



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105592815 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 18

(21) 申请号 201480045589. 5

代理人 孙静 郑霞

(22) 申请日 2014. 07. 17

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 18/22(2006. 01)

61/847, 090 2013. 07. 17 US

A61B 18/04(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 02. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2014/050646 2014. 07. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/008286 EN 2015. 01. 22

(71) 申请人 阿西梅特里克医疗有限公司

地址 以色列克法莫迪凯

(72) 发明人 摩西·艾希柯 奥里·韦斯伯格

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

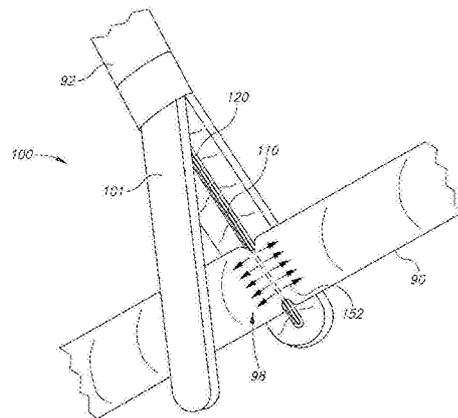
权利要求书3页 说明书9页 附图18页

(54) 发明名称

脉管封闭和切割设备、方法及系统

(57) 摘要

提供一种用于外科手术钳子的脉管封闭尖端,其允许封闭脉管节段并不将尖端从身体取出或更换尖端的情况下穿过脉管节段进行切割。单一行为产生封闭和切割或两个或多个尖端行为可连续实施以执行封闭和切割操作。此外,尖端可用于穿过组织进行切割。尖端的实施例可利用任何能量来源,尤其是光学激光能量和 RF 或超声能量。不同的效果(封闭、切割)可通过改变空间中发射的能量,通过在能量输送前或能量输送过程中操纵脉管,通过在操作过程中改变尖端的配置且通过结合脉管的适当位置处的张力或消融实现。



1. 一种用于外科手术钳子的脉管封闭尖端, 所述脉管封闭尖端包括至少一个光学元件, 所述至少一个光学元件被布置成当被致动时输送电磁辐射到脉管, 从而在所述脉管的指定的封闭节段内产生脉管焊接效果并切割所述指定的封闭节段内的所述脉管。

2. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其中所述至少一个光学元件是被布置成输送电磁辐射的至少一个光学纤维。

3. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其中所述钳子的至少一个钳口包括至少一个突出部, 所述至少一个突出部被布置成在所述至少一个光学元件的致动前收缩所述脉管。

4. 根据权利要求3所述的脉管封闭尖端, 其中所述至少一个光学元件设置在所述至少一个突出部内。

5. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其中所述至少一个光学元件包括至少一个光学纤维, 所述至少一个光学纤维被布置成在其致动前穿透脉管内腔。

6. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其中所述至少一个光学元件包括至少一个光学纤维, 所述至少一个光学纤维被布置成在所述纤维的至少两个相应的区处发射至少两种辐射类型, 所述辐射类型在强度、光谱范围和时间模式中的至少一个中不同。

7. 根据权利要求6所述的脉管封闭尖端, 其中所述纤维的所述至少两个区包括纤维横截面的至少两个相应的扇区。

8. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其中所述至少一个光学元件包括至少一个聚焦元件, 所述至少一个聚焦元件被布置成使发射的辐射聚焦。

9. 根据权利要求8所述的脉管封闭尖端, 其中所述发射的辐射的所述聚焦在所述至少一个光学元件的横截面平面中。

10. 根据权利要求8所述的脉管封闭尖端, 还包括至少两个聚焦元件, 所述至少两个聚焦元件被定位和布置成产生所述指定的封闭节段的指定延伸。

11. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其中所述至少一个光学元件还被布置成在所述焊接前减少脉管壁厚度。

12. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其中所述钳子的至少一个钳口包括横向可扩展的元件, 所述横向可扩展的元件被布置成产生所述指定的封闭节段的指定延伸。

13. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 还被布置成在所述焊接过程中机械地延伸所述指定的封闭节段。

14. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其中所述钳子的每个钳口包括至少一个光学纤维, 所述至少一个光学纤维被定位在距离所述钳口的边缘的一定距离处, 所述距离沿所述钳口变化。

15. 根据权利要求14所述的脉管封闭尖端, 其中相对于所述钳口的治疗边缘的变化的所述距离从所述钳口的尖端到底部减少, 从而在所述钳口的尖端处产生所述焊接效果, 并在所述钳口的所述尖端和所述底部之间执行所述切割。

16. 根据权利要求1所述的脉管封闭尖端, 其由非金属材料构建而成。

17. 一种用于外科手术钳子的尖端, 所述尖端包括至少两个钳子钳口, 所述钳口中的至少一个包括至少一个突出部, 所述至少一个突出部被定位成接触由所述尖端夹持的组织并将压力和外部能量输送到所述组织, 其中所述压力是通过所述至少一个突出部集中的尖端夹持力, 且所述外部能量是光学能量、电能量和超声能量中的至少一种。

18. 根据权利要求17所述的尖端,还包括能量输送元件,所述能量输送元件被布置成当被致动时将外部能量输送到由所述尖端夹持的脉管,从而在所述脉管的指定的封闭节段中产生脉管焊接效果并切割所述指定的封闭节段内的所述脉管。

19. 一种用于外科手术钳子的脉管封闭尖端,所述脉管封闭尖端包括:

至少一个横向可扩展的元件,其被布置成产生脉管的指定节段的指定延伸;和

能量输送元件,其被布置成当被致动时将外部能量输送到所述脉管,从而在所述脉管的指定的封闭节段内产生脉管焊接效果,并切割所述指定的封闭节段内的所述脉管,其中所述外部能量是光学能量、电能量和超声能量中的至少一种。

20. 根据权利要求19所述的脉管封闭尖端,还被布置成在所述焊接过程中机械地延伸所述指定的封闭节段。

21. 根据权利要求19所述的脉管封闭尖端,还包括两个横向可扩展的元件,每个横向可扩展的元件被布置成在不同的平面中产生脉管的所述指定节段的指定延伸。

22. 一种用于外科手术钳子的脉管封闭尖端,所述脉管封闭尖端包括至少一个波导,所述至少一个波导被布置成当被致动时将电磁辐射输送到脉管,从而在所述脉管的指定的封闭节段中产生脉管焊接效果并切割所述指定的封闭节段内的所述脉管。

23. 根据权利要求22所述的脉管封闭尖端,其中所述钳子的至少一个钳口包括至少一个突出部,所述至少一个突出部布置成在所述至少一个波导致动前收缩所述脉管。

24. 一种脉管封闭方法,其包括在致动时将能量输送到脉管,从而在所述脉管的指定的封闭节段中产生脉管焊接效果并切割所述指定的封闭节段内的所述脉管。

25. 根据权利要求24所述的脉管封闭方法,其中所述焊接和所述切割通过单一致动实施。

26. 根据权利要求24所述的脉管封闭方法,其中输送的能量包括光学能量、电能量和超声能量中的至少一种。

27. 根据权利要求24所述的脉管封闭方法,其中输送的能量为电磁辐射,且所述方法还包括通过将输送的电磁辐射分别不同地聚焦在所述指定的封闭节段上和切割位置上来产生所述焊接和所述切割。

28. 根据权利要求24所述的脉管封闭方法,其中输送的能量为电磁辐射,且所述方法还包括使用至少一个光学纤维,所述至少一个光学纤维被布置成以至少两个辐射分布发射电磁辐射,一个辐射分布对应焊接,且另一个辐射分布对应切割所述脉管。

29. 根据权利要求28所述的脉管封闭方法,其中所述辐射分布沿所述至少一个光学纤维产生差异化。

30. 根据权利要求28所述的脉管封闭方法,其中所述辐射分布横穿所述至少一个光学纤维产生差异化。

31. 根据权利要求24所述的脉管封闭方法,还包括在所述致动前收缩所述脉管。

32. 根据权利要求24所述的脉管封闭方法,还包括在所述致动前穿透所述脉管的内腔。

33. 根据权利要求24所述的脉管封闭方法,还包括机械地延伸所述指定的封闭节段。

34. 一种配置来自光学纤维的发射的方法,所述方法包括在所述光学纤维中布置至少一个指定区域以当所述光学纤维在所述至少一个指定区域处的弯曲超过指定的弯曲阈值时,将传输的电磁辐射从芯部穿过所述光学纤维的包层发射。

35. 根据权利要求34所述的方法,还包括设计减小的纤维半径以用于从凸发射区域向外发射。

36. 根据权利要求34所述的方法,还包括设计增大的纤维半径以用于从凹发射区域向内发射。

37. 根据权利要求34所述的方法,还包括在所述发射区域前配置预弯曲区域以将能量引导到所述发射区域中。

38. 根据权利要求37所述的方法,还包括配置所述预弯曲区域以将能量传输到较高的传播模式。

39. 根据权利要求34至38中任一项所述的方法,还包括在纤维支持结构中配置至少一个突出部或凹口以界定所述纤维半径的改变。

40. 一种光学纤维,其包括具有折射率的芯部和具有折射率的包层,所述光学纤维具有所述包层的至少一个指定区域,所述至少一个指定区域被布置成当所述光学纤维在所述至少一个指定区域处的弯曲超过指定的弯曲阈值时发射来自所述芯部的电磁辐射。

41. 根据权利要求40所述的光学纤维,还包括减小的纤维半径以用于从凸发射区域向外发射。

42. 根据权利要求40所述的方法,还包括增大的纤维半径以用于从凹发射区域向内发射。

43. 根据权利要求40所述的方法,还包括在所述发射区域前的预弯曲区域,所述预弯曲区域被配置成将能量引导到所述发射区域中。

44. 根据权利要求43所述的方法,还包括配置所述预弯曲区域以将能量传输到较高的传播模式。

45. 根据权利要求40至44中任一项所述的方法,还包括纤维支持结构中的至少一个突出部或凹口,所述至少一个突出部或凹口被配置成界定纤维半径的改变。

## 脉管封闭和切割设备、方法及系统

[0001] 发明背景

### 1. 技术领域

[0002] 本发明涉及外科手术领域,且更具体地,涉及脉管操纵。

[0003] 2. 相关技术的讨论

[0004] 脉管操纵是经常遇见的挑战,尤其在微创手术中。遇到的各种脉管及在不引起额外的损伤和出血的情况下操纵脉管的需求需要时间和技术,其可对手术成功提出挑战并对这种手术的进一步发展造成巨大的障碍。

[0005] 发明概述

[0006] 本发明的一方面提供用于外科手术钳子的脉管封闭尖端,所述脉管封闭尖端包括至少一个能量输送元件,该至少一个能量输送元件被布置成当被致动时输送能量到脉管从而在脉管的指定封闭节段中产生脉管焊接效果并切割指定封闭节段内的脉管。

[0007] 本发明的这些、额外的和/或其它的方面和/或优点在下面的详细描述中陈述;可以从详细描述可推断出;和/或通过本发明的实践可获得。

[0008] 附图简述

[0009] 为了更好地理解本发明的实施例并示出相同的实施例是如何生效的,现在仅通过实例的方式参考附图,在附图中,相似的数字始终标示相应的元件或区段。

[0010] 在附图中:

[0011] 图1A至图1C是根据本发明的一些实施例的用于外科手术钳子的脉管封闭尖端的高级示意图。

[0012] 图1D是根据本发明的一些实施例的纤维横截面的高级示意图。

[0013] 图2A、图2B和图2C是根据本发明的一些实施例的用于外科手术钳子的具有聚焦元件的脉管封闭尖端的高级示意图。

[0014] 图3A和图3B是根据本发明的一些实施例的用于外科手术钳子的具有脉管刺穿元件的脉管封闭尖端的高级示意图。

[0015] 图4A和图4B是根据本发明的一些实施例的用于外科手术钳子的具有横向扩展元件的脉管封闭尖端的高级示意图。

[0016] 图5是根据本发明的一些实施例的用于能够使脉管封闭节段延伸的外科手术钳子的脉管封闭尖端的高级示意图。

[0017] 图6是根据本发明的一些实施例的用于带有可变强度治疗的外科手术钳子的脉管封闭尖端的高级示意图。

[0018] 图7A和图7B示意性地示出根据本发明的一些实施例的影响纤维弯曲的表面设计。

[0019] 图8A至图8C示意性地示出根据本发明的一些实施例的纤维弯曲轮廓。

[0020] 图9是根据本发明的一些实施例的示出脉管封闭方法的高级示意流程图。

[0021] 发明详述

[0022] 在陈述详细描述之前,陈述下文中将用到的特定术语的定义是有帮助的。

[0023] 如这里在本申请中所用的术语“组织”指任何身体组织,其包括如下面所定义的脉管和其它类型的组织,诸如结蹄组织、肌肉组织、神经组织、特定器官、脂肪组织、上皮组织和其任意组合。如这里在本申请中所用的术语“脉管”指任何身体脉管、导管或道。例如,术语“脉管”可指血管,胆管、泌尿道或任何其它身体脉管、导管或道。

[0024] 如这里在本申请中所用的术语“能量”或“治疗能量”指可用于治疗或影响脉管的任何类型的能量,例如,任何形式的电磁能量(例如,光能、在任何有效带宽内的激光能量、射频辐射-RF等等)、电能或磁能(例如,电流或磁场)、超声辐射等等。

[0025] 现在特别详细地参照视图,应当强调的是,详细说明是通过实例的方式且仅为了本发明的优选实施例的说明性讨论的目的示出的,并且是在提供本发明的原则和概念方面确信为最有用和易于理解的情况下而呈现。就这点而言,除了表示基本理解本发明所需的结构细节外,没有试图更详细地示出本发明的结构细节,结合附图的描述使本领域技术人员很清楚本发明的几种形式可以如何在实际中实施。

[0026] 在详细解释本发明的至少一个实施例前,应该理解,本发明在它的申请中不限于在下面的描述中陈述的或在视图中示出的组件的结构和布置的细节。本发明可应用于其它实施例或以各种方式实践或实施。而且,应该理解,这里采用的特殊用语和术语是为了描述的目的且不应被认为是限制性的。

[0027] 本发明的实施例提供用于外科手术钳子的脉管封闭尖端,其允许封闭脉管节段并在不从身体取出尖端或更换尖端的情况下穿过所述脉管节段切割。单一行为产生封闭和切割,或者可连续实施两个或多个尖端行为以执行封闭和切割操作。此外,尖端可用于穿过组织切割。尖端的实施例可利用任何能量来源,尤其是光学激光能量以及RF或超声能量。不同的效果(封闭、切割)可通过改变空间中发射的能量、通过在能量输送前或能量输送过程中操纵脉管、通过在操作过程中改变尖端的配置且通过结合脉管的适当位置处的张力或消融实现。在特定实施例中,脉管封闭尖端可用于一般外科手术和机器人外科手术。公开的设备可用于实现各种组织效果,例如,凝固、焊接、封闭、切割、消融及其组合。

[0028] 图1A至图1C是根据本发明的一些实施例的用于外科手术钳子92的脉管封闭尖端100的高级示意图。

[0029] 脉管封闭尖端100可包括能量输送元件110,诸如至少一个光学元件110,该至少一个光学元件110被布置成以当致动时输送电磁辐射152到脉管90从而在切割区域98处切割脉管90(图1B)或在脉管90的指定封闭节段96中产生脉管焊接效果(图1C),且在指定封闭节段96内的切割位置97处切割脉管90。例如,至少一个光学元件110可包括至少一个光学纤维110,该至少一个光学纤维110被布置成输送电磁辐射,诸如激光能量。在切割区域98的情况下,辐射能量152也可在切割过程中封闭切割脉管的边缘。

[0030] 能量输送元件110可附接到钳子尖端100的两个钳口101(101A、101B)的任一个,或在其长度的至少一部分上也可作为自由元件(见下文)。

[0031] 在能量输送元件110为光学纤维的情况下,纤维110可发射产生脉管封闭效果的辐射152(图1B)和产生脉管切割效果的辐射152。辐射特征可以受控制的方式暂时进行变化或可相对于一个或多个脉管类型预先设计。辐射152可进一步用于在封闭和/或切割脉管110之前消融脉管壁。辐射152可进一步用于在尖端100的推进过程中切割组织;例如,纤维110可越过到任一钳口101的最尖端的所示延伸继续到它们的外侧,或可越过尖端100自身延伸

(例如,在尖端100前形成环)。

[0032] 图1D是根据本发明的一些实施例的纤维横截面的高级示意图。纤维110可被布置成在纤维110的至少两个相应区带(120A、120B,图1C、图1D)处发射至少两种辐射类型152A、152B。辐射类型可在它们的强度、光谱范围、空间和/或时间模式中的至少一个上不同。在横截面中发射区带120A、120B可包括不同的相应的纤维扇区115A、115B,该纤维扇区115A、115B由不同的包层材料制成或具有不同的折射率。在实施例中,发射区带120A、120B可具有不同的横截面且因此具有不同的空间能量密度分布。在某些实施例中,纤维110可包括实芯光学纤维(具有芯部116)、空心纤维或光子晶体纤维(诸如多孔纤维、布拉格纤维或任何其它微构造纤维)。在某些实施例中,纤维110可包括金属波导。

[0033] 不同的纤维节段可进行不同的微构造或具有不同空间布置的芯部116和包层(例如,芯部116可不对称地定位在包层内)。纤维110可为单模或多模。光束偏振也可用于区分辐射类型152A、152B并控制发射的能量密度空间分布。

[0034] 在某些实施例中,钳子的至少一个钳口101可包括至少一个突出部95A(图1C),该至少一个突出部95A被布置成在能量输送元件110(诸如至少一个光学元件110、RF源,超声源等等)致动前收缩脉管90。突出95A从钳口101的表面95B突出并在能量输送区域处收缩脉管90以减少脉管90的局部厚度并在可行的能量输送方向上提供更多的空间变化。能量输送元件110可完全定位或部分定位在突出95A内;例如,至少一个光学纤维110可设置在至少一个突出部95A内。

[0035] 本发明的某些实施例包括用于外科手术钳子92的带有至少两个钳口101的尖端100。至少一个钳口101可包括至少一个突出部95A,该至少一个突出部95A被定位成接触通过尖端100夹持的组织并输送压力和外部能量到组织。压力可为通过至少一个突出部95A集中的尖端夹持力(应用到钳子且因此传输到尖端的钳口的力)。外部能量可为电磁(例如,光学、RF)能量、电能量和超声能量中的任一种或其组合。至少一个突出部95A可包括一个或多个薄元件,该一个或多个薄元件将应用的力集中到一小段脉管90上。至少一个突出部95A可包括磨损元件或消融元件,该磨损元件或消融元件除收缩脉管外还减少脉管壁厚度或甚至切割脉管。

[0036] 图2A、图2B和图2C是根据本发明的一些实施例的用于外科手术钳子92的具有聚焦元件111的脉管封闭尖端100的高级示意图。能量输送元件110可包括聚焦元件111(图2C),该聚焦元件111被布置成使任何类型的输送能量(例如,光学能量、RF能量、超声能量、电能量等等)聚焦。例如,光学元件110可包括至少一个聚焦元件111,诸如透镜111或包层的被布置成使发射的辐射152聚焦的扇区115。在图2C所示的非限制性实例中,非对称芯部116和聚焦元件111的组合可被布置成(根据输送的辐射和尖端操纵)产生脉管90的焊接和/或切割。发射的辐射的聚焦可在光学元件110的横截面平面中。在某些实施例中,聚焦元件111可在脉管90的不同区域处使不同类型的辐射152A、152B聚焦,例如,辐射152B可被聚焦以在封闭区域96处产生封闭效果,且辐射152A可被聚焦以在切割区域97处切割脉管90。聚焦元件111可嵌入或附接到钳子钳口101。聚焦元件111可与至少一个钳口101多重关联,如图2B所示。聚焦元件可嵌入多个纤维110A、110B中且被布置成分别联合应用封闭和切割到脉管90的区域96、97。具体地,至少两个聚焦元件111可置于每个钳口101上且被布置成产生指定封闭节段96的指定延伸,所述指定延伸比通过单一聚焦元件111或仅通过光学元件110产生的封闭

节段96宽。

[0037] 在某些实施例中,能量输送元件110可被布置成在焊接前减少脉管壁厚度。例如,光学元件110可以消融模式操作以在夹持脉管90、封闭它并穿过脉管90切割之前减少脉管壁厚度。在不对脉管90的外壁造成热损伤的情况下,壁厚度的减少允许能量被输送到脉管90的内壁。此外,减少壁厚度可减少壁对机械压力的抵抗且因此允许压力例如,通过突起95A(图1C)更有效地应用到脉管90,从而通过钳子92创建脉管90的更有效的抓持和较好的封闭效果。

[0038] 图3A和图3B是根据本发明的一些实施例的具有脉管刺穿元件110的用于外科手术钳子92的脉管封闭尖端100的高级示意图。能量输送元件110可包括至少一个光学元件110,该光学元件110包括至少一个光学纤维110,该光学纤维110被布置成在其致动和从纤维110发射能量152之前穿透脉管90的内腔、从而刺穿脉管90中的孔98。在某些实施例中,穿透脉管内腔能够更有效地封闭和/或切割脉管90。从脉管90的内部输送能量允许直接治疗它的内层,不必在脉管壁上应用高压以便使脉管90平整。在某些实施例中,穿透和平整可同时或连续被应用以相互提高封闭效果。

[0039] 图4A和图4B是根据本发明的一些实施例的具有横向扩展元件102的用于外科手术钳子92的脉管封闭尖端100的高级示意图。尖端100的至少一个钳口101可包括横向可扩展元件102,其该横向可扩展元件102被布置成以产生指定封闭节段96的指定延伸。机械地挤压脉管90的较宽节段增加脉管90的潜在封闭节段且因此可改善封闭和脉管操纵条件。当使用尖端100时,横向扩展元件102可缩回在工具输送通道中缩回且仅在原地扩展。在特定某些实施例中,横向扩展元件102可控制地扩展,例如,通过钳子92的使用者或响应在各自的钳口101上应用的压力或感应的脉管90的阻力。在特定某些实施例中,横向扩展元件102可在焊接过程中机械地延伸指定封闭节段96。焊接(例如,通过针对对准封闭节段96的辐射152B)可与应用到在封闭节段处应用到的脉管90的横向力结合并旨在扩展治疗的节段。由于能量辐射和/或机械延伸而减少的脉管90的阻力因此可用于扩展封闭节段。在某些实施例(图4B)中,至少一个钳口101可设计为横向扩展元件。例如,一个钳口101A可为规则钳口且另一钳口101B可扩展以使脉管90的封闭区域变宽。可扩展的钳口101B可由两个或多个零件制成,且尖端100可包括分开零件从而进一步提高脉管90上的拉伸效果的装置。

[0040] 图5是根据本发明的一些实施例的用于外科手术钳子92的使脉管封闭区域能够延伸的脉管封闭尖端100的高级示意图。在某些实施例中,一个或两个钳口101可较接地附接到钳子92且可以可控制地旋转移动以拉伸脉管90,例如,在其封闭或切割过程中。一个或两个钳口101可包括钳子元件103,该钳子元件103被布置成夹持和/或拉动各自的脉管节段从而生成脉管的拉伸效果,这扩展了封闭区域。钳口101可沿不同的空间方向可移动,从而产生脉管90额外的扭曲,脉管90经选择以进一步提高封闭区域的拉伸。上述移动和行为的任一个可与能量输送结合以提高封闭和/或切割效果。因此,这些移动中任一移动的控制可通过使用者实施或响应尖端100中感应的力。钳口101可通过对施加的力的机械顺从性进行控制。

[0041] 在某些实施例中,用于外科手术钳子92的脉管封闭尖端100可包括至少一个横向可扩展元件110或103和能量输送元件110,该至少一个横向可扩展元件110或103被布置成产生脉管90的指定节段的指定延伸,该能量输送元件110被布置成当致动时输送外部能量

到脉管90从而在脉管90的指定封闭节段中产生脉管焊接效果并在指定封闭节段内切割脉管90。外部能量可为光学能量、电能量和超声能量中的至少一种。尖端100因此可打开并创建大于工具(例如,尖端100)的一半宽度的封口,或仅分离切割和封闭的区域。指定封闭节段可在有或没有额外的能量输送的焊接过程中机械地延伸。在实施例中,尖端100可包括两个横向可扩展的元件103,每个元件被布置成在不同的平面中产生脉管90的指定节段的指定延伸。

[0042] 图6是根据本发明的一些实施例的用于外科手术钳子92的带有可变强度治疗的脉管封闭尖端100的高级示意图。在某些实施例中,钳子的每个钳口101A、101B可分别包括至少一个光学纤维110A、110B,该至少一个光学纤维110A、110B定位在距离各自的钳口的边缘105的一定距离处,其中该距离可沿钳口变化。例如,相对于钳口的治疗边缘105的不同距离可从钳口101A、101B的尖端向底部减少从而在钳口尖端处产生焊接效果并在钳口的尖端和底部之间执行切割。在某些实施例中,替代或除先前所示(例如,参看图2A)的钳口上的空间差异,封闭和切割效果因此沿钳口空间产生差异化。在某些实施例中,一个或多个纤维110A、110B可具有纵向变化的特征,其沿纤维生成不同特征的辐射152。例如,为封闭而设计的辐射152可在钳口尖端处应用,在所述钳口尖端处到脉管90的距离也是最大的,且为切割而设计的辐射152可在钳口底部处应用,在所述钳口底部处到脉管90的距离也是最小的。因此钳口101和能量输送元件110可被设计成联合差异化焊接和切割效果。

[0043] 在某些实施例中,脉管封闭尖端100可由非金属材料构建而成以允许尖端100与MRI成像同时使用。例如,尖端100可由塑料制成且能量可经由光学纤维输送。

[0044] 在某些实施例中,脉管封闭尖端100可包括至少一个波导(未示出),该波导被布置成当致动时输送电磁辐射到脉管从而在脉管的指定封闭节段中产生脉管焊接效果并切割指定封闭节段内的脉管。在某些实施例中,钳子的至少一个钳口可包括至少一个突出部,该至少一个突出部被布置成在至少一个波导致动前收缩脉管。

[0045] 图7A和图7B示意性示出根据本发明的一些实施例的影响纤维弯曲的表面设计。图7A和图7B分别示出镊子类设备100,例如脉管封闭尖端100的打开的非发射位置和激活位置。纤维110以当用设备100处理组织时引起纤维110弯曲和从弯曲的区域120B进行辐射发射的方式在镊子设备100内集成,这提高对处理组织的治疗。例如,纤维110可与镊子设备100的一个臂101B相关联,且当将纤维紧压着镊子设备100的第二臂101A时可发生纤维弯曲。任一镊子臂可包括突出106和/或相应的凹口107以当通过镊子100处理组织时提高纤维弯曲且因此在可为封闭区域96和/或切割区域97、98的区域99处产生治疗。突出106和/或相应的凹口107可进一步设计成限定如下(图8A至图8C)所述的预弯曲区域112。镊子类设备100可包括被设计成当组织接触时控制光学纤维110的弯曲的表面特征。例如,镊子设备100可具有多个纤维110,该多个纤维110可具有不同的发射特征(例如,被配置成应用不同的效果到治疗的组织),和/或镊子设备100可具有多种类型的突出106和凹口107,该多种类型的突出106和凹口107具有不同的曲率且因此确定不同类型的发射辐射和对组织的各自影响。镊子设备100因此允许机械处理,同时使用激光以用于焊接和/或切割组织。发射可取决于医师通过纤维100产生的弯曲程度应用的力的程度。较近的臂101A、101B一起被挤压,较大的臂变为弯曲纤维和发射辐射。

[0046] 图8A至图8C示意性示出根据本发明的一些实施例的纤维弯曲轮廓。图8A和图8B示

意性示出两种类型的弯曲纤维和相应的发射区120A,而图8C示出了例示预弯曲区域112的配置的模拟结果。图8A和图8B都示出预弯曲区域112且图8C示出预弯曲区域112的操作。

[0047] 图8A示意性示出在发射区域120A处具有发射区115A的纤维110,该纤维110从凸发射区域120A向外发射辐射152。发射区域120A的特征为沿它的长度L(箭头指示辐射传播的方向)的减小的曲率半径 $R_2 < R_1$ ,且沿发射区域120A一般 $dR/dL < 0$ 。预弯曲区域112在发射区域120A前面,该预弯曲区域112具有相反的曲率( $R_0$ )且被配置成当发射区域120A弯曲时提高从发射区115A的发射。支持结构中的突出106和/或凹口105可用于机械地限定曲率半径的改变,或半径可通过执业医师手动改变或用电子方式改变。

[0048] 图8B示意性示出在发射区域120A处具有发射区115A的纤维110,该纤维110从凹发射区域120A向内发射辐射152。发射区域120A的特征为沿它的长度L(箭头指示辐射传播的方向)的渐增的曲率半径 $R_2 > R_1$ ,且沿发射区域120A一般 $dR/dL > 0$ 。预弯曲区域112在发射区域120A前面,该预弯曲区域112仍具有较强的曲率 $R_0 < R_1$ 且被配置成当发射区域120A弯曲时提高从发射区115A的发射。支持结构中的突出106和/或凹口105可用于机械地限定曲率半径的改变,或半径可通过执业医师手动或用电子的方式变化。可使用其它技术来通过弯曲纤维产生并使用向内发射。

[0049] 图8C示意性示出了例示图8A中所示的配置中的预弯曲区域112的运作的模拟结果。电磁有限元模拟示出沿预弯曲区域112和发射区域120A的纤维110的横截面。X轴横穿纤维110( $-75\mu\text{m}$ 至 $+75\mu\text{m}$ ),其包括非发射包层区115( $-75\mu\text{m}$ 至 $-40\mu\text{m}$ )、芯部116( $-40\mu\text{m}$ 至 $+40\mu\text{m}$ )和发射包层区115A( $+40\mu\text{m}$ 至 $+75\mu\text{m}$ )。需指出的是,如所示的,模拟的纤维实际向模拟结果的左侧弯曲,同时为了方便起见,使用保角映射技术沿看似平直的纤维示出模拟结果。Y轴沿纤维110( $-1\text{mm}$ 至 $+8\text{mm}$ ),其包括平直的(不弯曲的)纤维区域( $-1\text{mm}$ 到 $0\text{mm}$ )、预弯曲区域112( $0\text{mm}$ 到 $4\text{mm}$ )和发射区域( $4\text{mm}$ 到 $8\text{mm}$ )。辐射强度(电场的模拟标准强度)通过从0(黑)到约6000(白)伏/米并超过的灰度指示(较大值在图示中几乎不表示,且被示为在芯部的中心左侧约 $+0.5\text{mm}$ 和 $2\text{mm}$ 处的强度最大值的最边缘处的黑条)。虽然沿中心非弯曲区域的强度分布是围绕芯部116的中心的高斯分布(Gaussian),但是预弯曲区域112显示较高的传播模式且能量集中在弯曲的左部凸侧处。由于在与发射区相反的方向上的高能量障碍,没有观察到来自纤维的发射。预弯曲半径 $R_0$ 可大或小,且不产生发射。当在发射区域120A处向其它方向弯曲纤维时,偏心分布的能量通过各自的包层区115A发射。芯部116、非发射包层115和发射包层区115A的弯曲半径 $R_0$ 、 $R_1$ 、 $R_2$ 和折射率根据指定所需的破裂配置和性能要求进行配置。对于图8B中所示的配置,能量的相似的偏心集中沿预弯曲区域112发生,但当曲率半径增加并利用能量分布的变化时能量通过发射区115A释放,在图8C中示出所述能量分布的变化在4至4.5mm的区域中并示出当增加曲率半径时能量分布的趋向以移动到纤维的右侧。明显地,所述折射率构造为增强这种效果。

[0050] 图9是根据本发明的一些实施例示出脉管封闭方法200的高级示意流程图。方法200可用于实现不同的组织效果,从焊接穿过封闭到切割、消融及这些和其它效果(例如,凝固)的任一组合。

[0051] 脉管封闭方法200包括当致动时输送能量到脉管(阶段210)以在脉管的指定封闭节段中产生脉管焊接效果并切割指定封闭节段内的脉管。方法200可包括焊接指定封闭节段中的脉管(阶段212)并切割指定封闭节段内的脉管(阶段214)。在某些实施例中,焊接和

切割可通过单一致动实施。输送的能量可包括光学能量、电能量和超声能量中的至少一种。

[0052] 例如,输送的能量可为电磁辐射且方法200可进一步包括通过将输送的电磁辐射分别不同地聚焦在指定封闭节段上和切割位置上以差异化封闭和切割进而创建焊接和切割(阶段220)。

[0053] 在另一实例中,输送的能量可为电磁辐射且方法200可进一步包括使用至少一个光学纤维,该至少一个光学纤维被布置成发射至少两种辐射分布的电磁辐射,一种辐射分布对应焊接212脉管且另一种对应切割214脉管。通常,某些实施例可包括输送不同分布的电磁能量以差异化封闭和切割(阶段222)。例如,辐射能量分布可沿输送纤维(阶段224)、横穿输送纤维(阶段226)或通过其组合并关于钳子尖端的钳口中的输送纤维的定位进行差异化,所述钳子尖端被布置成执行方法200。

[0054] 在某些实施例中,方法200可进一步包括在致动前收缩脉管(阶段216)。收缩可被布置以通过减少脉管直径并增加能量输送的可用的空间变化来产生更有效的封闭和/或切割。

[0055] 在某些实施例中,方法200可进一步包括在致动前穿透脉管的内腔(阶段218)。穿透脉管能够从脉管内封闭脉管且因此有效地并以可控制的方式应用输送的能量以封闭并切割脉管。

[0056] 在某些实施例中,方法200可进一步包括机械地延伸指定的封闭节段(阶段230)。延伸可在封闭脉管之前、过程中或之后实施以使封闭节段变宽从而允许对切割位置进行更有效的切割和治愈。

[0057] 方法200可进一步包括控制纤维的曲率(阶段240),例如通过支持结构(例如,钳子、镊子或任何其它结构)中的突出和凹口限定发射区域(阶段242)。

[0058] 方法200可包括通过在光学纤维中布置至少一个指定区域来配置光学纤维的发射从而当至少一个指定区域处的光学纤维弯曲超过指定弯曲阈值时发射从芯部通过光学纤维的包层传输的电磁辐射。

[0059] 方法200可包括设计减小的纤维半径以用于从凸发射区域向外发射(阶段250)。可替换地或此外,方法200可包括设计渐增的纤维半径以用于从凹发射区域向内发射(阶段255)。支持结构中的突出和/或凹口可用于机械地限定曲率半径的改变。

[0060] 在某些实施例中,方法200可进一步包括在发射区域前配置预弯曲区域以将能量引导到发射区中(阶段260)和/或配置预弯曲区域以将能量传输到较高传播模式(阶段262)。

[0061] 在特定实施例中,用于外科手术钳子92的脉管封闭尖端100可被配置成应用于下面治疗中的任一种:封闭血管、动脉,静脉;封闭胆管;封闭泌尿道;封闭生殖道;封闭气道;在肠胃道中封闭;封闭硬脑膜;治疗隔膜(鼻骨,心房等等);封闭器官,诸如肺、肝脏、脾脏、心脏、胃、

[0062] 胰腺、子宫、膀胱,肾等等。虽然上述描述主要提及治疗脉管90,但是用于外科手术钳子92的尖端100可被配置成用于治疗任何其它类型的组织,以及实施进一步的外科手术任务,诸如切割或消融组织。

[0063] 在非限制性实例中,脉管封闭尖端100可被配置成在20至400PSI范围的至少一部分中应用压力。纤维110的外直径可在0.05至2mm之间且纤维110可被布置成输送例如在1W

至100W之间的功率等级。尖端100可被配置成具有在2至50mm之间的钳口101长度,在0.5至10mm之间的钳口101宽度,及在0.1至5mm之间的至少一个突出部95A的脊宽。

[0064] 钳口101的尺寸可相对于尖端100的具体用途进行配置,如上述实例所示。例如,较大的尖端100可被设计成封闭较大或较硬的脉管90。

[0065] 表1是用于尖端100的各种应用的可行尖端特征的非限制性示例性概述。

[0066] 表1:用于各种应用的尖端参数

[0067]

脉管类型(封闭操作,除非另有说明)	解剖大小(mm)	钳口长度(mm)	钳口宽度(mm)	工作区域长度(mm)
血管、动脉、静脉	<1-10	20及以上	2-10	17及以上
极大血管、主动脉、动脉瘤等等	多至25	40-60	2-10	35及以上
胆管	5-10	20及以上	2-10	8及以上

[0068]

泌尿道	多至10	20及以上	2-10	17及以上
生殖道	输卵管多至2,一般组织更多	20及以上	2-10	17及以上
气道		20及以上	2-10	17及以上
肠胃道		30及以上	2-10	25及以上
硬脑膜		20及以上	2-10	15及以上
隔膜(鼻骨、心房等等)		3及以上	1-10	2及以上
器官上的操作,诸如肺、肝脏、脾脏、心脏、胃、胰腺、子宫、膀胱、肾等等		20及以上	2-10	17-70
神经操作		3及以上	2-10	3及以上
肾操作		20及以上	2-10	17及以上

[0069] 在上述描述中,实施例是本发明的实例或实现方式。“一个实施例”、“一个实施例”、“某些实施例”或“一些实施例”的各种显现不一定都指相同的实施例。

[0070] 虽然本发明的各种特征可在单一实施例的背景下描述,但是特征也可单独提供或以任何合适的组合提供。相反地,虽然为了清晰起见,这里本发明在不同的实施例的背景下进行描述,但是本发明也可在单一的实施例中实现。

[0071] 本发明的某些实施例可包括来自上面公开的不同实施例的特征,且某些实施例可包含来自上面公开的其它实施例的元件。本发明的元件在具体实施例的背景下的公开不被认为是限制它们仅用于具体实施例中。

[0072] 此外,应该理解,本发明可以各种方式实施或实践,且本发明可在除上面的描述中

概述的那些实施例之外的实施例中实施。

[0073] 本发明不限于那些视图或相应的描述。例如，流程不需要按照每个所示的方框或状态移动，或以与所示和所述完全相同的顺序移动。

[0074] 这里所用的技术和科学术语的意思是本发明所属领域的普通技术人员通常所理解的，除非另有定义。

[0075] 虽然本发明已参考有限数量的实施例进行描述，但是这些不应被理解为对本发明的范围的限制，而是理解为一些优选实施例的范例。其它可行的变化、修改和应用也在本发明的范围内。因此，本发明的范围不应受限于至此已描述的内容，而是限于所附权利要求和它们法律的等效物。

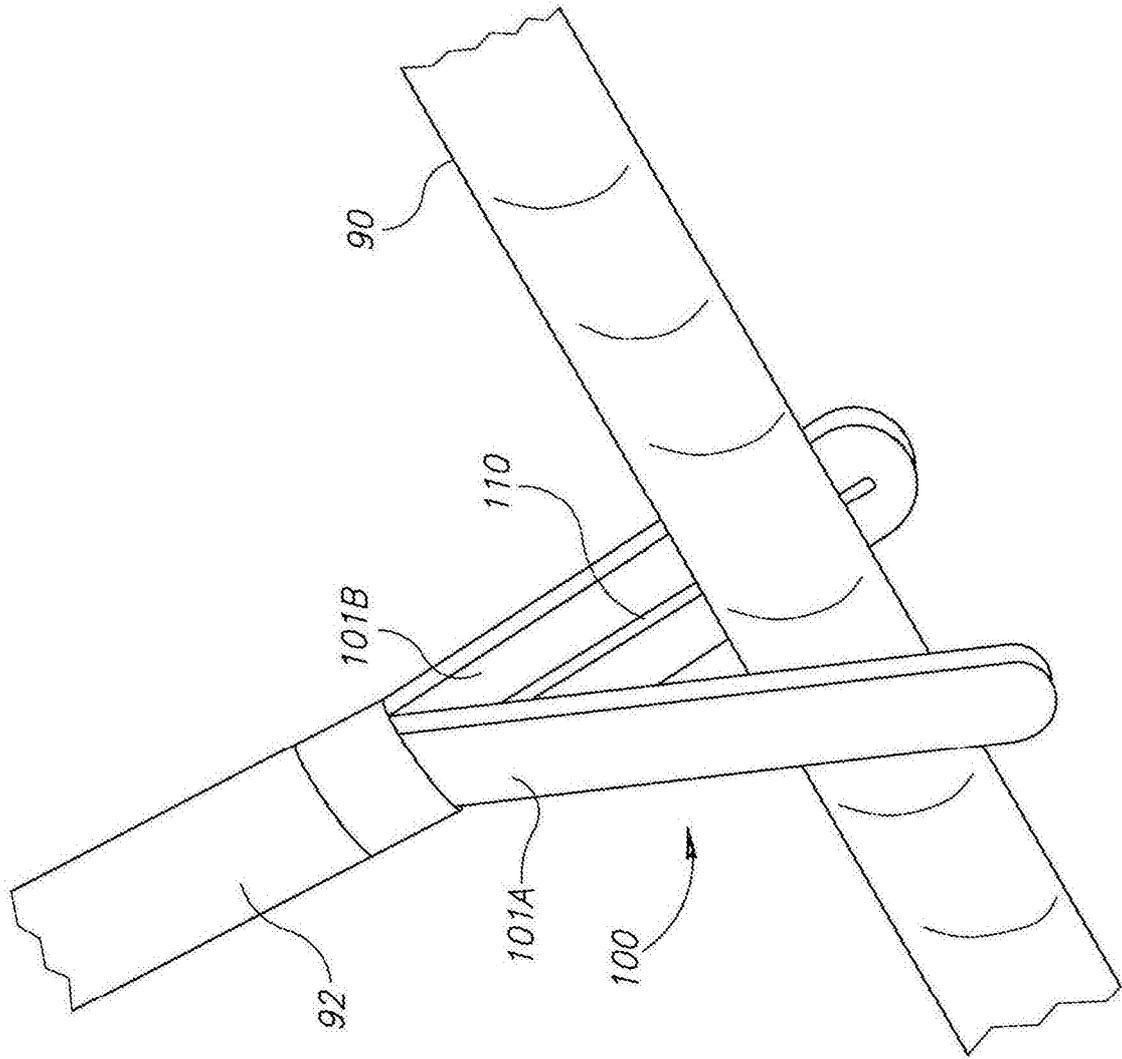


图1A

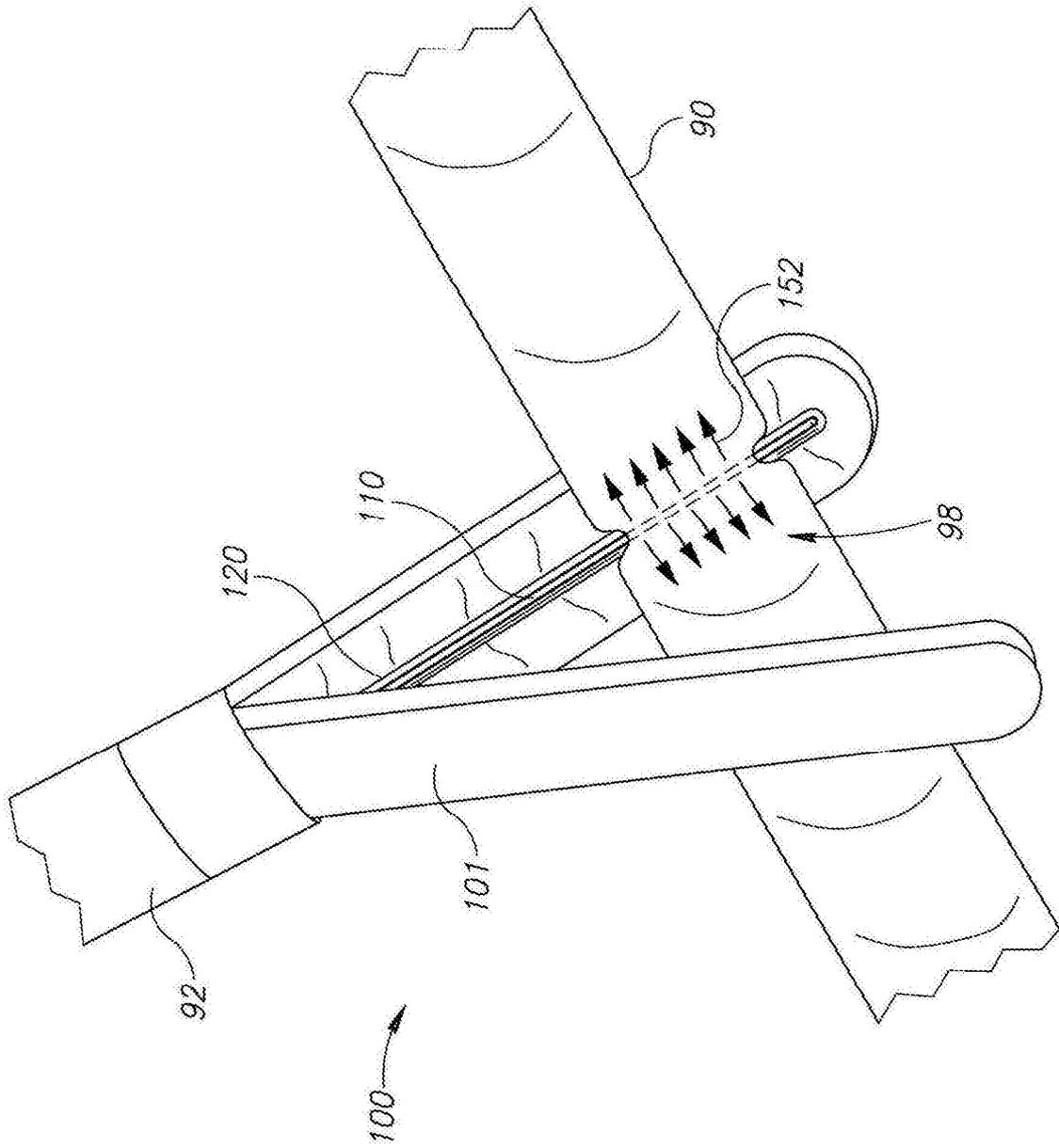


图1B

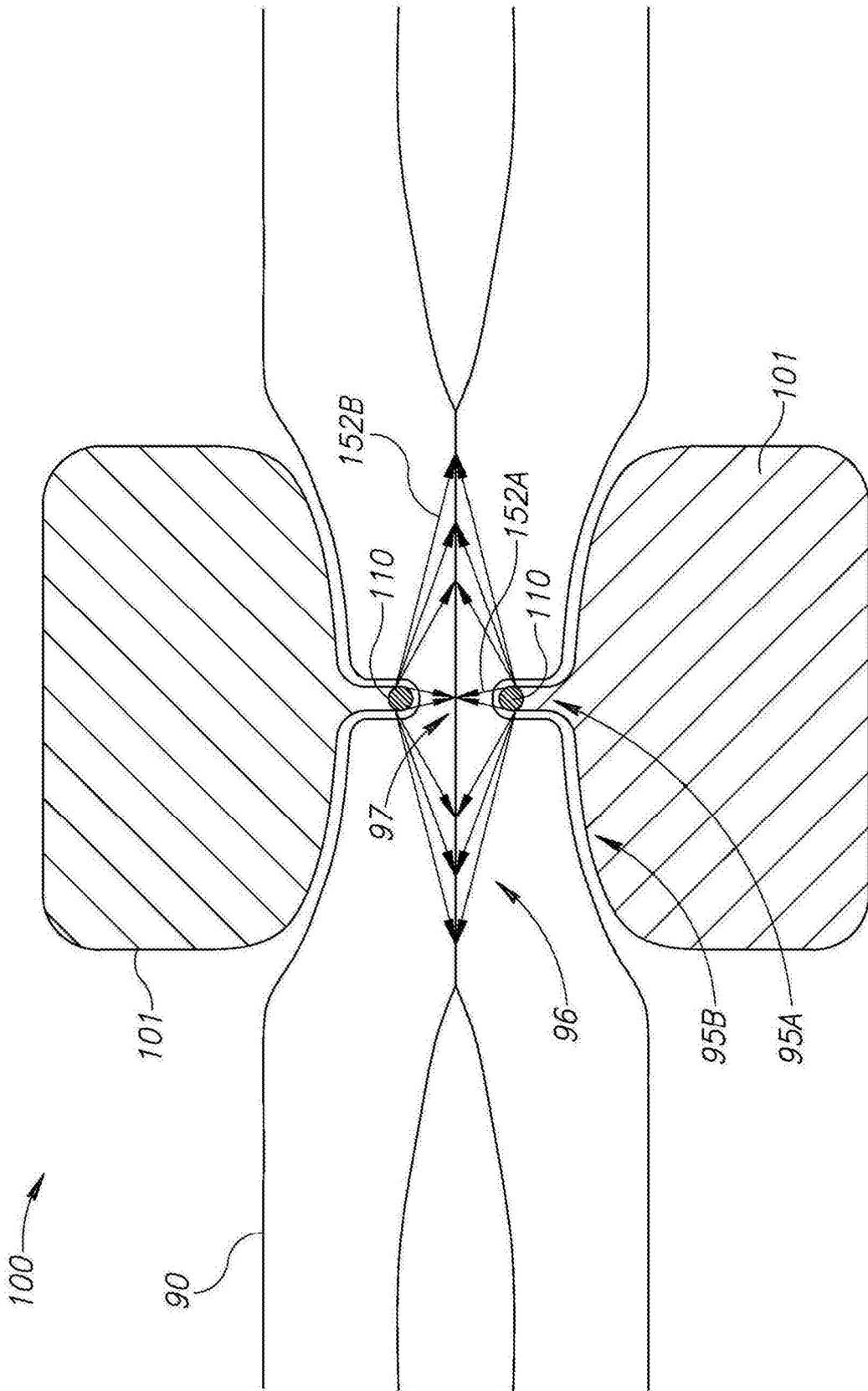


图1C

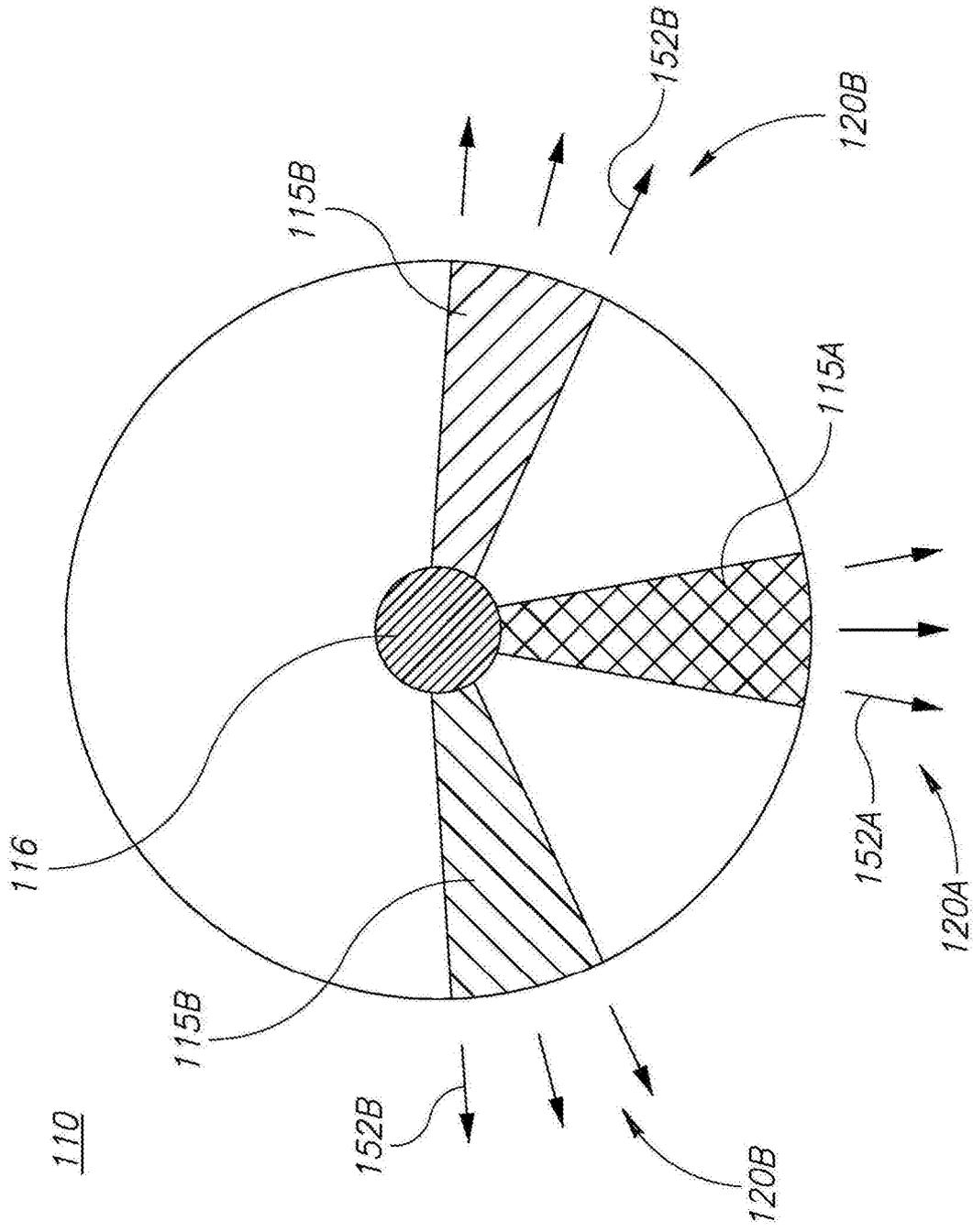


图1D

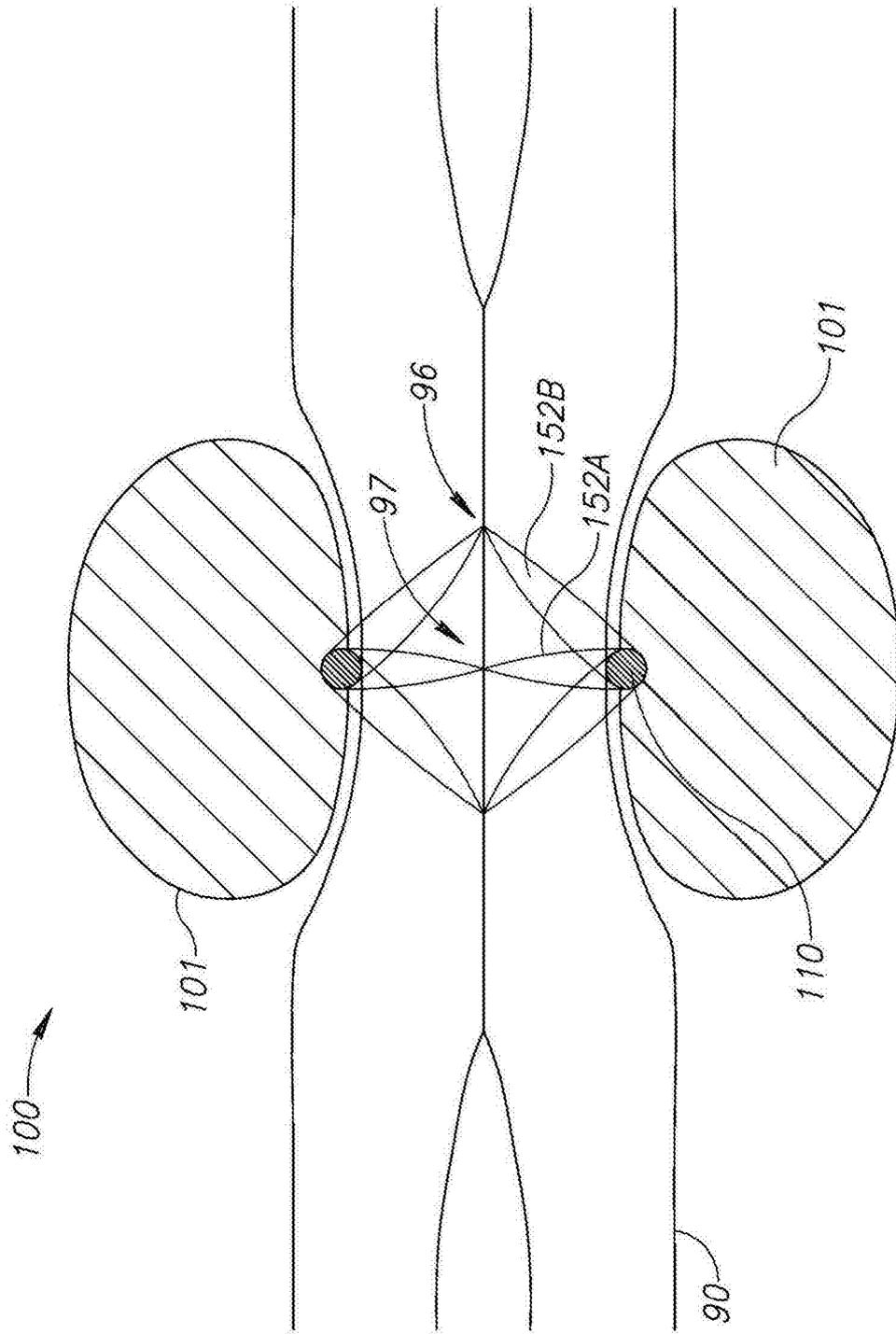


图2A

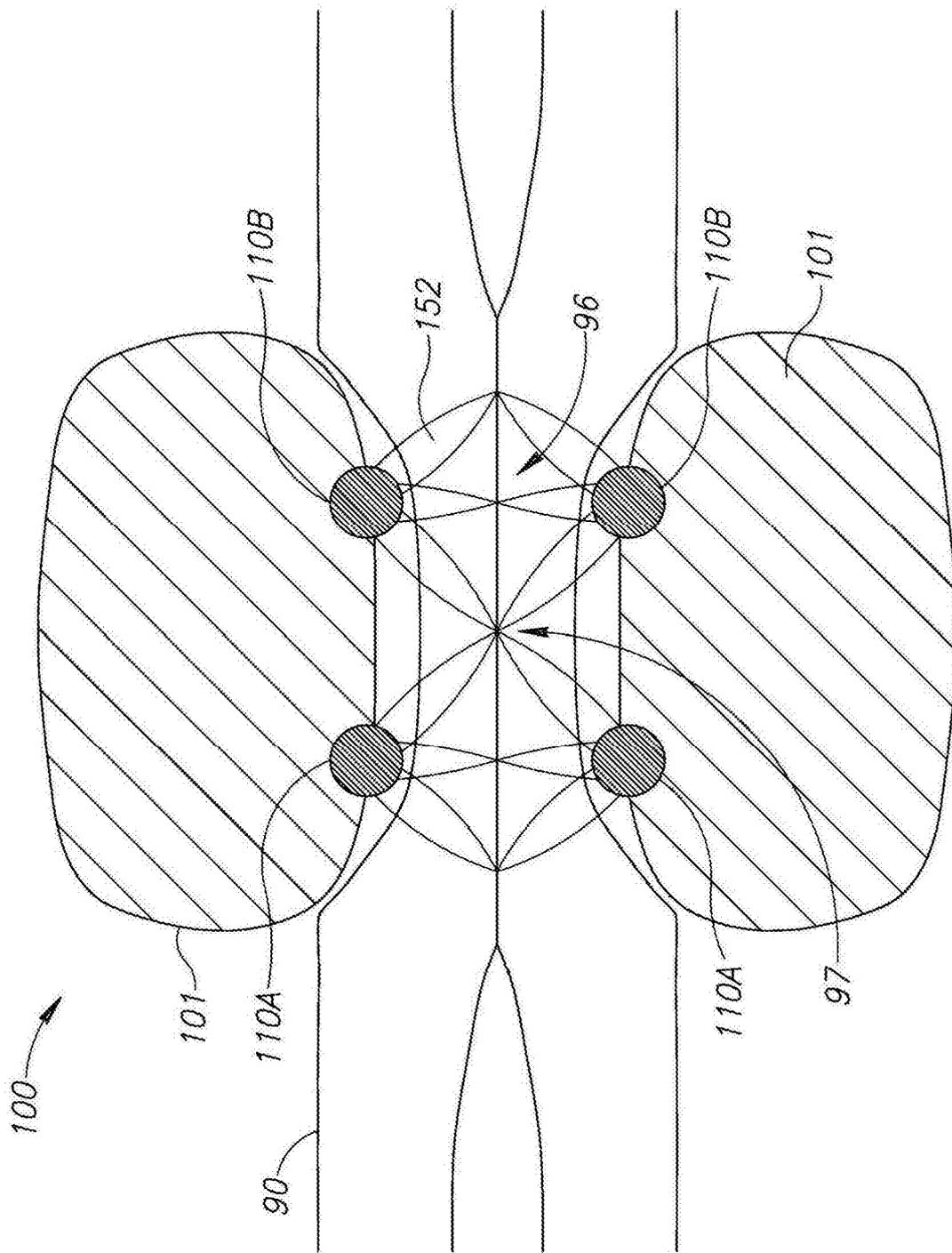


图2B

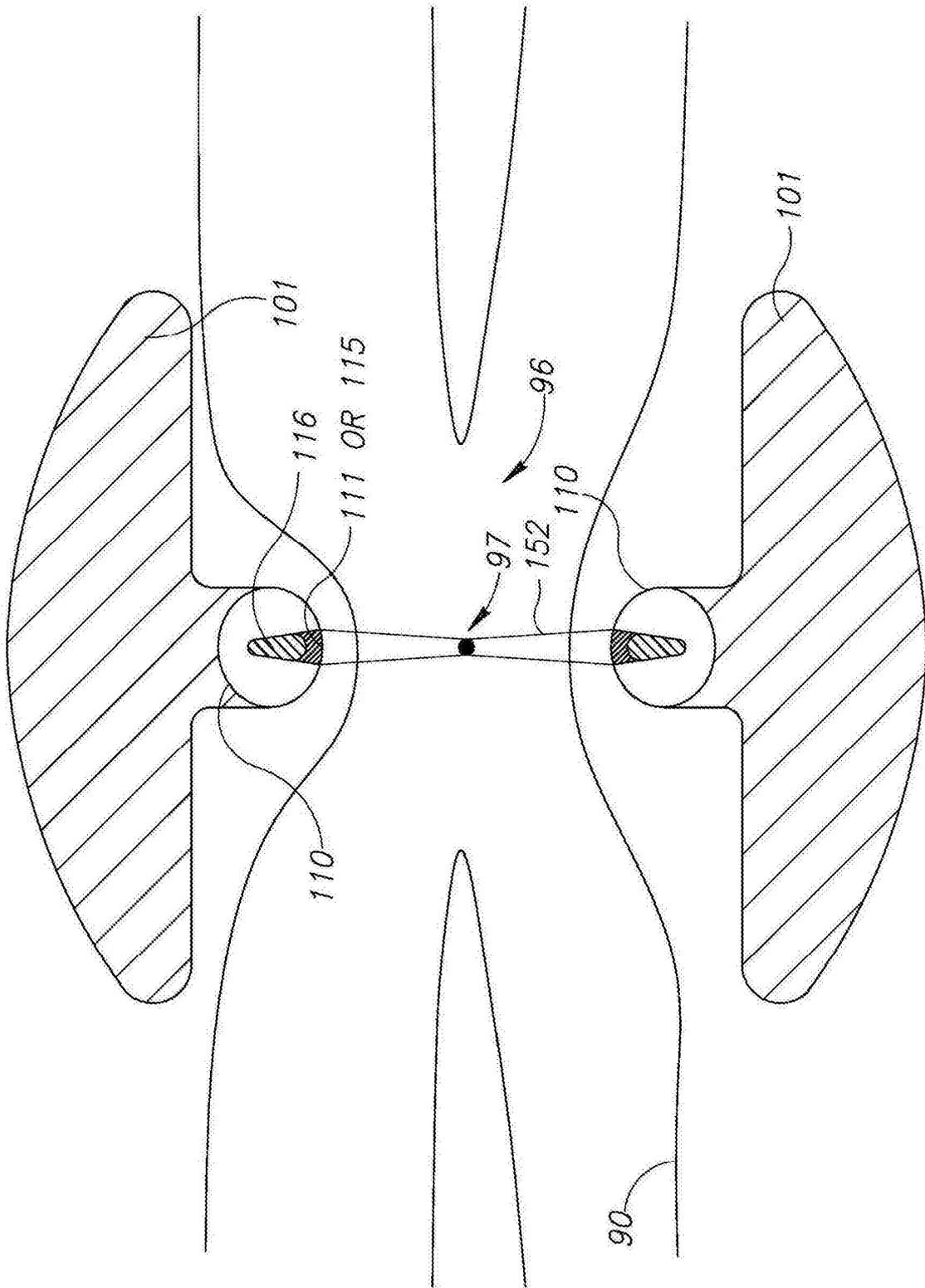


图2C

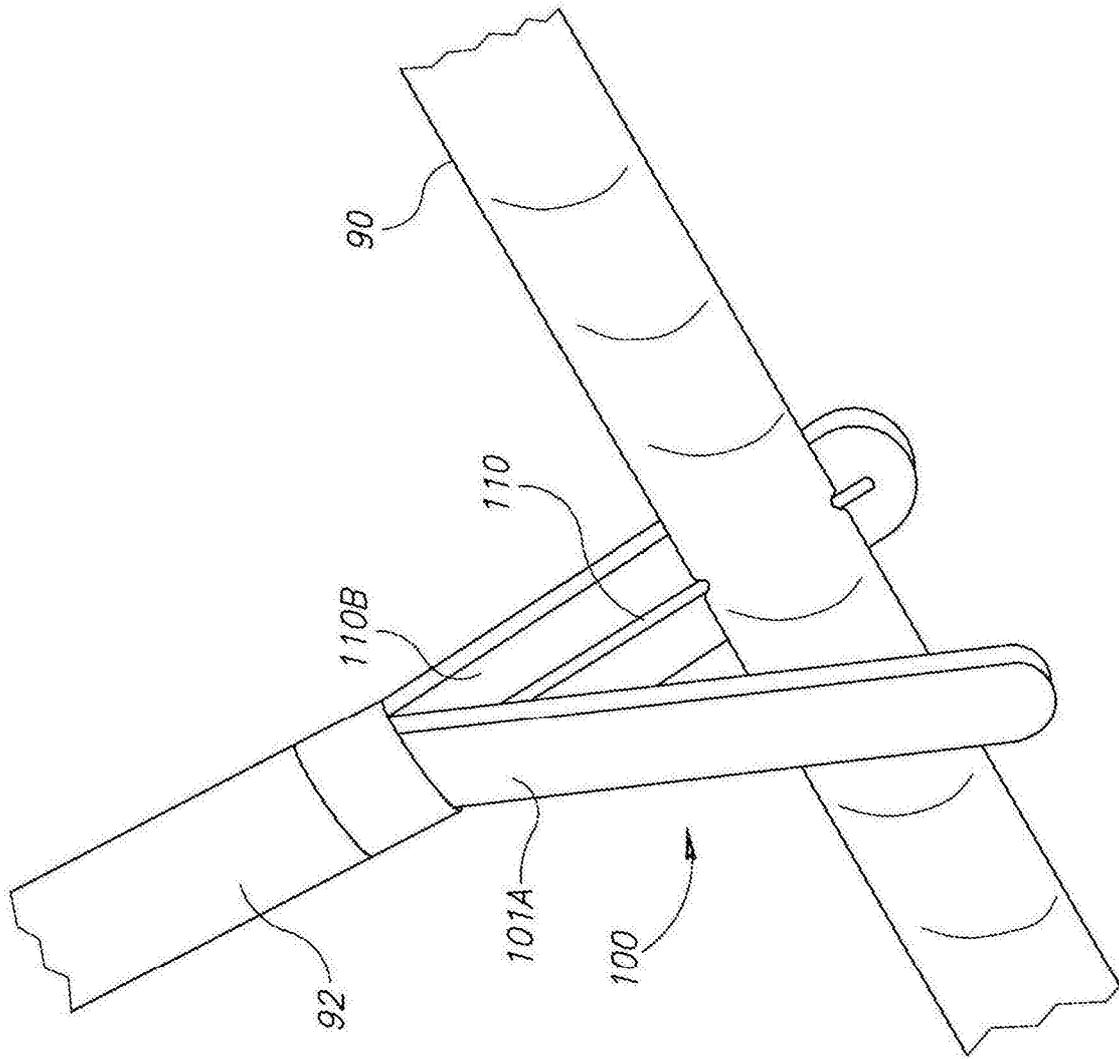


图3A

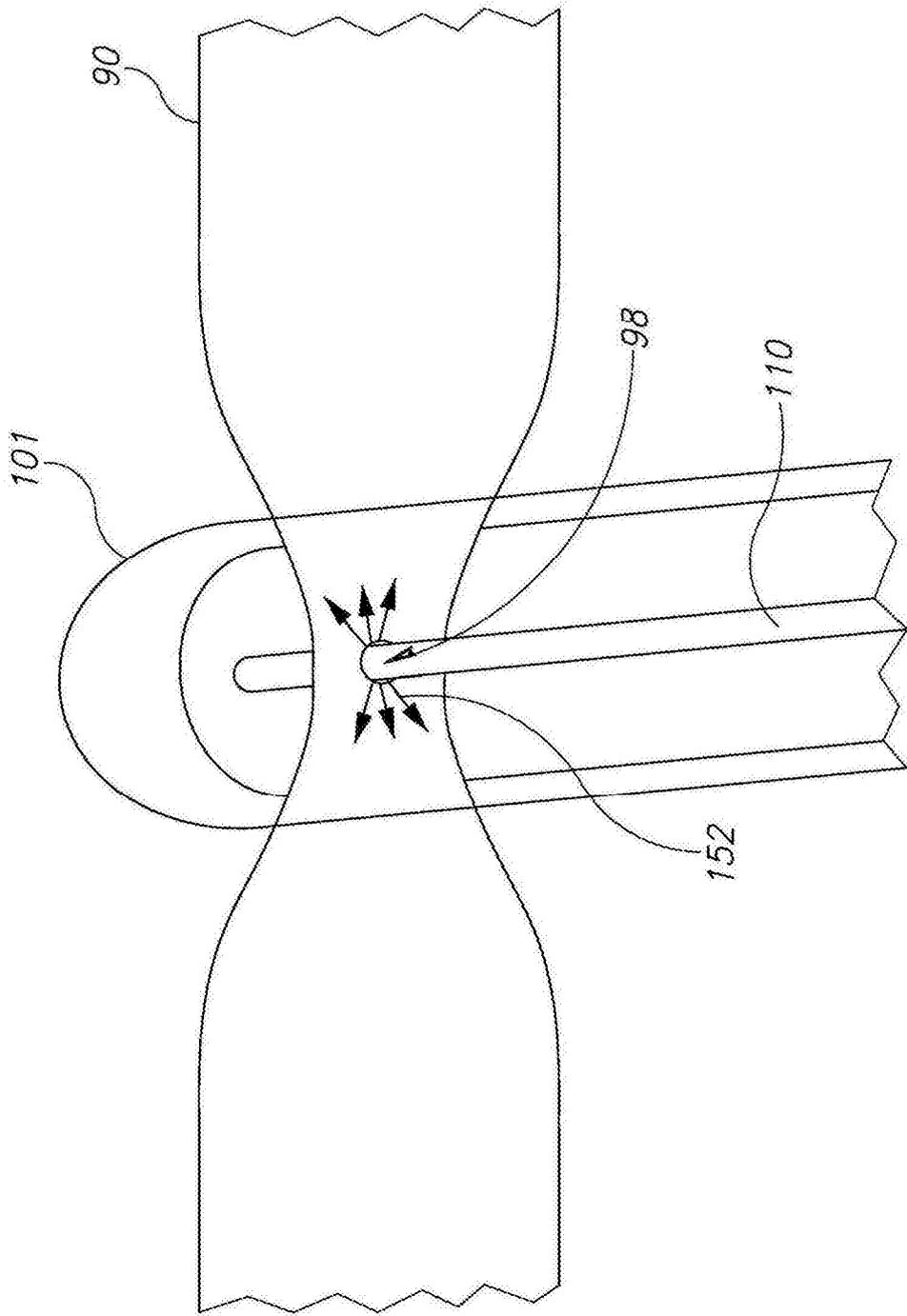


图3B

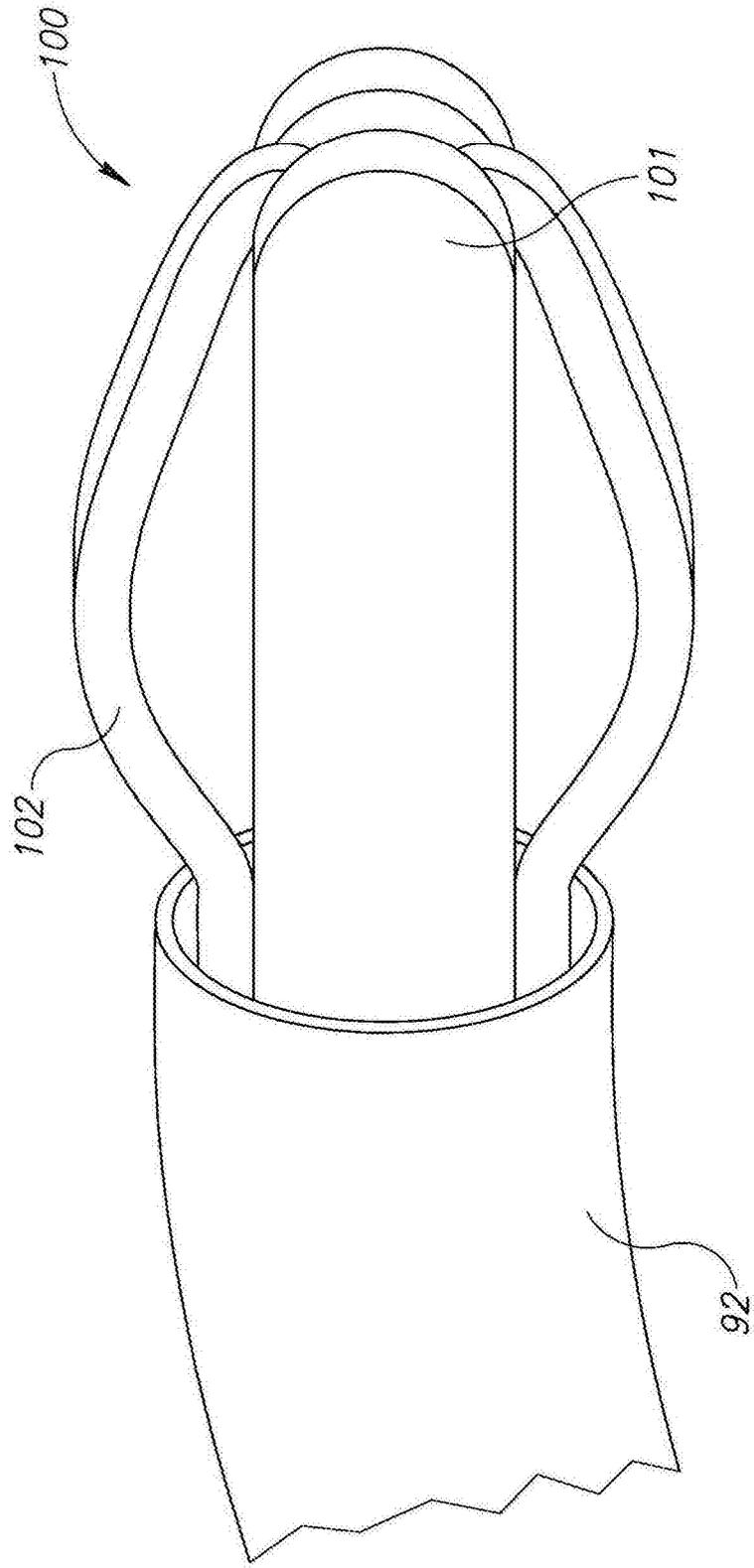


图4A

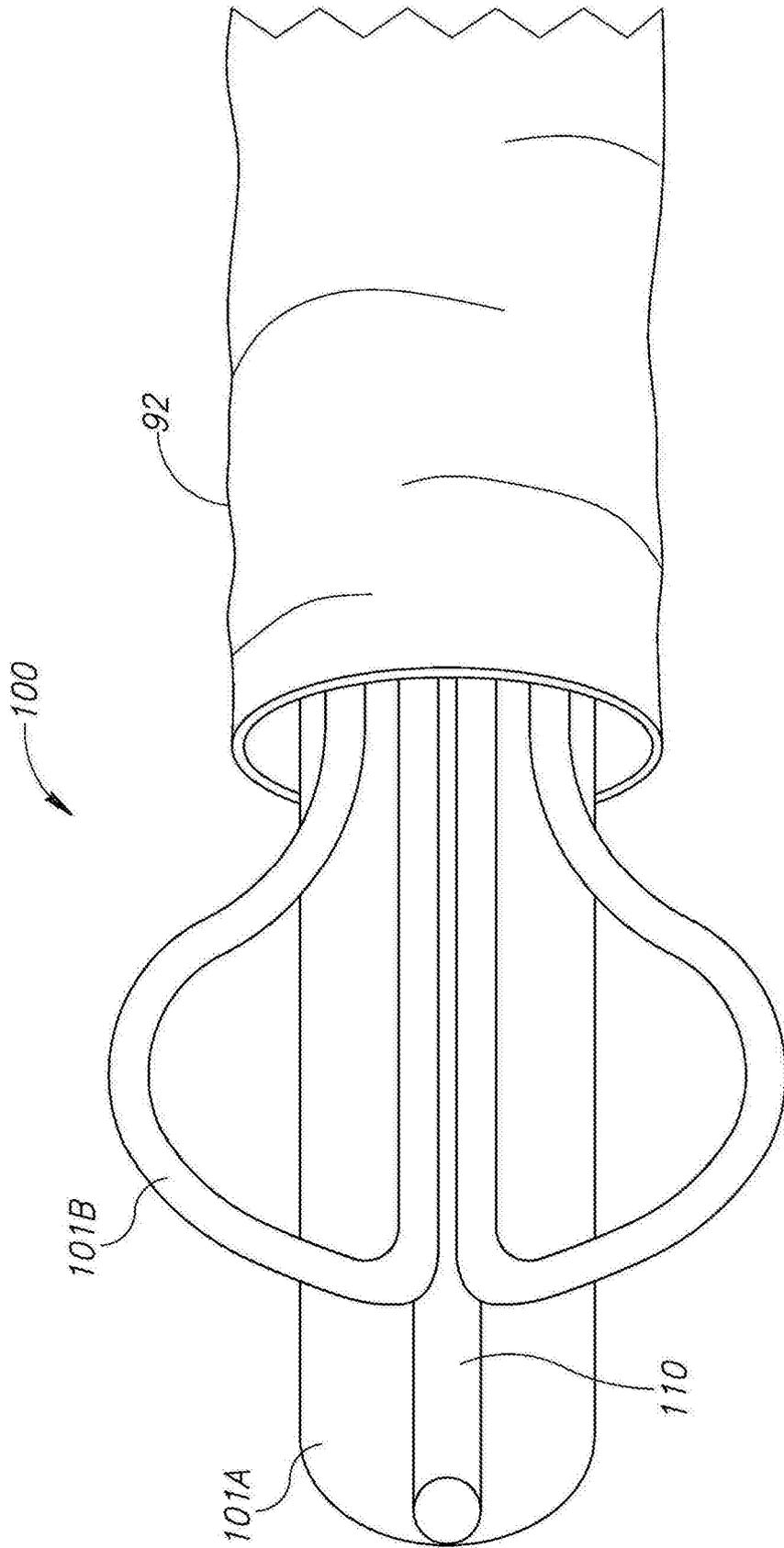


图4B

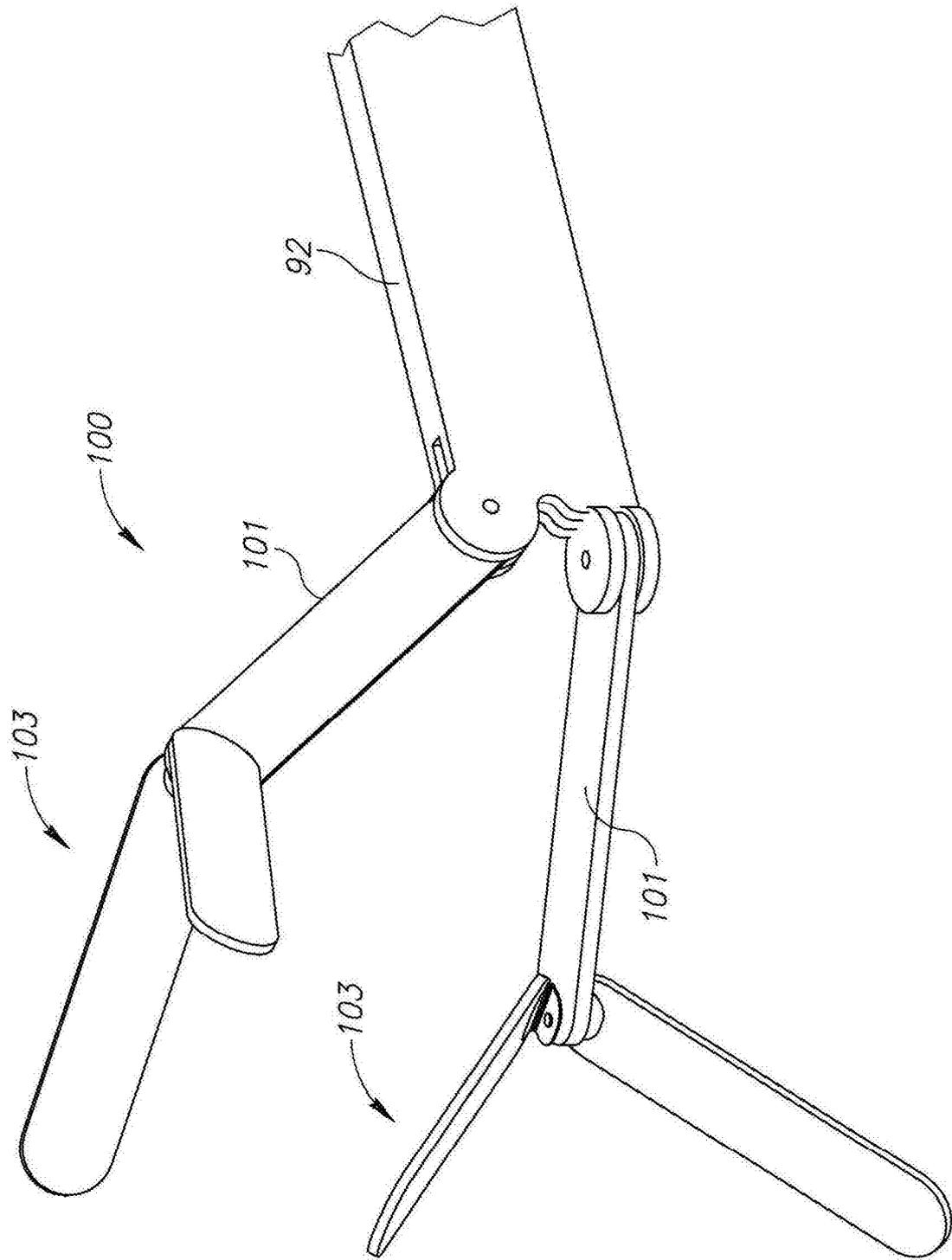


图5

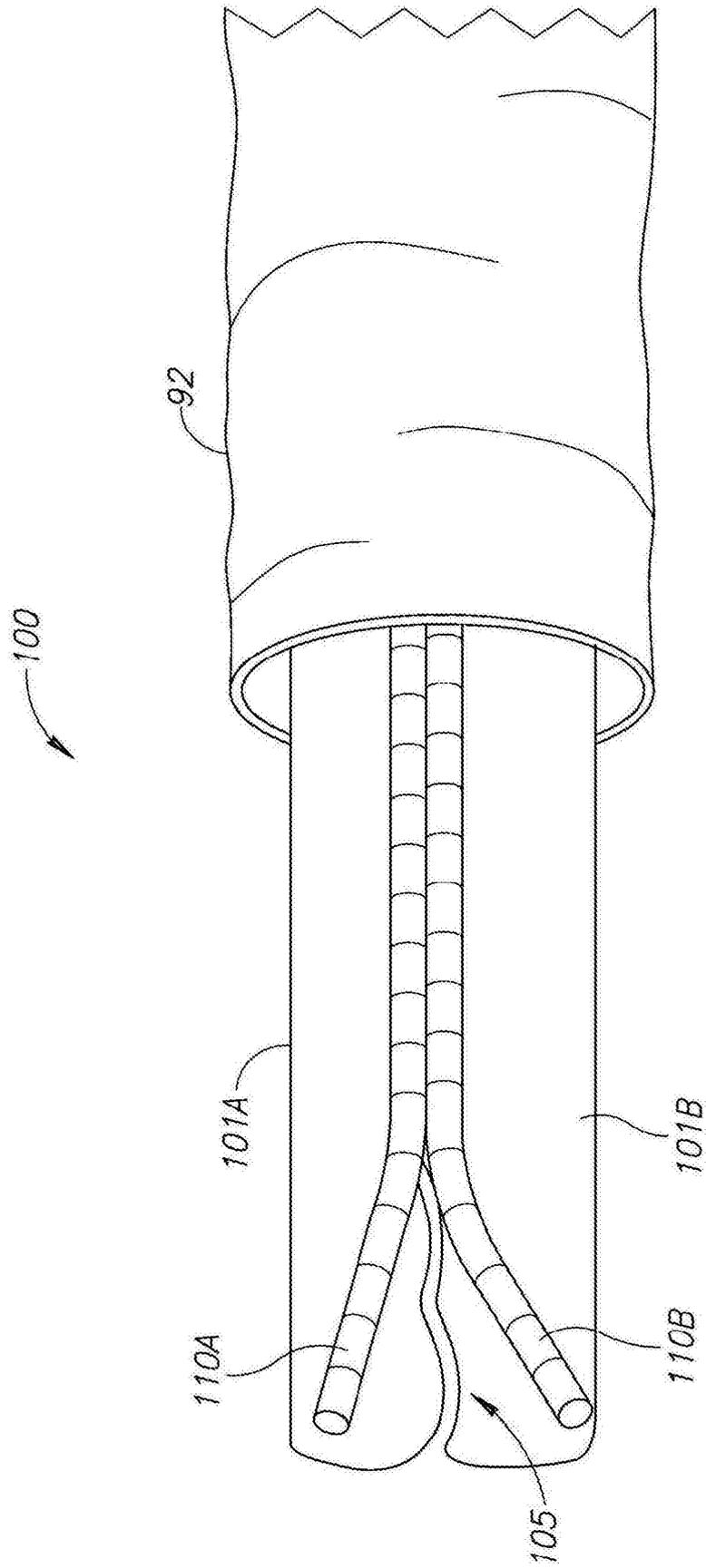


图6

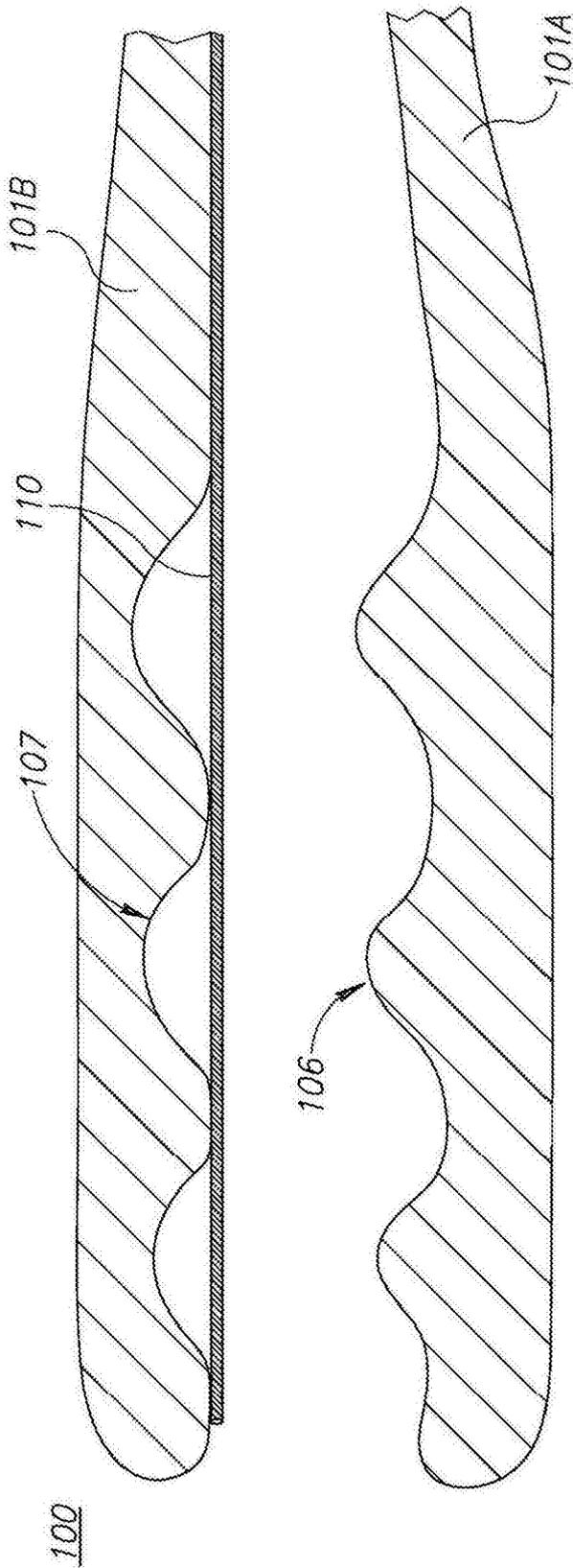


图7A

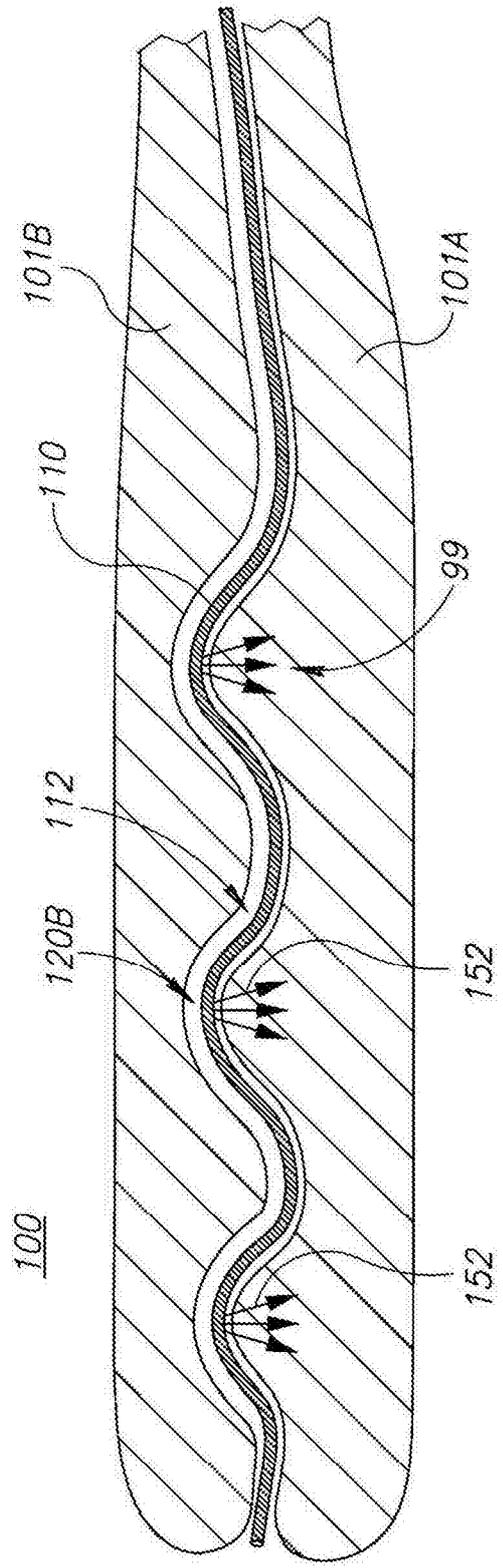


图7B

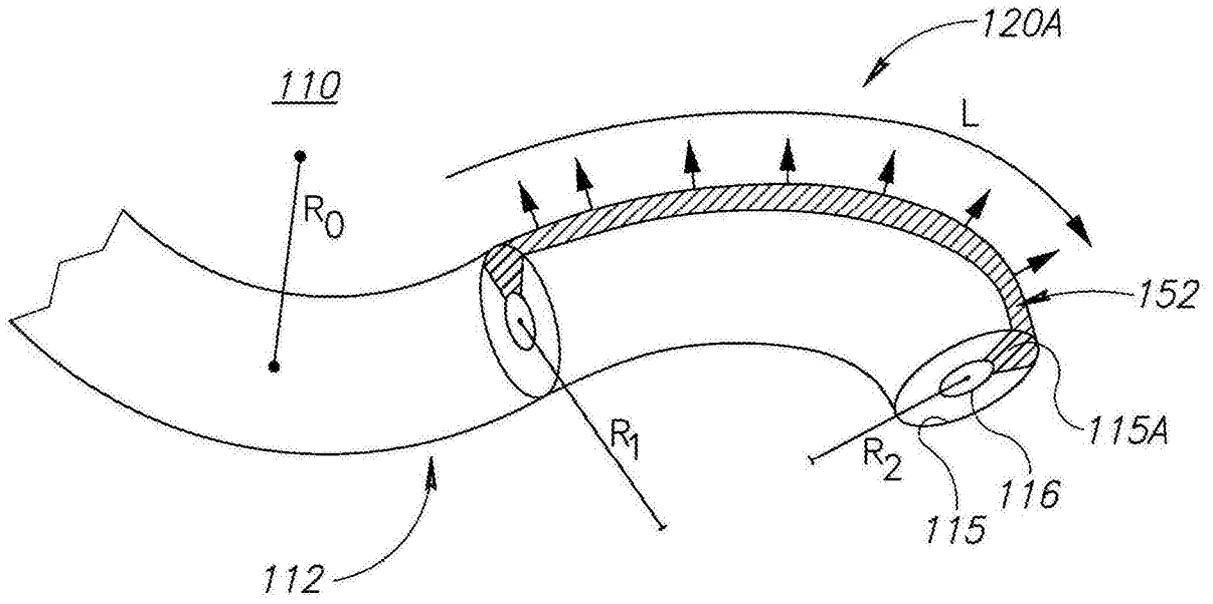


图8A

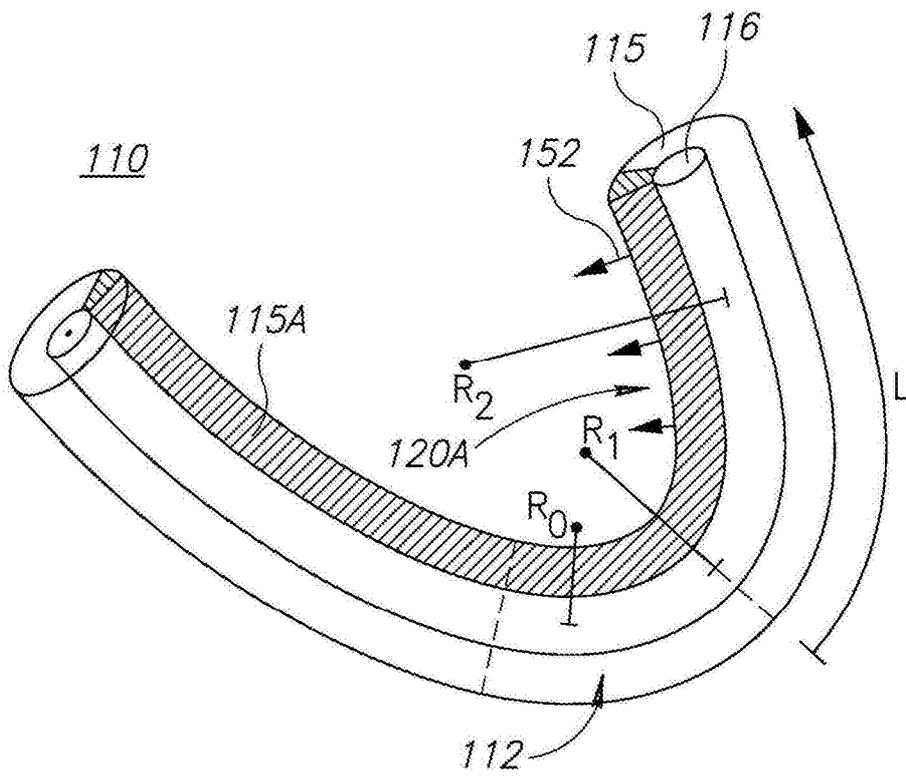


图8B

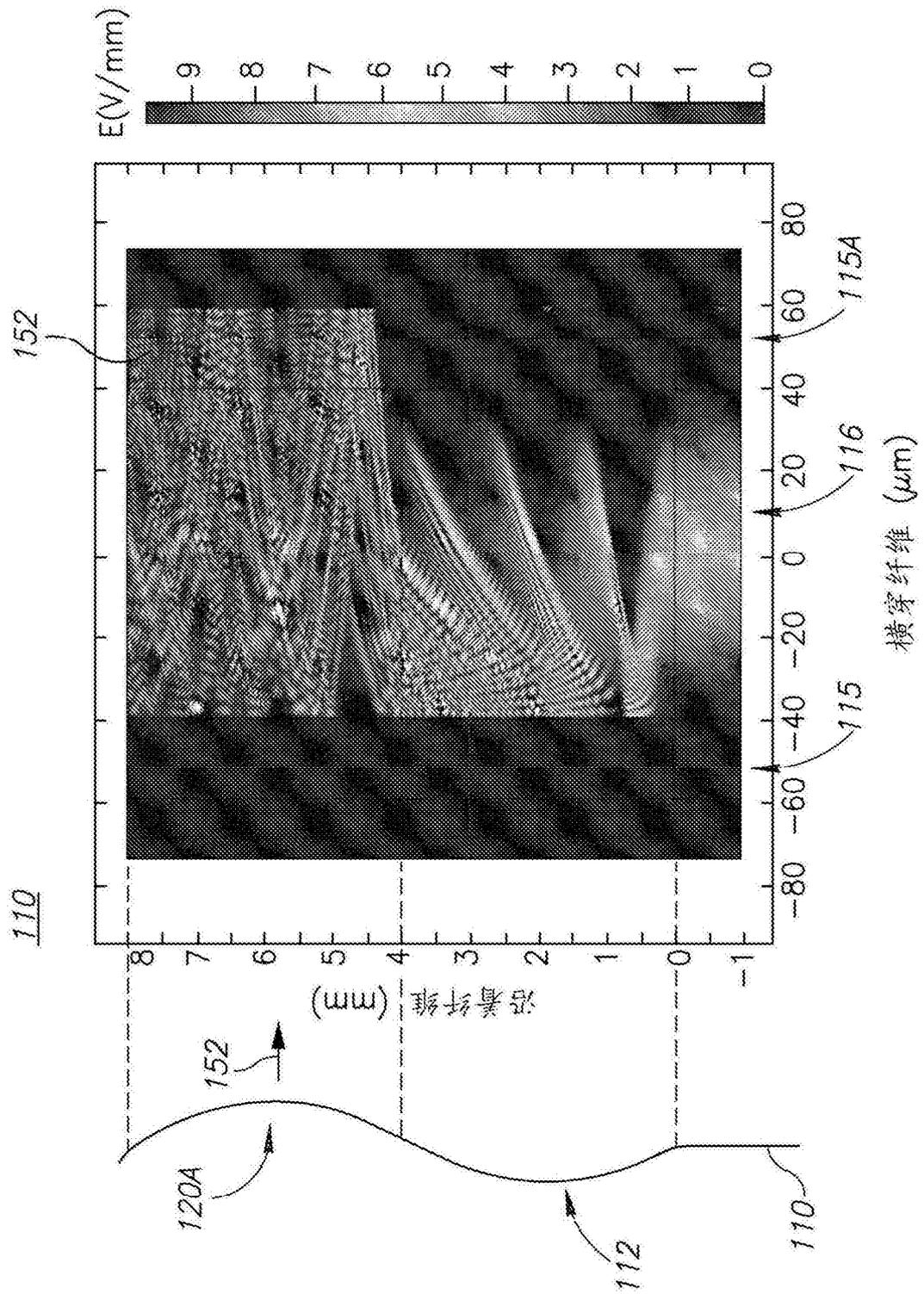


图8C



图9

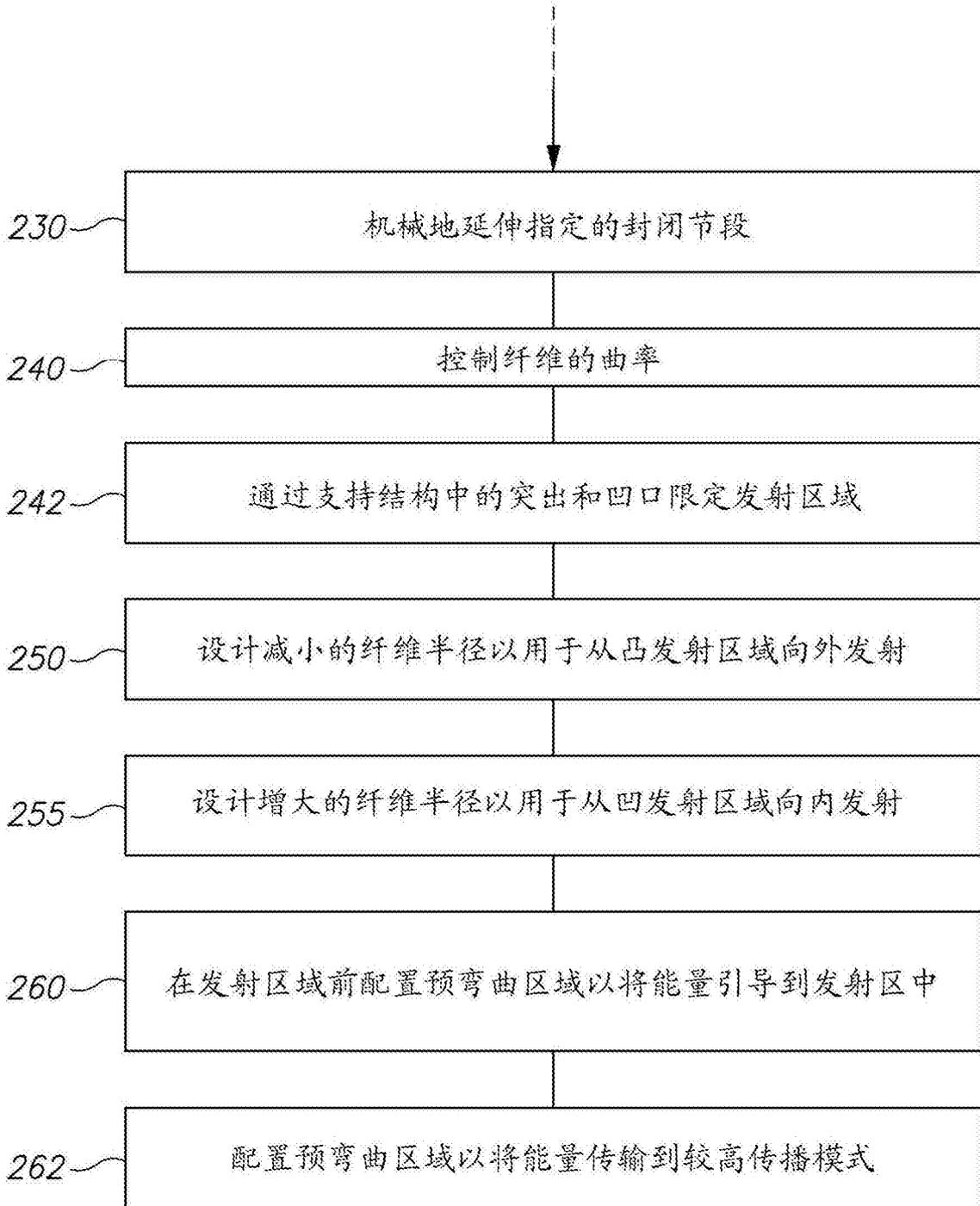


图9(续1)

专利名称(译)	脉管封闭和切割设备、方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN105592815A</a>	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	CN201480045589.5	申请日	2014-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	阿西梅特里克医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	阿西梅特里克医疗有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿西梅特里克医疗有限公司		
[标]发明人	摩西艾希柯 奥里韦斯伯格		
发明人	摩西·艾希柯 奥里·韦斯伯格		
IPC分类号	A61B18/22 A61B18/04		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B17/28 A61B18/24 A61B2017/320093 A61B2017/320095 A61B2018/00327 A61B2018/00345 A61B2018/00404 A61B2018/00482 A61B2018/00511 A61B2018/00517 A61B2018/ /00535 A61B2018/00559 A61B2018/00577 A61B2018/00601 A61B2018/00619 A61B2018/0063 A61B2018/2266 G02B6/14 G02B6/262 G02B6/2852		
代理人(译)	孙静 郑霞		
优先权	61/847090 2013-07-17 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种用于外科手术钳子的脉管封闭尖端，其允许封闭脉管节段并在不将尖端从身体取出或更换尖端的情况下穿过脉管节段进行切割。单一行为产生封闭和切割或两个或多个尖端行为可连续实施以执行封闭和切割操作。此外，尖端可用于穿过组织进行切割。尖端的实施例可利用任何能量来源，尤其是光学激光能量和RF或超声能量。不同的效果(封闭、切割)可通过改变空间中发射的能量，通过在能量输送前或能量输送过程中操纵脉管，通过在操作过程中改变尖端的配置且通过结合脉管的适当位置处的张力或消融实现。

