



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310463 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780035701.0

(74)专利代理机构 上海华诚知识产权代理有限公司 31300

(22)申请日 2017.04.14

代理人 崔巍

(30)优先权数据

62/323,030 2016.04.15 US

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 18/00(2006.01)

2018.12.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/027741 2017.04.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/181092 EN 2017.10.19

(71)申请人 杰斯特莱特外科有限公司

地址 美国科罗拉多州

(72)发明人 约瑟夫·D·布恰利亚

戴尔·施马尔茨 珍妮弗·肯尼迪

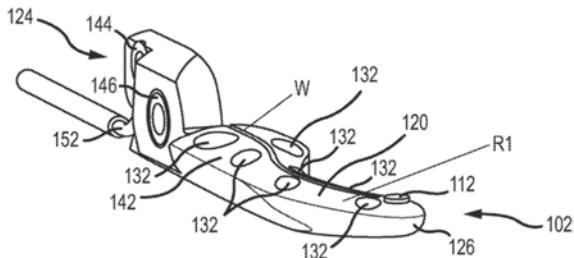
权利要求书3页 说明书15页 附图19页

(54)发明名称

电外科封口器和分隔器

(57)摘要

一种电外科仪器具有可移动的组织切割机构和一对相对的钳，该钳被定形并且被构造成在用于将组织夹持在两者之间并且封口的关闭位置和打开位置之间移动。第一钳具有露出的组织封口表面，其具有初级封口表面和从初级封口表面延伸的至少一个突起，该至少一个突起用于集中穿过其的封口电流。第二钳具有露出的组织封口表面，其具有初级封口表面和在初级封口表面中的至少一个凹部，该至少一个凹部用于集中穿过其的封口电流。当钳位于关闭位置时突起和凹部彼此相对。每个钳具有用于接收切割机构的一部分的细长槽。同时公开了一种相关的方法。



1. 一种电外科仪器,其特征在于,包含:

可移动的组织切割机构;和

一对相对的钳,所述一对相对的钳具有第一钳和第二钳,所述一对相对的钳被定形并且被构造成在夹持并且封口被夹持在两者之间的组织的关闭位置和打开位置之间移动;其中

所述第一钳包含露出的组织封口表面,所述露出的组织封口表面具有初级封口表面和从所述初级封口表面延伸的至少一个突起,所述至少一个突起用于集中穿过所述至少一个突起的封口电流;

所述第二钳包含露出的组织封口表面,所述露出的组织封口表面具有初级封口表面和在所述初级封口表面中的至少一个凹部,所述至少一个凹部用于集中通过所述至少一个凹部的封口电流;其中

当所述一对相对的钳处于所述关闭位置时,所述至少一个突起和所述至少一个凹部彼此相对;并且

所述一对相对的钳中的每个包含用于接收所述切割机构的一部分的细长槽,所述切割机构被构造成在近侧位置和远侧位置之间移动,用于切割夹持在所述一对相对的钳之间的组织。

2. 如权利要求1所述的仪器,其特征在于:

所述第一钳或所述第二钳中的至少一个具有导电芯构件和非导电涂层,所述非导电涂层覆盖所述导电芯构件的一部分并且露出所述组织封口表面,以使得所述组织封口表面相对于所述非导电涂层凹陷;并且

通过二次成型、等离子喷涂、爆炸喷涂、电弧喷涂、热喷涂、火焰喷涂、高速氧燃料喷涂、高速燃气喷涂、温喷涂或冷喷涂中的至少一个在所述至少一个钳的所述芯构件上形成所述非导电涂层。

3. 如权利要求1或权利要求2所述的仪器,其特征在于:

所述第一钳或所述第二钳中的至少一个包含下列中的至少一个:

(a) 非导电的远侧移动挡块,所述远侧移动挡块位于所述细长槽的远侧,并且被构造成在位于所述关闭位置的所述第一钳和所述第二钳的所述初级封口表面之间保持间隙;或

(b) 非导电的近侧移动挡块,所述近侧移动挡块位于所述露出的组织封口表面的近侧,并且被构造成在位于所述关闭位置的所述第一钳和所述第二钳的所述初级封口表面之间保持间隙;并且其中

所述间隙在0.05毫米和0.18毫米之间。

4. 如权利要求1-3中任一项所述的仪器,其特征在于:

所述仪器被构造成当所述钳位于所述关闭位置时在所述至少一个突起和所述至少一个凹部之间保持间隙,其中,所述间隙在0.05毫米和0.18毫米之间。

5. 如权利要求1-4中任一项所述的仪器,其特征在于:

所述装置进一步被构造成向夹持在所述钳之间的组织输送50瓦的最高功率。

6. 如权利要求1-5中任一项所述的仪器,其特征在于:

所述仪器进一步被定形成当所述钳位于所述关闭位置时通过具有6毫米以下的内径的套管适配。

7. 如权利要求1-6中任一项所述的仪器,其特征在于,进一步包含:

连接机构,所示连接机构用于控制所述一对钳的相对旋转,所述连接机构具有在所述第一钳中的第一对非导电衬套、在所述第二钳中的第二对非导电衬套、延伸通过每个钳中的第一个衬套以允许相对于分离杆旋转的销和联接至每个钳中的第二个衬套的连接部。

8. 如权利要求7所述的仪器,其特征在于:

所述非导电衬套将所述连接部和所述销与所述一对钳的芯构件隔离。

9. 如权利要求1-8中任一项所述的仪器,其特征在于:

所述第一钳或所述第二钳中的至少一个的所述露出的组织封口表面具有24平方毫米以下的表面面积。

10. 如权利要求9所述的仪器,其特征在于:

所述第一钳或所述第二钳中的至少一个的所述露出的组织封口表面具有10平方毫米以下的表面面积。

11. 如权利要求1-10中任一项所述的仪器,其特征在于:

所述仪器进一步被构造成向夹持在所述一对相对的钳之间的组织施加不大于50瓦的功率并且不大于3安培的电流。

12. 如权利要求1-11中任一项所述的仪器,其特征在于:

所述第一钳或所述第二钳中的至少一个具有具有近端和远端的导电芯构件;

所述芯构件的近端具有一对凹部;并且

一对非导电衬套位于所述一对凹部中。

13. 如权利要求1-12中任一项所述的仪器,其特征在于:

所述第一钳和所述第二钳的所述初级封口表面是弯曲的。

14. 如权利要求13所述的仪器,其特征在于:

第一个所述初级封口表面是凹的;并且

第二个所述初级封口表面是凸的。

15. 如权利要求14所述的仪器,其特征在于:

第一个所述初级封口表面是凹的;并且

第二个所述初级封口表面是凸的;从而所述初级封口表面被定形成随着从所述关闭位置移动至所述打开位置,促进二者之间被封口的组织的脱离。

16. 如权利要求1-15中任一项所述的仪器,其特征在于:

所述细长槽的至少一部分是非直线的。

17. 一种电外科仪器的制造方法,其特征在于,包含:

设置可移动的组织切割机构;

设置一对钳,所述一对钳具有第一钳和第二钳,每个钳具有用于接收所述可移动的组织切割机构的细长槽,所述第一钳具有露出的组织封口表面,所述露出的组织封口表面具有初级封口表面和从所述初级封口表面延伸的至少一个突起,所述至少一个突起用于集中穿过所述至少一个突起的封口电流,所述第二钳具有露出的组织封口表面,所述露出的组织封口表面具有初级封口表面和在所述初级封口表面中的至少一个凹部,所述至少一个凹部用于集中穿过所述至少一个凹部的封口电流;

定形所述一对钳以使得当一对相对的钳处于所述关闭位置时,所述至少一个突起和所

述至少一个凹部彼此相对；

联接所述一对钳以使得它们彼此相对并且能够在将组织夹持在两者之间的关闭位置和打开位置之间移动。

18. 如权利要求17所述的方法，其特征在于，进一步包含：

使所述初级封口表面中的一个定形成具有凹曲率；并且

使所述初级封口表面中的另一个定形成具有凸曲率。

电外科封口器和分隔器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年4月14日提交的名称为“电外科封口器和分隔器”的美国专利申请No.15/487,856的优先权，该美国专利申请要求于2016年4月15日提交的名称为“电外科封口器和分隔器”的美国临时申请No.62/323,030的优先权，在此为了适当的目的引入其全部公开。

技术领域

[0003] 本发明涉及医疗装置。具体地，但不意指限制本发明，本发明的实施例涉及用于切割和封口组织的电外科仪器。

背景技术

[0004] 本领域中存在许多公知的用于切割和封口组织的电外科装置。

[0005] 例如，当前可用的装置包括LigaSure (Ligasure是Medtronic的商标品牌) 系列装置，其包括组合的封口器和分隔器。此工具设置有具有大体平坦的接口的一对钳。即，如图1所示，末端执行器具有大体平坦或在水平面中的相应的封口表面和大体笔直的切割路径。LigaSure工具也设置有非导电的移动挡块以阻止工具完全地闭合。已知LigaSure工具对组织施加具有在180瓦特和300瓦特之间的封口功率的循环动力以使组织封口，并且该工具倾向于在使用时使组织在末端执行器之间粘合。

[0006] LigaSure工具和其他已知的装置也具有带有大组织封口表面的电极表面。

[0007] 仍然需要能够可靠地切断并且封口组织而不损坏非目标组织和/或提供其他新的和创新特征的装置。

发明内容

[0008] 一种示例性的电外科仪器具有可移动的组织切割机构和具有第一钳和第二钳的一对相对的钳。该一对相对的钳被定形并且被构造成在夹持并且封口被夹持在两者之间的组织的关闭位置和打开位置之间移动。第一钳具有露出的组织封口表面。露出的组织封口表面具有初级封口表面和从该初级封口表面延伸的至少一个突起，其用于集中穿过该至少一个突起的封口电流。第二钳具有露出的组织封口表面，该露出的组织封口表面具有初级封口表面和在该初级封口表面中的至少一个凹部，其用于集中穿过该至少一个凹部的封口电流。当一对相对的钳位于关闭位置时，该至少一个突起和至少一个凹部彼此相对。一对相反的钳中的每一个具有用于接收切割机构的一部分的细长槽，切割机构被构造成在近侧位置和远侧位置之间移动，用于切割夹持在一对相对的钳之间的组织。

[0009] 一种制造电外科仪器的示例性方法包括设置可移动的组织切割机构并且设置具有第一钳和第二钳的一对钳。每个钳具有用于接收可移动的组织切割机构的细长槽。第一钳具有露出的组织封口表面，该露出的组织封口表面具有初级封口表面和从该初级封口表面延伸的至少一个突起，其用于集中穿过该至少一个突起的封口电流。第二钳具有露出的

组织封口表面,该露出的组织封口表面具有初级封口表面和在该初级封口表面中的至少一个凹部,其用于集中穿过该至少一个凹部的封口电流。示例性方法进一步包括定形该一对钳使得当该一对相对的钳处于关闭位置时,至少一个突起和至少一个凹部彼此相对。示例性方法进一步包括联接该一对钳使得它们彼此相对并且能够在将组织夹持在两者之间的关闭位置和打开位置之间移动。

附图说明

[0010] 当结合附图时,参考下列详细描述和附加权利要求本发明的各种目的和优势以及更完整的理解是明显的并且更容易理解,其中贯穿多个视图以相同的附图标记标示相同或类似的元件,并且其中:

- [0011] 图1是现有技术装置的立体图;
- [0012] 图2是外科仪器的远侧部分的侧视图;
- [0013] 图3是图2中的仪器的横截面视图;
- [0014] 图4是图2中的仪器的另一个横截面视图;
- [0015] 图5图2中的仪器的端视图;
- [0016] 图6是图2中的仪器的下钳和其他特征的立体图;
- [0017] 图7是图2中的仪器的上钳和其他特征的立体图;
- [0018] 图8是处于打开构造中的图2中的仪器的下方立体图;
- [0019] 图9是处于关闭构造中的图2中的仪器的下方立体图;
- [0020] 图9A是带有修改特征的图9中的仪器的下方立体图;
- [0021] 图10是处于关闭位置的图2中的仪器的侧视图;
- [0022] 图11是图示图2中的仪器的细节的示意图;
- [0023] 图12是示例性的仪器的立体局部透视图;
- [0024] 图13A是示例性的仪器的上方局部透视图;
- [0025] 图13B是示例性的仪器的侧剖视图;
- [0026] 图14是适合示例性的仪器的二次成型的立体图;
- [0027] 图15是示例性的方法的流程图;
- [0028] 图16是示例性的仪器的侧剖视图;
- [0029] 图17是图16中的仪器的末端视图;
- [0030] 图18是图16中的仪器的截面端视图;
- [0031] 图19是图16中的仪器的截面端视图;
- [0032] 图20是示例性的仪器的立体图;
- [0033] 图21是示例性的仪器钳的分解立体图;
- [0034] 图22是图21中的钳的立体图;
- [0035] 图23是示例性的仪器钳的分解立体图;
- [0036] 图24是图23中的钳的侧视图;
- [0037] 图25是示例性的外科仪器的立体图;
- [0038] 图25A是图25中的仪器的细节的立体图;
- [0039] 图26是图25中的仪器的另一个立体图;

[0040] 图27是示例性的方法的流程图;和

[0041] 图28示出了表1,其是使用示例性装置测试的结果的表格。

具体实施方式

[0042] 如先前在此文件的背景技术中所提及并且如图1所示,公知的现有技术装置诸如 LigaSure 提供一种高组织封口和切割装置。这些以及类似的高功率装置,诸如吉纳(Gines)发明的美国专利No.6,033,399,对组织施加超过100瓦特的功率以封口。已知 LigaSure 工具对组织施加超过180瓦特的组织以封口。这种高功率应用造成被称为横向热扩散的现象,其是能量、热度和炭化向附近和非预期的组织的扩散,这意味着高功率装置不符合某些监管安全等级。

[0043] 为了满足对符合这些监管安全等级的装置的需要,申请人大致地确定了一种低功率装置,其具有特定参数能够用于可靠并且安全地封口组织。这些教导被公开在肯尼迪(Kennedy)等共有的美国专利No.9,265,561('561专利)中,并且公开了用于以低功率封口组织的系统和方法。如同本文完全阐述的,通过引用其整体将'561专利的全部内容并入本文。

[0044] 在相关专利中,罗斯(Ross)等共有的美国专利No.9,039,694('694专利)公开了用于向电外科仪器提供功率的系统和方法。如同本文完全阐述的,通过引用其整体将'694专利的全部内容并入本文。

[0045] 本文为了合适的目的通过引用并入下面的美国专利:舒尔茨(Schulze)的5,876,401、弗罗布莱夫斯基(Wrublewski)的6,174,309、舒尔茨的6,458,128、弗雷泽(Frazier)的6,682,528、库蒂尔(Couture)的7,083,618、戴克斯(Dycus)的7,101,373、戴克斯的7,156,846、戴克斯的7,101,371、戴克斯的7,255,697、邓博尔德(Dumbauld)的7,722,607、戴克斯的8,540,711、戴克斯的7,131,971、拉特瑞尔(Lattere11)的7,204,835、特里特(Treat)的7,211,080、戴克斯的7,473,253、奥多姆(Odom)的7,491,202、戴克斯的7,857,812、戴克斯的8,241,284、布恰利亚(Bucciaglia)的8,246,618、邓博尔德的8,361,072、麦肯纳(McKenna)的8,469,956、布恰利亚的8,523,898、法尔肯施泰因(Falkenstein)的8,579,894、艾伦(Allen)的8,968,311、伍德拉夫(Woodruff)的9,011,437、米勒(Mueller)的9,028,495、艾伦的9,113,901、瓦雷斯(Wales)的5,800,44、莱德尔(Ryde11)的5,462,546、莱德尔的5,445,638、贾尔迪诺(Giurtino)的5,697,949、帕拉沙克(Parashac)的5,797,938、多恩(Dorn)的6,334,860、弗雷泽的6,458,130、贝克(Baker)的6,113,598和吉纳的6,033,399。

[0046] 本文为了所有适当目的通过引用并入下面的美国专利公布:戴克斯的US2014/0031819A1、戴克斯的US2015/0250531A1、艾伦的US2015/0133930、施特罗布尔(Strobl)的US2013/0131651、莫厄(Moua)的US2014/0257285、奥多姆的US2007/0173813、贝克的US2009/0076506、麦克勒金(McClurken)的US2005/0010212、维姆(Wham)的US2007/0173804 和贝利(Baily)的US2007/0156140。

[0047] 本文为了适当目的通过引用并入下面的欧洲公布:艾格斯(Eggers)的EP0986990A1。

[0048] 申请人开发了能够安全地封口并且切割组织的装置,其不仅能够以低功率可靠地

运行,而且对受影响的组织产生更小的印迹。即,申请人的装置不倾向于导致手术部位附近的组织的偏离灼伤,从而提供符合某些监管安全等级的工具。

[0049] 转向图2,图2示出了用于切割和封口组织的手术仪器的装置100。装置100可以被称为末端执行器,并且具有上钳102、下钳104、切割机构106(见图8)、能够用于操作钳102、104的连接机构108和电外科控制机构110。在一些实施例中,装置100可以被构造成对被夹持在钳102、104之间的组织施加双极功率,并且可以被称为双极装置100。为了便于参考,应注意的是装置100的近侧部分图示在图2中的左侧并且装置100地远侧部分图示在图2的右侧。

[0050] 钳102、104可以以可以进行抓住、解剖、操作和/或收缩组织的方式弯曲至由纵向轴线X和竖直轴线Y限定的X-Y平面的右侧或左侧。即,纵向轴线X可以由直线限定,封口轴线W可以二维或三维地弯曲。在图2所示的实施例中,封口轴线W是二维地弯曲的。同样参见图6。

[0051] 在一些实施例中,钳102、104被构造成以类似于‘561专利所图示或描述的方式的功率水平选择性地施加用于封口组织的手术功率。钳102、104也可以包含如‘561专利和/或‘694专利中所公开的材料或其他设计选择。在图示的实施例中,透明地图示了二次成型部160,本领域技术人员将理解为了美学目的和/或电绝缘,二次成型部160可以设置有许多特征。

[0052] 在一些实施例中,如图9所示,钳102、104中的一个或两个可以具有在其远侧部分126、130或在其远侧部分126、130附近的非导电的移动挡块112和在近侧区域的钳联锁特征136以防止钳102、104旋转(见图2、8、9)。在一些实施例中,钳联锁特征136可以包含在第一钳102上的突起138,其被构造成抵接第二钳104上的凸缘、脊或另一表面140。结合非导电突出112,钳联锁特征136能够防止钳102、104过紧地夹持其间的组织。在一些实施例中,并且如图10所最清楚地图示,钳102、104可以被构造成即使处于关闭位置而没有组织夹持在二者之间,也在其初级封口表面142、143之间保持有大约0.007英寸(或大约0.178毫米)和大约0.002英寸(或大约0.051毫米)之间的间隙G。在一些实施例中,钳102、104具有尖端偏压;即,当近侧部分具有至少0.005英寸(或大约0.127毫米)的间隙G和/或该间隙G的远侧部分小于间隙G的近侧部分时,钳102、104的远侧部分诸如移动挡块112可以被构造成进行接触或停止朝向闭合移动。在夹持期间,在突起112和钳联锁特征136之间的钳102、104之一或两者的一部分能够弯曲。因此,本领域技术人员将理解的是对组织施加全部夹紧力之前已确定间隙G;或者,在初始接触时计算出或限定间隙G。在一些实施例中,可以在不同的区域设置另一个移动挡块112以进一步确保钳102、104不会接触或不会短。

[0053] 图9A示出了带有钳联锁特征136、突起138和凸缘、脊或另一表面140的变形的图9中的装置。本领域技术人员将意识到这些特征大体如图9中所示的那些那样运作。

[0054] 在一些实施例中,装置被构造成在初级封口表面142、143之间保持有在大约0.2毫米和大约0.05毫米之间的间隙G。在一些实施例中,在近侧部分处间隙G在大约0.16毫米和大约0.20毫米之间。在一些实施例中,在远侧部分处间隙G在大约0.05毫米和大约0.07毫米之间。在一些实施例中,间隙G至少是0.07毫米。在一些实施例中,间隙G从近侧部分至远侧部分连续地减小。

[0055] 在一些实施例中,装置被构造成在初级封口表面142、143之间保持有在大约0.25

毫米和大约0.03毫米之间的间隙G。在一些实施例中，在近侧部分处间隙G在大约0.16毫米和大约0.25毫米之间。在一些实施例中，在远侧部分处间隙G在大约0.03毫米和大约0.07毫米之间。

[0056] 转至图3-4,在一些实施例中,钳102、104之一或两者可以包括通道114、116,其定形并且被放置使得如图3-4所示,当钳102、104处于关闭位置时,通道114、116和钳102、104限定移动路径118,通过该移动路径,在组织已经封口后组织切割机构106或刀能够移动以切割该组织。通道114、116或细长槽可以是非直线的,从而刀或切割机构在非直线路径上移动以切断组织。

[0057] 如图6所示,在一些实施例中,第一钳102可以具有第一封口表面120,其初级封口表面142具有大体凸形。在一些实施例中,第一钳102的一部分可以具有第一封口表面120,其绕着封口轴线W具有第一曲率R1。在一些实施例中,封口轴线W由切割机构106的移动路径118限定。即,第一曲率R1可以与移动路径118相关。在一些实施例中,第一曲率R1从第一钳102的近侧部分124至第一钳102的远侧部分126是恒定的。在一些实施例中,第一曲率R1在第一钳102的近侧部分124大于在第一钳102的远侧部分126。在一些实施例中,第一曲率R1由半径为R1的圆限定。在一些实施例中,第一曲率R1由椭圆函数限定。

[0058] 如图7所示,相关联地,第二钳104可以具有第二封口表面122,其初级封口表面143具有大体凹形,或者相反地定形并且被构造成接收第一钳102。在一些实施例中,第二钳104的一部分可以具有第二封口表面122,其绕着封口轴线W和/或切割机构的移动路径118具有第二曲率R2,且第二曲率R2大于第一曲率R1。在一些实施例中,第二曲率R2从第二钳104的近侧部分128至第二钳104的远侧部分130是恒定的。在一些实施例中,第二曲率R2在第二钳104的近侧部分128大于在第二钳104的远侧部分130。在一些实施例中,第二曲率R2由半径为R2的圆限定。在一些实施例中,第二曲率R2由椭圆函数限定。

[0059] 回到图6,第一钳102和/或第二钳104中任何一个可以具有电流集中器表面132、134,其可以是一个以上的导电突起132和/或凹部134,其定形并且被构造成将电外科能量引导向封口表面122、124的特定区域。在一些实施例中,施加于钳102、104的总功率可以大体如‘561和/或‘694专利中所述。如图所示导电突起132可以有多种形状和尺寸,并且其上可以具有一个以上弯曲表面,该弯曲表面具有一个以上的曲率半径、椭圆函数或其他非线性函数。

[0060] 如图11所示,在一些实施例中,从初级封口表面120起的突起132的高度H在大约0.001英寸和大约0.0025英寸之间(或在大约0.0254毫米和大约0.0635毫米之间)。所选的高度H足够在用装置100封口的组织中引起能量集中而不引发潜在的减弱或变薄的点。在一些实施例中,高度H在大约0.015毫米和大约0.080毫米之间。在一些实施例中,高度H在大约0.03毫米和大约0.06毫米之间。本领域技术人员将理解高度H和/或深度D应当被构造成使得不允许钳102、104接触彼此和/或在钳之间引发火花。在一些实施例中,钳102、104之间保持至少是大约0.002英寸或至少是大约0.051毫米的间隙G。

[0061] 在一些实施例中,第一突起的高度H大于第二突起的高度H。在一些实施例中,在钳102、104的近侧区域的突起的高度H大于更接近钳102、104的远侧区域的突起的高度H。在一些实施例中,更接近钳102、104的近侧区域的突起132可以具有圆形部分,该圆形部分的曲率半径小于更接近钳102、104的远侧区域的突起132的圆形部分的曲率半径。在一些实施例

中,更接近近侧区域的突起132可以被构造成相比更接近远侧区域的突起132诱发更急剧的电流浓度。

[0062] 如图11进一步所示,突起132和第二钳或凹部134之间的间隙G可以保持一致。即,在一些实施例中,第一钳102、104上的突起132对应于第二钳102、104上的凹部134以保持间隙G。在一些实施例中,初级封口表面142、143和电流集中器(突起/凹部132、134)之间的间隙G大约是0.002英寸。在一些实施例中,在突起132或凹部134和初级封口表面142、143之间设置浮雕,从而在尖锐角处不会诱发火花。

[0063] 在一些实施例中,钳102、104中的一个上设置有单个突起132。在一些实施例中,钳102、104上设置有两个突起132。

[0064] 再次回到图7,第一钳102或第二钳104中任一个可以具有更多导电凹部134,其定形并且被构造成将电外科能量引导向封口表面122、124的特定区域。如图所示导电凹部134可以有多种形状和尺寸,并且其上可以具有带有一个以上曲率半径的一个以上弯曲表面。导电凹部134能够对应于相对的导电突起132,并且一些或所有导电突起132能够安置在导电凹部134中。在一些实施例中,所有导电突起132都在第一或第二钳102、104上,并且所有导电凹部134都在第一或第二钳102、104的另一个上。在一些实施例中,一些导电突起132在钳102、104中的一个上,并且一些导电突起132在钳102、104中的另一个上。相应的导电凹部134可以与此类似地分布和放置。如图所示导电凹部134可以有多种形状和尺寸,并且其上可以具有一个以上弯曲表面,其具有一个以上曲率半径、椭圆函数或其他非线性函数。

[0065] 导电凹部134可以具有与突起132的高度H对应的深度,再次确保在使用装置100封口的组织中诱发能量集中而不引入潜在的减弱或变薄的点。

[0066] 在一些实施例中,深度在大约0.015毫米和大约0.080毫米之间。在一些实施例中,深度在大约0.03毫米和大约0.06毫米之间。在一些实施例中,第一凹部134的深度大于第二凹部134的深度。在一些实施例中,在钳102、104的近侧区域的凹部的深度大于更接近钳102、104的远侧区域的凹部的深度。在一些实施例中,更接近钳102、104的近侧区域的凹部134可以具有圆形部分,该圆形部分的曲率半径小于更接近钳102、104的远侧区域的凹部134的圆形部分的曲率半径。在一些实施例中,更接近近侧区域的凹部134可以被构造成相比更接近远侧区域的凹部134诱发更急剧的电流浓度。

[0067] 可以设置一个以上的导电突起132,可选地,一个以上的导电凹部134,从而在突起132和凹部134处诱发能量集中,并且可以被称为能量或电流集中器。即,导电突起132不必要具有相应的凹部13。通过诱发此能量集中,申请人提供了封口组织的改善方法——具体地,每一突起/凹部132、134的交界处的电流浓度被构造成在允许能量流经整个各个表面120、122之前,在钳102、104之间诱发初始能量流。进而,系统100的总功率需求降低,然而仍然以低功率提供封口相对较大的组织部位的能力,诸如以40瓦特以下,或以其他如‘561专利所述的功率水平和电流浓度。在一些实施例中,装置100被构造成输送50瓦特以下的功率。在一些实施例中,装置100被构造成输送40瓦特以下的功率。在一些实施例中,装置100被构造成输送35瓦特以下的功率。在一些实施例中,装置100被构造成输送20瓦特以下的功率。在一些实施例中,装置100被构造成输送3安培以下的电流。在一些实施例中,装置100被构造成输送2.5安培以下的电流。电流或能量集中器可以定形使得集中电流而不诱发火花。

[0068] 在一些实施例中,仪器100定形为穿过具有6毫米以下内径的套管。

[0069] 此外,突起/凹部132、134和/或弯曲的封口表面120、122减小或消除完成封口后组织粘贴在钳102、104上的几率,而不在钳102、104上使用特殊材料。包括了突起132和凹部134的钳102、104可以由外科上的不锈钢制成而不对其施加不粘涂层。例如,突起132和/或凹部134可以定形并且/或放置成在钳102、104打开时在组织的目标区域上触发集中的拉开效应,从而改善分离。在一些情况下,突起132和/或凹部134可以定形并且/或放置成对组织的目标区域施加分离的力,其大于对组织的非目标区域(例如距突起132和/或凹部134较远的组织,诸如在初级封口表面142、143之间的组织)施加的分离的力。在一些实施例中,一个以上的导电突起132和一个以上的凹部134之间的间隙小于钳102、104的初级封口表面142、143之间的间隙G。

[0070] 在一些实施例中,钳102、104可以具有带有24平方毫米以下的封口表面区域的封口表面120、122。在一些实施例中,钳102、104可以具有带有10平方毫米以下的封口表面区域的封口表面120、122。

[0071] 继续参见图6-7,装置100可以设置切割机构能够通过的弯曲的移动路径118,诸如在完成对夹持在钳102、104之间的组织的封口后。本领域技术人员将理解的是,在一些实施例中,为了沿移动路径118往下移动,切割机构106可以是柔性的(例如可弯折的刀),和/或通道114、116的宽度可以适当地足够宽以允许切割机构106在其中通过而不弯折。在一些实施例中并且如图所示,通道114、116可以是弯曲的。在一些实施例中,通道114、116和切割路径118可以大体是直线形。在一些实施例中,切割机构106是柔性的。在一些实施例中,切割机构106是相对硬的。

[0072] 在一些实施例中,例如如图14所示,切割路径118限定(切割机构106的)冲程S的长度。冲程S的长度能够通过钳102、104的封口部分一路延伸。即,切割路径118可以定形并且放置成允许切割机构106的单个冲程一路通过保持在钳102、104之间的组织以切割。在一些实施例中,冲程S的长度可以仅部分地通过钳102、104的封口部分延伸。

[0073] 在一些实施例中,通道114、116和/或切割路径118可以包括一个以上的挡块特征(未图示),从而允许用户调整冲程S相对于钳102、104的长度。在一些实施例中,通道114、116和/或切割路径118大体可以包括一个以上的触觉反馈特征(未图示),其向使用者提供触觉反馈。触觉反馈特征可以使使用者能够使切割机构106的冲程小于冲程S的全长或小于第一冲程中的密封的组织的全长,可选地能够打开钳102、104以可选地确认组织被适当地封口,然后可选地在再次闭合钳102、104之后使切割机构106的冲程为第二冲程,其距离大于第一冲程。在一些实施例中,触觉反馈机构向用户提供对具有多于两个长度的超过两个冲程的冲程长度的应用感应或者感觉。触觉反馈机构可以包括一个以上的脊、凹坑、止动器和/或现在已知的或还有待于开发的任何其他触觉反馈机构,并且其适用于标示切割机构106相对于钳102、104的大概位置。

[0074] 继续参见图6-7,终止在第一钳102处的涂敷的导电介质(其可以是线152)和终止在第二钳104的涂敷的导电介质(其可以是线154)提供了穿过钳102、104的能量路径。线152、154可以焊接或熔接至钳102、104。在一些实施例中,线152、154可以以本领域技术人员已知的方式通过绝缘位移接触或绝缘穿透接触联接至钳102、104。在一些实施例中,可以在线152、154和装置100的其他特征的周围设置二次成型部160。

[0075] 如图8-9最清楚地图示,具有远侧刀部分和近侧杆部分的切割机构106可以被构造

成在分离杆156中移动。虽然切割机构106本身可以大体如工业中已知的那样运作,本领域技术人员将意识到具有位于分离杆156内部的切割机构106能够容许有更小印迹的装置100。

[0076] 如此文档先前所提及的,在一些实施例中,可以设置相对小的封口/切割装置100。例如,在一些实施例中,装置100可以具有小于3.0毫米的总体封套和/或被构造成适配于3.5毫米的套管内。在一些实施例中,装置100可以具有小于5.0毫米的封套和/或可以被构造成适配于5.5毫米的套管内。在一些实施例中,装置100可以被构造成适配于7.5毫米的套管内。在一些实施例中,装置100可以被构造成适配于10.5毫米的套管内。

[0077] 本领域技术人员将会意识到诸如本文描述的更小的装置100如较大的装置一样仍必须对组织提供相同的夹紧力,导致在例如钳102、104和控制钳102、104的连接部162、164之间的交界处有显著的力集中。因此,在一些实施例中,钳102、104包括由非导电、不可压缩或低压缩材料制成的多个衬套144、146、148、150(见图6-7)。在一些实施例中,钳102、104包括非导电或陶瓷衬套144、146、148、150以与连接机构108交接,该连接机构108包括连接部162、164和分离轴166。在一些实施例中,衬套144、146、148、150将诸如连接部162、164的执行器与导电的钳102、104隔离。

[0078] 在一些实施例中,销168穿过钳102、104中的一对远侧衬套146、150、切割机构106中的细长槽和分离轴166以将钳102、104可旋转地安装至轴166。在一些实施例中,一对连接部162、164中的突起与钳102、104中的一对近侧衬套144、148接合,用于将分离杆156的打开/关闭动作转换为钳102、104的旋转动作。

[0079] 转至图11,其示出了第一钳102的横截面的大致示意图,在一些实施例中,装置100可以被构造成随着钳102、104之间的组织封口之后钳102、104彼此远离而对组织施加剪切力F。在一些实施例中,表面120、122中的导电突起132和/或导电凹部134可以放置成使得在钳102、104从夹持或关闭位置移动至非夹持或打开位置时,突起132和/或凹部134对组织施加剪切力F。本领域技术人员将理解的是,当突起132和/或凹部134本质上是大体圆形或椭圆形时,剪切力F相对移动路径118可以是横向、纵向和/或竖直的,从而产生触发组织与钳102、104分离的集中的剪切力F。一旦分离被触发,本领域技术人员将理解组织其他部分的分离更容易进行。在突起132或凹部134和初级封口表面142、143之间提供相对平滑的过渡能够避免引入非预期的能量集中的转移。

[0080] 图12、13A和13B示出了多种示图,图示了示例性的仪器100,连同钳的拉杆163和外壳或管180,更具体地,图示了如何操作钳102、104和切割机构106或刀/刀拉杆。

[0081] 图14示出了涂覆线152、154如何能够粘贴至钳102、104的一个实施例,诸如通过设置围绕着线152、154的远侧或露出的导电部分和钳102、104的近侧部分的二次成型部160。

[0082] 转至图15,现公开封口和切割组织的方法1500的进一步的细节。方法1500包括设置1502电外科切割器/封口器,其具有封口表面,被构造成在封口表面上诱发能量集中的至少一个特征。方法1500也包括对要被封口的组织施加1504电外科功率,其中施加1504电外科功率包含在夹持于一对钳之间的组织上不均匀地分布功率和/或以尖端偏压的方式将组织夹持在钳之间。方法1500可以包括切割1506夹持在钳之间的组织;其中切割1506可以包括使切割机构穿过组织而移动非线性的路径。方法1500也包括将电外科装置从夹持在其间的组织分离1508,其中分离1508包括以导致要对夹持在钳之间的组织施加剪切力的方式拉

动一对钳彼此远离,其中该剪切力是竖直和/或横向的。

[0083] 可以使用如先前参考图2-11描述的装置实现方法1500。

[0084] 现在参考图16-19,不需要存在能量集中器和/或移动挡块。即,在一些实施例中,一部分或大体所有的弯曲封口表面120、122可以适当地弯曲从而减小或消除完成封口后组织粘贴至钳102、104的几率,而不在钳102、104中使用特殊材料并且不用能量集中器。图16-19中所示的示例性的装置的其他特征可以大体如本文中参考该装置所描述的那样。

[0085] 现在参考图20,在一些实施例中,所有或一部分或大部分的第一和第二封口表面120、122可以是平坦的。在一些实施例中,钳102、104中的一个或两个的大部分可以具有涂层;例如,钳102、104中的一个或两个的大部分可以用涂层170、182二次成型。涂层可以由大体非导电材料制成。可以通过二次成型、等离子喷涂、爆炸喷涂、电弧喷涂、热喷涂、火焰喷涂、高速氧燃料喷涂、高速燃气喷涂、温喷涂或冷喷涂施加涂层170、182。

[0086] 在一些实施例中,可以在钳102、104中的一个或两个的近侧区域设置移动挡块174,从而以类似于本文先前描述的移动挡块112的方式限制过压缩。在一些实施例中,位于钳的近侧区域的移动挡块174可以由涂层182形成。移动挡块174可以是钳102、104的近侧区域中的凸缘。本领域技术人员将会意识到,尽管图20示出了位于第二钳104上的挡块112、174,然而任何一个或两个移动挡块112、174可以位于第一钳102上。本领域技术人员将会意识到任何一个或两个移动挡块112、174能够提供必要的过压缩保护。

[0087] 图21-22分别示出了适用于装置100的示例性的第一钳102的分解和组装视图。钳102可以具有由非导电涂层170部分地覆盖的导电芯构件176。该芯构件176可以具有封口表面120。在一些实施例中,如图21-22所示,封口表面120可以是平坦的,或者如本文先前所描述,封口表面120可以是弯曲的并且/或包括导电凹部和/或突起。钳102或芯构件176可以包括位于该芯构件176的近侧区域中的多个凹部178、184。凹部178、184可以是通道。凹部178、184可以定形为接收衬套144、146,并且可以被放置成允许控制钳102的旋转。如图21、23和图6-7所示,两个钳102、104都可以包括多个凹部178、184、186、188,他们定形并且被放置成以大体如本文先前描述的方式允许两个钳102、104相对于控制杆或套管旋转。涂层170可以安置导电线152以与芯构件176保持接触以便向封口表面120传导能量。尽管图21-22中未示出,如图20所示可以设置近侧移动挡块174。

[0088] 如图23-24所示,第二钳104可以所述一对相对的钳中的每个芯构件部分地涂覆有具有非导电材料的涂层;并且其中有涂层182。可以以大体如参考第一钳102所描述的方式施加和放置涂层182。第二钳104或第一钳102在钳102、104的远侧区域可以具有移动挡块112,并且该移动挡块112可以具有最大大约0.003英寸,或最大大约0.08毫米的高度。在一些实施例中,钳102、104的近侧部分可以具有涂层170、182,该涂层在凹部178、184、186、188附近区域的厚度最大大约0.004英寸或最大大约0.1毫米。凹部本身可以无涂层170、182。虽然第二钳104图示为带有远侧的移动挡块112而并非近侧的移动挡块,本领域技术人员将会意识到可以如图20所示的那样设置近侧的移动挡块174。

[0089] 如参考先前的图所述,图20-24中所示的装置可以被构造成在初级封口表面120、122之间保持间隙。

[0090] 现在转至图25-26,示例性的仪器100可以包括第一钳102和第二钳104。可以将第一和/或第二钳上的涂层170、182设置并且定形成露出凹陷的封口表面120、122。凹陷的封

口表面120、122可以是非常窄小的；例如，在一些实施例中距通道114或细长槽的距离D最大可以是0.5毫米。在一些实施例中，距离D可以多于0.2毫米。在一些实施例中，该距离可以不超过0.6毫米。在一些实施例中，该距离可以不超过0.8毫米。在一些实施例中，距离D可以不超过1毫米。在一些实施例中，距离D可以在0.2和0.7毫米之间。

[0091] 虽然图示为平面，本领域技术人员应当意识到如本文参考先前的图所描述的，图25中所示的仪器中的封口表面120、122可以包括曲率R1、R2、突起132和/或凹部134（和初级封口表面）。如本文先前所描述，图25中所示的仪器100也可以具有远侧的移动挡块112和/或近侧的移动挡块176。其他特征可以大体如本文先前所述。应特别注意，与工业中的先前理念相反，申请人已确定，具有非常窄小或薄的组织接触面边界的诸如组织封口器的仪器导致利用这种仪器封口的组织的非常强的破裂强度。此外，因为非常小的封口表面区域，该装置可以保持非常低的功率，诸如50瓦特以下、40瓦特以下、或35瓦特以下、3安培以下、或2.5安培以下、或2安培以下，并且仍实现坚固的封口而不对周围组织造成损害。在一些实施例中，50瓦特的功率级别可以提供1.5安培和3.0安培之间的电流。

[0092] 现在转至图27，其描述了制造电外科仪器的方法2700。方法2700可以包括设置2702可移动的组织切割机构。方法2700可以包括设置2704一对钳，该一对钳的至少一个钳具有导电芯构件，每个钳具有用于接收可移动的组织切割机构的一部分的细长槽，该切割机构被构造成在近侧位置和远侧位置之间移动以切割夹持在一对相对的钳之间的组织。方法2700可以包括用非导电涂层涂敷2706该至少一个钳，使得非导电涂层暴露芯构件的一部分以形成相对于该非导电涂层凹陷的封口表面区域。方法2700可以包括联接2708该一对钳从而它们彼此相对并且能够在将组织夹持在它们之间的关闭位置和打开位置之间移动。

[0093] 在一些实施例中。涂敷2706包含二次成型、等离子喷涂、爆炸喷涂、电弧喷涂、热喷涂、火焰喷涂、高速氧燃料喷涂、高速燃气喷涂、温喷涂或冷喷涂中的至少一个。

[0094] 下列列表是示范性实施例的非穷举列表。从该列表中，本领域技术人员能够容易地意识到能够添加或移除图中所示的装置100的许多特征，并且即使未图示，第一附图中示出的特征也可以适用于第二附图示出的装置。

[0095] 示例

[0096] 现在参考表1，根据本文所述的实施例的电外科仪器在5个封口上进行试验。仪器的钳具有大约57平方毫米的封口表面，并且钳的一部分上的涂层设置有相对于该涂层凹陷的封口表面。每个钳上的封口表面凹陷至少0.101毫米，并且在封口期间挡块在钳之间设置了大约0.127毫米的间隙。该装置设定成最高功率50瓦特、最大电压100伏特和最大电流2.5安培的额定输出。该装置也设定成当穿过组织的能量的阻抗到达250欧姆时停止施加功率。

[0097] 该装置被用以应用表1中所列的5个封口。

[0098] 每个封口在封口之后被切割并且检查，并且被确定为质量优秀。具体地，封口被认为是透明的，带有清晰边缘（从封口组织过渡至未封口组织），其表示了坚固的封口。观察到在封口附近无诸如炭化的损坏，其表示了很少的热扩散。

[0099] 为了对比，试验了另一个装置，其具有大约113平方毫米的封口表面区域的钳和与上述相同的功率设定（50瓦特、100伏、2.5安培和250欧姆）。在所有其他因素相同的情况下，113平方毫米的钳不能够封口较大的满钳的血管。113平方毫米的钳在相同的功率设定下的不可操作性表明在低功率设定下更小的封口表面区域能提供更好的功能性。

[0100] 更具体地,已证实设置有大约0.0345安培每平方毫米(或2.00安培每58平方毫米以下)的电流浓度的装置可提供可靠的封口。在一些实施例中,该装置被构造成提供大约0.025安培每平方毫米以上的电流浓度。在一些实施例中,该装置被构造成提供大约0.030安培每平方毫米以上的电流浓度。在一些实施例中,该装置被构造成提供大约0.030安培以上每平方毫米的电流浓度和50瓦特以下的功率。本领域技术人员将会意识到为完全填充有组织的一对钳102、104将有更高的浓度。在一些实施例中,本文所描述的电流集中器132、134能够提供有效的高电流浓度以触发封口行为。即,即使组织的其他区域夹持在钳102、104之间也不经历至少0.025安培每平方毫米的电流浓度,电流集中器132、134可以被构造成在该电流集中器132、134的附近区域实现此浓度并且不需要覆盖所有夹持在钳102、104之间的组织。

[0101] 下列是本文描述的实施例的非穷举列表。

[0102] 实施例1。一种电外科仪器包含:可移动的组织切割机构;和具有第一钳和第二钳的一对相对的钳,其定形并且被构造成在将组织夹持在两者之间并封口的关闭位置和打开位置之间移动;其中至少一个钳包含导电芯构件和非导电涂层,该非导电涂层覆盖一部分芯构件并且暴露一部分芯构件以形成相对于非导电涂层凹陷的封口表面区域;并且每个钳包含用于接收切割机构的一部分的细长槽,切割机构被构造成在近侧位置和远侧位置之间移动,用于切割夹持在该一对相对的钳之间的组织。

[0103] 实施例2。实施例1的仪器,其中:通过二次成型、等离子喷涂、爆炸喷涂、电弧喷涂、热喷涂、火焰喷涂、高速氧燃料喷涂、高速燃气喷涂、温喷涂或冷喷涂中的至少一个在至少一个钳的芯构件上形成非导电涂层。

[0104] 实施例3。实施例1或2的仪器,其中:至少一个钳的封口表面区域从细长槽起延伸不大于0.8毫米的距离。

[0105] 实施例4。实施例1-3中任一个的仪器,其中:封口表面区域从细长槽起延伸0.2毫米和0.7毫米之间的距离。

[0106] 实施例5。实施例1-4中任一个的仪器,其中:至少一个钳的封口表面区域从细长槽起延伸不多于0.6毫米的距离。

[0107] 实施例6。实施例1-5中任一个的仪器,其中:涂层被构造成在处于关闭位置的一对钳的表面区域之间保持间隙,并且该间隙是0.05毫米以上。

[0108] 实施例7。实施例6的仪器,其中:该间隙是0.18毫米以下。

[0109] 实施例8。实施例7的仪器,其中:该间隙至少是0.07毫米。

[0110] 实施例9。实施例1-8中任一个的仪器,其中:通过二次成型、等离子喷涂、爆炸喷涂、电弧喷涂、热喷涂、火焰喷涂、高速氧燃料喷涂、高速燃气喷涂、温喷涂或冷喷涂中的至少一个在芯构件上形成非导电涂层。

[0111] 实施例10。实施例9的仪器,其中:该装置进一步被构造成对夹持在钳之间的组织输送50瓦特的最高功率和3安培的最大电流。

[0112] 实施例11。实施例1-10中任一个的仪器,其中:该一对钳进一步定形成当钳位于关闭位置时通过具有6毫米以下的内径的套管适配。

[0113] 实施例12。实施例1-11中任一个的仪器,进一步包含用于控制一对钳的相对旋转的连接机构,该连接机构具有在第一钳中的第一对非导电衬套、在第二钳中的第二对非导

电衬套、延伸穿过每个钳中的第一个衬套以允许相对于分离杆旋转的销和联接至每个钳中的第二个衬套的连接部。

[0114] 实施例13。实施例12的仪器，其中：非导电衬套将连接部和销与芯构件隔离。

[0115] 实施例14。实施例1-13中任一个的仪器，其中：至少一个钳的封口表面区域小于24平方毫米；并且该封口表面区域从细长槽起延伸不多于0.8毫米。

[0116] 实施例15。实施例1-14中任一个的仪器，其中：至少满足(a)该至少一个钳的封口表面区域小于10平方毫米，或者(b)该封口表面区域从细长槽起延伸不多于0.6毫米。

[0117] 实施例16，实施例1-15中任一个的仪器，其中：该仪器进一步被构造成对夹持在该相对的钳之间的组织施加不多于50瓦特的功率；并且该仪器进一步被构造成对夹持在该相对的钳之间的组织施加不多于3安培的电流。

[0118] 实施例17。实施例1-16中任一个的仪器，其中：至少一个钳具有近端和远端，该近端具有一对非导电衬套；涂层被构造成在该一对钳的封口表面之间保持间隙；并且间隙的近侧部分大于间隙的远侧部分。

[0119] 实施例18。实施例17的仪器，其中：涂层从近侧区域延伸至远侧区域。

[0120] 实施例19。实施例1-18中任一个仪器，其中：至少一个钳的凹陷的封口表面包含初级封口表面；并且该初级封口表面是弯曲表面。

[0121] 实施例20。实施例19的仪器，其中：凹陷的封口表面进一步包含突起或凹部中的至少一个，其用于集中从该至少一个钳流经夹持在该一对钳之间的组织的电流。

[0122] 实施例21。先前的实施例中任一个的仪器，其中：至少一个钳的凹陷的封口表面包含初级封口表面；并且该初级封口表面是平面。

[0123] 实施例22。实施例21的仪器，其中：凹陷的封口表面进一步包含突起或凹部中的至少一个，其用于集中从该至少一个钳流经夹持在该一对钳之间的组织的电流。

[0124] 实施例23。先前实施例中任一个的仪器，其中：该至少一个钳的凹陷的封口表面包含初级封口表面和突起或凹部中的至少一个，其用于集中从该至少一个钳流经夹持在该一对钳之间的组织的电流。

[0125] 实施例24。先前实施例中任一个的仪器，其中：该至少一个钳的凹陷的封口表面包含突起；该一对相对的钳中的另一个包含与突起相对的凹部；并且其中突起和凹部被构造成集中流经该突起和凹部的电流。

[0126] 实施例25。实施例1-24中任一个的仪器，其中：细长槽的至少一部分是非直线的。

[0127] 实施例26。一种制造电外科仪器的方法，包含：设置可移动的组织切割机构；设置一对钳，该一对钳的至少一个钳具有导电芯构件，每个钳具有用于接收可移动的组织切割机构的一部分的细长槽，切割机构被构造成在近侧位置和远侧位置之间移动，用于切割夹持在该一对相对的钳之间的组织；用非导电涂层涂敷该至少一个钳，使得非导电涂层暴露芯构件的一部分以形成相对于该非导电涂层凹陷的封口表面区域；联接该一对钳使得它们彼此对立并且在将组织夹持在它们之间的关闭位置和打开位置之间移动。

[0128] 实施例27。实施例26的方法，其中：涂敷包含二次成型、等离子喷涂、爆炸喷涂、电弧喷涂、热喷涂、火焰喷涂、高速氧燃料喷涂、高速燃气喷涂、温喷雾或冷喷涂中的至少一个。

[0129] 实施例28。一种电外科仪器包含：可移动的组织切割机构；和具有第一钳和第二钳

的一对相对的钳,该一对相对的钳定形并且被构造成在将组织夹持在两者之间并封口的关闭位置和打开位置之间移动;其中第一钳包含露出的组织封口表面,该露出的组织封口表面具有初级封口表面和从该初级封口表面延伸的至少一个突起,其用于集中穿过该至少一个突起的封口电流;第二钳包含露出的组织封口表面,该露出的组织封口表面具有初级封口表面和在该初级封口表面中的至少一个凹部,其用于集中穿过该至少一个凹部的封口电流;其中当一对相对的钳位于关闭位置时该至少一个突起和该至少一个凹部彼此相对;并且该一对相对的钳中的每一个包含用于接收切割机构的一部分的细长槽,切割机构被构造成在近侧位置和远侧位置之间移动,用于切割夹持在该一对相对的钳之间的组织。

[0130] 实施例29。实施例28的仪器,其中:第一钳或第二钳中的至少一个具有导电芯构件和非导电涂层,非导电涂层覆盖导电芯构件的一部分并且暴露组织封口表面,使得组织封口表面相对于该非导电涂层凹陷;并且通过二次成型、等离子喷涂、爆炸喷涂、电弧喷涂、热喷涂、火焰喷涂、高速氧燃料喷涂、高速燃气喷涂、温喷涂或冷喷涂中的至少一个在至少一个钳的芯构件上形成非导电涂层。

[0131] 实施例30,实施例28或29的仪器,其中:第一钳或第二钳中的至少一个包含:至少一个非导电的远侧移动挡块,该远侧移动挡块位于细长槽的远侧并且被构造成在位于关闭位置的第一和第二钳的初级封口表面之间保留间隙;或非导电的近侧移动挡块,,该近侧移动挡块位于露出的组织封口表面的近侧并且被构造成在位于关闭位置的第一和第二钳的初级封口表面之间保持间隙;并且其中该间隙在0.05毫米和0.18毫米之间。

[0132] 实施例31。实施例28-30中任一个的仪器,其中:该仪器被构造成当钳位于关闭位置时在该至少一个突起和至少一个凹部之间保持间隙,其中该间隙在0.05毫米和0.18毫米之间。

[0133] 实施例32。实施例28-31中任一个的仪器,其中:该装置进一步被构造成向夹持在钳之间的组织输送50瓦特的最高功率。

[0134] 实施例33。实施例28-32中任一个的仪器,其中:该仪器进一步定形成当钳位于关闭位置时通过具有6毫米以下的内径的套管适配。

[0135] 实施例34。实施例28-33中任一个的仪器,进一步包含:用于控制一对钳的相对旋转的连接机构,该连接机构具有在第一钳中的第一对非导电衬套、第二钳中的第二对非导电衬套、延伸通过每个钳中的第一个衬套以允许相对于分离杆旋转的销和联接至每个钳中的第二个衬套的连接部。

[0136] 实施例35。实施例34的仪器,其中:非导电衬套将连接部和销与一对钳的芯构件隔离。

[0137] 实施例36。实施例28-35中任一个的仪器,其中:第一或第二钳中的至少一个露出的组织封口表面具有24平方毫米以下的表面面积。

[0138] 实施例37。实施例36的仪器,其中:第一或第二钳中的至少一个的露出的组织封口表面具有10平方毫米以下的表面面积。

[0139] 实施例38。实施例28-37中任一个的仪器,其中:该仪器进一步被构造成向夹持在一对相对的钳之间的组织施加不多于50瓦特的功率并且不多于3安培。

[0140] 实施例39。实施例28-38中任一个的仪器,其中:第一或第二钳中的至少一个具有具有近端和远端的导电芯构件;芯构件的近端具有一对凹部;并且一对非导电衬套位于该

一对凹部中。

[0141] 实施例40。实施例28-39中任一个的仪器,其中:第一和第二钳的初级封口表面是弯曲的。

[0142] 实施例41。实施例40的仪器,其中:第一个初级封口表面是凹的;并且第二个初级封口表面是凸的。

[0143] 实施例42。实施例41的仪器,其中:第一个初级封口表面是凹的;并且第二个初级封口表面是凸的;因而该初级封口表面被定形成随着从关闭位置移动至打开位置,促进在其间被封口的组织的脱离。

[0144] 实施例43。实施例28-42中任一个的仪器,其中:细长槽的至少一部分是非直线的。

[0145] 实施例44。一种制造电外科仪器的方法,包含:设置可移动的组织切割机构;设置具有第一钳和第二钳的一对钳,每个钳具有用于接收可移动的组织切割机构的细长槽,第一钳具有露出的组织封口表面,该露出的组织封口表面具有初级封口表面和从该初级封口表面延伸的至少一个突起,该至少一个突起用于集中穿过至少一个突起的封口电流,第二钳具有露出的组织封口表面,该露出的组织封口表面具有初级封口表面和在该初级封口表面中的至少一个凹部,该至少一个凹部用于集中穿过至少一个凹部的封口电流;定形一对钳使得当该一对相对的钳处于关闭位置时,该至少一个突起和至少一个凹部彼此相对;联接该一对钳使得它们彼此相对并且能够在将组织夹持在两者之间的关闭位置和打开位置之间移动。

[0146] 实施例45。实施例44的方法,进一步包含:以凹曲率定形初级封口表面中的一个;并且以凸曲率定形初级封口表面中的另一个。

[0147] 实施例46。先前的实施例中任一个,其中该仪器是血管封口和切割仪器。

[0148] 实施例47。先前的实施例中任一个,其中每个钳具有钳封口表面,钳封口表面具有在23平方毫米和58平方毫米之间的表面面积,并且装置被构造成向夹持在钳之间的组织施加不多于50瓦特的功率,不大于3安培并且不多于100伏特,该组织是宽度大于5毫米且多达15毫米的血管,并且其中该装置被构造成在5秒以内封口夹持在钳之间的组织。

[0149] 实施例48。实施例47的装置,其中该装置被构造成在4秒以内封口夹持在钳之间的组织。

[0150] 实施例49。实施例47或48的装置,其中该装置被构造成向夹持在钳之间的组织输送不多于3安培。

[0151] 实施例50。先前的实施例中任一个的装置或方法,其中该装置被构造成向夹持在钳之间的组织的至少一部分施加至少0.025安培每平方毫米的电流浓度。

[0152] 本文公开的多种元件中的每一个可以以多种方式实现。此公开应当被理解为包含每个这样的变化,可以是任何装置实施例、方法或过程实施例的实施例的变型,或者甚至仅仅是任何这些元件的变型。特别地,应当理解的是,每个元素的词语可以由等同的装置术语或方法术语表达,即使只有功能或结果是相同的。应当认为这些等同,更广泛或甚至更通用的术语包含在每个要素或动作的描述中。在需要时可以替换这些术语,以明确表示本发明所赋予的隐含的广泛覆盖。

[0153] 仅作为一个示例,应当理解,所有动作可以表示为用于采取该动作的手段或者作为引起该动作的元素。类似地,所公开的每个物理元件应该被理解为包括该物理元件所促

成的动作的公开。关于最后一个方面，“紧固件”的公开应理解为包括“紧固”行为的公开，无论是否明确讨论，并且，相反地，仅有“紧固”行为的公开，这种公开应当被理解为包括“紧固机构”的公开。这些变化和替代术语应被理解为明确地包括在说明书中。

[0154] 此外，权利要求应被解释为使得引用“A,B或C中的至少一个”的权利要求应读为仅需要“A”的装置。该权利要求还应读为仅需要“B”的装置。该权利要求还应读为仅需要“C”的装置。类似地，该权利要求也应读为需要“A+B”的装置，依此类推。该权利要求还应读为需要“A+B+C”的装置。

[0155] 权利要求还应被解释为使得任何关系表达（例如，垂直，直线，平行，平坦等）被理解为包括“在当制造装置或发明时任一更大的制造公差的合理制造公差内”的叙述。

[0156] 总之，本发明尤其提供了一种用于电外科手术的系统和方法。本领域技术人员可以容易地认识到，可以在本发明、其使用和其配置中进行多种变化和替换，以实现与本文所述实施例所实现的基本相同的结果。因此，无意将本发明限制于所公开的示例性形式。许多变化，修改和替代构造落入如权利要求中表达的所公开的发明的范围和精神内。

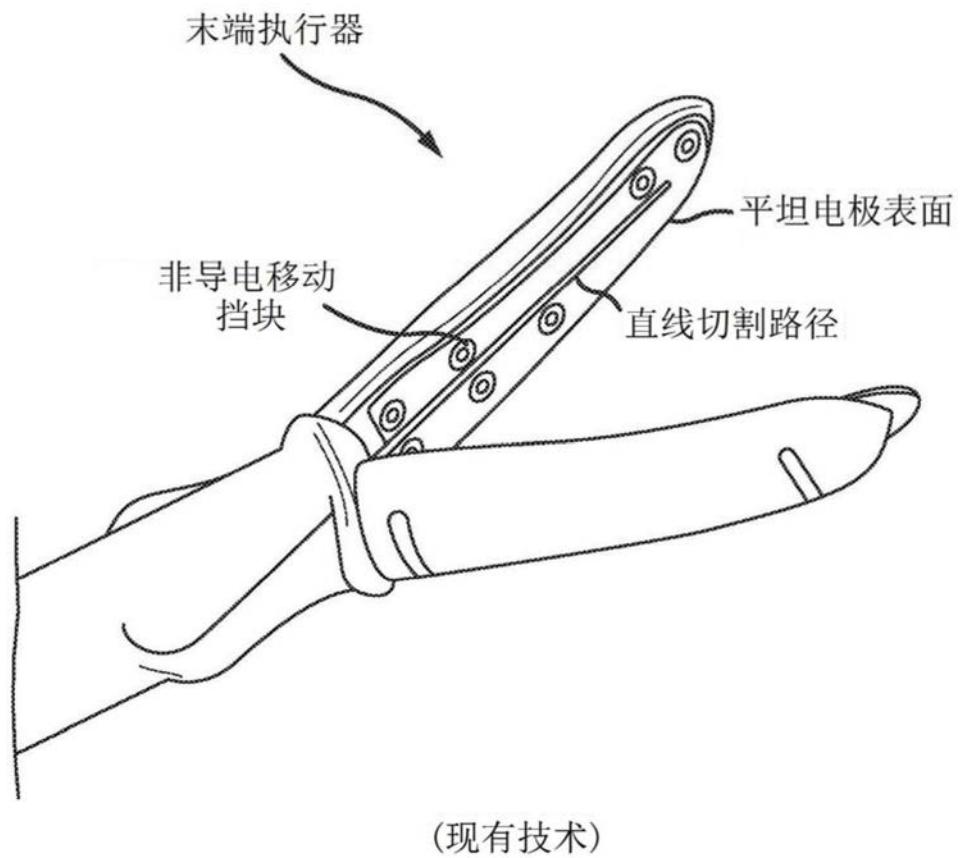


图1

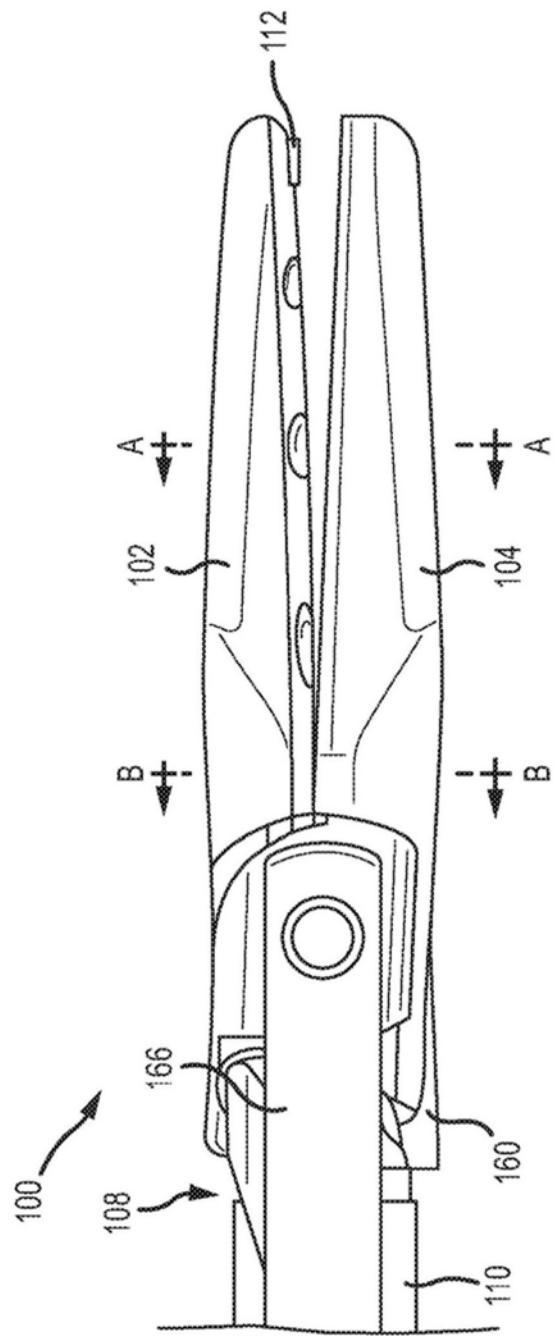


图 2

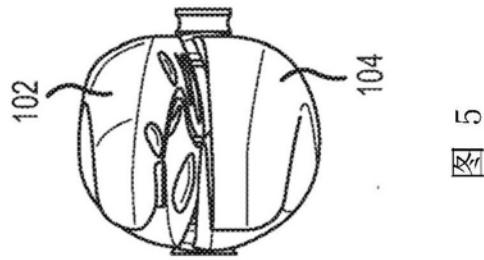


图 5

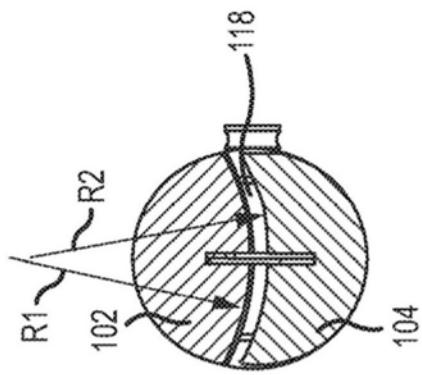


图 4

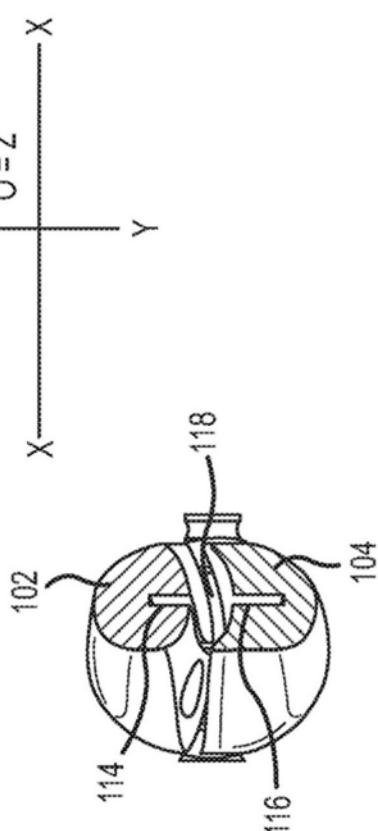


图 3

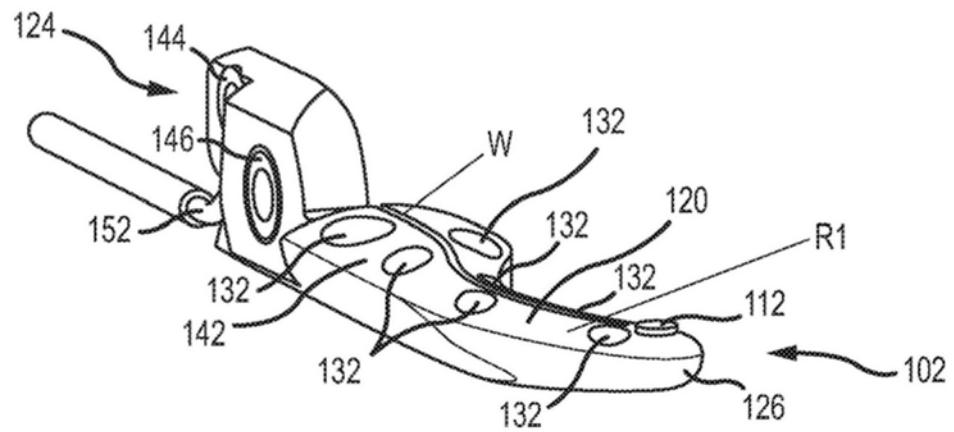


图6

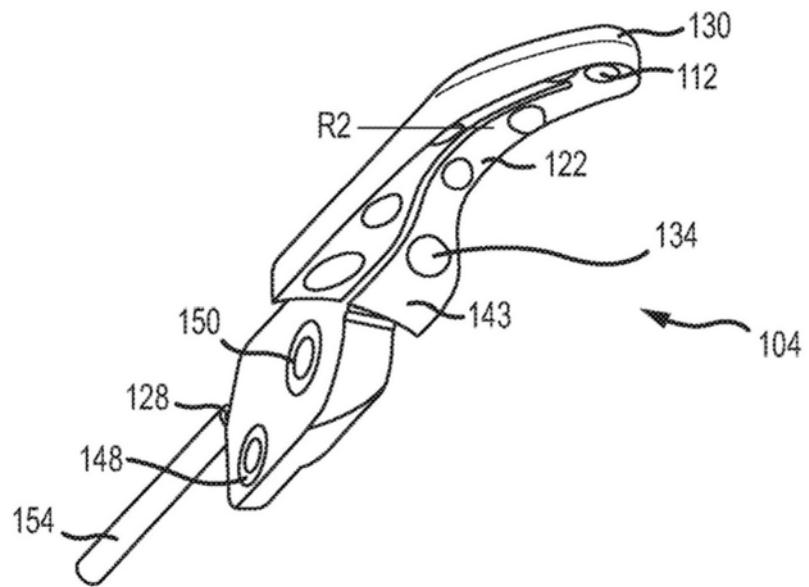


图7

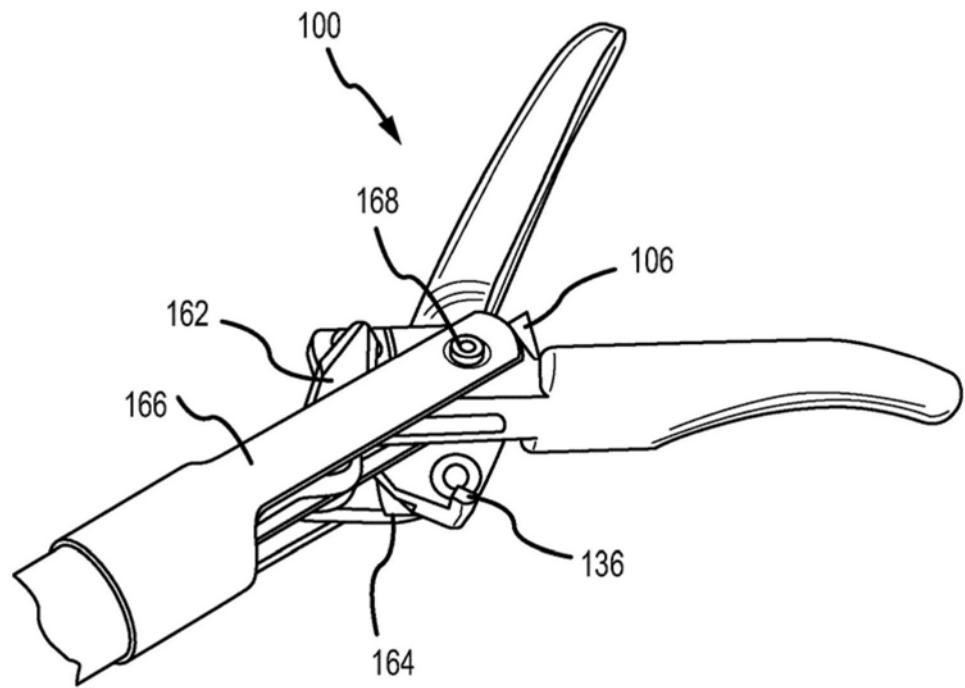


图8

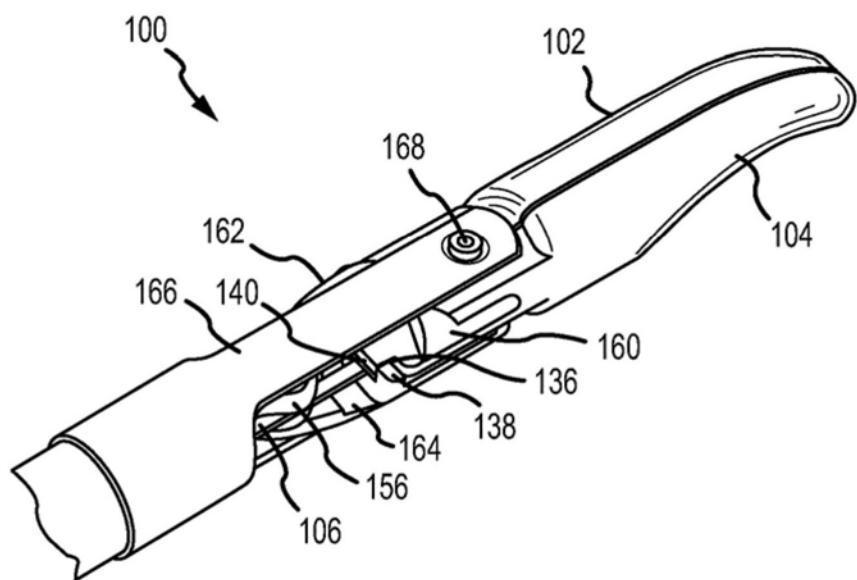


图9

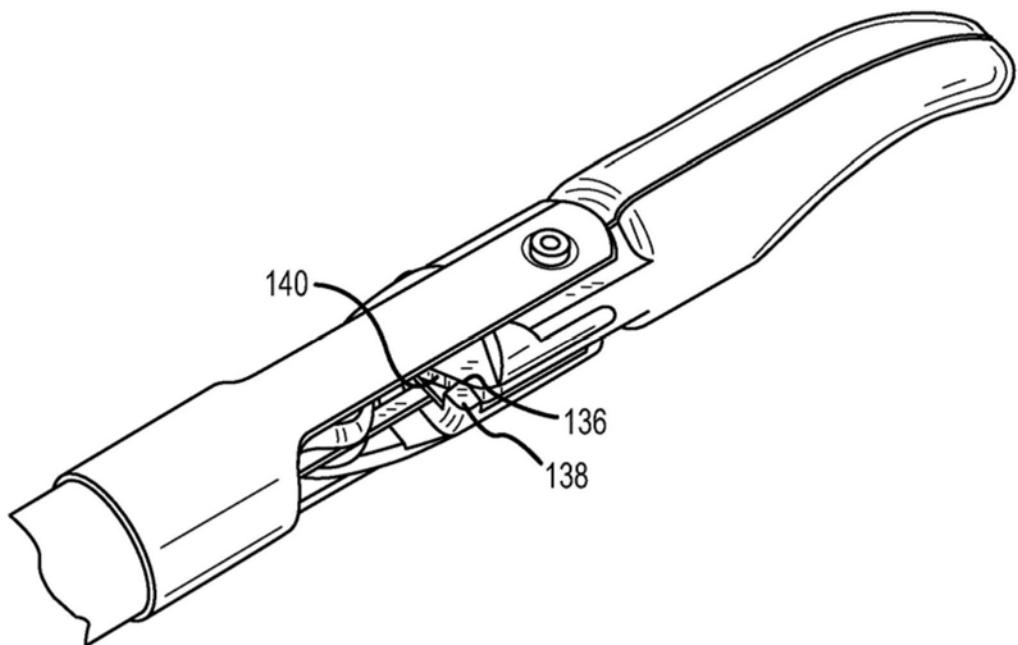


图9A

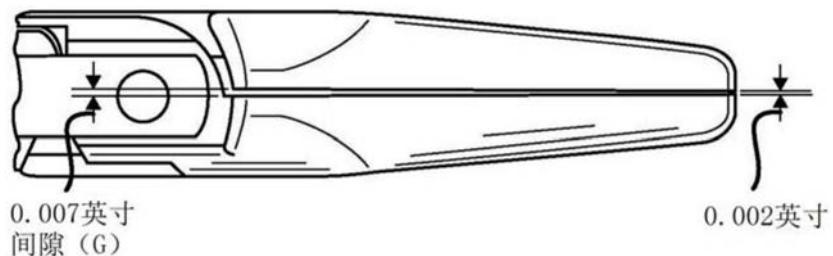


图10

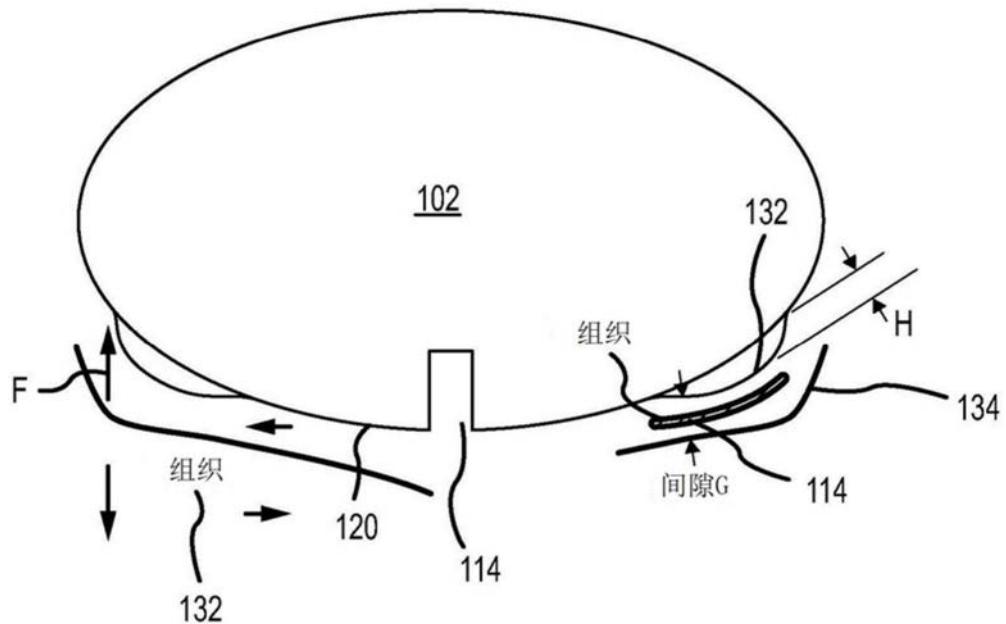


图11

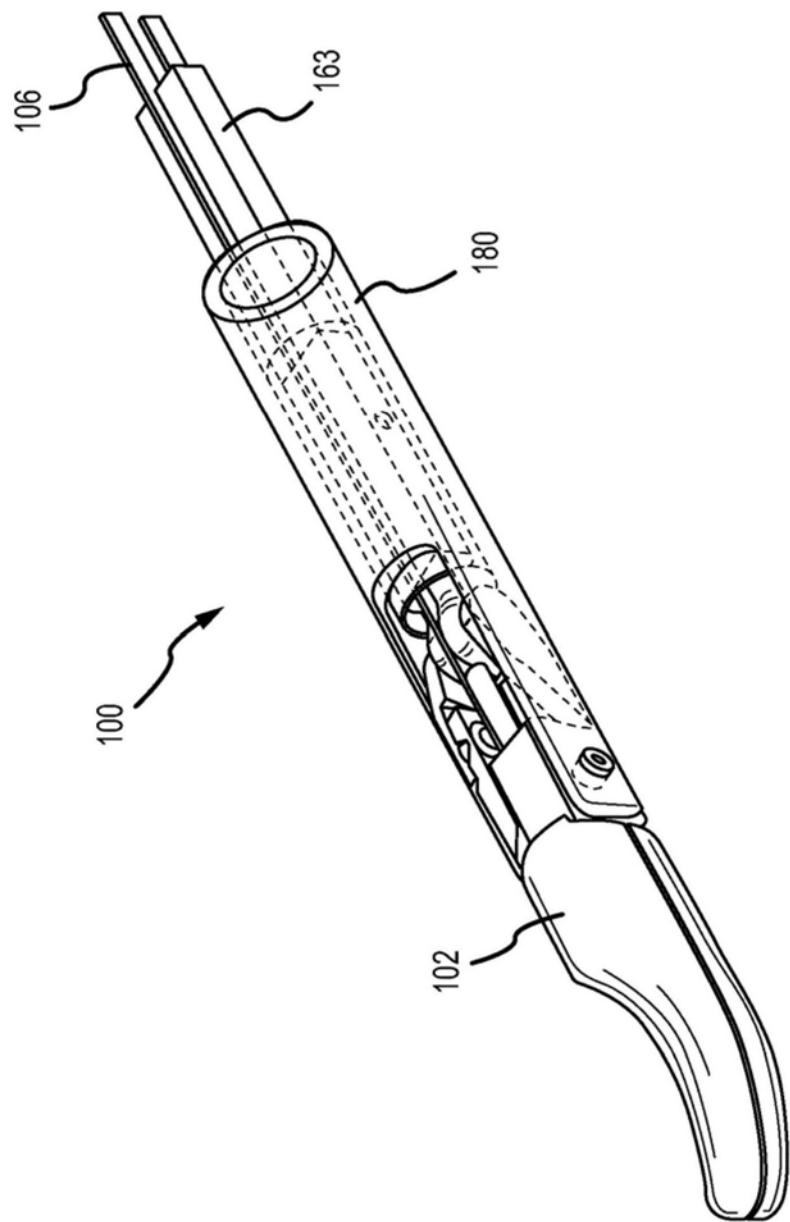


图12

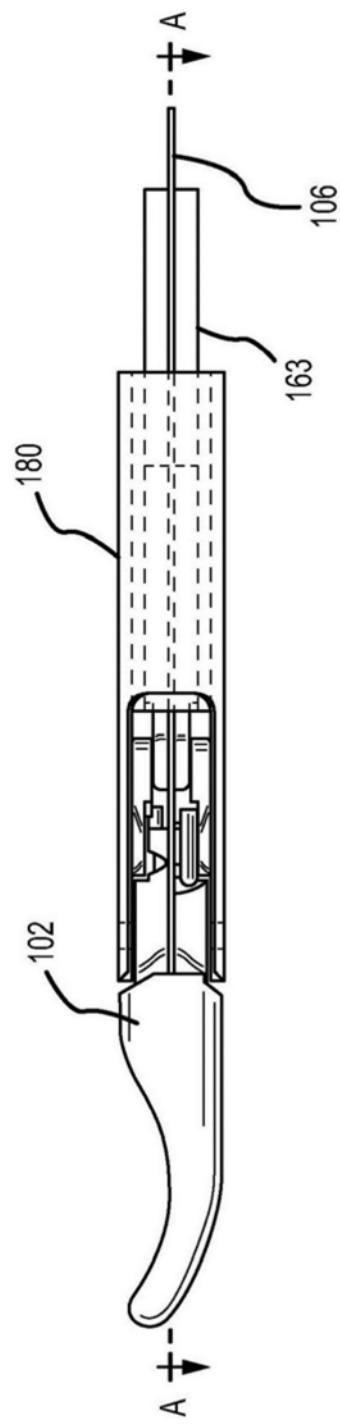


图13A

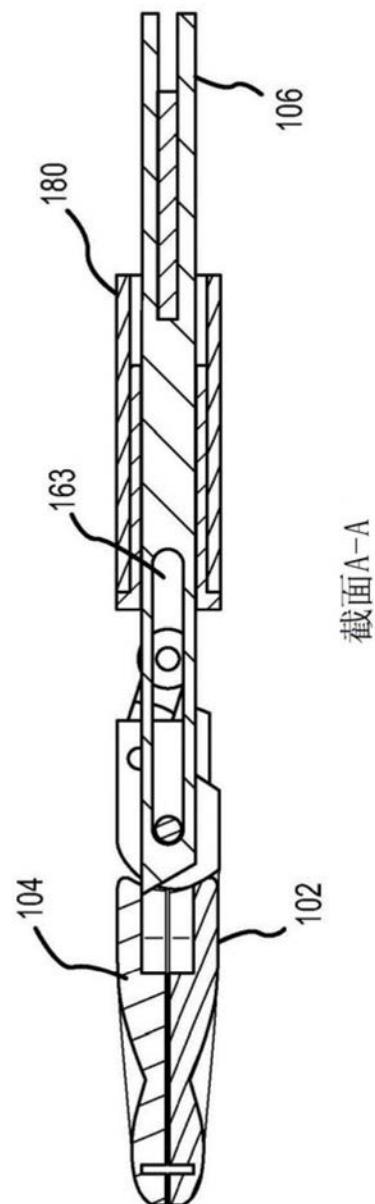


图13B

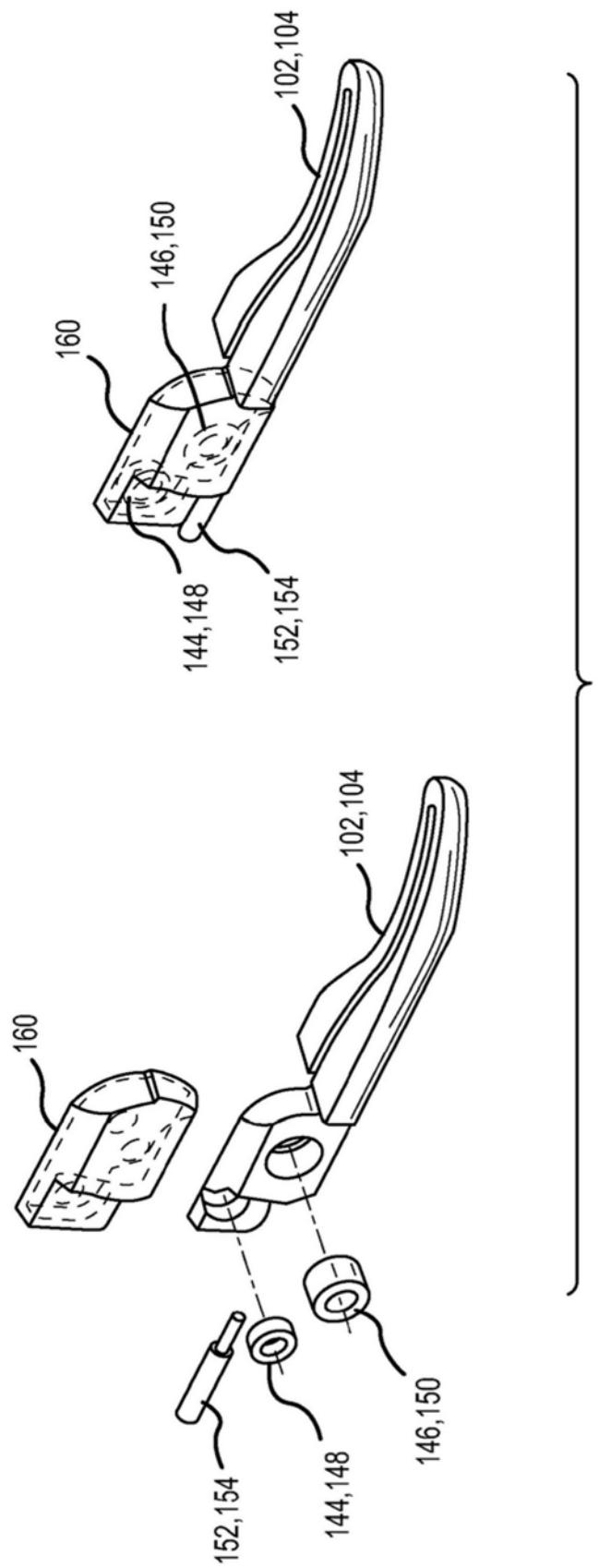


图 14

图14

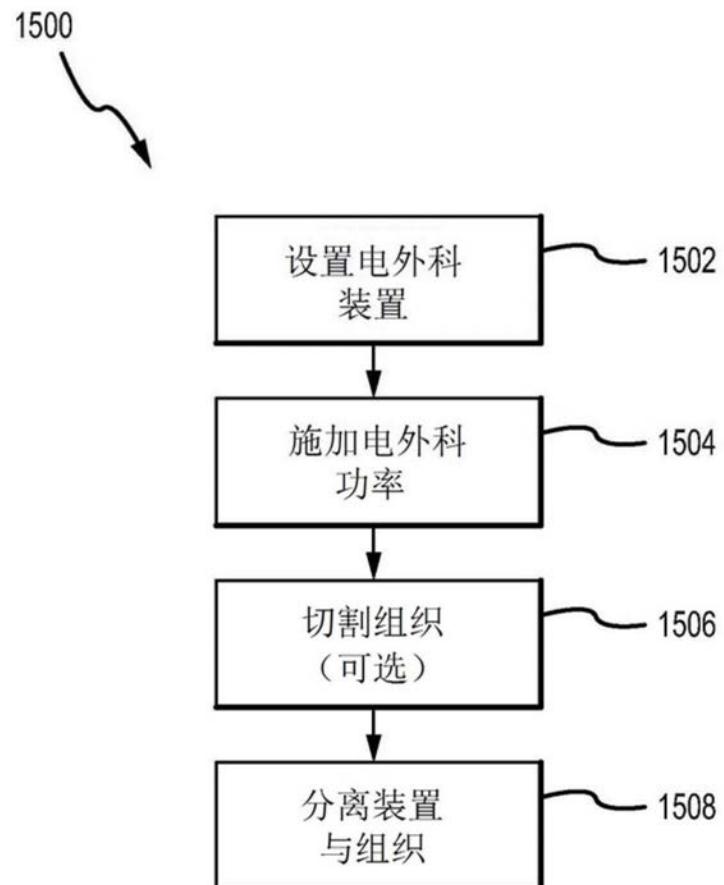


图15

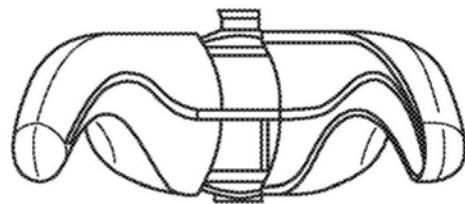


图 17

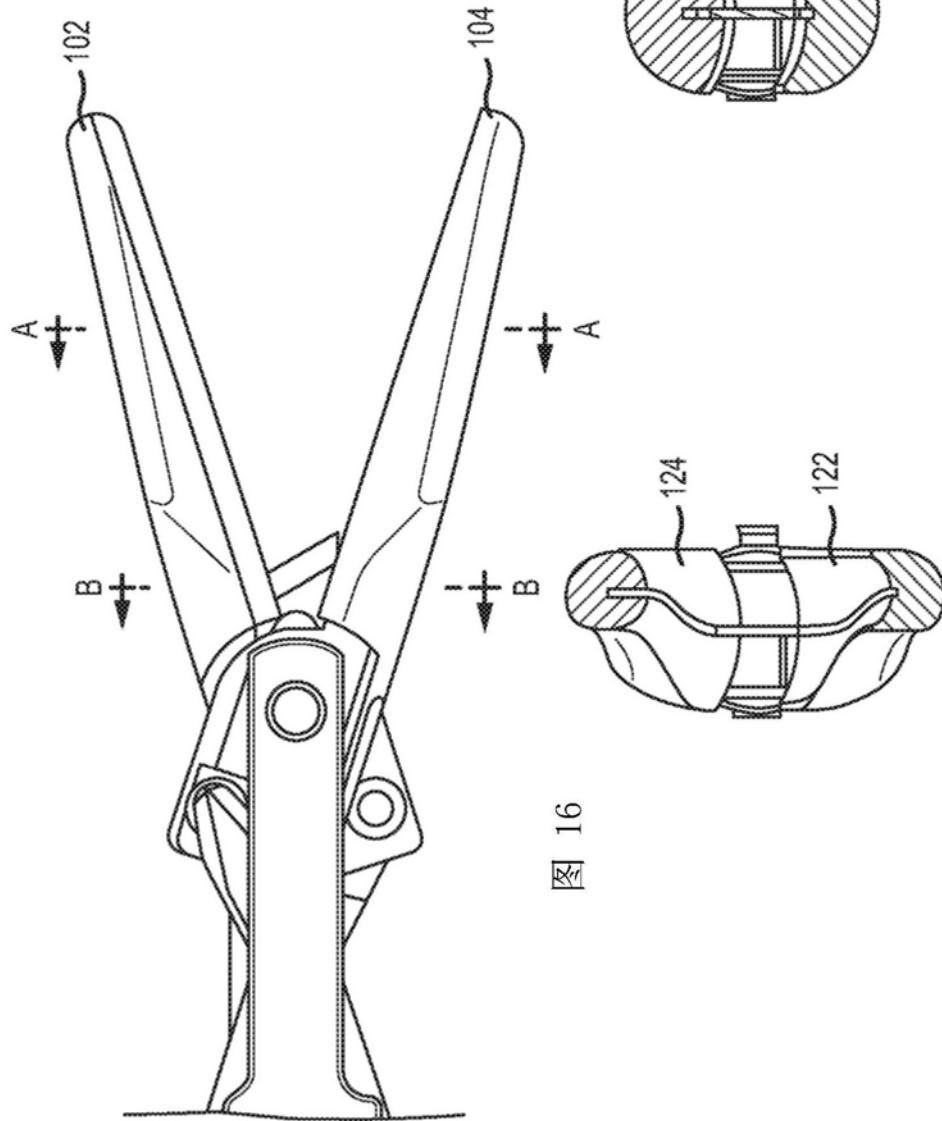


图 16

图 18

图 19

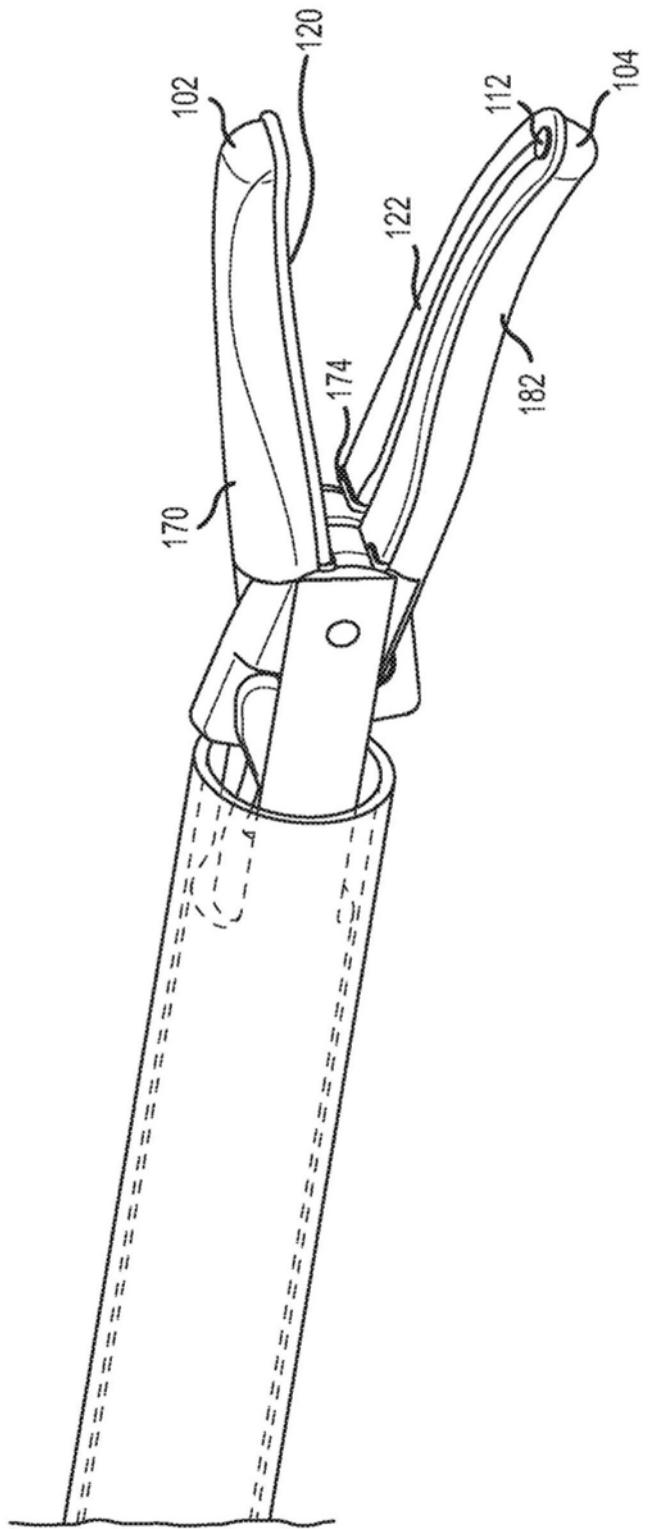


图20

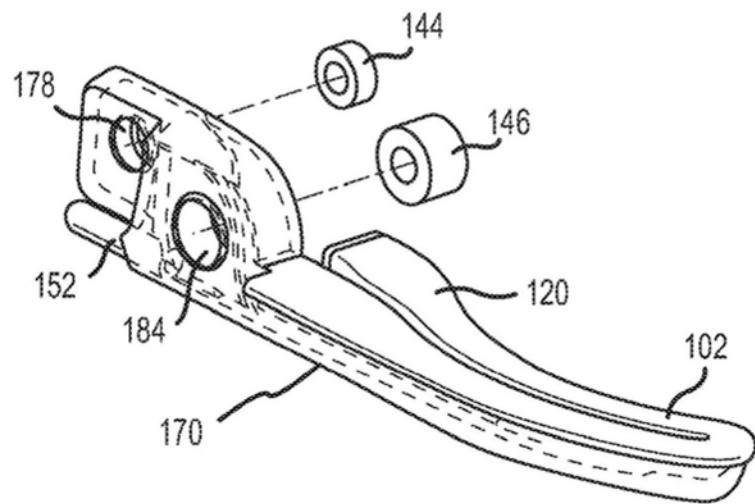


图21

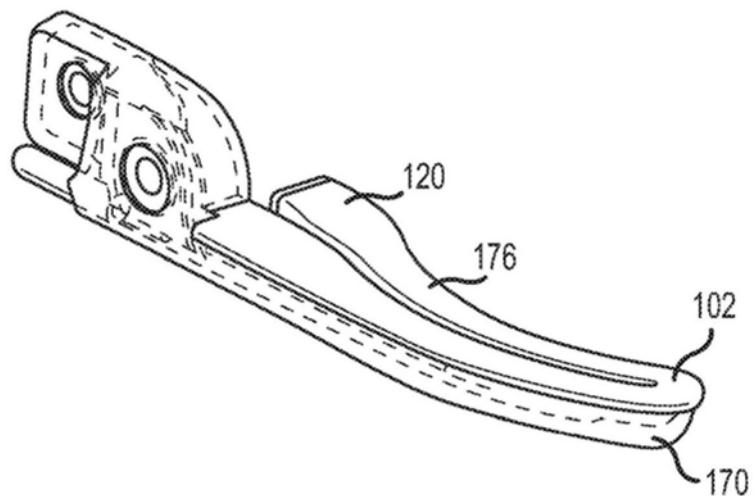


图22

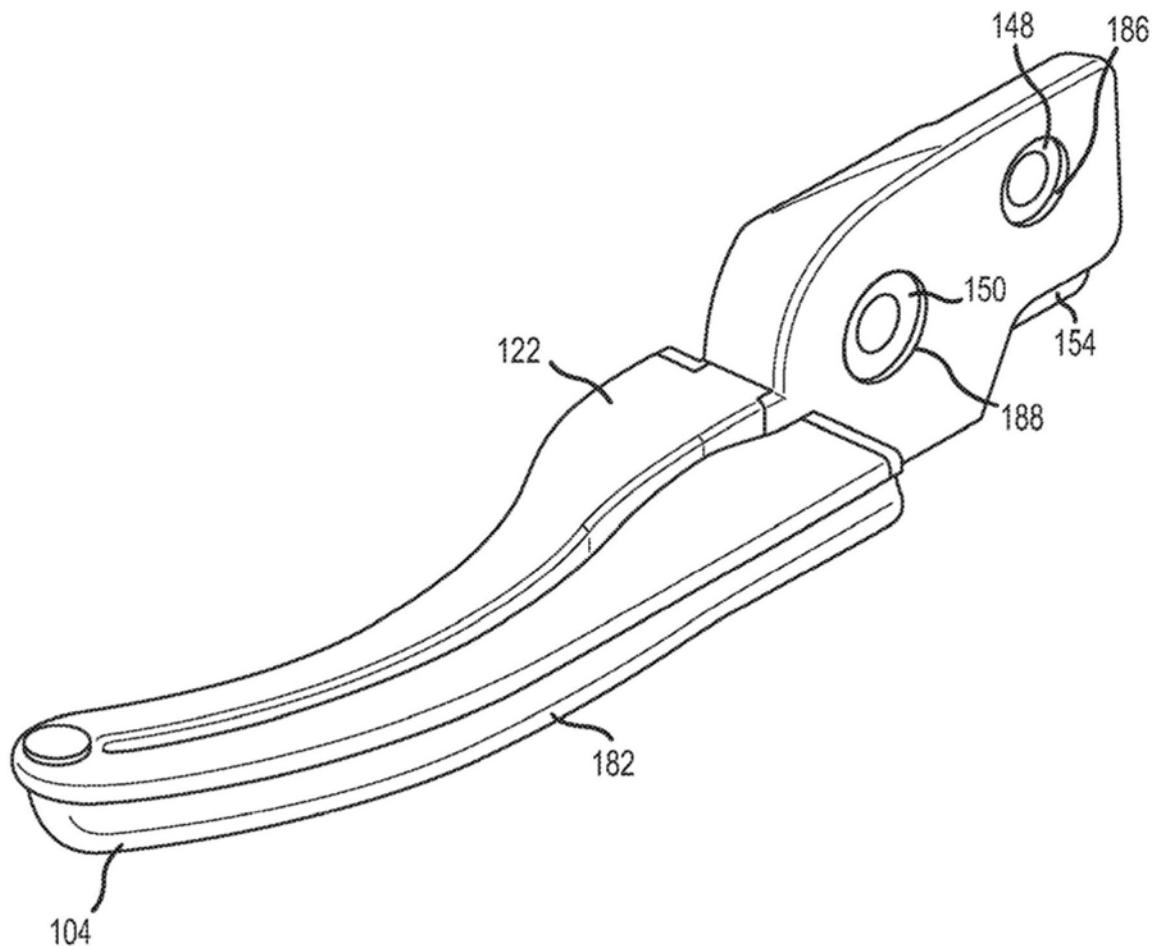


图23

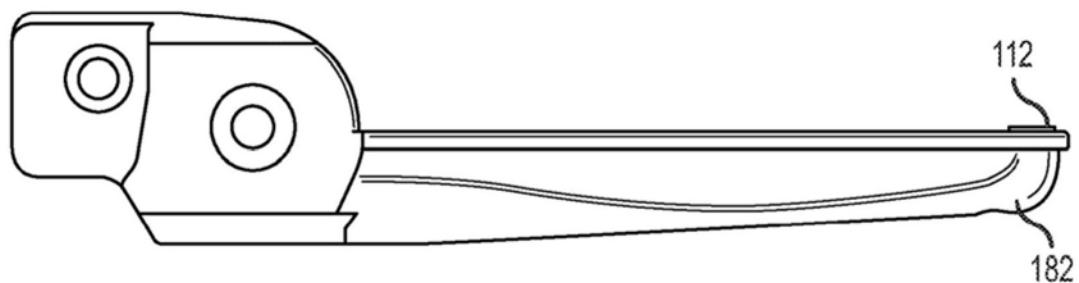


图24

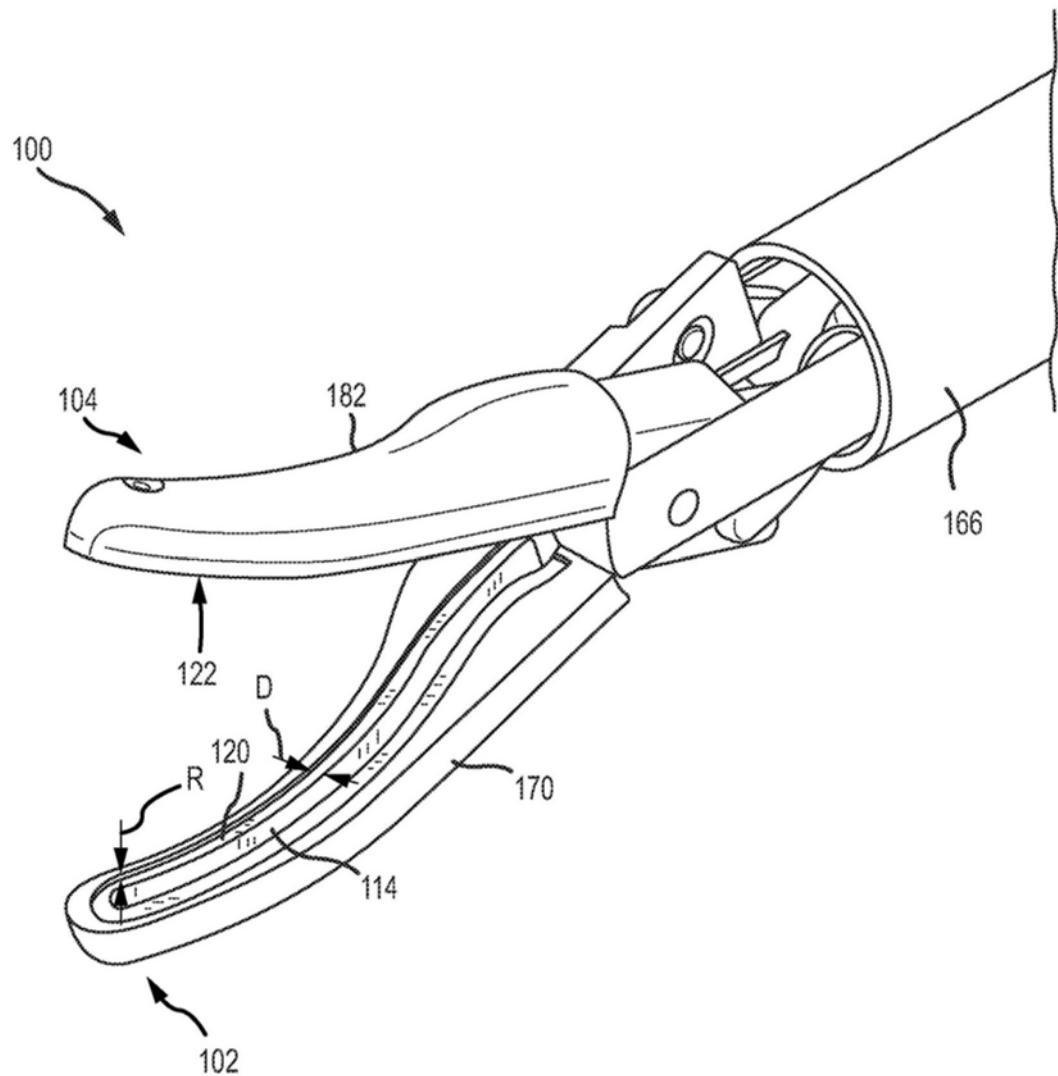


图25

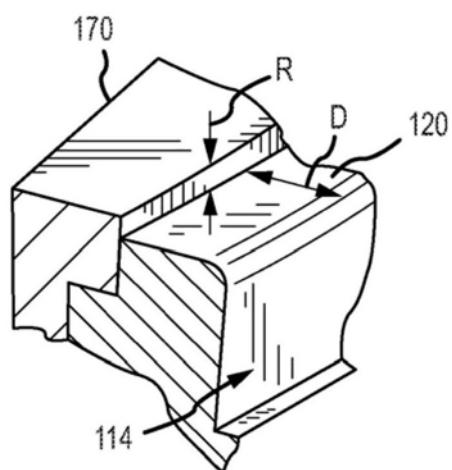


图25A

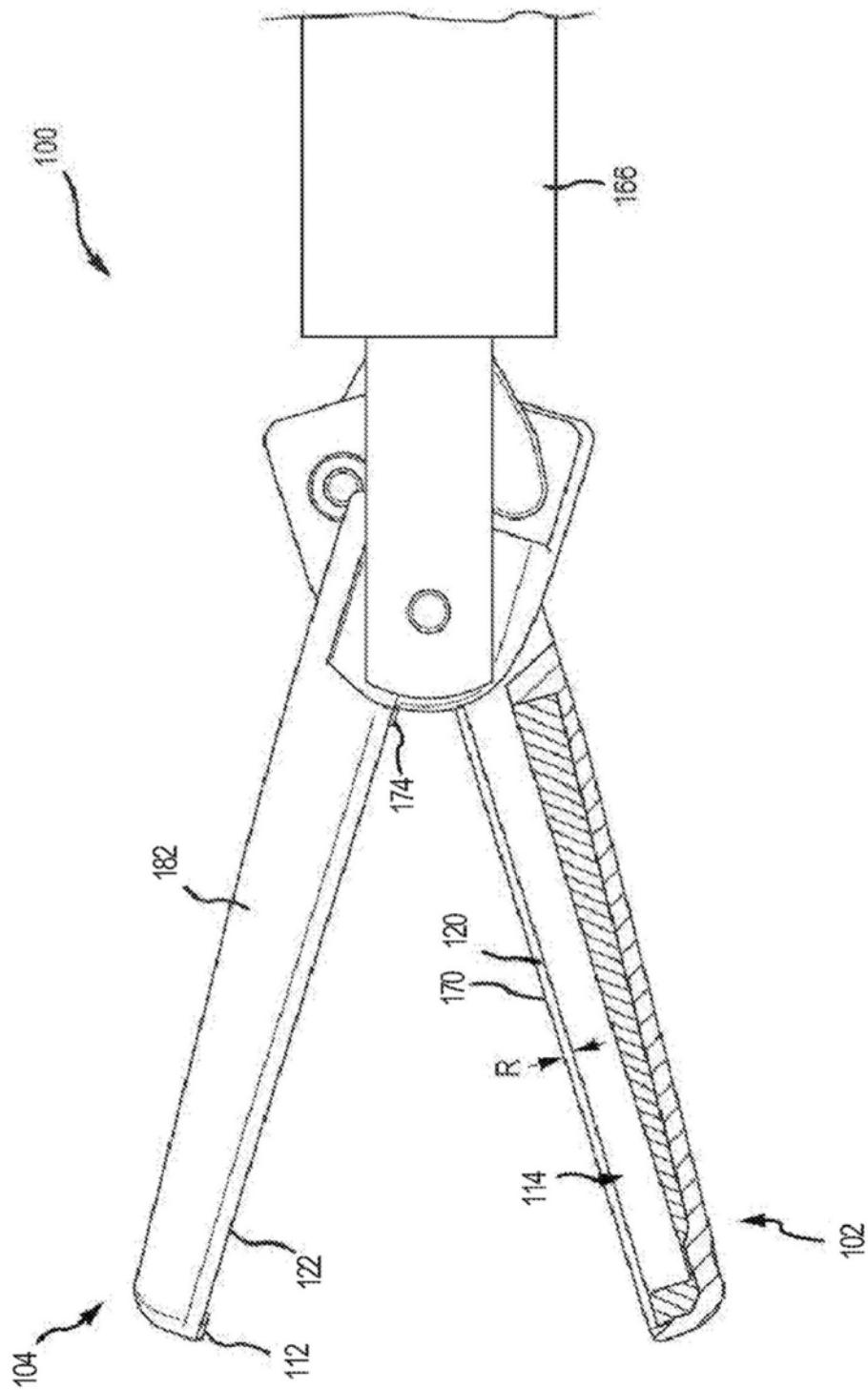


图26

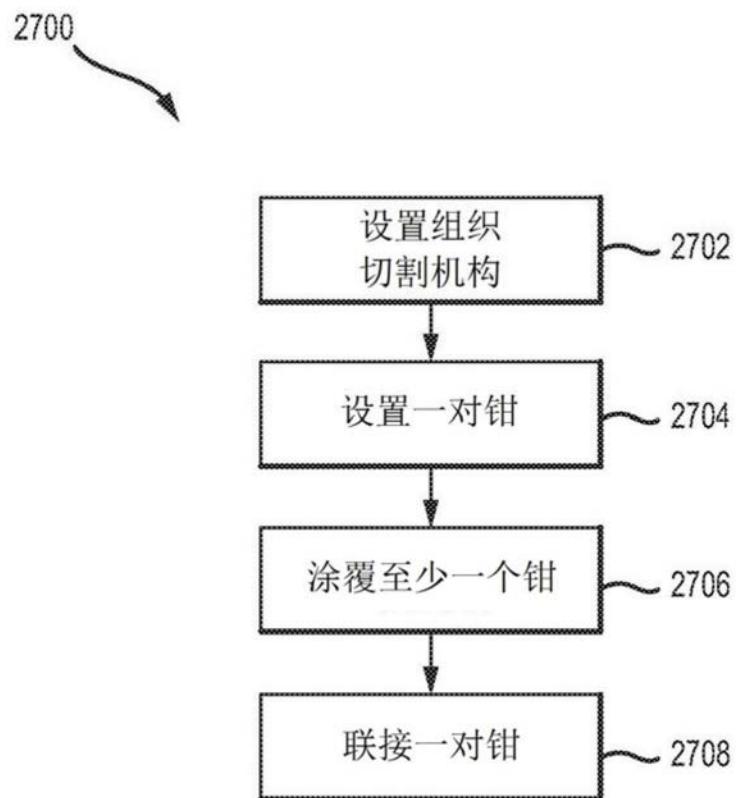


图27

表1

封口 编号	组织类型	组织尺寸	封口 时间 (秒)	最大 电流 (安培)	最大 电压 (伏特)	最大 功率 (瓦特)	总能量 (焦耳)
封口1	小肠系膜	具有4个动脉和系膜的满钳	4	2.04	96	44.8	128.55
封口2	小肠系膜	满钳—高度血管化	6.04	2.48	96	44.8	201.51
封口3	小肠系膜	具有4个动脉和系膜的满钳	7.22	2.53	96	44.8	266.05
封口4	肾动脉	6毫米宽血管	4.7	2.48	96	50.4	165.6
封口5	主动脉	15毫米宽血管	3.91	2.44	96	45.6	139.83

图28