



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104066392 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201280066699. 0

代理人 董敏 田军锋

(22) 申请日 2012. 11. 09

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 17/32(2006. 01)

61/558, 404 2011. 11. 10 US

A61C 1/07(2006. 01)

A61C 3/03(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 10

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/064530 2012. 11. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/071170 EN 2013. 05. 16

(71) 申请人 胡马云·H·扎德

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 胡马云·H·扎德

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

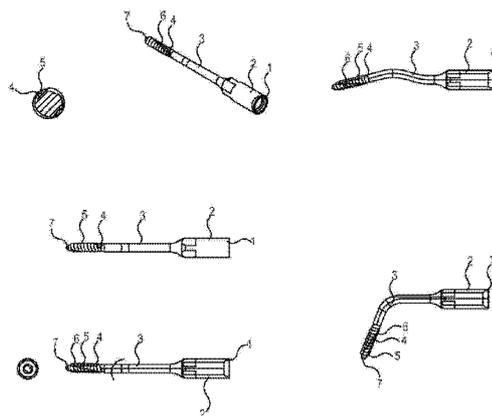
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

用于压电式骨外科手术改进型外科手术端头

(57) 摘要

与超声波或压电式口腔外科手术装置一起使用的一系列端头,此一系列端头用在切骨术、骨切除术和骨成形手术中或需要去除骨或其他硬组织或者对骨或其他硬组织成形的任何手术中。在一些实施方式中,在端头的切割端设置有裂隙以便于切骨。端头成形为使得其适合于外科医生在适当的位置使用,以便当以可释放的方式附接有端头的手持件以常规的方式被握住时,切骨的几何形状是精确和理想的。当被激励时,端头容易地切穿骨或便于骨骼结构在外科手术部位的成形。本发明也描述了使用这种端头的方法以及由这种端头提供切割功能的系统。



1. 一种压电式外科手术设备,包括:

手持件,所述手持件包括端头,所述端头具有以可释放的方式接合所述手持件的基部,并且其中,所述端头具有切割表面,所述切割表面形成在所述端头的远侧尖端与沿所述轴的一定长度的近侧之间以形成沿所述轴的一定长度的切割表面;以及

振动能量源,所述振动能量源用于将压电式能量传递至所述端头的所述切割表面。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述端头在所述基部的近端处具有用以将所述基部密封至所述手持件的固定装置。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述端头还包括内部流体连通路程。

4. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述端头的所述基部和所述手持件具有用以密封所述流体连通路程的匹配配件。

5. 根据权利要求1所述的设备,还包括:

控制器,所述控制器具有用以通过所述手持件将振动能量选择性地施加至所述端头的软件。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述轴具有从接近所述端头的所述远侧尖端的区域沿所述轴的所述切割表面向远侧延伸的凹部。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述轴具有在所述轴的所述切割表面中形成的多个裂隙。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述端头包括沿所述切割表面的一系列周向边缘。

9. 根据权利要求1所述的设备,还包括照明源,所述照明源将光指向所述端头的所述远端。

10. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述压电式能量源为换能器。

11. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述振动能量处于22KHz与29KHz之间。

12. 一种用于骨外科手术的压电式端头,包括:

基部,所述基部具有用于以可释放的方式附接至手持件的固定装置,

本体,所述本体包括流体连通路程,

长形轴,所述长形轴包括沿所述轴一定长度的从远侧尖端向近侧延伸的切割表面,并且其中,所述切割表面包括用于沿所述切割表面长度施加压电式能量的装置。

13. 根据权利要求12所述的压电式端头,其中,用于施加压电式能量的装置包括在所述轴中形成的多个裂隙。

14. 根据权利要求13所述的压电式端头,其中,所述裂隙包括周向地环绕所述轴的边缘。

15. 根据权利要求12所述的压电式端头,还包括通道,所述通道大致沿所述切割表面的长度延伸。

16. 根据权利要求12所述的压电式端头,其中,所述切割表面包括在外展喇叭形状上形成的研磨涂层,并且所述远侧尖端为所述端头的远侧的环形形状的导引缘。

17. 根据权利要求12至16中的任一项所述的压电式端头,其中,所述流体连通路程位于所述端头的所述基部和所述本体的内部,并且提供横贯所述切割表面的并从所述基部至接近所述远侧尖端的开口的流体连通。

用于压电式骨外科手术的创新型外科手术端头

技术领域

[0001] 本发明涉及用于切骨术、骨成形术以及骨切除术的外科手术装置的领域，具体地涉及用在口腔外科手术中的压电式外科手术系统所使用的端头。

技术背景

[0002] 涉及为骨组织的塑形（（切骨术）、（骨切除术）和（骨成形术））的切割的骨外科手术众所周知是困难的，并且需要精确度并实施大的机械力以改变矿化骨的形状或移除骨组织。

[0003] 传统上，通常使用手动凿子和其他手持器械、旋转钻、震动锯及往复锯来执行切骨术、骨切除术和骨成形术。手动器械已经被证明其结果不能令人不满意，通常在某种程度上是因为骨具有以不可预测的方式粉碎或裂开的趋势。锯的有限应用仅限于直线切割。锯还会产生过度的振动并且难以操作，并且对于各种硬组织和软组织结构是非选择性的切割。钻孔具有两个缺点，即：1) 由钻孔产生的热会抑制骨生长；以及 2) 钻的振动会造成切骨成形不精确，因而经常损坏骨。

[0004] 这些困难导致了压电式外科装置发展。通过这些装置，高频率振动的能量产生成腔效应，成腔效应优先地作用在硬组织上，从而使周围软组织的创伤最小化。该装置通常包括具有可更换且可选择端头的手持件，该端头根据手术来选择或更换。在骨组织上的切割动作通过可变的调制超声波振动产生，该可变的调制超声波振动仅在端头的切割端上激活。理想地，端头是与矿化的骨组织接触的唯一工具，并且端头提供非常快速的振动和切割骨所需的力度和能量。

[0005] 因此，施加于骨组织表面的能量是高度定向的，并且端头的设计可以限制受影响的区域。该特征使外科医生在骨组织上进行切骨或其他手术时只需施加较小的机械力。这进而使骨组织和周围软组织遭受的创伤减小至由切割仪器的摩擦和骨吸收的很少热量所引起的创伤。因为由端头的振动引起的能量以轻微的、局部的热量形式消散，从而不会引起不可修复的损伤，所以振动端头也不太可能损伤周围软组织。

[0006] 压电式系统的发展优于旧的旋转技术，改进端头设计的价值在于振动能量的高度集中地施加。端头应该具有使装置的振动能量最大限度地集中的能力，同时为外科医生提供易用性和舒适性。许多现存的端头设计不总能有效满足它们的预期目的。用于切骨术的现有的端头设计在端头处具有锯齿，而该锯齿导致不规则切骨的产生。外科医生产生切割效果的动作要求手持件旋转，这需要手腕及更大的肌肉群来控制切骨，从而导致这种设计的切骨不精确。同样，一些切骨端头具有凭借金刚石涂层来提供研磨的研磨壁，从而产生过多的热。

[0007] 因此，存在对于压电式外科手术端头的需要：该压电式外科手术端头特别地设计成对硬组织切割精确，提高外科医生控制施加至端头的振动能量的能力，并且提高外科医生对仪器的控制。也存在对减小对骨的热损伤的超声波端头的需要。

发明内容

[0008] 本发明为用于骨外科手术的外科手术装置系统和方法。特别地,该装置是用在压电式外科手术中的端头,其中,该端头设计特别适用于口腔切骨和骨成形。这些装置适合于对硬组织的切骨术、骨切除术、骨成形术等需要高精确度的任何外科手术,同时能够避免过多的由热造成的组织损伤。这些外科手术包括:从供骨区取骨、拔出阻生牙或萌出牙、准备放置植入物和其他固定装置的切骨手术、用于畸齿矫正中帮助牙齿移动的骨皮质切开术、牙髓手术、用于进入窦腔的切骨术、正颌手术的切骨术、耳鼻喉科手术、切割多种骨或使多种骨成形的矫形外科手术、以及在非常接近神经与血管结构的骨骼上进行的外科手术。

[0009] 因此,本发明的端头设计和构造成当系统被激励时提供高度准确、精确和受控的高频率振动能量的应用,使外科医生能够容易地切割骨和其他硬组织、使骨和其他硬组织成形,以及以其他方式对骨和其他硬组织塑形。

[0010] 本发明的端头设计成与现有的压电式外科手术设备一起使用,比如

Piezosurgery®、**Piezotome®**、**PiezAart®**、**Variosurg®**、**Piezon®**,
SurgyStar®、**Ultrasonic Bone Surgery®** (UBS)、**Synthes®** 和
INTRAsurg®。这些系统通常允许根据手术和病人个体骨骼结构的独特要求对不同端头设计进行迅速更换。在使用中,端头经由在近端处的基部附接至手持器械,使得端头能够从器械上释放并且在近端处的端头中终止,使得来自系统的振动能量通常在外科医生的手动控制下施加至外科手术部位。

[0011] 这些经改进的端头的设计和结构提供了改进的且独特的切割和塑形能力,使得器械的总体感觉对外科医生使用是舒服的,并且使得当系统被启动并且系统的能量被激活来激励手持件和端头时,端头可以容易地放置在适合的位置以执行手术。这些端头适于与现有的压电式外科手术系统一起使用并且不需要对该系统的设计或控制元件进行修改。

附图说明

[0012] 图 1A 至图 1F 为沿端头的远端的长度具有裂隙或锯齿的裂隙式切骨端头。

[0013] 图 2 是在端头处沿锥形外部具有研磨表面的研磨喇叭状端头。

[0014] 图 3 为锯齿式骨膜刀端头,该锯齿式骨膜刀端头沿其端头具有凹部以减小接触并且便于冲洗溶液通过。

[0015] 图 4 为锯齿式锯端头,该锯齿式锯端头沿锯端头的齿具有凹部。

[0016] 图 5 为具有与图 1 的实施方式共同的特征的裂隙式骨刀,不同的是沿骨刀的远端的长度具有特定的凹槽。

具体实施方式

[0017] 根据本发明的用于骨外科手术的外科手术系统设置有手持件,该手持件包括能够在骨组织上进行手术的端头。为了该目的,根据下述选择的实施方式,在适合的手持件上可以安装除了端头以外的多种装置。该手持件必须为端头提供外部的和/或内部的冲洗。此外,为了提高可视性可提供照明。

[0018] 外科手术系统也可具有带有专用软件的控制器的控制台以控制系统的电敏度和振动能量的选择性施加。可选地,控制台的控制器具有用于操作者输入和控制的触摸板或键盘或脚踏板。

[0019] 控制电子设备允许操作者控制振动能量的施加,包括在低频脉冲与高频脉冲之间的调制。以这种方式,使用者控制最终传送至手持件的端头的振动能量。

[0020] 多种类型的压电式手持件被应用于口腔外科手术。典型的超声波手持件使用具有内抽吸流体流动通路的标准端头,并且沿其长度具有一致的内直径和外直径。通常,这种手持件使用将电能转换为机械能的某种类型的振动压电式换能器。机械能用于使手持件的端头、或针振动,并且该端头远端使其接触的组织乳化,这个过程被称作成穴。该端头优选地构造成附接至手持件,使得端头的中空的内部分与手持件上的流体通道匹配,以使得来自外部源的冲洗液体经由通道通过手持件并且到达端头的远端以降低端头的温度。优选地,安装在手持件的远端或端头的近端上的流体密封配件或匹配配件,或者密封配件和匹配配件两者,将手持件与端头之间的流体路径密封。

[0021] 手持件可包括压电式换能器,该压电式换能器产生传递至端头的振动能量,使该端头以在大约 22KHz 至 29KHz 之间的所选频率振动以在骨组织中实现极其精密且精确的切割。

[0022] 在下面的附图和描述中可见,这些端头具有构造成选择性地提供或传递振动能量至骨的结构特征,端头的定向和形状的变化允许外科医生根据由病人指定的特定手术及期望的结果选择必需的特殊工具。在各种情况下,通过对端头结构特征的设计和选择性放置——具体地包括沿着紧邻端头的尖端远侧的区域在端头的远端处的锯齿定向(如下所述)——提高了手持件的总体效率。

[0023] 本发明的端头安装在超声波压电式手持件上,并且通过超声波能量激励以产生振动和共振使得振动的端头与硬组织(比如骨或牙齿结构)作业接触。当进行接触并且施加能量时,端头将研磨与端头的工作端接触的硬组织,使得硬组织可以以受控制的方式被移除。更特别地,端头用于接纳骨内移植物的颞骨的制备。

[0024] 图 1A 至图 1F 为沿端头的长度具有用以提高切割骨或给骨塑形的能力的结构的带裂隙骨刀或切骨端头。这些端头也具有独特的几何形状,该独特的几何形状在骨移除或塑形手术时有助于可视性和外科医生的手控能力。

[0025] 根据本发明的用于骨外科手术的外科手术装置在此借助附图进行描述。如图 1A 至图 1F 所示,外科手术装置包括具有基部 1 和本体 2 的端头。基部 1 适于以可释放的方式与手持件(未示出)接合,该手持件以可操作的方式连接至由外科医生通过控制器操作的压电式外科手术装置。通常,控制器允许外科医生通过手持件且通过装置的本体 2 将振动能量选择性地施加至装置的壳体 1。本体 2 的最近侧部分形成基部 1 且与手持件紧密地贴合,并且优选地以可释放的方式附接至手持件,使得与该装置相关联的压电式或超声波换能器在不遭受不能容忍的损失的情况下通过本体将振动能量传递至轴 3,以传递至远端。基部 1 和本体 2 的形状和设计仅受到它们将振动能量可靠地传递至端头的操作部分的自身能力限制。通常,本体 2 渐缩成长形轴 3,该长形轴 3 终止于装置的“切割端”。

[0026] 轴 3 可采用多种角度或构造以允许端头的远端相对于手持件的有利定向。长形轴 3 的整体设计、曲率和长度可根据在手术中所需的切割的位置而变化。轴 3 的尺寸和直径也

可根据本文描述的实际限制而变化。在整个端头中,最常用的直径范围从 0.5 毫米至 5.0 毫米,最常用的长度范围从 2 毫米至 15 毫米。因此,装置的用于基部、本体、基部 1、本体 2、长形轴 3 中的每一者的部分仅受到如下方面的限制:将振动能量传递至远端的操作能力以及如本文中描述的那样设计最远端的需要。

[0027] 端头的最远端包括具有一段长度螺纹的轴,该端头的最远端通常描述成切割端并且可相对于长形轴且沿长形轴以可变角度布置,但是通常以范围在 0 度至 90 度之间的角度偏转。在切割端内,直接接触骨以传递能量的结构为切割表面。用于传递能量的多种结构装置构成切割表面。沿轴 3 的远端的一定长度段形成工作切割表面以构成操作性切割端是本发明的重要的特征,并且是本发明与其他已知端头设计的区别。已知的端头倾向于仅在端头的最远端处具有切割表面,使得外科医生必须不断地旋转或重新定位工具以执行具有比最小限定线性长度更多的切骨。此外,本设计允许外科医生在两个结构之间定位端头的远端,使得振动能量沿端头的切割部分的整个长度传递。

[0028] 在图 1A 至图 1F 的实施方式中,切割端总体上通常包括轴长度段和多个裂隙 4,所述多个裂隙 4 可以采用多种不同几何图形以形成切割表面。裂隙 4 具有由边缘 5 提供的锐度特征,该边缘 5 沿边缘 5 中的一个或多个进行尖锐化,所述一个或多个边缘 5 围绕轴 3 的周边以提供一系列周向边缘 5,所述一系列周向边缘 5 可以沿连续的裂隙 4 定位或可以位于每个单独的裂隙 4 处的边缘 5 处。具有边缘 5 的裂隙 4 优选地围绕轴 3 的远端的整个外表面周向地设置以形成切割端头,但是也可以根据单个端头的设计仅限制于最远端部分。

[0029] 裂隙 4、边缘 5 和切割表面整体的几何特征可以包括圆筒形、普通渐缩的圆筒形、火焰形、矩形 (oblong)、卵形或球形。裂隙 4 总体上围绕切割端呈圆筒形或螺旋形定向并且可终止于远侧尖端 7 处,该远侧尖端 7 的直径小于每个单独的裂隙 4 的直径。远侧尖端 2 以及包括切割端的远端的一长度段也可在其中形成凹入通道 6,该凹入通道 6 可以是线性的或者可以沿裂隙 4 的定向构造成部分或完全地螺旋的,以允许冲洗及其它流体和材料沿切割端的通路通过。

[0030] 凹入通道 6 可以由内通道 (未示出) 替代或补充,该内通道延切割端远端的长度延伸,优选地从接近远侧尖端 7 的开口伸延至基部 1 中的配件 (横贯长形轴 3),使得冲洗液体或抽吸材料可沿轴 3 的路径向任一方向行进。如将明显可见的,内冲洗 / 抽吸通道或凹入通道 6 都可在本文公开的任何端头中单独地构成。具体参照图 1A,本发明下端头的正视图示出了边缘 5 相对于端头的远侧尖端 7 的定向。有利地,在高频率振动能量的施加并端头的切割表面的长度段接触骨骼结构时,该构型使在端头的切割表面与周围骨组织之间的接触点处的表面区域最小化。裂隙 4 中的单个的弯曲部分的数量和弯曲部分的间距可以变化,但是包括切割端的弯曲部分的数量通常在 2 与 20 之间。调节裂隙的间距和尺寸将使端头具有适合于不同的骨密度的不同粗糙度。具体地参照图 1E 和图 1F,切割端在端头处的尺度在总尺寸和定向方面与现有的端头没有明显差异。通常,装置的小长度小于 50mm,并且可以为大约 36.7mm。基部 1 的直径为大约 3.7mm,当与本体 2 一起时具有的总长度为 10.3mm。本体 2 渐缩 (3.0mm) 至具有大约 23.4mm 的总长度的长形轴 3。切割表面通常出现在最远端处 (大约 15mm),并且无论在哪里裂隙 4 和边缘 5 都可以形成在最远端,在 10mm 或小于 10mm 处。在螺旋设计中,间距——即沿切割表面的长度在 2 个相邻的边缘 5 的等同点 A-A 处之间的距离——可以是 1.0mm。

[0031] 参照图 2, 本发明的一个实施方式称作研磨喇叭形, 具有包括切割表面的端头, 此切割表面通过在端头的喇叭形或向外展开形的远端中形成的研磨涂层形成。参照图 2, 端头具有基部和本体 10, 基部和本体 10 用于以可释放的方式附接至手持装置, 并且用于如上描述的传递振动能量。长形轴 11 可以具有任何长度和定向以便在外科手术时将端头的远端以作业性结构来定位。长形轴 11 可具有执行相同功能的预制弯曲部 12。如上述图 1A 至图 1F 所描述的实施方式, 沿基部测量的、通过长形轴和预制弯曲部 12 的总角度通常构成 0 度至 180 度之间的角度, 最优选的角度范围为 0 度至 90 度之间。

[0032] 在图 2 所示的实施方式中, 在端头的最远侧部分处的研磨涂层 14 提供了切割表面, 该切割表面可包括最远端的全部或大部分。远侧尖端 (图 1B、图 1E、图 1D 和图 1F 中的附图标记 7) 形成端头的环形最远端。如图 1A 至图 1F 的实施方式, 裂隙、通道或附加的边缘可以通过常规制造方法结合至端头的最远端。远端的研磨涂层 14 可通过在端头的所选的部分通过研磨涂层材料的附加层来构成切割端。构成研磨表面的优选方法是金刚石涂层, 参见美国专利 5, 299, 937 和 Sein 等人的《Diamond and Related Materials》(《金刚石及相关材料》) 第 11 卷 :3-6, 231-35 页 (2002 年)。用带金刚石浆液对远端进行化学蚀刻、激光蚀刻、EDM 制造和涂覆中的每一种均为在端头的所选区域处形成研磨涂层 14 以形成切割表面的常规方法。研磨涂层 14 可覆盖远端的整个部分, 也可以根据需要选择性地形成为任何形状或形式。对于一些外科手术, 远端适合成形为具最小圆周 15 的向外展开喇叭形 13, 该最小圆周 15 邻接长形轴 11 并且具有与长形轴 11 大致相同的周长。长形轴 11 可以具有各种的直径和长度, 然而, 在最远侧端头处最常用的直径在从 2 毫米至 5.0 毫米的范围内, 并且整个切割端头的常用长度在从 2 毫米至 8.0 毫米的范围内。

[0033] 虽然图 2 中示出了向外展开的形状或喇叭形, 但是基本上任何端头均可有选择性地放置研磨涂层 14 以增强骨切割或骨塑形功能, 如该实施方式所示。在使用中, 图 2 的实施方式主要用于上颌窦手术中沿着制成的侧向窗的外周使骨重新成形。喇叭形端头 13 的圆形端部 16 可以是实心的且光滑的、实心的且覆盖有研磨材料的、也可以是凹形的、平坦的或凸形的, 但是优选的沿端表面大致为平坦的。

[0034] 骨塑形功能最好由大致平坦且光滑的远端提供, 以便该远端可以抵着不期望被切割或塑形的骨或抵着软组织放置, 使得由振动能量的转化提供的切割功能不会延伸通过端头的最远部分。对于一些应用, 末端可由平坦表面构成。在其他设计中, 末端可以是中空的。中空端可以与冲洗通道相邻, 以允许冲洗流体从该端离开, 从而产生液压压力, 这对于同时将软组织从端头剥离是有利的。

[0035] 如根据上述实施方式, 通道或凹槽可形成在端头的任何外表面或内表面中——包括横贯长形轴 11 以提供冲洗或材料的抽吸。

[0036] 现在参照图 3, 图中示出了锯齿式骨膜刀端头, 其中, 沿端头的最远侧部分形成的凹部 25 大幅度地减小了端头的在最远端处的切割端与周围软组织之间的接触面积。该构型允许冲洗溶液自由地进入凹部 25 和沿着端头的远端与软组织之间的凹部 25 空间。沿切割表面的长度段 23 的表面面积和摩擦的减小也降低了产生的热量并且促进骨膜刀与骨之间的散热。如上述的实施方式中, 该装置具有设计成以可释放的方式接合作为压电式外科手术系统的一部分的手持装置基部 20, 并且具有渐缩成长形轴 22 的本体 21, 该长形轴 22 能以任何角度构造 (如上所描述的) 以便于执行外科手术。

[0037] 锯齿式骨膜刀可在远侧尖端 26 中终止,该远侧尖端 26 的直径小于端头的切割表面(沿其长度包含凹部 25)的长度段 23 的直径。端头远端的包含凹部的部分通常具有与端头的直径大致相等的、间隔开的平坦表面 24,并且具有沿所述长度段形成的或切割成的凹部 25。

[0038] 如图 3 中所示,凹部 25 与平坦外表面 24 之间的交替间隔便于流体沿端头长度自由通过。锯齿式骨膜刀端头的远端可以为圆筒形或横截面椭圆形以减小装置的总横截面,例如以允许骨膜刀插入牙齿与周围骨结构之间的牙周韧带空间内。

[0039] 参照图 4,锯齿式锯端头设置成用于沿锯端头边缘 36 的长度线性切割骨组织。在该实施方式中,每个锯齿式锯齿 34 沿每个单独的齿 34 的边缘具有一系列凹入部或凹部 37。凹部 37 优选地跨越每个齿 34 的每个边缘,每个边缘沿每个齿 34 的侧边缘 32 远离尖端 33 延伸。凹部 37 优选地邻接任一端处的最后一个齿的侧边缘 32 向外延伸。在侧边缘 32 和各个齿 34 中的凹部 37 围绕齿 34 提供溶液的自由通道,并且减小了锯齿 34 与周围骨和软组织之间的接触面积。

[0040] 如根据本文中描述的其他实施方式,端头与骨及周围组织之间的接触表面面积的减小使磨擦降低,并且在骨切割期间提供更快速的散热。如根据上述实施方式,锯齿式锯端头优选地具有基部 30 和本体 31,基部 30 和本体 31 设计成能以可释放的方式附接至手持装置,用以将振动能量传递至锯端头的最远部分。该凹入部或凹部 37 优选地设置在叶片的任一侧上的交替位置,并且可以为半圆的、卵形的或减小端头与周围组织之间的接触点处的总表面面积的任何形状。

[0041] 如上所述,凹部可通过已知的制造方法形成,该已知的制造方法包括 EDM、激光蚀刻、化学蚀刻、机械蚀刻或通过任何已知技术形成凹槽。单个凹部的尺寸可以调节以使组织与锯端头之间的接触表面面积最小化,同时根据锯齿 34 的期望尺寸和用于形成端头的材料来保持锯端头的整个切割端的结构完整性。

[0042] 参照图 5,裂隙式切骨端头具有基部 40 和本体 41,基部 40 和本体 41 用于如上所描述的以可释放的方式附接至手持装置。长形轴 42 被弯曲成使端头的远端结构能将振动能量施加至外科手术视野的期望构型。如图 1A 至图 1F 的实施方式中所示,最远端包含具有裂隙 44 和边缘 46 的裂隙式端头,该裂隙 44 和边缘 46 通过施加振动能量切穿骨而实施切骨术。切骨端头具有凹槽或通道 46,该凹槽或通道 46 可横贯切割表面,并且可布置在装置切割端的长度的任何部分中以允许冲洗液或抽吸材料沿端头的长度段通过。在该实施方式中,最远尖端 47 不是渐缩为一点,而是保持与端头的切割端的长度段基本上相同的直径。

[0043] 本发明的方法为:将切骨端头放置在外科手术部位,启动压电式电源来将高频率能量传输至该部位,在切割中沿切骨端头的长度移除在该部位处的一块骨,并且其中,切割端由在其远端处具有凹入或研磨表面的切骨端头限定。骨的移除可以是直的、线性的切除或是对与切骨端头接触的点处的骨结构进行成形。凹入表面优选地提供沿切骨端头长度的一系列凹部以增加切割表面的有效长度,同时减小骨与端头之间的直接接触的表面面积。

[0044] 虽然在此通过特定优选的说明性的实施方式具体地展示和描述了本发明,但本领域普通技术人员理解,在不脱离本发明的宗旨和范围的情况下可以做出多种变型和修改。

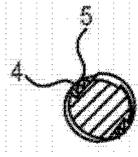


图 1A

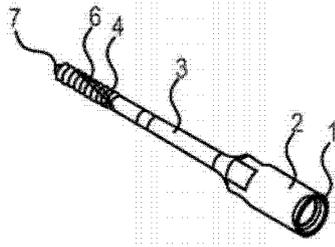


图 1B

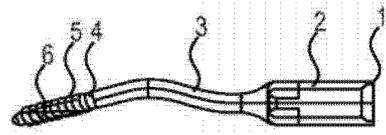


图 1C

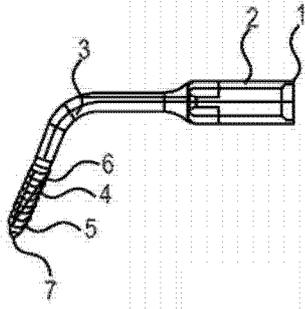


图 1D

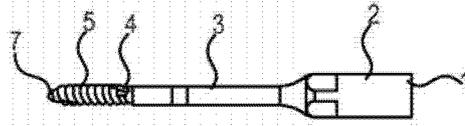


图 1E

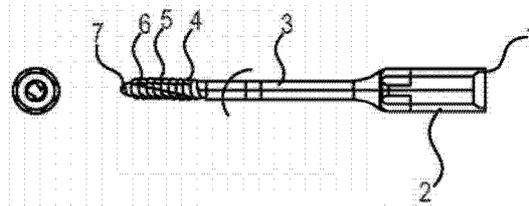


图 1F

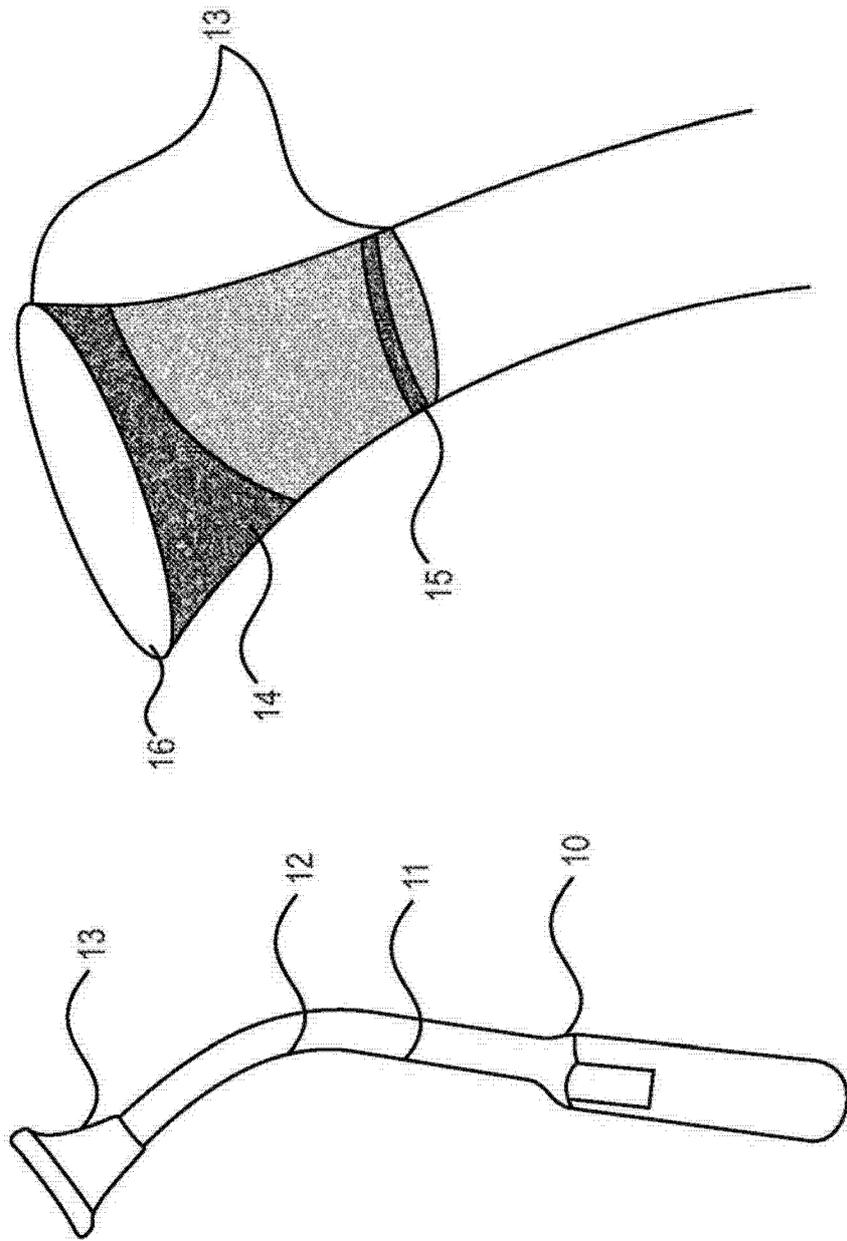


图 2

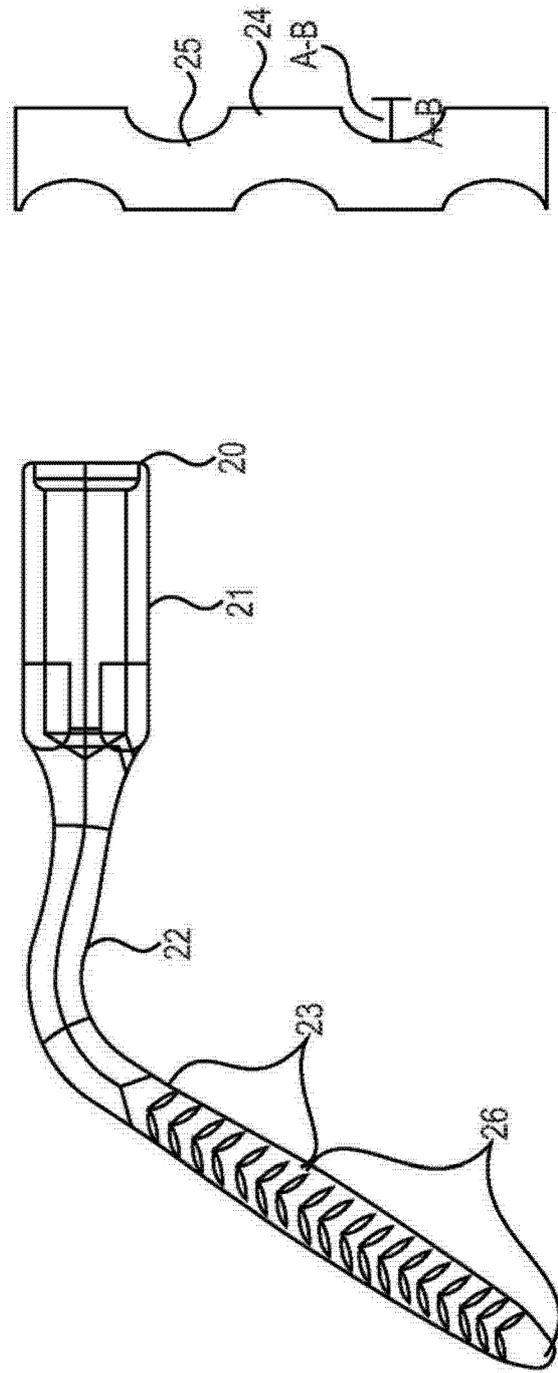


图 3

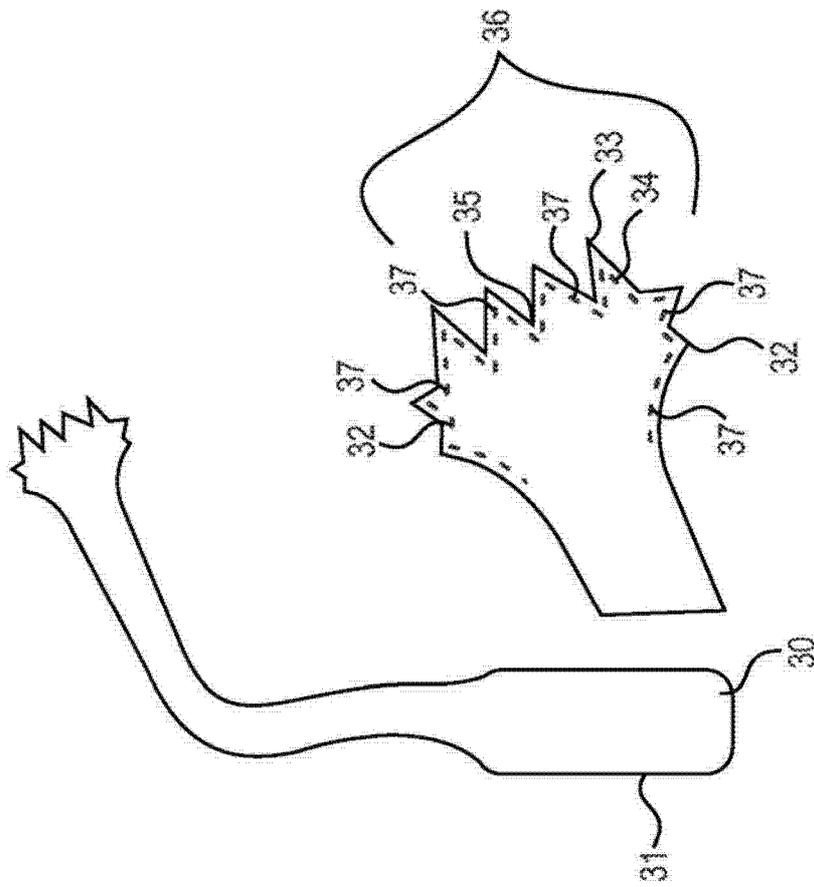


图 4

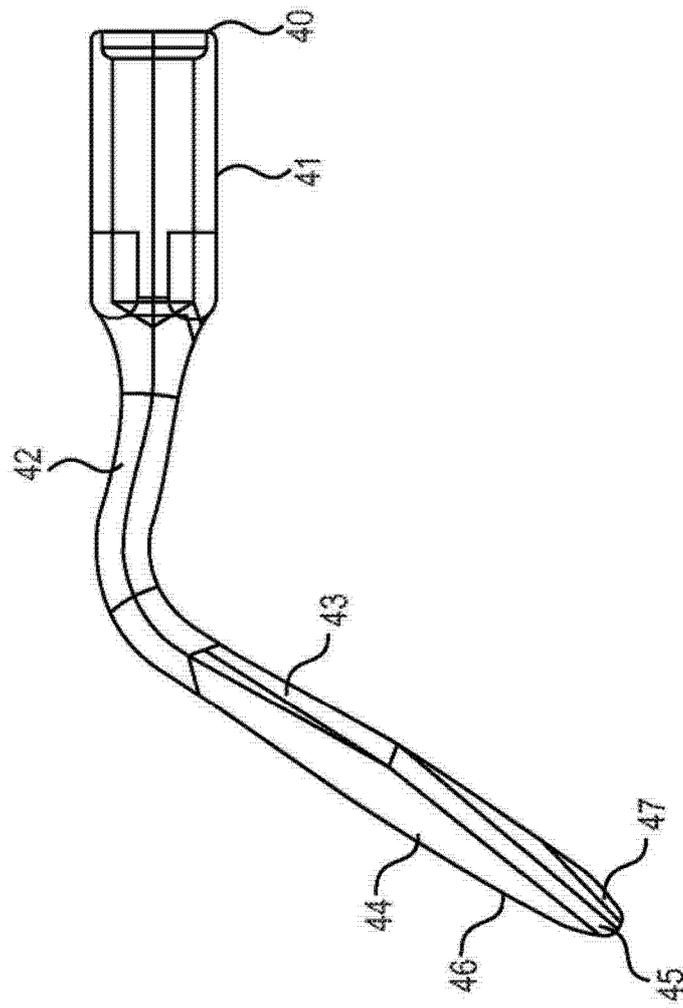


图 5

专利名称(译)	用于压电式骨外科手术的改进型外科手术端头		
公开(公告)号	CN104066392A	公开(公告)日	2014-09-24
申请号	CN201280066699.0	申请日	2012-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	胡马云·H·扎德		
申请(专利权)人(译)	胡马云·H·扎德		
当前申请(专利权)人(译)	胡马云·H·扎德		
[标]发明人	胡马云H扎德		
发明人	胡马云·H·扎德		
IPC分类号	A61B17/32 A61C1/07 A61C3/03		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B18/14 A61B17/16 A61B2017/0046 A61B2017/32007		
代理人(译)	董敏 田军锋		
优先权	61/558404 2011-11-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

与超声波或压电式口腔外科手术装置一起使用的一系列端头，此一系列端头用在切骨术、骨切除术和骨成形术中或需要去除骨或其他硬组织或者对骨或其他硬组织成形的任何手术中。在一些实施方式中，在端头的切割端设置有裂隙以便于切骨。端头成形为使得其适合于外科医生在适当的位置使用，以便当以可释放的方式附接有端头的手持件以常规的方式被握住时，切骨的几何形状是精确和理想的。当被激励时，端头容易地切穿骨或便于骨骼结构在外科手术部位的成形。本发明也描述了使用这种端头的方法以及由这种端头提供切割功能的系统。

