人(译)	河野直树 冈田隆		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	2009006930 2009-04-23 GB		
其他公开文献	JP2012524586A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

骨切除器工具 (100) 包括超声换能器 (8) , 其通常产生大约40kHz的纵向模式振动, 并且具有安装在其上的细长刀片部分 (2) 。换能器 (8) 和叶片部分 (2) 安装在可旋转驱动的转换器元件 (3) 上。转换器元件 (3) 的旋转产生换能器 (8) 和叶片部分 (2) 的往复纵向运动。配重 (5B) 也安装在转换器元件 (3) 上, 与换能器 (8) 和叶片部分 (2) 异相移动, 使得整个系统的质心静止, 减少了振动。工具 (100) 在用户手中。由于往复纵向运动, 由于叶片部分 (2) 的远侧尖端 (6A) 的超声波振动引起的峰值速度比其峰值速度高达七倍。这样可以快速, 省力地切割骨头, 并且可以轻松去除切屑并最大限度地减少随后的坏死。

