



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109152592 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201780032642.1

(22)申请日 2017.05.15

(30)优先权数据

15/163,824 2016.05.25 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/032626 2017.05.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/205094 EN 2017.11.30

(71)申请人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 D·C·亚特斯 B·M·博伊德

B·D·迪克森 B·D·布莱克

C·N·法勒 K·G·登津格

P·F·里斯坦伯格 D·M·洛克

J·S·格 J·登尼斯

A·K·马登

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

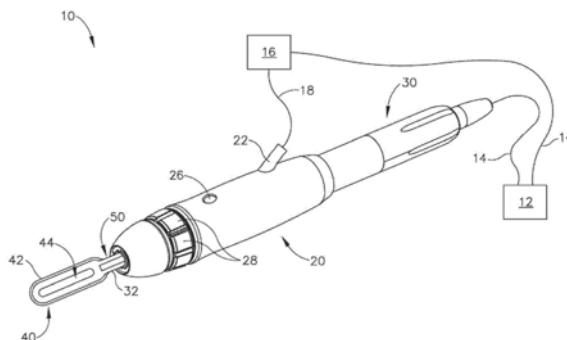
权利要求书2页 说明书17页 附图10页

### (54)发明名称

控制将冷却流体递送至超声外科器械的端部执行器的特征和方法

### (57)摘要

设备包括主体组件、声波导、超声刀片、液体分配特征件和控制模块。液体分配特征件相对于主体组件在远侧定位。液体分配特征件被定位为邻近超声刀片。液体分配特征件被配置为将冷却液流递送到超声刀片。能够操作控制模块以通过液体分配特征件调整流体流动。



1. 一种设备,包括:
  - (a) 主体组件;
  - (b) 声波导;
  - (c) 超声刀片,所述超声刀片相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述超声刀片与所述声波导声学连通;
  - (d) 液体分配特征件,所述液体分配特征件相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述液体分配特征件被定位为邻近超声刀片,其中所述液体分配特征件被配置为将冷却液流递送到所述超声刀片;和
  - (e) 控制模块,其中能够操作所述控制模块以调整流体经过所述液体分配特征件的流动。
2. 根据权利要求1所述的设备,还包括超声换能器组件,所述超声换能器组件与所述声波导联接,其中还能够操作所述控制模块以激活所述超声换能器组件。
3. 根据权利要求1所述的设备,还包括泵,所述泵与所述液体分配特征件流体连通。
4. 根据权利要求3所述的设备,其中能够操作所述控制模块以选择性地激活所述泵从而调整冷却液经过所述液体分配特征件的流动。
5. 根据权利要求4所述的设备,其中能够操作所述控制模块以选择性地激活所述泵,从而提供冷却液经过所述液体分配特征件的脉冲流动。
6. 根据权利要求5所述的设备,还包括超声换能器组件,所述超声换能器组件与所述声波导联接,其中还能够操作所述控制模块以激活所述超声换能器组件。
7. 根据权利要求6所述的设备,其中还能够操作所述控制模块以通过第一脉冲驱动信号来激活所述超声换能器组件,其中还能够操作所述控制模块以通过第二脉冲驱动信号来激活所述泵。
8. 根据权利要求7所述的设备,其中所述控制模块被编程为在超声换能器组件驱动脉冲之间提供泵激活脉冲。
9. 根据权利要求4所述的设备,其中能够操作所述控制模块以选择性地激活所述泵从而提供高压流体流动和低压流体流动。
10. 根据权利要求1所述的设备,其中所述液体分配特征件包括阀,其中能够操作所述控制模块以激活所述阀,从而调整冷却液经过所述液体分配特征件的流动。
11. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制模块被配置为:
  - (i) 监控与所述超声刀片的操作相关联的至少一个反馈条件,以及
  - (ii) 基于所述至少一个反馈条件实时调整冷却液经过所述液体分配特征件的流动。
12. 根据权利要求11所述的设备,其中所述至少一个反馈条件指示所述超声刀片的温度。
13. 根据权利要求12所述的设备,其中所述至少一个反馈条件包括频率斜率,所述频率斜率与所述超声刀片的超声振动相关联。
14. 根据权利要求11所述的设备,其中所述控制模块还被配置为基于所述至少一个反馈条件来实时调节所述超声刀片的行程。
15. 根据权利要求1所述的设备,还包括刀片往复特征件,其中能够操作所述刀片往复特征件以提供所述超声刀片相对于所述主体组件的总往复运动。

16. 根据权利要求15所述的设备,其中所述刀片往复特征件包括螺线管。

17. 根据权利要求15所述的设备,其中能够操作所述控制模块以激活所述刀片往复特征件。

18. 一种设备,包括:

(a) 主体组件;

(b) 声波导;

(c) 超声刀片,所述超声刀片相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述超声刀片与所述声波导声学连通;

(d) 液体分配特征件,所述液体分配特征件相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述液体分配特征件被定位为邻近超声刀片,其中所述液体分配特征件被配置为将冷却液流递送到所述超声刀片;和

(e) 温度敏感阀,其中所述温度敏感阀被配置为调整冷却液经过所述液体分配特征件的流动。

19. 权利要求18所述的设备,其中所述温度敏感阀包含温度敏感材料,所述温度敏感材料与所述超声刀片热连通,其中所述温度敏感材料被配置为基于所述超声刀片的温度膨胀和收缩,其中所述温度敏感阀限定孔口,其中所述温度敏感材料被配置为基于所述温度敏感材料的膨胀和收缩来改变所述孔口的大小。

20. 一种设备,包括:

(a) 主体组件;

(b) 声波导;

(c) 超声刀片,所述超声刀片相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述超声刀片与所述声波导声学连通;

(d) 超声换能器组件,所述超声换能器组件与所述声波导联接;

(e) 液体分配特征件,其中所述液体分配特征件被配置为将冷却液流递送到所述超声刀片;

(f) 刀片往复特征件,其中能够操作所述刀片往复特征件以提供所述超声刀片相对于所述主体组件的总往复运动;和

(g) 控制模块,其中能够操作所述控制模块以选择性地激活所述超声换能器组件,其中还能够操作所述控制模块以选择性地激活所述刀片往复特征件。

## 控制将冷却流体递送至超声外科器械的端部执行器的特征和方法

### 背景技术

[0001] 多种外科器械包括端部执行器,该端部执行器具有刀片元件,该刀片元件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质变性)。这些器械包括将电力转换成超声振动的压电元件,该超声振动沿着声波导传送到刀片元件。可通过外科医生的技术以及对功率电平、刀刃、组织牵引力和刀压力的调节来控制切割和凝固的精度。

[0002] 超声外科器械的示例包括HARMONIC ACE<sup>®</sup>超声剪刀、HARMONIC WAVE<sup>®</sup>超声剪刀、HARMONIC FOCUS<sup>®</sup>超声剪刀以及HARMONIC SYNERGY<sup>®</sup>超声刀,上述全部器械均得自俄亥俄州辛辛那提的埃森康外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc. of Cincinnati)。此类装置的其它示例和相关概念在以下文献中公开:1994年6月21日公布的名称为“用于超声外科器械的夹钳凝结器/切割系统(Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments)”的美国专利No.5,322,055,该专利的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“具有改进的夹钳机构的超声夹钳凝固器设备(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“具有改进的夹钳臂枢轴支架的超声夹钳凝固器设备(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“用于超声外科器械的具有功能平衡不对称的刀片(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“用于超声外科器械的具有功能平衡不对称的刀片(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;以及2004年8月31日公布的名称为“具有超声烧灼和切割器械的机器人手术工具(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] 超声外科器械的又一实施例在以下专利中公开:2006年4月13日公布的名称为“用于超声外科器械的组织垫(Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument)”的美国公布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“用于切割和烧灼的超声装置(Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating)”的美国公布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“超声波导和刀片(Ultrasonic Waveguide and Blade)”的美国公布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“用于切割和烧灼的超声装置(Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating)”的美国公布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“人体工程学外科器械(Ergonomic Surgical Instruments)”的美国公布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“用于指尖控制的超声装置(Ultrasonic Device for Fingertip Control)”的美国公布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“用于超声外科器械的旋转换能器支架(Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments)”的美国公布No.2011/0015660,其公开内容以引用方式并入本文;以及2012年2月2日公布的名称为“超声外科器械刀片(Ultrasonic Surgical Instrument Blades)”的美国公布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绳换能器,诸如在以下文献中公开的那些:2012年5月10日公布的名称为“用于医疗装置的再充电系统(Recharge System for Medical Devices)”的美国公布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“具有充电装置的外科器械(Surgical Instrument with Charging Devices)”的美国公布No.2012/0116265,其公开内容以引用方式并入本文;以及/或者2010年11月5日提交的名称为“基于能量的外科器械(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] 超声外科器械(诸如上文引用的参考文献中所述的那些)可主要用于切割和/或密封软组织。然而,除了切割/密封软组织之外或替代地,可期望使用超声外科器械来切割骨骼。用超声外科器械切割骨骼可产生比用超声外科器械切割/密封软组织更多的热。除非正确地解决,否则该附加的热可引起不期望的效果,诸如相邻的骨骼和/或组织的损害(例如,坏死);和/或对超声刀片的损害。

[0006] 一些常规的超声外科器械可被配置为使用流体来冷却超声刀片。这种器械的示例在发布于2015年5月28日的名称为“向外科器械的超声刀施加流体的特征件(Features to Apply Fluid to an Ultrasonic Blade of a Surgical Instrument)”的美国公布No.2015/0148832中有所描述,该专利的公开内容以引用方式并入本文。被配置为流体连通的超声外科器械的其它示例描述于2013年4月11日公布的名称为“具有超声波导限定的流体管腔的外科器械(Surgical Instrument with Ultrasonic Waveguide Defining a Fluid Lumen)”的美国公布No.2013/0090576,其公开内容以引用方式并入本文;以及2013年11月26日公布的名称为“生物标记物和治疗剂在外科装置中的应用(Use of Biomarkers and Therapeutic Agents with Surgical Devices)”的美国公布No.8,591,459,其公开内容以引用方式并入本文。

[0007] 尽管已经制造和使用若干外科器械和系统,但据信在本发明人之前无人制造或使用所附权利要求中描述的本发明。

## 附图说明

[0008] 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,其中相似的附图标号指示相同的元件,并且其中:

[0009] 图1描绘了示例性超声外科器械的透视图;

[0010] 图2描绘了图示,该图示示出了可以用于驱动图1的器械的示例性功率分布,包括超声换能器驱动信号和流体泵驱动信号;

- [0011] 图3描绘了图示,该图示出可以用于驱动图1的器械的另一示例性功率分布,包括超声换能器驱动信号和流体泵驱动信号;
- [0012] 图4描绘了另一示例性超声外科器械的透视图;
- [0013] 图5描绘了可结合到图1的器械或图4的器械中的示例性超声驱动的流体源的局部剖视图;
- [0014] 图6描绘了流程图,该流程图示出了一种操作图1的器械或图4的器械的示例性方法;
- [0015] 图7描绘了另一个示例性超声外科器械的透视图;
- [0016] 图8描绘了图7的器械的刀片和阀组件的侧视图;
- [0017] 图9A描绘了图8的阀组件的侧剖视图,其中阀组件处于第一状态;
- [0018] 图9B描绘了图8的阀组件的侧剖视图,其中阀组件处于第二状态;
- [0019] 图10描绘了另一示例性超声外科器械的透视图;
- [0020] 图11A描绘了设置在骨骼中的图10的器械的超声刀片的侧视图,其中刀片处于第一状态;
- [0021] 图11B描绘了设置在骨骼中的图10的器械的超声刀片的侧视图,其中刀片处于第二状态;并且
- [0022] 图12描绘了示例性弹性偏置超声换能器组件的局部剖视图。
- [0023] 附图并非旨在以任何方式进行限制,并且可以设想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。并入本说明书中并构成其一部分的附图示出了本技术的若干方面,并与说明书一起用于解释本技术的原理;然而,应当理解,本技术不限于所示出的精确布置方式。

## 具体实施方式

- [0024] 下面对本技术的某些示例的描述不应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变得显而易见,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中的一种方式。正如将意识到的,本文所述的技术能够具有其他不同的和明显的方面,所有这些方面均不脱离本技术。因此,附图和说明应被视为实质上是例示性的而非限制性的。
- [0025] 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于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。因此,下述教导内容、表达方式、实施方案、实施例等不应视为彼此孤立。参考本文的教导内容,本文的教导内容可进行组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。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。
- [0026] 为公开内容的清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中相对于外科器械的人或机器人操作者而定义。术语“近侧”是指更靠近外科器械的人或机器人操作者并且更远离外科器械的外科端部执行器的元件位置。术语“远侧”是指更靠近外科器械的外科端部执行器并且更远离外科器械的人或机器人操作者的元件位置。
- [0027] I. 具有发生器控制的液体冷却泵的示例性超声外科器械
- [0028] 图1示出了示例性超声外科器械(10)。器械(10)的至少一部分可根据本文引用的

各种专利、专利申请公布和专利申请中的任一个的教导内容中的至少一些来构造和操作。如本文所述并且如将在下文更详述的,能够操作器械(10)大体上同时切割组织并且密封或焊接组织(例如,血管等等)。

[0029] 当前实施例的器械(10)包括柄部组件(20)、超声换能器组件(30)、超声刀片(40)和液体分配特征件(50)。柄部组件(20)被配置为使用笔式抓握抓紧,尽管一些操作者可选择以一些其它方式抓紧柄部组件(20)(例如,使用动力手柄等等)。柄部组件(20)包括流体端口(22)、流体开关(26)和多个激活按钮(28)。

[0030] 流体端口(22)被配置为与流体管道(18)联接,该流体管道(18)另外与流体源(16)连通。流体管道(18)可包括柔性管和/或任何其它种类的管道(18)。仅以举例的方式,流体管道(18)可经由鲁尔配件和/或(一个或多个)任何其它合适种类的连接特征件与流体端口(22)联接。本实施例的流体源(16)包括泵,能够操作该泵以加压冷却液,并且从而经由流体管道(18)将冷却液朝向柄部组件(20)驱动。流体源(16)经由缆线(14)与发生器(12)连通。能够操作发生器(12)以经由缆线(14)向流体源(16)提供电力并且/或者控制信号,使得能够操作发生器(12)以选择性地激活流体源(16)的泵,如将在下文中更详细地描述。应当理解,发生器(12)可因此用作控制模块。

[0031] 能够操作流体开关(26)以选择性地控制流体从流体源(16)流向液体分配特征件(50)。例如,能够操作流体开关(26)以致动阀门来将阀在打开状态和闭合状态之间转换。在一些其它型式中,省略了流体开关(26),并且仅基于通过发生器(12)选择性地激活流体源(16)中的泵来调整流体从流体源(16)向液体分配特征件(50)的流动,如下文将更详细地描述。作为又一仅说明性的实施例,流体和功率都可以由单元诸如马萨诸塞州雷纳姆市的柯德曼和谢特尔夫公司(Codman&Shurtleff, Inc. of Raynham, Massachusetts)的**CODMAN<sup>®</sup> MALIS<sup>®</sup> CMC<sup>®</sup>**V发生器系统进行调整。根据本文的教导内容,可用于选择性地限制流体从流体源(16)流向液体分配特征件(50)的各种部件和配置对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。还应当理解,任何合适的流体均可从流体源(16)连通至液体分配特征件(50)以冷却外科手术部位,包括但不限于盐水。

[0032] 超声换能器组件(30)从柄部组件(20)向近端延伸并且经由缆线(14)与发生器(12)联接,使得换能器组件(30)从发生器(12)接收电力。换能器组件(30)中的压电元件将该电力转换为超声振动。发生器(12)可包括功率源和控制模块,该功率源和控制模块被配置为向换能器组件(30)提供特别适于通过换能器组件(30)来产生超声振动的功率分布。仅以举例的方式,发生器(12)可包括由俄亥俄州辛辛那提的埃森康外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc. of Cincinnati, Ohio)出售的GEN04或GEN11。除此之外或替代地,发生器(12)可根据2011年4月14日公布的名称为“用于超声和电外科装置的外科发生器(Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices)”的美国公布No.2011/0087212(其公开内容以引用方式并入本文)的教导内容中的至少一些进行构造。在发生器(12)能够驱动各种不同种类的超声波外科器械(例如,具有不同的谐振频率)的型式中,柄部组件(20)可包括EEPROM或为发生器(12)标识超声外科器械(10)的类型的一些其它特征件,使得发生器(12)可基于超声外科器械(10)的所标识的类型来自动选择和递送适当的功率分布。

[0033] 还应当理解,发生器(12)的功能中的至少一些可整合到柄部组件(20)中,并且柄

部组件 (20) 甚至可包括电池或其它板载功率源,使得将缆线 (14) 省略。根据本文的教导内容,发生器 (12) 可采取另一些其它合适的形式以及发生器 (12) 可提供的各种特征和可操作性对本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0034] 在本实施例中,响应于操作者致动柄部组件 (20) 的至少一个按钮 (28) 而激活换能器组件 (30)。按钮 (28) 设置在围绕由柄部组件 (20) 限定的纵向轴线的成角度地间隔的阵列中。本实施例中的按钮 (28) 的配置和布置使操作者能够容易地触及并致动至少一个按钮 (28),而与柄部组件 (20) 在操作者手中的角度取向无关。换言之,操作者将能够利用操作者的手的拇指或食指容易地致动至少一个按钮 (28),该拇指或食指使用笔式抓握抓紧柄部组件 (20)。仅以举例的方式,按钮 (28) 可根据2014年10月15日公布的名称为“用于超声外科器械的激活特征件 (Activation Features for Ultrasonic Surgical Instrument)”的美国专利申请No.14/515,129 (其公开内容以引用方式并入本文) 的教导内容中的至少一些进行配置和操作。替代地,柄部组件 (20) 可具有能够操作以选择性地激活换能器组件 (30) 的任何其它合适的用户输入特征件。作为又一个仅示例性的替代形式,可使用一些其它种类的用户输入 (例如,脚踏开关等等) 选择性地激活换能器组件 (30)。

[0035] 本实施例的超声刀片 (40) 包括围绕刀片 (40) 的外周边延伸的锋利边缘 (42)。超声刀片 (40) 还限定长方形横向开口 (44)。因此,超声刀片 (40) 在该实施例中具有细长的“0”形状或中空椭圆形形状,类似于缝合针的头部 (具有类似于缝合针的眼孔的开口 (44))。超声刀片 (40) 经由波导 (32) 与超声换能器组件 (30) 声学联接,该波导 (32) 延伸穿过柄部组件 (20) 以将换能器组件 (30) 与刀片 (40) 接合。因此,由换能器组件 (30) 产生的超声振动沿波导 (32) 传递到刀片 (40),使得当换能器组件 (30) 被激活时,刀片 (40) 将超声振动。本领域的普通技术人员应当理解,作为物理学问题,刀片 (40) 的远端位于这样的位置处,该位置对应于与通过波导 (32) 传递的谐振超声振动相关联的波腹 (即,位于声学波腹处)。

[0036] 当换能器组件 (30) 通电时,刀片 (40) 的远端被配置为在例如大约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大约21kHz至大约31kHz的预定振动频率 $f$ 纵向移动。在一些其它型式中,振动频率高达大约50kHz,或甚至高达约55kHz。在任何此类频率下,当刀片 (40) 如下文更详细地描述的抵靠骨骼按压时,刀片 (40) 的超声振荡将与锋利边缘 (42) 协同工作,以破坏骨骼,从而通过刀片 (40) 促进骨骼的切割。

[0037] 液体分配特征件 (50) 在本实施例中为管的形式,该管具有开口远端,该开口远端邻近地位于横向开口 (44) 的近端。应当理解,在该实施例中液体分配特征件的任何部分 (50) 都不接触刀片 (40)。此外,在该实例中,液体分配特征件 (50) 具有足够的刚度,使得即使在器械 (10) 的正常操作期间将液体分配特征件 (50) 抵靠骨骼或其它结构按压时,液体分配特征件 (50) 也不会接触刀片 (40)。

[0038] 形成液体分配特征件 (50) 的管平行于波导 (32) 和刀片 (40),并且横向偏离波导 (32) 和刀片 (40)。液体分配特征件 (50) 经由端口与管道 (18) 流体连通,使得能够操作液体分配特征件 (50) 以经由液体分配特征件 (50) 的开口远端将冷却液从流体源 (16) 排出。由于液体分配特征件 (50) 相对于刀片 (40) 的定位,被排出的冷却液将沿着刀片 (40) 和被刀片 (40) 接合的骨骼流动,从而向刀片 (40) 和相邻的骨骼提供冷却效果。如上所述,当使用超声刀片切穿骨骼时,由刀片相对于骨骼的振动造成的摩擦可产生大量的热,这可以是不可取的。因此,液体分配特征件 (50) 可用于在骨骼切割位点处分配冷却液,以避免由刀片 (40) 产



生的过量热产生的不期望的影响。

[0039] 在本实施例中,液体分配特征件(50)的远端位于这样的位置,该位置对应于与沿波导(32)和刀片(40)传递的超声振动相关联的波节。这可减小一旦冷却液退出液体分配特征件(50)的远端,波导(32)或刀片(40)就不期望地将冷却液从刀片(40)侧向远离散开的发生。

[0040] 虽然液体分配特征件(50)被公开为具有管的形式(该管具有开口远端),但是应当理解,液体分配特征件(50)可采用多种其它形式。仅以举例的方式,液体分配特征件(50)可以根据与本发明于同一日期提交的名称为“具有冷却管道的超声外科器械(Ultrasonic Surgical Instrument with Cooling Conduit)”的美国专利申请No.[代理人案卷号END7903USNP.0633005](其公开内容以引用方式并入本文)中所描述的各种液体分配特征件中任一项进行配置和操作。根据本文的教导内容,液体分配特征件(50)可采用的其它合适的形式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0041] 如上所述,能够操作发生器(12)以选择性地激活流体源(16)的泵。如上所述,能够操作发生器(12)以有选择地激活换能器组件(30)。图2至图3示出了发生器(12)可在激活流体源(16)的泵和发生器(12)之间交替的方式的实施例。具体地讲,图2示出了表示来自发生器(12)的驱动换能器组件(30)的控制信号的第一曲线(60);以及表示来自发生器(12)的驱动流体源(16)的泵的控制信号的第二曲线(70)。在该实施例中,换能器组件(30)通过电能的脉冲进行驱动。具体地讲,换能器组件(30)使用脉冲宽度调制(PWM)进行驱动。

[0042] 在驱动换能器组件(30)的电能的每个脉冲之间,流体源(16)的泵通过电能的脉冲进行驱动。因此,发生器(12)在驱动换能器组件(30)和流体源(16)的泵之间交替。以这种交替的、脉冲的方式驱动换能器组件(30)和流体源(16)的泵可减少刀片(40)在冷却液到达骨骼和刀片(40)的远端之前将冷却液转化为细雾的发生。换句话说讲,以交替的、脉冲的方式驱动换能器组件(30)和流体源(16)的泵可增加到达骨骼和刀片(40)的远端的冷却液的量。仅以举例的方式,一些型式可提供激活换能器组件(30)持续操作的每分钟的大约90%,并且激活流体源(16)的泵持续每分钟的大约剩余的10%。根据本文的教导内容,可用于这些交替的脉冲的各种合适的频率和持续时间对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0043] 在一些型式中,用于驱动流体源(16)的泵的电功率脉冲直到用于驱动换能器组件(30)的最近电功率脉冲结束才开始。换句话说讲,在一些实施例中,交替的脉冲不发生重叠。在一些其它实施例中,交替脉冲之间存在一些重叠。例如,用于驱动流体源(16)的泵的电功率脉冲可在临近用于驱动换能器组件(30)的最近电功率脉冲结束时开始。作为另一个仅示例性的实施例,用于驱动流体源(16)的泵的电功率脉冲不可以开始,直到从用于驱动换能器组件(30)的最近电功率脉冲结束起经过了一定的静止持续时间为止。作为又一个仅示例性实施例,脉冲电功率可用于驱动换能器组件(30),而恒定地驱动流体源(16)的泵。这可提供冷却液的交替的雾化和流动。根据本文的教导内容,不同脉冲之间的其它合适的组合和关系对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。还应当理解,可基于实时反馈(包括但不限于下文更详细描述的频率斜率反馈)选择和/或调节不同脉冲之间的组合和关系。

[0044] 图3示出了另一组示例性曲线(80、90),该示例性曲线表示来自发生器(12)的驱动换能器组件(30)的控制信号;以及来自发生器(12)的驱动流体源(16)的泵的控制信号。曲

线(80、90)与上文所述的曲线(60、70)大体上相同。因此,在图3所示的实施例中,发生器(12)在驱动换能器组件(30)和流体源(16)的泵之间交替。虽然曲线(80)示出由纯方波功率分布驱动的换能器组件(30),但是应当理解,换能器组件(30)可由一些其它类型的脉冲功率分布(例如,类似于由曲线(60)表示的脉冲宽度调制等)驱动。

[0045] 与上文所述的曲线(70)不同,曲线(90)提供不同配置的脉冲图案(92、94)。具体地讲,流体源(16)的泵由较高振幅脉冲(92)和较低振幅脉冲(94)的组合驱动。较高振幅脉冲(92)提供比通过较低振幅脉冲(92)所提供的流动更强的来自流体源(16)的冷却液的流动。如图所示,在第一流体驱动循环中,第一高振幅脉冲(92)与向换能器组件(30)提供的功率脉冲重叠;而当换能器组件(30)在功率脉冲之间时,提供第二高振幅脉冲(92),并且然后提供低振幅脉冲(94)。在第二流体驱动循环中,第三高振幅脉冲(92)与向换能器组件(30)提供的下一个功率脉冲重叠;而当换能器组件(30)在功率脉冲之间时,提供低振幅脉冲(94),并且然后提供第四高振幅脉冲(92)。当然,该实施例仅仅是例示性的。流体源(16)的泵可以高振幅脉冲(92)和低振幅脉冲(94)的任何其它合适组合驱动。此外,高振幅脉冲(92)和低振幅脉冲(94)可与用于驱动换能器组件(30)的脉冲具有任何其它合适的关系。根据本文的教导内容,可使用的各种其它合适的关系和算法对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0046] 根据本文的教导内容,单个发生器(12)可用于驱动超声换能器组件(30)和流体源(16)的泵两者的其它合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

## [0047] II. 具有发生器控制的液体冷却阀的示例性超声外科器械

[0048] 在一些实例中,可期望提供器械(10),其中流体源(16)不包括由发生器(12)控制的泵。例如,器械(10)的一些型式可具有流体源(16),该流体源(16)包括连续激活的泵。器械(10)的一些其它型式可具有被动流体源,该被动流体源仅为存储器(例如,袋或其它容器),该存储器在没有任何种类的泵的情况下在重力的影响下提供流体传递。在这些实施例中(以及缺少由发生器(12)控制的泵的其它实施例),然而可期望使发生器(12)对来自流体源(16)的流体的流动仍然提供一些程度的控制。

[0049] 图4示出了缺少由发生器(12)控制的泵的示例性超声外科器械(100)。该实施例的器械(100)与器械(10)大体上相同。具体地讲,该实施例的器械(100)包括发生器(12)、柄部组件(20)、超声换能器组件(30)和超声刀片(40),所有这些部件均与上述器械(10)的这些相同部件(12、20、30、40)相同。这些部件(及其子部件)的细节将因此不在此重复。该实施例的器械(100)还包括流体源(16)。流体源(16)不包括由发生器(12)控制的泵。在一些型式中,器械的流体源(16)包括保持恒定激活的泵。在一些其它型式中,流体源(16)由存储器(例如,袋或其它容器)组成,该存储器在没有任何种类的泵的情况下在重力的影响下提供流体传递。根据本文的教导内容,流体源(16)可采取的其它合适的形式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0050] 该实施例的器械(100)主要由于阀(152)结合到液体分配特征件(150)中而不同于器械(10)。在本实施例中,液体分配特征件(150)的远端位于这样的位置,该位置对应于与沿波导(32)和刀片(40)传递的超声振动相关联的波节。这可减小一旦冷却液退出液体分配特征件(150)的远端,波导(32)或刀片(40)就不期望地将冷却液侧向远离刀片(40)散开的发生。

[0051] 能够操作阀 (152) 以选择性地限制或以其它方式控制从液体分配特征件 (150) 到刀片 (40) 的冷却液的流动。在一些型式中, 阀门 (152) 包括简单的开/关阀, 该简单的开/关阀以二进制方式在完全打开状态与完全闭合状态之间切换。在一些其它型式中, 阀 (152) 包括比例阀或可变孔口, 能够操作该比例阀或可变孔口以在各种限制度的范围内转换。换句话说讲, 阀 (152) 可沿一定范围的流速选择性地调节从液体分配特征件 (150) 排出的冷却液的流动。根据本文的教导内容, 阀 (152) 可采用的各种合适形式对本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0052] 本实施例的阀 (152) 由发生器 (12) 控制。在一些型式中, 发生器 (12) 在完全打开状态和完全闭合状态之间切换阀 (152)。应当理解, 在此类型式中, 可以类似于图2中的曲线 (70) 所示的激活分布来驱动阀 (152)。换句话说讲, 当换能器组件 (30) 被激活时, 阀 (152) 可完全闭合; 并且当换能器组件 (30) 未被激活时, 阀 (152) 可完全打开。替代地, 阀 (152) 可相对于换能器组件 (30) 的激活以任何其它合适的关系 (或者完全没有关系) 选择性地打开或关闭。

[0053] 在阀 (152) 包括比例阀或可变孔口等的型式中, 发生器 (12) 可基于各种因素选择性地改变液体流速。例如, 发生器 (12) 可基于预定的流体传递分布选择性地改变通过阀 (152) 的液体流速。替代地, 发生器 (12) 可基于实时反馈 (诸如下文更详细地描述的温度有关的反馈、声学反馈) 并且/或者基于任何其它种类的反馈来选择性地改变通过阀 (152) 的液体流速。在一些型式中, 基于刀片 (40) 的温度的间接测量 (诸如通过监控频移或斜率) 来调整液体的递送。下文参考图6描述了这一仅示例性实施例。根据本文的教导内容, 发生器 (12) 可选择性地激活阀 (152) 或以其它方式驱动阀 (152) 的其它合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

### [0054] III. 具有换能器致动的液体冷却存储器的示例性超声外科器械

[0055] 在一些实例中, 可期望将流体源直接送入超声外科器械中。这可防止超声外科器械必须经由管或其它管道联接到单独的流体源。应当理解, 上述器械 (10、100) 可被配置为使得它们的流体源 (16) 直接整合到器械 (10、100) 的主体中 (例如, 包封在柄部组件 (20) 中)。

[0056] 还期望提供由换能器组件 (30) 直接激活的集成流体源, 使得集成流体源在每次换能器组件 (30) 被激活时分配冷却液。为此, 图5示出了集成到超声外科器械 (诸如器械 (10、100)) 中的示例性流体源 (175)。具体地讲, 本实施例的流体源 (175) 定位在换能器组件 (30) 和柄部组件 (20) 的外壳 (21) 之间。

[0057] 在该实施例中, 流体源 (175) 具有可变形主体。外壳 (21) 被配置为提供机械接地, 使得换能器组件 (30) 在换能器组件 (30) 被激活时以振动方式促使流体源 (175) 抵靠外壳 (21)。当流体源 (175) 通过换能器组件 (30) 振动驱动抵靠外壳 (21) 时, 流体源 (175) 变形使得流体源 (175) 经由管道 (18) 排出冷却液。如上文参考器械 (10、100) 所述, 管道 (18) 与液体分配特征件 (50、150) 联接, 使得从流体源 (175) 排出的冷却液将冷却刀片 (40) 和邻近刀片 (40) 的骨骼。在一些型式中, 流体源 (175) 包括加压冷却液, 使得流体源 (175) 对来自换能器组件 (30) 的振动运动的敏感性增加。根据本文的教导内容, 流体源175可采取的各种合适的形式, 以及当换能器组件 (30) 被激活时换能器组件 (30) 可致动流体源 (175) 以驱动来自流体源的冷却液的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0058] IV.具有基于声学反馈的液体冷却的示例性超声外科器械

[0059] 如上所述,发生器(12)可提供对换能器组件(30)和到刀片(40)和与刀片(40)相邻的骨骼的冷却液的流动的激活的协调控制。在器械(10)中,发生器(12)通过选择性地激活流体源(16)中的泵来控制冷却液的流动。在器械(100)中,发生器(12)通过选择性地激活液体分配特征件(150)的阀(152)来控制冷却液的流动。在任一种情况下,以及在器械能够对换能器组件(30)的激活和到刀片(40)和与刀片(40)相邻的骨骼的冷却液的流动提供一些形式的控制的其它实施例中,控制算法可基于实时反馈。虽然本实施例是在提供对换能器组件(30)的激活和冷却液的流动的控制的单个发生器(12)的背景下提供的,但是应当理解,本文的教导内容也可应用于其中不同部件提供对换能器组件(30)的激活和冷却液的流动的控制的型式。

[0060] 图6示出了一种示例性方法,其中超声外科器械(10、100)基于实时反馈调节换能器组件(30)的激活和冷却液的流动。具体地,框(200)示出器械(10、100)如何在外科规程中使用器械(10、100)期间监控一个或更多超声能量参数。仅以举例的方式,该监控可包括经由刀片(40)、波导(32)、换能器组件(30)、发生器(12)和/或用户输入来监控声学反馈。根据本文的教导内容,可经由刀片(40)、波导(32)、换能器组件(30)、发生器(12)和/或用户输入来监控声学反馈的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。作为另一个仅示例性实施例,框(200)的监控可包括使用已知技术来监控驱动换能器组件(30)的控制信号的频率斜率并且/或者监控换能器组件(30)的电阻抗。在一些实例中,当刀片(40)被加热时,刀片(40)可变得略微伸长,并且刀片(40)的该伸长可引起谐振频率的下降(例如,频率下降多达1kHz)。因此,由于频率可随温度增加而减小,所以该频率斜率可以提供刀片(40)的温度的指示。应当理解,发生器(12)能够监控频率斜率和/或电阻抗。

[0061] 除了作为调节换能器组件(30)的激活和/或冷却液的流动的基础的频率斜率和/或电阻抗之外或作为其替代,器械(10、100)可监控换能器组件(30)的功率消耗、换能器组件(30)的激活时间,以及频率、阻抗或功率消耗的其它滤波和时间导数(例如,之前10、50或100个样品的平均频率变化)。此外,可监控冷却液本身的条件作为调节换能器组件(30)的激活和/或冷却液的流动的基础。例如,控制算法可组合冷却液递送速率和冷却速率因子以确定是否需要作调整。作为另一个仅仅例示性的实施例,低冷却液条件可导致冷却液输出的调节。根据本文的教导内容,可监控的其它种类的条件(例如,刀片(40)的条件,与刀片(40)相邻的骨骼的条件和/或其它条件)以及可监控此类其它条件的各种方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0062] 还应当理解,在框(200)的执行期间可监控不止一个超声能量参数。此外,除了监控一个或多个超声能量参数之外或作为替代,器械(10、100)可监控其它条件。仅以举例的方式,器械(10、100)可监控刀片(40)的温度、频率斜率和/或如下所述的可指示需要进行调整的其它条件(框220、框230)。

[0063] 框(210)示出了如何估计实时反馈以确定是否需要调整。仅以举例的方式,可通过在发生器(12)中执行控制逻辑来执行该估计。替代地,可通过在柄部组件(20)中和/或器械(10、100)中的其它地方执行控制逻辑来执行此估计(框210)。该估计(框210)可包括将一个或多个感测值与预定阈值进行比较,以确定该值是否超过或低于阈值。除此之外或作为替代,该估计(框210)可包括通过将感测的条件与预定的一组条件相比较来确定是否存在条

件的某些组合。根据本文的教导内容,估计(框210)可采用的其它合适的形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0064] 如果估计(框210)确定不需要调节,则继续监控超声能量参数(框200),并且不进行调整。然而,如果估计(框210)确定需要调整,那么调节冷却液的流速(框220)和/或调节刀片(40)行程(即,刀片(40)的运动的振幅)(框230)。应当理解,调节(框220、框230)的目标可为向刀片(40)和手术部位处的骨骼提供优化的冷却,而不必在手术部位注入过量冷却液。

[0065] 冷却液的调节(框220)可包括增加冷却液的流动或减少冷却液的流动。如上所述,可通过调节驱动冷却液的泵的控制并且/或者通过调节调整冷却液的流动的阀的状态来调节流动。还应当理解,调节冷却液(框220)可包括改变与冷却液的流动相关联的脉冲图案。根据本文的教导内容,可调节冷却液的传递(框220)的其它合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0066] 刀片(40)行程的调节(框230)可包括通过改变发送到换能器组件(30)的功率信号来调节刀片(40)的机械位移。此外或作为替代,调节刀片(40)行程(框230)可包括使刀片(40)在更高和更低的振幅之间定相或脉冲。在一些此类型式中,冷却液的流速可以根据刀片(40)的较高振幅行程来增加;同时冷却液的流速可根据刀片(40)的较低振幅行程来减小。替代地,冷却液流速的变化可与刀片(40)行程的变化异相地提供。换言之,冷却液的流速可根据刀片(40)的较高振幅行程来减小;同时冷却液的流速可根据刀片(40)的较低振幅行程来增加。根据本文的教导内容,可调节刀片(40)的行程(框220)的其它合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0067] 在一些实例中,同时或按顺序调节冷却液的流速(框220)和刀片(40)行程(框230)。在一些其它实例中,调节冷却液的流速(框220)而不调节刀片(40)行程(框230)。在其它型式中,调节刀片(40)行程(框230),而不调节冷却液的流速(框220)。根据本文的教导内容,调节(框220、230)的各种合适的组合、序列和排列对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0068] 在一些型式中,驻留在发生器(12)中的控制逻辑执行调节冷却液的流速(框220)的行为,并且还执行调节刀片(40)行程的行为(框230)。在一些其它型式中,驻留在器械(10、100)中的柄部组件(20)和/或其它地方的控制逻辑执行调节冷却液的流速(框220)的行为,并且还执行调节刀片(40)行程的行为(框230)。在还有的其它型式中,驻留在器械(10、100)中的柄部组件(20)和/或其它地方的控制逻辑执行调节冷却液的流速的行为(框220);而驻留在发生器(12)中的控制逻辑执行调节刀片(40)行程(框230)的行为。根据本文的教导内容,可执行调节(框220、230)的其它合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0069] 在进行一个或两个调节(框220、230)之后,再次监测(一个或多个)超声能量参数(框200)以确定是否需要另外的调节(框210)。因此,超声器械(10、100)可继续在实时反馈环路中操作,从而基于实时感测的条件根据需要进行特别的调整。这可提供冷却液向刀片(40)和相邻骨骼的最佳定制施加,从而最大化冷却效果,同时最小化过量冷却液的施加。

[0070] V. 具有热致动的液体冷却阀的示例性超声外科器械

[0071] 虽然上文参考图6所述的方法提供了基于感测条件的冷却液的流动的调节,但是

上述方法需要一些数据处理。可期望基于不需要数据处理的实时条件来实时调节冷却液的流动。为此,图7至图9B示出了一种示例性器械(300),该示例性器械(300)基于刀片(40)的温度提供经调节的冷却液的流动。

[0072] 该实施例的本实施例的器械(300)大体上与器械(10)相同。具体地,该实施例的器械(300)包括发生器(12)、流体源(16)、柄部组件(20)、超声换能器组件(30)和超声刀片(40),所有这些部件均与上述器械(10)的这些相同部件(12、16、20、30、40)相同。这些部件(及其子部件)的细节将因此不在此重复。该实施例的器械(300)与器械(10)的不同之处在于,器械(300)包括具有温度敏感阀(360)的液体分配特征件(350)。在本实施例中,液体分配特征件(350)的远端位于这样的位置,该位置对应于与沿波导(32)和刀片(40)传递的超声振动相关联的波节。这可减小一旦冷却液退出液体分配特征件(350)的远端,波导(32)或刀片(40)就不期望地将冷却液从刀片(40)侧向远离散开的发生。

[0073] 最佳地如图8至图9所示,将温度敏感阀(360)直接安装到刀片(40)的表面(46)上。流体管道(352)的远端与温度敏感阀(360)联接。流体管道(352)的近端与端口(22)流体连通,使得流体管道(352)经由管道(18)和端口(22)从流体源(16)接收冷却液。

[0074] 如图9A至图9B所示,阀(360)包括上接地部分(362)、温度敏感下部(364)和绝缘部分(366)。上接地部分(362)被配置为相对于刀片(40)的表面(46)保持固定的位置和配置,使得上接地部分(362)提供机械接地结构。

[0075] 温度敏感下部(364)由温度敏感材料形成,使得温度敏感下部(364)响应于相对较高的温度而收缩;并且使得温度敏感下部(364)响应于相对较低的温度而膨胀。具体地,图9A示出处于膨胀状态的温度敏感下部(364),其中刀片(40)处于相对较低的温度。图9B示出处于收缩状态的温度敏感下部(364),其中刀片(40)处于相对较高的温度。仅以举例的方式,温度敏感下部(364)可包含双金属、热膨胀蜡和/或任何其它合适的材料。

[0076] 绝缘部分(366)直接安装到温度敏感下部(364)。绝缘部分(366)被配置为在温度敏感下部(364)和通过阀(360)排出的冷却液(390)之间提供热隔离。因此,当刀片(40)在外科规程中器械(300)的正常操作期间变得大体上热时,绝缘部分(366)防止刀片(40)的热过早地蒸发冷却液(390)。绝缘部分(366)还与上接地部分(362)配合以限定可变孔口(368),通过该可变孔口(368)传递冷却液(390)。

[0077] 因为绝缘部分(366)直接安装到温度敏感下部(364),因为温度敏感下部(364)基于刀片(40)的温度而膨胀和收缩,并且因为上接地部分(362)保持固定的位置和配置,因此可变孔口(368)的大小将基于刀片(40)的温度而变化。具体地讲,当刀片(40)相对凉爽时,可变孔口(368)相对较小,如图9A所示。这提供通过阀(360)的冷却液(390)的减小的流动。这可防止外科手术部位不必要地注满冷却液(390),由于对能见度等等的不利效果,所以一些操作者可发现这是不可取的。

[0078] 当刀片(40)相对热时,可变孔口(368)相对较大,如图9B所示。这提供通过阀(360)的冷却液(390)的增加的流动。因此应当理解,刀片(40)越热,越多的冷却液(390)就流经阀(360)。仅以举例的方式,阀(360)可被配置为将刀片(40)保持在大约100℃或低于大约100℃的温度。替代地,可使用任何其它合适的目标温度。应当理解,可改变用于形成温度敏感下部(364)的材料的选择、用于形成温度敏感下部(364)的材料的量和/或阀(360)的其它方面以“调谐”目标温度。

[0079] 虽然图9A至图9B示出阀(360)在第一打开状态和第二打开状态之间转换,但是在一些型式中,阀(360)可以能够实现完全封闭的状态(例如,当刀片(40)处于室温和一些稍微更高的温度之间的范围内时)。因此,在此类型式中,当温度低于某个阈值时,将没有冷却液(390)经过阀(360)。还应当理解,阀(360)可以能够在图9A至图9B所示的那些之间和之外提供各种孔口大小。还应当理解,器械(300)的一些型式可具有两个或更多个阀(360)。在此类型式中,阀(360)可位于相对于刀片(40)的不同位置处,从而对冷却液(390)的冷却效果提供更大的定位。

#### [0080] VI. 具有液体冷却和往复超声刀片的示例性超声外科器械

[0081] 在超声刀片(40)设置在骨骼中的一些实例中,冷却液可难以到达超声刀片(40)的远端。除此之外或作为替代,刀片(40)的结构可占据骨骼中形成的切口,直到冷却液无法进入骨骼中形成的切口。除此之外或作为替代,细骨骼颗粒可填充在骨骼中形成的切口的一部分,使得冷却液难以到达骨骼切割表面。因此,冷却液可以不能够向超声刀片(40)的远端和与超声刀片(40)的远端相邻的骨骼提供期望的冷却效果。在一些实例中,刀片(40)中的横向开口(44)可促进将冷却液连通到超声刀片(40)的远端和与超声刀片(40)的远端相邻的骨骼。然而,可能存在刀片(40)缺乏横向开口(44)的实例或横向开口(44)完全设置在骨骼中的实例,使得横向开口(44)不提供将冷却液连通到超声刀片(40)的远端的路径。因此,可期望相对于骨骼提供刀片(40)的附加运动,以促进冷却液进入超声刀片(40)的远端和与超声刀片(40)的远端相邻的骨骼。

[0082] 图10至图12示出了一种示例性替代器械(400),能够操作该示例性替代器械(400)以向刀片(40)提供两种不同种类的运动—超声振动运动和总往复运动。出于本公开的目的,术语“总往复运动”旨在包括具有高于超声振动运动的更高振幅和更低频率的纵向往复运动。在本实施例中,在总往复运动期间移动的频率过低而不被认为是超声频率。仅以举例的方式,总往复运动的振幅可在大约0.040英寸和大约0.050英寸之间。本实施例的该实施例的器械(400)大体上与器械(10)相同。具体地,该实施例的器械(400)包括发生器(12)、流体源(16)、柄部组件(20)、超声换能器组件(30)、超声刀(40)和液体分配特征件(50),所有这些均与上述器械(10)的这些相同部件(12,16,20,30,40,50)相同。这些部件(及其子部件)的细节将因此不在此重复。

[0083] 该实施例的器械(400)与器械(10)的不同之处在于,器械(300)包括刀片往复特征件(420),能够操作该刀片往复特征件(420)以向刀片(40)提供总往复运动。在本实施例中,刀片往复运动特征件(420)经由缆线(14)与发生器(12)连通,使得发生器(12)被配置为提供电功率和/或控制信号以激活刀片往复运动特征件(420)。在一些其它型式中,一些其它部件(例如,位于柄部组件(20)中的部件)被配置为提供电功率和/或控制信号以激活刀片往复运动特征件(420)。仅以举例的方式,刀片往复运动特征件(420)可包括螺线管或线性马达。作为另一个仅示例性实施例,刀片往复运动特征件(420)可包括与齿条和小齿轮组件联接的旋转马达。根据本文的教导内容,刀片往复特征件(420)可采用的其它合适的形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0084] 图11A至图11B示出刀片(40)的总往复运动可如何促进冷却液(490)的传递的仅为示例性的实施例。具体地,图11A示出刀片(40)在远侧位置中,其中刀片(40)完全设置在由刀片(40)在骨骼(480)中形成的切缝(482)中。在该状态下,从液体分配特征件(490)分配的



冷却液(490)简单地积聚在切缝(482)的外侧。因此,冷却液未到达刀片(40)的远端或切缝(482)的壁。因此,冷却液(490)不提供刀片(40)或与刀片(40)相邻的骨骼(480)的优化冷却。然而,当刀片(40)大略近侧平移至图11B所示的位置时,刀片(40)相对于骨骼(480)的重新定位使冷却液(490)能够沿刀片(40)的全长行进,使得冷却液(490)能够到达刀片(40)的远端。此外,刀片(40)相对于骨骼(480)的重新定位使冷却液(490)能够行进到切缝(482)中,使得冷却液(490)可遍历切缝(482)的全长。

[0085] 在一些型式中,刀片(40)保持图11B所示位置持续一定的预定持续时间(例如,大约100毫秒),然后转换回到图11A所示的位置。在到达图11B所示的状态之后,刀片(40)可快速转换回如图11A所示的位置;并且在图11A所示的位置和图11B所示的位置之间往复一次或多次。在该往复运动期间,刀片(40)可继续超声振动以进一步切割骨骼(480)。替代地,刀片(40)可以任何数量的排列在总往复运动和超声振动之间交替。仅以举例的方式,刀片(40)可持续超声振动;并在一些周期基础(例如,每三秒)上在图11A和图11B所示的位置之间提供一个、两个或任何其他合适数量的往复运动。根据本文的教导内容,超声运动和总往复运动的其它合适组合对于本领域普通技术人员是显而易见的。

[0086] 虽然图11B示出刀片(40)大体上退出切缝(482)以使冷却液(490)能够进入切缝(482),但是应当理解,总运动的该范围可不必为了充分地使冷却液(490)能够进入切缝(482)。例如,存在横向开口(44)可使冷却液(490)能够充分到达切缝(482)而不需要刀片(40)在总往复运动期间大体上退出切缝(482)。还应当理解,在图11A至图11B所示的总往复运动期间,操作者可简单地使他们的手相对于骨骼(480)保持稳定。换句话讲,操作者无需通过朝向骨骼(480)推进他们的手以及远离骨骼(480)收回他们的手来手动提供图11A至图11B所示的总往复运动。由于在本实施例中刀片(40)与波导(32)和换能器组件(30)联接为整体式结构,因此应当理解,波导(32)和换能器组件(30)也将相对于柄部组件(20)和骨骼(480)纵向移动,而刀片(40)在总往复运动期间相对于柄部组件(20)和骨骼(480)纵向移动。

[0087] 在上述实施例中,刀片(40)的总平移通过向专用刀片往复运动特征件(420)发送电功率而主动提供。图12示出了无源总往复运动特征件的示例性替代形式。具体地,图12示出了换能器组件(30)与弹性构件(500)联接的实施例。弹性构件(500)机械接地抵靠柄部组件(20)的外壳(21)。在本实施例中,弹性构件(500)包括线圈弹簧。在一些其他型式中,弹性构件(500)包括一个或多个片簧。根据本文的教导内容,弹性构件(500)可采用的其它合适形式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0088] 弹性构件(500)被配置为以低于刀片(40)振动以切割骨骼(480)的超声频率的频率提供谐振。具体地,当换能器组件(30)被激活以产生超声振动时,换能器组件(30)可与弹性构件(500)机械地反应。当发生这种情况时,弹性构件(500)可在相对较低的频率(即,低于超声频率)下谐振。该低频率谐振可导致换能器组件(30)、波导(32)和刀片(40)在相对低频率下纵向往复运动。刀片(40)的该低频率往复运动可被认为是总往复运动;并且可提供图11A至图11B所描绘和上文所述的种类的运动。根据本文的教导内容,可配置和调谐弹性构件(500)以提供适当低的频率谐振的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0089] 虽然总往复运动在本文中在单独的器械(400)的背景下进行描述,但是应当理解,



与总往复运动相关联的前述教导内容可容易地并入到本文所描述的其它器械(100、200、300)的任一项中。换句话说,在器械(100、200、300)的背景下,总往复运动可与上文所述的任何其它功能组合提供。

[0090] 还应当理解,可激活刀片(40)以提供可提供由总往复运动提供的上述结果的其它类型的运动(即,运动将不必构成总往复运动)。例如,除了提供刀片(40)的总往复运动之外或作为代替,可调制刀片(40)的超声振动以提供横向的、非轴向的振动,该振动加宽切缝,从而提供了大体上宽于刀片(40)的宽度/厚度的切缝。该额外宽度可提供间隙,以用于使冷却液流入切缝并且沿着刀片(40)的远侧部分流动,而不必提供刀片(40)的总往复运动。仅以举例的方式,可调制刀片(40)的超声振动以通过脉动略微不同的频率来提供横向的、非轴向的振动,这可迫使刀片(40)扭转。刀片(40)的此类运动可以有效地从刀片(40)的中心纵向轴线向外切割。根据本文的教导内容,可调制刀片(40)的超声振动以提供横向的、非轴向的切割运动的其它合适方式对本领域中的普通技术人员将是显而易见的。

#### [0091] VII. 示例性组合

[0092] 下述实施例涉及本文的教导内容可被组合或应用的各种非穷尽性方式。应当理解,下述实施例并非旨在限制可在本专利申请或本专利申请的后续提交文件中的任何时间提供的任何权利要求的覆盖范围。不旨在进行免责声明。提供以下实施例仅仅是出于例示性目的。预期本文的各种教导内容可按多种其它方式进行布置和应用。还设想到,一些变型可省略在以下实施例中所提及的某些特征。因此,下文提及的方面或特征中的任一者均不应被视为决定性的,除非另外例如由发明人或关注发明人的继承者在稍后日期明确指明如此。如果本专利申请或与本专利申请相关的后续提交文件中提出的任何权利要求包括下文提及的那些特征之外的附加特征,则这些附加特征不应被假定为因与专利性相关的任何原因而被添加。

#### [0093] 实施例1

[0094] 一种设备,包括:(a)主体组件;(b)声波导;(c)超声刀片,所述超声刀片相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述超声刀片与所述声波导声学连通;(d)液体分配特征件,所述液体分配特征件相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述液体分配特征件被定位为邻近超声刀片,其中所述液体分配特征件被配置为将冷却液流递送到所述超声刀片;以及(e)控制模块,其中能够操作所述控制模块以调整流体经过所述液体分配特征件的流动。

#### [0095] 实施例2

[0096] 根据实施例1所述的设备,还包括超声换能器组件,所述超声换能器组件与所述声波导联接,其中还能够操作所述控制模块以激活所述超声换能器组件。

#### [0097] 实施例3

[0098] 根据实施例1至实施例2中任一项或多项所述的设备,还包括泵,所述泵与所述液体分配特征件流体连通。

#### [0099] 实施例4

[0100] 根据实施例3所述的设备,其中能够操作所述控制模块以选择性地激活所述泵,从而调整冷却液经过所述液体分配特征件的流动。

#### [0101] 实施例5

[0102] 根据实施例4所述的设备,其中能够操作所述控制模块以选择性地激活所述泵,从

而提供冷却液经过所述液体分配特征件的脉冲流动。

[0103] 实施例6

[0104] 根据实施例5所述的设备,还包括超声换能器组件,所述超声换能器组件与所述声波导联接,其中还能够操作所述控制模块以激活所述超声换能器组件。

[0105] 实施例7

[0106] 根据实施例6所述的设备,其中还能够操作所述控制模块以通过第一脉冲驱动信号激活所述超声换能器组件,其中还能够操作所述控制模块以通过第二脉冲驱动信号来激活所述泵。

[0107] 实施例8

[0108] 根据实施例7所述的设备,其中所述控制模块被编程为在超声换能器组件驱动脉冲之间提供泵激活脉冲。

[0109] 实施例9

[0110] 根据实施例4至实施例8中任一项或多项所述的设备,其中能够操作所述控制模块以选择性地激活所述泵从而提供高压流体流动和低压流体流动。

[0111] 实施例10

[0112] 根据实施例1至实施例9中任一项或多项所述的设备,其中所述液体分配特征件包括阀,其中能够操作所述控制模块以激活所述阀从而调整冷却液经过所述液体分配特征件的流动。

[0113] 实施例11

[0114] 根据实施例1至实施例10中任一项或多项所述的设备,其中所述控制模块被配置为:(i) 监控与所述超声刀片的操作相关联的至少一个反馈条件,以及(ii) 基于所述至少一个反馈条件实时调整冷却液经过所述液体分配特征件的流动。

[0115] 实施例12

[0116] 根据实施例11所述的设备,其中所述至少一个反馈条件指示所述超声刀片的温度。

[0117] 实施例13

[0118] 根据实施例12所述的设备,其中所述至少一个反馈条件包括频率斜率,所述频率斜率与所述超声刀片的超声振动相关联。

[0119] 实施例14

[0120] 根据实施例11至实施例13中任一项或多项所述的设备,其中所述控制模块还被配置为基于所述至少一个反馈条件来实时调节所述超声刀片的行程。

[0121] 实施例15

[0122] 根据实施例1至实施例14中任一项或多项所述的设备,还包括刀片往复特征件,其中能够操作所述刀片往复特征件以提供所述超声刀片相对于所述主体组件的总往复运动。

[0123] 实施例16

[0124] 根据实施例15所述的设备,其中所述刀片往复特征件包括螺线管。

[0125] 实施例17

[0126] 根据实施例15至实施例16中任一项或多项所述的设备,其中能够操作所述控制模块以激活所述刀片往复特征件。

[0127] 实施例18

[0128] 一种设备,包括:(a)主体组件;(b)声波导;(c)超声刀片,所述超声刀片相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述超声刀片与所述声波导声学连通;(d)液体分配特征件,所述液体分配特征件相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述液体分配特征件被定位为邻近超声刀片,其中所述液体分配特征件被配置为将冷却液流递送到所述超声刀片;以及(e)温度敏感阀,其中所述温度敏感阀被配置为调整冷却液经过所述液体分配特征件的流动。

[0129] 实施例19

[0130] 根据实施例18所述的设备,其中所述温度敏感阀包含温度敏感材料,所述温度敏感材料与所述超声刀片热连通,其中所述温度敏感材料被配置为基于所述超声刀片的温度膨胀和收缩,其中所述温度敏感阀限定孔口,其中所述温度敏感材料被配置为基于所述温度敏感材料的膨胀和收缩来改变所述孔口的大小。

[0131] 实施例20

[0132] 一种设备,包括:(a)主体组件;(b)声波导;(c)超声刀片,所述超声刀片相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述超声刀片与所述声波导声学连通;(d)超声换能器组件,所述超声换能器组件与所述声波导联接;(e)液体分配特征件,其中所述液体分配特征件被配置为将冷却液流递送到所述超声刀片;(f)刀片往复特征件,其中能够操作所述刀片往复特征件以提供所述超声刀片相对于所述主体组件的总往复运动;以及(g)控制模块,其中能够操作所述控制模块以选择性地激活所述超声换能器组件,其中还能够操作所述控制模块以选择性地激活所述刀片往复特征件。

[0133] VIII. 杂项

[0134] 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。仅以举例的方式,本文所述器械中的任一者还可包括公开于以引用方式并入本文的各种参考文献中的任一者的各种特征结构中的一者或多者。还应当理解,本文的教导内容可易于应用于本文所引述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述的任何参考文献中的教导内容结合。此外,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于应用到电外科器械、缝合器械以及其他种类的外科器械。可结合本文的教导内容的其他类型的器械对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0135] 应当理解,据称以引用的方式并入本文的任何专利、专利公布或其它公开材料,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。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0136] 上述装置的型式可应用于由医疗专业人员进行的传统医学治疗和手术、以及机器人辅助的医学治疗和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于并入机器人外科系统,诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California)的DAVINCI™系统。相似地,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于与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6,783,524的各种教导内容相结合,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0137] 上文所述型式可被设计成在单次使用后废弃,或者其可被设计成使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可对这些型式进行修复以在至少一次使用之后重复使用。修复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,可拆卸一些型式的装置,并且可以任何组合来选择性地替换或移除装置的任意数量的特定零件或部分。在清洁和/或更换特定部件时,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之前由用户重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会了解,装置的修复可利用多种技术进行拆卸、清洁/更换、以及重新组装。此类技术的使用以及所得的修复装置均在本申请的范围內。

[0138] 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,将所述装置放置在闭合且密封的容器诸如塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置放置在可穿透容器的辐射场中,诸如 $\gamma$ 辐射、x射线、或高能电子。辐射可杀死装置上和容器中的细菌。经消毒的装置随后可存储在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其它技术对装置进行消毒,所述技术包括但不限于 $\beta$ 辐射或 $\gamma$ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0139] 已经示出和阐述了本发明的各种实施方案,可在不脱离本发明的范围的情况下由本领域的普通技术人员进行适当修改来实现本文所述的方法和系统的进一步改进。已经提及了若干此类可能的修改,并且其它修改对于本领域的技术人员而言将显而易见。例如,上文所讨论的实施例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均是例示性的而非必需的。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的细节。



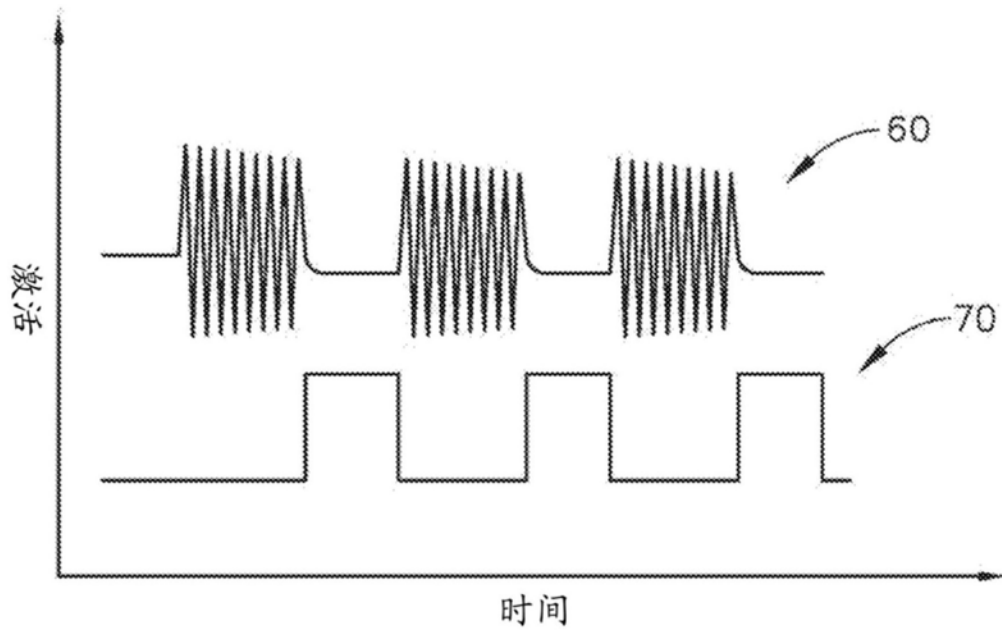


图2

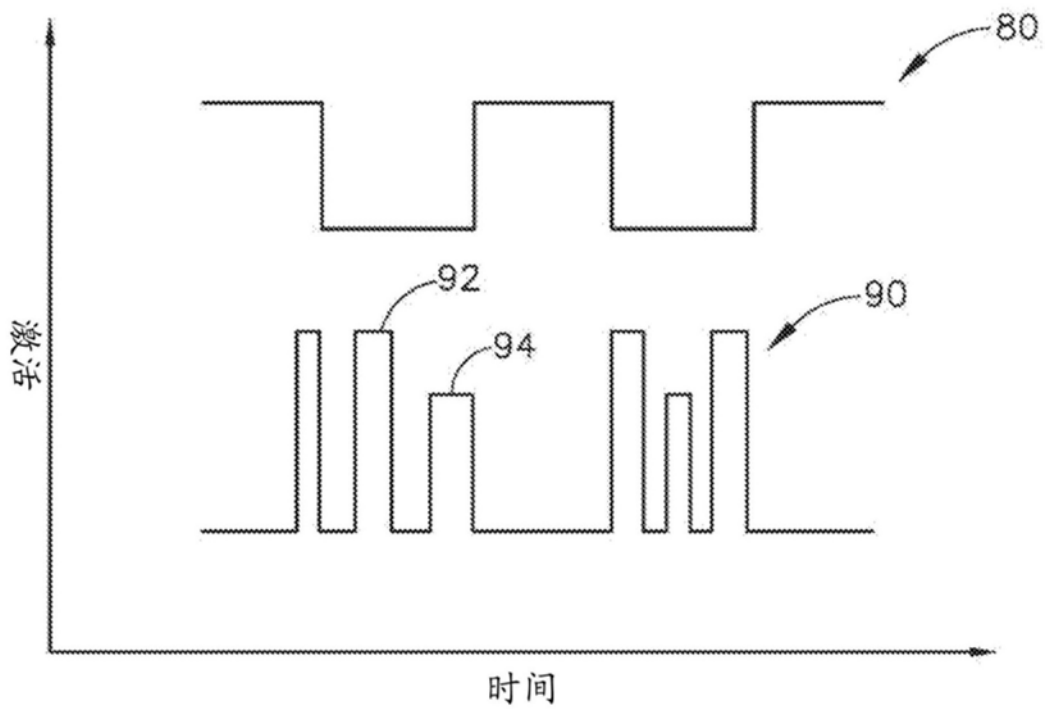


图3

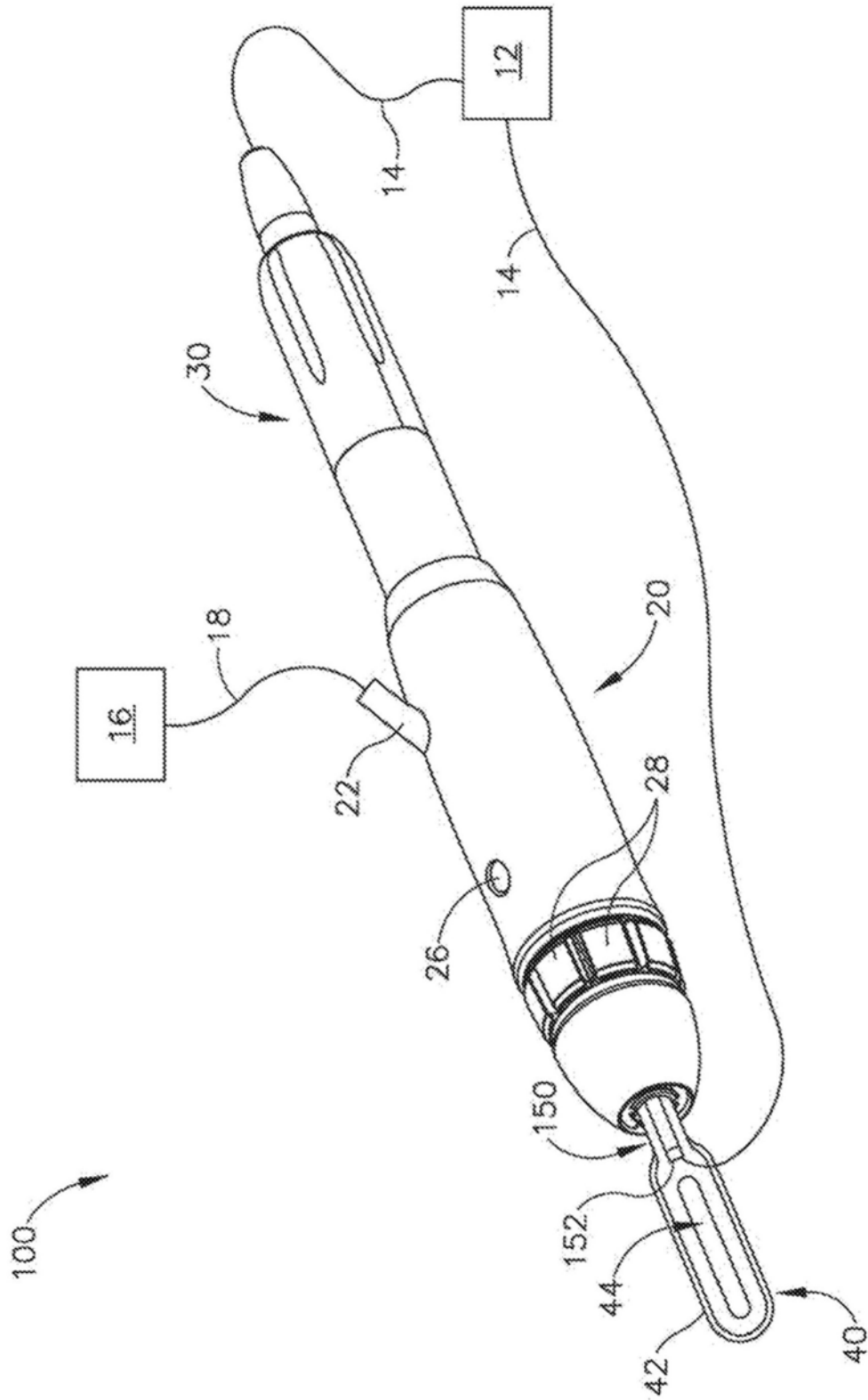


图4

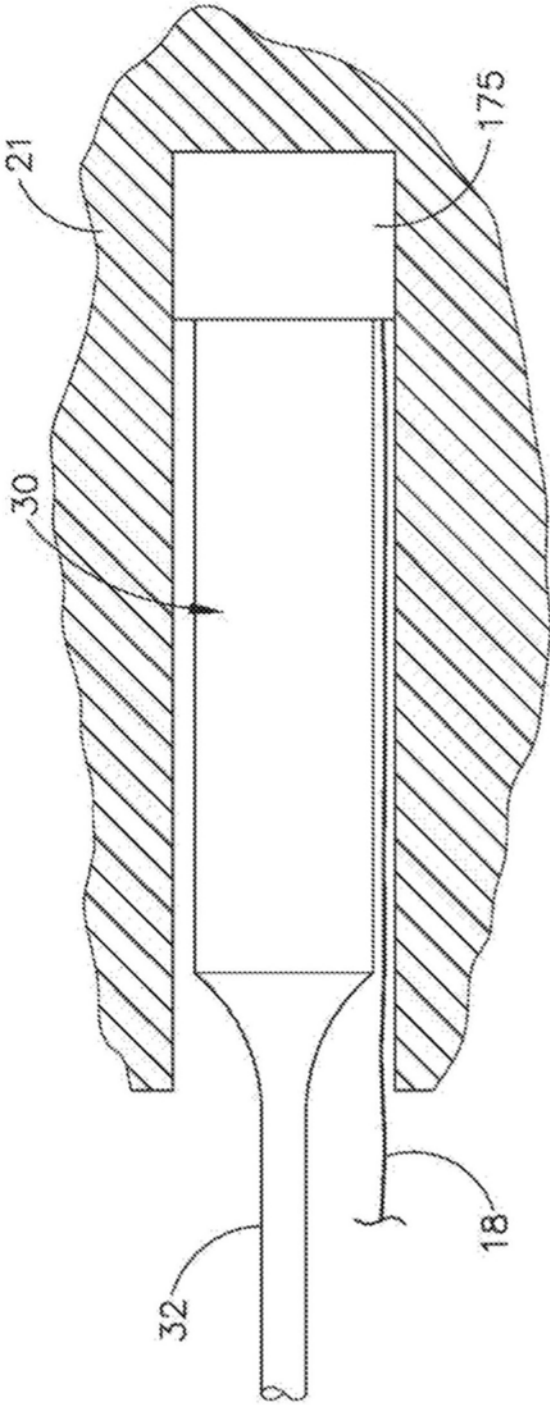


图5



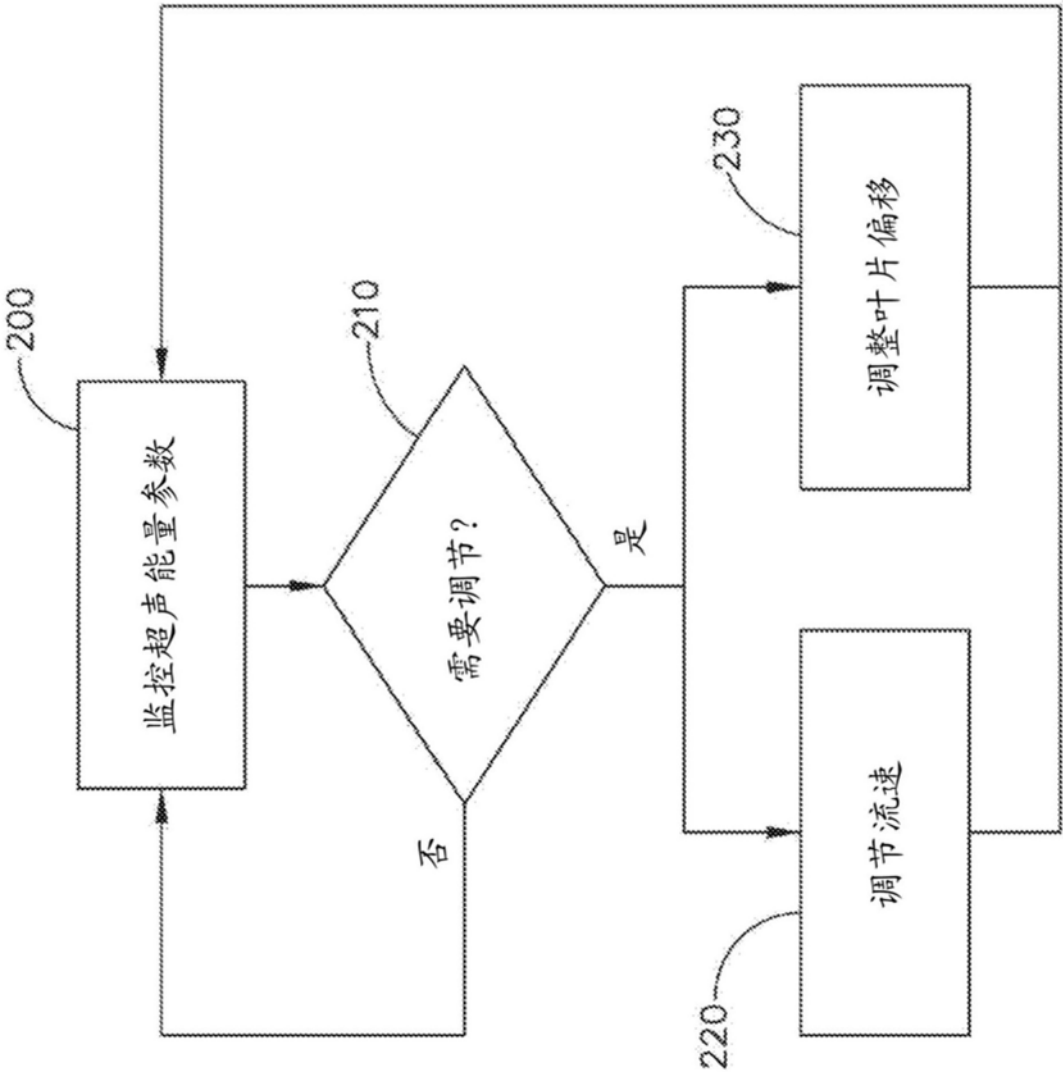


图6

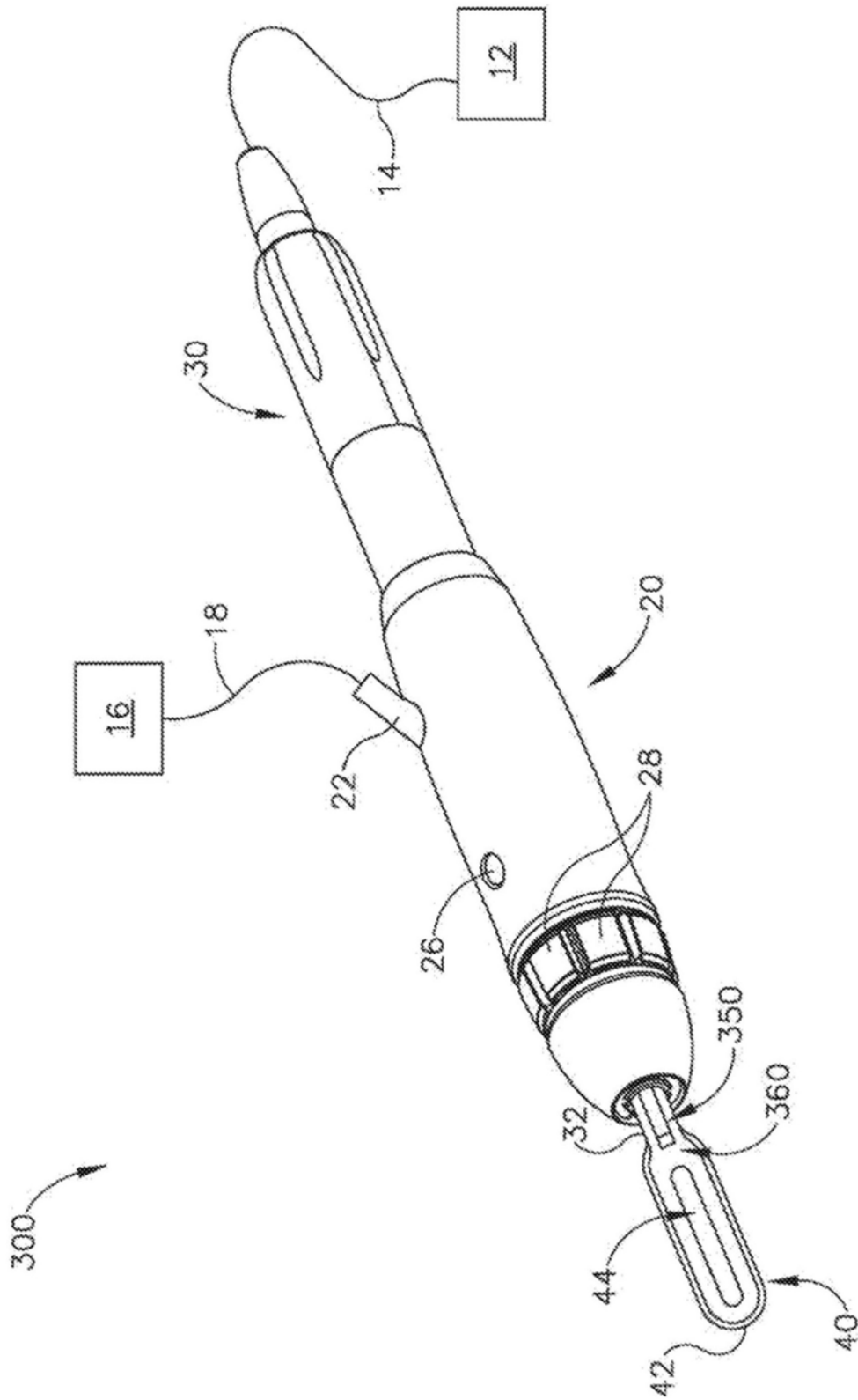


图7

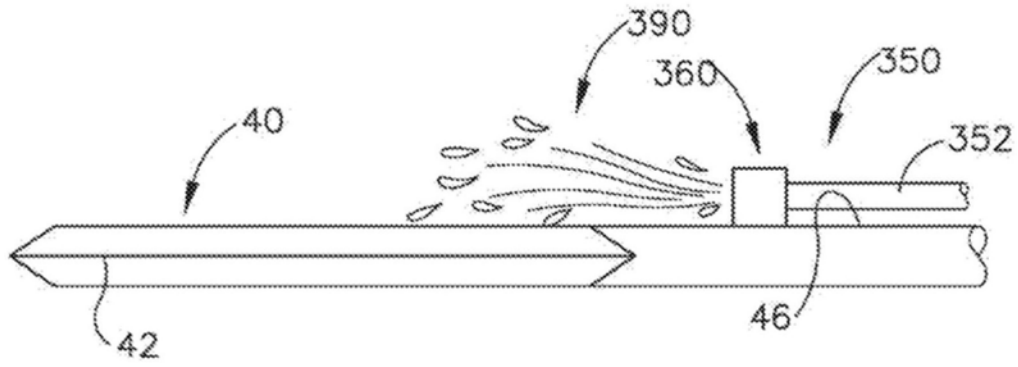


图8

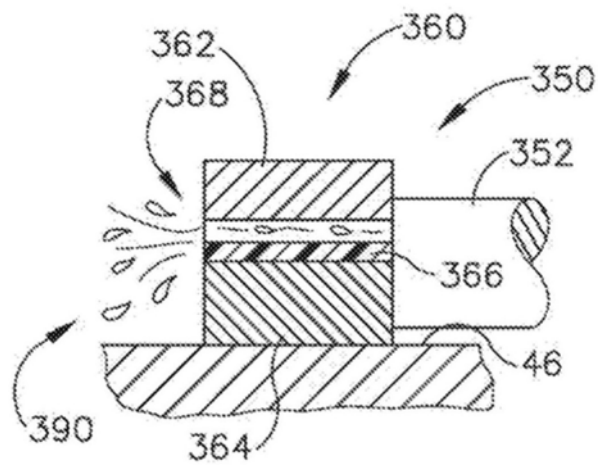


图9A

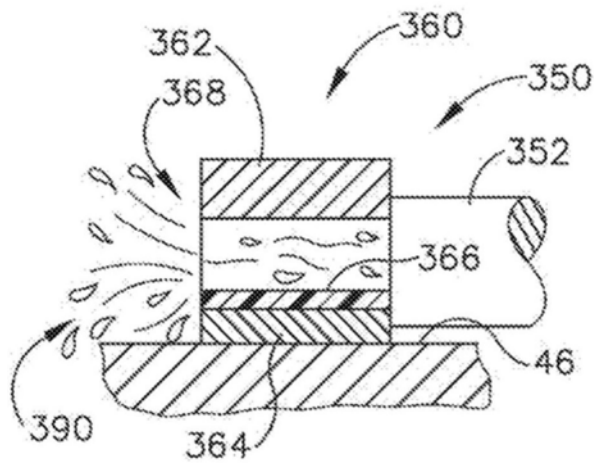


图9B

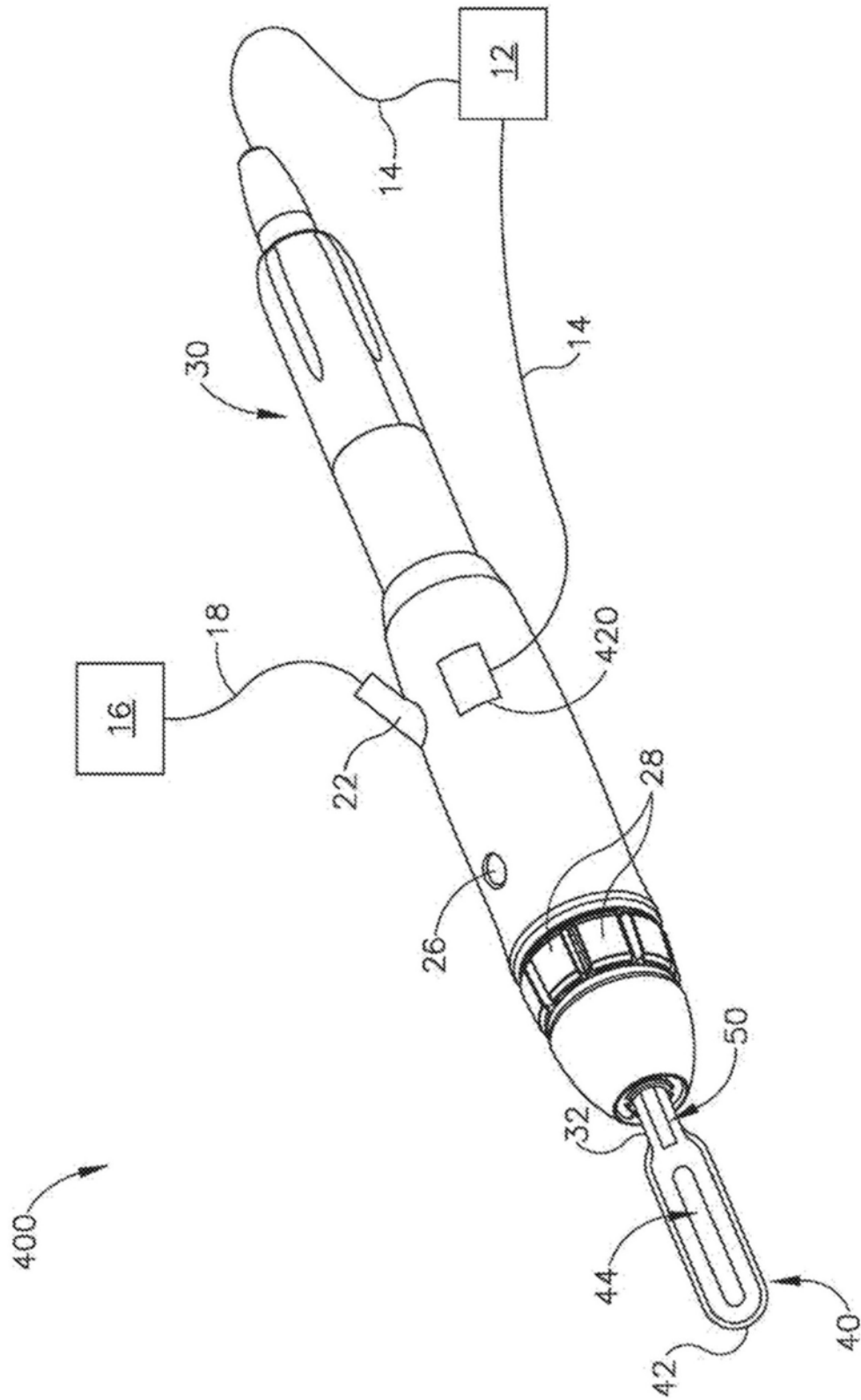


图10

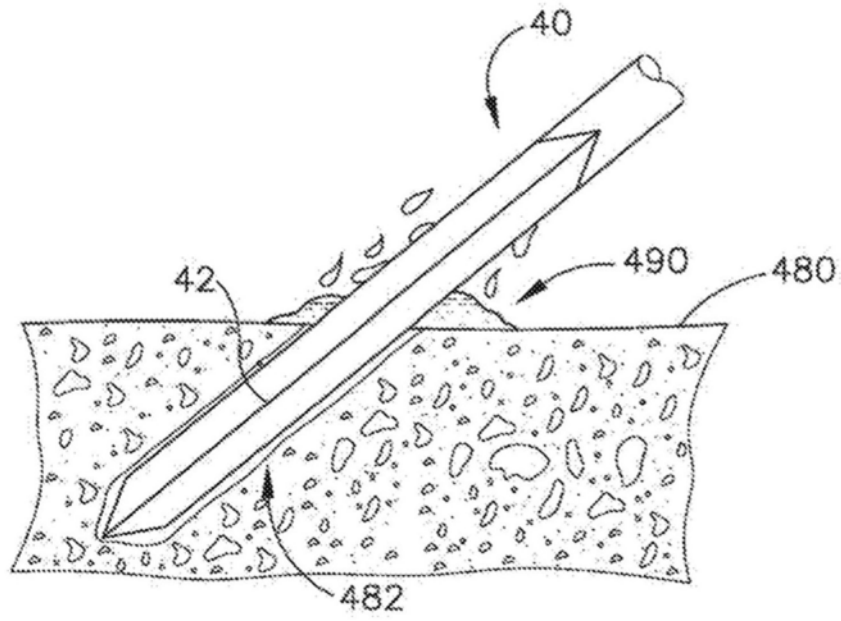


图11A

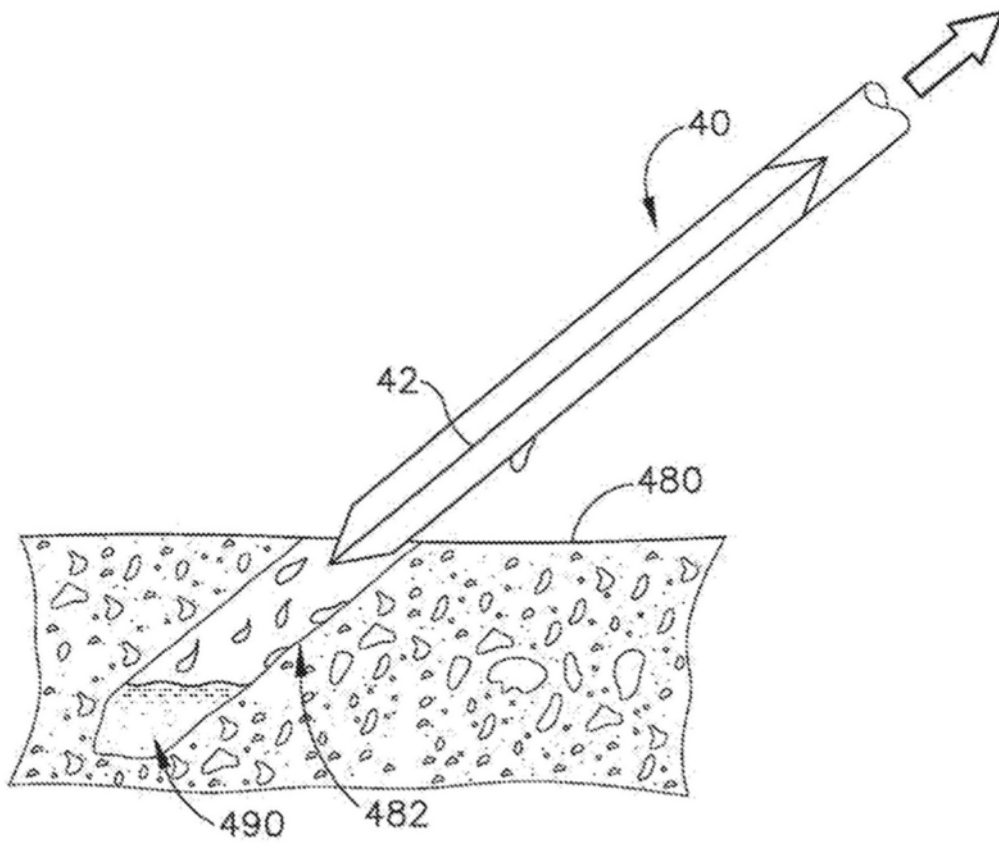


图11B

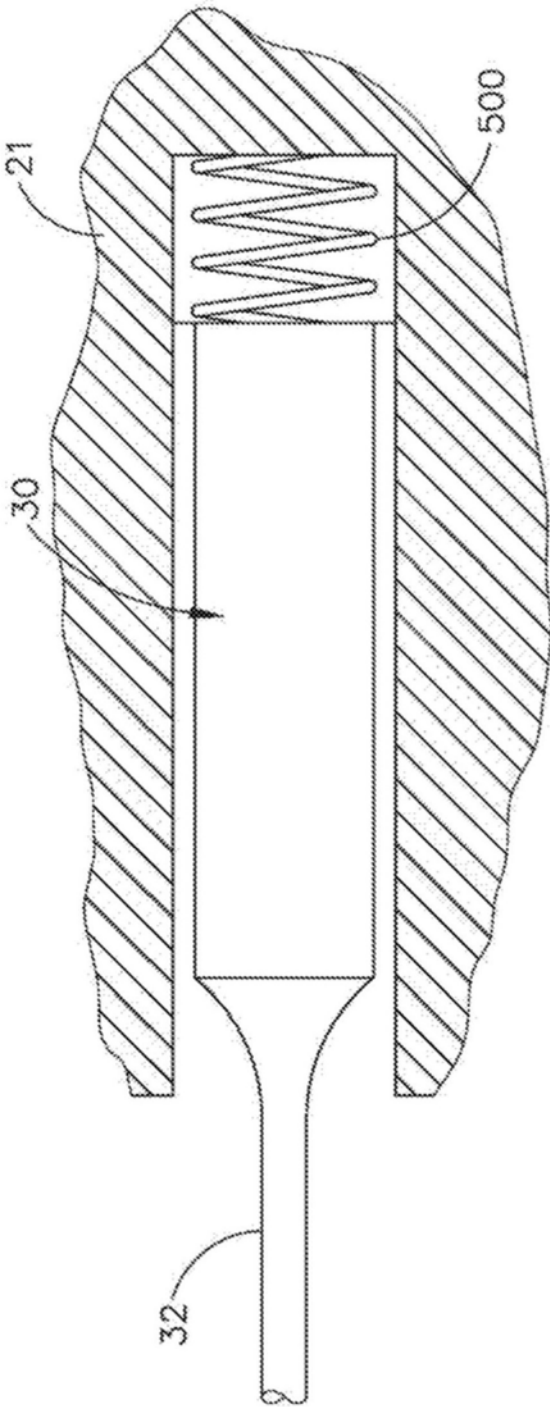


图12

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 控制将冷却流体递送至超声外科器械的端部执行器的特征和方法                                                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN109152592A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 公开(公告)日 | 2019-01-04 |
| 申请号            | CN201780032642.1                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 申请日     | 2017-05-15 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 伊西康内外科公司                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 伊西康有限责任公司                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 伊西康有限责任公司                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| [标]发明人         | D C 亚特斯<br>BM博伊德<br>BD迪克森<br>BD布莱克<br>CN法勒<br>KG登津格<br>PF里斯坦伯格<br>D M 洛克<br>J S 格<br>J登尼斯<br>AK马登                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| 发明人            | D·C·亚特斯<br>B·M·博伊德<br>B·D·迪克森<br>B·D·布莱克<br>C·N·法勒<br>K·G·登津格<br>P·F·里斯坦伯格<br>D·M·洛克<br>J·S·格<br>J·登尼斯<br>A·K·马登                                                                                                                                                                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B17/32 A61B18/00 A61B17/00                                                                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| CPC分类号         | A61B17/320068 A61B2017/00154 A61B2017/00367 A61B2017/320084 A61B2017/320098 A61B2018/00005 A61B2018/00029 A61B2018/00196 A61B2018/00642 A61B2018/00744 A61B2018/00791 A61B2018/00845 A61B2218/002 A61B17/1644 A61B17/3211 A61B18/00 A61B2017/00084 A61B2017/1651 A61B2017/320075 A61B2017/320095 A61B2217/007 |         |            |
| 代理人(译)         | 苏娟                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| 优先权            | 15/163824 2016-05-25 US                                                                                                                                                                                                                                                                                       |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |

#### 摘要(译)

设备包括主体组件、声波导、超声刀片、液体分配特征件和控制模块。液体分配特征件相对于主体组件在远侧定位。液体分配特征件被定位为邻近超声刀片。液体分配特征件被配置为将冷却液流递送到超声刀片。能够操作控制模块以通过液体分配特征件调整流体流动。

