



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109414580 B

(45) 授权公告日 2022. 09. 20

(21) 申请号 201680080899.X

(22) 申请日 2016.12.30

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109414580 A

(43) 申请公布日 2019.03.01

(30) 优先权数据
62/272,758 2015.12.30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.08.02

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2016/069438 2016.12.30

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/117508 EN 2017.07.06

(73) 专利权人 因诺维奥制药公司
地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 亚历杭德罗·坎皮洛-阿古斯提

爱德华多·E·霍 纳森·洛弗尔
史蒂文·马斯特森
贝亚特·施塔德尔曼
史蒂芬·克梅尔雷尔

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240
专利代理师 张英 沈敬亭

(51) Int.Cl.

A61N 1/18 (2006.01)
A61N 1/32 (2006.01)
A61F 7/00 (2006.01)
A61B 17/34 (2006.01)
A61N 1/04 (2006.01)
A61N 1/00 (2006.01)
A61B 18/14 (2006.01)
A61M 37/00 (2006.01)

审查员 孙玉梅

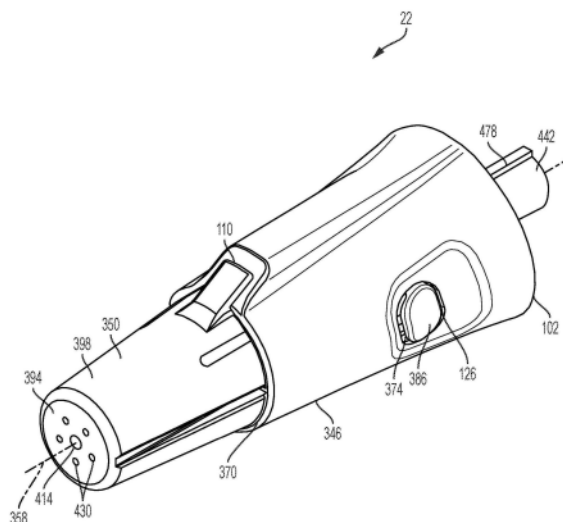
权利要求书3页 说明书12页 附图20页

(54) 发明名称

具有带锁住系统的可拆卸针阵列的电穿孔装置

(57) 摘要

一种电穿孔装置,其具有可移除地附接到其的针阵列,所述针阵列具有主体、相对于所述主体在静止位置与一个或多个致动位置之间可移动的护罩、以及自动锁定组件。其中所述自动锁定组件是在锁定构型与解锁构型之间可调整的,在所述锁定构型中所述护罩是相对于所述主体不可移动的,并且在所述解锁构型中所述护罩是相对于所述主体可移动的,并且其中使所述护罩从所述静止位置偏置到所述一个或多个致动位置以及回到所述静止位置将所述自动锁定件从所述解锁构型调整到所述锁定构型。



1. 一种电穿孔装置,其包括:
手持机,所述手持机包括:
壳体,其限定安装点,
信号发生器,其定位在所述壳体内;以及
针阵列,其限定中心轴线并且可移除地联接到所述安装点并且在所述针阵列联接到所述安装点时与所述信号发生器电连通,所述针阵列包括:
主体,具有锁定表面,
护罩,其是相对于所述主体在静止位置与一个或多个致动位置之间沿着沿所述中心轴线定向的轴向可移动的,以及
自动锁定件,包括联接到所述护罩并与所述护罩一起可移动的弹性的主体,所述自动锁定件与所述中心轴线沿垂直于所述中心轴线的横向间隔开,所述自动锁定件是在锁定构型与解锁构型之间可调整的,在所述锁定构型中所述护罩是相对于所述主体不可移动的并且所述弹性的主体的近端沿垂直于所述横向和所述轴向的第一方向偏斜,并且在所述解锁构型中所述护罩是相对于所述主体可移动的,并且其中使所述护罩从所述静止位置偏置到所述一个或多个致动位置以及回到所述静止位置将所述自动锁定件从所述解锁构型调整到所述锁定构型,使得随着所述自动锁定件从所述解锁构型调整到所述锁定构型,偏置力使所述弹性的主体的近端沿与所述第一方向相反的第二方向偏置,其中在所述锁定构型中,所述弹性的主体与所述锁定表面接合。
2. 如权利要求1所述的电穿孔装置,其中所述主体包括与其联接的一个或多个电极。
3. 如权利要求1所述的电穿孔装置,其中所述主体包括与其联接的一个或多个皮下注射针。
4. 如权利要求2所述的电穿孔装置,其中当所述护罩处于所述一个或多个致动位置时,所述一个或多个电极中的至少一部分延伸到所述护罩外部。
5. 如权利要求4所述的电穿孔装置,其中当所述护罩处于所述静止位置时,所述一个或多个电极定位在所述护罩内。
6. 如权利要求1所述的电穿孔装置,其还包括相对于所述主体在注射位置与缩回位置之间可移动的接收器,所述接收器具有从其延伸的皮下注射针。
7. 如权利要求6所述的电穿孔装置,其中当所述接收器处于所述注射位置并且所述护罩处于所述一个或多个致动位置时,所述皮下注射针的至少一部分定位在所述护罩外部。
8. 如权利要求6所述的电穿孔装置,其中当所述接收器处于所述缩回位置时,无论所述护罩的位置如何,所述皮下注射针都定位在所述护罩内。
9. 如权利要求6所述的电穿孔装置,其中所述手持机包括驱动组件。
10. 如权利要求6所述的电穿孔装置,其中所述接收器的大小被设计成将药筒至少部分地接收在其中。
11. 如权利要求1所述的电穿孔装置,其中:
所述手持机还包括与所述信号发生器电连通的电源;以及
所述针阵列还包括:
接收器,其是相对于所述主体在注射位置与缩回位置之间可移动的,所述接收器具有从其延伸的皮下注射针;以及

锁定销,其联接到所述主体和所述接收器中的一个并且是相对于所述主体和所述接收器中的一个在锁定位置与解锁位置之间可移动的,在所述锁定位置中所述接收器相对于所述主体固定,并且在所述解锁位置中所述接收器是相对于所述主体可移动的,并且其中所述锁定销朝向所述锁定位置偏置,使得当接收器相对于所述主体定位在预定位置时,所述锁定销移动到所述锁定位置中。

12.如权利要求11所述的电穿孔装置,其中所述锁定销联接到所述主体和所述接收器中的一个,并且其中所述主体和所述接收器中的另一个限定锁定孔口。

13.如权利要求12所述的电穿孔装置,其中当所述锁定销与所述锁定孔口轴向对齐时,所述锁定销从所述解锁位置移动到所述锁定位置。

14.如权利要求11所述的电穿孔装置,其中所述接收器的大小被设计成在其中接收药筒的至少一部分,并且其中所述药筒在插入所述接收器中时与所述皮下注射针流体连通。

15.如权利要求14所述的电穿孔装置,其还包括药筒锁,并且其中所述药筒锁允许将所述药筒插入所述接收器中但不允许将所述药筒从所述接收器移除。

16.如权利要求11所述的电穿孔装置,其中所述主体包括锁定爪,所述锁定爪被构造来选择性地将所述接收器保持在所述注射位置中。

17.如权利要求16所述的电穿孔装置,其中所述手持机包括驱动组件,并且其中所述驱动组件包括释放构件,所述释放构件被构造来接合所述锁定爪并且允许所述接收器从所述注射位置朝向所述缩回位置移动。

18.一种用于进行电穿孔治疗的电穿孔系统,所述系统包括:

基站;

权利要求1所述的电穿孔装置,其中所述手持机可移动地联接到所述基站,所述手持机还包括:

电源,其定位在所述壳体内,以及

注射组件,其上具有释放构件;

其中一个或多个电极联接到所述主体;并且

当所述护罩处于所述一个或多个致动位置时,所述一个或多个电极的至少一部分被暴露。

19.如权利要求18所述的电穿孔系统,其还包括定位在所述壳体内的信号发生器,其中所述信号发生器与所述电源电连通,并且当所述针阵列联接到所述安装点时,所述信号发生器与所述针阵列电连通。

20.如权利要求18所述的电穿孔系统,其中当所述护罩处于所述一个或多个致动位置时,所述一个或多个电极的至少一部分延伸到所述护罩外部。

21.如权利要求18所述的电穿孔系统,其中当所述护罩处于所述静止位置时,所述一个或多个电极定位在所述护罩内。

22.如权利要求18所述的电穿孔系统,其中所述主体包括与其联接的一个或多个皮下注射针。

23.如权利要求18所述的电穿孔系统,其还包括相对于所述主体在注射位置与缩回位置之间可移动的接收器,所述接收器具有从其延伸的皮下注射针。

24.如权利要求23所述的电穿孔系统,其中当所述接收器处于所述注射位置并且所述

护罩处于所述一个或多个致动位置时,所述皮下注射针的至少一部分定位在所述护罩外部。

25.如权利要求23所述的电穿孔系统,其中当所述接收器处于所述缩回位置时,无论所述护罩的位置如何,所述皮下注射针都定位在所述护罩内。

26.如权利要求23所述的电穿孔系统,其还包括锁定销,所述锁定销联接到所述主体和所述接收器中的一个并且是相对于所述主体和所述接收器中的一个在锁定位置与解锁位置之间可移动的,在所述锁定位置中所述接收器相对于所述主体固定,并且在所述解锁位置中所述接收器是相对于所述主体可移动的,并且其中所述锁定销朝向所述锁定位置偏置,使得当接收器相对于所述主体定位在预定位置时,所述锁定销移动到所述锁定位置中。

27.如权利要求26所述的电穿孔系统,其中所述锁定销联接到所述主体和所述接收器中的一个,并且其中所述主体和所述接收器中的另一个限定锁定孔口。

28.如权利要求27所述的电穿孔系统,其中当所述锁定销与所述锁定孔口轴向对齐时,所述锁定销从所述解锁位置移动到所述锁定位置。

29.如权利要求26所述的电穿孔系统,其中当所述针阵列联接到所述壳体的所述安装点时,所述针阵列与所述信号发生器电连通。

30.如权利要求26所述的电穿孔系统,其中所述接收器的大小被设计成在其中接收药筒的至少一部分,并且其中所述药筒在插入所述接收器中时与所述皮下注射针流体连通。

31.如权利要求27所述的电穿孔系统,其中所述主体包括锁定爪,所述锁定爪被构造来选择性地保持所述接收器在所述注射位置中。

32.如权利要求31所述的电穿孔系统,其中所述手持机包括驱动组件。

33.如权利要求32所述的电穿孔系统,其中所述驱动组件包括释放构件,所述释放构件被构造来接合所述锁定爪并且允许所述接收器从所述注射位置朝向所述缩回位置移动。

34.如权利要求23所述的电穿孔系统,其中所述接收器的大小被设计成在其中接收药筒的至少一部分,并且其中所述药筒在插入所述接收器中时与所述皮下注射针流体连通。

35.如权利要求34所述的电穿孔系统,其还包括药筒锁,并且其中所述药筒锁允许将所述药筒插入所述接收器中但不允许将所述药筒从所述接收器移除。

具有带锁住系统的可拆卸针阵列的电穿孔装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请要求2015年12月30日提交的美国临时专利申请号 62/272,758的优先权。以上引用的申请以引用方式并入本文。

背景技术

[0003] 本发明涉及用于在电穿孔装置上使用的可拆卸针阵列,并且更具体地涉及具有两个独立的针锁住机构的可拆卸针阵列。

发明内容

[0004] 现代医学治疗(诸如电穿孔治疗、注射等)通常需要使用某种形式的针、电极、或其他形式的锐器。在使用期间,这些物品可能接触患者或插入患者体内,从而导致物品被患者的组织和体液污染。即使在物品已经从患者移除并且不再使用之后,它们仍然对临床医生和患者构成多种安全隐患。一些安全隐患可包括交叉污染、针刺等。

[0005] 此外,电穿孔过程需要在不同时间使用不同的锐器。例如,可能最初需要皮下注射针以便将试剂注射到目标组织中,但然后在施用电穿孔信号时可能不再需要所述皮下注射针。由于电穿孔过程的这些元件,因此可能有必要彼此独立地锁住元件(即锐器)的各种集合和子集。此类能力不仅在电穿孔过程期间提供更多的控制和灵活性,它们还提供了确保不再需要的任何元件被安全锁定并且不能够与目标组织接触的更安全装置。

[0006] 在一个方面,一种电穿孔装置包括:手持机,其中所述手持机包括:壳体,其限定安装点,以及信号发生器,其定位在所述壳体内。所述电穿孔装置还包括针阵列,其可移除地联接到所述安装点并且在所述针阵列联接到所述安装点时与所述信号发生器电连通,所述针阵列包括:主体;护罩,其可相对于所述主体在静止位置与一个或多个致动位置之间移动;可在锁定构型与解锁构型之间进行调整的自动锁定件,在所述锁定构型中所述护罩不可相对于所述主体移动,并且在所述解锁构型中所述护罩可相对于所述主体移动,并且其中使所述护罩从所述静止位置偏置到所述一个或多个致动位置以及回到所述静止位置将所述自动锁定件从所述解锁构型调整到所述锁定构型。

[0007] 在另一方面中,一种电穿孔装置包括手持机,所述手持机包括:壳体,其限定安装点,电源;以及信号发生器,其与所述电源电连通。所述电穿孔装置还包括针阵列,其可释放地联接到所述壳体的所述安装点,所述针阵列包括:主体;一个或多个电极,其联接到所述主体;护罩,其可相对于所述主体在静止位置与一个或多个致动位置之间移动,并且其中当所述护罩处于所述一个或多个致动位置中的每一个时,所述一个或多个电极中的至少一部分定位在所述护罩外部;接收器,其可相对于所述主体在注射位置与缩回位置之间移动,所述接收器具有从其延伸的皮下注射针;以及锁定销,其联接到所述主体和所述接收器中的一个并且可相对于其在锁定位置与解锁位置之间移动,在所述锁定位置中所述接收器相对于所述主体固定,并且在所述解锁位置中所述接收器可相对于所述主体移动,并且其中所述锁定销朝向所述锁定位置偏置,使得当接收器相对于所述主体定位在预定位置时,所述

锁定销移动到所述锁定位置中。

[0008] 在又另一个方面中,一种用于进行电穿孔治疗的电穿孔系统,所述系统包括:基站;以及手持机,其可移动地联接到所述基站。其中所述手持机包括:壳体,其上形成有安装件,电源,其定位在所述壳体内,以及其上具有释放构件的注射组件。所述电穿孔系统还包括:针阵列,其可释放地联接到所述壳体的安装件,所述针阵列包括:主体;一个或多个电极,其联接到所述主体;护罩,其可相对于所述主体在静止位置与一个或多个致动位置之间移动,并且其中当所述护罩处于所述一个或多个致动位置时,所述一个或多个电极的至少一部分被暴露;以及自动锁定件,其可在锁定构型与解锁构型之间进行调整,在所述锁定构型中所述护罩不可相对于所述主体移动,并且在所述解锁构型中所述护罩可相对于所述主体移动,并且其中使所述护罩从所述静止位置偏置到所述一个或多个致动位置以及回到所述静止位置将所述自动锁定件从所述解锁构型调整到所述锁定构型。

附图说明

- [0009] 图1是电穿孔手持机的透视图。
- [0010] 图1a是联接到基站的电穿孔手持机的透视图。
- [0011] 图2示出图1的电穿孔手持机的驱动组件。
- [0012] 图3是接收器处于缩回位置的阵列的透视图。
- [0013] 图4是沿着中心轴线截取的图3的阵列的剖视图。
- [0014] 图5是沿着中心轴线截取的图3的阵列的剖视图。
- [0015] 图6是图3的阵列的后视图。
- [0016] 图7是图3的阵列的后透视图。
- [0017] 图8是接收器处于注射位置的阵列的后透视图。
- [0018] 图9是图8的阵列的剖视图。
- [0019] 图10是图8的阵列的后视图。
- [0020] 图11是图8的阵列的分解视图。
- [0021] 图12是图8的阵列的透视图,其中盖子被示出为透明的以示出处于无针构型的自动锁定组件。
- [0022] 图13是图12的阵列的透视图,其示出处于有针构型的自动锁定组件。
- [0023] 图14是图12的阵列的透视图,其示出处于锁定构型的自动锁定件。
- [0024] 图15a-c是图12的阵列的顶视图,其示出处于各种构型的自动锁定件。
- [0025] 图16是止动器的透视图。
- [0026] 图17是处于注射位置的接收器的示意图。
- [0027] 图18是处于缩回位置的接收器的示意图。
- [0028] 图19是图1的手持机的前透视图。
- [0029] 图20是图1的手持机的触发器的透视图。

具体实施方式

[0030] “试剂”可以指多肽、多核苷酸、小分子或其任何组合。如 PCT/US2014/070188中详述的,试剂可以是编码抗体、其片段、其变体或其组合的重组核酸序列,所述专利申请通过

引用并入本文。“试剂”可以指包括多肽、多核苷酸、小分子或其任何组合的组合物。如 PCT/US2014/070188中详述的,组合物可以包括编码抗体、其片段、其变体或其组合的重组核酸序列,所述专利申请通过引用并入本文。例如,可以在水或缓冲液中配制试剂。例如,缓冲液可以是盐水-柠檬酸钠(SSC)或磷酸盐缓冲盐水(PBS)。缓冲液的离子含量可以增加电导率,从而导致目标组织中的电流增加。所配制的多核苷酸的浓度可以在1 μ g与20mg/ml之间。例如,所配制的多核苷酸的浓度可以是 1 μ g/ml、10 μ g/ml、25 μ g/ml、50 μ g/ml、100 μ g/ml、250 μ g/ml、500 μ g/ml、750 μ g/ml、1mg/ml、10mg/ml、15mg/ml或20mg/ml。

[0031] 如本文所用的“肽”、“蛋白质”或“多肽”可以意指氨基酸的连接序列,并且可以是天然的、合成的或天然与合成的修饰或组合。

[0032] 如本文所用的“多核苷酸”或“寡核苷酸”或“核酸”意指共价连接在一起的至少两个核苷酸。多核苷酸可以是单链的或者双链的或可以含有双链或者单链序列两者的部分。多核苷酸可以是DNA、基因组和 cDNA、RNA或杂合体。多核苷酸可以包含脱氧核糖核苷酸和核糖核苷酸的组合、以及碱基的组合,包括尿嘧啶、腺嘌呤、胸腺嘧啶、胞嘧啶、鸟嘌呤、肌苷、黄嘌呤次黄嘌呤、异胞嘧啶、异鸟嘌呤、以及合成或非天然存在的核苷酸和核苷。多核苷酸可以是载体。多核苷酸可以通过化学合成方法或者通过重组方法来获得。

[0033] 如本文所用的“载体”意指含有复制起点的核酸序列。载体可以是病毒载体、噬菌体、细菌人工染色体或酵母人工染色体。载体可以是 DNA或RNA载体。载体可以是自我复制的染色体外载体,并优选地是DNA质粒。

[0034] 如本文所用的术语“电穿孔”(“EP”)是指使用电场脉冲来诱导生物膜中的可逆微观通路(孔);其存在允许试剂从细胞膜的一侧传递到另一侧。

[0035] 具有本发明的可拆卸针阵列的电穿孔装置为施用治疗的护士、医生或技术人员提供增加的使用便利性,同时还提供增加的安全预防措施。关于安全性,可拆卸针阵列包含所有针以及与其他表面接触的其他表面。阵列还包括允许针和电极仅暴露一次的锁住组件。因此,阵列不能在多于一名患者上使用,由此防止对临床医生和患者的交叉污染。更进一步,通过限制针从阵列中重新出现的能力,针阵列可以基本上防止针刺。此外,通过单独锁住各种锐器子集,每个子集可以在从目标组织移除后被锁住,而不会影响剩余锐器的使用。阵列还包括将包含试剂的药筒保持在其中以确保药筒仅被刺穿并使用一次的能力。

[0036] 本公开涉及用于与手持式电穿孔组件(EP组件)一起使用的可拆卸针阵列22。具体地,EP组件10可进行操作以用于临床环境和商业环境,以便以直接注射和电穿孔的形式向患者施用医学治疗。EP组件10包括手持机18和基站12,可拆卸针阵列22可联接到所述手持机18。(参见图1a)。基站12通常位于桌子或其他平坦表面上,并且在手持机18和基站12处于对接或联接构型时,与手持机18的电源 24电连通并且能够对手持机18的电源24进行充电。

[0037] EP组件10的手持机18可操作以便向患者施用医疗治疗。手持机18包括壳体26、至少部分地定位在壳体26内的电源24、与电源 24电连通的信号发生器28、用于选择性地激活信号发生器28的触发器214、以及驱动组件34。在所示的结构中,壳体26形成阵列22附接在其上的安装件86。

[0038] 如图1所示,手持机18的壳体26由两个半部或构件32形成,所述两个半部或构件32联接在一起以便在其间形成容积36。具体地,构件32形成手枪形状,其具有带前端44和后端48的上部部分40、以及从上部部分40延伸以形成远端56的柄部部分52。尽管壳体26 被示出

为手枪形状,但是应当理解的是,壳体26可以包括其他形状或者适应不同的握持类型。

[0039] 如图19所示,壳体26的安装件86包括肋106,其径向向外定位并且沿着安装件86的外表面轴向延伸。肋106的横截面基本上是矩形的,并且形状被设计成至少部分地接收在阵列22的通道110内(以下描述)。肋106被构造来与通道110协同工作以将阵列22适当地定向在安装件86上。

[0040] 如图19所示,手持机18还包括多个传感器146、150,其各自集成到壳体26中并且被构造来收集并提供关于阵列22的构型的各种类型的信息。

[0041] 如图19所示,手持机18包括阵列传感器146,其靠近安装件86的前缘进行定位并且被构造来检测阵列22何时安装在其上。具体地,阵列传感器146包括光学传感器,其被阵列22“覆盖”,从而指示阵列22适当地安装在安装件86上。手持机18还包括护罩传感器150,其定位在安装件86的肋106上并且轴向定位在阵列传感器146的后面。在使用期间,护罩传感器150被构造来检测护罩350相对于阵列22的位置(以下描述)。具体地,护罩传感器150可操作以验证护罩350已经缩回最小距离(即,大于约5mm),以便确保将电流适当地递送到目标组织中而不引起烧伤等。手持机18还包括一对深度传感器(未示出),所述深度传感器可操作以记录深度限制器186的位置并且确定其当前深度设置。

[0042] 如图2所示,手持机18的驱动组件34定位在容积36内并且可操作以选择性地接合阵列22并致使将药物直接注射到患者体内。驱动组件34包括电动机162和由电动机162驱动的注射杆158。如下所述,电动机162指定驱动齿轮166的旋转速度和旋转方向。驱动齿轮166的旋转继而传递到注射杆158。

[0043] 驱动组件34的注射杆158是细长的大致圆柱形的杆,其被安装用于相对于壳体26进行往复运动。注射杆158与安装件同轴定位,并且可以沿第一方向D与安装件同轴地平移大体进入阵列22(即,用于施用药物),并且可以沿第二方向E与安装件同轴地平移大体离开或远离阵列22(图2)。

[0044] 注射杆158还包括释放构件174,其被定位成与接触端178相距一定距离并且被构造来接合阵列22的锁定爪182(以下描述)。在使用期间,释放构件174被定位成与注射杆158的接触端178相距一定距离并且与其固定在一起。释放构件174被定位成与接触端178相距规定的距离,使得释放构件174不接合阵列22的锁定爪182,直到药物已经被分配之后。在替代性结构中,可以独立于注射杆158控制释放构件174,从而允许手持机18独立于注射过程(未示出)释放锁定爪182。

[0045] 如图19和图20所示,电穿孔装置的手持机18包括深度组件38。更具体地,手持机18包括深度限制器或触发器186,其联接到壳体26并且被构造来允许用户设置阵列22的最大注射深度。具体地,触发器186可在多个(即,三个)深度设置之间进行调整,其中每个深度设置对应于特定目标注射深度。在所示的结构中,触发器186的位置由第一深度传感器和第二深度传感器记录,以确保在对于该特定患者来说适当的深度处进行电穿孔治疗。

[0046] 如图20所示,手持机18的触发器186包括凸轮或线性台面190,所述线性台面190继而限定三个不同的接触点194a、194b、194c,每个所述接触点对应于不同的目标注射深度设置。在使用期间,用户可以相对于壳体26移动触发器186,使得不同的接触点194a、194b、194c与阵列22的深度轴406轴向对齐(即,与孔口200对齐)。在所示的结构中,第一接触点194a被构造来提供约13mm的目标注射深度,第二接触点194b被构造来提供约19mm的目标注

射深度,并且第三接触点194c被构造成提供约25mm的目标注射深度。尽管所示结构的触发器186包括三个接触点,但应当理解的是,可以使用更多或更少的接触点。此外,连续波形表面可以用于不受限的深度设置。

[0047] 更进一步,手持机18或基站12可以包括控制器204,以基于各种因素来计算期望的目标注射深度,所述因素包括但不限于患者的体重、患者的身高、施用的电穿孔的类型、阵列的大小、施用的试剂、注射部位的位置等。更进一步,控制器204还可以至少部分地基于所计算的目标注射深度来设置操作包络。例如,装置可以将可允许的注射深度设置(即,允许进行电穿孔过程的那些设置)限制为落入所计算的注射设置的特定范围内的某些设置。这允许用户在施用电穿孔治疗方面具有某种灵活性,但是避免可能被认为是不安全的巨大改变。

[0048] 如图1和图3-11所示,阵列22可移除地联接到手持机18,并且可操作以便在手持机18与患者之间提供一次性接口以最小化交叉污染和针刺。更具体地,阵列22提供必要的接口以允许手持机18向患者直接注射处方药并且施用电脉冲以供电穿孔,同时还具有多个“锁住”机构以防止任何针或电极从阵列22中重新出现。具体地,阵列22的锁住机构可彼此独立地操作,使得特定部分、类型或组的针和/或电极可以被锁住,而其余部分的针或电极可以保持解锁和可使用的。在替代性结构中,锁住机构可能以“层”进行操作,使得第一锁住机构可以使一部分的针或电极失能,而第二锁住机构可以使所有针或电极失能,而不管其他第一锁住机构的状况如何。在另外的其他结构中,阵列22可以包括其某种组合。EP组件10的阵列22包括主体346、可移动地联接到主体346的护罩350、以及针组件354。

[0049] 阵列22的主体346的形状基本上为限定穿过其中的中心轴线358的截头圆锥形。主体346由基本上环形的外壁362形成,所述外壁362具有大小被设计成与手持机壳体26的前端54相对应的第一端366、以及与第一端366相对的第二端370。主体346还限定一对孔口374(图3),其在环形壁362中形成并且基本上彼此相对定位。在组装时,每个孔口374的大小和形状被设计成在其中接收弹出按钮126的至少一部分(以下描述)。

[0050] 阵列22的主体346还包括通道110,其在环形壁362中形成并且在第一端366与第二端370之间轴向延伸。在组装时,通道110的大小被设计成在其中接收护罩350的至少一部分,同时允许护罩350随其轴向滑动。当阵列22安装在手持机18上时,通道110还在其中接收手持机18的至少一部分(即,肋46)。阵列22的通道110有助于将阵列22相对于手持机18适当地定向。

[0051] 如图4-6所示,阵列22还包括定位在环形壁362内部并且固定地联接到其的子框架378。在所示的结构中,子框架378包括内表面382,其限定基本上对应于安装件外径的内径。当阵列22安装在手持机18上时,安装件至少部分地接收在子框架378内。这样,子框架378和安装件将阵列22与安装件同轴定位。

[0052] 子框架378还包括一对弹出按钮126,所述弹出按钮126被构造来选择性地接合安装件86并且将阵列22固定到其。每个弹出按钮126在其中心附近可枢转地联接到子框架378,并且包括第一端386以及与第一端386相对的第二端390。在所示的结构中,弹出按钮126安装到子框架378,使得将第一端386径向向内偏置会导致第二端390径向向外偏置。当阵列22被组装时,弹出按钮126的第一端386被构造成至少部分地接收在环形壁362的对应孔口374内,使得用户可以在使用期间接近按钮126。

[0053] 如图4所示,阵列22的护罩350的形状基本上为截头圆锥形,其具有接触板394以及从接触板394轴向延伸以产生开放端402的外壁398。在使用期间,护罩350可相对于主体346在静止位置(图4)与一个或多个致动位置(图13)之间轴向移动,在所述静止位置中接触板394与主体346的第二端370相距第一距离,并且在所述一个或多个致动位置中接触板394至少部分地缩回到主体346中。在使用期间,用户抵靠患者放置接触板394(即,抵靠其待治疗区域中的皮肤),由此由用户沿方向C(图1)施加到手持机18的任何力将致使护罩350相对于主体346从静止位置移动并且到一个或多个致动位置中。护罩350从静止位置并朝向一个或多个致动位置(即,进入主体346)的移动致使针组件354的至少一部分延伸超过接触板394并且进入患者体内。具体地,护罩350朝向主体346的第二端370偏置的距离越大(即,用户沿方向C向手持机18施加的力越大),针组件354延伸超过接触板394的距离越大并且所得注射深度越大。

[0054] 在所示的结构中,护罩350可在静止位置和三个独特致动位置之间轴向移动。具体地,第一致动位置与触发器186的第一接触点194a大体对应并且允许针组件354延伸超过接触板394的距离为13mm。此外,第二致动位置与触发器186的第二接触点194b大体对应并且允许针组件354延伸超过接触板394的距离为19mm。最后,第三致动位置与触发器186的第三接触点194c大体对应并且允许针组件354延伸超过接触板394的距离为25mm。

[0055] 阵列22的护罩350还包括从开放端402轴向延伸以产生远端410的深度轴406。在使用期间,深度轴406的远端410定位在主体346的第一端366附近,并且被构造来在护罩350已经被偏置到基本上与期望注射深度相对应的致动位置时,穿过手持机18的孔口200并且接触触发器186的凸轮表面190。深度轴406还可以用作护罩350的止动件,从而限制护罩350可以朝向主体346轴向移动的程度。这样,改变深度轴406与触发器186之间的接触点(即,通过调整触发器186的位置),用户能够改变护罩350可相对于主体346移动的距离,并且因此可以限制进入组织的最大针穿刺。

[0056] 护罩350还限定靠近接触板394的中心的注射孔口414。注射孔口414的大小被设计成允许针组件354的注射针418穿过其中并且进入患者以用于治疗。在所示的结构中,注射孔口414通过环形壁422来定位在接触板394的内侧上,所述环形壁422的大小被设计成将注射器塞426接收和定位在其中。

[0057] 护罩350还限定位于接触板394中的多个电极孔口430。每个电极孔口430的大小被设计成允许电极142(以下描述)中的一个对应电极穿过其中。每个电极孔口430具有基本上渐缩的横截面,以有助于将对应电极142引导通过孔口430并且进入患者体内以进行治疗。在所示的结构中,护罩350包括五(5)个电极孔口430,其各自以注射孔口414(图3)为中心沿着参考圆均匀地间隔开。然而,在替代性结构中,护罩350可以包括呈任意数量的电极阵列图案(诸如正方形、三角形、椭圆形等)的1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11或12个电极孔口。

[0058] 护罩350还包括缩回弹簧434,其在护罩350与主体346之间延伸并且被构造来将护罩350朝向静止位置偏置。在所示的结构中,缩回弹簧434具有足够的强度以避免针组件354的无意暴露,但又足够弱以避免需要过度的力来暴露针组件354以及对患者进行注射。

[0059] 如图4-5所示,针组件354固定地联接到阵列22的子框架378,并且被构造来将多个针定向-特别是注射针418和多个电极142-以注射到患者体内。针组件354包括固定地联接到阵列22的子框架378的针主体438、联接到针主体438的多个电极142、以及注射组件

442。

[0060] 如图4-5所示,针主体438的形状基本上为圆柱形,其具有注射端446以及与注射端446相对的装载端450。当阵列22被组装时,针主体438与轴线358同轴定位,其中注射端446定位在主体346的第二端370附近,而装载端450定位在主体346的第一端366附近。

[0061] 针主体438限定内部通道454,所述内部通道454同轴地延伸通过其并且对注射端446和装载端450两者开放。内部通道454包括:限定第一直径的靠近装载端450的第一部分458、以及限定第二直径的靠近注射端446的第二部分462,所述第二部分小于所述第一直径。在所示的结构中,内部通道454的第一部分458的大小被设计成在其中接收注射组件442的至少一部分(以下描述)。

[0062] 针主体438还包括锁定爪182,其定位在装载端450附近并且被构造来选择性地将注射组件442保持在内部通道454的第一部分458中。在使用期间,锁定爪182可在锁定位置(图8)与解锁定位置(图6)之间移动,在所述锁定位置中爪182接触注射组件442,并且在所述解锁定位置中爪182不接触注射组件442。这样,当锁定爪182处于锁定位置时,注射组件442不能够相对于针主体438轴向移动。相比之下,当锁定爪182移动到解锁位置时,注射组件442相对于针主体438自由地轴向移动。

[0063] 针组件354的每个电极142安装到针主体438并且从注射端446轴向延伸以限定尖端470。在使用期间,护罩350从静止位置朝向激活位置的移动致使每个尖端470穿过对应的电极孔口430,并且在接触板394被压靠患者时进入患者体内以进行治疗。

[0064] 每个电极142还包括与尖端470相对的从电极142延伸的引线474。每根引线474与其对应的电极142电连通并且穿过针主体438以便在装载端450附近产生电触点138。如上所述,当阵列22安装在手持机18上时,阵列22的每个电触点138被构造来与手持机18的对应电触点(未示出)接合并形成电连接,并且最终与信号发生器28接合并形成电连接。

[0065] 阵列22的针组件354还包括第一自动锁定机构494。如图12-15c所示,针组件354包括自动锁定件494以限制护罩350相对于主体346的移动。更具体地,自动锁定件494被构造来在护罩350已经被偏置超过预定“激活点”之后将护罩350锁定在静止位置(即,针组件354未暴露的位置)。具体地,一旦护罩350已被偏置超过预定激活点,自动锁定件494就变成有针的。在自动锁定件494是有针的之后,护罩350进入静止位置的任何后续移动将导致护罩350变成锁定就位。这样,护罩350不能再相对于主体346移动,并且针组件354不会暴露。

[0066] 自动锁定件494将阵列22限制为单次使用,从而允许用户在护套350变得锁定且不可操作之前仅将针组件354暴露一次以进行治疗。总而言之,自动锁定件494使旧阵列22或药筒498的交叉污染或无意重复使用的机会最小化。自动锁定件494还通过不允许注射针418或电极142在其使用后从护罩350重新出现来减小针刺机会。

[0067] 如图12-16所示,自动锁定件494包括:联接到护罩350并可与护罩350一起移动的弹簧状止动器502、相对于阵列22的主体346固定的锁定表面506、以及相对于主体346固定并被构造来选择性地接合止动器502的突起510。如上所述,自动锁定件494被构造成一旦其已经超过预定的激活点就将护罩350锁定在适当位置,以便使针组件352在其已经被使用之后停止从护罩350重新出现。

[0068] 如图16所示,自动锁定件494的止动器502包括基本上弹性的主体512,其具有固定地联接到护罩350的第一端516、以及与第一端516相对的形成锁定尖端524的第二端520。止

动器502的主体512 由基本上弹性的材料(即,金属、塑料等)形成,从而允许主体512弯曲并且允许锁定尖端524相对于第一端516移动。在使用期间,主体 512被构造成使得锁定尖端524沿方向F偏置并且与突起510和锁定表面506中的至少一个(图15a) 接合。这样,当护罩350相对于阵列 22的主体346移动时,锁定尖端524将沿着相应表面移动并与相应表面保持接合。在所示的结构中,锁定尖端524在止动器502的其余部分下方延伸(图16),使得尖端524可以保持与突起510和锁定表面 506接触并且沿着突起510和锁定表面506行进,而不会对止动器502 的其余部分造成任何间隙或干涉问题。

[0069] 自动锁定件494的锁定表面506相对于阵列22的主体346固定,并且包括定位在主体346的第二端370附近的第一部分528、以及从第一部分528朝向主体346的第一端366延伸的第二部分532。如图 15a所示,第一部分528和第二部分532彼此偏置(即,定位在与轴线358相距不同距离的位置处),从而在其间形成中间表面536。在所示的结构中,中间表面536在两个部分528、532之间形成“Z”形以有助于将止动器502的锁定尖端524保持在其中。

[0070] 自动锁定件494的突起510相对于阵列22的主体346固定并且限定接触表面540。突起510被定位成远离锁定表面506,并且被构造来选择性地接合止动器502的锁定尖端524并且抵抗主体512的偏置力将尖端524定位成远离锁定表面506。突起510的后边缘544限定自动锁定件494的激活点。后边缘544被定位得越向后(即,朝向主体346的第一端366),护罩350在自动锁定件494有针前必须偏置得越远。在使用期间,锁定尖端524沿突起510的接触表面540移动,直到尖端524超过后边缘544,此时锁定尖端524与突起510脱离接合并且朝向锁定表面506的第二部分532偏置并与其接合。

[0071] 在自动锁定件494的操作期间,止动器502的锁定尖端524最初接合突起510的接触表面540(图12和图15a),从而将尖端524定位在远离锁定表面的“无针”位置506。在无针位置中,锁定尖端524可以沿着突起510的接触表面540移动而不限制护罩350的运动(即,护罩可以从静止位置偏置到激活点前的任何点并复原)。

[0072] 当用户沿方向C向手持机18施加压力时,护罩350偏置到静止位置外并且朝向激活位置偏置。因此,止动器502的尖端524开始沿着突起510的接触表面540并朝向后边缘544移动。当尖端524到达后边缘544时,护罩350已经到达其激活点。此时,尖端524经过后边缘544,与突起510脱离接合,并被偏置成与锁定表面506的第二部分532接合-由此变为有针状态(图13和图15b)。一旦有针,止动器502的尖端524保持与锁定表面506的第二部分532接合并且可以继续沿其长度前后行进。

[0073] 当用户从手持机18移除压力时,护罩350开始返回静止位置。因此,止动器502的尖端524开始沿着锁定表面506的第二部分532 并且朝向第一部分528移动。当护罩350在静止位置附近时,尖端 524被偏置而与第二部分532脱离接合,并且与锁定表面506的第一部分528进行接合-从而致使护罩350变得锁定在适当位置(图14和图 15c)。更具体地,沿方向C向手持机18重新施加力的任何尝试都将致使尖端524接合中间表面506并且限制远离静止位置的任何进一步移动。这样,限制护罩350相对于主体346移动,并且针组件354不会被重新暴露。

[0074] 虽然被示出用于与阵列22一起使用,但应当理解的是,自动锁定件494可以在锐器(诸如针和电极)被实现为限制对这些物品的接近和使用的其他情况下实现。

[0075] 阵列22还包括用于注射点的独立针缩回和锁住。注射组件442 在已经施用药物之

后从患者撤回注射针418,同时允许电极142通过电穿孔保持插入患者体内以便继续治疗。注射组件442还用于在初始注射已经进行之后将注射针418锁定在缩回位置以限制交叉污染和针刺情况。注射针锁住可独立于自动锁定机构494进行操作。注射组件442包括接收器478以及联接到接收器478以随其移动的注射针 418。

[0076] 在所示的结构中,接收器478的形状基本上为圆柱形,并且其大小被设计成在内部通道454的第一部分458内轴向定位并且在注射位置(图9)与撤回位置(图4)之间移动,在所述注射位置中接收器478定位在针主体438的注射端446附近,并且在所述撤回位置中接收器 478远离针主体438的注射端446定位。在治疗期间,接收器478在注射位置与撤回位置之间的移动致使注射针418移动以便与一个或多个电极142的至少一部分对齐及不对齐(图9)。更具体地,注射针 418的大小被设计成使得当接收器478定位在注射位置时,针418的尖端482与一个或多个电极142(图9)的至少一部分基本对齐。这样,当接收器478处于注射位置时,取决于护罩350的位置(以上描述),针418的尖端482可以被暴露或覆盖。然而,当接收器478处于撤回位置时,无论护罩350的位置如何,针418的尖端482都不可能暴露。

[0077] 注射组件442的注射针418包括在两端处斜切的皮下注射针。在组装时,针的第一端486定位在接收器478内部并且被构造来刺穿插入其中的药筒498。此外,针418从接收器478轴向延伸以限定注射尖端482。当接收器478处于注射位置时,护罩350从静止位置朝向激活位置的移动致使针418的注射尖端482穿过护罩350的注射孔口 414,并且在使接触板394压靠患者时,进入患者体内,使得可以施用药筒498中包含的药物。

[0078] 注射组件442还包括弹簧490,其定位在内部通道454的第一部分458中并且在接收器478与针主体438之间延伸。在使用期间,弹簧490使接收器478偏置远离注射位置并朝向撤回位置偏置。在所示的结构中,弹簧490必须足够坚固以便在已施用药物之后从患者拔出注射针418。

[0079] 注射组件442还包括锁定销492,其在接收器478中形成并且相对于接收器478在解锁位置(图17)与锁定位置(图18)之间径向移动,在所述解锁位置中锁定销492从针主体438的锁定孔口493移除并且接收器478可以相对于针主体438移动,并且在所述锁定位置中锁定销492定位在锁定孔口493内并且接收器478相对于针主体438固定。在使用期间,锁定销492朝向锁定位置偏置,使得当锁定孔口493变得与销492对齐时,销492被偏置到锁定位置中(即,进入锁定孔口 493)。应当理解的是,虽然锁定销492被示出为在接收器478中形成并且锁定孔口493在针主体438中形成,但锁定销492可以在针主体 438中形成,而锁定孔口493可以在接收器478中形成。

[0080] 为了从患者拔出注射针418,用户抓住手持机18并沿方向C施加压力,从而致使电极142和注射针418中的每一个超过接触板394 并进入患者体内。值得注意的是,在用户将压力施加到手持机18时,接收器478通过针主体438的锁定爪182来抵抗弹簧490的偏置力从而保持在注射位置。

[0081] 在用户已经激活触发器214之后,手持机18通过沿方向D移动注射杆158并与药筒498的柱塞522接触来开始注射过程。注射杆 158继续沿方向D移动(图2),从而致使通过注射针418将药筒498 内包含的药物注射到患者体内。

[0082] 在注射过程中的预定点处,注射杆158的释放构件174与针主体 438的锁定爪182进行接触。随着注射杆158继续沿方向D移动,释放构件174使锁定爪182偏置成离开锁定位

置并进入解锁位置,由此释放接收器478。

[0083] 在释放之后并且在弹簧490提供的偏置力下,接收器478被偏置远离注射位置并朝向撤回位置偏置,从而致使注射针418的尖端482 独立于电极142从患者移除。具体地,接收器478将与注射杆158一起朝向撤回位置缩回,所述接收器478保持与所述注射杆158接触并且抵靠其偏置。一旦接收器478接近撤回位置,锁定孔口493变得与锁定销492对齐。一旦对齐,锁定销492被偏置到锁定孔口493和锁定位置中。这样,在撤回位置中,接收器478相对于针主体438固定。在该构型中,即使在来自注射杆158的偏置压力下,接收器478也不能返回注射位置。

[0084] 随着注射针418撤回,手持机18然后可以通过电极142将电穿孔信号施加到目标组织以致使目标组织细胞中的电穿孔。更具体地,电源24向信号发生器28提供电力,所述信号发生器28继而与阵列 22的电极142电连通。

[0085] 尽管被示出为用于与阵列22一起使用,但应当理解的是,如上所述的针缩回和锁住可以在利用锐器(诸如针和电极)的其他情况下实现。

[0086] 如图4所示,接收器478还包括药筒锁500,以便将药筒498固定在注射组件442内以使得它不能被移除。更具体地,药筒锁500包括止动器,其允许将药筒498轴向插入接收器478中直到药筒498到达预定位置(即,与针418进行接触),此时锁500接合药筒498并限制其移除。药筒锁500独立于其他锁住机构进行操作,并且确保任何一个药筒498只能使用一次,并且避免已经被针418刺入的药筒498 可能无意中与针418移除接合的情况。

[0087] 特定方面的前文描述将充分地揭露本发明的一般特性,以使得其他人通过应用本领域中的知识,在无不当实验且不背离本发明的一般概念的情况下,可轻易地针对各种应用对这些特定实施方案进行修改和/或改变。因此,基于本文呈现的教导和指导,这些适配和修改意图在公开方面的等效物的含义和范围内。应了解,本文的措辞或术语是出于描述而非限制的目的,以使得本说明书的术语或措辞应由本领域技术人员根据教导和指导进行解释。

[0088] 本公开的广度和范畴不应受任何上述示例性实施方案限制,而应仅根据以下权利要求和其等效物定义。

[0089] 本申请中引用的所有出版物、专利、专利申请书和/或其他文件出于所有目的通过引用整体并入,就如同每个单独的出版物、专利、专利申请书和/或其他文件单独被表明为出于所有目的通过引用并入。

[0090] 为了完整起见,在以下编号条款中列出本发明的各个方面:

[0091] 条款1. 一种电穿孔装置,其包括:

[0092] 手持机,所述手持机包括:

[0093] 壳体,其限定安装点,以及

[0094] 信号发生器,其定位在所述壳体内;以及

[0095] 针阵列,其可移除地联接到所述安装点并且在所述针阵列联接到所述安装点时与所述信号发生器电连通,所述针阵列包括:

[0096] 主体,

[0097] 护罩,其可相对于所述主体在静止位置与一个或多个致动位置之间移动,

[0098] 自动锁定件,其可在锁定构型与解锁构型之间进行调整,在所述锁定构型中所述

护罩不可相对于所述主体移动,并且在所述解锁构型中所述护罩可相对于所述主体移动,并且其中使所述护罩从所述静止位置偏置到所述一个或多个致动位置以及回到所述静止位置将所述自动锁定件从所述解锁构型调整到所述锁定构型。

[0099] 条款2.如条款1所述的电穿孔装置,其中所述主体包括与其联接的一个或多个电极。

[0100] 条款3.如条款1所述的电穿孔装置,其中所述主体包括与其联接的一个或多个皮下注射针。

[0101] 条款4.如条款2所述的电穿孔装置,其中当所述护罩处于所述一个或多个致动位置时,所述一个或多个电极中的至少一部分延伸到所述护罩外部。

[0102] 条款5.如条款4所述的电穿孔装置,其中当所述护罩处于所述静止位置时,所述一个或多个电极定位在所述护罩内。

[0103] 条款6.如条款1所述的电穿孔装置,其还包括可相对于所述主体在注射位置与缩回位置之间移动的接收器,所述接收器具有从其延伸的皮下注射针。

[0104] 条款7.如条款6所述的电穿孔装置,其中当所述接收器处于所述注射位置并且所述护罩处于一个或多个致动位置时,所述皮下注射针的至少一部分定位在所述护罩外部。

[0105] 条款8.如条款6所述的电穿孔装置,其中当所述接收器处于所述缩回位置时,无论所述护罩的位置如何,所述皮下注射针都定位在所述护罩内。

[0106] 条款9.如条款6所述的电穿孔装置,其中所述手持机包括驱动组件。

[0107] 条款10.如条款6所述的电穿孔装置,其中所述接收器的大小被设计成将药筒至少部分地接收在其中。

[0108] 条款11.一种电穿孔装置,其包括:

[0109] 手持机,其包括:

[0110] 壳体,其限定安装点,

[0111] 电源,以及

[0112] 信号发生器,其与所述电源电连通;以及

[0113] 针阵列,其可释放地联接到所述壳体的所述安装点,所述针阵列包括:

[0114] 主体,

[0115] 一个或多个电极,其联接到所述主体,

[0116] 护罩,其可相对于所述主体在静止位置与一个或多个致动位置之间移动,并且其中当所述护罩处于所述一个或多个致动位置中的每一个时,所述一个或多个电极中的至少一部分定位在所述护罩外部,

[0117] 接收器,其可相对于所述主体在注射位置与缩回位置之间移动,所述接收器具有从其延伸的皮下注射针;以及

[0118] 锁定销,其联接到所述主体和所述接收器中的一个并且可相对于其在锁定位置与解锁位置之间移动,在所述锁定位置中所述接收器相对于所述主体固定,并且在所述解锁位置中所述接收器可相对于所述主体移动,并且其中所述锁定销朝向所述锁定位置偏置,使得当接收器相对于所述主体定位在预定位置时,所述锁定销移动到所述锁定位置中。

[0119] 条款12.如条款11所述的电穿孔装置,其中所述锁定销联接到所述主体和所述接收器中的一个,并且其中所述主体和所述接收器中的另一个限定锁定孔口。

[0120] 条款13.如条款12所述的电穿孔装置,其中当所述锁定销与所述锁定孔口轴向对齐时,所述锁定销从所述解锁位置移动到所述锁定位置。

[0121] 条款14.如条款11所述的电穿孔装置,其还包括可在锁定构型与解锁构型之间进行调整的自动锁定件,在所述锁定构型中所述护罩不可相对于所述主体移动,并且在所述解锁构型中所述护罩可相对于所述主体移动,并且其中使所述护罩从所述静止位置偏置到所述一个或多个致动位置以及回到所述静止位置将所述自动锁定件从所述解锁构型调整到所述锁定构型。

[0122] 条款15.如条款11所述的电穿孔装置,其中当所述针阵列联接到所述壳体的所述安装点时,所述针阵列与所述信号发生器电连通。

[0123] 条款16.如条款11所述的电穿孔装置,其中所述接收器的大小被设计成在其中接收药筒的至少一部分,并且其中所述药筒在插入所述接收器中时与所述皮下注射针流体连通。

[0124] 条款17.如条款16所述的电穿孔装置,其还包括药筒锁,并且其中所述药筒锁允许将所述药筒插入所述接收器中但不允许将所述药筒从所述接收器移除。

[0125] 条款18.如条款11所述的电穿孔装置,其中所述主体包括锁定爪,所述锁定爪被构造来选择性地将所述接收器保持在所述注射位置中。

[0126] 条款19.如条款18所述的电穿孔装置,其中所述手持机包括驱动组件,并且其中所述驱动组件包括释放构件,所述释放构件被构造来接合所述锁定爪并且允许所述接收器从所述注射位置朝向所述缩回位置移动。

[0127] 条款20.一种用于进行电穿孔治疗的电穿孔系统,所述系统包括:

[0128] 基站;

[0129] 手持机,其可移动地联接到所述基站,所述手持机包括:

[0130] 壳体,其上形成有安装件,

[0131] 电源,其定位在所述壳体内,

[0132] 注射组件,其上具有释放构件;以及

[0133] 针阵列,其可释放地联接到所述壳体的安装件,所述针阵列包括:

[0134] 主体,

[0135] 一个或多个电极,其联接到所述主体,

[0136] 护罩,其可相对于所述主体在静止位置与一个或多个致动位置之间移动,并且其中当所述护罩处于所述一个或多个致动位置时,所述一个或多个电极的至少一部分被暴露,以及

[0137] 自动锁定件,其可在锁定构型与解锁构型之间进行调整,在所述锁定构型中所述护罩不可相对于所述主体移动,并且在所述解锁构型中所述护罩可相对于所述主体移动,并且其中使所述护罩从所述静止位置偏置到所述一个或多个致动位置以及回到所述静止位置将所述自动锁定件从所述解锁构型调整到所述锁定构型。

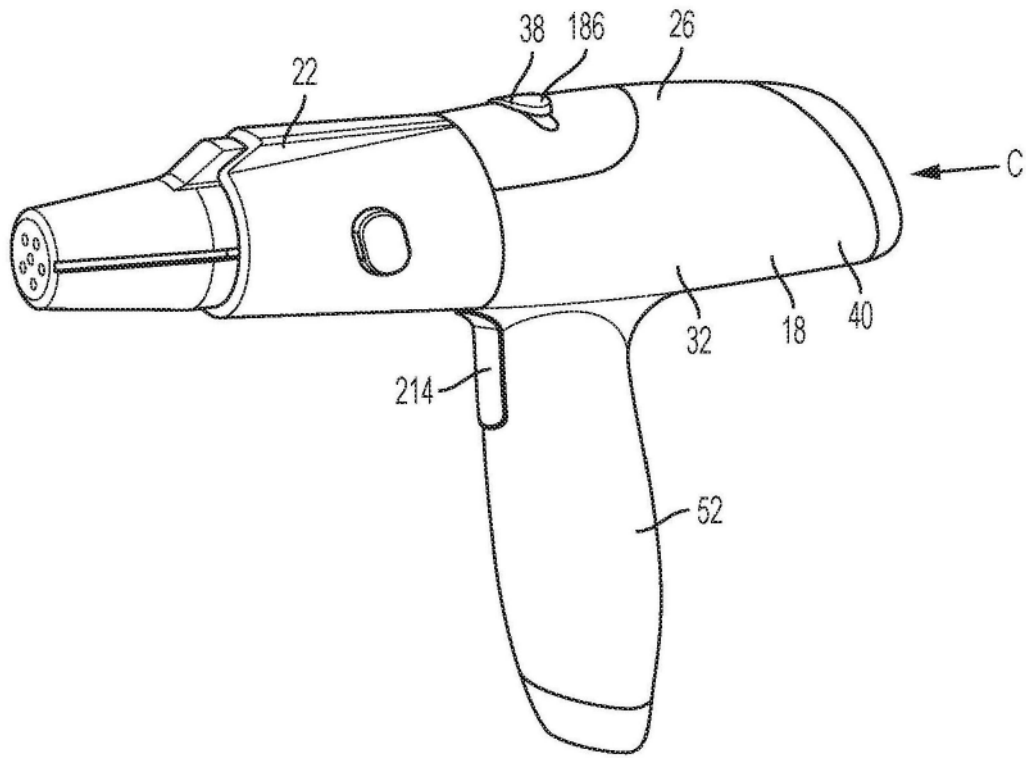


图1

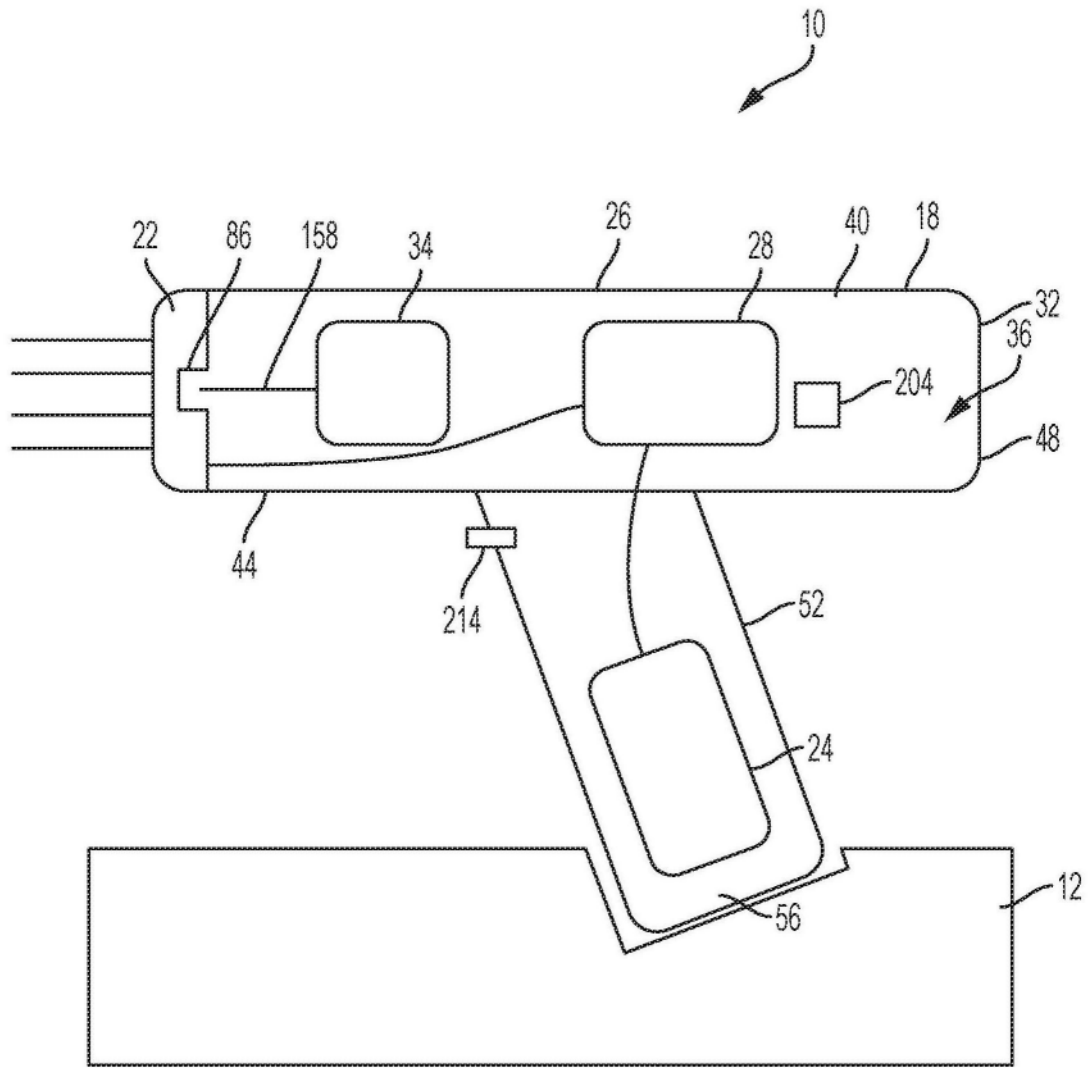


图1a

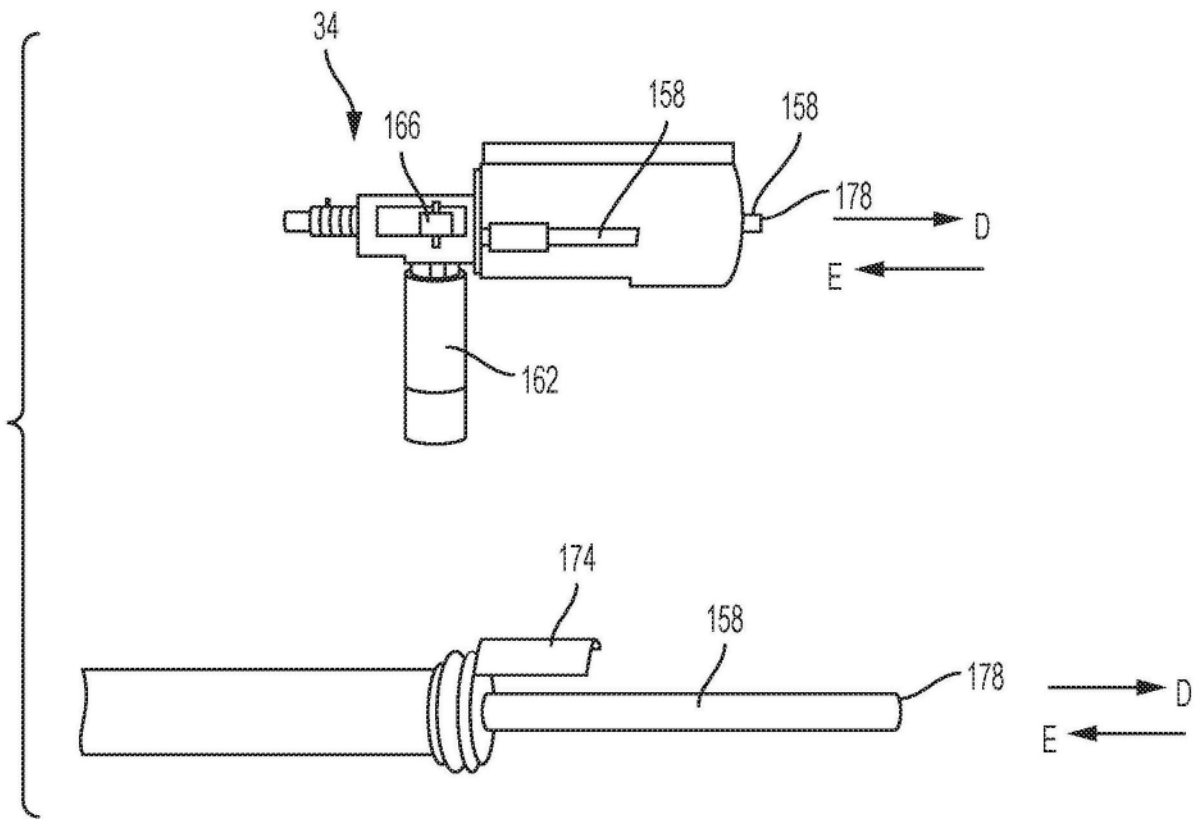


图2

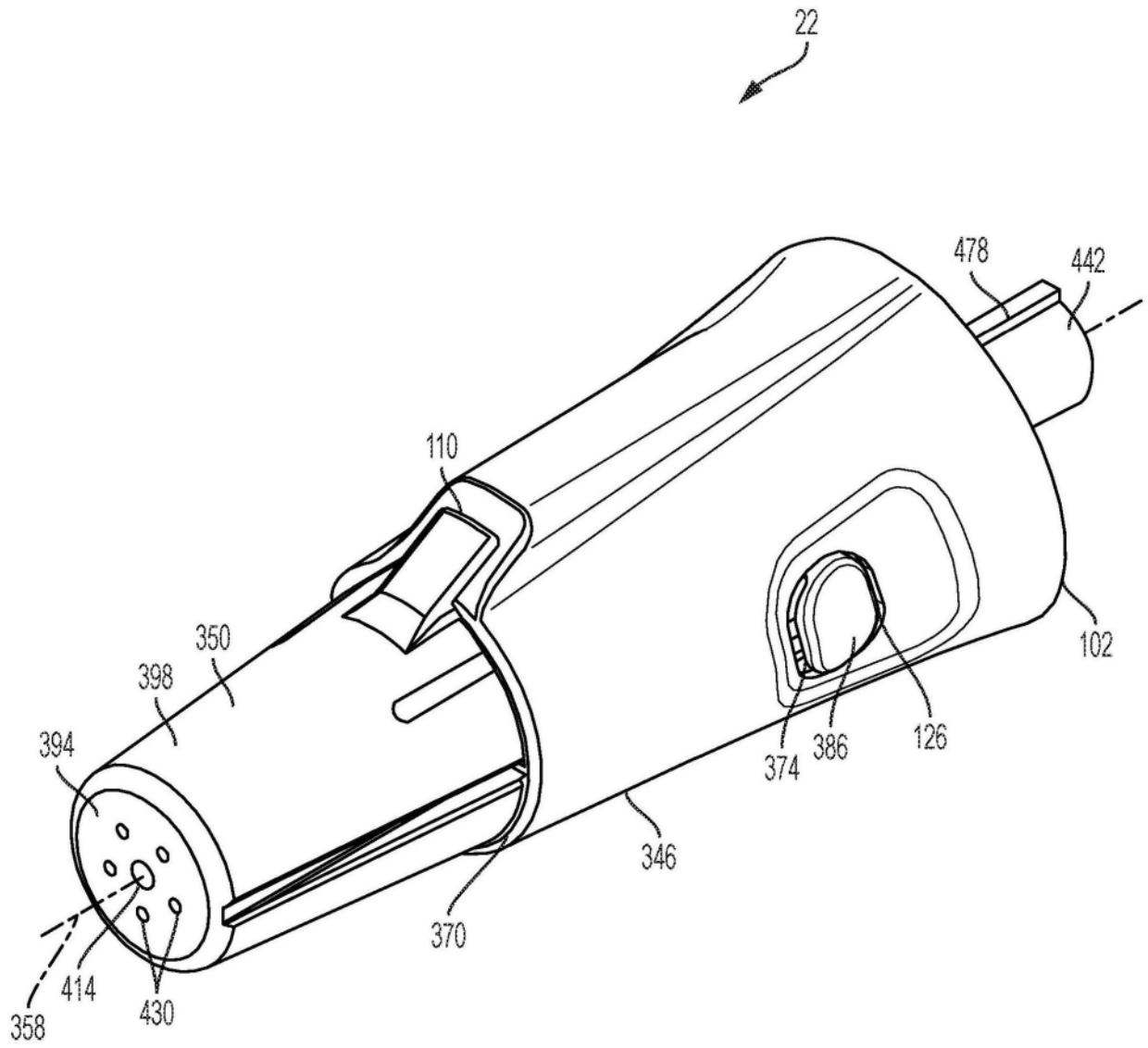


图3

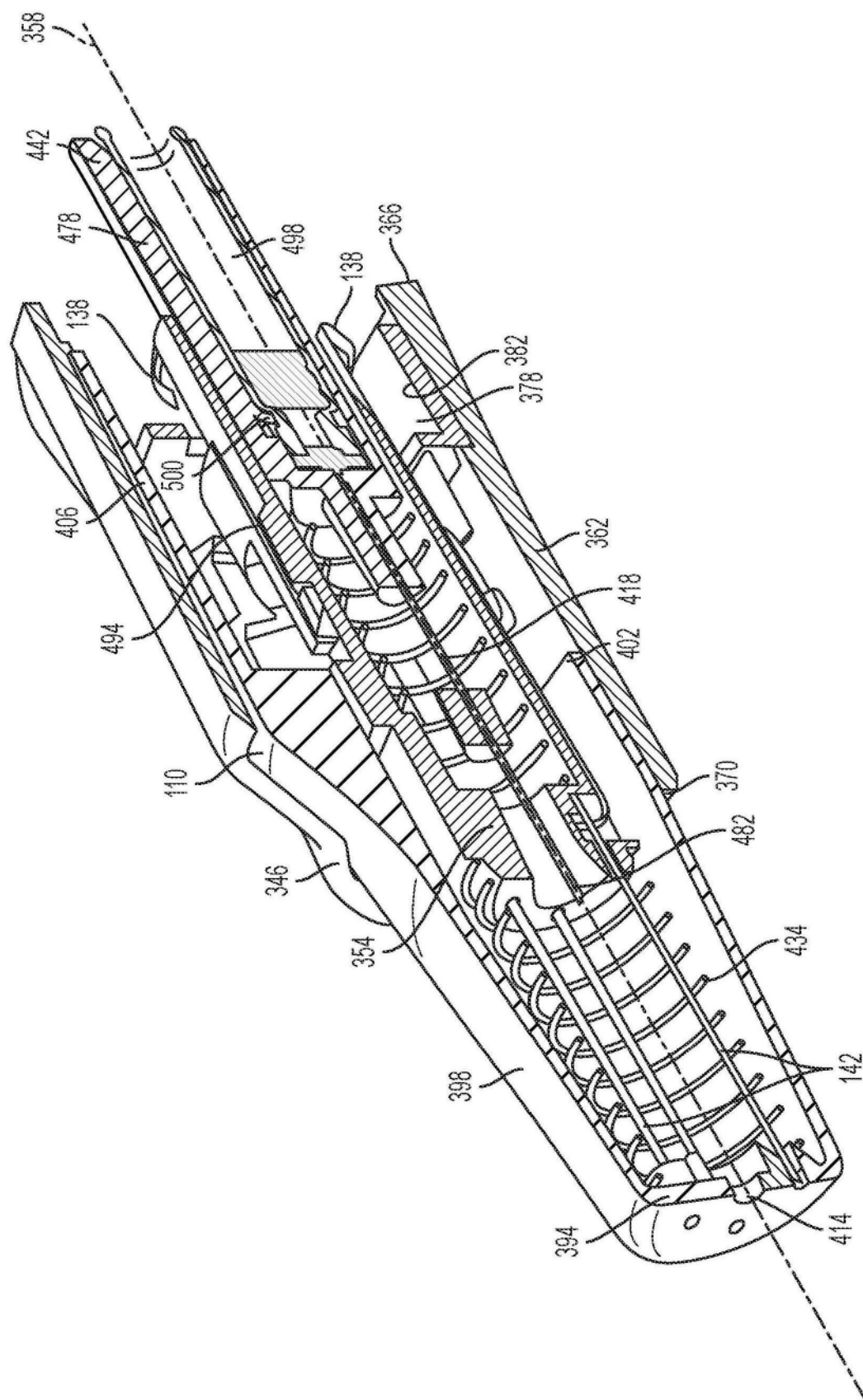


图4

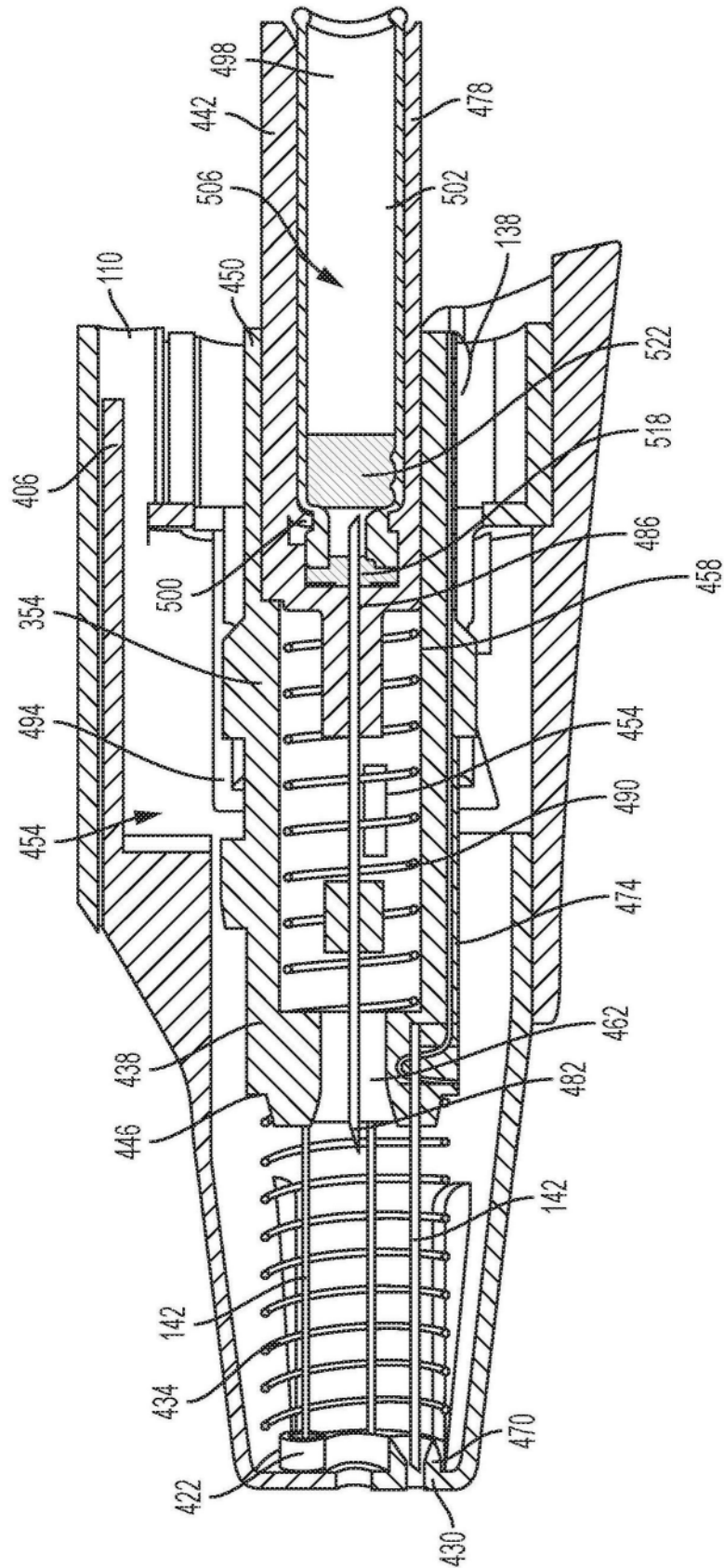


图5

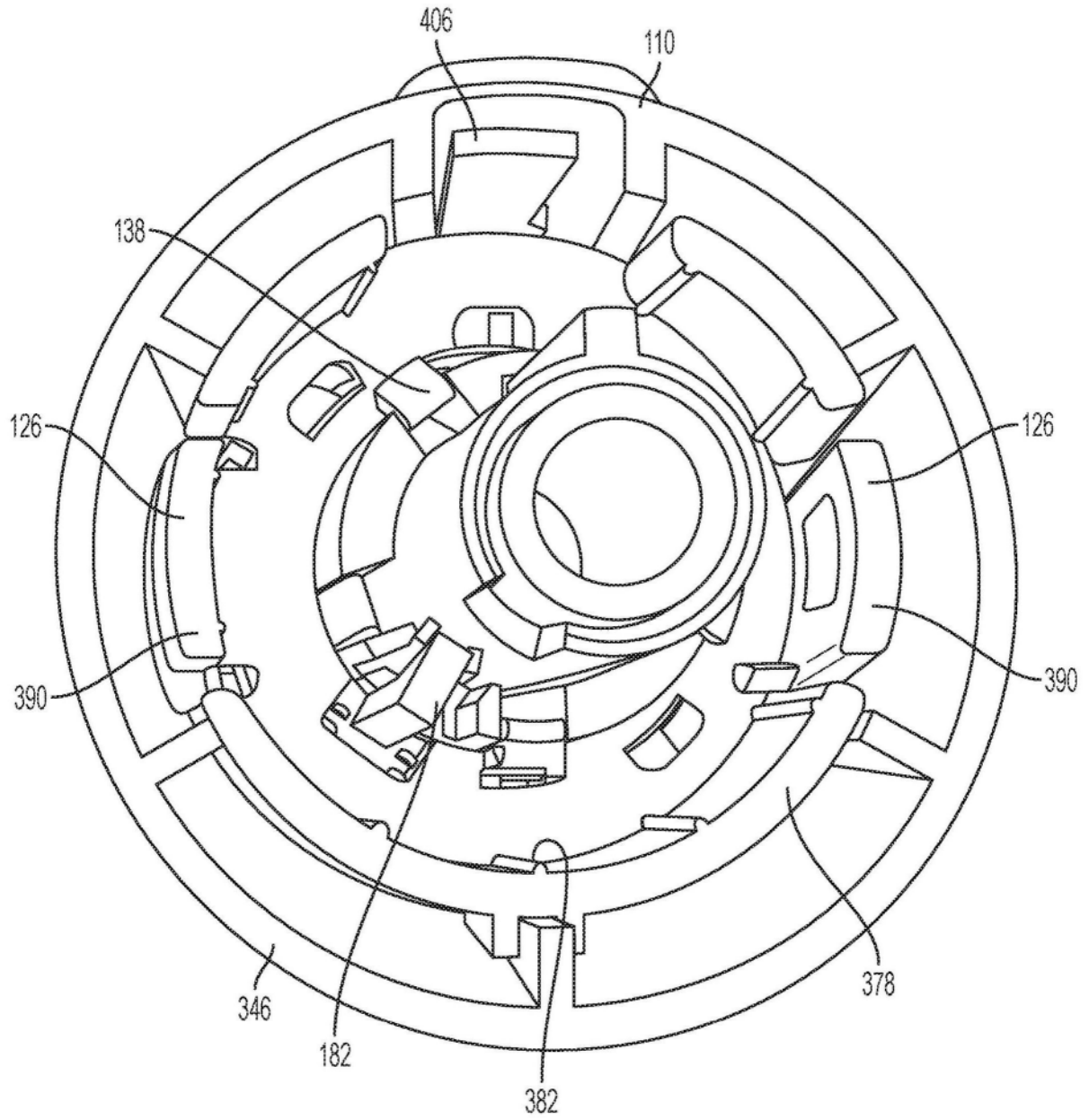


图6

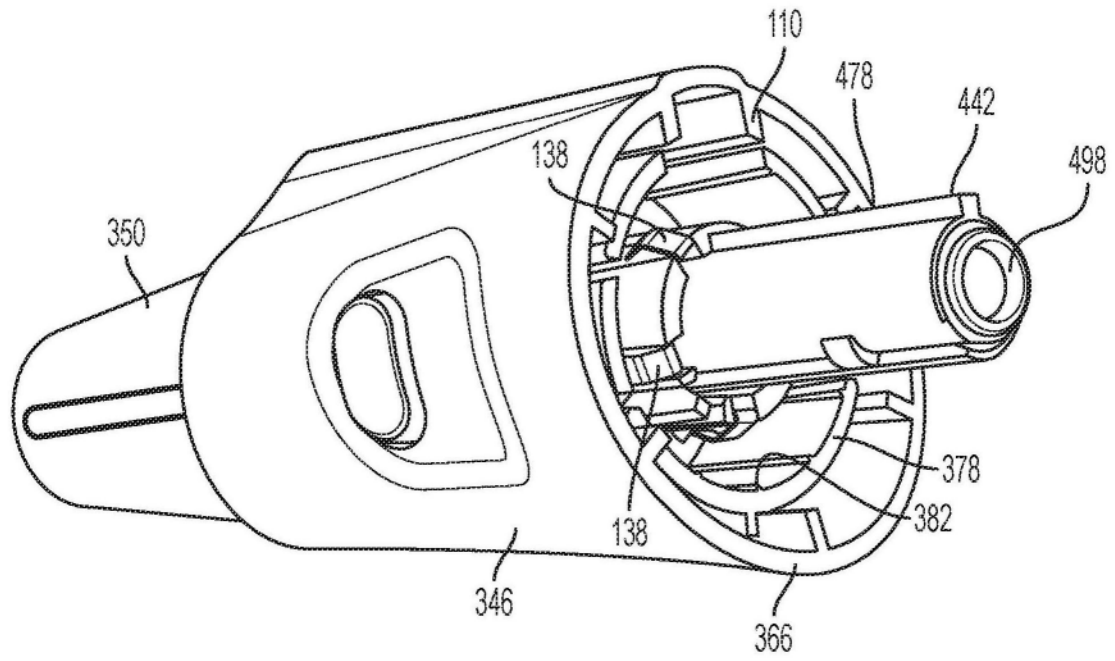


图7

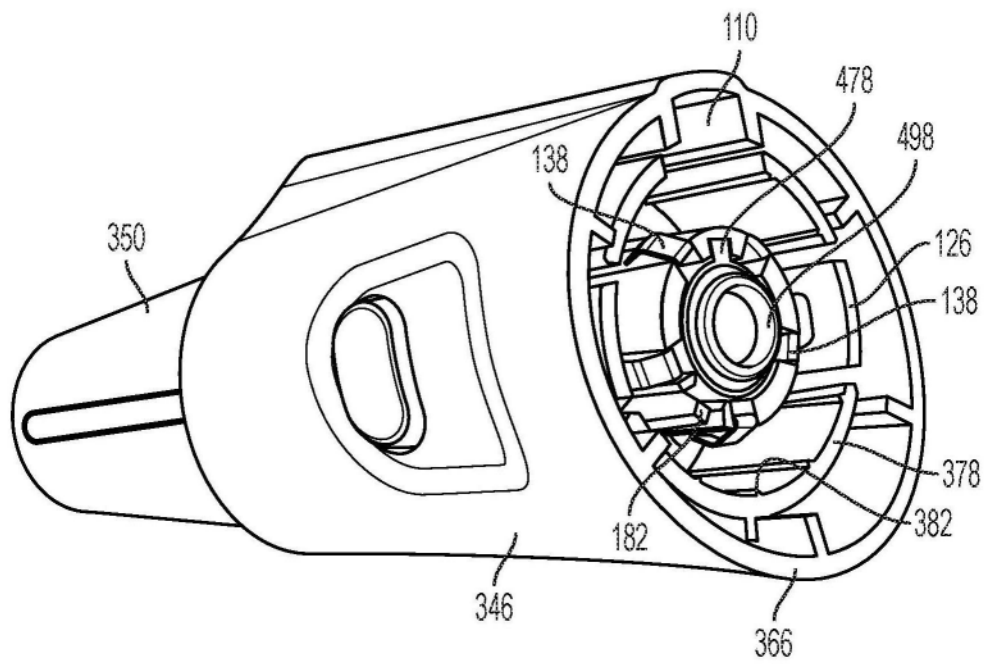


图8

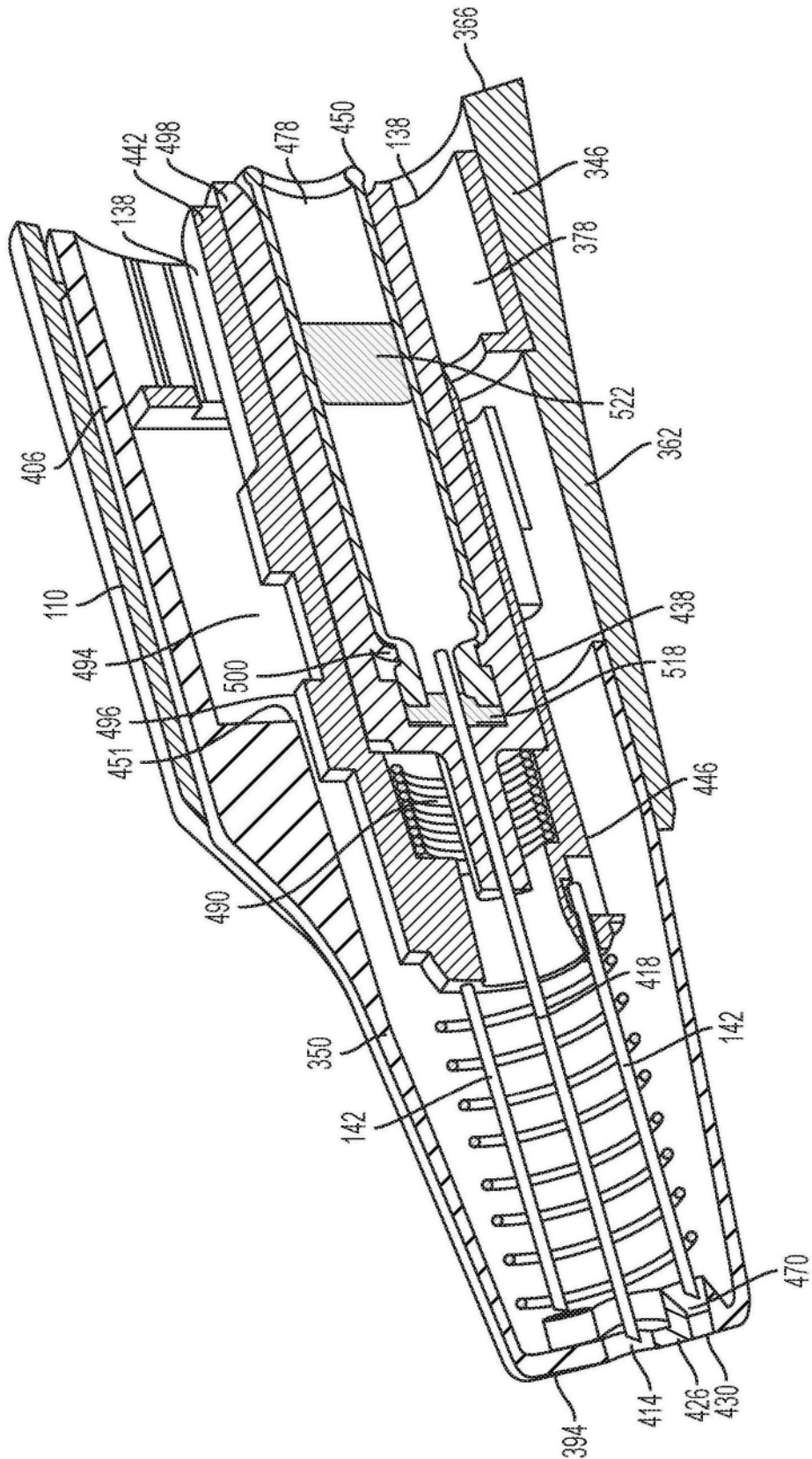


图9

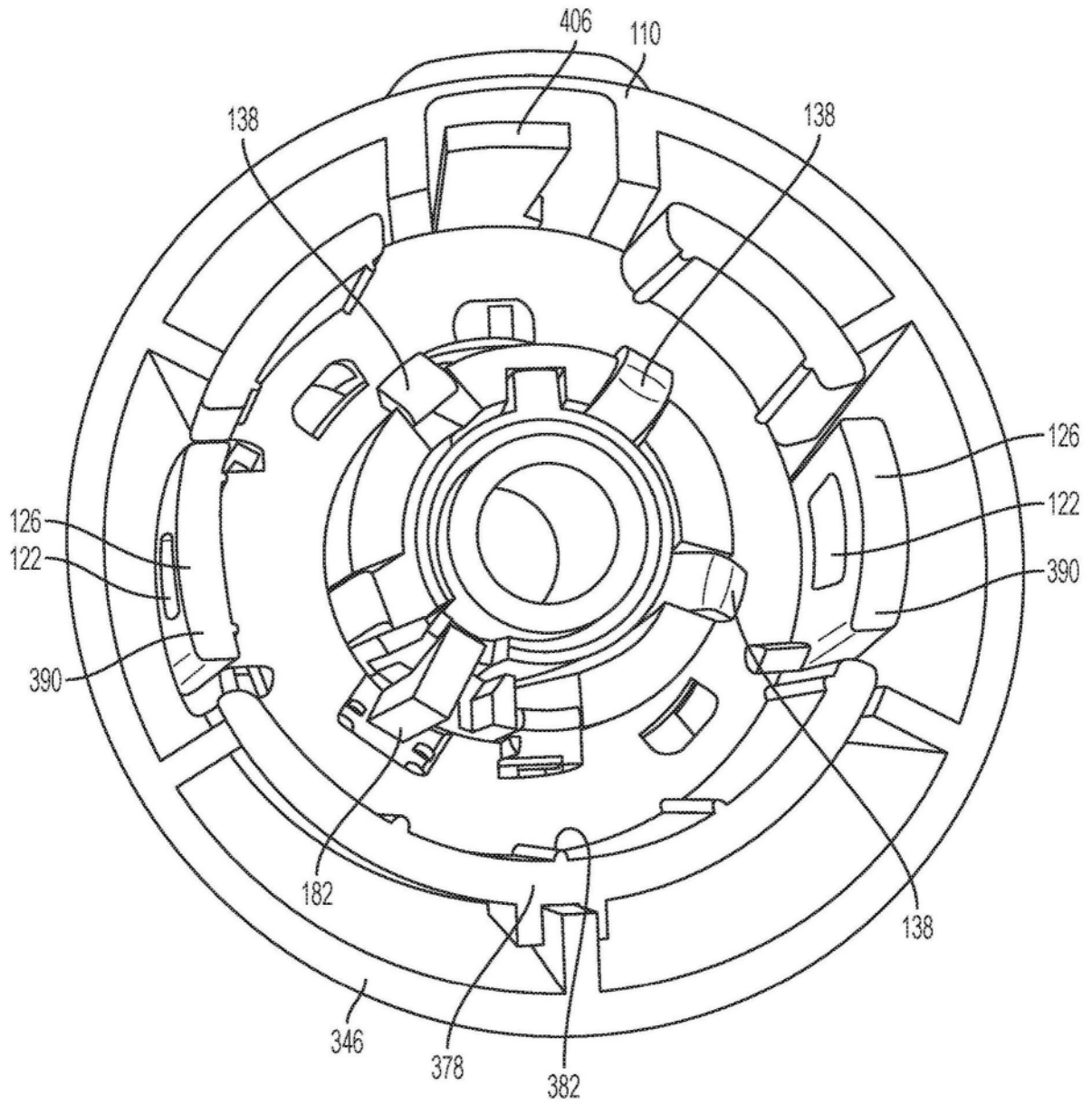


图10

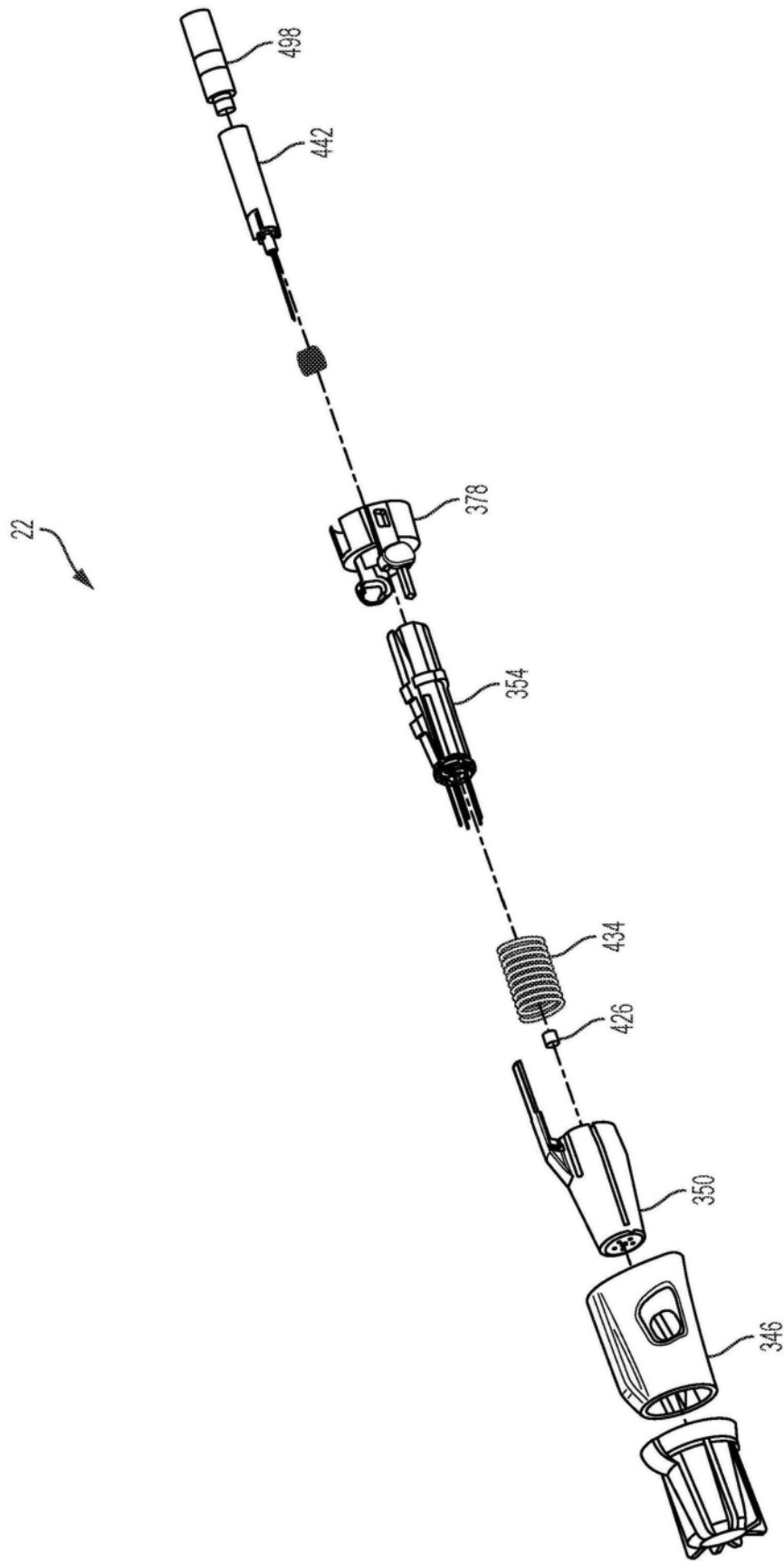


图11

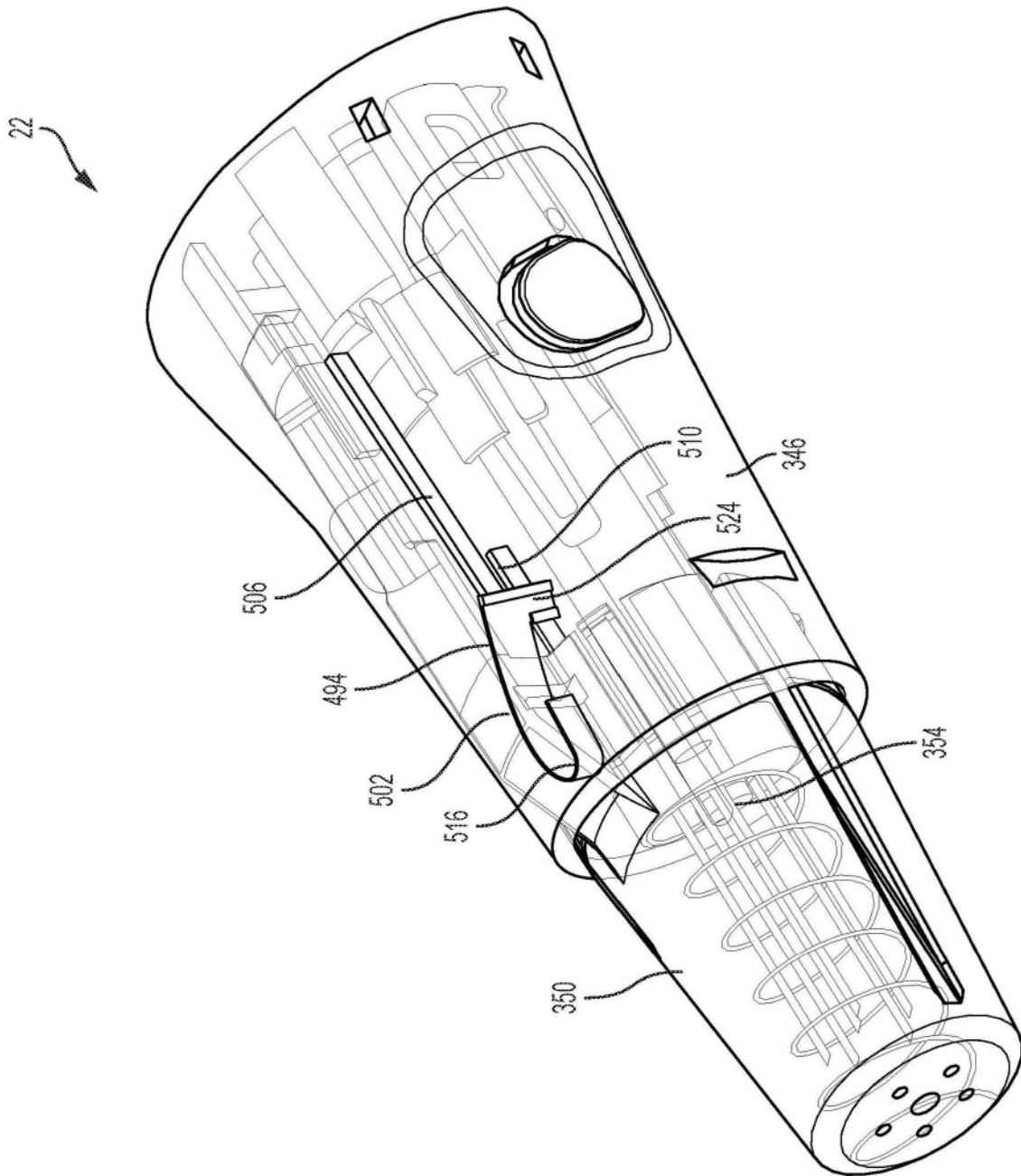


图12

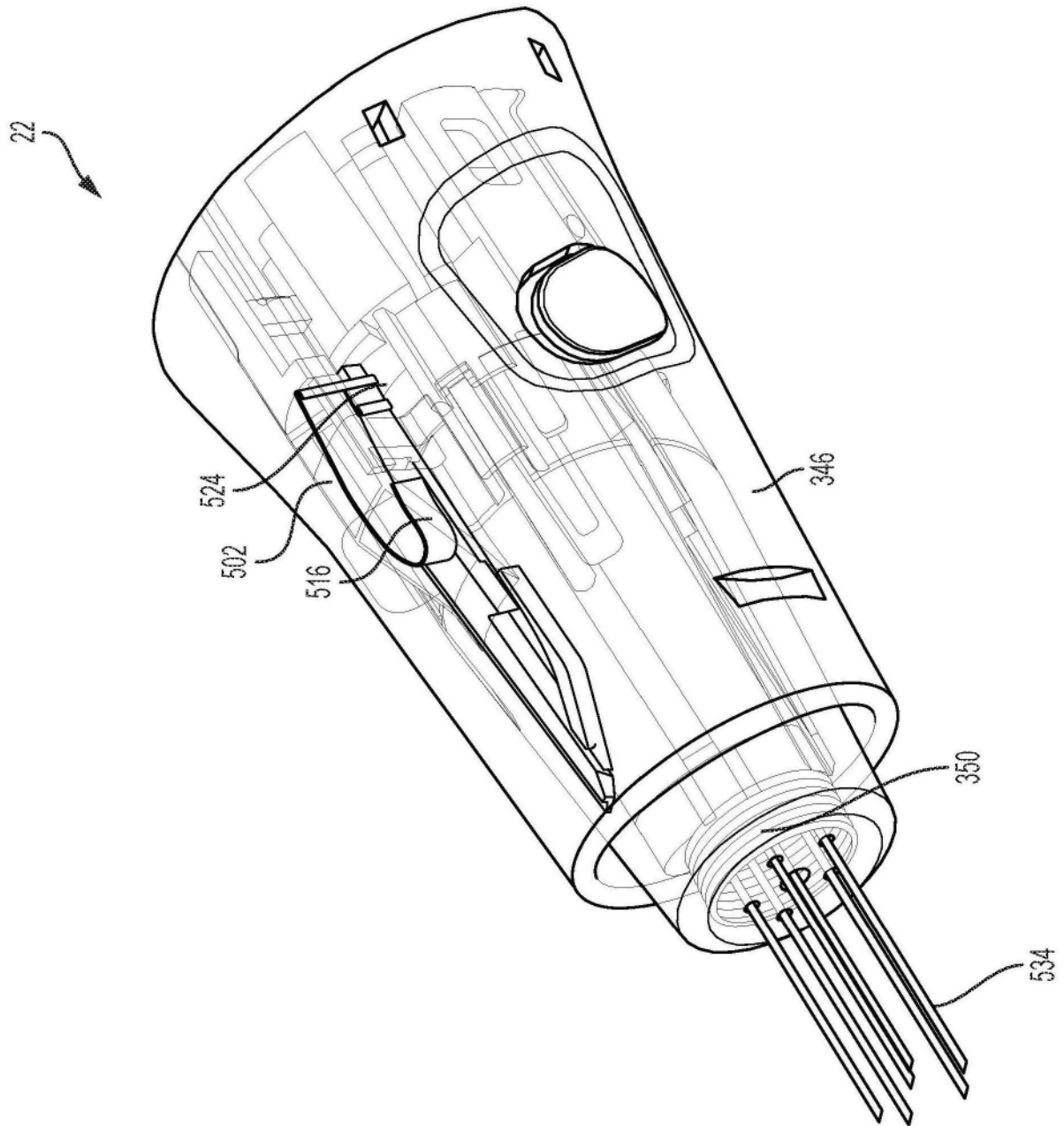


图13

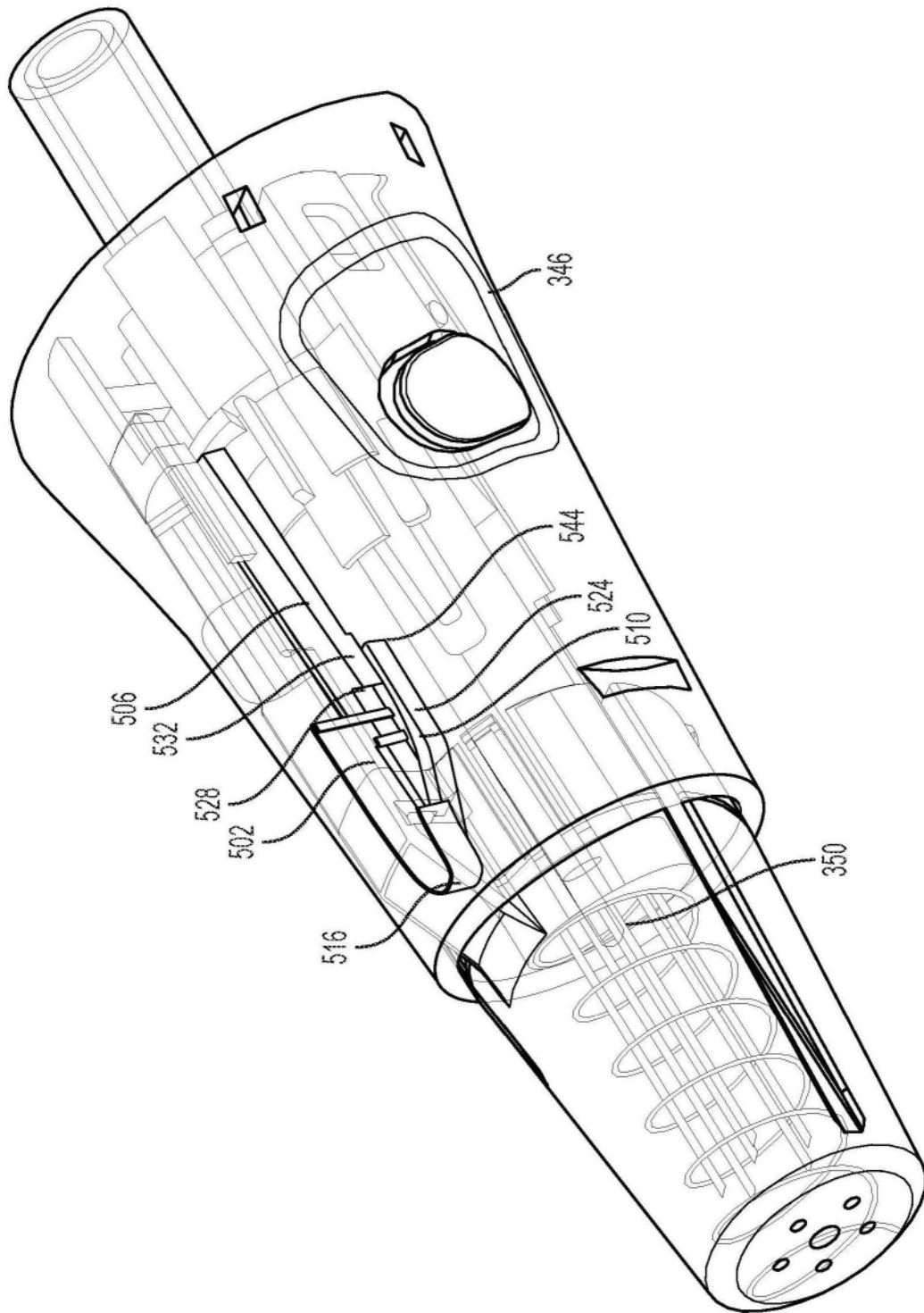


图14

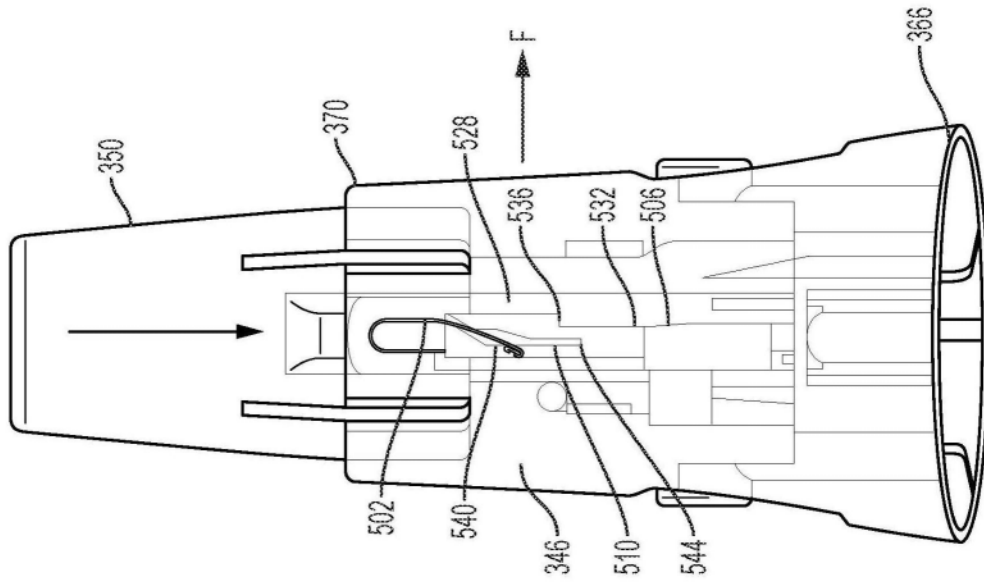


图15a

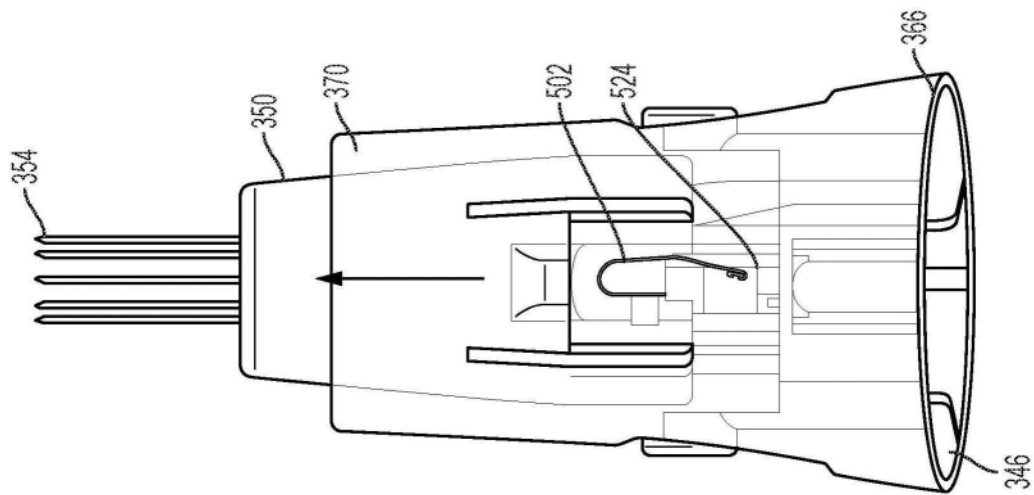


图15b

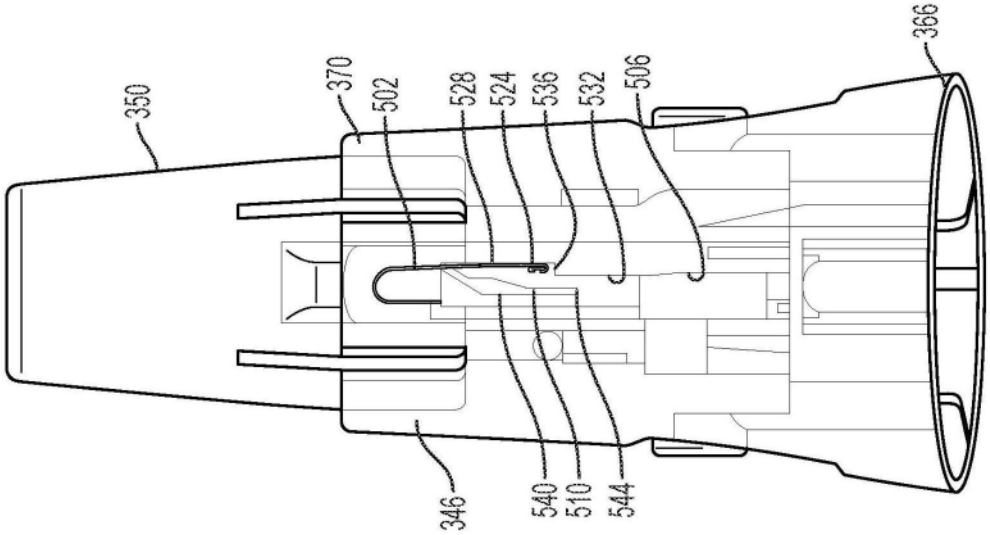


图15c

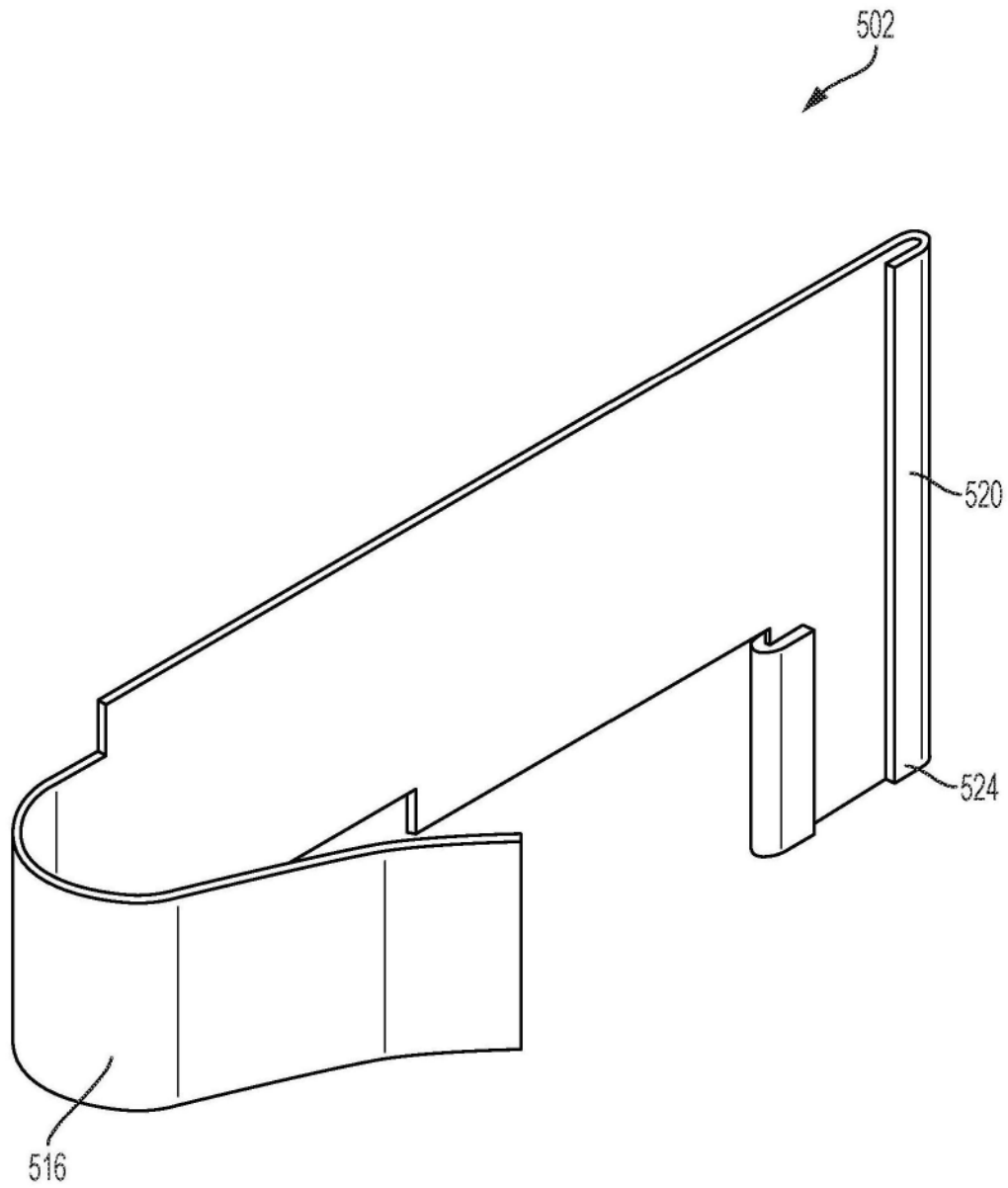


图16

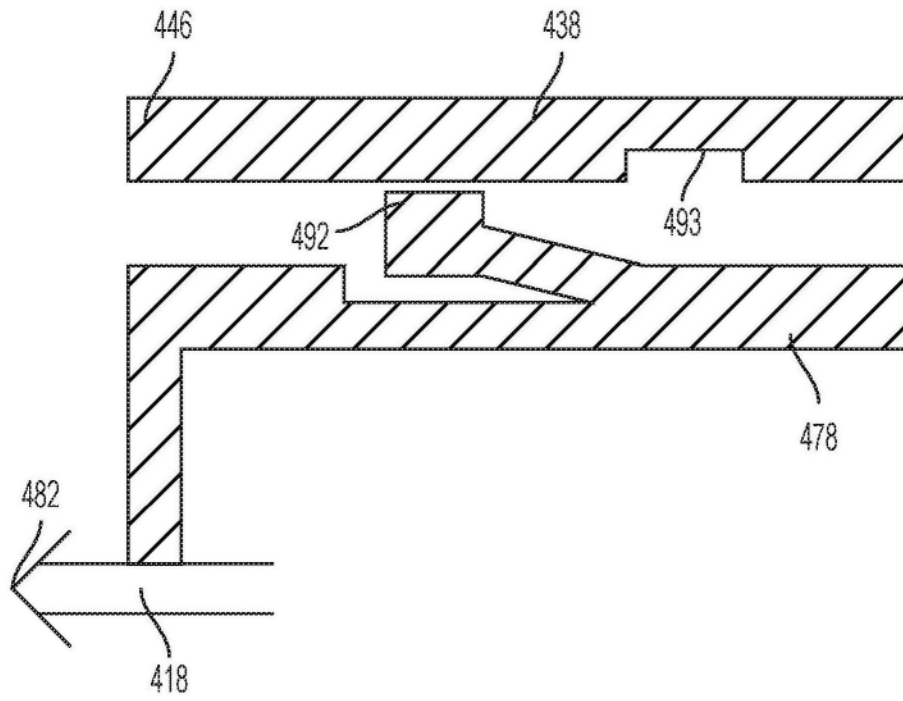


图17

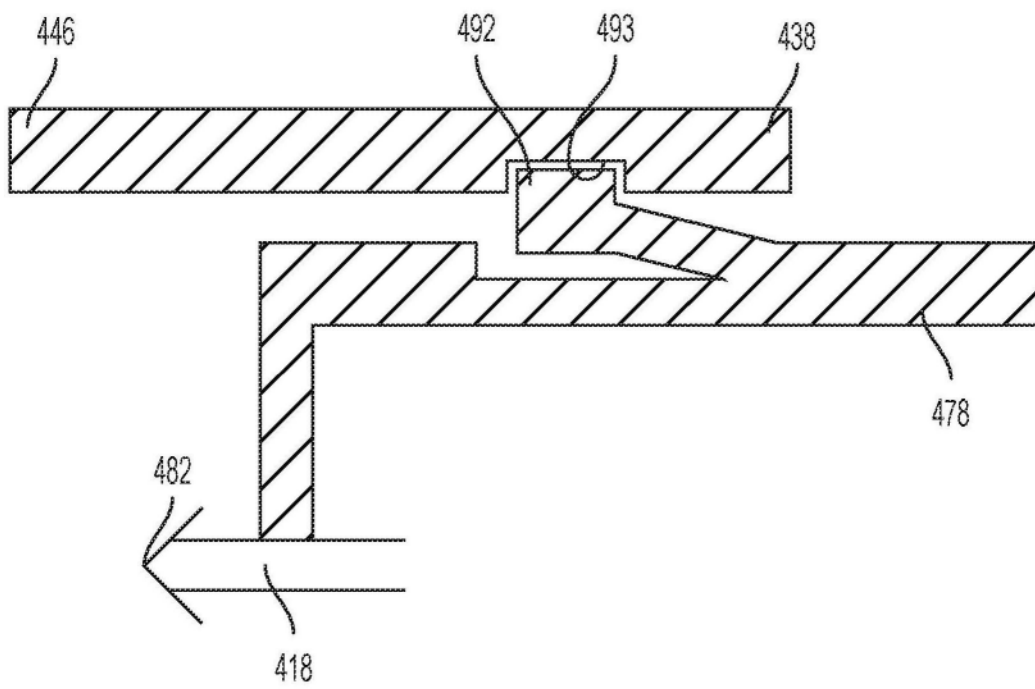


图18

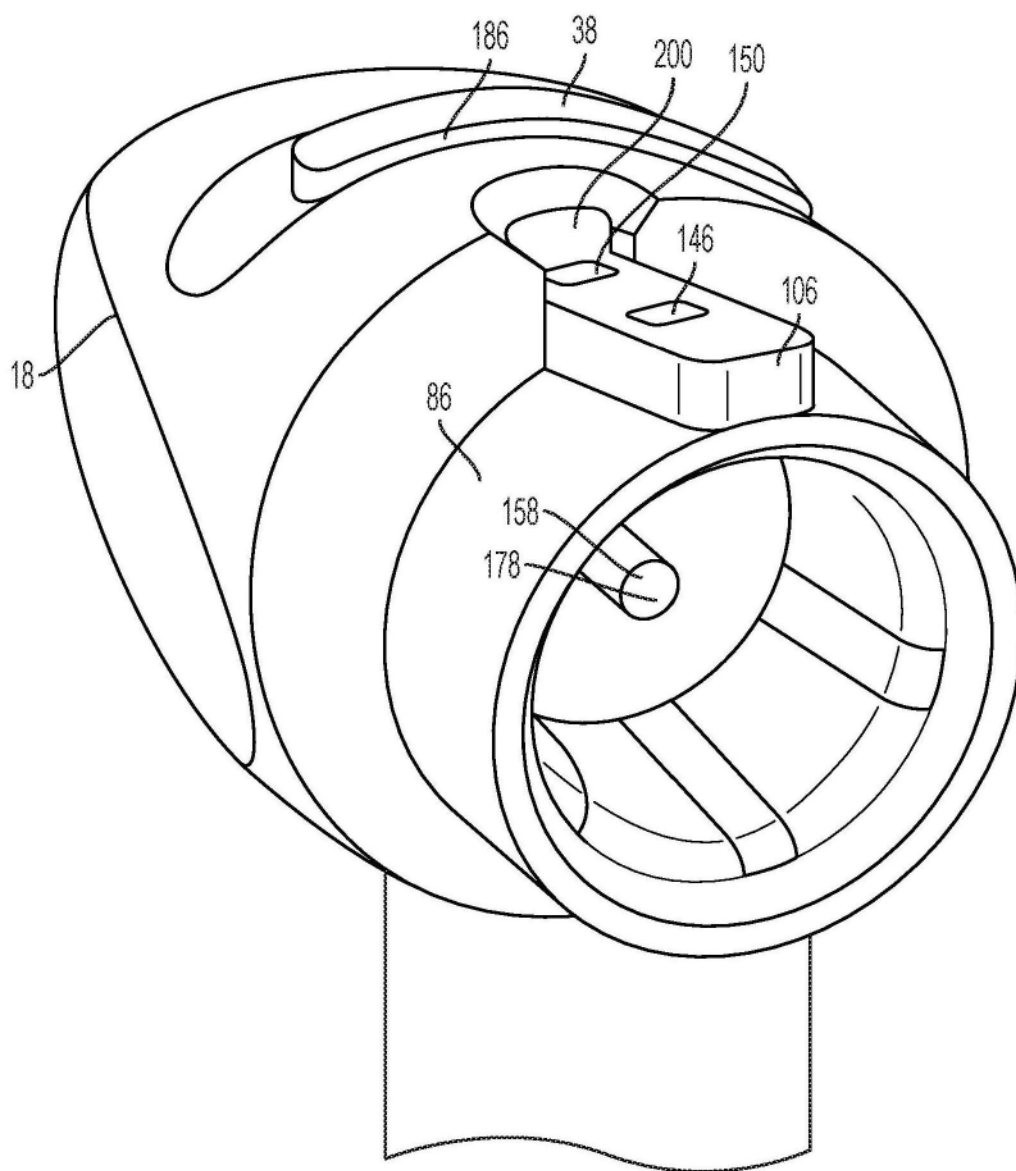


图19

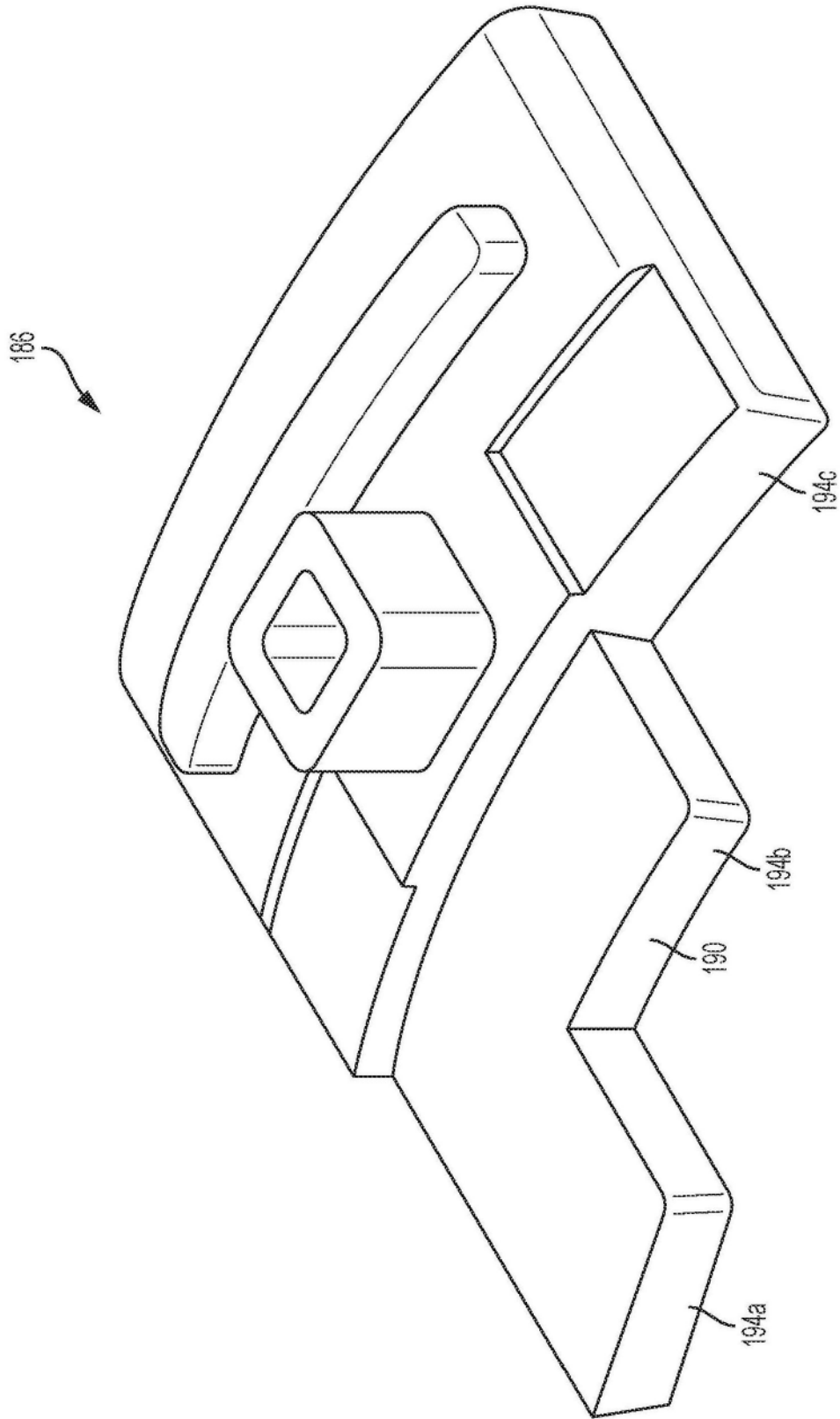


图20