



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106232045 A

(43)申请公布日 2016.12.14

(21)申请号 201580007024.2

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

(22)申请日 2015.01.02

11105

代理人 陈晓帆

(30)优先权数据

61/923,639 2014.01.04 US

(51)Int.Cl.

A61B 18/22(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61N 5/06(2006.01)

2016.08.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/010053 2015.01.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/103484 EN 2015.07.09

(71)申请人 韦杰.阿加沃尔

地址 美国北卡罗来纳州

申请人 兰吉思.巴布 杰克.拉特克里夫

(72)发明人 韦杰.阿加沃尔 兰吉思.巴布

杰克.拉特克里夫

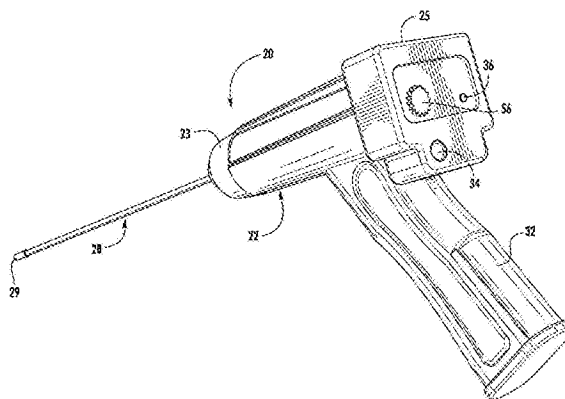
权利要求书2页 说明书6页 附图10页

(54)发明名称

用于光动力学疗法的装置和方法

(57)摘要

一种装置,包括用于对患者大脑的组织区域进行颅内处理的光源。该颅内处理装置包括外轴,其具有近端和用于定位在大脑组织区域内的远端。该外轴限定在外轴的近端和远端之间延伸的内腔,且具有与该外轴的远端相邻的至少一个孔径。内光传输构件具有远端和可操作地连接至光源的近端。该光传输构件被配置成接收在所述内腔中且从所述轴的近端延伸至与所述轴的远端相邻。所述光传输构件被配置成将光从所述光源传送通过所述外轴的所述至少一个孔径到达大脑与外轴的远端接近的组织区域。



1. 一种装置,包括用于对患者大脑的组织区域进行颅内处理的光源,该颅内处理装置包括:

外轴,其具有近端和用于定位在大脑的所述组织区域内的远端,该外轴限定在所述外轴的近端和远端之间延伸的内腔,并具有与该外轴的远端相邻的至少一个孔径;和

内光传输构件,其具有远端和配置成可操作地连接至所述光源的近端,该光传输构件配置成被接收在所述内腔中且从所述轴的近端延伸至与所述轴的远端相邻,

其中所述光传输构件被配置成将光从所述光源传送通过所述外轴的所述至少一个孔径到达所述大脑的与所述外轴的远端接近的组织区域。

2. 如权利要求1所述的颅内处理装置,其中所述外轴具有封闭远端,从而所述光传输构件的远端容纳在所述外轴内。

3. 如权利要求1所述的颅内处理装置,其中所述外轴包括位置标记,其被配置成由磁共振成像,计算机化X线断层摄影术,或其组合中的一种定位。

4. 如权利要求1所述的颅内处理装置,其中所述光传输构件包括光纤线缆。

5. 如权利要求4所述的颅内处理装置,其中所述光传输构件还包括扩散器,其被配置成安装在所述光线线缆的远端。

6. 如权利要求5所述的颅内处理装置,其中所述光传输构件还包括反射球体,其设置在所述外轴内相对于所述扩散器的远侧。

7. 如权利要求1所述的颅内处理装置,其中所述外轴具有沿着所述外轴径向或轴向地间隔的多个开口,且其中所述光传输构件包括可独立地移动的多个光纤线缆,所述多个光纤线缆中的各光纤线缆从所述开口中的一个延伸并可在所述内腔内相对于所述外轴在第一位置和第二位置之间轴向移动,其中在该第一位置处所述光纤线缆的远端与所述外轴相邻,在该第二位置处所述光纤线缆的远端延伸进入大脑与所述外轴接近的组织区域。

8. 如权利要求1所述的有源内窥镜装置,还包括安装在所述多个光纤线缆中各光纤线缆远端上的发光二极管,从而有效辐射选定处理位置。

9. 一种用于对患者大脑的组织区域进行颅内处理的方法,该颅内处理方法包括以下步骤:

提供包括用于选择地辐射组织的光源的装置,该辐射装置包括:

外轴,其具有近端和用于设置在大脑的所述组织区域内的远端,该外轴限定在所述外轴的近端和远端之间延伸的内腔,并具有与该外轴的远端相邻的至少一个孔径;和

内光传输构件,其具有远端和配置成可操作地连接至所述光源的近端,该光传输构件配置成被接收在所述内腔中且从所述外轴的近端延伸至与所述外轴的远端相邻,

将所述外轴的远端定位成紧密靠近与大脑中的组织区域相邻的选定位置;以及

将光从所述光源传输通过所述光传输构件和所述外轴的所述至少一个孔径到达所述大脑的与所述外轴的远端接近的组织区域,以杀死所述组织的一部分。

10. 如权利要求9所述的颅内处理方法,其中所述外轴具有封闭远端,从而所述光传输构件被容纳在所述外轴的内腔内。

11. 如权利要求9所述的颅内处理方法,还包括在大脑的组织内选择确定用于光传输的位置的步骤。

12. 如权利要求11所述的颅内处理方法,其中所述外轴具有位置标记,且其中选择确定

的步骤包括通过使用磁共振成像,计算机化X线断层摄影术,或其组合中的一种来在大脑中定位所述位置标记。

13.如权利要求11所述的颅内处理方法,其中被选择确定的位置是肿瘤。

14.如权利要求9所述的颅内处理方法,还包括以下步骤:将由辐射活化的光敏流体输送至组织区域,以及将充足的光输送至存在有所述光敏流体的组织区域以杀死组织。

15.如权利要求9所述的颅内处理方法,其中定位步骤包括在患者颅骨内通过经皮穿透将所述外轴引入。

16.如权利要求9所述的颅内处理方法,其中所述光传输构件是光纤线缆。

17.如权利要求9所述的颅内处理方法,其中所述外轴具有沿着所述外轴径向或轴向间隔开的多个开口,

其中所述光输送构件包括可独立移动的多个光纤线缆,所述多个光纤线缆中的各光纤线缆从所述开口中的一个延伸且可在所述内腔内相对于所述外轴在第一位置和第二位置之间轴向移动,其中在该第一位置处所述光纤线缆的远端与所述外轴相邻,在该第二位置处所述光纤线缆的远端延伸进入大脑与所述外轴接近的组织区域,和

其中定位步骤包括当所述多个光纤线缆相对于所述内腔向远处行进时,将所述多个光纤线缆移动至所述第二位置,从而所述多个光线线缆中的各光纤线缆的远端延伸通过所述外轴的开口且进入与所述外轴接近的组织区域。

用于光动力学疗法的装置和方法

背景技术

[0001] 示出和说明了用于辐射或者以另外的方式将光分配至患者的身体内的一位置的装置和方法,且更具体地,涉及用于患者的大脑中的组织或者身体的其他部分(包括肿瘤,例如恶性脑肿瘤)的治疗处理的光动力学疗法。

[0002] 存在有多种需要将光或辐射能量分配至患者的身体内的医疗程序。光动力学疗法(PDT)是一种形式的处理,其依赖于将组织的区域暴露至选择波长的活化辐射。PDT使用非毒性、光敏复合物,其选择地聚积在目标组织中。该光敏复合物当暴露至选择波长的光时成为有毒性的。这导致任何选择地具有光敏剂以及选择地暴露至光的组织的化学破坏。

[0003] PDT的应用是用于身体中的恶性细胞团的破坏的肿瘤学。PDT被有效地用于多种人的肿瘤和癌症前期状况的处理,包括基细胞和鳞状上皮细胞,皮肤癌,肺癌,乳腺癌,皮肤转移癌,脑肿瘤,以及头部和颈部,胃部,和女性生殖道恶性肿瘤。PDT还被用于处理食道的癌症和癌症前期状况,例如巴雷特食管(Barrett's esophagus)。在后一种应用中,首先分配光敏剂,例如Photophrin。通过具有反射内表面的PDT球囊而传输自KTP/染料激光器,二极管激光器,或者氩激励染料激光器的630nm光。该PDT球囊包括内部圆柱扩散器,且具有用于照亮处理区域的几个窗口。

[0004] 在大脑中的PDT的治疗使用被最小化。因此,用于大脑中的PDT的有效性和安全性的证据的质量和数量都是有限的。然而,在很多外科手术过程中将探针或类似装置引入大脑中是常用的。用于颅内穿透的探针通常制造为使得其引入大脑中是尽可能微创的。在常规的注入中,外科医生通过颅骨中的一个孔径而将探针进给进入大脑。插入大脑的探针通常包括用于让药物输送的开口或者设置在大脑中的特定点或区域的成对的接触点。该接触点为电、化学、电化学、温度或压力接触点,其允许对大脑状态的观察和分析或者提供激励。此外,当切除浸润性肿瘤时神经外科医生使用光敏剂。当特定波长的光照射到细胞上时该光敏剂发荧光,允许大体识别肿瘤边缘。

[0005] 为了前述原因,需要新的装置和方法用于使用光动力学治疗来进行对患者的大脑中的组织的治疗处理。该新的装置和方法应该理想地包括探针和类似装置,以让神经外科医生输送PDT从而处理大脑组织,包括肿瘤,例如恶性脑肿瘤。在一些方面,用于PDT的新的装置和方法对于除了大脑以外的身体的其他部分也是有用和有效的。

发明内容

[0006] 在一个实施方式中,对用于颅内处理患者大脑的组织区域的光动力学治疗的装置进行了说明。该颅内处理装置包括外轴,其具有近端和用于定位在大脑组织区域内的远端。该外轴限定在所述外轴的近端和远端之间延伸的内腔,并且具有与该外轴的远端相邻的至少一个孔径。内光传输构件具有远端和可操作地连接至所述光源的近端。该光传输构件被配置成接收在所述内腔中且从所述轴的近端延伸至与所述轴的远端相邻。所述光传输构件被配置成将光从所述光源传送通过所述外轴的所述至少一个孔径到达大脑与所述外轴的远端接近的组织区域。

[0007] 在一个方面,所述外轴具有沿着该外轴径向或轴向间隔开的多个开口。在该实施方式中,所述光传输构件包括多个可独立地移动的光纤线缆,该多个光线线缆的每个从所述开口中的一个延伸且可在所述内腔内相对于所述外轴在第一位置和第二位置之间轴向地移动,其中在该第一位置处所述光纤线缆的远端与所述外轴相邻,且在该第二位置处所述光纤线缆的远端延伸进入大脑与所述外轴接近的组织区域。

[0008] 还对患者大脑组织区域的颅内处理的方法进行了说明。该颅内处理方法包括以下步骤,提供包括用于选择地辐射组织的光源的装置。该辐射装置包括:外轴,其具有近端和用于定位在大脑组织区域内的远端。该外轴限定在所述外轴的近端和远端之间延伸的内腔,并且具有与该外轴的远端相邻的至少一个孔径。内光传输构件具有远端和可操作地连接至所述光源的近端。该光传输构件被配置成接收在所述内腔中且从所述轴的近端延伸至与所述轴的远端相邻。将所述外轴的远端定位成紧密接近与大脑中的组织区域相邻的选择位置。将光从所述光源传输通过所述光传输构件和所述外轴的所述至少一个孔径到达所述大脑的与所述外轴的远端接近的组织区域,以杀死所述组织的一部分。

[0009] 在本发明的另一方面,外轴具有沿着该外轴径向和轴向间隔开的多个开口。该光传输构件包括可独立地移动的多个光纤线缆,该多个光线线缆的每个从所述开口中的一个延伸且可在所述内腔内相对于所述外轴在所述第一位置和所述第二位置之间轴向地移动,其中在该第一位置处所述光纤线缆的远端与所述外轴相邻,且在该第二位置处所述光纤线缆的远端延伸进入所述大脑的与所述外轴接近的组织区域。该定位步骤包括在所述多个光纤线缆相对于所述内腔向远侧前进时,将多个光纤线缆移动至第二位置,使得所述多个光纤线缆的每一个的远端延伸通过外轴的开口并进入与所述外轴接近的组织区域。

附图说明

[0010] 为了更完整地理解本发明,现在将参考在附图中示出的并且在下面描述的实施方式。在附图中:

[0011] 图1是用于向患者的大脑提供光动力学治疗的装置的实施方式的透视图。

[0012] 图2是如图1所示的光动力学治疗装置的分解透视图。

[0013] 图3是如图1所示的光动力学治疗装置的纵向横剖视图。

[0014] 图4是如图1所示的光动力学治疗装置所使用的棒的末端的实施方式的放大视图。

[0015] 图5是如图4所示的棒的末端的分解透视图。

[0016] 图6是图4所示的棒的末端的纵向横剖视图。

[0017] 图7是向患者的大脑提供光动力学治疗的装置的另一个实施方式的前透视图。

[0018] 图8是图7中所示的光动力学治疗装置的后透视图。

[0019] 图9是图7和8中所示的光动力学治疗装置的分解透视图。

[0020] 图10是图7和8中所示的光动力学治疗装置的纵向横剖视图。

[0021] 图11是用于图7和8中所示的光动力学治疗装置的棒的末端的实施方式的放大透视图,且示出了光传输构件处于第一位置。

[0022] 图12是如图11中所示的棒的末端的放大透视图,其中光传输构件处于第二位置。

具体实施方式

[0023] 这里所使用的某些术语仅仅是为了方便并不被认为是对本发明的限制。例如,单词诸如“上”、“下”、“左”、“右”、“水平”、“垂直”、“向上”和“向下”仅仅描述附图中所示的构造。实际上,部件可以被定向在任何方向上,且因此除非以其它方式指出了,术语应当被理解为包括所有这种变化。

[0024] 如这里所使用的,术语“光”、“光辐射”或者“辐射”涉及波长从约300nm至约1200nm的光。这包括UV,可见光和红外光。该PDT装置可用于任何波长的光。可通过所意图的应用而确定波长的选择,即选择波长以匹配光敏药物的活化波长或者当没有使用光活化化合物时用于辐射的波长。

[0025] 现参考图1-3,其中在几个视图中,相似的附图标记对应相应的或者相似的构件,在图1-3中示出了将光动力学疗法选择地应用于大脑中的结构的装置的实施方式,且将其以20表示。该PDT装置20包括容纳发光设备的壳体22,该发光设备包括光源24和为光源供电的电源26。管状棒28从壳体22的远端23延伸。光动力学疗法的实施方式包括将PDT装置20的棒28设置成与目标位置相邻,从而该棒被带至至少部分地接触或者紧密接近患者的大脑中的组织结构,例如肿瘤组织。接着,经由棒28发送光以在原地处理所述组织结构的至少一部分。该PDT装置20对于治疗处理在大脑中的良性或者恶性肿瘤是特别有用的。

[0026] 壳体22可由模制为合适形状以让外科医生握持的塑料材料形成。如图2和3所示,壳体22限定内腔体30,用于接收光源24和电源26以及相关的电连接(未示出)。在PDT装置20的该实施方式中,近端手柄32集成至壳体22。该手柄32被尺寸设置成适于在外科手术过程中由外科医生抓握和操作。应理解,根据使用的情况,PDT装置20的壳体22可以是多种尺寸和形状。最佳地如图1所示,壳体22的近端25包括致动按钮34,用于选择地为光源24供电。指示灯36显示何时光源24被供电。电源26提供了充足的电压以形成用于将光传递至组织的必须的条件。在所示的实施方式中,电源26是随设备附带安装的电池,例如,可充电的11.1伏锂离子电池。

[0027] 管状棒28包括外轴38,其限定从轴的近端39延伸至轴38的远端42的内腔(lumen)。光纤线缆40被设置在内腔中,且操作以将光从光源24传递至棒的远端29。该光从棒28的远端29发射以暴露患者的大脑的组织区域。该外轴38是具有平滑外表面的薄的细长管状构件,从而最小化接触的大脑组织的量,以及最小化对所接触的大脑组织的损坏。外轴38将通常具有至少约0.6mm的直径,且通常在从约1mm至约10mm的范围内。在一个实施方式中,外轴38的直径优选地在1.5毫米,且最优选在约1.0毫米。该外轴38大体具有一长度尺寸,其允许轴38被引入通过在颅骨中的钻孔或者通过常规的经口或经蝶骨路径。因此,外轴38将通常具有至少约5cm的长度,用于开放式手术,以及至少约10cm或者通常为约20cm或更长的长度用于内窥镜检查。

[0028] 该外轴38优选为刚性的,用于在开放式处理或者孔式入路体外循环处理(port access type procedure)中经皮的,经腔的,或者直接输送至大脑。外轴38可由聚氨酯、硅酮、聚酰亚胺或者其它生物适合的材料形成。可选地,轴可包括金属,其选自包括以下的组,钨、不锈钢合金、铂或者其合金、钛或者其合金、钼或者其合金、以及镍或者其合金。可选地,外轴38可以是挠性的,其与用于机械支撑的大体刚性内管(未示出)结合。挠性轴还可与拉绳结合,用于将外轴38引导至目标组织位置,或者结合形状记忆致动器以及其它已知的机构,用作选择外轴的偏转以有助于轴38的远端39的定位。该外轴38还可包括用于提供位置

标记的构件,用于确定棒28在患者的大脑内的精确位置。

[0029] 光纤线缆40可以是光纤束或者液芯光导管。为了方便,此后这些构件都共同地被称作光纤线缆40。该光纤线缆40从外轴38的近端39延伸至远端42。光纤线缆40的近端可操作地连接至光源24,以将光传递至与轴38的远端42相邻的组织区域。光纤线缆40可以是任何直径,只要该光纤线缆可被插入外轴38的内腔中。光纤线缆的优选直径从约50微米至约1000微米,且优选为约400微米。直径的选择取决于光源24的亮度以及从光纤线缆40的末端所要求的光功率输出。

[0030] 参考图4-6,棒28的远端29包括刚性细长端盖44,其连接至外轴38的远端42。该端盖44大体为圆柱形且从轴38的远端42延伸约1mm至约20mm的距离。端盖44渐缩至在封闭末端的一点45。该端盖容纳扩散末端或者扩散器46以及球轴承48。如这里所使用的,扩散器或者扩散末端被定义为可附接至光纤线缆的端部的构件,或者可形成在光纤线缆的末端的结构,其提供了用于将传送通过光纤线缆的光扩散(散射)的装置,从而光从纤维向外辐射。在图中所示的实施方式中,扩散器46大体为半球形的反射壳体,其安装至接收在壳体内的光纤线缆40的远端。从光纤线缆40传送和发射的光由该扩散器46扩散,用于提供均匀的光线分布。辐射的扩散源可将组织的较大区域暴露至活化能(activation energy)。球轴承48的外表面是反射的以进一步扩散传送的光。

[0031] 一个或更多的孔径50沿着端盖44的表面而设置。例如,图4-6中所示的实施方式示出了一对相反的轴向孔径50,其在端盖44的本体上周向地间隔。在PDT过程中,光通过该孔径45而传递至围绕大脑组织的区域。端盖44还可容纳有直角棱镜51,以用于将通过孔径45的光重定向。该光纤探头40被布置在直角棱镜51处,从而光从端盖44的孔径45射出。

[0032] 光压电陶瓷元件52还可容纳在端盖44中。该压电元件52连接至延伸至外轴38的近端的线连接器54,线连接器54在该处其适于连接至电源26。在壳体22上的频率水平调节钮66允许调节压电元件52的强度,允许要求频率的可变强度应用。

[0033] 现参考图7-10,示出了用于将光动力学疗法选择地应用于大脑中的结构的装置,且大体以60表示该装置。该PDT装置60包括容纳光源64的壳体62。该壳体提供了用于接收来自电源(未示出)的电连接线缆66的合适接口,用于向光源64供电。管状棒68从壳体62的远端63延伸,该壳体62渐缩以适应棒66的近端67。如图9和10所示,壳体62限定内腔体70,其容纳电源64以及相关的电连接件(未示出)。壳体62可由模制为适于让外科医生握持的形状的塑料材料形成。PDT装置60的壳体62被尺寸设置成在外科手术过程中适于让外科医生抓握和操作。

[0034] 该管状棒68包括细长外轴72,其限定从轴72的近端73延伸至轴72的远端74的内腔。多个光纤线缆76设置在该内腔中,且操作以从光源64传递光。外轴的直径优选在从约0.08mm至约1.0mm的范围内,且更优选地在从约0.05mm至约0.4mm范围内。外轴72从壳体62的远端63延伸约1cm至约20cm。在PDT装置60的该实施方式中,外轴72可采用多种配置,其中主要目的为机械地支撑多个光传输构件和允许外科医生从壳体62的近端操作光输送构件。该轴可由不锈钢、铜基合金、钛或者其合金以及锆基合金形成。

[0035] 各光纤线缆76具有近端和远端。该外轴72的近端部分包括多个配件(未示出),其提供了在光纤线缆76的近端与壳体62内的与该配件相邻的光源64之间的连接。在一个实施方式中,光线线缆76彼此相对独立,且单独地从光源64传输光。可选地,光线线缆76可在其

近端连接在一起,以形成连接至光源64的单个纤维。应理解,PDT装置60不限于独立的光纤线缆或者甚至多个光纤线缆。例如,多个光纤线缆76可连接至延伸通过外轴72到光源64的单个导线。

[0036] 参考图11-13,外轴72限定与轴72的远端74相邻的多个轴向和周向间隔开的开口78。该开口78打开进入内腔,且分别被配置成让轴向地延伸通过内腔的多个光线线缆76中的一个通过。各光线线缆76具有远端,其从内腔经由相应的开口78穿过超出外轴72的表面进入组织区域。

[0037] 发光二极管(LED)80连接至在外轴72的外部的各光纤线缆76的远端。在该配置中,PDT装置60包括围绕外轴72的远端74轴向和周向间隔开的LED 80的分布阵列。LED 80发射分散的光束而不需要扩散器。此外,尽管LED 80被示出为短圆柱体,但LED 80也可具有任意合适形状,包括球形、用于针式切割的钩形(twizzle shape)、弹簧形或者其它扭曲金属形状等。光纤线缆76具有比轴的长度更长的长度,且被配置成相对于轴轴向移动。应理解,该组件可包括不同长度的很多光线线缆76,且具有不同的孔径或开口布置,以选择地提供对大脑中的特定要求目标组织区域的处理。可在术前经由三维成像设计软件确定穿透的光射出位置和深度。组织处理的区域可宽范围地变化,其中为了特定应用而选择具体的区域和几何形状。这允许光纤光穿透进入,例如肿瘤,其也最优化输送至肿瘤的光的量。

[0038] 在使用中,PDT装置20、60的棒28、68被引入通过小的开口,例如,钻孔,或者在患者颅骨中的其它经皮穿透,或者通过在患者头中的天然开口,如经口或经蝶骨过程。该棒在腔内前进,且以常规方式引导至在大脑中的目标位置,即,经皮地、经腔地或者使用其它微创或者常规的开放式外科手术技术。所选择的技术可与用于将PDT装置20、60引导至大脑中的目标位置的工具引导技术结合使用。因此,该目标位置可由多种成像技术标出,例如电脑断层摄影法(CT)扫描,核磁共振成像(MR1),超声,血管造影术,放射性同位素成像,脑电图学(EEG)等。与这些成像方法(通常为CT或者MR1)结合,使用者还可使用可兼容的定向系统来引导工具至目标位置。在标准的定向系统中,框架,例如,Leksell,Todd-Wells或者Guiot框架,将患者的头固定至图像。这些框架与放射性界标和大脑图谱结合,提供了在 $\pm 1\text{mm}$ 内的解剖定位。可选地,可使用利用现代成像、计算机程序和定位装置的无框成像引导定位系统。为了用于这些引导和定位技术,棒28、68可具有包括材料的定位标记器,该材料包括适用于通过商用机器进行MR1成像的流动相,且该材料是充分不透X光的,用于在CT或X光上的充分成像。

[0039] 一旦棒28、68的远端被设置成接近或者接触在目标位置的有病组织(affected tissue),光经由该光纤线缆40、76传输。接着将诸如5-ALA或者Photophrin等的光敏复合物通过轴的内腔或者通过另一导管输送到达组织区域。接着提供光穿过在端盖44中的孔径45,或者在存在光敏复合物的要求位置处直接从LED 80提供光,以处理组织结构。该光足以用于颅内肿瘤的处理同时最小化对患者大脑中的周围组织和神经的附带损害。可使用电源使光纤探头或者LED发光,其为了诊断目的发出405nm波长的光,或者为了治疗目的发出635nm波长的光。应理解,所传输的光可以是其它波长,包括在405nm至635nm的范围内或外。应用合适时间间隔的光影响或者以另外方式改变目标组织。该光足以活化光敏复合物,这导致肿瘤组织的死亡。传输至组织的光量可被精确地控制。

[0040] 当使用包括多个LED 80的PDT装置60时,各相应的光纤线缆76优选地通过棒68引

至大脑,从而特定的LED 80穿透至大脑组织的要求部分。该配置允许将棒68精确地插入通过居间大脑组织,将棒68相对于特定组织区域精确定位,且接着经由光线线缆76将多个LED前进,从而将LED定位在预定组织区域用于处理该组织区域。

[0041] 用于将光动力学治疗选择地应用于大脑中的结构的装置具有很多优点,包括提供用于输送光以用于大脑中的肿瘤的PDT处理的微创方法。在该装置远端处设置用于输送光的装置,以将光源直接地带至向限定的目标组织区域提供光辐射的要求位置。该结果是在患者的大脑中的组织内的精确颅内处理。该装置和方法向外科医生提供了处理恶性大脑肿瘤的能力,甚至是在难以接触的区域,而不需要大的开放式外科手术。该装置提供了经由头盖骨上的非常小的开口而以诊断或治疗方式将光疗传输至脑肿瘤的可能性,包括用于在其上的操作较危险的损伤。

[0042] 尽管关于几个示例性实施方式示出和具体地说明了用于PDT的装置和方法,然而本领域技术人员应理解我们不意图将装置和方法限于该实施方式,而可对所公开的实施方案进行多种修改、删除和增加而没有实质上偏离新颖的教导和优点,特别是在前述教导下。例如,说明了在大脑中治疗使用PDT,但是应理解PDT可用于身体的任何其它部分。此外,用于这里所述的装置的各构件的材料的选择,且具体地装置的整体几何形状的选择,可被具体地修改以提供用于给定处理指示的要求的特征。因此,该修改、删除和增加可包括在所附权利要求的实质和范围内,所以我们意图覆盖该修改、删除和增加。在该权利要求中,装置加功能术语意图覆盖这里所述的用作执行所述功能的结构,且不仅仅是结构等同的还是同样的结构。因此,尽管由于钉子使用圆柱表面来将木头部件固定在一起,而螺钉使用螺旋表面,所以钉子和螺钉不是结构等同的,然而在紧固木头部件的含义下,钉子和螺钉可以是同样结构。

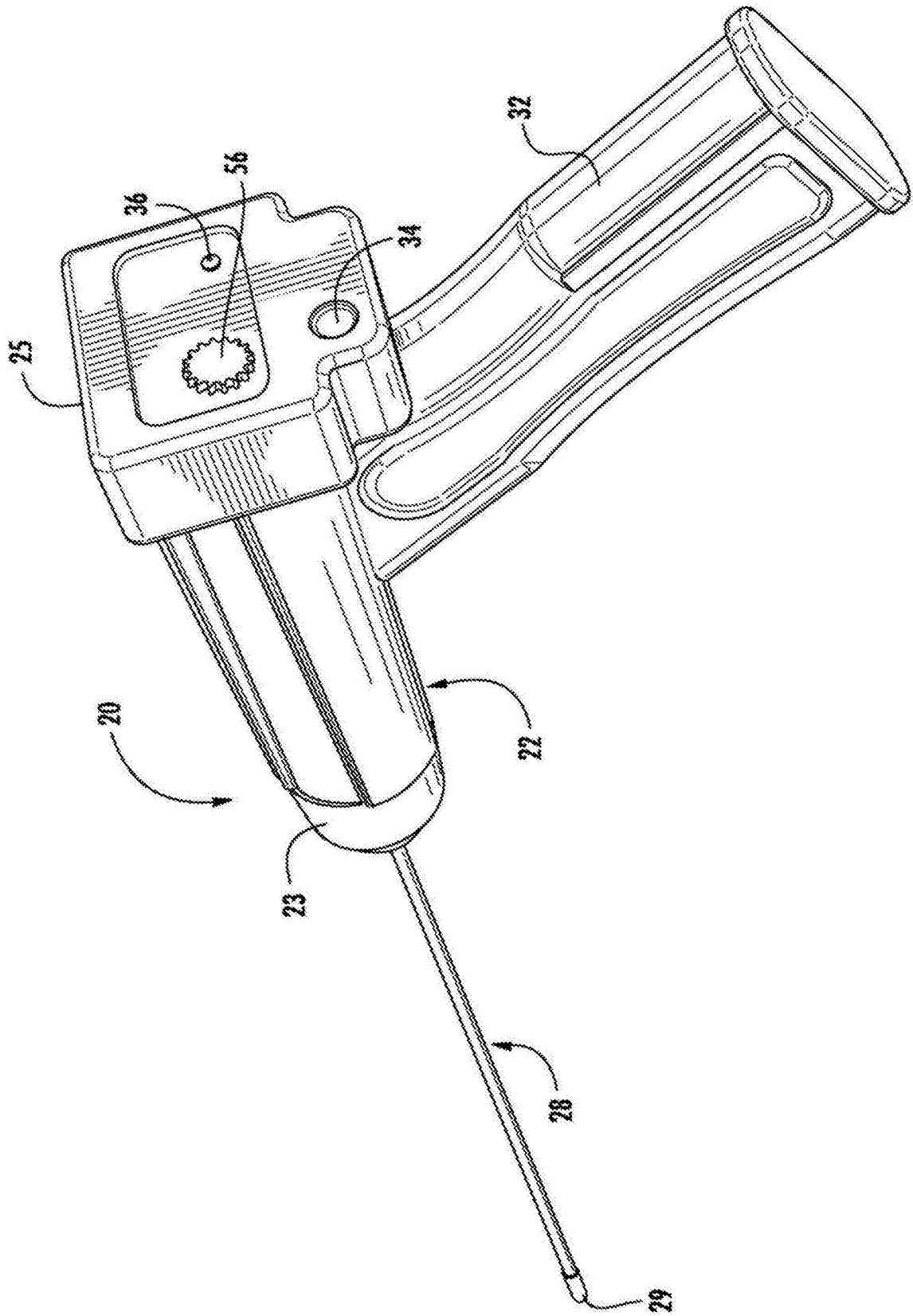


图1

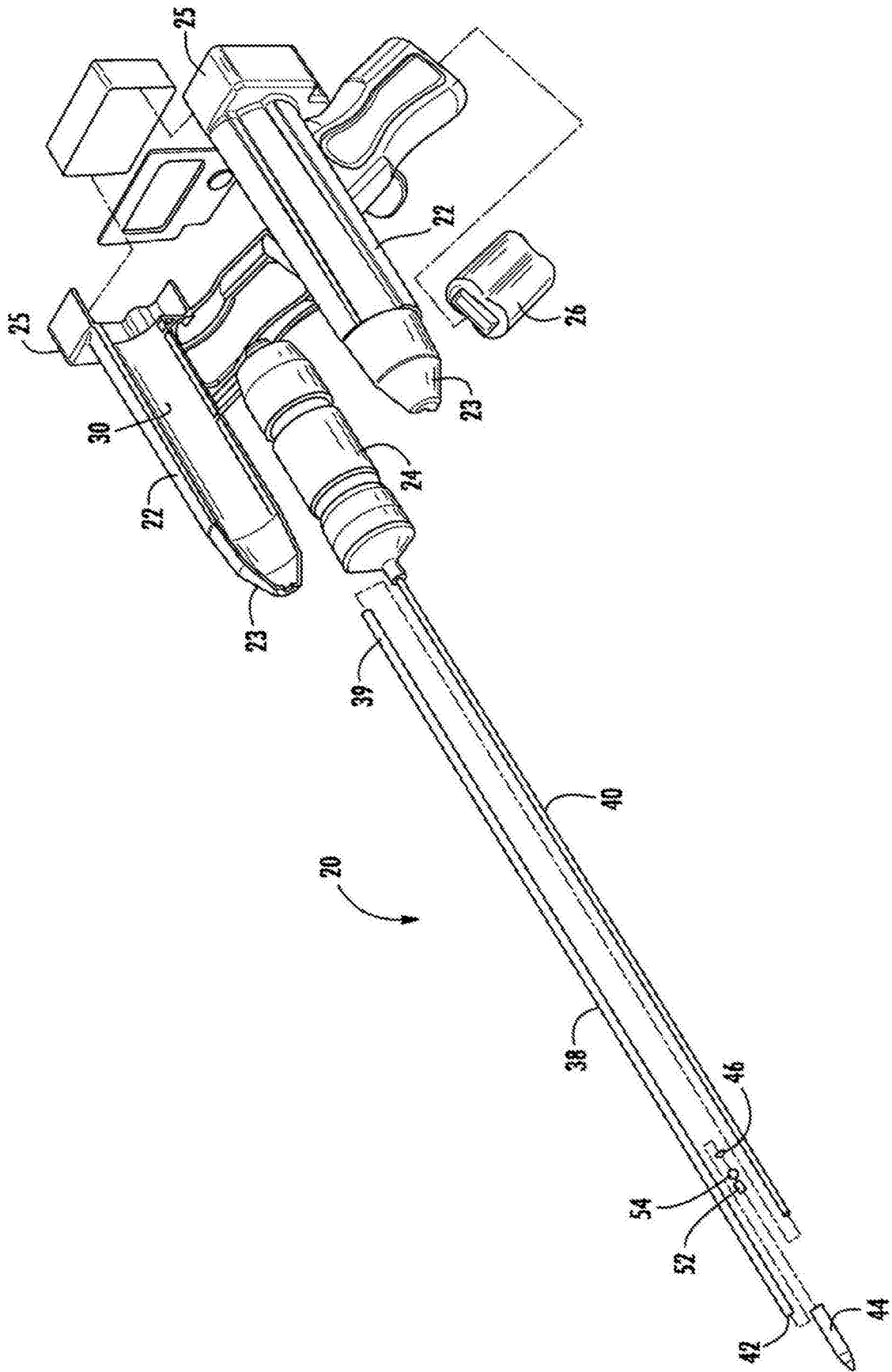


图2

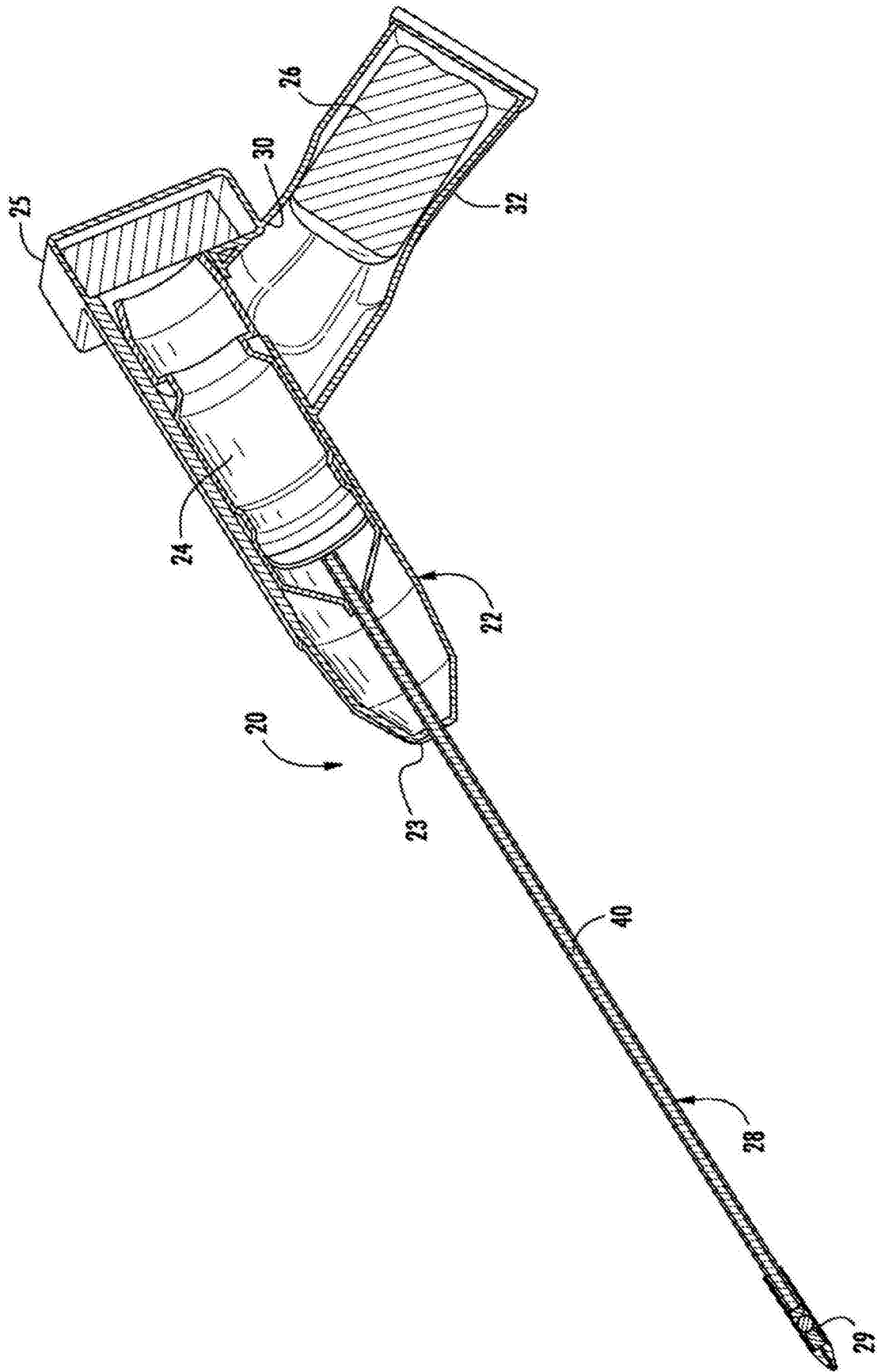


图3

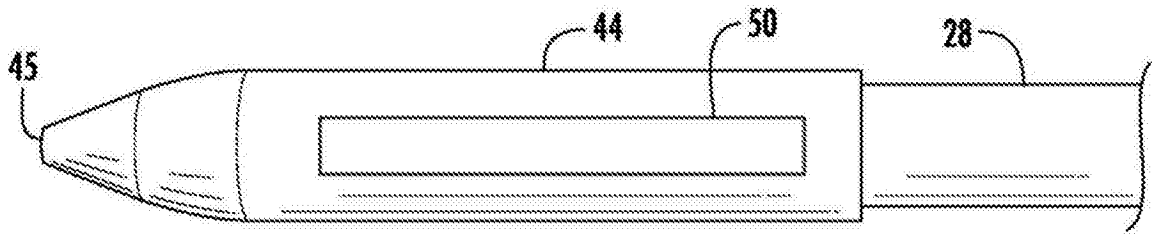


图4

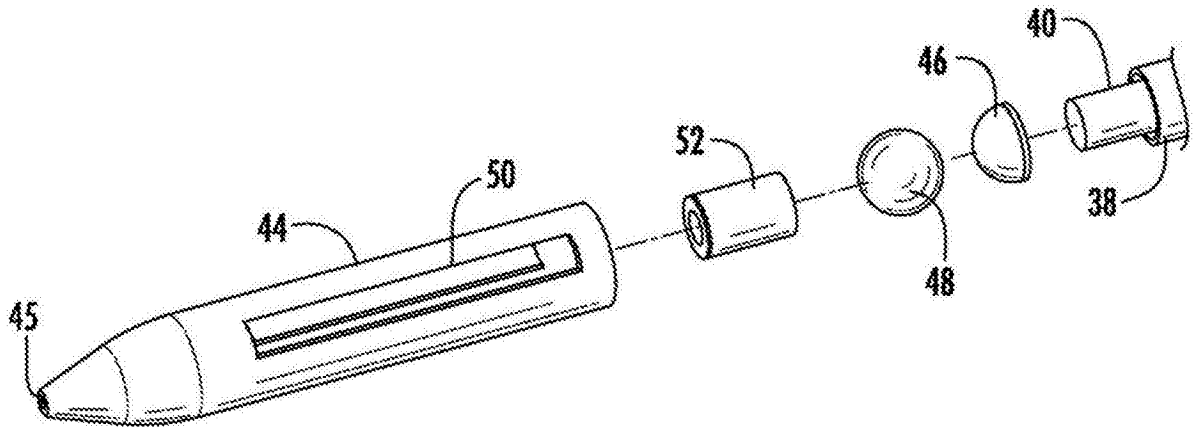


图5

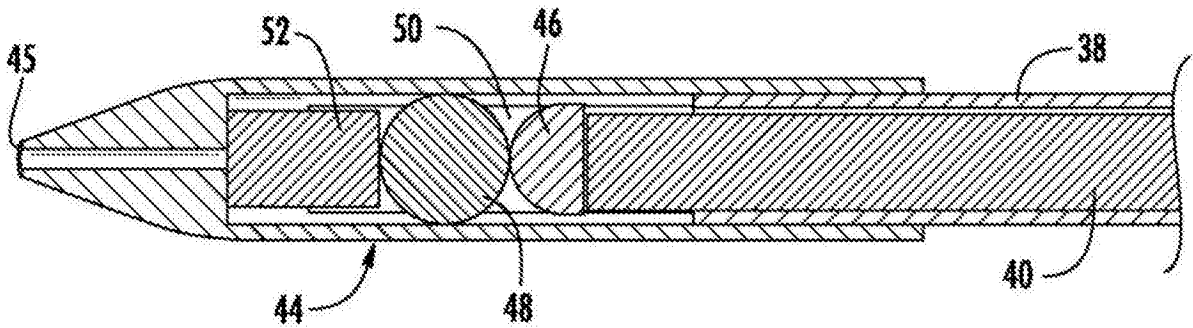


图6

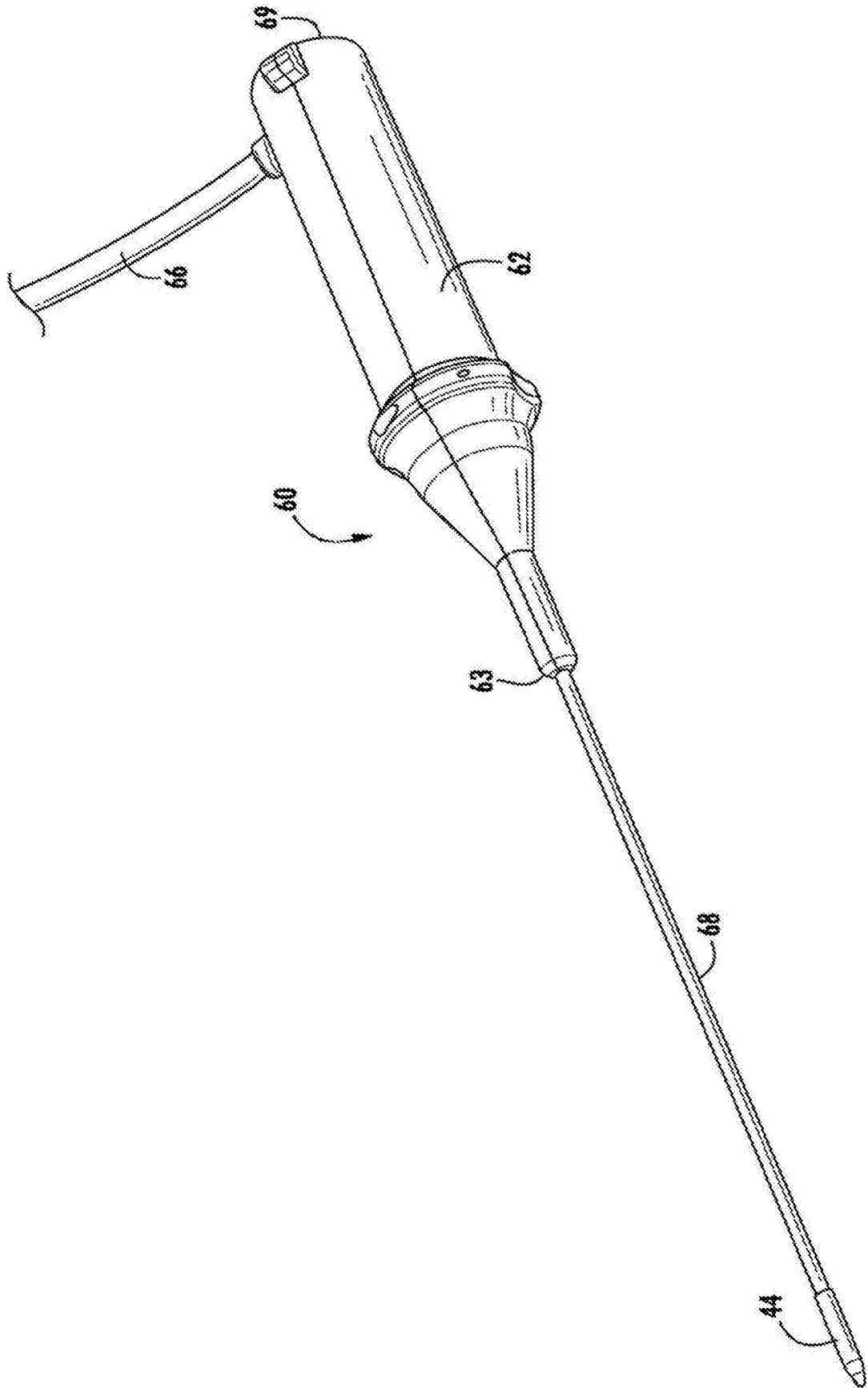


图7

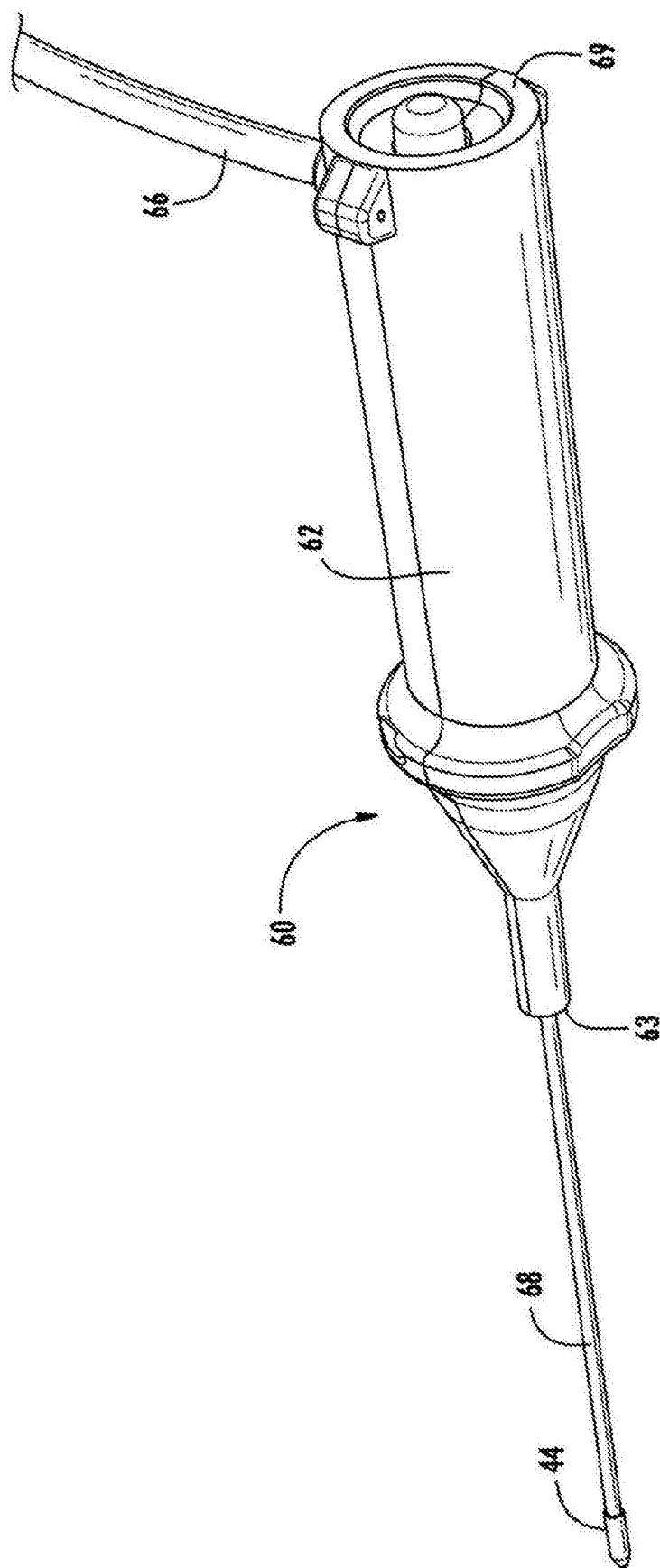


图8

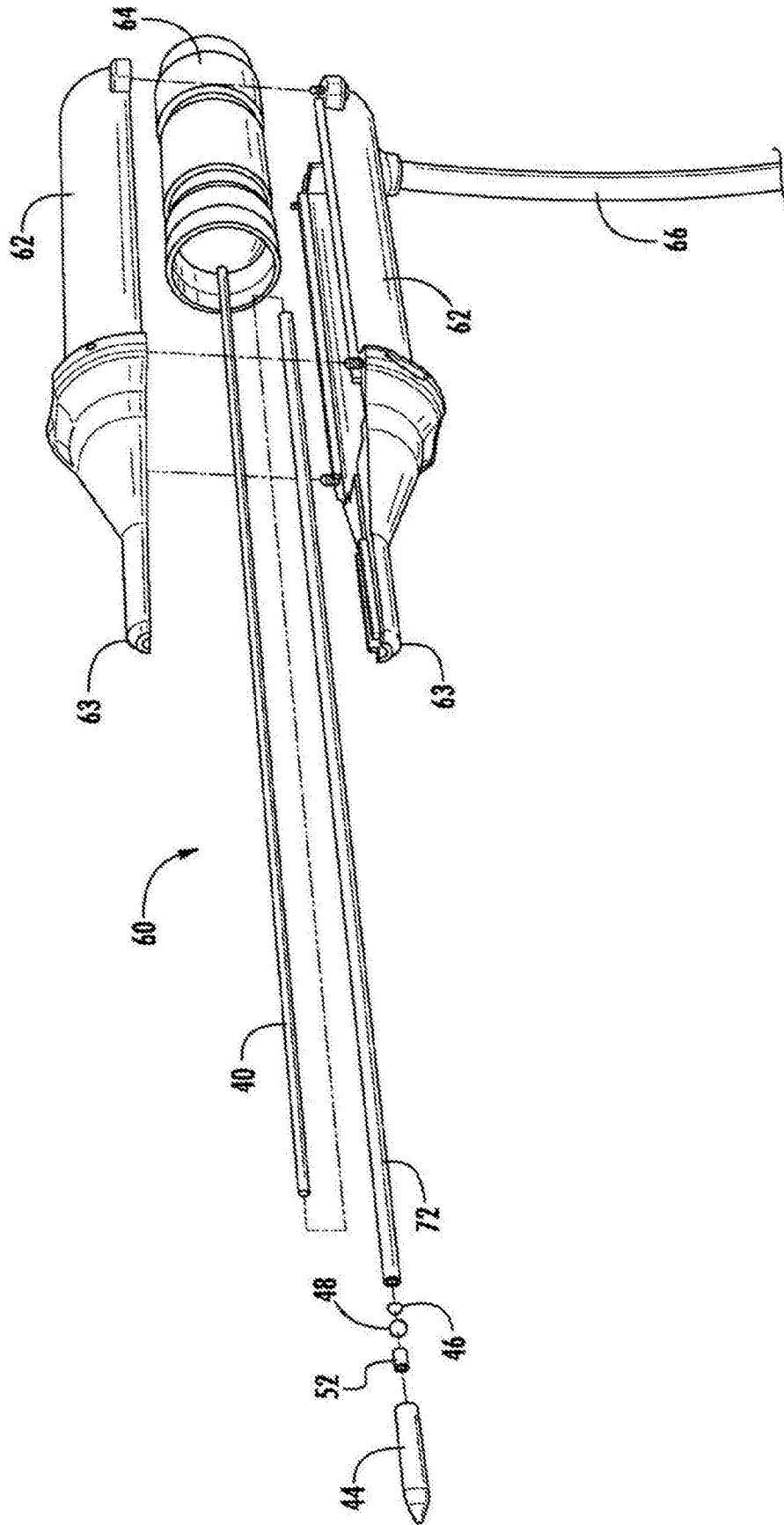


图9

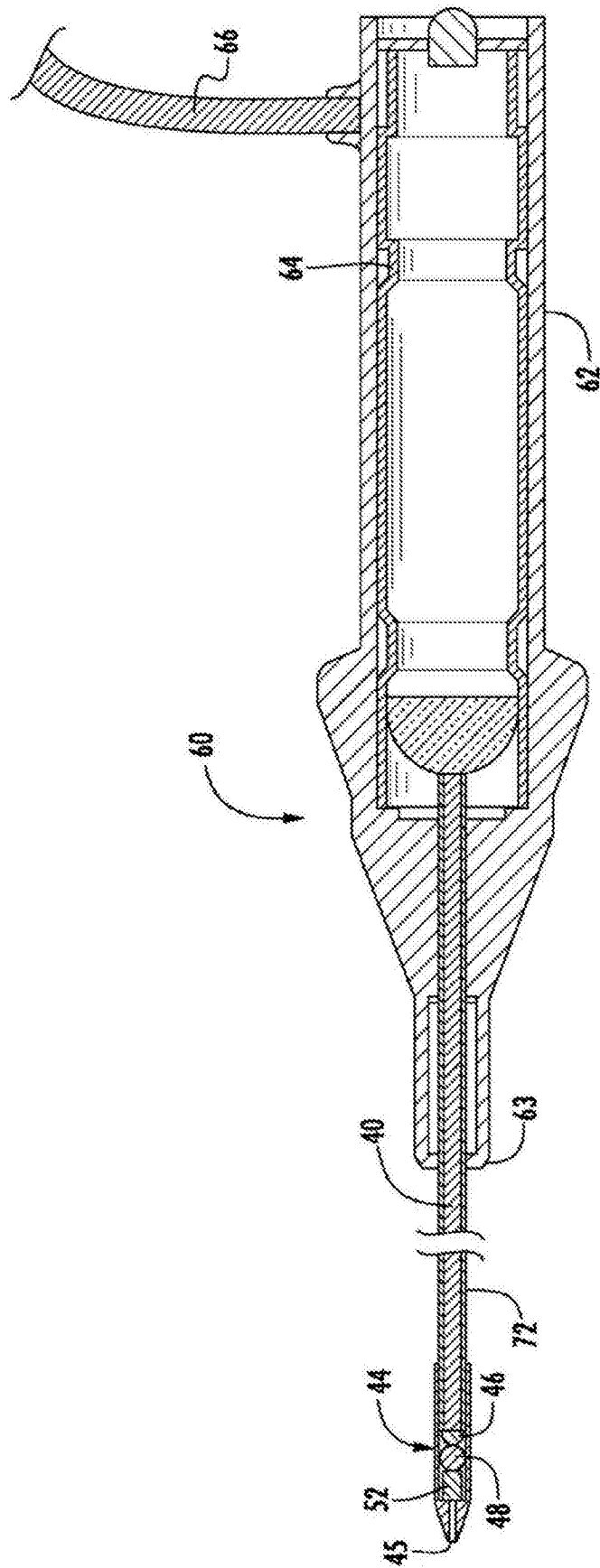


图10

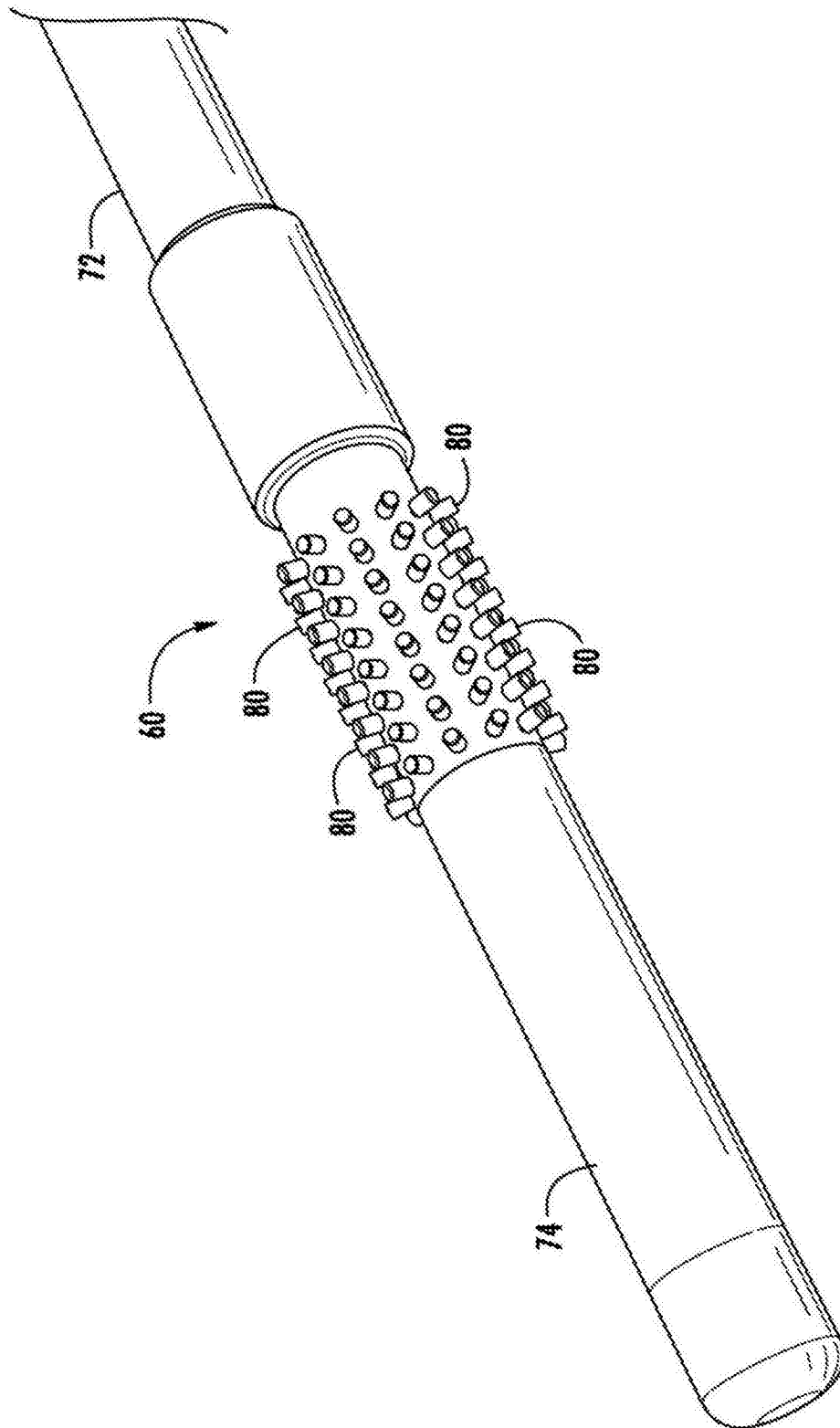


图11

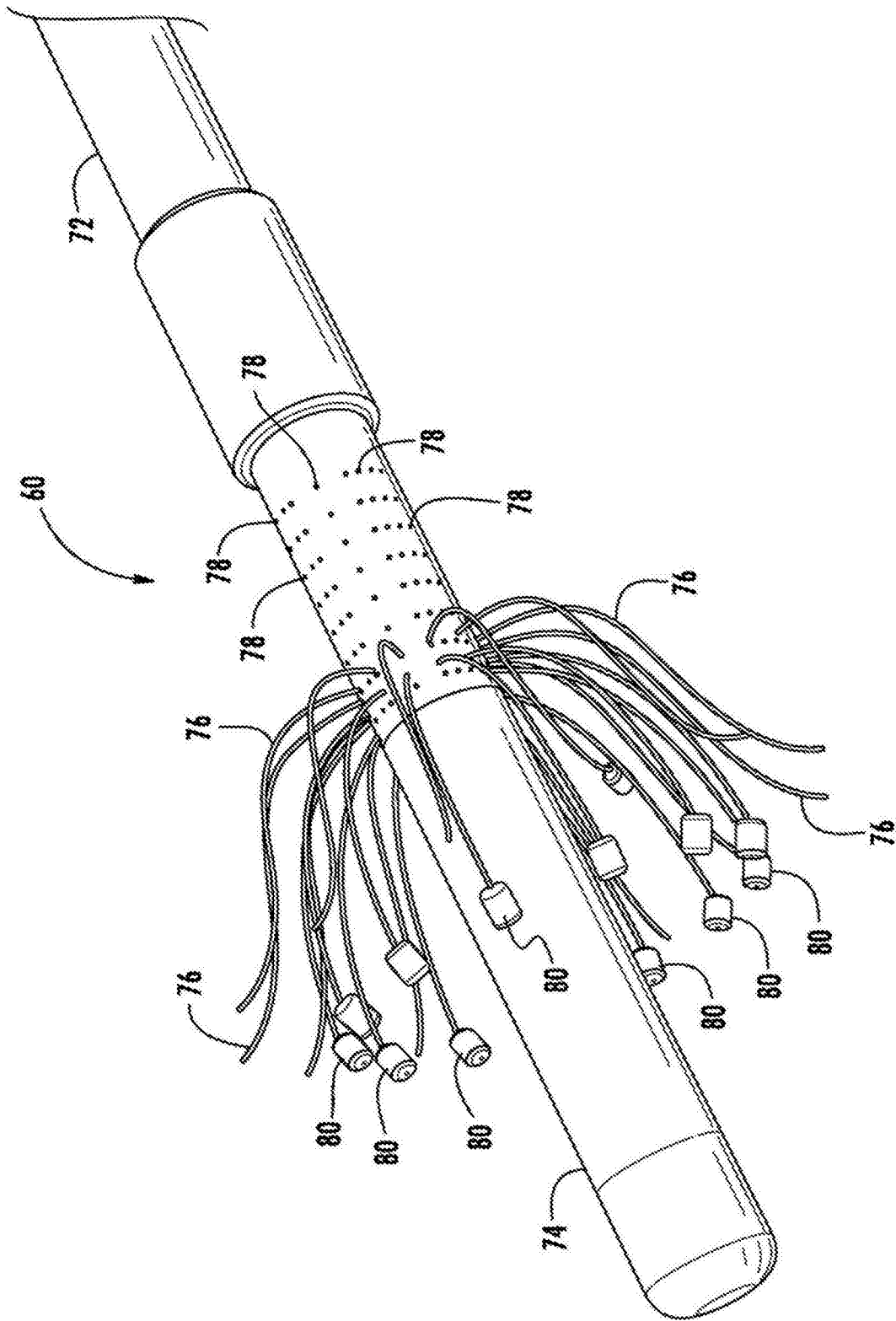


图12

专利名称(译)	用于光动力学疗法的装置和方法		
公开(公告)号	CN106232045A	公开(公告)日	2016-12-14
申请号	CN201580007024.2	申请日	2015-01-02
[标]申请(专利权)人(译)	韦杰阿加沃尔 兰吉思巴布 杰克拉特克里夫		
申请(专利权)人(译)	韦杰.阿加沃尔 兰吉思.巴布 杰克.拉特克里夫		
当前申请(专利权)人(译)	韦杰.阿加沃尔 兰吉思.巴布 杰克.拉特克里夫		
[标]发明人	韦杰阿加沃尔 兰吉思巴布 杰克拉特克里夫		
发明人	韦杰.阿加沃尔 兰吉思.巴布 杰克.拉特克里夫		
IPC分类号	A61B18/22 A61N5/06		
CPC分类号	A61B2018/00321 A61B2018/2261 A61B2018/2266 A61N5/0601 A61N5/062 A61N2005/0612 A61N2005/063 A61N2005/0651 A61N2005/0665 A61B90/10 A61B90/39 A61B2018/2272 A61B2090 /3954 A61B2090/3966 A61K41/0057		
代理人(译)	陈晓帆		
优先权	61/923639 2014-01-04 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种装置，包括用于对患者大脑的组织区域进行颅内处理的光源。该颅内处理装置包括外轴，其具有近端和用于定位在大脑组织区域内的远端。该外轴限定在外轴的近端和远端之间延伸的内腔，且具有与该外轴的远端相邻的至少一个孔径。内光传输构件具有远端和可操作地连接至光源的近端。该光传输构件被配置成接收在所述内腔中且从所述轴的近端延伸至与所述轴的远端相邻。所述光传输构件被配置成将光从所述光源传送通过所述外轴的所述至少一个孔径到达大脑与外轴的远端接近的组织区域。

