(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116419722 A
(43)申请公布日 2023.07.11

(21)申请号 202180070850.7
(22)申请日 2021.09.09
(30)优先权数据
63/076,089 2020.09.09 US
63/211,876 2021.06.17 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.04.17
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2021/000620 2021.09.09
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/053870 EN 2022.03.17
(71)申请人 史赛克欧洲运营有限公司
地址 爱尔兰科克郡
(72)发明人 L•C•弗雷 S•麦克法兰 P•谢里登 M•伯克 F•埃里斯曼
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 王永建
(51)Int.Cl.
A61B 18/00(2006.01)

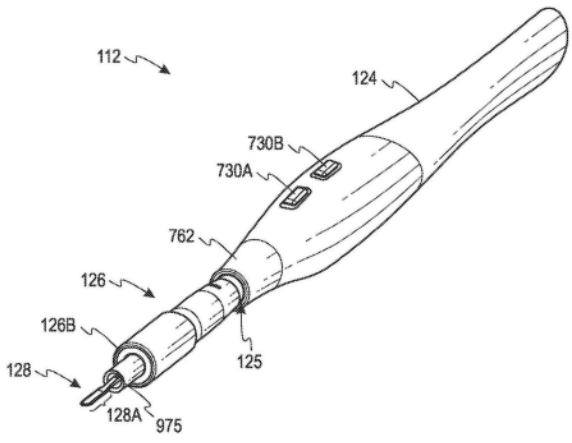
权利要求书4页 说明书22页 附图26页

(54)发明名称

电外科装置、使用方法和制造方法

(57)摘要

在一个示例中，电外科装置包括具有近端和远端的壳体、从壳体的远端在远侧方向上延伸的电外科电极、位于壳体中的多个光源以及光学透镜组件，该光学透镜组件包括多个光学部件，这多个光学部件(i)在光学透镜组件的远端处被彼此耦合并且(ii)在光学透镜组件的近端处被彼此分离开。每个光学部件包括近侧反射表面和远侧透射表面。每个近侧反射表面从相应光源向远侧延伸，并且具有非球面形状，该非球面形状被配置成使由近侧反射表面反射的光基本上准直。每个远侧透射表面被配置成在远侧方向上输出来自光学部件的光。



CN 116419722 A

1.一种电外科装置,包括:

壳体,所述壳体具有近端和远端;

电外科电极,所述电外科电极从所述壳体的所述远端在远侧方向上延伸;

位于所述壳体中的多个光源,其中,所述多个光源被配置成生成光;和

光学透镜组件,所述光学透镜组件具有近端和远端,

其中,所述光学透镜组件包括多个光学部件,所述多个光学部件(i)在所述光学镜头组件的远端处被彼此耦合并且(ii)在所述光学透镜组件的近端处被彼此分离开,

其中,每个光学部件被光学耦合到所述多个光源中的相应光源,并且

其中,每个光学部件包括:

近侧反射表面,所述近侧反射表面从被光学耦合到所述光学部件的所述相应光源向远侧延伸,其中,所述近侧反射表面被配置成朝向所述远端反射由所述相应光源发射的光,所述近侧反射表面具有非球面形状,所述非球面形状被配置成使由所述近侧反射表面反射的光基本上准直,并且

位于所述光学透镜组件的远端处的远侧透射表面,其中,所述远侧透射表面被配置成在所述远侧方向上输出来自所述光学部件的光。

2.如权利要求1所述的电外科装置,其中,所述近侧反射表面包括全内反射(TIR)反射器。

3.如权利要求2所述的电外科装置,其中,所述近侧反射表面和所述壳体被彼此分离开,使得气隙环绕所述近侧反射表面。

4.如权利要求1-3中的任一项所述的电外科装置,其中,在所述光学透镜组件的近端,每个光学部件限定腔室,所述相应光源被定位在所述腔室中,使得所述多个光源位于所述光学透镜组件的最近侧表面的远侧。

5.如权利要求4所述的电外科装置,其中,每个光学部件被通过气隙与被光学耦合到所述光学部件的所述相应光源分离开。

6.如权利要求1-5中的任一项所述的电外科装置,其中,所述电外科电极具有在所述电外科电极的近端与所述电外科电极的远端之间延伸的纵向轴线,并且

其中,所述多个光源被围绕所述电外科电极的纵向轴线周向地布置。

7.如权利要求6所述的电外科装置,其中,所述多个光源由被围绕所述电外科电极的纵向轴线等距间隔开的三个光源构成。

8.如权利要求6所述的电外科装置,其中,所述光学透镜组件限定具有中心轴线的孔隙,所述中心轴线与所述电外科电极的纵向轴线共线。

9.如权利要求1-8中的任一项所述的电外科装置,其中,每个远侧透射表面是非球面透镜。

10.如权利要求1-8中的任一项所述的电外科装置,其中,每个远侧透射表面是菲涅尔透镜。

11.如权利要求10所述的电外科装置,其中,所述菲涅尔透镜在远端处具有平坦表面,

其中,所述远端处的所述平坦表面限定彼此同心的多个环,并且

其中,每个环具有各自的光学特性,并且

其中,所述多个环的光学特性彼此不同,使得所述远端处的所述平坦表面以近似非球

面透镜的方式传输光。

12.如权利要求11所述的电外科装置,其中,所述远端处的所述平坦表面包括多个小透镜。

13.如权利要求1-12中的任一项所述的电外科装置,其中,所述光学透镜组件包括内表面和外表面,

其中,所述内表面限定通孔,

其中,在所述近侧反射表面与所述远侧透射表面之间,所述光学透镜组件的横截面在所述内表面处具有非圆形形状并且在所述外表面处具有圆形形状。

14.如权利要求13所述的电外科装置,其中,所述非圆形形状是椭圆形。

15.如权利要求1-14中的任一项所述的电外科装置,其中,来自所述多个光学部件中的一个光学透镜部件的光的少于约10%穿过所述多个光学透镜部件中的相邻的一个光学透镜部件。

16.如权利要求15所述的电外科装置,其中,由所述多个光学部件中的一个发射的光的一部分与由所述多种光学部件中的另一个发射的光的一部分重叠。

17.如权利要求1-16中的任一项所述的电外科装置,其中,所述壳体包括:

手柄,所述手柄具有近端和远端;和

轴,所述轴从所述壳体的所述远端延伸,

其中,所述电外科电极从所述轴的远端延伸,并且

其中,所述多个光源位于所述轴中。

18.如权利要求17所述的电外科装置,其中,所述轴包括管和从所述管向远侧延伸的套管结构,

其中,所述套管结构围绕所述光学透镜组件延伸,并且

其中,每个远侧透射表面位于所述套管结构的最远端的远侧。

19.如权利要求17所述的电外科装置,其中,所述多个光源包括被耦合到印刷电路板(PCB)的多个发光二极管(LED),以及

其中,所述PCB包括具有PCB孔隙的环。

20.如权利要求19所述的电外科装置,其中,每个LED包括裸片和保护层。

21.如权利要求19所述的电外科装置,其中,每个LED具有约1毫米(mm)至约2毫米的直径。

22.如权利要求19所述的电外科装置,其中,所述电外科装置还包括抽吸管,所述抽吸管延伸穿过所述PCB中的PCB孔隙和所述光学透镜组件中的孔隙,

其中,所述多个光源被围绕所述抽吸管的周界定位,并且

其中,所述光学透镜组件的远端围绕所述抽吸管的周界延伸。

23.如权利要求1-22中的任一项所述的电外科装置,其中,在位于所述电外科电极的远端的远侧的平面处,由所述光学透镜组件发射的光在空间中的每个点处具有基本均匀的光强度。

24.如权利要求23所述的电外科装置,其中,由所述光学透镜组件发射的光在处于所述远端的远侧的平面处限定光图案,并且

其中,所述光在所述光图案的最弱部分处的强度具有为所述光在所述光图案的最强部

分处的强度的至少50％的强度。

25.一种使用电外科装置的方法，包括：

提供一种电外科装置，所述电外科装置包括：

壳体，所述壳体具有近端和远端；

电外科电极，所述电外科电极从所述壳体的所述远端在远侧方向上延伸；

位于所述壳体中的多个光源，其中，所述多个光源被配置成生成光；和

光学透镜组件，所述光学透镜组件具有近端和远端，

其中，所述光学透镜组件包括多个光学部件，所述多个光学部件(i)在所述光学镜头组件的远端处被彼此耦合并且(ii)在所述光学透镜组件的近端处被彼此分离开，

其中，每个光学部件被光学耦合到所述多个光源中的相应光源，并且

其中，每个光学部件包括：

(a)近侧反射表面，所述近侧反射表面从被光学耦合到所述光学部件的所述相应光源向远侧延伸，其中，所述近侧反射表面被配置成朝向所述远端反射由所述相应光源发射的光，所述近侧反射表面具有非球面形状，所述非球面形状被配置成使由所述近侧反射表面反射的光基本上准直，和

(b)位于所述光学透镜组件的远端处的远侧透射表面，其中，所述远侧透射表面被配置成在所述远侧方向上输出来自所述光学部件的光；

通过所述多个光源发射所述光；和

在发射所述光之后，通过以下方式将所述光传输通过每个光学部件：

通过所述光学部件的所述近侧反射表面以基本上准直的方式朝向所述远端反射所述光，以及

通过所述光学部件的所述远侧透射表面在所述远侧方向上输出所述光。

26.如权利要求25所述的方法，其中，所述方法还包括向所述电外科电极供应电外科能量。

27.如权利要求26所述的方法，其中，在发射所述光的同时执行向所述电外科电极供应所述电外科能量。

28.如权利要求25-27中的任一项所述的方法，其中，所述近侧反射表面包括全内反射(TIR)反射器，并且

其中，通过所述近侧反射表面反射所述光包括通过全内反射来反射所述光。

29.如权利要求25-28中的任一项所述的方法，其中，在所述光学透镜组件的所述近端处，每个光学部件限定腔室，所述相应光源被定位在所述腔室中，使得所述多个光源位于所述光学透镜组件的最近侧表面的远侧，并且

其中，发射所述光包括在位于所述光学透镜组件的最近侧表面的远侧的位置处从所述多个光源发射光。

30.如权利要求29所述的方法，其中，发射所述光包括将来自所述多个光源的光越过气隙发射到所述近侧反射表面。

31.如权利要求25-30中的任一项所述的方法，其中，发射所述光包括从所述多个光源发射所述光，所述多个光源被围绕所述电外科电极的所述纵向轴线等距间隔开。

32.如权利要求25-31中的任一项所述的方法，其中，通过所述远侧透射表面在所述远

侧方向上输出所述光包括将所述光传输通过每个远侧透射表面的非球面透镜。

33.如权利要求25-31中的任一项所述的方法,其中,通过所述远侧透射表面在所述远侧方向上输出所述光包括将所述光传输通过每个远侧透射表面的菲涅尔透镜。

34.如权利要求25-33中的任一项所述的方法,其中,所述多个光源包括被耦合到印刷电路板(PCB)的多个发光二极管(LED),

其中,所述PCB包括具有PCB孔隙的环,以及

其中,所述电外科装置包括抽吸管,所述抽吸管延伸穿过所述PCB中的PCB孔隙和所述光学透镜组件中的孔隙,

其中,所述多个光源被围绕所述抽吸管的周界定位,并且

其中,所述光学透镜组件的所述远端围绕所述抽吸管的周界延伸,并且

其中,所述方法还包括向所述抽吸管施加抽吸力。

35.如权利要求25-34中的任一项所述的方法,其中,输出所述光包括输出所述光,使得在处于所述电外科电极的远端的远侧的平面处,由光学透镜组件发射的光在空间中的每个点处具有基本均匀的光强度。

36.如权利要求35所述的方法,其中,输出所述光包括输出所述光,使得所述光在位于所述远端的远侧的平面处限定光图案,并且所述光在所述光图案的最弱部分处的强度具有为所述光在所述光图案的最强部分处的强度的至少50%的强度。

电外科装置、使用方法和制造方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2020年9月9日提交的美国临时申请No.63/076,089和2021年6月17日提交的美国临时申请No.63/211,876的利益，这两篇美国临时申请的内容由此被通过引用结合到本文中。

技术领域

[0003] 本公开主要涉及电外科装置，并且更具体地涉及电外科装置和用于在电外科手术期间照亮手术部位的方法。

背景技术

[0004] 电外科术包括在电外科手术过程中向生物组织施加射频(RF)电流(也被称为电外科能量)，以切割、凝固或改变生物组织。具体来说，电外科发生器生成电流并将该电流提供给有源电极，该有源电极将电流(并由此将电力)施加到该组织。电流通过该组织并经由返回电极(也被称为“分散电极”)返回到该发生器。当电流通过该组织时，该组织的阻抗(例如，经由电阻加热原理)将电流的一部分转换为热能，这提高了该组织的温度并引起了组织的改变(例如，切割、凝固、切除和/或密封该组织)。

发明内容

[0005] 在一个示例中，描述了一种电外科装置。该电外科装置包括具有近端和远端的壳体。电外科装置还包括从壳体的远端在远侧方向上延伸的电外科电极以及位于壳体中的多个光源。这多个光源可被配置成生成光。

[0006] 此外，电外科装置可包括具有近端和远端的光学透镜组件。光学透镜组件可以包括多个光学部件，这些光学部件(i)在光学透镜组件的远端处被彼此耦合并且(ii)在光学透镜组件的近端处被彼此分离开。每个光学部件被光学耦合到多个光源中的相应光源。每个光学部件包括从被光学耦合到光学部件的相应光源向远侧延伸的近侧反射表面和处于光学透镜组件的远端的远侧透射表面。近侧反射表面被配置成将由相应光源发射的光朝向远端反射。近侧反射表面可具有非球面形状，该非球面形状被配置成使由近侧反射表面反射的光基本上准直。远侧透射表面被配置成在远侧方向上输出来自光学部件的光。

[0007] 在另一示例中，描述了一种用于操作电外科装置的过程。该过程包括在方框2410处提供电外科装置。电外科装置可包括具有近端和远端的壳体。电外科装置可还包括从壳体的远端在远侧方向上延伸的电外科电极以及位于壳体中的多个光源。这多个光源可被配置成生成光。

[0008] 此外，电外科装置可包括具有近端和远端的光学透镜组件。光学透镜组件可包括多个光学部件，这些光学部件(i)在光学透镜组件的远端处被彼此耦合并且(ii)在光学透镜组件的近端处被彼此分离开。每个光学部件被光学耦合到多个光源中的相应光源。每个光学部件包括从被光学耦合到光学部件的相应光源向远侧延伸的近侧反射表面和位于光

学透镜组件的远端的远侧透射表面。近侧反射表面被配置成将由相应光源发射的光朝向远端反射。近侧反射表面可具有非球面形状，该非球面形状被配置成使由近侧反射表面反射的光基本上准直。远侧透射表面被配置成在远侧方向上输出来自光学部件的光。

[0009] 该过程还包括通过多个光源发射光。在发射光之后，该过程包括通过以下方式使光传输通过每个光学部件：(i)由光学部件的近侧反射表面以基本上准直的方式朝向远端反射光，以及(ii)通过光学部件的远侧透射表面在远侧方向上输出光。

[0010] 该过程还包括使该轴相对于壳体旋转，以引起电外科电极相对于壳体的相应旋转。该过程还包括将电外科能量从该轴供应导电外科电极。

附图说明

[0011] 所附权利要求书中阐述了说明性示例的新颖特征。然而，当结合附图阅读时，将通过参考本公开的说明性示例作出的以下详细说明来最好地理解该说明性示例及其优选使用模式、其他目的及说明，其中：

[0012] 图1描绘了根据一个示例的电外科系统的简化框图。

[0013] 图2描绘了根据一个示例的电外科装置的横截面图。

[0014] 图3描绘了根据一个示例的电外科系统的简化框图。

[0015] 图4A描述了根据一个示例的图3所示的光学透镜组件和光源的实施方式。

[0016] 图4B描绘了根据一个示例的图4所示的光学透镜组件的光学部件的横截面视图。

[0017] 图5A描绘了根据另一示例的图3所示的光学透镜组件和光源的实施方式。

[0018] 图5B描绘了根据一个示例的图5所示的光学透镜组件的光学部件的横截面视图。

[0019] 图6描绘了根据一个示例的光源的简化框图。

[0020] 图7A描绘了根据一个示例的图1的电外科装置和图4A-4B的光学透镜组件的实施方式的透视图，其中，轴相对于壳体处于第一轴向位置。

[0021] 图7B描绘了根据一个示例的图7A的电外科装置的实施方式的透视图，其中，该轴相对于壳体处于第二轴向位置。

[0022] 图8描绘了根据一个示例的图7A-7B所示的电外科装置的壳体的部分分解视图。

[0023] 图9描绘了根据一个示例的图7A-7B所示的示例性实施方式的壳体的远侧部分、轴和电外科电极的横截面视图。

[0024] 图10描绘了根据一个示例的电触头的透视图。

[0025] 图11描绘了根据一个示例的轴的远侧部分，其中，顶部部分被移除以示出图7A-7B所示的示例性实施方式的被定位在该轴的内部腔室中的光学部件。

[0026] 图12描绘了根据一个示例的由电外科电极、抽吸套管、图4A-4B的光学透镜组件和光源的构成的组件。

[0027] 图13描绘了根据一个示例的图7A-12的电外科装置，其中，移除了部件以示出用于向光源供电的导体。

[0028] 图14描绘了根据另一示例的图1的电外科装置和图5A-5B的光学透镜组件的另一实施方式的透视图。

[0029] 图15描绘了根据该示例的通过该电外科装置的纵向轴线截取的图14所示的电外科装置的横截面视图。

[0030] 图16描绘了根据一个示例的图15所示的轴的远端和电外科电极的横截面的放大图。

[0031] 图17描绘了根据一个示例的图14-16所示的电外科装置的排烟通道和轴的透视图。

[0032] 图18描绘了根据一个示例的图14-16所示的电外科装置的排烟通道和轴的侧视图。

[0033] 图19描绘了根据一个示例的图14-16所示的由电外科装置的排烟通道上的光源、光学透镜和散热器构成的组件的部分分解视图。

[0034] 图20描绘了根据一个示例的由图5A-5B的光学透镜组件和电外科电极构成的组件。

[0035] 图21描绘了根据一个示例的图3所示的光学透镜组件的光学部件的横截面视图。

[0036] 图22描述了根据一个示例的图4A-4B所示的光学透镜组件的光学输出模式。

[0037] 图23描述了根据一个示例的图5A-5B所示的光学透镜组件的示例性光学输出模式。

[0038] 图24示出了根据一个示例的用于操作电外科装置的示例性过程的流程图。

[0039] 图25示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的流程一起使用。

[0040] 图26示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的过程一起使用。

[0041] 图27示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的过程一起使用。

[0042] 图28示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的过程一起使用。

[0043] 图29示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的过程一起使用。

[0044] 图30示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的过程一起使用。

[0045] 图31示出了用于操作可至少与图24所示的过程一起使用的电外科装置的示例性过程的流程图。

[0046] 图32示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的过程一起使用。

[0047] 图33示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的过程一起使用。

[0048] 图34示出了用于操作电外科装置的示例性过程的流程图,该电外科装置至少可以与图24所示的过程一起使用。

具体实施方式

[0049] 现在将在下文中参考附图更为全面地描述所公开的示例,附图中示出了一些但不是全部所公开的示例。事实上,可以描述几个不同的示例,并且这些不同的示例不应被解释

为被限制于本文所述的示例。相反，描述这些示例使得本公开将是全面而完整的，并且将向本领域技术人员充分传达本公开的范围。

[0050] 参考本文所述的数量或测量值，术语“约”或“基本上”是指所述的特性、参数或值无需被精确地获得，而是可以在数量方面存在不排除该特性旨在提供的效果的偏差或变化，这些偏差或变化包括例如公差、测量误差、测量精度限制和本领域技术人员已知的其他因素。

[0051] 如上所述，电外科装置可以使用由电外科发生器供应的电能以将电外科能量从电外科电极施加到组织。为了帮助从业者在实施电外科手术的同时更好地使手术部位可视化，电外科装置可包括用于在远侧方向上传输光以照亮手术部位的特征。例如，电外科装置可包括一个或更多个光学特征，这些光学特征沿着和/或围绕电外科电极传输光以照亮该手术部位。

[0052] 尽管为电外科装置提供用于传输光的光学特征可能是有益的，但光学特征占据电外科装置内或上的空间。这可能会带来一些难题。例如，限制或减小电外科装置的尺寸以提供通向小手术腔室的更大通路和/或减少电外科装置损害电外科电极和/或手术部位的视线可能是有益的。在电外科装置包括其他空间占用特征(例如，用于从手术部位排放手术烟雾的特征)的实施方式中，可进一步加剧这些空间约束考虑。

[0053] 另一难题是在相对较小的可用空间内实现高质量的光辐射。实际上，可能希望在电外科电极的周界周围提供光。这样做在减少由电外科电极导致的阴影的同时可能是有益的。此外，减少沿着光源与从电外科装置输出光的位置之间的光传输路径的光损失会是有益的。例如，减少光损失可帮助减少操作光源的功率需求和/或减少热量。

[0054] 本申请提供了可被结合到电外科装置中的光学透镜组件以解决上述难题中的一个或更多个。

[0055] 现在参考图1，示出了根据一个示例的电外科系统100。如图1所示，电外科系统100包括电外科发生器110和电外科装置112。通常，电外科发生器110可以生成适合于对患者实施电外科手术的电外科能量。例如，电外科发生器110可以包括功率转换器电路114，该功率转换器电路可以将电网功率转换为电外科能量，例如射频(RF)输出功率。例如，功率转换器电路114可以包括一个或更多个电气部件(例如，一个或更多个变压器)，其可以控制电外科能量的电压、电流和/或频率。

[0056] 在示例中，电外科发生器110可以包括用户界面116，该用户界面116可以从用户接收一个或更多个输入和/或向用户提供一个或更多个输出。作为示例，用户界面116可以包括一个或更多个按钮、一个或更多个开关、一个或更多个拨盘、一个或更多个键盘、一个或更多个触摸屏、一个或更多个显示屏、一个或更多个指示灯、一个或更多个扬声器和/或一个或更多个触觉输出装置。

[0057] 在一个示例中，用户界面116可以是可操作的以从电外科发生器110的多个操作模式中选择一种操作模式。作为示例，这些操作模式可以包括切割模式、凝固模式、切除模式和/或密封模式。还可以形成这些波形的组合以创建混合模式。在一种实施方式中，这些操作模式可以对应于电外科能量的相应波形。因此，在该实施方式中，电外科发生器110可以生成具有一种波形的电外科能量，该波形被至少部分地基于使用用户界面116选择的操作模式而从多个波形中选定。

[0058] 电外科发生器110还可以包括一个或更多个传感器118，这一个或更多个传感器118可以感测与电外科能量和/或目标组织相关的一种或多种情况。作为示例，传感器118可以包括一个或更多个电流传感器、一个或更多个电压传感器、一个或更多个温度传感器和/或一个或更多个生物阻抗传感器。在示例中，电外科发生器110可以附加地或替代地生成具有一定数量的电外科能量(例如，电功率)和/或一种波形的电外科能量，该波形被基于与由传感器118感测到的状况相关的一个或更多个参数而从多种波形中选定。

[0059] 在一个示例中，电外科能量可以具有于约100千赫(kHz)的频率，以减少(或避免)刺激目标组织附近的肌肉和/或神经。在另一示例中，电外科能量可以具有在约300kHz与约500kHz之间的频率。

[0060] 在图1中，电外科发生器110还包括连接器120，该连接器120可有助于将电外科发生器110联接到电外科装置112。例如，电外科装置112可以包括具有插头的电源线122，该插头可被联接到电外科发生器110的连接器120的插口。在这种布置中，电外科发生器110可以经由电外科发生器110的连接器120与电外科装置112的电源线122之间的联接将电外科能量供应到电外科装置112。

[0061] 如图1所示，电外科装置112可包括壳体123。壳体123可以是细长结构，电外科装置112的部件可被设置在该细长结构中和/或上。在一些示例中，壳体123可以是一体的整体结构。在其他示例中，壳体123可以包括被彼此联接的多个结构。

[0062] 在图1中，壳体123包括限定内部膛孔的手柄124、从手柄124在远侧方向上延伸的轴126以及被联接到轴126的电外科电极128。通常，手柄124可被配置成便于用户在实施电外科手术的同时抓握和操纵电外科装置112。例如，手柄124可以具有能够便于用户通过使用单手操纵电外科装置112来实施电外科手术的形状和/或尺寸。在一种实施方式中，手柄124可以具有便于用户以书写器具抓握的方式握持住电外科装置112的形状和/或尺寸(例如，电外科装置112可以是电外科手术刀)。

[0063] 此外，例如，手柄124和/或轴126可以由一种或多种材料制成，这些材料是电绝缘体(例如，塑料材料)。这可有助于在实施电外科手术的同时使用户与流过电外科装置112的电外科能量绝缘。

[0064] 在一些实施方式中，轴126可被以固定且不可移动的方式联接到手柄124。这可通过例如(例如，通过省略滑环电触头和/或滑动电触头)简化电连接来简化制造并降低制造成本，否则电连接可能需要考虑轴126和手柄124相对于彼此的移动。在一个示例中，手柄124和轴126可被形成为单个整体结构，使得轴126和手柄124是相对于彼此固定且不可移动的。在另一示例中，手柄124和轴126可通过焊接联接器、粘性联接器和/或防止手柄124与轴126之间的移动的另一联接器而被彼此联接。

[0065] 在其他实施方式中，轴126可以是能够相对于手柄124伸缩地移动的。例如，轴126可以是可在由手柄124限定的内部膛孔125中伸缩地移动的，以使轴126在远侧方向上延伸并且使轴126相对于手柄124在近侧方向上缩回(例如，可沿着电外科装置112的纵向轴线移动)。在一些示例中，电外科电极128被联接到轴126，并且因此，电外科电极128可与轴126一起在沿着纵向轴线的轴向方向上相对于手柄124移动。这可以用于调整电外科装置112的长度，这可以有助于在组织内的多个不同深度处(例如，由于患者的不同解剖形状和/或尺寸)和/或以多个不同角度实施电外科手术。

[0066] 在一些实施方式中，电外科电极128可以附加地或替代地围绕平行于电外科装置112的纵向轴线的旋转轴线旋转。在一些示例中，电外科电极128可以是可相对于手柄124和轴126旋转的。在其他示例中，电外科电极128可被相对于轴126不可相对旋转地固定，使得轴126和电外科电极128可以相对于手柄124和由轴126限定的内部腔室中的至少一个附加部件一起旋转。使电外科电极128相对于手柄124旋转可以有助于调整电外科电极128相对于电外科装置112的一个或更多个用户输入装置130的角度。在这种布置中，用户可以在一位置中舒适地抓握住手柄124，在该位置中，在将电外科电极128设置于一旋转位置处的同时，他们的手指可以舒适地操作用户输入装置130，该旋转位置是基于例如用户正在其中进行操作的手术部位的位置、尺寸和/或形状而从相对于手柄124的多个旋转位置中选定的。

[0067] 在一个实施方式中，电外科电极128可以是可相对于手柄124旋转超过360度的。这可通过允许操作者无限制地自由旋转该电外科电极128来提高易用性。然而，在其他实施方式中，电外科电极128可以是可旋转小于或等于360度(例如，可旋转180度或可旋转360度)的。这仍然可以允许操作者实现期望的旋转布置，但是有可能操作者可在第一方向上旋转，到达限制进一步旋转的止挡部，并且随后在第二方向上旋转回以实现期望的旋转布置。

[0068] 尽管提供单极电外科电极128相对于手柄124和/或轴126的旋转会是有益的，但在一些实施方式中，单极电外科电极128可被相对于手柄124和轴126不可相对旋转地固定。例如，这可通过例如(例如，通过省略滑环电触头和/或滑动电触头来)简化电连接来帮助简化制造并降低制造成本，否则该电连接可能需要考虑轴126和手柄124相对于彼此的移动。

[0069] 用户输入装置130可以在电外科装置112和/或电外科发生器110的操作模式之间进行选择。例如，在一种实施方式中，用户输入装置130可被配置成在切割操作模式与凝固操作模式之间进行选择。响应于电外科装置112的用户输入装置130的致动，电外科装置112a可以(i)接收具有与经由一个或更多个用户输入装置130选择的操作模式相对应的功率水平和/或波形的电外科能量，以及(ii)将电外科能量供应到电外科电极128。

[0070] 在图1中，电外科装置112包括多个电气部件，这些电气部件有助于将电外科装置从电外科发生器110接收的电外科能量供应到电外科电极128。例如，电外科装置112可以包括从一组电气部件中选择的至少一个电气部件，该组电气部件包括：印刷电路板132(例如，柔性印刷电路板)、壳体导体134和/或轴导体136，其可以提供用于将来自电源线122的电外科能量传导到电外科电极128的电路。一个或更多个电气部件可被定位在由手柄124限定的内部膛孔125中和/或由轴126限定的内部腔室中。

[0071] 在示例中，用户输入装置130可以包括位于手柄124的外表面上的一个或更多个按钮。用户输入装置130的每个按钮可操作以致动印刷电路板132的多个开关138中的相应一个。通常，开关138和/或印刷电路板132可操作以控制从电外科发生器110到电外科电极128的电外科能量的供应。例如，在一种实施方式中，当操作(例如，按下)每个按钮时，可以致动与按钮相关联的相应开关138，以使印刷电路板132向电外科发生器110发送信号以及致使电外科发生器110响应地供应具有对应于与该按钮相关联的操作模式的功率水平和/或波形的电外科能量。在另一实施方式中，操作按钮并由此致动与该按钮相关联的相应开关138可以闭合该开关138以完成到电外科发生器110的电路，从而使电外科发生器110响应地供应具有对应于与该按钮相关联的操作模式的功率水平和/或波形的电外科能量。在该实施方式的一些示例中，可以省略掉该印刷电路板132。

[0072] 在两个示例性实施方式中，由电外科发生器110供应的电外科能量可以通过壳体导体134和轴导体136从(i)电源线122、印刷电路板132和/或开关138供应到(ii)电外科电极128。因此，如图1所示，印刷电路板132可被联接到电源线122，壳体导体134可被联接到印刷电路板132和轴导体136，并且该轴导体136可被联接到电外科电极128。在这种布置中，壳体导体134可将(经由印刷电路板132供应给壳体导体134的)电外科能量传导到轴导体136，并且轴导体136可将电外科能量传导到电外科电极128。

[0073] 通常，壳体导体134和轴导体136可以各自包括一个或更多个导电元件，这些导电元件提供用于向电外科电极128供应电外科能量的导电总线。更具体地，壳体导体134可以包括手柄124的一个或更多个导电元件，这些导电元件可以向轴导体136供应电外科能量，并且轴导体136可以包括轴126的一个或更多个导电元件，其可以将电能从壳体导体134供应到电外科电极128。在轴126可相对于手柄124移动和/或旋转的实施方式中，壳体导体134可以在(i)轴126和/或电外科电极128相对于手柄124伸缩地移动和/或(ii)电外科电极128相对于手柄124旋转的同时，接合轴导体136以保持壳体导体134、轴导体136与电外科电极128之间的电耦合。

[0074] 尽管图1中的电外科装置112包括用户输入装置130，但在另一示例中，用户输入装置130可以与电外科装置112分离开。例如，用户输入装置130可以附加地或替代地包括一个或更多个脚踏板，这些脚踏板能够致动以如上所述控制电外科装置112的操作。脚踏板可以通信地耦合到电外科发生器110以提供响应于脚踏板的致动的信号。

[0075] 如图1所示，电外科装置112还可包括一个或更多个光源140，这些光源140被配置成发光。光源140可被光学地耦合到光学透镜组件142，该光学透镜组件142被配置成接收由光源140发射的光并在远侧方向上朝向手术部位传输光，以在使用电外科电极128进行电外科手术的同时照亮该手术部位。如下文参照图4A-23更为详细描述的那样，光学透镜142可帮助在远侧方向上引导由光源140发射的光，并由此提高照亮该手术部位的光的质量。

[0076] 在图1中，光源140可被联接到轴126。这样，光源140也可以与轴126一起相对于手柄124伸缩地移动。然而，在其他示例中，光源140可以处于手柄124的内部腔孔中和/或被耦合到手柄124的外表面。作为示例，光源140可以包括一个或更多个发光二极管(LED)、有机发光二极管(OLED)、光纤、非光纤波导和/或透镜。此外，例如，光源140可以包括具有一个或更多个光源(例如，LED)的发光二极管印刷电路板(LED PCB)。如下面进一步详细描述的那样，LED PCB可以包括PCB孔隙，并且电外科装置112的一个或更多个其他部件(例如，电外科电极128)可以延伸穿过该孔隙。

[0077] 在包括光源140、用户输入装置130、印刷电路板132、开关138、壳体导体134和/或轴导体136的实施方式中，可以额外地将电力从直流(DC)电源144供应到光源140。在一个示例中，DC电源144可包括被设置在手柄124、电源线122的插头和/或被沿着电源线122定位在手柄124与插头之间的电池座中的电池。尽管在图1中，电外科装置112包括直流电源144，但在其他示例中，DC电源144可以是与电外科装置112分离开的且是不同的。例如，在另一示例中，电外科发生器110可包括DC电源144。

[0078] 此外，在包括光源140的实施方式中，用户输入装置130可操作以使光源140发光。在一个示例中，用户输入装置130可以包括单独地控制与控制电外科装置112的电外科操作模式的按钮分离开的光源140。在另一示例中，用户输入装置130和印刷电路板132可被配置

成使得控制电外科操作模式的按钮的操作同时控制光源140的操作(例如,当按钮被操作以在电外科电极128处施加电外科能量时,光源140可被自动地致动以发光)。

[0079] 如图1所示,响应于用户输入装置130的操作以启动光源140,DC电源144可以经由印刷电路板132、壳体导体134和/或轴导体136向光源140供应电力(例如,DC电压)。在该实施方式中,壳体导体134的导电元件中的一个或更多个可被配置成将来自DC电源144的电力供应到光源140和/或使来自光源140的电力返回到DC电源144。因此,当轴126和光源140相对于手柄124伸缩地移动时,壳体导体134可以附加地或替代地帮助在DC电源144与光源140之间提供电通信。

[0080] 尽管在上述示例中,手柄124上的用户输入装置130可被操作以控制光源140的操作,但光源140可以附加地或替代地由电外科发生器110上的一个或更多个用户输入装置(例如,经由用户界面116)和/或电源线122的插头上的一个或更多个用户输入装置操作。

[0081] 如上所述,电外科装置112还可以包括用于将手术烟雾从目标组织排放到位于手术部位的外部的位置的特征。手术烟雾是多种外科手术的副产品。例如,在外科手术过程中,手术烟雾可能作为电外科单元(ESU)、激光器、电烧灼装置、超声装置和/或其他动力手术器械(例如,骨锯和/或钻头)的副产品而生成。在某些情况下,手术烟雾可能含有有毒气体和/或由组织破坏所产生的生物制品。此外,手术烟雾可能含有令人不快的气味。出于这些和其他原因,许多指南表明,应减少或尽量减少手术人员暴露在手术烟雾中。

[0082] 为了减少(或最大限度地减少)暴露在手术烟雾中,可以在手术过程中使用排烟系统。通常,该排烟系统可以包括抽吸泵146,该抽吸泵146可以生成足够的抽吸和/或真空压力以将手术烟雾抽取远离手术部位。在一些实施方式中,排烟系统可被联接到将手术烟雾排出手术室的排放系统(例如,墙内排放系统)。在其他实施方式中,排烟系统可以过滤含有手术烟雾的空气,并将空气返回手术室。在示例中,抽吸泵146和电外科发生器110可被作为分离装置提供,或者被集成在单个装置中(例如,在公共壳体中)。

[0083] 如图1所示,轴126可包括位于轴126的内部腔室中的排烟通道148。排烟通道148还可以包括烟雾入口,该烟雾入口可以围绕电外科电极128的远侧部分的中心轴线周向地延伸。在这种布置中,排烟通道的烟雾入口可以帮助在电外科电极128相对于手柄124和/或电外科装置112相对于目标组织的所有旋转对准中将手术烟雾接收到排烟通道148中。然而,在另一示例中,排烟通道148可以包括一个或更多个烟雾入口,这些烟雾入口并不围绕电外科电极128周向地延伸。

[0084] 在一个示例中,排烟通道148可以包括外管,该外管通过气隙与光学透镜组件142分离开。例如,轴126可以包括在光学透镜组件142与排烟通道148的外管之间延伸的多个支座,以在外管与光学透镜组件142之间提供气隙。在一个实施方式中,光学透镜组件142可以包括支座,使得光学透镜组件142和支座被形成为单个整体结构。在另一实施方式中,支座可被与排烟通道148的外管一起形成为单个整体结构。在另一实施方式中,支座可以与排烟通道148的外管和光学透镜组件142分离开。

[0085] 在一个示例中,轴126的排烟通道148限定了烟雾流动路径的第一部分,并且手柄124的内部膛孔限定了烟雾流动路径的第二部分。图2示出了根据该示例的实施方式的电外科装置112的局部横截面视图。在这种布置中,手术烟雾可被从手术部位接收到轴126的排烟通道148中,并且沿着排烟通道向近侧流动到手柄124的内部膛孔125。在手柄124的内部

膛孔125中，烟雾可以进一步流到烟雾管150，该烟雾管150被联接到手柄124的近端并且被配置成将烟雾从手柄124输送到抽吸泵146。

[0086] 如上所述，光学透镜组件142可帮助在远侧方向上引导由光源140发射的光，并由此提高照亮该手术部位的光的质量。光学透镜组件142可位于轴126的远端。在一些示例中，光学透镜组件142可被周向地布置在电外科电极128的周围，以在电外科电极128的所有侧面的周围向远侧发射光。这可帮助减少阴影，并在轴126相对于手柄124和/或电外科装置112相对于目标组织的所有旋转对准中提供更大的照明均匀度。

[0087] 在一些实施方式中，排烟通道148和光学透镜组件142可以是同轴的。例如，排烟通道148和光学透镜组件142可各自具有与轴126的中心轴线对准的纵向轴线。将排烟通道148布置成使得排烟通道148的中心轴线与轴126的中心轴线对准，这对于高效的抽吸性能而言会是有益的。同样，将电外科电极128定位成与轴126的中心轴线对准会是有益的，以例如在所有旋转对准中提供更好的视线和/或更为直观的处理。

[0088] 在示例中，光学透镜组件142可限定通孔，并且排烟通道48和/或电外科电极128可延伸穿过该通孔。在这种布置中，电外科电极128可以轴126为中心，排烟通道148可围绕电外科电极的周界延伸并接收烟雾，并且光学透镜组件142可围绕电外科电极128的周界延伸并发射光。

[0089] 图3描绘了根据一个示例的图1所示的电外科装置112的简化框图，该电外科装置112包括光学透镜组件142的附加特征。在图3中，电外科系统100包括壳体123、电外科电极128、位于壳体123中的多个光源140以及光学透镜组件142。壳体123具有近端和远端，并且电外科电极128从壳体123的远端在远侧方向上延伸。

[0090] 此外，在图3中，光学透镜组件142具有近端和远端。光学透镜组件142包括多个光学部件301，这些光学部件(i)在光学透镜组件142的远端处被彼此耦合，并且(ii)在光学透镜组件142的近端处被彼此分离开。在示例中，多个光学部件301彼此间并不进行光学通信(例如，来自一个光学部件301的光的少于约10％穿过光学部件301中的相邻的一个光学部件)。这可帮助提供相对窄的光束。然而，由光学部件301中的一个发射的光的一部分可与由光学部件301中的另一个发射的光的一部分重叠。与光学部件301不处于光学通信的实施方式相比，这可提供宽光束。

[0091] 在图3中，光学透镜组件142可包括两个或更多个光学部件301。更具体地，光学透镜组件142可包括数量等于N的光学部件，其中N是大于1的整数值。如图3所示，每个光学部件301被光学耦合到多个光源140中的相应光源140。这样，光源140可还包括数量等于N的光源。在一个实施方式中，光学透镜组件142可包括三个或更多个光学部件301和三个或更多个光源140。这可帮助围绕轴126的纵向轴线分布光学部件301，使得光学透镜组件142可在远侧方向上围绕电外科电极128发射光，以(i)减少阴影的形成，并且(ii)在电外科电极128相对于手柄124和/或电外科装置112相对于目标组织的所有旋转位置中提供更大的照明均匀度。

[0092] 如下文进一步详细描述的那样，在光学透镜组件142的近端处，每个光学部件301可限定腔室，相应的光源140被定位在该腔室中，使得光源140位于光学透镜组件142的最近侧表面的远侧。与光源位于光学透镜组件的最近侧表面附近的其他光学透镜相比，这可有助于更好地捕获和传输由光源140发射的广角光线。然而，在一些实施方式中，光源可被定

位在光学透镜组件142的最近侧表面的近侧。

[0093] 每个光学部件301包括近侧反射表面303和远侧透射表面305。近侧反射表面303从被光学耦合到光学部件301的相应光源140向远侧延伸。近侧反射表面303被配置成朝向光学部件301的远端反射由相应光源140发射的光。在一些示例中，近侧反射表面303可具有球形或抛物线形，其被配置成使由近侧反射表面303反射的光基本上准直。

[0094] 在其他示例中，近侧反射表面303具有非球面形状，该非球面形状被配置成使由近侧反射表面303反射的光基本上准直。与利用抛物面反射表面或球面反射表面可能的情况相比，近侧反射表面303的非球面形状可提供更高的效率并获得更高的光准直度。在一个示例中，近侧反射表面303的非球面形状可以由下面的等式1定义：

[0095] z(r)＝C*r^2/(1+sqrt(1-C^2*(K+1)*r^2)+a4*r^4+a6*r^6+a8*r^8(等式1)

[0096] 其中C＝曲率，K＝圆锥常数，a4、a6和a8是非球面系数。此外，在一种实施方式中，近侧反射表面303的近侧部分可具有抛物线形状，并且近侧反射表面303的远侧部分可具有非球面形状。这也可有助于使相对广角的光线准直。

[0097] 在示例中，近侧反射表面303可以是全内反射(TIR)反射器。例如，近侧反射表面303和壳体123可被彼此分离，使得气隙环绕近侧反射表面303。将近侧反射表面303布置为TIR反射器可有助于降低与金属反射器相关联的额外制造成本和/或生物相容性要求，这些金属反射器通常被结合在许多传统的光装置(例如，手电筒)中。

[0098] 远侧透射表面305位于光学透镜组件142的远端。远侧透射表面305被配置成在远侧方向上输出来自光学部件301的光。光学透镜组件142的每个远侧透射表面305可包括一个或更多个特征，用于控制来自光学透镜组件142的光的输出。在示例中，在位于电外科电极128的远端的远侧的平面处，由光学透镜组件142发射的光可在空间中的每个点处具有基本均匀的光强度。例如，由光学透镜组件142发射的光可在位于电外科电极128的远端的远侧的平面处限定光图案，并且光图案的最弱部分处的光强度可以具有为光图案的最强部分处的光强度的至少50％的强度。

[0099] 在一些示例中，每个远侧透射表面305可以是非球面透镜，其被配置成以基本均匀的方式提供光。在一个实施方式中，每个远侧透射表面305可被划分成多个区，并且可以将来自每个区的光线追踪到目标平面。非球面表面可被配置成使得光线的分布在目标平面的限定区域内提供近似均匀的辐照程度。例如，可以通过使用斯涅尔定律和光线轨迹确定每个区的透镜表面角度，然后将这些角度曲线拟合到非球面凹陷方程(例如，上面的等式1)以确定连续的非球面表面来设计非球面透镜。

[0100] 在另一示例中，每个远侧透射表面305可以是菲涅尔透镜。例如，菲涅尔透镜可以在远端具有平坦表面。远端处的平坦表面可以限定彼此同心的多个环，每个环可具有相应的光学特性(例如，由节距、深度、角度和/或曲率限定的菲涅尔沟槽)，并且多个环的光学特性可彼此不同，使得远端处的平坦表面以近似非球面透镜的方式传输光(例如，不同的环可在菲涅尔沟槽的节距、深度、角度和/或曲率中的至少一个方面不同)。这可有助于在保持相对平坦和紧凑的形状的同时，改善远侧透射表面305处的聚焦光。

[0101] 在另一示例中，远侧透射表面305可在从由球面透镜、非球面透镜和菲涅尔透镜构成的一组透镜类型中选择的一种类型的透镜上的远端处包括多个小透镜。小透镜可进一步帮助改善光强度的均匀度。例如，小透镜可包括以规则图案排列的多个小的球面透镜。例

如,该图案可以是六边形(例如,每个小透镜具有六个侧面)或矩形(例如,每个小透镜具有四个侧面),相邻的小透镜彼此邻接。每个小的球形小透镜都会产生源的图像。因此,小透镜阵列产生源的多个图像。由于小透镜包括被紧密靠置在一起的多个透镜,因此图像将至少部分地彼此叠置,使得人眼难以辨别单个图像。结果,光束看起来是均匀且均质的。

[0102] 图4A-5B描绘了根据示例的图3的光学透镜组件142的两种实施方式。具体地,图4A和图5A分别描绘了根据第一示例性实施方式和第二示例性实施方式的由光学透镜组件142和光源140构成的组件,并且图4B和图5B分别描绘了通过图4A和图5A中的光学透镜组件142的一个光学部件301和光源140的横截面视图。

[0103] 如图4A-5B所示,光学透镜组件142具有近端142A和远端142B。光学透镜组件142还包括光学部件301,这些光学部件301(i)在光学透镜组件142的远端142B处被彼此耦合,并且(ii)在光学透镜组件142的近端142A处被彼此分离开。在这些示例中,光学部件301彼此间并不光学通信。然而,由光学部件301中的一个发射的光的一部分可与由光学部件301中的另一个发射的光的一部分重叠,以在位于电外科电极128的远端的远侧的平面处更为均匀地分布光。在一个示例中,光学透镜组件142可通过模制工艺形成。

[0104] 在图4A-5B中,光学透镜组件142包括三个光学部件301和三个光源140。如上所述,这可有助于围绕轴126的纵向轴线413分布光学部件301,使得光学透镜组件142可在远侧方向上围绕电外科电极128发射光,以减少阴影的形成。此外,例如,与包括不同数量的光学部件301和光源140的其他实施方式相比,三个光学部件301和三个光源140可以更为紧凑的布置以及更低的功率要求来提供期望的光质量。然而,在其他示例中,光学透镜组件142可包括不同数量的光学部件301和光源140。

[0105] 在所示示例中,光源140包括被耦合到LED PCB 407的多个LED。LED PCB 407可以呈具有PCB孔隙409的环的形式,该PCB孔隙409完全延伸穿过LED PCB 407。光学透镜组件142可还包括透镜孔隙411,该透镜孔隙411限定穿过光学透镜组件142的通孔。LED PCB 407的PCB孔隙409可与光学透镜组件142的透镜孔隙411对准,使得电外科装置112的一个或更多个其他部件(例如,电外科电极128和/或排烟通道148)可延伸穿过LED PCB 407和光学透镜组件142,其中,LED被围绕部件的周界定位。

[0106] 例如,光源140可被围绕电外科电极128的纵向轴线413周向地布置,其中,纵向轴线413在电外科电极128的近端与电外科电极128的远端之间延伸。在图4A-5B中,三个光源140被围绕电外科电极128的纵向轴线413等距间隔开,并且由光学透镜组件142限定的透镜孔隙411具有与电外科电极128的纵向轴线413共线的中心轴线。这可帮助改善电外科电极128周围的光的均匀度。

[0107] 此外,例如,限定排烟通道148的抽吸管可延伸穿过LED PCB 407中的PCB孔隙409和光学透镜组件142中的透镜孔隙411。在这种布置中,光源140可被围绕抽吸管的周界定位,并且光学透镜组件142的远端142B可围绕抽吸管的周界延伸。这可允许围绕电外科电极128的周界排放烟雾并发射光。

[0108] 如图4A和图5A所示,光学透镜组件142包括内表面和外表面。内表面限定了光学透镜组件142的透镜孔隙411和通孔。在一个示例中,在近侧反射表面303与远侧透射表面305之间,光学透镜组件142的横截面在内表面处具有圆形形状并在外表面处具有非圆形形状。这可允许光学透镜组件142相对于延伸穿过光学透镜组件142的通孔的部件旋转,同时阻止

光学透镜组件142相对于与外表面相邻的部件旋转。作为示例，非圆形可以是椭圆形、多边形和/或非多边形。

[0109] 在另一示例中，内表面可以具有非圆形横截面形状，而外表面具有圆形形状，以允许外围设置的部件旋转，并阻止内部设置的部件相对于光学透镜组件142旋转。在另一示例中，内表面和外表面都可以具有圆形横截面形状以允许相邻部件的旋转，或者内表面和外表面可具有非圆形形状以阻止相邻部件的旋转。

[0110] 如图4B和图5B所示，在光学透镜组件142的近端142A处，每个光学部件301可限定腔室415，各个光源140被定位在腔室415中，使得光源140位于光学透镜组件142的最近侧表面的远侧。此外，每个光学部件301通过气隙与被光学耦合到光学部件301的相应光源140分离开。与光源位于光学透镜组件142的最近侧表面附近的其他光学透镜相比，这可有助于更好地捕获和传输由光源140发射的广角光线。

[0111] 如图4A-5B所示，每个光学部件301包括近侧反射表面303和远侧透射表面305。近侧反射表面303从被光学耦合到光学部件301的相应光源140向远侧延伸。近侧反射表面303被配置成朝向光学部件301的远端反射由相应光源140发射的光。

[0112] 此外，在图4A-5B中，近侧反射表面303具有非球面形状，该非球面形状被配置成使由近侧反射表面303反射的光基本上准直。与利用抛物面反射表面或球面反射表面的情形相比，近侧反射表面303的非球面形状可提供更高的效率并获得更高的光准直度。此外，在一种实施方式中，近侧反射表面303的近侧部分可具有抛物线形状，并且近侧反射表面303的远侧部分可具有非球面形状。这也可有助于使相对广角的光线准直。

[0113] 如上所述，近侧反射表面303可以是全内TIR反射器。例如，近侧反射表面303和壳体123可被彼此分离开，使得气隙环绕近侧反射表面303。将近侧反射表面303布置为TIR反射器可帮助减少与金属反射器相关联的额外的制造成本和/或生物相容性要求。

[0114] 远侧透射表面305位于光学透镜组件142的远端142B处。远侧透射表面305被配置成在远侧方向上输出来自光学部件301的光。如上所述，光学透镜组件142的每个远侧透射表面305可包括一个或更多个特征，用于控制来自光学透镜组件142的光的输出。例如，图4A-4B中的每个远侧透射表面305是菲涅尔透镜，并且图5A-5B中的每个远侧透射表面305是非球面表面。

[0115] 图6描绘了根据一个示例的光源140的简化框图。在图4B、图5B和图6中，每个光源140都是LED 617，LED 617包括裸片619和保护层621。保护层621可以是光学透明材料层，例如硅树脂材料层。保护层621可以是非刚性结构(例如，涂层)，这与保护传统LED中的下层二极管结构的刚性硅透镜形成对比。这是可能的，至少部分地因为光源140被定位在光学部件301的腔室415中，使得光学部件301可保护裸片619。

[0116] 通过使用非刚性保护层621代替刚性硅透镜，可以减小每个LED 617的整体尺寸。这可有助于减小光学透镜组件142的尺寸，同时保持光学直径与LED直径的比率。例如，在传统的LED中，刚性硅透镜通常比裸片619的直径大约200％。相比之下，具有上述非刚性保护层621的LED可具有比裸片619的直径大约10％至约50％的直径。作为一个示例，每个LED 617可具有约1毫米(mm)到约2毫米的直径。因此，上述光源140可帮助解决空间约束难题，并改善来自具有宽朗伯光学图案的光源的光捕获。

[0117] 图7A-13描绘了根据一个示例的图1所示的电外科装置112的实施方式，该电外科

装置112包括图4A-4B所示的光学透镜组件142。如图7A-7B所示，电外科装置112的壳体123包括具有近端和远端的手柄124以及从手柄124的远端延伸的轴126。电外科电极128从轴126的远端延伸，并且多个光源140位于轴126中。手柄124限定了内部膛孔125，并且轴126从手柄124的内部膛孔125向远侧延伸。此外，在图7A-7B中，电外科电极128的远侧部分128A从轴126向远侧延伸。在示例中，电外科电极128的远侧部分128A可以限定工作端，该工作端被配置成向组织施加电外科能量。

[0118] 在图7A-7B中，轴126可在手柄124的内部膛孔125中伸缩地移动，以调整电外科电极128的最远端相对于手柄124的距离。例如，图7A示出了轴126沿着电外科装置112的纵向轴线相对于手柄124处于第一位置，并且图7B示出了轴126沿着电外科装置112的纵向轴线相对于手柄124处于第二位置。在图7A-7B中，第一位置位于第二位置的近侧，使得轴126在第一位置中处于手柄124中的缩回位置中，并且轴126在第二位置中处于伸出手柄124的延伸位置中。如上所述，使轴126相对于手柄124伸缩地移动可有助于调整电外科装置的长度，以治疗以不同的方式确定尺寸和/或成形的目标组织。然而，如上所述，在其他示例中，轴126可被固定地联接到手柄124，使得轴126不能相对于手柄124移动。

[0119] 在一些示例中，电外科装置112可包括处于手柄124的近端处的轴环762。轴环762可以是可相对于手柄124旋转的，以增加和/或减少轴126的外表面与轴环762的内表面之间的摩擦。以这种方式，轴环762允许和/或阻止轴126相对于手柄124的轴向伸缩移动。

[0120] 此外，在图7A-7B中，轴126被相对于手柄124不可相对旋转地固定，并且电外科电极128是可相对于手柄124和轴126旋转的。这可以简化电外科装置112的设计并降低其制造成本。例如，手柄124、轴126和电外科电极128的这种布置可以简化壳体导体134、轴导体1236和电外科电极128之间的电连接。此外，在轴126相对于手柄124的伸缩移动期间和/或在电外科电极128相对于轴126和手柄124的旋转期间，这种布置可以帮助减少轻这些电连接的损坏。

[0121] 图8-13描绘了电外科装置112的附加方面，这些附加方面可有助于上述伸缩移动和旋转移动。图8描绘了手柄124的局部分解视图。如图8所示，手柄124可包括顶部864A，该顶部864A可被联接到底部864B，以在顶部864A与底部864B之间限定内部膛孔125。通常，内部膛孔125可以是手柄124内的空间，电外科装置112的一个或更多个部件可被容置在该空间中。

[0122] 在手柄124的内部膛孔125中，电外科装置112包括轴引导件866，该轴引导件866沿着平行于手柄124的纵向轴线的方向(例如，在手柄124的近端124A与手柄124的远端124B之间延伸的方向)延伸。轴引导件866被配置成在轴126的内部腔室868中延伸。轴126的内部腔室868可以是在轴126的近端126A与轴126的远端126B之间延伸的膛孔(如图7A-7B所示)。这样，内部腔室868可由轴126的内表面限定。

[0123] 如图8所示，轴引导件866可以具有非圆形的横截面形状，以帮助防止轴126与手柄124之间的旋转。例如，在轴126的内部腔室868中延伸的轴引导件866的外表面可以具有非圆形形状，该非圆形形状接合轴126的内部腔室868中的轴126的内表面的非圆形形状。在这种布置中，轴126可以在近侧方向和远侧方向上(例如，沿着手柄124的纵向轴线)在轴引导件866上滑动，但是由于(i)轴126的内部腔室868的内表面与(ii)轴引导件866的外表面之间的接合，导致防止轴126相对于轴引导件866旋转。

[0124] 此外，如图8所示，轴引导件866被相对于手柄124不可相对旋转地固定。例如，轴引导件866的一部分可以具有非圆形形状，该非圆形形状可以接合手柄124中的具有相应形状的结构。例如，在图8中，轴引导件866的近侧部分具有六边形特征，该六边形特征接合被形成在手柄124的内壁(例如，手柄124的顶部864A和/或底部864B的内壁)中的六边形插口，以防止轴引导件866与手柄124之间的旋转。在这种布置中，由于轴126与轴引导件866之间的第一非旋转接合以及轴引导件866与手柄124之间的第二非旋转接合，导致轴126被相对于手柄124不可相对旋转地固定。

[0125] 如上所述，电外科电极128被联接到轴126，并且电外科电极128可相对于手柄124和轴126旋转。图9-10示出了一种示例性布置，其用于将电外科电极128以允许电外科电极128的这种旋转的方式联接到轴126。图9描绘了图7A-7B所示的示例性实施方式的手柄124的远侧部分、轴126和电外科电极128的横截面视图。图9还描绘了根据一个示例的壳体导体134的一部分和轴导体136的电触头970。图10描绘了图9所示的电触头970的透视图。

[0126] 如图9所示，轴126可以包括电触头970，该电触头970被耦合到电外科电极128的近侧部分128B。具体地，电触头970被耦合到电外科电极128的近侧部分128B，使得电外科电极128B可相对于电触头970旋转。在该示例中，电外科电极128和电触头970在电外科电极128相对于电触头970的所有旋转位置中被电耦合。

[0127] 在一个示例中，电触头970可以摩擦接合电外科电极128的近侧部分128B，使得(i)当将小于阈值力的力施加到电外科电极128B时，电触头970阻止电外科电极128相对于电触头970的旋转，以及(ii)当将大于阈值力的力施加到电外科电极128时，电触头970允许电外科电极128相对于电触头970的旋转。该阈值力可以是一定数量的力，其是足够大的以防止电外科电极128仅在重力作用下自由旋转，和/或防止电外科电极128在将电外科电极128用于切割和/或凝固组织时旋转。该阈值力可以附加地或替代地是一定数量的力，其是足够低的以允许用户在不使用单独的工具或器械的情况下手动地使电外科电极128相对于手柄124旋转。

[0128] 为了有助于在电外科电极128的近侧部分128B与电触头970之间提供摩擦接合，电触头970可以围绕电外科电极128的近侧部分128B的至少一半的周界延伸。例如，在图10中，电触头970包括一对臂部971，这一对臂部971围绕电外科电极128的近侧部分128B的超过一半的周界延伸，并且被向内偏压以向电外科电极128的近侧部分128B施加力。由电触头970施加的力可以由此帮助控制电外科电极128相对于轴126和手柄124的旋转。此外，在该布置中，电触头970的臂部971可以允许电外科电极128围绕旋转轴线(例如，电外科电极的中心轴线)旋转超过360度。

[0129] 电触头970还可以帮助将电外科电极128轴向地保持在轴126的内部腔室868中。例如，电外科电极128的近侧部分128B可以包括第一肩部972A，该第一肩部972A可以接合电触头970，以阻止或防止电外科电极128相对于轴126在远侧方向上的轴向移动。此外，例如，电外科电极128的近侧部分128B可以包括第二肩部972B，该第二肩部972B可以接合轴126的止挡部973，以阻止电外科电极128在近侧方向上相对于轴126的轴向移动。

[0130] 在一些示例中，第一肩部972A与电触头970之间的接合可以阻止或防止电外科电极128从轴126移除，使得电外科电极128被固定地联接到轴126。在替代示例中，第一肩部972A与电触头970之间的接合可以允许电外科电极128被移除并被另一电外科电极128所替

代。

[0131] 此外，如图9-10所示，电触头970可以包括被联接到电外科电极128的近侧部分128B的第一端970A和延伸到手柄124中的第二端970B。如图9所示，第二端970B接合壳体导体134，该壳体导体134在平行于手柄124的纵向轴线的方向上沿着手柄124延伸。在该示例中，电触头970的第二端970B被配置成在轴126相对于手柄124伸缩地移动的同时保持与壳体导体134接合。例如，电触头970被固定地联接到轴126，使得电触头970与轴126一起相对于手柄124移动。在这种布置中，电触头970的第二端970B可以在第二端970B响应于轴126相对于手柄124轴向地移动而沿着壳体导体134滑动的同时，连续地接合并电耦合到壳体导体134。以这种方式，电触头970可以有助于在电外科电极128相对于手柄124的任何旋转位置和/或任何轴向位置中将电外科能量供应到电外科电极128。

[0132] 如图9所示，轴126还可以包括从轴126的近端126A延伸到轴126的远端126B的排烟通道148。例如，在图7A、图7B和图9中，电外科电极128延伸穿过轴126的内部腔室868，使得该排烟通道148可以包括被限定在电外科电极128与轴126的内表面之间的间隙。在所示示例中，轴126具有在近端126A与远端126B之间延伸的中心轴线，并且电外科电极128具有与轴126的中心轴线共线的中心轴线。在这种布置中，排烟通道148可以在电外科电极128的周界周围具有基本上恒定的尺寸。这可以帮助在电外科电极128的周围的每个点处提供相对一致的抽吸力。然而，在其他示例中，电外科电极128的中心轴线和轴126的中心轴线可以相对于彼此偏移且彼此平行。

[0133] 参考图8，内部腔室868可以在轴126的近端126A处提供排烟通道148的近端(如图9所示)。排烟通道148的近端可以与手柄124的排烟室152流体连通。例如，在图8中，排烟室152可包括处于轴引导件866中的膛孔874和手柄124的内部膛孔125的位于轴引导件866的近侧的一部分。

[0134] 再次参考图9，电外科装置112还可以包括抽吸套管975，该抽吸套管975可被流体联接到轴126中的排烟通道148。如图9所示，抽吸套管975的远侧部分可以从轴126的远端126B向远侧延伸，并且电外科电极128可以延伸穿过该抽吸套管975。具体地，抽吸套管975可以与电外科电极128间隔开以限定烟雾入口，该烟雾入口可以围绕电外科电极128的远侧部分128A的中心轴线周向地延伸。

[0135] 在一个示例中，抽吸套管975可被相对于电外科电极128不可相对旋转地固定，使得抽吸套管975相对于轴126的旋转引起电外科电极128相对于轴126和手柄124的相应旋转。在这种布置中，用户可以使用抽吸套管975而使电外科电极128相对于手柄124旋转。这可以有益地允许用户避免直接触及电外科电极128，因为电外科电极128在使用之后或使用期间可能处于相对升高的温度。此外，由于直接触及电外科电极128会对电外科电极128上的涂层产生负面影响，因此抽吸套管975可以帮助维持电外科电极128的结构完整性和操作性能。

[0136] 在图9中，抽吸套管975包括一个或更多个齿976，并且电外科电极128包括一个或更多个槽口977。抽吸套管975的一个或更多个齿976中的每一个都处于一个或更多个槽口977中的相应的一个槽口中，使得一个或更多个齿976接合一个或更多个槽口977以使电外科电极128响应于抽吸套管975的旋转而旋转。然而，在另一示例中，抽吸套管975可以包括一个或更多个槽口977，并且电外科电极128可以包括一个或更多个齿976。

[0137] 在一些示例中，抽吸套管975可以是可在轴126的内部腔室868中伸缩地移动的，以调整抽吸套管975与电外科电极128的最远端之间的距离。例如，一个或更多个齿976中的每一个可被配置成响应于抽吸套管975相对于轴126和/或电外科电极128伸缩地移动而在一个或更多个槽口977中的相应的一个槽口中纵向地滑动。在这种伸缩布置中，抽吸套管975可以相对于轴126和电外科电极128移动，以调整电外科电极128A的远侧部分128A的暴露程度。具体地，抽吸套管975可(i)被朝向轴126的远端126B移动以暴露出更大程度的电外科电极128并提高手术部位处的可视性，以及(ii)被远离轴126的远端126B移动以暴露出更小程度的电外科电极128并且在手术部位处捕获相对更大量的烟雾。

[0138] 尽管抽吸套管975相对于轴126和/或电外科电极128伸缩地移动会是有益的，但在其他示例中，抽吸套管975可被相对于轴126和/或电外科电极128轴向地固定。这可简化制造并降低制造成本。

[0139] 在一个示例中，抽吸套管975可以是基本上透明的，使得通过抽吸套管975可以看到该电外科电极128。这可以帮助提高电外科电极128的可视性。然而，在其他示例中，抽吸套管975可以由不透明材料制成。

[0140] 图11描绘了轴126的远侧部分，其顶部被移除以示出位于轴126的内部腔室868中的光学部件。图12描绘了图4A-4B所示的光学透镜组件142，其具有电外科电极128和抽吸套管975，电外科电极128和抽吸套管975限定了排烟通道148的延伸穿过光学透镜组件142的透镜孔隙411和LED PCB 407的PCB孔隙409的一部分。

[0141] 如图9和图11-12所示，电外科装置112可包括位于轴126的内部腔室868中的光源140和光源透镜组件142。如上所述，光源140被配置成将光发射到光学透镜组件142中，并且该光学透镜组件142被配置成在远侧方向上传输来自光源140的光并且从轴126的远端126B发光。

[0142] 如图12所示，电外科电极128和抽吸套管975可延伸穿过LED PCB 407的PCB孔隙409和由光学透镜组件142中的透镜孔隙411限定的通孔。此外，如图12所示，光源140可被围绕电外科电极128设置。在这种布置中，电外科装置112可围绕电外科电极128的周界提供照明和抽吸力。此外，将图3-4B的光学透镜组件142集成在这种布置中可提高照明质量，减小电外科装置的远端的尺寸，并改善手术部位的视线。

[0143] 如图11所示，电外科装置112还可包括被联接到光源140的近侧的散热器1180。这可帮助降低光源140的温度并由此降低电外科装置112的温度。

[0144] 在一个示例中，光源140、光学透镜组件142和/或散热器1180可被固定地联接到轴126。在这种布置中，电外科电极128和抽吸套管975可以是能够相对于光源140、光学透镜组件142和/或散热器1180旋转的。例如，光源140、光学透镜组件142和/或散热器1180中的孔隙可以具有允许电外科电极128和抽吸套管975在这些孔隙中旋转的尺寸和/或形状(例如，圆形)。此外，在这种布置中，光源140、光学透镜组件142和散热器1180可以是可与轴126一起相对于手柄124伸缩地移动的。

[0145] 如上所述，壳体导体134和轴导体136可以将光源140电耦合到DC电源144。图13描绘了图7A-12的电外科装置112，其中移除了部件以示出根据一个示例的用于向光源140供应直流电的壳体导体134和轴导体136。如图13所示，轴126可以包括正光电导体1336A和负光电导体1336B，在轴126相对于手柄124在轴向方向上伸缩地移动的同时，正光电导体

1336A和负光电导体1336B可滑动地接合手柄124中的相应电导体1334A、1334B。

[0146] 如图7A-8和图13所示，用户输入装置130包括手柄124的外表面上的第一按钮730A和第二按钮730B。在一个实施方式中，第一按钮730A可被致动以在切割操作模式下操作电外科装置112，并且第二按钮730B可被致动以在凝固操作模式下操作电外科装置112。在该示例中，第三按钮(未示出)可被设置在电源线122的插头上和/或电外科发生器110上，并且第三按钮可被致动以操作光源140(即，使光源140发光或停止发光)。如上所述，在其他示例中，用户输入装置130可被以不同的方式配置。例如，在其他示例中，电外科装置112可以在较少数量的操作模式、较大数量的操作模式和/或不同类型的操作模式(例如，上述示例性操作模式)下操作。此外，例如，至少一个用户输入装置130可以附加地或替代地包括电外科发生器110的用户界面116和/或用于以一个或多个操作模式操作电外科装置112的另一外部装置(例如，脚踏开关)。此外，例如，手柄124上的用户输入装置130可以包括用于操作光源140的第三按钮。

[0147] 图14-20描绘了根据另一示例的图1的电外科装置112和图5A-5B的光学透镜组件142的实施方式。图14描绘了根据该示例的电外科装置112的透视图。图15描绘了根据该示例的通过电外科装置的纵向轴线1482截取的电外科装置112的横截面视图。

[0148] 如图14-15所示，电外科装置112包括限定内部膛孔125的手柄124、从手柄124的内部膛孔125向远侧延伸的轴126以及处于轴126的内部腔室1468中的排烟通道148。轴126具有在轴126的近端126A与轴126的远端126B之间延伸的纵向轴线1482。此外，电外科电极128从轴126的远端126B向远侧延伸。

[0149] 在一个示例中，轴126可以是可在手柄124的内部膛孔125中伸缩地移动的，以调整电外科电极128的最远端相对于手柄124的距离。如上所述，使轴126相对于手柄124伸缩地移动可以有助于调整电外科装置的长度，以治疗以不同的方式确定尺寸和/或成形的目标组织。然而，如上所述，在其他示例中，轴126可被固定地联接到手柄124，使得轴126并不能相对于手柄124移动。

[0150] 在一些示例中，电外科装置112可以包括位于手柄124的近端的轴环1462。轴环1462可以是可相对于手柄124旋转的，以增加和/或减少轴126的外表面与轴环1462的内表面之间的摩擦。以这种方式，轴环1462允许和/或阻止轴126相对于手柄124的轴向伸缩移动。

[0151] 此外，在图14-15中，轴126可相对于手柄124旋转，并且排烟通道148被相对于手柄124不可相对旋转地固定。此外，如下面进一步详细描述的那样，电外科装置112可以进一步包括光源140和图5A-5B的光学透镜组件142，这两者都可被相对于手柄124不可相对旋转地固定。在不可相对旋转地固定排烟通道148、光源140和/或光学透镜组件142的同时提供电外科电极128与轴126一起的旋转可以帮助简化电外科装置112的设计和/或降低其制造成本。

[0152] 作为电外科电极128从轴126的远端126B向远侧延伸的结果，电外科装置112的这些部件的旋转布置可被至少部分地实现，使得(i)轴126将电外科能量传导到电外科电极128，以及(ii)轴126相对于手柄124的旋转引起电外科电极128相对于手柄124的相应旋转。例如，轴126的至少一部分可由导电材料形成，使得轴126是用于向电外科电极128供应电外科能量的轴导体136(例如，至少部分地限定内部腔室1468的导电管)。

[0153] 在一个示例中，电外科电极128和轴126被形成为单件式整体结构。这在下列实施方式中会是有益的，其中，电外科电极128被永久地固定到轴126，使得电外科电极128不能被另一电外科电极128所替代。在另一示例中，电外科电极128和轴126可以是被(例如，通过焊接、钎焊和/或摩擦配合联接而)彼此联接的分离部件。在电外科电极128和轴126是分离部件的一些实施方式中，电外科电极128可以是可从轴126移除并被另一电外科电极所替代的。在其他实施方式中，电外科电极128可被永久地固定到轴126，使得电外科电极128不能被另一电外科电极128所替代。

[0154] 在图14-15中，轴126包括导电部分126C和绝缘体部分126D。如上所述，电外科电极128可从轴126的导电部分126C延伸。轴126的绝缘体部分126D可以是覆盖电外科电极128与轴126的导电部分126C之间的界面的套管结构。在这种布置中，绝缘体部分126D可帮助减少电弧和/或帮助向电外科电极128供应电外科能量。此外，轴126可包括覆盖轴126的导电部分126C的其余部分(例如，未被轴126的绝缘体部分126D覆盖的部分)的绝缘体材料(例如，热收缩材料)层126E，以减少电弧和/或帮助向电外科电极128供应电外科能量。

[0155] 现在参考图16，示出了根据一个示例的通过纵向轴线1482截取的轴126的远端126B和电外科电极128的横截面的放大图。如图16所示，电外科电极128的远侧部分128A可以限定工作端，该工作端被配置成向组织施加电外科能量。电外科电极128的近侧部分128B可包括从轴126的远端126B延伸的第一腿部1684A和从轴126的导电部分126C的远端延伸的第二腿部1684B。

[0156] 在图16中，第一腿部1684A和第二腿部1684B是围绕轴126的远端126B的周界彼此径向相对的。此外，电外科电极128的近侧部分128B的面向近侧的表面1685可以沿着远侧方向朝向轴126的中心轴线渐缩，以在面向近侧的表面1685与轴126的最远端处的平面1687之间限定间隙1686。间隙1686可以帮助改善轴126的远端126B处的空气流动和抽吸力。

[0157] 此外，如图16所示，绝缘体部分126D的套管结构可围绕光学透镜组件142延伸。套管结构可以是光学不透明的材料。为了增强从光学透镜组件142发射的光的强度，光学透镜组件142的每个远侧透射表面的至少一部分可延伸到位于绝缘体部分126D的套管结构的最远端的远侧的位置。

[0158] 返回参考图15，轴126可以包括电触头1570，该电触头1570与壳体导体134接合，该壳体导体134在平行于手柄124的纵向轴线1482(如图14所示)的方向上沿着手柄124延伸。电触头1570可被配置成在轴126相对于手柄124伸缩地移动的同时保持与壳体导体134接合。例如，电触头1570被固定地联接到轴126，使得电触头1570与轴126一起相对于手柄124移动。在这种布置中，电触头1570可在电触头1570响应于轴126相对于手柄124轴向地移动而沿着壳体导体134滑动的同时，连续地接合并电耦合到壳体导体134。

[0159] 此外，电触头1570可以围绕轴126的周界延伸，使得在轴126和电外科电极128相对于手柄124的所有旋转位置中，电触头1570可保持与壳体导体134接合。以这种方式，电触头1570可有助于在电外科电极128相对于手柄124的任何旋转位置和/或任何轴向位置中将电外科能量供应到电外科电极128。

[0160] 在一个示例中，轴126和电外科电极128可以相对于手柄124旋转超过360度。在该示例中，电触头1570可以完全围绕轴126的周界延伸。在另一示例中，轴126和电外科电极128可以相对于手柄124旋转小于360度。在这种示例中，电触头1570可以围绕轴126的周界

的至少一部分延伸，该至少一部分足以在轴126和电外科电极128可以相对于手柄124旋转所处的整个旋转位置范围内保持轴126与壳体导体134之间的电耦合。

[0161] 如上所述，电外科电极128可包括从轴126的远端延伸的近侧部分128B以及包括工作端的远侧部分128A，该工作端被配置成向组织施加电外科能量。在图14-16中，电外科电极128的远侧部分128A的中心轴线和排烟通道148的中心轴线共线。在这种布置中，排烟通道148可在电外科电极128的周界周围具有基本恒定的尺寸。这可以帮助在电外科电极128周围的每个点处提供相对一致的抽吸力。然而，在其他示例中，电外科电极128的中心轴线和轴126的中心轴线可以是相对于彼此偏移且彼此平行的。

[0162] 此外，如图14-16所示，排烟通道148可在排烟通道148的近端148A与排烟通道148的远端148B之间限定没有任何其他结构的空间。与电外科电极128和/或其他部件被设置在排烟通道148中的其他实施方式相比，这可更为有效地使用尺寸相对有限的内部腔室1468来经由排烟通道148增强抽吸力。

[0163] 此外，如上所述，排烟通道148可被相对于手柄124不可相对旋转地固定，使得轴126和电外科电极128可相对于排烟通道148旋转。图17-18描绘了根据一个示例的排烟通道148和轴126。如图15和图17-18所示，排烟通道148的至少一部分可具有非圆形形状，以在轴126和电外科电极128相对于手柄124旋转的同时阻止排烟通道148相对于手柄124的旋转。

[0164] 例如，排烟通道148的近端148A可包括非旋转配件，该非旋转配件被配置成与手柄124中的对应成形的结构接合，并且该非旋转配件可具有非圆形的横截面形状。例如，在图15和图17中，排烟通道148的近端148A具有六边形特征，该六边形特征接合在手柄124的内壁中形成的六边形插口，以防止排烟通道148与手柄124之间的旋转。此外，如图18所示，可在轴126与排烟通道148之间限定间隙，以使轴126相对于排烟通道148旋转。

[0165] 如图17所示，排烟通道148的近端148A处的非旋转配件可包括通孔1774，通孔1774的横截面积小于排烟通道148的主体148C的位于该非旋转配件的近侧的横截面积。通孔1374的相对较小的尺寸可有助于在烟雾离开排烟通道148的近端148A时将烟雾引导到体积相对较小的空间中。这可有益地帮助减少或防止手柄124的内部膛孔125中的电气部件暴露于烟雾。

[0166] 图19描绘了根据一个示例的排烟通道148上的由光源140、图5A-5B的光学透镜组件142和散热器1580构成的组件的局部分解视图。图20描绘了由图5A-5B所示的光学透镜组件142和电外科电极128构成的组件。

[0167] 如图15-16和图19-20所示，电外科装置112可包括位于壳体123的轴126中的光学透镜组件142和光源140。如上所述，光源140被配置成将光发射到光学透镜组件142中，并且光学透镜组件142被配置成在远侧方向上传输来自光源140的光并从轴126的远端126B发光。

[0168] 如图20所示，电外科电极128具有在电外科电极128的近端与电外科电极128的远端之间延伸的纵向轴线2031。光源140被围绕电外科电极128的纵向轴线2031周向地布置。例如，如图20所示，透镜孔隙411可具有与电外科电极128的纵向轴线2031共线的中心轴线。围绕电外科电极128设置光源140可帮助围绕电外科电极128的整个周界分布光，这可有助于减少阴影，并在电外科电极128相对于手柄124和/或电外科装置112相对于目标组织的所有旋转对准中提供更大的照明均匀度。

[0169] 此外，排烟通道148可延伸穿过光学透镜组件142中的透镜孔隙411和LED PCB 407中的PCB孔隙409。这可有助于将排烟通道148定位在轴126的中心(例如，排烟通道148的中心轴线和轴126的中心轴线可以共线)，这可增强手术部位处的抽吸力。在这种布置中，电外科装置112可在电外科电极128的周界周围提供照明和抽吸力。此外，将图3和图5A-5B的光学透镜组件142集成在这种布置中可以提高照明质量，减小电外科装置的远端的尺寸，并改善手术部位的视线。

[0170] 在一个示例中，光源140、光学透镜组件142和/或散热器1580可被固定地联接到手柄124。在这种布置中，轴126和电外科电极128可围绕光源140、光学透镜组件142和/或散热器1580旋转。例如，光源140、光学透镜组件142和/或散热器1580可以具有非圆形形状，其可以与排烟通道148的主体148C的非圆形形状接合，以在轴126和电外科电极128相对于手柄124旋转的同时阻止灯源140、光学透镜组件142和/或散热器1580相对于手柄124的旋转。在图19-20中，非圆形形状为椭圆形。然而，在其他示例中，光源140、光学透镜组件142、散热器1580和/或排烟通道148可以具有其他非圆形形状。

[0171] 此外，在这种布置中，光源140、光学透镜组件142和散热器1580可以是可与轴126一起相对于手柄124伸缩地移动的。如上所述，壳体导体134和轴导体136可以在这种伸缩移动期间将光源140电耦合到DC电源144。如图19所示，轴126可包括正光电导体1536A和负光电导体1536B，它们在轴126相对于手柄124在轴向方向上伸缩地移动的同时，可滑动地接合手柄124中的相应电导体。

[0172] 现在参考图21，示出了根据一个示例的图3所示的光学透镜组件142的光学部件301的横截面视图。如图21所示，光学透镜组件142包括具有非球面形状的近侧反射表面303和远侧透射表面305。此外，图21描绘了在近端142A处被接收在光学部件301的腔室415中的光源140。图21进一步描绘了光线轨迹，其示出了由光源140发射的示例性光线，随着光线传播到远侧透射表面305，这些光线被通过近侧反射表面303反射和准直。

[0173] 图22描绘了根据示例的图4A-4B所示的光学透镜组件142的示例性光学输出图案，图23描绘了根据示例的图5A-5B所示的光学透镜组件142的示例性光学输出图案。

[0174] 现在参考图24，示出了根据一个示例的操作电外科装置的过程2400的流程图。如图24所示，过程2400可包括在方框2410处提供电外科装置。电外科装置可包括具有近端和远端的壳体。电外科装置可还包括从壳体的远端在远侧方向上延伸的电外科电极以及位于壳体中的多个光源。这多个光源可被配置成生成光。

[0175] 此外，电外科装置可包括具有近端和远端的光学透镜组件。光学透镜组件可包括多个光学部件，这些光学部件(i)在光学透镜组件的远端处被彼此耦合并且(ii)在光学透镜组件的近端处被彼此分离。每个光学部件被光学耦合到多个光源中的相应光源。每个光学部件包括从被光学耦合到光学部件的相应光源向远侧延伸的近侧反射表面和处于光学透镜组件的远端处的远侧透射表面。近侧反射表面被配置成朝向远端反射由相应光源发射的光。近侧反射表面可具有非球面形状，该非球面形状被配置成使由近侧反射表面反射的光基本上准直。远侧透射表面被配置成在远侧方向上输出来自光学部件的光。

[0176] 在方框2412处，过程2400包括通过多个光源发射光。在于方框2412处发射光之后，过程2400包括在方框2414处通过以下方式将光传输通过每个光学部件：(i)在方框2416处通过光学部件的近侧反射表面以基本准直的方式朝向远端反射光，以及(ii)在方框2418处

通过光学部件的远侧透射表面在远侧方向上输出光。

[0177] 图25-30描绘了根据其他示例的过程2400的额外方面。如图25所示，过程2400可还包括在方框2420处向电外科电极供应电外科能量。在一个示例中，在方框2420处向电外科电极供应电外科能量可在于方框2412处发光的同时执行。

[0178] 如图26所示，在方框2416处通过近侧反射表面反射光可包括在方框2422处通过全内反射反射光。在图26所示的示例中，近侧反射表面可以是全内反射(TIR)反射器。

[0179] 在图27所示的示例中，在光学透镜组件的近端，每个光学部件可限定腔室，各个光源被定位在该腔室中，使得多个光源位于光学透镜组件的最近侧表面的远侧。如图27所示，在方框2412处发射光可包括在方框2424处在位于光学透镜组件的最近侧表面的远侧的位置处从多个光源发射光。

[0180] 如图28所示，在方框2412处发射光可包括在方框2426处将来自多个光源的光越过气隙发射到近侧反射表面。

[0181] 如图29所示，在方框2412处发射光可包括在方框2428处从多个光源发射光，这多个光源被围绕电外科电极的纵向轴线等距间隔开。

[0182] 如图30所示，在方框2418处通过远侧透射表面在远侧方向上输出光可包括在方框2430处通过每个远侧透射表面的非球面透镜传输光。

[0183] 如图31所示，在方框2418处通过远侧透射表面在远侧方向上输出光可包括在方框2432处通过每个远侧透射表面的菲涅尔透镜传输光。

[0184] 在图32所示的示例中，多个光源可包括被耦合到印刷电路板(PCB)的多个发光二极管(LED)。此外，PCB可包括具有PCB孔隙的环。电外科装置可包括抽吸管，该抽吸管延伸穿过PCB中的PCB孔隙和光学透镜组件中的孔隙。多个光源可被围绕抽吸管的周界定位。光学透镜组件的远端可围绕抽吸管的周界延伸。如图32所示，过程2400可还包括在方框2434处向抽吸管施加抽吸力。

[0185] 如图33所示，在方框2418处输出光可包括在方框2436处输出光，使得在位于电外科电极的远端的远侧的平面处，由光学透镜组件发射的光在空间中的每个点处具有基本均匀的光强度。

[0186] 如图34所示，在方框2418处输出光可包括在方框2438处输出光，使得光在位于远端的远侧的平面处限定光图案，并且光图案的最弱部分处的光强度具有为光图案的最强部分处的光强度的至少50％的强度。

[0187] 对不同有利布置的描述已经出于说明和描述的目的而被提出，其并不旨在是穷举的或被限制于所公开形式的示例。许多修改和变化对于本领域技术人员来说将是显而易见的。此外，与其他有利示例相比，不同的有利示例可以描述不同的优点。选择和描述所选定的一个或更多个示例以解释这些示例的原理、实际应用，并使本领域技术人员能够理解具有适合于所设想到的特定用途的各种修改的各种示例的公开内容。

[0188] 此外，所设想到的是，所描述的具有创造性的变型的任何可选特征可被单独地或者与本文所描述的特征中的任一个或更多个特征相结合地提出并要求保护。同样，对单数项目的提及包括存在所呈现的多个相同项目的可能性。更具体地，如本文和所附权利要求书中所使用的那样，单数形式“一种”、“一个”、“所述”和“该”包括复数指称，除非上下文另有明确规定。还应注意的是，权利要求书的起草可以排除任何可选元件。因此，本声明旨在

结合陈述的权利要求元件使用“单独”、“仅”等专有术语或使用“负面”限制的引用基础。除非本文中另有定义，否则本文中使用的所有技术和科学术语具有与本发明所属领域的技术人员通常理解的含义相同的含义。本申请的范围不受主题专利说明书的限制，而是仅受所使用的权利要求术语的明确含义的限制。

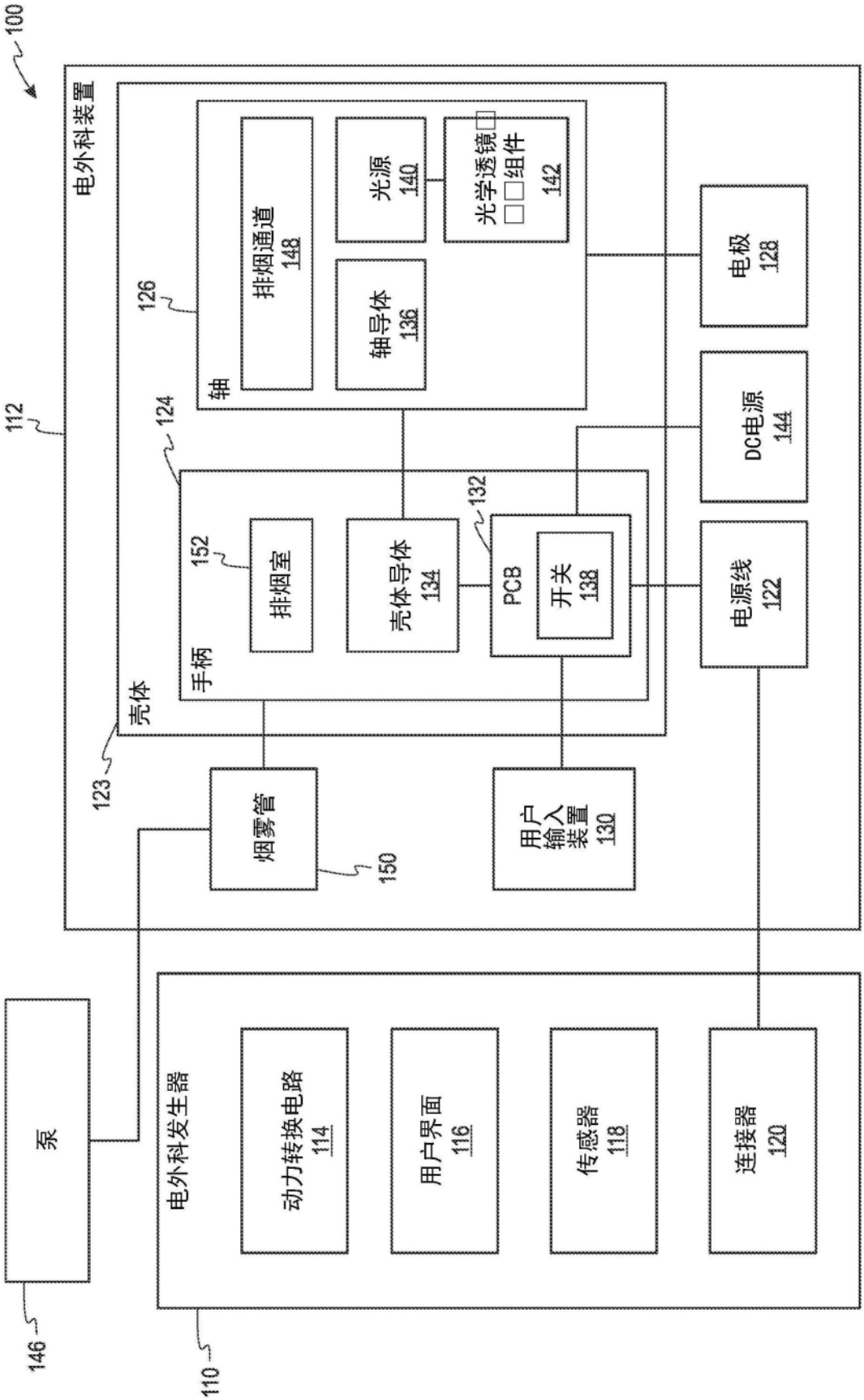

100
电外科装置
112
壳体
123
手柄
124
轴
126
排烟通道
148
光源
140
光学透镜□□组件
142
轴导体
136
电极
128
DC电源
144
排烟室
152
壳体导体
134
PCB
132
开关
138
电源线
122
烟雾管
150
用户输入装置
130
泵
146
电外科发生器
110
动力转换电路
114
用户界面
116
传感器
118
连接器
120

图1

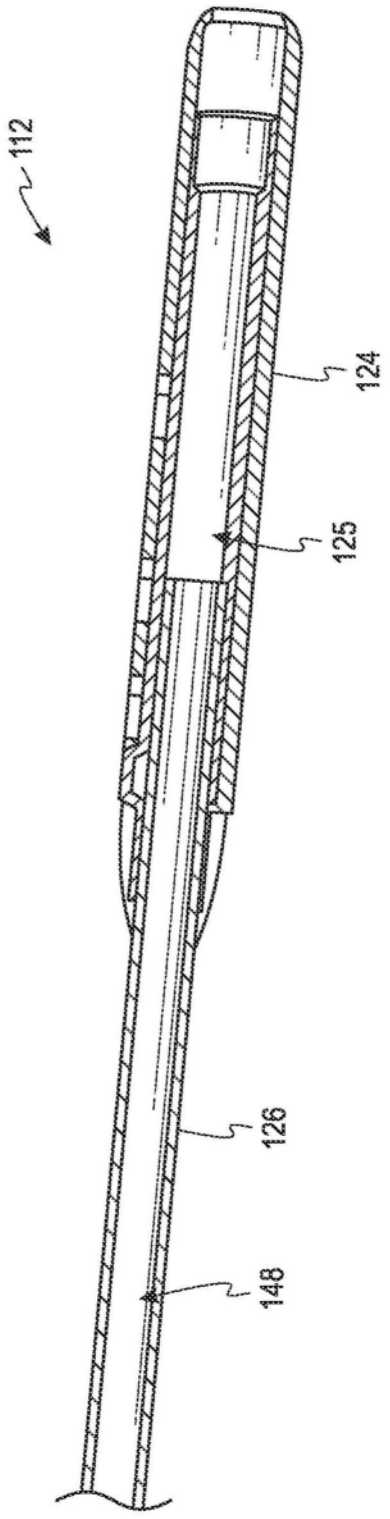


图2

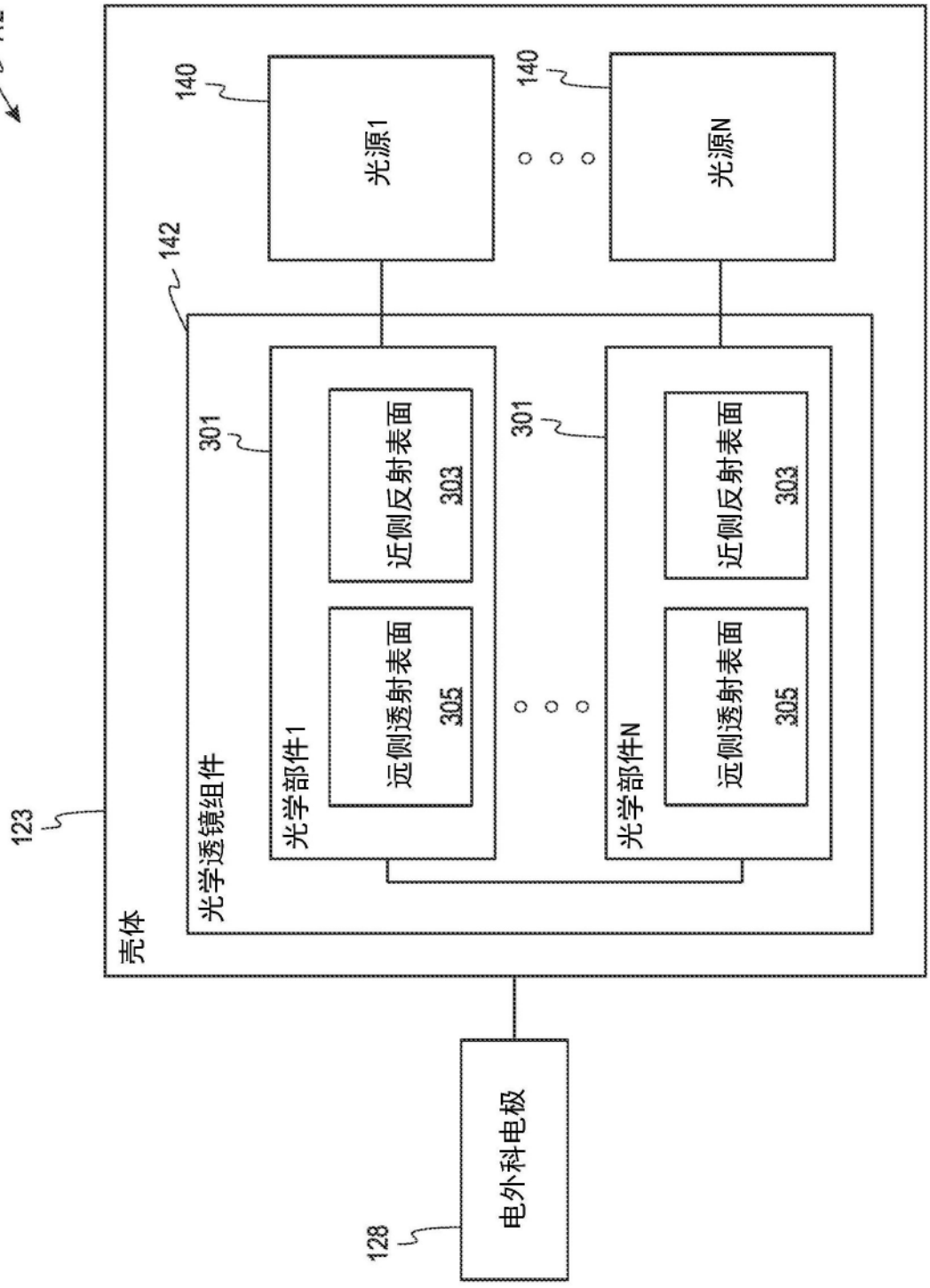

112
140
光源1
140
光源N
142
301
近侧反射表面
303
远侧透射表面
305
光学部件1
301
近侧反射表面
303
远侧透射表面
305
光学部件N
光学透镜组件
123
壳体
电外科电极
128

图3

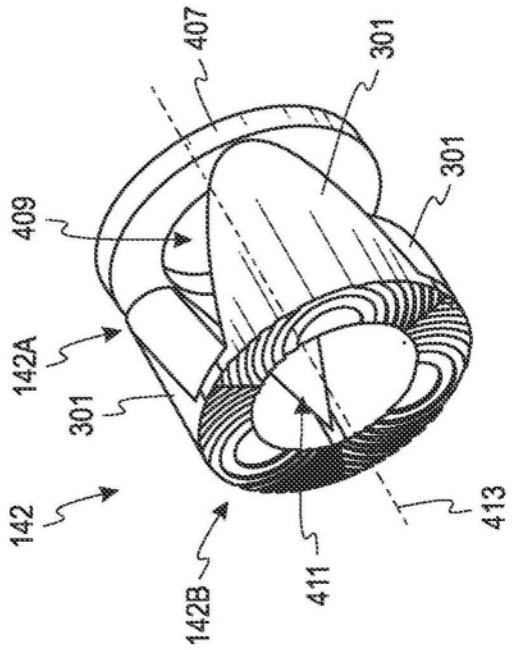

407
301
301
409
142A
301
142
142B
411
413

图4A

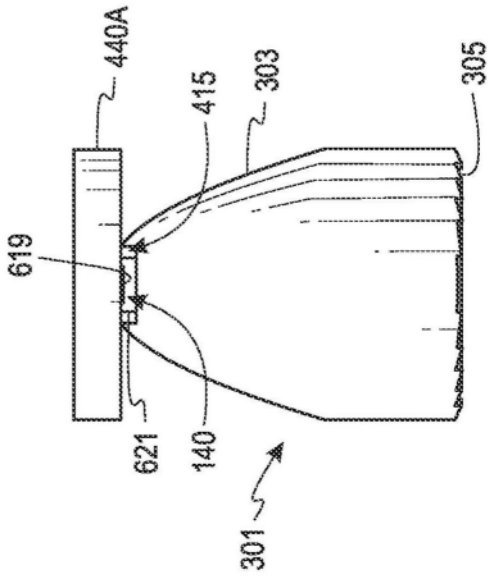

440A
415
303
305
619
621
140
301

图4B

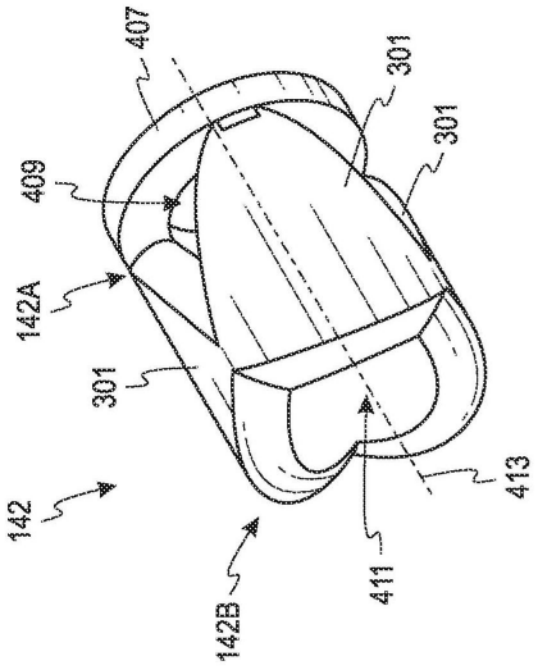

407
301
301
409
142A
301
413
142
411
142B

图5A

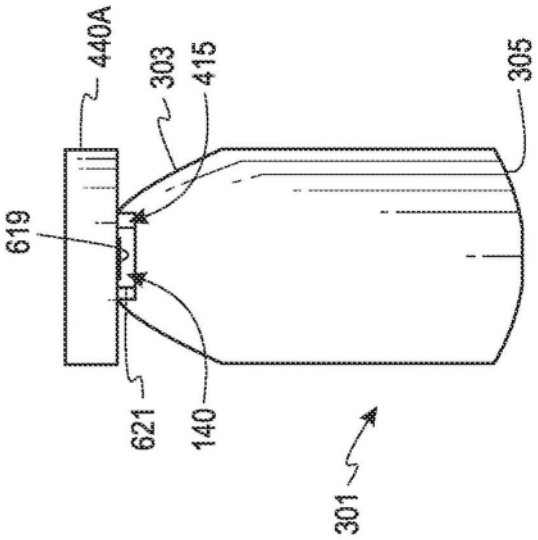

440A
303
415
305
619
621
140
301

图5B

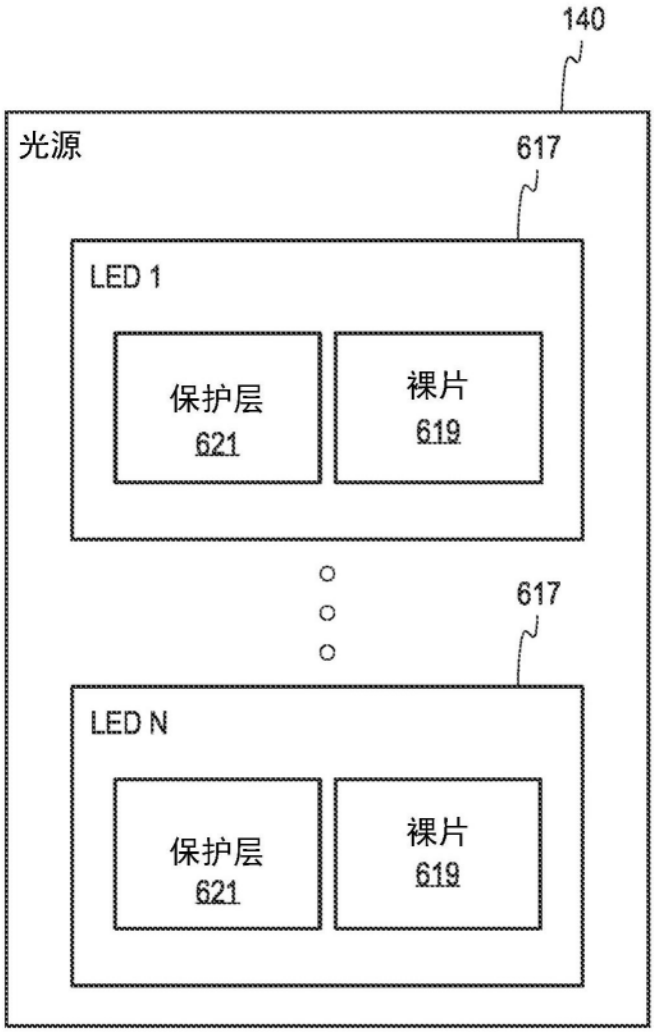


图6

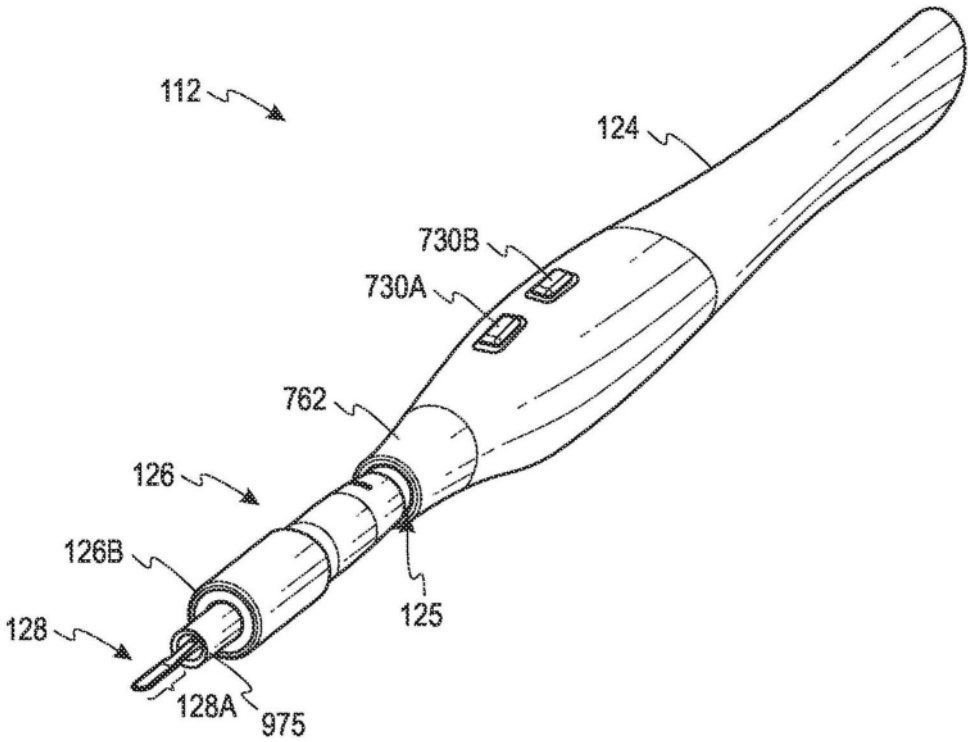

112
124
730B
730A
762
126
126B
128
125
128A
975

图7A

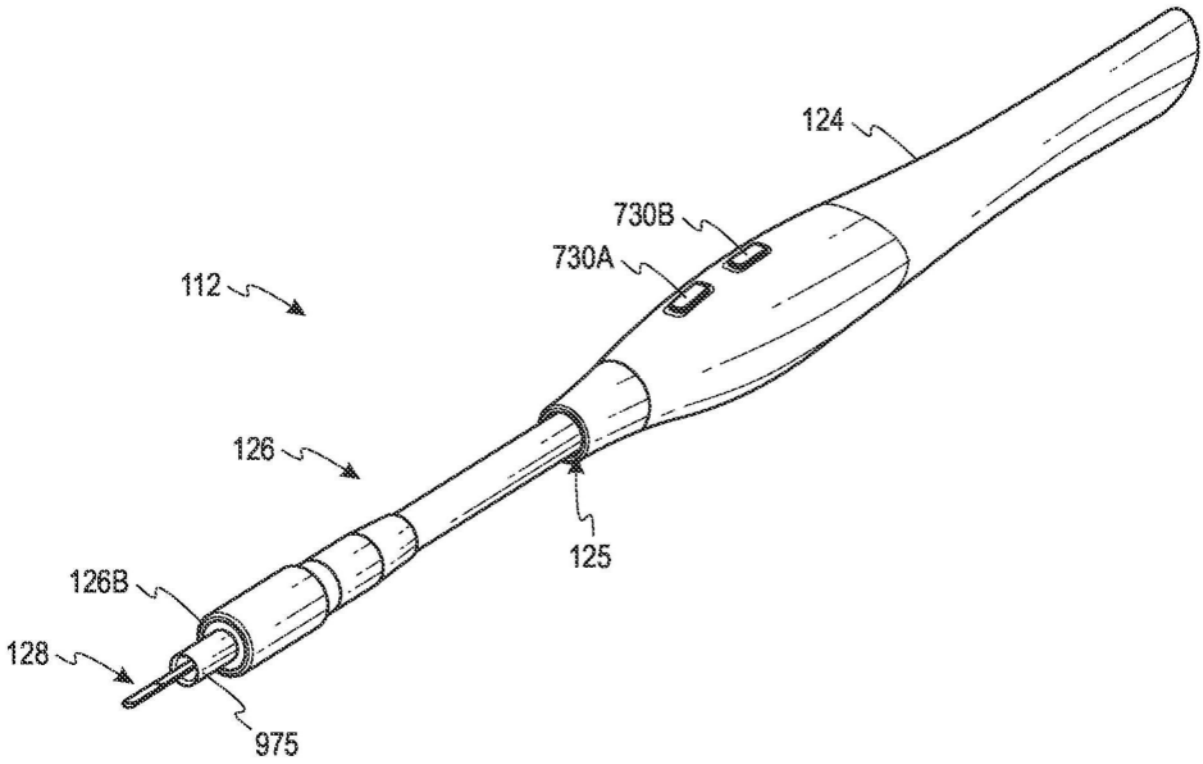

124
730B
730A
112
126
125
126B
128
975

图7B

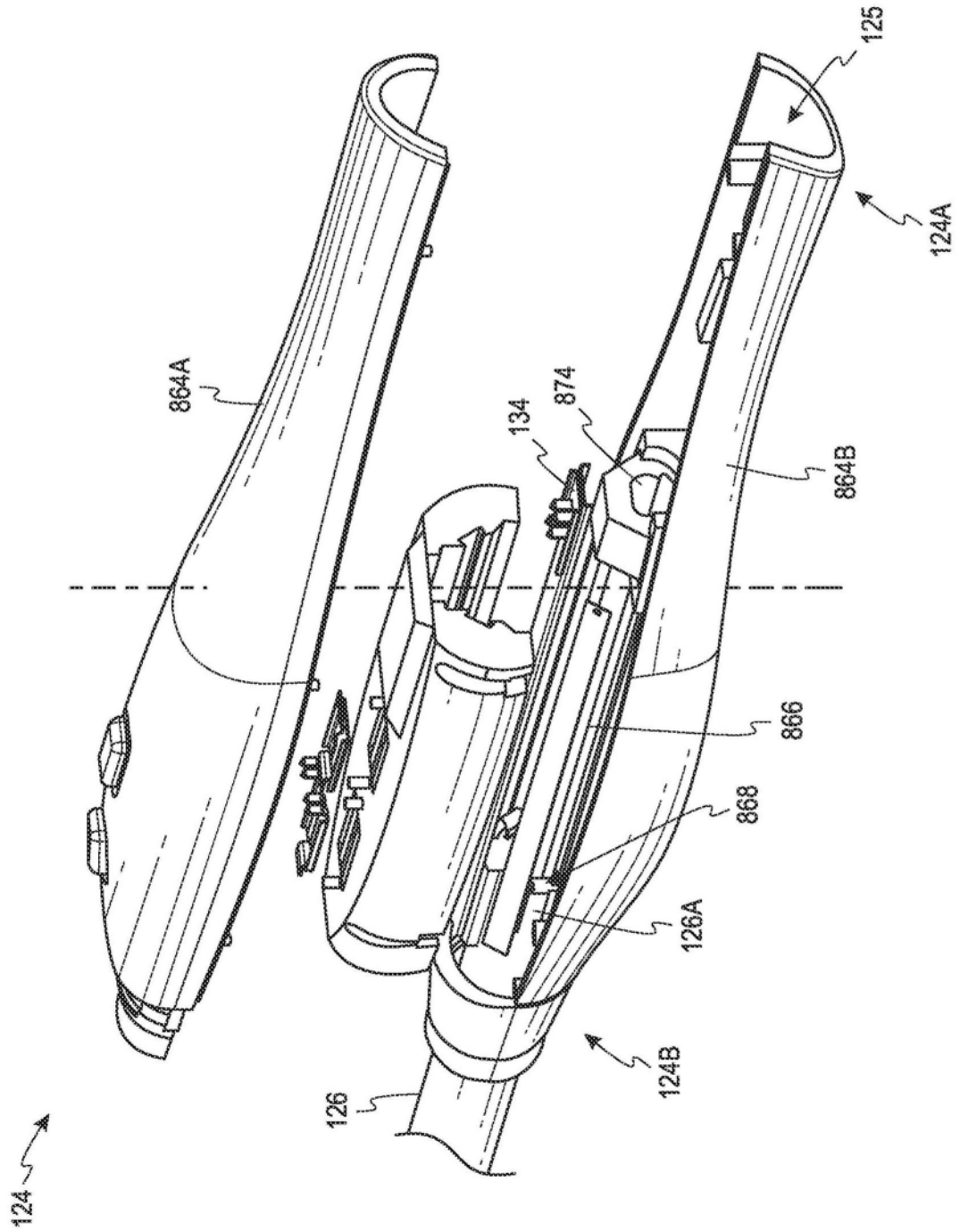


图8

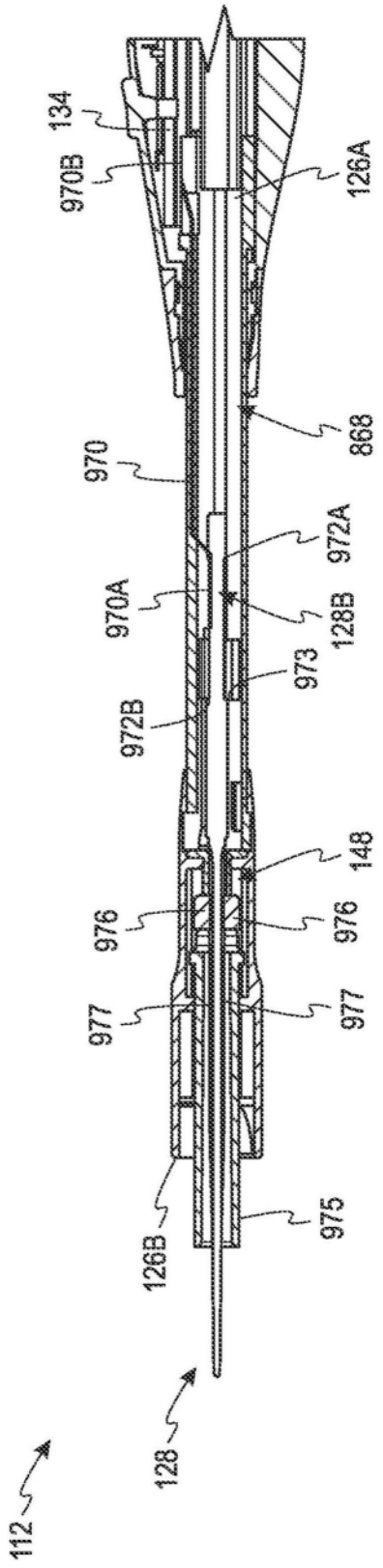

134
970B
126A
868
970
972A
970A
128B
973
972B
148
976
976
977
977
975
126B
128
112

图9

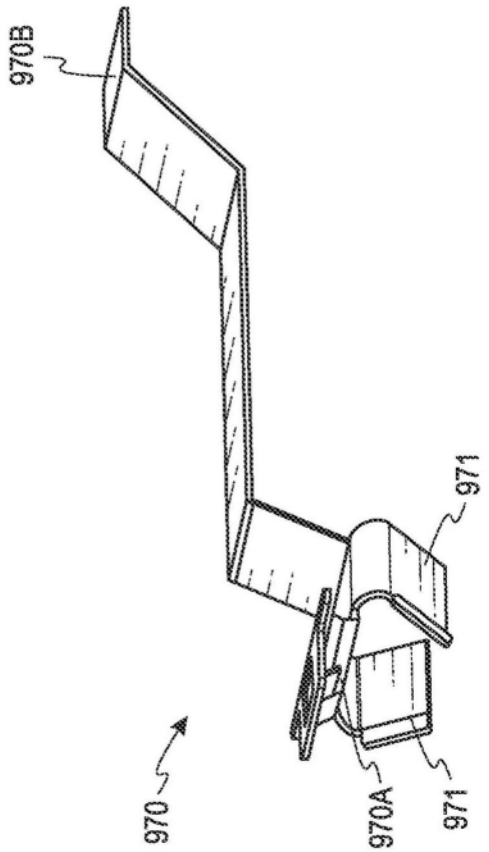


图10

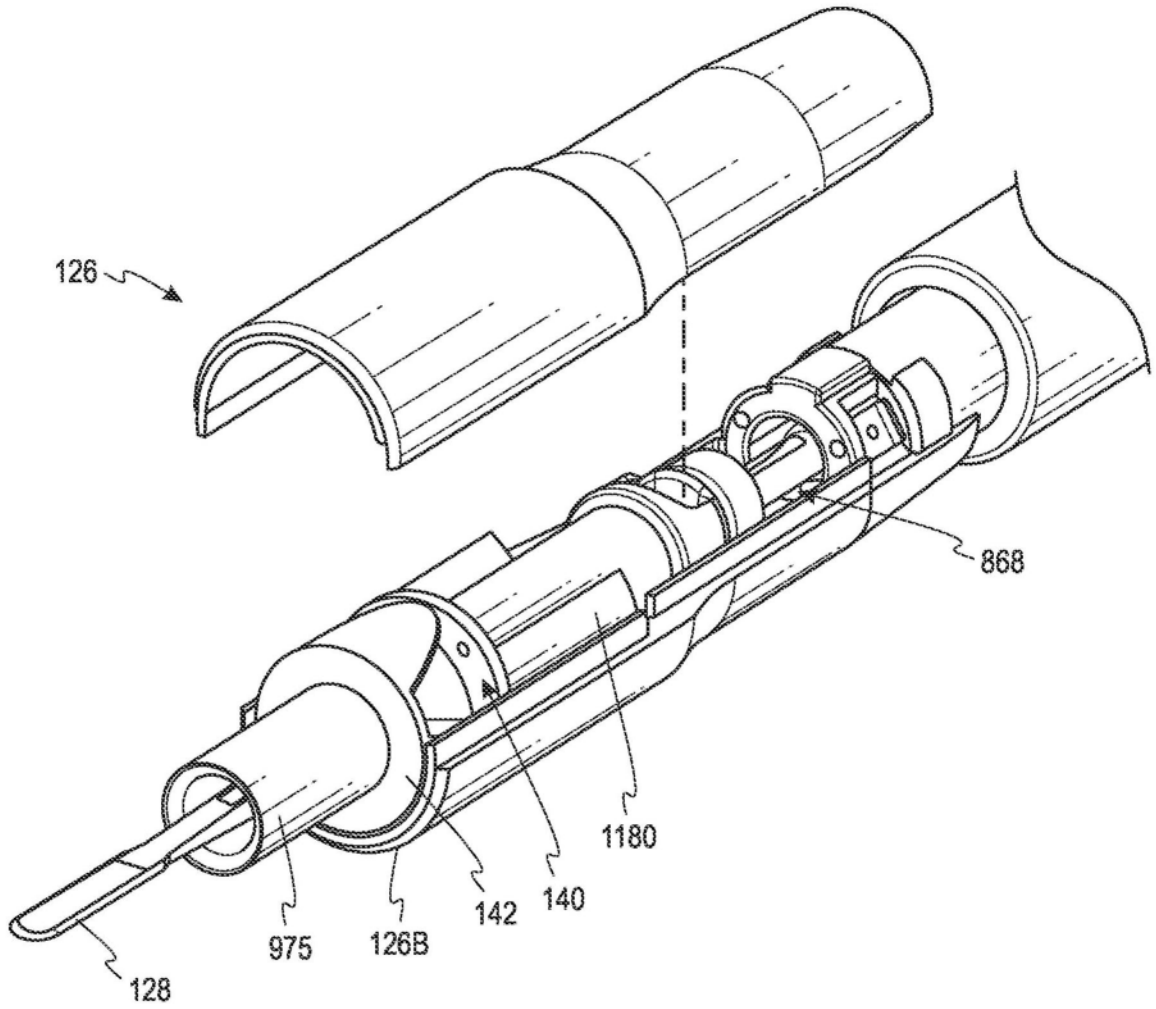


图11

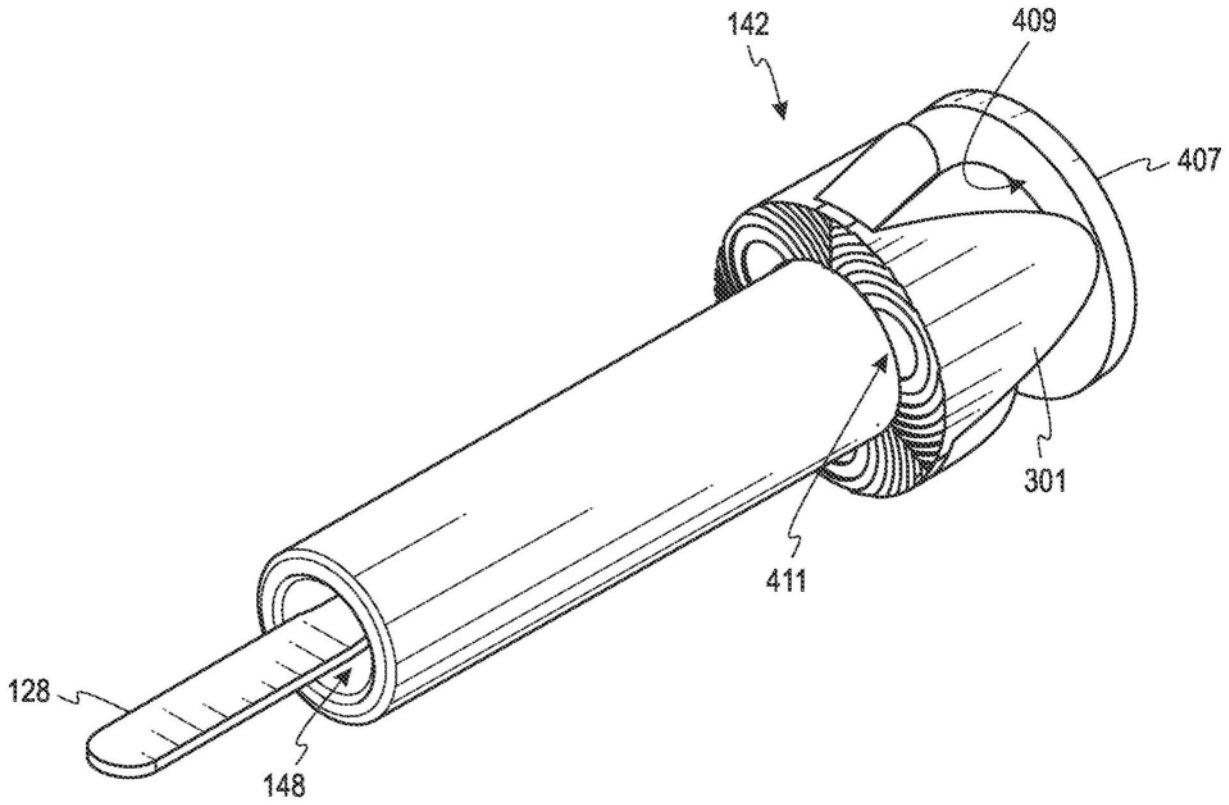


图12

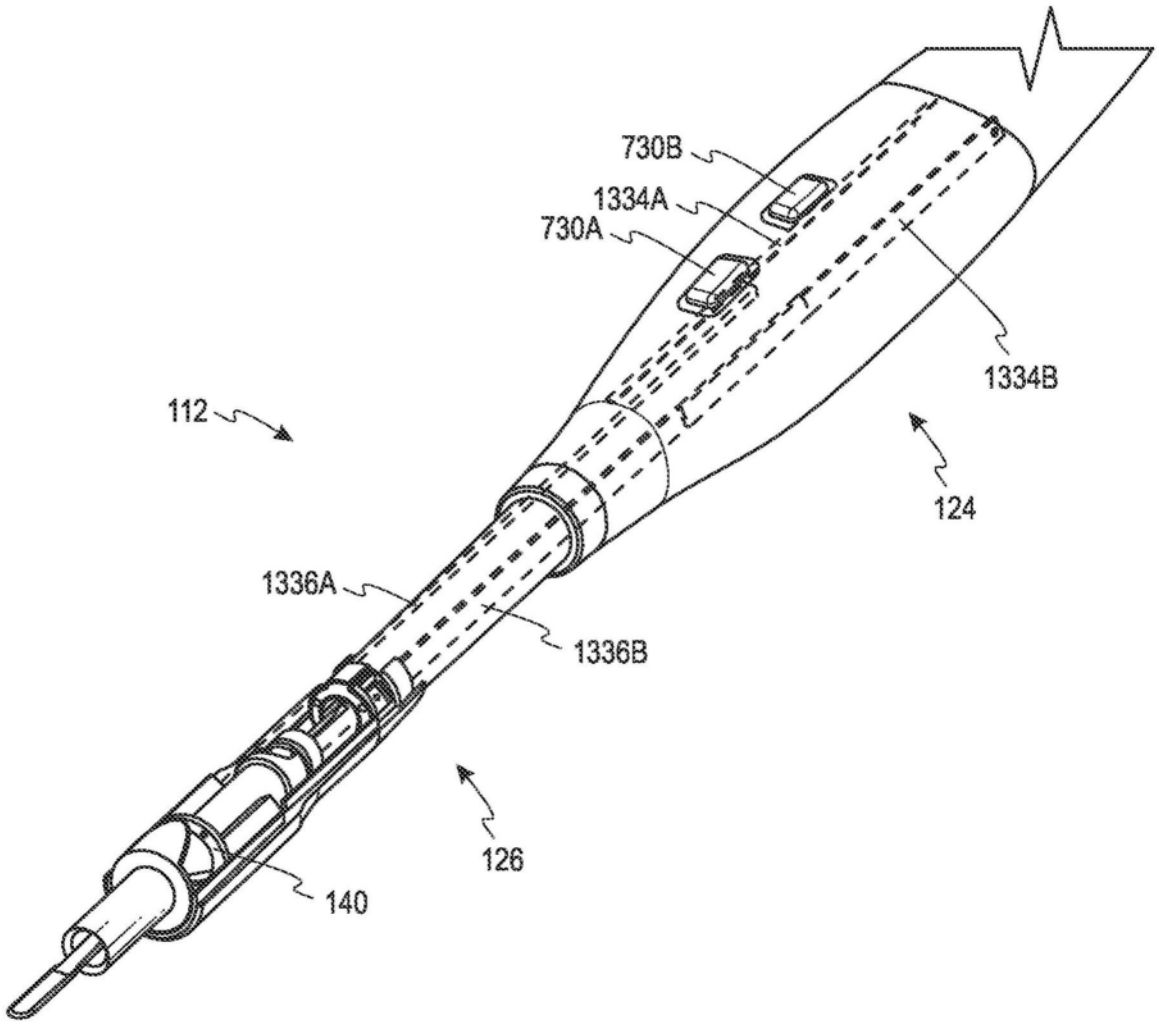


图13

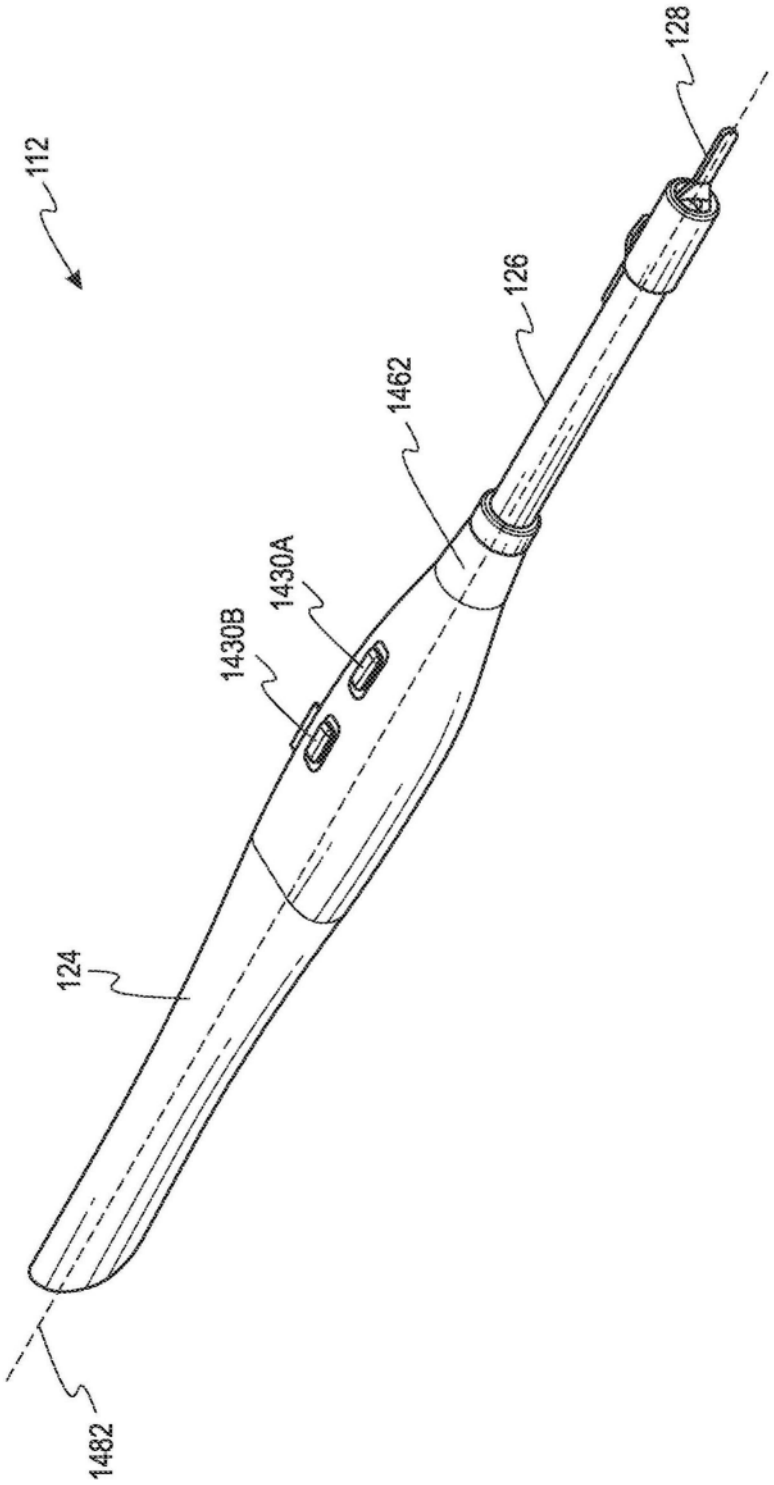


图14

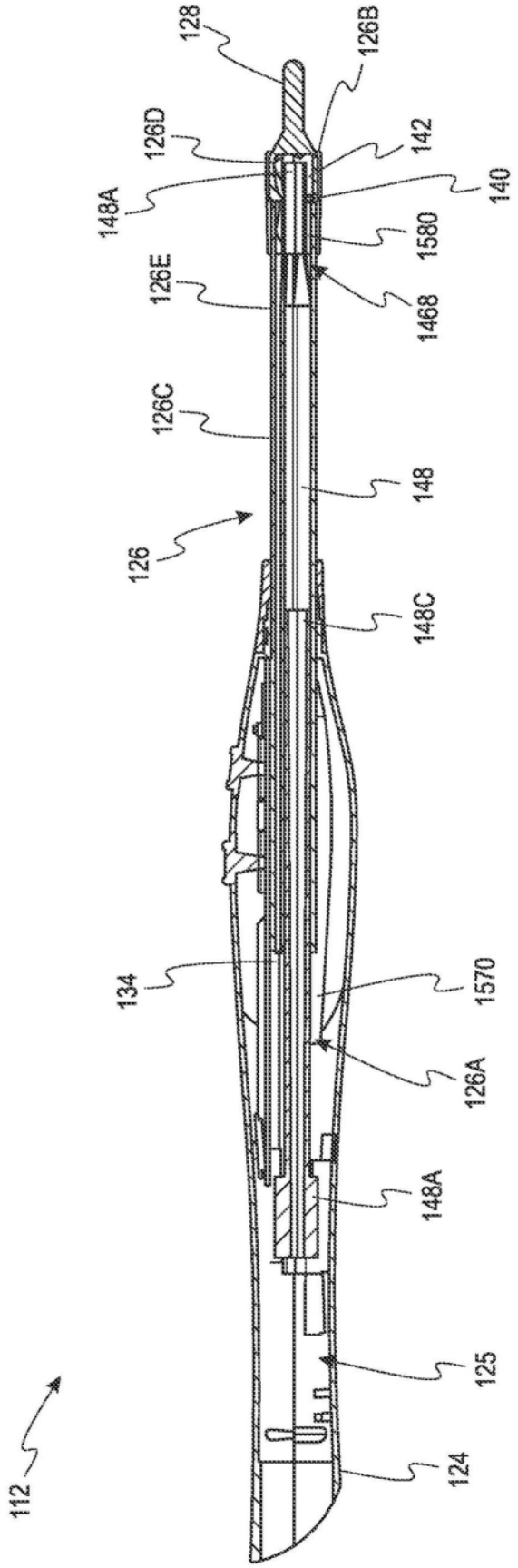

128
126B
126D
142
148A
140
1580
126E
1468
126C
148
126
148C
134
1570
126A
148A
125
112
124

图15

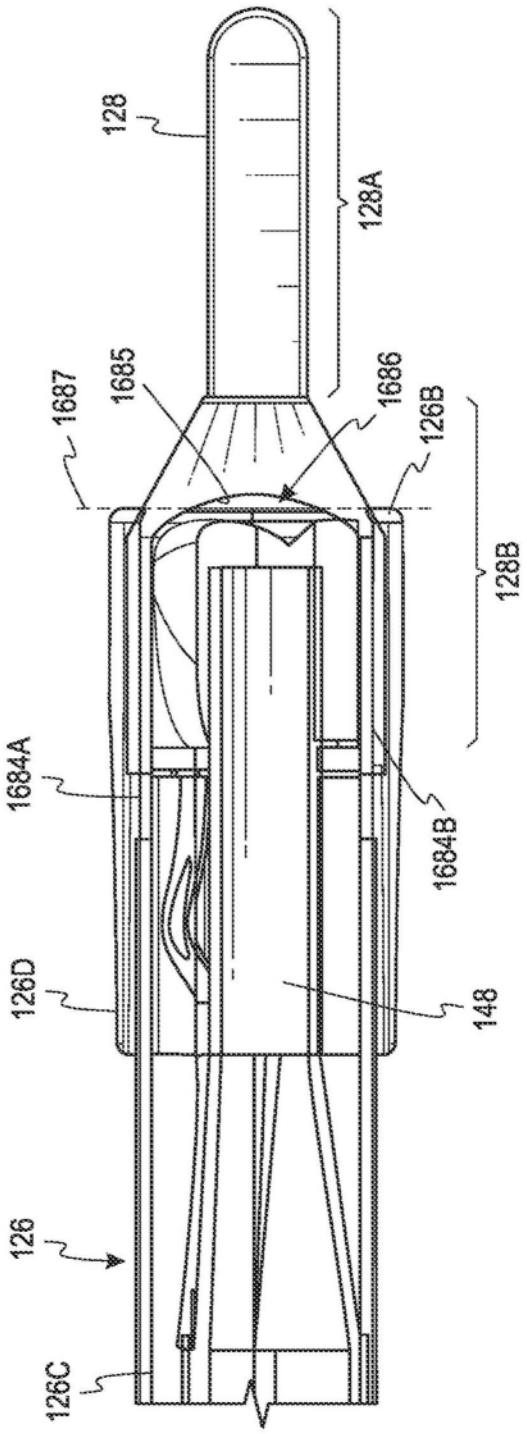

128
128A
1687
1685
1686
126B
128B
1684A
1684B
126D
148
126
126C

图16

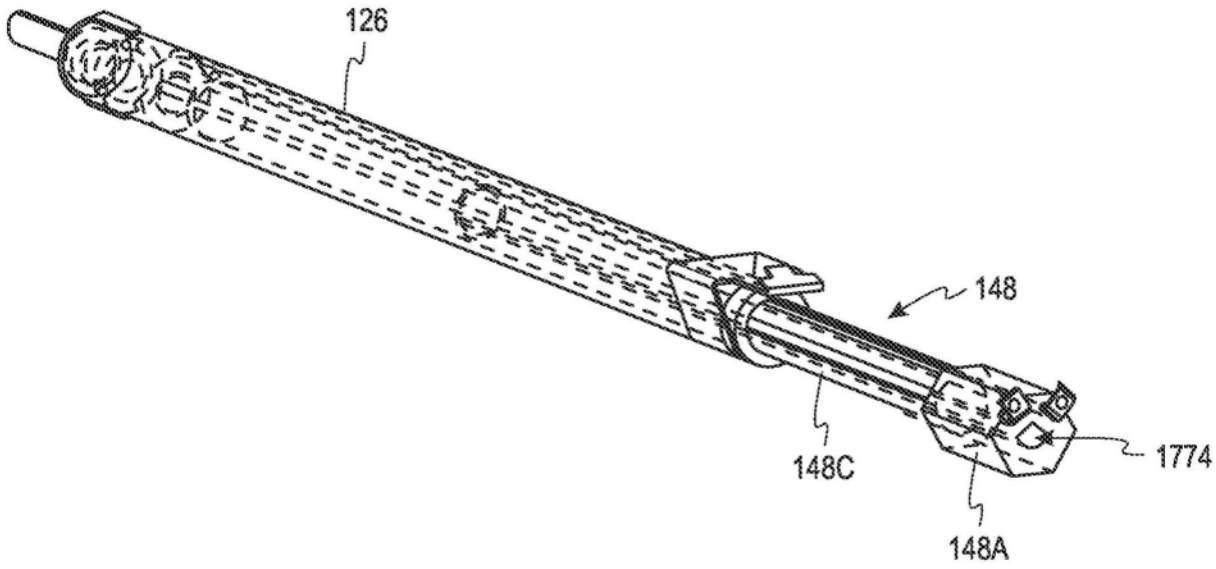


图17

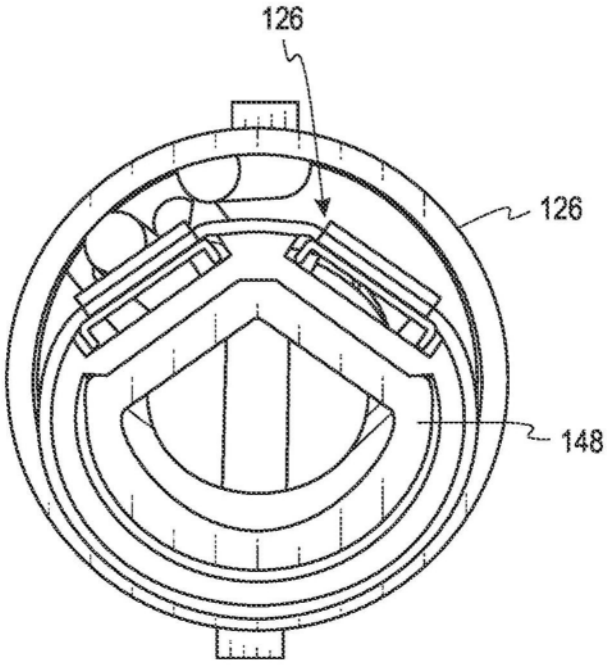


图18

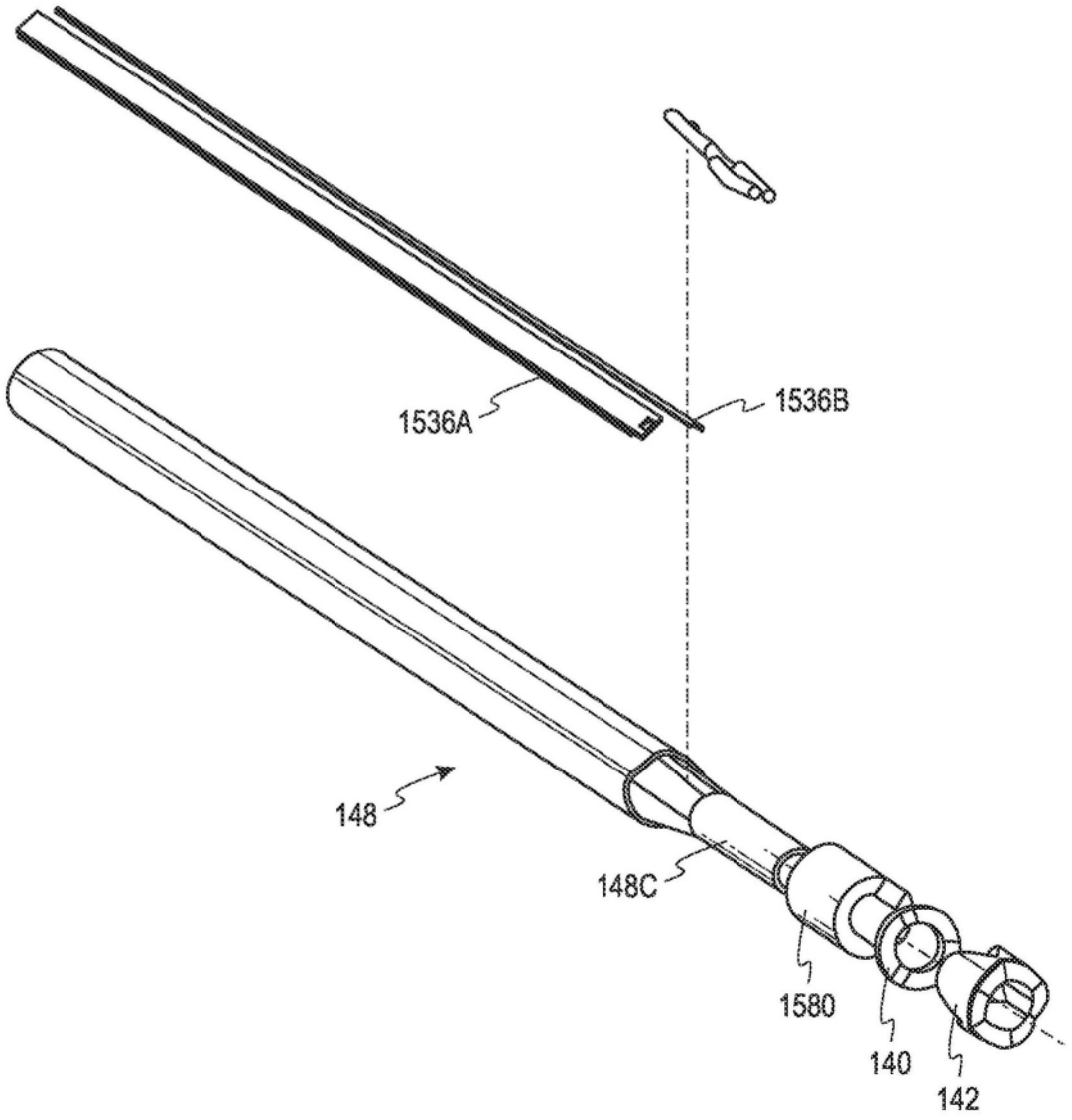


图19

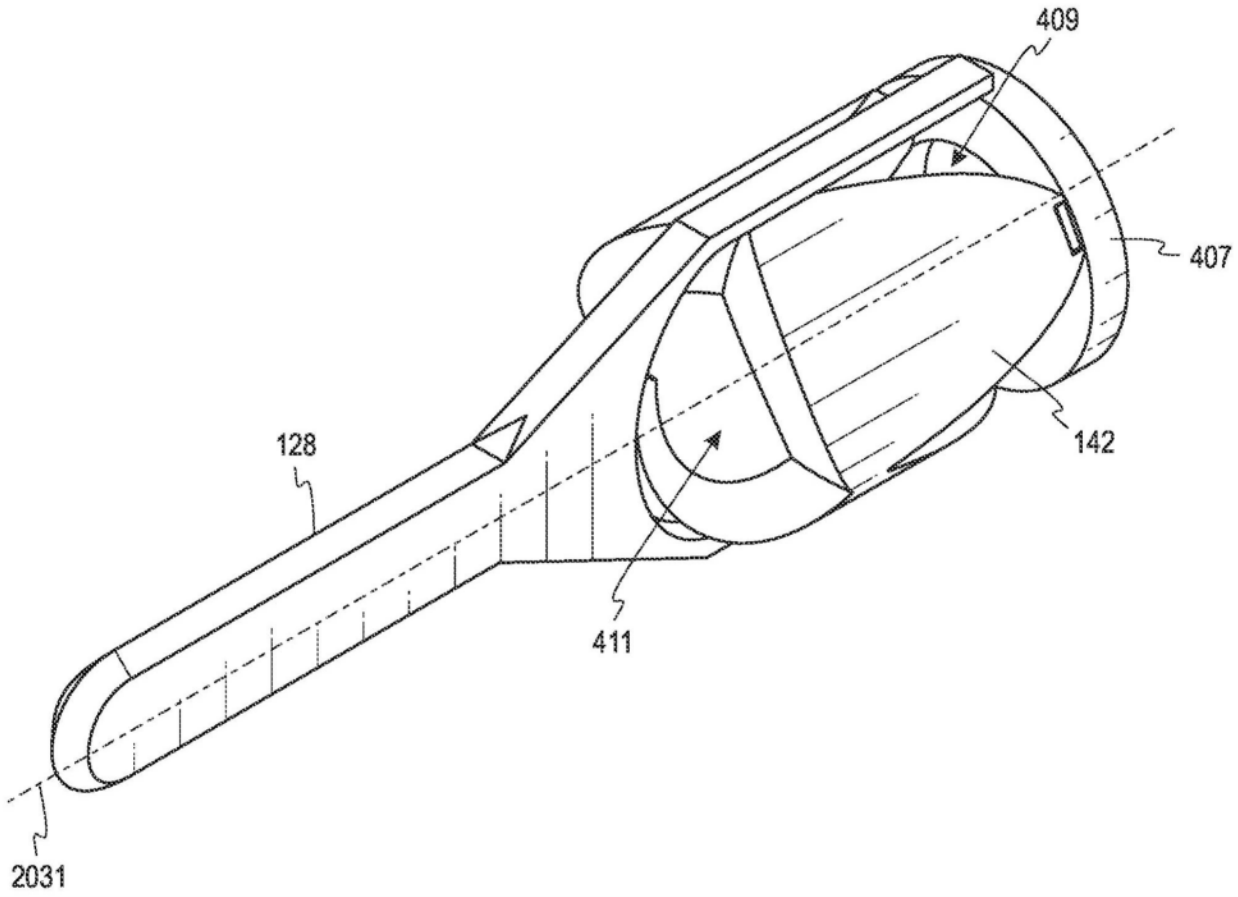


图20

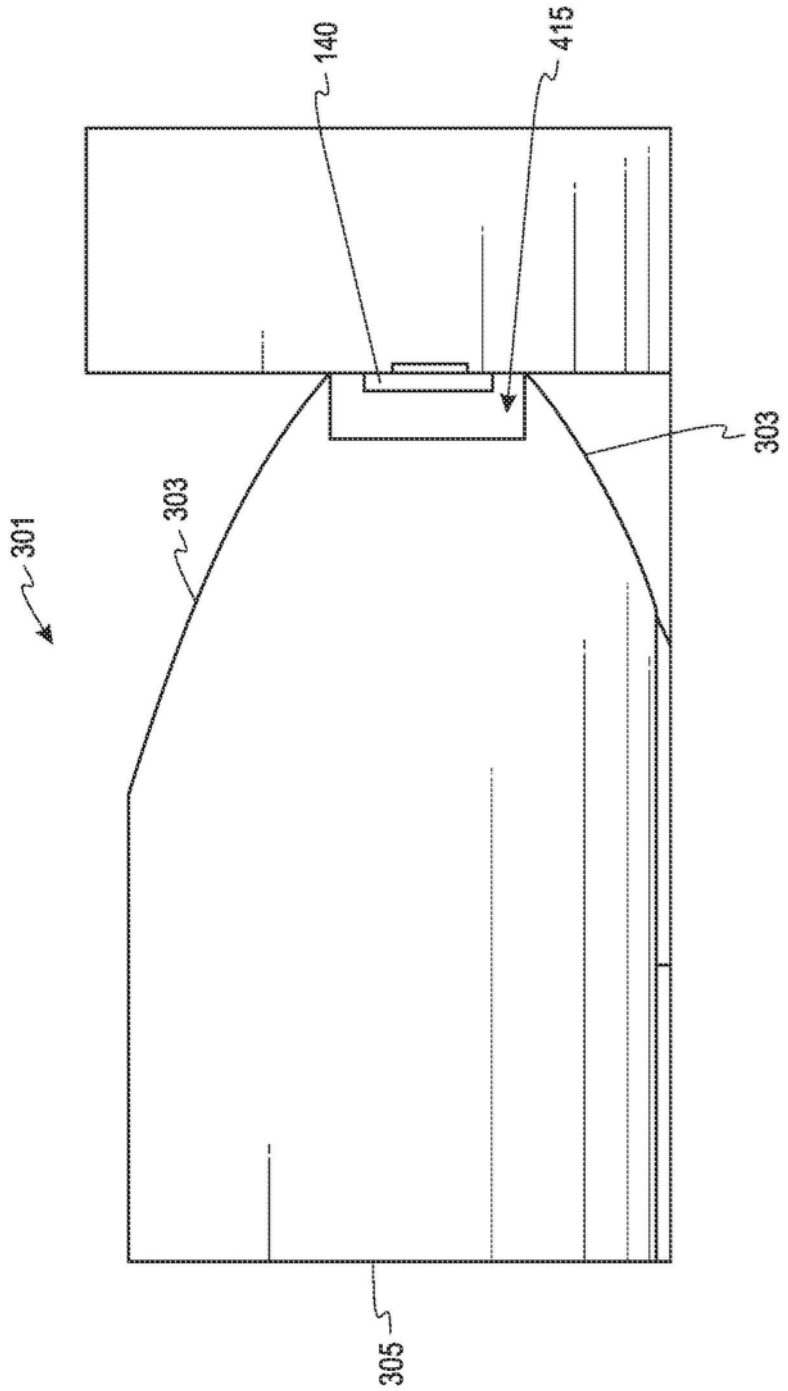


图21

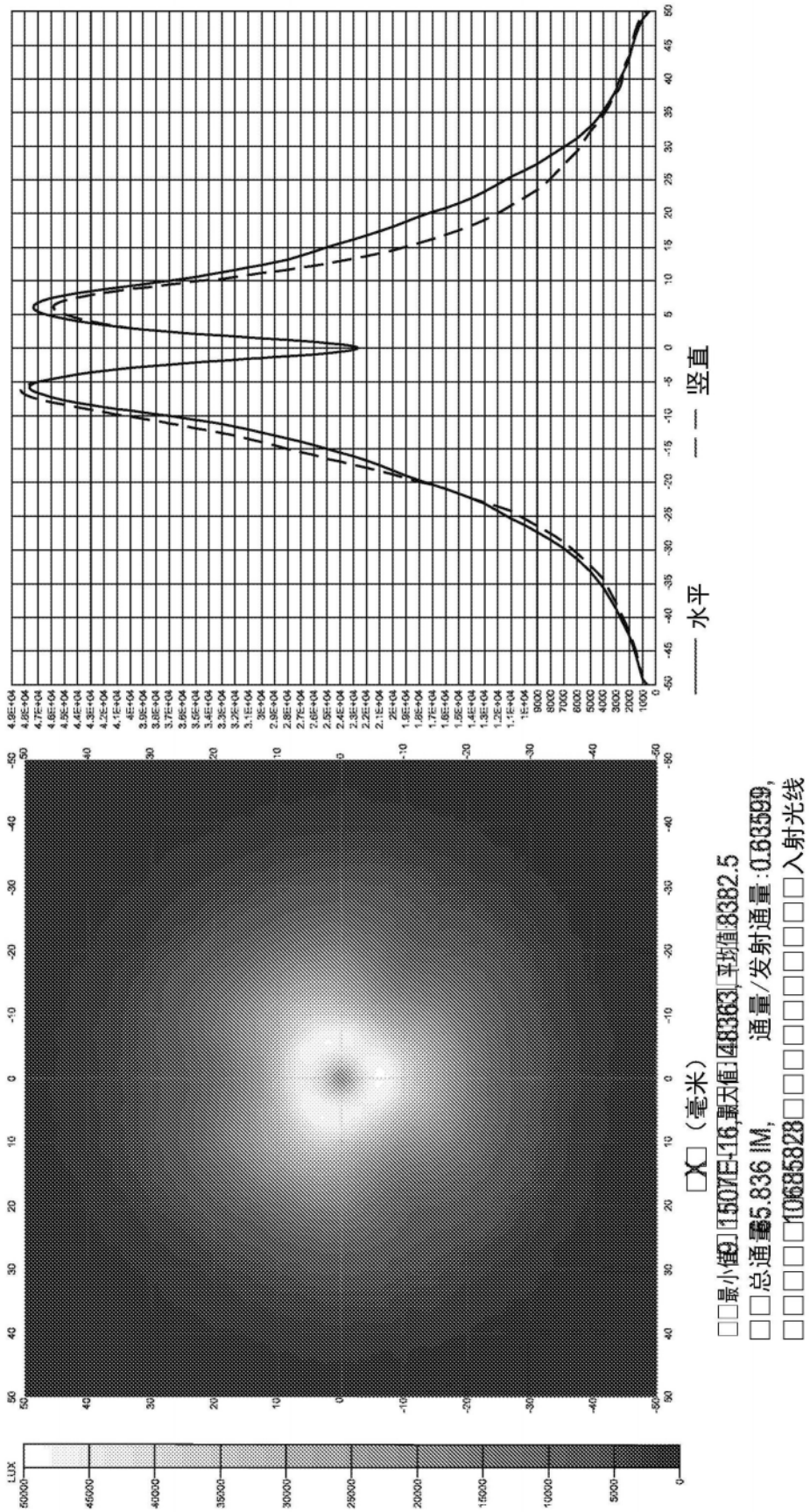
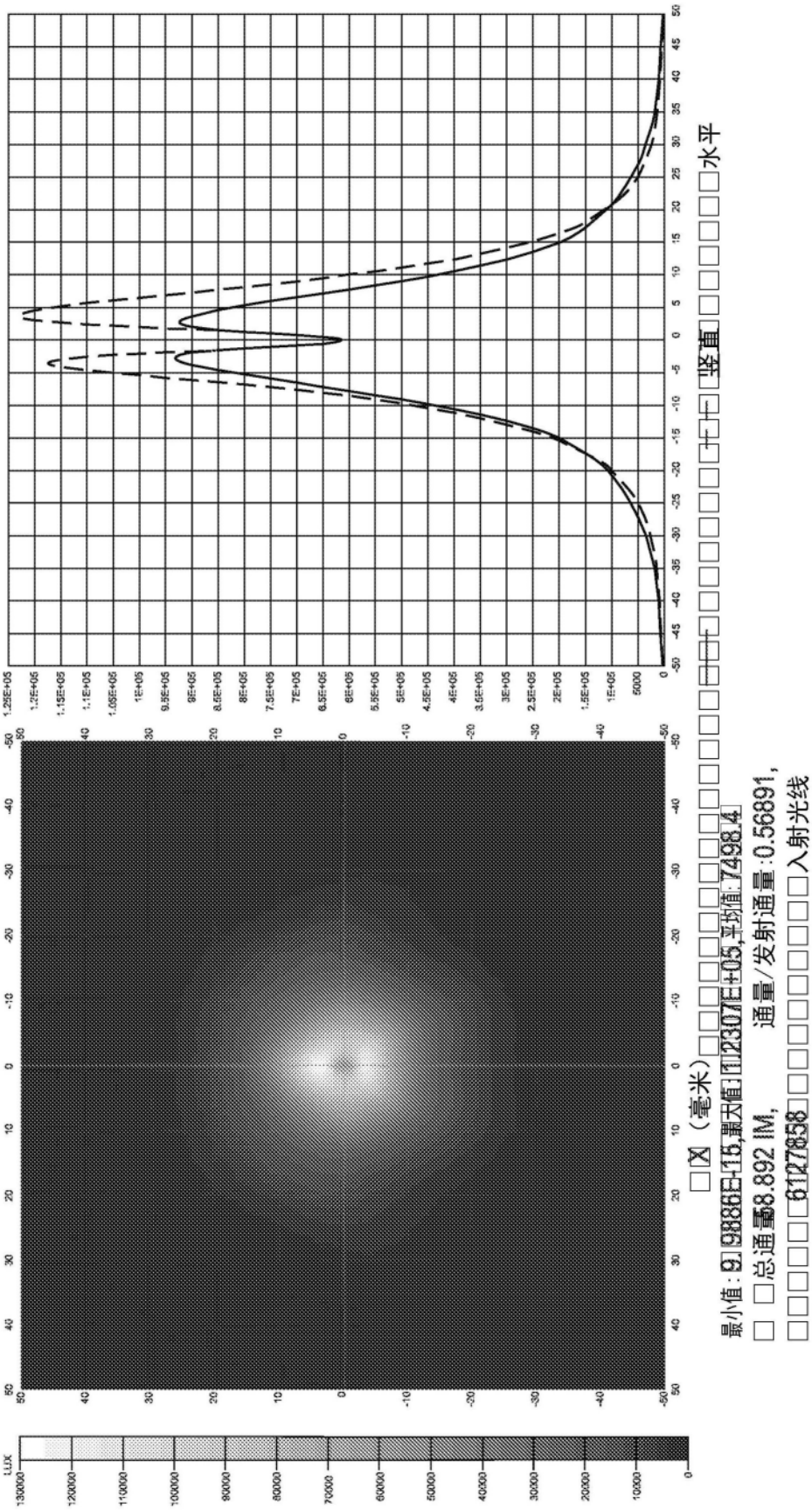

水平
竖直
X（毫米）
最小值9.1507E-16,最大值48363,平均值8382.5
总通量5.836 IM,
通量/发射通量:0.63599,
入射光线
LUX

图22


水平
□□□

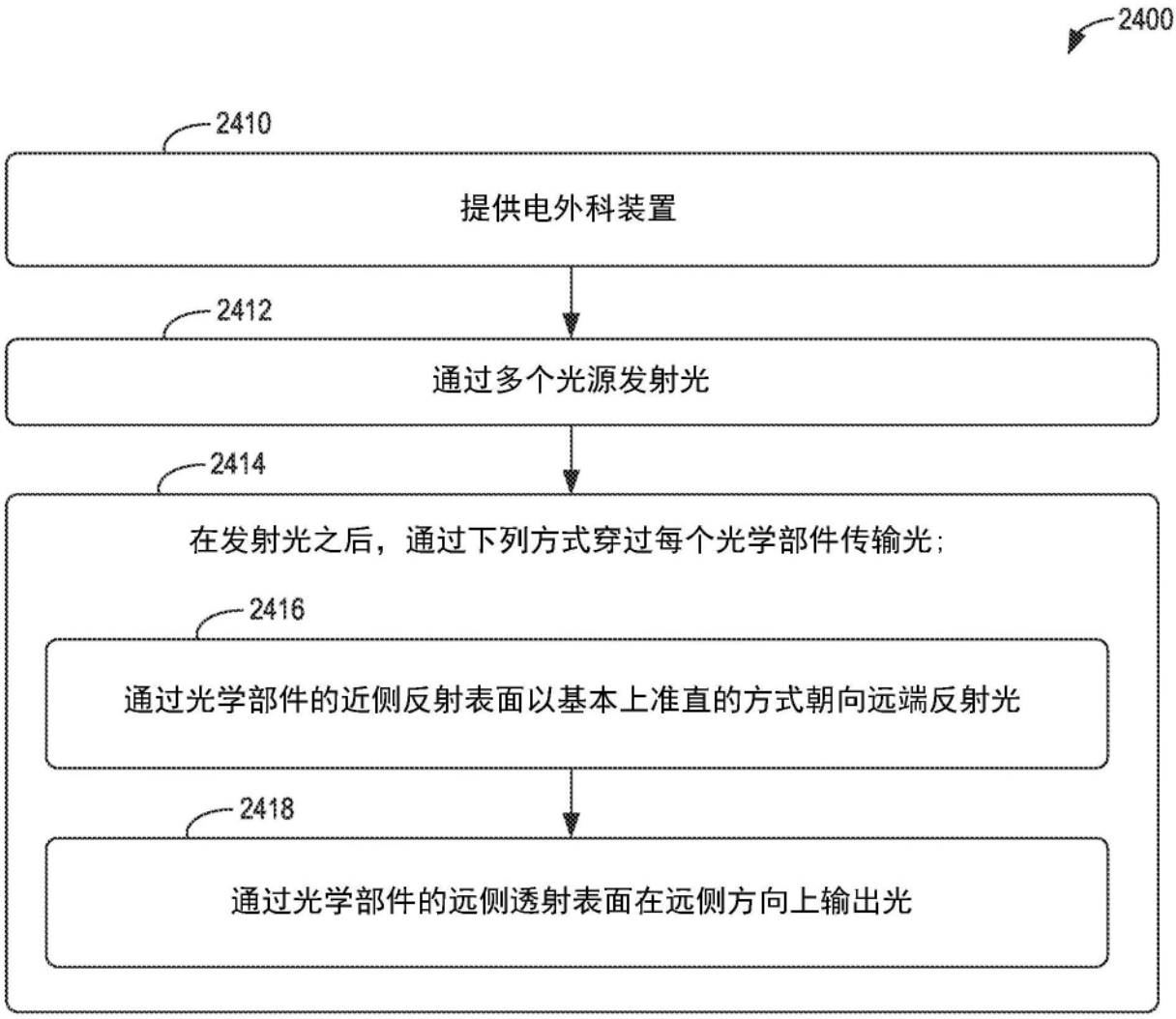

2400
2410
提供电外科装置
2412
通过多个光源发射光
2414
在发射光之后，通过下列方式穿过每个光学部件传输光：
2416
通过光学部件的近侧反射表面以基本上准直的方式朝向远端反射光
2418
通过光学部件的远侧透射表面在远侧方向上输出光

图24

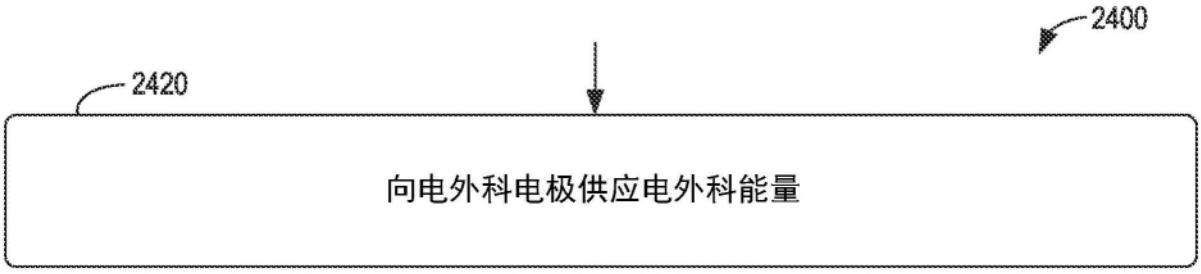

2400
2420
向电外科电极供应电外科能量

图25

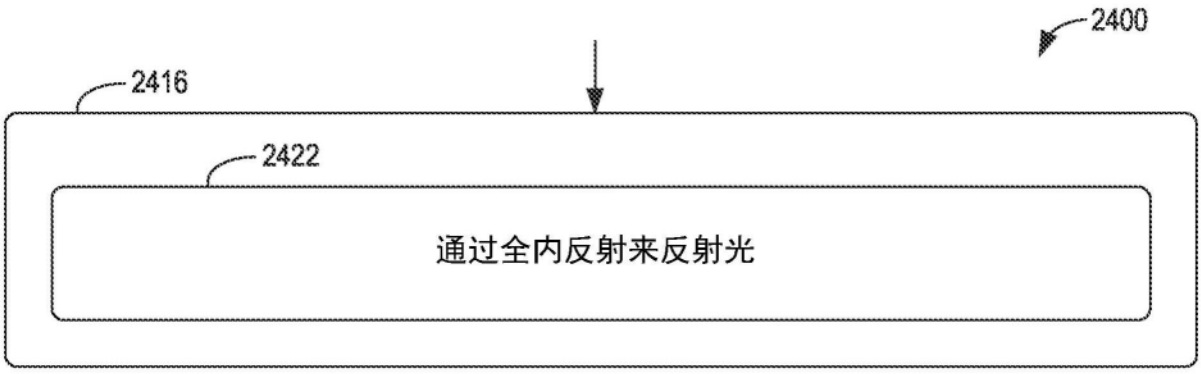

2400
2416
2422
通过全内反射来反射光

图26

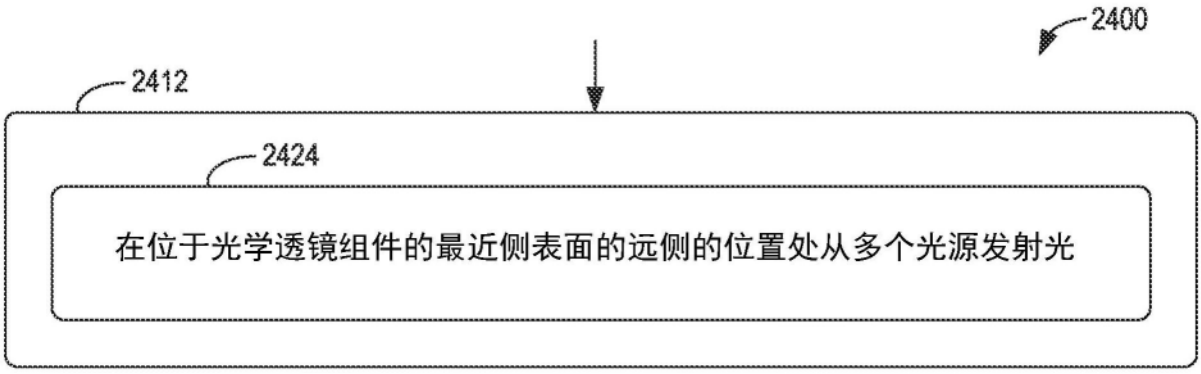

2400
2412
2424
在位于光学透镜组件的最近侧表面的远侧的位置处从多个光源发射光

图27

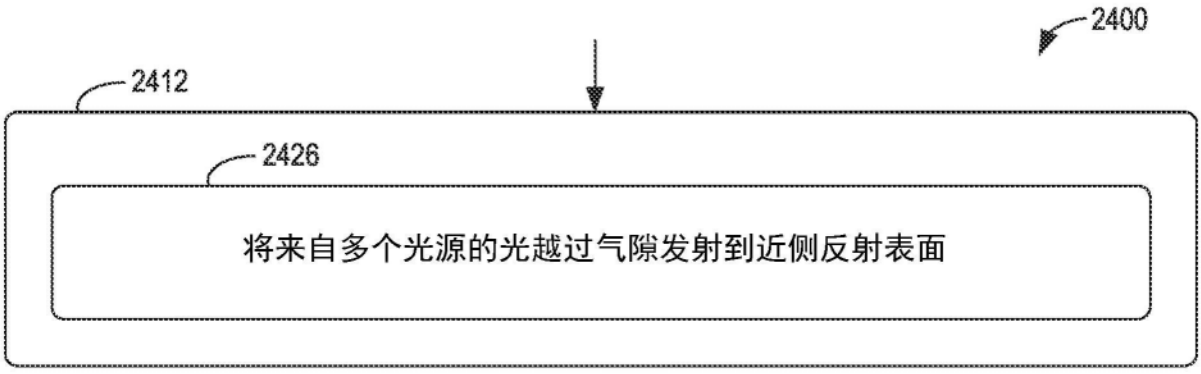

2400
2412
2426
将来自多个光源的光越过气隙发射到近侧反射表面

图28

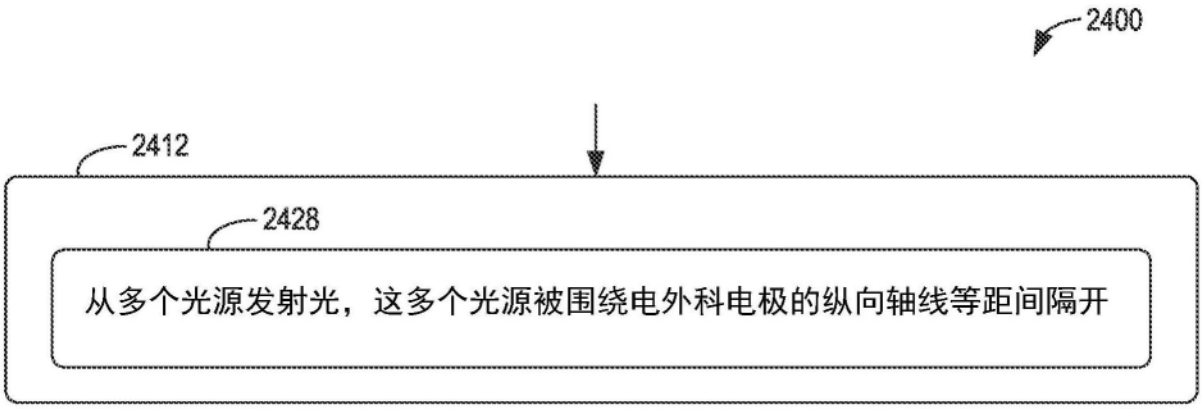

2400
2412
2428
从多个光源发射光，这多个光源被围绕电外科电极的纵向轴线等距间隔开

图29

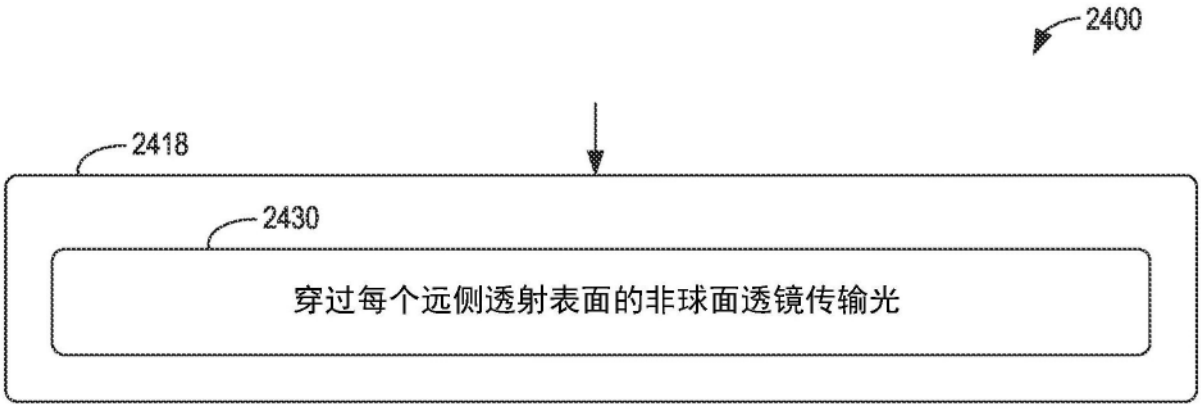

2400
2418
2430
穿过每个远侧透射表面的非球面透镜传输光

图30

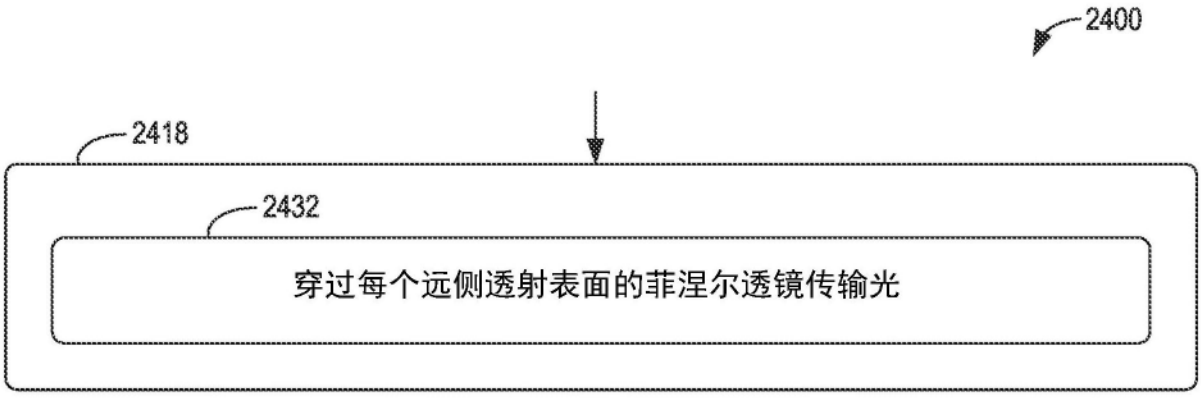

2400
2418
2432
穿过每个远侧透射表面的菲涅尔透镜传输光

图31

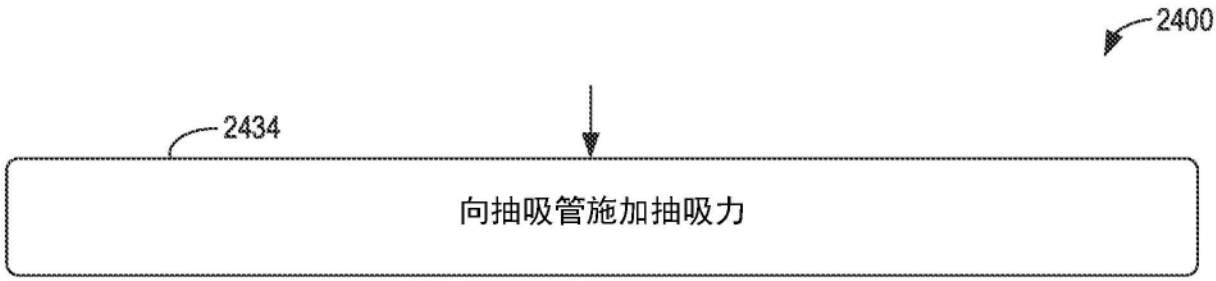

2400
2434
向抽吸管施加抽吸力

图32

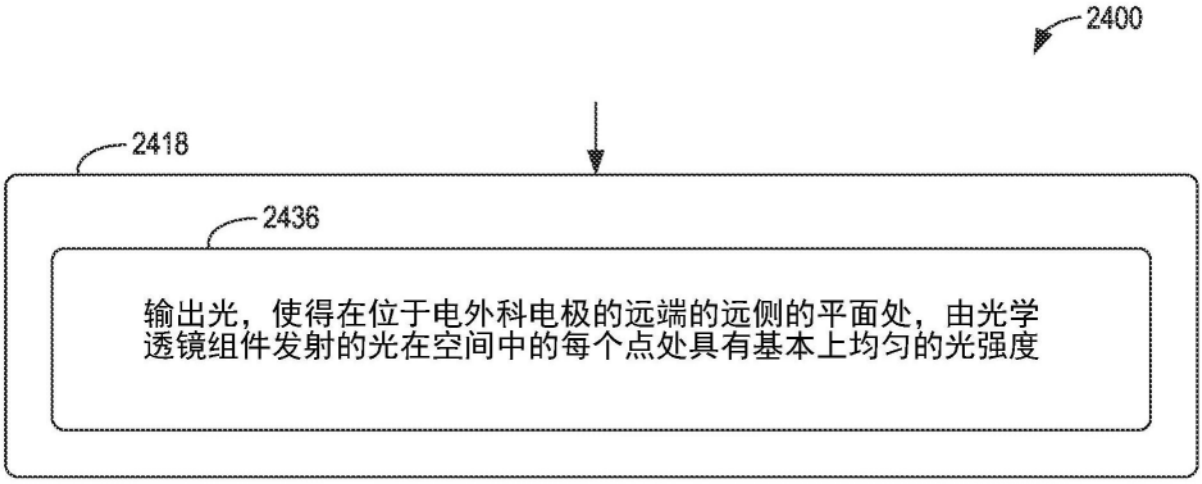

2400
2418
2436
输出光，使得在位于电外科电极的远端的远侧的平面处，由光学透镜组件发射的光在空间中的每个点处具有基本上均匀的光强度

图33

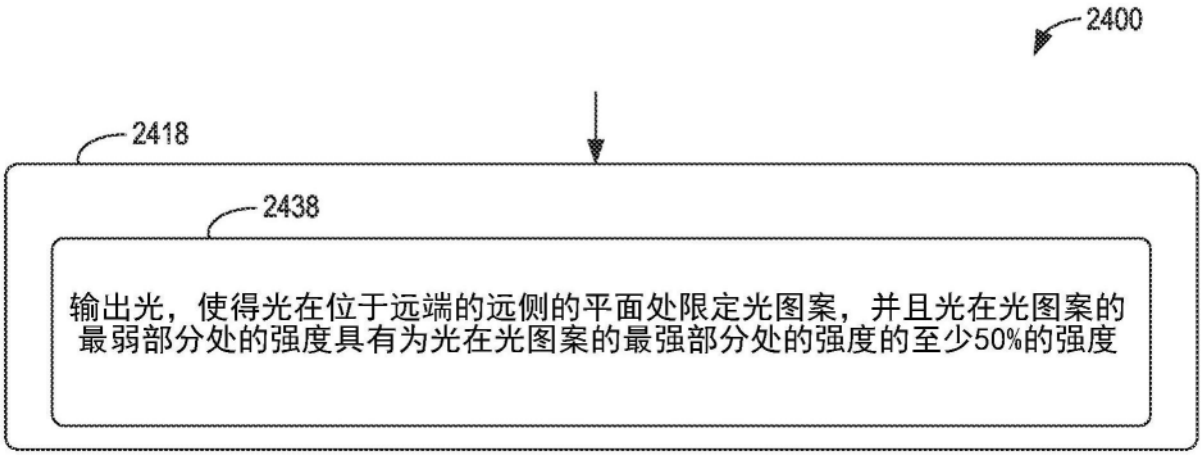

2400
2418
2438
输出光，使得光在位于远端的远侧的平面处限定光图案，并且光在光图案的最弱部分处的强度具有为光在光图案的最强部分处的强度的至少50%的强度

图34