



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103096841 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 08

(21) 申请号 201180039338. 2

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2011. 06. 08

代理人 李晨

(30) 优先权数据

(51) Int. Cl.

61/352, 722 2010. 06. 08 US

A61F 2/30(2006. 01)

61/352, 705 2010. 06. 08 US

A61B 17/56(2006. 01)

61/422, 903 2010. 12. 14 US

A61B 17/88(2006. 01)

61/466, 817 2011. 03. 23 US

A61F 2/46(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 02. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/039651 2011. 06. 08

(87) PCT申请的公布数据

W02011/156504 EN 2011. 12. 15

(71) 申请人 史密夫和内修有限公司

地址 美国田纳西州

(72) 发明人 詹姆斯·P·沃德尔 J. S. 康韦

M. B. 库珀 L. A. 吉布森

D. C. 凯尔曼 R. D. 兰伯特

R. L. 兰登 N. 奎因 J. A. 夏普

J. J. 谢伊 S. 蔡 B. R. 约库

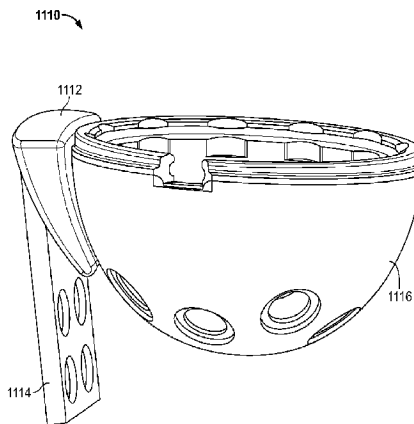
权利要求书2页 说明书51页 附图188页

(54) 发明名称

植入物部件和方法

(57) 摘要

提供用于骨科植入物的系统、装置和方法。植入物可包括基部构件,例如髓臼壳或加强件,基部构件构造成与加强件、凸缘杯、安装构件或者任何其它合适的骨科附件相联接。安装构件包括例如凸缘、叶片、钩和板。在一些实施例中,骨科附件能够可调节地定位在基部构件或其它附件的附近,由此提供组装和植入该装置的模块性,并且可在植入物的部件之间使用各种固定机构和/或锁定机构。



1. 一种骨科装置,包括:  
植入物,所述植入物具有多个附接部位和包括多个槽的轨道;  
安装构件,所述安装构件具有锚固到患者骨或软组织的第一端以及在所述多个附接部位的每一个处与所述植入物匹配的第二端;  
加强件,所述加强件具有在所述多个槽内平移的突出部,所述加强件具有第一凸轮表面,所述第一凸轮表面形成与所述植入物的外表面的界面并围绕所述外表面旋转。
2. 如权利要求 1 所述的装置,其中,所述安装构件是凸缘、钩或板。
3. 如权利要求 2 所述的装置,其中,所述凸缘、钩或板能够可调节地定位在髌臼植入物的圆周附近。
4. 如权利要求 2 和 3 中任一项所述的装置,其中,所述凸缘、钩或板在垂直于髌臼壳的圆周的平面内枢转。
5. 如权利要求 1 所述的装置,其中,所述安装构件是髌臼加强件。
6. 如权利要求 5 所述的装置,其中,所述髌臼加强件包括基部构件,至少两个突出部联接到所述基部构件,所述至少两个突出部在其间具有间隙。
7. 如权利要求 6 所述的装置,还包括设置在所述至少两个突出部的一个或多个上的水泥槽。
8. 如权利要求 1 至 7 中任一项所述的装置,还包括布置在所述植入物内的杯构件,所述杯构件具有能够附接到患者骨由此锚固到所述患者骨的一个或多个安装构件。
9. 如权利要求 8 所述的装置,其中,所述杯构件是凸缘杯,其具有附接到其上的一个或多个凸缘。
10. 如权利要求 8 和 9 中任一项所述的装置,还包括布置在所述杯构件内的衬里。
11. 如权利要求 1 至 10 中任一项所述的装置,其中,所述突出部具有可调节紧固件,当调节时,所述可调节紧固件相对于所述植入物固定所述加强件以阻止进一步的平移和旋转。
12. 如权利要求 1 至 11 中任一项所述的装置,还包括布置在所述植入物、安装构件和加强件中的至少一个上的多孔表面。
13. 如权利要求 12 所述的装置,其中,所述多孔表面包括多个突出部和多个孔,所述多个突出部连接到所述多孔表面并且升到所述多孔表面之上,所述多个孔分散在所述多孔表面中。
14. 如权利要求 1 至 13 中任一项所述的装置,其中,所述加强件包括第一部分和第二部分以及布置在所述第一部分与所述第二部分之间的扩张构件,所述第一部分和第二部分沿所述加强件的第一侧被缝隙分离,能够利用紧固工具来调节所述扩张构件从而使所述两个部分相对于彼此移位。
15. 如权利要求 1 至 14 中任一项所述的装置,其中,所述植入物包括第一部分和第二部分以及布置在所述第一部分与所述第二部分之间的扩张构件,所述第一部分和第二部分沿所述植入物的第一侧被缝隙分离,能够利用紧固工具来调节所述扩张构件从而使所述两个部分相对于彼此移位。
16. 一种骨科植入物,包括:  
植入物装置,所述植入物装置具有多个附接部位和包括多个槽的轨道;

安装构件装置,所述安装构件装置具有锚固到患者骨或软组织的第一端以及在所述多个附接部位的每一个处与所述植入物装置匹配的第二端;以及

加强件装置,所述加强件装置具有在所述多个槽内平移的突出部,所述加强件装置具有第一凸轮表面,所述第一凸轮表面与所述植入物装置的外表面形成界面并围绕所述外表面旋转。

17. 如权利要求 16 所述的骨科植入物,其中,所述安装构件是凸缘、钩或板。

18. 如权利要求 17 所述的骨科植入物,其中,所述凸缘、钩或板能够可调节地定位在髌臼植入物的圆周附近。

19. 如权利要求 16 所述的骨科植入物,其中,所述安装构件是髌臼加强件。

20. 如权利要求 19 所述的骨科植入物,其中,所述髌臼加强件包括基部构件,至少两个突出部联接到所述基部构件,所述至少两个突出部在其间具有间隙。

## 植入物部件和方法

### [0001] 相关申请的交叉引用

本申请要求 2010 年 6 月 8 日提交的美国临时专利申请第 61/352,705 号、2010 年 6 月 8 日提交的美国临时申请第 61/352,722 号、2010 年 12 月 14 日提交的美国临时申请第 61/422,903 号、2011 年 3 月 23 日提交的美国临时申请第 61/466,817 号的权益,这些申请的全部内容以参考的方式并入本文中。

### 背景技术

[0002] 由于多种原因,关节经常遭受退行性病变。当关节退变变为晚期或者不可逆时,则可能必须用假体关节置换天然关节。人工植入物(包括髋关节、肩关节和膝关节)广泛地用于骨科手术。特别地,髋关节假体是常见的。人的髋关节机械性地起球窝接头的作用,其中,股骨的球形头位于骨盆的窝形髋臼内。各种退行性疾病和损伤可能需要用合成材料(通常是金属、陶瓷或塑料)置换髋关节的全部或一部分。

[0003] 更具体地,天然髋关节经常遭受退行性病变,需要用假体关节置换髋关节。通常,用股骨头与髋臼之间的两个支承面来置换髋关节。第一支承面通常为假体壳或髋臼杯,该假体壳或髋臼杯可以由金属、陶瓷材料形成,或者根据需要来选择材料。然后,将衬里(通常由聚乙烯材料(例如超高分子量聚乙烯)、陶瓷材料形成,或者在一些情况下甚至是金属衬里)紧密地配合到壳内以提供内支承面,该内支承面接收人工股骨头并且以关节连接关系与人工股骨头配合以便追随并适应股骨与髋臼之间的相对运动。

[0004] 通常,通过将螺钉穿过髋臼杯中的孔或者通过用水泥固定髋臼杯而固定髋臼杯(或者髋臼杯与衬里组件)。在一些情况下,由于较差的骨储备(bone stock)而仅用水泥将衬里粘结在患者体内。在其它情况下,可将具有多孔表面的髋臼杯压合到经扩孔的髋臼表面中。

[0005] 有可能必须实施第二次或后继手术,以使用(通常更大的)置换关节来替换假体关节。经常由于骨的进一步退变或者退行性疾病的进展而导致必须实施这种手术,需要去除更多的骨并且用更大或加强的假体关节(经常称为翻修假体)置换被去除的患病的骨。例如,在髋臼的边缘附近经常发生骨丢失,这会减小用于牢固地放置压合杯的边缘覆盖范围。因此,可以将这种手术称为翻修手术。

[0006] 在髋臼翻修手术中,髋臼假体一般包括附加的安装元件,例如加强件、凸缘、钩、板或者任何其它附件或安装点或构件,一旦定位这些安装元件则为置换假体提供附加的支撑和/或稳定性。由于患病区(在此情况下是髋关节)中的骨退变、骨丢失或者骨缺损,通常需要这些附加的安装或附接构件。

[0007] 可连同假体系统提供各种类型的这些安装构件(该术语意图包括但不限于凸缘、叶片、板和/或钩),以便帮助外科医生实现最佳固定;安装构件的非限制性示例包括髌骨凸缘(提供骨盆的髌骨区中的固定和固着以及抵靠髌骨区的固定和固着)、坐骨叶片(提供坐骨中的固定和固着以及抵靠坐骨的固定和固着)和闭孔沟(通过与闭孔接合而提供固定和下固着)。尽管曾经试图给这种安装附件提供模块性,但到目前为止的解决方案一般来说



并未提供真正的模块化。相反,它们通常提供安装构件可定位的少数离散位置,并未给外科医生提供更全范围的决定选项。

[0008] 另外,在一些初次手术中,更经常地在翻修手术中,髌臼中可存在骨缺损或空隙,外科医生必须在插入新壳之前用骨移植物进行填充。这会是耗时的且费用高,并且可使患者遭遇额外的健康风险。一些技术使用与髌臼壳有关的加强件,该加强件可以联接到或者以其他方式附接到壳的外表面。

[0009] 就当前的加强件而言,外科医生可以将加强件附接到骨然后植入髌臼杯。然而,许多髌臼壳依赖于骨螺钉来实现适当的固定,并且加强件经常妨碍螺钉。简而言之,外科医生需要自由地将螺钉放在最佳位置,但这损害了他们使用加强件的能力。就当前系统而言,它也占用更多的手术时间来试验部件取向然后设法发现良好的髌臼杯的骨固定。外科医生将通常必须自主决定除去的骨量而同时估计所需加强件的尺寸。在骨经常为不足的情况下,外科医生踌躇于除去任何比必须量更多的骨。

[0010] 本文也描述了针对各种类型关节植入物的使用和应用的其它特征和改进的特征,诸如改进的骨螺钉、改进的涂层以及各种加强件去除和插入选项。

## 发明内容

[0011] 本文中公开了用于提供模块化骨科植入物的系统、装置和方法。所述植入物可包括基部构件(例如髌臼壳或者加强件),该基部构件构造成与加强件、凸缘杯、安装构件、任何其它合适的骨科附件、或者它们的任意组合联接。安装构件例如包括凸缘、叶片、钩和板。在一些实施例中,骨科附件能够可调节地定位在基部构件或其它附件的周围,由此提供用于组装和植入所述装置的模块性。在植入物的部件之间可使用各种固定和/或锁定机构。在某些实施例中,骨科附件可移除地联接到基部构件或其它部件。在某些实施例中,骨科附件一体地设置在基部构件或其它部件上,但仍然能够可调节地定位在它们的周围。在一些实施例中,提供可膨胀的加强件、基部构件或者其它骨填充装置。在一些实施例中,提供表面特征物,该表面特征物产生摩擦并且允许在植入物与患者骨界面处的周围骨头向内生长。

[0012] 本文中所描述的系统、装置和方法提供具有附接机构的植入物,该附接机构提供用于骨科附件的多个定位选项。在某些实施例中,一种骨科装置包括:构造成与患者骨关节配合并使其稳定的植入物,该植入物具有多个附接部位;以及安装构件,该安装构件具有锚固到患者骨或软组织的第一端以及在多个附接部位的每一个处与植入物匹配的第二端。多个附接部位可以包括在髌臼壳周围延伸的横杆的多个部分。替代地或另外,附接部位可以包括沿植入物边缘延伸的沟槽。在一些实施例中,所附接的安装构件可包括常规的孔、锁定孔或槽。所述部位可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的,并且可以是固定的或多轴的。在一些实施例中,附接部位可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。在一些实施例中,多孔表面布置在安装构件的一部分上。在一些实施例中,安装构件是能够可调节地定位在髌臼植入物圆周附近的凸缘。例如,凸缘(或者任何其它合适的安装构件)可以在垂直于髌臼壳的圆周的平面内枢转。凸缘可以包括连接植入物上的导轨或沟槽的分裂眼孔和/或钩。凸缘也可以包括可移除地插入髌臼壳上的互补边缘中的键。在某些实施例中,凸缘是柔性的带,或者凸缘可包括允许凸缘弯曲或断裂的易碎部。在某些实施例中,植

入物包括具有悬伸唇缘的环状凹陷槽,其中,安装构件包括配合到环状凹陷槽中的远侧部分。植入物可以是安装到手术壳或笼的加强件,并且植入物可以配合到肩关节、髋关节或踝关节之一中。在某些实施例中,安装构件包括多个凸缘,至少一个凸缘能够相对于附接部位中的不止一个可调节地定位。

[0013] 在某些实施例中,一种将骨科植入物安装到患者体内的方法包括以下步骤:将植入物插入患者体内;沿插入的植入物选择用于接收第一安装构件的部位;将第一安装构件附接到所选择的部位;以及将第一安装构件锚固到患者。所选择的部位可以从在植入物周围有角度地间隔的多个附接部位中加以选择。该方法还可包括将多孔表面施加到第一安装构件的一部分的步骤。在一些实施例中,插入步骤可包括将髌臼壳或笼安装在患者髌臼中的步骤。在一些实施例中,植入物可以是髌臼加强件,并且插入步骤可包括将髌臼加强件安装到髌臼壳的步骤。该方法还可包括在将第一安装构件附接到所选择部位之后分离第一安装构件的可分离部的步骤。在一些实施例中,锚固步骤包括将第一安装构件锚固到所选择部位内的第一进入点的步骤。该方法还可包括在将第一安装构件附接到所选择部位之前用水泥将植入物粘结到患者髌臼中的步骤。该方法还可包括将安装构件在植入物圆周附近并沿所选择部位可调节地定位的步骤。在一些实施例中,安装构件可包括凸缘、钩或板。

[0014] 在某些实施例中,在本文所含附图中示出并描述的安装构件或加强件可包括平头钉、尖钉、涂层或带纹理表面,从而改善最初的固定。可策略性地将平头钉、尖钉、涂层或带纹理表面结构的地理位置放置在安装构件或植入物的选择部分,从而均匀地加载安装构件或植入物组件并且在最初且在延长的时段内获得最佳生物响应。

[0015] 本文中所描述的系统、装置和方法提供可以包括凸缘杯的植入物。在某些实施例中,一种髌臼植入物系统包括:髌臼壳、可定位地配合到髌臼壳内的杯构件、以及联接到该杯构件的至少一个安装构件,其中,所述至少一个安装构件具有第一部分,该第一部分能附接到患者骨,由此锚固到患者骨。安装构件可包括凸缘,该凸缘能够可调节地定位在杯构件周围并且具有第一端,所述第一端具有锚固到患者骨的附接部分。在一些实施例中,杯构件包括远侧渐缩端,该远侧渐缩端锁定到髌臼壳内的附接部位。在一些实施例中,髌臼壳内的附接部位进一步构造成接收衬里。在一些实施例中,所述系统包括设置在杯构件内的衬里。杯构件可被构造为带环或者全杯,使得衬里被完全地支撑在杯构件内。所述至少一个安装构件可包括凸缘、钩或板,并且所述至少一个安装构件可以被可移除地附接到杯构件。替代地,所述至少一个安装构件被一体地设置在杯构件上。

[0016] 在某些实施例中,一种形成手术植入物的方法包括:将植入物插入患者的髌臼内;将具有至少一个安装构件的杯构件设置在插入的植入物内;将杯构件与植入物对准使得至少一个安装构件与患者骨部位对准;以及将所述至少一个安装构件附接到患者骨。该方法还可包括:将所述至少一个安装构件可调节地定位在杯构件的周围,其中,所述至少一个安装构件具有第一端,所述第一端具有锚固到患者骨的附接部分;将杯构件的远侧渐缩端锁定到植入物内的附接部位;以及将衬里布置在附接部位内。在一些实施例中,该方法还可包括:将衬里布置在杯构件内,其中,杯构件被设置为带环或者全杯使得衬里被完全地支撑在杯构件内。所述至少一个安装构件可包括凸缘、钩或板,并且该方法还可包括将所述至少一个安装构件可移除地附接到杯构件。替代地,所述至少一个安装构件可以被一体地设置在杯构件上。

[0017] 本文中所描述的系统、装置和方法提供具有加强件的植入物,加强件构造成用水泥或者不用水泥附接到髓白壳或笼、安装构件或者其它加强件并且构造成允许精细位置调整从而获得最佳骨配合、覆盖和稳定性。在某些实施例中,一种骨科植入物包括:髓白植入物,其具有包括多个槽和外表面的轨道;加强件,其具有在多个槽内移动的突出部,该加强件具有形成与外表面的界面的第一凸轮表面,其中突出部具有可调节紧固件,在调节时,该可调节紧固件相对于植入物固定加强件以阻止进一步运动。在一些实施例中,加强件可围绕外表面旋转。可调节紧固件可以是延伸穿过加强件中的通孔的紧固螺钉,并且当紧固时,可调节紧固件使突出部(其可向外张开)扩张由此将加强件紧固在轨道内。在一些实施例中,紧固螺钉具有配合到槽中且面朝植入物内部的头,其中,槽具有与头对准的内部开口,并且其中,内部开口接收紧固杆以紧固螺钉。在一些实施例中,轨道包括接收突出部的燕尾接头。在一些实施例中,轨道包括平直部和弯曲部。例如,轨道可以包括两个平直槽并包括弯曲部。在一些实施例中,轨道包括具有植入物的壁的J形槽。突出部可以是与加强件为一体的中间锁定构件的一部分。在一些实施例中,加强件的第一凸轮表面包括至少一个槽,其接收水泥以将加强件粘结到壳。在一些实施例中,加强件包括形成间隙的多个突出部并且还可包括附接到加强件的凸缘。

[0018] 在某些实施例中,一种制备骨科植入物的方法包括以下步骤:提供植入物,该植入物具有弯曲外表面和该表面中的开口,该开口具有至少两个部分,至少两个部分在公共区连接但以小于 $180^{\circ}$ 的角度分离;提供加强件,该加强件具有与弯曲外表面对接的第一表面;由中间锁定构件联接加强件与植入物;并且紧固中间锁定构件。在一些实施例中,该方法还可包括步骤:通过将水泥布置在位于第一表面上的槽内,而将加强件固定到植入物。在一些实施例中,该方法还可包括步骤:在紧固中间锁定构件之前,使加强件相对于植入物围绕弯曲外表面旋转;以及在紧固之前使中间锁定构件在开口内移动。在一些实施例中,该方法还可包括步骤:将紧固件施加到植入物,使得紧固件从外表面向外延伸;以及将加强件定位在外表面的附近,使得延伸的紧固件配合在加强件的两个突出部之间,其中,由螺钉相对于加强件紧固中间锁定构件。

[0019] 本文中所述的系统、装置和方法提供植入物,该植入物产生摩擦并且允许在植入物与患者骨的界面上的周围的骨向内生长。在某些实施例中,一种可植入骨科装置包括植入物,该植入物具有接触患者关节的表面并且具有连接到该表面且升到该表面之上的多个突出部。该植入物还可包括在骨界面处分散遍及该表面的多个孔。位于植入物表面的突出部可以是钝的,或者可以是任何其它合适的形状和构造。突出部可从表面延伸至任何合适的高度,例如在大约 $50\mu\text{m}$ 和大约 $2000\mu\text{m}$ 之间的高度、在大约 $100\mu\text{m}$ 和 $1100\mu\text{m}$ 之间的高度、或者在大约 $200\mu\text{m}$ 和 $400\mu\text{m}$ 之间的高度。突出部可以以任何合适的集中度或密度间隔在植入物的表面上。期望的突出部密度也可以是患者特定的,并且可以基于部件所植入的天然骨的密度来决定。植入物可在其表面上具有大量的突出部特征物,并且这些单独特征物中的一个或多个在不影响该表面总体效率的情况下可落在期望的尺寸或间距之外。

[0020] 在某些实施例中,植入物包括内部或外部的加强特征物。多孔植入物可包括内部或外部的加强肋,以为周围的多孔结构提供支撑。多孔植入物也可与凸缘联接,该凸缘具有用于将凸缘附接到植入物的第一端以及用于将凸缘附接到周围骨结构的第二端。多孔植入

物也可包括网状表面涂层。

[0021] 在某些实施例中,通过提供具有多孔带珠表面的负印痕的模具以及提供将要被涂布的植入物衬底而形成可植入骨科装置。可将颗粒插入植入物衬底与模具之间,并且可向模具、植入物衬底和颗粒施加压力或升高的温度。所提供的植入物衬底可以是实心的或者可以是多孔的,并且被插入植入物衬底与模具之间的颗粒可以是对称的或者不对称的。

[0022] 在某些实施例中,通过创建模拟多孔带珠植入物的外表面形貌的三维模型并且创建植入物衬底体积的三维模型而形成可植入骨科装置。将模拟多孔带珠植入物的外表面形貌的模型应用于植入物衬底体积的模型而形成预形成体积,并且应用算法以使用期望网状结构填充预形成体积从而创建多孔植入物模型。利用该多孔植入物模型形成植入物。

[0023] 在某些实施例中,通过提供具有内表面(该内表面模拟多孔带珠表面的外表面形貌几何形状的反像)的植入物的模具以及提供被放置到模具中的多个颗粒而形成可植入骨科装置。向模具和颗粒施加压力或升高的温度。被放置到模具中的颗粒可以是对称的或者不对称的。

[0024] 在某些实施例中,通过提供具有内表面(该内表面模拟多孔带珠表面的外表面形貌几何形状的反像)的植入物的模具并且将一种或多种起泡剂装到该模具中而形成可植入骨科装置。以植入物的大致形状或尺寸形成多孔泡沫部件,该植入物具有模拟多孔带珠表面的外表面形貌几何形状的外表面几何形状。将多孔泡沫部件从模具移除,并且将粘合剂施加到多孔泡沫部件。将多个对称或不对称的颗粒施加到具有粘合剂的多孔泡沫部件,使多孔泡沫部件、粘合剂和颗粒经受升高的温度以将颗粒烧结到一起并烧尽泡沫部件,以形成植入物,所述植入物具有粗糙化的多孔纹理,其具有模拟经过临床验证的多孔带珠结构的外表面形貌几何形状。多孔泡沫部件可以是聚合的,并且可以是聚氨酯部件。

[0025] 本文中所描述的系统、装置和方法提供植入物,该植入物可被扩张或调节以填充患者解剖结构中在植入物周围的骨空隙。在某些实施例中,一种骨科植入物包括髌臼植入物,髌臼植入物具有第一部分和第二部分以及布置在第一部分与第二部分之间的扩张构件,第一部分和第二部分沿植入物的一侧被缝隙分离,并且可利用紧固工具来调节扩张构件以使这两个部分相对于彼此移位。植入物也可包括铰链,该铰链沿植入物的一侧连接第一部分和第二部分。植入物的第一部分和第二部分可包括实心部,并且植入物的不包括实心部的体积可以是多孔的。可在植入物中设置任意数量的部分,并且植入物可具有任意数量的用于划分所述部分的交叉的垂直缝隙。植入物可以是连接到髌臼壳的凸缘,或者可以是髌臼壳或笼。植入物可包括螺钉,该螺钉穿过植入物以将植入物连接到患者的髌臼。

[0026] 在某些实施例中,可扩张或可调节植入物中使用的扩张构件可以是形状记忆插塞或螺钉。扩张构件可以是具有弯曲侧和连接部位的加强件,连接部位附接到髌臼壳。

[0027] 在某些实施例中,通过将髌臼壳或笼安装在关节内并且将加强件放置在壳与患者骨之间,而将骨科装置植入患者的关节中。使加强件的两个部分扩张,直到第一部分邻接患者骨并且第二骨邻接髌臼壳或笼,并且将加强件锚固到骨。可利用联接到扩张构件(其布置在加强件的部分之间)的紧固工具使加强件的部分扩张,以使所述部分相对于彼此移位。所使用的扩张构件可以是形状记忆插塞、螺钉或楔,并且紧固工具可包括转矩限制装置。加强件的两个部分可沿连接所述部分的铰链扩张。可使加强件的这两个部分朝向彼此偏移。可使螺钉穿过壳以将壳连接到患者的髌臼。可将多孔表面施加到加强件的一部分。可利用设

置在加强件上的缝隙或柔性铰链部来移除加强件。

[0028] 本文中所述的系统、装置和方法提供具有多个突出部和任选的固定元件的植入物。在某些实施例中,一种骨科加强件包括:基部构件,至少两个突出部联接到所述基部构件,所述至少两个突出部具有在其间的间隙;以及固定元件,所述固定元件设置在所述至少两个突出部的一个或多个上。该固定元件可以是水泥槽。在某些实施例中,基部构件被成形为与植入物联接。例如,基部构件的与植入物接触的第一表面可以大致为弓形。所述至少两个突出部被设置在大致相同的方向上。所述至少两个突出部的长度可以大致相同,或者所述至少两个突出部中的一个的长度可不同于所述至少两个突出部中的另一个的各自长度。在一些实施例中,基部构件包括构造成接收紧固件的一个或多个固定元件(例如螺钉孔)。在一些实施例中,基部构件包括连接元件,该连接元件构造成接收用于将骨科加强件放置到患者关节中的驱动器手柄。在一些实施例中,基部构件包括构造成与植入物上的相应时标对准的时标。在一些实施例中,加强件还可包括附接到该加强件的凸缘、叶片、板或钩。

[0029] 在某些实施例中,一种将骨科装置植入患者关节中的方法可包括:将植入物放置在患者关节中,经由固定装置将该植入物固定到关节;在患者骨中最接近于植入物和固定装置制备一空间;提供加强件,所述加强件包括至少两个突出部,所述至少两个突出部在其间具有间隙;以及通过将加强件定位在固定构件的附近使得固定构件延伸穿过加强件的至少两个突出部之间的间隙而将加强件插入所制备的空间中。该方法还可包括在至少两个突出部中的一个或多个上形成水泥槽,以及通过将水泥倒入水泥槽中而固定加强件。在一些实施例中,该方法包括利用螺钉固定加强件。所述制备可包括用拉刀对患者骨进行锉磨和扩孔。拉刀可具有与加强件大致相同的剖面轮廓。在一些实施例中,可利用布置在拉刀上的深度止动部限制被去除的骨的量。所述插入可包括将加强件附接到驱动器手柄,以便将加强件定位到所制备空间中。该方法还可包括将布置在加强件上的时标与布置在植入物上的时标对准。在一些实施例中,加强件还包括附接到该加强件的凸缘、叶片、板或钩。在一些实施例中,所述放置包括将髓臼壳或笼安装在患者的髓臼内。

[0030] 本文中所述的系统、装置和方法提供模块化骨科植入物。在某些实施例中,一种骨科装置包括:植入物,其具有多个附接部位和包括多个槽的轨道;安装构件,其具有锚固到患者骨或软组织的第一端以及在多个附接部位的每一个处与植入物匹配的第二端;以及加强件,该加强件具有在多个槽内平移的突出部,该加强件具有第一凸轮表面,第一凸轮表面形成与植入物的外表面的界面并围绕该外表面旋转。在一些实施例中,安装构件可以是能够可调节地定位在髓臼植入物的圆周附近的凸缘、钩或板。凸缘、钩或板可以在垂直于髓臼壳的圆周的平面中枢转。在一些实施例中,安装构件是包括基部构件的髓臼加强件,至少两个突出部联接到该基部构件,所述至少两个突出部在其间具有间隙。在至少两个突出部的一个或多个上可设置水泥槽。在一些实施例中,骨科装置还包括布置在植入物内的杯构件,该杯构件具有一个或多个安装构件,该一个或多个安装构件能够附接到患者骨由此锚固到患者骨。杯构件可以是凸缘杯,该凸缘杯具有附接到其上的一个或多个凸缘,并且可存在布置在杯构件内的衬里。在一些实施例中,突出部具有可调节紧固件,在调节时,该可调节紧固件相对于植入物固定加强件以阻止进一步的平移和旋转。在一些实施例中,将多孔表面布置在植入物、安装构件和加强件中的至少一个上。多孔表面可包括多个突出部和多

个孔,多个突出部连接到多孔表面并且升到多孔表面之上,多个孔分散在多孔表面内。在一些实施例中,加强件或植入物(或者两者)包括第一部分和第二部分以及布置在第一部分与第二部分之间的扩张构件,第一部分与第二部分沿加强件的第一侧被缝隙分离,能够利用紧固工具调节扩张构件以使这两个部分相对于彼此移位。

[0031] 在某些实施例中,一种骨科植入物包括:植入物,其具有多个附接装置和包括定位装置的轨道;安装构件,其具有锚固到患者骨或软组织的第一端以及在多个附接装置的每一个处与植入物匹配的第二端;以及加强件,其具有在定位装置内平移的突出部,该加强件具有第一凸轮表面,第一凸轮表面形成与植入物外表面的界面并且围绕该外表面旋转。在一些实施例中,安装构件可以是能够可调节地定位在髌臼植入物的圆周附近的凸缘、钩或板。在一些实施例中,安装构件是包括基部构件的髌臼加强件,至少两个突出部联接到该基部构件,并且所述至少两个突出部在其间具有间隙。

## 附图说明

[0032] 当结合附图阅读下面的详细说明时,前述以及其它的目的和优点将变得显见,遍及附图中,相同的附图标记表示相同的部件,并且在附图中:

图 1-4 示出了示例性的边缘加强件或安装构件的各种透视图;

图 5 和图 6 示意性地示出了用于将安装构件加到髌臼壳上的示例性枢轴节的使用;

图 7 示出了具有钩的示例性安装构件,该钩接收横杆;

图 8 示出了具有分裂开口的示例性安装构件,该分裂开口接收横杆;

图 9 示出了示例性 T 形槽,相应形状接收部可布置在其中;

图 10 示出了可设置在髌臼壳上的多个示例性进入部;

图 11-13 示出了具有一个或多个安装构件的示例性加强件;

图 14-19 示出了设置在可弯曲安装构件(例如可弯曲凸缘或板)上的一个或多个示例性多孔件或表面;

图 20 示出了具有外围缺口或入口的示例性安装构件;

图 21 示出了具有交叉影线或者从表面上移除材料的示例性安装构件;

图 22 和图 23 示出了具有各种表面积减小部的示例性安装构件;

图 24 示出了具有在所述构件上隔开的一个或多个多孔区的示例性安装构件;

图 25 示出了具有示例性骨科网格的安装构件;

图 26 示出了置于壳外部上的示例性网格部;

图 27 示出了包括多条切除线的示例性网格,可以切割所述切除线以使附接到其的安装构件分离;

图 28 示出了从放入患者髌关节区的图 27 的网格中分离的示例性安装构件;

图 29 和图 30 示出了可设置在安装构件或加强件上的示例性蜂窝设计;

图 31 示出了示例性杯构件的侧视立面图;

图 32 示出了图 31 的示例性杯构件的俯视平面图;

图 33 示出了具有任选的在被构件与髌臼壳之间的衬里的示例性杯构件和髌臼壳的分解视图;

图 34 示出了示例性杯构件和髌臼壳的透视图;

图 35 示出了示例性带环杯构件的侧视立面图；

图 36 示出了构造成附接到髌臼壳或笼、安装构件或其它加强件的示例性加强件；

图 37 和图 38 示出了示例性的包括轨道的髌臼壳或笼；

图 39 示出了包括通孔的示例性加强件；

图 40 示出了具有扩张部的示例性紧固件，该扩张部构造成插入穿过髌臼壳上的轨道并插入加强件中；

图 41 和图 42 示出了构造成在插入所制备骨空隙之前固定到髌臼壳或笼、安装构件或其它加强件的示例性加强件；

图 43 示出了具有示例性中间适配器构件的加强件；

图 44 示出了在壳上的适于接收图 43 的中间适配器系统的特征物的示例性插入开口；

图 45 示出了示例性扩张构件，其被插入中间适配器构件中以将适配器固定在期望位置；

图 46 和图 47 示出了适于固定到壳的现有技术安装构件或加强件的示例；

图 48-50 示出了设置有具有多个固定方向的螺纹螺钉孔的开口的示例性安装构件或加强件；

图 51 示出了具有可扩张或可变形的球形球构件的示例性安装构件或加强件；

图 52 示出了具有可旋转内圆柱形插入物构件的示例性安装构件或加强件；

图 53 示出了类似于图 52 的、构造成用于多轴紧固件的示例性安装构件或加强件；

图 54 示出了配备有燕尾特征物的示例性安装构件和示例性加强件构件；

图 55 和图 56 示出了构造成接收紧固件的示例性燕尾特征物；

图 57 和图 58 示出了在远侧连接到手术缆线并且位于加强件的一部分内的示例性支座；

图 59 和图 60 示出了具有构造成接收扩张构件的成角度或倾斜表面的示例性支座；

图 61 示出了设置在安装构件或加强件上的示例性缆线张紧装置；

图 62-64 示出了可利用独立的可扩张支座构件和中间连接构件而附接到髌臼壳、笼或其它加强件的示例性安装构件或加强件；

图 65 示出了可设置在安装构件或加强件的孔口中的示例性扩张元件；

图 66 示出了缆线上的示例性套圈，其可定位成抵靠加强件；

图 67 和图 68 示出了壳、笼或加强件的接收部的示例性几何形状；

图 69 示出了用于标识安装构件或加强件与附接的植入物之间的位置关系的示例性标记；

图 70 示出了设置在安装构件或加强件上的用于改善固定的示例性尖钉；

图 71 示出了示例性的双瓣杯或壳；

图 72 示出了被示例性紧固装置附接到一起的两个加强件；

图 73 示出了具有一体的尖钉的示例性加强件；

图 74 示出了具有内置固定特征物的示例性加强件；

图 75-77 示出了具有一个或多个截面面积的材料减少区的各种示例性的加强件或多孔涂层部；

图 78 示出了示例性的旋转工具；

图 79-82 示出了用于将安装构件或加强件固定到髌臼壳或笼的各种连接装置；

图 83-85 示出了设置有细长底切沟槽的示例性加强件，该细长底切沟槽构造成接收凸轮锁销；

图 86-89 示出了设置成接近于髌臼壳或笼的边缘、安装构件或加强件的示例性固着楔（cleat）；

图 90 示出了构造成固定软组织的示例性固着楔部；

图 91 和图 92 示出了经由凹槽外围地附接到髌臼壳或笼的示例性加强件；

图 93 和图 94 示出了经由凹槽外围地附接到髌臼壳或笼的示例性安装构件；

图 95 示出了具有示例性环状突出部的髌臼壳或笼；

图 96 示出了示例性植入物部件的第一视图；

图 97 示出了示例性植入物部件的第二视图；

图 98 示出了具有球形珠表面形貌的示例性植入物涂层区；

图 99 示出了具有多孔结构的示例性单元细胞；

图 100 示出了具有球形珠形貌和多孔结构的示例性涂层区的截面；

图 101 示出了第一示例性多孔表面的扫描电子显微镜（SEM）图像；

图 102 示出了第二示例性多孔表面的扫描电子显微镜图像；

图 103-107 示出了示例性的可扩张 / 可调节加强件；

图 108 示出了示例性的扩张构件；

图 109-113 示出了示例性的可扩张 / 可调节加强件；

图 114 示出了具有多个扩张螺钉的示例性可扩张 / 可调节加强件；

图 115 示出了示例性的可扩张 / 可调节植入物壳；

图 116 和图 117 分别示出了示例性加强件的前透视图和后视图；

图 118 示出了示例性地安装在髌臼壳上的加强件的俯视平面图；

图 119-122 示出了用于将加强件安装在患者关节中的示例性方法；

图 123 示出了具有三个突出部的示例性加强件的前透视图；

图 124 示出了具有示例性凸缘的加强件的俯视平面图；

图 125 示出了具有安装在髌臼中的凸缘的示例性加强件的局部截面正视图；

图 126 和图 127 示出了示例性的加强件与凸缘组合；

图 128 和图 129 示出了示例性的后壁加强件与安装构件组合；

图 130 和图 131 示出了具有示例性同心截头圆锥形渐缩内表面的髌臼壳或笼；

图 132-134 示出了示例性的深断面髌臼加强件；

图 135-140 示出了示例性的上外侧的加强件或凸缘构件；

图 141-143 示出了包括可变锁定角螺钉几何结构的加强件或安装构件；

图 144-148 示出了可用于加强件或安装构件的螺钉的各种示例；

图 149 示出了具有圆形、渐缩或球形的头的示例性螺钉；

图 150-155 示出了具有可变锁定角螺钉几何结构的加强件或安装构件；

图 156 示出了示例性螺钉头，该螺钉头包括聚合物，设置在加强件或安装构件上的接合结构使其变形；

图 157 示出了被施加到实心衬底的示例性多孔外层；



图 158 示出了压入多孔安装构件或加强件的示例性实心插入物；

图 159 示出了采用“L”形状的示例性加强件；

图 160 和图 161 示意性地示出了正常骨(图 160)和骨质疏松骨(图 161)之间骨密度和强度的差异；

图 162 示出了常规的松质骨螺钉；

图 163 示出了具有近侧外平直螺纹部和远侧渐缩螺纹部的示例性骨螺钉；

图 164 示出了具有比图 162 的骨螺钉更大的外齿顶螺纹直径的示例性骨螺钉；

图 165 示出了具有完全渐缩螺纹的示例性骨螺钉；

图 166 示出了具有沿分裂部的凹槽部的示例性加强件；

图 167 示出了具有形状对应于合适移除工具的槽的示例性加强件；

图 168-170 示出了可以旋转到槽中从而影响加强件移除的示例性月牙叶片或两侧叶片；

图 171 示出了用于叶片移除工具的示例性加强件；

图 172 和图 173 示出了可包括可折叠叶片的示例性移除工具；

图 174 和图 175 示出了预先设计成用于移除的示例性加强件；

图 176 示出了示例性的接触减小加强件；

图 177 示出了具有一个或多个涂层部的示例性加强件；

图 178 和图 179 示出了适于将植入物固定到周围骨的示例性锚固螺钉；

图 180 和图 181 示出了被拧入就位的示例性锚固螺钉以及可插入锚固螺钉的中空部的较小螺钉；

图 182 和图 183 示出了构造成用于固定移植材料的示例性锚固螺钉；

图 184 示出了包括多孔轴的示例性紧固件；

图 185-187 示出了各种示例性加强件,其采用髌臼杯形状且配备有周向地布置在加强件周围的若干开口；

图 188-190 示出了可位于图 185-187 的加强件的开口中的示例性三角形插入物；

图 191-193 示出了可位于图 185-187 的加强件的开口中的示例性弯曲插入物；

图 194 和图 195 示出了示例性的插入物,该插入物具有从其延伸的尖钉；

图 196 和图 197 示出了示例性的插入物,该插入物具有从其表面延伸的螺纹；

图 198 示出了具有背部的示例性插入物,该背部配备有安装特征物,补充加强件或安装构件可安装到该安装特征物上；

图 199 示出了具有与图 198 所提供的安装特征物互补的轨道的示例性补充加强件；

图 200 示出了示例性的渐缩锁定(taper lock)；

图 201 示出了可设置在加强件外壁上的开口的至少一部分周围的示例性凸台；

图 202 示出了具有用于对应形状插入物的开口的示例性安装构件；

图 203 示出了具有设置在其上的格子结构的示例性插入物；

图 204 和图 205 示出了联接到加强件的示例性补充加强件；

图 206 示出了具有轨道的示例性壳,该轨道被底切从而形成与加强件的燕尾接头；

图 207 示出了包括沟道的示例性加强件,该沟道的形状被设计成接收连接构件；

图 208 示出了示例性的连接构件；

图 209 示出了跨越骨盆缺损的示例性加强件；并且  
图 210 示出了与一级加强件一起使用的示例性二级加强件。

### 具体实施方式

[0033] 为了全面地了解本文所描述的系统、装置和方法，将对某些示例性实施例进行描述。尽管本文所述的实施例和特征具体地被描述用于髋臼系统，但应当理解的是下面所概述的所有部件、连接机构、可调节系统、固定方法、制造方法、涂层以及其它特征可以以任何合适方式相互组合，并且可适合并应用于其它手术中所使用的医疗器械和植入物，其它手术包括但不限于脊柱成形术、颅颌面手术、膝关节成形术、肩关节成形术以及足、踝、手和其它四肢手术。

[0034] 在本文所描述的各种植入物和其它装置的各种实施例可结合任何合适的加强材料而使用，加强材料的非限制性示例包括骨水泥、合适的聚合物、可重吸收聚氨酯、和 / 或由 PolyNovo Biomaterials 有限公司提供的任何材料、或者它们的任何适当组合。以下的参考文件中描述了可以使用的可能材料的其它非限制性示例：标题为“Biodegradable Polyurethane and Polyurethane Ureas”的美国专利申请公开第 2006/0051394 号、标题为“Biocompatible Polymer Compositions for Dual or Multi Staged Curing”的美国专利申请公开第 2005/0197422 号、标题为“Biodegradable Polyurethane/Urea Compositions”的美国专利申请公开第 2005/0238683 号、标题为“Polymer Compositions for Dual or Multi Staged Curing”的美国专利申请公开第 2007/0225387 号、标题为“Biocompatible Polymer Compositions”的美国专利申请公开第 2009/0324675 号、标题为“Chain Extenders”的美国专利申请公开第 2009/0175921 号、以及标题为“High Modulus Polyurethane and Polyurethane/Urea Compositions”的美国专利申请公开第 2009/0099600 号。前述参考文件的全部内容以参考的方式并入本文中。

[0035] 图 1-4 示出了一些实施例，其中边缘加强件或安装构件可构造成用于左髋关节。边缘安装构件 202 可压配合在髋臼杯 204（例如，髋臼壳、杯、笼或加强件）的外直径 203 上。边缘安装构件 202 具有至少一个弯曲或球形的内表面 205，该内表面 205 匹配安装构件 202 所附接的髋臼杯 204 的外表面的轮廓形貌 207。在一些实施例中，可将多于一个的相反的弯曲或球形表面设置在边缘安装构件 202 的内表面 205 上，每个弯曲或球形的表面包括类似的曲率半径。这些一个或多个弯曲或球形表面的尺寸、形状和形貌对应于髋臼杯 204 的外直径和外表面形貌。

[0036] 通过提供两个弯曲或球形的表面，例如边缘安装构件 202 可以构造成是通用的，从而可以翻转或反转以便允许其在左髋臼杯的情况下用到右髋臼杯。换句话说，当用于对侧的髋关节时，可将边缘安装构件 202 反转。边缘安装构件 202 可进一步设置成任意合适数量的适当尺寸，以便配合多种杯尺寸（例如，外直径尺寸在约 30 mm 至 90 mm 范围内的髋臼杯）。

[0037] 可将一个或多个凸缘或者其它安装构件、或者其任何组合设置在安装构件 202 上。在图示的具体实施例中，示出了径向地从髋臼杯 204 的边缘延伸的三个安装构件 208。根据需要，将安装构件 208 构造成被弯曲、切割、或以其他方式成形从而符合特定患者解剖结构的骨盆。替代地或另外，可在髋臼杯边缘的圆周附近将一个或多个安装构件 208 定位

在预定的径向位置从而符合、接合或者适应髌骨、坐骨、上支、或者任何其它合适的患者解剖结构。还应当理解的是，本文中所描述的任何替代和可调节的安装和固定机构也可用于这些实施例。所描述的边缘安装构件尤其可用于沿髌臼边缘具有缺损和损伤的髌臼。安装构件 208 的孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的，并且可以是固定的或者多轴的。在一些实施例中，附接部位可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。

[0038] 图 5-8 示意性地示出了根据一些实施例的利用枢轴节 210 将安装构件(诸如凸缘、板、或任何其它附接或安装构件)加到髌臼壳、杯构件、或加强件上。例如，如图 5 中所示，可将横杆 212 设置在髌臼壳 218 的近侧边缘部 216 的上壳表面上的一个或多个凹槽 214 中，并且使横杆 212 大致对准平行于与其边缘邻近的壳 218 的切线。一个或多个凹槽 214 可包括例如 V 形槽，尽管可使用任何其它具有适当形状的槽。可提供多个附接部位，每个附接部位在植入物的边缘或其它部分周围成角度地间隔。这允许安装构件的多个定位选项并且给外科医生提供更多灵活性以沿植入物定位附件从而便于锚固。髌臼壳 218 包括在内表面 228 上的脊部 230，脊部 230 与例如衬里的对应形状的脊部匹配，尽管任何其它合适的安装构件或加强件可具有用于与脊部 230 匹配的类似形状的脊部。替代地或另外，在一些实施例中，可在外表面 226 上设置脊部 230。

[0039] 安装构件 220 具有锚固到患者骨或软组织的第一端 221 以及在所提供的多个附接部位的各附接部位(例如横杆 212)与植入物(诸如髌臼壳 218)匹配的第二端或接收部 223。安装构件 220 的第二端或接收部 223 可具有接收横杆 212 的钩或分裂开口。例如，图 7 的安装构件 220' 包括钩 222，图 8 的安装构件 220" 包括分裂开口 224 (也可称为分裂眼孔)。图 6-8 中所示的安装构件可独立于壳定位而移动。此设计所提供的优点之一是凸缘和其它安装构件是完全地模块化并且不必定位在相同的分离位置或者仅在一些预定位置中的一个位置，但可以定位在壳边缘附近的任意位置并且可以在垂直于由壳圆周所限定平面的平面中枢转。

[0040] 图 9 和图 10 示出了一些实施例，其中一个或多个安装构件和 / 或加强件在圆周延伸的 T 形槽、燕尾槽、舌状沟槽、或者设置在接近边缘的外壳表面 244 中的底切沟槽中平移或穿越、或者移动。安装构件或加强件可构造成具有接收部，该接收部可进入壳 246 的一部分并且在圆周延伸的 T 形槽、燕尾槽、舌状沟槽、或底切沟槽中滑动。例如，图 9 示出了在壳 246 的外表面 244 上的 T 形槽 240，对应形状的接收部可设置在该 T 形槽中。可使安装构件或加强件旋转到在边缘附近的适当的角位置然后将其锁定、保持或固定就位。例如，接收部可包括锁定构件或扩张构件，该锁定构件或扩张构件在将安装构件或加强件放置在沿壳的特定位置由此将安装构件或加强件固定就位时分别进行锁定或扩张。可提供多个附接部位，每个附接部位在植入物的边缘或其它部分周围成角度的间隔。这允许多个定位选项，与通常所提供的一些选择相反，例如，其中如果附接安装构件或加强件必须位于分离的位置。类似于图 5 的髌臼壳 218，壳 246 也可包括在内表面 242 上的脊部 248，该脊部 148 与例如衬里的对应形状的脊部匹配，尽管任何其它合适的安装构件或加强件可具有与脊部 248 匹配的类似形状的脊部。在一些实施例中，脊部 248 可以替代地或另外地设置在外表面 244 上。

[0041] 可将一个或多个进入点设置在 T 形槽、燕尾槽、舌状沟槽、底切沟槽或其它附接部位中，以便能够相对于壳快速地插入、放置、进入、或移除凸缘、板或加强件。特别是，多个

进入部可构造成允许一个或多个安装构件或加强件与壳接合并且有角度地定位在壳附近，甚至在已将壳压入所制备的髓臼并且壳的接近边缘的部分被骨、移植、或水泥阻止之后。例如，如图 10 中所示，可将多个进入部 254 设置在壳 258 附近。安装构件 250 包括成形为键的接收部 252 并且可在进入部 254 之一处与相反形状的沟槽 256 接合。通过在进入点 254 将安装构件 250 放置在沟槽 256 之一中然后在壳周围从其有角度地定位到多个附接部位中的一个，可使安装构件 250 与壳接合。此外，可将安装构件 250 插入第一进入点 254，使安装构件 250 围绕壳 258 旋转第二进入点 254，然后将其移除。

[0042] 在图 11-13 中所示的实施例中，将一个或多个安装构件 262（图示为凸缘，但不局限于此）加到髓臼加强件 260。安装构件 262 可永久地固定或分离，并且能够可调节地定位在加强件 260 的附近，如上所述。安装构件 262 可在螺钉孔 266 或者用于接收紧固件的其它结构之间具有易碎部 264。易碎部 264 可构造成例如减小的截面，该减小的截面允许安装构件 262 的弯曲或断裂或切割并且不干扰螺钉孔 266 的内部几何形状。在某些实施例中，可对易碎部 264 预先施加应力或者预处理而使易碎部 264 比安装构件 262 的其它区域更脆弱。螺钉孔 266 可以是平滑的或者设置有用锁定头螺钉或多轴螺钉的螺纹或其它突出部。螺钉孔 266 可以是常规的孔、锁定孔或槽。孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的，并且可以是固定的或者多轴的。在一些实施例中，螺钉孔 266 可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。可将加强件 260 和安装构件 262 植入在接近患者的髓臼。例如，如图 12 和图 13 中所示，将具有安装构件 262 的加强件 260 植入具有后柱缺损区 268 的区域。

[0043] 如图 14-19 中所示的实施例中所示，可将一个或多个多孔件或表面可设置在可弯曲安装构件（例如可弯曲凸缘或板）、或者任何其它安装构件上。在一些情况下，实心或刚性的加强件可替代可弯曲安装构件。安装构件可以是模块化、可附接、或者一体的地设置在髓臼植入物结构（例如髓臼壳）上。如图 14 中所示，安装构件 280 包括在外周周围的多孔涂层 282，同时顶部 284 是大致平滑且平直的。安装构件 280 还包括用于接收螺钉或其它紧固件的多个紧固通孔 286。通孔 286 可包括常规的孔、锁定孔或槽。这些孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的，并且可以是固定的或多轴的。在一些实施例中，通孔 286 可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。图 15 和图 16 中示出了凸缘的示例性弯曲运动。安装构件（例如凸缘 290）具有第一部分 291 和第二部分 292 并且是平直的。凸缘 294 可在第一方向上围绕轴线 295 弯曲使得第二部分 298 相对于第一部分 296 弯曲。因为在一些情况下，有可能一体的地设置在安装构件（例如图 14 的多孔涂层 282）上的多孔结构可在弯曲期间或之后发生断裂、分层、或者分安装构件上分离，多孔件可构造成与固定装置（例如螺钉孔）分离并且和 / 或者间隔在固定装置之间，如图 17 和图 19 中所示。在图 17 中，设置单独的多孔向内生长垫 306，可以利用螺钉 304 将多孔向内生长垫 306 固定到可弯曲安装构件 300，使得可弯曲安装构件 300 可仍然保持弯曲，同时也具有多孔向内生长垫 306 的期望的向内生长优点，并且在弯曲时不发生分层或分离。这允许在不对各多孔件的支板施加应力的情况下使安装构件发生弯曲。可在发生弯曲之前或之后定位多孔件。可设置螺钉 302 用于将安装构件 300 固定到患者骨或软组织、髓臼壳、加强件、或者其它安装构件。

[0044] 代替螺钉孔，或者除螺钉孔外，在一些实施例中，可使用尖钉、平头钉、或其它合适的紧固件。可在多孔件或安装构件中设置 J 形槽从而允许调整多孔件相对于加强件或安装

构件的旋转和平移位置。例如,图 18 示出了具有多个螺钉孔 272 和 J 形槽 274 的安装构件 270。螺钉或者任何合适的固定构件可用于将多孔件刚性地固定到加强件或安装构件,或者其它构件例如形状记忆或可变形的挂钩(例如,铆钉结构)可用于将多孔件刚性地固定到加强件或安装构件。在一些情况下,将多孔件固定到加强件或安装构件的构件可构造成允许多孔件在安装构件的弯曲期间移动。

[0045] 如图 19 中所示,安装构件 310 包括第一部分 312,第一部分 312 在第一方向上围绕弯曲轴线 320 相对于第二部分 314 发生弯曲。安装构件 310 的第一部分 312 和第二部分 314 各自包括 J 形槽 316,从而允许调整附接到第一部分和第二部分的多孔件 318 相对于安装构件 310 的位置。

[0046] 图 20-24 示出了可调节和 / 或柔性安装构件的各种实施例。硬的安装构件(例如硬的板或凸缘)或者可从用于手术植入物中延伸用于固定的任何其它合适的硬构件,可能难以弯曲或定位。因此,在一些情况下理想的是提供用于弯曲或调整的安装构件。

[0047] 图 20 示出具有外围缺口或入口 342 的安装构件 340,外围缺口或入口 342 切入安装构件 340 的轮廓。在一些实施例中,这些特征物允许安装构件 340 被屈曲、弯曲、成形、或者以其他方式与骨吻合或者在其它装置的附近。在图示的实施例中,缺口 342 为 Z 形,但应当理解的是可采用任何合适的形状,例如 J 形槽、C 形槽、V 形槽、任何其它合适的形状、或者其任意组合。图 21 示出了具有交叉影线或者从表面移除的材料 352 的安装构件 350,由此减小构件的截面表面积。这些特征物可使安装构件 350 更易于弯曲、弯曲、形状、或波状外形。图 22 和图 23 示出了可具有各种表面积减小部(例如缺口、凹口、移除的材料、切出、或者其它的表面积减小的部分、或者其任意组合)的安装构件的其它实施例。例如,安装构件 360 包括缺口 362 和交叉阴影线或移除的材料 364。这些表面积减小部可具有任何合适的形貌或截面形状,其例子可以是圆形、弯曲形、三角形、不规则形状、或者任何其它合适的选择。该表面减小部可有助于增强构件的柔软性或可弯曲形。

[0048] 图 24 示出了具有在构件 370 上隔开的一个或多个多孔区 372 的安装构件 370。在某些实施例中,安装构件 370 可以是弯曲或者根据需要而构成,但不限于多孔区,如图 14-19 中所示。例如,安装构件 370 可围绕区 374 或 376 弯曲完全并且不将弯曲应力导入多孔区 372 或者显著地限制作用于多孔区 372 上的弯曲应力。安装构件 370 可具有任何上述的表面积减小区,或者安装构件 370 可构造成典型的传统安装构件。

[0049] 在图 25-28 中所示的实施例中,一个或多个安装构件和 / 或加强件可以一体地设置有骨科网格,以限定一个或多个网格安装件或空隙填充剂。图 25 示出了具有骨科网格 382 的安装构件 380。在图 26 中,可将骨科网格部 382 放置在壳 386 的外部 384 上在骨之间,并且水泥罩可以填充在网格 382 之间。水泥罩经由手术网格 382 将安装构件 380(或者,在一些实施例中,加强件)刚性地连接到壳 386。快速制造技术可用于同时地与骨科网格部一体的地形成安装构件或加强件。网格 382 可以是蜂窝形、菱形、或者其它织纹、或者其任意组合,并且可采用多个厚度。网格部 382 可以是较大尺寸的,为单个患者定制,和 / 或由外科医生标准化和调整以符合具体的患者需要。可将所有类型的紧固件插入穿过网格 382 的一个或多个细胞,以及经过一个或多个安装构件或加强件从而进一步将植入物固定到骨解剖结构。例如,如图 25 中所示,可将第一螺钉 388 插入穿过细胞 390,并且可将第二螺钉 394 插入穿过安装构件 380 的多个螺钉孔 392 中的一个。螺钉孔 392 可包括常规的孔、锁定

孔或槽。孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的,并且可以是固定的或者多轴的。在一些实施例中,螺钉孔 392 可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。可利用作为缝合线锚固或者仅仅作为生物支架的网格 382 的孔性使软组织再附接。若需要,可通过在网格的各种区域形成预定的易碎部而设置预形成的切除线,从而有助于用于特定患者的装置的构造。例如,如图 27 中所示,网格 400 包括多条切除线,可切割所述切除线 402 以使附接到其的安装构件(例如安装构件 404)分离。然后,可将分离的安装构件 404 和网格 400 放入患者的髌关节区 406,如图 28 中所示。

[0050] 图 29 和图 30 示出了蜂窝设计的一些实施例,该蜂窝设计可设置在安装构件或加强件上从而控制所述安装构件或加强件与相邻的髌臼壳、加强件、骨或其它植入物之间的水泥罩厚度和间距。例如,图 29 的安装构件 410 包括设置在安装构件 410 的附接表面部 414 上的蜂窝部 412。蜂窝特征物 412 可构造成任何期望的几何形状。安装构件 410 (或者,在一些实施例中,加强件)可包括一个或多个固定孔 416,固定孔 416 是用于接收手术紧固件 418 (诸如多轴螺钉、松质螺钉、挂钩、或其它固定装置)。固定孔 416 可包括常规的孔、锁定孔或槽。孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的,并且可以是固定的或多轴的。在一些实施例中,固定孔 416 可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。安装构件 410 的附接部 414 通常可在垂直于安装构件 410 的另一部 415 的方向上延伸,并且可包括构造成邻接髌臼壳 420 的外部 422 的一个或多个凹状的弯曲表面 417,或者构造成邻接所制备髌臼的内部的一个或多个凸状表面(未图示)。

[0051] 在图 86-89 中所示的实施例,可将固着楔设置成接近髌臼壳、笼、安装构件或加强件的边缘。例如,在一些实施例中,一个或多个固着楔 780 和 781 可从髌臼壳 784 的边缘部 782 的上部延伸或突出,如图所示。固着楔 780 和 781 可用于将软组织固定到髌臼壳 784 或者可起到将二级加强件或任何类型安装构件 786 附接到髌臼壳 784 的装置的作用。在图 88 和图 89 中所示的特定情况下,采用“直角回转”紧固件连接器布置。直角回转紧固件布置可例如包括位于髌臼壳、笼或加强件的一个或多个区上的大致为 T 形的阳型构件 790 以及位于更多的二级加强件或安装构件上的一个或多个互补的阴型构件 792。一个或多个二级加强件或安装构件在旋转一度后接合髌臼壳、笼或加强件上的一个或多个阳型构件 790,然后旋转达指定的或可变数量的度数(例如,90 度)从而将一个或多个二级加强件或者安装构件锁定到一个或多个阳型构件 790。当然,本领域技术人员将会理解的是,可以将阳型和阴型构件颠倒以提供相同功能。也应当理解的是,可使用其它锁定机构。

[0052] 图 90 还示出了一个或多个固着楔部 794,该固着楔部 794 位于构造成固定软组织的髌臼壳或笼 796 (或者,在一些实施例中,加强件)的各种部分处。可将一个或多个固着楔部 794 以任何特定的方式设置在髌臼壳 796 周围;然而,优选的是固着楔 794 从边缘部分向近侧延伸或者以其他方式延伸离开髌臼壳 796,以便提供与例如衬里匹配表面、水泥罩表面、骨接触表面和骨解剖结构的间隙。固着楔部分 794 可包括缝合孔、粗糙化表面、夹具、钩、或生物涂层、或者任何其它合适的突出部、或者其组合,从而便于将软组织固定到植入物(例如,髌臼壳 796)。例如,如图 55 的插图中所示,可将缝合线缠绕在固着楔部 794 的附近然后固定到周围的软组织。

[0053] 图 91-95 示出了实施例,其中安装构件 802 或加强件 804 可经由设置成接近髌臼壳或笼 806 的边缘部 808 的凹槽 800 而外围地附接到髌臼壳或笼 806。将凹槽 800 的尺寸

设计成接收安装构件 802 的突出的插入部 810 或者加强件 804 的突出的插入部 812, 并且凹槽 800 可环状地圆周地在边缘部 808 的周围延伸以允许将安装构件 802 或加强件 804 围绕壳或笼 806 的外周的轨道放置。可在将壳 / 笼挤入或水泥粘结到所制备的髓臼中之前或之后, 将安装构件 802 或加强件 804 插入髓臼壳或笼 806。安装构件中的一个或多个螺孔(例如, 螺钉孔 814) 或加强件中的一个或多个螺孔(例如, 螺钉孔 816) 将安装构件 802 或加强件 804 刚性地固定到骨并且防止安装构件 802 或加强件 804 围绕壳或笼 806 的轨道运动。螺钉孔 814 和 816 可包括常规的孔、锁定孔或槽。孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的, 并且可以是固定的或者多轴的。在一些实施例中, 螺钉孔 814 和 816 可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。一旦将安装构件 802 或加强件 804 定位, 则悬臂力将壳或笼 806 的边缘 808 推向骨。在将螺钉插入穿过安装构件 802 或加强件 804 并插入周围的骨盆之后, 安装构件的突出的插入部(例如, 部分 810) 或加强件的突出的插入部(例如, 部分 812) 向壳或笼 806 提供向下保持力。

[0054] 图 91 和图 92 示出了相对于髓臼壳或笼 806 而定位的加强件 804。图 93 和图 94 示出了相对于髓臼壳或笼 806 而定位的安装构件 802。图中显示安装构件 802 具有用于紧固件的多个固定孔 814。固定孔 814 可以是平滑的、渐缩、或者带螺纹的, 并且可用于任何合适的紧固件, 包括但不限于多轴螺钉。经过安装构件 802 的固定孔 814(或者经过加强件 804 的固定孔 816) 可定位在任何合适的角度, 如图所示例如平行于构件、经过构件倾斜、或者根据需要。虽然未图示, 但可将蜂窝特征物放置在安装构件 802 或加强件 804 的外部上, 以提供安装构件 802 或加强件 804 与周围骨之间的水泥罩的间距。此外, 可多孔结构、带纹理表面、生物涂层、或者骨科网格一体的地设置在或者并入安装构件 802 或加强件 804 的外表面与周围骨之间。

[0055] 在图 93 和图 94 的实施例中, 向近侧延伸的唇缘 818 限定壳或笼 806 中的凹槽 800, 使得安装构件 802 将坐在髓臼周围的骨上。这样, 安装构件 802 将不影响在壳 806 与邻近髓臼边缘 808 的所制备髓臼之间的压配合区。此外, 因为连接构造成允许安装构件 802 座置在周围的骨上, 所以周围的骨无需形成埋头孔或者以其他方式被制备成用于接收安装构件 802。

[0056] 图 95 示出了髓臼壳或笼 820 包括沿髓臼壳 820 的边缘部 824 的环状突出部 822。环状突出部 822 可在髓臼壳 820 的圆周附近部分(如图所示) 或完全地延伸, 或者可以任意方式将一个或多个突出部设置在髓臼壳 82 的附近。环状突出部 822 可包括环状唇缘 826, 唇缘 826 限定在接近边缘部 824 的髓臼壳 820 附近圆周地设置的环状底切沟槽 828。环状突出部 822 可包括一个或多个开口 830, 用于接收缝合线(例如, 用于软组织或被膜再附接) 或紧固件 832, 例如定位螺钉, 用于接触和摩擦性地接合同样地设置在安装构件 840 或加强件 838 的突出的插入部 834 和 836 上的表面(例如, 凹洞)。

[0057] 紧固件 832 可插入位于插入部 834 和 836 的周向外侧上的开口 830, 起防止或限制附接的安装构件 840 或加强件 838 的旋转运动的限位器的作用。在利用长的骨螺钉插入环状底切沟槽 828 之后可将安装构件 840 或加强件 838 向下固定到周围的骨, 由此为髓臼壳或笼 820 提供向下保持力。所提供的向下保持力可补充髓臼壳或笼与周围的所制备的髓臼骨之间的压配合、螺纹配合、或水泥固定。在图示的情况下, 壳 820 设置成类似于笼的“有罩盖的”壳, 并且可起用于水泥粘结或压入衬里的支墩的作用, 以便在变化程度的髓臼或骨盆

退化中支持各种衬里倾斜,尽管应当理解的是可将这些特征物设置在任何其它类型的壳或笼上。

[0058] 图 31-34 示出了杯构件 120,该杯构件 120 意图插入髌臼杯 140(也称为“髌臼壳”、“壳”、“笼”、或“杯”)中,并且在一些实施例中,杯构件 120 插入在髌臼杯 140 与衬里 160 之间,衬里 160 可布置在杯构件 120 内。杯构件 120 设置有各种安装构件(也称为“附接构件”),例如凸缘、叶片、钩或板,其中,各安装构件可以可移除地或一体地设置在杯构件上。如图 31 中所示,例如,杯构件 120 包括叶片 102、钩 104 和凸缘 106。安装构件(诸如叶片 102、钩 104 和凸缘 106)能够可调节地定位在杯构件的周围(例如,在杯构件圆周的周围,或者在杯构件上的任何其它适当位置的周围)。例如,可移除安装构件可以被附接到杯构件,然后在仍然被附接的状态下沿杯构件从第一位置定位到第二位置。替代地,可以移除可移除安装构件然后将其重新定位。作为另一个例子,一体式安装构件(例如,不可移除的安装构件)仍然能够可调节地定位在杯构件的周围。在一些实施例中,一体式安装构件可以被牢固地固定在第一位置并且可以不被可调节地定位在杯构件的周围。

[0059] 安装构件的未附接到杯构件的部分可以用于附接或锚固到患者骨。例如,如图 31 中所示,凸缘 106 包括附接到杯构件 120 的部分 108 以及能够附接到患者骨由此锚固到患者骨的附接部分 110。附接部分 110 包括用于将凸缘 106 锚固到患者骨的多个螺钉孔 111,不过应当理解的是也可使用任何合适的附接机构。例如,钩 104 包括弯曲端部 105,由此钩在患者骨上。螺钉孔 111 可包括常规的孔、锁定孔或槽。这些孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的,并且可以是固定的或多轴的。在一些实施例中,螺钉孔 111 可包括允许以多种角度锁定的可变低断面孔。其它合适的附接机构可包括骨水泥、形状记忆聚合物固定构件、膨胀螺钉、用于将安装构件附接到患者骨或软组织的任何其它合适机构、或者它们的任意组合。

[0060] 图 31-34 示出了适合于接收聚合物、陶瓷或金属衬里 160 的杯构件 120 的一些实施例,杯构件 120 具有从其径向延伸安装构件。可将杯构件 120 放入髌臼壳 140 中,并且当将杯构件 120 插入并基本上完全座置在壳 140 中时,可将安装构件(例如叶片 102、钩 104 和凸缘 106)布置在壳 140 的边缘 142 的周围。如图 31 中所示,在一些实施例中,杯构件 120 的外部 116 可具有圆锥形渐缩部 112,该渐缩部 112 用于与髌臼壳 140 中的互补圆锥形渐缩部 114 摩擦锁定接合。可将髌臼壳的渐缩部 114 的轮廓设计成接收特定类型的杯构件 120 的圆锥形渐缩部 112。在一些实施例中,可提供多个杯构件,并且每个杯构件可具有类似于圆锥形渐缩部 112 的轮廓,使得可以将它们可互换地放入髌臼壳 140 中。髌臼壳 140 中的互补圆锥形渐缩部 114 也可用于接收陶瓷衬里 162,该陶瓷衬里 162 具有类似于杯构件 120 的圆锥形渐缩部,从而在手术期间提供各种选项。陶瓷衬里 162 可用于允许将杯构件 120 与髌臼壳 140 一起使用,即使当杯构件的渐缩部 112 与髌臼壳的渐缩部 114 不匹配时。例如,可将陶瓷衬里 162 的内表面的形状设计成与杯构件 120 的渐缩部 112 接合,同时陶瓷衬里 162 的外表面具有不同形状以与髌臼壳 140 的渐缩部 114 接合。安装构件可设置为一个或多个凸缘、叶片、钩或板,它们可以是刚性或可弯曲的,并且可具有本文所描述的任何其它合适特征。

[0061] 在某些实施例中,如图 33 中所示,将聚乙烯或陶瓷衬里 160 放在杯构件 120(也可称为“凸缘杯”)内从而给杯构件 120 的内部提供衬里。杯构件 120 可包括一体式凸缘,该



凸缘搁置在接收衬里的内表面上。替代地,如果所期望的是金属上的金属形式的联接,那么可使用包括一体形成的凸缘的金属衬里。然而,应当理解的是也可使用本文中所描述的模块化选项。杯构件可包括适用于当前聚乙烯衬里的内部扇形边,使得其可与例如'705号专利申请中所公开的系统一起使用。

[0062] 当使用所述的杯构件 120 时,需要将衬里 160 设置成略小于通常设置在其内不具有杯构件的髌臼壳内的衬里,以便提供衬里与杯之间的间隙,用于渐缩部锁定。替代地或另外,可使用较小的股骨头。

[0063] 在一些实施例中,所期望的是将衬里嵌入杯构件中并且使衬里被杯构件完全地支撑,使得衬里不悬空。在一些情况下,悬空的衬里可能发生蠕变或变形。如图 33 中所示,杯构件 120 设置成全杯而不是具有可调节安装构件的带环,从而如果使用的话则杯构件 120 可以完全支撑衬里。然而,在其它实施例中,杯构件不一定必须是全杯,甚至可以不必具有杯形状。例如,如图 35 中所示,杯构件 180 设置为具有安装构件 182 的带环杯。可将衬里 164 放置在带环杯构件 180 内,使得衬里 164 的部分 168 悬挂在带环杯的下方。

[0064] 在一些实施例中,由杯构件提供的优点是将安装或附接构件设置在单独的杯构件上而不是设置在髌臼壳上。这允许独立于杯构件来定位髌臼壳,从而提供更大范围的模块性和调整选项。可以在翻修手术期间看到杯构件所提供的另一个优点。并非必须在翻修手术期间移除髌臼壳,外科医生可以从髌臼壳中移除衬里,将具有一个或多个安装构件的杯构件插入髌臼壳中,然后将新的衬里插入杯构件中。

[0065] 图 36-50 中所示的实施例提供加强件,该加强件可构造成不使用水泥而附接到髌臼壳或笼、安装构件或其它加强件,并且可构造成允许精细的位置调整,用于最佳骨配合、覆盖和稳定性。应当理解的是与图 36-50 的加强件一起描述的特征物和部件也可应用于安装构件,诸如可构造成附接到髌臼壳或笼、加强件或其它安装构件的钩、凸缘叶片、或者任何其它合适的安装构件。图 36 示出了某些实施例,其中可将加强件 450 放置在球形的髌臼壳、笼、或其它加强件的圆周上。如图 37 和图 38 中所示,壳或笼 460 可包括轨道 462,对轨道 462 进行底切从而形成与安装构件或加强件的燕尾接头 461。轨道 462 可构造成 J 形槽(如图所示)、T 形槽、H 形槽、或者包括平直和 / 或弯曲段的组合的任何其它形状。轨道 462 优选地包括至少两个部分或槽,至少一个部分或槽可以接收来自加强件或安装构件的互补的连接或突出部。如图 37 中所示,例如,第一部分或槽 464 以及第二部分或槽 466 在公共区 468 的附近连接,但是在远端 465 和 467 以角度  $\theta$  分离,该角度在本示例中小于  $180^\circ$ 。由此,至少两个部允许通过使加强件(及其连接器)沿轨道滑动而将加强件或安装构件可调节地沿壳、笼或其它加强件的表面而定位,并且将其固定在期望的位置。例如,可以将加强件固定在至少两个部分中的一个(例如槽 464)中,或者固定在至少两个部分中的另一个(例如槽 466)中,或者固定在两个部分之间。

[0066] 安装构件或加强件可具有突出部,该突出部向外张开,并且通常可以是截头圆锥形、球根状,或者形成燕尾接头的阳型部的一部分。例如,如图 36 中所示,加强件 450 包括向外张开的突出部 452。当用于中心芯棒或扩张紧固件时,张开的突出部 452 可以是可扩张的。另外或替代地,突出部 452 可由可变形材料制成和 / 或可被设置成分叉构件,其具有一个或多个腿部以促进突出部的扩张。

[0067] 突出部 452 的外围表面部 453 可以是圆形的(例如,截头圆锥形),并且加强件 450

(或者,在一些实施例中,安装构件)不仅可在沿壳 460 上的轨道 462 内平移,而且也可在壳 460 上的轨道 462 内旋转。可从壳或笼 460 (或者另一加强件)的内侧圆顶部进入的紧固件 456 (诸如螺钉、固定螺钉、芯棒、柄、铆钉、或具有低断面头的任何其它紧固件)构造成与位于张开的突出部 452 中的内孔或开口 458 接合,由此扩张突出部 452。本文中使用的术语“扩张构件”是指可以用于接合和 / 或扩张另一特征物的任何合适的构件,包括但不限于上面列出的紧固件。可结合此实施例使用的扩张构件的一个例子包括固定螺钉 / 芯棒 / 紧固件,其具有渐缩外部或表面并具有大于突出部的接收部的外直径,使得当将扩张构件拧入突出部时突出部扩张。张开的突出部的扩张导致突出部与壳 / 笼 / 加强件中的轨道摩擦性地接合,由此形成将安装构件或加强件固定到壳的锁定的燕尾连接。一旦将扩张构件完全紧固,则在平移和旋转中利用牢固的燕尾锁定连接将安装构件或加强件锁定到壳 / 笼 / 加强件。例如,可以利用突出部 452 将加强件 450 附接到轨道 462。在紧固突出部 452 之前,可以使加强件 450 相对于壳 460 旋转,使得加强件内表面 454 与壳外表面 469 仍然大致地接合,同时加强件 450 围绕壳 460 旋转(就像凸轮),直到加强件 450 处在期望的位置。然后,突出部 452 被紧固以将加强件 450 固定在该位置。

[0068] 这种机构的一个优点是可松弛地组装壳 / 笼 / 加强件与安装构件或加强件的组件,然后放入骨空隙,例如不规则形状的骨空隙。一旦大致地定位,组件的部件可相对于彼此被调整以获得与现有的或所制备的骨空隙的最佳配合。然后,可将组件部件紧固到一起,使得组件接近地近似现有的或所制备的骨空隙的尺寸、形状和取向。

[0069] 虽然图 36 中所示具体实施例示出了扩张构件 456 固定在加强件 450 内的“盲”的内部开口或孔 458 中,加强件可以替代地或另外包括通孔(例如图 39 中的加强件 470 的通孔 478),其构造成接收扩张或紧固构件 476,例如长的骨螺钉、长的紧固件、或者其它长的扩张构件(这种紧固构造将被称为“长的骨螺钉”,但应当理解的是,能够将两个部件固定到一起同时也可能在骨中获得抓持(purchase)的任何合适的紧固件被认为适于与所描述的实施例一起使用)。紧固构件 476 可构造成获得在加强件 470 和 / 或周围的骨中获得抓持,如图 39 中所示。接收骨螺钉 476 的张开的突出部 472 中的开口 487 通常可继续经过加强件 470 并且从与突出部 472 相反的加强件 470 的一侧的孔 479 中出来。在这种实施例中,骨螺钉 476 进入加强件 470 经过在壳 / 笼 460 (或者,在一些实施例中,另一加强件)的内表面 463 上的轨道 462 中的开口,并且突出经过整个加强件 470,包括张开的突出部 472,该突出部 472 在插入骨螺钉 476 期间将扩张入壳 / 笼 460 上的底切轨道 461。基本上,骨螺钉 476 将加强件 470 锁定到壳 / 笼 460 并且将整个组件固定到周围的骨,由此使组件相对于髋关节解剖结构稳定化。从这个意义上讲,不仅骨螺钉 476 的功用是在必须获得骨螺钉 476 中周围的骨中的抓持之前将加强件 470 刚性地固定到壳 / 笼 460,而且骨螺钉 476 还通过然后随后获得与周围的骨的抓持而提供组件对周围的骨的二级固定。

[0070] 图 39 中所示的实施例允许外科医生在将松散组件放入所制备的骨空隙中之后从内侧部(例如,壳 460 的内侧部 463)将加强件 470 锁定到第二部件。换句话说,加强件 470 可松弛地联接到壳 460 或者患者骨空隙中的其它第二部件,并且紧固件是用于将加强件固定到第二部件(未图示,但是可以是壳、笼、或者第二加强件)并且固定到患者骨。将头布置在轨道 462 的槽内,使得它对准加强件 470 的内部开口 478 并且在壳 460 内径向延伸。然后外科医生可以从壳 460 内侧经过内部开口 478 插入紧固杆,以访问并紧固螺钉 476。

[0071] 图 40 示出了图 39 中所示实施例相关的一些实施例。将具有扩张部 694 和骨接合部的骨螺钉 681 或者其它紧固件插入穿过设置在髌臼壳或笼 680 上的(或者,在一些实施例中,设置在加强件上)的底切凹槽、沟槽或轨道 682。可从所述壳 / 笼 680 的可进入的内侧部 683 插入骨螺钉 681 或其它紧固件。骨螺钉 681 或其它紧固件突出到具有阳型连接构件 688 的相邻加强件 686 (或者,在一些实施例中,安装构件)中的开口 684 内并穿过开口 684。阳型连接构件 688 可以是大体为圆柱形或者张开的(例如,截头圆锥形)并且构造成插入底切凹槽、沟槽或轨道 682 并且在底切凹槽、沟槽或轨道 682 中移动(平移、旋转等)。

[0072] 在使用中,当骨螺钉 681 开始与骨进行抓持时,骨螺钉 681 的扩张部 694 与邻近阳型连接构件 688 的加强件 686 的互补扩张部 692 接合,由此使底切凹槽、沟槽、或者轨道 682 内的阳型连接构件 688 的一部分扩张并且将加强件 686 锁定到壳 / 笼 680 (或者其它加强件)。在一些实施例中,骨螺钉和安装构件或加强件的一个或多个扩张部分可以是不带螺纹的。例如,骨螺钉 681 的扩张部 694 可以是带螺纹的,并且加强件 686 的扩张部 692 可以是平滑的渐缩凹槽。替代地,骨螺钉 681 的扩张部 694 可以是平滑的渐缩表面,该渐缩表面嵌入并楔入抵靠加强件 686 中的平滑渐缩扩张部孔 684。扩张部 694 的骨螺钉 681 的渐缩角可不同于扩张部孔 684 的渐缩角。此外,骨螺钉 681 的扩张部 694 可以是放大的螺纹部分,该螺纹部分与加强件 686 的扩张部 692 中的平滑的较小尺寸的孔 684 接合。

[0073] 在其它实施例中,如图 41 和图 42 中所示,理想的是将安装构件或加强件固定到髌臼壳或笼,或者其它加强件或安装构件在插入所制备的髌臼骨空隙中之前。在这种情况下,用于使突出部扩张的扩张构件可制得相对较短,从而被安装构件或加强件部分地或完全地包覆。例如,加强件 480 的扩张构件 486 和加强件 490 的扩张构件 496 可以是相对地短于加强件 470 的骨螺钉 476。扩张构件的插入方向可以是与前述实施例相反的方向,并且在朝向髌臼壳 / 笼或者其它加强件的固定方向上移动。这样,在将组件插入所制备的骨腔之前。可将安装构件或加强件以预定的构型附接到壳 / 笼或者其它加强件。

[0074] 图 41 中所示的实施例允许外科医生在插入所制备的骨空隙、体腔的外侧之前将加强件 480 锁定到壳 460。在插入之前的附接可以是紧密的固定或者松散的联接。如果需要松散联接,使得一旦已使该组件完全定位可以实现完全固定在加强件 490 的上表面 494 上的开口 499,如图 42 中所示,允许一旦将完成的组件定位在骨腔中则加以紧固。换句话说,此实施例允许外科医生在将松散组件放入所制备的骨空隙之后将加强件 490 从壳 460 的外表面 469 上的外侧部锁定到壳 460。

[0075] 在使用中,外科医生可将安装构件或加强件的截头圆锥形或张开的突出部放入壳 / 笼或其它加强件中的插入间隙开口,然后可使加强件在轨道内移动到沿着轨道的期望的旋转角度和 / 或位置,轨道从开口延伸并且连接到开口(如图 43 中所示)。外科医生可使安装构件或加强件发生旋转、平移,或者根据需要在轨道内定位或移动。当将加强件定位在相对于壳 / 笼或其它加强件的期望的空间取向时,可以将扩张构件插入并穿过加强件,并且紧固在位于突出部中的螺纹孔内。

[0076] 本领域技术人员将理解的是,虽然未图示,但扩张构件可以是带内螺纹的并且可与位于突出部中的开口内的阳型螺纹接合。也将理解的是,虽然未图示,但扩张构件仅可与安装构件或加强件的大块主体以螺纹方式接合,并且可具有设置在其上的远侧楔部,该远侧楔部与突出部中的平滑渐缩开口接合。在此实施例中,当使扩张构件朝向与安装构件或

加强件的大块主体螺纹接合的突出部移动时,其远侧楔部经由倾斜的表面而挤开张开的突出部,而实际上在突出部的内表面中没有“螺纹”接合。也应当指出的是,也可使用其它紧固件(例如铆钉型)、或者任何其它合适的紧固件、或者其组合。

[0077] 当紧固或以其他方式调节扩张构件时,分叉的突出部的臂扩张并且彼此相互分离,因此突出部的外张开部与设置在壳/笼/加强件上的轨道的底切壁接合。例如,当紧固或以其他方式调整图 36 的扩张构件 456 时,突出部 452 的臂可扩张并接合设置在图 37 的壳 460 上的轨道 462 的底切壁 461。当紧固或以其他方式调整扩张构件时,可类似地使突出部 472、482 和 492 的臂扩张。壁与轨道之间的摩擦力以及扩张的分叉突出部维持安装构件或加强件相对于壳/笼/加强件的固定关系,并且可将该组件插入所制备的骨部位。

[0078] 如图 43 中所示并且可能用于连接或者可互换地用于图 79-82 中所示的实施例,中间适配器构件可用于将安装构件或加强件固定到髌臼壳、笼、或其它加强件。例如,适配器 502 包括被接收于在壳/笼/加强件中的开口(例如,渐缩孔或者底切轨道)中的部分,并且与壳/笼/加强件的内表面齐平或者凹陷,从而不突出到衬里可固定的壳/笼/加强件的内侧部分中。适配器 502 可具有渐扩的或张开的头 504 (例如截头圆锥形),头 504 从壳向外突出并且与安装构件或加强件中的底切槽、盲槽或通槽、或者渐缩孔口接合。例如,适配器 502 包括接合加强件 500 的底切槽 508 的渐扩的或张开的头 504。适配器 502 可以是完全或部分中空的并且可以在其长度上是不带螺纹的、部分带螺纹的、或者带螺纹的。可将适配器 502 的渐扩或张开的头 504 制成分叉的,从而具有二个或更多个的臂部 505 和 506,其构造成彼此离开从而使头 504 扩张并形成扩张头 504 与底切槽或渐缩孔口 508 之间的锁定过盈。可将小的扩张构件 510、长的骨螺钉(未图示)、或者任何其它合适的紧固构件以螺纹方式接纳在适配器 502 中,使得当将扩张构件 510、长的骨螺钉、或其它紧固构件拧入分叉的头部 504 时,头部 504 的臂 505 和 506 扩张并且摩擦性地接合槽或孔口 508 的壁从而将加强件 500 锁定到壳/笼 600 或者其它加强件。可类似地将安装构件锁定到髌臼壳或笼 600 或者加强件。扩张构件 510 的头 512、长的骨螺钉、或其它紧固构件可与壳/笼/加强件的内(例如,凹状的)表面齐平或者略微凹陷,以便可适当地固定衬里。

[0079] 图 44 示出了根据一些实施例的壳 518 中的插入开口 516,其适于接收图 43 的适配器系统的特征物。图 45 示出了放置在壳 518 和加强件 522 内的用于将两个部件相互固定的适配器 520 的侧截面图。如图所示,适配器 520 可具有截头圆锥形头 524,具体地可具有是分叉的且可扩张的头 524。适配器 520 的头 524 可被接收在期望联接或固定到第二部件(例如,髌臼壳或笼)的加强件 522 或任何其它第一部件(例如,安装构件)中。加强件 522 可具有 J 形槽(例如,如图 43 中更详细地显示)、燕尾构造、或者可具有任何其它合适的形状(例如底切设计)、或者任何其它合适的轨道型的槽或沟槽。此特征物可延伸至加强件 522 或第一部件的上边缘(例如,如图 43 中所示,其中,槽 508 延伸至加强件 500 的上表面 514)或者其可仅位于加强件 522 或第一部件的侧壁中(例如,如图 37 中所示,其中,轨道 462 设置成经过壳 460 的表面 463 和 469)。

[0080] 在使用中,适配器头 524 滑入或者以其他方式定位在槽/轨道/底切中。适配器尾端 526 可从加强件 522 或第一部件略微延伸并且朝向壳 518 或第二部件中的插入开口延伸并略微进入壳 518 或第二部件中的插入开口中。如上所述并且如图 45 中清楚地示出,优选的是适配器尾 526 不完全延伸到壳 518 或第二部件的内部腔中,从而可在不使衬里 528

直接地邻接或者接触适配器 520 的情况下使用衬里 528。一旦被定位,则将扩张构件 530 插入适配器 520 从而导致分叉的头 524 扩张并且将适配器 520 锁定、插塞、或牢固地放在期望的位置。

[0081] 图 46 和图 47 示出了适于固定到壳 533 的现有技术安装构件或加强件 531 的示例,如标题为“Fixing Assembly”的美国专利申请公开第 2007/0093133 号中所公开,其全部内容以参考的方式并入本文中。

[0082] 图 48-50 示出了图 46 和图 47 中所示装置的改进的各种实施例。安装构件或加强件可配备有具有多个固定方向的螺纹螺钉孔的开口。例如,图 48 的安装构件或加强件 540 包括具有多个固定方向的螺纹螺钉孔 544 的开口 542。在图示的具体实施例中,存在三个固定方向的螺纹螺钉孔(例如,螺钉孔 544),但应当理解的是可设置更多或更少的孔。可使孔固定在彼此相对的各种取向。这些孔可相互隔开,如图 50 中的孔 546 所示。这些孔可径向地交叉,如图 48 中的孔 544 所示。可线性地定位这些孔,如图 49 中的孔 548 所示。在使用中,从安装构件或加强件中延伸的突出部构件以旋转接合的方式被接收于在髌臼壳、笼或加强件上的圆形盲底切凹槽中,如图 46 中所示。替代地,突出部构件接收于设置在髌臼壳、笼或加强件上的底切轨道(例如,如图 37 和图 38 中所示)中。如图所示,突出部可采用双叉的构造,便于当经过一个或多个螺纹螺钉孔将一个或多个螺钉或者其它紧固构件插入安装构件或加强件时其扩张。安装构件或加强件上的突出部通常构造成当将部分螺钉插入时扩张,并且也通常构造成以期望的相对空间取向将安装构件或加强件固定并锁定到壳/笼/加强件,无论螺钉是否获得在骨中的抓持。

[0083] 图 51 示出了根据某些实施例的安装构件或加强件 550,该安装构件或加强件可用于联接到髌臼壳、笼或者在壳上具有圆形盲底切其它加强件,其一例示于图 46。替代地,如前所述,突出部构件 552 可接收于设置在髌臼壳、笼、或加强件上的底切轨道中(例如,如图 37 和图 38 中所示)。如图 51 中所示,可扩张或可变形的球形球构件 554 适合于定位在、位于或者捕获在分裂的或分叉的安装构件或加强件 550 中的开口 558 内。球构件 554 可以是较小尺寸的,以便当将扩张构件(例如,螺钉 556)或其它紧固件插入其中时扩张。替代地,球构件 554 可由可变形材料构成,以便允许当插入扩张构件(例如,螺钉 556)或其它紧固件时使球构件 554 扩张。此外,球构件 554 可以是分裂的,以便于球构件 554 的扩张。球构件 554 通常被捕获在安装构件或加强件 550 中,被固定到安装构件或加强件 550 或者能够与安装构件或加强件 550 操作,从而形成球接头。

[0084] 球构件 554 可具有可变形的平滑的孔,最终使孔变形以便在插入期间用螺钉紧固件拧紧。替代地,球构件 554 可包括螺纹孔,相对于插入的螺钉,该螺纹孔的内直径是略微较小尺寸的。替代地,球构件 554 中的孔可以是平滑的,并且当被扩张构件或其它紧固件接合时球构件 554 扩张。在一些情况下,如图所示,可将螺钉 556 或其它紧固件临时地定位成邻近中空球构件 554 的孔口,然后相对于患者解剖定向在期望的空间位置和角度,以便插入相邻的骨盆或其它骨中。扩张构件(例如,螺钉 556)、长的骨螺钉、或者其它紧固件可用作杠杆,以使球 554 以相对于安装构件或加强件 550 的任意角度移动然后被插入以获得骨抓持。

[0085] 当螺钉或紧固件 556 穿过球 554 中的孔口时,经由前述较小尺寸的可变形或可扩张装置而使球 554 展开或者变形。在此情况下,球 554 扩张,并且进而也进一步扩张安装构

件或加强件 550 (其可以是分叉的),上面描述了安装构件或加强件 550 的一个示例。当使安装构件或加强件 550 扩张时,突出部构件 552 (这里通常图示为张开的并且分叉的截头圆锥形突出部)在壳/笼/加强件中的圆形盲底切凹槽或底切沟槽中扩张并且可以以期望的角度空间取向锁定到其中。安装构件或加强件 550 通常构造成允许将其自身固定到壳/笼/其它加强件,无论螺钉 556 是否获得在骨中的抓持。此外,被捕获在安装构件或加强件 550 内的球构件 554 也允许在相对于安装构件或加强件 550 以及壳/笼/其它加强件的任何方向上插入螺钉 556。

[0086] 在一些实施例中,例如图 52 和图 53 中所示,可以使用任选的可旋转内部圆柱形的插入物构件。该圆柱体可以沿其长度分裂并且具有可以一个或多个各种角度、偏移、和偏心沿其长度延伸的一个或多个螺纹孔,用于与长骨螺钉或其它紧固件接合。例如,如图 52 中所示,可将单个孔 566 设置在圆柱形插入物 564 中,孔 566 具有成角度和偏移的平滑的外支承面 568。图中显示利用压纹、阶梯、凸缘、或唇缘 567 将插入物 564 捕获在安装构件或加强件 564 内,从而能够相对于安装构件或加强件 560 旋转,但是不能从安装构件或加强件 560 轴向移位。当将螺钉或紧固件 569 插入孔 566 中时,插入物 564 扩张,并且进而使安装构件或加强件 560 上的突出部构件 562 扩张,或者替代地或另外使整个安装构件或加强件 560 扩张。突出部构件 562 可在图 46 中所示的壳、笼或其它加强件上的圆形盲底切内扩张,或者替代地可在所述壳、笼或其它加强件内的底切沟槽中扩张,如图 37 和图 38 中所示。

[0087] 图 53 示出了类似于图 52 中所示的实施例的安装构件或加强件 570,但相反构造成用于多轴螺钉或紧固件 576 具有平滑的圆形头 577。在此示例性实施例中,内圆柱形插入物 574 不是分裂的,但却设置成较大直径的外部螺纹体,该外部螺纹体构造成被接纳在安装构件或加强件 570 内的较小直径螺纹孔 571 中。圆柱形插入物 574 的内侧具有一个或多个“沙漏”形状的孔 578,例如可用于具有圆形或球形的螺钉头的多轴螺钉头的孔。多轴锁定系统和方法的各种例子图示并描述于标题为“Locking Systems for Implants”的美国专利申请公开第 2002/0147499 号、标题为“Systems and Methods for Using Polyaxial Plates”的美国专利申请公开第 2008/0300637 号以及标题为“Polyaxial Fastener Systems and Methods”的美国临时专利申请第 61/178,633 号,所有这些专利申请意图是潜在地结合所描述系统一起使用,并且以参考的方式并入本文中。

[0088] 孔 578 可包括可与多轴螺钉 576 螺纹接合的部分,或者可包含在头 577 接近区中的用于带螺纹头的可变形突片。螺钉或紧固件 576 的角度可在圆柱形插入物 574 的孔 578 内变化。由于突出部构件 572 或安装构件或加强件 570 作为整体而扩张,因而无论是否将多轴螺钉 576 插入孔 578 中,均以期望的空间取向和角度将安装构件或加强件 570 刚性地固定并锁定到壳/笼/加强件。这例如在用设置在安装构件或加强件 570 中的较小尺寸的带螺纹凹槽(例如,孔 571)插入和以螺纹方式接合圆柱形插入物 574 之后发生。

[0089] 图 54-70 示出了将安装构件或加强件附接到髓臼壳、髓臼笼、或其它加强件的某些实施例。公开的是一种用于将髓臼安装构件或加强件附接到壳、笼和其它加强件的装置或方法利用一定量的调整。可提供一套不同的加强件,用于与相同的髓臼壳、笼或加强件一起使用。可以在多个自由度的情况下进行安装构件或加强件位置与壳/笼/加强件之间的相对空间调整。安装构件和/或加强件可以在其插入所制备的髓臼和/或周围的骨空隙之前或之后附接到壳/笼/加强件并随后永久地和不可移除地固定并锁定到壳/笼/加强件。

[0090] 在图 54 中所示的某些实施例中, 安装构件 580 或者加强件构件 582 分别配备有燕尾特征物 581 和 583 (可以是阳型或阴型), 从而将它连接到具有其它互补的匹配阴型或阳型燕尾特征物 586 的髓臼壳或笼 584 (或者, 在一些实施例中, 另一个加强件)。在图示的实施例中, 壳 584 上的互补特征物 586 是 J 形轨道或 J 形槽, 但应当理解的是可使用任何匹配特征物或构造。在图示的具体实施例中, 燕尾特征物 586 构造成允许安装构件 580 或加强件构件 582 以半锁定状态相对于壳 584 旋转和 / 或平移。半锁定状态通常允许在两个件之间的运动的一些独立性, 该独立性是所期望的以允许外科医生在相对位置之间切换或者继续定位和调节构件。对于翻修手术, 这种半锁定或松散连接尤其有用。

[0091] 安装构件 580 或加强件构件 582 可设置成各种不同的形状、尺寸、纹理和构造, 其构造成填充相对于患者的解剖结构为变化的程度和位置的骨缺损和骨空隙。例如, 植入物可包括凸缘构件, 该凸缘构件不必用来填充骨空隙 / 缺损而是构造成与骨表面联接。根据图 54-70 的燕尾特征物通常通过提供张开的阳型构件 (例如, 构件 581 或 583) 而匹配, 所述阳型构件构造成滑动地接合一个或多个互补的阴型构件, 诸如一个或多个单独的或交叉的底切沟槽或凹槽 (例如, 构件 586)。可将底切沟槽或凹槽设置在任一部件上, 反之亦然, 无限制。可进一步提供第三构件, 例如扩张构件 (例如, 固定螺钉、紧固件、铆钉、楔、销、凸轮、长骨螺钉、或任何其它紧固件), 用于将这两个件牢固地锁定到一起从而形成锁定组件。在一些情况下, 第三构件将会接合燕尾特征物的一个或多个部分从而导致阳型构件在阴型构件中扩张。

[0092] 在其它情况下, 例如图 55 和图 56 中所示, 可将紧固件 (例如固定螺钉) 插入穿过燕尾特征物的阳型部 588 从而使阳型构件 588 从阴型构件 589 的盲部移开, 由此使这两个件展开, 使得燕尾特征物的渐缩表面彼此摩擦性地接合。

[0093] 图 57-61 示出了一些实施例, 其中一个或多个锁定支座在远侧连接到手术缆线并且构造成被接收和 / 或捕获在一部分的安装构件或加强件内。例如, 图 57 和图 58 示出了在远侧连接到手术缆线 592 并定位在加强件 594 的一部分内的锁定支座 590。可将缆线 592 导入经过安装构件或加强件中的通孔 (例如, 加强件 594 的孔 596) 并且利用夹紧装置紧固。将支座 590 的形状设计成与设置在髓臼壳、笼或其它加强件 (例如, 图 59 的底切凹槽或沟槽 602) 中的渐缩孔或者底切沟槽或凹槽互补。当将手术缆线 592 紧固在与骨相邻的安装构件或加强件或者任何其它被覆结构上时, 将支座 592 拉向渐缩孔底切沟槽 / 凹槽的底切表面并且被扩张构件 598 扩张, 例如通过被压褶连接到手术缆线的远侧部分的球或者本文中所描述的任何其它扩张构件。支座 590 可与底切沟槽或凹槽接合。如图 59 和图 60 中所示, 支座 604 的内部可具有成角度的或倾斜的表面 600, 适于接收扩张构件 606。

[0094] 在使用中, 支座沿缆线骑乘并且一旦希望定位可使支座的翼分开以便固定。例如, 可使图 58 中所示支座 590 的翼 595 和 597 分开以便固定。当收紧缆线时, 这可以 (a) 将加强件拉向壳 / 笼 / 其它加强件并且 (b) 将球或者其它扩张构件在支座内的缆线端部处拉动, 从而翼将会扩张并且支座将会被固定就位。例如, 当在箭头 608 的方向上拉动图 59 的缆线 601, 这可以使支座 604 内的构件 606 完全扩张, 使得支座 604 的翼 605 和 607 扩张, 由此将支座 604 固定就位。

[0095] 替代地, 虽然未图示, 支座可以是多个单独的件, 其不同部分附接到手术缆线并且配备有倾斜表面, 倾斜表面叠到一起以促进扩张以及与渐缩孔或底切沟槽 / 凹槽的摩擦

接合。一个或多个锁定支座可以是长方形,从而便于插入底切沟槽或凹槽。一旦将缆线拉紧,它可用作环扎缆线或者 K- 线并且紧固在骨或者其它解剖结构的附近,从而保持安装构件或加强件附接到壳、笼或其它加强件。

[0096] 替代地,如图 61 中所示,可以利用设置在安装构件或加强件 614 上的缆线张紧装置使缆线 610 张紧。例如,如图所示,张紧螺钉构件 612 可与位于安装构件或加强件 614 中的阴型螺纹 616 螺纹接合。当使张紧螺钉构件 612 转动时,拉缆线 610 拉成张紧的状态,由此使扩张构件(例如,被压褶连接的球)移动并抵靠位于一个或多个锁定支座上的内倾斜表面,例如支座 604 的倾斜表面 600。当扩张构件(例如,扩张构件 606)到达与一个或多个锁定支座的过盈点时,可使张紧螺钉构件进一步转动以便使支座展开,并且利用收紧的燕尾接头将安装构件或加强件锁定到壳、笼或其它加强件。

[0097] 图 62-64 示出了一些实施例,其中可利用单独的可扩张支座构件 620 和中间连接构件 622 将安装构件或加强件 628 附接到髌臼壳、笼、或其它加强件 629。中间连接构件 622 的功用是将安装构件或加强件 628 暂时地松弛地联接到壳 / 笼 / 加强件 629,并且也用来将单独的支座构件 620 扩张并且将这两个部件锁定到一起。在一些实施例中,优选的是将单独的可扩张支座构件 620 构造成大致为燕尾连接的截头圆锥形部分或阳型部。可将单独的可扩张的支座构件 620 插入并捕获于髌臼壳、笼、或其它加强件 629 内的底切凹槽、沟槽、或轨道(例如,底切凹槽、沟槽、或轨道 624)中。在一些实施例中,可以各种位置和方向将单独的可扩张的支座构件 620 可移动地捕获并且可定位在所述底切凹槽、沟槽或轨道内。

[0098] 然后将安装构件或加强件 628 放置成邻近于壳 / 笼 / 其它加强件 629,并且将中间连接构件 622 插入穿过安装构件或加强件 628 中的孔口、开口或凹槽 626,从而与单独的可扩张的支座构件 620 中的较小尺寸的或渐缩阴型螺纹 627 接合。安装构件或加强件 628 可借助于松散连接以及底切凹槽、沟槽或轨道移动到相对于壳 / 笼 / 加强件 629 的期望位置,然后通过与中间连接构件接合而锁定在期望的相对空间取向。

[0099] 在图示的实施例中,中间构件 622 构造成带头的螺栓,该带有螺栓与单独的可扩张的支座构件 620 螺纹接合从而使单独的可扩张的支座构件 620 扩张。当使单独的可扩张的支座构件 620 完全扩张时,获得摩擦燕尾锁定连接,从而以期望的相对空间取向将安装构件或加强件 628 锁定到壳 / 笼 / 其它加强件 629。

[0100] 图 65 示出了图 62-64 的一个替代实施例,该实施例类似于图 41 和图 42 中所示的实施例。在构造成松弛地附接并锁定到髌臼壳、笼、或者其它加强件 636 安装构件或加强件 634 的孔口、开口、或凹槽 632 设置小的扩张元件 630。安装构件或加强件 634 包括燕尾的阳型部。燕尾的阳型部可由可变形或可扩张的突出部 638 所构成,突出部 638 在未变形 / 无应力的状态下可以是分叉的和 / 或最初地向外地张开。替代地,虽然未图示,在一些实施例中,可扩张的突出部 638 可构造成大致为圆柱形的构件,可以首先将其导入底切凹槽、沟槽或轨道,然后利用扩张元件在所述底切凹槽、沟槽或轨道中扩张从而提供安装构件或加强件与壳 / 笼 / 加强件之间的锁定功能。如图 65 中所示,扩张元件 630 可以被设置成小的渐缩固定螺钉,该固定螺钉在燕尾的阳型部内与互补的渐缩或较小尺寸的螺纹 640 接合。柔性的驱动器 642 可用于访问小的扩张元件 630。当与扩张元件 630 发生扭转接合时,形成燕尾锁定连接,由此以期望的构造和相对空间取向将安装构件或加强件 634 固定到髌臼壳、笼或其它加强件 638。



[0101] 图 66 示出了关于图 57-65 的缆线和支座实施例的替代的和另外的特征物。图 66 示出了在缆线 702 上的套圈 700, 圈套 700 可定位成抵靠加强件 704。张紧工具 706 可用于紧密地保持缆线 702 并且可将套圈 700 压褶连接到缆线 702 上。当将缆线 702 拉紧时, 支座(例如, 图 57 的支座 590) 与燕尾槽接合, 并且拉力将支座推向或者推入加强件 704, 被套圈 700 固定就位。

[0102] 图 67 示出了根据一些实施例的壳、笼或加强件中的接收部 650 (诸如, 底切凹槽、沟槽、或轨道) 的一个可能的几何形状。在本示例中, 接收部是由槽 652、654 和 656 形成的双 J 形槽。图 68 示出了另一任选的几何形状, 其中将 J 形槽设置在由槽 662、664 和 667 形成的相反方向。

[0103] 如图 68 和图 69 中所示, 本文中所示出和描述的任何安装构件或加强件可包括刻度标记或其它标记, 用以标识自身与其所附接的植入物之间的位置关系。例如, 加强件 670 可包括多个外围标志 672 或中心标志(未图示), 用于与设置在髌臼壳或笼 660 (或者, 在一些实施例中, 另一个加强件) 中的标志 66 对准。在使用中, 在组装之前, 外科医生可将安装构件或加强件(例如, 加强件 670) 和壳 / 笼 / 加强件(例如, 壳 660) 松弛地插入患者的骨空隙。然后外科医生可定位这两个部件以及可能的其它部件, 从而确定获得最佳填充空隙体积的最佳相对空间取向。然后, 外科医生可观察、比较并注明主体之间的标志或标记的相对位置, 由此接收关于期望的空间取向的可重复且可重现的信息。然后外科医生可从手术环境中移除两个主体, 将它们沿期望的空间取向重新对准(被标志或标记促进), 然后在所述期望的空间取向上用水泥或以其他方式将两个主体固定到一起。因此, 可将组装的植入物导入空隙并且以正常方式完成手术。

[0104] 此外, 如图 70 中所示, 在本文所含附图中示出并描述的安装构件或加强件可包括平头钉、尖钉、涂层、或带纹理表面 674, 从而改善最初的固定。可以策略性地将所述平头钉、尖钉、涂层、或带纹理表面结构 674 的地理位置放置在选择部分上, 从而均匀地加载植入物组件并且在最初以及延长的时段内获得最佳生物响应。

[0105] 图 71 示出了双瓣杯或壳 710, 其是具有从其延伸的瓣 712 的壳 710。典型的双瓣壳由实心材料制成, 但本实施例示出了双瓣壳 710 具有多孔材料的瓣 712。瓣 712 可具有用于接收螺钉其它紧固构件的一些实心部分。如图所示, 其它加强件构件 714 可附接到多孔材料的瓣 712 或实心壳 710。多孔瓣 712 的区域可设置有实心的非多孔材料的区域, 其具有孔口或者其它结构以便接收并锁定到螺钉(例如多轴骨螺钉)。此外, 多孔瓣 712 可包括孔 716, 孔 716 延伸穿过完全多孔部以便插入骨螺钉。

[0106] 图 72 示出了根据一些实施例的经由紧固装置 724(例如螺钉或形状记忆聚合物挂钩) 附接到一起的两个加强件 720 和 722。应当理解的是, 尽管示出了加强件, 但本文中所描述的固定机构也可用于任何类型的安装构件、壳或笼。在一些实施例中, 形状记忆材料的挂钩可从一个或多个加强件延伸并进入骨解剖结构中所制备的孔中。然后可(通过热变化或者施加的电流) 激活形状记忆挂钩并且使其在所制备的孔内扩张从而将加强件或安装构件固定到患者骨。这种形状记忆插塞的其它特征物的非限制性示例是它们可包括外部带纹理表面, 可以是多孔的, 并且可包括倒钩、凹槽、脊部、沟槽、脊柱、任何其它合适的特征物、或者其组合。

[0107] 图 73 示出了根据一些实施例的具有一体的尖钉 728 的加强件 726。在不必将加

强件 726 首先固定到壳、笼、安装构件、或其它加强件的情况下或者在不使用骨水泥的情况下, 尖钉 728 可允许将加强件 726 最初地定位在骨中。加强件 726 可被定位并且然后被挤入或者压入骨空隙中以实现立即固定。

[0108] 图 74 示出了具有内置固定特征物的加强件 730 的其它实施例。此加强件的实施例可具有一个或多个一体的尖钉、倒钩、螺钉、或者预先定位在其中的其它紧固件。例如, 加强件 730 包括一体的紧固件 732, 该一体的紧固件 732 可以是具有倒钩 734 的尖钉。当根据需要将加强件 730 定位时, 外科医生可将加强件 730 拧到、挤到或钉到适当位置, 从而导致一体的紧固件 732 延伸并获得骨抓持。本实施例的一个优点是可以防止外科医生必须定位和插入单独的紧固件。在一些实施例中, 提供可断裂或易碎的连接器 736, 一旦紧固件 732 已被力或力矩挤入、扭转或激活, 则连接器 736 被剪切。所描述实施例的另一优点是加强件 730 是可以不使用其它紧固件或其它部件而定位的单体式部件, 从而简化插入的一些方面。此外, 外科医生可能希望首先放置加强件 730 然后快速地将其固定到将要被使用的其它植入物部分。可利用拉出力将不被使用的一体的紧固件移除, 并且使连接器断裂。紧固件(例如一体的紧固件 732)可构造成将加强件连接到骨或者连接到其它植入物装置(诸如其它加强件、髌臼壳、髌臼笼、和 / 或骨板)。

[0109] 图 75-77 示出了包括减少材料的一个或多个截面区 740、742 和 744 的各种加强件或多孔涂层部, 该减少材料“被设计成”便于钻孔、成形和螺钉插入。在一些实施例中, 大块多孔结构具有限定在其中的网格状图案的凹槽。可将凹槽设置在外部、设置在内部、或者其组合。可利用快速制造、线 EDM、研磨、或者其它方法形成外部凹槽。可利用快速制造(例如, 使用 EOS 机器的选择性激光烧结或者使用 Arcam 机器的 EBM 方法)、横向钻孔方法, 任何其它合适的方法、或者其任意组合形成内部凹槽。截面减小的区域 740、742 和 744 使得外科医生更容易地利用旋转工具 746 (例如如图 78 中所示) 钻孔穿过加强件或多孔涂层部, 定位螺钉, 并且去除毛边、研磨、切割、断裂、弯曲、或者以其他方式成形。可以使用其它修改工具(诸如往复锯或摆动锯)来调整加强件或多孔涂层部的形状。凹槽可采用各种图案在二维或三维空间内延伸, 并且可改变宽度、深度、孔口、厚度、密度和长度。

[0110] 图 79-82 示出了用于将安装构件或加强件固定到髌臼壳或髌臼笼的连接装置的一些实施例。连接装置的某些实施例包括可置于髌臼壳或笼与安装构件或加强件之间的中间锁定构件 750, 中间锁定构件 750 构造成提供安装构件或加强件到髌臼壳或笼的最初的松散且可调节的附接。在挤入之后和之前, 安装构件或加强件相对于壳或笼的位置可被调整, 然后通过和中间锁定构件 750 的一部分接合而相对于壳或笼固定。在与中间锁定构件 750 接合从而阻止相邻的部件锁定的相对运动之后, 可将衬里插入壳或笼。中间锁定构件 750 可以是壳、笼、安装构件或加强件的单独部分或者与其成为整体。

[0111] 中间锁定构件 750 的部分可以是低断面的并且构造成被接收并锁定在髌臼壳内(例如, 经由带螺纹的、平滑的或渐缩的螺钉孔)。在图示的实施例中, 将中间锁定构件 750 设置在髌臼壳内, 如'705 申请中所公开的。如图所示, 中间锁定构件 750 可包括凸轮锁销 752 和锁定头螺钉 754。安装构件或加强件可包括底切凹槽 759, 该底切凹槽 759 具有任何合适形状(诸如长方形、扇形、三角形、燕尾形、或者任何其它选项)的开口。凸轮锁销 752 的远端 756 具有互补的形状(长方形、扇形、三角形、燕尾形、或者任何其它合适的互补形状)并且张开或径向地向外渐扩从而与形成底切凹槽 759 的一个或多个底切表面接合。

[0112] 如图 80 和图 81 中所示, 凸轮锁销 752 的近端 757 可具有轴 758, 轴 758 具有轴向地布置在其中的可接合螺纹。锁定头螺钉(例如, 图 82 中示出的锁定头螺钉 754)构造成与凸轮锁销 752 的轴 758 上的螺纹接合。锁定头螺钉的螺纹可以是阴型或者阳型, 凸轮锁销 752 的螺纹可以是阳型或阴型的另一种。一旦适当地定位, 锁定螺钉防止凸轮锁销 752 脱出。在使用期间, 凸轮锁销 752 被定位在接收沟槽或凹槽内并且旋转从而将凸轮锁销 752 锁定就位。凸轮锁销 752 的远端 756 以及接收沟槽或凹槽的互补形状允许凸轮锁销 752 沿第一方向插入沟槽或凹槽然后旋转到第二方向, 凸轮锁销 752 不能沿第二方向从沟槽或凹槽移除。

[0113] 凸轮锁销 752 的轴部 758 可配备有在外侧上的一个或多个平面部(例如, 轴的六角形外截面), 从而允许凸轮的转动。替代地, 可将十字形凹槽或六角形凹槽或者其它驱动结构设置在凸轮锁销 752 上。在一些实施例中, 凸轮锁销 752 中的阴型螺纹可被凸轮锁销 752 的轴 758 的外侧上的螺纹代替, 其接合部分中空的锁定螺钉, 该锁定螺钉具有轴向地延伸穿过锁定螺钉的轴的带内螺纹的孔口。在后一种实施例中, 锁定螺钉的外部可以是平滑的。替代地, 锁定头螺钉 752 的头 755 可以是圆形以便髌臼壳或笼中的孔内的多轴运动(下面更详细地提供示例性的多轴锁定选项)。本领域普通技术人员将理解的是, 附图中所示的连接也可用于将加强件或安装构件连接到一起, 没有限制。

[0114] 图 83-85 示出了一些实施例, 其中, 安装构件或加强件(例如, 如图 79-82 中所公开的)配备有构造成接收凸轮锁销的细长底切沟槽。细长底切沟槽允许安装构件或加强件在空间中被径向地调整并且锁定在对应的髌臼壳或笼周围的轨道位置。在一些实施例中, 安装构件或加强件的接近细长沟槽的部分可制成实心的而不是多孔的以便获得强度, 安装构件或加强件的外区可以是平滑的、带纹理的、被涂布的(例如, 羟基磷灰石)、多孔的、或者其组合, 以便促进在选择区中的生物固定和向内生长。

[0115] 图 84 示出了加强件 764 和凸轮锁销 752 的截面图, 凸轮锁销 752 被插入加强件 764 的细长底切沟槽 768 中, 处于插入位置。通过使凸轮锁销 752 沿着其轴线旋转使得凸轮锁销 752 的远端 756 的插入物宽度 762 (如图 79-81 中所示)配合通过细长底切沟槽 768 的插入物宽度 770, 而将凸轮锁销 752 定位在沟槽 768 中。图 85 示出了具有锁定在加强件 764 的细长底切沟槽 768 中的锁定位置的凸轮锁销 752 的加强件 764 的截面图。在锁定位置, 凸轮锁销 752 通常可沿其轴线在 50 至 130 度, 优选约 90 度(即, “直角回转”)之间旋转。锁定宽度 760 防止凸轮锁销 752 的远端 756 配合穿过细长底切沟槽 768 的插入物宽度 770。在一些实施例中, 凸轮锁销 752 可以是对称的并且可具有张开端(例如, 远端 756), 其包括大致截头圆锥形的表面, 并且加强件 764 中的底切沟槽 768 (或者在一些实施例中, 安装构件中的底切沟槽)可具有一个或多个放大的开口, 以接收凸轮锁销 752 的张开端。在这种替代实施例中, 锁定螺钉(例如, 图 82 的锁定头螺钉 754)可与凸轮锁销 752 螺纹接合, 从而抵靠另一植入物(例如安装构件、加强件、壳或笼)向凸轮锁销 752 施加张力。

[0116] 在图 86-89 中所示的实施例中, 可将固着楔设置成接近于髌臼壳、笼的边缘、安装构件、或者加强件。例如, 在一些实施例中, 一个或多个固着楔 780 和 781 可从髌臼壳 784 的边缘部 782 的上方延伸或突出, 如图所示。固着楔 780 和 781 可用于将软组织固定到髌臼壳 784 或者可起将二级加强件或者任何类型的安装构件 786 附接到髌臼壳 784 的装置的作用。在图 88 和图 89 中所示的特定情况下, 使用“直角回转”紧固件连接器布置。该直角

回转紧固件布置可包括例如位于髌臼壳、笼、或加强件的一个或多个区上的大致为 T 形的阳型构件 790 以及位于二级加强件或安装构件上的一个或多个互补的阴型构件 792。一个或多个二级加强件或安装构件在旋转一度后接合髌臼壳、笼或加强件上的一个或多个阳型构件 790, 然后旋转达指定的或可变数量的度数(例如, 90 度)从而将一个或多个二级加强件或者安装构件锁定到一个或多个阳型构件 790。当然, 本领域技术人员将理解的是可以使阳型和阴型构件颠倒从而提供相同功能。也应当理解的是, 可使用其它锁定机构。

[0117] 图 90 还示出了位于髌臼壳或笼 796 (或者, 在一些实施例中, 加强件) 的各种部分的一个或多个固着楔部 794, 其构造成固定软组织。可以用任何特定方式将一个或多个固着楔部 794 布置在髌臼壳 796 的附近; 然而, 优选的是固着楔 794 从边缘部向近侧延伸或者以其他方式延伸离开髌臼壳 796, 以便提供与例如衬里匹配表面、水泥罩表面、骨接触表面、和骨解剖结构之间的间隙。固着楔部分 794 可包括缝合孔、粗糙化表面、夹具、钩、或生物涂层、或者任何其它合适的突出部、或者其组合, 从而便于将软组织固定到植入物(例如, 髌臼壳 796)。例如, 如图 55 的插图中所示, 缝合线可缠绕在固着楔部 794 的周围然后固定到周围的软组织。

[0118] 图 91-95 示出了实施例, 其中安装构件 802 或加强件 804 可经由设置成接近髌臼壳或笼 806 的边缘部 808 的凹槽 800 外围地附接到髌臼壳或笼 806。将凹槽 800 的尺寸设计成接收安装构件 802 的突出的插入部 810 或者加强件 804 的突出的插入部 812, 并且凹槽 800 可在边缘部 808 附近环状地圆周地延伸从而允许将安装构件 802 或加强件 804 轨道放置在壳或笼 806 的圆周附近。在将壳 / 笼挤入或水泥粘结到所制备的髌臼中之前或之后, 可将安装构件 802 或加强件 804 插入髌臼壳或笼 806。安装构件中的一个或多个螺钉孔(例如, 螺钉孔 814)或加强件中的一个或多个螺钉孔(例如, 螺钉孔 816)将安装构件 802 或加强件 804 刚性地固定到骨并且防止安装构件 802 或加强件 804 围绕壳或笼 806 的轨道运动。螺钉孔 814 和 816 可以是常规的孔、锁定孔或槽。孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的, 并且可以是固定的或多轴的。在一些实施例中, 螺钉孔 814 和 816 可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。一旦安装构件 802 或加强件 804 被定位, 则悬臂力将壳或笼 806 的边缘 808 推向骨。在将螺钉插入穿过安装构件 802 或加强件 804 并插入周围的骨盆之后, 安装构件的突出的插入部(例如, 部分 810)或加强件的突出的插入部(例如, 部分 812)向壳或笼 806 提供向下保持力。

[0119] 图 91 和图 92 示出了相对于髌臼壳或笼 806 定位的加强件 804。图 93 和图 94 示出了相对于髌臼壳或笼 806 定位的安装构件 802。图示的安装构件 802 具有用于紧固件的多个固定孔 814。固定孔 814 可以是平滑的、渐缩的、或者带螺纹的, 并且可用于任何合适的紧固件, 包括但不限于多轴螺钉。可将穿过安装构件 802 的固定孔 814(或者穿过加强件 804 的固定孔 816)定位在任何合适的角度, 如图所示, 例如平行于构件、穿过构件倾斜、或者根据需要。虽然未图示, 但可将蜂窝特征物放置在安装构件 802 或加强件 804 的外表面上从而为安装构件 802 或加强件 804 与周围骨之间的水泥罩提供间距。此外, 多孔结构、带纹理表面、生物涂层、或者骨科网格可以被一体地设置在安装构件 802 或加强件 804 的外表面上或者被包括在安装构件 802 或加强件 804 的外表面与周围骨之间。

[0120] 在图 93 和图 94 的实施例中, 向近侧延伸的唇缘 818 限定壳或笼 806 中的凹槽 800, 使得安装构件 802 将会座置在髌臼周围的骨上。这样, 安装构件 802 将不会与壳 806 和邻

近于髌臼边缘 808 的所制备髌臼之间的压配合区干涉。此外,因为该连接构造成允许将安装构件 802 座置在周围的骨上,周围的骨无需形成埋头孔或者以其他方式被制备成接收安装构件 802。

[0121] 图 95 示出了髌臼壳或笼 820,其包括沿髌臼壳 820 的边缘部 824 的环状突出部 822。环状突出部 822 可部分地围绕髌臼壳 820 的圆周延伸(如图所示)或者完全地围绕髌臼壳 820 的圆周延伸,或者可以以任意方式在髌臼壳 820 的周围设置一个或多个突出部。环状突出部 822 可包括环状唇缘 826,环状唇缘 826 限定环状底切沟槽 828,环状底切沟槽 828 围绕髌臼壳 820 接近边缘部 824 周向地延伸。环状突出部 822 可包括一个或多个开口 830,用于接收缝合线(例如,用于软组织或被膜再附接)或者紧固件 832,例如定位螺钉,用于接触和摩擦性地接合同样地设置在安装构件 840 或加强件 838 的突出的插入部 834 和 836 上的表面(例如,凹洞)。

[0122] 紧固件 832 可以插入位于插入部 834 和 836 的周向外侧上的开口 830,起用于防止或限制附接的安装构件 840 或加强件 838 的旋转运动的限位器的作用。在经由长骨螺钉插入环状底切沟槽 828 之后可将安装构件 840 或加强件 838 向下固定到周围的骨,由此为髌臼壳或笼 820 提供向下保持力。所提供的向下保持力可补充髌臼壳或笼与周围的所制备的髌臼骨之间的压配合、螺纹配合、或者水泥固定。在图示的情况下,壳 820 构造成类似于笼的“有罩盖的”壳,并且可起支墩的作用,该支墩用于将衬里水泥粘结或压入从而在变化程度的髌臼或骨盆退化中支持各种衬里倾斜,尽管应当理解的是可将这些特征物设置在任何其它类型的壳或笼上。

[0123] 在图 25-28 中所示的实施例中,一个或多个安装构件和 / 或加强件可以一体地设置有骨科网格,以限定一个或多个网格安装件或空隙填充剂。图 25 示出了具有骨科网格 382 的安装构件 380。在图 26 中,可将骨科网格部 382 放置在壳 386 的外部 384 上在骨之间,并且水泥罩可以填充在网格 382 之间。水泥罩将安装构件 380(或者,在一些实施例中,加强件)经由手术网格 382 刚性地连接到壳 386。快速制造技术可用于同时地形成与骨科网格成一体的安装构件或加强件。网格 382 可以是蜂窝形、菱形、或者其它编织图案、或者其任意组合,并且可采用多种厚度。网格部 382 可以是较大尺寸的、为单个患者定制的、和 / 或由外科医生标准化和调整从而符合特定的患者需求。可将所有类型的紧固件插入穿过网格 382 的一个或多个细胞,以及穿过一个或多个安装构件或加强件从而进一步将植入物固定到骨解剖结构。例如,如图 25 中所示,可将第一螺钉 388 插入穿过细胞 390,并且可将第二螺钉 394 插入穿过安装构件 380 的多个螺钉孔 392 中的一个。螺钉孔 392 可包括常规的孔、锁定孔或槽。孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或部分带螺纹的,并且可以是固定的或者多轴的。在一些实施例中,螺钉孔 392 可包括允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔。可利用网格 382 的多孔性(作为缝合线锚固或者仅仅作为生物支架)将软组织再附接。若需要,通过在网格的各种区域中形成预定的易碎部而预形成切除线,从而有助于特定患者的装置的构造。例如,如图 27 中所示,网格 400 包括多条切除线 402,可以切割所述切除线 402 以使附接到其的安装构件(例如安装构件 404)分离。然后可将分离的安装构件 404 和网格 400 放入患者的髌关节区 406,如图 28 中所示。

[0124] 图 29 和图 30 示出了蜂窝设计的一些实施例,该蜂窝设计可设置在安装构件或加强件上,以便控制水泥罩厚度以及所述安装构件或加强件与相邻髌臼壳、加强件、骨或其它

植入物之间的间距。例如,图 29 的安装构件 410 包括设置在安装构件 410 的附接表面部 414 上的蜂窝部 412。蜂窝特征物 412 可构造成任何期望的几何形状。安装构件 410 (或者,在一些实施例中,加强件)可包括一个或多个固定孔 416,用于接收手术紧固件 418 (诸如多轴螺钉、松质螺钉、挂钩、或其它固定装置)。固定孔 416 可包括常规的孔、锁定孔或槽。这些孔可以是带螺纹的、不带螺纹的、或者部分带螺纹的,并且可以是固定的或者多轴的。在一些实施例中,固定孔 416 可包括允许在多种角度进行锁定的可变低断面孔。安装构件 410 的附接部 414 可大致垂直地从安装构件 410 的另一部分 415 延伸,并且可包括构造成邻接髌臼壳 420 的外部 422 的一个或多个凹状的弯曲表面 417 或者构造成邻接所制备髌臼的内部的一个或多个凸状的表面(未图示)。

[0125] 现在参照图 96-102,某些实施例提供具有多孔带珠(beaded)涂层的部件以及它们的制造方法。因为植入物和天然骨通常具有不同程度的柔性,从而会产生不均匀的应力分布。因此,当加载植入物时,在骨(更柔顺)与植入物(更刚性)之间的界面处通常存在一些相对运动。因此,许多植入物采用中间材料(例如骨水泥)来减小相对运动的量;然而,无水水泥植入物可依赖于相对粗糙度来实现相同的目的。

[0126] 历史上,已经利用小球形珠、细丝束和热喷涂金属来产生减小相对运动量所必须的摩擦。任选地,螺钉和/或压配合特征物可改善植入物到骨的固定。这种技术被骨科外科医生群体所广泛接受。然而,这些涂层的几何性质限制了它们的孔隙的位置和尺寸。更新的技术(例如采用不对称的珠或金属泡沫的技术)具有改进的孔隙位置和尺寸,但这些技术难以制造成具有有利的表面纹理。补救措施包括将阴影线放置到已形成多孔涂层的表面中(例如,通过机械加工)。其它多孔表面已经被制造成具有微观水平的尖锐突出部。这些突出部即使当骨与植入物之间存在少量相对运动时也可能引起问题。更尖锐的突出部可戳入骨中并形成骨颗粒或者可以从植入物中脱离而在植入物-骨的界面处形成磨粒。除了使植入物与骨之间的附接松动外,这些松动的颗粒可引起有害的并发症。

[0127] 通过提供具有许多宏观水平的钝突出部且具有微观水平的多孔结构的带纹理表面的植入物,而解决以前的多孔表面的缺点。钝的突出部产生减小植入物与周围骨之间相对运动量的摩擦。多孔性允许周围的骨生长到植入物中,并且植入物与骨之间相对运动的缺乏促进此向内生长。

[0128] 设计和形成具有钝突出部的多孔植入物时的考虑因素是突出部的尺寸和密度。突出部形成骨最初接触植入物的区域。如果突出部太大或者间隔太远,那么突出部之间的植入物表面积的大部分将距离骨太远而不便于骨生长到植入物中,并且骨不能与植入物形成实心界面。相反,如果突出部过小或彼此过于靠近,那么它们的影响将极小并且植入物可能遇到与具有更平滑表面或者由许多集中尖锐突出部所构成表面的现有技术植入物相同的问题。理想的表面所包含的突出部大到足以产生骨与植入物之间的所需摩擦并且仍然小到足以依然允许高程度的向多孔表面内的骨生长。突出部可以具有任何适合的高度,优选在大约 50  $\mu\text{m}$  与大约 2000  $\mu\text{m}$  之间。就某些应用而言,优选的是将突出部高度限制在 200  $\mu\text{m}$  至 400  $\mu\text{m}$  之间以获得期望水平的摩擦和周围骨的向内生长。

[0129] 在可植入部件的表面上的突出部可以具有适合于部件的一般应用或特定应用的任何合适的形状或形貌。在某些实施例中,每个表面突出部可以是凸块形状,就像在植入物表面上的一部分球体。突出部也可成形为诸如丝或者任何其它合适的特征物,包括在无水

泥植入物中常见的特征物。

[0130] 图 96 和图 97 示出了改进的髓臼植入物 1500 的一些实施例,该髓臼植入物 1500 可以是整个加强件、加强件的一部分、凸缘、板、其它安装构件、壳或者笼。改进的髓臼植入物 1500 模拟临床成功的多孔珠的凹凸不平的外表面几何形状和形貌,并且具有期望向内生长界面的粗糙度和孔隙度。植入物 1500 的表面具有钝的突出部 1502,突出部 1502 被基本成形为植入物 1500 表面上的半球形的凸块。将突出部 1502 的尺寸和形状设计成产生期望的摩擦,该摩擦减小植入物 1500 相对于周围骨的运动同时允许周围骨显著地生长到多孔突出部 1502 以及突出部之间的多孔表面区 1504 中。除了上述突出部高度以外,突出部 1502 的间距和密度也会影响摩擦及所产生的骨向内生长的量。植入物可使用任何适当密度的突出部 1502,并且该突出部优选地占据表面的大约 10% 至大约 60% 之间。突出部可被集中到大约 0.25 个珠 /mm<sup>2</sup> 和大约 6 个珠 /mm<sup>2</sup> 之间的密度。

[0131] 改进的髓臼植入物(例如图 96 和图 97 的植入物 1500)可以通过任何合适的方法形成,并且可以利用以下四种方法中的一种形成。

[0132] 第一种方法包括以下步骤:(1)提供具有多孔带珠表面的负印痕的模具,(2)提供将要被涂布的植入物衬底,其可以是实心的或多孔的,(3)将小的不对称颗粒插入植入物衬底与所述模具之间,以及(4)向模具、植入物衬底和小的不对称颗粒施加压力和 / 或升高的温度以形成“未处理状态”的植入物(即,准备好完全烧结)或最终植入物(已烧结),该植入物具有粗糙化的多孔涂层,其具有模拟经过临床验证的多孔带珠结构的外表面几何形状和形貌,并且具有期望小梁结构的粗糙度和孔隙度。

[0133] 第二种方法包括以下步骤:(1)创建模拟多孔带珠植入物的外表面形貌的三维模型,(2)创建植入物衬底体积的模型,(3)将模拟多孔带珠植入物外表面形貌的三维模型应用于植入物衬底体积的三维模型以形成凹凸不平的预形成体积,(4)应用算法以用期望的相互连接多孔或网状结构填充凹凸不平的预形成体积,以创建多孔植入物模型,以及(5)在快速制造工艺中使用该植入物模型形成植入物,该植入物具有粗糙化多孔纹理且具有模拟经过临床验证的多孔带珠结构的外表面形貌几何形状。

[0134] 第三种方法包括以下步骤:(1)提供具有内表面(该内表面模拟多孔带珠表面的外表面形貌几何形状的负像)的植入物的模具,(2)提供多个小的不对称颗粒,(3)将多个小的不对称颗粒放置到模具中,以及(4)向模具和 / 或小的不对称颗粒施加压力和 / 或升高的温度以形成“未处理状态”的植入物(即,准备好完全烧结)或者最终植入物(已烧结),该植入物具有粗糙化的多孔纹理,其具有模拟经过临床验证的多孔带珠结构的外表面形貌几何形状。

[0135] 第四种方法包括在制造金属泡沫的前期步骤中在泡沫部件上形成带珠表面,该方法包括以下步骤:(1)提供具有内表面(该内表面模拟多孔带珠表面的外表面形貌几何形状的负像)的植入物的模具,(2)将一种或多种起泡剂装到模具中,(3)以所述植入物的大致形状和 / 或尺寸形成多孔泡沫部件(例如,聚合的,聚氨酯),其具有模拟多孔带珠表面的外表面形貌几何形状的外表面几何形状,(4)从模具移除多孔泡沫部件,(5)将粘结剂或粘合剂施加到多孔泡沫部件,(6)将多个小的对称或不对称颗粒(或者其组合)施加到其上具有粘结剂或粘合剂的多孔泡沫部件,(7)使其上具有粘结剂或粘合剂及颗粒的多孔泡沫部件经受升高的温度以将颗粒烧结到一起和 / 或烧尽泡沫部件以形成“未处理状态”的植入

物(即,准备好完全烧结)或者最终植入物(已烧结),该植入物具有粗糙化的多孔纹理,其具有模拟经过临床验证的多孔带珠结构的外表面形貌几何形状。该植入物具有模拟经过临床验证的多孔带珠结构的凹凸不平的外表面形貌和几何形状。

[0136] 至少形成植入物的外部的衬底可以是类似于小梁结构的块状多孔网状结构。植入物的一个或多个芯部或者外表面部分可以是实心的(例如,植入物的一部分可构造成与另一个植入物部件联接)。植入物还可包括一个或多个实心的内部。例如,图 96 中所示的植入物 1500 可包括在植入物内部上的实心结构部分。该结构部分可以是在植入物 1500 内部上的单个实心区域或多个实心区域,其提供一系列结构肋,用以增加对植入物的支撑。该实心内部结构可具有任何合适的形状和构造,例如类似于混凝土中的钢筋的结构性格栅。示范性但非限制性的示例区域(其中需要有内部结构)包括在螺钉孔周围的区域、加强件的赤道区域、或者任何其它适当的区域。在一些实施例中,可以将聚合物泡沫溶化或燃烧从而具有珠的形状,或者可以使泡沫在珠形下层表面上发生聚合从而形成具有珠形表面的最终产品。除了实心内部部件外,植入物 1500 可与外部凸缘或其它安装构件相联接,以便为植入物提供额外的支撑。例如,可沿附接到植入物的凸缘在该凸缘的第一端植入植入物 1500 并且将植入物 1500 在第二端附接到患者骨(例如利用固定到凸缘中的通孔中的骨螺钉)。植入物 1500 也可包括类似于常见支柱和撑杆结构的外部实心加强件,以提供对植入物多孔部分的支撑。

[0137] 就快速制造技术而言,可以虚拟地形成珠表面几何形状和形貌并且将其从块状多孔实体扣除,或者可以形成虚拟珠并将其与多孔实体组合。一般的意图是,在一些但不必是所有实施例中,最终产品是同质的。植入物的替代实施例可包括模拟金属丝束或者热喷涂涂层的峰和谷的表面形貌。一旦利用建模软件创建了期望几何形状的虚拟模型,则可以利用任何合适的快速制造技术来形成具有期望表面形貌的植入物部件。例如,可以使用三维印刷技术形成多孔植入物,三维印刷技术使用粉末金属来“印刷”经建模的植入物。以这种方法,可形成具有包括突出部(例如图 96 和图 97 中的突出部 1502)的表面形貌的泡沫,然后用粉末金属填充该异形泡沫从而形成具有异形表面的多孔微观结构。不包含突出部的泡沫也可用于用粉末金属形成多孔微观结构,然后将带有突出部的期望表面形貌冲压到多孔金属植入物的表面中。

[0138] 以此方式制造的植入物的优点是这些植入物包含一体式多孔性并且具有经过临床验证的多孔珠的最初骨接合表面形貌。换句话说,提供骨与植入物之间所需摩擦力的相同特征物是提供用于骨向内生长和周围生长的表面以便获得刚性且耐久固定表面的相同特征物。作为非限制性示例,表 A 和表 B 示出了可能合适的珠密度(间距)和直径的一些例子。

[0139] 表 A. 与从 Smith & Nephew 公司获得的 Birmingham Hip<sup>®</sup> Resurfacing 系统一起使用的壳上的选定区域中的珠数量以及 50 个珠的珠直径的平均差和标准差的表,在至少 3 个视野中(SEM, Jeol, 日本)。

在 6.4x4.8 mm 区域中的珠	珠直径(mm)	
11	平均差	1.24
20	标准差	0.12
20		



[0140] 表 B. 用于骨向内生长的典型带珠产品的实心百分率(percent solid)

产品	公司	植入物类型	实心百分率
CoCr ROUGHCOAT (2层)	Smith and Nephew	Profix <sup>®</sup> 股骨	46.3%
CoCr Porocoat (3层)	DePuy	LCS <sup>®</sup> 膝股骨	46.5%
CoCr Porocoat (3层)	DePuy	AML <sup>®</sup> 柄	50.2%
Ti ROUGHCOAT (2层)	Smith and Nephew	Synergy <sup>™</sup> 柄	51.9%

其中,“实心百分率”是通过典型的金相学技术基于 ASTM F1854 所公开的测试方法(标题为“Standard Test Method for Stereological Evaluation of Porous Coatings on Medical Implants”)所产生的珠密度的二维测量值,该文献的全部内容以参考的方式并入本文中。

[0141] 图 98 示出了涂层体积 1510,球形珠体积 1512 放置在其内,使得球形珠体积 1512 从涂层体积 1510 突出而形成模拟球形珠形貌的第二涂层体积。替代地,可将实心球形珠组合到多孔涂层中。为了形成涂层体积 1510,可以创建两个软件模型然后将其合并从而形成具有异形突出部表面的多孔体积的最终模型。该体积(包括多个珠体积 1512)的宏观结构的第一模型可以在建模软件中创建,并且可以看上去与图 98 中所示的体积大致相同。

[0142] 可以创建第二软件模型来产生宏观体积(例如图 98 中所示的体积)所希望的多孔微观结构。图 99 示出了示例性多孔网状结构的单元细胞 1520,该单元细胞可构造成填充模拟球形珠形貌的涂层体积。单元细胞 1520 由支柱 1512 的复杂结构所构成。支柱 1512 的布置形成单元细胞 1520 内的空隙 1514,从而形成期望的多孔微观结构。可改变支柱 1512 的尺寸和布置来控制空隙 1514 的数量和尺寸。通过控制支柱 1512 的尺寸和布置,获得了期望量和形貌的多孔结构。

[0143] 图 100 示出了可对应于图 98 的涂层体积 1510 的涂层体积 1530 的截面,其模拟该体积被用网状结构替代(例如,在 CAS 软件中经由重复的单元细胞,例如图 99 中的单元细胞 1520,或者利用上述 4 种方法中的任一种方法)之后的球形珠形貌。完成的涂层体积 1530 呈现异形宏观结构和多孔微观结构二者。图 100 中的虚线勾画了涂层体积 1530 的表面形貌,并且示出了形成凹凸不平表面的突出部(其在被植入时产生与骨的摩擦)。由实心结构 1532 与空隙 1534 的组合构成的涂层体积 1530 的微观结构形成多孔植入物,周围的骨可以生长到该多孔植入物中以填充空隙 1534 并形成植入物与骨的实心匹配。

[0144] 图 101 示出了由所公开的方法制造的部件的表面的放大 25 倍的 SEM 图像 1540。在此图中表面形貌不明显。图 102 是由所公开的方法制造的结构放大 50 倍的 SEM 图像 1550。图 101 和图 102 中所示的结构呈现上面关于涂层体积 1510 和 1530 所讨论的多孔微观结构,并且可以通过将实心宏观结构与多孔微观结构模型(例如图 99 中的单元细胞 1520)合并来形成。

[0145] 作为另一个非限制性示例,下表示出了已证明可用于各种实施例的一些其它示例性参数。在下面的表中, MVIL 是指平均空隙拦截长度(其是表征平均孔径尺寸的另一方

式),尤其在孔形状和孔径尺寸不均匀的结构中。MVIL 的一个通常已知定义是“测量格网线取向成平行于衬底界面。线拦截空隙的次数被与体积空隙百分率一起使用来计算平均空隙拦截长度”。

		电子束溶化 (EBM)	直接金属激光烧结 (SLS) Eurocoating EOS	Landon 结构 (图 99)
平均支柱粗细度 ( $\mu\text{m}$ )		--	275-450 (360)	275-400 (340)
平均孔径尺寸: MVIL		300-920* (565)	450-690 (560)	--
平均孔径尺寸: ( $\mu\text{m}$ )	孔	900-1300*	1310 $\pm$ 280	1970 $\pm$ 40
	窗	--	370 $\pm$ 100	830 $\pm$ 150
	未确定	670-1340	600 $\pm$ 100	--

\* (细小、中等和粗糙结构)。

[0146] 通常,所期望的是提供在大约 60-85% 之间的孔隙度。孔径尺寸通常可在大约 50 至 1000 微米的范围内。在上述示例中,所提供的最小孔径尺寸为大约 300 微米,并且最小窗在跨越其最大直径处为大约 595 微米。应当理解的是,所提供的该示例意图是非限制性的并且仅以说明为目的。

[0147] 本文中所述的系统、方法和装置形成具有异形宏观结构和多孔微观结构的植入物,并且可以允许医学专业人员使用可定制的、患者特定的植入物。可以利用本文中所述的快速制造技术并通过将植入物的两个或更多个模型合并然后印刷建模的部件,而高效地形成定制的植入物。这可以允许医学专业人员(例如骨科外科医生)订购特定于单个患者的植入物,包括对植入物的尺寸和形状进行建模以与患者解剖结构的缺陷或者其它独特特征相符。也可以通过实施患者解剖结构的骨扫描或者利用其它可得到的医学成像和建模技术自动地创建用于快速制造的三维模型,而使此过程自动化。

[0148] 定制单独植入物的能力也允许医学专业人员调节植入物的详细宏观结构和微观结构,以满足具体应用的需要。例如,骨科外科医生可以通过选择植入物表面上的突出部的形状、高度、密度或其它特征而调节植入物的宏观结构。外科医生也可以定制植入物内的空隙的数量和尺寸以实现期望的植入物孔隙度。在一些实施例中,外科医生也可以选择植入物的宏观结构的构造。对于包括用于强度和结构的内部实心部分的植入物而言,外科医生可以定制内部实心部分的尺寸和位置以提供在植入物的需要增加的强度的某些非均匀区域中的结构。示例性但非限制性的希望强度增加的示例区域包括螺钉孔附近的区域、加强件的赤道区域、加强件的连接部位、加强件的比其它区域更薄的区域、或者任何其它合适的区域。如果植入物的不同区域需要不同水平的摩擦或者用于骨界面的表面积,那么植入物的表面形貌也可以是非均匀的。外科医生可能需要在植入物的某些区域(例如经受更高水平的应力的区域)具有较高集中度的表面突出部,以及在其他区域具有较低集中度的突出部或者根本无突出部。

[0149] 本文中所述的多孔植入物允许植入物提供良好的接触表面区域和摩擦,而无论植入物所植入的骨的质量如何。例如,具有软的松质骨的患者会需要较长的特征物并且需要较低数量的这些特征物。具有硬的致密骨的患者会需要较短的特征物但需要较多数量的

这些特征物,以形成骨中的相同固定。可以通过由本文所述多孔植入物所提供的单独设计选项来适应患者解剖结构和骨质量的特定要求。

[0150] 现在参照图 103-115,在髋关节成形术期间存在一些情况会需要可扩张加强件或者可扩张壳植入物。髋关节成形术期间的最初的固定是重要的,但常规加强件的形状可能是不理想的并且用于接收成形加强件和壳的常规骨制备可能不精确。例如,通常采用手扩孔来制备骨的受影响区并且形成用于接收加强件或壳的形状空隙。尽管外科医生试图不去除比必须量更多的骨,但在一些情况下外科医生会无意地形成略微较大的开口或者长方形空隙,其不精确地配合将要被植入的加强件或壳的外表面形状。此外,差的骨质量会影响压配合和 / 或骨与加强件或壳之间的总过盈,即使将骨良好地成形以配合加强件或壳的外部几何形状。在过去,水泥、同种异体移植和骨糊已被用于填充加强件、骨和植入物之间的间隙。然而,图 103-115 示出了加强件、壳和 / 或安装构件的若干实施例,其可扩张以补偿差的骨质量或者非精确骨制备(例如,过度扩孔)。优选地由快速制造方法(例如,立体光刻、三维印刷、选择性激光烧结(SLS)、电子束焊接(EBM)等)制造加强件、壳和 / 或安装构件。也可使用大块材料机械加工或铸造出加强件、壳和 / 或安装构件,然后进行等离子体喷涂或者以其他方式涂覆表面纹理或多孔向内生长结构。它们可通常具有用于与骨接触的多孔外侧,并且可具有用于附接到植入物或者改善加强件、壳和 / 或安装构件的强度和弯曲性的一个或多个非多孔外或内表面以及体积。

[0151] 可扩张加强件、安装构件、或者其它植入物(包括壳和笼)至少具有第一部分和第二部分,例如由柔软或可调节的铰链部或者由线固定或者其它合适的装置连接第一部分和第二部分,并且所述连接允许所述部分的分离。通过致动布置在至少两个部分之间的扩张构件而控制该分离。如图 103-107 中所示,一旦将扩张构件 1602(其非限制性示例可包括楔、紧固件、芯棒、螺钉、或其它部件)放置在内侧或者邻近于所制备的骨腔,则将扩张构件 1602 插入加强件以便扩张加强件。扩张构件 1602 能够例如被手术收紧杆或驱动器致动。可利用转矩扳手来确保加强件、壳或安装构件具有与周围骨的适当过盈或“压配合”,而不发生骨折。替代地,如图 108 中的扩张构件 1630 所示,扩张构件自身可包括具有校准的周向缺口或沟槽 1634 的转矩限制装置(例如易碎的驱动器部 1632),缺口或沟槽 1634 被设计成在达到指定的转矩之后折断。通过控制施加在扩张构件上的转矩的量,而实现适当的压配合以及与周围骨的过盈。

[0152] 如图 103-107 中的加强件 1600、1610 和 1620 中所示,加强件的外部几何结构、形状或尺寸可以是最初向内偏移或者较小尺寸的,然后用扩张构件进行扩张,扩张构件替代地包括形状记忆聚合物或者来自固定螺钉的楔作用或者由其提供。例如,图 103 中的加强件 1600 的两个部分 1604 和 1606 最初朝向彼此偏移但是在致动扩张构件 1602 时远离彼此移位。加强件、壳或安装构件可具有一个或多个柔性的铰链部(例如加强件 1600 的铰链区 1608),以形成支点,以便两个或更多个其它加强件、壳或安装构件部分相对于彼此运动。加强件、壳、或安装构件的几何结构或部分也可或者替代地被金属丝、螺钉、短纤维、带螺纹的扩张杆或者其它结构连接,其将这些部分保持到一起但是仍然允许它们在扩张构件的致动下扩张。另外或替代地,加强件或安装构件可具有一个或多个缝隙部分,例如加强件 1600 的缝隙 1609,以允许甚至径向扩张。在某些实施例中,在以彼此之间期望的距离或设定角度而定位的加强件、壳或者安装构件中可存在缝隙部、十字形或者任何其它适当形状的切割

或划分,使得当定位一个或多个扩张构件时,加强件、壳或安装构件的部分均匀地扩张。

[0153] 在图 104 和图 105 中,提供具有两个加强件部分 1612 和 1614 的加强件,加强件部分 1612 和 1614 被缝隙 1616 分离并且被柔性的铰链部 1618 铰接到一起。应当理解的是,可设置更多或更少的加强件部分,并且这些部分也可设置在一个或多个安装构件上,下面的描述将与之相关。柔性的铰链部 1618 允许在插入扩张构件 1602 时使加强件部分 1612 和 1614 远离彼此移动,其进而使整个加强件扩张,扩张构件 1602 图示为扩张螺钉但也可以是任何其它类型的扩张构件,诸如楔、插塞、骨螺钉、定位螺钉、具有平滑的渐缩孔的构件、形状记忆插塞,或者任何其它部件。虽然未图示,但可加入一个或多个额外的缝隙和 / 或柔性铰链部,以允许更均匀的径向扩张。

[0154] 图 104 和图 105 中所示的加强件 1610 可包括一个或多个多孔部,以促进骨向内生长到加强件中。例如,每个加强件部分 1612 和 1614 可以是多孔的。所有的加强件 1610 可以是多孔的以便于骨向内生长,或者加强件 1610 的一些部分可以是多孔的并且一些部分可以是实心的以便为加强件 1610 提供强度。所期望的是,在加强件 1610 中设置被多孔外部包围的实心芯,从而在加强件 1610 与扩张构件 1602 之间的界面处提供所需的强度同时仍然提供用于骨向内生长的多孔部 1612 和 1614。例如,由图 104 和图 105 中的虚线勾画的加强件 1610 的内芯可以是实心的,从而在扩张构件 1602 周围提供所需的强度,而加强件部分 1612 和 1614 可以是多孔的以便于向内生长。

[0155] 图 106 和图 107 示出了可扩张加强件 1620,该加强件 1620 可类似于上述图 103-105 中的加强件 1600 和 1610 而植入并扩张。特别地,加强件 1620 包括两个部分 1622 和 1624,当将扩张构件 1602 插入加强件 1620 时,两个部分 1622 和 1624 径向地向外移动。加强件 1620 可由具有表面处理的实心材料、多孔材料制成,或者可以是实心和多孔部的组合以便为加强件提供强度和骨向内生长。图 106 和图 107 中的虚线可将加强件 1620 的围绕扩张构件 1602 的螺纹孔的实心芯从加强件的多孔外围部分分开,如上关于图 104 和图 105 所讨论的。实心部和多孔部可以以任何合适的几何形状定位并在加强件内分开,如图 104 和图 105 中的加强件 1610 以及图 106 和图 107 的加强件 1620 的不同的实心和多孔几何形状所示。

[0156] 在置换手术或翻修手术期间,外科医生可使用图 103-107 中所示加强件的任一个来填充植入物周围的骨空隙。根据某个患者的解剖结构和外科手术,可在插入植入物壳之前或者之后将加强件放入骨空隙。也可在植入之前、在扩张开始之前、或者在使加强件扩张到其最终尺寸之前,将加强件附接到壳。外科医生将加强件以收缩状态定位在骨空隙内,使得骨空隙中存在最初不被加强件填充的空间。外科医生然后激活加强件的扩张部件,例如通过利用手术工具使定位螺钉旋转,从而导致加强件的两个或更多的部分发生扩张。外科医生使加强件扩张直到加强件填充大致整个的骨空隙并且邻接植入的壳和患者骨。然后通过机械紧固件(例如螺钉)或者通过让周围的骨长入加强件上的向内生长表面而将加强件固定就位。

[0157] 因为使图 103-115 中所示并公开的加强件、壳或安装构件在所制备的骨空隙内原位地缓慢地扩张,所以避免了挤入力,但仍然实现骨过盈和压配合。此外,减轻并排除了骨折(从骨表面过多突出)以及过多的骨过盈 / 压配合(所有的通常与挤入技术相关)的危险。应当指出的是,图 103-115 中所示装置的一个优点在于加强件、壳或安装构件由于设置在

其上的缝隙和柔性铰链部而在翻修手术期间可被更容易地移除。

[0158] 例如,在翻修髌关节手术中,外科医生可首先移除扩张构件然后仅从侧部径向地向内挤入加强件、壳或安装构件以折加强件或安装构件,迫使加强件或安装构件部分相互靠近并且远离骨向内生长的外区。在另一个示例中,一个或多个缝隙通常将加强件、壳或安装构件“划分”成若干个较小的外部向内生长表面区域。因此,与可具有利用骨向内生长而良好固定的整个外实心表面的良好固定的非可调节/可扩张的植入物相比,可更容易地、独立地从良好固定的骨移除加强件、壳或安装构件部。最后,缝隙可便于锯片、骨凿或者其它切割工具(例如,Medtronic 提供的 Midas Rex<sup>®</sup> 气动工具)的进入,以便从良好固定的骨中移除加强件、壳、或者安装构件。可以以类似于在翻修全髌关节成形术(THA)期间用于髌骨柄移除的方式,用敲击锤工具的螺纹远端接合设置在加强件、壳或安装构件中的带螺纹开口,以便从良好固定骨移除。

[0159] 图 109 示出了与上面讨论的且示于图 103-108 的实施例有关的可扩张/可调节加强件 1640。加强件 1640 可具有适应各种骨空隙和缺损的任何外围形状。虽然整个加强件 1640 可以是实心并且仅对表面进行纹理化以改善骨向内生长性质,但是可扩张/可调节加强件 1640 的体积部分可以是完全多孔的。在图 109 中,加强件 1640 包括被实心部 1646 分离的至少两个完全多孔体积部分 1642 和 1644。完全多孔体积部分 1642 和 1644 可彼此相对移动。实心部 1646 可在接近铰链区 1648 的加强件 1640 的整个外圆周上延伸,如图所示,以便更好地分布应力并维持完全多孔体积部分 1642 和 1644 内所容纳的向内生长结构的支柱和节点的完整性。此设计可有助于减少断裂和疲劳故障。如图 109 中的虚线所示,本文中公开的可扩张/可调节加强件可包括其它的交叉缝隙,以将加强件的部分分成多个部分,例如三个部分、四个部分或者任何其它合适的划分。

[0160] 扩张构件 1650 (可以是上述扩张构件的任一种(诸如螺钉、楔、或插塞))可插入加强件 1640 从而使加强件 1640 在至少一个方向(例如径向方向或宽度)上扩张。接收部 1652 可设置在可扩张/可调节加强件 1640 上,其接收扩张构件 1650,并且通常与扩张构件 1650 的形状互补。例如虽然未示出,但扩张构件 1650 或者接收部 1652 可以是渐缩的、较小尺寸的、较大尺寸的、带螺纹的、垫片或楔形的、带螺纹的、平滑的、对称的、非对称的、圆锥形的、圆柱形、同心的、偏心的,并且可以设置有各种截面几何形状,其非限制性示例示于图 110 和图 111。在一些非限制性示例中,扩张构件 1650 可包括螺钉、直角回转紧固件、形状记忆插塞、楔、或者可硬化或可注入材料(诸如可注入聚氨酯)、或者压实的移植材料。

[0161] 图 110 和图 111 示出了用于文本所公开可扩张/可调节加强件和安装构件的楔扩张构件的非限制性示例。图 110 示出了锁定楔 1690,并且图 111 示出了具有移除头 1694 的锁销 1692,其在插入可扩张/可调节加强件或安装构件的凹槽时可将加强件或安装构件保持在期望的扩张状态。可以以不同深度将图 110 或图 111 中所示的楔扩张构件插入可扩张/可调节加强件中,以使可扩张/可调节加强件或凸缘扩张或收缩到不同的直径或外围形状。

[0162] 图 112 示出了类似于图 103-109 中所示的可扩张/可调节加强件 1660,其包括渐缩插塞扩张构件 1662。渐缩插塞扩张构件 1662 可具有倾斜或渐缩的外表面,该外表面楔入抵靠设置在可扩张/可调节加强件 1660 的主体内的互补的倾斜或渐缩的内表面。

[0163] 图 113 示出了类似于图 112 中所示的可扩张加强件 1670,其中,通过一个或多个定

位螺钉 1672 的旋转而控制加强件 1670 的扩张。上板构件 1674 具有设置在其上的扩张构件 1676 并且放置在可扩张加强件部分的顶部上。当导入并紧固定位螺钉 1672 时,上板构件 1674 移动到更接近加强件 1670,并且扩张构件 1676 移动到邻近于加强件 1670 中的可扩张区的接收部 1678 中,从而使加强件 1670 径向地向外凸起。

[0164] 图 114 示出了类似于图 103-113 中所示的可扩张/可调节加强件 1680,其中,通过多个扩张螺钉 1682 的旋转而控制加强件 1680 的扩张。加强件 1680 可以构造成在加强件 1680 的不同区域中扩张不同的量。多个槽 1684 可将加强件 1680 分裂成能够彼此相对运动的若干部分。可扩张/可调节加强件 1680 可用于获得在其整个周边周围的压配合,即使外科医生晃动扩孔器,或者即使所制备的骨空隙具有与未变形的可扩张/可调节加强件 1680 略微不同的形状和/或尺寸。

[0165] 图 115 示出了可扩张/可调节植入物壳 1700,壳 1700 提供具有可调节尺寸的植入物从而允许与经扩孔的骨空隙精确配合,类似于相对于图 103-114 中所讨论的可扩张和可调节的加强件。壳 1700 具有接收扩张构件 1702 的螺纹孔 1704。扩张构件 1702 可以是芯棒、螺钉、楔、插塞、或者任何其它合适的扩张部件。根据所使用的扩张构件,螺纹孔 1704 可被非螺纹孔代替并且可具有接收扩张构件 1702 并且导致壳 1700 扩张所需的任意形状或轮廓。壳 1700 具有切割到壳 1700 中的缝隙 1706,从而允许使壳扩张所需的弯曲性。缝隙 1706 在壳周围形成多个段 1708,可以迫使这些段向外从而扩张。任意数量的缝隙 1706 和段 1708 可用于提供期望量的弯曲性和扩张。当将扩张构件 1702 放入壳 1700(例如通过外科医生手动地将扩张构件 1702 拧入螺纹孔 1704)时,壳 1700 在迫使段 1708 径向地向外时扩张,从而增大壳 1700 的剖面并允许壳 1700 填充周围的骨空隙。

[0166] 可扩张和可调节的加强件也可用于简化翻修手术中加强件的移除。由于植入物的磨损或者患者解剖结构的变化,因而植入物壳偶尔需要翻修手术,用于改进植入物的翻修手术可包括移除加强件以及所植入的壳。用于填充患者的骨空隙的扩张加强件可通过允许外科医生反转扩张并使加强件转动到其收缩状态以便快速移除,而使移除步骤更简单。图 166 中示出了提供方便移除的改进的可扩张加强件。

[0167] 图 166 示出了可配备有凹槽部 1242 的加强件 1240,在本实施例中,凹槽部 1242 被示出沿着分裂部 1244,但是其可以设置在加强件 1240 上的任意部位,或者甚至在不具有分裂部的加强件上。凹槽部 1242 构造成接收夹具或者其它器械 1246。可使凹槽部 1242 弯曲或以其他方式将其形状设计成对应于所使用的器械。就加强件 1240 的移除而言,可将器械 1246 的臂 1248 插入凹槽部 1242 从而牢固地抓住加强件 1240,挤压加强件 1240 并且从骨中拉加强件 1240。夹具 1246 的机械利益导致加强件 1240 挤压或略微关闭或者向内弯曲,特别是在分裂加强件的实施例中,以便可移除加强件 1240,即使其被良好地固定在骨中。

[0168] 图示的分裂加强件 1240 可在由向内箭头 1254 所示的方向上从第一位置(以实线表示的外边界 1250)运动至第二压缩位置(以虚线 1252 显示)。此压缩允许以比利用叶片在分离的部分拆除加强件 1240 或切割加强件 1240 相对更简单且更高效的方式移除加强件 1240。

[0169] 凹槽部 1242 和器械 1246 也可用于最初地将加强件 1240 定位或导入骨空隙。一旦被定位,扩张构件(例如本文中示出并描述的任何扩张构件)可用于使加强件 1240 扩张和锁定就位。尽管未图示,但所期望的是将插入插塞或者任何其它合适的凹槽部盖以防止其

中的骨向内生长。替代地,可以将骨移植材料或可注入聚合物或者任何其它填充材料插入凹槽部,特别是如果凹槽部仅用于插入并且预计在随后的移除不被使用。

[0170] 图 116 和图 117 分别是根据某些实施例的加强件的前透视图和后视图。在图 116 和图 117 中,加强件 910 采用订书钉的形状并且设置有若干突出部和任选的固定元件。例如,加强件 910 包括从基部或构件 970 延伸的两个突出部 920,不过有可能的是加强件 910 可具有从基部构件延伸的三个或更多个突出部,如下所述。如图所示,突出部 920 可布置成沿着由每个突出部的各自轴线限定的大致相同的方向离开加强件 910,两个突出部 920 之间具有间隙 925。在某些实施例中,突出部 920 可以成角度或者以其他方式偏置使得突出部 920 不布置成沿相同方向离开加强件 910;然而优选的是仍然存在布置在两个突出部 920 之间的间隙。此外,尽管图中显示突出部 920 的长度大致相同,但应当理解的是突出部 920 中的一个的长度可以不同于另一突出部的各自长度。基部构件 970 或突出部 920 或者两者可具有大致弓形的表面,例如以便与髌臼壳或其它植入物的外弯曲表面互补。

[0171] 任选的固定元件包括螺钉孔 930 和水泥槽 960。当被植入时,固定元件将加强件 910 固定就位。每个固定元件可将加强件 910 连接到患者骨、髌臼壳或者两者。加强件 910 还可包括在基部构件 970 上(例如在加强件 910 的顶部中心处)的连接元件 940。在某些实施例中,连接元件 940 是带螺纹的开口,该开口可附接到用于帮助加强件 910 植入的驱动器手柄(例如,图 122 的驱动器手柄 1060)的端部。然而,连接元件 940 可以是渐缩连接、快速连接、或者任何其它类型的配件。加强件 910 还可包括时标 950,以允许适当地将加强件 910 放置在髌骨内。下面,对加强件 910 的安装进行更详细的描述。

[0172] 图 118 是安装在髌臼壳上的加强件的俯视图。加强件 860 可类似于加强件 910。如图所示,加强件 860 定位成贴近髌臼壳 862,使得布置在加强件 860 上的时标 864 与布置在髌臼壳 862 上的时标 866 对准。加强件 860 的基部构件具有弓形表面,该弓形表面与髌臼壳 862 的互补的弯曲外表面接触。如上所述,可经由任选的固定元件(例如螺钉孔和水泥槽)将加强件(例如加强件 860)固定到髌臼壳 862、患者骨或者两者。

[0173] 图 119-122 示出了根据某些实施例的用于将加强件 910 安装到患者关节中的示例性方法。

[0174] 图 119 是髌臼 990 和髌臼壳 1010 的剖视立面图。已通过扩孔、锉磨等制备了髌臼 990,以接收壳 1010。骨螺钉 1020 或其它合适的固定装置也已被安装以固定壳 1010。图中还示出了缺骨区 1000。此区 1000 是从髌臼壳 1010 的外壁延伸至髌臼 990 的空隙空间。

[0175] 在图 120 中,通过使用拉刀 1030 而制备用于加强件 910 的髌臼 990。拉刀 1030 可以是用于对骨进行锉磨或扩孔的任何类型拉刀。为了用于本文中所描述的加强件,拉刀 1030 通常设置有深度止动部 1040。深度止动部 1040 通过卡在例如髌臼壳 1010 的边缘上而防止拉刀 1030 去除过多的骨。拉刀 1030 可具有与加强件 910 大致相同的剖面轮廓和整体形状,并且通常将拉刀 1030 的尺寸设计成允许将加强件 910 楔式配合到缺骨区 1000 中。拉刀 1030 也可具有设置于其内的沟槽以允许拉刀 1030 在所安装的螺钉 1020 的任一侧上滑动而去除螺钉 1020 两侧上的骨。

[0176] 在图 121 中,已为加强件 910 制备了髌臼 990。缺骨区 1000 已被髌臼 990 与髌臼壳 1010 之间的所制备的空间 1050 替代,所制备的空间包括螺钉 1020。

[0177] 图 122 中示出了程序中的下一步骤。将加强件 910 附接到驱动器手柄 1060 并且

将加强件 910 插入所制备的空间 1050 中。在插入期间,外科医生使加强件 910 的顶部上的时标 950 与髌臼壳 1010 上的时标(例如,时标 886)匹配以确保避开骨螺钉 1020。通过将加强件定位在螺钉 1020 (或者任何其它固定构件)的附近使得螺钉 1020 延伸穿过加强件 910 的突出部 920 之间的间隙 925,而将加强件 910 插入所制备的空间中。一旦已用手将加强件 910 推挤到合适位置,则可用锤将加强件 910 轻敲到其最终位置。如果外科医生需要的话,外科医生可然后通过使用放置到螺钉孔 930 中然后放置到患者骨中的加强件螺钉更加进一步地固定加强件 910。替代地或另外,外科医生可以将骨水泥倒入图 116 所示的槽 960 中。水泥可将加强件 910 粘合到髌臼壳 1010、患者骨或者两者。

[0178] 在一些实施例中,仅通过摩擦配合而将加强件 910 保持在适当位置。在一些实施例中,可使用固定装置(如骨螺钉或水泥)将加强件 910 固定在适当位置,例如分别经由螺钉孔 930 或水泥槽 960。可使用本领域普通技术人员所熟悉的任何类型的骨螺钉或水泥。

[0179] 图 123 示出了根据某些实施例的加强件的前透视图,该加强件具有从顶部或基部构件延伸的三个突出部。例如,加强件 910' 可类似于图 116 的加强件 910,但加强件 910' 包括从顶部构件 970' 延伸的三个突出部 920'。应当理解的是,在某些实施例中,加强件可包括多于三个突出部。

[0180] 在一些实施例中,上述加强件可设置有凸缘、叶片、板、钩、任何其它合适的安装构件、或者其任意组合。例如,图 124 示出了具有凸缘 1090 的加强件 1080 的俯视平面图。凸缘 1090 可在髌臼(例如,图 125 的髌臼 1092)的外侧上为加强件 1080 提供额外的支撑。图 125 示出了安装在髌臼 1092 中的具有凸缘 1090 的加强件 1080 的局部剖视立面图,骨螺钉 1094 被设置成穿过凸缘 1090。

[0181] 本文中所描述的加强件可由若干材料制成,包括钛、钴-铬、氧化锆、具有适当强度和耐磨性等的任何其它生物相容材料或合金、或者其任意组合。也可将加强件制成全部是多孔的或部分是多孔的,以允许更大的骨向内生长,例如,可用羟磷灰石或任何其它的骨促进剂或者其组合涂覆加强件。

[0182] 上面优选地描述的实施例允许外科医生首先植入髌臼壳或杯并取得期望的螺钉固定,然后最低程度地制备骨以配合期望的加强件。这使得外科医生能够获得髌臼壳的期望固定而不损害外科医生使用加强件的能力。另一个优点是外科医生不去除多于必须量的骨。

[0183] 图 126 和图 127 示出了加强件与凸缘的组合 1100,用于附接到髌臼杯(也称为“髌臼壳”、“壳”、“笼”或“杯”)或其它部分球形的加强件。组合 1100 包括联接到髌臼杯 1106 的凸缘 1104 和加强件 1102。应当理解的是,替代凸缘 1104 或者除了凸缘 1104 外,可以使用其它安装构,包括但不限于各种叶片、钩、板、任何其它合适的安装构件、或者其任意组合。在一些实施例中,加强件与凸缘的组合 1100 可构造成提供在髌臼壳 1106 周围的直到约 45° 的圆周覆盖。加强件与凸缘的组合 1100 可设置成多种尺寸以配合多种杯尺寸,例如在约 30 mm 至约 90 mm 范围内的杯外直径尺寸。加强件与凸缘的组合 1100 通常采用模块化板构件(例如,凸缘 1104),其构造成固定到髌臼。凸缘 1104 可以被弯曲、成形、或者以其他方式符合患者的解剖结构,并且可适于被切割或设置成各种长度从而允许最终用户从长或短的板构件中进行选择。

[0184] 加强件与凸缘的组合 1100 可定位在上方位置(如图 126 和图 127 中所示)。在这种



情况下,可以使用较长的板构件。加强件与凸缘的组合 1100 可提供前部覆盖(如图所示),或者虽然未图示,可定位在下方从而提供后部覆盖。在后者的情况下,较短的板构件可能是期望的。

[0185] 图 128 和图 129 示出了后壁加强件与安装构件的组合 1110 的一些实施例。组合 1110 包括加强件 1112 和安装构件 1114,加强件 1112 和安装构件 1114 相互联接并且联接到髌臼壳 1116。后壁加强件和安装构件的套件可设置成多种尺寸、形状和长度以适应不同患者并且配合多种杯尺寸,其中,杯可以是髌臼壳、笼或其它加强件。多种杯尺寸可以是例如具有在约 30 mm 至约 90 mm 范围内的外直径的杯。在一些实施例中,后壁安装构件或加强件可构造成在髌臼壳、笼、或其它加强件周围周向地提供大约 45° 的圆周覆盖。在一些情况下,安装构件或加强件可在右或者左髌关节上通用。

[0186] 图 130 和图 131 示出了一些实施例,其中,髌臼壳或笼 1120 (或者,在一些实施例中,加强件)具有同心的截头圆锥形渐缩内表面 1122,其构造成与带环 1124 的互补截头圆锥形渐缩外表面渐缩锁定。将带环 1124 邻近于衬里 1126 边缘部压在或以其他方式设置在独立的衬里 1126 上。衬里 1126 可以是金属的、聚合物的或陶瓷的。衬里 1126 具有中心轴线 1128,该中心轴线 1128 相对于髌臼壳 / 笼 1120 和带环 1124 的截头圆锥形渐缩外表面二者的轴线 1130 成角度(例如,衬里轴线 1128 不与壳 / 笼轴线 1130 平行或者共线)。在使带环 1124 的渐缩外表面与壳 / 笼 1120 的截头圆锥形渐缩内表面 1122 接合之前,可以将衬里与带环的组件 1132 置于相对于髌臼壳 / 笼 1120 的任何角度方向。通过允许衬里轴线 1128 与壳 / 笼 1120 的轴线 1130 之间形成某种程度的角度,在已将壳 / 笼 1120 固定到骨之后,外科医生可以独立地补充不足的“杯角”,以获得最佳覆盖、空隙填充和固定。换句话说,图 130 和图 131 中所示的装置允许外科医生使两个手术步骤分开,而无需在最佳配合 / 覆盖与衬里角度 / 关节稳定性 / 活动范围之间的进行折衷。

[0187] 就硬碰硬的轴承而言,流体膜润滑对于保持轴承对的耐磨优点是重要。由于患者骨盆的几何形状所造成的髌臼壳 1120 和衬里 1126 的任何变形可导致有效间隙减小,其可能破坏流体膜润滑。替代地,可以将带环 1124 与衬里 1126 “一体地设置”作为单个整体的机械加工件,而不是将带环 1124 作为单独的构件压在衬里 1126 上。在一些实施例中,衬里 1126 所设置的截头圆锥形渐缩外表面可不垂直于衬里 1126 的赤道面或边缘表面(例如,可提供“具有唇缘的衬里”,其中,唇缘相对于渐缩锁定发生偏斜)。在一些替代实施例中,匹配的渐缩表面可允许衬里 1126 以相对于壳 / 笼 1120 (或者,在一些实施例中,加强件)的共轴对准关系或者以非共轴对准关系插入。改变在所述连接的周边周围的不同圆周位置处的截头圆锥形渐缩外表面与截头圆锥形渐缩内表面之间的匹配渐缩表面面积的量会实际上导致不均匀的渐缩锁定。换句话说,截头圆锥形渐缩外表面可以仅在一些分离的点接触截头圆锥形渐缩内表面带环,并且可通过抵消周围的髌臼骨作用于壳 / 笼 / 加强件的边缘冲击力而帮助减小衬里的变形。

[0188] 图 132-134 示出了根据一些实施例的深断面髌臼加强件 1136,其在使不关节中心偏移的情况下填充深缺损。换句话说,深断面髌臼加强件 1136 可以将现有的标准杯植入物转变成具有增加的偏移的杯植入物。深断面髌臼加强件 1136 构造成经由紧固件(例如螺栓或螺钉)附接到髌臼壳、笼、或者其它加强件。例如,如图 134 中所示,深断面髌臼加强件 1136 附接到髌臼壳 1138。在图示的具体实施例中,紧固件是螺钉 1140,其插入穿过位于

髌臼壳 1138 (例如, Smith & Nephew 公司提供的 R3™ 髌臼壳) 中的螺钉孔, 邻近壳 1138 的顶点。螺钉 1140 穿过壳 1138 并将髌臼壳 1138 连接到深断面加强件 1136。深断面加强件 1136 可采用多种深度 / 厚度 / 偏移。例如, 加强件 1136 可增加髌臼壳、笼或者其它加强件的深度达约 1 mm 至约 20 mm, 但不限于此。图中示出的深断面髌臼加强件 1136 显示 +8 mm 的深度。

[0189] 深断面髌臼加强件 1136 的内部几何形状 (例如, 内直径或半径) 可变化以适应多种髌臼壳尺寸的外几何形状 (例如, 外直径或半径)。例如, 可提供深断面髌臼加强件的套件, 该套件包括用于每个髌臼壳尺寸的一组深断面髌臼加强件, 各组深断面髌臼加强件包括多种深度、厚度、或者偏移。这种深断面髌臼加强件可特别有利地用于突出部髌臼或者具有 Paprosky type IIC 髌臼缺损的髌臼。

[0190] 图 135-140 示出了上外侧的加强件或凸缘构件。如图所示, 上外侧的加强件 / 凸缘构件 1142 可以是完全对称的, 因此允许它通用于左和右髌关节。上外侧的加强件 / 凸缘构件 1142 可具有多种深度例如约 0.01 mm 至约 40 mm (在图 135-140 中示为 +20 mm 深度) 以及多种尺寸, 以适合多种杯尺寸, 例如, 在约 30 mm 至 90 mm 的范围内的杯外直径。加强件 / 凸缘构件 1142 可配备有不限螺钉角度或放置的一个或多个变宽的或渐缩的孔 1144。这样, 可使用多轴螺钉, 并且外科医生可用期望的角度将螺钉插入患者骨从而在选择区中获得骨抓持。加强件 / 凸缘构件 1142 尤其可用于具有 Paprosky 型 IIIA 髌臼缺损的髌臼。

[0191] 上外侧加强件 / 凸缘构件 1142 可以构造成允许螺钉 (例如螺钉 1146) 从 3 孔或多孔杯 1148 的内侧穿过杯壁, 接着穿过上外侧的加强件 / 凸缘构件 1142 的壁而与髌臼和周围的骨接合, 同时维持或获得完全的螺钉角度。替代地, 上外侧的加强件 / 凸缘构件 1142 可构造成最初被一个或多个螺钉直接附接到髌臼骨。在此情况下, 然后可在背向骨的加强件 / 凸缘构件 1142 的内表面处用水泥将无孔杯粘结在加强件 / 凸缘构件 1142 (原位) 上。这种构造成用于无孔杯的实施例可能是所期望的, 因为无孔杯提供在衬里与杯之间的不间断屏障并且有助于防止关节磨损产物到达衬里的背面 (即, 在杯与衬里之间)。

[0192] 在上述实施例的任一实施例中, 与现有技术设计相比实现了多项好处。例如, 一些目前可用的设计需要使用水泥并且不允许从杯内直径出来的螺钉在与髌臼接合之前与加强件接合。此外, 其它目前可用的加强件不允许完全的螺钉角度。

[0193] 图 141-159 示出了包括多轴螺钉孔的髌臼安装构件或加强件。如图所示, 安装构件或加强件 1150 可包括实心衬底 1152, 其与具有接合结构 1156 的孔口 1154 相邻, 接合结构 1156 可以是机械加工的, 用于互补地接合多轴螺钉头 1158。多轴螺钉头 1158 可以是圆形或者带螺纹的, 并且接合结构 1156 可包括平滑的圆形表面、螺纹、部分螺纹、突片、或者与多轴螺钉互补的可变形结构。多轴锁定系统和方法的各种例子示出并描述于标题为 “Locking Systems for Implants” 的美国专利申请公开第 2002/0147499 号、标题为 “Systems and Methods for Using Polyaxial Plates” 的美国专利申请公开第 2008/0300637 号以及标题为 “Polyaxial Fastener Systems and Methods” 的美国临时专利申请第 61/178, 633 号, 所有这些专利申请意图是潜在地结合所描述系统一起使用, 并且以参考的方式并入本文中。

[0194] 与本文中所描述实施例的任一实施例一起使用的任何螺钉或者固定构件可以是锁定螺钉、多轴螺钉、或者一般属性的螺钉。它们可具有带螺纹的头, 如图 141、图 143 和

图 147 中所示,或者它们可以替代地包括圆形、渐缩或球形的头 1160,其与渐缩凹槽或孔口 1162 匹配并且与渐缩凹槽或孔口 1162 形成锁定连接,如图 149 中所示。在一些实施例中,可使用多轴螺钉。图 144-148 示出了可用于本文中所描述的加强件和 / 或安装构件的螺钉 1164-1168 的一些非限制性示例,包括但不限于 2.7 mm 皮层螺钉、5.0 mm 部分带螺纹的骨质减少螺钉、5.0 mm 骨质减少螺钉、完全带螺纹的 3.5 mm 锁定螺钉以及 3.5 mm 皮层螺钉。图 141-143 和图 150-155 示出了包括可变锁定角螺钉几何结构的加强件或安装构件 1150 的各种实施例。可变锁定角螺钉几何结构的一个具体实施例由 Peri-lock™ 提供,但应当理解的是,本文中所描述的各种实施例可用于任何合适的可变锁定角固定系统。

[0195] 图 151 示出了类似于图 150 中所示实施例的一些实施例,其中,加强件和安装构件被附接或定位成接近髌臼壳、笼或其它加强件。例如,加强件 1350 定位成接近壳 1358 并且包括其上的安装结构 1352,用于接收任选的骨折复位板 1354。骨折复位板 1354 可采用各种构造并且可适于被成形、弯曲、或者切割以配合髌臼周围的骨盆区。骨折复位板 1354 可包括螺钉孔 1356 和 / 或其它安装结构,例如从其突出的用于快速固定到骨的尖钉。螺钉孔 1356 是允许以多种角度进行锁定的可变低断面孔,但也可以是带螺纹的、不带螺纹的或者部分带螺纹的,并且可以是固定的或者多轴的。尖钉可包括倒钩的结构,以增加拉出强度和 / 或在随后导入骨螺钉时将骨折复位板暂时地定位和固定到骨。加强件 1350 的一个或多个外部可具有凹槽,用于导入切割构件以便于利用上述任意方法移除加强件 1350。

[0196] 在一些实施例中,与本文中所描述的实施例一起使用的螺钉或固定构件可包括完全或部分的聚合物头。在一些实施例中,聚合物头可由 PEEK 材料构成,其在插入具有接合特征物的螺钉孔时发生变形,所述接合特征物例如是设置在螺钉孔中的突片、突出部、部分螺纹、全螺纹、渐缩部、齿条、脊部、阶梯、或者任何其它机械锁定结构、或者其组合。螺钉的部分(例如头或柄部)或者整个螺钉自身可包括聚合物,例如生物可吸收聚合物材料或者形状记忆聚合物材料。PolyNovo Biomaterial 有限公司提供了这种材料的一个例子。图 156 示出了根据一些实施例的包括聚合物螺钉头 1170 的一部分,设置在加强件或安装构件上的接合结构 1172 使其变形。

[0197] 另外或者替代地,与本文中所描述的任一实施例一起使用的螺钉或固定构件可以是中空的或者配备有适于向其中注入材料的一个或多个孔、孔口、凹槽、沟槽或沟道。例如,螺钉或固定构件可构造成放置增强水泥或聚合物,例如,可将聚氨酯注入螺钉内并且注入到骨的周围邻近区域。参见例如美国专利第 7,338,493 号、美国专利申请公开第 2009/0157078 号和国际专利公开第 WO/2010040573 号,以上所有申请公开的内容以参考的方式并入本文中。

[0198] 可在本文中所描述的螺钉或固定构件与加强件和安装构件之间使用许多不同的锁定构造。美国专利申请公开第 2002/0147499 号和美国专利申请第 12/069,331 号中图示并描述了潜在的锁定机构连接的非限制性示例,这些专利申请的内容以参考的方式并入本文中。也参见图 141-156。

[0199] 如图 157 中所示,在一些实施例中,将包括对称颗粒、不对称颗粒、珠、羟基磷灰石、等离子体喷涂化学刻蚀表面纹理、其组合等的多孔外层 1180 施加到实心衬底 1182。此多孔外层 1180 意图允许骨向内生长从而有助于实现部件的更好固定。相比将接合结构 1184 直接地形成在多孔衬底或多孔外层 1180 中,多孔涂层下面的实心衬底 1182 为接合结

构 1184 提供相对地更好的强度。图 157 示出了具有大窗口的月牙形加强件 1186。图 158 示出了根据一些实施例的被压入完全多孔安装构件或加强件 1192 中的实心插入物 1190。插入物 1190 包括接合结构 1194, 其与多轴螺钉头 1196 协作并且形成锁定接合。

[0200] 在一些实施例中, 可利用快速制造工艺(例如选择性激光烧结)使插入物(例如插入物 1190)与多孔结构(例如, 多孔结构 1192)形成为整体。在一些实施例中, 插入物可形成为单独的部件, 其被压入加强件或安装构件的主体中。在这种情况下, 插入物可由不同于安装构件或加强件的主体的材料形成。例如, 插入物可包括柔软材料, 例如 UHMWPE、PEEK、任何其它合适的聚合物, 或者其组合, 其构造成变形并且与带螺纹的螺钉头锁定以防止螺钉“脱出”。图 159 示意性地示出了根据一些实施例的采用“L”形状的加强件 1200。

[0201] 图 163-165 示出了可用于固定本文中所描述各种实施例的各种骨螺钉或者其它附接机构或紧固件。作为背景, 图 160 和图 161 示意性地显示正常骨(图 160)与骨质疏松骨(图 161)之间骨密度和强度的差异, 其可存在于经历翻修髋关节手术的患者髋臼或骨盆中。图 162 示意性地示出了常规的 6.5 mm 松质骨螺钉 1202, 其具有内齿根螺纹直径 1204 以及 6.5 mm 的外齿顶螺纹直径 1206。

[0202] 图 163-165 示出了改进的松质骨螺钉 1210-1212 的若干实施例, 其可用于本文中所描述且附图中所示的各种安装构件或加强件, 并且其任选地构造成在翻修手术中使用, 尤其是髋臼和骨盆重建。图 163 示意性地示出了改进的松质骨螺钉 1210, 其包括近侧外平直螺纹部 1214 和远侧渐缩螺纹部 1216, 这两个螺纹部之间存在过渡区 1218。近侧外平直螺纹部 1214 包括在约 6.5 mm 至 10 mm 之间(例如 8.5 mm)的外齿顶螺纹直径 1215。当螺纹接近螺钉的远侧尖端 1220 时, 则螺纹渐缩到 6.5 mm。图 164 示意性地示出了根据一些实施例的改进的松质骨螺钉 1211, 其具有与现有技术松质骨螺钉相似的内齿根螺纹直径(例如, 内齿根螺纹直径 1204)以及在约 6.5 mm 至 10 mm 之间(例如 8.5 mm)的外齿顶螺纹直径 1222。较大的外径 1222 在骨质疏松骨中获得更好的抓持。此外, 在翻修髋关节手术中, 以前的螺钉孔可形成大的骨空隙, 该大的骨空隙可减小常规 6.5 mm 松质骨螺钉的拉出或保持强度。

[0203] 图 165 示意性地示出了根据一些实施例的改进的松质骨螺钉 1212, 其包括完全渐缩螺纹 1224, 当螺纹接近螺钉的远侧尖端 1226 时, 完全渐缩螺纹 1224 的直径减小。在近侧, 螺纹具有在约 6.5 mm 至 10 mm 之间(例如 8.5 mm)的外齿顶螺纹直径 1228。螺纹向远侧渐缩到较小的外齿顶螺纹直径 1230, 例如 7.5 mm。该渐缩角可变化并且可以是非线性的, 然而在某些实施例中优选的是外齿顶螺纹直径保持大于 6.5 mm。

[0204] 图 166-175 示出了加强件的各种实施例, 其提供特征物以改进以前定位于患者骨中的加强件的移除。例如, 在翻修手术期间, 外科医生可能需要移除在早先手术中所定位的加强件, 当在加强件中、在加强件周围和 / 或遍及加强件存在骨向内生长情况下这尤其困难。周围的骨向内生长可以致使在后继的手术中难以移除加强件; 因此, 提供具有一个或多个移除特征物的加强件会是有益的。

[0205] 图 166 示出了可配备有凹槽部 1242 的加强件 1240, 在此实施例中, 凹槽部 1242 被示出沿着分裂部 1244, 但其可设置在加强件 1240 上的任意部位, 或者甚至在不具有分裂部的加强件上。凹槽部 1242 构造成接收夹具或者其它器械 1246。凹槽部 1242 可被弯曲或成形为对应于所使用的器械。为了加强件 1240 的移除, 可将器械 1246 的臂 1248 插入凹槽部

1242 以便牢固地抓住加强件 1240, 挤压加强件 1240, 并且从骨拉加强件 1240。夹具 1246 的机械利益导致加强件 1240 略微挤压或关闭或者向内弯曲, 特别是在分裂加强件实施例中, 以便可移除加强件 1240, 即使其被良好地固定在骨中。

[0206] 图示的分裂加强件 1240 可在向内箭头 1254 所示的方向上从第一位置(用实线表示的外边界 1250) 移动到第二压缩位置(用虚线 1252 表示)。此压缩允许以被用叶片在单独的部分拆除加强件 1240 或者切割加强件 1240 相对更容易且更高效的方式移除加强件 1240。

[0207] 凹槽部 1242 和器械 1246 也可用于最初地将加强件 1240 定位或导入骨空隙。一旦定位, 扩张构件(例如本文中示出和描述的任何扩张构件)可用于将加强件 1240 扩张和锁定就位。尽管未图示, 但所期望的是插入插塞或者任何其它合适的凹槽部盖从而防止其中的骨向内生长。替代地, 可以将骨移植材料或可注入聚合物或者任何其它填充材料插入凹槽部, 特别是如果凹槽部仅用于插入并且预计在随后的移除不被使用。

[0208] 图 167-170 示出了替代的加强件移除选项。在图 167 中, 加强件 1260 被示为配备有槽 1262, 该槽 1262 成形为对应于合适的移除工具。在本实施例中, 将槽 1262 形成在加强件 1260 中, 其可与除毛边工具 1264 一起使用。图示的除毛边工具 1264 具有与加强件 1260 曲率或轮廓相对应的固定限位器 1266。此实施例的加强件 1260 提供用于骨向内生长的表面区域, 但还提供用于移除工具的空间, 其可以用于磨出良好地固定到骨中的加强件 1260 的区域。

[0209] 图 168-170 示出了可与月牙叶片或两侧叶片一起使用的一些实施例, 该叶片可以在槽中旋转从而影响移除。叶片插入加强件然后转动或旋转, 这允许叶片切割掉相邻的向内生长骨和 / 或牢固地“抓住”加强件以便移除。图 171 示出了用于叶片移除工具 1272 的加强件 1270。将此实施例的加强件 1270 的开口或槽 1274 成形为对应于移除工具 1272。可将移除工具 1272 完全地插入并穿过加强件 1270 使得它从加强件 1270 的另一端延伸出来。替代地, 可将移除工具 1272 插入开口, 该开口也具有构造在开口内侧的四分之一形或者其它形状的转角, 其允许移除工具插入开口内并且在开口内旋转(例如  $15^{\circ}$  或  $20^{\circ}$ ), 然后被移除以拉出加强件。图 172 和图 173 示出了可包括可折叠叶片的移除工具 1276。

[0210] 图 174 示出了预先设计成用于移除的加强件的某些实施例。加强件配备有一个或多个移除特征物, 包括在加强件外侧的凹槽, 沟道或沟槽。例如, 加强件 1280 包括在加强件 1280 外侧的沟道 1282。应当理解的是, 根据需要也可将移除特征物定位在加强件中或者穿过加强件。图示的移除特征物允许将叶片、手术刀或其它移除器械沿加强件 1280 定位或者定位在一个或多个移除部中。移除工具(例如, 工具 1284) 可用于将加强件 1280 拉出或撬出其最初位置。在一些实施例中, 移除特征物可配备有任何类型的防止骨向内生长的表面, 从而防止在那些特定区域中的骨向内生长, 使得它们可以更容易地接收移除工具。

[0211] 图 175 示出了被预先设计成用于移除的加强件的某些实施例。该加强件构造成接收可移除的枢转构件 1290。在一些实施例中, 可移除的枢转构件 1290 具有带螺纹的柄和凸状或球形的头 1292, 头 1292 起移除器械 1294 的枢转点的作用。当将可移除枢转构件 1290 插入加强件 1298 中的开口 1296 时, 球形头 1292 为移除器械 1294 提供支点或枢转点, 在一些实施例中, 移除器械 1294 构造成具有凹状的接收部 1295。在使用中, 凹状的接收部 1295 抵靠凸状的头 1292, 从而提供移除力。外科医生可使用开罐器型动作使器械 1294 在加强件

1298 周围移动,从而将加强件 1298 撬出骨。

[0212] 图 176 示出了根据一些实施例的接触减小加强件。在一些手术中,所期望的是限制金属与骨接触的量,例如如果患者具有金属敏感性或过敏性。图 176 中所示的 T 形加强件 1300 提供与患者天然骨的数量减小的接触点。可以以任意方式将加强件 1300 固定到布置在髓臼 1302 中的壳 / 笼或者其它加强件,包括目前已知的以及本文中所描述的。然而,此加强件 1300 在骨接触点之间具有开放空间。一旦被定位,用骨移植材料填充该开放空间,例如特定外科医生用来塞入骨空隙的同种异体移植、骨糊、腻子或水泥、聚氨酯移植材料(例如可注入材料)、或者任何其它特定材料、或者其组合。填充剂材料可包括例如磷酸钙和 / 或骨成形蛋白(BMP)。

[0213] 此设计所提供的的一个益处在于它提供了支撑以将壳 / 杯 / 加强件保持就位或者稳定在骨空隙内的多个点处,而不提供沿整个骨空隙与金属的完全接触。图示的实施例是 T 形加强件 1300,但应当理解的是具有一个或多个接触点但大体上提供减小的接触表面的任何合适的加强件应当被认为在该实施例的范围内。例如,可采用具有来自中心区域的多个分枝的“千斤顶”形状的加强件。

[0214] 图 177 示出了根据一些实施例的具有一个或多个涂层部 1312 的加强件。加强件 1310 可以是完全涂布的或者可仅具有被涂布的条或片或者选择区域。本实施例可用于具有金属过敏或反应的患者,或者外科医生希望用除完全金属加强件外的材料填充空间的任何其它时候。涂层 1312 可以是包覆模制的聚氨酯、羟基磷灰石、任何其它合适的涂层或者其任意组合。

[0215] 图 178 和图 179 示出了适合于将加强件、安装构件、或者髓臼壳或笼固定到周围骨的锚固螺钉的一些实施例。螺钉 1314 具有张开的头 1316,该头 1316 适于被接收在加强件、安装构件、或髓臼壳或笼中的互补的底切沟槽或凹槽中。可先将锚固螺钉 1314 放入骨中,然后在原位连接到加强件、安装构件、或髓臼壳或笼,或者可将锚固螺钉 1314 松弛地附接到加强件、安装构件、或髓臼壳或笼,并且将加强件 / 安装构件 / 壳 / 锚固螺钉组件作为整体同时地插入骨中。锚固螺钉 1314 的尖端 1318 可以是尖锐的并且是自起动的 / 自攻的 / 自钻孔的。在一些实施例中,如图所示,锚固螺钉 1314 可以沿其长度的一个或多个部分是渐缩的。大直径螺纹可用于接合更多的骨并且防止锚固螺钉被去除或拉出。在一些实施例中,螺纹图案的一个或多个部分(例如在一些实施例中,接近头的区域)根据需要可比其它螺纹部分更细以便更好地接合皮质骨部。

[0216] 锚固螺钉 1314 可由实心或多孔材料形成,使得当将其锚固到合适位置时其提供稳定性,并且还提供长期固定,因为将会促进骨长入多孔材料的任何部分中。此外,通过将锚固螺钉 1314 的一个或多个部分制成多孔,与实心材料相比,可使弹性模量更接近地匹配周围的骨,并且锚固螺钉 1314 可例如提供邻接的或一体的加强件的更好的最初固定和总体稳定性。在一些实施例中,锚固螺钉 1314 可被设置为加强件的一体化部分。换句话说,较大的加强件主体可形成锚固螺钉的头或柄的一部分。锚固螺钉也可构造成将软组织重新连接到骨,如图 181 中所示。

[0217] 图 179 示出了包括分裂尖端 1320 的锚固螺钉 1321 的替代实施例,分裂尖端 1320 构造成径向地向外变形从而阻止骨的拉出和 / 或防止骨的去除。图 180 和图 181 示意性地示出一旦锚固螺钉 1326 被拧到位,则可将另一较小的钉子或螺钉 1322 插入锚固螺钉 1326

的中空部。较小钉子 1322 的使用可以是两个方面,例如(1)使锚固螺钉 1326 的端部裂开;和/或(2)有助于固定软组织(例如,软组织 1324)。在某些实施例中,锚固螺钉可大体上类似于干壁锚固螺钉。

[0218] 图 182 和图 183 示出了锚固螺钉 1330 的某些实施例,其构造成用于将移植材料(诸如骨移植材料、同种异体移植材料、或者可吸收网格)固定到骨缺损。

[0219] 图 184 示出了根据一些实施例的提供多孔轴 1340 的紧固件 1342。多孔轴 1340 可促进骨向内生长到紧固件 1342 中。紧固件自身可起多孔加强件的作用或者其可用于固定本文中所描述的任何实施例。

[0220] 图 185-187 示出了加强件的某些实施例,该加强件采用髌臼杯(也称为“髌臼壳”、“壳”、“笼”、或“杯”)的形状,其配备有周向地布置在加强件周围的若干开口。例如,加强件 1400 具有开口 1402,加强件 1404 具有开口 1406,并且加强件 1408 具有开口 1410。可在加强件中设置任意数量的开口,并且这些开口可具有任意的形状或尺寸。图 185 和图 186 的实施例包括多个开口 1402 和 1406,而根据图 187 的实施例可具有单个开口 1410,其被示为相对地大于开口 1402 和 1406。开口接收互补形状的插入物,其用于将加强件固定在髌臼中。开口和插入物可具有任何互补的形状(例如,圆形、直线的、半球形、楔形等)并且不限于附图中所示的形状。

[0221] 图 188-198 示出了可位于图 185-187 的加强件的开口中的插入物的各种实施例。图 188-190 和图 191-193 分别示出了三角形的插入物 1412-1414 和弯曲插入物 1420-1422 的实施例,其配备有用于接收螺钉的螺钉孔。可将任意数量的螺钉孔设置在插入物上并且可将这种孔设置在插入物上的任意位置以具有任意轨迹。在图 188 和图 193 中,将三个螺钉孔 1415 设置在插入物 1412 上,并且将三个螺钉孔 1425 设置在插入物 1422 上。在图 192 中,在插入物 1421 上设置两个螺钉孔 1424。在图 189-191 中,设置单个螺钉孔(例如,螺钉孔 1416、1417 和 1423),该孔可以但不一定必须不对称地位于插入物上,如图 189 和图 191 中所示。螺钉孔可以是平滑的、渐缩的或者带螺纹的,并且可以以任何合适的角度延伸穿过插入物。

[0222] 在图 194 和图 195 中,尖钉 1428 从插入物 1430 延伸。替代地或另外,如图 196 和图 197 中所示,各种类型的螺纹 1432 可以与插入物 1434 一体地形成,或者固定到插入物 1434 且从其表面延伸。插入物的表面可具有沟槽或被蚀刻以增加用于水泥固定的表面积(例如,如图 194 的表面 1436 所示),或者可以是多孔的以促进骨向内生长(例如,如图 190 的表面 1419 所示)。

[0223] 图 198 示出了根据一些实施例的配备有安装特征物 1439 的插入物 1438 的背面,可将补充的加强件或者安装构件(例如凸缘、叶片、钩、板等)安装在安装特征物 1439 上。插入物 1438 的安装特征物 1439 可被设置为例如阳型燕尾或者其它形状,并且补充的加强件可具有互补的轨道。例如,如图 199 中所示,补充的加强件 1440 具有互补的轨道 1442。将插入物 1438 的阳型安装特征物 1439 定位在轨道 1442 中,并且通过使插入物 1438 的阳型安装特征物 1439 在轨道 1442 中平移而相对于插入物 1438 定位补充的加强件 1440。在一些实施例中,补充的加强件可配备有开口(而不是轨道),该开口对应于从插入物延伸的安装特征物(例如安装特征物 1439)的形状。可通过将插入物的安装特征物插入补充加强件上的开口并且保持在其上(例如经由渐缩锁定或者其它机械保持方法),而将补充的加强件

安装在插入物上。

[0224] 在使用中,将合适的插入物(其在某种程度上被选择成适应特定解剖结构的异常和缺损)定位并保持在开口中,例如图 185-187 的开口 1402、1406 和 1410 中的一个,并且将加强件/插入物组件定位在髌臼中。在一些实施例中,插入物和开口可形成渐缩锁定(例如,如图 200 的渐缩锁定 1444 所示)或摩擦配合以将插入物锁定在开口中。在一些实施例中,例如如图 201 中所示,凸台 1446 可设置在加强件 1450 外壁上的开口 1448 的至少一部分周围,从而部分地延伸到开口 1448 中。插入物 1447 位于开口 1448 中并且凸台 1446 防止插入物 1447 通过开口 1448 并且将插入物 1447 保持在开口 1448 内。插入物无需被设置在加强件的每个开口中,而是可以在手术期间被策略性地放置。如果使用图 188-193 的插入物,则螺钉定位在插入物的(一个或多个)螺钉孔中并且接合周围的骨以将加强件固定就位。螺钉可以是任何合适的紧固件,包括但不限于多轴螺钉。如果使用图 194-197 的插入物,则尖钉(例如,尖钉 1428)或螺钉(例如,螺钉 1432)穿透骨以将加强件固定就位。加强件自身可包括至少一个螺钉孔(例如,图 185 中的中心孔 1401),螺钉可延伸穿过该螺钉孔以将加强件进一步固定就位。可将水泥设置在加强件上或内从而填充加强件的开口,未配备有用于将加强件固定到背面骨空隙的插入物,并且可用水泥将壳或衬里以期望的取向粘结到加强件中。

[0225] 可将上述特征物施加到杯形加强件之外的加强件以及安装构件(例如骨板)。例如,如图 202 中所示,除了传统的螺钉孔之外或代替传统的螺钉孔,可在骨板 1452 中设置开口 1454 和 1456,并且将对应形状的插入物(例如图 188-197 中所示的那些)定位在板 1452 中以将板 1452 固定到骨,如上所述。

[0226] 图 203 示出了可设置在例如图 185-187 的加强件的开口中的插入物的一些实施例。将格子结构设置在插入物上(例如,插入物 1462 的格子结构 1460)。插入物可具有不同数量和构造的格子结构(例如,一些格子可以是大的、小的、深的、浅的、偏移的,等等)。插入物可包括延伸穿过插入物的端口(例如,插入物 1462 的端口 1464)。在使用中,将插入物固定在加强件中(如上所述),并且将加强件定位成使得插入物的格子结构延伸到骨空隙(例如骨空隙 1466)中。可经由插入物中的端口将骨水泥、可注入聚合物(例如聚氨酯)或者生物可吸收材料注入骨空隙中并且注入到格子结构周围。例如,注射器 1465 可用于通过插入物 1462 的端口 1464 将可注入硬化材料 1467 (其可以是上面所列材料之一)沉积到格子结构 1460 中。格子结构用于在硬化/固化后加强所注入的材料。

[0227] 在图 204 和图 205 中,补充的加强件 1470(图 205 中示出为是分离的)联接到加强件 1472(这里称为“一级加强件”以避免混淆),例如图 185-187 中所示。舌状物 1471 从补充的加强件 1470 延伸并且具有与一级加强件 1472 中的开口互补的形状。将舌状物 1471 插入一级加强件 1472 的开口以便使补充的加强件 1470 相对于一级加强件 1472 适当地取向,并且将补充的加强件 1470 保持在一级加强件 1472 上。在一个可能的使用中,将具有附接的补充加强件 1470 的一级加强件 1472 定位成邻近髌臼中的骨空隙,使得补充加强件 1470 的凸缘 1473 在健康骨的附近延伸。可将螺钉或者其它固定装置插入穿过凸缘 1473 从而将一级加强件 1472 和补充加强件 1470 附接到骨,由此将一级加强件 1472 保持在髌臼内的适当位置。在一些实施例中,补充加强件 1470 的跨越骨空隙的部分可成形为填充空隙的至少一部分。



[0228] 图 206-208 涉及加强件,该加强件可构造成用水泥或不用水泥附接到壳或笼,并且也构造成允许进行精细的位置调整以便获得最佳的骨配合、覆盖和稳定性。可以将加强件放置在半球形髌臼壳、笼、或者加强件(图示为壳 1474)的周边。如图 206 中所示,壳 1480 可包括轨道 1482,该轨道 1482 被底切从而形成与加强件的燕尾接头 1481。轨道 1482 可被设置为 J 形槽(如图所示)、T 形槽、H 形槽、或者包括平直和 / 或弯曲段的组合的任何其它形状。轨道 1482 优选地包括至少两个部分或槽,其中至少一个可以接收来自加强件的互补的连接构件。如图 206 中所示,例如,第一部分或槽 1484 以及第二部分或槽 1486 在公共区 1488 连接但在远端 1485 和 1487 以角度  $\theta$  分离,该角度在本示例中小于  $180^\circ$ 。由此,至少两个部分通过使加强件(及其连接器)沿轨道滑动并且将其固定在期望位置而允许加强件沿着壳 1480 的表面可调节地定位。例如,可以将加强件固定在至少两个部分中的一个(例如槽 1484)中,或者固定在至少两个部分中的另一个(例如槽 1486)中,或者固定在两个部分之间。

[0229] 如图 207 中所示,加强件 1474 可包括沟道 1475,该沟道被成形为接收连接构件。在图 208 中所示的实施例中,连接构件 1476 是“V”按钮,但也可设想连接构件具有其它形状。将 V 按钮 1476 的一侧定位在加强件 1474 的沟道 1475 中,并且使 V 按钮 1476 的另一侧接合壳 1480 上的轨道 1482,由此将加强件 1474 联接到壳 1480 并且允许加强件 1474 相对于壳 1480 的可变定位。虽然可以以这种方式将加强件 1474 机械地保持到壳 1480,但也可用水泥将加强件 1474 粘结到壳 1480。为了促进这种保持,加强件 1474 和 / 或壳 1480 的表面可具有纹理以促进加强件 1474 和 / 或壳 1480 上的水泥粘附。

[0230] 图 209 示出了跨越骨盆缺损的“7-移植”型加强件 1477,该加强件使得能够用螺钉固定到骨盆的后部中。加强件包括升起部 1478 和细长部 1479,升起部 1478 用于定位在壳 1489 的一部分附近,细长部 1479 用于跨越骨空隙或者其它骨盆缺损 1490 并且将骨盆的侧壁固定到健康骨中(例如经由螺钉),由此将壳保持在髌臼中。可将升起部 1478 直接地附着到壳 1489(例如通过机械固定方法,例如螺钉)或者可以用水泥或其他方式将升起部 1478 粘附到壳 1489。

[0231] 图 210 示出了用于一级加强件的二级加强件 1490。在使用中,将二级加强件 1490 附接或者联接到一级加强件从而从一级加强件延伸。一级加强件周围的骨(例如坐骨)被制备成例如在位置 1494 或 1496 接收二级加强件 1490。在一些实施例中,对坐骨进行扩孔并且将二级加强件 1490 固定在经扩孔的骨中。这样,二级加强件 1490 有助于将一级加强件锚固在髌臼内的适当位置。图示的二级加强件 1490 为圆锥形,但也可以具有适于实现其预期目的的任何形状。可以通过化学方法(例如经由胶粘剂)或机械方法(例如经由螺钉)以任意方式将二级加强件 1490 附接到一级加强件,包括本文中所描述的那些方式。仅作为示例,插入物(例如但不限于图 194-198 中所示的那些)可定位在一级加强件或壳(如上所述)中,并且二级加强件 1490 可附接到设置在那些插入物上的安装结构,由此将二级加强件 1490 联接到一级加强件。然而,也可设想出任何联接方法。在一些实施例中,二级加强件 1490 包括翼 1492,以向一级 / 二级加强件构造赋予更大的稳定性。

[0232] 前述内容只是本公开的原理的例证,可以通过除本文所描述实施例以外的实施例来实施所述系统、装置和方法,本文所描述实施例是以说明为目的而不是限制性的。应该理解的是,虽然本文所公开的系统、装置和方法被示出用于髌臼系统中,但也可应用于其它外

科手术所使用的医疗器械,其它外科手术包括但不限于脊柱成形术、颅颌面手术、膝关节成形术、肩关节成形术以及足、踝、手和四肢手术。

[0233] 在研究了本公开之后,本领域技术人员将会想到各种变更和修改。可以用与本文中所述一个或多个其它特征的任意组合和亚组合(包括多种从属组合和亚组合)的方式来实施所公开的特征。以上所描述和说明的各种特征(包括其任何部件)可以组合或合并到其它系统中。另外,某些特征可以省略或者不实施。

[0234] 本领域技术人员可发现本公开的变化、替换和变更的示例,可以在不背离本文所公开信息的范围的情况下做出变化、替换和变更。本文所引用的所有参考文献的全部内容以参考的方式并入本文中并且成为本申请的一部分。

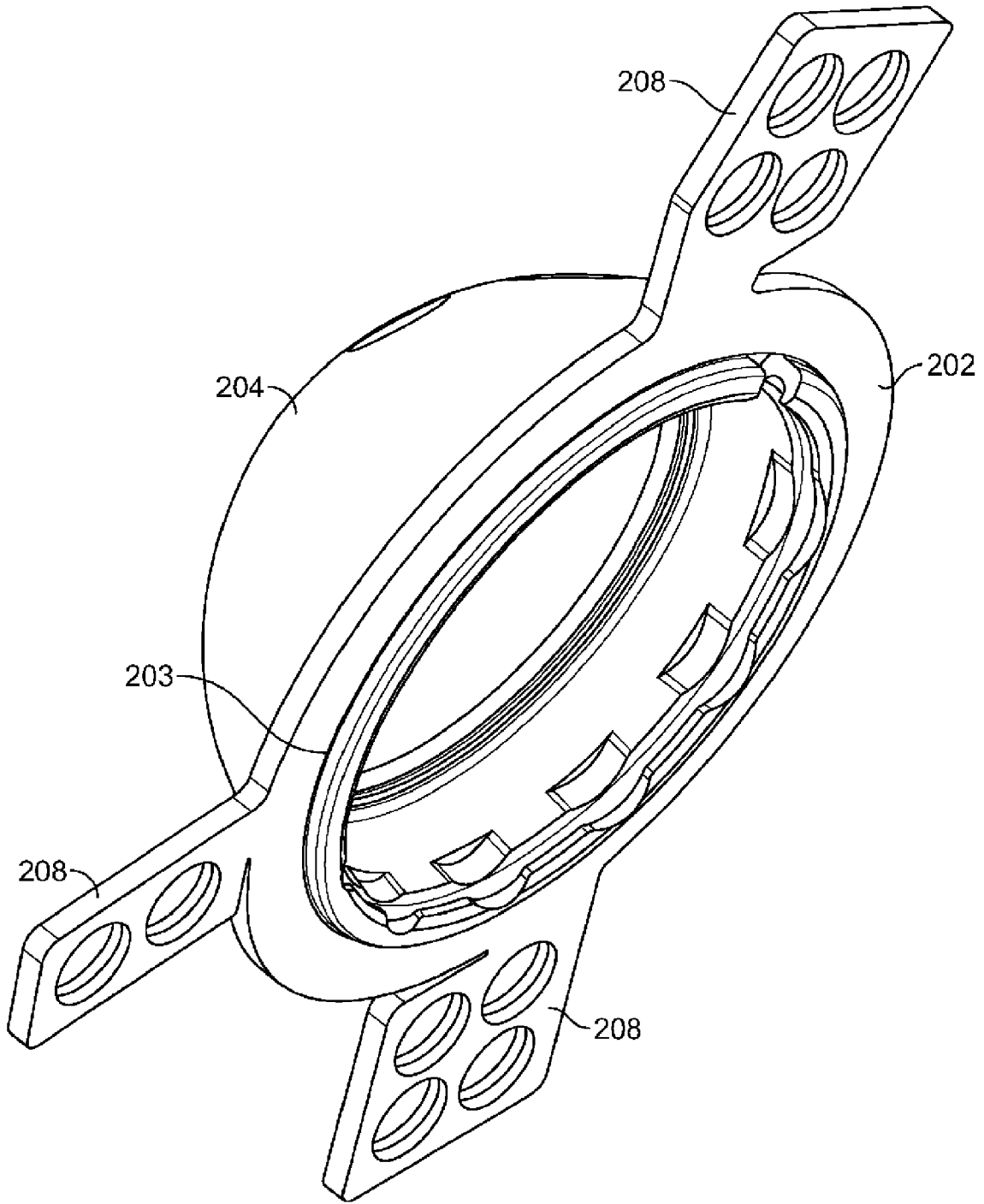


图 1

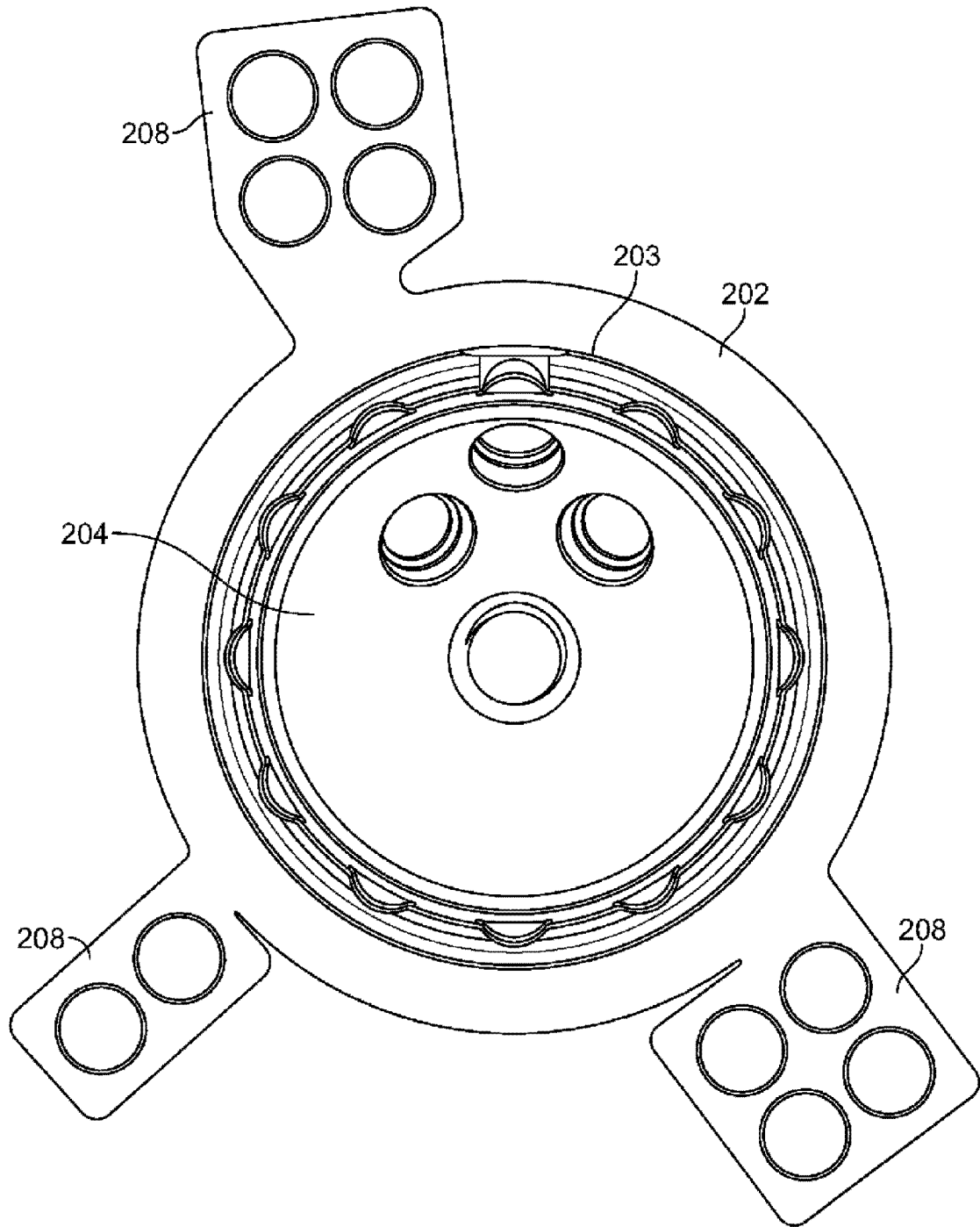


图 2

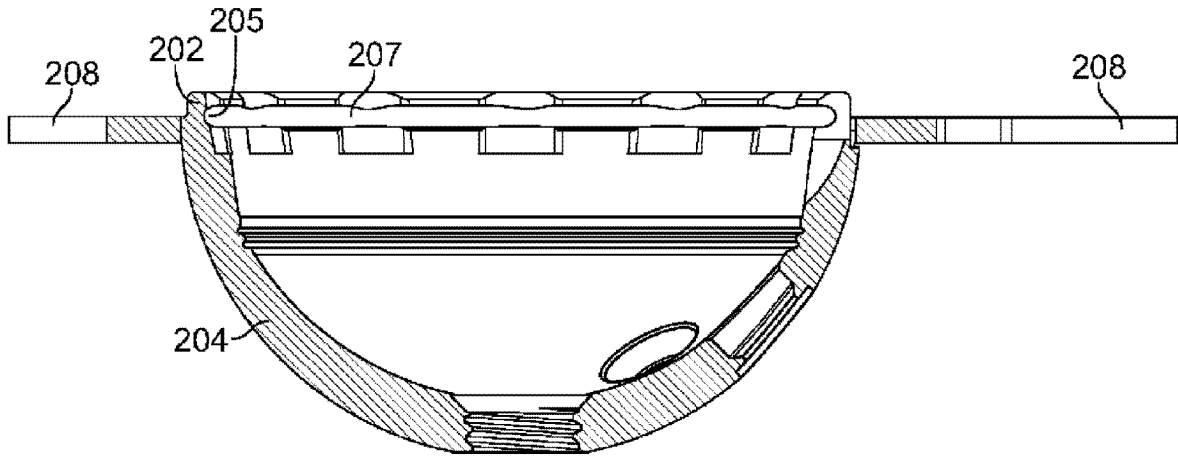


图 3

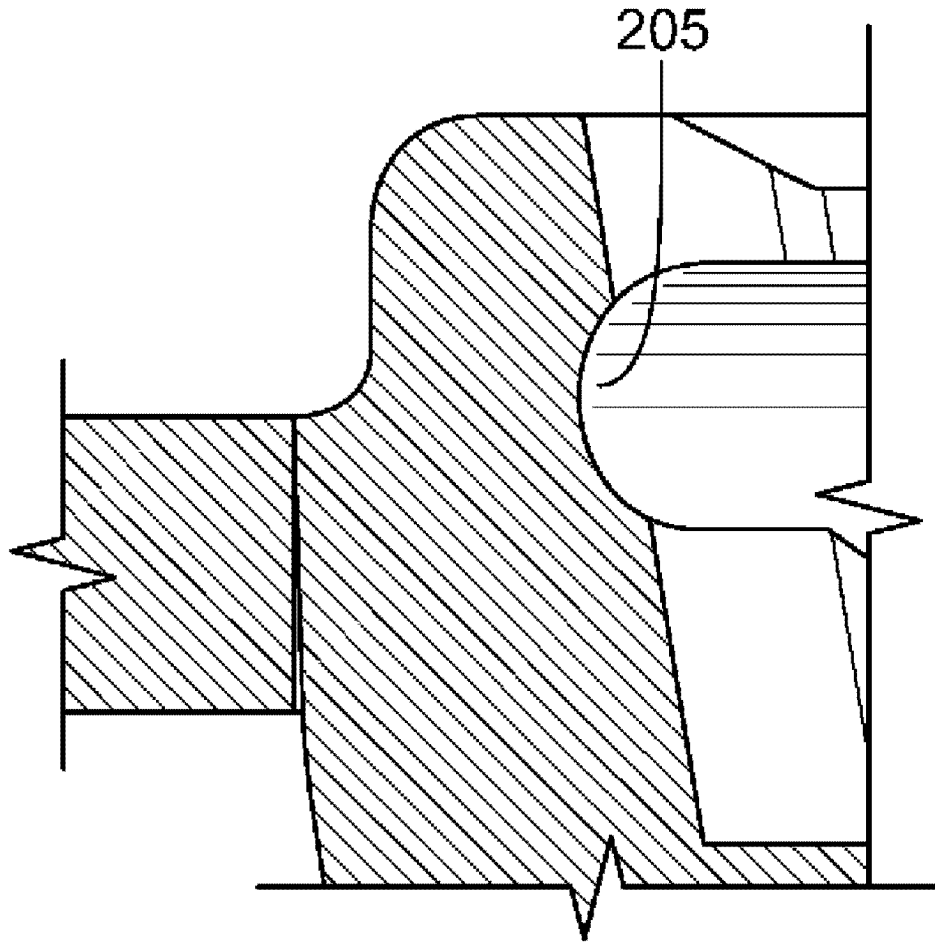


图 4

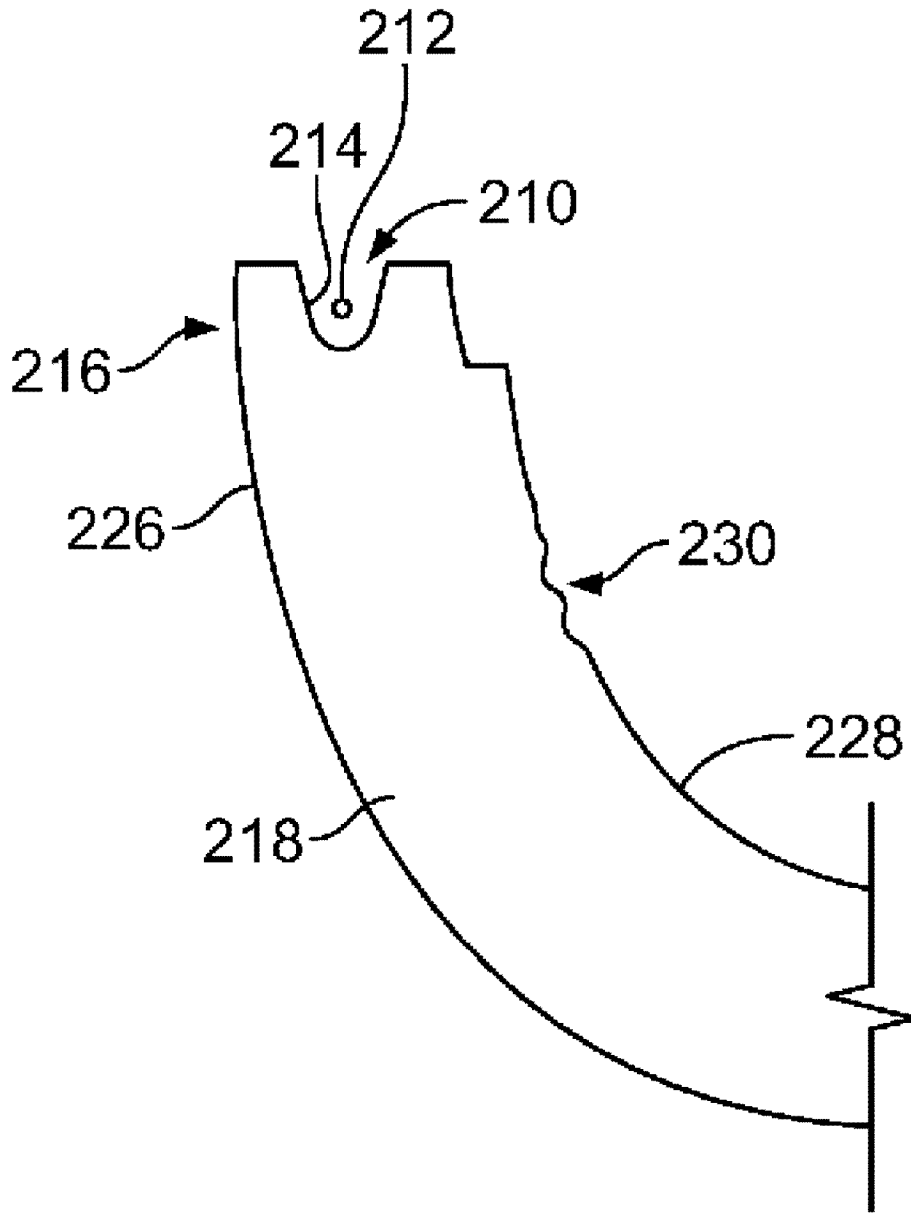


图 5

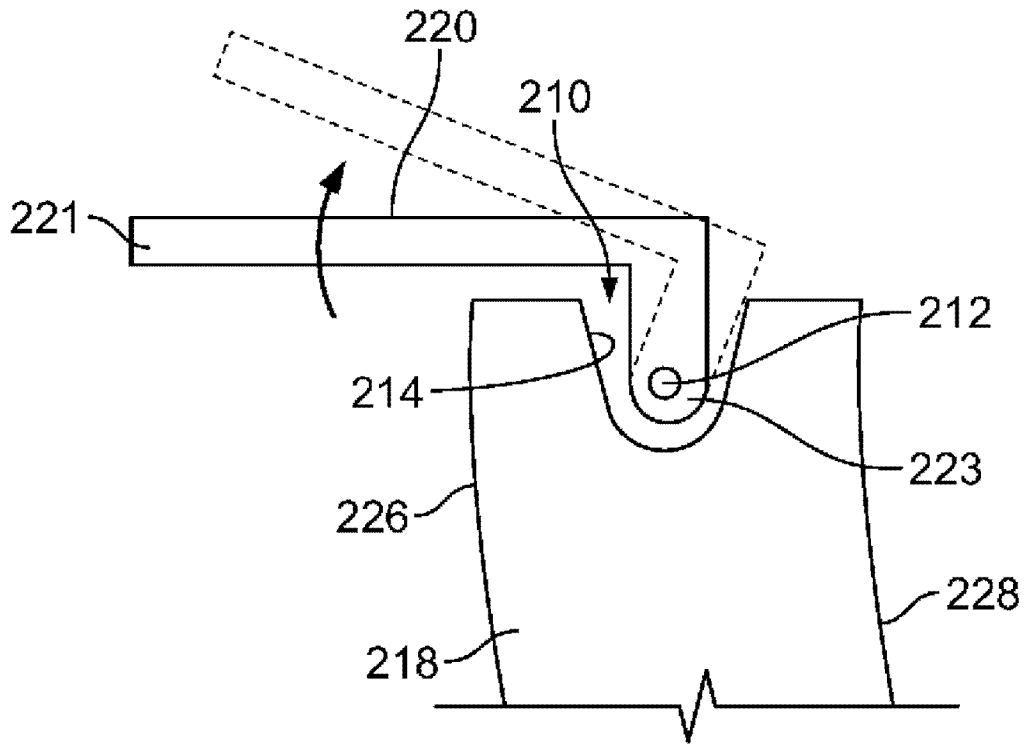


图 6

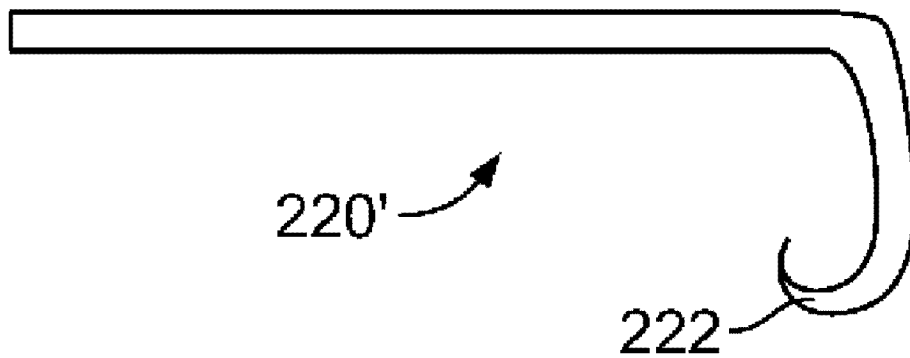


图 7



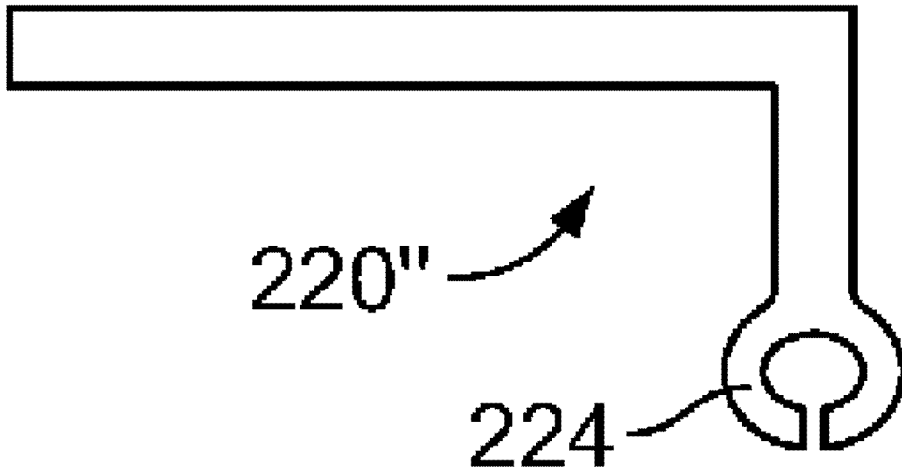


图 8

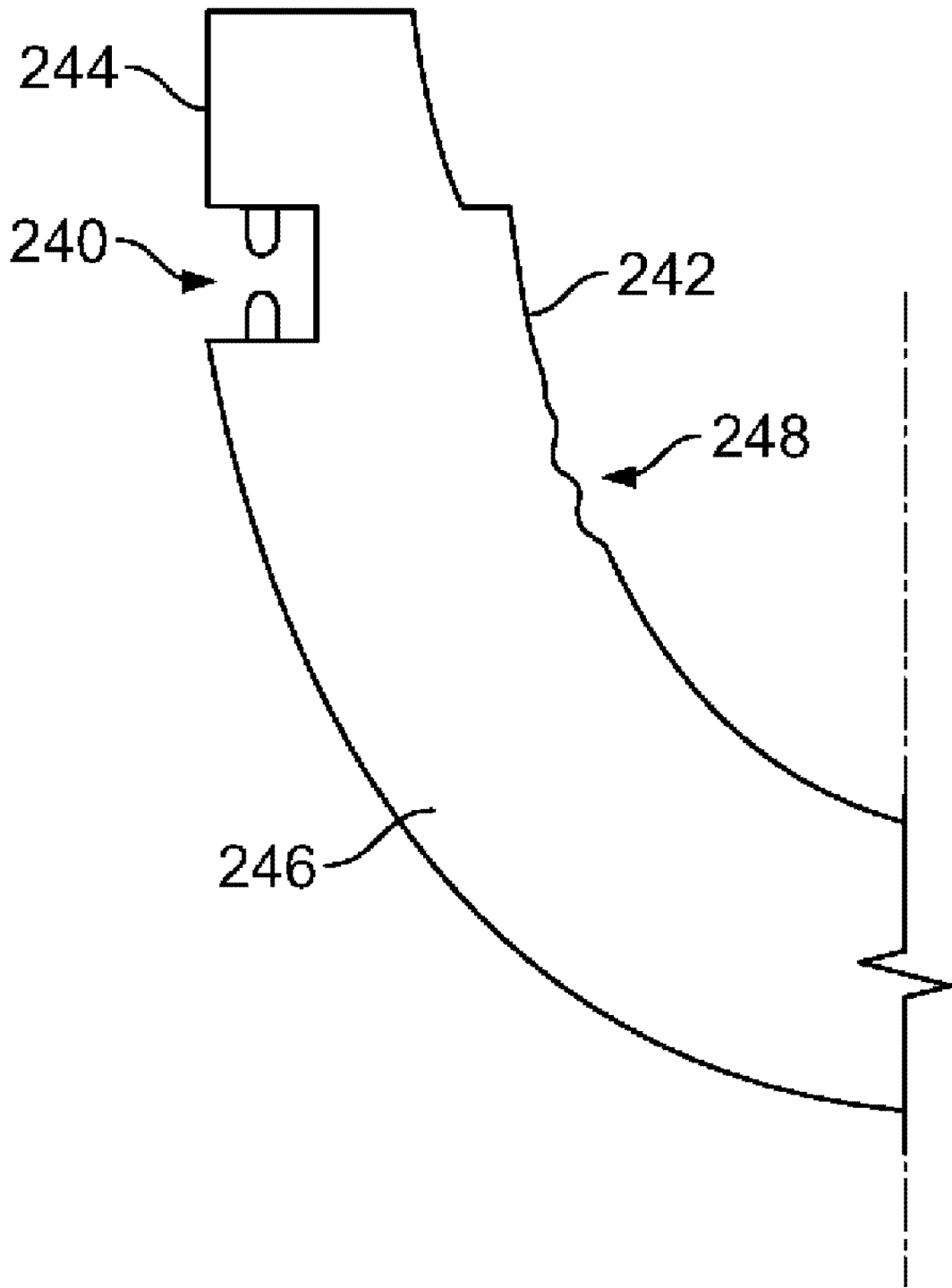


图 9

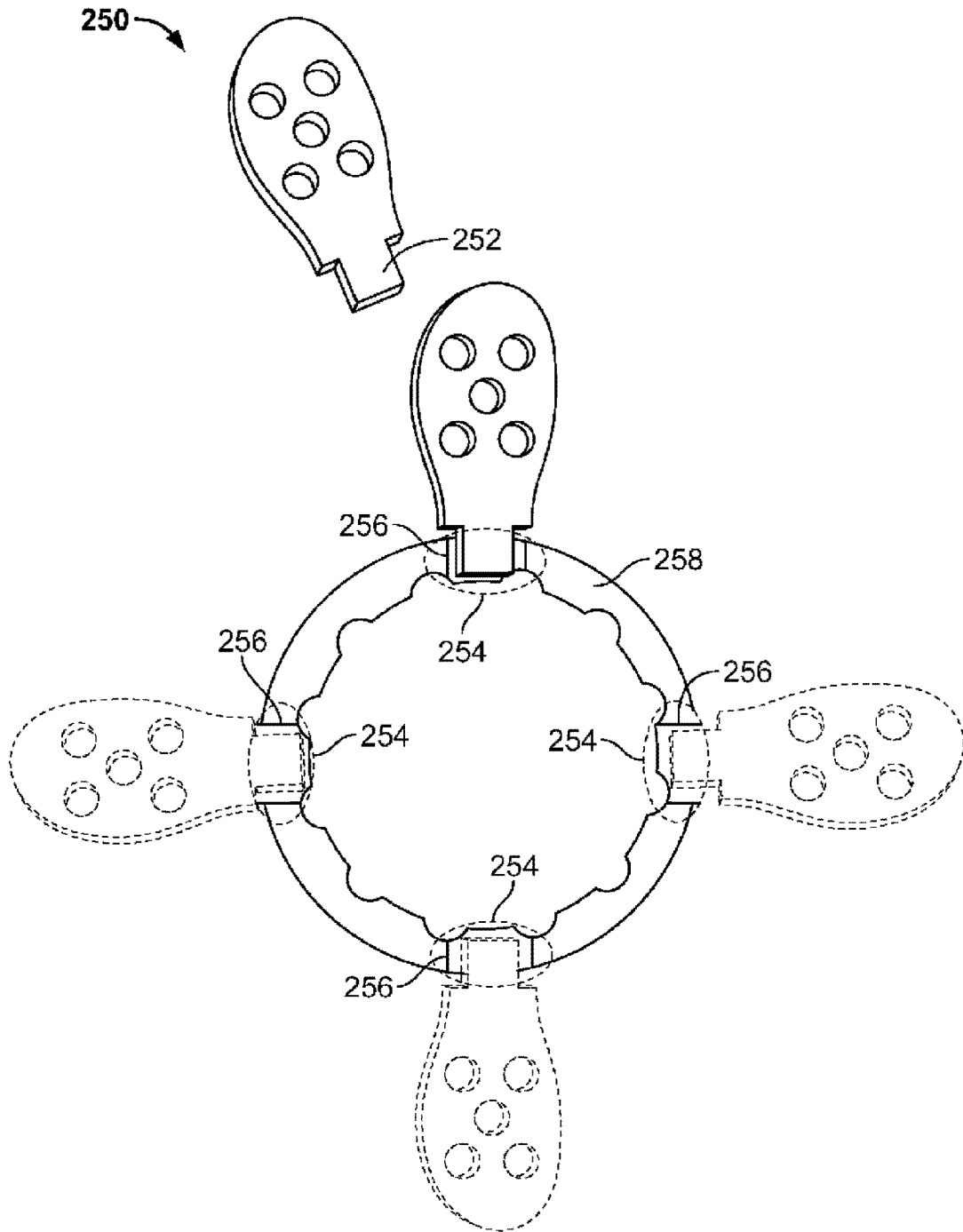


图 10

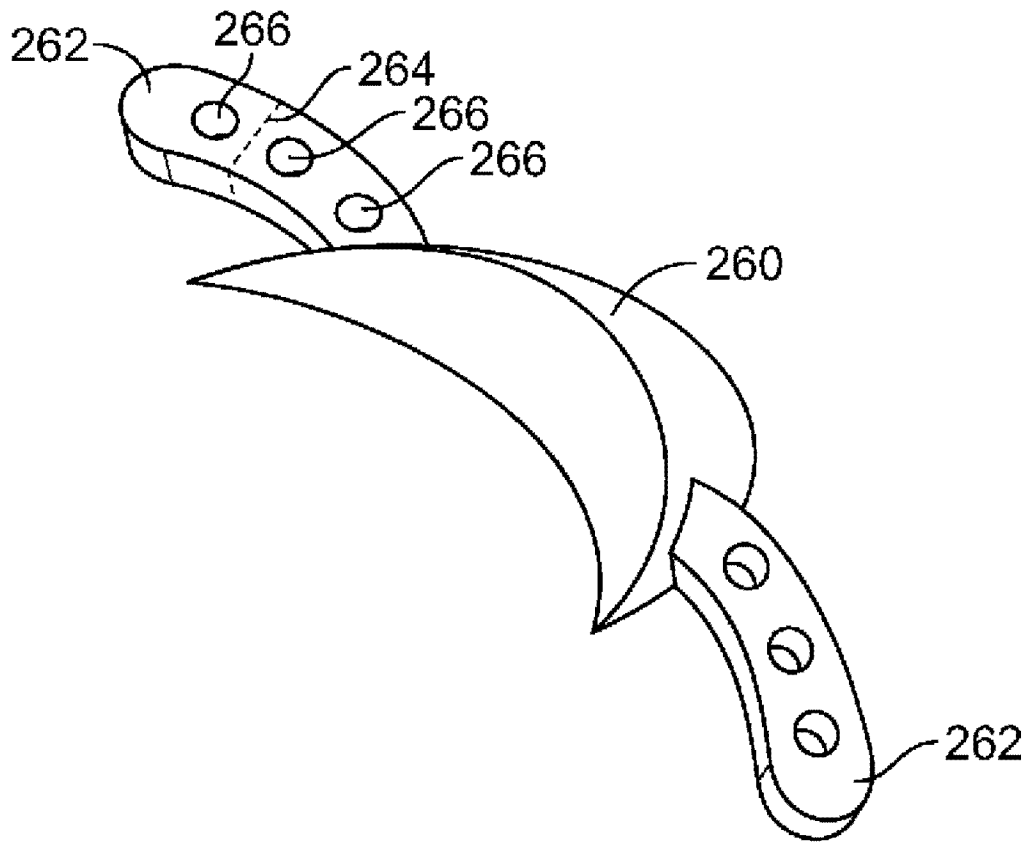


图 11

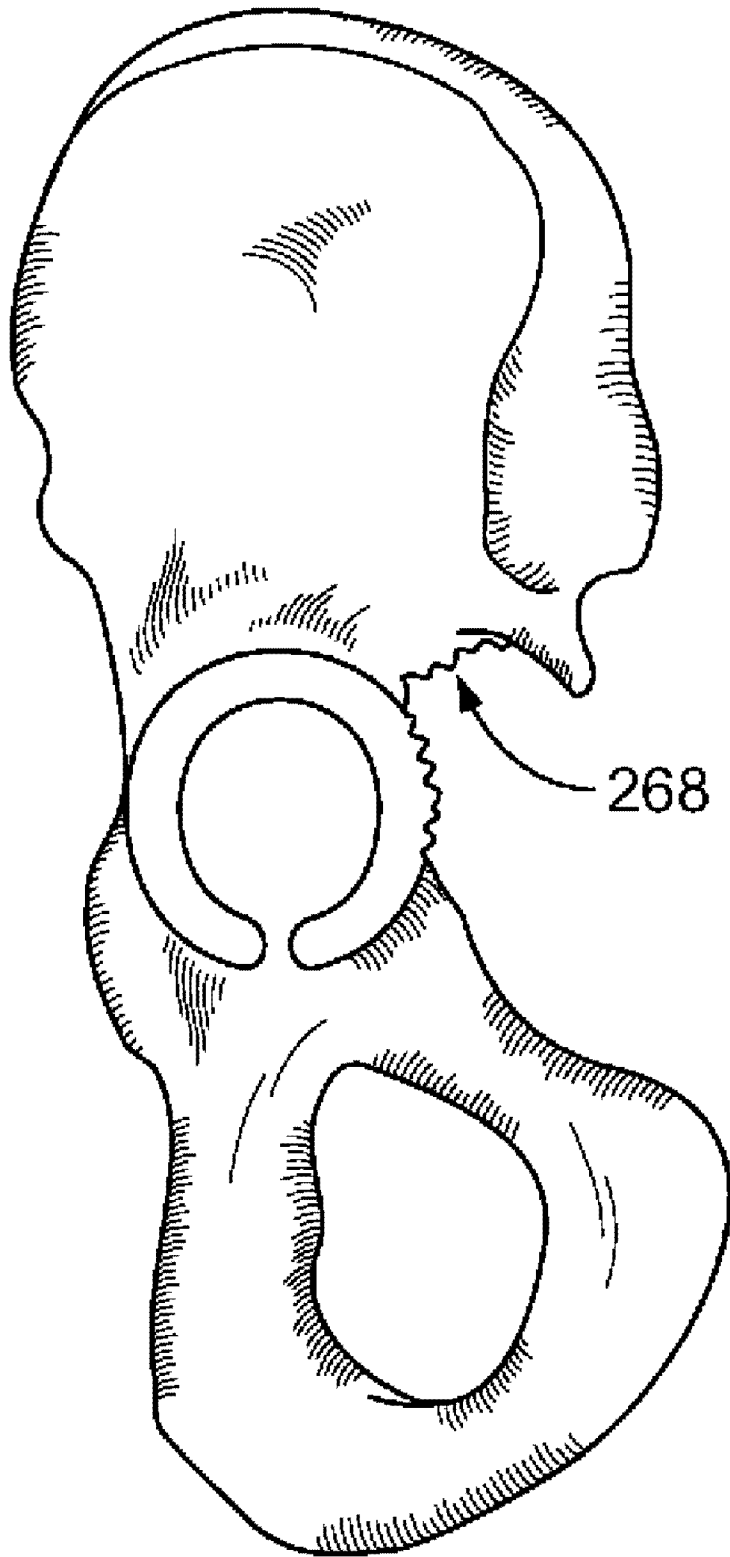


图 12

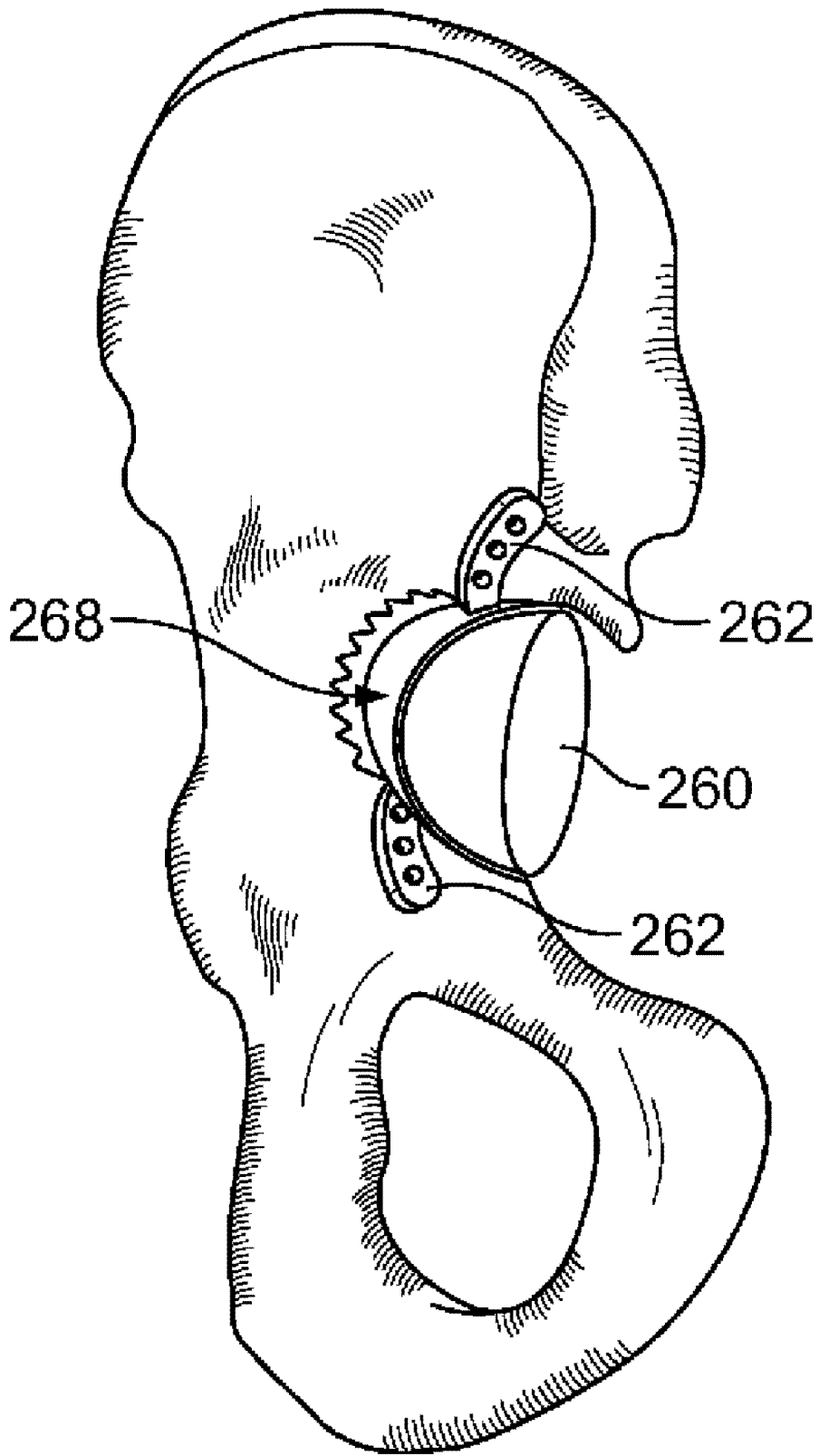


图 13

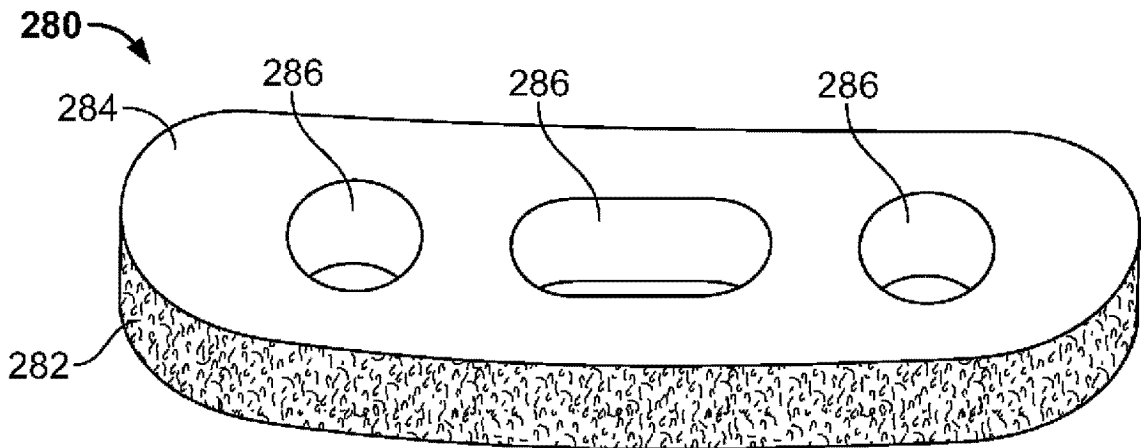


图 14

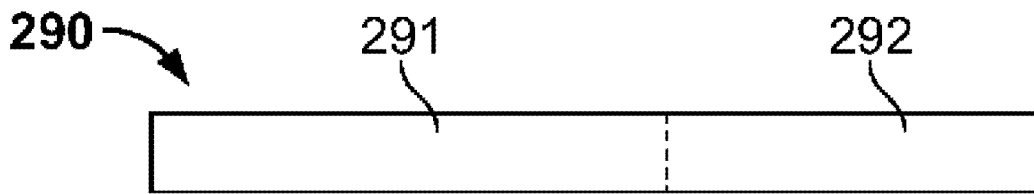


图 15

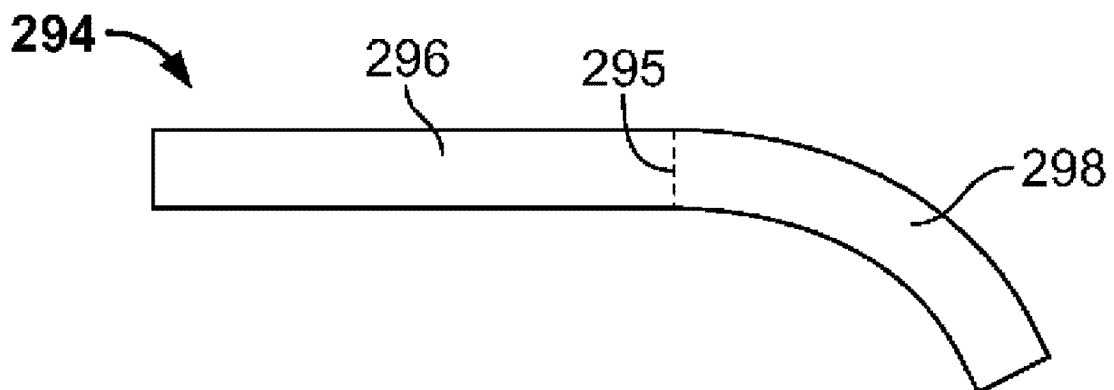


图 16

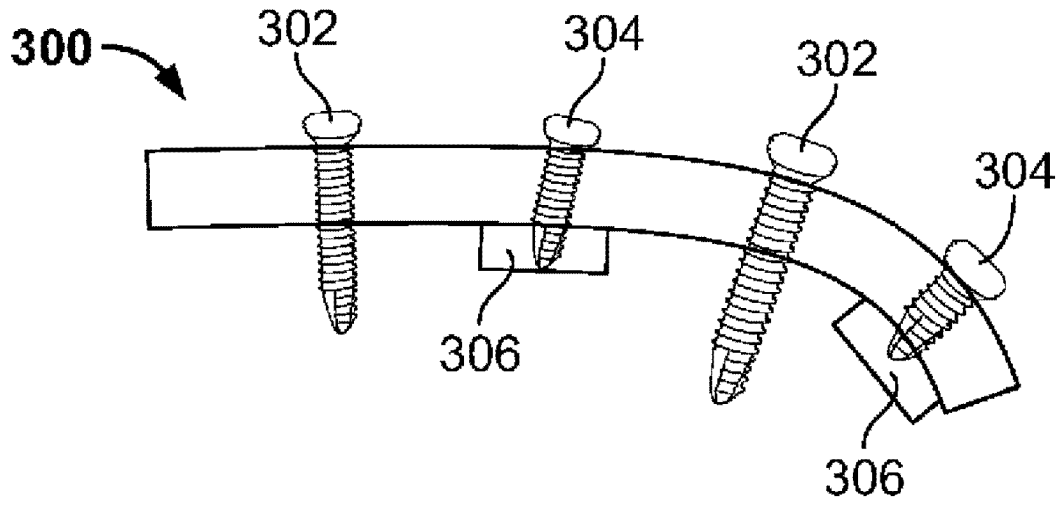


图 17



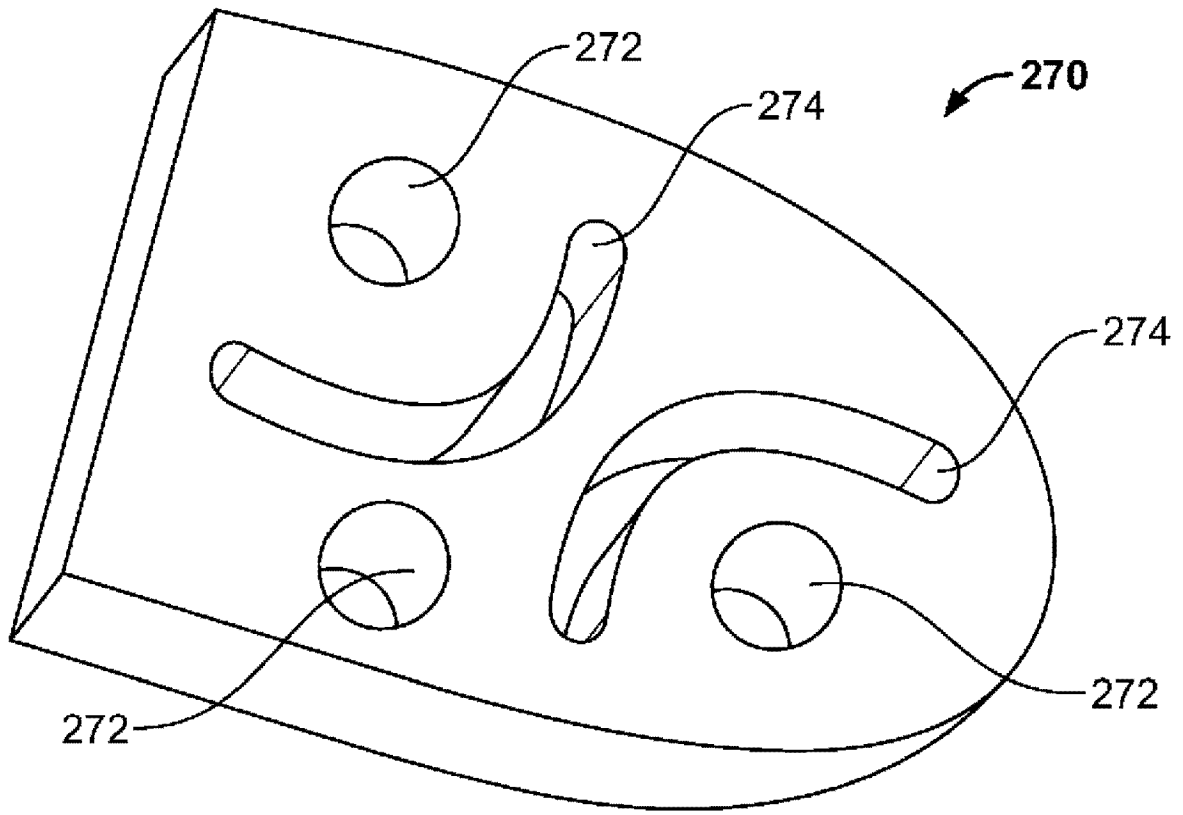


图 18

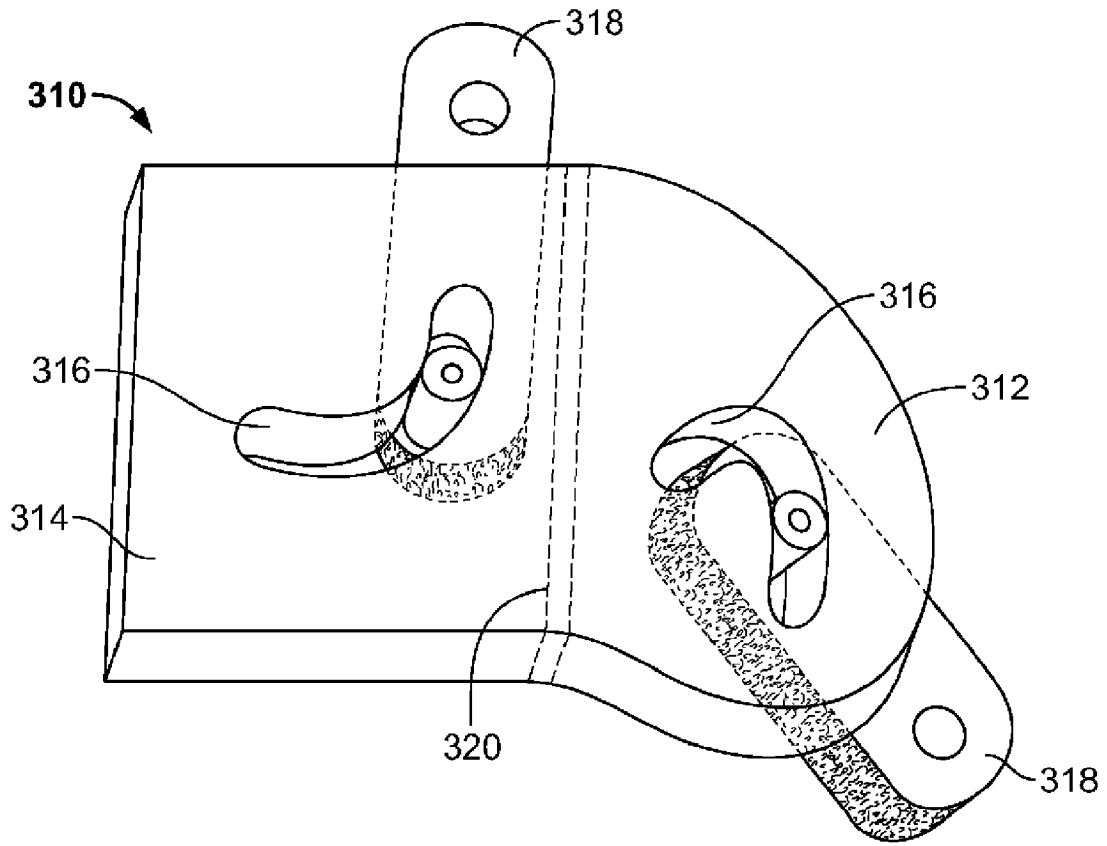


图 19

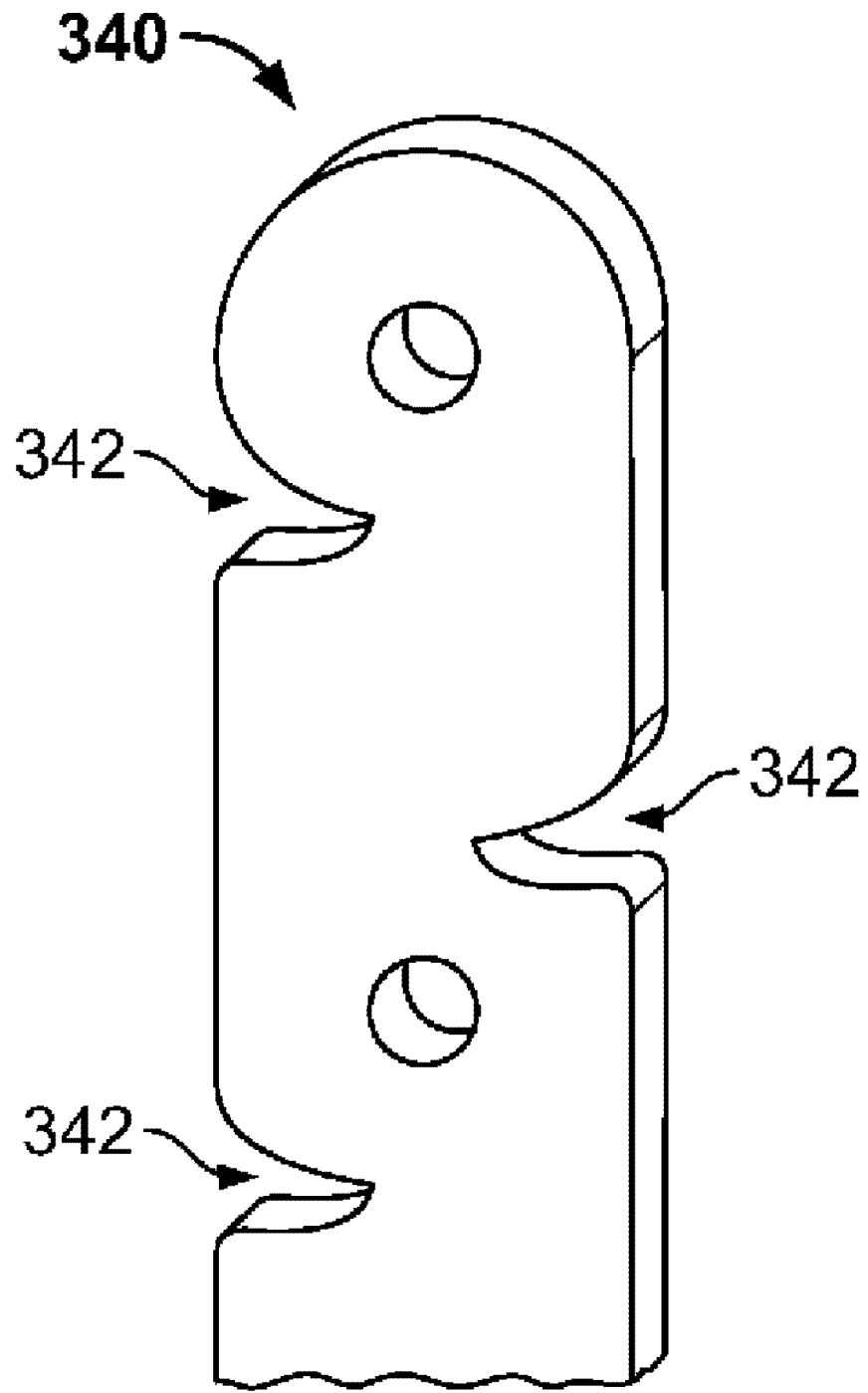


图 20

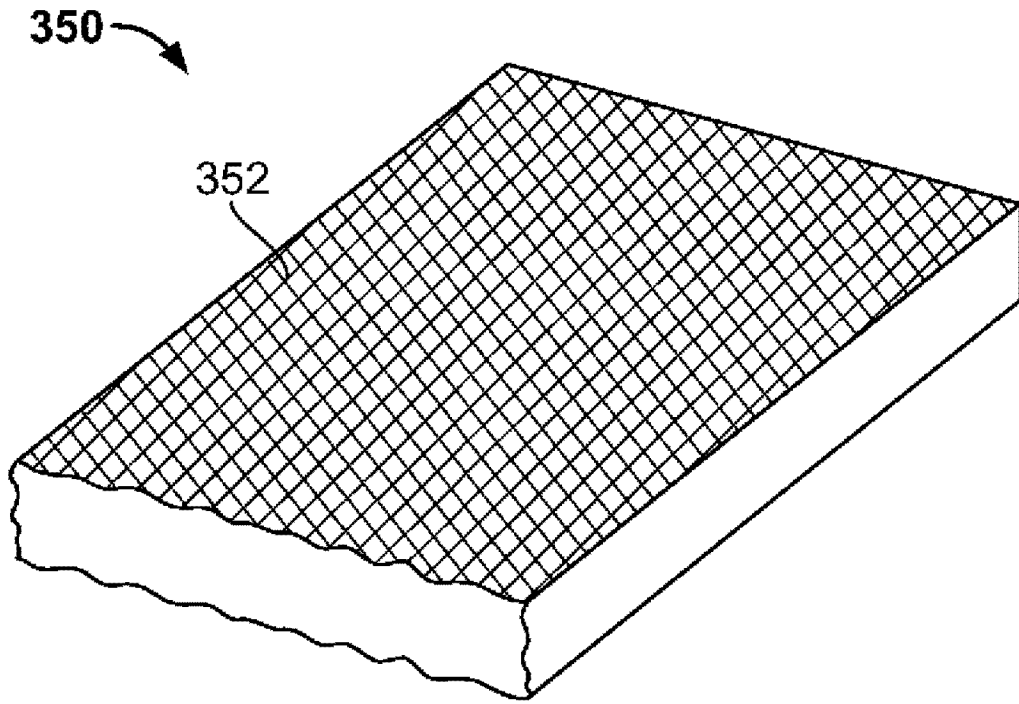


图 21

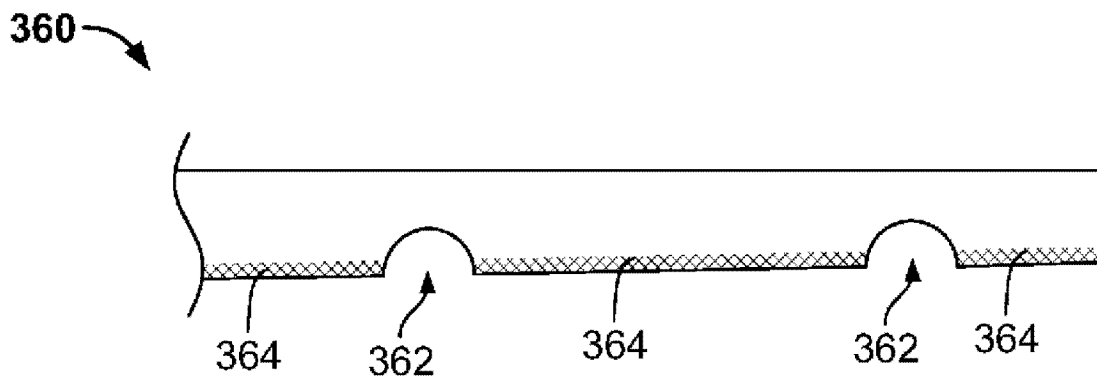


图 22

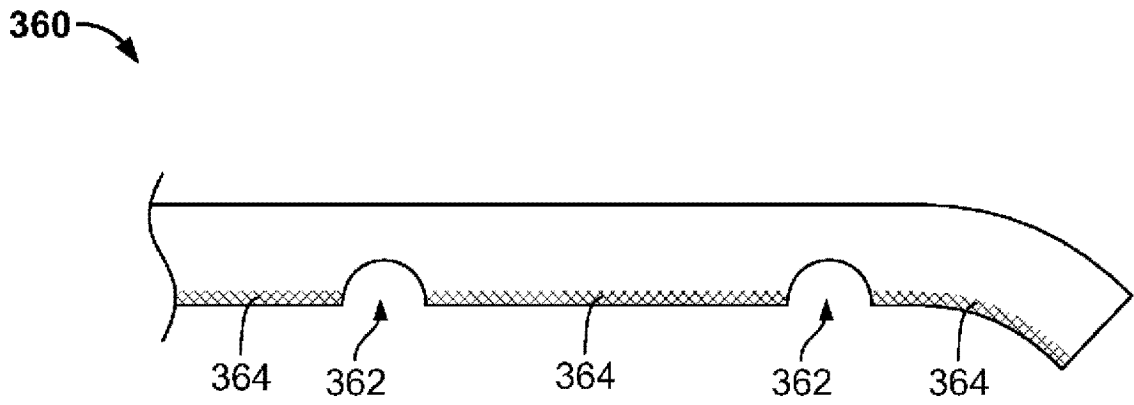


图 23

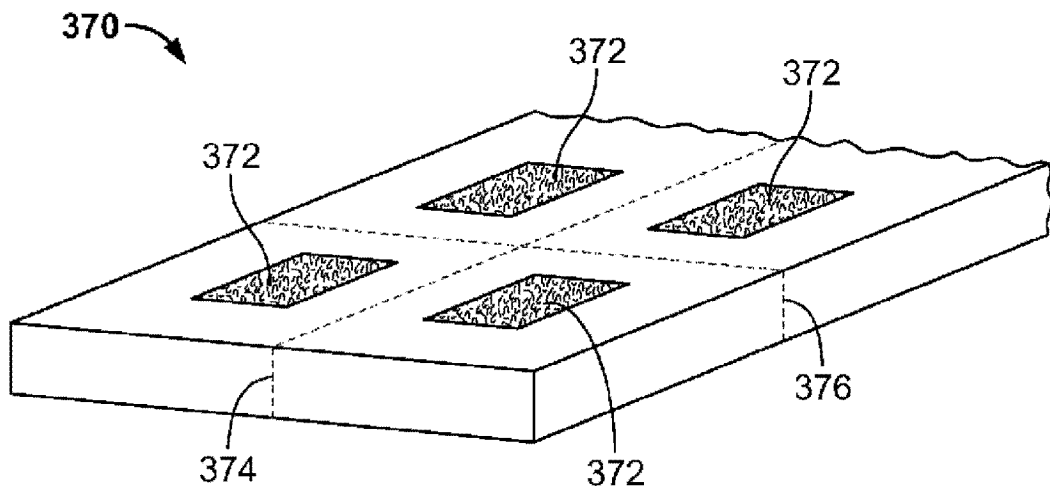


图 24

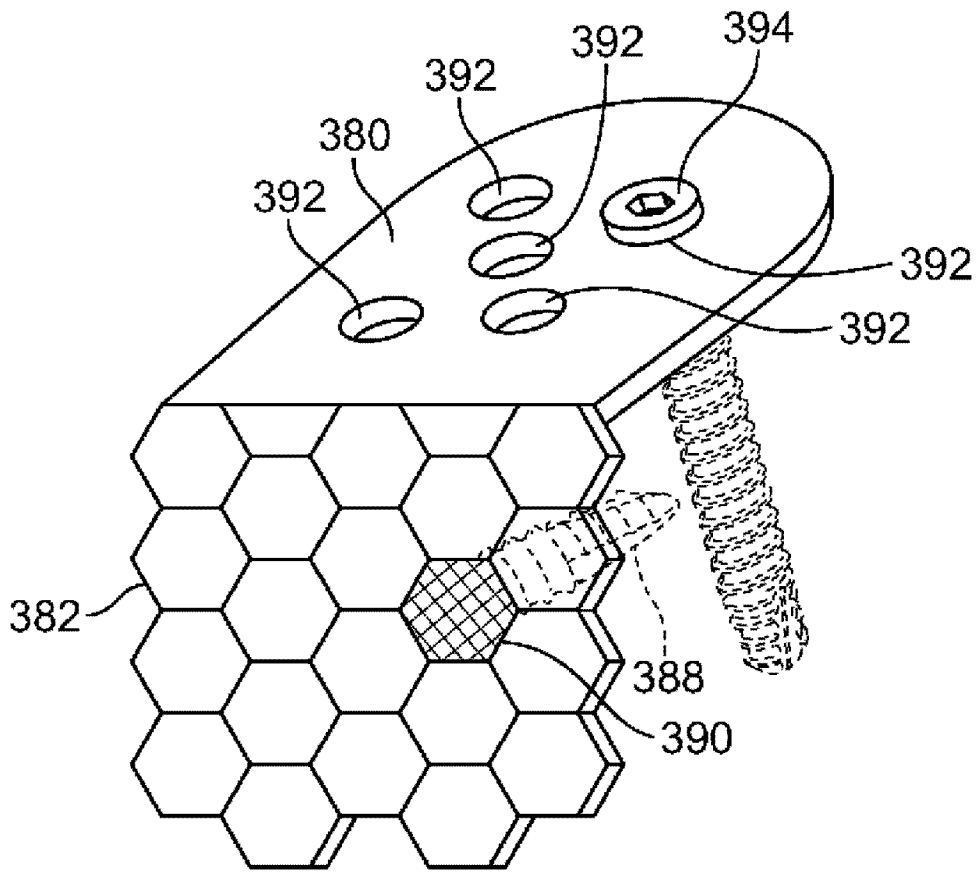


图 25

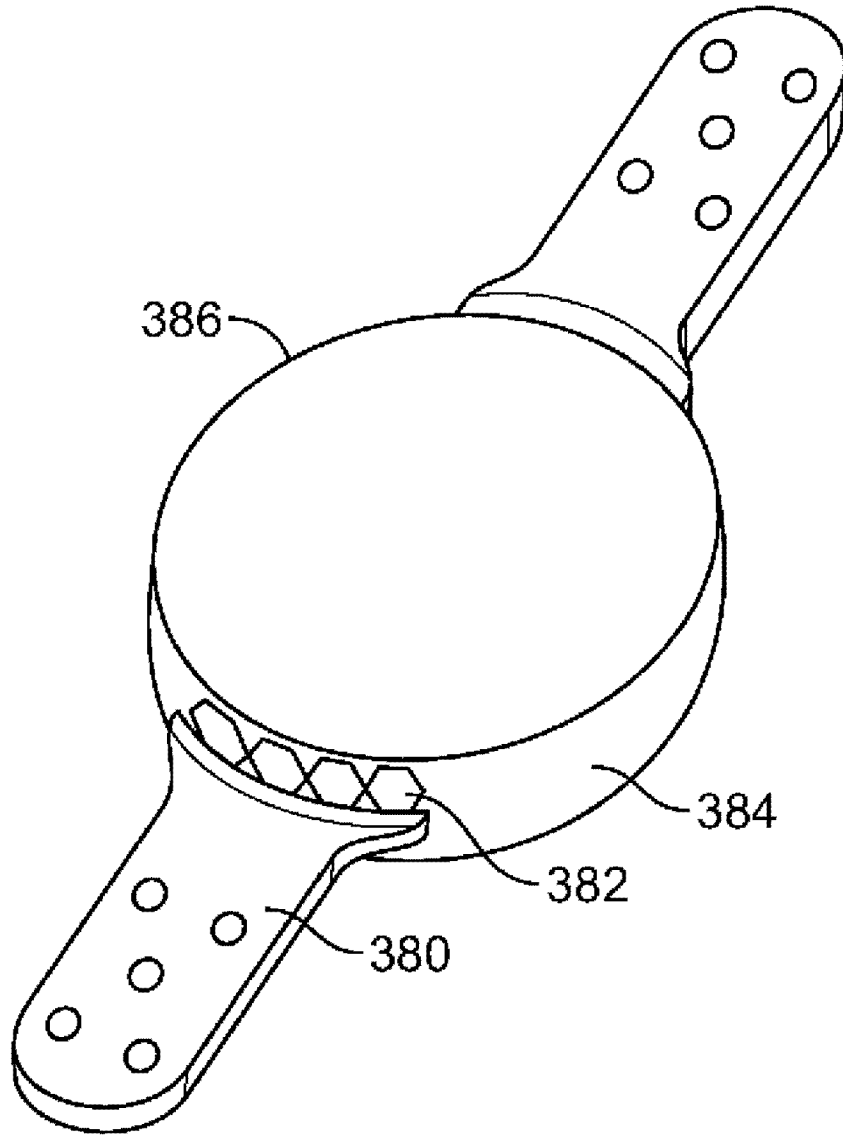


图 26

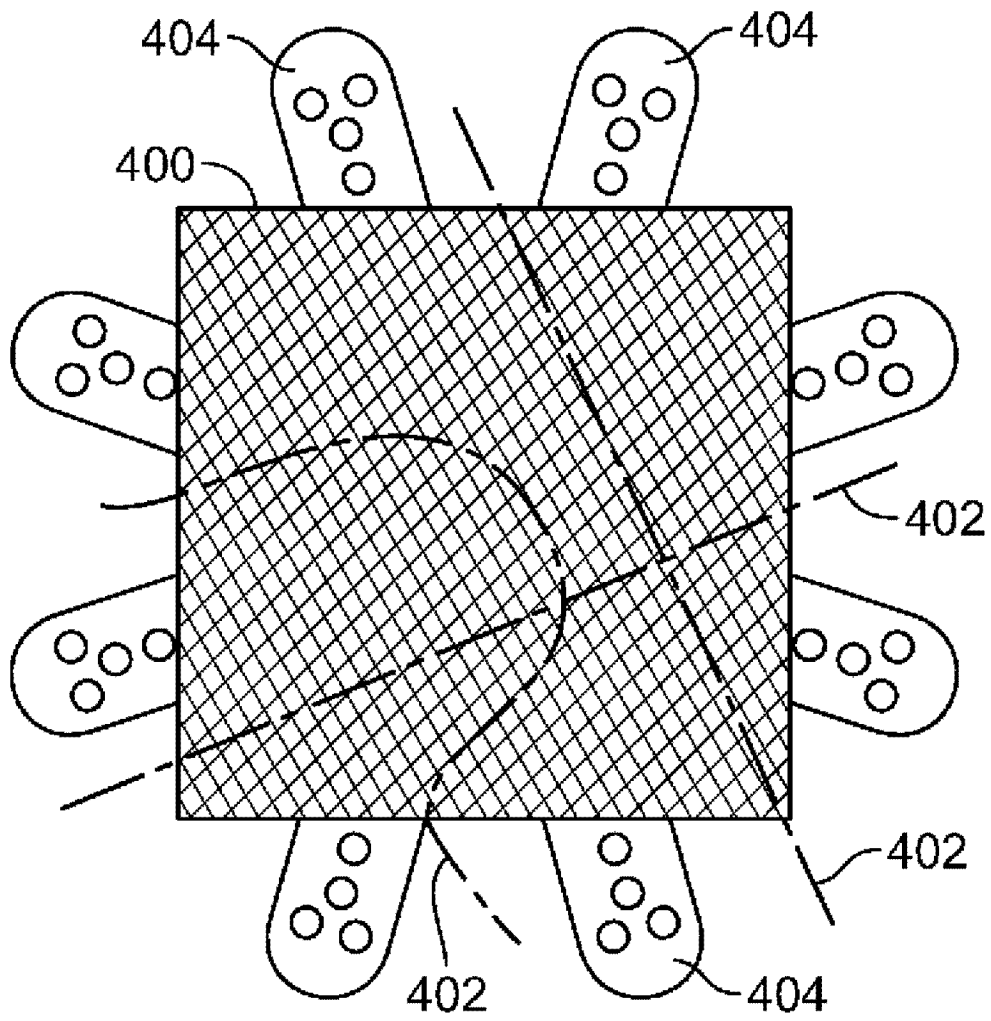


图 27



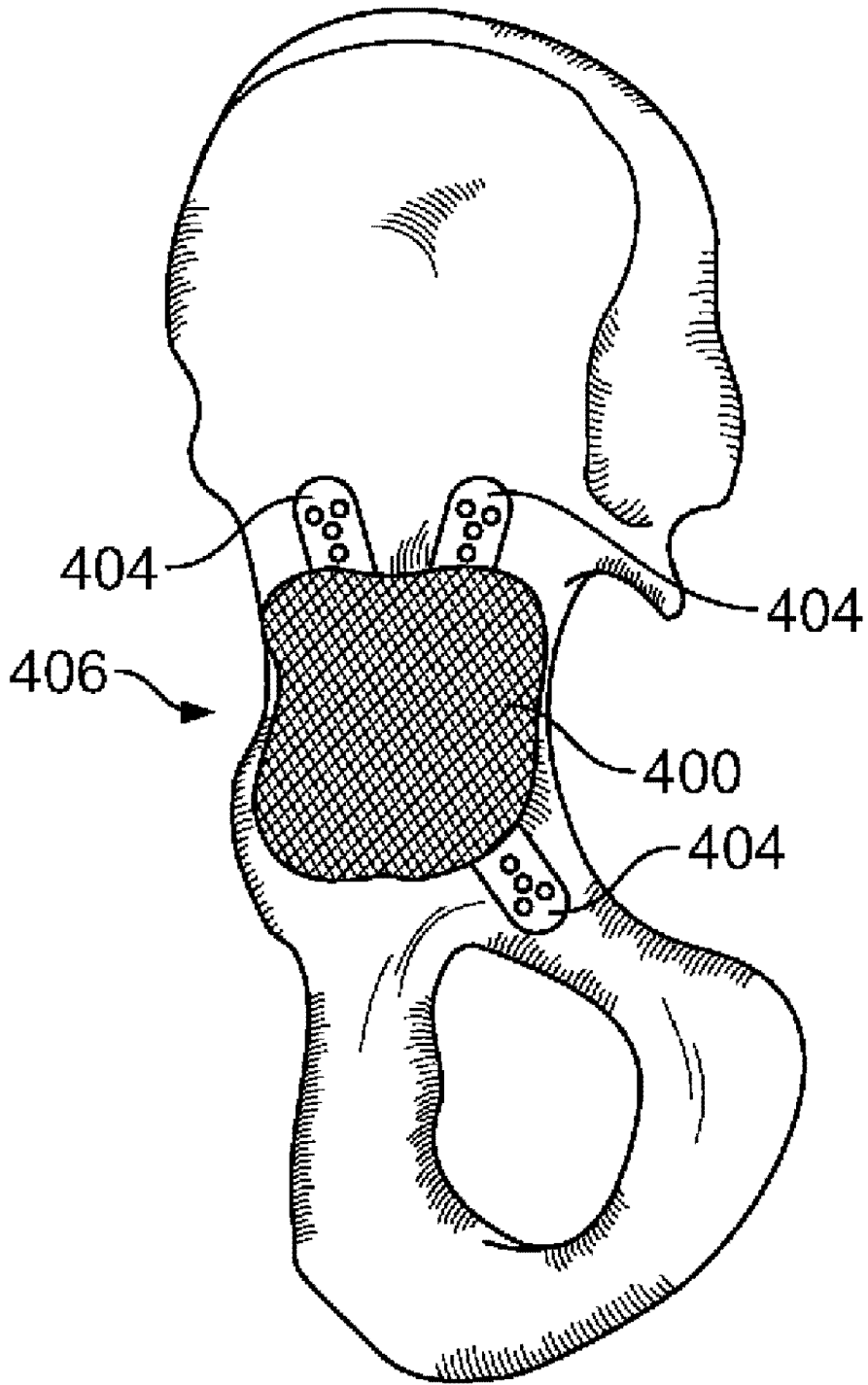


图 28

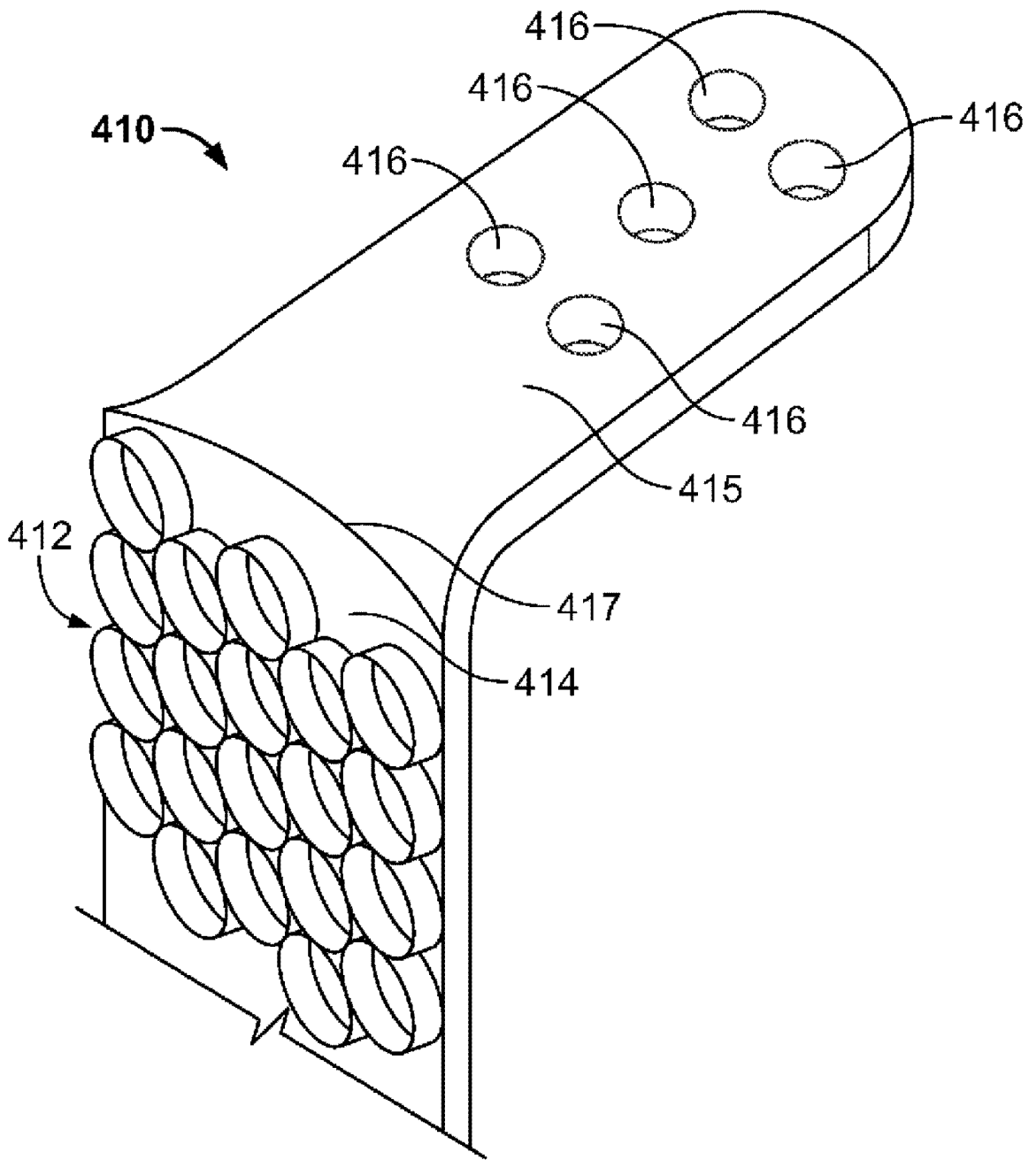


图 29

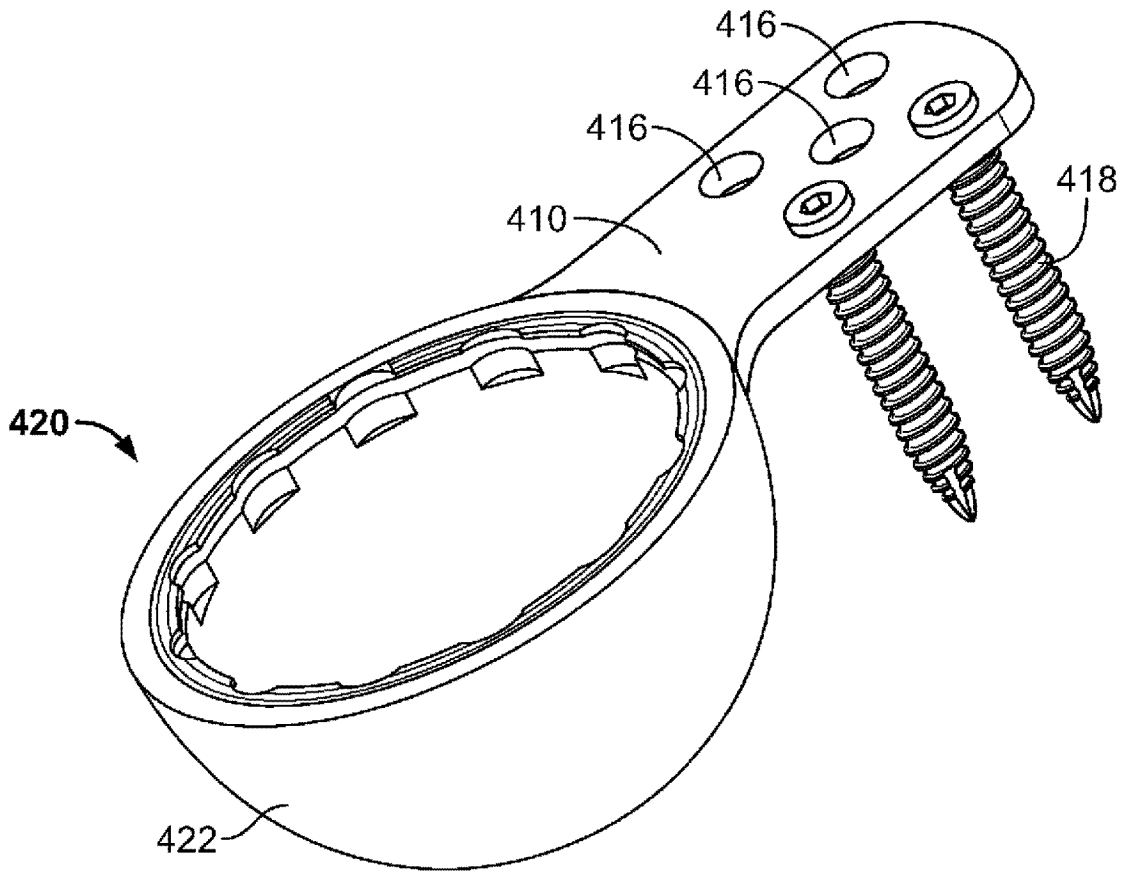


图 30

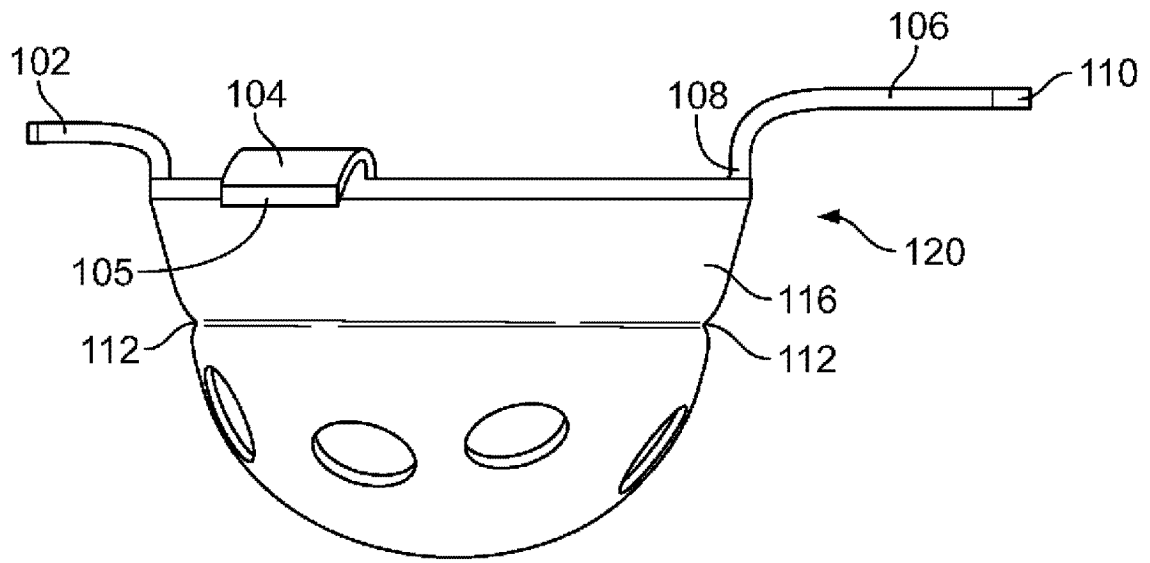


图 31

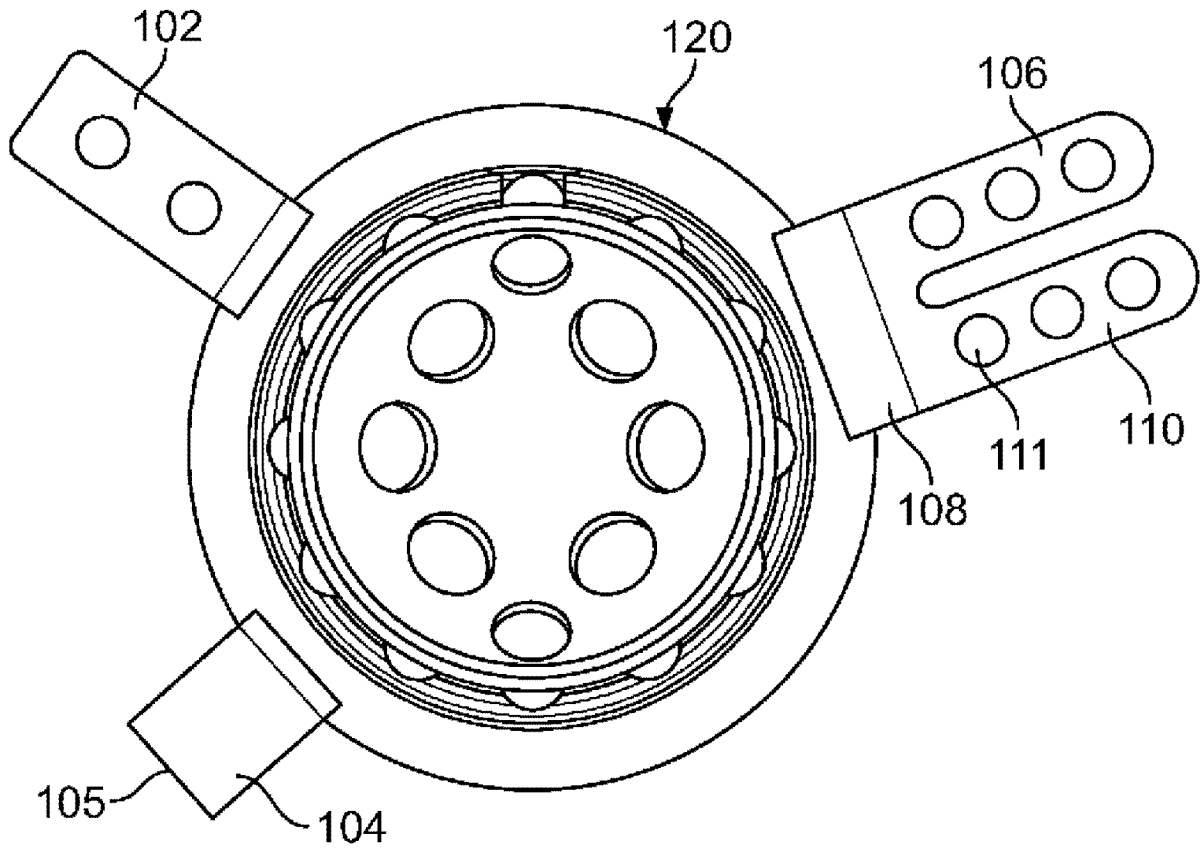


图 32

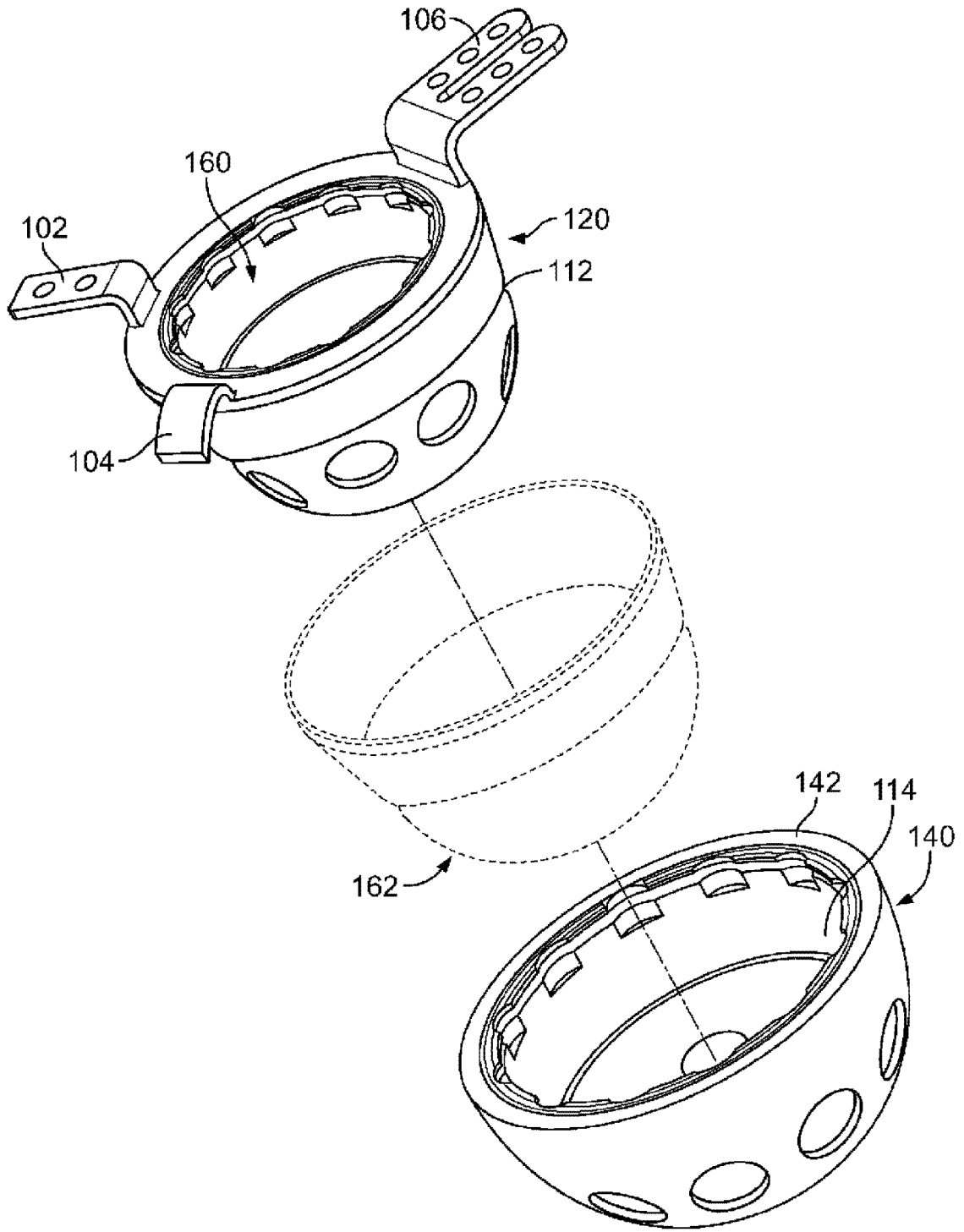


图 33

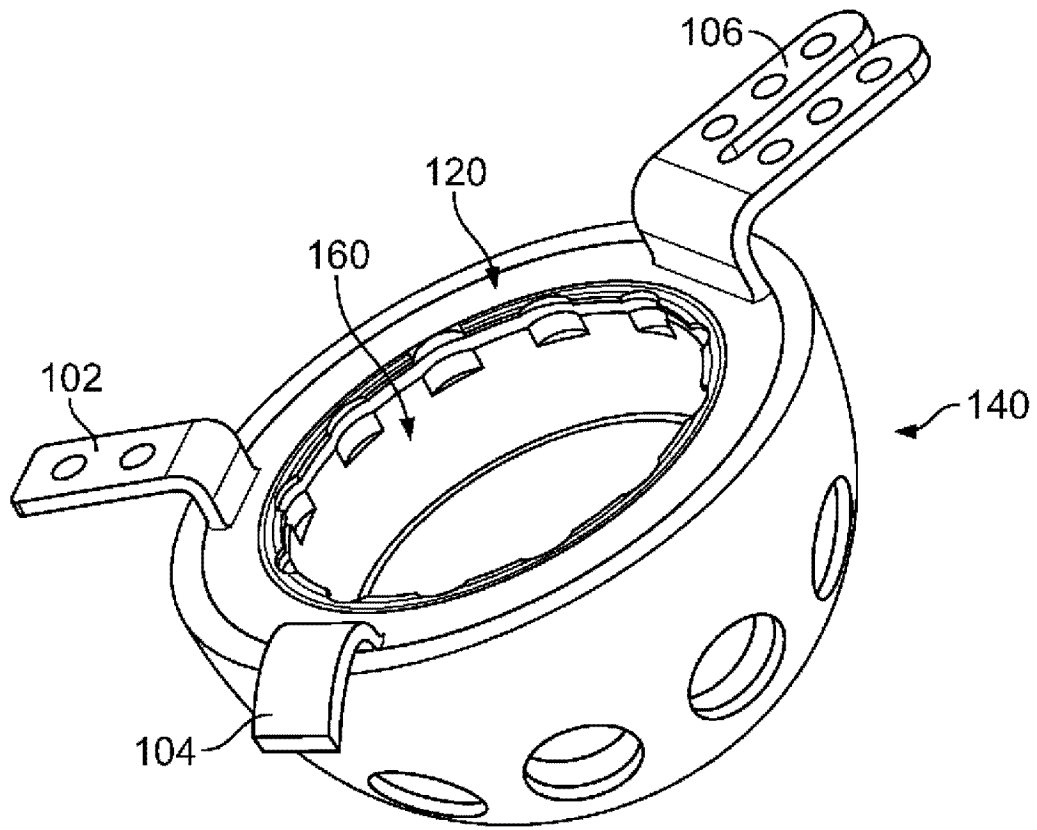


图 34

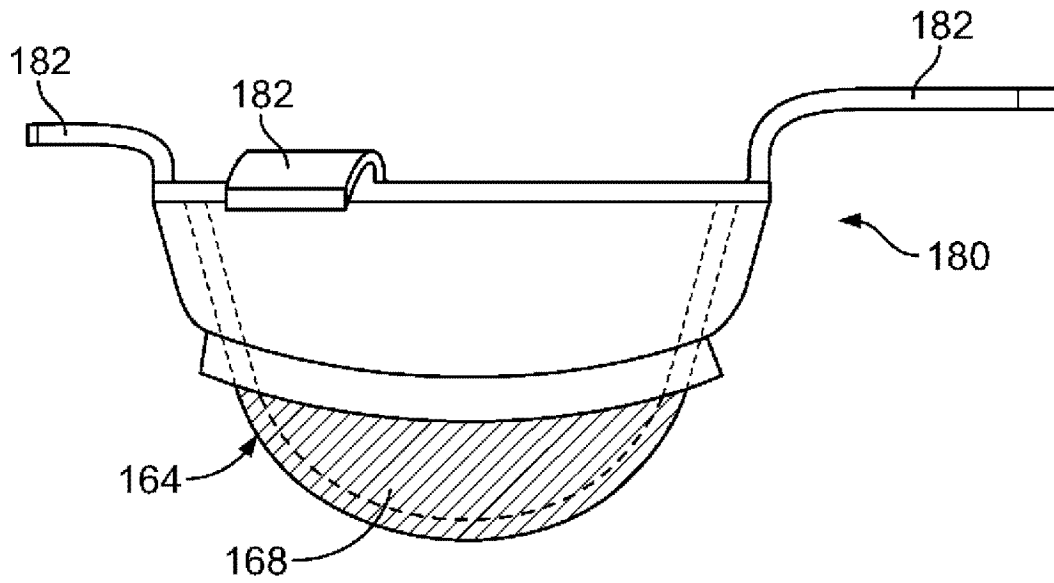


图 35

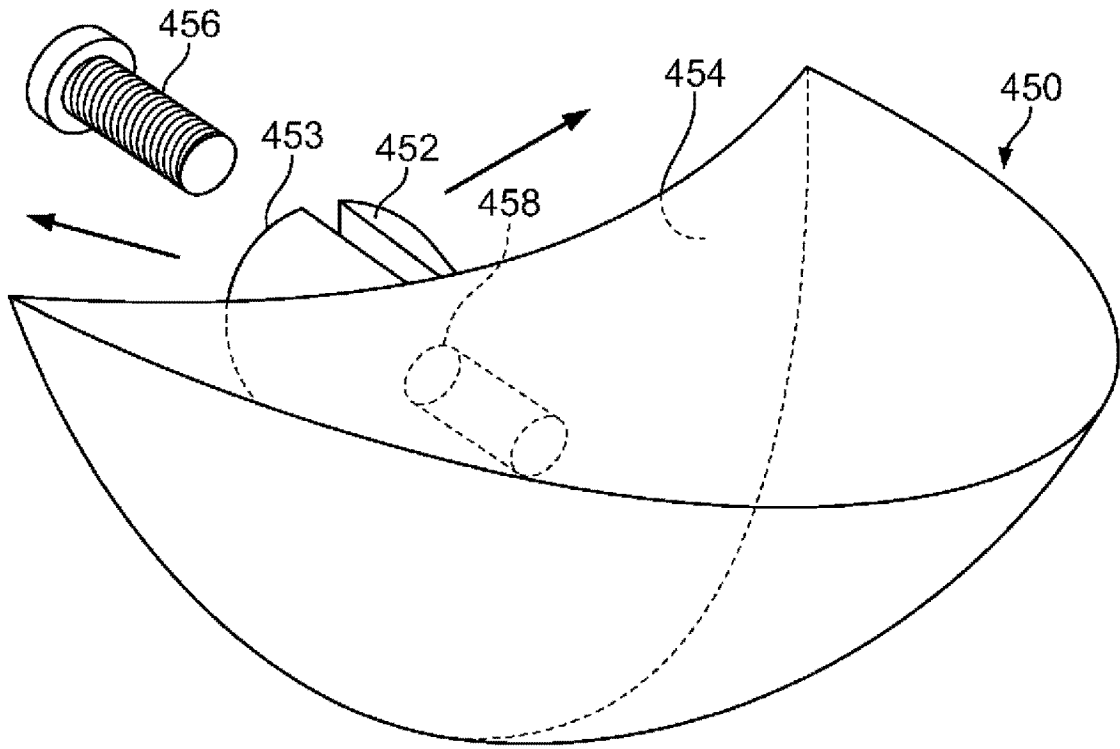


图 36



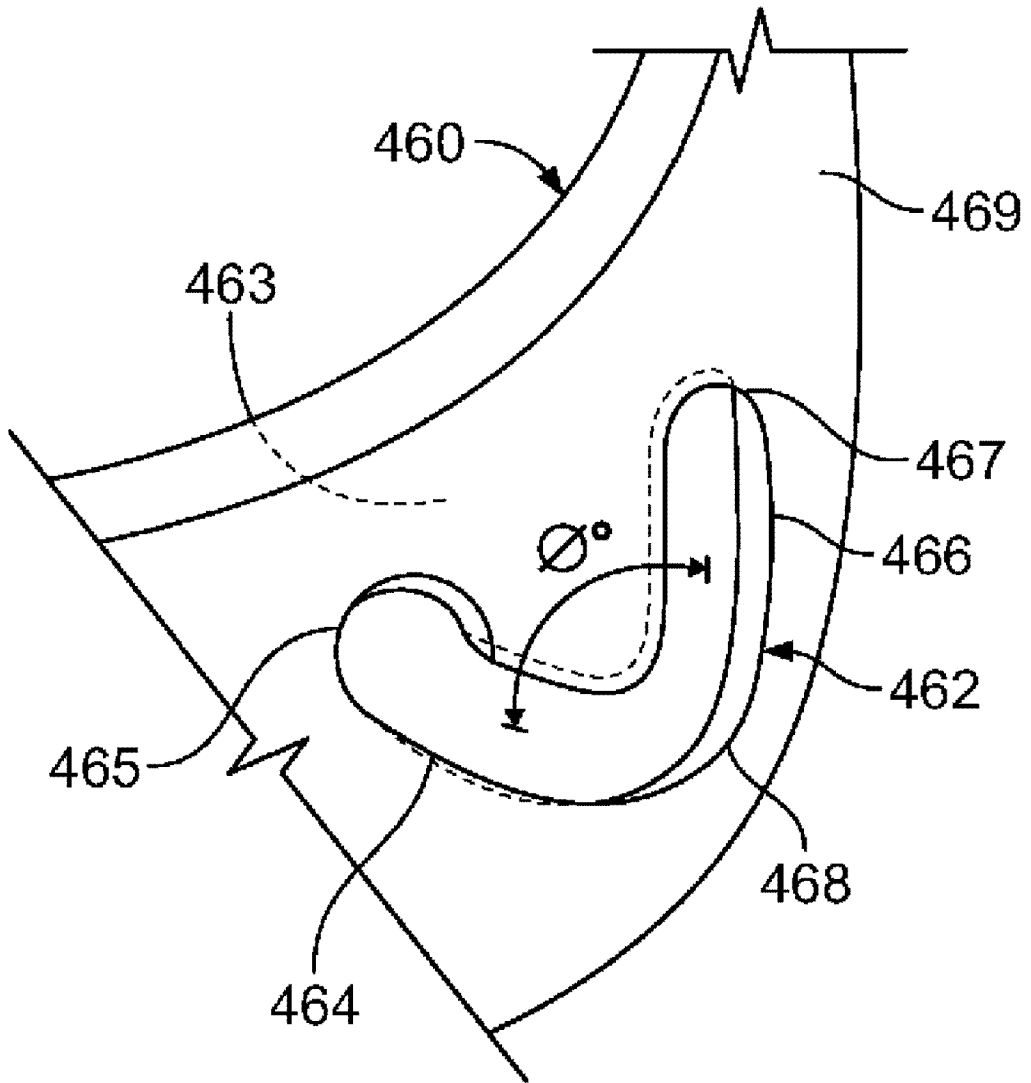


图 37

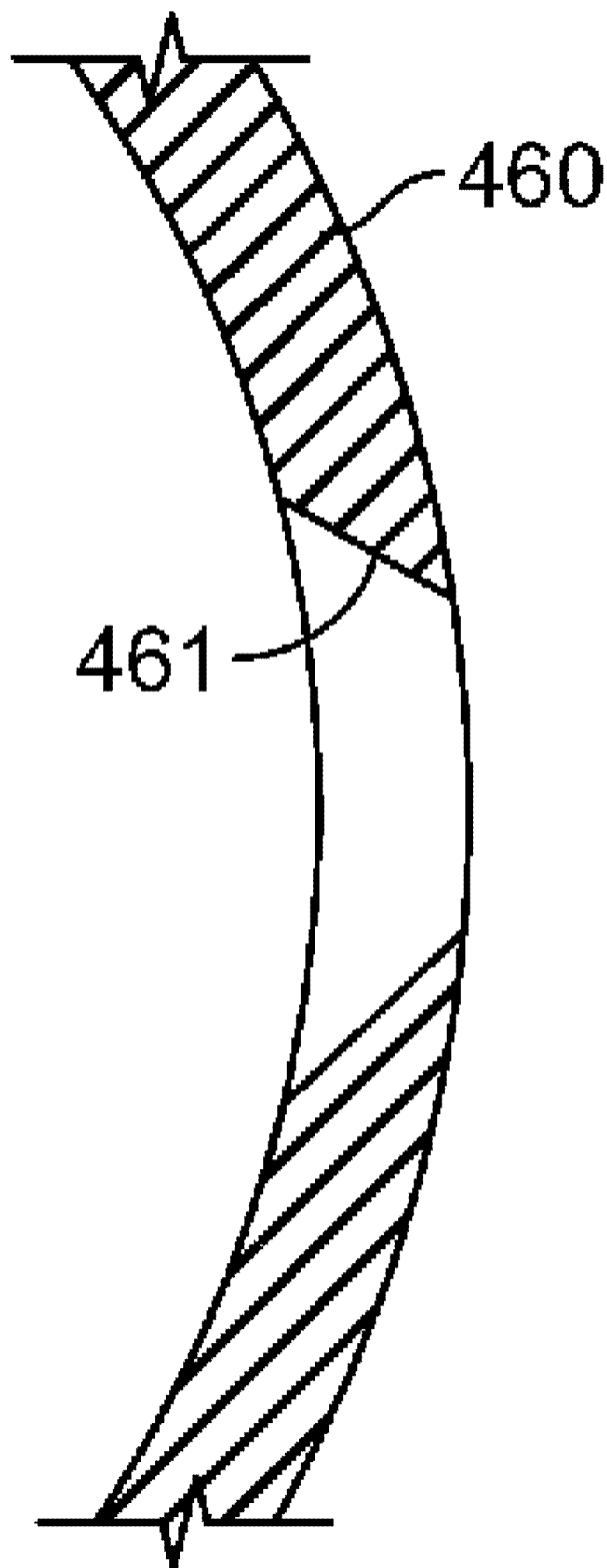


图 38

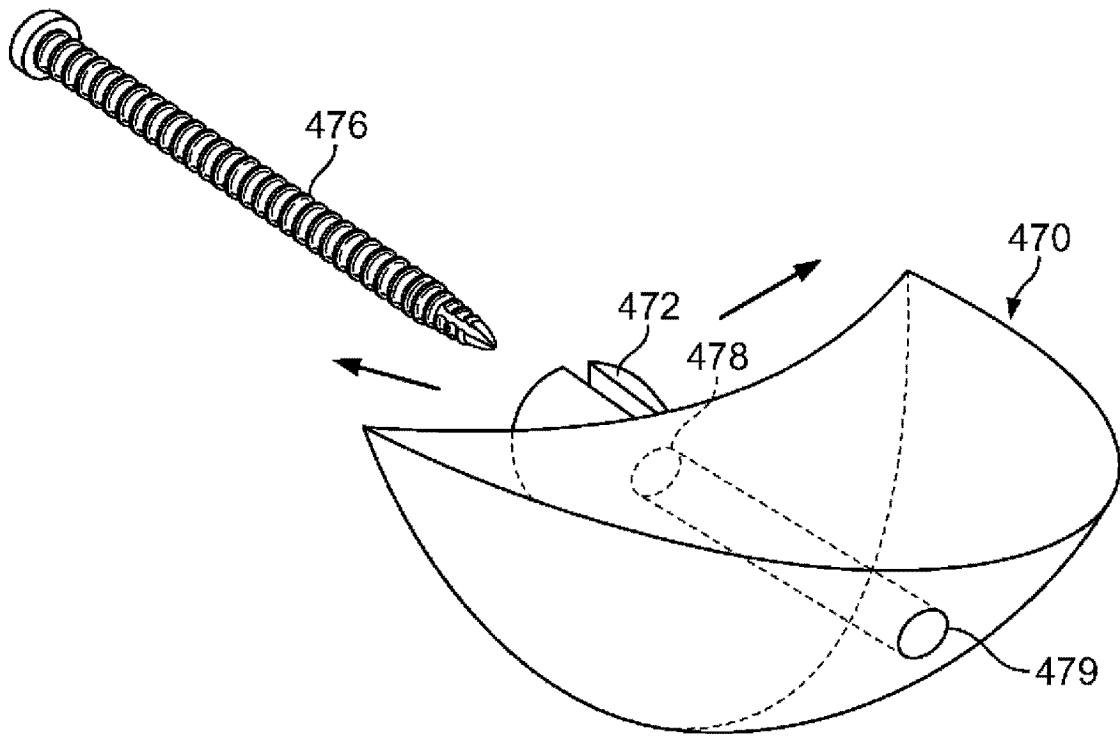


图 39

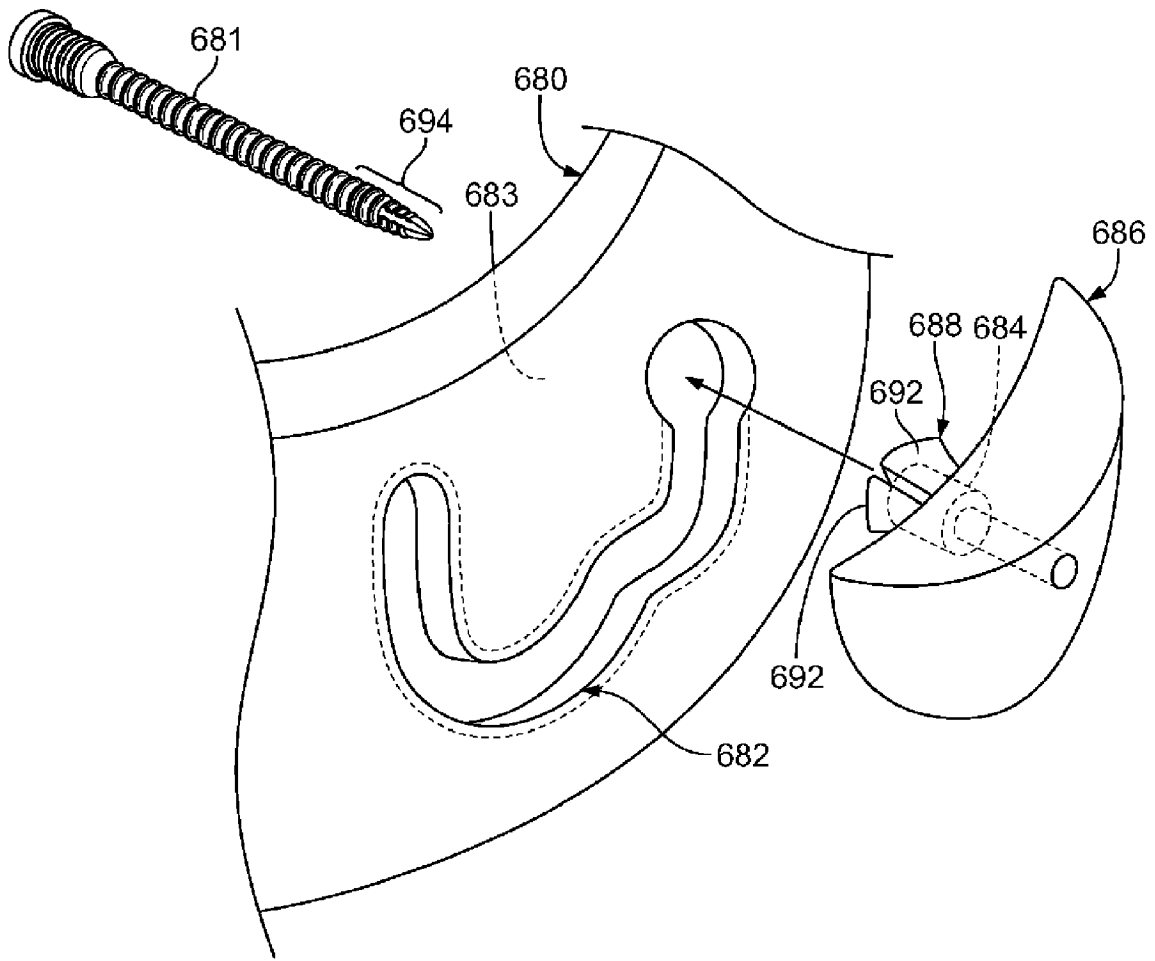


图 40

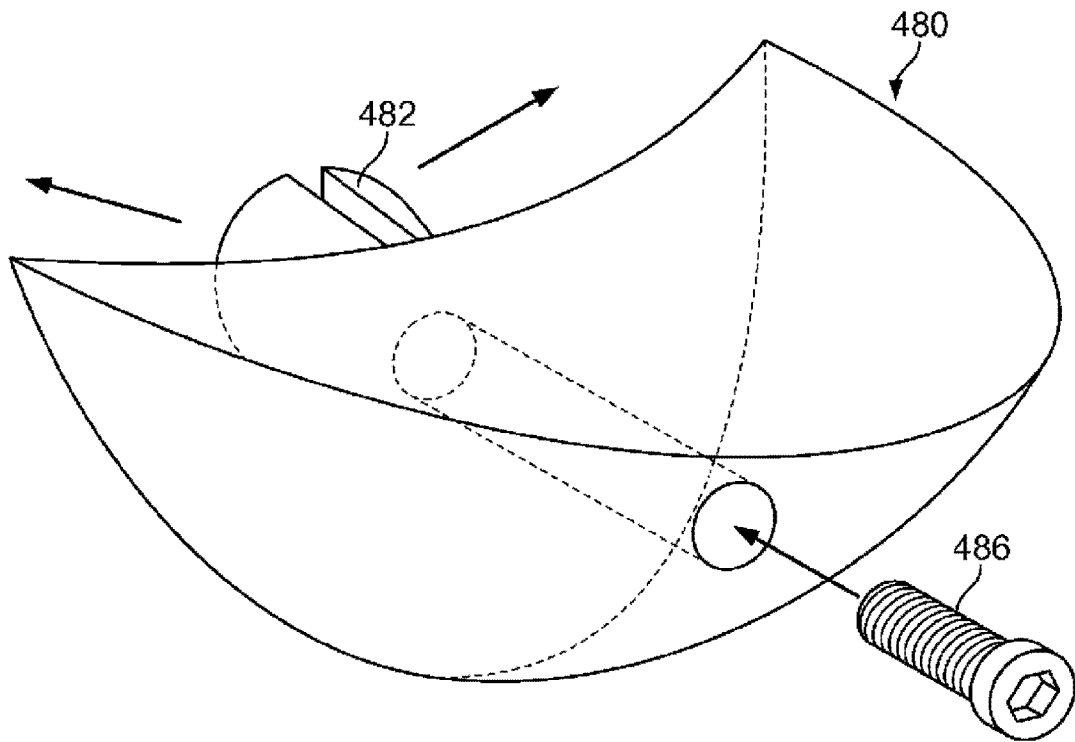


图 41

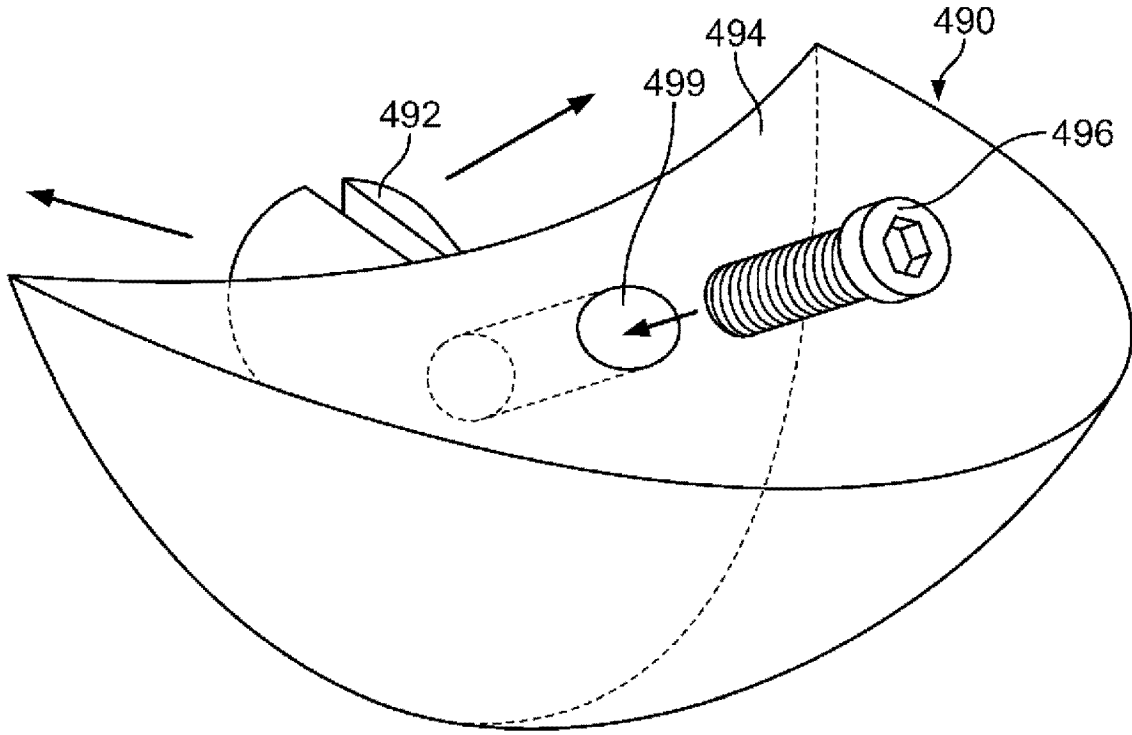


图 42

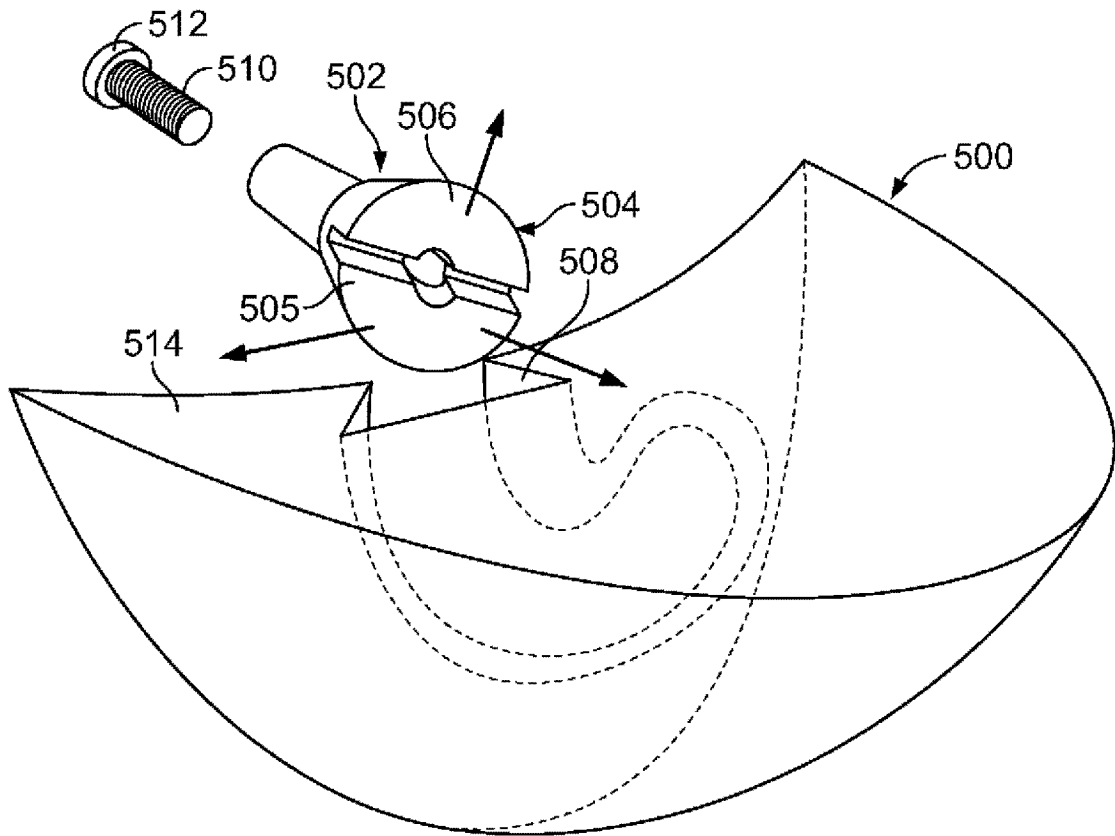


图 43

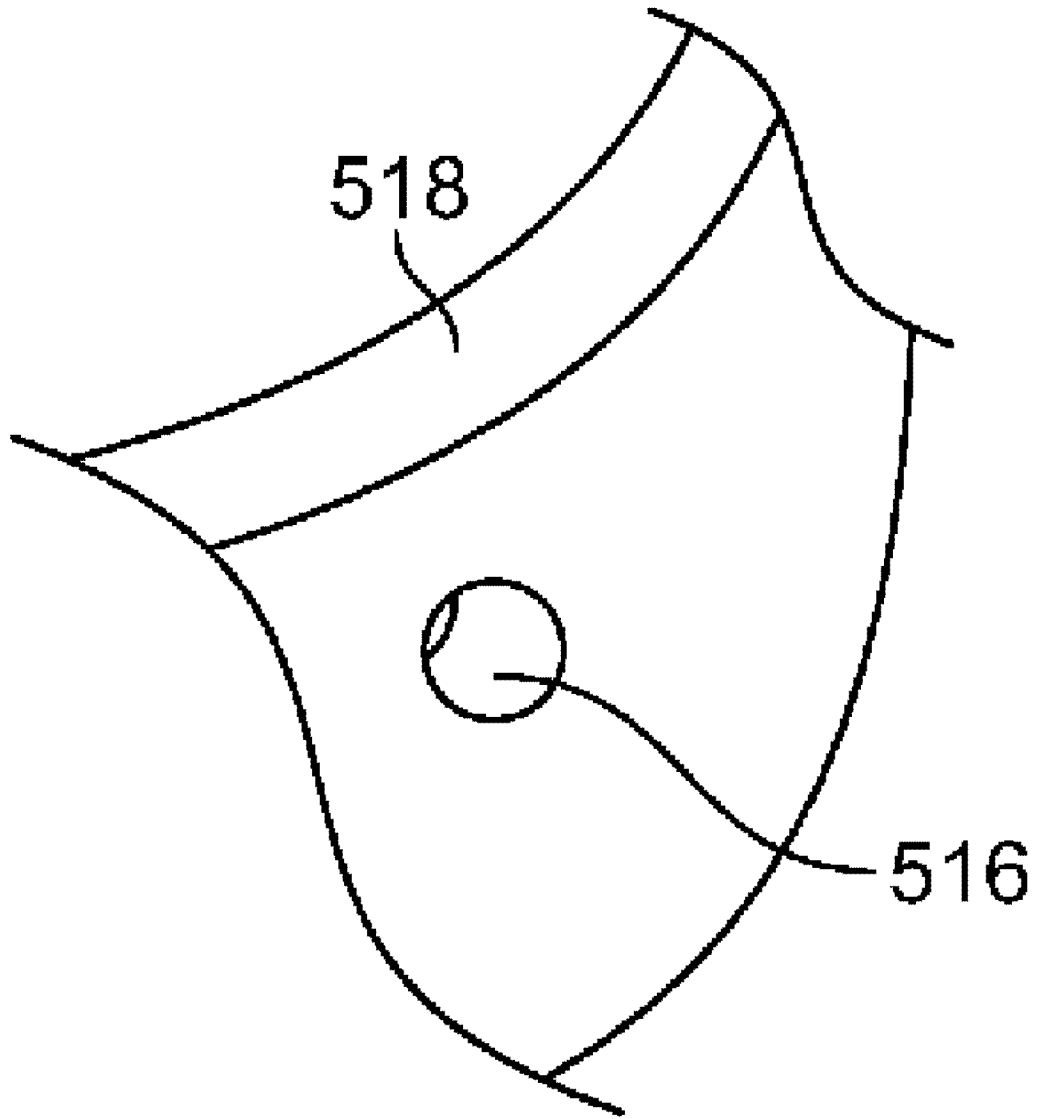


图 44



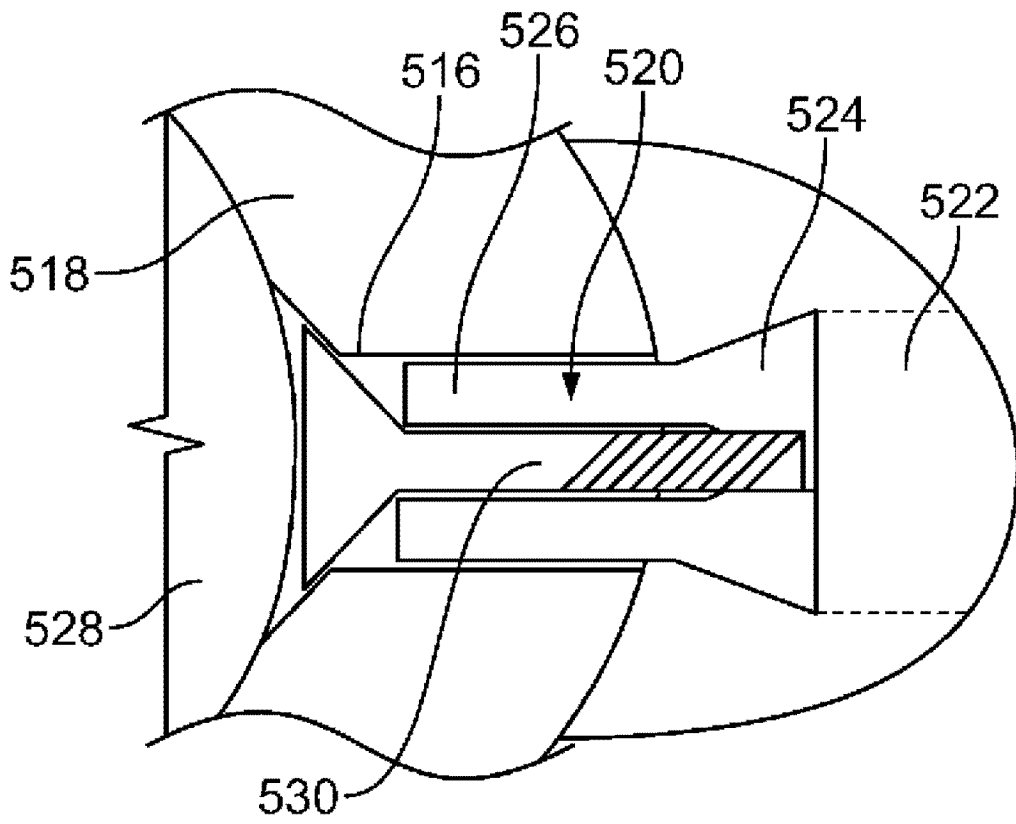


图 45

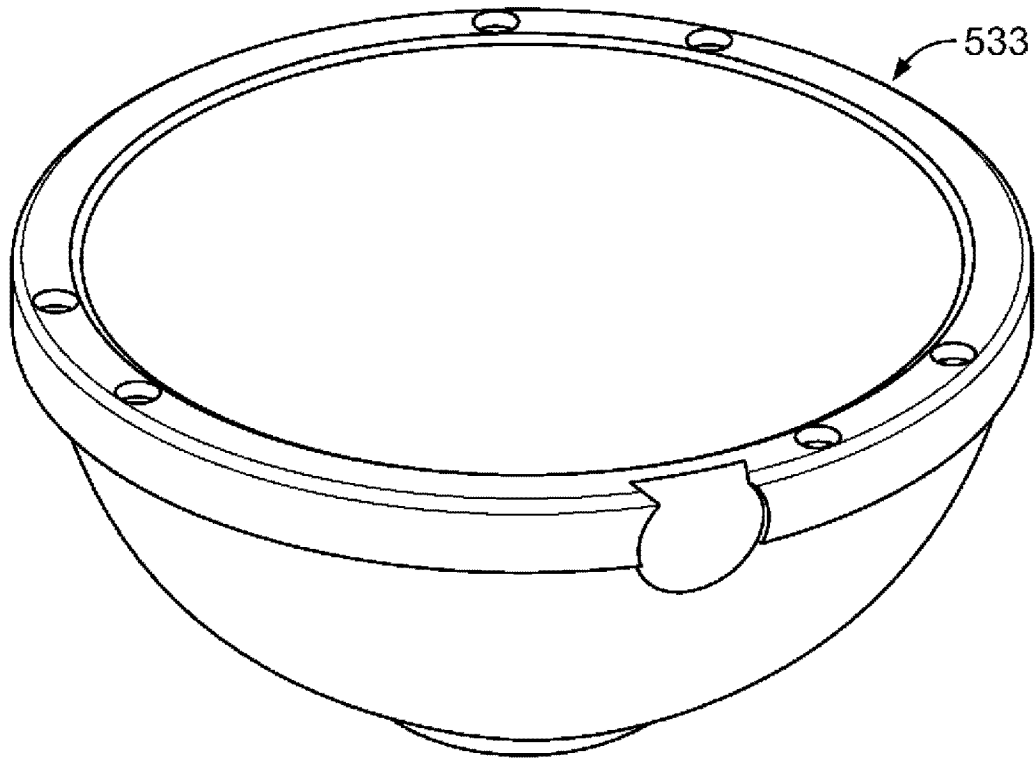


图 46 (现有技术)

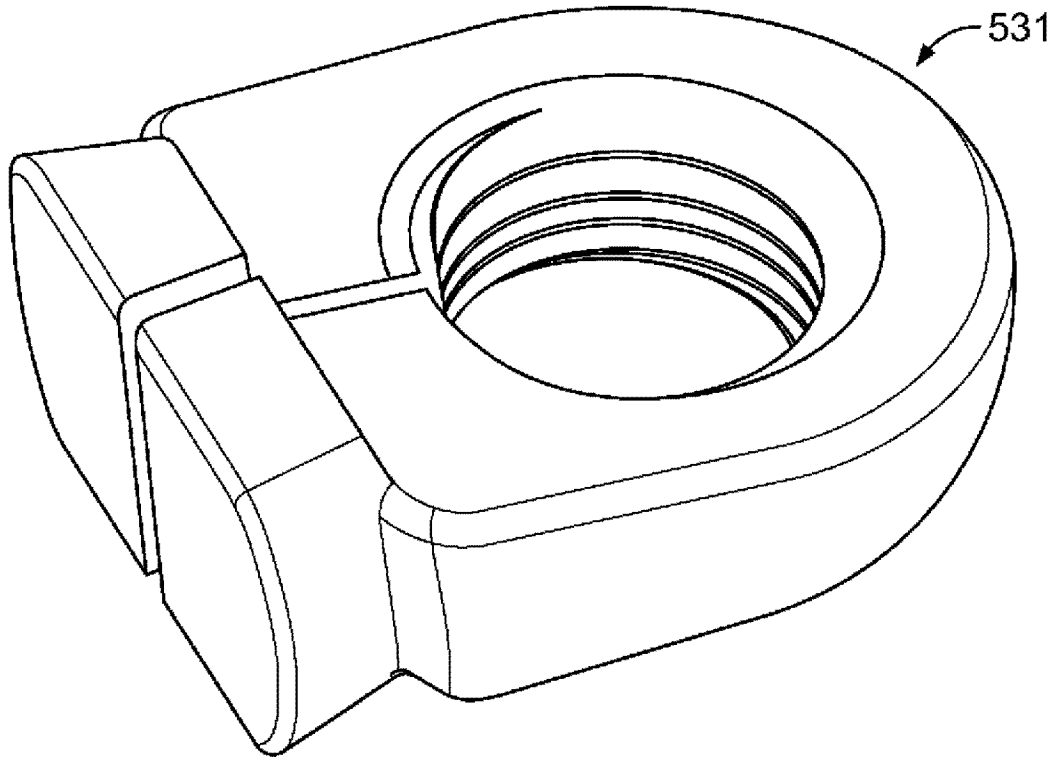


图 47 (现有技术)

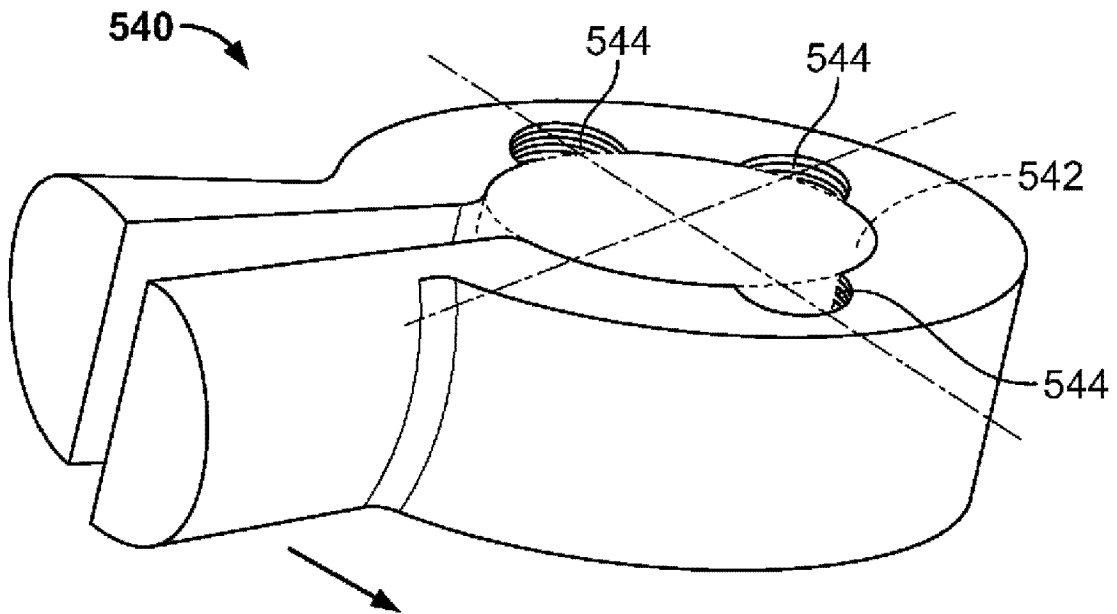


图 48

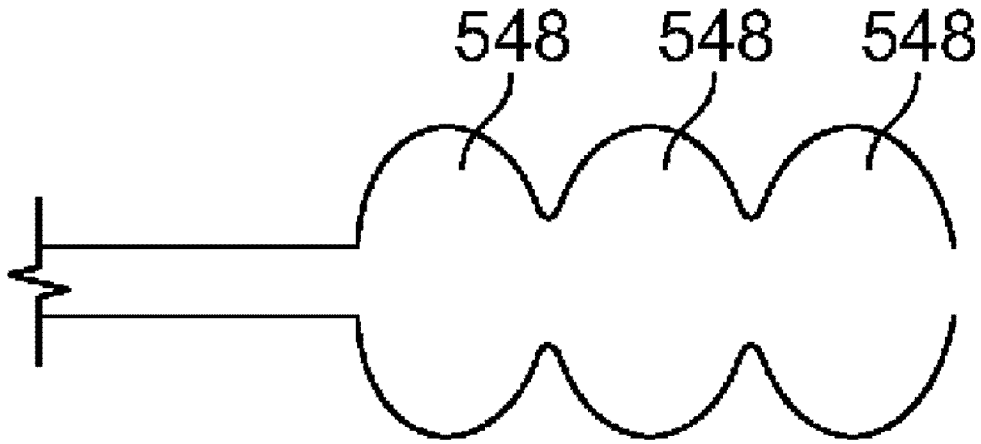


图 49

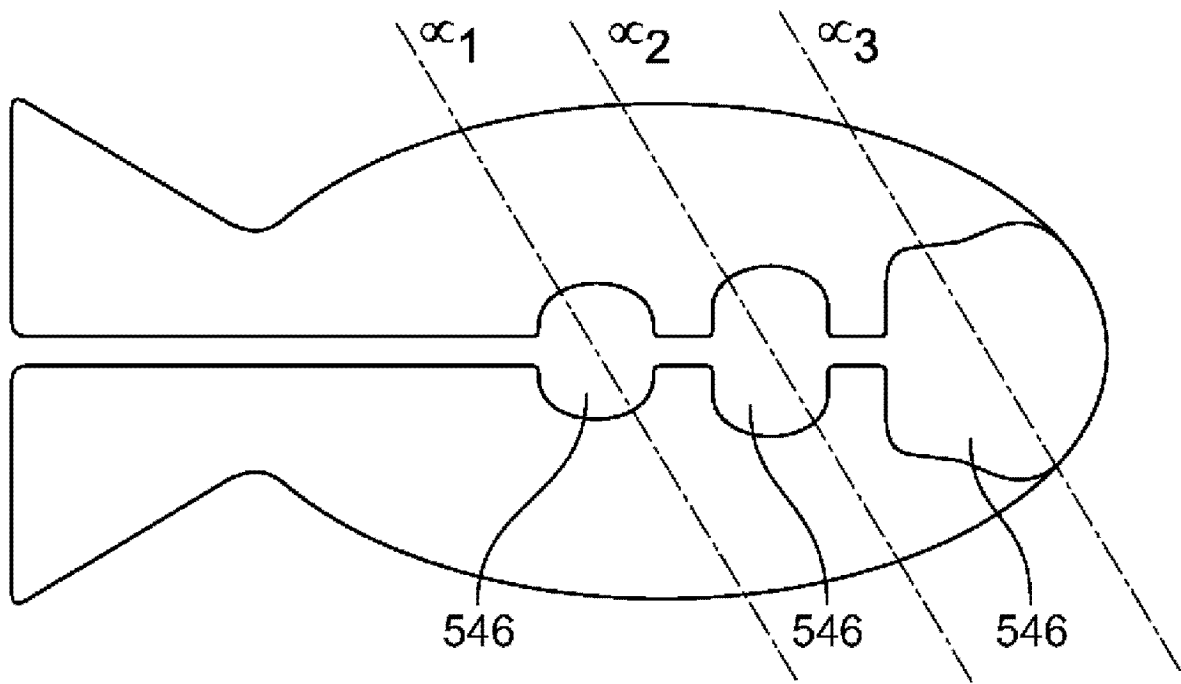


图 50

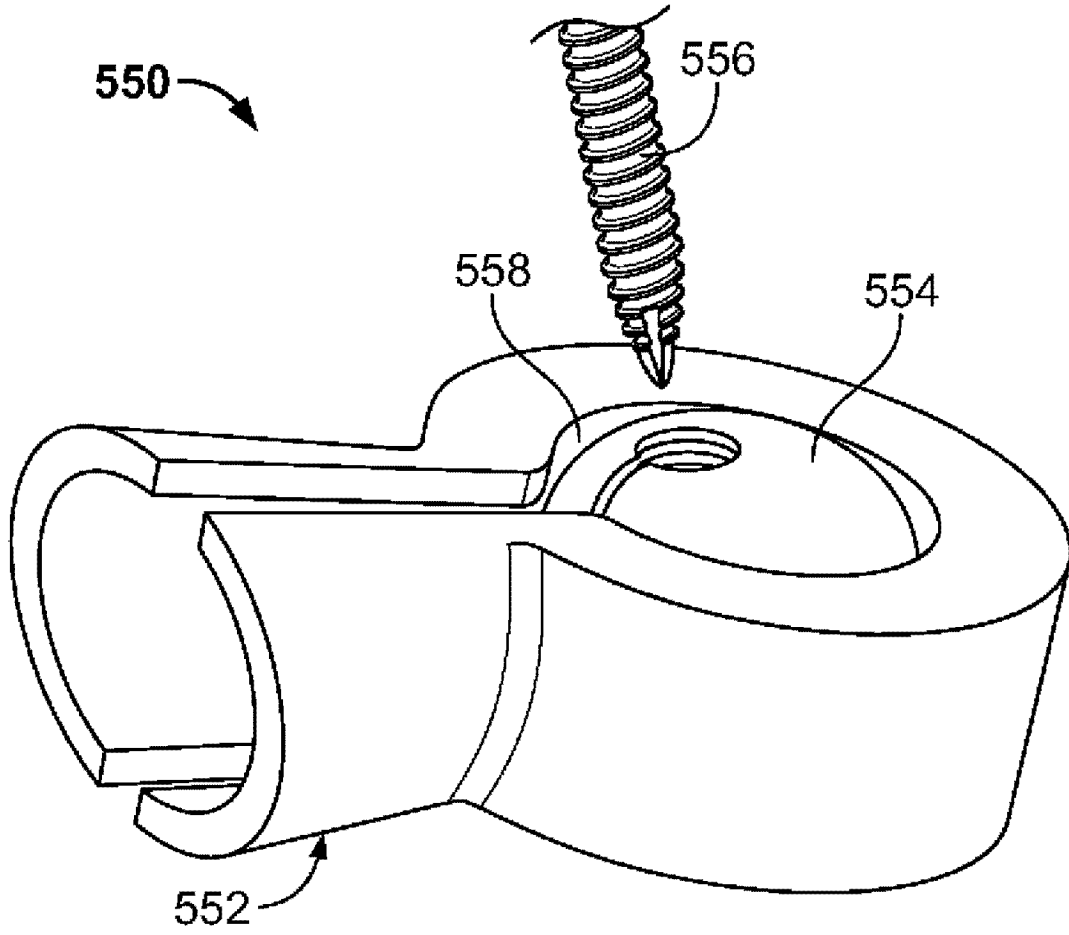


图 51

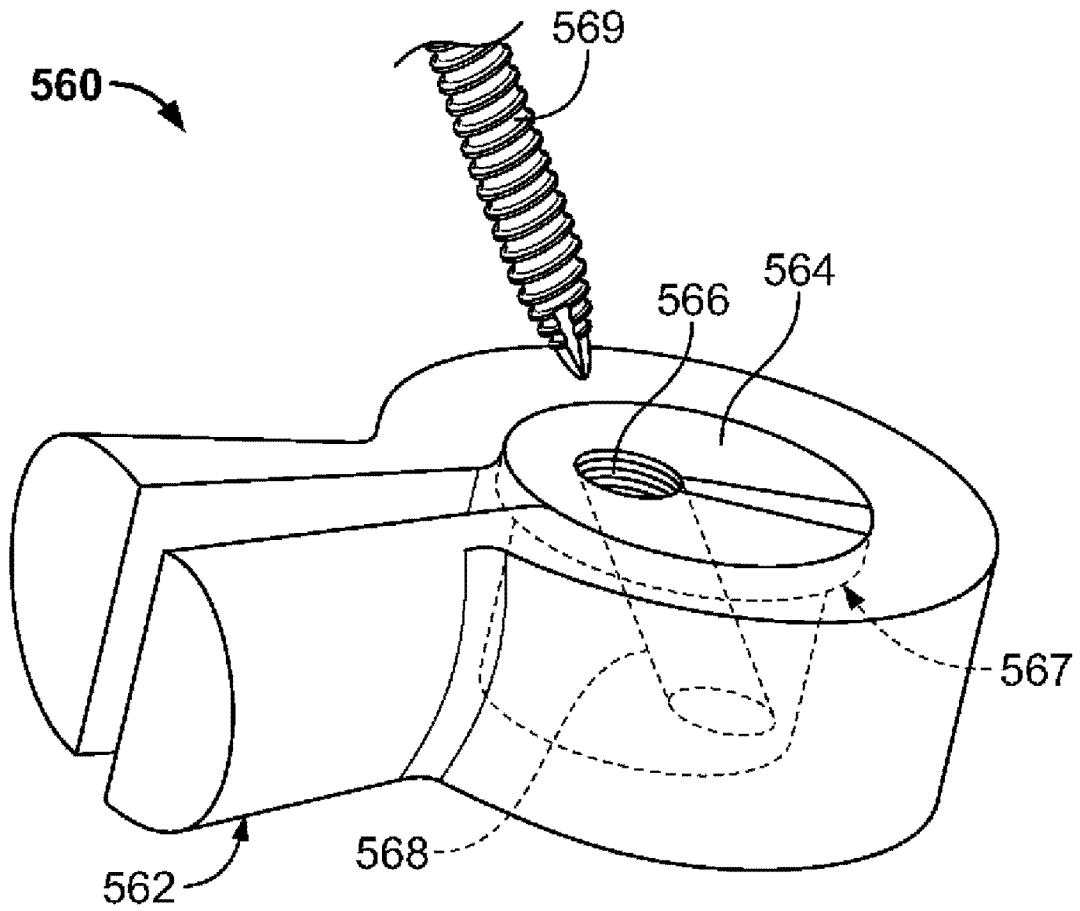


图 52

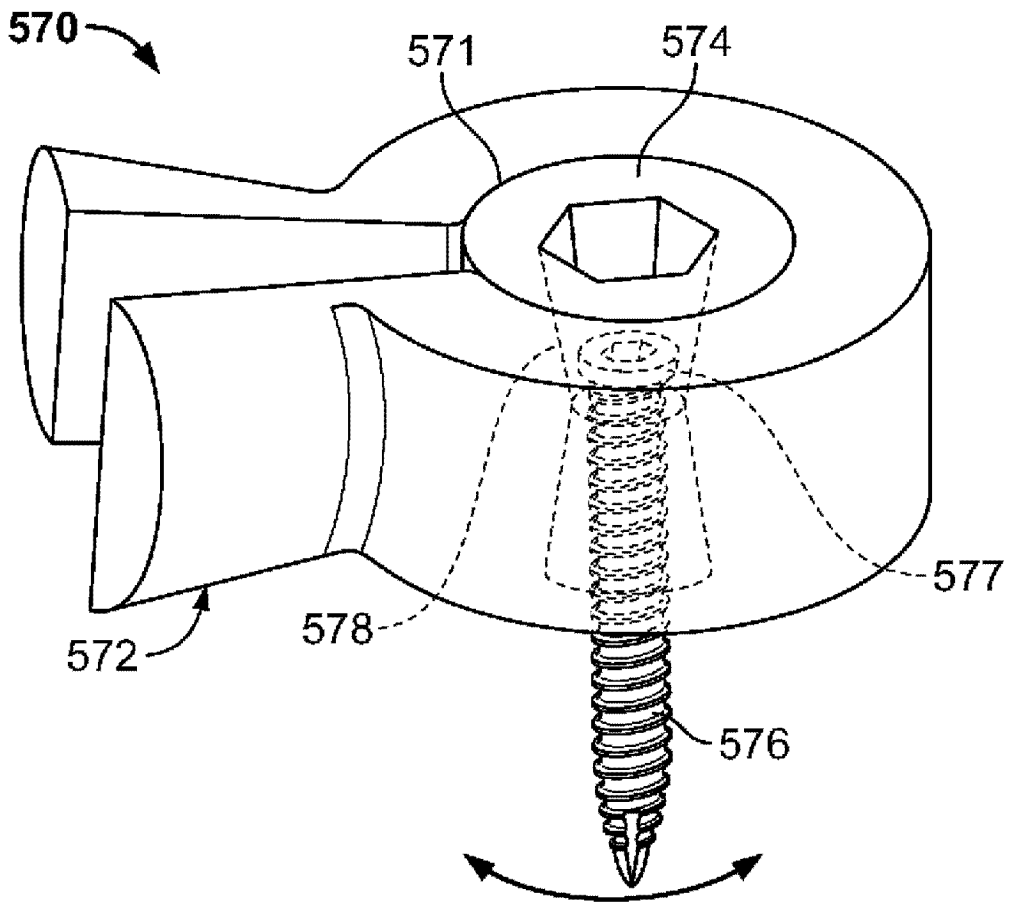


图 53

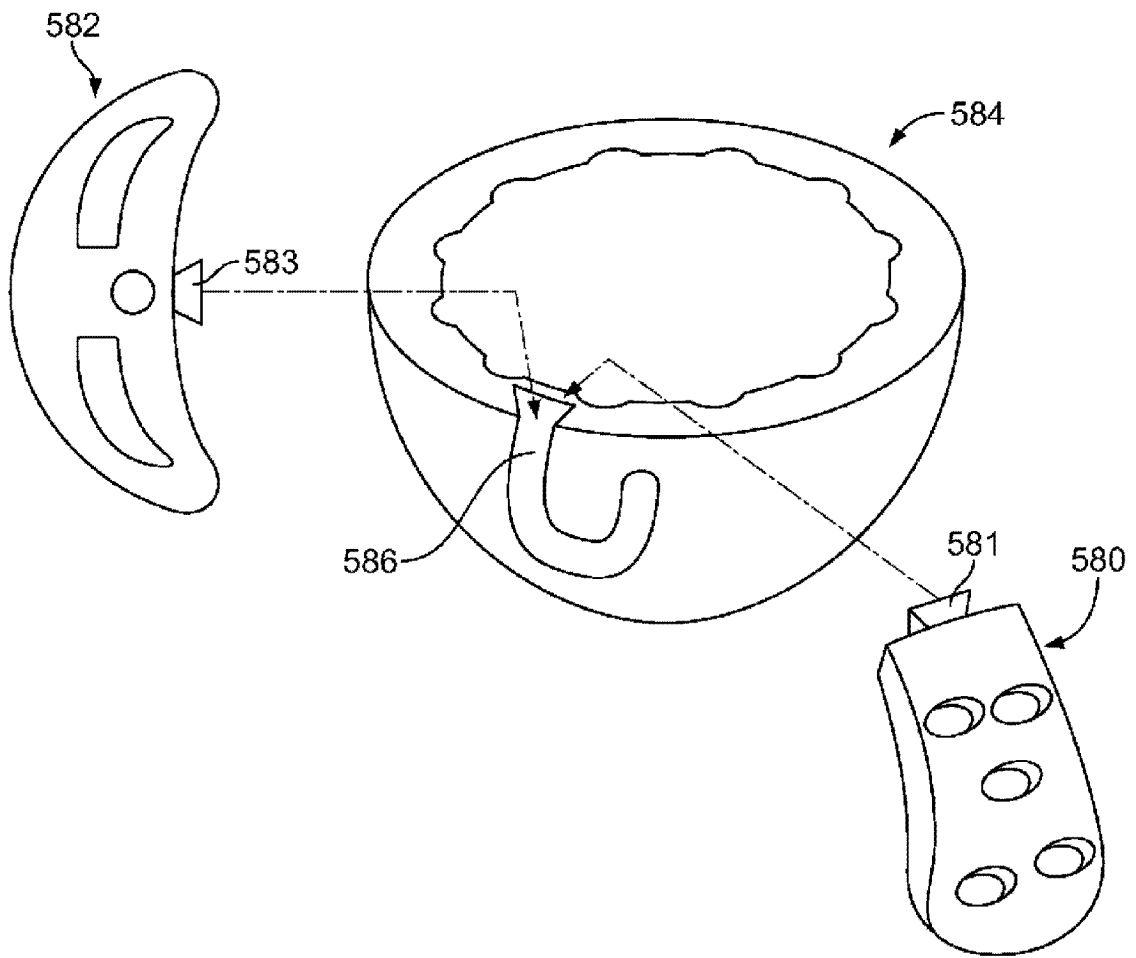


图 54



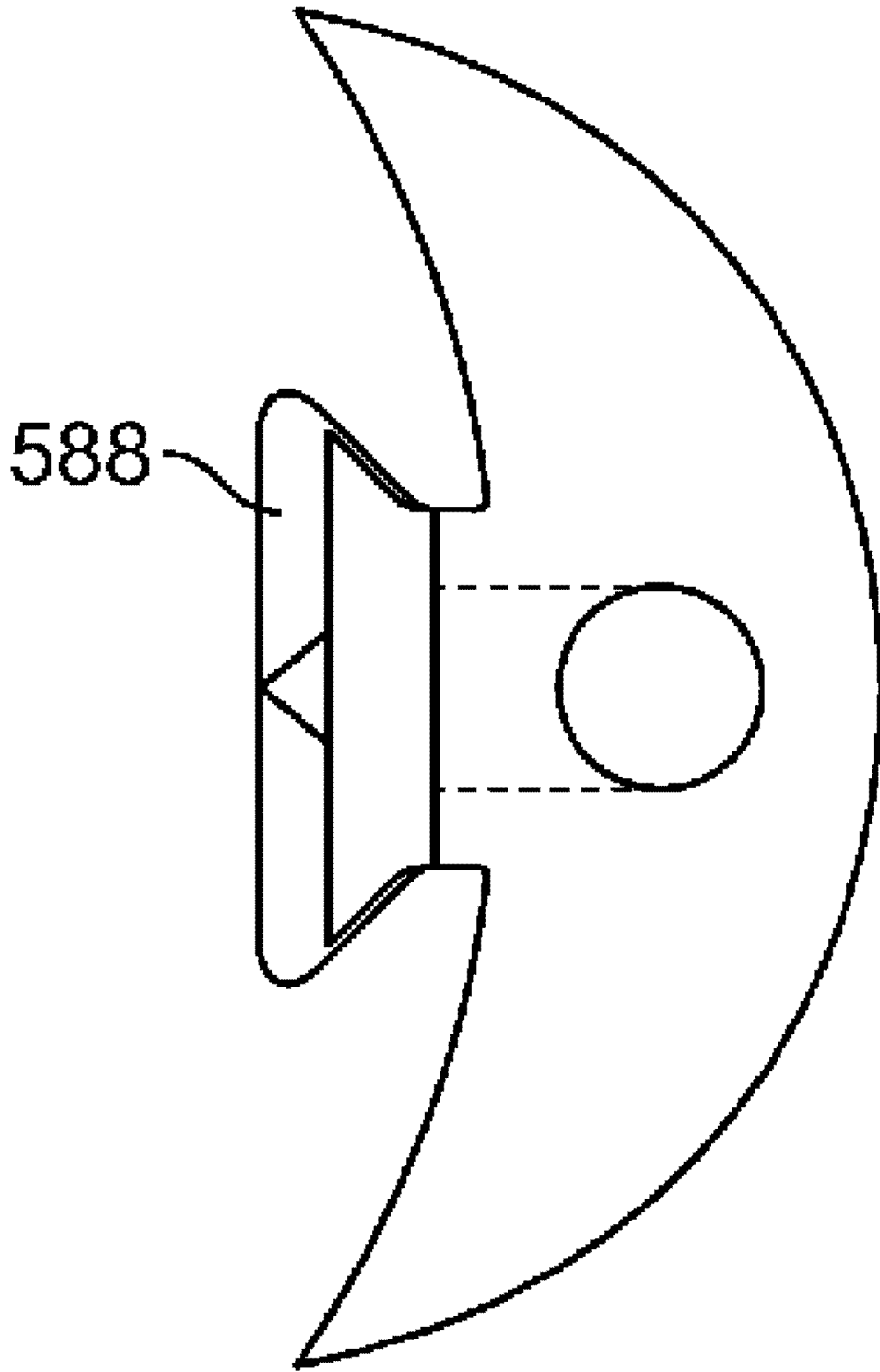


图 55

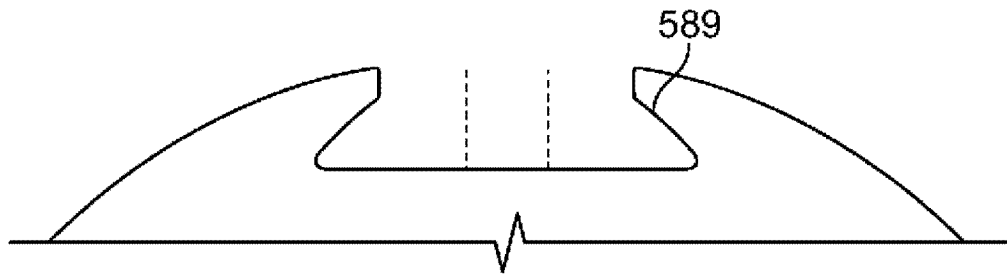


图 56

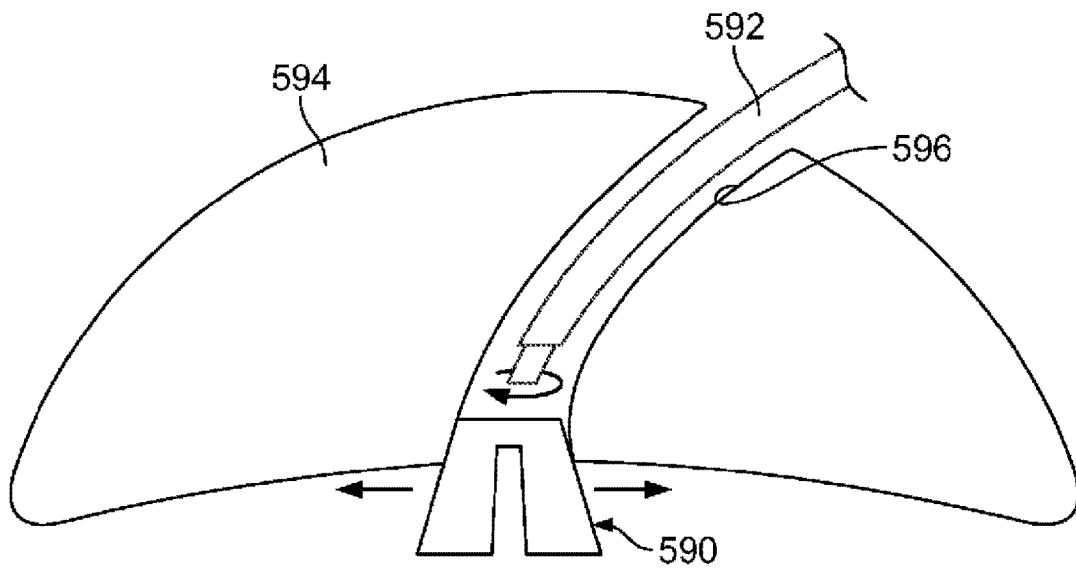


图 57

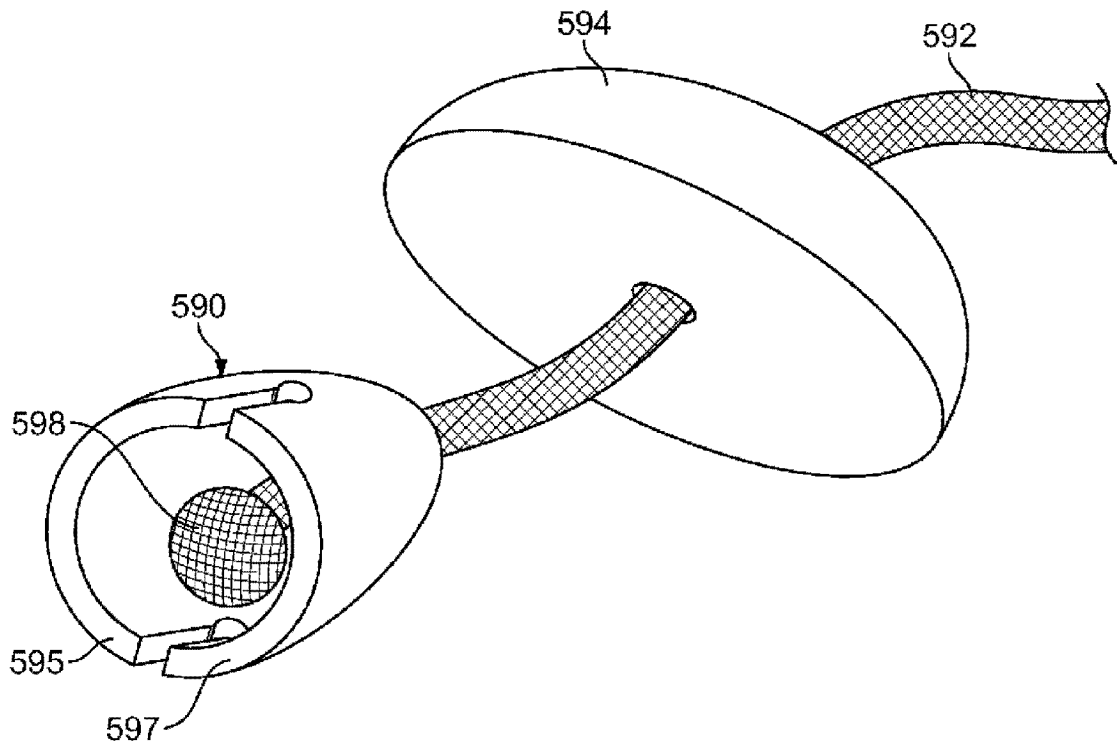


图 58

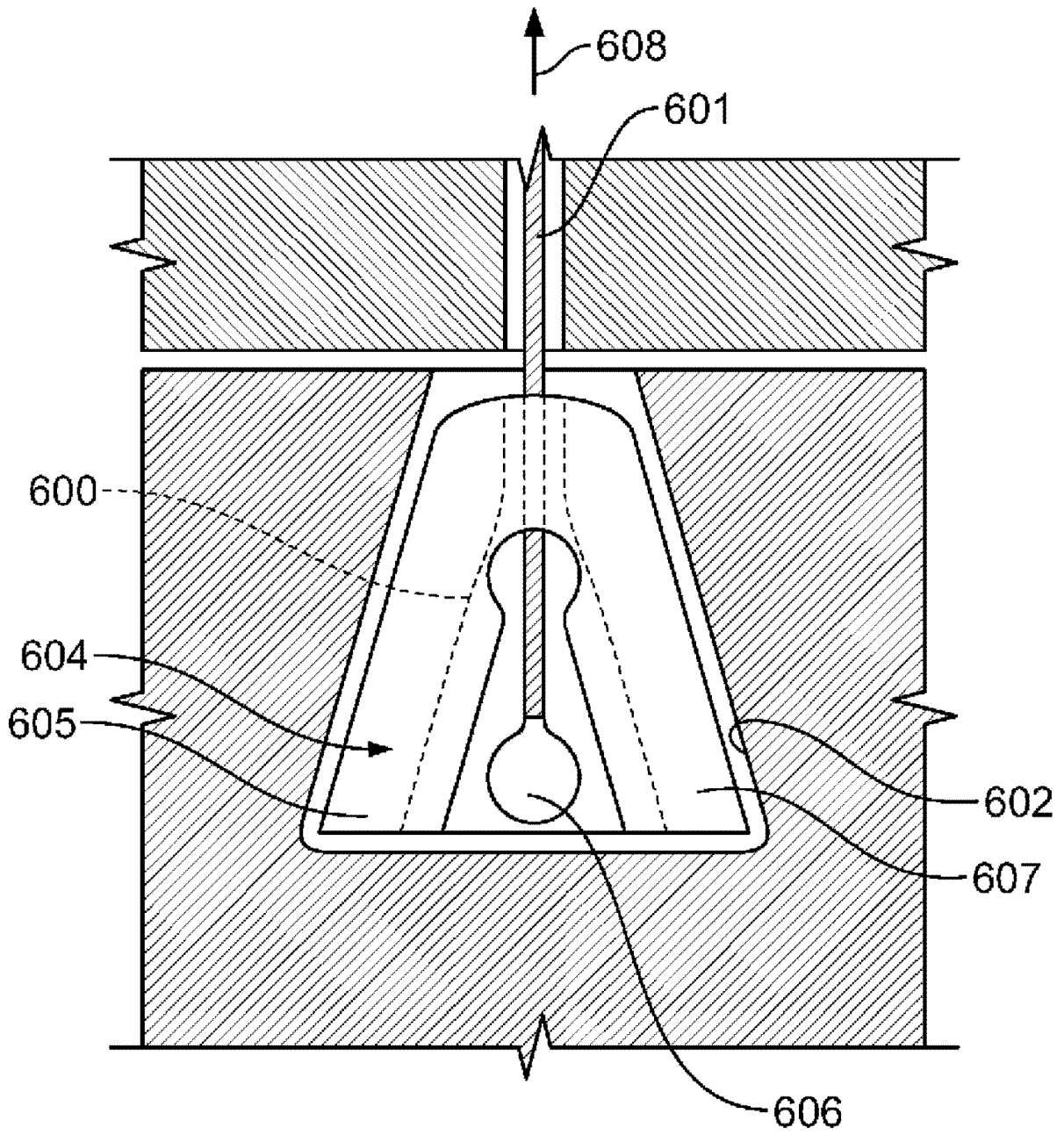


图 59

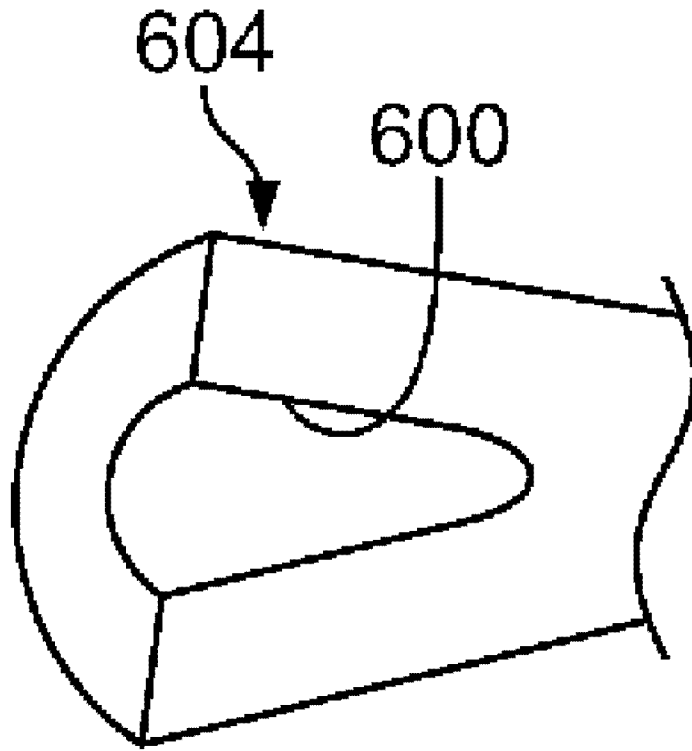


图 60

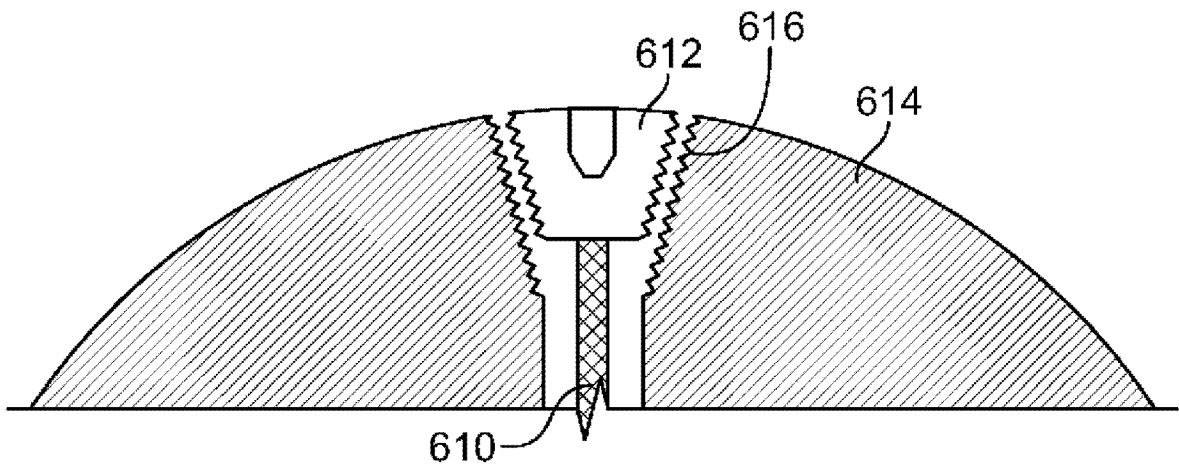


图 61

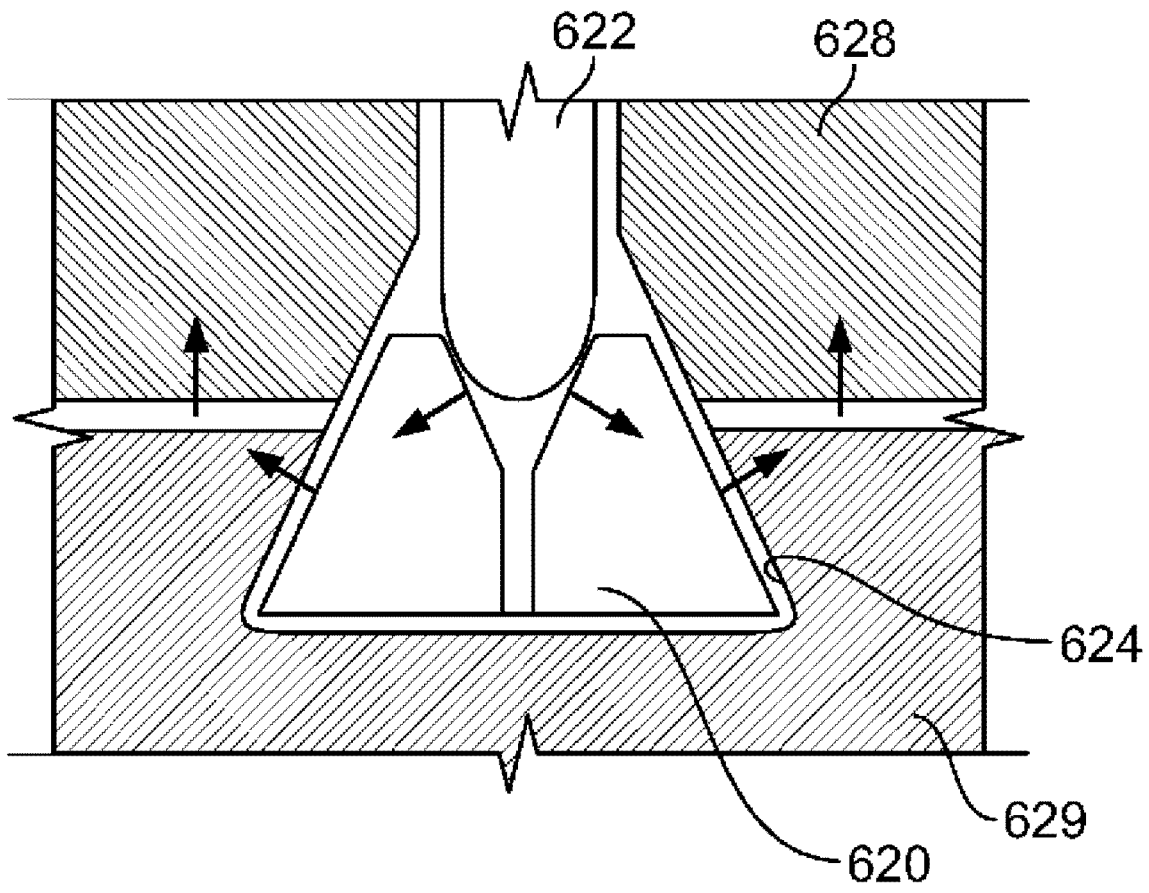


图 62

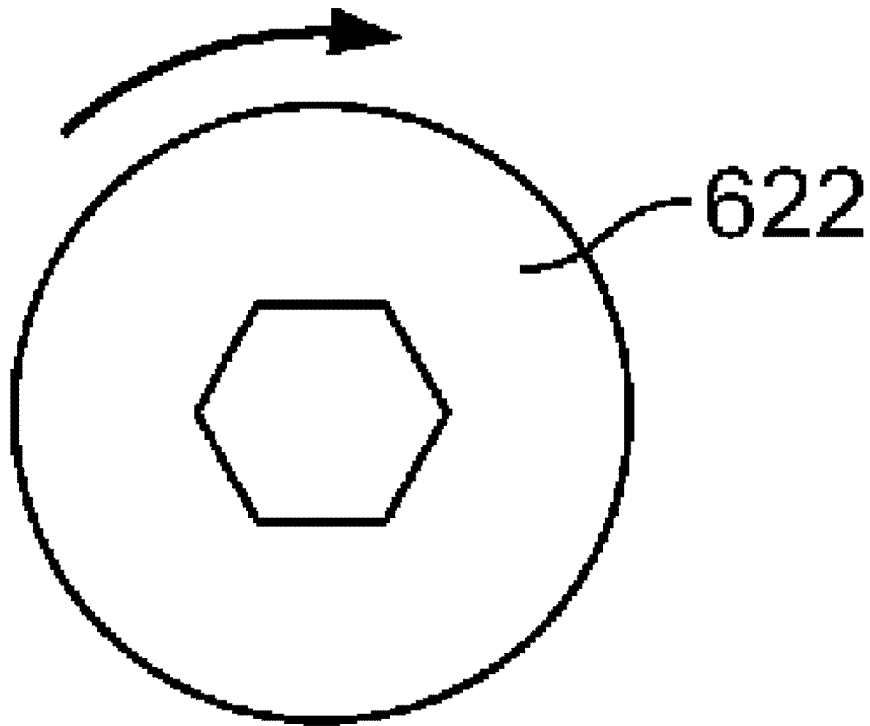


图 63

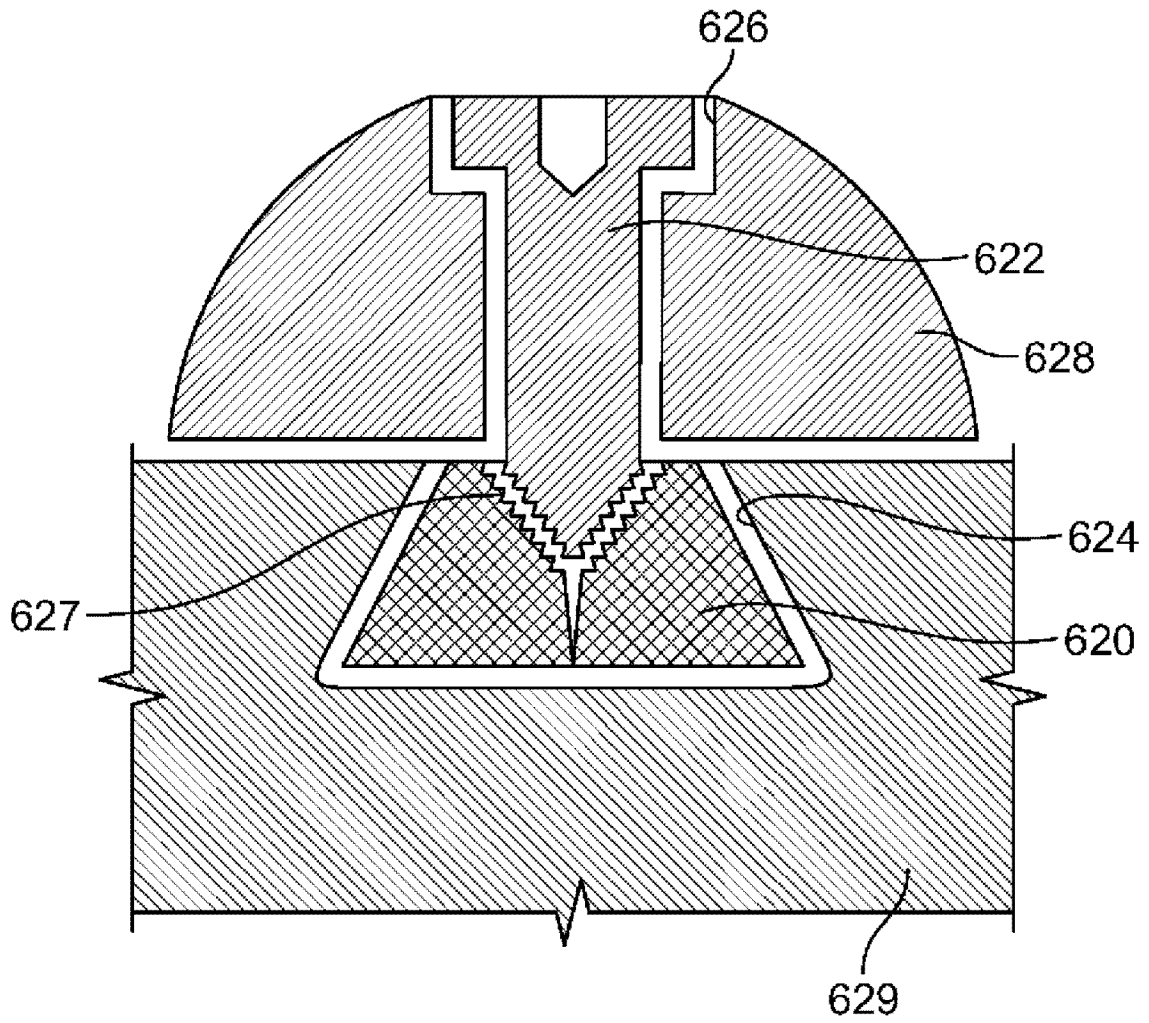


图 64



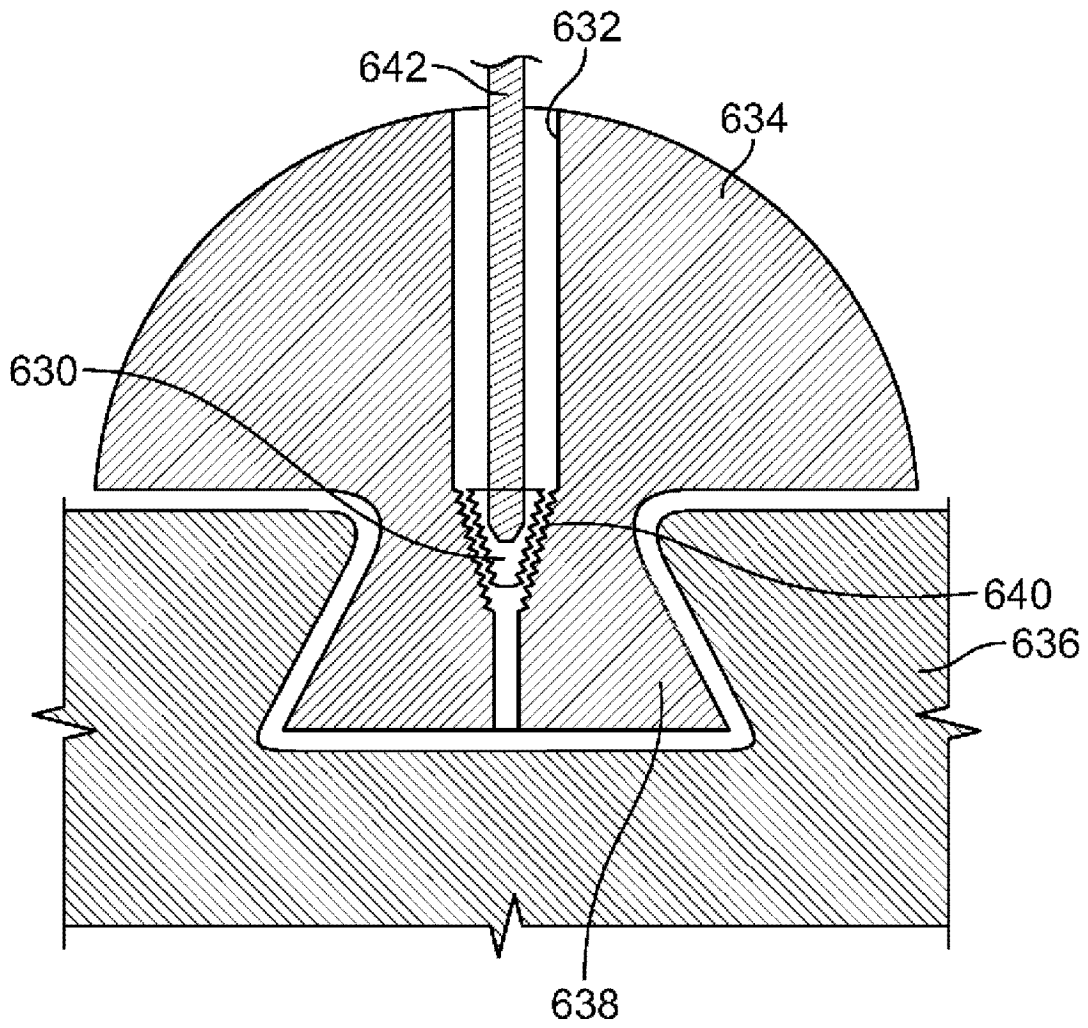


图 65

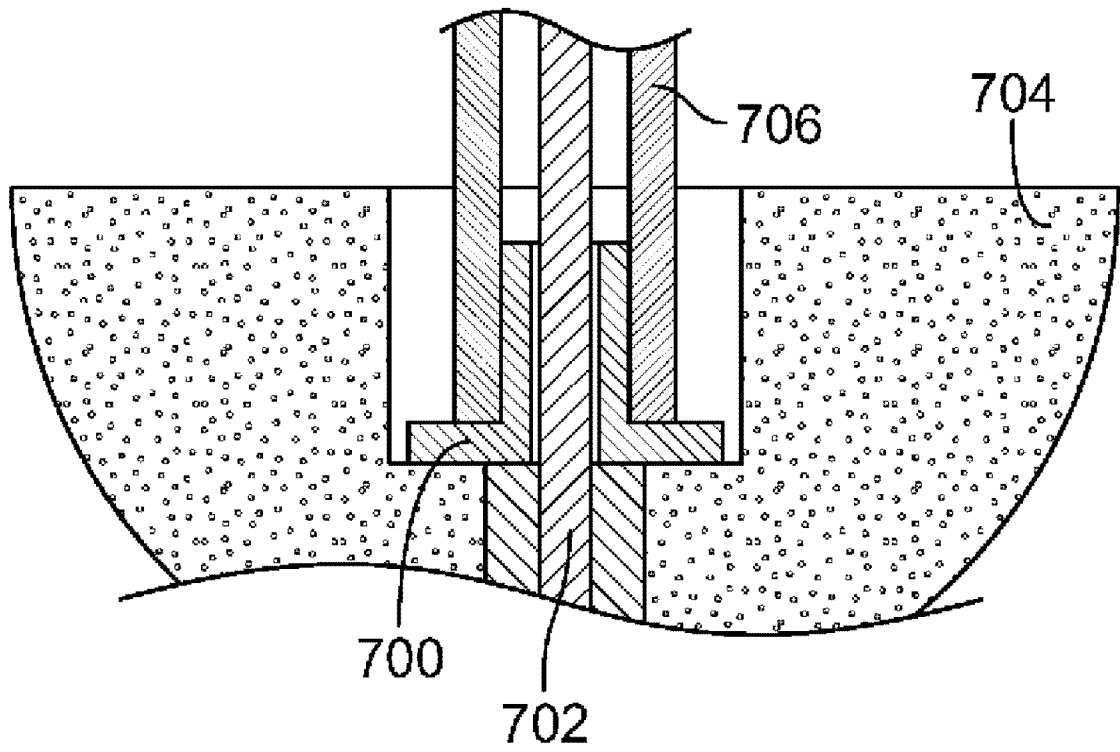


图 66

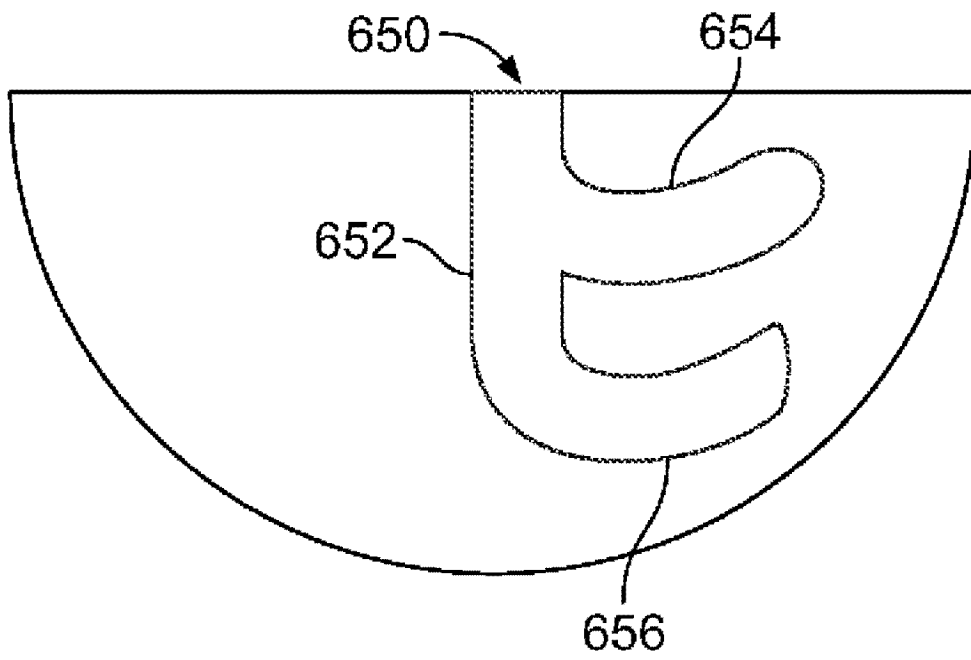


图 67

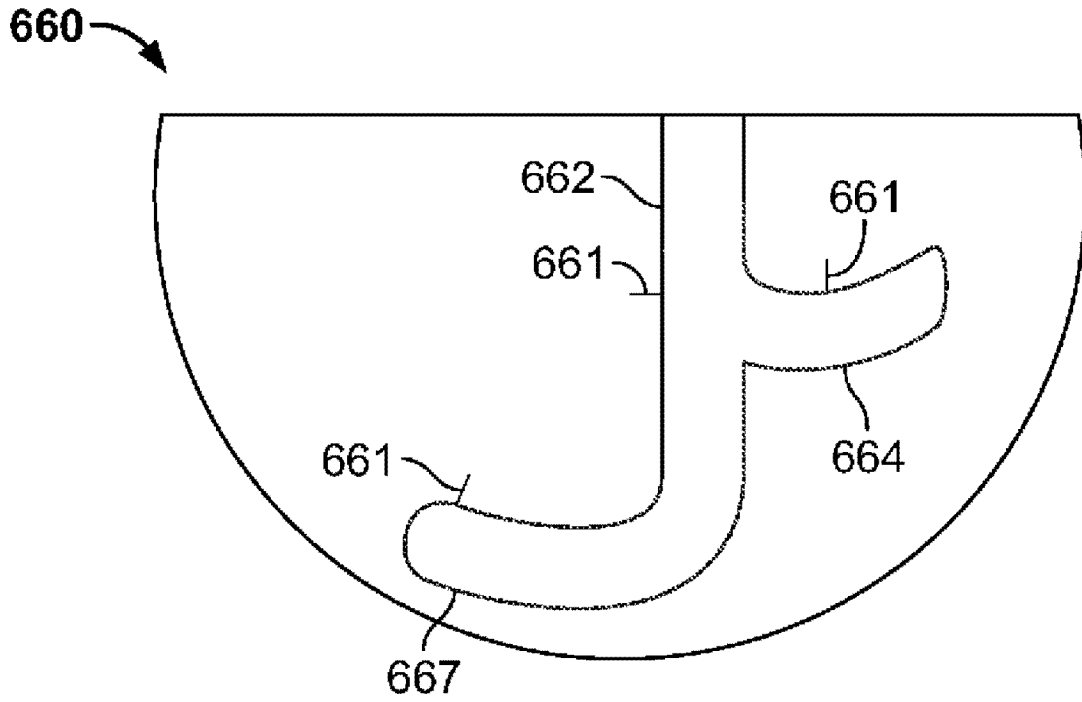


图 68

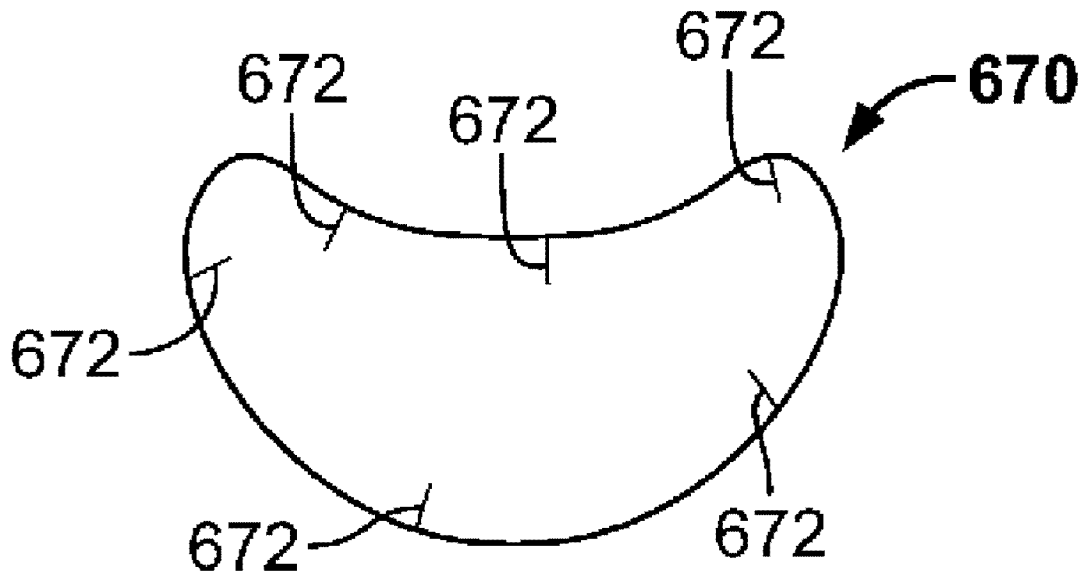


图 69

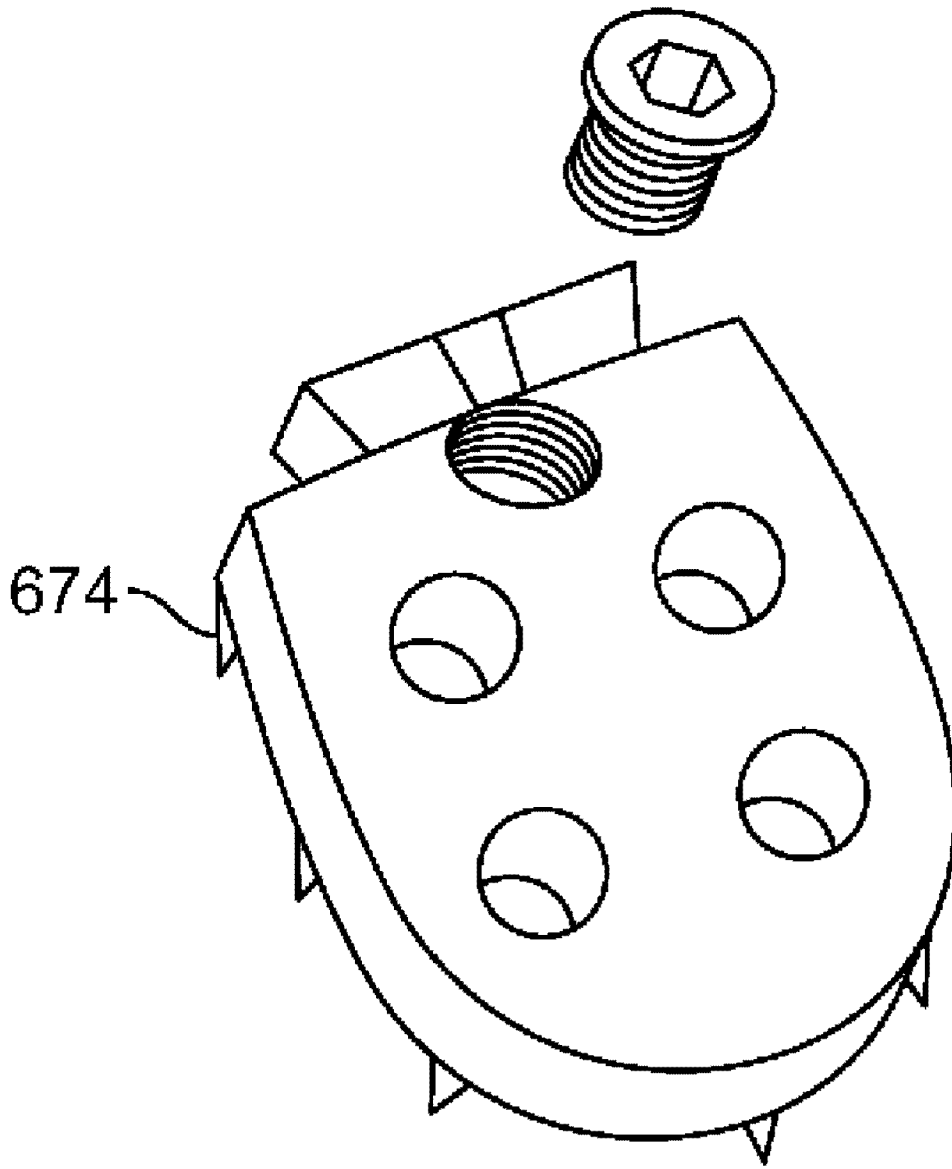


图 70

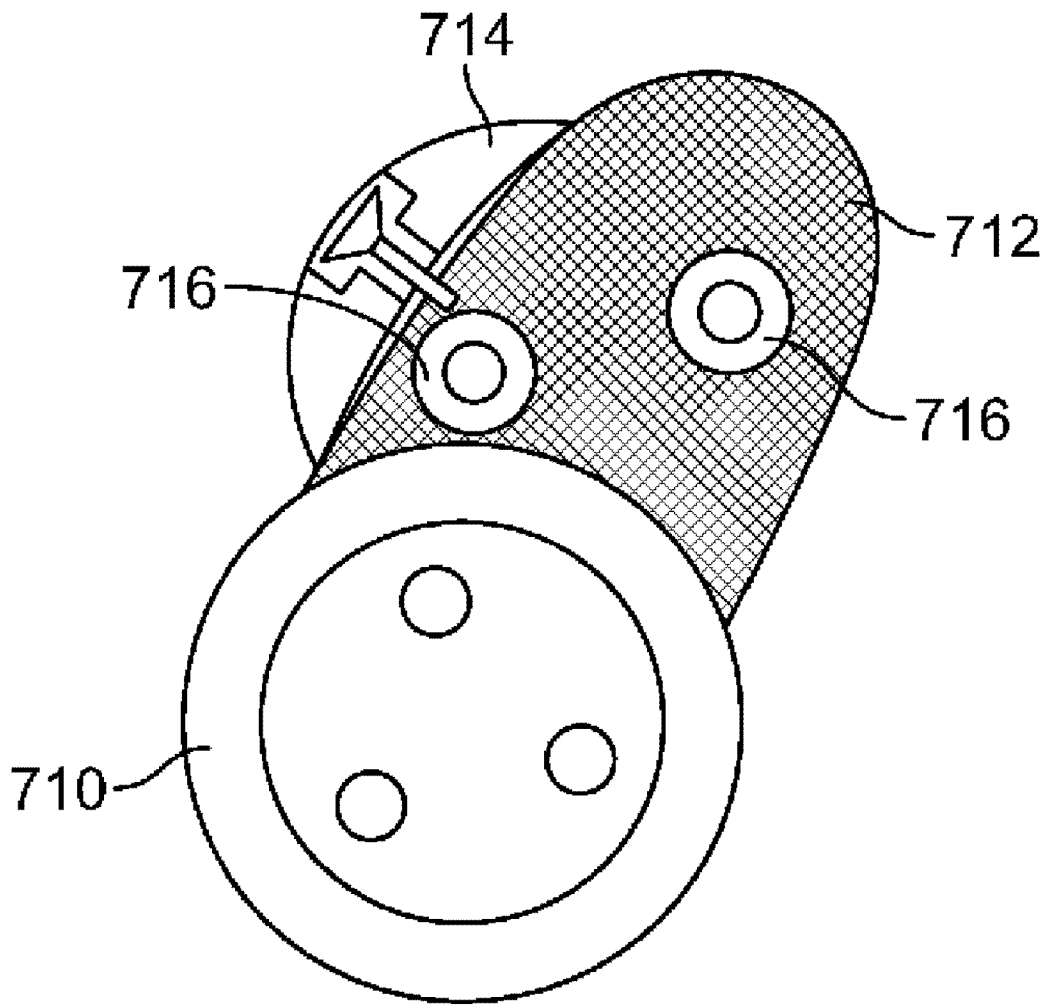


图 71

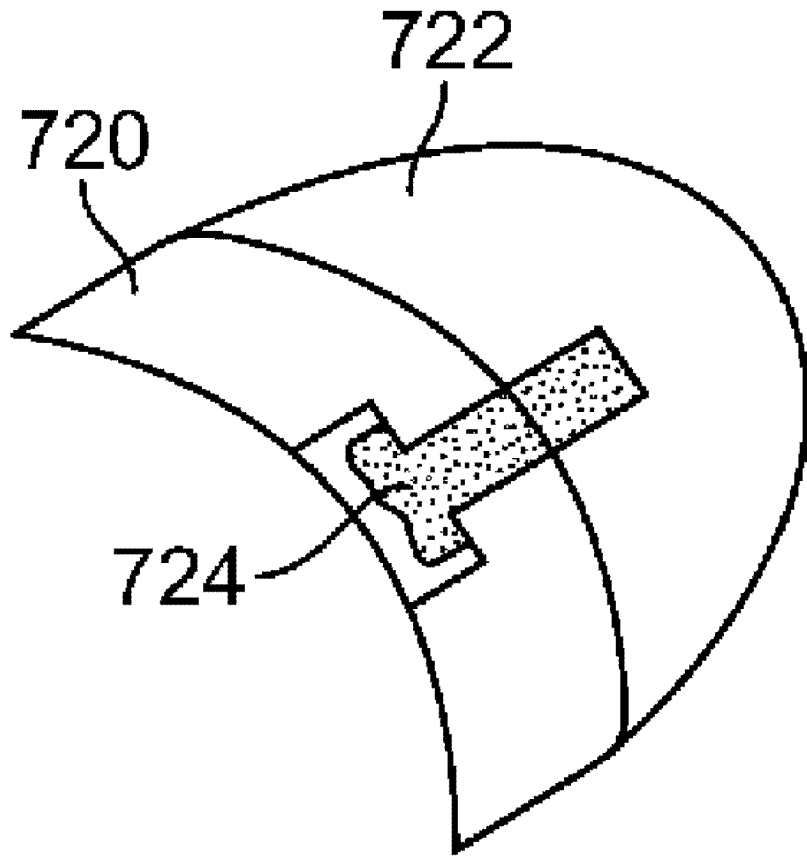


图 72



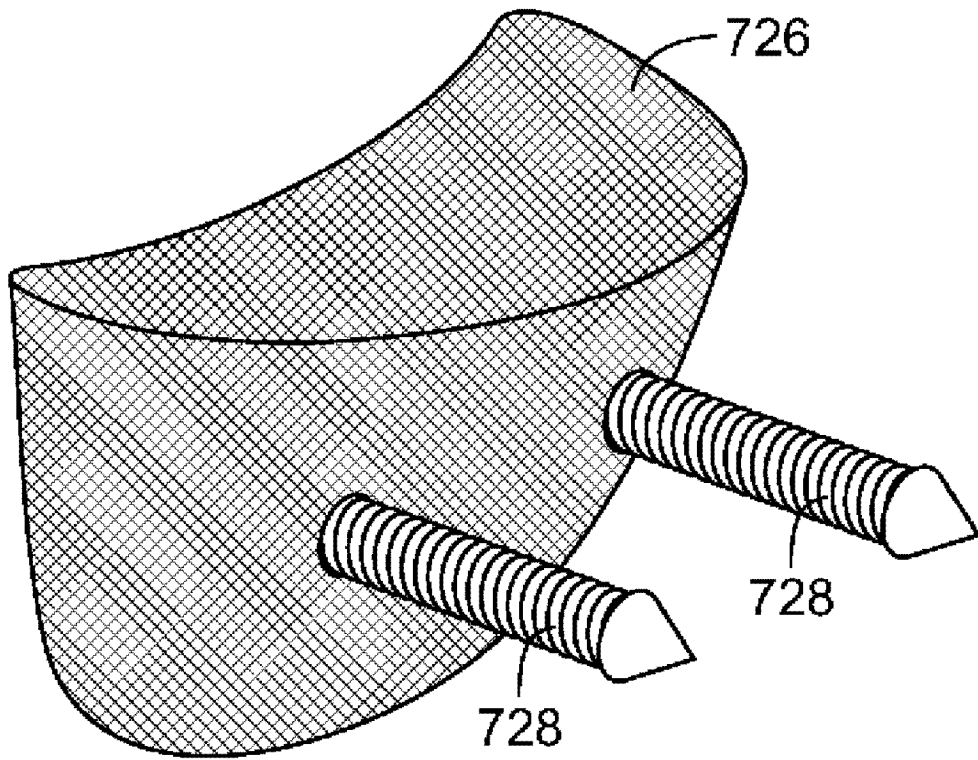


图 73

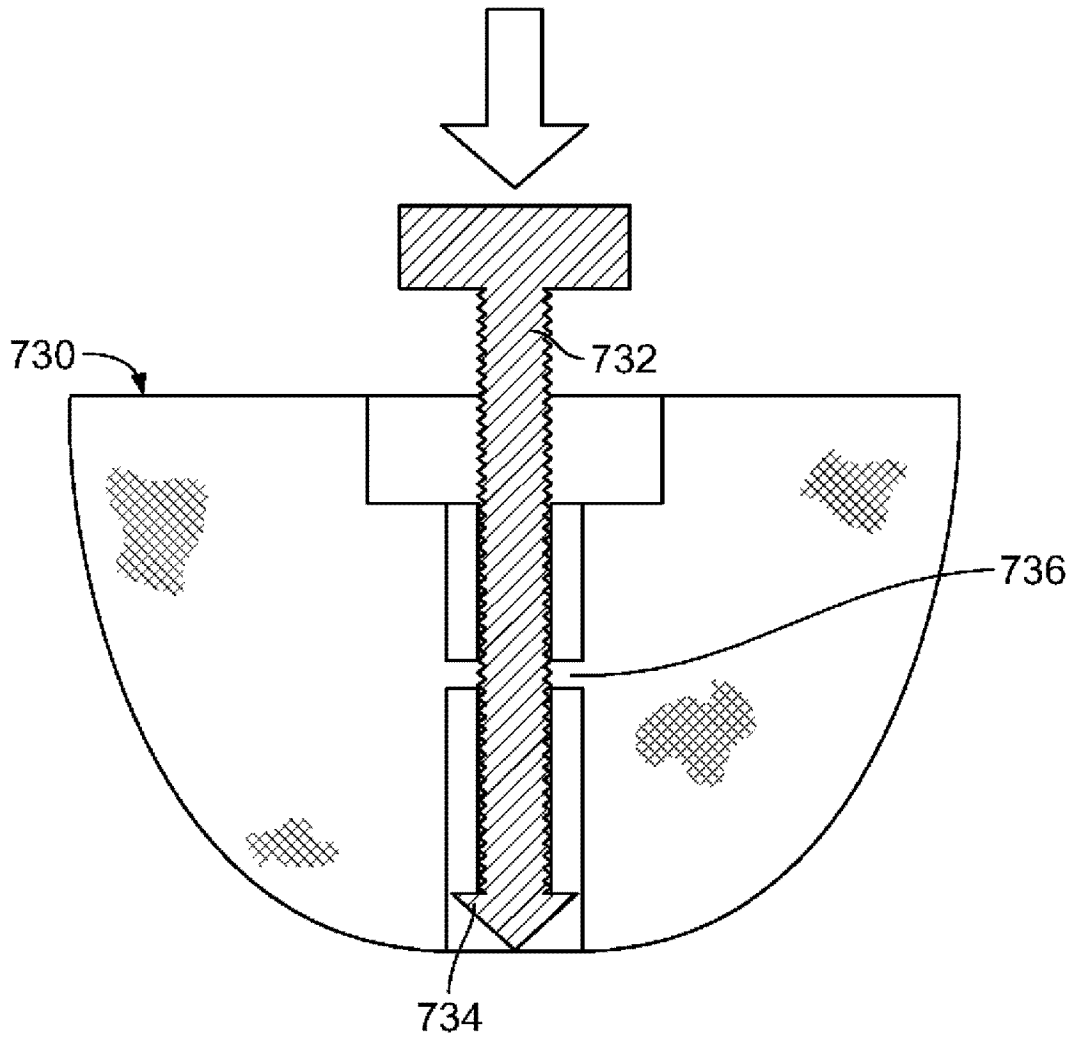


图 74

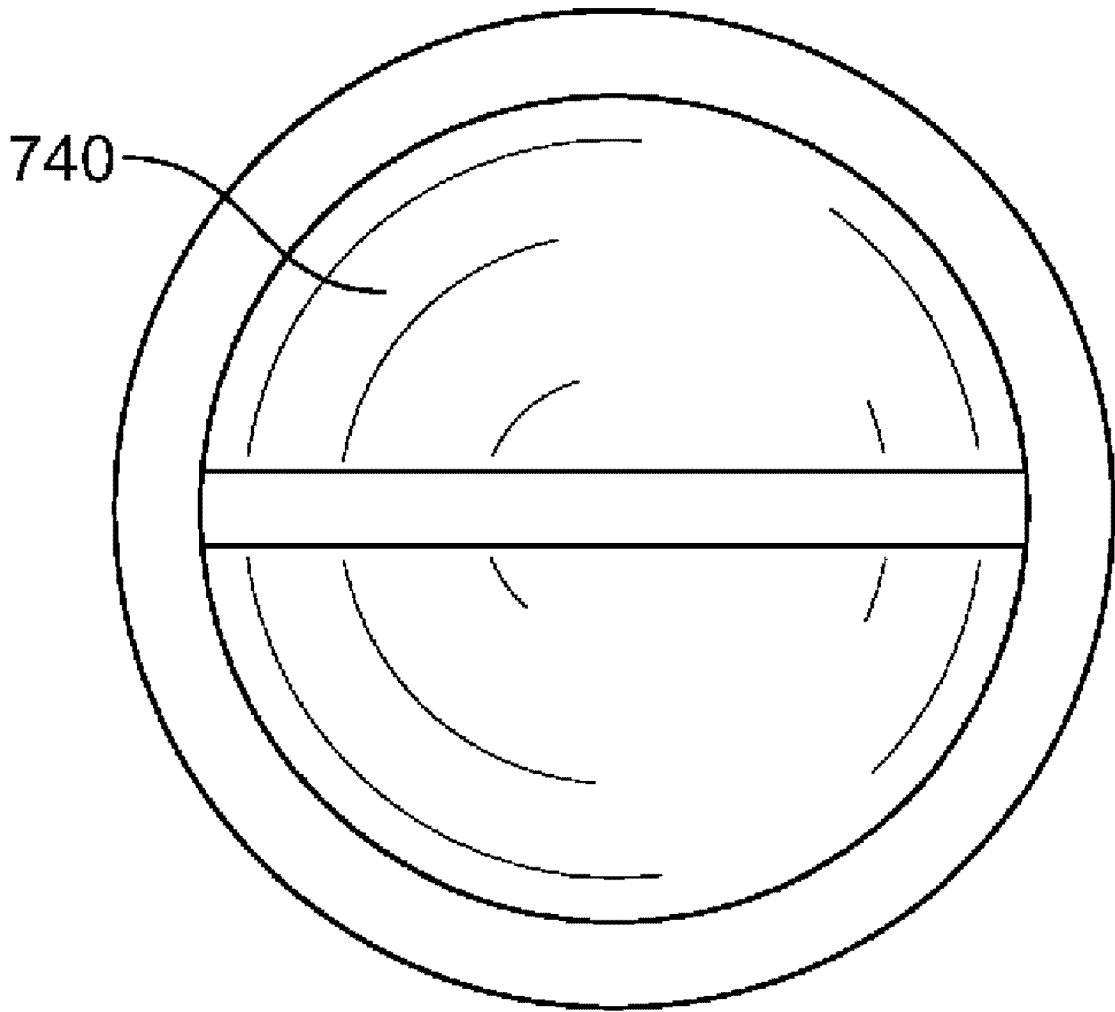


图 75

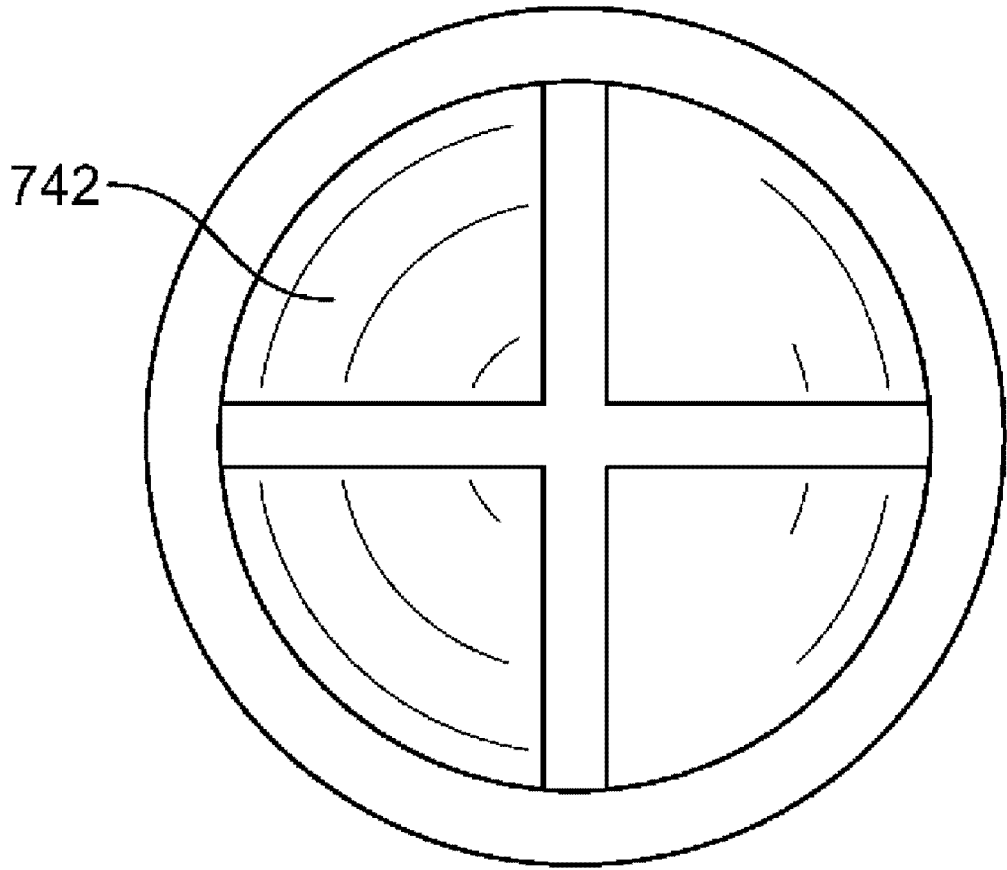


图 76

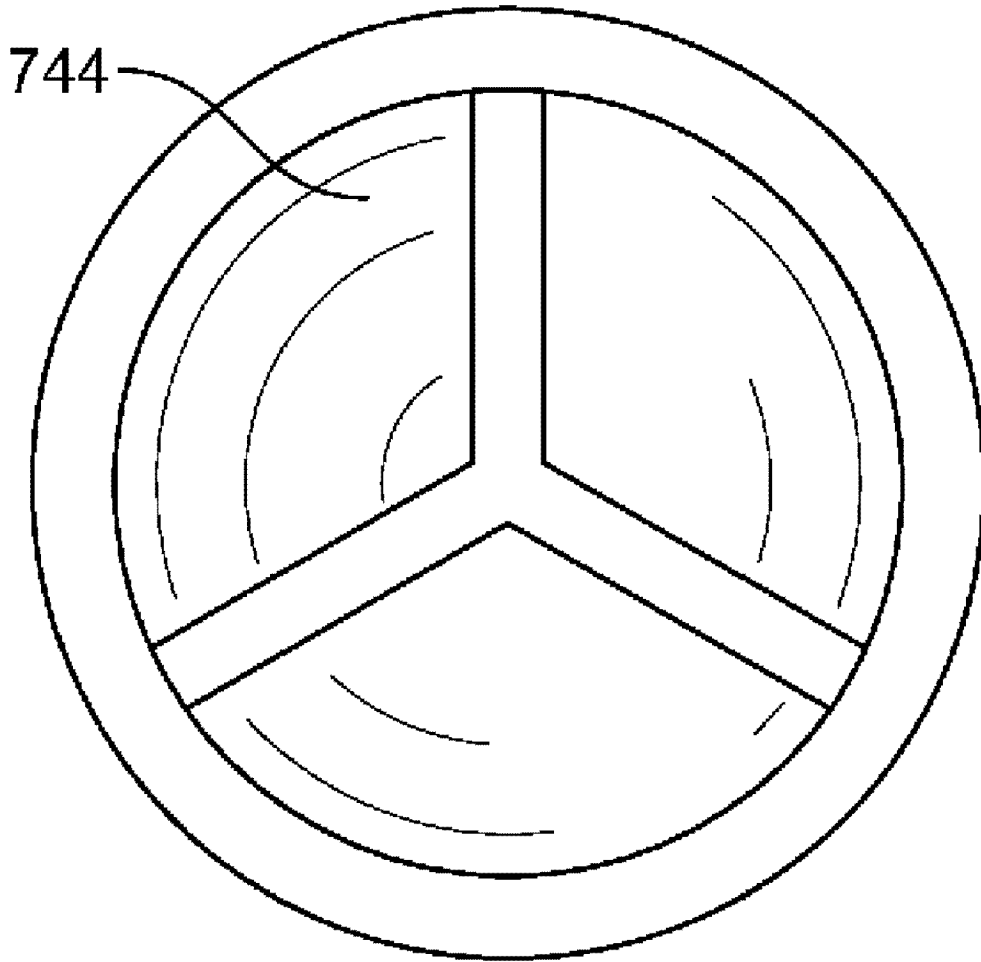


图 77

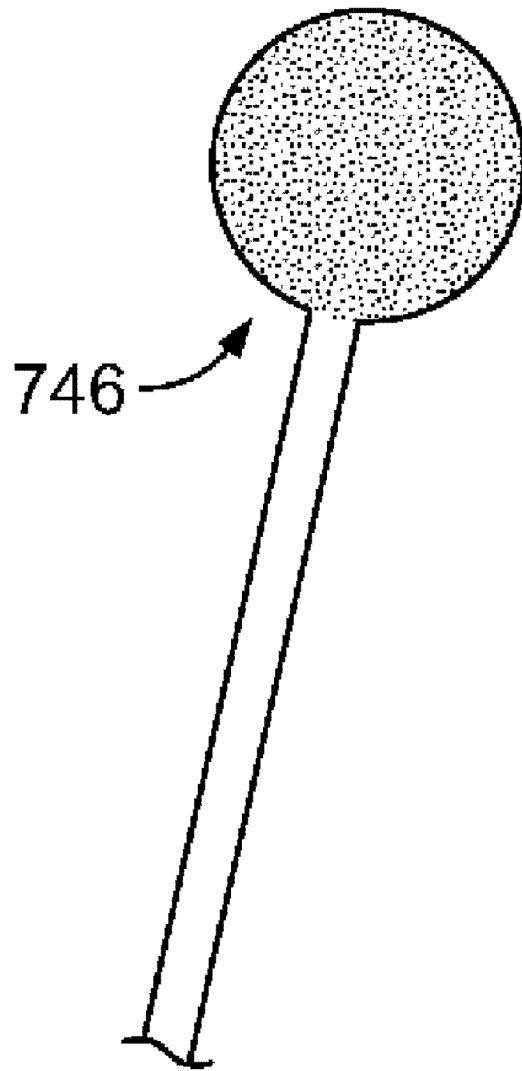


图 78

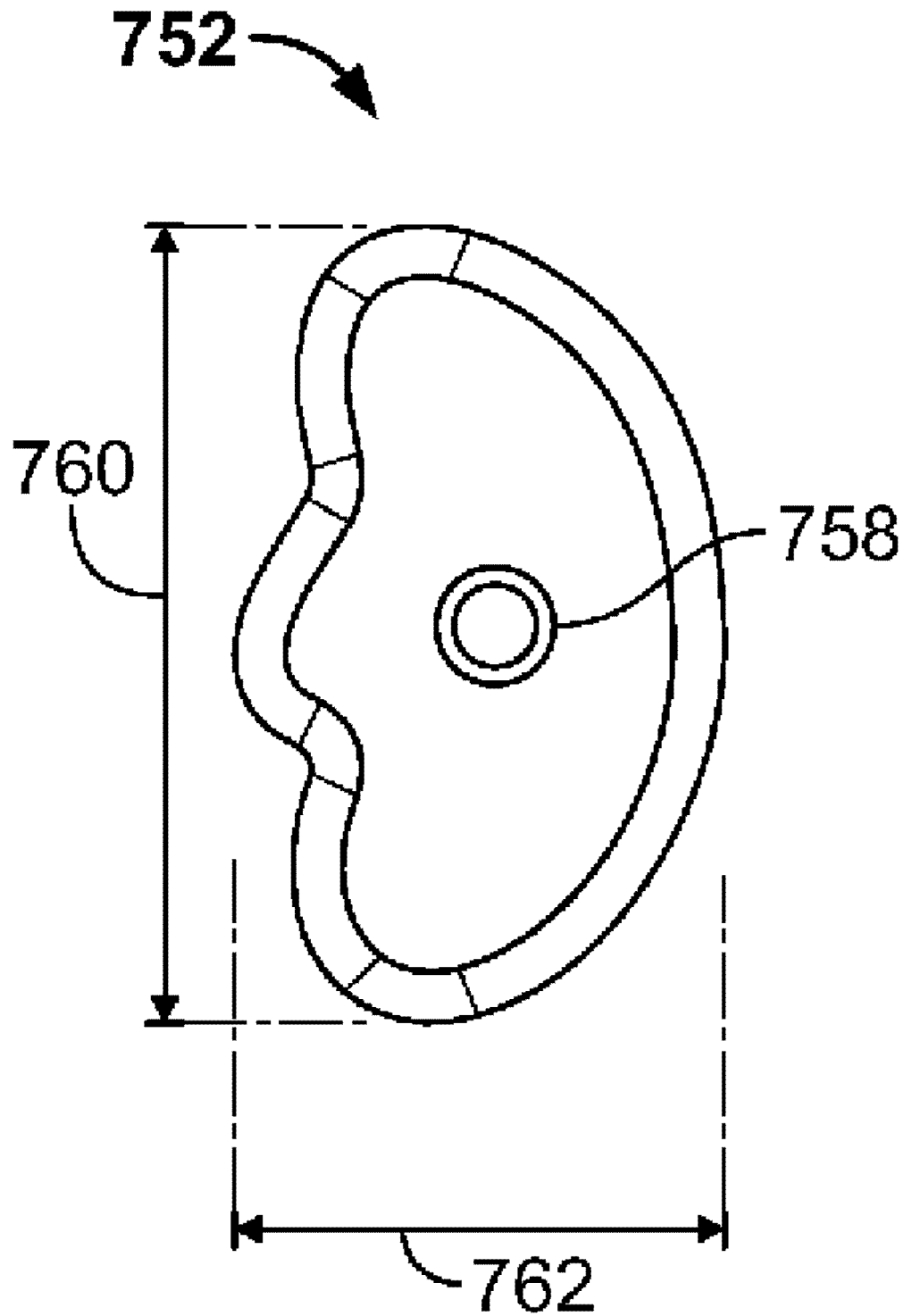


图 79

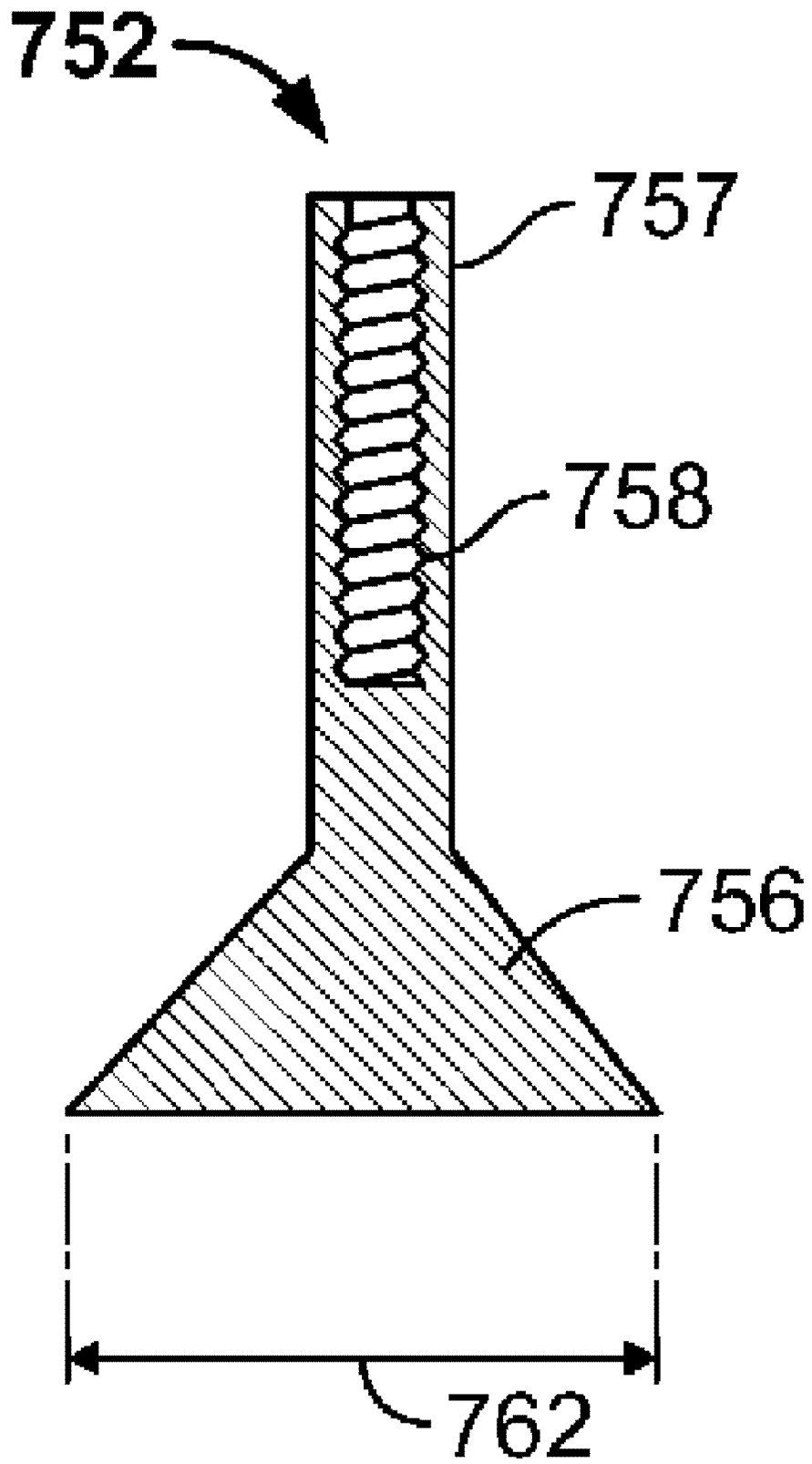


图 80



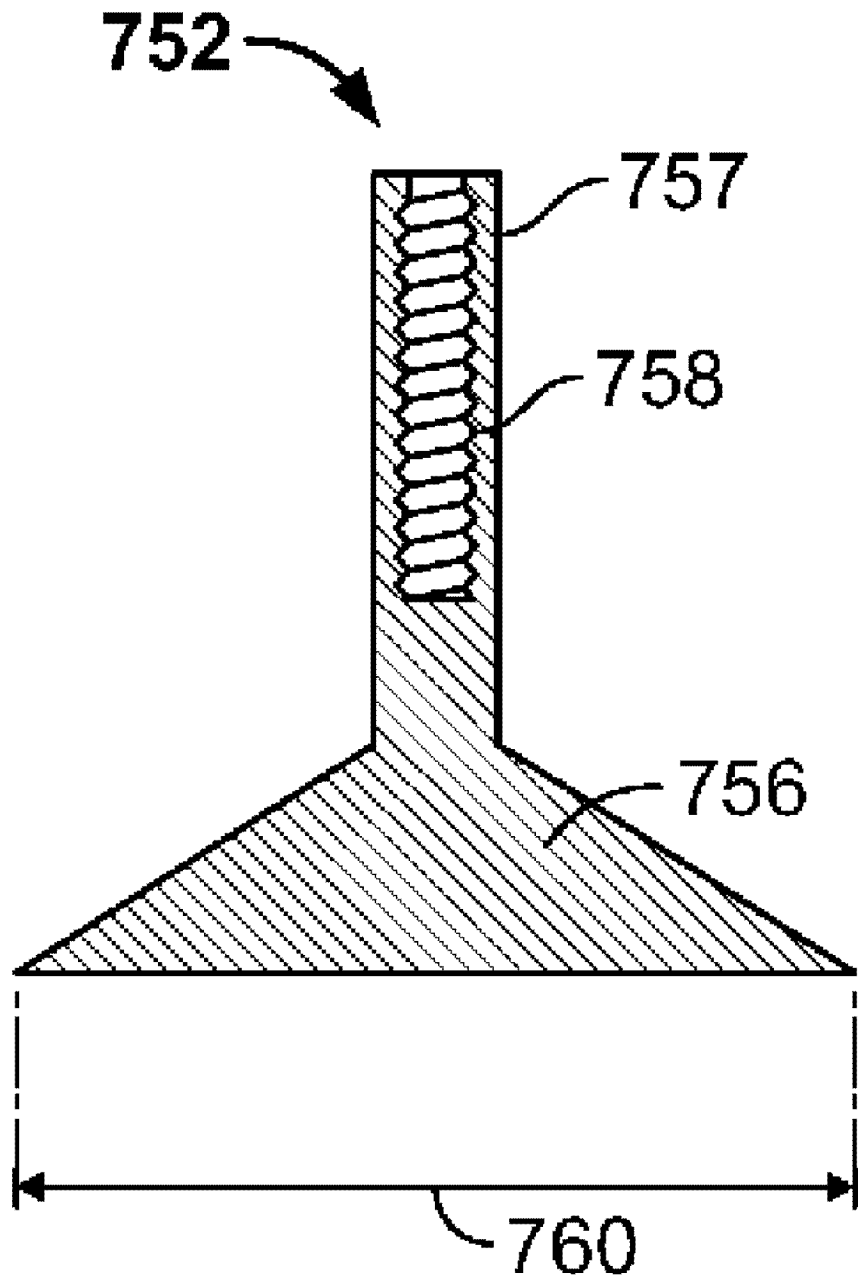


图 81

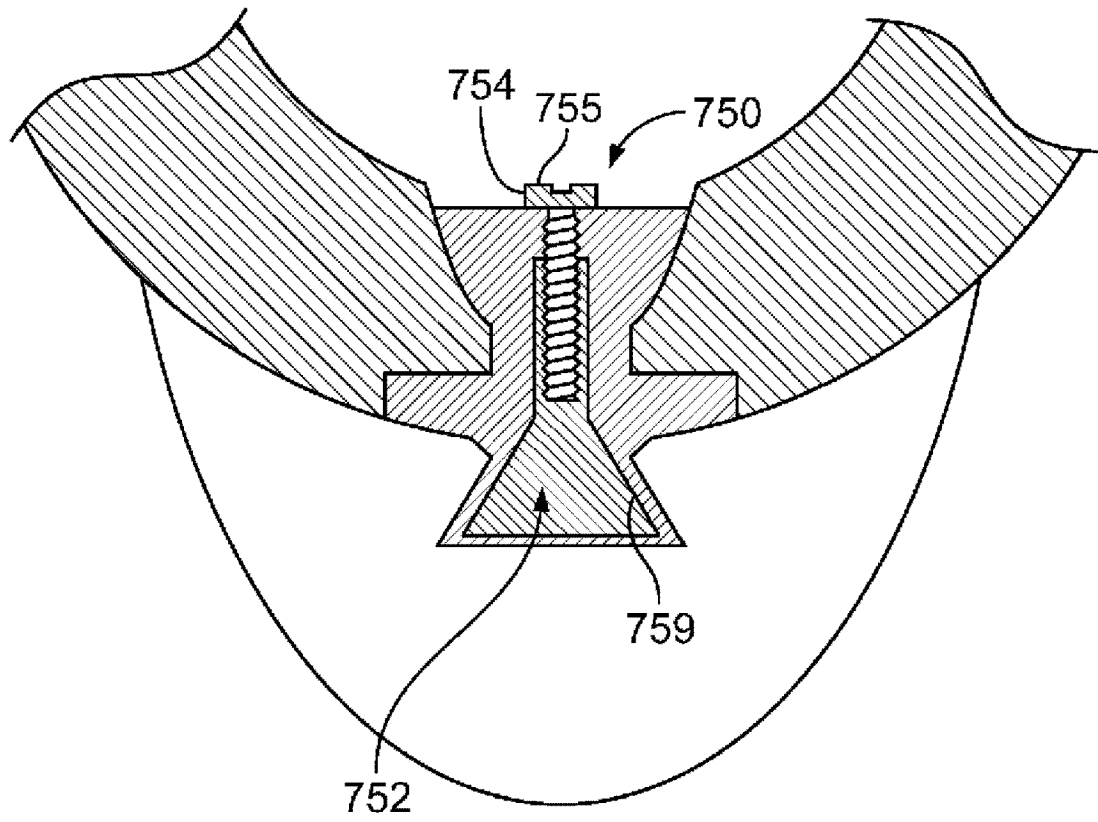


图 82

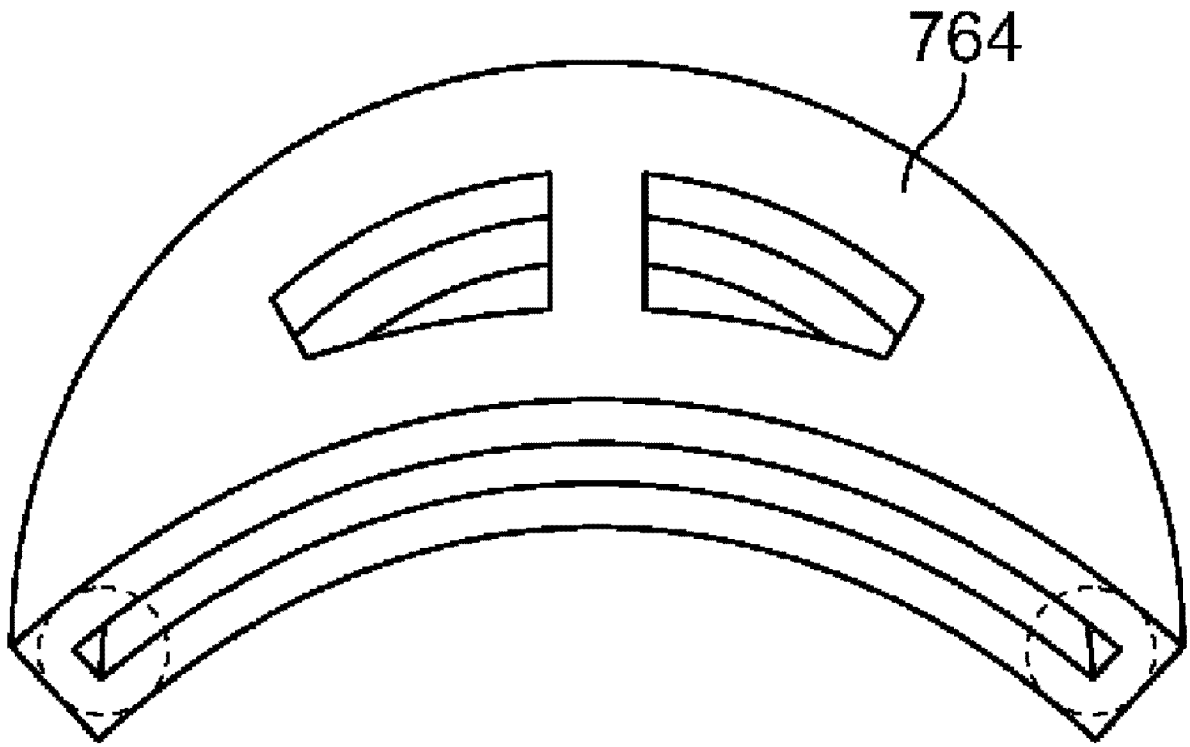


图 83

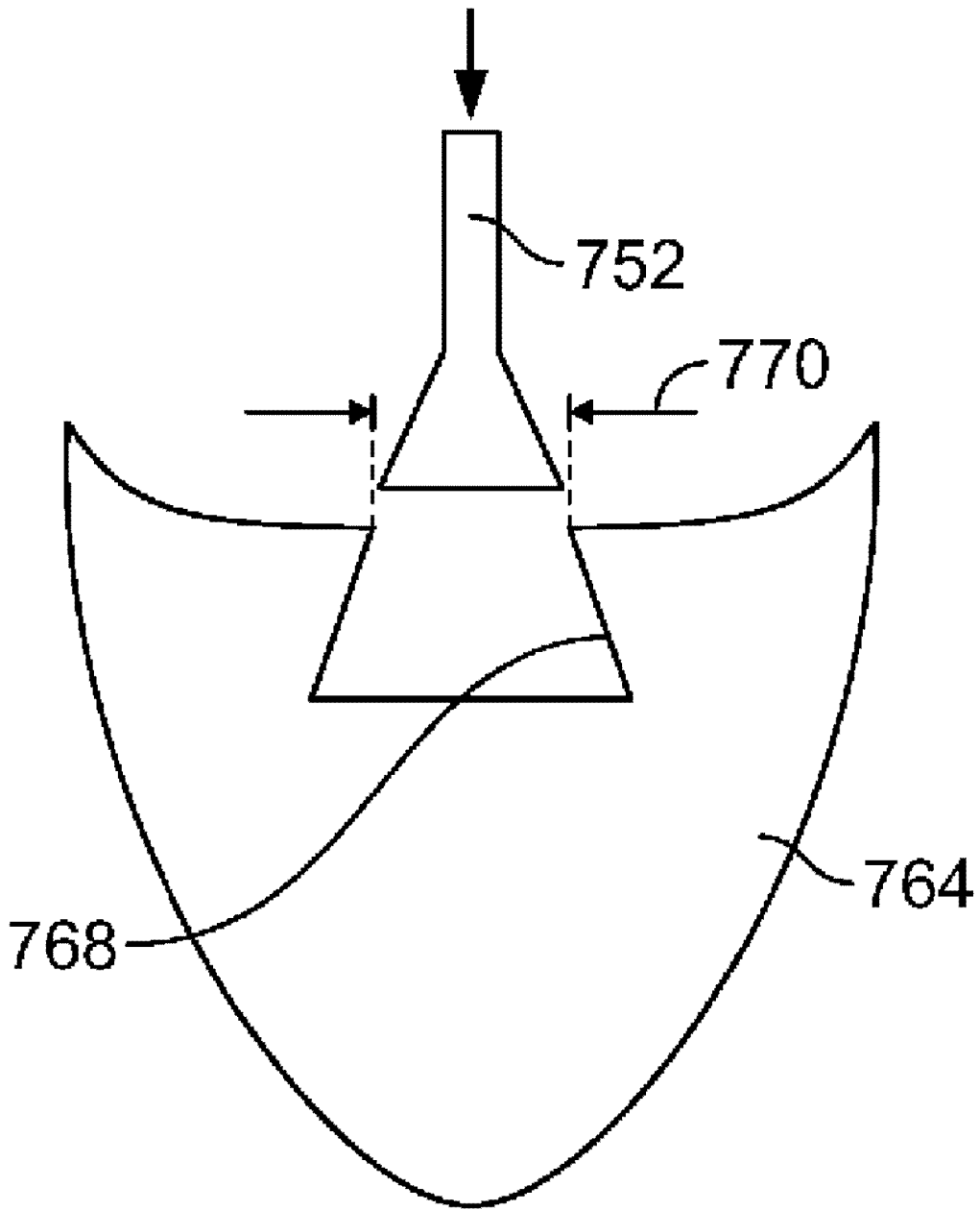


图 84

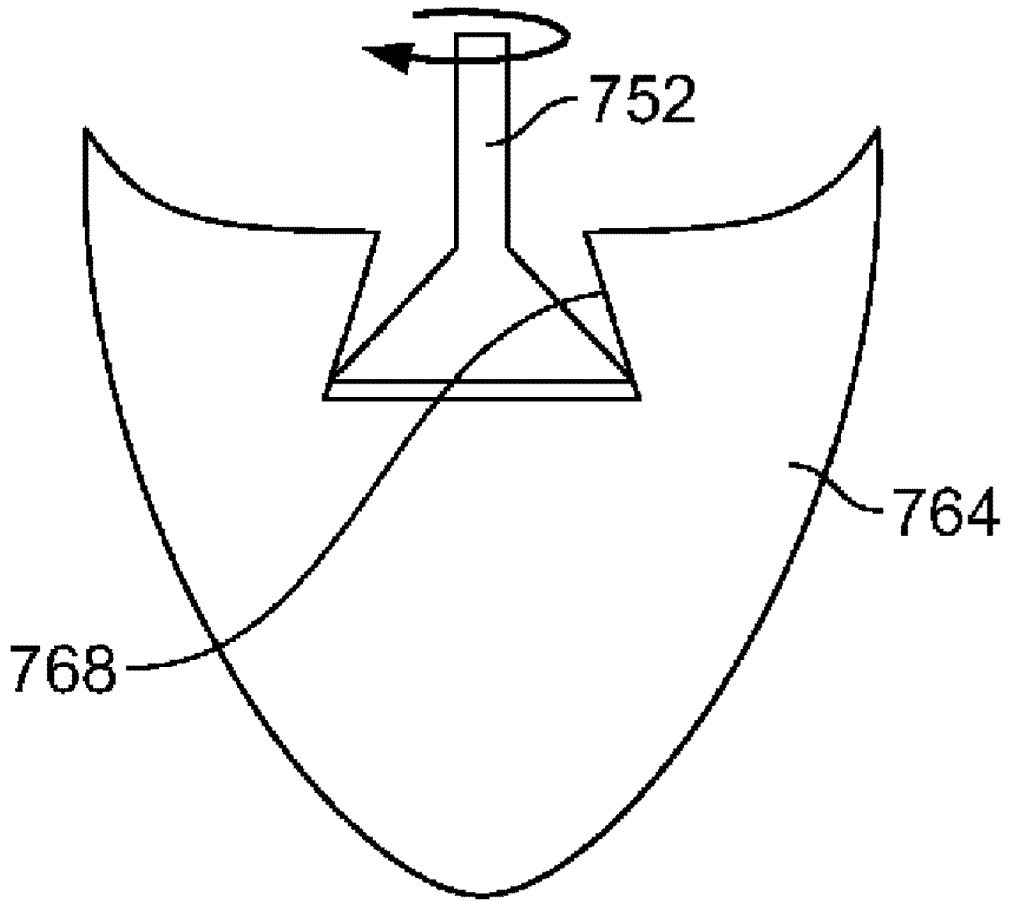


图 85

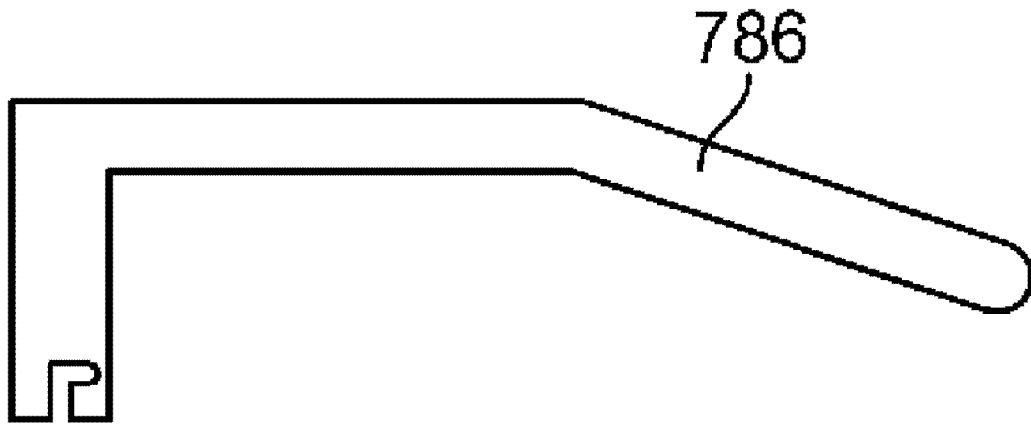


图 86

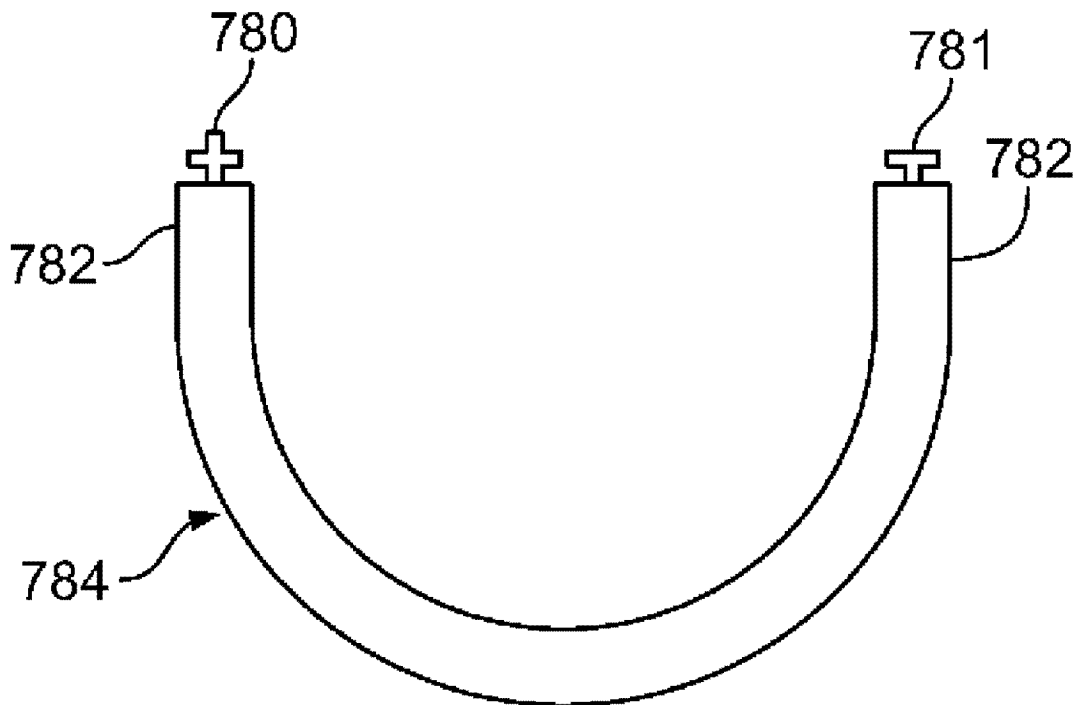


图 87

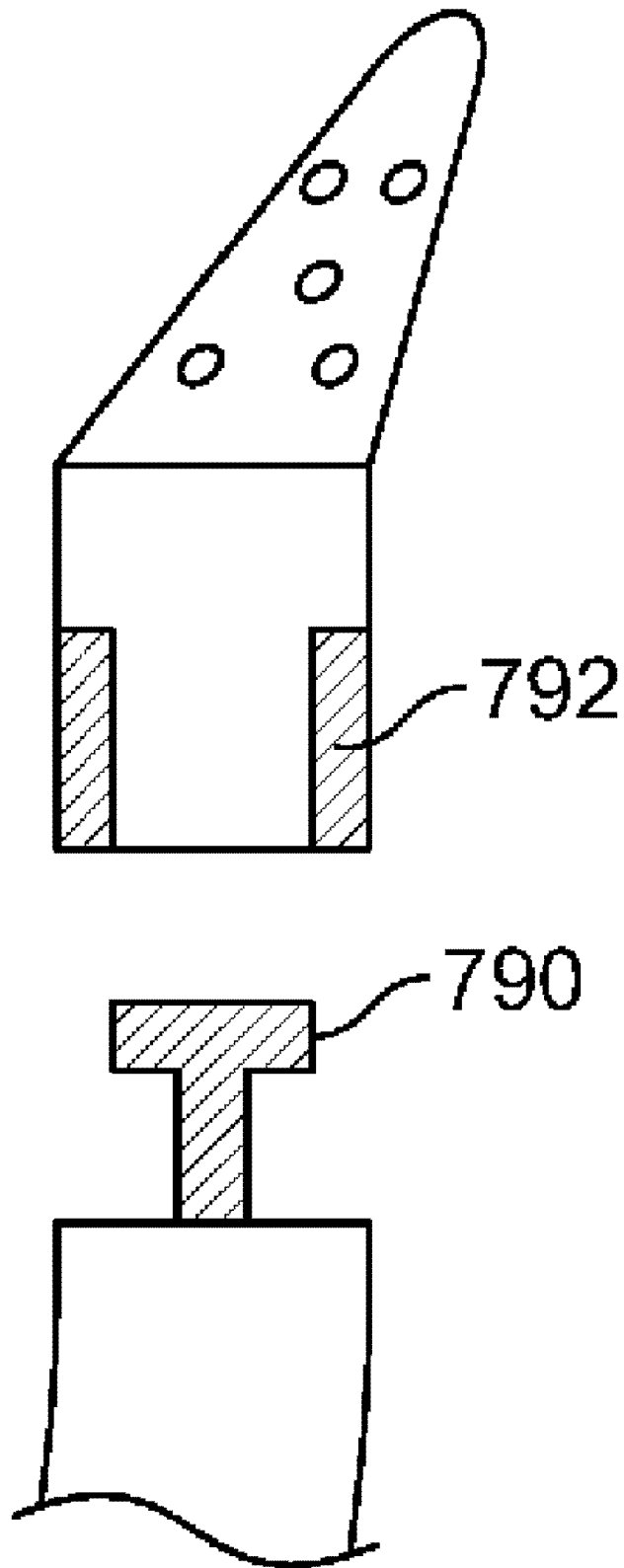


图 88

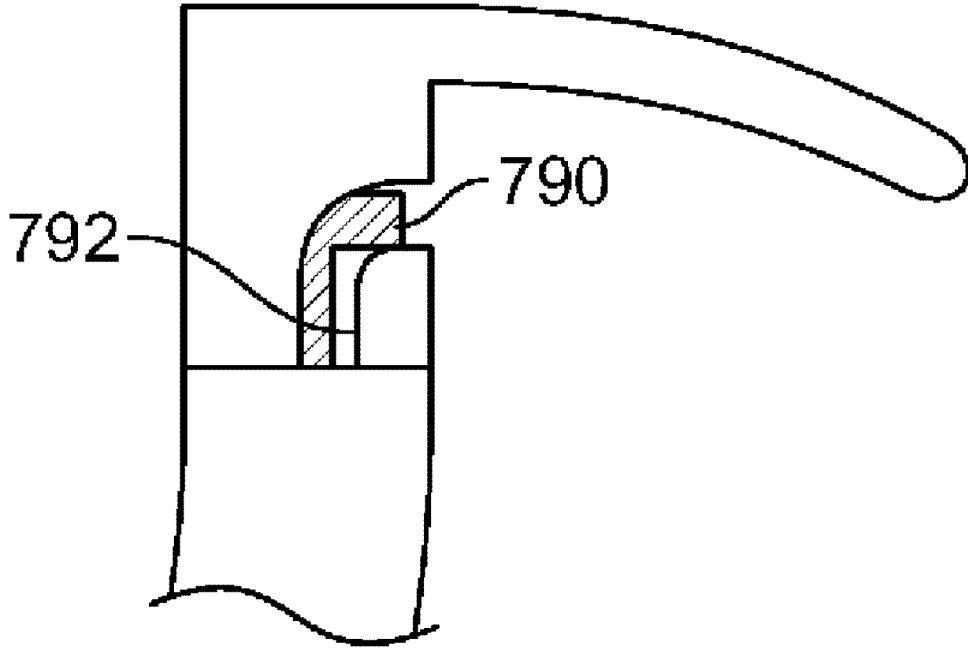


图 89



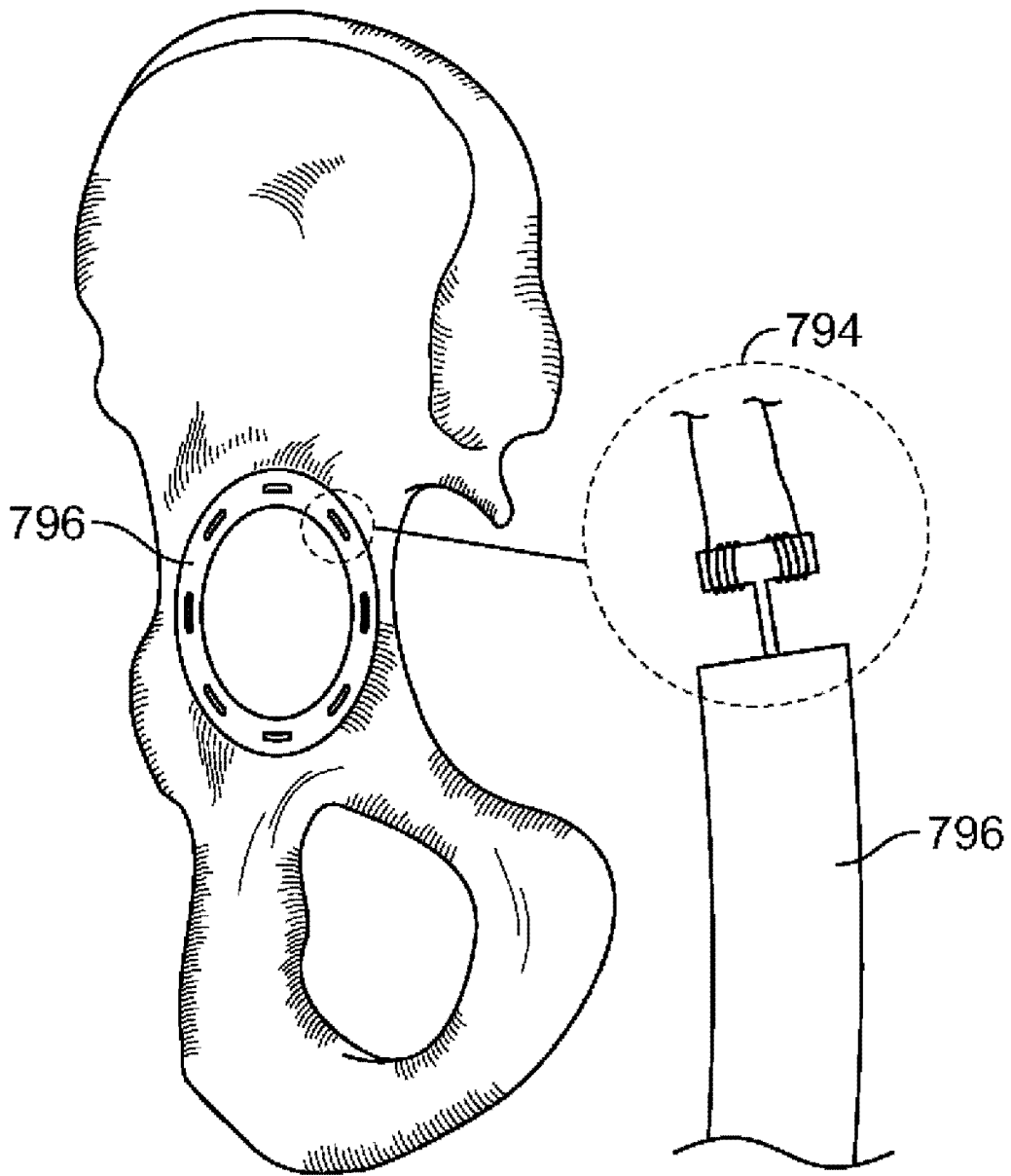


图 90

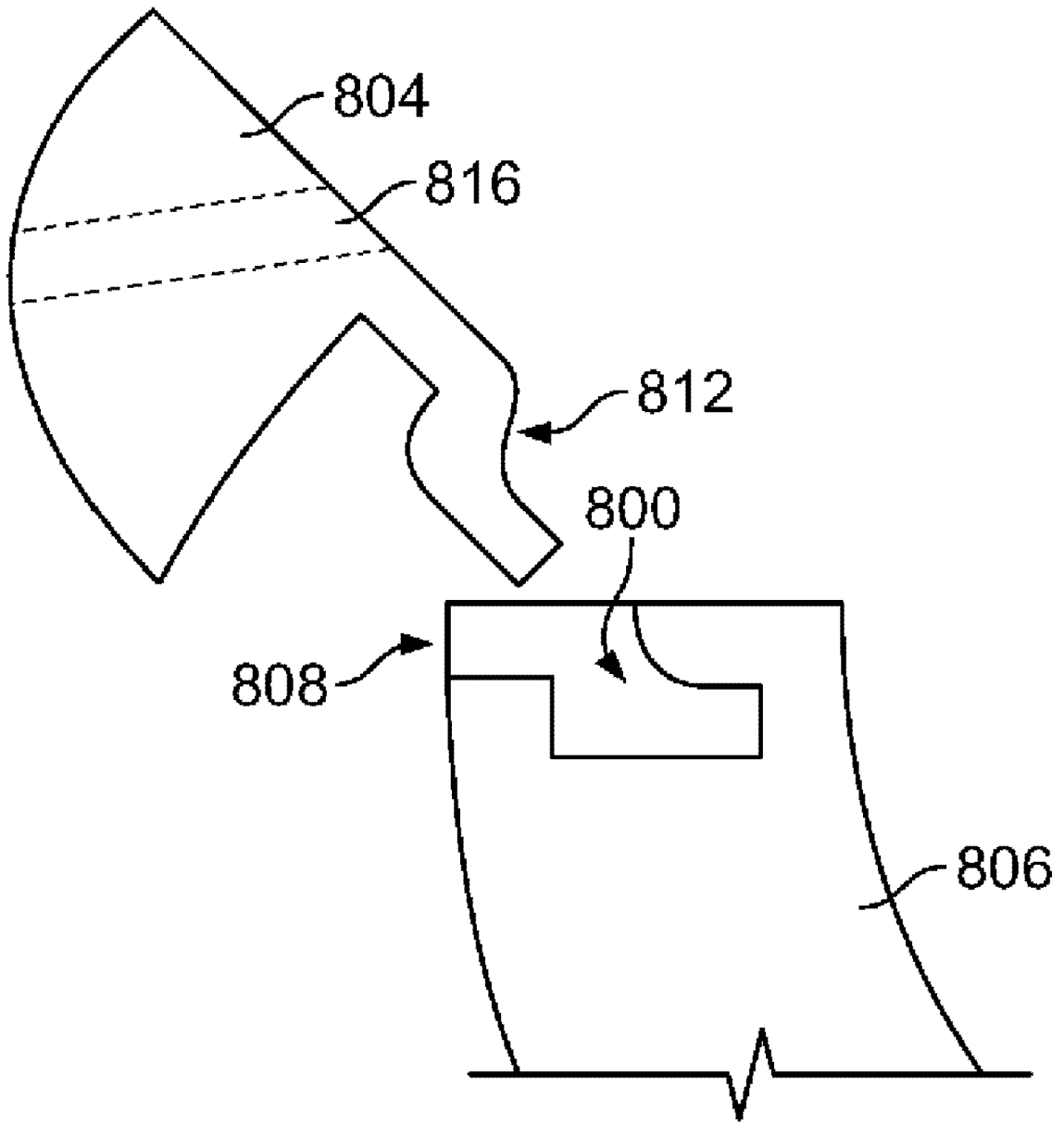


图 91

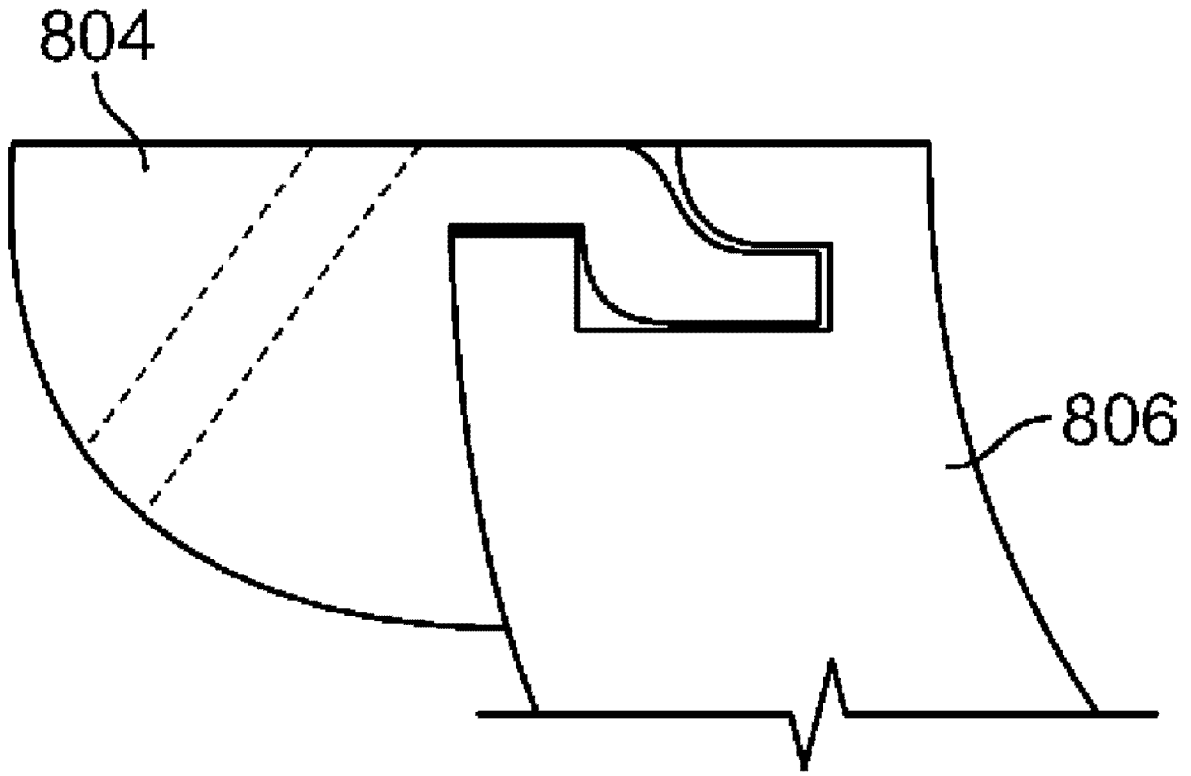


图 92

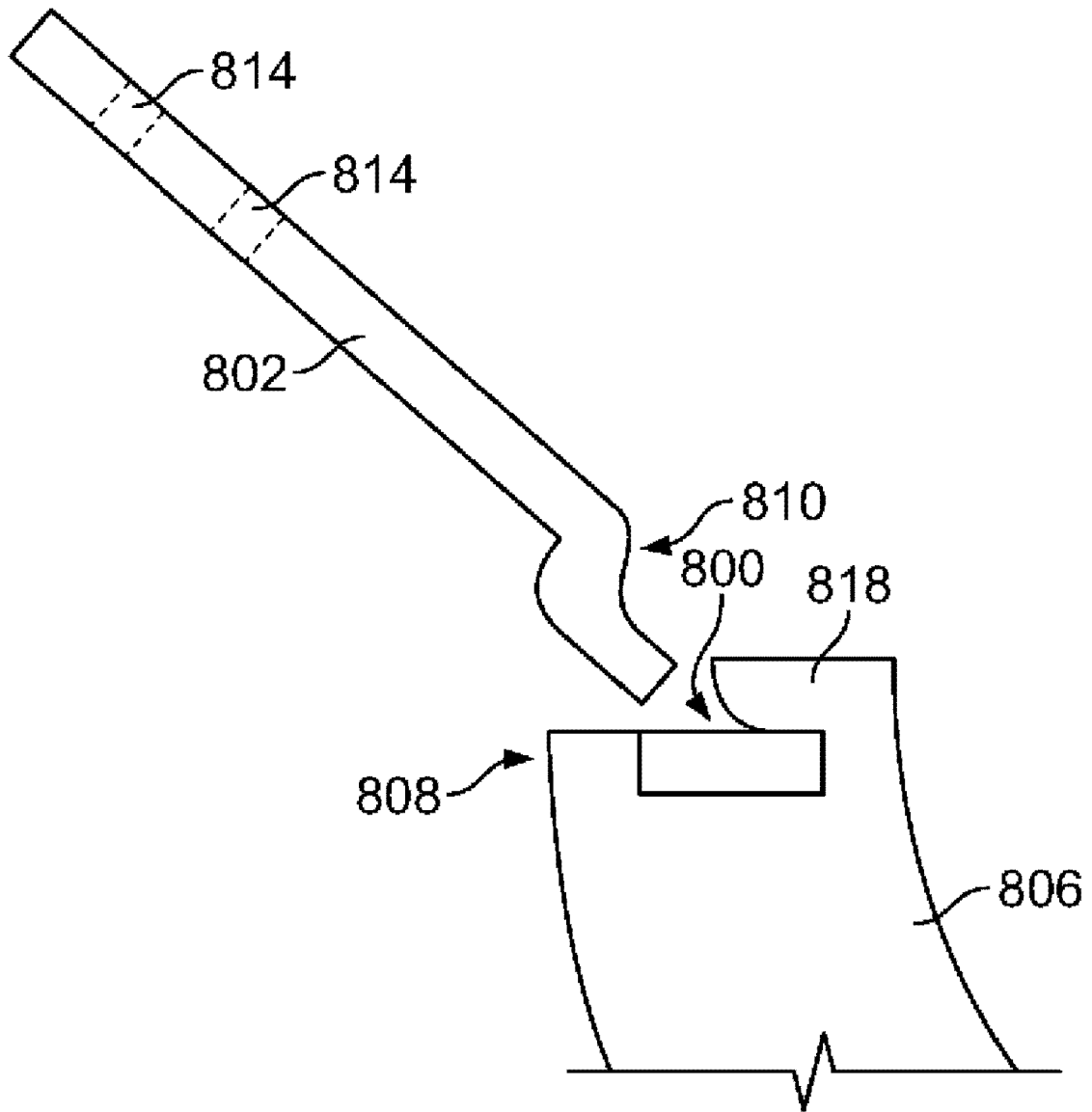


图 93

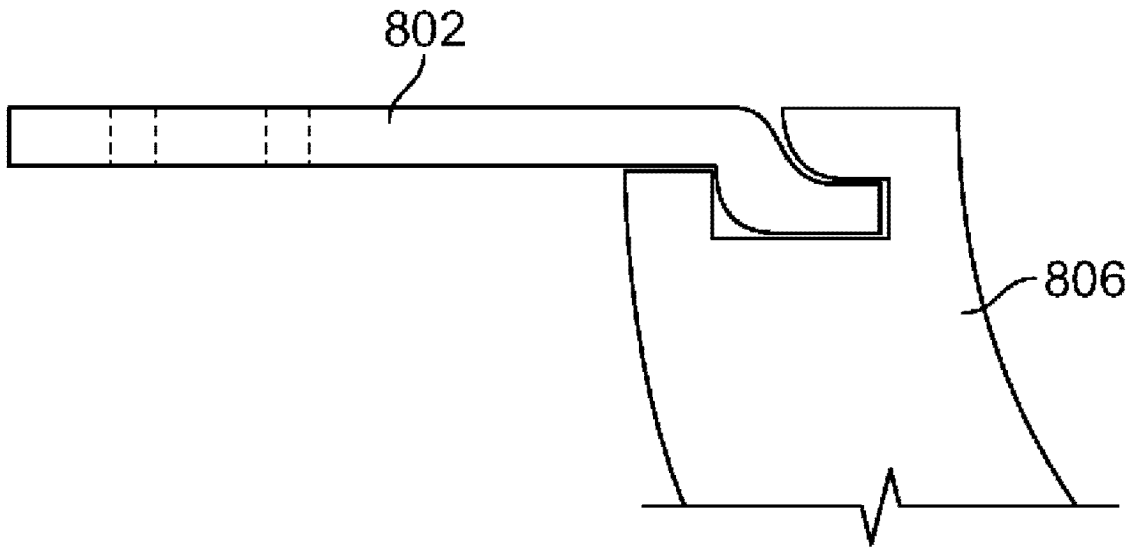


图 94

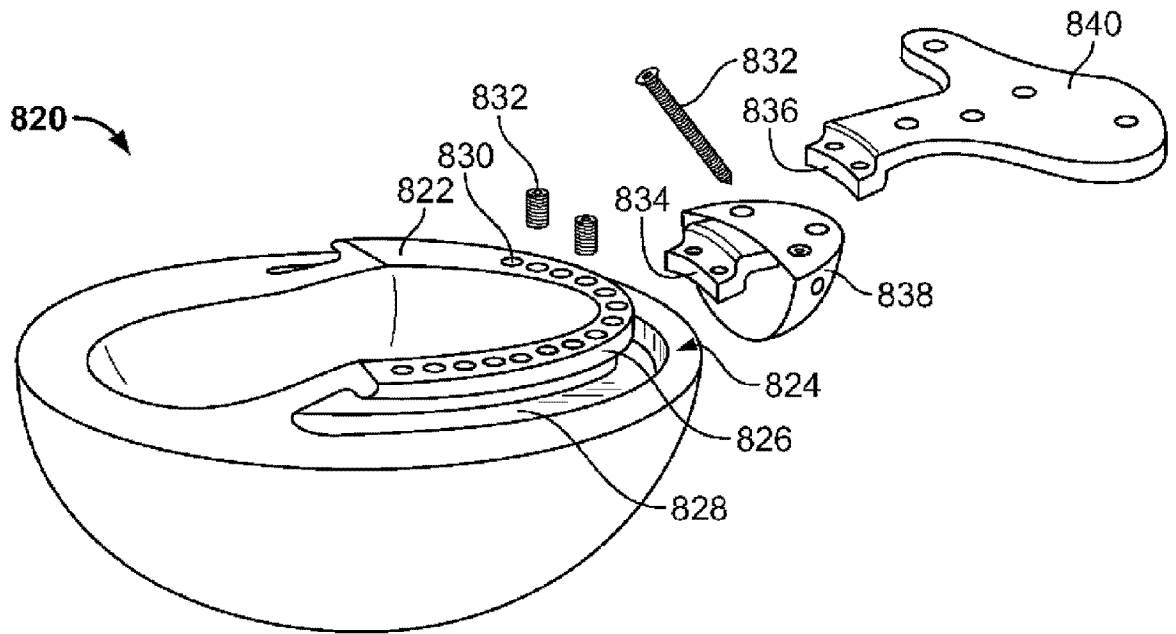


图 95

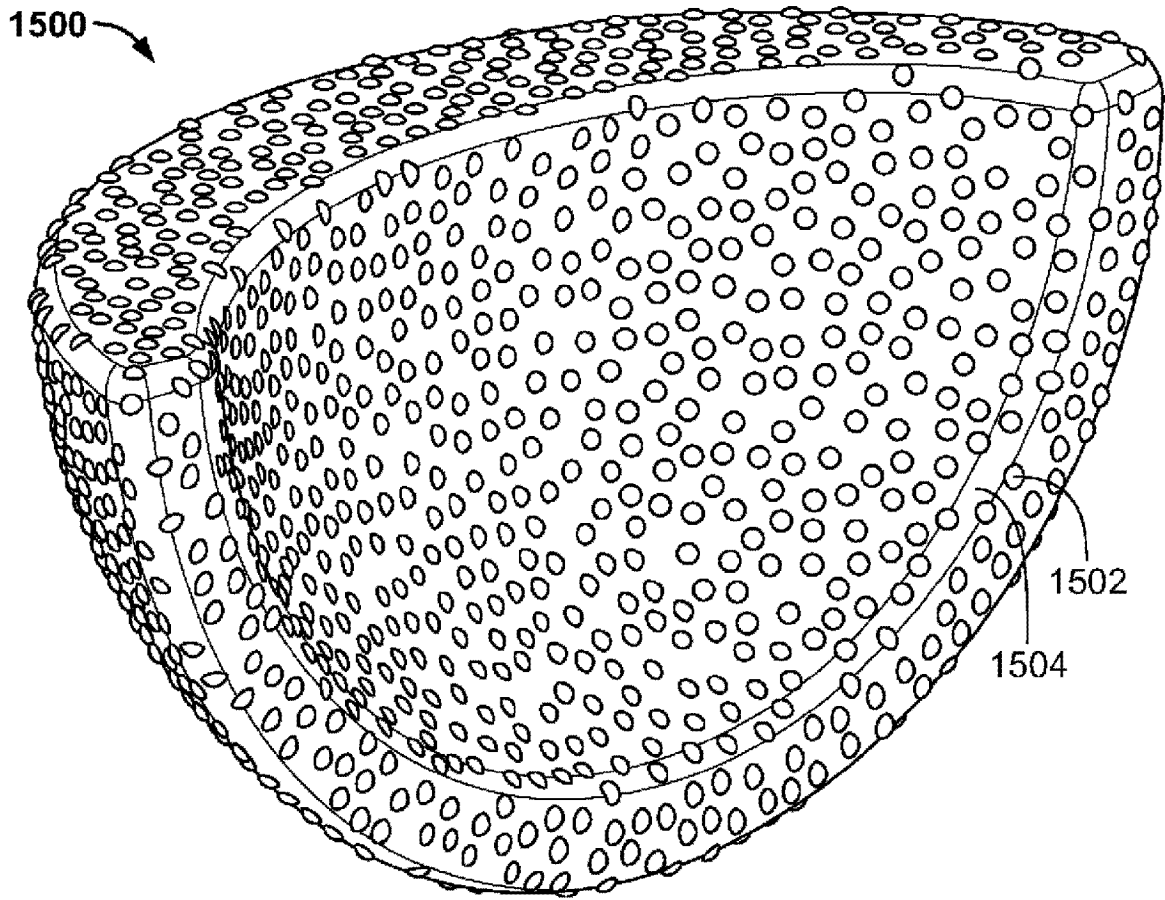


图 96

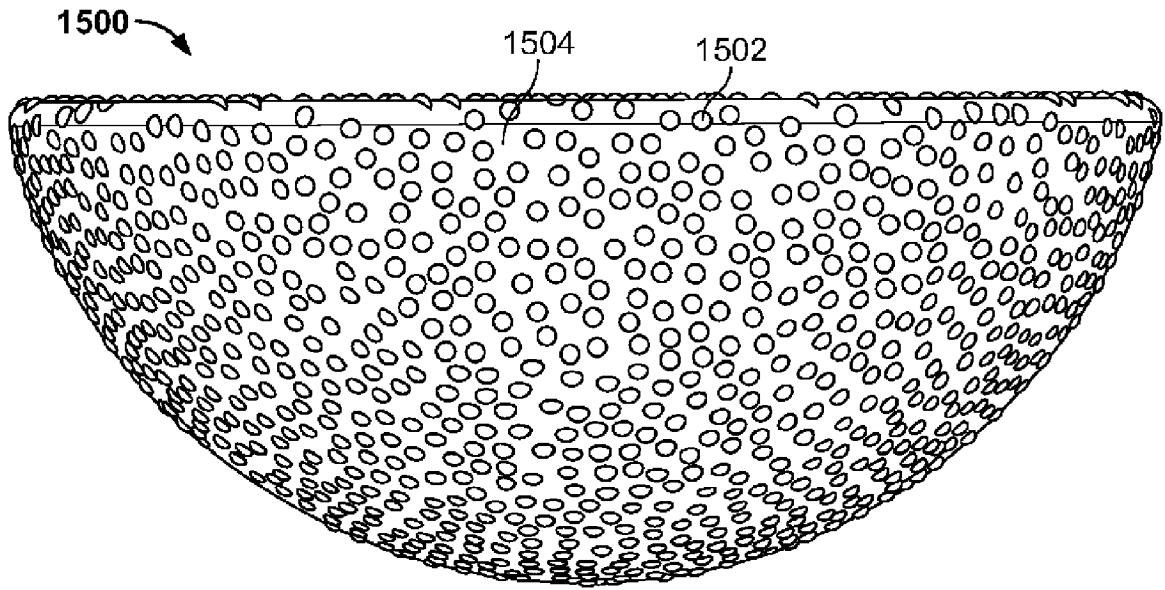


图 97

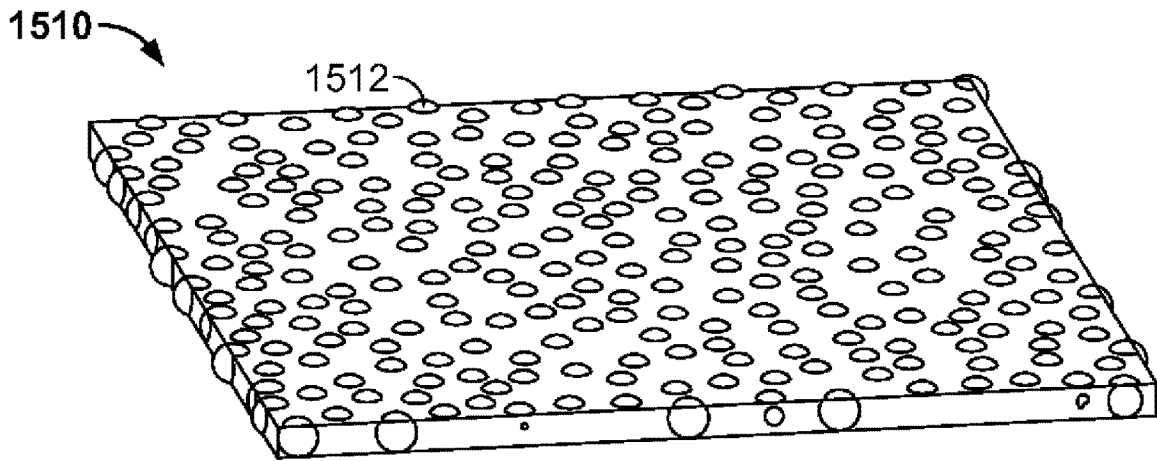


图 98

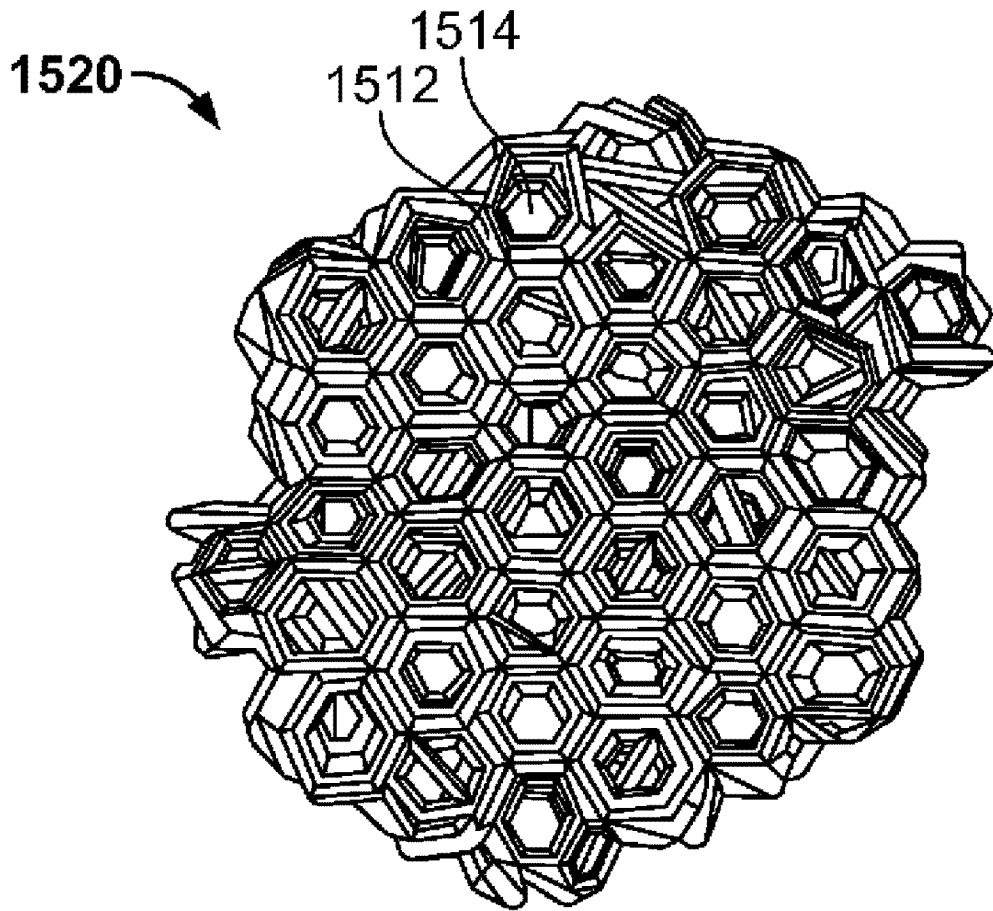


图 99

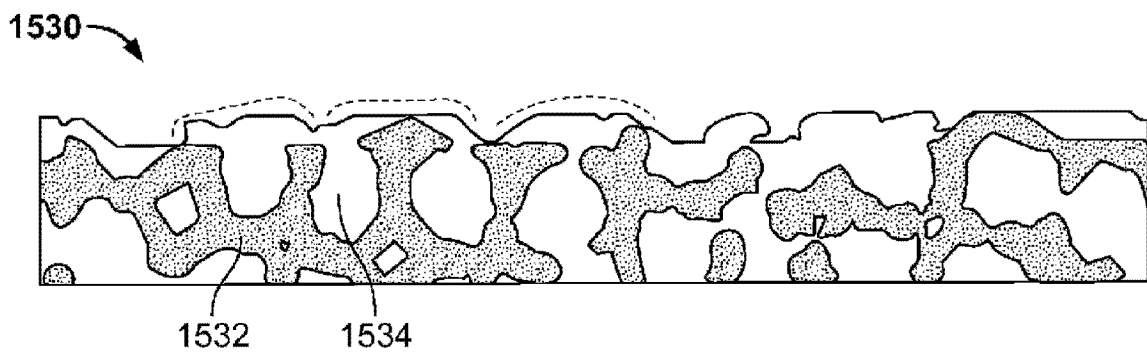


图 100



1540

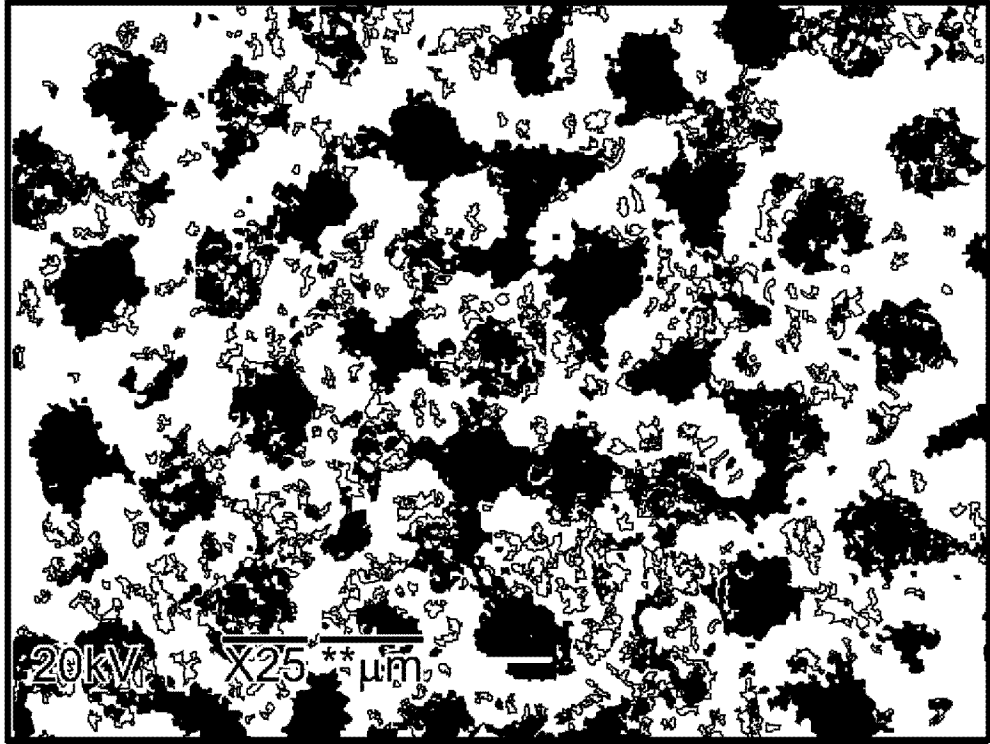


图 101

1550

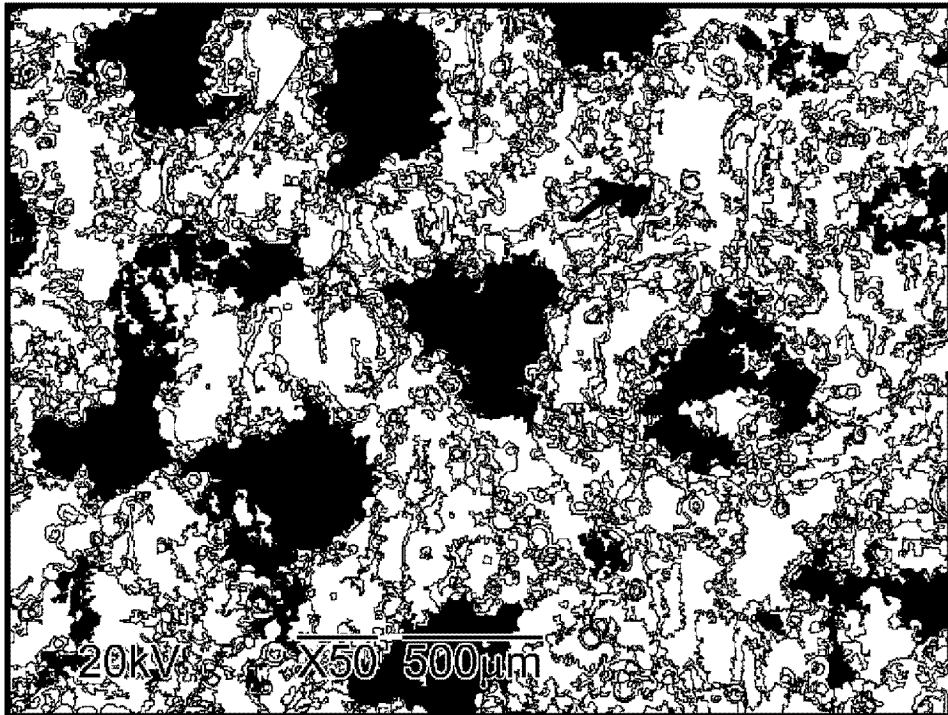


图 102

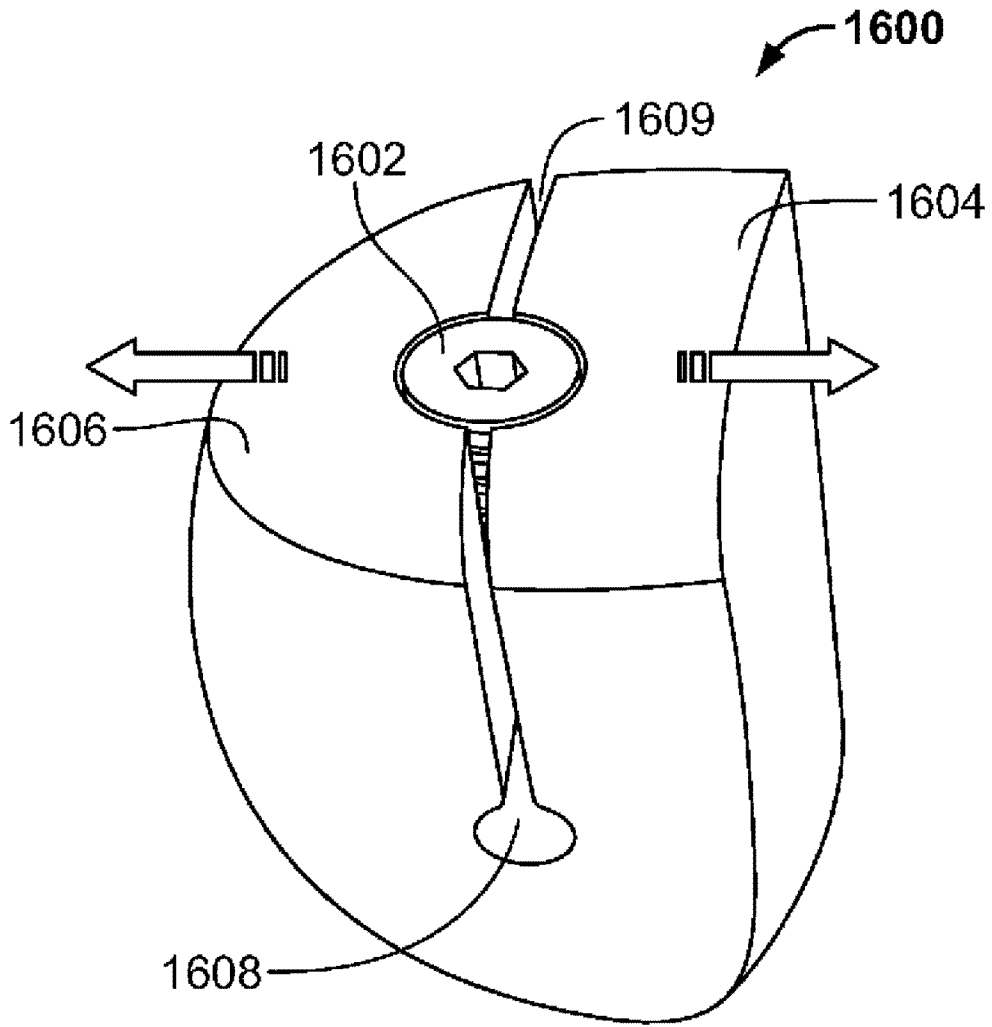


图 103

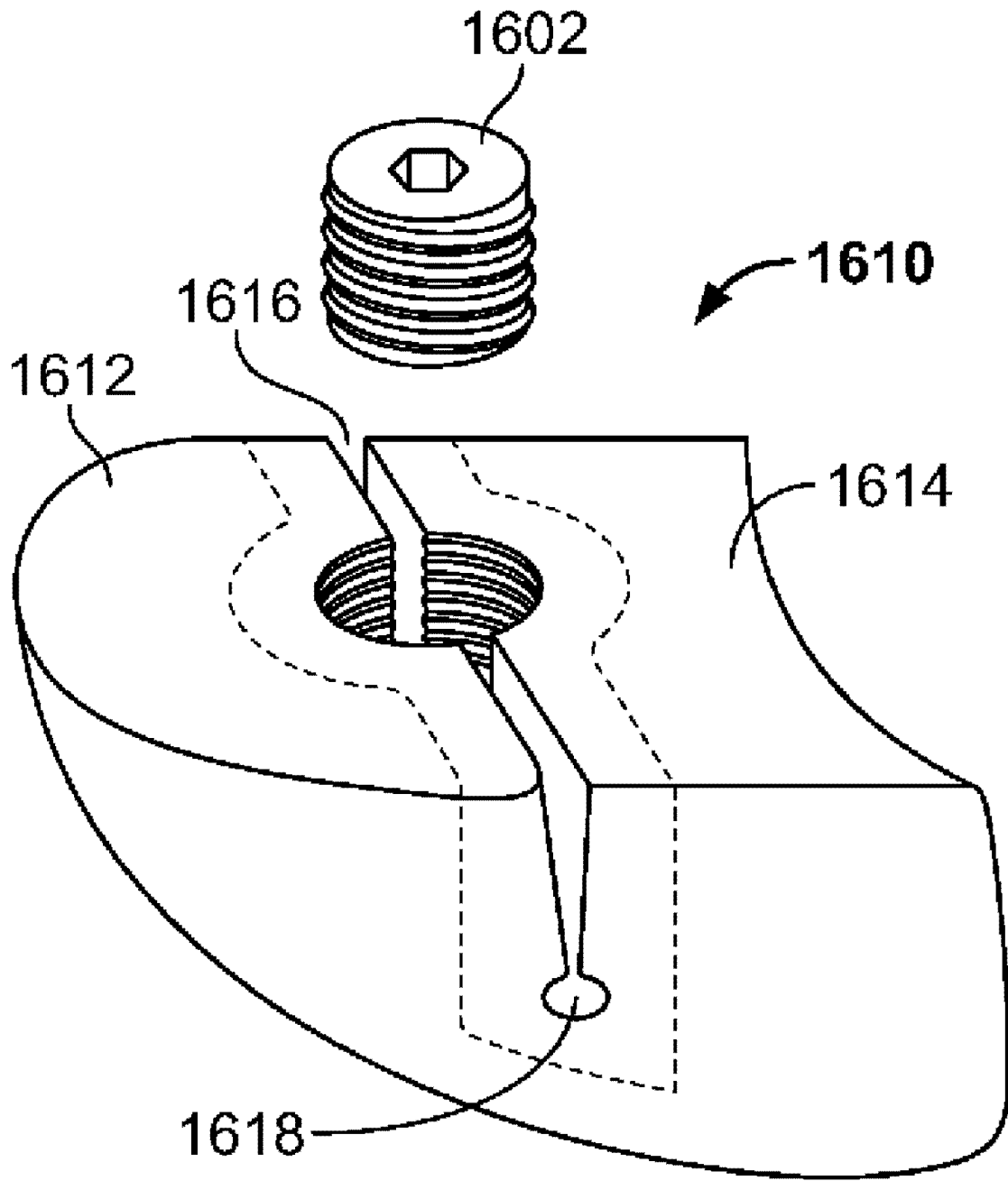


图 104

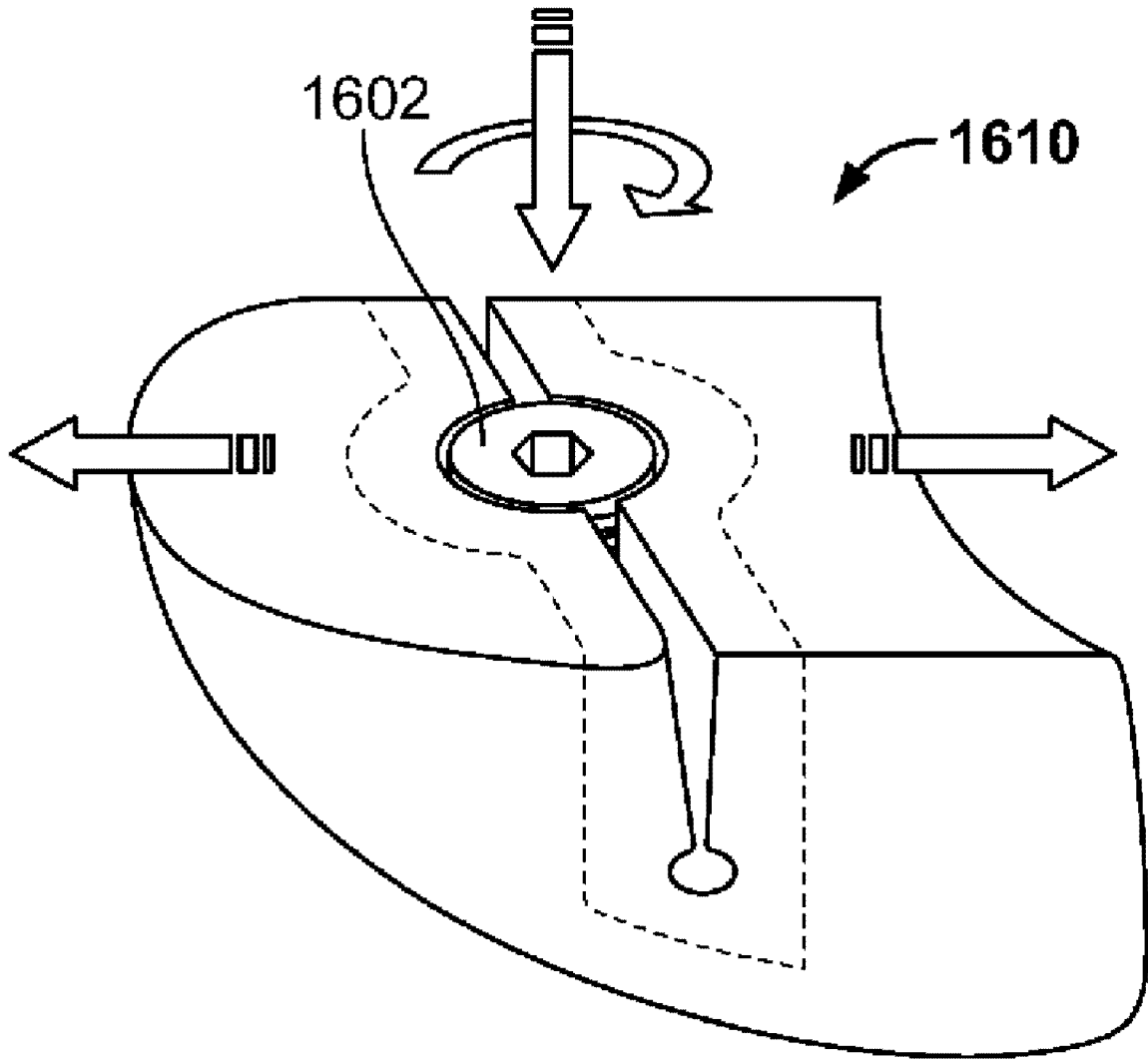


图 105

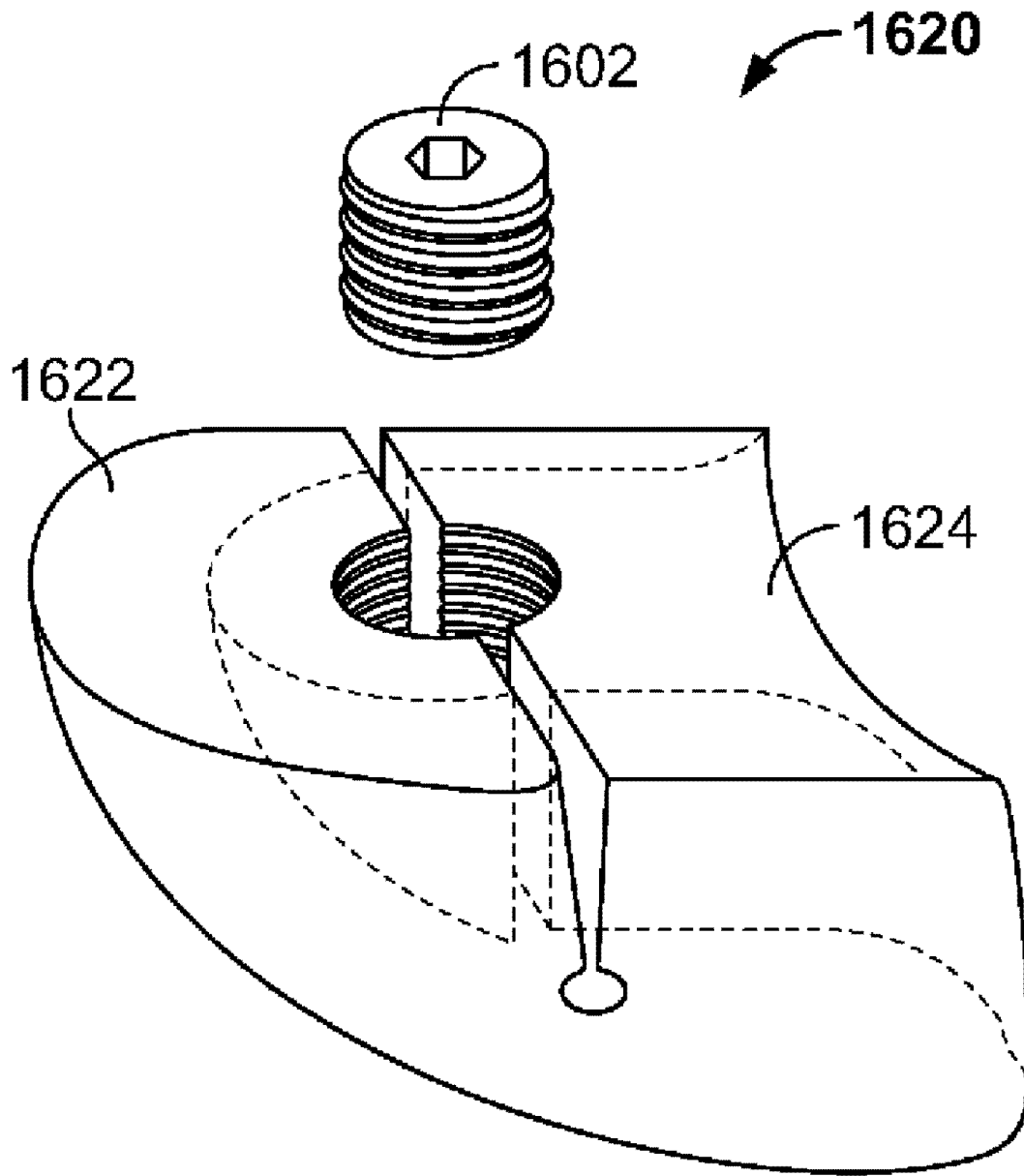


图 106

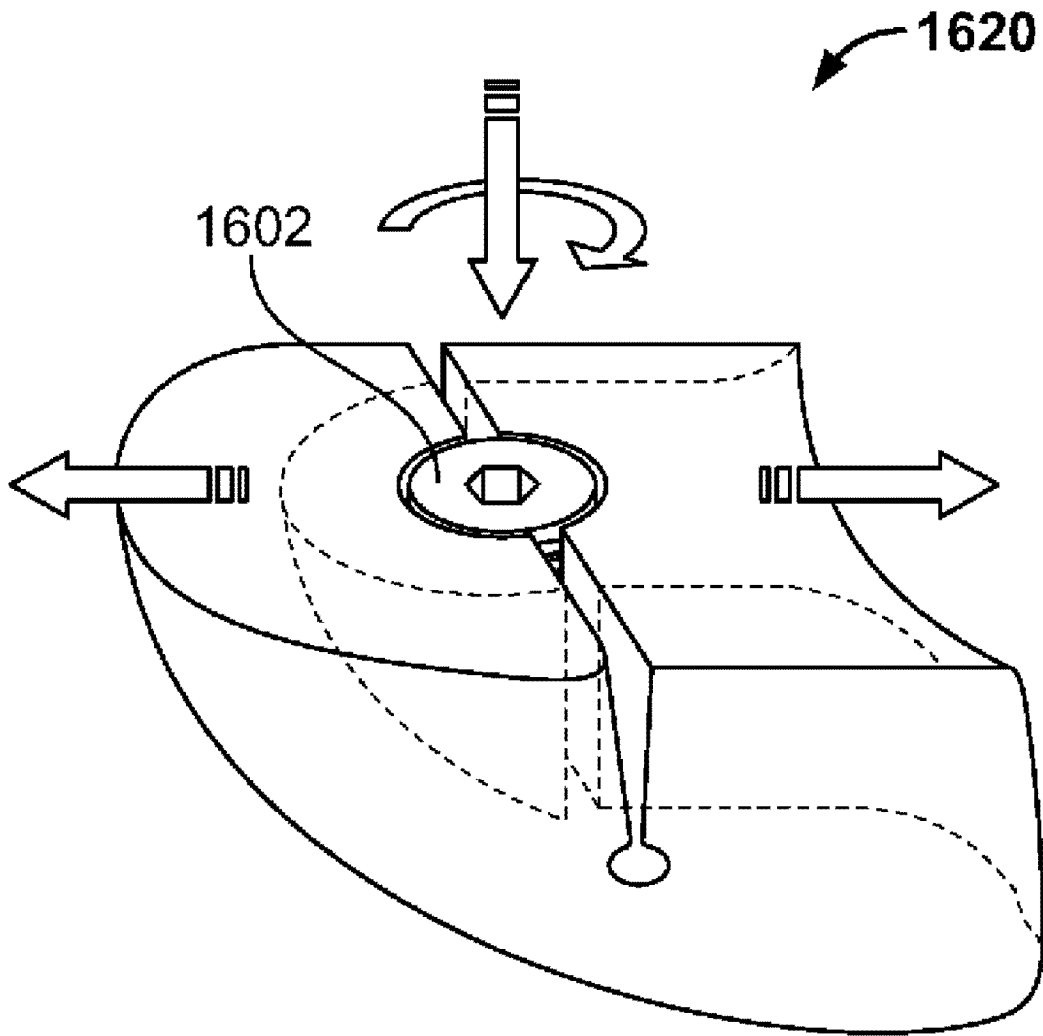


图 107

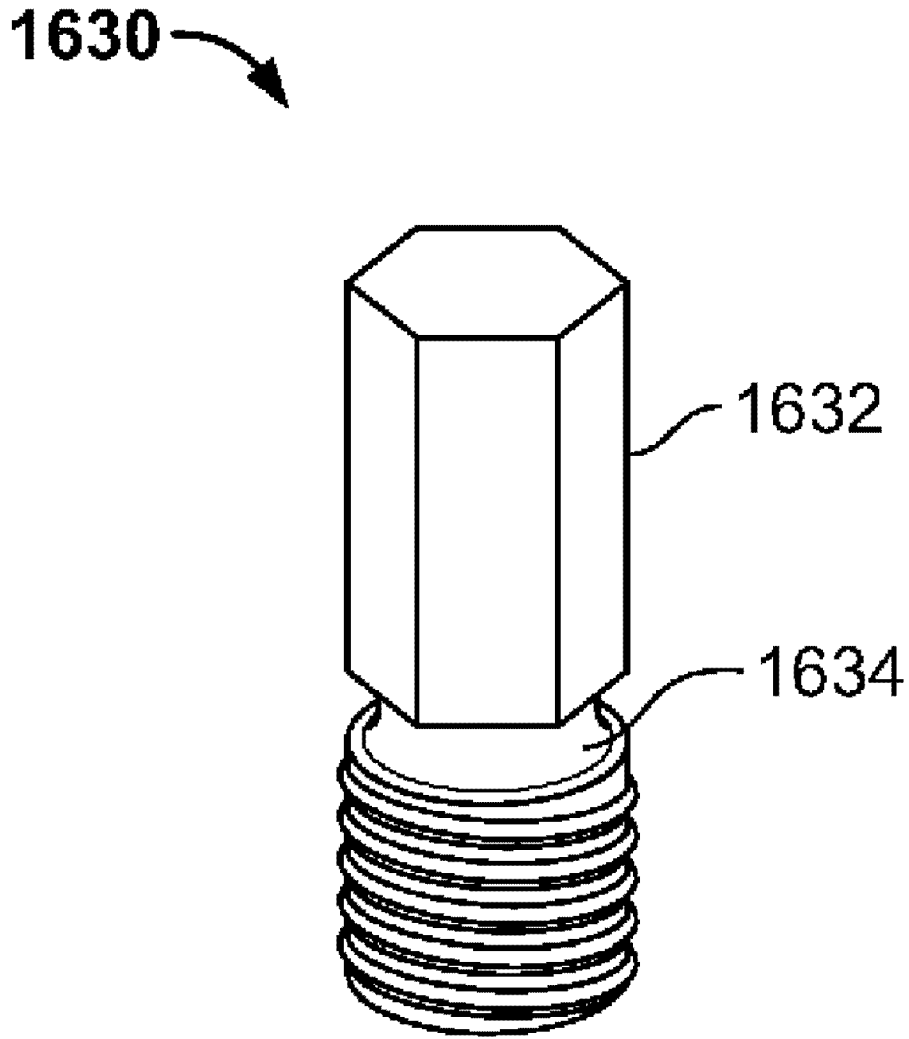


图 108



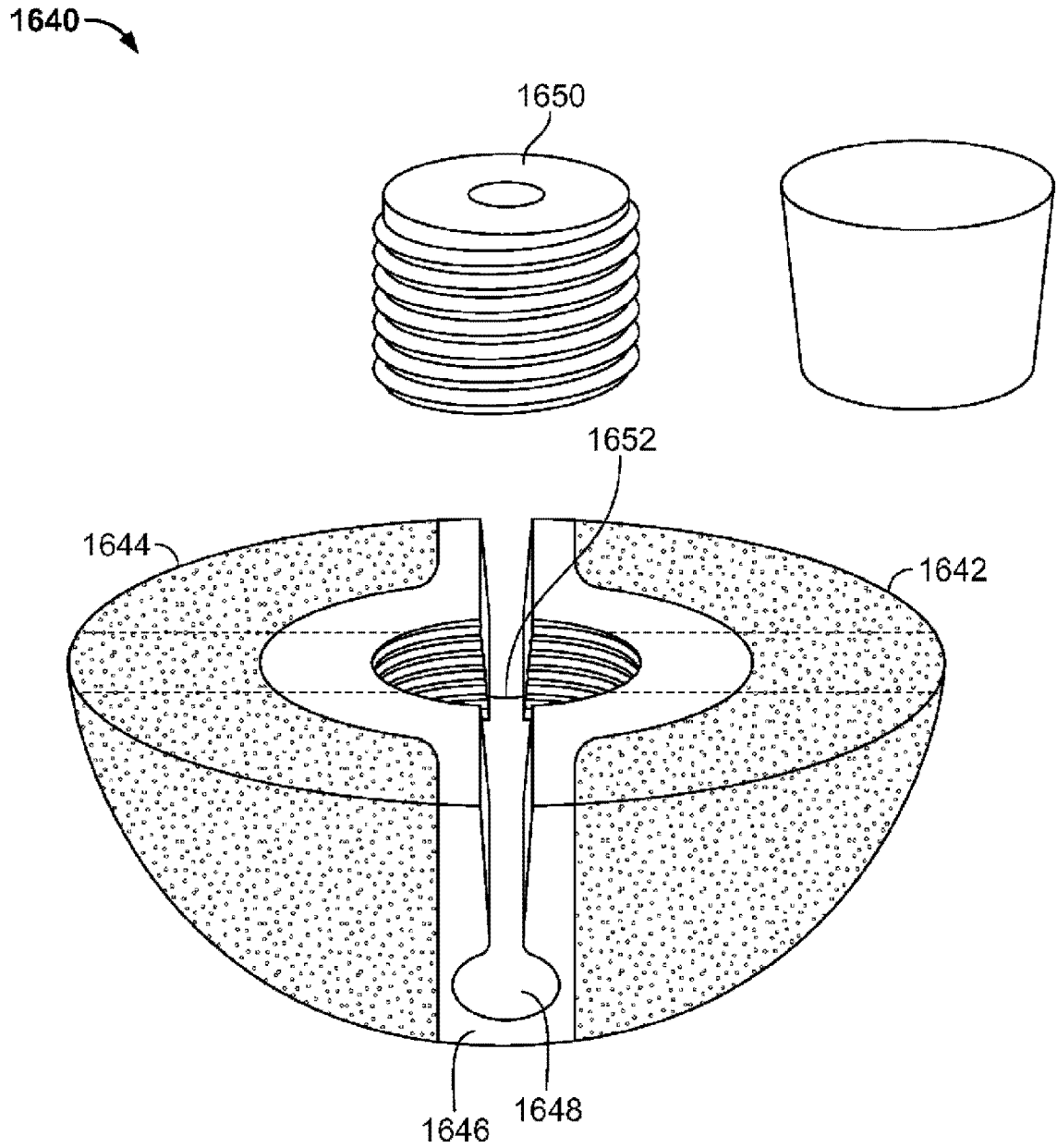


图 109

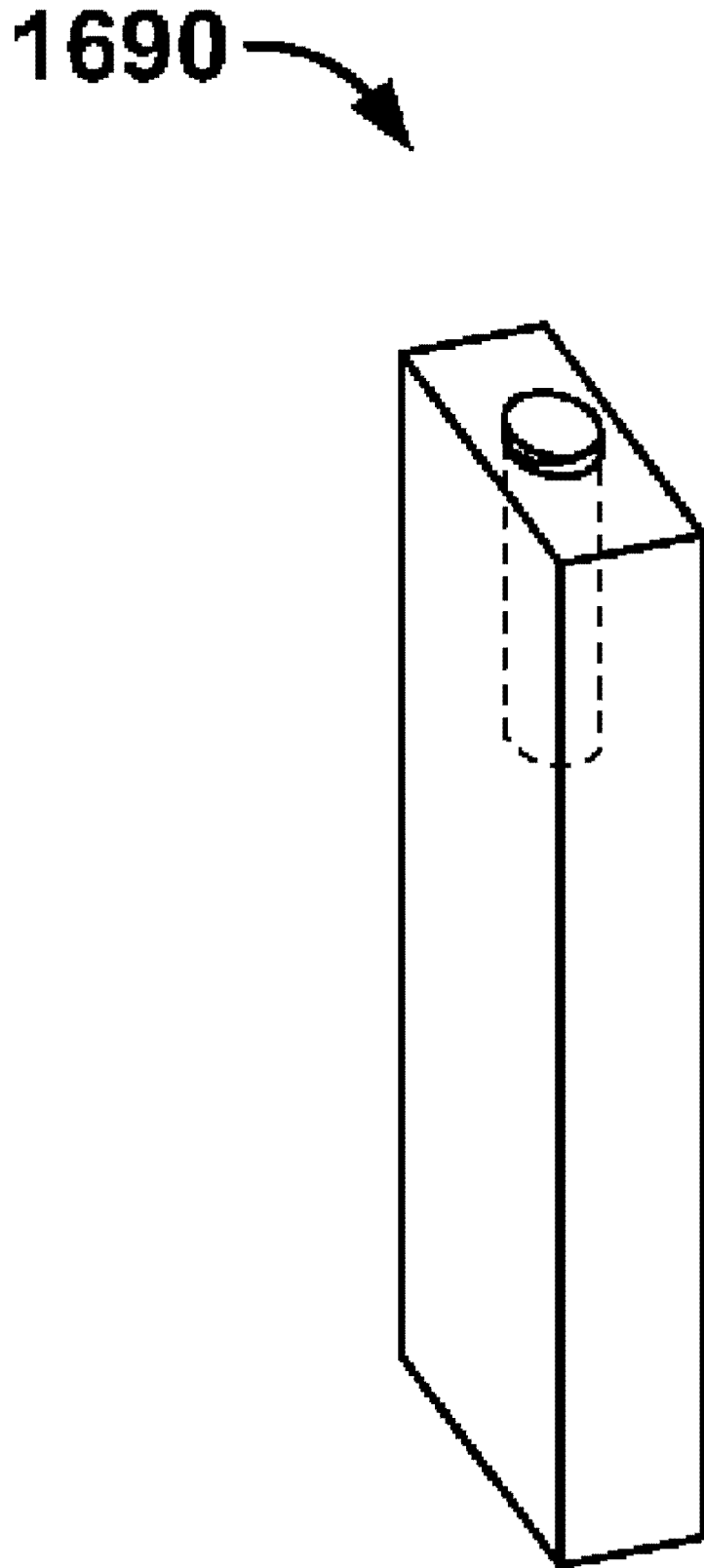


图 110

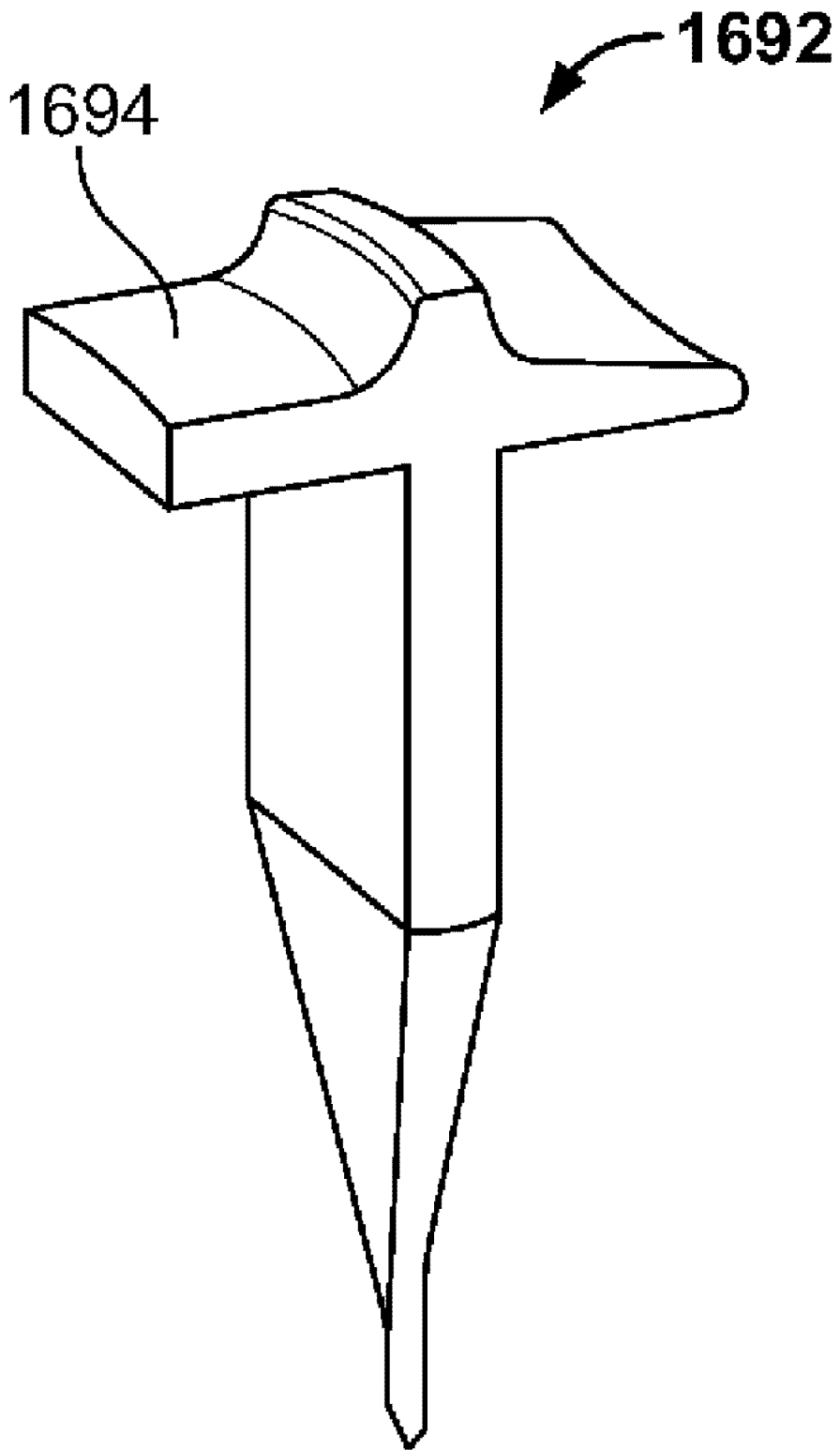


图 111

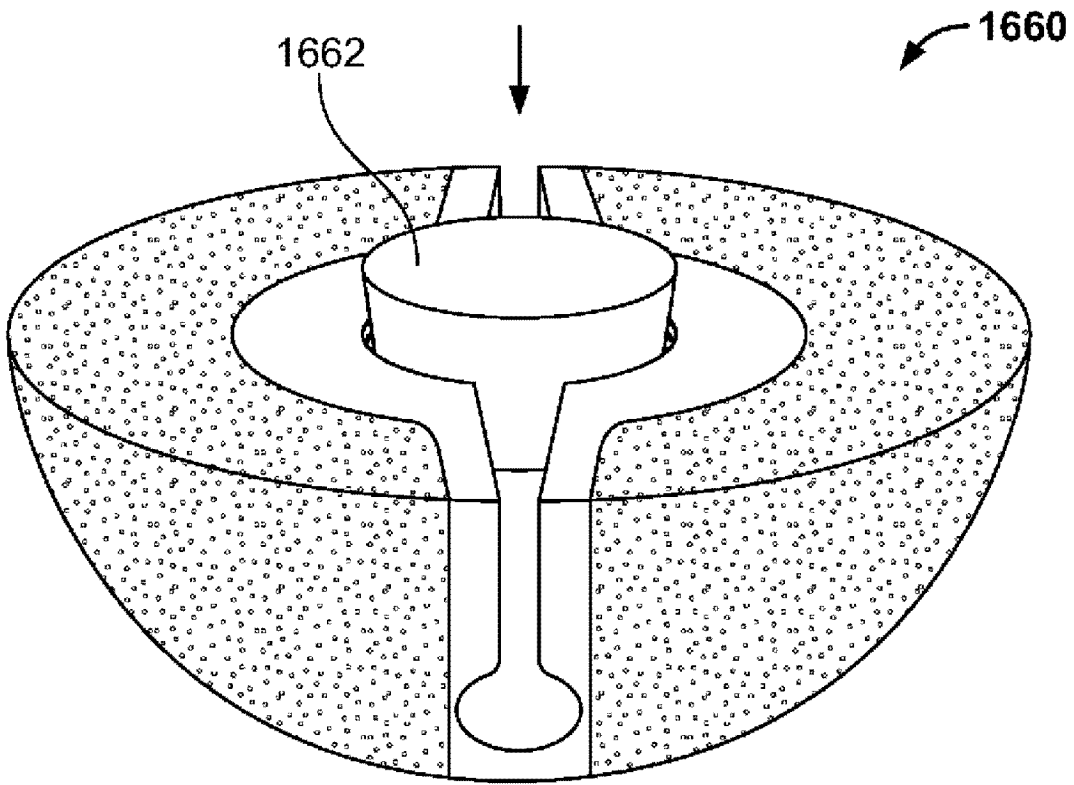


图 112

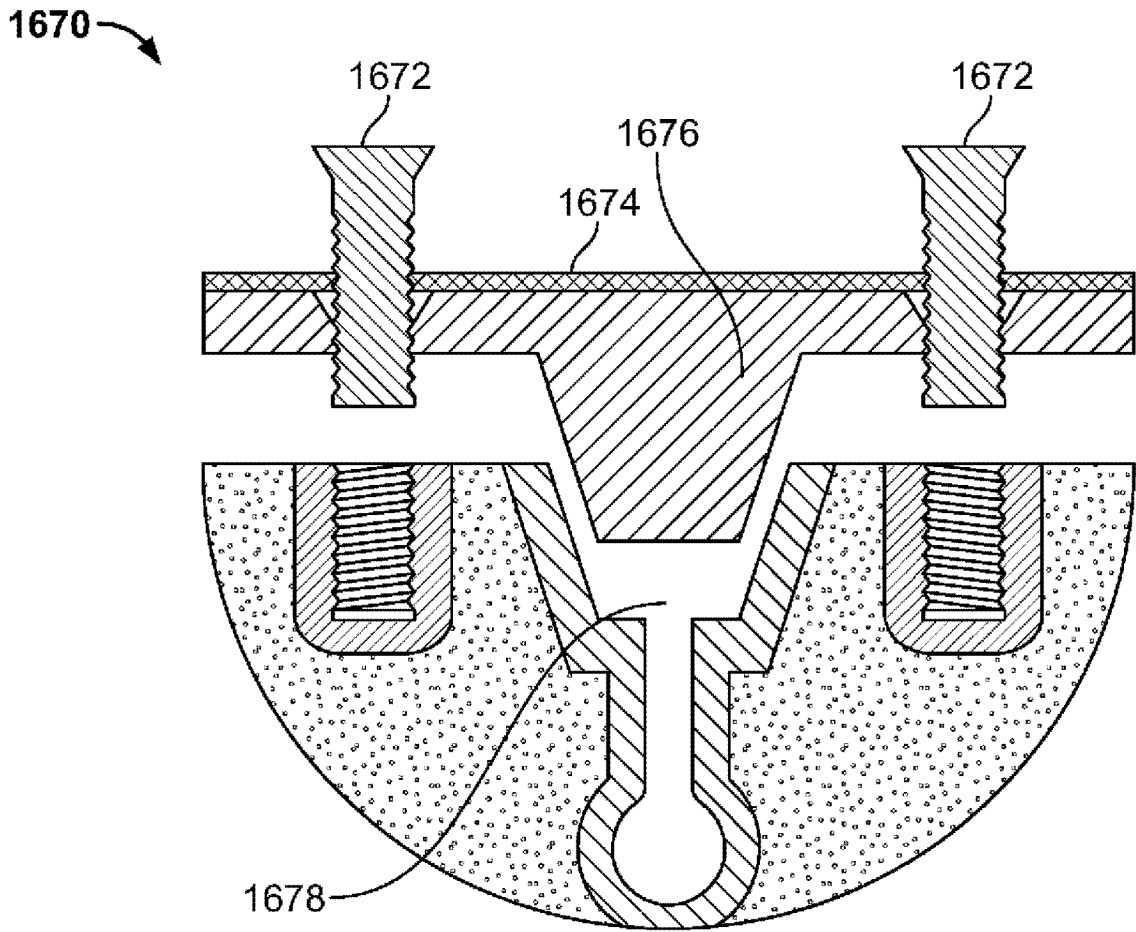


图 113

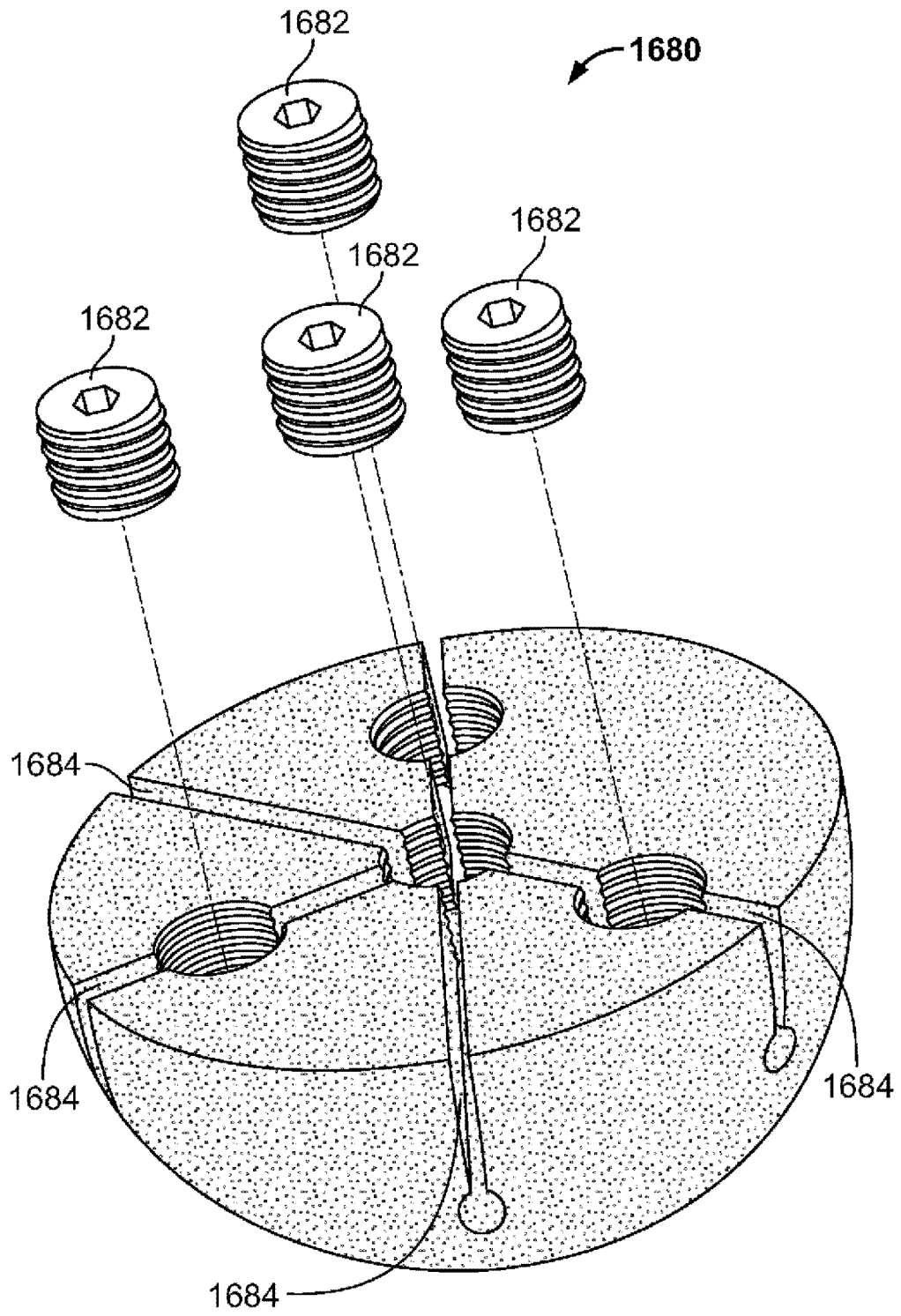


图 114

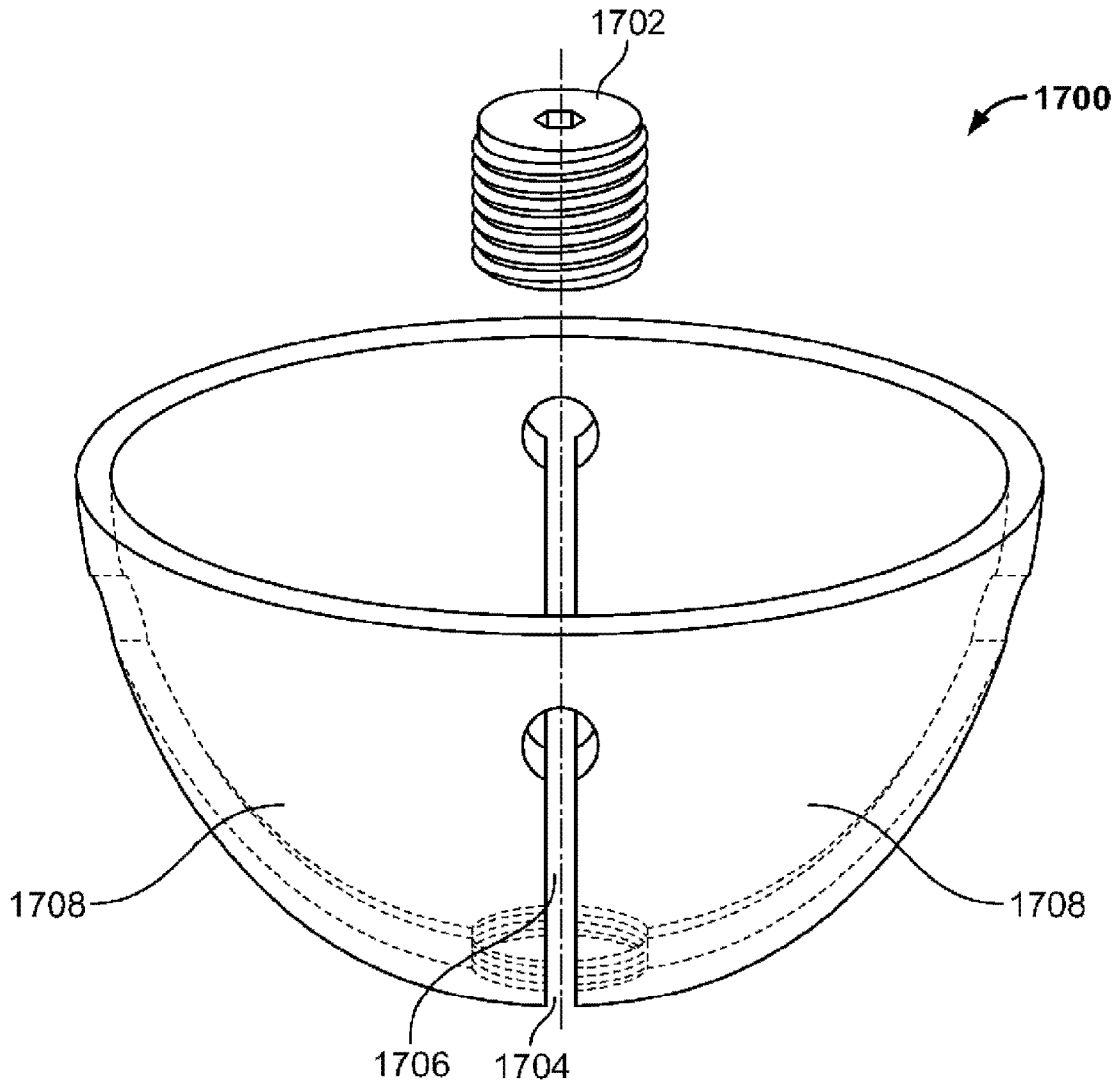


图 115

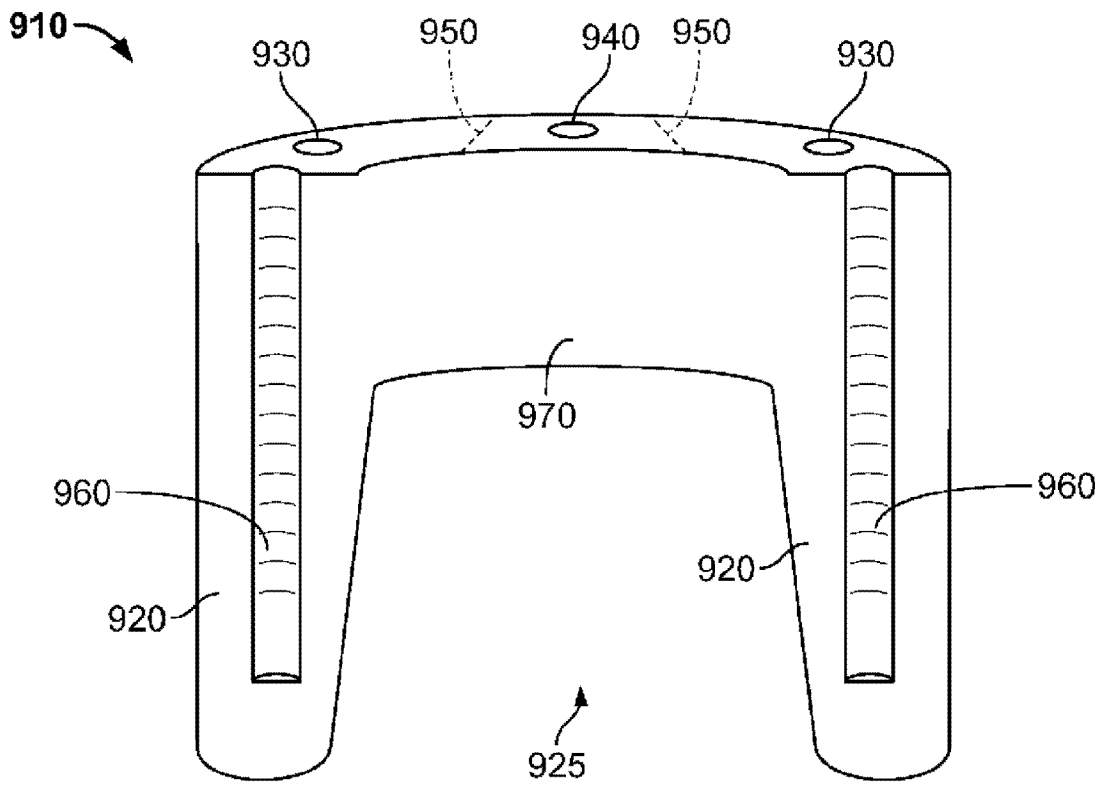


图 116



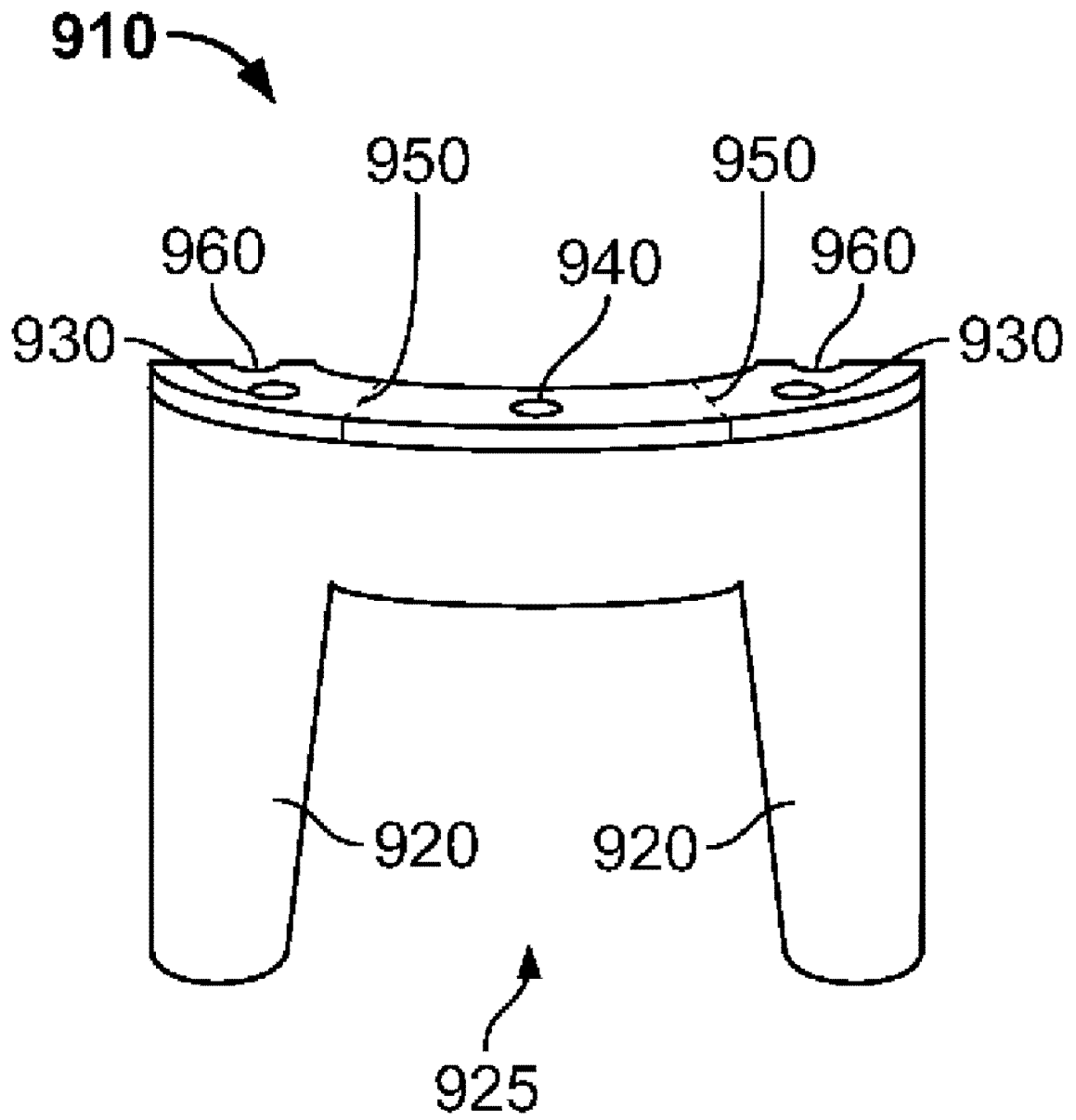


图 117

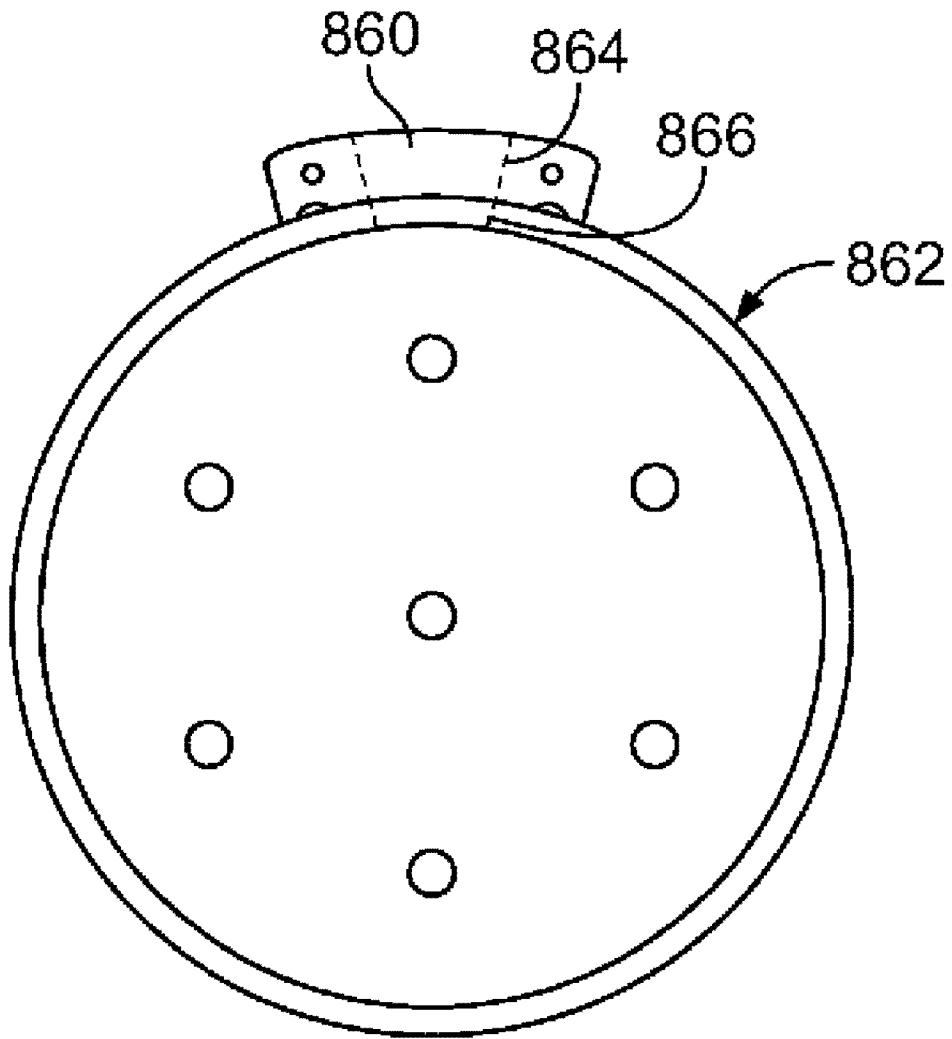


图 118

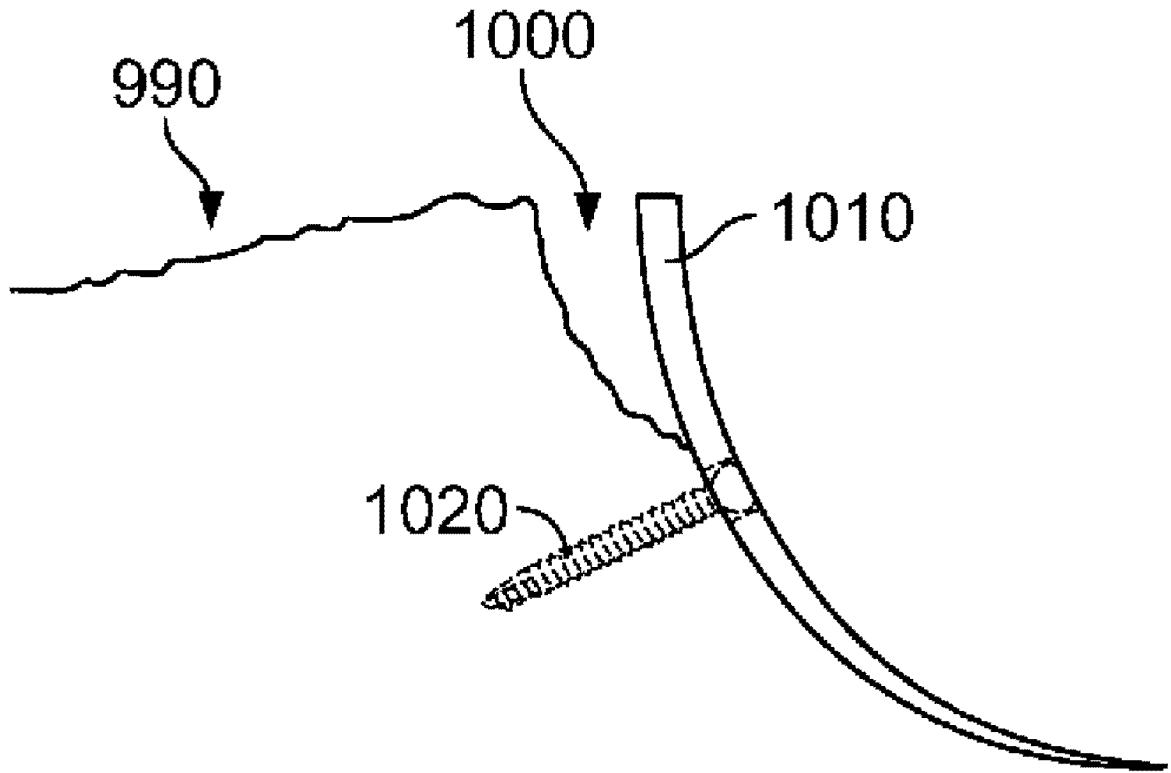


图 119

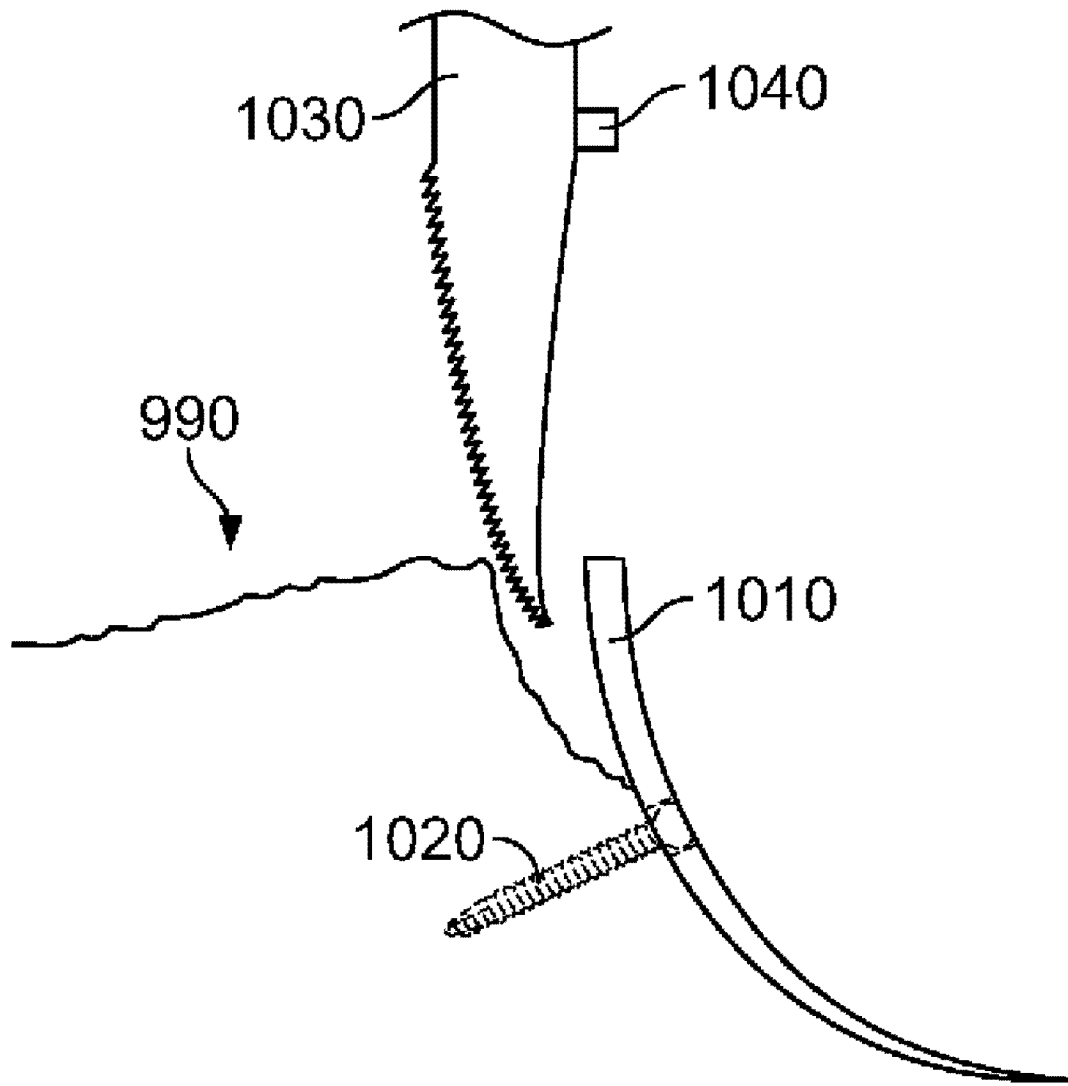


图 120

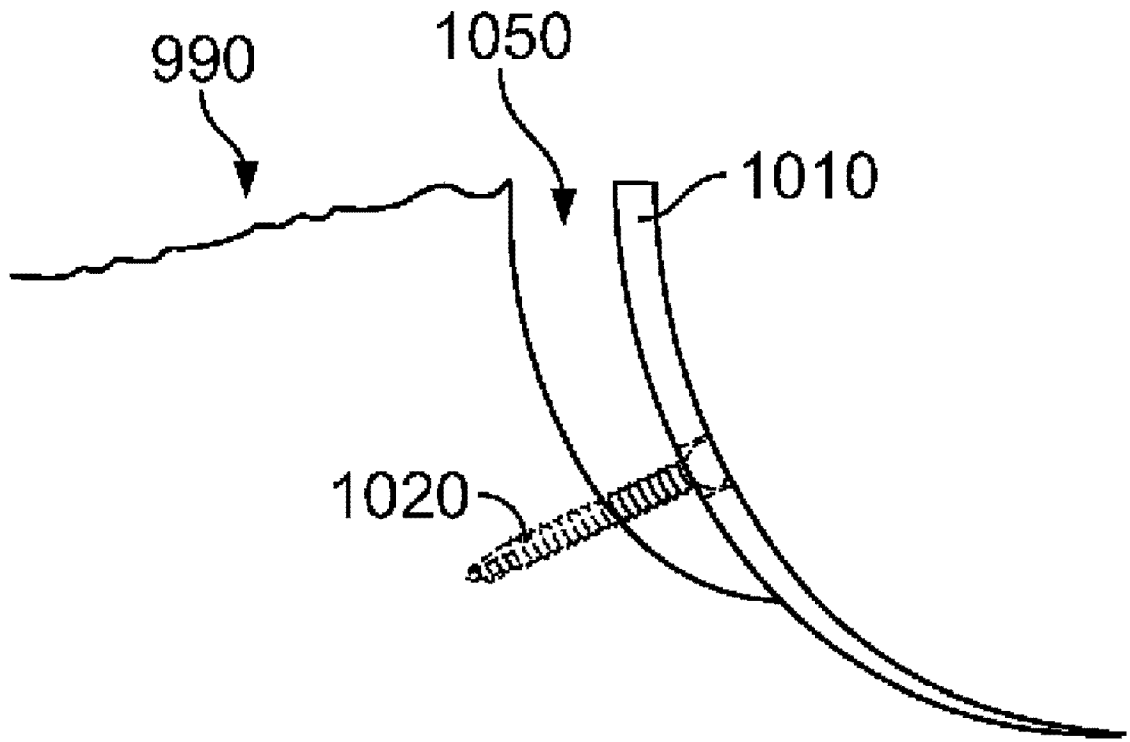


图 121

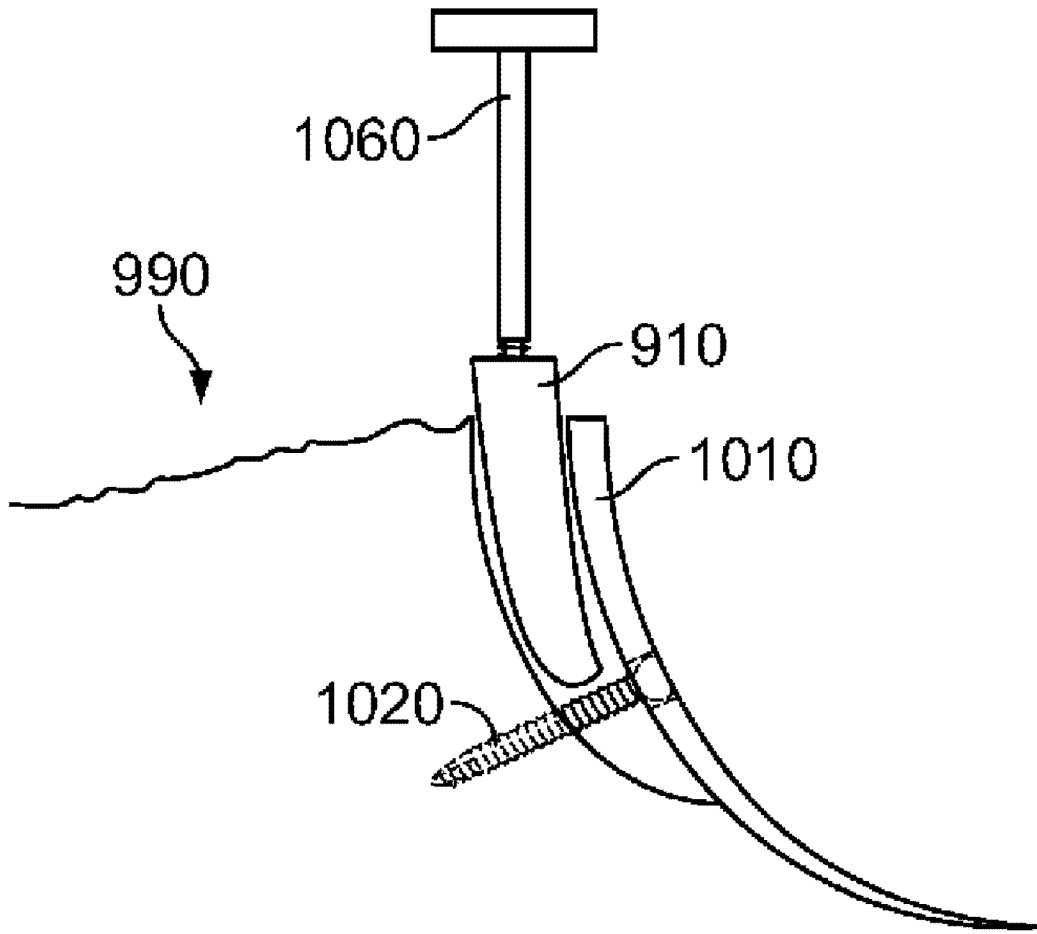


图 122

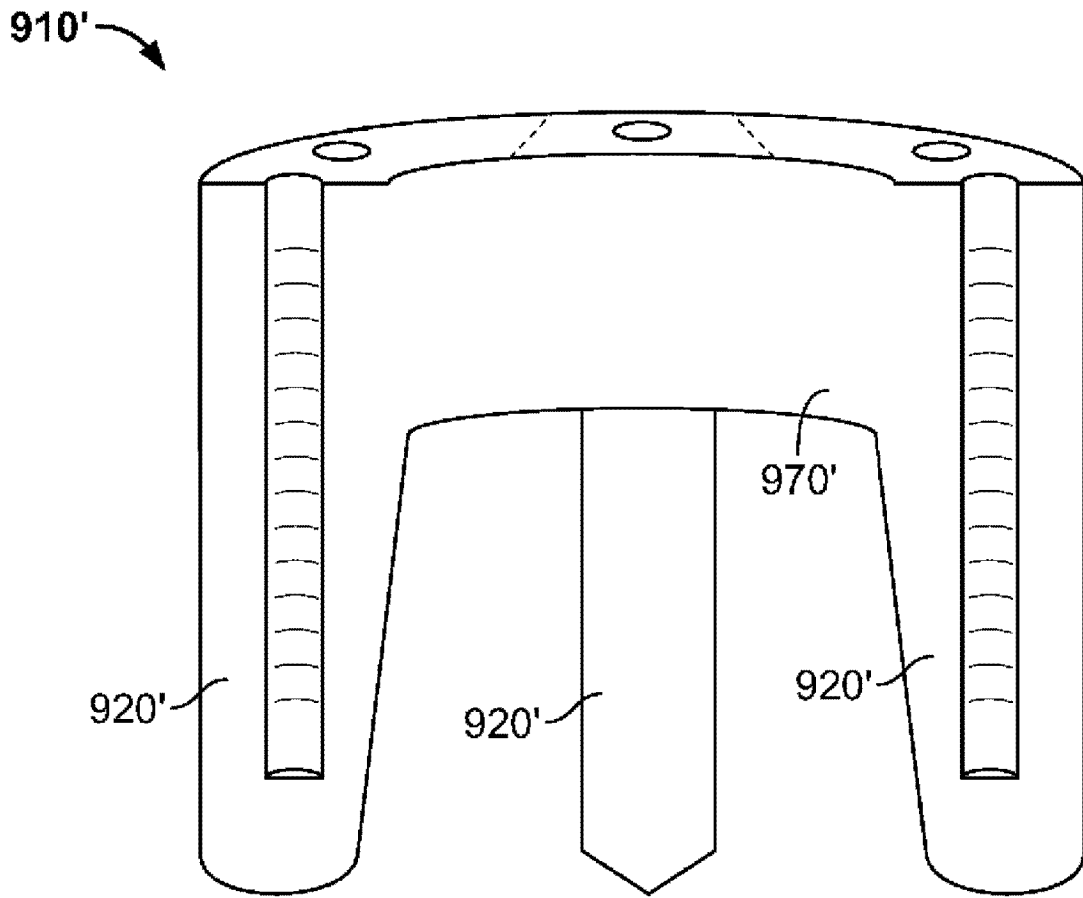


图 123

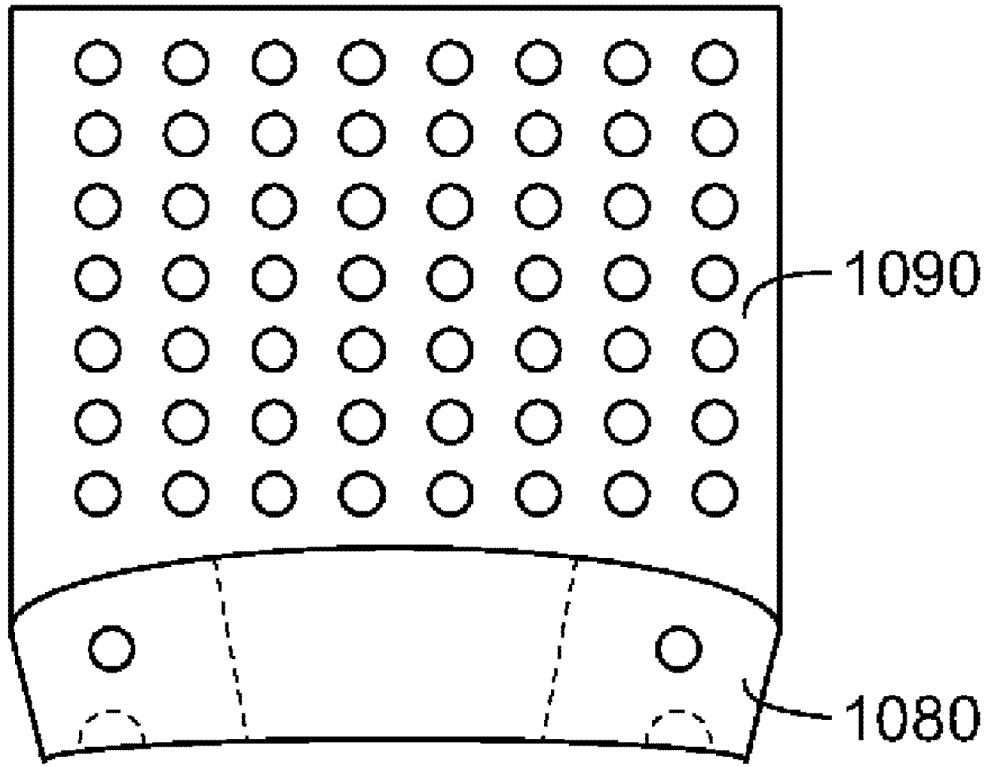


图 124



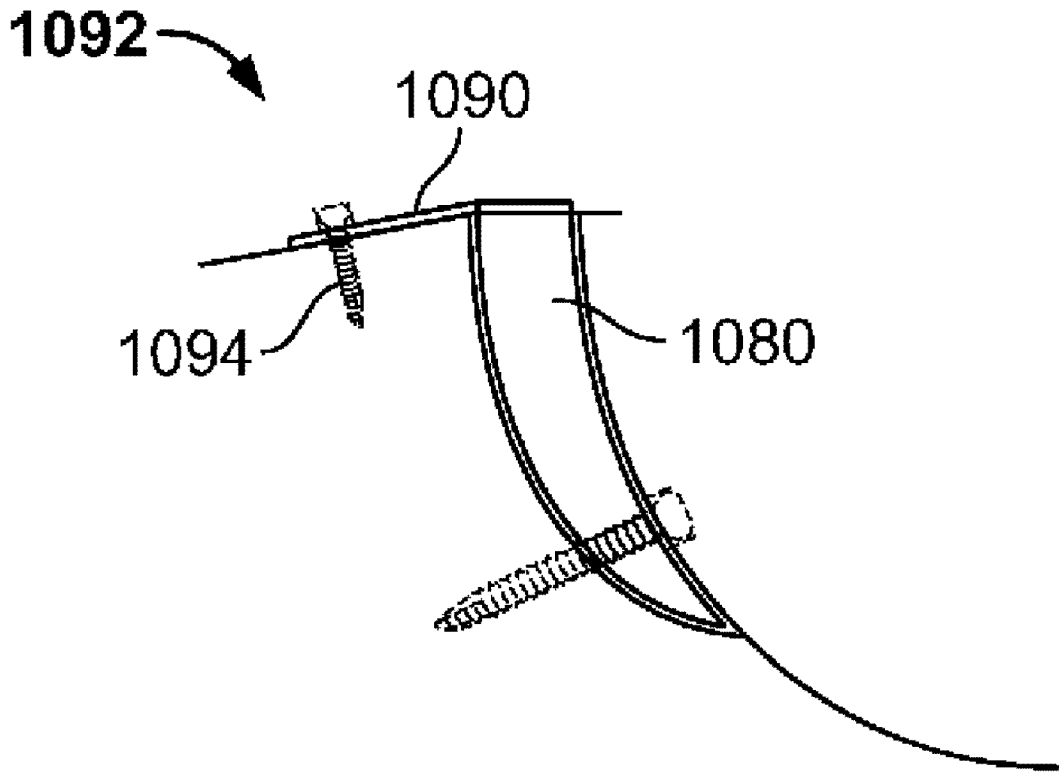


图 125

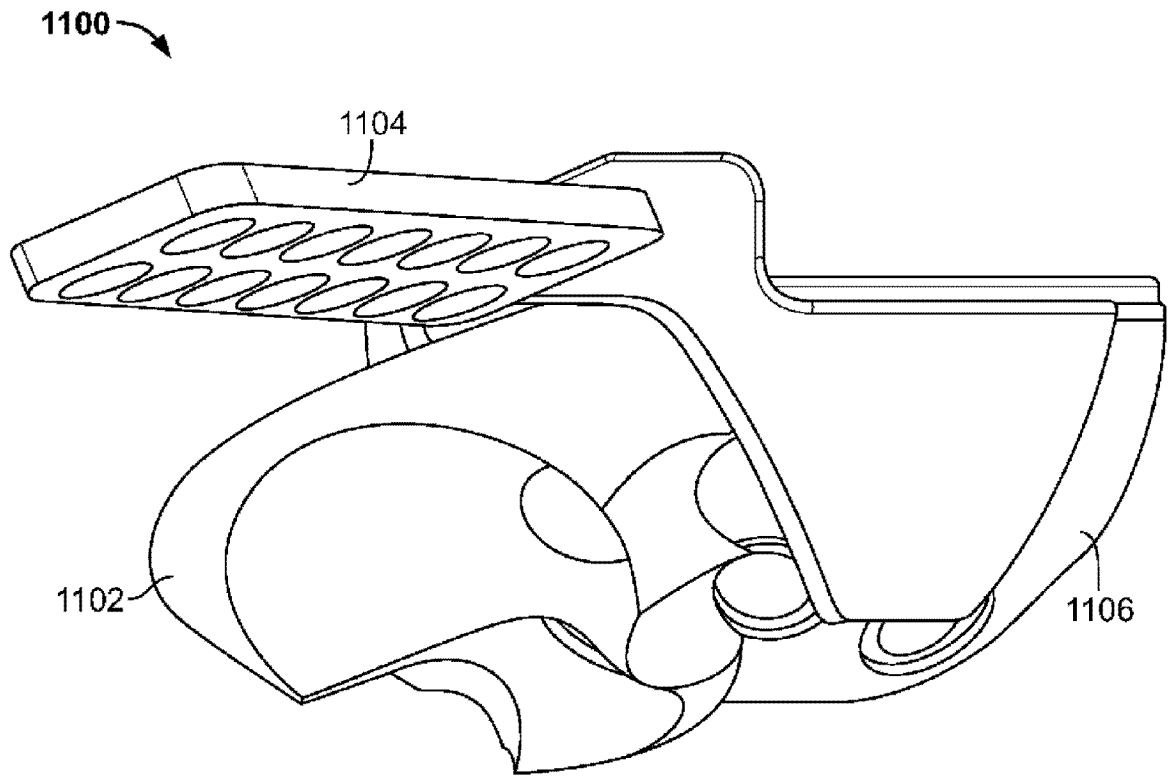


图 126

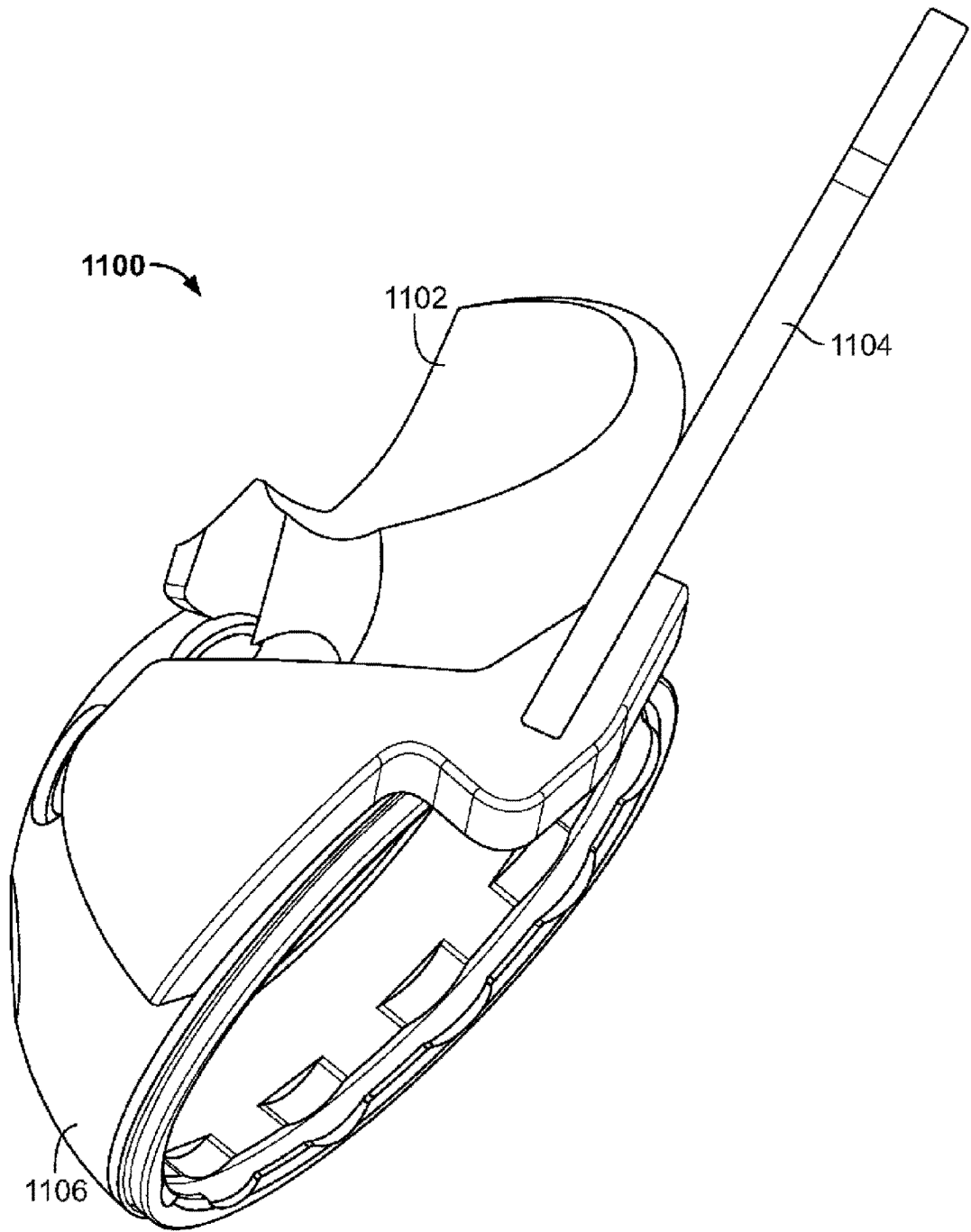


图 127

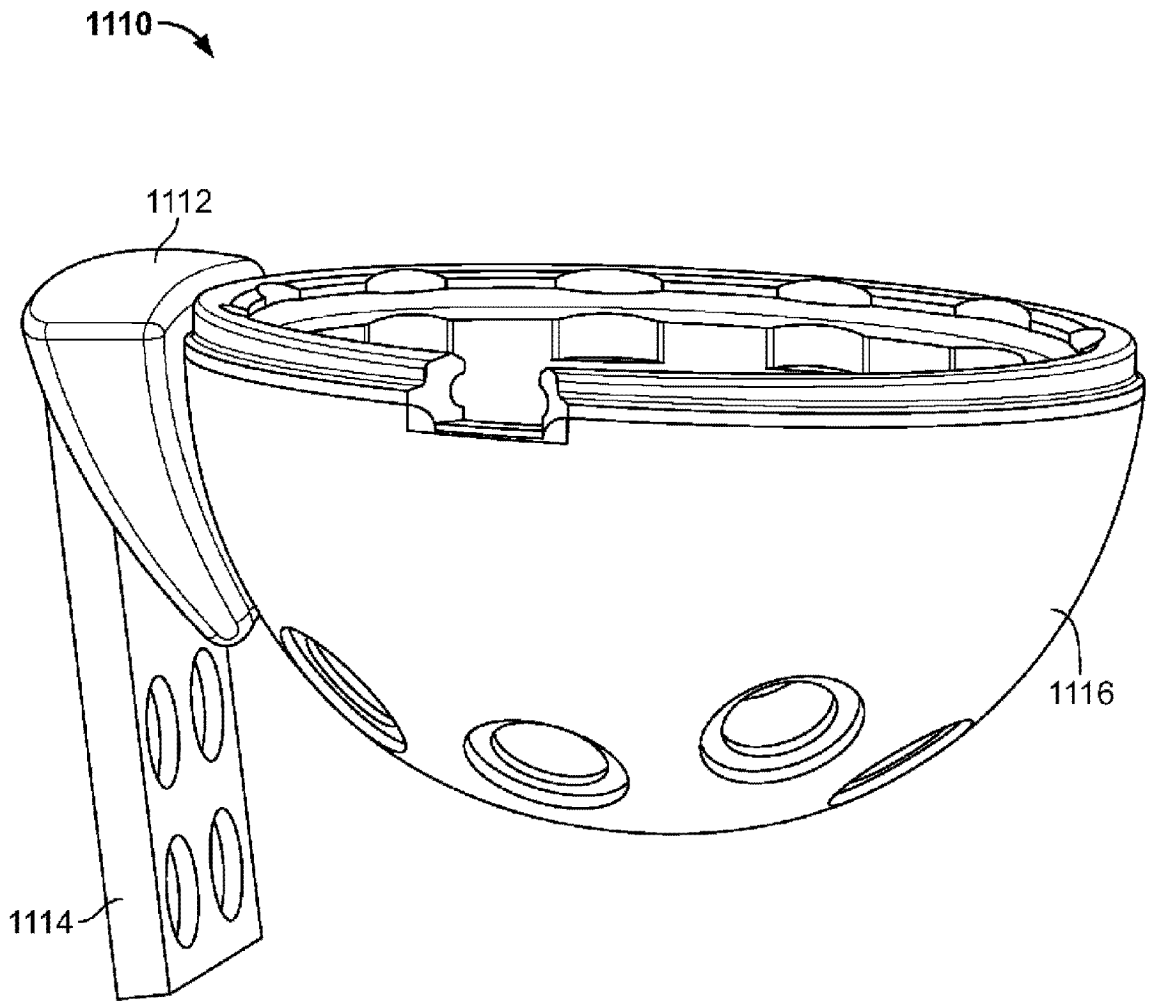


图 128

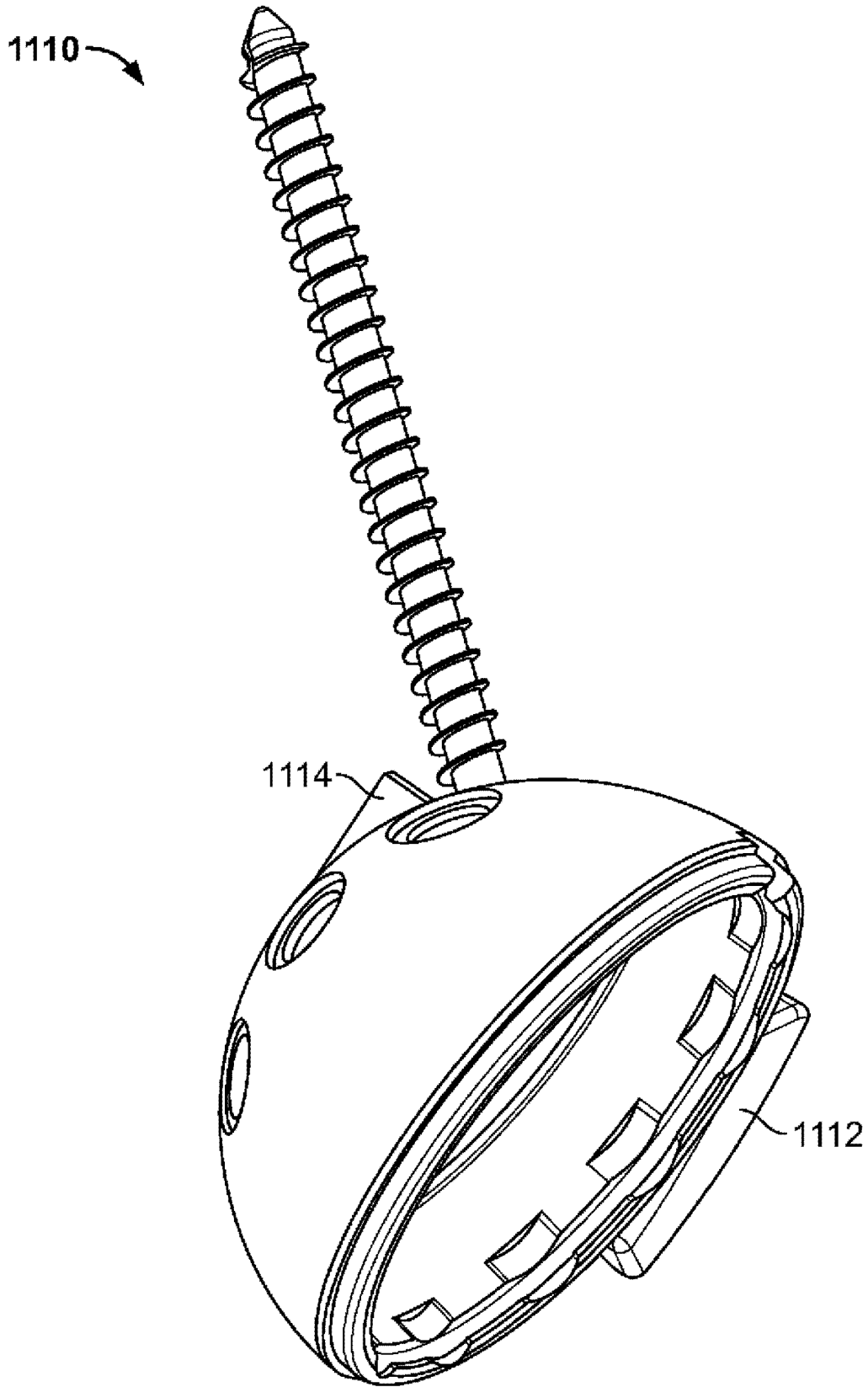


图 129

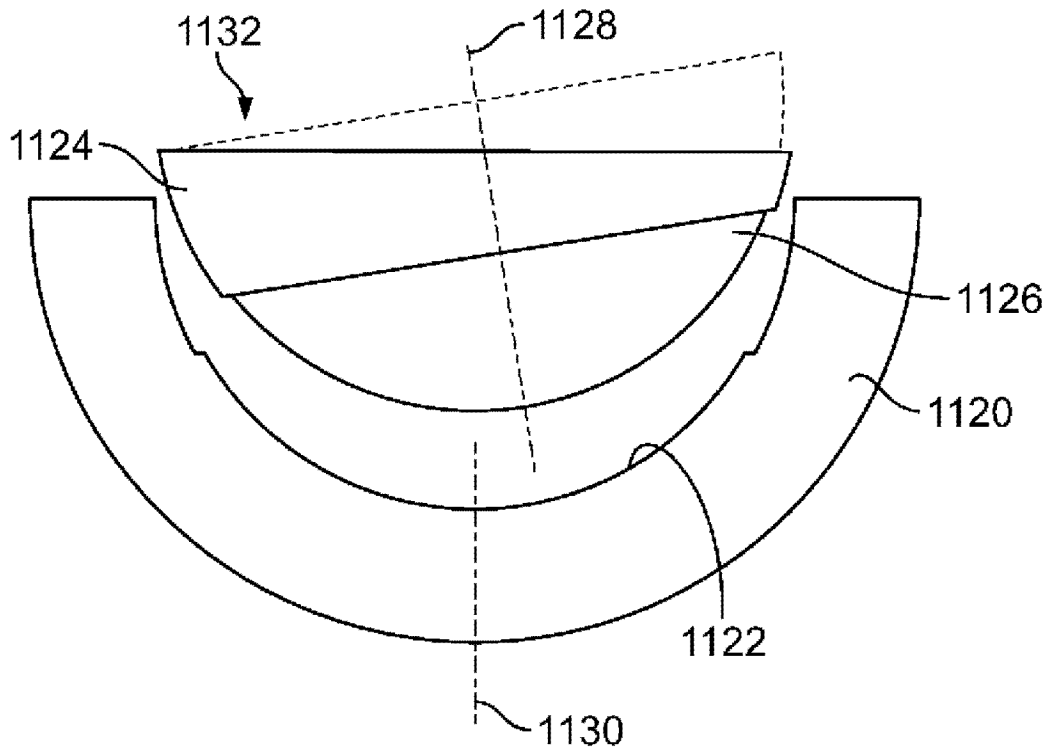


图 130

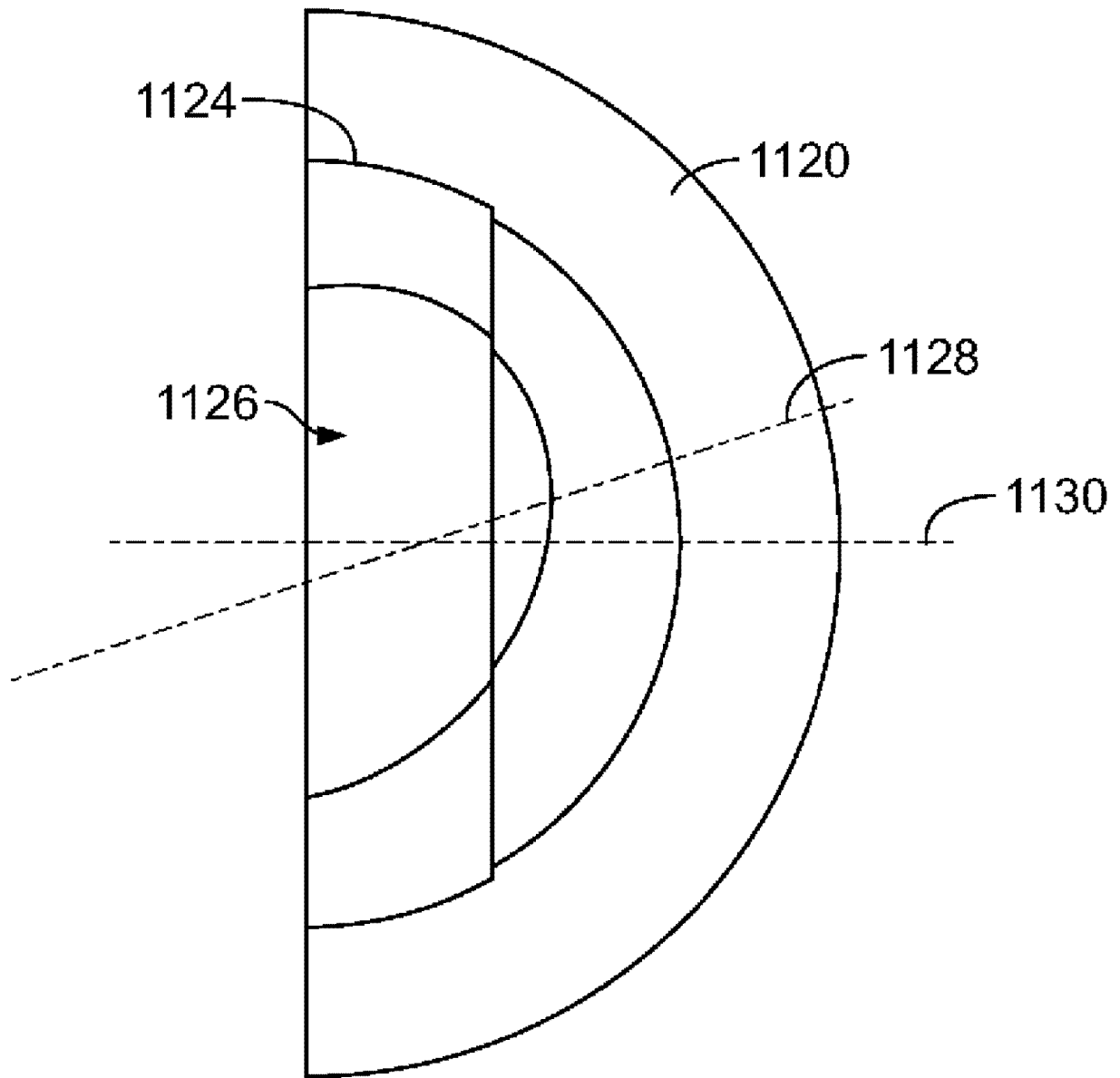


图 131

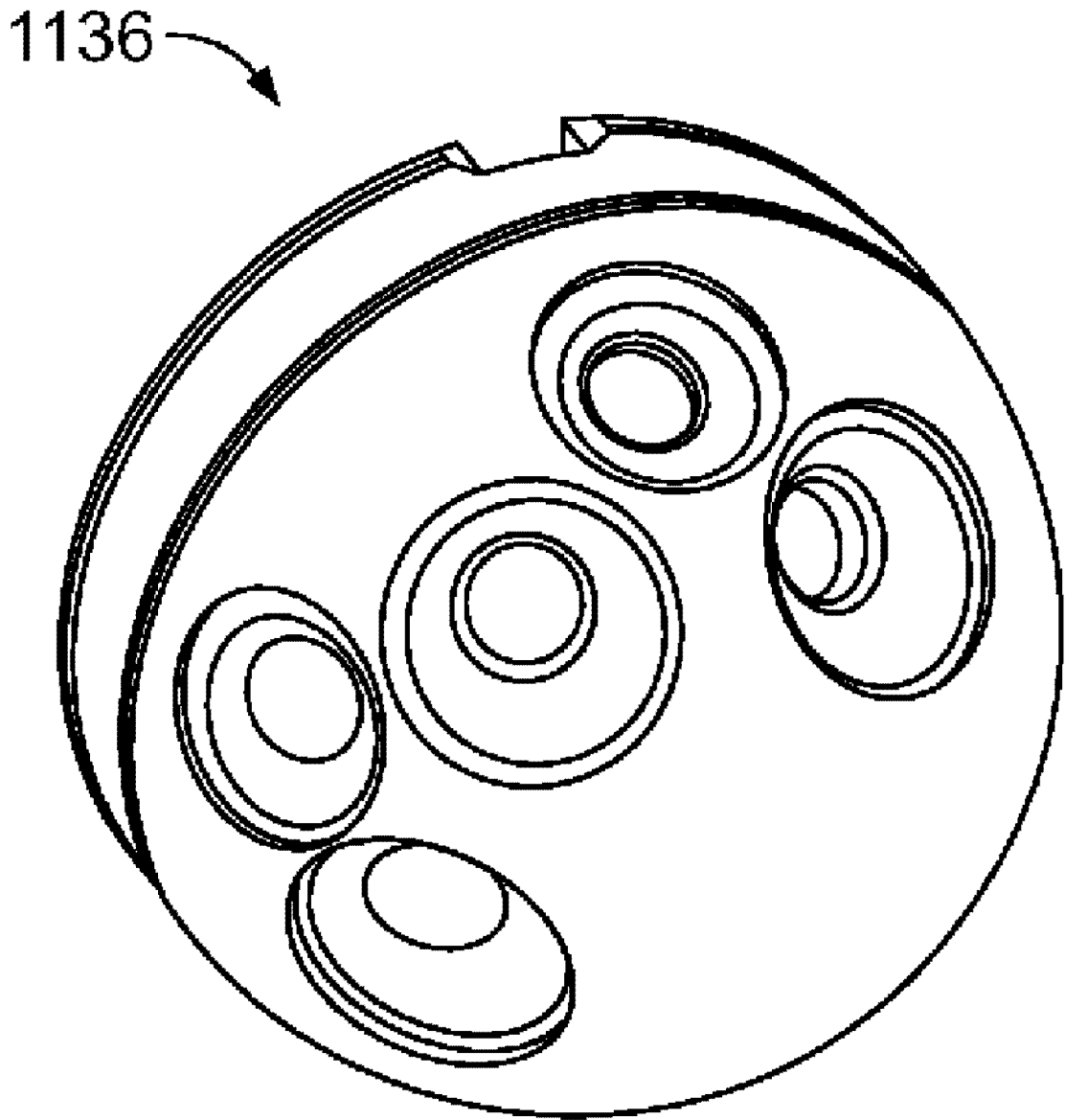


图 132



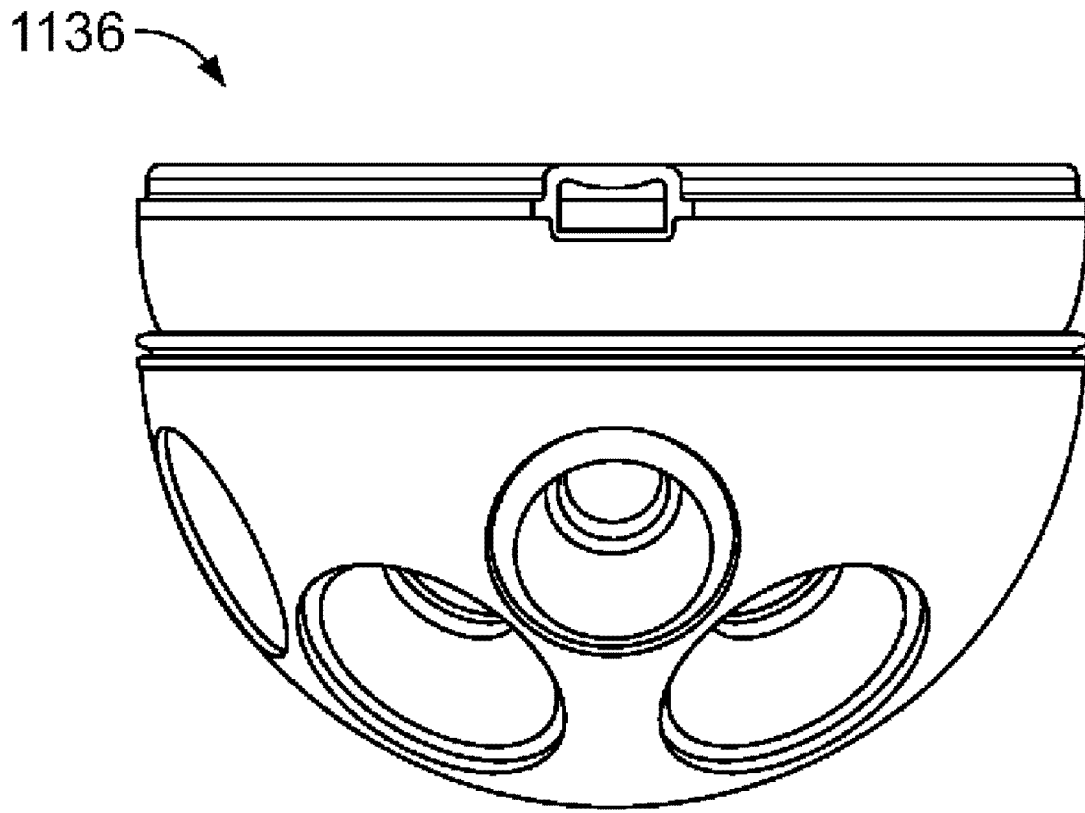


图 133

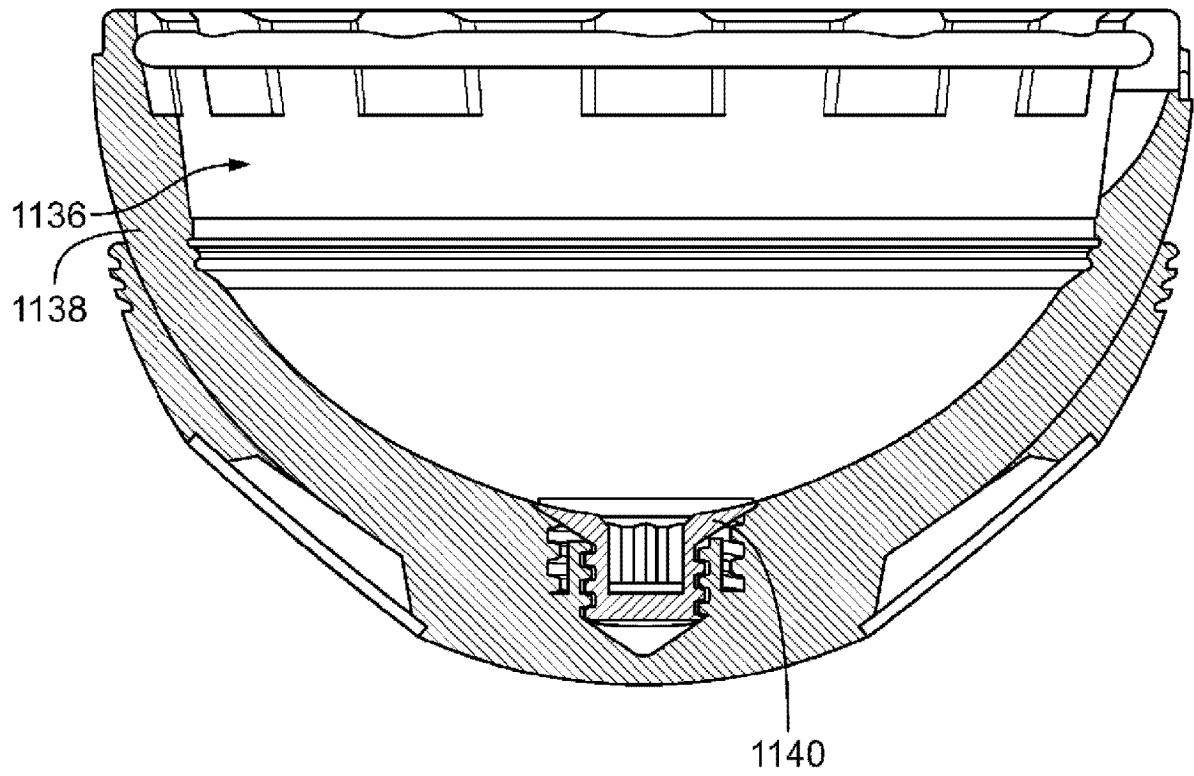


图 134

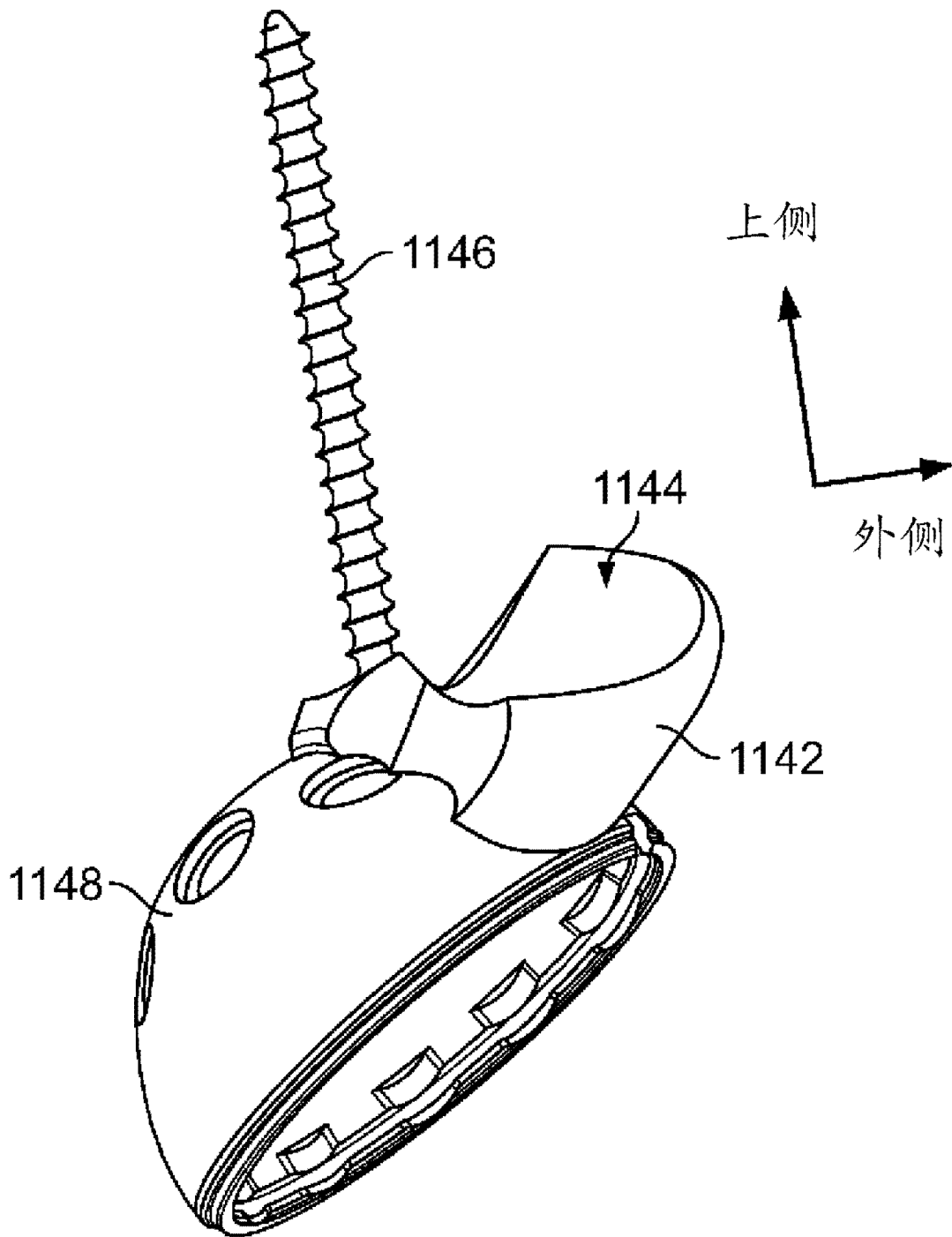


图 135

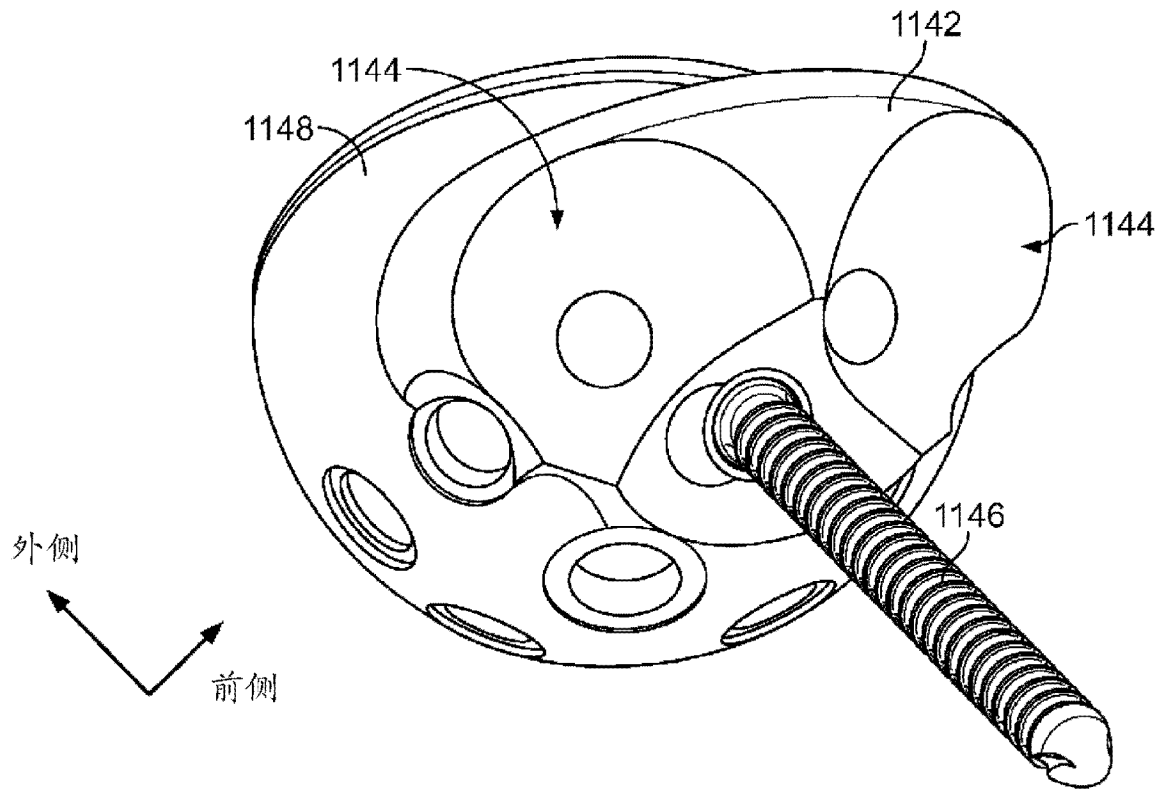


图 136

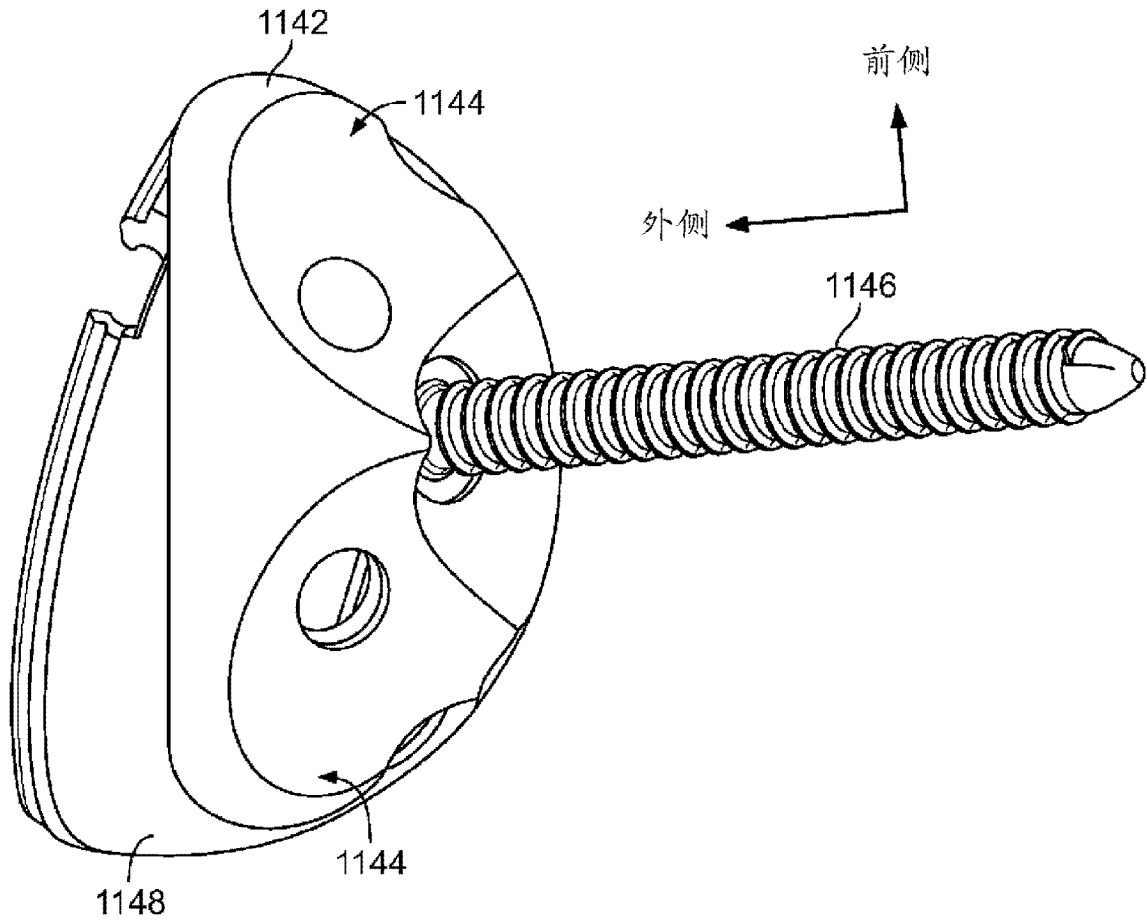


图 137

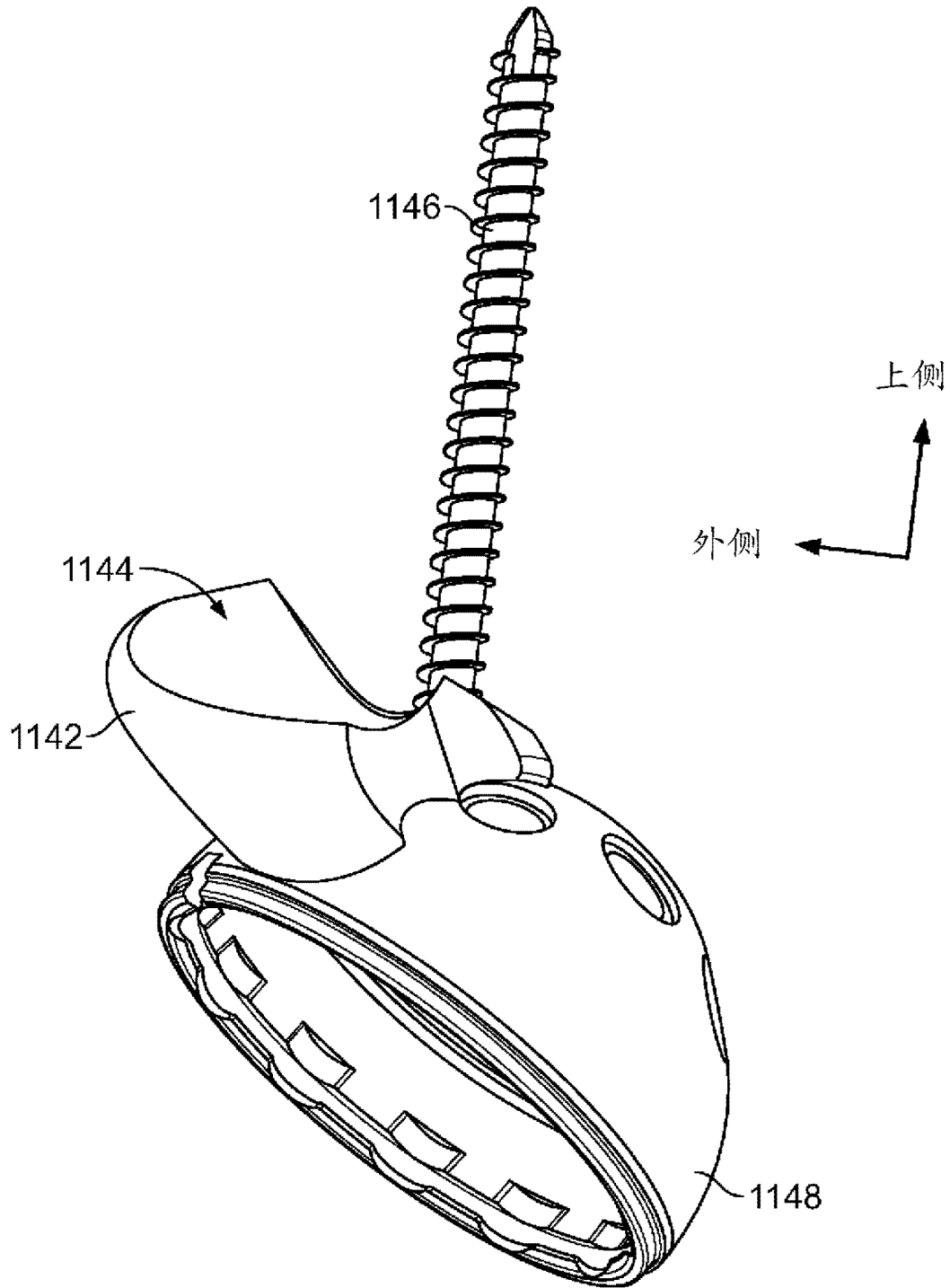


图 138

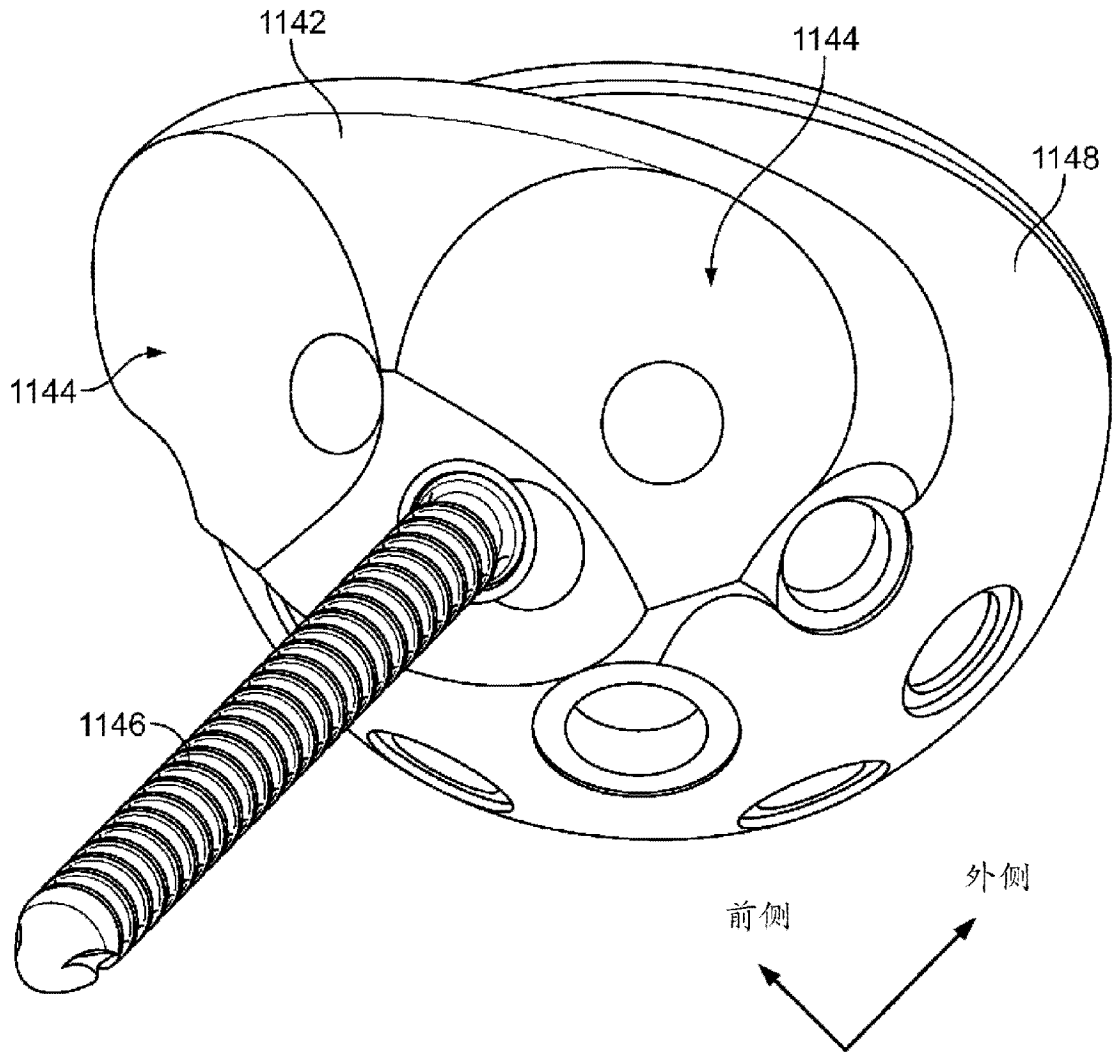


图 139

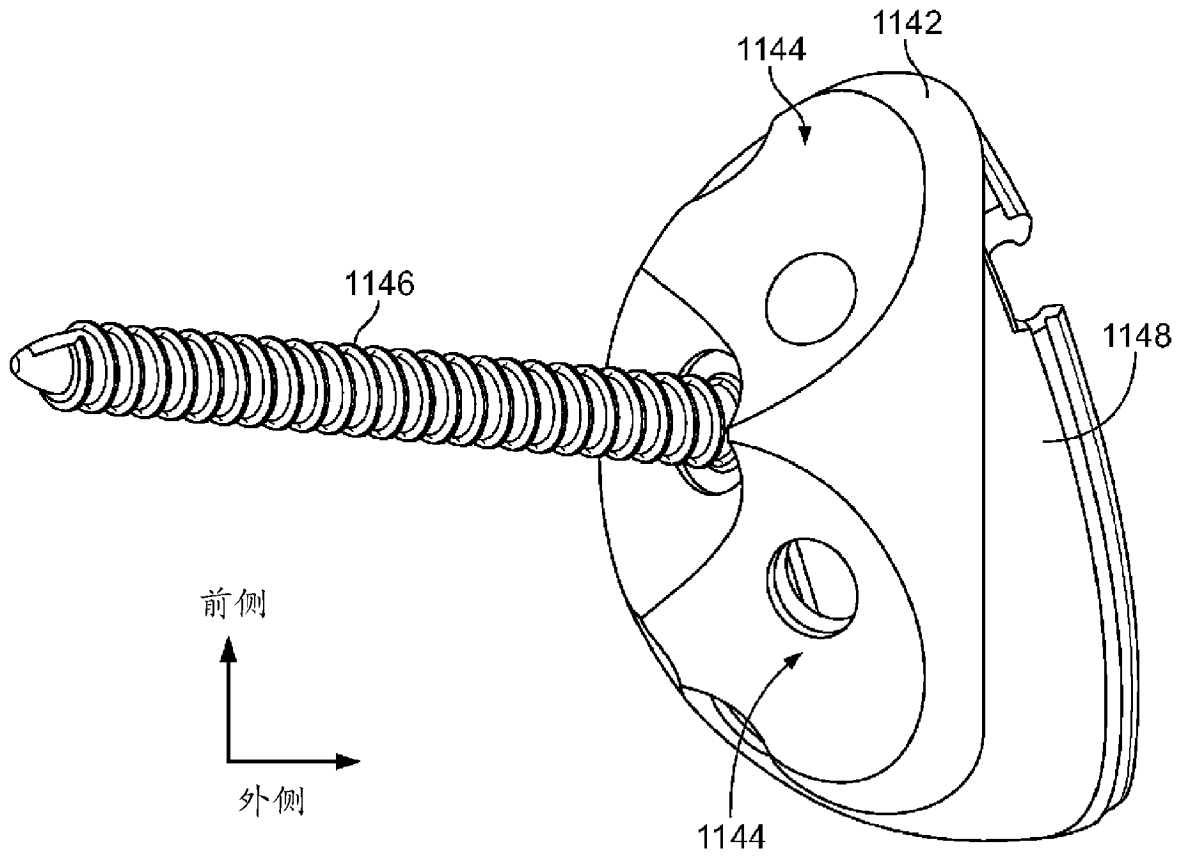


图 140



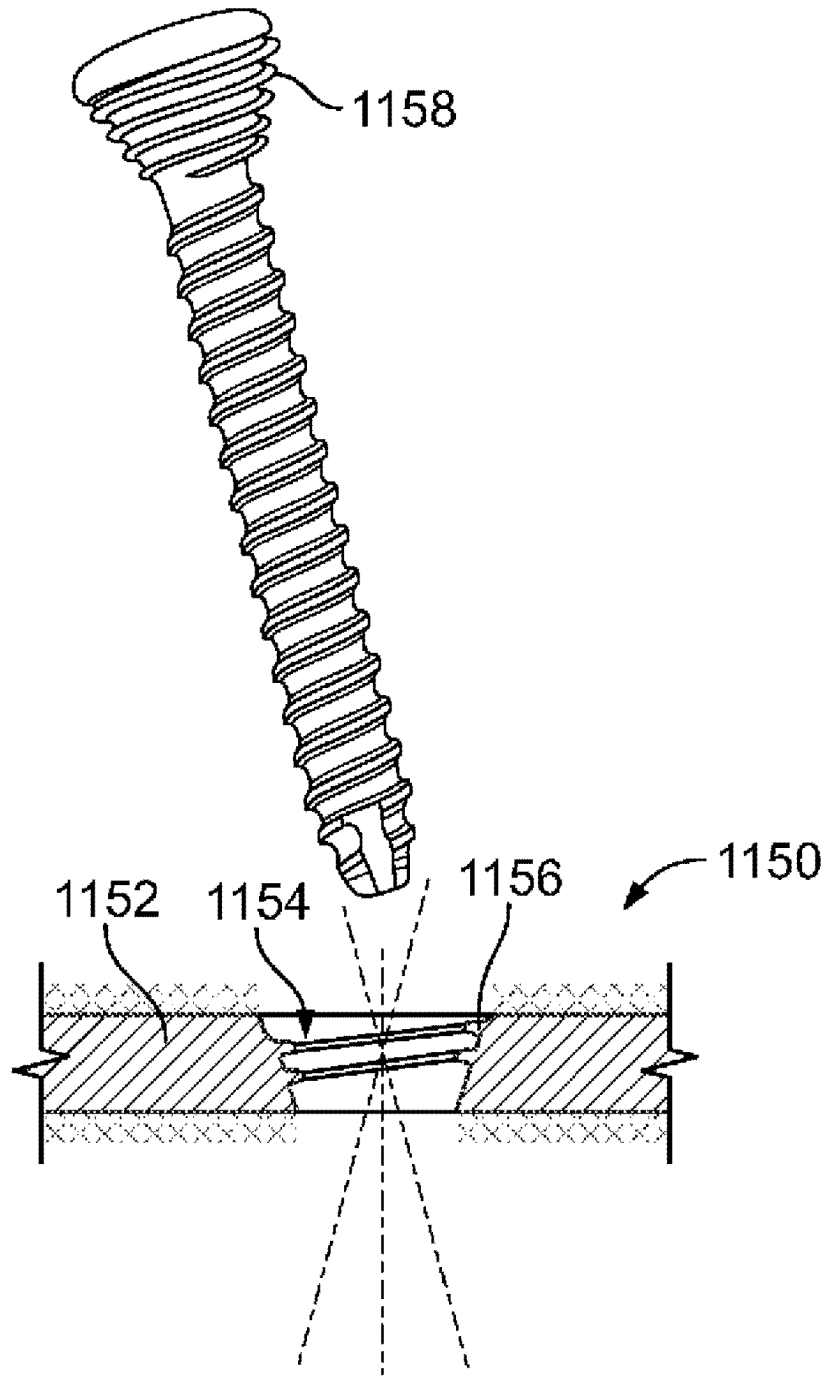


图 141

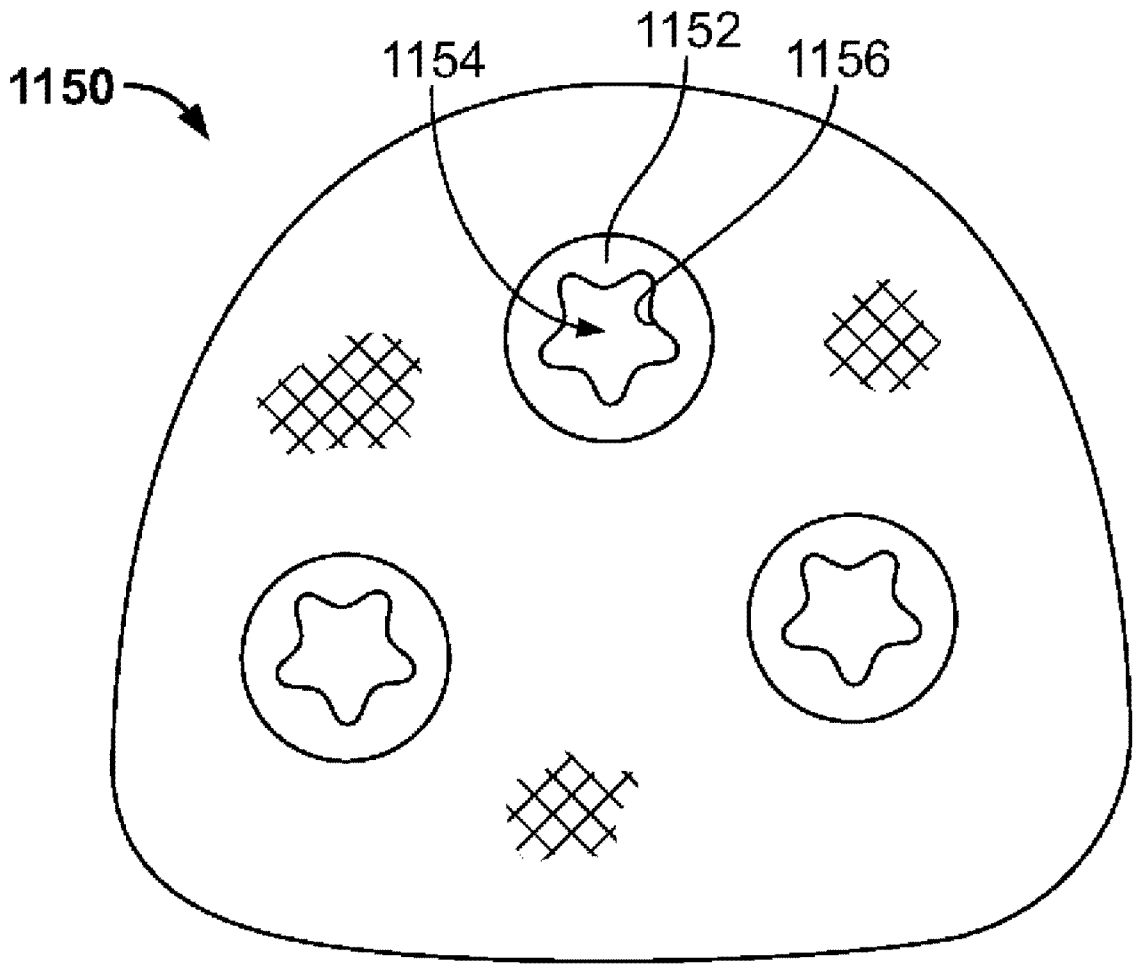


图 142

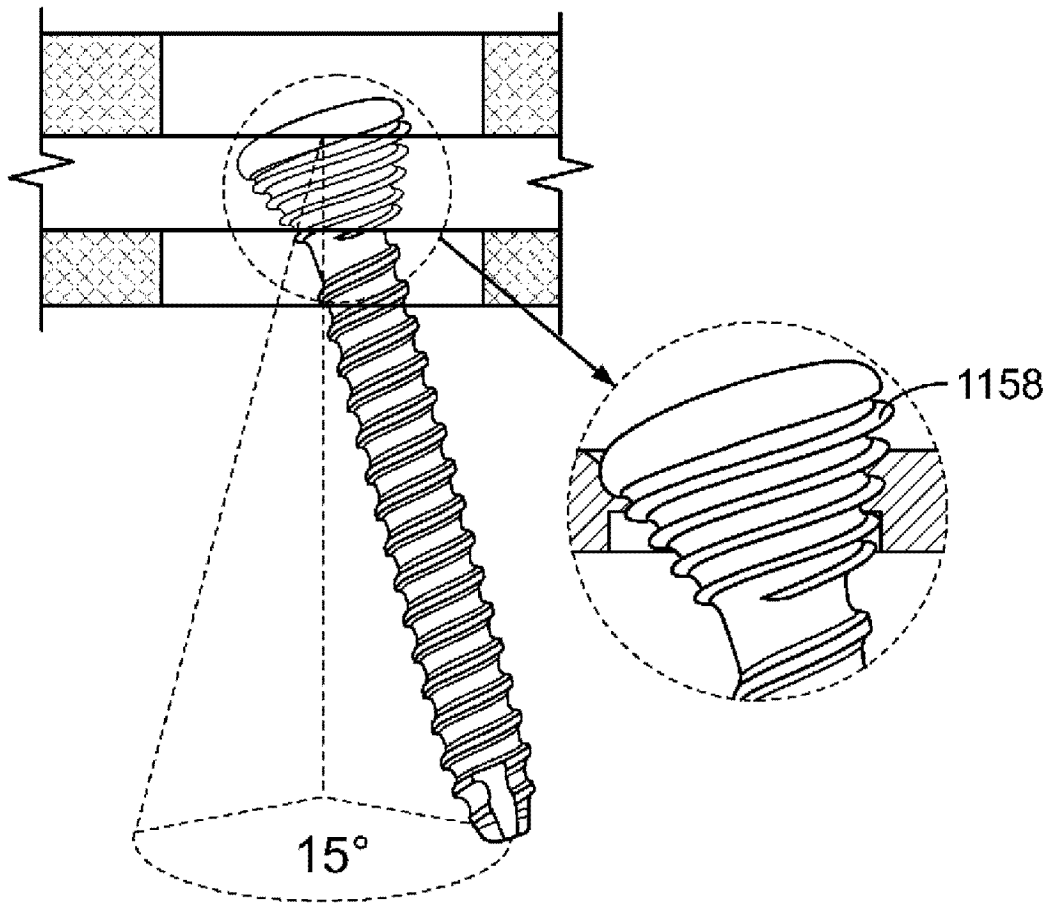


图 143

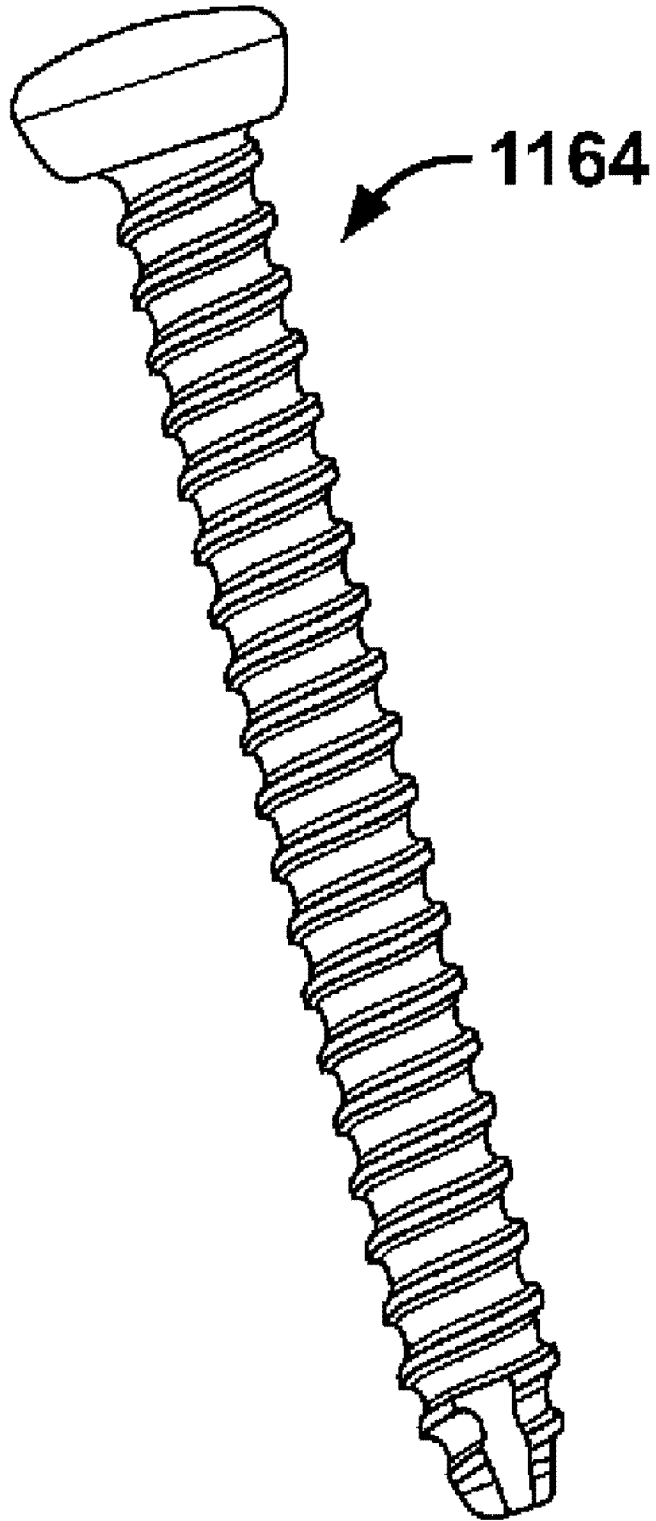


图 144

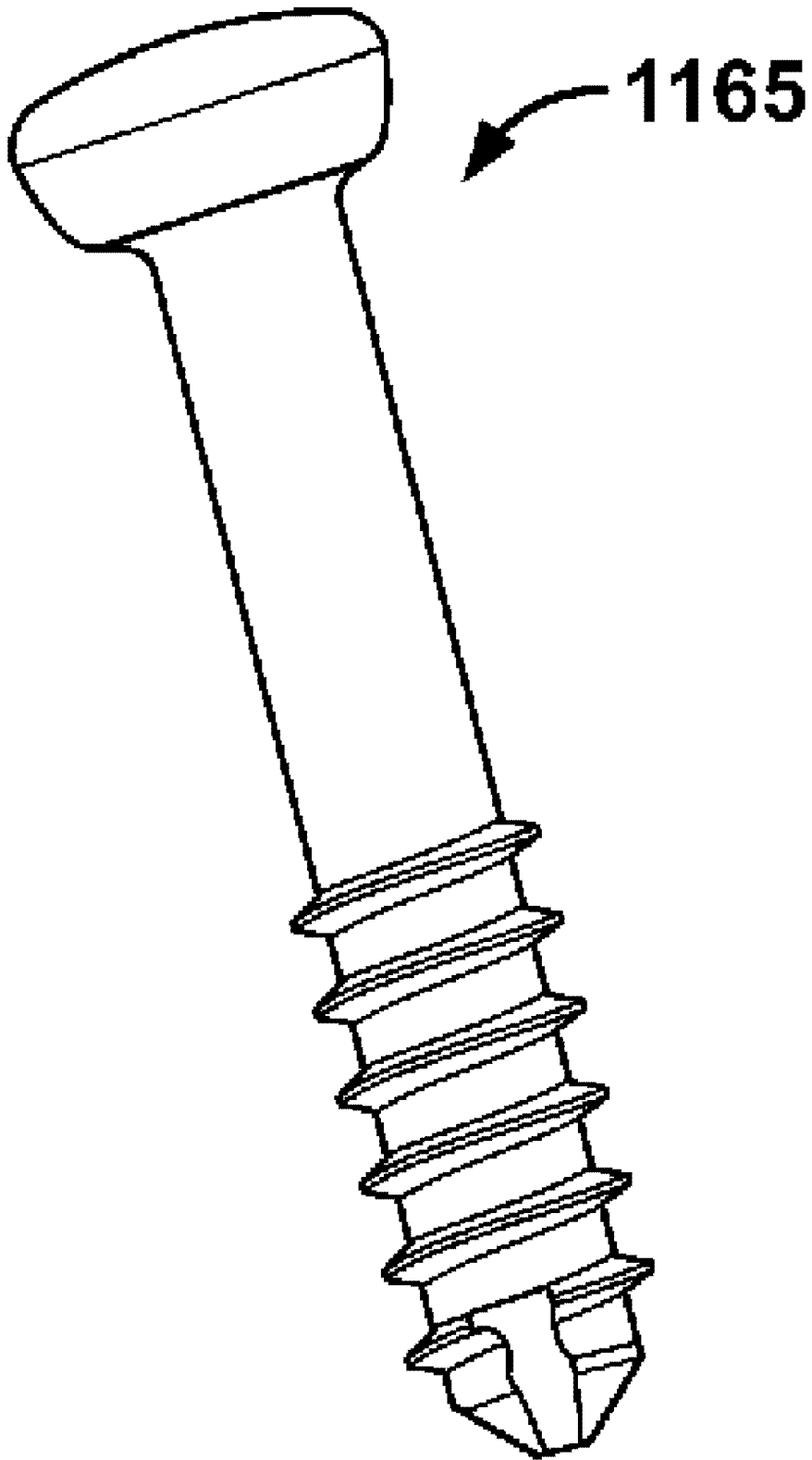


图 145

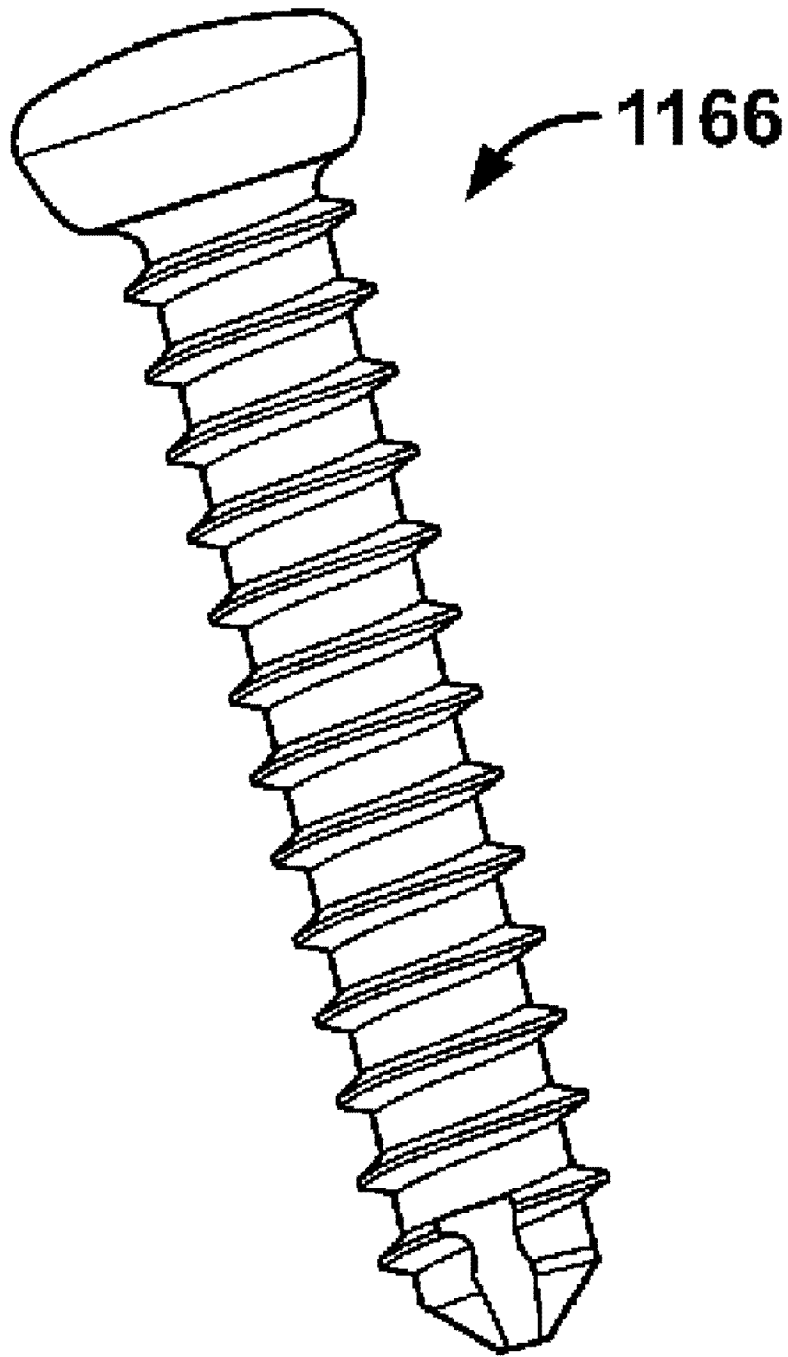


图 146

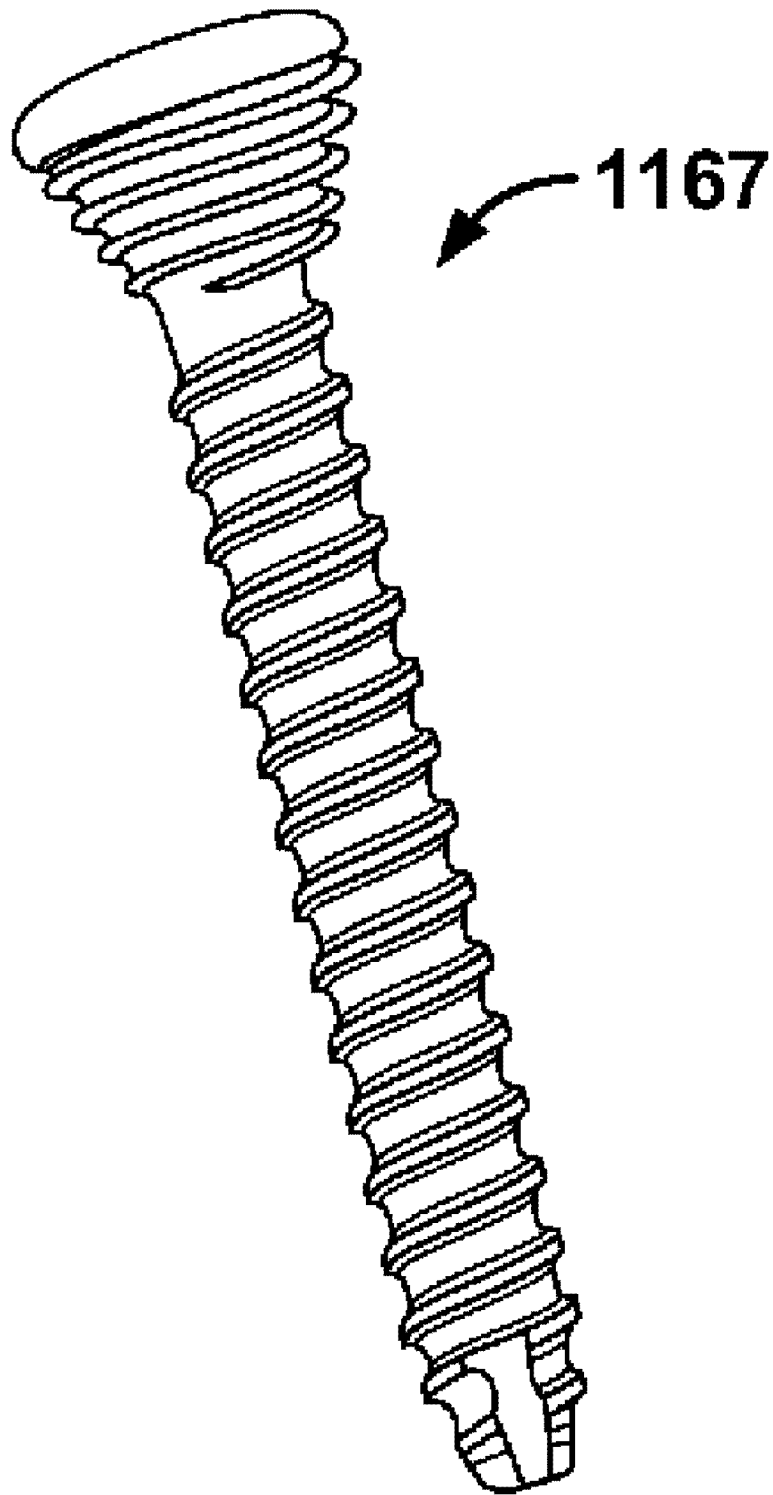


图 147

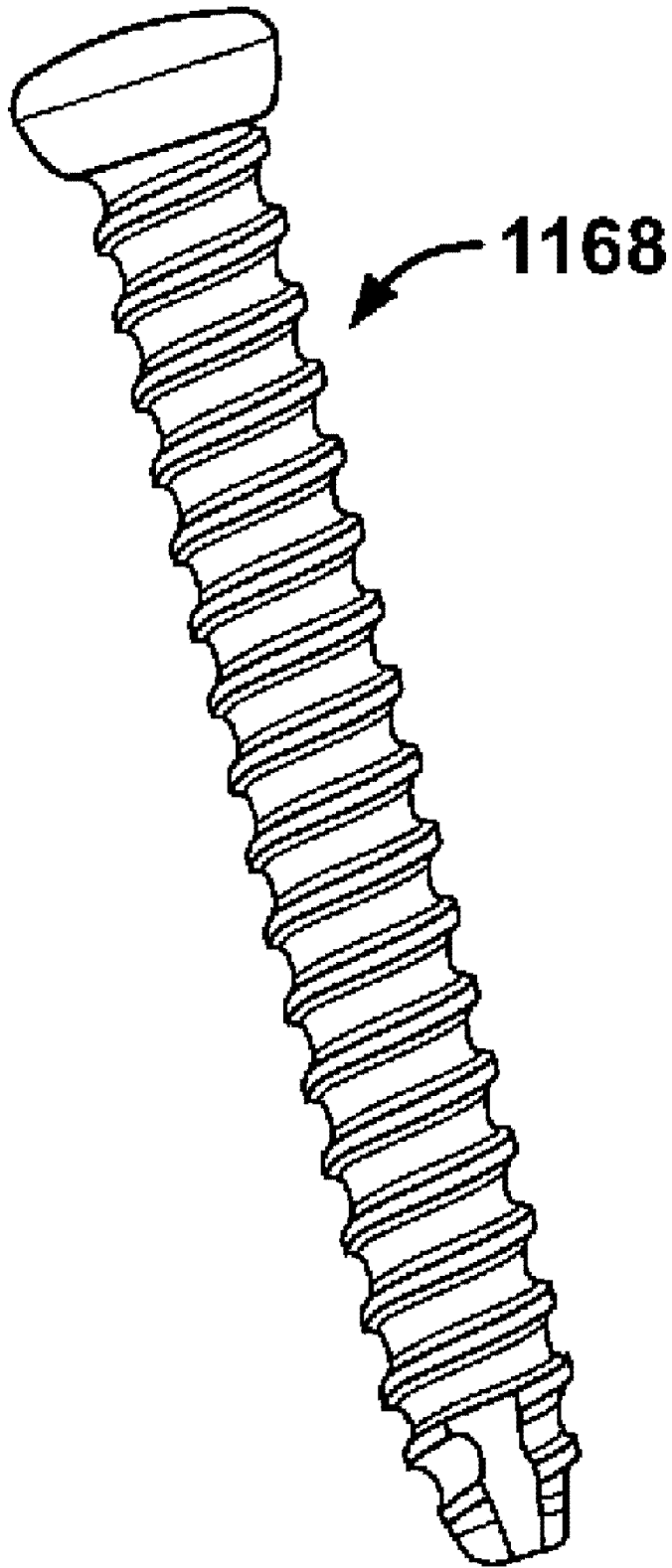


图 148



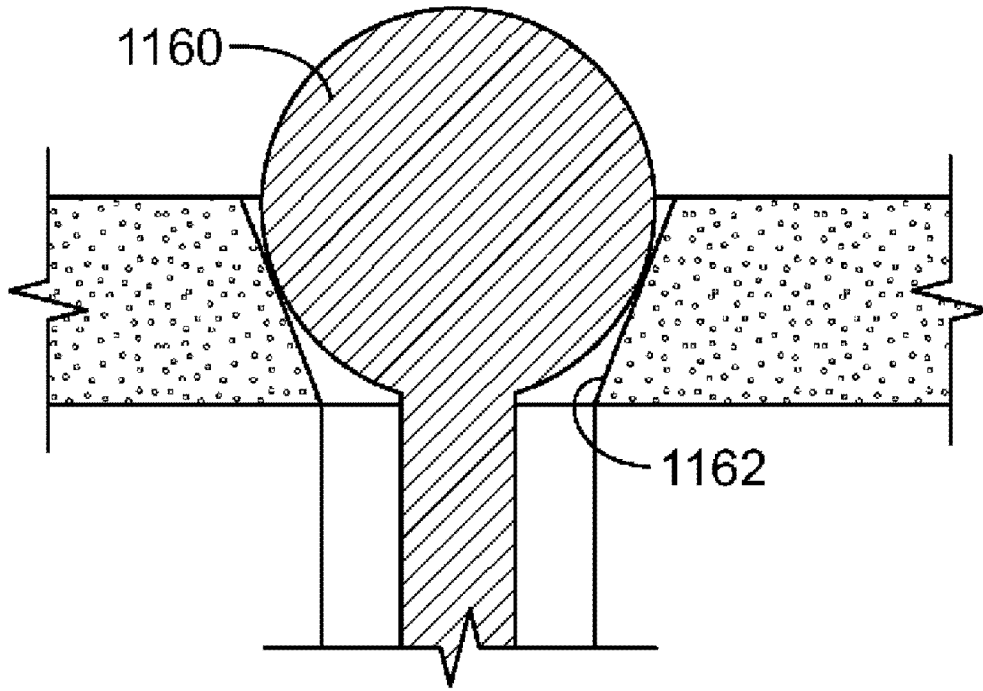


图 149

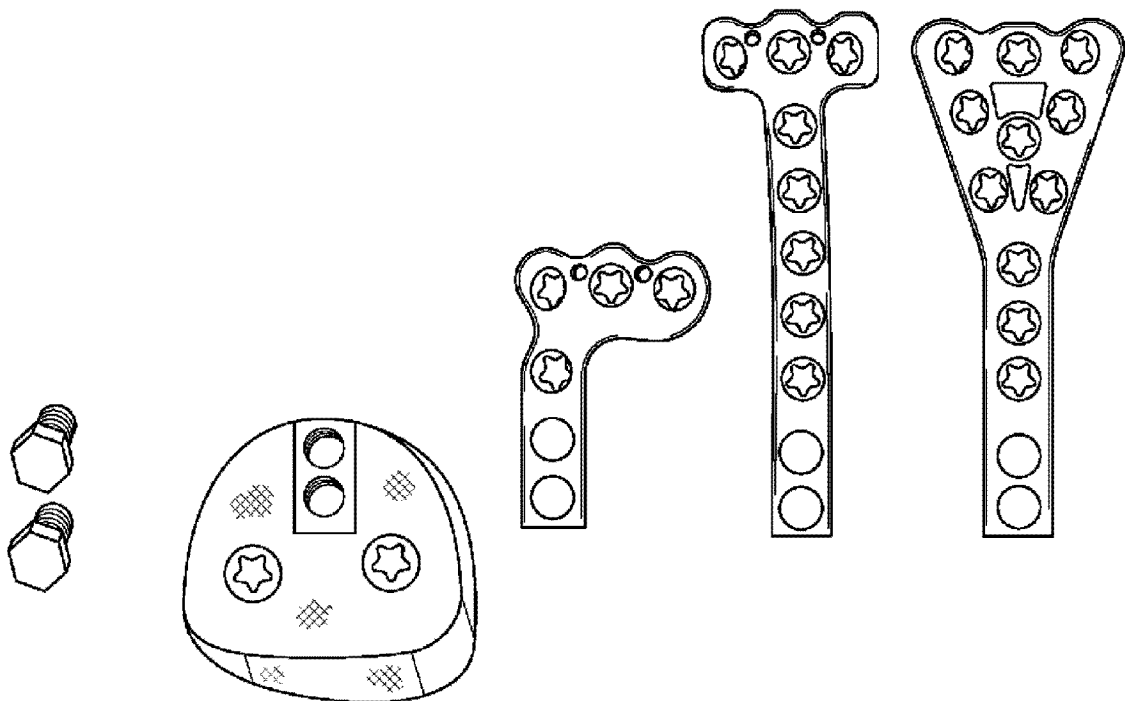


图 150

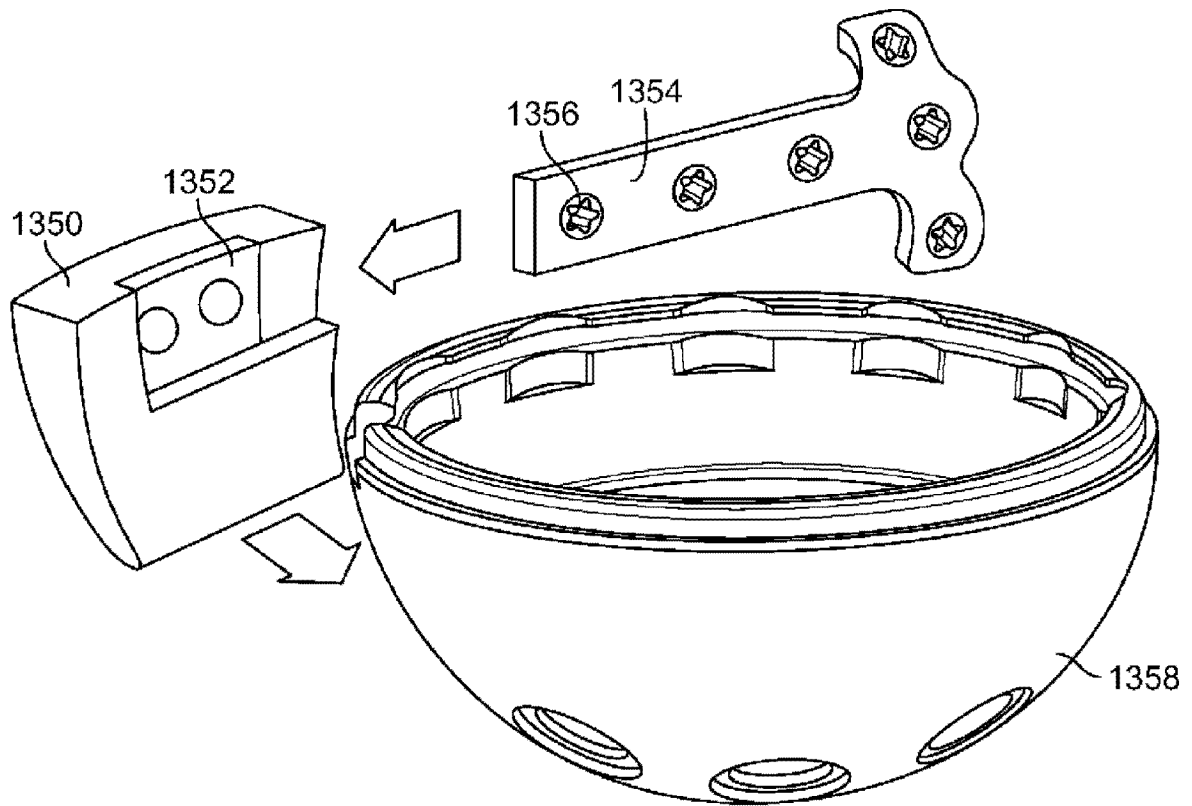


图 151

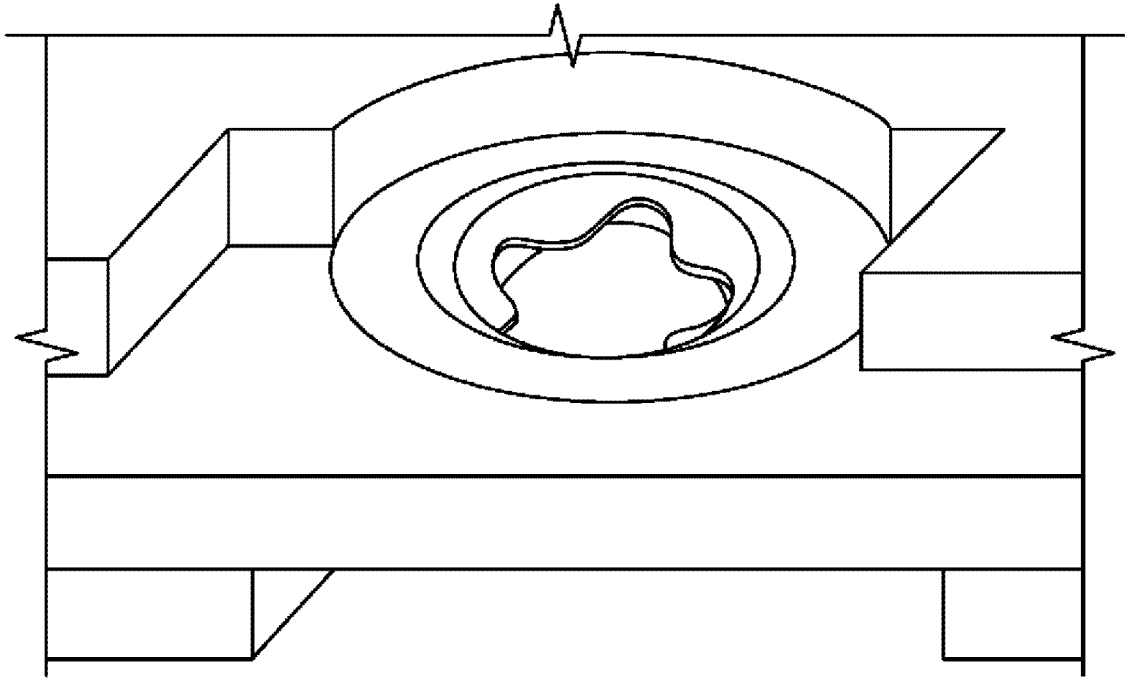


图 152

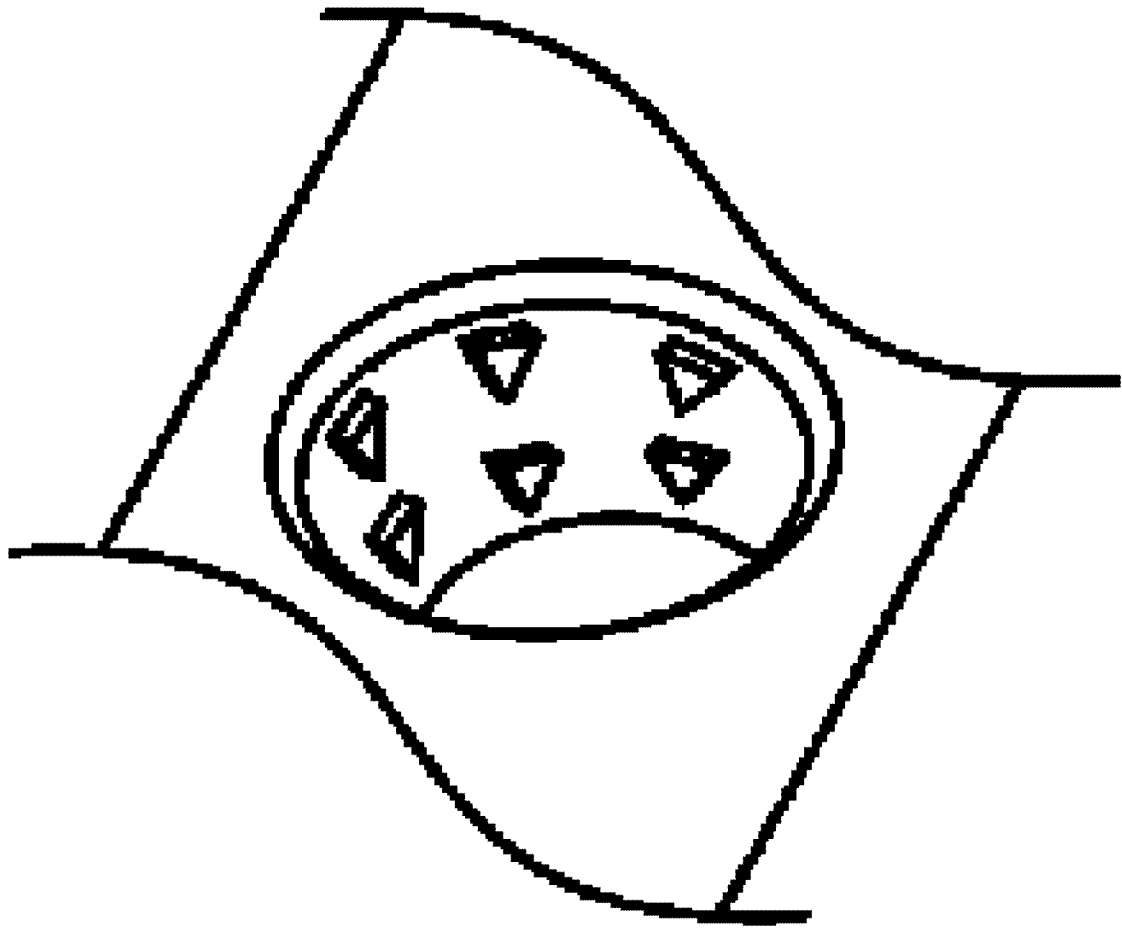


图 153

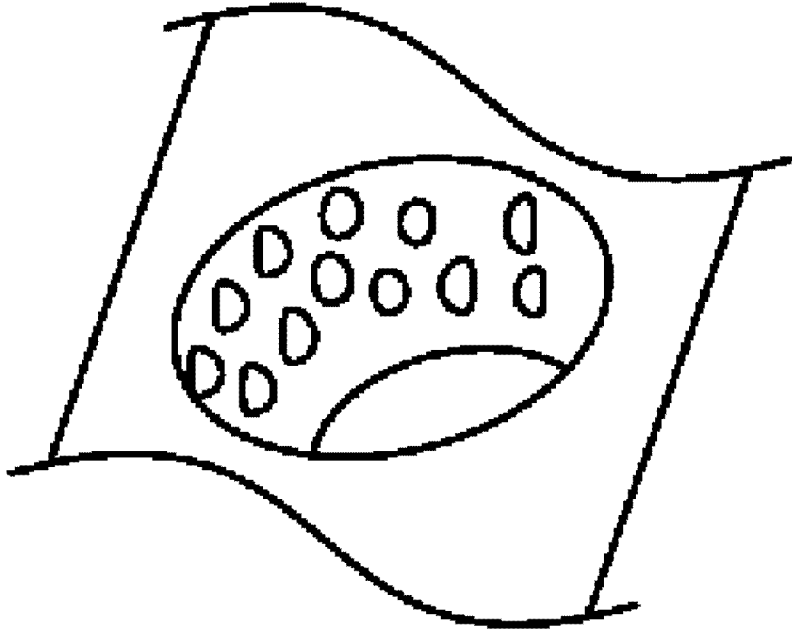


图 154

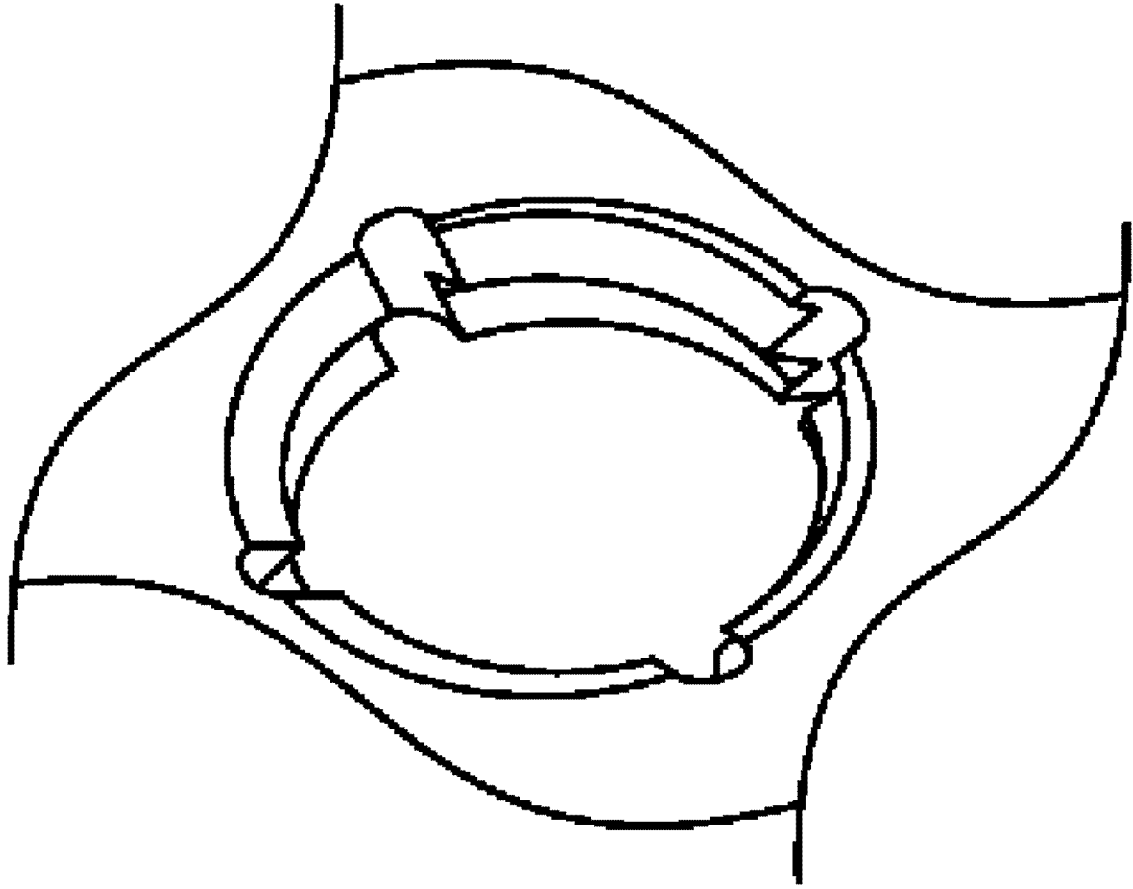


图 155

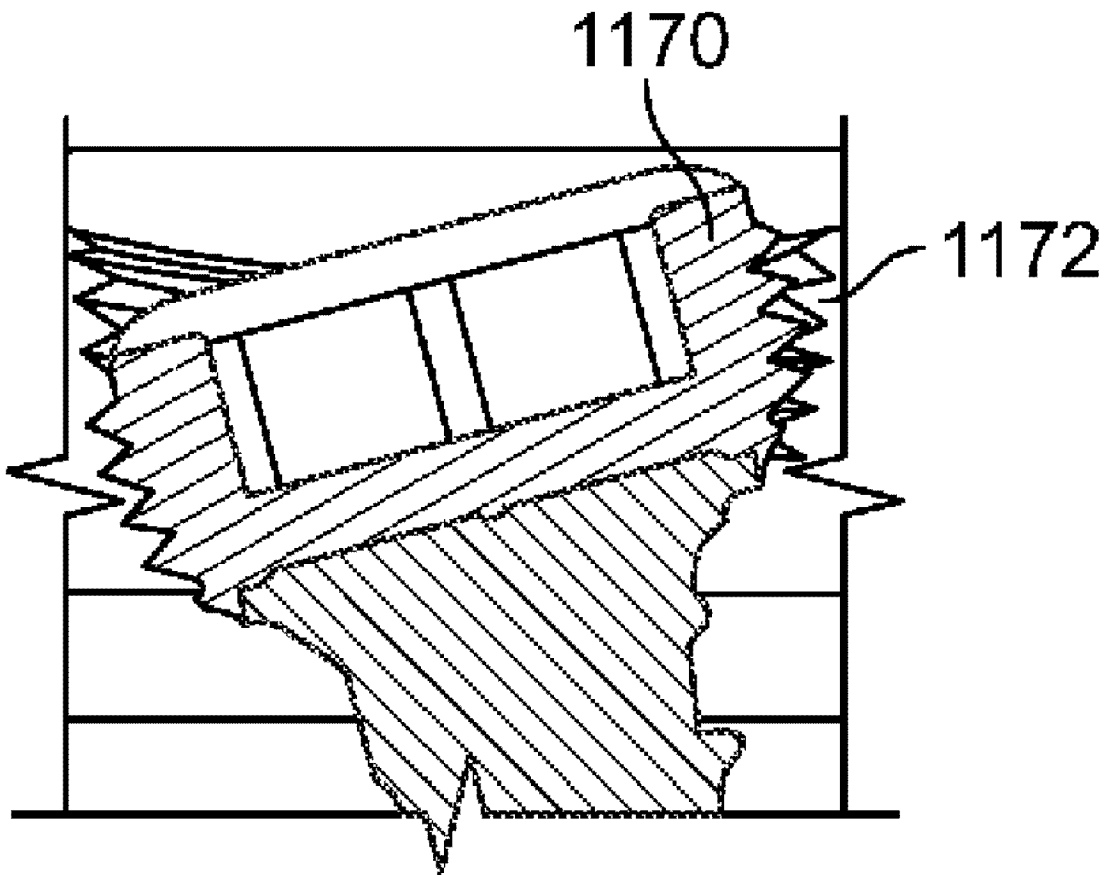


图 156

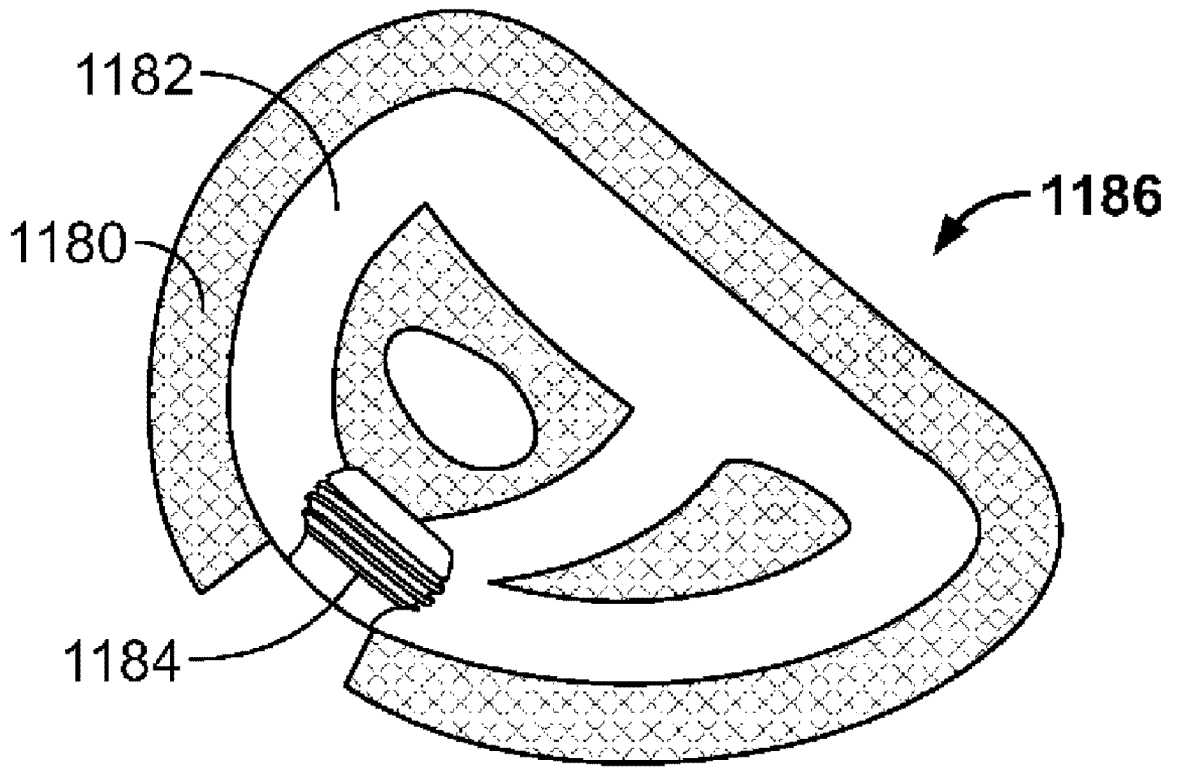


图 157



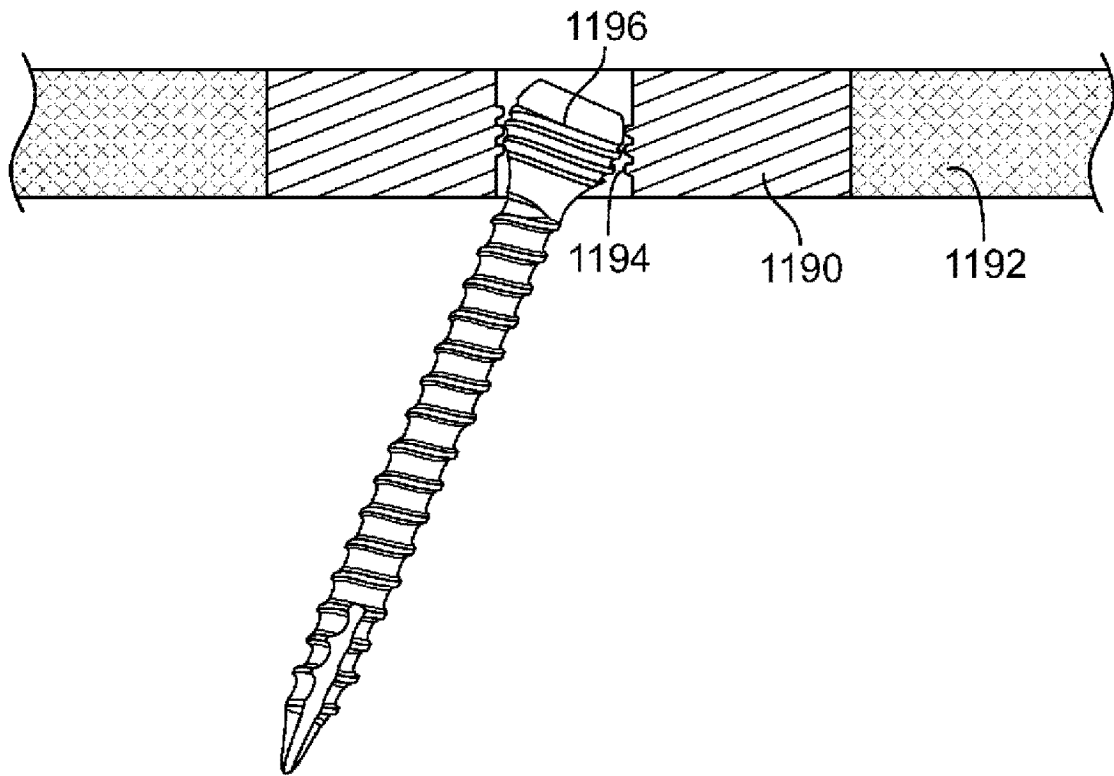


图 158

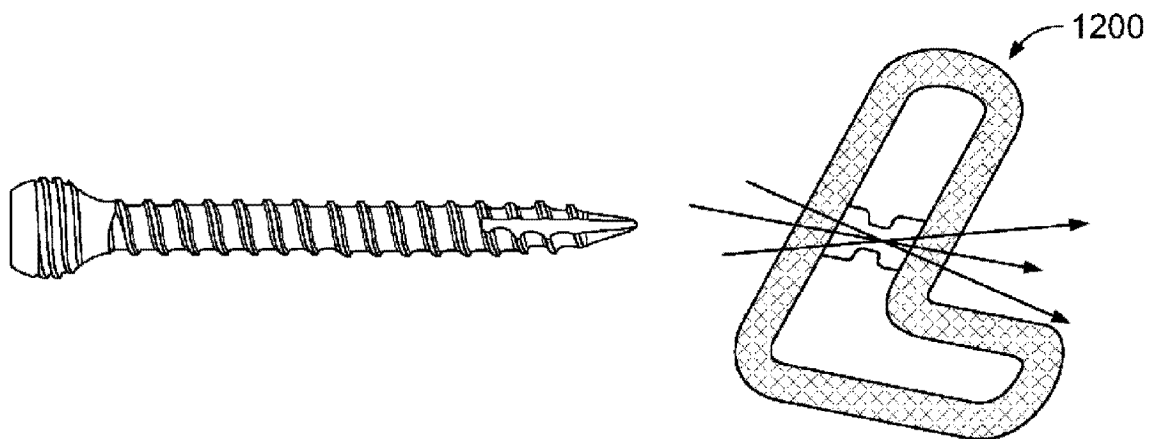


图 159

正常

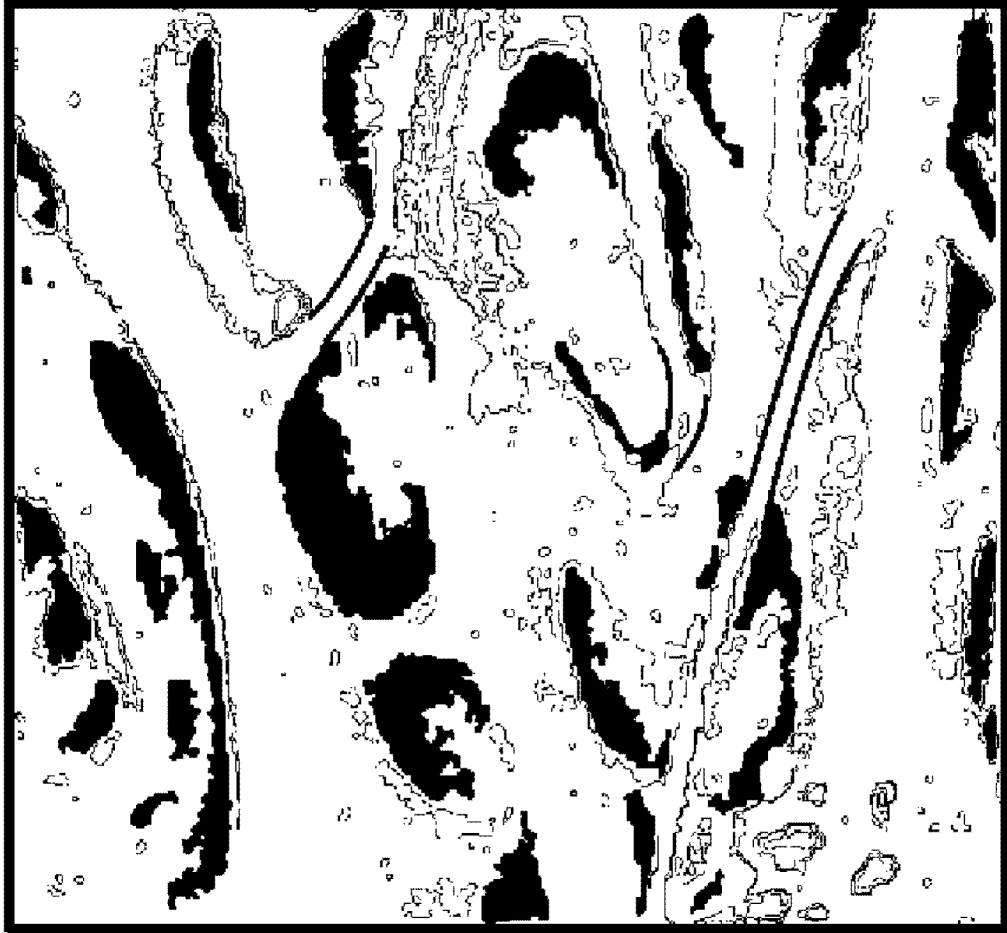


图 160

# 骨质疏松



图 161

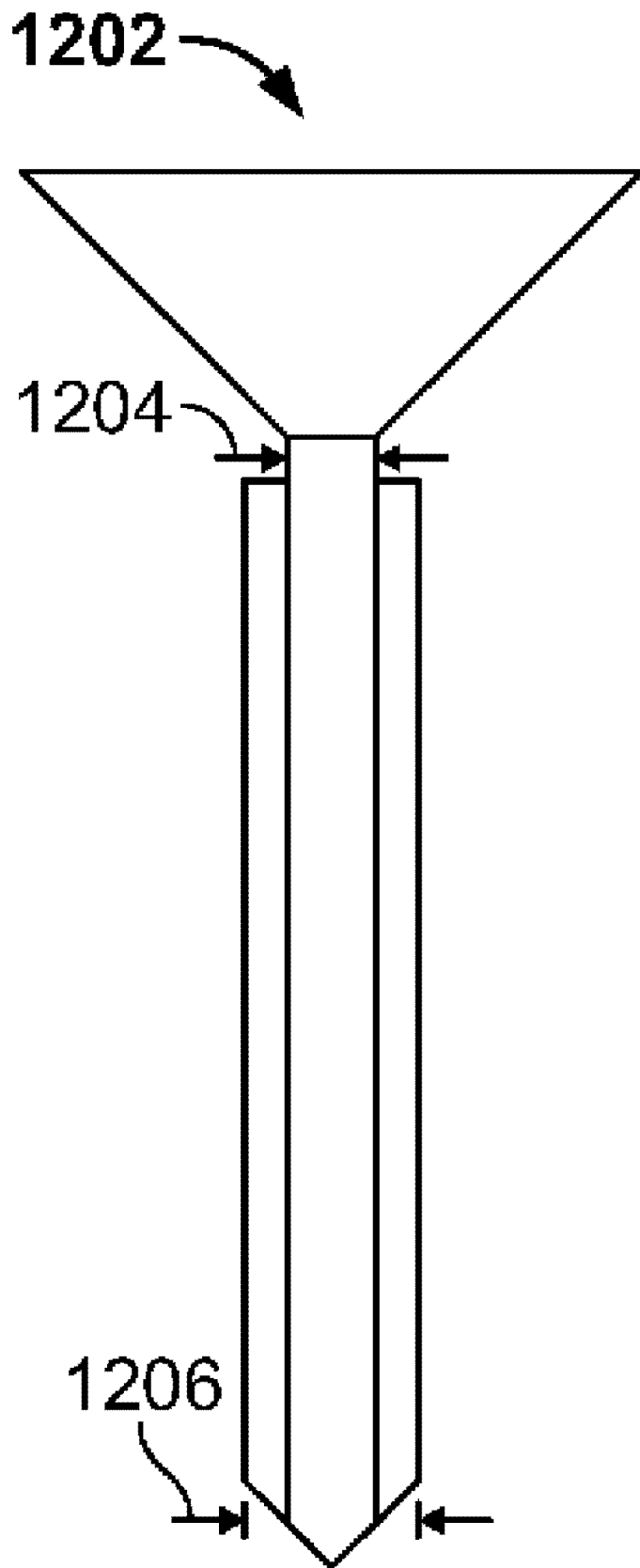


图 162 (现有技术)

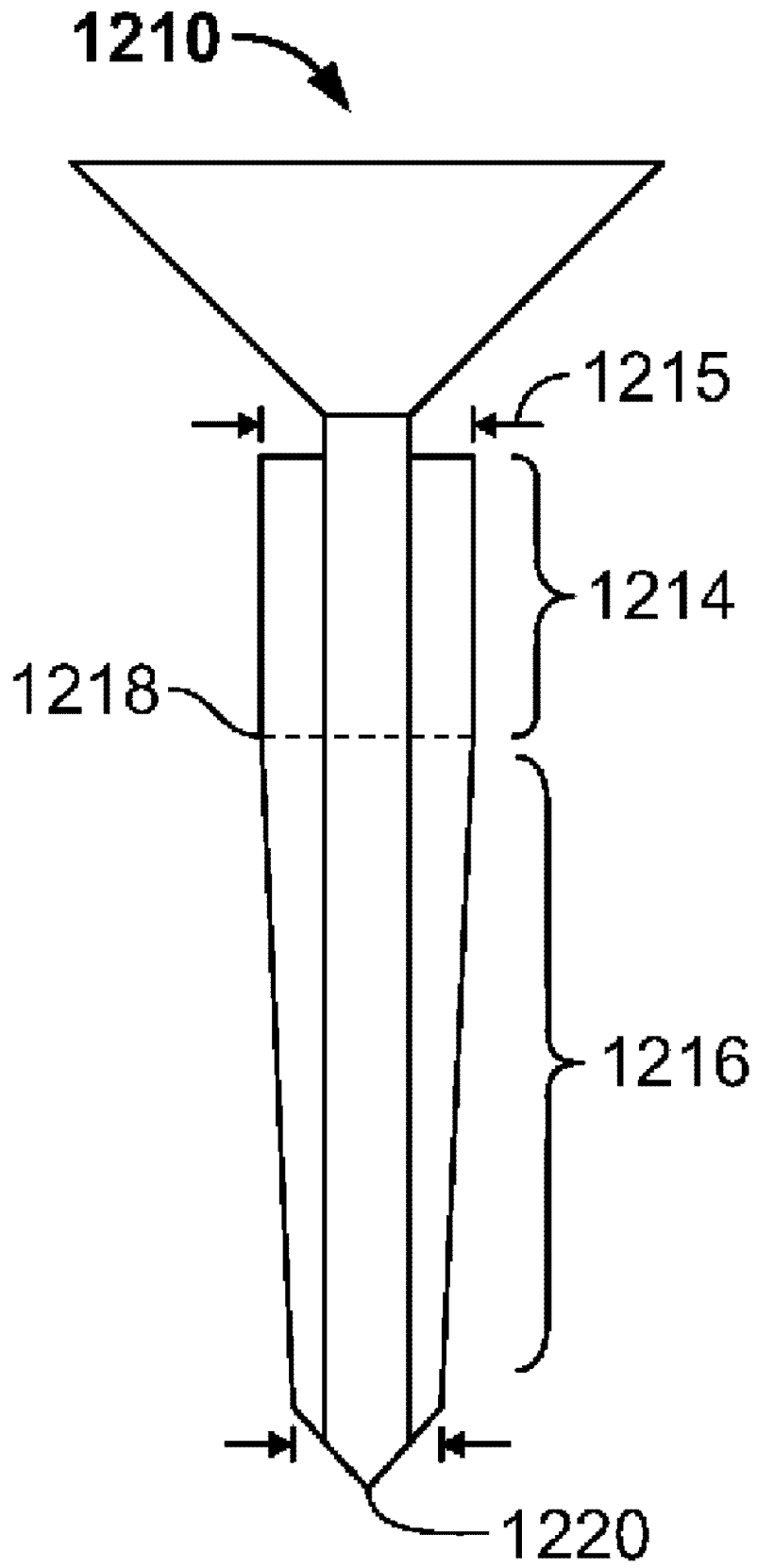


图 163

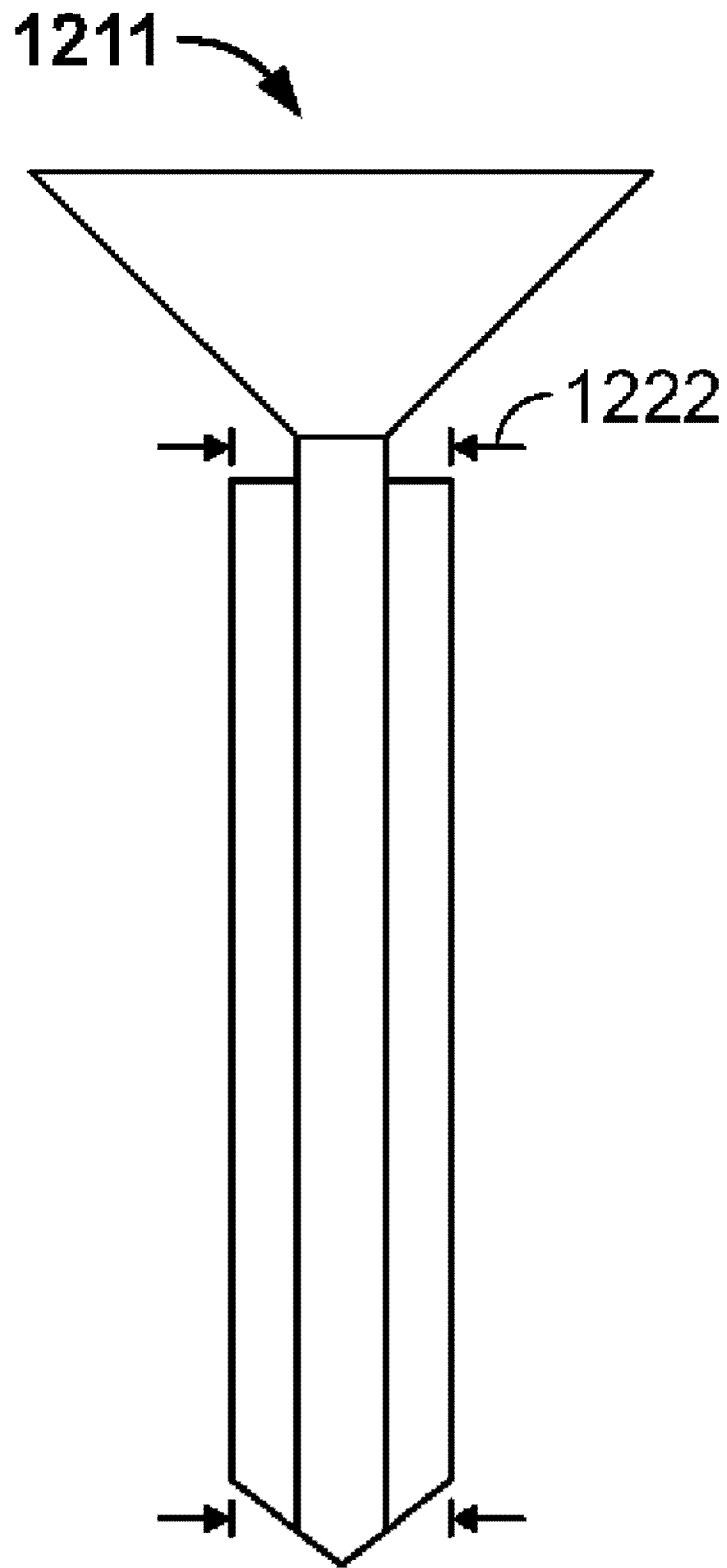


图 164

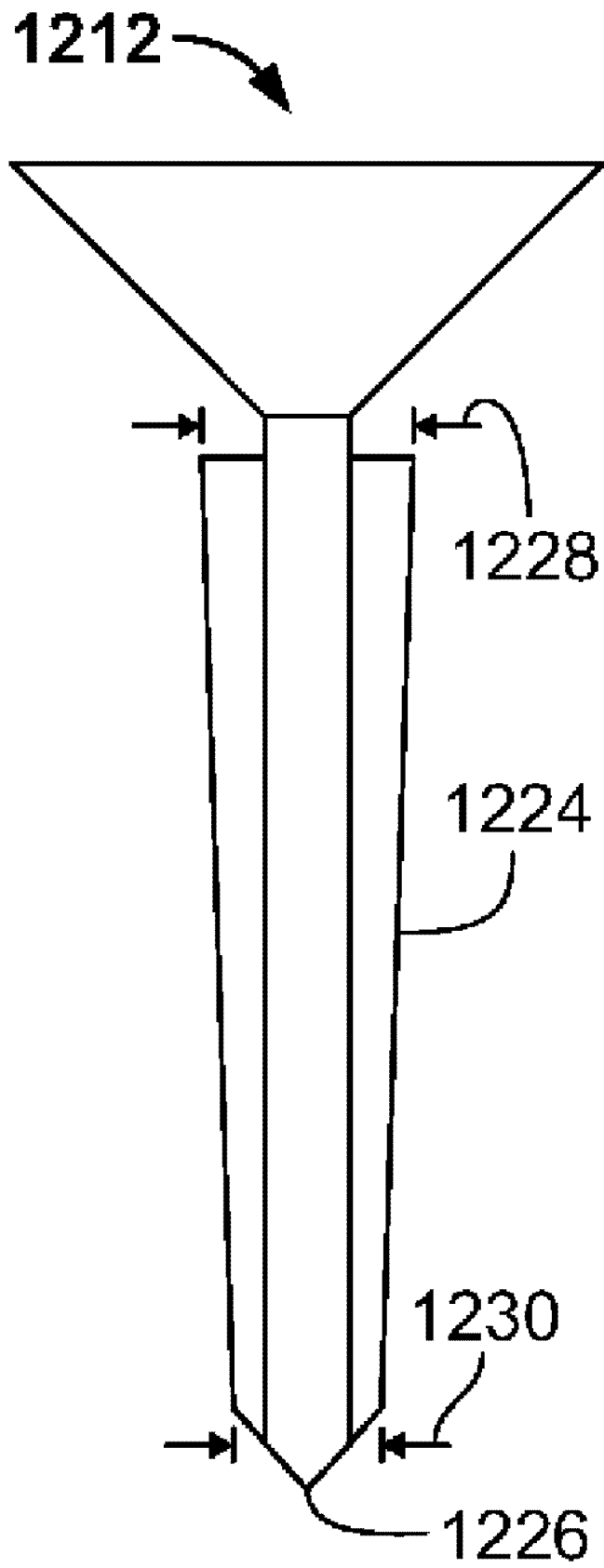


图 165

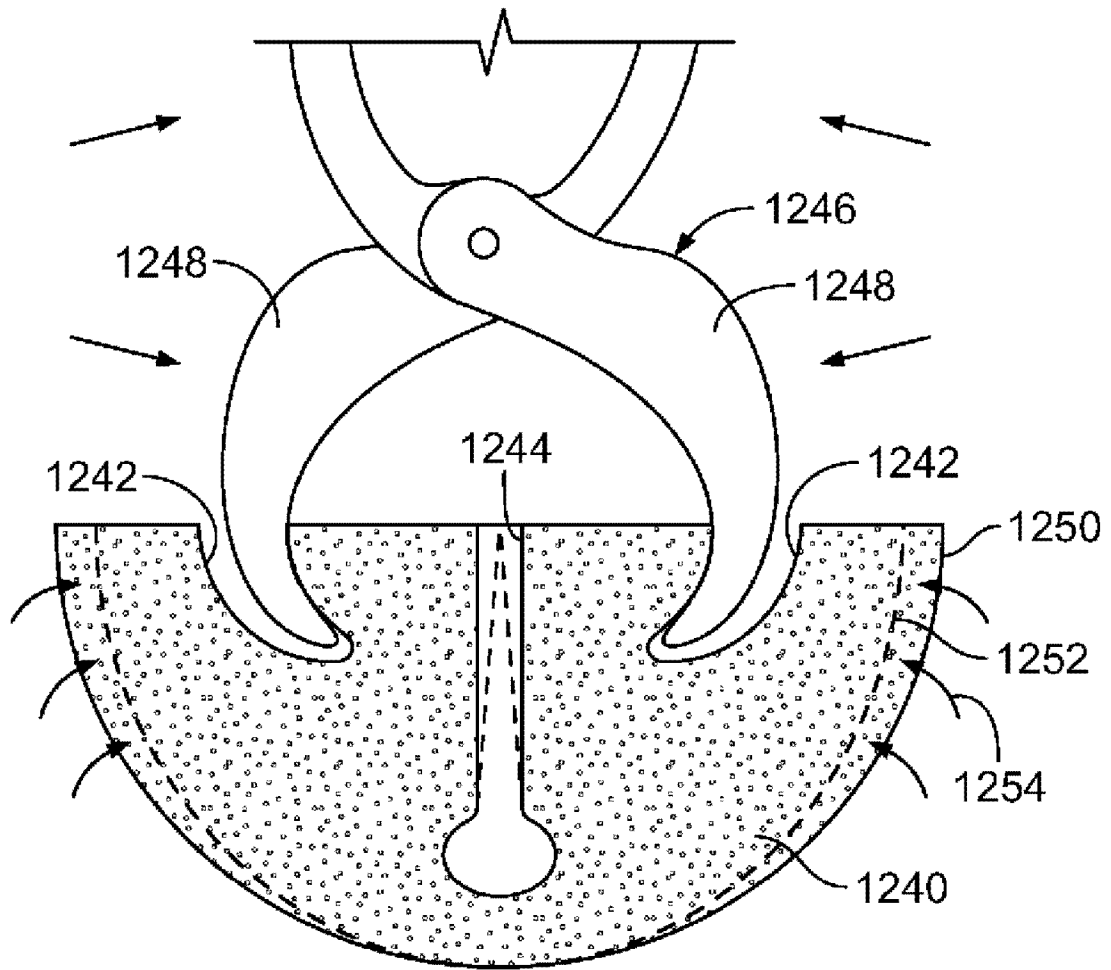


图 166



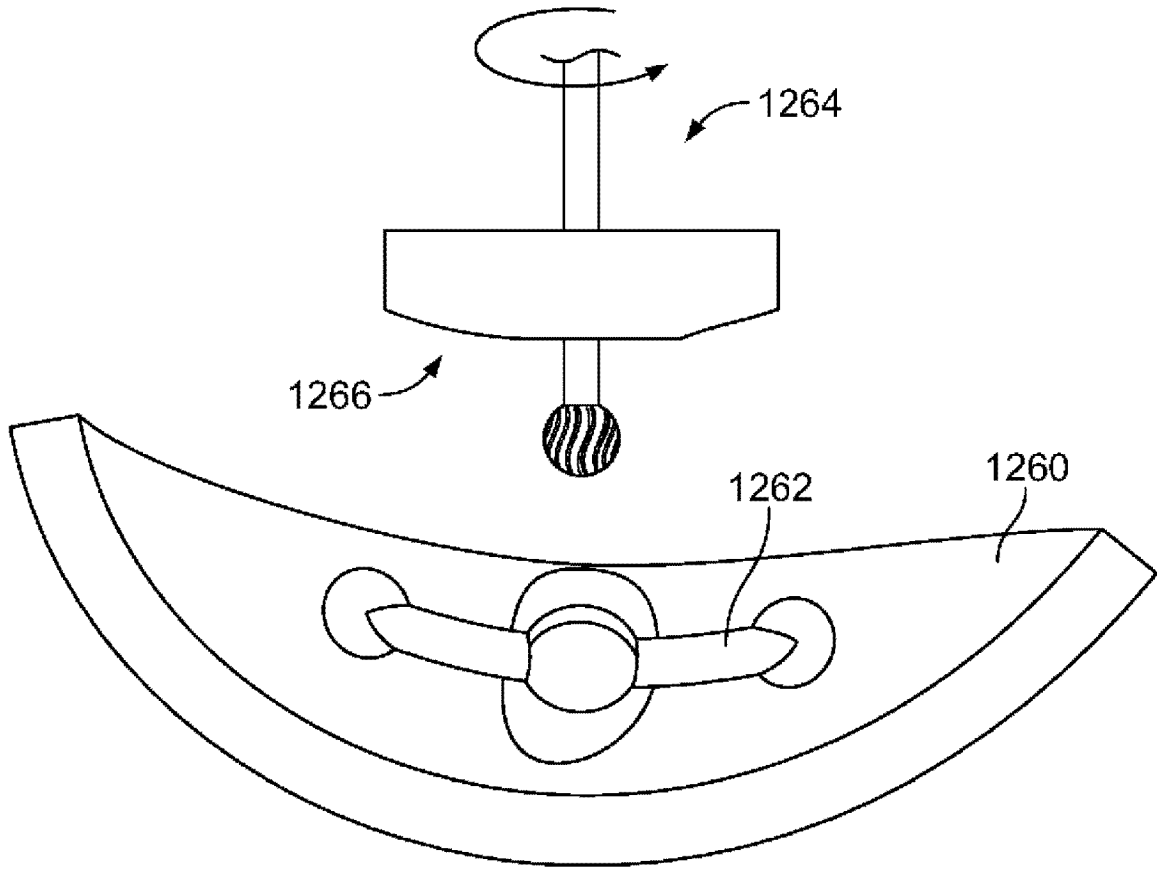


图 167

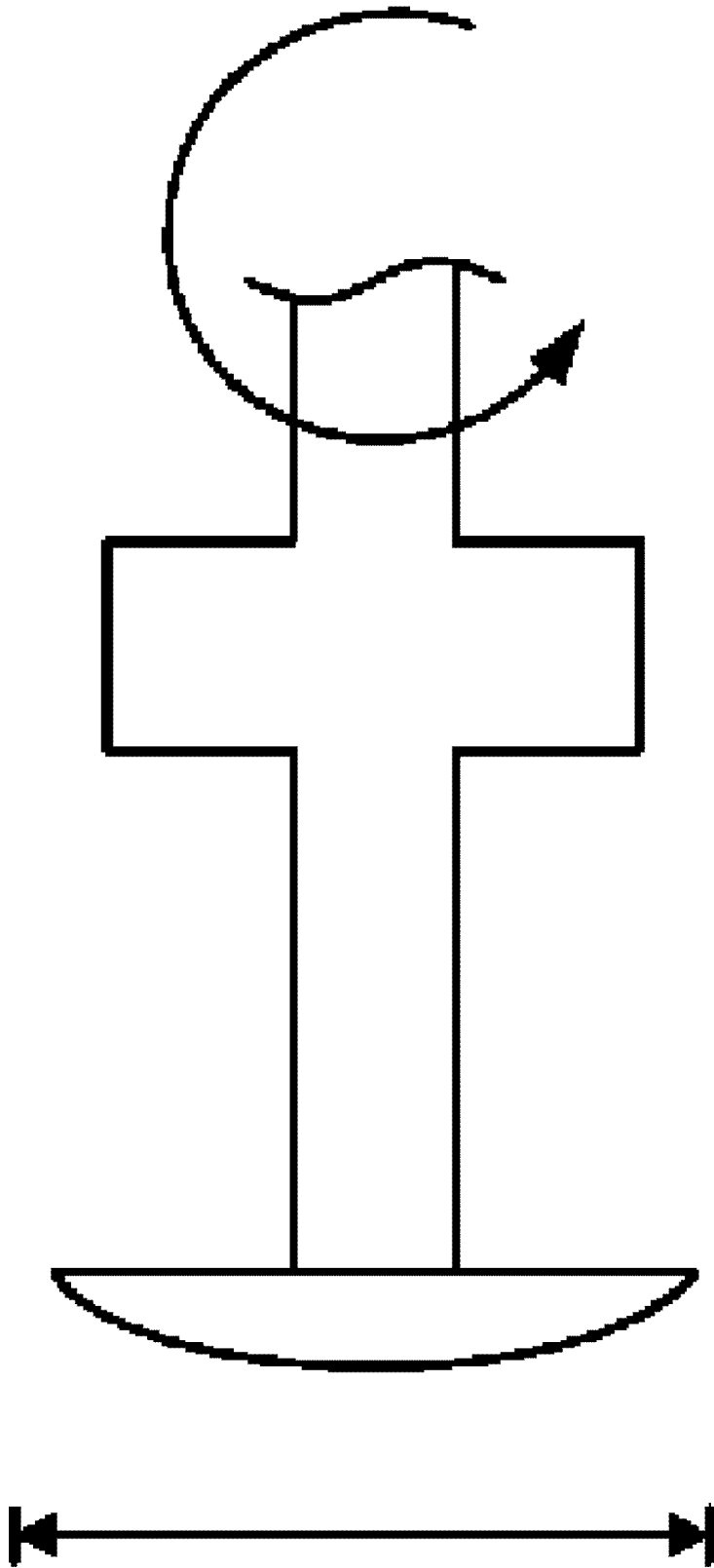


图 168

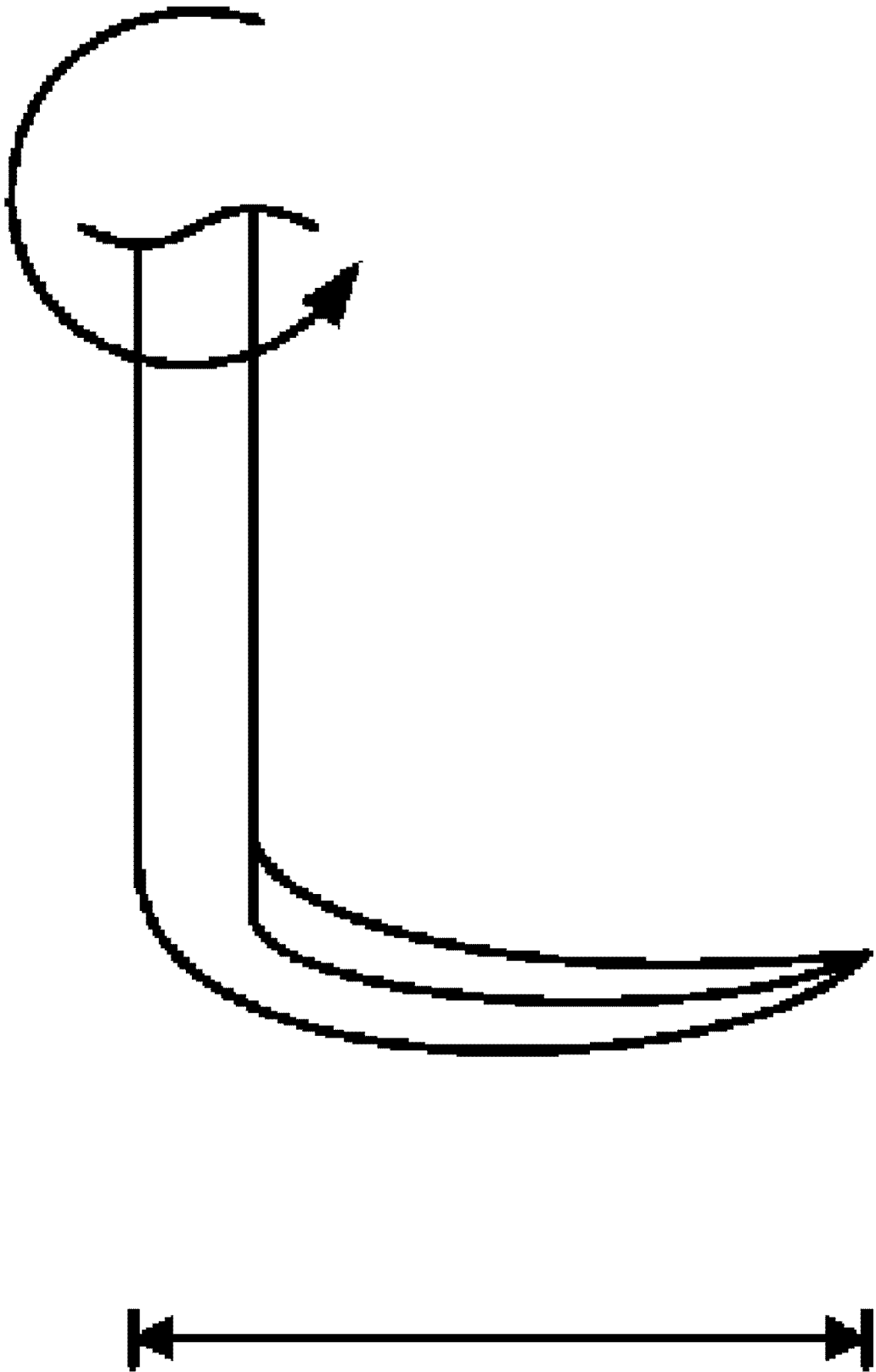


图 169

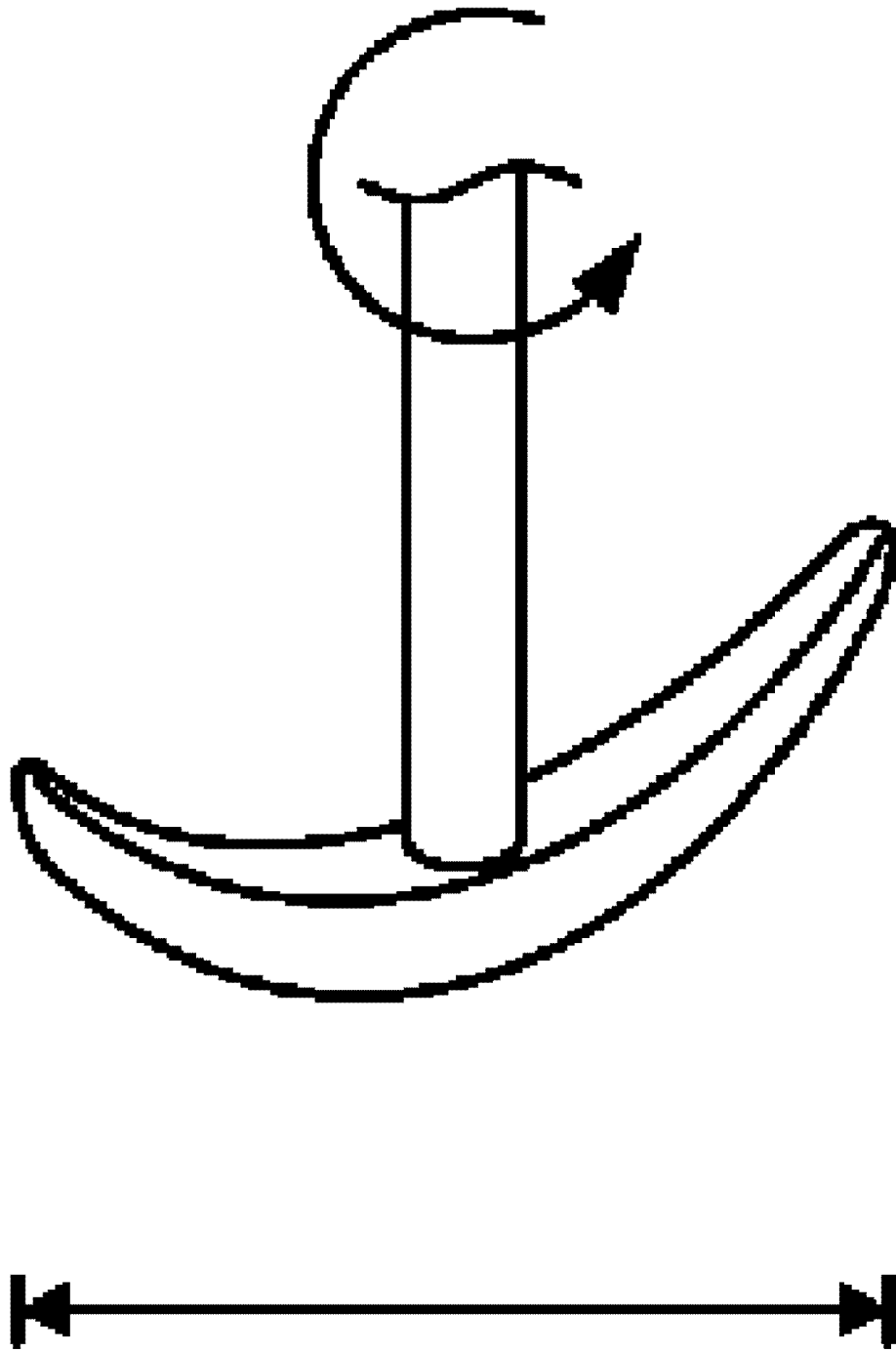


图 170

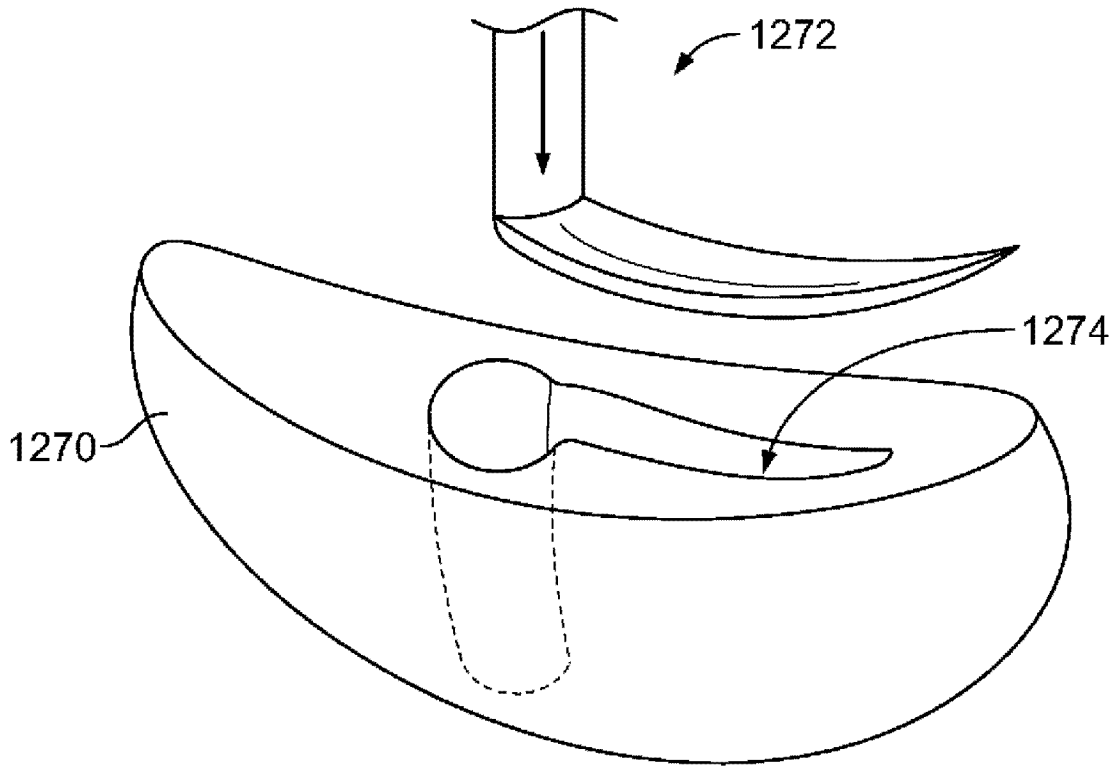


图 171

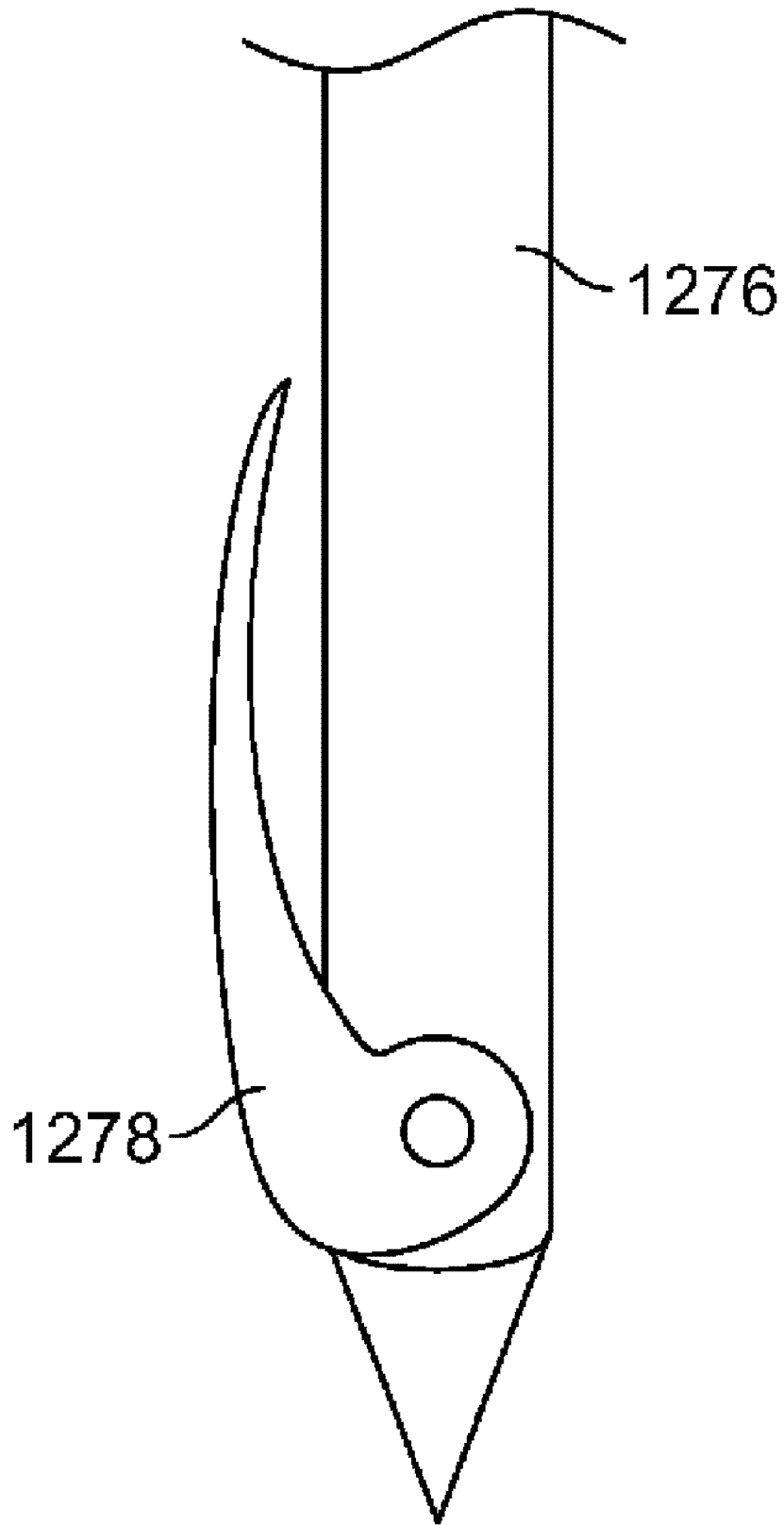


图 172

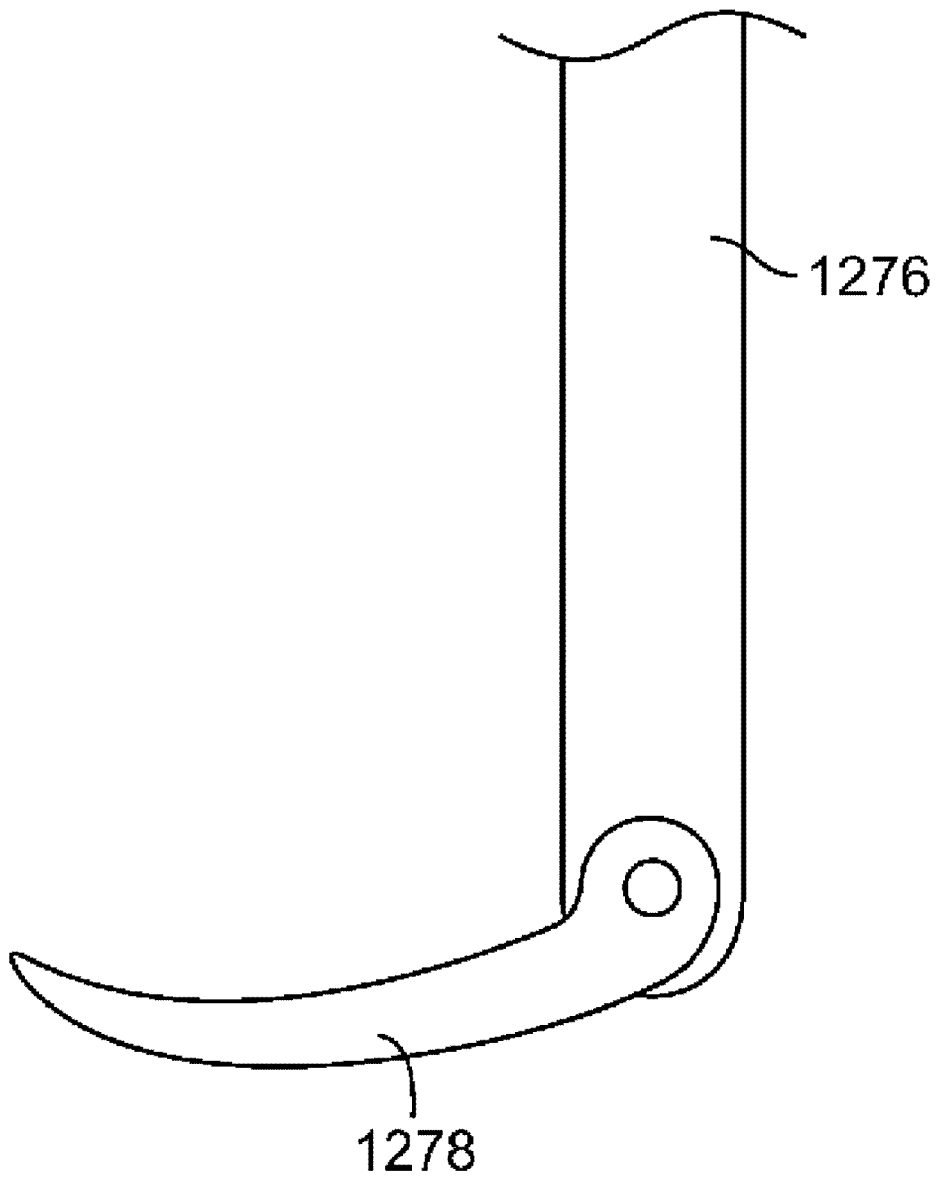


图 173

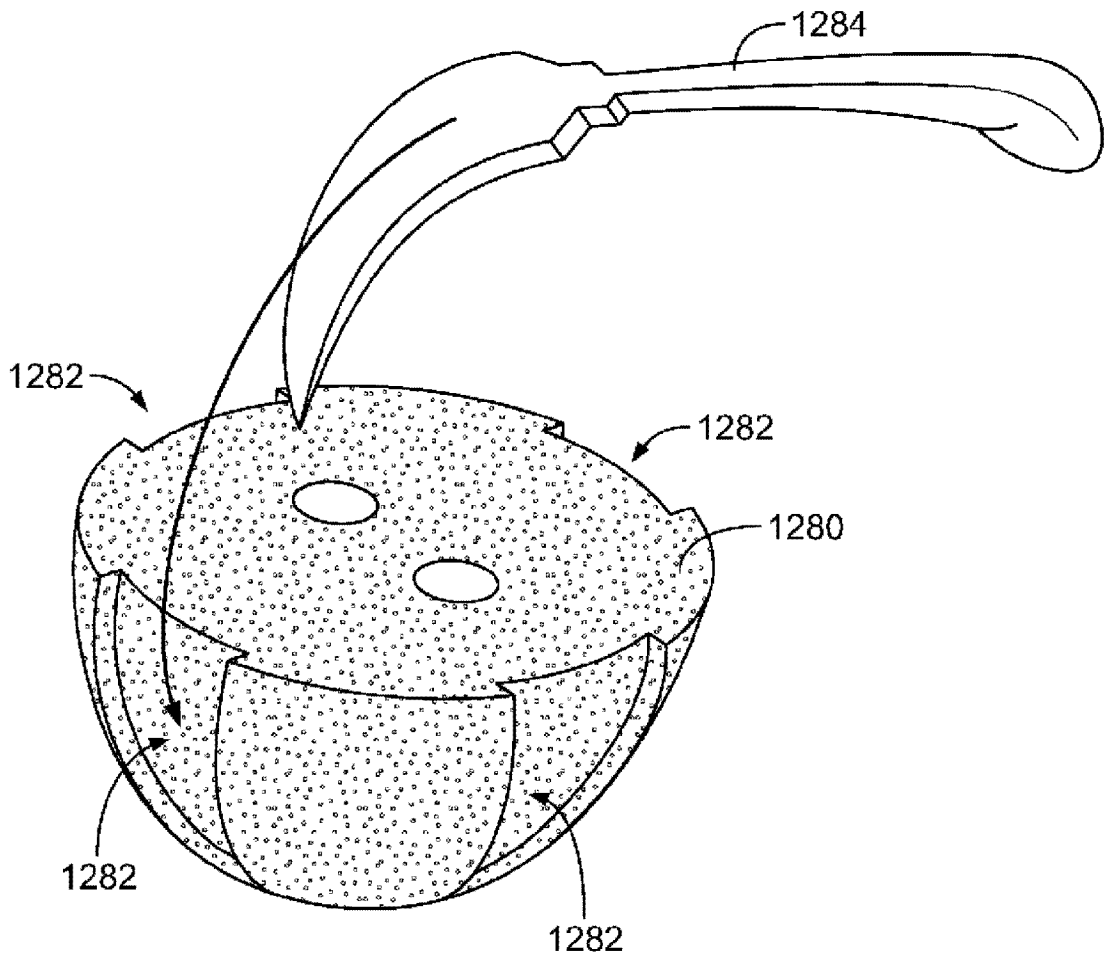


图 174



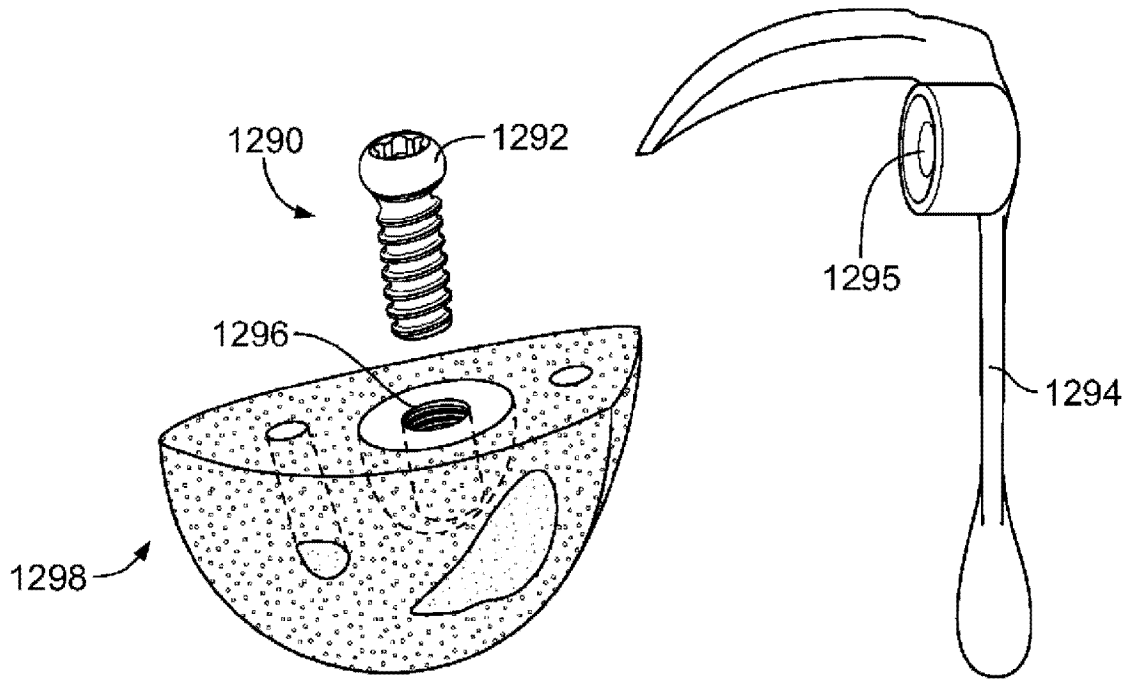


图 175

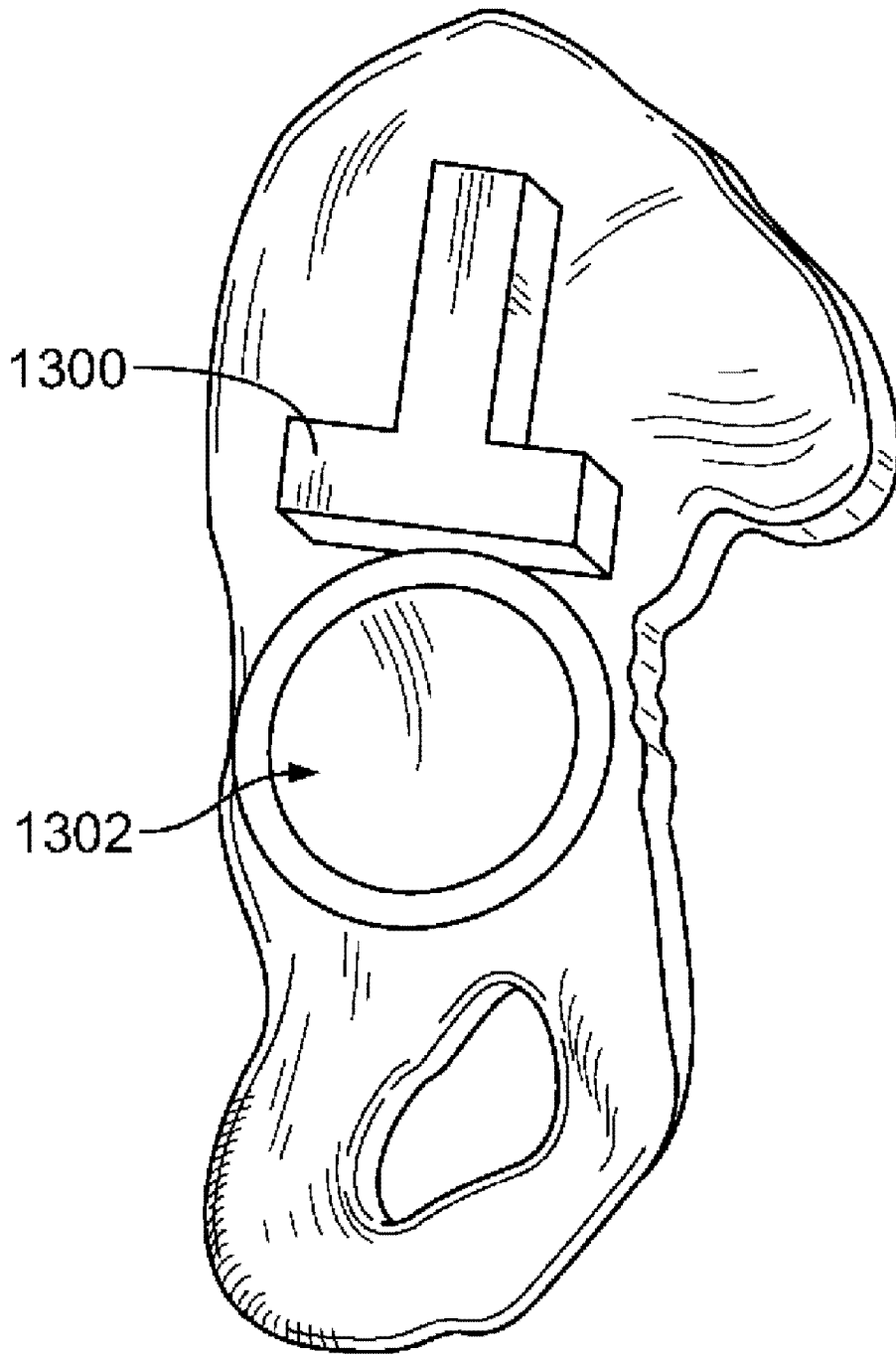


图 176

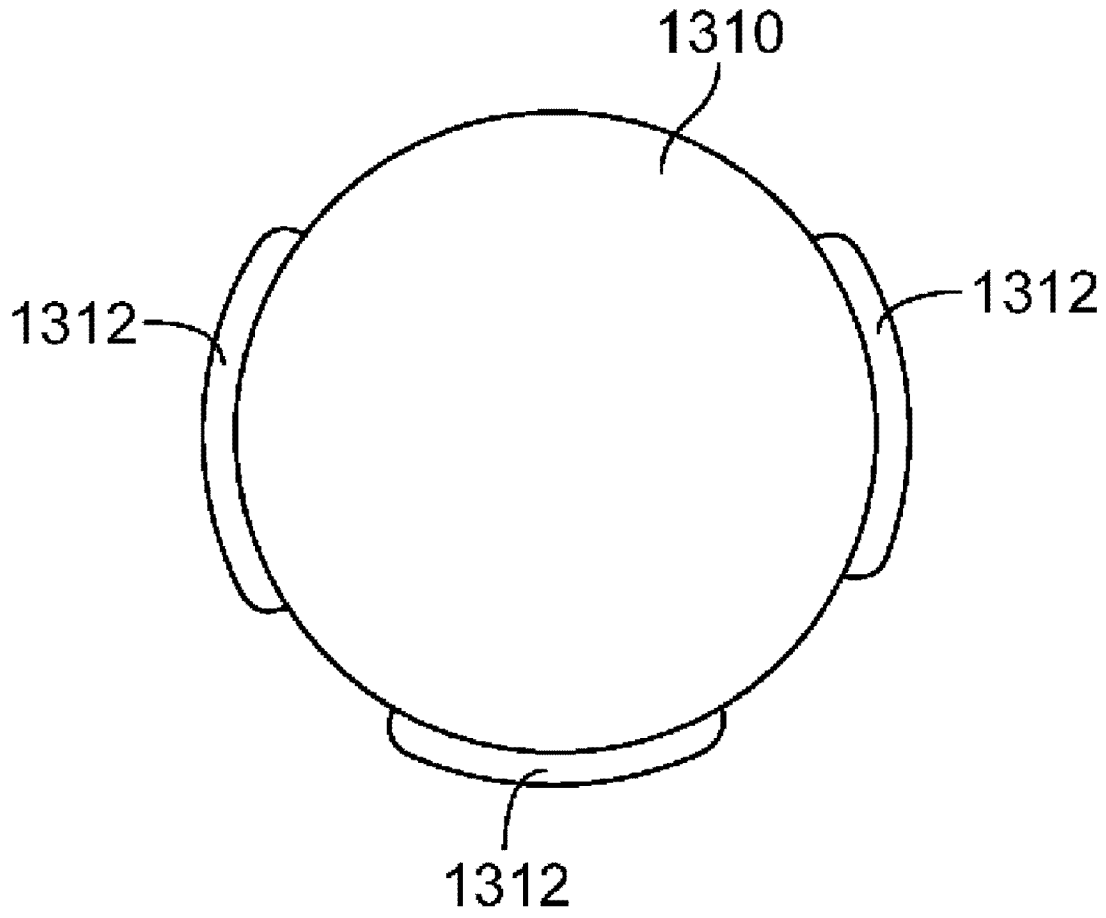


图 177

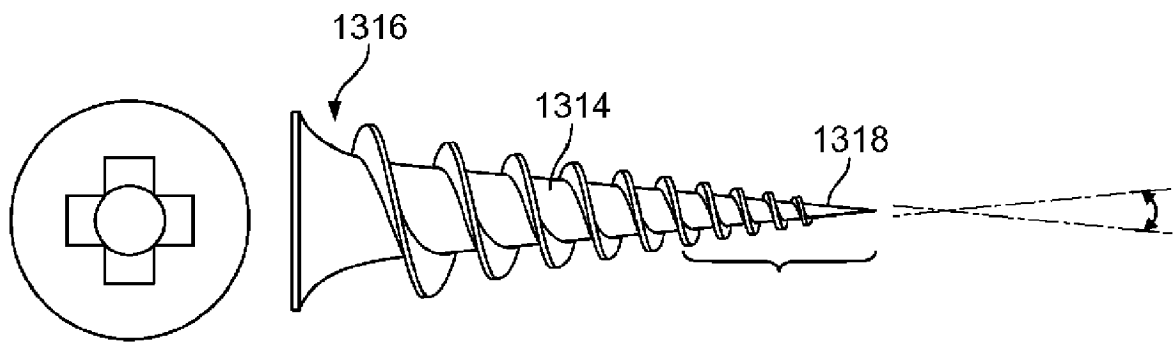


图 178

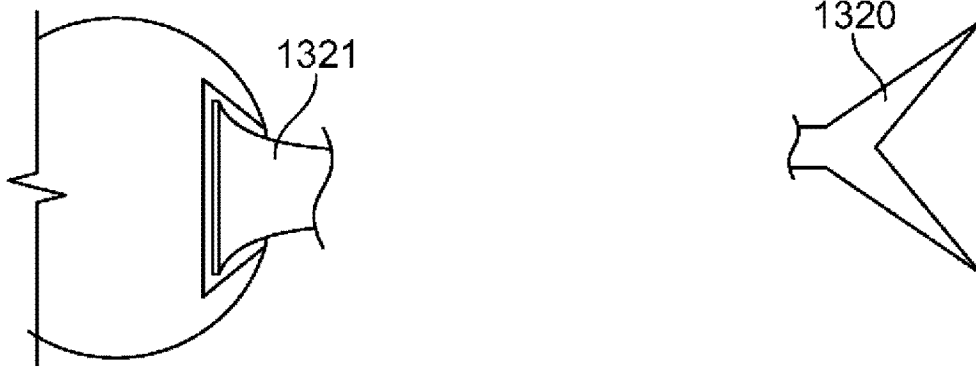


图 179

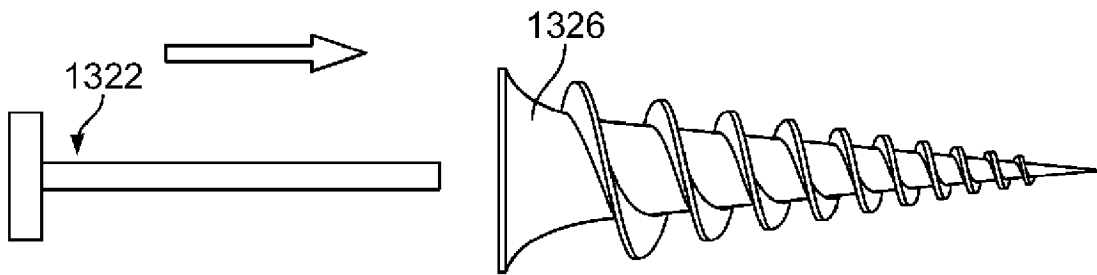


图 180

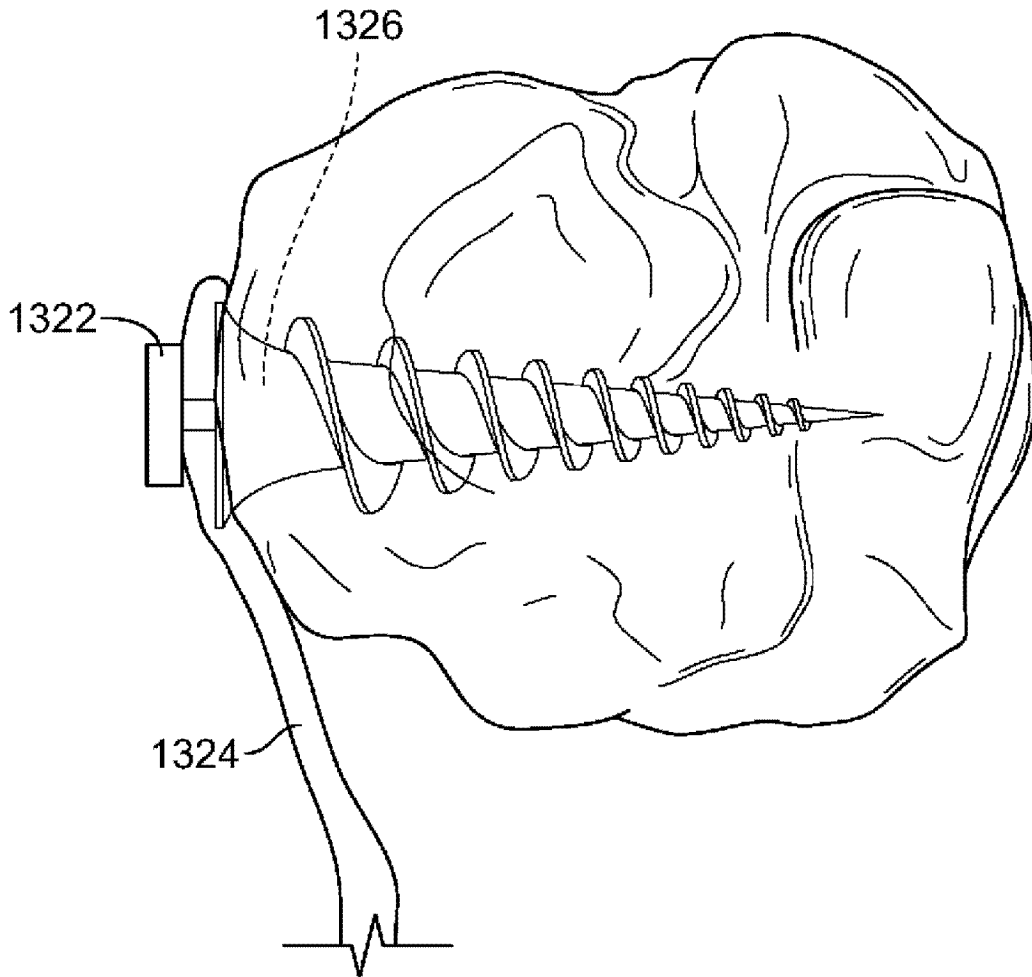


图 181

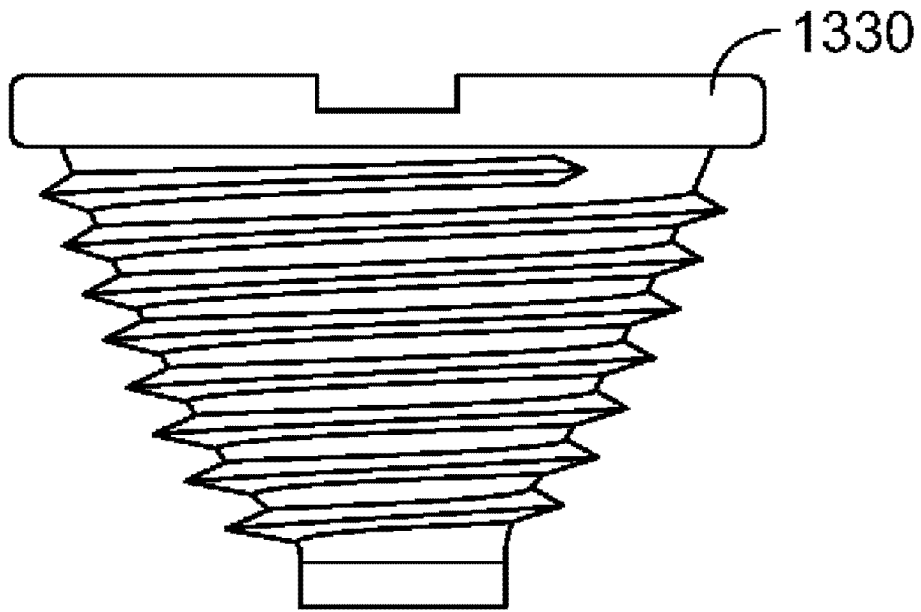


图 182

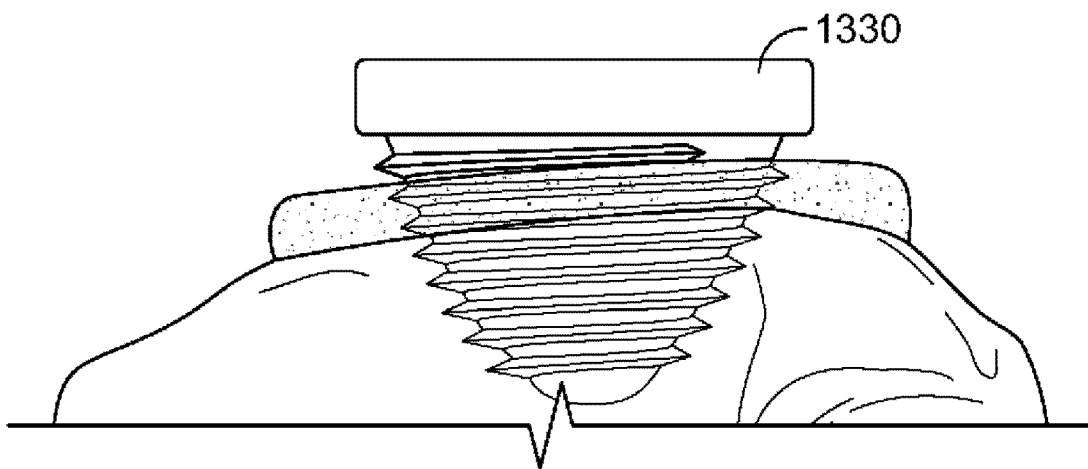


图 183

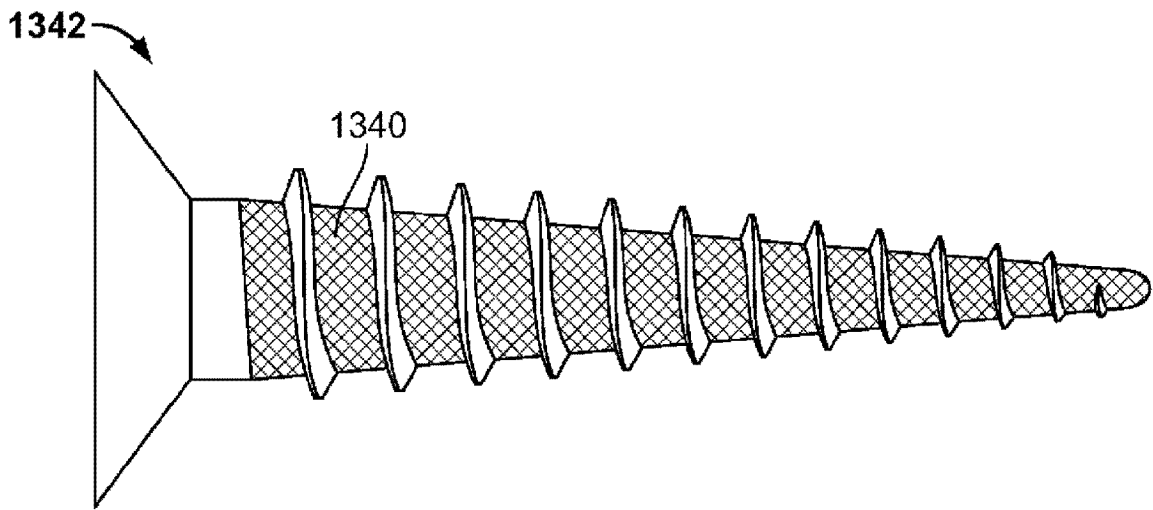


图 184

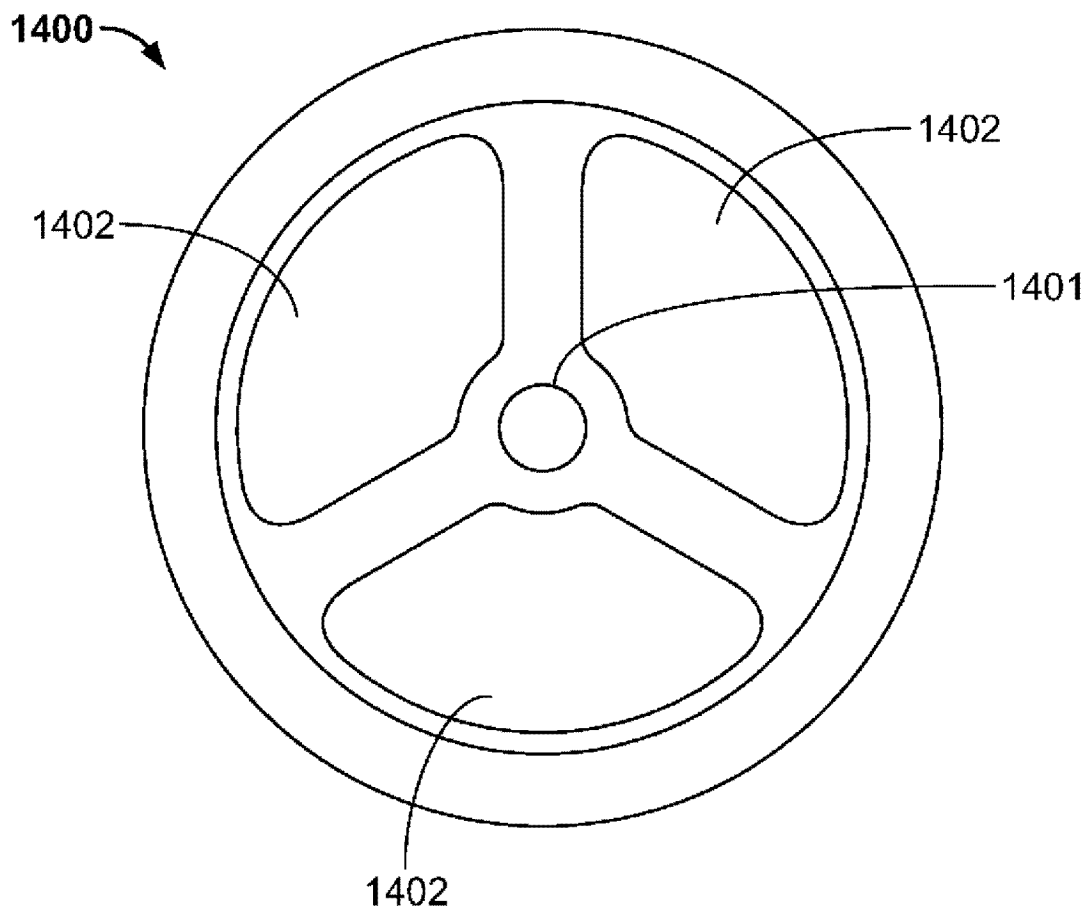


图 185

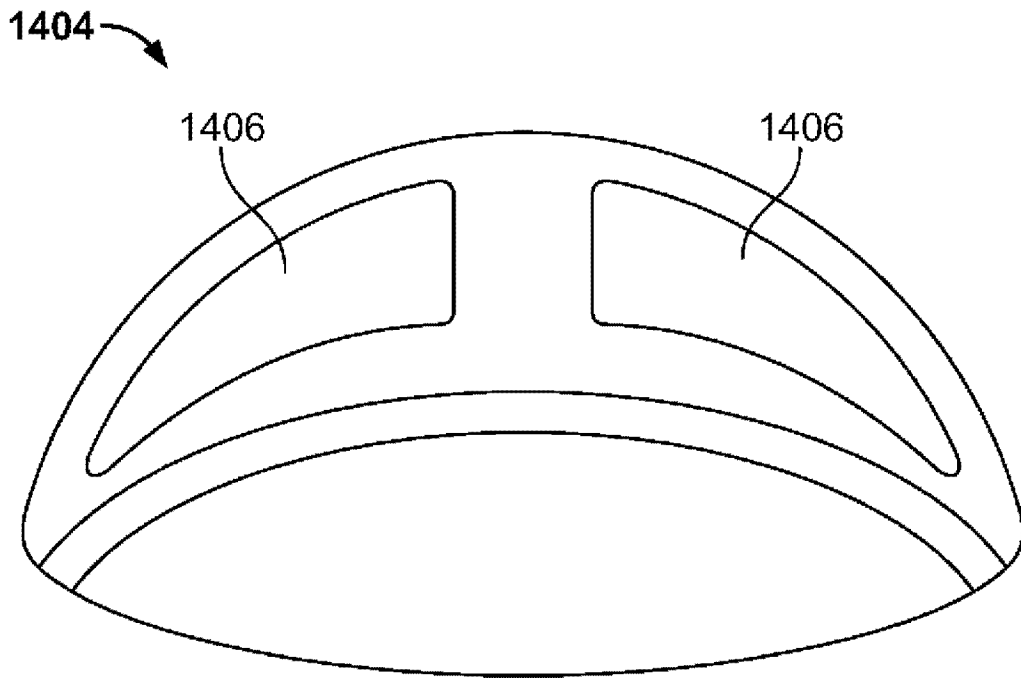


图 186



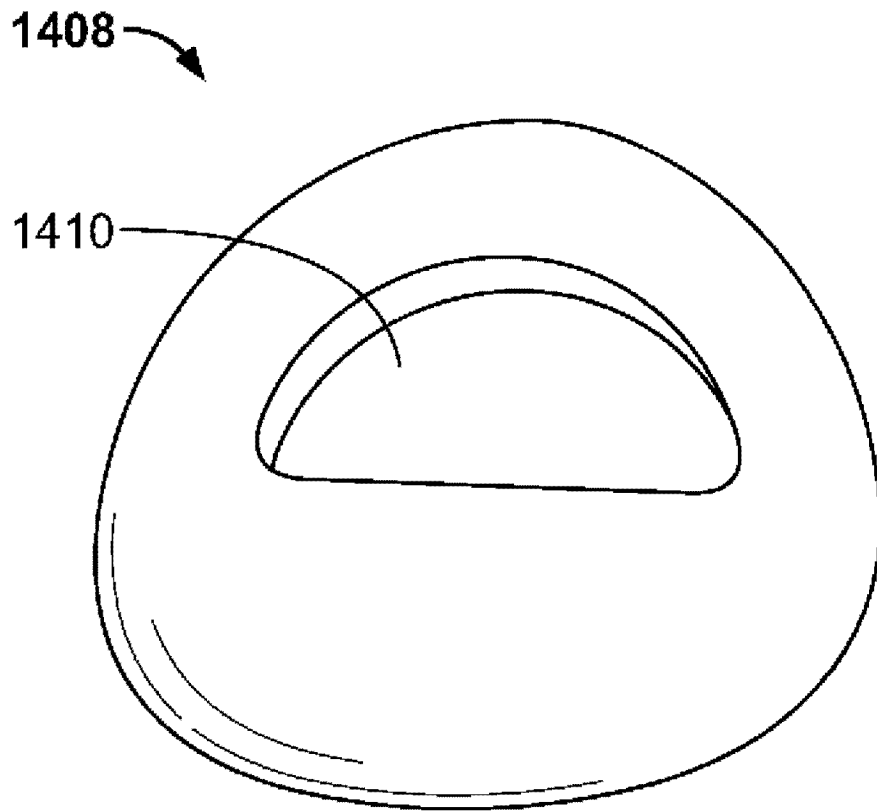


图 187

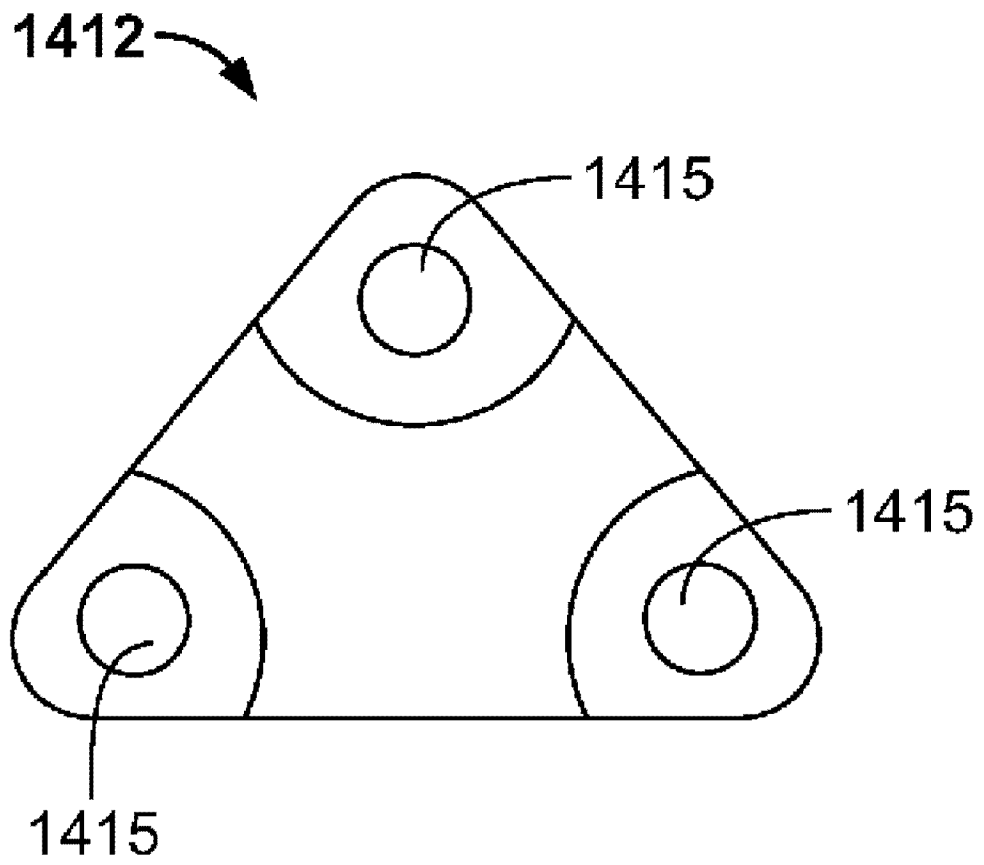


图 188

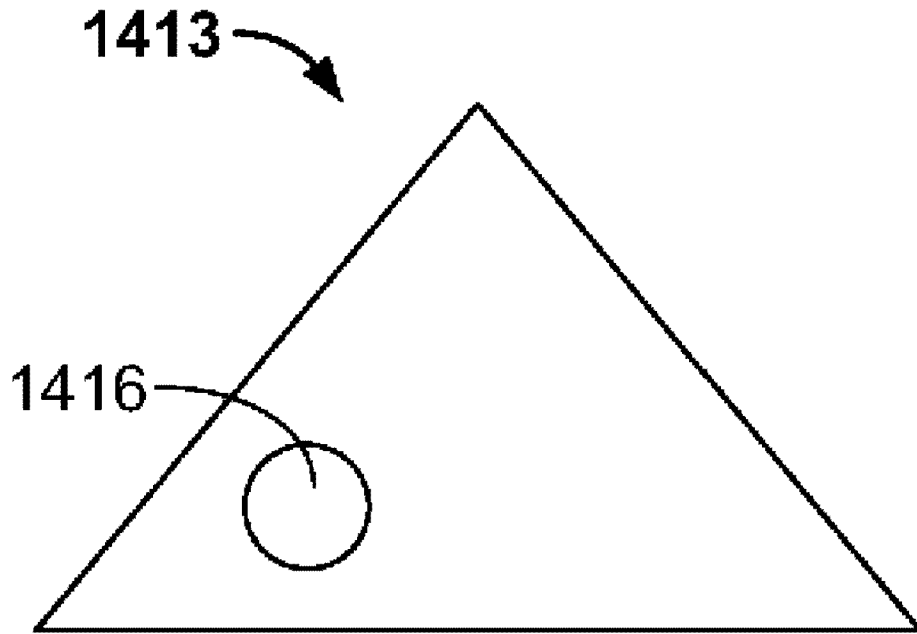


图 189

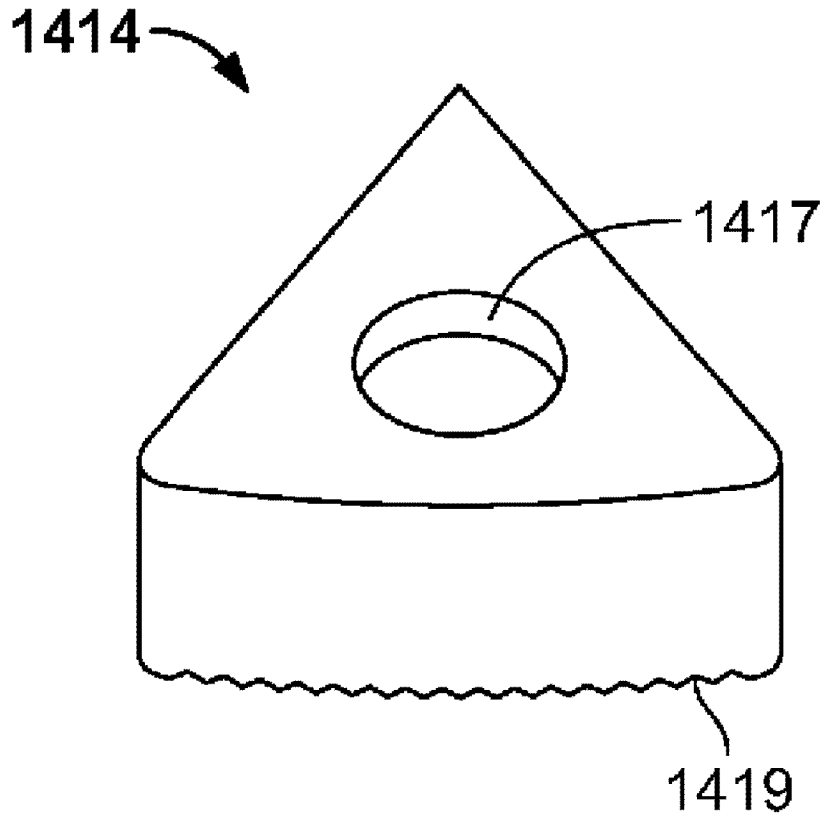


图 190

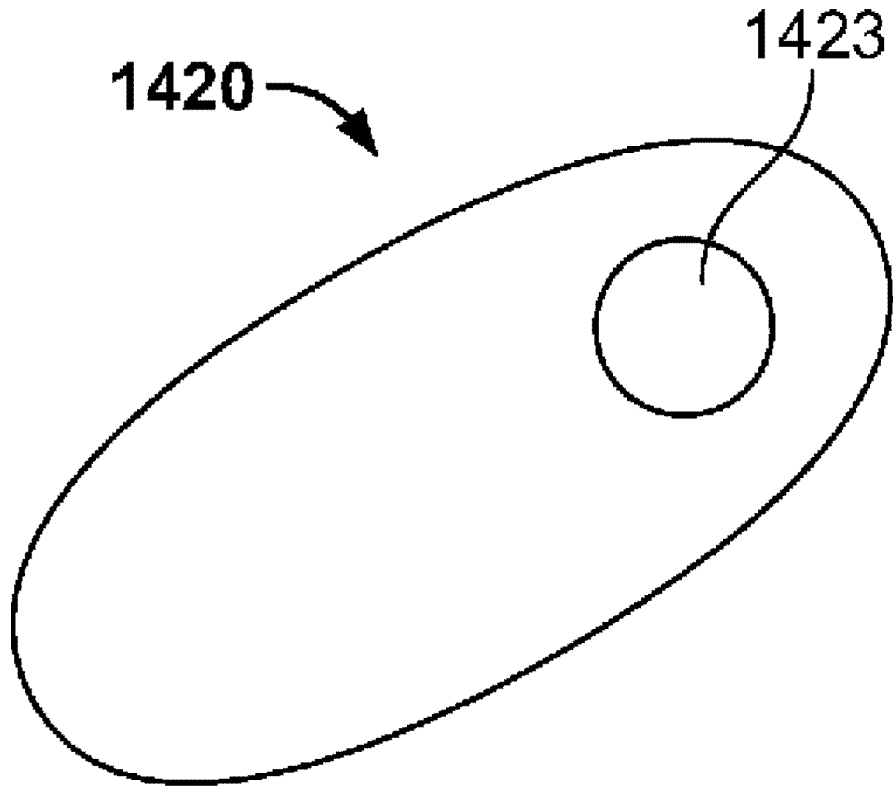


图 191

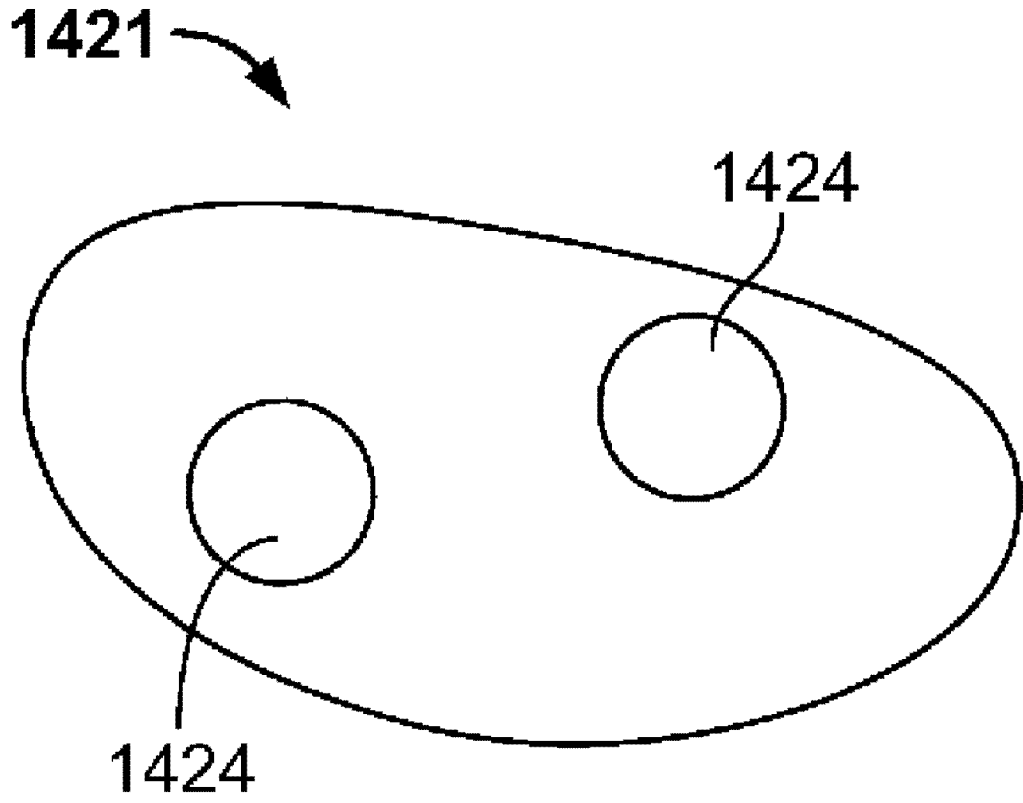


图 192

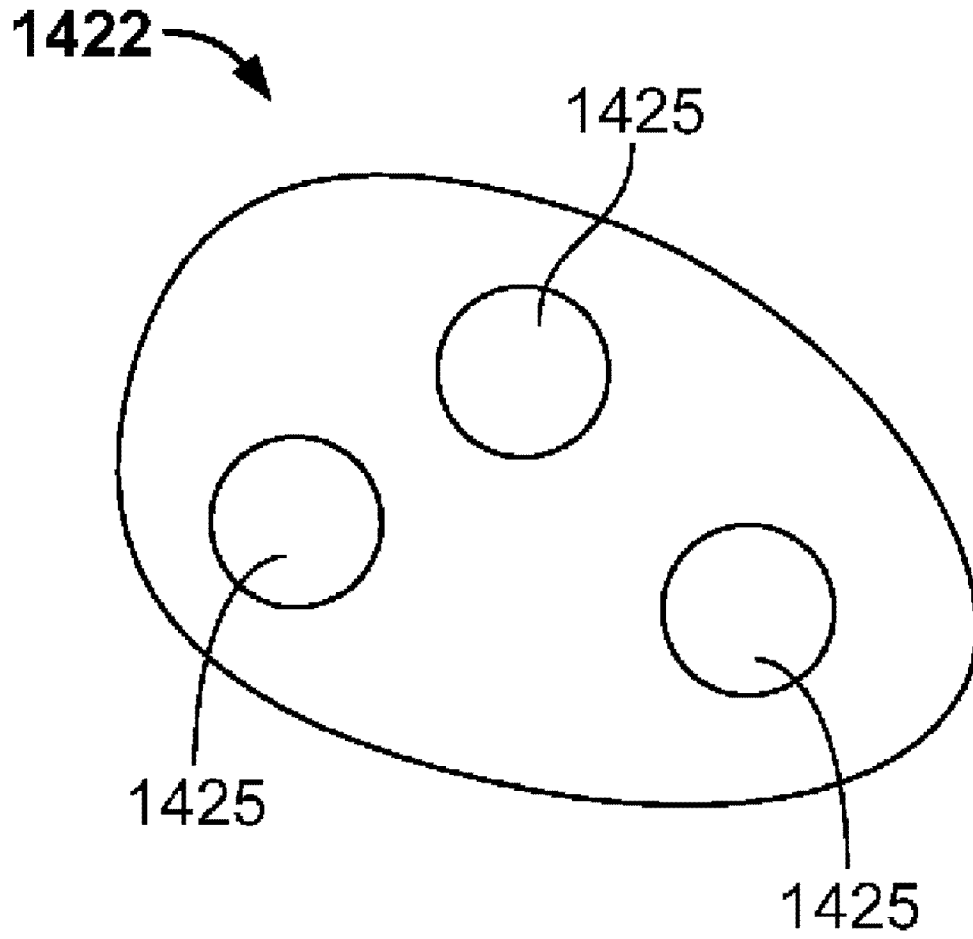


图 193

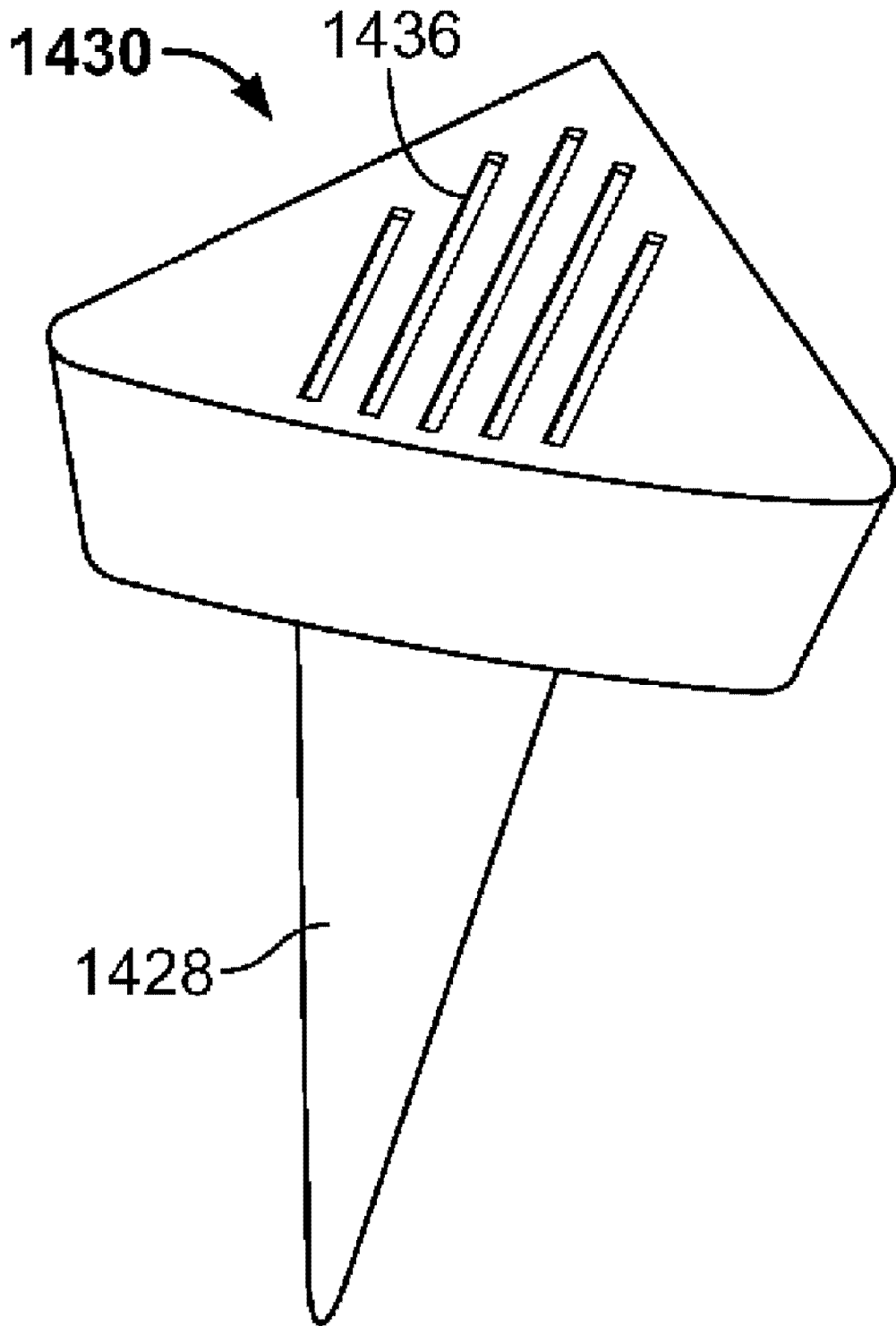


图 194



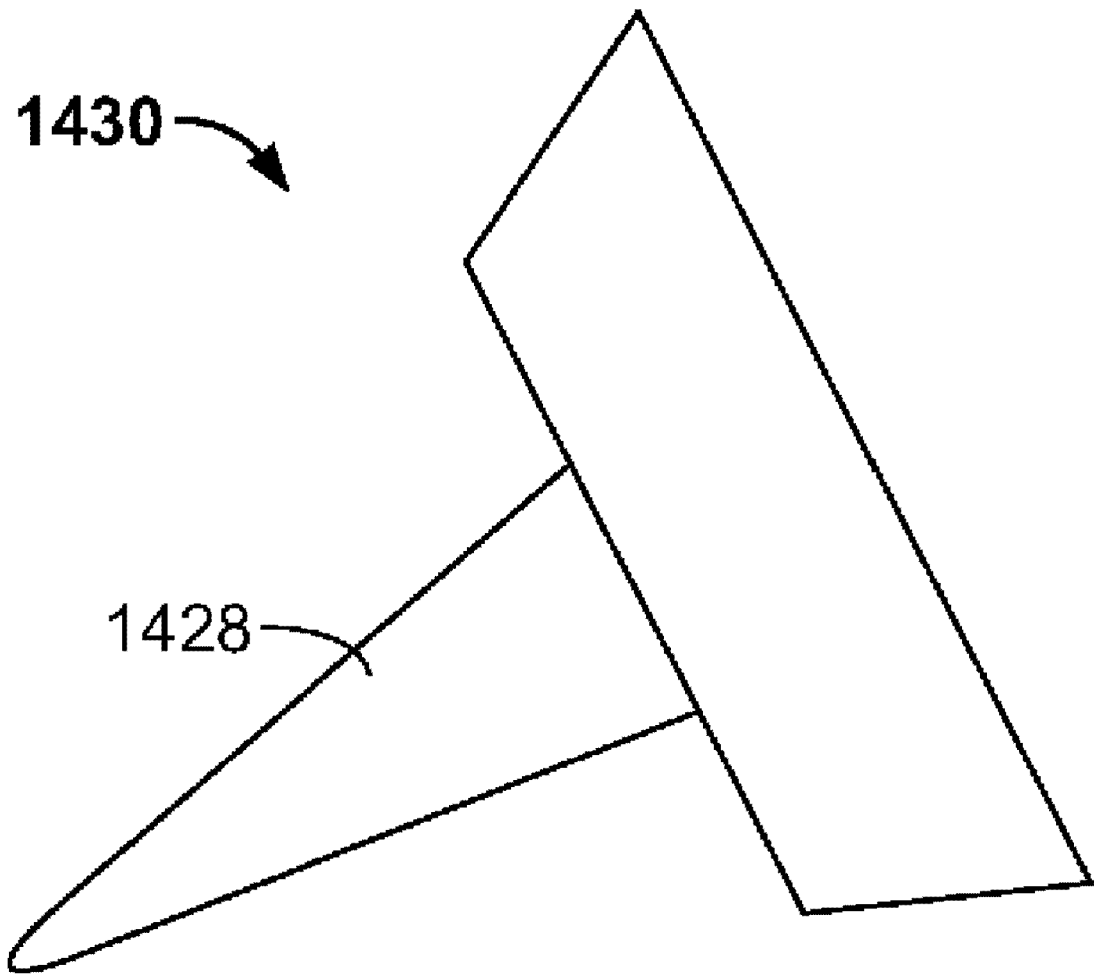


图 195

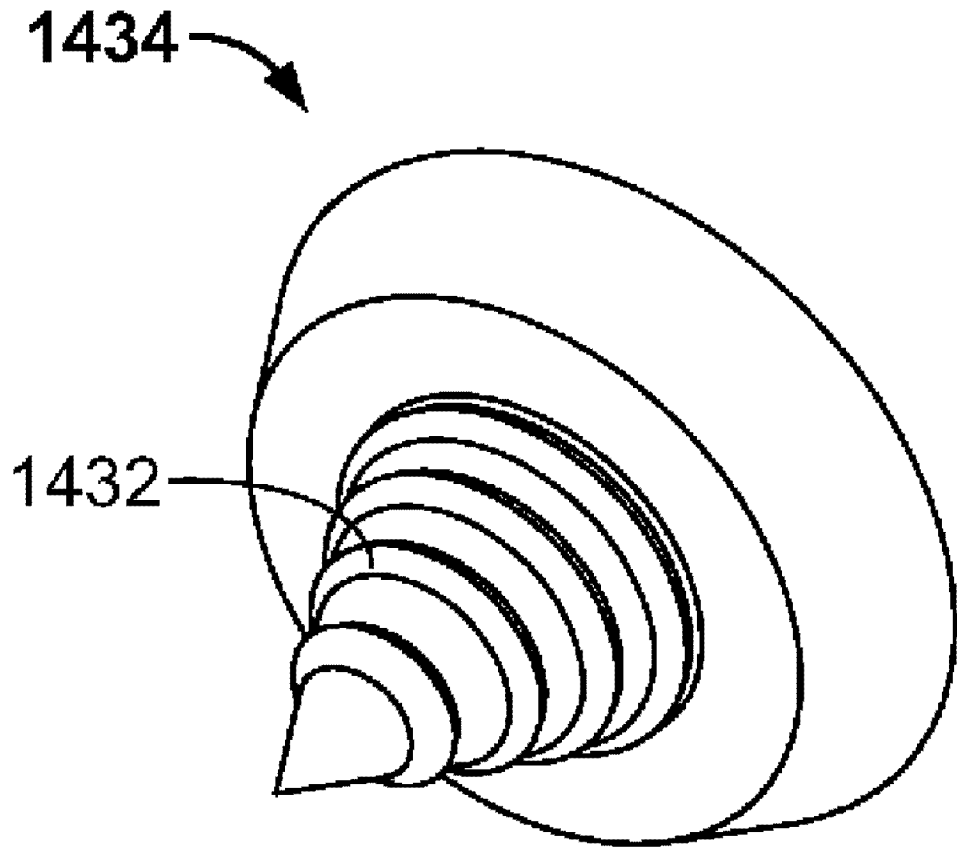


图 196

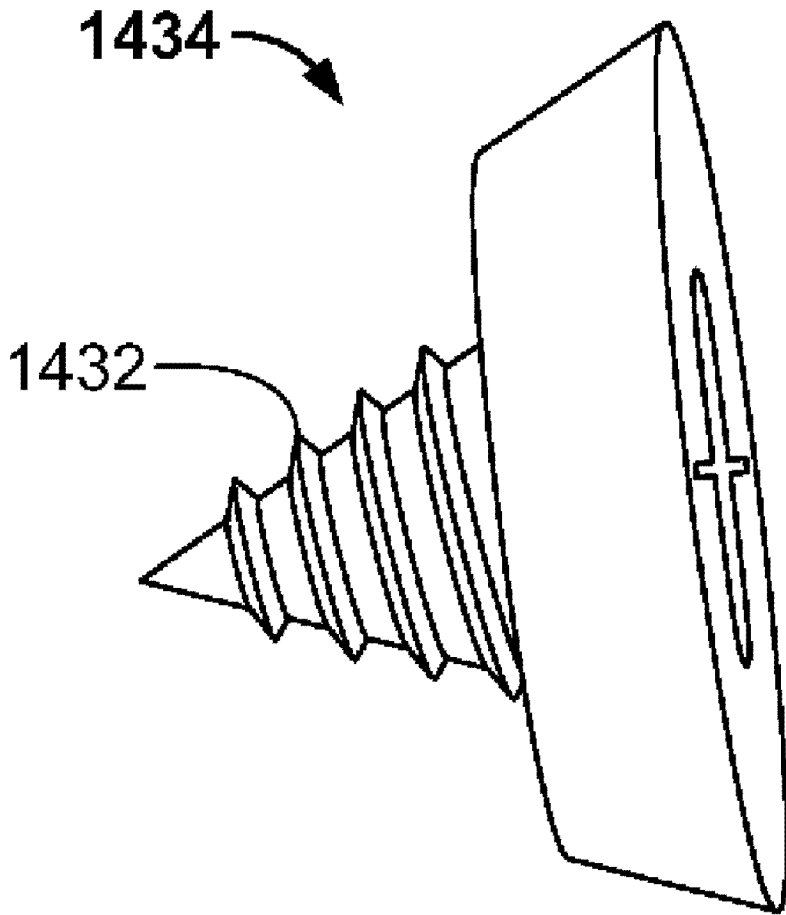


图 197

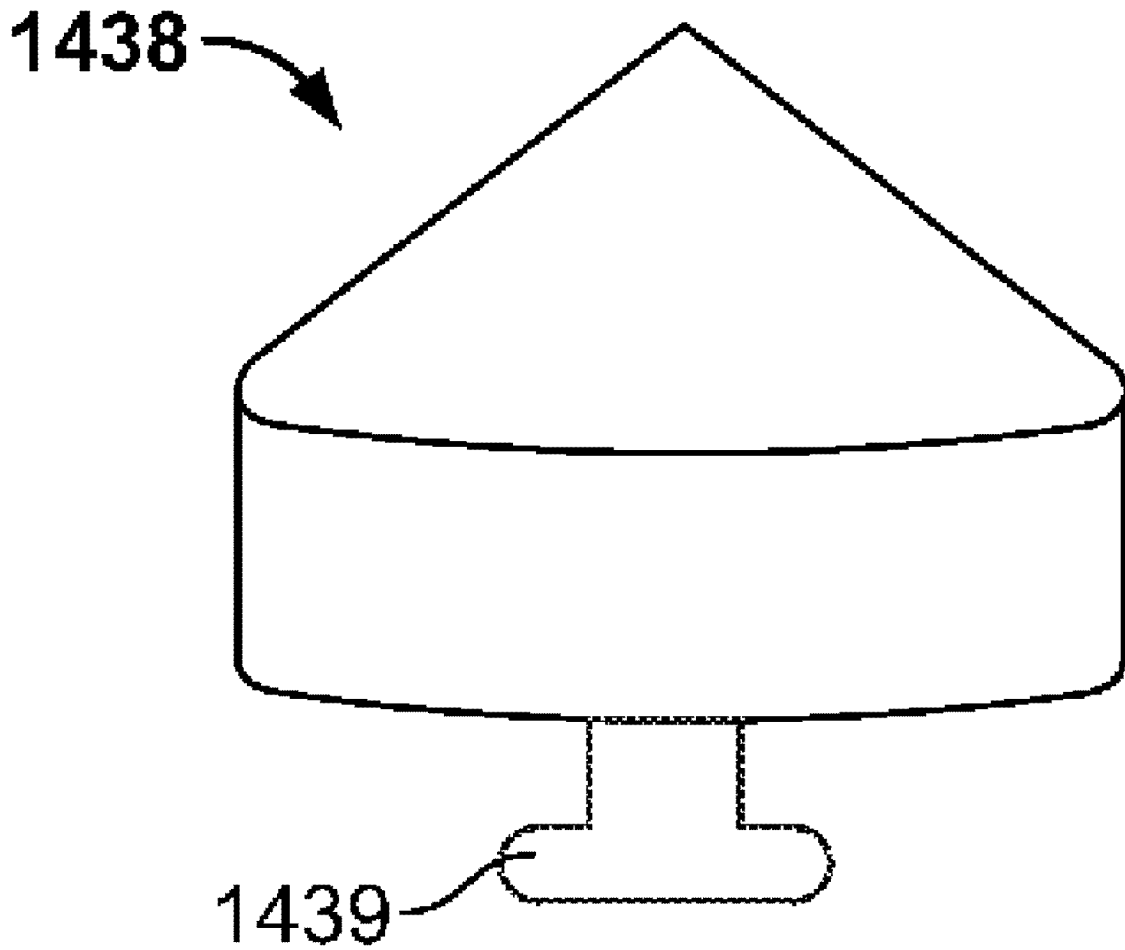


图 198

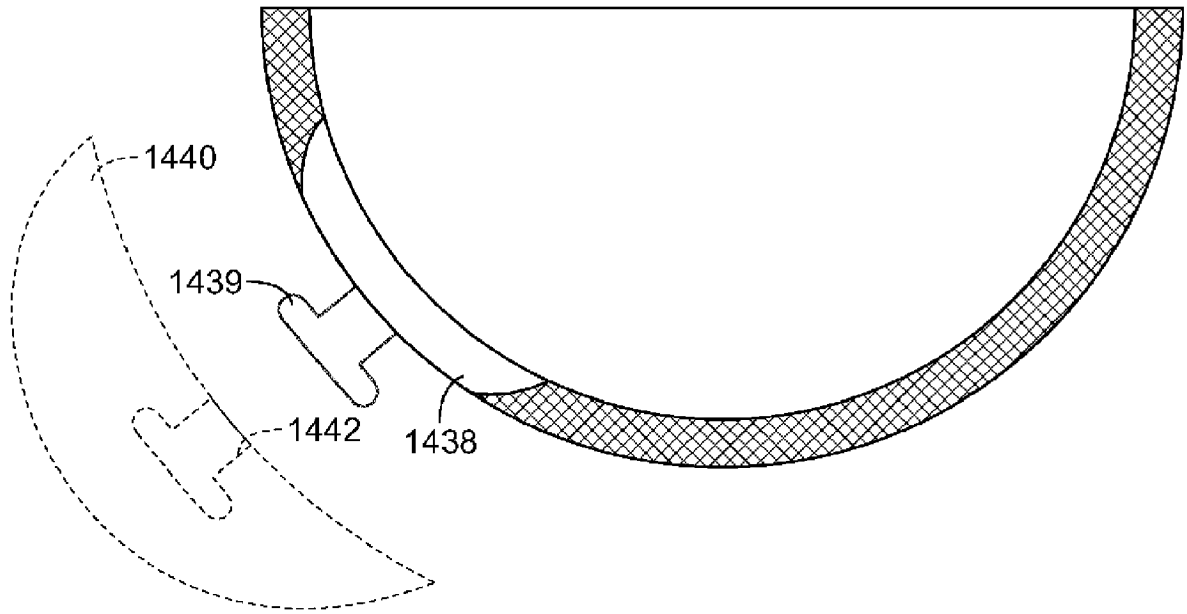


图 199

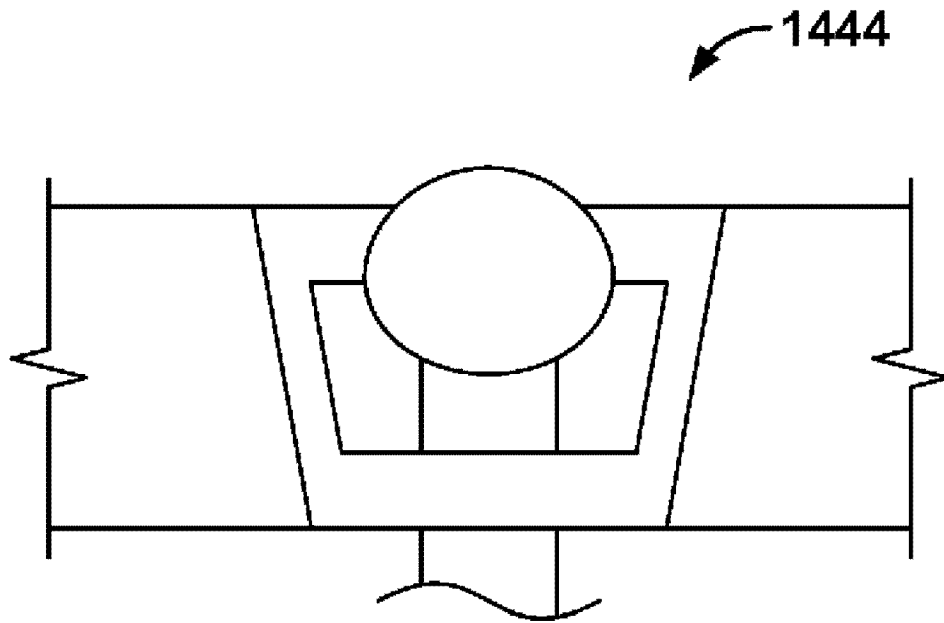


图 200

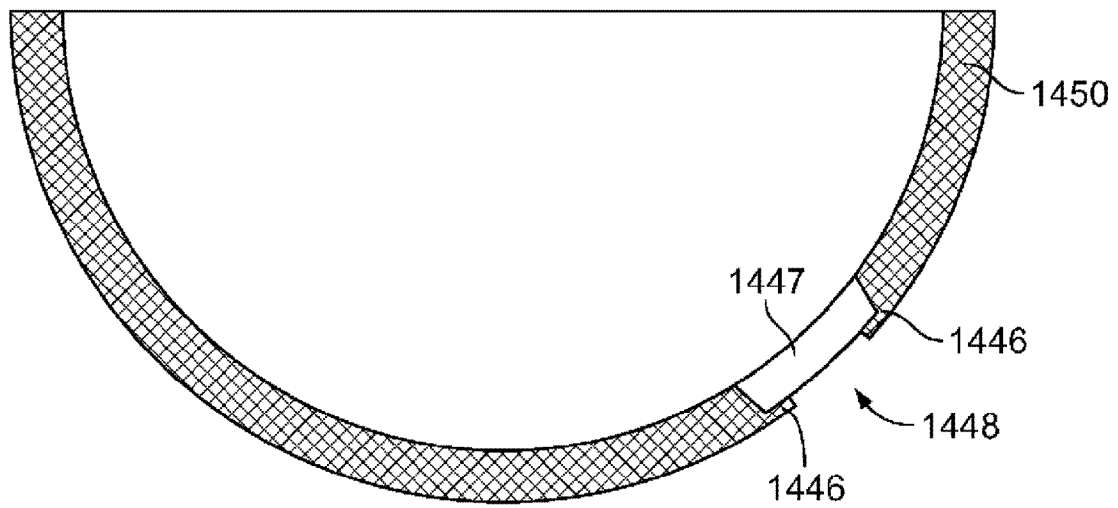


图 201

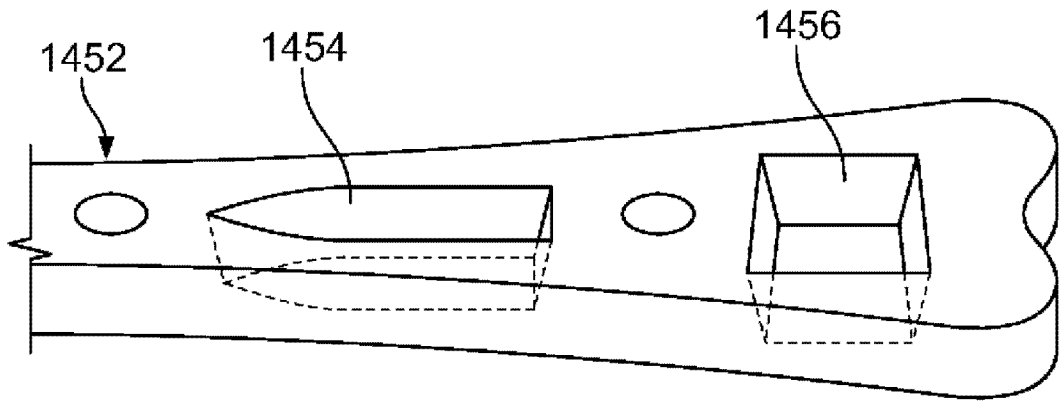


图 202

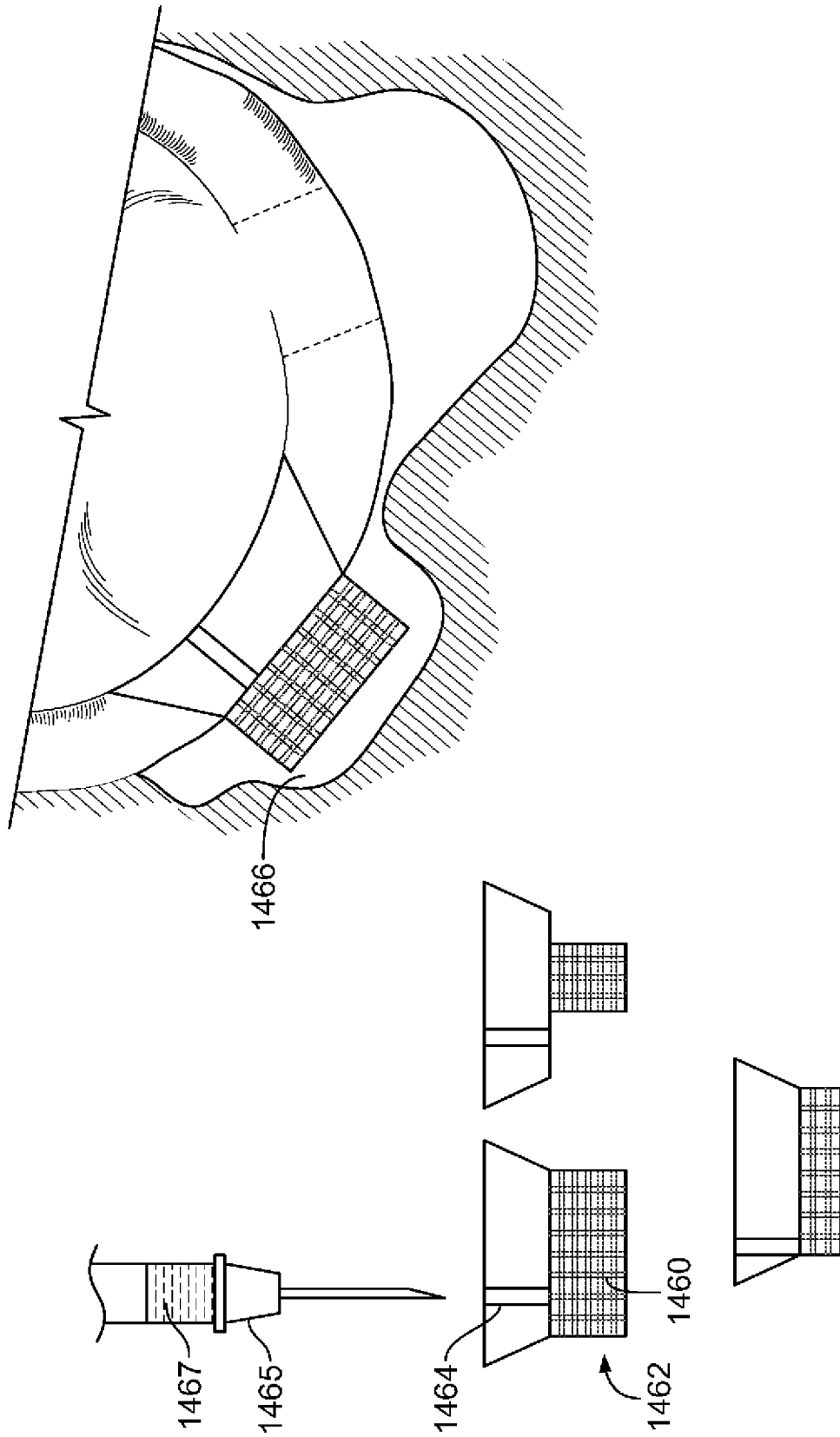


图 203



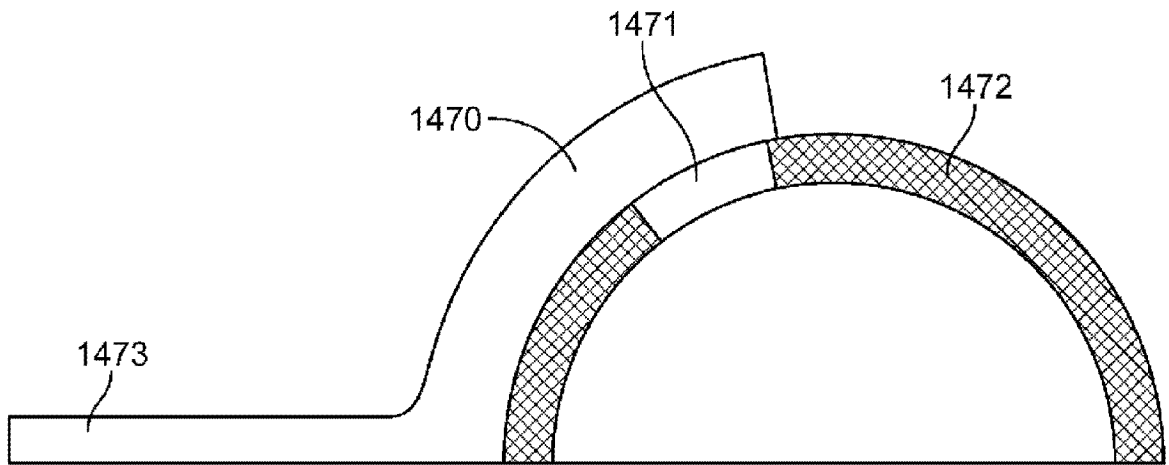


图 204

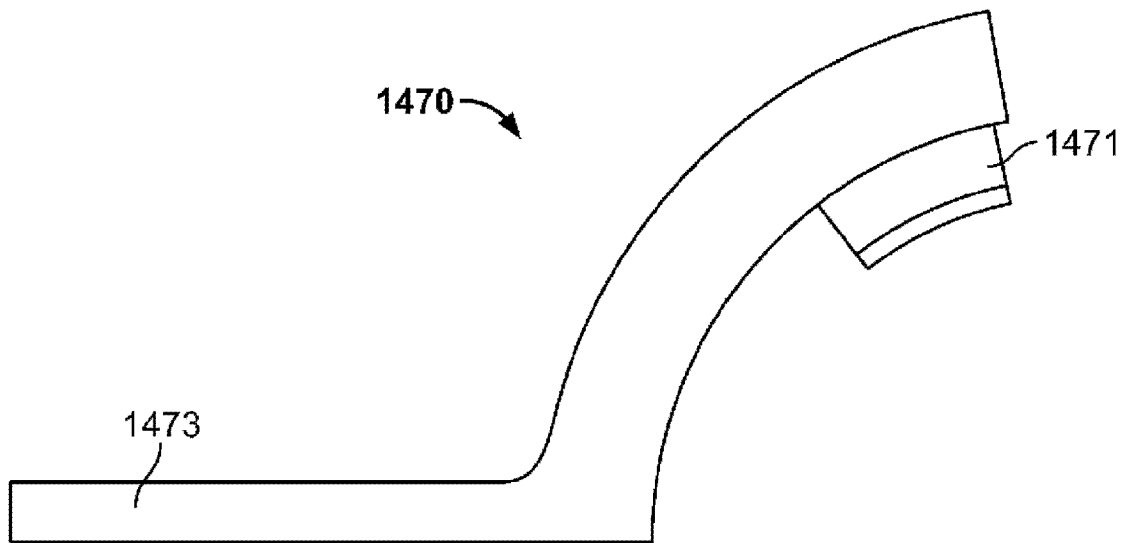


图 205

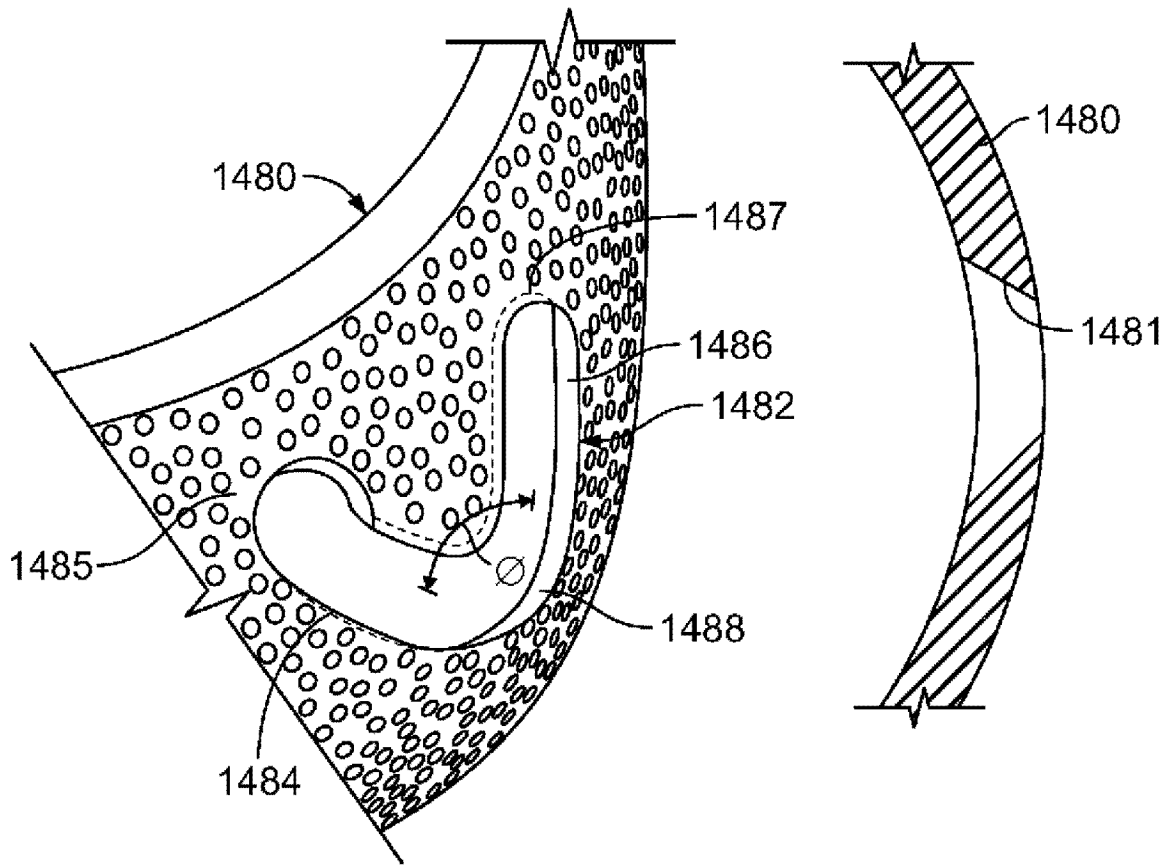


图 206

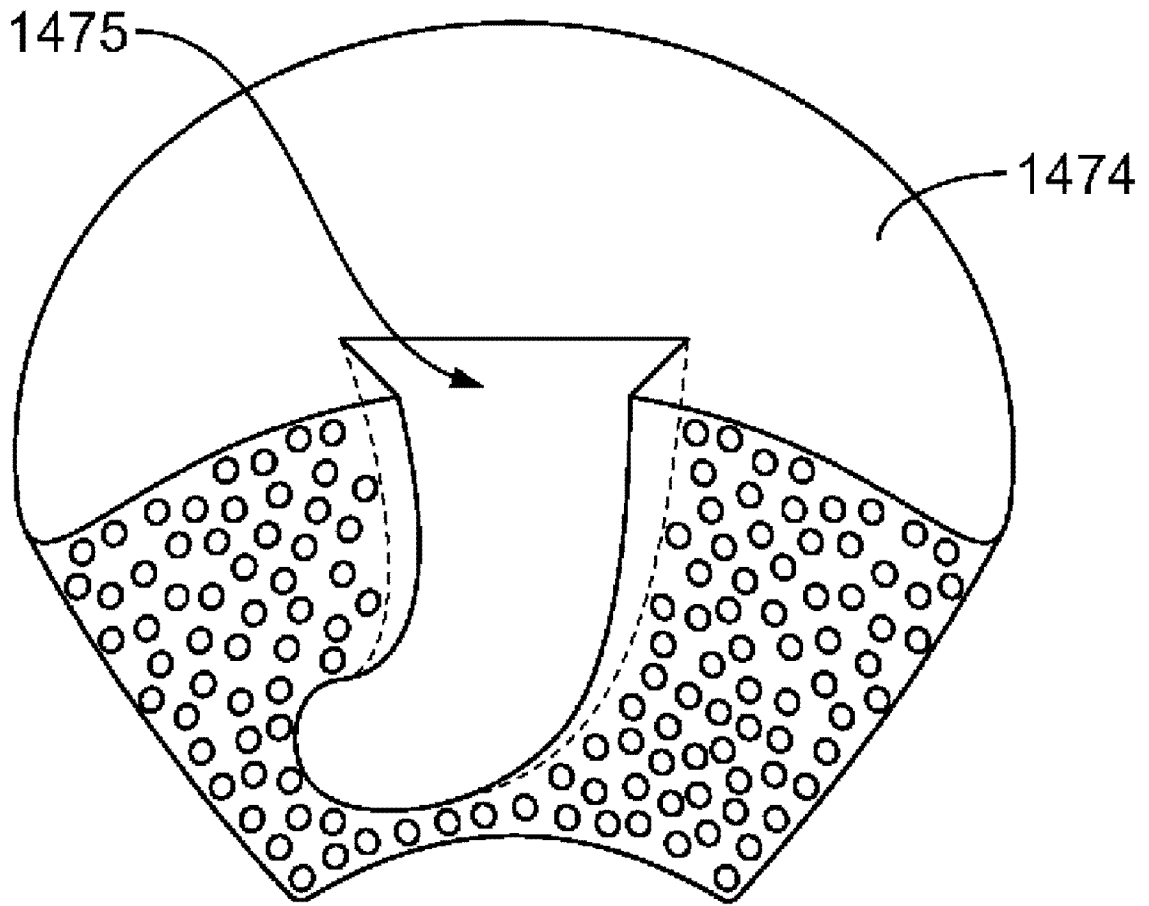


图 207

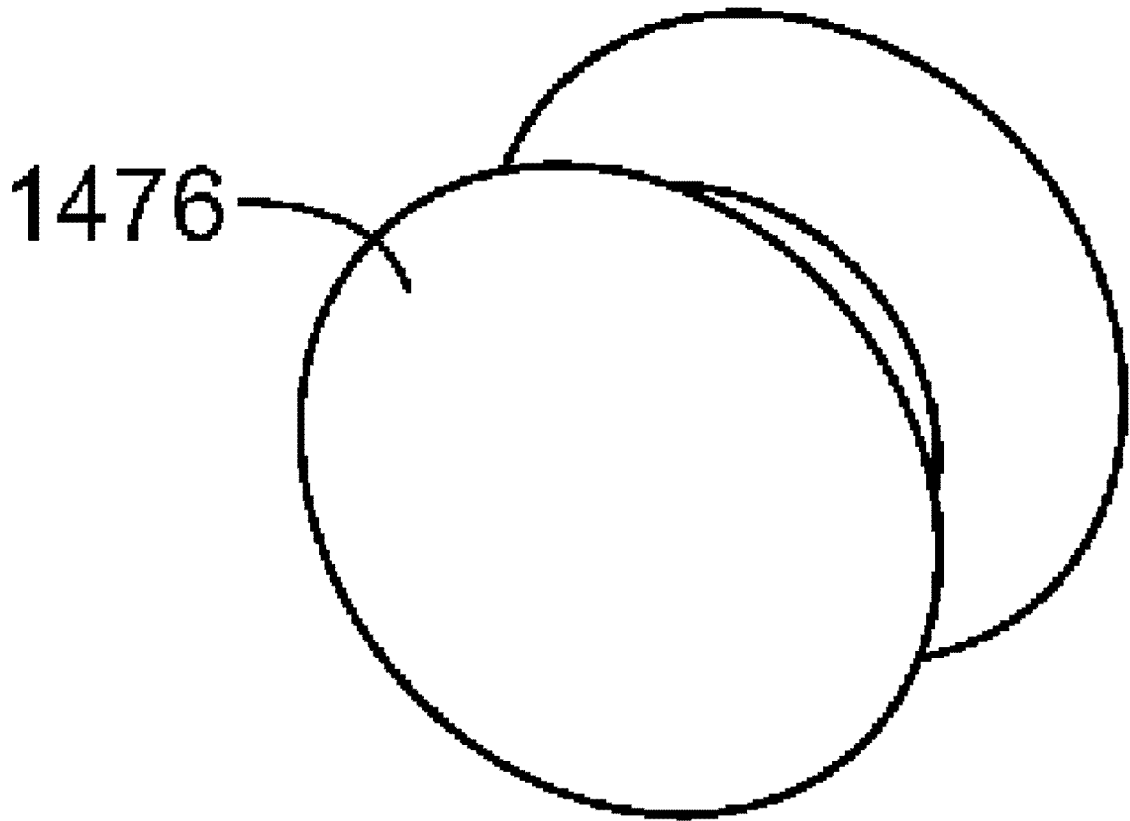


图 208

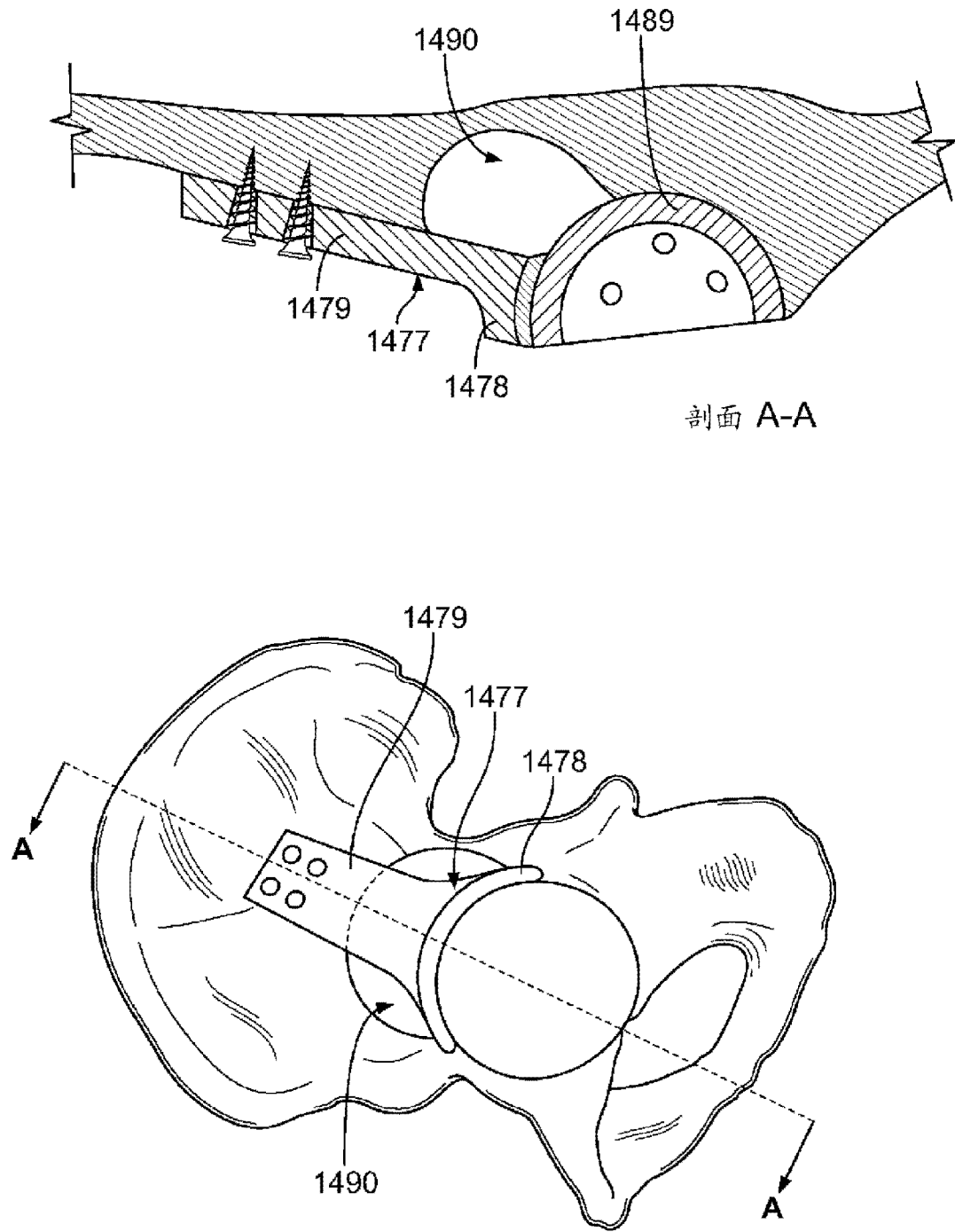


图 209

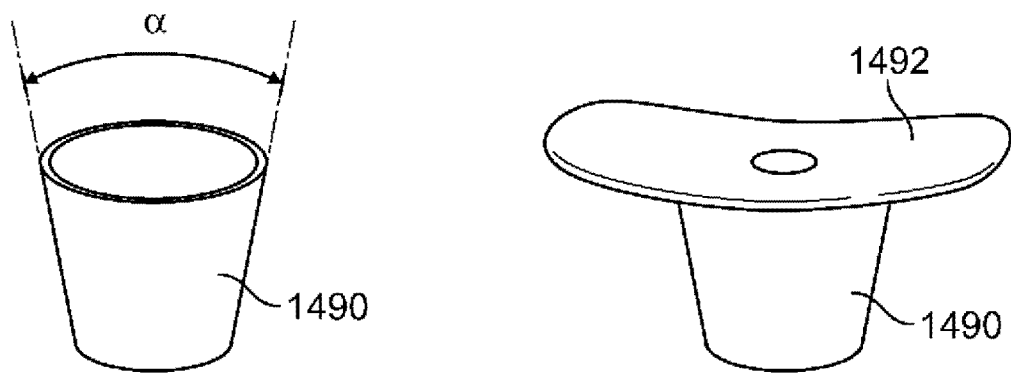
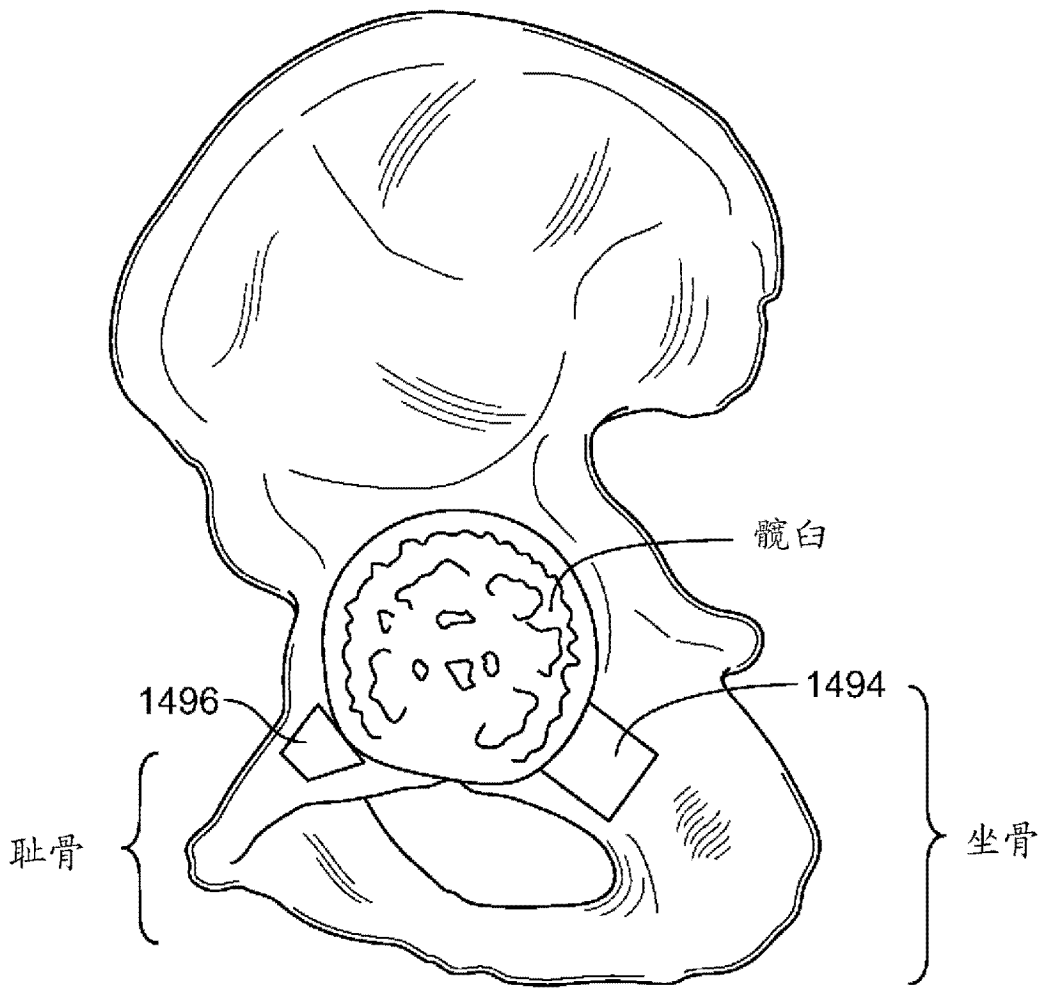


图 210