



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102821717 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201180016702. 3

代理人 李晨 傅永霄

(22) 申请日 2011. 01. 28

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61F 2/38(2006. 01)

61/299835 2010. 01. 29 US

A61F 2/30(2006. 01)

61/372556 2010. 08. 11 US

61/382287 2010. 09. 13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 09. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/022922 2011. 01. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/094540 EN 2011. 08. 04

(56) 对比文件

US 5137536 A, 1992. 08. 11,

US 2005/0027365 A1, 2005. 02. 03,

US 2003/0204263 A1, 2003. 10. 30,

US 5137536 A, 1992. 08. 11,

US 2002/0198528 A1, 2002. 12. 26,

US 2005/0101966 A1, 2005. 05. 12,

US 2007/0010884 A1, 2007. 01. 11,

US 2004/0162619 A1, 2004. 08. 19,

(73) 专利权人 史密夫和内修有限公司

审查员 郝星

地址 美国田纳西州

(72) 发明人 N. M. 伦滋 R. M. 史密斯

Z. C. 维基森 B. W. 麦金农

A. B. 萨勒希 J. K. 内森

M. D. 里伊斯 G. J. 杰里

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

72001

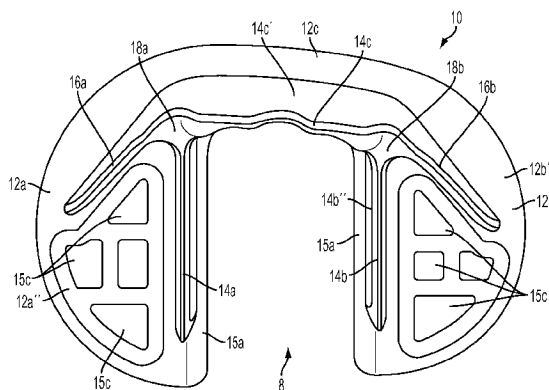
权利要求书2页 说明书17页 附图73页

(54) 发明名称

十字固位膝假体

(57) 摘要

某些变体一般地提供一种改进的胫骨基部构件(例如但不限于 10),其包括突棱部分(例如但不限于 14a、14b、14c),其允许保留十字韧带之一或两者。其它变体提供具有中唇缘(例如但不限于 118、128)的改进的外侧和/或内侧插入物(例如但不限于 110、210),其帮助缓解和/或防止股骨部件(例如但不限于 400)和胫骨隆凸之间的冲击。其它变体提供改进的股骨部件(例如但不限于 400),其具有各种倒角(例如但不限于 404、410、470)以提供关于胫骨隆凸和后十字韧带的额外的间隙,而不降低骨覆盖范围。



1. 一种用于至少部分地替代胫骨的近侧部分的胫骨假体,所述胫骨假体包括:

(a) 下表面,其用于与所述胫骨的近侧部分上的切除表面接触;

(b) 突棱,其用于穿入到形成在所述近侧胫骨内的空腔,其中,所述突棱包括前突棱部分、内侧突棱部分和外侧突棱部分,所述前突棱部分以下一后角远离所述下表面延伸,所述前突棱部分沿内侧—外侧方向转向使得所述前突棱部分的内侧部分定位得比外侧部分更向前。

2. 如权利要求 1 所述的胫骨假体,其中,所述胫骨假体还包括内侧基板部分、外侧基板部分以及连接基板部分,所述连接基板部分在所述内侧基板部分和外侧基板部分之间延伸并且连接所述内侧基板部分和外侧基板部分;其中,所述前突棱部分的至少一部分在所述连接基板部分上沿大体内侧—外侧方向延伸;其中,所述内侧突棱部分的至少一部分在所述内侧基板部分上沿大体前—后方向延伸;并且其中,所述外侧突棱部分的至少一部分在所述外侧基板部分上沿大体前—后方向延伸。

3. 如权利要求 2 所述的胫骨假体,其中,所述前突棱部分在厚度增加的区域连结所述内侧突棱部分和外侧突棱部分。

4. 如权利要求 2 所述的胫骨假体,其中,所述前突棱部分在宽度增加的区域连结所述内侧突棱部分和外侧突棱部分。

5. 如权利要求 2 所述的胫骨假体,其中,所述连接基板部分沿前到后方向增加厚度。

6. 如权利要求 2 所述的胫骨假体,其中,随着所述内侧突棱部分和外侧突棱部分沿前到后方向延伸,所述内侧突棱部分和外侧突棱部分降低高度。

7. 如权利要求 1 所述的胫骨假体,其中,所述前突棱部分包括前面和后面,其中,所述前面以下一后前面角远离所述下表面延伸;并且其中,所述后面以下一后后面角远离所述下表面延伸。

8. 如权利要求 2 所述的胫骨假体,其中,所述前突棱部分沿前—内侧到后—外侧方向延伸越过所述连接基板部分。

9. 如权利要求 8 所述的胫骨假体,其中,所述胫骨假体在所述连接基板部分的后部限定在所述内侧基板部分和外侧基板部分之间延伸的中央缺口,其中,所述中央缺口具有足以接收胫骨隆凸的一部分的宽度和长度,所述胫骨隆凸的一部分包括前十字韧带附着部位和后十字韧带附着部位。

10. 如权利要求 1 所述的胫骨假体的胫骨假体,还包括用于与股骨髁关节表面关节联接的胫骨关节表面,

其中,所述胫骨关节表面限定在前到后方向上沿所述关节表面的中边缘延伸的中唇缘;

其中,所述中唇缘相对于所述关节表面的对应的中央部分抬高一高度;并且

其中,所述中唇缘相对于所述对应的中央部分抬高的所述高度沿前到后方向降低。

11. 如权利要求 10 所述的胫骨假体,其中,所述胫骨关节表面是内侧胫骨关节表面,并且其中,所述内侧胫骨关节表面的至少一部分在矢平面内是凹的。

12. 如权利要求 11 所述的胫骨假体,其中,所述内侧胫骨关节表面的前—中部分是弯曲的以至少部分地顺应所述股骨髁关节表面。

13. 如权利要求 12 所述的胫骨假体,其中,所述内侧胫骨关节表面的后—外部分基本

是平的并且不是基本顺应所述股骨髁关节表面。

14. 如权利要求 10 所述的胫骨假体,其中,所述胫骨关节表面是外侧胫骨关节表面;并且其中,所述外侧胫骨关节表面在矢平面内是凸的。

15. 如权利要求 14 所述的胫骨假体,其中,所述外侧胫骨关节表面的前一中部分是弯曲的以至少部分地顺应所述股骨髁关节表面。

16. 如权利要求 15 所述的胫骨假体,其中,所述外侧胫骨关节表面的后一外部分基本是平的并且不是基本顺应所述股骨髁关节表面。

17. 如权利要求 10 所述的胫骨假体,其中,所述胫骨假体是胫骨插入物;并且其中,所述胫骨插入物还包括下表面,所述下表面包括用于固定到胫骨基板的至少一个锁定构件。

十字固位膝假体

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2010 年 8 月 11 日申请的名称为“Cruciate-Retaining Knee Prosthesis”的美国临时申请序列号 61/372,556、2010 年 9 月 13 日申请的名称为“Cruciate-Retaining Knee Prosthesis”的美国临时申请序列号 61/382,287 以及 2010 年 1 月 29 日申请的名称为“Bi-Cruciate Retaining Tibial Implant”的美国临时申请序列号 61/299,835 的优先权,全部三者的内容通过引用合并于本文中。

技术领域

[0003] 用在膝关节成形术中的假体,比如胫骨和 / 或股骨植入物,在一些情况中可促进十字韧带之一或两者的固位。

背景技术

[0004] 在全膝关节成形术中,常规方式是切除整个近侧胫骨以形成能够在其上植入胫骨基部假体的平台表面。这样的常规切除技术通常牺牲掉前十字韧带(ACL)和后十字韧带(PCL)之一或两者,因为这些切除去掉了那些韧带的骨附着部位(“胫骨隆凸”)。通常,PCL 和 ACL 的功能被所述假体替代,所述假体可以利用胫骨插入物上的稳定柱和股骨部件上的对应插座或者增强的矢面顺应性。虽然这些假体大体上恢复了前一后稳定性,但它们在感觉上可能不如“正常”膝盖那样自然并且在组织保存方面较差。

[0005] 如果所述十字韧带之一或两者都是可以挽救的,为了保存正常的生物力学、活动范围及感觉,有时候(尤其是对年轻和活跃的患者)希望保存所述 ACL 和 PCL 中任一个或两者。

[0006] 在当前的 PCL 保留的膝植入物中,胫骨插入物的后部和 / 或胫骨基部构件可以有轻微的切去以给胫骨隆凸剩余部分上的 PCL 及其附着部位提供空间。外科医生必须保持小心不要切除邻近于 PCL 附着区域的骨骼部分。当使用这些所谓的后十字固位假体时 ACL 通常是被牺牲掉的。

[0007] 替代地,外科医生可能试图将 ACL 和 PCL 都保留下来,其有时是通过安装两个单髁植入物而实现。胫骨隆凸和附着于它的十字韧带被留着未经触动。内侧(medial)和外侧的胫骨平台区域被切除并替代以分离的单髁胫骨托座及对应插入物。植入两个分离的单髁植入物的一个缺点包括在将两个植入物彼此准确对齐上的困难。如果两个植入物没有准确对齐,则可能会加剧磨损,并可能会危及机械轴线的对齐,并且对患者而言可能感到股骨活动不自然。由于安装两个而不是一个植入物所增加的复杂性,外科植入时间也会增长。

[0008] 代替两个分离的单髁植入物,医生还有此替代选择:通过植入单个双十字固位植入物将 ACL 和 PCL 都保存下来,所述的单个双十字固位植入物包括单个的胫骨支承构件(其可以是插入物)和 / 或胫骨基部构件。现有技术的双十字固位植入物基本上是由都具有两个单髁部分的插入物和基部构件组成,所述两个单髁部分被薄前桥连结,该薄前桥将二者连接起来。所述薄前桥可能无法支持活跃患者所受到的高扭转载荷,且已知过去的植入物

最终会随时间而弯曲或剪切成两半,从而需要提前进行修正手术。甚至这样现有技术设备所受到的微小弯曲和剪切也会降低性能并最终导致植入物在所述内侧和外侧之一或两者上从骨骼上松开或脱层。

[0009] 使用现有双十字固位设计的其他问题包括在将 ACL 连接到胫骨的区域附近的骨骼(即前胫骨隆凸)的骨折。在去除 ACL 附着部位之前的骨骼部分以给由所述薄前桥连接的内侧和外侧部分提供足够空间时此类骨折尤为常见。

发明内容

[0010] 当与现有技术的设计比较时,这里所述的至少一些变体的十字固位胫骨假体提供更大的刚度、扭转和弯曲刚度,以及对扭转挠曲、弯曲和 / 或内侧和外侧胫骨部分之间的剪切的抗性。

[0011] 这些及其他变体额外或替代地提供一种用于至少部分地替代胫骨近侧部分的胫骨假体,所述胫骨假体包括:用于与所述胫骨近侧部分上的切除表面接触的下表面;用于穿入到形成在所述近侧胫骨内的空腔的突棱,其中,所述突棱以下一后角远离所述下表面延伸,其中,所述胫骨假体在所述连接基板部分后部限定在所述内侧和外侧基板部分之间延伸的中央缺口,其中,所述中央缺口具有足以接收胫骨隆凸的一部分的宽度和长度,所述胫骨隆凸的一部分包括前十字韧带附着部位和后十字韧带附着部位,并且其中,中央缺口包括内侧边缘和外侧边缘,其中,由内侧边缘和前突棱部分基部所限定的角度是锐角,并且其中,由外侧边缘和前突棱部分基部所限定的角度是钝角。

[0012] 还公开了胫骨假体,其中,所述前突棱部分的后面偏离连接基板部分的后面。

[0013] 还公开了胫骨假体,其中,胫骨假体的上表面包括用于固定胫骨插入物的至少一个锁定构件。

[0014] 还公开了胫骨假体,其中,胫骨假体的上表面包括至少两个锁定构件用于固定内侧胫骨插入物和外侧胫骨插入物。

[0015] 还公开了用于至少部分地替代胫骨的近侧部分的胫骨假体,所述胫骨假体包括内侧基板部分,所述内侧基板部分具有用于在胫骨近侧部分上与内侧切除表面接触的内侧内表面,外侧基板部分,所述外侧基板部分具有用于在胫骨近侧部分上与外侧切除表面接触的外侧内表面,在内侧和外侧基板部分之间延伸的连接基板部分,其中,所述胫骨假体关于在内侧和外侧基板部分之间沿前一后方向延伸的中线是非对称的并且所述内侧基板部分延伸得比所述外侧基板部分更向前。

[0016] 还公开了胫骨假体,其中,所述内侧基板部分在横剖面内所限定的面积大于所述外侧基板部分在横剖面内所限定的面积。

[0017] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨假体是双十字固位胫骨假体。

[0018] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨假体限定了在所述内侧和外侧基板部分之间沿大体前一后方向延伸的缺口并且定位在所述连接基板部分的后方;其中,所述缺口具有足够的长度以接收包括前十字韧带附着部位和后十字韧带附着部位的所述胫骨的隆凸的至少一部分。

[0019] 还公开了胫骨假体,其中,所述缺口包括内侧边缘、外侧边缘,和前边缘,其中,所述内侧和前边缘所限定的角度是锐角,并且其中,所述外侧和前边缘所限定的角度是钝角。

[0020] 还公开了一种用于至少部分地替代胫骨近侧部分的胫骨假体,所述胫骨假体包括内侧基板部分、外侧基板部分、在内侧和外侧基板部分之间延伸的连接基板部分,用于穿透到形成在所述近侧胫骨内的空腔里的突棱,所述内侧基板部分包括用于在胫骨近侧部分上与内侧切除表面接触的内侧内表面,所述外侧基板部分包括用于在胫骨近侧部分上与外侧切除表面接触的外侧内表面,所述连接基板部分包括连接内表面,其中,所述突棱以内一后角度远离所述近侧内表面、所述远侧内表面和所述连接内表面中的至少一个延伸。

[0021] 还公开了胫骨假体,其中,所述突棱包括前突棱部分、从所述内侧内表面延伸的内侧突棱部分、以及从所述外侧内表面延伸的外侧突棱部分,其中,所述前突棱以所述内一后角度远离所述连接内表面延伸。

[0022] 还公开了胫骨假体,其中,所述前突棱部分的至少一部分在所述连接基板部分上沿大体内侧一外侧方向延伸;其中,所述内侧突棱部分的至少一部分在所述内侧基板部分上沿大体前一后方向延伸;并且其中,所述外侧突棱部分的至少一部分在所述外侧基板部分上沿大体前一后方向延伸。

[0023] 还公开了胫骨假体,其中,所述前突棱部分在厚度增加的区域连结所述内侧和外侧突棱部分。

[0024] 还公开了胫骨假体,其中,所述前突棱部分在宽度增加的区域连结所述内侧和外侧突棱部分。

[0025] 还公开了胫骨假体,其中,所述连接基板部分沿前到后方向增加厚度。

[0026] 还公开了胫骨假体,其中,随着所述内侧和外侧突棱部分沿前到后方向延伸,所述内侧和外侧突棱部分降低高度。

[0027] 还公开了胫骨假体,其中,所述前突棱部分沿前一内侧到后一外侧方向延伸越过所述连接基板部分。

[0028] 还公开了胫骨假体,其中,前突棱部分的后面偏离连接基板部分的后面。

[0029] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨假体在所述连接基板部分后部限定在所述内侧和外侧基板部分之间延伸的中央缺口,其中,所述中央缺口具有足以接收胫骨隆凸的一部分的宽度和长度,所述胫骨隆凸的一部分包括前十字韧带附着部位和后十字韧带附着部位。

[0030] 还公开了胫骨假体,其中,所述中心缺口包括内侧边缘和外侧边缘,其中,由内侧边缘和所述前突棱部分基部所限定的角度是锐角;并且其中,由所述外边缘和所述前突棱部分基部所限定的角度是钝角。

[0031] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨假体关于在内侧和外侧基板部分之间沿前一后方向延伸的中线是非对称的并且所述内侧基板部分比所述外侧基板部分更向前延伸。

[0032] 这些及其他变体额外或替代地提供一种用于至少部分地替代胫骨近侧部分的胫骨假体,包括用于与股骨髁关节表面关节联接的胫骨关节表面,其中,所述胫骨关节表面限定在前到后方向上沿所述关节表面的中(mesial)边缘延伸的中唇缘;其中,所述中唇缘相对于所述关节表面对应的中央部分抬高一高度;并且其中,所述中唇缘相对于对应的中央部分抬高的所述高度沿前到后方向降低。

[0033] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨关节表面是内侧胫骨关节表面,并且其中,所述内侧胫骨关节表面的至少一部分在矢平面内是凹的。

[0034] 还公开了胫骨假体,其中,所述内侧胫骨关节表面的前一中部分是弯曲的以至少部分地顺应所述股骨髁关节表面。

[0035] 还公开了胫骨假体,其中,所述内侧胫骨关节表面的后一外部分基本是平的并且不是基本顺应所述股骨髁关节表面。

[0036] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨关节表面是外侧胫骨关节表面;并且其中,所述外侧胫骨关节表面在矢平面内是凸的。

[0037] 还公开了胫骨假体,其中,所述外侧胫骨关节表面的前一中部分是弯曲的以至少部分地顺应所述股骨髁关节表面。

[0038] 还公开了胫骨假体,其中,所述外侧胫骨关节表面的后一外部分基本是平的并且不是基本顺应所述股骨髁关节表面。

[0039] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨假体是胫骨插入物;并且其中,所述胫骨插入物还包括下表面,所述下表面包括用于固定到胫骨基板的至少一个锁定构件。

[0040] 还公开了一种用于至少部分地替代胫骨近侧部分的胫骨假体,包括用于与股骨髁关节表面关节联接的胫骨关节表面,其中,所述胫骨关节表面限定在前到后方向上沿所述关节表面中边缘延伸的中唇缘;其中,所述中唇缘相对于所述关节表面对应的中央部分抬高一高度;并且其中,所述内侧胫骨关节表面的前一中部分是弯曲的以至少部分地顺应所述股骨髁关节表面,其中,所述内侧胫骨关节表面的后一外部分基本是平的并且不是基本顺应所述股骨髁关节表面。

[0041] 还公开了一种用于至少部分地替代胫骨近侧部分的胫骨假体,包括用于与股骨髁关节表面关节联接的胫骨关节表面,其中,所述胫骨关节表面的前一中部分至少部分地顺应所述股骨髁关节表面且所述胫骨关节表面的后一外部分不是基本顺应所述股骨髁关节表面。

[0042] 还公开了胫骨假体,其中,所述前一中部是弯曲的以至少部分地顺应所述股骨髁关节表面。

[0043] 还公开了胫骨假体,其中,所述后一外部分基本是平的使得所述后一外部分不是基本顺应股骨髁关节表面。

[0044] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨关节表面是内侧胫骨关节表面;并且其中,所述内侧胫骨关节表面在矢平面内是凹的。

[0045] 还公开了胫骨假体,其中,所述胫骨关节表面是外侧胫骨关节表面;并且其中,所述外侧胫骨关节表面在矢平面内是凸的。

[0046] 还公开了胫骨假体,其中,所述至少一个胫骨关节表面大致沿前一后方向倾斜。

[0047] 还公开了胫骨假体,其中,所述至少一个胫骨关节表面包括内侧关节表面和外侧关节表面,并且其中,所述内侧关节表面沿所述前一后方向的斜度不同于所述外侧关节表面沿所述前一后方向的斜度。

[0048] 还公开了胫骨假体,其中,所述内侧关节表面与内侧插入物相关联而所述外侧关节表面与外侧插入物相关联,其中,所述内侧插入物在所述内侧插入物前部处的厚度不同于所述外侧插入物在所述外侧插入物后部处的厚度。

[0049] 还公开了胫骨假体,其中,所述内侧插入物和所述外侧插入物是沿前一后方向有不同斜度的一套插入物的一部分。

[0050] 还公开了胫骨假体,其中,所述至少一个胫骨关节表面与胫骨基板相关联。

[0051] 还公开了胫骨假体,其中,所述内侧插入物在内侧插入物的前部处的厚度大于所述内侧插入物在内侧插入物的后部处的厚度。

[0052] 还公开了胫骨假体,其中,所述内侧插入物在内侧插入物的后部处的厚度不同于所述外侧插入物在外侧插入物的后部处的厚度。

[0053] 还公开了胫骨假体,其中,所述外侧插入物在所述外侧插入物前部处的厚度大于所述外侧插入物在所述外侧插入物后部处的厚度。

[0054] 还公开了胫骨假体,其中,所述至少一个胫骨关节表面大致沿内侧—外侧方向倾斜。

[0055] 还公开了胫骨假体,其中,所述至少一个胫骨关节表面包括内侧关节表面和外侧关节表面,并且其中,所述内侧关节表面沿内侧—外侧方向的斜度不同于所述外侧关节表面沿内侧—外侧方向的斜度。

[0056] 还公开了胫骨假体,其中,所述内侧关节表面与内侧插入物相关联而所述外侧关节表面与外侧插入物相关联,其中,所述内侧插入物在所述内侧插入物前部处的厚度大于所述外侧插入物在所述外侧插入物后部处的厚度,并且其中,所述内侧插入物在所述内侧插入物后部处的厚度不同于所述外侧插入物在所述外侧插入物后部处的厚度。

[0057] 还公开了胫骨假体,其中,在植入患者体内时前突棱部分在连接内表面上靠前放置以接合前皮质层骨。

[0058] 还公开了胫骨假体,所述胫骨假体还包括至少一个胫骨关节表面,用于与股骨部件的股骨髁关节表面关节联接,其中,所述股骨部件包括内侧髁和外侧髁,并且其中,所述内侧髁和所述外侧髁中的至少一个包括后外侧倒角。

[0059] 根据其他变体,还提供一种用于至少部分地替代胫骨近侧部分的胫骨假体,包括用于与股骨髁关节表面关节联接的胫骨关节表面,其中,所述胫骨关节表面限定在前到后方向上沿所述关节表面中边缘延伸的中唇缘,其中,所述中唇缘相对于所述关节表面对应的中央部分抬高一高度,其中,所述中唇缘相对于对应的中央部分抬高的所述高度沿前到后方向降低,所述胫骨关节表面的前一中部分至少部分地顺应所述股骨髁关节表面且所述胫骨关节表面的后—外部分不是基本顺应所述股骨髁关节表面。

[0060] 还公开了胫骨假体,其中,前一中部分是弯曲的以至少部分地顺应于股骨髁关节表面。

[0061] 还公开了胫骨假体,其中,后—外部分基本是平的使所述后—外部分不是基本顺应股骨髁关节表面。

[0062] 还公开了股骨部件,所述股骨部件具有各种倒角以给所述胫骨隆凸和 PCL 提供额外的间隙而不降低骨覆盖。在一些变体中,所述股骨部件内侧和 / 或外侧髁包括后外侧倒角。在一些变体中,所述股骨部件的前凸缘可在所述外侧和 / 或内侧上包括前外侧倒角。

[0063] 进一步的应用领域可从下文起提供的详细说明中显而易见。应理解详细的说明和特定的例子虽然示出了本发明的某些变体,但只是用于解释目的,而不意味着限制本发明的范围。

附图说明

[0064] 这些附图并入说明书并且组成说明书的一部分,其示出了本发明的某些变体,并与所撰写的说明书一起用来说明这些变体原理、特性和特征。需要注意的是,虽然在此包含的大多数的或者所有附图大体示出了构造成为了用在患者左膝上的植入物,为了用在患者右膝上的镜像植入物和为了用在左右两膝上对称构造的植入物也在预计中。在附图中:

[0065] 图 1-3 是根据第一变体的胫骨基部构件的底部轴测图,其采用了一个或多个骨骼内生长或水泥鞘结构和多个突棱部分。

[0066] 图 4-7 示出了根据第二变体的胫骨基部构件,其包括用于接收水泥鞘的下侧凹部。

[0067] 图 8-11 示出了根据第三变体的胫骨基部构件。

[0068] 图 12-15 示出了根据第四变体的胫骨基部构件。

[0069] 图 16-19 示出了根据第五变体的胫骨基部构件。

[0070] 图 20-23 示出了根据第六变体的胫骨基部构件。

[0071] 图 24-29 示出了根据第七变体的胫骨基部构件,所述基部构件具有前壁部分,前壁部分构造成接触邻近于胫骨前皮层的皮层质骨的外部部分。

[0072] 图 30-35 和 47 示出了根据第八变体的胫骨基部构件,所述基部构件具有三个突棱部分。

[0073] 图 36 和 37 示出了根据第九变体的胫骨基部构件,其具有设置在突棱部分上的台阶、纹理或者锯齿状特征。

[0074] 图 38-46 示出了图 30-35 和 47 的胫骨基部构件,示出装配有内侧和外侧关节胫骨插入物。

[0075] 图 48 示出用于组装图 38-46 所示双十字固位胫骨假体的步骤。

[0076] 图 49-52 是前冠面剖视图,其示意性地示出了根据各种变体的胫骨基部构件和胫骨隆凸之间的匹配几何结构。

[0077] 图 53 是前冠面视图,双十字固位胫骨假体被示出植入在近侧胫骨上。

[0078] 图 54 和 55 示出外侧胫骨插入物的后视图。

[0079] 图 56 示出图 54 和 55 的外侧插入物的外侧矢面视图。

[0080] 图 57 示出当从前侧边观察时图 54-56 的外侧插入物的冠面剖视图。

[0081] 图 58 示出当从外侧观察时图 54-56 的外侧插入物的矢面剖视图。

[0082] 图 59 和 61 是内侧胫骨插入物的后视图。

[0083] 图 60 是图 59 和 61 的内侧插入物的内侧矢面视图。

[0084] 图 62 示出当从前侧边观察时内侧插入物的冠面剖视图。

[0085] 图 63 示出当从内侧观察时内侧插入物的矢面横断剖视图。

[0086] 图 64-66 图示出当与图 38-46 所示双十字固位胫骨假体联合使用时,股骨植入物的一个变体的运动。

[0087] 图 67a-67q 示出图 64-66 对于各种角度弯曲的运动。

[0088] 图 68 是双十字固位膝假体的一个变体的前视图(ACL 和 PCL 保留)。

[0089] 图 69 是十字固位膝假体的一个变体前视图(PCL 保留)。

[0090] 图 70 和 71 分别是图 68 和 69 的双十字固位和十字固位膝假体的前内视图。

[0091] 图 72 和 73 分别是图 68 和 69 的双十字固位和十字固位膝假体的后内视图。

[0092] 图 74 和 75 分别是图 68 和 69 的双十字固位和十字固位膝假体的后视图, 示出设置于股骨部件的可选的间隙倒角。

[0093] 图 76 是根据本发明的一些变体以部分剖面示出可选的后外倒角的内侧股骨髁的上视图。

[0094] 图 77 和 78 分别是图 68 和 69 的双十字固位和十字固位膝假体的外侧矢面视图。

[0095] 图 79 和 80 分别是图 68 和 69 的双十字固位和十字固位膝假体的后外侧视图。

[0096] 图 81 是图 67a-80 中所示股骨部件的上视图。

[0097] 图 82-84 示出图 54-63 的内侧和外侧插入物的各种预期视图。

[0098] 图 85 示出根据另一变体的双段(bicompartmental)膝植入物, 其采用根据一些变体的内侧插入物, 其可与内侧单髁胫骨基部构件(未示出)联合使用, 且替代地可构造成外侧双段膝植入物(未示出)。

[0099] 图 86 示出根据另一变体的内侧单髁膝植入物, 其采用根据一些变体的内侧插入物, 并且其可与内侧单髁胫骨基部构件(未示出)联合使用。

[0100] 图 87 示出根据另一变体的外侧单髁膝植入物, 其采用根据一些变体的外侧插入物, 并且其可与外侧单髁胫骨基部构件(未示出)联合使用。

[0101] 图 88 示出根据一个变体的单块双十字固位假体, 其中, 胫骨基部构件包括一体形成的关节表面。

[0102] 图 89 示出根据一个变体的单块双十字固位假体, 其中, 胫骨基部构件是完全或部分地多孔扩增, 其包括一体形成的关节表面。

[0103] 图 90a-90e 示出当从内侧观察时外侧插入物的各种矢面剖视图。

[0104] 图 91a-91k 示出当从后侧边观察时外侧插入物的各种冠面剖视图。

[0105] 图 92a-92e 示出当从外侧观察时内侧插入物的各种矢面剖视图。

[0106] 图 93a-93m 示出当从后侧边观察时内侧插入物的各种冠面剖视图。

[0107] 图 94 是根据一个变体的股骨部件的内侧矢面视图。

[0108] 图 95a-95k 分别是沿图 94 的线 A-A 到 K-K 所取的各种冠面剖视图。

[0109] 图 96 是已制备好用于接收图 30-35 和 47 的胫骨基部构件的切除过的胫骨的透视图。

[0110] 图 97-98 是根据第十实施例的胫骨基部构件的底部等角视图, 其包括一个或多个栓钉。

[0111] 图 99 是根据一个实施例的外侧插入物的矢面剖视图。

[0112] 图 100 是根据一个实施例的内侧插入物的矢面剖视图。

具体实施方式

[0113] 以下描述本质上仅是对某些所选变体的示范而非旨在限制本发明、其应用或用途。

[0114] 1. 胫骨基部构件

[0115] 图 1-46 和 97-98 示出胫骨基部构件的各种非限制性变体, 以下讨论它们的一些特征。

[0116] 图 1-3 示出第一变体的胫骨基部构件的下侧。通常, 基部构件 10 包括内侧部分

12a、外侧部分 12b 和连接部分 12c。在此特定变体中,基部构件 10 在一些方面上有非对称的形状。例如,如图 3 中所示,内侧部分 12a 比外侧部分 12b 更大并且内侧部分 12a 的方面相对于外侧部分 12b 更向前延伸。在其他变体中,所述基部构件可以表现为其他非对称或可以是对称的。

[0117] 图 1-3 的基部构件 10 包括在内侧部分 12a 和外侧部分 12b 之间形成切去部分 8 的唇缘 15a 和 15b,其可为保留的胫骨隆凸或其一部分提供间隙。在图 1-3 中所示的变体中,居中的切去部分 8 是胫骨内侧—外侧宽度的大约四分之一到三分之一,从而构造成使胫骨隆凸的大部分可以穿过其伸出,但是在一些变体中,可能需要切除所述隆凸的至少前面部分。例如,在一些变体中,胫骨隆凸的前面部分可以与内侧及外侧胫骨切除齐平地切除以给连接部分 12c 提供空间。为给连接部分 12c 提供空间而去掉的胫骨的量在一些变体中可以在骨制备之前胫骨隆凸的前到后总尺寸的 1/5 到 1/8 范围内。在此特定变体中,连接部分 12c 设计用于保留并保护 ACL 附着部位周围的骨骼,并消除应力梯级。

[0118] 如图所示,中央切去部分 8 通常沿胫骨基部构件 10 的内侧—外侧方向居中,这便于将内侧 12a 和外侧 12b 部分的内侧 / 外侧宽度保持(以及,在一些变体中,与基部构件 10 相结合使用插入物的内侧 / 外侧宽度)在大体相同。在其他变体中,不需要内侧 12a 和外侧 12b 部分在内侧 / 外侧尺寸上相同。

[0119] 图 1-3 中所述的基部构件 10 包括从其向远侧延伸的突棱。在一些变体中,此突棱可促进将基部构件固定及固位到患者的胫骨。在一些变体中,此突棱可增加基部构件的强度、扭转刚度及稳定性。在所示的特定变体中,突棱部分 14a 和 16a 从基部构件的内侧部分 12a 延伸,突棱部分 14b 和 16b 从外侧部分 12b 延伸,而突棱部分 14c 从连接部分 12c 延伸。

[0120] 在一些变体中,突棱部分可以以关于基部构件 10 的下侧的约 90 度和约 45 度之间的角度延伸,不过更大或更小的明显角度也是可能的。在一些变体中,突棱部分可能以相同的一般角度(*general angle*)远侧延伸或可能以彼此不同的角延伸。在一些变体中,突棱部分可能是彼此对称的,或可能非对称地设置用以适应骨骼解剖学或其他原因。其他基部构件变体(以下讨论)可能具有与图 1-3 的基部构件 10 差不多的突棱部分和 / 或具有不同构造的突棱部分。

[0121] 在图 1-3 的特定变体中,尤其如图 3 中最佳所示,前鳍 14c 沿内侧—外侧方向转向使得前鳍 14c 的内侧部分定位得比外侧部分更向前。前鳍 14c 还沿前 / 上到后 / 下方向倾斜,关于此点的部分原因公开于在此说明的后续变体中。前鳍 16c 还包括远侧的凹口 13 (见图 2) 以优化挠性、减少材料、改善应力分布和 / 或提供更多的旋转稳定性。

[0122] 图 1-3 的基部构件包括从基部构件 10 的内侧 12a 和外侧 12b 部分向远侧延伸的突棱部分 16a、16b,其在一些变体中可改善基部构件 10 的稳定性和 / 或刚性以抵抗可能施加于其上的力,所述力例如是具有沿前和 / 或后方向的至少一个分量的力。虽非全部,但在一些变体上可能需要沿前一后方向的加强的稳定性,因为一些股骨部件(比如图 67A-D 中所示的股骨部件 400) 在一些情况及用途中可能将这样的力施加到与其一起使用的股骨部件上。在一些变体中,一个或多个突棱部分 16a、16b 的插入角度和定位可以在空间上优化以获得最好的固定及最好的胫骨安装,以及在骨骼内的前一后和旋转稳定性。除在图中明显示出的这些,其他几何形状的突棱部分 16a、16b 也可考虑。

[0123] 按照一些变体的胫骨基部构件 10 可以有表面处理,所述表面处理被优化用于与

骨水泥或非骨水泥技术一起使用。在一些变体中,基部构件有光滑或抛光的表面,或可以有喷砂表面处理,或其他粗糙表面处理及纹理诸如脊、沟、阶、槽、棘、倒刺,及其组合。内侧部分 12a 和外侧部分 12b 的底部或远侧表面还可以包含骨内生长结构,比如带有或不带有羟磷灰石的多孔内生长表面。在一些变体中,可以在基部构件的远侧或下方的下表面上设置一个或多个凹穴以容纳骨水泥技术的水泥鞘。所述一个或多个凹穴可包括用于增加植入物和水泥鞘之间接触表面积的装置,比如网格图样、沟、脊、凹痕、底切(undercuts)、多孔部分、突出物或隆起 15c,其可以为该结构的多孔金属材料或表面处理部分。

[0124] 图 1-3 中所示的突棱部分 14a、14b、14c、16a 和 16b 分别包括外面表面 14a'、14b'、14c'、16a'、16b' 及内面表面 14a''、14b''、14c''、16a''、16b''。在一些变体中,这些面表面可包括用于改善固定的多孔内生长表面、粗糙表面处理、羟磷灰石或生物特征。在一些变体中,内面表面 14a''、14b''、14c''、16a''、16b'' 和外面表面 14a'、14b'、14c'、16a'、16b' 可以是相互平行的,或可以相对于彼此以锐角延伸。虽然所示为大体平面,但突棱部分 14a、14b、14c、16a、16b 的各自面表面 14a''、14b''、14c''、16a''、16b''、14a'、14b'、14c'、16a'、16b' 可以是更复杂的 B 样条表面或拱形表面。

[0125] 图 1-3 的基部构件 10 包括位于前突棱部分 14c 和内侧突棱部分 14a 及外侧突棱部分 14b 之间的融合部(blend)或加强构件 18,其在一些变体中可能有助于最小化为容纳植入物而必须去除的骨骼量。例如,在内侧上,加强构件 18a 的关键的融合部帮助保持突棱部分的底部边缘远离皮质胫骨。以此方式,加强构件 18 在前突棱部分 14c 和内侧突棱部分 14a 之间以及前突棱部分 14c 和外侧突棱部分 14b 之间形成过渡区域。

[0126] 图 4-7 示出胫骨基部构件的另一个变体—基部构件 20。类似图 1-3 的变体,胫骨基部构件 20 包括内侧部分 22a 和外侧部分 22b 及连接(或前)部分 22c,内侧鳍 24a 从所述内侧部分 22a 延伸,外侧鳍 24b 从所述外侧部分 22b 延伸,前鳍 24c 从所述连接(或前)部分 22c 延伸。基部构件 20 还可包括偏斜的内侧鳍 26a 和偏斜的外侧鳍 26b。类似图 1-3 的变体,前鳍 24c 可以包括(图 6 中所示的)远侧缺口 23。基部构件 20 的上表面可以包括凹部形式的内侧锁定部分 22a' 和外侧锁定部分 22b',所述内侧锁定部分 22a' 和外侧锁定部分 22b' 分别构造成接收内侧和外侧插入物。基部构件 20 还包括用于水泥鞘或可能是多孔长入表面的内侧骨接触面 22a'' 和外侧骨接触面 22b''。

[0127] 加强构件 28a、28b 通常是圆柱体形状以利于骨制备。例如,可使用钻头或小直径钻孔器准备骨骼以接收在突棱部分 24a、24c 和 24b 之间形成交会的较厚区域。加强构件 28a、28b 的圆柱形及平滑拱形通常提高了内侧 24a 和外侧 24b 部分之间的切去部分的拐角处的强度,所述拐角处是一些变体中可能是高应力区域。

[0128] 图 8-11 示出第三变体,胫骨基部构件 30,其有与上述基部构件 10 和 20 相似的特性。基部构件 30 包括图 8 和 11 中所示的内侧隆凸唇缘 39a、外侧隆凸唇缘 39b 和前隆凸唇缘 39c,所述唇缘其可设置在隆凸的切去区域周围以提高基部构件 30 沿其内边缘的整体强度。在一些变体中该增加的强度对于在其在后部受到负载时抵抗施加在基部构件 30 上的扭转或其他力可能尤为重要。

[0129] 图 12-15 示出第四变体,基部构件 40,其具有与上述基部构件相似的特性而有所变化。例如,如图 14 中所示,缺口 43 更为明显。加强构件 48a、48b 的构造也是不同的,因为如图 15 中所示,加强构件 48a、48b 向后延伸并比突棱部分(例如内侧突棱部分 44a)沿远

侧方向延伸更多。

[0130] 图 16-19 示出第五变体, 基部构件 50, 其具有与上述基部构件相似的特性而有所变化。例如, 如图 17 中所示, 加强构件 58a 和 58b 更为明显。另外, 如图 17 中所示, 比起其他变体, 偏斜的鳍 56a 和 56b 关于内侧和外侧部分 52a、52b 的定位不同。

[0131] 图 20-23 示出第六变体, 基部构件 60, 其有与上述基部构件相似的特性而有所变化。例如, 基部构件 60 包括内侧鳍 64a、前鳍 64c 和外侧鳍 64b, 但不包括偏斜的鳍。如图 22 中所示, 前鳍 64c 包括沟槽或其他表面修饰。基部构件 60 还包括从基部构件的上表面向近侧延伸的前隆凸唇缘 69c (如图 22-23 中所示)。

[0132] 图 24-29 示出第七变体, 基部构件 70, 其有与上述基部构件相似的特性而有所变化。基部构架 70 包括内侧鳍 74a、前鳍 74c、外侧鳍 74b 和偏斜的鳍 76a、76b, 所述偏斜的鳍 76a、76b 分别从内侧和外侧鳍 74a、74b 以一个角度延伸。比起其他变体, 前鳍 74c 定位得更向前, 以便在其内表面 74c' 上接合前皮层质骨并安装在邻近于前皮层的外部皮层质骨表面上。基部构件 70 包括图 26 和 29 中所示的内侧隆凸唇缘 79a、外侧隆凸唇缘 79b 和前隆凸唇缘 79c, 其可沿隆凸切去区域的内侧和外侧设置以提高基部构件 70 沿内边缘的整体强度。

[0133] 图 30-35 及 47 示出第八变体, 基部构件 80 具有三个突棱部分—内侧突棱部分 84a、前突棱部分 84c 和外侧突棱部分 84b。图 96 示出已制备好用于接收基部构件 80 的切除过的胫骨 220。如图 96 中所示, 胫骨隆凸 222 是未经触动的。如图 35 中所示, 前突棱部分 84c 比内侧和外侧突棱部分 84a、84b 更进一步地向远侧延伸, 这在一些变体中可能会强化固定。另外, 与前面的一些变体一样, 前突棱部分 84c 是倾斜的并在相对于胫骨切除平面和 / 或前部 82c 的下侧沿上一前到下一后方向延伸 (见图 35), 这在一些变体中可能有助于增加突棱部分的深度以便获得强度和固定性而不会不利地干扰胫骨的前皮层, 并且在一些变体中, 不需要将连接部分 82c 向后放置得那么远以至其可能干扰隆凸上的 ACL 附着部位。在一些变体中, 前突棱部分 84c 的倾斜有助于在插入及嵌塞期间防止近侧胫骨的前皮层质骨的刺穿, 或近侧胫骨的劈裂或破裂。在一些变体中, 前突棱部分 64c 的倾斜增加了前鳍 84c 和前胫骨皮层质骨之间保留的骨骼量。在此特定变体中, 前突棱部分 82c 的内表面 84c' 和基部构件 80 的骨接触下表面 82a'、82b' 之间的角度 α 在约 50 度和约 90 度之间, 更优选在约 65 度和约 75 度之间, 例如约 70 度。在一些变体中, 内侧突棱部分 84a 和外侧突棱部分 84b 还在一些方面例如这些突棱部分的顶表面上以下一后角度延伸。

[0134] 如图 35 最佳所示, 在一些变体中, 前连接部分 84c 的后面 (其邻近于唇缘 89c) 和前突棱部分 84c 的后侧 84c' 可能不在近侧胫骨切除平面的水平上相交, 从而, 在一些变体中, 帮助避免在前突棱部分的制备期间削弱胫骨隆凸前部或造成骨折。换言之, 这两个表面的相交处偏离预定距离 (图 35 中所示的 r) 以确保前突棱部分 82c 的骨制备不危及被保留的隆凸。

[0135] 又如图 34 和 35 中所示, 在此特定变体中, 前连接部分 82c 的唇缘 89c 和基部构件 80 的骨接触下表面 82a'、82b' 之间的角度 θ 处于约 60 和约 90 度之间, 更优选地在约 82 和约 88 度之间, 例如约 85 度。此角度有效地形成底切以在已制备好的前隆凸的前基部部分处增加保留骨的数量并从而降低骨应力。换言之, 在一些变体中, 隆凸的前切是渐细的, 使隆凸的基部面积比其近侧面积更大, 这改善了隆凸 222 的拉脱强度。由角度 θ 形成的

底切还可以允许骨水泥、腻子或其他生物材料易于流动到隆凸 222 的前基部区域从而加强和填充可能位于前隆凸的基部的拐角处的应力梯级,在该拐角处,前隆凸骨切与近侧胫骨切除相遇。设置或塞入到在骨骼和胫骨基部构件 80 之间的底切角度 θ 内或其周围的材料也可能压制曾经植入的骨骼部分,防止胫骨基部构件 80 的微运动并避免下沉。如前所述,可以改变上述角度和其他几何特征以最佳地适应患者独特的解剖结构。

[0136] 如图 30 中最佳所示,该特定变体的前鳍 84c 和内侧部分 82a 内部之间的角 γ 在约 75 度和约 90 度之间,并更优选为在约 82 度和约 88 度之间,例如约 85.5 度。尤其如图 32 中最佳所示,在该特定变体中,前连接部分 82c 和外侧部分 82b 内部之间的角 β 在约 90 度和约 120 度之间,并更优选为在约 92 度和约 98 度之间,例如约 95 度。换言之,内侧和外侧部分 82a 和 82b 之间的切去部分的前边缘是倾斜的,使得连接部分 82c 的内侧比连接部分 82c 的外侧更向前。在该特定实施例中,基部构件 80 的切去部分的前内侧上的额外的前空间为 ACL 提供更好的间隙,所述间隙在 ACL 附着区域的内侧上一般位于更向前处。连接部分 82c 的更靠后定位的外侧还避免干扰 ACL 的后外侧束(bundle)的附着,并在外侧上提供更多材料以改善非对称设计的强度。对于定制或患者特定的胫骨基部构件,可以改变上述角度和其他几何特征以最佳地适应患者独特的解剖结构。可以进行这样的改变以在骨骼保留和强度之间满足适当的平衡。

[0137] 在图 30-35 及 47 所示的变体中,突棱部分 84a、84b、84c 随着其接近与其他突棱部分的交点而变宽或变粗。在一些变体中,比如图 30-35 的变体中,由于基部构件 80 的顶表面和内侧表面部分从材料厚度受限的内侧 82a 和外侧 82b 过渡到前部 82c,加强构件 88a、88b 在基部构件 80 的前部 82c 的那侧上的这些融合部及过渡减少了应力梯级,从而保留了最小的胫骨插入物厚度并允许插入物从所述的前边滑入并接合锁定部分 82a', 82b'。

[0138] 如图 35 中最佳所示,内侧和外侧突棱部分 84a 和 84b 的上一下高度通常可以向后减小以在一些变体中提供优化的应力分布和足够的挠性以防止应力遮蔽。而且,突棱部分 84a、84b、84c 大致沿前一后方向倾斜以提供对胫骨基部构件 80 的内侧和外侧部分 82a 和 82b 的支持。至少在一些变体中,突棱部分 84a、84b、84c 沿前一后和内侧-外侧两个方向的角度和位置在以下两者之间提供至少一定程度的平衡:(a)在基部构件 80 的后部负载期间支撑基部构件 80 的每边部分 82a、82b 的中央部分;以及(b)在基部构件 80 的内侧或外侧处的极端边缘负载期间支撑基部构件 80 的内侧和外侧部分 82a、82b 的边缘部分。另外,可设计突棱部分 84a、84b、84c 的角度和位置以支撑这样的负载而不需要相当宽的前突棱部分 84c,否则所述前突棱部分 84c 若做得太宽可能会干扰或突起穿过胫骨 220 的前皮层。虽然图示出倾斜的侧突棱部分 84a、84b 的下边缘是直边缘,但在其他实施例中,其远侧边缘的形状也可以是弯曲或有台阶的以使得内侧和外侧突棱部分 84a、84b 的深度变化是关于后部距离的非线性函数。侧突棱部分 84a、84b 的弯曲或有台阶的下边缘(例如图 7 变体中所示)可允许胫骨基部构件 80 内的应力分布的更佳优化。

[0139] 在一些变体中,例如在图 30-35 及 47 所示的变体中,内侧和外侧突棱部分 84a、84b 可以有将外围水泥轨 87a、87b 连接到突棱部分 84a、84b 的一个或多个加强腹板 85a、85b (图 34-35)。可关键性地设置加强腹板 85a、85b 以在任何高应力点下通过,比如在锁定部分 82a', 82b' 的转角处(图 32-33),其可以是,例如,位于内侧和外侧部分 82a 和 84a 近侧边上并构造成接收内侧和外侧胫骨插入物 110、120 (以下讨论)的切去凹部或凹穴。虽然没有

示出,但只要胫骨插入物 110、120 的下边也设置有互补的凹部以给腹板 85a、85b 提供间隙,腹板 85a、85b 也可以设置在锁定部分 82a', 82b' 的顶凹穴部分内。

[0140] 如图 34 中所示,可在胫骨基部构件 80 的隆凸唇缘部分 89a、89b、89c 之间设置圆转角、倒圆或内圆角 81a、81b 以形成构造成容纳胫骨隆凸的切去部分的内表面。在一些变体中,所述圆转角、倒圆或内圆角 81a、81b 可以减少在这些区域的应力梯级从而克服与现有双十字韧带固位设计典型的锐利转角相关的断裂。在一些变体中,所述转角的倒圆的量可以避免在胫骨 220 上的植入物和前十字韧带附着部位之间产生干扰。

[0141] 而且,与其他变体一样,可设置沿隆凸切去区域的内侧和外侧的加高的壁或隆凸唇缘部分 89a、89b、89c (见例如图 33)以提高基部构件 80 沿内部边缘的整体强度。当在后部加载时,该增加的强度在至少一些变体中可促使抵抗基部构件 80 上的应力或其他力。另外,隆凸唇缘部分 89a、89b、89c,当与下表面 82a'、82b' 组合时,可促使为水泥鞘形成更大的边界并允许水泥鞘沿已制备好的胫骨隆凸基部生长。沿基部转角和胫骨隆凸的侧面并且在此隆凸和基部构件 80 之间的该额外的水泥通常会改善对隆凸骨折的抗性。加高的壁或隆凸唇缘部分 89a、89b、89c 可以进一步用于将胫骨插入物从已制备好的胫骨隆凸的水泥鞘和垂直壁隔离开,还用于沿内侧—外侧方向稳定胫骨插入物的扶壁(buttruss)。

[0142] 前连接部分 82c 可以在矢面截面(例见图 35)及在上方观察时(例见图 33)限定大体梯形的矢面形状。在此变体中,前部 82c 向后渐宽(内侧—外侧方向)。这样的几何形状在一些变体中可能有助于在前部 82c 中限制应力集中,并通过鼓励应力更向前流动到较少应力梯级的区域而促进更均匀的应力分布。

[0143] 在此特定变体中,胫骨基部构件 80 的前连接部分 82c 是倾斜的以向后渐厚(上—下尺寸),这在一些变体中可能在接近隆凸切去边缘处提高基部构件 80 的强度,同时仍在基部构件 80 的前面部分上提供更大的挠性,以当基部构件 80 受到后部负载时有均匀的应力分布。例如,如果内侧部分 82a 或外侧部分 82b 之一比起其他受到更多后部负载(例如在深度挠曲时),则前面部分 82c 内的扭力可能上升。在这样的情况下,前面部分 82c 较薄的前部所形成的挠性更均匀地分布扭转应力,而前面部分 82c 的较厚的后部和凸出的前隆凸唇缘 89c 则提供额外的强度和刚性。

[0144] 图 41 示出胫骨基部构件 80,胫骨插入物 110 和 120 安装于其上。如图 41 中所示,从前面部分 82c 较厚唇缘部分 89c 到较凹的内侧和外侧隆凸唇缘 89a 和 89b 的过渡在基部构件 80 的隆凸切去部分转角处高应力区域提供更多的材料。因此,内侧和外侧唇缘 89a 和 89b 会比前面部分 82c 及前隆凸唇缘 89c 更短而不对胫骨基部构件 80 的强度产生不利影响。另外,降低内侧和外侧唇缘 89a 和 89b 的高度能够防止唇缘 89a、89b 的顶部与股骨部件 400 接触,尤其是在使用薄的聚合物插入物 110、120 的情况下。

[0145] 回到图 32-33,胫骨基部构件 80 的上或近侧可以包括内侧平台锁定部分 82a' 和外侧平台锁定部分 82b',所述锁定部分 82b' 每个都具有用于固定聚合物胫骨插入物的锁定细节。这样的锁定细节可以包括,例如,一个或多个底切,鸠尾接合,凸凹连接,沟槽,脊,压配连接,倒钩,闩锁,栓钉,磁体,以及其它本领域已知的连接装置。如下将讨论的,为了移动支承应用,锁定细节可以允许插入物和缓的旋转或平移运动。图 38-46 示出组装有内侧关节插入物 110 及外侧关节插入物 120 的胫骨基部构件 80。在一些变体中,胫骨基部构件 80 和 / 或胫骨插入物 110、120 的外围与所切除胫骨近侧严格对齐。

[0146] 虽未示出,但胫骨基部构件 80 的上表面可以构造成与移动支承一起使用。换言之,在某些变体中,内侧和外侧锁定部分可以设置有助于将内侧和外侧插入物固定到基部构件,同时允许插入物的一些有限旋转运动的装置。这样的装置可包括,例如,凸形到凹形的连接(比如孔内的栓钉构造)或在将插入物锁定在 5 度自由范围内的圆形底切,同时仍允许插入物能够相对于基部构件受控旋转。也可提供其他装置,比如允许插入物在前一后和内侧一外侧方向之任一个或多个上受控平移的轨道或随动件。

[0147] 图 36-37 示出胫骨基部板的第九变体,胫骨基部板 90。与这里描述的一些更早的变体一样,胫骨基部板 90 包括后掠的突棱部分。在此特定变体中,突棱部分 94a、94b、94c 是有台阶的,以在植入插入物期间提高骨挤压并在台阶转角处形成应力增高区域。对于骨水泥和非骨水泥应用,具有带台阶的突棱部分 94a、94b、94c 的基部构件 90 还可以促进更好的固定。在一些变体中,用于制备胫骨以接收胫骨基部构件的设施可以包括具有台阶或没有台阶的冲孔器以提供更多或更少的干涉和压配合接合。

[0148] 图 97-98 示出胫骨基部板的第十变体,胫骨基部板 1700。与这里所描述的一些更早的变体一样,此胫骨基部板 1700 包括后掠的突棱部分。此特定变体还包括栓钉 1710 或其他合适的结构用于给已制备好的胫骨 220 提供增强的固定。

[0149] 图 49-52 是前冠面剖视图,示出在胫骨基部构件 80a-80d 之间匹配的几何形状,这样的基部构件分别有内侧隆凸唇缘 89a-89a'''' 和外侧隆凸唇缘 89b'-89b''''',以及已制备好的胫骨 220 的胫骨隆凸 222。如图中所示,前十字韧带(ACL) 310 和后十字韧带(PLC) 320 之一或两者都被保留。图 53 是关于已制备好的胫骨 220 和胫骨隆凸 222 的组装有插入物 110、120 的胫骨基部构件 80 的正冠面视图。

[0150] 在一些变体中,可以根据收集到的数据优化相关的前突棱部分的长度和角度。已知给定前突棱部分的长度,提高前突棱部分偏离竖向的角度通常就提高前突棱部分底切前胫骨隆凸的量,而且太大的角度会降低基部构件的强度。如果前突棱部分底切隆凸太多,所述隆凸也会被削弱。胫骨基部构件的一些变体是通过以下组合实现的:优化外形的组合将应力更有效地分布在整个基部构件上,通过分析已知断裂的以前的胫骨基部构件设计而改进目标强度,并以迭代方式运行计算机仿真。尸体实验期间所接收的输入被用于识别从解剖学观点来说可接收的骨移除的量和面积,且这样的信息还用于确定突棱部分的优化值、几何结构和朝向,用以在各种变体中提高强度并改善初始固定。为了提高设计的健壮性而不论材料的强度和性质,发明人考虑了使用具有高和低疲劳抗性的各种材料制造相同的基部构件设计。

[0151] 所选的整个突棱的特定形状和前突棱部分的角度组合实质上形成“自锚固”特性,所述角度在一些变体中为约 70 度。换言之,由于前突棱部分底切松质骨(相对于近侧胫骨平台),就提供了压制力以对抗拔出力。

[0152] 还公开了植入胫骨假体的方法。所述方法包括以下步骤:确定切除深度;为假体确定优选空间朝向;切除内侧和外侧胫骨平台的骨部分而不牺牲胫骨隆凸及附着到它的 ACL/PCL;钻出必要的接收部分用以接收设置在所述胫骨假体的下侧上的一个或多个固位零件;以及使用骨水泥或非骨水泥技术安装胫骨假体。

[0153] 2. 胫骨插入物

[0154] 上述及其他的变体提供改进的胫骨插入物,诸如图 38-44 中所示的与基部构件 80

组装在一起的内侧插入物 110 和外侧插入物 120。在一些变体中,内侧插入物 110 比外侧插入物 120 更薄以便匹配出现在股骨部件上的内翻关节线。比如,在一些变体中,外侧插入物 120 可能比内侧插入物 120 厚大约 2.5 mm,从而形成与股骨部件的 3° 内翻关节线匹配的 3° 内翻关节线。一些变体的胫骨关节几何结构通常包括在内侧插入物 110 上的凹内侧部分及外侧插入物 120 上的凸外侧部分。在插入物 110、120 之一或两者的内部部分上可以表现出冠面顺应性。此冠面顺应性例如可包括中唇缘,所述中唇缘如下面所详述地可沿前后方向变化高度。

[0155] 图 54-58 示出外侧插入物 120 变体的各种视图,而图 59-63 示出内侧插入物 110 变体的各种视图。

[0156] 图 54-58 的外侧插入物 120 限定了上关节面,在各平面中限定几个不同轮廓。图 57 和 58 是某些冠平面(图 57)和矢平面(图 58)内的外侧插入物 120 的截面。图 57 示出由外侧插入物 120 相对靠前的冠面截面所限定的轮廓 126a。图 58 示出由外侧插入物 120 相对居中的矢面截面所限定的轮廓 124b。图 90a-e 是左外侧插入物的一个变体的一系列矢面截面,示出该插入物从插入物的相对中部(例如图 90a)到相对外部(例如图 90e)的轮廓。图 91a-k 是与如图 90a-e 中所示相同的变体的一系列截面,图 91a-k 的冠面截面从插入物的相对前部(例如图 91a)到相对后部(例如图 91k)前进。

[0157] 如图 54-58 和 90-91 的变体中所示,并如以下所详述,外侧插入物 120 限定中唇缘 128 和环形倒角 129。在一些变体中,外侧插入物 120 的前部和轮廓的至少一些部分比起插入物 120 的其他部分来说与股骨髁表面相对更一致。如图 56 中所示,外侧插入物 120 还可以包括外围台阶 127a、127b。图 56 和 58 示出用于将外侧插入物 120 固定到胫骨基部构件的锁定机构 122。

[0158] 如图 54-58 和 90-91 的变体中所示,中唇缘 128 相对于插入物 120 的其他部分及轮廓被抬高。如图 58 中所示,被抬高的中唇缘 128 从插入物 120 的前部到后部延伸,其中,图 58 示出穿过插入物 120 的中间部分的插入物 120 的矢面截面。在一些变体中,中唇缘 128 对外侧股骨平移提供抗力并阻止股骨部件 400 和胫骨隆凸 222 之间的冲撞。可以选择中唇缘的高度以提供需要的抗力水平,高度越高提供的抗力越强。如这些变体中所示,随着中唇缘沿前到后方向延伸,其相对于插入物 120 的其他部分的高度逐渐下降。在图 54-58 及 90-91 的变体中,外侧插入物 120 的外边部分(接近倒角 129)基本是平的并且与股骨髁关节表面的冠面顺应性很小甚至没有。在一些变体中,相对于大体平坦的外边部分,中唇缘 128 的最大高度在约 0.025 英寸和约 0.125 英寸的范围之间。在一些变体中,对于外侧插入物,中唇缘 128 的最大高度在约 0.035 英寸和约 0.065 英寸之间。

[0159] 图 59-63 示出内侧插入物 110 的变体,其限定了上关节表面,在各平面中限定几个不同轮廓。例如,图 62 示出在插入物 110 相对中部处所取的内侧插入物 110 的冠面截面,示出冠面轮廓 116a。图 63 示出在插入物 110 相对中部处所取的内侧插入物 110 的矢面截面,示出轮廓 114b。图 92a-e 是左内侧插入物的一个变体的一系列矢面截面,示出该插入物从插入物的相对中部(例如图 92a)到相对外部(例如图 92e)的轮廓。图 93a-m 是与图 92a-e 中所示相同的变体的冠面截面,图 93a-m 的冠面截面从插入物的相对前部(例如图 93a)到相对后部(例如图 93m)前进。

[0160] 类似外侧插入物,内侧插入物 110 还包括中唇缘 118 和环状倒角 119(例如图 60)。

在一些变体中,插入物 110 的前、中部比插入物的其他部分与相关的股骨部件更一致。如图 60 中所示,内侧插入物 110 还包括外围台阶 117a、117b。图 61 和 63 示出用于将内侧插入物 110 固定到胫骨基部构件的锁定机构 112。

[0161] 如图 62-63 及 92-93 中所示,中唇缘 118 相对于插入物的其他部分和轮廓被抬高。如图 63 中所示,被抬高的中唇缘 118 从插入物 110 的前部到后部延伸,其中,图 63 示出穿过插入物 110 的中间部分的插入物 110 的矢面截面。在一些变体中,中唇缘 118 对外侧股骨平移提供抗力并阻止股骨部件 400 和胫骨隆凸 222 之间的冲撞。可以选择中唇缘的高度以提供需要的抗力水平,高度越高提供的抗力越强。如这些变体中所示,随着中唇缘沿前到后方向延伸,其相对于插入物 110 的其他部分的高度逐渐下降。在图 62-63 和 92-93 的变体中,内侧插入物 110 的外边部分(接近倒角 119)基本是平的并且与股骨髁关节表面的冠面顺应性很小甚至没有。在一些变体中,相对于大体平坦的外边部分,中唇缘 118 的最大高度在约 0.025 英寸和约 0.115 英寸的范围之间。在一些变体中,对于内侧插入物,中唇缘 118 的最大高度在约 0.035 英寸和约 0.065 英寸之间。

[0162] 图 64-67 图形地且形象地示出在某些关节成形术过程中图 54-63 的内侧和外侧插入物 110、120 当与其他部件(比如股骨部件 400 和膝盖骨部件 600)一起使用时的运动学特性。使用 LifeMOD™ 计算机仿真,发明人已确定在内侧胫骨插入物 110 上设置中唇缘 118 起到防止股骨部件 400 响应外侧力而外侧地平移的作用,所述外侧力因四头肌的角度或“Q 角”而由膝盖骨施加到股骨部件 400。在一些变体中,没有中唇缘 118 的情况下,由于膝盖骨的切力,股骨部件 400 会变为外侧地弯曲,造成内侧髁 408 移动到距后十字韧带 320 的附着部位和周边骨 220、222 太近的情况。除了提高超越当前工艺设计的假体的整体性能,在一些变体中,抬高的中唇缘 118 还在伸腿时提供更多的胫骨-股骨接触。在一些变体中,内侧插入物 110 将包括中唇缘 118 而外侧插入物 120 不包括中唇缘 128,但中唇缘 118、128 都可加到两个插入物 110、120 以得到更高的稳定性。

[0163] 图 64-66 图解地示出股骨植入物 400 在与图 38-46 的变体中所示植入物 100 一起使用时各自的内侧股骨回卷(rollback),外侧股骨回卷及外部股骨旋转。在一些变体中这可能与至少一些以前的双十字固位设计相反,所述以前的设计在邻近股骨部件朝向胫骨插入物中线及外围边缘的区域内采用过度地顺应的冠面轮廓。在一些现有技术设计中表现出的这种过度顺应性负面地约束股骨部件的内部-外部旋转并降低或消除内侧-外侧平移。至少一些已知的设计还在插入物的前和后部分处表现出高度的顺应性,这在膝伸展及弯曲期间负面地限制股骨旋转。在此特定变体中,图 68 中所示的设计,通常只提供朝向胫骨中线的冠面顺应性,所述冠面顺应性向着插入物的后边缘逐渐下降。由于这种顺应性上的降低,该特定设计更自由地允许股骨部件 400 的内部和外部旋转并在弯曲时更准确地复制正常的膝运动,其中,股骨部件 400 相对于胫骨假体 100 外部旋转。不过,其他变体可以类似于其他现有技术设计展现高度地顺应的插入物。

[0164] 在一些情况下,可以给胫骨插入物 110 和 / 或 120 提供多个不同后斜角度选择。在一个变体中,比如 110 和 / 或 120 的插入物可以以不同的量向后变薄以便相对插入物 110、120 下表面有效地旋转关节表面屈-伸角度,并提供更大的后斜度。这样的选择在一些变体中可允许外科医生在膝弯曲时选择性地调整关节松弛度。例如,可提供几对内侧和外侧插入物 110 和 120,每对在后斜度上都与其他对相差在约 1-4 度之间的指定度数,例如 2 度。

其他选择可包括配对内侧和外侧插入物 110 和 120, 其中, 内侧插入物 110 的后斜度不同于外侧插入物 120 的后斜度。这样的选择通常可允许在无需重切胫骨骨骼 220 的情况下调节弯曲空间。还针对上面提到的选择为每个内侧和外侧插入物 110 和 120 提供多厚度选择, 以提供适当的韧带平衡。可采用插入物厚度、内侧—外侧斜度和前一后斜度的各种组合及构造以适合个别患者的特定解剖需要。也可以在胫骨基部板内构造多厚度、内侧—外侧斜度和前一后斜度的选择以在使用单一插入物时提供这些构造。

[0165] 在一些变体中, 可以通过单个包含十字的插入物 500 提供内侧和外侧插入物 110 和 120 的关节几何结构, 如图 69、71、73、75、78 及 80 中所示, 所述插入物包括凹内侧和外侧关节表面。如图 80 中所示, 插入物 500 的外侧部分 510 可以比内侧部分更厚(在一些变体中, 厚出约 2.5 mm)以允许所示股骨部件 400 的功能。在此特定变体中, 该较厚的外侧部分 510 用于匹配出现在股骨部件 400 上的内翻关节线。

[0166] 在其他变体中, 可以设置各有不同的后斜角度或厚度, 并可以各种组合利用的内侧和外侧插入物 110 和 120 以应对不同的内侧和外侧副韧带平衡需求。在一些实例中, 可以在外科手术植入物套装中提供包括多个尺寸的一套插入物 110、120, 其中, 特定的插入物 110、120 的底部平面和其相应的关节表面之间的一般角度在插入物之间变化。该角度可以在前一后方向及内侧—外侧方向之一或两者上独立或共同地增加或减少。提供多个后斜度选择可以有利地降低再切削胫骨 220 的需求。

[0167] 图 56 和 68 示出凸外侧插入物 120 的示例, 所述插入物有助于股骨部件 400 在弯曲期间以及通过外侧股骨回卷的外部旋转, 同时内侧股骨髁 408 被如一些变体所提供的内侧插入物 110 的矢面凹几何形状所约束。

[0168] 作为使用分离的胫骨插入物 110、120 的另一种选择, 图 88 中所示的胫骨基部构件 1500 可以包括整体成型的单块关节表面。其他变体, 例如图 89 中所示, 可包括带有关节表面 1604 的由多孔结构材料比如金属泡沫形成的胫骨假体 1600, 所述关节表面 1604 如图 89 中所示模块化或整体化设置在多孔结构 1602 近侧区域。例如, 关节表面 1604 可形成为位于多孔结构近侧上的实心金属、陶瓷、聚合物、涂层或柔顺材料。这可以通过使用常规的快速制造技术实现, 比如选择性激光烧结(SLS), 电子束焊(EBM), 3D 打印, 或立体光刻。替代地, 多孔结构 1602 可使用聚合物包覆模塑以形成单块基部构件 1600, 所述基部构件具有多孔结构 1602 和不同材料的关节表面 1604。

[0169] 3. 股骨部件

[0170] 还提供改进的股骨部件。例如, 图 67-75 中所示的股骨部件 400 包括内侧髁 408 和外侧后髁 406, 外侧后髁 406 包括后外侧倒角 404(例见图 68-69、72-74)。如图 74-75 中所示, 在一些变体中, 后外侧倒角 404 有深度或距离 d 和角度 Φ 以产生与后外侧组织(例如深屈膝时的腓肌腱)的间隙, 所述 d 在约 1 和约 5 mm 之间, 更优选地在约 2 和约 4 mm 之间, 例如约 2.8 mm, 所述 Φ 在约 0 和约 25 度之间, 更优选地在约 5 和约 15 度之间, 例如约 10 度。倒角 404 可以产生从近侧骨骼接合表面的距离 D , 所述表面构造成与远侧股骨骨切相配合, 所述距离 D 例如在约 3 和约 20 mm 之间, 更优选地在约 8 和约 15 mm 之间, 例如约 11 mm。随着股骨部件 400 尺寸的增加, 距离 d 和 D 可成比例或不成比例地增加。在一些变体中, 例如, 较大尺寸的股骨部件 400 可采用约 10° 的角度 Φ 和约 11 mm 的距离 D , 而较小尺寸的股骨部件 400 则可以采用约 10 mm 的较小距离 D 。

[0171] 类似地,内侧后髁 408 可在其内表面上包括图 74、76、79-81 中所示的后外侧倒角 410,所述倒角有角度 ψ ,所述角度 ψ 在约 0 和约 10 度之间并更优选为在约 3 和约 7 度之间,例如图 74 中所示的约 5 度。这样的倒角可与另一倒角 470 组合以提供关于胫骨隆凸 222 和后十字韧带 320 的额外的间隙而不减少骨覆盖范围,所述另一倒角 470 可掠过后内侧髁 408 的内矢面圆角周围。在一些变体中,后倒角 470 恰在股骨部件 400 的髌骨接触区域 412 之后开始,因此,其不会掠过股骨部件的髌间髌骨接触区域 412。更确切地说,后外侧倒角 470 在内侧股骨髁 408 的后部内可更明显。胫骨隆凸 222 的上边缘也可以使用咬骨钳来倒角以进一步避免与股骨部件 400 的碰撞。

[0172] 图 94 是根据一个方面的股骨部件 450 的内侧髁 445 的内侧矢面视图。内侧后髁 445 可在其内表面上包括后外侧倒角 470。图 95a-95k 分别是示出后外侧倒角 470 的图 94 沿线 A-A 到 K-K 所取的各种冠面剖视图。如图 95a-95k 中所示,当沿线 A-A、J-J 和 K-K 看时,股骨部件包括圆边缘 460,而当沿线 B-B、C-C、D-D、E-E、F-F、G-G、H-H、I-I 看时,股骨部件包括后外倒角 470。在一些变体中,后外倒角 470 的角度 ψ 在约 15 和约 40 度之间。

[0173] 如图 68 中所示,股骨部件 400 的前凸缘可以在外侧和 / 或内侧上包括前外侧倒角 402 以降低韧带组织上的张力,其可能常见于一些现有技术的股骨设计中。

[0174] 在不背离本发明范围的情况下,对于如上参照相应图示说明示范的变体可进行各种修改,因此所意图的是,前述说明和附图中所示的所有内容都应被理解为说明性的而非限制性的。例如,所公开的胫骨插入物的新颖特征可易于应用于例如胫骨插入物试验的设施,以及设计为要植入的植入物。因此,本发明的广度和范围不应被上述示范变体的任一个所限制,而是代以只根据这里所附的任意权利要求及其等同物所限制。另外,可以预期本领域技术人员可以以任何兼容的组合或排列方式来使用以上变体所公开的任何或全部特征。

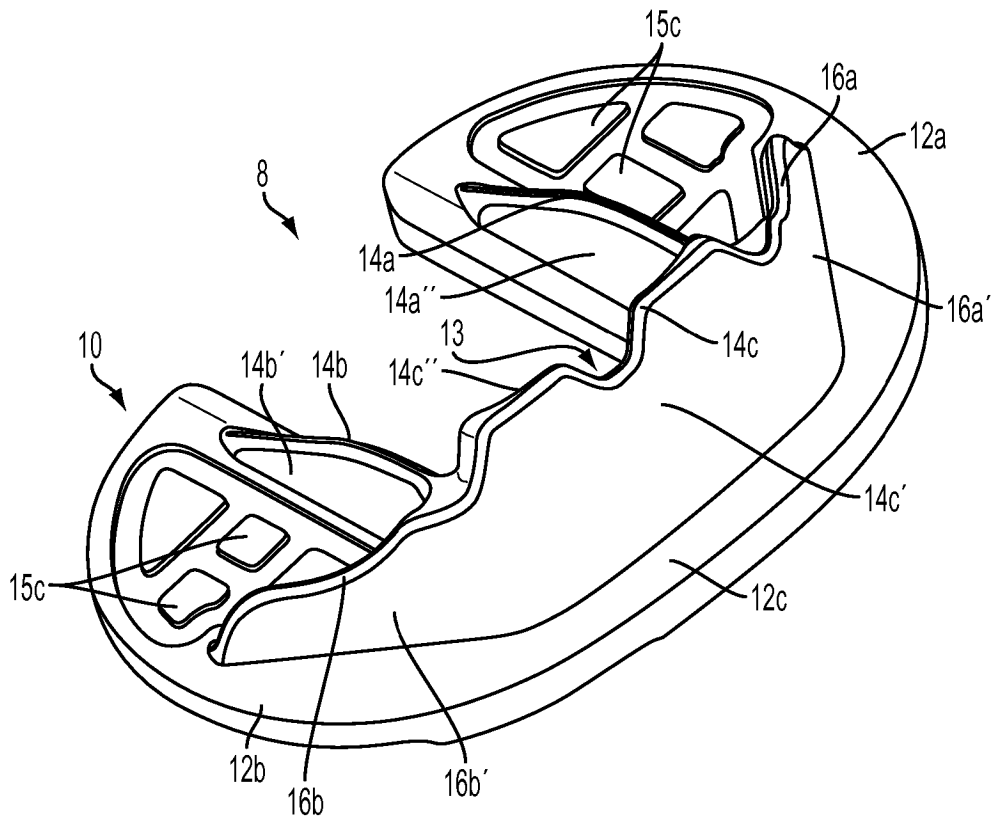


图 2

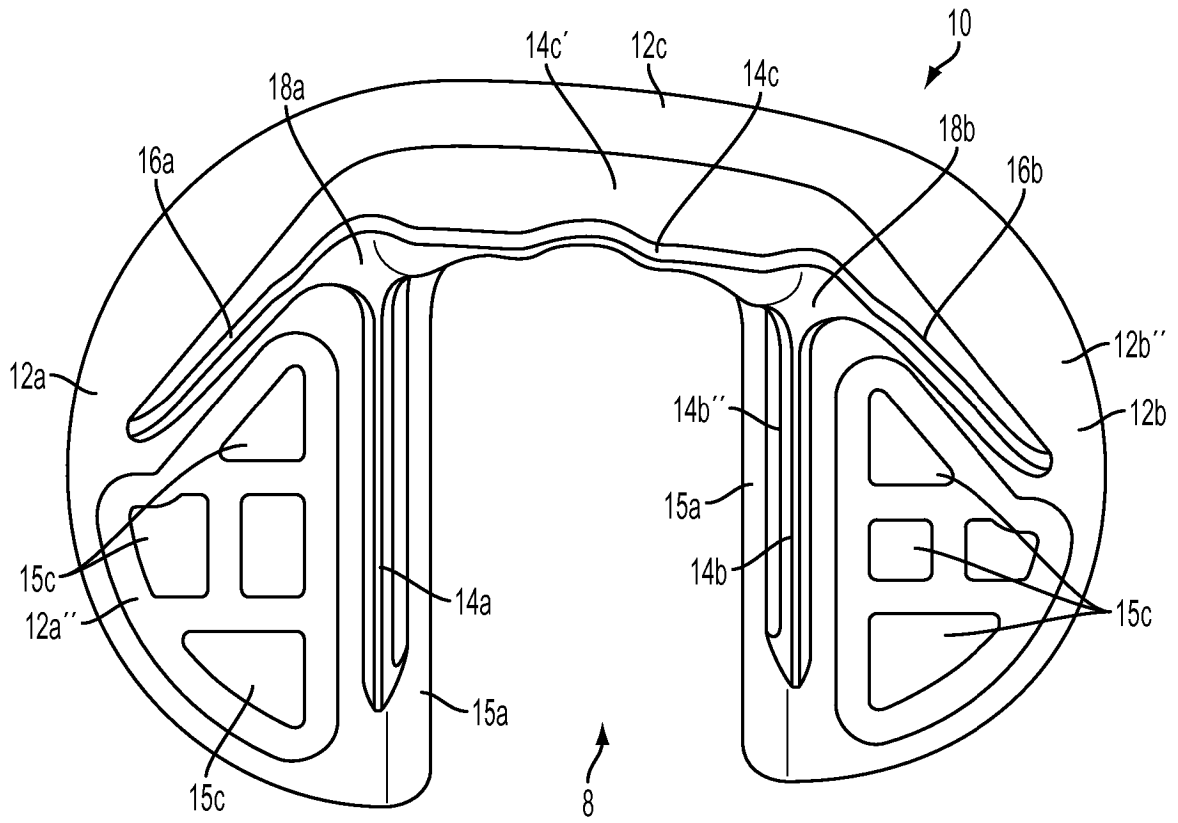


图 3

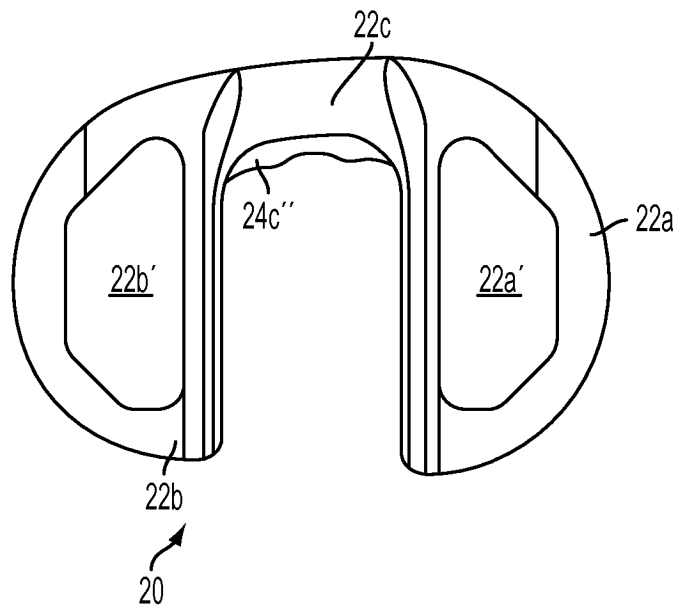


图 4

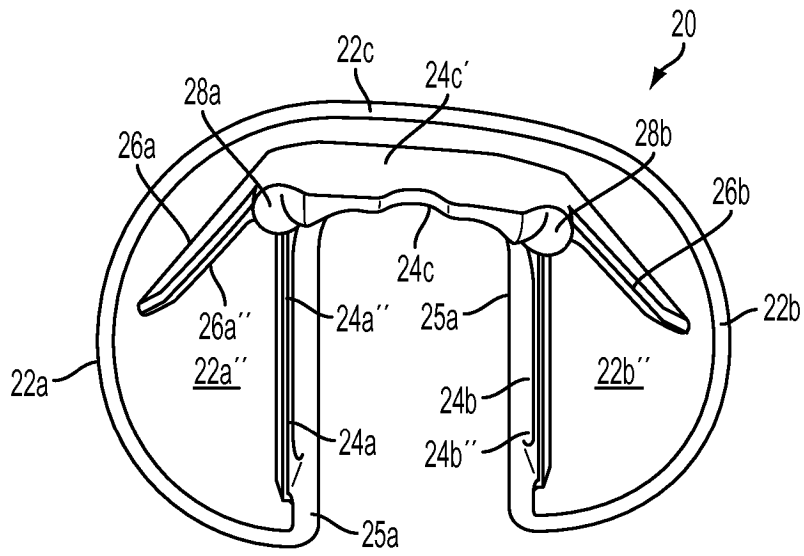


图 5

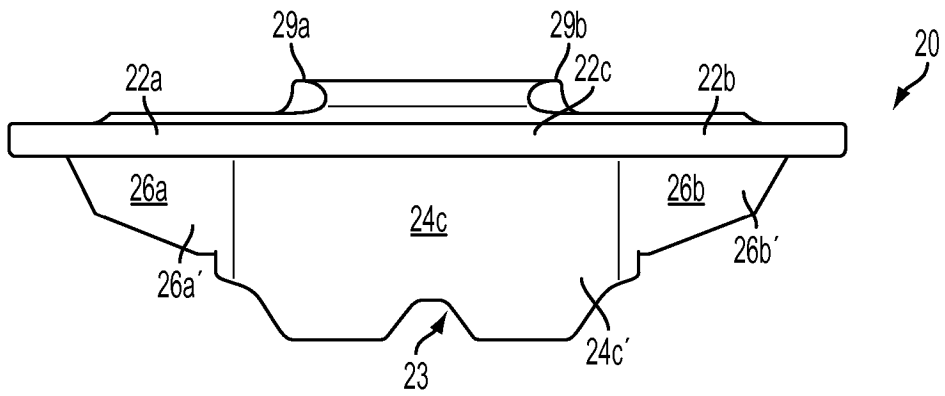


图 6

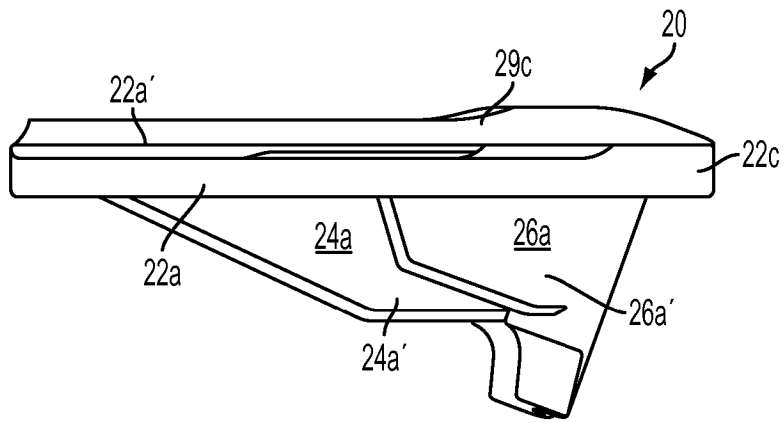


图 7

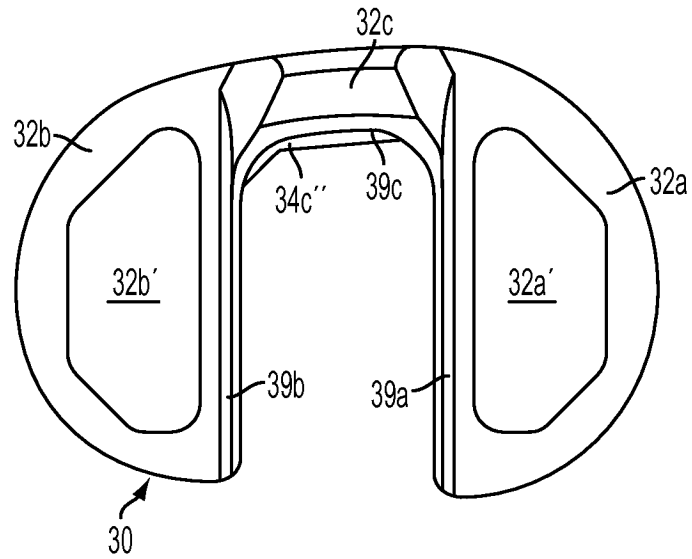


图 8

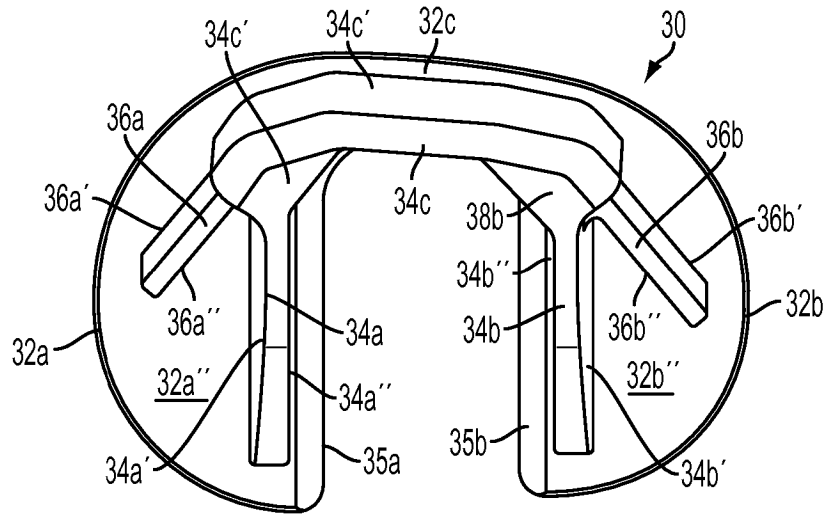


图 9

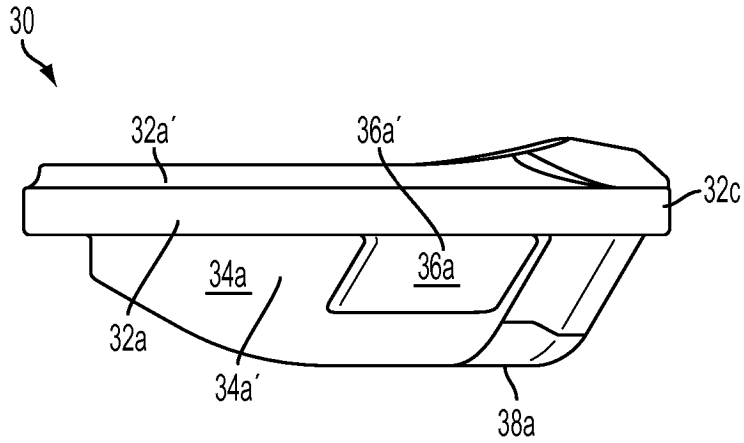


图 10

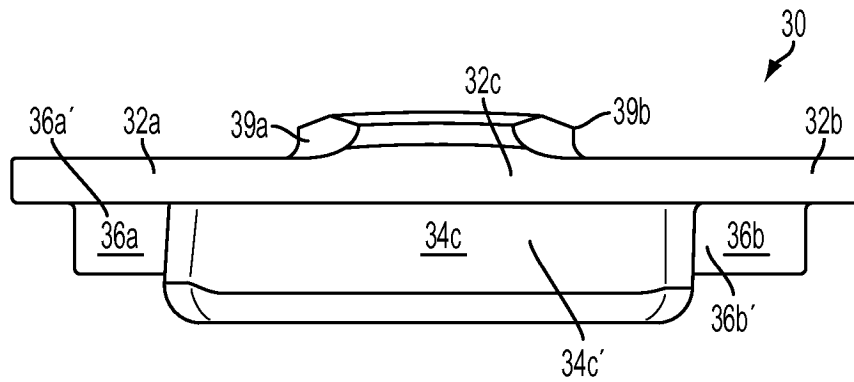


图 11

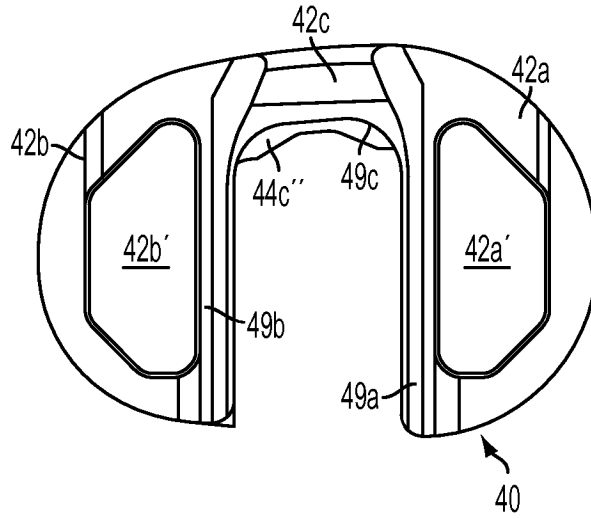


图 12

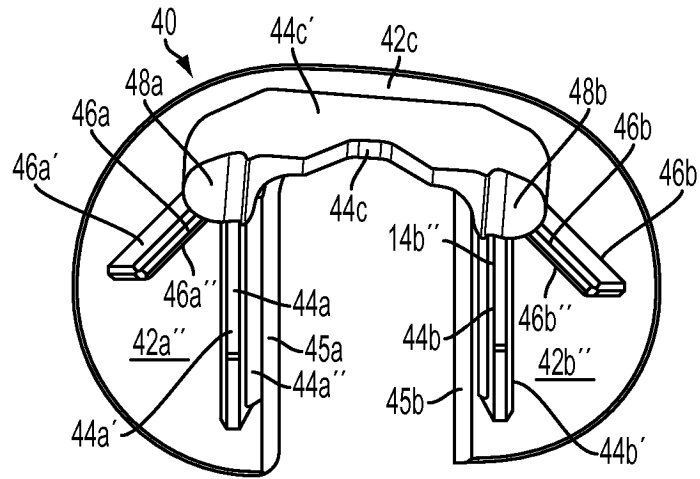


图 13

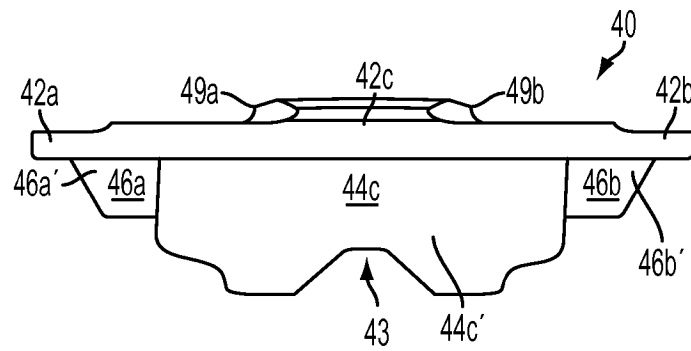


图 14

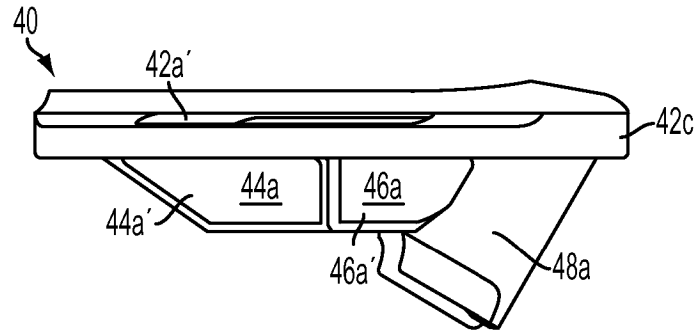


图 15

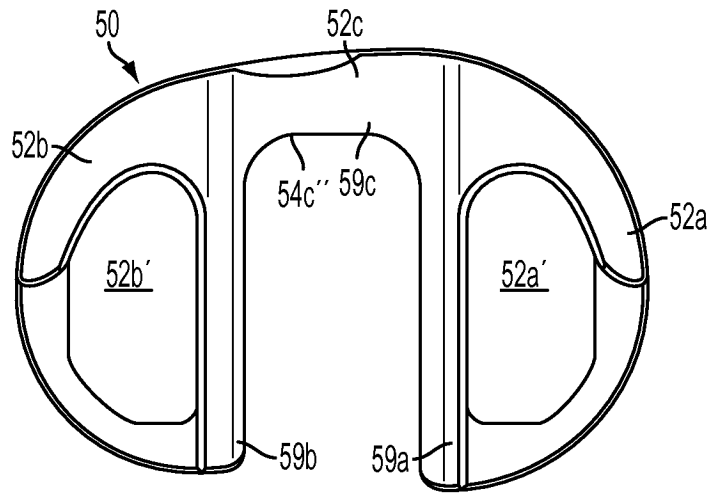


图 16

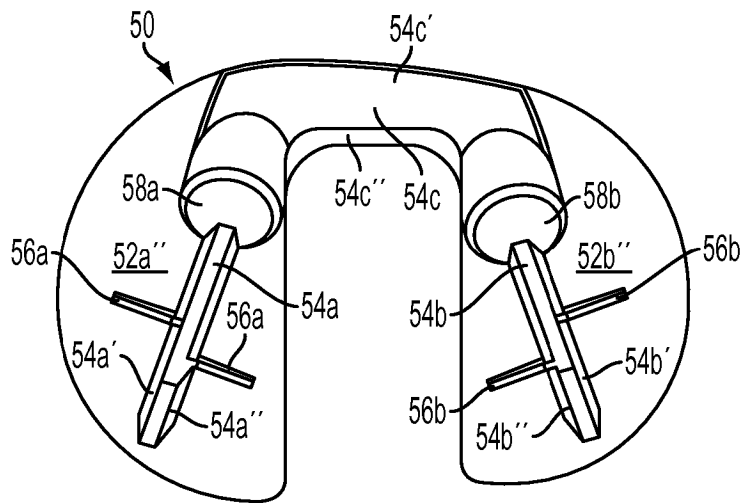


图 17

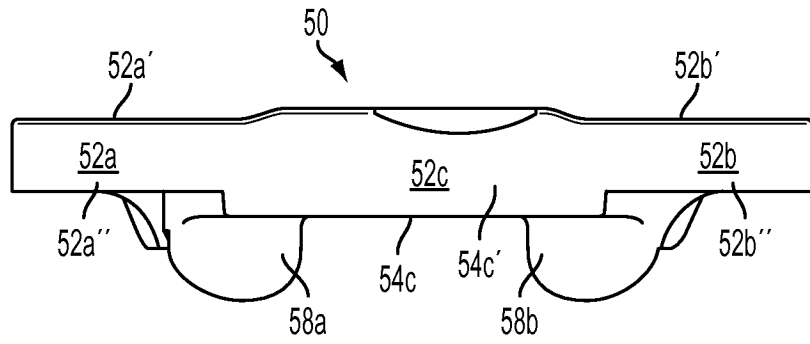


图 18

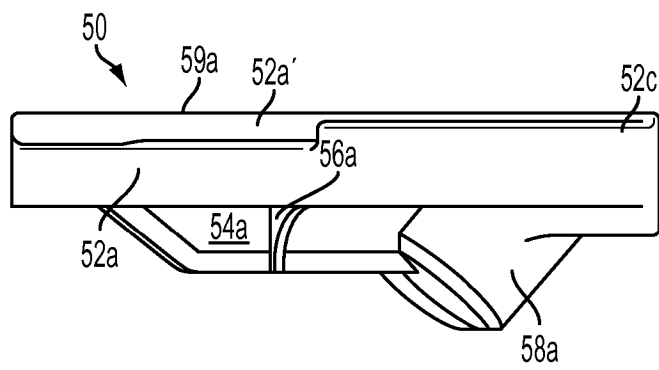


图 19

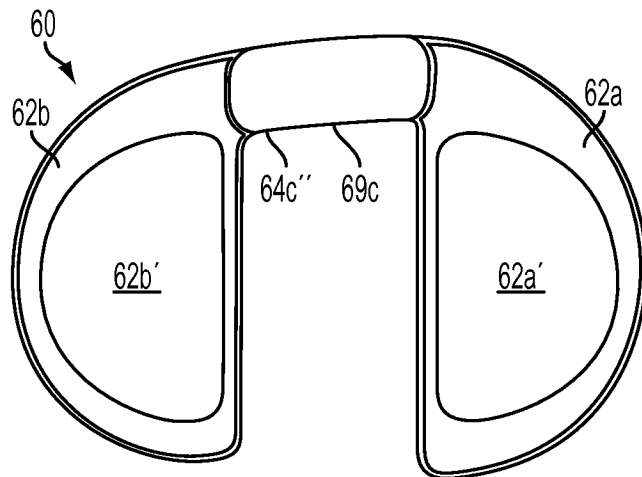


图 20

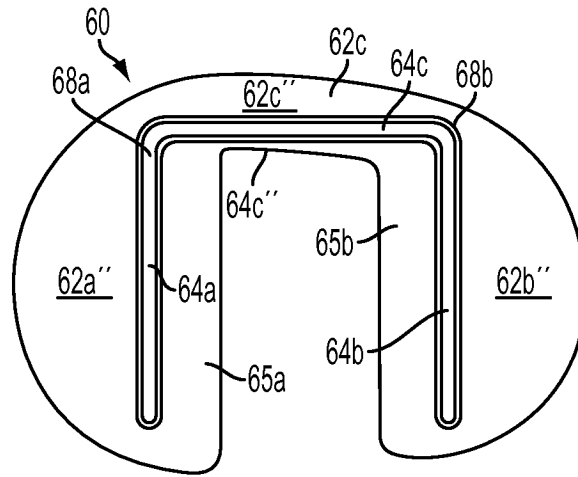


图 21

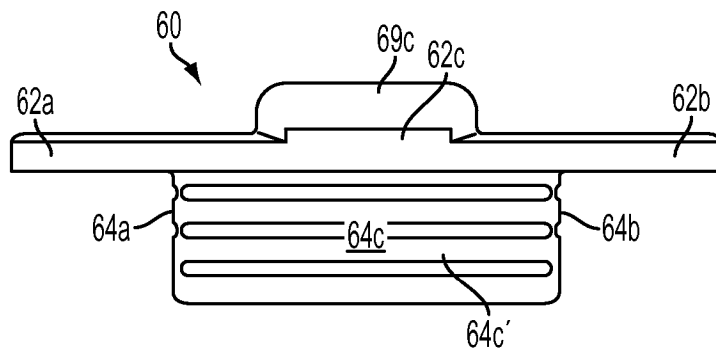


图 22

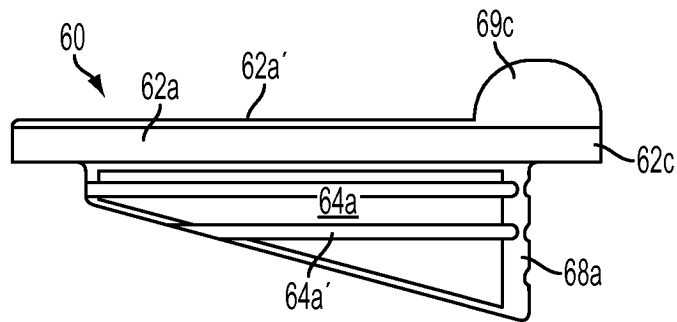


图 23

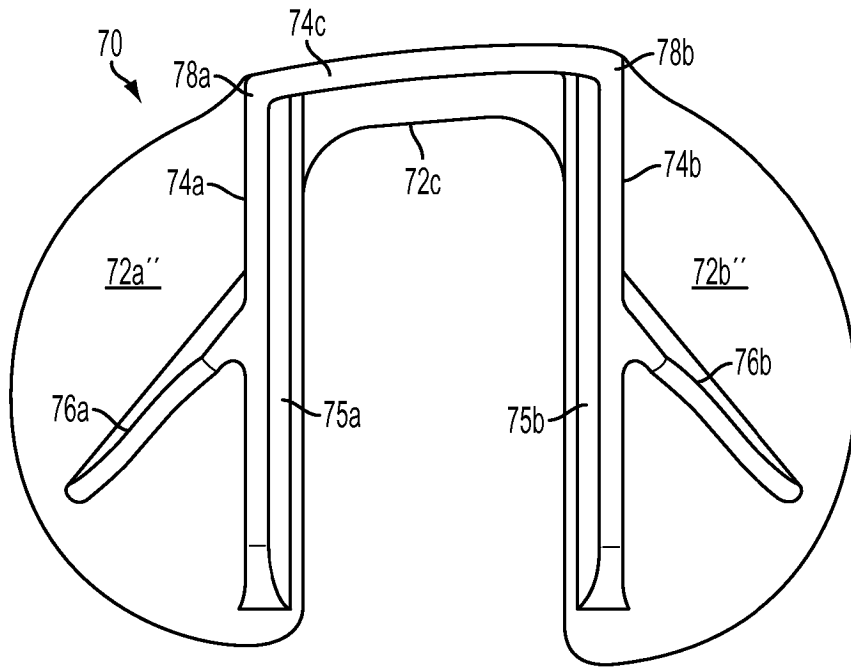


图 24

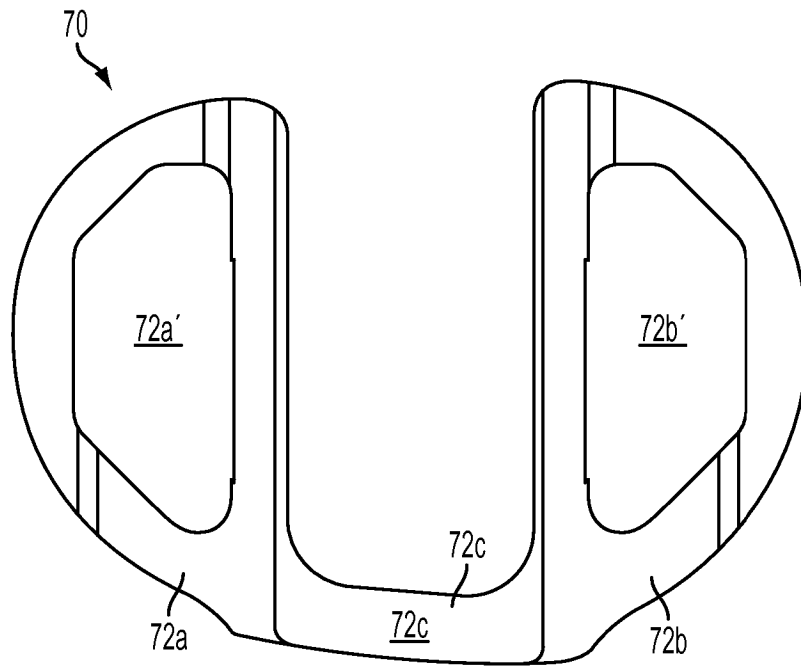


图 25

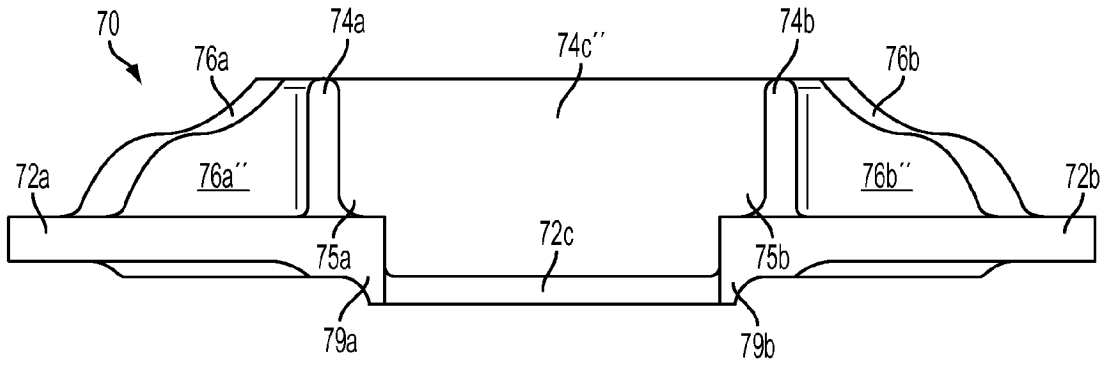


图 26

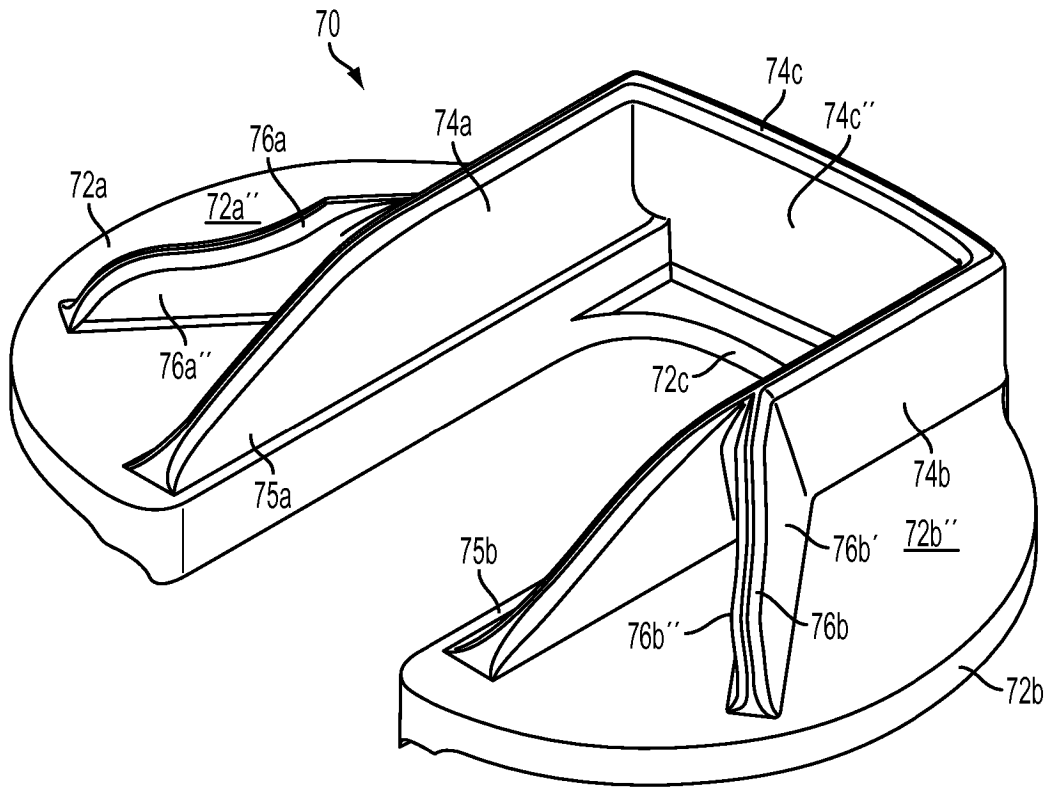


图 27

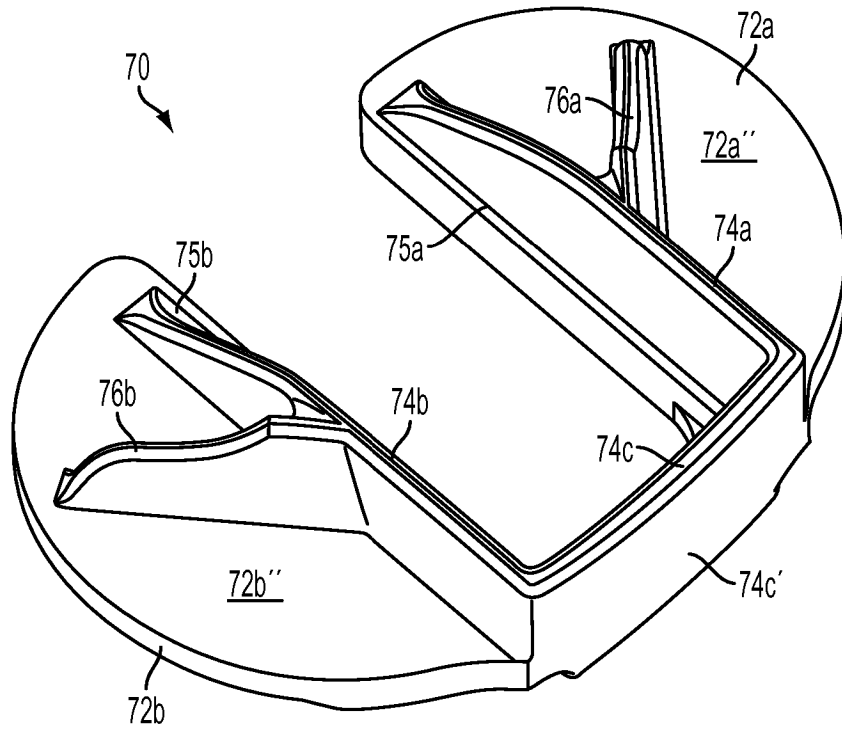


图 28

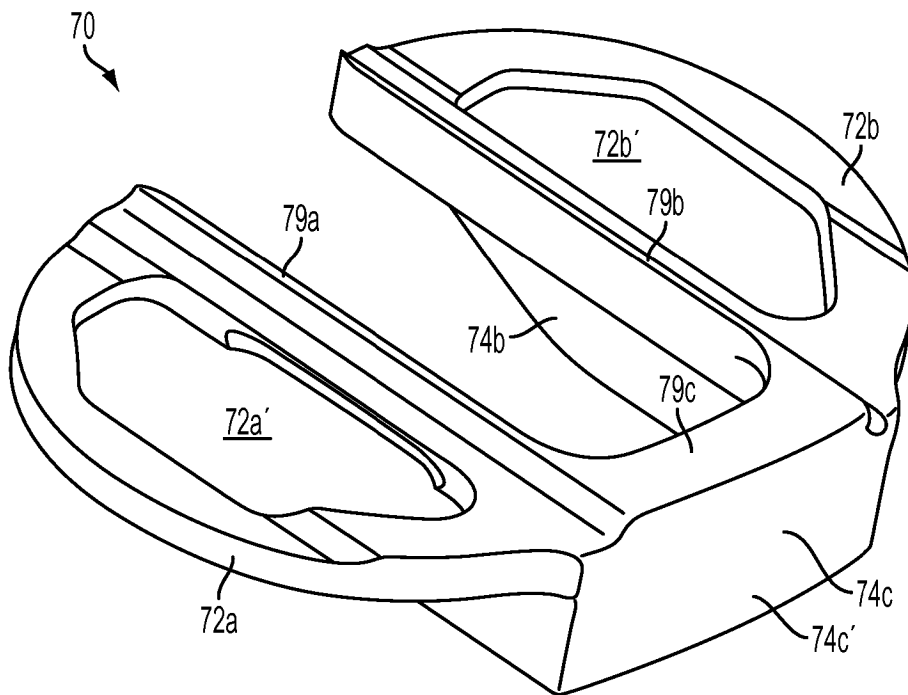


图 29

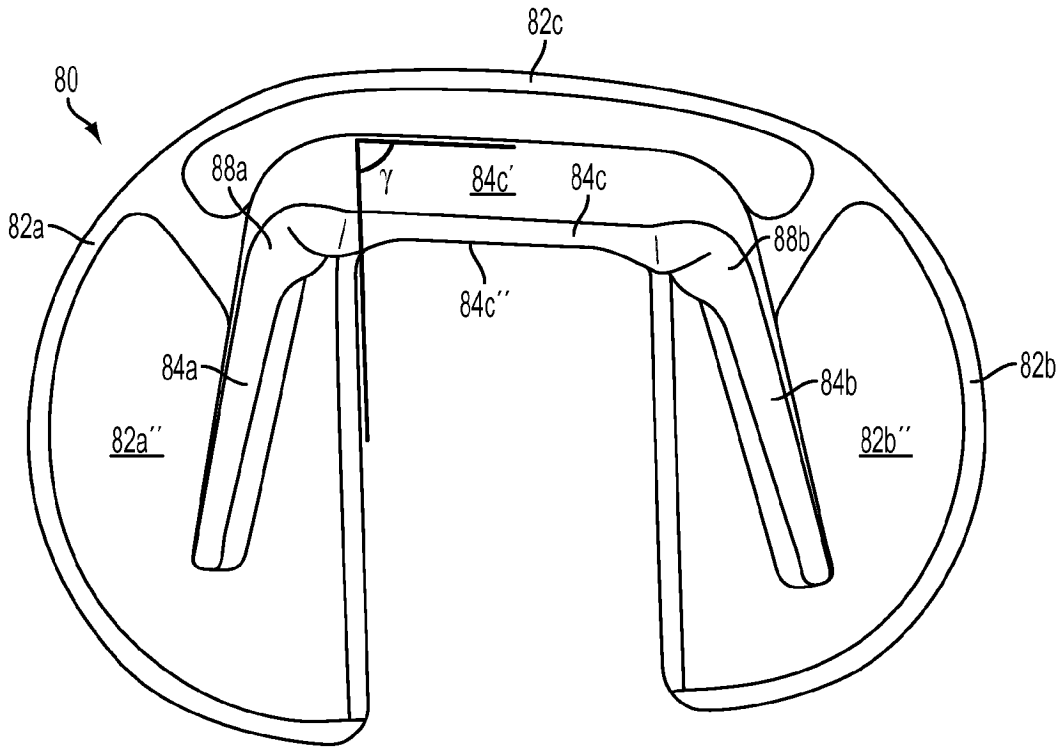


图 30

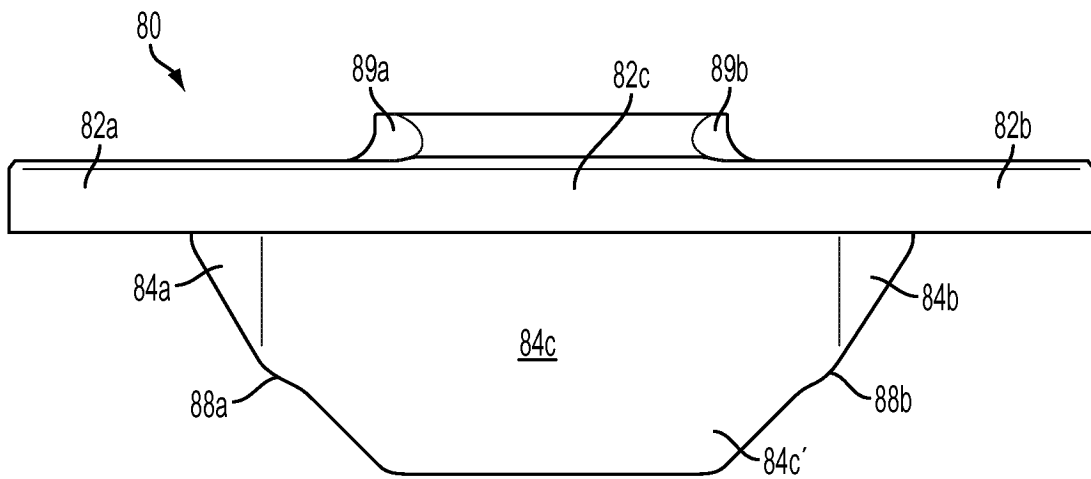


图 31

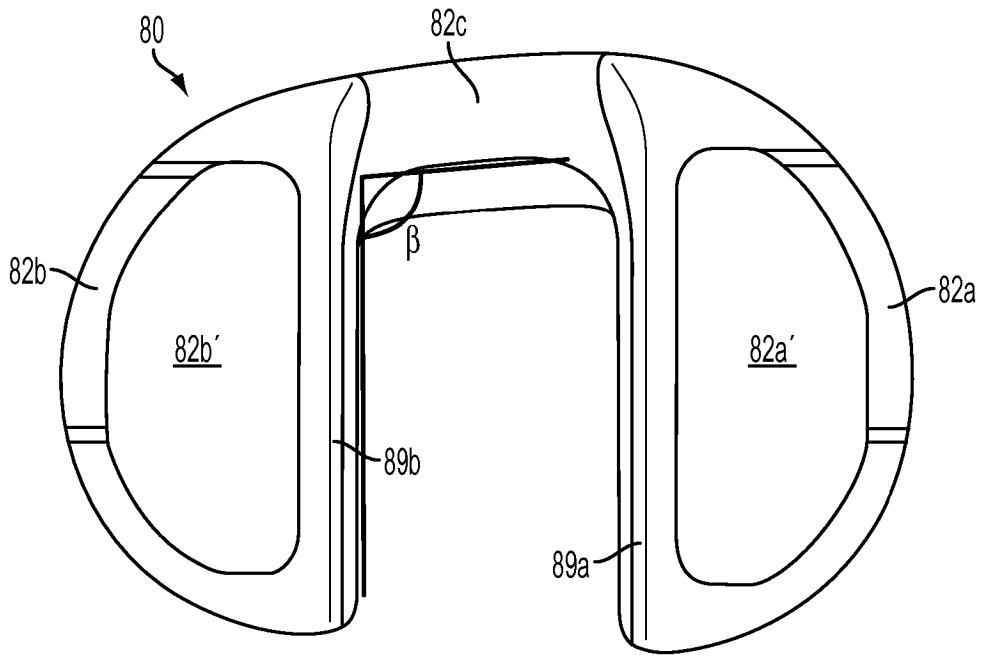


图 32

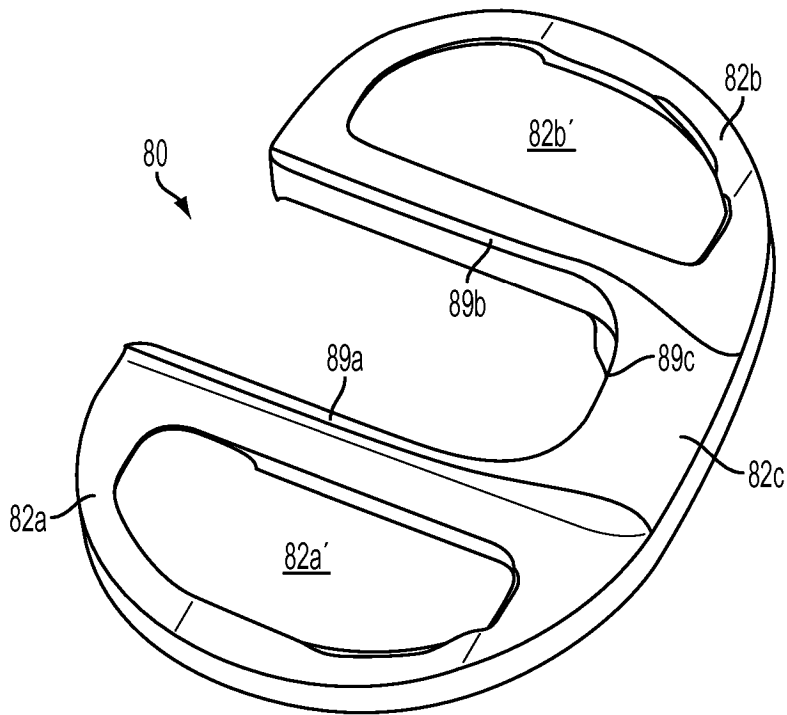


图 33

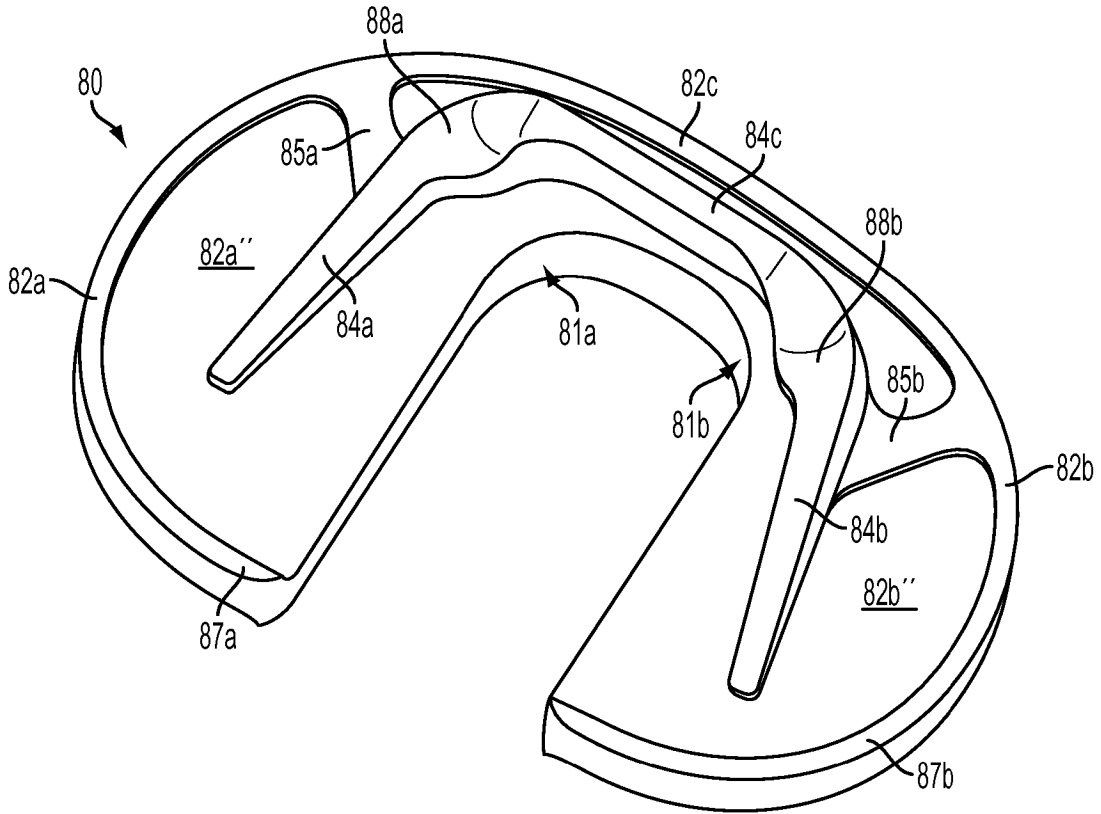


图 34

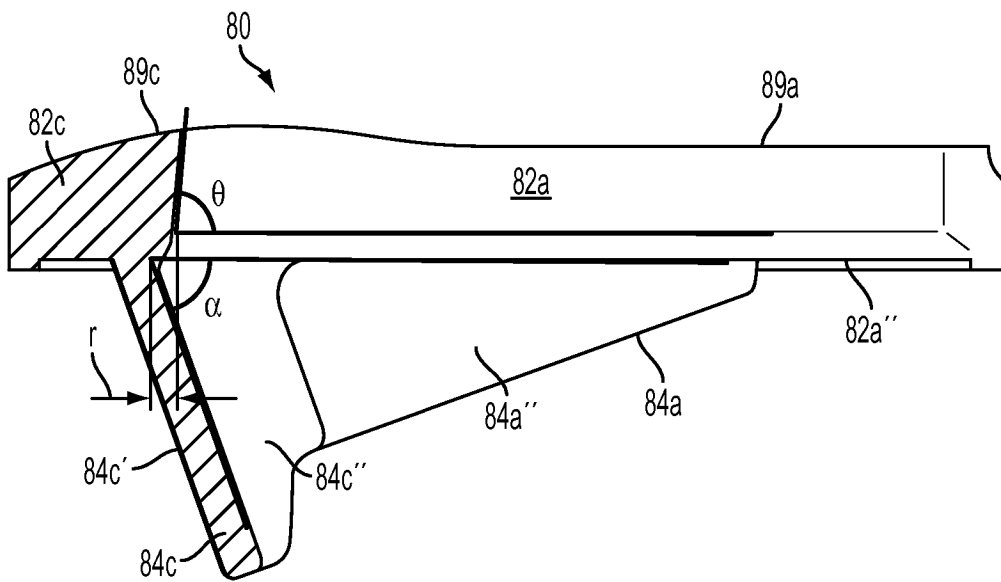


图 35

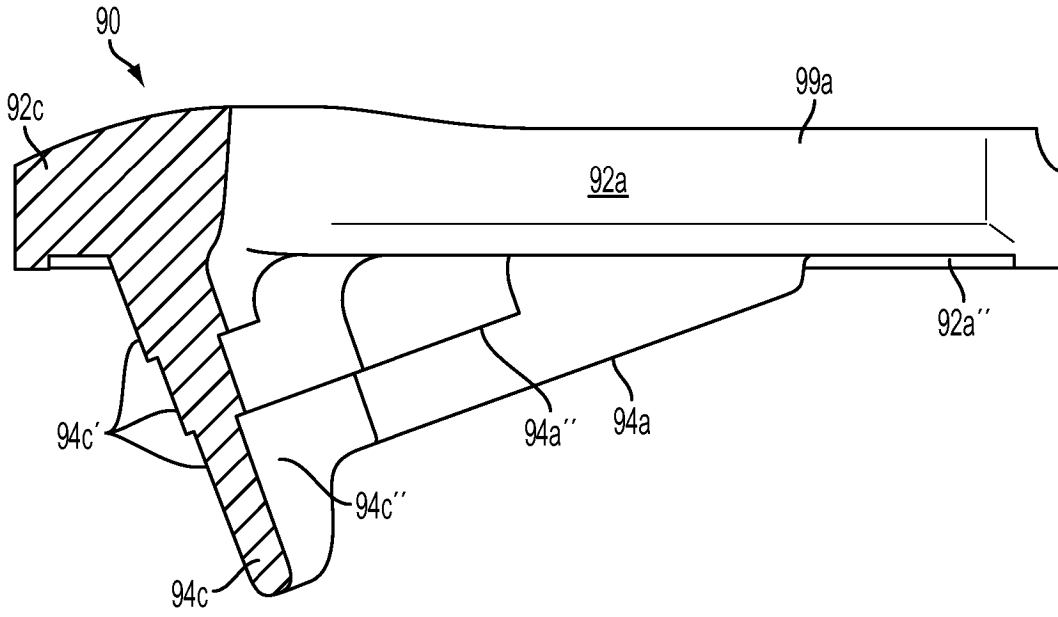


图 36

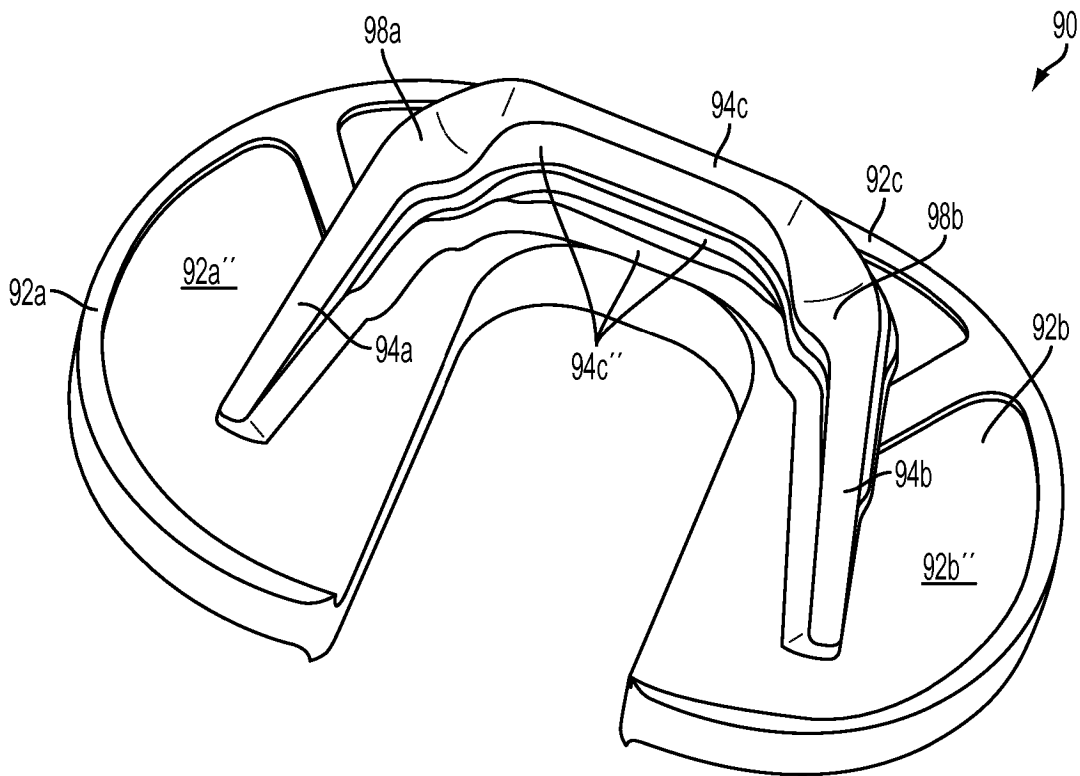


图 37

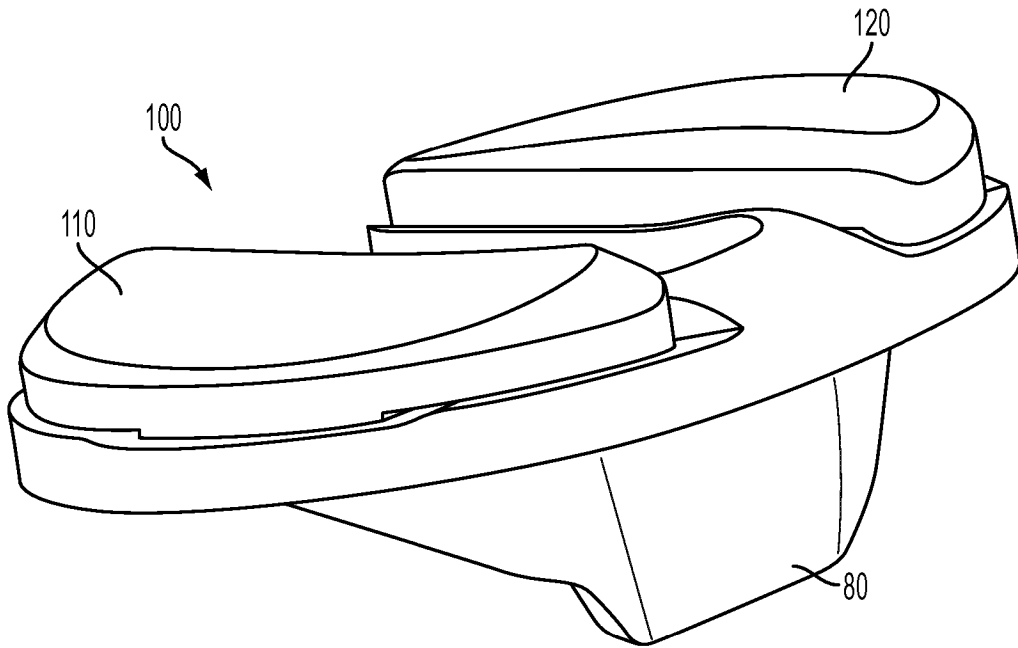


图 38

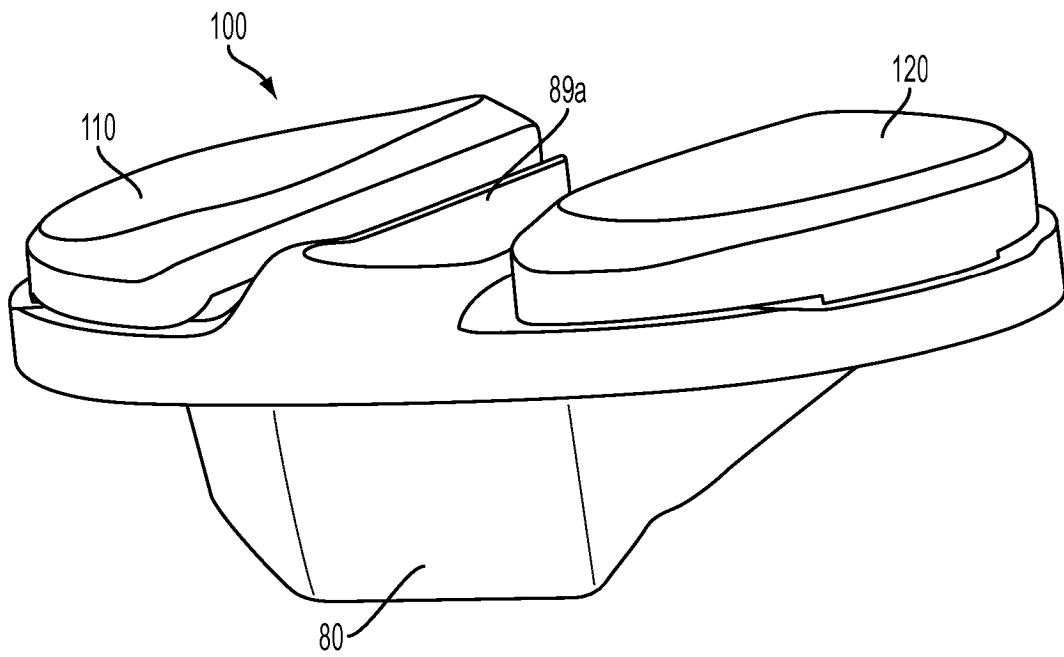


图 39

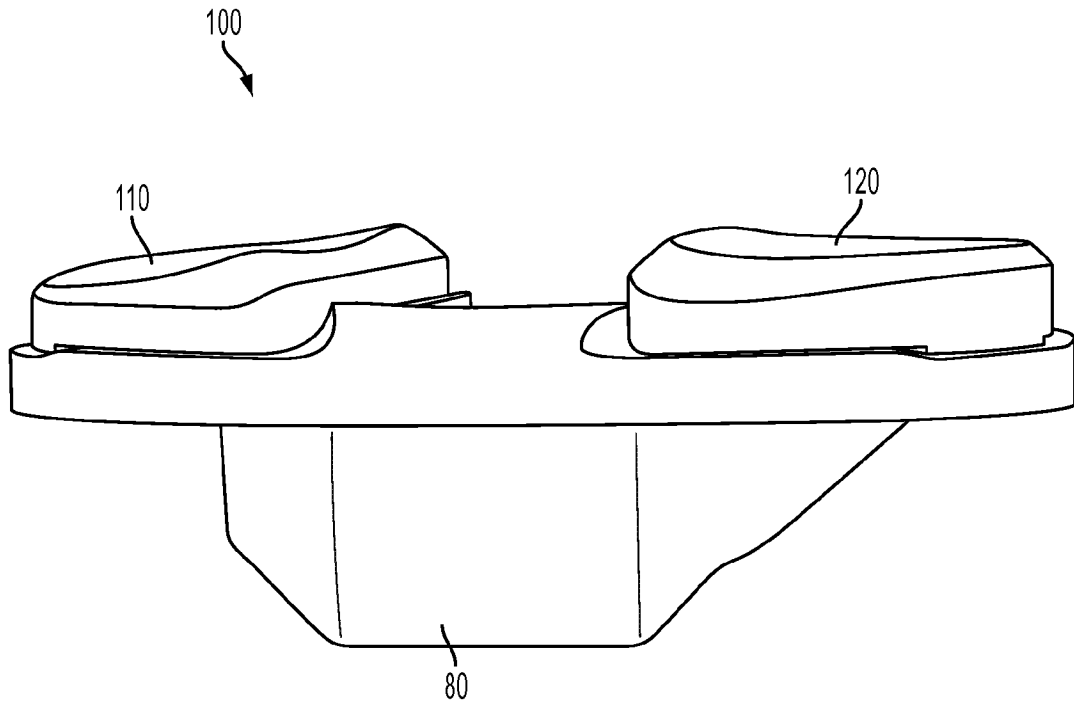


图 40

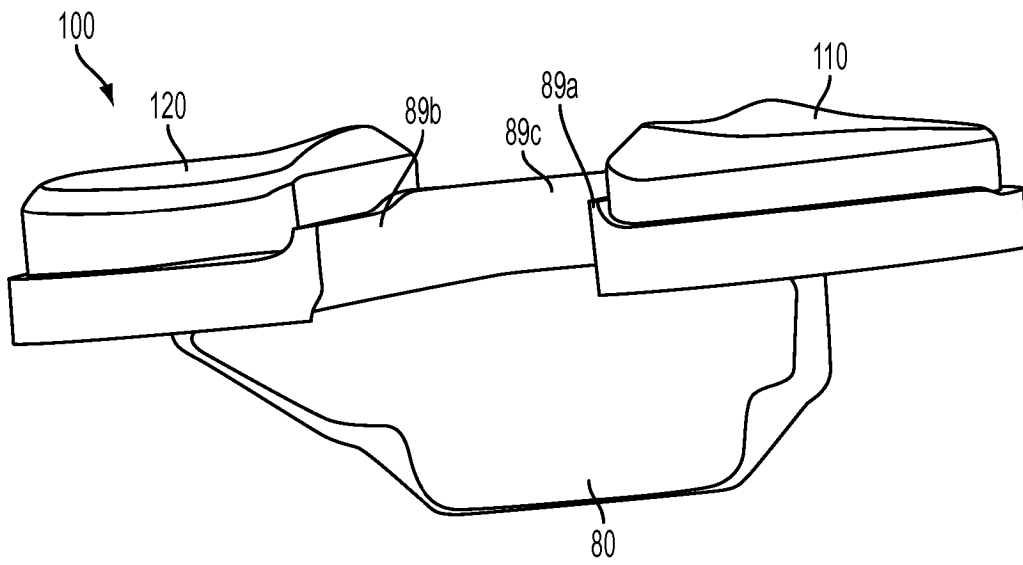


图 41

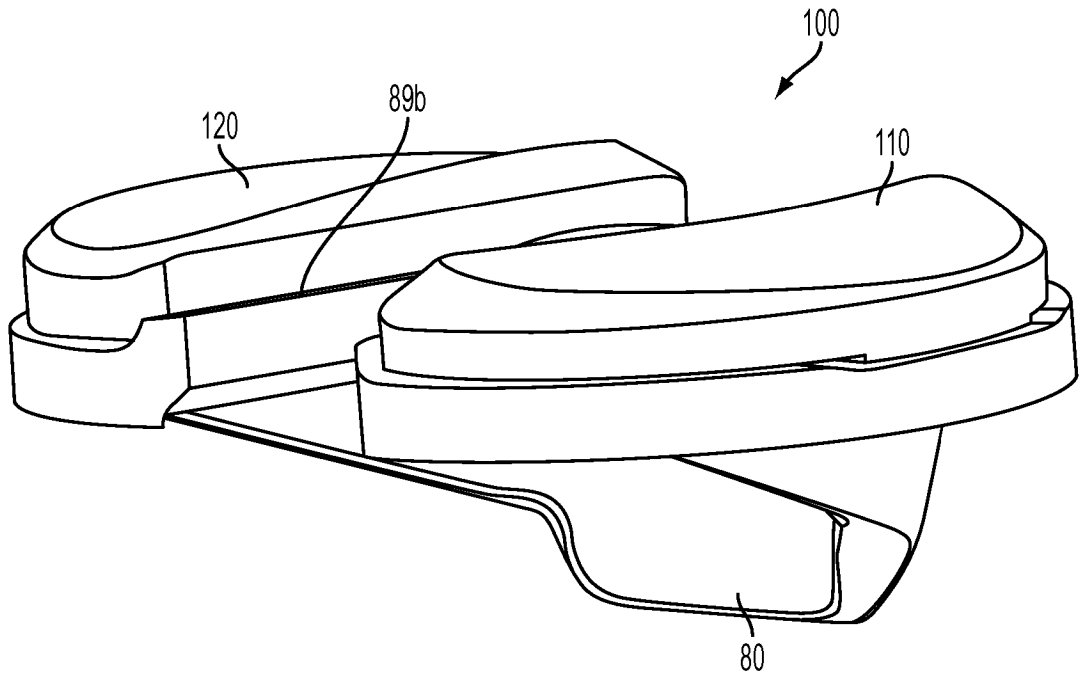


图 42

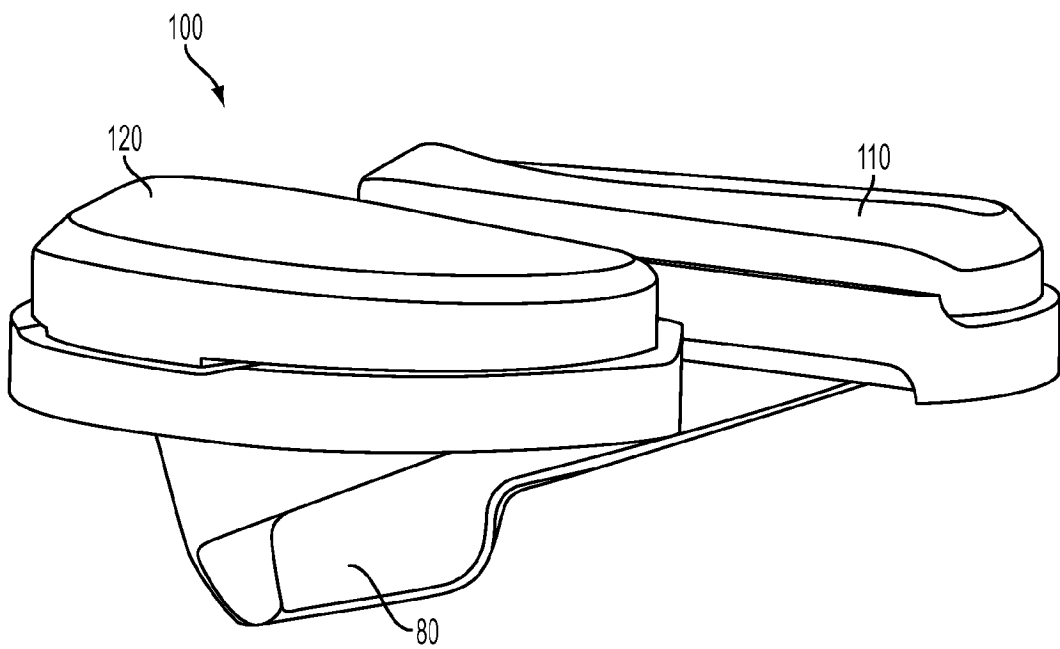


图 43

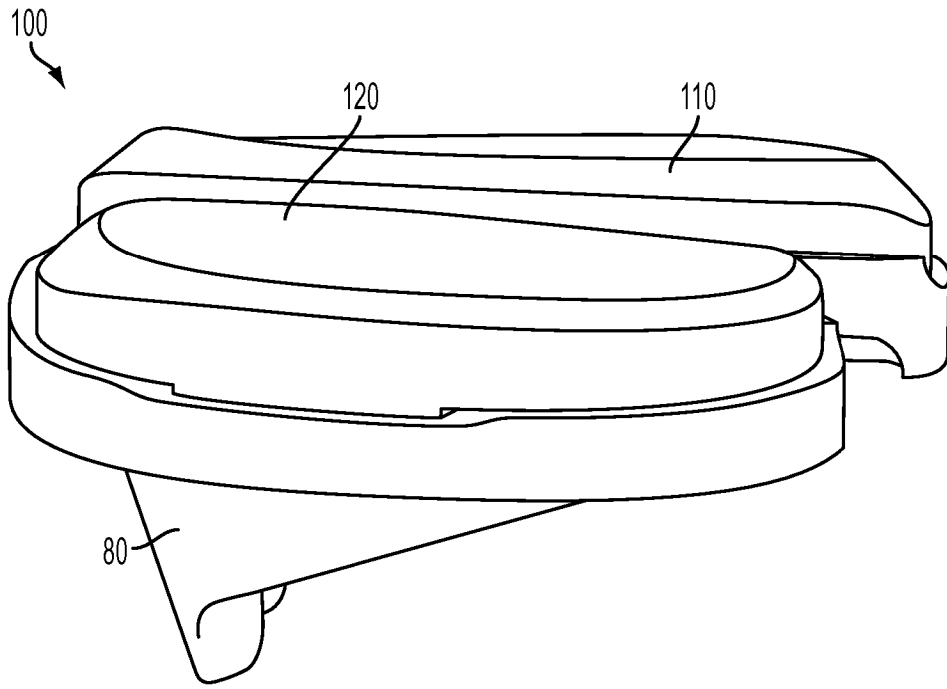


图 44

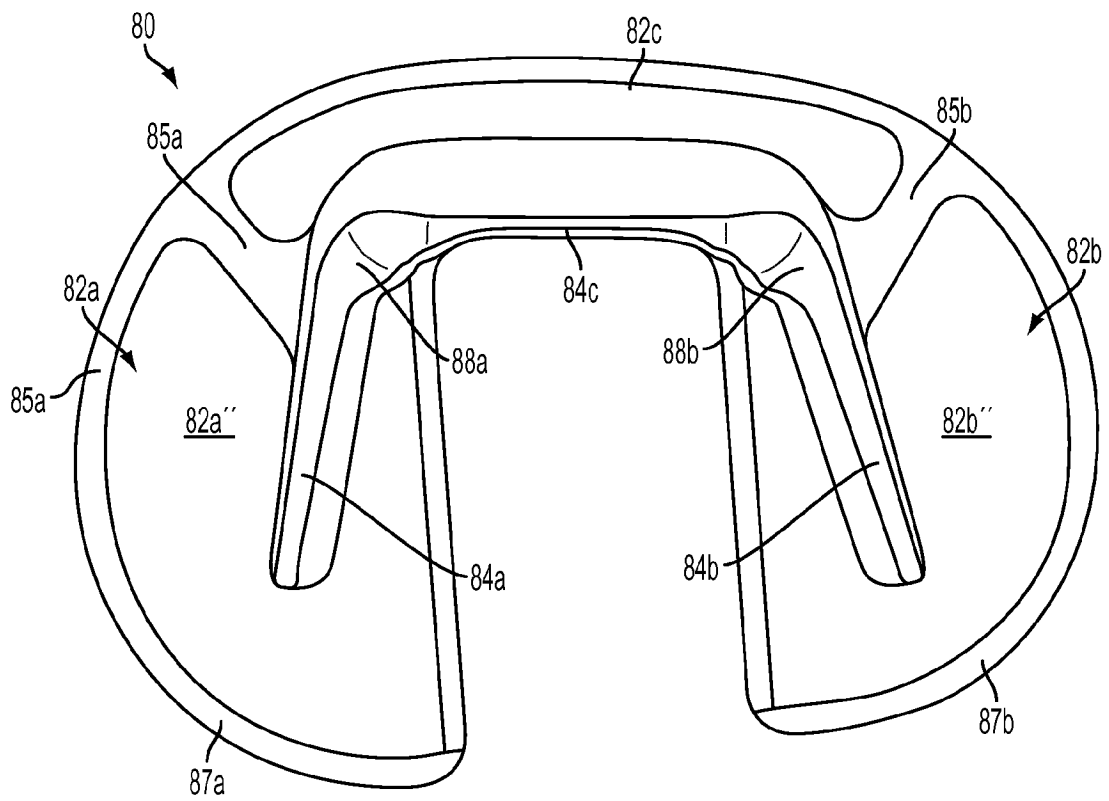


图 45

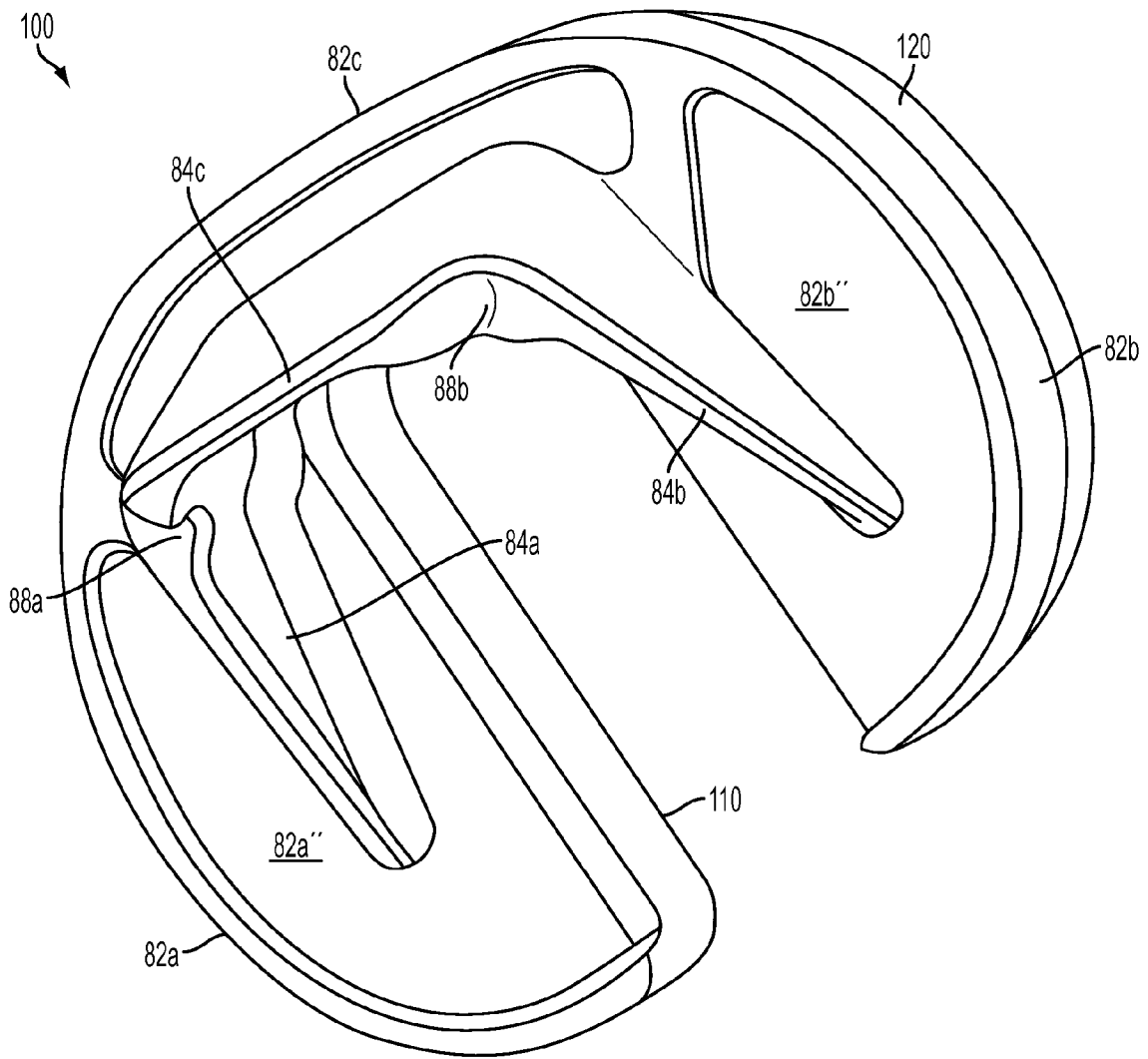


图 46

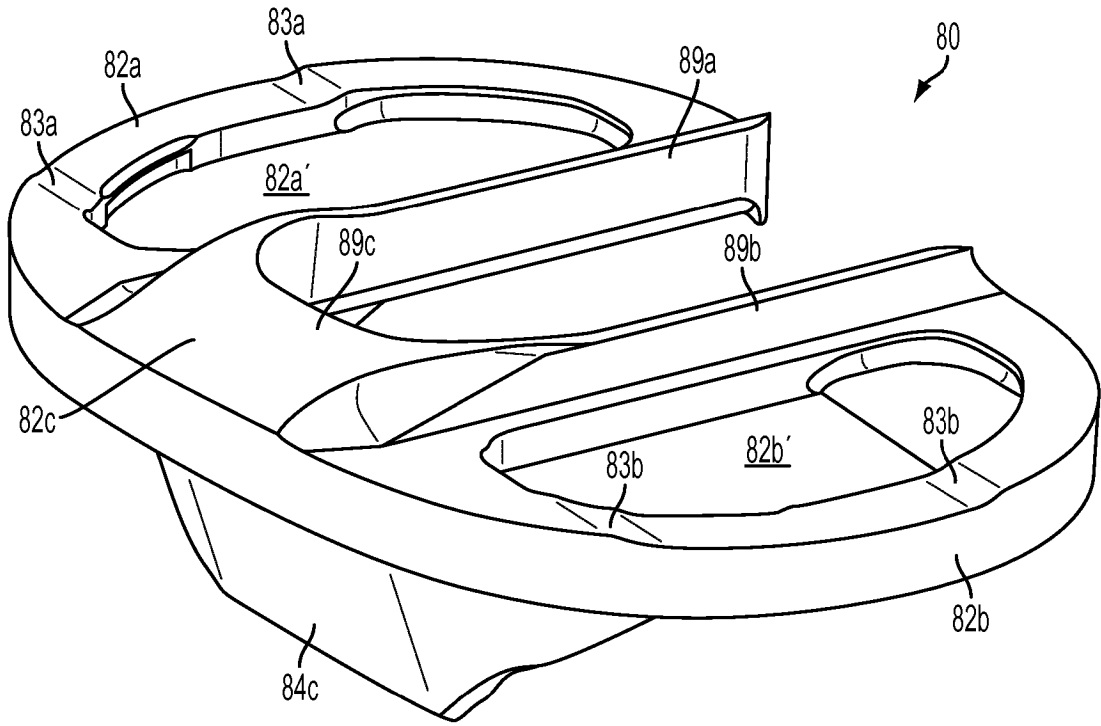


图 47

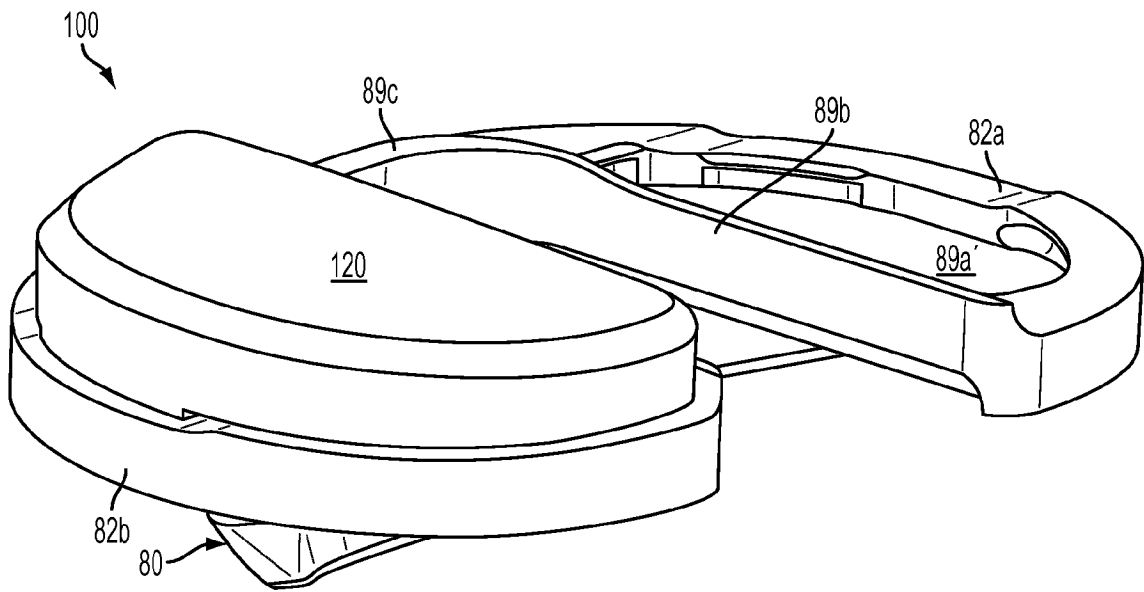


图 48

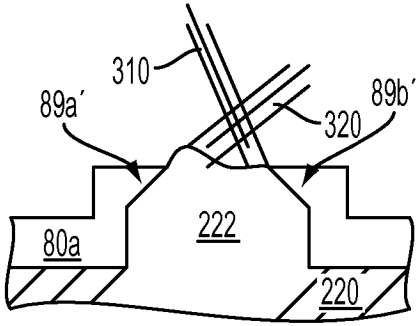


图 49

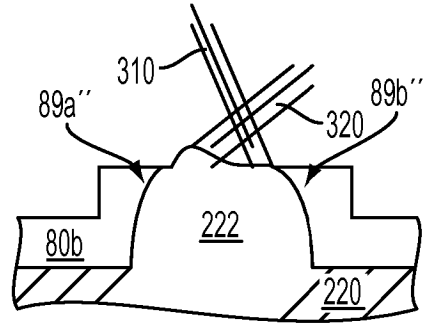


图 50

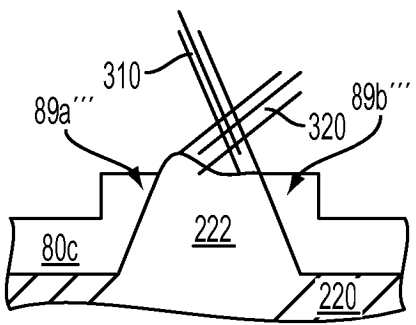


图 51

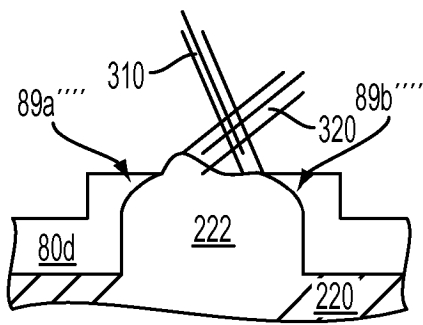


图 52

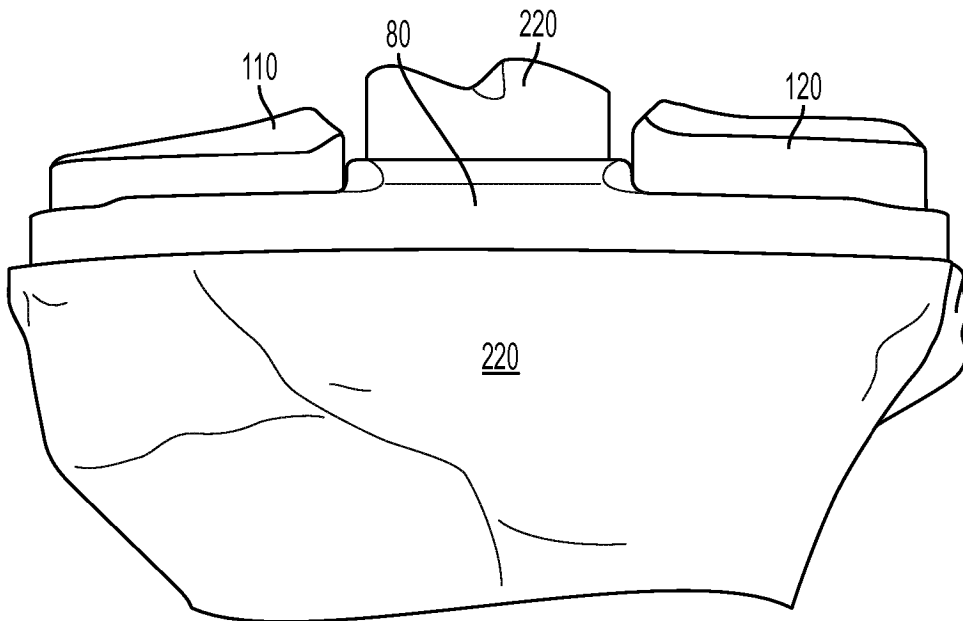


图 53

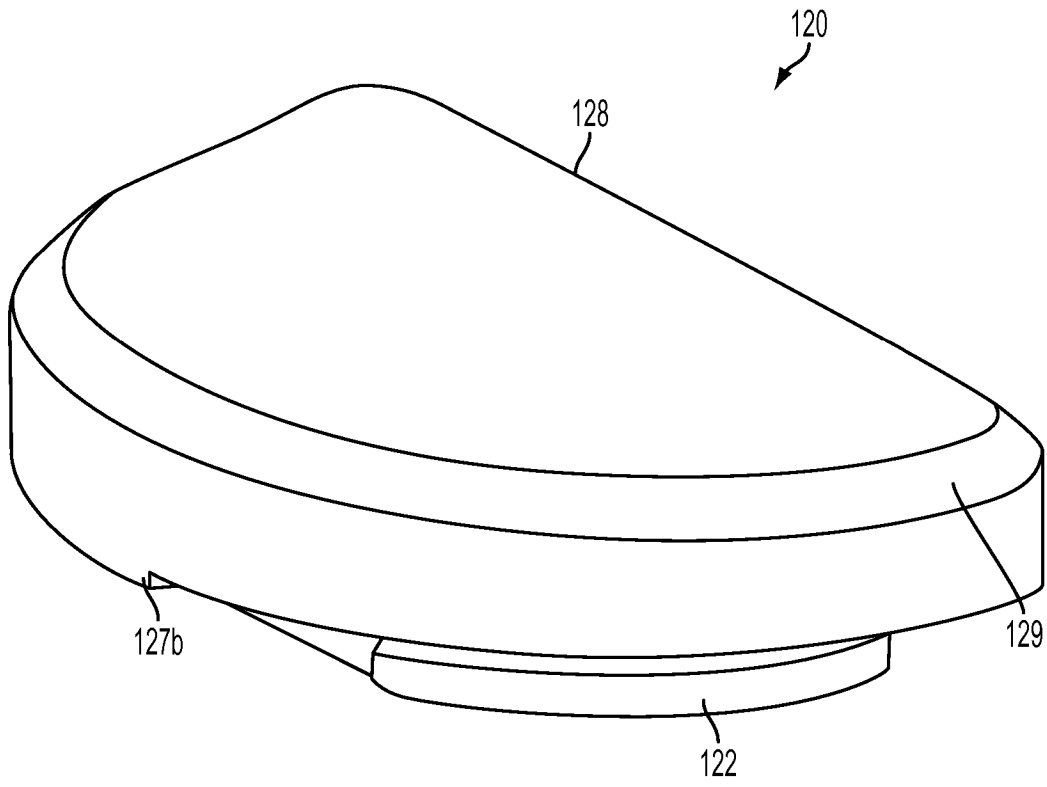


图 54

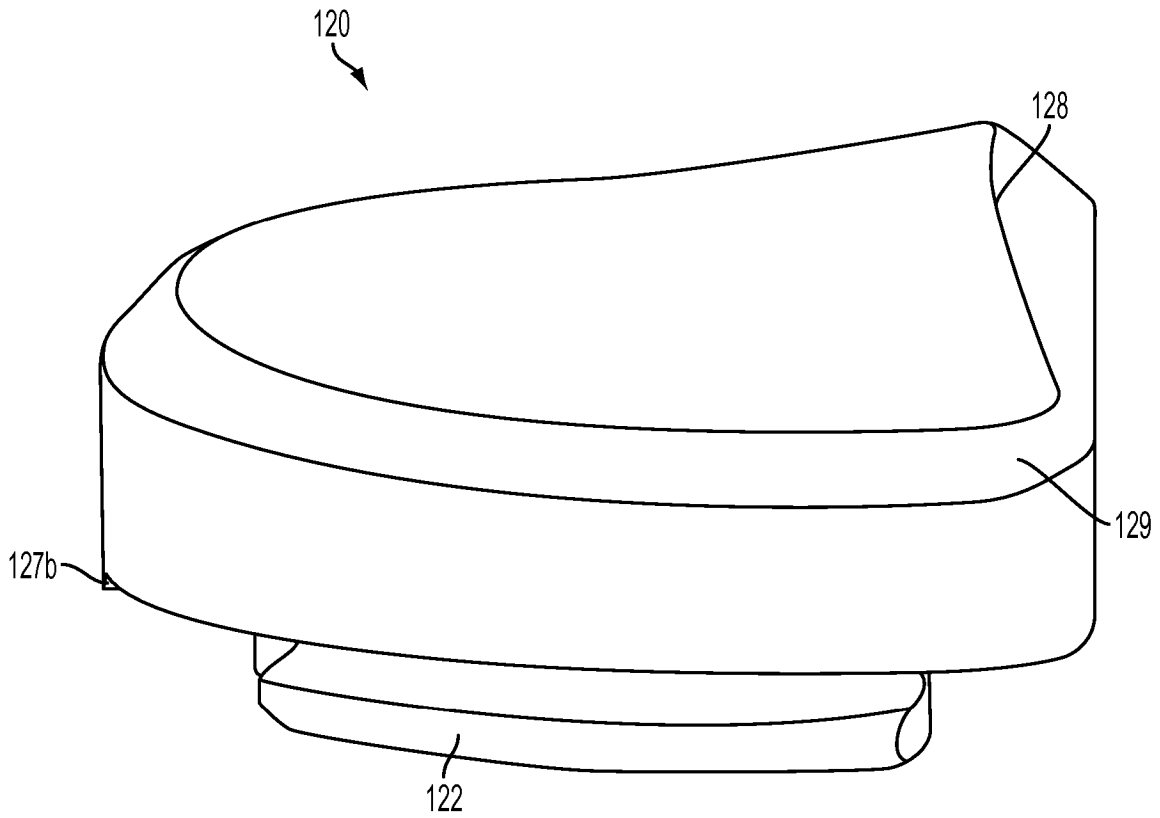


图 55

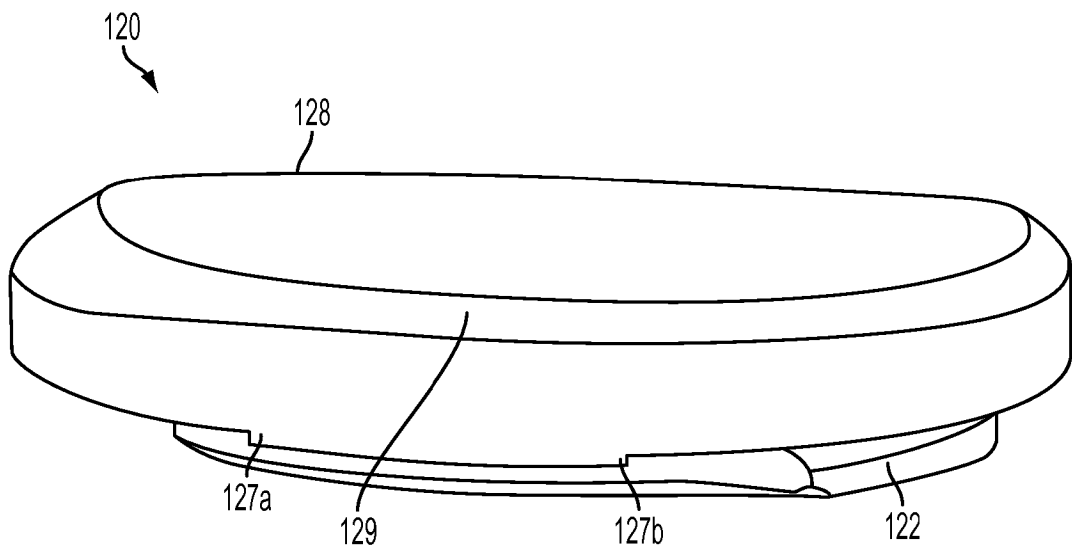


图 56

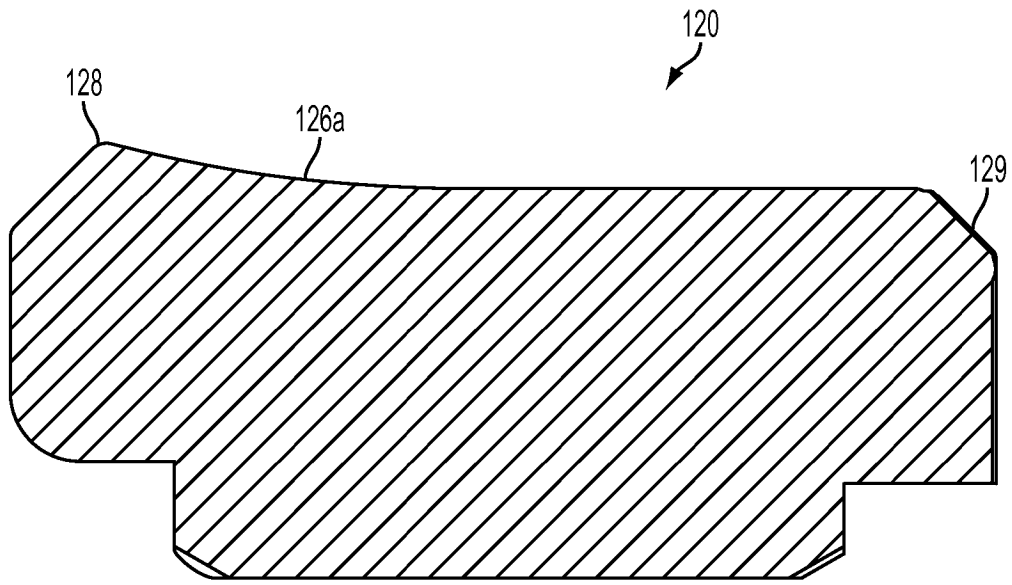


图 57

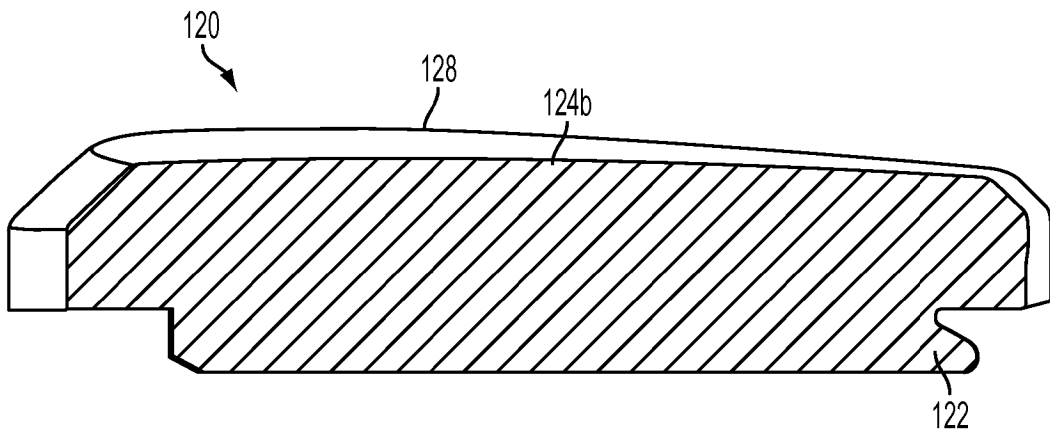


图 58

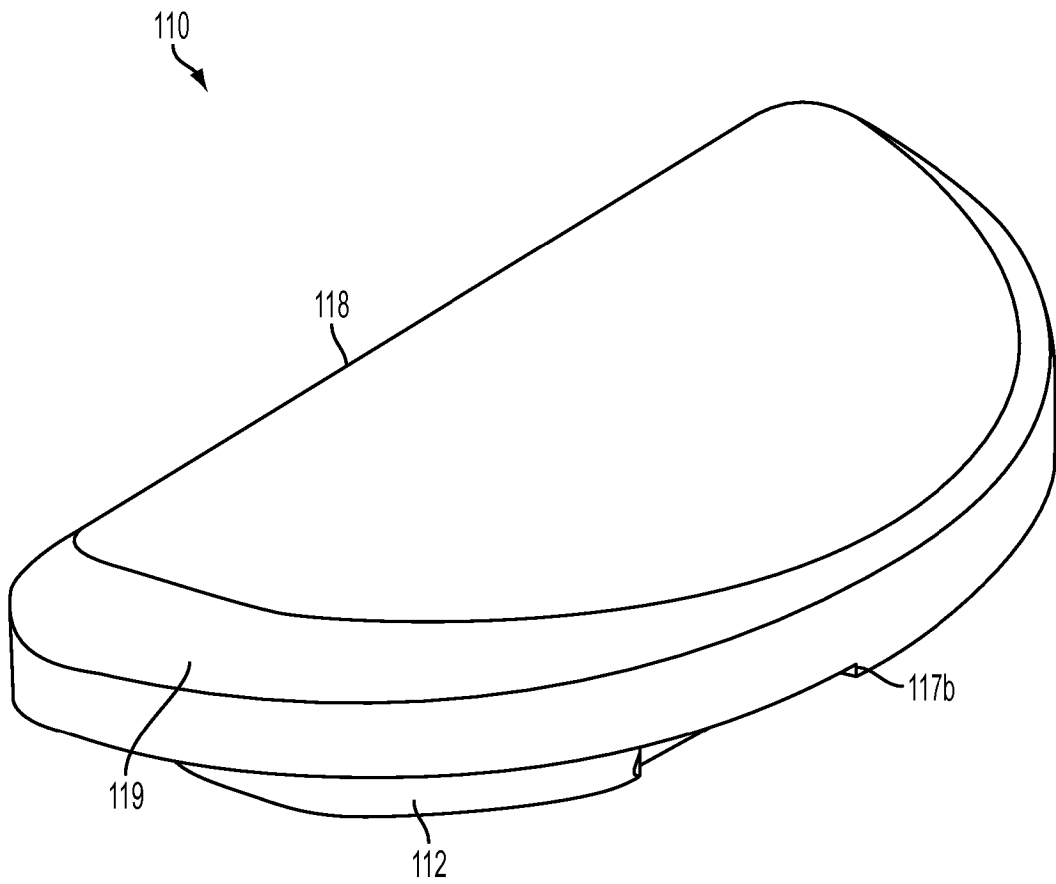


图 59

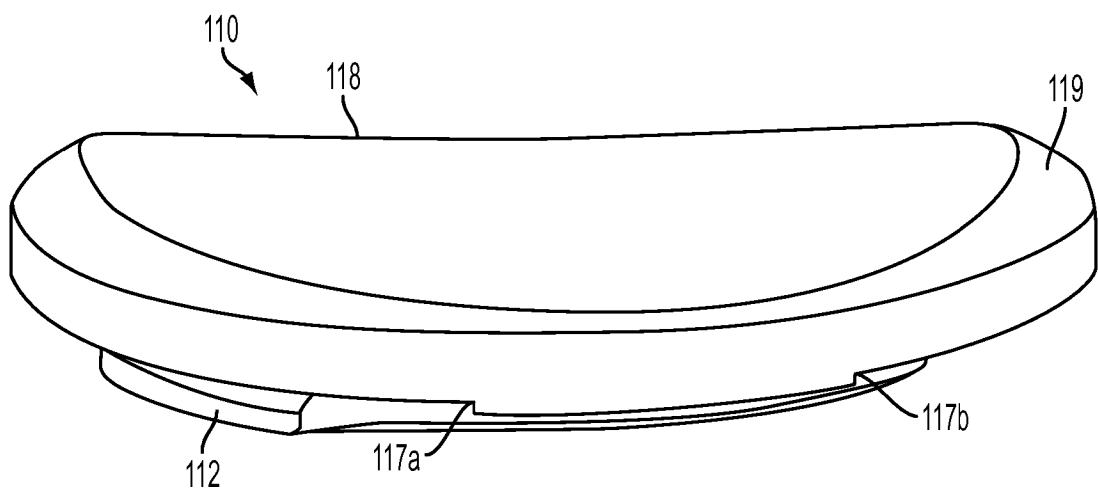


图 60

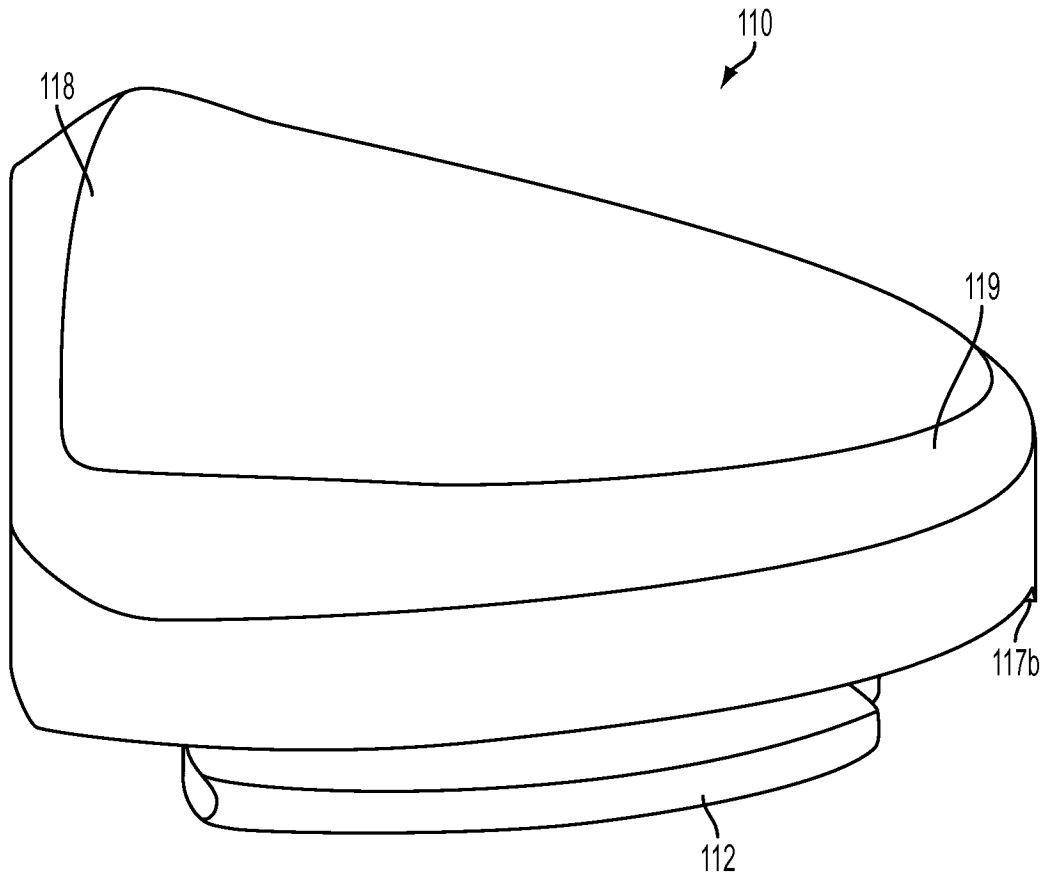


图 61

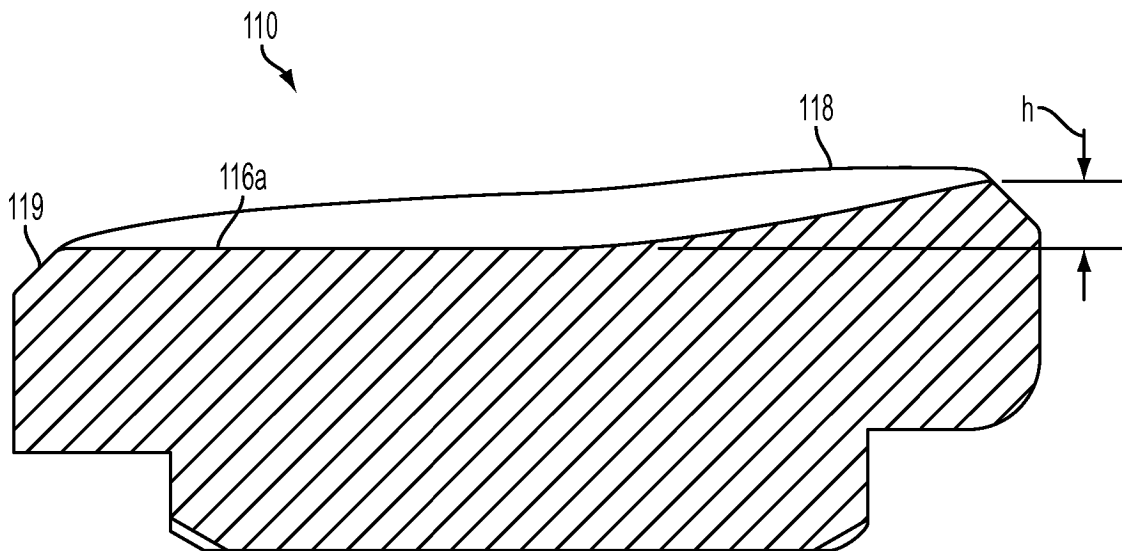


图 62

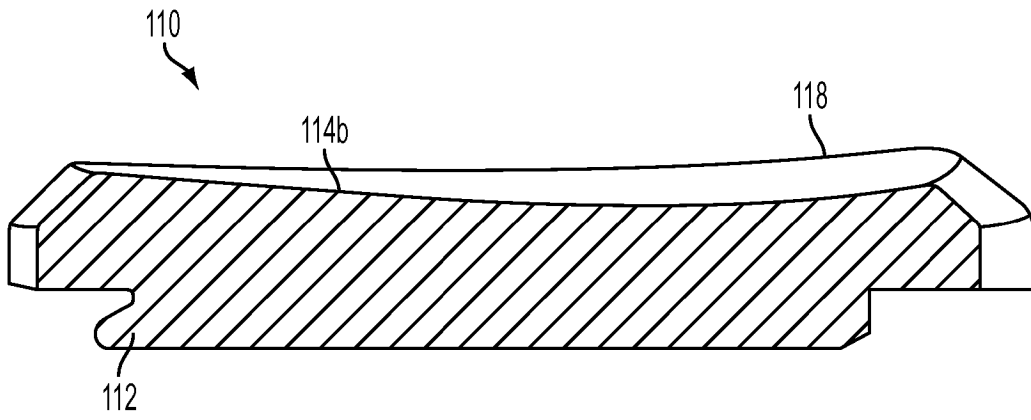


图 63

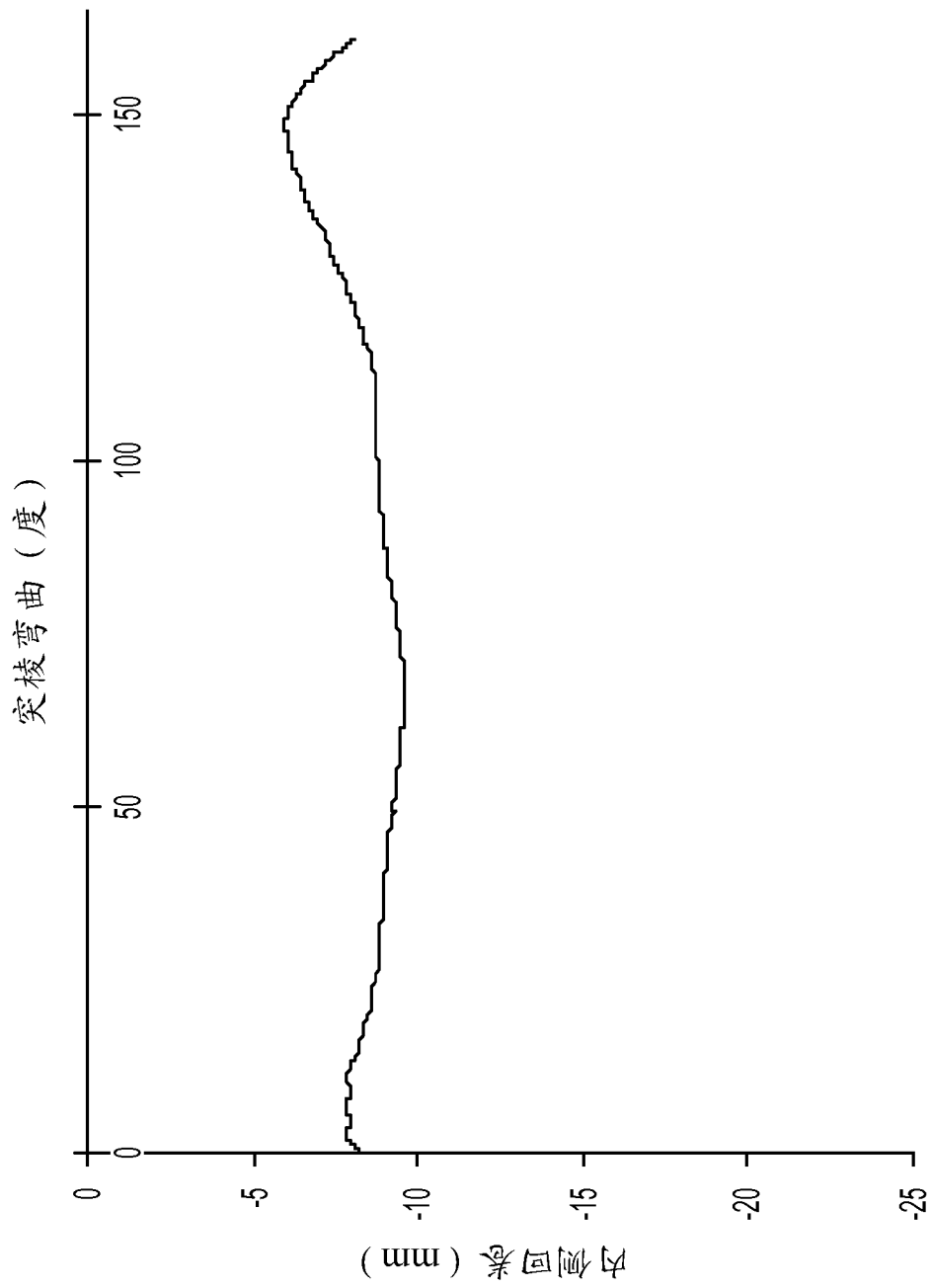


图 64

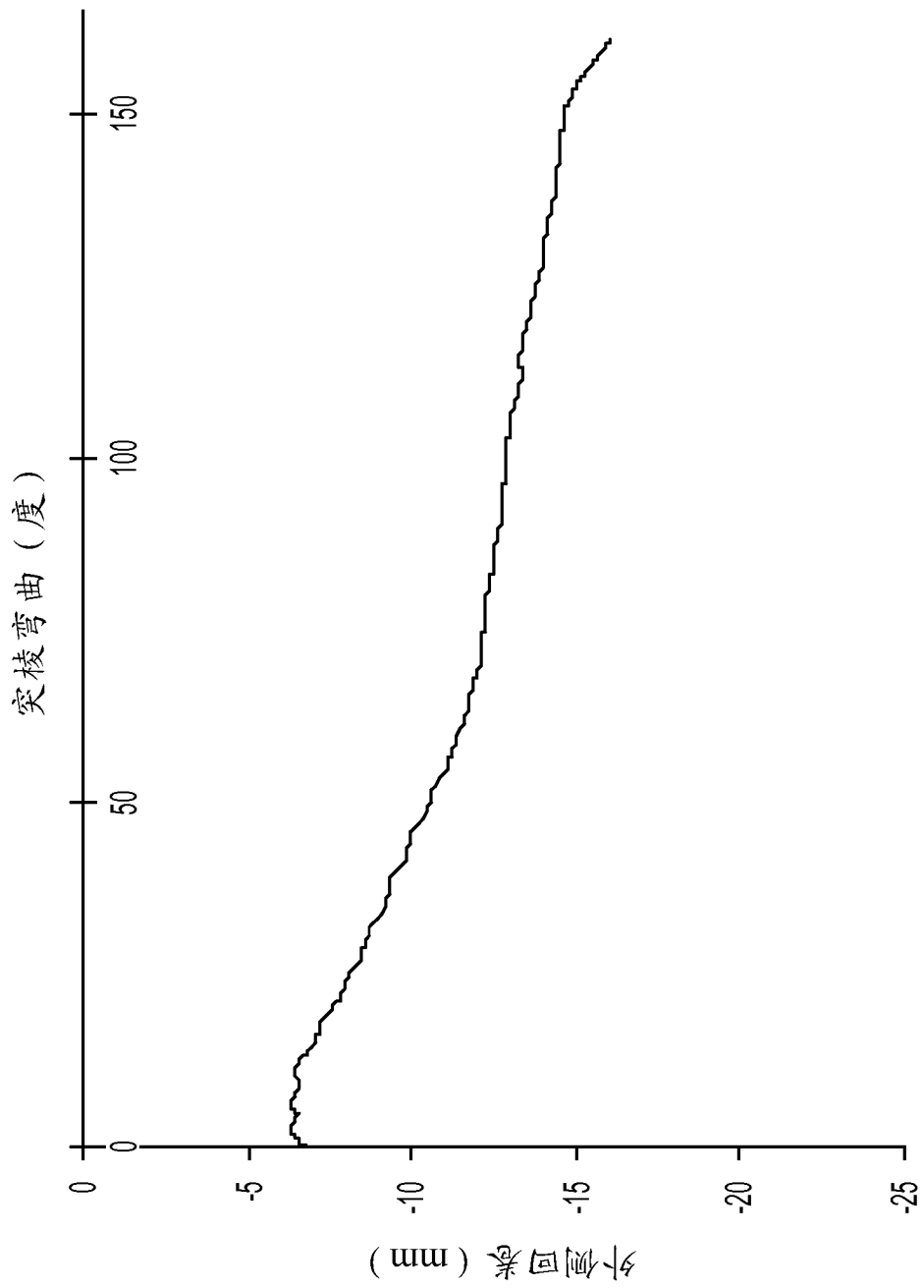


图 65

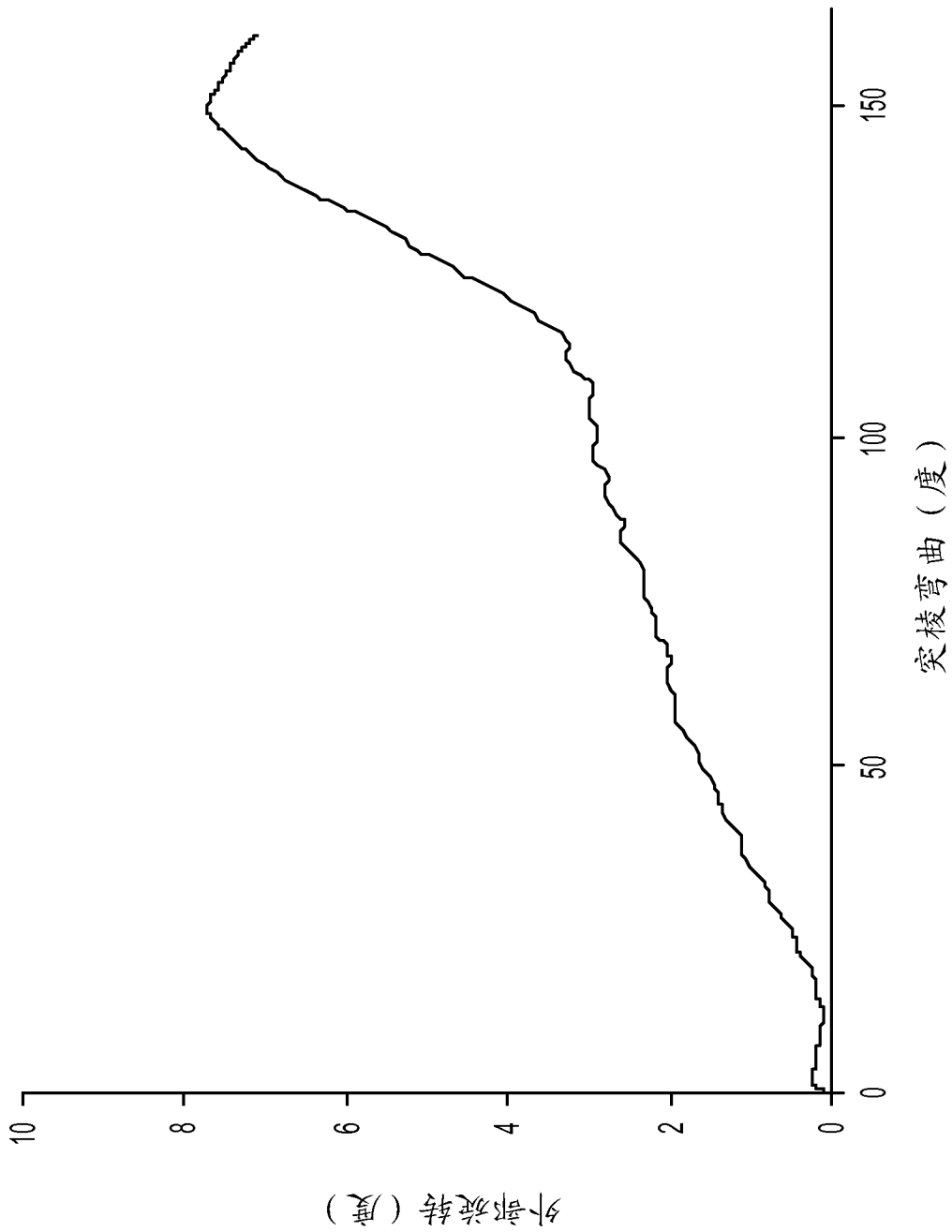


图 66

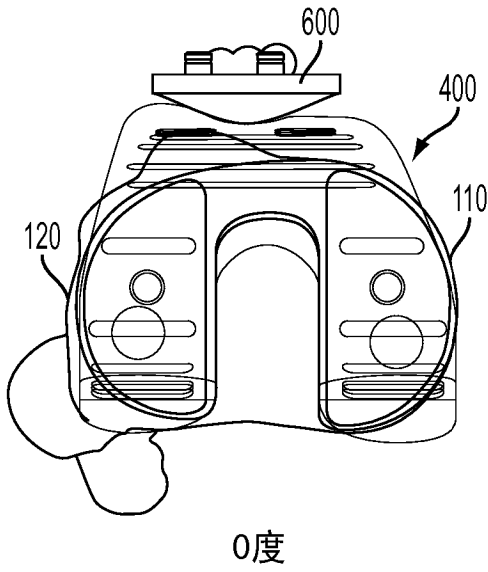


图 67A

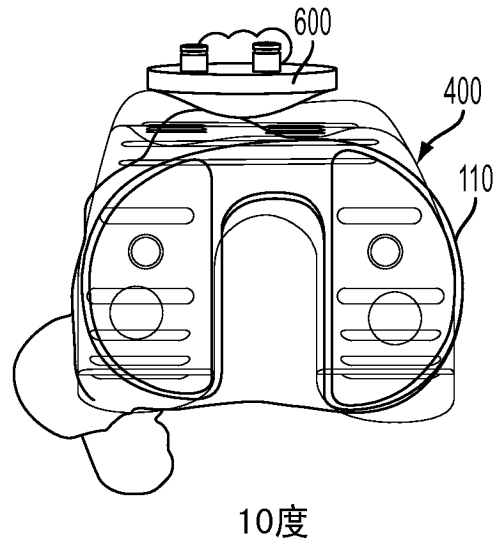


图 67B

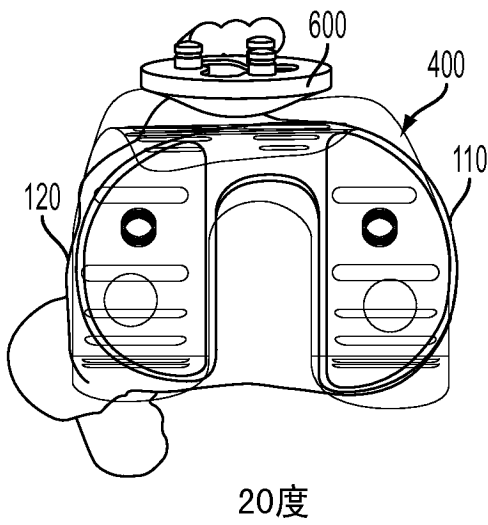


图 67C

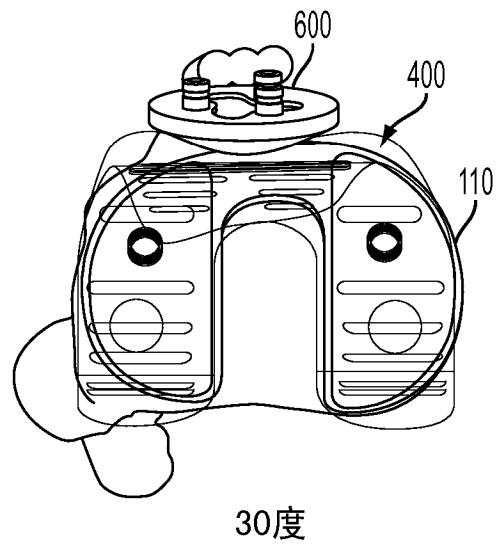


图 67D

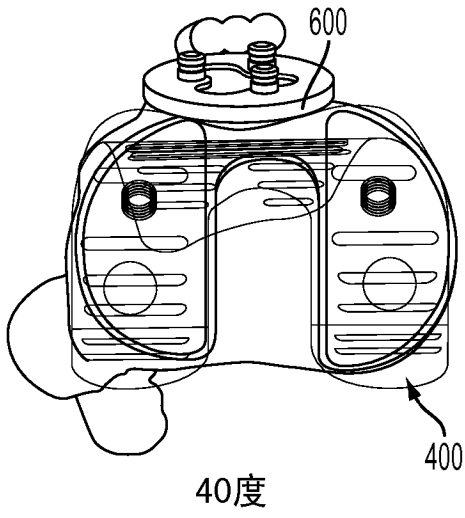


图 67E

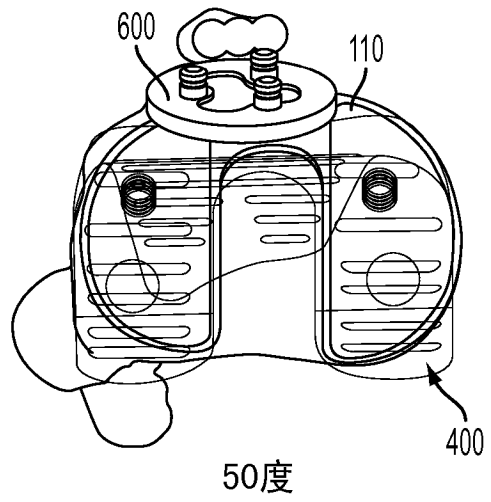


图 67F

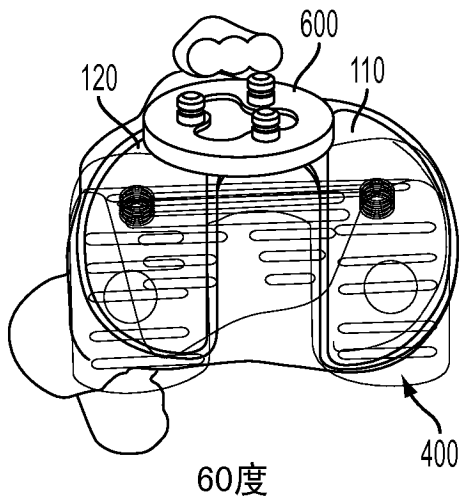


图 67G

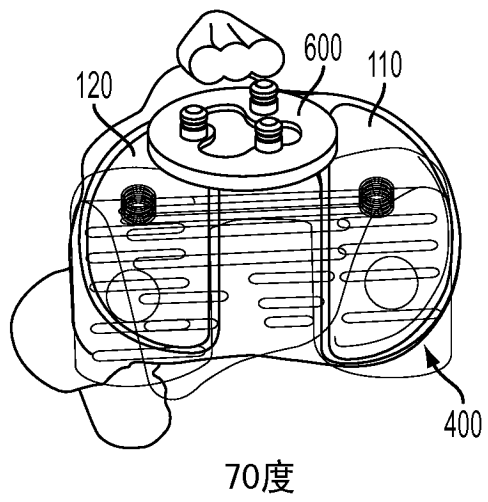
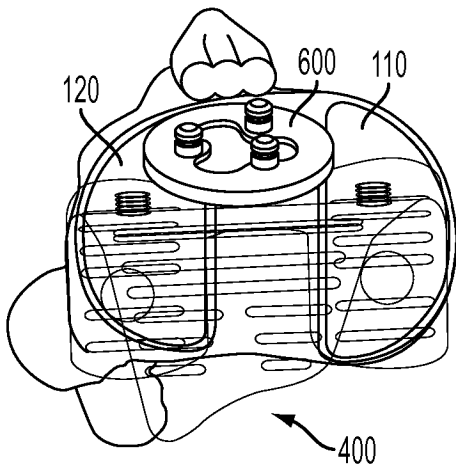
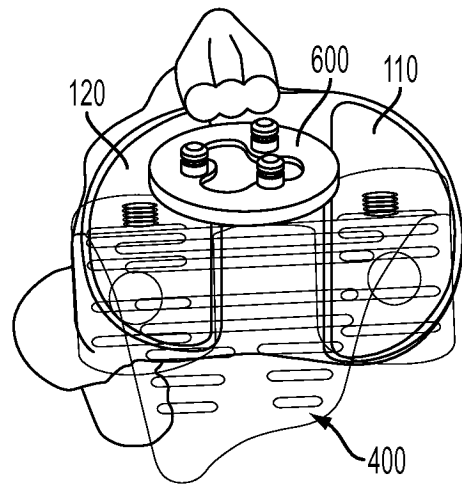


图 67H



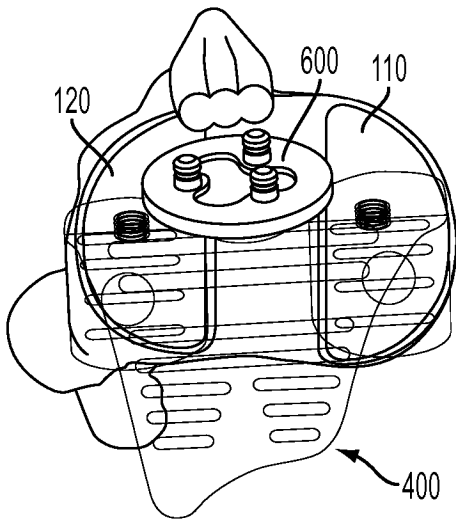
80度

图 67I



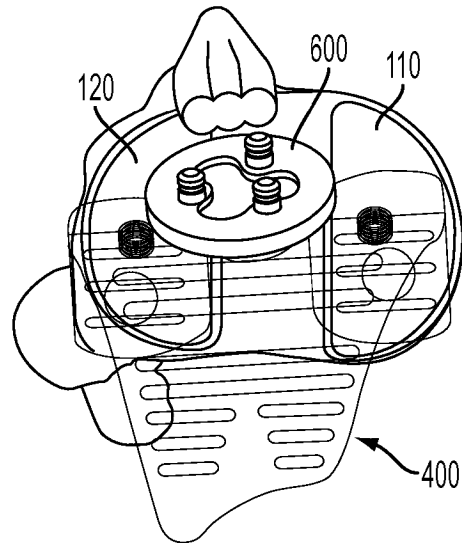
90度

图 67J



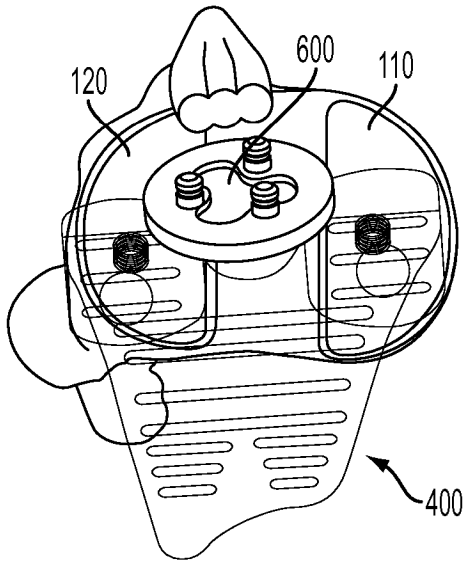
100度

图 67K



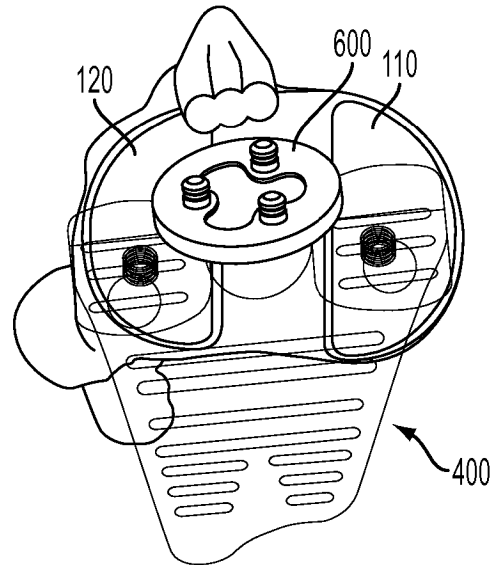
110度

图 67L



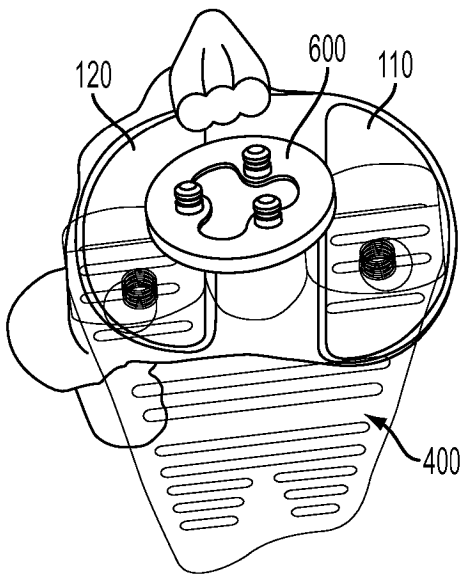
120度

图 67M



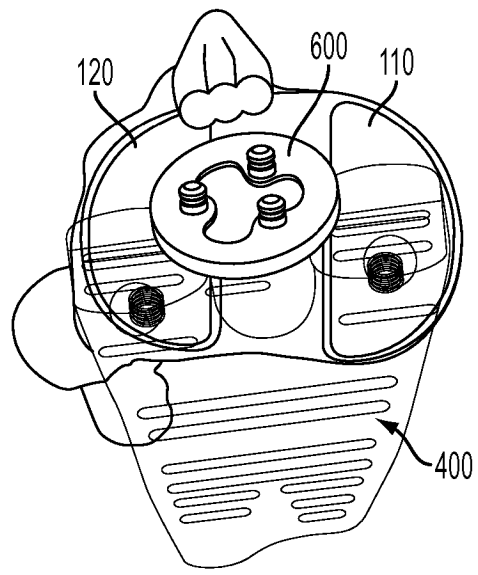
130度

图 67N



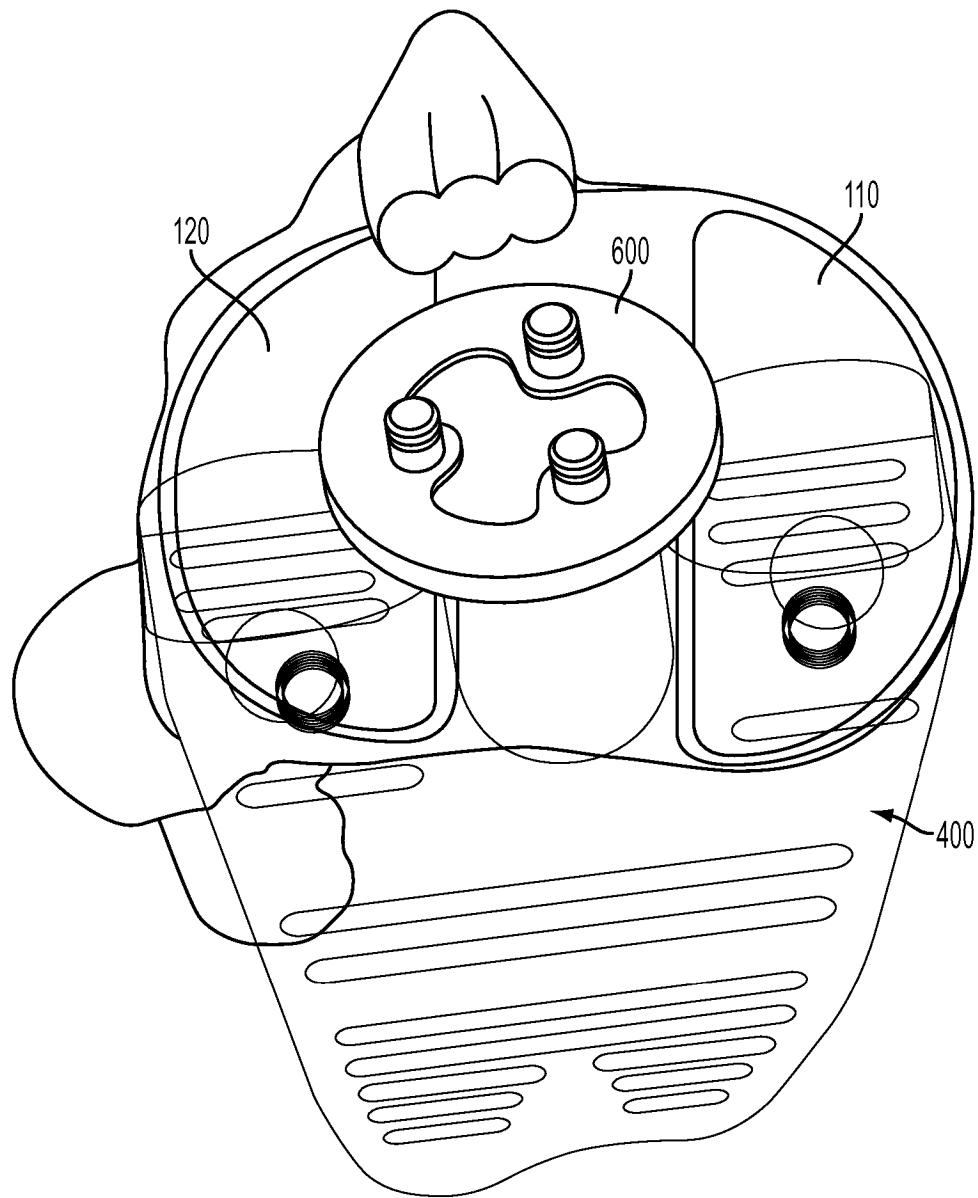
140度

图 67O



150度

图 67P



160度

图 67Q

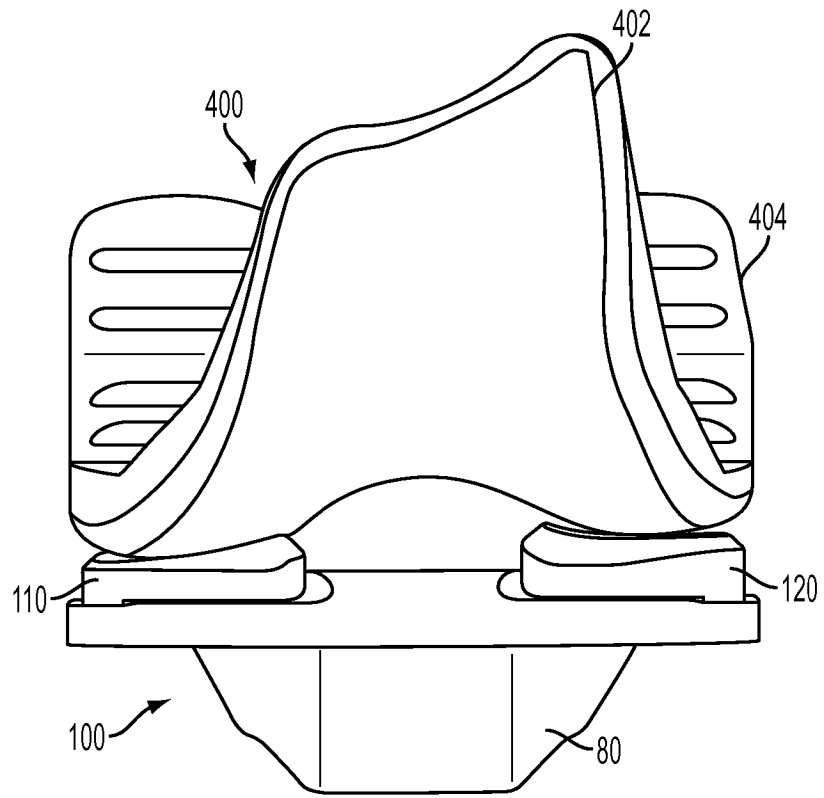


图 68

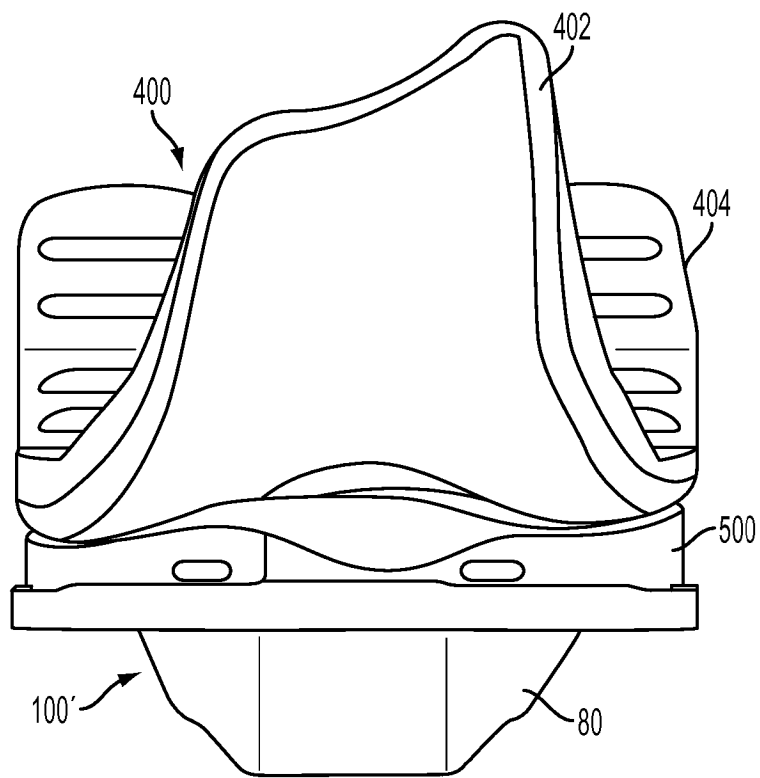


图 69

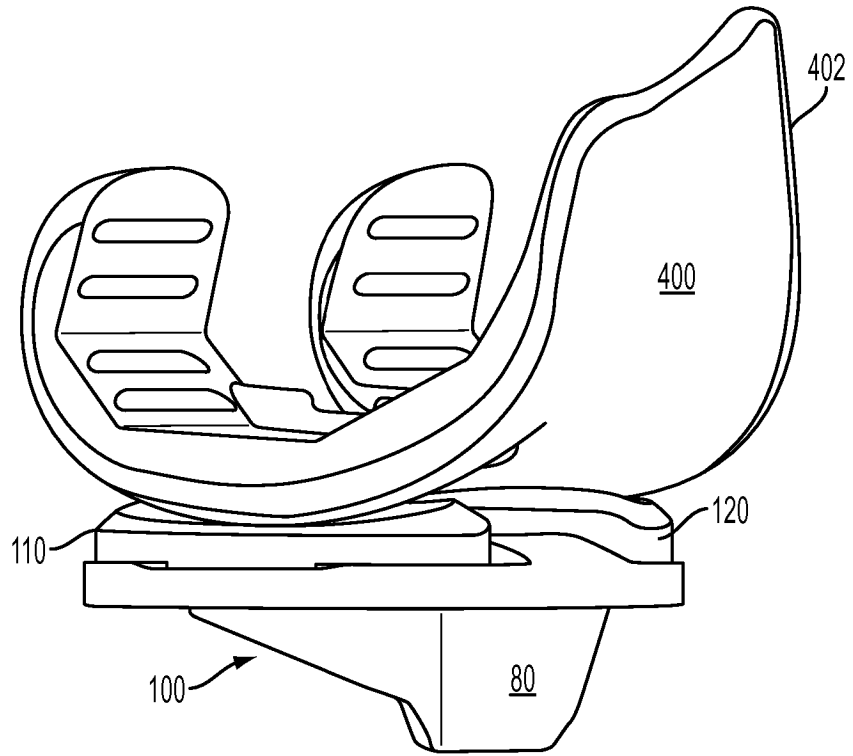


图 70

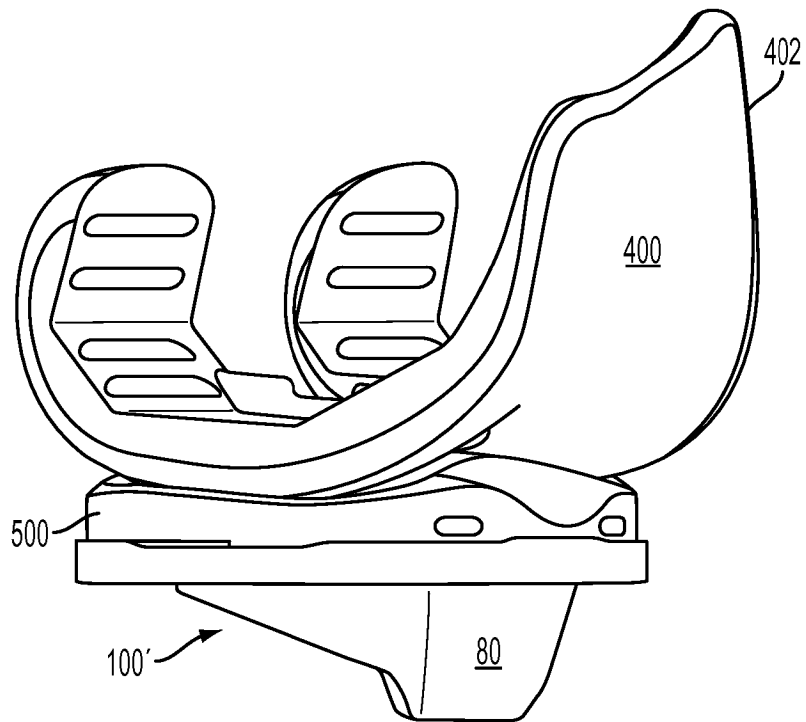


图 71

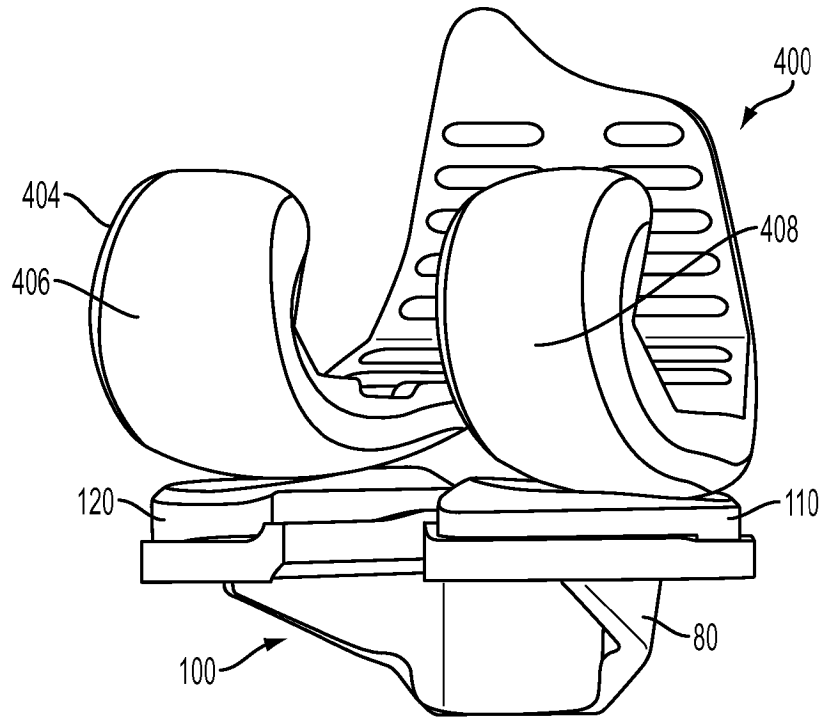


图 72

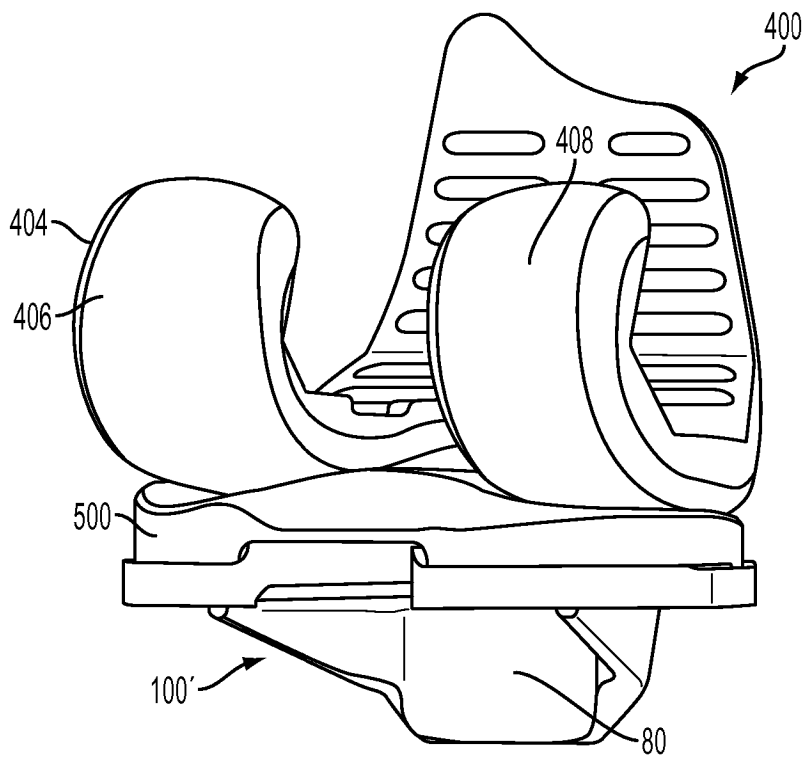


图 73

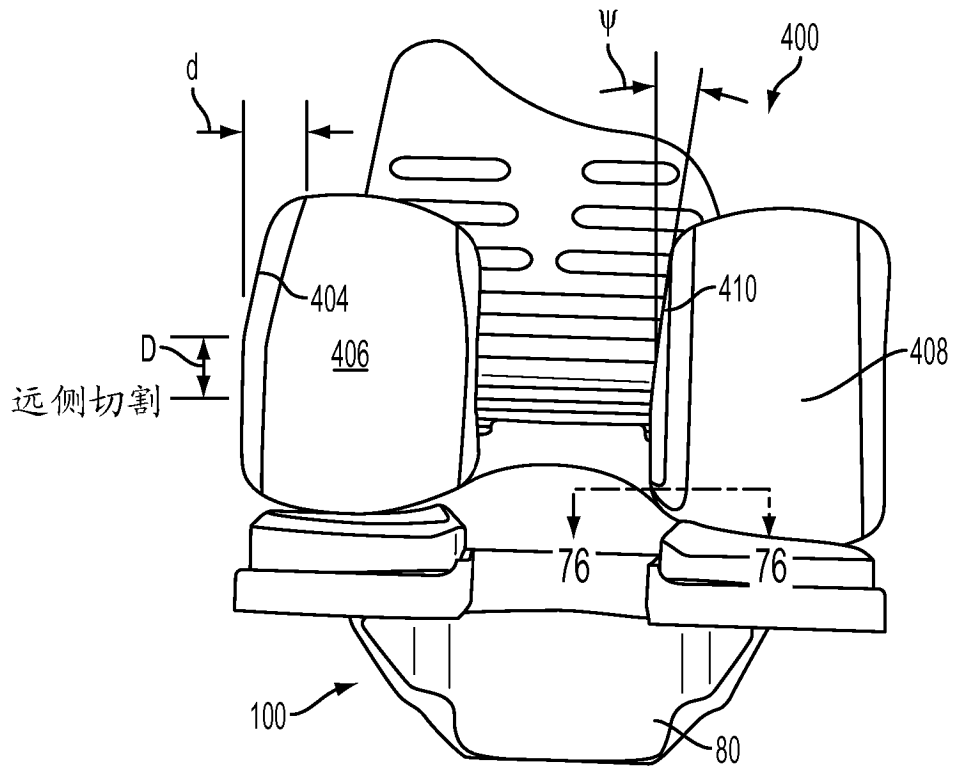


图 74

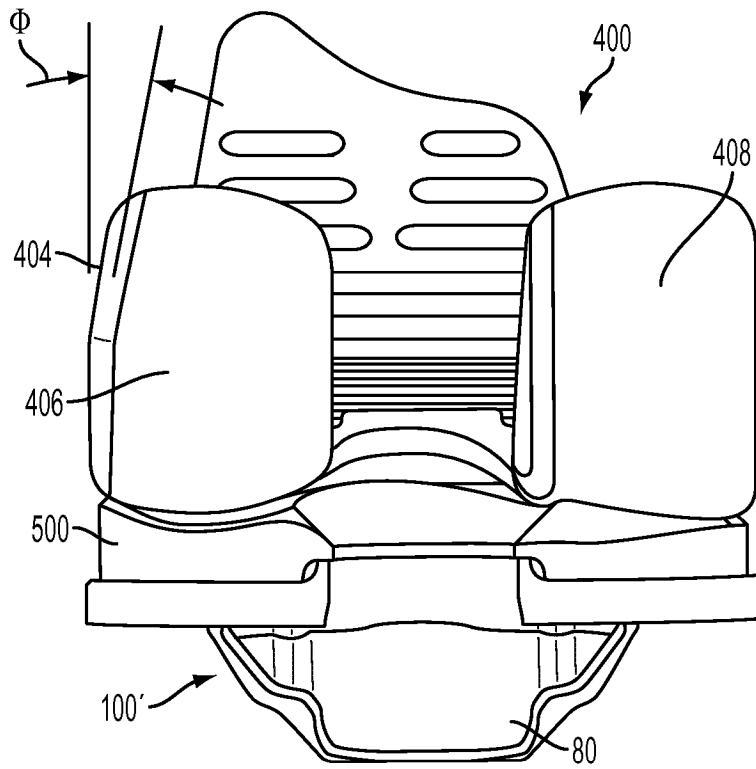


图 75

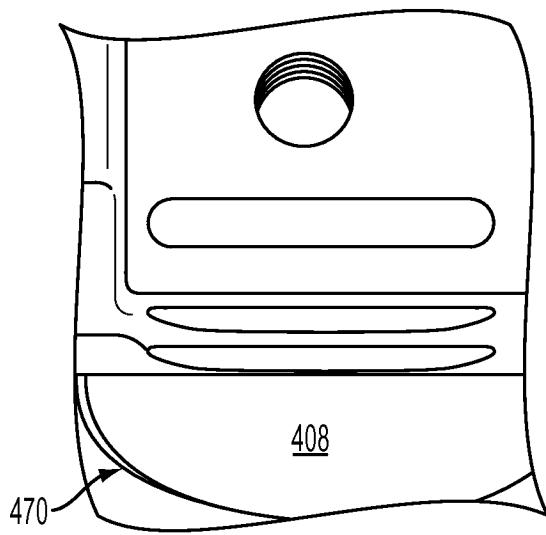


图 76

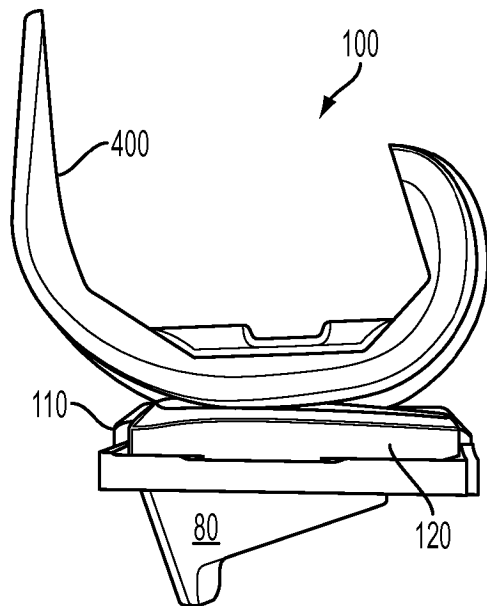


图 77

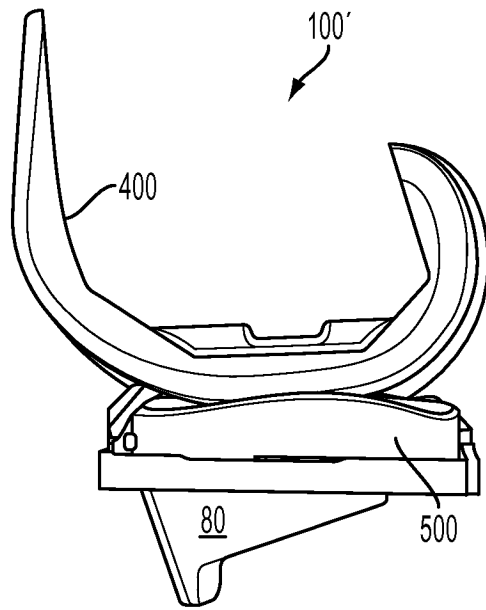


图 78

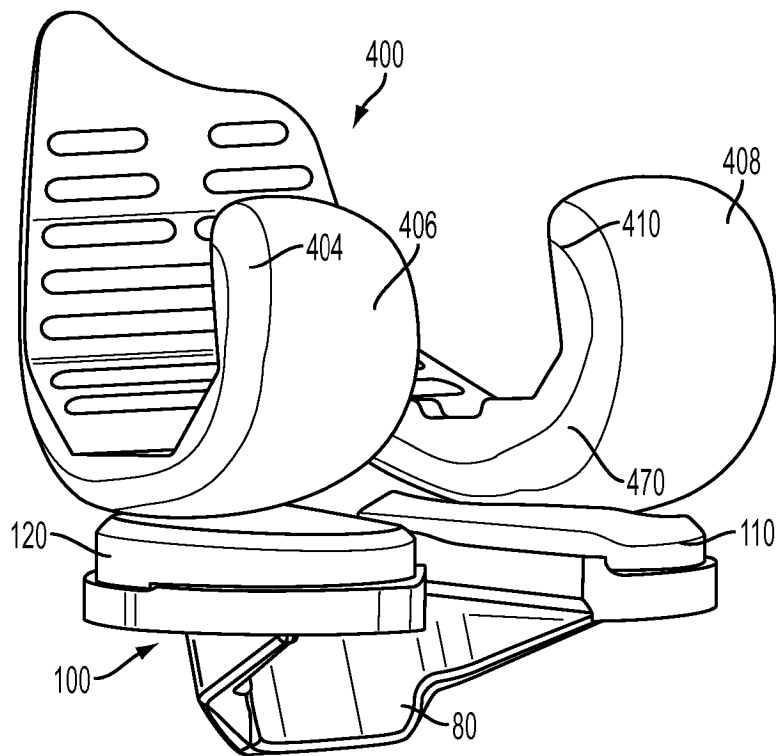


图 79

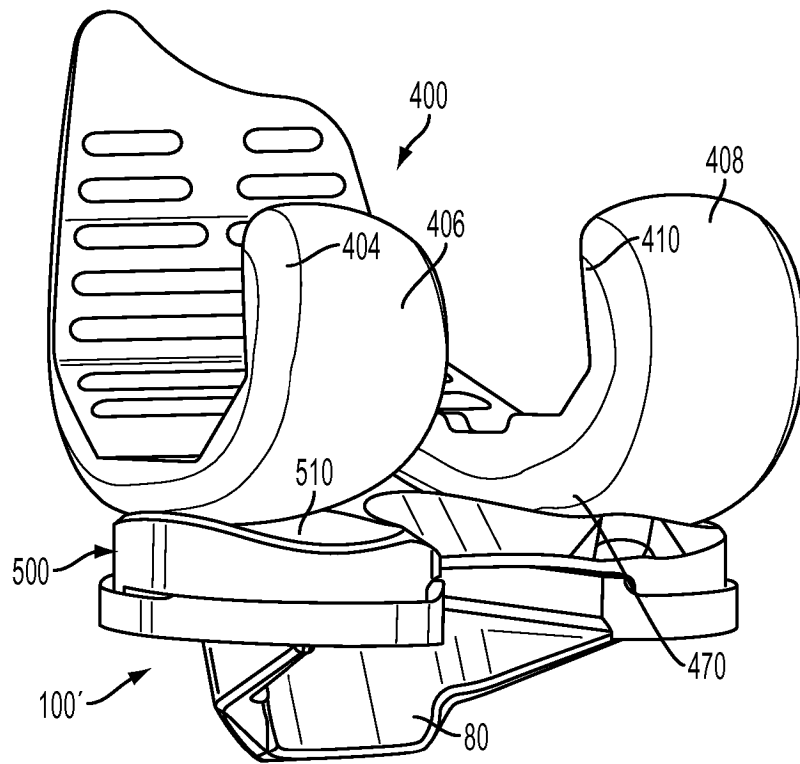


图 80

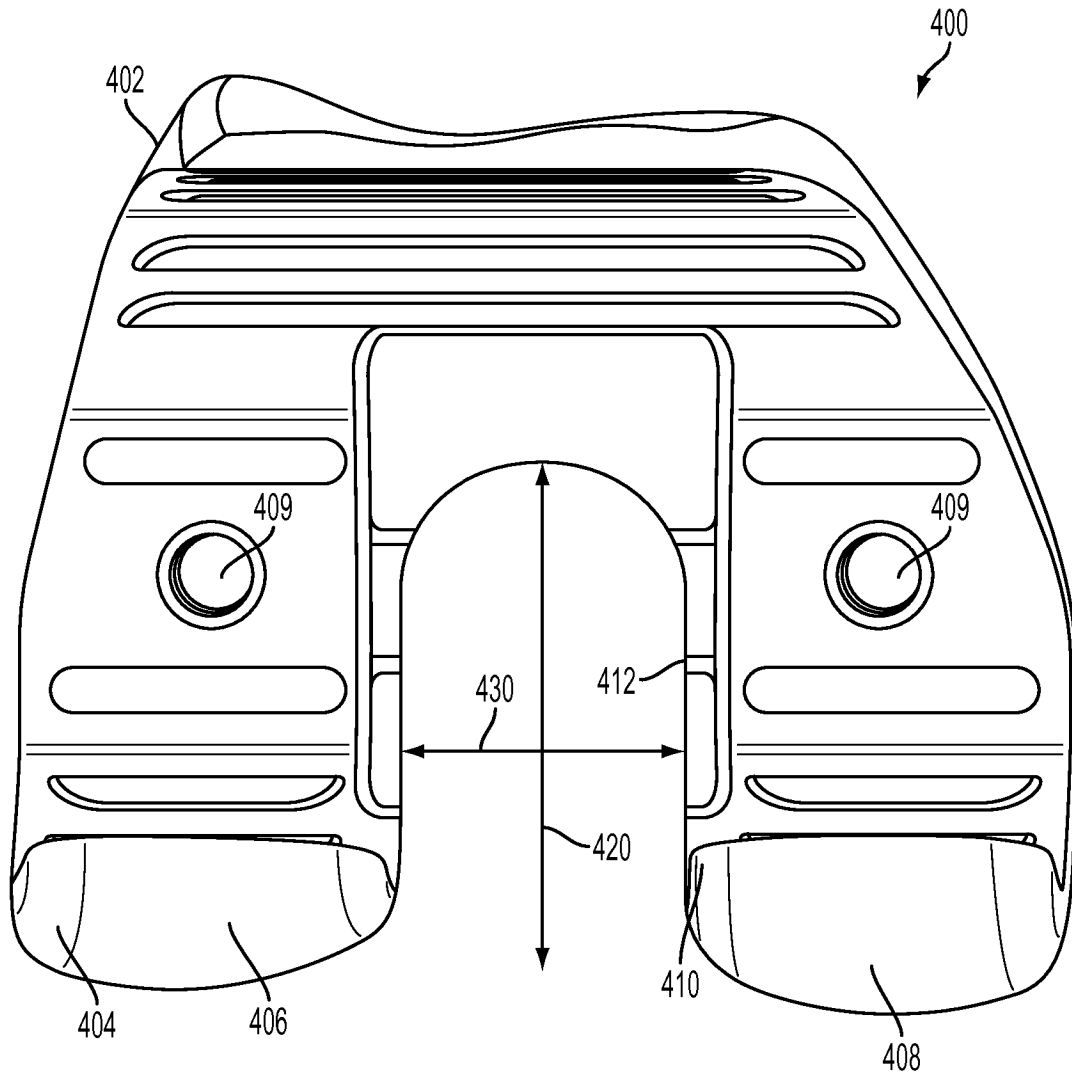


图 81

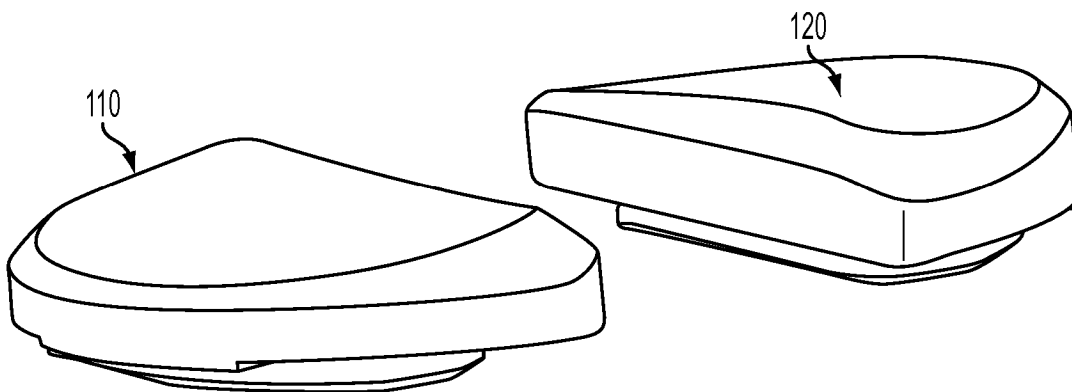


图 82

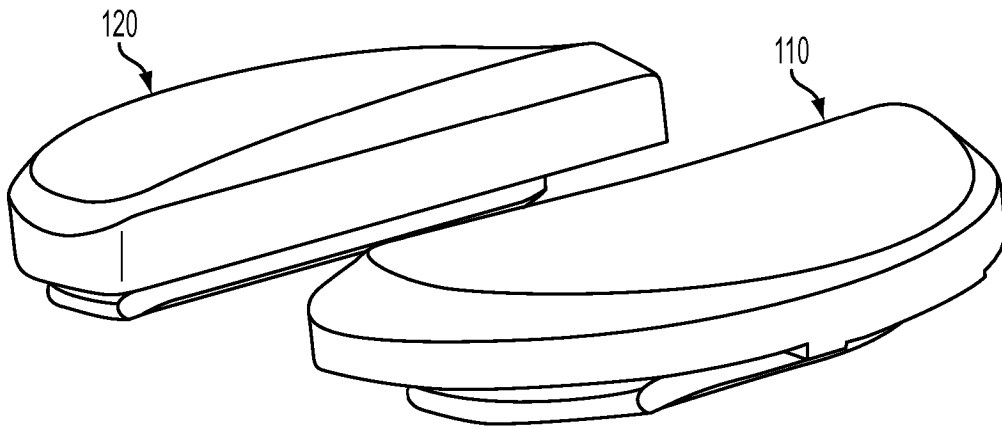


图 83

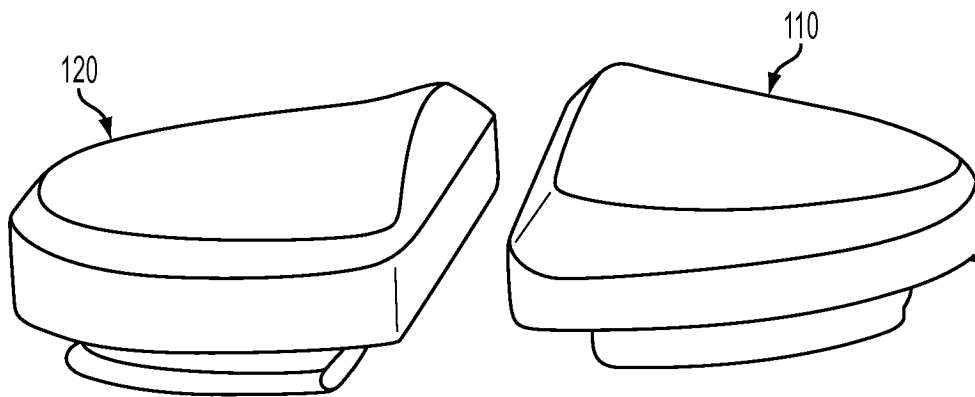


图 84

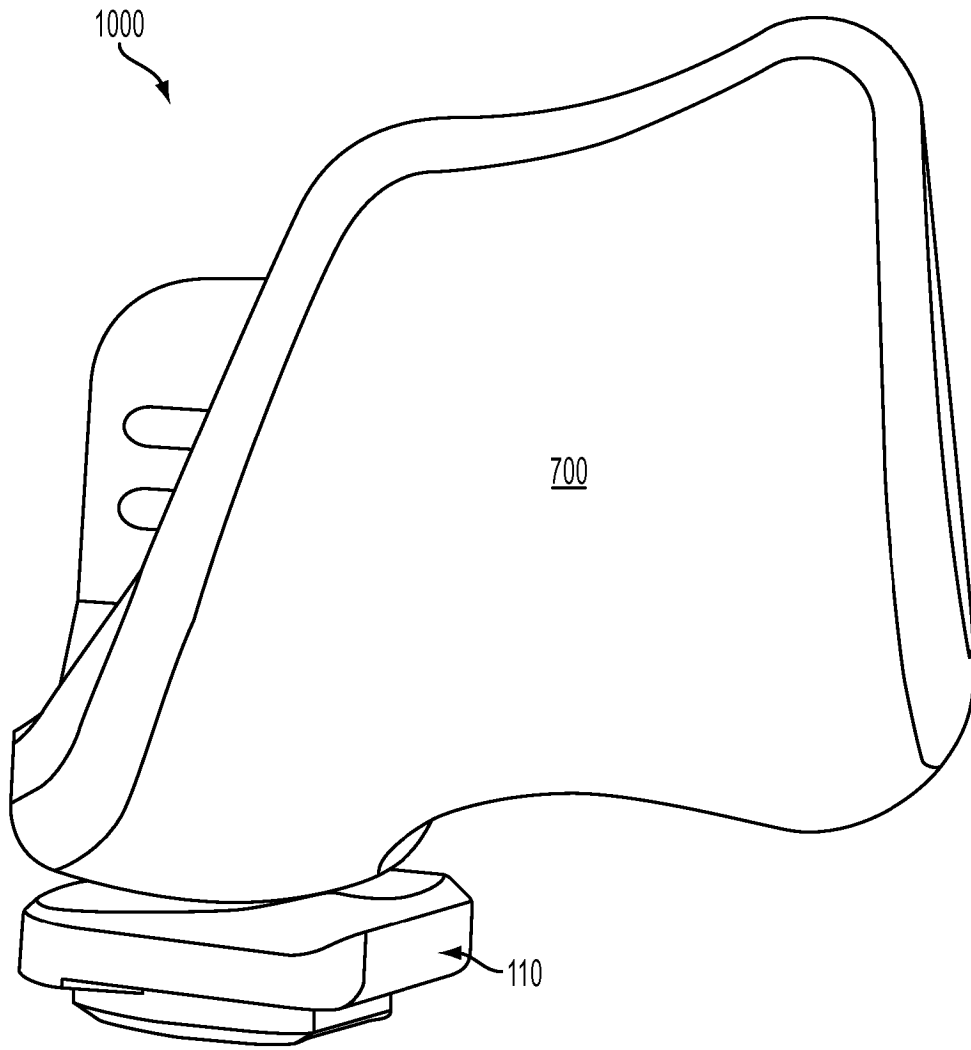


图 85

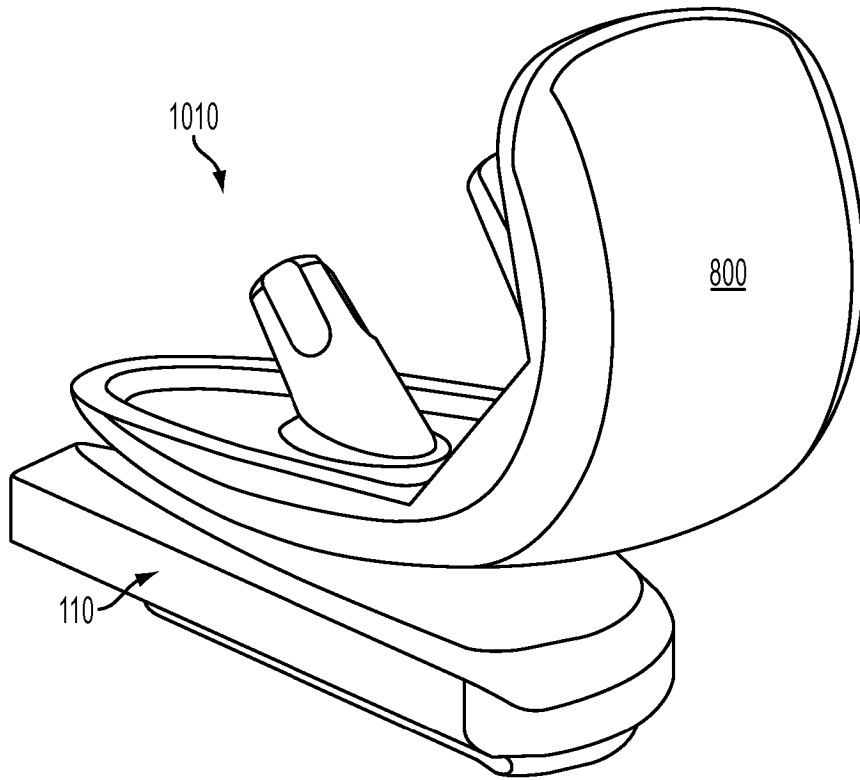


图 86

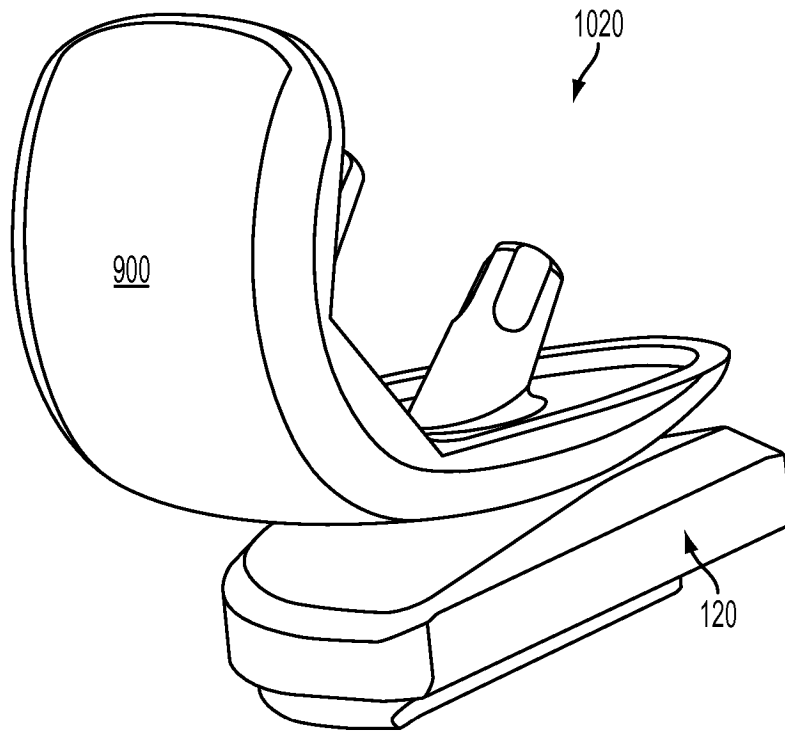


图 87

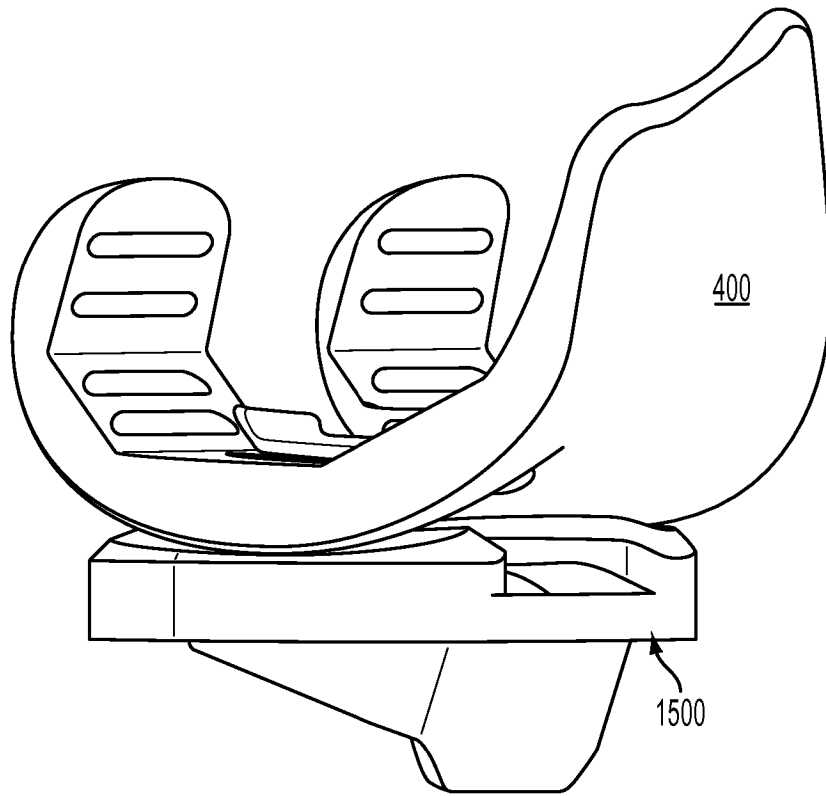


图 88

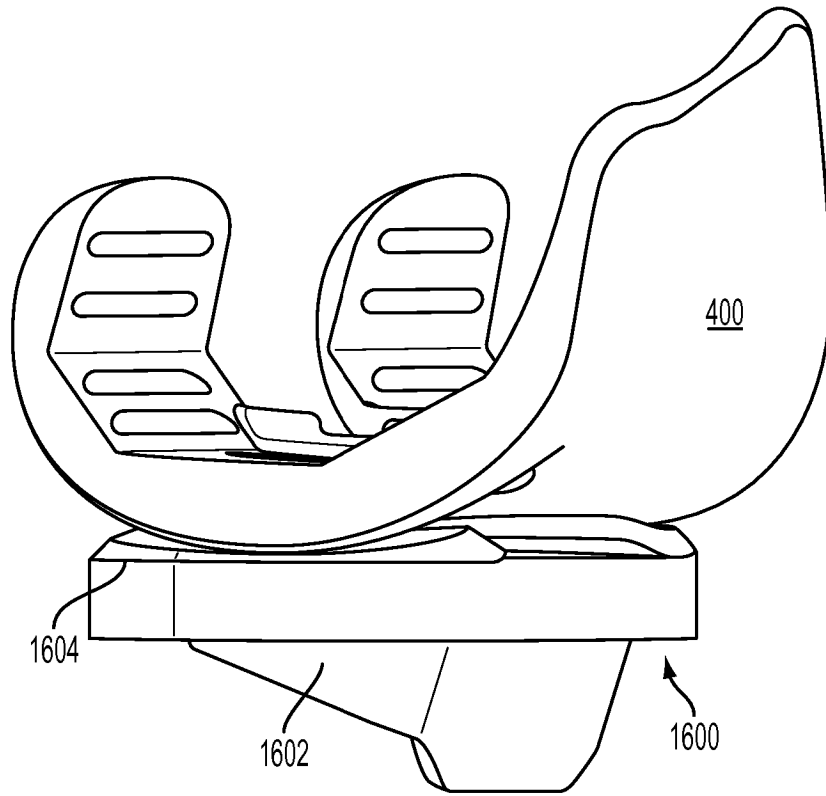


图 89

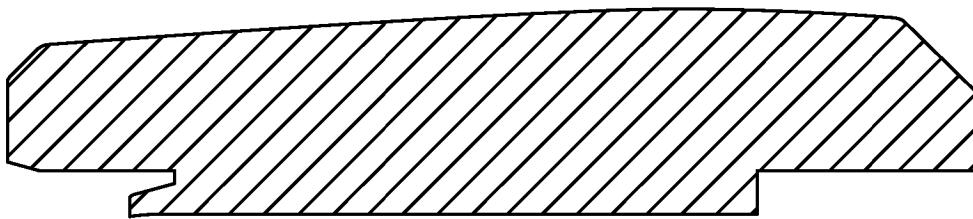


图 90a

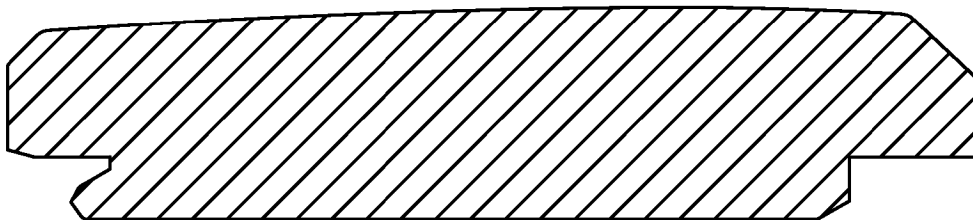


图 90b

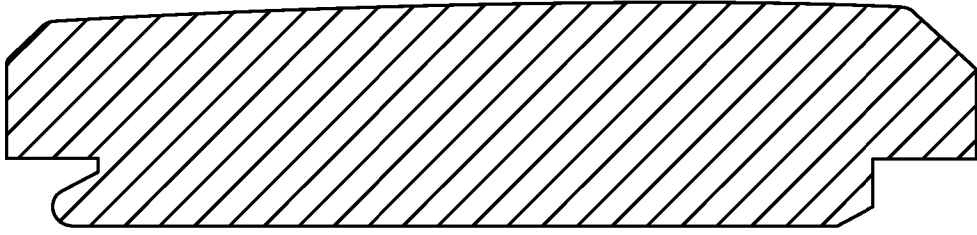


图 90c

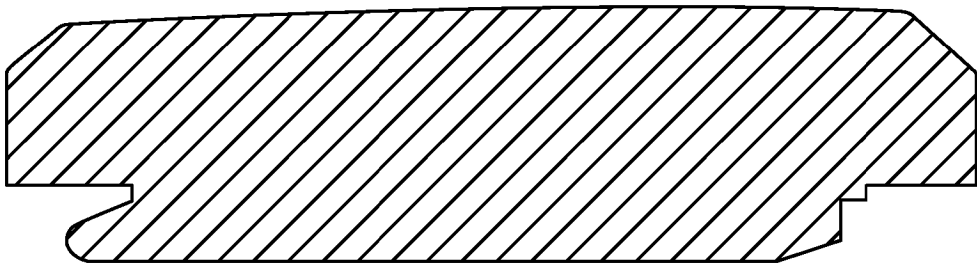


图 90d

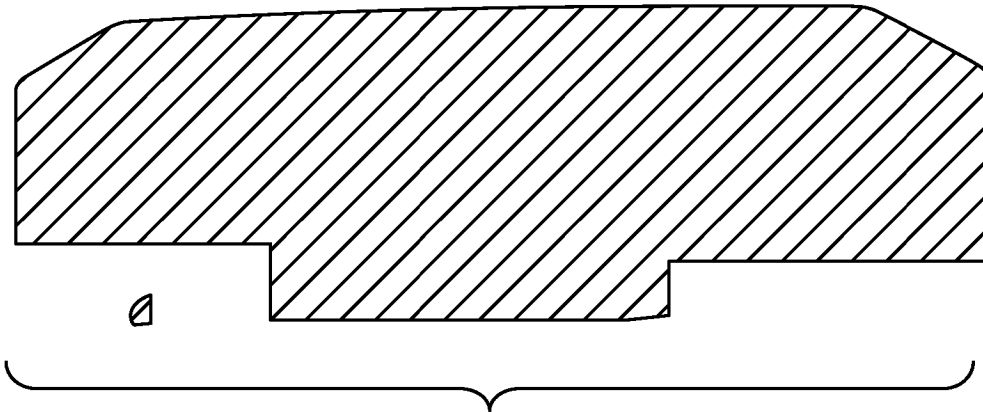


图 90e

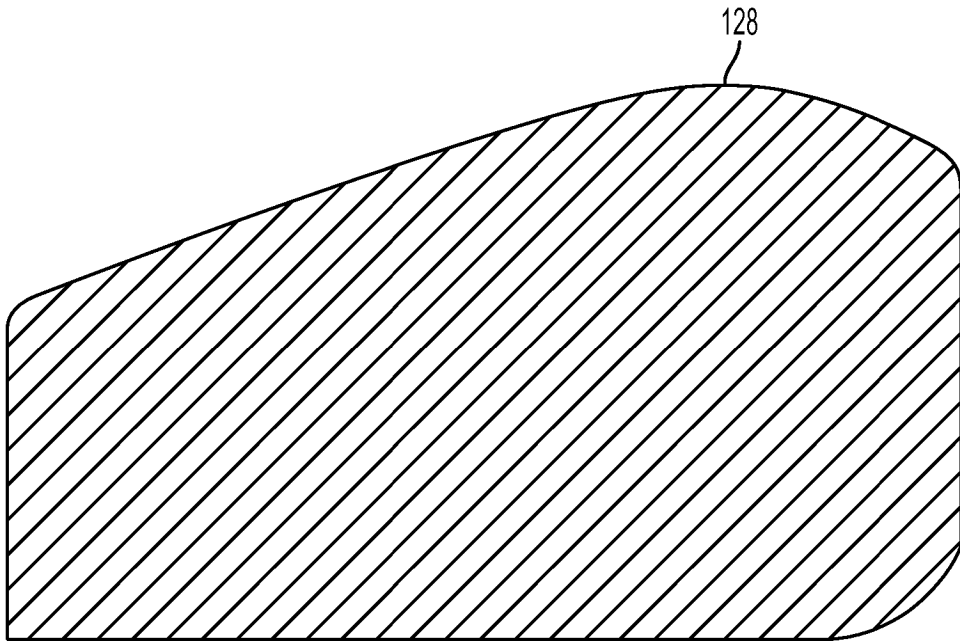


图 91a

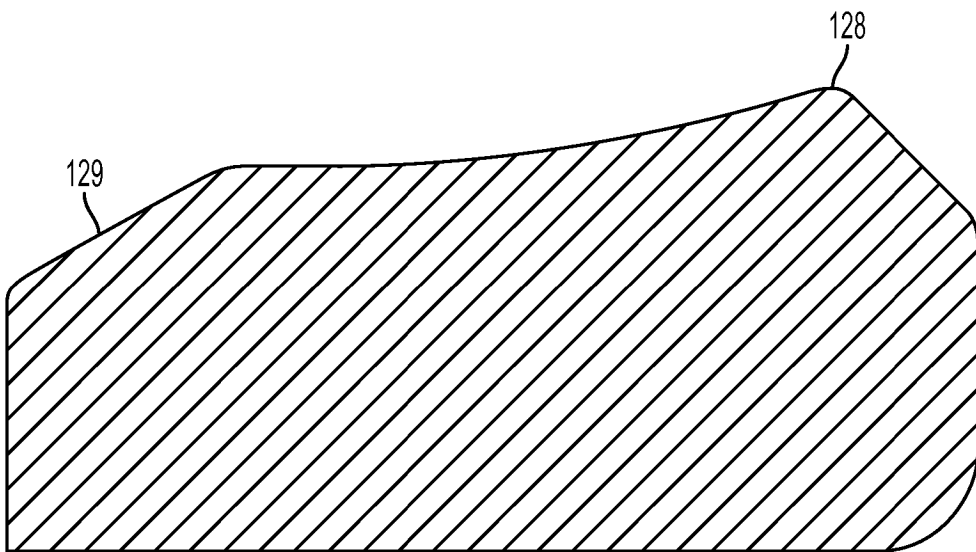


图 91b

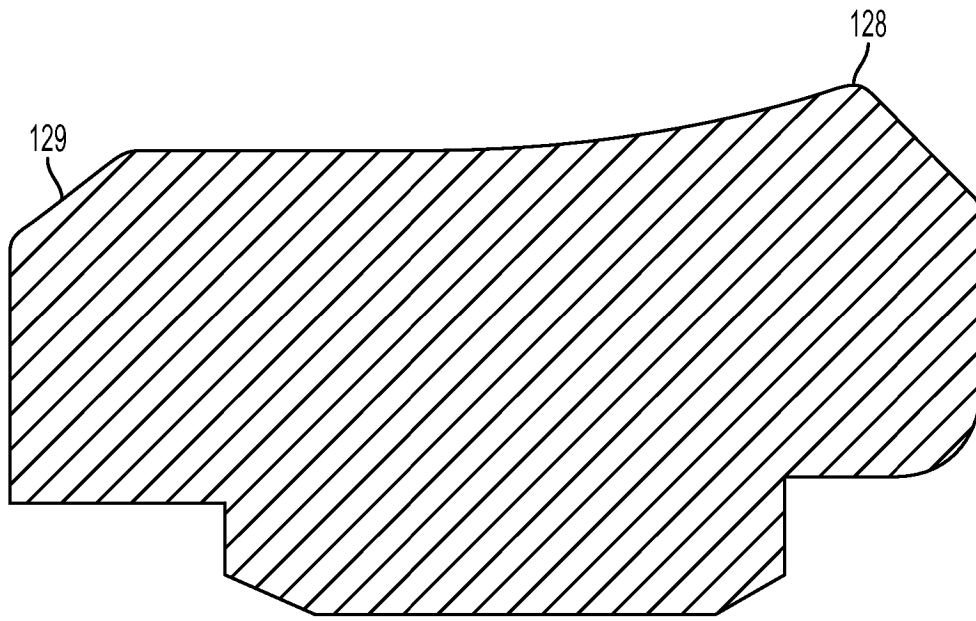


图 91c

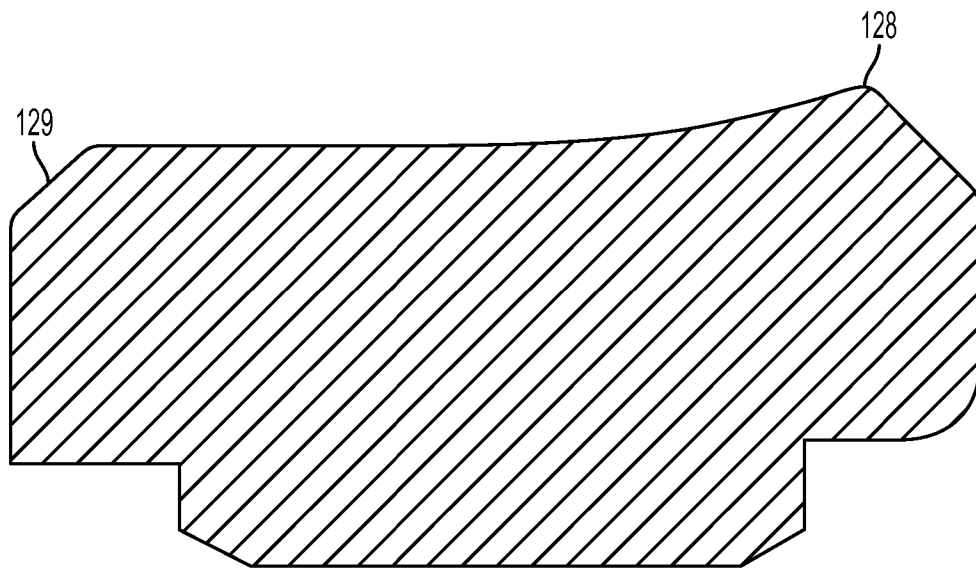


图 91d

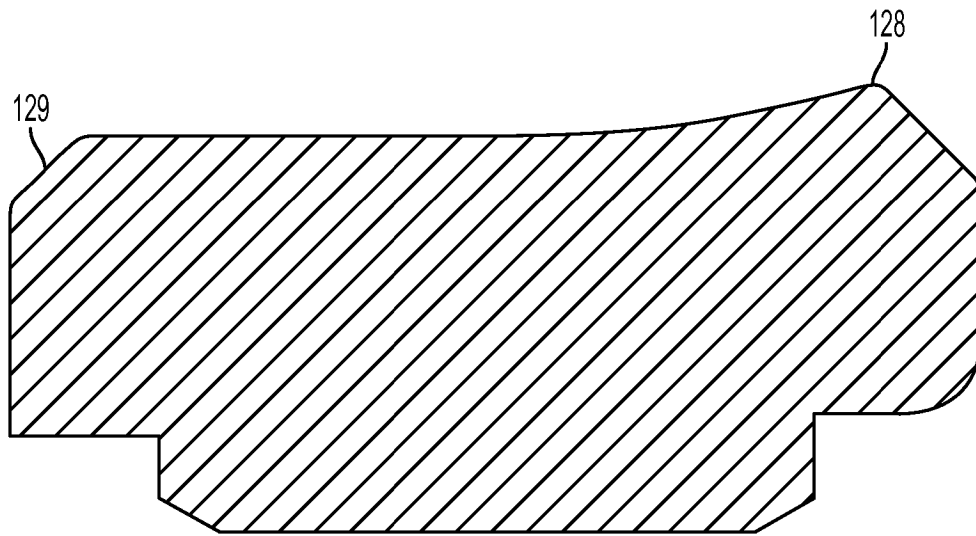


图 91e

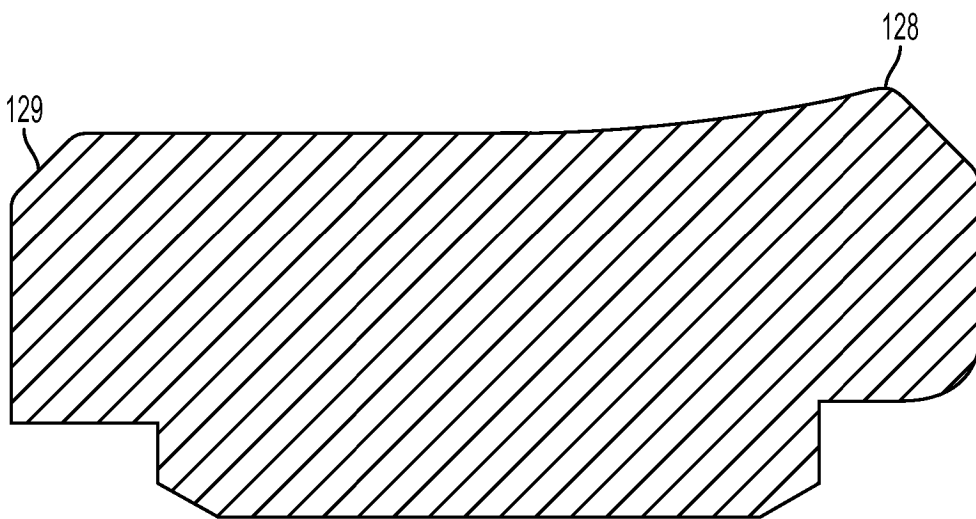


图 91f

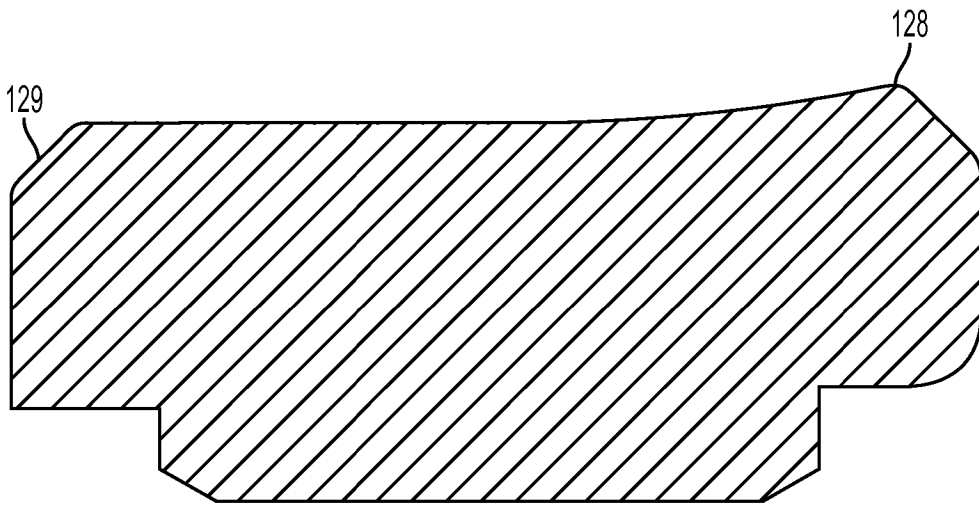


图 91g

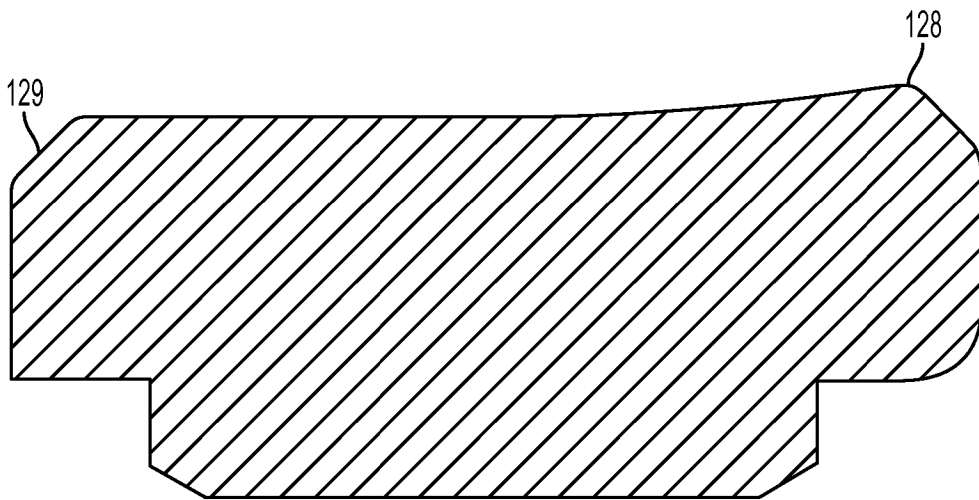


图 91h

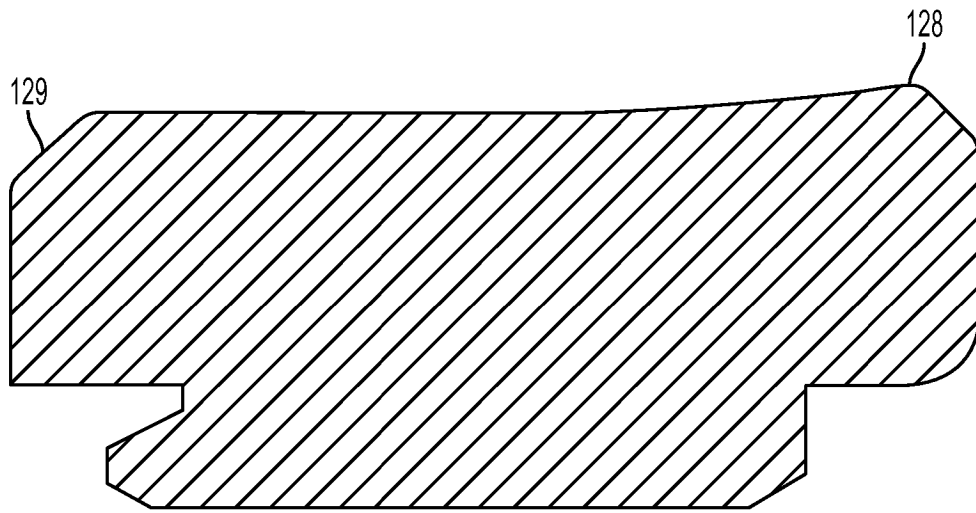


图 91i

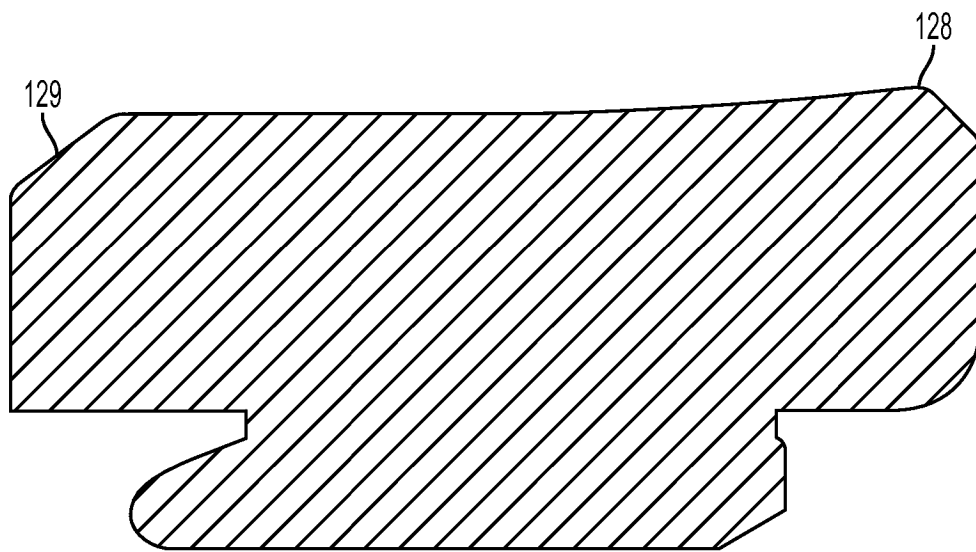


图 91j

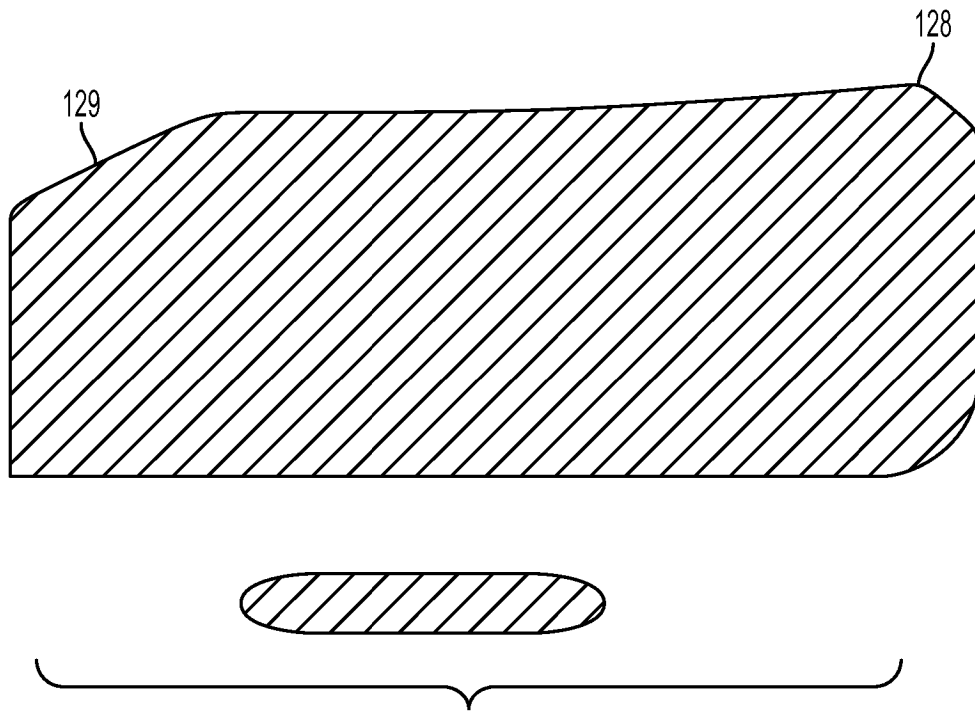


图 91k

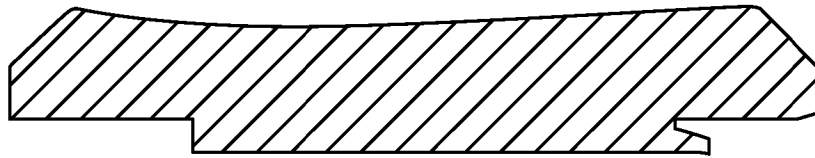


图 92a

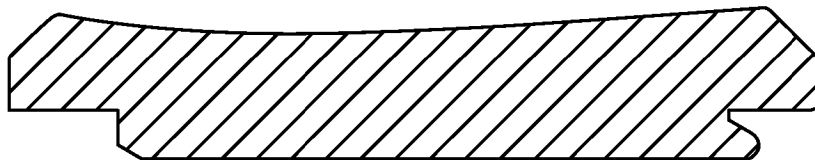


图 92b

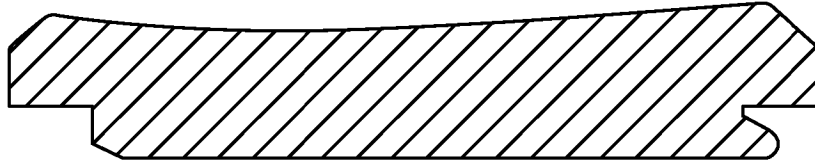


图 92c

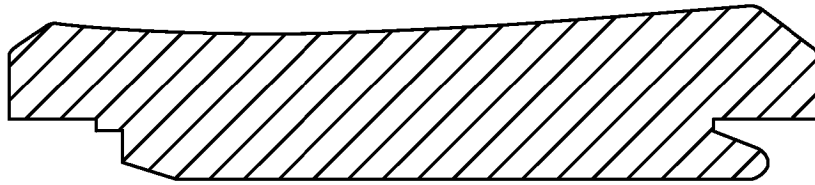


图 92d

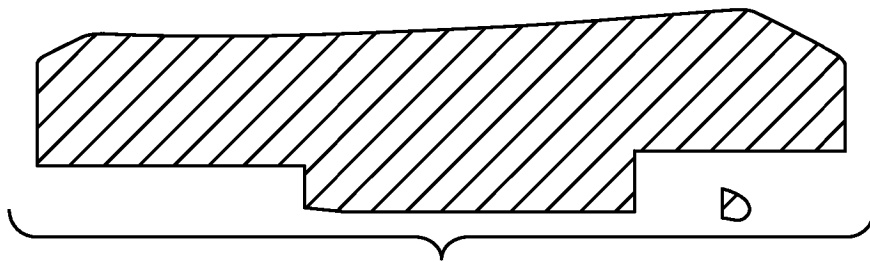


图 92e

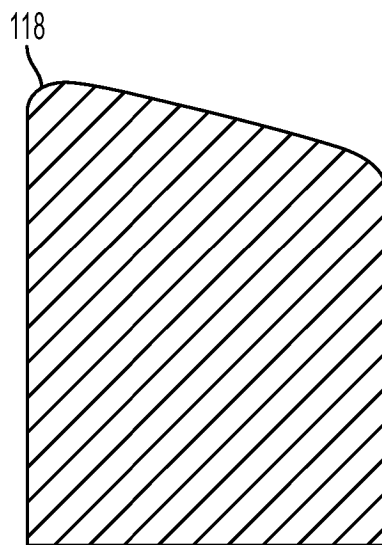


图 93a

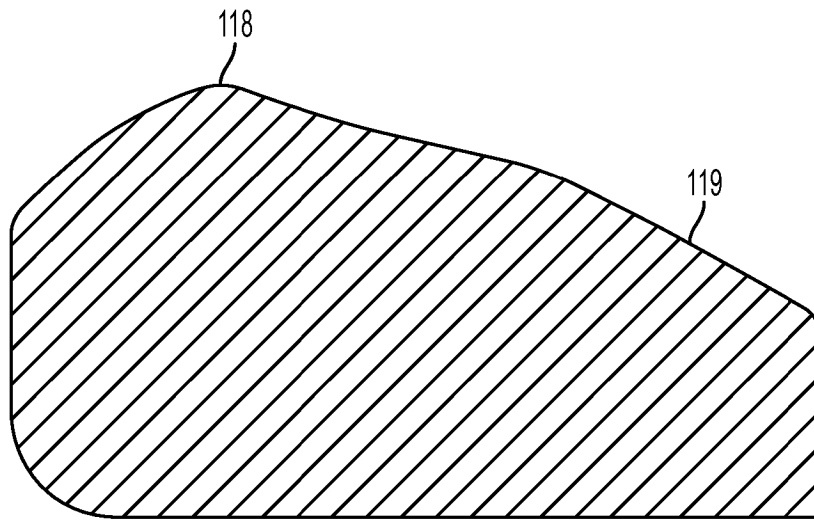


图 93b

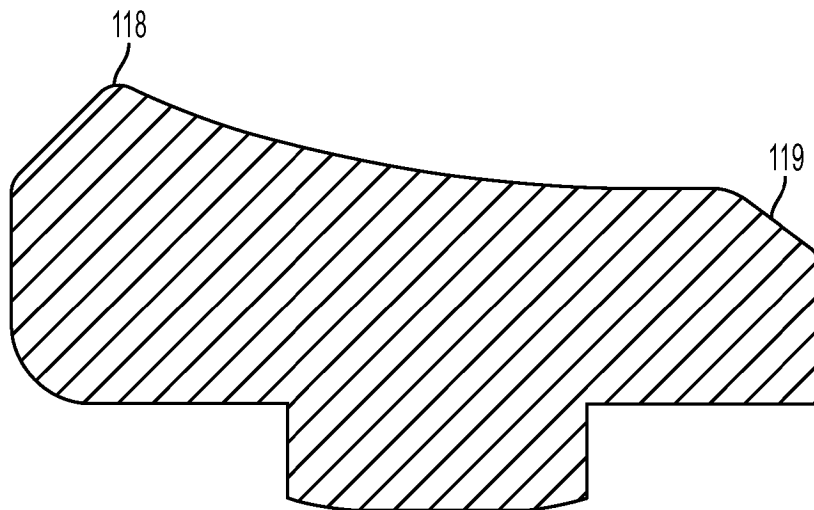


图 93c

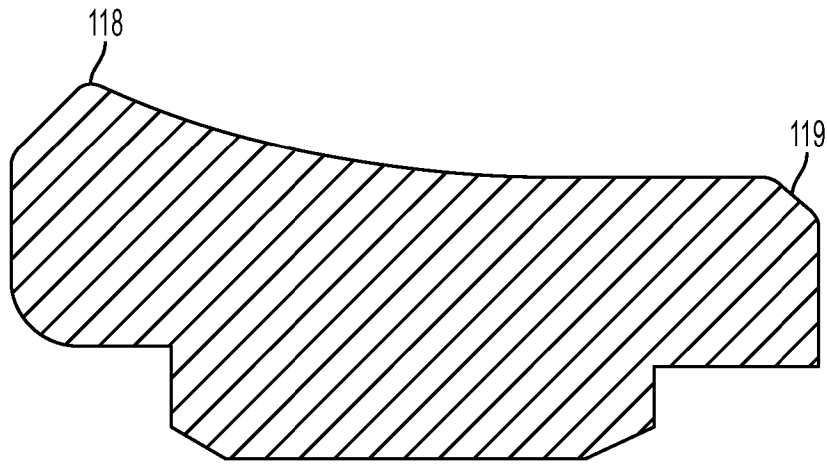


图 93d

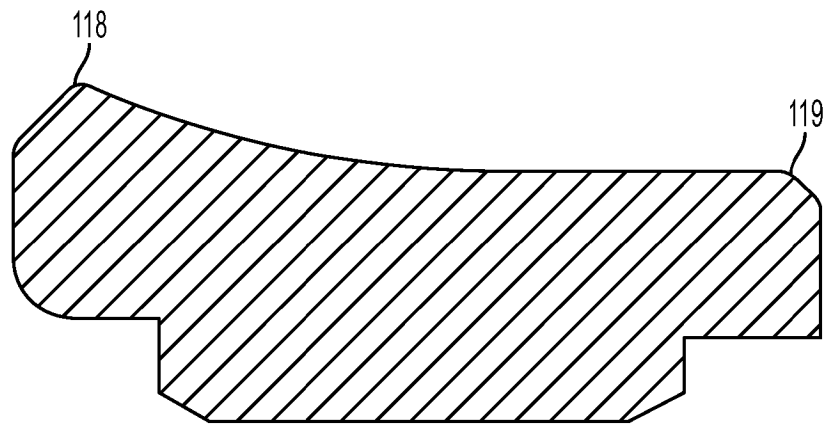


图 93e

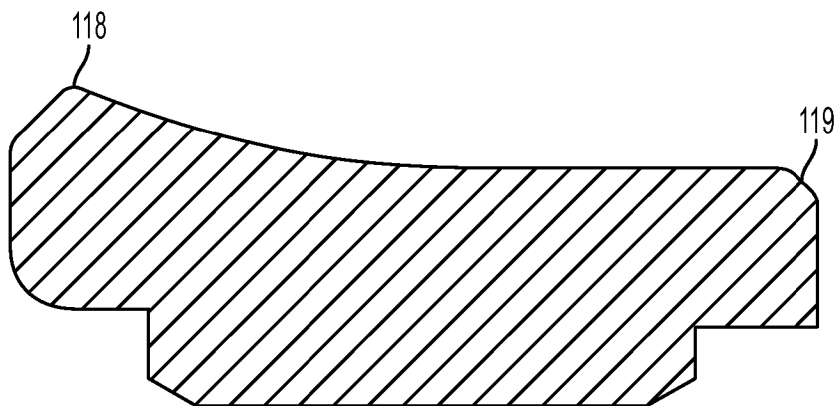


图 93f

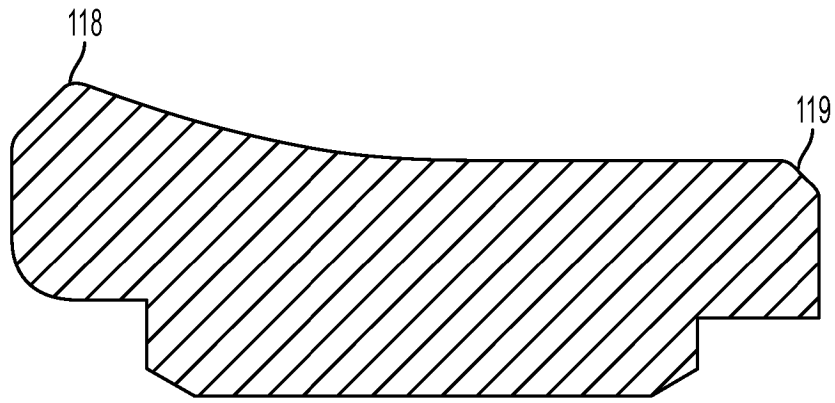


图 93g

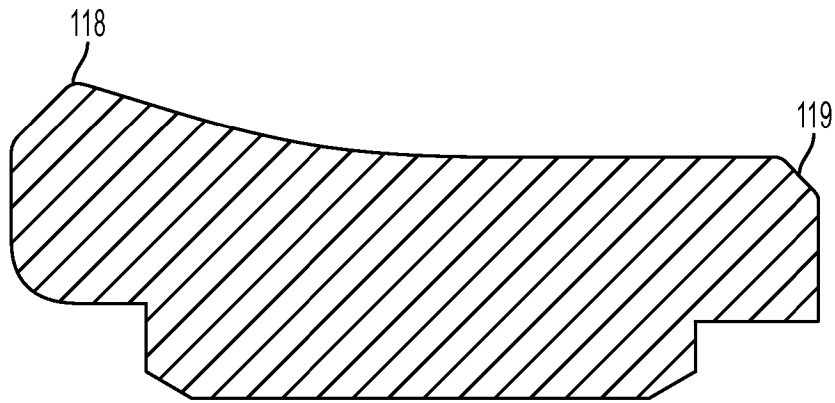


图 93h

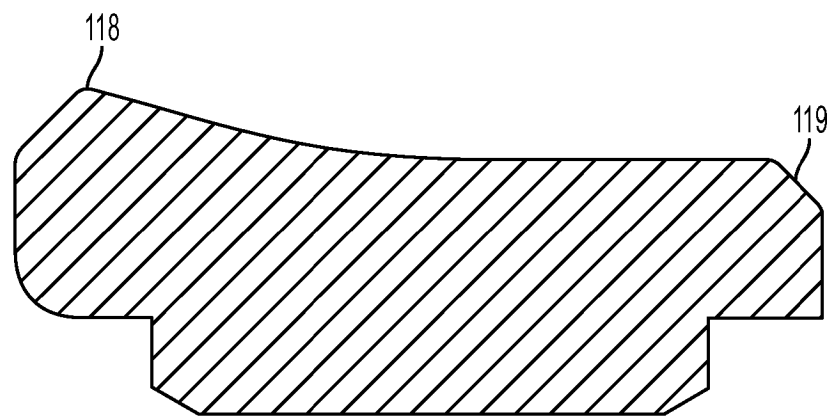


图 93i

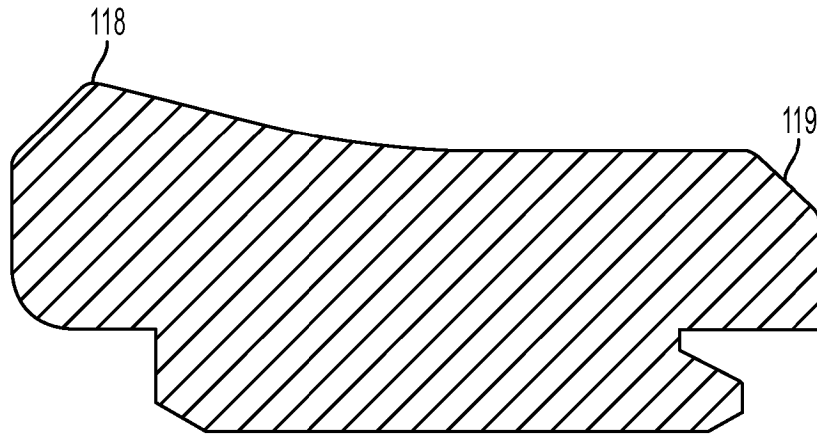


图 93j

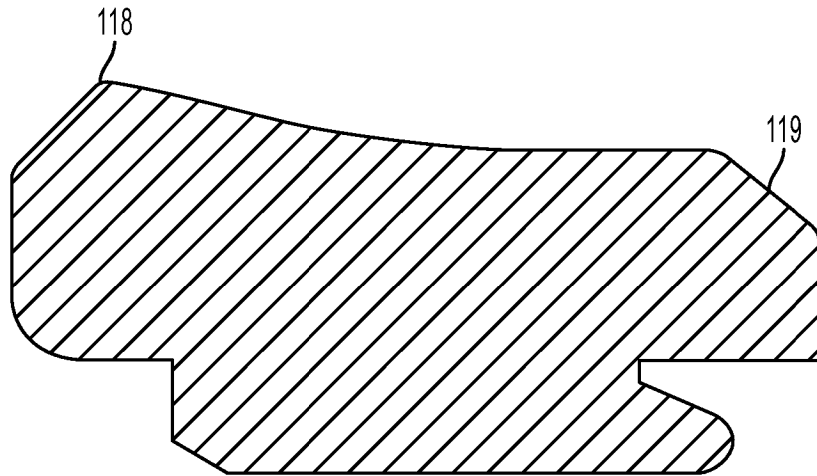


图 93k

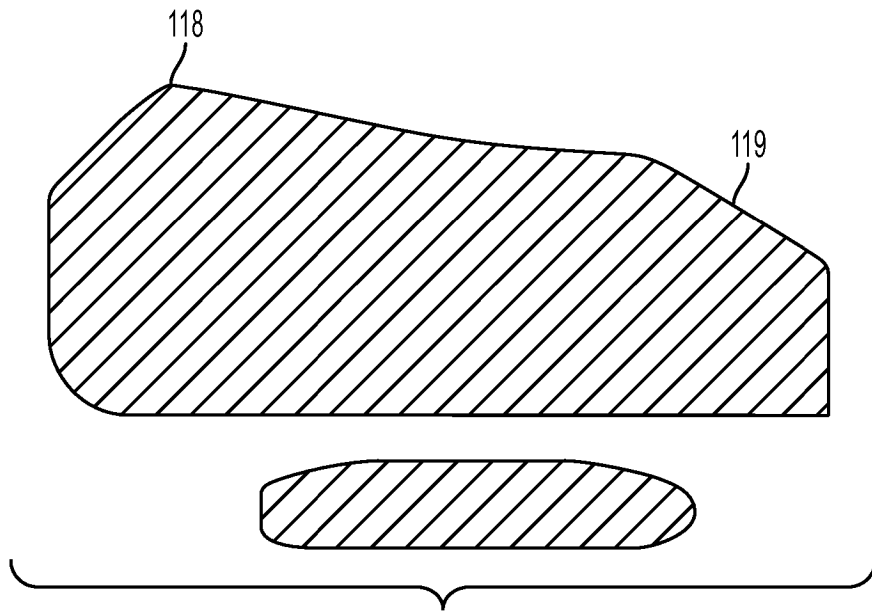


图 931

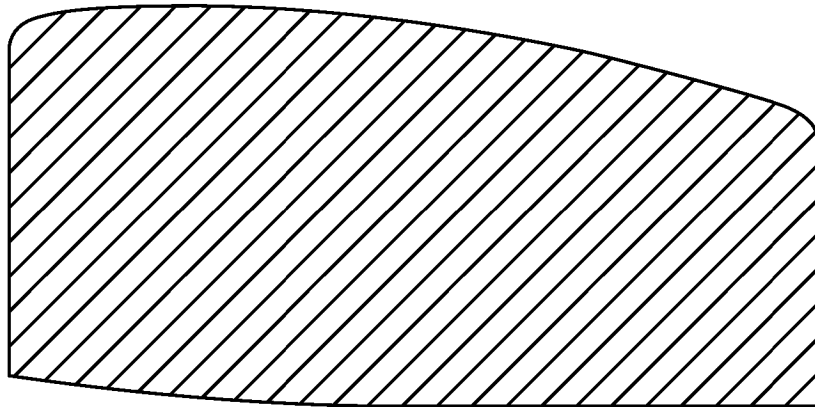


图 93m

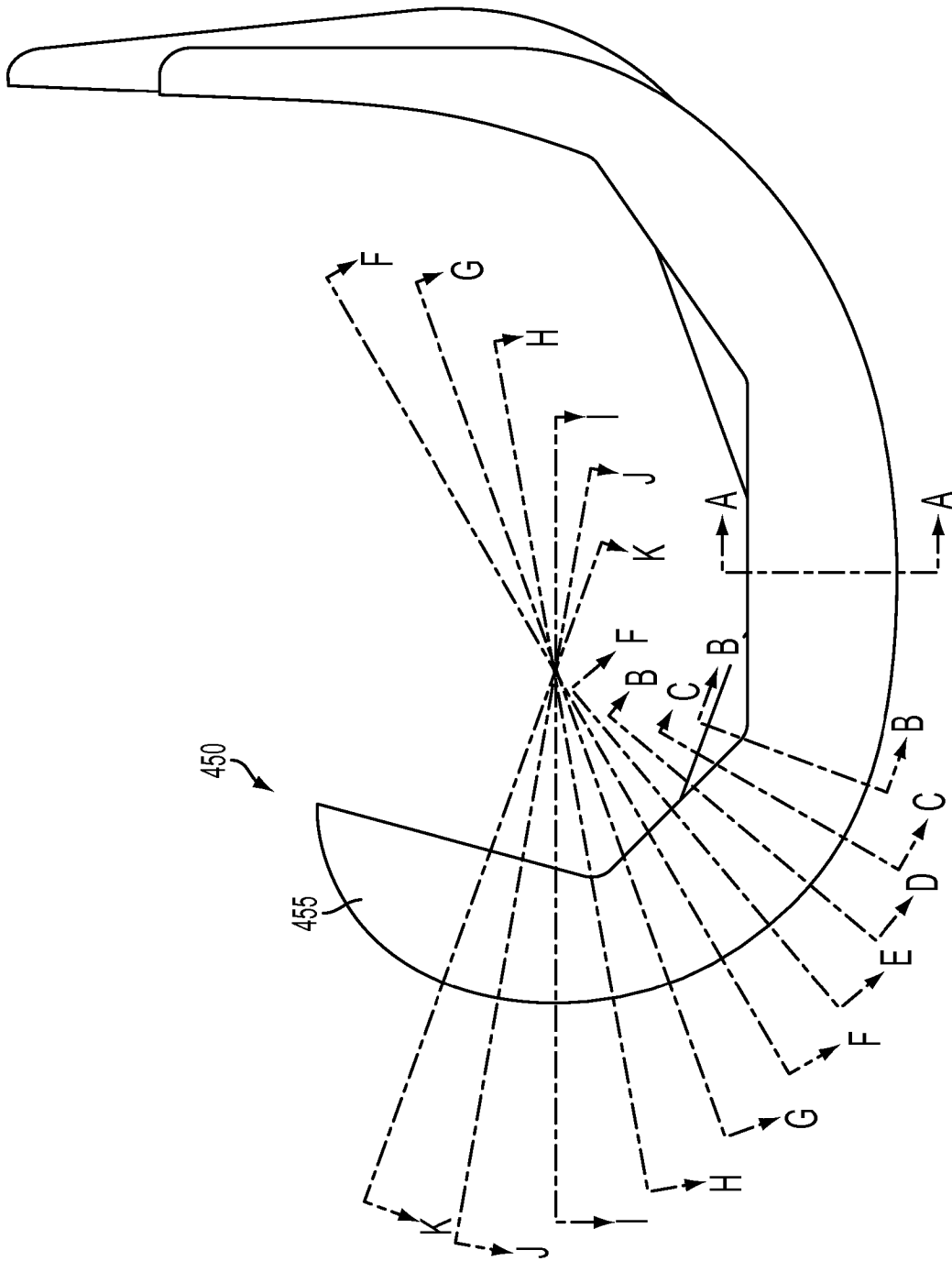


图 94

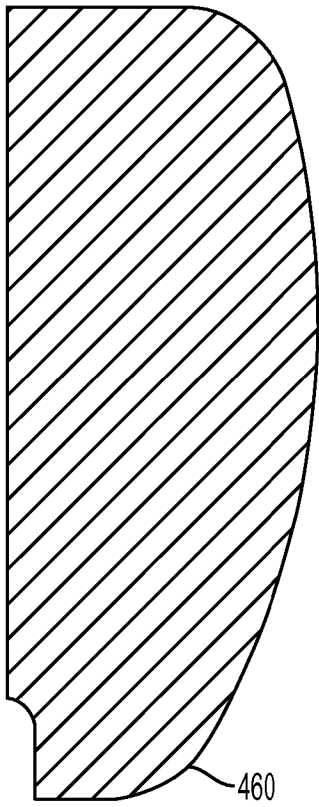


图 95a

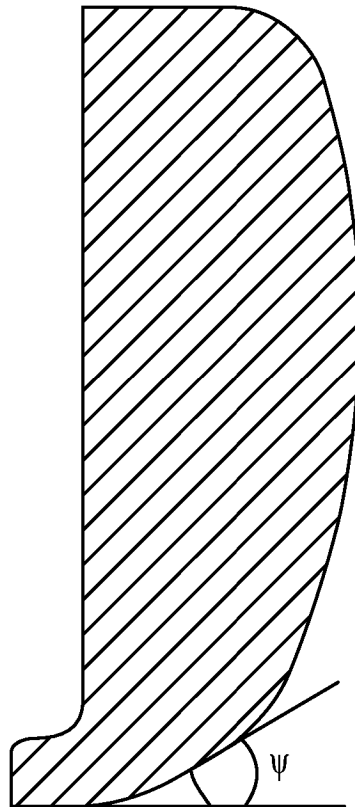


图 95b

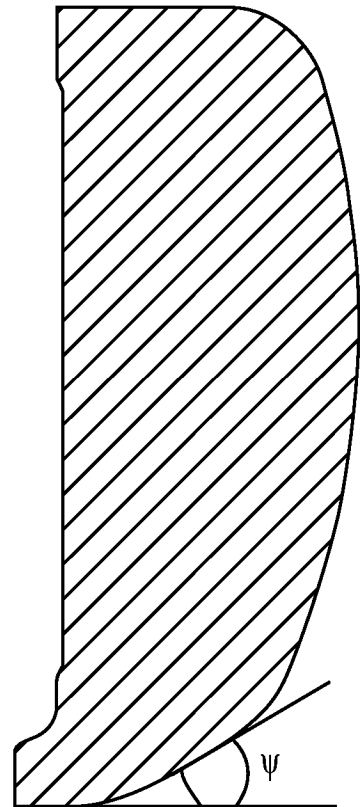


图 95c

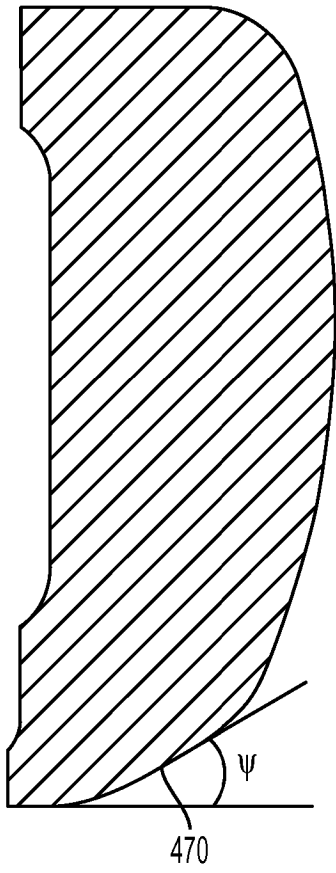


图 95d

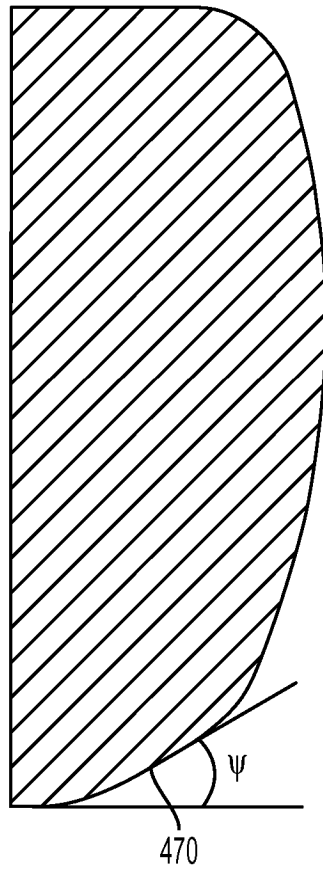


图 95e

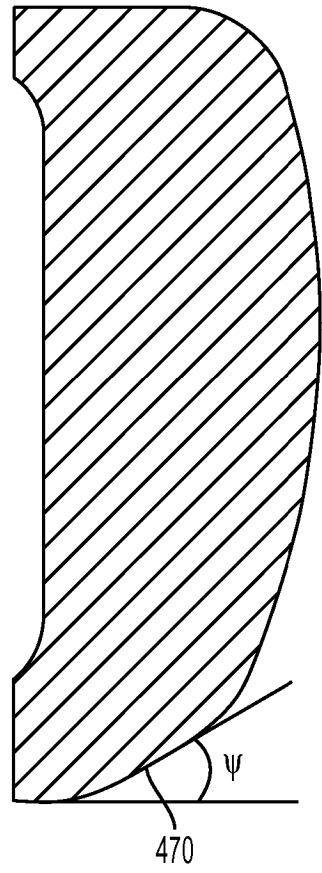


图 95f

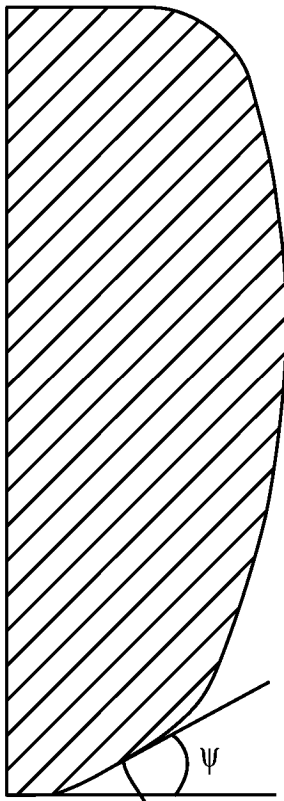


图 95g

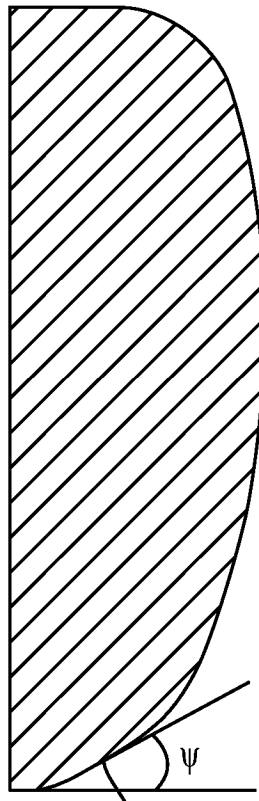


图 95h

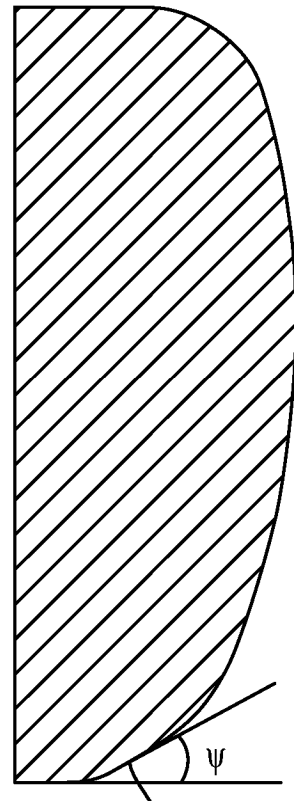


图 95i

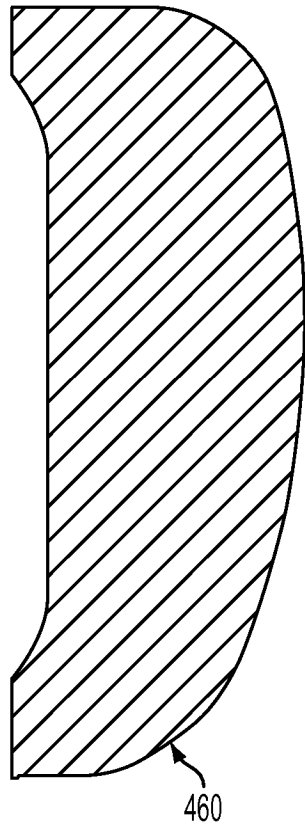


图 95j

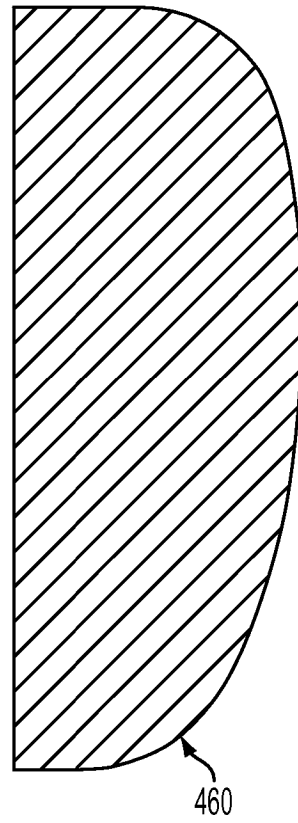


图 95k

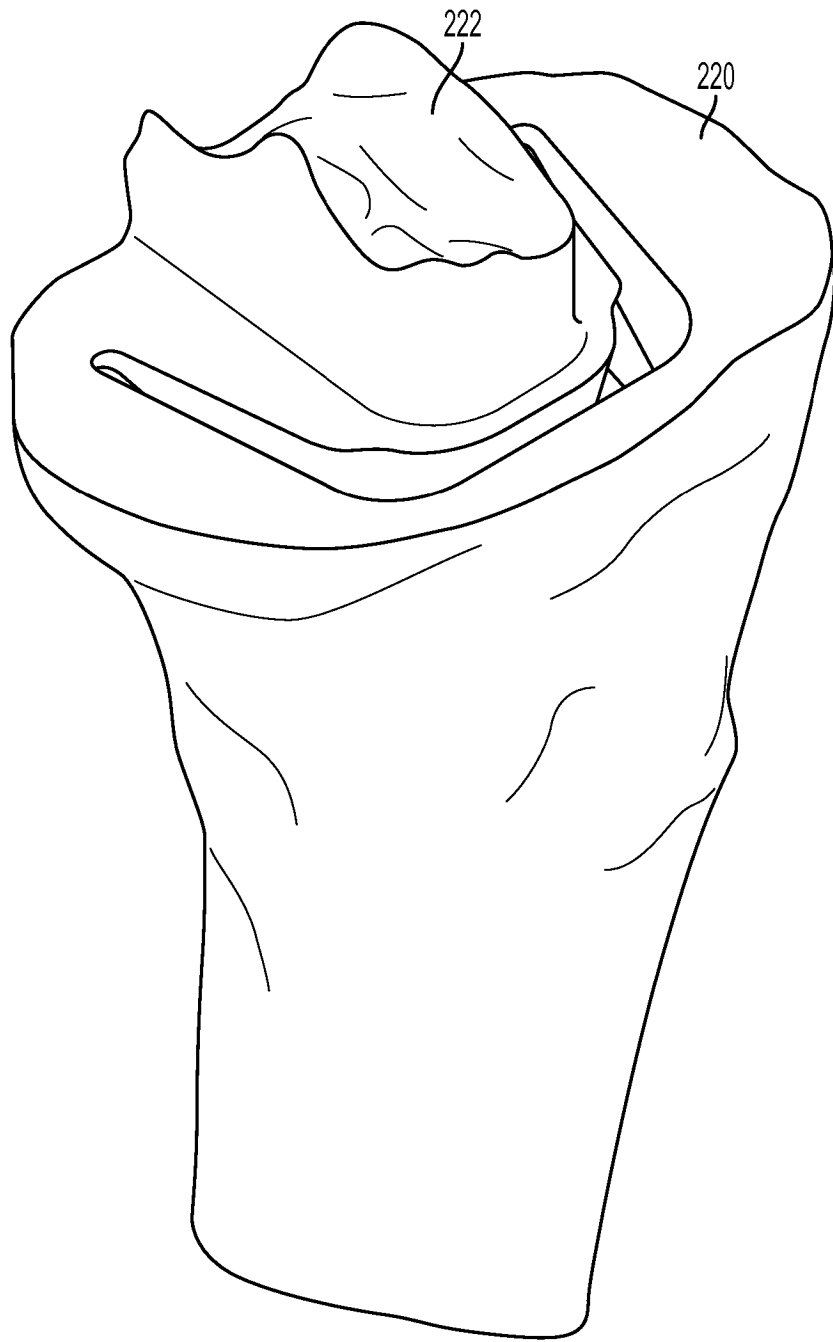


图 96

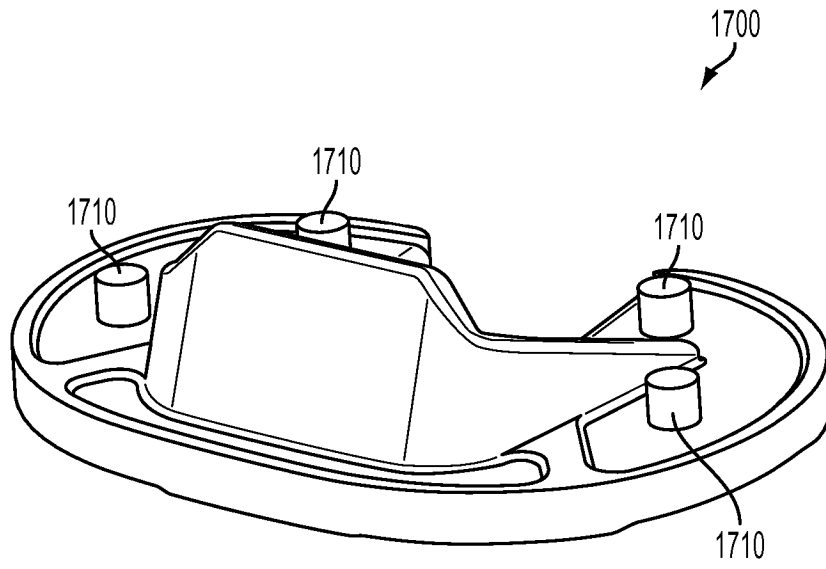


图 97

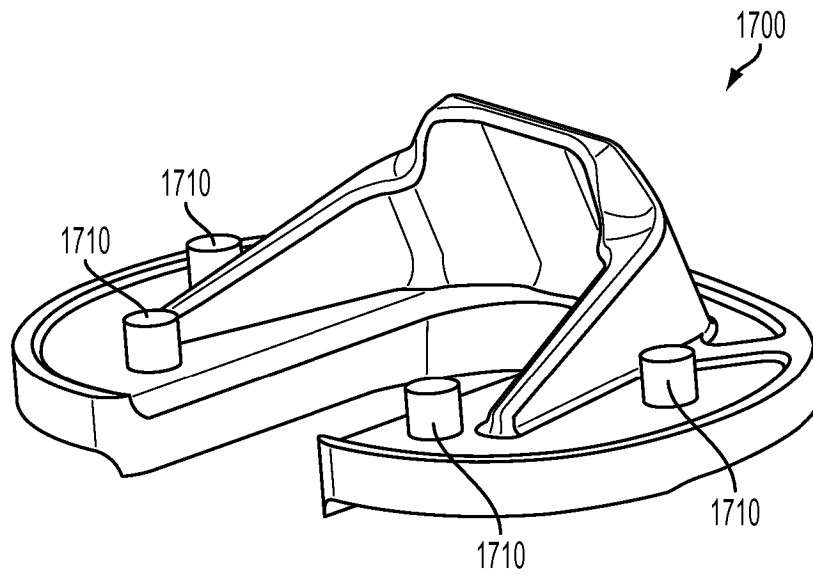


图 98

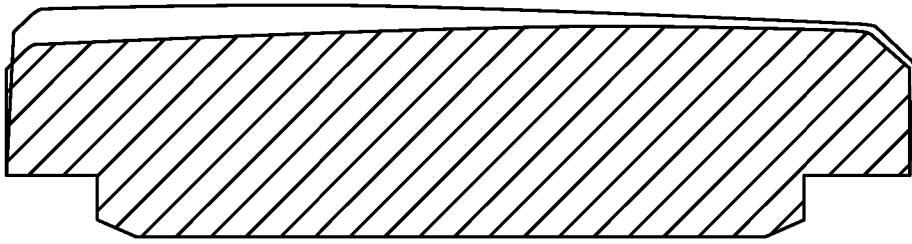


图 99

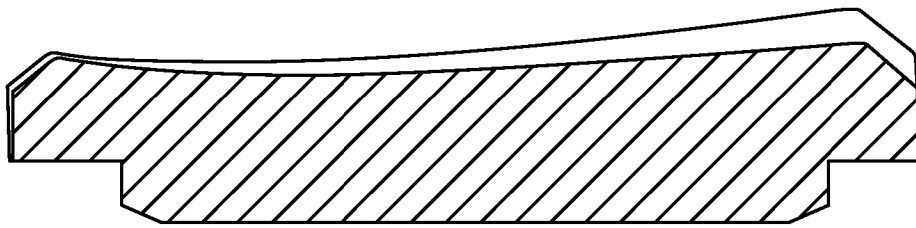


图 100