(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 103271761 A
(43)申请公布日 2013.09.04

(21)申请号 201310025362.1

(22)申请日 2009.01.14

(30)优先权数据
61/020,778 2008.01.14 US
61/090,999 2008.08.22 US

(62)分案原申请数据
200980109066.1 2009.01.14

(71)申请人 康文图斯整形外科公司
地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 M·P·布伦策尔 P·欣德里希斯

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038
代理人 张涛

(51)Int.Cl.
A61B 17/72(2006.01)

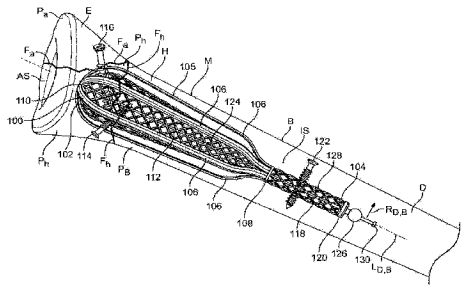
权利要求书1页 说明书35页 附图51页

(54)发明名称

用于骨折修补的装置和方法

(57)摘要

用于骨折修补的装置和方法。该装置可以包括用于相对于第二骨片段放置第一骨片段的结构支架。该装置包括锚定衬底。锚定衬底可以构造成将第一骨片段压缩至第二骨片段。锚定衬底可以将张力从在第一骨片段中的远端骨片段锚传递到在第二骨片段中的近端骨片段锚。该装置可构造成在骨的内腔中展开。该装置可以安装在开放的骨折中。该装置可以是膨胀的,自膨胀或者构造成被机械驱动。该装置的一些实施例可以包括中心轴构件,中心轴构件可以与结构支架和锚定衬底中的一个或两者结合使用以构造该装置。



CN 103271761 A

1. 一种用于处理骨的骨折的装置，该骨折包括片段，该骨具有内腔，该装置包括：

用于相对于第二骨片段定位第一骨片段的结构支架，该结构支架构造成在内腔中展开；和

构造成将第一骨片段压缩至第二骨片段的锚定衬底，该锚定衬底构造成在内腔中展开。

2. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，锚定衬底构造成布置在结构支架内。

3. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，锚定衬底构造成至少部分地围绕结构支架。

4. 如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，锚定衬底构造成固定至结构支架。

5. 一种用于将骨紧固至在骨的内腔内植入的衬底的锚，该衬底包括穿孔，该锚包括：

头；

轴；和

多个远离该轴径向地延伸的锁紧表面，多个锁紧表面中的每一个均构造成在穿入穿孔之一之后在内腔中接合衬底。

6. 一种用于将骨紧固至在骨的内腔内植入的衬底的锚，该衬底包括穿孔，该锚包括：

头；

轴；

布置在钉到该轴上的枢轴上的第一和第二锁紧表面；和

构造成在表面中的一个或两者穿入穿孔中的一个之后向下移动在轴中的管腔以将表面枢转到内腔中的锁紧位置中的致动器。

7. 一种用于修补裂骨的装置，该装置包括：

构造成在骨内部展开的骨片段支架；

构造成在骨内部展开的锚定衬底；和

构造成相对于骨片段支架的一部分移动锚定衬底的一部分的相对位移致动器。

8. 如权利要求 7 所述的装置，其特征在于，相对位移致动器具有中心轴并且包括：

相对于中心轴固定至骨片段支架的第一移位构件；

相对于中心轴固定至锚定衬底的第二移位构件；

其中第一移位构件与第二接合构件接合，这样第一和第二移位构件沿着中心轴的相对运动就会沿着中心轴改变骨片段支架的一部分和锚定衬底的一部分之间的距离。

9. 一种用于修补裂骨的装置，该装置包括：

构造成在骨内部在收缩状态中展开的骨片段支架；

构造成在骨内部在收缩状态中展开的锚定衬底；和

构造成使骨片段支架和锚定衬底变形的气球。

10. 一种用于处理骨的骨折的系统，该骨折包括骨片段，该骨具有内腔，该系统包括：

输送组件；和

用于相对于其它骨片段定位骨片段之一的支架；

其中，输送组件构造成将设备输送至骨的内腔。

用于骨折修补的装置和方法

[0001] 本申请是 2010 年 9 月 14 日进入中国国家阶段的国家申请号为 200980109066.1(国际申请号为 PCT/US2009/030971,国际申请日 :2009 年 1 月 14 日)、名为“用于骨折修补的装置和方法”的申请的分案。

技术领域

[0002] 公开的方面涉及提供用于修补骨折的装置和方法。特别是,本公开涉及用于利用插入骨中的设备修补骨折的装置和方法。

背景技术

[0003] 目前,有许多已知方法来处置长骨骨折。常见的骨折处理包括 :(1)非外科固定 ;(2)骨缝合术和张力带技术 ;(3)经皮固定(例如,使用销、线、螺钉等等);(4)刚性骨髓针(例如,使用大杆和外螺钉);(5)柔性板骨缝合术(例如,“载荷分享”缝合);(6)关节成形术(例如,使用假体);(7)骨折镶片和其它指示特有的技术。符合特定临床标准的严重骨折可能需要外科修补而不是非外科固定。

[0004] 细长或长的骨的中轴通常被归类为骨干。这种骨的端部通常被分类为骺。在中轴和端部之间过渡的骨通常被分类为干骨后端。

[0005] 干骨后端和骺骨通常比骨干骨密度更低、更松质(多孔)并且更少皮质。干骨后端和骺骨折的修补通常由于它们邻近关节而很复杂。因为这种骨质量和解剖差异,板和螺钉在干骨后端和骺骨中的固定通常比板和螺钉在骨干骨中的固定更加困难。如果病人年长并且患骨质疏松病,尤其会如此。

[0006] 一般而言,骨折固定可以提供纵向(沿着骨的长轴)、横向(沿着骨的长轴)和旋转(围绕骨的长轴)稳定性。骨折固定也可以保持正常的生物和愈合功能。

[0007] 有两大类外科固定 :(1)在内皮内的设备(内部固定);和(2)从皮中延伸出的设备(外部固定)。有两种用于长骨手术的常见类型的内部固定方法 :(a)通过螺纹拧紧到骨的外部的板 ;或(b)下入到骨的中心的杆。

[0008] 板和螺钉的特征在于相对侵入性手术、裂骨片段从骨外部的一侧的支撑和锚定到板中并且穿过整个骨的螺钉。成功的修补取决于骨折形状、骨质量、医生技能和病人对外来物体的忍受力。板和螺钉可能不能适当地解决关节周围和关节内骨折的对准和稳定性要求。

[0009] 例如用于中间轴处理的骨髓杆或针比板和螺钉在将软组织损伤和并发症减小到最低方面更有效。然而,杆和针在许多情形下通常不会稳定多片段骨折。典型的骨髓杆或针的直径固定并且通过切口导入髓管中。在其中有大于杆的髓充气室的情形中,可以折衷旋转和横向稳定性。如果使用较大的杆,可能需要对整个轴长度的铰孔。这种铰孔可以使现有的皮质骨支架变得稀疏。而且,杆中的预定螺纹螺钉孔可能会限制其中可以复位和稳定的不同骨折形状的方式。

[0010] 柔性骨髓杆状解决方法利用可以通过进入地点插入髓空腔中然后变得刚性的结

构。这些解决方法比刚性骨髓杆更易于使用者安装。这些结构可以使用聚合物或水泥增强。类似于刚性骨髓杆，柔性骨髓解决方法对于关节周围或关节内骨折具有有限的好处。中轴或端骨的多片段骨折以能够沿多个方向生成适当的固定的方式需要对准和稳定性。

[0011] 中轴骨折和端骨骨折从根本上说是不同的。用以提高愈合的载荷状况、骨折形状、所需对准和压缩力是不同的。中轴骨折在骨折的任一侧上具有充分的骨材料，锚可以在其中被驱动。端骨骨折，尤其是在关节表面上的端骨骨折可以具有薄的皮质骨、松质骨和极小的锚定位置。

[0012] 中轴骨折倾向于主要地以弯曲和扭转加载。端骨骨折倾向于以复杂和多向的应力形状被加载。中轴修补方法因此可能不适合于端骨骨折的修补。

[0013] 植入物的适当尺寸有助于骨折的重新对准和愈合。因此，已知修补产品的多种不同尺寸通常存储在库存中以保证植入设备与病人的解剖体的适当匹配。库存对医院和保险承担者是一种负担，但是可能需要它们以向外科医生提供在进行外科手术时的灵活性。

[0014] 因此希望提供用于适当的解剖对准和稳定性而同时减少损伤和并发症的装置和方法。

附图说明

[0015] 通过考虑下面的详细说明并结合附图，本发明的目的和优点将会变得显而易见，在附图中相同的参考符号在全文中指的是相同的零件，并且其中：

[0016] 图 1 是依照本发明的原理布置的装置的侧视图；

[0017] 图 1A 是图 1 中所示装置的透视图；

[0018] 图 1B 是图 1A 中所示装置的局部剖视图；

[0019] 图 1C 是依照本发明的原理显示在图 1A 中的装置的前视图；

[0020] 图 2 是示意性的人骨骼的前视图；

[0021] 图 3 是裂骨的局部剖视图；

[0022] 图 4 是显示可以使用图 1 中所示装置处理的身体部分的透视图；

[0023] 图 5 是显示图 4 中所示身体部分的一部分的透视图；

[0024] 图 6 是依照本发明的原理的装置的剖视图；

[0025] 图 7 是图 6 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的剖视图；

[0026] 图 8 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的剖视图；

[0027] 图 9 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的局部剖视图；

[0028] 图 10 是显示图 1 中所示装置连同依照本发明的原理和方法的附加装置的使用的局部剖视图；

[0029] 图 11 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的局部剖视图；

[0030] 图 12 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的局部剖视图；

[0031] 图 13 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的局部剖视图；

[0032] 图 14 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的局部剖视图；

[0033] 图 15 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的局部剖视图；

[0034] 图 16 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的局部剖视图；

[0035] 图 17 是图 1 中所示装置连同依照本发明的原理的附加装置的局部剖视图；

[0036] 图 18 是依照本发明的原理的装置的局部剖视图；

[0037] 图 19 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0038] 图 20 是依照本发明的原理的装置的局部剖视图；

[0039] 图 21 是图 20 中所示装置的端视图；

[0040] 图 22 是图 1 中所示装置的局部剖视图；

[0041] 图 23 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0042] 图 24 是图 23 中所示装置的局部剖视图；

[0043] 图 25 是依照本发明的原理的装置的侧视图；

[0044] 图 26 是依照本发明的原理的装置的侧视图；

[0045] 图 27 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0046] 图 28A 是依照本发明的原理的装置的侧视图；

[0047] 图 28B 是依照本发明的原理的装置的侧视图；

[0048] 图 28C 是依照本发明的原理的装置的局部剖视图；

[0049] 图 29 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0050] 图 30 是图 29 中所示装置的一部分的剖视图；

[0051] 图 31 是依照本发明的原理的装置的侧视图；

[0052] 图 32 是图 31 中所示装置的剖视图；

[0053] 图 33 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0054] 图 34 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0055] 图 35 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0056] 图 36 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0057] 图 37 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0058] 图 38 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0059] 图 39 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0060] 图 40 是图 39 中所示装置的局部剖视图；

[0061] 图 41 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0062] 图 42 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0063] 图 43 是依照木发明的原理的装置的透视图；

[0064] 图 44 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0065] 图 45 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0066] 图 46 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0067] 图 47 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0068] 图 48 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0069] 图 49 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0070] 图 50 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0071] 图 51 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0072] 图 52 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0073] 图 53 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0074] 图 54 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0075] 图 55 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0076] 图 56A 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0077] 图 56B 是图 56A 中所示装置的侧视图；

[0078] 图 56C 是图 56A 中所示装置的端视图；

[0079] 图 57A 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0080] 图 57B 是图 57A 中所示装置的侧视图；

[0081] 图 57C 是图 57A 中所示装置的端视图；

[0082] 图 58 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0083] 图 59 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0084] 图 60 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0085] 图 61 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0086] 图 62 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0087] 图 63 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0088] 图 64 是依照本发明的原理的装置在身体部分内的侧视图；

[0089] 图 65 是显示依照本发明的原理的装置的使用的透视图；

[0090] 图 66 是依照本发明的原理的装置的透视图；

[0091] 图 67 是依照本发明的原理的装置的透视图；并且

[0092] 图 68 是显示依照本发明的原理的方法的示意性流程图。

[0093] 本发明的详细说明

[0094] 提供了用于骨折修补的装置和方法。该装置可以包括用于相对于第二骨片段放置第一骨片段的结构支架。结构支架可以构造成展开在骨的内腔内。该装置可以包括锚定衬底。锚定衬底可以构造成将第一骨片段压缩至第二骨片段。锚定衬底可以构造成展开在内腔中。

[0095] 术语“骨片段”指的是骨的部分或碎片。术语“结构支架”可以包括“结构笼”。

[0096] 结构支架可以是自膨胀的。结构支架可以由气球膨胀。结构支架可以由机械驱动膨胀。锚定衬底可以是自膨胀的。锚定衬底可以由气球膨胀。锚定支架可以由机械驱动膨胀。

[0097] 结构支架可以用作框架来定位和对准骨片段。锚可以用于将骨片段固定至锚定衬底。锚定衬底可以被拉紧以使骨片段彼此压缩。装置的一些实施例可以包括中心轴构件。中心轴构件可以与结构支架和锚定衬底中的一个或两者结合使用。中心轴构件可以与锚放置之后锚定衬底的拉紧结合使用。近侧锚可以用于将装置的一端固定至骨片段以“锁紧”锚定衬底的拉紧。

[0098] 装置可以包括输送装置。输送装置可以输送该装置的一或多个部分例如结构支架和锚定衬底通过骨中的进入孔并且进入骨中的骨髓腔。这些部分可以在收缩或折叠状态中输送。这些部分然后膨胀用于骨折的修补。

[0099] 该装置和方法可以涉及从骨髓腔内复位、对准、压缩和 / 或稳定骨折。在一些情况下，所生成的稳定骨然后愈合而同时保持病人的可动性。

[0100] 该装置和方法可以提供轴向弯曲、扭转、旋转、压缩中的稳定性并且可以提供片段间拉紧或压缩。

[0101] 稳定性可以修补紧凑和嵌入骨折、控制长度并且控制骨折片段的对准。该装置可以将修正、复位、固定、稳定、旋转和补偿的任务分开。

[0102] 该装置和方法可以在装置和天然骨之间分配载荷。该装置可以具有类似于天然骨的灵活性和模量。一些实施例可以提供可选地弱于或强于天然骨的装置以提高有益的骨折愈合响应。

[0103] 该装置和方法可以用于徒手复位、开放复位和微创外科过程(“MIS”)。该装置和方法可以便于关节镜手术程序。该装置和方法可以提供经皮骨折修补。在这种修补中,该装置可以通过小切口展开到骨的空腔中。

[0104] 该装置可以在不同于骨折现场的点输送。这有助于减少软组织损伤。该装置可以通过小的进入孔输送到骨髓腔中,小进入孔可以沿着长骨的中轴在其中最小的软组织需要移动的区域中放置。

[0105] 该装置和方法可以减少将外来物体放置在肌肉、腱和神经区域中的需要。同样地,该装置和方法可以减少组织糜烂和分解。软组织的保护可以减少慢性疼痛和僵化。该装置和方法可以因为其非入侵性而减少传染风险。

[0106] 在一些实施例中,该装置和方法可以完全由生物友好金属例如钛和镍钛诺制成。这种材料降低了传染风险并且通常不会干扰裂骨内的正常生物进程。

[0107] 该装置和方法可以用于修补多种不同类型的骨。例如,该装置和方法可以用于修补长骨、短骨、扁骨、不规则骨和籽骨。

[0108] 该装置和方法可以用于修补多种不同类型的骨折。例如,该装置和方法可以用于修补粉碎性骨折、骨骺骨折、干骺骨折、中间轴骨折、关节内骨折、关节周围骨折、多部分骨折和其它类型的骨折。

[0109] 该装置可以用于断裂关节的重建。该装置和方法通过提供适当的锚定衬底也可以便于这种关节替换。例如,该装置和方法可以提供用于假体的稳定锚定并且减少无菌性松动。

[0110] 术语“端骨”和“端骨骨折”用于指的是发生在长骨的骨骺或干骺区域中的骨折。这种骨折包括关节周围和关节内骨折。

[0111] 该装置和方法可以用于处置骨质疏松的骨,涉及很差的骨质量的指示。与这种指示有关,该装置可以补偿天然骨中的缺陷并且可以降低关于应力遮蔽的担心。该装置和方法可以用于连同骨和关节的融合用于包括关节炎的各种指示。

[0112] 该装置和方法可以与骨接合剂结合使用或是代替骨接合剂使用。在一些实施例中,该装置可以当作骨填料。例如,该装置可以用于与囊肿和肿瘤的处理一起填充骨空隙。该装置可以用作成骨支架以促进骨生长。

[0113] 该装置和方法与临时性对准一起使用用于分级修补过程,例如修正、高能损伤或其中有感染或需要在骨固定完成之前治愈的软组织的其它情形。该装置和方法可以与提高愈合的各种抗菌素结合使用。

[0114] 结构支架可以防止骨片段向内移动,这样该装置可以降低骨折塌陷的可能性。该装置可以遵从骨的形状并因此使不适当的应力减小到最低。例如,该装置和方法可以通过选择植入物膨胀程度或刚度降低环向应力。

[0115] 该装置可以是自动定心的,因为它膨胀到骨空腔中。许多空腔不像管那样直;它们

取决于解剖体而改变。该装置可以直的、弯曲的、曲线的和空腔顺应性的。

[0116] 该装置和方法可以在装置的远端处提供锚定。该特征可以用于关节骨折和具有小或活动骨片段的骨折的修补。

[0117] 该装置和方法可以为小锚的使用做好准备，因为该装置对于需要锚定的骨片段提供了结构支架。

[0118] 该装置和方法可以沿任意适当的方向提供锚定。一些实施例可以在任意平面内提供锚定。

[0119] 因为锚定衬底会朝骨片段的内表面膨胀，所以与典型的修补方法相比，可以使用相对较短的锚。出于同样的原因，比接合锚定衬底所需的更长的螺钉不会导致将螺钉驱动到与锚片段相对的骨中或是驱动穿过该骨。这是因为螺丝将终止于骨髓腔中。

[0120] 该装置和方法可以与板、螺钉、销、外部固定器、置换关节、骨移植基体、基于因子的骨替代物和基于单元的骨替代物结合使用。

[0121] 输送器具

[0122] 输送器具可以将装置通过骨中的进入孔输送至骨髓腔。输送器具可以用于通过进入孔从骨髓腔中除去装置。输送器具可以通过任意适当的机构与装置接合，这些机构包括螺纹、插座、销、卡扣、套爪、缆绳中的一个或多个以及任意其它适当的机构。

[0123] 该机构可以输送、膨胀、调节、旋转、锁紧、释放和俘获该装置。每个动作或其它适当的动作可以在结构笼、锚衬底、中心轴构件、锁紧特征和相关联的联接机构上单独地执行。输送装置可以包括能够输送驱动机构或多个机构所需的力的手柄组。

[0124] 输送器具可以包括护套以助于在紧凑状态中输送该装置。护套的轴可以弯曲以进入骨髓腔。在一些实施例中，输送器具可能不具有护套。在那些实施例中，输送器具可以无防护地将装置推动到适当的位置中。

[0125] 输送器具可以是整个或部分地射线不透性的。

[0126] 在一些实施例中，输送器具可以装接到柔性纤维镜或内窥镜上。在一些实施例中，输送器具可以与柔性纤维镜或内窥镜集成。

[0127] 结构支架

[0128] 结构支架可以向骨折片段提供轴向、弯曲、扭转和定位结构支架中的一个或多个。结构支架可以减少或消除不利影响例如应力梯级。结构支架可以提供导向装置或表面用于骨折片段在复位和愈合期间的对准。

[0129] 结构支架可以构造成在收缩状态中并且导入通过骨的轴中的孔。结构支架可以在收缩状态中具有足够的灵活性以遵从进入路径的曲率。

[0130] 结构支架可以定位在骨髓腔内部骨折点附近。结构支架可以被膨胀开。当膨胀时，结构支架可以是刚性的。结构支架可以充分地膨胀以填充可用空腔和/或置换可以作为空腔边界的低密度材料。膨胀可以沿着结构支架的表面改变，这样膨胀的结构支架就可以遵从不规则的空腔形状。

[0131] 在一些实施例中，可以维持膨胀状态而结构支架可以处于受力状态或未处于受力状态中。在空腔壁上的径向压力可以沿着结构支架的长度定制。结构支架可以在期望的位置提供应变消除以促进愈合。

[0132] 结构支架的膨胀可以是弹性的。这可以通过使用在从收缩状态释放之后返回其初

始配置形状或压力的弹簧材料实现。

[0133] 结构支架的膨胀可以是塑性的。结构支架可以变形为期望的膨胀配置。变形可以由机构例如改变结构支架的长度的杆或往复式操纵器实现。杆或操纵器可以缩短结构构件的两个部分之间的距离。缩短该距离可以导致结构支架的一部分的径向膨胀。

[0134] 用于缩短该距离的力可以由横切结构支架的中心轴构件提供。生成的形状可以来自所述膨胀和空腔壁的阻力的组合。

[0135] 变形可以由直接力例如气球实现。

[0136] 结构支架可以被扭转地膨胀。扭转膨胀本质上可以是弹性的或塑性的。例如，结构支架的远端可以相对于近端旋转。结构支架然后可以膨胀以充满空腔。

[0137] 多种不同的材料可以用于实现所述的期望膨胀和强度特征。

[0138] 结构支架可以包括形成笼或笼的一部分的支撑构件。支撑构件可以具有多种不同配置中的一个或多个。结构支架可以具有任意适当数目的支撑构件。例如，支撑构件的数目可以是 1、2、3、4、5、6、7、8、10、25、50、100 或更多。

[0139] 支撑构件可以具有任意适当的横截面形状。例如支撑构件可以具有下列横截面形状中的一个或多个：圆形、平的、矩形、“I”梁、管状、多芯的、扭曲的和许多其它形状。

[0140] 结构支架可以具有任意适当的形状。例如，结构支架可以圆形、圆柱形、平的、矩形、螺旋形、螺旋的、wisk 或打蛋器状、蛋形或卵形、分支或自由端部的。

[0141] 结构支架可以由整体式或多部件组件构成。结构支架可以被：由管机械加工、激光切割、从薄板蚀刻、装配和连接的带、成型、沉积和 / 或烧结。

[0142] 结构支架的近端可以连接并锁紧至锚衬底。近端也可以与输送器具交界。近端可以具有用于输送、驱动、锁紧和释放的适当的特征。这种特征可以包括，例如螺纹、插座、销、卡扣、套爪、缆绳机构和其它适当机构中的一个或多个。

[0143] 锚定衬底

[0144] 该装置可以包括一个或多个锚定衬底。锚定衬底可以接收一个或多个锚并且将它们保持在期望位置且具有或未具有结构支架的关节辅助并且具有或未具有松质骨。锚定衬底的尺寸和形状可以形成为它可以由穿入骨髓空间中的锚接合。

[0145] 锚定衬底的尺寸和形状可以形成为一旦锚定元件穿入骨髓空间中，锚定衬底就可以与锚接合。锚定衬底可以提供补充由锚和锚定衬底的接合导致的张力的锚张力。

[0146] 有几种锚和锚定衬底可以接合的方法。

[0147] 这些方法中的一些是被动接合方法。在被动接合中，锚定衬底特征可以适当地设计尺寸以接合锚。例如，锚和锚定衬底可以构造成它们以类似于螺钉和孔的方式接合。激光切割结构可以采取实现适当的锚接合和保持所需的任何所需形状。接收的空腔(“单元”)可以是圆形、正方形、开槽、三角形或便于接合的任意形状。单元的几何形状可以是缩短设计的几何形状。单元可以形成矩阵、“织物”或“布匹”。锚定衬底可以包括单层或多层。

[0148] 矩阵特性可以沿着锚定衬底的轴线改变以提供沿着轴线的锚定特征。例如，单元几何形状可以改变以提供与不同类型的锚的接合。锚定衬底厚度可以改变以提供不同程度的锚保持强度和力。

[0149] 有几种方法来激活接合。一种这种方法是单元尺寸缩减。锚定衬底可以变形这样单元的尺寸就减小。单元尺寸缩减可以导致单元拧紧(或锁紧)到锚上。

[0150] 另一种这种方法涉及第一和第二锚定衬底之间的相对位移。当相应的单元彼此偏离时，相对位移有效地减小单元尺寸。相对位移可以是轴向的、旋转的、径向的等等。相对位移可以将锚捕获在两个移位的锚定衬底之间并且可以有效地锁紧或保持锚。第一和第二锚定衬底中所选形状的单元无论是类似或不同都可以以配合的方式移动以捕获或接合锚。

[0151] 另一种这种方法涉及扭转锚定衬底。这动作类似于在衬底的介质中拉伸和锁紧锚。其它方法包括缠绕、折叠并聚束锚定衬底。折叠或聚束配置可以通过使几层材料同时捆绑在锚上施加力，有效地线捆扎锚。

[0152] 锚定衬底的不同部分的配置可选择成便于与锚的接合。锚定衬底的部分可以径向远离装置或锚定衬底的中心或纵轴延伸。锚定衬底的部分可以相对于轴线以垂直朝向支撑。

[0153] 在锚定衬底与锚接合之后，锚定衬底可以向锚施加张力。张力可以推动锚相对于结构元件移动。这可以通过相对于结构构件沿轴向方向移动锚定衬底来实现。如果锚定衬底相对于结构支架近侧地移动，张力将施加到锚和它们的相应骨折片段上。

[0154] 可以通过减小锚定衬底的直径实现张力。这可以通过延长并因此减小锚定衬底直径实现。张力可以通过缠绕、折叠、扭转、旋转或在锚定衬底中沿径向拉动施加。上文所提及的折叠或聚束配置可以用于该方法。

[0155] 在一些实施例中，锚定衬底可以在结构支架内部。在一些实施例中，锚定衬底可以在结构支架外部。一些实施例可以包括一个或多个在结构支架内部的锚定衬底和一个或多个在结构支架外部的锚定衬底。在一些实施例中，锚定衬底可以装接至结构支架。

[0156] 在一些实施例中，锚定衬底可以与结构支架机械地配合。锚衬底可以向设备提供结构完整性。例如，矩阵可以包括可联锁特征。联锁特征可以在锚定衬底膨胀期间或之后变得联锁。

[0157] 在一些实施例中，锚定衬底可以机械地独立于结构支架。这可以允许锚定衬底和结构支架之间的相对运动。

[0158] 锚定衬底可以是可膨胀的。锚定衬底可以与结构支架同时地膨胀。锚定衬底可以由结构支架膨胀。锚定衬底可以由输送装置例如气球膨胀。衬底可以是自膨胀的。自膨胀的实施例可以包括弹簧状元件。自膨胀的实施例可以包括包括形状存储材料例如形状记忆合金的元件。在一些实施例中，锚定衬底可以是非膨胀的。在一些实施例中，锚定衬底可以由机械驱动膨胀。

[0159] 锚定衬底可以由多种不同形式和多种不同材料构成。形成可以包括例如辫、网、编织、缆股、激光切割构件、沉积构件或其它细丝结构。锚定衬底单元可以是圆形元件、正方形元件、矩形元件或异形的或单元类型的组合。锚衬底单元可以构造成模拟骨并且充当生长或嫁接脚手架。

[0160] 锚定衬底可以由整体式元件例如具有切割到其中将便于接合的图形的挤压管或平板。实例包括激光切割管、冲压或蚀刻薄层和其它适当方法。

[0161] 锚定衬底可以由许多材料制成，这些材料包括但是并不限于：镍钛诺、钛、钢合金、聚合物、多孔材料、海绵状材料、烧结金属、蚀刻材料、沉积材料、挤压材料和铸造材料。

[0162] 锚

[0163] 锚可以便于骨片段与锚定衬底的连接。锚可以与锚定衬底配合、联接、接合、锁紧

或相互作用。一些锚可以构造成与骨接合。一些锚可以构造成不与骨接合。

[0164] 锚可以具有细长的元件。细长元件可以包括一个构造成接合锚定衬底的抓爪特征。接合基本上可以紧接着发生在锚定衬底由锚穿透之后。接合可以仅仅发生在预定长度的细长构件进入锚定衬底之后。一些锚可以锁紧至锚定衬底。一些锚不能锁紧至锚定衬底。

[0165] 抓爪特征可以是自驱动的。抓爪特征可以是用户驱动的。

[0166] 锚可以具有任意适当的长度。不同长度的锚可以与该装置结合使用。锚可以构造成以锚的尾部进入并接合锚定衬底。那些锚在它们被锁紧之后可以结束于锚定衬底内部。一些锚可以构造成穿过锚定衬底并且在锚定衬底的相对侧上与骨接合。一些锚可以构造成不在锚定衬底的任一侧上与骨接合。锚的实例包括：螺钉、螺旋元件、丁字钢、带刺特征、从管上切下的具有翼片特征的锚。

[0167] 在一些实施例中，锚可以与扶垛元件例如板、垫圈、垫片等结合使用。近侧锚可以被插入以将锚定衬底的近侧部分锚定至骨。在一些实施例中，可以接合近侧锚以在锚定衬底中保持张力。在一些实施例中，近侧锚可以构造成调节张力。

[0168] 中心轴构件

[0169] 在包括中心轴构件的实施例中，中心轴构件可以用于定位该装置、驱动装置的一个或多个改变(例如，膨胀状态或应力状态)、相对于装置的其它部分移动装置的一部分并且向装置提供机械支撑(例如刚度)。

[0170] 在一些实施例中，该装置可以具有远端和近端。该支架结构可以具有远端和近端。该锚定衬底可以具有远端和近端。该中心轴构件可以具有远端和近端。在一些实施例中，中心轴构件可以近侧地延伸超过结构支架和锚定构件的近端。在那些实施例中，中心轴构件的中间部分通常与结构支架和锚定衬底的近端对齐。

[0171] 中心轴构件可以用于维持结构支架和/或锚定衬底的刚度。在那些实施例中，中心轴构件的远端可以纵向地固定至结构支架和/或锚定衬底的远端。中心轴构件的近端或中间部分可以纵向地固定至结构支架和/或锚定衬底的近端。

[0172] 中心轴构件可以用于调节结构支架和/或锚定衬底的长度。在那些实施例中，中心轴构件的远端可以固定至结构支架和/或锚定衬底的远端。结构支架和/或锚定衬底的近端可以相对于中心轴构件纵向地移动(不论线性地、旋转地或其它)。同样地，中心轴构件可以用于膨胀结构支架或锚定衬底。中心轴构件可以用于将装置锁紧在膨胀配置中。中心构件可以由装置的其它元件锁紧在适当的位置。

[0173] 在一些实施例中，中心轴构件可以用于在支架结构和/或锚定衬底的远端和近端之间的纵向分离上设置下限或上限。这可以通过在沿着中心轴构件的所选位置上设置止动器来实现。

[0174] 在一些实施例中，中心轴构件可以用于相对于锚定衬底线性地移动结构支架或相对于支架结构线性地移动锚定衬底。中心轴构件可以用于相对于另一个锚定衬底线性移动一个锚定衬底。在这种实施例中，中心轴构件可以纵向地固定到结构支架和锚定衬底中将相对于另一个移动的那一个上。

[0175] 中心轴构件可以用于机械地加载结构支架和/或锚定衬底。载荷可以为拉紧、压缩或旋转。载荷可以通过适当地接合中心轴构件与结构支架和/或锚定衬底的一部分而施加。然后中心轴构件可以被加载，例如在其近端处。然后中心轴构件可以通过与结构支架

和 / 或锚定结构的接合而传递载荷。

[0176] 在中心轴构件被纵向地固定至结构支架和 / 或锚定衬底处，它可以保持自由旋转。在中心轴构件并未纵向地固定处，该装置可以包括适当的衬套、轴承、摩擦表面等以允许中心轴构件和结构支架和 / 或锚定衬底之间适当的线位移和 / 或旋转。

[0177] 例如，中心轴构件可以纵向地固定至结构支架的远端并且可旋转地固定至锚定衬底的近端。锚定衬底的远端可旋转地固定至支架结构的远端或未可旋转地固定至支架结构的远端。因此中心轴可以用于不同的配置以使锚定衬底变形(例如缠绕、折叠、扭转等等)。相似的配置可以用于使结构支架变形。

[0178] 在一些实施例中，中心轴构件可以包括或用作锚定衬底。中心轴构件可以可移动的这样在其期望的效果实现之后，它可以被从装置上移除。

[0179] 中心构件可以是柔性或刚性的。中心构件可以与结构支架和锚定衬底中的一个或两者形成一个整体。中心轴构件可以包括缆绳、线圈、螺纹、辫、挤压件、珠、杆、束、缆股、网、嵌套元件等中的一个或多个。

[0180] 装置移除

[0181] 该装置可以从骨上移除。用于移除的方法可以包括折叠该装置。

[0182] 在一些情况下，组织可以生长到装置的空隙中。能量(例如，振动、超声能、热等)可以耦合到该装置中以释放组织。当使用热能时，热可以由任意形式的能量例如射频、微波、感应、电阻和其它生成。

[0183] 该装置和方法可以包括移除器具例如空心钻、芯钻等。该装置可以装配在一个或多个这种器具内部。

[0184] 骨的向内生长

[0185] 该装置的一个或多个表面可以覆盖有促进骨向内生长的制剂。该制剂可以包括磷酸钙、热处理的羟磷灰石、基本成纤维细胞生长因子(bFGF)-涂覆的羟磷灰石、羟磷灰石 / 磷酸三钙(HA/TCP)和其它适当的制剂，包括表 1 中列出的一个或多个。

[0186] 该装置的一个或多个表面可以覆盖有抑制或禁止骨向内生长的制剂。这种表面可以包括不渗透的和其它材料，例如表 1 中所列的一种或多种。

[0187] 药物输送

[0188] 该装置的一个或多个表面可以涂敷有可以洗提治疗物质例如药物的制剂。

[0189] 并发症

[0190] 该装置和方法可以包括手段以解决与骨植入物相关的并发症。一个这种并发症是传染。该装置和方法可以包括抵消传染的特征。例如，这种特征可以包括涂层。涂层可以包括抗菌素例如托普霉素或其它有效抗菌药。另一个这种特征可以是输送热以将装置温度升高至足够高以杀死植入物上或附近的细菌和其它不希望的组织。

[0191] 安装

[0192] 下面是将装置安装在具有骨折的骨上的一个示意性方法。该过程可以在住院病人或门诊病人中完成。

[0193] 1. 使用标准技术临时地复位骨折。

[0194] 2. 在对病人造成最小的组织损伤并且对医生具有足够的入口的位置中进入骨髓腔；进入近端或远端。

[0195] 3．将输送导管导入骨折区域附近的骨中。位置可以采用荧光透视法确认。

[0196] 4．展开结构支架。可以使用定位辅助，且定位辅助可以是中心轴构件。可以施加外部操纵。

[0197] 5．将裂骨重新定位到其理想的愈合位置中。然后可以通过展开锚定机构将定位辅助锁紧到骨髓腔的壁中。

[0198] 6．将锚拉紧元件(例如锚定衬底)展开到结构支架内部和骨折位置附近的空间中。

[0199] 7．在骨折碎片中展开锚，向外或向内地，这取决于可接近性。锚被驱动穿过碎片和锚定衬底。

[0200] 8．通过 X- 射线、氟代或直接显像确认碎片的位置。按照需要施加张力以将骨折放置在期望位置中且适当的压力在碎片表面上以稳定骨折用于愈合。

[0201] 9．将装置锁紧在适当的位置。

[0202] 10．从装置脱离输送器具。从病人上移除输送器具，并且缝合病人。

[0203] 可能会涉及许多其它步骤并且可以执行步骤的许多不同的次序而不脱离本发明的原理。

[0204] 材料

[0205] 装置及其部分可以包括任意适当的材料。表 1 列出了可以包括在装置及其部分中的示意性材料。

[0206] 表 1．材料

[0207]

类别	类型	材料
金属		
	镍钛合金	
		镍钛诺
	不锈钢合金	
		304
		316L
		BioDur® 108 合金
		Pyromet Alloy® CTX-909
		Pyromet®合金 CTX-3
		Pyromet®合金 31
		Pyromet®合金 CTX-1
		21Cr-6Ni-9Mn 不锈钢
		21Cr-6Ni-9Mn 不锈钢
		Pyromet 合金 350
		18Cr-2Ni-12Mn 不锈钢
		Custom 630 (17Cr-4Ni)不锈钢
		Custom 465®不锈钢
		Custom 455®不锈钢
		Custom 450®不锈钢
		Carpenter 13-8 不锈钢
		440C 型不锈钢
	钴铬合金	
		MP35N
		埃尔基洛伊耐蚀游丝合金
		L605
		Biodur® Carpenter CCM 合金
	钛和钛合金	
		Ti-6Al-4V/ELI
		Ti-6Al-7Nb
		Ti-15Mo
	钽	
	钨和钨合金	
	纯铂	
	铂-铱合金	
	铂-镍合金	
	铌	
	铱	
	Conichrome	
	金和金合金	
可吸收性金属		
		纯铁

[0208]

	镁合金
聚合物	
	聚醚醚酮(PEEK)
	聚碳酸酯
	聚烯烃聚合物
	聚乙烯聚合物
	聚醚嵌段酰胺(PEBAX)
	尼龙 6
	6-6
	12
	聚丙烯
	聚酯
	聚亚安酯
	聚四氟乙烯(PTFE)
	聚苯硫醚(PPS)
	聚对苯二甲酸丁二醇酯 PBT
	聚砜
	聚酰胺
	聚酰亚胺
	聚苯醚 PPO
	丙烯腈丁二烯苯乙烯(ABS)
	聚苯乙烯
	聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)
	聚甲醛(POM)
	乙烯醋酸乙烯酯
	苯乙烯丙烯腈树脂
	聚对苯二甲酸丁二醇酯
膜材料	
	硅树脂
	聚醚嵌段酰胺(PEBAX)
	聚氨酯
	有机硅聚氨酯共聚物
	尼龙
	聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)
	Goretex ePTFE
	芳纶
	Spectra
	Dyneena
	聚氯乙烯 (PVC)
可吸收性金属	
	聚羟基乙酸 (PGA)
	聚乳酸(PLA),
	聚 ε -己内酯

		聚二氧六环酮
		聚乳酸羟基乙酸嵌段共聚物
	不透射线的材料	
		硫酸钡
		次碳酸铋
	生物材料	
	胶原质	牛、猪、绵羊、羊膜
[0209]	骨生长因子	
		脱钙骨基质
		骨形态发生蛋白(BMP)
		磷酸钙
		热处理的羟基磷灰石
		碱性成纤维细胞生长因子(bFGF)–涂覆羟基磷灰石
		羟基磷灰石/磷酸三钙(HA/TCP)
	抗菌涂层	

[0210] 该装置可以提供为可以包括结构支架、锚定衬底、中心轴构件、锚、输送器具和相关联项目中的一个或多个的工具包。

[0211] 现在将结合附图描述依照本发明的装置和方法。附图显示了依照本发明的原理的装置和方法的示意性特征。特征显示在所选实施例的情形中。应当理解，结合实施例之一显示的特征可以依照本发明的原理与另一个实施例结合显示的特征一起实施。

[0212] 在此所述的装置和方法是示意性的。本发明的装置和方法可以涉及示意性装置的一些或全部特征和 / 或示意性方法中的一些或全部步骤。可以按照不同于在此显示和描述的次序的次序执行方法的步骤。一些实施例可以省略结合示意性方法显示和描述的步骤。一些实施例可以包括未结合示意性方法显示和描述的步骤。

[0213] 现在将参照形成其一部分的附图描述示意性实施例。

[0214] 本发明的装置和方法将结合实施例和示意性骨修补设备和相关联的硬件和仪器进行描述。现在将参照附图描述设备和相关联的硬件和器具。应当理解，可以利用其它实施例并且可以做出结构、功能和程序上的修改而不脱离本发明的范围和精神。

[0215] 图 1 显示了植入以半径显示的骨 B 中的示意性设备 100。骨 B 在远端 D 中包括骨部分 P_B、P_h 和 P_a。骨片段 P_B 是骨 B 中最大的部分。骨片段 P_h 是头部。骨片段 P_h 和 P_a 包括关节表面 AS。骨部分 P_B、P_h 和 P_a 沿着骨折 F_a 和 F_h 分开或部分地分开。骨折 F_a 横切关节表面 AS。骨折 F_h 横切头部 H。

[0216] 应当理解，骨部分 P_B、P_h 和 P_a 界定了骨 B 中的示意性骨折。设备 100 可以用于处置具有更多或更少数目骨部分的骨折。骨部分可以具有与图 1 中所示不同的形状、朝向和尺寸。同样显而易见，虽然图 1 中所示的骨折显示为在长骨端部附近的骨折，但是设备 100 可以用于处置在长骨的其它部分例如中轴以及被标识为不同于长骨的骨例如椎骨中的骨折。

[0217] 设备 100 沿着其纵轴 L_D（其中 D 指示设备）是细长的。设备 100 在骨 B 的髓内空间 IS 中。设备 100 的远端 102 在骨 B 的骨骺区域 E 中。近端 104 在骨 B 的骨干区域 D 中或附近。设备 100 中位于远端 102 和近端 104 之间的部分在骨 B 的干骺区域 M 中。

[0218] 设备 100 可以包括结构笼 105。结构笼 105 可以包括支撑构件 106。支撑构件 106 可以从笼底座 108 延伸至远侧毂 110。（从笼底座 108 延伸的方向将被称作“远侧方向”。相

反的方向将被称作“近侧方向”。“远侧”相对于“近侧”通常指的是在身体中插入或将被插入的装置的前端。）可以调节笼底座 108 和远侧毂 110 之间沿着轴线 L_D 的距离以改变支撑构件 106 的形状。

[0219] 当笼底座 108 最大间隔地远离远侧毂 110 时，结构笼 105 处于压缩状态。当笼底座 108 和远侧毂 110 被推动或拉动到一起时，结构构件 106 会沿径向 R_D（其中“D”指示设备）径向向外偏转。这样，结构笼 105 就可以膨胀。设备 100 显示为处于膨胀状态中。在一些实施例中，结构构件 106 和锚衬底 124 可以是沿径向自膨胀的。这可以纵向地将底座 108 和远侧毂 110 拉到一起。

[0220] 结构笼 105 可以用于向骨部分 P_B、P_a 和 P_h 提供支架。支架可以包括在复位和 / 或愈合期间对准和稳定骨片段 P_B、P_a 和 P_h。支架可以是软骨下支架。结构笼 105 可以用于在愈合期间向骨 B 提供载荷阻力。

[0221] 设备 100 可以包括锚定衬底 112。衬底 112 可以由锚例如 114 和 116 接合。锚 114 将骨片段 P_h 紧固至衬底 112。锚 116 将骨片段 P_a 紧固至衬底 112。锚可以在很广的位置范围内接合衬底 112。锚可以从很广的角度范围接合衬底 112。每个锚均可以向其各自的骨部分施加力。该力可以定向成适当地定位骨部分用于愈合。该力可以至少部分地朝向轴线 L_D 指示。该力可以被认为是向内力（至少部分地沿方向 $-R_D$）。结构笼 105 可以向骨部分施加一个至少部分地远离轴线 L_D 指示的力。来自结构笼 105 的该力可以被认为是向外力（至少部分地沿方向 R_D）。

[0222] 虽然锚 114 和 116 显示为螺纹螺钉，但是可以使用任意适当的锚。

[0223] 因此锚、锚定衬底和支架结构笼可以互相配合使用用于对每个骨部分选择一个或多个期望位置、朝向和力。位置和朝向中的一个或两者可以通过锚尺寸、锚位置、锚张力、结构笼尺寸和支撑构件配置和位置的适当的选择而选取。因为位置和朝向是可以选择的，所以骨部分可以适当地相对于彼此对准。

[0224] 设备 100 可以包括杆 128。杆 128 可以从笼底座 108 沿近侧方向延伸。杆 128 可以包括杆锚定衬底 118 和近侧底座 120。杆锚定衬底 118 可以支撑近侧底座 120。锚 122 可以把杆 128 紧固至骨 B 的部分 P_B。可以接合锚 122 这样它就会向设备 100 施加纵向和 / 或旋转力。可以接合锚 122 这样它就会向设备 100 施加径向力。径向力可以导致或抵消设备 100 沿着轴线 L_D 的弯曲。锚 122 可以向设备 100 施加抗纵向力。抗纵向力可以抵抗由远侧锚 114 和 116 向设备 100 施加的阻力。

[0225] 近侧底座 120 可以支撑设备保持特征 122。设备保持构件 126 可以用于接合设备 100 用于插入和操纵。设备操纵器（未显示）可以与设备保持构件 126 结合用于沿近侧方向拉动设备 100。

[0226] 设备可以包括示意性的中心构件毂 130。中心构件毂 130 可以用于在展开之后俘获和除去设备 100。

[0227] 拉动设备 100 可以沿近侧方向调节骨部分 P_a、P_h 和 P_B 之间的力（张力、压力或两者）。沿近侧方向拉动设备 100 可以调节骨部分 P_a 相对于 P_B 的朝向和位置。在一些实施例中，锚 122 可以用于在沿近侧方向拉动设备 100 之后保持压缩力。

[0228] 设备 100 可以包括中心轴构件 124。中心轴构件 124 可以从远侧毂 110 通过笼底座 108 并通过近侧底座 120 延伸到骨 B 的髓内空间 IS 中。中心轴构件 124 可以用于实现

结构笼 105 的膨胀。一些实施例可能不包括中心轴构件 124。(在一些实施例中,可以相对于结构笼 105 近侧地拉动锚定衬底 112 以调节张力而同时维持骨片段的位置和支架。)

[0229] 在一些实施例中,通过在毂 100 和笼底座 108 和 / 或 120 之间施加张力,中心轴构件 124 可以用于膨胀结构笼 105。在一些实施例中,这可以通过同时向中心轴构件 124 施加近侧地指向的力和向笼底座 108 施加远侧地指向的力来实现。在一些实施例中,中心轴构件可以旋转地连接至毂 110 并且螺纹通过笼底座 108。在这些实施例中,可以通过旋转中心轴构件 124 来膨胀结构笼 105。在一些实施例中,结构笼 105 可以是自膨胀的。

[0230] 最终的膨胀形状可以设计到结构笼 105 的结构中。最终的膨胀形状可以由空腔中可用的空间限制。膨胀可以是弹性的并且可以基于返回至预定形状的弹簧材料。

[0231] 在其压缩状态中的设备 100 可以在其中软组织破裂可以减小到最低的区域中沿着中间轴部分骨(在图 1 中为 D)通过小的进入切口输送到身体中。

[0232] 图 1A 以等角视图显示了设备 100。结构笼 105 包括支撑构件 106。支撑构件 106 可以基于笼底座 108 和毂 110 沿着设备轴线 L_D 的相对定位而沿着方向 R_D 膨胀或收缩。支撑笼 105 可以收缩用于导入髓内空间 IS 内。

[0233] 支撑笼 105 显示为具有六个支撑构件 106。应当理解可以使用任意适当数目的支撑构件。例如,支撑笼 105 可以具有在 2-40 或大于 40 范围内的多个支撑构件 106。

[0234] 支撑构件 106 显示为具有矩形横截面形状。应当理解,支撑构件 106 可以具有任意适当的横截面形状。例如,横截面形状可以是圆形、正方形、辫形、多芯形或异形。支撑笼 105 可以包括具有不同横截面形状、尺寸或材料性能的支撑构件。当支撑构件具有不同的形状、尺寸或材料性能时,支撑笼 105 可以经受非径向变形。这种变形可以有助于使设备 100 符合骨 B (包括骨片段 P_a、P_h 和 P_B) 的内部。

[0235] 支撑构件 106 显示为在笼底座 108 和毂 110 处连接。构件的端部显示为在两个端部处连接。在一些实施例中,支撑构件 106 可以具有一个或多个自由或部分地自由的端部。

[0236] 支撑构件 106 可以由单个管切出或者独立地制造然后连接。

[0237] 锚定衬底 112 出现在结构笼 105 内。锚定衬底 112 可以具有折叠状态和膨胀状态。折叠状态可以用于输送。膨胀状态可以用于展开和骨折修补。

[0238] 在一些实施例中,锚定衬底 112 可以包括激光切割结构。锚定衬底 112 可以构成为与锚例如 114 (显示于图 1 中)接合并且使锚保持在机械载荷下。在一些实施例中,锚定衬底 112 可以附着到支撑笼 105 上。锚定衬底 112 可以附着到一个或多个毂 110、支撑构件 106 的一个或多个部分、中心轴构件 124、笼底座 108 和近侧底座 120 上。

[0239] 在一些实施例中,锚定衬底 112 可能不附着到设备 100 上(虽然它可以由支撑笼 105 保持)。这种连接缺乏可以便于张力的调节和骨片段的加载。

[0240] 图 1B 是沿线 1B-1B(显示于图 1A 中)剖开的剖视图。图 1B 显示了中心轴构件 124 从毂 110 (未显示)延伸穿过锚定衬底底座 132 (同心地位于笼底座 108 内)、杆 128、近侧底座 120 和设备保持构件 126。

[0241] 中心构件毂 130 从设备保持构件 126 近侧地伸出。中心构件毂 130 可以构造成被接合以调节或控制中心构件 124 的张力或旋转。中心构件毂 130 的操纵可以便于结构笼 105 和 / 或锚衬底 112 的输送和膨胀。中心构件毂 130 可以在结构笼 105 或锚定衬底 112 的远端和近端之间保持张力。

[0242] 设备保持构件 126 可以与设备 100 的输送、操纵和 / 或移除结合使用。

[0243] 可以通过相对于杆 128 沿方向 D_P 拉动中心构件毂 130 来沿近侧方向 D_P 拉动中心轴构件 124 上的止挡 134。在一些实施例中，这是通过远侧地（$-D_P$）推动设备保持构件 126 而同时近侧地拉动中心构件毂 130 实现的。推动和拉动可以使用在此显示和描述的装置和方法或已知的抓取设备器具实现。

[0244] 止挡 134 将沿方向 D_P 推动锚定衬底底座 108。然后锚定衬底底座 108 将沿方向 D_P 拉动锚定衬底 112。锚定衬底 112 沿方向 D_P 的运动将会向锚 114 和 116 施加力。该力可以具有远侧分量和沿径向向内（$-R_D$）分量。因此该力可以将骨片段 P_a 和 P_h 压缩到骨片段 P_B 上（如图中所示）。

[0245] 止挡 134 可以通过设备保持构件 126、近侧底座 120 和中心构件毂 130 之间的联接机构沿近侧方向从设备保持构件 126 向锚衬底 112 传递纵向力。或者中心轴构件 124 可以由棘轮、螺钉或其它适当机构机械地联接至笼底座 108。

[0246] 图 1C 显示了沿线 1C-1C（显示于图 1A 中）剖开的视图。图 1C 显示了膨胀的支撑笼 105（包括毂 110）和膨胀的锚定衬底 112。还显示了锁紧锚 122。

[0247] 设备 100 的一个或多个表面或元件可以包括涂层。涂层可以包括试剂。该试剂可以提供一种骨生长促进剂、骨生长抑制剂或禁止剂、药物洗提剂或任意其它适当试剂。

[0248] 图 2 显示了示意性骨骼 S。骨骼 S 包括示意性骨 S_i，其中可以如结合骨 B（显示于图 1 中）显示和描述的那样使用设备 100（显示于图 1 中）。表 2 包括骨 S_i 的部分清单。

[0249] 表 2．骨 S_i

[0250]

骨	图 2 中的参考数字
远端半径	S_0
肱骨	S_1
近端半径尺骨(肘)	S_2
掌骨	S_3
锁骨	S_4
肋骨	S_5
椎骨	S_6
尺骨	S_7
髋	S_8
股骨	S_9
胫骨	S_{10}
腓骨	S_{11}
跖骨	S_{12}

[0251] 图 3 示意地显示了骨 B（显示于图 1 中）的解剖体。骨 B 的解剖特征列在表 3 中。依照本发明的原理的装置和方法可以涉及表 3 中显示的一个或多个解剖特征。可以参照骨轴线 L_B（其中 B 指示骨）和半径 R_B（其中 B 指示骨）描述骨 B 的特征。

[0252] 表 3．可以使用该装置和方法处理的一些骨型的解剖特征

[0253]

解剖学特征	图 3 中从参考标记
关节面	B_0
松质、海绵状或小梁骨	B_1
骨髓腔	B_2
皮层或密质骨	B_3
骨膜	B_4
近侧关节面	B_5
骨干或中轴	B_6
干骨后端或端部区域	B_7
骺	B_8
关节面	B_9

[0254] 术语“端骨”和“端骨骨折”用于指的是发生在长骨的骨骺或干骺区域中的骨折。这种骨折包括关节周围和关节内骨折。

[0255] 图 4 显示了其中可以诊断和处理骨 B 中的骨折的示意性外科环境的部分 400。可以适当地镇静病人 P。可以执行肢体神经阻滞。压力带可以用于将肢体 Q 保持在相对地无血状态中。肢体 Q 可以由过程工作台 402 和任意的其它适当支架支撑以在手术期间管理骨 B 的位置。环境 400 可以包括成像系统 404。

[0256] 图 5 显示了示意性的治疗情景 500。在情景 500 中，应用手动牵引技术以重建骨 B 中骨折 F_P 的解剖复位。

[0257] 通常在骨折修补中从事暂时或临时复位以将骨片段恢复至它们在锚定之前的正常位置。

[0258] 当骨片段的数目很小和 / 或骨片段的脱位是适度的时，可以应用徒手复位技术。徒手复位并不包括切口并且由一个或多个医生使用手动牵引。医生将利用不同的拉紧、压缩和弯曲运动以重建正常的骨片段定位。医生或助理可以在植入过程中保持正常的骨片段位置。

[0259] 对于位移更大的骨折形状，可以利用有限的开放复位。k- 线外探针和特殊夹具可以应用于临时复位。可以做出小切口允许探针和夹具辅助重新定位骨折片段。一旦骨片段在适当的位置，就可以利用 k- 线保持复位。k- 线是直径为大约 1-2mm 的金属线，它可以沿着骨折线被驱动以提供临时支架。k- 线可以被定位然后战略地除去以减少与骨空腔制备或植入物展开干涉的方式促进该过程。

[0260] 图 6 显示了示意性的护套 600。中空的护套 600 显示为进入骨 B 的髓内空间 IS。护套 600 可以包括管腔 610。管腔 610 可以提供到髓内空间 IS 的进入。护套 600 在位置 602 处进入髓内空间 IS。位置 602 可以在骨 B 的骨干部分 D 中。位置 602 可以选择成使软组织损坏减到最低。在位置 602 附近，可以在软组织（未显示）中形成小切口。该组织可以移动以暴露骨表面 BS。

[0261] 标准的矫形钻器具可以用于在骨 B 中生成进入孔 604。可以沿着轴线 L_h 钻出轴线孔 604。轴线 L_h 可以与骨轴线 L_B 形成角度 A。角度 A 可以是锐角。

[0262] 孔 604 可以类似于通常钻设的骨进入孔。孔 604 可以足够地小，这样孔 604 就会不在位置 602 处导致应力梯级。护套 600 的远端 606 可以延伸穿过髓内道 IC 进入骨 B 的

干骺区域 M 中。护套 600 的近端 608 可以置于孔 604 中。远端 606 可以置于髓内空间 IS 的任意部分例如端骨中。

[0263] 护套 600 可以是薄壁柔性套管。护套 600 可以类似于在身体中其它地方最低程度地侵入性或经皮介入过程中通常使用的套管。护套 600 可以由形状制成促进对髓内空间 IS 的进入的刚性金属制成。

[0264] 图 7 显示了示意性骨髓空间铰刀 700。铰刀 700 可以膨胀和收缩。铰刀 700 可以在收缩状态中插入护套 600 的近端 608（显示于图 6 中）。铰刀轴 702 可以用于使铰刀 700 前进通过管腔 610 进入骨 B 的干骺区域 M 中。铰刀 700 可以在表面 704 处或附近具有适当特征用于从端骨除去不希望组织例如松质骨。铰刀轴 702 可以适当地围绕骨轴线 L 旋转铰刀表面 704 并沿着骨轴线 L 平移它以准备端骨用于进一步处理。

[0265] 在一些实施例中，铰刀 700 的使用可以与骨髓针的植入中使用的过程一致。这种过程可以超声能、振动、射频能量、压力、旋转、水喷射、吸气和其它适当机构中的一个或多个的应用以除去不希望的组织。在一些实施例中，铰刀 700 可以具有下列特征中的一个或多个：膨胀、固定尺寸（非膨胀）、单向铰孔、多向铰孔、刚性铰刀轴 702、柔性铰刀轴 702 和可操纵性。

[0266] 图 8 显示了设备 100 输送至骨 B 的端骨中的阶段。在图 8 中，设备输送装置 800 与设备保持元件 126 在设备 100 的近端处接合。轴 802 可以控制设备输送装置 800 的定位和旋转。输送装置 800 可以包括有键抓紧器用于设备 100 的部分（显示于图 1 中）的接合和脱离。设备 100 处在压缩状态中。设备 100 定位在护套 600 的管腔 610 内。设备 100 的远侧毂 110 在骨 B 的骨骺区域 E 中。支撑构件 106 和杆 128 也显示为在管腔 610 内。

[0267] 图 9 显示了设备 100 输送至骨 B 的端骨中的后续步骤。在图 9 中，设备输送装置 800 已经将设备 100 远侧地移出护套 600。结构笼 105 已经在端骨中膨胀。在所示实例中，端骨从骨片段跨越至骨 B 髓内空间 IS 的中轴 D。

[0268] 图 9 还显示了近侧输送装置控制器 900。控制器 900 可以包括手柄 902、触发机构 904 和止动螺钉 906。手柄 902 可以用于经由轴 802 施加定位和膨胀设备 100 所需的力。触发机构 904 可以用于接合或脱离设备保持构件 126。

[0269] 图 10 显示了骨片段 P_a 向锚定衬底 112 的紧固。可以在最佳位置中在皮肤 K 中形成小切口。然后，可以在骨片段 P_a 中形成小的定位孔。临时复位可以由助理的手 1002、钳 / 夹具型器具、k- 线或其它已知方法维持。可以提供支架 1004 以定位骨片段 P_a、P_h 和 P_B 用于锚 116 的插入。然后，可以使用器具 1000 驱动锚 116 通过骨片段 P_a。器具 1000 可以是螺丝刀或其它适当器具。

[0270] 图 11 显示了锚 114 将骨片段 P_h 紧固至锚定衬底 112。可以使用设备输送装置 800 将设备 100 稳定在骨 B 中。

[0271] 图 12 显示了在骨 B 的髓内空间 IS 中拉紧设备 100。锚 114 和 116 已经分别完全或几乎完全地被驱动到骨片段 P_h 和 P_a 中。锚 114 和 116 由锚定衬底 112 固定到骨 B 内部。由与锚定衬底 112 配合的锚 114 和 116 施加的向内力和由结构笼 105 的支撑构件 106 施加的向外力使得骨片段 P_h 和 P_a 沿着骨折 F_a 对准并且具有闭合骨折 F_a。锚 114 和 116 的（施加给锚的）转矩、角度和定位可以选取成在骨片段 P_h 和 P_a 之间沿着骨折 F_a 提供期望的接触力。锚可以锁定至锚衬底 112 以防止无意的移除。

[0272] 骨折 F_h 保持敞开间隔量 Δf，它使 P_a 和 P_h 与骨 B 的主片段 P_B 分开。可以使用设备 100、设备输送装置 800 和输送装置控制器 900 中的一个或多个提供骨片段 P_a、P_h 和 P_B 的节间压缩。压缩可以有助于减少或消除 Δf。压缩可以提高愈合。压缩可以向骨片段提供旋转和弯曲中的稳定性。

[0273] 在一些实施例中，可以通过大体上沿近侧方向 D_P 拉动设备 100 提供压缩。设备 100 的长度 T 可以是固定的，至少可以是临时地固定的。例如，可以使用中心轴构件 124 与笼底座 108 和毂 110 的机械关系将长度 T 保持固定。然后可以由设备输送装置 800 沿方向 D_P 拉动设备 100。设备输送装置 800 可以由轴 802 沿方向 D_P 拉动。可以使用输送装置控制器 900 将轴 802 拉动通过管腔 610。

[0274] 设备 900 可以包括可以由触发器或杆 904 或 906 启动的机构。可以通过沿着轴线 L_h 沿方向 D_h 拉动输送装置控制器 900 来拉动轴 802。护套 600 的远端 606 在它保持在髓内空间 IS 内的程度内大体上沿着方向 D_P 移动并且经由设备输送装置 800 沿该方向拉动设备 100。

[0275] 在一些实施例中，当沿方向 D_P 拉动设备 100 时，允许长度 T 延长。毂 110 可以基本上相对于骨片段 P_a 保持在适当的位置中。可以允许笼底座 108 沿方向 D_P 移动。这可以减小结构笼 105 的半径 R_D。当结构笼 105 的半径减小时，可以减小、消除或翻转骨上的径向向外力。

[0276] 当设备 100 的长度提高而其半径减小时，设备 100 可以部分地或完全折叠到其输送状态中。取决于骨 B 的髓内空间 IS 的直径，这种收缩是希望的以获得骨片段的适当放置。在获得适当的骨片段位置之后，可以调节径向直径以实现期望的形状和径向力。然后可以通过将中心轴构件 124 锁定在设备 100 的远端和近端来维持该状况。

[0277] 在一些实施例中，可以沿方向 D_P 拉动锚定衬底 112 的近侧部分。这可以沿方向 D_P 和方向 $-R_B$ 拉动锚例如 114 和 116。可以使用大于、小于或等于沿方向 D_P 拉动结构笼 105 的力的力沿方向 D_P 拉动锚定衬底 112。

[0278] 在一些实施例中，医生可以估计并且如果适当的话调节片段 P_a、P_h 和 P_B 中的一个或多个以实现期望的对准。可以使用荧光镜成像例如使用成像系统 404（显示于图 4 中）执行这种评估。评估可以在全部外科切下过程中在直接显像下完成。

[0279] 图 13 显示了沿方向 D_P 施加力 Φ。力 Φ 由设备输送装置 800 在设备保持构件 126 处施加至设备 100。骨折 F 的 Δf 已经稳定、减小或基本上消除。锚 122 现在通过骨 B 插入到杆 128 中。锚 122 可以将设备 100 的近侧部分沿着骨轴线 L_B 保持在设备 100 上或附近。锚 122 可以防止设备 100 围绕骨轴线 L_B 旋转。锚 122 可以保留骨片段 P_a、P_h 和 P_B 之间的节间压缩。更通常地，锚 122 可以对各个骨片段的每一个保留期望位置、朝向和应力状态中的一个或多个。锚 122 可以承担全部或部分载荷。结构笼 105 和设备 100 的其它部分之间的摩擦可以承担部分载荷。

[0280] 在一些实施例中，锚 122 的角色可以由用于将设备 100 锁定在骨 B 中同时保持压缩的几个锚实现。近侧锚可以从骨的两侧或只是通过一侧获得。锚的角度可以从几乎平行于轴线 L_D 到垂直于轴线 L_D。

[0281] 图 14 显示了设备保持构件 126（由设备输送装置 800，在图 14 中显示为已经撤回到护套 600 中）的释放。设备保持构件 126 显示为可以使用已知的抓取器具保持的简单键

球形端。相对于本发明的实施例也会考虑和预见的其它类型的保持机构包括但是并不限于：带螺纹的、插座、带销的、卡扣、套爪和本领域中已知的其它任意机构。

[0282] 图 15 显示了设备在最终的植入状态中且护套 600（未显示）从骨 B 的髓内空间 IS 中除去。设备 100 保持片段 P_a、P_h 和 P_B 相对于彼此压缩。骨折 F_a 和 F_h 减小。

[0283] 图 16 显示设备 100 可以俘获在髓内空间 IS 中并且从骨 B 除去。示意性输送 / 俘获设备 1600 可以接合中心构件毂 130。在输送 / 俘获设备 1600 远端处的接合构件 1602 可以略过中心构件毂 130 并且接合设备保持构件 126。支撑笼 105 的支撑构件 106 可以在被拉动到护套 600 中时收缩。

[0284] 图 17 显示可以用于闭合孔 604 和保持对骨 B 中的设备 100 的进入的闭合组件 1700。闭合组件 1700 可以包括插塞 1702。插塞 1702 可以密封或基本上密封孔 604。插塞 1702 可以罩盖套管 1704。套管 1704 可能提供向中心构件毂 130（未显示）和设备保持构件 126（未显示）的进入。凸缘 1706 可以与中心构件毂 130（未显示）和设备保持构件 126（未显示）中的一个或两者接合。凸缘 1706 可以附着至护套 1704。套管 1704 可以构造成向设备 100 施加力以调节结构笼 105 或锚定衬底 112 中的张力或径向直径。

[0285] 在一些实施例中，可以由缆绳或轴（未显示）提供由套管 1704 提供的功能中的一些或全部。在一些实施例中，插塞 1702 可以是带螺纹的或有肋的插塞或链接至缆绳的螺钉状插塞。

[0286] 可以除去盖 1702 以插入器具例如接合构件 1602 以按照图 16 中所示的方式俘获设备 100。

[0287] 图 18 显示了示意性的输送 / 俘获构件 1802，它在一些实施例中可以是设备例如 100 中的设备保持构件 126（显示于图 1 中）的可选方案。输送 / 俘获构件 1802 可以由管形成。切口 1810 可以切入管中。可以在输送 / 俘获构件 1802 中出现任意适当数目的切口例如 1810。输送 / 俘获构件 1802 可以包括套圈 1804，它可以附着至设备杆 1806 的近端 1806。杆 1806 可以对应于设备 100 的杆 128（显示于图 1 中）。

[0288] 俘获器具 1812 可以包括一个或多个叶片例如叶片 1814。俘获器具 1812 和叶片 1814 可以从管中切出以分别匹配输送 / 俘获构件 1802 和切口 1810。俘获器具 1812 可以通过护套例如 600（显示于图 6 中）输送到骨髓空间中以取回装接至杆 1808 的设备。

[0289] 俘获器具 1812 可以与输送 / 俘获构件 1802 对齐。叶片 1814 可以插入输送 / 俘获构件 1802 中的切口 1816 内。俘获器具 1812 可以旋转这样叶片 1814 就移动到切口 1810 内。因此俘获器具 1812 可以接合输送 / 俘获构件 1802 以沿近侧方向 D_P 拉动设备。叶片 1814 和输送 / 俘获构件 1802 可以彼此径向地弯曲离开平面以脱离。弯曲可以通过弯曲或释放弹簧状机构或通过俘获器具 1812 的塑性变形实现。

[0290] 图 19 显示了示意性的设备 1900。设备 1900 可以具有与设备 100（显示于图 1 中）的相应特征中的一些或全部类似地起作用的特征。例如，设备 1900 可以包括形成笼 1905 的支架 1906。笼 1905 可以包括笼底座 1908。锚定衬底底座 1932 可以同心地出现在笼底座 1908 内。设备保持构件 1926 可以从锚定衬底底座 1932 近侧地延伸。设备 1900 并不包括杆例如杆 128。近侧锚 1932 可以用于接合骨例如骨 B（显示于图 1 中）与锚定衬底 1912 的近端。

[0291] 图 20 显示沿线 20-20（显示于图 19 中）剖开的设备 1900 的剖面图。示意性中心

轴构件 1924 固定在支撑笼 1905 的毂 1910 处。中心轴构件 1924 可以包括凸缘 1902。凸缘 1902 可以通过机械方式锁定到设备保持构件 1926 的腔室 1904 中。在一些实施例中，中心轴构件 1924 可以轴向地移动直到凸缘 1902 卡扣到腔室 1904 中。这可以将中心轴构件 1924 锁紧在设备 1900 的近端 1920 和远端 1922 之间并因此提供可以支撑设备 1900 的径向刚度的轴向张力。中心轴构件 1924 可以分配可以应用到设备 1900 的近端 1920 和远端 1922 之间的设备保持构件 1926 上的张力。

[0292] 在一些实施例中，设备 1900 可以在展开(如在开放复位中)之前膨胀。在这种实施例中，结构支架 1905 和锚定衬底 1932 可以在设备 1900 的近端 1920 和远端 1922 处相对于彼此纵向地固定。

[0293] 图 21 以剖面图显示了示意性的棘轮机构 2100。棘轮机构 2100 可以用于在中心轴构件例如 124(显示于图 1 中)中保持张力。这种中心轴构件的一部分可以实现为有肋构件 2102。有肋构件 2102 可以被沿近侧方向 D_P 拉动通过翼片构件 2104。可以通过使环形翼片 2108 偏转来沿方向 D_P 拉动肋 2106。在肋 2106 经过环形翼片 2108 之后，环形翼片 2108 移动回到其静止位置(如图所示)并且防止肋 2106 移动回到在环形翼片 2108 远侧的位置。

[0294] 棘轮机构 2100 可以设置在锚定衬底底座例如 132 中或附近、在杆例如 128 中或附近、在近侧底座例如 120 中或附近或者在设备保持构件 126 (所有均显示于图 1 中)中或附近。翼片构件 2104 可以纵向地固定至该设备。中心轴构件可以在其长度的一部分上设有有肋构件 2102。因此可以由环形翼片 2108 沿近侧方向 D_P 中心轴构件并将它锁定在适当的位置。这可以在中心轴构件中在翼片 2108 远侧的部分中保持张力。

[0295] 棘轮特征可以采取任意形状或形式以便于单向锁紧。单向锁紧可以是永久的或可松开的。在一些实施例中，翼片 2104 可以是可松开的这样有肋构件 2102 就可以沿任一纵向方向调节。

[0296] 棘轮特征可以包含到该装置中。棘轮特征可以与该装置的一或多个部分形成一个整体。例如，设备杆例如显示于图 25 中的那些设备杆可以包括补充的棘轮特征这样当杆处于同心关系时，内杆可以仅仅沿一个方向移动。

[0297] 图 22 显示了棘轮机构 2100 的端视图(显示于沿图 21 中的线 21-21 的剖面图)。

[0298] 图 23 显示了可以形成中心轴构件例如 124 (显示于图 1 中)的全部或一部分的示意性堆叠环 2300。环显示为一个连续的螺旋线。在一些实施例中，环可以是具有类似于螺旋堆叠环 2300 的堆叠特征的各个环形圈。

[0299] 图 24 是沿线 24-24 剖开的剖视图。螺旋环形成在堆叠的纵向载荷 - 压缩或拉紧下彼此联锁的 S- 链环。堆叠环 2300 的形状为它们可以在压缩或拉紧下楔在一起并且有效地降低相对于彼此移动的机械自由度。中心轴构件例如 124(显示于图 1 中)中的全部或一部分可以包括一段螺旋环 2300。当以拉紧或压缩加载时，中心轴构件可以变直并变硬。直度和刚度可以提高可以由设备例如 100 支撑的载荷量，无论是在拉紧、压缩或弯曲中。

[0300] 图 25 显示了依照本发明的原理的示意性设备 2500。设备 2500 可以包括中心轴构件 2502。中心轴构件 2502 可以包括多孔体 2504。中心轴构件 2502 可以包括设备保持构件 2506。

[0301] 设备 2500 可以包括中间构件 2507。中间构件 2507 可以包括锚定衬底 2506。锚定衬底 2506 显示为处于膨胀状态。中间构件 2507 可以包括杆 2508。杆 2508 可以与锚定

衬底 2506 相连。颈支架 2510 可以提供锚定衬底 2506 和杆 2508 之间的结构支架和连接。当锚定衬底 2506 处在收缩状态中时，中间构件 2507 可以收缩至基本上相当于杆 2508 的直径的直径。设备保持构件 2512 可以出现在杆 2508 的端部。

[0302] 设备 2500 可以包括外构件 2514。外构件 2514 可以包括支撑笼 2516。支撑笼 2516 显示为处于膨胀状态。外构件 2514 可以包括杆 2518。杆 2518 可以与支撑笼 2516 相连。颈支架 2520 可以提供支撑笼 2516 和杆 2518 之间的结构支架和连接。当支撑笼 2516 处在收缩状态中时，外构件 2514 可以收缩至基本上相当于杆 2528 的直径的直径。设备保持构件 2522 可以出现在杆 2518 的端部。

[0303] 图 25 显示内构件 2502、中间构件 2507 和外构件 2514 彼此分开，但是它们可以一起使用以执行设备 100（显示于图 1 中）的一些或全部功能。内构件 2502、中间构件 2507 和外构件 2514 可以分别至少部分地对应于中心轴构件例如 124、锚定衬底例如 112 和支撑笼例如 105（显示于图 1 中）。

[0304] 中间构件 2507 和外构件 2514 中的一个或两者可以是自膨胀的。中间构件 2507 和外构件 2514 中的一个或两者可以由机械驱动膨胀。

[0305] 图 26 显示了在装配和膨胀配置中的设备 2500。内构件 2502 纵向地在中间构件 2507 内部延伸。中间构件 2507 纵向地在外构件 2514 内部延伸。设备保持构件 2506、2512 和 2522 从设备 2500 的近端延伸。近侧锚 2524 横切(外构件 2514 的)杆 2518 和(未显示的中间构件 2507 的) 2508 及内构件 2502 的多孔体 2504。

[0306] 在没有近侧锚 2524 的情况下，内构件 2502、中间构件 2507 和外构件 2514 可以沿着轴线 L_D 相对于彼此纵向地移动。相对运动可以由与每个设备保持构件接合的输送 / 俘获器具导致。例如，可以为每个设备保持构件提供输送 / 俘获器具例如 1812（显示于图 18 中）。三个俘获器具可以彼此同轴。

[0307] 在一些实施例中，内构件 2502、中间构件 2507 和外构件 2514 中的一个或多个可以在设备 2500 的远端处彼此连接以获得对施加纵向和旋转力的适当响应，其中纵向和旋转力可以应用至内构件 2502、中间构件 2507 和外构件 2514 中的一个或多个。可以通过在设备 2500 的更近侧部分处使内构件 2502、中间构件 2507 和外构件 2514 中的一个或多个彼此连接而改变该响应。

[0308] 内构件 2502、中间构件 2507 和外构件 2514 显示为具有闭合远端。在一些实施例中，构件中的一个或多个可以具有开口或自由远端。

[0309] 在本发明的一些实施例中，设备 2500 可能不包括内构件 2502。那些实施例可以包括中间构件 2507 和外构件 2514。在一些实施例中，设备 2500 可以包括两个或更多中间构件 2507 和 / 或两个或更多外构件 2514。例如，在一些实施例中，设备 2500 可以包括内构件 2502、中间构件 2507、外构件 2514 和在外构件 2514 外部的类似于中间构件 2507 的第四构件(未显示)。在一些实施例中，设备 2500 可以在其它构件内部包括类似于外构件 2514 的第四构件(未显示)。在一些实施例中，设备可以在第四构件的径向外部包括中间构件 2507、类似于中间构件 2507 的第五构件(未显示)和外构件 2514。

[0310] 图 27 显示了在收缩状态中的外构件 2514。在一些实施例中，外构件 2514 可以具有沿着纵轴 L_D 的弯曲灵活性，如图 27 中所示。内构件 2502 和中间构件 2507 也可以具有沿着纵轴 L_D 的弯曲灵活性。灵活性可以进入接近骨 B 的髓内空间 IS。在一些实施例中，设

备 2500 的收缩配置可以包括弯曲以便于进入骨 B 的髓内空间 IS。

[0311] 图 28A 显示了示意性的两构件骨折修补设备 2800。设备 2800 显示为处于收缩状态中。设备 2800 可以是自膨胀的或是气球膨胀的。设备 2800 可以包括笼构件 2802 和锚定构件 2804（在笼构件 2802 内）。

[0312] 笼构件 2804 可以包括支撑笼 2806。支撑笼 2806 可以包括支撑构件 2810。支撑构件 2810 可以结束于远侧毂 2812 和笼底座 2814 处。笼杆 2816 可以从笼底座 2814 近侧地延伸。笼杆 2816 可以结束于设备保持构件 2818 处。支撑笼 2806 可以在髓内空间 IS（显示于图 1 中）内膨胀。

[0313] 锚定构件 2804 可以包括锚定衬底 2820。锚定构件 2804 可以包括锚杆 2822 和设备保持构件 2824。在收缩状态中，锚定构件 2804 可以在笼构件 2804 内纵向地滑动。

[0314] 图 28B 显示了处在膨胀状态中的设备 2800。支撑笼 2806 被膨胀。锚定衬底 2820 被膨胀。

[0315] 图 28C 显示的是沿膨胀状态中的设备 2800 的线 28C-28C（显示于图 28B 中）剖开的局部剖面图。锚定衬底 2820 出现在支撑笼 2806 内部。锚定杆 2822 出现在笼杆 2816 内部。设备保持构件 2824 出现在笼杆 2816 内部。

[0316] 远侧锚可以将骨片段连接至锚定衬底 2820。设备保持构件 2824 和 2818 可以一起或相对于彼此纵向地平移以沿近侧方向 D_P 和向内径向 $-R_D$ 施加力。

[0317] 设备 2800 可以是自膨胀的。设备 2800 可以塑性变形并且由外力膨胀。设备 2800 的一个或多个元件可以由整体构件例如激光切割管制成。设备 2800 的一个或多个元件可以单独地形成然后再进行装配。

[0318] 图 29 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 2900。设备 2900 显示为插入肱骨 B_H 内部。肱骨 B_H 包括骨折 F_1 和 F_2，它们分别从骨片段 P 分出骨片段 P_1 和 P_2。设备 2900 可以包括支撑笼 2902。设备 2900 可以包括锚定衬底 2904。支撑笼 2902 和锚定衬底 2906 显示为处于膨胀状态。设备 2900 可以包括中心轴构件 2924。

[0319] 锚 2907 和 2908 可以提供以分别将骨片段 P_1 和 P_2 锚定至锚定衬底 2904。

[0320] 设备 2900 可以包括相对位移致动器 2910。致动器 2910 可以实现支撑笼 2902、锚定支架 2904 和中心构件 2906 的相对位移。在设备 2900 向髓内空间 IS 输送期间，设备 2900 可以处于收缩状态（未显示）。在展开期间，设备 2900 可以被膨胀。膨胀可以由例如支撑笼 2902 的近侧部分 2912 和锚定衬底 2904 的近侧部分 2914 沿着设备纵轴 L_D 的差动移动执行。在展开期间，可以在设备 2900 膨胀之后插入锚 2907 和 2908。

[0321] 设备 2900 可以包括用于实现差动位移的相对位移致动器 2910。致动器 2910 可以包括螺纹支撑笼底座 2916。螺纹支撑笼底座 2916 可以纵向地固定至支撑笼 2902 的近端 2912。螺纹支撑笼底座 2916 可以包括第一螺纹纵向孔（未显示）。

[0322] 致动器 2910 可以包括双螺纹锚定衬底底座 2918。双螺纹衬底底座 2918 可以固定至锚定衬底 2904 的近侧部分 2914。双螺纹衬底底座 2918 可以具有可拧紧到支撑笼底座 2916 的第一纵向螺纹孔上的外螺纹 2920。双螺纹衬底底座 2918 可以包括第二螺纹纵向孔（未显示）。

[0323] 致动器 2910 可以包括螺纹中心轴构件底座 2922。螺纹中心轴构件底座 2922 可以固定至中心轴构件 2906 的近端。螺纹中心轴构件底座 2922 可以具有可拧紧到双螺纹衬底

底座 2918 中的第二螺纹纵向孔中的外螺纹 2924。

[0324] 一个或多个控制器具可以由导管展开以旋转笼底座 2916、双螺纹锚定衬底底座 2918 和螺纹中心轴构件底座 2922 中的一个或多个以实现支撑笼 2902、锚定衬底 2904 和中心轴构件 2906 的期望位移或它们的近侧部分之间的位移。差动位移可以在展开期间使设备膨胀。

[0325] 在设备 2901 展开之后，锚 2907 和 2908 可以分别插入通过骨片段 P_1 和 P_2 进入锚定衬底 2904 中。在锚 2907 和 2908 插入之后，相对位移致动器 2910 可以用于调节骨片段 P_1 和 P_2 的应力状态。例如，双螺纹锚定衬底底座 2918 可以被旋转这样它就会相对于支撑笼底座 2916 沿近侧方向 D_P 移动。该相对运动会沿近侧方向 D_P 和向内径向 $-R_D$ 相对于支撑笼 2902 拉动骨片段 P_1 和 P_2。

[0326] 在设备 2900 的适当定位和支撑笼 2902 和锚定衬底 2904 的适当相对位移之后，近侧锚例如 1922（显示于图 19 中）可以插入通过股骨 BF 和锚定衬底 2904 以将装置 2900 夹持在适当的位置。

[0327] 图 30 显示了沿图 29 中的线 29-29 剖开的设备 2910 的剖视图。图 29 显示了纵向地固定至支撑笼 2902 的近侧部分 2912 的螺纹支撑笼底座 2916。双螺纹锚定衬底底座 2918 螺纹拧紧到支撑笼底座 2916 的第一螺纹孔中。双螺纹锚定衬底底座 2918 纵向固定至锚定衬底 2904 的近侧部分 2914。螺纹中心轴构件 2922 螺纹拧紧到双螺纹锚定衬底底座 2918 的第二螺纹孔中。中心轴构件 2906 从螺纹中心轴构件 2922 沿远侧方向（$-D_P$）延伸。

[0328] 图 31 显示了示意性气球膨胀的骨折修补设备 3100。设备 3100 可以包括外结构构件 3102。外结构构件 3102 可以包括结构笼 3104、杆 3106 和设备保持构件 3108。设备 3100 可以包括锚定构件 3110。锚定构件 3110 可以包括锚定衬底 3112、锚定构件杆 3114 和设备保持构件 3116。

[0329] 结构笼 3104 和锚定衬底 3112 可以在收缩状态中分别使用设备保持构件 3108 和 3116 置于骨的骨髓空间内。设备保持构件可以用于使结构笼 3104 和衬底 3112 相对于彼此纵向地定位。

[0330] 气球 3118 可以出现在锚定衬底 3112 内部。导管 3120 可以提供适当的气体压力用于锚定衬底 3112 的充气。

[0331] 隔膜 3130 可以出现在外结构构件 3102 附近。隔膜 3130 可以基本上整个地罩盖设备 3130。隔膜 3130 可以布置在设备 3100 的外部或内部，或是设备 3100 的所述元件之间。

[0332] 隔膜 3130 可以包括弹性材料。隔膜 3130 可以包括非弹性材料。隔膜 3130 可以包括编织聚酯、EPTFE 薄膜、PET 气球、硅薄膜、聚氨酯薄膜、能够以薄膜形式生产的任意适当材料、能够抑制阻止组织生长的任意适当材料、任意适当的生物适合的、生物可降解的和 / 或生物可吸收的材料和任意其它适当的材料。

[0333] 隔膜 3130 可以通过抑制骨生长到设备 100 中来便于设备 100 的移除。在一些实施例中，隔膜 3130 可以抑制组织在设备 3100 的空隙空间中的向内生长。

[0334] 在一些实施例中，隔膜 3130 可以便于可以用于与设备 3100 连接的材料例如骨接合剂的输送或俘获。

[0335] 隔膜 3130 可以在结构上集成到设备 3100 内。隔膜 3130 可以构造成作为辅助或

附加部件与设备 3100 使用。可以按照骨折修补所需使用该部件。

[0336] 在一些实施例中，隔膜 3130 可以用于膨胀结构笼 3104。在一些实施例中，隔膜 3130 可以用于膨胀锚定衬底 3112。在这种实施例中，隔膜 3130 可以从结构笼 310 和 / 或锚定衬底 3112 上拆卸下来。然后隔膜 3130 可以保持植入在髓内空间 IS 中。

[0337] 在一些实施例中，隔膜 3130 可以独立于设备 3100 的其它元件而移动。

[0338] 隔膜 3130 可以包括制剂。该制剂可以浸渍在隔膜 3130 中。该制剂可以呈现为隔膜 3130 上的涂层。该试剂可以提供一种骨生长促进剂、骨生长抑制剂或禁止剂、药物洗提剂或任意其它适当试剂。

[0339] 图 32 显示了沿设备 3100 的线 32—32 剖开的剖视图。图 32 显示了进入锚定衬底 3112 的导管 3120。气球 3118 可以从导管 3120 中的端口 3122 充满。锚定衬底轮廓 3124 可以由其材料和结构(或两者)预先确定。

[0340] 图 33 显示了示意性锚定构件 3300。锚定构件 3300 可以用于设备例如设备 3100(显示于图 31 中)并且可以对应于锚定构件 3110。锚定构件 3300 可以包括远侧环 3302、锚定衬底 3304、杆 3306 和设备保持构件 3308。

[0341] 在一些实施例中，气球例如 3118（显示于图 31 中）可以插入锚定构件 3300 内部以膨胀锚定构件 200。在一些实施例中，设备 3300 可以是自膨胀的。

[0342] 套环 3302 具有基本上固定的半径并且不能膨胀。套环 3302 可以包括环 3303。环 3303 可以按照嵌套配置布置，其中环 3303 部分地或基本上垂直于轴线 L_D。环 3303 可以与轴线 L_D 同轴。在这种配置中，环 3303 可以便于连接至中心轴构件例如 124(显示于图 1 中)和 / 或结构笼例如 105（显示于图 1 中)。

[0343] 当使用气球用于膨胀时，杆 3306 可以位于与杆 3306 相距足够远的距离，这样杆 3306 的半径就会在气球的膨胀期间保持基本上相同。

[0344] 锚定衬底 3304 可以包括膨胀带 3310。膨胀带 3310 包括膨胀单元例如 3312，它们可以在膨胀气球的径向向外(方向 R_D)的应力下沿着方向 C_D 和 $-C_D$ 变形。带 3310 沿其圆周具有许多膨胀单元。沿带例如 3310 的圆周的膨胀单元的数目被称为单元密度。

[0345] 响应纵向压缩相对膨胀的单元的组可以认为具有高的“膨胀率”。响应相同的纵向压缩相对不膨胀的单元的组可以认为具有低的“膨胀率”。单元密度、单元形状、单元“腿”(与将单元从其它单元或材料分开的与该单元接界的材料)(或“支柱”)长度、单元腿厚度中的变化和其它适当的参数可以用于改变膨胀比率。

[0346] 锚定衬底 3304 可以包括膨胀带 3314。膨胀带 3310 具有大于带 3310 的单元密度的单元密度。当受到气球的向外的径向力时，膨胀带 3314 因此沿径向 R_D 膨胀得大于膨胀带 3310 将要膨胀的。膨胀带 3316 与膨胀带 3314 具有相同的单元密度。膨胀带 3318 具有最大的单元密度并且因此可以比其它膨胀带沿径向 R_D 膨胀得更多。

[0347] 单元密度沿着纵向锚定衬底 3340 的纵向变化可以导致改变的径向膨胀。沿着轴线 L_D 的单元密度、带宽度(例如带 3316 的宽度 3318)和带位置可以选取成提供以期望的方式符合支撑笼例如 105（显示于图 1 中）或骨髓空间例如 IS（显示于图 1 中）的锚定衬底 3304 的膨胀轮廓。单元密度中的圆周变化(沿方向 C_D)可以提供圆周地改变的膨胀半径。这种变化可以用于提供具有对应于例如肱骨端部处的不对称骨髓腔的轮廓或者与之成型。

[0348] 图 34 显示了用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚定衬底 3402。锚

定衬底 3402 可以在远端 3404 处由凸缘 3406 支撑。锚定衬底 3402 可以在近端 3408 处由凸缘 3410 支撑。中心轴构件 3412 可以纵向地固定至凸缘 3406。凸缘 3410 可以基本上自由地相对于中心轴构件 3412 平移。这允许凸缘之间的距离 T 减小，这样锚定衬底 3402 可以沿径向 R_D 膨胀。

[0349] 设备 3400 可以是自膨胀的。锚定衬底 3402 可以包括编织网。在一些实施例中，设备 3400 可以包括多个锚定衬底。

[0350] 图 35 显示了在凸缘 3406 和 3410 之间处于膨胀状态中的锚定衬底 3414。凸缘 3410 已经远侧地在中心轴构件 3412 上移动。锚定衬底 3414 对应于锚定衬底 3402（显示于图 34 中），但是可以具有纵向地改变的单元密度并且因此可以膨胀至更大半径，然后锚定衬底 3402 也可以膨胀至更大半径。

[0351] 在锚装接到锚衬底 3414 上之后，凸缘 3410 可以近侧地拉动以减小衬底的直径并且向装接的锚元件施加张力。在这种直径复位期间，单元在锚定衬底 3414 内的形状可以改变。例如，单元在膨胀状态中大体上为正方形。在收缩（或相对收缩）状态中，单元可以是金刚石形或梯形。形状改变可以提高锚定衬底 3414 之间接合的强度。形状改变可以有效地将锚锁定到锚定衬底 3414 上。

[0352] 图 36 显示了用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚定衬底 3600。锚定衬底 3600 可以装接到中心轴构件（未显示）上。锚定衬底 3600 可以焊接、卷边、编织或以其它方式沿着中心轴构件的长度装接到中心轴构件上。例如，径向内部 3602 可以装接到中心轴构件上。

[0353] 在一些实施例中，锚定衬底 3600 可以在其远端和近端装接至中心构件例如 124（显示于图 1 中）并且沿着其长度装接至结构笼例如 105（显示于图 1 中）。该类装接可以便于通过笼和中心构件之间的相对旋转而包装或折叠。在一些实施例中，锚定衬底 3600 可以出现在结构笼例如 105（显示于图 1 中）内，但是可以从结构笼脱离装接或解开。

[0354] 锚定衬底 3600 可以有足够的弹性以保持折叠 3603。表面 3604 和径向外部分 3606 可以接合将骨片段压在支撑笼例如 105（显示于图 1 中）上的锚。锚定衬底 3600 可以包括辅助折叠 3608 以提高表面 3604 的可用性以接收锚。

[0355] 中心轴构件可以沿方向 $-C_D$ 旋转以近似地朝中心轴构件向内沿方向 $-R_D$ 拉动锚。中心轴构件可被近侧地拉动以向骨片段施加纵向力。

[0356] 图 37 显示了用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚定衬底 3700。锚定衬底 3700 可以构成为如锚定衬底 3600（显示于图 36 中）那样装接到中心轴构件并且被驱动。锚定衬底 3700 可以包括主折叠 3702。锚定衬底 3700 可能不包括辅助折叠例如锚定衬底 3600 中的 3608。

[0357] 一些实施例可以包括与锚定衬底 3600 和 / 或结构笼例如 105（显示于图 1 中）缠绕的线状元件。线状元件可以连接至中心轴构件以便于朝设备轴线拉动锚定衬底或结构笼的部分。在一些实施例中，线状元件可以由输送器具拉动通过中心轴构件。

[0358] 图 38 显示了用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚定衬底 3800。锚定衬底 3800 可以装接到中心轴构件（未显示）上。锚定衬底 3800 可以焊接、卷边、编织或以其它方式在中心轴构件的近端附近装接到中心轴构件上。例如，径向内和近侧部分 3802 可以装接到中心轴构件上。锚定衬底可以具有足够的弹性以保持螺旋折叠 3803。折叠表面

3804 可以接合将骨片段压在支撑笼例如 105（显示于图 1 中）上的锚。

[0359] 锚定构件 3800 的远端 3808 可以固定至凸缘例如 3406（显示于图 35 中）。中心轴构件可以沿方向 $-C_D$ 相对于凸缘自由旋转。当中心轴构件这样旋转时，它可以拧紧螺旋折叠 3803 并且近似地朝中心轴构件向内沿方向 $-R_D$ 拉动锚。中心轴构件可被近侧地拉动以向骨片段施加纵向力。

[0360] 图 39 显示了用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚定衬底 3900。锚定衬底可以包括堆叠的盘状折叠 3902。盘状折叠可以以手风琴状方式纵向和径向地膨胀和收缩。

[0361] 图 40 以沿线 40-40（显示于图 39 中）观察时的剖视图显示了锚定衬底 3900。当近端 3904 和远端 3906（例如，在凸缘 3908 处）朝彼此纵向地移动时，锚定衬底 3900 可以纵向地压缩并且盘状折叠 3902 可以沿方向 R_D 膨胀。当近端 3904 和远端 3906（例如，在凸缘 3908 处）远离彼此纵向地移动时，锚定衬底 3900 可以纵向地延伸并且盘状折叠 3902 可以沿方向 $-R_D$ 收缩。

[0362] 纵向延伸长度可以用于在径向压缩状态中展开锚定衬底。在展开之后，锚定衬底可被纵向地压缩这样折叠 3902 就沿径向 R_D 膨胀。然后锚可以与折叠 3902 接合。然后锚定衬底 3900 可以纵向地延伸以向锚施加径向向内的力。然后通过拉动近端 3904 向锚施加沿方向 D_P 的张力。折叠 3902 可以与方向 $-D_P$ 以角度 B 偏压，这样当端部 3904 被拉动时，折叠轴线 Lf 就预先与锚对齐。

[0363] 近侧部分 3904 可以装接到类似于中心轴构件例如 124（显示于图 1B 中）的一部分的拉动构件（未显示）上。在凸缘 3908 处的远端 3906 可以装接到设备中在拉动设备拉到近侧部分 3904 上时保持基本上纵向地固定不动的部分上。例如，凸缘 3908 可以固定至相应的支撑笼例如 105（显示于图 1 中）的远端。

[0364] 图 41 显示了用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性支撑笼 4100。支撑笼 4100 可以包括毂 4102 和底座环 4104。螺旋支撑构件 4106 在毂 4102 和底座环 4104 之间延伸。中心轴构件（未显示）可以沿着设备轴线 L_D 延伸。中心轴构件可以具有纵向地固定至毂 4102 的远端。中心轴构件可以延伸穿过底座环 4104。底座环 4104 可以沿着中心轴构件移动。当底座环 4104 远离毂 4102 时，螺旋支撑构件 4106 可以纵向地延伸并且变直。当螺旋支撑构件 4106 变直时，环 4104 可以旋转。

[0365] 支撑笼 4100 的纵向延伸可以配置支撑笼 4100 用于展开。支撑笼 4100 的纵向压缩可以配置支撑笼 4100 用于展开和与骨片段锚的接合。在一些实施例中，支撑笼 4100 可以通过应用外旋转力而膨胀和折叠。

[0366] 在一些实施例中，支撑笼 4100 可以是自膨胀的。在那些实施例中，支撑笼 4100 可以具有纵向地压缩的松弛状态。支撑笼 4100 可以纵向地延伸用于展开。然后支撑笼 4100 可以在展开之后返回其松弛状态。

[0367] 图 42 显示了示意性混合支撑笼和锚定衬底 4200。混合笼 / 衬底 4200 可以包括支撑构件 4202。支撑构件 4202 可以支撑骨片段例如 P_a、P_h 和 P_B（显示于图 1 中）。混合笼 / 衬底 4200 可以包括衬底构件 4204 用于接合锚例如 114 和 116（显示于图 1 中）。衬底构件 4204 可以由支撑构件 4202 支撑。衬底构件 4204 和 4202 可以作为一个单元径向地膨胀和收缩。

[0368] 混合笼 / 衬底 4200 可以包括杆 4206 和设备保持构件 4208。支撑构件 4202 可以与衬底构件 4204 集成在单层结构中。衬底构件 4204 可以具有结合锚定衬底例如 112（显示于图 1 中）在此所述的特征。例如，衬底构件 4204 可以形成为便于锚配合和保持。混合笼 / 衬底 4200 可以单独使用或者与其它混合笼衬底如 4200 的层或其它结构例如此前在此所述的设备如中心轴构件 2502（显示于图 25 中）、中间构件 2507（显示于图 25 中）、锚定构件 3300（显示于图 33 中）和外构件 2514（显示于图 25 中）的层配合使用。

[0369] 图 43 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 4300。设备 4300 包括锚定衬底 4302 和支撑笼 4304。锚定衬底 4302 在支撑笼 4304 的径向外部。设备 4300 可以包括远侧毂 4306。远侧毂 4306 可以向中心轴构件 4310 的近端 4308 提供支撑。近侧底座 4312 可以支撑锚定衬底 4302 和支撑笼 4304 的近侧部分。中心轴构件 4310 可以穿过近侧底座 4312。中心轴构件 4310 可以支撑设备保持构件 4314。

[0370] 图 44 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 4400。设备 4400 可以包括结构笼 4402 和锚定衬底 4404。结构笼 4402 可以包括用于沿着中心轴构件 4410 滑动结构笼 4402 的近侧部分 4408 的衬套 4406。锚定衬底 4404 可以包括用于沿着中心轴构件 4410 滑动锚定衬底 4404 的近侧部分 4414 的衬套 4412。衬套可以支撑设备保持构件例如 1802（显示于图 18 中）。设备保持构件可以用于膨胀和收缩设备 4400。设备 440 的球形或球体形实施例可以提供一种高的径向压缩强度，并且基于形状生成高的径向压缩力。

[0371] 图 45 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 4500。设备 4500 可以在外结构笼 4508 的内部包括一列基本上球形或球体形的结构笼 4502、4504 和 4506。如果希望形成一列期望长度的话，设备 4500 可以包括许多笼。在一些实施例中，可以出现锚定衬底如 4300（显示于图 43 中）。锚定衬底可以出现在结构笼 4508 内或外部。

[0372] 在一些实施例中，笼可以是部分地为球形。锚定衬底出现在每个结构笼内部。设备 4500 可以包括衬套 4510 和 4512 用于沿着中心轴构件 4518 分别定位外结构笼 4508 的近端 4516 和列的近端 4514。中心轴构件 4518 可以刚性地固定在外结构笼毂 4520 处。结构笼 4502、4504 与 4506、外结构笼 4508 和锚定衬底可以通过沿着中心轴构件 4518 滑动衬套 4510 和 4512 而膨胀和折叠。

[0373] 图 46 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 4600。设备 4600 显示为在长骨 B_L 中类似于沿着显示于图 45 中的线 46-46 的设备 4500 的视图中。设备 4600 可以包括在外结构笼 4608 内部的基本上球形的结构笼 4602、4604 和 4606。设备 4600 可以横切骨折 F_L。

[0374] 锚定衬底可以出现在结构笼 4602、4604 和 4606 的每一个内部。设备 4600 可以包括设备保持构件 4610。设备保持构件 4610 可以构造成相对于中心轴构件 4612 滑动。中心轴构件 4612 可以近侧地结束于设备俘获构件 4614 处。中心轴构件 4612 可以远侧地结束于刚性地固定了中心轴构件 4612 的外结构笼毂 4616 处。

[0375] 结构笼 4602、4604 与 4606、外结构笼 4608 和锚定衬底可以通过相对于设备俘获构件 4614 的滑动设备保持构件 4610 被膨胀和折叠。可以提供棘轮衬套 4618 以将设备 4600 保持在膨胀状态中。在设备 4600 膨胀之后，锚 4620、4622 和 4624 可以插入通过骨片段 B_{L1} 和 B_{L2} 以接合锚定衬底。

[0376] 可以通过最初地插入锚 4620 和 4622、相对于骨片段 B_{L2} 沿近侧方向 D_P 拉动设备

4600 并随后插入锚 4624 来向骨折 F_L 施加压缩牵引。

[0377] 图 47 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 4700。设备 47 显示为展开在长骨 B_L 的髓内空间 IS 中。设备 47 跨越骨折 F_L。设备 47 可以包括结构笼 4702。设备 47 可以包括锚定衬底 4704。结构笼 4072 可以在髓内空间 IS 内展开。结构笼 4072 可以向骨片段 B_{L1} 和 B_{L2} 提供径向向外的支撑。锚定衬底 4704 可以在结构笼 4072 内展开。

[0378] 锚定衬底 4704 可以由锚 4706、4708、4710 和 4712 接合以将骨片段 B_{L1} 和 B_{L2} 稳定在结构笼 4702 上。可以通过最初地插入锚 4706 和 4708、相对于骨片段 B_{L2} 沿近侧方向 D_P 拉动设备 4700 并随后插入锚 4710 和 4712 来向骨折 F_L 施加压缩牵引。

[0379] 设备 4700 显示为具有基本上开口的端部。在一些实施例中，设备 4700 可以具有结束于例如在此显示和描述的毂或底座处的端部。设备 4700 可以如所显示的或在此显示和描述的其它设备结合使用。

[0380] 图 48 显示了可以用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚 4800。锚 4800 可以包括细长构件 4802、头 4804 和翼片 4806。锚 4800 可以使用转矩、轴向压力或两者展开。细长构件 4802 可以插入通过骨片段。翼片 4806 可以是弹性变形的这样当锚 4800 插入通过骨片段时，翼片 4806 就会与细长构件 4802 的外表面基本上齐平。

[0381] 端部 4808 可以穿过锚定衬底例如 112（显示于图 1 中）中的单元。一个或多个翼片 4806 可以接合锚定衬底并且防止锚 4800 脱离锚定衬底。翼片 4806 可以偏转以在锚 4800 穿入锚定衬底时基本上与细长构件 4802 的外表面齐平。

[0382] 在一些实施例中，翼片 4806 可以具有预展开的状态，其中翼片 4806 可以与细长构件 4802 的外表面基本上齐平。翼片 4806 可以在锚 4800 插入通过骨和锚定衬底之后展开。翼片 4806 可以通过在细长构件 4802 的管腔中插入致动器轴（未显示）而展开。致动器轴可以沿径向向外推动翼片 4806。

[0383] 翼片 4806 可以包括伸进锚 4800 的管腔中的伸出部（未显示）。伸出部可以延伸远离翼片的“平面”。伸出部可以当致动器轴向下驱动管腔并且与伸出部接触时便于翼片的展开。

[0384] 细长构件 4802 可以由管坯构成。翼片 4806 可以由管冲压或激光切割。头 4804 可以焊接至细长构件 4802。头 4804 可以包括驱动器插座 4804。管坯的直径可以选择成对应于锚定衬底单元的直径以使翼片 4806 和锚定衬底之间的干涉最大化。这种选择可以提供锚的适当保持。

[0385] 图 49 显示了可以用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚 4900。锚 4900 可以包括细长构件 4902、头 4904 和螺纹片段 4906。锚 4900 可以使用转矩、轴向压力或两者展开。细长构件 4902 可以插入通过骨片段。螺纹片段 4906 可以弹性变形以易于插入骨片段中并且与锚定衬底接合。可以选择螺纹片段 4906 的参数用于与锚定衬底接合。参数可以包括内径、外径、间距和任意其它适当的参数。

[0386] 螺纹片段 4906 可以包括圆周面 4908 和相应的圆周锁紧面 4910。圆周锁紧面 4910 可以被捕获在锚定衬底中并且防止锚 4900 从锚定衬底上旋开。

[0387] 图 50 显示了可以用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚 5000。锚 5000 可以包括细长构件 5002、头 5004 和螺纹片段 5006。螺纹片段 5006 可以具有螺纹片段 4906（显示于图 49 中）的特征的一些或全部。例如，螺纹片段 5006 可以包括圆周面 5008

和相应的圆周锁紧面 5010。圆周锁紧面 5010 可以被捕获在锚定衬底中并且防止锚 5000 从锚定衬底上旋开。

[0388] 锚 5000 可以使用转矩、轴向压力或两者展开。

[0389] 锚 5000 可以包括关节抓爪 5012。关节抓爪 5012 可以在出现在细长构件 5002 的管腔 5014 中时处于非展开状态中。杆 5014 可以在管腔 5014 内压下并且推动到抓爪 5012 的腿 5018 上。腿 5018 可以将铰链 5020 从细长构件 5002 中的端口 5022 推出。相应的抓爪 5024 可以以相似的方式展开。在抓爪 5012 和 5024 展开之后，腿 5018 和 5026 可以捕获在锚定衬底中。锚 5000 因此可以锁紧至锚定衬底。

[0390] 图 51 显示了可以用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚 5100。锚 5100 可以包括螺旋构件 5102、头 5104 和切口 5106。锚 5100 可以使用转矩、轴向压力或两者展开。

[0391] 细长构件 5102 可以插入通过骨片段。骨片段中的导向孔可以具有对应于螺旋构件 5102 的直径 d 的直径。螺旋构件 5102 因此可以穿过骨片段而没有相当大的旋转。在一些实施例中，可以为锚 5100 在骨中生成锚进入孔。锚进入孔可以具有不小于细长构件 5102 的直径 d′ 并且足够大以允许细长构件 5102 螺旋地螺纹通过该孔的直径。这种进入孔可以小于标准的锚孔。

[0392] 尖端 5108 然后可以接合锚定衬底。然后锚 5100 的旋转可以驱动锚 5100 相对更深地到锚定衬底中。切口 5106 可能捕获在锚定衬底中并且防止锚 5100 旋转出与锚定衬底的接合。尾部 5110 可以设置为没有切口，这样在将锚 5100 驱动到与锚定衬底的锁紧关系之前，如果需要的话，锚 5100 就可以从锚定衬底退出。

[0393] 图 52 显示了可以用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚 5200。锚 5200 可以包括细长构件 5202、头 5204 和抓爪 5206。抓爪 5206 可以由销 5208 支撑并围绕它旋转。处在非展开状态中的抓爪 5206 可以出现在或部分地出现在细长构件 5202 中的槽 5210 内。例如，抓爪 5206 可以沿方向 m 旋转这样尖端 5212 就旋转到槽 5210 中并且 5214 旋转到延伸超过细长构件 5202 的位置中。

[0394] 在这种配置中，细长构件 5202 可以插入通过骨片段。尖端 5214 然后横穿一部分锚定衬底。在横穿之后，尖端 5214 可以沿 -m 方向旋转，这样锚 5200 就返回显示于图 52 中的配置。抓爪 5206 的跨距可以超过锚定衬底中单元的直径。锚 5200 因此可以锁紧至锚定衬底。

[0395] 在一些实施例中，螺钉致动器 5216 可以出现在细长构件 5202 的孔 5218 中。螺钉致动器 5216 可以拧紧到孔中。该动作可以减小锚 5200 的有效长度并因此减小骨片段向锚衬底的张力。在一些实施例中，螺钉致动器 5216 的尖端(未显示)可以将尖端 5212 偏转出槽 5210 以旋转抓爪 5206。尖端 5212 可以是倾斜的以便于由螺钉致动器 5216 的尖端偏转。

[0396] 图 53 显示了展开并锁紧到设备 100 的锚定衬底 112（也显示在图 1 中）中的锚 5200。锚 5200 因此将骨片段 P_a 和 P_h 紧固至锚定衬底 112。

[0397] 图 54 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 5400。设备 5400 植入骨 B 中。线 5402 穿过通过骨片段 P_a 钻设的孔、锚定衬底 5404 和骨片段 P_B 以形成回路 5406。线 5402 的端部可以彼此紧固以使骨部分 P_a、P_h 和 P_B 彼此固定。

[0398] 图 55 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 5500。设备 5500 显示为展

开并锁紧在肱骨 B_H 中。支撑构件 5502 大体上遵照骨 B_H 中髓内空间 IS 的轮廓。锚定衬底向锚 5504 和 5506 施加沿方向 D_P 的张力。近侧锚 5508 保持张力。

[0399] 膨胀圆柱形锚 5510 围绕结构笼底座 5512 同轴地提供。当沿着轴线 L_D 压缩时，锚 5510 可以径向地膨胀。当锚 5510 膨胀时，圆周叶片 5514 会径向地延伸到骨 B_H 中。可以通过将远端 5516 纵向地固定到结构笼底座 5512 上的位置并且远侧地推动近端 5518 而压缩锚 5510。可以设置止动器(未显示)以防止锚 5510 纵向地延伸。当锁紧在压缩状态中时，锚 5510 纵向地切入骨 B_H 和锁定装置 5500 或其部分中。锚 5510 在从约束释放时可以是自膨胀的。锚 5510 可以在膨胀期间旋转以提高与骨的接合。

[0400] 膨胀的圆柱形锚 5522 显示为直接连接至锚定衬底 5530。锚 5522 可以在设备 5500 中获得期望的张力之后被锁紧。膨胀的圆柱形锚 5522 可以具有膨胀的圆柱形锚 5510 的一些或所有特征。

[0401] 图 56A 显示了可以依照本发明的原理使用的示意性膨胀锚 5600。锚 5600 可以具有锚 5510（显示于图 55 中）的一些或全部特征。锚 5600 可以是从管切割得到的。沿着轴线 L_D 的压缩导致活动铰链 5604 的咬合。关节导致叶片 5602 径向远离轴线 L_D 延伸。锚 5600 可以是自膨胀的。

[0402] 图 56B 显示了沿方向 56B-56B（显示于图 56A 中）的锚 5600 的视图。图 56C 显示了沿方向 56C-56C（显示于图 56A 中）的锚 5600 的视图。

[0403] 图 57A 显示了可以依照本发明的原理使用的示意性膨胀螺旋锚 5700。螺旋锚 5700 可以具有锚 5510（显示于图 55 中）的一些或全部特征。锚 5700 可以是从管切割得到的。沿着轴线 L_D 的压缩导致活动铰链 5704 的咬合。关节导致叶片 5702 径向远离轴线 L_D 延伸。锚 5700 可以是自膨胀的。

[0404] 图 57B 显示了沿方向 57B-57B（显示于图 57A 中）的锚 5700 的视图。图 57C 显示了沿方向 57C-57C（显示于图 57A 中）的锚 5700 的视图。

[0405] 当螺旋锚 5700 相对于围绕的骨旋转时，因为叶片 5702 的螺旋形式，它可以像螺钉一样移动。当螺旋锚 5700 旋转地压缩并且同时旋转时，叶片 5702 可以雕刻出骨材料而同时锚 5700 接合在骨中。雕刻出骨材料可以减小骨中的环向应力。

[0406] 图 58 显示了在股骨 BF 中的依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 5800。设备 5800 包括结构笼 5802 和锚定衬底 5804。锚 5806 将股骨 BF 的部分(未显示的各个骨片段)紧固至锚定衬底 5804。结构笼 5800 可以包括可以构造成接收近侧锚 5810 的笼底座 5808。近侧锚 5810 可以向中心轴构件 5812 施加张力。近侧锚 5810 可以向锚定衬底 5804 施加张力。

[0407] 设备 5800 可以在骨 BF 上的点 5814 附近的地点导入，这样设备 5800 就可以以接近期望的展开朝向和位置的朝向和位置输送。

[0408] 可以邻近骨 BF 设置扶垛板 5816。扶垛板 5816 可以向锚 5806 和 5814 提供稳定性。扶垛板 5816 可以将来自锚 5806 和 5814 的力分配到骨 BF 的不同部分。扶垛板 5816 可以容纳适量多的锚 5806 以固定骨折。扶垛板 5816 可以具有特殊构成的配合特征以将装置 5800 相对于扶垛板 5816 以期望的角度锁定。

[0409] 图 59 显示了在肱骨 B_H 中的依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 5900。在一些实施例中，设备 5900 可以穿过单个进入孔(未显示)完全地输送并展开。设备 5900 包括

结构笼 5902。结构笼 5902 可以向骨片段 P、P_1 和 P_2 提供向外的径向和纵向支撑。

[0410] 锚可以由可操纵导管输送到骨 B_H 中并且穿过笼底座例如 108(显示于图 1 中)。系链 5904 和 5906 可以分别向骨片段 P_1 和 P_2 施加向内的径向和近侧张力。系链可以通过作为近侧设备 5900 的进入孔(未显示)输送到肱骨 B_H 内。设备 5900 可以不包括锚定衬底。

[0411] 丁字钢锚 5908 可以将系链 5904 锚定至骨片段 P_1。丁字钢锚 5908 可以具有锚 5200(显示于图 52 中)的一些或全部特征。螺钉型锚 5910 可以将系链 5906 锚定至骨片段 P_2。

[0412] 系链可以输送通过扩口支承管 5912。扩口支承管 5912 可以包括单向固着楔 5914。可以沿近侧方向 Pd 拉动系链以向骨片段施加张力。单向固着楔 5914 可以防止张力的释放。

[0413] 图 60 显示了在肱骨 B_H 中的依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 6000。设备 6000 包括结构笼 6002。结构笼 6002 可以向骨片段 P、P_1 和 P_2 提供向外的径向和纵向支撑。结构笼 6002 和锚定衬底 6004。锚 6006、6008 和 6010 可以由可操纵导管通过笼底座 6012 输送并且进入锚定衬底 6004 内部。然后锚可以插入骨片段 P_1 和 P_2 中。然后可操纵导管撤回。然后使用在此显示和所述的途径或其它适当的方法沿近侧方向 D_P 拉动锚定衬底 6004。沿方向 D_P 拉动锚定衬底 6004 可以将骨片段 P_1 和 P_2 压在骨片段 P 上。

[0414] 图 61 显示了在骨 B 中的依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 6100。设备 6100 可以穿过径向茎突 S 中的进入孔 6101 输送到骨 B 的髓内空间 IS 中。

[0415] 设备 6100 可以包括结构笼 6102、锚定衬底 6104 和中心轴构件 6106。结构笼 6102 可以包括其中刚性地连接了支撑构件 6110 的毂 6108。毂 6108 可以支撑设备保持构件 6112。

[0416] 输送护套 6114 可以提供通过茎突 S 向骨髓空间的进入。输送器具(未显示)可以延伸穿过输送护套 6114 并且与设备保持构件 6112 接合用于设备 6100 的定位和展开。

[0417] 图 62 显示了用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性板 6200。板 6200 包括多个用于锚通过的孔 6202。

[0418] 板 6200 可以支撑骨片段和在骨内部的设备例如 6300 (显示于图 63 中)。可以在骨的外表面上的开放性手术过程中使用板 6200。板 6200 可以是刚性的或柔性的。可以选择板 6200 的形状用于捕获骨的一些或所有骨片段。

[0419] 图 63 显示了依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 6300。设备 6300 可以用于与板例如 6200 (显示于图 62 中)连接。设备 6300 可以包括结构笼 6302 和锚定衬底 6304。锚例如螺旋锚 6306 可以穿过孔 6202 和骨片段 P_B 和 P_a。锚 6306 可以具有锚 5100(显示于图 51 中)的一些或全部特征。锚 6306 可以锚定并且锁定在锚定衬底 6304 中。

[0420] 图 64 显示了在椎骨 V 内部展开的设备 4600(显示于图 46 中)。设备 4600 提供了向外的径向支撑。设备 4600 可以用在椎骨 V 中而没有锚。

[0421] 图 65 显示了用于提供对近侧肱骨 PH 的进入的示意性情景。导入器具 6502 可以在近侧肱骨 PH 中提供进入孔。设备 6504 可以导入、定位、展开并锚定在近侧肱骨 PH 的端部附近。可以提供成像设备 6506 以提供关于近侧肱骨 PH 的解剖特征和设备 6504 的位置的视觉信息。

[0422] 图 66 显示了用于在骨 B 的开口骨折 F_h 中展开依照本发明的原理的示意性骨折修补设备 6600 的示意性情景。设备 6600 可以包括结构笼 6602、锚定衬底 6604 和中心轴构件 6606。设备 6600 可以经由骨折 F_h 插入骨 B 的骨髓空间内。设备 6600 可以在收缩状态

中插入。设备 6600 可以在膨胀状态中插入。

[0423] 图 67 显示了可以用于依照本发明的原理的骨折修补设备的示意性锚定衬底 6700。锚定衬底 6700 可以包括细长部分 6702。细长部分 6702 以端盖 6704 结束。细长部分 6702 和端盖 6704 中的一个或两者可以包括孔 6706。孔 6706 可以与锚接合以将骨片段保持在适当的位置。

[0424] 锚定衬底 6700 可以用于修补具有开口骨折例如显示于图 66 中的骨 B 的骨折 F_h 的骨。锚定衬底 6700 可以是可膨胀的。锚定衬底 6700 可以是非膨胀的。

[0425] 在此所述的装置和方法是示意性的。本发明的装置和方法可以涉及示意性装置的一些或全部特征和 / 或示意性方法中的一些或全部步骤。可以按照不同于在此显示和描述的次序的次序执行方法的步骤。一些实施例可以省略结合示意性方法显示和描述的步骤。一些实施例可以包括未结合示意性方法显示和描述的步骤。

[0426] 依照本发明的原理的过程可以包括图 68 中所示过程的一个或多个特征。过程的一些步骤可以在住院病人中执行。过程的一些步骤可以在门诊病人中执行。

[0427] 图 68 显示了用于修补骨折的过程 6800 的示意性步骤。过程 6800 可以从步骤 6802 开始。在步骤 6802 处，照料者可以临时复位骨折。在步骤 6804 处，照料者可以建立对裂骨中骨髓腔的进入。在步骤 6806 处，照料者可以将导管插入裂骨中。在步骤 6808 处，照料者可以使用荧光透视法(或任意其它适当的成像方法)确认导管的定位。在步骤 6810 处，照料者可以展开结构支架例如结构笼 105(显示于图 1 中)。在步骤 6812 处，照料者可以展开锚定衬底例如锚定衬底 112(显示于图 1 中)。在步骤 6814 处，照料者可以将锚插入骨片段和锚定衬底中。在步骤 6815 处，照料者可以施加张力。可以使用在此显示和描述的方法中的任一种将张力施加到锚、锚定衬底、结构支架或在此显示和描述的装置中的任一种中的一个或多个上。在步骤 6816 处，照料者可以使用医学成像确认骨片段位置。在步骤 6818 处，照料者可以将插入设备锁紧到骨髓腔中。在步骤 6820 处，插入的设备可以与用于输送设备的输送系统脱离。

[0428] 存在不同的植入次序的组合。表 4 显示了不同的示意性处理步骤的次序。也可以依照本发明的原理实行其它处理步骤和不同的次序。

[0429] 表 4. 示意性的骨折修补次序

[0430]

示意性次序 A	示意性次序 B	示意性次序 C
复位骨折	锚	操纵片段
导入设备	操纵片段	接合片段
将片段锚定到设备上	接合片段	锚
拉紧组件以完成复位	拉紧片段	向片段提供张力
锚定组件	锚定或固定片段	锁紧组件
从组件脱离	脱离	更多适当的步骤
更多适当的步骤	更多适当的步骤	

[0431] 可以包括许多其它步骤。在此显示和描述的装置的不同实施例可以与过程 6800 的不同步骤结合使用，无论是否显示在图 68 或表 4 中。例如，可以应用骨接合剂，可以插入疏质记录(cancellous autograph)，可以给予局部或内部抗菌素并且可以使用任意其它适当的治疗法。

[0432] 因此，已经提供了用于骨折修补的装置和方法。本领域普通技术人员可以理解，能

够不同于所述实施例来实施本发明，而所述实施例仅仅是用于说明目的而非限制目的。本发明仅由下列权利要求进行限定。

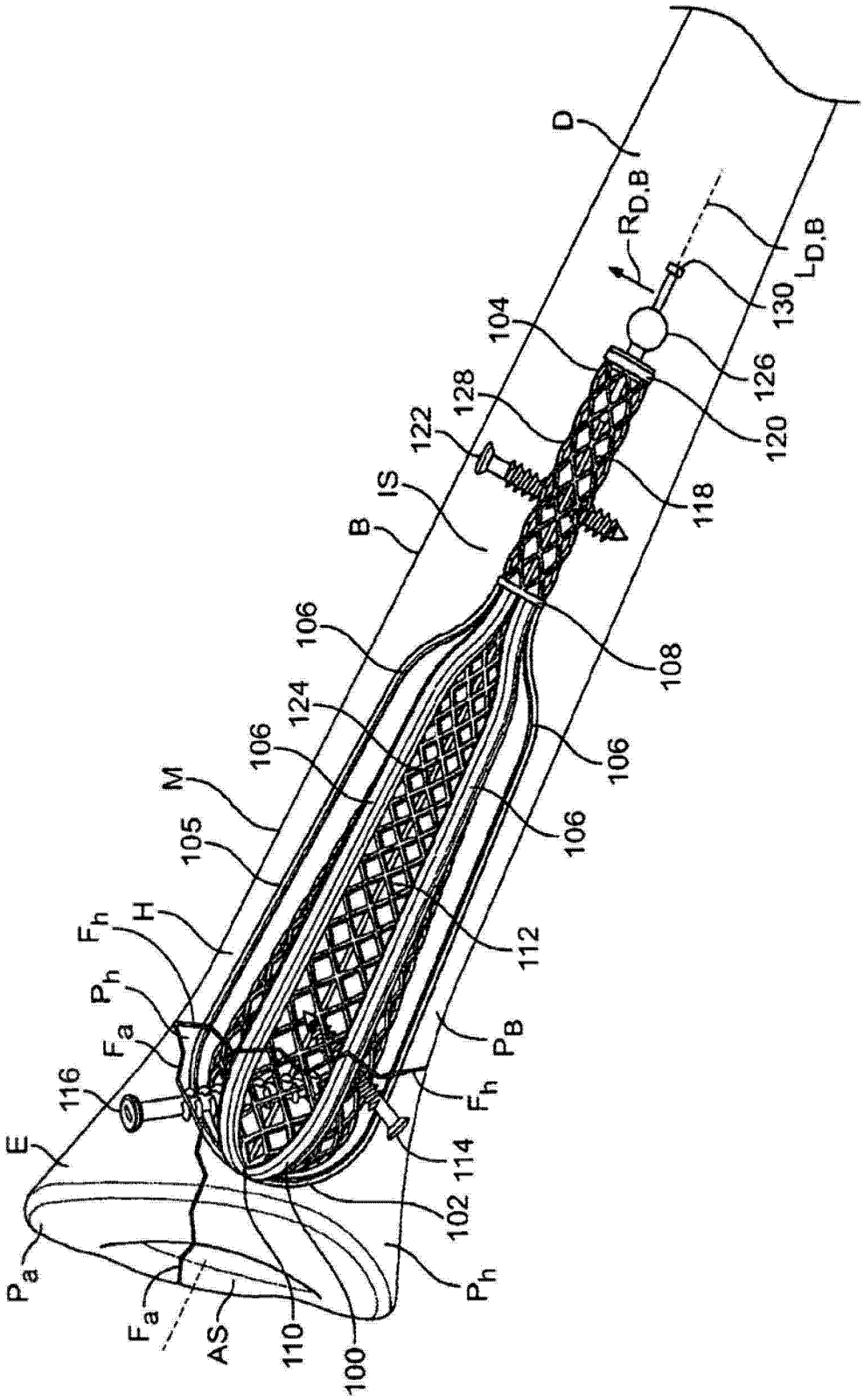

D
$R_{D,B}$
$L_{D,B}$
130
126
120
104
128
122
118
IS
B
108
106
124
106
106
106
M
105
112
H
F_h
P_h
F_a
P_B
116
F_h
E
114
102
P_a
P_h
F_a
AS
110
100

图 1

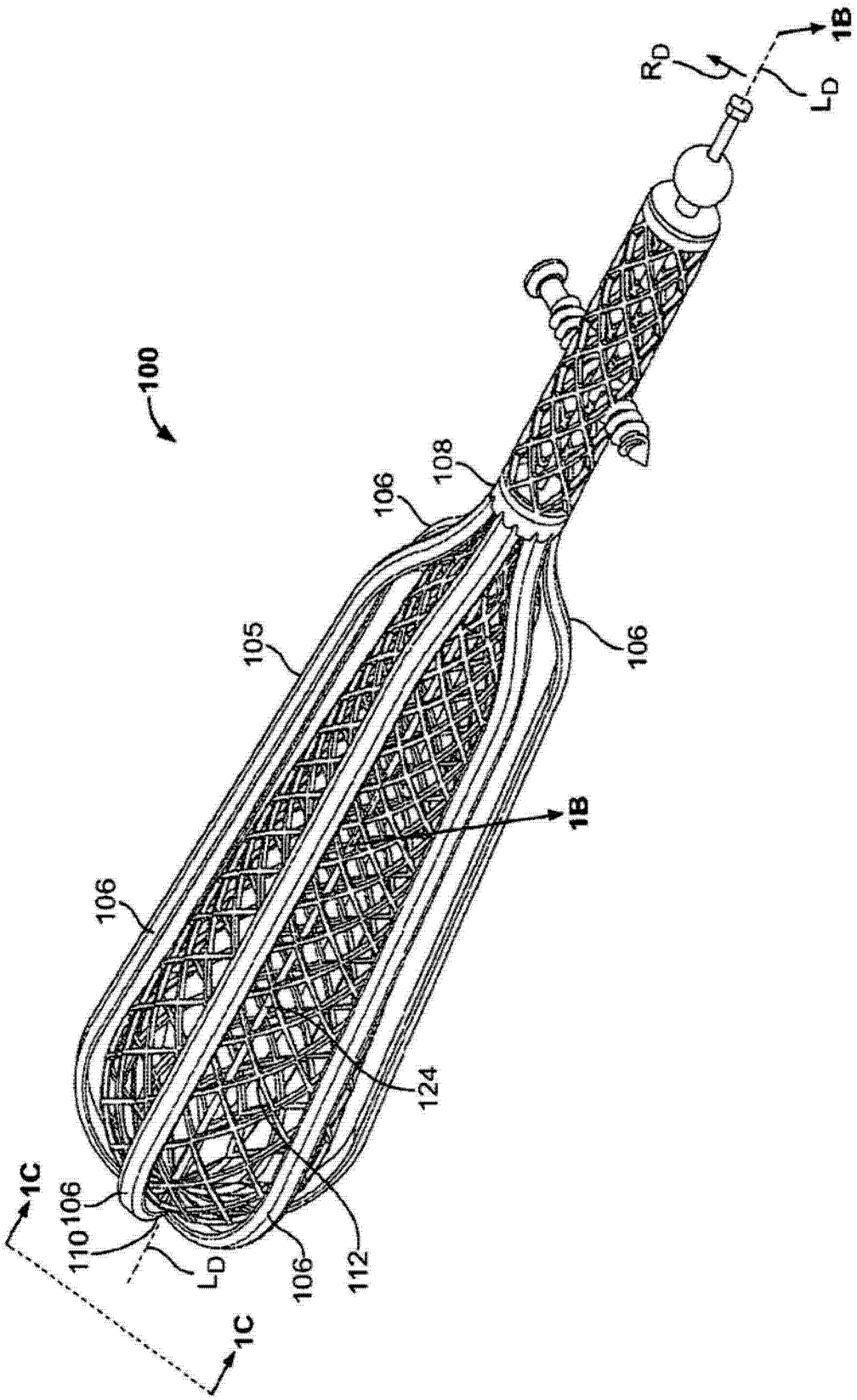


图 1A

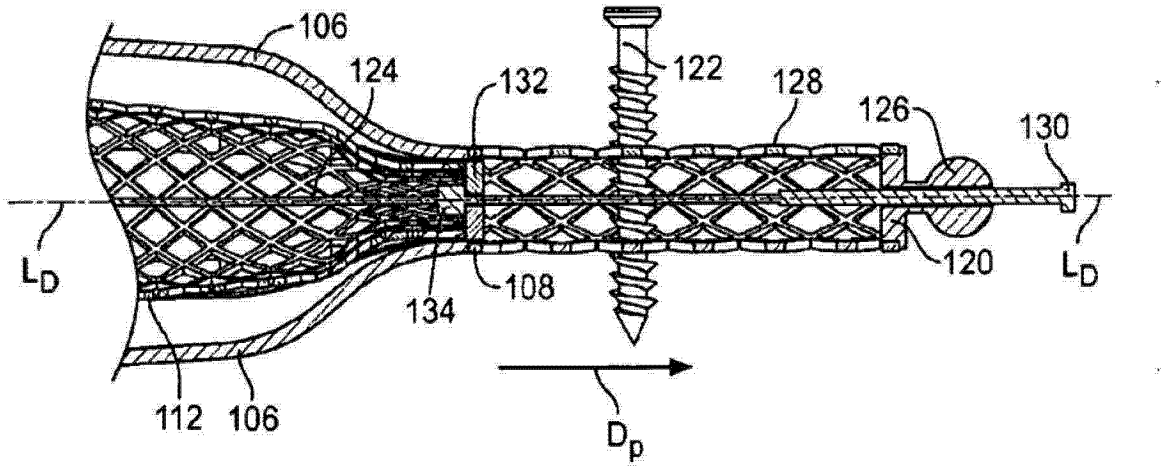

106
124
132
122
128
126
130
L_D
120
L_D
108
134
112
106
D_p

图 1B

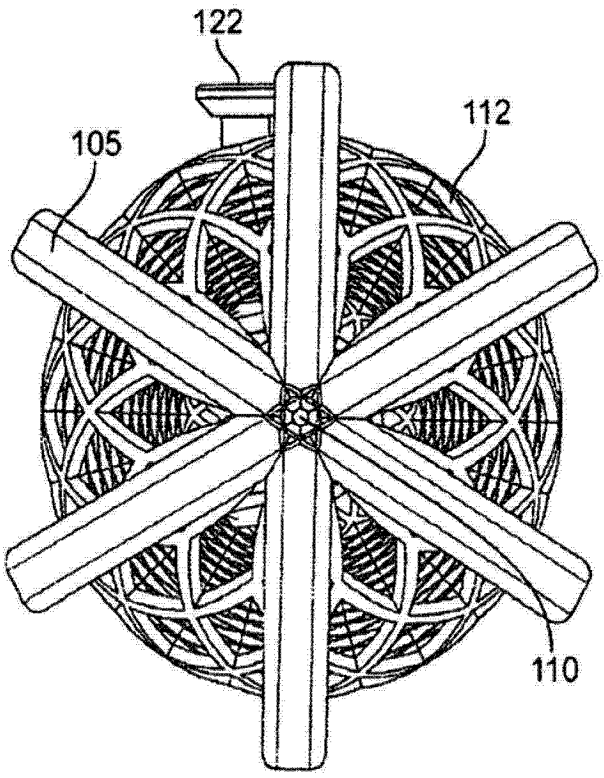

122
112
105
110

图 1C

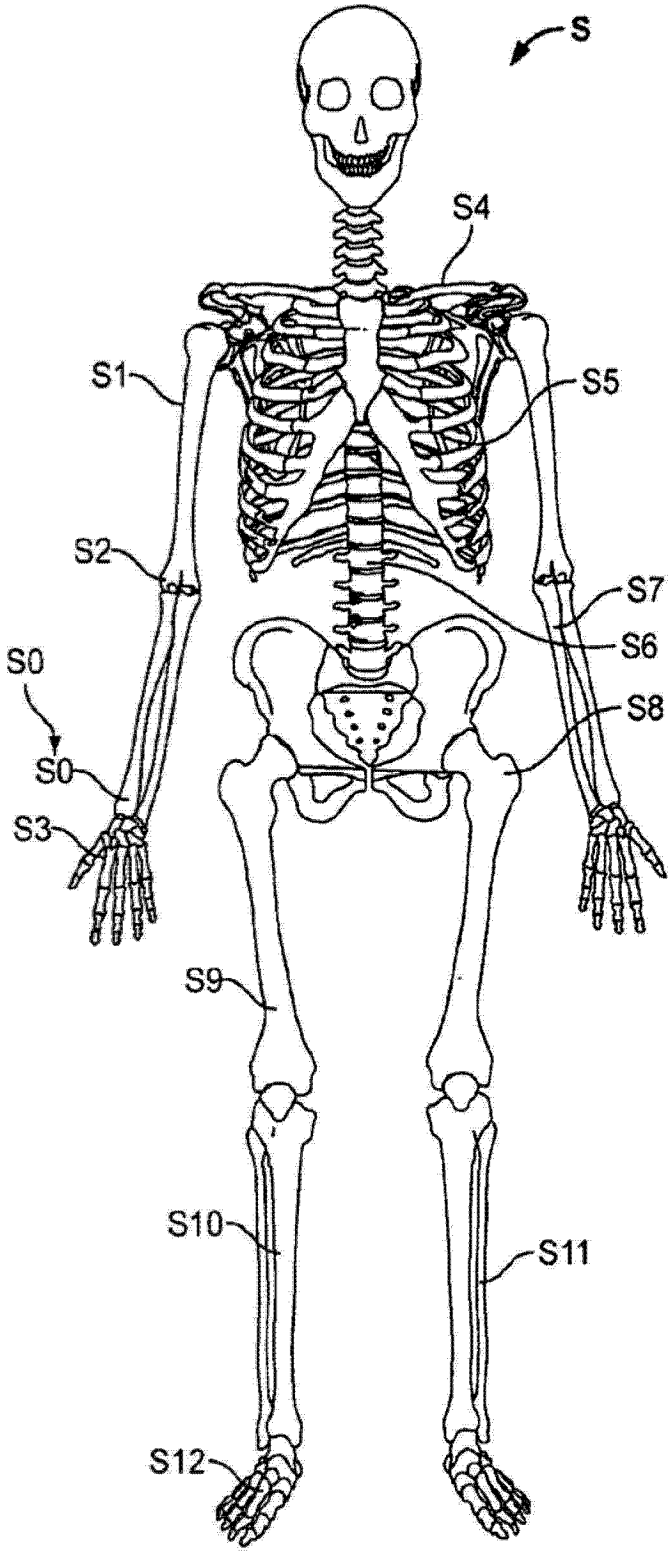

S
S4
S1
S5
S2
S7
S6
S0
S8
S0
S3
S9
S10
S11
S12

图 2

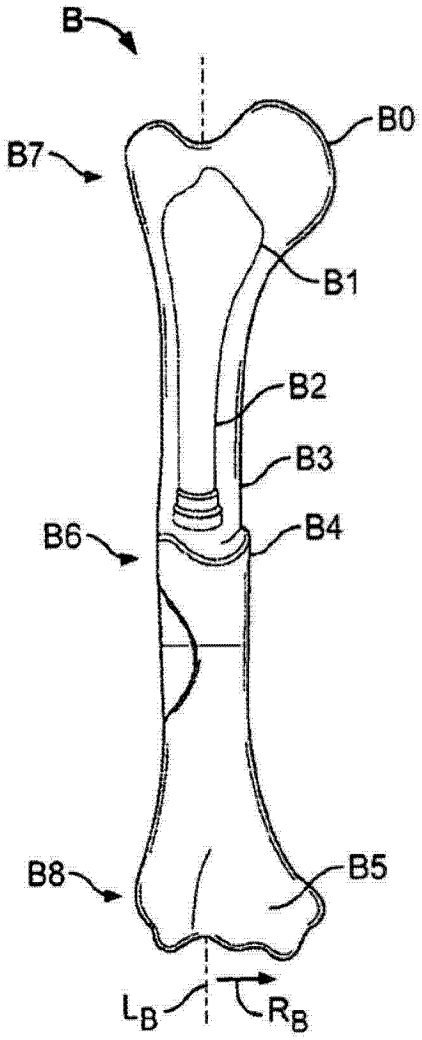

B
B0
B7
B1
B2
B3
B6
B4
B8
B5
L_B
R_B

图 3

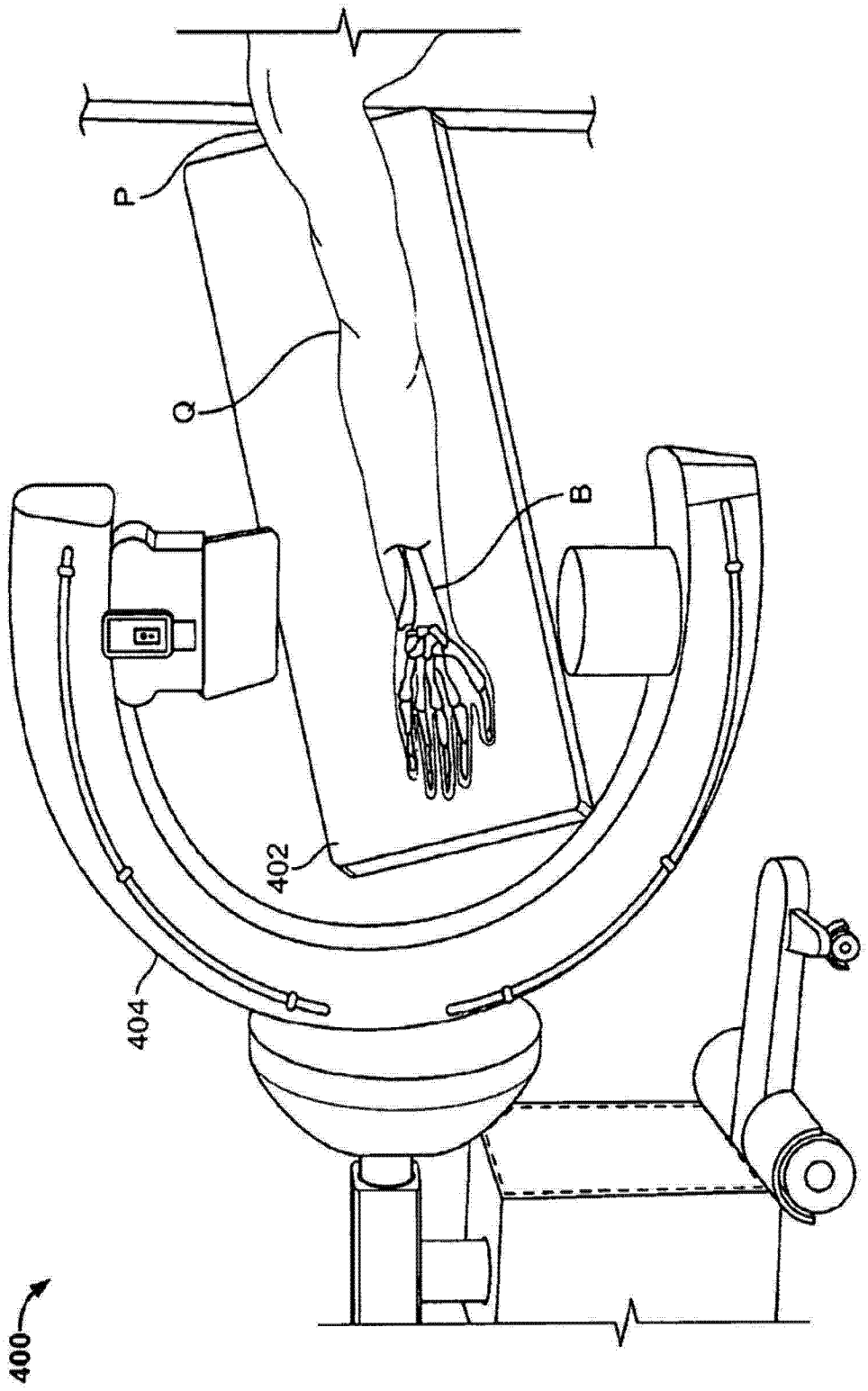


图 4

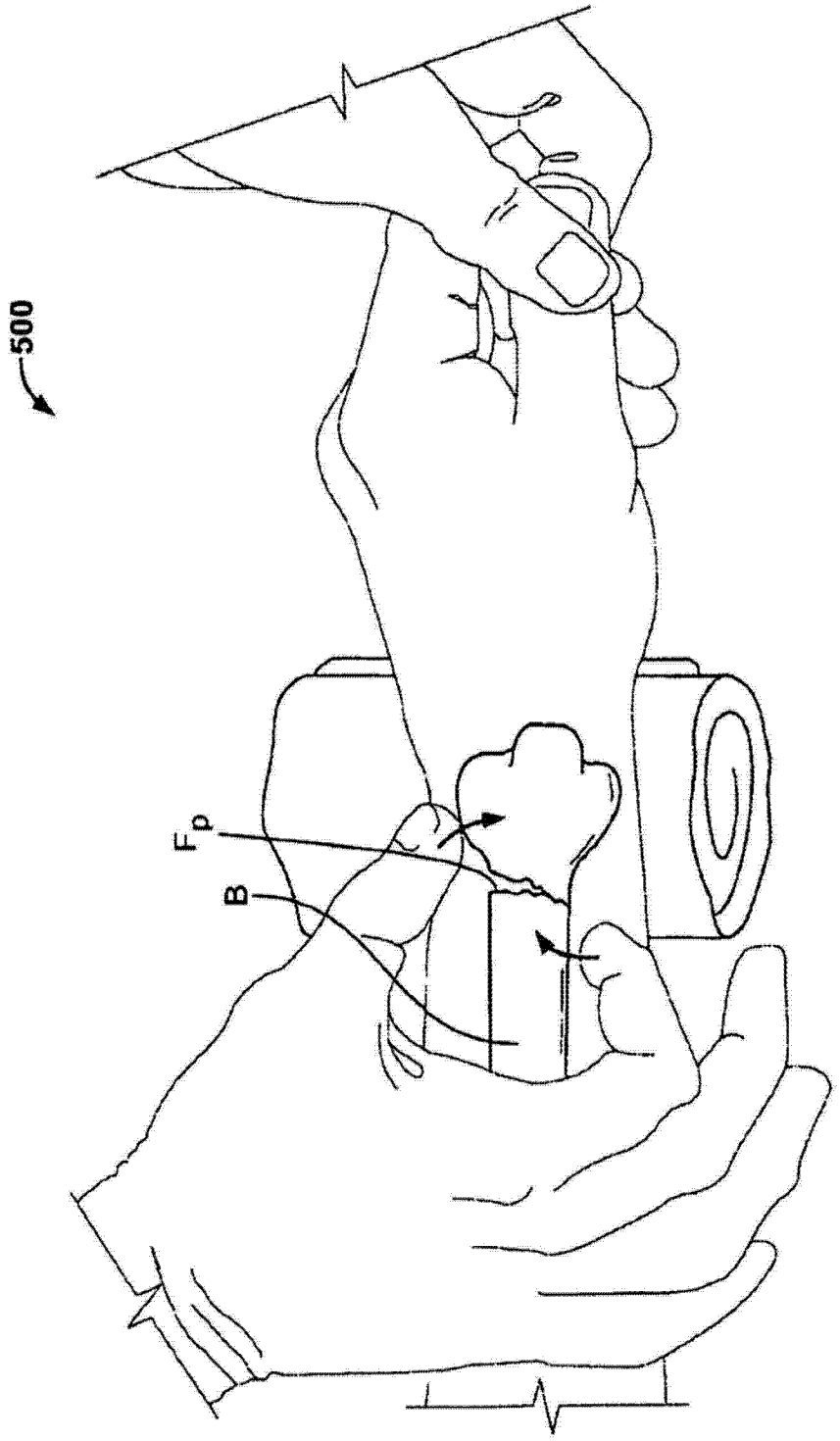


图 5

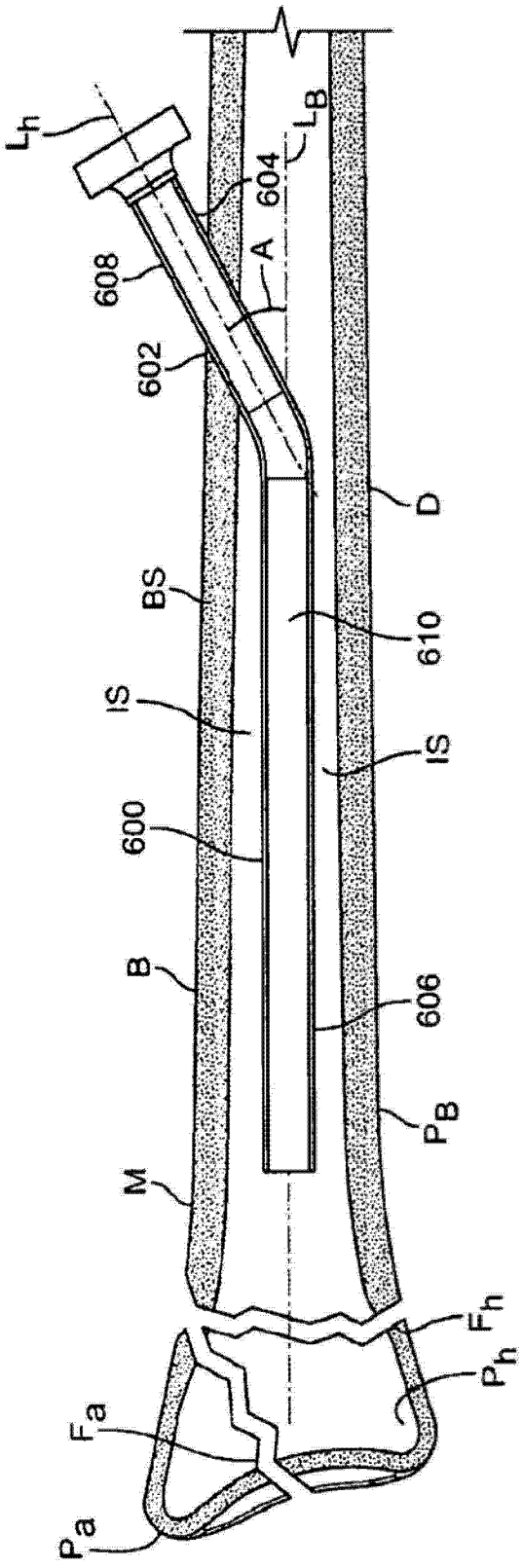

L_h
L_B
604
608
A
602
D
BS
610
IS
IS
600
B
606
P_B
M
F_h
P_h
F_a
P_a

图 6

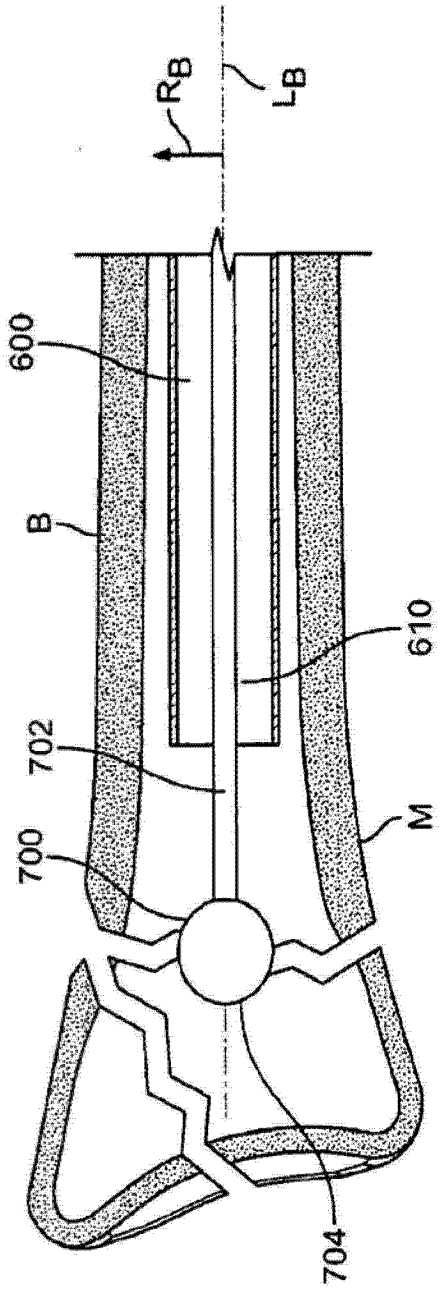

R_B
L_B
600
B
610
702
M
700
704

图 7

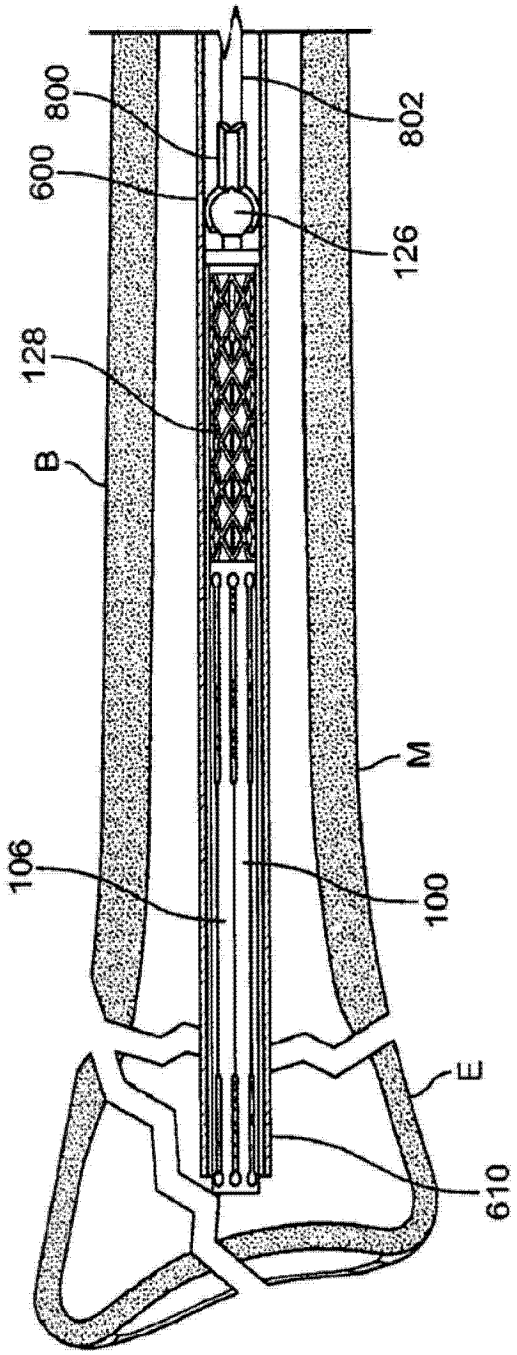


图 8

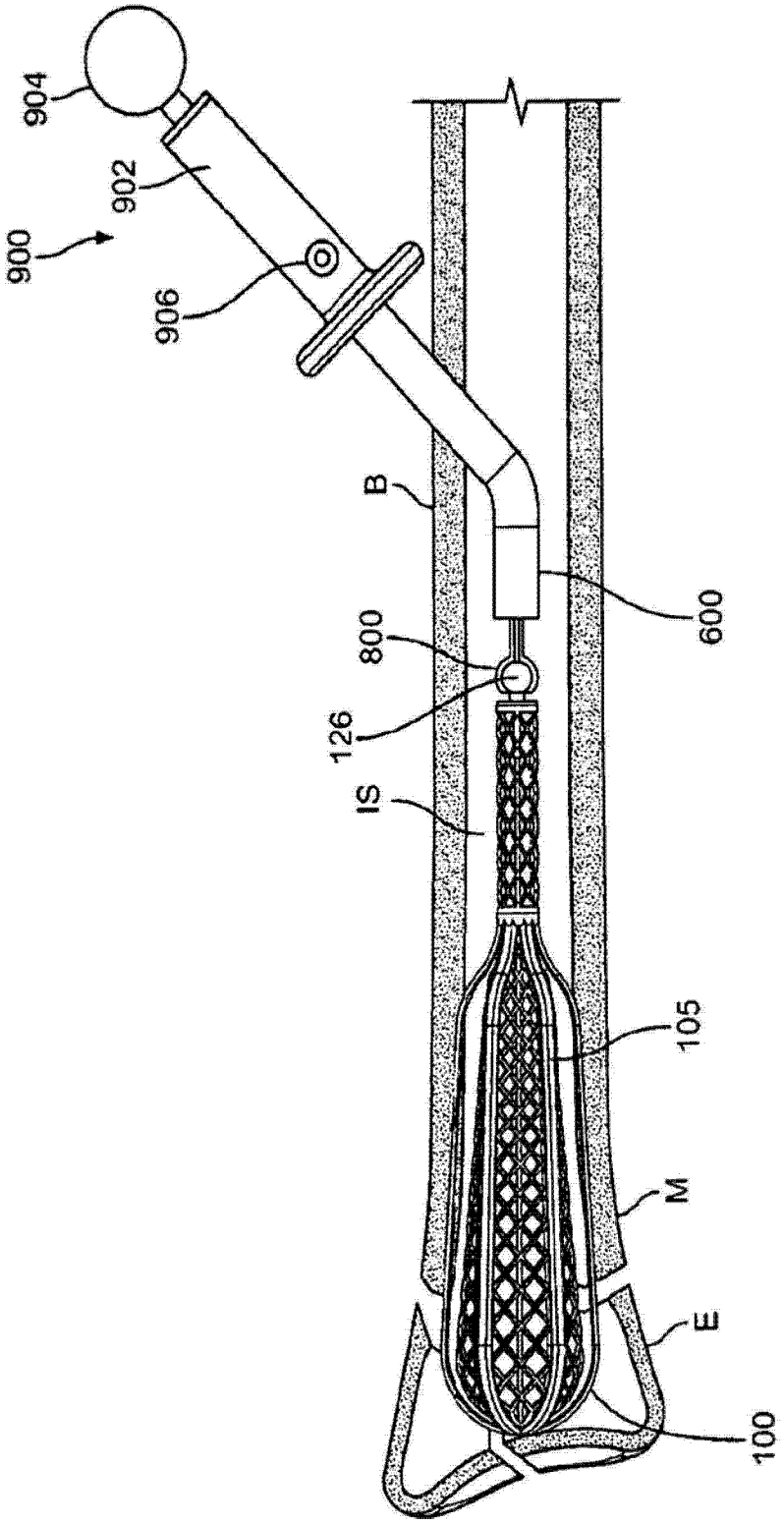


图 9

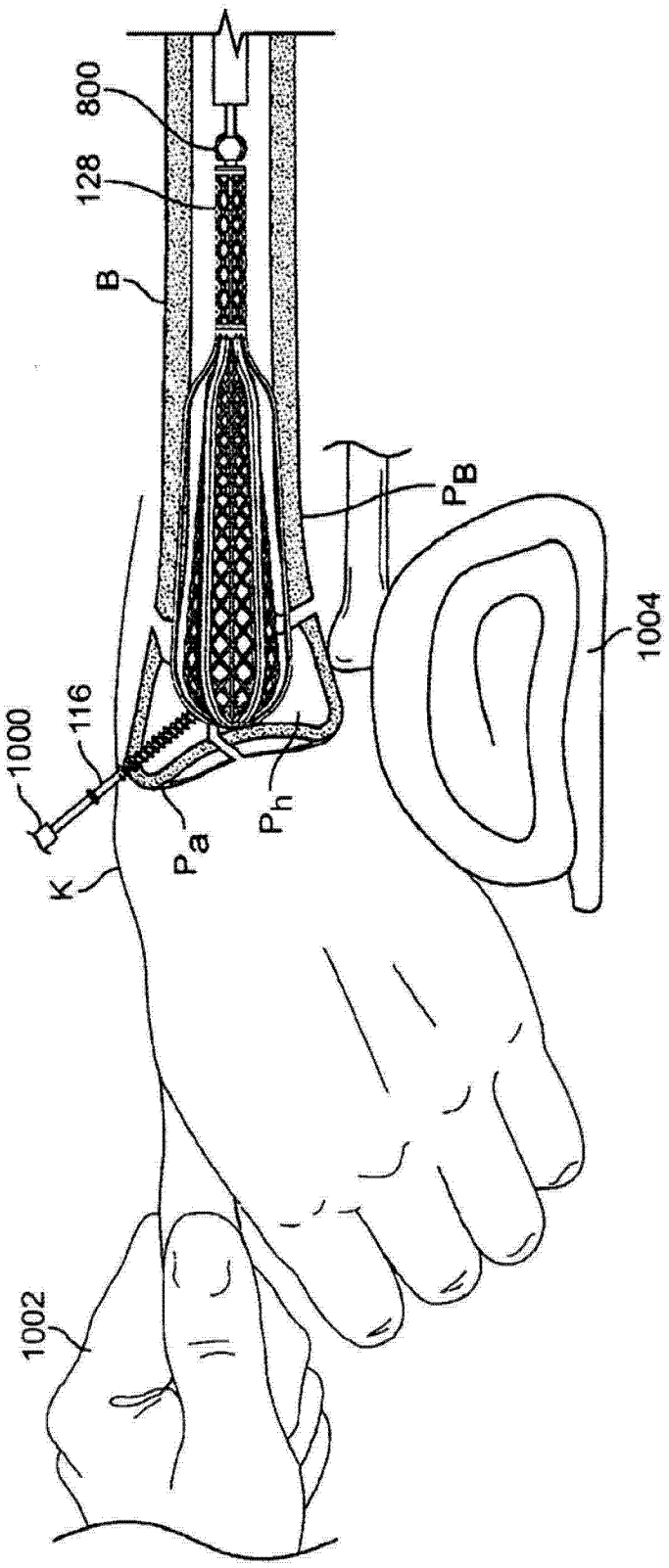


图 10

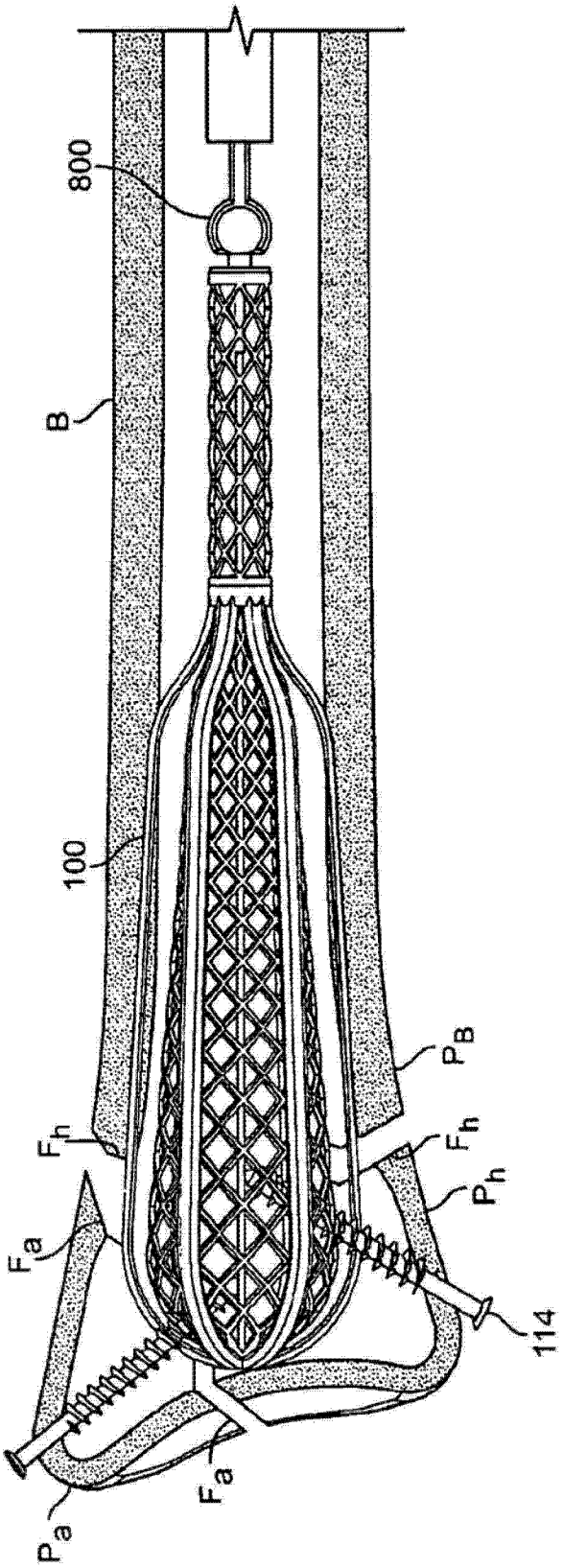


图 11

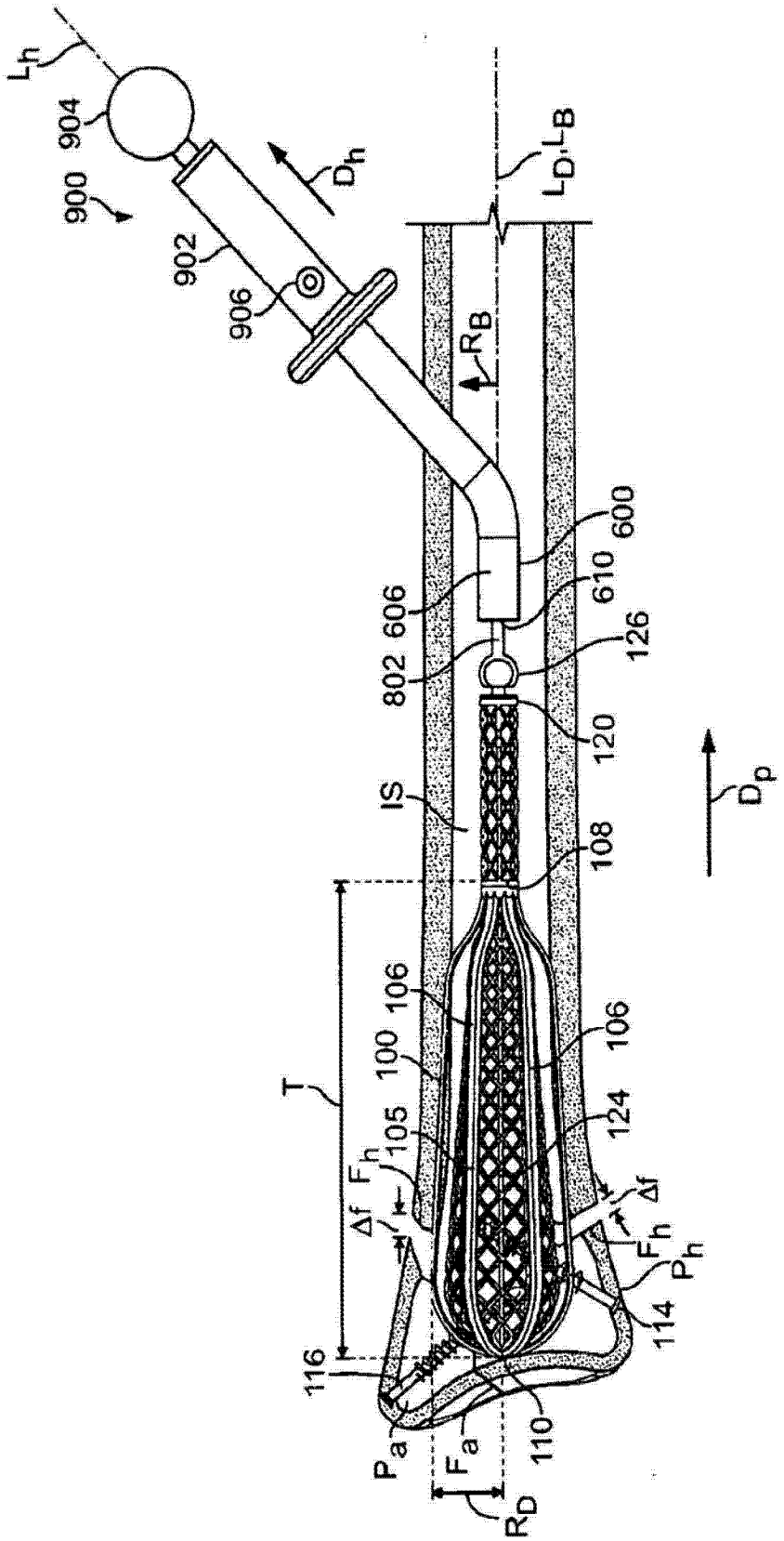

Lh
904
900
902
906
Dh
LD,LB
RB
600
610
606
802
126
120
IS
108
Dp
106
106
100
124
T
105
Fh
Δf
Δf
Fh
Ph
114
116
110
Pa
Fa
RD

图 12

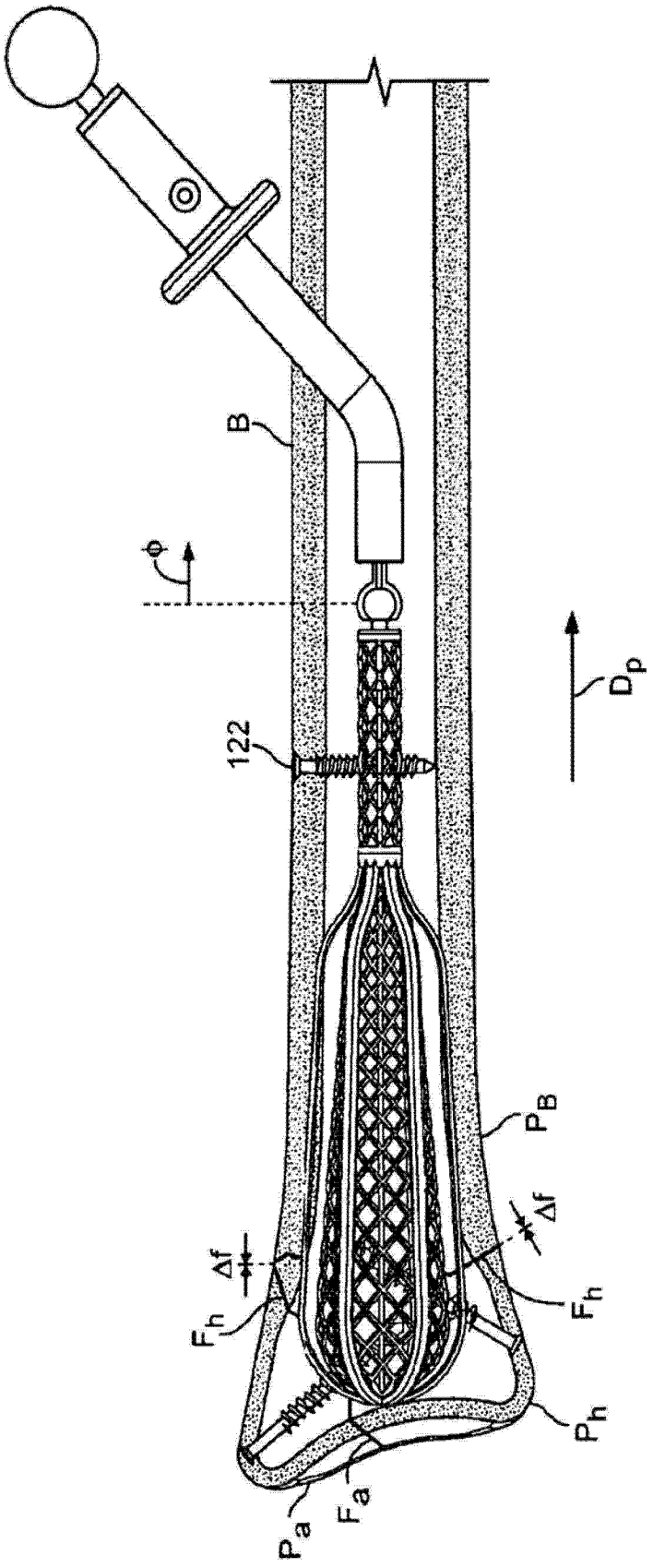


图 13

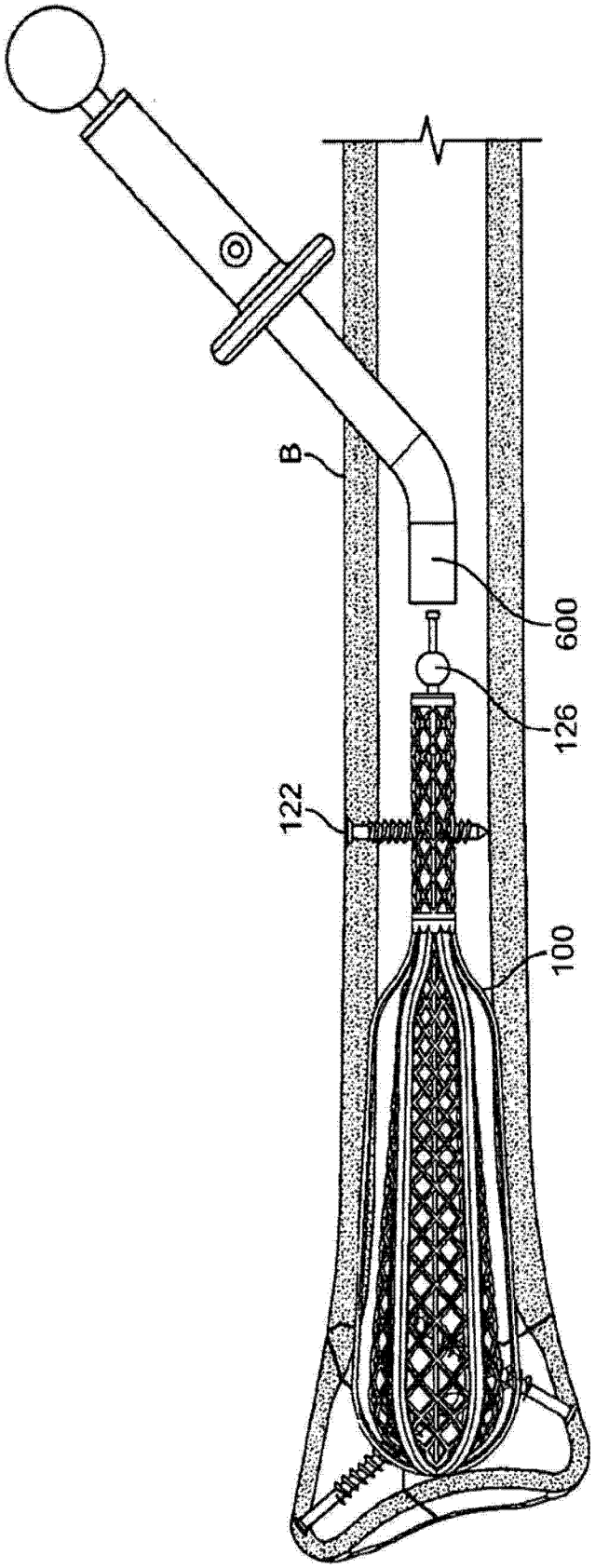


图 14

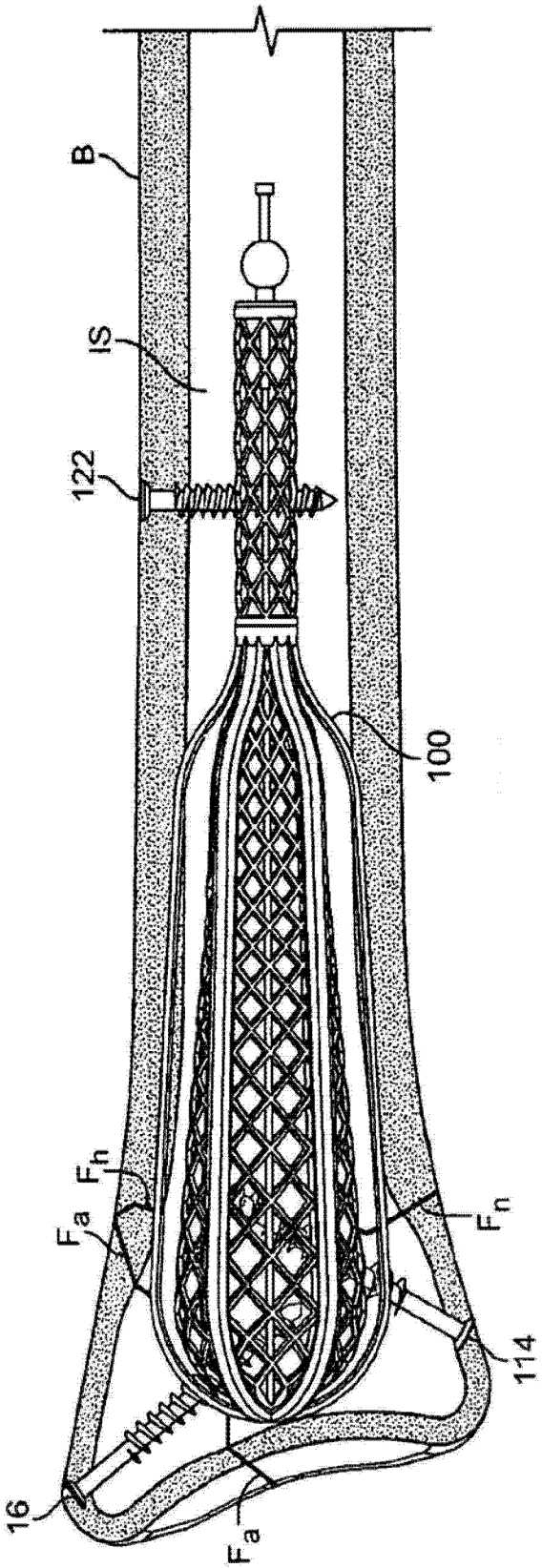


图 15

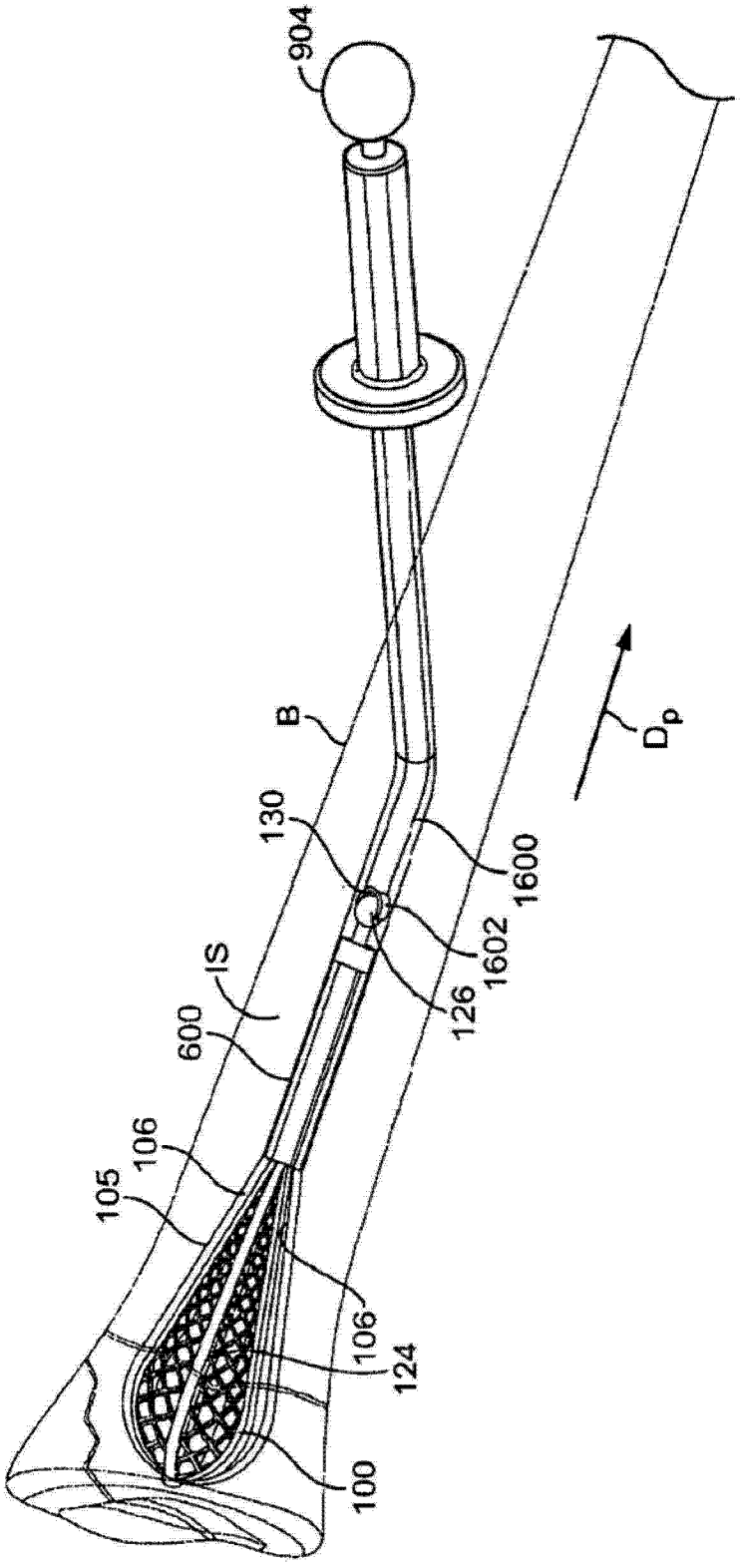

904
B
130
1600
1602
126
IS
600
106
105
106
124
100
D_p

图 16

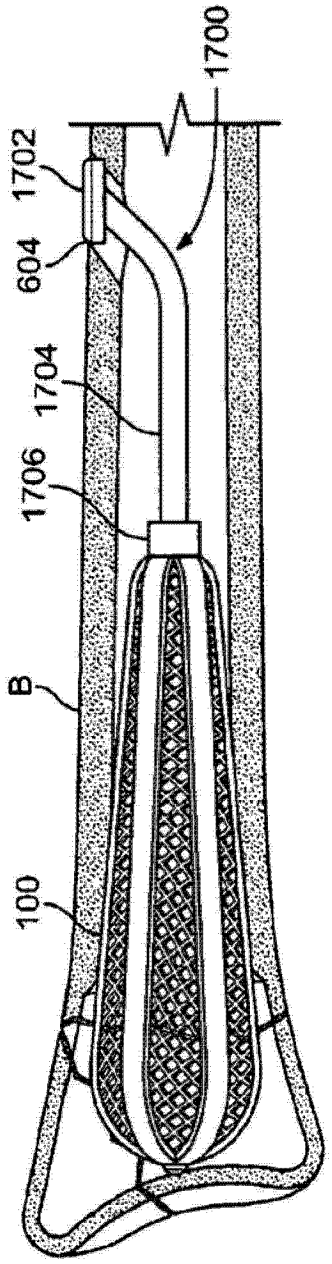

1700
1702
604
1704
1706
B
100

图 17

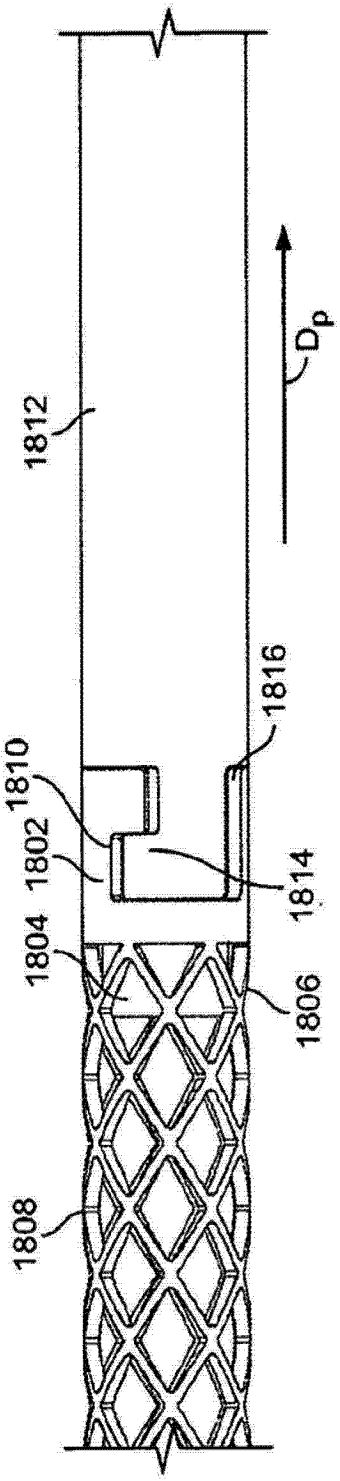


图 18

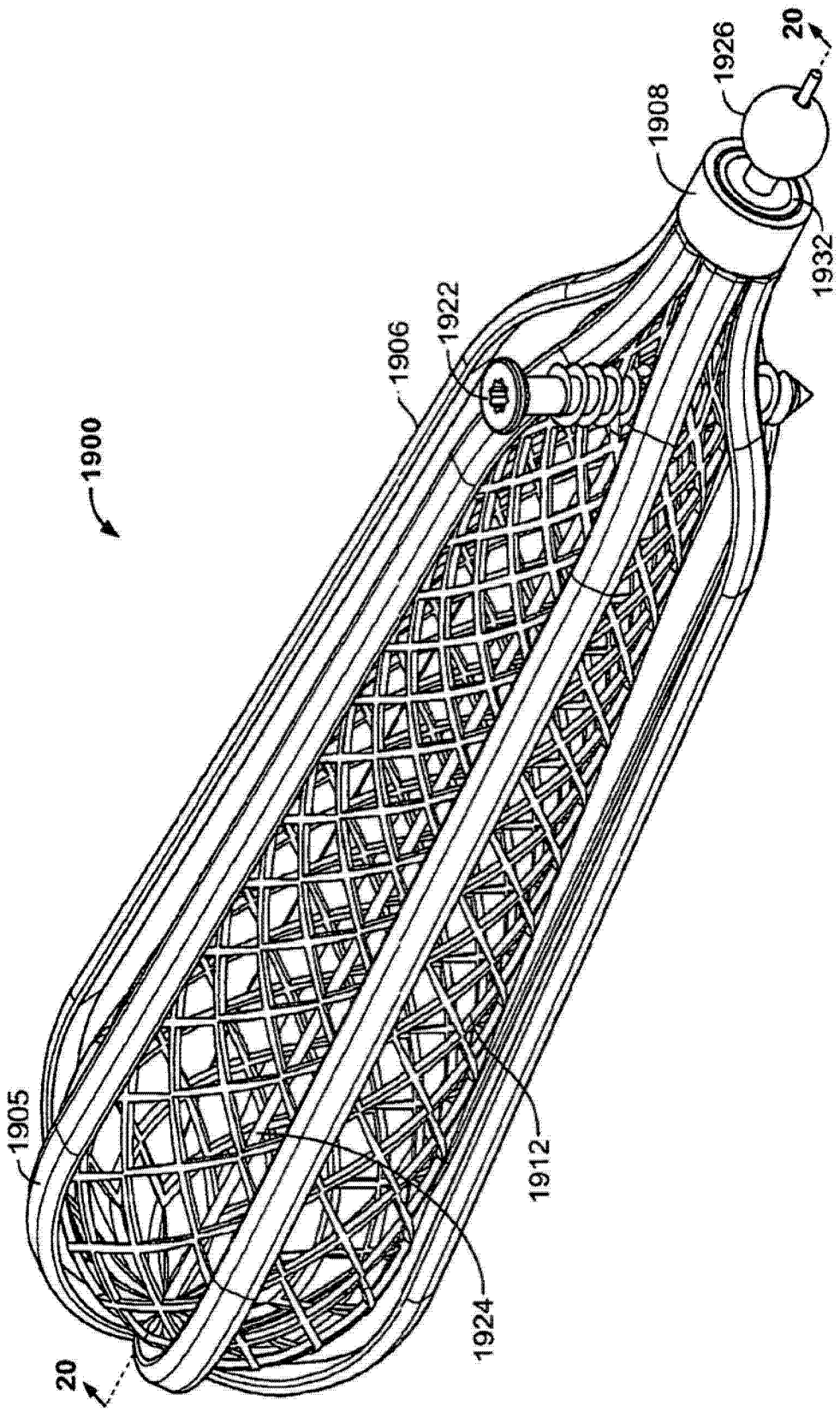


图 19

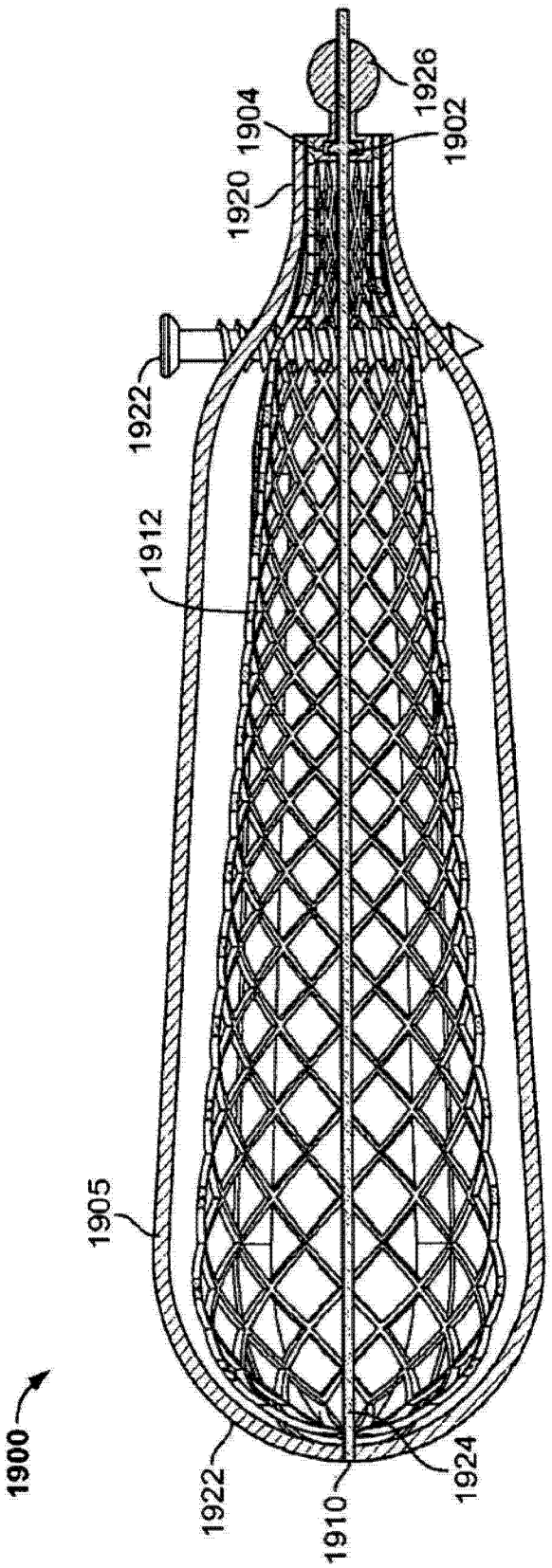

1926
1904
1902
1920
1922
1912
1905
1900
1922
1910
1924

图 20

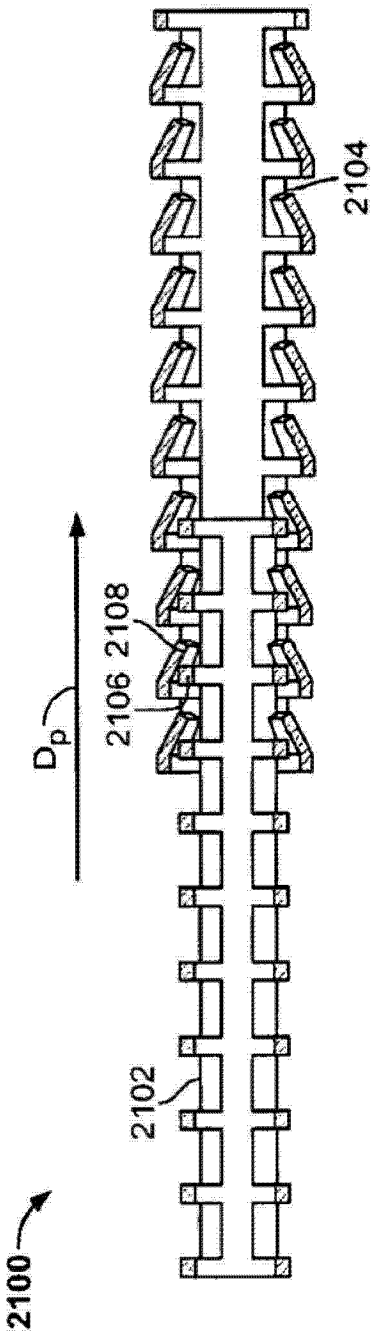

2104
2108
2106
D_p
2102
2100

图 21

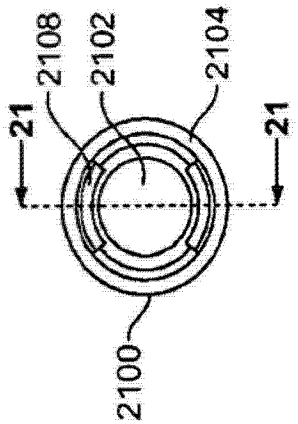


图 22

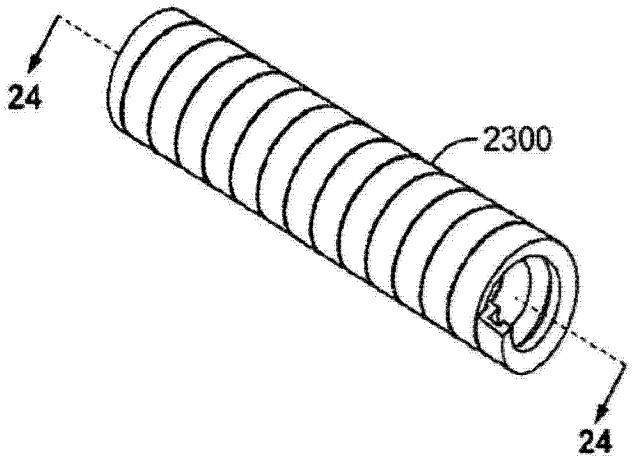


图 23

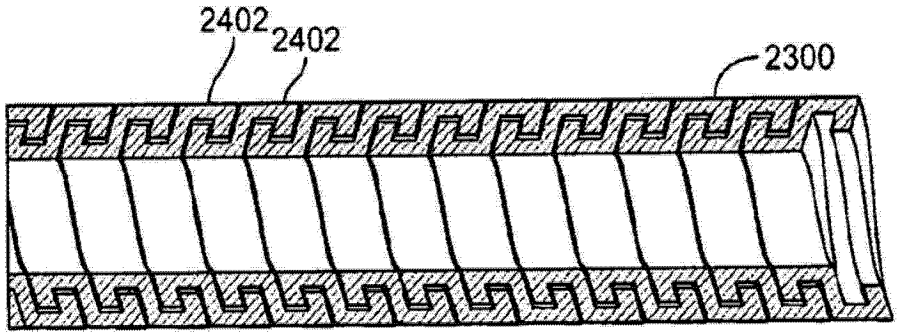


图 24

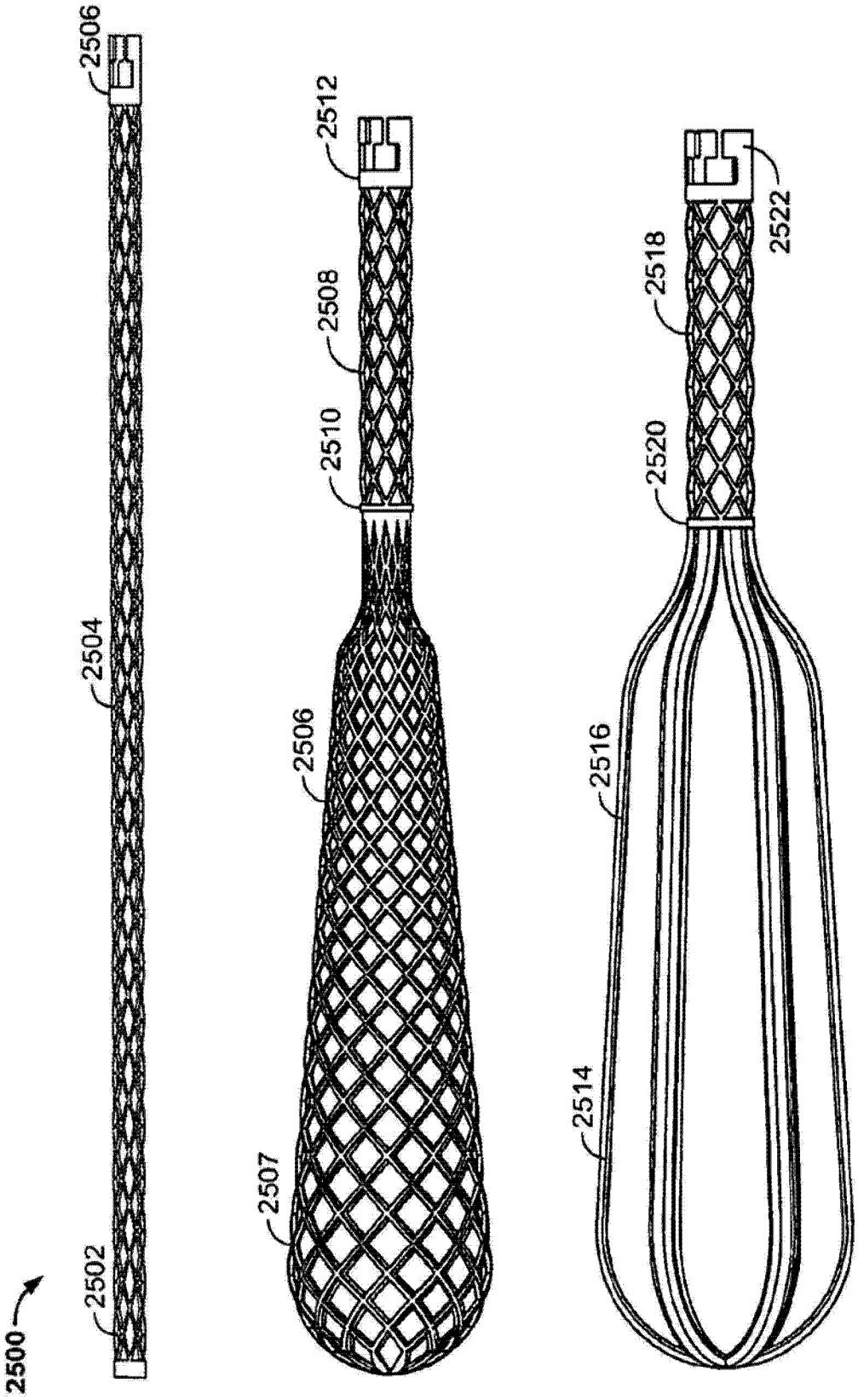

2500
2502
2504
2506
2507
2508
2510
2512
2514
2516
2518
2520
2522

图 25

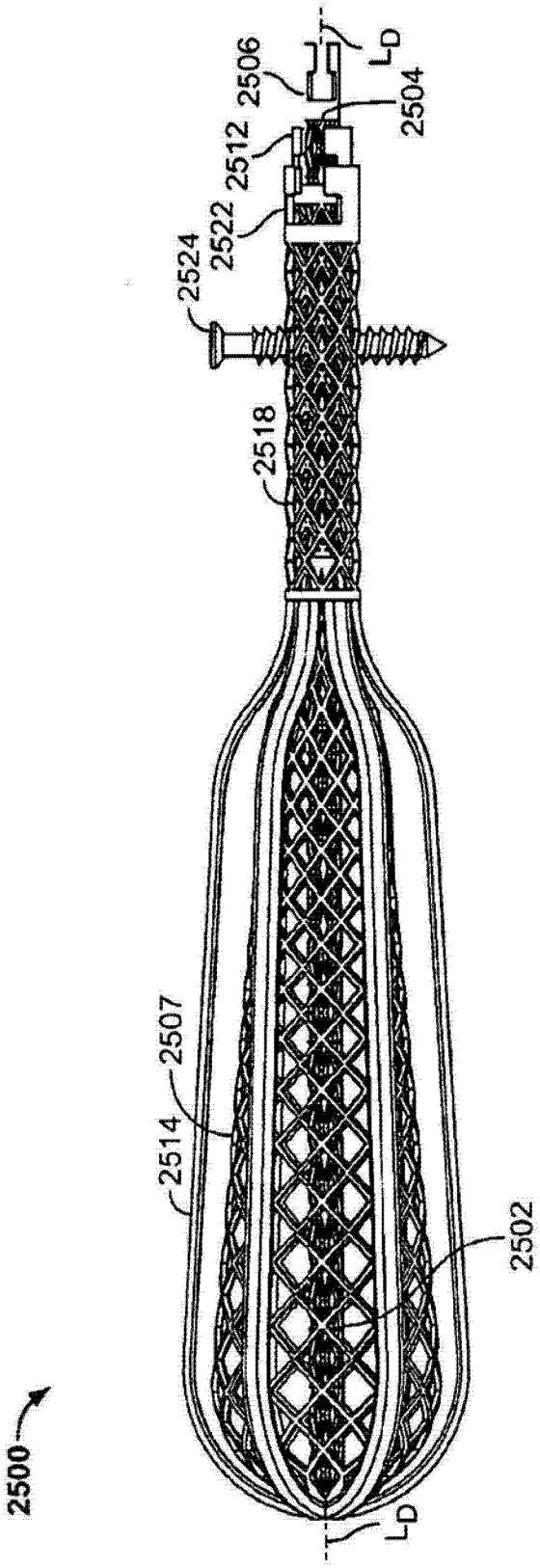


图 26

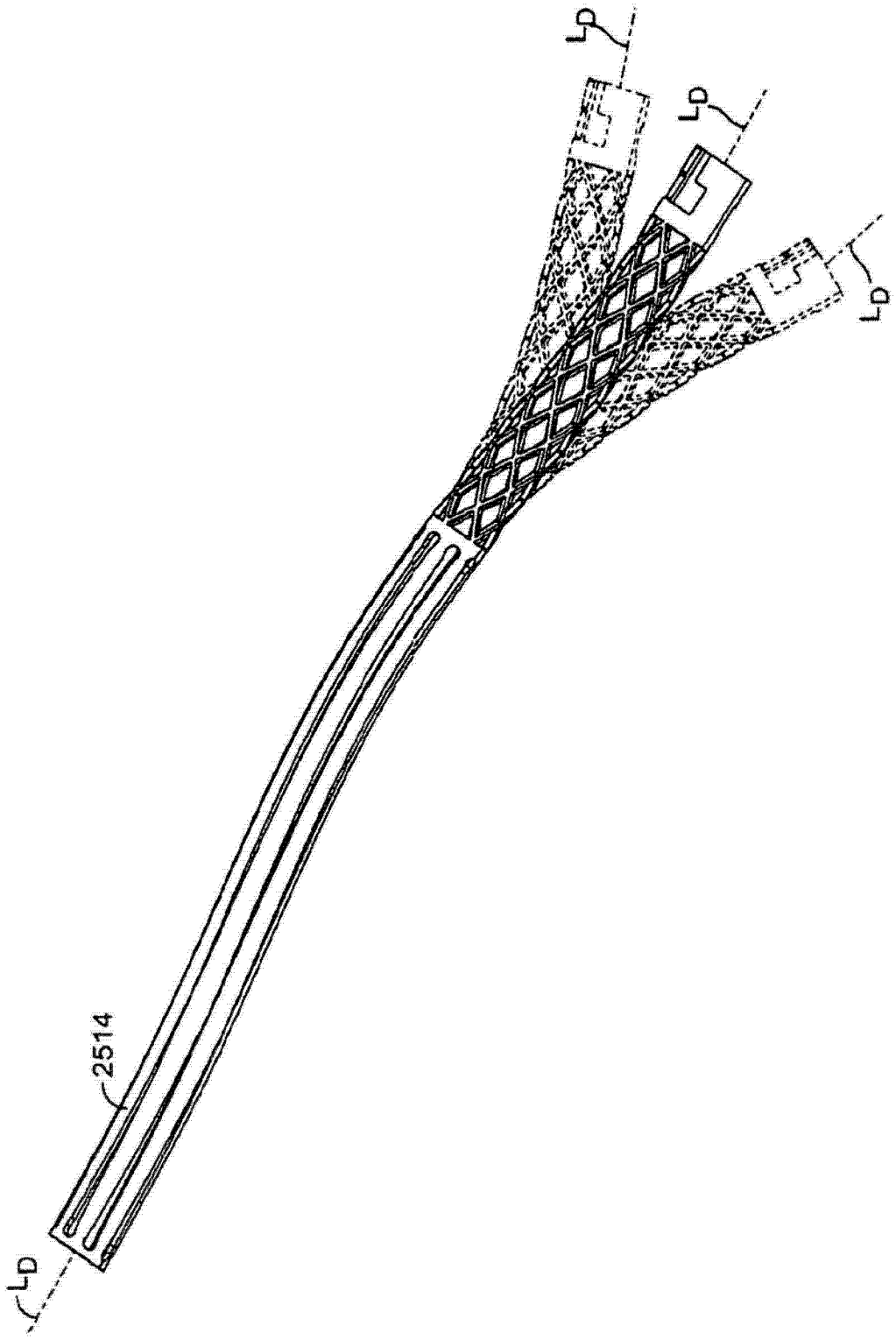


图 27

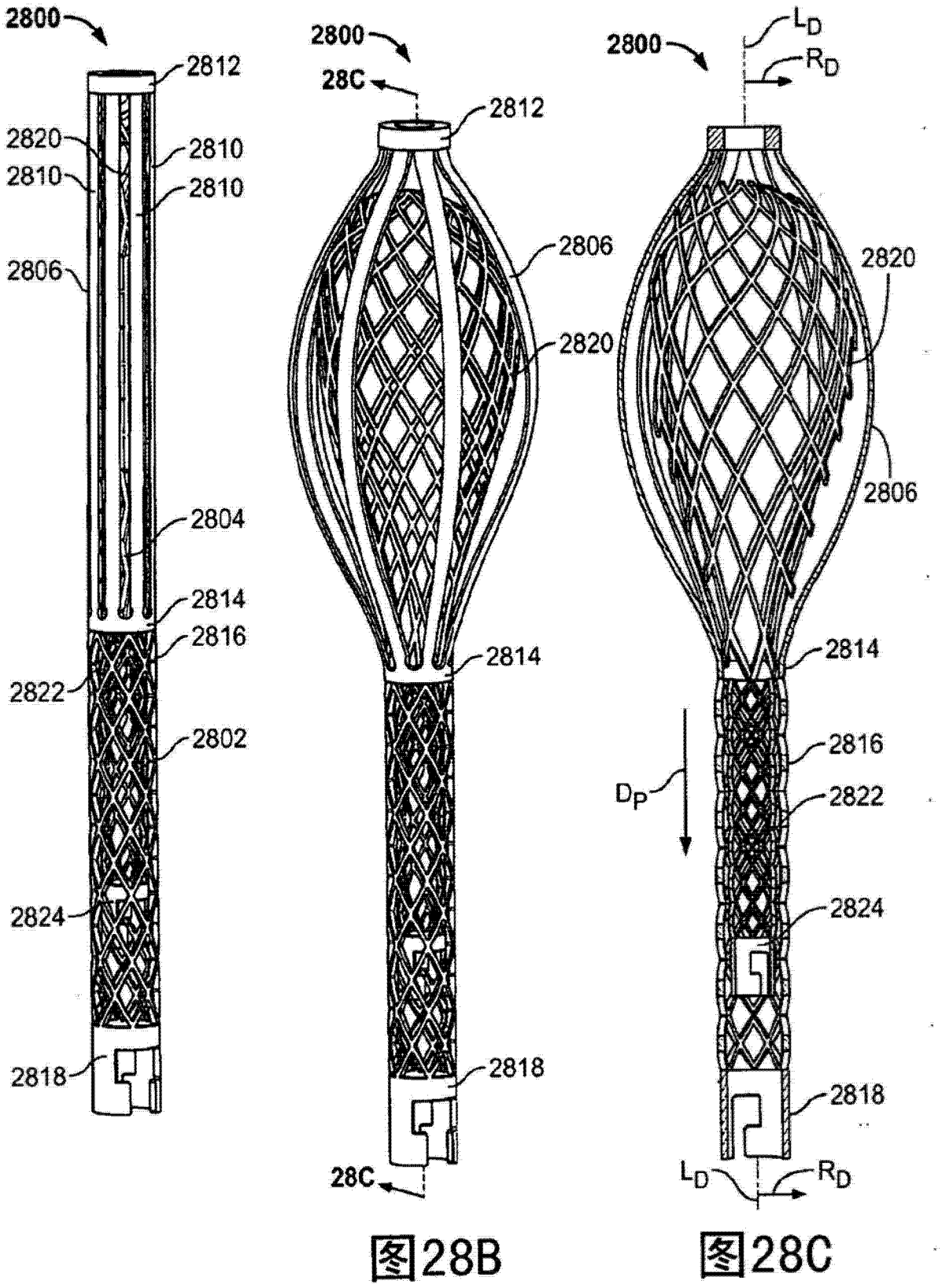


图28B 图28C

图 28A

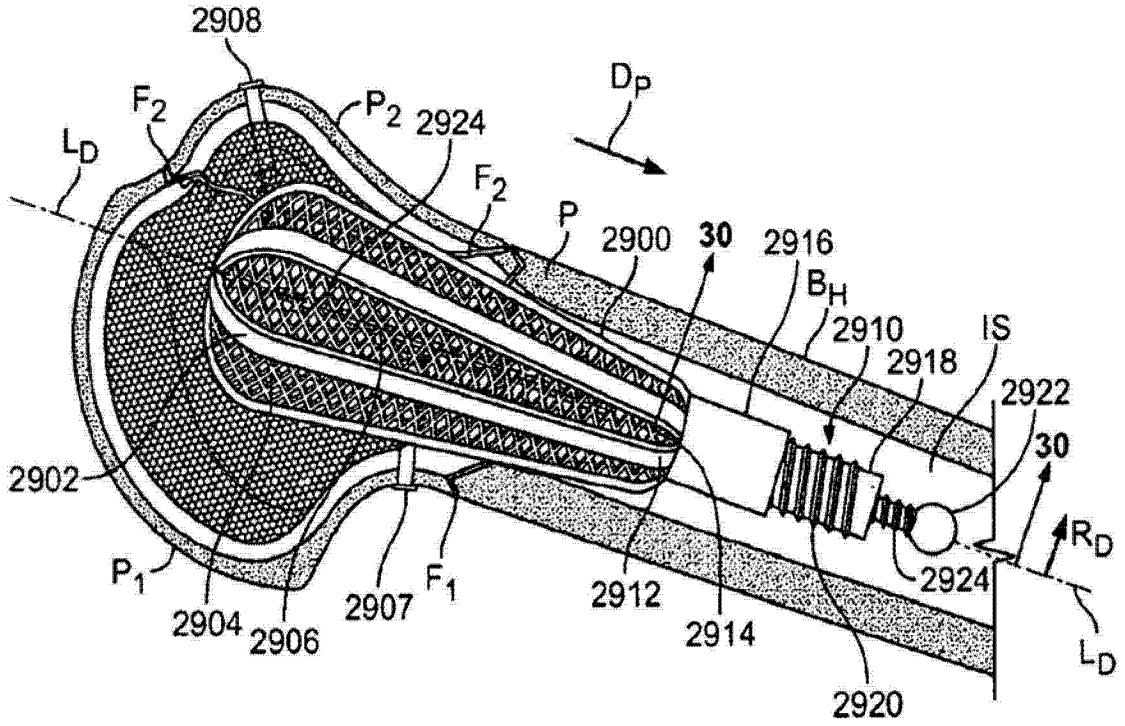

2908
F2
P2
2924
DP
LD
F2
P
2900
30
2916
BH
2910
IS
2918
2922
30
2902
RD
2924
P1
2904
2906
2907
F1
2912
2914
LD
2920

图 29

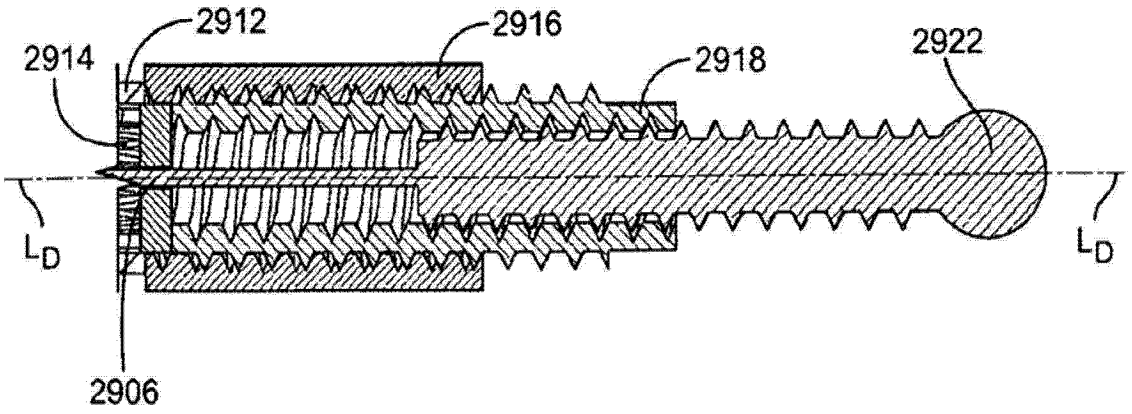

2912
2916
2914
2918
2922
LD
LD
2906

图 30

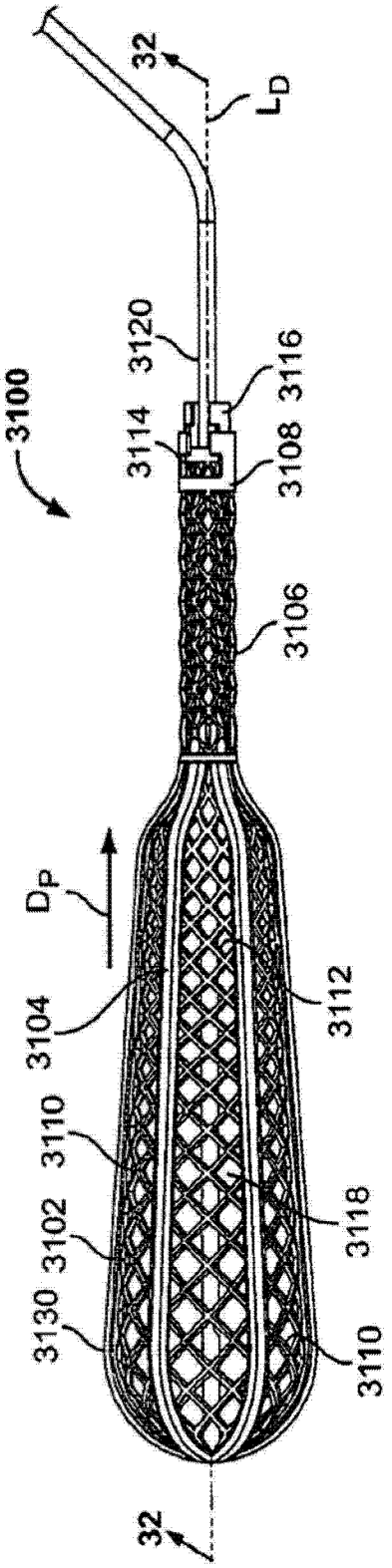

32
L_D
3100
3120
3116
3114
3108
3106
D_P
3104
3112
3110
3118
3102
3130
3110
32

图 31

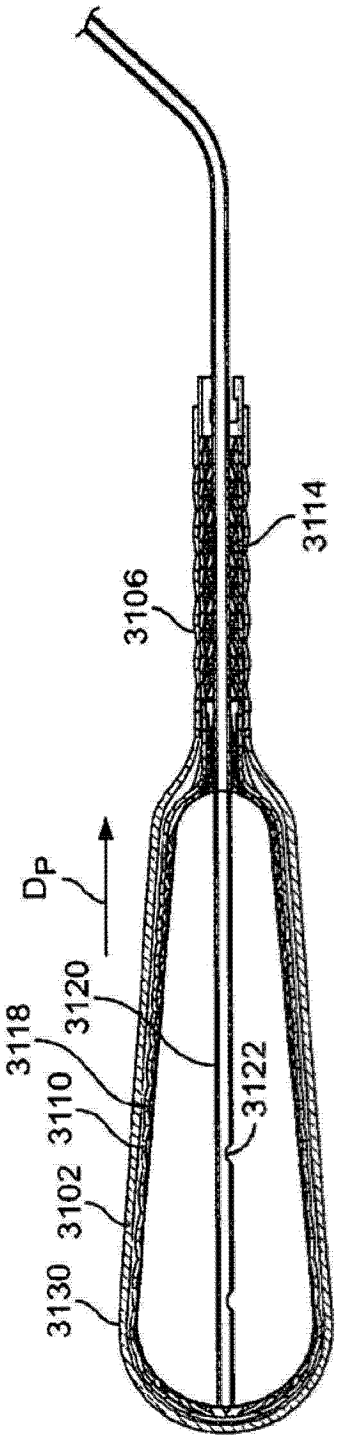

3114
3106
D_P
3118
3120
3122
3110
3102
3130

图 32

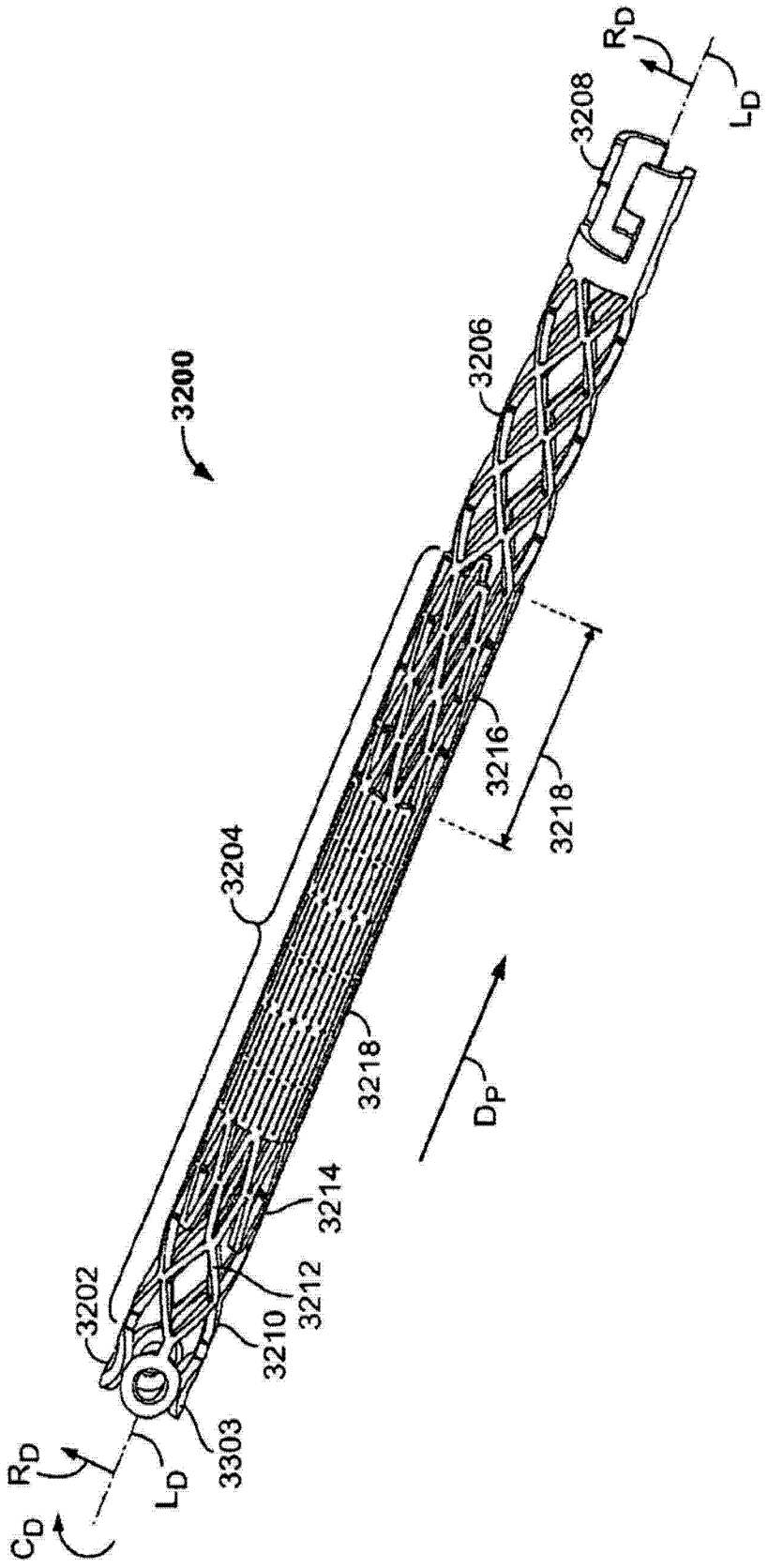

3200
3202
3204
3206
3208
3210
3212
3214
3216
3218
3218
3303
R_D
L_D
R_D
L_D
C_D
D_P

图 33

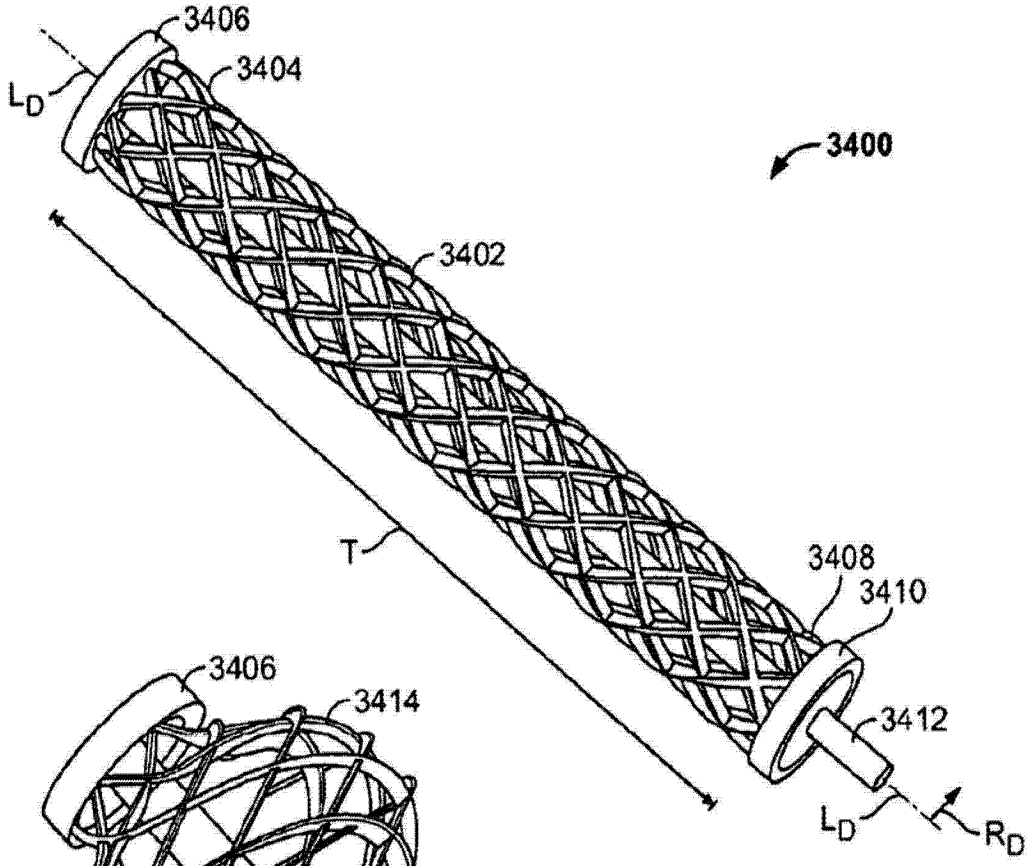

3406
3404
L_D
3400
3402
T
3408
3410
3412
L_D
R_D

图34

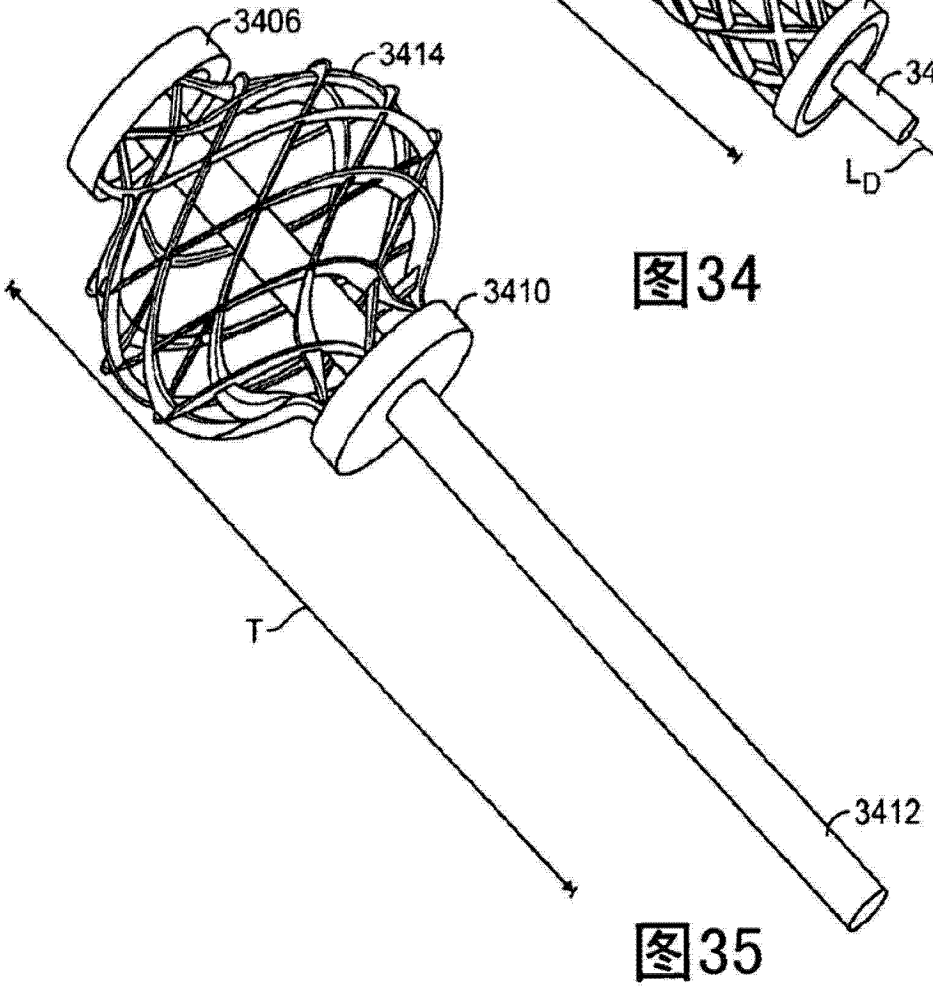

3406
3414
3410
T
3412

图35

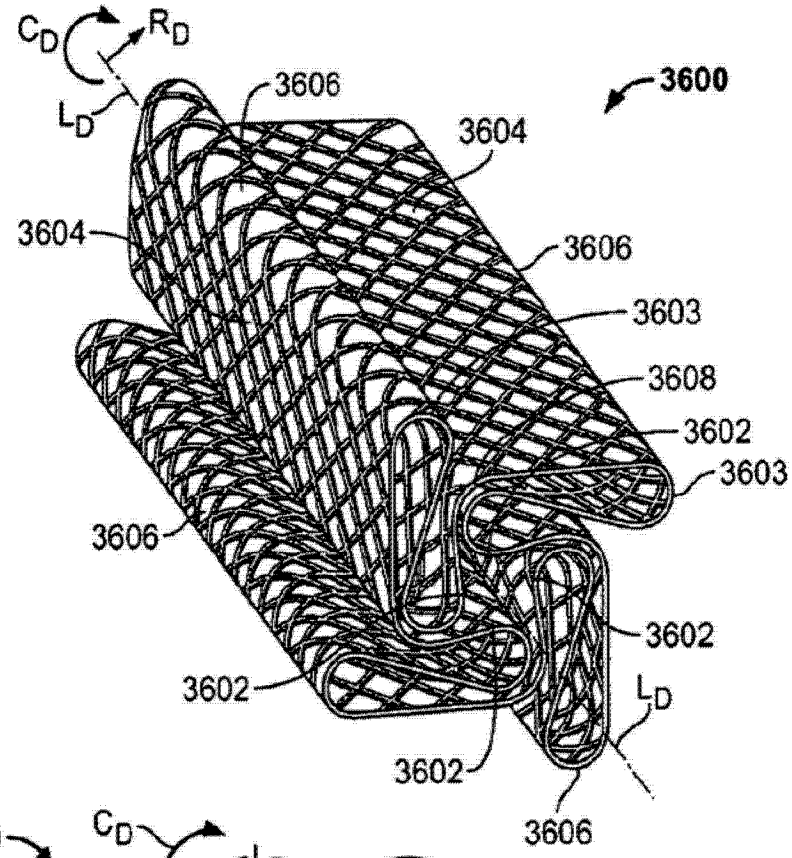

C_D
R_D
L_D
3600
3606
3604
3604
3606
3603
3608
3602
3603
3606
3602
3602
L_D
3602
3606

图36

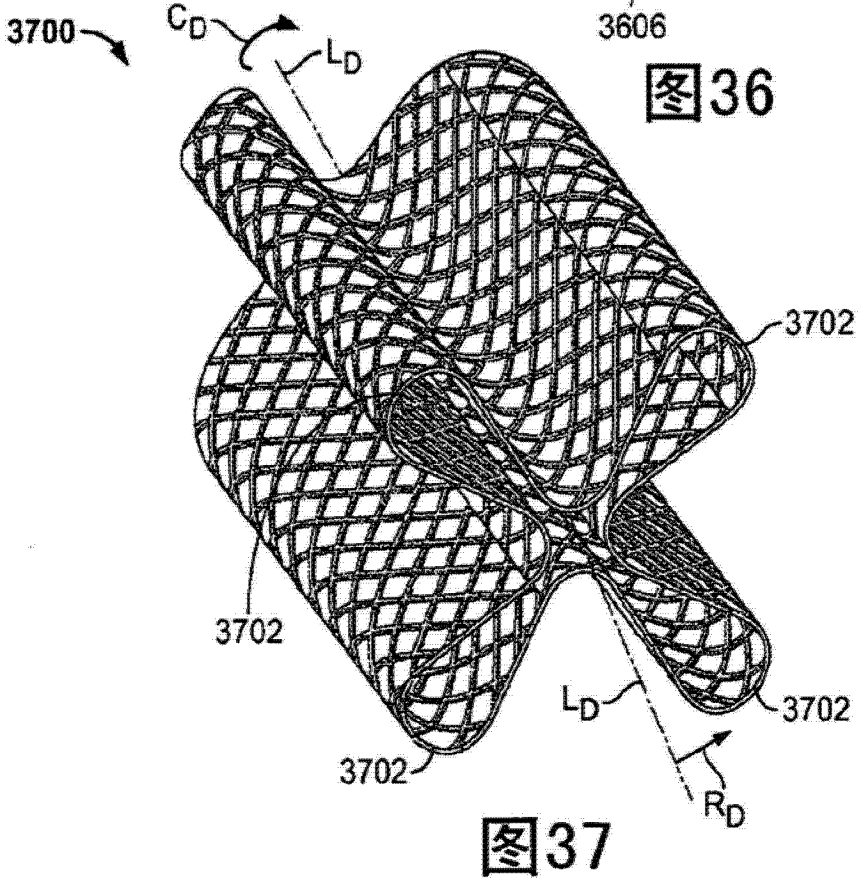

3700
C_D
L_D
3702
3702
L_D
3702
3702
R_D

图37

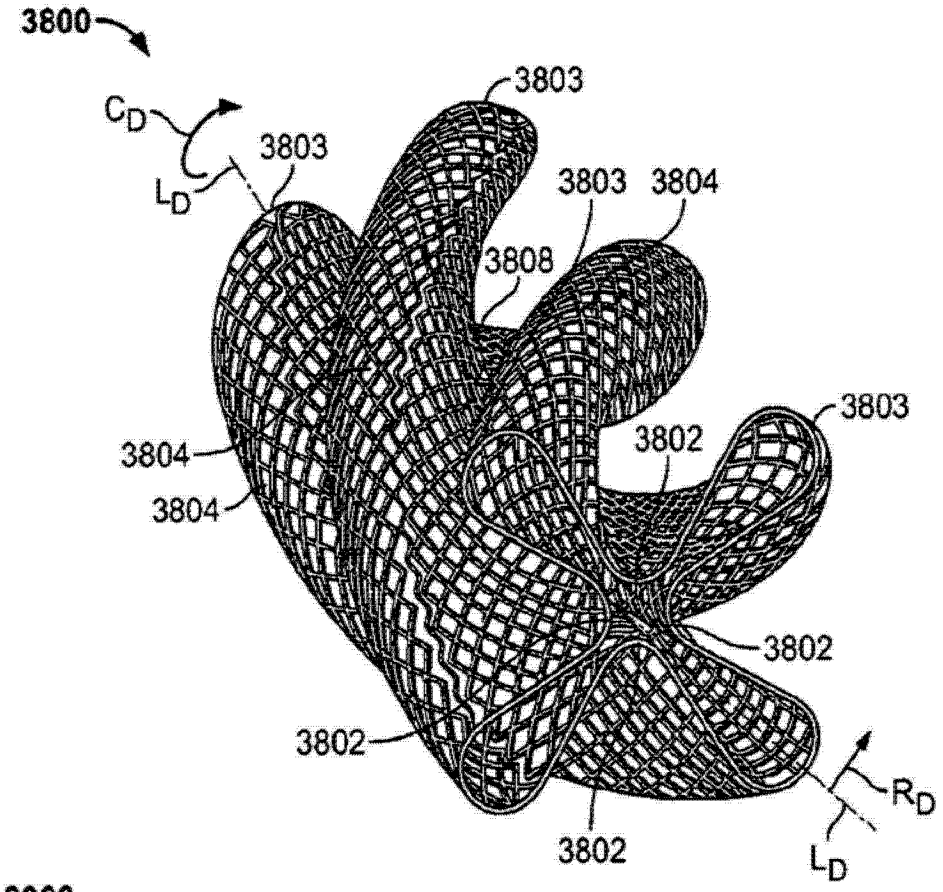

3800
C_D
L_D
3803
3803
3803
3804
3808
3803
3802
3804
3804
3802
3802
3802
R_D
L_D

图38

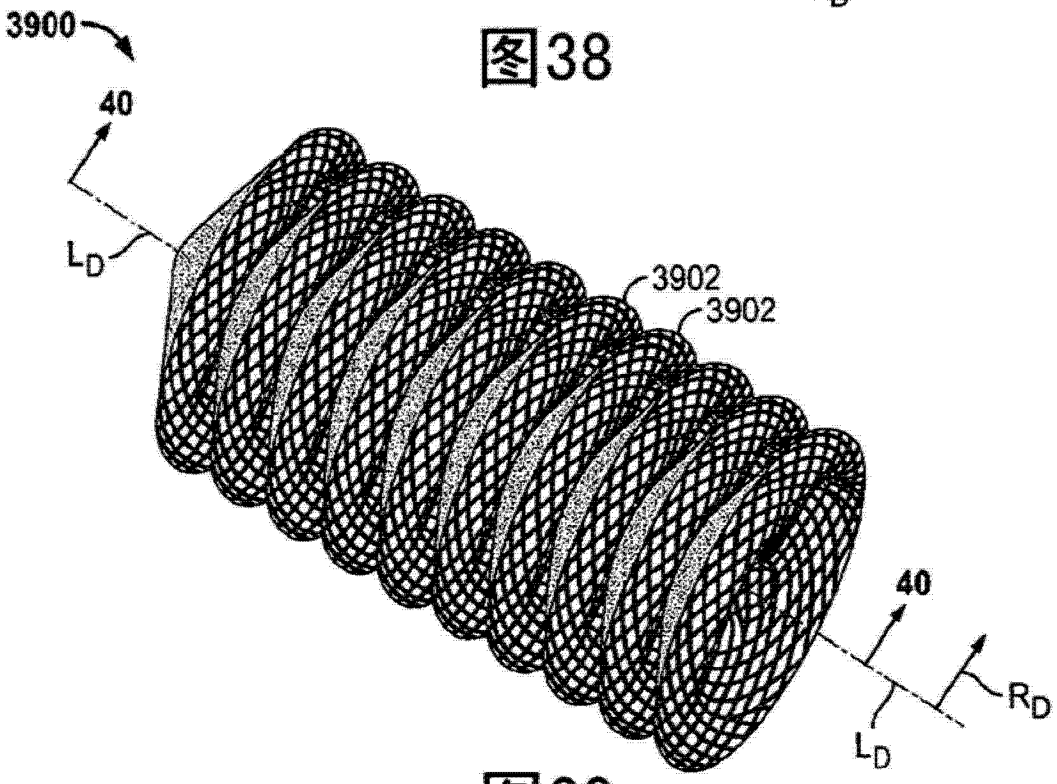

3900
40
L_D
3902
3902
40
R_D
L_D

图39

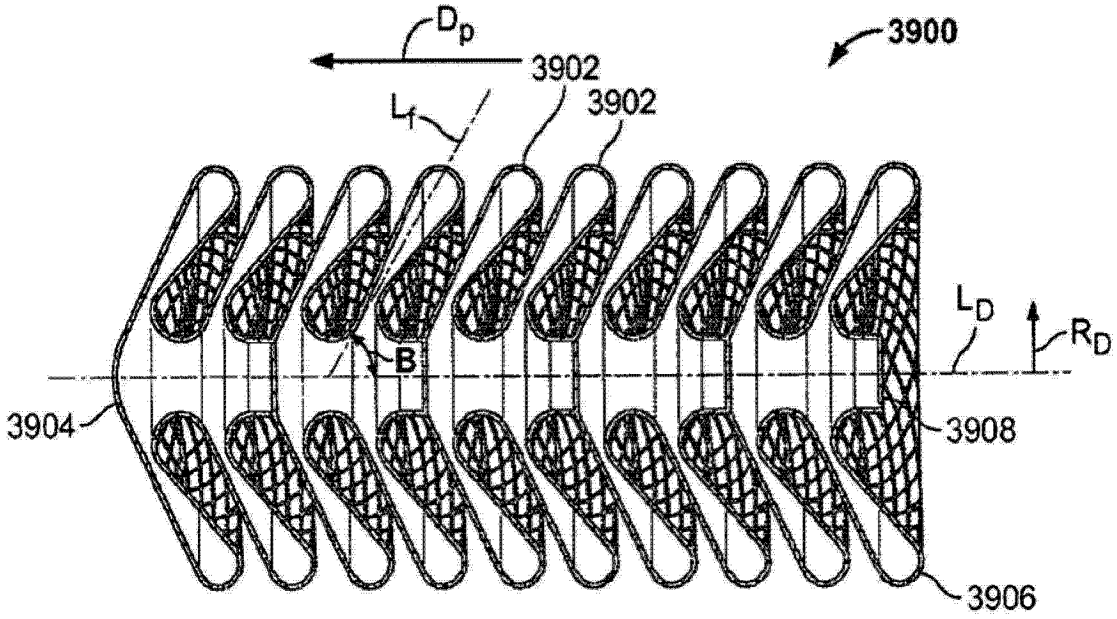

D_P
3900
3902
3902
L_1
L_D
R_D
B
3904
3908
3906

图 40

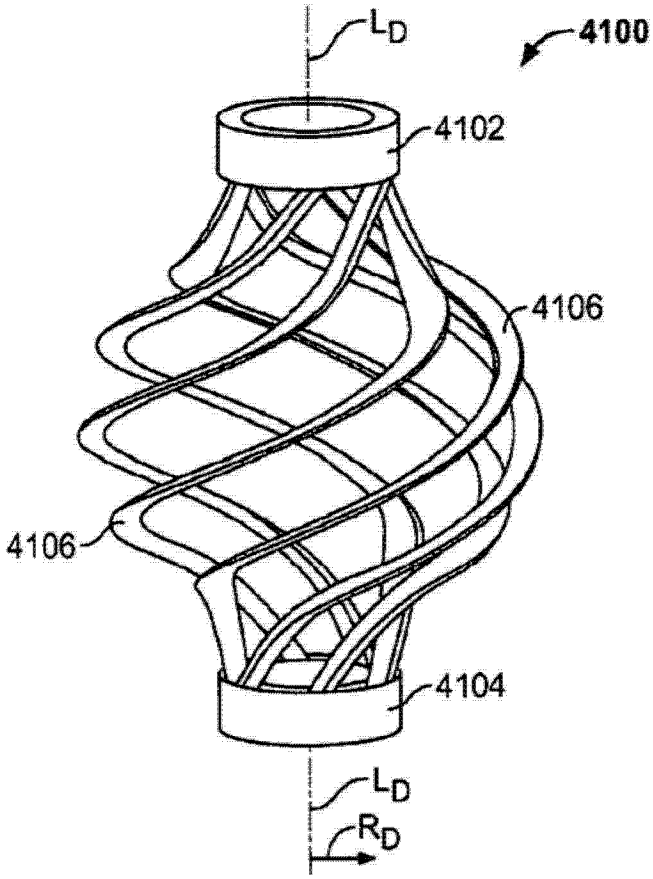

L_D
4100
4102
4106
4106
4104
L_D
R_D

图 41

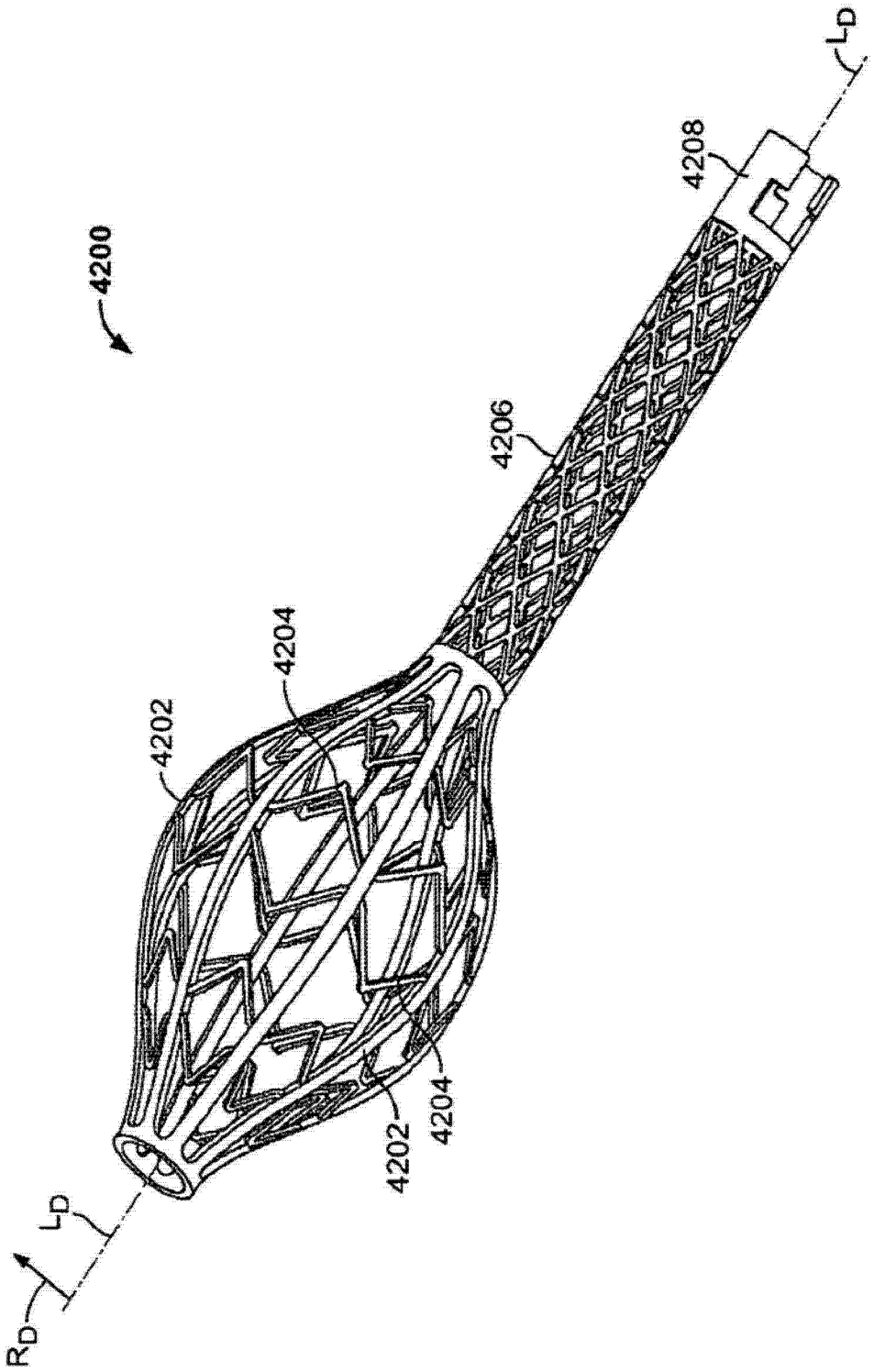


图 42

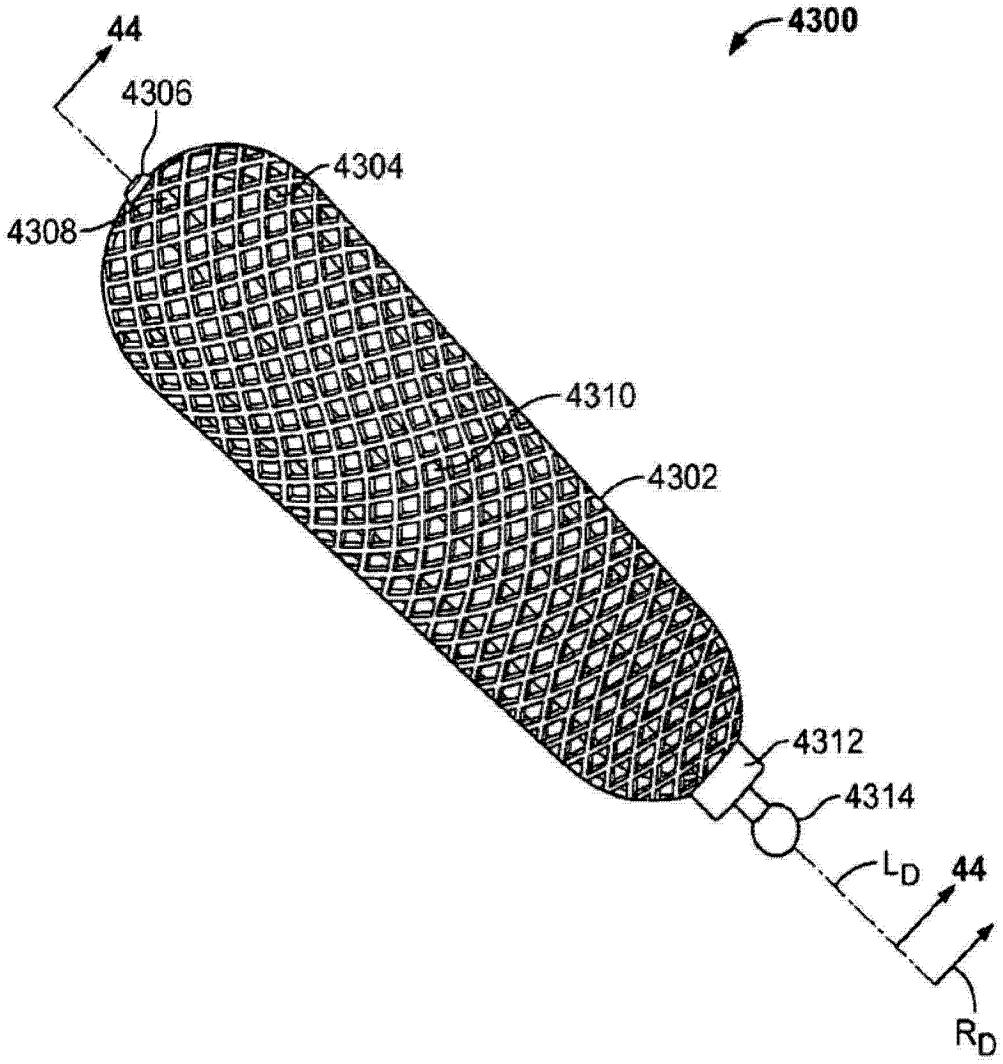


图 43

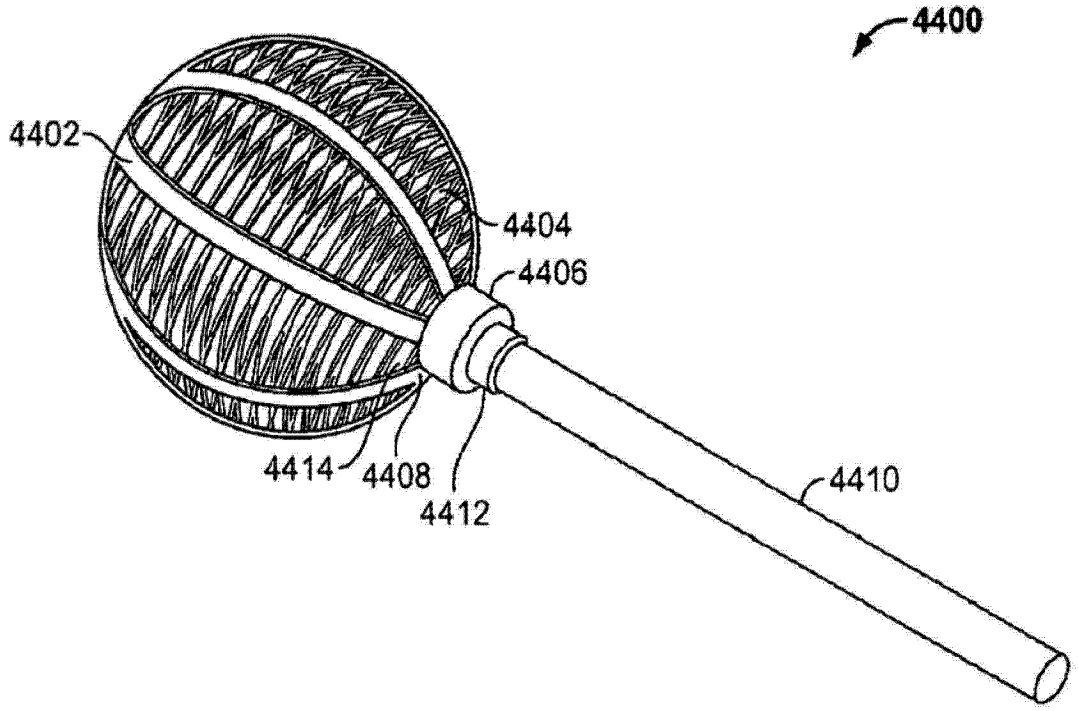

4400
4402
4404
4406
4414
4408
4412
4410

图 44

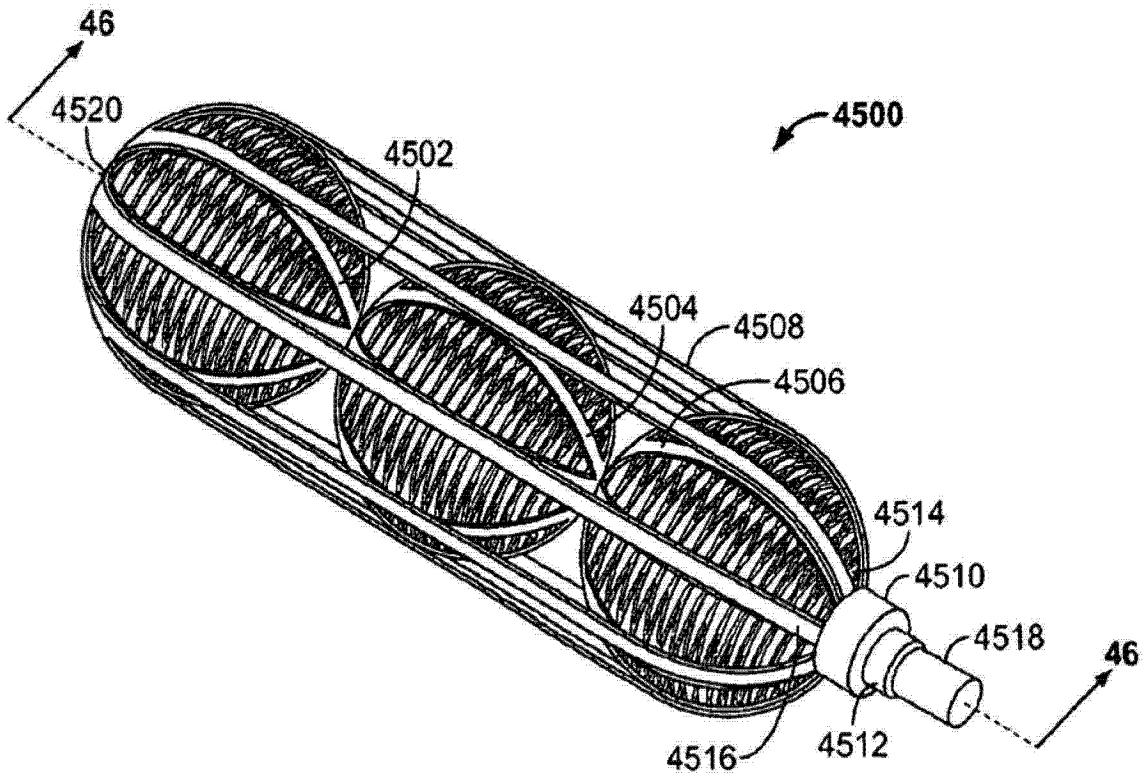

46
4520
4500
4502
4504
4508
4506
4514
4510
4518
46
4516
4512

图 45

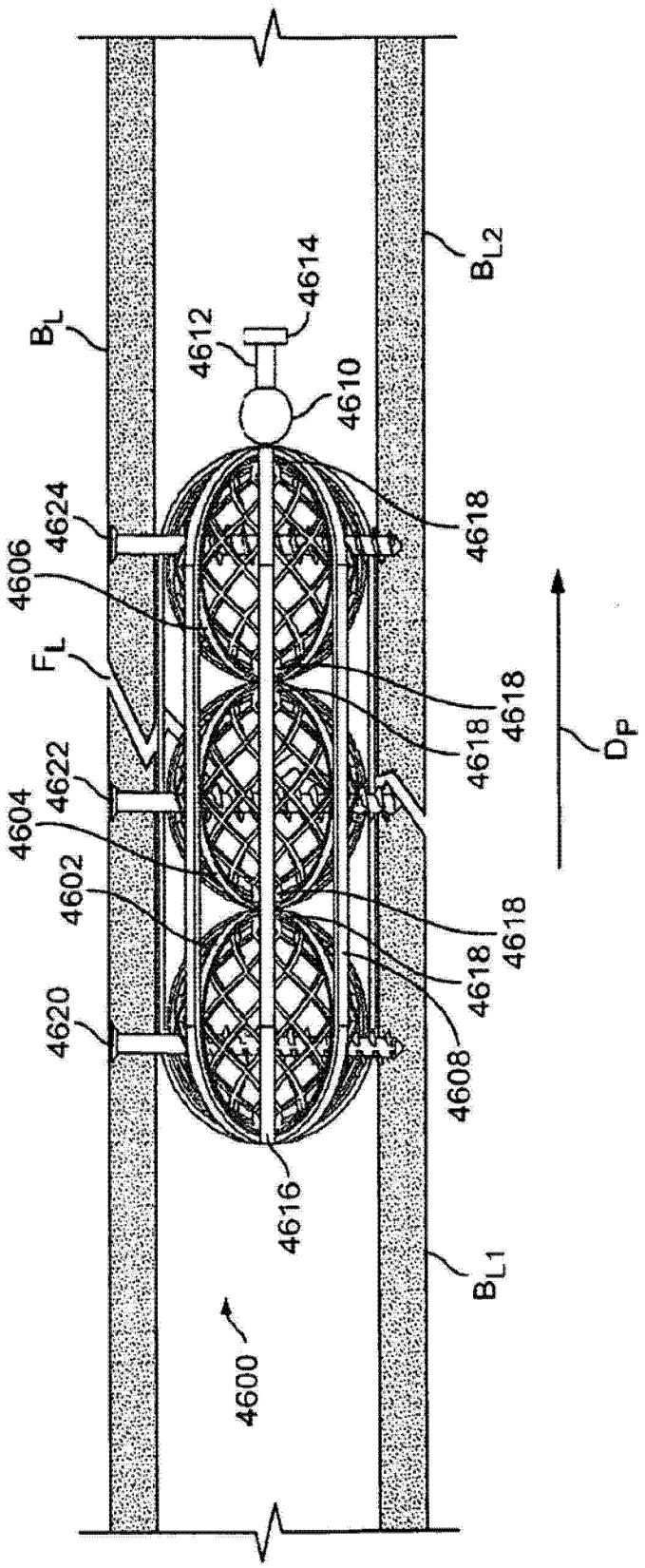

B_{L2}
4614
4612
B_L
4610
4624
4618
4606
F_L
4618
4618
D_P
4622
4604
4602
4618
4618
4620
4608
4616
B_{L1}
4600

图 46

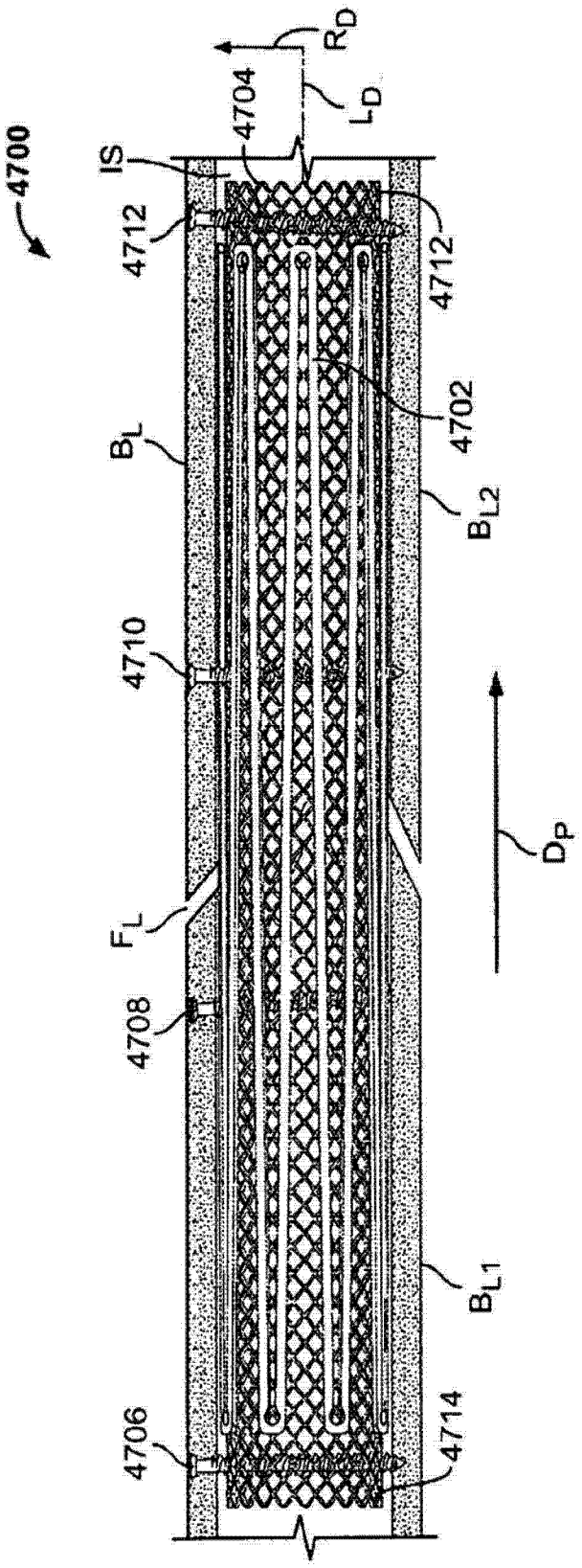

4700
IS
4704
R_D
L_D
4712
4712
4702
B_L
B_{L2}
4710
D_P
F_L
4708
B_{L1}
4706
4714

图 47

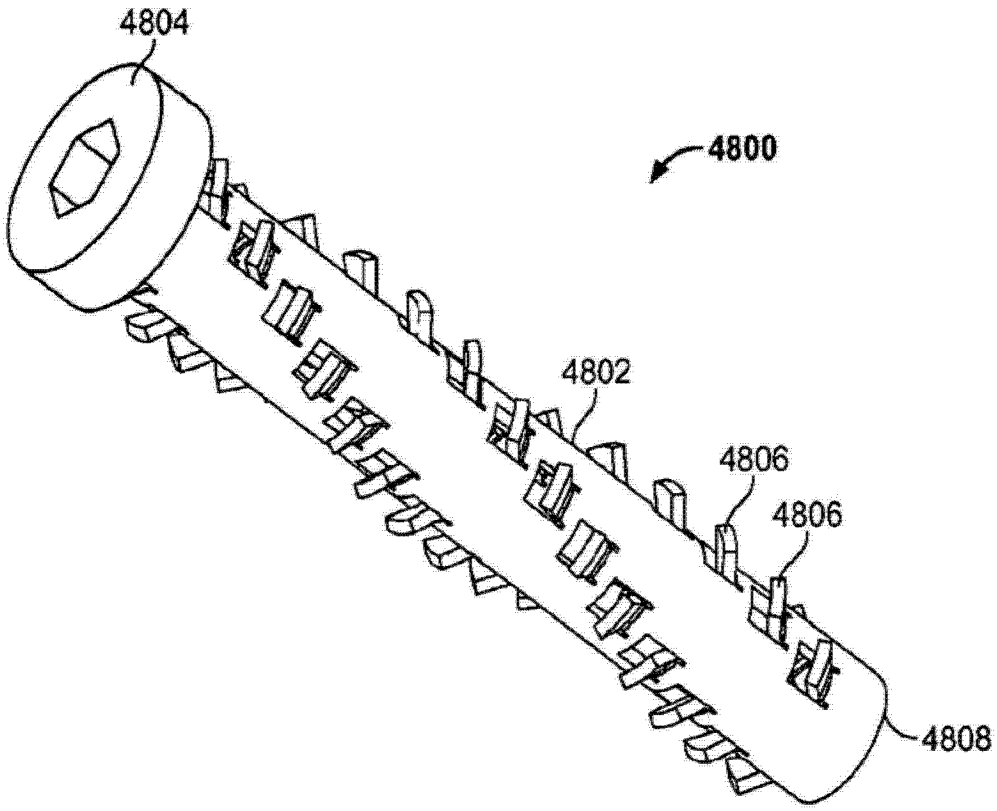

4804
4800
4802
4806
4806
4808

图 48

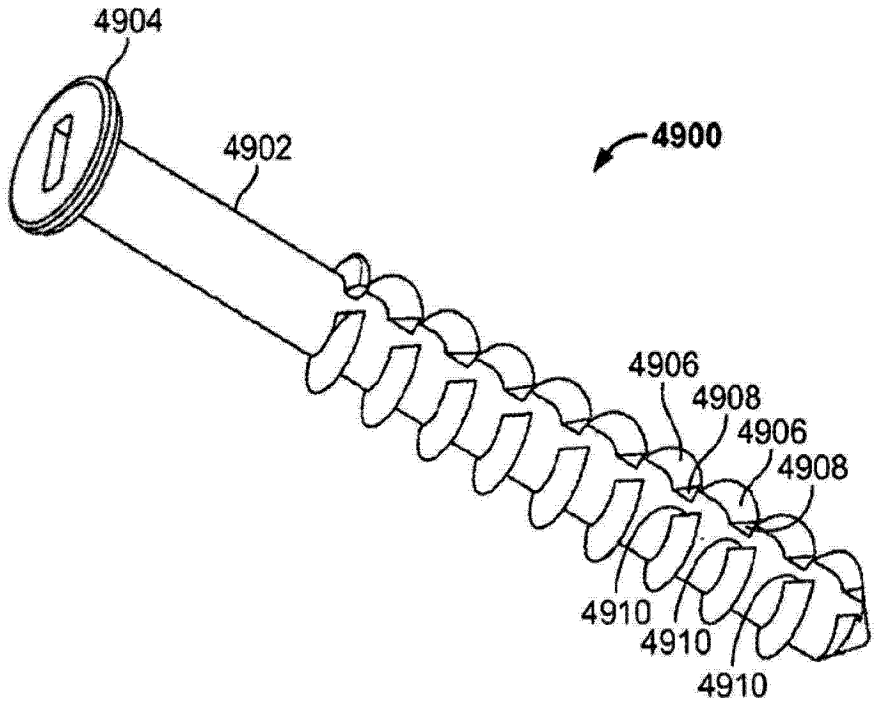

4904
4902
4900
4906
4908
4906
4908
4910
4910
4910

图 49

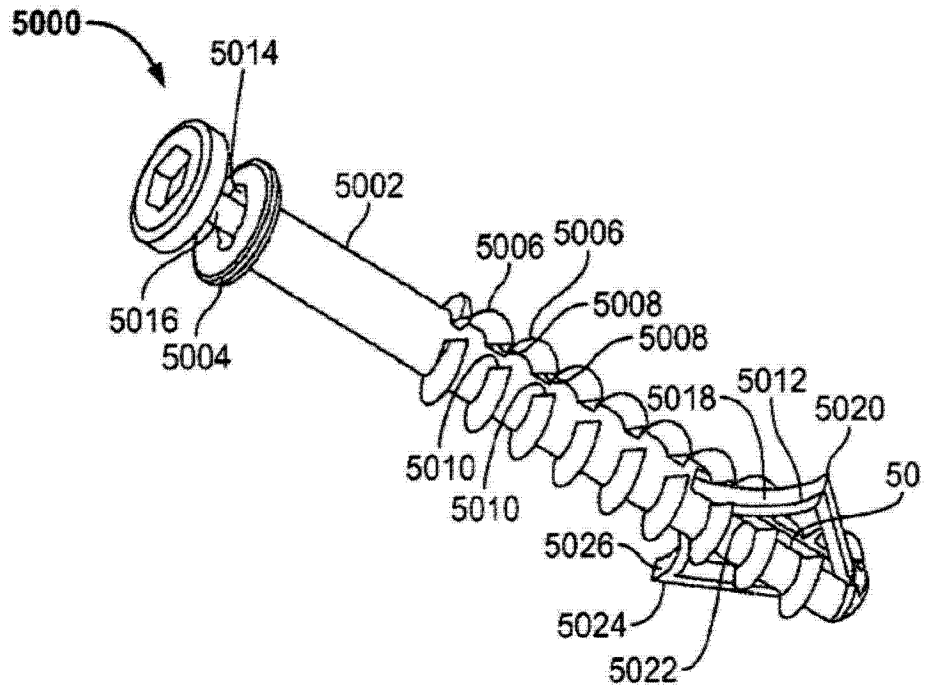

5000
5014
5002
5006
5006
5008
5008
5016
5004
5018
5012
5020
5010
5010
50
5026
5024
5022

图 50

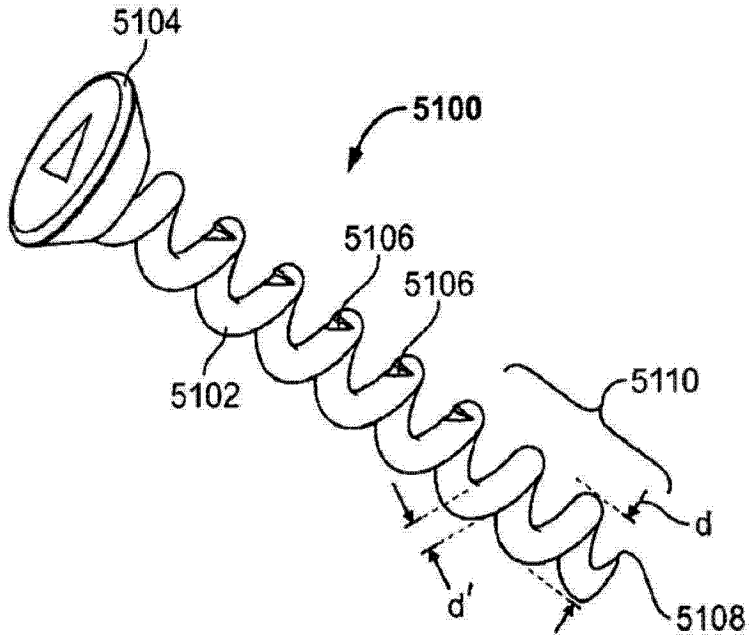

5104
5100
5106
5106
5102
5110
d
d'
5108

图 51

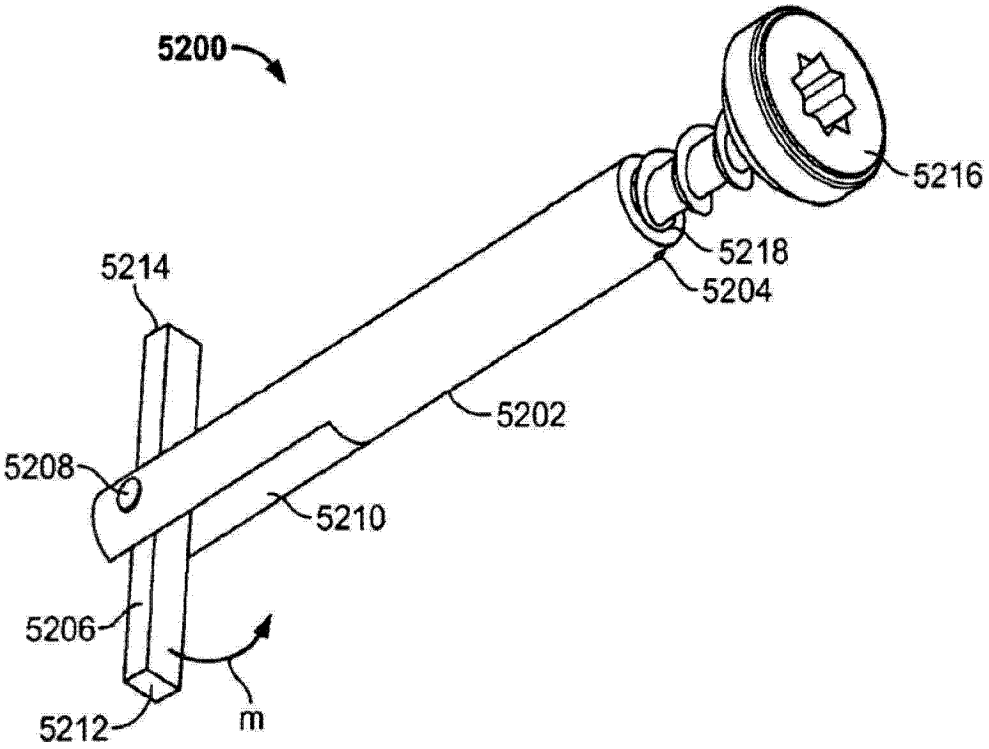

5200
5216
5218
5204
5214
5202
5208
5210
5206
5212
m

图 52

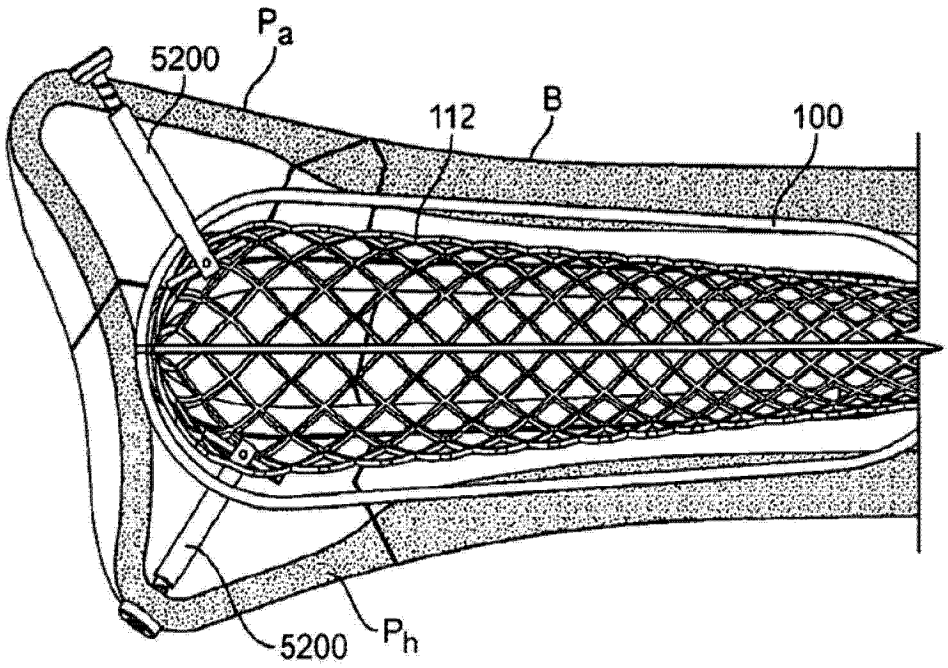

Pa
5200
112
B
100
5200
Ph

图 53

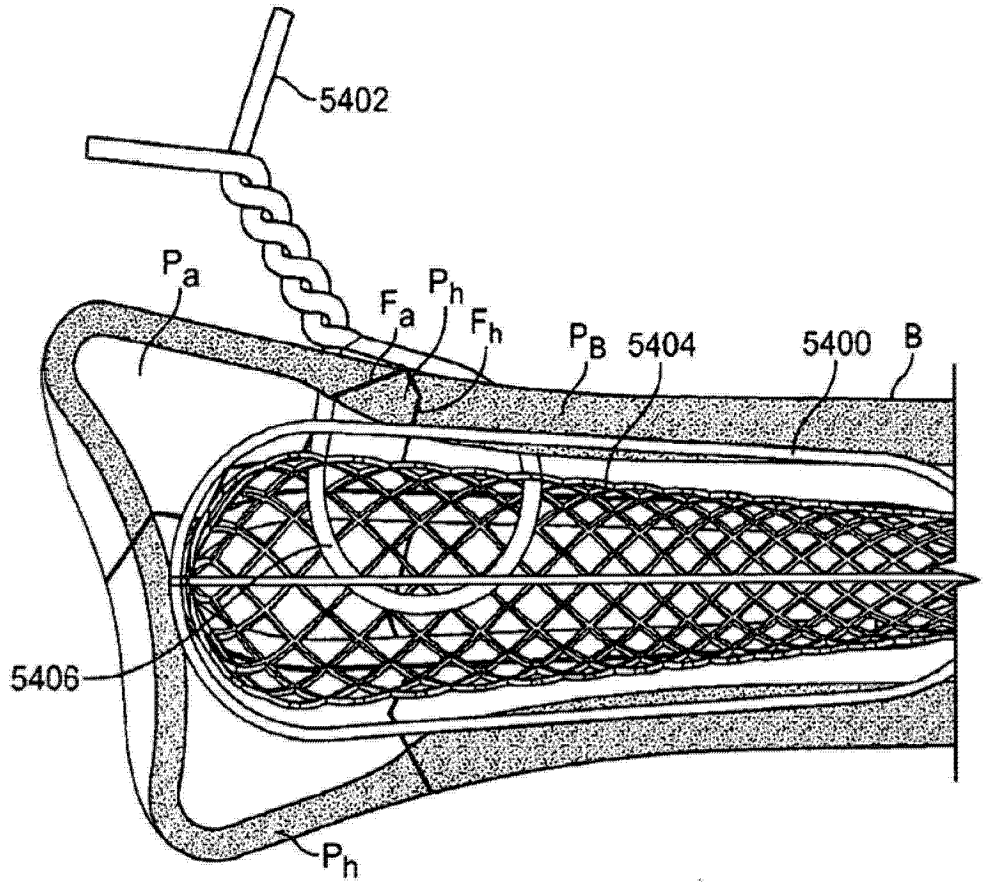


图 54

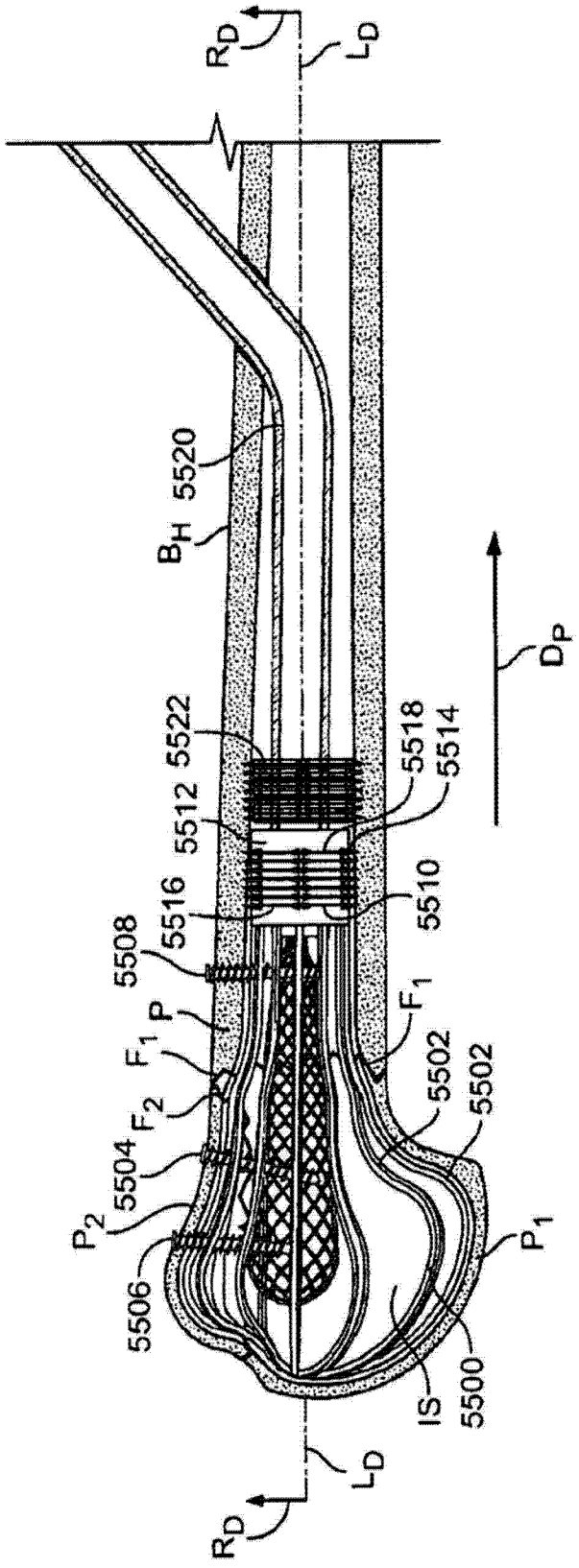

RD
LD
5520
BH
DP
5522
5518
5514
5512
5510
5516
5508
P
F1
F2
5504
P2
5506
5502
P1
IS
5500

图 55

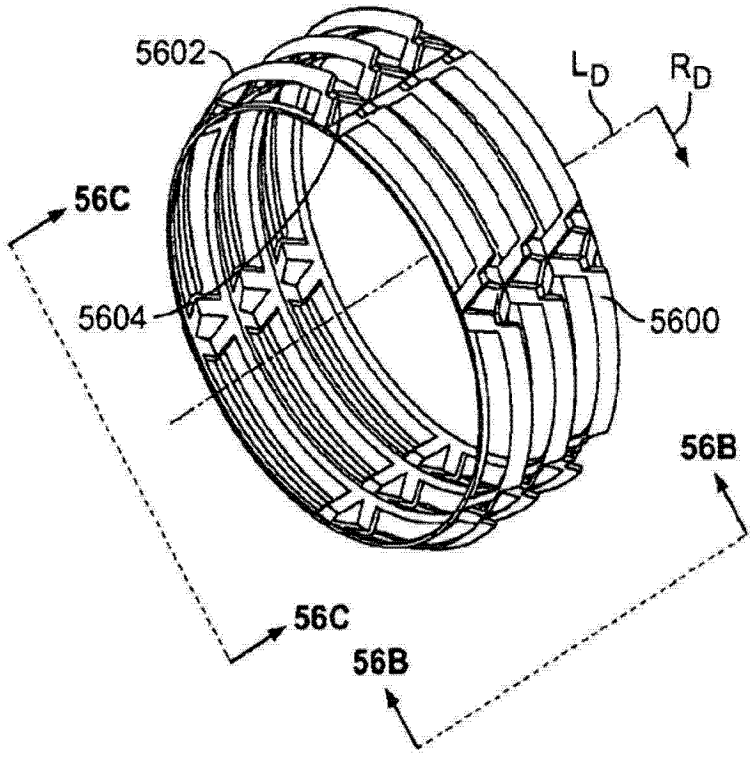


图 56A

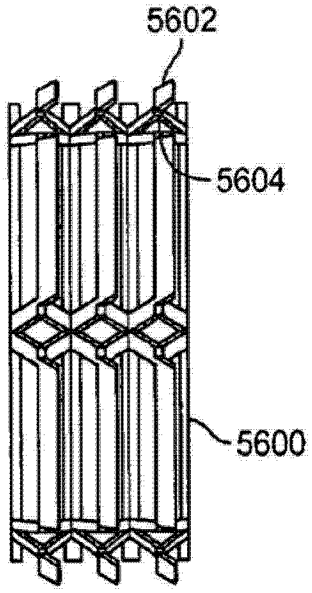


图 56B

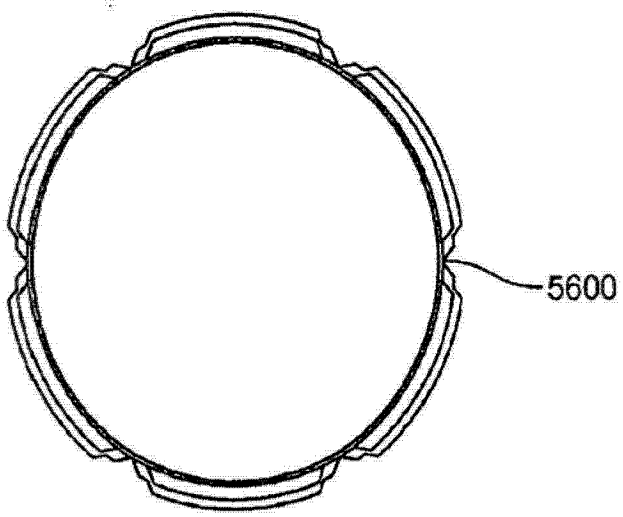


图 56C

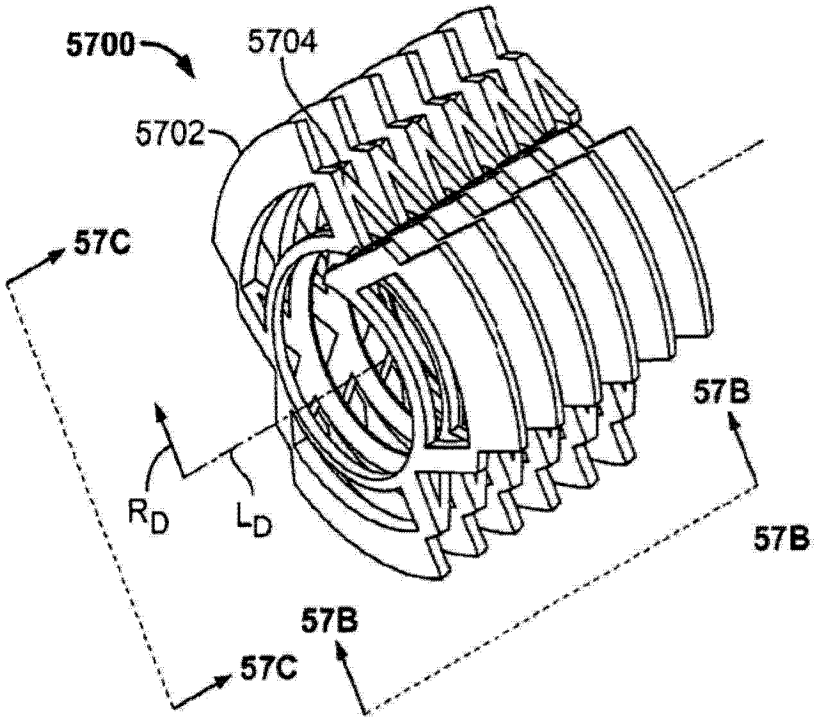


图57A

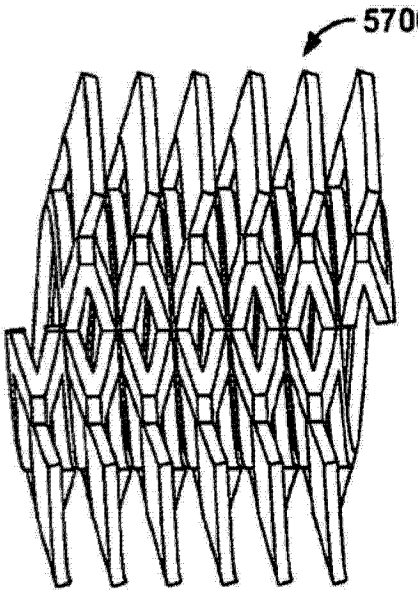


图57B

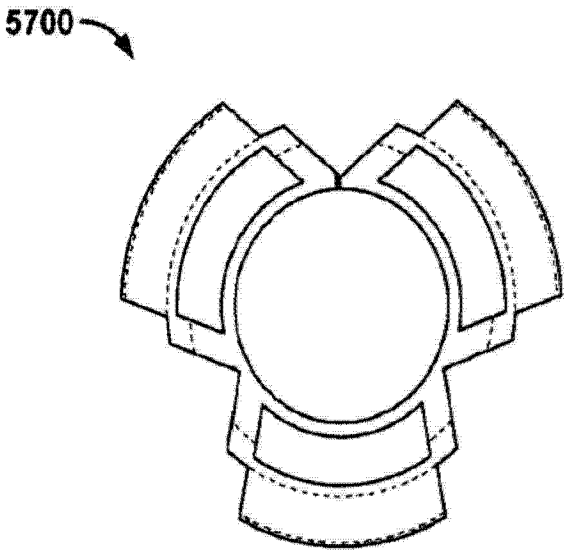


图57C

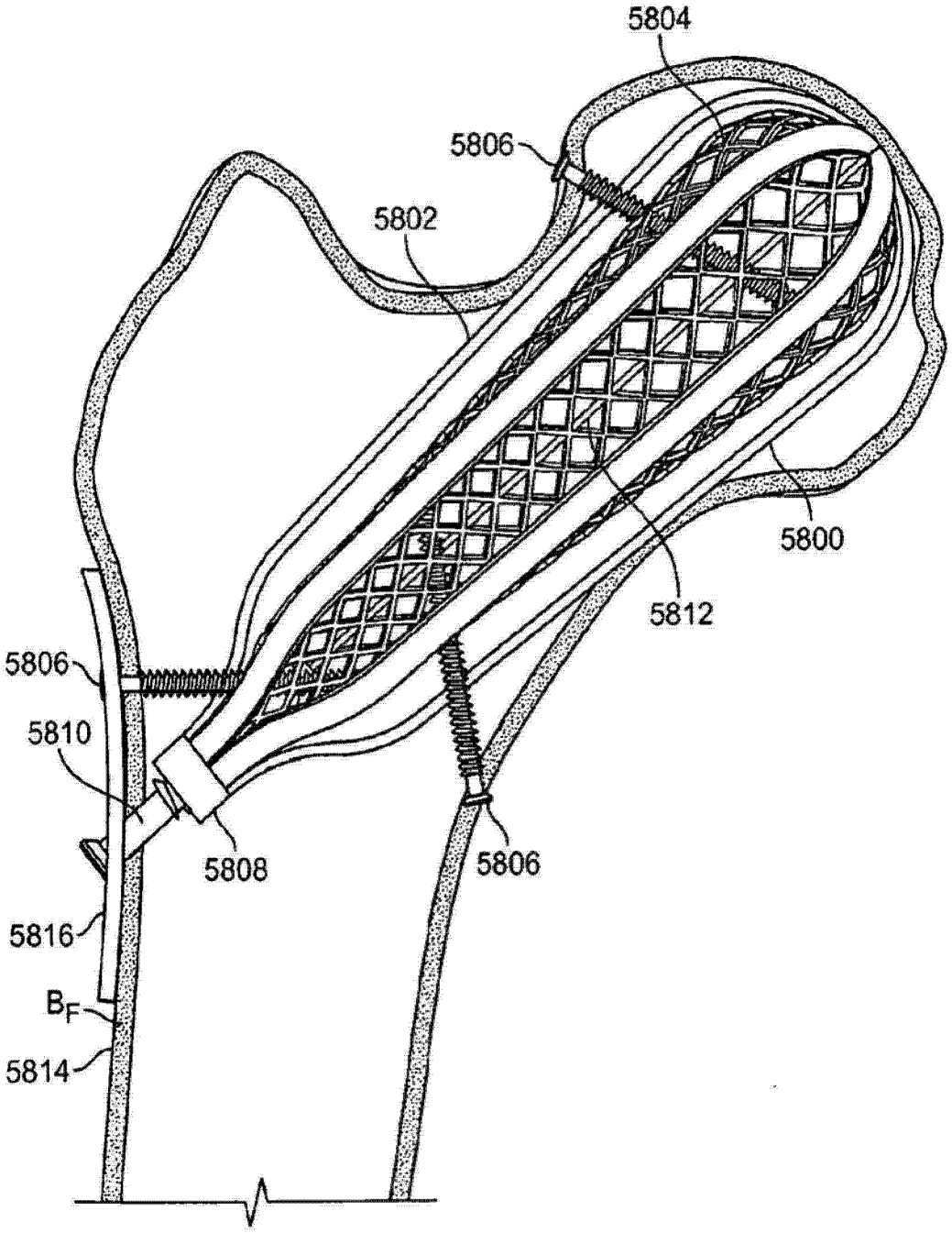


图 58

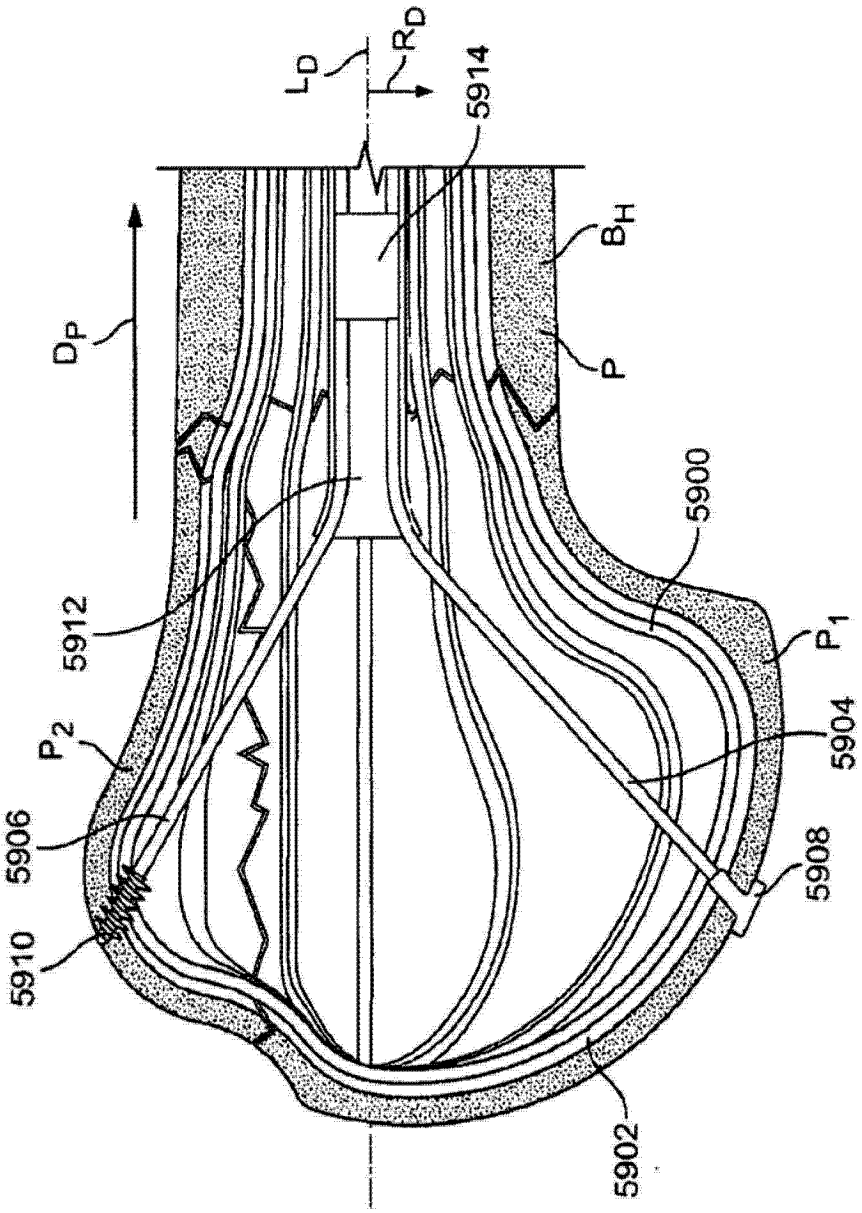


图 59

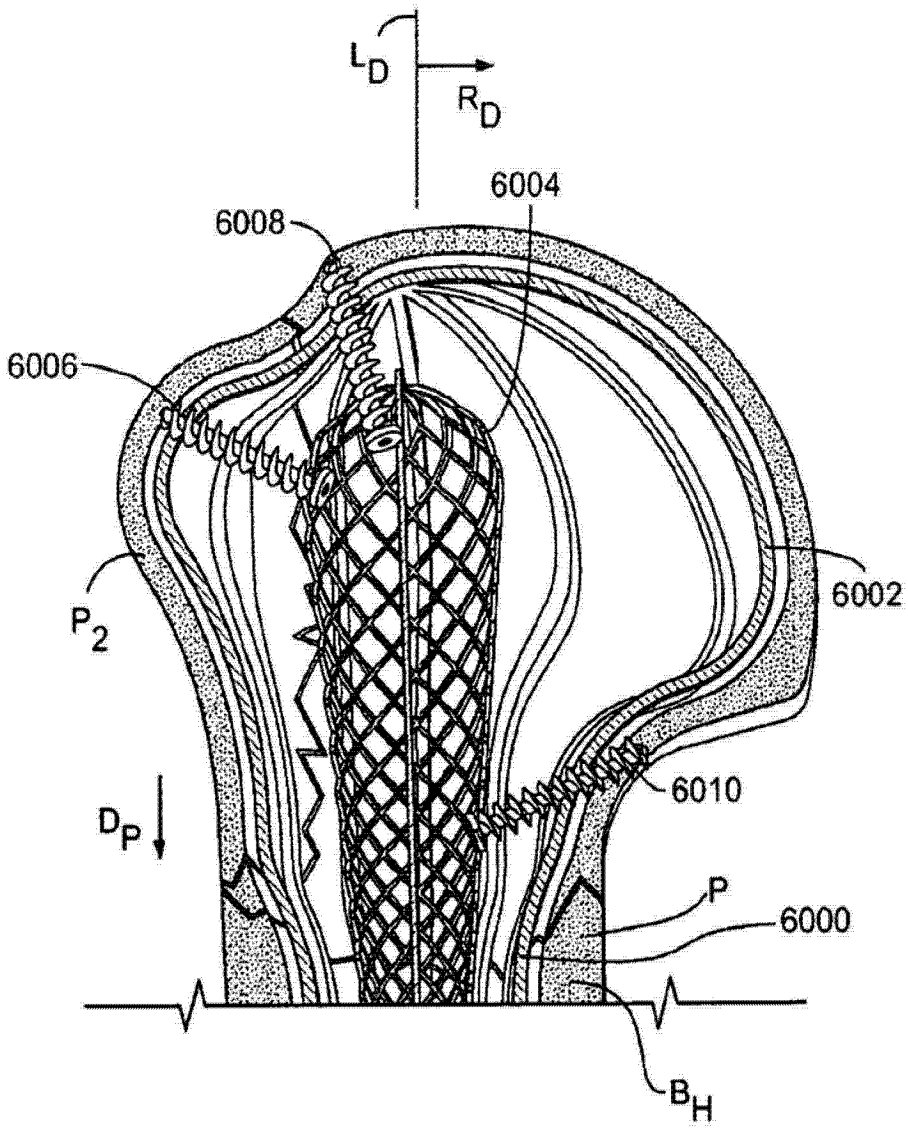


图 60

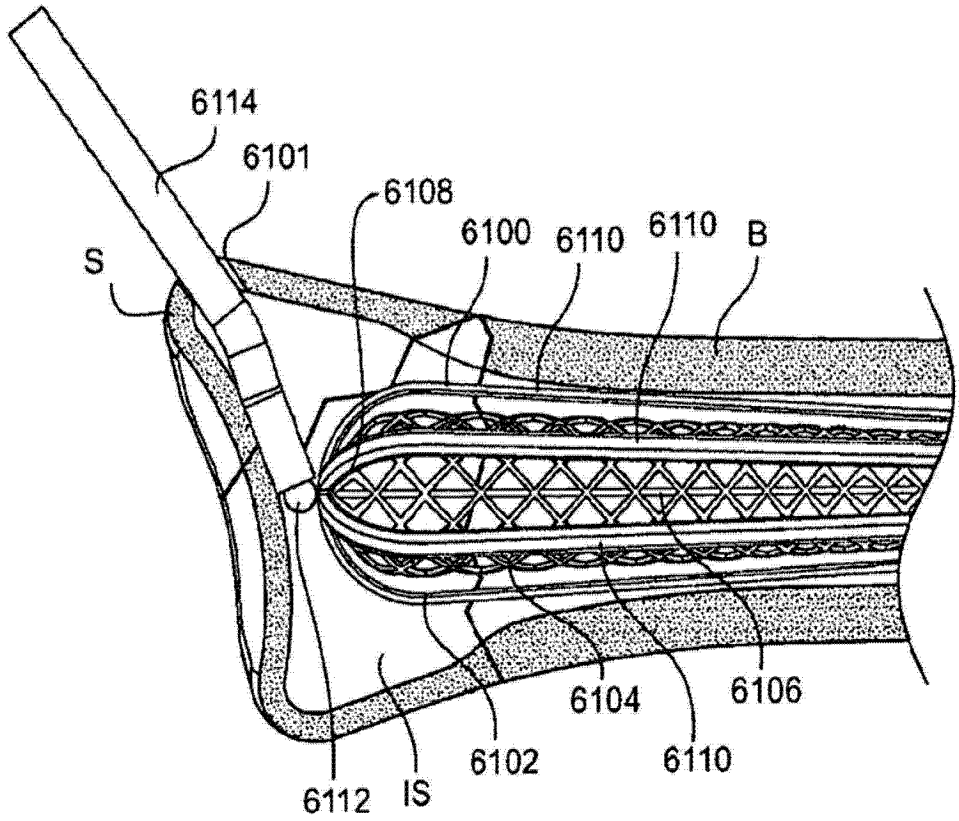

6114
6101
6108
6100
6110
6110
B
S
6104
6106
6102
6110
6112
IS

图 61

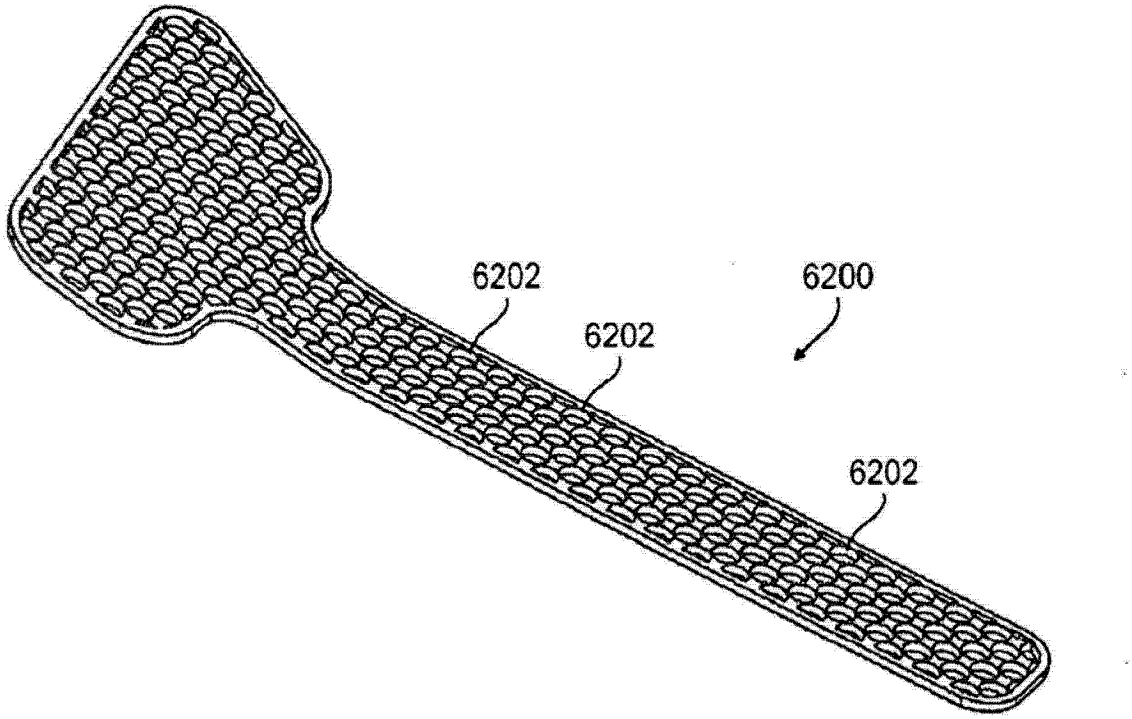

6202
6200
6202
6202

图 62

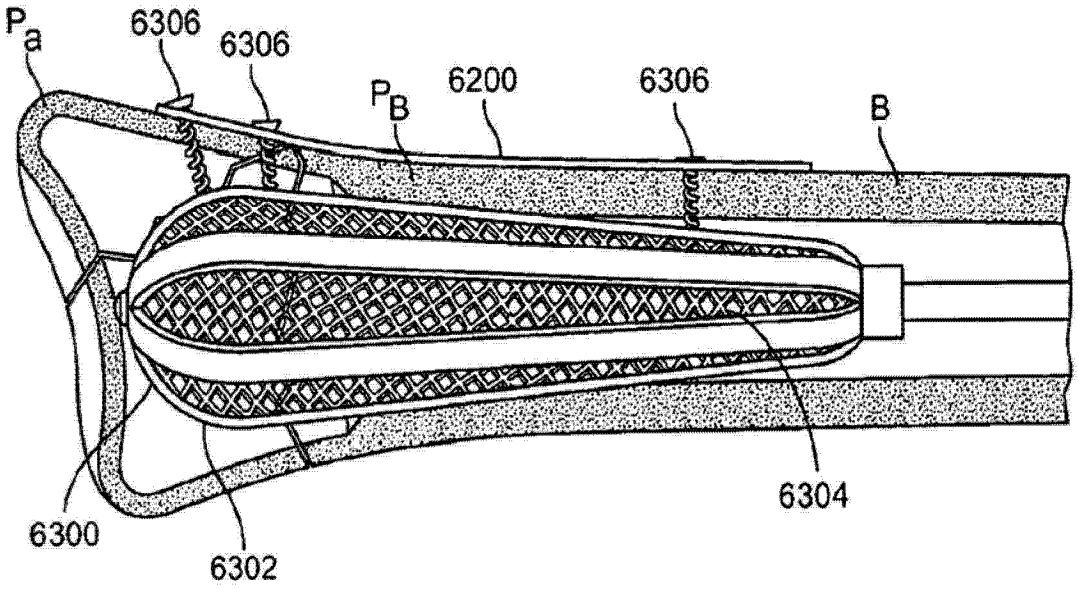


图 63

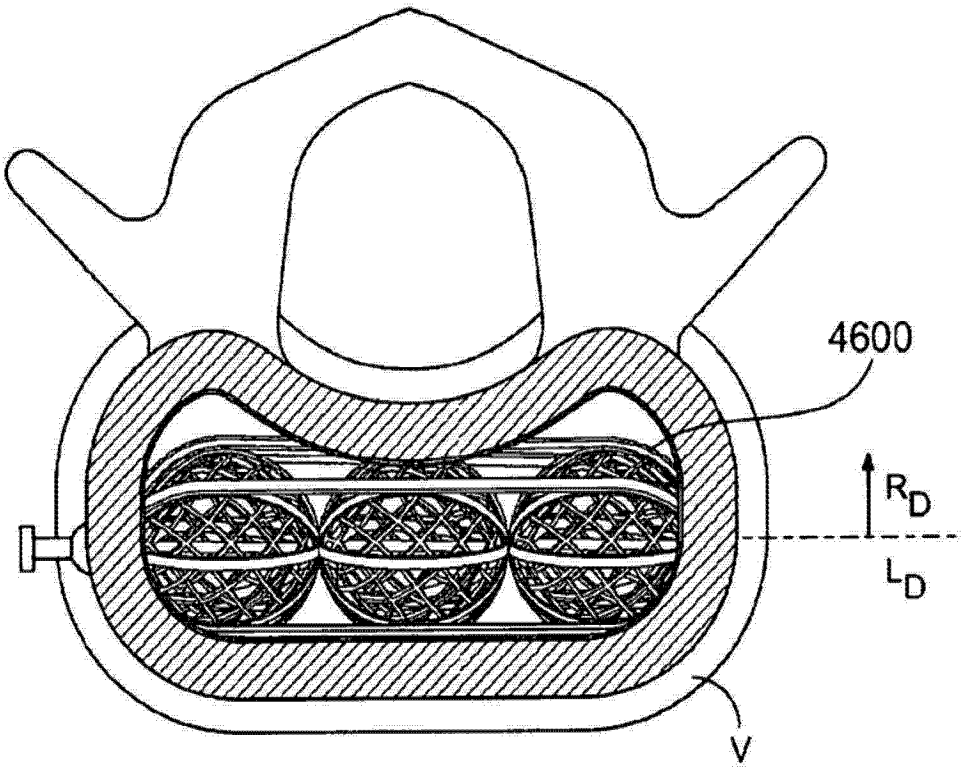


图 64

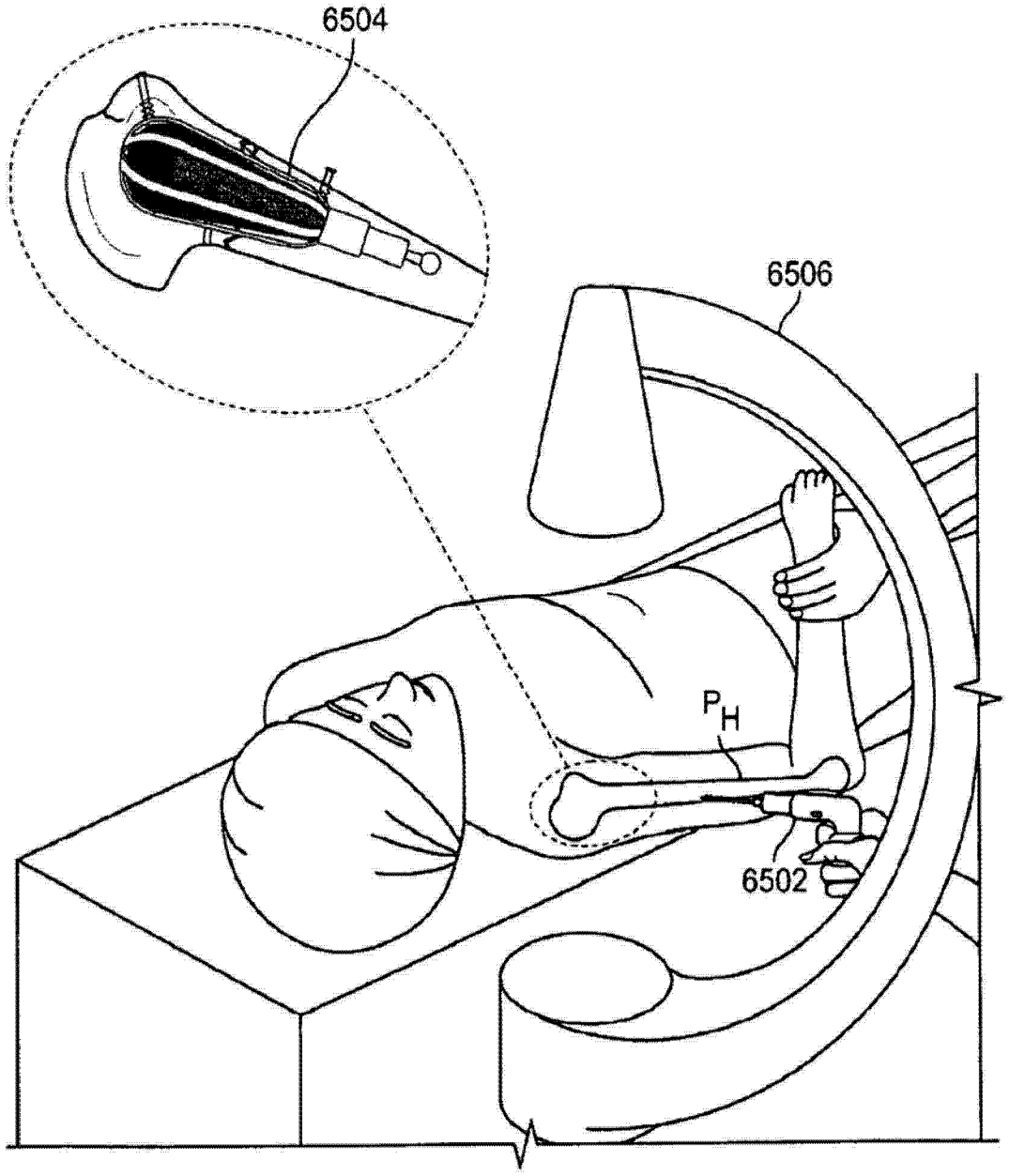


图 65

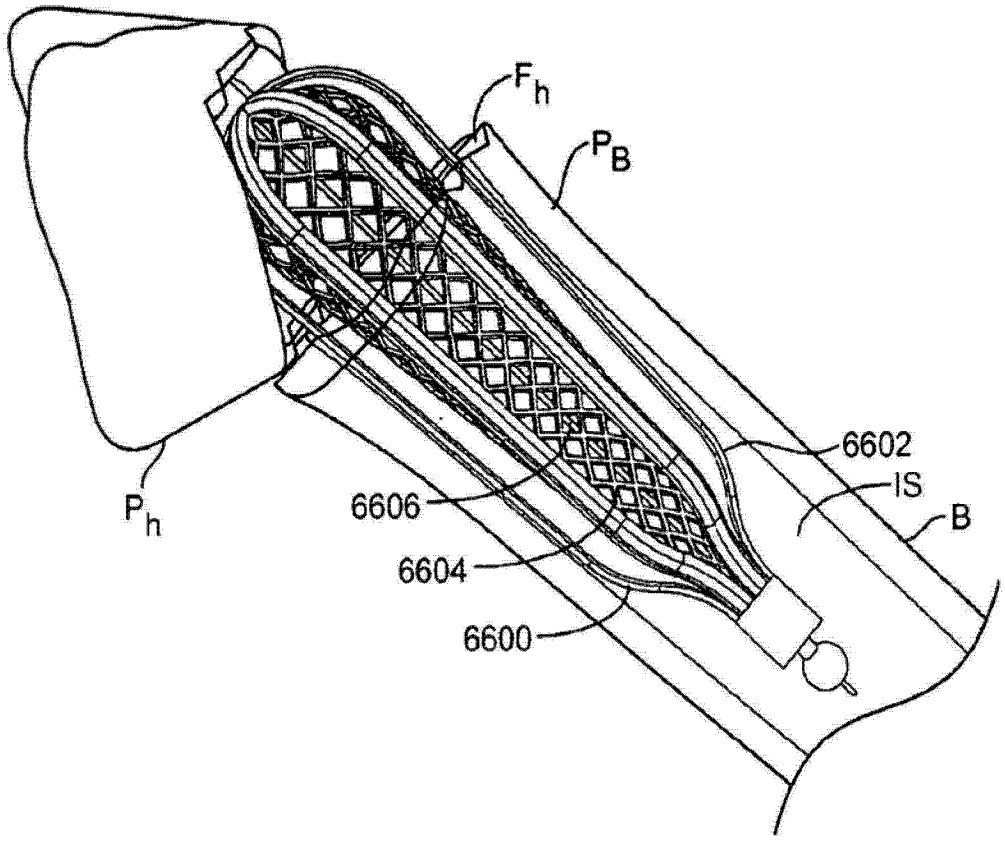

F_h
P_B
P_h
6606
6604
6600
6602
IS
B

图 66

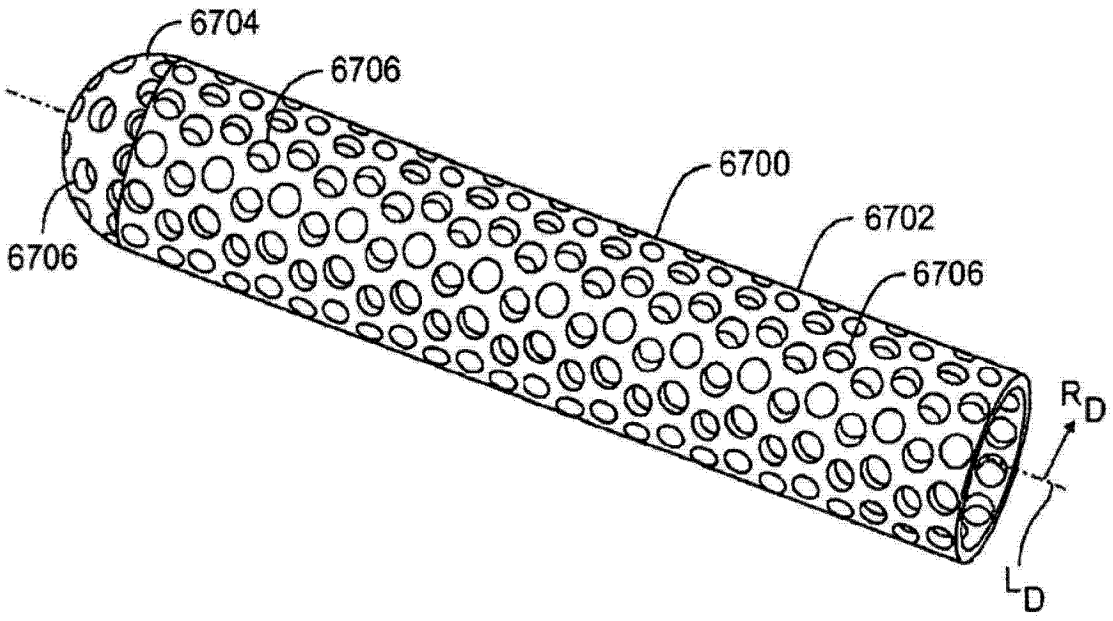

6704
6706
6706
6700
6702
6706
R_D
L_D

图 67

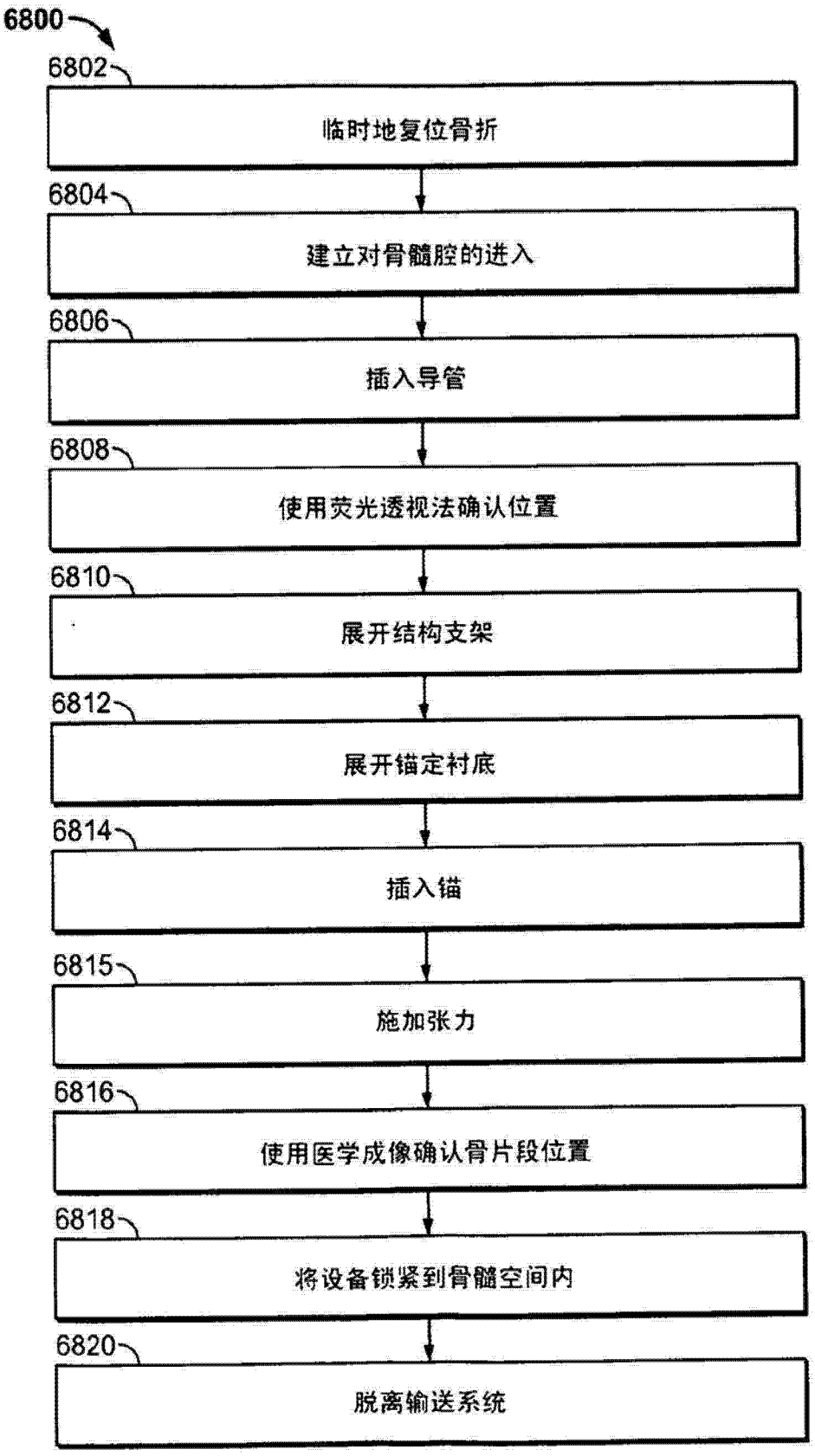

6800
6802
临时地复位骨折
6804
建立对骨髓腔的进入
6806
插入导管
6808
使用荧光透视法确认位置
6810
展开结构支架
6812
展开锚定衬底
6814
插入锚
6815
施加张力
6816
使用医学成像确认骨片段位置
6818
将设备锁紧到骨髓空间内
6820
脱离输送系统

图 68