



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102421379 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 18

(21) 申请号 201080017936. 5

代理人 蔡洪贵

(22) 申请日 2010. 04. 19

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 17/16 (2006. 01)

0906930. 3 2009. 04. 23 GB

A61B 17/32 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 10. 21

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2010/000776 2010. 04. 19

(87) PCT申请的公布数据

W02010/122288 EN 2010. 10. 28

(71) 申请人 奥思索尼克斯有限公司

地址 英国南德文郡

(72) 发明人 M·J·R·扬

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

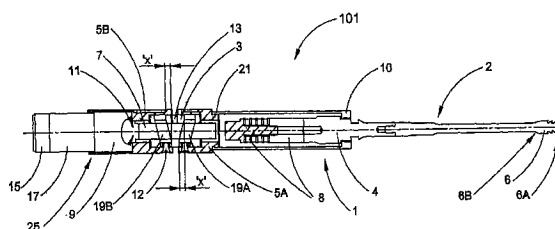
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 6 页

(54) 发明名称

改进的骨切除器

(57) 摘要

骨切除器工具 (100) 包括超声波换能器 (8), 该超声波换能器通常产生大约 40kHz 的纵向模式的振动, 且具有安装到其上的条状的刀片部分 (2)。换能器 (8) 和刀片部分 (2) 安装到可被转动地驱动的转换器元件 (3)。转换器元件 (3) 的转动产生换能器 (8) 和刀片部分 (2) 的往复纵向运动。平衡体 (5B) 也安装到转换器元件 (3), 且与换能器 (8) 和刀片部分 (2) 完全异相地移动, 使得整个系统的重心不变, 从而降低工具 (100) 在用户手中的振动。由于刀片部分 (2) 的远端 (6A) 的超声波振动的峰值速度高达由于往复纵向运动的峰值速度的七倍。这使得可快速、不费力地切割骨头, 且易于移除碎切片, 因此具有最小程度的坏死。



1. 一种适于切割骨质材料的外科手术工具,所述外科手术工具包括切割头装置,所述切割头装置具有切割边缘结构,其中,所述切割头装置可操作地连接到用于产生超声波振动的装置和用于使切割头装置往复移位的装置。

2. 如权利要求 1 所述的外科手术工具,其特征在于,往复移位装置使切割头装置与切割边缘结构大致平行地移位。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的外科手术工具,其特征在于,用于使切割头装置往复移位的装置设有用于切割头装置的第一平衡装置,所述第一平衡装置可与切割头装置异相地往复移位。

4. 如权利要求 3 所述的外科手术工具,其特征在于,第一平衡装置可与切割头装置大致反相地往复移位。

5. 如权利要求 3 或 4 所述的外科手术工具,其特征在于,切割头装置和第一平衡装置的重心大致保持不变。

6. 如前面权利要求中任一所述的外科手术工具,其特征在于,用于使切割头装置往复移位的装置使切割头装置和所述用于产生超声波振动的装置移位。

7. 如权利要求 6 所述的外科手术工具,其特征在于,往复移位装置设有第二平衡装置,所述第二平衡装置用于切割头装置和所述用于产生超声波振动的装置,且可与它们异相地往复移位。

8. 如权利要求 7 所述的外科手术工具,其特征在于,第二平衡装置可与切割头装置和所述用于产生超声波振动的装置大致反相地往复移位。

9. 如权利要求 7 或 8 所述的外科手术工具,其特征在于,切割头装置、所述用于产生超声波振动的装置和第二平衡装置的重心大致保持不变。

10. 如权利要求 3-5 和 7-9 中任一所述的外科手术工具,其特征在于,往复移位装置包括可转动的大致圆柱形的本体,所述本体具有第一轨结构和第二轨结构,所述第一轨结构和第二轨结构分别绕着所述本体连续地延伸,其中,切割头装置、可选的所述用于产生超声波振动的装置与第一轨结构可移动地接合,相应的平衡装置与第二轨结构可移动地接合。

11. 如权利要求 10 所述的外科手术工具,其特征在于,每个轨结构与本体的转动轴线成一角度地绕着可转动的圆柱形的本体延伸,其中,第一轨结构与第二轨结构相反地倾斜设置。

12. 如前面权利要求中任一所述的外科手术工具,其特征在于,超声波振动和切割头的往复移位的相对幅度使得切割头由于超声波振动的峰值速度大于由往复移位产生的峰值速度。

13. 如权利要求 12 所述的外科手术工具,其特征在于,由于超声波振动的切割头的峰值速度为由往复移位产生的峰值速度的至少两倍。

14. 如权利要求 12 或 13 所述的外科手术工具,其特征在于,由于超声波振动的切割头的峰值速度为由往复移位产生的峰值速度的至多十倍。

15. 如前面权利要求中任一所述的外科手术工具,其特征在于,往复移位装置适于以 250Hz 或更低的频率产生振荡运动。

16. 如权利要求 15 所述的外科手术工具,其特征在于,所述振荡频率为至少 20Hz。

17. 如权利要求 15 或 16 所述的外科手术工具,其特征在于,所述振荡频率为 40-60Hz。

18. 如前面权利要求中任一所述的外科手术工具,其特征在于,所述用于产生超声波振动的装置适于以 20kHz-60kHz 的频率产生所述振动。

19. 如前面权利要求中任一所述的外科手术工具,其特征在于,超声波振动包括与振荡运动和切割边缘结构大致平行指向的纵向模式的超声波振动。

20. 如前面权利要求中任一所述的外科手术工具,其特征在于,切割头装置包括条形的波导件,所述波导件具有与其远端邻近设置的切割边缘结构。

21. 如前面权利要求中任一所述的外科手术工具,其特征在于,切割边缘结构设有多个钩形齿结构。

22. 如权利要求 21 所述的外科手术工具,其特征在于,每个钩形齿结构的尖端大致向着工具的远端延伸。

23. 一种切割骨质材料的方法,包括以下步骤:提供权利要求 1-22 中任一所述的工具;将所述工具的切割边缘结构施加到待切割的骨质材料区;开启往复移位装置和所述用于产生超声波振动的装置;以及手动引导工具,直到已产生切望的切割或切面。

24. 如权利要求 23 所述的切割骨质材料的方法,其特征在于,所述方法适于作为外科手术的一部分切割皮层质骨和 / 或松质骨。

25. 如权利要求 23 或 24 所述的切割骨质材料的方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:切割骨头,以便为植入修复装置、例如整形外科关节置换做准备。

26. 如权利要求 23 或 24 所述的切割骨质材料的方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:切割骨头,以移除植入的修复装置,例如作为整形外科关节置换的翻修手术的一部分。

改进的骨切除器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于切割皮层质骨和松质骨的外科手术工具。更特别地但不仅限于此，本发明涉及一种用于最小创口外科手术技术中的骨头切除的外科手术工具。

背景技术

[0002] 例如，从我们的英国专利申请 No. GB2420979A 获知在外科手术过程中使用超声波激励的器械切割皮层质骨和松质骨，该器械具有切割边缘，所述切割边缘具有锯齿形轮廓。

[0003] 在许多情形下，具有锐利的齿轮廓和侧向齿偏移的传统的装有动力的振荡式锯也是有效的。然而，逐渐地，其中的关节置换手术常通过尺寸减小的切口执行，以降低软组织损伤。尽管这在术后愈合方面具有明显的益处，但对外科医生的技术和灵巧的要求较高，以便为植入位置实现正确的骨面几何形状，从而通过这种受限的切口操作。从而，这种最小介入技术的使用反而会使对邻近于期望的手术位置的敏感组织结构的附带损伤的危险明显增大。传统的锋利齿形的装有动力的锯易于切割韧带、脉管和神经组织，它们仅与其锋利切割边缘短暂接触。

[0004] 超声波振动的刀片不必锋利，只有在启动时才切割。它们也可适于将能量选择性地优先于软组织传递到硬的骨状体。因此，它们往往引起较少的意外损伤。不幸地，与传统的振荡式锯相比，目前，这种工具明显更慢地执行它们切割骨头的主要功能，因此并没有像所期望的那样得到了广泛的应用，特别是当考虑到它们的相对的复杂性和成本时。

[0005] 已经遭遇的另一问题是，当超声波能量消散到骨头中时，超声波振动的骨凿可导致局部的加热。这可导致局部骨头坏死，进而具有差的痊愈结果。

[0006] 具有传统的振荡式锯的另一问题，振荡动作的一部分趋向于从工具传递到外科医生的手中。这种低频振动是不舒服的，且可导致外科医生的手和手指的更快速的疲劳，长时间的这种作用甚至可产生诸如“白手指”的问题。

发明内容

[0007] 因此，本发明的目的是提供改进的外科手术骨切割工具，其消除了上述问题中的至少一些问题，且可在对相邻软组织或其余骨头损伤最小的情况下快速和精确地执行骨切除。

[0008] 根据本发明的第一方面，提出了一种适于切割骨质材料的外科手术工具，所述外科手术工具包括切割头装置，所述切割头装置具有条形的切割边缘结构，其中，所述切割头装置可操作地连接到用于产生超声波振动的装置和用于使切割头装置往复移位的装置。

[0009] 往复移位装置优选与切割边缘结构大致平行地作用。

[0010] 优选地，往复移位装置适于以 250Hz 或更低的频率产生振荡运动。

[0011] 有利地，这种振荡频率为至少 20Hz。

[0012] 可选地，所述振荡频率为 40–60Hz，例如为近似 50Hz。

[0013] 优选地，所述用于产生超声波振动的装置适于以至少 20kHz 的频率产生所述振

动。

[0014] 有利地,所述超声波振动以 60kHz 或更低的频率产生。

[0015] 可选地,所述超声波振动以近似 40kHz 的频率产生。

[0016] 优选地,超声波振动和切割头的振荡运动的相对幅度使得切割头由于超声波振动的峰值速度大于由振荡运动产生的峰值速度。

[0017] 有利地,由于超声波振动的切割头的峰值速度为由振荡运动产生的峰值速度的至少两倍。

[0018] 由于超声波振动的切割头的峰值速度为由振荡运动产生的峰值速度的至少三倍。

[0019] 由于超声波振动的切割头的峰值速度为由振荡运动产生的峰值速度的至多十倍。

[0020] 有利地,由于超声波振动的切割头的峰值速度为由振荡运动产生的峰值速度的至多七倍。

[0021] 优选地,超声波振动包括与振荡运动和切割边缘结构大致平行指向的纵向超声波振动。

[0022] 所述切割头装置可包括条形的波导件,所述波导件具有与其远端邻近设置的切割边缘结构。

[0023] 切割边缘结构可包括长列布置的齿结构。

[0024] 所述齿结构可分别包括锯齿结构。

[0025] 在一个优选实施例中,用于使切割头装置往复移位的装置设有用于切割头装置的第一平衡装置,所述第一平衡装置可与切割头装置异相地往复移位。

[0026] 有利地,第一平衡装置可与切割头装置大致反相地移位。

[0027] 切割头装置和第一平衡装置的重心可大致保持不变。

[0028] 有利地,用于使切割头装置往复移位的装置使切割头装置和所述用于产生超声波振动的装置移位。

[0029] 往复移位装置可设有第二平衡装置,所述第二平衡装置用于切割头装置和所述用于产生超声波振动的装置,且可与它们异相地往复移位。

[0030] 第二平衡装置可与切割头装置和所述用于产生超声波振动的装置大致反相地移位。

[0031] 从而,切割头装置、所述用于产生超声波振动的装置和第二平衡装置的重心可大致保持不变。

[0032] 优选地,往复移位装置包括可转动的大致圆柱形的本体,所述本体具有第一轨结构和第二轨结构,所述第一轨结构和第二轨结构分别绕着所述本体连续地延伸,其中,切割头装置、可选的所述用于产生超声波振动的装置与第一轨结构可移动地接合,相应的平衡装置与第二轨结构可移动地接合。

[0033] 有利地,每个所述轨结构包括凹槽结构。

[0034] 切割头装置和平衡装置可分别设有接合销结构,所述接合销结构被约束成在相应的凹槽结构内移动。

[0035] 优选地,每个轨结构与本体的转动轴线成一角度地绕着圆柱形的本体延伸,其中,第一轨结构与第二轨结构相反地倾斜设置。

[0036] 从而,每个轨结构的纵向部署位置绕着圆柱形的本体的圆周变化。

[0037] 当圆柱形的本体转动时,连接到相应的轨结构的切割头装置和平衡装置被驱动而往复移动,且彼此异相,可选地彼此反相。

[0038] 优选地,往复移位装置设有电机装置,所述电机装置适于驱动圆柱形的本体而使其转动。

[0039] 有利地,所述电机装置设有用于选择本体的期望转动速度的装置。

[0040] 优选地,所述工具包括可用手抓握和可操纵的外罩壳装置,所述外罩壳装置至少包封往复移位装置和所述用于产生超声波振动的装置。

[0041] 有利地,所述工具包括条形的外罩壳装置,所述外罩壳装置具有从其纵向延伸的切割头装置。

[0042] 在一个优选实施例中,所述切割边缘结构设有沿其排列的多个齿。

[0043] 每个所述齿可具有钩形轮廓。

[0044] 每个所述钩形齿的尖端可大致向着工具的远端延伸。

[0045] 所述轮廓可适合用于任何骨凿中、特别是可超声波振动的骨凿中。

[0046] 根据本发明的第二个方面,提供了一种切割骨质材料的方法,包括以下步骤:提供上面第一方面所述的工具;将所述工具的切割边缘结构施加到待切割的骨质材料区;开启往复移位装置和所述用于产生超声波振动的装置;以及手动引导工具,直到已产生切望的切割或切面。

[0047] 优选地,所述方法适于作为外科手术的一部分切割皮层质骨和/或松质骨。

[0048] 有利地,所述方法包括以下步骤:形成从身体表面通到待切割的骨头的切口;以及通过该切口将所述工具的切割头装置导入。

[0049] 所述方法可包括以下步骤:切割骨头,以便为植入修复装置、例如整形外科关节置换做准备。

[0050] 所述方法可包括以下步骤:切割骨头,以移除植入的修复装置,例如作为整形外科关节置换的翻修手术的一部分。

附图说明

[0051] 下面,特别是参看附图借助示例描述本发明的实施例,附图包括:

[0052] 图 1A 是体现本发明的第一骨切除器工具的内部操作结构的示意性纵向剖视图;

[0053] 图 1B 是与图 1A 所示的工具分离的驱动凸头的横截面;

[0054] 图 1C 是在图 1A 所示的工具内操作的图 1B 所示的驱动凸头的局部径向横截面;

[0055] 图 1D 是体现本发明的第二骨切除器工具的内部操作结构的示意性纵向剖视图;

[0056] 图 1E 是图 1D 所示的第二工具的切割头的局部正视图;

[0057] 图 2 是与图 1A 所示的工具或图 1D 所示的工具分离的驱动转换器元件的侧视图;

[0058] 图 3 是与图 1A 所示的工具或图 1D 所示的工具分离的驱动轴的侧视图;

[0059] 图 4 是图 2 所示的驱动转换器元件以及其驱动配置结构和连接到其上的平衡缸的侧视图;

[0060] 图 5 是图 2 所示的驱动转换器元件以及连接到其上的刀片驱动缸的侧视图;以及

[0061] 图 6 是图 1A 和 1D 所示的工具中的任一个的侧视图,包括处于剖切和局部拆卸形式下的其外罩壳。

具体实施方式

[0062] 下面,参看附图,特别是参看图 1A,第一骨切除器工具 100 的声学系统 1 包括纵向模式的超声波换能器 8(通常包括堆叠放置的压电元件),所述超声波换能器 8 通过臂结构 4 连接到条状的可更换的刀片部分 2。刀片部分 2 在其远端处具有切割头 6,所述切割头 6 设有一个或多个侧向切割边缘。(切割边缘未在图 1A 中具体地示出,但通常可包括以期望的几何形状设置的阵列布置的锯齿。本发明可适合于最多种或所有现有形式的骨凿刀片几何形状)。

[0063] 示出的特殊的工具 100 在其刀片部分 2 中产生超声波振动,所述超声波振动在切割头 6 的远端 6A 处具有 80-140 μm 的最大纵向位移幅度。超声波换能器 8、臂 4 和刀片部分 2 被调整成使远端 6A 处于超声波振动的波腹处。切割头 6 的近端 6B 处的位移幅度为远端 6A 处的位移幅度的大约 60%。

[0064] 已经发现,近超声波区的超声波振动是合适的,例如处于 20-60kHz 的范围内。与 40kHz 接近的频率目前是优选的。这在远端 6A 处产生 10-50 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ 的峰值刀片速度。

[0065] 声学系统 1 保持在条状的圆柱形壳体 10 内,且刀片部分 2 从所述壳体 10 向远端伸出。在壳体 10 的近端处,壳体 10 通过螺纹连接部 21 固定到刀片驱动缸 5A,所述刀片驱动缸的功能下面将进行描述。

[0066] 邻近于工具 100 的近端且通过齿轮箱 9 和驱动轴 24(参看图 3)作用的电机 17 驱动通常位于工具 100 的中心处的驱动转换器元件 3 的轴 7。电机 17 驱动转换器元件 3,以使之以可控的速度连续地沿单个方向转动(通过箭头 11 表示)。

[0067] 转换器元件 3 包括圆柱形本体,所述圆柱形本体具有绕着其圆周延伸的第一凹槽 19A 和第二凹槽 19B。每个凹槽 19A、19B 均包括单个连续的环,所述连续的环在与通过转换器元件 3 的本体的径向平面成一角度的平面内延伸。每个凹槽 19A、19B 以相同的角度、但以相反的方向/指向倾斜。因此,在转换器元件 3 的圆周上的第一点处,凹槽 19A、19B 相对较为接近,但它们从所述第一点绕着圆周岔开,直到在与第一点直径上相对的第二点,它们彼此相对较远。从第二点继续绕着圆周,凹槽 19A、19B 再次向着第一点会聚。从而,凹槽 19A、19B 分别产生侧向位移 x ,总体上,该位移沿着转换器元件 3 和工具 100 的纵向轴线测量。(参看单独示出转换器元件 3 的图 2)。刀片驱动缸 5A 绕着转换器元件 3 的远端部分延伸,且借助于在第一凹槽 19A 内行进的驱动凸头 12 连接到转换器元件 3。

[0068] 平衡缸 5B 绕着齿轮箱 9 和转换器元件 3 的近端部分同轴地延伸,且借助于在第二凹槽 19B 内行进的驱动凸头 12 连接到转换器元件。

[0069] 如图 1B 所示,每个驱动凸头 12 包括伸入高密度聚乙烯(HDPE)块 14 内的金属衬套 18 中的定位螺钉 16。如图 1C 所示,定位螺钉 16 将驱动凸头 12 固定到刀片驱动缸 5A 或平衡缸 5B,其中,低摩擦的 HDPE 块 14 位于相应的第一凹槽 19A 或第二凹槽 19B 内。

[0070] 因此,当转换器元件 3 转动时,相应的驱动凸头 12 必须沿循它们相应的凹槽 19A、19B 滑移(请注意:具有花键结构,为了清楚起见省去,该花键结构用于防止缸 5A、5B 仅随着转换器元件 3 转动)。从而,驱动凸头 12 和它们相应的缸 5A、5B 被迫沿工具 100 的轴向行进,首先向着工具 100 的疏远端向外行进,然后向着彼此返回地行进。从而,由于凹槽 19A、19B 的相反倾斜的布置形式,缸 5A、5B 异相 180° 度(即,反相)移动。

[0071] 刀片驱动缸 5A 固定地安装到工具 100 的壳体 10、被包封的超声波换能器 8 和刀片部分 2。从而,整个声学系统 1 沿着工具 100 的纵向轴线往复地移位,特别是产生切割头 6 的往复的纵向动作。

[0072] 示出的特殊的工具 100 被配置用于使该往复 / 振荡动作处于大约 50Hz 的频率下,其中,凹槽 19A、刀片驱动缸 5A 和切割头 6 的侧向位移 x 处于 3-10 毫米的水平上。

[0073] 平衡缸 5B 被构造成具有与刀片驱动缸 5A 和声学系统 1、包括壳体 10 和刀片部分 2 在内的总质量尽可能接近的质量。因此,当转换器元件 3 转动和平衡缸 5B 也以相同的往复 / 振荡频率和相同的侧向位移 x 移动时,平衡缸 5B、刀片驱动缸 5A 和声学系统 1 的重心应保持大致不变。相比,在大约 50Hz 的频率下传统的振动式锯往往会引起传递到用户的手的振动(可能引起不适、疲劳,在长时间作用下甚至会损伤组织),而示出的工具 100 会在用户的手中产生最小或为零的可感知的振动。这允许可更长时间的使用,且在使用时具有更高的精度,这是因为用户的手在更长时间内不会感到疲劳。

[0074] 图 1D 所示的第二骨切除器工具 101 与第一骨切除器工具 100 非常类似。其纵向模式超声波换能器 8、臂 4 和刀片部分 2 被更详细地示出,用于将超声波换能器 8、臂 4 和刀片部分 2 固定在一起的结构同样被更详细地示出。第二工具 101 以与第一工具 100 相同的方式操作。

[0075] 第二工具 101 的切割头 6 也被更详细地示于图 1D 中、特别是图 1E 中。第二工具 101 的切割头 6 具有两个侧向切割边缘,所述两个侧向切割边缘向着其远端 6A 稍微会聚。每个切割边缘设有阵列布置的切割齿 6C。每个切割齿 6C 具有钩形或“鲨鱼齿”轮廓,其中,每个钩形齿的尖角向着切割头 6 的远端 6A 对正。切割齿 6C 由阵列布置的倾斜槽口 6D 限定,每个槽口具有内端,所述内端具有包括圆的一部分的轮廓。

[0076] 尽管这种形式的切割头 6 在如上所述地包括在骨切除器工具 100、101 中时特别有益,但应当指出,它在其他骨切除器工具(骨凿)中、特别是在切割头 6 是可超声波振动的骨切除器工具中也是有益的。

[0077] 转换器元件 3 更详细地示于图 2 中。凹槽 19A、19B 如上所述。上面未示出的是轴向孔或通道 23,所述轴向孔或通道接收图 3 中所示的驱动轴 24。驱动轴 24 的圆柱形轴 26 设有平坦部 27。通过转换器元件 3 延伸到其轴向孔 23 中的径向孔眼 13A(图 2)可使径向螺钉 13(图 1)与平坦部 27 接合,以将驱动轴 24 固定到转换器元件 3。驱动轴 24 的近端结构 28 使得它可连接到齿轮箱 9。

[0078] 图 4 示出了平衡缸 5B,所述平衡缸 5B 通过其沿循第二凹槽 19B 滑移的驱动凸头 12 连接到转换器元件 3。在示出的部署状态下,平衡缸 5B 向着工具 100 的中心的的方向上处于其最大位移处。

[0079] 相比,图 5 示出了连接到转换器元件 3 的刀片驱动缸 5A,但处于这种部署状态下,在该部署状态下,刀片驱动缸 5A 相对于工具 100、101 的远端处于其最大位移处。(注意,转换器元件 3 的远端与刀片驱动缸 5A 之间的间隙 7C)。

[0080] 图 6 总体上示出了工具 100、101 的另外的特征。图 1 示出的内部操作结构被包封在三件式罩壳 30、31 和 32 中。近端帽 31 和远端帽 32 均可拆卸地安装到主罩壳 30,其中,密封件 33 设置在相应的接合部位处,以保护工具 100 的内部工作部件,例如防止流体进入。

[0081] 所述主罩壳 30 围出相应的空间 17C、9C,以用于保持电机 17 和齿轮箱 9(未示出)、

转换器元件 3、两个缸 5A、5B 以及超声波发生器 8 的近端部分。

[0082] 近端帽 31 具有用于供电缆和控制缆的开口 34(这对要借助于脚踏开关致动的这种工具是常见的,此时不是通过位于工具本身上的手指操作式开关致动的)。

[0083] 可拆卸的远端帽 32 使得可接近超声波发生器 8。

[0084] 该工具 100、101 的另一特征是,刀片部分 2 通过使用螺纹结构 35 是可拆卸的。从而,具有可选的几何形状的切割头 6 的刀片可被装配,且用旧或损坏的切割头 6 可被更换。

[0085] 从而,示出的工具 100、101 具有既被超声波振动、又以相对很低的频率在宏观尺度上往复移位的切割边缘。以这种方式组合超声波激励和宏观刀片往复运动,在切割效率方面获得了明显的优点。在足够的超声波幅度下,切割骨头所需的物理力被降到接近于零,而往复动作使脆化的骨头组织以非常小的反作用力移位。这在外科医生切割到骨头中时会产生无振动的感觉,且在精度、舒适度方面具有明显的益处且降低了疲劳。上述的平衡宏观往复驱动机构进一步增强了该基本无振动的动作。

[0086] 高幅度的超声独自加热其所作用的组织。通过宏观刀片移位快速和高效地移除每层被加热的组织避免了骨头坏死,否则会产生骨头坏死,因为该热量会消散到周围组织中。

[0087] 该机构已在动物模型研究中获得展示,以产生一种有效和安全的骨头切除的方法。该研究表明,具有非常低的骨头坏死水平,甚至不需要像传统方法那样为清洁和冷却切割位点采用盐水冲洗。软组织破坏是可以忽略的。

[0088] 为了使示出的系统在舒适度和效率方面具有最大益处,已经发现,超声波速度幅度应超过低频宏观速度幅度,它们优选为 3-7 倍的关系。这确保了,切割边缘相对于骨组织的相对振荡运动在往复运动刀片的几乎整个切割周期内均始终从摩擦矢量反向明显获益。

[0089] 应当理解,(不管频率如何)将振动刀片保持在组织上将产生纯加热作用。仅通过将刀片渐进地移动经过目标组织,就可实现切割,且将被加热的组织从直接的手术位点移除。刀片的手动身体运动在所述的参数内是不切实际的,因此,本发明的组合动作具有大的实际益处。

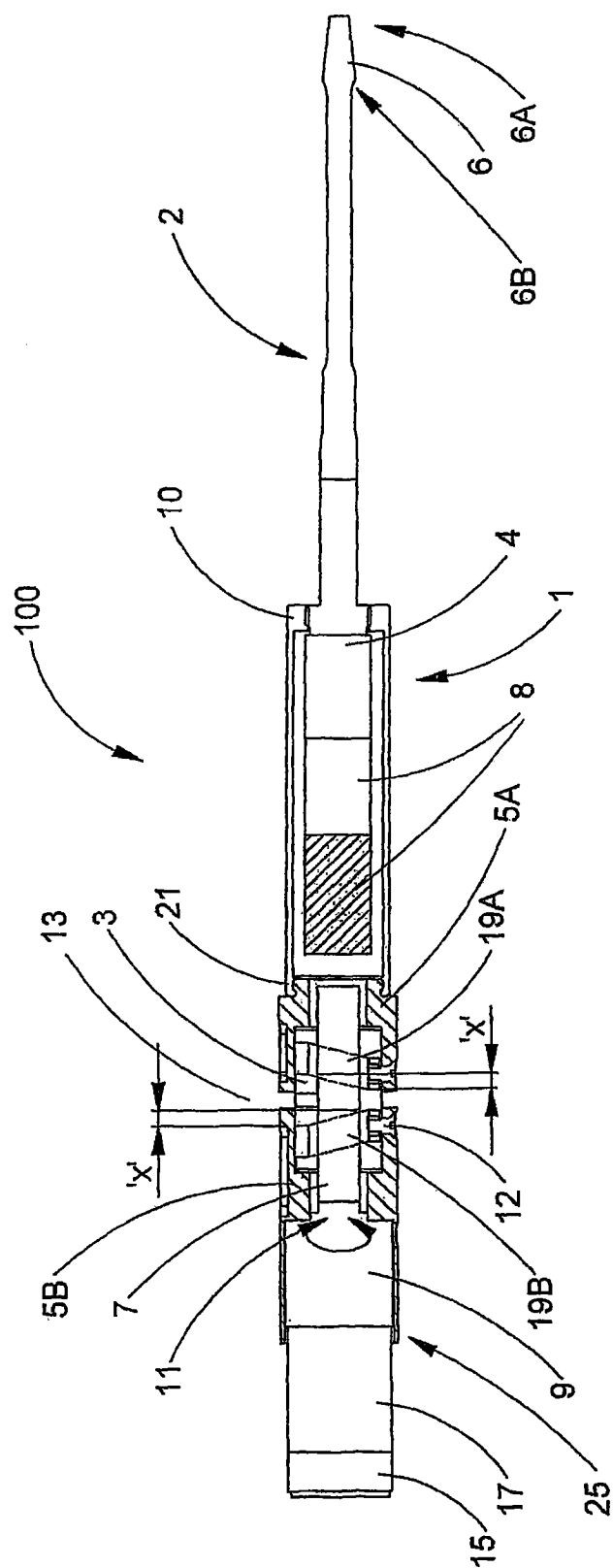


图 1A

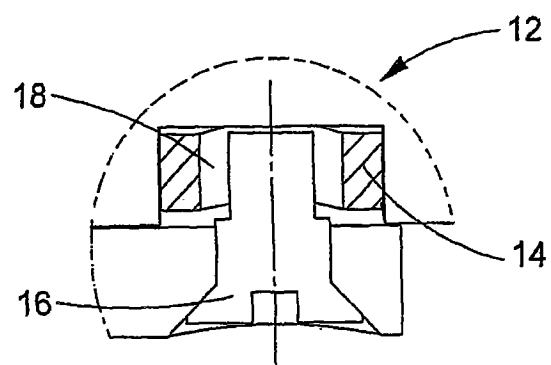


图 1B

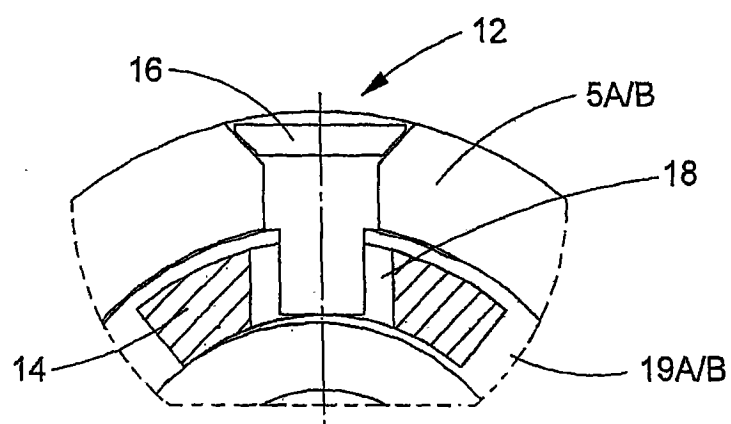


图 1C

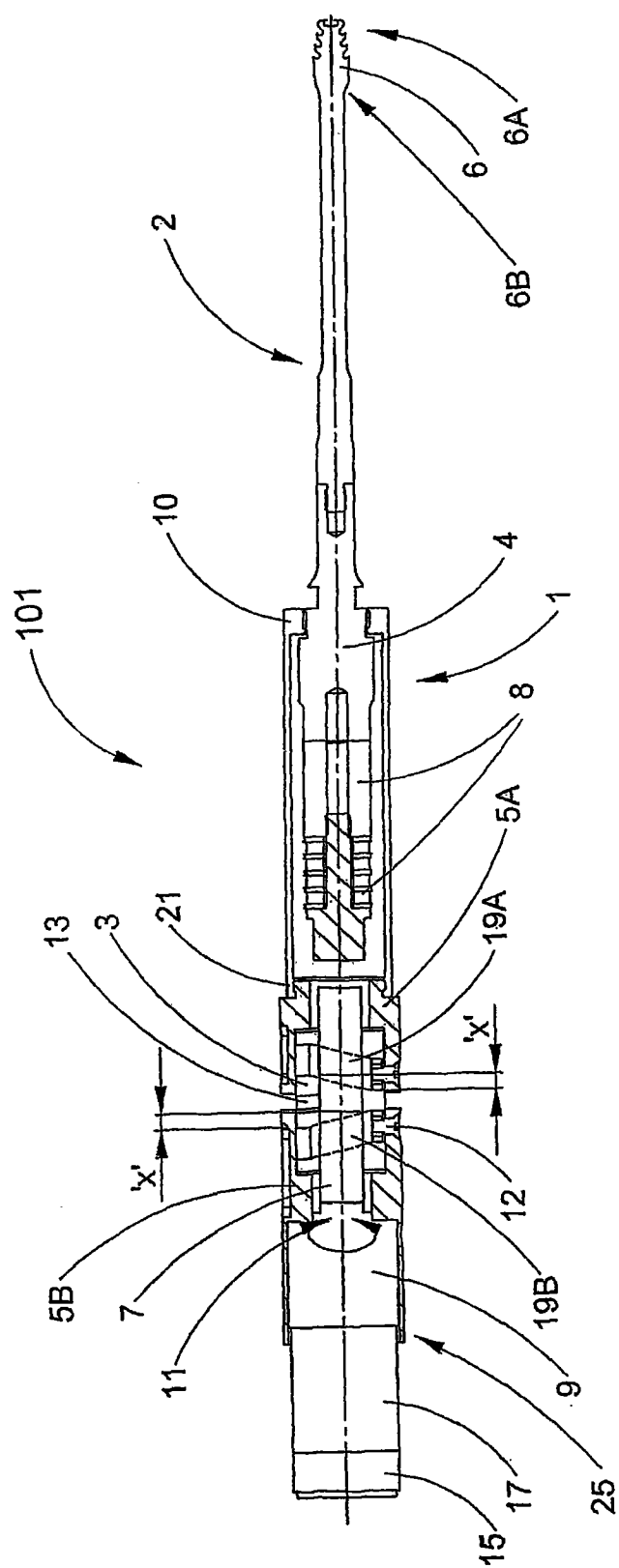


图 1D

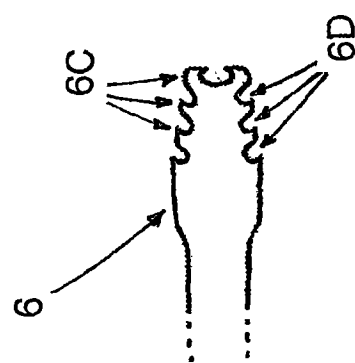


图 1E

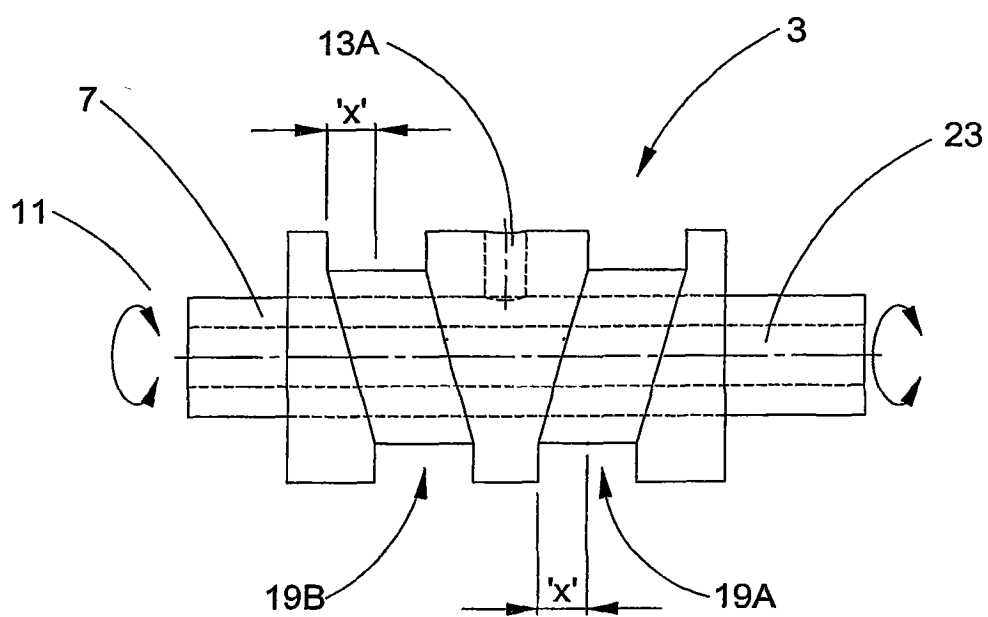


图 2

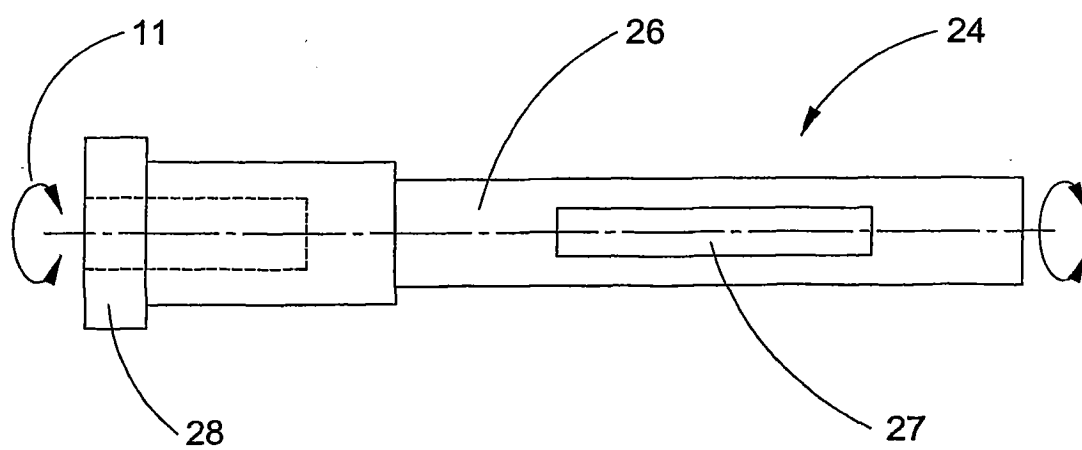


图 3

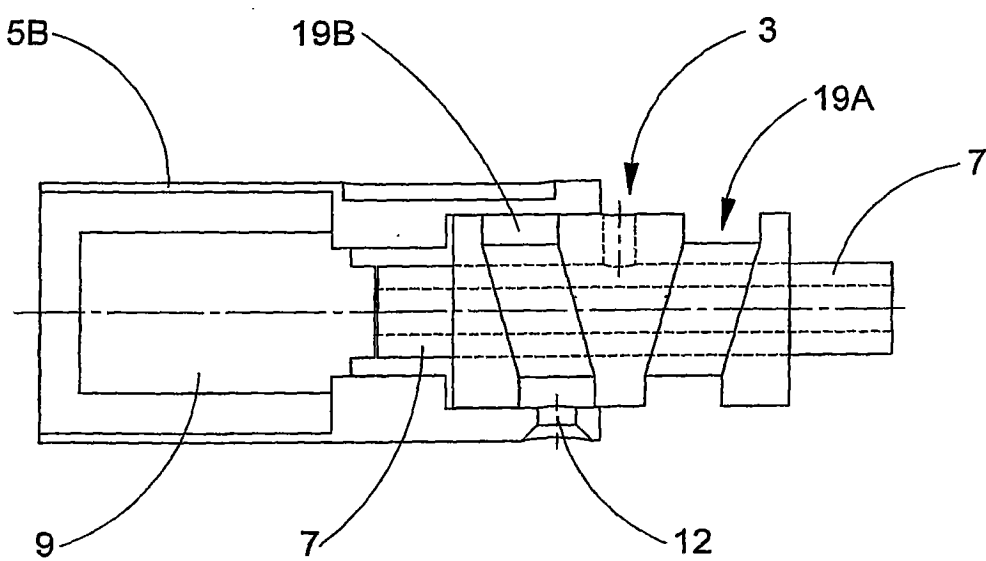


图 4

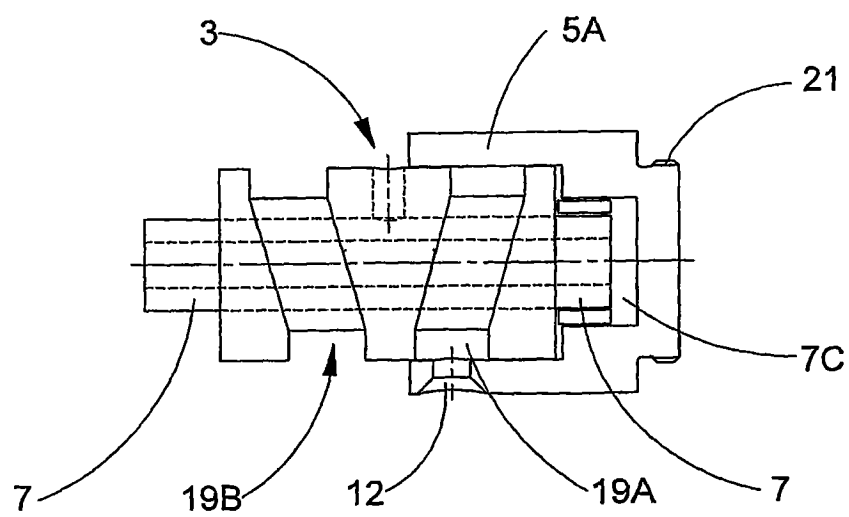


图 5

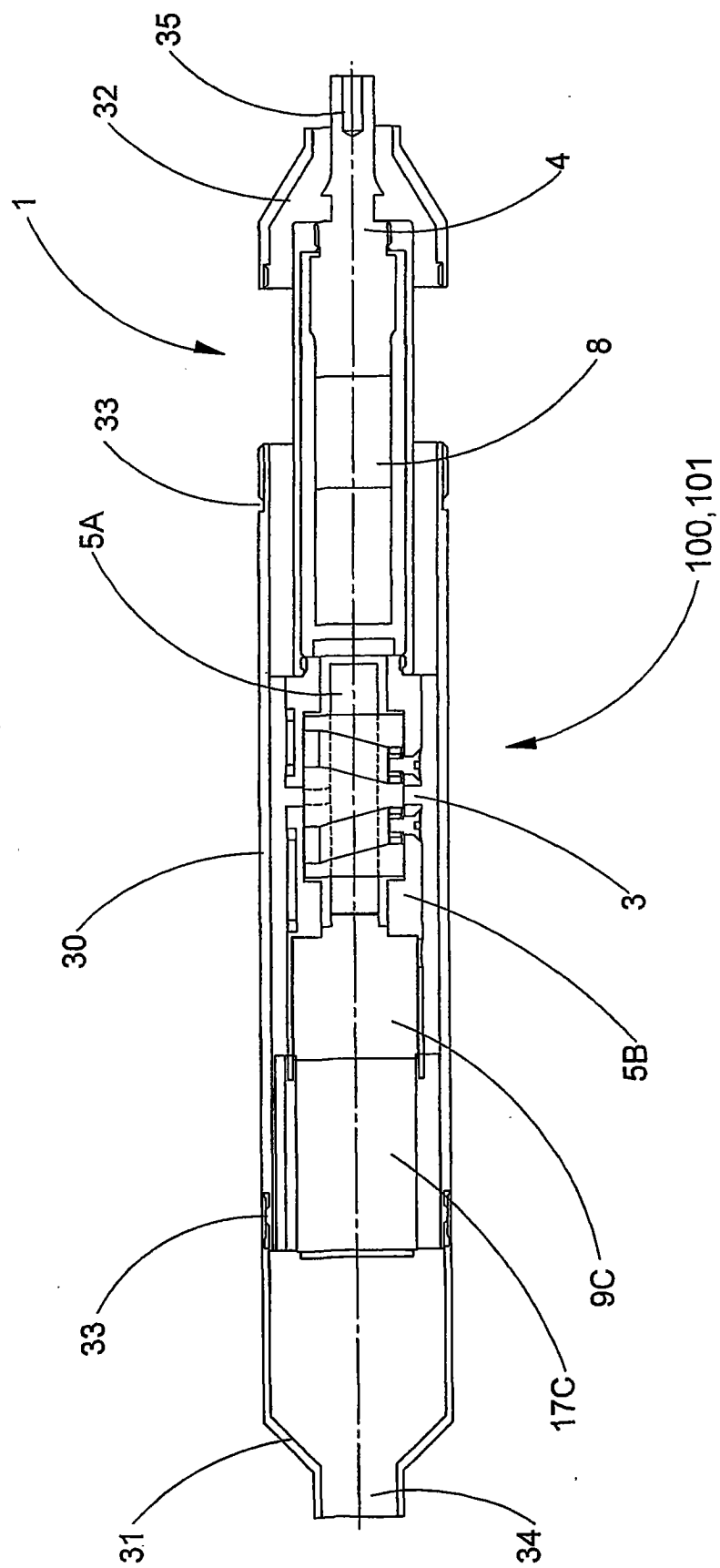


图 6

专利名称(译)	改进的骨切除器		
公开(公告)号	CN102421379A	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	CN201080017936.5	申请日	2010-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥思索尼克斯有限公司		
申请(专利权)人(译)	奥思索尼克斯有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥思索尼克斯有限公司		
[标]发明人	MJR扬		
发明人	M· J· R· 扬		
IPC分类号	A61B17/16 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/32002 A61B17/320068 A61B2017/320072 A61B17/1664 A61B2017/320028 A61B2017/320077 A61B2017/320089		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	2009006930 2009-04-23 GB		
其他公开文献	CN102421379B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

骨切除器工具(100)包括超声波换能器(8)，该超声波换能器通常产生大约40kHz的纵向模式的振动，且具有安装到其上的条状的刀片部分(2)。换能器(8)和刀片部分(2)安装到可被转动地驱动的转换器元件(3)。转换器元件(3)的转动产生换能器(8)和刀片部分(2)的往复纵向运动。平衡体(5B)也安装到转换器元件(3)，且与换能器(8)和刀片部分(2)完全异相地移动，使得整个系统的重心不变，从而降低工具(100)在用户手中的振动。由于刀片部分(2)的远端(6A)的超声波振动的峰值速度高达由于往复纵向运动的峰值速度的七倍。这使得可快速、不费力地切割骨头，且易于移除碎切片，因此具有最小程度的坏死。

