



(12)发明专利申请



(10)申请公布号 CN 106068104 A

(43)申请公布日 2016. 11. 02

(21)申请号 201480071083.1

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(22)申请日 2014.12.23

11256

(30) 优先权数据

14/140 681 2013 12 26 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int.Cl.

A61B 17/16(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

2010.00.24

⑤PCT国际申请的申请数据

1994, 1995, 1996, 1997, 1998, 1999

⑤ PCT国际申请的公布数据

申请人 伊西康内外科有限公司

(72) 发明人: M. L. 故李斯; B. C. 海梅利

M·E·帕林斯 R·C·洛梅利
T·A·彼得森 S·G·金博尔

J A 皮特林 C G 金博
E B 斯图伦 A K 马登

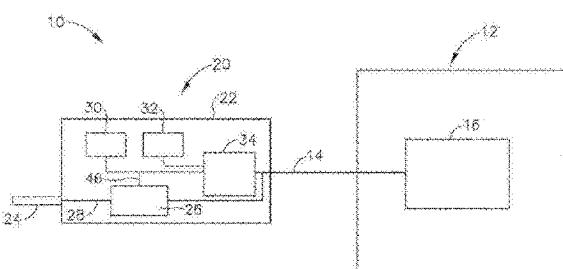
（5.4）发明名称

3.3.2 项目目标

(57) 摘要

本发明公开了一种系统，该系统包括超声器械和骨插入元件。该器械包括超声换能器和超声刀。该超声换能器能够操作以将电力转换成超声振动。该超声刀与超声换能器声学通信，使得超声换能器驱动超声刀超声振动，以在骨内形成开口。该骨插入元件被构造成能够插入由所述超声刀形成的开口内。

权利要求书2页 说明书14页 附图15页



1. 一种系统, 包括:

(a) 超声器械, 所述超声器械包括:

(i) 超声换能器, 其中所述超声换能器能够操作以将电力转换成超声振动, 和

(ii) 超声刀, 所述超声刀与所述超声换能器声学通信, 使得所述超声换能器能够操作以驱动所述超声刀超声振动, 其中所述超声刀能够操作以在骨内形成开口; 以及

(c) 骨插入元件, 其中所述骨插入元件被构造成能够插入由所述超声刀形成的所述开口内。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述骨插入元件包括基尔希纳钢丝。

3. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述超声刀限定管腔。

4. 根据权利要求3所述的系统, 其中所述管腔被构造成能够接收所述骨插入元件。

5. 根据权利要求1所述的系统, 还包括与所述超声刀相关联的冲洗流体源。

6. 根据权利要求5所述的系统, 其中所述冲洗流体源能够操作以在所述刀的内部区域内输送流体。

7. 根据权利要求6所述的系统, 其中所述冲洗流体源能够操作以在限定在所述刀和所述骨插入元件之间的间隙内输送流体。

8. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述骨插入元件同轴设置在所述超声刀内。

9. 根据权利要求1所述的系统, 还包括鞘, 其中所述鞘被构造成能够可滑动地接收所述超声刀, 其中所述鞘被进一步构造成能够可滑动地接收所述骨插入元件。

10. 根据权利要求9所述的系统, 其中所述超声刀具有闭合的远侧末端。

11. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述超声刀具有带多个沟槽的远侧端部。

12. 根据权利要求11所述的系统, 其中所述沟槽具有凹形轮廓。

13. 根据权利要求12所述的系统, 其中所述沟槽为渐缩的, 从而使得每个沟槽在对应沟槽的近侧端部处限定一个相应的点。

14. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述器械包括被构造成能够接收所述骨插入元件的近侧口。

15. 根据权利要求14所述的系统, 其中所述近侧口与所述刀同轴对准。

16. 一种外科器械, 包括:

(a) 超声换能器, 其中所述超声换能器能够操作以将电功率转换成超声振动; 以及

(b) 超声刀, 所述超声刀与所述超声换能器声学通信, 使得所述超声换能器能够操作以驱动所述超声刀超声振动, 其中所述超声刀能够操作以刺透骨, 其中所述超声刀限定纵向轴线, 其中所述超声刀还限定在所述超声刀的远侧部分的外表面上朝近侧延伸的多个侧向凹陷部, 其中所述多个凹陷部包括:

(i) 平行于所述刀的所述纵向轴线延伸的第一侧向凹陷部,

(ii) 相对于所述刀的所述纵向轴线倾斜延伸的第二侧向凹陷部, 其中所述第二侧向凹陷部与所述第一侧向凹陷部流体连通, 和

(iii) 相对于所述刀的所述纵向轴线倾斜延伸的第三侧向凹陷部, 其中所述第三侧向凹陷部与所述第一侧向凹陷部流体连通。

17. 根据权利要求16所述的外科器械, 其中所述超声刀还限定沿所述超声刀长度延伸的流体管腔, 其中所述流体管腔平行于所述刀的所述纵向轴线延伸, 其中所述流体管腔与

所述第一侧向凹陷部流体连通。

18. 一种使用器械将基尔希纳钢丝插入骨中的方法,其中所述器械包括轴、以能够滑动的方式被设置在所述轴中的细长导向特征结构、和超声元件,所述方法包括:

(a)在骨中形成开口,其中在所述骨中形成开口的动作包括:

(i)激活所述超声元件从而以超声振动来振动,以及

(ii)朝远侧推进所述轴,其中朝远侧推进所述轴的所述动作包括将所述超声元件朝远侧驱动至所述骨中;以及

(b)朝近侧回缩所述轴,从而将所述引导特征结构留在所述骨中。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中所述轴包括管腔和远侧端部,其中所述细长导向特征结构包括以能够滑动的方式被设置在所述管腔内的基尔希纳钢丝,其中所述轴的所述远侧端部形成所述超声元件,

所述方法还包括将所述基尔希纳钢丝穿过所述轴的所述管腔插入由所述轴的所述远侧端部在所述骨中形成的开口中,

其中朝近侧回缩所述轴的所述动作包括从所述基尔希纳钢丝朝近侧滑动所述轴,从而将所述基尔希纳钢丝留在所述骨中。

20. 根据权利要求18所述的方法,其中所述细长导向特征结构包括远侧末端,其中所述细长导向特征结构的所述远侧末端形成所述超声元件,其中朝远侧推进所述轴的动作包括将所述细长导向特征结构的所述远侧末端朝远侧驱动至所述骨中。

超声波骨切割器械

背景技术

[0001] 多种外科器械包括端部执行器,该端部执行器具有以超声频率振动来切割和/或密封组织(例如,通过使组织细胞中的蛋白变性)的刀元件。这些器械包括将电力转换为超声振动的一个或多个压电元件,该超声振动沿声学波导传输至刀元件。切割和凝固的精度可受操作者的技术以及对功率电平、刀刃角度、组织牵引力和刀压力的调节的控制。

[0002] 超声外科器械的示例包括HARMONIC ACE[®]超声剪、HARMONIC WAVE[®]超声剪、HARMONIC FOCUS[®]超声剪、和HARMONIC SYNERGY[®]超声刀,上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery, Inc(Cincinnati, Ohio)。此类装置的其他示例以及相关概念公开于以下专利中:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利No.5,322,055,其公开内容以引用方式并入本文;1999年2月23日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”的美国专利No.5,873,873,其公开内容以引用方式并入本文;1997年10月10日提交的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”的美国专利No.5,980,510,其公开内容以引用方式并入本文;2001年12月4日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利No.6,325,811,其公开内容以引用方式并入本文;2004年8月10日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利No.6,773,444,其公开内容以引用方式并入本文;和2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利No.6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 超声外科器械的另外的示例公开于以下专利中:2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利公布No.2006/0079874,其公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布No.2007/0191713,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国专利公布No.2007/0282333,其公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布No.2008/0200940,其公开内容以引用方式并入本文;2009年4月23日公布的名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利公布No.2009/0105750,其公开内容以引用方式并入本文;2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国专利公布No.2010/0069940,其公开内容以引用方式并入本文;以及2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布No.2011/0015660,其公开内容以引用方式并入本文;和2012年2月2日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国专利公布No.2012/0029546,其公开内容以引用方式并入本文。

[0004] 一些超声外科器械可包括无线换能器,例如公开于下列美国专利中的无线换能器:2012年5月10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国专利公布No.2012/0112687,其公开内容以引用方式并入本文;2012年5月10日公布的名称为“Surgical Instrument with Charging Devices”的美国专利公布No.2012/0116265,其公开内容以引用方式并入本文;和/或2010年11月5日提交的名称为“Energy-Based Surgical Instruments”的美国专利申请No.61/410,603,其公开内容以引用方式并入本文。

[0005] 另外,一些超声外科器械可包括关节运动轴部分。此类超声外科器械的示例公开于以下专利申请中:2012年6月29日提交的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国专利申请No.13/538,588,其公开内容以引用方式并入本文;和2012年10月22日提交的名称为“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”的美国专利申请No.13/657,553,其公开内容以引用方式并入本文。

[0006] 尽管已经制造和使用了若干外科器械,但据信在本发明人之前没人制造或使用随附权利要求中描述的本发明。

附图说明

[0007] 尽管本说明书得出了具体地指出和明确地声明这种技术的权利要求,但是据信从下述的结合附图描述的某些示例将更好地理解这种技术,其中相似的参考数字指示相同的元件,并且其中:

- [0008] 图1示出了示例性超声外科系统的方框示意图;
- [0009] 图2示出了可形成图1的系统的一部分的示例性超声外科器械的透视图;
- [0010] 图3示出了图2的器械的侧面透视图,其中省略了K线材;
- [0011] 图4示出了可与图2的器械一起使用的K线材的侧正视图;
- [0012] 图5A示出了插入脊椎的椎弓根内的图2器械中的刀的侧正视图,其中该椎弓根以横截面示出;
- [0013] 图5B示出了进一步插入椎弓根内的图5A中的刀的侧正视图,其中该椎弓根以横截面示出;
- [0014] 图5C示出了从椎弓根移除从而留下插入椎弓根内的图4的K线材的图5A的刀的侧正视图,其中该椎弓根以横截面示出;
- [0015] 图6A示出了适合与图2的器械一起使用的插入脊椎的椎弓根内的另一个示例性刀组件的侧正视图,其中该椎弓根以横截面示出;
- [0016] 图6B示出了图6A的刀组件的侧正视图,示出了从刀组件的鞘中移除的刀,其中该椎弓根以横截面示出;
- [0017] 图6C示出了图6A的刀组件的侧正视图,示出了穿过鞘并插入椎弓根内的K线材,其中该椎弓根以横截面示出;并且
- [0018] 图7示出了脊椎的剖视图,示出了插入脊椎的椎弓根内的图6A的刀组件的K线材;
- [0019] 图8示出了适合与图2的器械一起使用的另一个示例性刀的局部透视图;
- [0020] 图9示出了图8的刀的端视图;
- [0021] 图10A示出了与脊椎的椎弓根接合的图8的刀的侧正视图,其中该椎弓根以横截面示出;

- [0022] 图10B示出了插入椎弓根内的图8的刀的侧正视图,其中该椎弓根以横截面示出;
- [0023] 图11示出了适合与图1系统中的超声外科器械一起使用的示例性刀组件的局部透视图;
- [0024] 图12示出了沿图11的线12-12截取的图11的刀组件的剖视图;
- [0025] 图13示出了适合与图1系统中的超声外科器械一起使用的另一个示例性刀组件的局部透视图;
- [0026] 图14示出了沿图13的线14-14截取的图13的刀组件的剖视图;
- [0027] 图15示出了在多个位置和取向接合椎弓根的图13的刀组件的顶部平面图,其中该椎弓根以横截面示出;
- [0028] 图16示出了在椎弓根上进行横向进给切削操作的图13的刀组件的顶部平面图,其中该椎弓根以横截面示出;并且
- [0029] 图17示出了可形成图1的系统的一部分的另一个示例性超声外科器械的前正视图。
- [0030] 附图并非旨在以任何方式进行限制,并且可以预期本技术的各种实施方案可以多种其他方式来执行,包括那些未必在附图中示出的方式。并入本说明书并构成其一部分的附图示出了本技术的若干方面,并且与说明书一起用于解释本技术的原理;然而,应当理解,这种技术不局限于所示的精确布置方式。

具体实施方式

[0031] 下面描述的本技术的某些示例不应当用于限制本技术的范围。从下面的描述而言,本技术的其他示例、特征、方面、实施方案和优点对本领域的技术人员而言将是显而易见的,下面的描述以举例的方式进行,这是为实现本技术所设想的最好的方式之一。正如将意识到的,本文所述技术能够包括其他不同的和明显的方面,这些均不脱离本发明技术。因此,附图和具体实施方式应被视为实质上是说明性的而非限制性的。

[0032] 还应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者相结合。下述教导内容、表达方式、实施方案、示例等因此不应视为彼此孤立。参考本文教导内容,其中本文教导内容可进行组合的各种合适方式将对本领域的普通技术人员显而易见。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0033] 为公开的清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中为相对于抓握具有远侧外科端部执行器的外科器械的操作者或其他操作者定义的。术语“近侧”是指元件的更靠近操作者或其他操作者的位置,并且术语“远侧”是指元件的更靠近外科器械的外科端部执行器并更远离操作者或其他操作者的位置。

I.示例性超声外科系统的概述

[0035] 图1以图解框的形式示出了示例性外科系统10的部件。如图所示,系统10包括超声发生器12和超声外科器械20。如将在下文更详细所述,器械20能够操作以利用超声振动能量来基本上同时切割组织并且密封或焊接组织(例如,血管等)。发生器12和器械20经由线缆14连接在一起。线缆14可包括多条线,并可将来自发生器12的单向电通信提供至器械20,和/或在发生器12与器械20之间提供双向电通信。仅以举例的方式,线缆14可包括:用于向

外科器械20提供电力的“热”线、地线和用于将信号从外科器械20传输至超声发生器12的信号线，其中护套包围所述三条线。在一些型式中，单独的“热”线用于单独的激活电压(例如，一条“热”线用于第一激活电压，另一条“热”线用于第二激活电压，或者与所需的功率成比例地、线间的可变电压等)。当然，可使用任何其他合适数量或构型的线。还应当理解，系统10的一些型式可将发生器12结合到器械20中，使得线缆14可被完全省去。

[0036] 仅以举例的方式，发生器12可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio.)出售的GEN04或GEN 300。除此之外或作为另外一种选择，发生器16可根据以下专利的教导内容中的至少一些来构造：2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国专利公布No.2011/0087212，其公开内容以引用方式并入本文。作为另外一种选择，可使用任何其他合适的发生器12。如以下将更详细地描述的，可操作发生器12以向器械20提供功率，从而执行超声外科手术。

[0037] 器械20包括手持件22，该手持件被构造成能够在外科手术过程中通过操作者的一只手(或两只手)抓握并通过操作者的一只手(或两只手)操纵。例如，在一些型式中，手持件22可像铅笔那样被操作者抓握。在一些其他型式中，手持件22可包括可像剪刀那样被操作者抓握的剪刀式握把。在一些其他型式中，手持件22可包括可像手枪那样被操作者抓握的手枪式握把。当然，手持件22可被构造成能够按照任何其他合适的方式被握持。此外，器械20的一些型式可利用主体来代替手持件22，该主体联接到被构造成能够操作器械的机器人外科系统(例如，经由远程控制等)。在本例中，刀24从手持件22朝远侧延伸。手持件22包括超声换能器26和联接超声换能器26与刀24的超声波导28。超声换能器26经由缆线14从发生器12接收电力。由于其压电性质，超声换能器26能够操作以将这种电力转换为超声振动能。

[0038] 超声波导28可以是柔性的、半柔性的、刚性的或具有任何其他合适的性质。从以上应该注意，超声换能器26经由超声波导28与刀24一体地联接。具体地讲，当超声换能器26被激活以超声频率振动时，这种振动通过超声波导28被传送到刀24，从而刀24也将以超声频率振动。当刀24处于激活状态(即，超声振动)时，刀24能够操作以有效地切穿组织并且密封组织。因此，当发生器12供电时，超声换能器26、超声波导28和刀24因此一起形成为外科手术提供超声能量的声学组件。手持件22被构造成能够使操作者与由换能器26、超声波导28、和刀24形成的声学组件的振动基本上隔离。

[0039] 在一些型式中，超声波导28可放大通过超声波导28传输到刀24的机械振动。超声波导28还可以具有控制沿着超声波导28的纵向振动的增益的特征结构和/或将超声波导28调谐到系统10的谐振频率的特征结构。例如，超声波导28可具有任何合适的横截面尺寸/构型，诸如基本上均匀的横截面、以各种截面渐缩、沿着其整个长度渐缩或具有任何其他合适的构型。超声波导28具有的长度可例如基本上等于系统波长的二分之一的整数倍($n\lambda/2$)。超声波导28和刀24可由实心轴制成，所述实心轴由有效地传播超声能量的材料或多种材料的组合构成，所述材料诸如钛合金(即，Ti-6Al-4V)、铝合金、蓝宝石、不锈钢或任何其他声学相容材料或多种材料的组合。

[0040] 在本例中，刀24的远侧端部位于对应于与通过波导28传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处，以便在声学组件未被组织加载时将声学组件调谐到优选的谐振频率 f_0 。当换能器26通电时，刀24的远侧端部被构造成能够在例如大约10至500微米峰间范围内、并且在一些情况下在约20至约200微米的范围内以例如55.5kHz的预定振动频率 f_0 纵向移动。

当本例的换能器26被激活时,这些机械振荡传输通过波导28以到达刀24,由此提供刀24在谐振超声频率下的振荡。因此,刀24的超声振荡可同时切断组织并且使邻近组织细胞中的蛋白变性,由此提供具有相对较少热扩散的促凝效果。在一些型式中,还可通过刀24提供电流,以另外烧灼组织。

[0041] 仅以举例的方式,超声波导28和刀24可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc (Cincinnati, Ohio)以产品编码HF105和DH105出售的部件。仅以进一步举例的方式,超声波导28和/或刀24可根据下列专利的教导内容来构造和操作:2002年7月23日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Blade with Improved Cutting and Coagulation Features”的美国专利No. 6,423,082,其公开内容以引用方式并入本文。作为另一个仅示例性示例,超声波导28和/或刀24可根据下列专利的教导内容来构造和操作:1994年6月28日公布的名称为“Ultrasonic Scalpel Blade and Methods of Application”美国专利No. 5,324,299,其公开内容以引用方式并入本文。参考本文的教导内容,超声波导28和刀24的其他合适的性质和构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0042] 本例的手持件22还包括控制选择器30和激活开关32,它们各自与电路板34通信。仅以举例的方式,电路板34可包括常规印刷电路板、柔性电路、刚柔性电路或可具有任何其他合适的构型。控制选择器30和激活开关32可经由一条或多条线、形成于电路板或柔性电路中的迹线和/或采用任何其他合适的方式与电路板34通信。电路板34与线缆14联接,该线缆继而与发生器12内的控制电路16联接。激活开关32能够操作以选择性地激活提供至超声换能器26的功率。具体地讲,当开关32被激活时,这种激活使得合适的功率经由线缆14传送至超声换能器26。仅以举例的方式,激活开关32可根据本文引用的各种参考文献的教导内容中的任一者来构造。参考本文的教导内容,激活开关32可采用的其他各种形式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0043] 在本例中,外科系统10能够操作以在刀24上提供至少两种不同水平或类型的超声能量(例如,不同频率和/或振幅等)。为此,控制选择器30能够操作以允许操作者选择期望水平/振幅的超声能量。仅以举例的方式,控制选择器30可根据本文引用的各种参考文献的教导内容中的任一者来构造。参考本文的教导内容,控制选择器30可采用的其他各种形式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。在一些型式中,当操作者通过控制选择器30进行选择时,操作者的操作经由线缆14被传送回发生器12的控制电路16,并且因此操作者在下次致动激活开关32时,控制电路16调节从发生器12传送的功率。

[0044] 应当理解,刀24处提供的超声能量的水平/振幅可取决于从发生器12经由线缆14传送到器械20的电力的特性。因此,发生器12的控制电路16可(经由缆线14)提供电力,该电力具有与通过控制选择器30选择的超声能级/振幅或类型相关联的特性。因此,根据操作者经由控制选择器30进行的选择,发生器12可能操作以将不同类型或程度的电力传送给超声换能器26。具体地讲,仅以举例的方式,发生器12可增大所施加信号的电压和/或电流,以增大声学组件的纵向振幅。作为仅示例性的示例,发生器12可提供介于“水平1”和“水平5”之间的选择,它们可分别对应于大约50微米和大约90微米的刀24的振动谐振振幅。参考本文的教导内容,可构造控制电路16的各种方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。还应当理解,控制选择器30和激活开关32可利用两个或更多个激活开关32来代替。在一些此类型式中,一个激活开关32能够操作以在一个功率水平/类型下激活刀24,而另一个激

活开关32能够操作以在另一个功率水平/类型下激活刀24,等等。

[0045] 在一些另选型式中,控制电路16位于手持件22内。例如,在一些此类型式中,发生器12仅将一种类型的电力(例如,可获得的仅一个电压和/或电流)传送到手持件22,手持件22内的控制电路16能够操作以根据操作者经由控制选择器30做出的选择,在电力到达超声换能器26之前改变电力(例如,电力的电压)。此外,发生器12以及外科系统10的所有其他部件可被结合到手持件22中。例如,一个或多个电池(未示出)或其他便携式功率源可被提供于手持件22中。参考本文的教导内容,图1所示的部件可被重新布置或以其他方式构造或修改的另外其他合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0046] II.示例性超声波骨切割器械

[0047] 以下讨论涉及器械20及其部件的各种示例性部件和构型。应当理解,以下描述的器械20的各种实施例可容易地并入到以上描述的外科系统10中。还应当理解,以上描述的器械20的各种部件和可操作性可容易地并入到以下描述的器械20的示例性型式中。参考本文的教导内容,以上和以下教导内容可进行结合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。还应当理解,以下教导内容可容易地与本文引用的参考文献的各种教导内容结合。

[0048] 在一些情况下,可能期望使用器械20的型式以切穿骨或以其他方式切入骨中。仅以举例的方式,器械20的型式可用于切穿或切入患者脊柱的椎弓根的一部分。或者,器械20的型式可用于切穿或切入患者体内的一些其他骨性结构。在各种类型的手术中,可能需要切穿或切入骨。仅以举例的方式,器械20的型式可用于切穿或切入骨以形成用于插入Kirschner钢丝(也称为K-wire)的通道,从而例如提供断骨的固定,以提供用于将另一个部件或部件系列(例如,Jamshidi针、中空椎弓根螺钉等)插入骨中的导向元件,和/或用于各种其他用途。基尔希纳钢丝可旋入骨中或嵌入骨中。在一些情况下,不使用基尔希纳钢丝,使得器械20的型式可用于切穿或切入骨中以形成用于直接插入螺钉、一些其他种类的紧固件或植入装置的特征结构的通道,以针对任何合适的用途和/或针对各种其他原因重塑骨。

[0049] 在将基尔希纳钢丝用作另一个部件的导向装置的情况下,在将另一个部件(或多个部件)适当地定位于骨中后,可将基尔希纳钢丝从骨中移除。在外科手术期间,各种部件可沿着所插入的基尔希纳钢丝按序地引导。此类手术的示例为椎弓根插管手术。在示例性椎弓根插管手术中,将基尔希纳钢丝插入至患者脊椎的椎弓根后,可沿着基尔希纳钢丝传递中空轻敲器械以轻敲骨中的开口。之后可将轻敲器械从基尔希纳钢丝中移除,然后可使中空螺钉沿着基尔希纳钢丝行进以将螺钉旋入轻轻敲的开口。可在将中空螺钉适当地旋入轻轻敲的开口之前或之后,将基尔希纳钢丝从骨中移除。将中空螺钉固定在椎弓根内,同时将其他中空螺钉固定在其他椎弓根内后,可将棒固定至两个或更多个中空螺钉以提供脊椎的后部稳定性。在一些情况下,可将多根中空螺钉和棒用于单根脊柱中。

[0050] 以下描述的实施例涉及可用于切穿或切入骨中的器械20的各种型式。虽然上述骨切割实施例是在椎弓根插管手术的情景下,但应当理解,器械20的型式可用于在各种其他临床情景下切割骨。例如,器械20的型式可用于驱动骨钉或其他种类的骨固定植入物。当然,除切割骨以外或代替切割骨,本文所述的器械20的型式可替代地用于其他用途。还应当理解,下述器械20的型式可在透视导向和/或使用任何其他合适的可视化形式下使用。透视检查和/或一些其他的成像技术可有利于超声器械诸如器械20的经皮使用以在微创外科手

术中切入骨中。因此,下述器械20的型式可被配置用于兼容透视检查和/或其他成像技术。

[0051] A.示例性基尔希纳钢丝引入组件

[0052] 图2示出了示例性基尔希纳钢丝引入组件110,该引入组件包括超声器械120、发生器116、冲洗流体源118和基尔希纳钢丝170。器械120被构造成能够类似于Jamshidi针操作,但该器械更多地依赖于超声振动并且更少地依赖于轴向取向的推力以促进向骨中的插入。换句话讲,器械120的超声功能可消除对棒的需要,原本可能需要该棒将常规的Jamshidi针推入骨中。由器械120进行的骨刺透的超声简易化可提供更多基尔希纳钢丝170的精确布置,可减少手术室放置基尔希纳钢丝170需要的时间,并且可减少患者和手术室工作人员对成像设备的辐射的暴露,该成像设备在器械120使用期间可用于提供可视化。

[0053] 器械120经由线缆114与发生器116联接,并且经由导管117与冲洗源118联接。器械120和发生器116类似于外科系统10的器械20和发生器12,因为器械120能够操作以响应于来自发生器116的电力提供超声振动。如图3充分展示,器械120包括类似于手持件22的手持件122。虽然在该实施例中,手持件122具有细长的、圆筒状的构型,但应当理解,手持件122可具有任何其他合适的构型。

[0054] 中空管状的刀160从手持件122朝远侧端部延伸。如下所述,管状刀160被构造成能够类似于Jamshidi针的环锯操作。手持件122容纳类似于上述换能器26和波导28的超声换能器(未示出)和波导(未示出)。波导在换能器和刀160之间提供声耦合。器械120的换能器能够操作以将发生器116的电力转换为超声振动。这些超声振动通过波导传输至刀160,使得当发生器116供电时通过换能器和波导将超声能量输送至刀160。在本例中,激活发生器116以通过按压手持件122上的按钮124向器械120提供电力。虽然在本例中手持件122具有仅一个按钮124,但应当理解,可提供任何其他合适数量的按钮。例如,不同按钮可与不同功率级别相关。应当理解,参考本文的教导内容,可如对于本领域的普通技术人员而言将显而易见地一样提供各种其他种类的特征结构以激活发生器116。

[0055] 本例中的刀160具有中空的管状形状,使得刀160限定管腔162(例如,类似于Jamshidi针的环锯)。在本例中,刀160的远侧边缘164为圆形,使得远侧边缘164沿着垂直于刀160的纵向轴线的平面延伸,但应当理解,也可提供任何其他合适的构型。还应当理解,远侧边缘164可为钝的、尖的、锯齿状的或以其他方式构造。在本例中,远侧边缘164位于与波腹对应的位置处,该波腹与通过器械120的刀160和波导传输的共振超声振动相关。因此,当用超声能量激活刀160时,远侧边缘164超声振动。仅以举例的方式,该振动可包括与刀160的纵向轴线有关的纵向位移、横向位移和/或扭转位移。

[0056] 冲洗流体源118可用于在手术部位提供流体冲洗。此类冲洗可协助提供冷却效果,冲走碎屑,和/或提供其他结果。仅以举例的方式,冲洗流体源可将盐水提供为冲洗流体。此类流体可通过重力、泵送、刀160的超声振动和/或以任何其他合适的方式驱动。冲洗源118经由延伸穿过手持件122的导管117将流体提供至刀160。导管117的至少一部分可延伸穿过刀160的管腔162和/或与刀160的外部相邻。如又一个仅用于例示的示例,导管117可朝远侧终止于管腔162,使得来自冲洗流体源118的流体通过导管117连通到管腔162内。根据本文的教导内容,其他合适的布置方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。在本例中,冲洗源118通过按下手持件122上的按钮126选择性地激活。当然,可使用任何其他合适类型的使用者输入特征结构选择性地激活冲洗源118。

[0057] 本例的器械120还包括位于手持件122的近侧端部处的基尔希纳钢丝口115。基尔希纳钢丝口115的尺寸和构造使得其能够插入地接收常规的基尔希纳钢丝170。基尔希纳钢丝口115与刀160的管腔162周向对准，并且还与管腔162连通。基尔希纳钢丝口115因此提供用于将基尔希纳钢丝170插入穿过管腔162的通道。在一些其他型式中，基尔希纳钢丝口115相对于刀160的管腔162的纵向轴线纵向偏移和/或成倾斜或横向角度。在一些此类型式中，尽管基尔希纳钢丝口115和刀160的管腔162的纵向轴线之间存在偏移、倾斜和/或横向关系，刀160的侧壁包括与基尔希纳钢丝口115连通的开口，使得插入穿过基尔希纳钢丝口115的基尔希纳钢丝170进入刀160的管腔162。应当理解，刀160用作基尔希纳钢丝170的导轴，使得刀160用于将基尔希纳钢丝170引导入椎弓根2中，如下文所详述。

[0058] 如图4所示，基尔希纳钢丝170包括轴171，轴171的远侧端部处具有锋利末端172。在一些型式中，刀160的内径小于基尔希纳钢丝170的外径，使得当将基尔希纳钢丝170设置在管腔162中时，来自冲洗流体源118的流体可流过限定在刀160的内径小于基尔希纳钢丝170的外径之间的间隙。

[0059] 如上所述，刀160可用于切入骨中。例如，图5A至图5C示出了用于将基尔希纳钢丝170插入患者脊椎的椎弓根2中的器械120。当然，器械120可改为用于切割患者体内别处的骨和/或其他解剖特征结构。在本例中，可在基尔希纳钢丝170回缩入刀160内的情况下使器械120朝椎弓根2推进，如图5A所示。基尔希纳钢丝170的末端172邻近远侧边缘164，使得末端172不从刀160朝远侧突出。在一些情况下，例如当器械120用于微创外科手术中时，刀160在到达椎弓根2的外表面4之前刺穿患者的皮肤、筋膜和肌肉，如图5A所示。刀160的纵向轴线可与椎弓根2的轴线对准（例如，类似于图7中示出的取向）。当驱动远侧边缘164使其朝远侧进入椎弓根2时，刀160通过致动按钮124使用超声振动来激活。这些超声振动有助于通过刀160刺透椎弓根2的骨。应当理解，即使在远侧边缘164相对于椎弓根2的外表面4被倾斜取向时，刀160也可刺透椎弓根2的骨，如图5A所示。刀160的构型和/或刀160的超声振动可阻止远侧边缘164沿椎弓根2的外表面4刮削或滑动。

[0060] 在仍由超声激活的同时，刀160被进一步朝远侧推入椎弓根2中，如图5B所示。远侧边缘164基本上被驱动到椎弓根2的外表面4下方。当刀160推进至图5B所示的位置时，来自冲洗流体源118的流体可例如通过致动按钮126穿过管腔162与远侧边缘164连通。还应当理解，当刀160推进至图5B所示的位置时，可将基尔希纳钢丝170设置在管腔162内。例如，以同时增加的方式，可使用刀160将基尔希纳钢丝170相对于椎弓根2朝远侧推进。另选地，当刀160推进至图5B所示的位置时，基尔希纳钢丝170可相对于椎弓根2保持静止。

[0061] 在当刀160由超声激活时基尔希纳钢丝170设置于管腔162内的型式中，应当理解，器械120的刀160和/或一个或多个其他部分可包括在基尔希纳钢丝170和刀160之间提供空间的一个或多个特征结构，使得来自刀160的超声振动不被传输至基尔希纳钢丝170。例如，可将多个节点支撑定位在管腔162内与超声振动的节点相对应的位置，该超声振动的节点通过刀160来连通。此类节点支撑可接合基尔希纳钢丝170以阻止基尔希纳钢丝170接触刀160的无节点区域。在其他型式中，当刀160由超声激活时，器械120可被构造和操作为使得基尔希纳钢丝170根本没有设置在管腔162中。例如，刀160在图5A至图5B示出的阶段期间可不具有插入管腔162内的另外部件。如另一个仅用于例示的示例，刀160在图5A至图5B示出的阶段期间可具有插入管腔162内的紧塞装置或其他部件。在到达图5B示出的阶段之后，此

部件可从管腔162抽出以允许随后将基尔希纳钢丝170插入管腔162中。

[0062] 一旦刀160已驱动至椎弓根2内合适的深度,刀160可随后从椎弓根2朝近侧回缩,从而将基尔希纳钢丝170留在椎弓根2内,如图5C所示。在一些情况下,在刀160朝近侧回缩之前、回缩期间和/或回缩之后,基尔希纳钢丝170朝远侧推进。基尔希纳钢丝170因此留在由刀160形成于椎弓根2中的孔168内。虽然在本例中基尔希纳钢丝170被示出为通过管腔162插入孔168中,但应当理解,基尔希纳钢丝170也可以其他方式插入孔168中。例如,基尔希纳钢丝170可在刀160已完全从孔168移除后插入孔168内。还应当理解,基尔希纳钢丝170可更深地旋入椎弓根2中,如果需要,可比孔168的远侧端部更深。参考本文的教导内容,用于将基尔希纳钢丝170插入椎弓根2中的其他合适的方法对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0063] 还应当理解,图5A至图5C示出的过程可通过荧光镜成像提供的视觉指导和/或使用其他可视化/成像技术来执行。此外,图5A至图5C示出的过程可在给定脊椎的两个椎弓根2内执行。该过程可根据需要在尽可能多的脊椎内重复。一旦基尔希纳钢丝170已适当地设置在椎弓根2中,各种其他部件(例如,中空轻敲器械、中空螺钉等)可沿每个基尔希纳钢丝170推进以插入椎弓根2中。在一些情况下(例如,在中空螺钉已适当地定位在椎弓根2中后等),可将基尔希纳钢丝170从椎弓根2移除。

[0064] 图6A至图6C示出了示例性另选刀560,其可取代刀160结合到器械120中。该示例的刀560类似于刀160,不同的是该示例的刀560为实心的而非中空,使得刀560具有闭合的锋利远侧端部562。该示例的刀560还具有鞘550,其围绕刀560可滑动地轴向定位。鞘550限定管腔552并且具有开口远侧端部554。在一些情况下,多个节点支撑可定位在管腔552内与超声振动的节点相对应的位置,该超声振动的节点在将刀560完全插入鞘550中时,通过刀560来连通。此类节点支撑可阻止刀560将超声振动传输至鞘550。在一些其他型式中,刀560和鞘550接触使得刀560通过鞘550传输超声振动。

[0065] 在示例性用途中,刀560完全插入鞘550使得刀560的锋利远侧端部562从鞘550的开口远侧端部554朝远侧突出。刀560和鞘550以这种方式布置,从而刀560和鞘550的组合朝远侧推进至患者脊椎的椎弓根2中,如图6A所示。当然,器械120可改为用于切割患者体内别处的骨和/或其他解剖特征结构。刀560在插入椎弓根2中期间利用超声振动激活。这些超声振动有助于通过刀560刺透椎弓根2的骨。应当理解,即使在锋利远侧端部562相对于椎弓根2的外表面4被倾斜取向时,刀560也可刺透椎弓根2的骨,如图6A所示。刀560的构型和/或刀560的超声振动可阻止锋利远侧端部562沿椎弓根2的外表面4刮削或滑动。

[0066] 一旦刀560和鞘550到达椎弓根2内所需的深度,刀560就从鞘550朝近侧回缩,同时将鞘550留在椎弓根2内,如图6B所示。一旦刀560已完全从鞘550回缩并从其中移除,基尔希纳钢丝170就插入穿过鞘552的管腔552,如图6C所示。具体地讲,将基尔希纳钢丝170插入使得基尔希纳钢丝170的锋利末端172从鞘550的远侧端部554朝远侧突出。鞘550因此用作基尔希纳钢丝170的导轴。一旦基尔希纳钢丝170已完全穿过鞘552,则鞘552朝近侧抽出,从而将基尔希纳钢丝170留在椎弓根2中。

[0067] 图7示出了其中插入一对基尔希纳钢丝170的脊椎6。具体地讲,将每个基尔希纳钢丝170插入穿过脊椎6的相应的椎弓根2,使得每个椎弓根2的远侧末端172被定位在椎体8中。应当理解,使用刀160的器械120的型式或使用刀560的器械120的型式可用于定位基尔

希纳钢丝170,如图7所示。当然,器械120也可用于在多个其他位置中执行多种其他手术。

[0068] 在一些情况下,可能期望限制刀160刺透骨的深度。因此,图8至图9示出了示例性另选刀260,其可取代刀160结合到器械120。该示例的刀260类似于刀160,使得刀260具有有限定管腔268的中空管状构型。然而,该示例的刀260包括从刀260的远侧端部朝近侧延伸的多个沟槽262。如图9充分展示,沟槽262的远侧端部264具有在刀260上向内形成的半圆凹形轮廓。尽管本例示出了沟槽262的具有半圆轮廓的远侧端部264,但也可使用其他合适的凹形轮廓(例如,矩形、正方形、三角形等)。本例的沟槽262沿垂直于刀260的纵向轴线的平面弯曲。在一些型式中,沟槽260也从在沟槽260之间延伸的远侧端部264区域向上弯曲。沟槽262随后朝近侧渐缩至相应末端266,如图8所示。因此,沟槽262可用于停止或显著减慢刀260在椎弓根2内的刺透。

[0069] 图10A至图10B示出刀260进入椎弓根2。将超声能量输送至刀260以有助于刀260刺透椎弓根2。当刀260刺透椎弓根2,刀260的沟槽262由来自椎弓根2的材料填充从而停止刀260处的超声能量。因此,一旦刀262已刺透椎弓根2达到足够的深度以填充沟槽262,如图10B所示,沟槽262用于停止或减慢刀260。换句话讲,一旦末端266到达椎弓根2的外表面4,就停止或减慢朝远侧推进刀260。沟槽262可具有任何长度,所述长度适于允许刀260到达椎弓根2内的所需深度。一旦刀260已到达椎弓根2中的合适的深度,就可将基尔希纳钢丝170穿过管腔268插入椎弓根2内。

[0070] B.示例性的带通道刀组件

[0071] 在一些情况下,可能期望在不必使用相同的器械切割椎弓根2,以及引入基尔希纳钢丝170或其他骨插入元件的情况下切割椎弓根2。例如,图11至图12示出了用于移除骨材料的示例性替代刀组件372。刀组件372包括从轴360朝远侧延伸的刀370,其可替代刀160结合到器械120。刀370可类似于刀160而被驱动超声振动。然而,与刀160不同的是,本例的刀370包括桨状远侧端部378,该桨状远侧端部具有横向延伸进刀370并且沿刀370的外表面朝近侧延伸的通道374。

[0072] 如图11充分展示,远侧端部378具有侧面与凹状侧边缘相接的凸状远侧边缘。然而,应当理解,远侧边缘可相反地为凹状;并且/或者侧边缘可为凸状。如图12充分展示,远侧端部378的远侧边缘由沿竖直面凸向弯曲的两个表面会聚形成。在一些其他型式中,远侧端部378的远侧边缘由沿竖直面互成角度的两个平坦表面会聚形成。在其他型式中,远侧端部378的远侧边缘由沿竖直面凹向弯曲的两个表面会聚形成。参考本文的教导内容,其他合适的构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0073] 通道374的近侧端部可与冲洗流体(例如,盐水等)源流体连通。除此之外或作为另外一种选择,通道374的近侧端部可与抽吸源流体连通。在一些型式中,通道374用于交替地将冲洗流体连通至手术部位,然后抽吸走流体和碎屑。通道374的远侧端部限定多个凹陷部376,该凹陷部在刀370的远侧部分的外表面从通道374向外延伸。凹陷部376朝近侧相对于通道374和刀370的纵向轴线成倾斜角度,使得凹陷部376提供到达通道374的朝近侧取向的流路。这可在手术部位使用刀370期间帮助移除骨材料。

[0074] 在刀370的示例性用途中,将超声能量输送至刀370以有助于使用刀370切割骨。当刀370刺透骨时,来自切割区域周围或附近的骨碎屑可通过凹陷部376并且朝近侧通过通道374来移除。刀370可刺透骨以重塑骨、提供器械引导装置的插入部位、提供植入装置的插入

部位,和/或用于任何其他合适的目的。参考本文的教导内容,可使用刀370的其他合适方式对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

[0075] 在一些情况下,可能期望将冲洗流体导管结合到刀370中。例如,图13至图14示出了类似于刀组件372的刀组件472,不同的是刀组件472限定延伸穿过刀470的管腔473。管腔473的开口朝向位于刀470的远侧部分内的侧向凹陷部474。多个凹陷部476在刀470的远侧部分朝近侧和向内延伸至凹陷部474。凹陷部476相对于凹陷部474和刀470的纵向轴线成倾斜角度。管腔473可与冲洗流体(例如,盐水等)源流体连通。除此之外或作为另外一种选择,管腔473的近侧端部可与抽吸源流体连通。在一些型式中,管腔473用于交替地将冲洗流体连通至手术部位,然后抽吸走流体和碎屑。

[0076] 如图13充分展示,刀470的远侧端部478为渐缩的并且具有沿水平面凹陷的远侧边缘。在一些其他型式中,远侧端部478的远侧边缘沿水平面凸出。如图14充分展示,远侧端部478的远侧边缘由沿竖直面凸向弯曲的两个表面会聚形成。在一些其他型式中,远侧端部478的远侧边缘由沿竖直面互成角度的两个平坦表面会聚形成。在其他型式中,远侧端部478的远侧边缘由沿竖直面凹向弯曲的两个表面会聚形成。参考本文的教导内容,其他合适的构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0077] 在本例中,远侧端部478的远侧边缘沿水平面的凹曲率可减少操作期间刀470对骨的刮削或滑动。例如,图15示出了刀470与椎弓根2的外表面4的各种轮廓接合的若干示意。应当理解,刀470可抵靠椎弓根2的外表面4在这些位置中的任何位置处朝远侧驱动;并且远侧端部478的构型可基本上阻止刀470沿外表面4滑动。

[0078] 在刀470的示例性用途中,将超声能量输送至刀470以有助于使用刀470切割骨。例如,如图16所示,刀470可用于执行横向进给切削以形成凹陷部9直至与凹陷部474的近侧端部相关的深度,该凹陷部9在椎弓根2中并与刀470同宽。当刀470刺透骨,来自切割区域周围或附近的骨碎屑可通过凹陷部474,476来移除。来自冲洗源118的冲洗可通过刀470的管腔473供应至凹陷部474,从而冲洗来自凹陷部474,476的碎屑并且帮助移除骨材料。刀470可刺透骨以重塑骨、提供器械引导装置的插入部位、提供植入装置的插入部位,和/或用于任何其他合适的目的。参考本文的教导内容,可使用刀470的其他合适方式对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

[0079] C.具有集成成像特征结构和超声激活基尔希纳钢丝的示例性器械

[0080] 在一些情况下,可能期望提供包括这样的特征结构的器械20的型式,所述结构允许操作者在使用成像系统引导器械时,在移动和取向器械的同时,保持使他们的手位于成像系统的X射线的路径之外。除此之外或作为另外一种选择,可能期望提供能够操作以超声激活基尔希纳钢丝170,使得基尔希纳钢丝170的远侧末端172用作超声刀24的器械20的型式。图17示出了提供这种功能的器械600的示例。该示例的器械600包括主体620,其具有从主体620朝远侧延伸的第一轴元件622和第二轴元件624。轴元件622,624均为中空、彼此轴向对准,并且相对于彼此和相对于主体620纵向固定。基尔希纳钢丝670以能够滑动的方式被设置在轴元件622,624内。基尔希纳钢丝670的远侧末端672被示出为从第二轴元件624的远侧端部朝远侧突出。

[0081] 冲洗导管617联接到主体620并且可进一步联接到冲洗流体(例如,盐水等)源。在一些型式中,冲洗导管617被构造成能够将冲洗流体输送至形成于第二轴元件624中的一个

或多个冲洗开口。除此之外或作为另外一种选择,冲洗导管617可被构造成能够将冲洗流体输送至被限定介于第二轴元件624的内径和基尔希纳钢丝670的外径之间的间隙。参考本文的教导内容,冲洗导管617可将冲洗流体输送至手术部位的其他合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。还应当理解,冲洗导管617和/或其他导管可用于向手术部位提供抽吸。冲洗流体和/或抽吸可用于清除来自手术部位的碎屑(例如,骨碎屑等)。

[0082] 本例的主体620包括通过线缆616连接到电源的超声换能器(未示出)。该超声换能器能够操作以将电力转化为超声振动,类似于上述超声换能器26。在一些型式中,器械600被进一步构造成能够使由超声换能器生成的超声振动与基尔希纳钢丝670连通,使得基尔希纳钢丝670在超声换能器被激活时超声振动。基尔希纳钢丝670的远侧端部672可因此用作超声刀24。仅以举例的方式,主体620的一个或多个特征结构可提供超声换能器和基尔希纳钢丝670之间的选择性机械和声学接合以及脱离接合。在基尔希纳钢丝670被驱动至骨中时,此类联接特征结构可提供超声换能器和基尔希纳钢丝670之间的机械和声学接合;然后在基尔希纳钢丝保持设置在骨中时,从超声换能器脱离接合基尔希纳钢丝670以使器械600沿基尔希纳钢丝670从患者体内取出。除此之外或作为另外一种选择,基尔希纳钢丝670由超声换能器超声激活,第二轴元件624可机械地并且声学地联接到超声换能器,使得第二轴元件624可超声振动。

[0083] 在本例中,第一轴元件22具有的外径(OD_1)大于第二轴元件624的外径(OD_2)。仅以举例的方式,第一轴元件622可具有介于约10mm和约12mm之间的外径(OD_1)。或者,可使用任何其他合适的外径。仍仅以举例的方式,第二轴元件624可具有小于约3mm的外径(OD_2)。或者,可使用任何其他合适的外径。在本例中,外径(OD_1, OD_2)在第一轴元件622和第二轴元件624之间的减少为突然的阶梯性下降,使得不存在从第一轴元件622至第二轴元件624的平稳过渡。该阶梯性下降构型可允许从第一轴元件622至第二轴元件624的平稳过渡以用作硬停止。例如,如果将第二轴元件624插入骨,则突然转变到第一轴元件622的远侧端部的较大外径(OD_1)可用作硬停止以阻止进一步插入骨。第二轴元件624的内径可接近基尔希纳钢丝670的外径。仅以举例的方式,第二轴元件624的内径可为约2mm。或者,可使用任何其他合适的内径。

[0084] 轴元件622,624一起限定长度(L_1),其尺寸设定成穿过患者皮肤、筋膜和肌肉的切口,从而使第一轴元件622的远侧端部到达骨并且使第二轴元件624的远侧端部插入骨内。仅以举例的方式,该长度(L_1)可介于约100mm和约150mm之间。或者,可使用任何其他合适的长度。同样在本例中,第二轴元件624具有长度(L_2),该长度被选择为接近椎弓根2的平均深度。仅以举例的方式,该长度(L_1)可介于约20mm和约25mm之间。或者,可使用任何其他合适的长度。

[0085] 本例的主体620还包括联接特征结构628,其使主体620可拆卸地联接到操作者操纵特征结构。仅以举例的方式,射线可透过的柄部或柄部组件可联接到联接特征结构628。这可允许操作者通过抓握射线可透过的柄部或柄部组件来操控并且取向器械600。该射线可透过的柄部或柄部组件可被构造成能够使操作者用于抓握的手位于X射线的路径之外,该X射线用于通过荧光镜成像系统提供器械600和目标脊椎的可视化。参考本文的教导内容,用于柄部或柄部组件的可固定到联接特征结构628的各种合适的构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。还应当理解,联接特征结构628仅仅是可选的,不一定必须包

括在内。

[0086] 本例的主体620还包括导航组件630,其可拆卸地固定到主体620的近侧端部。导航组件630包括一系列射线不可透过的元件632。射线不可透过的元件632的射线不可透性质和射线不可透过的元件632的定位可有利于在透视导向下定位器械600。还应当理解,导航组件630可被构造为能够与其他类型的成像模式一起使用。参考本文的教导内容,导航组件630可采用的各种合适的形式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。在一些型式中,仅省去了导航组件630。

[0087] 在器械600的示例性用途中,将轴元件622,624插入穿过患者的皮肤、筋膜和肌肉直到基尔希纳钢丝670的远侧末端672和/或第二轴元件624的远侧端部接合椎弓根2的外表面4。基尔希纳钢丝670的远侧末端672可在此插入期间从第二轴元件624的远侧端部朝远侧突出。在一些情况下,在此插入穿过患者的皮肤、筋膜和肌肉期间,远侧末端672和/或第二轴元件624超声振动。在一些其他型式中,常规器械和技术用于明确穿过患者的皮肤、筋膜和肌肉的路径以使基尔希纳钢丝670的远侧末端672和/或第二轴元件624的远侧端部接合椎弓根2的外表面4。在任一种情况下,在基尔希纳钢丝670的远侧末端672和/或第二轴元件624的远侧端部接合椎弓根2的外表面上时,超声换能器被激活以超声振动基尔希纳钢丝670的远侧末端672和/或第二轴元件624的远侧端部,从而使基尔希纳钢丝670的远侧末端672和第二轴元件624的远侧端部朝远侧驱动入椎弓根2中。

[0088] 基尔希纳钢丝670的远侧末端672和第二轴元件624的远侧端部朝远侧驱动入椎弓根2中直到第二轴元件624的全长(L_2)基本上被设置在椎弓根2中。此时,从第二轴元件624的较小外径(OD_1)至第一轴元件622的较大外径(OD_2)的阶梯性过渡接合椎弓根2的外表面上,从而提供硬停止。该硬停止可向操作者提供可触知的反馈,该可触知的反馈指示器械600已达到合适的插入深度。在这一阶段,如果需要,操作者可进一步将基尔希纳钢丝670驱动入椎弓根2中,从而使轴元件622,624保持静止。然后操作者可将器械600从患者体内取出,留下基尔希纳钢丝670设置在椎弓根2中。在基尔希纳钢丝670机械地并且声学地附接到主体620上的超声换能器的型式中,在器械600从患者体内取出之前,基尔希纳钢丝670可机械地并且声学地从主体620上的超声换能器解除附接。还应当理解,在器械600从患者体内取出之前的一个或多个阶段,可通过导管617提供冲洗流体和/或抽吸,以清除来自手术部位的碎屑。

[0089] 在器械600从患者体内取出之后,一个或多个装置可沿基尔希纳钢丝670推进。仅以举例的方式,中空轻敲器械可沿基尔希纳钢丝670穿过以轻敲椎弓根2中的开口。中空轻敲器械可随后沿基尔希纳钢丝670抽出;并且随后中空螺钉可沿基尔希纳钢丝670穿过以旋入由中空轻敲器械形成的螺纹孔中。一旦中空螺钉适当地定位在椎弓根2中,就可将基尔希纳钢丝670从椎弓根2中移除。参考本文的教导内容,器械600可使用的其他合适方式对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

[0090] III. 杂项

[0091] 应当理解,本文所述的任何型式的器械还可包括除上述那些之外或作为上述那些的替代的各种其他特征结构。仅以举例的方式,本文所述的任何器械还可包括以引用方式并入本文的各种参考文献任何一者中公开的各种特征结构中的一种或多种。还应当理解,本文的教导内容可易于应用到本文所引用的任何其他参考文献中所述的任何器械,使得本

文的教导内容可易于以多种方式与本文所引用的任何参考文献的教导内容组合。可结合本文的教导内容的其他类型的器械对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

[0092] 应当理解,据称以引用的方式并入本文的任何专利、专利公布或其他公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中所述的现有定义、陈述或者其它公开材料不冲突的范围内并入本文。同样地并且在必要的程度下,本文明确阐述的公开内容取代以引用方式并入本文的任何冲突材料。任何据称以引用方式并入本文但与本文所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的任何材料或其部分,仅在所并入的材料和现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入本文。

[0093] 上文所述装置的型式可应用于由医疗专业人员进行的传统医疗处理和手术中、以及可应用于机器人辅助的医疗处理和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于结合到机器人外科系统,诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California)的DAVINCITM系统中。类似地,本领域的普通技术人员将认识到本文中的各种教导内容可易于与以下专利的各种教导内容结合:2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利No. 6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文。

[0094] 上文所述的型式可被设计成在单次使用后丢弃,或者其可被设计成能够使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可修复型式以在至少一次使用之后重复使用。重新调整可包括以下步骤的任意组合:拆卸装置,然后清洁或替换特定零件以及随后进行重新组装。具体地,可拆卸一些形式的所述装置,并且可选择性地以任何组合形式来更换或移除所述装置的任意数量的特定零件或部分。在清洁和/或替换特定部分时,所述装置的一些型式可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术前由操作者重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会了解,装置的修复可以利用多种技术来进行拆卸、清洁/替换以及重新组装。这些技术的使用和所得修复装置均在本申请的范围内。

[0095] 仅以举例的方式,本文描述的型式可在手术之前和/或之后消毒。在一种消毒技术中,将该装置放置在闭合且密封的容器中,诸如塑料袋或TYVEK袋。然后可将容器和装置放置在可穿透所述容器的辐射场中,诸如 γ 辐射、X射线或高能电子。辐射可将装置上和容器中的细菌杀死。然后将经杀菌的装置储存在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其他技术对装置进行消毒,所述技术包括但不限于 β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0096] 上文已经示出了和描述了本发明的多个实施方案,可由本领域的普通技术人员在不脱离本发明范围的情况下进行适当修改来实现本文描述的方法和系统的进一步改进。已经提及了若干此类潜在修改,并且其他修改对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。例如,上文所讨论的示例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均为说明性的而非所要求的。因此,本发明的范围应根据以下权利要求书来考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出和描述的结构和操作细节。

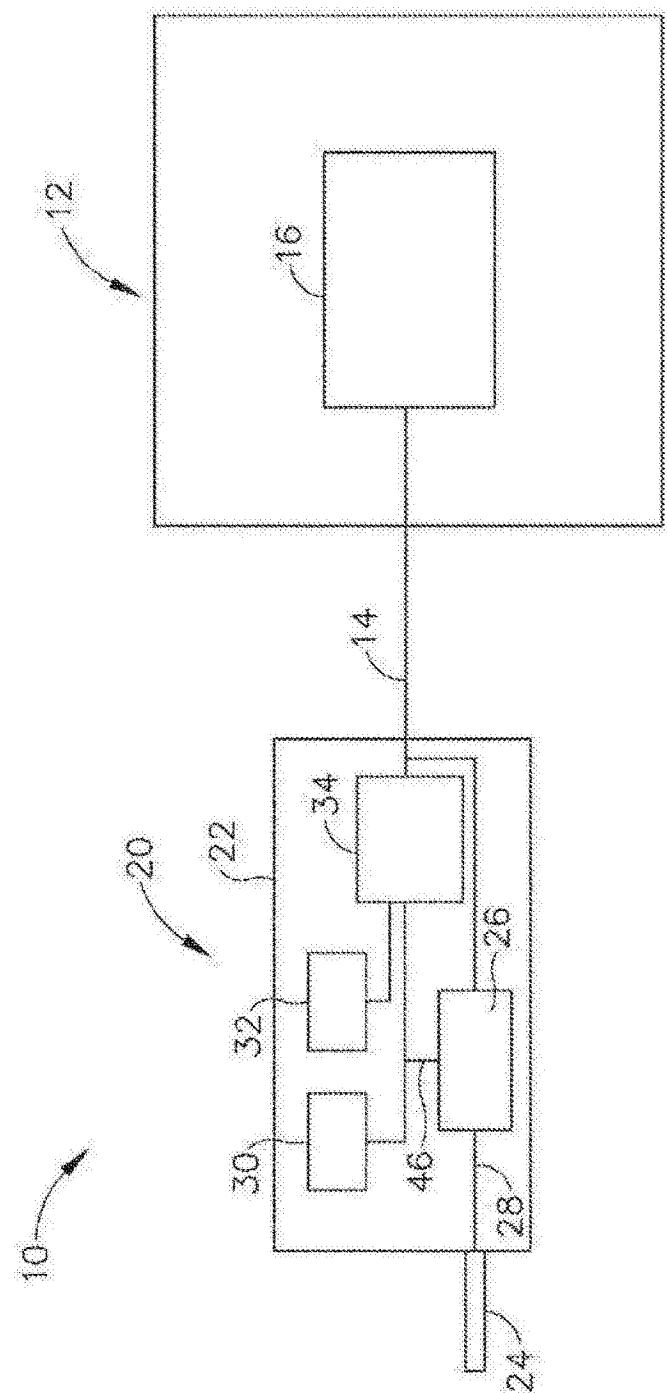


图1

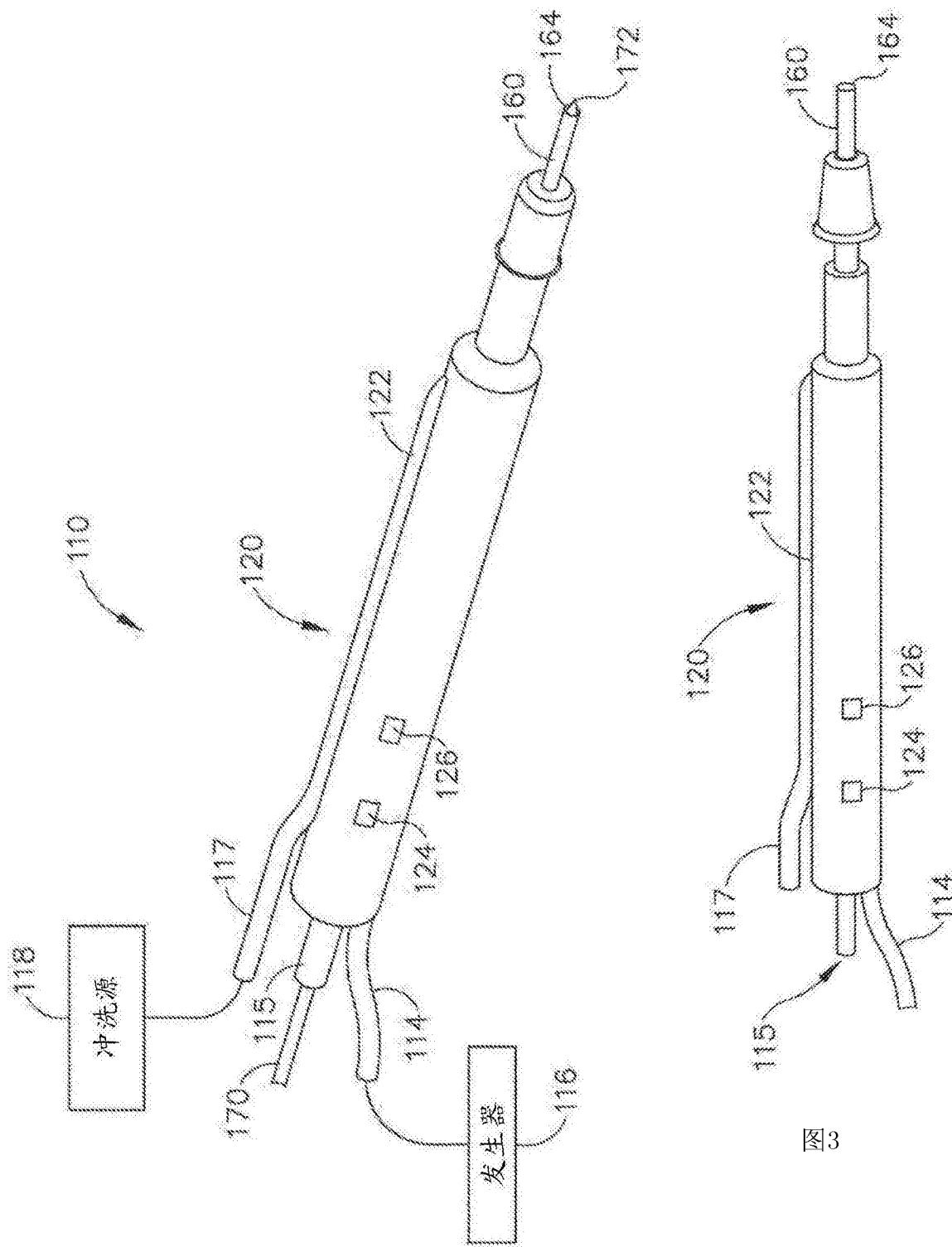


图2

图3

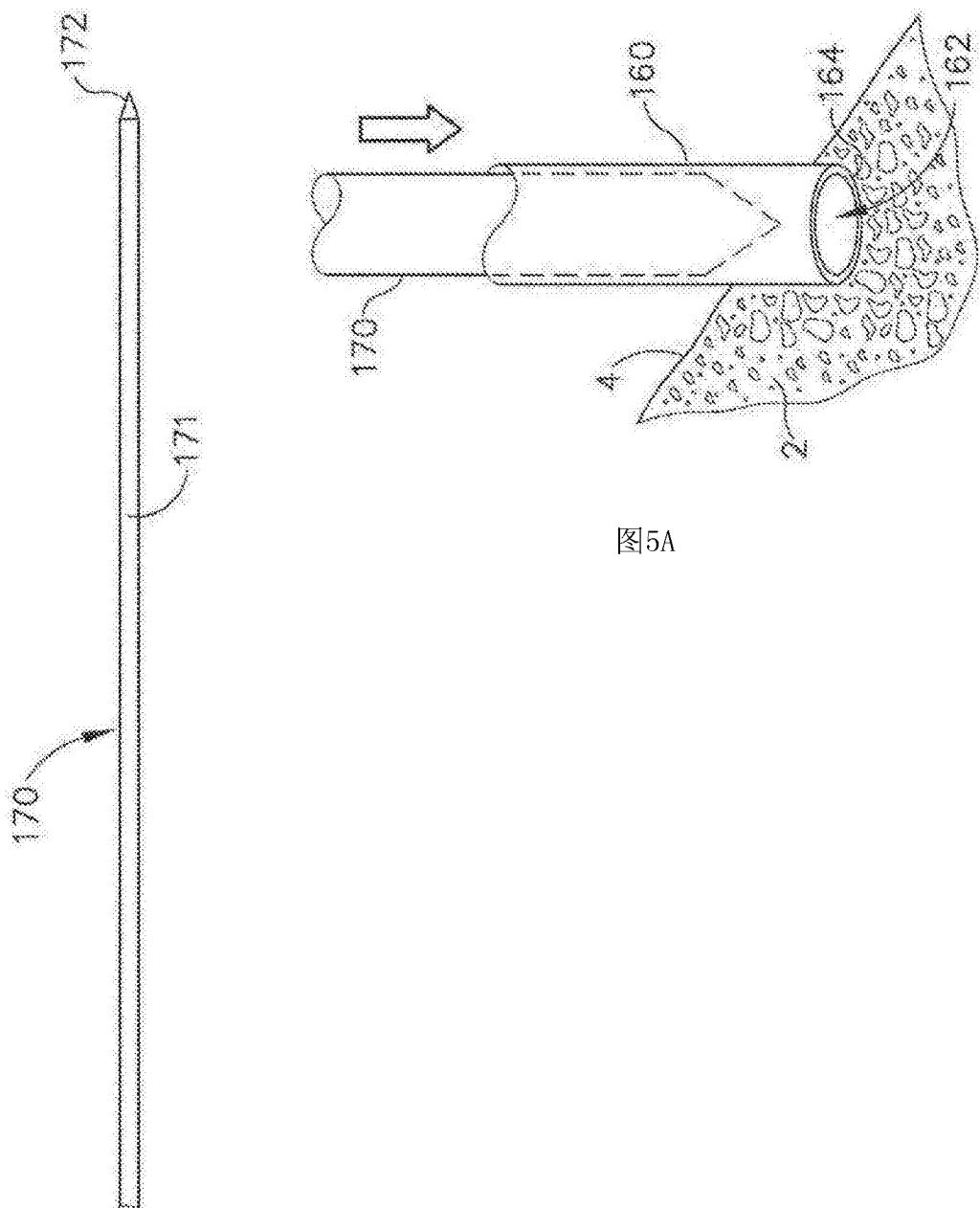


图4

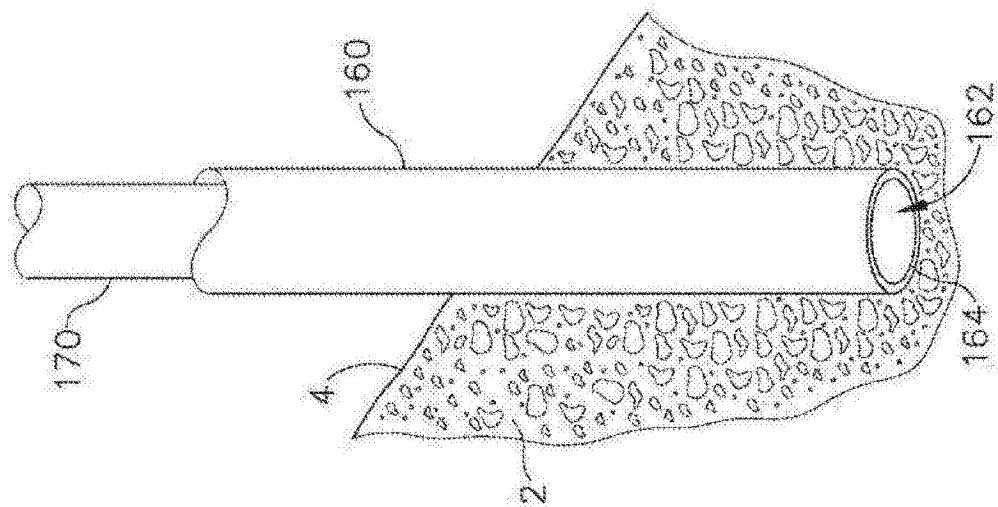


图5B

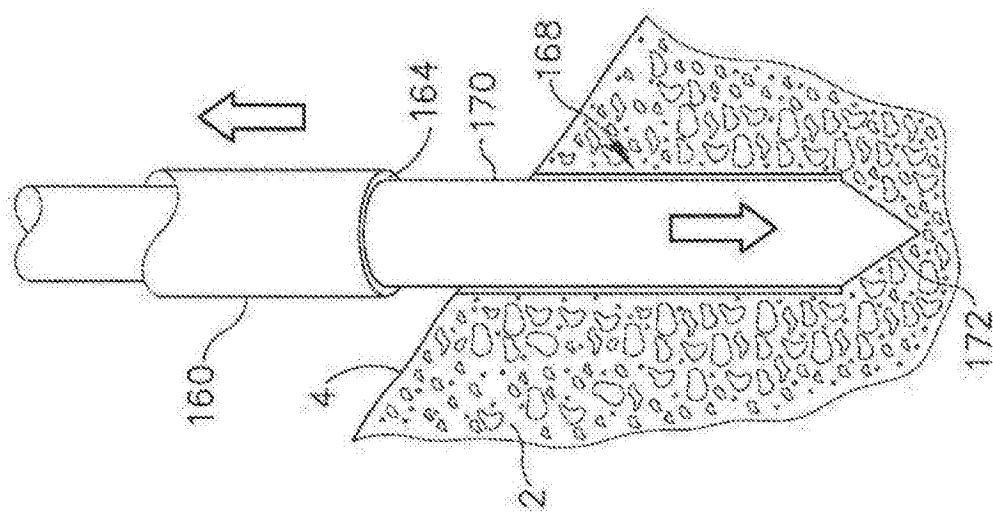


图5C

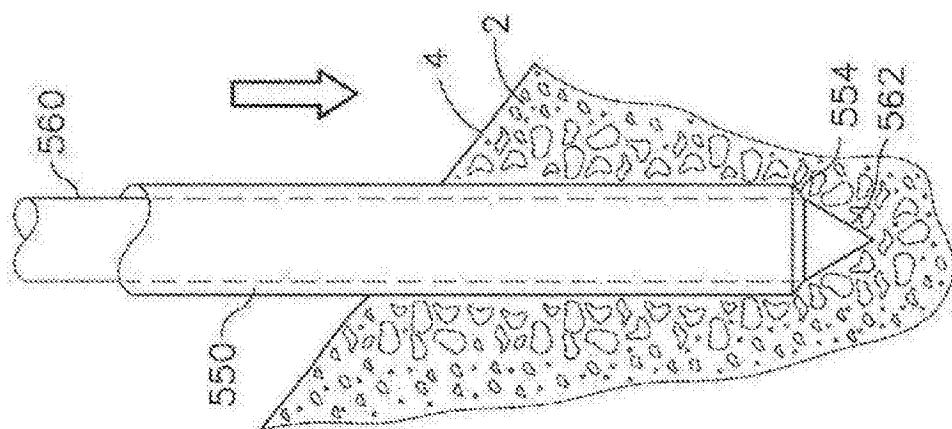


图6A

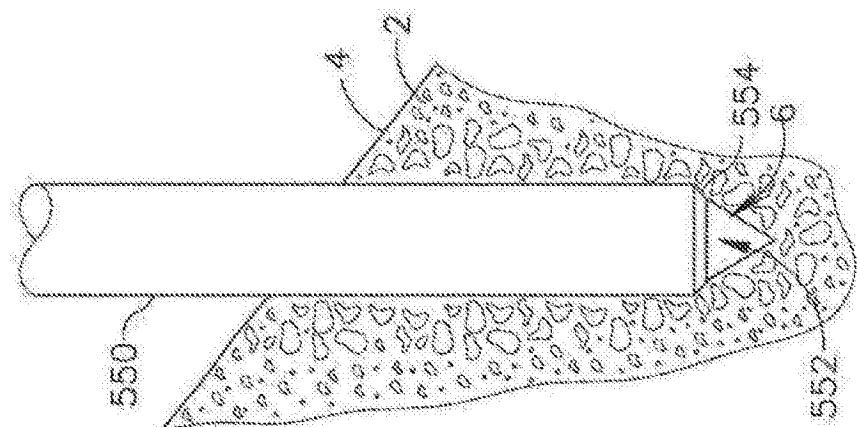


图6B

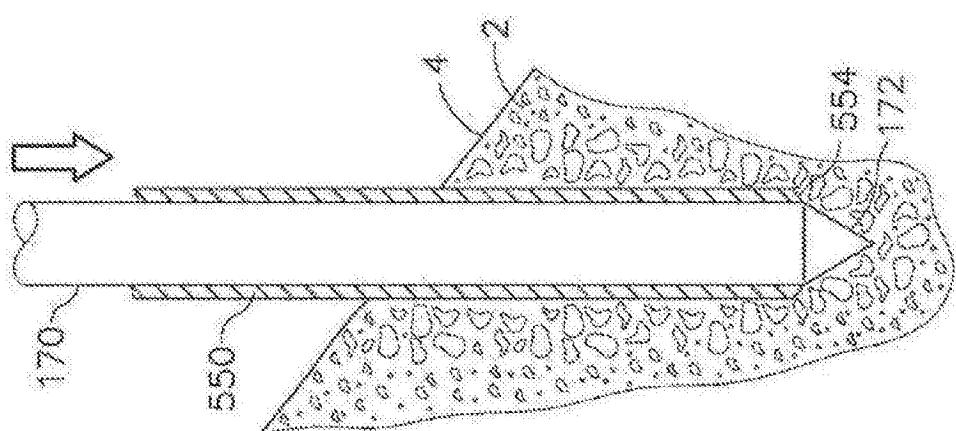


图6C

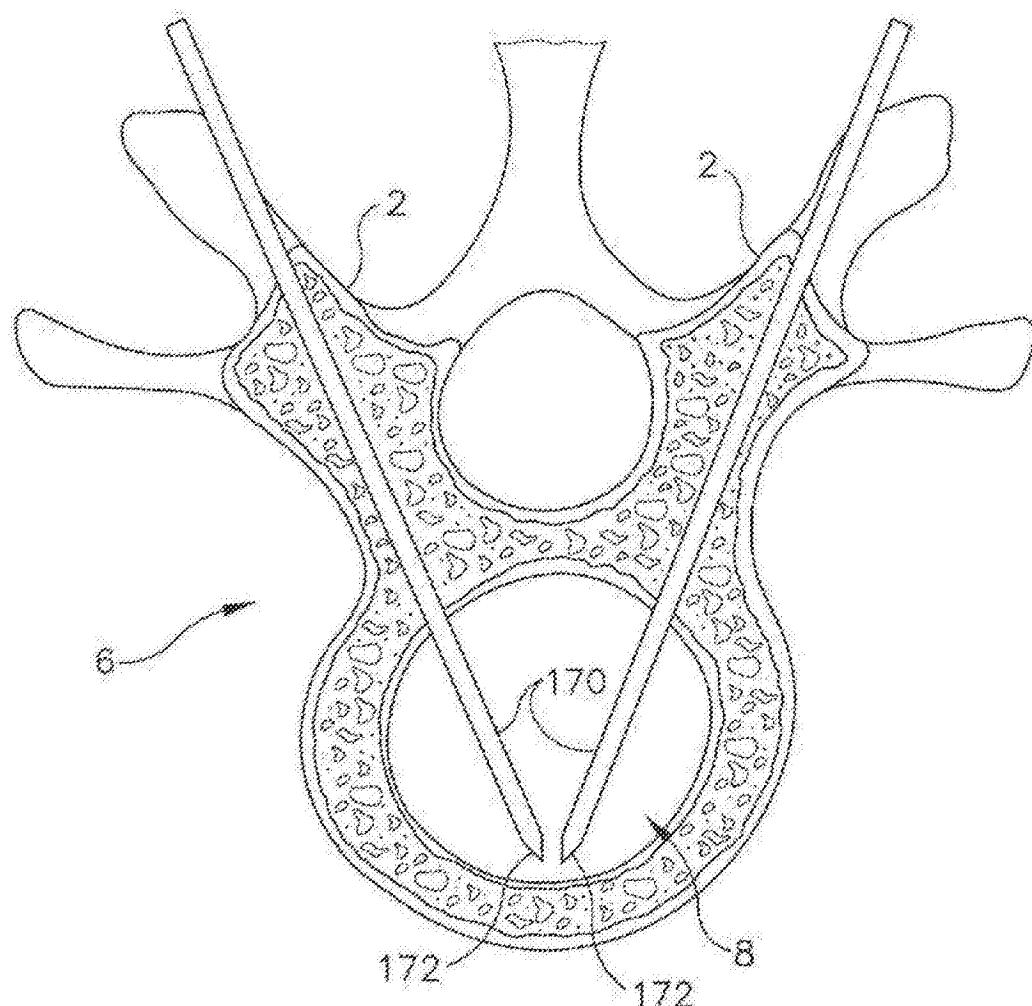


图7

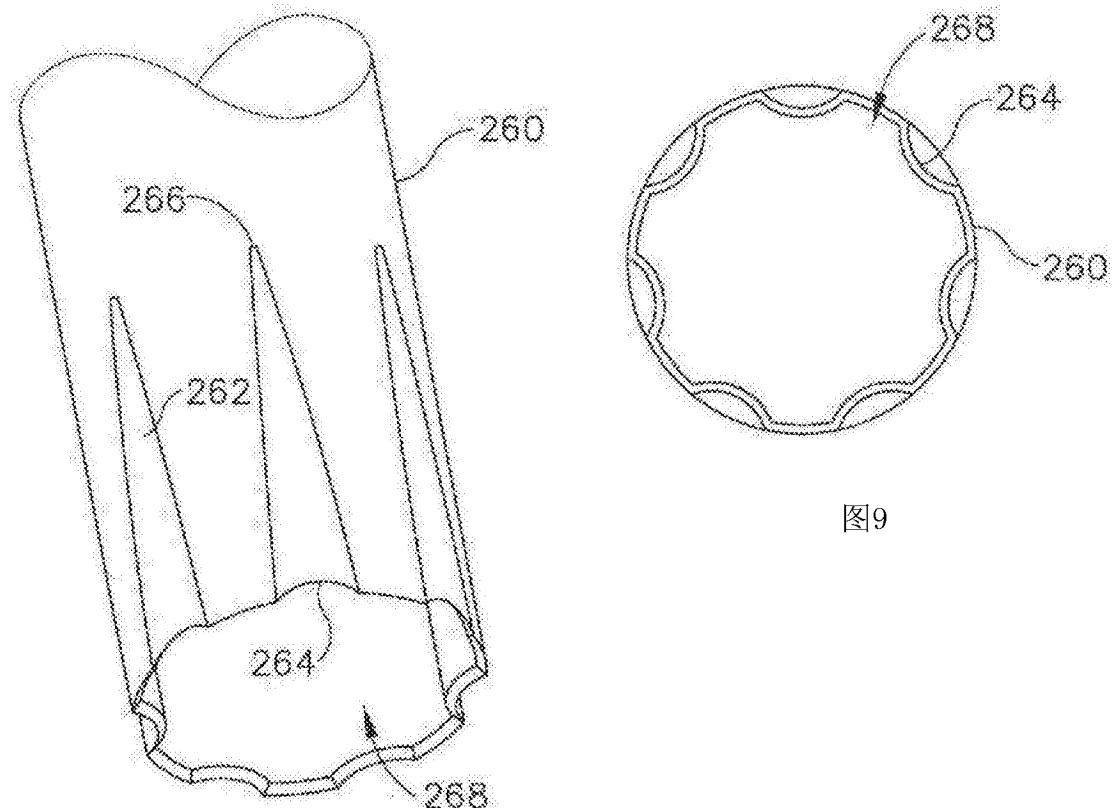


图9

图8

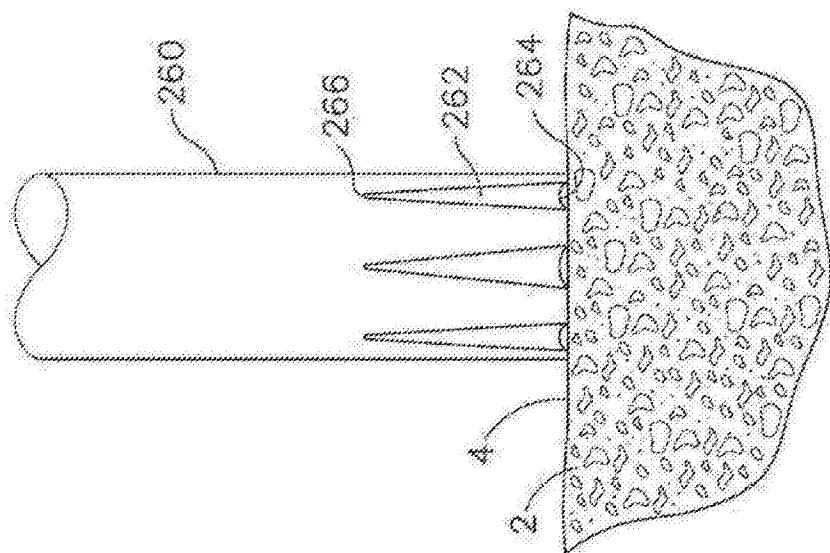


图10A

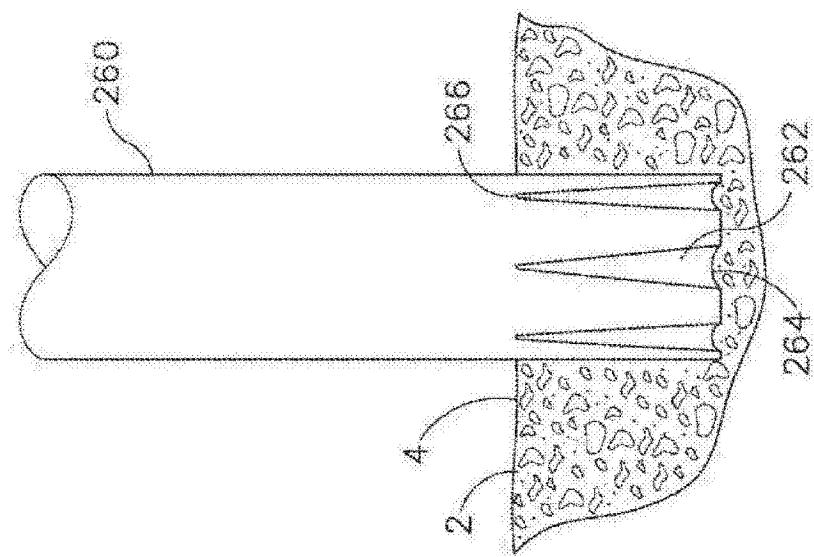


图10B

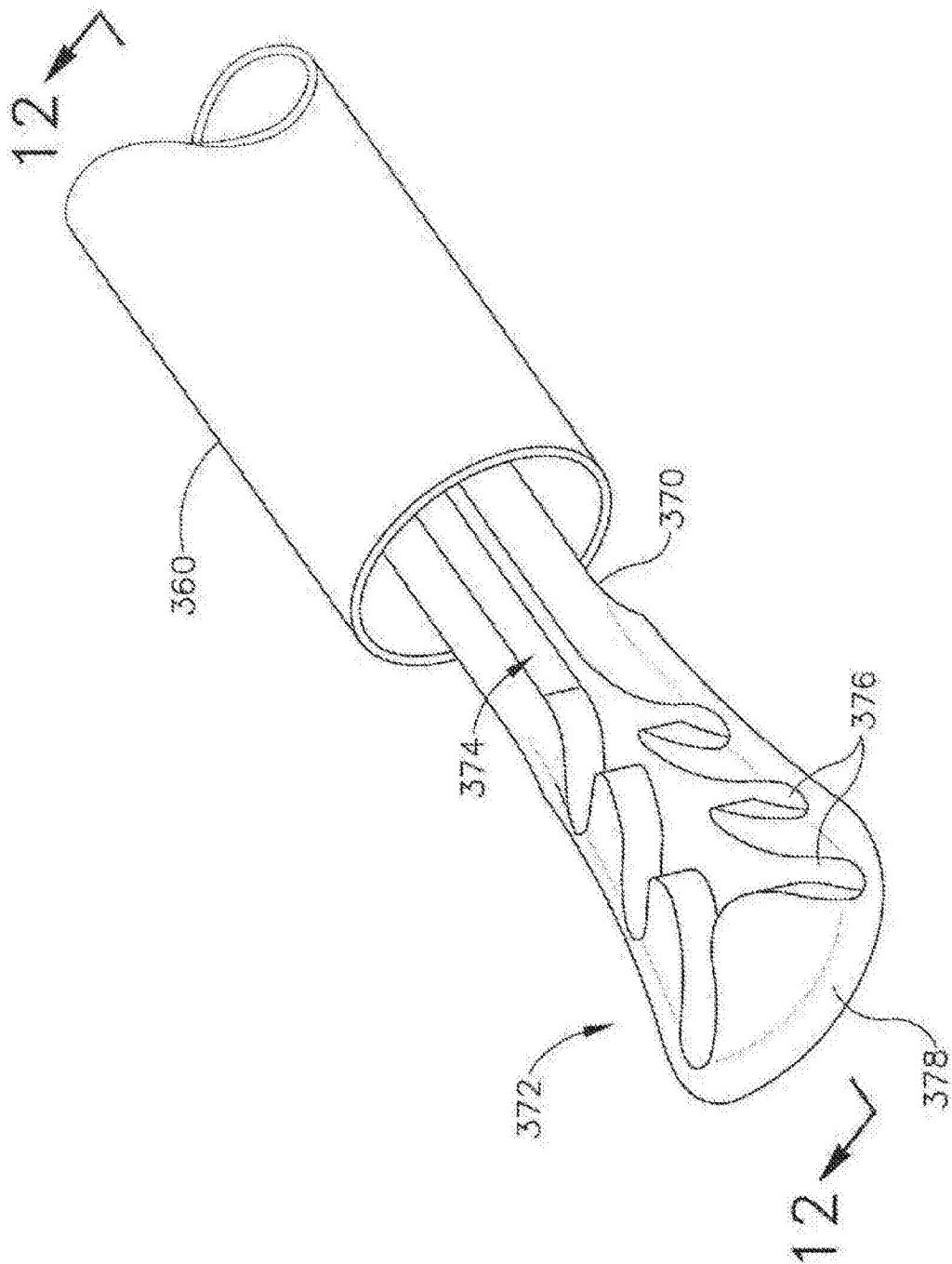


图11

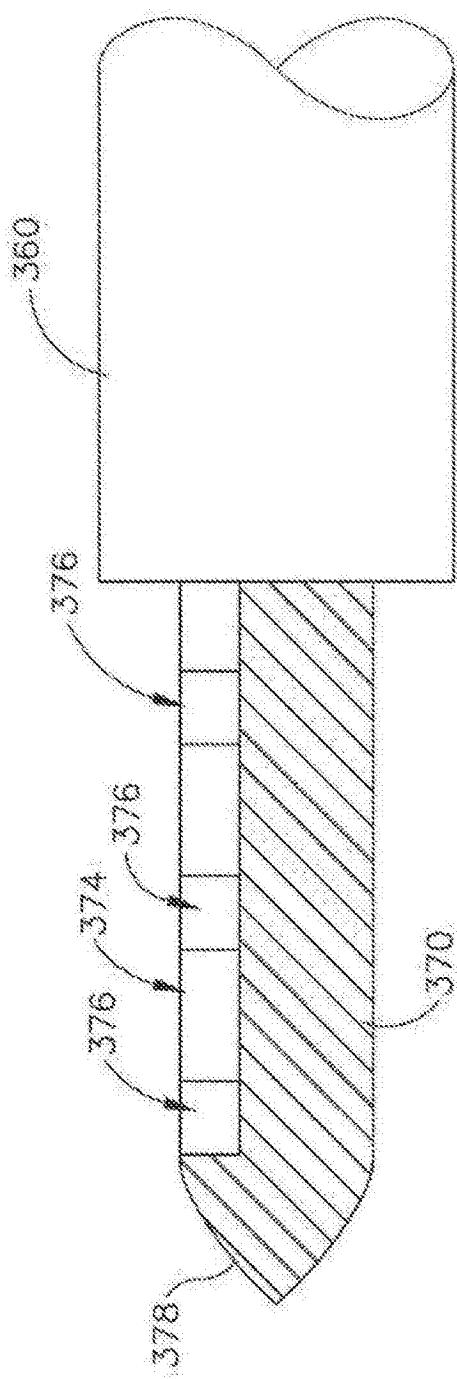


图12

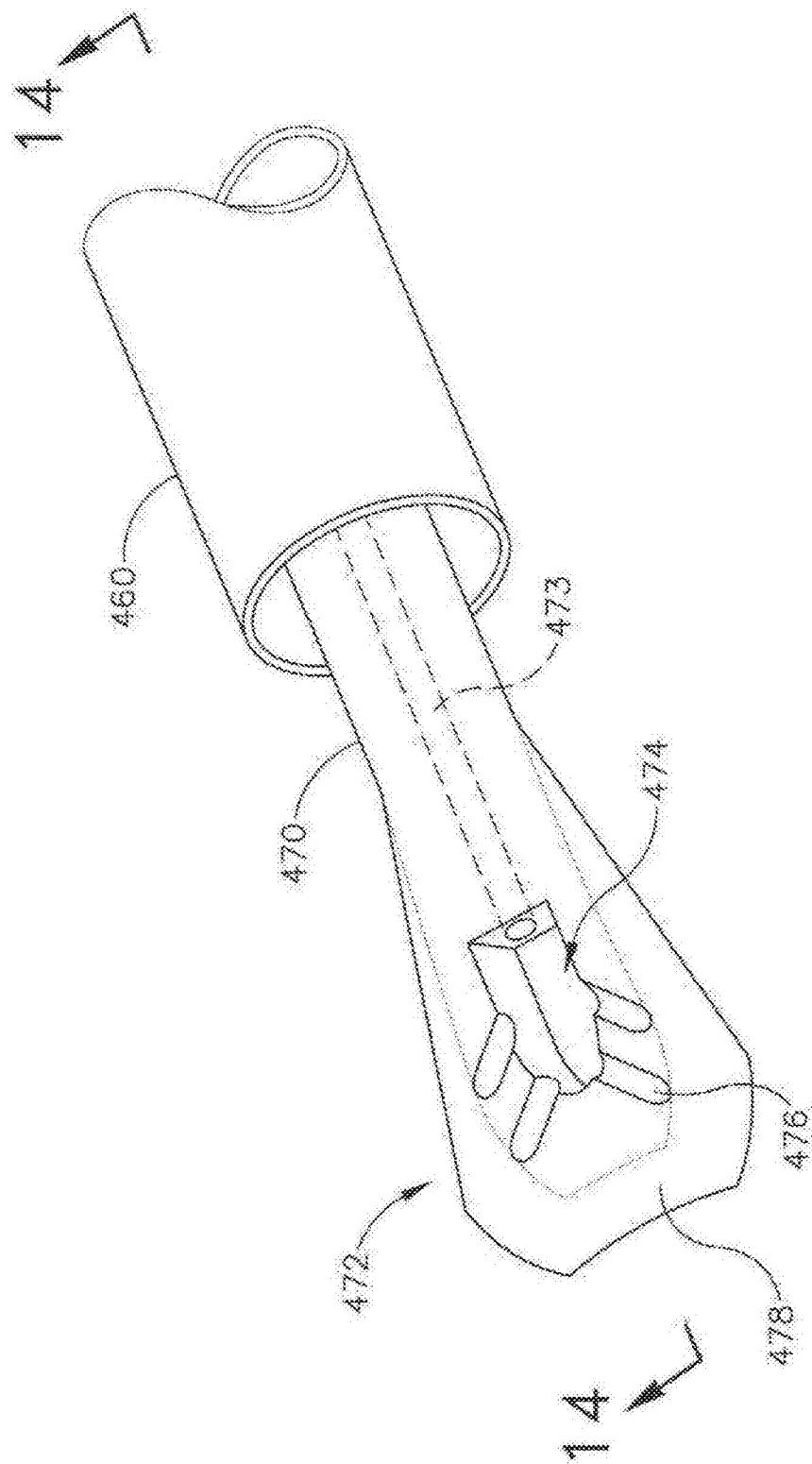


图13

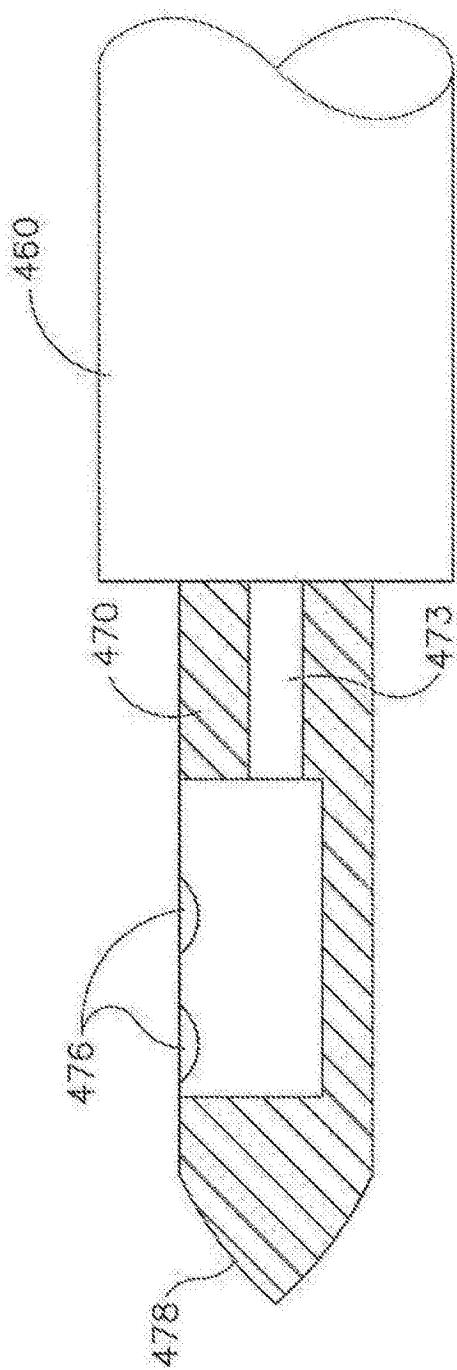


图14

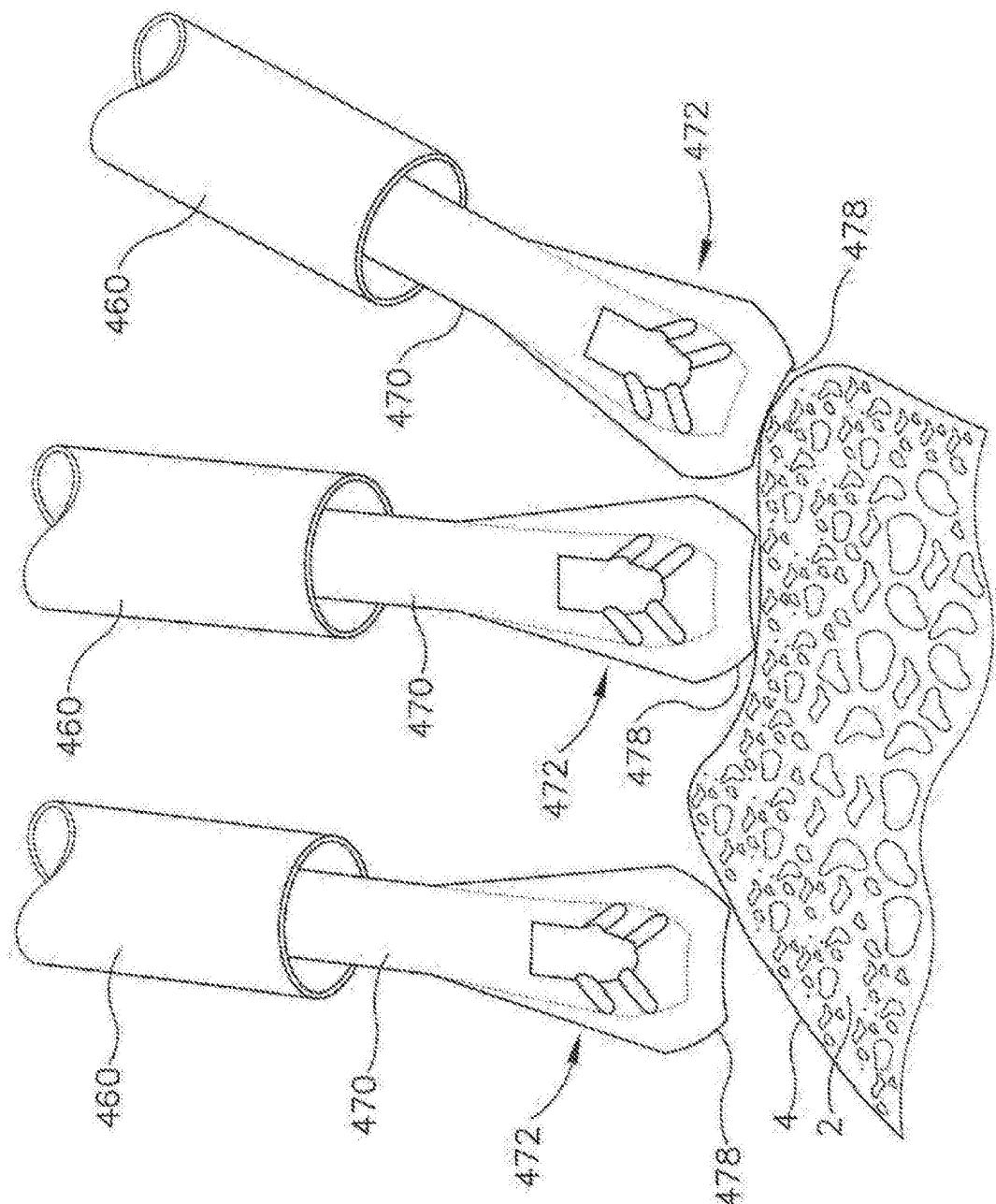


图15

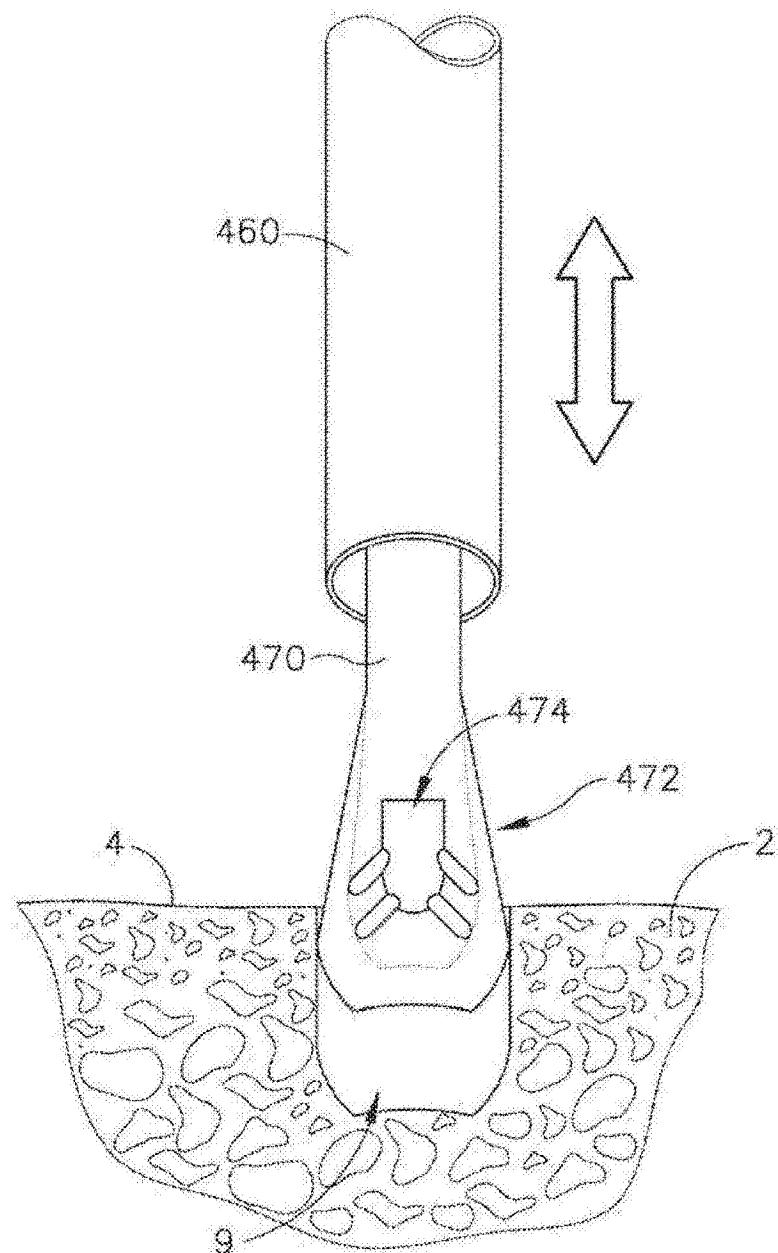


图16

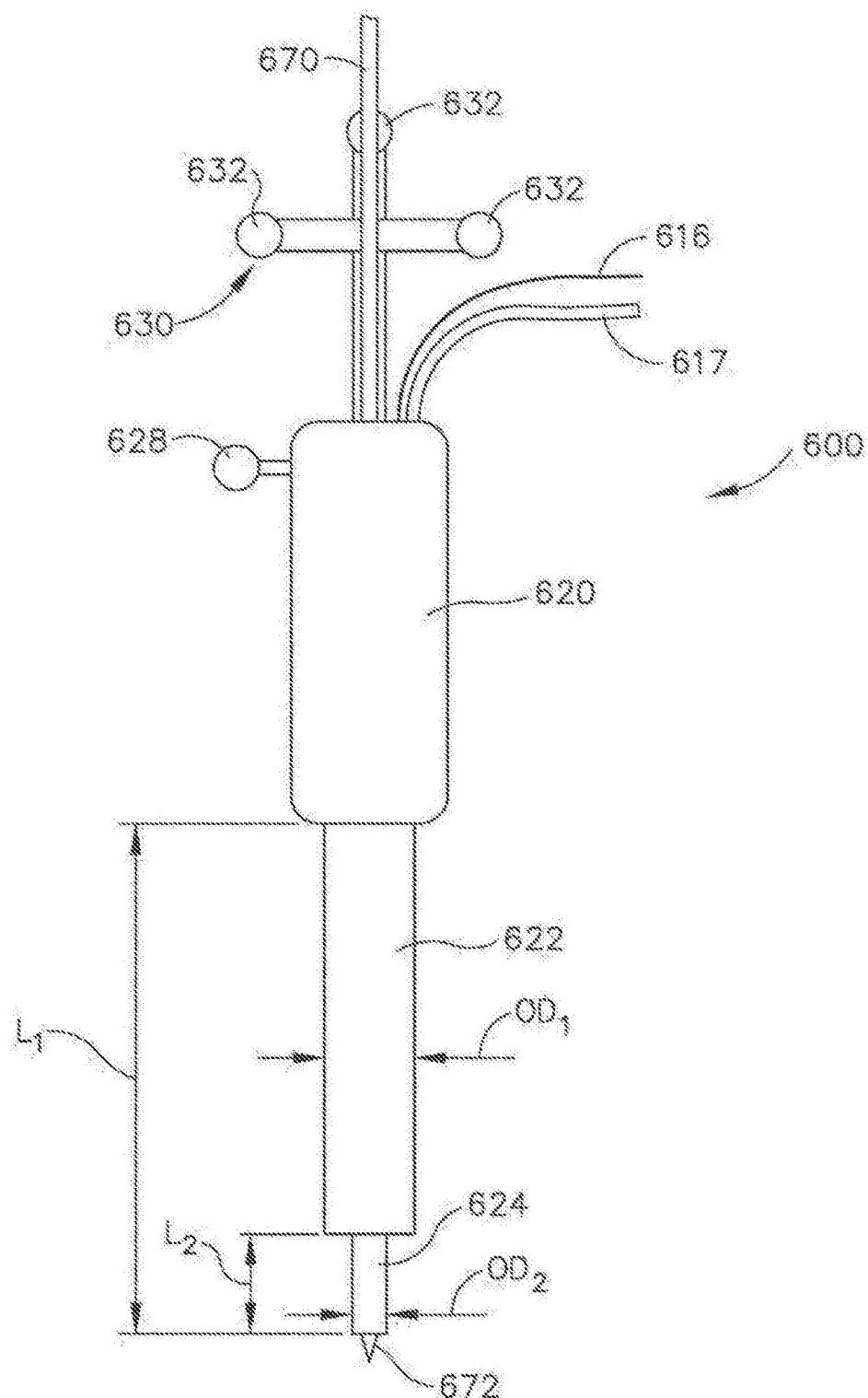


图17

专利名称(译)	超声波骨切割器械		
公开(公告)号	CN106068104A	公开(公告)日	2016-11-02
申请号	CN201480071083.1	申请日	2014-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科有限责任公司		
[标]发明人	ML帕森斯 RC洛梅利 JA彼得森 CG金博尔 FB斯图伦 AK马登		
发明人	M·L·帕森斯 R·C·洛梅利 J·A·彼得森 C·G·金博尔 F·B·斯图伦 A·K·马登		
IPC分类号	A61B17/16 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/1604 A61B17/320068 A61B2017/320084 A61B2217/007 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320071 A61B2017/320078 A61B2017/320089		
优先权	14/140681 2013-12-26 US		
其他公开文献	CN106068104B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种系统，该系统包括超声器械和骨插入元件。该器械包括超声换能器和超声刀。该超声换能器能够操作以将电力转换成超声振动。该超声刀与超声换能器声学通信，使得超声换能器驱动超声刀超声振动，以在骨内形成开口。该骨插入元件被构造成能够插入由所述超声刀形成的开口内。

