



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105848586 B

(45)授权公告日 2020.02.14

(21)申请号 201480070757.6

(22)申请日 2014.12.23

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105848586 A

(43)申请公布日 2016.08.10

(30)优先权数据
61/920,242 2013.12.23 US
29/493,150 2014.06.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.06.23

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2014/072168 2014.12.23

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/100332 EN 2015.07.02

(73)专利权人 C·R·巴德股份有限公司
地址 美国新泽西州

(72)发明人 K·M·奥伯格 J·R·斯塔斯
P·D·摩根 A·欧罗密
J·B·纽曼 J·C·高泽兹
J·Z·周

(74)专利代理机构 北京市联德律师事务所
11361
代理人 黄大正 邓小容

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

审查员 王珊珊

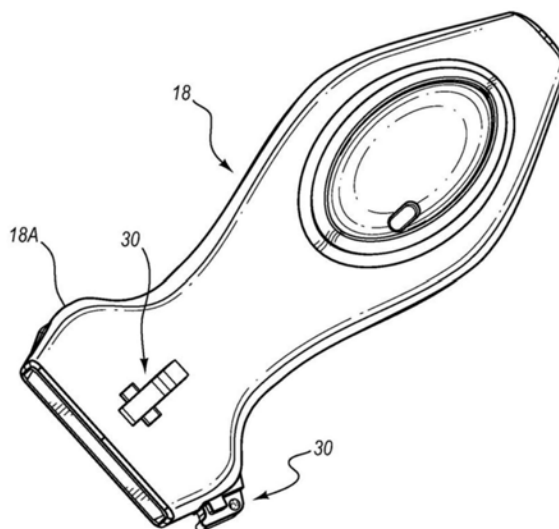
权利要求书1页 说明书10页 附图33页

(54)发明名称

包括增强的可视性入口的针导向器

(57)摘要

本发明公开了用于超声波检查装置的针导向器系统。该针导向器系统同时包括固定的和可调节的针导向器。在一个实施方式中,该针导向器包括可旋转地安装到超声波检查装置的探测器的针导向器主体。多个针通道被布置在该针导向器主体的表面上。每个针通道可以被选择性地旋转就位以在预定的针插入角下将针导向到患者体内。如果需要另一针插入角,旋转针导向器以将限定所需针插入角的新的针通道放置就位。在另一个实施方式中,公开了针导向器,其包括扩展的导向特征,诸如导向锥,以协助将针插入到针通道。



1. 一种用于与手持探测器一起使用的针导向器,包括:
限定具有近侧端和远侧端的第一表面的针导向器主体;
被限定在所述第一表面上的从所述远侧端到近侧段的针通道;和
在所述第一表面的所述近侧段处与所述针通道连接的椭圆漏斗形导向锥,所述导向锥具有延伸超出所述针导向器主体的所述第一表面的所述近侧端的近侧部分;
所述导向锥的所述椭圆漏斗形由周界定,所述周界的前缘以垂直于所述第一表面的方向布置在所述针导向器的所述第一表面上方,所述周界的后缘以垂直于所述第一表面的方向布置在所述针导向器的所述第一表面的下方;
所述前缘相对于所述后缘更远离所述针导向器主体朝近侧延伸。
2. 根据权利要求1所述的针导向器,其中,所述导向锥还在垂直于所述第一表面的方向上在所述针导向器主体的所述第一表面的下方延伸。
3. 根据权利要求1所述的针导向器,其中,所述针通道通过由槽分开的相对的壁所界定。
4. 根据权利要求3所述的针导向器,其中,所述针通道的至少一部分是渐缩的。
5. 根据权利要求1所述的针导向器,其中,所述针导向器主体可拆卸地附接到所述探测器。
6. 根据权利要求5所述的针导向器,其中,所述探测器包括能够以卡扣布置附接所述针导向器的连接器。
7. 根据权利要求6所述的针导向器,其中,所述针导向器主体限定腔,所述腔用于在其中接纳所述连接器。
8. 根据权利要求6所述的针导向器,其中,所述针导向器主体限定多个缺口,所述多个缺口分别接纳所述连接器的多个延伸部,从而稳定所述针导向器到所述连接器的附接。
9. 根据权利要求1所述的针导向器,其中,所述探测器包括超声波探测器,并且其中所述针导向器可拆卸地附接到该超声波探测器,以便相对于所述超声波探测器的纵轴成角度构造地安置所述针通道。
10. 根据权利要求9所述的针导向器,其中,所述第一表面包括所述针导向器主体的顶表面,并且其中所述针导向器主体包括第一腿和第二腿,所述第一腿和所述第二腿的尺寸经设计以成角度构造支撑所述第一表面的所述针通道。

包括增强的可视性入口的针导向器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请是2014年6月5日提交的美国设计专利申请No.29/493,150的部分接续申请,该美国设计专利申请No.29/493,150是2013年5月2日提交的美国专利申请No.13/886,196的接续申请,该美国专利申请No.13/886,196是2009年12月18日提交的美国专利申请No.12/642,456的分案申请,该美国专利申请No.12/642,456现已具有美国专利号No.8,574,160,该美国专利申请No.12/642,456要求了2008年12月18日提交的美国临时专利申请No.61/138,606的权益。本申请还要求了2013年12月23日提交的美国临时专利申请No.61/920,242的权益。前述申请的每一个均通过引用的方式以其整体内容并入本文。

发明内容

[0003] 简要概括地说,本发明的实施方式涉及用于超声波检查装置的针导向器系统。该针导向器系统同时包括与超声波检查装置的探测器一起使用的固定针导向器和可调节针导向器。

[0004] 在一个实施方式中,所述针导向器包括针导向器主体,该针导向器主体可旋转地安装到超声波检查装置探测器。在针导向器主体的表面上布置有多个针通道。每个针通道能够选择性地旋转到位,以预定的针插入角将针导向到患者的体内。如果需要另一个针插入角,可以旋转针导向器以将限定该所需针插入角的一新的针通道放置到位。针导向器可以永久或可拆卸地附接到探测器。

[0005] 在另一个实施方式中,公开了一种针导向器,其包括扩展的导向特征,诸如导向锥,以协助将针插入到针通道。

[0006] 基于以下说明书及所附权利要求书,本发明实施方式的这些及其它特征将变得更加充分地明显,或者可以通过下文阐明的本发明实施方式的实践而习得。

附图说明

[0007] 通过参照在附图中阐明的具体实施方式来提供本公开的更具体的描述。应当理解的是,这些附图仅描绘了本发明的典型实施方式,因此不应被视为对本发明范围的限制。将通过使用附图,以附加特性和细节来描述和解释本发明的示例实施方式,其中:

[0008] 图1为充当可以实行本发明实施方式的示例环境的超声成像系统的简化透视图;

[0009] 图2为图1系统的手持探测器的透视图;

[0010] 图3A和图3B是包括在根据一个示例实施方式的手持探测器、包括在图2的探测器上的针导向器系统的一部分的各种视图;

[0011] 图4A-图4D是根据一个实施方式,与图3A和图3B中示出的手持探测器一起使用的针导向器的各种视图;

[0012] 图4E是被附接到图2的探测器的图4A-图4D的针导向器的透视图;

[0013] 图5A-图6E是根据一个实施方式所述的可调节针导向器系统的各种视图;

[0014] 图7A-图8F是根据另一实施方式所述的可调节针导向器系统的各种视图;

- [0015] 图9A-图10F是根据又另一实施方式所述的可调节针导向器系统的各种视图；
- [0016] 图11A-图11D示出了根据一个实施方式所述的针导向器系统的额外细节；
- [0017] 图12是根据另一实施方式所述的可调节针导向器系统的俯视图；
- [0018] 图13是根据又另一实施方式所述的可调节针导向器系统的俯视图；
- [0019] 图14A-图14C示出了包括在超声波探测器上的连接器的各种视图；
- [0020] 图15A-图15F示出了根据一个实施方式所述的针导向器的各种视图；
- [0021] 图16是具有附接到探测器的连接器的图15A-图15F的针导向器的超声波探测器的透视图；
- [0022] 图17A-图17G是根据某些实施方式所述的针导向器的各种视图；
- [0023] 图18是根据一个实施方式所述的针导向器的端视图；
- [0024] 图19A和图19B是根据一个实施方式所述的针导向器的各种视图；
- [0025] 图20A和图20B是根据一个实施方式所述的针导向器的各种视图；
- [0026] 图21是根据一个实施方式所述的针导向器的俯视图；
- [0027] 图22是根据一个实施方式所述的针导向器的俯视图；和
- [0028] 图23是根据一个实施方式所述的针导向器的俯视图。

具体实施方式

[0029] 现在将参照附图，其中相同的结构被提供有相同的参考标号。应当理解的是，附图是本发明的示范性实施方式的图解和示意性表达，并且其既不是限制性的也不必是按比例绘制的。

[0030] 为了清楚，应当理解的是，措词“近侧”是指相对更靠近使用本文所描述的装置的临床医生的方向，而措词“远侧”是指离临床医生相对更远的方向。例如，放置在患者体内的针或导管的末端被认为是该针或导管的远侧端，而保留在体外的针或导管的末端是该针或导管的近侧端。另外，本文（包括权利要求书）中使用的措词“包括(including)”、“有(has)”和“具有(having)”与措词“包含(comprising)”具有相同的含义。

[0031] 图1-图11D描绘了本发明实施方式的各种特征，它们大体上涉及用于与超声成像装置一起使用的针导向器系统，以协助针或其它医疗器械经皮穿刺(percutaneous insertion)进入到体内部分，诸如患者的脉管系统。

[0032] 首先参照图1，其描述了用于对患者身体的部分进行超声成像的超声成像系统（简称“系统”），其被大体描述为10。系统10包括控制台12，控制台12包括显示器14以及一个或多个用户输入控件16。在一个实施方式中，系统10还包括探测器18，探测器18包括控制按键20形式的一个或多个用户控件。简要地，探测器18经配置以从其头部18A将超声信号传送到患者身体的部分并且接收经由患者身体的内部结构反射后的超声信号。系统10处理该反射的超声信号以描绘在显示器14上。

[0033] 控制台12的用户输入控件16可以包括例如用以调整所接收的超声信号放大率的图像增益控件、用于成像在不同深度的结构及调整显示在显示器14上的超声图像的焦点的图像深度控件、用于选择性地显示深度标记和/或网格线的深度标记控件、用以打印/保存当前显示在显示器上的图像的打印和/或保存控件、用以暂停当前显示在显示器上的图像的图像冻结控件、时间/日期设定控件、和用于操作该系统10的其它控件。对应的控件或其

子集也被包括在探测器18上的控制按键20中。另外,在其它实施方式中,用户输入控件16的功能可以由键盘、鼠标、或其它合适的输入装置提供。

[0034] 图2示出了图1的探测器18,该探测器18包括两个针导向器连接器30,它们被包括以作为根据一个示例实施方式配置的针导向器安装系统的一部分。在本实施方式中,针导向器连接器30被包括在探测器18的前部和侧部,但是具有相同的配置。如此,此处仅详细描述这些连接器其中之一的细节。应当理解的是,在其它实施方式中,针导向器连接器的尺寸、构造、被包括在探测器上的数量等可以不同。另外,探测器的设计和构造仅是能够受益于本文所描述的原理的超声波探测器的一个例子。

[0035] 根据一个实施方式,图3A和图3B给出了针导向器连接器30的进一步细节。每个连接器30包括从探测器头部18A的表面延伸的伸长的第一安装表面32,如将要描述的,其被配置以在其上接纳针导向器。悬突34被限定在安装表面32的端部,以协助维持针导向器与连接器30的啮合。第二安装表面36也被包括在每个连接器30上,该表面限定两个稳定性延伸部36A,36B。在本实施方式中,所述稳定性延伸部36A,36B与第一安装表面32一体成形,并且沿着基本垂直于第一安装表面的纵轴的方向的轴延伸。由稳定性延伸部36A和36B界定的如此配置的第二安装表面36也基本上垂直于第一安装表面32而延伸,但是在其它实施方式中,这两个安装表面可以相对于彼此成其它角度而对准。需要注意的是,第二安装表面及其相应的稳定性延伸部相对于第一安装表面的尺寸、数目和取向可以与本文所明确描述的不同。

[0036] 如将要描述的,一个或多个凹陷部40被限定在第一安装表面32的侧表面上,以与限定在针导向器上的对应突出部啮合。当然,用于维持针导向器与针导向器连接器30的安装表面之间的啮合的其它构造也可以被采用。

[0037] 现在参照图4A-图4D,它们描绘了根据一个示例实施方式的、被大体标示为50的针导向器的各种细节。如所示出的,针导向器50包括顶表面52,其上限定了由两个唇部55界定的针通道54,其用于通过经皮穿刺将针引导到由系统10成像的身体部分。顶表面52,因而以及针通道54,相对于探测器18的纵轴成角度,以使得针能够在由系统10进行的超声成像确定的深度处截击(intercept)目标身体部分。由针通道54限定的针插入角可以根据针导向器的构造而变化。因此,适当角度的针导向器的选择由待截击的患者身体内的预期皮下目标的深度决定。如此,本文描述的针导向器的具体尺寸和构造细节仅是例子。

[0038] 针导向器50限定了第一腔56,最佳示于图4D,其形状经设计以当针导向器可拆卸地附接到探测器18时在其中接纳连接器30的第一安装表面32。平滑成形的延伸表面58被包括在腔56的封闭端并且被配置用于与第一安装表面32的平滑成形的悬突34对接,以在针导向器50附接到连接器30时将其保留在连接器30上。延伸表面58和悬突34可以多种形式来配置以协助将针导向器保留在连接器30上。

[0039] 大体上与第一腔56垂直交叉并且包括缺口60A,60B的第二腔60由针导向器50的主体限定最佳示于图4B。第二腔60的缺口60A,60B经定位,以在针导向器50被附接到针导向器连接器30时,将稳定性延伸部36A,36B分别地接纳在其中,诸如以卡扣(snap-fit)构造的形式,如图4E所示。如此附接的连接器30的稳定性延伸部36A,36B与缺口60A,60B啮合,并且这种啮合与第一安装表面32和针导向器腔56之间的啮合一起,将针导向器相对于探测器18紧固到位。这反过来提供了稳定的针导向器结构,这种结构阻止不期望的移动,诸如针导向器

不期望地在平行于探测器18的纵轴的方向上从探测器滑落。因此,针导向器保持就位以使得临床医生能够在超声波检查系统10成像目标区域的同时,通过针通道54将针或其它医疗器械插入到患者身体的目标区域。应当理解的是,在所有情况下,针导向器50的第一腔56和第二腔60之间的交叉角应当被配置以匹配探测器18的针导向器连接器30的第一安装表面32和第二安装表面36之间的交叉角,而不管所述交叉角是否为直角。

[0040] 针导向器50在第一腔56中进一步包括突出部70,其尺寸和位置经设计以在针导向器被附接到针导向器连接器30时与针导向器连接器30的凹陷部40(图3A、3B)啮合。需要注意的是,针导向器腔的尺寸、形状、数目和其它构造细节可以与本文所描述的不同,但同时仍然处于本实施方式的范围之内。例如,由缺口60A、60B限定的形状除了此处所示的方形构造之外还可以是三角形、圆形等。

[0041] 图4A-4E的针通道54以适于18号针(18Gauge needle)的尺寸被示出。但是,在其它实施方式中,针通道可以被调整尺寸以容纳不同尺寸和构造的针。另外,在一个实施方式中,针导向器可以被配置以接受除了针之外的装置,诸如套管或导管。如上所述,针导向器顶表面可以被配置以使得针通道与探测器18的纵轴所成角度不同于图4A-4E中所示出的角度。如此,多个针导向器可以被构造成与探测器18的探测器针导向器连接器30选择性地可附接/可移除,这使得系统10能够实现多个针插入角,其中,每一个针导向器都具有与探测器18的纵向轴线成独特角度的针通道。

[0042] 现在参照图5A-6E,其中描述了根据另一实施方式的针导向器系统。图5A和5B示出了探测器18,其在探测器头部18A包括安装组件,诸如安装球360,以用于可旋转地接纳如图6A和6B所示的可旋转的针导向器350。如所示出的,针导向器350包括限定有倒角或倾斜的顶表面352的圆形主体。多个针通道354被包括在顶表面上。每个针通道354由两个唇部455或其它适合结构限定。顶表面352经配置以便每个针通道354以独特角度定位。例如,从图6B示出的透视图来看,图6B示出了针导向器350的一个针通道354成角度设置以限定相对于水平线的偏转角 Φ_1 ,并且另一针通道354成角度设置以限定相对于水平线的偏转角 Φ_2 。如将要看到的,相对于可拆卸地或永久地附接针导向器的探测器18的纵轴进行测量,这使得针导向器能够以多个不同的针插入角之一将针引导到患者体内。在图示实施方式中,在针导向器350的顶表面352上包括五个针通道354,但是可以包括多于或小于五个针通道。另外,尽管示出了以星形图案分布的针通道,但是针通道在针导向器顶表面上的分布可以与本文所示出和描述的不同。

[0043] 如上所述,针导向器350被构造以附接到探测器18上的固定装置,诸如图5A和5B示出的安装球360或其它适合的结构,以便针导向器350相对于探测器可旋转。固定装置可以被置在探测器18的任何适合表面上。一个或多个突出部362被包括在针导向器350的底表面上并且各自经定位以啮合限定在探测器头部18A的表面的凹陷部364,并由此将针导向器紧固在特定位置直到被足以克服对应突出部和凹陷部之间的摩擦啮合的力所移动。经如此配置,临床医生可以旋转针导向器350,如图6C所示,直到具有所需插入角的所需针通道354对准可用位置354A,以使得临床医生能够通过所选择的针通道将对应尺寸的针插入到患者体内,从而在预定深度截击患者身体的被成像的目标区域。需要注意的是,所述突出部和凹陷部的位置、数目和构造可以不同于所显示及描述的。

[0044] 图6D和6E示出了针导向器350如何使得不同进入角度的针插入患者体内。在图6D

中,针通道354之一被定位使用,即在位置354A(参见图6C),以便其与探测器18的纵轴380限定针插入角 θ_1 。相反,图6E示出了处于位置354A的另一针导向通道354,其与探测器纵轴380限定了针插入角 θ_2 。如从图6D和6E可以看到的,由图6D的针通道354赋予的针路径相对于由图6E的针通道354赋予的针路径刺入的更深。如此,可以采用图6D的针通道354,从而使针能够截击患者身体的相对更深的目标区域,而图6E所示的针通道可以被用来截击相对较浅的目标区域。

[0045] 因此,根据本实施方式,在使用探测器18和系统10的过程中,针导向器350可以被用于将针引导到患者体内的适当深度。具体地,一旦患者身体的目标区域已被探测器18定位并且被系统10成像,临床医生旋转针导向器350直到相对于探测器18的纵轴380具有所需针插入角的针通道354中的所需的一个针通道处于位置354A并且准备就绪。然后,临床医生可以将针插入到针通道354,该通道以所需针插入角将针引导到患者体内直到针截击目标区域。

[0046] 需要注意的是,针导向器的形状和尺寸可以与此处所描述的不同。例如,在一个实施方式中,针导向器的大致形状可以是六边形、五边形、三角形、正方形和其他几何形状。另外,针导向器的尺寸可以比图6D和6E中所示的更小,从而匹配超声探测器的构造。在一个实施方式中,每个针通道可以被调整尺寸以容纳不同规格的针。

[0047] 现在参照图7A-8E,其描述了根据另一实施方式的针导向器系统。具体地,图8A-8E示出了针导向器450,其大体上包括基部452和挠性延伸部460。基部452在其顶表面上包括由唇部455限定的针通道454,并且在其底表面上包括用以将针导向器450附接到探测器18的连接器456、和用以防止针导向器在探测器上使用的期间的扭曲或扭转的纵向延伸的稳定性轨道458。挠性延伸部460是一伸长构件,其从基部452纵向延伸并且在该延伸部的自由端460A处包括诸如钩462的第一啮合特征。

[0048] 如图7A和7B所示,在本实施方式中,探测器18在其头部18A上包括连接器470,针导向器能够可移除地附接到该连接器470。本身能够被可移除地或永久地附接到探测器18的连接器470包括用于接纳针导向器基部452的连接器456的腔472,以及从探测器表面以锐角向近侧延伸的支撑臂474。探测器18进一步包括接收器阵列480,接收器阵列480包括在此处被构造为多个间隔开的棒482的第二啮合特征,针导向器钩462可与其啮合,例如如图8F所示。具体地,图8F示出了通过连接器456与探测器连接器470的腔472的啮合而附接到探测器18的针导向器450。针导向器挠性延伸部460的钩462被显示为与接收器阵列480的钩接纳棒482之一啮合,由此形成针导向器的第一啮合特征,即钩462,和探测器的第二啮合特征,即棒482中的一个,之间的附接。

[0049] 如此配置的针导向器的针通道454被定向以限定与探测器纵轴380之间的针插入角 θ 。应当注意的是,延伸部460被构造为足够柔韧以允许其如图8F所示的弯曲。在本实施方式中,支撑臂474是弹性的,同时还为针导向器基部452提供所需的刚性,从而在已经选择并设定了针导向器450的角度之后,将针通道454维持在基本固定的位置。另外,稳定性轨道458跨在支撑臂474上以防止针导向器450在使用过程中的不期望的扭曲或扭转。

[0050] 要是期望能够改变由针通道454限定的针插入角,则可以手动的移动钩462以啮合探测器接收器阵列480的棒482中的另一个。这反过来改变了针插入角以及临床医生将针插入到患者体内的深度。通常,在本实施方式中,钩462向更近侧棒482的移动减小了针插入

角,这反过来使得针能够刺入患者体内相对更深的目标区域。当然,针导向器系统可以被配置以使得针导向器组件的移动和针插入角之间存在不同的关系。事实上,在一个实施方式中,可调节的啮合特征可以被包括在针导向器本身上,而不是被包括在探测器上,此处所描述的实施方式正是包括在探测器上的情形。

[0051] 图9A-9E描绘了针导向器450的变型,其中,与先前实施方式的钩相反,挠性延伸部460的自由端460A充当针导向器的第一啮合特征,并且其中,代替先前实施方式的棒,探测器18上的接收器阵列580(图10A)包括实现为多个槽582的第二啮合特征。进一步的,图9A-9E中示出的针导向器450经设计用于与不包括支撑臂(诸如图7A-8F所示的支撑臂474)的探测器连接器一起使用。相反,相对于图7A-8F中描绘的实施方式的挠性延伸部,本实施方式中的挠性延伸部460经配置以便更具刚性,由此使得其能够弯曲以啮合接收器阵列580,同时将针导向器基部452维持在期望的位置。

[0052] 更详细地,,根据以上刚刚结合图9A-9E所描述的第一啮合特征和第二啮合特征,图10A-10F示出了针导向器450与探测器18的啮合方式。需要注意的是,为了清楚起见,在图10A-10F中,已经移除了用于附接针导向器的探测器连接器。具体地,图10A示出了挠性延伸部460,其经定位以便其自由端460A被接纳在探测器接收器阵列580的最远侧槽582中。这导致布置在其上的针导向器基部452和针通道454被调整位置,以便针通道相对于探测器纵轴380限定出相对较大的针插入角 θ ,这对应于将针插入到患者身体的位于靠近患者皮肤表面的相对肤浅的目标区域。

[0053] 图10B-10F显示,随着针导向器450的挠性延伸部自由端460A逐渐地被插入到探测器接收器阵列580的更近侧槽582,针插入角 θ 减小,这对应于将针逐渐引导到患者体内更深的目标区域。如此,槽582和针导向器450可以经构造以便定位针通道454来限定预定的针插入角。在一个实施方式中,例如,结合图9A-10F描述的针导向器系统可以限定针插入角为约3度至约43度,但是应当理解的是,可以实现各种可能的角度。应当注意的是,如本领域技术人员所理解的,用来互连针导向器和探测器的针导向器和探测器的第一及第二啮合特征可以与本文所描述的不同。

[0054] 根据一个实施方式,图11A-11D描述了用于探测器头部18A的用以啮合针导向器的一个可能的连接器670。具体地,连接器670包括两个外翅片672,这两个外翅片之间定位有内翅片674。如最佳示于图11D,凹槽676被包括在内翅片674上,并且外翅片672、内翅片674或所有翅片包括弹性材料,从而使得它们能够变形,以便促进针导向器的连接器部分,诸如图7A-8F相关实施方式中所描述的针导向器450的连接器456,插入到所述凹陷部。在一个实施方式中,仅内翅片是弹性的,而外翅片基本上是刚性的。因此,应当理解的是,针导向器和探测器之间的附接方式可以包括多种可能设计的任何一种。另外,应当理解的是,除了本文明确示出和描述的唇部之外,可以使用多种方式的任何一种来限定针通道。

[0055] 图12和13描绘了其它针导向器实施方式。在图12中,示出了线形针导向器750,其包括顶表面752,其上布置了各自对准以限定不同针插入角的多个针通道354。如图12所示,通过横向滑动针导向器750可以选择待用的特定针通道。在图13中,示出了半圆形针导向器850,其包括顶表面852,其上以扇形图案布置了多个针通道354,每个针通道限定不同的针插入角。指状握把855可以被包括在针导向器850的主体上以协助其移动,从而使得所需针通道入位待用。因此,这些实施方式是可能的许多不同的针导向器构造的例证。

[0056] 根据一个实施方式,图14A-16描绘了用于与探测器,诸如超声探测器,一起使用的针导向器/连接器系统的多个细节。具体地,根据本实施方式,图14A-14C描绘了包括在探测器18的头部18A上的连接器30的多个细节。由于图14A-14C的实施方式与图3A和3B中示出的连接器具有一些相似性,所以将仅讨论当前连接器30的选定方面。

[0057] 如图14A-14C所示,连接器30包括终止于悬突34中的第一安装表面32。还描绘了第二安装表面36,其包括用于向附接到连接器30的针导向器提供稳定性的延伸部36A和36B,如下文进一步所讨论的。与图3A和3B的连接器的实施方式相反,此处延伸部36A和36B限定圆形。如上所述,其它延伸部形状是可以的。如前,在连接器30的任一侧提供了凹陷部40。连接器30的具体位置以及其具体设计可以与本文所示出和描述的不同。

[0058] 根据一个实施方式,图15A-15F描绘了用于与图14A-14C的连接器30一起使用的针导向器50的多个细节。由于本实施方式与图3A和3B中示出的针导向器具有一些相似性,所以将仅讨论当前针导向器50的选定方面。

[0059] 需要注意的是,本文下列实施方式中描述的针导向器被构造以便针容易地插入到针导向器的导向通道中。这促进了针插入的容易度,即使当针导向器相对地远离用户被放置时也如此,诸如,当针导向器与超声成像系统的探测器一起被包括并且在将针装载到针导向器的过程中有必要将探测器维持在患者的皮肤表面上时的这种情形。例如,当超声成像系统包括磁基针(magnetic-based needle)插入导向系统时会产生这种情况,磁基针插入导向系统经常需要在导向系统的磁校准后使超声探测器和附接的针导向器保持在患者的皮肤上。关于磁基针插入导向系统的例子的进一步细节,可以在2013年9月27日提交的名称为“包括对准磁性元件的针组件(Needle Assembly Including an Aligned Magnetic Element)”的美国专利申请公开文本No.2014/0031674中找到,其通过引用的方式整体地并入本文。

[0060] 考虑到上述内容,根据本实施方式,图15A-15F描绘了构造为用于可拆卸地附接到图14A-14C的连接器30或超声探测器18的其它部分的针导向器50的多个细节。如所示出的,针导向器50包括由一个或多个腿53支撑的顶表面52。顶表面52充当平台,其上由两个相对的伸长唇部55限定针通道54,槽55A介于它们之间,通过经皮穿刺,被包括于平台之上的针通道54用于将针导向到由超声成像系统10成像的身体部分。当针导向器50被附接到探测器时,顶表面52以及由此的针通道54相对于探测器18的纵轴成角度,从而使得针能够在由系统10进行的超声成像所确定的深度下截击目标身体部分。由针通道54限定的针插入角可以根据针导向器的构造而变化。

[0061] 针导向器50限定了腔56,最佳示于图15C和15F,其形状经设计以在其中接纳连接器,诸如图14A-14C中的超声波探测器18的连接器30或针导向器要被附接到的其它设备。平滑成形的延伸表面58被包括在腔56的封闭端并且被构造用于当探测器被附接于其上时与探测器的连接器30的悬突部分34接合。延伸表面58仅是包括在针导向器50上用于协助将针导向器保留在连接器30上的特征的一个例子。需要注意的是,本实施方式中的针导向器50被可拆卸地附接到设置在超声探测器上的连接器,诸如卡扣布置;在其它实施方式中,针导向器永久地附接至探测器或其它装置也是可以的。在又另一实施方式中,针导向器附接到帽部或其它组件,所述帽部或其它组件反过来附接到探测器。

[0062] 缺口61被限定在针导向器主体的腿53中,最佳示于图15B和15F中,并且被定位以

分别在其中接纳包括在探测器18上的连接器30的延伸部36A,36B(图14A-14C)。这用于增强针导向器50和连接器30之间的连接稳定性,从而在附接到探测器18的同时阻止不期望的针导向器的移动。如上所述,需要注意的是,缺口的尺寸、形状、数目和构造可以与本文所示出和描述的不同。

[0063] 针导向器50在腔56中进一步包括两个突起部70,它们的尺寸和位置经设计以与探测器18上的针导向器连接器30的对应的两个凹陷部40啮合(图14A-14C)。需要注意的是,针导向器突起部和腔本身的尺寸、形状、数目和其它构造细节可以与本文所描述的不同,而仍然处于本实施方式的范围之内。

[0064] 图15A-15F的针通道54以适于21号针的尺寸被示出。但是,在其它实施方式中,针通道可以被调整尺寸以容纳其它尺寸和构造的针。另外,在一个实施方式中,针导向器可以被构造以接受除了针之外的装置,诸如套管或导管。

[0065] 如上所述,针导向器顶表面52被定向以便针通道54与探测器的纵轴限定一角度。例如,图15A-15F中示出的针导向器50的顶表面52和针通道54成角度,以便在探测器头部18A以下约两厘米的距离处截击探测器18的纵轴的延伸部。如将要看到的,顶表面/针通道可以限定其它角度。另外,在其它实施方式中,针通道可以被包括在除了针导向器主体的顶表面的其它位置,诸如侧表面。

[0066] 针导向器50进一步包括扩展的导向特征以促进针插入到针通道54的近侧端的容易度。如本文中所使用的“扩展的导向特征”包括增强用户将针导向到/进入针导向器的针通道的能力的特征、组件、元件等。在本实施方式中,扩展的导向特征包括导向锥80,其布置在针导向器50的近侧端,从针导向器50的顶表面52延伸并且由唇部55的近侧部分限定,由此与针通道54连通。

[0067] 如所示出的,导向锥80呈椭圆漏斗形,以便提供渐缩的圆锥形三维漏斗状表面84,其将针的远侧端导向针通道54。如此,导向锥80提供了相对大的目标,这易于使用针导向器的临床医生观看和接近。这反过来避免了临床医生在超声成像过程中从患者的皮肤移除探测器18(图14A-14C)的需要,从而将针插入到附接到探测器的针导向器的本来相对小的针通道中。如以上已经讨论的,探测器18从患者的皮肤的此种移除是不期望的并且可能破坏与超声成像系统相关联的磁基针插入导向系统的有效性,所述导向系统经常要求探测器在已经进行磁校准之后不从患者皮肤移动。

[0068] 更详细地,图15C显示,导向锥80包括椭圆形周界82,周界82又包括前缘82A和后缘82B。前缘82A包括周界82的大约一半,即,从图15C的透视图来看,布置在针导向器50的顶表面52上的周界部分。因此,周界82的前缘82A界定导向锥的布置在针导向器顶表面52上方的部分,该部分在本文中也指相对于顶表面在垂直方向上的上方的部分。周界82的后缘82B界定导向锥80的布置在针导向器50的顶表面52下方的部分,该部分在本文中也指相对于顶表面在垂直方向上的下方的部分。

[0069] 图15B示出了导向锥80的向前延伸部分86,其延伸超过针导向器50的近侧端50A。另外,相对于后缘82B,周界82的前缘82A更远离针导向器50的主体的方向朝近侧延伸,所述周界被包括在向前延伸部分86上。但需要注意的是,导向锥、其周界、前缘和后缘的形状和构造可以与本文示出并描述的不同。例如,导向锥可以限定圆形漏斗状。在另一个实施方式中,导向锥的周界可以与针导向器的近侧端一致,而不是延伸经过近侧端。需要注意的是,

在一个实施方式中,针导向器由适合的热塑性塑料制成,诸如低密度聚乙烯,但是也可以采用其它材料。在一个实施方式中,针导向器材料的所需特性包括所述材料形成的针通道足够牢固以将针保留在其中、而又足够柔韧以使得针通道的唇部能够变形并将针从针通道释放的能力。

[0070] 图16描绘了使用图14A-14C的连接器30附接图15A-15F的针导向器50的方式。如所示出的,连接器30被接纳在针导向器50的腔56内,以便腔中的延伸表面58卡扣在连接器的悬突34上。另外,布置在针导向器腔56中的突出部70被接纳在对应的凹陷部40中,以进一步将针导向器50卡扣附接到连接器30。

[0071] 在这种附接状态下,图16进一步示出,针导向器50的缺口61被定位以在针导向器被附接到连接器30时在其中接纳对应的延伸部36A,36B。如此附接,且如同先前实施方式那样,连接器30的稳定性延伸部36A,36B啮合缺口61以协助将针导向器相对于探测器18紧固就位。如果期望从连接器30卸下针导向器50,用户可以简单地从连接器拉拔针导向器以克服卡扣布置。

[0072] 现在参照图17A-17G。如上结合图15A-15F所述的,针导向器顶表面52可以被定向,以便针通道54与探测器(图14A-14C、16)的纵轴限定一角度,这与图15A-15F中所示出的不同。在一个实施方式中,这是通过改变针导向器腿53的长度来实现的,如图17A-17G中所描绘的,其中显示针导向器50包括不同尺寸的腿53,以便提供不同的针通道-至-探测器纵轴的角。这反过来根据针导向器角度,导致通过针通道54布置的针与探测器纵轴延伸部在离探测器头18A表面的不同距离相交。

[0073] 鉴于上述内容,图17A-17G示出了针导向器50,其被构造用于大约0.5cm(图17A)、1.0cm(图17B)、1.5cm(图17C)、2.5cm(图17D)、3.0cm(图17E)、3.5cm(图17F)和4.0cm(图17G)的交叉距离。

[0074] 如此配置的多个针导向器的每一个具有与探测器的纵轴限定独特角度的针通道,所述多个针导向器可以被构造以选择性地可附接到探测器的探测器针导向器连接器或可从探测器的探测器针导向器连接器上移除,这使得使用系统10能够实现多个针插入角。当然,其它角度也是可以的。在另一实施方式中,在单个针导向器上包括多于一个针通道。

[0075] 图18描绘了根据另一实施方式的针导向器50的细节,包括支撑顶表面52的腿53,在顶表面52上布置了针通道54。针导向器50包括扩展的导向特征,用于协助将针导向到针通道54中。扩展的导向特征在此处包括凹面形状的导向面180,其限定在针导向器50的近侧端50A上。导向面180由半圆形周界182限定,以便从图18中示出的透视图看,导向面基本上延伸针导向器50的主体的宽度。周界182界定凹面形状的圆锥截面184,截面184漏斗形朝向针通道54并与该针通道54连通。

[0076] 图19A和19B描绘了根据另一实施方式的针导向器50的细节,其包括支撑顶表面52的腿53,在顶表面52上布置有针通道54。针导向器50包括用于协助将针导向到针通道54中的扩展的导向特征。该扩展的导向特征在此处包括具有一定厚度的导向锥280以便从针导向器50的近侧端50A延伸。导向锥280由界定圆形漏斗状表面284的圆形周界282限定,该圆形漏斗状表面284漏斗形朝向针通道54并且与该针通道54连通。槽283被包括在导向锥280中以使得针能够从其移除。

[0077] 图20A和20B描绘了根据另一实施方式的针导向器50的细节,其包括支撑顶表面52

的针导向器主体,顶表面52上布置有针通道54。针导向器50包括用于协助将针导向到针通道54中的扩展的导向特征。该扩展的导向特征在此处包括两个导翼380,它们在平行于顶表面52的方向上从针导向器50的近侧端50A向近侧延伸,以便导翼的上表面382基本上平行于针通道54的纵向取向。

[0078] 导翼380被定位为靠近针通道54的近侧开口,以便在导翼的上表面382上方移动的针可以以最小的努力被插入到针通道中。图20B显示,导翼380的每一个被成形为翼状的样式,以便向针通道54的近侧开口聚合,进一步引导用户将针导向至针通道。需要注意的是,针导向器可以采用不同数目、尺寸、形状和构造的导翼。

[0079] 图21-23描绘了根据实例实施方式的针导向器50的额外方面。在图21-23的每一个中,针导向器50限定了扩展的导向特征,其包括用于将针导向到布置在顶表面52上的针通道54中的凹面形状的导向面480。在图21中,针通道54基本上是直线形的。相反,针通道54包括渐缩部分490,其中针通道的横截面区域在尺寸上从其近侧端向远侧端减小。图22中的渐缩部分490基本上包括针通道54的全部,而在图23中,渐缩部分490约仅包括针通道的近侧一半,其远侧的针通道保持大体上的直线形。可以预期的是,针通道的渐缩性质可以与本文所示和描述的不同。

[0080] 在不脱离本公开的精神的前提下,本发明的实施方式可以以其它具体形式来体现。在所有方面,所描述的实施方式应当被视为说明性的而非限制性的。因此,实施方式的范围由所附的权利要求书来界定而非前面的说明书。落入权利要求的等价含义和范围内的所有变化均被涵盖在权利要求的范围内。

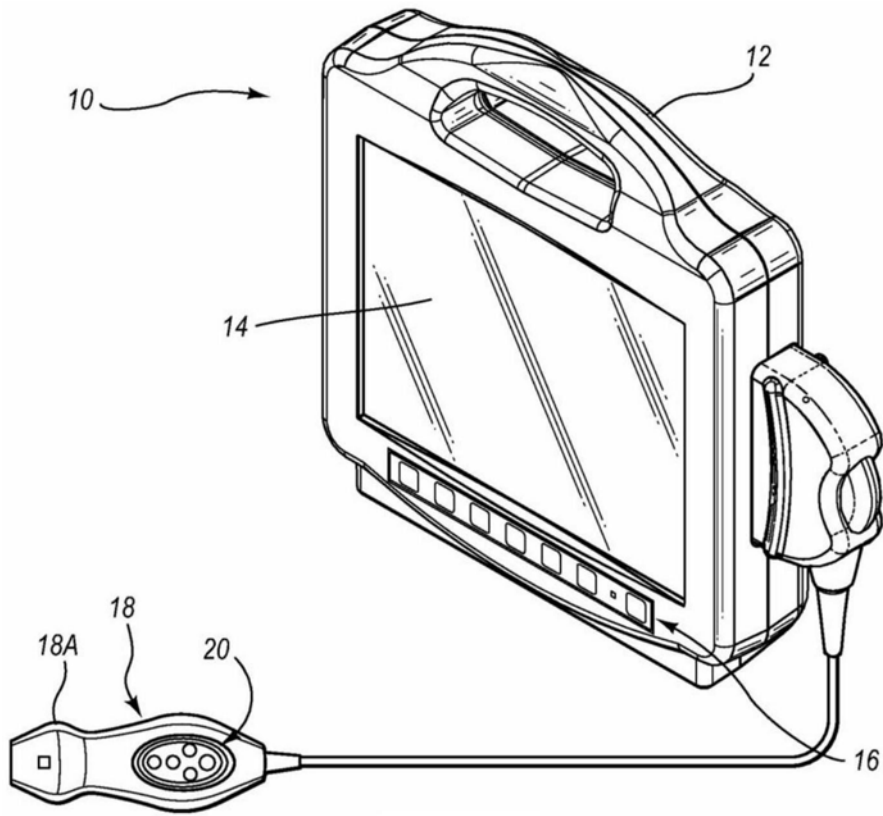


图1

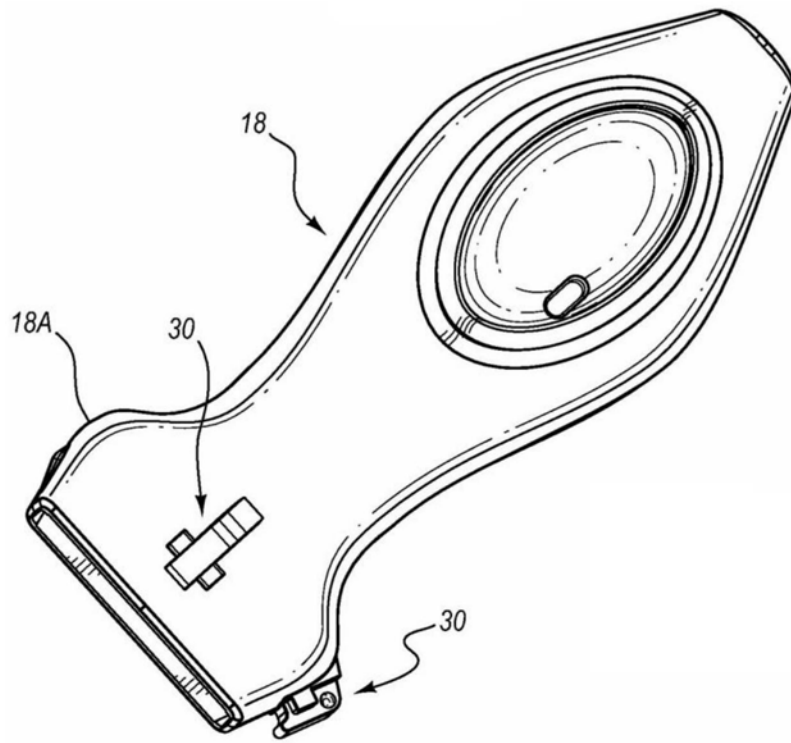


图2

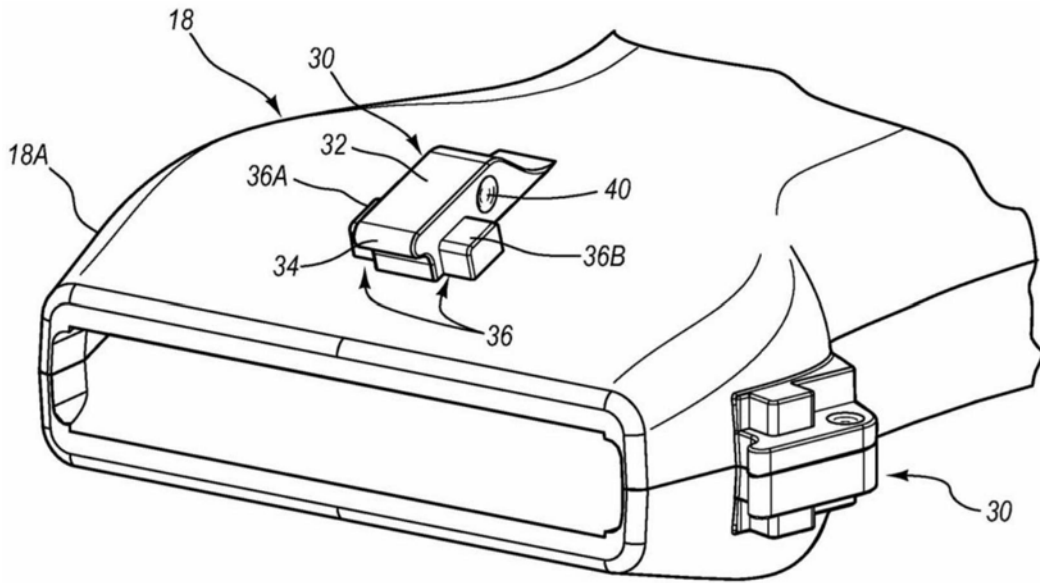


图3A

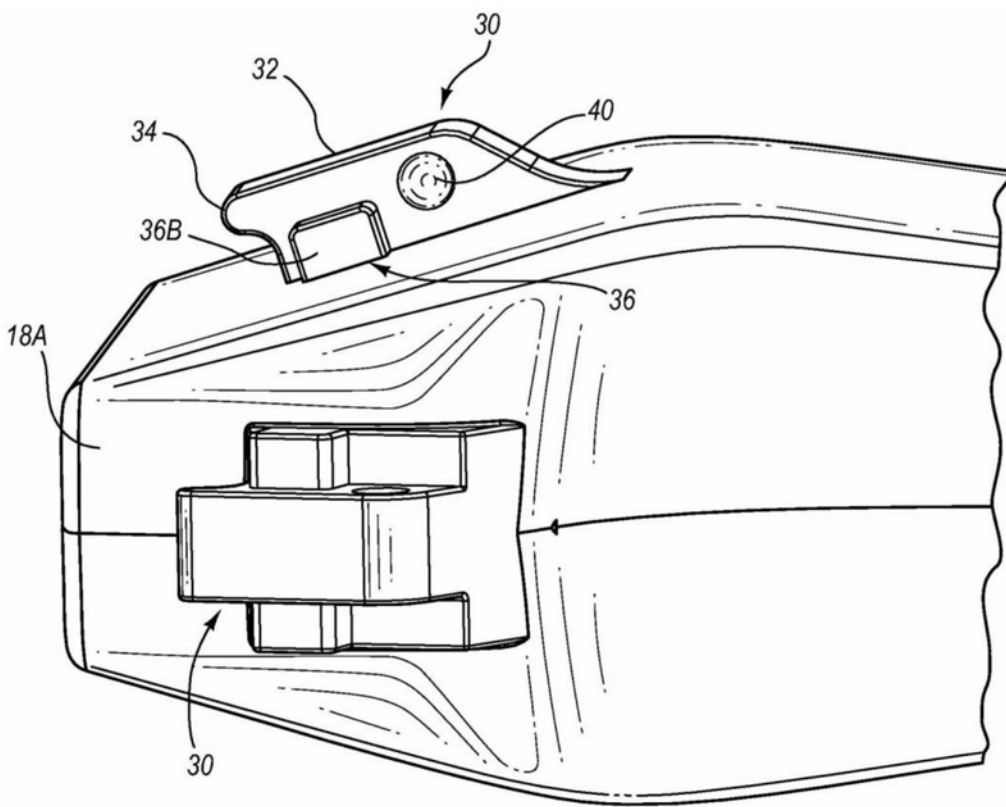


图3B

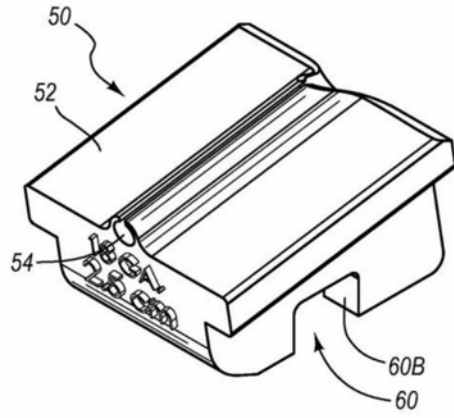


图 4A

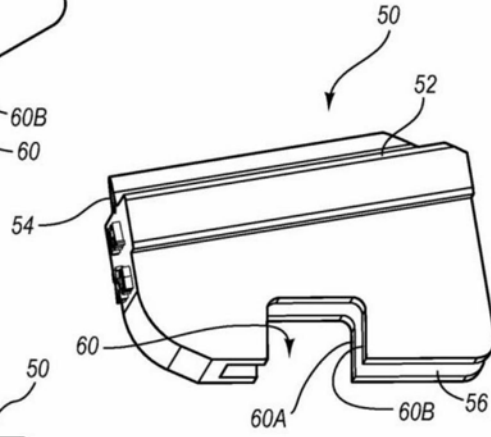


图 4B

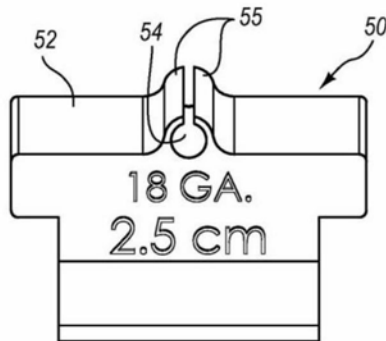


图 4C

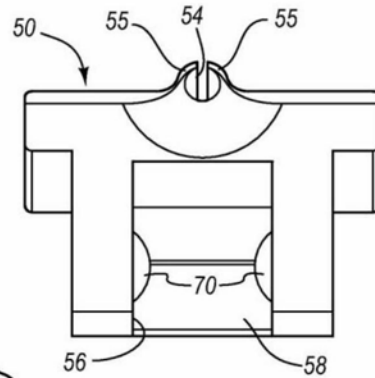


图 4D

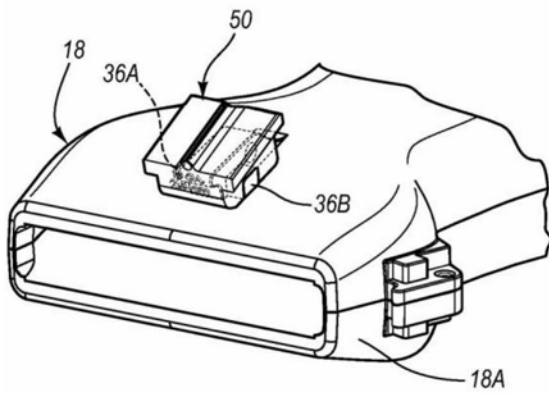


图 4E

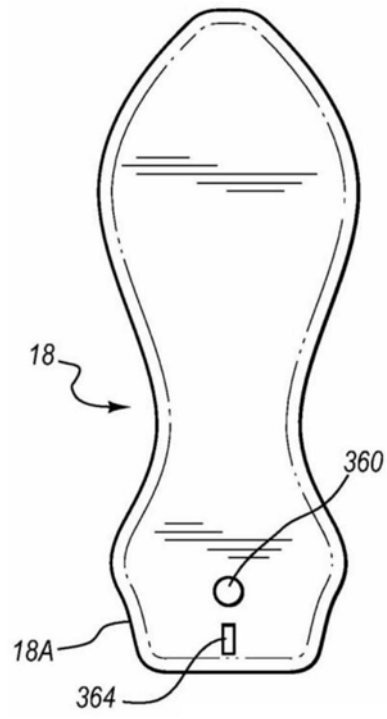


图5A

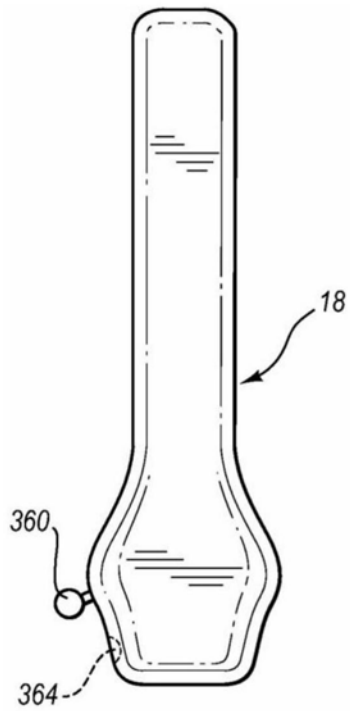


图5B

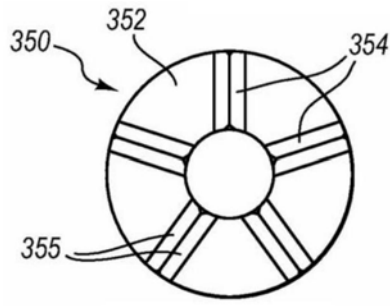


图6A

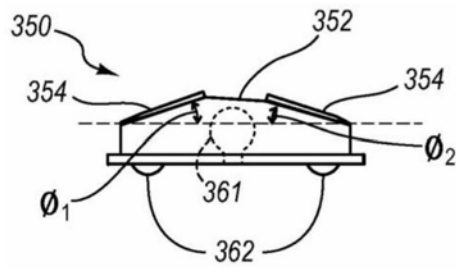


图6B

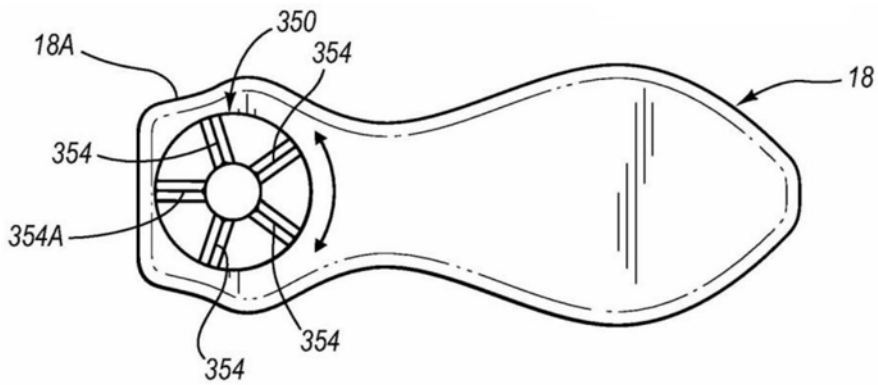


图6C

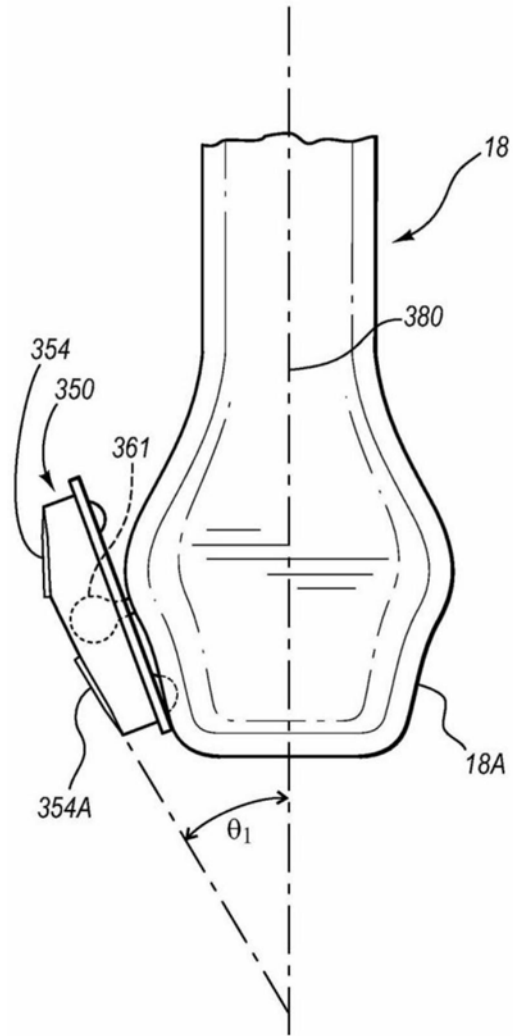


图6D

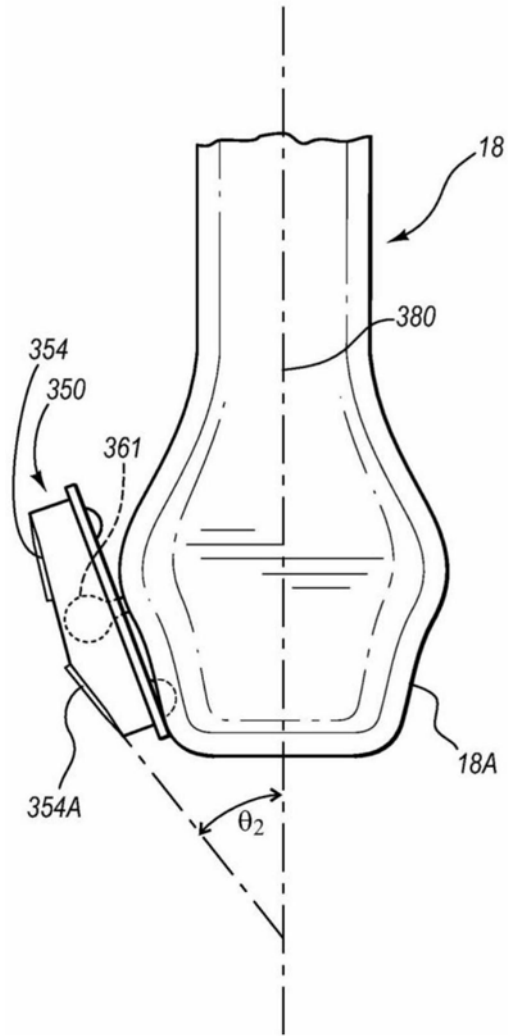


图6E

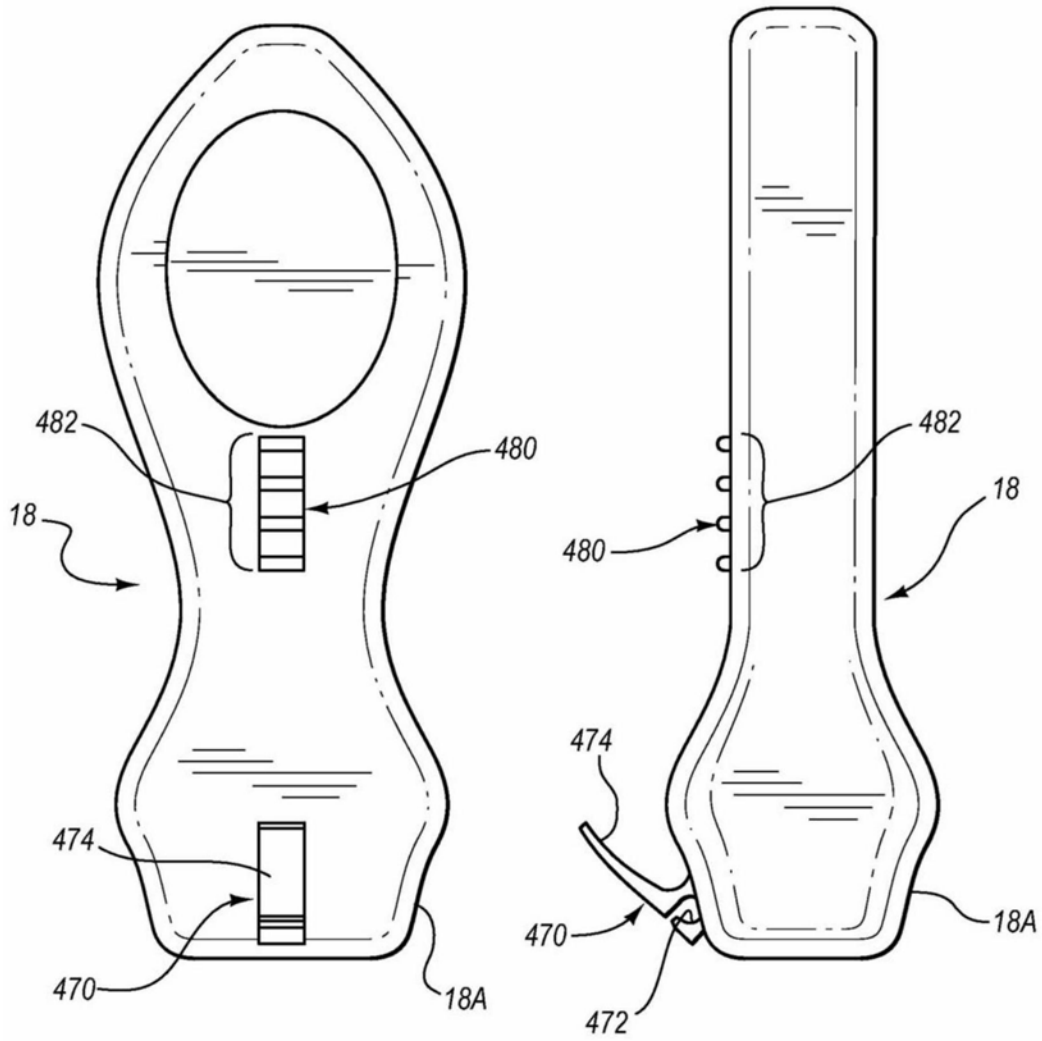


图 7A

图 7B

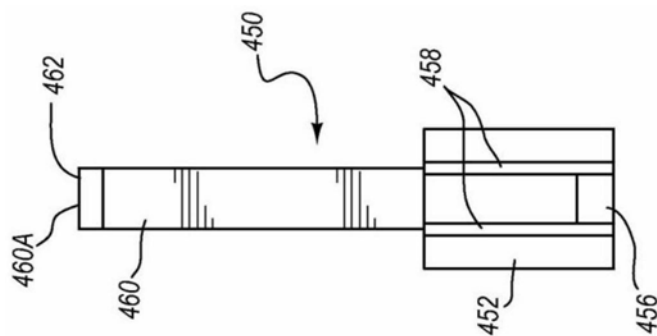


图8A

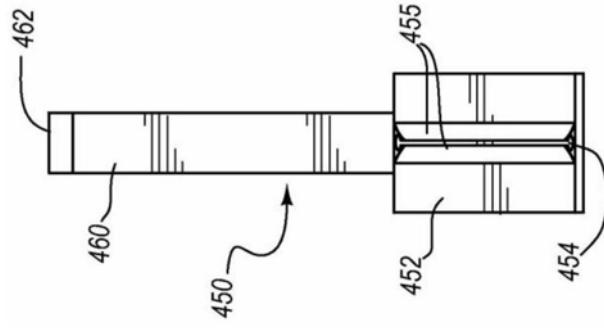


图8B

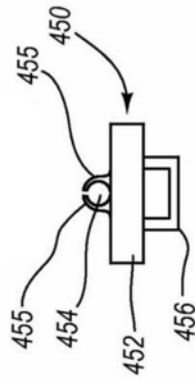


图8C

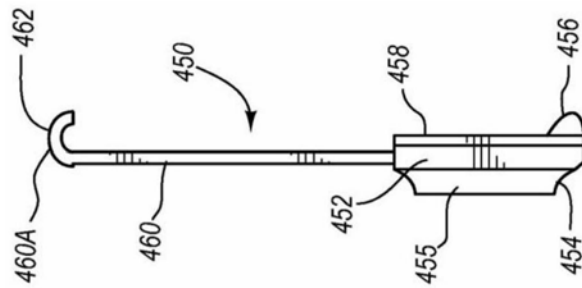


图8D

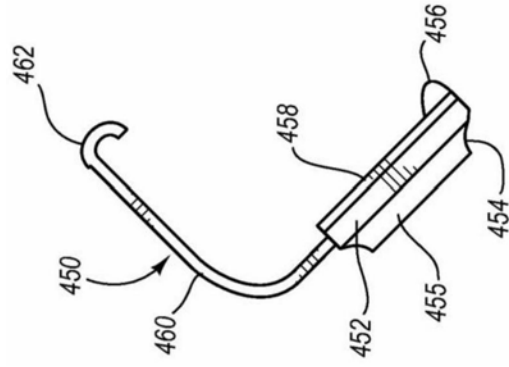


图8E

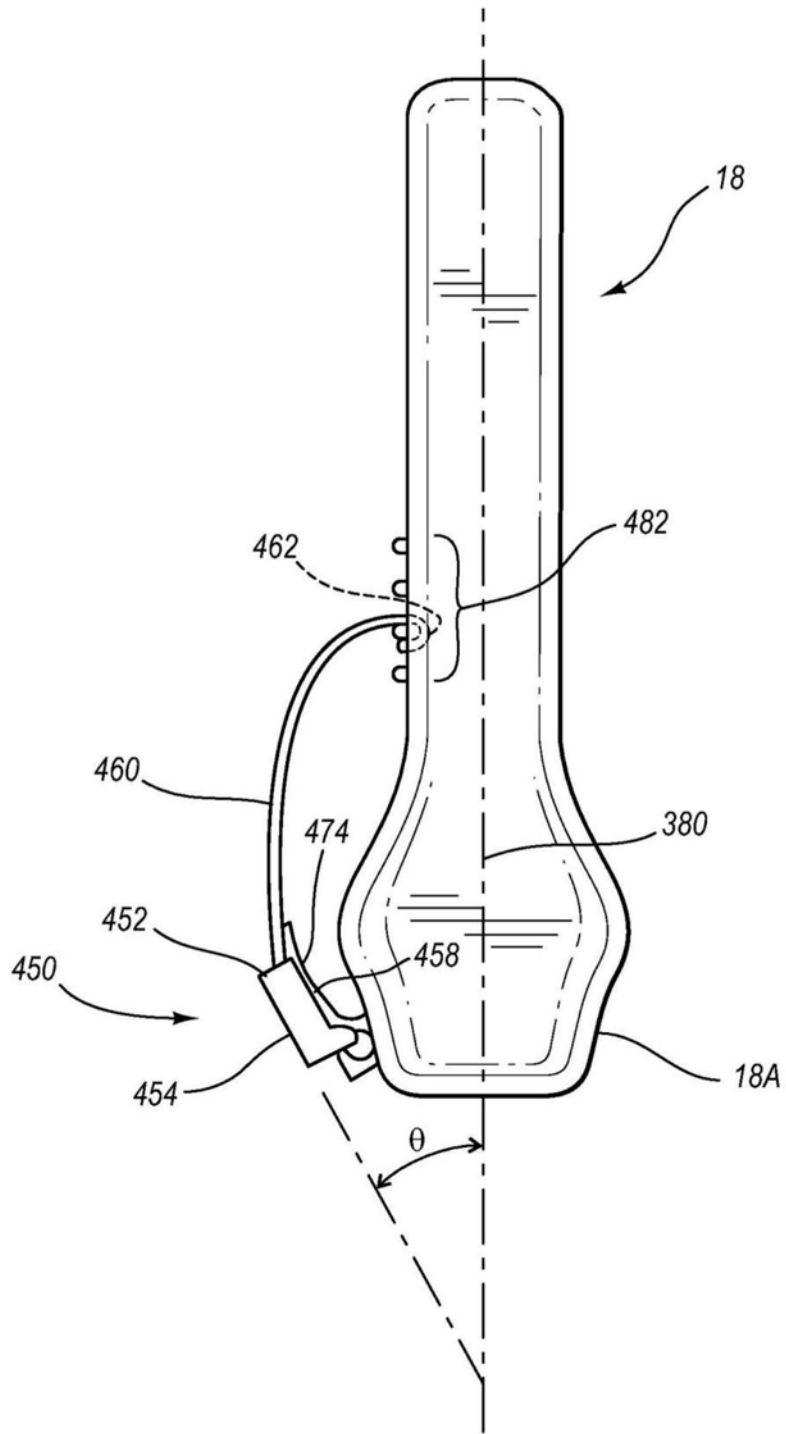


图8F

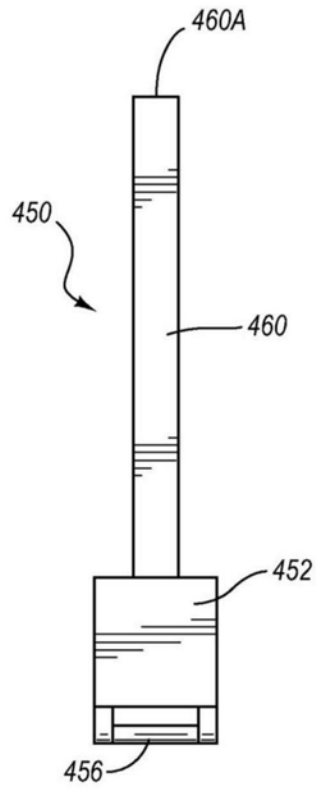


图9A

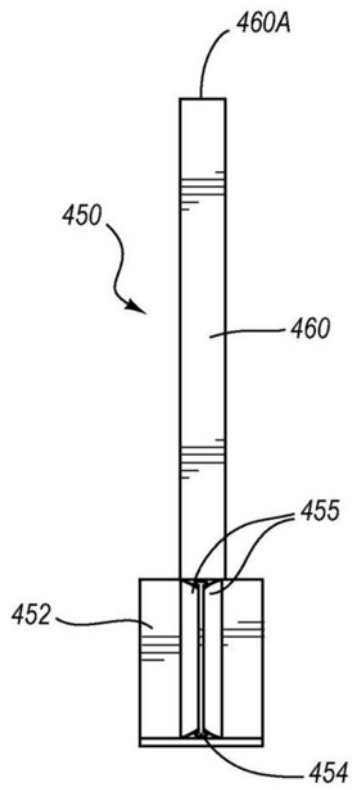


图9B

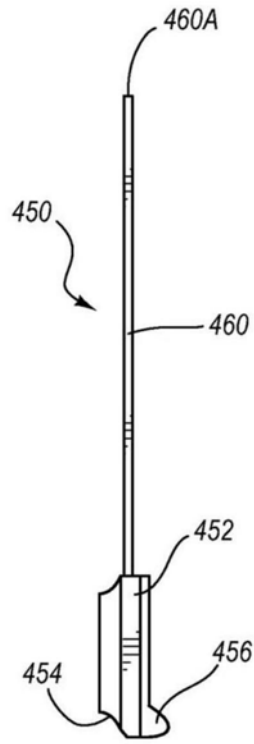


图9C

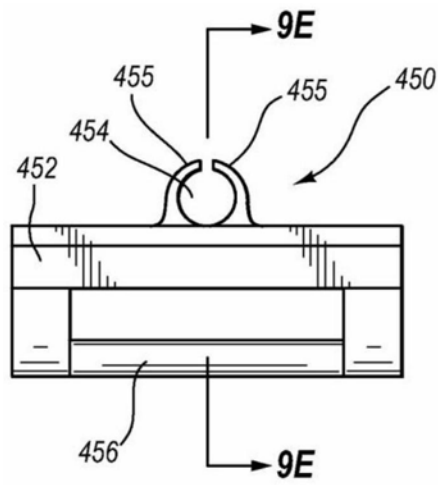


图9D

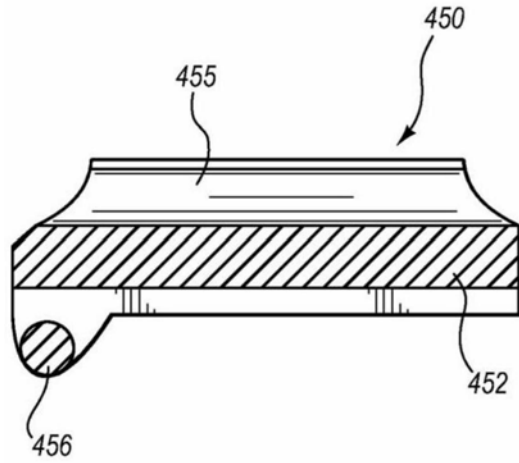


图9E

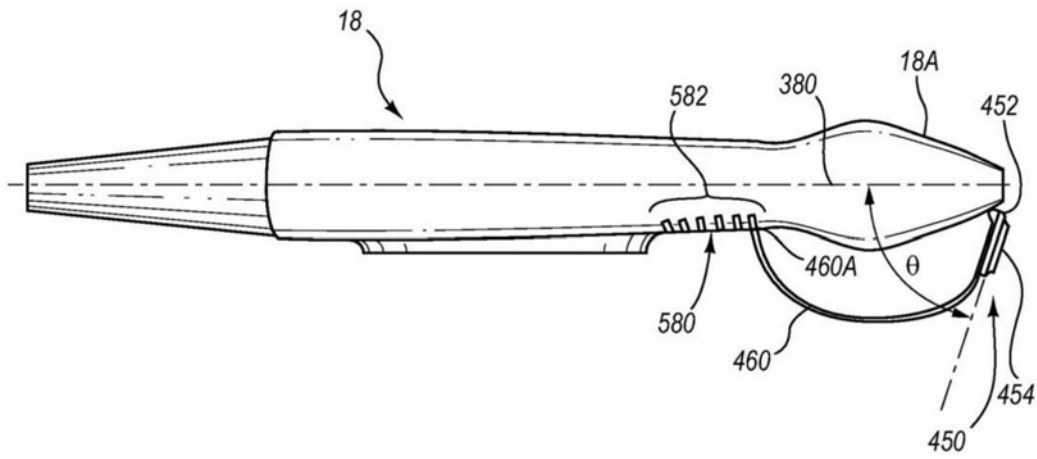


图10A

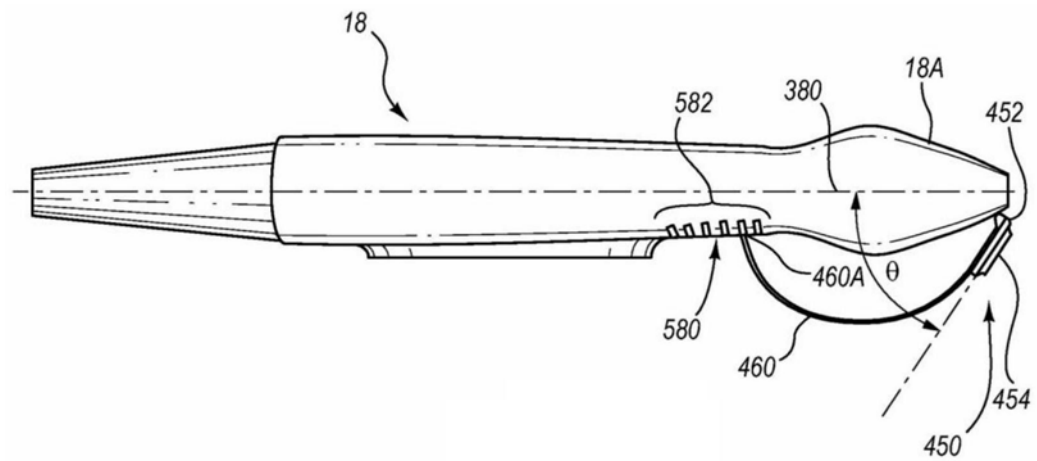


图10B

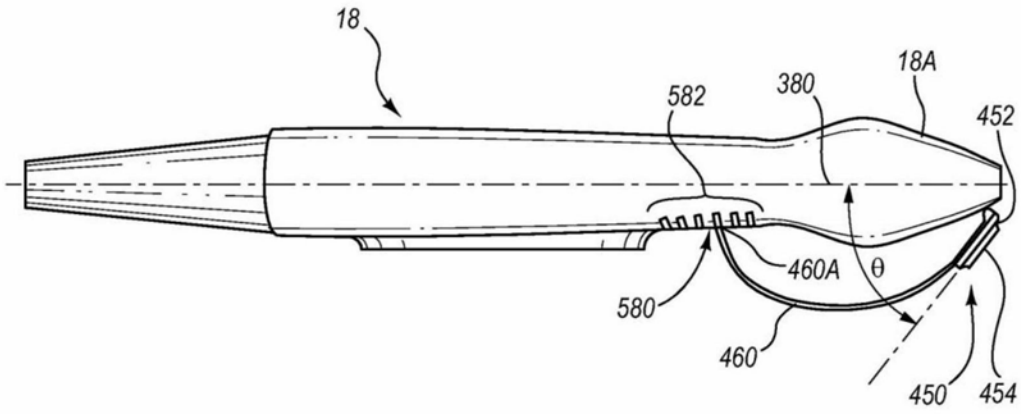


图10C

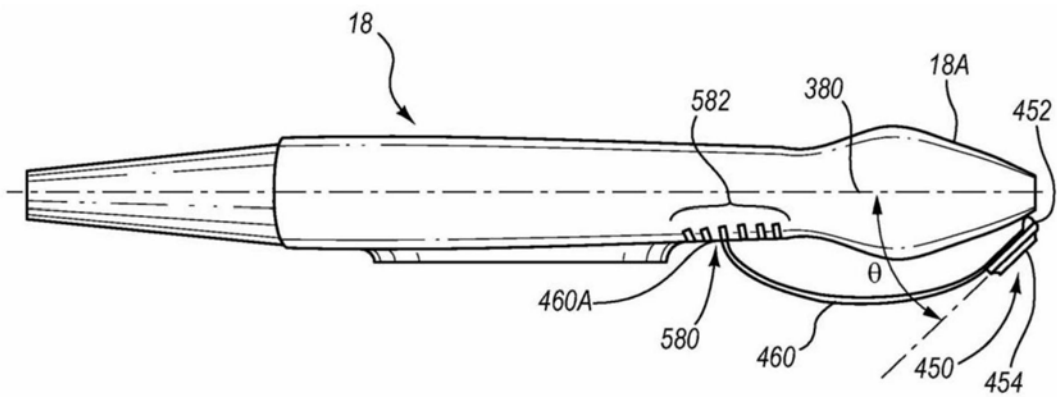


图10D

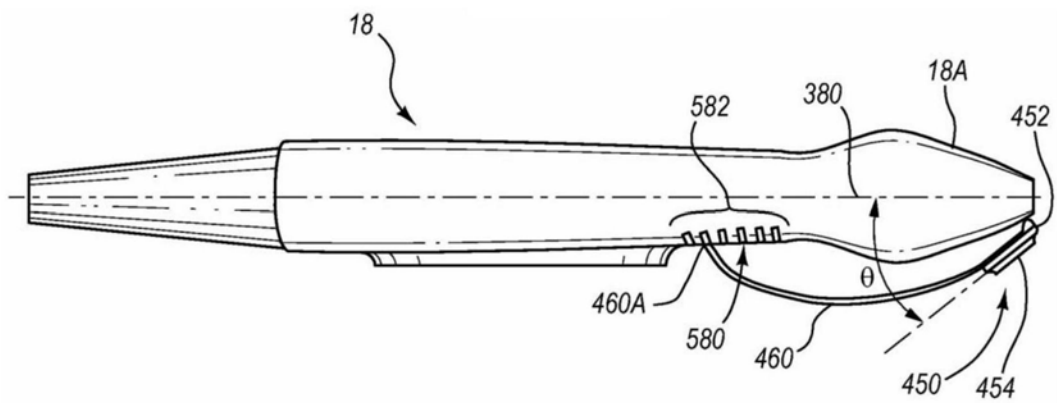


图10E

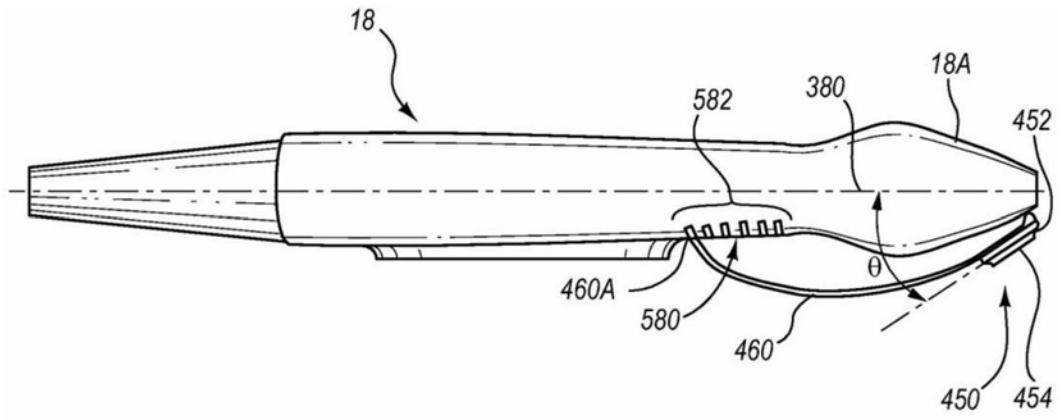


图10F

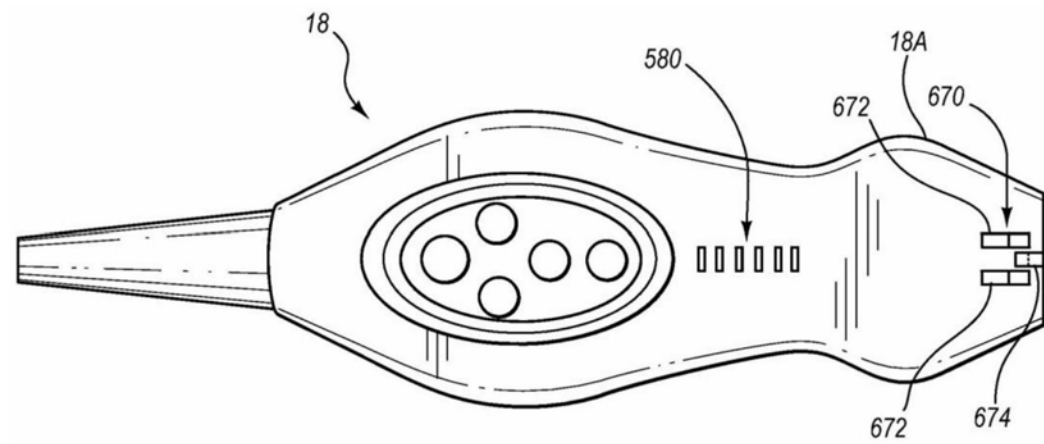


图11A

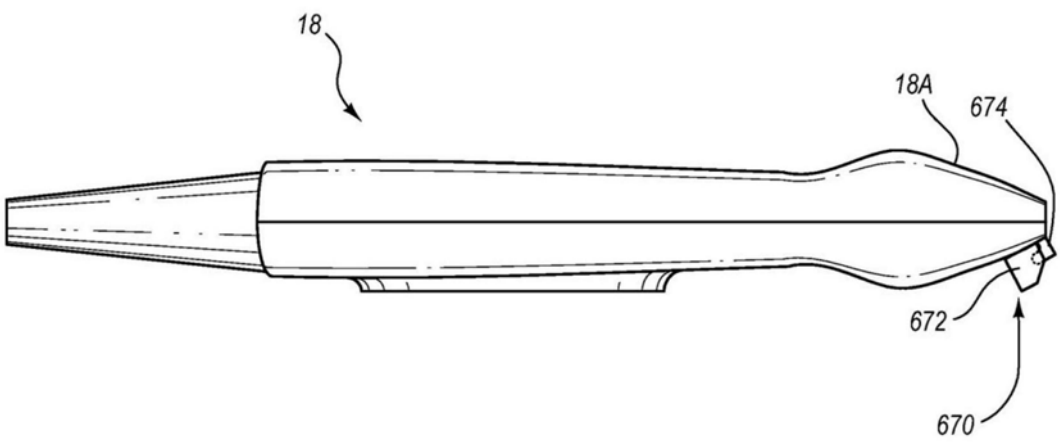


图11B

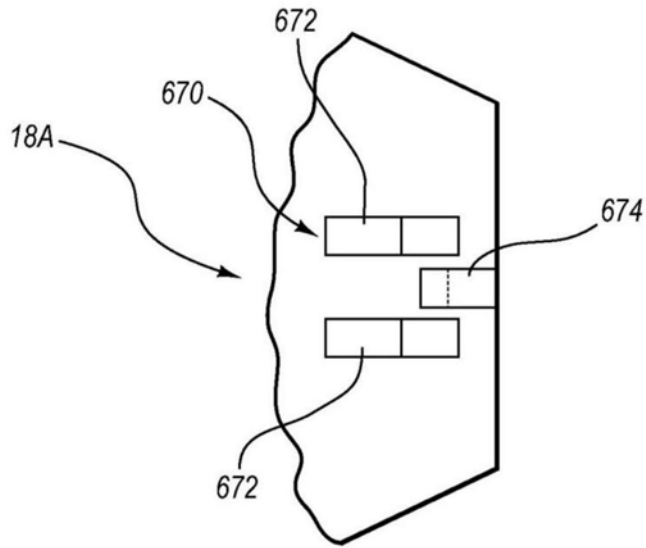


图11C

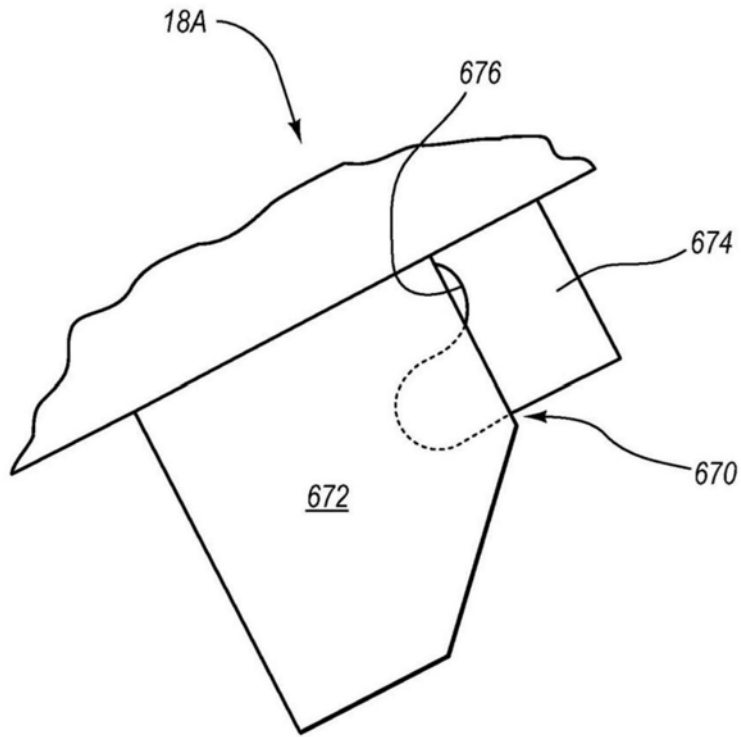


图11D

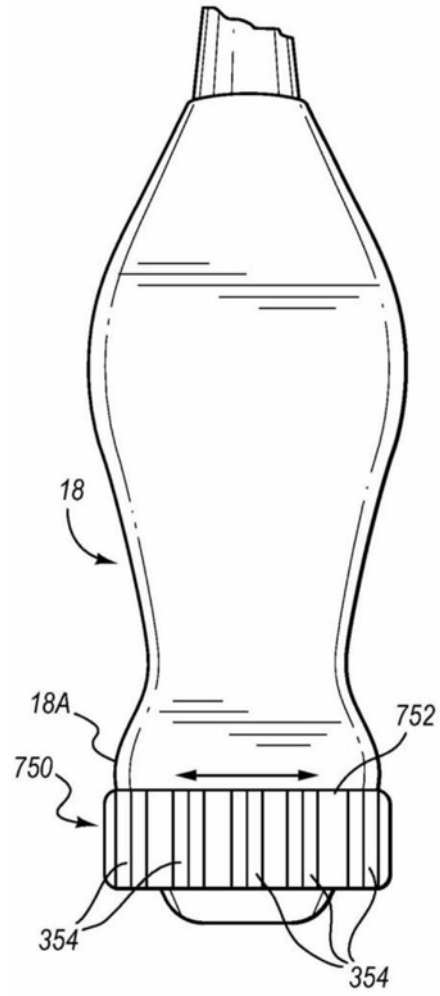


图12

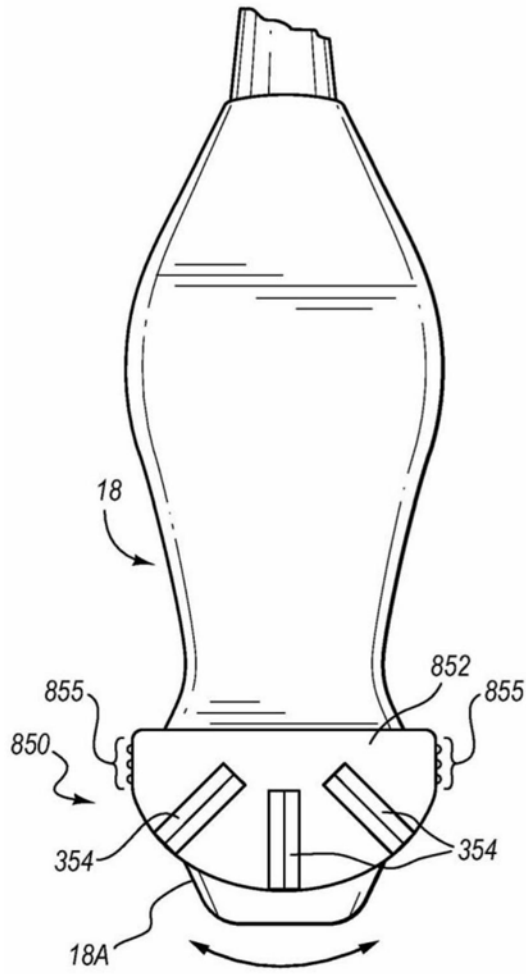


图13

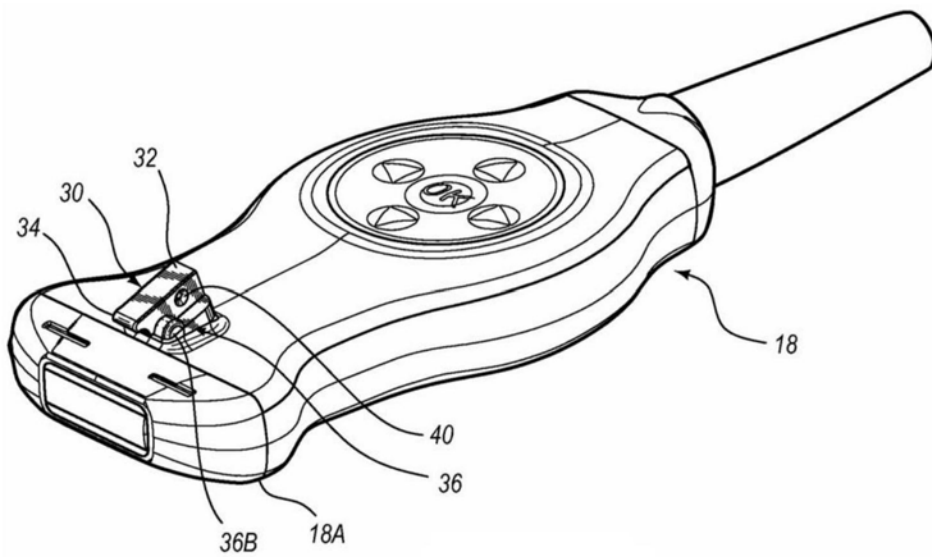


图14A

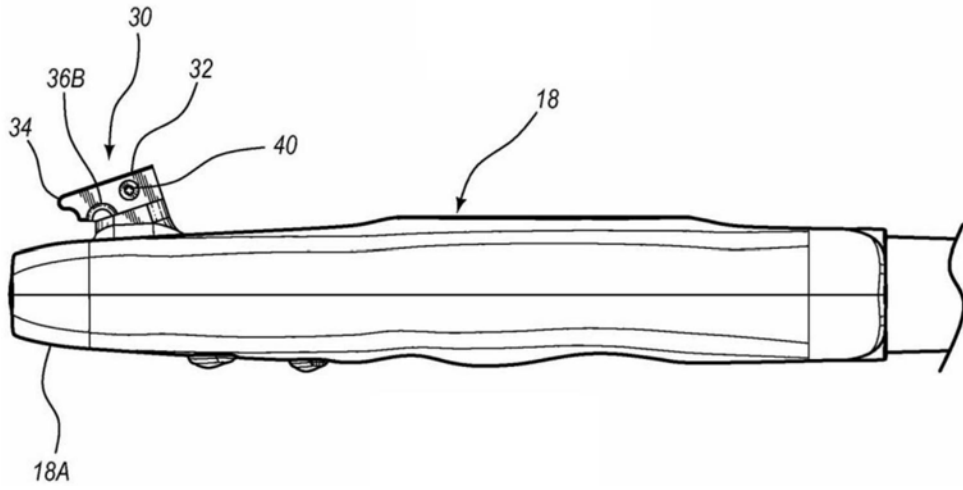


图14B

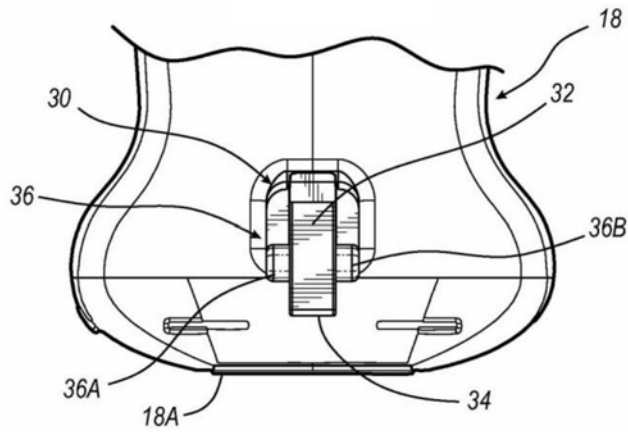


图14C

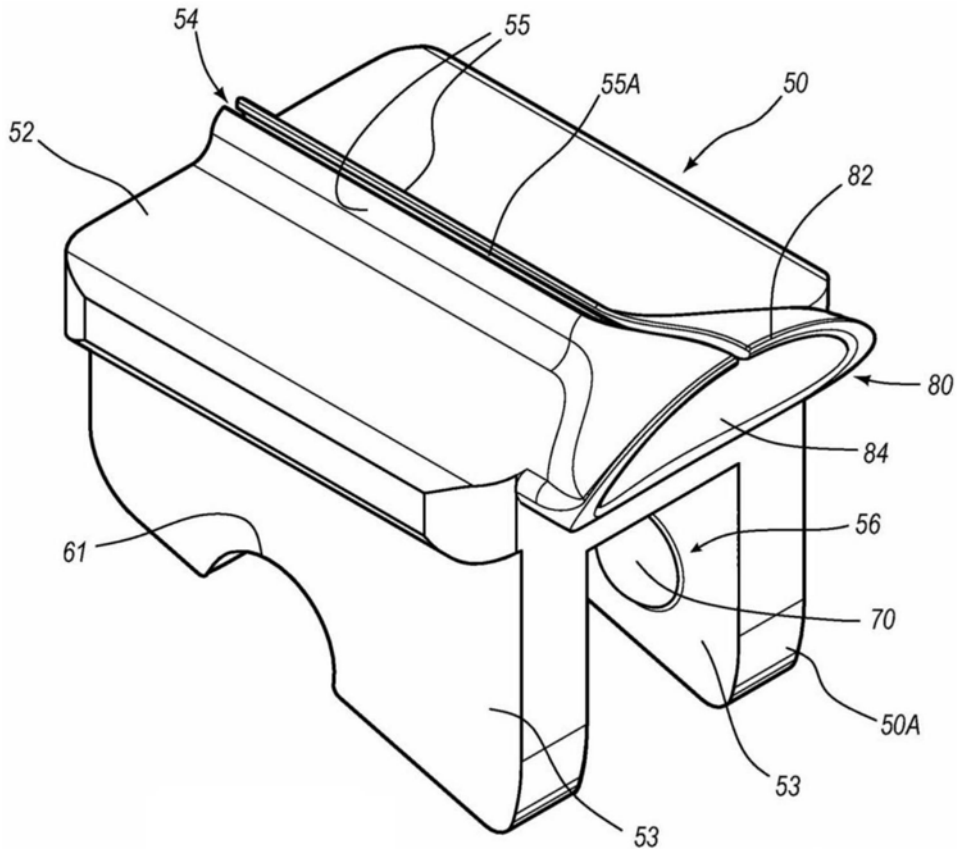


图15A

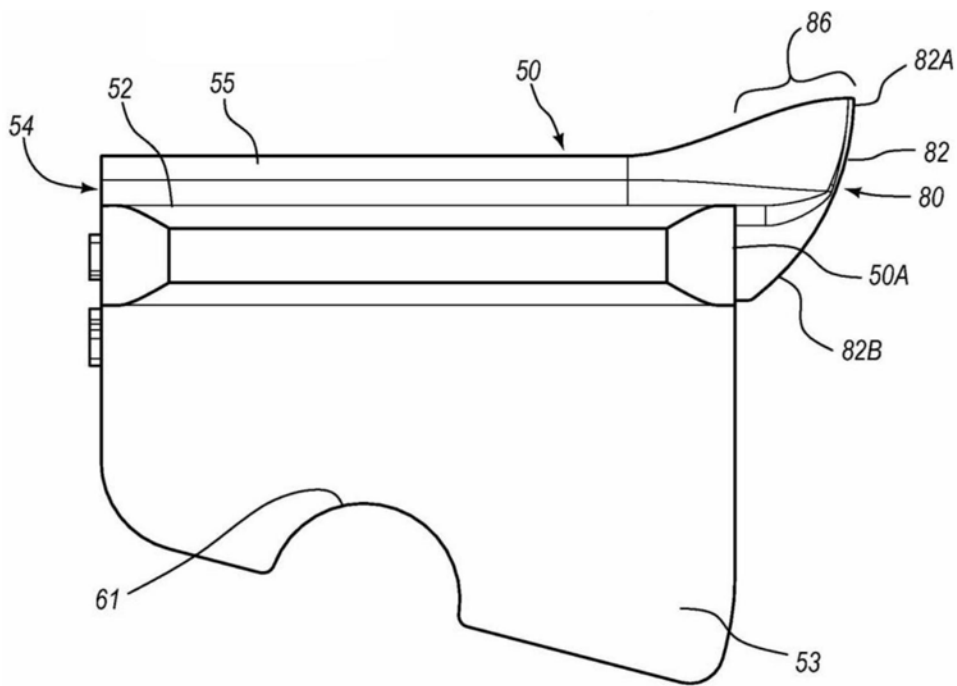


图15B

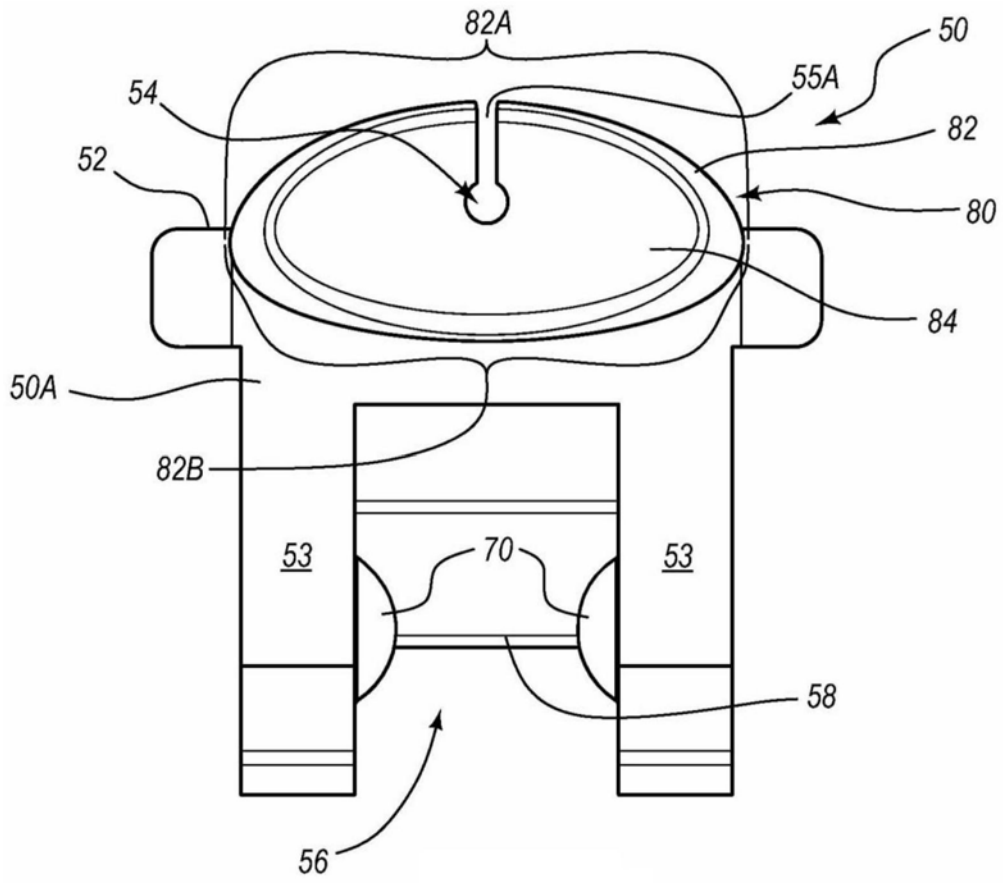


图15C

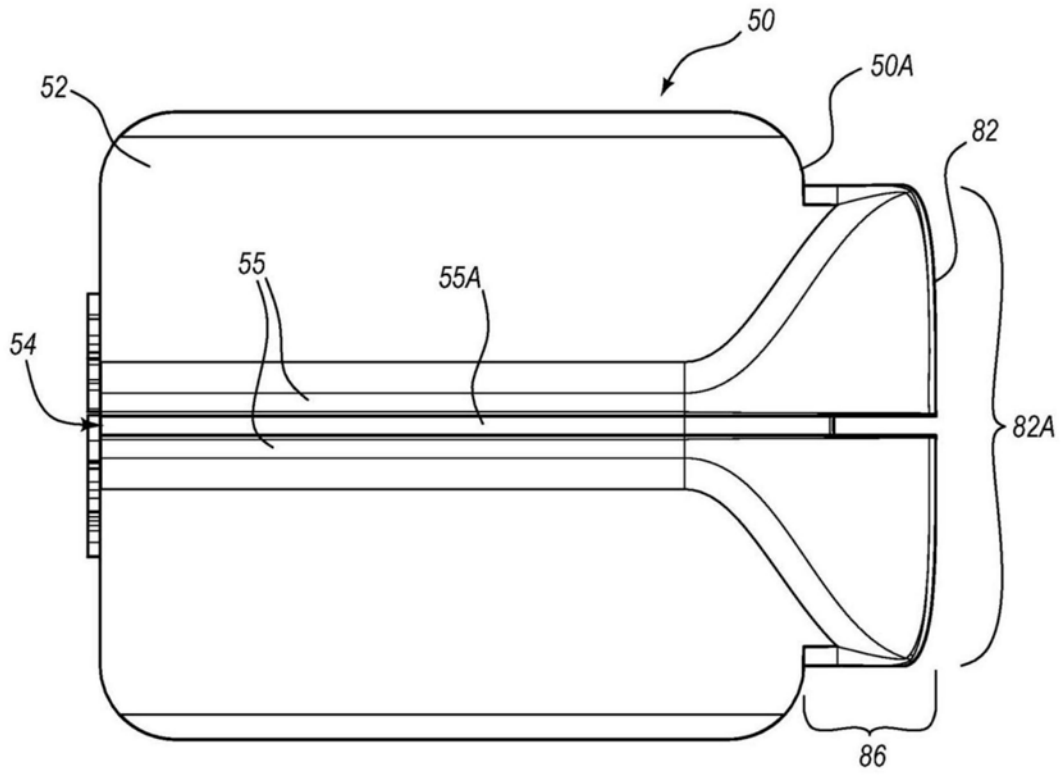


图15D

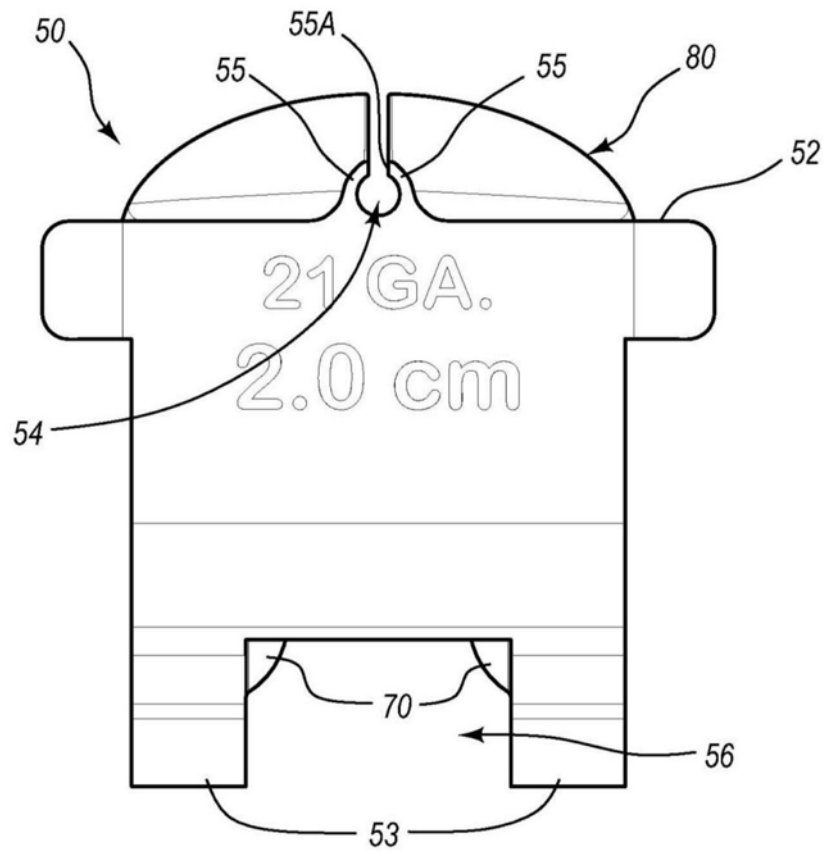


图15E

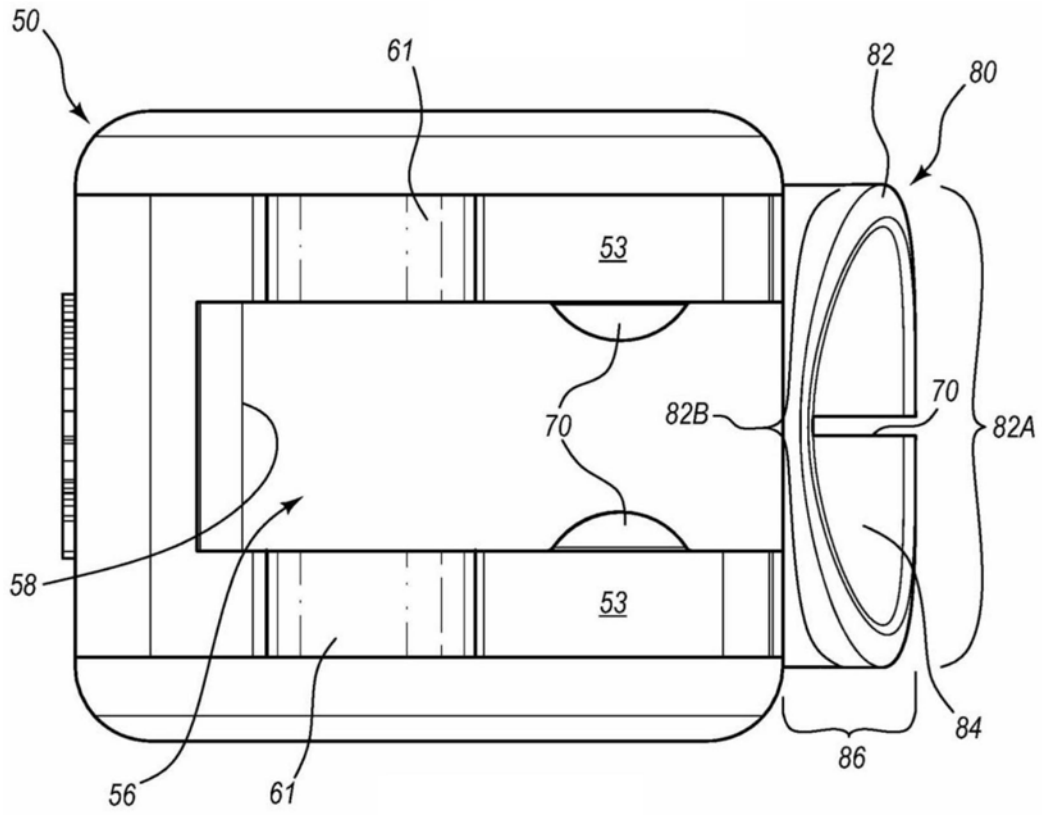


图15F

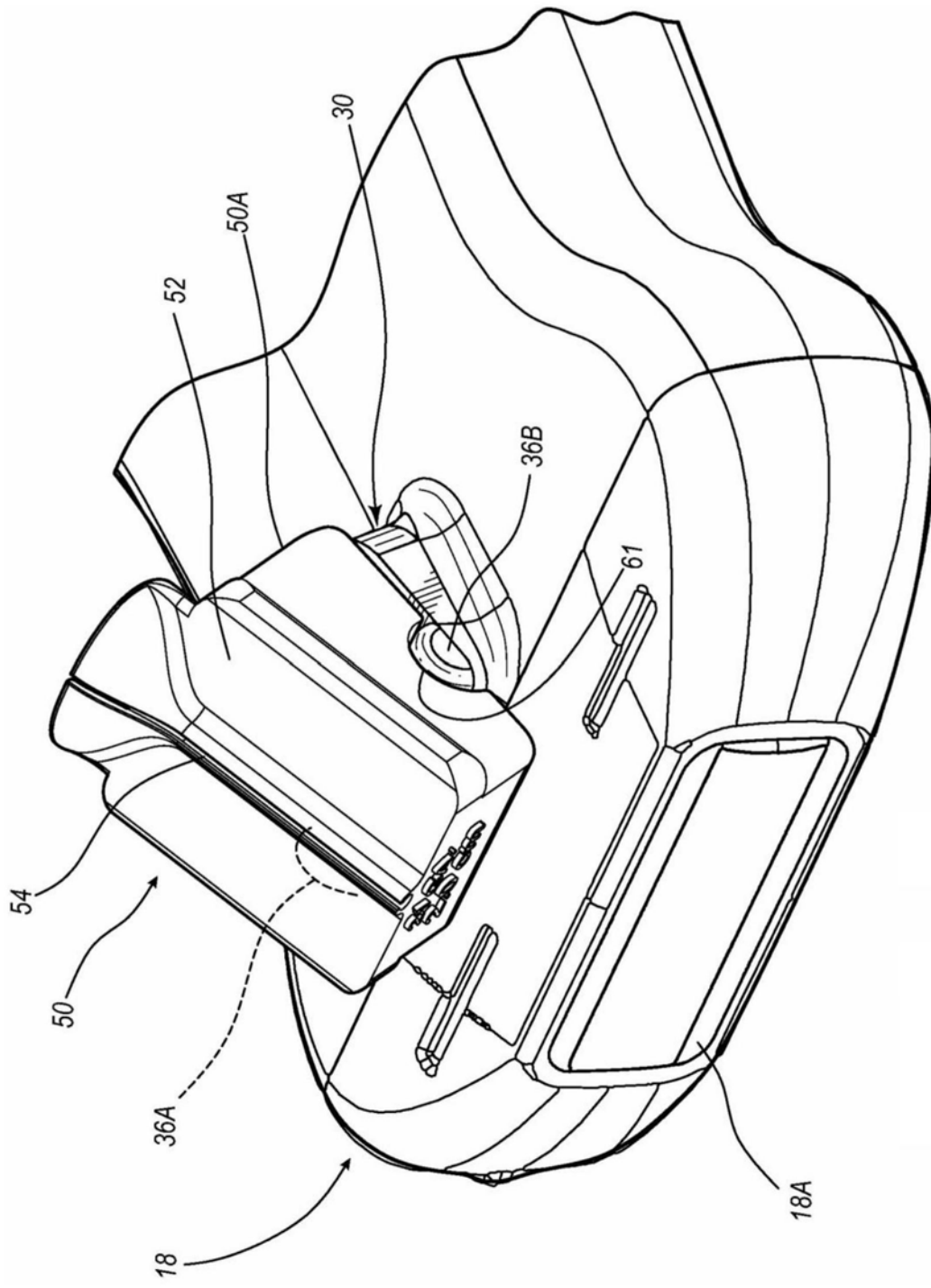


图16

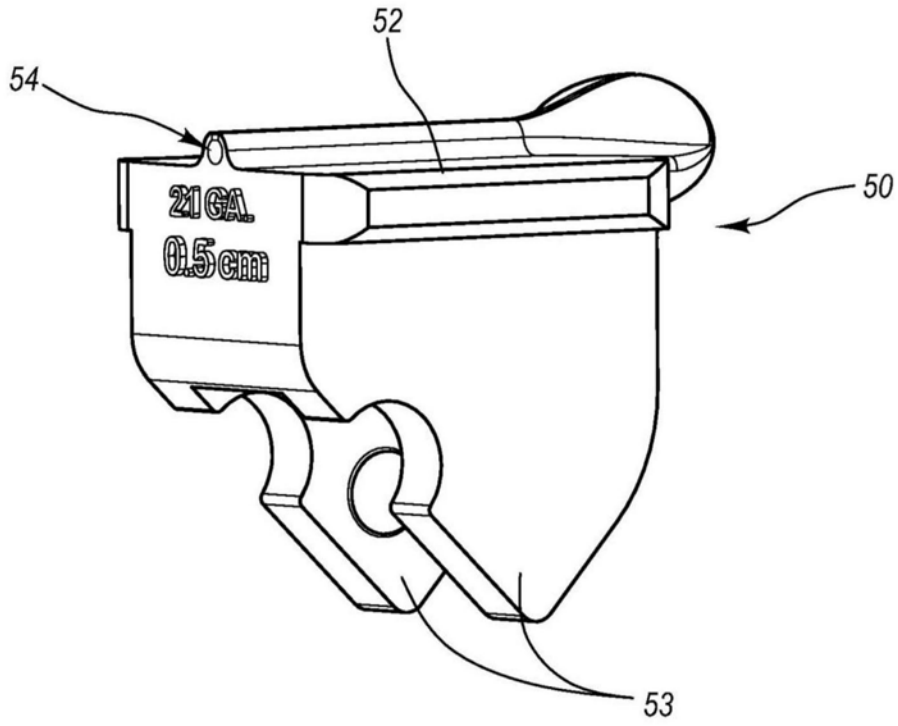


图17A

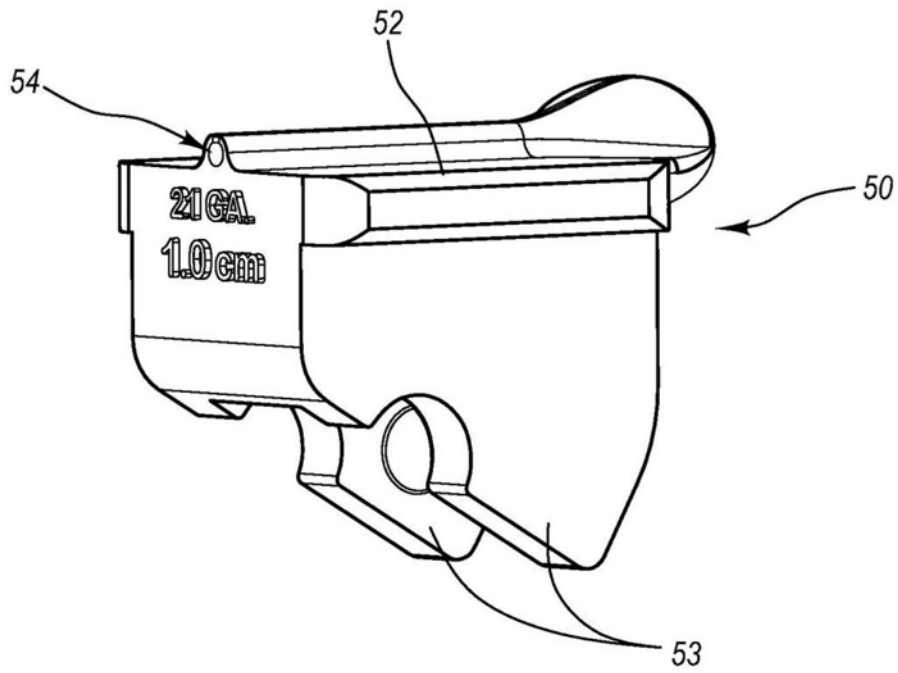


图17B

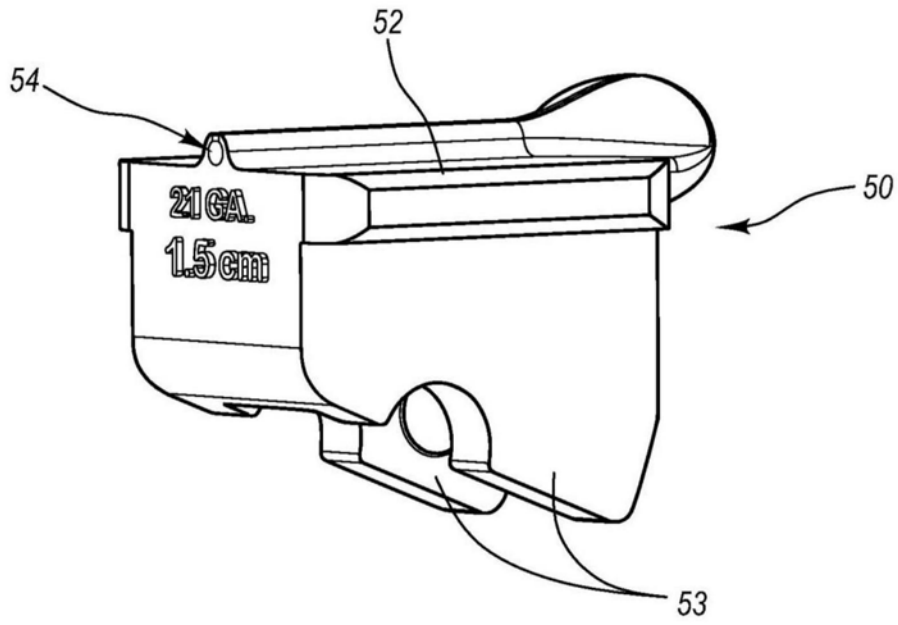


图17C

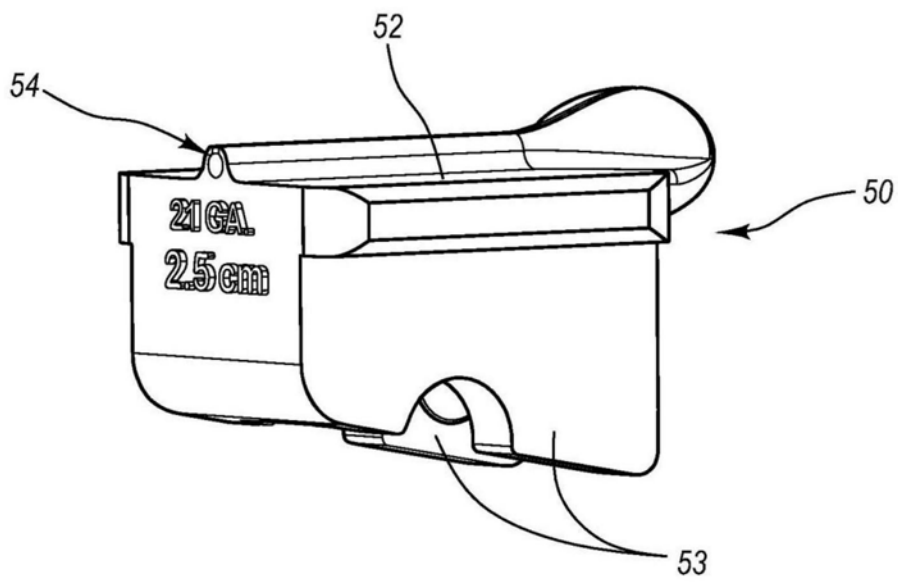


图17D

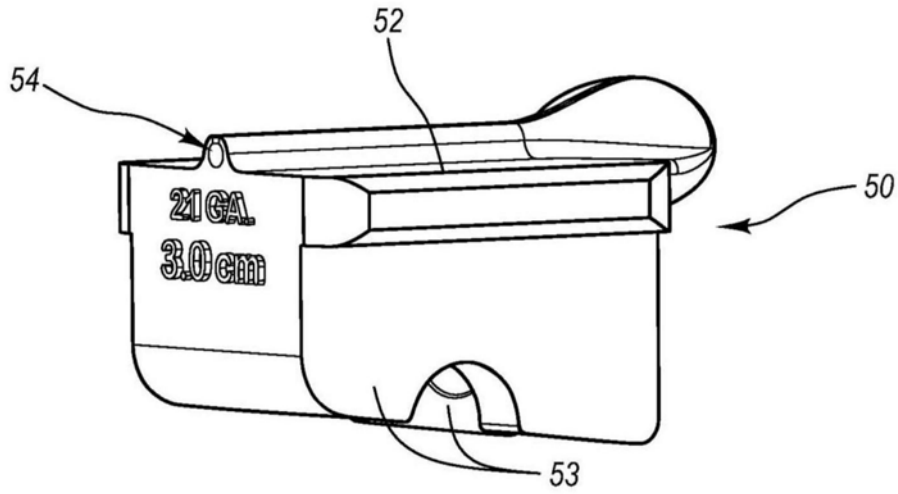


图17E

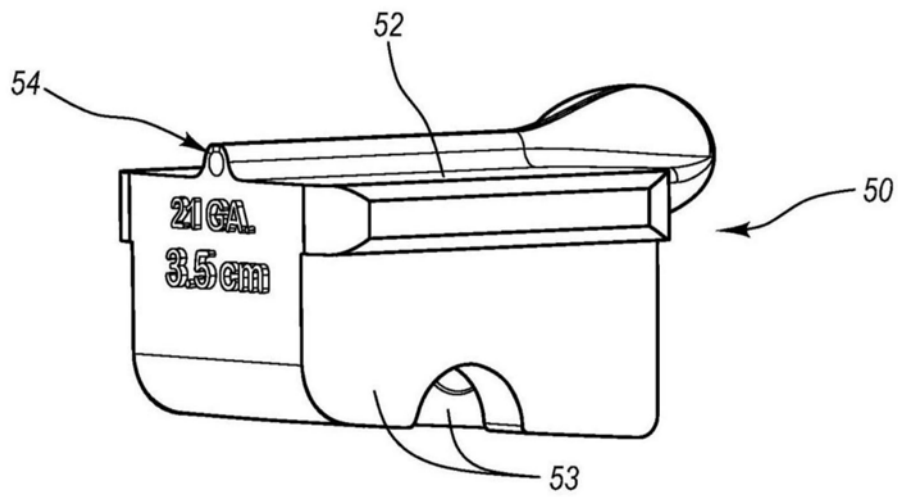


图17F

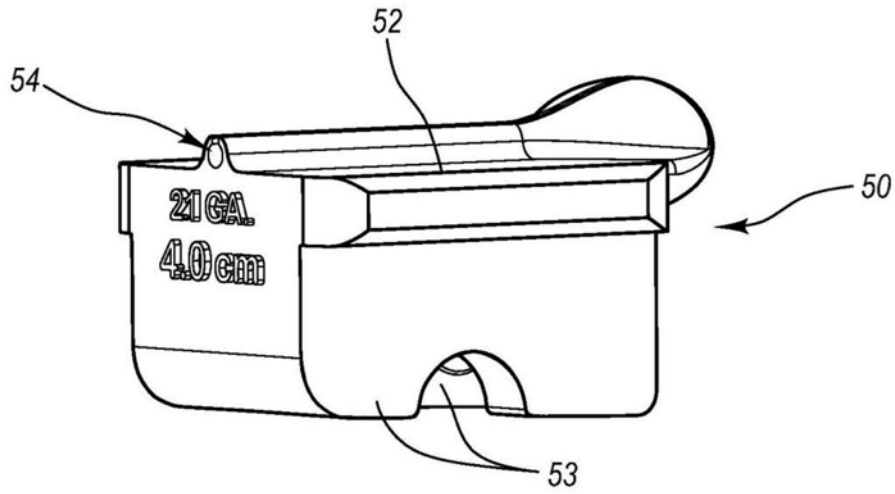


图17G

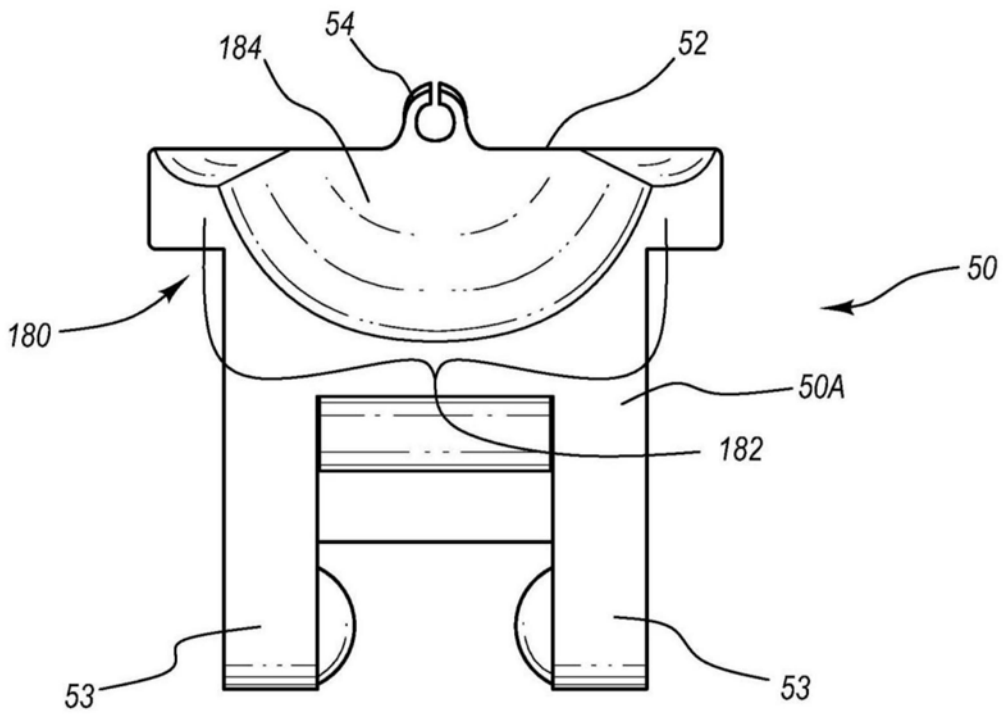


图18

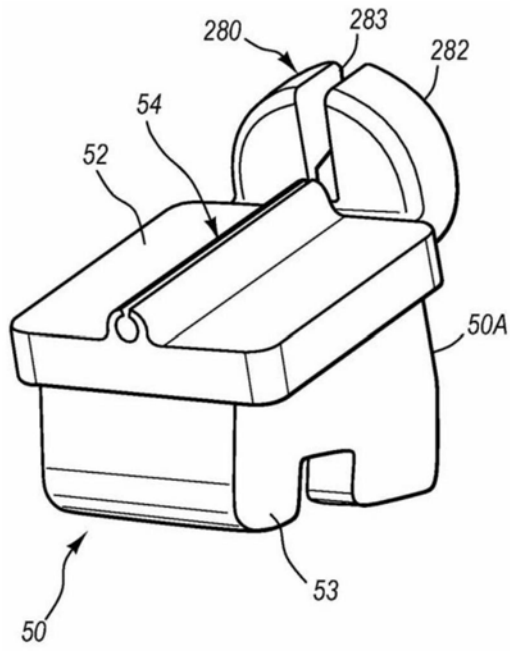


图19A

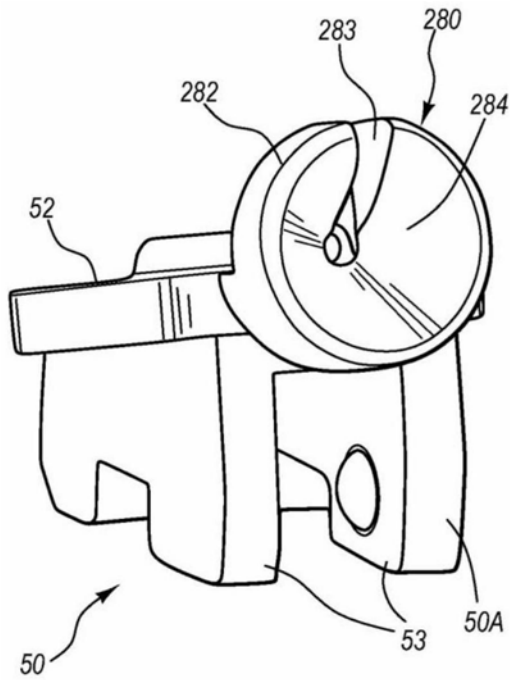


图19B

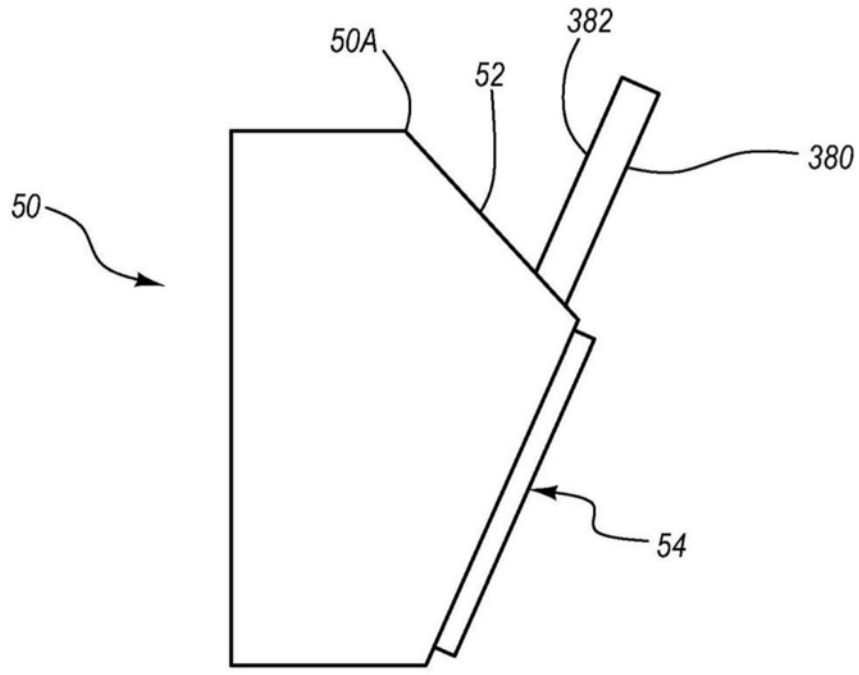


图20A

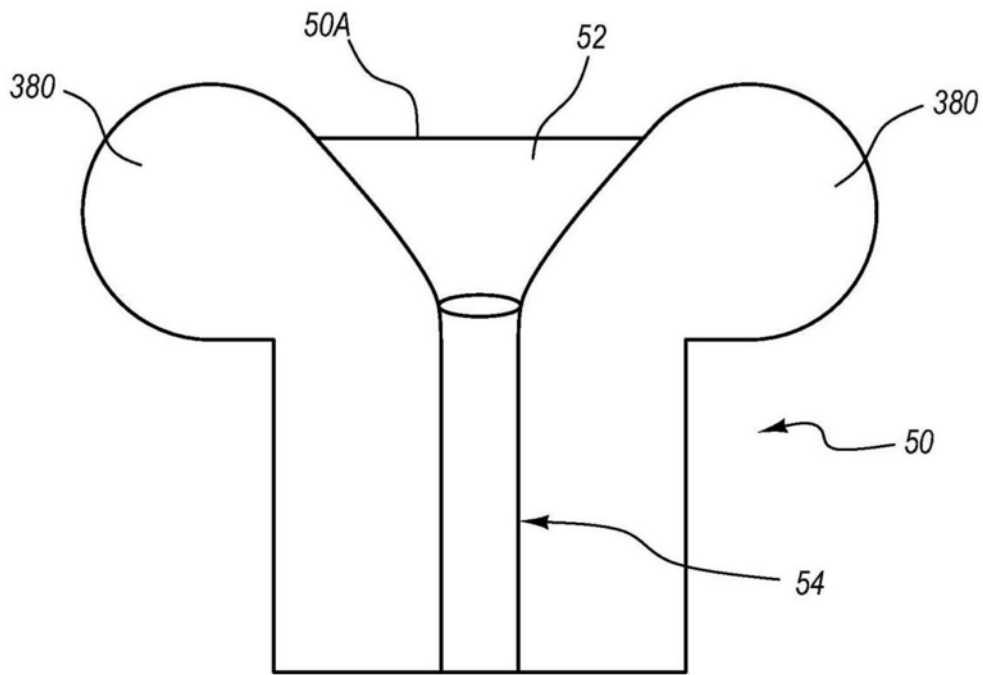


图20B

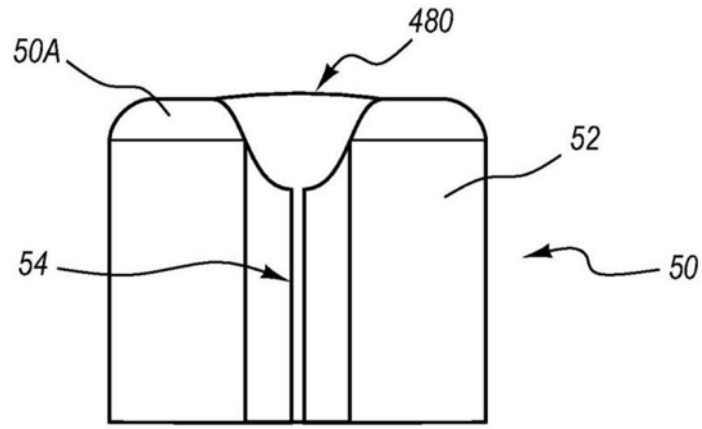


图21

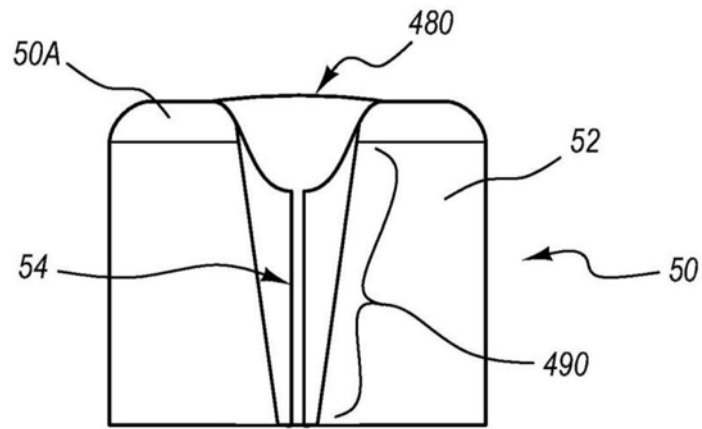


图22

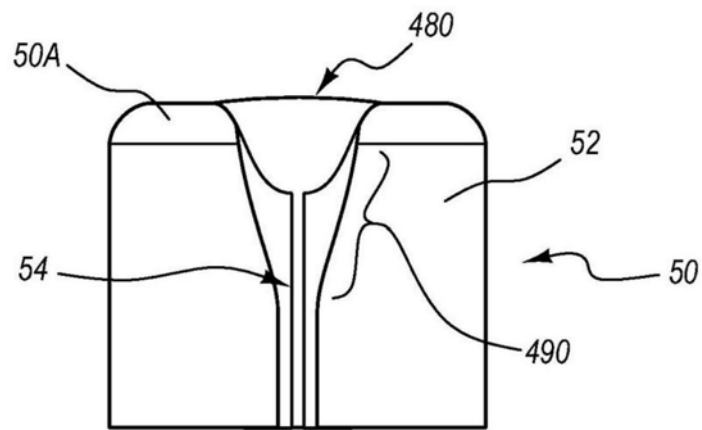


图23

专利名称(译)	包括增强的可视性入口的针导向器		
公开(公告)号	CN105848586B	公开(公告)日	2020-02-14
申请号	CN201480070757.6	申请日	2014-12-23
申请(专利权)人(译)	C·R·巴德股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	C·R·巴德股份有限公司		
[标]发明人	KM奥伯格 JR斯塔斯 PD摩根 A欧罗密 JB纽曼 JC高泽兹 JZ周		
发明人	K·M·奥伯格 J·R·斯塔斯 P·D·摩根 A·欧罗密 J·B·纽曼 J·C·高泽兹 J·Z·周		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	黄大正		
审查员(译)	王珊珊		
优先权	61/920242 2013-12-23 US 29/493150 2014-06-05 US		
其他公开文献	CN105848586A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了用于超声波检查装置的针导向器系统。该针导向器系统同时包括固定的和可调节的针导向器。在一个实施方式中，该针导向器包括可旋转地安装到超声波检查装置的探测器的针导向器主体。多个针通道被布置在该针导向器主体的表面上。每个针通道可以被选择性地旋转就位以在预定的针插入角下将针导向到患者体内。如果需要另一针插入角，旋转针导向器以将限定所需针插入角的新的针通道放置就位。在另一个实施方式中，公开了针导向器，其包括扩展的导向特征，诸如导向锥，以协助将针插入到针通道。

