



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102098975 B

(45) 授权公告日 2013. 11. 06

(21) 申请号 200980127694. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 06. 10

A61B 19/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

(56) 对比文件

12/157, 397 2008. 06. 10 US

US 2005/0055089 A1, 2005. 03. 10,

(85) PCT申请进入国家阶段日

US 6162228 A, 2000. 12. 19,

2011. 01. 14

CN 201001771 Y, 2008. 01. 09,

CN 1408322 A, 2003. 04. 09,

(86) PCT申请的申请数据

审查员 张萌

PCT/US2009/046903 2009. 06. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02009/152243 EN 2009. 12. 17

(73) 专利权人 美格罗德公司

地址 美国佛罗里达州

(72) 发明人 怀亚特·德雷克·盖斯特

克里斯托弗·沃尔什

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理

有限责任公司 11204

代理人 余朦 王艳春

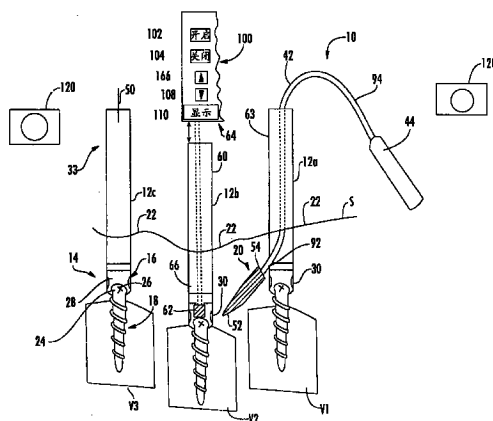
权利要求书2页 说明书12页 附图47页

(54) 发明名称

促进导航的磁性靶向系统

(57) 摘要

本发明描述了磁性靶向系统及其使用方法，该磁性靶向系统适合于把生物相容设备引导至身体（活体）内的目标区域。该系统包括具有引向材料的靶向部件并且连接至生物相容设备。该系统还包括至少一个锚固部件，所述至少一个锚固部件被构造和设置成包括有效地用于影响引向材料在活体中穿行的磁性材料。配置磁性材料并设置其大小以便能够放置在活体中的锚固部件外部。受磁性影响的锚固部件与靶向部件相互作用，以使得生物相容设备能够相对于目标区域放置。扩展器和连接器具有螺纹，这些螺纹与固定的紧定螺钉吻合以促进生物相容设备的放置和固定。



1. 一种磁性靶向系统, 适合于促进朝着位于活体中的目标区域导航, 所述系统包括:

靶向部件, 具有第一端部和第二端部, 所述第二端部被构造和设置成用于连接至生物相容设备, 至少所述第一端部包括受磁场影响的引向材料; 和

至少一个锚固部件, 具有近端和远端, 所述远端被构造和设置成用于固定至位于活体内的目标区域, 所述近端被构造和设置成包括磁性材料, 所述磁性材料有效地用于影响所述引向材料在活体中的穿行; 和

扩展器, 具有第一开放端、第二开放端、以及位于所述第一开放端与第二开放端之间的腔室, 所述扩展器的第一开放端可移除地连接至所述至少一个锚固部件的近端, 所述扩展器包括通路, 所述通路与所述第一开放端邻近并位于所述腔室与所述扩展器的外表面之间, 并且, 所述扩展器的第二开放端在由病人的外层皮肤产生的经皮肤暴露的外部突出一段距离;

所述磁性材料被设置大小并被定型为在所述第二开放端处进入所述扩展器并在所述腔室内移动至与所述扩展器的第一开放端邻近的位置, 并且穿过所述通路移动, 以使得所述磁性材料的至少一部分延伸至所述扩展器外部的位罝,

由此, 所述锚固部件的受磁性影响的近端与所述靶向部件的第一端部相互作用, 以使得所连接的生物相容设备能够相对于所述目标区域放置。

2. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统, 其中, 所述至少一个锚固部件包括多个锚固部件, 每个锚固部件能够通过包括所述磁性材料而单独地影响所述靶向部件。

3. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统, 其中, 所述系统包括实时反馈机构, 以验证所述生物相容设备在活体中的位罝。

4. 根据权利要求 3 所述的磁性靶向系统, 其中, 所述实时反馈机构包括触觉反馈, 以验证所述生物相容设备在活体中的位罝。

5. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统, 其中, 所述磁性材料是永磁体。

6. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统, 其中, 所述磁性材料安装在棍的远端, 所述磁性材料呈磁性捕捉器的形式, 所述棍和磁性捕捉器的大小被设置以适合所述扩展器的通路, 所述磁性捕捉器能够根据所述棍的旋转而在所述扩展器内转动并且移动至向所述通路外延伸且进入所述病人体内的位罝, 从而所述捕捉器随后位于优选位罝以吸引并对准所述靶向部件。

7. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统, 其中, 所述磁性材料安装在棍上, 所述棍包括手持握把和枢转地连接至所述手持握把的扳机状组件, 所述手持握把包括第一细长棒状部件, 附加的细长棒状部件与所述第一细长棒状部件相邻设置并且枢转地连接至所述扳机状组件并且还通过位于另一端的枢轴枢转地连接至所述磁性材料, 所述磁性材料还枢转地连接至所述附加的细长棒状部件, 从而扳机状组件相对于所述手持握把的枢转运动引起所述第一细长棒状部件相对于所述附加的细长棒状部件的相对轴向位移, 而且, 所述相对轴向位移将引起所述磁性材料的枢转运动。

8. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统, 其中, 所述磁性材料的一端枢转地连接至手持棒并且其另一端安装在圆柱形壳体中, 所述壳体包括按钮致动器, 按钮致动器的按下引起所述磁性材料的枢转运动, 以使得所述磁性材料可以摆动至所述扩展器外部的位罝。

9. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统, 其中, 所述生物相容设备是植入物或外科手

术器械。

10. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统,其中,所述生物相容设备由刚性、半刚性或者挠性的材料构成。

11. 根据权利要求 2 所述的磁性靶向系统,其中,所述锚固部件是用于连接至骨性结构的紧固件,所述生物相容设备被配置为连接多个锚固部件。

12. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统,其中,所述靶向部件能够被设置并安装在手动插入器的前端上,所述靶向部件由可释放地固定至所述手动插入器的栓系装置保持在与所述手动插入器邻近的位置。

13. 根据权利要求 1 所述的磁性靶向系统,其中,所述靶向部件能够被设置并安装在所述生物相容设备的前端上,所述生物相容设备进而安装在手动插入器的前端上,所述靶向部件由穿过所述生物相容设备并可释放地固定至所述手动插入器的栓系装置保持就位。

14. 根据权利要求 12 所述的磁性靶向系统,其中,所述生物相容材料通过使用断开装置从所述栓系装置释放。

15. 根据权利要求 12 所述的磁性靶向系统,其中,所述生物相容材料通过使用断开连接从所述栓系装置释放。

16. 一种磁性靶向系统,适合于促进朝着位于活体中的目标区域导航,所述系统包括:

靶向部件,具有第一端部和第二端部,所述第二端部被构造和设置成用于连接至生物相容设备,至少所述第一端部包括受磁场影响的引向材料;和

至少一个锚固部件,具有近端和远端,所述远端被构造和设置成用于固定至位于活体内的目标区域,所述近端被构造和设置成包括磁性材料,所述磁性材料有效地用于影响所述引向材料在活体中的穿行;

扩展器,具有第一开放端、第二开放端、以及位于所述第一开放端与第二开放端之间的腔室,所述扩展器的第一开放端可移除地连接至所述至少一个锚固部件的近端,所述腔室具有从所述第一开放端延伸至所述第二开放端的螺纹,所述扩展器包括通路,所述通路与所述第一开放端邻近并位于所述腔室与所述扩展器的外表面之间,并且,所述扩展器的第二开放端在由病人的外层皮肤产生的经皮肤暴露的外部突出一段距离;

由此,所述锚固部件的受磁性影响的近端与所述靶向部件的第一端部相互作用,以使得所述连接的生物相容设备能够相对于所述目标区域放置。

17. 根据权利要求 16 所述的磁性靶向系统,其中,所述锚固部件包括连接器部件,所述连接器部件包括与所述腔室内的螺纹吻合的螺纹部,所述腔室的螺纹和所述连接器的螺纹为并列放置的关系。

18. 根据权利要求 17 所述的磁性靶向系统,还包括带螺纹的紧定螺钉,所述带螺纹的紧定螺钉具有与所述腔室内的螺纹和所述连接器部件的螺纹部吻合的螺纹,所述紧定螺钉螺纹地接合所述腔室的螺纹并从所述第二开放端朝着所述第一开放端向下螺纹地穿过所述扩展器的腔室,直至所述紧定螺钉到达所述连接器部件的螺纹部上的螺纹,所述腔室内的螺纹和所述连接器部件上的螺纹彼此吻合,以使得所述紧定螺钉能够继续螺纹地下降至所述连接器部件内。

19. 根据权利要求 18 所述的磁性靶向系统,其中,所述生物相容设备由所述紧定螺钉固定至所述连接器部件。

促进导航的磁性靶向系统

技术领域

[0001] 本发明概括地涉及外科手术植入,具体地涉及用于稳定相邻骨性结构的系统和方法,更具体地涉及有助于对多个骨性稳定设备之间的互连装置进行导航的系统。

背景技术

[0002] 人们普遍认为,当把骨骼稳定在适当位置时,非常便于康复和/或结构修正。用于骨骼稳定的各种设备是众所周知的并且通常应用于医疗技术中。例如,通过使用基本上刚性或者半刚性的互连装置(棒或者板)和紧固装置(螺钉、夹子、钩子、爪钳、锚或者螺栓),可以稳定异常的脊柱。多个紧固件置于每根椎骨的脊柱椎弓根(spinal pedicle)内并且由至少一个互连装置连接。更困难的方面其中之一是沿着椎骨的纵向递送的固定路径并且穿过多根椎骨之间的多个紧固装置之中的每一个外科地插入互连装置。一旦安装就位,该系统基本上使脊柱稳定并且促进骨性融合(关节融合术)。

[0003] 传统上,用于骨骼稳定的外科技术需要大的切口(长度上超过6cm),相当多的肌肉被切开并且从骨骼上剥离(缩回),用以“开放式”观察骨骼以及接近骨骼以放置紧固件和实现器械植入。虽然这个所谓的“开放式”外科技术已经成功地治疗了脊柱的不结合、不稳定、损伤和疾病,但该“开放式”外科技术仍存在缺陷。考虑到这项技术的有创本质,长的恢复时间和病人的显著的术后疼痛是常见的。

[0004] 针对上述缺陷,外科技术已经发展出了意在替换更传统的开放式外科手术的微创系统和操作。显然,较少扩张的系统和操作将消除执行许多的肌肉切割和剥离的必要,这导致了恢复时间的缩短和更少的术后疼痛。结果,经皮肤的操作被发展出来,这些操作通过小的皮肤切口(长度通常为1.5cm到5cm)插入器械并且进行手术,从而减少软组织损伤。但是,更小的皮肤切口和更小的外科手术区域需要更新颖和更创新的方法来进行这些复杂的外科手术。

[0005] 微创系统的这样一个例子是Medtronic公司(位于田纳西州的孟菲斯市)开发的SEXTANT脊柱系统。该设备由两个基本部分组成:螺钉扩展器(screw extender)和插棒器(rod inserter),这构成了看上去像海军导航中使用六分仪的器械。该设备是插入工具,它允许将紧固件和互连装置以微创的方式应用于脊柱。螺钉扩展器是长的轴,其用来通过小的皮肤切口将螺钉递送和连接至椎骨。在外科手术期间,这些螺钉扩展器突出在身体外面,这样允许外科医生布置和连接它们的末端,从而可以连接插棒器。插棒器是弧形臂,它沿着固定轴线摇摆,推送互连棒穿过皮肤和肌肉,然后进入植入的紧固件(椎弓根螺钉)的头部。

[0006] 尽管当紧固装置准确对齐时上述技术是足够的,但是当其中一个螺钉未对齐时,上述技术不能递送棒。而且,互连棒必须由外科医生沿着固定的拱形推送,而且不能绕过神经结构或者骨性障碍物。用力地推送棒通过紧固装置的一个结果是可能使棒和骨性障碍物之间发生碰撞,导致一块骨头脱落,从而可能导致神经病学的损害。另一个常见问题是互连棒脱离插棒器。当这些事件中的任何一个发生时,经常需要额外的手术以从伤口中移走骨

碎片和棒。这可能致使外科医生放弃微创方法,然后回到传统方法。目前的脊柱植入系统不允许棒的外形匹配周围解剖结构的法向曲率,这种系统不可被定制成满足每位病人所具有的独特的解剖结构变化。

[0007] 为了帮助避免损伤易损的解剖结构并且加快植入装配过程,已经使用了各种基于图像的导航系统,这些基于图像的导航系统使用在医疗外科手术之前或者期间得到的病人图像以在外科手术期间指导外科医生。成像技术的最近发展已经通过使用光学引导的系统、荧光引导的系统和基于电磁场的系统产生了精细的二维图像和三维图像。这些基于图像的系统还与前面描述的“开放式”外科手术一起使用。与大多数基于图像的系统有关的一个重要问题是将产生的辐射传送给病人和外科手术工作人员,这样可能久而久之导致生理损害。并且,该设备的成本和便携性仍然是个问题。此外,这些系统经常要求外科医生经历大量训练,以正确地进行手术。

[0008] 因此,在外科技术上需要一种这样的系统和微创操作,该系统和微创操作能够提供最佳的机械支撑和骨性融合,并且当与目前可用的互连元件相比时能够降低骨损伤和神经功能的可能性。还希望提供能够与基于图像的跟踪系统结合(但是不要求)执行的外科操作。

现有技术

[0009] 虽然有许多专利涉及用于在解剖结构的所选区域插入稳定植入物的系统和方法,但是现有技术没有讲解用于通过使用这种微创技术插入植入物的靶向系统,所述微创技术通过暴露给病人和/或外科医生最少的(如果有)辐射,降低了对神经结构或者骨性阻碍物造成损害的风险。

[0010] 例如,Foley 等人的、公开号为 2005/0085714 的美国申请公开了用于经皮肤地和/或微创地植入结构(例如,脊柱植入)的方法和装置。该结构可以通过使用用于计划和执行操作的导航系统来植入。该结构的多个部分可以通过使用由导航系统确定并导航的位置和路径相互连接。导航系统使用光学定位或者电磁定位来确定所选的植入结构或者器械的精确位置。可以相对于与螺钉连接的扩展器放置光学定位器。可选地,可以在电磁场(EM field)中放置线圈,使得通过检测感生电压可以确定线圈的位置。计算机用来在植入结构之前形成计划,以及此后在插入期间跟踪结构的各个部分。外科手术的计划和跟踪显示在显示器上,以指导外科医生。

[0011] Vardiman 的公开号为 2005/0277934 的美国申请公开了用于脊柱融合(骨性融合)或者运动保护的微创脊柱固定系统。该系统包括多个椎弓根螺钉,包括置于第一椎骨体(vertebral body)内的第一螺钉,置于第二椎骨体内的第二螺钉,用于连接第一螺钉和第二螺钉的连接器(connector),和用于经皮肤地将连接器连接到第一螺钉和第二螺钉的可移除引导器。根据一个实施方式,探测球置于螺钉扩展器的头部上以及在棒插入工具手柄上。比较器计算插入工具手柄相对于螺钉扩展器的相对位置,并且为外科医生提供可视显示。

[0012] 授权给 Bucholz 的第 6,236,875 号美国专利公开了包括参考框架和定位框架的外科导航系统。该系统通过使用磁共振成像(magnetic resonance imaging,在下文中简称 MRI)或者在外科手术之前得到的计算断层造影(computed tomography,在下文中简称 CT)

扫描图像在操作期间产生代表一个或多个身体要素的位置的图像。在操作期间标识身体要素和它们的相对位置。然后在外科手术期间通过使用计算机可以使已知身体要素的位置操作到病人的相对位置。然后所操作的数据可以用来指导外科医生用于植入。

[0013] 授权给 Foley 等人的第 6, 226, 548 号美国专利公开了一种装置和操作, 该装置和操作通过使用图像指导的外科手术把外科手术的植入物和器械 (例如, 螺钉、棒、引线和板) 经皮肤放置到多个身体部分内。该发明包括用于与外科手术导航系统一起使用的装置, 刚性地连接到身体部分 (例如, 椎骨的棘突) 的连接设备, 以及刚性地但是可移除地连接至连接设备的标识上部结构。该标识上部结构是, 例如参考弧形和基准阵列, 其实现了在 CT 扫描或者 MRI 成像期间以及后来在医疗操作期间标识上部结构的位置以及因而标识待固定上部结构的身体部分的功能。该系统使用下面的发射器来指示与该发射器连接的身体部位的位置: 例如, 发光二极管 (light emitting diode, 在下文中简称 LED)、无源反光球、声学、磁性、电磁性、放射性或者微脉冲雷达。

[0014] 授权给 Sherman 等人的第 7, 011, 660 号美国专利公开了用于稳定骨性结构的托架安装器械和方法。该安装器械是六分仪类型工具, 其带有连接到锚的锚延长部。该器械可相对于锚移动以将托架置于与锚邻近的位置。该托架可以被分度, 用于相对于安装器械从预定的方向上插入。

[0015] 所有上述现有技术公开了这样一类系统, 该系统使用植入物插入装置来用力地把外科手术植入物或者器械推到活体内的目标区域。这增加了路径分叉和 / 或损害神经和血管结构的可能性。此前现有技术缺乏的是简单且经济的系统和操作, 用于把外科手术植入物和 / 或器械准确地和精确地置于目标区域, 同时降低对神经结构和血管结构的危险。而且, 上述参考文献中没有任何一篇向外科医生提供表明已到达目标区域的可听见的和 / 或可触知的反馈。

发明内容

[0016] 本发明涉及适合于将生物相容设备 (植入物、外科手术器械) 引导到身体 (在活体内) 内的目标区域的磁性靶向系统, 无论该目标区域是瘤还是用于紧固装置的植入点。所述系统包括靶向部件, 所述靶向部件包括引向材料。所述靶向部件一端连接到所述生物相容设备。所述系统还包括至少一个锚固部件, 所述至少一个锚固部件一端被构造和设置成固定至活体中的目标区域, 另一端被构造和设置成包括磁性材料, 所述磁性材料有效地用于影响所述引向材料在活体中的穿行。受磁性影响的所述锚固部件与所述靶向部件的所述引向材料相互作用, 以使得所连接的生物相容设备能够相对于所述目标区域放置。

[0017] 因此, 本发明的一个目的是提供使软组织损伤最小化并且产生较少术后疼痛的系统。

[0018] 本发明的另一目的是提供靶向系统, 所述靶向系统通过提供关于所述生物相容设备的位置的反馈而提供实时的导向。

[0019] 本发明的另一目的是公开反馈系统, 所述反馈系统使用听觉的和 / 或触觉的反馈来向外科医生指示何时到达目标区域。

[0020] 本发明的另一目的是提供磁性靶向系统, 所述磁性靶向系统可以在不被扭曲或者导致生理损害的情况下穿透组织, 这与 x 射线不同。

[0021] 本发明的另一目的是提供靶向系统,所述靶向系统允许更短的外科手术时间、减少的 x 射线的照射量以及病人更少的并发症。

[0022] 本发明的另一目的是提供靶向系统,所述靶向系统操作简单,以减少外科医生为了操作外围系统必须经历的训练。

[0023] 从结合任意附图进行的下面描述中,本发明的这些和其它目的和优势将显而易见,其中,通过说明和实施例说明了本发明的某些实施方式。本发明中包含的任一附图构成本说明书的一部分,并且包括示例性实施方式和说明本发明的多个目的和特征。

附图说明

[0024] 图 1 示出了病人的脊柱的一部分的部分侧视图,其包括根据本发明的优选实施方式的磁性靶向系统;

[0025] 图 2 是图 1 中示出的磁性靶向系统,其示出了靶向部件带有穿过锚固部件的连接栓系装置;

[0026] 图 3 是图 1 中示出的磁性靶向系统,其示出了靶向部件通过最后一个扩展器从病人的体内移走;

[0027] 图 4 是图 1 中示出的磁性靶向系统,其示出了在相邻椎骨之间插入生物相容设备;

[0028] 图 5 是根据一个实施方式的、连接到多轴向螺钉连接器部分的扩展器一部分的部分横截面图;

[0029] 图 6 是可以用于本发明的系统的多轴向螺钉的上部立体图;

[0030] 图 7a 至图 7e 示出了在本发明中使用的靶向部件的多个实施方式;

[0031] 图 8 是病人的部分脊柱的部分侧视图,其包括根据另一实施方式的磁性靶向系统,说明了在不使用扩展器的条件下在活体中插入靶向部件;

[0032] 图 9 示出了病人的脊柱的一部分的部分侧视图,其包括使用永磁体的根据本发明的另一实施方式的磁性靶向系统;

[0033] 图 10 是磁性设备和磁性捕捉器的立体图,其中磁性捕捉器突出到扩展器和连接器部件之外;

[0034] 图 11 是磁性设备和磁性捕捉器的立体图,其中磁性捕捉器位于扩展器和连接器部件内;

[0035] 图 12 是磁性设备和磁性捕捉器的立体图,其中磁性捕捉器位于扩展器上部的位置处;

[0036] 图 13 是磁性捕捉器的立体图,其中磁性捕捉器与第一紧固件的靶向部件接触;

[0037] 图 14 是扩展器和连接器部件的截面图,其中扩展器和连接器部件均具有彼此吻合的内螺纹,以使得紧定螺钉可以向下穿过扩展器和连接器,以相对于紧固件将生物相容材料固定就位;

[0038] 图 15A 至 15O 示出了安装外科植入物所需的各个步骤,在这些步骤中,紧固部件之间的连接部件被拉动就位;

[0039] 图 16A 至 16L 示出了安装外科植入物所需的各个步骤,在这些步骤中,紧固部件之间的连接部件被推动就位;

- [0040] 图 17A 和 17B 是磁性捕捉器的可选实施方式的立体图；
- [0041] 图 18A、18B 和 18C 是磁性捕捉器的另一个可选实施方式的侧视图；
- [0042] 图 18D 是图 18A 至 18C 中所示的捕捉器的正视图；
- [0043] 图 18E 是从扩展器移除的图 18A 至 18D 中所示的捕捉器的立体图；
- [0044] 图 19A 是在插入病人体内之前确定棒的形状的设备的立体图；
- [0045] 图 19B 是图 19A 中所示的被安装的设备俯视图；
- [0046] 图 19C 是图 19A 中所示的装置的俯视图；以及
- [0047] 图 19D 和 19E 是图 19A 中所示的装置的相反的侧视图。

具体实施方式

[0048] 本文中公开了本发明的详细实施方式，但应理解的是，所公开的实施方式仅仅例示了本发明，本发明可以体现为多种形式。因此，不应将本文公开的特定功能和结构细节解释为限制，而是仅仅作为权利要求的基础和作为教导本领域的技术人员以各种方式在实际上任一适合的详细结构中使用本发明的表示基础。

[0049] 现在参考图 1- 图 9，图 1- 图 9 示出了适合于促进导航至目标区域的本发明的磁性靶向系统 10，其中，类似的元件在全文被一致地编号。图 1 示出了多个锚固部件 14（也被称为紧固装置）。锚固部件 14 在这里被描绘为多轴向（multi-axial）椎弓根螺钉，每个多轴向椎弓根螺钉可移除地连接至扩展器 12a、12b 和 12c。这些螺钉具有近端 16 和远端 18。近端包括头部 24，头部 24 带有用于接纳旋拧（driving）工具（没有示出）的工具缺口 26。远端包括螺纹杆，螺纹杆被设计成固定到位于病人身体（活体）内部的所选目标区域，目标区域在这里示出为连续的脊柱椎骨 V1、V2 和 V3。虽然目标区域在这里例示为部分脊柱中的椎骨，但是目标区域可以位于活体中的任何位置。

[0050] 这里示出的螺钉是多轴向螺钉，其中，螺钉的近端可以包括旋转地连接到螺钉头部 24 的连接器 28。也就是说，连接器能够沿着螺钉的螺纹杆 27 的轴线 L 相对于螺纹杆 27 进行 360 度的旋转和由角度 α 所定义的角运动（参见图 5）。适合的多轴向螺钉的一个例子在第 5,797,911 号美国专利中进行了描述，该专利通过引用并入本文。虽然本发明中例示了多轴向螺钉，但是可以想象也可使用定轴向螺钉。定轴向螺钉不包括可旋转的连接器 28。还可设想锚固用的其它装置用于本发明，锚固用的其它装置中的一些包括：夹子、钩子、爪钳、螺栓等等。此外，如本领域已知的，可以插入也可以不插入锚固部件的杆。

[0051] 如在图 5 和图 6 中所示，螺钉的连接器部分被构造和设置成形成通路 30，通路 30 被设计成可移除地接纳各种大小的植入物。连接器部分包括开口 43，开口 43 被构造和设置成接收紧定螺钉（set screw）38。如在图 6 中所示，头部包括带螺纹的内侧壁 46，带螺纹的内侧壁 46 被设计成与在紧定螺钉上形成的外螺纹 38 配合。因而，当紧定螺钉沿着螺钉的连接器部分螺纹地降低时，连接器内的通路 30 变窄。通路变窄直到生物相容设备 44（在这里示出为互连棒，参见图 1- 图 4）的外表面被夹在螺钉头 24 的上部与紧定螺钉之间。这起到把生物相容设备牢固地固定到螺钉上的作用。正如螺钉头一样，应当存在用于接纳被插入到扩展器的内部 74 内的旋拧工具（没有示出）的工具缺口 40。旋拧工具在外科技术上是公知的，其用于把紧定螺钉旋转固定到连接器内的期望位置。

[0052] 如上所述，中空的扩展器 12a、12b 和 12c 中的每一个的远端 34 通过本领域已知的

任何适合的装置可移除地连接至螺钉。例如,扩展器可以包括位于扩展器的近端 33 的可压低的部件(没有示出),可压低的部件可操作地连接至位于扩展器远端的内钳夹部件。内钳夹部件能够与螺钉的连接器部分接合和脱离。可以用于本发明的适合的扩展器的一个例子公开在第 7,011,660 号美国专利中,该专利通过引用并入本文。扩展器还能够使多轴向螺钉的连接器相对于杆旋转,以便于互连棒穿过扩展器。

[0053] 扩展器应当由基本上刚性的生物相容材料制成,并且具有长度尺寸(沿着其纵轴线 50),该长度尺寸允许近端 33 在由病人的外层皮肤 S 产生的经皮肤暴露(percutaneous exposure)22 的外部突出一段距离。根据优选的实施方式,当沿着横向于至少第一扩展器纵轴线的轴线看时,至少第一扩展器应当具有“C 型”,从而界定了槽 63,槽 63 沿着其纵向轴线 50 延伸并且当连接至螺钉时延伸到病人体内。应当使槽的大小设计为允许靶向部件离开,以至于能够经皮肤递送靶向部件,如图 1 所示。扩展器的内部尺寸 76 应当使扩展器能够接纳用于接合螺钉和紧定螺钉的合适的旋拧工具(没有示出)。此外,正如下面进一步描述的那样,扩展器的内部尺寸应当能够接收用于磁性地影响锚固部件 14 的可移除的磁性设备 60。

[0054] 再次参考图 1-图 4,示出靶向部件通过栓系装置 42 连接至生物相容设备 44。靶向部件具有第一端部 52 和第二端部 54。当靶向部件在活体内行进时,第一端部被设计成刺穿组织并且被定型成扩大开口和建立穿过组织的通路。下面将描述,靶向部件的至少第一端部由能够被磁性影响的引向(steering)材料构成。

[0055] 如在图 7a-图 7e 的非限制性实施方式中示出的,靶向部件 20 可以由挠性、半刚性或刚性的材料制成,每种材料包括位于第一端部的引向材料 84。图 7a 示出了形状为棒状部件的半刚性靶向部件的实施方式,引向材料 84 布置在其第一端部 52 上。棒的第一部分 78 由挠性材料制成,挠性材料能够无伤害地碰撞骨性或者神经阻碍物,而不会导致损伤。图 7b 示出了由多个刚性的连续节段 80 形成的另一挠性棒,栓系装置 42 通过刚性的连续节段 80 延伸到第一端部(没有示出)。当外科医生拉动第二端部处的系栓部件时,多个节段被迫靠近,在多个节段之间几乎不允许有移动。在图 7c 的实施方式中,整个靶向部件由第二生物相容引向材料 86 组成或者涂有第二生物相容引向材料 86。图 7d 示出了另一实施方式,其中靶向部件包括连接至栓系装置的球形接头 88。正如图 7b 的实施方式一样,栓系装置中的张力控制球形接头处的枢转量。因此,当张力释放时,棒变得具有挠性,靶向部件的第一端部绕着球转动。可选地,当再次向栓系装置施加张力时,棒再次变硬。以此方式,当靶向部件穿过身体移动时,外科医生能够无伤害地引导靶向部件绕过神经和骨性阻碍物。最后,图 7e 示出了由实心的生物相容材料 90 制成的刚性棒状部件。

[0056] 栓系装置 42 可以由任何挠性或者半挠性的生物相容材料制成,挠性或半挠性的生物相容材料能够允许设备绕过神经和骨性阻碍物而不伤害它们。合适的栓系装置的例子可以是线缆、绳或带的形式。此外,栓系装置可以由管状(cannulated)部件或者实心部件构成。如上所述,栓系装置的第一端部 92 通过本领域已知的任何连接方式连接至靶向部件的第二端部 54。类似地,栓系装置的第二端部 94 通过本领域已知的任何可移除的连接方式连接至生物相容设备 44。例如,生物相容设备和栓系装置可包括对应的螺纹,使得外科医生能够旋转螺纹,以使栓系装置脱离生物相容设备。

[0057] 根据优选的实施方式,生物相容设备被显示为可植入的互连棒。棒可以是刚性、半

刚性或者挠性的。通常优选使用刚性棒以在康复过程和融合期间提供必要的稳定性,但是,已经发现可提供挠性棒用于融合,并且允许骨性结构——已经被相互连接以保持某些运动——之间的某种移动。此外,与栓系装置类似,生物相容设备也可以是实心或者管状的。

[0058] 虽然在图 1-图 4 中示出互连棒相互连接两个椎弓根螺钉,但外科医生可以使用任何合适大小的棒,所述合适大小的棒具有能够相互连接沿着多根椎骨共线植入的三个或更多紧固装置的长度尺寸。也在本发明的范围内的是,可以使用具有各种宽度或者直径的任何大小的棒,只要它们能够为了骨性融合而稳定骨性结构。虽然本发明例示了棒状部件,但是还可以使用本领域的技术人员已知的其它这种生物相容设备,例如,板、夹子等等。

[0059] 图 4 示出了与管状的栓系装置流体连通的中空或者管状的挠性生物相容设备。根据该实施方式,一旦已经把棒适当地插入期望的位置,则外科医生可以使用注入装置 96(注射器等)以使生物相容硬化材料(例如,粘固剂、碳、骨基质)通过栓系装置并且进入中空棒的内部。虽然不要求,但还可以把生物相容设备制成可渗透的并且用于将由注入装置提供的组分递送到目标区域(例如,骨生长/融合材料、药物、愈合材料等)。

[0060] 如在图 1-图 4 中所示,扩展器 12a-12c 的每一个近端通过经皮肤切口 22 突出到病人皮肤外面,使得外科医生能够将器械穿过扩展器的内部插进,以到达被固定到目标区域(椎骨)的螺钉。扩展器还使外科医生能够将磁性设备或者棍 60 插入所选择的扩展器内,直到邻近相应锚 14 的位置。磁性设备包括近端 64 和远端 66。磁性材料 62 连接在设备的远端,设备的近端可以包括把手 100(不是必需的),以使外科医生握住磁性设备。应当把棍的大小设置成延长扩展器的长度。

[0061] 本发明使用的“磁性材料”62 指的是永磁体(如在图 9 中所示)或者电磁体(在图 1-图 4 中所示),它们产生能够在活体中影响靶向部件的引向材料的磁场。如本领域已知的,电磁体是由电流的流动产生磁场的磁体。合适的永磁体的一个例子是钕铁硼(NdFeB)磁体,因为其磁力强并且已经由美国食品和药品管理局(FDA)批准用于美国国内使用。另一个例子是使用近来开发的生物相容非金属磁体或者塑料磁体,它们由聚合物 PANiCNQ 制成,聚合物 PANiCNQ 是本征态聚苯胺(PANi)和四氰醌二甲烷(TCNQ)的组合。

[0062] 本发明使用的靶向部件中的“引向”材料指的是能够被磁性材料 62 影响的任何材料。例如,引向材料可以包括任何磁性吸引的材料或者合金(例如,钢、铁等等)。引向材料可以与用于磁性材料 62 的材料相同,也可以不同,只要引向材料能够被影响,例如被吸引或者被排斥。此外,磁性材料和引向材料两者之一可以或者两者都可以涂有任何适合的生物相容成分,例如塑料。磁性材料和引向材料的类型、形状和大小应当适合于在病人体内使用,并且提供最佳的磁场。在本发明中,磁场用于在活体内导航,因为这些磁场可以与 x 射线类似地没有歪曲地穿透人体组织和骨骼,但是没有辐射和生理损害的危险。

[0063] 根据在图 1-图 4 中示出的优选实施方式,磁性材料使用电磁体,该电磁体具有位于手柄或把手 100 中的控制器。控制器至少应当包括允许外科医生开启电磁体的按钮 102 和关闭电磁体的按钮 104 以及相关电路。优选地,控制器还包括能够增大 106 或者减小 108 由电磁体产生的磁场强度和/或在极性(南极和北极)之间切换的按钮和电路。众所周知,磁体的极性允许其吸引或者排斥其磁场内的磁性材料。控制器还可以包括用于指示施加的磁场强度的显示器 110。

[0064] 依照图 1-图 4 中描述的实施方式描述本发明的使用磁性靶向系统 10 的方法。首

先,如外科领域中已知的,锚固部件 14(这里示出为多轴向椎弓根螺钉)被插入期望的目标区域(这里示出为椎骨)。在将螺钉连接至所选的椎骨之前或者之后,可以将螺钉可移除地连接至扩展器的远端。一旦完成连接,外科医生把靶向部件插入扩展器的近端内,所述扩展器的近端突出到经皮肤暴露 22 的外部。磁性设备被插入下一根椎骨 V2 内,椎骨 V2 包括锚固部件(扩展器和螺钉),这里示出为 12b。磁性材料 62 通过棍 60 布置于靠近目标区域处。根据该实施例,磁性材料置于螺钉的连接器部分内,这可以在将靶向部件插入扩展器之前、期间或者之后完成。如果使用电磁体,则外科医生将开启电流,以开始在活体中的适当位置上产生吸引磁场。如果永磁体用于磁性材料 62,则外科医生简单地将其置于螺钉的连接器部分内,参见图 9。

[0065] 由于吸引磁场的原因,靶向部件中的引向材料被牵引穿过扩展器槽 63。由磁性材料产生的磁场强度应当能够朝向磁性部件牵引靶向部件(包括连接的栓系装置),以至于当靶向部件朝向磁性材料前进时,尖的第一端部刺穿组织并且建立穿过组织的通路。与现有技术中公开的用力推送靶向部件相比,使用磁场引导靶向部件降低了伤害神经结构或者破坏沿着靶向部件的路径遇到的骨性障碍物的可能性。

[0066] 一旦靶向部件已经到达置于螺钉的连接器部分内的磁性材料 62,外科医生将磁性材料从锚固部件中取走,并且将磁性材料放置在下一个锚固部件(扩展器和螺钉)处,下一个锚固部件在这里示出为连接到椎骨 V3 的锚固部件 12c。然后在锚固部件 12c 内重复上述操作。如果使用电磁体,则启动沿着磁性部件的电流,所产生的磁场强度牵引靶向部件穿过在 V2 上固定的螺钉的通路 30 并且朝向位于在 V3 上固定的螺钉内部的磁性部件运动,参见图 2。如果使用永磁体,则外科医生简单地将远端放置在锚的连接器部分内。

[0067] 如上所述,当靶向部件朝向磁性材料运动时,靶向部件的尖的第一端部刺穿组织并且建立通过组织的通路。穿过螺钉的这项技术不要求外科医生尝试沿着棒的固定路径对准多个椎弓根螺钉。此外,靶向部件朝向椎弓根螺钉的连续磁性吸引降低了靶向部件被解剖构造中的结构偏向的可能性,这种偏向可能使靶向部件刺穿不期望的区域。而且,本发明允许外科医生避开给定的锚固部件。在这种情况下,外科医生可以将磁性材料插入到与待避开的锚固部件连接的扩展器内。磁性材料可以是与靶向部件的磁极具有相同极性的永磁体或者电磁体。这将从那个目标区域排斥靶向部件的引向材料。

[0068] 一旦达到最后一根椎骨,磁性部件被用于牵引靶向部件穿过椎弓根螺钉的上部开口 43 中的槽并且沿着扩展器的内部长度,直到靶向部件到达突出到切口外部的近端。然后外科医生可以抓住靶向部件和连接的栓系装置,参见图 3。然后,外科医生利用位于病人体外的栓系装置,沿着由靶向部件穿过组织并且穿过椎弓根的连接器部分形成的路径轻轻地牵引所连接的生物相容部件(棒),直到生物相容部件到达最后一根椎骨,如图 4 所示。

[0069] 如果栓系装置和互连棒是中空的,则使用者可以断开靶向部件并且将注入装置 96 可释放地连接至栓系装置。注入装置可以用于将任何适合的、易流动的、生物相容的材料注入棒内。合适的生物相容材料的一个例子包括将使棒变硬的至少一种硬化材料。

[0070] 除此以外,可以在引入硬化材料之前填充棒。例如,棒可以包含铁电材料,铁电材料允许在插入过程期间保持棒的挠性,直到被施加电流。如果铁电材料与上面描述的电磁体的实施方式结合使用,则这是特别适合的。一旦挠性棒置于最终期望的位置(固定至椎弓根螺钉),则可以通过把磁性装置插入扩展器内使棒暴露至电磁体中的电流。电流使铁电

材料硬化,以制造基本上刚性的棒。因此,棒的外形对应于周围解剖结构的自然曲率。

[0071] 如上所述,螺钉的连接器部分被构造和设置成在其内接纳紧定螺钉 32。紧定螺钉被插入每一个扩展器内,通过置于扩展器内并且插入到螺钉的工具缺口中的旋拧工具(没有示出)螺纹地连接。互连棒 44 被夹在头的上部与紧定螺钉之间。这起到把棒固定至螺钉上的作用。然后将扩展器从螺钉的连接器部分中移走,闭合暴露处。

[0072] 参考图 8 中示出的可选实施方式,本发明的靶向系统不要求使用用于在活体中插入靶向部件的扩展部件。可以植入锚固部件并且闭合暴露处,而没有到暴露处的入口。所植入的锚固部件的近端可以包括本领域已知的永磁体或者远程控制的电磁体。因此,可以使靶向部件 20 穿过由外科医生创建的切口直接插入或者送入体内。正如前面的实施方式一样,锚固部件的磁性部分能够吸引或者排斥置于病人体内的靶向部件。

[0073] 本发明的系统和技术的上述实施方式中的任何一个可以使用任何类型的已知成像系统,以确定和定位任何一种上述结构在活体中的放置。例如,把锚固部件插入到骨性结构内可以通过 CT 扫描、X 射线或者本领域已知的成像装置预先计划。

[0074] 本发明的系统还可以包括具有至少一个检测元件 120(在图 1 中示出了两个)的反馈系统,该至少一个检测元件 120 置于病人体外并且靠近病人,以实时地确定靶向部件和/或生物相容部件的位置。根据一个虽然是非限制性的实施方式,检测元件是音频接收机或者拾音器,其能够可听见地检测靶向部件和磁性装置何时连接在一起或者“咔哒”在一起。以这种方式,外科医生能够无图像地确定靶向部件已经到达锚固部件的磁化部分。这可以与当靶向部件和磁性装置连接时产生的触感感觉结合使用。两个元件碰到一起的这种触感感觉将被握住栓系装置的人感觉到。

[0075] 图 10 示出了磁性设备或棍 160 以及位于棍 160 远端处的可转动磁性捕捉器 162。磁性棍 160 和磁性捕捉器的大小被设置为适合扩展器 112 的内部腔室 114。磁性捕捉器 162 由上述磁性材料中的任何一种构成。磁性捕捉器 162 包括与棍 162 的纵轴重合设置的第一圆柱部 164。磁性捕捉器 162 的第一圆柱部 164 的直径大于棍 160 的直径,但小于扩展器 112 的内部腔室 114 的直径。磁性捕捉器包括直径小于第一圆柱部的第二圆柱部 166。第二圆柱部 166 通常呈“L”形并包括通过 90 度转弯转变为水平截面的垂直截面。如图 10 所示,可转动磁性捕捉器 162 的第二圆柱部能够移动至穿过连接器 128 的连接器通路 130 以及扩展器 112 中的通路 132 向内部腔室 114 外延伸并进入身体的位置。磁性捕捉器 162 随后位于优选位置以吸引靶向部件 20 并使其对准通路 132 和 130。

[0076] 如图 11 所示,磁性捕捉器 162 的第一部和第二部的大小被设置,以使得磁性设备或棍 160 和磁性捕捉器 162 能够向下插至扩展器 112 的底部,在扩展器 112 的底部处,磁性捕捉器 162 的第二圆柱部 166 对准通路 130 和 132。同样地,如图 12 所示,通过在扩展器 112 的内部腔室 114 内向上拉棍 160 和磁性捕捉器 162 能够将棍 160 和磁性捕捉器 162 移除。第一圆柱部 164 的直径以及第二圆柱部 166 的几何形状和大小可以是这样的,即磁性捕捉器 162 能够被轻易地插入并从扩展器 112 移除。图 13 示出了当正确对准时磁性捕捉器 162 与靶向部件 20 之间的关系。通过磁性捕捉器与靶向部件之间的重复的能触知的“啪嗒(snap)”或“咔哒”感觉到的明确接合来指示棒 144 与通路 130 和 132 的正确对准。

[0077] 如图 14 所示,连接器部件 128 被构造和设置为形成通路 130,通路 130 被设计为可移除地接收各种大小的植入物。连接器 128 包括被构造和设计为接收紧定螺钉 138 的开

口 143。开口 143 包括被设计为与形成于紧定螺钉 138 上的外螺纹 139 配合的带螺纹的内侧壁 146。扩展器 112 包括具有螺纹 116 的内部腔室 114。扩展器 112 与连接器 128 并列放置 (juxtapose) 并且与连接器 128 机械地接合。扩展器 122 的内螺纹 116 与连接器 128 的螺纹 146 吻合 (index)。因此,紧定螺钉 138 能够沿着扩展器管螺纹地下降,直至到达在连接部件 128 的开口 143 内形成的螺纹 146。由于螺纹 116 和 146 彼此吻合,因此紧定螺钉 138 能够继续螺纹地下降至连接器 128。当两个以上螺钉与棒或其它生物相容材料连接时,在扩展器内提供与连接器螺纹吻合的螺纹特别有用。已发现,当连接两个以上螺钉时,诸如棒的生物相容材料倾向于在第三连接器即随后的连接器 128 的腔室 143 中向上翘。因此,这样做的优点在于,在到达连接器 128 的上端之前,就开始紧定螺钉 138 的螺纹接合。随着紧定螺钉的下降,通路 130 变窄,直至生物相容设备 144(这里显示为互连棒,见图 1-4)的外表面被夹在螺钉头 124 的上部与紧定螺钉 138 之间。如同螺钉 114 的头部,紧定螺钉 138 配置有接收旋拧工具的工具缺口 140。该工具能够旋拧紧定螺钉 138,使其穿过扩展器 112 并进入开口 143,从而到达连接器部件 128 内的期望位置。

[0078] 图 15A 至 15O 示出了安装外科植入物的各个步骤,在这些步骤中,紧固部件之间的连接部件被拉动就位。图 15A 示出了被引入近尾部的 (caudal) 或向头部的 (cephalad) 切口的手动 (freehand) 插入器 170。第一紧固部件、螺钉 114A 靠近关节轴承下方,在该处,外科医生将感觉到明确的阻力。随着手动插入器 170 前端所承载的靶向部件 176 靠近磁性捕捉器 162,外科医生将通过重复的能触知的“啪嗒”或“咔哒”来感觉明确的接合,如图 15B 所示。当靶向部件 176 对准连接器通路 130 和扩展器通路 132 时,捕捉器磁体 162 和棍 160 在扩展器 112A 内向上移动,如图 15C 所示。图 15D 描述了朝着第二紧固件 114B 向前移动的手动引导器 170,其中捕捉器磁体 162 从第一扩展器管 112A 中被移除并且置于第二扩展器管 112B 中。图 15E、F 和 G 示出了第二紧固件 114B 的相关过程。因为第一紧固件和第二紧固件之间极为贴近,该过程与第一紧固件的相关过程相同,并且更加简单。手动插入器 170 随后使尖端 176 朝着邻近第三紧固件 114C 设置的磁体捕捉器 162 前进,如图 15H 所示。随后将手动插入器 170 上的旋钮 (knob) 172 松开,从而释放出连接至磁性尖端 176 的栓系装置 174。磁性尖端 176 随后跟随磁性捕捉器从第三扩展器管即最后的扩展器管 112C 中离开,如图 15I 和 15J 所示。如图 15K 所示,磁性尖端 176 跟随磁性捕捉器离开扩展器 112C,手动引导器被移除。至此,栓系装置进入最初的切口和全部三个螺钉连接器 128A、128B 和 128C,并且从最后的扩展器 112C 离开,如图 15L、15M 和 15N 所示。通过将软棒或硬棒与手动插入器 170 设置在一起并拉动栓系装置 174 穿过全部三个螺钉连接器 128A、128B 和 128C,能够将该棒拉动就位。利用断开 (break away) 连接 168(见图 15K 和 15O) 将棒从线缆 174 上释放。

[0079] 图 16A 至 16L 示出了安装外科植入物所需的各个步骤,在这些步骤中,紧固部件之间的连接部件被推动就位。图 16A 示出了使用管状棒 180 的设置,通过利用栓系装置 174、靶向部件 176 将管状棒 180 组装为手动引导器 170 的一部分,栓系装置将旋钮 172 固定在手动引导器 170 上。在这种设置中,管状硬棒 180 的前端承载靶向部件 176 并且管状棒进而设置在手动插入器 170 的前端。第一紧固部件、螺钉 114A 靠近关节轴承下方,在该处,外科医生将感觉到明确的阻力。随着管状棒 180 前端所承载的靶向部件 176 靠近磁性捕捉器 162,外科医生将通过重复的能触知的“啪嗒”或“咔哒”来感觉明确的接合,如图 16B、16C、

16D 和 16E 所示。当靶向部件 176 对准连接器通路 130 和扩展器通路 132 时,捕捉器磁体 162 和棍 160 在扩展器 112A 内向上移动。图 16F 描述了朝着第二紧固件 114B 向前推动的手动引导器 170、管状硬棒 180 和磁性尖端 176,其中捕捉器磁体 162 从第一扩展器管 112A 被移除并且置于第二扩展器管 112B 中。图 16F 和 16G 示出第二紧固件 114B 的相关过程。因为第一紧固件和第二紧固件之间极为贴近,该过程与第一紧固件的相关过程相同,并且更加简单。随后,手动插入器 170 使管状棒 180 和尖端 176 朝着邻近第三紧固件 114C 设置的磁体捕捉器 162 前进,如图 16H 所示。随后将手动插入器 170 上的旋钮 172 松开,从而释放出连接至磁性尖端 176 的栓系装置 174。磁性尖端 176 随后跟随磁性捕捉器从第三扩展器管即最后的扩展器管中离开,手动引导器被移除,如图 16I 所示。手动引导器 170 随后将管状棒在第三紧固件 128C 上推动就位,磁性靶向部件通过断开连接器从栓系装置 174 上被释放。随后将栓系装置 174 从身体中移除。在图 16J、16K 和 16L 中安装的管状棒 180 被显示为处于组装位置。

[0080] 图 17A 和 17B 示出了如图 10 所示的具有位于棍 160 远端的可转动磁性捕捉器 162 的磁性设备或棍 160 的可选实施方式。在该实施方式中,棍 260 包括手持握把 (hand holding grip) 264 和枢转地连接至手持握把 264 的扳机状组件 266。握把部件 264 包括细长的棒状部件 266。附加的棒状部件 268 与细长的棒部件 266 相邻设置并且通过位于一端的枢轴 276 和 274 与扳机 266 铰链连接,并且通过位于另一端的枢轴 272 与磁性捕捉器 262 铰链连接。磁性捕捉器 262 还在枢轴 270 处枢转地连接至细长的棒部件。悬臂式片状弹簧 280 和 282 被设置为使握把 264 和扳机 266 在没有受到操作者的手施加的力的情况下彼此远离。在操作中,操作者的手指将紧握扳机部件 266 并枢转地朝握把 264 移动。当弹簧 280 和 282 抵靠扳机和握把时,弹簧 280 和 282 将与由操作者的手指所施加的力相反作用。扳机 266 相对于握把 264 的枢转运动将引起棒状部件 266 相对于附加的棒状部件 268 的相对轴向位移。该相对位移将通过枢轴 270 相对于枢轴 272 的位移引起磁性捕捉器 262 的枢转运动,如图 17B 所示。磁性棍 260 和磁性捕捉器 262 的大小被设置以适合扩展器 112 的内部腔室 114。磁性捕捉器 262 由上述磁性材料中的任何一种构造。

[0081] 图 18A 和 18E 示出了如图 10 所示的具有位于棍 160 远端的可转动磁性捕捉器 162 的磁性设备或棍 160 的另一个可选实施方式。在该实施方式中,棍 360 包括手持 (hand held) 棒 368 和磁性捕捉器 362。棍 360 包括上部圆柱形壳体 372 和按钮致动器 366。按钮致动器 366 的按下将引起磁性捕捉器 362 的枢转运动,当按下按钮致动器 366 时,磁性捕捉器可以从内部腔室 114 外的一个位置转动至扩展器 112 外的一点上。

[0082] 图 19A 至 19E 示出了用于在插入病人之前确定棒 180 的曲率的设备。该设备提供一种将扩展器通路和相关椎弓根螺钉的位置转移到身体外部的的方法。这种直观化允许外科医生在插入身体之前为棒 180 提供最佳配置。图 19A 示出了将在外科手术过程中使用的扩展器 112A 至 112D 和设备 400 的立体侧视图。设备 400 包括板 402,板 402 包括沿着板 402 的长度延伸的轨道 404。安装块 406 可滑动地安装在轨道 404 内。所使用的安装块 406 的数量对应于扩展器管 112 和相关椎弓根螺钉的数量。虽然已经示出了四个安装块 406,但应理解,可以使用尽可能少的两个安装块,并可以使用多于四个安装块。每个安装块 406 承载一对支撑棒。每对支撑棒 406 又连接至扩展器管支撑块 410。每个扩展器管支撑块 410 包括孔 412,孔 412 的大小被设置以接收扩展器管 112。在使用中,每个扩展器管 112

被置于对应的支撑块 410 内。与每个扩展器管相关联的支撑块和安装块可沿着轨道 404 在板 402 内自由移动以使管正确对准。一旦每个管被如此设置,就将锁定螺钉 420 通过轨道 404 插入板 402 并插入每个安装板 406 内。当如图 19A 所示的扩展器管 112A 至 112D 被正确地设置并由螺钉 420 锁定就位时,随后外科医生能够继续将棒 180 的形状定型为图 19A 所示的扩展器管 112A 至 112D 的上表面所呈现的样式。在插入病人之前使棒 180 预成型以允许外科医生更容易地将棒 180 穿过位于扩展器管 112A 至 112D 中的扩展器通路 132,这些扩展器管已被植入病人体内并且对外科医生来说是不可见的。

[0083] 虽然参照相邻的脊柱椎骨的固定和融合对本发明进行了描述,但需要在此说明的是,本发明公开的设备和方法能够用于在人或动物身体中找到的所有类型的关节(踝关节、指间关节等等)。虽然本发明例示了棒状部件,但也可考虑应用本领域的技术人员已知的其它这类生物相容设备,例如,板、夹子等等。

[0084] 本说明书中提到的所有专利和公开指示本发明涉及的本领域的技术人员知识程度。所有专利和公开通过引用并入本发明的程度如同每个单独的公开已特定地和单独地被指出通过引用并入本发明。

[0085] 应理解,尽管说明了本发明的某种形式,但本发明不限于这里描述和示出的特定形式或者设置。本领域的技术人员可以理解,在不背离本发明的范围的条件下可以进行多种变化,不应认为本发明受限于本说明书和本发明的附图中示出的和描述的内容。

[0086] 本领域的技术人员可以理解,本发明非常适合于执行目标并且得到提及的以及本发明的那些固有的结果和优势。本发明描述的实施方式、方法、操作和技术目前代表优选的实施方式,被认为是例示性的而不被理解为对保护范围的限制。本领域的技术人员能够得知其变化和其它应用,这些变化和其它应用被包含在本发明的精神范围内并且由权利要求的范围限定。虽然已经连同特定的优选实施方式对本发明进行了描述,但应当理解,如权利要求限定的本发明不应当过分地限制于这种特定实施方式。实际上,对本领域的技术人员显而易见的、用于执行本发明的所描述的模式进行的多种修改将落入权利要求的保护范围内。

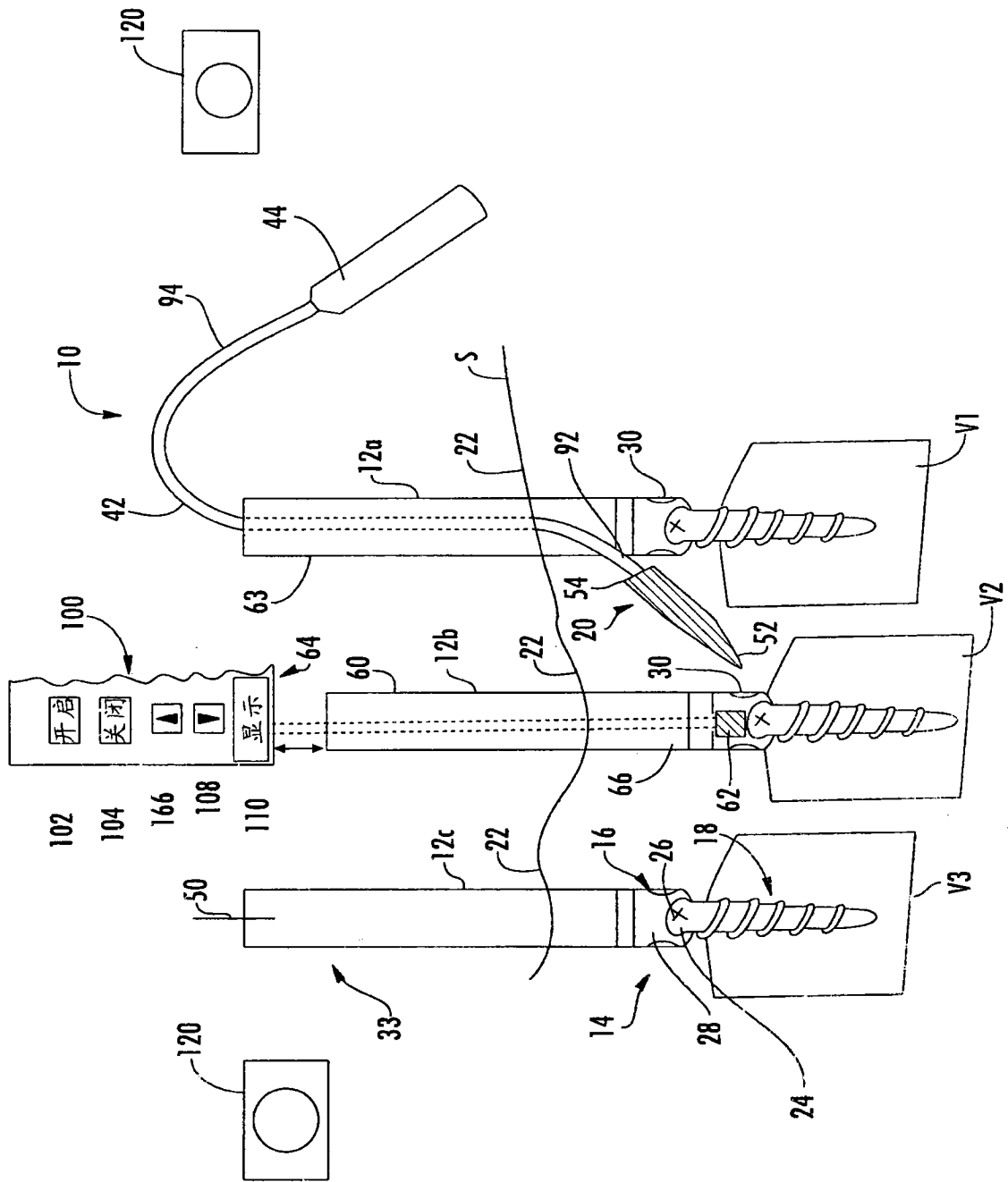


图 1

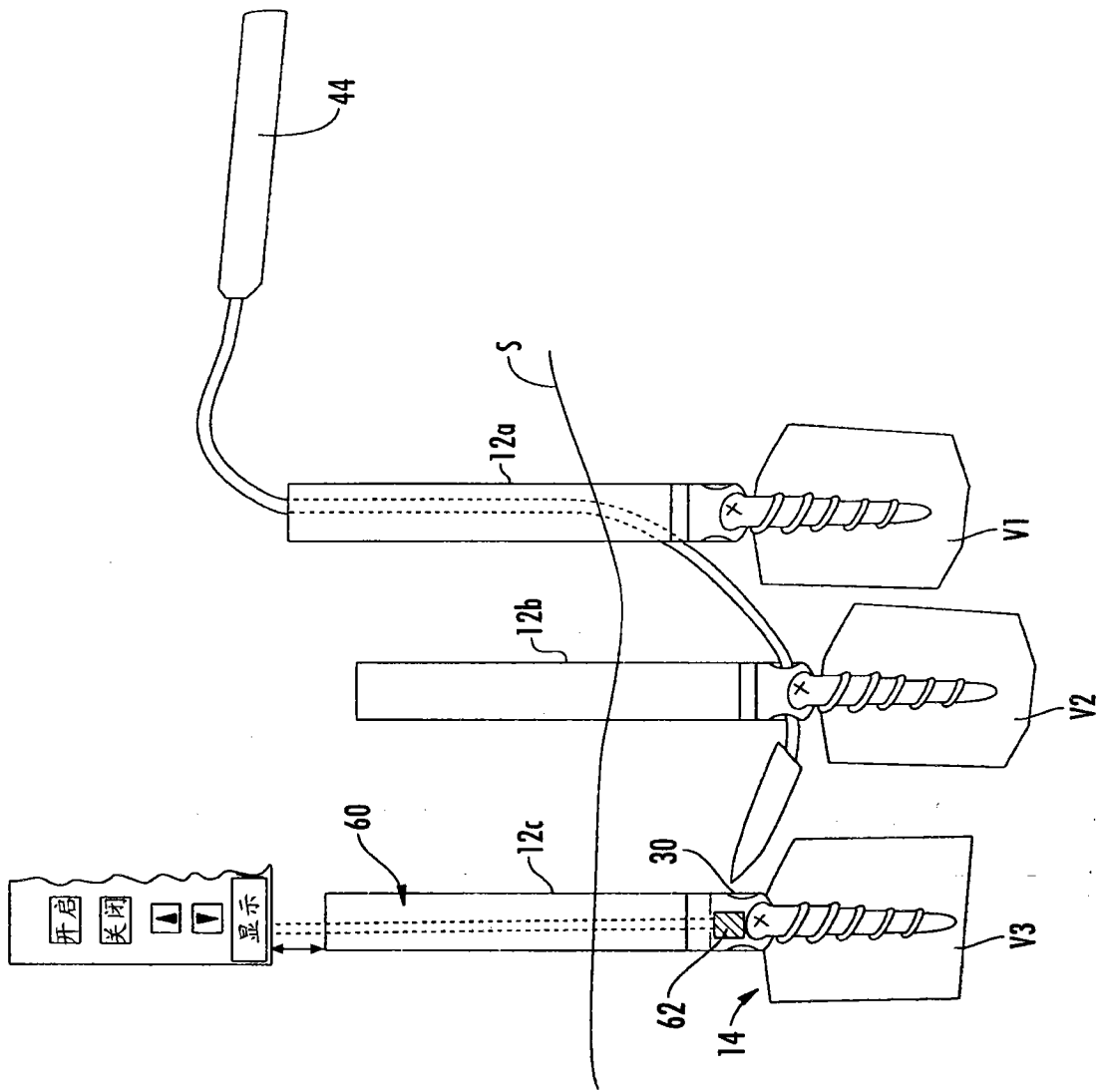


图 2

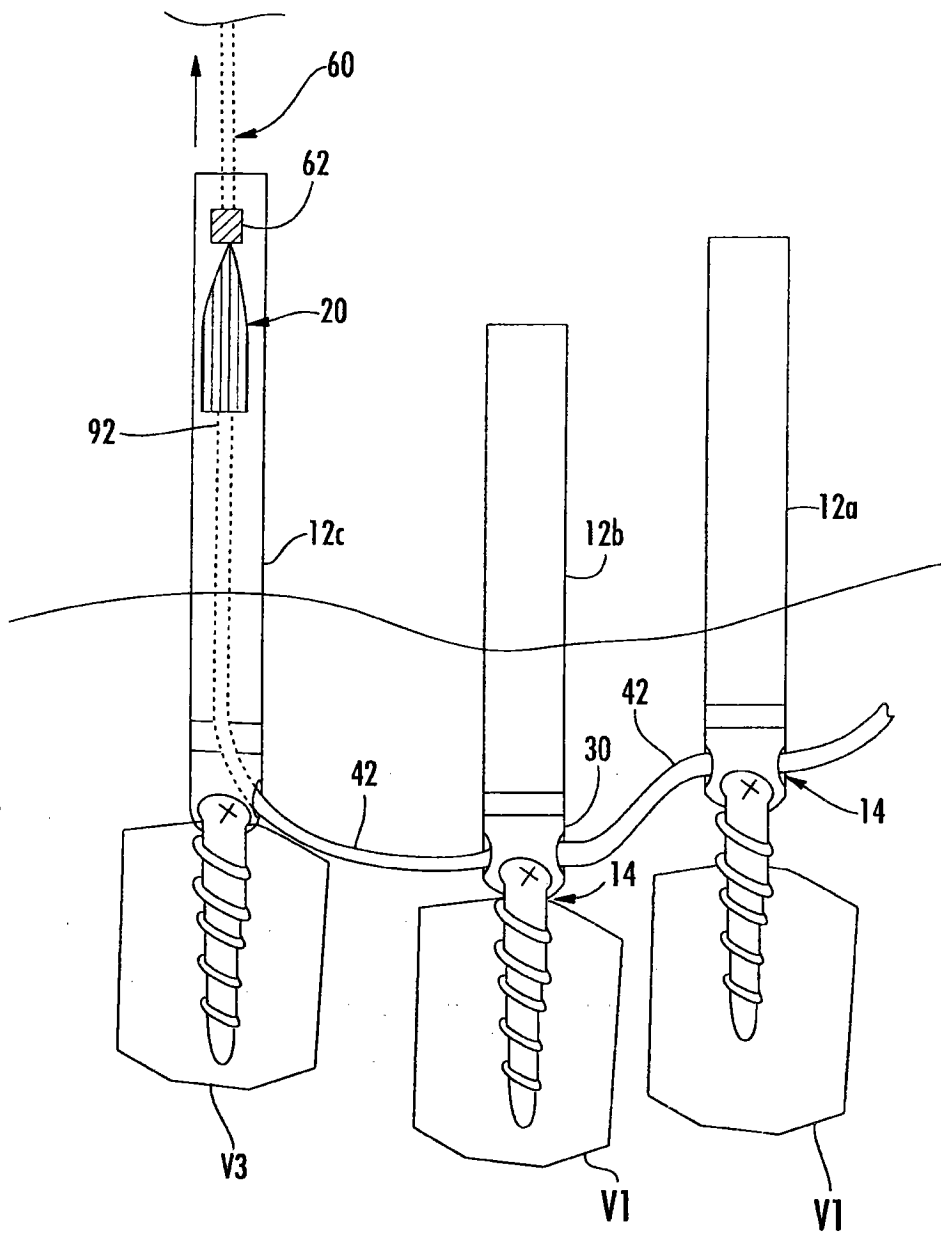


图 3

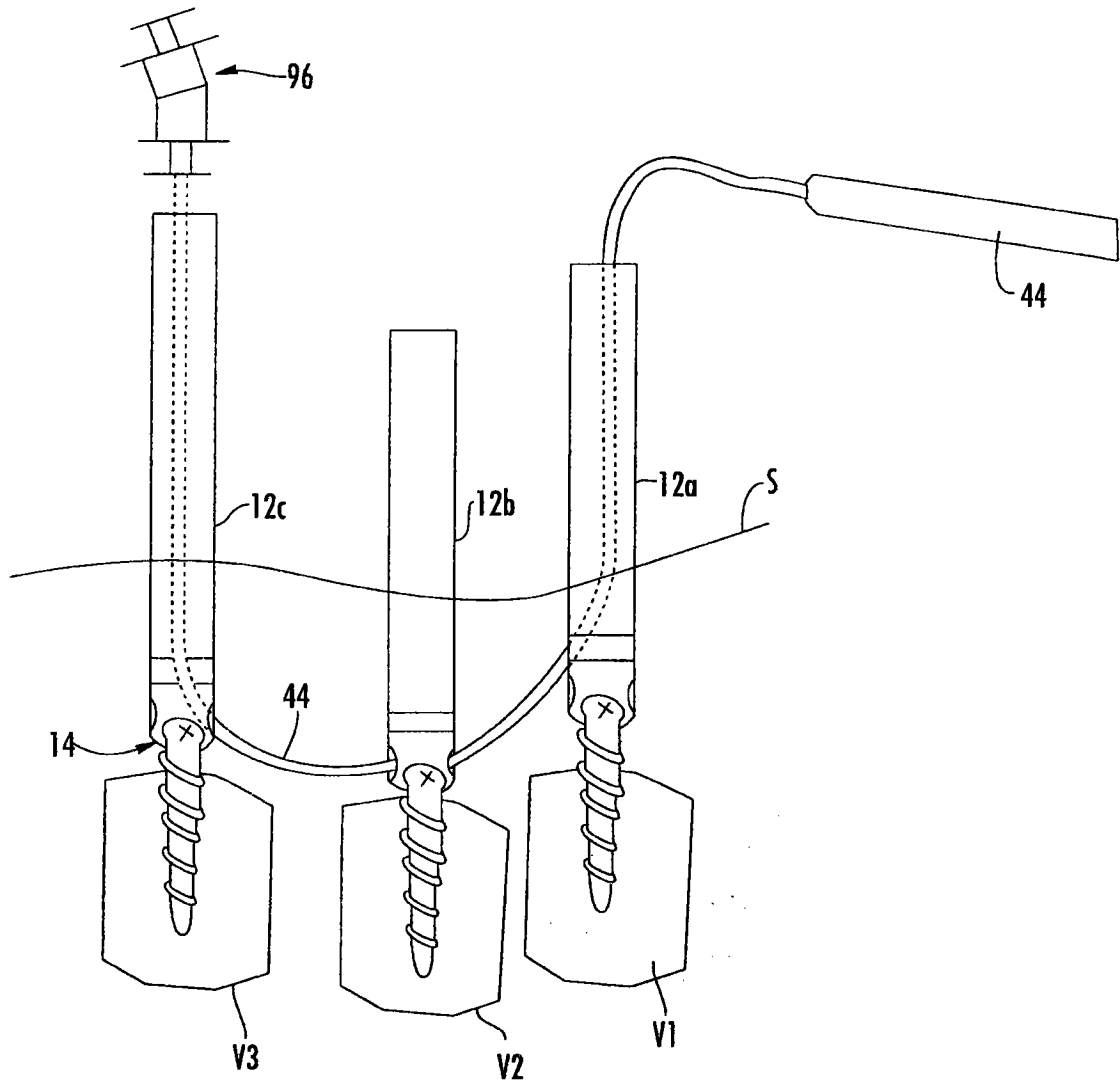


图 4

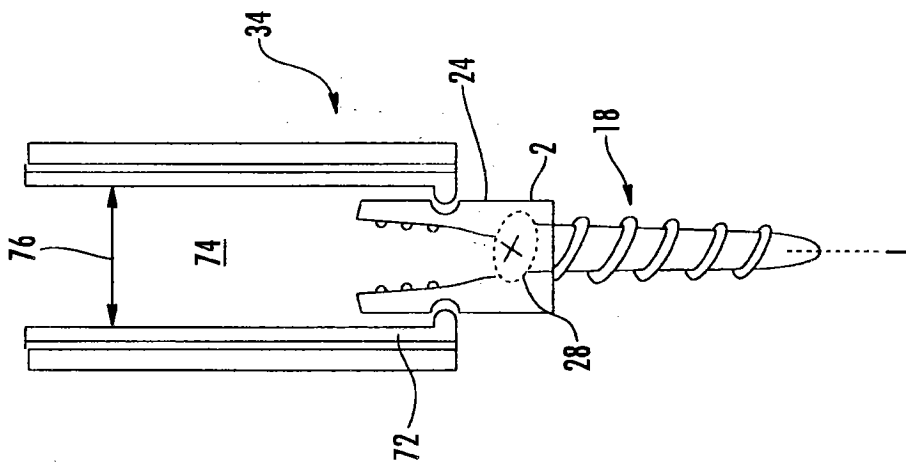


图 5

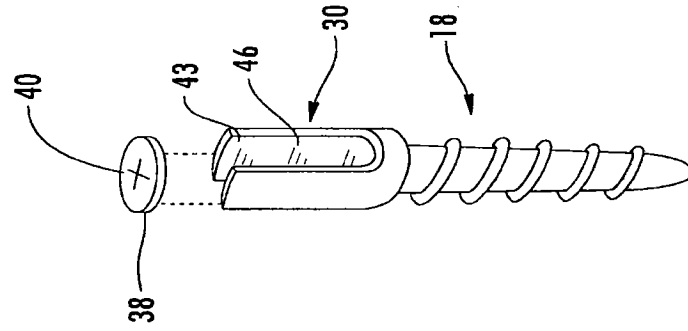


图 6

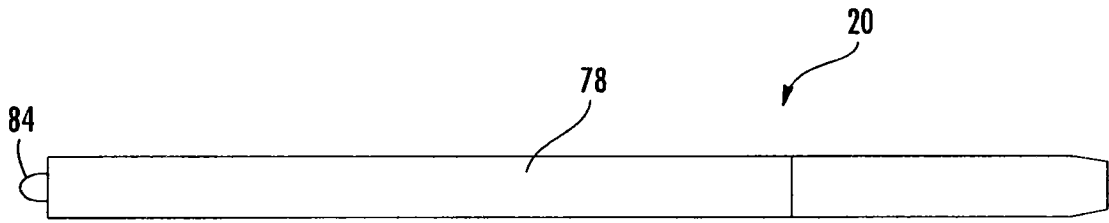


图 7a

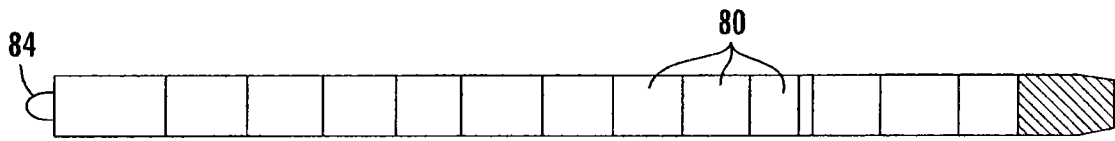


图 7b

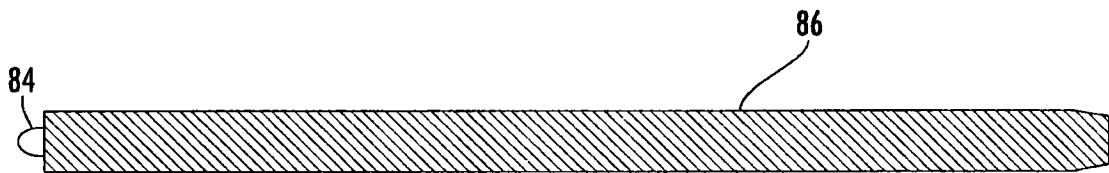


图 7c

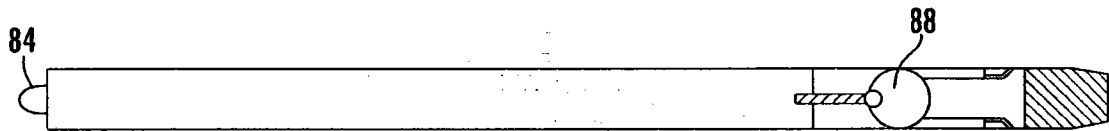


图 7d

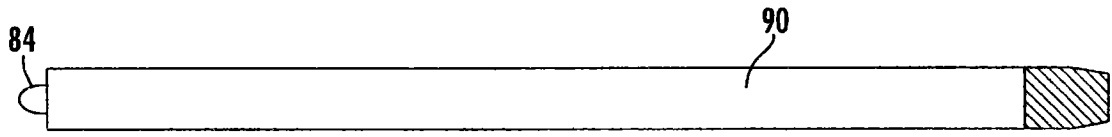


图 7e

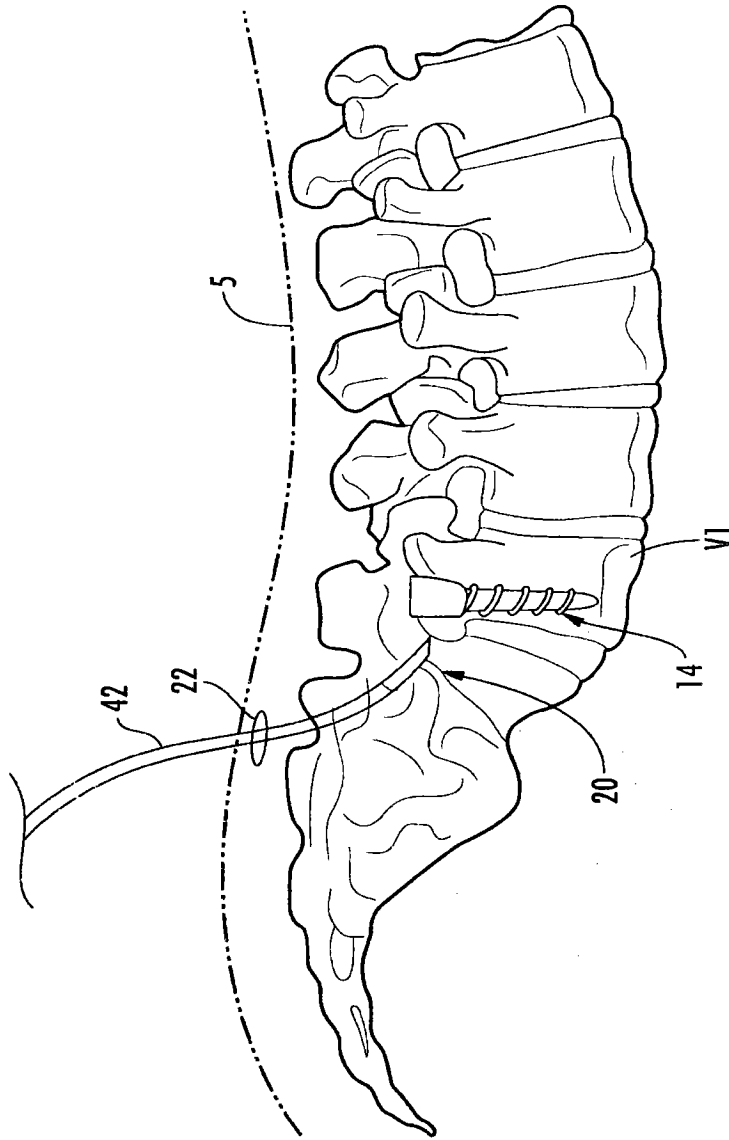


图 8

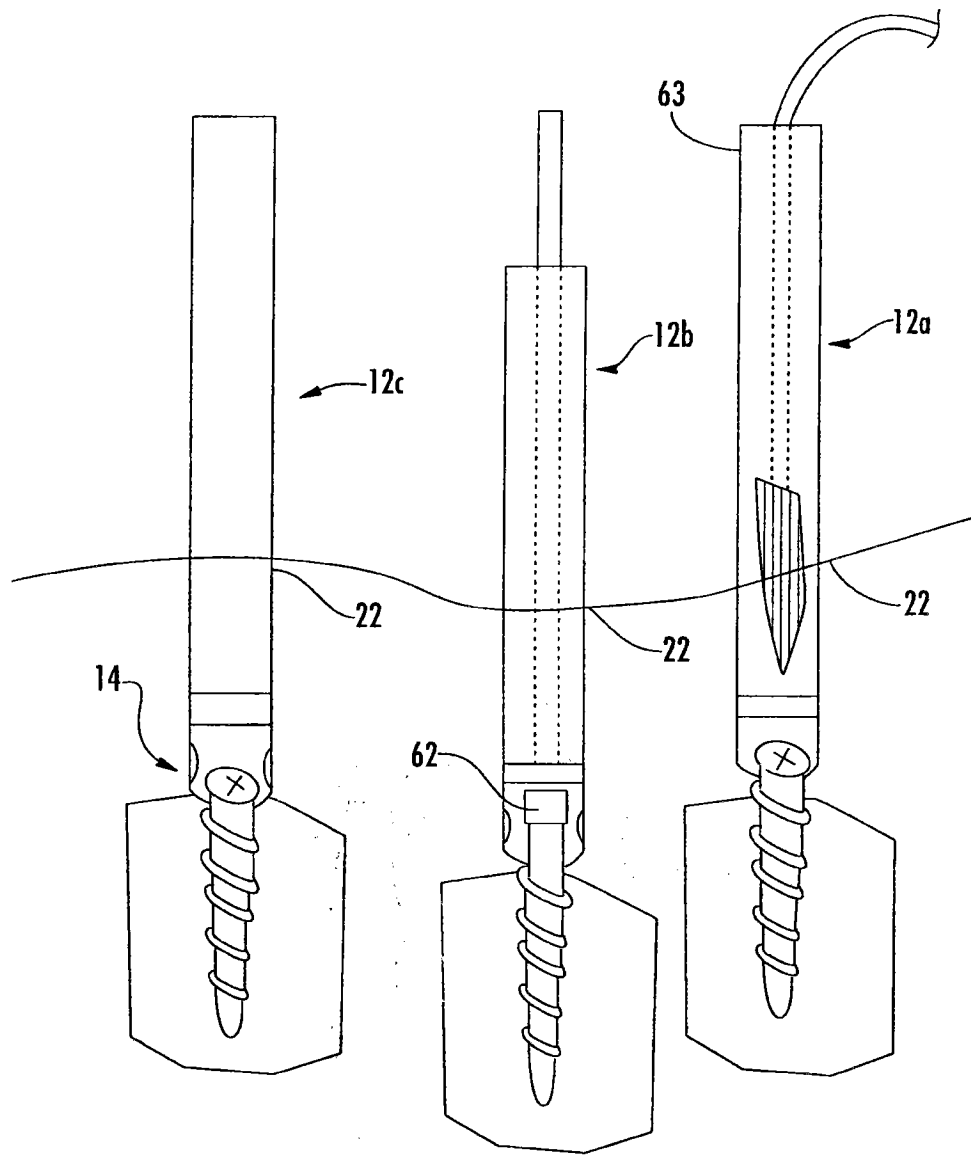


图 9

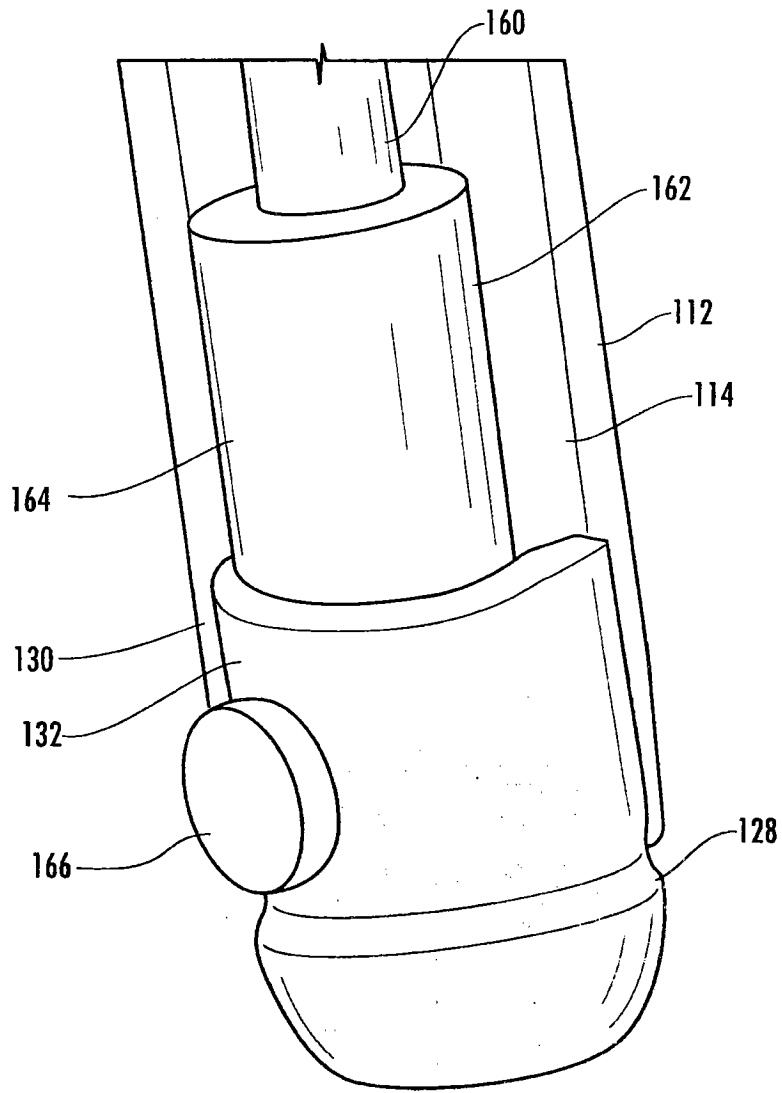


图 10

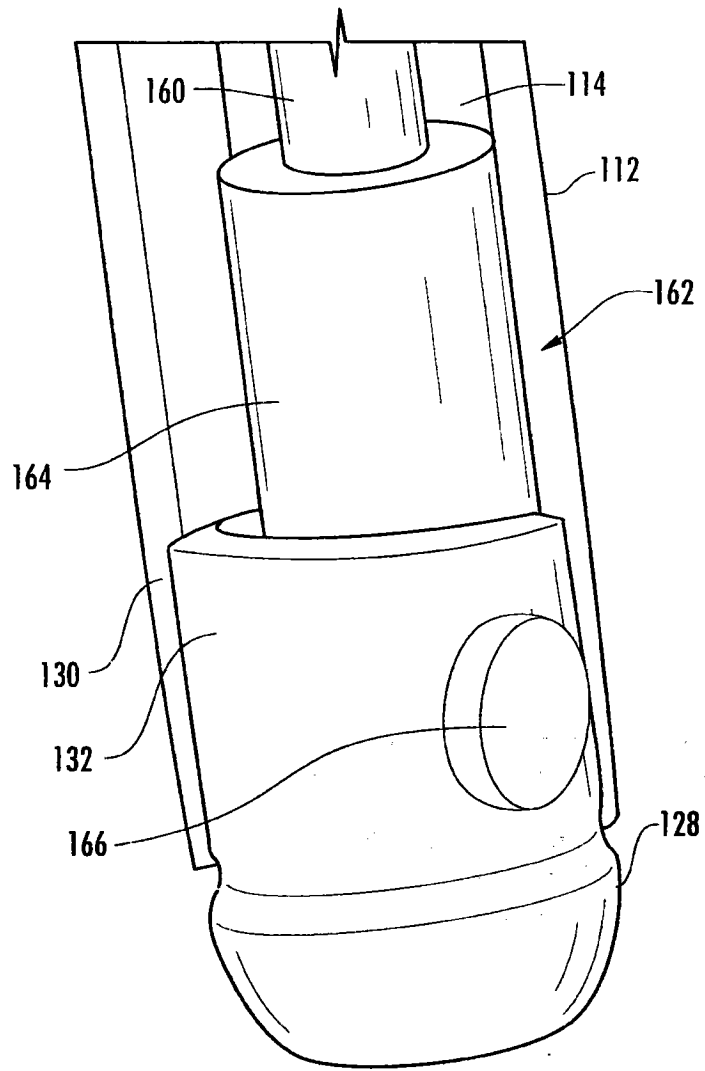


图 11

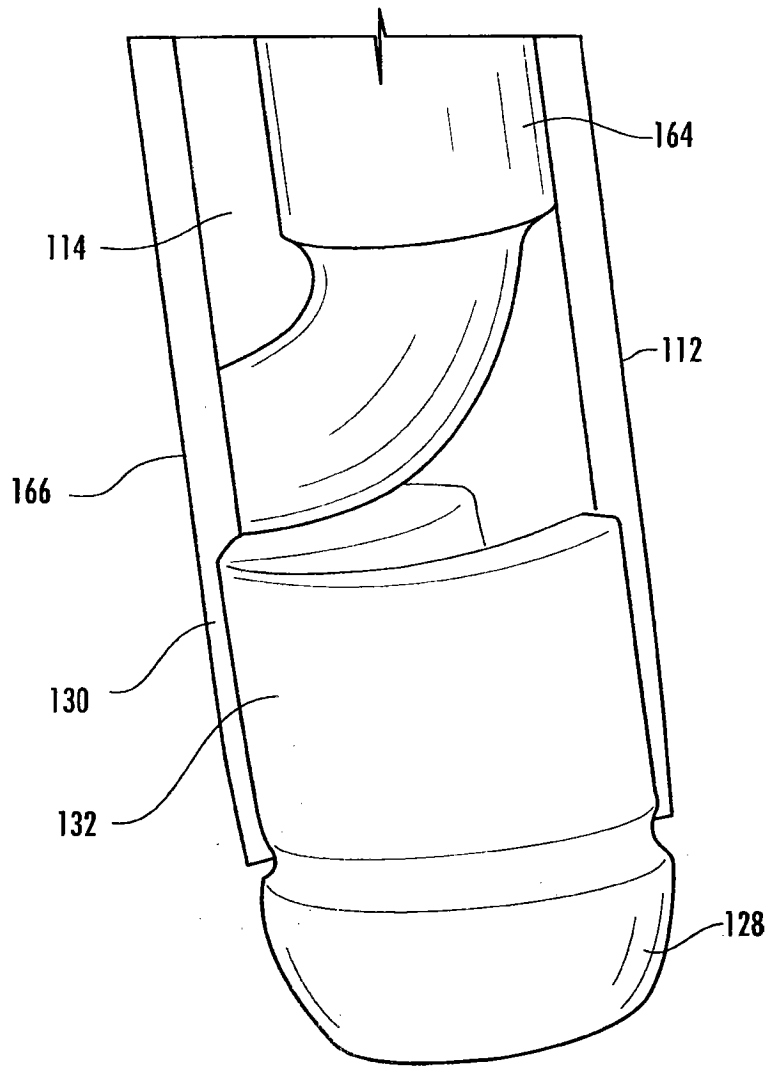


图 12

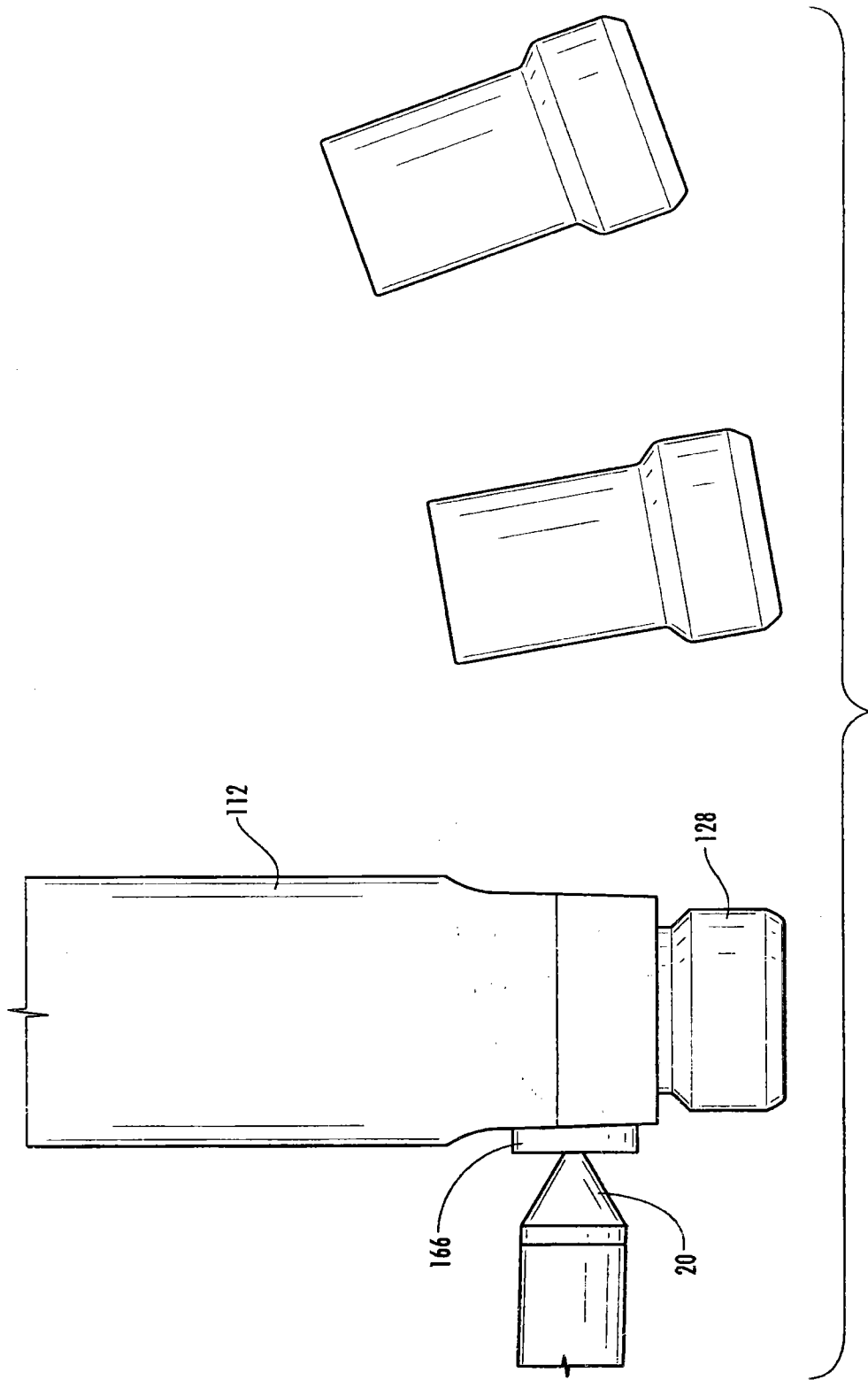


图 13

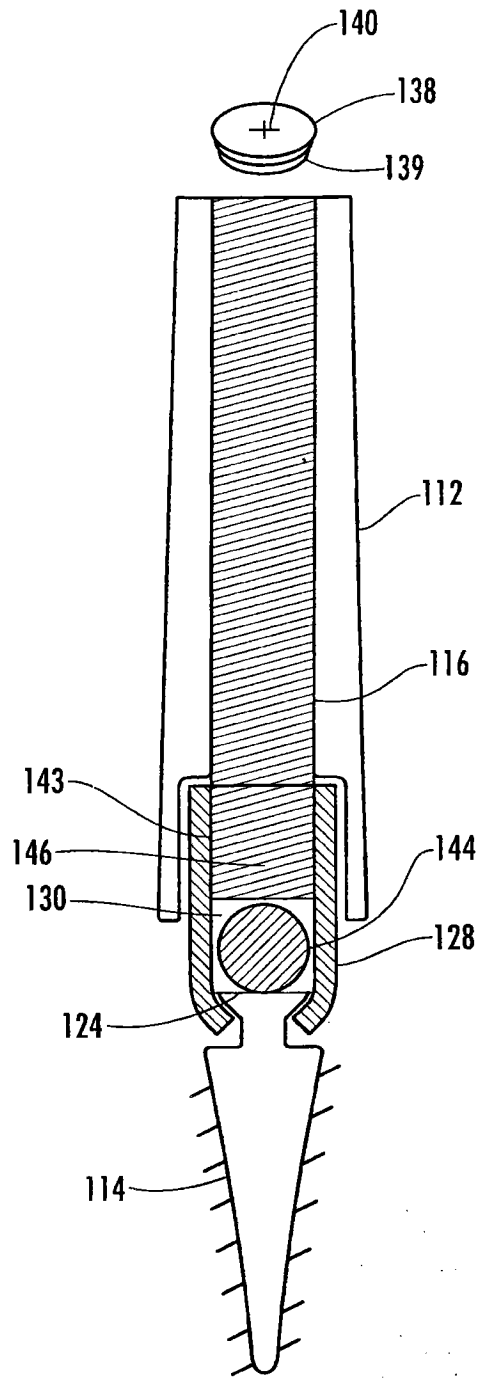


图 14

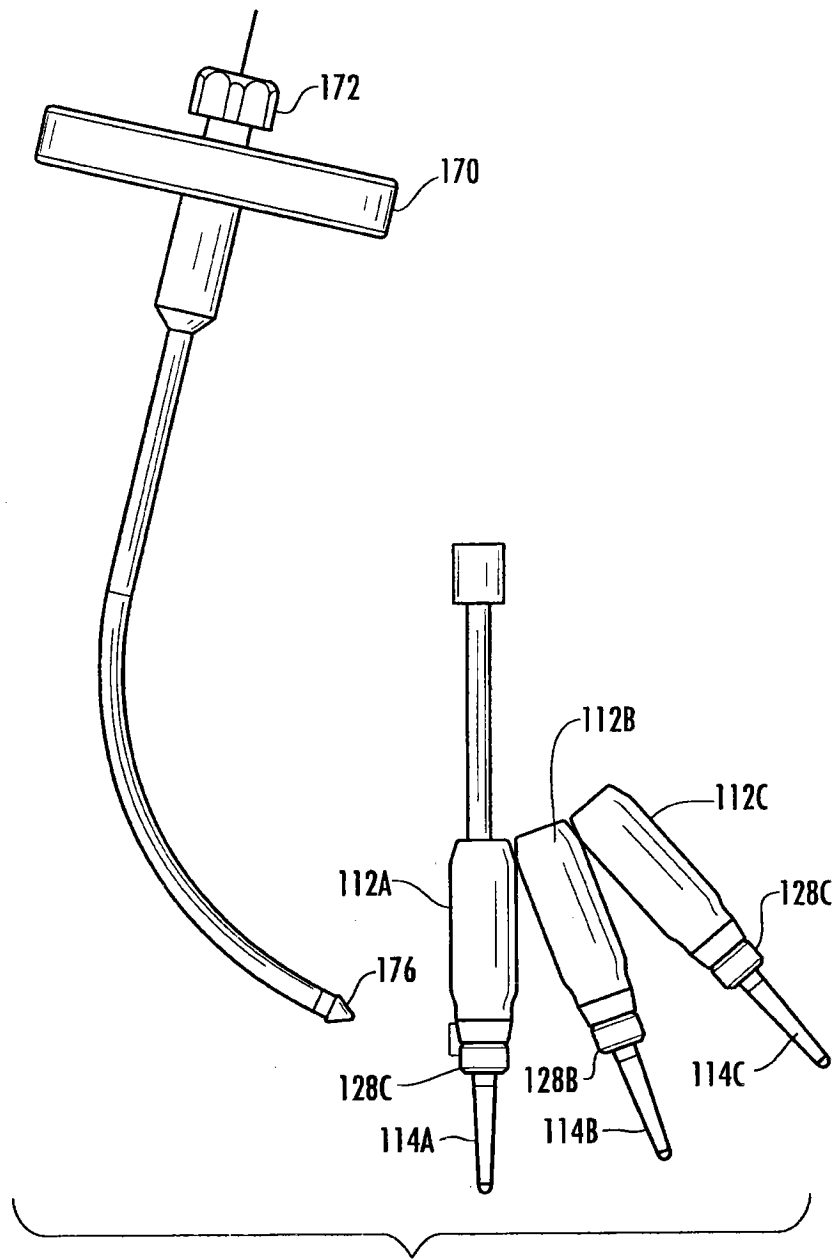


图 15A

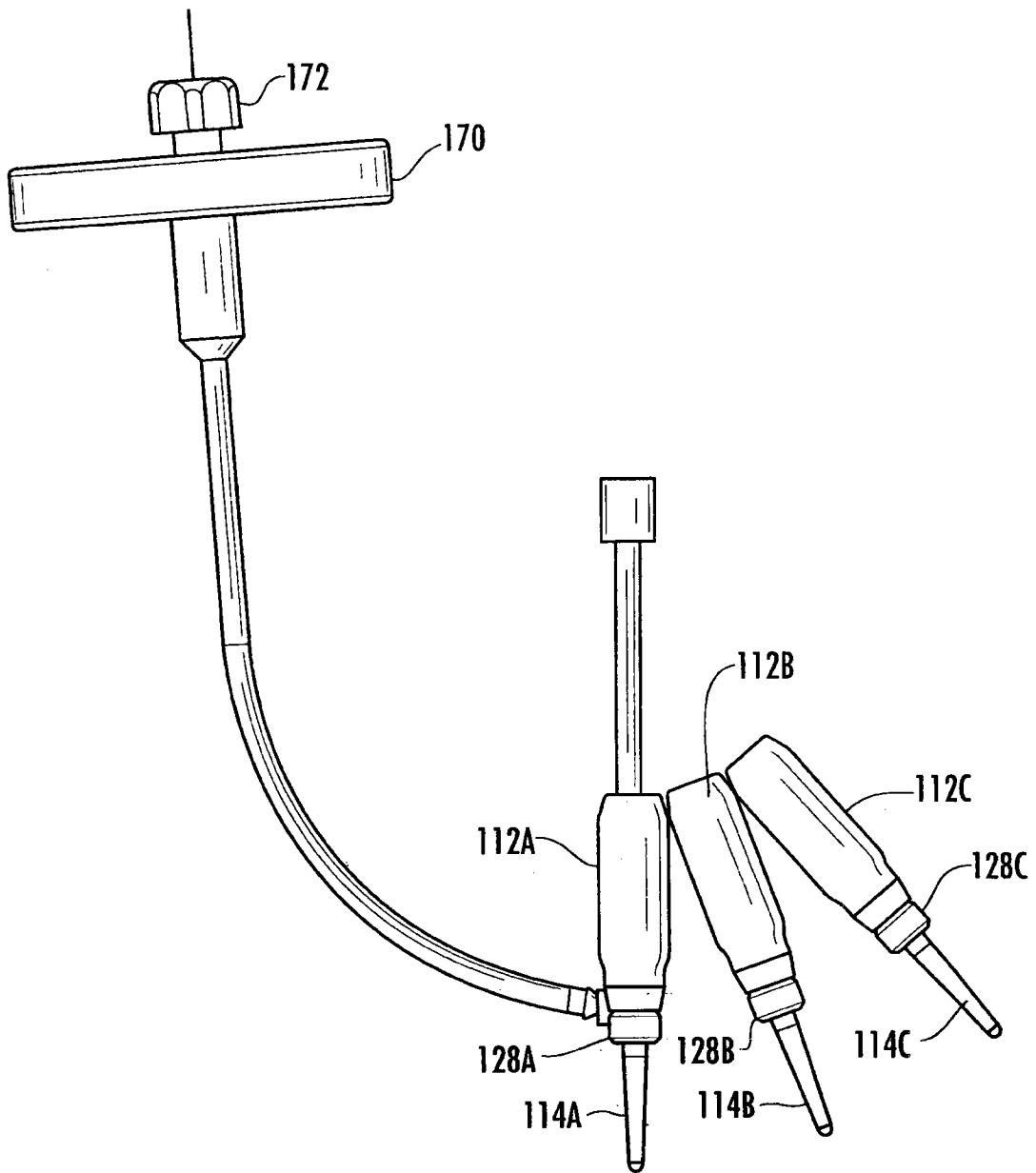


图 15B

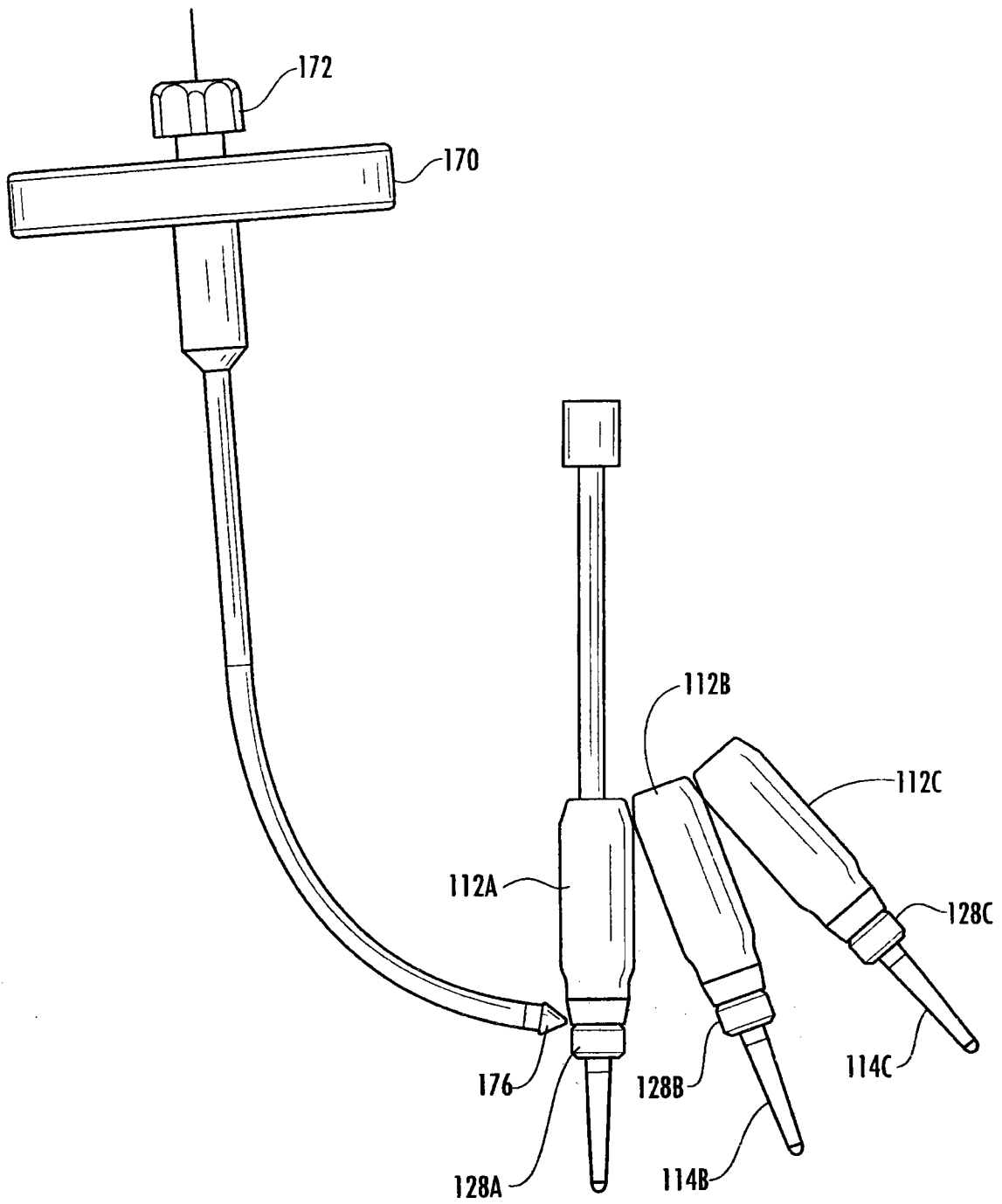


图 15C

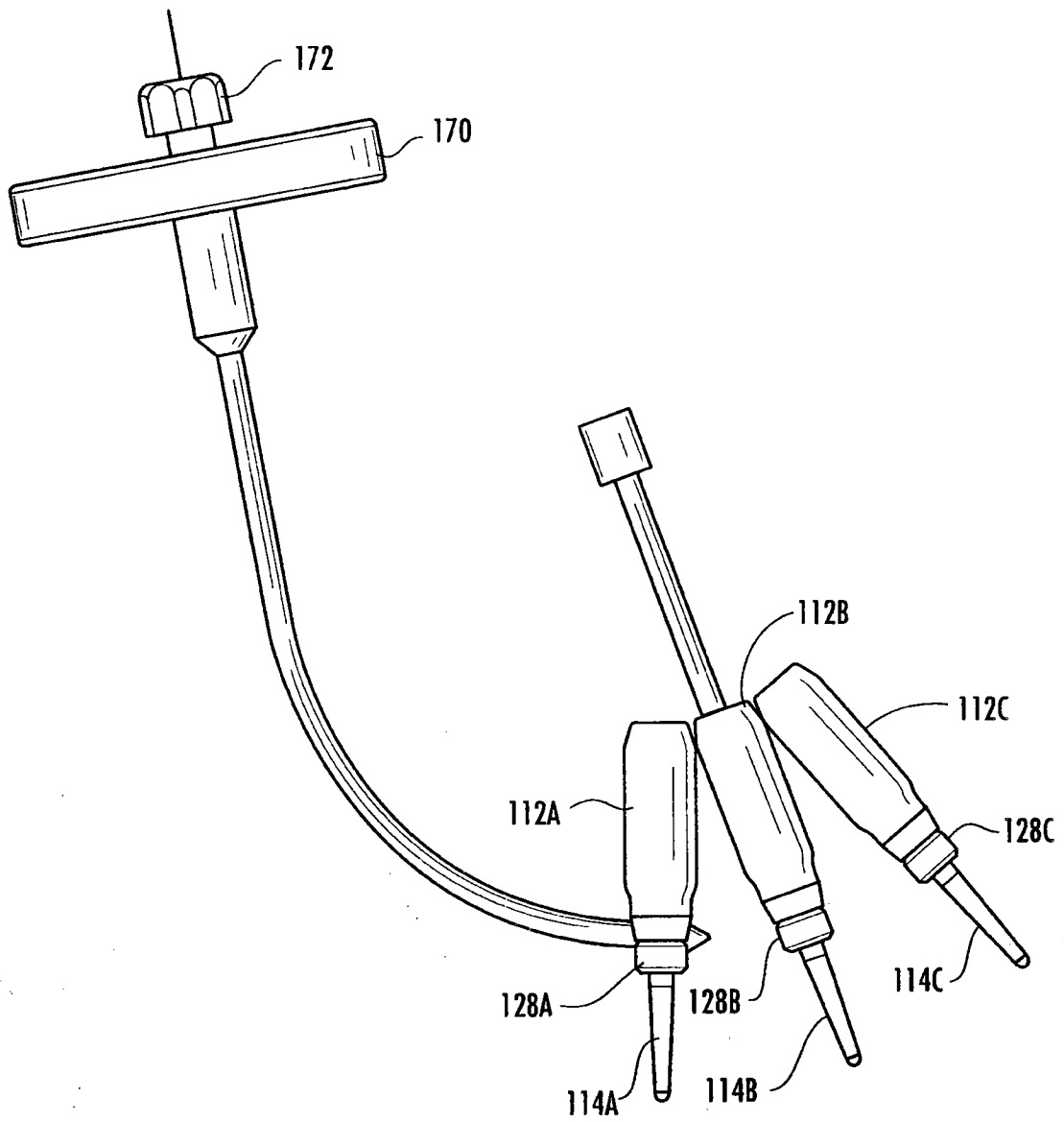


图 15D

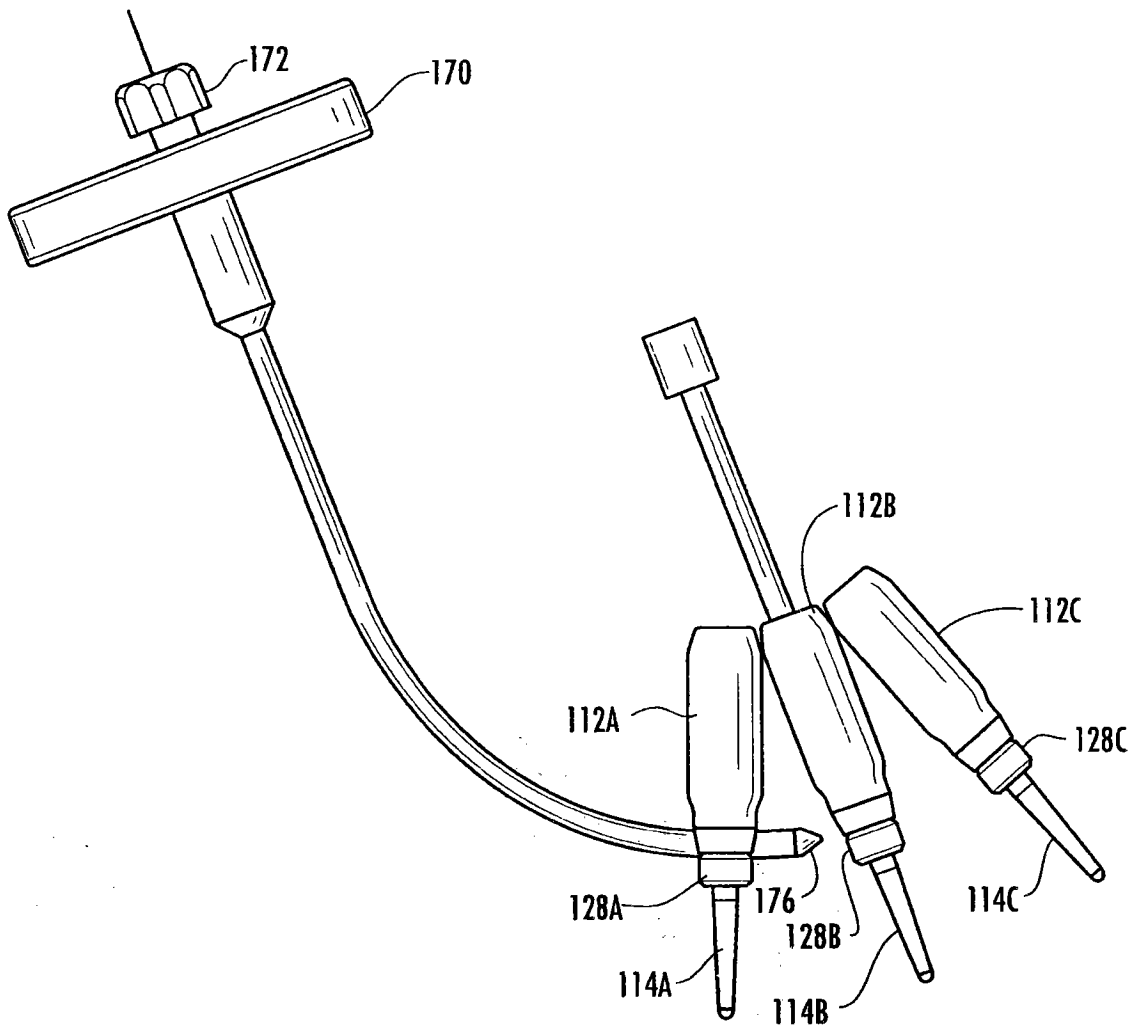


图 15E

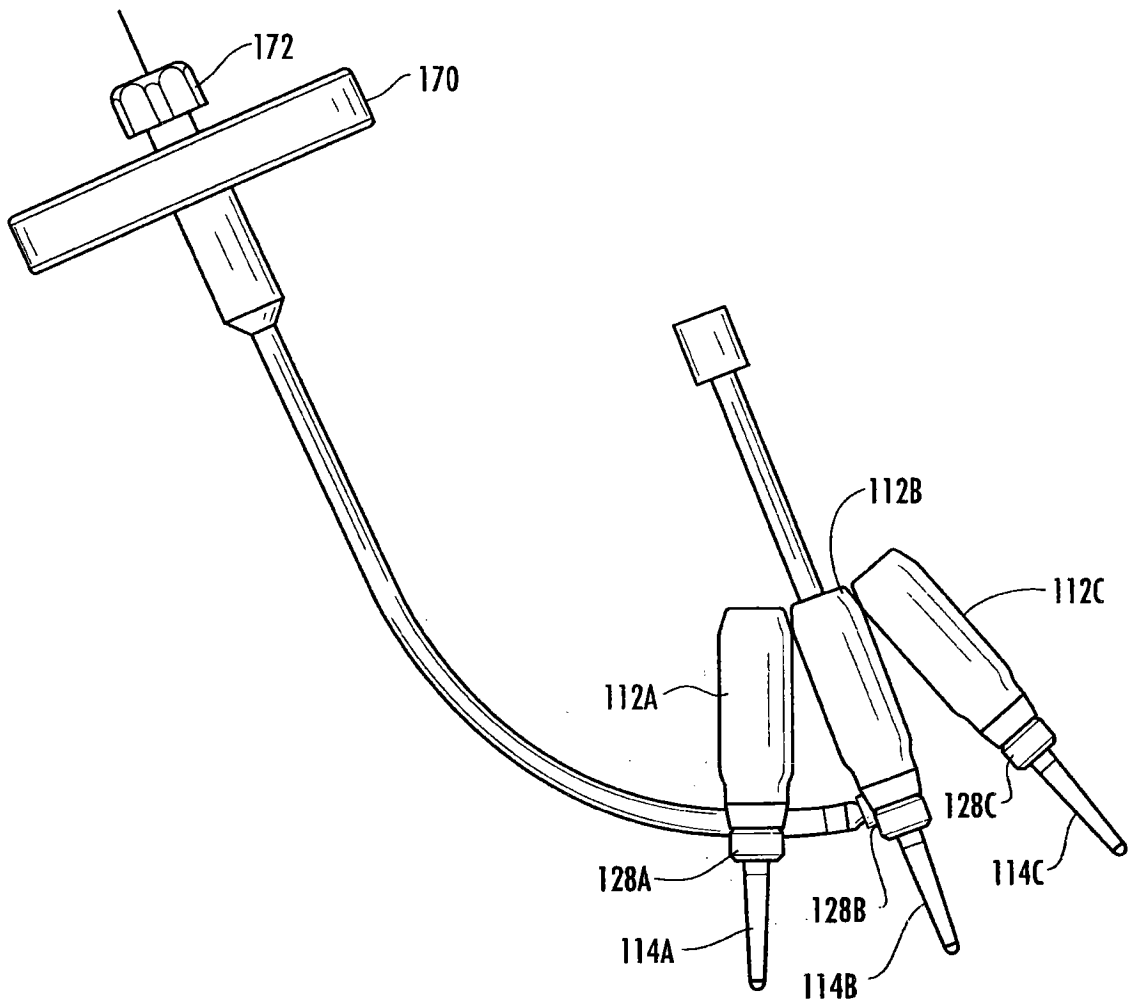


图 15F

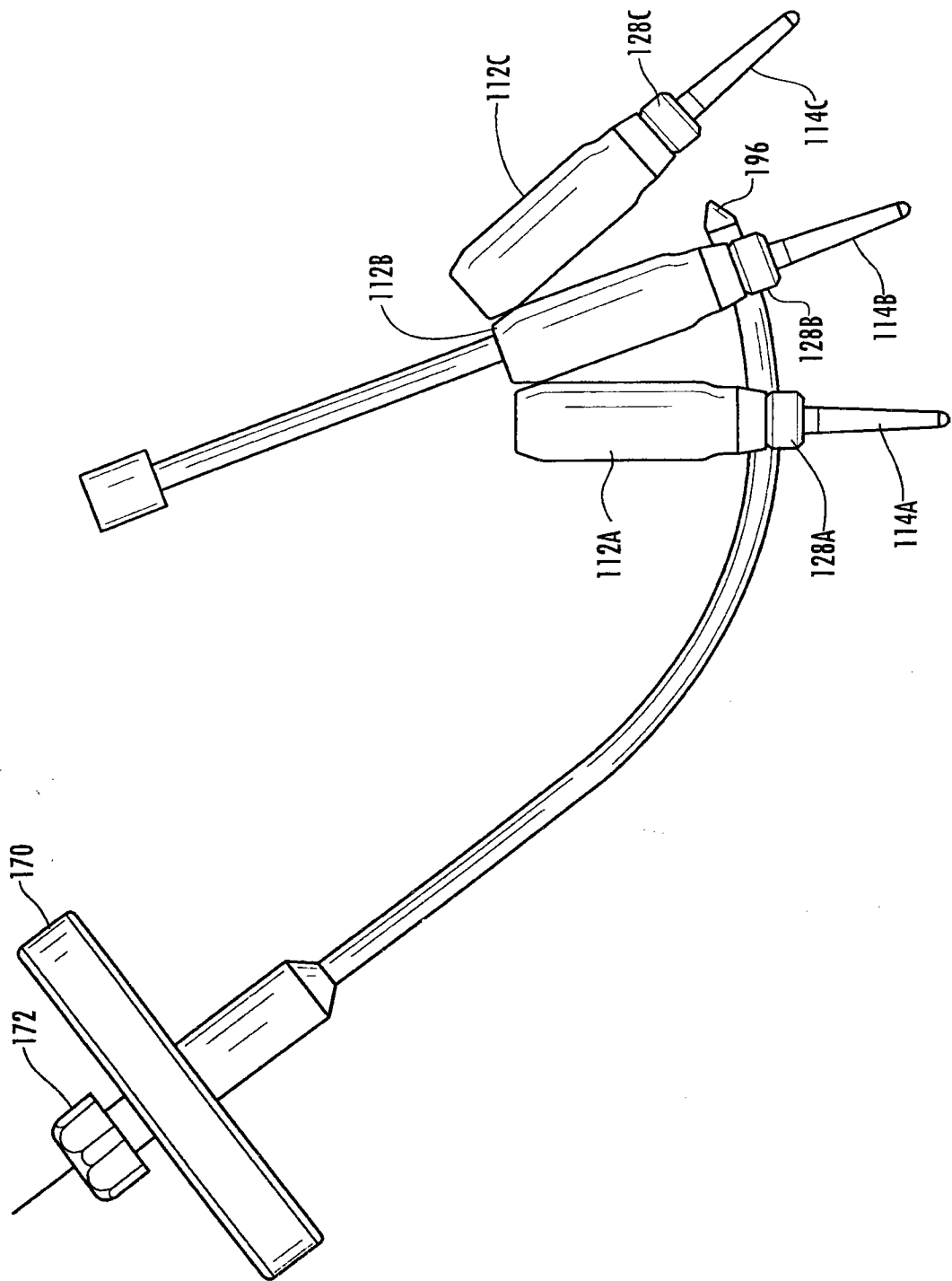


图 15G

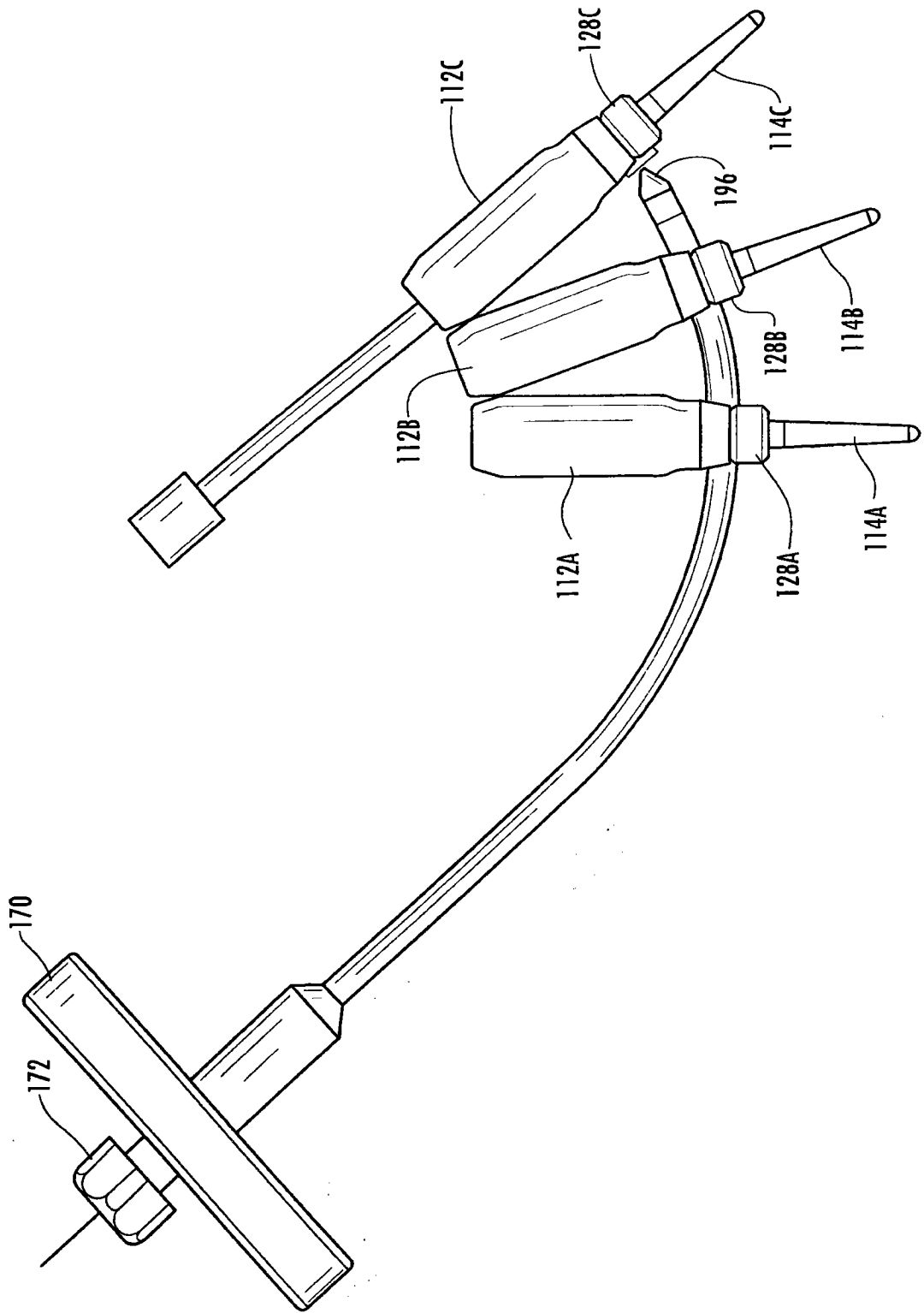


图 15H

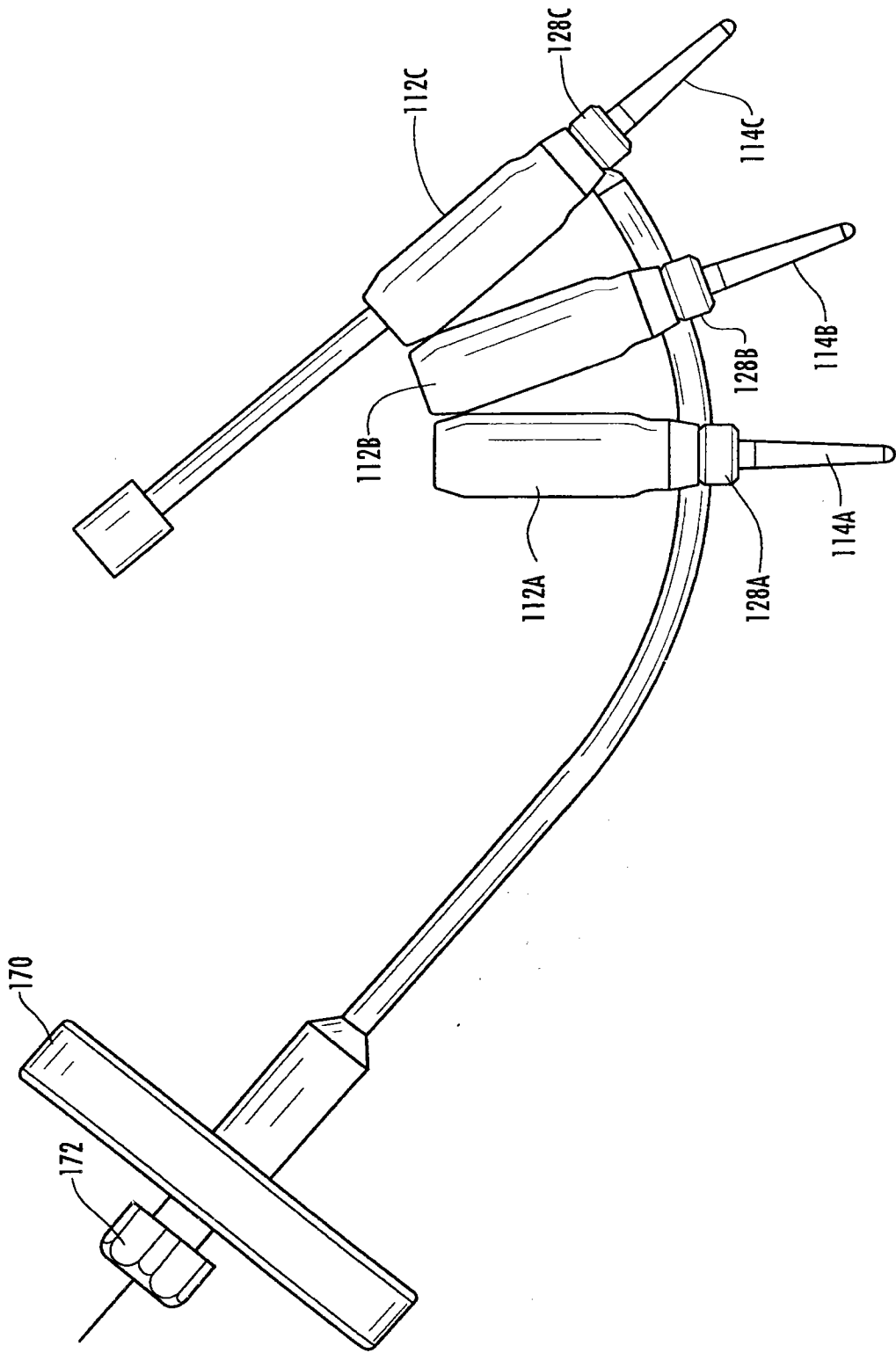


图 15I

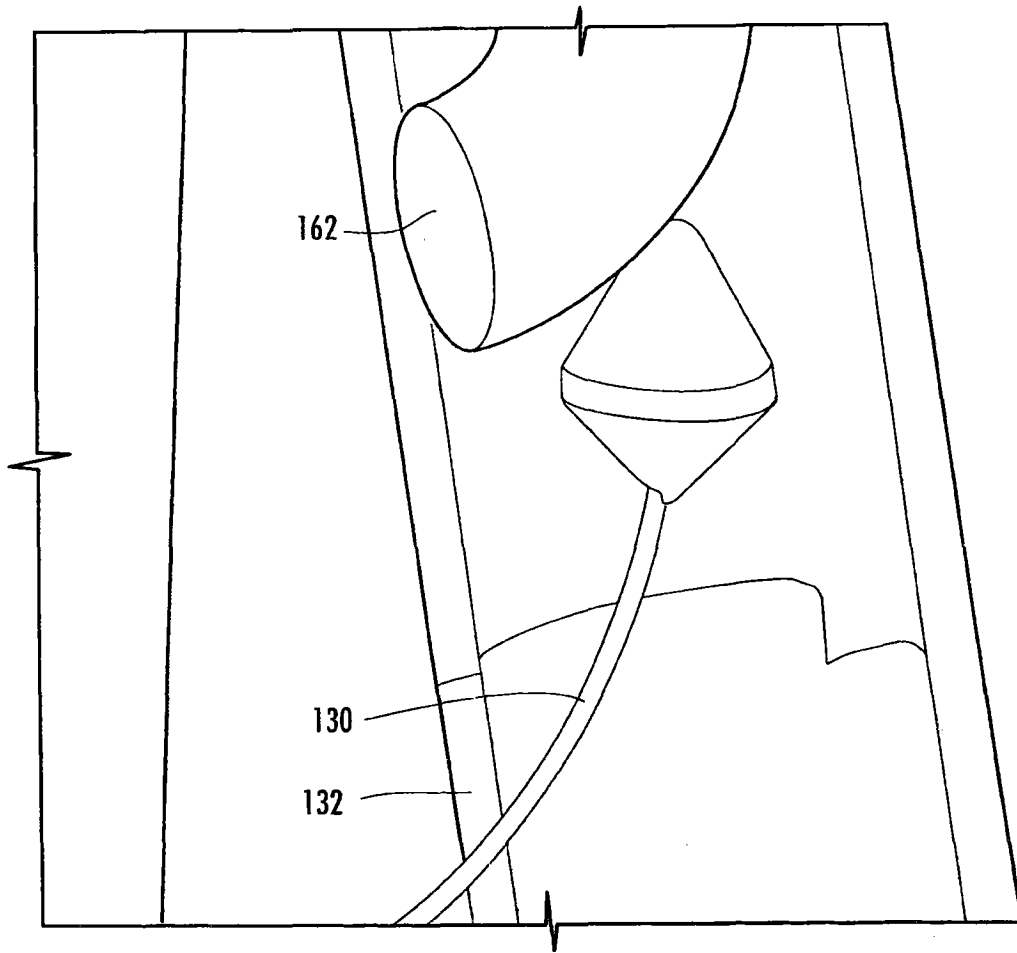


图 15J

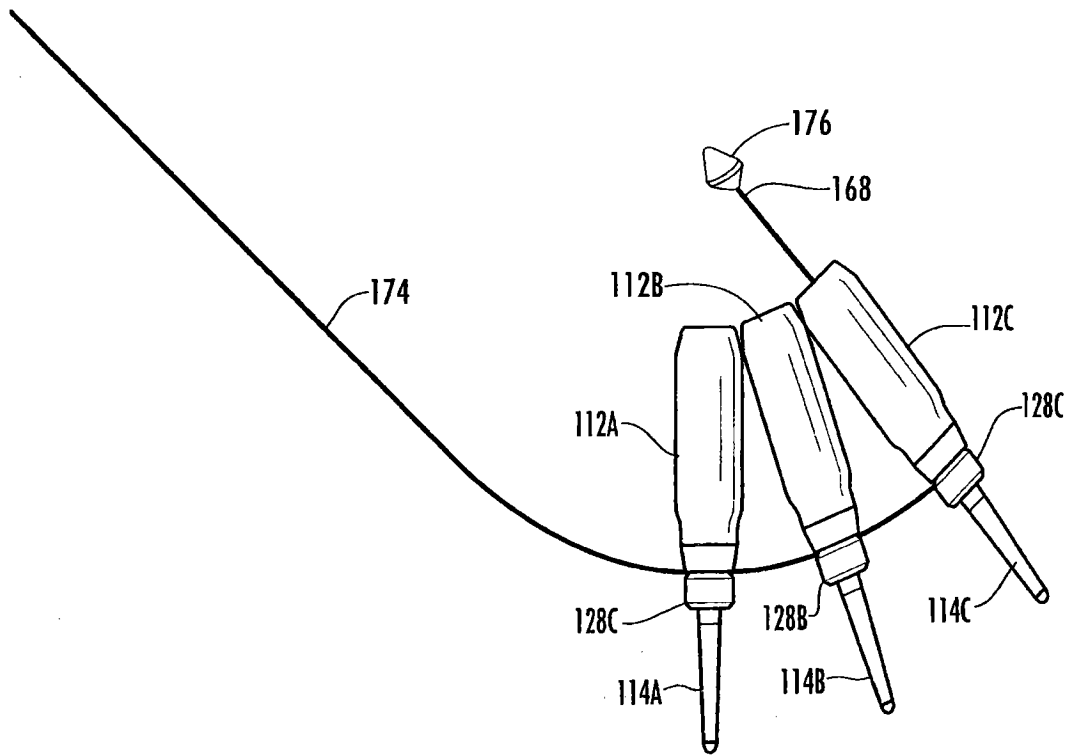


图 15K

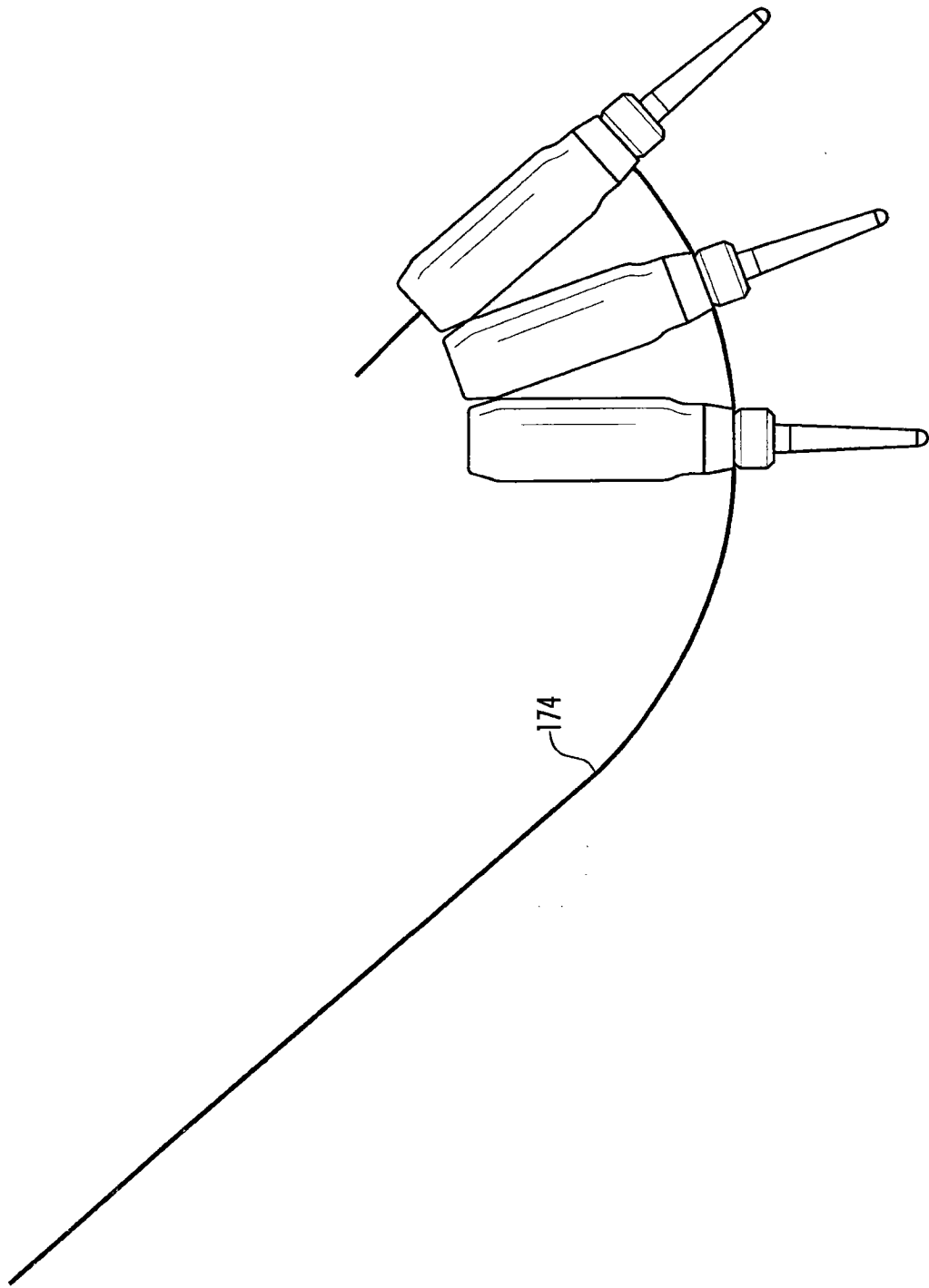


图 15L

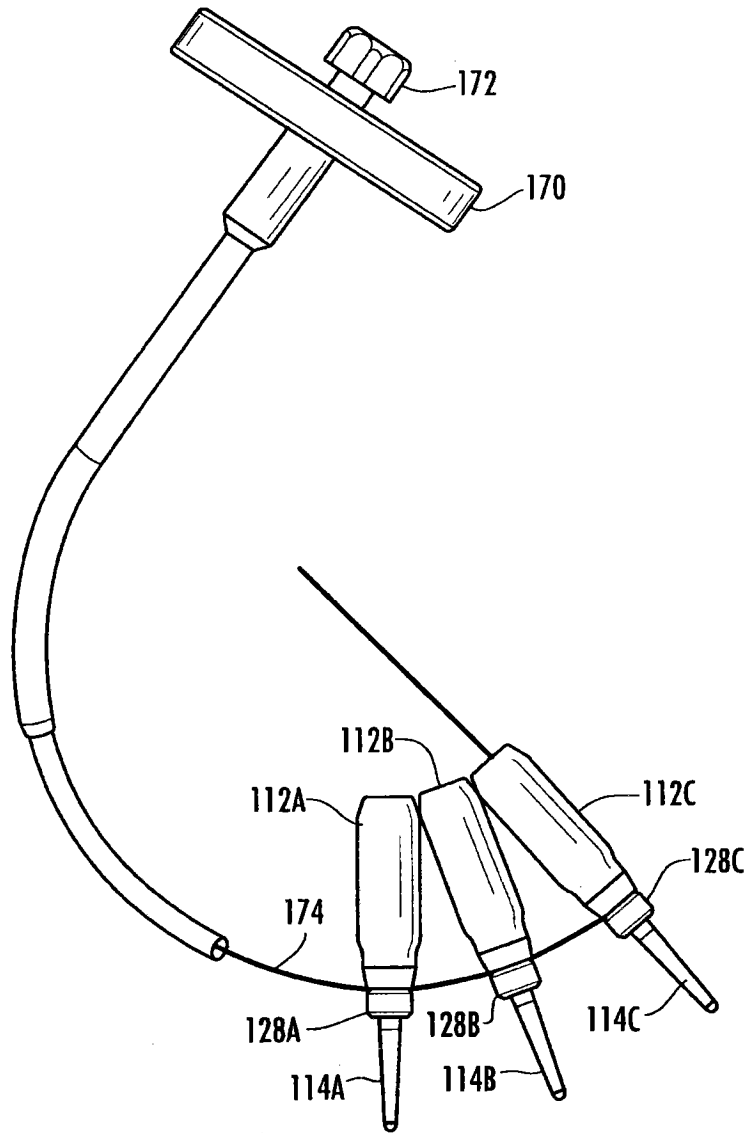


图 15M

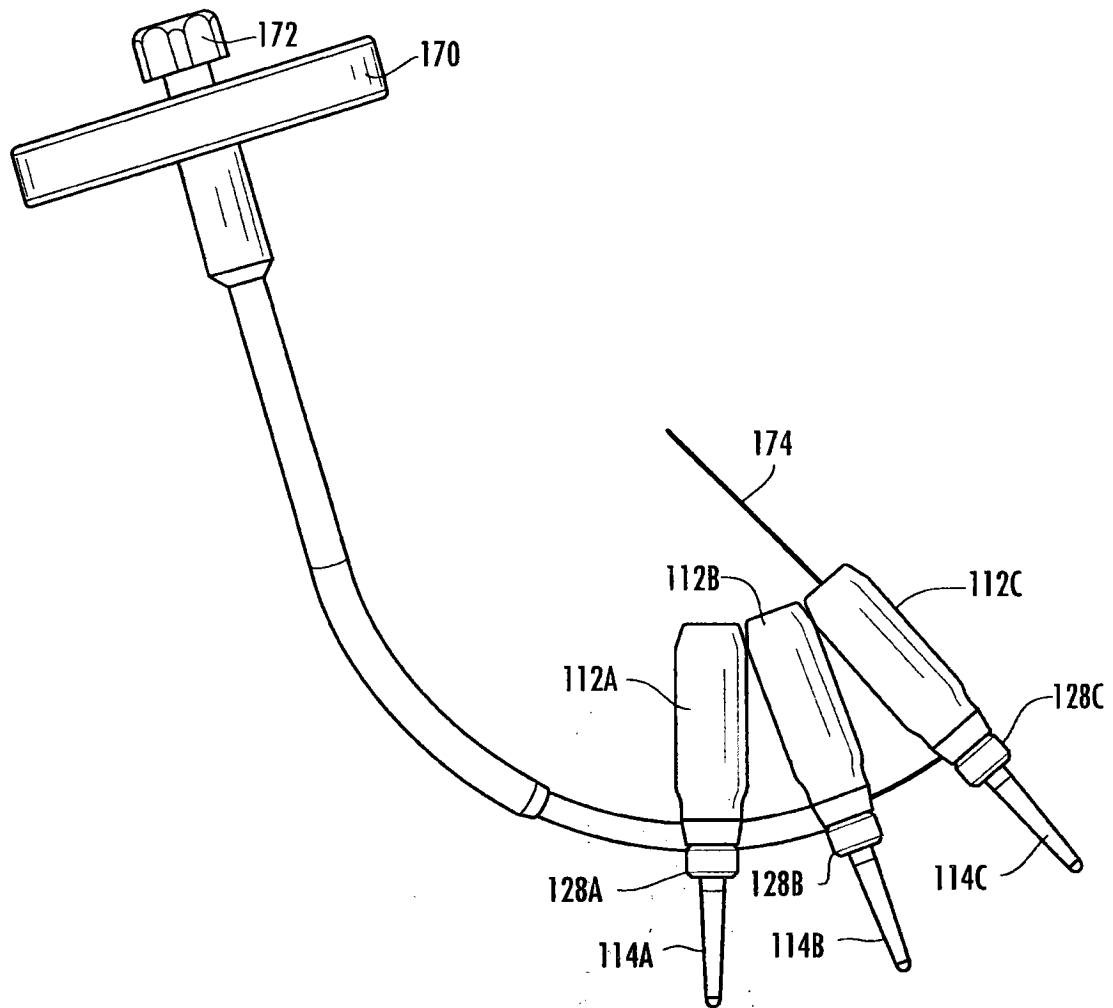


图 15N

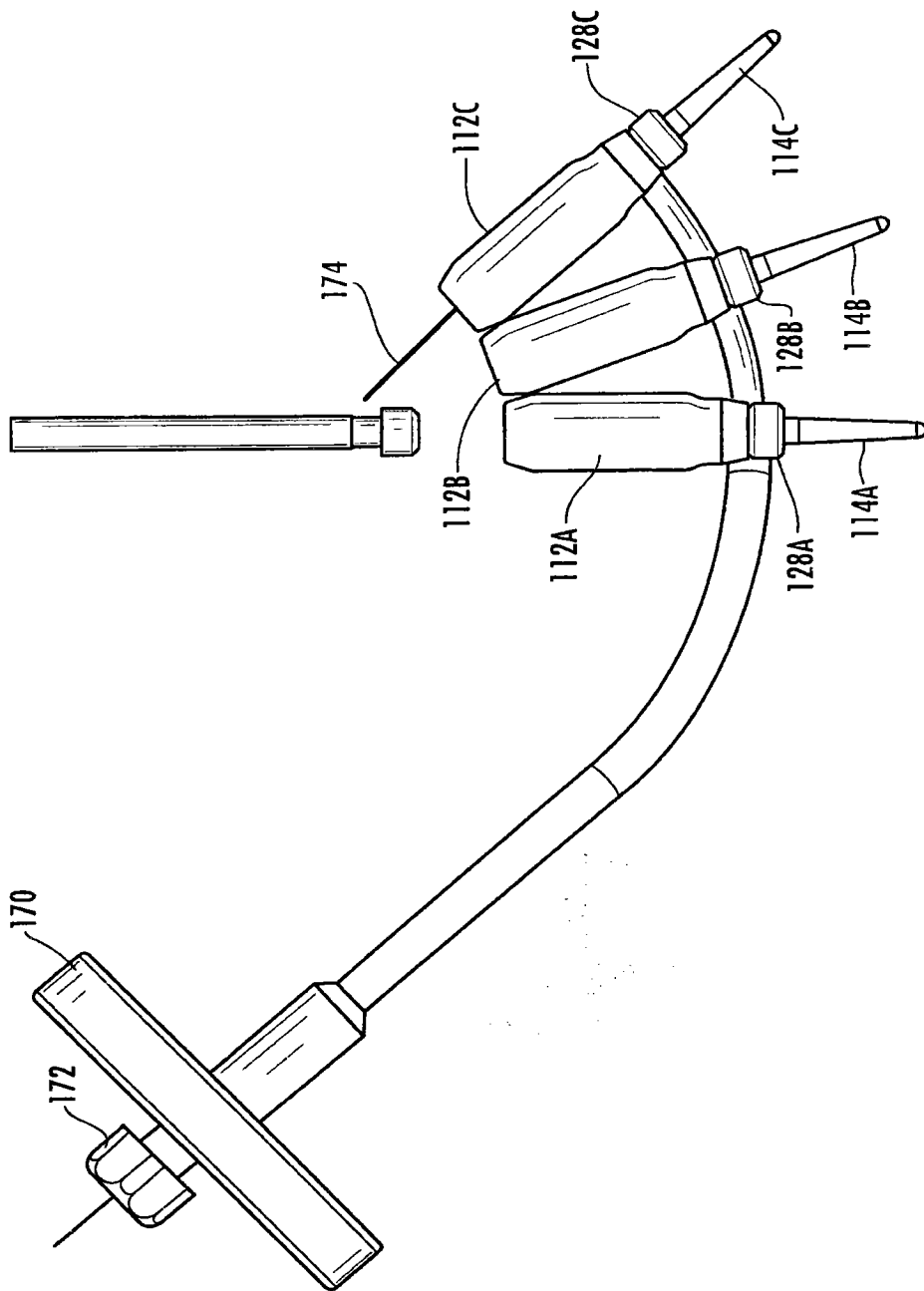


图 15Q

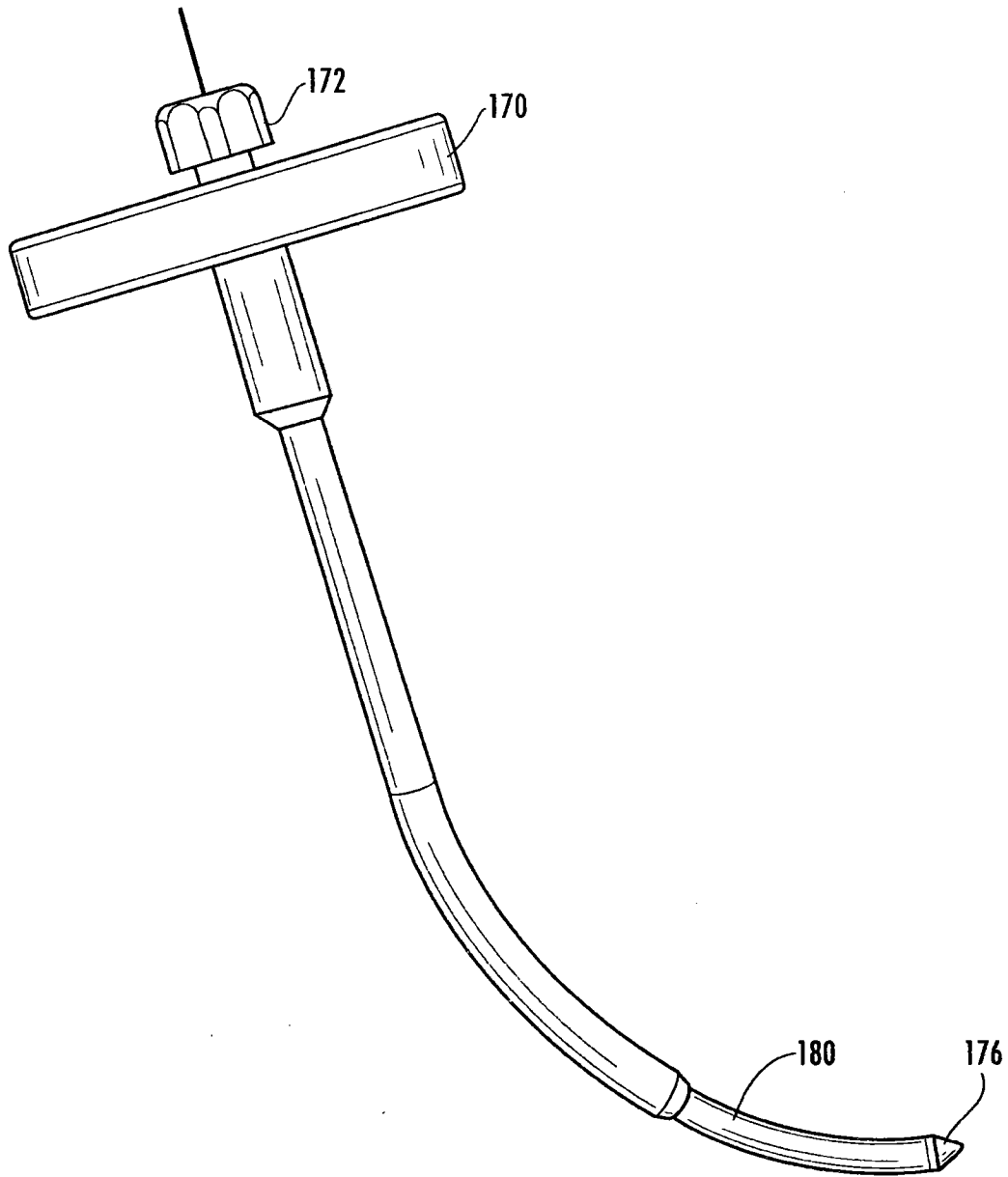


图 16A

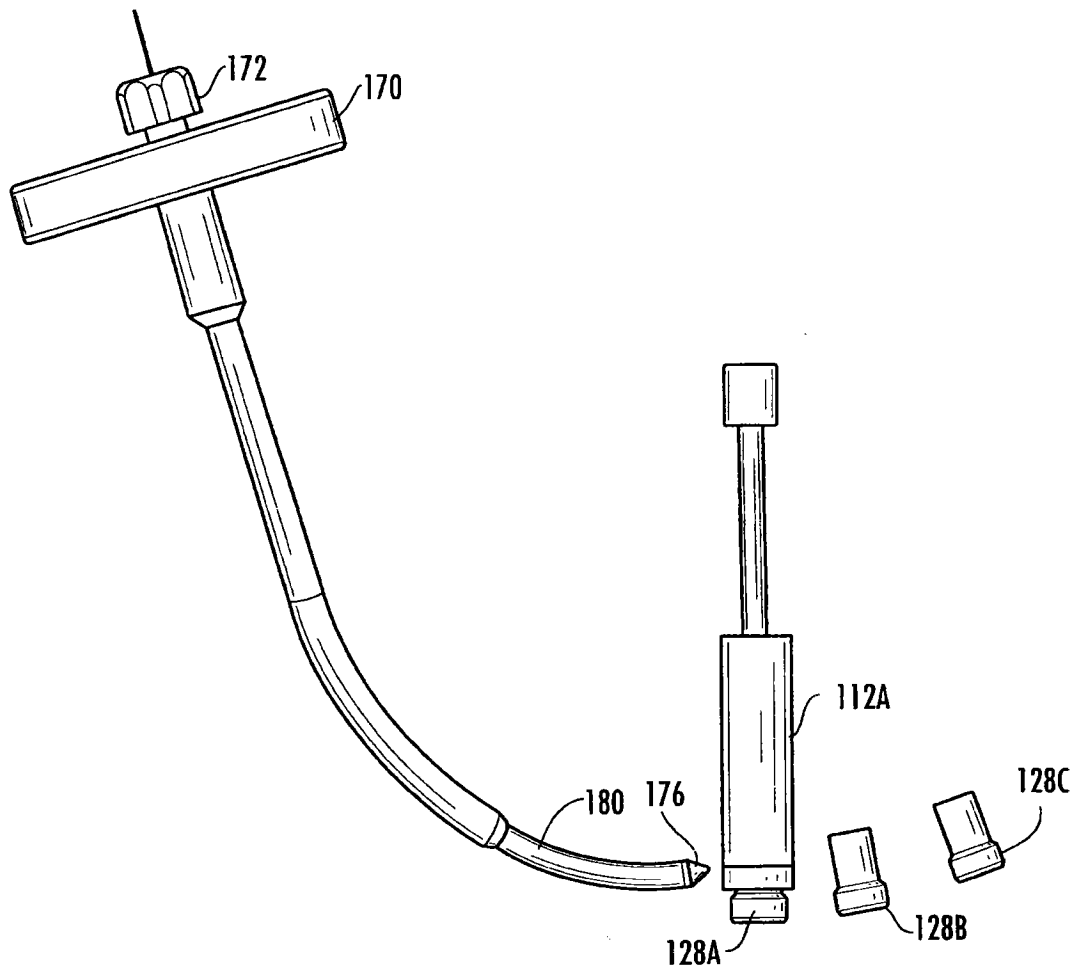


图 16B

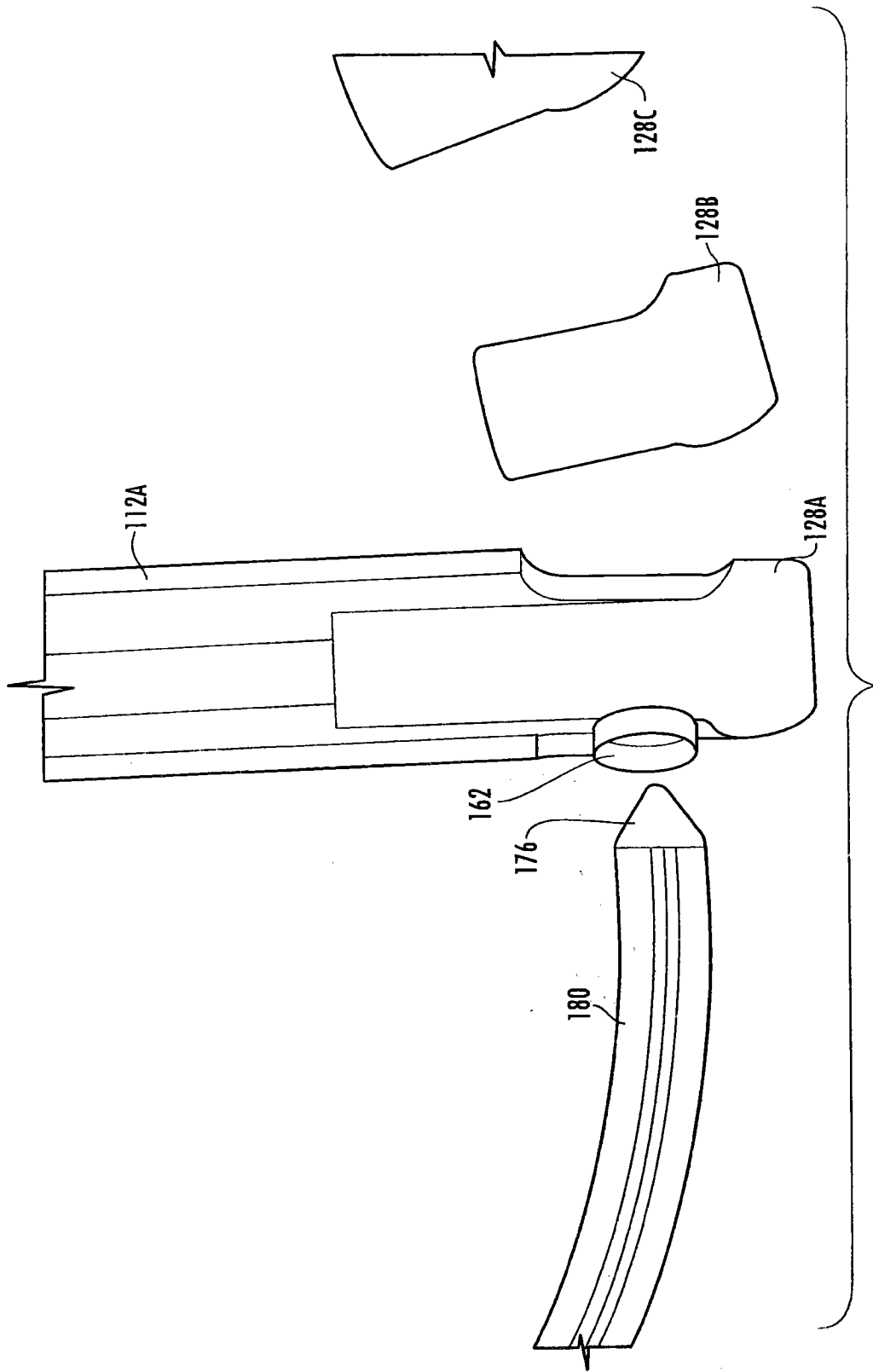


图 16C

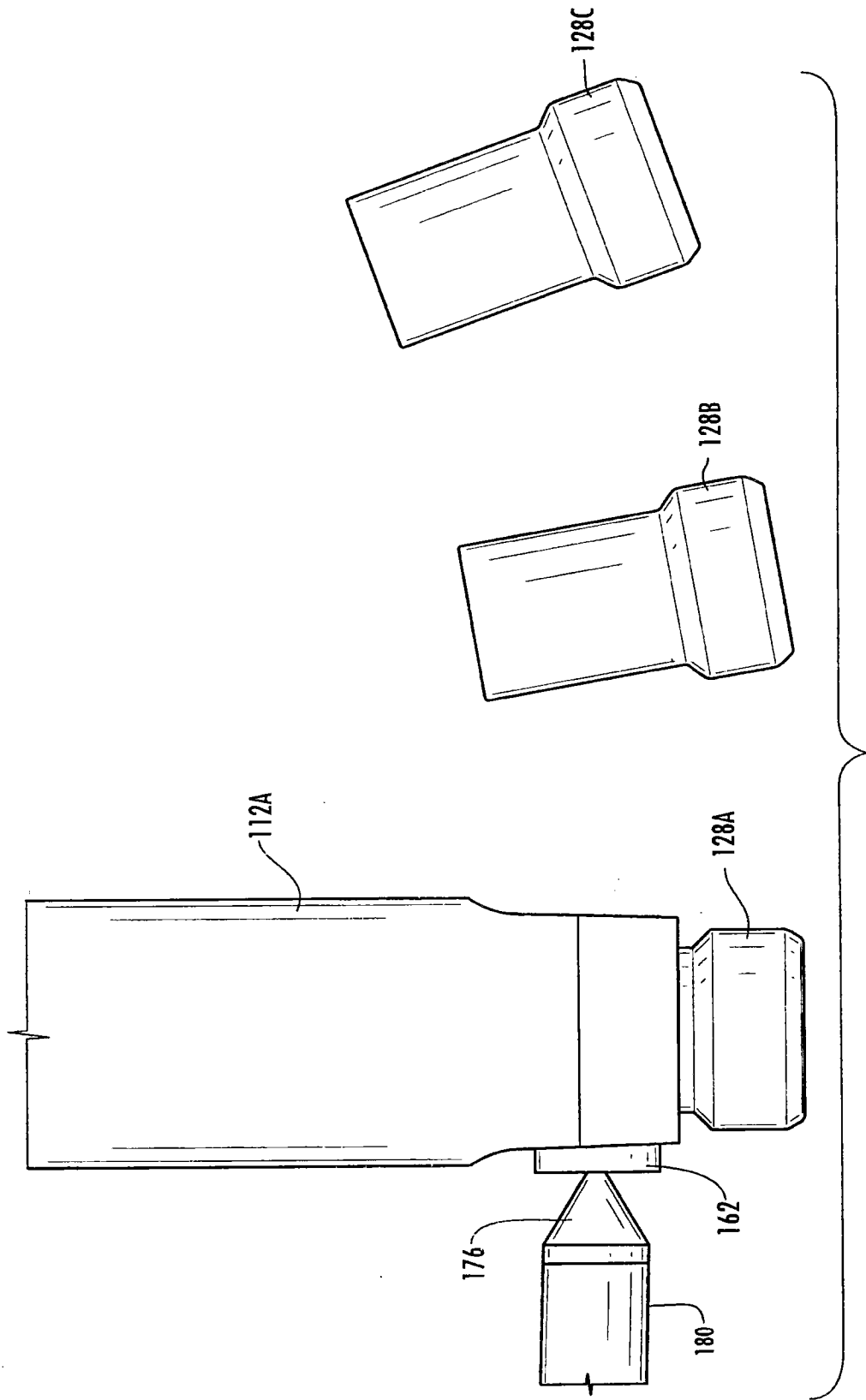


图 16D

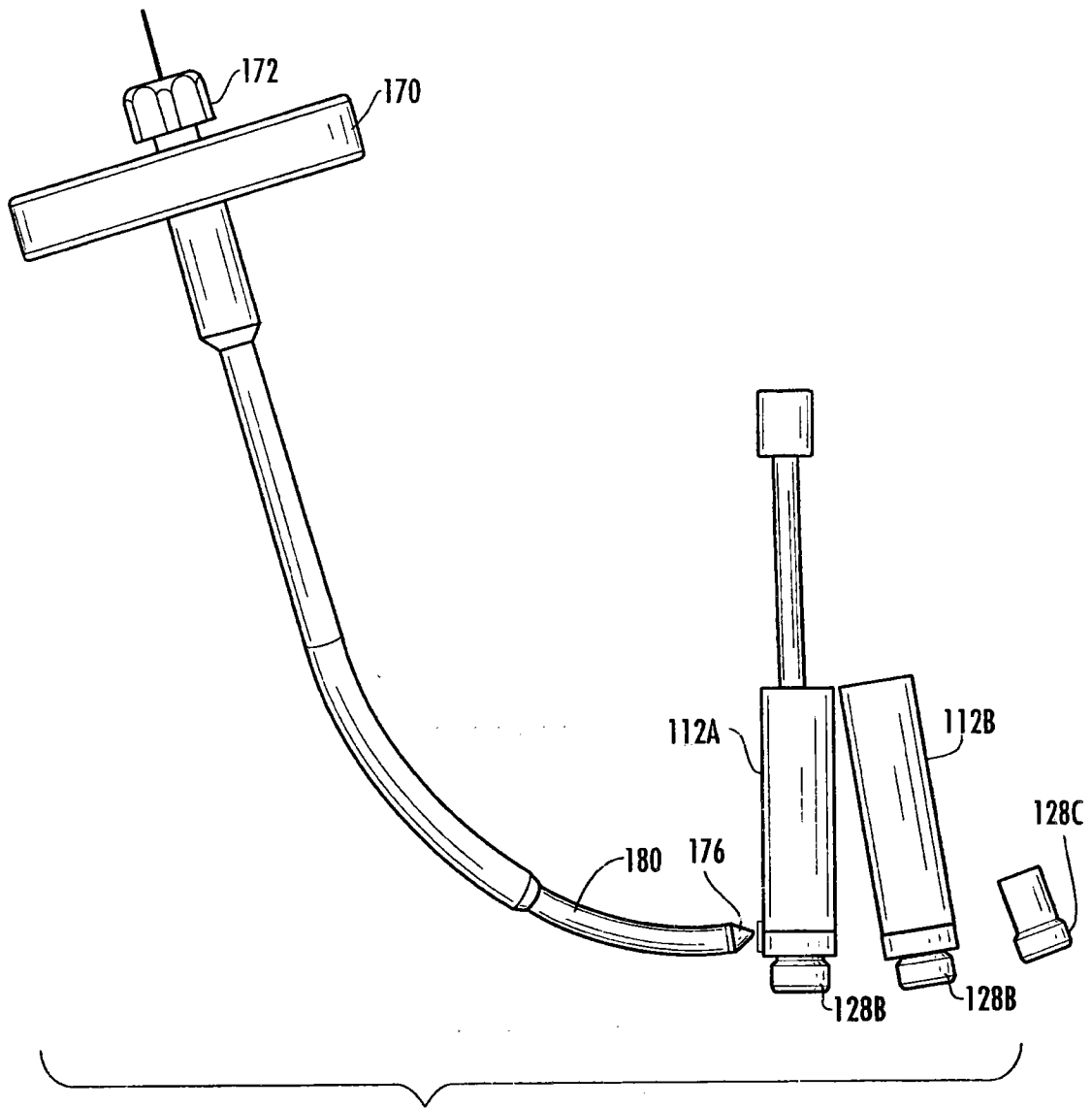


图 16E

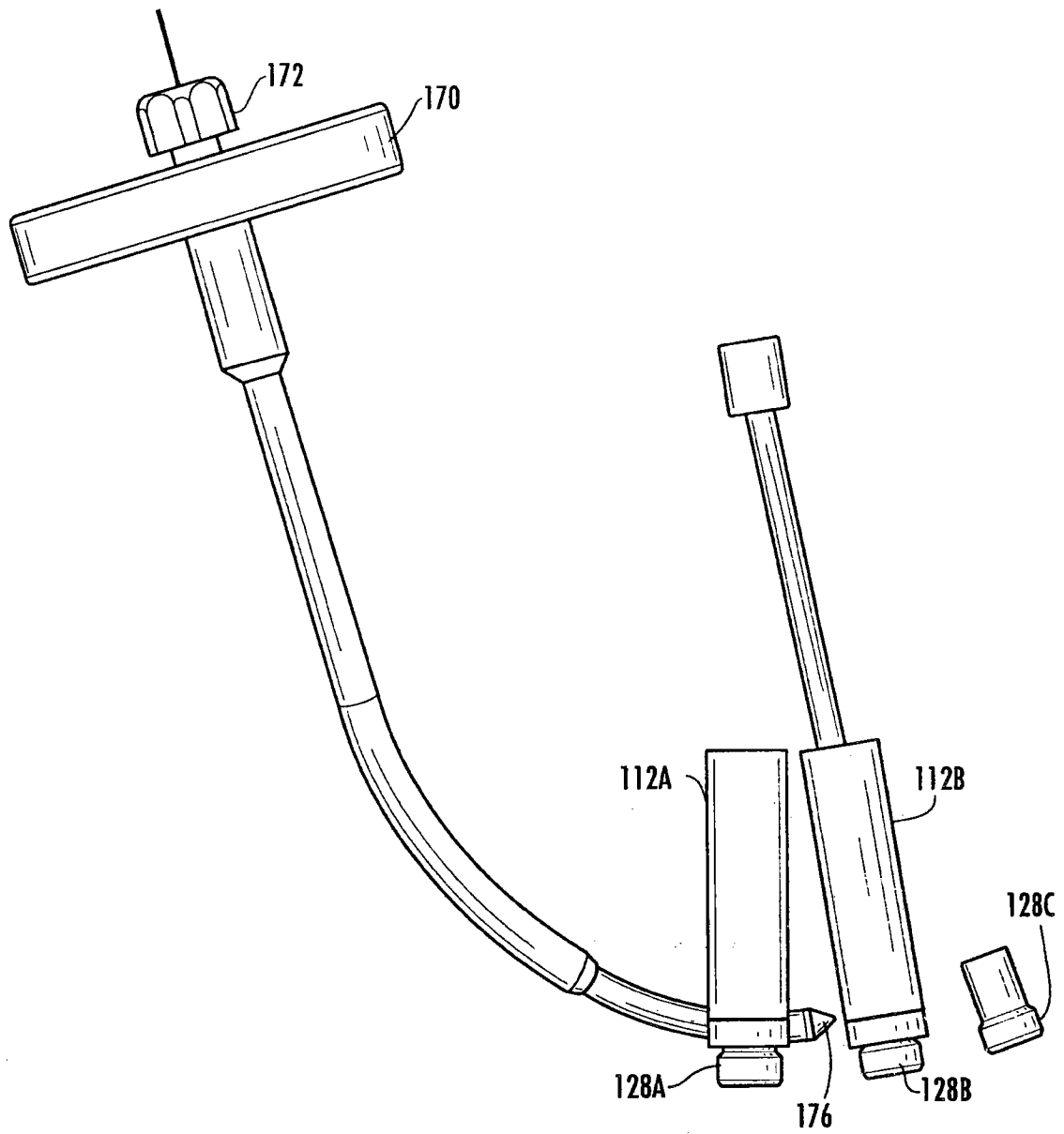


图 16F

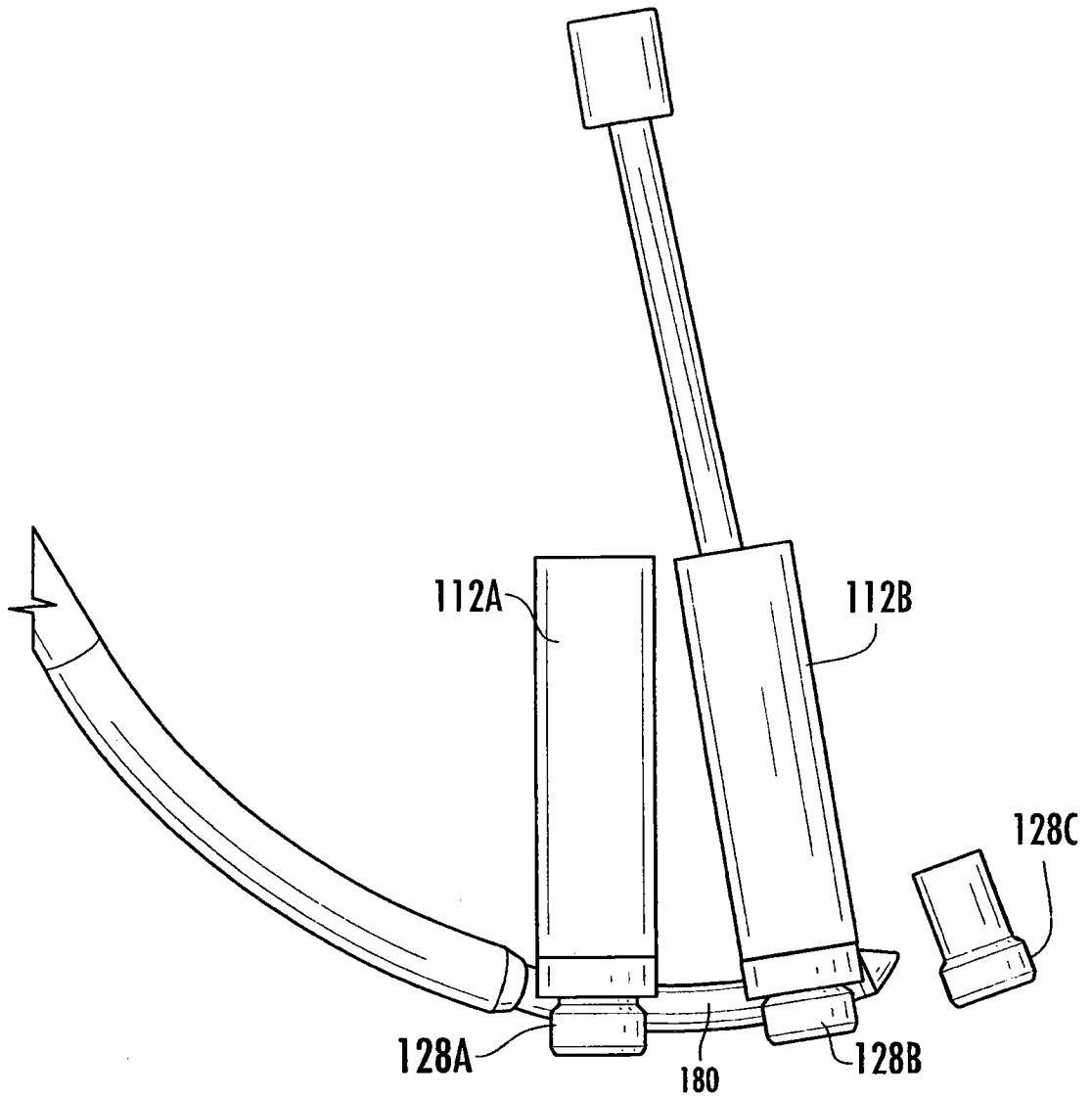


图 16G

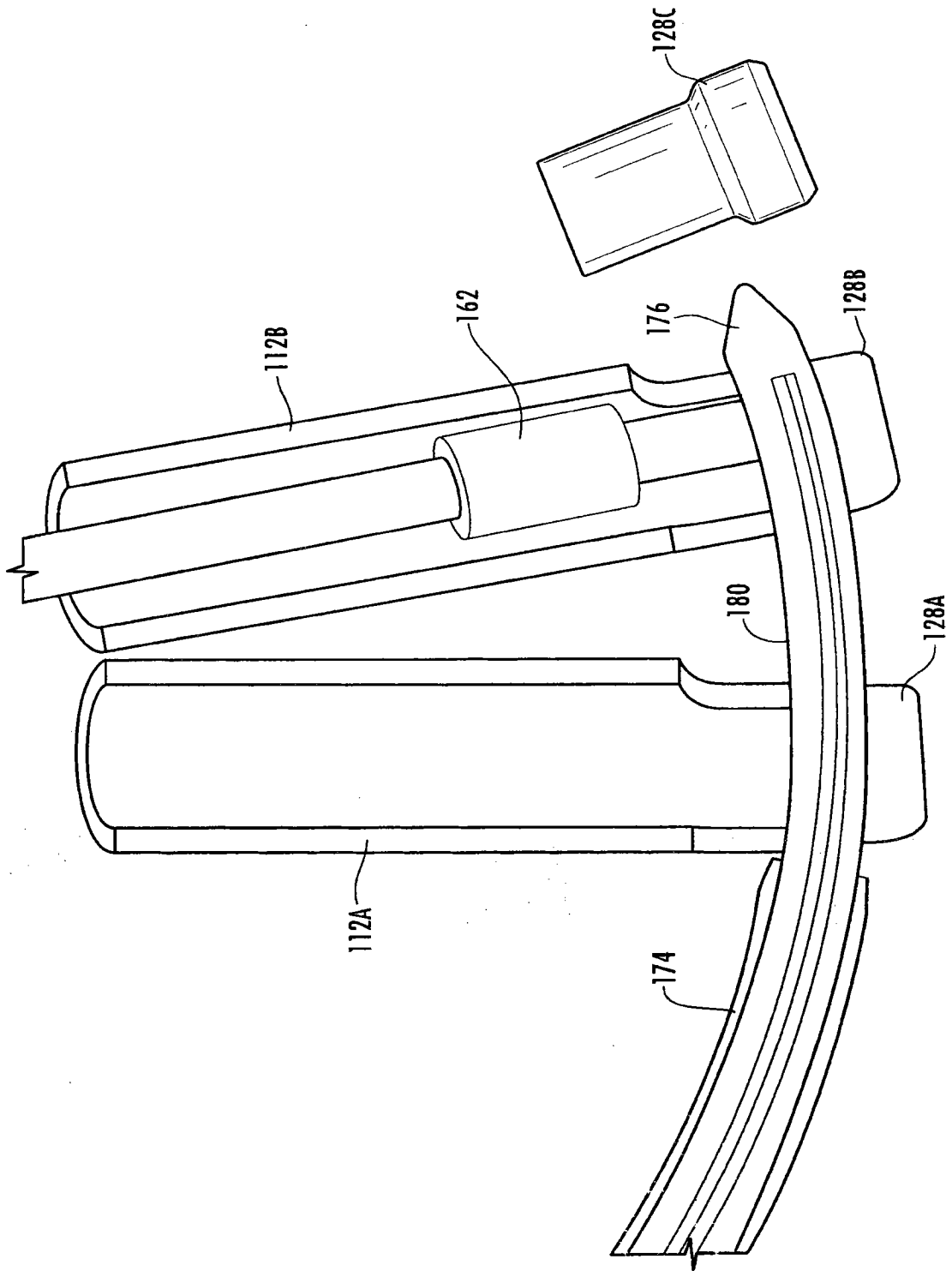


图 16H

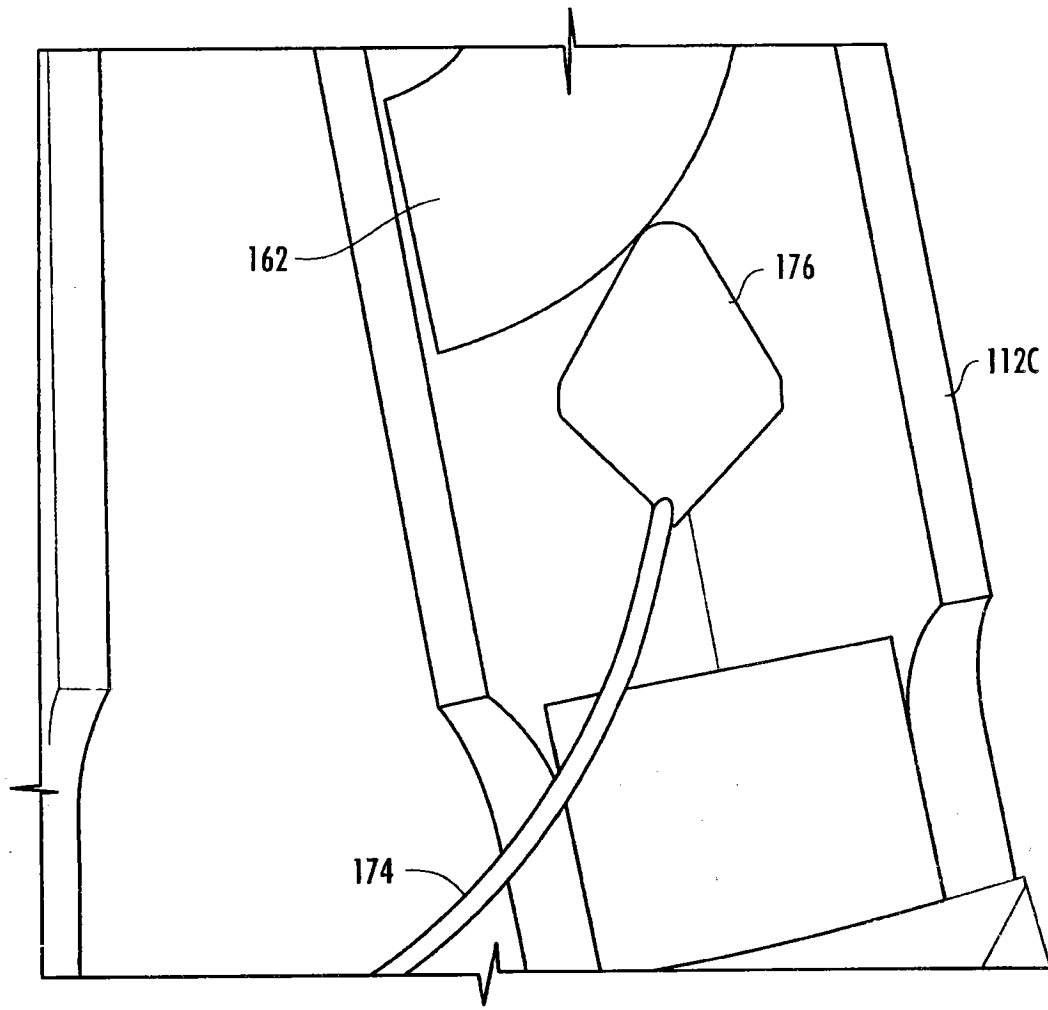


图 16I

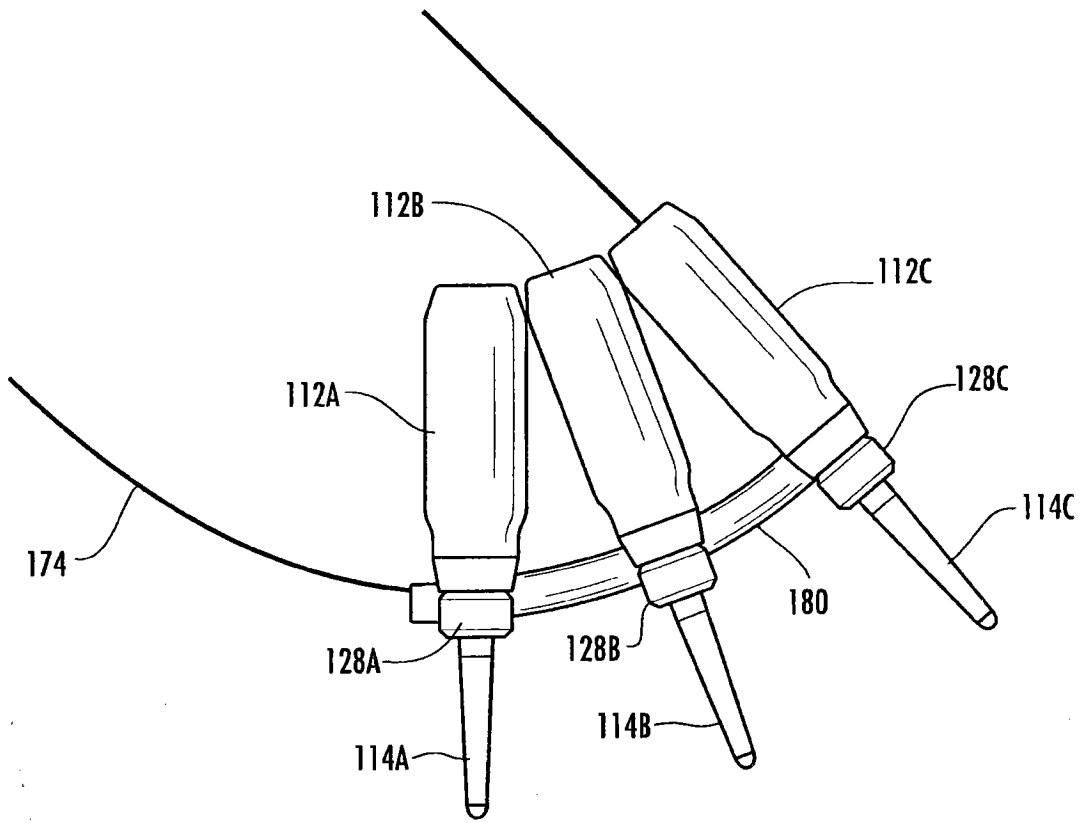


图 16J

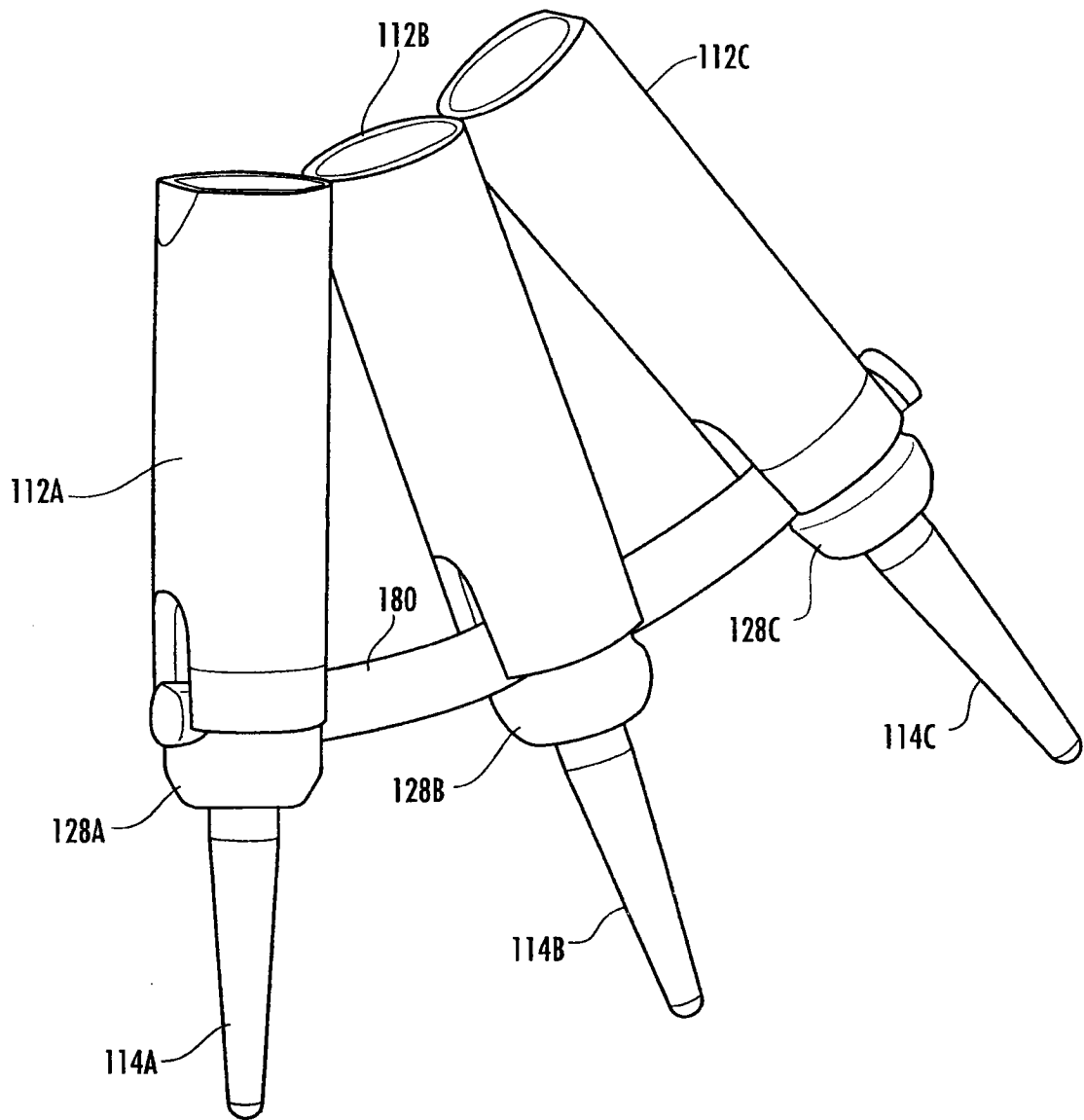


图 16K

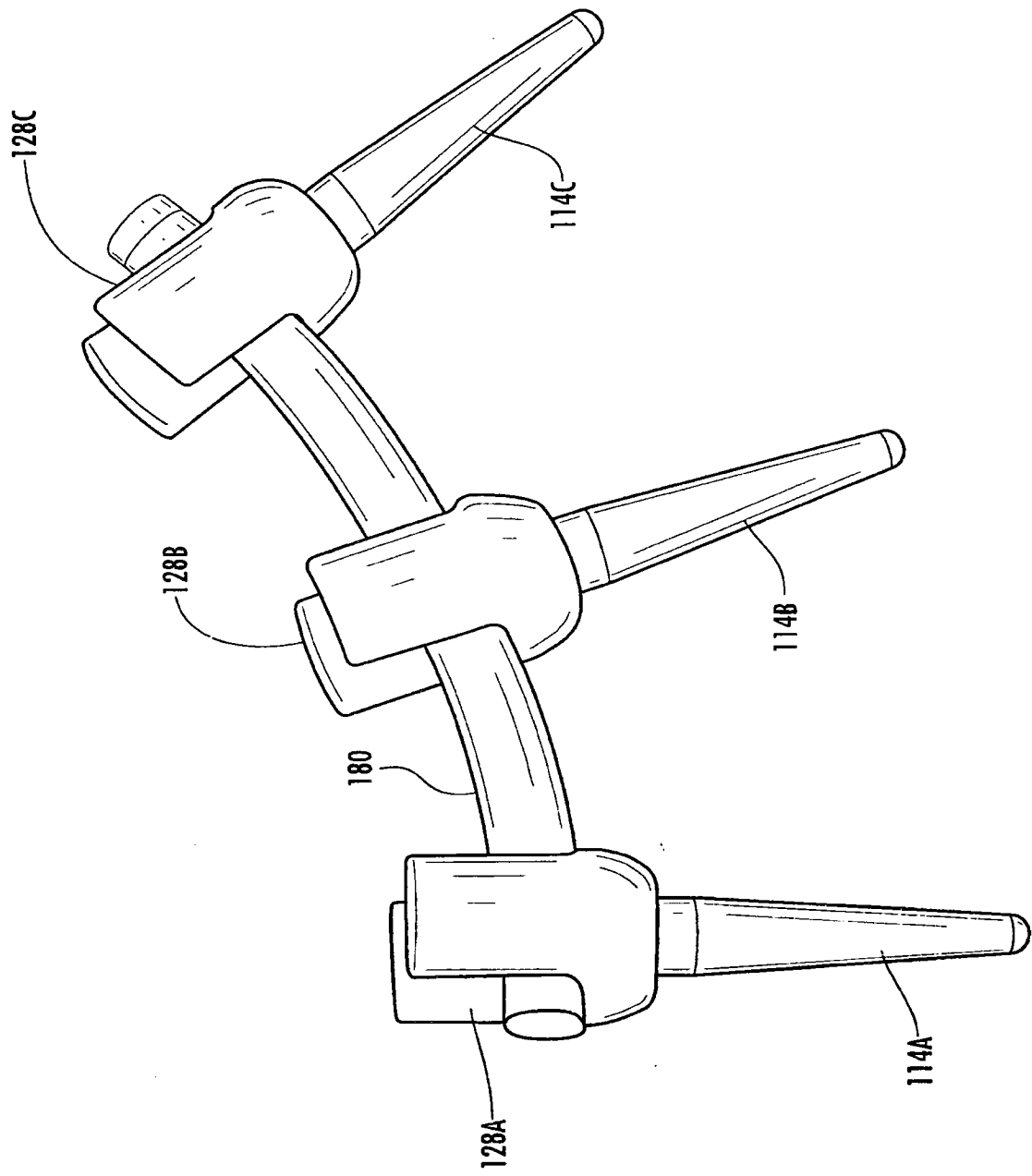


图 16L

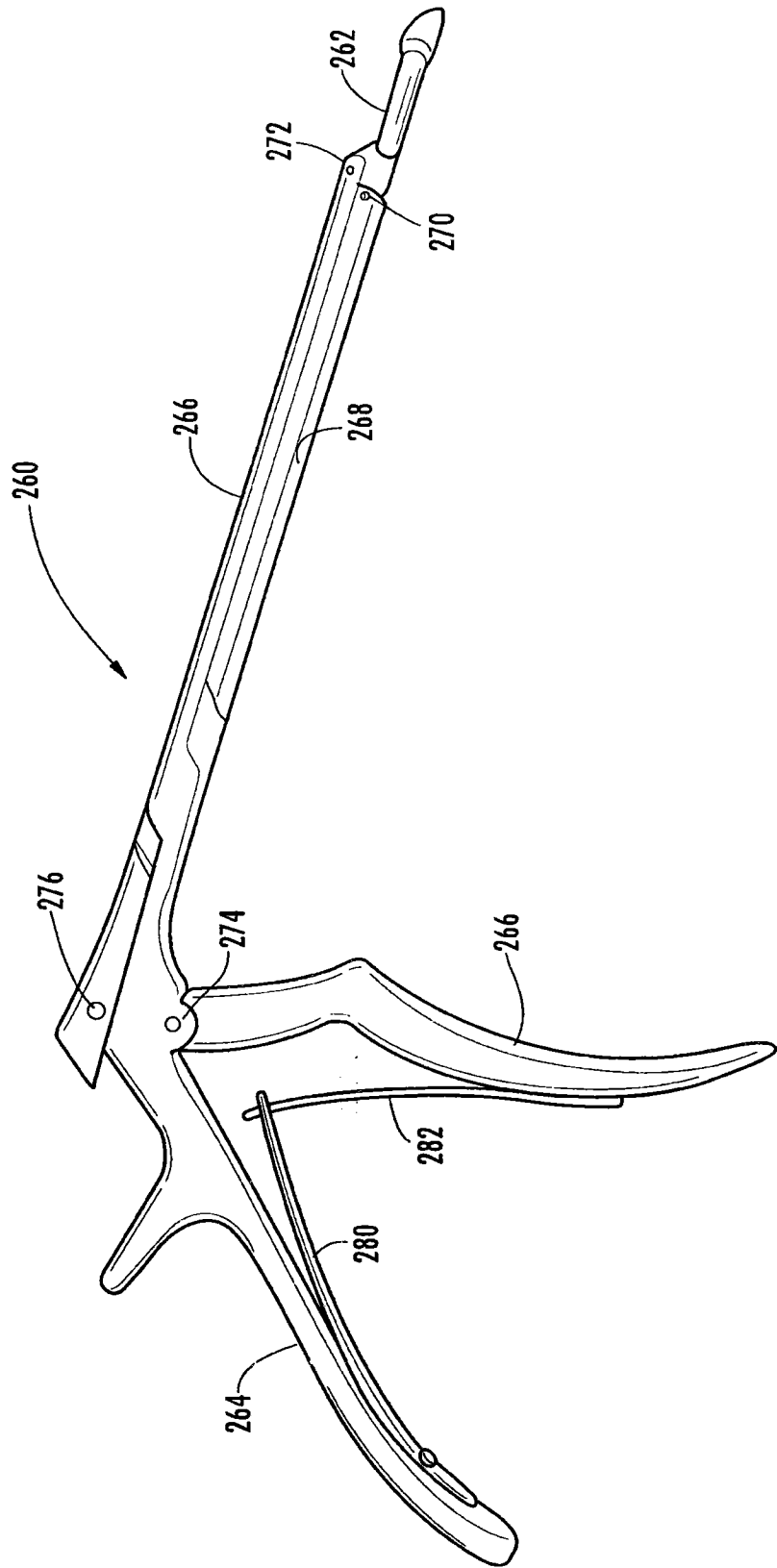


图 17A

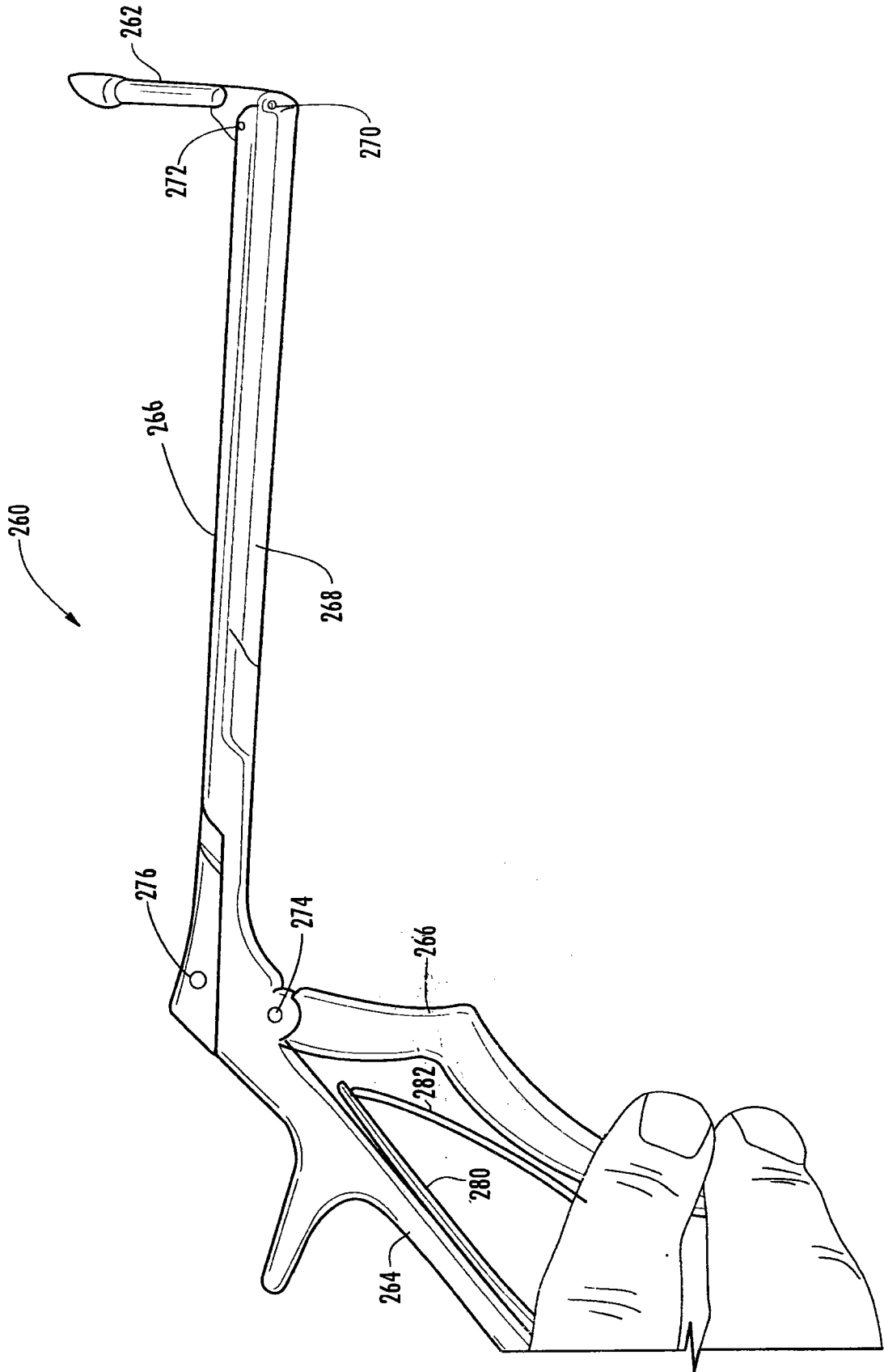


图 17B

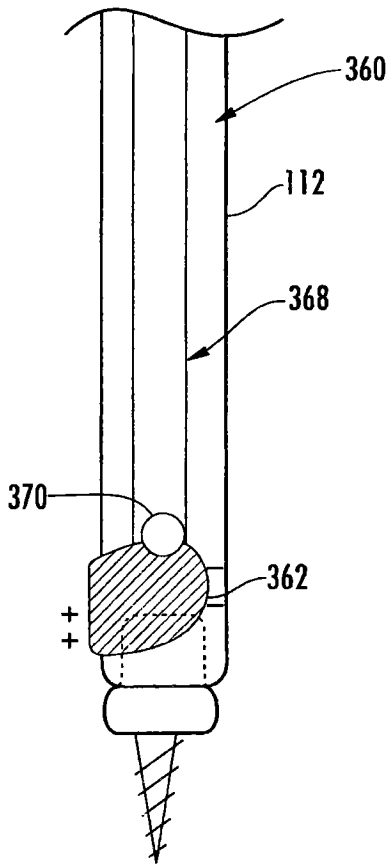


图 18B

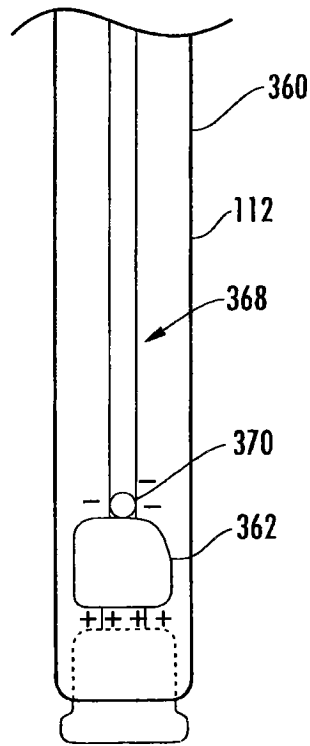


图 18C

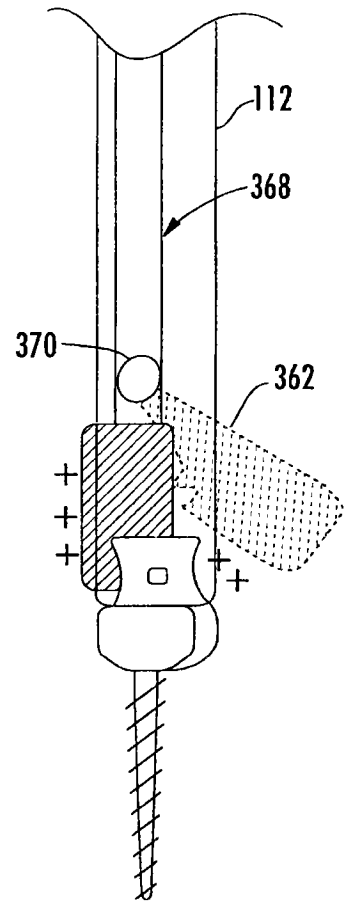


图 18A

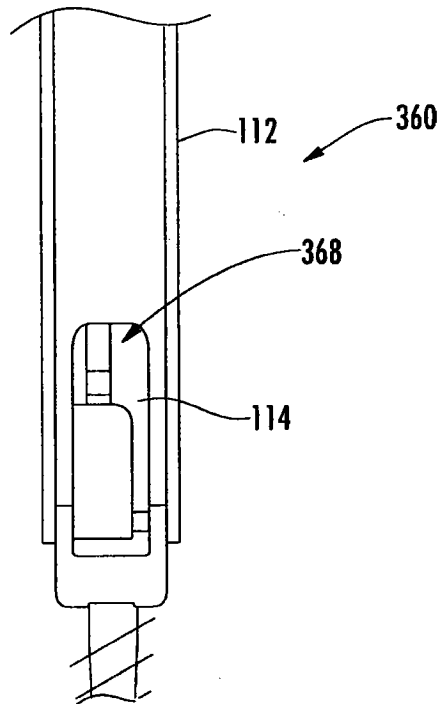


图 18D

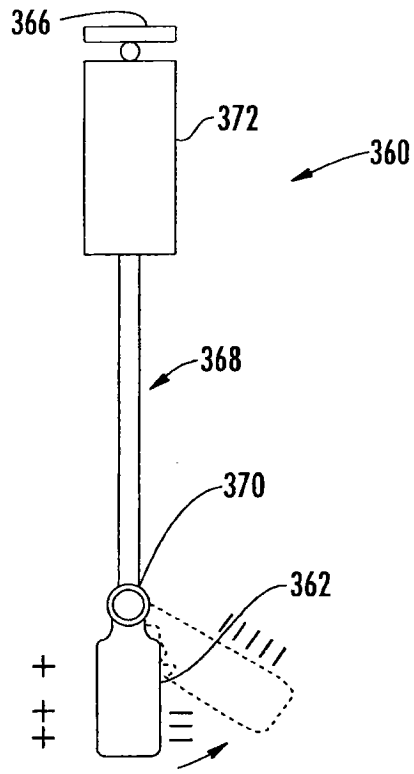


图 18E

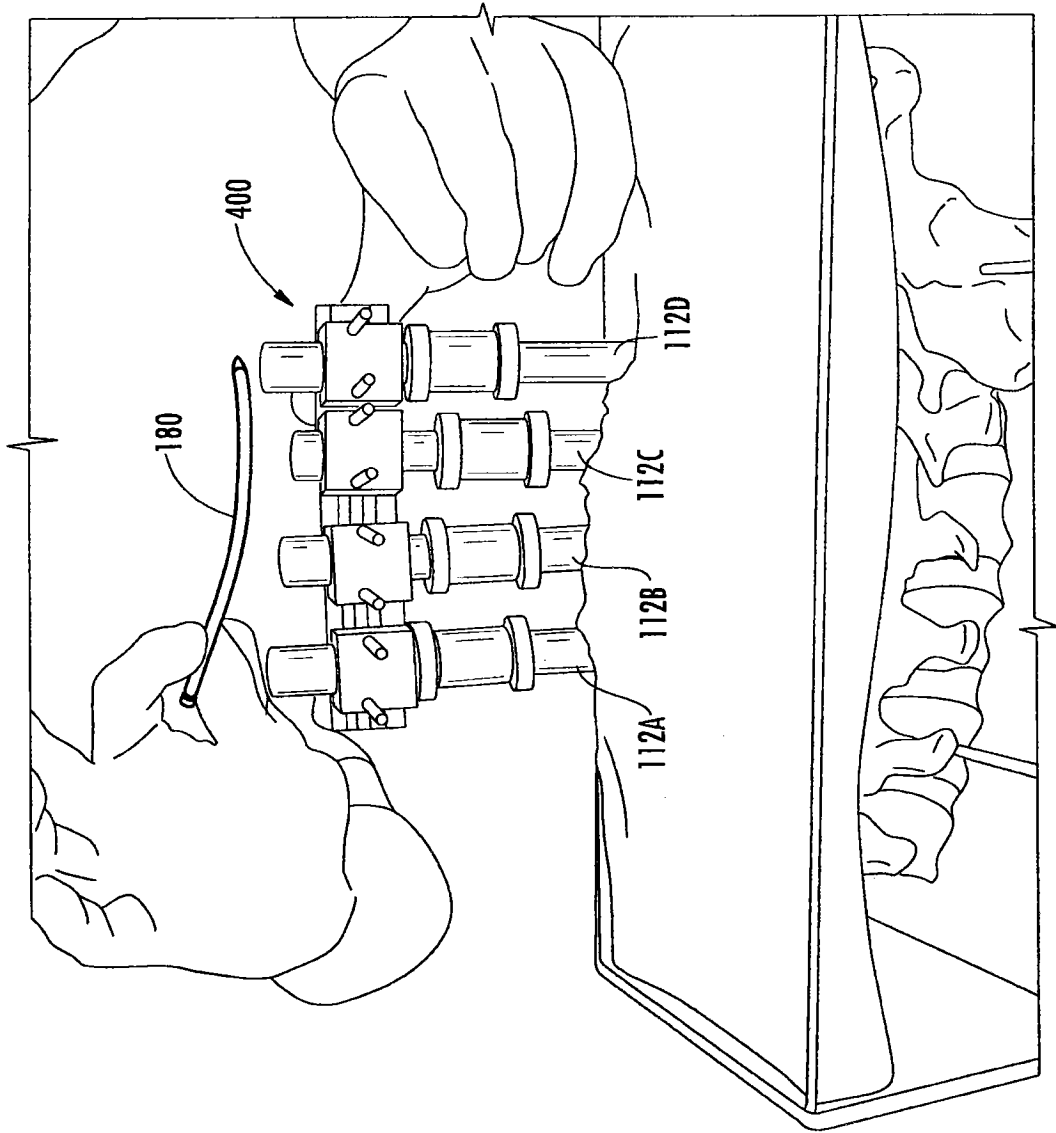


图 19A

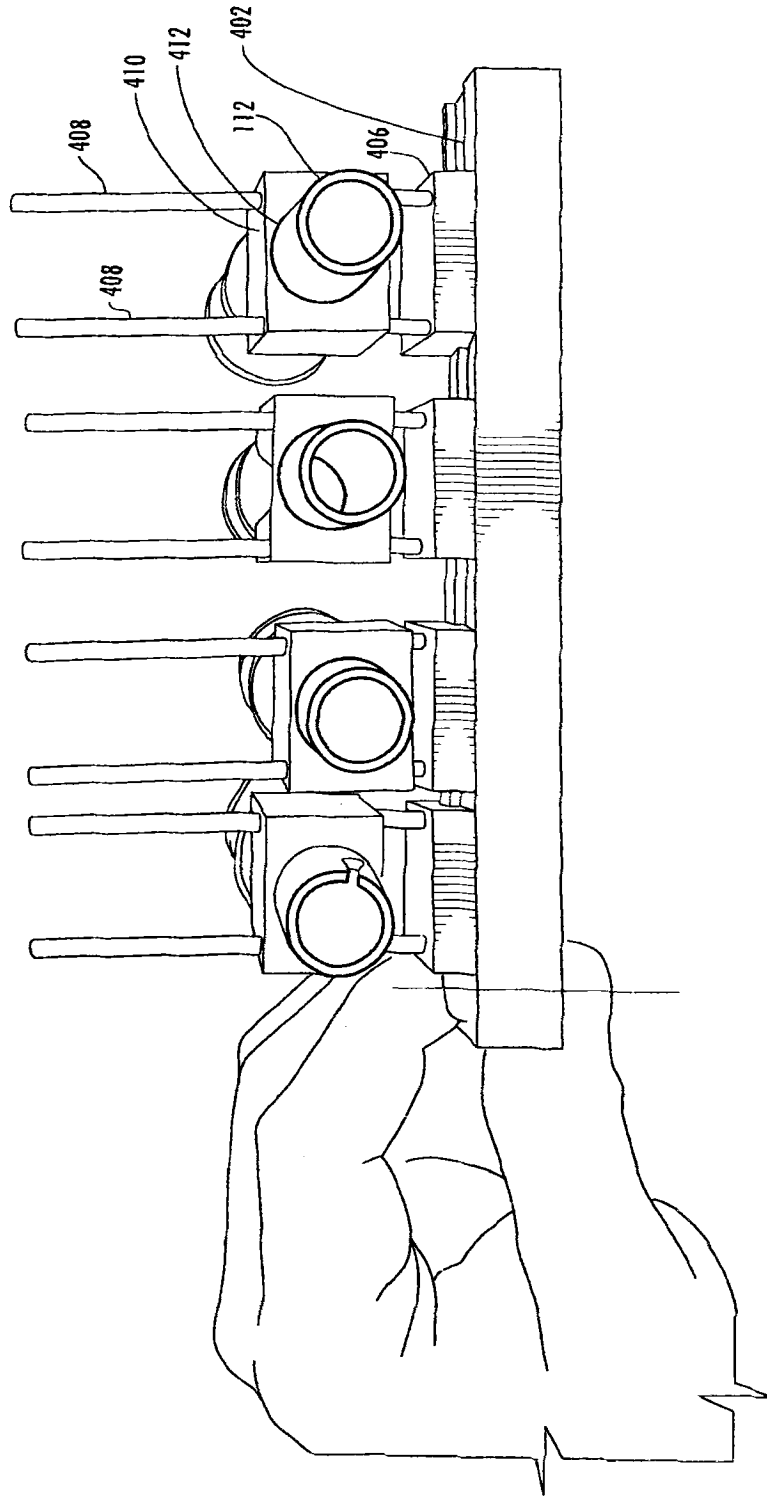


图 19B

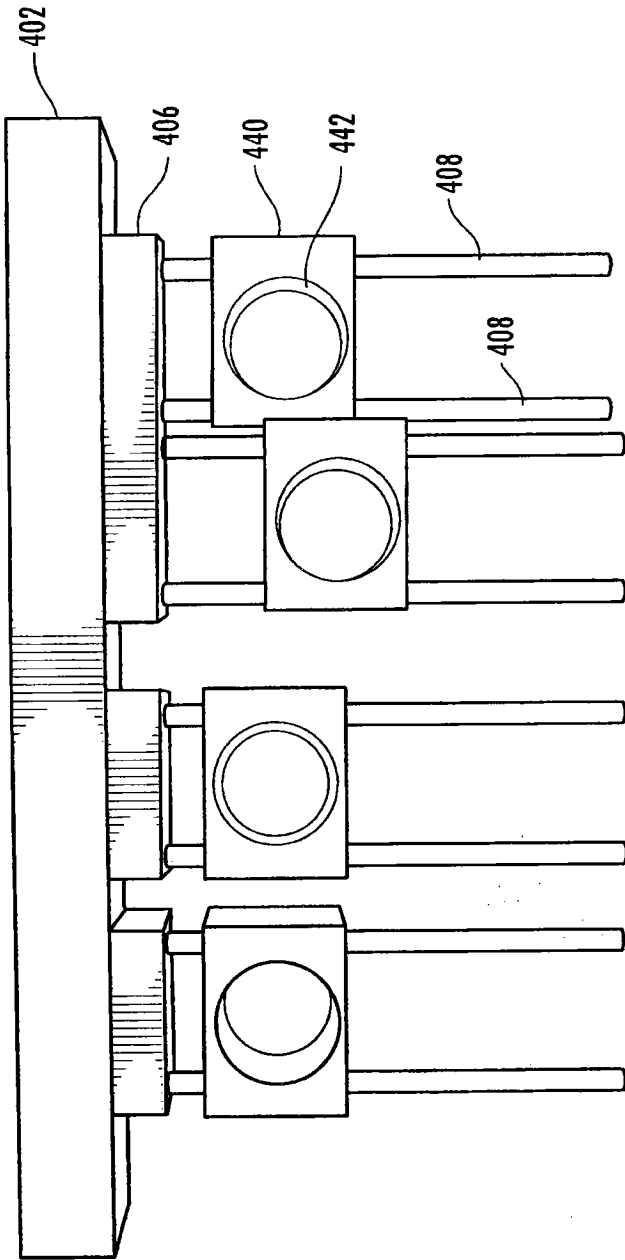


图 19C

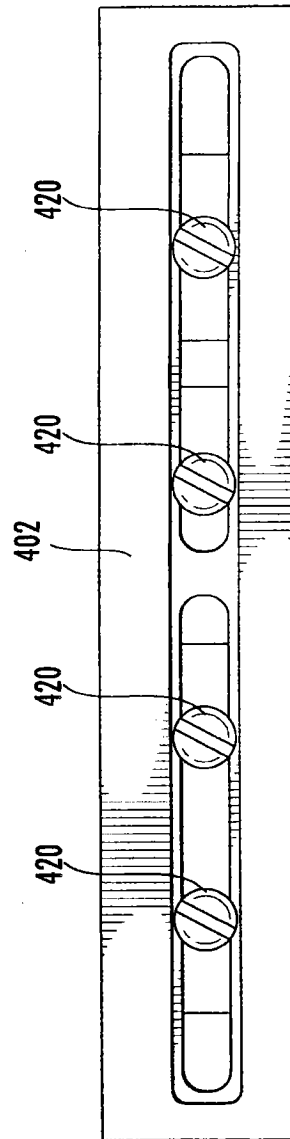


图 19D

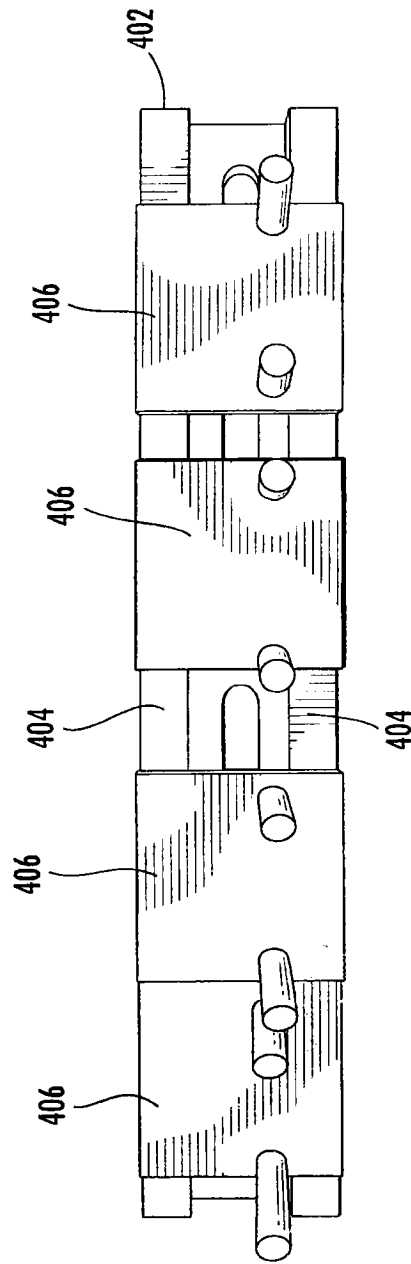


图 19E