



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 211024753 U

(45)授权公告日 2020.07.17

(21)申请号 201920093092.0

(22)申请日 2019.01.18

(30)优先权数据

62/726,262 2018.09.02 US

(73)专利权人 塔夫泰什有限公司

地址 以色列耶胡达哈德拉毛街40号

(72)发明人 罗恩·索贝尔

亚历山大·波利亚科夫

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有

限公司 44245

代理人 陈燕娴

(51)Int.Cl.

A61M 35/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

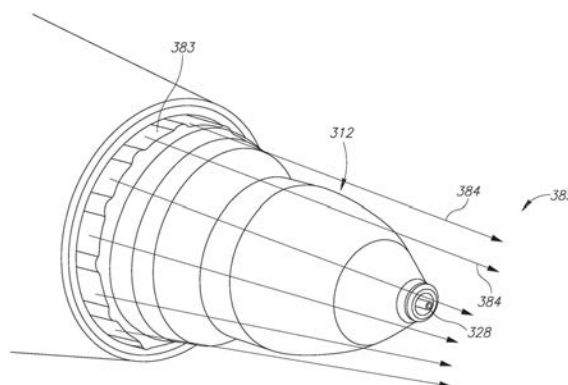
权利要求书2页 说明书11页 附图16页

(54)实用新型名称

用于向组织施用治疗物质的装置,系统及气流屏蔽发生器

(57)摘要

本实用新型涉及用于向组织施用治疗物质的装置,系统及气流屏蔽发生器。通过加速通过至少一个气体排出喷嘴的气流产生高速气体。通过至少一个液体排出喷嘴将至少一个治疗物质流引入高速气体中,从而将该至少一个治疗液体流碎成治疗液滴流。该流被加速到与气体排出流速度相似的速度。然后将加速的治疗液滴流施加到组织上进行治疗。该装置和系统包含气流屏蔽发生器,该发生器提供屏蔽,该屏蔽防止在撞击组织之后产生的液滴回弹和分散在使用者的方向上前进。



1. 一种用于向组织施用治疗物质的装置, 该装置与加压气源一起使用, 其特征在于, 包括:

a) 具有液体治疗物质入口的壳体;

b) 连接到所述加压气源的进气口;

c) 流喷射输送喷嘴结构, 所述流喷射输送喷嘴结构与所述进气口流体流动连通并与所述治疗物质入口流体流动连通, 所述治疗物质在形成微滴时从所述流喷射输送喷嘴结构排出成从所述流喷射输送喷嘴结构排出的高速气流, 当撞击待治疗的组织时, 所述物质从所述组织回弹并分散; 以及

d) 气流屏蔽发生器, 其包括所述流喷射输送喷嘴结构和/或手持件的壁, 所述壁中设置有插件, 所述插件用于在其间产生多个狭缝, 所述气流屏蔽发生器具有大致截头圆锥形状, 具有靠近气源的较宽端和远离所述气源的较窄端, 所述狭缝在所述气流屏蔽发生器的远端具有通向环境的开口, 其中加压气体通过所述狭缝, 在所述流喷射输送喷嘴结构外部提供气流, 所述气流形成包络, 所述包络在由所述流喷射输送喷嘴结构产生的微滴从被治疗的组织回弹之后减少所述微滴的扩散, 从而使使用者免受所述微滴的影响。

2. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 所述气流屏蔽发生器包括插件和所述壳体的壁部分或所述流喷射输送喷嘴结构的近端部分的壁部分, 所述插件设置在所述壁部分内并构造成使得多个相同的间隔件包围所述插件的外侧, 使所述插件与所述壁部分隔开, 从而产生所述多个狭缝, 所述加压气体通过所述多个狭缝。

3. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 所述狭缝的数量为2至16个狭缝。

4. 根据权利要求2所述的装置, 其特征在于, 所述多个狭缝对称地设置在所述屏蔽发生器插件的远侧边缘上, 每个狭缝与其最近的相邻狭缝等距。

5. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 每个狭缝的面积在0.075平方毫米和0.5平方毫米之间。

6. 根据权利要求5所述的装置, 其特征在于, 每个狭缝的面积在0.1平方毫米和0.2平方毫米之间。

7. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 所述狭缝成形为圆弧形截面。

8. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 还包括安装在所述壳体上的至少一个治疗物质供应组件, 每个治疗物质供应组件构造成用于接收包含预定量或浓度的液体治疗物质的至少一个容器。

9. 根据权利要求8所述的装置, 其特征在于, 所述液体治疗物质入口与所述治疗物质供应组件流体流动连通, 并且还与所述流喷射输送喷嘴结构流体流动连通。

10. 根据权利要求1所述的装置, 其特征在于, 所述流喷射输送喷嘴结构包括:

i) 至少一个气体排出喷嘴, 所述气体排出喷嘴设置成从所述进气口接收加压气体流, 并构造成加速所述气流, 以便以高速排出所述气流; 以及,

ii) 至少一个液体排出喷嘴, 所述液体排出喷嘴设置成从治疗物质供应组件接收液体治疗物质流并且可操作以将所述治疗物质流排出到高速气流中,

从而加速排出的液体治疗物质作为加速治疗液滴流的速度, 并将加速治疗液滴流向组织块排出, 从而由所述治疗物质治疗。

11. 一种用于向组织施用治疗物质的系统, 其特征在于, 包括:

- a) 加压气源;
- b) 至少一个容器,所述容器含有预定量或浓度的液体治疗物质;以及
- c) 装置,所述装置包括:
 - (i) 具有液体治疗物质入口的壳体;
 - (ii) 连接到所述加压气源的进气口;

(iii) 流喷射输送喷嘴结构,所述流喷射输送喷嘴结构与所述进气口流体流动连通并与所述液体治疗物质流体流动连通,所述液体治疗物质从所述流喷射输送喷嘴结构排出为从所述流喷射输送喷嘴结构排出的高速气流,在撞击待治疗的组织时,所述物质从所述组织回弹并分散;以及

(iv) 气流屏蔽发生器,其包括所述流喷射输送喷嘴结构和/或手持件的壁,所述壁中设置有插件,所述插件用于在其间产生多个狭缝,所述气流屏蔽发生器具有大致截头圆锥形状,具有靠近气源的较宽端和远离所述气源的较窄端,所述狭缝在所述气流屏蔽发生器的远端具有通向环境的开口,其中加压气体通过所述狭缝,在所述流喷射输送喷嘴结构外部提供气流,所述气流形成包络,所述包络在由所述流喷射输送喷嘴结构产生的微滴从被治疗的组织回弹之后减少所述微滴的扩散,从而使使用者免受所述微滴的影响。

12. 一种气流屏蔽发生器,其特征在于,包括流喷射输送喷嘴结构和/或手持件的壁,所述壁中设置有插件,所述插件用于在其间产生多个狭缝,所述气流屏蔽发生器具有大致截头圆锥形状,具有靠近气源的较宽端和远离所述气源的较窄端,所述狭缝在所述气流屏蔽发生器的远端具有通向环境的开口,其中加压气体通过所述狭缝,在所述流喷射输送喷嘴结构外部提供气流,所述气流形成包络,所述包络在由所述流喷射输送喷嘴结构产生的微滴从被治疗的组织回弹之后减少所述微滴的扩散,从而使使用者免受所述微滴的影响。

用于向组织施用治疗物质的装置,系统及气流屏蔽发生器

技术领域

[0001] 本实用新型一般涉及用于将治疗物质施用到生物组织的装置,更具体地说,涉及用于施加高速治疗液-气流以通常以预定剂量和浓度将这些物质施用到身体组织的装置。

背景技术

[0002] 用于暴露的体内组织的皮肤磨损的装置在本领域中是已知的。一种这样的装置在US 7901373中描述,另一种在US 9233207中描述,其全部内容通过引用包含于此。这些文献还提供了皮肤磨损和皮肤磨损装置的现有技术的一般概述。

[0003] 在上述参考文献中公开了使用高速液气流雾的皮肤磨损装置。所公开的装置特别成功地克服了停滞边界层的困难。当采用流体流来冲洗组织表面时,形成边界层,其特征在于具有在流表面附近急剧减小的流体速度,在组织表面几乎为零。结果,通常难以或不可能除去小于流体流边界层厚度的颗粒。边界层中的最小颗粒表现出足够的阻力,这些阻力足以使这些颗粒保持附着在表面上并抵抗被流体流冲走。在上面引用的文献中公开的装置克服了这个困难,其液气流雾产生了最小到可忽略厚度的边界层。

[0004] 上述装置和其他现有技术装置需要相对较大的液源和气源,适合与多个患者一起使用。这些源远离装置定位,需要使用连接管,这尤其妨碍装置的使用,尤其是单手使用。

[0005] 定义

[0006] 在下面的讨论中:

[0007] 术语“远侧(distal)”是指本文所讨论的装置上离使用者最远的位置,该位置是最接近装置的喷嘴装置的部分。术语“近侧(proximal)”是指装置上最靠近使用者的位置,该位置是距装置的喷嘴装置最远的部分。

[0008] 在下文的讨论中,术语“清洁(cleanse)”、“清洁(cleaning)”及其变体是指除去固体污染物(例如纤维、灰尘、沙粒等)以及去除有机物质(例如来自被清洁和/或用治疗物质治疗的组织表面的脓、脂肪等)。术语“清洁(cleanse)”包括对身体的中空器官的灌洗。

[0009] 如本文所用的术语“组织(tissue)”可以指人或动物组织。

[0010] 气流屏蔽发生器的术语“狭缝 slit)”有时可称为“开口(opening)”“孔(hole)”等。当讨论狭缝或者讨论狭缝的出口孔或出口时,读者应该很容易明白。

[0011] 当在本文和权利要求中使用,术语“空气(air)”还可以指其他相关的良性气体,例如可以用于相同目的的氮气。同样,术语“气体(gas)”包括空气、气体混合物和其他相对良性的气体(如氮气),它们可用于相同的目的。对于流过本文所讨论的装置的气流屏蔽发生器和喷嘴装置的气体也是如此。

[0012] 当在本文中使用时,术语“治疗物质(therapeutic substance)”包括液体和分散在至少一种液体载体中的固体。

实用新型内容

[0013] 本实用新型的一个目的是提供一种用治疗物质治疗生物组织的装置,其中由装置

产生的微滴不会在使用者的方向上分散或回弹。

[0014] 另一个目的是提供一种可以减少所需治疗材料量的装置。

[0015] 在本实用新型的一个方面,提供了一种用于将治疗物质施用到组织以与加压气源一起使用的装置。该装置包括:具有液体治疗物质入口的壳体;连接到加压气源的进气口;流喷射输送喷嘴装置,与进气口流体流动连通并且与治疗物质入口流体流动连通,当形成微滴时,治疗物质从流喷射输送喷嘴装置排出为从输送喷嘴装置排出的高速气流,当撞击待治疗的组织时,物质从组织回弹并分散;包括多个狭缝的气流屏蔽发生器,其中加压气体通过狭缝,在喷嘴装置外部提供气流,气流形成包络,减少由于冲击组织而产生的回弹液滴的扩散,从而屏蔽使用者。

[0016] 在该装置的一些实施例中,气流屏蔽发生器包括插件和壳体的壁部分或喷嘴装置的近端部分的壁部分。插件设置在壁部分内并且构造成使得多个相同的间隔件围绕插件的外侧,将插件与壁部分隔开,从而产生该多个狭缝,加压气体穿过该多个狭缝。

[0017] 在该装置的一些实施例中,狭缝的数量为2至16个狭缝。该多个狭缝对称地设置在屏蔽发生器插件的远端边缘上,并且每个狭缝与其最近的相邻狭缝等距。

[0018] 在该装置的其他实施例中,每个狭缝的面积在0.075平方毫米(mm^2)和0.5平方毫米之间。在该装置的一些实施例中,每个狭缝的面积在0.1平方毫米和0.2平方毫米之间。

[0019] 在该装置的一些实施例中,狭缝被成形为圆弧形部分。

[0020] 在该装置的其他实施例中,该装置还包括安装在壳体上的一个或多个治疗物质供应组件。每个治疗物质供应组件构造成用于接收一个或多个包含预定量或浓度的液体治疗物质的容器。

[0021] 在该装置的其他实施例中,液体治疗物质入口与治疗物质供应组件流体流动连通,并且还与流喷射输送喷嘴装置流体流动连通。

[0022] 在该装置的另一个实施例中,流喷射输送喷嘴装置包括:一个或多个气体排出喷嘴,布置成从进气口接收加压气体流并且被构造为加速气流以便以高速排出气流;一个或多个液体排出喷嘴,布置成接收来自治疗物质供应组件的液体治疗物质流,并可操作以将治疗物质流排出为高速气流,从而加速排出的液体治疗物质作为加速治疗液滴流的速度并将加速的治疗液滴流向组织块排出以由治疗物质治疗。

[0023] 在本实用新型的另一方面,提供了一种用于向组织施用治疗物质的系统。该系统包括:加压气源;一个或多个含有预定量或浓度的液体治疗物质的容器;以及装置。该装置包括:具有液体治疗物质入口的壳体;连接到加压气源的进气口;流喷射输送喷嘴装置,与进气口流体流动连通并且与液体治疗物质流体流动连通,液体治疗物质从流喷射输送喷嘴装置排出为从输送喷射装置排出的高速气流,在撞击待治疗的组织时,物质从组织中回弹并分散;包括多个狭缝的气流屏蔽发生器,其中加压气体通过狭缝,在喷嘴装置外部提供气流,气流形成包络,减少由于冲击组织而引起的液滴扩散,从而屏蔽使用者。

[0024] 在本实用新型的又一方面,提供了一种气流屏蔽发生器。发生器包括喷嘴装置和/或手持件的壁,壁中设置有插件,用于在其间产生多个狭缝。发生器具有大致截头圆锥形状,具有靠近气源的较宽端和远离气源的较窄端。狭缝在发生器的远端具有通向环境的开口,其中加压气体穿过狭缝,从而在喷嘴装置外部提供气流。气流形成包络,该包络减少了由喷嘴装置产生的微滴的分散,从而使使用者免受液体的影响。

附图说明

[0025] 通过参考下面结合附图的描述,将更全面地理解本实用新型,并且其特征和优点对于本领域技术人员将变得显而易见,在附图中:

[0026] 图1是用于向组织施用治疗物质的现有技术装置的立体图。

[0027] 图2是图1的现有技术装置的示意性侧视图及输送喷嘴装置的放大示意图;

[0028] 图3是图2中所示的现有技术装置的图示;

[0029] 图4是从图3所示的现有技术输送喷嘴装置排出的液滴流向待施用治疗物质的表面的示意图。

[0030] 图5是具有多个气体和液体排出喷嘴的现有技术喷嘴装置的示意图。

[0031] 图6A-6C分别是用于将治疗物质施用到组织的装置的立体图、侧视图和俯视图,该装置根据本实用新型的实施例构造和操作;

[0032] 图6D-6E分别是用于将治疗物质施用到组织的另一装置的立体图和侧视图,该另一装置基本上根据图6A-6C中所示的本实用新型的实施例构造和操作;

[0033] 图7A和7B分别示出了具有和不具有气流屏蔽的本实用新型的装置的剖视侧视图;

[0034] 图7C是气流屏蔽发生器的等距视图;

[0035] 图7D是图7B中装置的正视图,该装置使用气流屏蔽,显示出狭缝开口,形成气流屏蔽的气流通过该开口排出。

[0036] 图7E是图7A-7D中的装置的等距视图,示出了气流在分散微滴周围形成基本上圆柱形的屏蔽,该屏蔽基本上与装置的液体排出喷嘴同心;以及

[0037] 图7F显示了与本实用新型的装置一起使用的气流屏蔽的另一示意图。

具体实施方式

[0038] 本实用新型涉及一种通过引导含有一种或多种治疗物质的液滴的液-气流向组织施用治疗物质的装置。该装置包括两个元件,壳体和流喷射喷嘴装置,流喷射喷嘴装置机械地连接到壳体或从壳体整体形成。构造本实用新型以防止微滴撞击在被治疗患者的组织上之后朝向使用者的方向回弹和/或散开。

[0039] 液-气流由一种或多种以高速提供的治疗液体组成,通常在亚中音范围内。虽然平均液滴速度处于中间亚音速范围,但是一些液滴可以加速到超音速。

[0040] 为了实现这些高速度,气体从包含流喷射喷嘴装置的装置中排出,流喷射喷嘴装置包含一个或多个会聚-发散气体喷嘴,这些喷嘴构造成加速气流以便以高速排出气流。低速治疗液流被排出为高速气流,从而加速排出的治疗液作为加速液滴的治疗流。来自装置的治疗液流的体速相对较低,从而基本上防止在施用治疗物质的组织表面上形成实际上停滞的液体边界层。

[0041] 装置的壳体与一个或多个容器或包含一种或多种治疗物质的其他器皿流体流动连通。治疗物质可以以瓶子、小瓶、安瓿或任何其他合适的容器提供。器皿/容器通过治疗物质供应组件可拆卸地固定到壳体上并定位在壳体上,如图6A-6E所示。含有治疗物质的容器通常是一次性容器,其含有预定量和/或浓度的治疗物质。

[0042] 当通过本实用新型施用的治疗液是盐溶液时,本实用新型可用于清洁组织表面。随后,可以施用其他治疗物质,例如药物、营养素、保湿剂或着色剂。这些治疗物质可以是液

体、乳液或可溶性粉末形式。还可以使用诸如富含血小板的血浆 (PRP) 混合物的治疗物质, 以及在液体载体中含有固体的其他材料。这允许更有效地给予治疗物质, 因为如本领域技术人员将理解的, 通过清洁去除的物质如果留在原位则可能会阻碍所需治疗物质对正在接受治疗的组织的施用和/或吸收。

[0043] 附接到本实用新型的装置的基本上管状的壳体的治疗物质供应组件可包括控制阀, 该控制阀可操作用于将盐溶液和其他治疗物质的混合流引入装置中。阀可以用于在其中获得所需的浓度, 所需的浓度可以由操作者在操作期间进一步控制, 通常但不限制本实用新型, 以在指定的时间和指定的间隔产生混合流。因此, 本实用新型的装置将根据需求和需要产生混合治疗流。因此, 如上所述, 组织表面可首先通过盐溶液清洁, 然后在准备好最佳地接收剂量时与药物溶液治疗性地给药。

[0044] 在该装置的替代实施例中, 代替如上所述的一个混合流, 可以控制本实用新型的装置并用于产生许多治疗液体流以排出为高速气流。治疗物质也可以在指定时间和指定间隔打开和关闭。该装置还根据需求和需要产生混合治疗流。例如, 即使存在头发, 本实用新型也可用于治疗人的头皮。首先, 该装置提供加速的盐水流以清洁外皮材料的头皮、多余的油和例如已知产生头皮屑的已脱落的表皮组织。然后在加速流中包括保湿、营养、抗头皮屑或抗脱发治疗物质, 以对头皮施加所需的疗法治疗。

[0045] 还应注意, 该装置能够将治疗物质局部和皮下施用于所需组织。使用该装置的原型版本的研究表明, 对于合适的液滴流速和组织暴露于液滴流的时间, 所产生的加速治疗流将穿透组织表面。这种非侵入性皮下治疗和给药的能力是该装置的另一个优点。

[0046] 预期该装置也可用于灌洗身体的中空器官。

[0047] 结合图1-5进行讨论, 其涉及用于加速本实用新型的装置中的液体/气体流的示例性现有技术流喷射输送喷嘴装置。除了图1-5中所示的流喷射输送喷嘴装置之外, 也可以使用本领域已知的其他喷射输送喷嘴装置。图 1-5所示的壳体和控制元件不一定是设想用于本实用新型的装置的壳体和控制元件。本实用新型的装置的壳体和控制元件可以是结合图6A-6E所示的那些。这些通常可以是所使用的外壳和控制装置。

[0048] 参考图1和图2, 可以看到一种用于将高速液-气治疗流施加到组织上进行疗法治疗的装置, 总体上用100表示。或者, 可以调节流的速度, 以便仅提供组织的清洁。装置100包括标记为102的壳体部分, 其具有大致管状的构造, 并且具有近端和远端, 分别以104和106表示。标记为110 的进气口和标记为110的进液口设置在近端104处, 并且总体上标记为112的流喷射输送喷嘴装置设置在远端106处。

[0049] 在图2中, 以示意图形式另外示出了治疗液入口109, 其通过流控制元件105将加压治疗液体源107连接到进液口110, 以允许产生混合的治疗液体流。应当注意, 产生一个混合治疗液体流的本装置仅作为示例示出, 并且多个治疗液体流以及控制不同治疗液体流的施加时间也被认为是这里的讨论。

[0050] 现在结合图2参照图3, 示出了装置100的喷嘴装置112的示意性和图形横截面视图。喷嘴装置112包括通常标记为114的气体排出喷嘴, 并且标记为116的液体排出喷嘴通常在其内部同心地设置。进液口110(图2) 通过标记为118的大致同心地设置在管状壳体部分102内(图2)的液体连通管与液体排出喷嘴116流体连通地连接。

[0051] 从加压气源(未示出)供应的加压气体通过进气口108(图2)进入装置100, 并如箭

头134所示沿管状壳体部分102并在管状壳体部分102内通过,以便通过气体排出喷嘴114排出。气体排出喷嘴114通常构造成具有标记为120的流动连续的会聚部分、标记为122的喉部分、标记为124的发散排出部分。如箭头126所示,从喷嘴114排出的加压气体在亚音速到超音速的范围内经历压力快速和大幅度降低到大气压力并且大幅加速到高速。气体排出喷嘴114构造成使得排出气体具有小于10度的平均锥角,从而提供基本平行的气流。加压气体可以是任何良性气体,例如氮气,或甚至是诸如空气的气体混合物。

[0052] 来自一个或多个加压治疗液体源(未示出)的液体(包括治疗物质)通过进液口110(图2)进入装置100,并如箭头132所示穿过液体连通管118(图2和图3)。反过来,在远端106处,治疗液体通过液体排出喷嘴116的远端中标记为128的开口排出为排出气流126,治疗液体流由箭头130指示。

[0053] 本领域技术人员将理解,当加压排出气体126从气体排出喷嘴114排出到大气中时,它经历压力快速下降到大气压。突然的压降导致排出气流速度的显著加速,其接近甚至超过声速并导致产生冲击波。冲击波的作用是将液体排出喷嘴116排出的治疗液体雾化作为治疗液滴流130的气流,使得在高速气流126中获得相对窄的治疗液滴射流。

[0054] 此外,举例来说,由于约100psi的相对高压和约2psi的低液压,以及与液体排出喷嘴116的小的内径(约0.09mm)相比而言气体排出喷嘴114的相对大的内径(约0.5mm),液流到气流的比例极低。因此,很少的液体倾向于在待用一种或多种治疗物质清洁或治疗的部位积聚。此外,相对高速的气流具有分散任何积聚的液体的效果。当使用仅利用液体进行清洁的喷射时,液体倾向于积聚在组织表面上,导致形成靠近表面并与表面接触的几乎停滞的液体边界层,从而降低清洁效果。通过上述喷嘴装置在组织表面上产生的非常薄到可忽略不计的液体层允许更有效地向组织表面施用额外的治疗物质,包括皮下施用治疗物质的可能性。

[0055] 现在参照图4,可以看到标记为140的高速治疗液滴流在高速气流126中从喷嘴装置112排出到标记为142的待用治疗物质清洁和/或治疗的组织表面。装置100通过壳体部分102保持在使用者的手中。

[0056] 现在参照图5,根据上述装置的另一种结构,可以看到装置(未示出)的横截面图,该装置具有壳体部分102和通常标记为150的多喷嘴装置。喷嘴装置150被构造为具有多个标记为152的气体排出喷嘴和多个标记为154的治疗液体排出喷嘴,治疗液体排出喷嘴大致同心地设置在每个气体喷嘴152内并且从其突出。在系统用于此目的的情况下,这种多喷嘴装置150有助于提高组织清洁速率。另外,如下所述,本构造支持可以单独受控的多个治疗液流。

[0057] 现在参照图6A-6C,根据本实用新型的实施例,可以看到装置200的立体图、侧视图和俯视图,装置200构造成向使用本实用新型治疗的患者提供一种或多种(在图中是一种或两种)预定剂量和/或浓度的治疗物质。不意图限制本实用新型,可以使用的治疗物质包括盐溶液、药物、营养素、保湿剂或任何这些的混合物。图6A-6C中的壳体和控制元件(以及下面讨论的图6D-6E中仅传递一种治疗材料的那些)与图1和2中所示的壳体和控制元件不同。

[0058] 喷嘴装置220、排出喷嘴222和手持件壳体部分212的构造和构造基本上如上所述并在图1-5示出。因此,关于结合图6A-6E呈现和讨论的本实用新型的实施例,将不必重复描述这些元件、它们的结构和它们的操作。

[0059] 两个容器218 (例如但不意图限制本实用新型, 容纳治疗患者所需的预定剂量和/或浓度的治疗液体物质的瓶子、小瓶或安瓿) 定位在容器连接器 216中。这些容器218可以是一次性容器。容器连接器216可以可拆卸地连接, 并且它们可以是一次性连接器。容器连接器216可以通过鲁尔锁214 连接到通向组件基座210的液体导管215。

[0060] 在一些实施例中, 可以存在位于容器连接器216和鲁尔锁214之间的阀, 例如旋塞阀224。本领域技术人员应当理解, 也可以使用除了旋塞阀之外的阀。

[0061] 虽然在本文的讨论中通常指示鲁尔锁, 但是应该容易理解, 也可以使用本领域技术人员已知的其他合适的连接配件。在权利要求中, 该元件通常被标记为“连接配件 (connection fittings)”或“连接配件 (connection fitting)”。这种指定旨在尤其包括鲁尔锁。

[0062] 组件基座210、鲁尔锁214、旋塞阀224、容器218、容器连接器216 和液体导管215通常 (但是意图限制本实用新型) 由刚性塑料制成。壳体部分212也可以由刚性塑料形成。用于这些元件的确切塑料可由本领域技术人员容易地选择。

[0063] 组件基座210的一侧邻近装置壳体部分212设置, 并且成形为与壳体部分212的相邻侧共形。组件基座210可以紫外或超声波结合到壳体部分 212上。或者, 也可以使用本领域技术人员已知的适合与塑料一起使用的其它连接方法, 例如粘合胶。

[0064] 或者, 在其他实施例中, 组件基座210、鲁尔锁214、液体导管215、旋塞阀224和容器连接器216可通过使用例如注射成型而构造为与手持件壳体部分212的整体单元。

[0065] 容器连接器216、鲁尔锁214、液体导管215、旋塞阀224和组件基座 210共同限定, 并且在本文中将其称为“治疗物质供应组件”290。

[0066] 在一些实施例中, 例如结合图6D-6E所讨论的实施例, 在下面的图中, 可能不需要旋塞阀。在这种情况下, 术语“治疗物质供应组件”290将如前所述定义, 但不包括旋塞阀或其他阀门。

[0067] 更一般地, 治疗物质供应组件290是可附接到壳体部分的结构, 例如元件212, 包括容器连接器, 例如元件216, 用于接收容器, 例如容器218。该结构允许容器218与喷嘴装置 (例如装置220) 的液体排出喷嘴 (例如排出喷嘴222) 流体连通。

[0068] 应该理解的是, 图6A-6C和图6D-6E中所示的治疗物质供应组件290 的具体结构仅是示例性的。如果它们执行如本文所讨论的组件290的功能, 则可以使用其他构造。

[0069] 组件基座210被构造和构造成实现两个功能。首先, 它被构造成允许将治疗物质供应组件290安装在壳体部分212上。其次, 组件基座210形成有导管 (模糊且未示出), 这里通常表示为“组件基座导管”, 允许流体治疗物质供应组件290和进液口209之间的流动连通 (下面讨论)。

[0070] 容器218中的治疗物质在重力作用下或通过下提供容器218中的治疗物质而被输送通过容器连接器216。穿刺元件 (未示出) 可以存在于容器连接器216中。穿刺元件可以刺穿容器218的帽, 允许治疗物质流出容器218并最终流入手持件壳体部分212, 如下所述。

[0071] 旋塞阀224可由使用者操作以控制治疗物质从容器218流入壳体部分 212。操作者可通过打开或关闭旋塞阀224使治疗物质容器218中的一个或两个中的治疗物质进入壳体部分212并通过装置200的远端206处的液体排出喷嘴222 (分别类似于例如图3和5中的元件

116和154)从喷嘴装置 220离开。如前面结合1-5所讨论的那样,治疗液体溶液然后通过从气体排出喷嘴排出的加压气体(类似于分别在图3和5中的元件114和152)加速。

[0072] 来自容器218的液体治疗材料通过进液口209进入装置200的壳体部分212,进液口在下面的段落中讨论。液体导管215和在组件基座210中形成的导管(即组件基座导管-未示出)与进液口209流体流动连通。液体材料通过柔性塑料管230从组件基座210中形成的导管(即组件基座导管)流出到端口209。从那里,液体通过柔性塑料管230或液体连通管118(图2)通过壳体部分212输送到喷嘴装置220的排出喷嘴222。

[0073] 本领域技术人员应该容易理解,治疗物质从位于治疗物质供应组件290 的容器连接器216中的容器218流到喷嘴装置220可以使用任何合适的流流动连通装置进行。

[0074] 图6D和6E示出了类似于图6A-6C中的装置200但是仅具有单个治疗物质供应组件290的装置200。图6D-6E中的元件类似于图6A-6C中的元件并且已经类似地编号。图6D-6E中的所有元件都是如结合图6A-6C所讨论的那样构造和操作,因此,将不再描述。在图6D-6E中,没有旋塞阀。在图6D-6E的其他实施例中,可以添加阀,例如但不限于旋塞阀。

[0075] 对于本领域技术人员来说显而易见的是,诸如装置200的装置也可以构造成与多于两个治疗物质容器连接器216和/或多于两个治疗物质供应组件一起操作。

[0076] 装置200可用于局部或皮下施用治疗液滴流。装置200还可以构造成具有多喷嘴构造,类似于例如上文结合图5所示和讨论的喷嘴构造。

[0077] 大多数(如果不是全部的话)装置可以由具有本领域技术人员公知的特性的塑料制成。

[0078] 如图7A所示,当从装置300的液体喷嘴330射出的液体被排出的气流 326加速时,它在一定程度上分散。当微滴撞击目标组织时,回弹微滴370 从组织治疗表面342回弹,进一步使液滴散射。这些回弹微滴通常可能含有不希望的材料,例如仪器的使用者希望避免的血液。例如,当通过使用装置300皮下施用富含血小板的血浆(PRP)时,这是事实。出于上述原因,本公开教导了具有用于防止加速微滴在使用者的方向上回弹和散射的屏蔽(参见图7B和7C)的装置。

[0079] 虽然固体屏障可以用作屏蔽,但固体屏障通常会干扰使用者对他正在治疗的组织的可见性。甚至相对半透明的材料(例如本领域技术人员已知的某些塑料和硅氧烷)也会干扰观察被治疗的目标组织区域。

[0080] 为了克服这个问题,装置300配备有非实心的非连续屏蔽。装置300 构造成提供由屏蔽气流384形成的气流包络382,屏蔽气流384用作图7B-7F 中所示并在下文中讨论的气流屏蔽385。图7B-7F中的编号与图1-4中的相同,前者中的第一个数字变为3,而后者中的第一个数字为1。图7A-7F所示的结构与图1-5所讨论的结构相同,将不再描述。图1-4中没有但是存在于图7A-7F中的元件已经给出了未使用的数字,范围从301到399。

[0081] 图7A-7F和图1-4中的元件表如下所示。

[0082] 元件表

[0083]

图 7A 至 7F	元件描述	图 1 至 4
302	装置壳体	102
305	液体输送通道	
312	喷嘴装置	112
314	气体排出喷嘴	
316	液体排出喷嘴/液体射出微管	116
320	喷嘴装置的会聚部分	120
322	喷嘴装置的喉部分	122
324	喷嘴装置的发散部分	124
326	排出气流	126
328	液体排出喷嘴（微管）的开口/尖端	128
330	排出（疗法）液体微滴	130
332	从液体供应源进入的液体	132
334	从气体供应源进入的气体	134
342	治疗表面	142
360	散射（发散）微滴	
370	回弹微滴	

[0084]	381	气流屏蔽发生器	
	381A	气流发生器-插件部分	
	381B	气流屏蔽发生器-壁部分	
	381E	气流屏蔽发生器的边缘	
	382	气流屏蔽包络	
	383	气流开口/孔/狭缝	
	384	屏蔽气流	
	385	气流屏蔽	

[0085] 现在参考图7A,其中示出了装置300的剖视侧视图。如上所述,图7A 中的元件如图1-5所示构造和操作,将不再描述。图7A基本上等同于图1-5 中的装置。在图1-5中,未示出治疗物质供应组件。

[0086] 图7A示出并强调了从液体排出喷嘴316射出后加速微滴360的发散和散射。如果不受控制,这种散射允许一些微滴在朝向装置300的近端的方向上行进,甚至可能到达使用者。如已经指出的,特别是当使用诸如血液的有害物质时,这是不希望的。

[0087] 转到图7B,再次呈现了装置300的剖视侧视图。图7A中不存在的但是图7B中的唯一元件是气流屏蔽发生器381,其被构造成抑制由微滴在使用者方向上的回弹所导致的散射和分散。

[0088] 屏蔽发生器元件381产生气流384,气流384在朝向被治疗的组织表面 342的方向上流动。当结合在一起时,气流384形成气流包络382(参见图 7B、7E和7F)。气流包络382最好参见图7B、7E和7F。包络用于笼住微滴,以便很少(如果有的话)到达使用者。屏蔽气流384在远离装置300 的远侧方向被引导迫使由喷嘴装置312产生的微滴沿远离使用者的大致远侧方向移动。气流屏蔽385减少了由于它们与组织表面342的撞击而导致的微滴的散射和分散。

[0089] 气流屏蔽发生器381包括多个狭缝383,狭缝383在屏蔽发生器远端边缘381E处具有通向环境的开口(图7C)。在通过狭缝383并在381E处离开狭缝之后从外部气体供应源(未示出的源)到达的气体334形成多个气流384。当合在一起时,在相对高的压力下在发生器38的点M处离开屏蔽发生器381的气体流384形成图7B、7E和7F中所示的气流包络382。如图7B所示,包络382有效地捕获并“笼住(cage)”由气流384形成的圆柱体内的微滴,并迫使它们沿远端方向移动以防止散射。

[0090] 现在转到图7C,示出了气流屏蔽发生器381的局部剖视图。气流屏蔽发生器381围绕手持件302或喷嘴的近端部分设置在图7A所示的P所示的区域中。

[0091] 在图7C中,气流屏蔽发生器381最初由两部分组成。发生器381的一部分381A是放

置在第二部分381B内的插件;然后使用紫外线或超声波焊接将两个部件胶合或焊接在一起。整个发生器381在区域P(图7A中示出)处附接到手持件,其中部分381B形成手持件302壁的一部分或喷嘴装置312壁的一部分。

[0092] 插件381A定位在壁部分381B内并且构造成使得存在围绕插件的外侧的多个相同的间隔件。这里插件的外侧指的是最靠近部分381B的一侧。这些间隔件将插件381A与壁部分381B间隔开,从而产生该多个狭缝,加压的进入气体通过该多个狭缝。元件381A和381B通常由本领域技术人员已知的合适塑料形成。

[0093] 在其他实施例中,气体屏蔽发生器381可以形成为通过注射成型制成的单个整体元件。

[0094] 用于屏蔽发生器381的气体可以由与供应通过喷嘴装置312的气体的源相同的源供应(图7A)。

[0095] 从图7C可以容易地理解,气体334从气体供应源(未示出)输送并进入狭缝383。气体在气流屏蔽发生器381的远端381E处的开口处离开狭缝。此时,流动的气体表示为屏蔽气流384。

[0096] 在一些实施例中,高压气源(未示出)是供应图7A和7B的装置300的喷嘴装置的相同源。在这种情况下,来自源的气流由单个阀或其他致动器元件激活。

[0097] 在其他实施例中,用于气流屏蔽的气源可以是与形成从喷嘴316离开的高速雾气的源不同的源。在这样的实施例中,存在两个单独的激活器,每个激活器从不同的源激活气流。

[0098] 气流屏蔽发生器381连接到装置壳体302。屏蔽385可以通过许多不同的连接装置连接到装置壳体302或喷嘴装置312的近端区域。不意图限制本实用新型,这些可以包括使用聚合物材料的紫外线结合。

[0099] 形成气流屏蔽385的气体通过其射出的狭缝383的数量可以是任何多个狭缝,例如,2至16个狭缝,优选地12个,如附图中所示。狭缝的厚度可以在0.05毫米("mm")和0.3mm之间的范围内,优选0.1mm。狭缝383的面积可以在0.075平方毫米("mm²")和0.5平方毫米之间的范围内,优选0.14平方毫米。附图中的狭缝的形状具有圆弧截面形状,但也可以使用六边形和其他这样的形状。

[0100] 射出的气流384形成不连续的包络382(包络和屏蔽的不连续性在图7E和7F中最佳可见),基本上呈围绕分散微滴的直圆柱形。

[0101] 尽管图7B-7F示出了采用输送液体和/或治疗溶液的单个喷嘴(微管)316的装置300,但是在其他实施例中,可以使用多个这样的喷嘴(微管),类似于图5中的实施例。

[0102] 图7B-7F中的装置的屏蔽的实施方式与装置300的纵轴和被治疗的组织的角度(即液滴流的迎角)无关。这里使用的迎角可以被认为是身体的参考线和迎面而来的流体流之间的角度。

[0103] 可以容易地理解,当迎角不是90°时,存在与上面讨论的直圆柱形的偏差。该偏差不会实质上影响气流屏蔽385的期望操作。

[0104] 虽然在所有图7A-7F中都没有清晰可见,但是应该容易理解,如图1-6E所示,液体排出喷嘴316延伸超过图7A-7F所示装置中的气体喷嘴314。

[0105] 除了防止液滴“飞溅”在使用者身上之外,可以设想使用气流屏蔽385的另一个好

处是减少所用治疗物质的量。这可归因于由于存在限制气流保护而减少了浪费的治疗物质。

[0106] 本领域技术人员将理解,本实用新型不限于上文所描述的附图和描述。相反,本实用新型仅由所附权利要求限定。

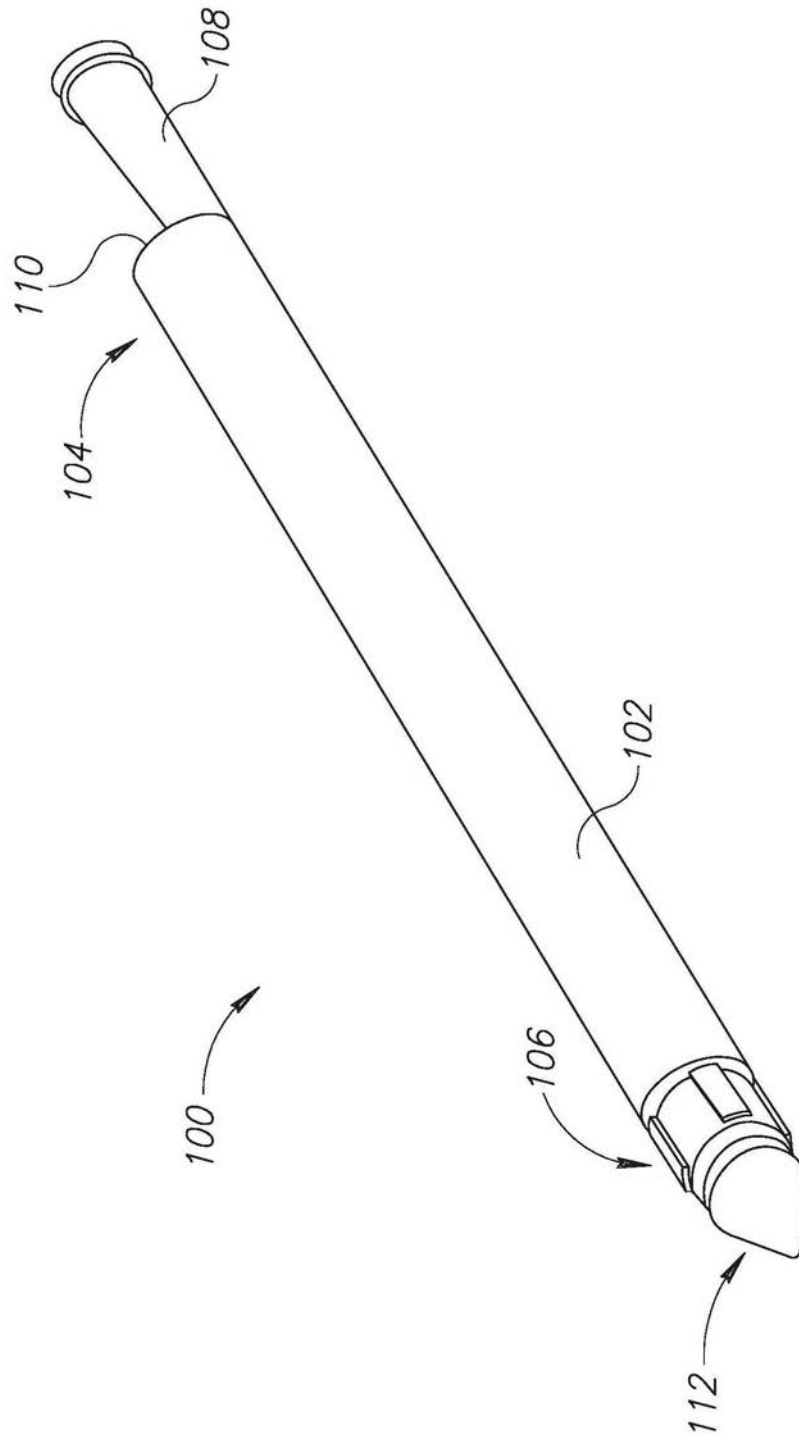


图1

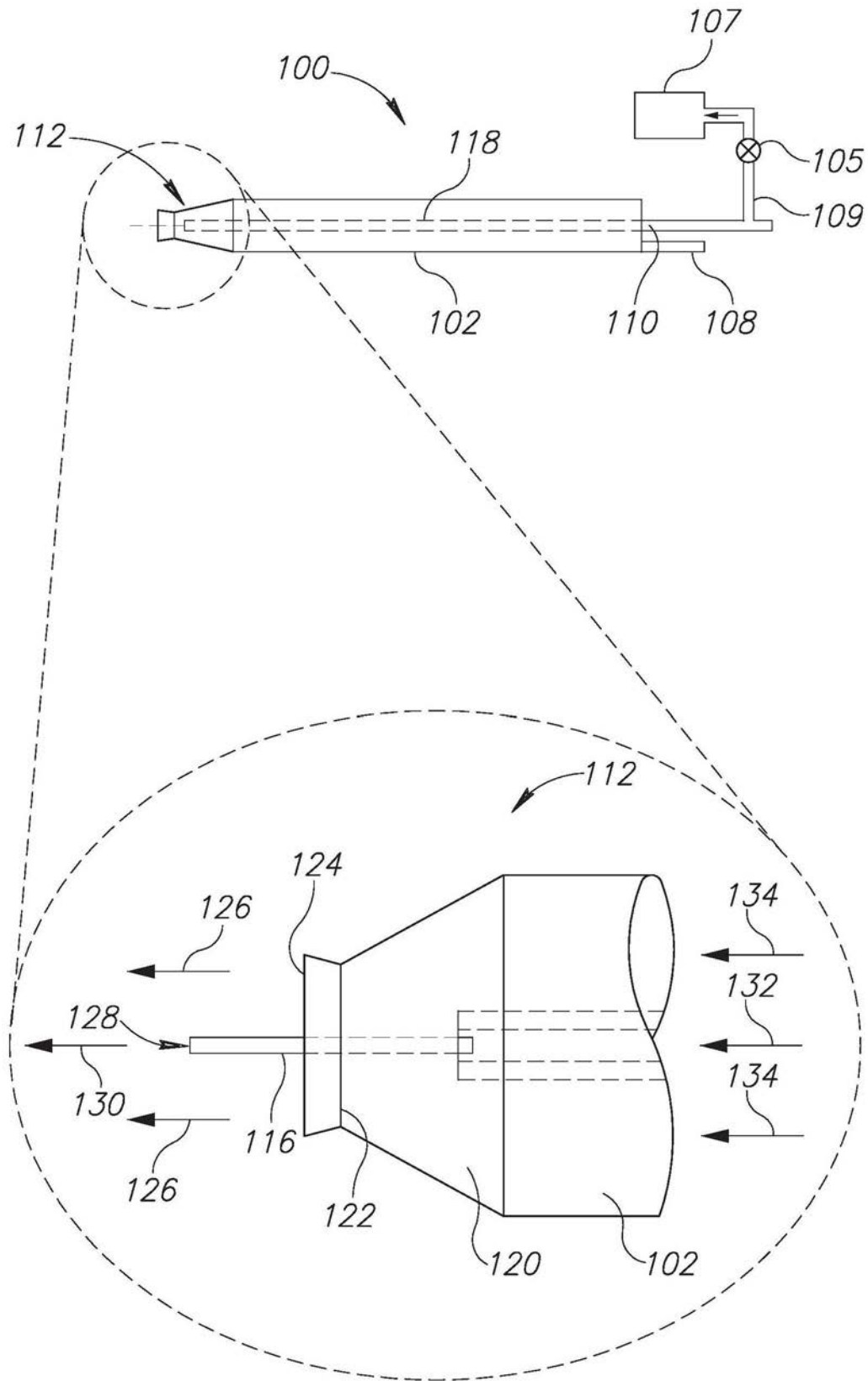


图2

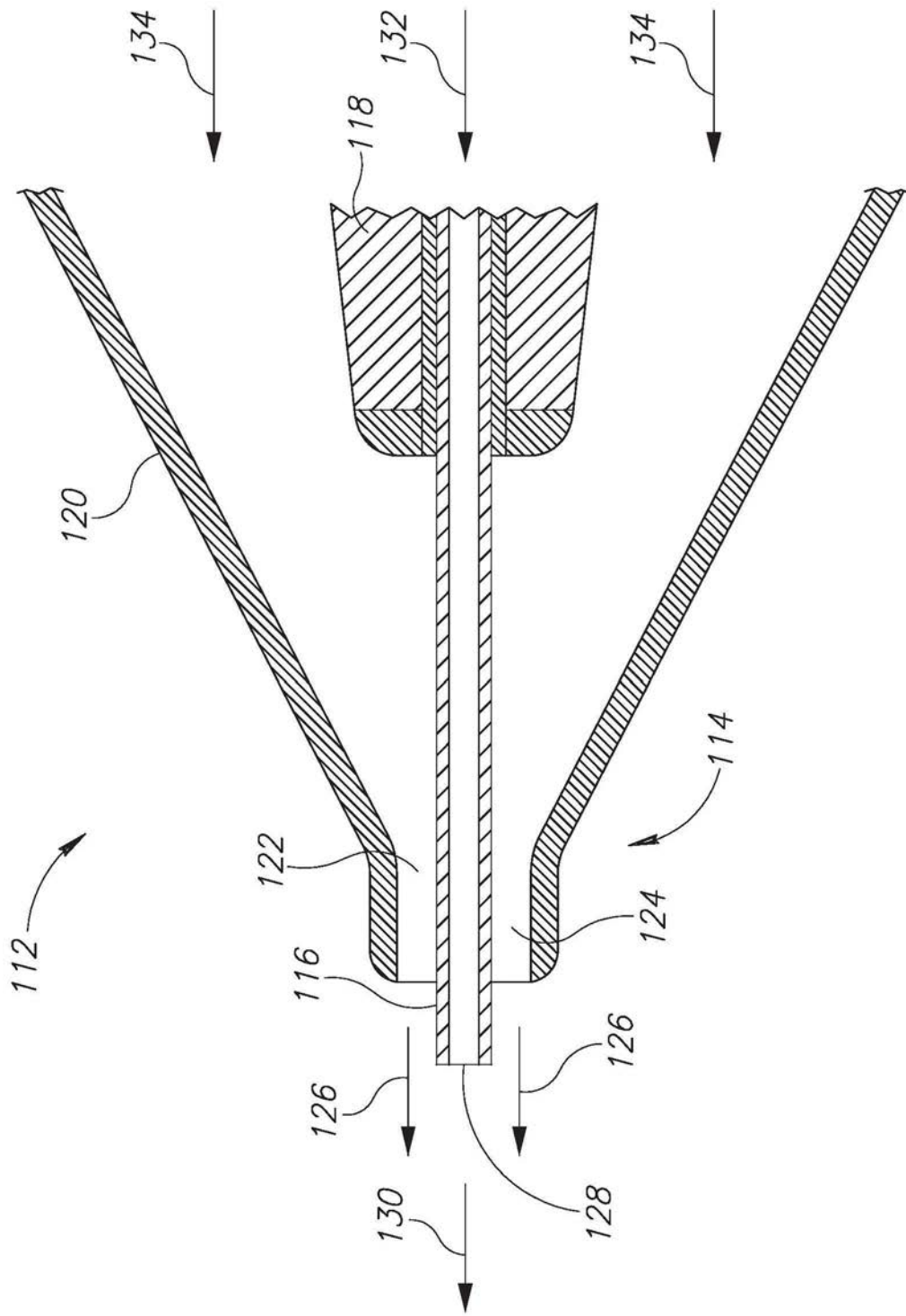


图3

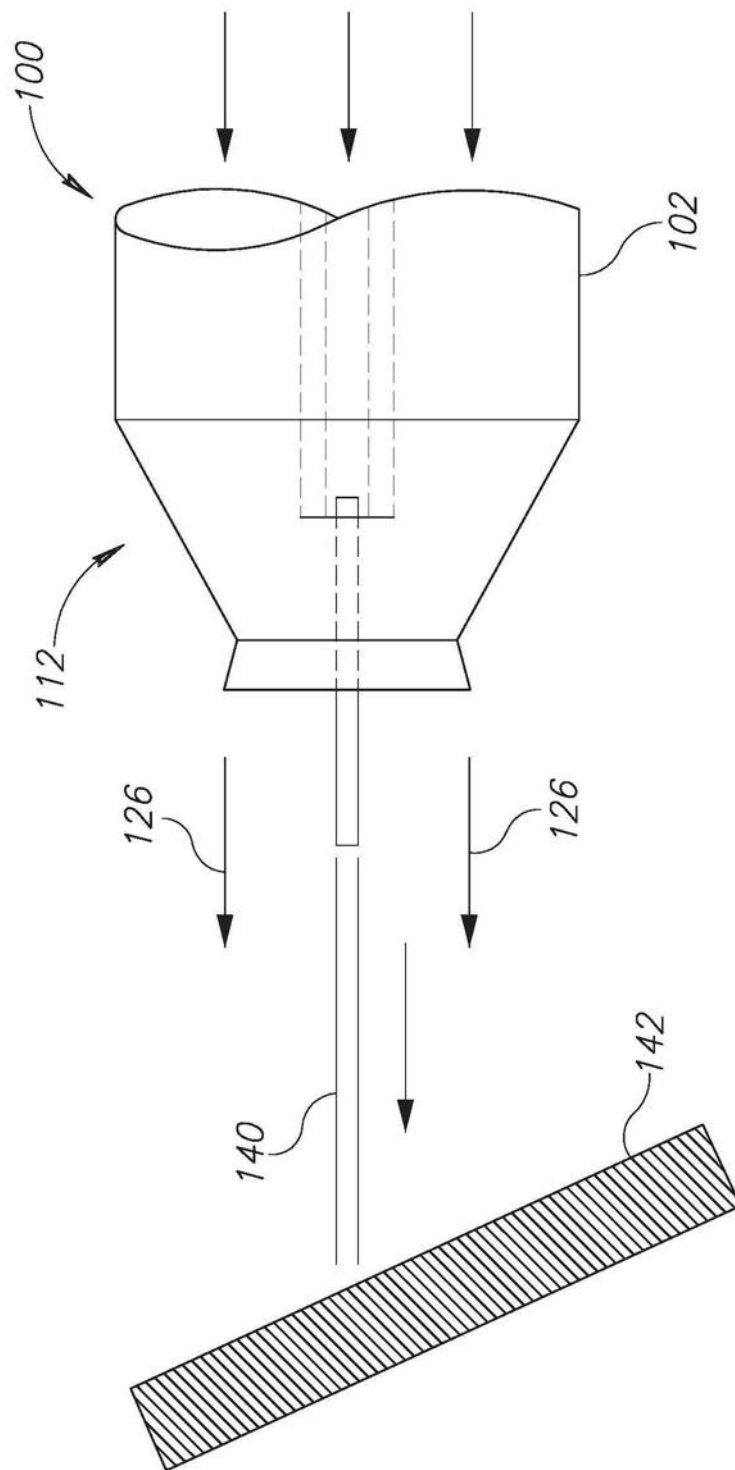


图4

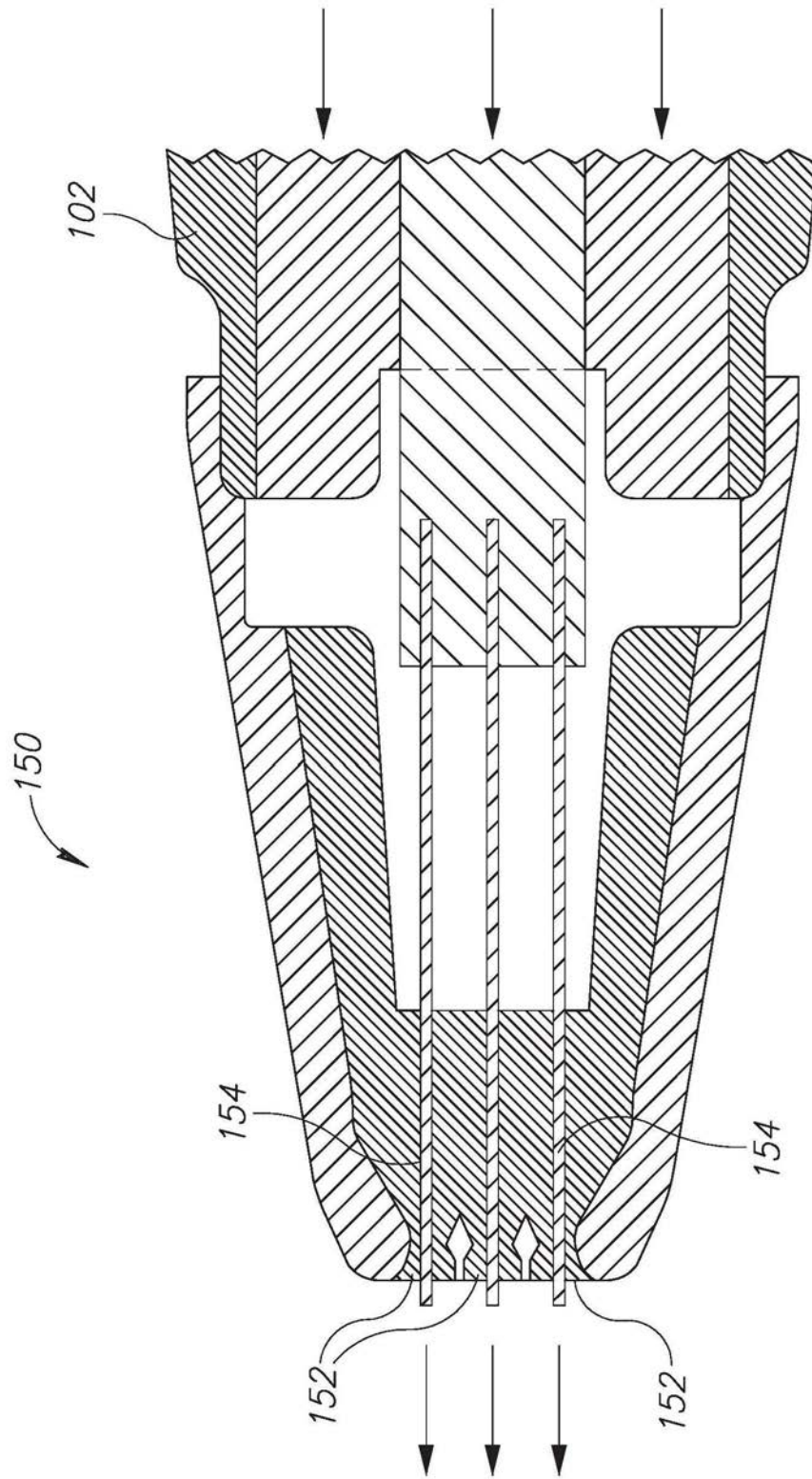


图5

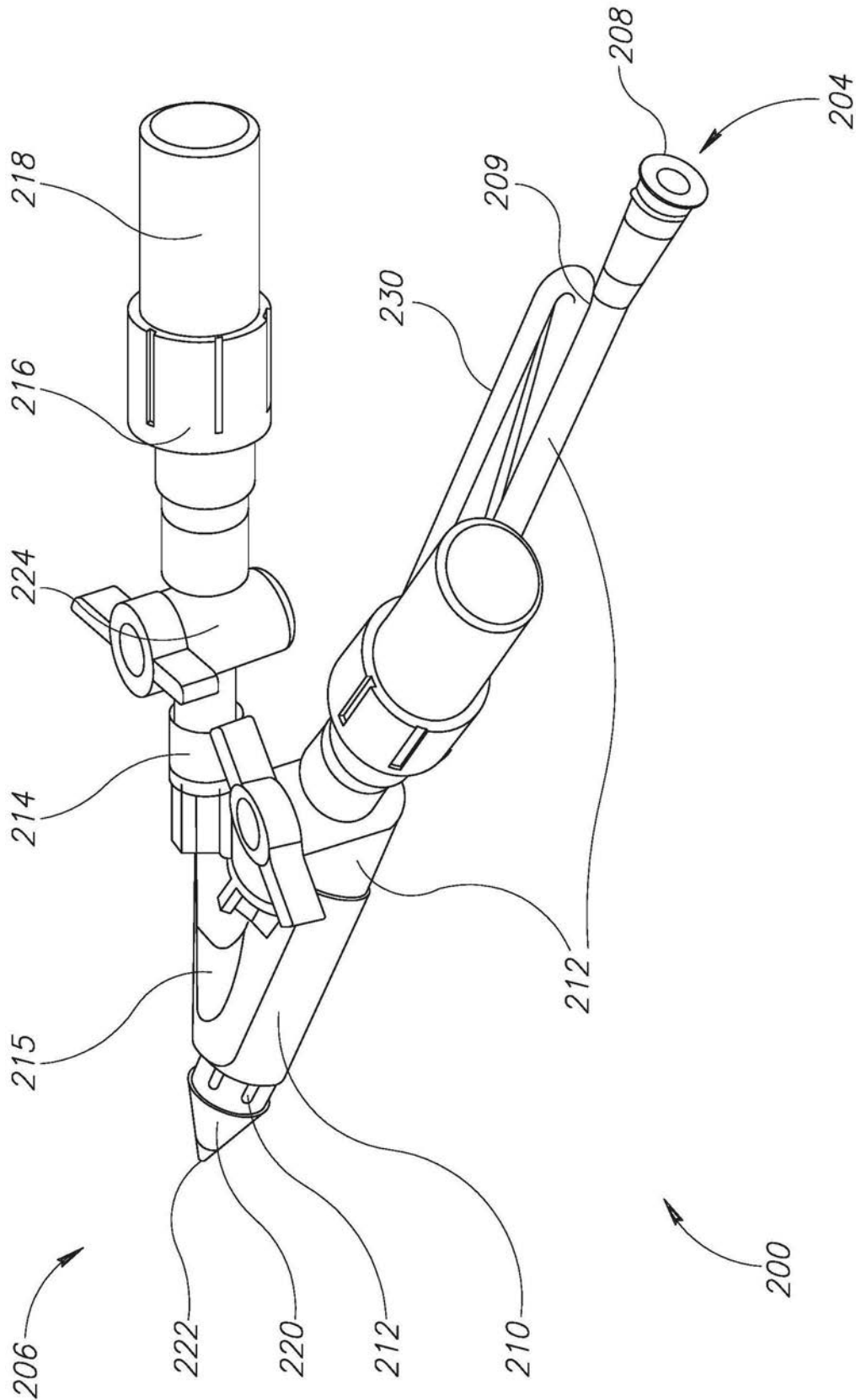


图6A

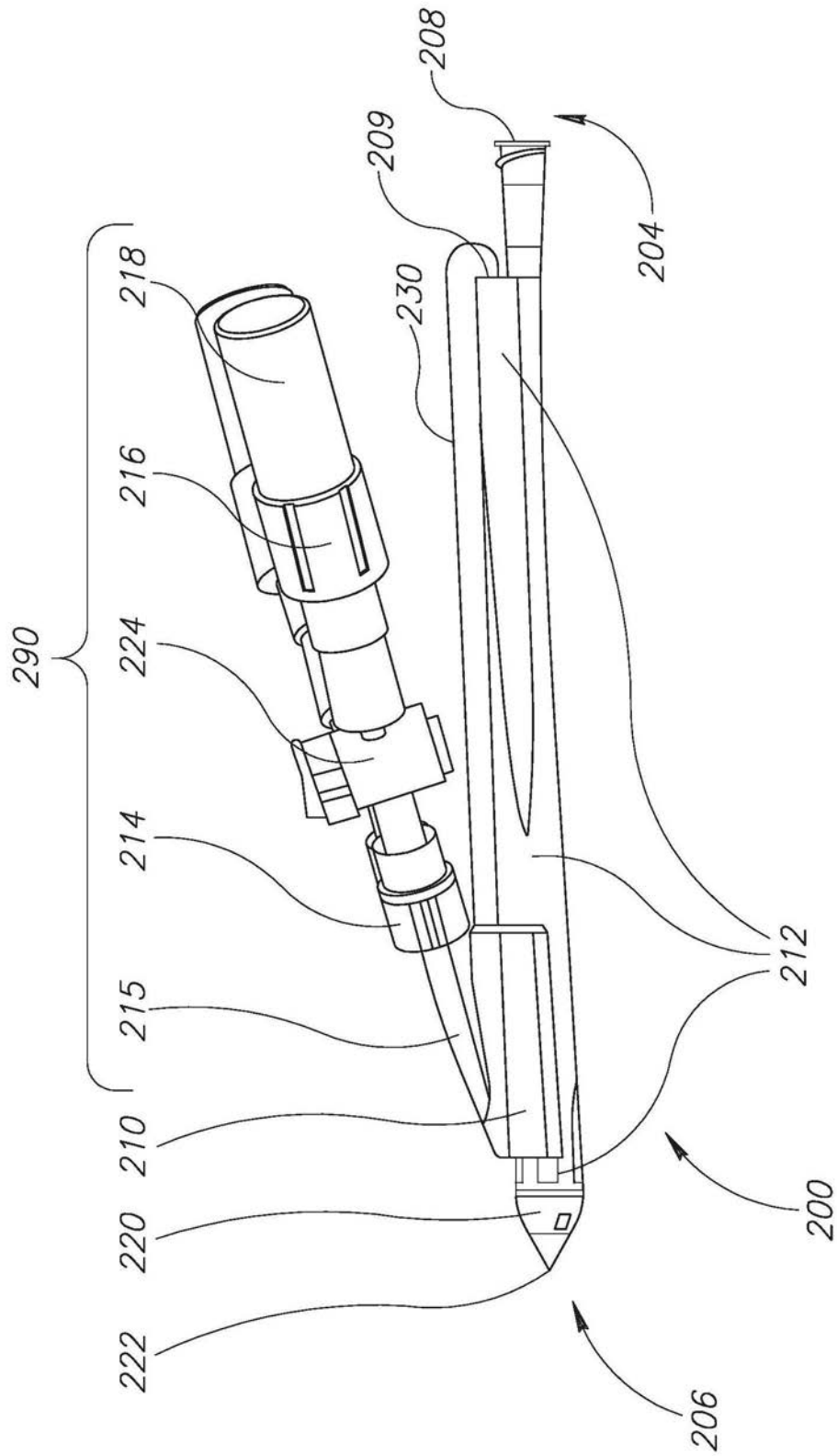


图6B

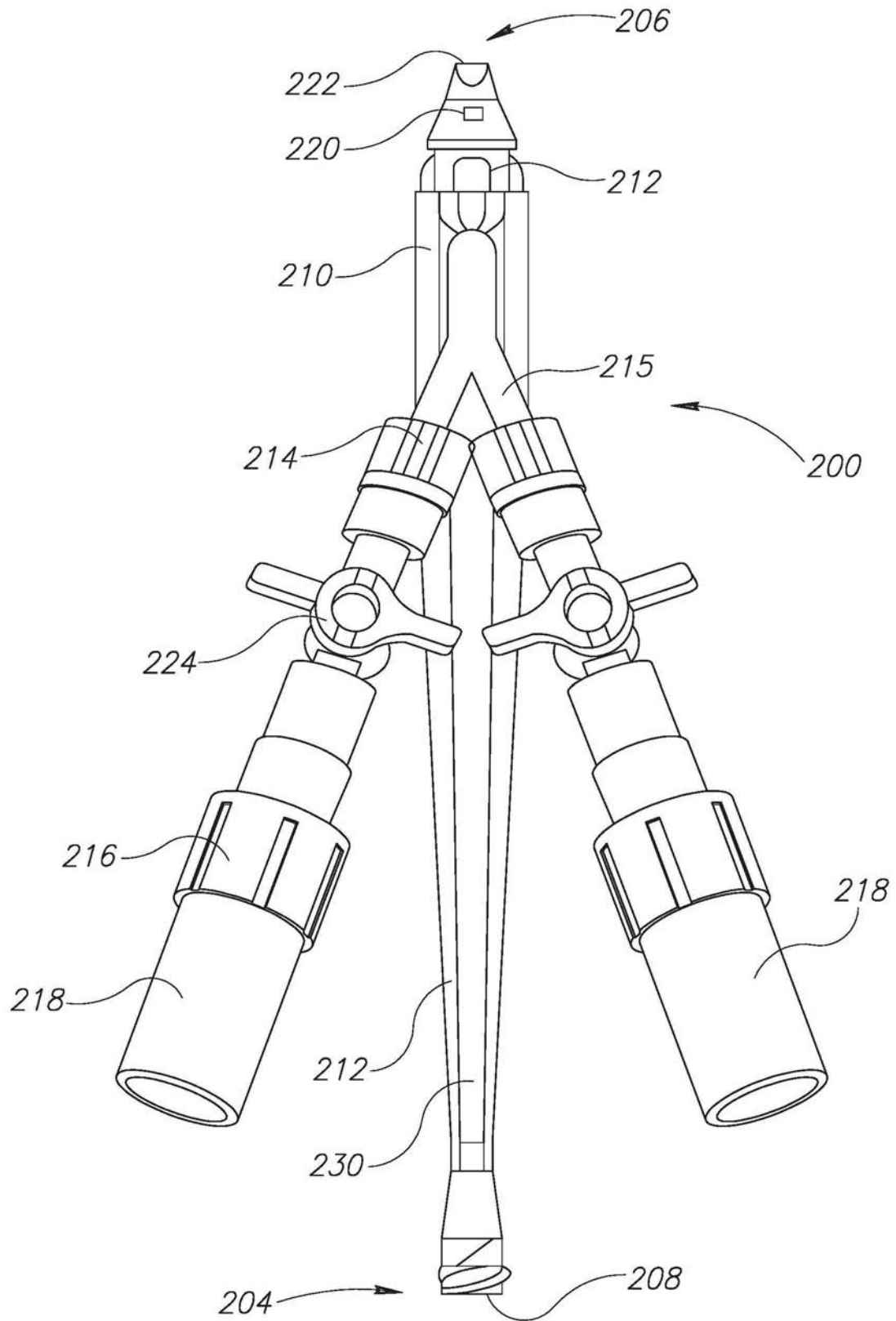


图6C

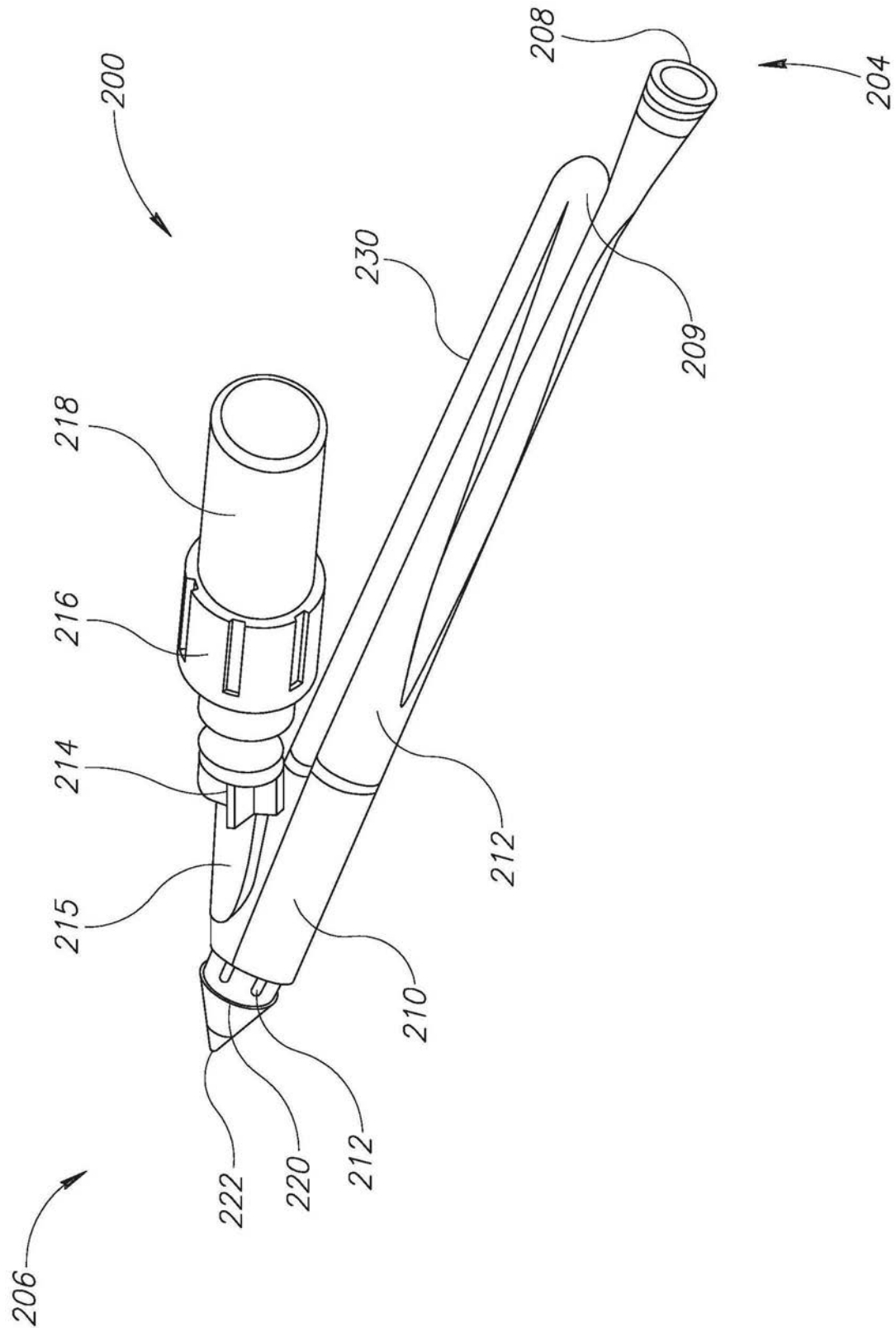


图6D

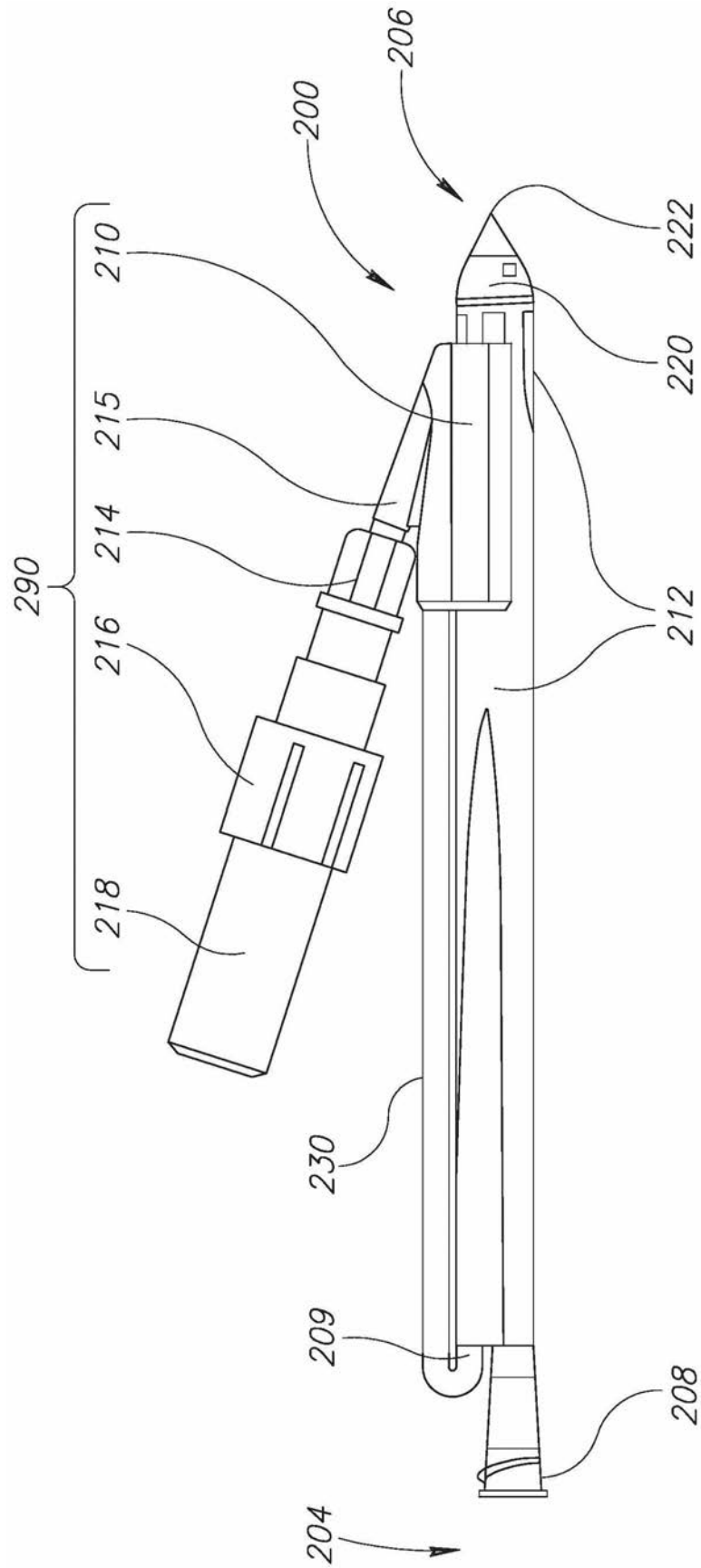


图6E

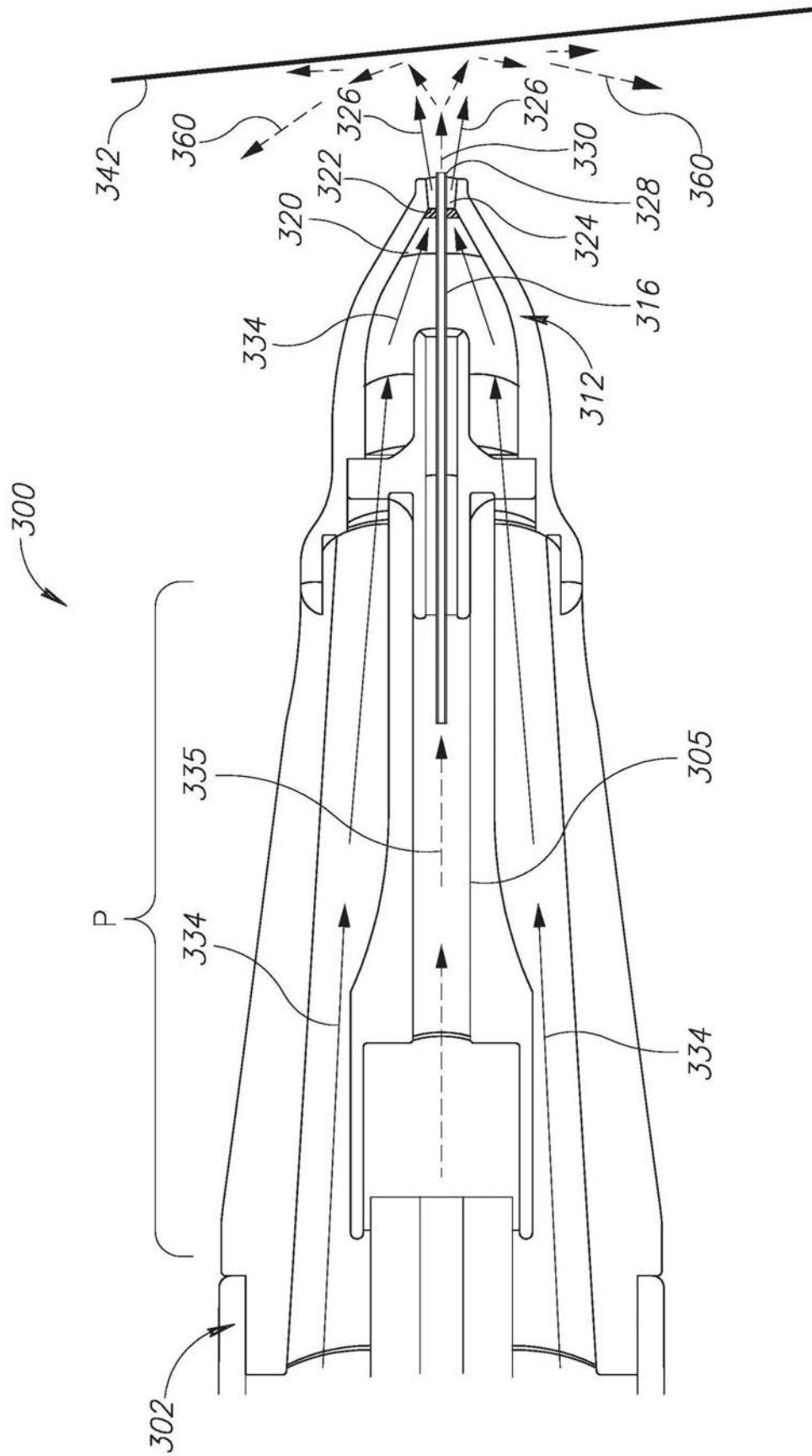


图7A

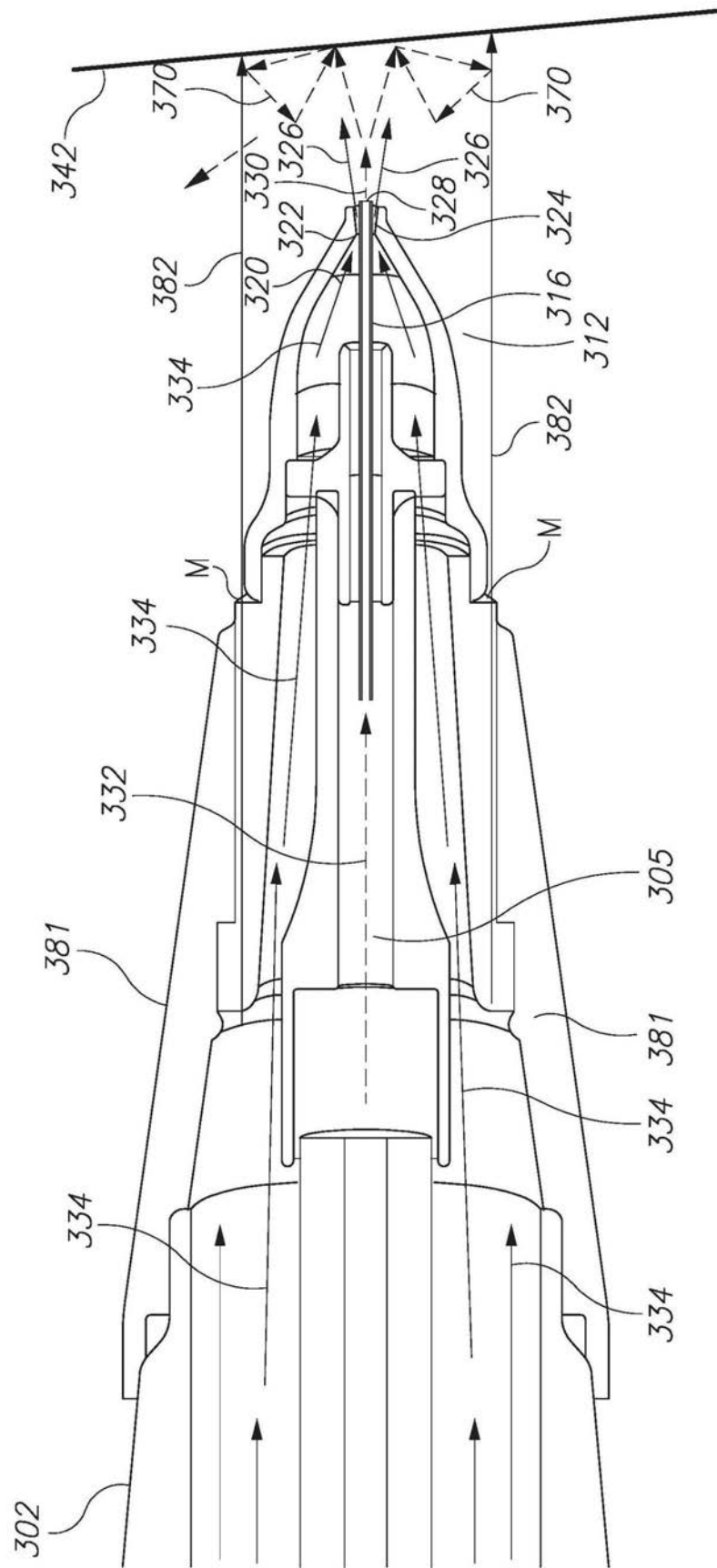


图7B

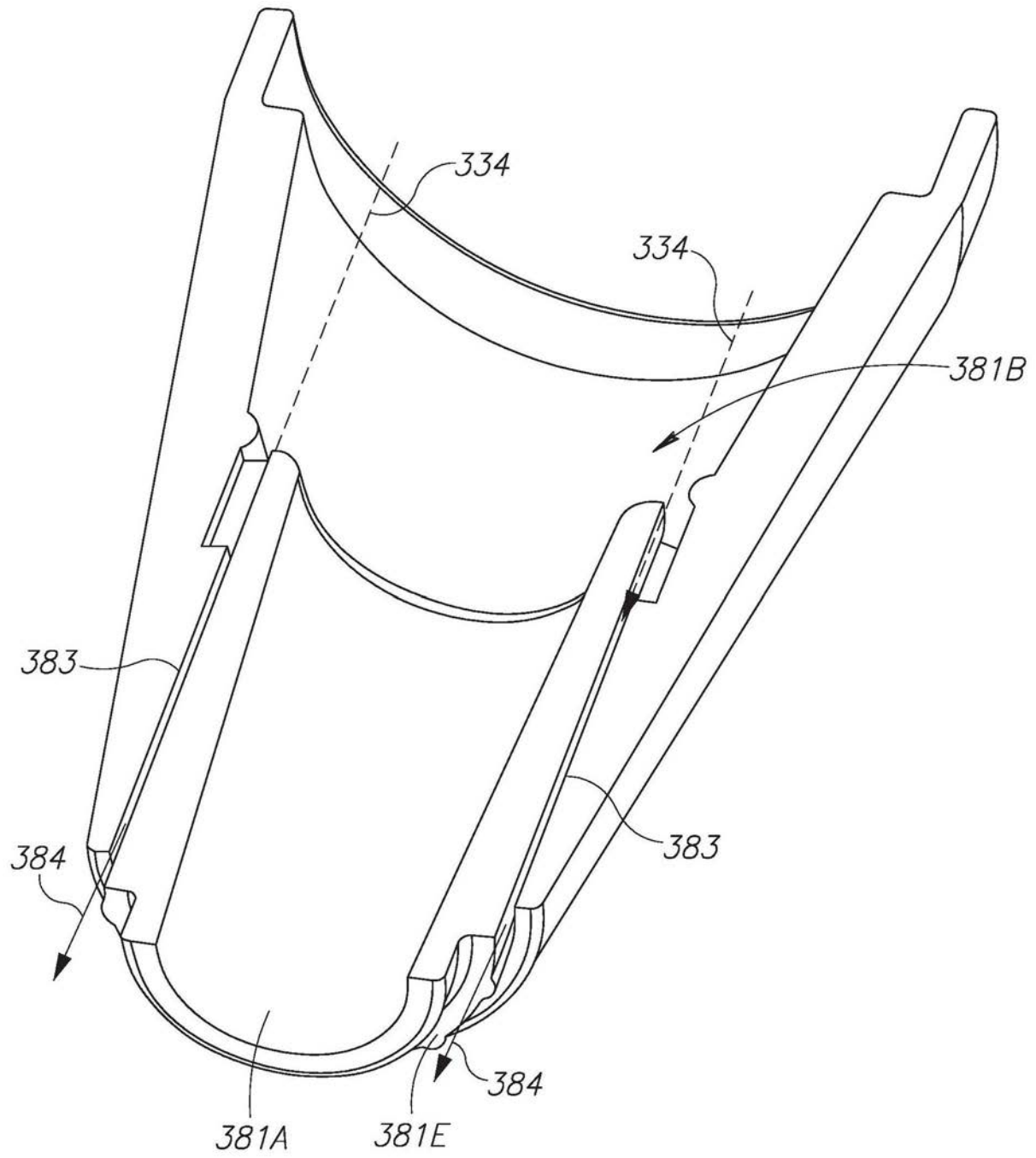


图7C

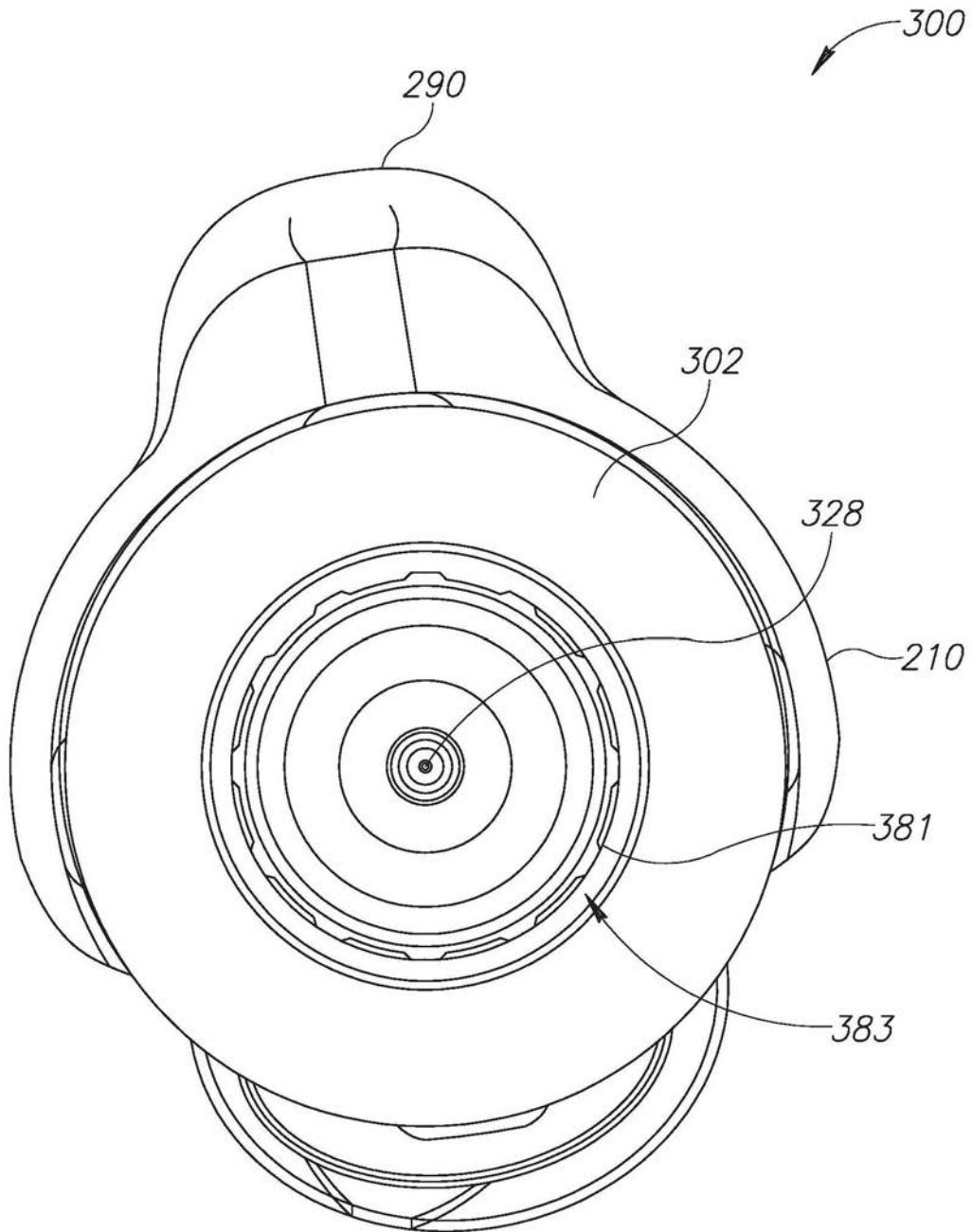


图7D

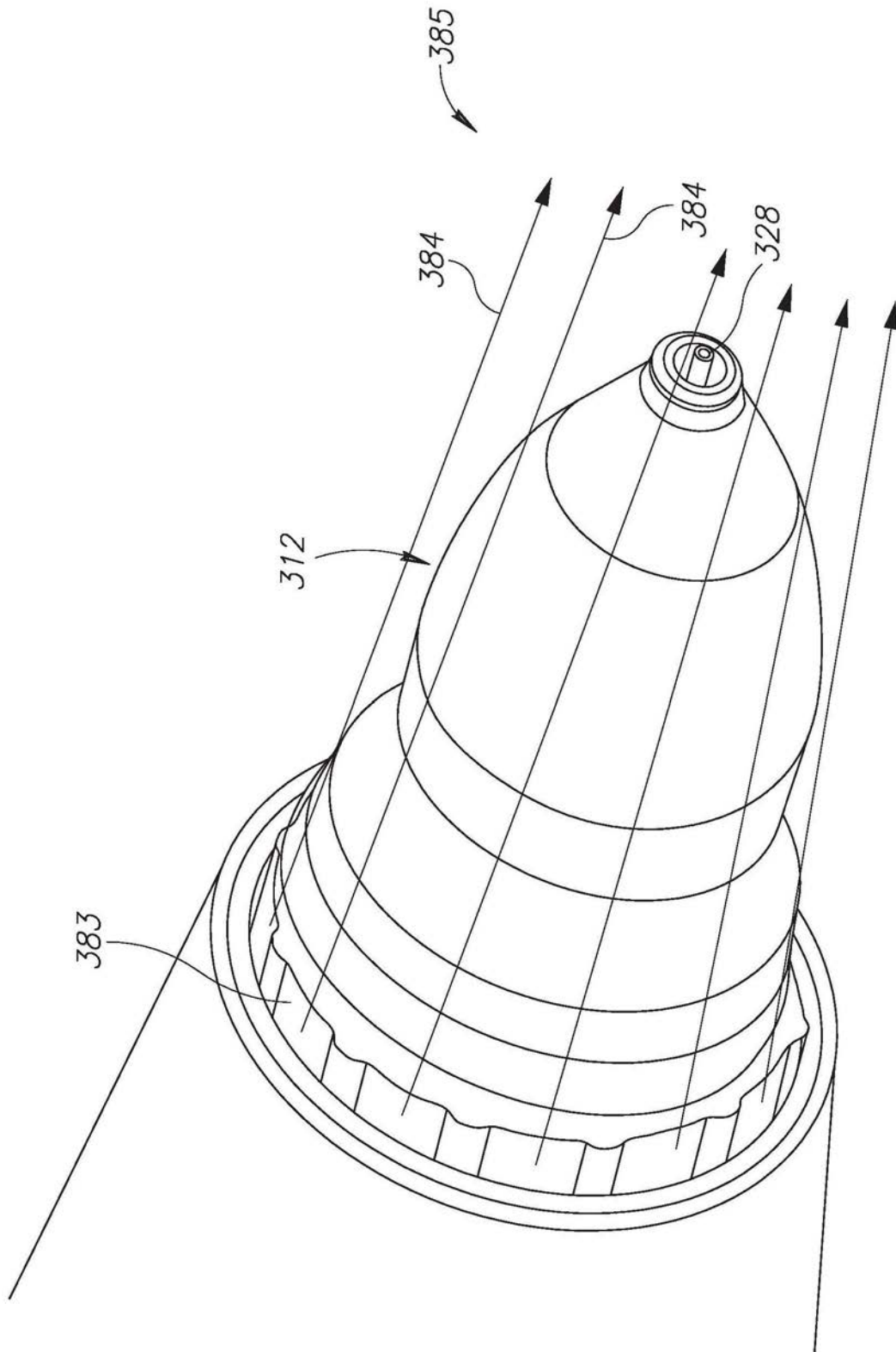


图7E

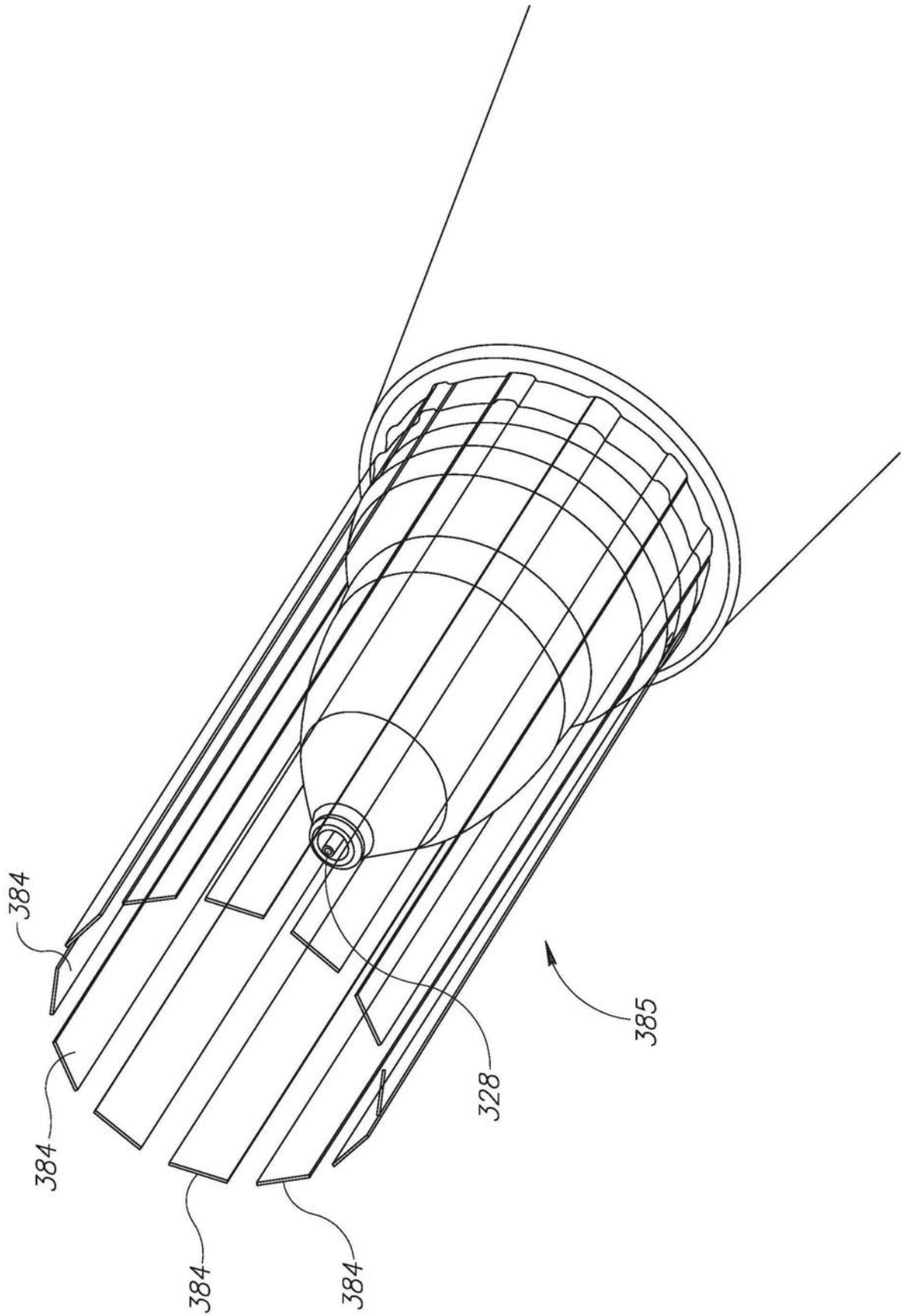


图7F