



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106413595 A

(43)申请公布日 2017.02.15

(21)申请号 201580026880.2

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(22)申请日 2015.03.11

11256

(30)优先权数据

14/222,943 2014.03.24 US

代理人 易咏梅

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.11.23

(51)Int.Cl.

A61B 17/285(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 17/32(2006.01)

PCT/US2015/019891 2015.03.11

A61B 18/14(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61F 7/00(2006.01)

W02015/148121 EN 2015.10.01

(71)申请人 伊西康内外科有限责任公司

权利要求书2页 说明书19页 附图45页

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 F·B·斯图伦 M·R·拉姆平

C·G·金博尔 M·J·斯托克斯

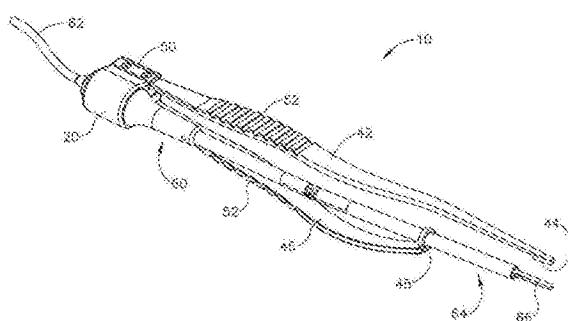
E·J·亨利

(54)发明名称

超声钳

(57)摘要

本发明公开了一种超声钳，所述超声钳包括外壳、声学组件和夹头。所述外壳将所述声学组件和夹头接合到所述钳并且允许所述夹头相对于所述声学组件枢转。所述声学组件包括换能器、波导、和超声刀以及波导护套。所述换能器被构造成能够产生超声振动，由此将所述超声振动引导到所述波导。所述波导将所述超声振动朝远侧传输到所述超声刀。所述超声刀被构造成能够响应于由所述换能器产生的所述超声振动而振动。所述夹头被构造成当所述夹头相对于所述换能器枢转时能够朝所述超声刀运动。组织可被抓获在所述夹头与所述超声刀之间。当由所述换能器产生的所述超声振动使所述超声刀振动时可使所述组织变性，因此导致所述组织被切割和/或密封。



1. 一种外科器械,包括:
  - (a) 外壳;
  - (b) 由所述外壳支撑的声学组件,所述声学组件包括:
    - (i) 换能器,其中所述换能器被构造成能够产生超声振动,
    - (ii) 波导,所述波导从所述换能器延伸,其中所述波导能够通过声学方式联接到所述换能器,和
    - (iii) 超声刀,所述超声刀从所述波导的远侧端部延伸;以及
  - (c) 第一夹头,其中所述第一夹头包括夹紧特征结构,其中所述第一夹头相对于所述外壳被固定,其中所述第一夹头被构造成能够相对于所述波导运动,其中所述第一夹头的远侧端部被构造成能够响应于所述第一夹头相对于所述波导的运动而朝所述超声刀运动,其中所述换能器位于所述夹紧特征结构的近侧。
2. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括第二夹头,其中所述第二夹头相对于所述外壳被固定,其中所述第二夹头从所述外壳朝远侧延伸。
3. 根据权利要求2所述的外科器械,其中所述第二夹头包括远侧端部,其中所述远侧端部被构造成能够接收所述波导。
4. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述波导具有至少一个弯曲部分。
5. 根据权利要求4所述的外科器械,其中所述声学组件还包括波导护套,其中所述波导被构造成能够滑动到所述波导护套中并且适应所述至少一个弯曲部分。
6. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述第一夹头的远侧端部包括圆柱形护套,其中所述护套被构造成能够围绕所述第一夹头的远侧端部拉伸。
7. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述外壳包括夹头接收槽,其中所述夹头接收槽被构造成能够接收所述第一夹头的近侧端部。
8. 根据权利要求7所述的外科器械,其中所述夹头接收槽包括受弹性偏压的锁定构件,其中所述受弹性偏压的锁定构件被构造成能够将所述第一夹头选择性地固定在所述外壳的夹头接收槽中。
9. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述换能器包括被构造成能够将超声振动引导到所述波导的喇叭状部分。
10. 根据权利要求9所述的外科器械,其中所述换能器的喇叭状部分包括凸缘部分,其中所述外壳被构造成能够固定所述凸缘部分。
11. 根据权利要求10所述的外科器械,其中所述喇叭状部分的凸缘部分包括多个平坦面,其中所述外壳包括对应于所述凸缘部分的所述多个平坦面的多个平坦面。
12. 根据权利要求11所述的外科器械,其中所述喇叭状部分的凸缘部分具有纵向厚度,所述纵向厚度为由所述换能器产生的超声振动的波长的约3%至约8%。
13. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括射频连接器,其中所述射频连接器与所述第一夹头连通,其中所述射频连接器被构造成能够将射频能量传输到所述第一夹头。
14. 根据权利要求13所述的外科器械,其中所述射频连接器与所述第一夹头形成一体,使得所述射频连接器和所述第一夹头能够作为一个单元一起从所述外壳移除。
15. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述第一夹头限定纵向轴线,其中所述第一夹头还包括第一部分和第二部分,其中所述第二部分能够围绕所述纵向轴线相对于所述第

一部分旋转。

16. 根据权利要求1所述的外科器械，其中所述超声刀限定纵向轴线，其中所述第一夹头围绕所述超声刀的纵向轴线作轨道运动。

17. 一种外科器械，包括：

(a) 外壳，所述外壳具有第一夹头接收槽和换能器接收部分；

(b) 换能器，所述换能器包括：

(i) 至少一个压电元件，所述至少一个压电元件能够操作以产生超声振动，和

(ii) 凸缘部分，其中所述凸缘部分被牢固地固定到所述外壳的换能器接收部分；

(c) 波导，所述波导具有近侧端部和远侧端部，其中所述波导被构造成能够将超声振动从所述近侧端部传输到所述远侧端部，其中所述波导与所述换能器连通；

(d) 超声刀，其中所述超声刀与所述波导的远侧端部连通，其中所述超声刀被构造成能够响应于通过所述波导从所述压电圆盘传输的超声振动而振动；以及

(e) 第一夹头，其中所述第一夹头的一部分被固定到所述外壳的夹头接收槽，其中所述第一夹头从所述外壳朝远侧延伸，其中所述第一夹头被构造成能够相对于所述外壳朝所述超声刀运动。

18. 根据权利要求17所述的外科器械，其中所述凸缘部分包括多个平坦面，其中所述外壳的换能器接收部分被构造成能够接触所述平坦面以限制所述换能器的旋转运动。

19. 根据权利要求17所述的外科器械，其中所述波导包括第一弯曲和第二弯曲，其中所述第一弯曲被定位在所述波导的一个波腹区域处，其中所述第二弯曲被定位在所述波导的另一个波腹区域处。

20. 一种外科器械，包括：

(a) 外壳；

(b) 声学组件，所述声学组件相对于所述外壳固定，其中所述声学组件被构造成能够产生超声振动；

(c) 超声刀，其中所述超声刀与所述声学组件连通；和

(d) 第一夹头，其中所述第一夹头相对于所述声学组件被可旋转地固定，使得所述第一夹头被构造成能够围绕所述声学组件的纵向轴线选择性地作轨道运动，其中所述第一夹头还被构造成能够相对于所述声学组件运动以迫使所述第一夹头朝所述超声刀运动。

## 超声钳

### 背景技术

[0001] 诸如剪刀的多种外科器械结合使用超声元件,所述超声元件以超声频率振动以切割和/或密封组织(例如,通过使组织细胞中的蛋白质变性)。这些外科器械包括将电力转换成超声振动的压电元件,所述超声振动沿着声波导被传输到刀元件。切割和凝洁的精度可受到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的控制。多种钳器械结合使用射频(RF)能量以切割和/或密封组织。此类钳可用于需要精细或精确外科手段的外科手术中。具体地讲,钳器械的两个夹头可用于精确地抓持组织。RF能量(例如,以射频范围内的频率施加的电流)然后可被施加到单个夹头(单极)或两个夹头(双极)以切割和/或密封组织。结合超声振动特征结构的钳器械的示例公开于2009年2月5日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布2009/0036912中,其公开内容以引用方式并入本文。

[0002] 超声外科器械的其它示例包括HARMONIC ACE<sup>®</sup>超声剪刀、HARMONIC WAVE<sup>®</sup>超声剪刀、HARMONIC FOCUS<sup>®</sup>超声剪刀、和HARMONIC SYNERGY<sup>®</sup>超声刀,上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)。此类装置和相关概念的另外示例公开于下列专利中:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利5,322,055,其公开内容以引用方式并入本文;1999年2月23日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”的美国专利5,873,873,其公开内容以引用方式并入本文;1997年10月10日提交的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”的美国专利5,980,510,其公开内容以引用方式并入本文;2001年12月4日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,325,811,其公开内容以引用方式并入本文;2004年8月10日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,773,444,其公开内容以引用方式并入本文;和2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 超声外科器械的另外的示例公开于下列专利中:2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利公布2006/0079874,其公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布2007/0191713,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国专利公布2007/0282333,其公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布2008/0200940,其公开内容以引用方式并入本文;2009年4月23日公布的名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利公布2009/0105750,其公开内容以引用方式并入本文;

2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国专利公布2010/0069940,其公开内容以引用方式并入本文;和2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布2011/0015660,其公开内容以引用方式并入本文;和2012年2月2日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国专利公布2012/0029546,其公开内容以引用方式并入本文。

[0004] 超声外科器械中的一些可包括无线换能器,例如公开于下列美国专利中的无线换能器:2012年5月10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国专利公布2012/0112687,其公开内容以引用方式并入本文;2012年5月10日公布的名称为“Surgical Instrument with Charging Devices”的美国专利公布2012/0116265,其公开内容以引用方式并入本文;和/或2010年11月5日提交的名称为“Energy-Based Surgical Instruments”的美国专利申请61/410,603,其公开内容以引用方式并入本文。

[0005] 另外,RF钳的示例公开于2005年3月1日公布的名称为“Electro-Surgical Bipolar Forceps”的美国专利6,860,882中,其公开内容以引用方式并入本文。

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

## 附图说明

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

- [0008] 图1示出了示例性超声钳的透视图;
- [0009] 图2示出了图1的超声钳的局部分解图;
- [0010] 图3A示出了图1的超声钳的顶部平面图;
- [0011] 图3B示出了图1的超声钳的顶部平面图,其中夹头被压下;
- [0012] 图4示出了图1的超声钳的侧正视图;
- [0013] 图5示出了图1的超声钳的侧正视图,其中夹头被移除;
- [0014] 图6示出了图1的超声钳的外壳的详细透视图,其中声学组件被移除;
- [0015] 图7示出了图6的外壳的端视图;
- [0016] 图8示出了图6的外壳的横截面图,其中该横截面为沿图6的线8-8截取的;
- [0017] 图9示出了图6的外壳的透视图,其中夹头被移除;
- [0018] 图10示出了图1的超声钳的超声换能器的透视图;
- [0019] 图11示出了图10的超声换能器的分解图;
- [0020] 图12示出了被插入图6的外壳中的图10的超声换能器的横截面图,其中该横截面为沿图10的线12-12截取的;
- [0021] 图13示出了图1的超声钳的波导组件的透视图;
- [0022] 图14示出了图13的波导组件的局部分解图;
- [0023] 图15示出了可结合到图1的超声钳中的示例性另选夹头的透视图;
- [0024] 图16A示出了图15的夹头的横截面图,其中该横截面为沿图15的线16-16截取的;

- [0025] 图16B示出了处于第一弯曲状态的图15的夹头的横截面图,其中该横截面为沿图15的线16-16截取的;
- [0026] 图16C示出了处于第二弯曲状态的图15的夹头的横截面图,其中该横截面为沿图15的线16-16截取的;
- [0027] 图17示出了可结合到图1的超声钳中的示例性另选外壳的透视图;
- [0028] 图18示出了图17的外壳的横截面图,其中该横截面为沿图17的线18-18截取的;
- [0029] 图19示出了图17的外壳的透视图,其中可移除夹头被插入外壳中;
- [0030] 图20示出了图19的外壳和夹头的局部分解图;
- [0031] 图21示出了图19的外壳的横截面图,其中该横截面为沿图19的线21-21截取的;
- [0032] 图22示出了可结合到图1的超声钳中的示例性另选垫构型的透视图;
- [0033] 图23示出了图22的垫构型的分解图;
- [0034] 图24示出了图22的垫构型的横截面图,其中该横截面为沿图22的线24-24截取的;
- [0035] 图25示出了可结合到图1的超声钳中的示例性另选垫构型的透视图;
- [0036] 图26示出了可结合到图1的超声钳中的示例性另选夹头的透视图;
- [0037] 图27示出了与有源夹头接触的图26的夹头的透视图;
- [0038] 图28示出了具有开槽护套的可结合到图1的超声钳中的示例性另选波导组件的透视图;
- [0039] 图29示出了具有蛤壳护套的可结合到图1的超声钳中的示例性另选波导组件的局部分解图;
- [0040] 图30示出了图29的蛤壳护套的透视图;
- [0041] 图31示出了示例性另选超声钳的透视图;
- [0042] 图32示出了图31的超声钳的侧正视图;
- [0043] 图33示出了图31的超声钳的顶部平面图;
- [0044] 图34示出了图31的超声钳的侧正视图,其中夹头被压下;
- [0045] 图35示出了示例性另选超声钳的透视图;
- [0046] 图36示出了图35的超声钳的侧正视图;
- [0047] 图37示出了图35的超声钳的顶部平面图;
- [0048] 图38示出了示例性另选超声钳的侧正视图;
- [0049] 图39示出了图38的超声钳的顶部平面图;
- [0050] 图40示出了示例性另选超声钳的侧正视图;
- [0051] 图41示出了图40的超声钳的顶部平面图;
- [0052] 图42示出了具有两个弯曲波导的示例性另选超声钳的透视图;
- [0053] 图43示出了图42的超声钳的顶部平面图;
- [0054] 图44示出了图42的超声钳的侧正视图;
- [0055] 图45示出了图42的超声钳的侧正视图,其中夹头被移除;
- [0056] 图46示出了具有附接到衬圈的无源夹头的示例性另选超声钳的透视图;
- [0057] 图47示出了示例性另选超声钳的透视图;
- [0058] 图48A示出了具有对称夹持件的示例性另选超声钳的侧正视图;
- [0059] 图48B示出了图48A的超声钳的局部分解图;

- [0060] 图49示出了包括可旋转无源夹头的示例性另选夹头组的透视图；  
[0061] 图50A示出了图49的夹头的端视图，其中无源夹头的宽侧朝有源夹头旋转；  
[0062] 图50B示出了图50A的夹头的端视图，其中夹头被压下；  
[0063] 图50C示出了图49的夹头的端视图，其中无源夹头的切割侧朝有源夹头旋转；  
[0064] 图50D示出了图50C的夹头的端视图，其中夹头被压下；  
[0065] 图51示出了具有圆柱形状的图1的超声钳的示例性另选垫的透视图；  
[0066] 图52示出了具有六边形形状的图1的超声钳的示例性另选垫的透视图；  
[0067] 图53示出了具有三角形形状的图1的超声钳的示例性另选垫的透视图；  
[0068] 图54示出了具有多个抓持构件的图1的超声钳的示例性另选垫的透视图；并且  
[0069] 图55示出了具有旋转有源夹头的示例性另选夹头的透视图。  
[0070] 附图并非旨在以任何方式进行限制，并且可以预期本技术的各种实施方案能够以多种其它方式来执行，包括那些未必在附图中示出的方式。并入本说明书并构成其一部分的附图示出了本技术的若干方面，并且与说明书一起用于解释本技术的原理；然而，应当理解，这种技术不局限于所示的精确布置方式。

## 具体实施方式

[0071] 下面描述的本技术的某些示例不应当用于限制本技术的范围。从下面的描述而言，本技术的其它示例、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之一。正如将意识到的，本文所述技术能够包括其它不同的和明显的方面，这些均不脱离本发明技术。因此，附图和具体实施方式应被视为实质上是说明性的而非限制性的。

[0072] 还应当理解，本文所述的教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者可与本文所述的其它教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者相结合。下述教导内容、表达方式、实施方案、示例等因此不应视为彼此孤立。参考本文教导内容，其中本文教导内容可进行组合的各种合适方式将对本领域的普通技术人员显而易见。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0073] 为公开的清楚起见，术语“近侧”和“远侧”在本文中是相对于外科器械的人或机器人操作者定义的。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。

### 1.示例性超声钳

[0075] 图1-14示出了示例性超声钳10。钳10的至少一部分可根据下列专利的教导内容中的至少一些进行构造和操作：美国专利5,322,055；美国专利5,873,873；美国专利5,980,510；美国专利6,325,811；美国专利6,773,444；美国专利公布6,783,524；美国专利公布2006/0079874；美国专利公布2007/0191713；美国专利公布2007/0282333；美国专利公布2008/0200940；美国专利公布2009/0105750；美国专利公布2010/0069940；美国专利公布2011/0015660；美国专利公布2012/0112687；美国专利公布2012/0116265；美国专利申请13/538,588；美国专利申请13/657,553；美国专利申请61/410,603；和/或美国专利申请14/028,717。上述专利、专利公布、和专利申请中的每个的公开内容均以引用方式并入本文。如

在这些专利中所述并且如在下文中将更详细描述, 钳10能够操作以基本上同时切割组织和密封或焊接组织(例如, 血管等)。还应当理解, 钳10可与HARMONIC ACE<sup>®</sup>超声剪、HARMONIC WAVE<sup>®</sup>超声剪、HARMONIC FOCUS<sup>®</sup>超声剪和/或HARMONIC SYNERGY<sup>®</sup>超声刀具有各种结构和功能相似性。此外, 钳10可与在本文中引述和以引用方式并入本文的任何其它参考文献中教导的装置具有各种结构和功能相似性。

[0076] 就在本文引述的参考文献、HARMONIC ACE<sup>®</sup>超声剪、HARMONIC WAVE<sup>®</sup>超声剪、HARMONIC FOCUS<sup>®</sup>超声剪和/或HARMONIC SYNERGY<sup>®</sup>超声刀的教导内容和与钳10有关的以下教导内容之间存在一定程度的重叠而言, 本文中的任何描述无意被假定为公认的现有技术。本文中的若干教导内容实际上将超出本文引述的参考文献和HARMONIC ACE<sup>®</sup>超声剪、HARMONIC WAVE<sup>®</sup>超声剪、HARMONIC FOCUS<sup>®</sup>超声剪以及HARMONIC SYNERGY<sup>®</sup>超声刀的教导内容的范围。

[0077] 图1示出了被构造成能够用于高精度外科手术(例如, 神经外科手术、脊柱外科手术、整形外科手术等)中的钳10的透视图。钳10包括外壳20、一对夹头(42, 46)、声学组件60和缆线62。如图2最佳可见, 外壳20将夹头(42, 46)和声学组件60连接到钳10。在本示例中, 夹头(42, 46)包括无源夹头42和有源夹头46。术语“有源”和“无源”旨在基于夹头(42, 46)是否被构造成能够为组织提供一些形式的能量来区分夹头(42, 46), 如将在下文更详细所述。无源夹头42从外壳朝远侧延伸, 且在其从近侧端部延伸到远侧端部时伴随轻微挠曲。无源夹头42的远侧端部被构造为具有支脚44。如将在下文更详细所述, 支脚44具有被构造成能够与声学组件60的波导组件64的端部配合的几何形状。另外, 支脚44可包括PTFE/特氟隆组织接触垫, 如将在下文更详细所述。在一些型式中, PTFE/特氟隆组织接触垫通过配对的鸠尾构型与支脚44接合。作为另一个仅示例性示例, PTFE/特氟隆组织接触垫可根据美国专利公布2006/0079874的教导内容中的至少一些来与支脚44构造和/或接合在一起, 该专利的公开内容以引用方式并入本文。参考本文的教导内容, 组织接触垫可与支脚44构造和/或接合在一起的其它合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。还应当理解, 本文所公开的其它无源夹头中的任一个可包括组织接触垫。

[0078] 有源夹头46类似地从外壳20朝远侧延伸, 所述有源夹头46具有对应于无源夹头42的曲率的曲率。与无源夹头42不同, 有源夹头46被构造为具有波导接收端48。波导接收端48被构造成能够接收声学组件60的波导组件64的一部分, 如将在下文更详细所述。每个夹头(42, 46)在其各自的近侧端部上具有附接构件50, 所述附接构件50被构造成能够将每个夹头(42, 46)均附接到外壳20。有源夹头和无源夹头(42, 46)可通过任何合适的方式(诸如螺钉、机械紧固件、粘合剂等等)附接到外壳20。在其它示例中, 附接方法可被完全省去并且每个夹头(42, 46)可与外壳20具有一体构造。

[0079] 每个夹头(42, 46)可被构造为具有曲率, 从而为使用者提供人体工程学握把。应当理解, 在其它示例中, 每个夹头(42, 46)的曲率可被增大、减小或完全去除。每个夹头(42, 46)还被示为具有夹紧部分52, 所述夹紧部分52包括位于每个夹头(42, 46)的表面中的多个横向沟槽。夹紧部分52可同样为使用者提供人体工程学握把。当然, 夹紧部分52可采用任何合适的构型, 或者可被完全省去。另外如图所示, 在该示例中, 外壳20位于夹紧部分52的近侧。外壳20的这种定位可在操作者的手中提供钳10的所需平衡。外壳20的这种定位还可有

利于缆线62远离操作者的手进行布线,这进一步增强了钳10的人体工程学。

[0080] 如图2所示,声学组件60包括换能器80、波导组件64、超声刀66和换能器外壳构件68。声学组件60在其近侧端部连接到缆线62。缆线62将声学组件60联接到发生器(未示出)。发生器可被构造成能够为声学组件60提供功率分布,所述功率分布尤其适用于通过换能器80来产生超声振动,如将在下文更详细所述。

[0081] 声学组件60通过外壳20相对于夹头(42,46)固定在适当位置。另外,外壳20容纳换能器80的一部分,由此避免换能器80相对于外壳20的旋转和纵向运动。波导组件64从换能器80朝远侧延伸。超声刀66从波导组件64朝远侧突出。如将在下文更详细所述,超声刀66能够操作以通过从换能器80穿过波导组件64传输到超声刀66的超声能量来切穿或密封组织。换能器外壳构件68被构造成能够容纳缆线62与声学组件60之间的接合部以及换能器80与波导组件64之间的接合部。

[0082] 图3A-B示出了声学组件60与夹头(42,46)之间的关系。具体地讲,无源夹头42和有源夹头46的曲率可为使用者提供人体工程学握把,而声学组件60沿着相对较直的中心轴线延伸穿过第一维度。如图可见,有源夹头46不接触无源夹头42。相反,波导组件64从有源夹头46的波导接收端48延伸到在长度上对应于无源夹头42的点。无源夹头42被弹性地偏压到偏离超声刀66的位置,如图3A可见。如图3B所示,无源夹头42可通过使用者而变形,以贴近超声刀66或偶然地接触超声刀66。因此,无源夹头42、有源夹头46和声学组件60可共同用于将患者的组织抓持在无源夹头42与声学组件60的超声刀66之间。

[0083] 图4和图5示出了钳10的侧视图,其还示出了声学组件60与夹头(42,46)之间的关系。如图可见,声学组件60的波导组件64在其相对于外壳20朝远侧延伸时沿第二维度具有弯曲。波导组件64的弯曲对应于夹头(42,46)中的弯曲。此类构型可适于为使用者提供人体工程学握把,同时限制钳10对视野的阻挡。尽管相对缓变的弯曲示于波导组件64中,但应当理解,在其它示例中,该弯曲可具有更高或更低的缓变程度,或者可被完全省去。此外在其它示例中,波导组件64的不止单个弯曲可结合到钳10中。参考本文的教导内容,具有弯曲角度或弯曲数量的不同构型的其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

#### [0084] A.示例性C形夹具外壳

[0085] 图6示出了外壳20的详细透视图,其中声学组件60被移除。外壳20包括声学组件接收镗孔22和两个夹持部分24。如图7可见,声学组件接收镗孔22具有对应于声学组件60的换能器80的圆形形状。声学组件接收镗孔22的内部可被构造为具有适于将换能器80牢固地固定在声学组件接收镗孔22内的任何几何形状。例如,声学组件接收镗孔22可包括对应于换能器80的外部几何形状的一系列沟槽、凹槽等等。换能器80的此类外部几何形状将在下文进行更详细地描述。

[0086] 每个夹持部分24具有被构造成能够接收每个夹头(42,46)的附接构件50的沟槽26。沟槽26大体对应于每个夹头(42,46)的附接构件50。每个沟槽26限定两个侧壁27。侧壁27确保夹头(42,46)相对于声学组件60的正确对准。如上所述,夹头(42,46)被构造成能够通过螺钉紧固部件附接到外壳20。在其它示例中,可使用将夹头(42,46)紧固到外壳20的不同部件。应当理解,此类不同的紧固部件可需要不同的附接构件50几何形状,由此导致不同尺寸、形状、或构型的沟槽26。参考本文的教导内容,附接构件50和沟槽26的不同构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0087] 图8示出了外壳20的横截面。夹持部分24限定间隙25，所述间隙25使得夹持部分24能够向外变形以将换能器80接收在镗孔22中；然后向内返回以夹持到换能器80上。在本示例中，一个夹持部分24利用螺钉28附接到另一个夹持部分，以将夹持力保持在换能器80上，由此将外壳20固定到换能器80。如图可见，一个夹持部分24可为带螺纹的，使得螺钉28可接合该部分。相似地，另一个夹持部分24可具有沉孔29，以允许螺钉28在沟槽26下面绷紧。沉孔29可位于任一个夹持部分24上，但下述对准过程可确保将沉孔29定位在接收有源夹头46的夹持部分24上。螺钉28可被绷紧，以牵拉每个夹持部分24彼此靠近——由此闭合夹持部分24之间的间隙25。牵拉夹持部分24彼此靠近可因此使得声学组件接收镗孔22的尺寸减小——由此将声学组件60夹持在外壳20内，以阻止声学组件60的轴向运动和旋转运动。声学组件接收镗孔22可包括平坦面、环形肩部等等，以进一步地相对于外壳20固定声学组件60。螺钉28还可被松动，以允许夹持部分远离彼此运动，由此扩大间隙25。间隙25可允许声学组件接收镗孔22伸展到一定程度以使得声学组件60可沿着轴向路径插入声学组件接收镗孔22中。如图9可见，当声学组件60被充分地绷紧到外壳20内时，螺钉28可置于沟槽26的表面下方，由此允许夹头(42, 46)的附接。

[0088] 声学组件接收镗孔22还可包括垫圈、密封件等等，以将换能器80密封在外壳内。密封件或垫圈可由任何合适的材料构成，以密封换能器80并且允许各种合适的消毒工艺（例如，蒸汽、低温过氧化氢等离子体、环氧乙烷等）。当然，参考本文的教导内容，将声学组件60夹持在外壳20内的其它变型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0089] 为了将夹头(42, 46)和声学组件60安装并且对准在外壳20中，无源夹头42可首先被安装到外壳20。声学组件60可随后被插入到声学组件接收镗孔22中，以使换能器80的轴线与声学组件接收镗孔22的轴线对准。随后可通过将支脚44和超声刀66夹持在一起使无源夹头42的支脚44与超声刀66对准。螺钉28可随后被绷紧，以将声学组件接收镗孔22夹持在声学组件60周围。如上所述，用于螺钉28的沉孔29可位于背对无源夹头42的夹持部分24上，因为无源夹头42可在螺钉28绷紧之前固定到外壳20。一旦螺钉28被绷紧，就可将有源夹头46插入到波导组件64上并且附接到外壳20。参考本文的教导内容，其它合适的对准过程对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

#### [0090] B. 示例性超声换能器

[0091] 图10示出了换能器80的透视图。如图11可见，换能器80包括端块82、四个压电圆盘84、喇叭状部分86和螺栓88。换能器80的部件沿着纵向轴线对准。四个压电圆盘84被夹在端块82和喇叭状部分86之间，其中螺栓88将端块82和喇叭状部分86固定在一起。端块82可充当凸缘，以相对于换能器80在近侧固定压电圆盘84。平坦面83可被添加到端块82的表面，以提供外壳20可牢固地固定换能器80的表面。端块82可由可由金属化合物组成，诸如不锈钢、碳钢等等。压电圆盘84包括任何合适的压电材料（例如，锆钛酸铅、石英等），所述压电材料可允许压电圆盘84响应于电流而以快速振动的方式伸展或收缩。

[0092] 喇叭状部分86包括凸缘部分90和双头螺栓94。凸缘部分90可充当凸缘，以相对于换能器80固定压电圆盘84的远侧部分。凸缘部分90可被构造为具有将换能器80牢固地固定在外壳中的几何特征结构。为了减少由振动引起的换能器80的横向位移，凸缘部分90被定位在相对于压电圆盘84的波节平面处。换句话讲，凸缘部分90位于对应于与由压电圆盘84产生的超声振动相关联的波节的纵向位置处。凸缘部分90的纵向厚度可通过由压电圆盘84

产生的超声振动的波长来限制。在本示例中，凸缘部分90具有由压电圆盘84产生的超声波长的约8%的纵向宽度。但此类宽度可在由压电圆盘84产生的波长的约3%至8%之间变化。应当理解，在其它示例中，凸缘部分的纵向宽度可根据多种因素而变化，诸如所采用的超声振动、换能器长度和/或形状、波导长度和/或形状等等。

[0093] 喇叭状部分86被构造成能够引导来自压电圆盘84的振动，使得振动可被传输到波导组件64。双头螺栓94被构造成能够通过机械和声学方式将喇叭状部分86与波导78联接。在本示例中，喇叭状部分86具有包括单一材料的一体式设计。喇叭状部分86可由适于传输来自压电圆盘84的振动的任何材料来构造，诸如，钛、不锈钢、碳钢钨等等。

[0094] 螺栓88被示为利用螺纹轴和衬圈来将喇叭状部分86固定到端块82。在其它示例中，螺栓88可被省去，由连接端块82和喇叭状部分86的另一种部件取代。例如，喇叭状部分86可配备有从喇叭状部分86的近侧端部朝近侧延伸的圆柱形构件。此延伸部然后可被焊接到端块。参考本文的教导内容，用于将端块82固定到喇叭状部分86以压缩压电圆盘84的其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0095] 图12示出了附接到外壳20的换能器80的横截面。如图可见，声学组件接收镗孔22可通过接合喇叭状部分86的凸缘部分90和端块82的平坦面83来牢固地固定换能器80。喇叭状部分86从外壳20朝远侧延伸，以使其可利用适于将振动传输到波导组件64的连接部连接到波导组件64。具体地讲，喇叭状部分86的双头螺栓94可接合波导78中的配合螺纹凹陷部77。

[0096] 如上所述，换能器80可从发生器接收电力。具体地讲，换能器80可通过压电原理将电力转换成超声振动。仅以举例的方式，发生器可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 出售的GEN 300或GEN 11。除此之外或另选地，发生器可根据下列专利的教导内容中的至少一些来构造：2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国专利公布2011/0087212，其公开内容以引用方式并入本文。

[0097] 由换能器80产生的超声振动可通过喇叭状部分86传输到波导组件64。波导组件64可随后将超声振动传输到超声刀66。如上所述，当超声刀66处于激活状态(即，超声振动)时，超声刀66能够操作以有效地切穿和密封组织，尤其在组织被夹持在无源夹头42和超声刀66之间时。

### [0098] C.示例性超声波导

[0099] 图13示出了波导组件64的透视图。波导组件64包括三件式护套70和波导78。三件式护套70包括包括直的近侧部分72、能够弯曲的开槽部分74、和直的远侧部分76。近侧部分72和远侧部分76被构造成能够沿着相应较直的波导78的部分与波导78同轴对准。近侧部分72可被插入换能器外壳构件68中。仅以举例的方式，近侧部分72通过销96牢固地固定到换能器外壳构件68，所述销96插入穿过近侧部分72和换能器外壳构件68中的孔。销96在对应于与通过波导78传输的超声振动相关联的波节的纵向位置处横向地插入穿过波导78。在其它示例中，近侧部分72可通过任何合适的方式(诸如，按扣配合、粘合剂粘结、焊接等)牢固地固定到换能器外壳构件68。

[0100] 开槽部分74被构造成能够沿着弯曲和/或挠曲的波导78的部分与波导78同轴对准。切入开槽部分74中的横向狭槽75可允许开槽部分74成挠性和/或弯曲以适形于波导78

的对应弯曲和/或挠曲。开槽部分74的近侧端部和远侧端部可分别与近侧部分72和远侧部分76对准，并且可通过任何合适的接合方法进行接合，使得近侧部分72、开槽部分74和远侧部分76形成围绕波导78的一体护套。接合近侧部分72、开槽部分74和远侧部分76的合适方式可包括激光焊接、超声焊接、粘合剂粘结等等。当然，围绕波导78的护套可采用许多另选的构型，如将在下文更详细所述。

[0101] 波导78包括从换能器80的喇叭状部分86朝远侧延伸的大体圆柱形轴。波导78的远侧端部成形为超声刀66。如图14所示，多个间隔环79沿着波导78的长度进行设置。添加间隔环79以保持波导78与近侧部分72、开槽部分74或远侧部分76之间的合适间距。间隔环79位于对应于与通过波导78传输的超声振动相关联的波节的纵向位置处。尽管示出了五个间隔环79，但应当理解，可使用具有任何合适间距的任何合适数量的间隔环79。此外，间隔环79可与波导78分开或者可通过波导78一体形成。在间隔环79独立于波导78而形成的情况下，间隔环79可包括橡胶O形环。参考本文的教导内容，间隔环79的其它合适构型对于本领域普通技术人员而言将显而易见。

[0102] 波导78可需要精确的弯曲和/或挠曲，使得超声刀66可接触无源夹头42。因此，在一些情况下，在将近侧部分72、开槽部分74和远侧部分76安装在波导78上之前，波导78可为弯曲或挠曲的。当使用波导78中的这种弯曲或挠曲时，弯曲或挠曲可位于对应于与沿波导78传输的超声振动相关联的波腹的纵向位置处，由此最小化波导78中的横向运动。一旦波导被弯曲或挠曲，开槽部分74就可首先被安装在波导78上。开槽部分74可随后被弯曲和/或成形以与波导78的弯曲或挠曲对准。随后，近侧部分72和远侧部分76可被布置在波导上，使得它们可被牢固地固定到开槽部分74，如上所述。三件式护套70还可包括布置在开槽部分上的密封件(未示出)，例如，热收缩管。密封件可阻止组织、流体、或其它外来材料进入护套70与波导78之间的空间，由此改善波导组件64的可重复使用性。护套70的近侧端部可通过将密封件捕获在换能器外壳构件68内来密封。同样，护套70的远侧端部可利用最远侧间隔环79来密封。当然，密封件为完全任选的并且可被完全省去。在其它示例中，柔性薄壁机械波纹管(未示出)可用于取代开槽部分74，由此消除对密封件的需求。在此类构型中，近侧部分72和远侧部分76可紧密适配在波纹管的端部纸上或内部，以有助于密封护套70。

[0103] 如上所述，超声刀66能够操作以在超声刀66处于激活状态时切穿和密封组织。应当理解，波导78可被构造成能够放大通过波导78从换能器80传递的机械振动。此外，波导78可包括能够操作以控制沿波导78的纵向振动的增益的特征结构和/或用以将波导78谐振到系统谐振频率的特征结构。

[0104] 在本示例中，超声刀66的远侧端部位于对应于与通过波导78传输的谐振超声振动相关的波腹的位置处，以便在声学组件未被组织加载时将声学组件60谐振到优选的谐振频率 $f_{\text{oo}}$ 。超声刀66可具有约7mm的有效长度，但该有效长度可长达约9mm。当换能器80通电时，超声刀66的远侧端部被构造成能够在例如大约10微米至500微米峰间范围内，并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围内以例如60kHz至120kHz的预定振动频率 $f_{\text{o}}$ 纵向地运动。其它振动频率 $f_{\text{o}}$ 范围可包括例如20kHz至200kHz、60kHz至150kHz、或90kHz至115kHz。仅以举例的方式，标称频率可包括115kHz、90kHz、或80kHz，这取决于换能器80的设计、施加到其的功率、和/或其它变量。另外，换能器80可在12瓦至50瓦范围内的功率水平下被驱动，其中功率水平可能依赖于以下变量，诸如所需的频率、超声刀66设计、换能器80设计等等。

当本示例的换能器80被激活时,这些机械振荡通过波导78进行传递以到达超声刀66,由此提供超声刀66在谐振超声频率下的振荡。因此,当将组织固定在超声刀66和无源夹头42之间时,超声刀66的超声振荡可同时切断组织并且使相邻组织细胞中的蛋白变性,由此提供具有相对较少热扩散的凝结效果。在一些示例中,如将在下文更详细所述,还可通过超声刀66和/或无源夹头42提供电流,以另外利用电烙术密封组织。

[0105] 11.超声钳的示例性另选特征结构

[0106] 在一些情况下,可期望具有钳10的另选特征结构。用于钳10的特征结构的变型可允许钳10用于一系列较稳固的外科手术中或与更多种外科手段一起使用。尽管下述示例中的任一个被示于和描述于钳10的一个特定特征结构的变型的上下文中,但应当理解,相同的教导内容可易于应用到与钳10一起使用的特征结构的其它变型。下述每个示例因此不应被视为仅适用于钳10的特定特征结构。此外,应当预期到,下述教导内容可易于应用到其它类型的钳10,而不仅是与钳10一起使用的特征结构的变型。

[0107] A.具有压电材料的示例性另选夹头

[0108] 图15示出了示例性另选夹头140。夹头140可与上述夹头(42,46)同时使用或取代其来使用。夹头140可组合上述夹头(42,46)的相同元件和特征结构中的多个,不同的是具有如将在下文所述的一些修改。在本示例中,夹头140具有类似于上述无源夹头42的形状。相似地,夹头140具有附接构件150和夹紧部分152。尽管夹头140被示为具有类似于上述支脚44的形状的支脚144,但应当理解,支脚144可被构造为具有类似于超声刀66的几何形状。相比于无源夹头42,夹头140具有附连到夹头140的压电垫142。压电垫142被示为取向在夹紧部分152附近,但它们可被布置在任何合适的位置中(例如,夹头140的远侧端部处)。

[0109] 应当理解,压电垫142可被整合到夹头140中以形成双压电晶片。夹头140被示为具有位于夹头140的两个相对表面上的压电垫142。压电垫142可通过线、迹线、和/或任何其它合适类型的电导管与缆线联接。发生器可由此为压电垫142提供电力以选择性地激活压电垫142。由于压电垫142将超声振动直接传送到可由使用者保持的夹头140,因此夹紧部分152可被构造为能够与压电垫振动性地隔离。在一些型式中,夹头140的至少一部分可由双金属材料(未示出)来构造,所述双金属材料可取代压电垫142来使用。例如,双金属材料可通过外部刺激(诸如,局部热或电力)的施加而伸展和收缩。

[0110] 压电垫142可操作以协同地引起夹头140中的超声振动。具体地讲,图16A-16C示出了可在夹头140中产生超声振动的处于各个操作阶段的夹头140。在图16A中,压电垫142还未被激活。因此,由压电垫142围绕的夹头140的部分具有大体零横向位移。

[0111] 在图16B中,压电垫142被示为处于激活状态。具体地讲,电流已被施加到每个压电垫142,其中每个垫142具有施加到其的不同极性。因此,一个垫142可响应于电流而伸展并且另一个可响应于电流而收缩。如图可见,压电垫142通过相反地伸展或收缩而彼此对立时,压电垫142可使得由压电垫142围绕的夹头140的部分具有一些横向位移。这样可有效地产生夹头140中的轻微弯曲。

[0112] 图16C示出了与图16B基本上相同的操作条件,不同的是相反极性的电流被施加到压电垫142。这可产生夹头140中的横向位移或弯曲,所述横向位移或弯曲与图16B所见的状态反向。因此,压电垫142可快速地循环完成图16B和图16C所示的操作状态,以激励夹头140中的超声振动。应当理解,其它构型或操作状态可相似地激励超声振动。例如,压电垫142可

具有不同的形状和/或尺寸。在其它示例中，每次仅一个压电垫142可为有源的。参考本文的教导内容，其它压电垫142构型或操作状态对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0113] B.示例性另选外壳和可移除夹头

[0114] 图17至图21示出了示例性另选外壳220。除了下文所述的某些不同之外，外壳通常与上文所示的外壳20基本上相同。外壳220包括声学组件接收镗孔222、两个夹持部分224和沟槽226。外壳220的这些元件与上述外壳20的这些元件基本上相同。与外壳20相比，外壳220具有夹头接收槽228以代替第二沟槽26。

[0115] 夹头接收槽228被构造成能够允许夹头240从外壳220快速地移除而不需要附加工具。如图17至图21可见，夹头接收槽228包括受弹性偏压的锁定构件230。锁定构件230被弹性地偏压以接合夹头240的附接构件250的互补几何形状。如图21最佳可见，夹头240可被插入到夹头接收槽228中，其中夹头240的凸起部分254可接合锁定构件230中的对应凹入部分232。换句话讲，凸起部分254可接收在凹入部分232中，这类似于卡位装置。相似地，使用者可通过下述方式来移除夹头240：向脱离构件234施加力，由此提升锁定构件230的凹入部分232以与夹头240的凸起部分254脱离接合。因此，当凸起部分254设置在凹入部分232中时，夹头240被选择性地固定到外壳220。

[0116] 夹头240相对于外壳220的可选择性移除能力允许夹头240成为其它可重复使用性钳10内的一次性部件。例如，夹头240的远侧端部可包括随时间推移而磨损的PTFE/特氟隆垫。当PTFE/特氟隆垫磨损时，夹头240可被替换，而非整个钳10。此外，夹头240的可选择性移除能力可允许夹头240成为一套夹头240的部件，所述一套夹头240被构造成能够用于不同的外科手术或外科手段。因此，操作者可使用具有对应于不同外科手术的不同夹头240的相同钳10；和/或操作者可在外科手术期间切换夹头240。应当理解，在其它示例中，夹头接收槽228可具有可适于允许夹头240的快速释放的各种另选构型和/或几何形状。此外，夹头接收槽228可被构造成能够与夹头240一起使用，所述夹头240具有类似于上述夹头的有源夹头或无源夹头的特征。参考本文的教导内容，其它构型和/或几何形状对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0117] 图19至图21还示出了包括连接器236的外壳220。连接器被构造成能够允许电力源缆线(未示出)附接到外壳220，使得电源缆线可将电力传输到夹头240，以允许夹头240将RF能量传送到组织。因此，钳10在配备有外壳220时可为组合式超声/RF钳10。组合式超声/RF钳10可根据使用钳10的外科手术而采用独立于RF操作状态的超声操作状态。例如，超声操作状态可与耳、鼻和喉或脊柱外科手术一起使用。相比之下，RF操作状态可用于涉及脑的外科手术中。操作者可甚至在同一外科手术内在超声模式和RF模式之间选择性地交替(例如，基于在外科手术中的特定时刻使用钳10的情况下解剖结构的位置和/或解剖结构的状态)。还应当预期到，夹头240可同时以超声模式和RF模式(或至少以快速交替的方式)进行使用。仅以举例的方式，钳10可操作以在组织的单次横切期间按交错方式在夹头240的超声激活与夹头240的RF激活之间交替。换句话讲，夹头240可在夹头240与组织接触时在超声能量与RF能量之间快速地且自动地交替。作为又一个仅示例性示例，钳10可根据下列美国专利申请的教导内容中的至少一些来提供超声和RF能力的组合：2013年11月21日提交的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Electrosurgical Feature”的美国专利申请14/086,085，其公开内容以引用方式并入本文。

[0118] 为了使用RF操作状态,外壳220可完全地或部分地包括电绝缘材料(例如,塑料等),使得外壳220被构造成能够使夹头240与操作者的手和/或钳10的其它部件电隔离。对于另外的绝缘特性而言,塑料或环氧树脂防护罩(未示出)可包覆成型到夹头240的附接构件250上。另外,为了在夹头240被电激活时保护操作者,附接构件250远侧的夹头240的区域的大部分可被刚性塑料(例如玻璃强化塑料)或橡胶包覆成型。当然,夹头240的最远侧顶端可从此类绝缘材料暴露出来,以使得顶端能够将电能施加到组织。RF信号可随后从电力源传输到夹头240,以允许夹头利用RF能量同时切割和密封组织。尽管连接器236被示为附接到外壳220,但应当理解,连接器236可选择性地附接到夹头240并且外壳220可仅提供连接器236可穿过其的空间。换句话讲,连接器236可为从附接构件250朝近侧延伸的夹头240的一体和整体特征结构。因此,当夹头240从外壳220移除并且非-RF夹头42被固定到外壳220时,可不存在从连接器220朝近侧延伸的连接器236。

[0119] 在本示例中,外壳220被示为具有单个连接器236。因此,仅单个夹头240可与RF器械(未示出)连通,由此使得钳10成为单极钳。在其它示例中,外壳220被构造成为具有用于另一个夹头(例如,类似于上述夹头246)的第二连接器(未示出),由此使得钳10成为双极钳。在此类构型中,第二连接器可在内部连接到导电换能器80,由此允许RF能量传输到超声刀66。在此类构型中,夹头240可形成一个极并且另一个夹头(例如,上述有源夹头46)可形成另一个极。还应当理解,外壳220和仅单个连接器236可被构造成能够为换能器80提供电力并且提供双极RF能量,使得并非必须需要两个单独的连接器236来提供双极RF能量。例如,连接器236可具有两个单独的电路径(例如,同轴等)。连接器236可具有足以传输电力以供钳10施加RF能量的任何合适的形状和/或几何结构。参考本文的教导内容,其它合适的连接器构型、形状、和/或几何结构对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0120] C.示例性另选无源夹头端部

[0121] 尽管下述示例中的任一个被示于和描述于钳10的夹头(42,46)的变型的上下文中,但应当理解,相同的教导内容可易于应用到钳240的其它类型。因此,除下文设想的夹头之外,使用者可在各种可用夹头(42,46,240)之间选择,以将特定夹头(42,46,240)联接到外壳220。

[0122] 图22至图24示出了示例性另选无源夹头342。除了下文指出的某些不同之外,无源夹头342包括类似于无源夹头42的特征结构。具体地讲,无源夹头342被示为具有支脚344,所述支脚344被成形为与无源夹头42的支脚44基本上相同。与无源夹头42相比,无源夹头342被构造为具有低摩擦套筒343。如图23可见,隔离套筒具有圆柱形形状,其内部周长小于支脚44的周长。套筒343可由具有以下特性的材料构成,所述特性足以允许套筒343拉伸并且相对于无源夹头342提供可阻止组织粘附的低摩擦表面。在组装期间,拉伸力可被施加到套筒343。当此类力被施加到套筒343时,无源夹头342的支脚344可被插入到套筒343中。随后,当拉伸力被移除之后,套筒343可适形于支脚344的形状。

[0123] 套筒343可由适于提供低摩擦表面和围绕无源夹头342拉伸的任何材料构成,诸如PTFE/特氟隆、橡胶、或具有合适特性的任何其它材料。另外,如果套筒343与RF夹头(例如,类似于上述夹头240)组合在一起,则套筒343的材料可适于传导RF信号。例如,PTFE/特氟隆套筒343可浸渍有电磁导电颗粒,使得RF信号可从中流过。在其它示例中,PTFE/特氟隆套筒343可具有填充有导电凝胶或类似材料的多个开口。在一些其它示例中,套筒343可包括能

够传导电流的碳加载的PTFE/特氟隆材料或高温PTC。

[0124] 图24示出了无源夹头342和套筒343的横截面。如图可见，套筒343朝近侧延伸经过支脚344。具体地讲，套筒343的近侧延伸部允许套筒343包裹在支脚344的近侧端部/边缘后面。套筒343的此方面可提供具有附加纵向稳定性的套筒343。应当理解，此类延伸部为完全任选的，并且在其它示例中可被省去。当然，参考本文的教导内容，套筒343的其它构型和/或材料对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0125] 图25示出了另一个示例性另选无源夹头442。除了下文指出的某些不同之外，无源夹头442与上述其它无源夹头(42, 342)基本上相同。具体地讲，无源夹头442包括支脚444，所述支脚444基本上类似于上述支脚(44, 344)。然而，无源夹头442的支脚444具有附接到其的隔离垫443。隔离垫443具有与上述套筒343相同的主要功能---提供用于无源夹头442的低摩擦表面以阻止组织粘附。如图可见，然而，隔离垫443以不同于套筒343的方式附接到无源夹头442。具体地讲，隔离垫443被牢固地固定到支脚444的底部。隔离垫443可通过任何合适的方式(诸如，粘合剂粘结、超声焊接等等)牢固地固定到支脚444。

[0126] 图26和图27示出了另一个示例性另选无源夹头542。无源夹头542与上述无源夹头(42, 342, 442)基本上相同，不同的是无源夹头542配备有横向延伸的远侧腿部545。如图27可见，当无源夹头542由使用者按照上述方式致动时，远侧腿部545可叠置在超声刀66的远侧端部上。远侧腿部545可操作以在外科手术期间保持组织。在其它示例中，无源夹头542可配备有对应于特定外科手术和/或手段的多种远侧几何形状。无源夹头542还可包括如上所述的垫或套筒(343, 443)。此外，应当理解，多个无源夹头(42, 342, 442, 542)可与上述外壳220一起使用，使得无源夹头(42, 342, 442, 542)可响应于外科手术或手段的变化而被快速换成其它无源夹头(42, 342, 442, 542)。相似地，无源夹头(42, 342, 442, 542)可被完全省去并且有源夹头46可用作单个切割器/剥离器。当然，参考本文的教导内容，具有不同构型、材料和/或用途的其它夹头(42, 342, 442, 452)对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

#### [0127] D. 示例性另选波导组件

[0128] 图28示出了可与波导组件64的波导78一起使用的示例性另选波导护套670。波导护套670为具有多个狭槽671的单个一体的护套。狭槽671沿着波导护套670取向，以允许波导护套670适形于波导78的形状。护套670可因此尤其适用于挠曲的波导78的型式(例如，具有单个挠曲、具有双挠曲或狗腿构型等等)。具体地讲，狭槽671可开始于护套670的近侧端部并且持续到至少超过波导78中的任何弯曲和/或挠曲的点。在此类构型中，波导78可首先附接到换能器80并且随后波导护套670可从波导护套670的近侧端部被引入到波导78上。在本示例中，狭槽671沿着波导护套670的长度被布置成具有恒定间距的成组狭槽671。在此类构型中，狭槽671之间的间距可在对应于与沿波导78传输的超声振动相关联的波节的纵向位置处增大，以允许波导护套670完全覆盖波导78的间隔环79或密封件。应当理解，该特征结构仅为任选的并且狭槽671可沿着波导护套670具有可变的或恒定的间距。

[0129] 尽管波导护套670被示为其中具有狭槽671的基本上实体的管，但应当理解，在其它型式中，波导护套670可使用管-狭槽设计之外的一些设计。例如，波导护套670可包括延伸波导护套670的整个长度的平坦螺旋状弹簧。在此类示例中，狭槽671可由平坦螺旋状弹簧的每转之间的空间形成。然而在其它示例中，波导护套670的管可与平坦螺旋状弹簧组合在一起。如同上述波导护套70，波导护套670可被密封以阻止流体、组织、或其它物质进入波

导护套670与波导78之间的空间。当然,这种特征结构仅为任选的并且可被完全省去。还应当理解,波导护套670可包括外部覆盖件,诸如塑料覆盖件、收缩包裹件、和/或其它类型的覆盖件,以阻止流体和/或组织进入狭槽671。参考本文的教导内容,波导护套670的其它构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0130] 图29和图30示出了另一个示例性另选波导护套770。波导护套770与上述波导护套670基本上相同,不同的是波导护套770从近侧端部到远侧端部为基本上实体的管。为了适应波导78中的任何弯曲和/或挠曲,波导护套770被纵向地分成两半。因此,可将波导护套770的每一半布置在波导78上并且随后可将波导护套770的每一半牢固地固定到另一半。波导护套770的每一半可通过任何合适的方式(诸如,超声焊接、激光焊接、粘合剂粘结等等)牢固地固定到另一半。波导护套(670,770)的其它合适构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0131] III.示例性另选超声钳构型

[0132] 尽管下述示例中的任一个被示于和描述于钳(10,810,910,1010,1110,1210,1310,1410,1510)的一个特定类型的变型的上下文中,但应当理解,相同的教导内容可易于应用到钳(10,810,910,1010,1110,1210,1310,1410,1510)的其它类型。下述每个示例因此不应被视为仅适用于钳10、钳810、钳910、钳1010、钳1110、钳1210、钳1310、钳1410、或钳1510。此外,应当预期到,下述教导内容可易于应用到外科器械的其它类型,而非仅钳(10,810,910,1010,1110,1210,1310,1410,1510)的变型。

[0133] 图31至图34示出了具有大体上直的构型的示例性另选超声钳810。除了下文指出的某些不同之外,钳810与钳10基本上相同,且具有类似的元件和功能。钳810包括外壳820、具有抓持区域852的一对夹头(842,846)、声学组件860和缆线862。与钳10的外壳20不同,外壳820被构造成能够适配在夹头(842,846)之间而不偏离。相似地,相比于钳10的夹头(42,46)和声学组件60,夹头(842,846)和声学组件860沿着直的纵向轴线朝远侧延伸,而不具有挠曲或弯曲。

[0134] 如图32最佳可见,外壳820可附接到一个夹头846并且充当另一个夹头842的枢转点823。与钳10的外壳20不同,外壳820并未将每个夹头(842,846)联接在一起。相反,每个夹头(842,846)的近侧端部通过附接区域845附接到另一个夹头。尽管夹头(842,846)被示为具有一体构造,使得每个夹头(842,846)从单个近侧端部朝近侧延伸,但应当理解,并非旨在进行此类限制。实际上,在其它示例中,夹头(842,846)可为单独组件,但仍通过任何合适的方式(诸如,焊接、机械紧固、粘合剂粘结等)使其近侧端部彼此固定在一起。

[0135] 夹头840还可被构造为在近侧端部上具有孔,使得缆线862可支撑在其中。缆线862可随后用于将声学组件860联接到发生器。发生器可具有与上述发生器类似的功能和操作特性。

[0136] 与夹头42类似,夹头842可被弹性地偏压以保持支脚844和超声刀866之间的间隙,但能够弯曲以朝超声刀866驱动具有组织垫的支脚844。为了在支脚844朝超声刀866行进时保持夹头(842,846)相对于声学组件860沿一致闭合平面的对准,本示例的夹头846包括导向柱841。夹头842包括被构造成能够接收导向柱841的开口843。因此,当夹头842朝声学组件860变形和运动时,导向柱841和开口843协同工作以保持夹头(842,846)与声学组件860沿一致闭合平面对准。柱841和开口843因此确保支脚844和超声刀866沿枢转/闭合平面对

准。参考本文的教导内容,组装了上述各个示例的元件的钳810的其它构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0137] 图35至图37示出了另一个示例性另选超声钳910。除了下文指出的某些不同之外,钳910与钳(10,810)基本上相同,且具有类似的元件和功能。钳910包括外壳920、具有抓持区域952的一对夹头(942,946)、声学组件960和缆线962。与夹头42类似,夹头942被弹性地偏压以保持支脚944与超声刀966之间的间隙,但能够弯曲以朝超声刀966驱动具有组织垫的支脚944。钳910组合钳10和钳810的元件以产生这两者的混合体。例如,如同钳10,外壳920附接至两个夹头(942,946)并且从其偏离。然而,处于这种构型的外壳920可充当用于夹头(942,946)的力调节构件,而非仅提供用于夹头(942,946)的对准和支撑。例如,外壳920沿夹头942的长度的定位可通过有效地限定夹头942的弯曲长度来限制支脚944可抵靠刀966压缩组织的力。将外壳920定位在沿夹头942的较远侧可减小支脚944可抵靠刀966压缩组织的力;而将外壳920定位在沿夹头942的较近侧可增大支脚944可抵靠刀966压缩组织的力。

[0138] 另外,如同钳10,夹头(942,946)和声学组件960被弯曲或挠曲以用于人体工程学握把并且最大化手术部位可视性。另一方面,与钳810类似,每个夹头(942,946)的近侧端部整体地连接在一起。然而,每个夹头(942,946)的近侧端部相对于另一个挠曲以整体地连接。因此,在该示例中,夹头(942,946)一起形成一体结构。参考本文的教导内容,组装了上述各个示例的元件的钳910的其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0139] 图38和图39示出了另一个示例性另选超声钳1010。类似于上述钳(810,910),钳(1010)具有如上文参照所见钳10的类似元件和功能。具体地讲,钳1010包括外壳1020、具有抓持区域1052的一对夹头(1042,1046)、声学组件1060和缆线1062。与外壳(20,820,920)不同,外壳(1020)被整合到钳(1042,1046)中。相似地,声学组件1060被整合到一个夹头1046中,并且包括波导,波导遵循夹头1046的挠曲路径进行挠曲。因此,一个夹头1046可充当另一个夹头1042的枢轴,因此允许外壳1020和声学组件1060枢转,从而使得具有组织垫的支脚1044朝超声刀1066运动。当然,参考本文的教导内容,组装了上述各个示例的元件的钳1010的其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0140] 图40和图41示出了另一个示例性另选超声钳1110。除了下文指出的某些不同之外,钳1010与钳(10,810,910,1010)基本上相同,且具有类似的元件和功能。钳1110包括外壳1120、具有抓持区域1152的一对夹头(1142,1146)、声学组件1160和缆线1162。钳1110类似于钳910,因为其组合钳10和钳810的元件以产生这两者的混合体。例如,与钳10类似,外壳1120从两个夹头(1142,1146)偏离。另外,与钳10类似,夹头(1142,1146)被弯曲或挠曲以用于人体工程学握把并且最大化手术部位可视性。另一方面,与钳810类似,仅单个夹头(1142,1146)附接到外壳。相似地,声学组件1160朝远侧延伸,而不具有弯曲或挠曲。另外,与钳810类似,每个夹头(1142,1146)的近侧端部整体地连接在一起。然而,每个夹头(1142,1146)的近侧端部相对于另一个挠曲以整体地连接。因此,在该示例中,夹头(1142,1146)一起形成一体结构。

[0141] 外壳1120还被定位成使其在夹头1142从受弹性偏压位置枢转以迫使支脚1144朝超声刀1160运动时不限制夹头1142的运动。与夹头(842,846)类似,夹头(1142,1146)配备有导向柱1141和被构造成能够接收导向柱1141的开口1143。如上文参照钳810所述,这种特

征结构在夹头(1142,1146)在打开构型和闭合构型之间转换时保持夹头(1142,1146)相对于声学组件1160的纵向对准。参考本文的教导内容,组装了上述各个示例的元件的钳1110的其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0142] 图42-45示出了另一个示例性另选超声钳1210。除了下文指出的某些不同之外,钳1210与钳(10,810,910,1010,1110)基本上相同,且具有类似的元件和功能。钳1210包括外壳1220、具有抓持区域1252的一对夹头(1242,1246)、声学组件1260和缆线1262。外壳1220从夹头(1242,1246)偏离,所述夹头(1242,1246)包裹外壳1220并且可牢固地固定到外壳1220。与夹头42类似,夹头1242被弹性地偏压以保持支脚1244与超声刀1266之间的间隙,但能够弯曲以朝超声刀1266驱动具有组织垫的支脚1244。与钳10的夹头(42,46)和声学组件60类似,夹头(1242,1246)和声学组件1260为弯曲或挠曲的。然而,与夹头(42,46)和声学组件60不同,夹头(1242,1246)和声学组件1260具有两个弯曲或挠曲。另外,除了每个夹头(1242,1246)单独地固定到外壳之外,每个夹头(1242,1246)围绕外壳1220挠曲并且整体地连接到一起。当然,参考本文的教导内容,组装了上述各个示例的元件的钳1210的其它构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。还应当理解,为清楚起见,从图42-45省去了波导护套。钳1210的一些型式可包括围绕声学组件1260的波导的护套(例如,为波导提供保护和/或相对于操作者的手提供声学隔离)。

[0143] 图46示出了另一个示例性超声钳1310。除了下文指出的某些不同之外,钳1310与钳(10,810,910,1010,1110,1210)基本上相同,且具有类似的元件和功能。钳1310包括外壳1320、夹头1342、声学组件1360和缆线(未示出)。夹头1342包括夹紧特征结构1352。与夹头42类似,夹头1342被弹性地偏压以保持垫1343和刀1366之间的间隙,但能够弯曲以朝刀1366驱动垫1343。与上述钳(10,810,910,1010,1110,1210)不同,钳1310具有单个夹头1342同时声学组件1360充当第二夹头1346。声学组件1360朝远侧延伸,而不具有挠曲和/或弯曲。此外,外壳1320未将夹头1342连接到声学组件1360。相反,声学组件1360包括衬圈1361,所述衬圈提供了用于将夹头1342固定到声学组件1360的结构。夹头1340可通过任何合适的方式(诸如,焊接、粘合剂粘结、机械紧固等等)牢固地固定到衬圈1361。

[0144] 在一些型式中,刀1366具有非圆形横截面轮廓。除此之外或另选地,刀1366可具有非对称的横截面轮廓。在任一种类型的型式中,衬圈1361可围绕声学组件1360的纵向轴线旋转,由此提供夹头1342和垫1343围绕声学组件1360的纵向轴线的轨道运动。此类选择性轨道定位可使得垫1343能够朝刀1366的不同几何形特征结构(例如,朝刀的平坦表面、朝刀的锋利边缘等等)进行驱动。因此,衬圈1361可被旋转以对应于不同的操作模式来提供垫1343相对于刀1366的不同轨道取向(例如,用于机械切割的锋利边缘、用于超声切割或组织密封的平坦表面等等)。参考本文的教导内容,组装了上述各个示例的元件的钳1310的其它构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0145] 图47示出了另一个示例性另选超声钳1410。除了下文指出的某些不同之外,钳1410与钳(10,810,910,1010,1110,1210,1310)基本上相同,且具有类似的元件和功能。钳1410包括外壳1420、夹头(1442,1446)、声学组件1460和缆线1462。与钳1310类似,钳1410具有单个夹头1442,夹头1442带有充当有源夹头1446的声学组件1460。夹头1442包括夹紧特征结构1452。夹头(1442,1446)和声学组件1460被牢固地固定到外壳1420并且从其朝远侧延伸。夹头1442被弹性地偏压以保持支脚1444与超声刀1466之间的间隙,但能够弯曲以朝

超声刀1466驱动具有组织垫的支脚1444。换能器(未示出)可整合到外壳1420中,以向声学组件1460提供超声振动。当然,参考本文的教导内容,组装了上述各个示例的元件的钳1410的其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0146] 图48A和图48B示出了另一个示例性另选超声钳1510。除了下文指出的某些不同之外,钳1510与钳(10,810,910,1010,1110,1210,1310,1410)基本上相同,且具有类似的元件和功能。钳1510包括外壳1520、具有抓持区域1552的一对夹头(1542,1546)、声学组件1560和缆线1562。如同钳1410的外壳1420,外壳1510具有夹头(1542,1546)和牢固地固定到夹头并且从夹头朝远侧延伸的声学组件1560。另外与外壳1420相似,外壳1520具有整合到其中的换能器1580。然而,与钳1410不同,钳1510包括两个夹头(1542,1546)。夹头1542被弹性地偏压以保持支脚1544与超声刀1566之间的间隙,但能够弯曲以朝超声刀1566驱动具有组织垫的支脚1544。另一个夹头1546被构造成能够朝超声刀1566弓形弯曲并且与其在波节或声学隔离特征结构处相交,使得夹头1546和声学组件形成一体单元。如图48B最佳可见,一个夹头1542可被构造成能够从外壳1520选择性地移除。钳1510还包括按钮1521,所述按钮1521可用于在上述操作状态之间选择性地切换。当然,参考本文的教导内容,组装了上述各个示例的元件的钳1510的其它示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0147] 图49至图54示出了示例性另选组的夹头1640。除了下文指出的某些不同之外,夹头1640与夹头(42,46)基本上相同,且具有类似的元件和功能。夹头1640被示为具有无源夹头1642和有源夹头1646。与无源夹头42不同,无源夹头1642的远侧端部1643被构造成能够围绕无源夹头1642的纵向轴线选择性地旋转,使得不同的组织垫(1645,1645)可面向有源夹头1646。具体地讲,在本示例中,无源夹头42的远侧端部1643包括基本上平坦的组织垫1645和基本上三角形的组织垫1647。三角形组织垫1647包括相对狭窄的接触平坦面1650。平坦组织垫1645具有大于超声刀1649的直径的横截面高度;而接触平坦面1650具有小于超声刀1649的直径的横截面高度。在一些型式中,接触平坦面1650的横截面高度为超声刀1649的直径的约1/2。

[0148] 在图50A-50B中,无源夹头1646的远侧端部1643被取向成使得平坦组织垫1645面向有源夹头1646的超声刀1649。在图50A中,无源夹头1642与有源夹头1646间隔开,使得组织可被接收在平坦组织垫1645与有源夹头1646的超声刀1649之间的间隙中。在图50B中,无源夹头1642朝有源夹头1646驱动,这将导致平坦组织1645与有源夹头1646的超声刀1649之间的组织压缩。在一些情况下,这可提供组织的密封和/或组织的相对缓慢的切割。在图50C-50D中,无源夹头1646的远侧端部1643被取向成使得三角形组织垫1647面向有源夹头1646的超声刀1649。在图50C中,无源夹头1642与有源夹头1646间隔开,使得组织可被接收在三角形组织垫1647与有源夹头1646的超声刀1649之间的间隙中。在图50D中,无源夹头1642朝有源夹头1646驱动,这将导致三角形组织1647与有源夹头1646的超声刀1649之间的组织压缩。在一些情况下,这可提供组织的相对快速的切割。相比于平坦组织垫1645的表面积,接触平坦面1650的较小表面积可提供高于平坦组织垫1645的组织压缩。还应当理解,三角形组织垫1647可在有源夹头1646的超声刀1649未被超声激活的情况下提供组织的机械切割。

[0149] 图51至图54示出了可除了和/或取代上述组织垫(1645,1647)的几何形状来使用的变体的另选示例性端部几何形状(1743,1843,1943,2043)。具体地讲,图51示出了具有圆

形横截面轮廓的端部几何形状1743。图52示出了具有八角形横截面轮廓的端部几何形状1843。图53示出了具有三角形横截面轮廓的端部几何形状1943。图54示出了具有由一系列脊隔开的一系列平坦面的端部几何形状2043。应当理解,这些端部几何形状(1743,1843,1943,2043)中的任一个可结合到位于无源夹头1642的远侧端部处的一个或多个组织垫中。还应当理解,端部几何形状(1743,1843,1943,2043)不必设置在无源夹头1642上。实际上,有源夹头1646也可配备有上述端部几何形状(1645,1647,1843,1943,2043)中的任一个。还应当理解,无源夹头1642的端部几何形状可沿着无源夹头1642的长度而变化,使得无源夹头1642的一个组织接触区可具有一个几何形状,而无源夹头1642的另一个组织接触区可具有另一个几何形状。参考本文的教导内容,各种合适的构型和变更对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0150] 图55示出了具有有源夹头2146的示例性另选夹头2140,所述有源夹头2146具有能够围绕有源夹头2146的纵向轴线旋转的远侧端部2143。这种可旋转性可提供暴露于无源夹头2142的组织垫2141的几何形状的选择性变化。换句话讲,操作者可选择特定的几何构型以将组织接合在远侧端部2143和组织垫2141之间。应当理解,有源夹头2146还可结合上述另选端部几何形状(1643,1743,1843,1943,2043)中的任一个。参考本文的教导内容,组裝了上述各个示例的元件的夹头(1640,2140)的其它构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0151] 在一些情况下,器械提供了钳1310的特征结构与夹头1642的特征结构和/或夹头2146的特征结构的组合。例如,一个示例性器械可提供无源夹头围绕刀1366的纵向轴线的轨道运动以及无源夹头1642的远侧端部1643围绕无源夹头1642的纵向轴线的可旋转性。这可提供其间可压缩组织的几何形状的组合的更进一步变化,尤其在刀1366和远侧端部1643两者均具有不对称横截面轮廓时。作为另一个仅示例性示例,器械可提供无源夹头围绕刀1366的纵向轴线的轨道运动以及有源夹头2146的远侧端部2143围绕有源夹头2146的纵向轴线的可旋转性。作为又一个仅示例性示例,器械可提供无源夹头1642的远侧端部1643围绕无源夹头1642的纵向轴线的可旋转性与有源夹头2146的远侧端部2143围绕有源夹头2146的纵向轴线的可旋转性的组合。参考本文的教导内容,其它合适的组合对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0152] IV. 杂项

[0153] 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取代的各种其它特征结构。仅以举例的方式,本文所述的任何器械还可包括以引用方式并入本文的各种参考文献中任何一者中公开的各种特征结构中的一种或多种。还应当理解,本文的教导内容可以容易地应用于本文所引用的任何其它参考文献中所述的任何器械,使得本文的教导内容可以容易地以多种方式与本文所引用的任何参考文献中的教导内容组合。可结合本文的教导内容的其它类型的器械对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

[0154] 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,本文明确阐述的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。任何据称以引用方式并入本文但与本文所述的现有定

义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,仅在所并入的材料和现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入本文。

[0155] 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。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于结合到机器人外科系统中,诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California) 的DAVINCI™系统中。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以下专利中的各种教导内容结合:2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文。

[0156] 上文所述型式可被设计成在单次使用后废弃,或者其可被设计成能够使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可再修复型式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,可拆卸一些型式的所述装置,并且可选择性地以任何组合型式来替换或移除所述装置的任意数量的特定零件或部分。在清洁和/或替换特定部分时,所述装置的一些型式可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术前由使用者重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会了解,装置的修复可以利用多种技术进行拆卸、清洁/替换以及重新组装。这些技术的使用和所得修复装置均在本申请的范围内。

[0157] 仅以举例的方式,本文描述的型式可在手术之前和/或之后消毒。在一种消毒技术中,将该装置放置在闭合且密封的容器中,诸如塑料袋或TYVEK袋。然后可将容器和装置放置在可穿透所述容器的辐射场中,诸如 $\gamma$  辐射、X射线或高能电子。辐射可将装置上和容器中的细菌杀死。然后将经杀菌的装置储存在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其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。

[0158] 已经示出和描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潜在修改,并且其它修改对于本领域的技术人员将显而易见。例如,上文所述的示例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均为示例性的而非所要求的。因此,本发明的范围应根据以下权利要求书来考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出和描述的结构和操作的细节。

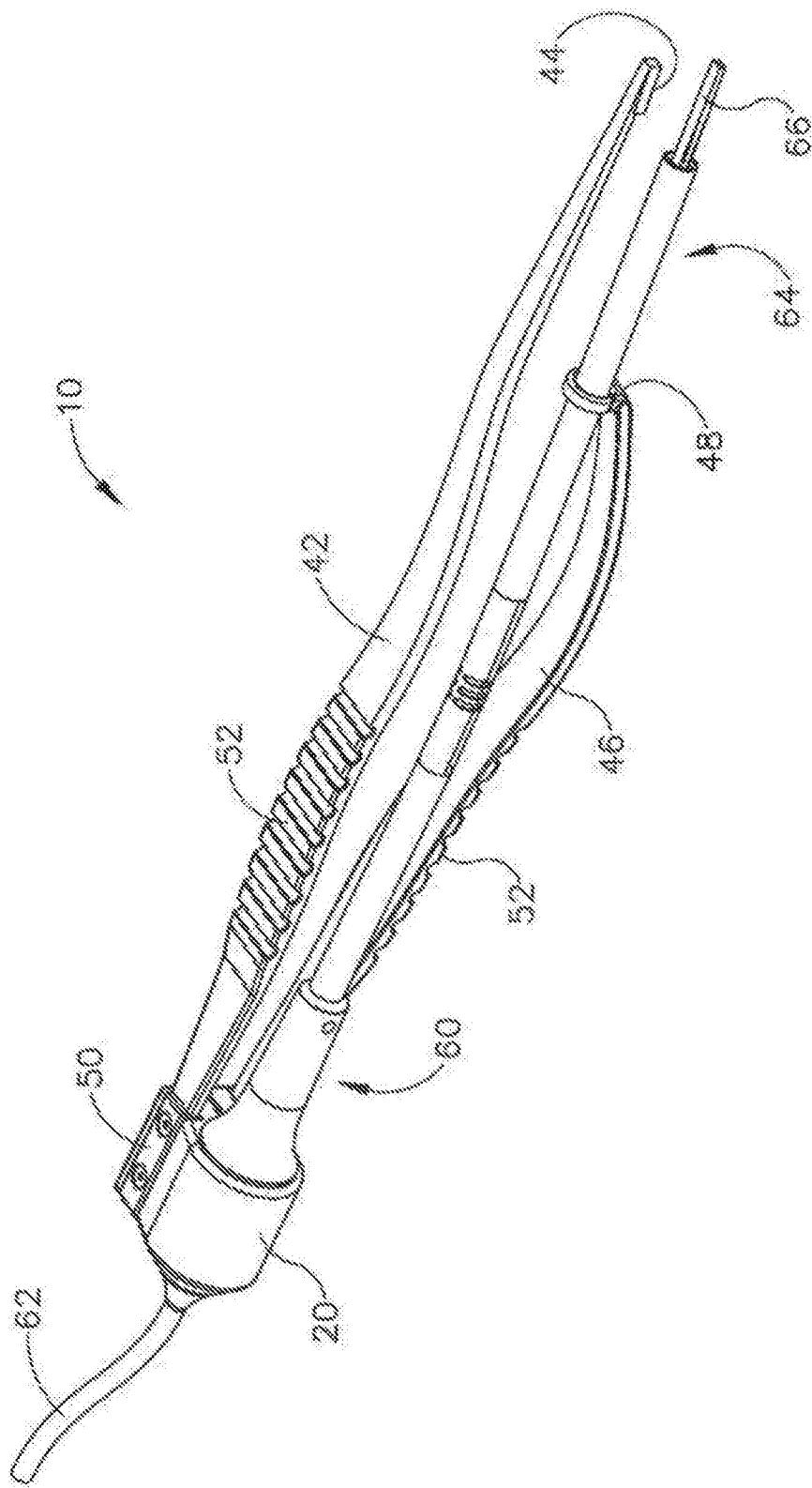


图1

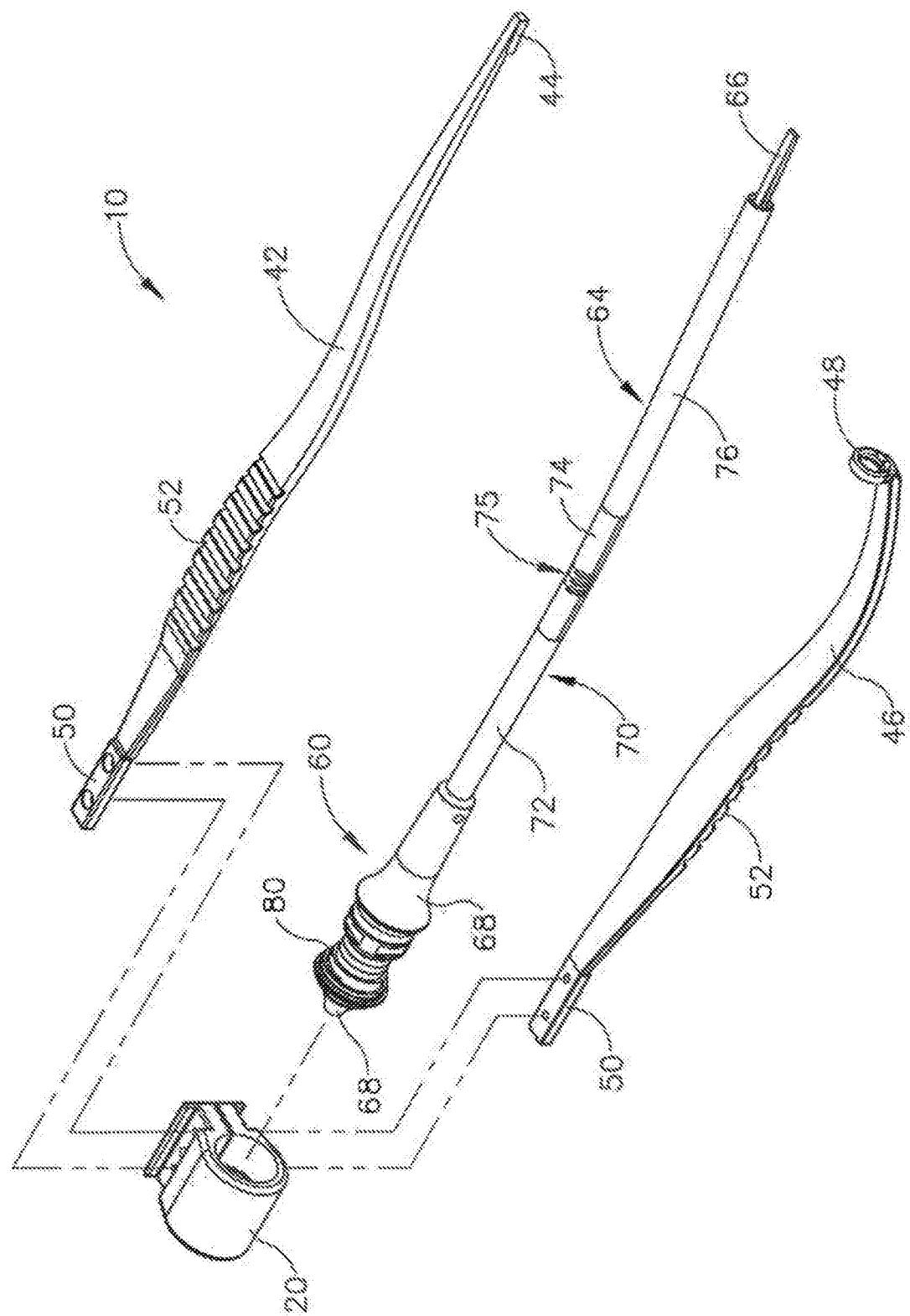


图2

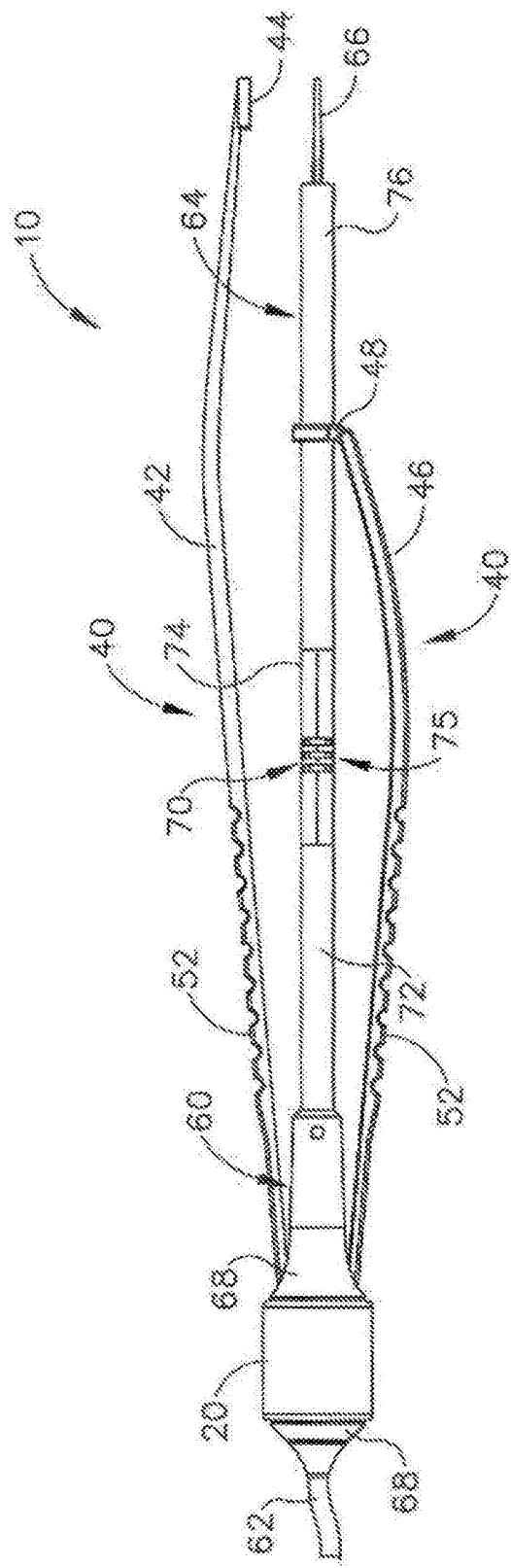


图3A

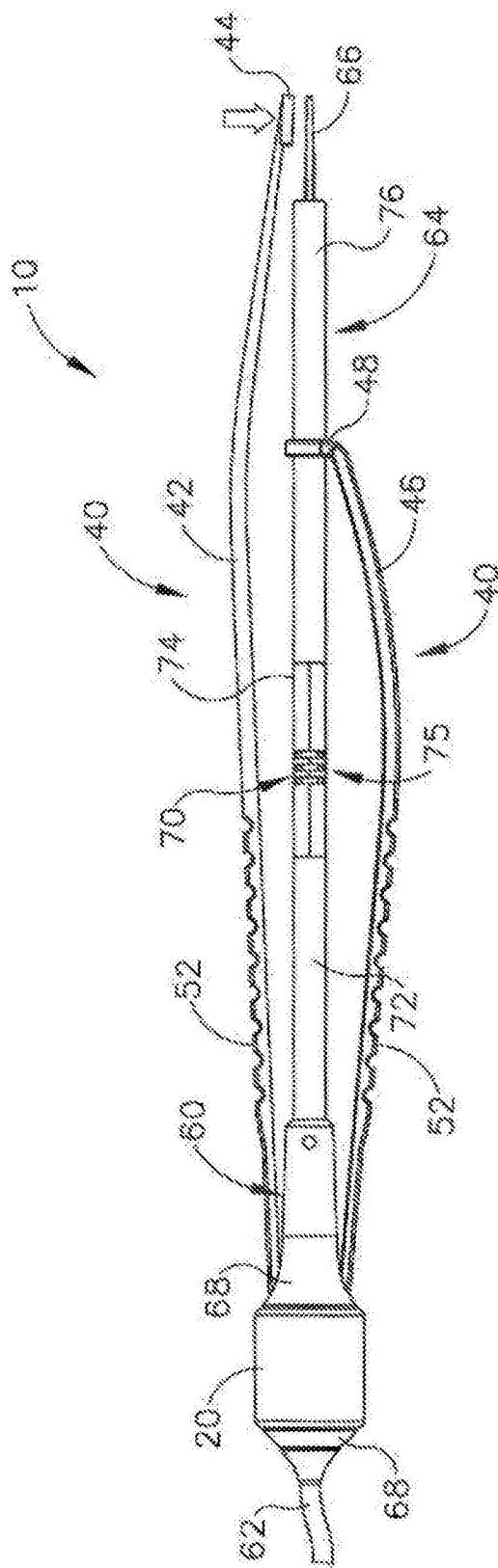


图3B

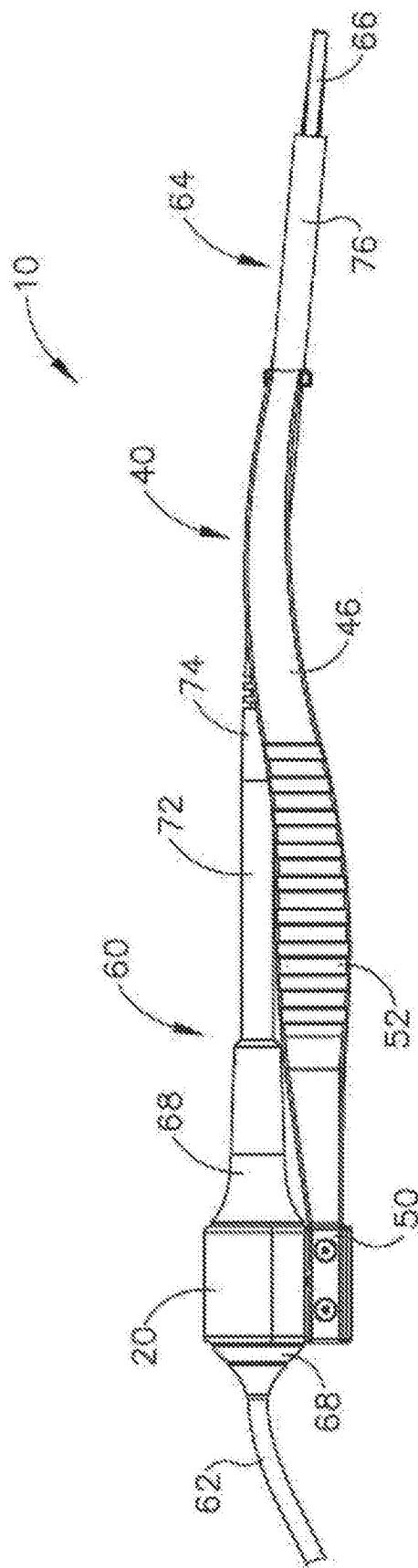


图4

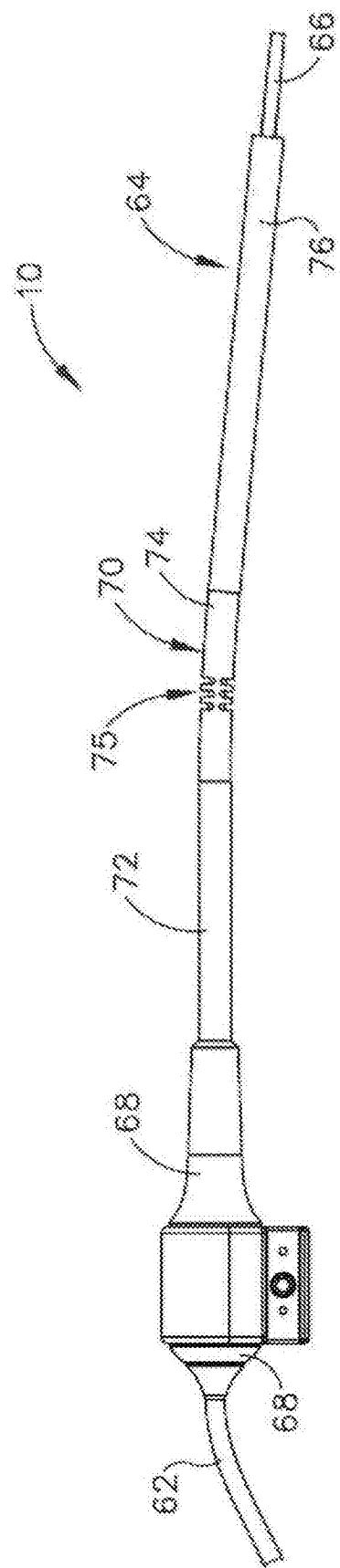


图5

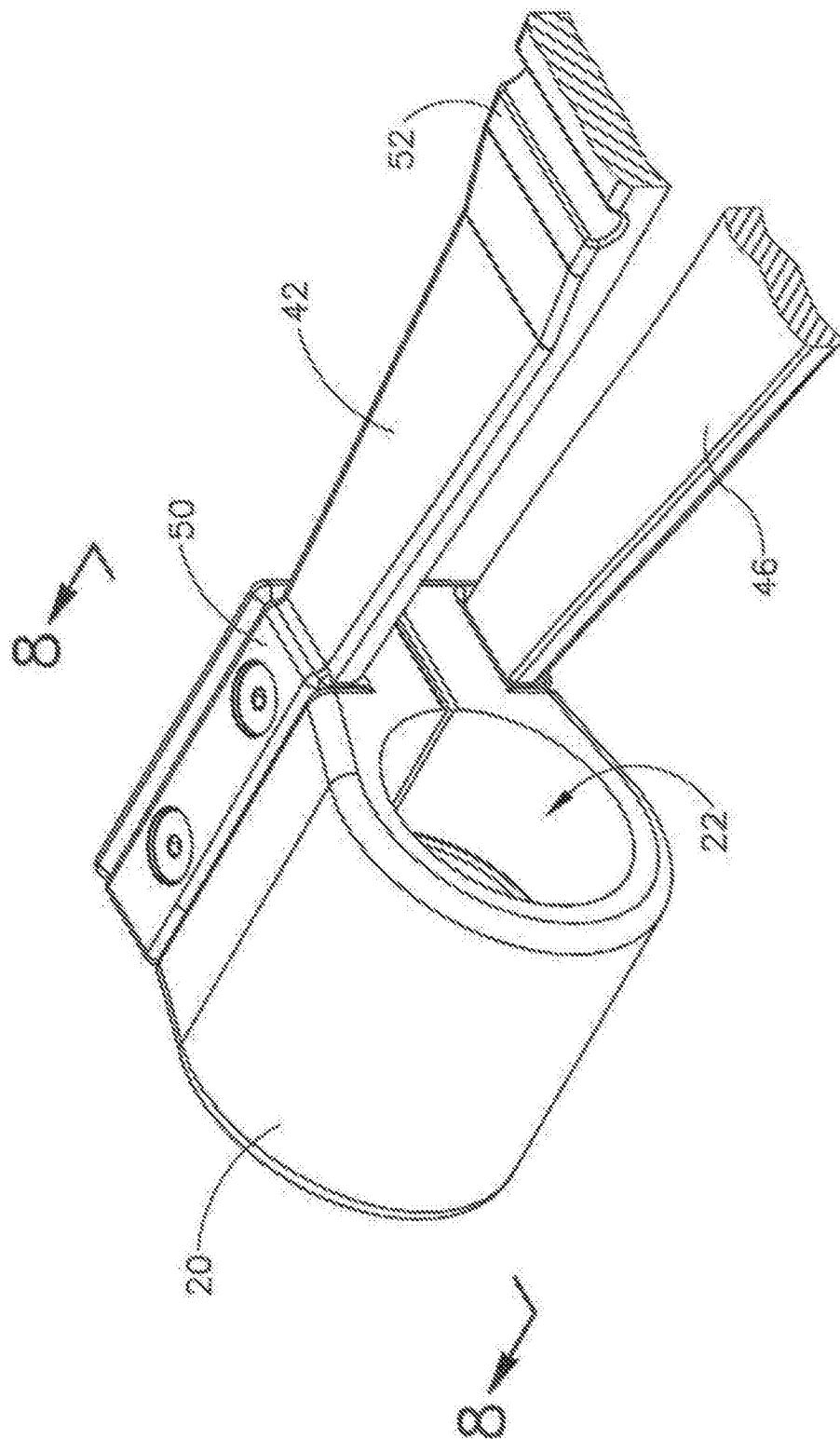


图6

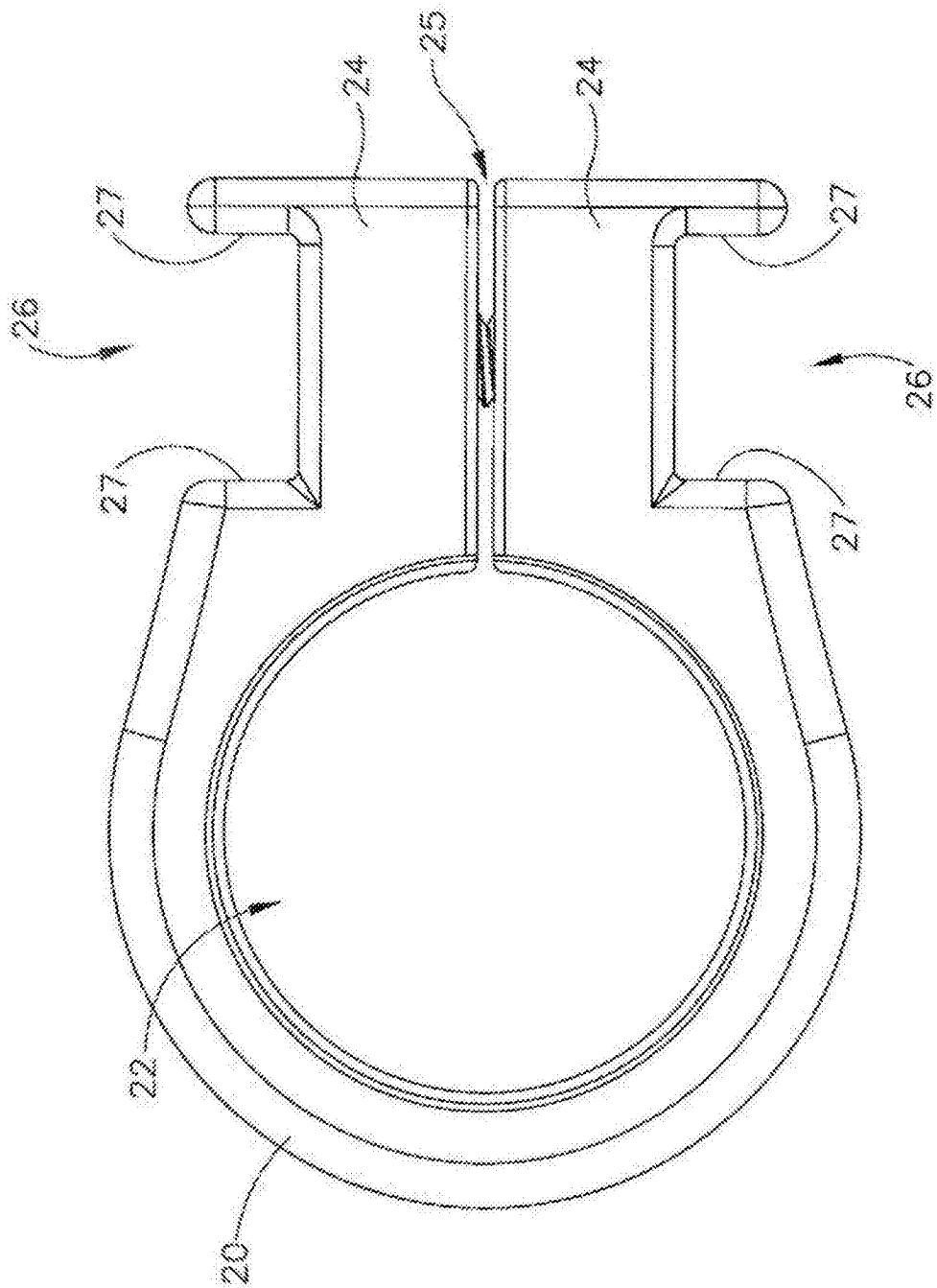


图7

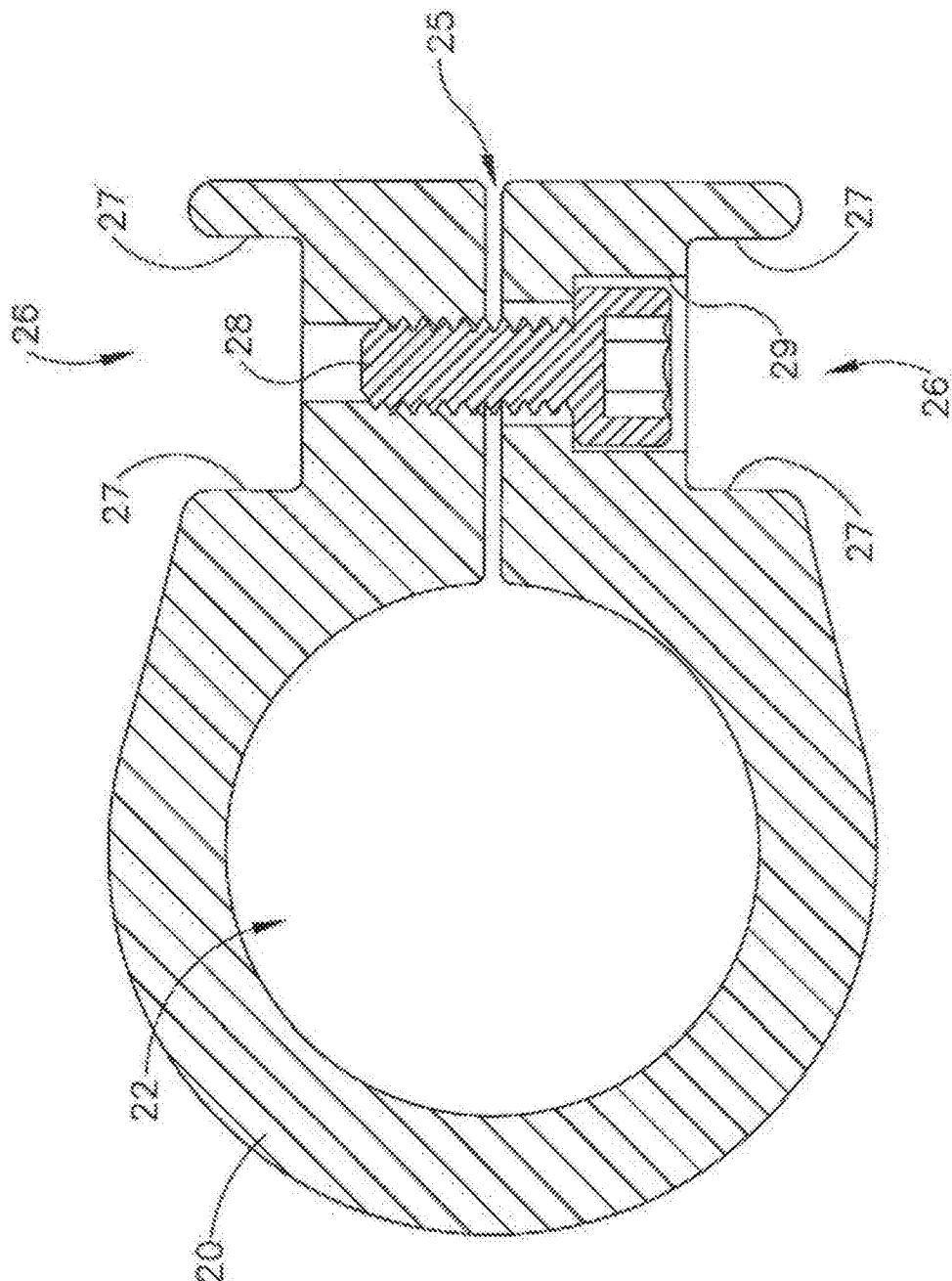


图8

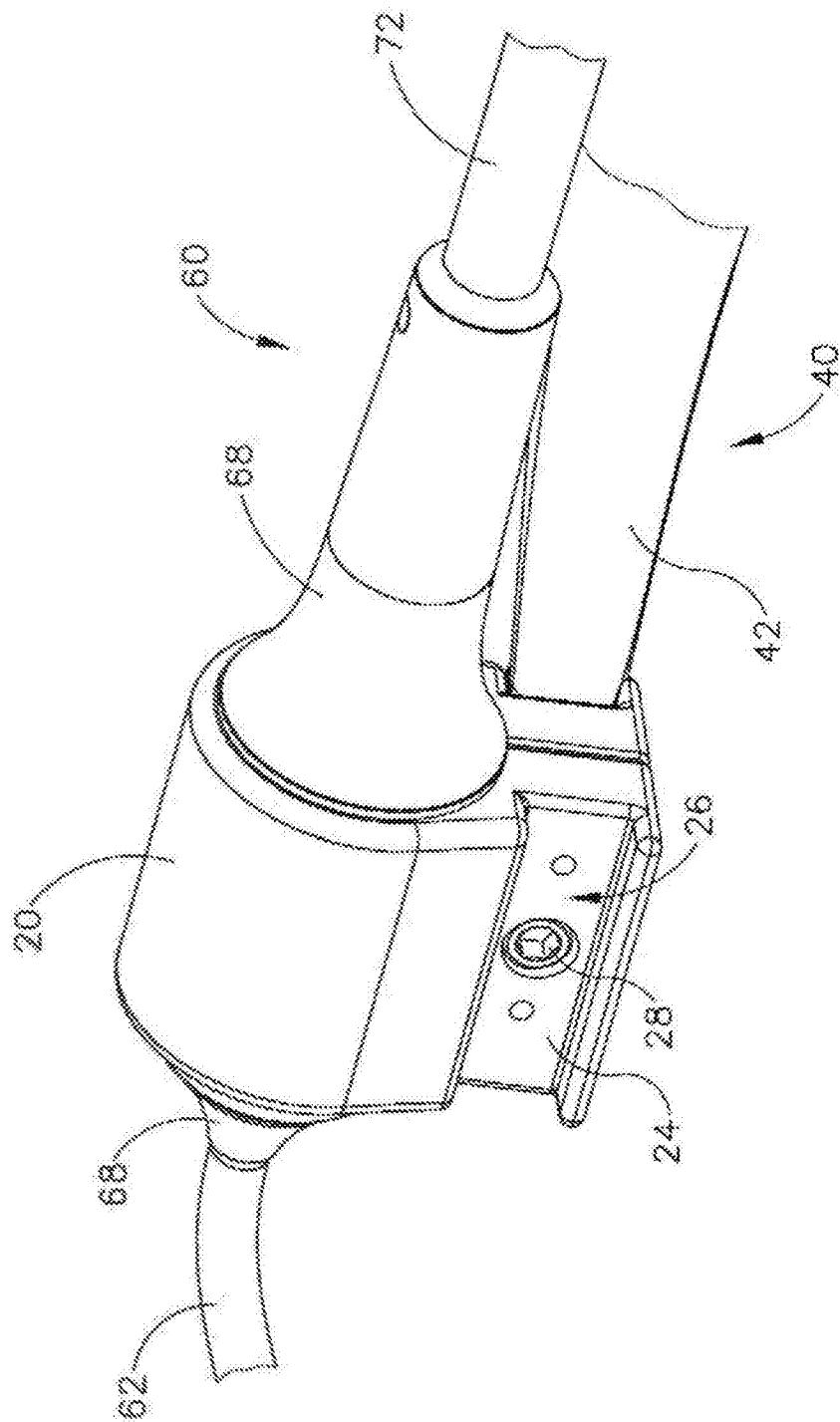


图9

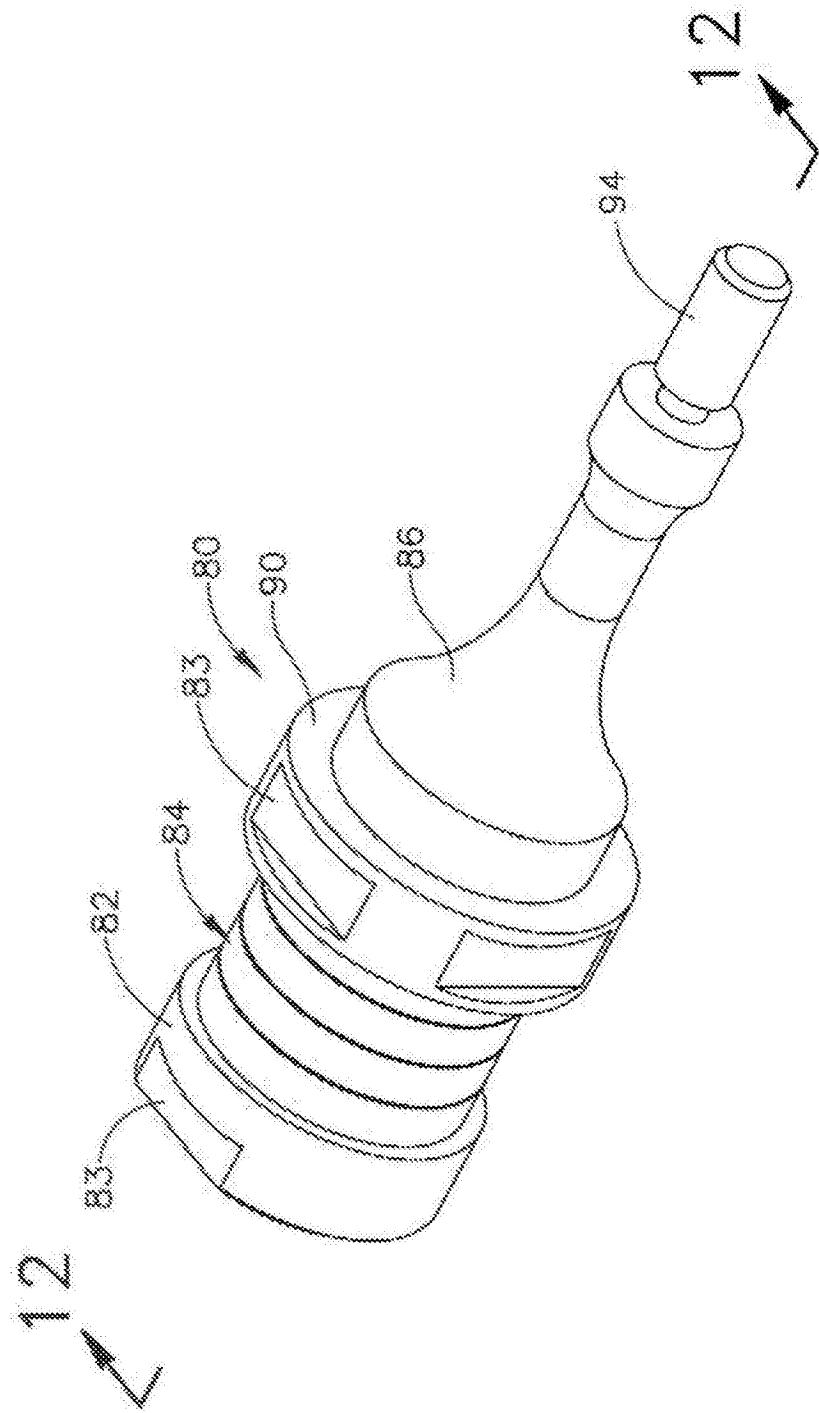


图10

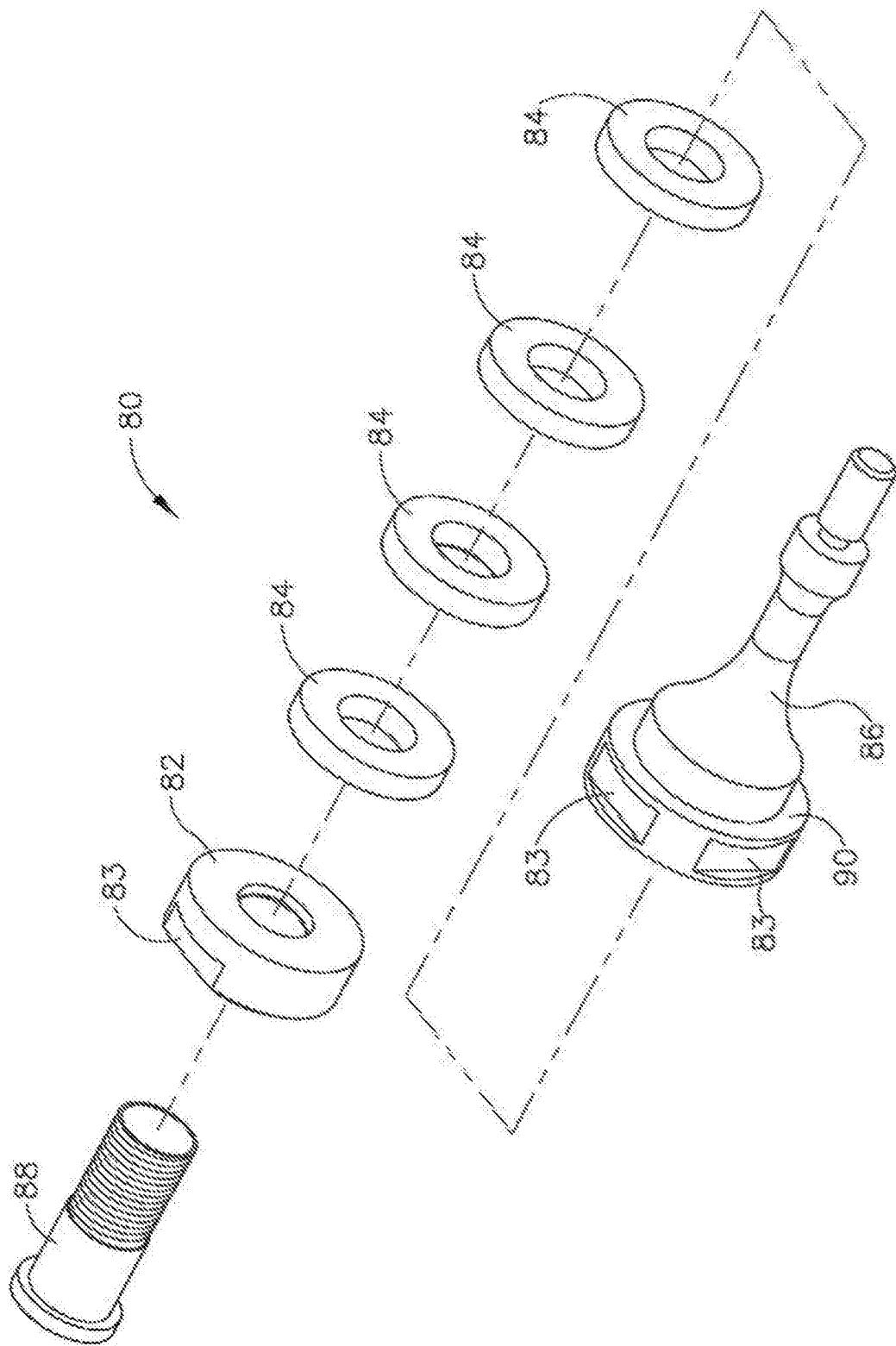


图11

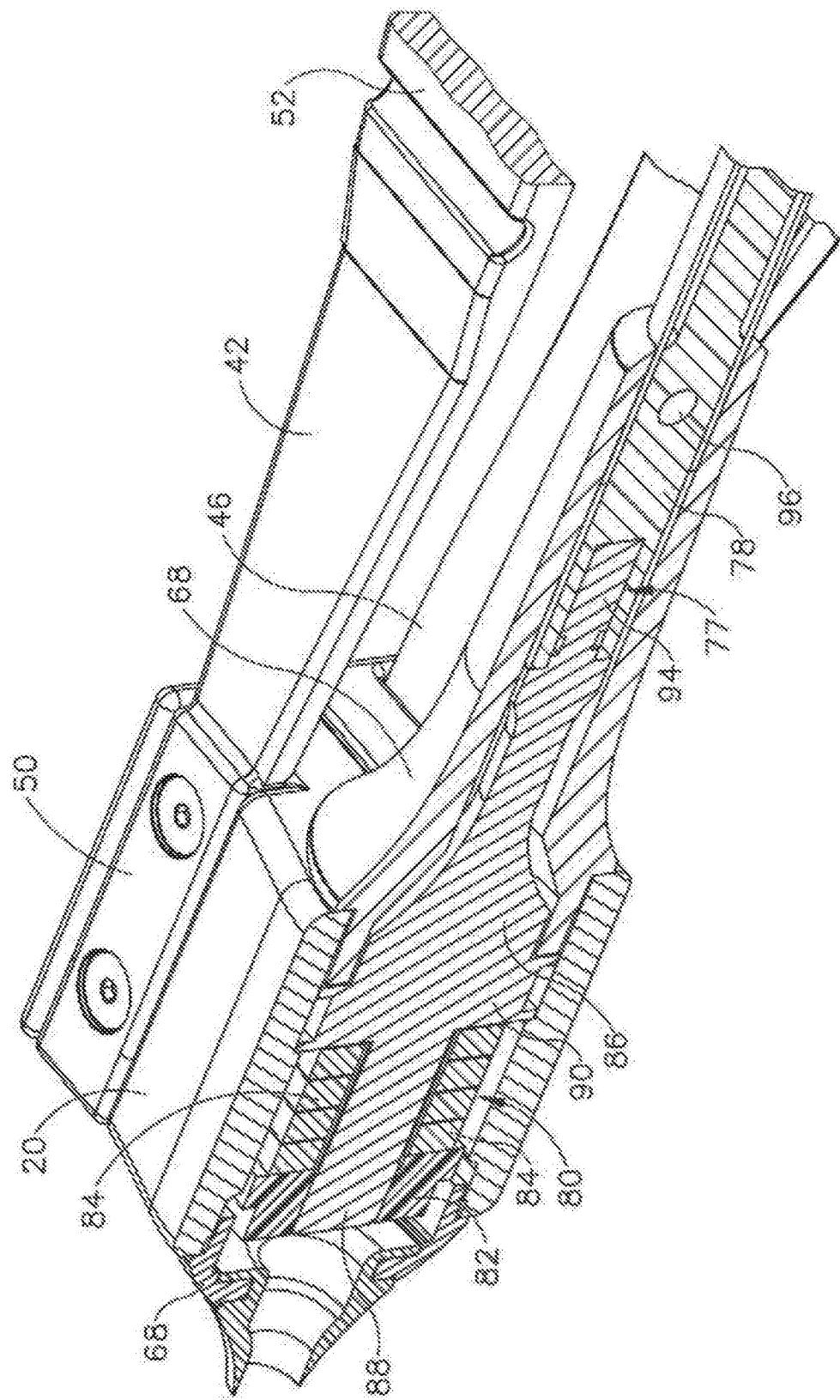


图12

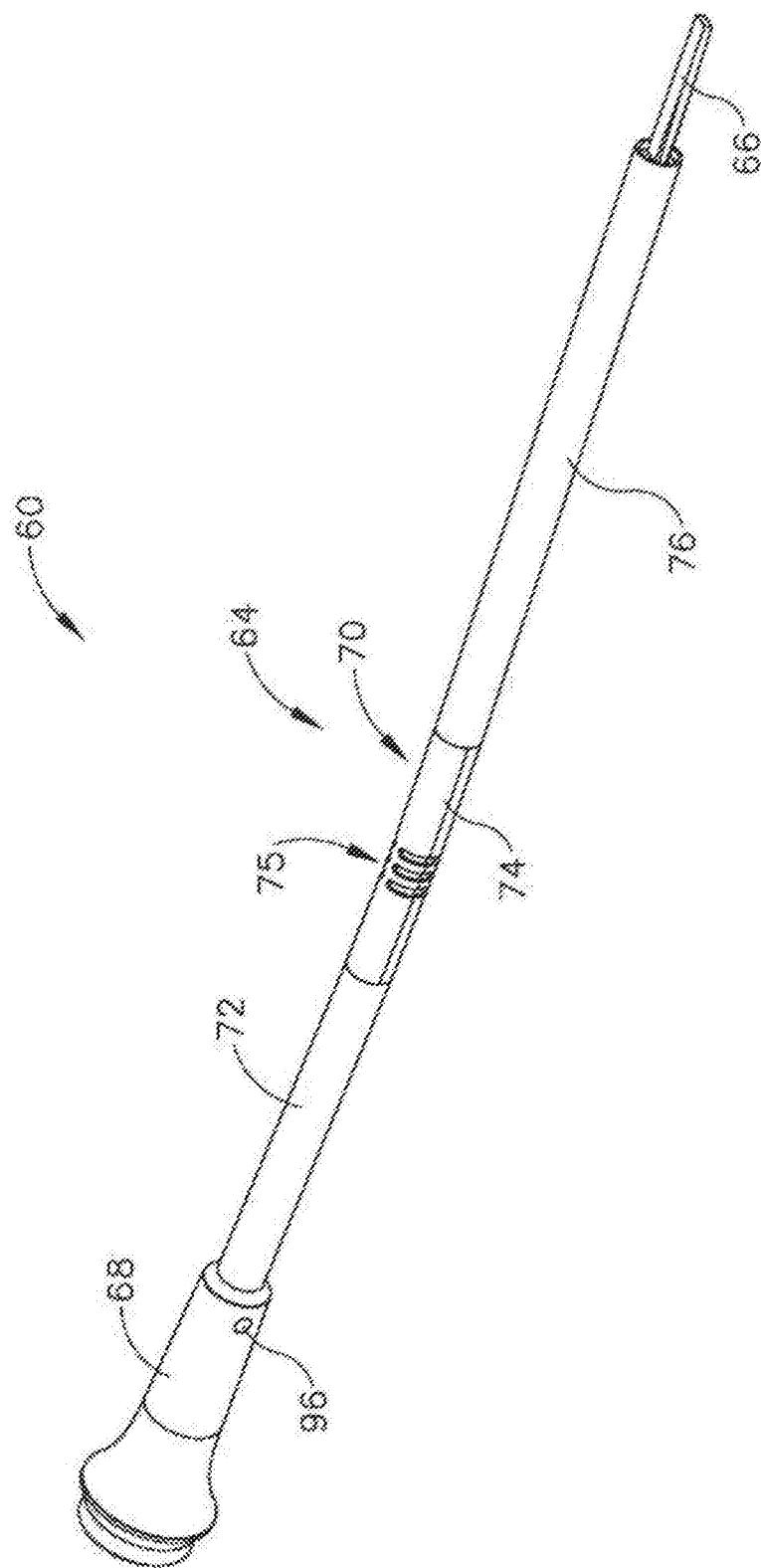


图13

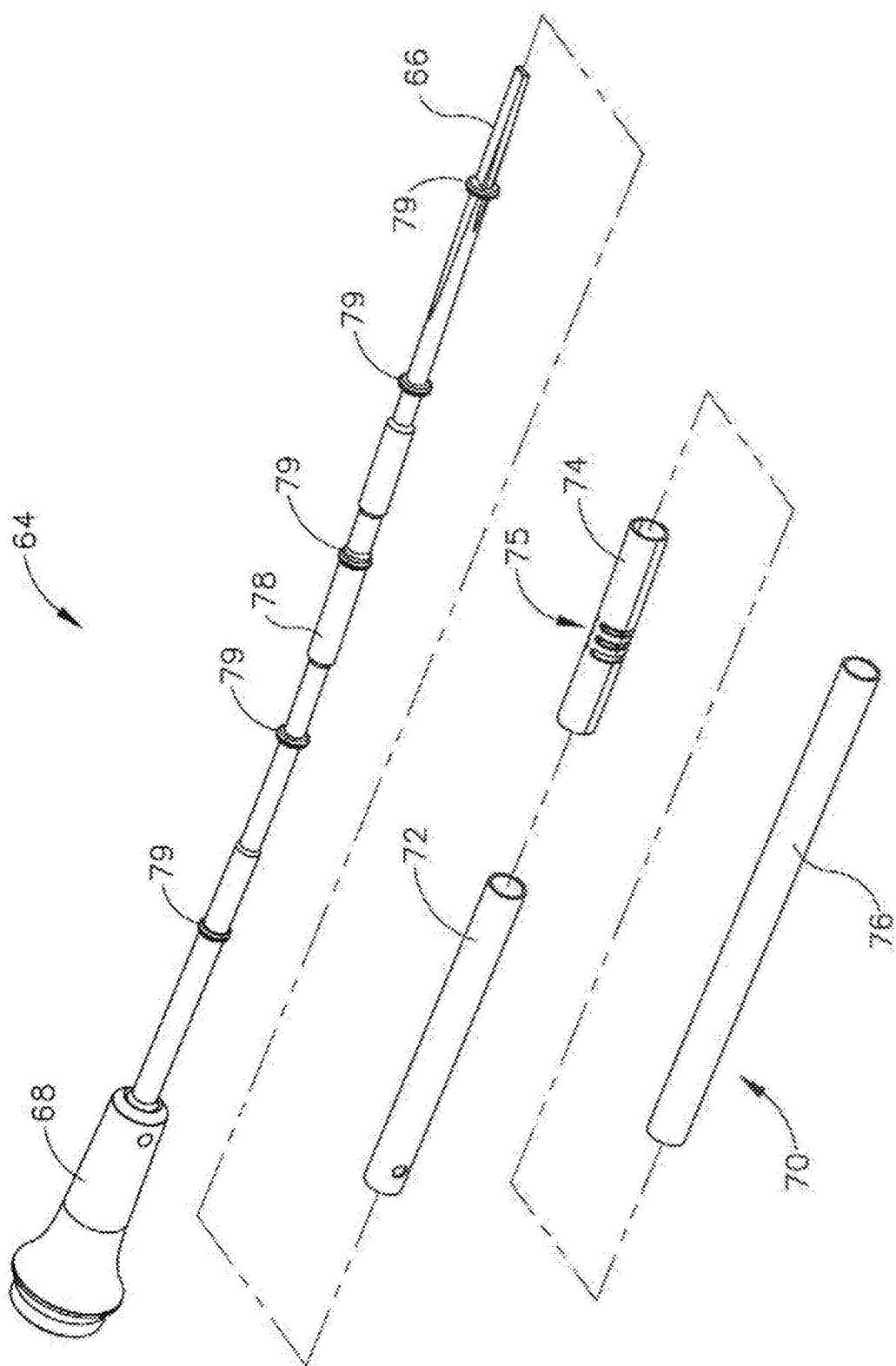


图14

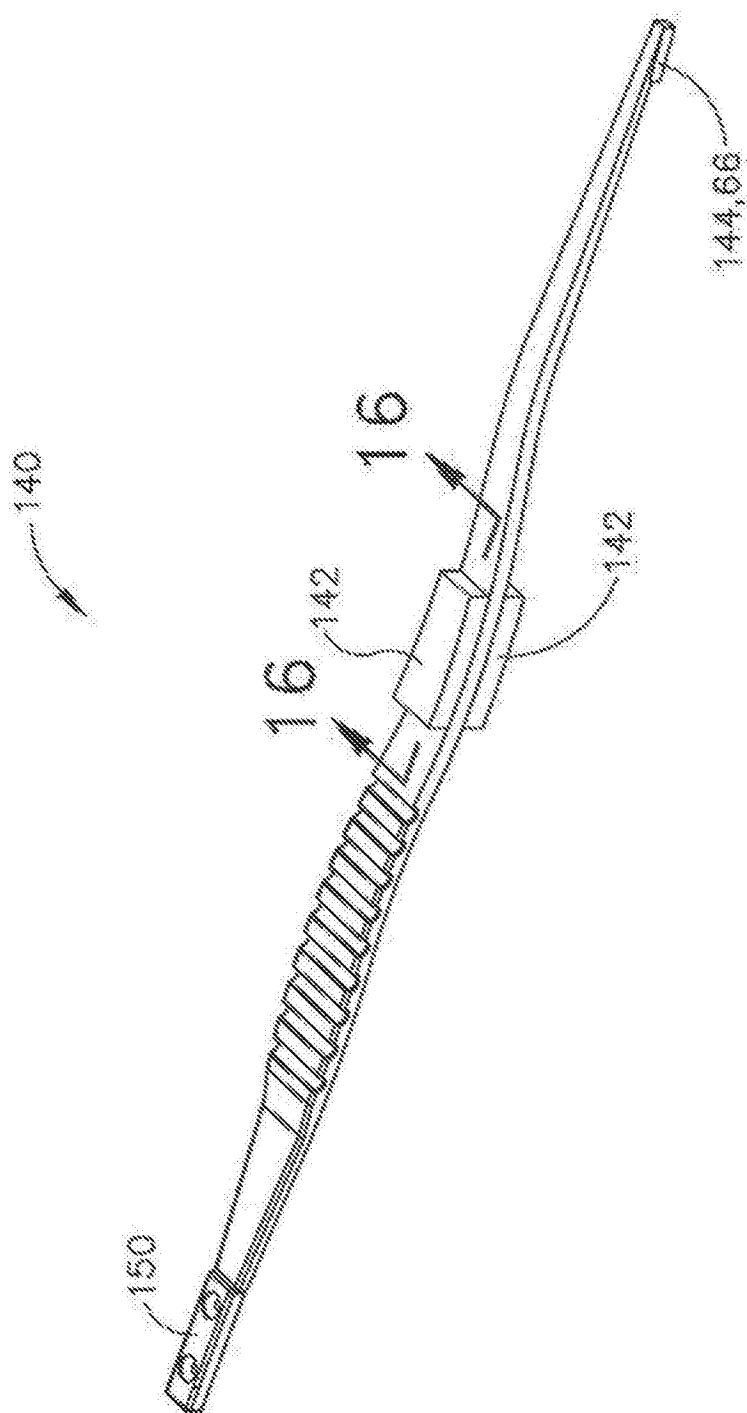


图15

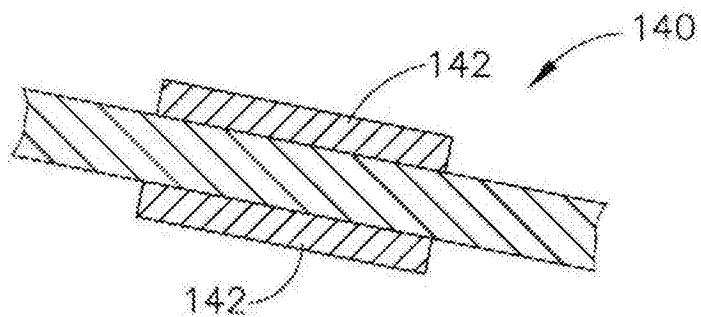


图16A

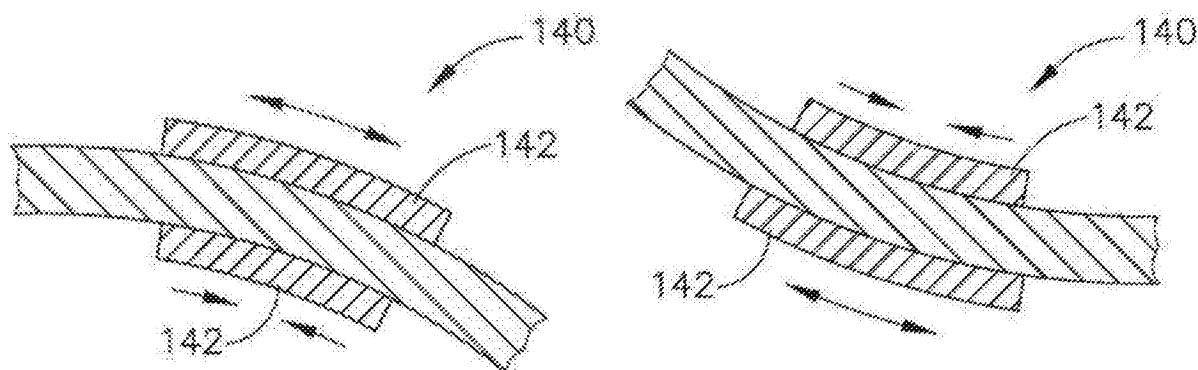


图16C

图16B

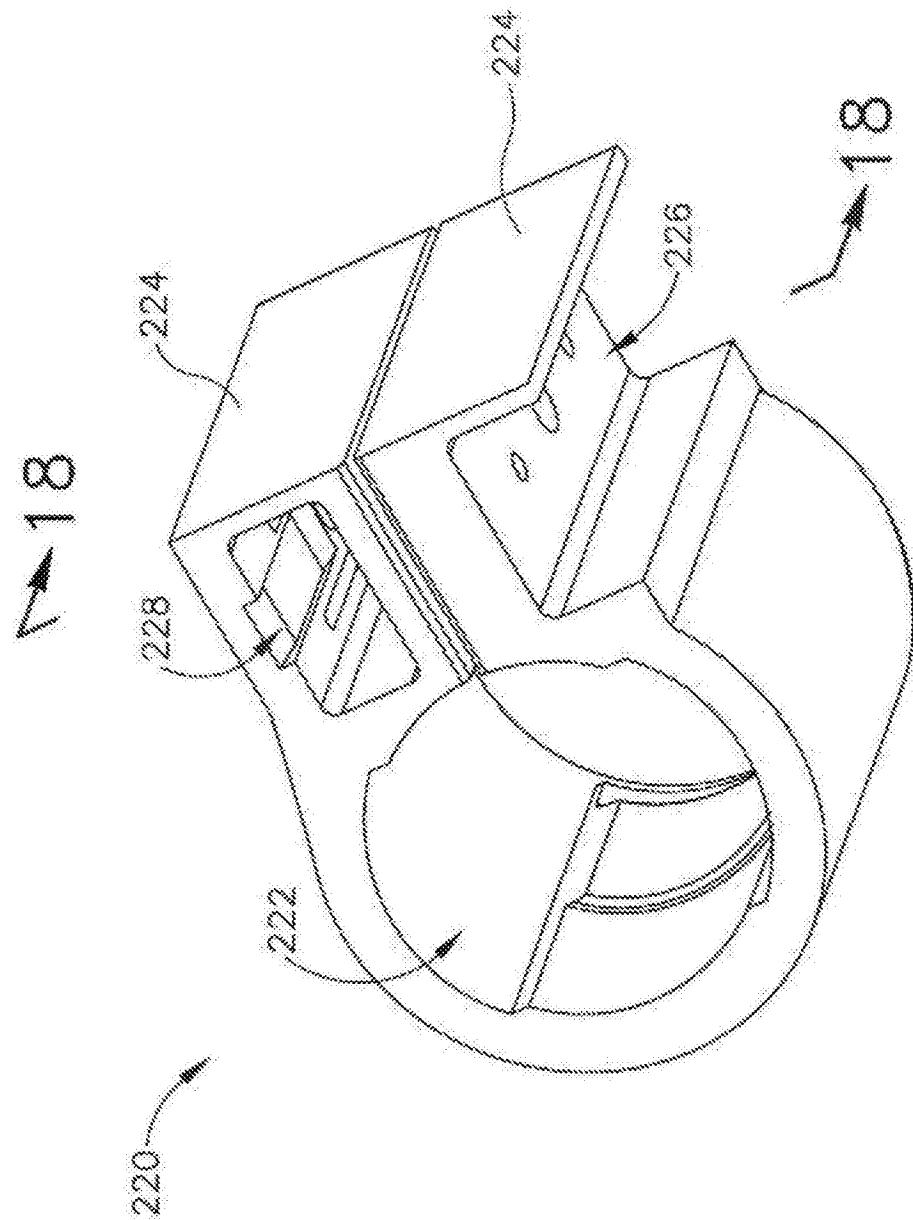


图17

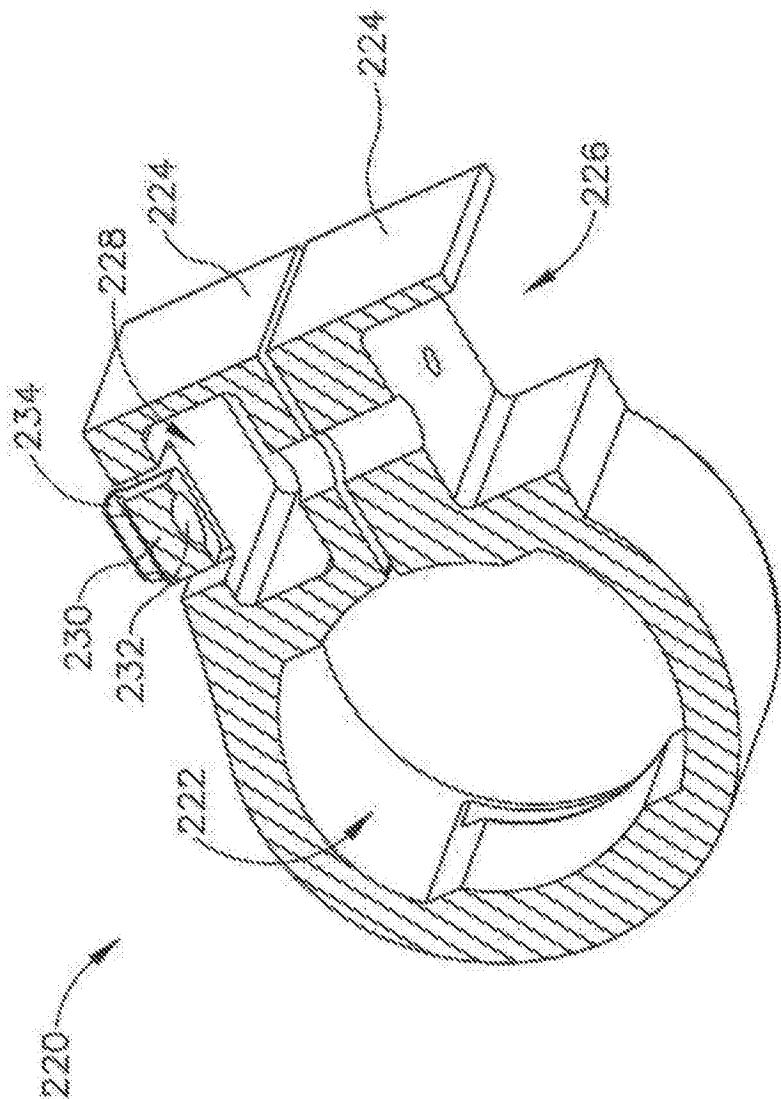


图18

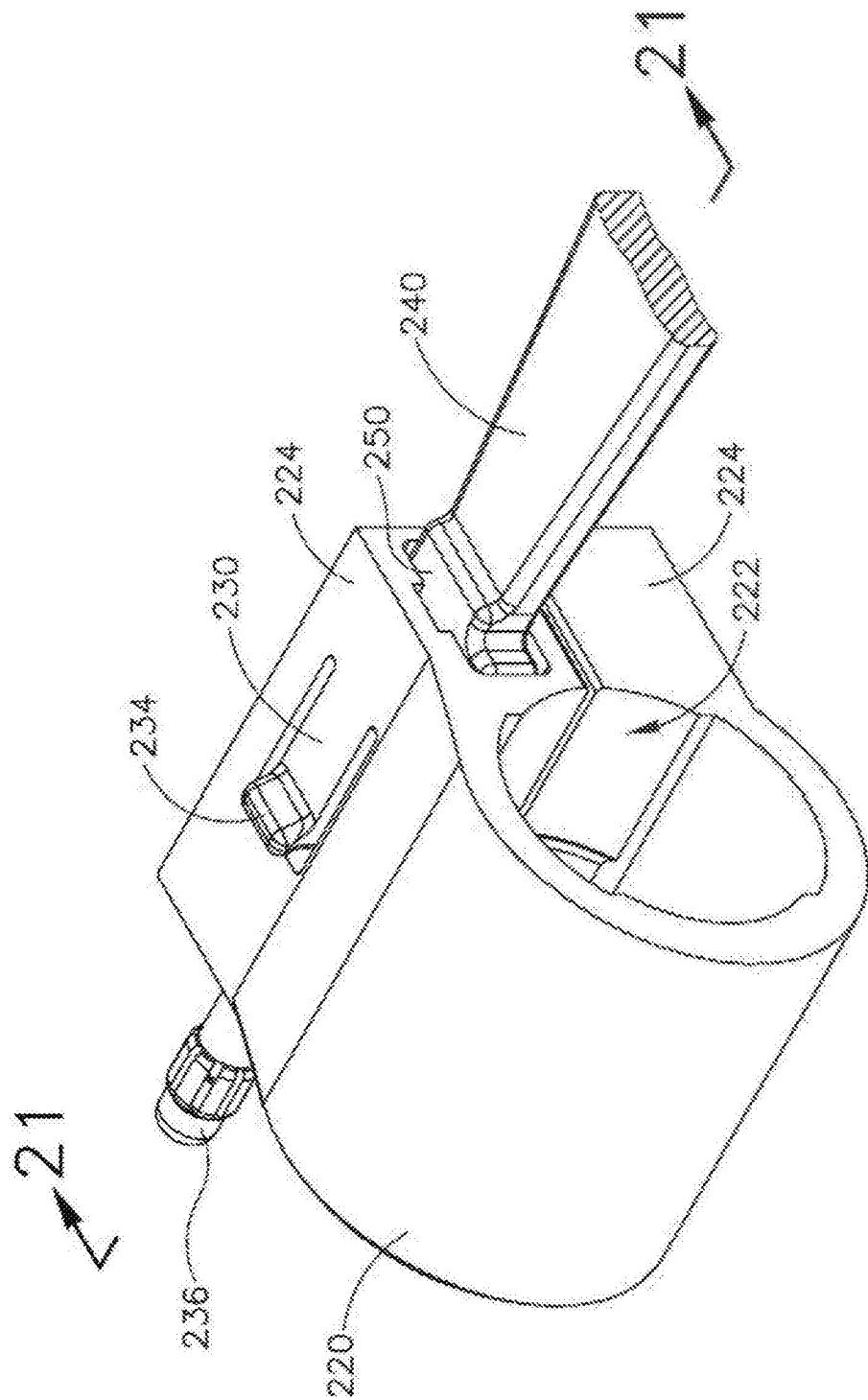


图19

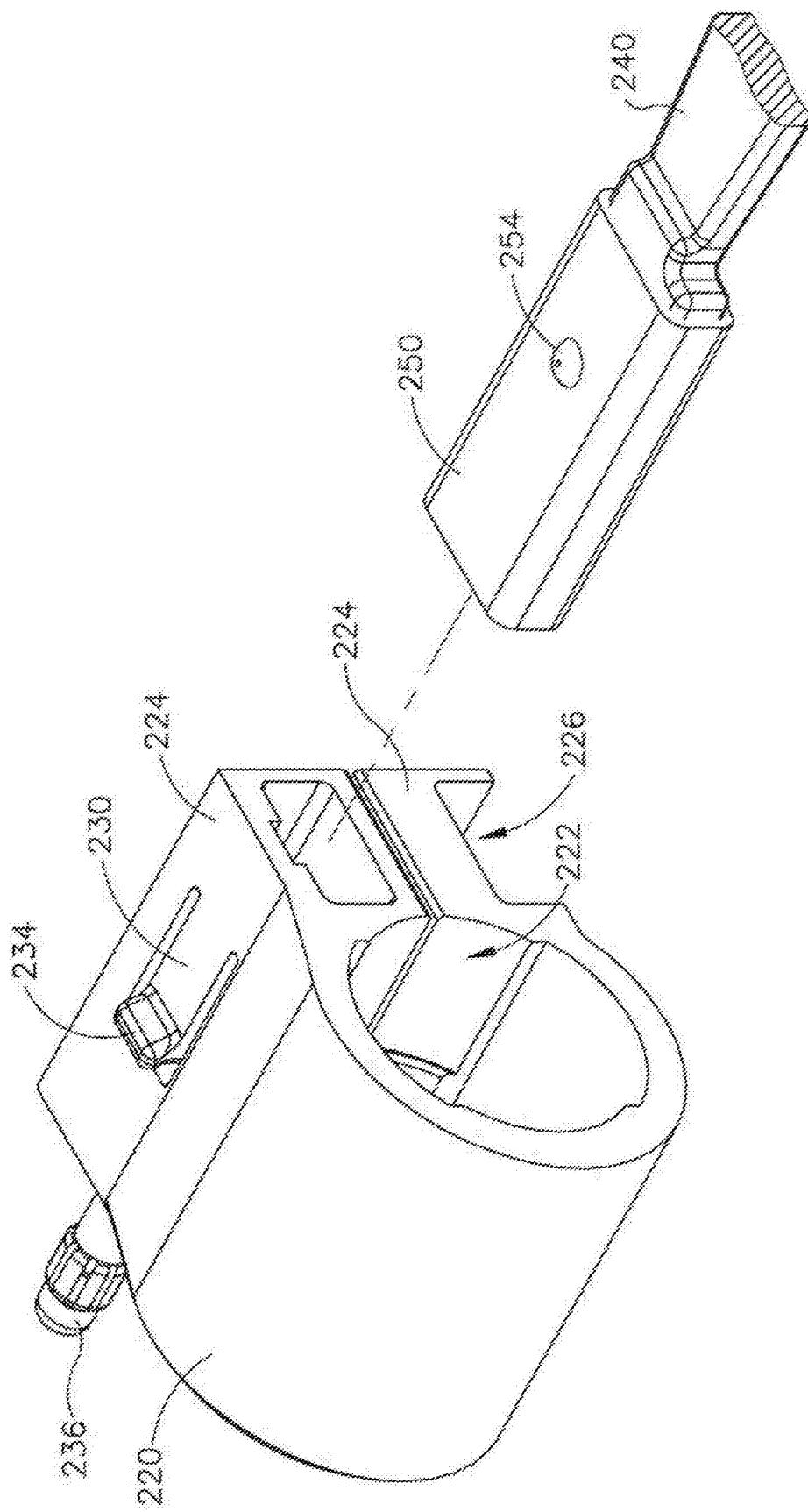


图20

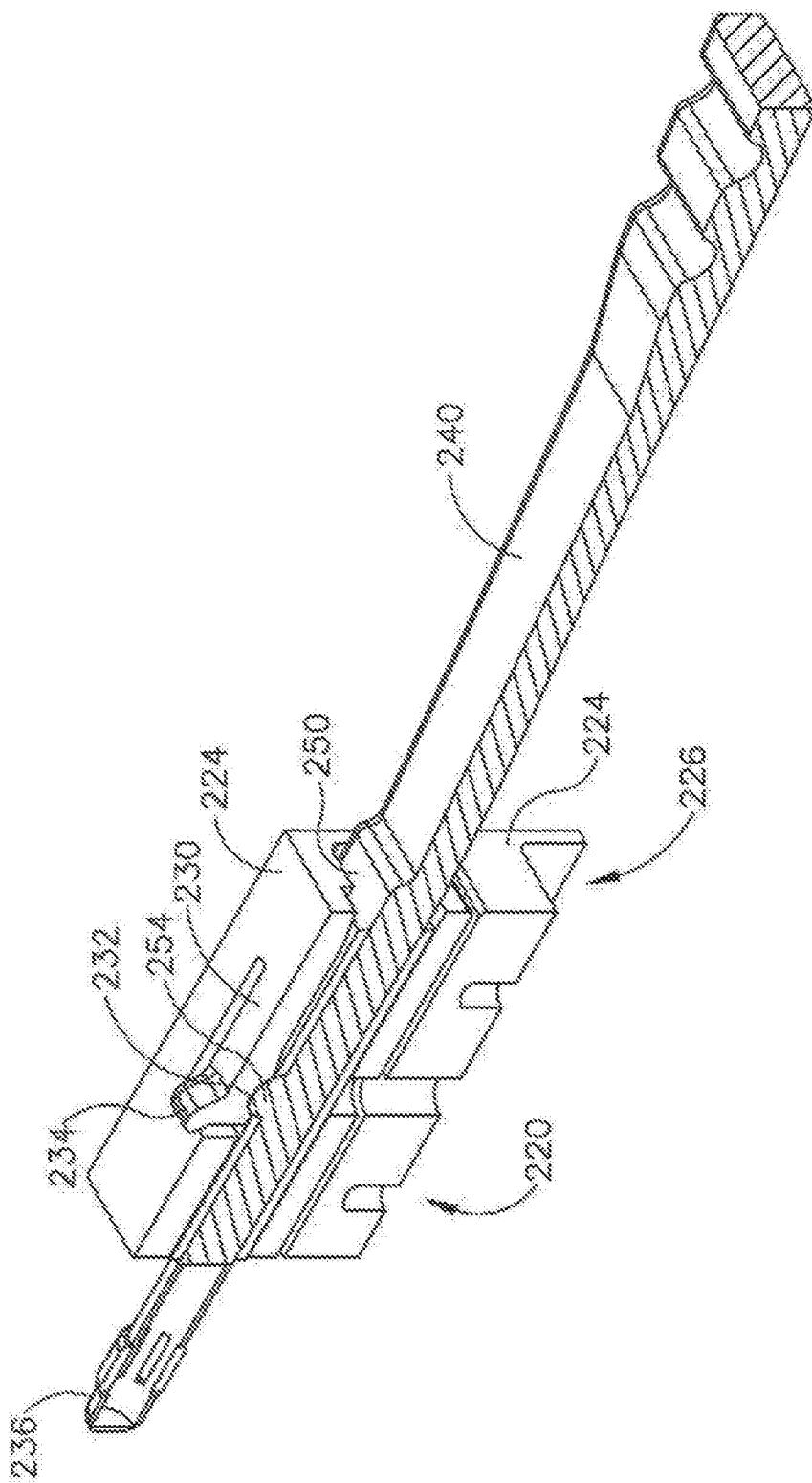


图21

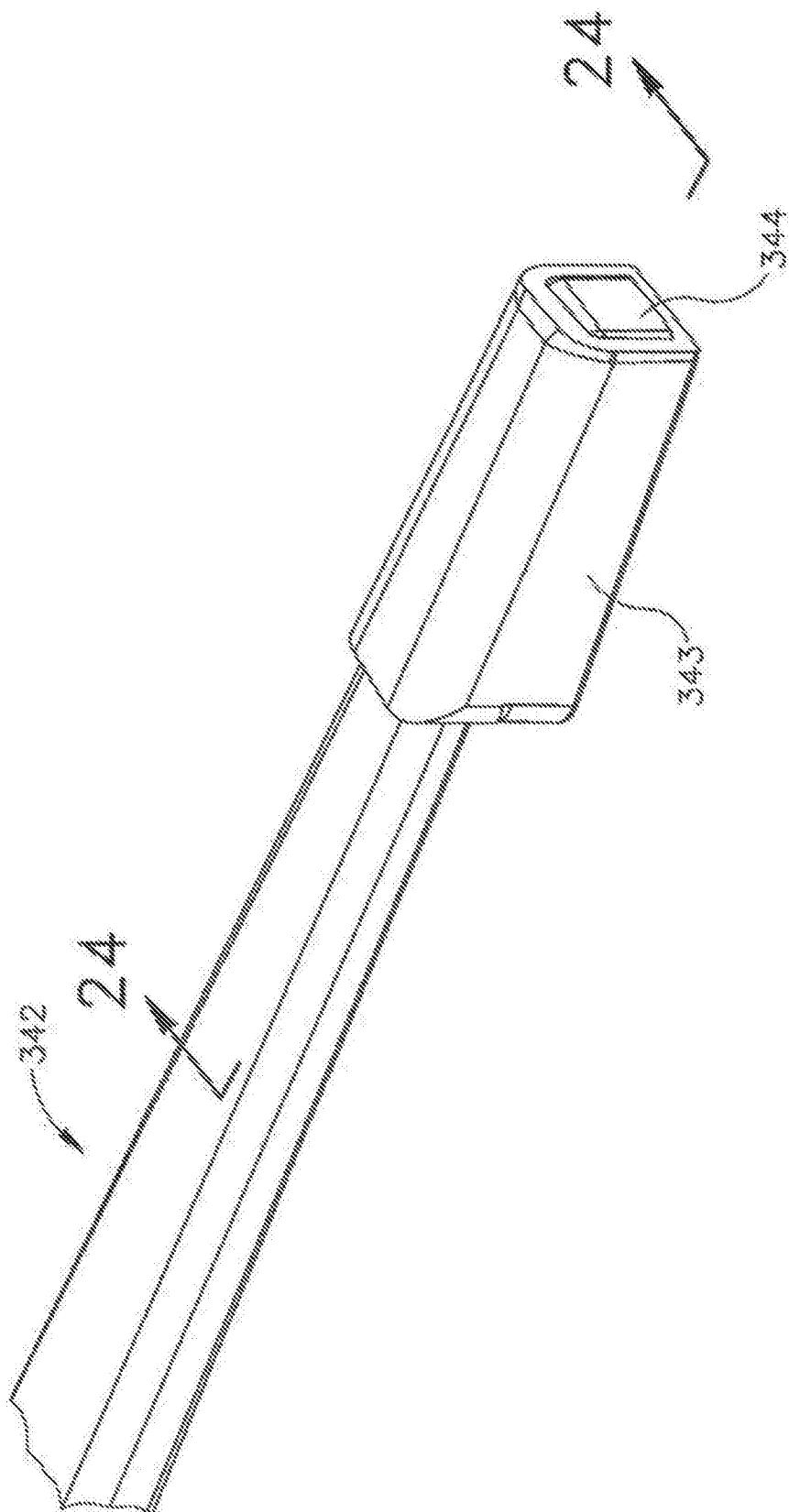


图22

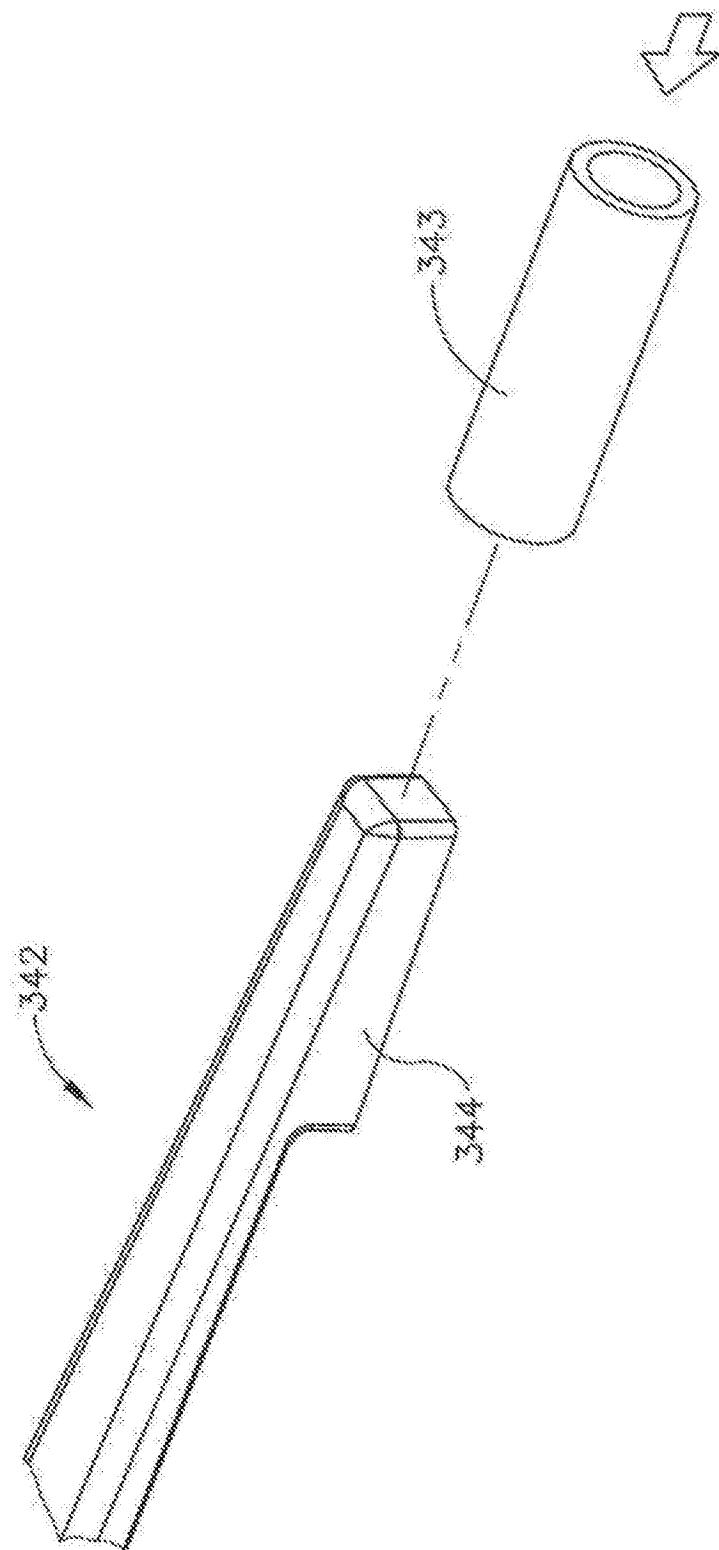


图23

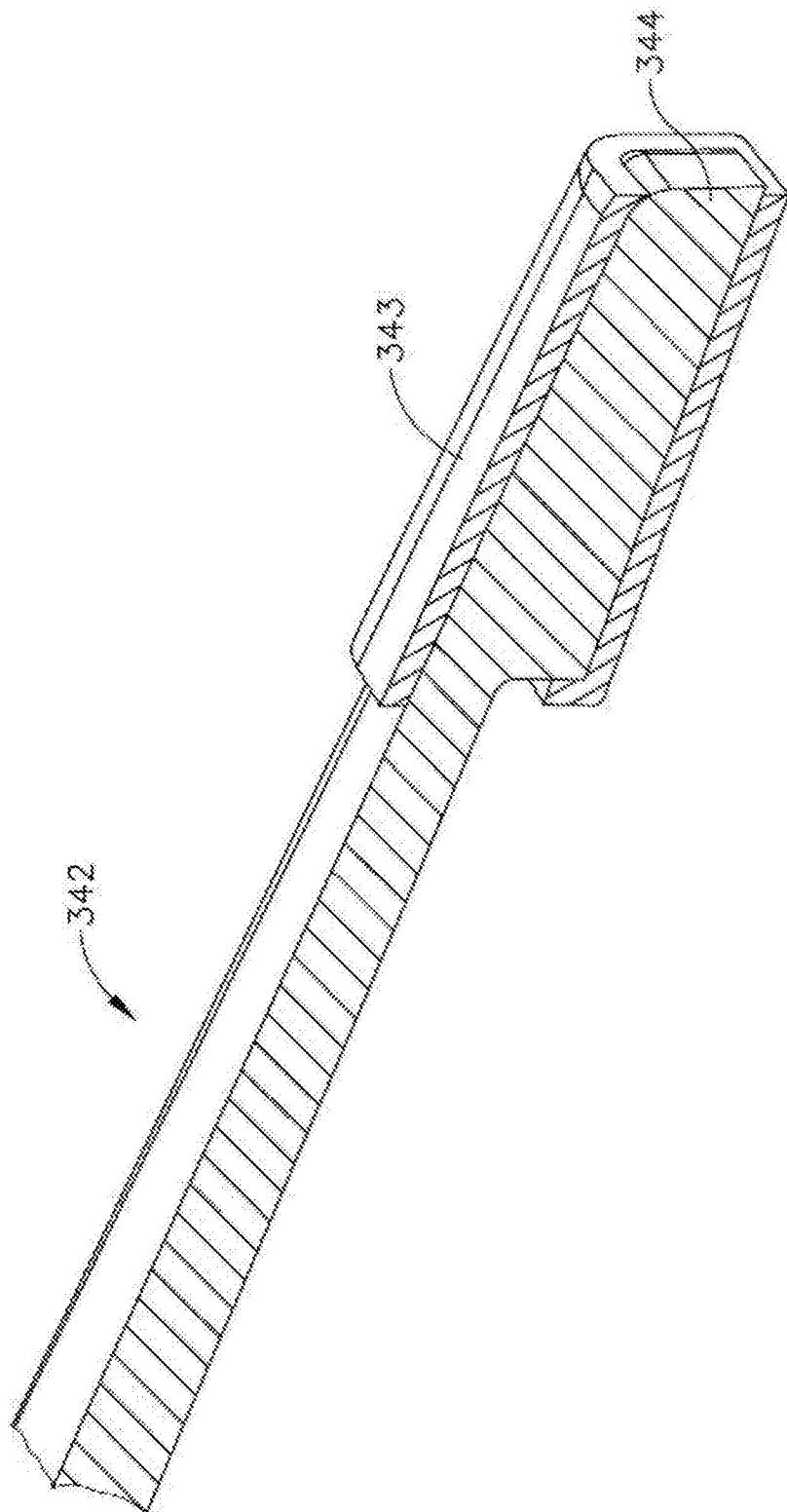


图24

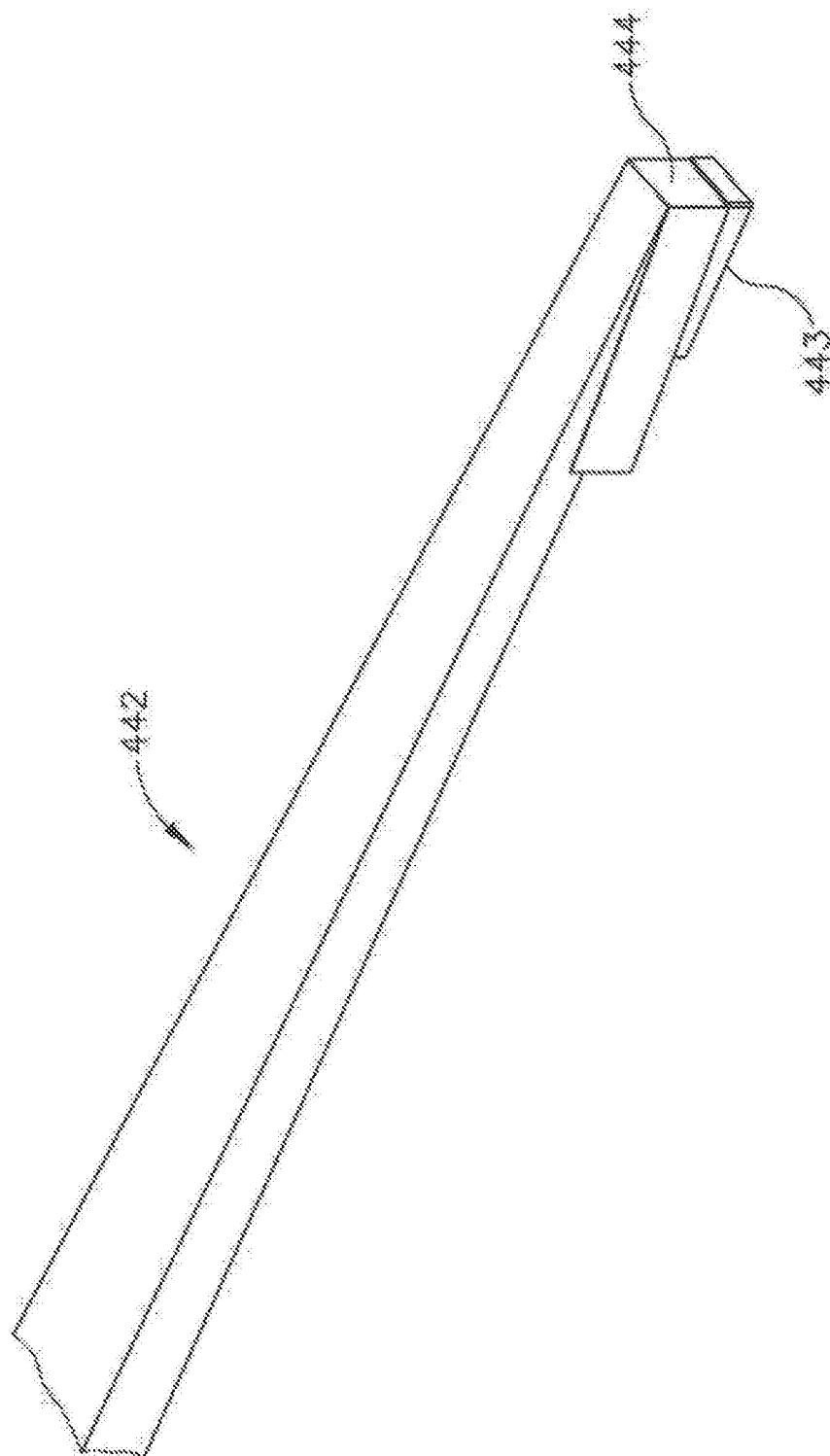


图25

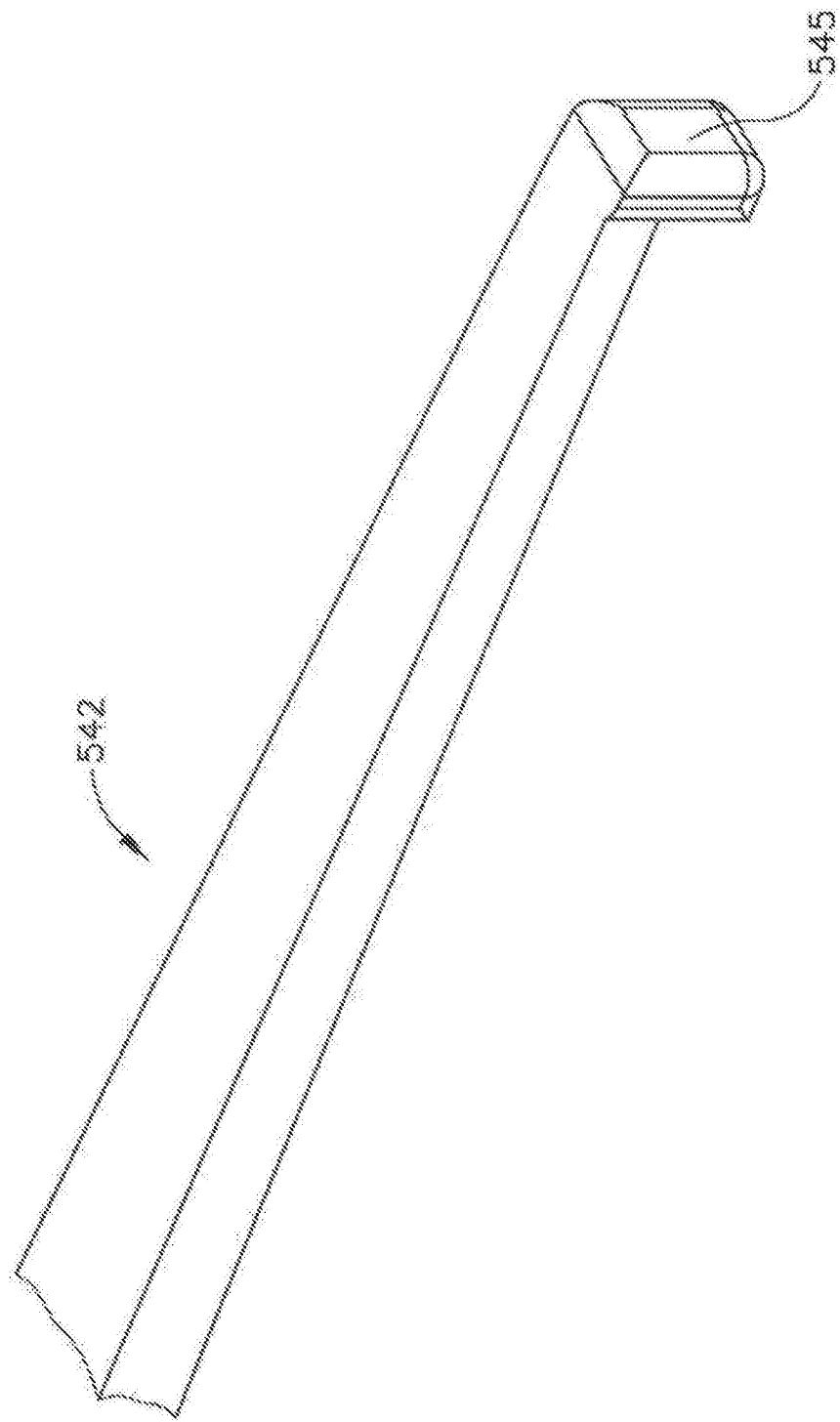


图26

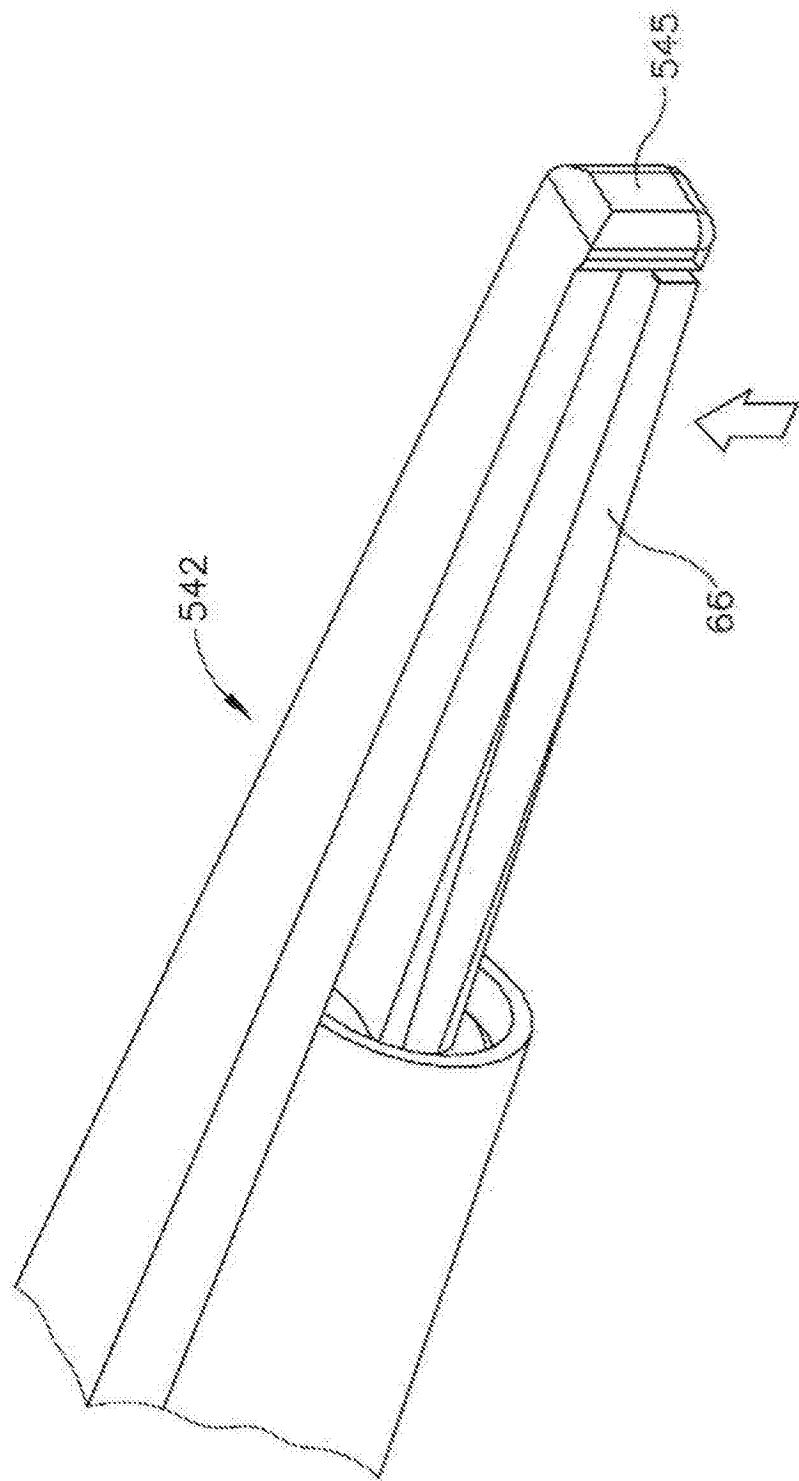


图27

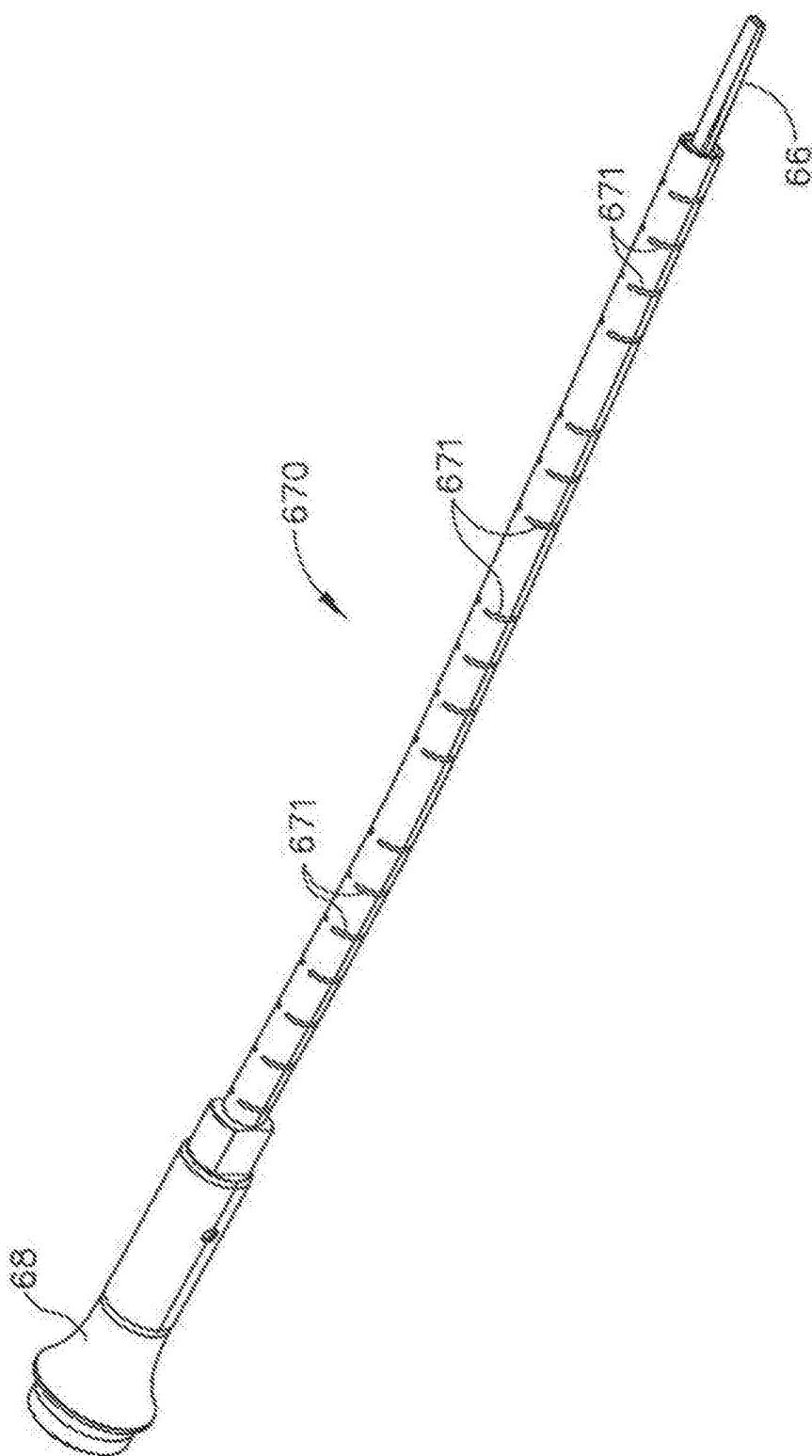


图28

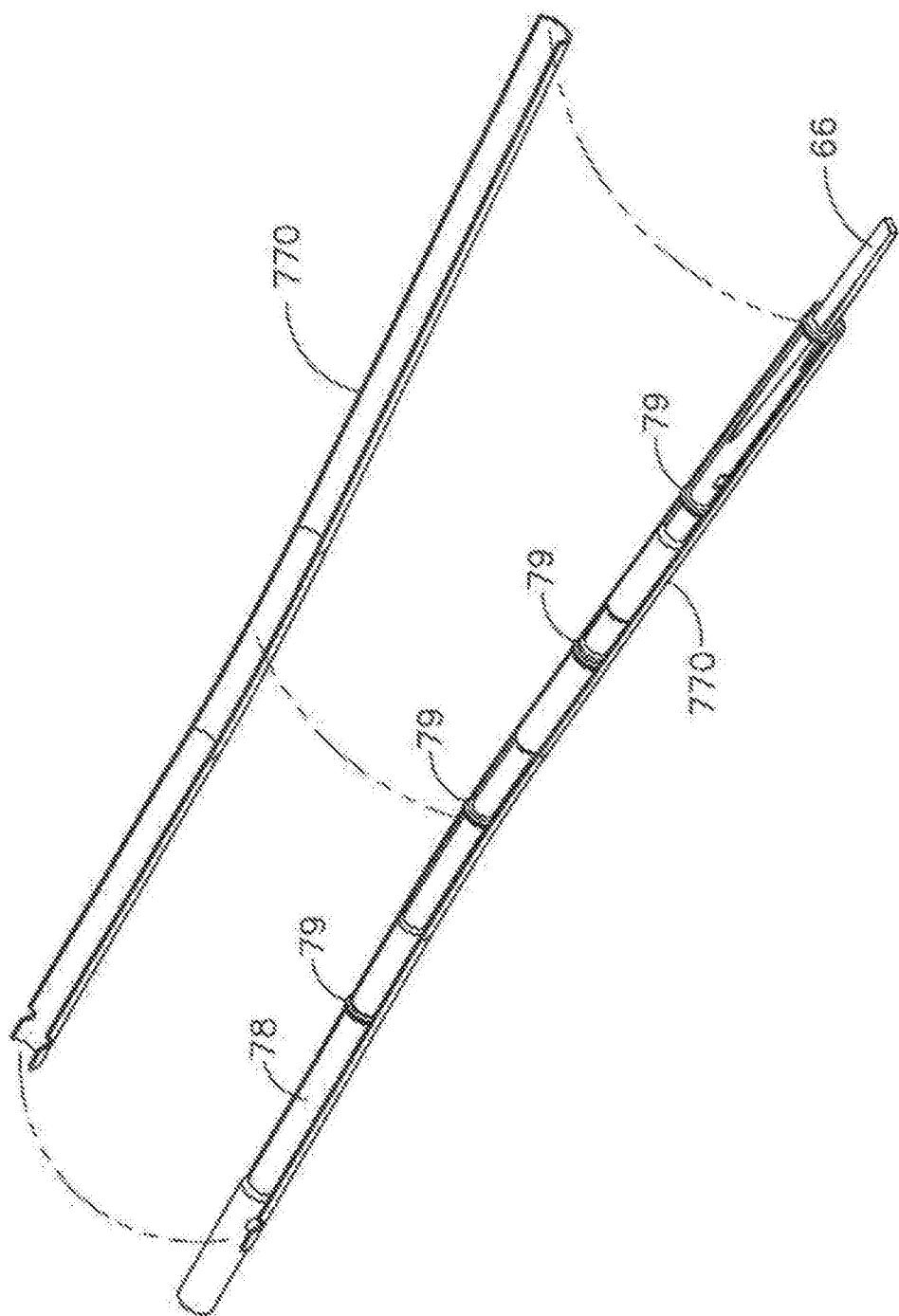


图29

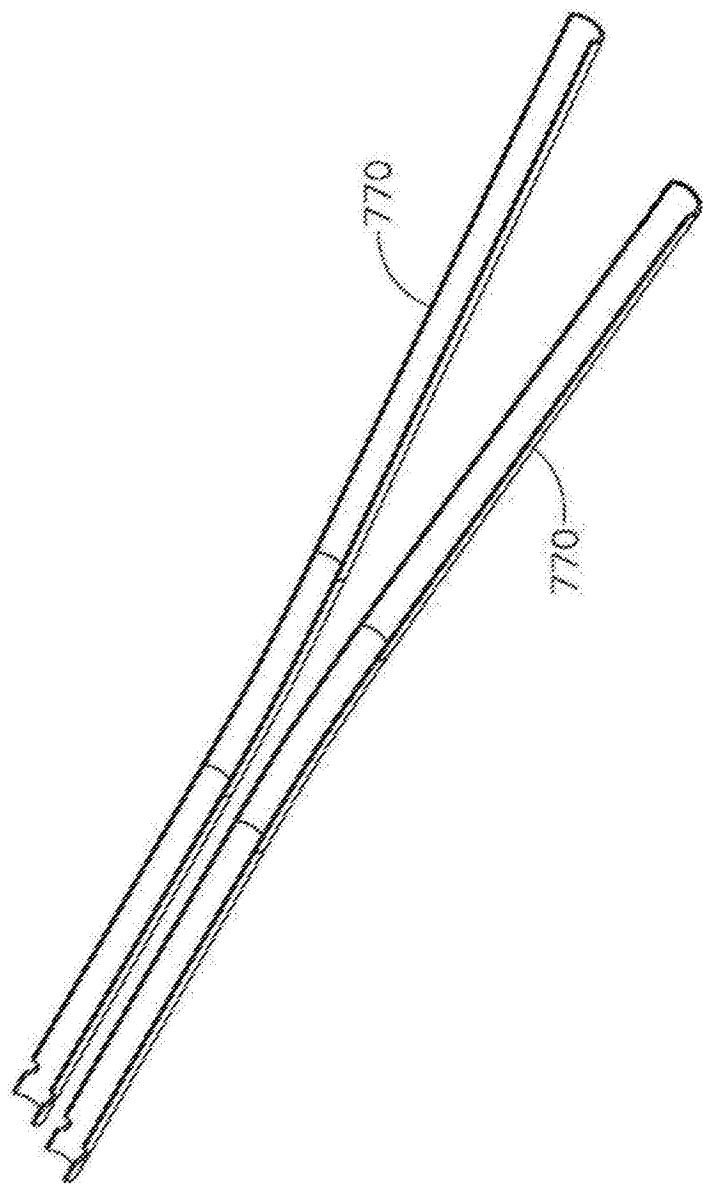


图30

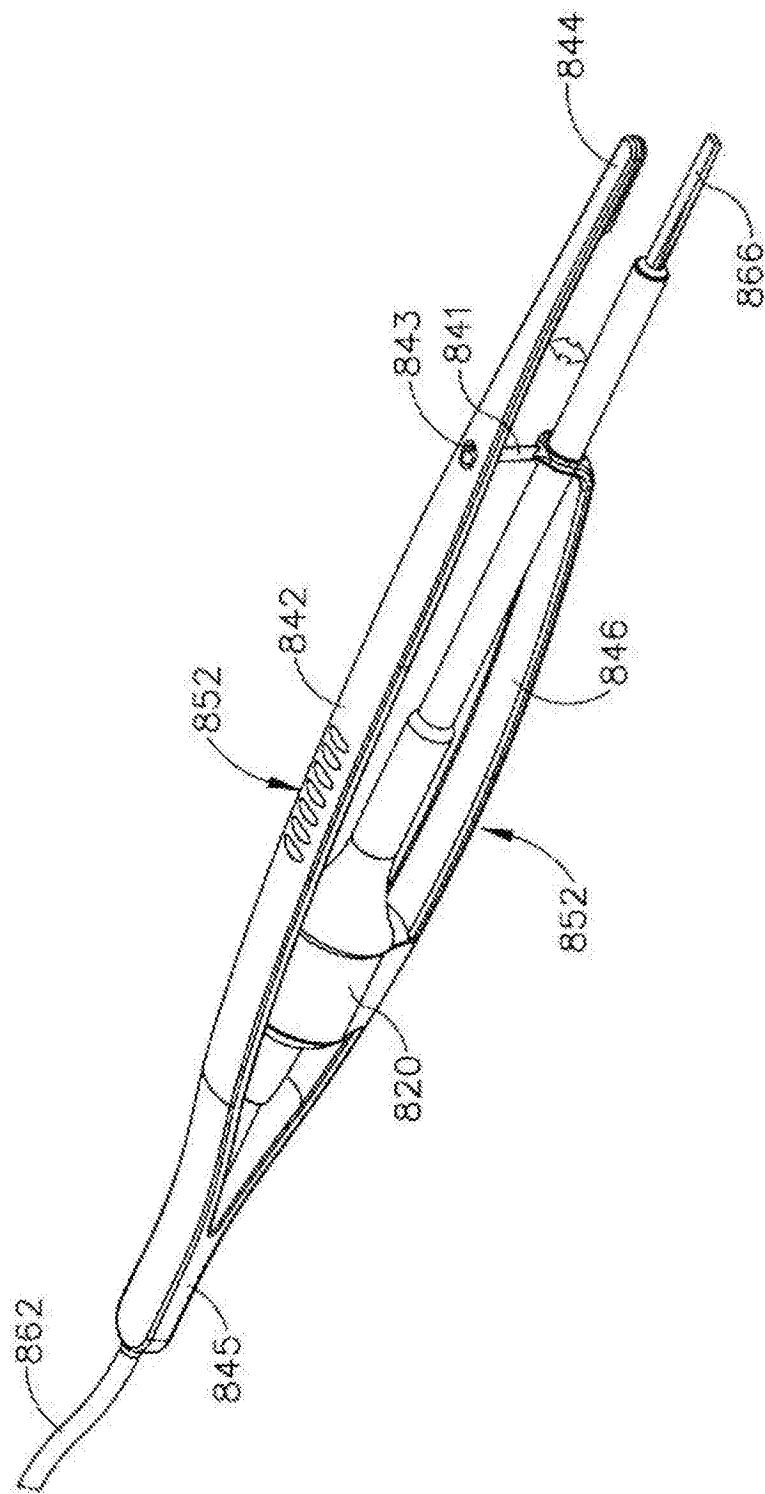


图31

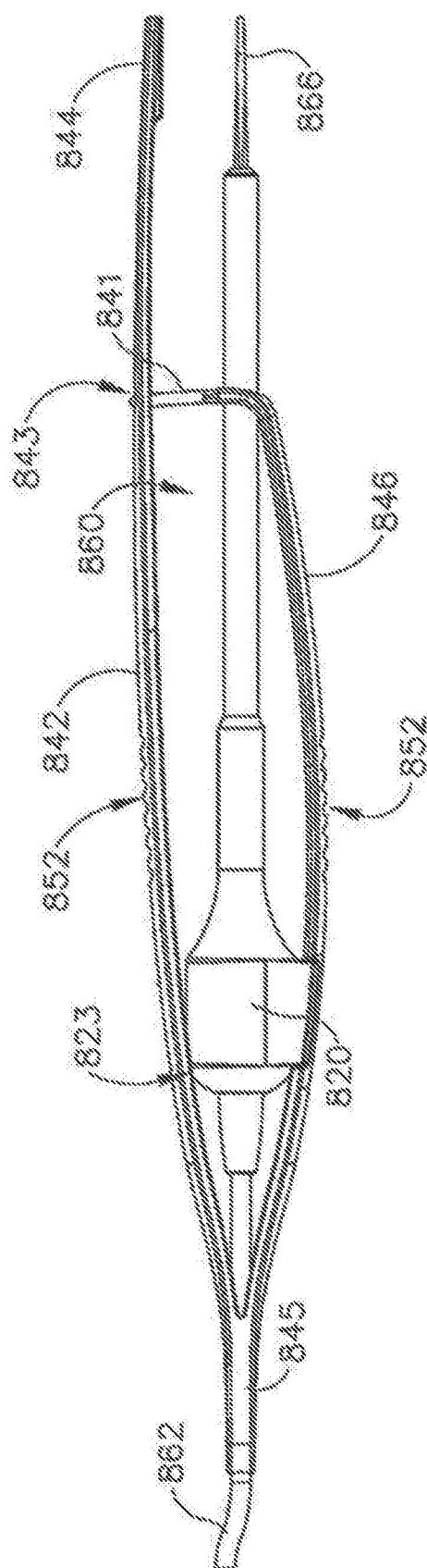


图32

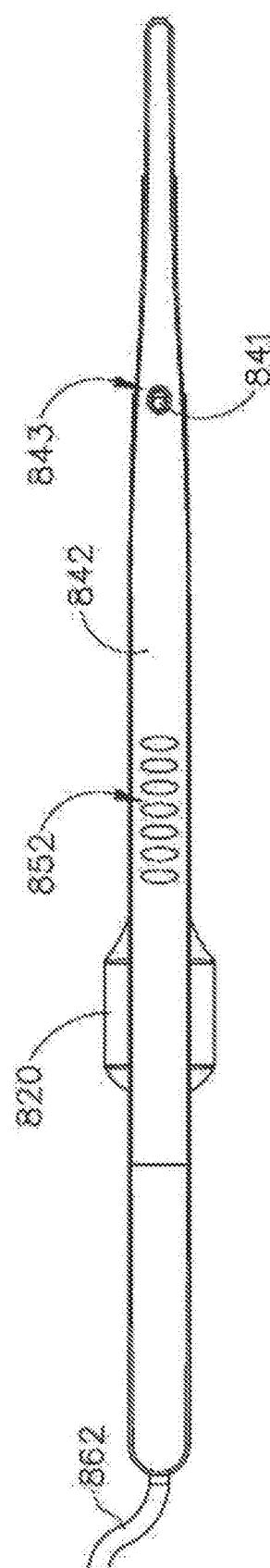


图33

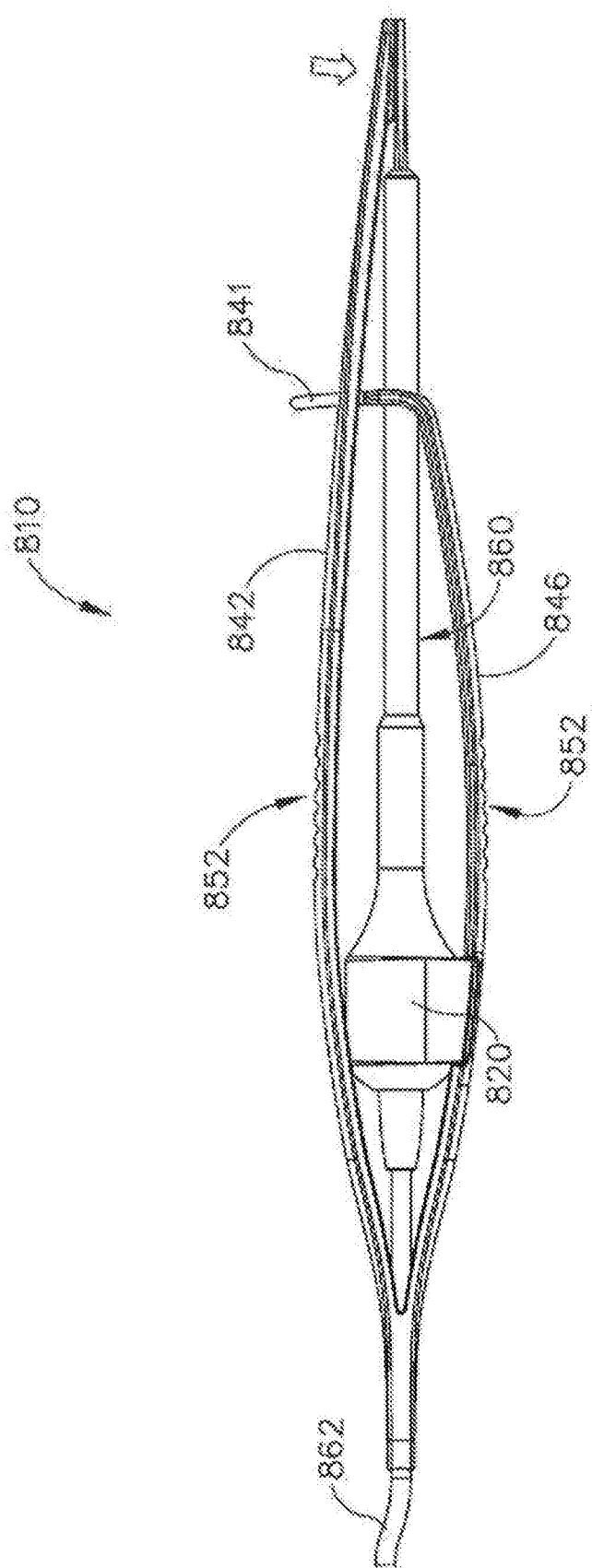


图34

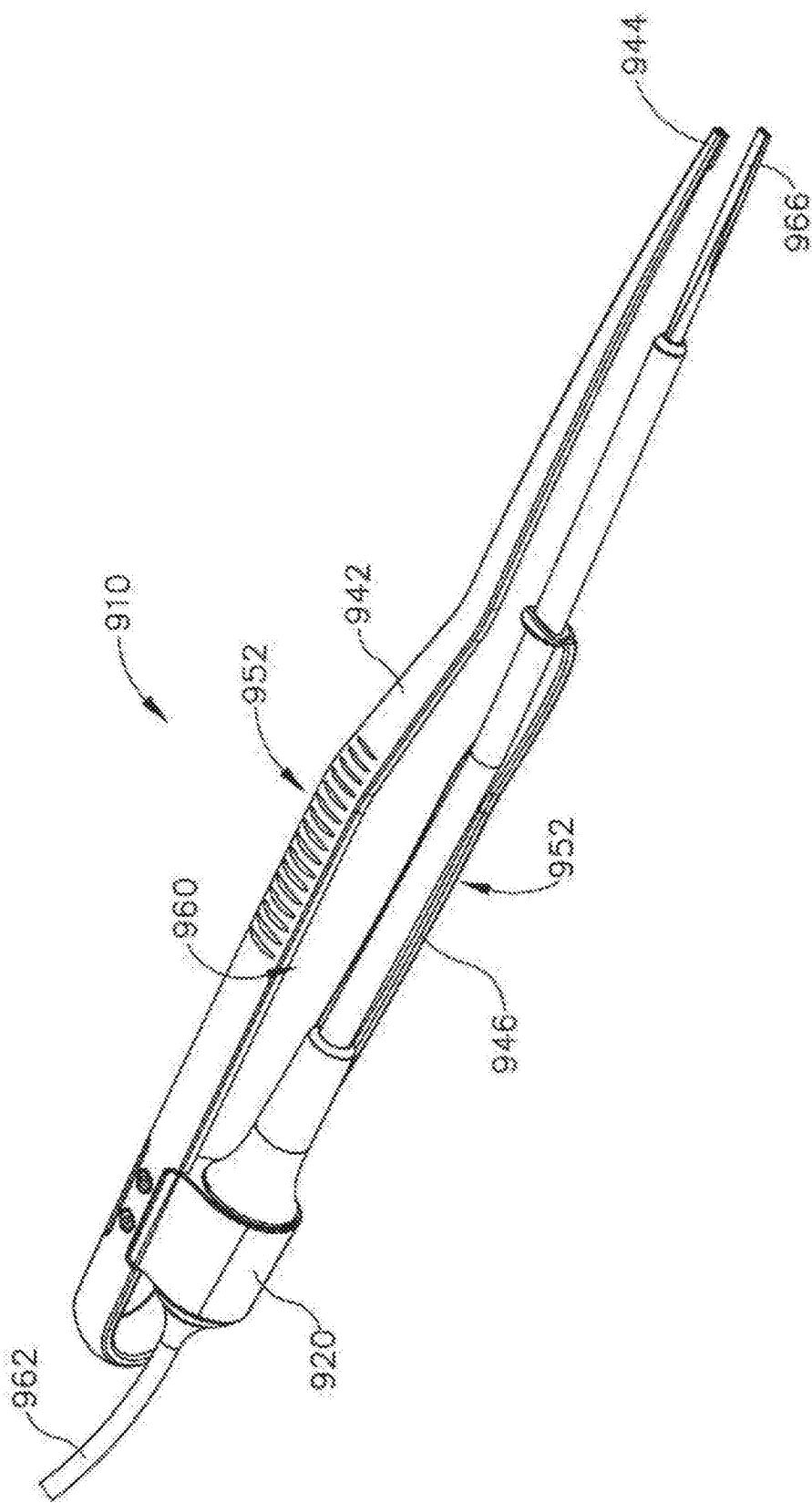


图35

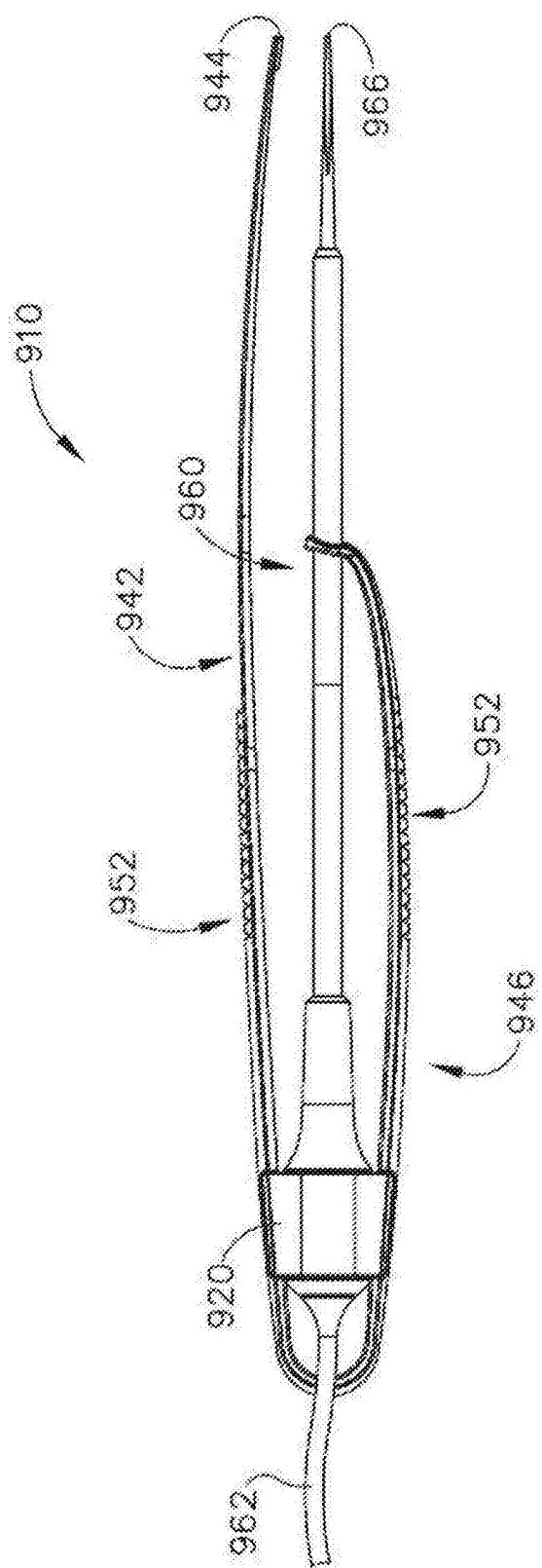


图36

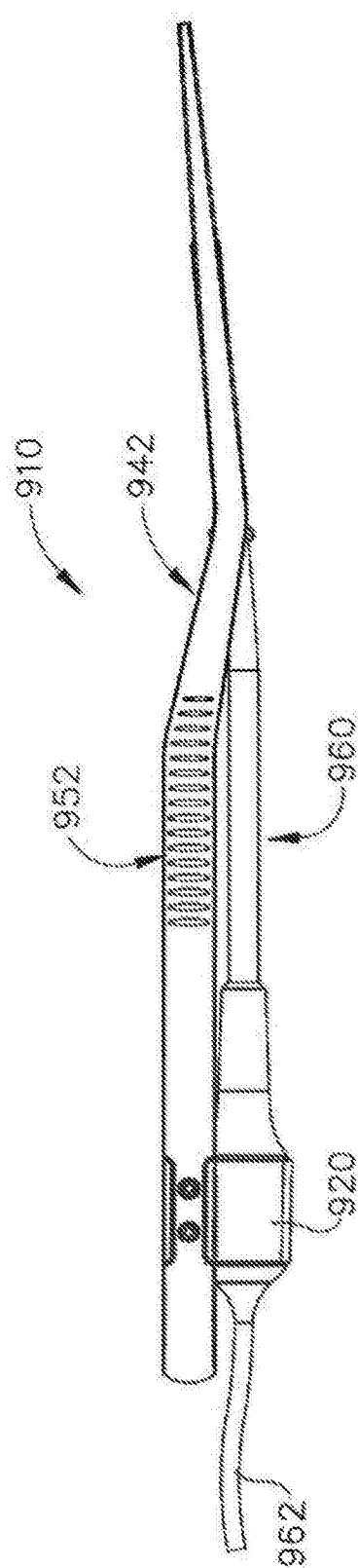


图37

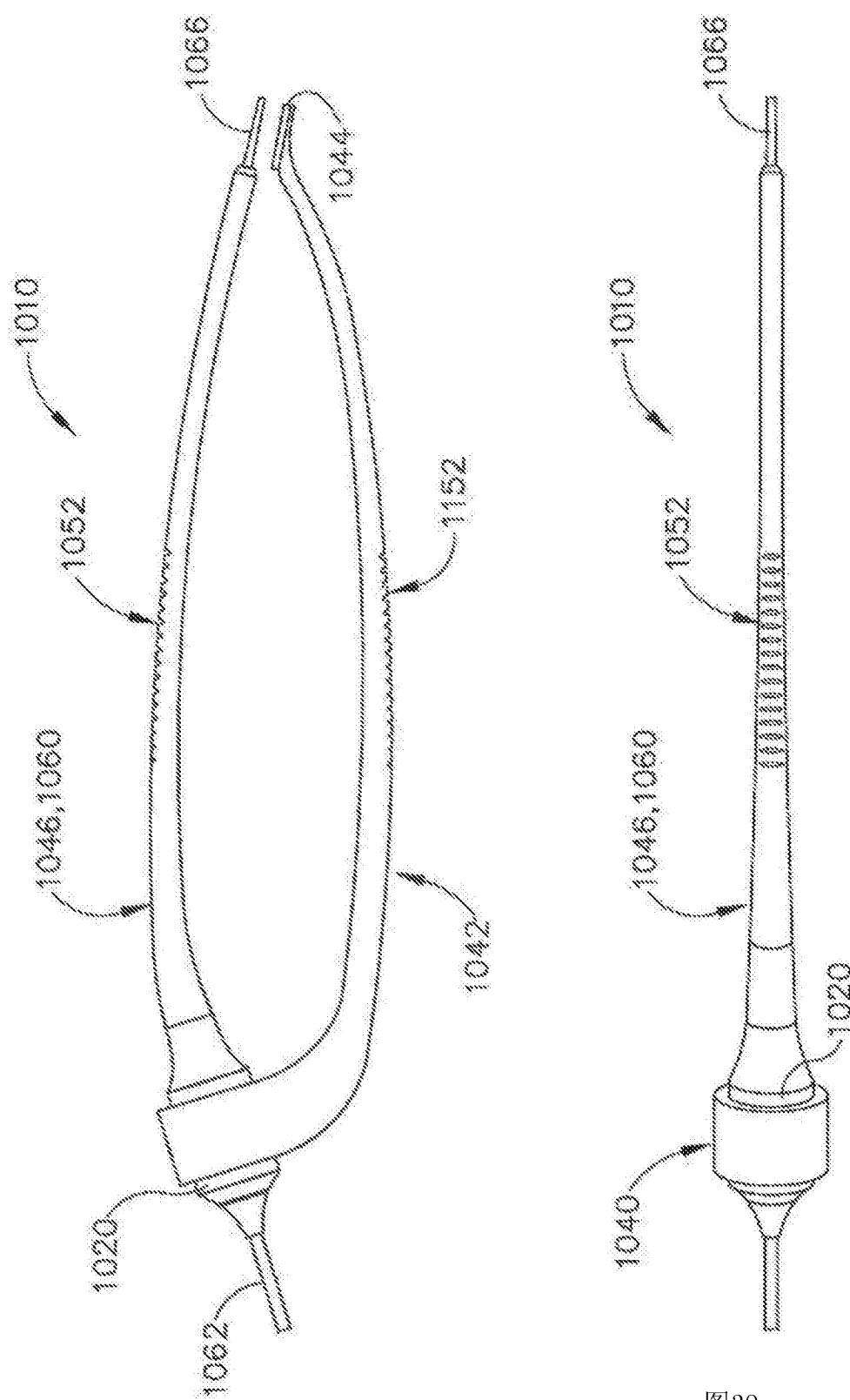


图39

图38

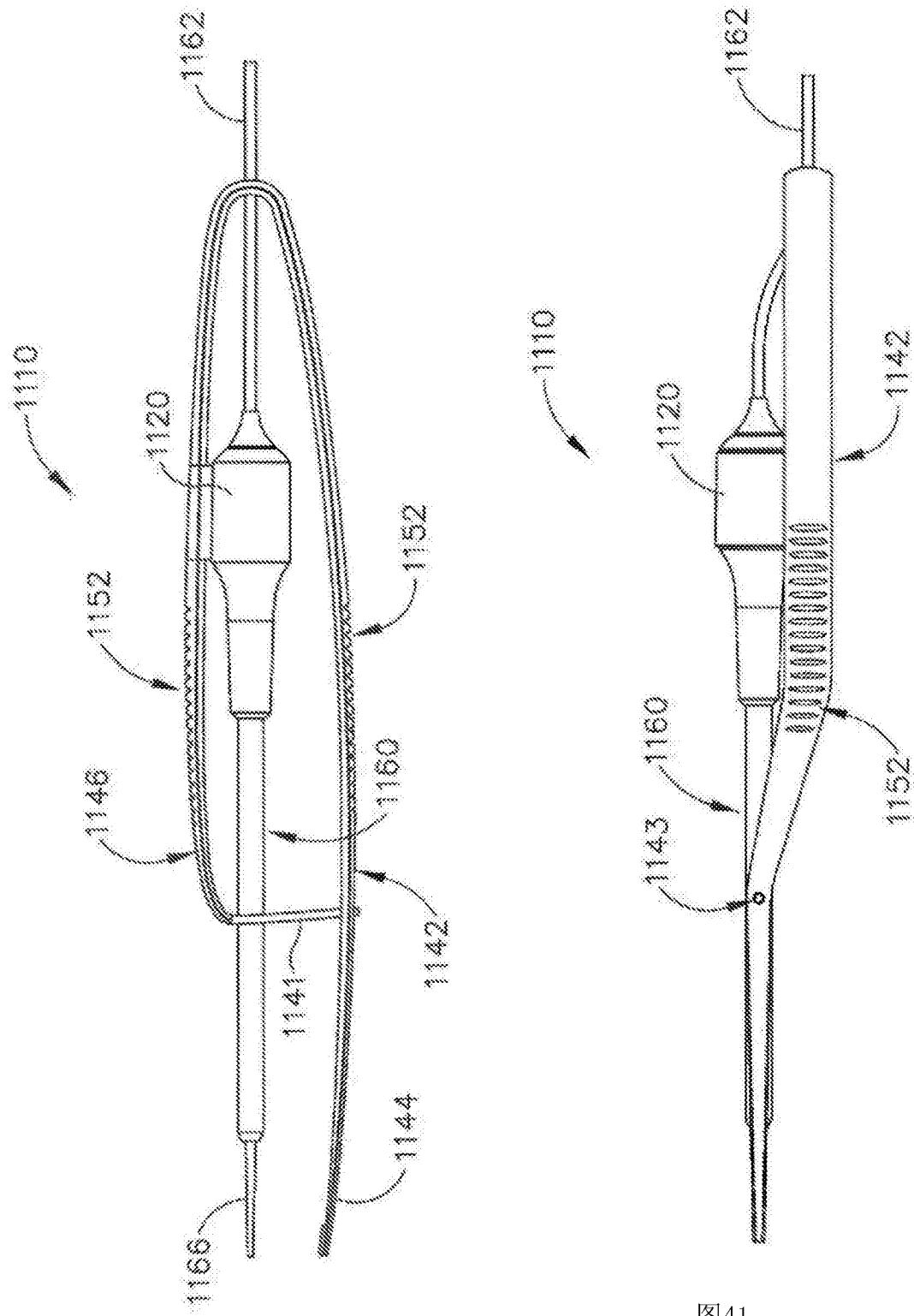


图41

图40

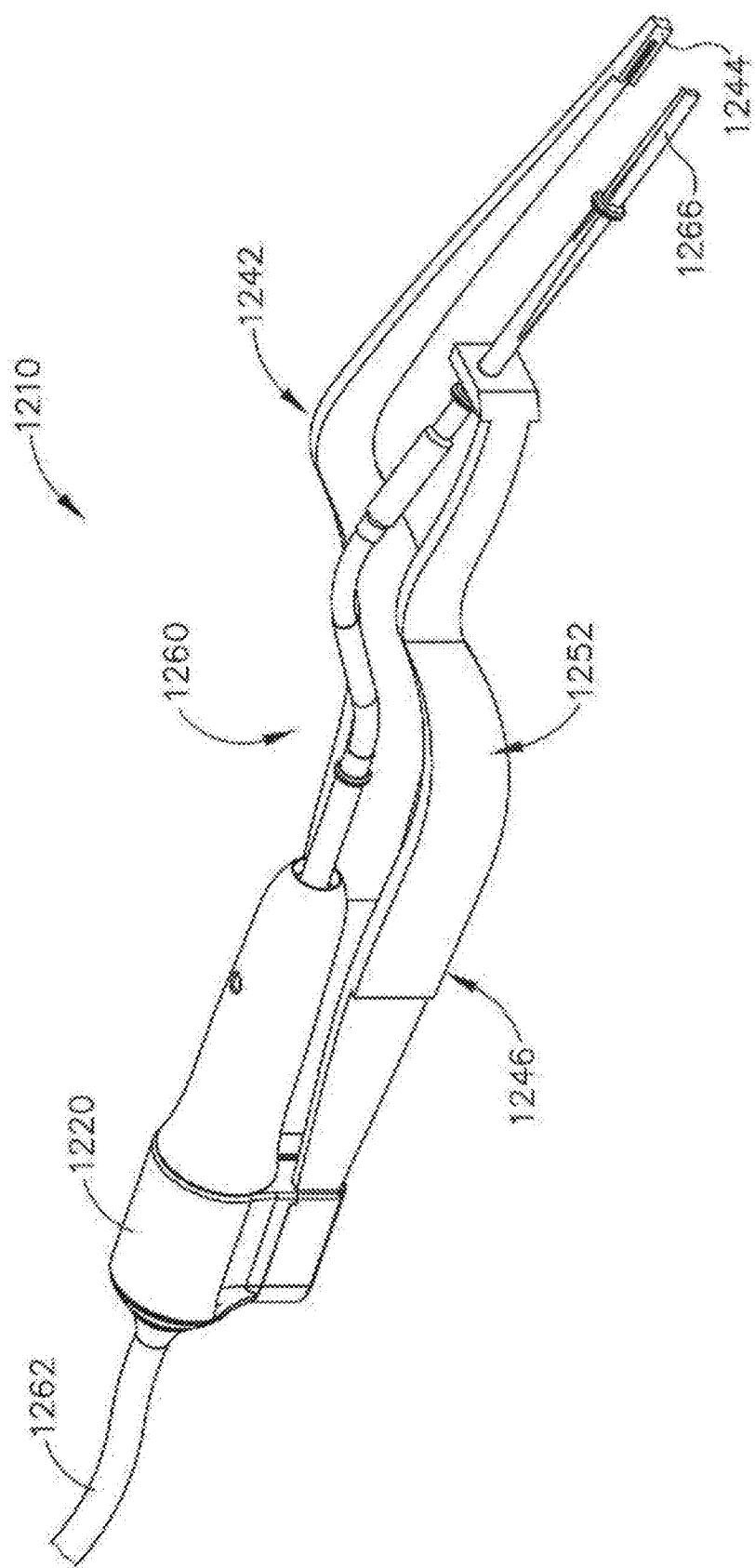


图42

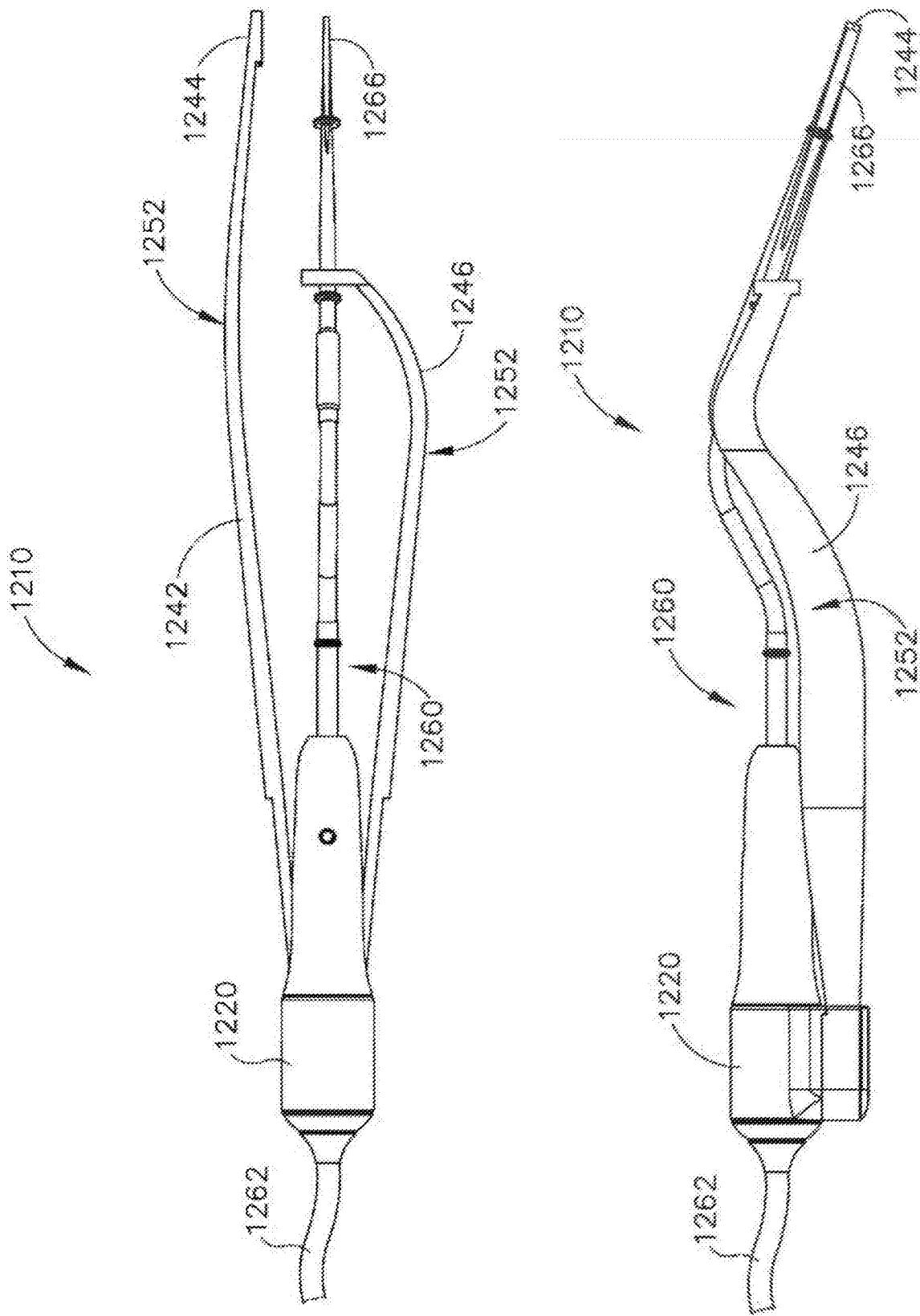


图43

图44

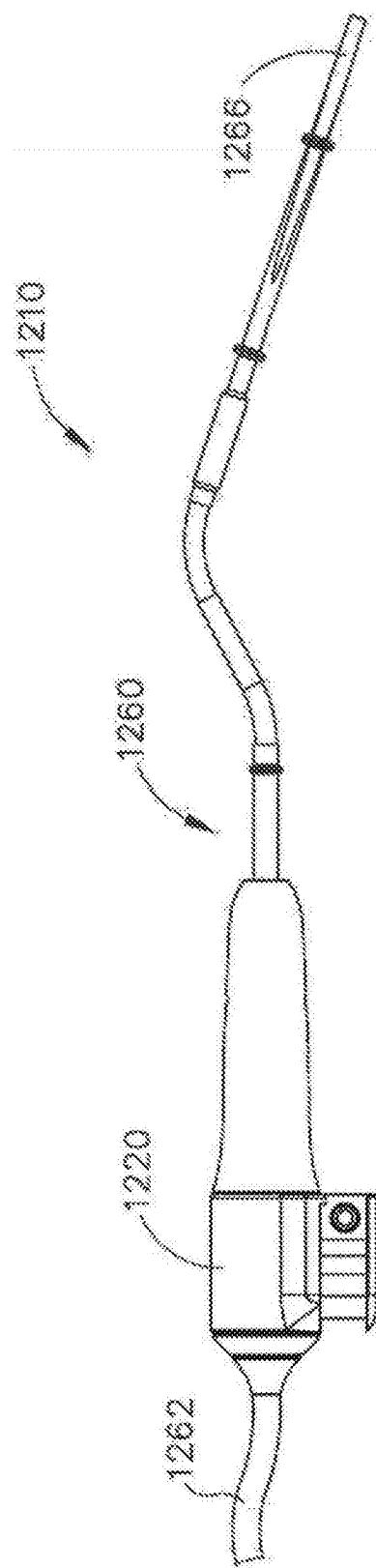


图45

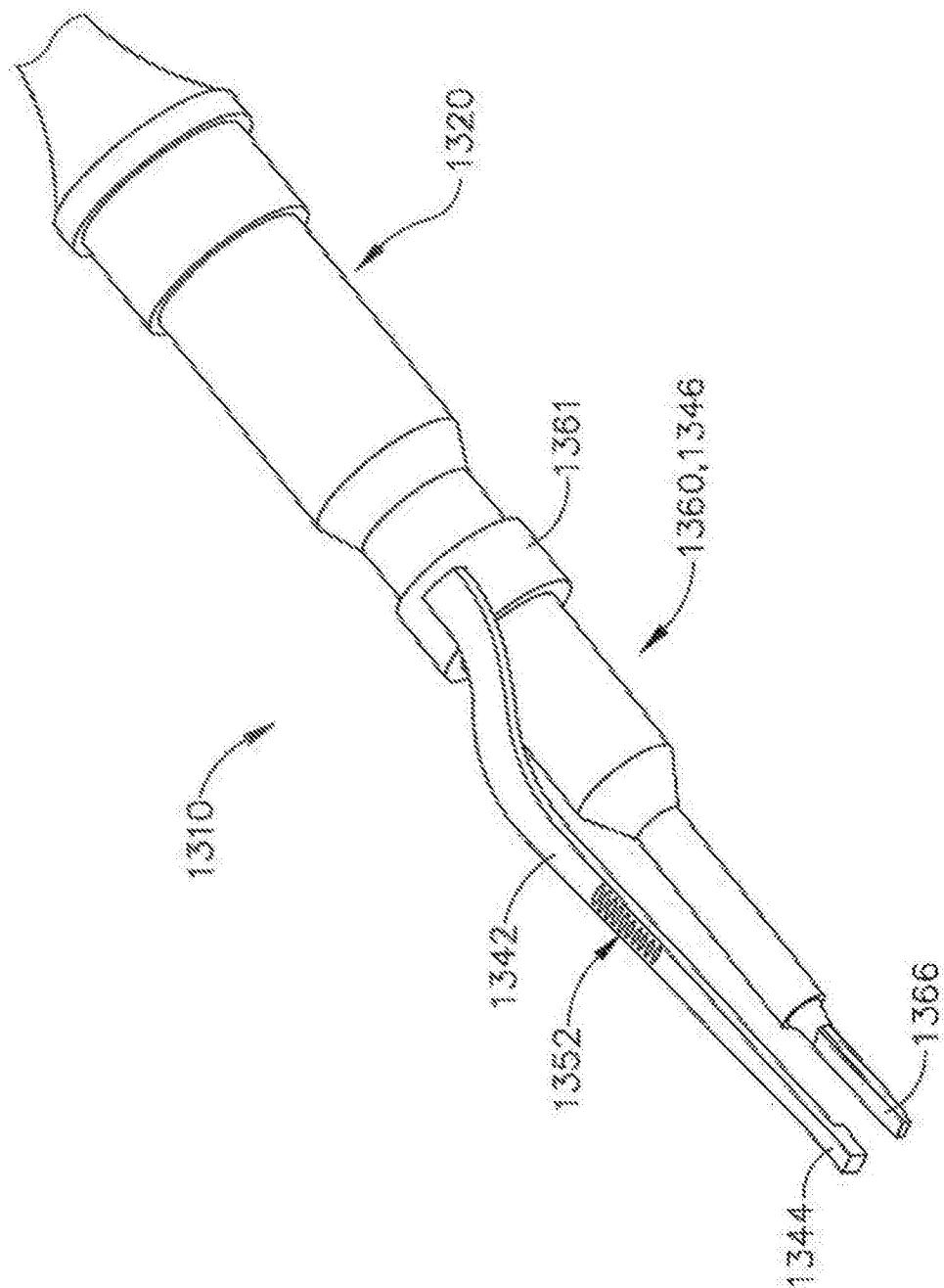


图46

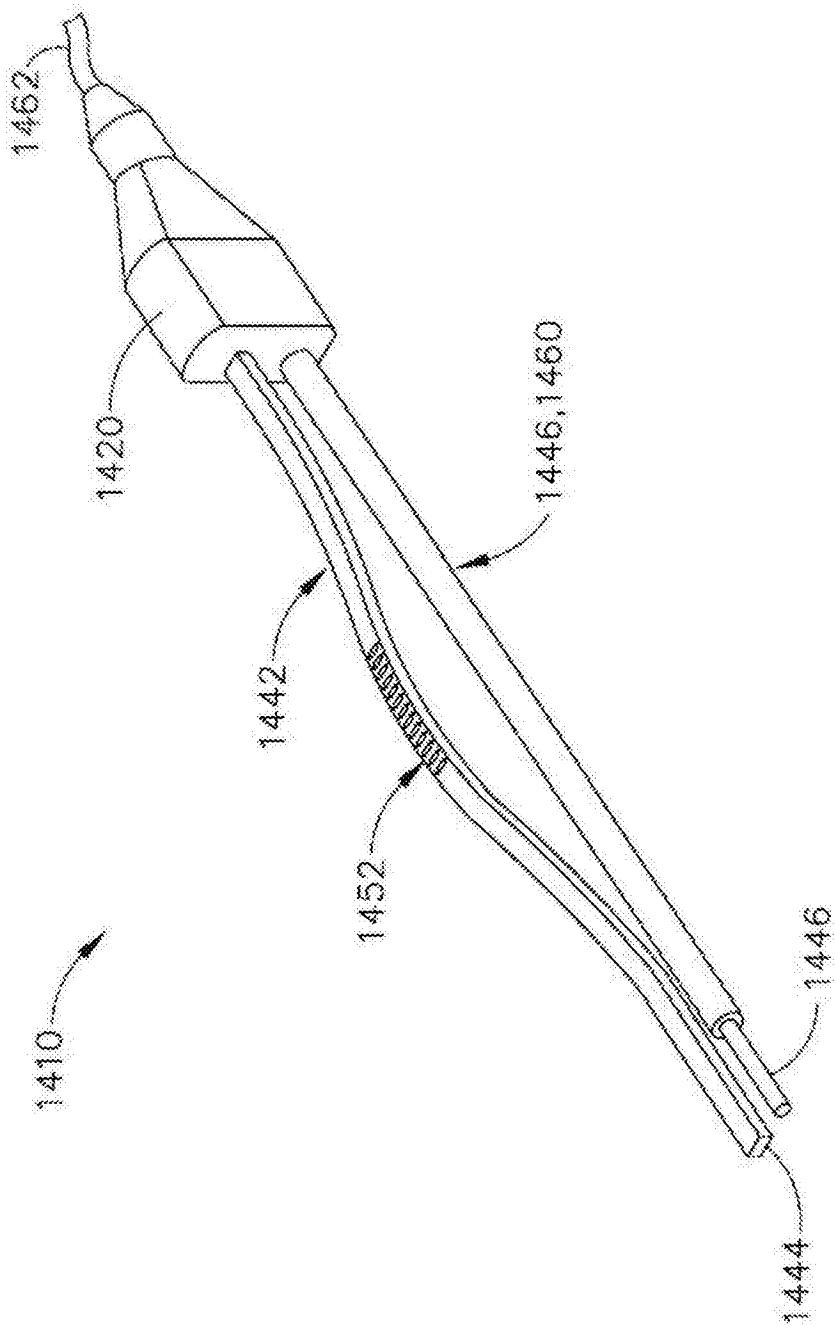


图47

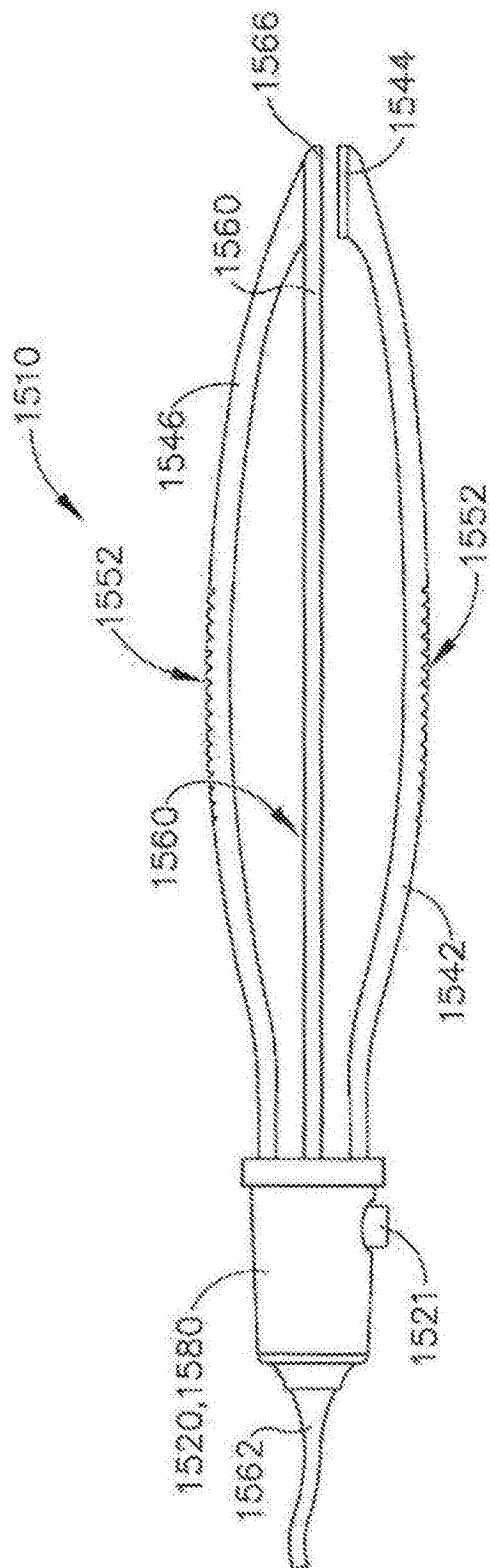


图48A

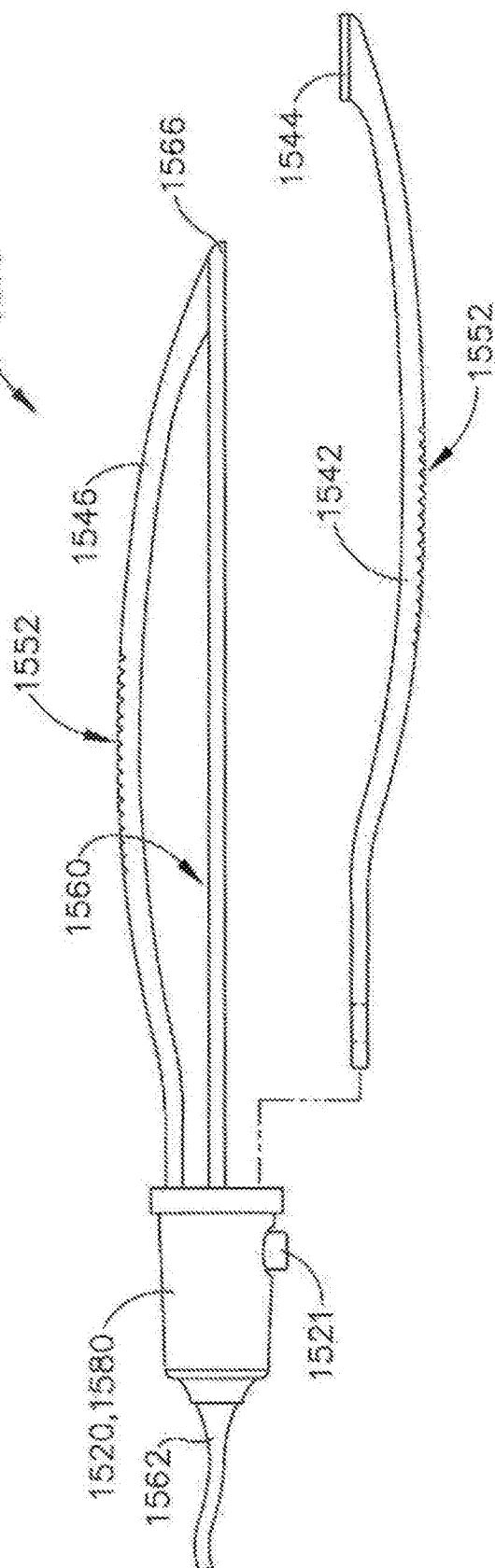


图48B

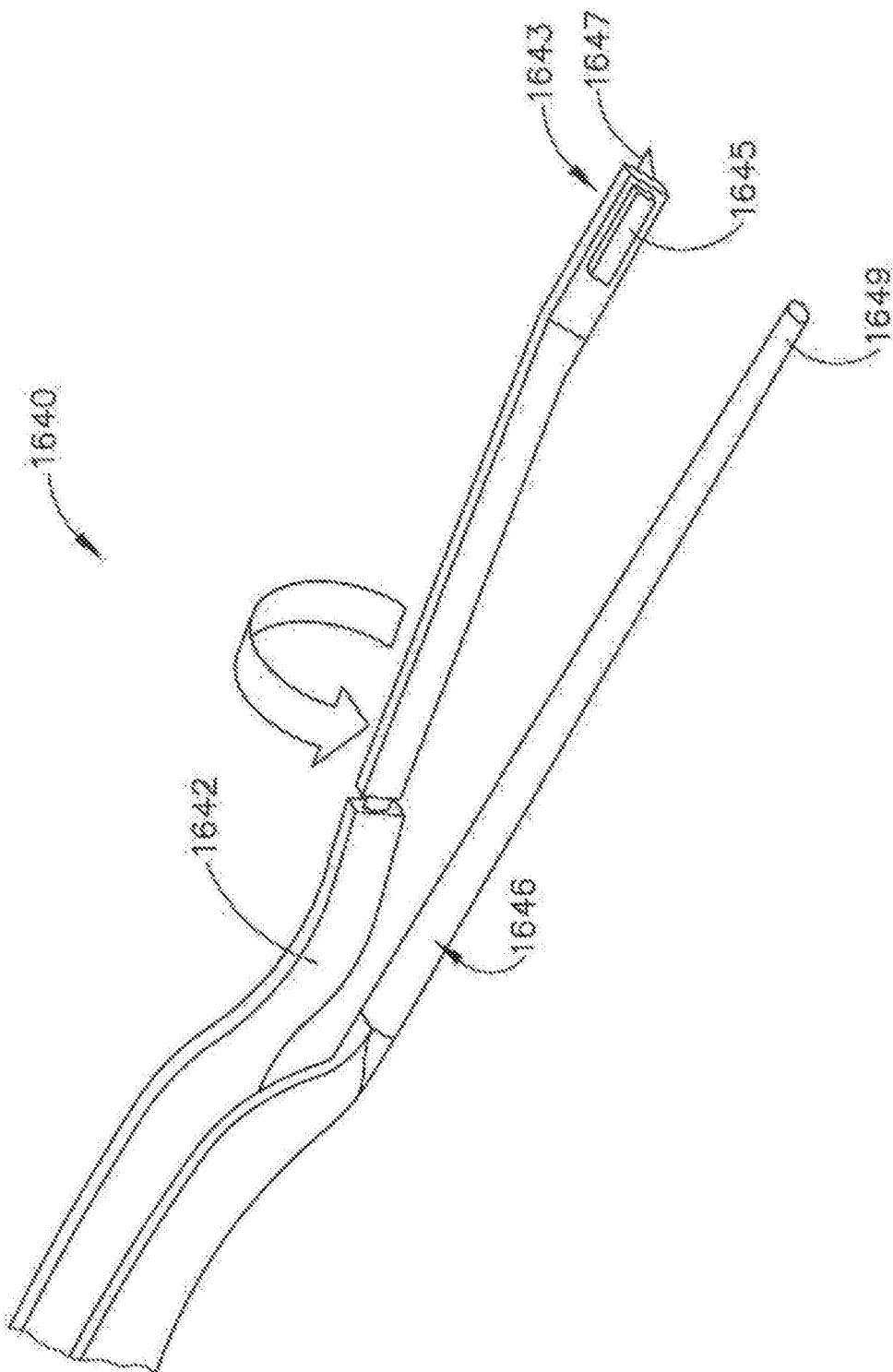


图49

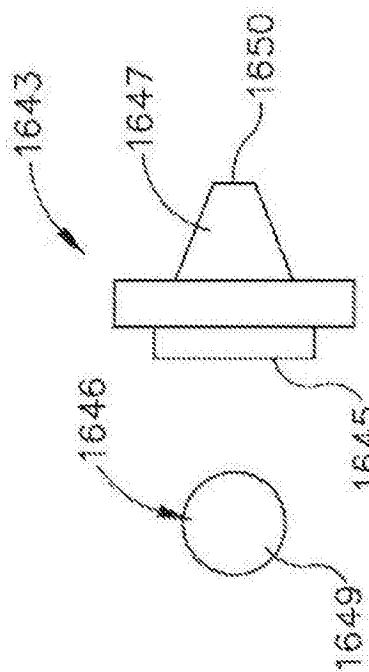


图50A

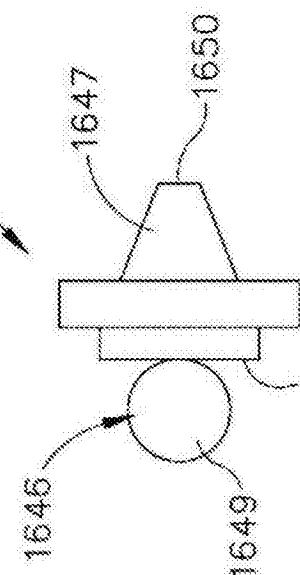


图50B

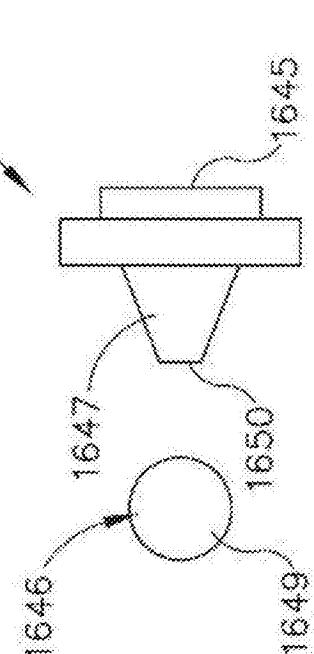


图50C

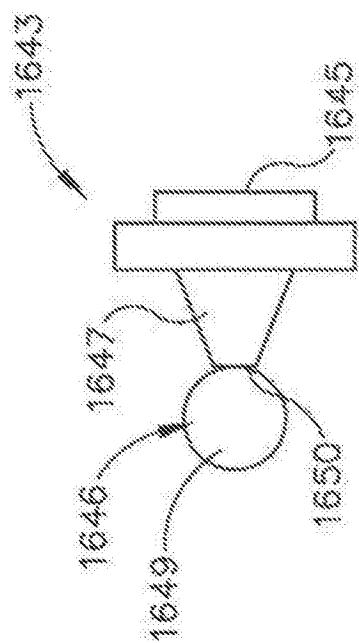


图50D

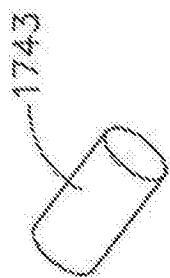


图51



图52

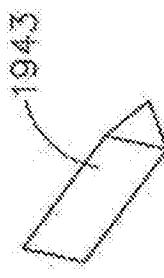


图53

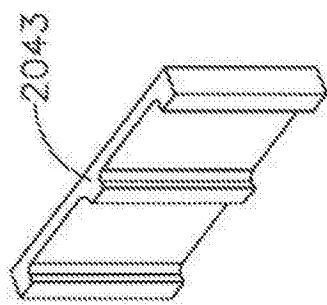


图54

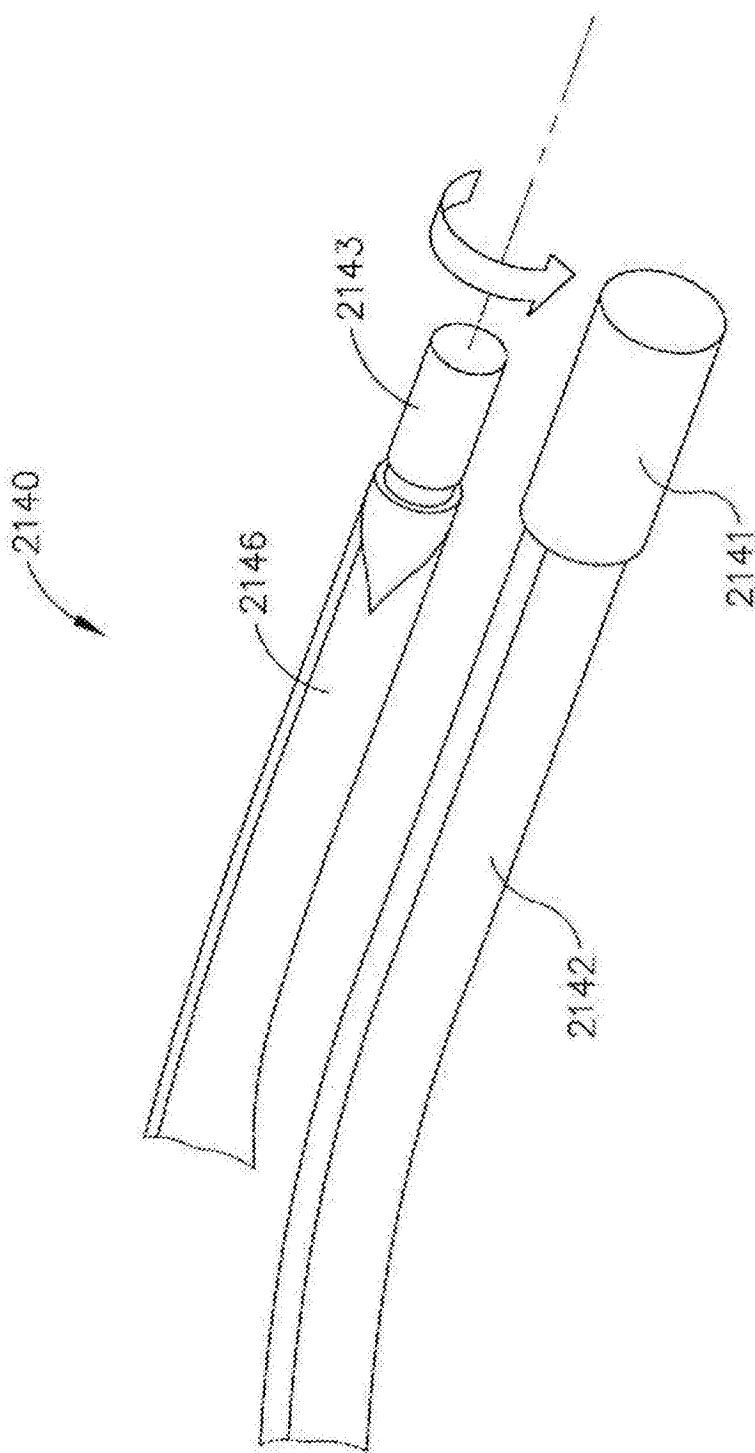


图55

专利名称(译)	超声钳		
公开(公告)号	<a href="#">CN106413595A</a>	公开(公告)日	2017-02-15
申请号	CN201580026880.2	申请日	2015-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科有限责任公司		
[标]发明人	FB斯图伦 MR拉姆平 CG金博尔 MJ斯托克斯 EJ亨利		
发明人	F·B·斯图伦 M·R·拉姆平 C·G·金博尔 M·J·斯托克斯 E·J·亨利		
IPC分类号	A61B17/285 A61B17/32 A61B18/14 A61F7/00		
CPC分类号	A61B17/285 A61B17/320068 A61B17/320092 A61B18/14 A61B2017/0046 A61B2017/00473 A61B2017/2825 A61B2018/00172 A61B2018/00178 A61B2018/0019 A61B2018/00202 A61B2018/00339 A61B2018/00434 A61B2018/00601 A61B2018/00607 A61B2018/00952 A61B2018/1405 A61B2018/1457 A61B2018/1462 A61F7/00 A61F2007/0054 A61B18/1442 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320089 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00994		
优先权	14/222943 2014-03-24 US		
其他公开文献	<a href="#">CN106413595B</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

**摘要(译)**

本发明公开了一种超声钳，所述超声钳包括外壳、声学组件和夹头。所述外壳将所述声学组件和夹头接合到所述钳并且允许所述夹头相对于所述声学组件枢转。所述声学组件包括换能器、波导、和超声刀以及波导护套。所述换能器被构造成能够产生超声振动，由此将所述超声振动引导到所述波导。所述波导将所述超声振动朝远侧传输到所述超声刀。所述超声刀被构造成能够响应于由所述换能器产生的所述超声振动而振动。所述夹头被构造成当所述夹头相对于所述换能器枢转时能够朝所述超声刀运动。组织可被抓获在所述夹头与所述超声刀之间。当由所述换能器产生的所述超声振动使所述超声刀振动时可使所述组织变性，因此导致所述组织被切割和/或密封。

