

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 17/22 (2006.01)
A61D 1/02 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880014601.0

[43] 公开日 2010 年 3 月 17 日

[11] 公开号 CN 101674780A

[22] 申请日 2008.3.19

[21] 申请号 200880014601.0

[30] 优先权

[32] 2007.3.22 [33] US [31] 11/726,625

[32] 2007.11.30 [33] US [31] 11/998,543

[86] 国际申请 PCT/US2008/057443 2008.3.19

[87] 国际公布 WO2008/118709 英 2008.10.2

[85] 进入国家阶段日期 2009.11.3

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 G·C·罗伯特森

M·A·纽罗赫尔 L·T·德卢卡

F·B·斯图伦 D·W·普赖斯

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
代理人 苏 娟

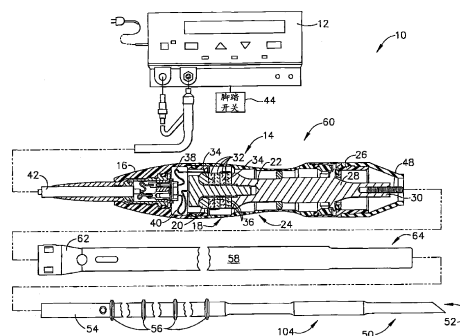
权利要求书 5 页 说明书 43 页 附图 37 页

[54] 发明名称

超声外科器械刀片

[57] 摘要

一种超声外科器械包括具有治疗部分的超声致动刀片或端部执行器。刀片可以限定中心轴线和横向于中心轴线的至少一个轴线，横向轴线可以位于垂直或正交于纵向轴线的平面内并且可以限定治疗部分的横截面。这样的横截面可以包括中心部分和从中心部分延伸的台阶，中心部分可以包括宽度，台阶可以包括切割边缘。在至少一种实施方式中，切割边缘可以由在其间限定角的第一和第二表面限定。在各种实施方式中，切割边缘的位置和/或切割边缘表面之间的角可以被选择以便相对于横向轴线平衡刀片。



1. 一种用于外科器械的外科刀片，所述外科器械具有换能器，所述换能器能够在预定频率下沿着纵向轴线产生振动，所述外科刀片包括：

主体部分，其包括第一侧面、第二侧面，和在所述第一侧面和第二侧面之间限定的宽度；

从所述主体部分延伸的台阶部分，其中所述台阶部分包括第一表面、第二表面，和位于所述第一表面和第二表面中间的切割边缘，其中所述第二表面在包括所述切割边缘的第一平面与平行于所述第一平面的第二平面之间延伸，其中所述第一表面不平行于所述第二表面，其中所述第一表面和第二表面被定向成使得在其间限定有一个角，其中所述刀片能够使得以下关系式：

$$\frac{x^2}{2} * \tan^{-1} \alpha + \frac{(w-x)}{2} (x * \tan^{-1} \alpha - s) - \left(\frac{w}{2}\right)^2 \tan^{-1} \alpha$$

基本等于零；

其中 w 是所述主体部分的所述宽度；

s 是所述第一平面与所述第二平面之间的距离；

α 是在所述台阶部分的所述第一表面和第二表面之间限定的所述角；并且

x 是所述主体部分的所述第二侧面与所述切割边缘之间的距离。

2. 根据权利要求 1 所述的外科刀片，其中所述主体部分包括中心线，其中所述台阶部分包括沿着所述中心线定位的重心，并且其中所述切割边缘不沿着所述中心线定位。

3. 根据权利要求 2 所述的外科刀片，其中所述第二表面基本平行于所述中心线。

4. 根据权利要求 1 所述的外科刀片，其中所述主体部分包括中心线，其中所述台阶部分包括沿着所述中心线定位的重心，并且其中所述台阶部分相对于所述中心线不对称。

5. 根据权利要求 1 所述的外科刀片，其中所述关系式等于零。

6. 一种用于外科器械的外科刀片, 所述外科器械具有换能器, 所述换能器能够在预定频率下沿着纵向轴线产生振动, 所述外科刀片包括:

主体部分, 其包括第一侧面、第二侧面, 和在所述第一侧面和第二侧面之间限定的宽度 w ;

从所述主体部分延伸的台阶部分, 其中所述台阶部分包括第一表面、第二表面, 和位于所述第一表面和第二表面中间的切割边缘, 其中所述第二表面在包括所述切割边缘的第一平面与平行于所述第一平面的第二平面之间延伸, 其中所述第一平面与所述第二平面分离距离 s , 其中所述第一表面不平行于所述第二表面, 其中所述第一表面和第二表面被定向成使得在其间限定有一个角 α , 并且其中在所述主体部分的所述第二侧面与所述切割边缘之间限定第二距离 x 。

7. 根据权利要求 6 所述的外科刀片, 其中对于 s 和 w 的任何给定值, 所述刀片能够使得以下关系式:

$$A * x^2 * \tan^{-1} \alpha + B * x * \tan^{-1} \alpha + C * \tan^{-1} \alpha + D * x + E$$

基本等于零, 并且其中 A 、 B 、 C 、 D 和 E 是常数。

8. 根据权利要求 6 所述的外科刀片, 其中对于 s 和 α 的任何给定值, 所述刀片能够使得以下关系式:

$$A * x^2 + B * x + C * x * w + D * w + E * w^2 + F$$

基本等于零, 并且其中 A 、 B 、 C 、 D 、 E 和 F 是常数。

9. 根据权利要求 6 所述的外科刀片, 其中对于 w 和 α 的任何给定值, 所述刀片能够使得以下关系式:

$$A * x^2 + B * x + C * x * s + D * s + E$$

基本等于零, 并且其中 A 、 B 、 C 、 D 和 E 是常数。

10. 一种用于外科器械的外科刀片, 所述外科器械具有换能器, 所述换能器能够在预定频率下沿着纵向轴线产生振动, 所述外科刀片包括:

远端;

近端; 和

位于所述远端与所述近端中间的横截面,其中所述横截面由垂直于所述纵向轴线的平面限定,其中所述横截面进一步由位于所述平面内的中心线限定,并且其中所述横截面包括:

中心部分;和

从所述中心部分延伸的切割部分,其中所述切割部分包括沿着所述中心线定位的重心,并且其中所述切割部分进一步包括不沿着所述中心线定位的切割边缘。

11. 根据权利要求 10 所述的外科刀片,其中所述切割部分包括第一表面和第二表面,其中所述切割边缘位于所述第一表面和第二表面中间,其中所述第一表面不平行于所述第二表面,其中所述第一表面和第二表面被定向成使得在其间限定有一个角。

12. 根据权利要求 11 所述的外科刀片,其中所述中心部分包括第一侧面、第二侧面,和在所述第一侧面和第二侧面之间限定的宽度,其中所述切割部分的所述第二表面在包括所述切割边缘的第一平面与平行于所述第一平面的第二平面之间延伸,其中所述刀片能够使得以下关系式:

$$\frac{x^2}{2} * \tan^{-1} \alpha + \frac{(w-x)}{2} (x * \tan^{-1} \alpha - s) - \left(\frac{w}{2}\right)^2 \tan^{-1} \alpha$$

基本等于零;

其中 w 是所述中心部分的所述宽度;

s 是所述第一平面与所述第二平面之间的距离;

α 是在所述切割部分的所述第一表面和第二表面之间限定的所述角;并且

x 是所述中心部分的所述第二侧面与所述切割边缘之间的距离。

13. 根据权利要求 12 所述的外科刀片,其中所述关系式等于零。

14. 一种平衡具有超声致动刀片的超声器械的方法,其中所述刀片包括主体部分和从所述主体部分延伸的台阶部分,其中所述主体部分包括第一侧面、第二侧面,和在所述第一侧面和第二侧面之间限定的宽度,其中所述台阶部分包括第一表面、第二表面,和位于所述第一表面和第二表面中间的切割边缘,其中所述第二表面在包

括所述切割边缘的第一平面与平行于所述第一平面的第二平面之间延伸，其中所述第一表面和第二表面不平行并且被定向成使得在其间限定有一个角，所述方法包括以下步骤：

将所述刀片的至少一部分配置成使得以下关系式：

$$\frac{x^2}{2} * \tan^{-1} \alpha + \frac{(w-x)}{2} (x * \tan^{-1} \alpha - s) - \left(\frac{w}{2}\right)^2 \tan^{-1} \alpha$$

基本等于零；

其中 w 是所述主体部分的所述宽度；

s 是所述第一平面与所述第二平面之间的距离；

α 是在所述台阶部分的所述第一表面和第二表面之间限定的所述角；并且

x 是所述主体部分的所述第二侧面与所述切割边缘之间的距离。

15. 根据权利要求 14 所述的方法，其中所述配置步骤包括以下步骤：

选择 w 、 s 和 α 的值使得所述刀片能够横切组织；并且解所述关系式求出 x 。

16. 根据权利要求 14 所述的方法，其中所述配置步骤包括以下步骤：

选择 w 、 x 和 α 的值使得所述刀片能够横切组织；并且解所述关系式求出 s 。

17. 根据权利要求 14 所述的方法，其中所述关系式等于零。

18. 一种用于外科器械的外科刀片，所述外科器械具有换能器，所述换能器能够在预定频率下沿着纵向轴线产生振动，所述外科刀片包括：

远端；

近端；和

位于所述远端与所述近端中间的横截面，其中所述横截面由垂直于所述纵向轴线的平面限定，其中所述平面至少部分地由垂直于所述纵向轴线的横向轴线限定，并且其中所述横截面包括：

主体部分，其具有定位在所述横向轴线的第一侧的第一质量

(M_{B1})和定位在所述横向轴线的第二侧的第二质量(M_{B2}); 和

台阶部分,其具有定位在所述第一侧的第一质量(M_{S1})和定位在所述第二侧的第二质量(M_{S2}), 其中 $M_{B1} + M_{S1}$ 与 $M_{B2} + M_{S2}$ 基本相等, 其中所述台阶部分进一步包括切割边缘, 并且其中所述切割边缘不沿着所述横向轴线定位。

19. 根据权利要求 18 所述的外科刀片, 其中 $M_{B1} + M_{S1}$ 等于 $M_{B2} + M_{S2}$ 。

超声外科器械刀片

背景技术

包括空芯和实芯两种器械的超声器械用于许多医疗状况的安全和有效治疗。超声器械，特别是实芯超声器械是有利的，原因是它们可以用于使用在超声频率下传输到外科端部执行器的机械振动的形式的能量来切割和/或凝固器官组织。当超声振动在合适的能量级被传输到器官组织和使用合适的端部执行器时，超声振动可以用于切割、切除、提升或烧灼组织或从骨分离肌肉组织。由于可以从超声换能器通过波导管传输到外科端部执行器的超声能量的大小，利用实芯技术的超声器械是特别有利的。这样的器械可以用于开放式手术或微创手术，例如内窥镜或腹腔镜手术，其中端部执行器穿过套管针到达手术部位。

在超声频率下启动或激励这样的器械的端部执行器（例如切割刀片）引起纵向振动运动，该纵向振动运动在相邻组织内生成局部热，便于切割和凝固。由于超声器械的性质，特定的被超声致动的端部执行器可以被设计成执行许多功能，例如包括切割和凝固。

超声振动例如通过电激励换能器在外科端部执行器中被引起。换能器可以由器械手持件中的一个或多个压电或磁致伸缩元件构成。由换能器部分生成的振动通过从换能器部分延伸到外科端部执行器的超声波导管被传输到外科端部执行器。波导管和端部执行器被设计成在与换能器相同的频率下共振。所以，当端部执行器附连到换能器时，总系统频率是与换能器自身相同的频率。

在端部执行器的尖端处的纵向超声振动的幅值 d 在共振频率下表现为由下式给出的简单正弦关系：

$$d = A \sin(\omega t)$$

其中：

ω 为弧度频率，等于循环频率 f 乘以 2π ；并且
 A 为零到峰值的幅值。

纵向振幅被定义为峰峰(p-t-p)幅值，其刚好是正弦波的幅值的两倍或 $2A$ 。

用于超声外科器械中的超声外科刀片或端部执行器的形状可以限定器械的至少四个重要方面。这四个重要方面分别是：(1)端部执行器和它的相关位置在手术视野中的可见性，(2)端部执行器进入或接近靶组织的能力，(3)超声能量联结到组织用于切割和凝固的方式，和(4)可以用超声无效端部执行器操纵组织的方式。有利的是提供一种改进的超声外科器械刀片或端部执行器以优化器械的至少这四个方面。

然而，当特征被加入超声外科器械刀片以实现上面列出的方面时，刀片的形状典型地被改变，这在其中产生不对称并且导致刀片变得不平衡，意味着刀片会有在除了沿着器械的长度的纵向方向以外的方向（例如横向方向）上振动的趋势。在刀片和/或波导管中的显著横向运动可以导致其中的过度生热和/或过早应力疲劳。长、细超声波导管（例如在用于微创手术的器械中使用的那些）特别易受由端部执行器中的不平衡或不对称引起的横向振动。

公布于 2001 年 9 月 4 日并且题为“METHOD OF BALANCING ASYMMETRIC ULTRASONIC SURGICAL BLADES”的美国专利 No.6,283,981、公布于 2001 年 10 月 30 日并且题为“CURVED ULTRASONIC BLADE HAVING A TRAPEZOIDAL CROSS SECTION”的美国专利 No.6,309,400 和公布于 2002 年 8 月 20 日并且题为“BALANCED ULTRASONIC BLADE INCLUDING A PLURALITY OF BALANCE ASYMMETRIES”的美国专利 No.6,436,115，通过利用相邻平衡部分内的不对称解决了在刀片的治疗部分内具有不对称的平衡刀片，上述专利的公开内容被引用于此作为参考。尽管这样的方法证明是非常成功的，有一些应用希望在刀片的治疗或功能部分内平衡。

实芯超声外科器械可以被分成两种类型：单一元件端部执行器装置和多元件端部执行器。单一元件端部执行器装置包括诸如解剖刀和球形凝固器这样的器械。当组织是软的并且松散地被支撑时，单一元件端部执行器器械施加刀片到组织的压力的能力有限。相当大的压力是有效地将超声能量联结到组织所必需的。无法抓紧组织进一步导致在施加超声能量的同时不能完全接牢组织表面，导致不太理想的止血和组织接合。多元件端部执行器（例如夹式凝固器）的使用包括将组织压靠在超声刀片上的机构，该机构可以克服这些缺陷。

超声夹式凝固器提供一种改进的超声外科器械用于切割/凝固组织，特别是松散和未支撑组织，其中超声刀片与用于将压缩或偏压力施加到组织的夹具结合使用，由此在较少削弱刀片运动的情况下实现组织的更快凝固和切割。

外科提升器是用于在手术期间帮助便于软组织的提升和去除的器械。外科提升器通常用于从骨分离肌肉。Cobb 或刮匙式外科提升器用于脊柱手术中，尤其用于在从骨去除肌肉组织中帮助后进路。为了使用常规外科提升器从骨去除肌肉组织，外科医生必须施加相当大的力。这会导致过早疲劳。而且，在该技术期间在常规外科提升器上使用显著的力会增加错误和意外组织损伤的可能性。

希望提供一种超声器械，其包括外科提升器刀片以从骨去除软组织（例如肌肉）并且也执行附加的手术功能。而且，由于超声频率引起纵向振动运动并且在相邻组织内生成局部热，希望提供一种用于这样的超声器械的外科提升器的保护材料。当保护材料与骨或金属牵开器接触时可以减小刀片损坏的可能性并且可以减小来自于刀片的后缘的热传播。

发明内容

在一个总的方面中，各种实施方式涉及一种超声外科器械，其包括能够在预定频率下产生振动的换能器。所述换能器能够在预定频

率下沿着纵向轴线产生振动。超声刀片沿着所述纵向轴线延伸并且联结到所述换能器。所述超声刀片包括具有近端和远端的主体。所述远端通过由所述换能器产生的振动相对于所述纵向轴线可移动。所述主体包括从近端延伸到远端的治疗区。所述主体包括基本平且宽的顶表面、底表面和从适于联结到所述换能器的所述近端突出的颈部分。

在本发明的至少一个形式中，一种超声外科器械可以包括具有治疗部分的超声致动刀片或端部执行器。在各种实施方式中，所述刀片可以限定纵向轴线和横向于所述纵向轴线的至少一个轴线。在至少一种这样的实施方式中，横向轴线可以位于垂直于或正交于所述纵向轴线的平面内并且可以限定所述治疗部分的横截面。在各种实施方式中，这样的横截面可以包括中心部分和台阶，其中所述台阶可以从所述中心部分延伸，其中所述中心部分可以包括宽度，并且其中所述台阶可以包括切割边缘。在至少一种实施方式中，所述切割边缘可以由在其间限定角的第一和第二表面限定。在各种实施方式中，切割边缘的位置和/或切割边缘表面之间的角例如可以被选择以便相对于所述横向轴线平衡所述刀片。

附图说明

在后附的权利要求书中特别阐述了各种实施方式的新颖特征。然而，通过参考结合附图进行的以下描述可以最佳地理解关于构造和操作方法的各种实施方式及其进一步目标和优点，附图如下：

图 1 示出了超声系统的一种实施方式。

图 2 示出了用于超声器械的连接接合器/接头的一种实施方式。

图 3 示出了无菌超声外科器械的一种实施方式的分解透视图。

图 4-7 示出了超声刀片的一种实施方式，其中：

图 4 是超声刀片的一种实施方式的侧视图；

图 5 是图 4 中所示的超声刀片的俯视图；

图 6 是沿着图 4 中的线 6-6 截取的超声刀片的横截面图；和

图 7 是图 4 中所示的超声刀片的俯视透视图。

图 8-11 示出了超声刀片的一种实施方式，其中：

图 8 是超声刀片的一种实施方式的侧视图；

图 9 是图 8 中所示的超声刀片的俯视图；

图 10 是沿着图 8 中的线 10-10 截取的超声刀片的横截面图；

和

图 11 是图 8 中所示的超声刀片的俯视透视图。

图 12-15 示出了超声刀片的一种实施方式，其中：

图 12 是超声刀片的一种实施方式的侧视图；

图 13 是图 12 中所示的超声刀片的俯视图；

图 14 是沿着图 12 中的线 14-14 截取的超声刀片的横截面图；

和

图 15 是图 12 中所示的超声刀片的俯视透视图。

图 16-19 示出了超声刀片的一种实施方式，其中：

图 16 是超声刀片的一种实施方式的侧视图；

图 17 是图 16 中所示的超声刀片的俯视图；

图 18 是沿着图 16 中的线 18-18 截取的超声刀片的端部横截面

图；和

图 19 是图 16 中所示的超声刀片的俯视透视图。

图 20 是超声刀片的一种实施方式的俯视透视图。

图 21 示出了图 20 中所示的超声刀片的一种实施方式的使用。

图 22-24 示出了包括保护鞘的超声刀片的一种实施方式，其中：

图 22 是示出了沿着纵向轴线截取的包括保护鞘的超声刀片的一种实施方式的部分横截面图；

图 23 是沿着图 22 中的线 23-23 截取的超声刀片的仰视图；和

图 24 是图 22 中所示的超声刀片和保护鞘的横截面图。

图 25 示出了从骨去除肌肉组织的超声外科器械的一种实施方式的使用。

图 26 示出了包括保护鞘的一种实施方式的图 20、21 中所示的

超声外科刀片的一种实施方式的使用。

图 27-31 示出了包括端部执行器的超声外科器械的一种实施方式，其中：

图 27 是超声外科器械的一种实施方式的俯视透视图；

图 28 是沿着图 27 中所示的超声外科器械的纵向轴线截取的图 27 中所示的超声外科器械的横截面图；

图 29 是沿着图 28 中的线 29 - 29 截取的超声外科器械的仰视图；

图 30 是沿着图 28 中的线 30 - 30 截取的超声外科器械的横截面图；和

图 31 是沿着图 28 中的线 31 - 31 截取的超声外科器械的横截面图；

图 32-35 是沿着纵向轴线截取的超声外科器械的各种实施方式的横截面图；

图 36-37 是沿着纵向轴线截取的超声外科器械的一种实施方式的横截面图；

图 38-39 是沿着纵向轴线截取的超声外科器械的一种实施方式的横截面图；

图 40 是沿着纵向轴线截取的超声外科器械的一种实施方式的横截面图；

图 41-43 示出了超声系统的一种实施方式，其中：

图 41 是超声系统的一种实施方式的侧视图；

图 42 是图 41 中所示的超声系统的横截面侧视图和联结手持件外壳与端部执行器的各种管组件的横截面图；

图 43 是图 41 中所示的超声器械的仰视横截面图。

图 44-51 示出了超声系统的一种实施方式，其中：

图 44 是带有处于隐藏或缩回位置的可展开保护鞘的超声器械的一种实施方式的侧视图；

图 45 是沿着图 44 中的线 45 - 45 截取的带有处于隐藏或缩回位置的可展开保护鞘的超声器械的俯视图；

图 46 是图 44 中所示的超声器械的侧视图，可展开保护鞘处于展开位置；

图 47 是沿着图 46 中所示的线 47-47 截取的处于展开位置的超声器械的俯视图；

图 48 是图 44 中所示的超声器械的更详细侧视图，可展开保护鞘处于隐藏或缩回位置；

图 49 是沿着图 48 中的线 49-49 截取的图 45 中所示的超声器械的更详细俯视图，保护鞘处于隐藏或缩回位置；

图 50 是图 46 中所示的超声器械的更详细侧视图，可展开保护鞘处于展开位置；和

图 51 是沿着图 50 中的线 51-51 截取的处于展开位置的图 47 中所示的超声器械的更详细俯视图。

图 52-55 示出了包括端部执行器的超声外科器械的一种实施方式，其中：

图 52 是超声外科器械的一种实施方式的俯视透视图；

图 53 是沿着超声外科器械的纵向轴线截取的图 52 中所示的超声外科器械的部分横截面图；

图 54 是沿着图 53 中的线 54-54 截取的超声外科器械的横截面图；和

图 55 是超声外科器械的俯视图。

图 56-59 示出了超声刀片的一种实施方式，其中：

图 56 是超声刀片的一种实施方式的侧视图；

图 57 是图 56 中所示的超声刀片的俯视图；

图 58 是沿着图 57 中的线 58-58 截取的超声刀片的横截面图；

和

图 59 是图 56 中所示的超声刀片的俯视透视图。

图 60 是可以用于平衡刀片的刀片的横截面的参数的示意图；

图 60A 是图 60 的横截面的附加示意图；

图 61 是超声刀片的横截面图；

图 62 是另一超声刀片的横截面图；

图 63 是附加超声刀片的横截面图；

图 64 是另外超声刀片的横截面图。

具体实施方式

在详细解释各种实施方式之前，应当注意的是实施方式在它的应用或使用上并不限于在附图和描述中例举的部件的构造和布置的细节。示例性实施方式可以在其他实施方式、变化和修改中被执行或结合，并且可以以各种方式被实施或实现。例如，下面公开的外科器械和刀片构型仅仅是示例性的而不意味着限制它的范围或应用。此外，除非另外指出，这里使用的术语和表达被选择用于为了描述示例性实施方式以便于读者理解的目的而不是限制它的范围。

各种实施方式通常涉及用于外科器械中的超声外科刀片，并且更特别地涉及带有改进的提升器、切割和凝固特征部件的超声外科刀片和涉及包括在它的一部分上的保护鞘的超声刀片。各种实施方式通常涉及用于改进的骨和组织去除、抽吸和凝固特征的超声外科刀片和器械。除了别的以外，根据各种实施方式的刀片由于它的切割和凝固特性在整形过程中是特别有利的，在该过程中希望去除皮质骨和/或组织，同时控制出血以用于从骨去除肌肉组织。然而，刀片可以有用于一般软组织切割和凝固。刀片可以是直的或弯曲的，并且有用于开放式或腹腔镜应用。根据各种实施方式的刀片可以有用于脊柱手术，尤其是在从骨去除肌肉中帮助后进路。根据各种实施方式的刀片可以减小使用者从骨去除肌肉所需的力，并且在一种实施方式中，可以有用于同时止血地密封或烧灼组织。减小操作外科器械的力可以减轻使用者的疲劳感，提高精确度和减小意外组织损伤。公开了可以有用于开放式和腹腔镜应用的各种不同刀片构型。

超声外科器械的例子在美国专利 No.5,322,055 和 5,954,736 中被公开并且与例如在美国专利 No.6,309,400B2，6,278,218B1、6,283,981B1 和 6,325,811B1 中公开的超声刀片和外科器械组合完整

地被引用于此作为参考。2007 年 3 月 22 日提交的、题为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS”的共同拥有未决美国专利申请 No.11/726,625 也完整地被引用于此作为参考。这些参考文献中的一些公开了超声外科器械设计和刀片设计，其中刀片的纵向波节（node）被激励。由于一个或多个不对称，这些刀片具有横向和/或扭转运动，其中该非纵向运动的特征“波长”小于刀片和它的延长部分的一般纵向运动的特征波长。所以，非纵向运动的波形将呈现沿着组织执行器的横向/扭转运动的波节位置，而有源刀片沿着它的组织执行器的净运动为非零（即，将至少具有沿着从它的远端，纵向运动的反波节（antinode），延伸到邻近组织执行器部分的纵向运动的第一波节位置的长度的纵向运动）。现在将描述某些典型实施方式以提供对这里公开的设备和方法的结构、功能、制造和使用的原理的全面理解。这些实施方式的一个或多个例子在附图中被示出。本领域的普通技术人员将理解在这里具体描述和在附图中示出的设备和方法是非限制性和示例性的实施方式并且各种实施方式的范围仅仅由权利要求限定。结合一种示例性实施方式所示或所述的特征可以与其他实施方式的特征组合。这样的修改和变化应当被包括在权利要求书的范围内。

图 1 示出了超声系统 10 的一种实施方式。超声系统 10 的一种实施方式包括联结到超声换能器 14 的超声信号发生器 12、包括手持件外壳 16 的手持组件 60 和端部执行器 50。被称为“Langevin stack”的超声换能器 14 通常包括换能部分 18、第一共振器或端铃 20 和第二共振器或前铃 22 以及辅助部件。超声换能器 14 的长度优选地是系统半波长的整数倍($n\lambda/2$)，如后面将更详细地所述。声组件 24 包括超声换能器 14、座架 26、速度变换器 28 和表面 30。

将会理解术语“近侧”和“远侧”在这里参照抓握手持组件 60 的临床医生被使用。因此，端部执行器 50 相对于更近侧的手持组件 60 在远侧。进一步将理解，为了方便和清楚起见，例如“顶”和“底”的空间术语也在这里相对于抓握手持组件 60 的临床医生被使用。然

而，外科器械可以在许多取向和位置中被使用，并且这些术语不应当是限制性的和绝对的。

端铃 20 的远端连接到换能部分 18 的近端，并且前铃 22 的近端连接到换能部分 18 的远端。前铃 22 和端铃 20 具有由许多变量确定的长度，这些变量包括换能部分 18 的厚度、用于制造端铃 20 和前铃 22 的材料的密度和弹性模量和超声换能器 14 的共振频率。前铃 22 可以向内从它的近端朝它的远端渐缩以作为速度变换器 28 放大超声振动幅值，或者备选地可以不具有放大。合适的振动频率范围可以为大约 20Hz 到 120kHz 并且很适合的振动频率范围可以为大约 30-70kHz 并且一个典型操作振动频率可以为大约 55.5kHz。

压电元件 32 可以由任何合适的材料制造，例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅或其他压电晶体材料。正电极 34、负电极 36 和压电元件 32 均具有延伸通过中心的孔径。正和负电极 34 和 36 分别电联结到导线 38 和 40。导线 38 和 40 被封闭在电缆 42 内并且可电连接到超声系统 10 的超声信号发生器 12。

声组件 24 的超声换能器 14 将来自超声信号发生器 12 的电信号转换成机械能，该机械能在超声频率下主要导致超声换能器 24 和端部执行器 50 的纵向振动运动。合适的发生器可使用来自俄亥俄州辛辛那提市的 Ethicon Endo-Surgery 公司的型号 GEN01。当声组件 24 被赋能时，振动运动驻波通过声组件 24 生成。沿着声组件 24 的任何点处的振动运动的幅值可以取决于沿着声组件 24 振动运动被测量的位置。振动运动驻波中的最小或零交叉通常被称为波节（即，运动通常最小的地方），并且在驻波中的绝对值最大点或峰值点通常被称为反波节（即，运动通常最大的地方）。反波节与它的最近波节之间的距离为四分之一波长($\lambda/4$)。

导线 38 和 40 将来自超声信号发生器 12 的电信号传输到正电极 34 和负电极 36。压电元件 32 由响应脚踏开关 44 从超声信号发生器 12 供应的电信号赋能以在声组件 24 中产生声驻波。电信号以重复小位移的形式导致压电元件 32 的扰动，导致材料内的大压缩力。重复

小位移导致压电元件 32 以连续方式沿着电压梯度的轴线膨胀和收缩，产生超声能量的纵波。超声能量通过声组件 24 经由超声传输波导管 104 被传输到端部执行器 50。

为了声组件 24 将能量输送到端部执行器 50，声组件 24 的所有部件必须声联结到端部执行器 50。超声换能器 14 的远端可以通过例如螺栓 48 的螺纹连接件在表面 30 声联结到超声传输波导管 104 的近端。

声组件 24 的部件优选地被声调谐使得任何组件的长度是半波长的整数倍($n\lambda/2$)，其中波长 λ 是声组件 24 的预选或操作纵向振动驱动频率 f_d 的波长，并且其中 n 是任何正整数。也可以预见声组件 24 可以结合声元件的任何合适的布置。

超声端部执行器 50 可以具有基本等于系统半波长($\lambda/2$)的整数倍的长度。超声端部执行器 50 的远端 52 可以被布置在反波节附近以便提供远端的最大纵向振幅。当换能器组件被赋能时，超声端部执行器 50 的远端 52 可以被配置成在预定振动频率下例如在大约 10 - 500 微米峰峰的范围，并且优选地在大约 30 - 150 微米的范围内移动。

超声端部执行器 50 可以联结到超声传输波导管 104。如图所示的超声端部执行器 50 和超声传输波导管 104 由适合于传输超声能量的材料，例如 Ti6Al4V（包括铝和钒的钛合金）、铝、不锈钢或其他已知材料，形成为单一单元构造。备选地，超声端部执行器 50 可以从超声传输波导管 104 分离（并且具有不同组分），并且例如通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他合适的已知方法被联结。超声传输波导管 104 例如可以具有基本等于系统半波长($\lambda/2$)的整数倍的长度。超声传输波导管 104 例如可以优选地由有效地传播超声能量的材料例如钛合金（即，Ti-6Al-4V）或铝合金所构成的实芯轴制造。

超声传输波导管 104 包括在近端通过例如螺栓 48 的螺纹连接联结到超声传输波导管 104 的表面 30 的纵向突出附连柱 54。在图 1

所示的实施方式中，超声传输波导管 104 包括位于多个波节的多个稳固硅圈或柔性支撑件 56。硅圈 56 阻尼有害振动并且隔离超声能量免于影响可卸除鞘 58，保证超声能量以最大效率沿纵向方向流动到端部执行器 50 的远端 52。

如图 1 中所示，可卸除鞘 58 联结到手持组件 60 的远端。鞘 58 通常包括适配器或鼻锥 62 和细长管状元件 64。管状元件 64 附连到适配器 62 并且具有纵向延伸通过其中的开口。鞘 58 可以被螺纹连接或卡扣到外壳 16 的远端上。超声传输波导管 104 延伸通过管状元件 64 的开口并且硅圈 56 隔离其中的超声传输波导管 104。

鞘 58 的适配器 62 优选地由 Ultem® 构成，并且管状元件 64 由不锈钢制造。备选地，超声传输波导管 104 可以具有围绕它的聚合材料以隔离它免于外部接触。

超声传输波导管 104 的远端可以通过内螺纹连接优选地在反波节处或附近联结到端部执行器 50 的近端。可以预见端部执行器 50 可以通过例如焊接接头等任何合适的手段附连到超声传输波导管 104。尽管端部执行器 50 可以从超声传输波导管 104 可拆卸，也可以预见端部执行器 50 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体件。

图 2 示出了用于超声器械的连接接合器/接头 70 的一种实施方式。连接接合器/接头 70 可以形成于超声传输波导管 104 的附连柱 54 与在声组件 24 的远端处的速度变换器 28 的表面 30 之间。附连柱 54 的近端包括基本圆柱形的内螺纹凹槽 66 以在其中接收螺栓 48 的一部分。速度变换器 28 的远端也可以包括基本圆柱形的内螺纹凹槽 68 以接收螺栓 48 的一部分。凹槽 66、68 基本周向地和纵向地被对准。

图 3 示出了无菌超声外科器械 100 的一种实施方式的分解透视图。超声外科器械 100 可以用于上述超声系统 10。然而，如这里所述，本领域的普通技术人员将理解可以想到这里公开的超声外科器械的各种实施方式以及它们的任何等效结构有效地与其他已知超声

外科器械结合使用而不脱离它的范围。因此，提供给这里公开的各种超声外科刀片实施方式的保护不应当被限制为仅仅与上述的示例性的超声外科器械结合使用。

超声外科器械 100 可以通过本领域中已知的方法消毒，例如伽马辐射消毒、氧化乙烯处理、高压蒸汽灭菌、在消毒液中浸泡或其他已知方法。在所示实施方式中，超声传输组件 102 包括超声端部执行器（通常标示为超声端部执行器 50）和超声传输波导管 104。超声端部执行器 50 和超声传输波导管 104 被显示成由适合于传输超声能量的材料，例如 Ti6Al4V（包括铝和钒的钛合金）、铝、不锈钢或其他已知材料形成的单一单元构造。备选地，超声端部执行器 50 可以从超声传输波导管 104 分离（并且具有不同组分），并且例如通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他已知方法被联结。超声传输波导管 104 例如可以具有基本等于系统半波长($\lambda/2$)的整数倍的长度。超声传输波导管 104 例如可以优选地由有效地传播超声能量的材料例如钛合金（即，Ti-6Al-4V）或铝合金所构成的实芯轴制造。

在图 3 所示的实施方式中，超声传输波导管 104 通过安装 O 形圈 108 和密封圈 110 被定位在外鞘 106 中。也可以沿着超声传输波导管 104 包括一个或多个附加阻尼器或支撑元件（未显示）。超声传输波导管 104 通过穿过外鞘 106 中的安装孔 114 和超声传输波导管 104 中的安装槽 116 的安装销 112 固定到外鞘 106。

图 4-19 示出了超声刀片的各种实施方式，其可以考虑端部执行器 50 的不同实施方式并且通常可以很适合于切割、凝固和整形组织。在各种实施方式中，超声刀片例如可以被配置成很适合于从骨分离肌肉的超声外科提升器刀片。超声刀片可以用于上述超声外科器械 10、100 中。超声刀片的实施方式可以适合于脊柱手术，并且更特别地适合于在从骨去除肌肉组织和凝固组织中帮助后进路。因此，超声刀片可以用于同时从骨整形或去除肌肉组织并且当组织从骨被去除时止血地密封组织。超声能量帮助超声刀片的切割动作并且在操作期间减小外科医生所需的力并且由此减轻外科医生的疲劳感，提

高精度和减小意外组织损伤。然而，实施方式并不限于该范围。本领域的技术人员将理解，尽管超声刀片的各种实施方式很适合于切割、凝固和整形组织以例如从骨分离肌肉组织，这些超声刀片是多功能的并且可以用于许多应用中。

图 4-7 示出了超声刀片 120 的一种实施方式。超声刀片 120 通常很适合于切割、凝固和整形组织。在一种实施方式中，超声刀片 120 可以被配置成通常很适合于从骨分离肌肉组织的超声外科提升器刀片。然而，超声刀片 120 可以用于各种其他治疗程序中。图 4 是超声刀片 120 的侧视图。图 5 是超声刀片 120 的俯视图。图 6 是沿着图 4 的线 6-6 截取的超声刀片 120 的横截面图。图 7 是超声刀片 120 的俯视透视图。

在图 4-7 所示的实施方式中，超声刀片 120 包括刀片主体 122，该刀片主体具有围绕第一轴线 121 基本弓曲的大体平坦的顶表面 124 和围绕第二轴线 123 基本弓曲的大体圆形的平滑底表面 126。如图 6 的横截面图中所示，顶表面 124 大体平坦并且底表面 126 相对于第三轴线 125 基本弓曲。刀片主体 122 沿着纵向中心轴线 127 延伸。刀片主体 122 可以包括通常标示为 128 的基本细长治疗区，和从治疗区 128 的近端 132 突出的颈或过渡部分 130。颈部分 130 例如可以通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他已知附连方法附连到超声传输波导管 104。在备选实施方式中，超声刀片 120 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。在任一配置中，超声传输波导管 104 放大传输到超声刀片 120 的机械振动，这在本领域中是公知的。超声刀片 120 适于联结到超声外科器械 100，其可以用于上述超声外科器械 10、100。

超声刀片 120 包括治疗区 128 以作用于组织，例如切割、凝固、整形、刮削和去除组织。治疗区 128 包括围绕第一轴线 121 基本弓曲的顶表面 124 和围绕第二轴线 123 基本弓曲的平滑底表面 126。如图 6 的横截面图中所示，治疗区 128 的顶表面 124 大体平坦并且底表面 126 围绕第三轴线 125 基本弓曲。治疗区 128 的远端 134 也包

括带有切割边缘 136 的基本平坦的尖端。刀片 120 和远侧切割边缘 136 限定用于作用于组织的宽顶表面 124。底表面 126 可以是用于沿着骨区的骨接触和无损伤用途的表面，被配置成防止切割边缘 136 切入骨组织中。由于它的弓曲形状底表面 126 可以用于凝固组织。刀片 120 的顶表面 124 具有基本大于刀片 120 的厚度“T”的宽度“W”。附加切割边缘 138 可以沿着治疗区 128 的两侧侧向地定位。在一种实施方式中，切割边缘 138 从治疗区 128 的近端 132 延伸到远端 134。在一个例子中，超声刀片 120 的平尖端切割边缘 136 或侧向切割边缘 138 适合于从骨去除肌肉组织，而大体圆形的基本弓曲平滑底表面 126 充当靠在骨上滑动的无损伤表面。

超声刀片 120 可以由适合于传输超声能量的材料，例如 Ti6Al4V（包括铝和钒的钛合金）、铝、不锈钢或其他已知材料制造。

图 8-11 示出了超声刀片 150 的一种实施方式。超声刀片 150 通常很适合于切割、凝固和整形组织。在一种实施方式中，超声刀片 150 可以被配置成通常很适合于从骨分离肌肉组织的超声外科提升器刀片。然而，超声刀片 150 可以用于各种其他治疗程序中。图 8 是超声刀片 150 的侧视图。图 9 是超声刀片 150 的俯视图。图 10 是沿着图 8 的线 10-10 截取的超声刀片 150 的横截面图。图 11 是超声刀片 150 的俯视透视图。

在图 8-11 所示的实施方式中，超声刀片 150 包括刀片主体 152，该刀片主体具有大体平坦的平面顶表面 154 和基本弓曲的平滑底表面 156。顶表面 154 和底表面 156 沿着纵向中心轴线 127 延伸。如图 10 的横截面图中所示，顶表面 154 是大体平坦的和平面的并且底表面 156 围绕轴线 129 基本弓曲。刀片主体 152 可以包括通常标示为 158 的基本细长治疗区，和从治疗区 158 的近端 132 突出的颈或过渡部分 160。颈部分 160 例如可以通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他已知附连方法附连到超声传输波导管 104。在备选实施方式中，超声刀片 150 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。在任一配置中，超声传输波导管 104 放大传输到超声刀片 150 的机械振动，

这在本领域中是公知的。超声刀片 150 适于联结到超声外科器械 100，其可以联结到上述超声系统 10。在一种实施方式中，超声刀片 150 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。

超声刀片 150 包括基本直的平面治疗区 158 以作用于组织。治疗区 158 包括大体平坦的平面顶表面 154 和基本弓曲的平滑底表面 156。底表面 156 包括在治疗区 158 的远端 134 处围绕轴线 131 基本弓曲的平滑无损伤表面 162 以用于沿着骨区的骨接触和无损伤用途。治疗区 158 的远端 134 也包括带有远侧切割边缘 166 的基本平坦的尖端。无损伤表面 162 被配置成防止远侧切割边缘 166 切入骨组织中。无损伤表面 162 从底表面 156 延伸到顶表面 154 并且用于当切割边缘 166 从骨去除肌肉组织时接触和滑动地接合骨而不切入骨组织中。切割边缘 168 沿着治疗区 158 的一侧侧向地定位。刀片 150 和远侧切割边缘 166 限定用于作用于组织的宽顶表面 154。刀片 150 的宽顶表面 154 具有基本大于厚度“T”的宽度“W”。在一种实施方式中，切割边缘 168 从治疗区 158 的近端 132 延伸到远端 134。刀片 150 也包括沿着治疗区 158 的侧面与侧向切割边缘 168 相对地侧向定位的钝的、平滑的或弯曲的侧向凝固边缘 164。在一种实施方式中，凝固边缘 164 从治疗区 158 的近端 132 延伸到远端 134。凝固边缘 164 例如可以用于除了凝固以外的不同组织作用。在一个例子中，超声刀片 150 的平尖端远侧切割边缘 166 或侧向切割边缘 168 适合于从骨去除肌肉组织，而无损伤表面 162 靠在骨上滑动。临床医生可以选择切割边缘 166、168 的任意一个或无损伤表面 162 用于不同组织作用。如先前关于超声刀片 120 所述，超声刀片 150 可以由适合于超声能量的传输的材料制造。

图 12-15 示出了超声刀片 180 的一种实施方式。超声刀片 180 通常很适合于切割、凝固和整形组织。在一种实施方式中，超声刀片 180 可以被配置成通常很适合于从骨分离肌肉组织的超声外科提升器刀片。然而，超声刀片 180 可以用于各种其他治疗过程中。图 12 是超声刀片 180 的侧视图。图 13 是超声刀片 180 的俯视图。图

14 是沿着图 12 的线 14-14 截取的超声刀片 180 的横截面图。图 15 是超声刀片 180 的俯视透视图。

在图 12-15 所示的实施方式中,超声刀片 180 包括刀片主体 182,该刀片主体具有大体平坦的平面顶表面 184 和大体平坦的平面底表面 186。顶表面 184 和底表面 186 是基本平行的并且沿着纵向中心轴线 127 延伸。刀片主体 182 可以包括通常标示为 188 的基本细长治疗区,和从治疗区 188 的近端 132 突出的颈或过渡部分 190。颈部分 190 例如可以通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他已知附连方法附连到超声传输波导管 104。在备选实施方式中,超声刀片 180 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。在任一配置中,超声传输波导管 104 放大传输到超声刀片 180 的机械振动,这在本领域中是公知的。因此,超声刀片 180 适于联结到超声外科器械 100,其可以用于上述超声外科器械 100 中,其可以用于上述超声系统 10 中。在一种实施方式中,超声刀片 180 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。

超声刀片 180 包括基本平坦的平面治疗区 188 以作用于组织。治疗区 188 包括大体平坦的平面顶表面 184 和大体平坦的平面底表面 186。缺口 192 (在所示实施方式中为钩状) 被限定在治疗区 188 的远端 134。缺口 192 向内延伸到刀片主体 182 中。缺口 192 包括切割边缘 194。第一直侧向切割边缘 196 被定位在治疗区 188 的远端 134 上。第二直侧向切割边缘 198 沿着治疗区 188 的侧面侧向地定位在缺口 192 与近端 132 之间。钝的、平滑的或弯曲的凝固边缘 200 与侧向切割边缘 198 沿着治疗区 188 的侧面相对侧向地定位。所述钝的、平滑的或弯曲的凝固边缘 200 围绕轴线 135 基本弓曲。刀片 180 和侧向切割边缘 198 限定宽顶表面 184。刀片 180 的宽顶表面 184 具有基本大于厚度“T”的宽度“W”。在一种实施方式中,弯曲边缘 200 从治疗区 188 的近端 132 延伸到远端 134。凝固边缘 200 例如可以用于除了凝固以外的不同组织作用。在一个例子中,超声刀片 180 的切割边缘 194、196、198 可以用于从骨去除肌肉组织,而凝固边缘

200 可以用于凝固。缺口切割边缘 194 帮助切割组织。例如，缺口切割边缘 194 允许在无血管组织中的更快速组织切割或者可以辅助进入关节囊。如先前关于超声刀片 120 所述，超声刀片 180 可以由适合于超声能量的传输的材料制造。

图 16-19 示出了超声刀片 210 的一种实施方式。超声刀片 210 通常很适合于切割、凝固和整形组织。在一种实施方式中，超声刀片 210 可以被配置成通常很适合于从骨分离肌肉组织的超声外科提升器刀片。然而，超声刀片 210 可以用于各种其他治疗程序中。图 16 是超声刀片 210 的侧视图。图 17 是超声刀片 210 的俯视图。图 18 是沿着图 16 的线 18-18 截取的超声刀片 210 的横截面图。图 19 是超声刀片 210 的俯视透视图。

在图 16-19 所示的实施方式中，超声刀片 210 包括刀片主体 212，该刀片主体具有大体平坦的平面顶表面 214 和大体平坦的平面底表面 216。顶表面 214 和底表面 216 是基本平行的并且沿着纵向中心轴线 127 延伸。刀片主体 212 可以包括通常标示为 218 的基本细长治疗区，和从治疗区 218 的近端 132 突出的颈或过渡部分 220。颈部分 220 例如可以通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他已知附连方法附连到超声传输波导管 104。在备选实施方式中，超声刀片 210 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。在任一配置中，超声传输波导管 104 放大传输到超声刀片 210 的机械振动，这在本领域中是公知的。因此，超声刀片 210 适于联结到外科器械 100 的超声传输波导管 104，其可以用于上述超声系统 10。在一种实施方式中，超声刀片 210 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。

超声刀片 210 包括基本平坦的平面治疗区 218 以作用于组织。治疗区 218 包括大体平坦的平面顶表面 214 和大体平坦的平面底表面 216。第一无损伤平坦边缘 222 可以被定位在超声刀片 210 的远端 134 处的尖端上以用于沿着骨区的骨接触和无损伤用途以及表征刀片 210。刀片 210 和远侧无损伤边缘 222 限定用于作用于组织的宽顶表面 214。刀片 210 的宽顶表面 214 具有基本大于刀片 210 的厚度“T”

的宽度“W”。在超声刀片 210 的远端 134 的尖端处的平坦无损伤边缘 222 例如可以垂直于超声刀片 210 的纵向中心轴线 127 并且可以用于远端 134 的位移的基准测量。这可以用于测量和表征超声刀片 210。围绕轴线 135 基本弓曲的平滑无损伤表面 228 可以设在远端 134 以用于沿着骨区的骨接触和无损伤用途。切割边缘 224、226 可以沿着治疗区 218 的两侧侧向地布置。如先前关于超声刀片 120 所述，超声刀片 210 可以由适合于超声能量的传输的材料制造。

图 20 是超声刀片 230 的一种实施方式的俯视透视图。超声刀片 230 通常很适合于切割、凝固和整形组织。在一种实施方式中，超声刀片 230 可以被配置成通常很适合于从骨分离肌肉组织的超声外科提升器刀片。然而，超声刀片 230 可以用于各种其他治疗过程中。超声刀片 230 具有刀片主体 232，该刀片主体具有大体平坦的平面锥形顶表面部分 234、大体平坦的平面底表面 238（图 21）和带有很适合于从骨切除组织的切割边缘 239 的偏移边缘部分 236。如先前关于超声刀片 120 所述，超声刀片 230 可以由适合于超声能量的传输的材料制造。刀片主体 232 可以包括通常标示为 240 的基本细长治疗区，和从治疗区 240 的近端 132 突出的颈或过渡部分 242。颈部分 242 例如可以通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他已知附连方法附连到超声传输波导管 104。在备选实施方式中，超声刀片 230 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。在任一配置中，超声传输波导管 104 放大传输到超声刀片 230 的机械振动，这在本领域中是公知的。因此，超声刀片 230 适于联结到超声外科器械 100，其可以用于上述超声系统 10。

图 21 示出了图 20 中所示的超声刀片 230 的一种实施方式的使用。超声刀片 230 包括大体平面治疗区 240，该大体平面治疗区具有大体平坦的平面顶表面 234、大体平坦的平面底表面 238 和带有切割边缘 239 的偏移边缘部分 236。切割边缘 239 适合于从骨 246 切除肌肉组织 244。

上述超声刀片 120、150、180、210、230 均具有基本等于系统

半波长($\lambda/2$)的整数倍的长度“L”。超声刀片 120、150、180、210、230 的远端 134 可以被布置在反波节附近以便提供远端 134 的最大纵向振幅。当换能器组件被赋能时，超声刀片 120、150、180、210、230 的远端 134 可以被配置成在预定振动频率范围下在例如大约 10 - 500 微米峰峰的范围，并且优选地在大约 30 - 150 微米的范围内移动。如先前所述，合适的振动频率范围可以为大约 20Hz 到 120kHz 并且很适合的振动频率范围可以为大约 30-70kHz 并且一个典型操作振动频率可以为大约 55.5kHz。

其他实施方式可以包括在远侧附连到共用超声传输波导管 104 的多个端部执行器 50。端部执行器 50 可以提供类似于上面关于超声刀片 120、150、180、210、230 所述的各种组织作用。如上所述，超声刀片 120、150、180、210、230 可以从波导管 104 分离（并且具有不同组分），并且例如通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他已知方法被联结。快速连接联结器可以提供更低的成本和在一个过程中使用多个超声刀片 120、150、180、210、230 的便利性。

如上所述，超声外科器械的端部执行器或刀片例如可以沿着纵向轴线振动以治疗组织。在各种情况下，这样的器械例如可以优选地被配置成使得它们不会沿任何其他方向，例如横向于纵向轴线的轴线振动。这样的横向振动例如可能使外科器械低效率并且可能需要附加功率来操作外科器械。在至少一种情况下，这样的横向振动可以由刀片的不平衡不对称配置产生和/或放大。在本发明的各种实施方式中，超声外科器械的端部执行器或刀片可以被配置成使得这样的横向振动被减小或消除。例如，在至少一种实施方式中，刀片可以包括不对称配置，所述不对称配置可以相对于横向于外科器械的纵向振动轴线的至少一个轴线被平衡，如下面更详细地所述。

在各种实施方式中，参考图 56-59，超声外科器械刀片（例如刀片 680）例如可以包括刀片主体 682，该刀片主体具有大体平坦的顶表面或侧面 684 和大体平坦的底表面或侧面 686。尽管表面或侧面 684 和 686 可以是大体平坦的或平面的，它们可以包括任何合适的配

置, 例如包括弯曲和/或曲线配置。顶表面 684 和底表面 686 可以基本平行并且可以沿着纵向轴线或中心轴线 127 延伸。刀片主体 682 可以包括通常标示为 688 的基本细长治疗区, 和从治疗区 688 的近端 632 突出的颈或过渡部分 690。颈部分 690 例如可以通过螺栓、焊接、胶水、快速连接或其他已知附连方法附连到超声传输波导管 104 (图 1)。在备选实施方式中, 超声刀片 680 和超声传输波导管 104 可以形成为单一整体。在任一配置中, 超声传输波导管 104 能够放大传输到超声刀片 680 的机械振动, 这在本领域中是公知的。

在各种实施方式中, 刀片 680 可以包括在治疗区 688 的远端 634 处被限定的缺口 692 (在所示实施方式中为钩状)。缺口 692 可以向内延伸到刀片主体 682 中, 如图 57 和 59 中所示, 其中缺口 692 例如可以包括被配置成切割组织的切割边缘 694。在各种实施方式中, 参考图 58, 刀片 680 例如可以进一步包括也可以被配置成切割组织的切割边缘 696。在至少一种实施方式中, 再次参考图 58, 刀片 680 的横截面可以被配置成使得刀片 680 相对于轴线 669 被平衡, 或至少基本被平衡。在各种实施方式中, 该横截面例如可以由平面 (例如平面 673) 限定, 其中平面 673 可以垂直于纵向轴线 127 并且其中轴线 669 可以位于平面 673 内。在至少一种实施方式中, 刀片 680 的横截面可以包括主体或中心部分 675 和从中心部分 675 延伸的切割或台阶部分 679。在各种实施方式中, 轴线 669 可以被称为刀片或刀片的一部分的中心线, 尽管这样的使用并不意味着传达刀片或刀片的一部分必须是对称的。经常地, 这样的参考可以用于表示轴线或基准面, 所述轴线或基准面用于确定或测量对称和/或不对称刀片或刀片的一部分是否相对于其平衡。

在各种实施方式中, 参考图 60 中所示的刀片 680 的横截面, 中心部分 675 的侧面例如可以由表面 684 和 686 限定, 其中表面 684 和 686 可以限定其间的宽度(w)。尽管中心部分 675 的宽度在所示典型实施方式中基本恒定, 中心部分 675 的宽度可以具有任何合适的配置, 例如包括在横向轴线 669 的相对侧具有相同或至少基本相同

的部分的配置。在至少一个这样的实施方式中，中心部分 675 可以包括定位在横向轴线 669 的第一侧的第一质量 M_{B1} 和定位在所述横向轴线的第二侧的第二质量 M_{B2} ，其中 M_{B1} 可以等于或至少基本等于 M_{B2} 。在各种实施方式中，再次参考图 60， M_{B1} 可以包括由 l_1 和 $w/2$ 限定的区域，并且类似地， M_{B2} 可以包括由 l_2 和 $w/2$ 限定的区域。在至少一种实施方式中， l_1 可以等于或至少基本等于 l_2 。然而在各种备选实施方式中， M_{B1} 可以不等于 M_{B2} 。在至少一种这样的实施方式中， l_1 可以不等于 l_2 。然而在各种实施方式中，刀片 680 的质量可以以如下面更详细所述的另一方式被平衡。

在各种实施方式中，参考图 60，横截面的台阶部分 679 可以包括第一表面 681 和第二表面 683，其中切割边缘 696 可以被定位在第一表面 681 和第二表面 683 中间。在至少一种实施方式中，与上面类似，台阶部分 679 可以包括定位在轴线 669 的第一侧且由 A_1 限定的第一质量 M_{S1} 和定位在轴线 669 的相对或第二侧且由 A_2 限定的第二质量 M_{S2} ，其中 M_{S1} 可以等于或至少基本等于 M_{S2} 。在至少一种这样的实施方式中，台阶部分 679 可以包括重心 685，其中重心 685 可以沿着横向轴线 669 被定位。尽管具有对称台阶部分 679 的各种实施方式是可能的，台阶部分 679 可以包括相对于横向轴线 669 的不对称配置。在至少一种这样的实施方式中，切割边缘 696 可以不沿着轴线 669 或与其共面，其中因此刀片 680 可以包括更靠近侧面 684 和 686 之一定位而不相对于轴线 669 产生质量不平衡的切割边缘。在至少一种实施方式中，参考图 60，切割边缘 696 例如可以相对于第二侧面 686 被定位在距离 x 处，使得刀片 680 如下面更详细地所述被平衡。由于相对于刀片的一个侧面切割边缘更靠近，外科医生可以更清楚地可见切割边缘，由此便于外科器械的适当使用。

在各种实施方式中，作为上面的补充， M_{S1} 可以不等于 M_{S2} 。然而在至少一种这样的实施方式中，中心部分 675 和台阶部分 679 的质量例如可以被布置成使得刀片 680 的质量仍然相对于例如横向轴线 669 被平衡。更特别地， M_{S1} 、 M_{S2} 、 M_{B1} 和 M_{B2} 可以被选择成使得

$M_{B1} + M_{S1}$ 等于或至少基本等于 $M_{B2} + M_{S2}$ 。在这样的实施方式中，因此在轴线 669 的第一侧的刀片 680 的总质量可以等于或至少基本等于在轴线 669 的第二侧的刀片 680 的总质量。此外，在各种实施方式中，刀片 680 的质量可以被布置成使得质量 M_{S1} 、 M_{S2} 、 M_{B1} 和 M_{B2} 的力矩和惯性力矩也被平衡。通常，质量的力矩与质量和质量的重心与基准面或轴线之间的距离的乘积成比例。而且，通常，质量的惯性力矩与质量和质量的重心与基准面或轴线之间的距离的平方的乘积成比例。参考图 60 所示的实施方式，质量 M_{S1} 、 M_{S2} 、 M_{B1} 和 M_{B2} 例如可以被定位成相对于横向轴线 669 平衡或至少基本平衡刀片 680 的力矩和惯性力矩。

在各种实施方式中，再次参考图 60，如上所述的台阶部分 679 可以包括第一和第二表面和定位在其间的切割边缘 696。在至少一种实施方式中，台阶部分 679 可以进一步包括边缘高度 s ，该边缘高度可以限定切割边缘 696 与台阶部分 679 的第一部分 697 之间的距离。更特别地，在至少一种实施方式中，台阶部分 679 可以包括由基准面 695 分离的第一部分 697 和切割部分 699，其中边缘高度 s 可以限定第一部分 697 的顶部（即切割边缘 696）与基准面 695 之间的距离。用另一种方式来说，参考图 60A，边缘高度 s 可以被定义为由区域 A_4 限定的直角三角形的顶点与由 A_1 和 A_3 的组合区域限定的直角三角形的顶点之间的距离。在至少一种实施方式中，作为上面的补充， A_1 可以等于 A_2 ，并且 A_2 可以等于 $A_3 + A_4$ 。在第二表面 683 平行于轴线 669 的各种实施方式中，边缘高度 s 可以等于第二表面 683 的长度。在第二表面 683 不平行于轴线 669 的各种其他实施方式中，边缘高度 s 可以等于第二表面 683 在轴线 669 上的投影长度。在各种实施方式中，切割边缘 696 可以位于第一平面 693 内，基准面 695 可以位于平行于第一平面的第二平面内，并且其中台阶高度 s 可以限定第一平面和第二平面之间的距离。

在各种实施方式中，第一表面 681 和第二表面 683 可以被布置成使得在其间限定角 α 或边缘角，其中该边缘角可以是任何合适的

角，例如大约 35 度或大约 65 度。在这样的外科刀片的各种试验使用期间，观察到具有更小的边缘角（即更接近零度的角）的外科刀片比具有更大的边缘角（即更接近 90 度的角）的外科刀片更快地横切组织。然而也观察到当组织正被横切时这样的刀片能够在组织的边缘内密封或产生止血而与选择的边缘角无关。这样的结果似乎是令人惊奇的，并且有利地，据信这里公开的刀片的边缘角可以被选择成在不影响组织的止血的情况下提高期望的切割速度。此外，通过这样的外科刀片的试验使用也确定用于在猪组织内产生止血的关系式可以包括：

$$1.26 - 0.0102 * a - 1.14 * h + 8.14w$$

其中 a 表示刀片的纵向幅值，其中 w 与上面类似表示刀片的宽度，并且其中 h 表示刀片的高度。在各种实施方式中，用于产生止血的该关系式可以等于零，变量 a 、 h 和 w 中的两个的值可以被选择或输入该关系式中，并且该关系式然后可以用于确定第三变量的值。在至少一种情况下，根据特定刀片所需的止血水平，该关系式用于确定刀片的宽度 w 的合适范围，该范围可以在大约 0.040'' 到大约 0.070'' 之间。大约 0.060'' 的宽度被选择用于一个实际例子。

在至少一种实施方式中，台阶部分 679 的第二表面 683 可以平行于或至少基本平行于中心部分 675 的第一侧面 684 和/或第二侧面 686。在各种实施方式中，第一表面 681 例如可以位于横向于第二表面 683 和第一侧面 684 的平面内。尽管图 60 中的台阶部分 679 的典型实施方式的部分被显示成具有直边的直角三角形，台阶部分 679 可以包括例如相对于横向轴线 669 被平衡或至少基本被平衡的任何合适的配置。在至少一种实施方式中，这样的平衡可以通过沿着刀片的中心线定位台阶部分的重心获得。在各种实施方式中，刀片（例如刀片 680）例如可以被平衡使得以下关系式：

$$(1) \quad \frac{x^2}{2 * \tan \alpha} + \frac{(w-x)}{2} \left(\frac{x}{\tan \alpha} - s \right) - \left(\frac{w}{2} \right)^2 \frac{1}{\tan \alpha} \text{ 或, 相应地:}$$

$$\frac{x^2}{2} * \tan^{-1} \alpha + \frac{(w-x)}{2} (x * \tan^{-1} \alpha - s) - \left(\frac{w}{2} \right)^2 \tan^{-1} \alpha$$

等于或至少基本等于零，其中 w 是刀片的主体部分（例如中心部分 675）的宽度，其中 α 是在台阶部分的第一和第二表面（例如表面 681 和 683）之间限定的边缘角，其中 s 是可以如上所述被定义的台阶部分的边缘高度，并且其中 x 是主体部分的侧面（例如第二侧面 686）与台阶部分的切割边缘（例如切割边缘 696）之间的距离。

在各种实施方式中，变量 w 、 s 和 α 的合适值可以被选择并且关系式(1)可以被处理以确定变量 x 的值。在至少一种这样的实施方式中，关系式(1)等于零并且变量 w 、 s 和 α 的选定值被代入关系式(1)中以确定变量 x 的值。在这样的情况下，变量 x 取决于变量 w 、 s 和 α 的值的選擇。如果刀片（例如刀片 680）例如根据 w 、 s 和 α 的选定值和 x 的确定值被构造，则刀片 680 将相对于横向轴线 669 被平衡，或者至少基本被平衡。如上所述，变量 w 、 s 和 α 的值可以由于各种原因被选择。例如，变量 w （即刀片的主体部分的宽度）的值例如可以被选择使得刀片可以适配通过内窥镜。在各种实施方式中，变量 s 和 α （即台阶部分 679 的高度和边缘角）的值可以被选择以改善或优化刀片的可制造性。作为上面的附加或代替，变量 w 、 s 和/或 α 的值例如可以被选择以优化例如刀片的切割性能。

尽管关系式(1)可以用于将变量 x 设置成独立变量，关系式(1)可以用于将上述其他变量的至少一个设置成独立变量。在至少一种这样的实施方式中，例如关系式(1)可以等于零并且变量 w 、 s 和 x 的选定值可以被代入关系式(1)中以确定变量 α 的值。类似地，例如关系式(1)可以等于零并且变量 w 、 α 和 x 的选定值可以被代入关系式(1)中以确定变量 s 的值。可以采用类似方法确定变量 w 的值。作为上面的补充，在各种实施方式中，对于 s 和 w 的任何给定值，超声外科刀片可以被配置成使得以下关系式：

$$(2) \quad A * x^2 * \tan^{-1} \alpha + B * x * \tan^{-1} \alpha + C * \tan^{-1} \alpha + D * x + E$$

等于或至少基本等于零，其中 A 、 B 、 C 、 D 和 E 是常数。在各种备选实施方式中，对于 s 和 α 的任何给定值，超声外科刀片可以被配置成使得以下关系式：

$$(3) \quad A * x^2 + B * x + C * x * w + D * w + E * w^2 + F$$

等于或至少基本等于零，其中 A 、 B 、 C 、 D 、 E 和 F 是常数。在各种实施方式中，对于 w 和 α 的任何给定值，超声外科刀片可以被配置成使得以下关系式：

$$(4) \quad A * x^2 + B * x + C * x * s + D * s + E$$

等于或至少基本等于零，其中 A 、 B 、 C 、 D 和 E 是常数。

在各种实施方式中，用于平衡超声外科刀片的上述方法可以用于平衡或至少基本平衡如下面更详细所述的各种备选外科刀片。在至少一种实施方式中，由于质量与动能之间的关系，由这样的刀片施加的能量也可以被平衡。更具体地，如果刀片的质量相对于刀片的基准面或中心线被平衡，当刀片被启动时由它产生的动能也将相对于基准面或中心线被平衡。在这样的情况下，因此，外科刀片例如可以被配置成将均匀能量剖面输送到靶组织。在各种实施方式中，平衡或至少基本平衡刀片可以将均匀或至少基本均匀压力剖面提供给靶组织。在至少一种实施方式中，如果在横截面中心线的第一侧的质量在中心线的第二侧的质量的大约百分之十之内，刀片可以被认为基本平衡。在这样的实施方式中，尽管刀片不质量平衡，由不平衡刀片产生的任何横向振动不会显著影响刀片的性能。在至少一种实施方式中，如果切割边缘（例如切割边缘 696）例如被定位在 x 的计算距离的大约百分之十之内，刀片可以被认为基本平衡。作为上面的补充，尽管在这里描述了相对于一个轴线平衡刀片的质量的方法，这样的方法可以用于相对于两个或以上轴线平衡刀片的质量。

在至少一种实施方式中，参考图 61，刀片 780 可以包括具有第一侧面 784 和第二侧面 786 的中心部分 775。刀片 780 可以进一步包括两个台阶部分 779，在各种实施方式中，所述台阶部分可以被定位在中心部分 775 的相对侧面上。在这样的实施方式中，因此，刀片 780 可以包括例如被配置成横切组织的两个切割边缘 796。在各种实施方式中，作为上面的补充，每个台阶部分 779 可以相对于轴线 769 被平衡，其中轴线 769 可以横向于纵向轴线 127。在各种备选实施方

式中，尽管未被示出，台阶部分 779 可以被布置成使得尽管每个台阶部分 779 可以相对于轴线 769 不平衡，台阶部分 779 可以彼此平衡或偏移。在至少一个附加实施方式中，参考图 62，刀片 880 可以包括中心部分 875 和两个台阶部分 879，其中与上面类似，部分 875 和 879 可以相对于横向轴线 869 被平衡。在至少一种进一步的实施方式中，参考图 63，刀片 980 可以包括具有第一侧面 984 和第二侧面 986 的中心部分 975。刀片 980 可以进一步包括两个台阶部分 979，其中与上面类似，部分 975 和 979 可以相对于横向轴线 969 被平衡。在至少又一种实施方式中，参考图 64，刀片 1080 可以包括中心部分 1075 和两个台阶部分 1079，其中部分 1075 和 1079 可以相对于横向轴线 1069 被平衡。

图 22-24 示出了包括保护鞘 252 的超声刀片 250 的一种实施方式。超声刀片 250 通常很适合于切割、凝固和整形组织。保护鞘 252 通常很适合于滑动地接合骨的表面，从而当超声刀片 250 从骨去除肌肉组织时防止损伤骨和超声刀片 250，并消散由超声刀片 250 生成的热能。图 22 示出了沿着纵向轴线截取的包括保护鞘 252 的超声刀片 250 的一种实施方式的部分横截面图。图 23 是沿着线 23-23 截取的超声刀片 250 的仰视图。图 24 是超声刀片 250 和保护鞘 252 的横截面图。超声刀片 250 包括主体 254，该主体具有基本平面顶表面 256、大体圆形切割边缘 258 和用于沿着骨区的骨接触和无损伤用途的无损伤表面 259，该无损伤表面被配置成防止切割边缘 136 切入骨组织中。在一种实施方式中，切割边缘 258 可以被配置成通常很适合于从骨分离肌肉组织的超声外科提升器刀片。适合于切除组织的侧向切割边缘 264 被定位在主体 254 的一侧并且适合于凝固组织的无损伤边缘 266 可以沿着主体 254 的相对侧侧向地定位。主体也包括邻近保护鞘 252 的大体平坦的平面底表面 268。气隙 262 例如可以使底表面 268 与保护鞘 252 分离以用于冷却目的。保护鞘 252 包括基本弓曲的侧向底表面 260，在它的中心带有平坦部分。

图 25 示出了使用超声外科器械 270 的一种实施方式从骨 246 去

除肌肉组织 244。超声外科器械 270 包括上述的超声刀片 250。超声刀片 250 包括无损伤骨保护鞘 252。当在这里使用时，无损伤表示被设计成避免损伤。在一种实施方式中，无损伤骨保护鞘 252 在超声刀片 250 之下纵向地延伸到超声外科器械 270 的手持件外壳以在超声刀片的底表面 268 与骨 246 之间作用，从而在如上所述凝固、整形或从骨 246 去除肌肉组织 244 的同时避免损伤骨 246。气隙 262 提供用于灌注流体通过超声刀片 250 的底表面 268 与保护鞘 252 之间的路径，从而在切割的同时消散由超声刀片 250 生成的热能。在一种实施方式中，保护鞘 252 可以以任何合适的方式刚性地或固定地附连或安装到超声刀片 250 的底表面 268 以减小设计复杂性和成本。在其他实施方式中，保护鞘 252 可以固定地安装到超声外科器械 270 的其他基本刚性部分。在备选实施方式中，保护鞘 252 可以是用户可展开的（例如可缩回）。

保护鞘 252 减小可以从接触骨 246 的超声刀片 250 产生的热效应。在后脊柱进路期间从骨 246 去除肌肉组织 244 的过程会是冗长的过程。因此，关心高温可能累积和导致超声刀片 250 的破坏、过度侧向热传播、骨 246 损伤、肌肉 244 损伤和/或神经组织损伤。因此，当超声刀片 250 的有效部分或切割边缘 258 将能量施加到肌肉组织 244 的同时，超声刀片 250 的底表面 268 由保护鞘 252 防护或保护并且可以靠置在骨 246 的表面上，导致从骨（例如脊柱）切除肌肉组织的良好外科技术。该保护鞘 252 也防护超声刀片 250 免于接触金属牵开器并且因此最小化破坏刀片 250 的风险。减小破坏超声刀片 250 的风险减小了外科过程期间的器械更换，原因是可以不太注意缩回器械以避免破坏超声刀片 250。另外，保护鞘 252 可以允许刀片与夹具臂（未显示）之间的更定向能量。

保护鞘 252 可以由任何合适的聚合材料形成并且可以使用各种技术形成于或附连到超声刀片 250。通常，保护鞘 252 可以由适合于在切割期间防护超声刀片 250 免于接触骨或金属物体并且最小化破坏超声刀片 250 的风险的任何材料形成。另外，保护鞘 252 可以由

一种材料形成并且可以以适合于减小由超声刀片 250 产生的、从它的底表面 268 散布的热能的方式附连到超声刀片 250。在一种实施方式中，可以通过用聚合材料涂覆超声刀片 250 的底表面 268 形成保护鞘 252。保护鞘 252 可以由各种高温润滑聚合物形成。例如，保护鞘 252 可以由许多氟化聚合物形成，例如四氟乙烯或聚四氟乙烯，例如由杜邦公司生产的 Teflon®。在另一实施方式中，保护鞘 252 可以形成为永久附连（例如固定，安装）到超声刀片 250 的底表面 268 的独立刚性聚合物部件。保护鞘 252 可以用实体卡扣、粘合剂和/或夹物/模制附连到超声刀片 250 的底表面 268。在又一实施方式中，保护鞘 252 可以形成为安装到超声器械 270 的刚性部分的独立刚性聚合物部件并且在不实体接触超声刀片 250 的底表面 268 的情况下防护超声刀片 250 的底表面 268。这在超声刀片 250 的底表面 268 与独立刚性聚合物保护鞘 252 之间提供了气隙 262。气隙 262 允许灌注流体在保护鞘 252 与超声刀片 250 的底表面 268 之间移动以帮助冷却刀片。在一种实施方式中，灌注可以在保护鞘内被提供以帮助冷却超声刀片 250 免于超声诱导热效应的影响。例如，在一种实施方式中，保护鞘可以被配置成充当沿着超声刀片的底表面的灌注管道以提供用于手术区域的定向灌注以及在使用期间向超声刀片提供冷却效应（图 52-55）。在各种其他实施方式中，保护鞘 252 可以是用户可展开的和/或可由用户缩回。因此用户可以展开保护鞘 252 以防护超声刀片 250 的底表面 268 免于骨 246 的影响或者当希望允许回切时可以缩回保护鞘 252。在其他实施方式中，保护鞘 252 可以被配置成帮助从骨 246 机械切除或去除肌肉组织 244。例如，保护鞘 252 可以在形状和式样上被配置成适应带有锐利切割边缘 258、264 的常规刮匙或科布（cobb）刀片。该鞘也可以用作沿着超声刀片 250 的底表面 268 的支点，同时通过暴露超声刀片 250 的切割边缘 258 仍然允许远侧和侧向组织作用。

图 26 示出了包括保护鞘 272 的一种实施方式的图 20、21 中所示的超声外科刀片 230 的一种实施方式的使用。保护鞘 272 邻近超

声外科刀片 230 的底表面 238 被定位。当切割边缘 239 从骨 246 切除肌肉组织 244 时保护鞘 272 保护骨 246。保护鞘 272 与超声刀片 230 的底表面 238 之间的气隙 274 提供用于灌注流体通过其间的路径以在切割的同时消散由超声刀片 230 生成的热能。保护鞘 272 可以由如先前关于图 22-25 所述的任何聚合材料形成。

图 27-31 示出了包括端部执行器 304 的超声外科器械 280 的一种实施方式。图 27 是超声外科器械 280 的一种实施方式的俯视透视图。图 28 是沿着超声外科器械 280 的纵向轴线截取的图 27 中所示的超声外科器械 280 的横截面图。图 29 是沿着线 29-29 截取的超声外科器械 280 的仰视图。图 30 是沿着线 30-30 截取的超声外科器械 280 的横截面图。图 31 是沿着线 31-31 截取的超声外科器械 280 的横截面图。现在参考图 27-31, 超声外科器械 280 包括从手持组件 456 (图 41-44) 延伸的外管状元件或外管 282。外管 282 具有基本圆形的横截面和纵向开口或开孔 302 以接收内管状元件或内管 312。外管 282 具有基本圆形横截面并且可以由不锈钢制造。将会认识到外管 282 可以由任何合适的材料构造并且可以具有任何合适的横截面形状。用于执行例如抓紧组织、切割组织等各种任务的端部执行器 304 位于超声外科器械 280 的远端。可以预见端部执行器 304 可以以任何合适的配置形成。

端部执行器 304 包括非振动夹具臂组件 284、超声刀片 286 和保护鞘 288。夹具臂组件 284 包括组织垫 300。非振动夹具臂组件 284 例如将夹紧组织或将组织压靠在超声刀片 286 上。

超声刀片 286 通常很适合于切割、凝固和整形组织。在一种实施方式中, 超声刀片 286 可以被配置成通常很适合于从骨分离肌肉组织的超声外科提升器刀片。然而, 超声刀片 286 可以用于各种其他治疗过程中。超声刀片 286 包括在远侧部分的切割边缘 324 并且在其他实施方式中可以包括一个或多个侧向切割边缘和/或侧向无损伤钝的、平滑的或弯曲的边缘。超声刀片 286 包括邻近保护鞘 288 的底表面 322 使得保护鞘 288 防护底表面 322 免于接触其他表面。

超声刀片 286 可以联结到超声传输波导管 104 或者可以与其形成为整体件。超声器械 280 可以用于超声系统 10。

保护鞘 288 通常很适合于滑动地接合骨的表面，从而当超声刀片 286 从骨去除肌肉组织的同时防止损伤骨，并在切割的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。在该实施方式中，保护鞘 288 可以固定地联结到超声刀片 286 或外管 282 并且不是用户可展开的。在超声刀片 286 的底表面 322 与保护鞘 288 之间的气隙 320 提供用于灌注流体通过其间的路径以消散由超声刀片 286 生成的热能。保护鞘 288 包括交迭和固定接合外管 282 的近侧部分周向延伸部分 310。如先前所述，近侧部分周向延伸部分 310 包括多个突出部 318 以接合形成于外管 282 中的开孔 316。在一种实施方式中，保护鞘 288 可以通过多个突出部 318 接合形成于外管 282 中的开孔 316 固定附连到外鞘 282。如图 30 中所示，保护鞘 288 包括弯曲的基本弓曲底表面 314 以滑动地接合骨。弯曲底表面 314 包括在远端的凸出部分 315 和在近端的凹陷部分 317。保护鞘 288 可以由如先前关于图 22-25 所述的任何聚合材料形成。

端部执行器 304 被显示成处于夹具打开位置。夹具臂组件 284 优选地在枢轴点 290A、290B 处可枢转地安装到外管 282 的远端使得夹具臂组件 284 可以沿箭头 294、298 所示的方向旋转。夹具臂组件 284 优选地包括夹具臂 306A、306B 和在两侧的相应枢轴销 291A、291B 以接合枢轴点 290A、290B。内管 312 的远端包括从其延伸的指状件或凸缘 313A 和 313B（未显示）。指状件 313A、313B 具有相应开口 313A 和 313B（未显示）以接收夹具臂 306A、306B 的柱 315A 和 315B（未显示）。当内管 312 轴向移动时，指状件 313A、313B 轴向向前或向后移动并且接合夹具臂 306A、306B 的相应柱 315A、315B 以打开和闭合夹具臂组件 284。例如，当内管 312 轴向向后移动或朝着近端沿箭头 292 所指示的方向缩回时，夹具臂组件 284 沿箭头 294 所指示的方向打开。当内管 312 轴向移动或朝着远端沿箭头 296 所指示的方向被推进时，夹具臂组件 284 沿箭头 298 所

指示的方向闭合。外管 282 保持固定并且开孔 316 被配置成接收来自保护鞘 288 的部分周向延伸部分 310 的突出元件 318。保护鞘 288 的近侧部分周向延伸部分 310 因此固定安装到外管 282。在一种实施方式中，保护鞘 288 的近侧部分周向延伸部分 310 可以由类似于保护鞘 288 的材料形成或者可以由其他基本刚性的材料形成。

夹具臂 306 包括附连其上的用于挤压超声刀片 286 与夹具臂组件 300 之间的组织的组织垫 300。组织垫 300 优选地由聚合物或其他柔性材料形成并且当夹具臂 306 处于它的闭合位置时接合超声刀片 286。优选地，组织垫 300 由具有低摩擦系数的材料形成，但是所述材料具有相当大的刚性以提供组织抓紧能力，例如杜邦公司用于聚合物聚四氟乙烯（PTFE）的商标 TEFLON。组织垫 300 可以通过粘合剂或者优选地通过机械紧固布置安装到夹具臂 300。锯齿 308 形成于组织垫 300 的夹紧表面中并且垂直于超声刀片 286 的轴线延伸以允许抓紧、操作、凝固和切割组织而不会在夹具臂 306 和超声刀片 286 之间滑动。

图 32-35 是沿着纵向轴线截取的超声外科器械 350、352、354、356 的各种实施方式的横截面图。超声外科器械 350、352、354、356 包括各自的固定附连保护鞘 358、364、370、376。如先前所述，固定附连指的是在器械 350、352 的使用期间保护鞘不可展开并且保持在图 32-35 中所示的位置。如图 32-35 中所示，超声外科器械 350、352、354、356 均包括从手持组件（例如图 1 中所示的手持组件 60）延伸的外管 282。外管 282 具有基本圆形横截面和纵向开口或开孔 302 以接收内管 312。用于执行例如抓紧组织、切割组织等各种任务的端部执行器 304 位于超声外科器械 350 的远端。可以预见端部执行器 304 可以以任何合适的配置形成。超声外科器械 350、352、354、356 可以用于超声系统 10。

端部执行器 304 包括非振动夹具臂组件 284、超声刀片 286 和保护鞘 354。夹具臂组件 284 优选地在枢轴点 290 处可枢转地附连到外管 282 的远端。夹具臂组件 284 包括组织垫 300。如先前所述，超声

刀片 286 可以联结到超声传输波导管 104 或者可以与其形成为整体件并且可以由超声系统 10 致动。

保护鞘 358、364、370、376 通常很适合于滑动地接合骨的表面，从而在超声刀片 286 从骨去除肌肉组织的同时防止损伤骨，并在切割的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。保护鞘 358、364、370、376 可以固定联结到超声刀片 286 或外管 282 并且不是用户可展开的。在超声刀片 286 的底表面 322 与固定保护鞘 358、364、370、376 之间的气隙 320 提供用于灌注流体通过其间的路径以在切割的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。在图 32-35 所示的实施方式中，固定安装保护鞘 358、364、370、376 均包括交迭和固定接合外管 282 的近侧部分周向延伸部分 310。如先前所述，近侧部分周向延伸部分 310 包括多个突出部 318 以接合形成于外管 282 中的开孔 316 并且因此保护鞘 358、364、370、376 被固定在外管 282 内。在备选实施方式中，固定保护鞘 358、364、370、376 可以附连到定位在外管 282 内的内管。固定保护鞘 358、364、370、376 均包括具有各自锥形主体 384、388、392、398 的远侧部分，所述锥形主体纵向地延伸超出超声刀片 286 的远侧部分以保护超声刀片 286 的远侧切割边缘 324。在其他实施方式中，锥形主体 384、388、392、398 可以侧向地延伸以保护超声刀片 286 的纵向部分。固定保护鞘 358、364、370、376 均包括各自的基本平面片状部分 359、365、371、377，所述片状部分在远侧锥形主体 384、388、392、398 与近侧部分周向延伸部分 310 之间纵向地延伸以防护超声刀片 286 的底表面 322。保护鞘 358、364、370、376 可以由如先前关于图 22-25 所述的任何聚合材料形成。

如图 32 中所示，固定保护鞘 358 包括在远端的锥形主体 360，该锥形主体纵向延伸超出超声刀片 286 的远端。锥形主体 360 包括从近端朝钝远端 384 渐缩的基本平面顶表面 362 和基本平面底表面 382。

如图 33 中所示，固定保护鞘 364 包括在远端的锥形主体 366，该锥形主体纵向延伸超出超声刀片 286 的远端。锥形主体 366 包括

从近端朝钝远端 388 渐缩的基本平面顶表面 368 和基本平面底表面 386。基本平面顶表面 368 和底表面 386 具有会合钝表面 388 的相应倒圆轮廓表面。

如图 34 中所示, 固定保护鞘 370 包括在远端的锥形主体 378, 该锥形主体纵向延伸超出超声刀片 286 的远端。锥形主体 378 包括从近端朝锐利远端 392 渐缩的弯曲顶表面 374 和弯曲底表面 390。

如图 35 中所示, 固定保护鞘 376 包括在远端的锥形主体 378, 该锥形主体纵向延伸超出超声刀片 286 的远端。锥形主体 378 包括从近端朝锐利远端 398 渐缩的基本平面顶表面 396 和基本弯曲底表面 394。

图 36-37 是沿着纵向轴线截取的超声外科器械 400 的一种实施方式的横截面图。超声外科器械 400 可以用于超声系统 10。超声外科器械 400 包括可展开保护鞘 402。在一种实施方式中, 可展开保护鞘 402 可以在外科过程期间由用户展开。可展开表示可展开保护鞘 402 可以沿箭头 404 所指示的方向被推进到远端以投入使用或者当它将停止使用时可以沿箭头 406 所指示的方向被缩回到近端。可展开保护鞘 402 包括当它被展开时基本防护超声刀片 286 的底表面 322 的远侧部分 401。可展开保护鞘 402 包括延伸到手持组件 (例如图 1 中所示的手持组件 60) 的近侧部分 403, 在那里它联结到保护鞘展开和缩回机构。远侧部分 401 可以形成为比近侧部分 403 稍厚。可展开保护鞘 402 可以由如先前关于图 22-25 所述的任何聚合材料形成。在一种实施方式中, 近侧部分 403 可以由与可展开保护鞘 402 的远侧部分 401 相同的材料形成。在其他实施方式中, 近侧部分 403 可以由不同的比可展开保护鞘 402 的远侧部分 401 更耐用的材料形成以耐受反复的展开和缩回。例如, 近侧部分 403 可以由金属或其他耐用材料形成以耐受在展开、缩回和使用期间将可展开保护鞘 402 固定就位所需的适度力。

超声外科器械 400 包括从手持组件 456 延伸的外管 282。外管 282 具有基本圆形横截面和纵向开口或开孔 302 以接收内管 312。用

于执行例如抓紧组织、切割组织等各种任务的端部执行器 304 位于超声外科器械 350 的远端。可以预见端部执行器 304 可以以任何合适的配置形成。端部执行器 304 包括非振动夹具臂组件 284、超声刀片 286 和可展开保护鞘 402。夹具臂组件 284 优选地在枢轴点 290 处可枢转地附连到外管 282 的远端。夹具臂组件 284 包括组织垫 300。如先前所述，超声刀片 286 可以联结到超声传输波导管 104 或者可以与其形成为整体件。

当可展开保护鞘 402 沿箭头 404 所指示的方向被推进时，它通常很适合于滑动地接合骨的表面，从而在超声刀片 286 从骨去除肌肉组织的同时防止损伤骨，并在切割的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。可展开保护鞘 402 也很适合于防护刀片的底表面 322 免于与其他物体接触。当不需要可展开保护鞘 402 时，可以将其沿箭头 406 所指示的方向缩回。当可展开保护鞘 402 被展开时，超声刀片 286 的底表面 322 与保护鞘 402 之间的气隙 320 提供用于灌注流体通过其间的空间以在切割的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。在一种实施方式中，可展开保护鞘 402 可以缩回内管 312 内。

图 38-39 是沿着纵向轴线截取的超声外科器械 410 的一种实施方式的横截面图。超声外科器械 410 包括可展开保护鞘 412。在一种实施方式中，可展开保护鞘 412 可以在外科过程期间由用户展开。可展开指的是可展开保护鞘 412 可以沿箭头 404 所指示的方向被推进到远端以投入使用并且可以沿箭头 406 所指示的方向被缩回到近端以停止使用。可展开保护鞘 402 包括当它被展开时基本覆盖超声刀片 414 的底表面 418 的远侧部分 407。可展开保护鞘 412 包括延伸到手持组件（例如图 1 中所示的手持组件 60）的近侧部分 405，在那里它联结到保护鞘展开和缩回机构。远侧部分 407 可以形成为比近侧部分 405 稍厚。远侧部分包括竖直延伸突出部 420 以保护超声刀片 414 的切割边缘 416。突出部 420 适于当它被缩回时接合和压缩超声刀片 414 的底表面。可展开保护鞘 402 可以由如先前关于图 22-25 所述的任何聚合材料形成。在一种实施方式中，近侧部分 405 可以

由与可展开保护鞘 412 的远侧部分 407 相同的材料形成。在其他实施方式中，近侧部分 405 可以由不同的比可展开保护鞘 412 的远侧部分 407 更耐用的材料形成以耐受反复的展开和缩回。例如，可展开保护鞘 412 的近侧部分 405 可以由金属或其他耐用材料形成以耐受在展开、缩回和使用期间将可展开保护鞘 412 固定就位所需的适度力。

超声外科器械 410 包括从手持组件 456 延伸的外管 282。外管 282 具有基本圆形横截面和纵向开口或开孔 302 以接收内管 312。用于执行例如抓紧组织、切割组织等各种任务的端部执行器 304 位于超声外科器械 350 的远端。可以预见端部执行器 304 可以以任何合适的配置形成。端部执行器 304 包括非振动夹具臂组件 284、带有远侧凿状切割边缘 416 的超声刀片 414 和可展开保护鞘 412。夹具臂组件 284 优选地在枢轴点 290 处可枢转地附连到外管 282 的远端。夹具臂组件 284 包括组织垫 300。如先前所述，超声刀片 286 可以联结到超声传输波导管 104 或者可以与其形成为整体件。

当可展开保护鞘 412 沿箭头 404 所指示的方向被推进时，它通常很适合于沿着骨的表面滑动，从而在超声刀片 414 从骨去除肌肉组织的同时防止损伤骨。当不需要可展开保护鞘 412 时，可以将其沿箭头 406 所指示的方向缩回。当可展开保护鞘 412 被展开时，超声刀片 414 的底表面 418 与可展开保护鞘 412 之间的气隙 320 提供用于灌注流体通过其间的空间。可展开保护鞘 412 缩回内管 312 内部。

图 40 是沿着纵向轴线截取的超声外科器械 430 的一种实施方式的横截面图。超声外科器械 430 可以用于超声系统 10。超声外科器械 430 包括固定附连的保护鞘 432。如先前所述，固定附连指的是在器械 430 的可使用寿命期间保护鞘不可展开并且保持在图 40 中所示的位置。如图 40 中所示，超声外科器械 430 包括从手持组件 456 延伸的外管 282。外管 282 具有基本圆形横截面和纵向开口或开孔 302 以接收内管 312。用于执行例如抓紧组织、切割组织等各种任务的端

部执行器 304 位于超声外科器械 350 的远端。可以预见端部执行器 304 可以以任何合适的配置形成。

端部执行器 304 包括非振动夹具臂组件 284、超声刀片 286 和保护鞘 432。夹具臂组件 284 优选地在枢轴点 290A、290B 处可枢转地附连到外管 282 的远端。夹具臂组件 284 包括组织垫 300。如先前所述，超声刀片 286 可以联结到超声传输波导管 104 或者可以与其形成整体件。

保护鞘 432 通常很适合于滑动地接合骨的表面，从而在超声刀片 286 从骨去除肌肉组织的同时防止损伤骨，并在切割的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。保护鞘 432 也很适合于防护刀片 286 的底表面 322。保护鞘 432 可以通过突出部 318（图 27-31）和开孔 316 固定联结到超声刀片 286 或外管 282 并且不是用户可展开的。在超声刀片 286 的底表面 322 与固定保护鞘 432 之间的气隙 320 提供用于灌注流体通过其间的空间以在切割的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。固定保护鞘 432 包括交迭和固定接合外管 282 的近侧部分周向延伸部分 310。如先前所述，近侧部分周向延伸部分 310 包括多个突出部 318 以接合形成于外管 282 中的开孔 316。固定保护鞘 432 附连到外管 282。固定保护鞘 432 包括形成于它的顶表面 436 上的离散突出部或隆起 434。可以有一个或多个隆起 434 形成于保护鞘 432 的顶表面 436 上。隆起 434 减小超声刀片 286 与保护鞘 432 之间的接触表面积，这可以在保护鞘用作支点时的过程期间发生。这可以减小由超声刀片 286 生成的热量或热能和作用在超声刀片 286 上的负荷。保护鞘 432 可以由如先前关于图 22-25 所述的任何聚合材料形成。

图 41-43 示出了超声系统 400 的一种实施方式。图 41 是超声系统 400 的侧视图。超声系统 400 的一种实施方式包括联结到超声换能器 14 的超声信号发生器 12、手持件外壳 452 和形成超声器械 456 的端部执行器 304（图 27 中所示）。超声器械 456 包括联结到保护鞘 402 的弯曲杆元件 454 以轴向地移动保护鞘 402。超声器械 456

也包括联结到内管 312 的可滑动元件 458B。可滑动元件 458B 在限定形成于手持件外壳 452 中的壁 460B 的槽内轴向地滑动以致动端部执行器 304。

图 42 是图 41 中所示的超声系统 456 的横截面侧视图和联结手持件外壳 452 与端部执行器的各种管组件的横截面图。如图 42 中所示, 弯曲杆元件 454 在枢轴点 462 处可枢转地安装到手持件外壳 452 使得它可以沿箭头 463A、463B 所指示的方向旋转。连杆元件 464A 和 464B (未显示) 在近端可枢转地联结到枢轴点 466A 和 466B (未显示) 并且在远端可枢转地联结到枢轴点 468A 和 468B (未显示)。当弯曲杆元件 454 沿箭头 463A 所指示的方向围绕枢轴点 462 旋转时, 鞘 402 沿箭头 465A 所指示的方向轴向地移动到它的展开位置。当弯曲杆元件 454 沿箭头 463B 所指示的方向移动时, 鞘 402 沿箭头 465B 所指示的方向轴向地移动到它的缩回位置。

图 43 是图 41 中所示的超声器械 456 的仰视横截面图。如图 43 中所示, 可滑动元件 458A、458B 由各自的弹簧 472A、472B 保持在锁定位置, 所述弹簧将可滑动元件 458A、458B 接合和压靠在手持件外壳 452 的内部分上。手持件外壳 452 的内部分包括沿着槽所限定的壁 460A、460B 的内部分形成的成排锯齿状边缘 474A、474B。带缺口元件 480A、480B 被安装到形成于可滑动元件 458A、458B 上的凸缘并且被配置成接合形成于各自壁 460A、460B 中的各自锯齿状边缘 474A、474B。主体 470A、470B 与内管 312 形成一体或附连到那里。当沿箭头 476、476B 所指示的方向对各自弹簧 472A、472B 施加力时, 可滑动元件 458A、458B 可以如箭头 478A、478B 所示轴向地移动。因此内管 312 轴向地移动以致动端部执行器 304 的夹具臂组件 284。

在备选实施方式中, 超声器械 456 可以适于和被配置成使得弯曲杆元件 454 联结到内管 312 并且可滑动元件 458A、458B 联结到保护鞘 402。因此, 旋转弯曲杆元件 454 轴向地移动内管 312 以致动端部执行器 304。并且可滑动元件 458A、458B 可以用于轴向地展开

和缩回保护鞘 402。

图 44-45 示出了超声系统 500 的一种实施方式。图 44 是超声器械 506 的侧视图，可展开保护鞘 402 处于隐藏或缩回位置。图 45 是沿着图 44 中的线 45-45 截取的可展开保护鞘 402 处于隐藏或缩回位置的超声器械 506 的俯视图。图 46 是超声器械 506 的侧视图，可展开保护鞘 402 处于展开位置。图 47 是沿着图 46 中所示的线 47-47 截取的处于展开位置的超声器械 506 的俯视图。

参考图 44-47，超声器械 500 的一种实施方式联结到超声信号发生器 12 并且包括超声换能器 14、手持件外壳 502 和形成超声器械 506 的端部执行器 504。超声器械 506 包括以如先前所述的任何合适的方式联结到可展开保护鞘 402 的可滑动元件 508。可滑动元件 508 在形成于手持件外壳 502 中的槽 510 内轴向地移动以致动或展开/缩回可展开保护鞘 402。可滑动元件 508 被显示成使可展开保护鞘 402 处于缩回或隐藏位置。当可滑动元件 508 沿箭头 514 所指示的方向轴向地移动时，可展开保护鞘 402 也沿相同方向轴向地移动到它的缩回或隐藏位置。当可滑动元件 508 沿箭头 516 所指示的方向轴向地移动时，可展开保护鞘 402 也沿相同方向轴向地移动到它的展开位置。一旦展开，可展开保护鞘 402 可以用任何合适的锁定机构锁定就位。气隙 518 提供用于灌注流体的路径以在切割的同时冷却超声刀片 512。如先前所述端部执行器 504 包括通过超声传输波导管 104 联结到超声换能器 14 的超声刀片 512。固定外管 282（或鞘）防护外科医生和患者免于与超声刀片 512 和超声传输波导管 104 意外接触。

图 48 是超声器械 506 的更详细侧视图，可展开保护鞘 402 处于隐藏或缩回位置。图 49 是沿着图 48 中的线 49-49 截取的超声器械 506 的更详细俯视图，保护鞘 402 处于隐藏或缩回位置。图 50 是可展开保护鞘 402 处于展开位置的超声器械 506 的更详细侧视图。图 51 是沿着图 50 的线 51-51 截取的处于展开位置的超声器械 506 的更详细俯视图。

参考图 44-51,通过沿箭头 516 所指示的方向移动可滑动元件 508 可展开保护鞘 402 是用户可展开的。可展开保护鞘 402 的远端可以由如先前关于图 22-25 所述的任何聚合材料形成。可展开保护鞘 402 的近端可以由金属或其他耐用材料形成以耐受在展开、缩回和使用期间将可展开保护鞘 402 固定就位所需的适度力。

图 50 显示了在如可展开保护鞘 402 与超声刀片 512 之间的间隙 518 所指示的基本松弛状态下处于展开位置的可展开保护鞘 402。因此,在无应力状态下,可展开保护鞘 402 不会接触超声刀片 512。然而当可展开保护鞘 402 用作支点时,它可以接触超声刀片 512 一段时间。然而,当作用于超声器械 500 的压力被释放时,可展开保护鞘 402 具有足够的弹性返回到它的初始位置,因此恢复保护鞘 412 与超声刀片 512 之间的间隙 518。如果需要的话,独立弹簧可以被加入可展开保护鞘 402 以保证一旦压力被释放它不再接触超声刀片 512。在所示实施方式中,可展开保护鞘 402 被显示成小于超声刀片 512 的外形。当可展开保护鞘 402 被展开时,这允许用户用超声刀片 512 的远侧尖端和两个边缘切割组织。在备选实施方式中,可展开保护鞘 402 也可以覆盖超声刀片 512 的一些或所有三个边缘。

图 52-55 示出了包括端部执行器 552 的超声外科器械 550 的一种实施方式。超声外科器械可以用于超声系统 10。图 52 是超声外科器械 550 的一种实施方式的俯视透视图。图 53 是沿着超声外科器械 550 的纵向轴线截取的图 52 中所示的超声外科器械 550 的部分横截面图。图 54 是沿着图 53 中所示的线 54-54 截取的超声外科器械 550 的横截面图。图 55 是超声外科器械 550 的俯视图。

现在参考图 52-55,超声外科器械 550 包括从手持组件 60 或 456 (图 1 或图 41-44) 延伸的外元件或外管 282。外管 282 具有基本圆形的横截面和纵向开口或开孔 302 以接收内元件或内管 312。外管 282 具有基本圆形横截面并且可以由不锈钢制造。将会认识到外管 282 可以由任何合适的材料构造并且可以具有任何合适的横截面形状。用于执行例如抓紧组织、切割组织等各种任务的端部执行器 552

位于超声外科器械 550 的远端。可以预见端部执行器 304 可以以任何合适的配置形成。

端部执行器 552 包括非振动夹具臂组件 284、超声刀片 286 和保护鞘 554。端部执行器 552 被显示成处于夹具打开位置并且以上述方式操作。夹具臂组件 284 包括组织垫 300。非振动夹具臂组件 284 例如将夹紧组织或将组织压靠在超声刀片 286 上。保护鞘 552 限定与灌注通道或管 558A、558B 流体连通的室 556 以接收来自灌注通道 558A、558B 的灌注流体。灌注通道 558A、558B 通过在超声器械 550 的近端的端口 560A、560B（未显示）联结到常规灌注设备。灌注通道 558A、558B 将灌注流体输送到室 556 以在切割和带走骨和组织切割碎片的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。灌注可以通过手持件上的控制按钮手动地或自动地控制，其中每当超声器械 550 被通电时灌注流体释放凸轮可以被启动以释放灌注流体。

超声刀片 286 通常很适合于切割、凝固和整形组织。在一种实施方式中，超声刀片 286 可以被配置成通常很适合于从骨分离肌肉组织的超声外科提升器刀片。然而，超声刀片 286 可以用于各种其他治疗程序中。超声刀片 286 包括在远侧部分的切割边缘 324 并且可以包括沿着超声刀片 286 的侧面纵向延伸的切割边缘。超声刀片 286 包括邻近保护鞘 554 的底表面 322。超声刀片 286 可以联结到超声传输波导管 104 或者可以与其形成为整体件。

保护鞘 554 通常很适合于滑动地接合骨的表面，从而在超声刀片 286 从骨去除肌肉组织的同时防止损伤骨，并在切割的同时消散由超声刀片 286 生成的热能。保护鞘 554 可以固定联结到超声器械 550 或者可以是用户可展开的。在所示实施方式中，如先前所述保护鞘 550 固定安装到外管 282。保护鞘 288 包括交迭和固定接合外管 282 的近侧部分周向延伸部分 310。如先前所述，近侧部分周向延伸部分 310 包括多个突出部以接合形成于外管 282 中的开孔 316。当固定附连时，保护鞘 554 可以附连到外管 282。当保护鞘 554 被展开时，如先前所述它可以附连到接收在内管 312 内的内管，所述内管滑动

地接合到超声器械 550 的手持件部分上的展开机构。保护鞘 554 包括底表面 560 以滑动地接合骨。保护鞘 554 可以由如先前关于图 22-25 所述的任何聚合材料形成。

这里公开的装置可以被设计成在一次使用之后被处置，或者可以被设计成多次使用。然而在任一情况下，在至少一次使用之后装置可以被修理以供再使用。修理可以包括拆卸装置、接着清洁或更换特定零件和随后组装的步骤的任何组合。特别地，装置可以被拆卸并且装置的许多特定零件或部件可以以任何组合选择性地被更换或去除。一旦清洁和/或更换特定部件，装置可以在修理厂或在快要进行外科过程之前由手术团队再组装以供随后使用。本领域的技术人员将会理解，装置的修理可以利用用于拆卸、清洁/更换和再组装的各种技术。这样的技术的使用和产生的修理过的装置全部在本申请的范围之内。

优选地，这里所述的各种实施方式将在手术之前进行。首先，获得新的或用过的器械并且必要时进行清洁。该器械然后可以被消毒。在一种消毒技术中，该器械被放置在闭合和密封容器（例如塑料或 TYVEK 袋）中。容器和器械然后被放置到可以穿透容器的辐射场中，例如伽马辐射、x 射线或高能电子。辐射杀灭器械上和容器中的细菌。消毒过的器械然后可以被储存在无菌容器中。密封容器保持器械无菌直到它在医疗设施中被打开。

优选的是装置被消毒。这可以通过本领域技术人员已知的许多方式进行，包括贝它或伽马辐射、氧化乙烯、蒸汽。

尽管在这里描述了各种实施方式，那些实施方式的许多修改和变化可以被实现。例如，可以利用不同类型的端部执行器。而且，在材料被公开用于某些部件的情况下，其他材料可以被使用。前面的描述和后附的权利要求书应当涵盖所有这样的修改和变化。

通过引用包含于此的任何专利、出版物或其他公开材料其部分或整体仅仅在所包含的材料与现有定义、声明或本公开中所陈述的其他公开材料不冲突的程度上包含于此。这样，在必要的程度上，

这里明确陈述的公开取代通过引用包含于此得的任何冲突材料。通过引用包含于此、但是与现有的任何材料或定义、声明或所陈述的其部分冲突的任何材料或其部分仅仅在所包含的材料与现有公开材料之间没有产生不冲突的程度上包含于此。

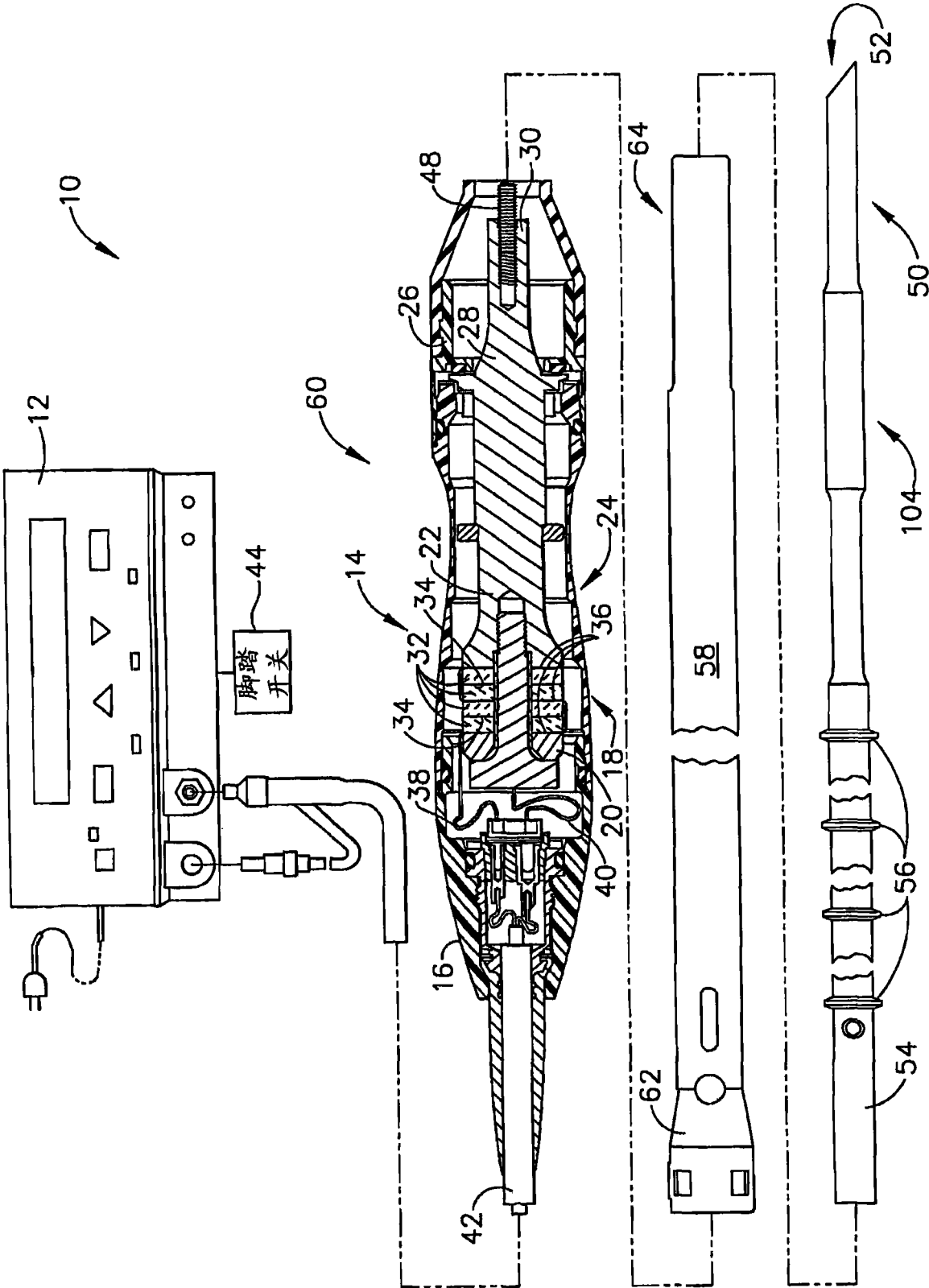


图 1

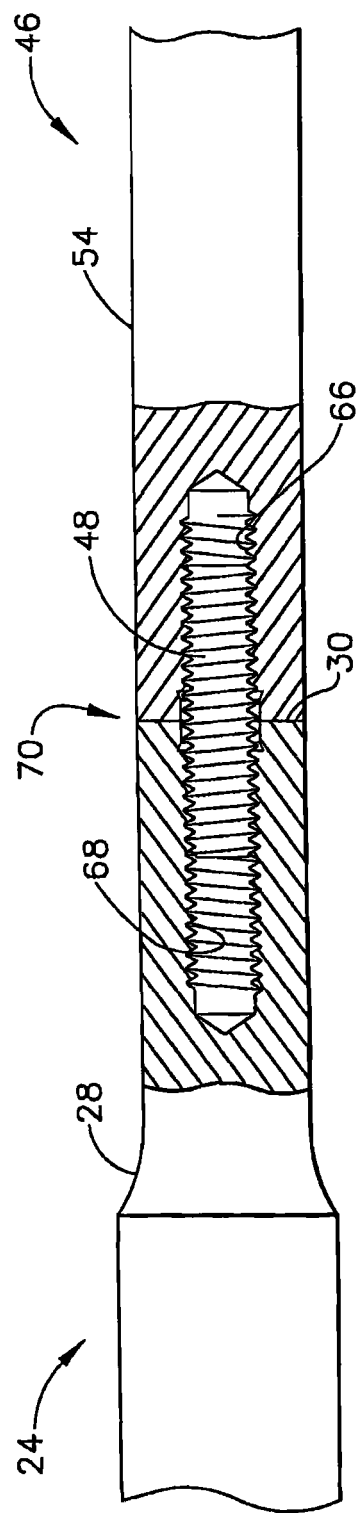


图 2

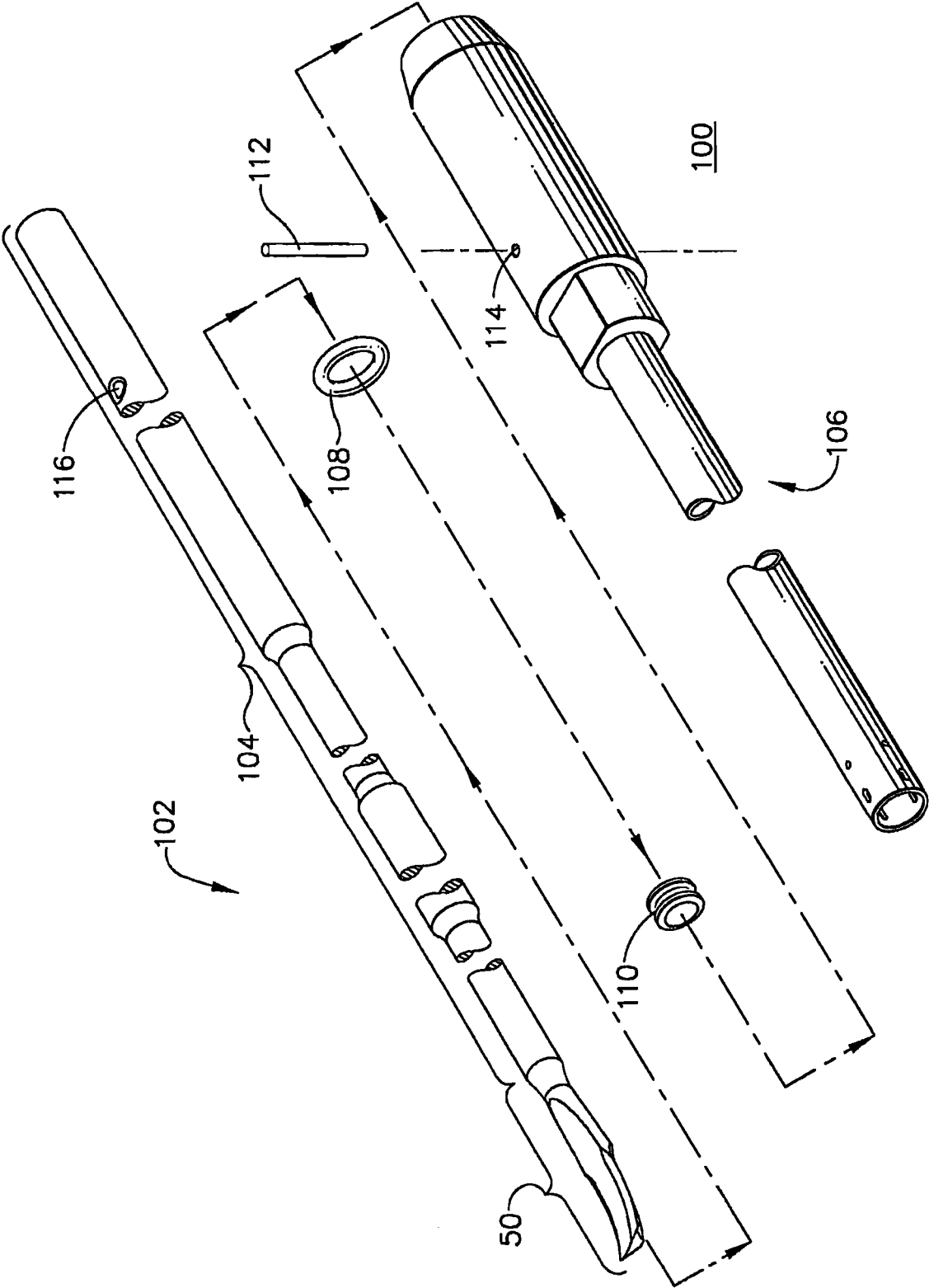


图 3

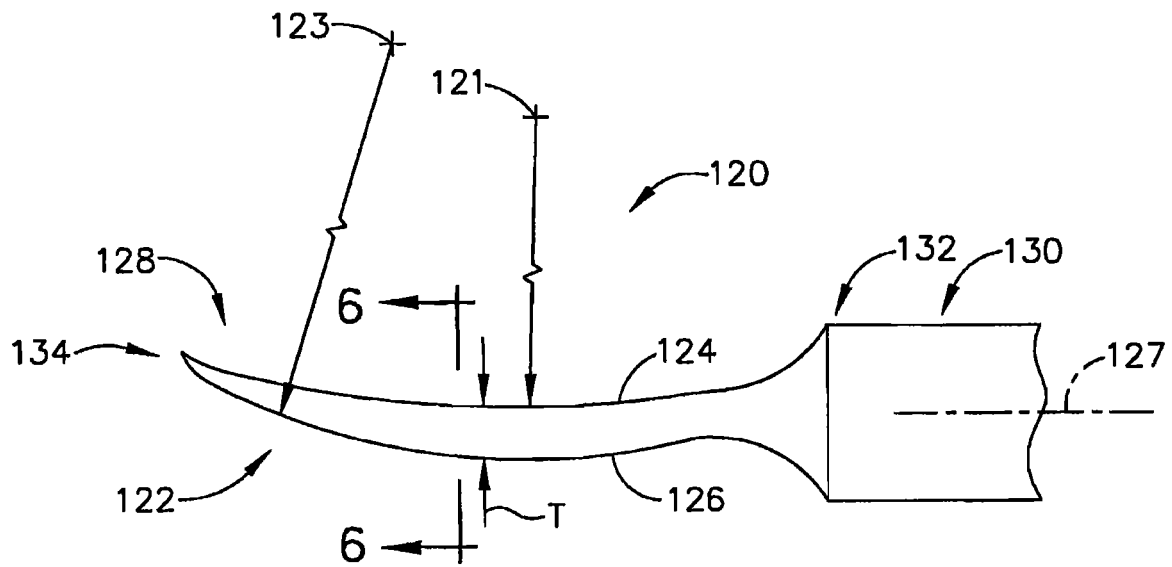


图 4

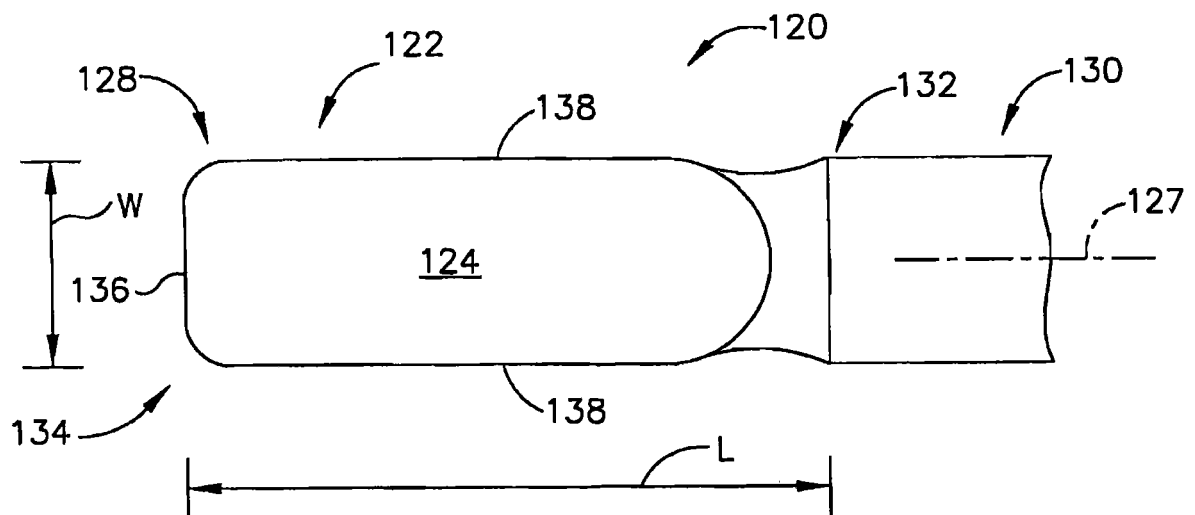


图 5

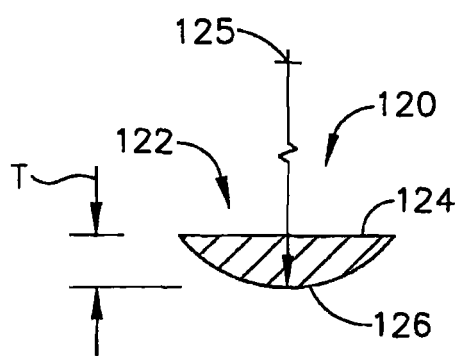


图 6

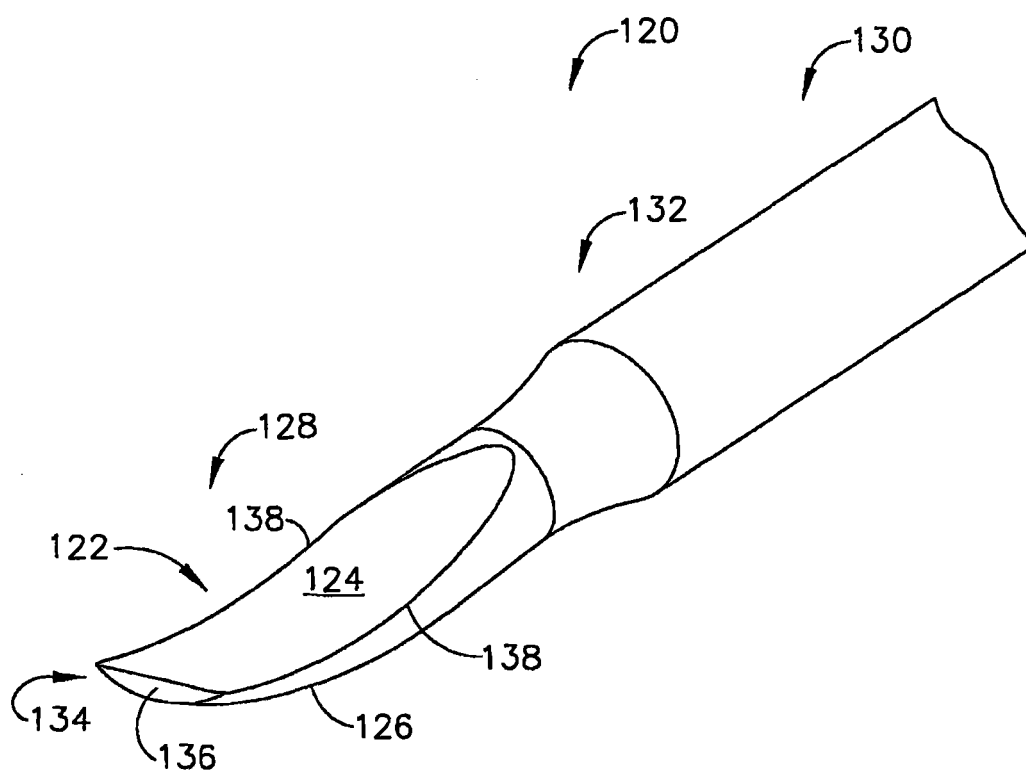


图 7

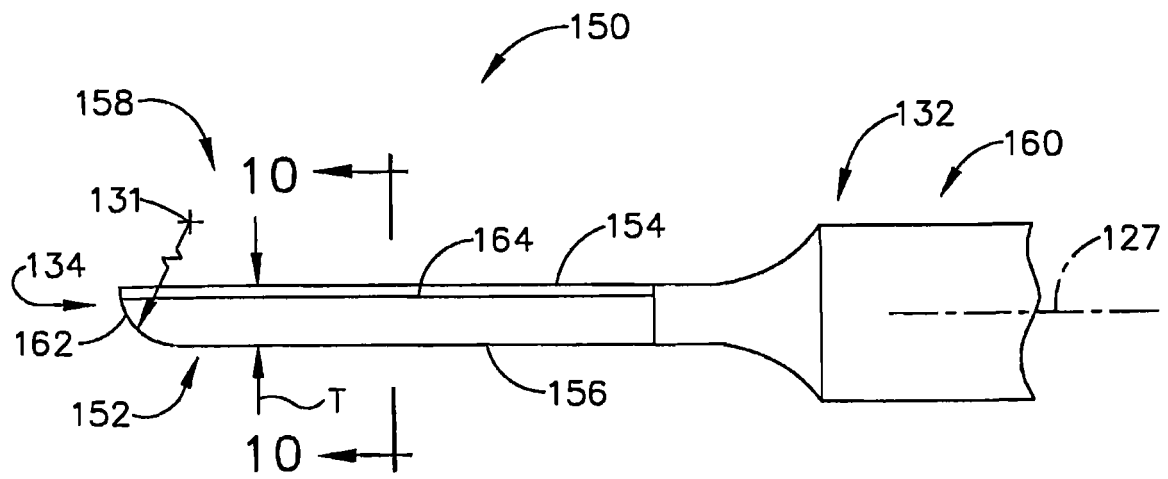


图 8

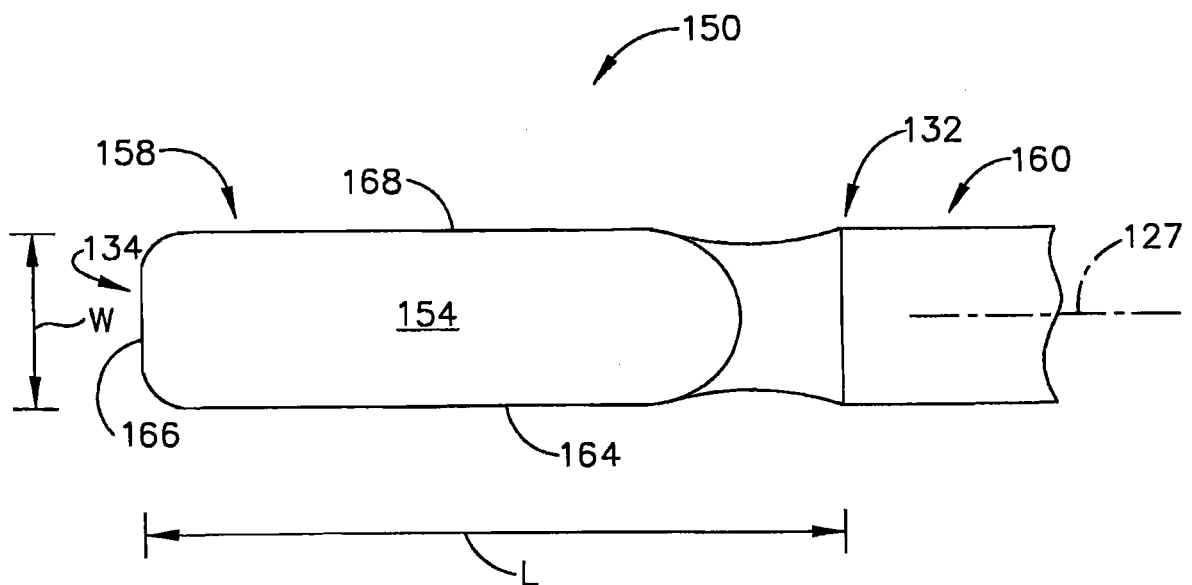


图 9

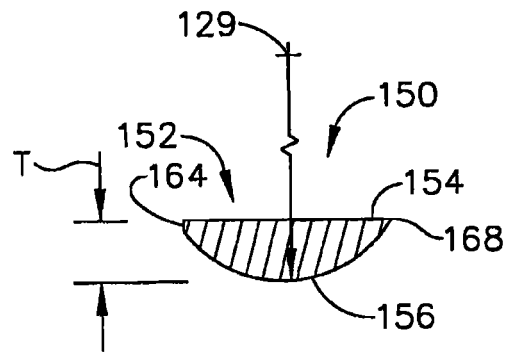


图 10

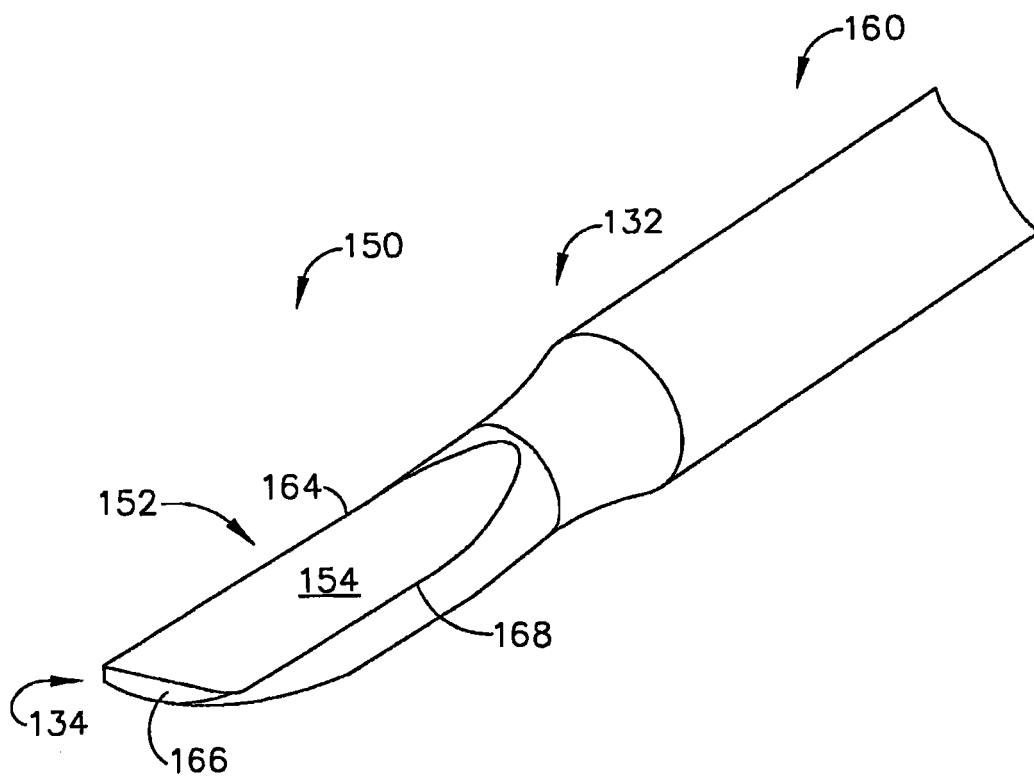


图 11

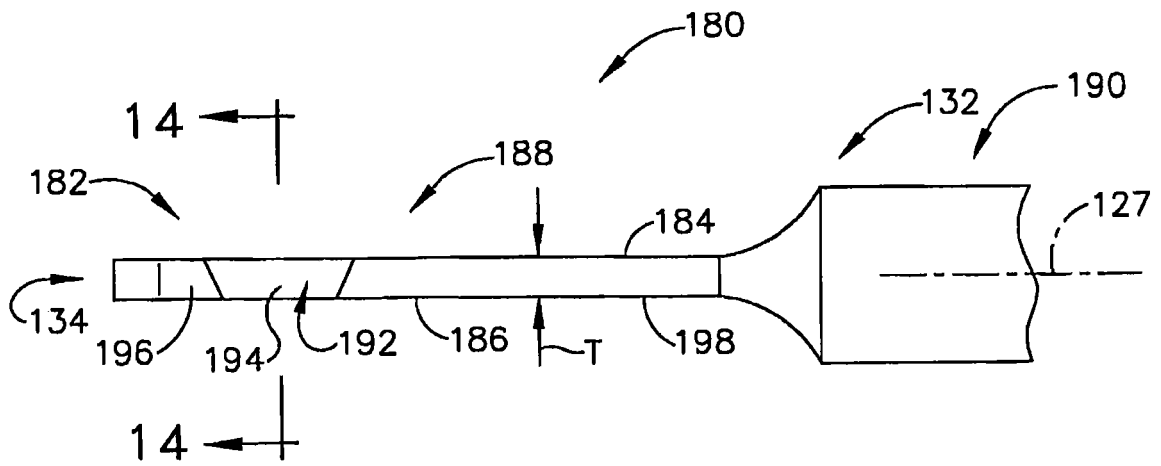


图 12

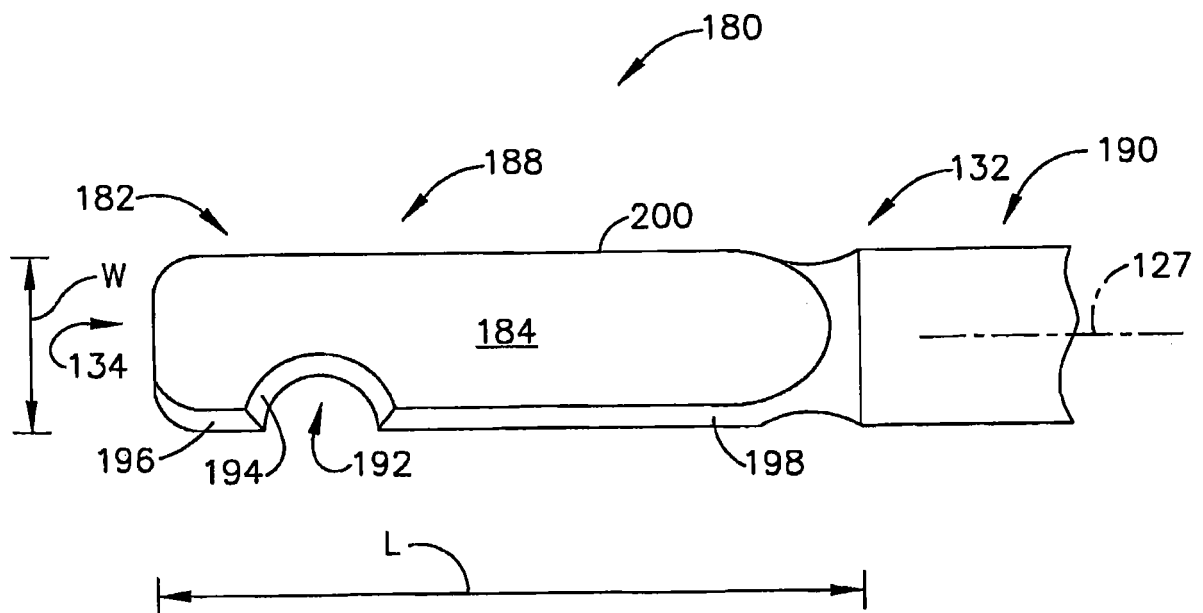


图 13

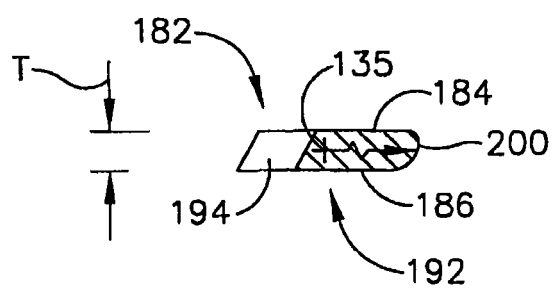


图 14

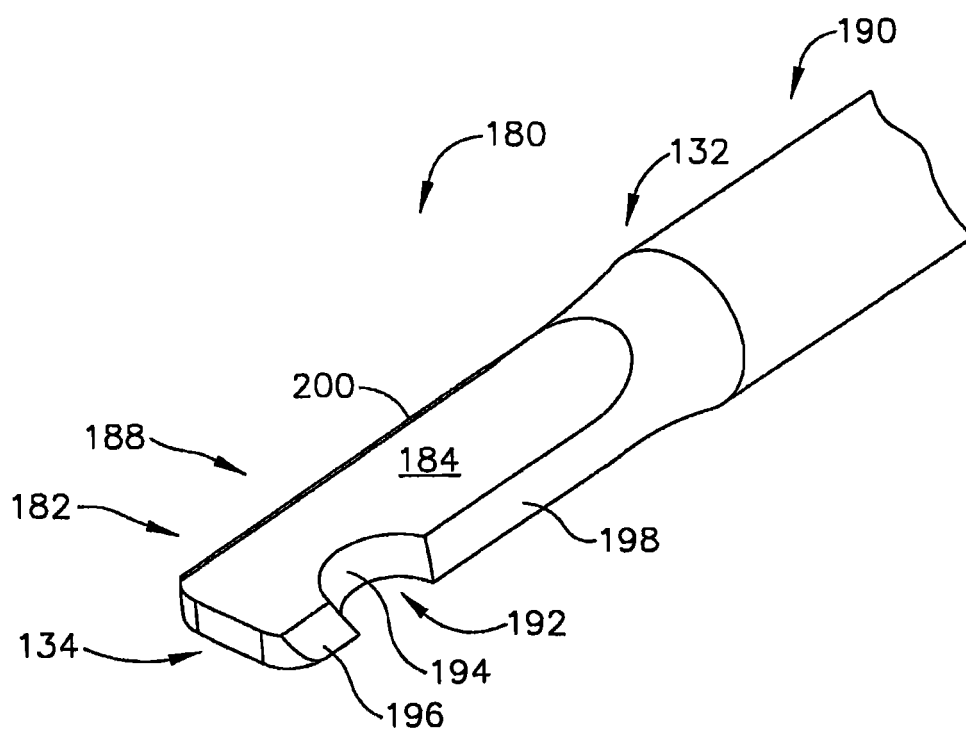


图 15

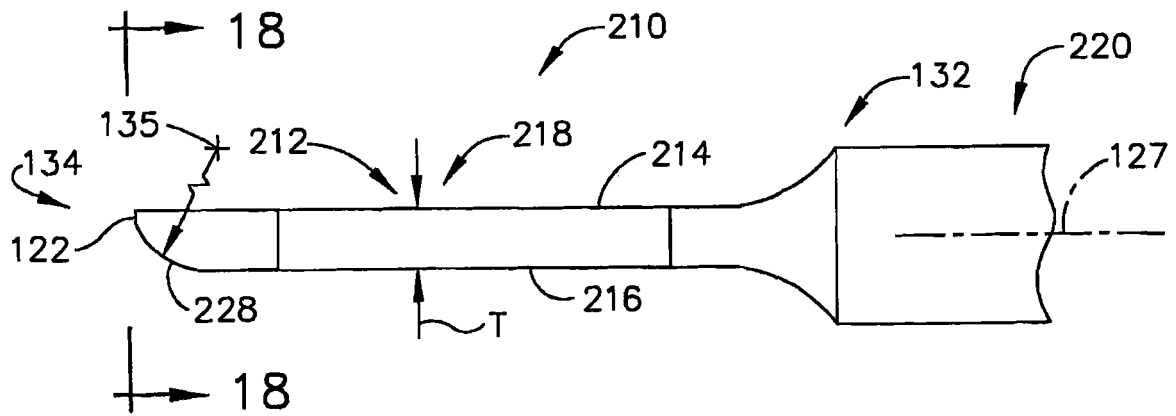


图 16

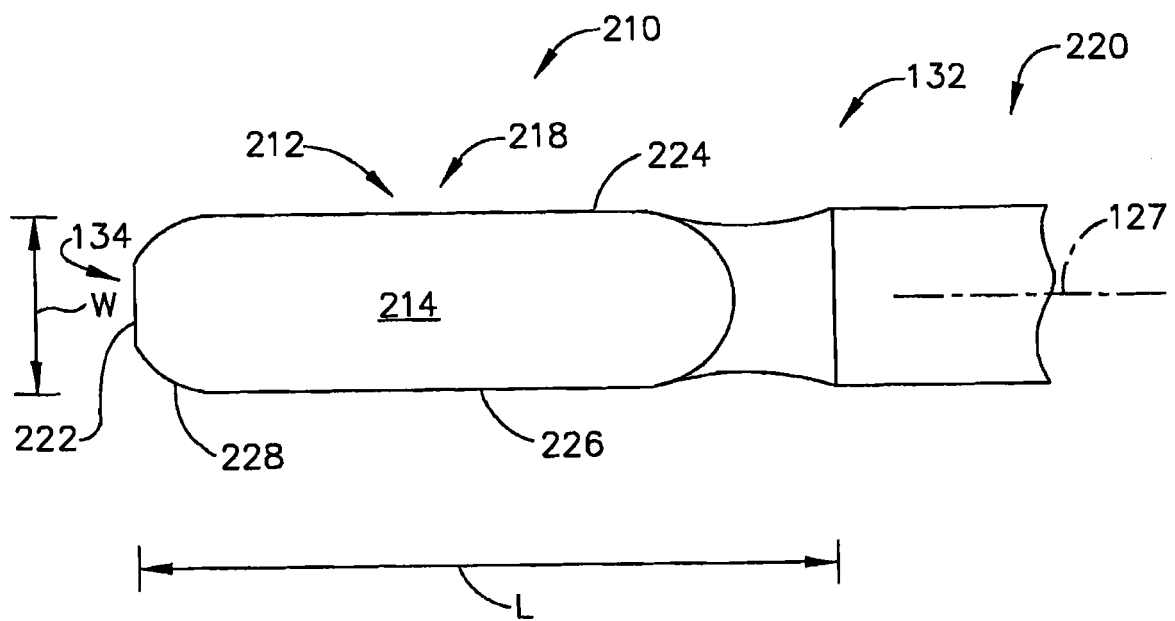


图 17

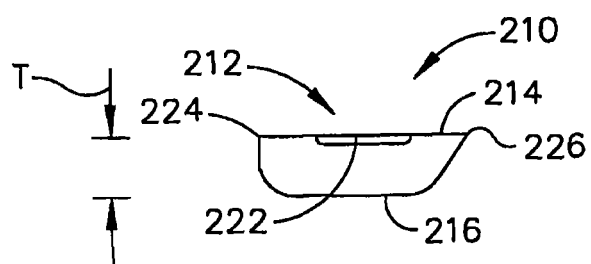


图 18

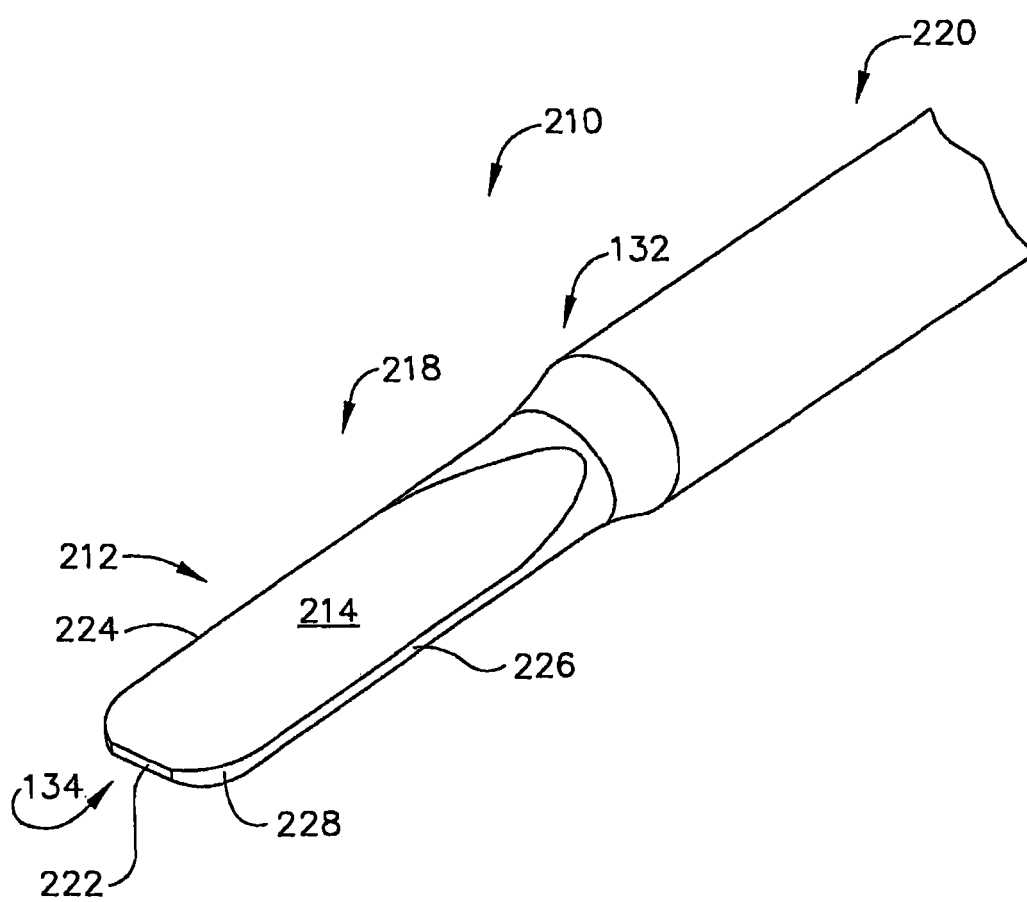
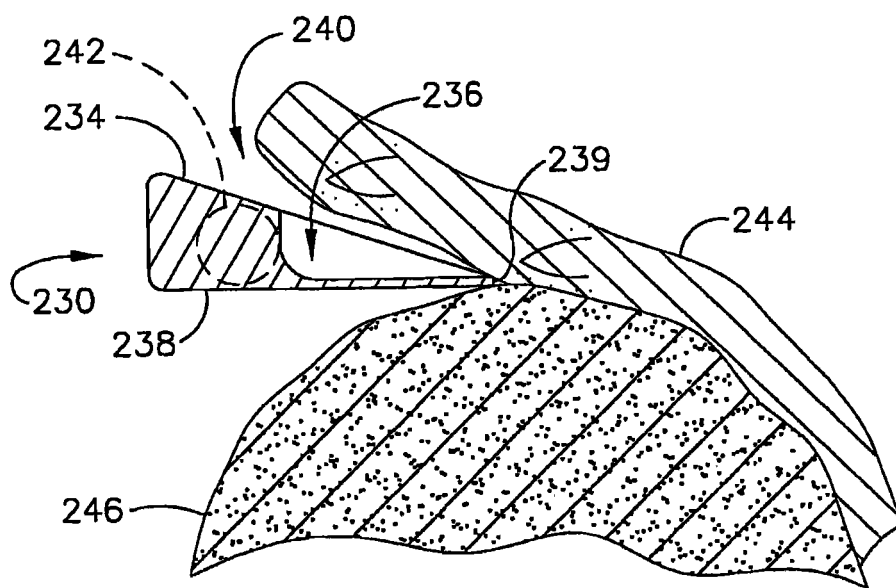
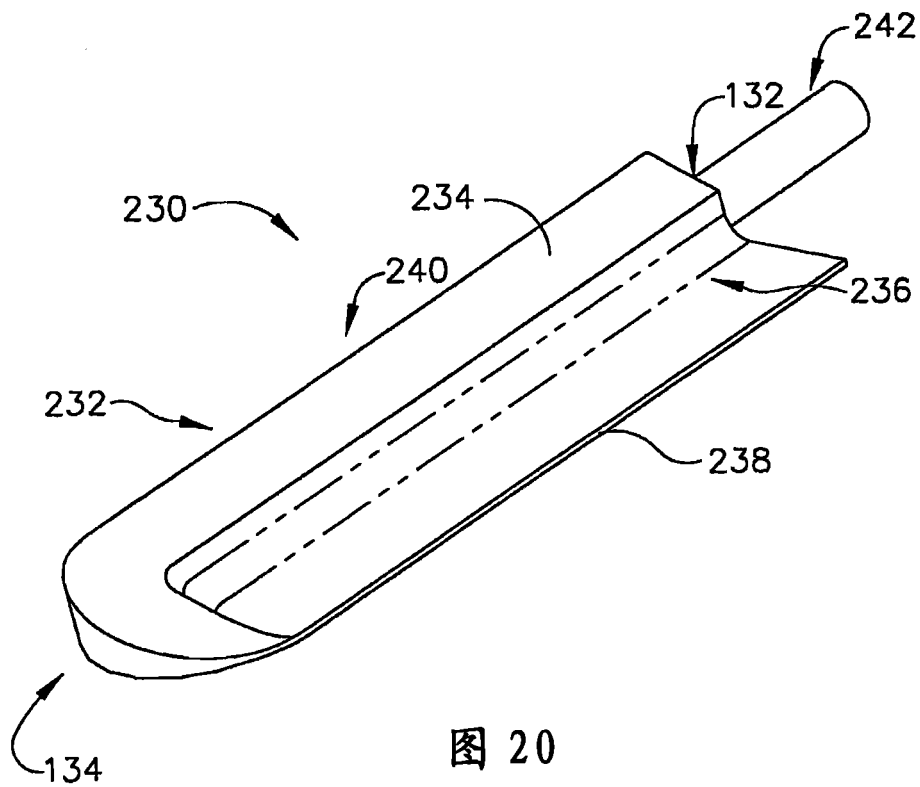


图 19



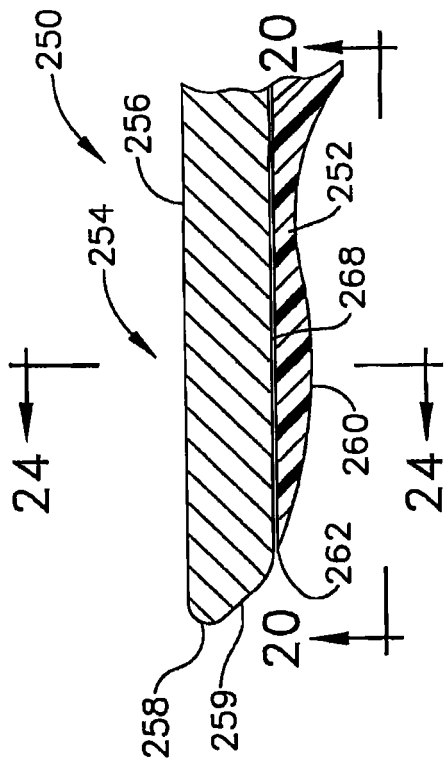


图 22

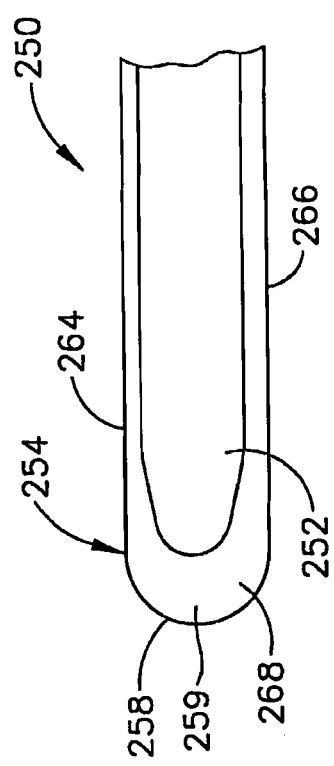


图 23

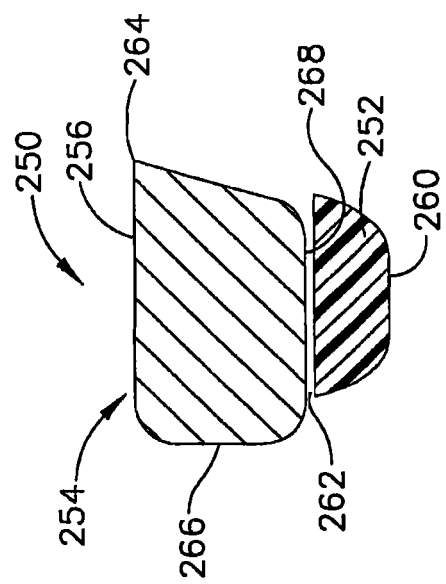


图 24

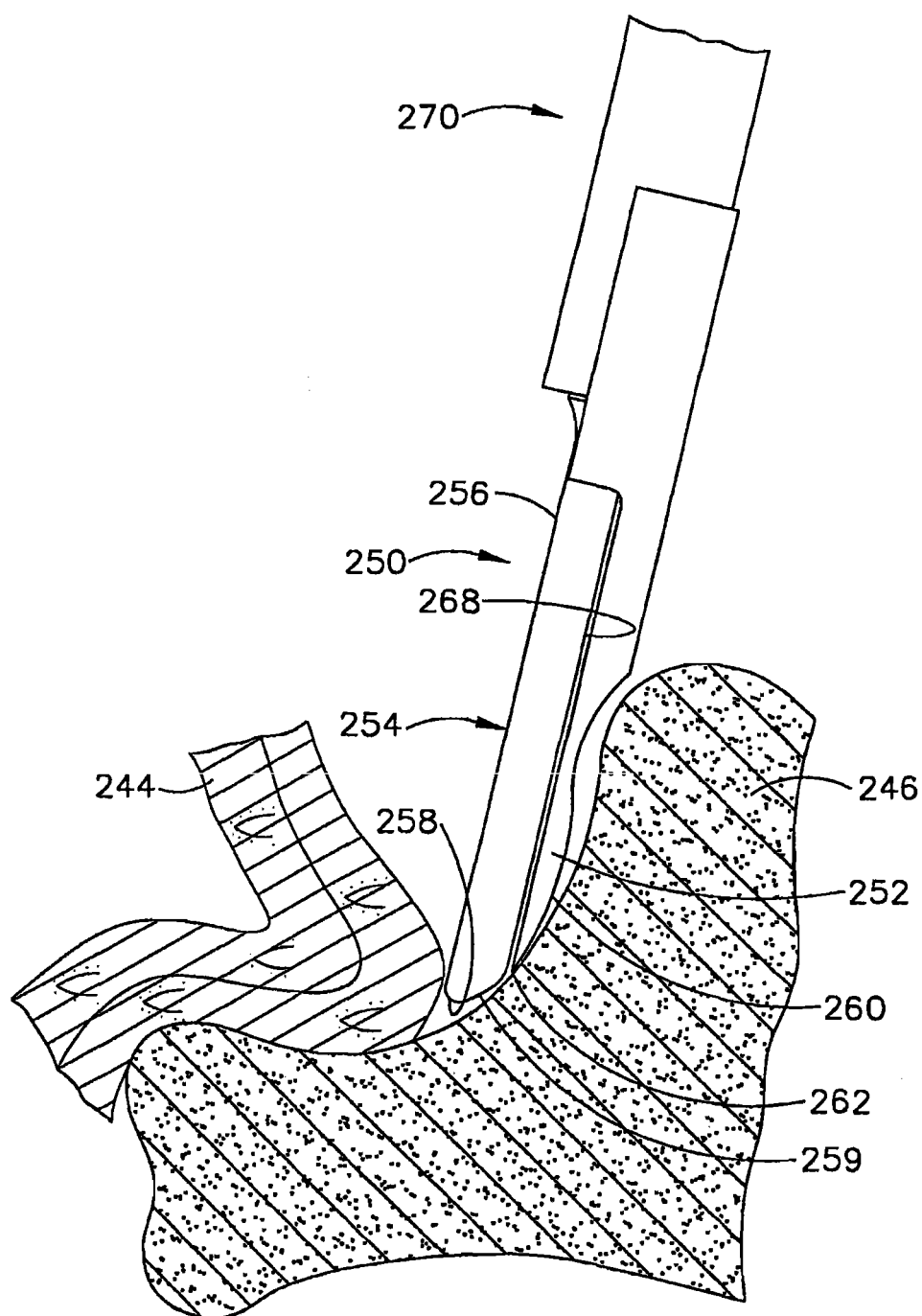


图 25

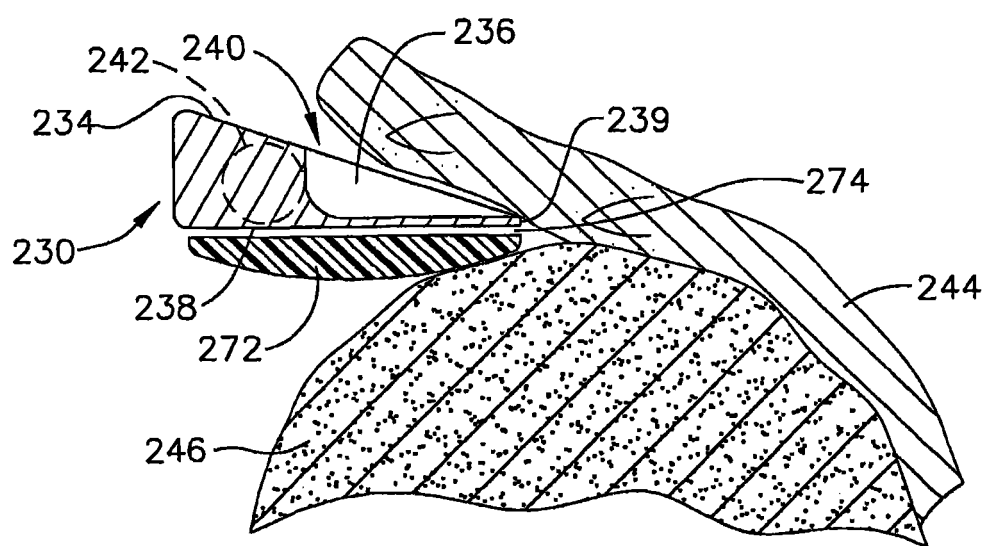


图 26

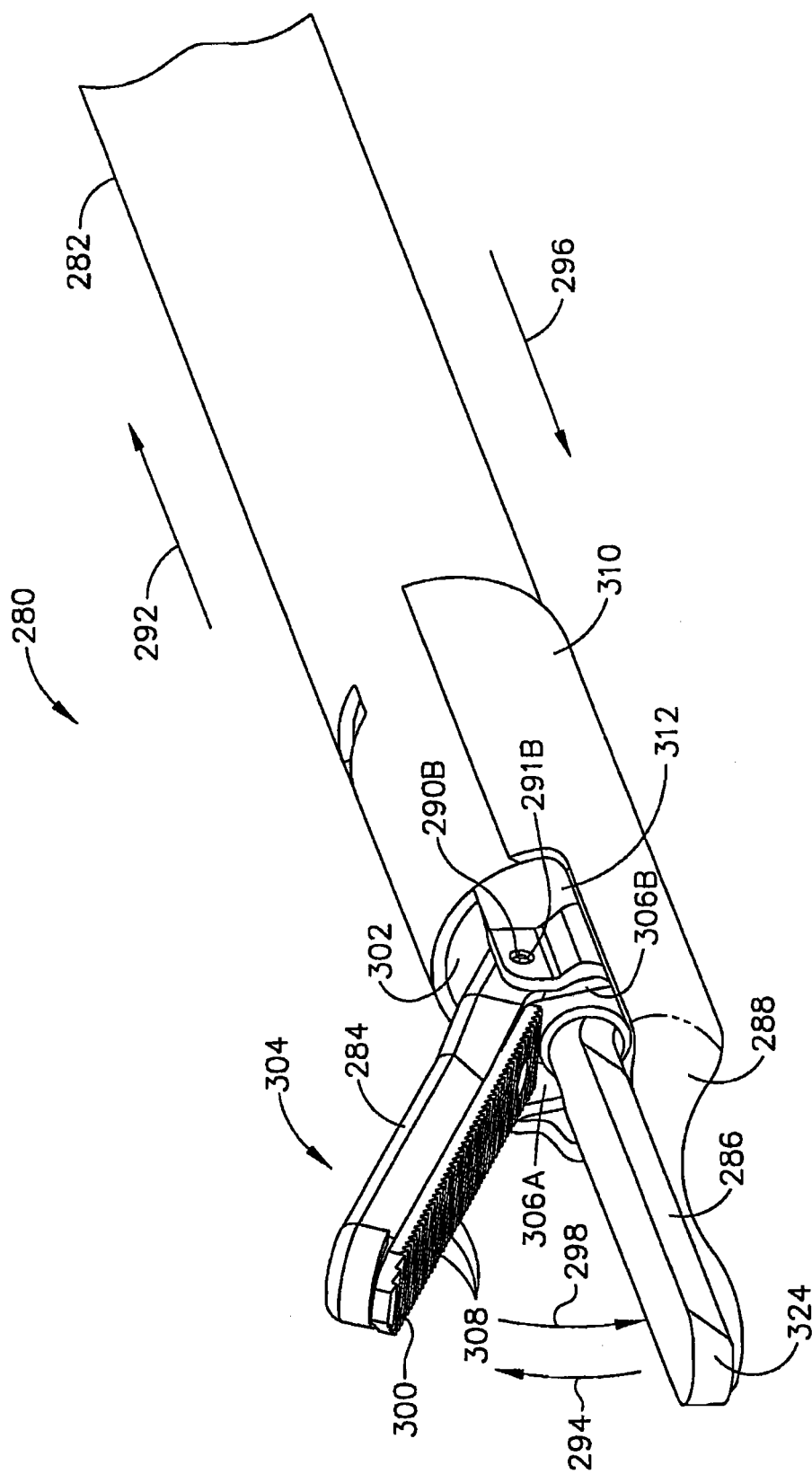


图 27

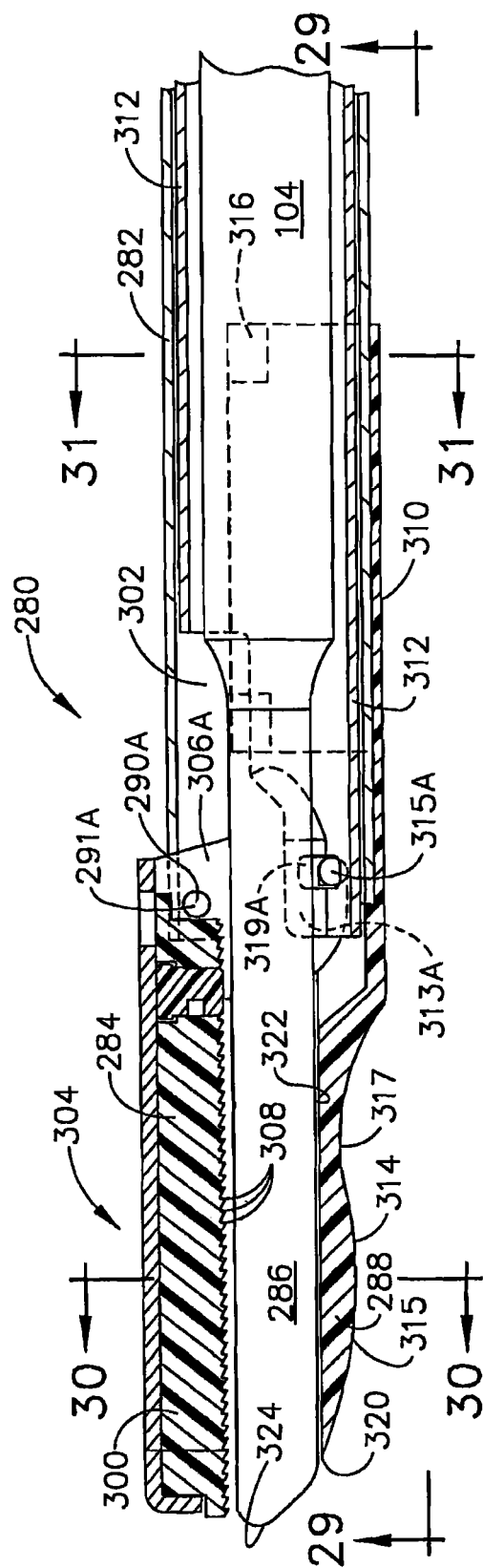


图 28

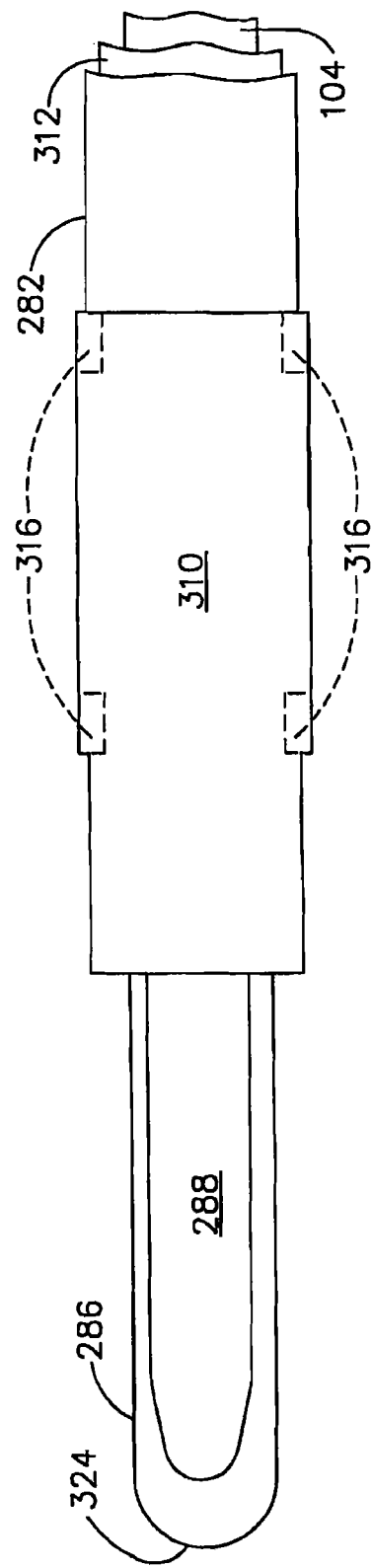


图 29

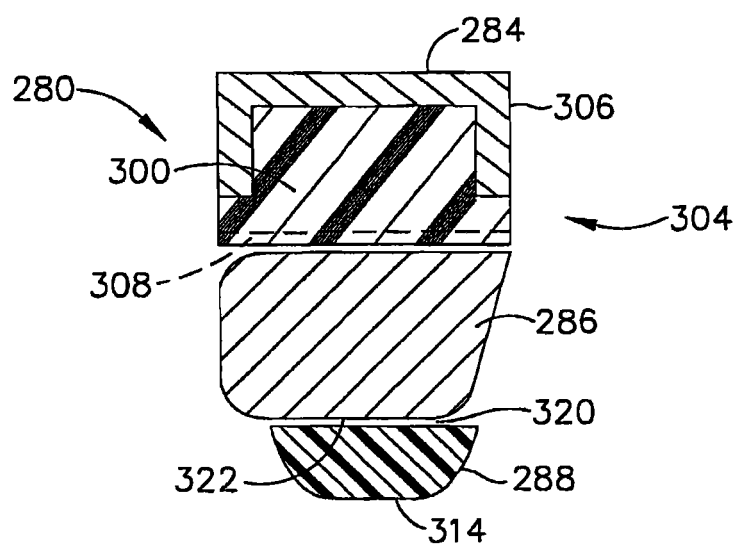


图 30

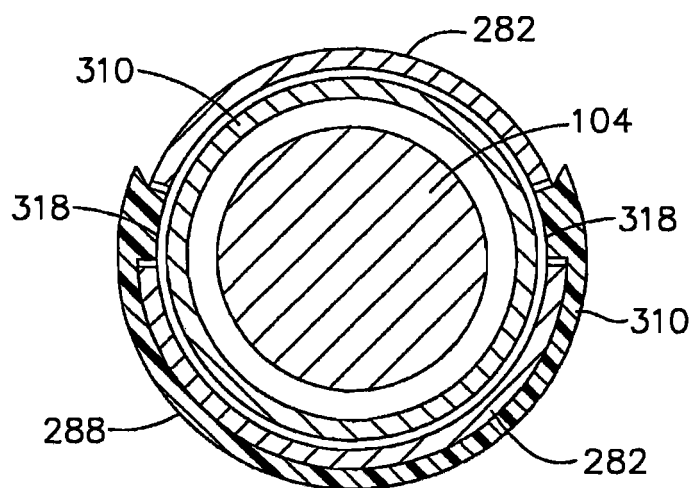


图 31

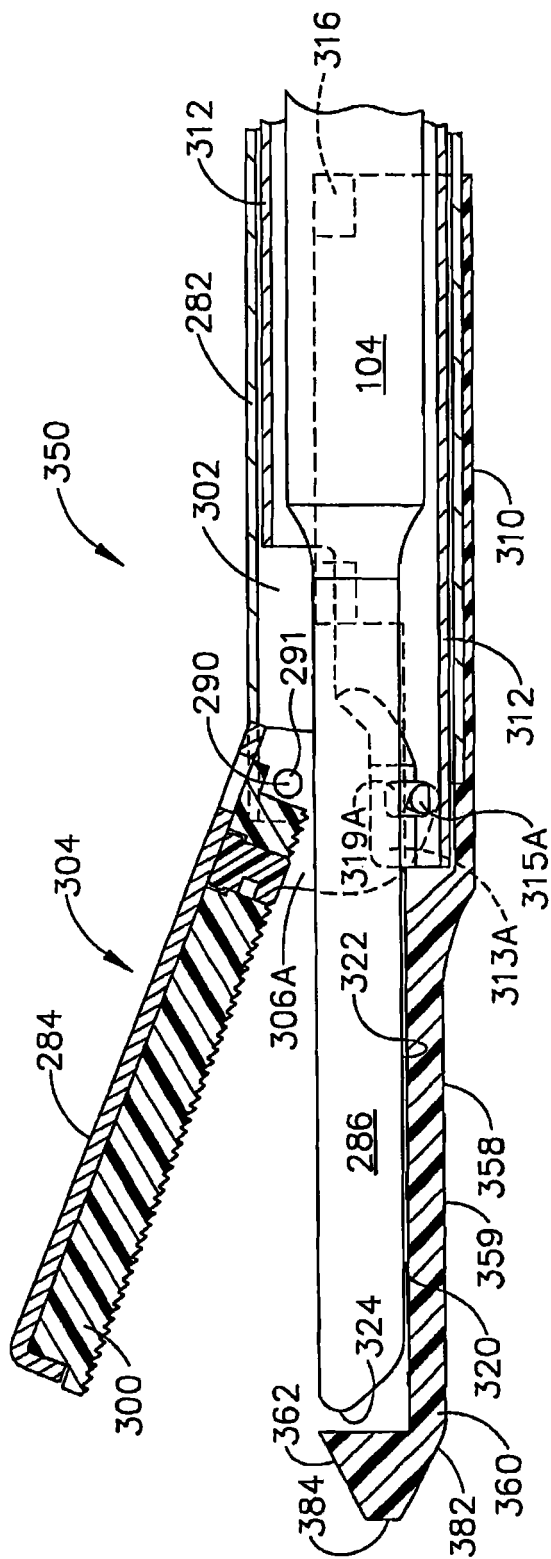


图 32

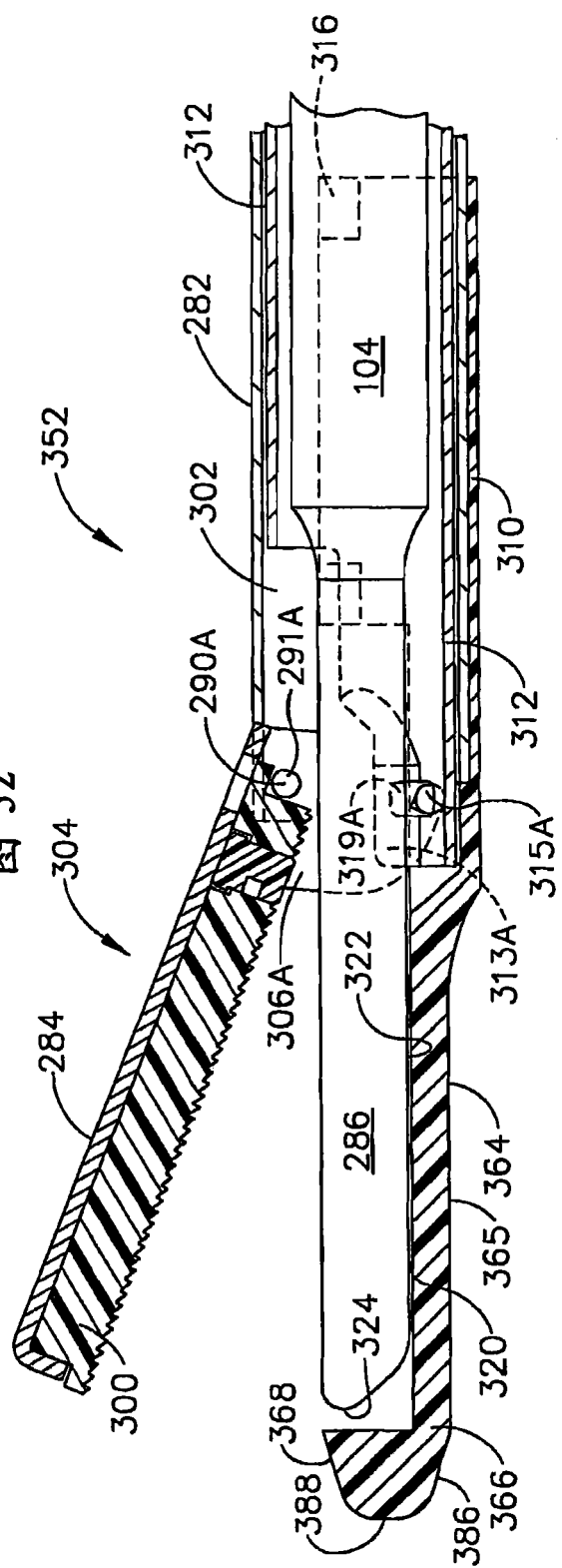


图 33

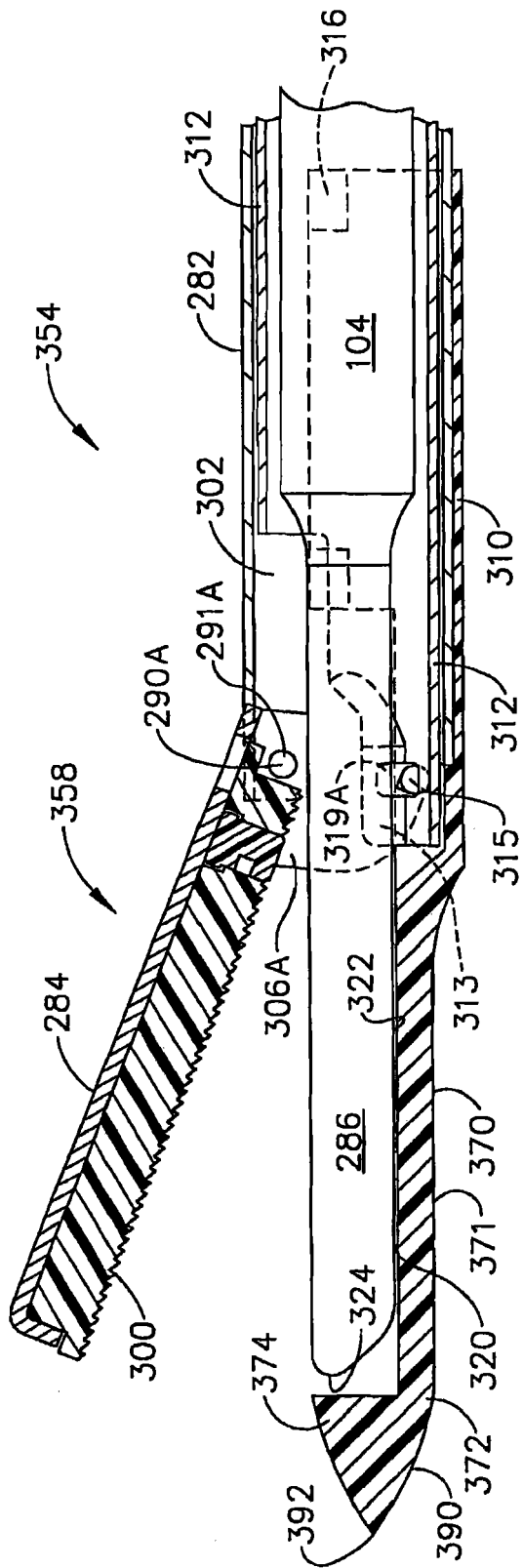


图 34

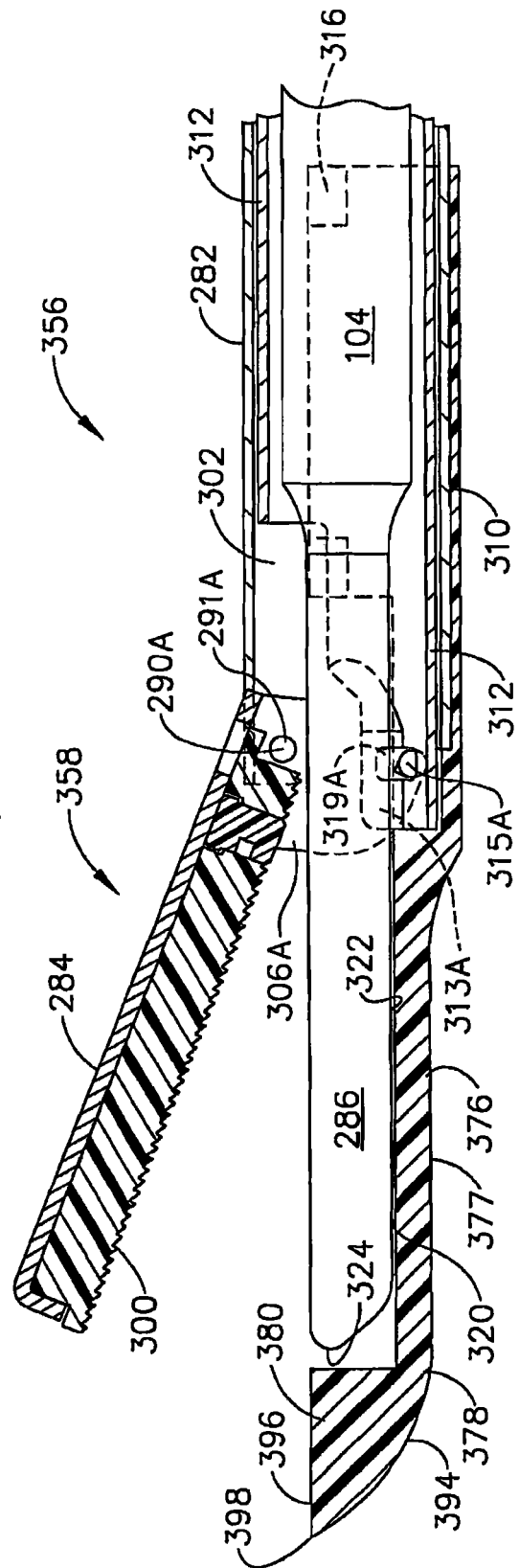


图 35

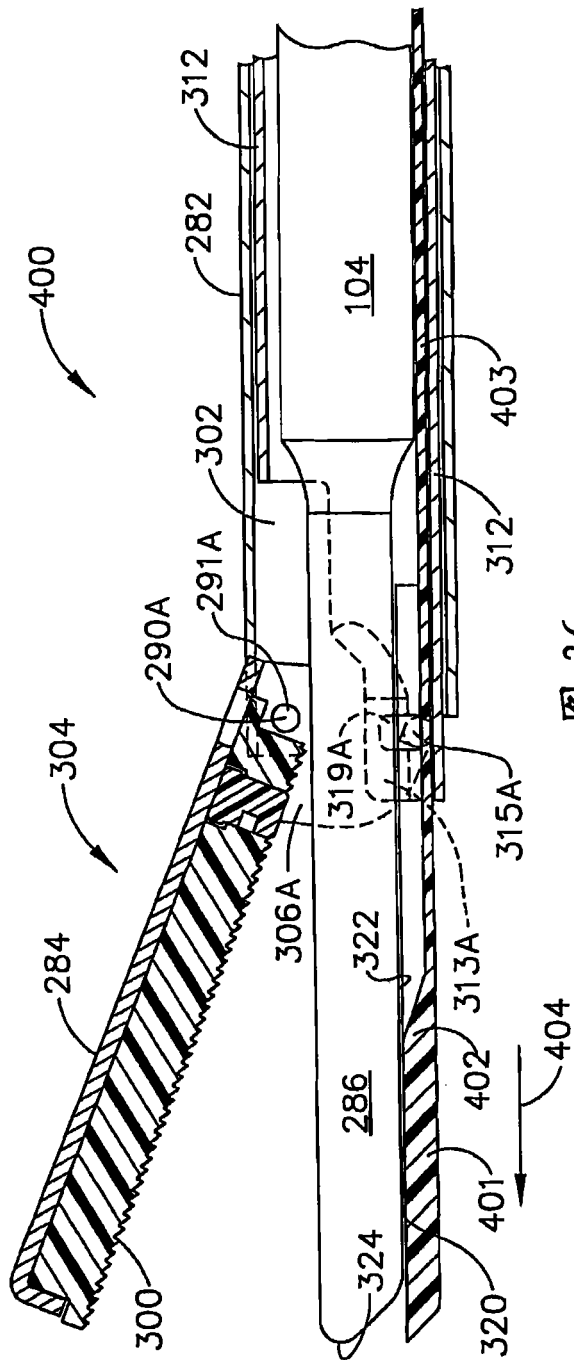


图 36

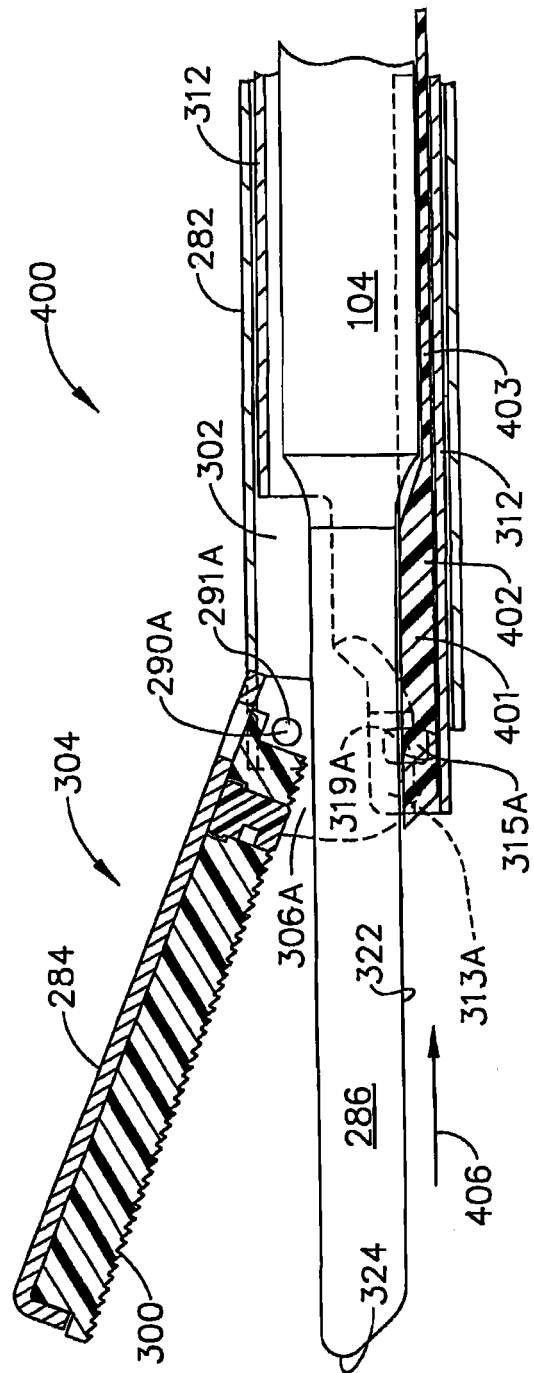


图 37

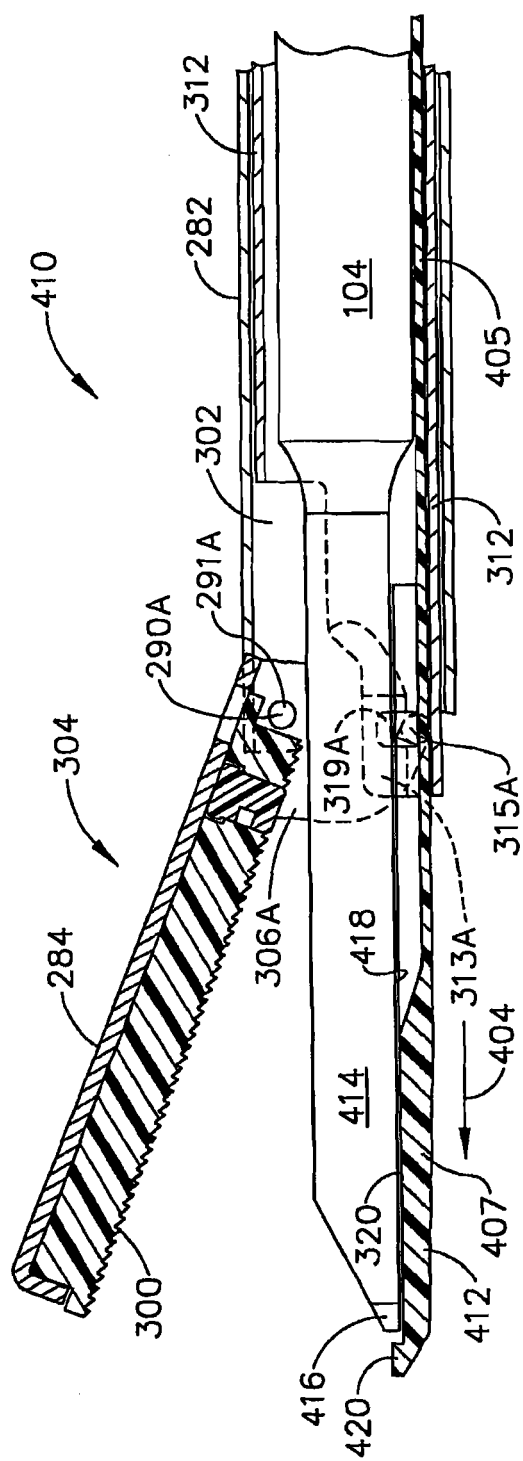
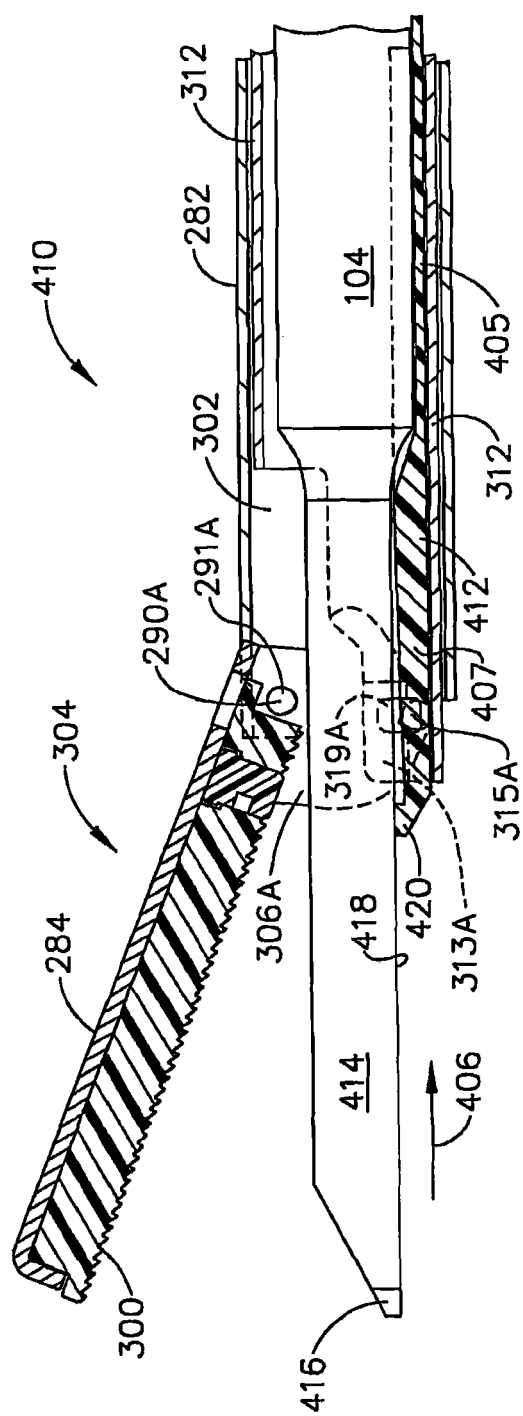


图 38



39

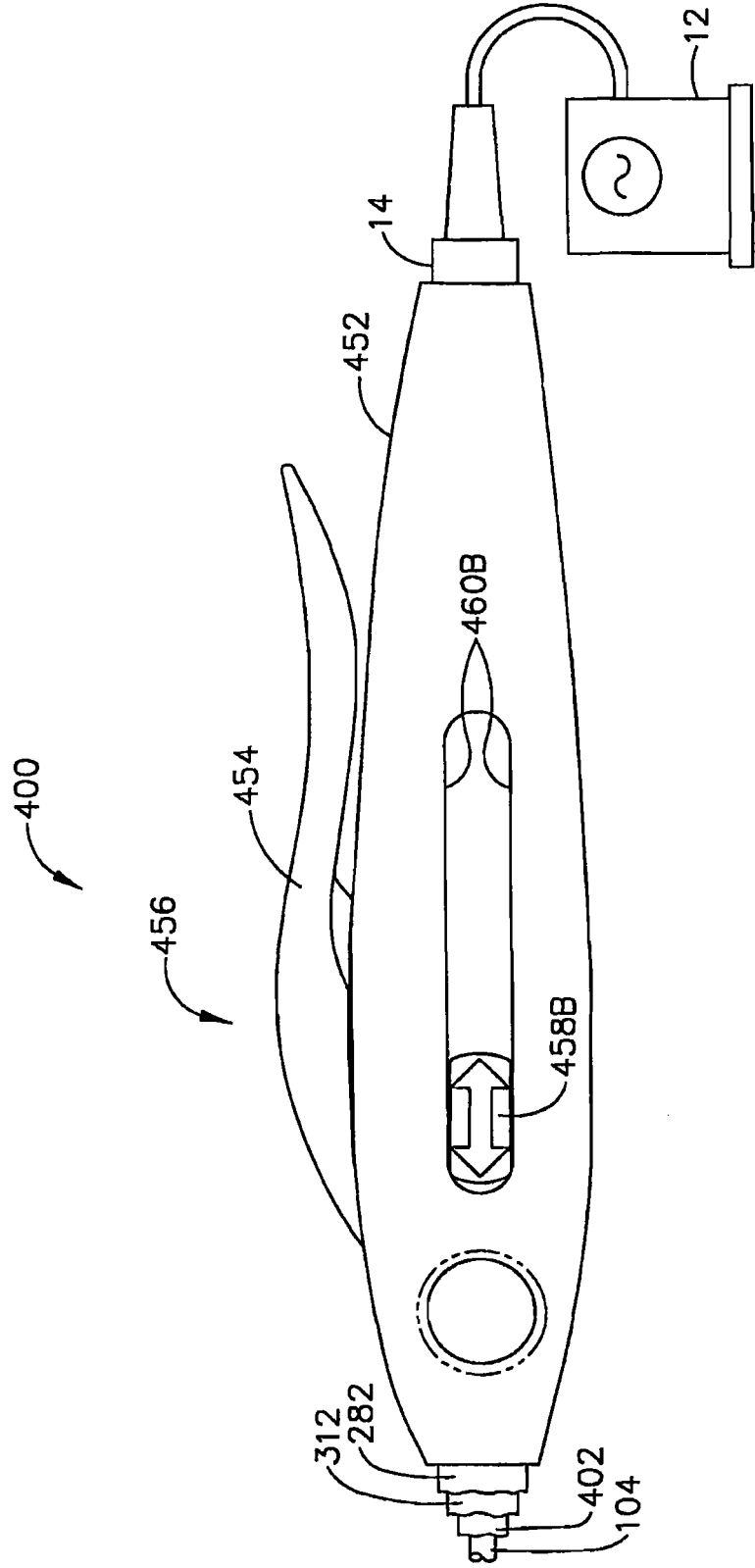


图 41

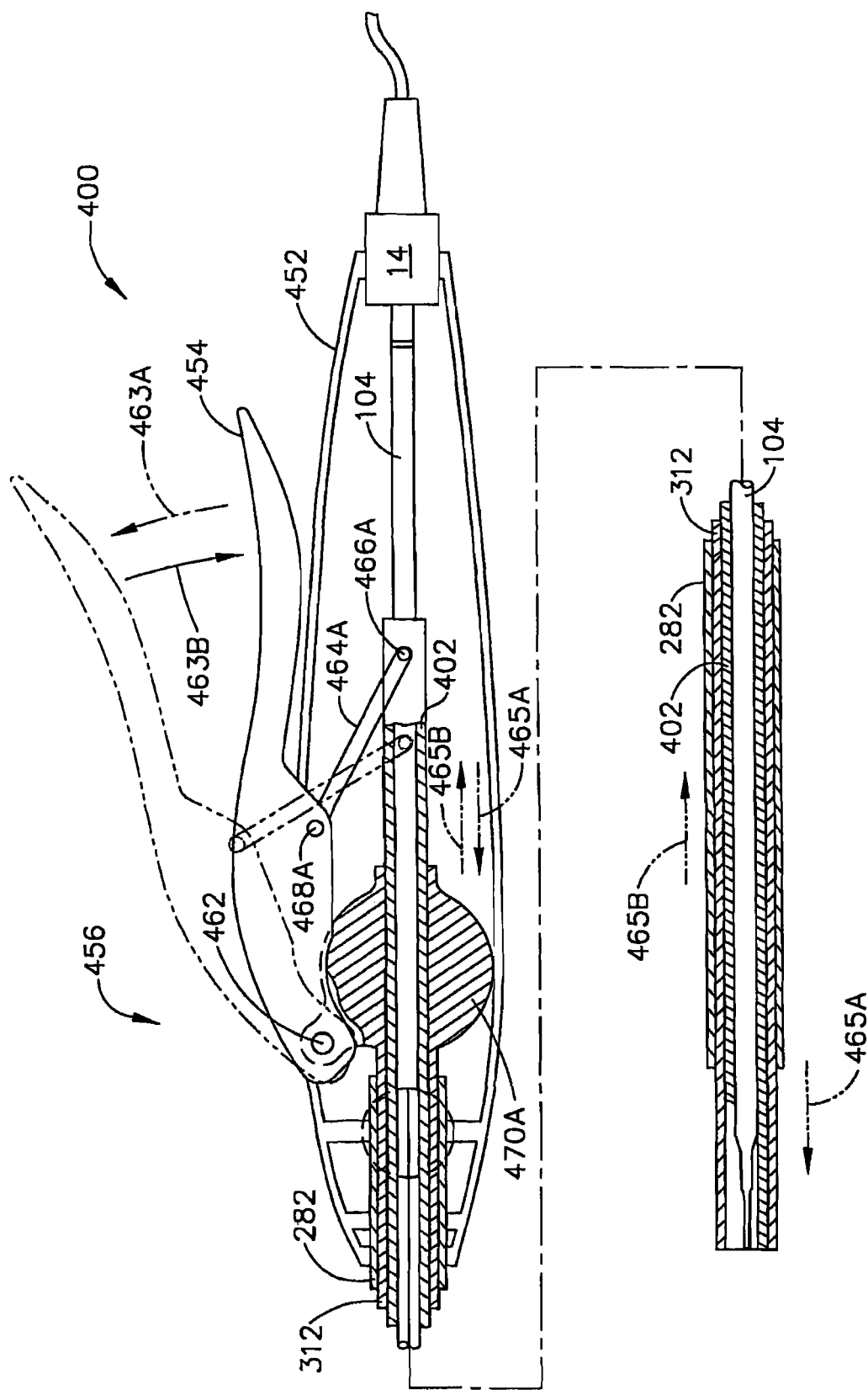


图 42

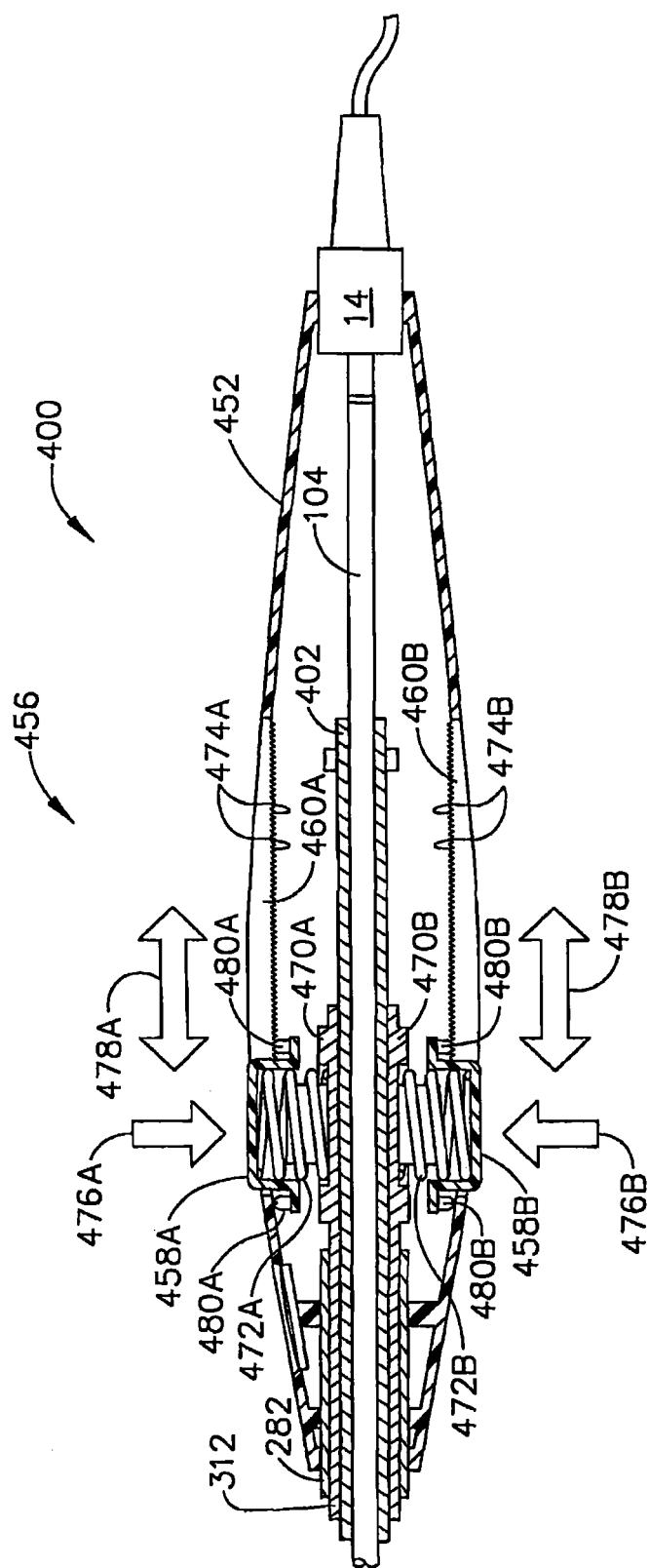
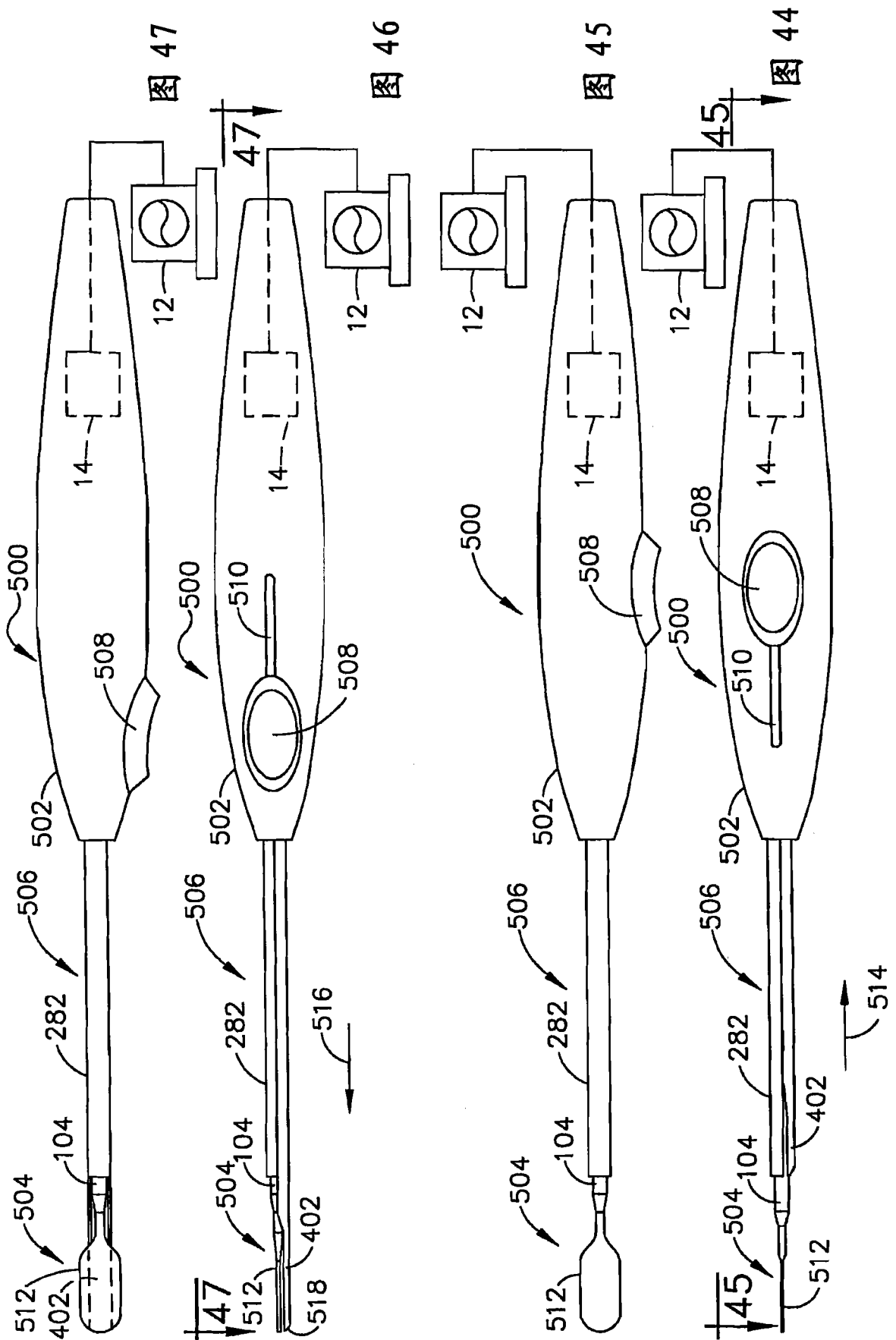
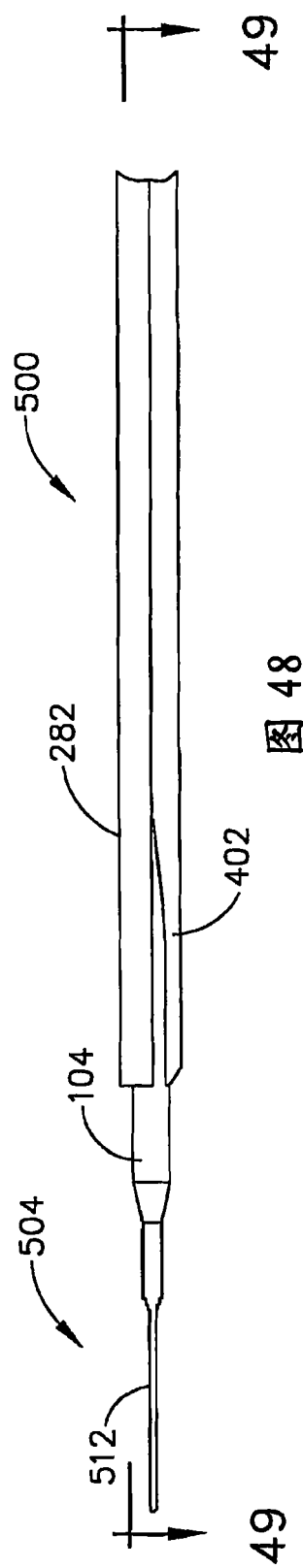
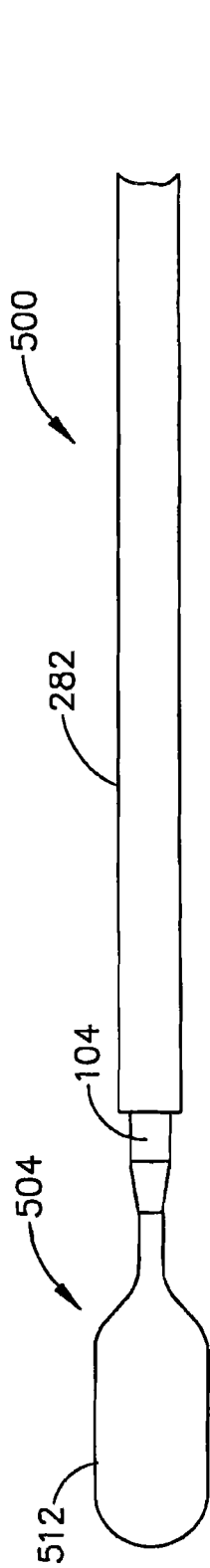
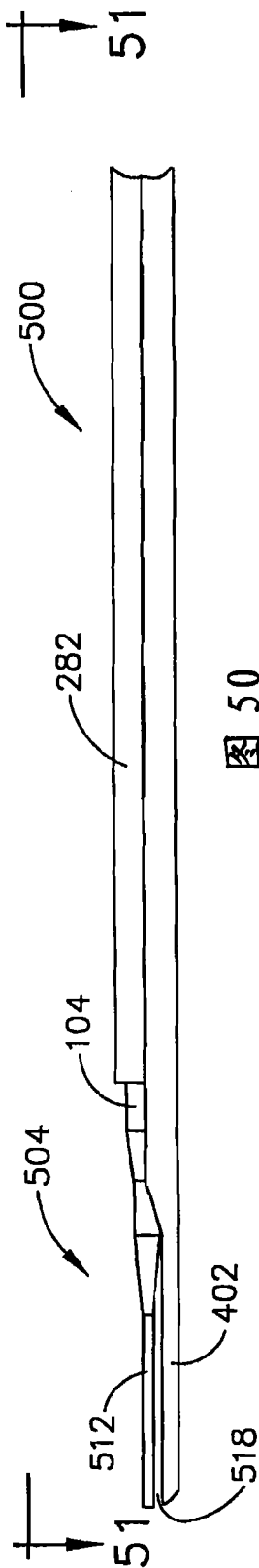
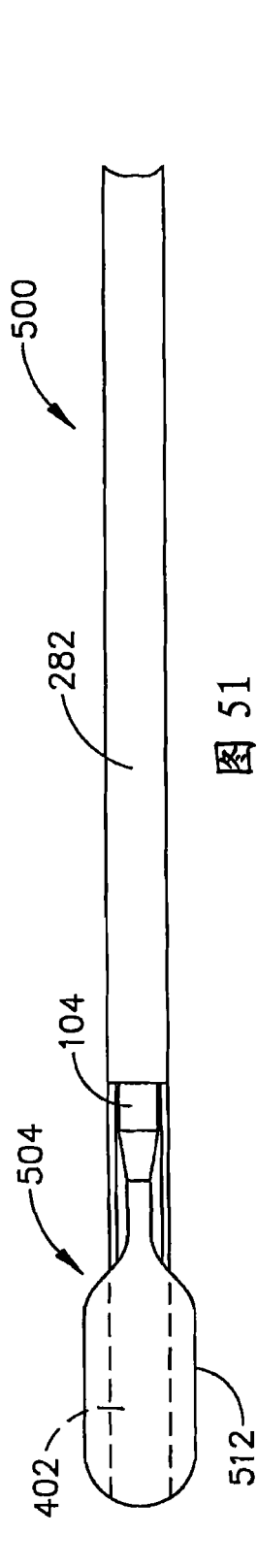


圖 43





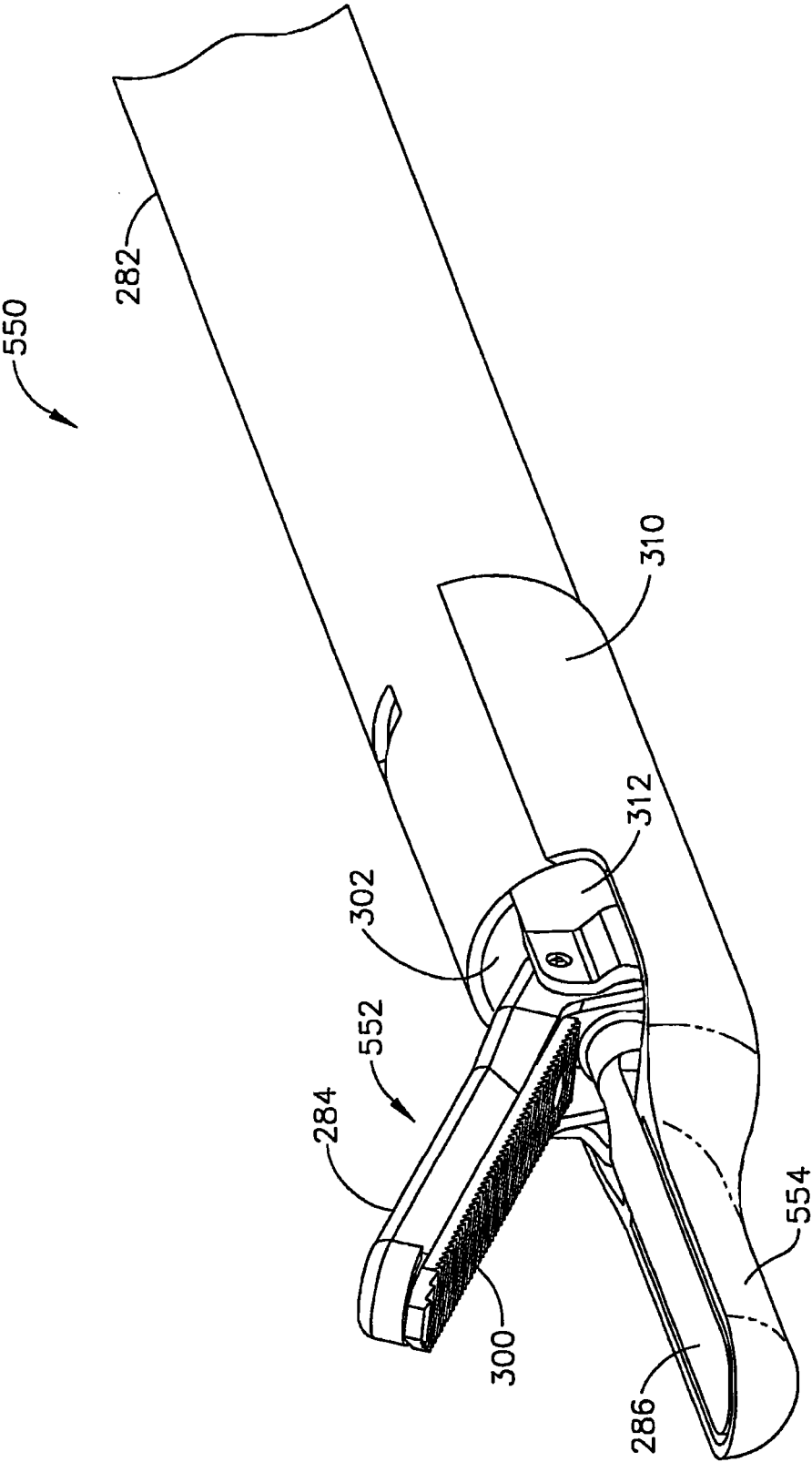


图 52

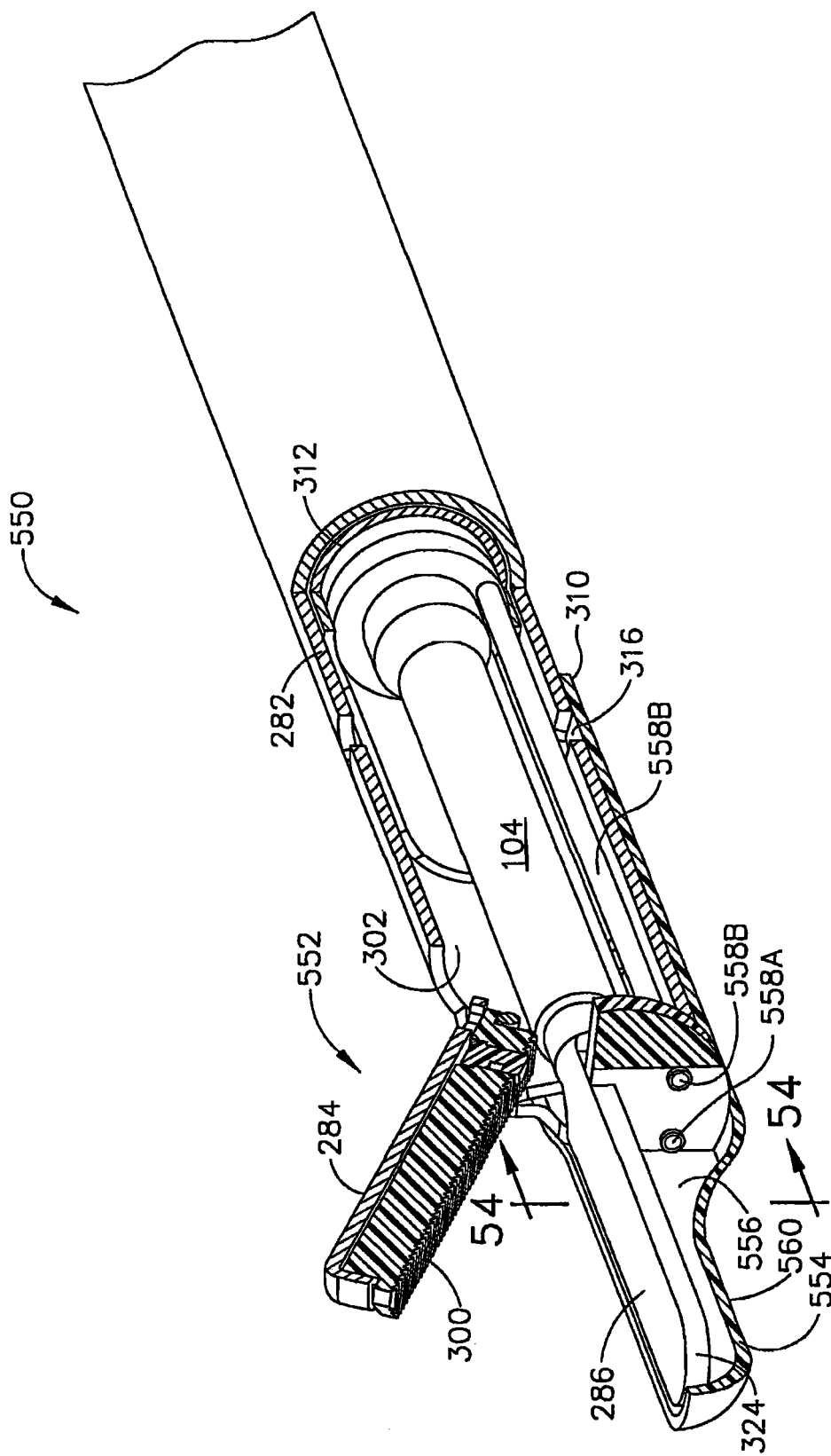


图 53

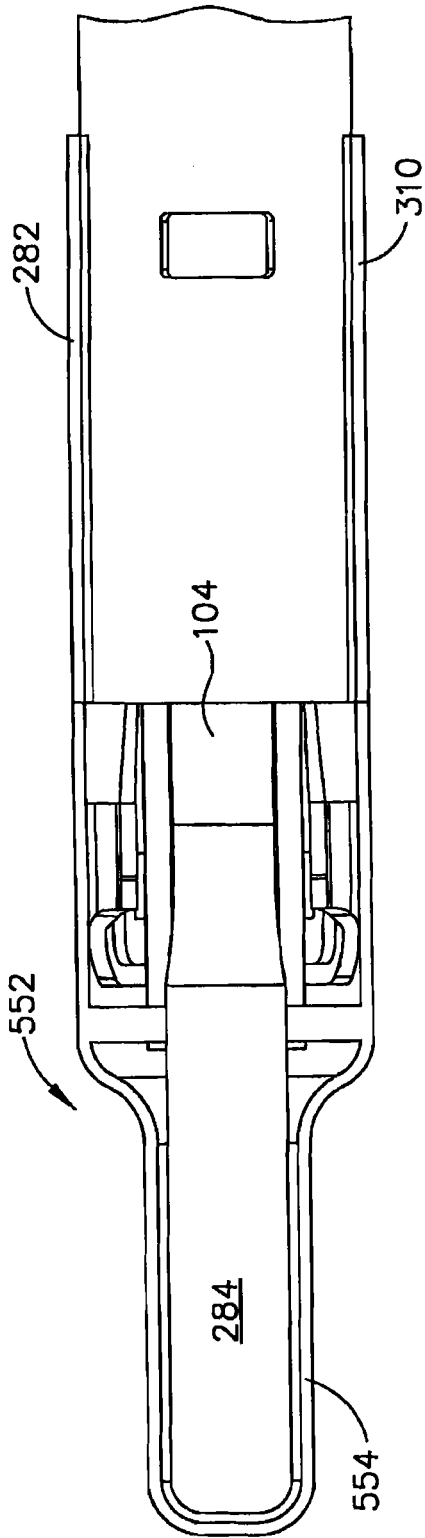


图 55

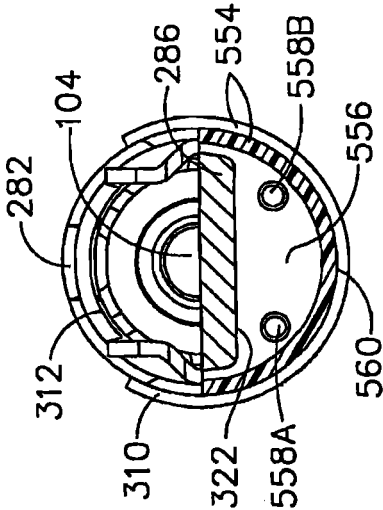


图 54

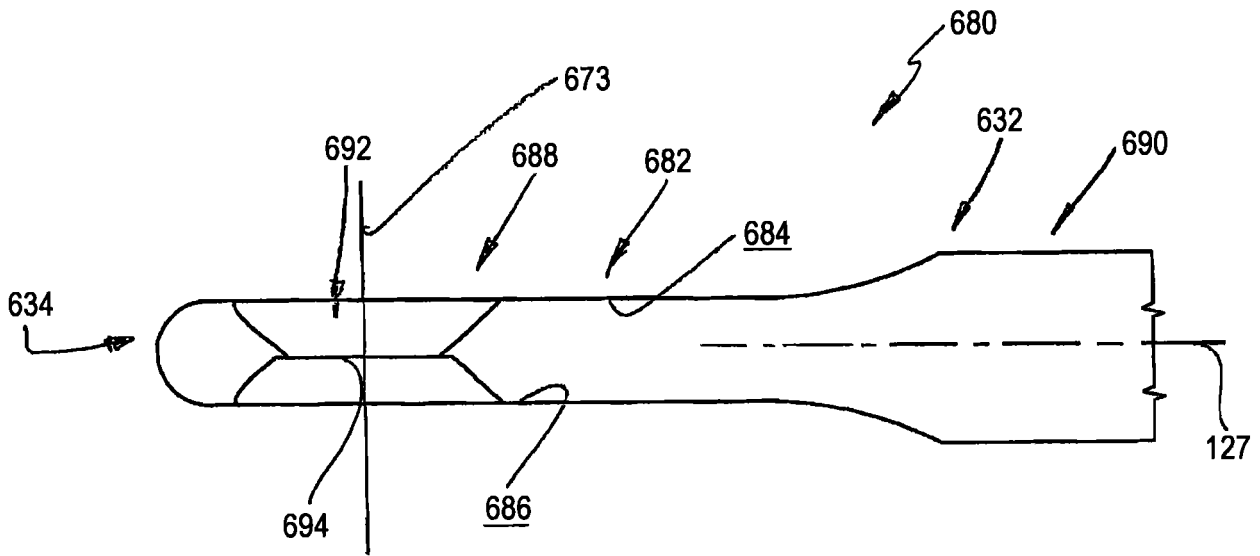


图 56

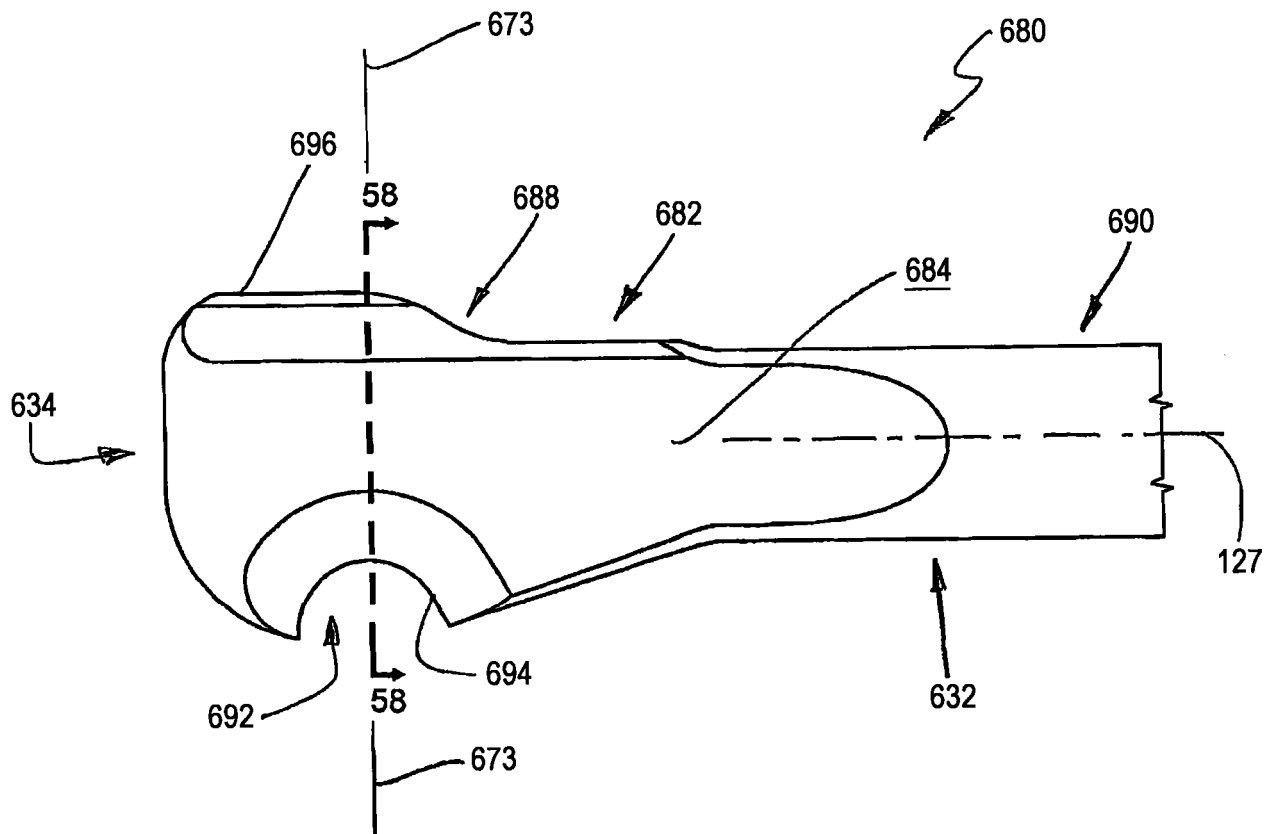


图 57

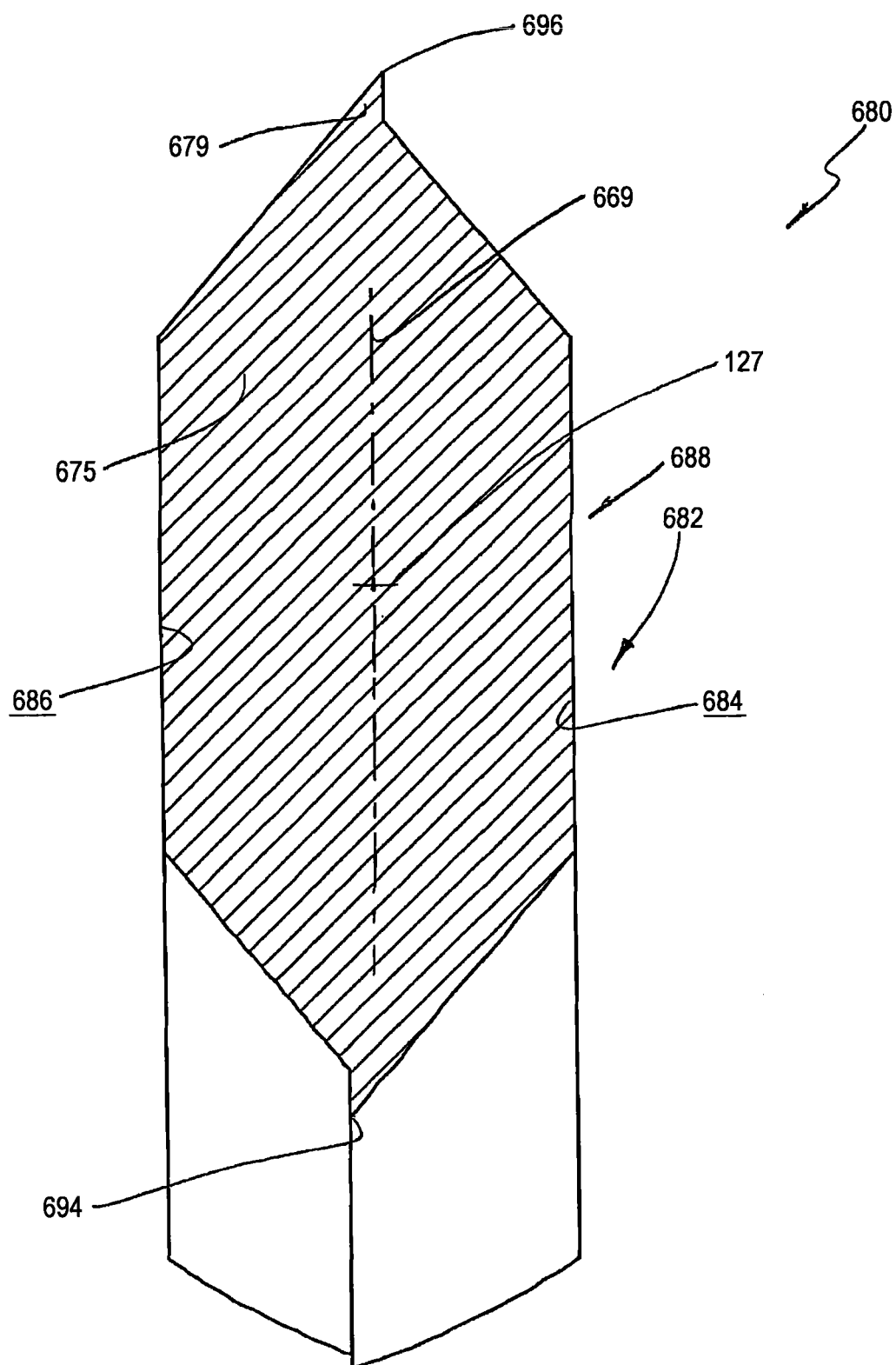


图 58

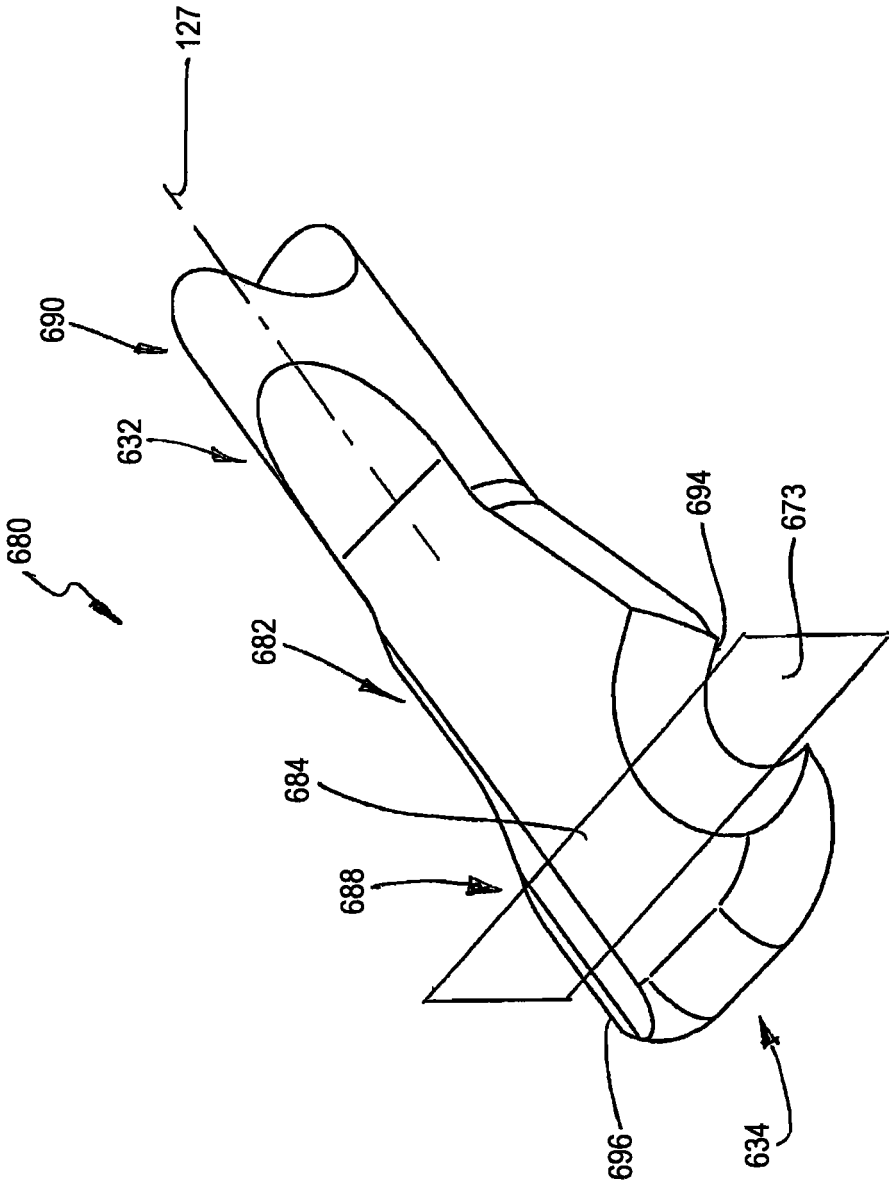


图 59

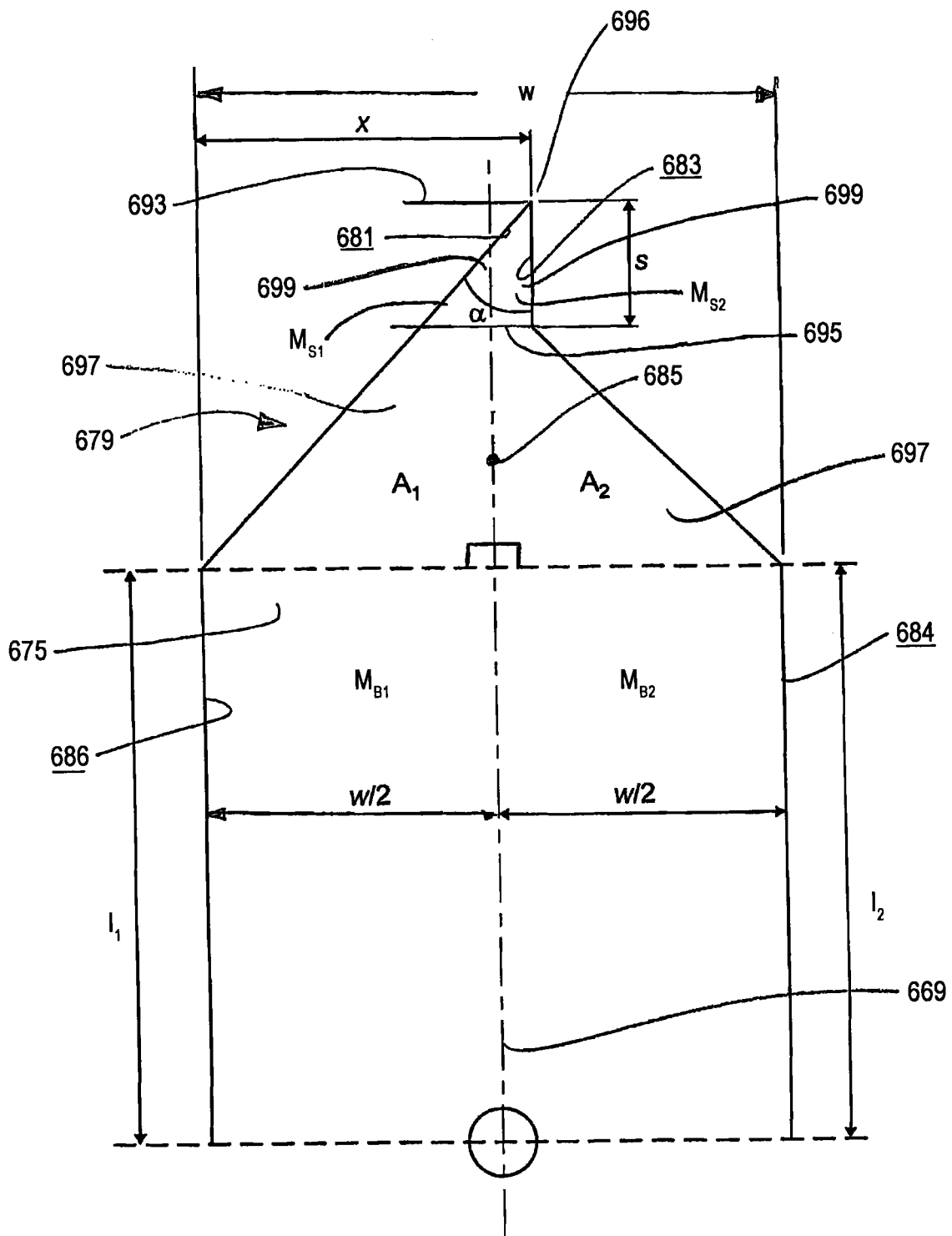


图 60

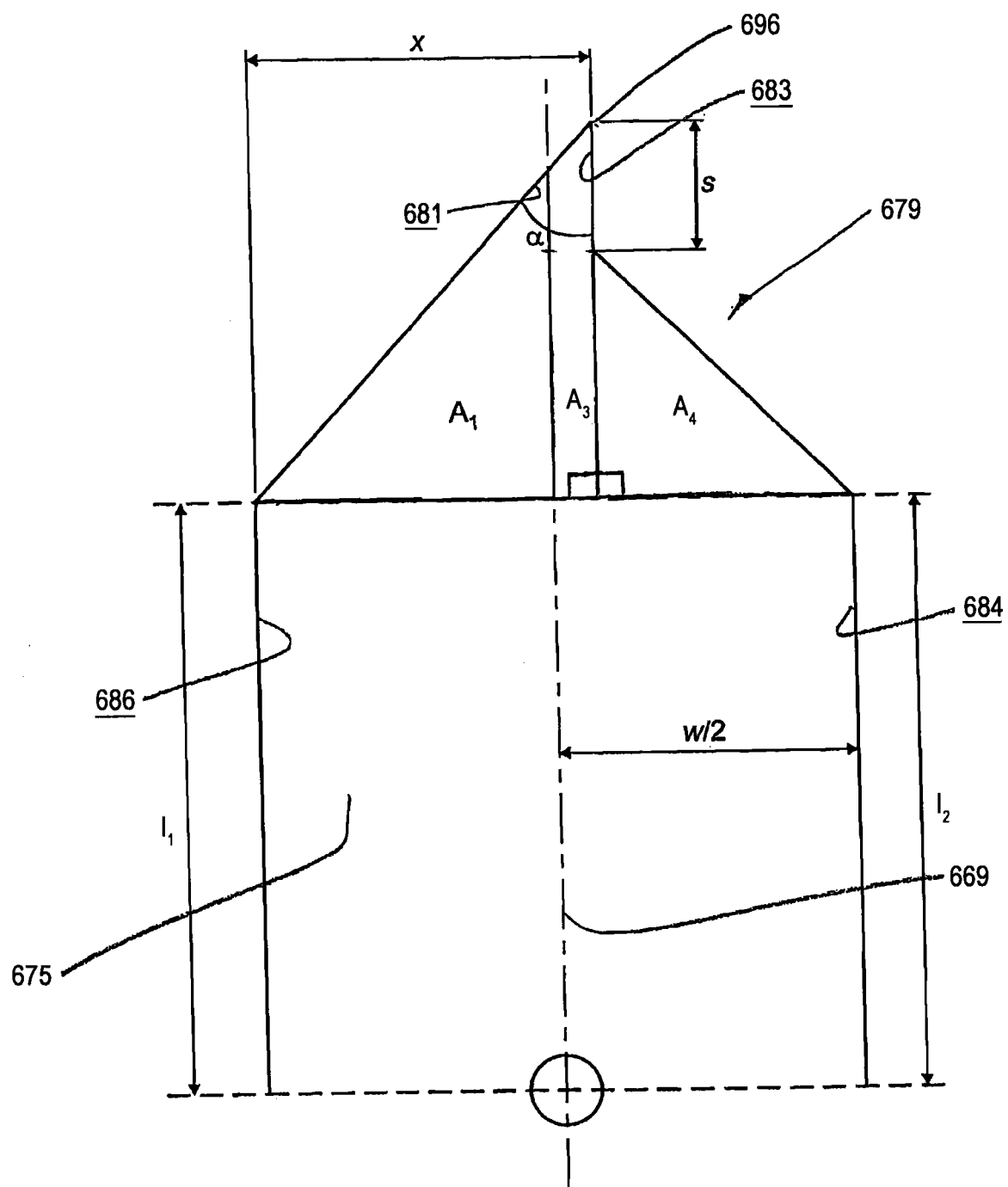


图 60A

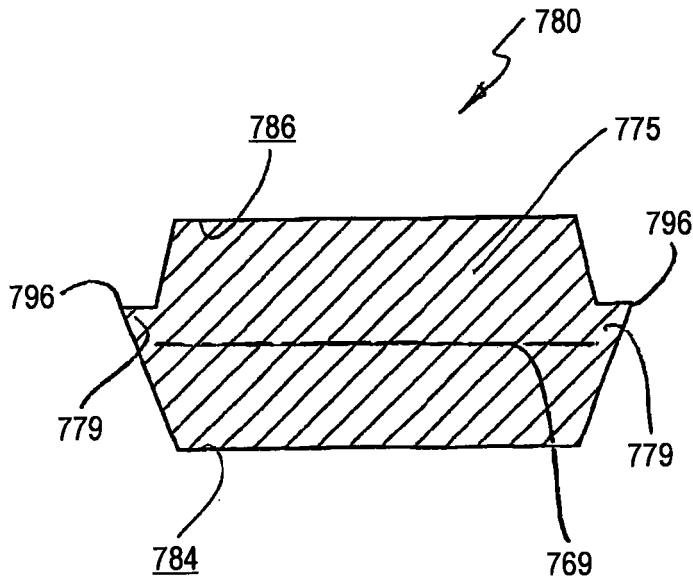


图 61

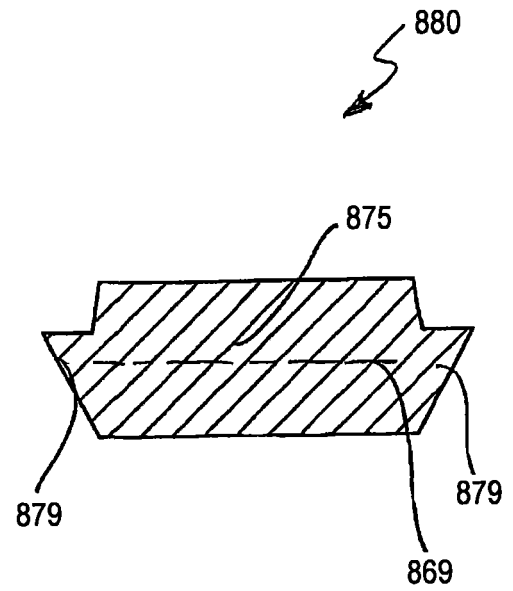


图 62

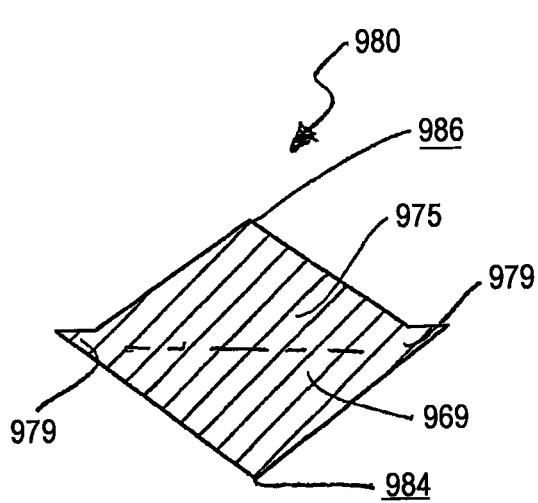


图 63

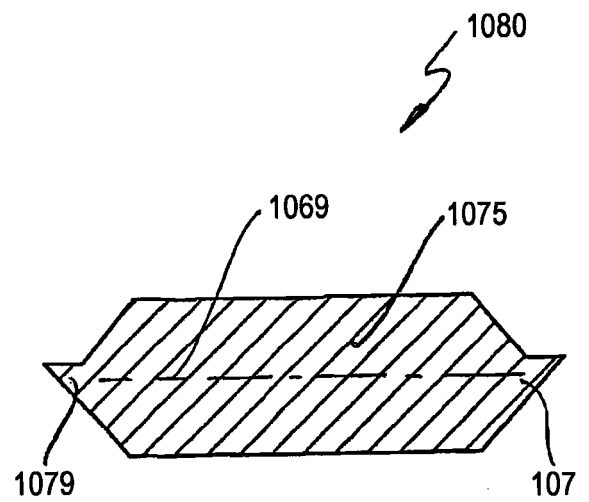


图 64

专利名称(译)	超声外科器械刀片		
公开(公告)号	CN101674780A	公开(公告)日	2010-03-17
申请号	CN200880014601.0	申请日	2008-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	GC罗伯特森 MA纽罗赫尔 LT德卢卡 FB斯图伦 DW普赖斯		
发明人	G·C·罗伯特森 M·A·纽罗赫尔 L·T·德卢卡 F·B·斯图伦 D·W·普赖斯		
IPC分类号	A61B17/22 A61D1/02		
CPC分类号	A61B2017/2923 A61B2017/2837 A61B2017/320076 A61B17/320092 A61B2017/2825 A61B17/320068 A61B2017/320072 A61B2017/2946 A61B2019/481 A61B2017/2924 A61B2017/320069 A61B2017/320074 A61B2017/320078 A61B2017/320082 A61B2090/08021		
代理人(译)	苏娟		
优先权	11/726625 2007-03-22 US 11/998543 2007-11-30 US		
其他公开文献	CN101674780B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声外科器械包括具有治疗部分的超声致动刀片或端部执行器。刀片可以限定中心轴线和横向于中心轴线的至少一个轴线，横向轴线可以位于垂直或正交于纵向轴线的平面内并且可以限定治疗部分的横截面。这样的横截面可以包括中心部分和从中心部分延伸的台阶，中心部分可以包括宽度，台阶可以包括切割边缘。在至少一种实施方式中，切割边缘可以由在其间限定角的第一和第二表面限定。在各种实施方式中，切割边缘的位置和/或切割边缘表面之间的角可以被选择以便相对于横向轴线平衡刀片。

