



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102933179 B

(45) 授权公告日 2016. 08. 03

(21) 申请号 201180026080. 2

(22) 申请日 2011. 05. 25

(30) 优先权数据

12/787, 281 2010. 05. 25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 11. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/037929 2011. 05. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/150077 EN 2011. 12. 01

(73) 专利权人 豪迈帝凯奥斯泰纳克公司

地址 美国新泽西州

(72) 发明人 约翰·E·阿什利

菲利普·J·辛普森

沃尔特·D·吉勒派

达米安·J·舒罗克

穆拉利·卡达巴 大卫·G·松浦

乔治·A·曼斯菲尔德

托马斯·R·格罗兹 鲁迪·普莱蒂

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 肖日松

(51) Int. Cl.

A61F 2/44(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2009064787 A2, 2009. 05. 22,

CN 1756516 A, 2006. 04. 05,

US 2006049917 A2, 2006. 05. 11,

US 2009216331 A1, 2009. 08. 27,

US 2006235535 A1, 2009. 10. 19,

CN 101686860 A, 2010. 03. 31,

US 2010057204 A1, 2010. 03. 04,

CN 101610741 A, 2009. 12. 23,

CN 101631516 A, 2010. 01. 20,

CN 101686865 A, 2010. 03. 31,

审查员 黄文惠

权利要求书4页 说明书22页 附图44页

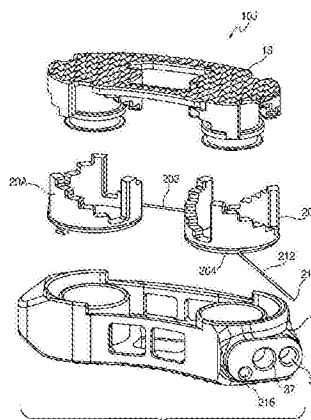
(54) 发明名称

连接有锁定机构的可调整牵引笼状种植体

(57) 摘要

一种脊柱植入物,其配置成安置在相邻的椎体之间。所述植入物具有至少一个可延伸支撑元件,所述至少一个可延伸支撑元件具有用于促进所述植入物的安置的缩回配置以及用于使所述植入物扩展的展开配置,能够有效地牵引椎间盘空间,稳定各运动椎段,并消除病理性的脊柱运动。所述植入物在其未扩展状态下具有最小尺寸,所述最小尺寸小于神经孔的尺寸,所述植入物通常穿过所述神经孔来安置在所述椎间隙内。所述植入物设置有锁定系统,所述锁定系统具有多个经连结的锁定元件,所述多个经连结的锁定元件一起运作来将所述植入物锁定在展开配置下。还可提供骨接合锚定器以确保定位稳固。

CN 102933179 B



1. 一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物, 包含:

第一骨接合部件与第二骨接合部件, 每一者具有配置成分别与第一椎体以及第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;

延伸构件, 所述延伸构件在所述第一骨接合部件与所述第二骨接合部件之间作用以控制所述骨接合部件在收缩配置与展开配置之间的延伸;

第一固定锁定部件与第二固定锁定部件, 所述第一固定锁定部件与所述第二固定锁定部件固定到所述第一骨接合部件与所述第二骨接合部件中的一者并且朝对置的骨接合部件延伸, 所述固定锁定部件间隔开并且各自具有固定锁定表面;

第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件, 所述第一可移动锁定部件与所述第二可移动锁定部件被紧握在所述第一骨接合部件与所述第二骨接合部件之间以与所述固定锁定部件协同, 每一可移动锁定部件具有可移动锁定表面, 所述可移动锁定表面配置成与在一个所述固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合, 以防止所述延伸构件收缩;

锁定致动器, 所述锁定致动器配置成使所述可移动锁定表面与所述固定锁定表面相接合; 以及

连结部件, 所述连结部件有效地连接在所述第一可移动锁定部件与所述第二可移动锁定部件之间, 当拉力或者压力作用于所述连结部件时, 所述连结部件协调两者之间的运动; 所述连结部件包含实质上刚性部件, 所述实质上刚性部件以可枢转的方式紧固到每一所述可移动锁定部件。

2. 根据权利要求1所述的脊柱植入物, 其中:

所述延伸构件包含第一可延伸支撑元件与第二可延伸支撑元件; 并且

所述第一固定锁定部件与所述第二固定锁定部件以及所述第一可移动锁定部件与所述第二可移动锁定部件包含弓形部件, 所述弓形部件分别被安置在临近所述第一可延伸支撑元件与所述第二可延伸支撑元件处; 并且

所述锁定致动器使所述可移动锁定部件旋转以使所述可移动锁定表面与所述固定锁定表面相接合。

3. 根据权利要求2所述的脊柱植入物, 其中所述第一固定锁定部件与所述第二固定锁定部件以及所述第一可移动锁定部件与所述第二可移动锁定部件围绕相应的所述第一可延伸支撑元件与所述第二可延伸支撑元件来形成。

4. 根据权利要求2所述的脊柱植入物, 其中所述第一固定锁定部件与所述第二固定锁定部件以及所述第一可移动锁定部件与所述第二可移动锁定部件在相应的所述第一可延伸支撑元件与所述第二可延伸支撑元件内部形成。

5. 根据权利要求2所述的脊柱植入物, 其中所述固定锁定表面包含多级台阶式支撑表面, 并且所述可移动锁定表面包含多级台阶式支撑表面, 所述可移动锁定表面的多级台阶式支撑表面配置成与所述固定锁定部件的所述多级台阶式支撑表面相接合。

6. 根据权利要求2所述的脊柱植入物, 其中所述锁定致动器包含偏置元件, 所述偏置元件作用在所述可移动锁定部件中的一个上, 以对所述可移动锁定部件进行偏置以使所述可移动锁定部件与所述可移动锁定部件的关联固定锁定部件相接合, 并且所述连结部件将所述偏置传输给另一可移动锁定部件。

7. 根据权利要求2所述的脊柱植入物, 另外包含系件, 所述系件紧固到一个所述可移动

锁定部件,所述系件配置成允许所述可移动锁定部件相对于所述锁定致动器元件旋转,以释放所述锁定表面的接合。

8. 根据权利要求7所述的脊柱植入物,其中一个所述可移动锁定部件设置有至少部分地围绕所述可移动锁定部件的沟槽,并且所述系件包含至少部分地安置在所述沟槽中的狭长弹性部件。

9. 根据权利要求7所述的脊柱植入物,其中所述系件包含实质上刚性部件,所述实质上刚性部件有效地连结到一个所述可移动锁定部件,以使得施加给所述系件的壓力使经连结的可移动锁定部件旋转成未锁定的配置。

10. 根据权利要求7所述的脊柱植入物,其中每一所述可移动锁定部件设置有至少部分地围绕所述可移动锁定部件形成的沟槽,并且所述连结部件包含安置在所述沟槽中的弹性元件。

11. 根据前述权利要求中任一项权利要求所述的脊柱植入物,其中所述延伸构件包含柱塞并腔体、波纹管、旋转凸轮或螺钉提升机构中的一者或多者。

12. 根据权利要求1所述的脊柱植入物,其中:

所述第一骨接合部件与所述第二骨接合部件分别包含用于与第一相邻椎体相接合的顶部终板以及用于与第二相邻椎体相接合的底部终板;

所述延伸构件包含至少两个可延伸柱塞部件,所述至少两个可延伸柱塞部件具有在所述植入物内的收缩配置和展开配置,所述收缩配置用于促进所述植入物在所述第一椎体与所述第二椎体之间的部署,以及所述展开配置用于将所述顶部终板延伸到与所述第一相邻椎体相接合处;

所述第一固定锁定部件与所述第二固定锁定部件分别包含上部锁定支撑部件,所述第一可移动锁定部件与所述第二可移动锁定部件分别包含对应于每一上部锁定支撑部件的下部锁定支撑部件,所述上部锁定支撑部件具有多级台阶式支撑表面并且与每一可延伸柱塞部件相关联,所述下部锁定支撑部件具有配置成与所述上部锁定支撑部件的所述多级台阶式支撑表面相接合的多级台阶式支撑表面;

所述锁定致动器在至少一个可延伸柱塞部件延伸时促使在上部锁定支撑部件与下部锁定支撑部件之间的相对运动,以通过使所述上部锁定支撑部件的多级台阶式支撑表面与所述下部锁定支撑部件的多级台阶式支撑表面相接合来将所述植入物锁定在扩展配置中;并且

所述连结部件在所述下部锁定支撑部件之间延伸以连结所述下部锁定支撑部件以实现协同锁定。

13. 根据权利要求12所述的脊柱植入物,其中所述上部锁定支撑部件与所述下部锁定支撑部件具有促使各自的台阶式支撑表面相接合的匹配形状。

14. 根据权利要求13所述的脊柱植入物,其中所述上部锁定支撑部件与所述下部锁定支撑部件具有匹配的弓形形状。

15. 根据权利要求14所述的脊柱植入物,其中提供弹簧锁定致动器,所述弹簧锁定致动器用于在所述至少一个可延伸柱塞部件延伸时将所述下部锁定支撑部件朝所述上部锁定支撑件移动。

16. 一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物,包含:

第一骨接合部件与第二骨接合部件,每一者具有配置成分别与第一椎体与第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;

第一柱塞与第二柱塞,所述第一柱塞与所述第二柱塞安置在一个所述骨接合部件上并与安置在对置的骨接合部件上的匹配腔体协同,所述柱塞可在所述腔体内的收缩配置与从所述腔体延伸出的展开配置之间移动;

第一弓形固定锁定部件与第二弓形固定锁定部件,每一者均具有固定锁定表面并安装到所述骨接合部件中的一者,并且每一者均围绕一个所述柱塞来安置,所述固定锁定部件朝对置的骨接合部件延伸;

第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件,每一者均围绕一个所述腔体来形成以与所述固定锁定部件协同,并且每一可移动锁定部件具有可移动锁定表面,所述可移动锁定表面配置成与在一个所述固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合以防止所述柱塞收缩;以及

连结部件,所述连结部件有效地连接在所述第一可移动锁定部件与所述第二可移动锁定部件之间,以协调两者之间的运动,并迫使另一可移动锁定部件与其关联固定锁定部件相接合;

其中,所述连结部件包括可旋转轴杆,其留有可通过在所述植入物中的开口来出入的末端,并且所述锁定致动器包含螺纹,所述螺纹在所述轴杆上间隔开并经安置以与在所述可移动锁定部件上的棘齿相接合。

17. 根据权利要求16所述的脊柱植入物,其中:

所述连结部件安装在所述骨接合部件上,与所述固定锁定部件对置并在所述可移动锁定部件下方;

在所述可移动锁定部件上的系件围绕其下表面形成;并且

其中,根据所述轴杆的旋转方向作出选择来使得所述轴杆的旋转迫使所述锁定表面进入接合或脱离接合。

18. 一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物,包含:

第一骨接合部件与第二骨接合部件,每一者具有配置成分别与第一椎体与第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;

第一柱塞与第二柱塞,所述第一柱塞与所述第二柱塞安置在一个所述骨接合部件上并与安置在对置的骨接合部件上的匹配腔体协同,所述柱塞可在所述腔体内的收缩配置与从所述腔体延伸出的展开配置之间移动;

第一弓形固定锁定部件与第二弓形固定锁定部件,每一者均具有固定锁定表面并安装到所述骨接合部件中的一者,并且每一者均安置在一个所述柱塞内部,所述固定锁定部件朝对置的骨接合部件延伸;

第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件,每一者均形成在一个所述腔体内部以与所述固定锁定部件协同,并且每一可移动锁定部件具有可移动锁定表面,所述可移动锁定表面配置成与一个所述固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合以防止所述柱塞收缩;

至少一个偏置元件,所述至少一个偏置元件作用在至少一个所述可移动锁定部件上以将所述可移动锁定部件偏置为与其关联固定锁定部件相接合;以及

连结部件,所述连结部件有效地连接在所述第一可移动锁定部件与所述第二可移动锁定部件之间,当拉力或者压力作用于所述连结部件时,所述连结部件协调两者之间的运动,并迫使另一可移动锁定部件与其关联固定锁定部件相接合,所述连结部件安装在所述可移动锁定部件下方。

19.根据权利要求18所述的脊柱植入物,另外包含系件,所述系件紧固到一个所述可移动锁定部件,所述系件配置成准许所述可移动锁定部件旋转而与所述偏置元件相抵以释放所述锁定表面的接合。

连结有锁定机构的可调整牵引笼状种植体

[0001] 本发明主张于2010年5月25日申请的题为“连结有锁定机构的可调整牵引笼状种植体(Adjustable Distraction Cage With Linked Locking Mechanisms)”的美国专利申请案第12/787,281号的优先权的权益,该案以引用的方式全文并入于本文中。

技术领域

[0002] 本发明涉及用于稳定椎骨运动区段的器件及方法。更确切地说,本发明的领域涉及一种可扩展的脊柱植入物,该脊柱植入物具有锁定元件,该等锁定元件用于在扩展配置中将该植入物锁定在椎间隙内,以提供三维中的可控脊柱矫正,从而改善脊柱椎间种植体的牵引及融合。

背景技术

[0003] 常规的脊柱笼状种植体或脊柱植入物具有菜豆形结构体的特征,通常在通过试植入制造出通路之后,该菜豆形结构体会向后插入,穿过所牵引的脊柱的神经孔。用于椎体间稳定的现有器件存在关键而又明显的限制因素,这些限制因素包括不能够扩展或牵引端板,或者说,不能将器件固定在适当位置,如果这些限制因素能被突破,就能防止在器件与相邻的椎体之间的相对运动。用于椎体间稳定的当前器件包括静态间隔物,该等间隔物可由多种材料组成,比如钛、PEEK,由威格斯公司(VICTREX)(Victrex USA Inc, 3A Caledon Court; Greenville, SC 29615)生产的高性能热塑性聚合物、碳纤维或可降解的聚合物。另外,当前椎体间间隔物不能维持椎体间的前弯,并且可能促使形成笔直的脊椎段,甚至是后凸的脊椎段,造成临床上的“平背综合征”。椎体终板的分离增加了对于神经元的可用空间,具体来说,增大了神经孔。现有的静态笼状种植体不能可靠地改善用于容纳神经元的空间。因此,需要一种脊柱植入物,该脊柱植入物能够在椎体之间提供用于容纳神经元的后向空间,或者至少能够维持自然的骨轮廓,以避免神经失用症(神经牵拉)或侵蚀的发生。

[0004] 用于椎体间稳定的常规器件存在器件的生物材料与骨之间的不良界面。常规的静态椎体间间隔物在骨与生物材料之间形成了脆弱的界面。虽然此类植入物的表面通常设置有一系列的嵴,或者是涂覆有羟基磷灰石,但是这些嵴可能与所施加的水平向量或侧向运动相平行。也就是说,植入物上的这些嵴或涂层对于施加给终板任一侧上的运动,几乎无法提供任何阻力。因此,由于植入物与宿主骨之间的相对运动,在同种异物移植物类、钛类及聚合物类间隔物中,常发生骨不接合。

发明内容

[0005] 本发明大体上涉及一种脊柱植入物,其用于在将椎间盘部分或完全移除后插入于上部与下部椎体终板之间。体现本发明特征的脊柱植入物具有收缩配置及扩展配置,该收缩配置用于容易地安装在相邻的椎体之间,该扩展配置用于在所需要的位置中支撑椎体。更确切地说,该植入物具有多个互接合元件,该多个互接合元件将该植入物锁定在扩展配置中以将该等椎段或关节段保持在所需位置。

[0006] 确切地说,本发明涉及一种用于置放在上部椎体与下部椎体之间的脊柱植入物。该脊柱植入物具有用于与上部椎体末端相接合的第一部件或顶部板,以及用于与下部椎体末端相接合的第二部件或基座,并且具有一个或多个可延伸支撑元件,该一个或多个可延伸支撑元件优选地具有一个或多个顶部终板,该一个或多个顶部终板在扩展配置中与椎体相接合。该一个或多个可延伸支撑元件具有第一收缩配置或第二展开配置,该第一收缩配置用于促进将该植入物部署在上部椎体与下部椎体之间并安全地经过敏感神经元,该第二展开配置用于与该等椎体的终板相接合。该植入物具有锁定系统,该锁定系统连接有锁定元件,该等锁定元件与可延伸支撑元件或第一部件机械地接合或互锁定以在扩展配置中将该植入物锁定在上部椎体与下部椎体之间。

[0007] 该(等)可延伸支撑元件可以各种方式来延伸,诸如通过流体压力,例如液压流体或气体,通过机械力,诸如与旋转驱动部件或其他适宜构件的螺纹连接。优选使用流体驱动。该(等)可延伸支撑元件安置在腔体中,该等腔体在该(等)可延伸支撑元件延伸时支撑并引导该等可延伸支撑元件。然而,该锁定系统与该可延伸的支撑部件以及收纳该支撑部件的腔体分离,尽管该可延伸的支撑部件可启动该锁定系统并且该支撑部件及腔体可具有与其附接的锁定支撑部件。

[0008] 在一个示例性系统中,具有本发明特征的脊柱植入物包含:下部压力施加部件或基座,该下部压力施加部件或基座具有第一骨接合表面,一个或多个可延伸的支撑部件与该基座协同;以及上部压力施加部件,诸如顶部终板,该上部压力施加部件具有与该至少一个可延伸的部件耦接的第二骨接合表面。该脊柱植入物优选地具有多个接合锁定元件,该多个接合锁定元件配置成将该等可延伸的支撑部件或压力施加部件中的一者或多者分别独立地锁定在展开配置中以进而提供在相邻椎体之间的所需椎间隙高度。

[0009] 体现本发明特征的脊柱植入物或选择性扩展的脊柱笼状种植体(SEC)尤其适宜于在上部椎体终板与下部椎体终板之间后向插入或经椎间孔插入,如见于同在申请中的于2006年9月26日申请的申请案第11/535,432号以及于2007年3月28日申请的申请案第11/692,800号。该植入物具有收缩或未扩展配置,从而实现容易的部署,并且最大的横向短尺寸通常为约0.5cm至约1cm,以使得能够通过直径约为1cm的作业空间微创地后向插入到椎弓根之间。

[0010] 在一个示例性实施例中,上文描述的用于置放在相邻椎体之间的脊柱植入物具有上部锁定部件及下部锁定部件,该上部锁定部件在其下侧上具有台阶式支撑表面,而下部锁定部件在其顶侧上具有台阶式支撑表面,该等台阶式支撑表面配置成与该上部锁定部件的台阶式支撑表面相接合以将该植入物锁定在展开配置中。诸如波纹管或柱塞等可扩展部件,或诸如凸轮或螺钉等其他尺寸合适的机构发生延伸而提升上部压力施加部件,这样就增加了在上部锁定部件与下部锁定部件之间的纵向间隔。而在上部锁定部件与下部锁定部件之间的旋转或线性的相对运动,使得下部锁定部件的台阶式支撑表面与上部锁定部件的台阶式支撑表面重新接合,以将该等锁定部件固定在间隔增加的位置关系中,并进而将该植入物锁定在展开配置中。

[0011] 因为该等椎体终板通过联结件而固持在一起,就像蛤壳,所以当该植入物扩展而与该等椎体终板相抵时,可调整垂直扩展量以产生所需要的前向/后向矫正角。

[0012] 微创式的小型插入工具,诸如在上文引用的申请案中所描述的类型,既将未扩展

的植入物后向插入,还提供了与植入物的内部连通的液压或机械管线。该插入工具还可提供用于将液体或浆状骨移植材料引入到椎间隙以用于随后融合的管线。有利地,液压管线为小尺寸管路,以使得达成高的液压而且还不存在管线爆裂的危险。

[0013] 归因于液压系统或近距离操作的机械系统所提供的机械优势,该植入物在其未扩展状态下所具有的最小化的大小及直径小于所制备的神经孔的直径。因此,可经椎间孔将该植入物插入并接合到相邻椎体的终板之间,以有效地牵引椎间盘面积,为神经元件预留空间、稳定运动椎段,并且消除病理性的椎段运动。该植入物通过产生刚性的脊柱段来强化脊柱关节固定。

[0014] 该植入物优选地设置有中空内部,以使得可通过直接连通到相邻骨的开口来将相对大量的骨生长诱导物质包含在该植入物中。重要的是,这样就产生了固定力,该固定力大于相邻骨及软组织的破坏力。该植入物可用来促进融合,及/或用来矫正畸形,诸如脊柱侧弯、脊柱后凸以及腰椎滑脱。

[0015] 该植入物及其插入方法的临床目标是将对神经根的创伤风险最小化、减轻疼痛、改善功能,以及实现在融合手术后患者的早期活动。该等固定元件将该植入物维持在所需要的位置中,直至愈合(融合或关节固定)发生为止。此时,该植入物已并入到骨内部中,其使命已完成。

[0016] 因此,本发明的特征是一种可后向插入到椎弓根之间的植入物,其作业空间仅为约1/2cm,并且可从其原始插入大小扩展约100%至约200%,通常为约160%,并且可锁定在适当位置,以提供严密控制的在三维上的全范围永久性脊柱矫正。通过阅读以下具体实施方式及所附示例性图式,本发明的此等及其他优势将变得更为显而易见。

[0017] 在本发明的其他实施例中,提供可延伸的锁定骨接合锚定器以确保在插入之后该植入物与该骨牢固接合。

[0018] 在一个实施方案中,本发明涉及一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物。该植入物包括:第一骨接合部件与第二骨接合部件,其中每一者具有配置成分别与第一椎体与第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;延伸构件,其在第一骨接合部件与第二骨接合部件之间作用以控制该等骨接合部件在收缩配置与扩展配置之间的延伸;第一固定锁定部件与第二固定锁定部件,其固定到该第一骨接合部件与第二骨接合部件中的一者并朝对置的骨接合部件延伸,该等固定锁定部件间隔开并且各自具有固定的锁定表面;第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件,其捕集在第一骨接合部件与第二骨接合部件之间以与该等固定锁定部件协同,每一可移动锁定部件具有可移动的锁定表面,该可移动的锁定表面配置成与在一个该固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合,以防止该延伸构件的收缩;锁定致动器,其配置成使该等可移动锁定表面与该等固定锁定表面相接合;以及连结部件,其有效地连接在第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件之间以协调两者之间的运动。

[0019] 在另一实施方案中,本发明涉及一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物。该植入物包括:第一骨接合部件与第二骨接合部件,每一者具有配置成分别与第一椎体与第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;第一柱塞与第二柱塞,其安置在一个该骨接合部件上并且与安置在对置的骨接合部件上的匹配腔体协同,该等柱塞可在该等腔体内的收缩配置与从该等腔体延伸出的展开配置之间移动;第一弓形固

定锁定部件与第二弓形固定锁定部件,每一者具有固定锁定表面,并安装到该等骨接合部件中的一者上,每一者围绕一个该柱塞来安置,该等固定锁定部件朝对置的骨接合部件延伸;第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件,每一者围绕一个该腔体来形成以与该等固定锁定部件协同,每一可移动锁定部件具有可移动锁定表面,该可移动锁定表面配置成与在一个该固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合以防止该延伸构件的收缩;至少一个偏置元件,该至少一个偏置元件作用在至少一个该可移动锁定部件上以将该部件偏置为与其关联的固定锁定部件相接合;以及连结部件,该连结部件有效地连接在第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件之间以协调两者之间的运动,并且迫使另一可移动锁定部件与其关联的固定锁定相接合。

[0020] 在另一实施方案中,本发明涉及一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物。该植入物包括:第一骨接合部件与第二骨接合部件,每一者具有配置成分别与第一椎体与第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;第一柱塞与第二柱塞,其安置在一个该骨接合部件上并且与安置在对置的骨接合部件上的匹配腔体协同,该等柱塞可在该等腔体内的收缩配置与从该等腔体延伸出的展开配置之间移动;第一弓形固定锁定部件与第二弓形固定锁定部件,每一者具有固定锁定表面,并安装到该等骨接合部件中的一者上,每一者安置在一个该柱塞内部,该等固定锁定部件朝对置的骨接合部件延伸;第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件,每一者形成在一个该腔体内部以与该等固定锁定部件协同,每一可移动锁定部件具有可移动锁定表面,该可移动锁定表面配置成与在一个该固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合以防止该延伸构件的收缩;至少一个偏置元件,该至少一个偏置元件作用在至少一个该可移动锁定部件上以将该部件偏置为与其关联的固定锁定部件相接合;以及连结部件,该连结部件有效地连接在第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件之间以协调两者之间的运动,并且迫使另一可移动锁定部件与其关联的固定锁定相接合。

附图说明

[0021] 出于说明本发明的目的,以下诸图展示了本发明的一个或多个实施例的方面。然而,应理解,本发明并不限于附图所示的具体布置和工具,其中:

[0022] 图1是体现本发明的特征的处于收缩配置中的椎间植入物的透视图。

[0023] 图2是处于扩展配置中的图1所示的植入物的透视图。

[0024] 图3是图1所示的植入物的分解透视图。

[0025] 图4A是图1所示的植入物的俯视图。

[0026] 图4B是图4A所示的植入物的沿线4B-4B所截的侧剖面图。

[0027] 图5A是上部部分与底面被移除的图1所示的植入物的下部部分的透视图。

[0028] 图5B是图5A所示的下部部分的仰视图。

[0029] 图6A是下部部分被移除的图1所示的植入物的上部部分的透视图。

[0030] 图6B是图3所示的类似楼梯的下部锁定支撑件的放大透视图。

[0031] 图7是图2所示的植入物的锁定机构中的一者的部分侧视图。

[0032] 图8A至图9B是以不同的扩展配置与锁定配置展示的图7中的锁定机构的部分侧视图。

[0033] 图10A及图10B图示锁定机构,在图10A中图示扩展但并未锁定的配置,在图10B中图示扩展且锁定的配置。

[0034] 图11A及图11B为下部锁定支撑件及弹簧锁定致动器的透视图,并说明其操作。

[0035] 图11C是体现本发明特征的替代锁定机构及锁定致动器的透视图。

[0036] 图12A至图12C是体现本发明特征的替代下部锁定支撑件设计的透视图。

[0037] 图13A至图13B分别是体现本发明特征的具有连贯顶部终板的替代植入物的透视图及侧视图。

[0038] 图14A是体现本发明特征的具有在可延伸柱塞内的下部锁定支撑件的又一替代植入物的分解透视图。

[0039] 图14B是图14A所示的植入物的俯视图。

[0040] 图14C是图14B所示的植入物的沿线14C-14C所截的侧剖面图。

[0041] 图15是具有本发明特征的替代植入物设计的透视图,其中锁定机构环绕着在顶部终板中的中央开口。

[0042] 图16是具有本发明特征的替代植入物设计的透视图,其中扩展柱塞位于中央而锁定机构设置在该扩展柱塞的两侧上。

[0043] 图17是替代植入物设计的简化示意图,其具有在植入物的顶部板与底部板之间的棘齿及棘爪锁定部件。

[0044] 图18是替代植入物设计的透视图,其具有在植入物的顶部板与底部板之间的棘齿及棘爪锁定部件。

[0045] 图19是植入物设计的剖面透视图,其具有在植入物的顶部板与底部板之间的棘齿及悬臂弹簧部件。

[0046] 图20至图29示意地图示体现本发明特征的用于将植入物的扩展部件锁定在展开配置下的各种方法。

[0047] 图30是具有本发明特征的又一替代植入物设计的透视图,其中锁定机构具有笔直的上部及下部互配合锁定支撑件。

[0048] 图31A至图31G图示替代植入物锁定机构,其中绕线围绕着一对上部支撑部件,该成对上部支撑部件具有配置成容纳该绕线的沟槽。

[0049] 图32A及图32B是本发明的另一替代实施例的透视图,包括锁定圆锥形骨接合锚定器。

[0050] 图33A至图33C为展示替代骨接合锚定器的透视图。

[0051] 图34A及图34B是本发明的另一替代实施例的透视剖面图,包括锁定螺纹骨接合锚定器。

[0052] 图35A及图35B是本发明的另一实施例的透视图,包括锁定伸缩式骨接合锚定器。

[0053] 图36A及图36B是本发明的另一示例性实施例的剖面图,分别展示收缩配置与扩展配置。

[0054] 图36C是以扩展状态展示的图36B中的实施例的后向透视图。

[0055] 图37A及图37B是根据本发明的另一示例性实施例的提升机构的端视图,分别展示收缩配置与扩展配置。

[0056] 图38A及图38B是利用图37A及图37B所示的提升机构的本发明的另一实施例的剖

面的端视图,分别展示收缩配置与扩展配置。

[0057] 图39A及图39B是顶部板被移除的图38A及图38B中所示的各个实施例的俯视图。

[0058] 图40是图38B所示的实施例的前向透视图。

[0059] 图41是本发明的另一示例性实施例的后向透视图,其展示扩展配置。

[0060] 图42是图41的实施例的提升机构的透视图。

[0061] 图43A及图43B是图41的实施例的剖面图,分别展示收缩配置与扩展配置。

[0062] 图44是本发明的另一实施例的分解透视图。

[0063] 图45A是本发明的另一实施例的部分内部透视图。

[0064] 图45B是图45A所示的实施例的部分俯视图。

[0065] 图46A是本发明的另一实施例的分解透视图。

[0066] 图46B及图46C是图46A所示的实施例的放大透视图,分别展示收缩配置与扩展配置。

[0067] 图47是本发明的另一实施例的分解透视图。

[0068] 图48是本发明的另一实施例的分解透视图。

[0069] 图49是本发明的另一实施例的分解透视图。

具体实施方式

[0070] 图1至图10B所示为椎体间植入物10的实例,椎体间植入物10为具有本发明的特征的可选择性扩展的笼状种植体(SEC)。植入物10一般包括外壳11、外壳基座12、相互锁定的顶部终板13和底部终板14、外壳11内的内腔15以及一对腔体16。顶部终板和底部终板为该植入物的骨接合部件,在它们被置于患者体内时,它们提供用于与植入物上方和下方的椎体接合的表面。上部锁定支撑件17附接到顶部终板13的底侧,它形成了固定的锁定部件,并且具有多级台阶式下部支撑表面18,而且多级台阶式下部支撑表面18很像旋转楼梯。下部锁定支撑件20具有环绕着腔体16的多级台阶式上部支撑表面21,很像上行的楼梯。该等多级台阶式支撑表面形成了该等锁定支撑件的锁定表面。柱塞22被紧固到顶部终板13的下表面。密封部件23以可滑动的方式安置在腔体16内,并且安装在柱塞22上。底部终板14的上表面24设置有锁定致动器通路25,锁定致动器通路25能部分地收纳弹簧锁定致动器26。外壳11的基座12具有弓形槽27,弓形槽27配置成以可滑动的方式收纳下部锁定支撑件20的依附元件28,也可以将依附元件28称作锁定致动器转移元件,并且弓形槽27还部分地收纳弹簧锁定致动器26。依附元件28与弹簧锁定致动器26的前端30接合。在初始状态下,弹簧锁定致动器26处于压缩配置中,因此,一旦顶部终板13及其附接的上部锁定支撑件17发生延伸,在由偏置的弹簧锁定致动器26所施加的力的作用之下,下部锁定支撑件20围绕腔体16旋转,由此形成了可移动的锁定部件。这样就使得下部锁定支撑件20的锁定支撑表面21与上部锁定支撑件的支撑表面18接合,从而将顶部终板13锁定在展开配置中。上部锁定支撑件17的支撑表面18和下部锁定支撑件20的支撑表面21均设置有多级台阶,因此,植入物10可锁定在几个不同的扩展高度。上部锁定支撑件17的下侧台阶式支撑表面18可设置有在上行方向上逐渐增加的竖板高度(对准面46),从而在扩展柱塞的末端附近处提供较小的扩展递增量。或者或另外,出于同样的原因,下部锁定支撑件20的台阶式支撑表面21可设置有在上行方向上逐渐降低的竖板高度。还可提供上部锁定支撑件17或下部锁定支撑件20的多种竖板

高度。上部锁定支撑件17的最下级台阶支撑表面18和下部锁定支撑件20的最上级台阶支撑表面21可以具有各种长度及宽度以确保更好的支撑件。

[0071] 如图2所示,在此实施例中,存在有两组上部锁定支撑件17附接到顶部终板13,还存在两组下部锁定支撑件20,但是也可以使用一组或两组以上的上部及下部锁定支撑件来将植入物10锁定在扩展状态。例如,图2中还示出了腔体16及柱塞22,它们构成了本发明的实施例中的延伸构件的一个实例。下文中,本文将结合本发明的替代实施例来描述延伸构件的其他实例。

[0072] 植入物10配置成植入在脊柱中的两个对置的椎体之间以促进在该等椎体之间的骨性融合。在图1中及在图2中的植入物10的扩展配置的一个实例中,植入物10被展示为处于其收缩或缩紧配置中。在收缩状态下,植入物10可以微小的组织损伤,穿过微切口,容易地插到椎间隙中。一旦进入椎间隙之后,植入物10可扩展而与对置的两个椎体相抵,对这两个椎体进行牵引,并进而在该椎间隙中保持一定高度。此配置提供了植入物10相对于两个椎体的稳定相对位置,并且优化了骨性融合过程。在将植入物10插入到体内之前及/或之后,用自体植骨、骨生长使能基质,及/或骨生长刺激物质来填充内腔15,也可以强化融合过程。

[0073] 在图3、图4A及图4B中描绘了植入物10的单个部分的其他细节。柱塞22附接到顶部终板13的下侧,柱塞22配置成支撑密封部件23,密封部件23延行在位于外壳11中的腔体16的内部。如下文更详细描述,当腔体16被压缩时,延行在腔体16内部的密封件23以及以可滑动的方式安置在该等密封件内的柱塞22垂直地移位,从而将顶部终板13在垂直方向上直移到外壳11上方。下部锁定支撑件20包覆着腔体16的外壁。当顶部终板13在垂直方向上移位时,所附接的上部锁定支撑件17也随之移位,下部锁定支撑件在偏置锁定致动器26的作用之下旋转 to 相应的锁定位置。处于底部板14的顶部表面中的弓形锁定致动器通路25以及在外壳基座12中的弓形槽27将锁定致动器26限制在外壳11内。

[0074] 在图5A及图5B中描绘外壳11的额外细节。外壳11包含外壁31以及腔体16,腔体16紧固到外壳基座12。外壁31支撑着远端上的前伸凸出部32以及近端上的导引止挡部33。前伸凸出部32具有向内定向的侧锥形面34、顶部锥形面35以及底部锥形面36。这些锥形面34、35以及36使得植入物10能以无创伤的方式经过神经元,并插入到椎体之间。导引止挡部33含有导引工具锚定器37,导引工具锚定器37使得将植入物10稳固地附接到导引工具(未图示),以插入到椎间隙中。在同在申请中的2006年9月26日申请的申请案第11/535,432号以及2007年3月28日申请的申请案第11/692,800号中对导引工具锚定器37作了说明。导引止挡部33还含有压力输入口38,压力输入口38用于将压缩流体输送到腔体16的内部。外壳11的外壁31还设置有侧开口40,侧开口40提供了用于在外壳11中的中央腔15中进行骨性内生长的空间,侧开口40还提供了射线可透的开口,这些射线可透的开口用于X射线成像以对骨性内生长的过程进行观察。外壳基座12还含有压力通路41,压力通路41将压缩流体从压力输入口38输送到腔体16内部。虽然植入物10的外壳基座12被图示为对于每一腔体16存在独立的压力通路41,但是其他实施例可含有一个或多个分支压力通路以用于将压缩流体输送到两个或两个以上的腔体16。如前文提及,外壳基座12还具有锁定致动器槽27,锁定致动器槽27固持并引导锁定致动器26。锁定致动器槽27中含有较宽的部分,即锁定致动器开口42,以用于将锁定致动器26插入到由外壳基座12中的锁定致动器槽27所界定的通路以及在底

部终板14中的锁定致动器通路25中。外壳基座12还具有可选的对准止挡器19,对准止挡器19经由可选的对准孔9将底部终板14对准到外壳11。

[0075] 图6A及图6B图示顶部终板13及下部锁定支撑件20的其他细节。两组柱塞22及上部锁定支撑件17由连接部件或撑杆44来连接。柱塞22具有密封止挡部45,密封件23安装于密封止挡部45之上。上部锁定支撑件17设置有多级台阶式的朝下的支撑表面18,以及竖板(也称对准面)46。上部锁定支撑件17的多级台阶式支撑表面18与下部锁定支撑件20的多级台阶式支撑表面21接合。上部锁定支撑件的对准面46配置成与下部锁定支撑件20的对准面47接合。下部锁定支撑件20的最上部的支撑表面具有锁定支撑止挡50,锁定支撑止挡50用于与上部锁定支撑件的最下部的对准面46接合,以防止下部锁定支撑件20在与上部锁定支撑件17接合时过度旋转。下部锁定支撑件20的底部还具有锁定致动器转移元件28,锁定致动器转移元件28用于与弹簧锁定致动器26的前端30接合,以将来自锁定致动器26的致动力转移给下部锁定支撑件20。

[0076] 图7至图10B所示的是将外壳11移除后的植入物10的可选择性扩展的锁定序列的细节。图7所示的是收缩配置,其中上部锁定支撑件17的支撑表面18安置在下部锁定支撑件20的支撑表面21上。锁定致动器26为诸如弹簧之类的偏置元件,其与依附元件(锁定致动器转移元件28)接合以推动锁定支撑件的对准面,使锁定支撑件相互接触。因此,在一个示例性实施例中,下部锁定支撑件20的对准面47受力而与上部锁定支撑件17的对准面46相抵。锁定支撑件止挡50配合在顶部终板13上的下部锁定止挡缓冲器52内(图6A所示最为清晰)。当腔体16被压缩时,柱塞22高出顶部终板12及所附接的上部锁定支撑件17(如直箭头所示),从而将上部锁定支撑件17的支撑表面18从支撑表面21上移开,并使下部对准面46与上部对准面47错开。当上部锁定支撑件17的对准面46与下部锁定支撑件20的对准面47不再接触时,与锁定致动器转移元件28接合的锁定致动器26(在此实施例中为被压缩的螺旋弹簧)迫使下部锁定支撑件20旋转(如在图8B及图9B中的弯曲箭头所示)。旋转着的下部锁定支撑件20的支撑表面21移向抬高的上部锁定支撑件17的支撑表面18的朝下的下一级位,直到下部锁定支撑件20的对准面47与上部锁定支撑件17的对准面46的下一级位接合为止。然后,下部锁定支撑件20与上部锁定支撑件17将顶部终板13锁定在扩展后的新级位。会在每一锁定级位处重复此相同过程(图8A、图8B、图9A、图9B及图10A),直至达到在如图10B中所示的顶部级位(或其与相邻级位之间的某处)后,此过程停止重复。在此顶部级位处,锁定致动器26与锁定致动器转移元件28接合,并且下部锁定支撑件20被旋转,这样,上部锁定支撑件17的最下部对准表面46就与下部锁定支撑件20的最上部支撑表面21的锁定支撑止挡50接合。在此最高锁定级位处,仅存在上部锁定支撑件17的最下部支撑表面18与最高支撑表面21之间的接合,而此接合提供了全部的锁定支撑。如图10A及图10B所示,上部锁定支撑件17的最下部支撑表面18以及下部锁定支撑件20的最高支撑表面21可比其他支撑面更宽,从而在仅存在该两个面之间的接合时仍能提供足够的支撑材料。

[0077] 图11A及图11B所示为锁定致动器26的操作。在此实施例中,弹簧锁定致动器26被压缩到下部锁定支撑件20下方的弧形部分中。弹簧锁定致动器26的一个末端由外壳11(未图示)来约束,而另一末端则与锁定致动器转移元件28接合。当上部锁定支撑件17的下部对准面46在柱塞22延伸的作用之下高出下部锁定支撑件20的上部对准面47时,锁定致动器26推挤锁定致动器转移元件28,并且使下部锁定支撑件20朝箭头所指方向旋转,该旋转方向

从上方观看为顺时针方向。应注意到,在迄今为止所描述的当前植入物的实施例中,如果存在一组以上的支撑件,那么多级台阶式的上部支撑表面18及下部支撑表面21的角度定向是可变的。如图3所示,近端的下部支撑表面21被定向为从上方观看的顺时针方向,而远端的下部支撑表面21被定向为对置的逆时针方向。对于施加给植入物的旋转力而言,此相反的定向提供了强化的锁定支撑。

[0078] 在图11C中所示的替代锁定致动器26a为扭转弹簧。此锁定致动器26a具有约束头53和约束头54,约束头53紧固到下部锁定支撑件20,而约束头54紧固到外壳11。正如在图11A及图11B中所示的压缩弹簧给下部锁定支撑件20施加力以使其旋转,图11C中的扭转弹簧也具有同样的作用。弹簧扩展产品也可起到与锁定致动器26a相同的作用。弹簧致动器可由恰当的生物相容性材料制成,例如不锈钢、NITINOL、钛或适宜的聚合物。锁定致动器并不限于弹簧。可使用广泛的各种机构来致动下部锁定支撑件20,这些机构包括但不限于线性驱动系统、外部致动的拉伸部件、蜗杆、诸如气圈及波纹管等的膨胀式部件、磁铁、诸如微型电动机等旋转式驱动器、超弹性形状记忆元件及其类似者。

[0079] 图12A至图12C所示为上文描述的下部锁定支撑件20的变体。

[0080] 图12A所示为三重锁定支撑件20a,不同于上文描述的两组,存在三组上部支撑表面21a、三组上部对准表面47a以及三组锁定支撑止挡50a。与二重锁定支撑件相比,此三重下部锁定支撑件20a具有两个优势:1)将植入物10锁定在扩展状态下的是三个支撑柱体,而不是两个,这样就形成了更稳定的锁定;2)对于每一锁定级位而言,三重下部锁定支撑件20a所必需作的移动或旋转大大减少。还存在一个显著优势,那就是当锁定致动器为诸如弹簧锁定致动器26之类的弹簧时,为在每一台阶处达成所需的锁定力而施加给弹簧的应力更少。每一下部锁定支撑柱体会具有对应的上部锁定支撑柱体(未图示)。上部支撑表面21及下部支撑表面18并不限于两组或三组表面。任何数目的支撑表面组,包括单一组,都是可以使用的。

[0081] 图12B所示为高低错落(inter-digitating)下部锁定支撑件20b。高低错落锁定支撑件20b上的高低错落上部支撑表面21b中的每一者在与相匹配的高低错落支撑表面配对时与高低错落止挡50b成对,并且与上部锁定支撑件(未图示)的止挡一起防止了高低错落支撑表面21b相对于上部锁定支撑件的高低错落支撑表面移动,除非首先将高低错落下部支撑面提高到高低错落止挡50b上方,否则不会被解除锁定。此设计提供了强化的锁定特征。还提供了上部对准表面47b。

[0082] 大体上,下部支撑表面18与上部支撑表面21为水平,以最大化在被锁定的植入物中的垂直支撑。但是,图12C中所示的锁定支撑件20c还能提供强化的锁定特征,方法是通过提供倾斜的支撑表面21c,倾斜支撑表面21c具有相对于水平方向的斜率,这就使得如果要将上部锁定支撑物旋转以解除对植入物的锁定,那么需要首先将在上部锁定支撑件(未图示)上的相匹配的倾斜下部支撑表面提高到倾斜的上部支撑表面21c上方。

[0083] 图12A及图12C图示了锁定致动器转移元件或依附元件28的各种长度。根据在锁定致动器转移元件28与锁定致动器槽27之间所需的接合力的大小,锁定致动器转移元件28可在长度上变化。锁定致动器转移元件28包括一个或多个转移元件头29a及29c,该一个或多个转移元件头29a及29c在垂直方向上将下部锁定支撑件20约束在外壳11中的锁定致动器槽27中。上文描述的较宽锁定致动器开口42(见图5B)使得含转移元件头29a及29c的锁定致

动器转移元件28被插入到外壳基座12中的锁定致动器槽27中,并处在使锁定致动器转移元件28与锁定致动器开口42相对准的适当旋转位置处。在其他旋转位置中,该等转移元件头受到在较窄的锁定致动器槽27的侧上的横向延伸物的约束。这样,锁定致动器转移元件28既起到将来自锁定致动器26的力转移到下部锁定支撑件20的功能,还起到将下部锁定支撑件20约束在外壳11中的作用。此约束作用还防止了由于偏置弹簧锁定致动器26产生的在下部对准面46与上部对准面47之间的摩擦力而使得在上部锁定支撑件17被柱塞22提起时下部锁定支撑件20与上部锁定支撑件17被一同提起。

[0084] 作为锁定致动器转移元件28的替代例,图12B所示的实施例描绘了锁定致动器引导通路80。此锁定致动器引导通路80与拉伸部件(未图示)接合,该拉伸部件将来自锁定致动器26的致动力转移给下部锁定支撑件20。拉伸部件可为数种已知元件中的任一种类,诸如由聚合物或天然材料制成的缝合线、金属线、塑料或金属条及其类似者。

[0085] 图13A及图13B所示为体现本发明的特征的植入物110的替代设计。植入物110具有分别对远端柱塞122a与近端柱塞122b的独立致动。两个柱塞122a及122b由连贯的顶部终板113互连接,这就实现了分别独立地提起及锁定植入物110的每一侧。对植入物110的两端进行分别独立的提起及锁定使得该植入物能够适用于在横向上具有不同高度的椎间终板。另外,这种分别独立的提起及锁定使得植入物110能够用于在椎间终板之间产生变化的横向高度,这可用于补偿脊柱侧弯。

[0086] 植入物110具有外壳111,外壳111具有位于其中的替代导引工具锚定器160以及替代压力输入口137。在不偏离本发明的范畴的前提下,对于当前器件的实施例中的任一者,可使用各种锚定器设计或压力口。锁定并解除锁定出入口138也位于此外壳111上。这些出入口用来引导锁定并解除锁定机构(未图示),可在植入物110外部对该锁定并解除锁定机构进行操控以致动下部锁定支撑件120,不仅在上部锁定支撑件117下方对下部锁定支撑件120移动以将柱塞122b及连贯终板113固持在扩展位置中,而且还将下部锁定支撑件120从上部锁定支撑件117移离,以使得柱塞122b及连贯终板113缩回到外壳111中。后一动作是需要的,其用于将植入物110从椎间隙移除或者将该植入物重新安置在椎间隙内。对于本发明可使用多种锁定/解除锁定机构,例如但不限于,缝合线及金属线等拉伸部件、金属杆或聚合物杆等压缩部件、压缩流体、旋转驱动、超塑性形状记忆元件及其类似者。

[0087] 图14A至图14C描绘了体现本发明的特征的又一替代植入物210。植入物210具有对接终板213,对接终板213经由在对接终板213上的柱塞捕集板270以及在旋转柱塞222a、222b上的柱塞头271来连接到分别独立且自由旋转的柱塞222。旋转柱塞222a、222b还在内部含有上部锁定支撑件217,上部锁定支撑件217含支撑面218及对准面246。密封件223安装在旋转柱塞222a、222b上,并且密封件223及旋转柱塞222a、222b配合到位于外壳211上的内腔216中。内腔216具有下部锁定支撑件220,下部锁定支撑件220含支撑表面221及对准面247,以及下部支护特征273。外壳211还含有一个或多个压力输入口238。

[0088] 使用时,植入物210被插入到椎间隙中,成收缩状态,并且通过压力输入口238将流体压力输送到内腔216,以将密封件223及旋转柱塞222a、222b提高到该等内腔之外,进而顶起对接终板213并扩展植入物210。一旦旋转柱塞222a、222b被提高到使得上部锁定支撑件217的下部对准面246不再接触下部锁定支撑件220的上部对准表面247,致动器(未图示)使旋转柱塞222a、222b旋转,使得上部锁定支撑件217的下部支撑表面218被移到下部锁定支

撑件220的上部支撑表面221的上方,进而将植入物210锁定在扩展配置中。该致动器可为缝合线等一个或多个拉伸部件,该致动器从使用者那里延伸进入植入物210中,通过在对接终板213上的锁定并解除锁定出入口238,直到柱塞头271。在柱塞处于展开配置时对一个或多个拉伸部件施加拉伸应力,会使柱塞头271旋转,使得上部锁定支撑件217的支撑表面218被移到下部锁定支撑件220的支撑表面221上方,进而锁定植入物210。除了施加拉伸应力以将植入物210锁定在扩展配置中以外,对一个或多个拉伸部件施加拉伸应力,会使柱塞头271旋转,使得下部支撑表面218从上部支撑表面221移离,进而解除对植入物210的锁定,并使得旋转柱塞222a、222b落回到内腔216中,这样,植入物210再次回到收缩配置中。

[0089] 图15所示为体现本发明的特征的替代植入物设计310,与先前实施例类似,替代植入物设计310具有外壳311、顶部终板313及柱塞322。此植入物310在该植入物的中央部分内具有上部锁定支撑件317以及下部锁定支撑件320。上部锁定支撑件317被紧固到顶部终板313,下部锁定支撑件320被紧固到含上述依附元件(未图示)的基座314,并且上部锁定支撑件317及下部锁定支撑件320如前述实施例那样移动。

[0090] 图16所示为体现本发明的特征的替代植入物设计410,与先前实施例类似,替代植入物设计410具有外壳411、顶部终板413及位于中央的柱塞422。此植入物410具有上部锁定支撑件417及下部锁定支撑件420,上部锁定支撑件417与位于中央的腔体416及柱塞422相距较远,而下部锁定支撑件420与位于中央的腔体416及柱塞422相距较近。上部锁定支撑件417被紧固到顶部终板413,下部锁定支撑件420被紧固到基座412,并且上部锁定支撑件417及下部锁定支撑件420经由上述依附元件(未图示)如前述实施例那样移动。

[0091] 图17所示为另一替代植入物510,替代植入物510具有一对柱塞522,还具有锁定支撑系统,该锁定支撑系统包括基座512上的棘齿521以及以枢转方式安装到顶部终板513的棘爪517,棘爪517还依附于顶部终板513。柱塞522的扩展使得棘爪517的自由端518与棘齿521中的凹口520接合以将顶部终板513锁定在展开配置中。

[0092] 图18图示与图17所示内容相似的另一替代植入物设计610。在此实施例中,棘爪617的自由端具有多个爪齿618以在棘爪617与棘齿621之间提供更大的有效接触,从而锁定植入物610。

[0093] 图19为图示体现本发明的特征的植入物710的横截面图。在此实施例中,柱塞722被上部锁定支撑件717所环绕,上部锁定支撑件717具有至少一个悬臂延伸物,该至少一个悬臂延伸物终止于支撑表面718。支撑表面718被内凹的支撑表面721捕集,内凹的支撑表面721位于外壳711的内壁上。一旦柱塞722朝向上方向扩展,上部锁定支撑件717的支撑表面718与内凹的支撑表面721接合,从而将植入物710锁定在适当位置。上部锁定支撑件717可相对于柱塞722及外壳711旋转以使支撑表面718与支撑表面721脱离接合,从而按需要解除对植入物710的锁定并降低柱塞722。或者,可通过以下方式解除对植入物710的锁定:使上部锁定支撑约束物775相对于上部锁定支撑件717旋转,以按压该等悬臂延伸物并使支撑表面718与支撑表面721脱离接合。

[0094] 图20A至图31所示为用于将诸如在展开配置中的柱塞等可延伸的部件锁定的各种适宜构件。图20A、图20B、图21A、图21B及图22至图31所示为下部锁定支撑件及上部锁定支撑件的各种变体。在这些变体中的每一者中,在下部锁定支撑件上存在支撑表面,该等支撑表面用于与在上部锁定支撑件上的支撑表面接合。

[0095] 在图20A及图20B中,支撑表面818包含设置在上部锁定支撑件817中的沟槽。下部锁定支撑件820为U形钳,该U形钳配置成朝上部锁定支撑件817提升(如图20A中的箭头所示),并配置成使得该等沟槽中的一者与其上部锁定支撑表面821接合,以将植入物(未图示)锁定。也可将下部锁定支撑物820从该沟槽中撤出(如图20B中的箭头所示),以使得下部锁定支撑件脱离接合,并解除对该植入物的锁定。

[0096] 在图21A中所示的变体中,下部锁定支撑件920为含上部锁定余隙开口970的盘片,该上部锁定余隙开口970经成形为允许侧面平坦的柱体上部锁定支撑件917穿过下部锁定支撑件920(如箭头所示)。

[0097] 如在图21B中所示,一旦下部锁定支撑件920定位到预期位置,其可旋转大约90°(如箭头所示),以使下部锁定支撑件920的支撑表面与上部锁定支撑件917的支撑表面918接合。上部锁定支撑件917以及与之相配的在下部锁定支撑件920上的上部锁定余隙开口970的形状并不限于图21A及图21B中所示的形状,并且所谓的锁定致动也并不限于该等元件中的一者的90°旋转,而是可以变化为任何其他形状,只要该形状允许在一个配置中实现通过而在将该等元件中的一者移到另一配置时却能约束,即可。

[0098] 在图22中,上部锁定支撑件1017为带有经切削的凹槽的圆柱体,该等凹槽形成支撑表面1018。下部锁定支撑件1020为枢转销轴1070,枢转销轴1070含用于下部支撑表面1021的棘爪1071。在所示配置中,如箭头1072所示,该支撑表面经偏置以允许上部锁定支撑件1017通过植入物的可扩展部件而升高,并且防止上部锁定支撑件掉落。这样,就可以实现在上部锁定支撑件1017的下一支撑表面1018与下部锁定支撑件1020的支撑表面1021接合时,能在每一级位上将该器件锁定。在具有本发明的特征的此变体中,也可通过以下方式来降低上部锁定支撑件1017:将下部锁定支撑件1020的枢转销轴1070从上部锁定支撑件1017移离,以使支撑表面1021与支撑表面1018脱离接合。

[0099] 图23所示为具有本发明的特征的另一实施例,其中下部锁定支撑件1120为一销轴,该销轴配置成与支撑表面1118接合(如箭头所示),支撑表面1118位于上部锁定支撑件1117中。下部锁定支撑件1120不必在上部锁定支撑件1117的整个厚度上与其接合(如此图中所示),而支撑表面1118也不必延伸穿过上部锁定支撑件1117的整个厚度,而是可与上部锁定支撑件1117中的任何部分接合,只要该接合足以将植入物锁定在适当位置即可。此实施例还可以使用各种形状的销轴1120及相匹配的支撑表面1118。

[0100] 在图24中,下部锁定支撑件1220为带有两个枢转式钳口1270的夹钳,该两个枢转式钳口1270的末端具有支撑表面1221。上部锁定支撑件1217具有一系列凹槽,这些凹槽具有支撑表面1218。诸如压缩弹簧等锁定致动器(未图示)可对夹钳基座延伸物1273施加力(如箭头1272所示)以将该器件锁定。具有本发明特征的此变体允许上部锁定支撑物1217向上移动,但防止其向下运动。上部锁定支撑件1217的向下运动可通过将施加给夹钳基座延伸物1273上的力进行逆转来实现。

[0101] 并非所有体现本发明特征的锁定系统需要在下部锁定支撑件的支撑表面的顶部上来直接接合上部锁定支撑件的支撑表面。如图25至图32所示,可产生摩擦支撑来锁定该器件。

[0102] 在图25中,上部锁定支撑件1317具有一个或多个平坦表面,如支撑表面1318。下部锁定支撑件1320具有一个或多个枢转爪,并且还支撑着负载(如箭头所示),该一个或多个

枢转爪具有与支撑表面1318接合的支撑表面1321。

[0103] 在图26中,上部锁定支撑件1417具有外部支撑面1418,该外部支撑面1418被支撑面1421夹持,该支撑面1421位于所缠绕的下部锁定支撑件1420的内径上。此下部锁定支撑件1420可为扭转弹簧,该扭转弹簧在其自由状态时夹持上部锁定支撑件1417,而当有力(如箭头所示)施加给扭转弹簧的末端1470中的一者或多者(如图示)以增加弹簧的内直径时,则释放该上部锁定支撑件。也有可能发生相反的现象,当在其自由状态时,下部锁定支撑件1420允许上部锁定支撑件1417在内径内移动。当有拉伸力施加给末端1470以减小该内径时,该下部锁定支撑件夹持上部锁定支撑件1417的支撑表面1418以将该植入物锁定。

[0104] 图27A及图27B展示了另一变体,可将该变体描述为斜置垫圈型器件。下部锁定支撑件1520为带有上部锁定余隙开口1570的盘片,该上部锁定余隙开口1570允许上部锁定支撑件1517的相对运动,如图27A所示。当如图28B所示下部锁定支撑件1520为斜置时,上部锁定余隙开口1570的边缘包含下部支撑表面1521,该下部支撑表面1521与上部支撑表面1518接合,该上部支撑表面1518为上部锁定支撑件1517的外表面,从而将上部锁定支撑件1517相对于下部锁定支撑件1520锁定。

[0105] 图28B所示为本发明的夹持锁定的另一变体。在此变体中,下部锁定支撑件1620包含一个或多个钳口,该一个或多个钳口具有支撑表面1621,该等支撑表面1621配置成与上部锁定支撑件1617的支撑表面1618相抵,从而产生摩擦力以将该器件锁定在适当位置。

[0106] 图29所示为下部锁定支撑件1720,该下部锁定支撑件1720包含上文已详述的枢轴及枢转爪。该枢转爪的末端包含下部支撑表面1721,该下部支撑表面1721与在上部锁定支撑件1717上的上部支撑表面1718相接合。在此实施例中,上部锁定支撑件1717通过扩展元件(未图示)而朝逆时针方向旋转。此旋转将提升柱塞1722,而此提升又扩展了该植入物。这样,上部锁定支撑件1717被整合到提升机构中以与下部锁定支撑件1720接合,并在植入物扩展时锁定该植入物。

[0107] 图30所示为又一替代植入物1810,其与图1所示内容相似,不同的是上部锁定部件1817与下部锁定部件1818具有直线形状,而非先前实施例中的弓形形状。植入物1810大体具有外壳1811、顶部板1813、底部板1814、柱塞1822及腔体1816。上部锁定部件1817具有支撑表面1818,而下部锁定部件1820具有支撑表面1821。植入物1810具有锁定致动器(未图示)。

[0108] 图31A至图31G图示体现本发明特征的另一植入物1910,该植入物1910具有上部锁定部件1917及下部锁定部件1920,上部锁定部件1917含沟槽1970,沟槽1970具有支撑表面1918,下部锁定部件1920含锁定表面1921。下部锁定部件1920为绕线形式,该绕线环绕两个上部锁定部件1917的外部并且配置成坐落在沟槽1970内。由锁定致动器(未图示)引起的下部锁定部件1920的扩展(如图31B中的箭头所示)使得下部锁定部件1920被拉出沟槽1970之外,并且允许上部锁定部件1917随着该植入物的扩展而升高。而下部锁定部件1920的此扩展的释放(如图31A中的箭头所示)使得下部锁定部件1920落回到沟槽1970中,从而锁定植入物1910。

[0109] 图31G图示体现本发明特征的替代植入物1910a的细节,该替代植入物1910a具有上部锁定部件1917a及下部锁定部件1920a,上部锁定部件1917a含沟槽1970a,沟槽1970a具有支撑表面1918a,下部锁定部件1920a含锁定表面1921a。下部锁定部件1920a为绕线形式,

该绕线环绕两个上部锁定部件1917a的外部并且配置成坐落在沟槽1970a内。当有压力或向下的力(如中空箭头所示)施加在上部锁定部件1917a上时,支撑表面1918a锁定在支撑表面1921a上,从而锁定植入物1910a。上部锁定部件1917a的向上的力或延伸(如实心箭头所示)使得下部锁定部件1920a滑移到脱离接合表面1919a上,并滑出沟槽1970a,从而使得上部锁定部件1917a随着植入物1910a的扩展而上升。

[0110] 在本发明的其他方面中,可使用上述的柱塞/腔体及锁定布置来部署可延伸的骨锚定器。例如,在图32A及图32B中所示的具有圆锥形骨接锚定器60的植入物10A可被构建为具有上述的柱塞22及腔体16,柱塞22及腔体16与植入物10连接,如图2、图3及图4B所示的那样。如先前描述,植入物10A具有外壳11,并且可包括其他先前描述的特征,诸如用于骨生长刺激物质的内腔15。然而,在此实施例中,两个柱塞22各自以圆锥形骨接合锚定器60封顶,而不是上部互锁定终板13。骨接合锚定器,包括尖锐的尖顶62,共同形成了用于与椎体接合的表面。

[0111] 如在图32A中所示,骨接合锚定器60处于收缩配置中,外壳11内,以促进植入物10A的插入。通过使用如先前描述的液压致动,骨接合锚定器60被移到展开配置,如在图32B中所示,其中至少尖端62延伸出外壳11以接合并锚定在骨中。为确保骨接合锚定器能牢固地接合在骨中,设置了如先前描述的包括多级台阶式上部及下部锁定支撑件17、20的锁定机构以在展开配置中支撑每一锚定器60,该等锁定机构与植入物10连接,如图6A至图12C所示。通过使用此布置,经延伸并锁定的锚定器60有助于将该植入物保持在适当位置。

[0112] 对于如图33A至图33C所示的根据本发明的骨接合锚定器,各种替代物是可能的。例如,图33A中的植入物10B包括经形成为长钉60A及刀片60B的骨接合锚定器。刀片60B可尤其有效地防止在部署之后沿着插入路径的运动。在此情况中,刀片60B的长度对准于由箭头A所示的方向。此方向与植入方向(箭头B所示方向)实质正交,并且阻止了在植入方向上的运动。图33B中所示的植入物10F包括了其他的可能变体。在此实施例中,骨接合锚定器被形成为纹有倒钩的长钉60C。沿着长钉轴杆的倒钩61阻止了沿锚定器轴向将组织从植入物中移走的力,很像下文所述的螺纹锚定器,其也能阻止此力。植入物10F中还包括横向的骨接合锚定器63以用于在横向定向的组织中锚定。在所图示的实施例中,横向锚定器63包括无刻纹的长钉60A。横向锚定器63以相同方式和相同组件来形成,即柱塞、腔体、锁定机构等,在本申请案中别处已作说明,不同的是该等组件被定向为横向,如图所示。在此横向实施例中为提供对于骨锚定器组件的支撑,外壳11包括中央部件11A,中央部件11A将内腔15划分为两个部分。在植入物10B及10F的配置中,当锚定器部件被完全收纳进骨内时,柱塞22的顶部也能成为骨接合表面。图33C图示了另一替代植入物10G,包括从外壳11斜向延伸而非垂直延伸的锚定器65。此斜向布置有助于阻止侧向的旋转力(例如当患者/脊柱朝身体某侧弯曲时)及扩展力。再次,斜向延伸的锚定器65与本文描述的其他骨接合锚定器基本上相同,所不同的是斜向定向。此处,在顶部终板66中设置孔68以供长钉穿过。大体上,根据本发明的实施例的骨接合锚定器应具有相对于柱塞直径尺寸而相对小的终止末端(例如,尖端62),以使得由液压流体施加给柱塞的力能在小的锚定器终止末端处依相关比例而大大增强,以增强其延伸进入坚硬的骨组织的能力。所属领域的技术人员还应了解,本文所描述的各种骨接合元件特征,例如长钉、刀片、倒钩等,可以组合成任何想要的组合,包括在本申请案的附图中所展示的示例性组合。

[0113] 在图34A及图34B所示的另一替代实施例中,植入物10C包括螺纹部件64来作为骨接合锚定器。植入物10C还图示了另一替代例,其中骨接合表面(诸如锚定器)从植入物的相对侧延伸。在此示例性实施例中,互锁定的终板13被替换为整合的顶部终板66。设置孔68以供螺纹部件64穿过。所属领域的一般技术人员将了解,将按需要来定位孔68;在所图示的实施例中,一者位于顶部终板66中,而另一者位于底部终板14中。

[0114] 作为骨接合锚定器的螺纹部件64从柱塞22向外延伸。为在柱塞延伸时将螺纹锚定器旋转进骨中,外壳11的内壁设置有螺纹表面70,螺纹表面70与对应螺纹71相配,从而与柱塞22协同。如先前描述,密封件23在柱塞22与腔体16之间密封以防止液压流体泄露。当如对于先前实施例所描述,流体在腔体内被压缩时,柱塞延伸,而且还在螺纹表面70与71之间的接合的作用之下进行旋转运动。因此,当螺纹部件64延伸以锚定该植入物时,螺纹部件64也被挤进邻近骨中。

[0115] 再次,可使用如先前描述并如图6A至图12C中所示的锁定机构,以防止骨接合锚定器从骨中脱离接合。在图34A及图34B的横截面图中,上部锁定支撑件17和下部锁定支撑件20为可见的,围绕着柱塞及腔体的外部。或者,视螺纹部分的深度及间距而定,对于使用独立的锁定机构,可不作要求。所属领域的一般技术人员将了解,仅用螺纹配置,即可足以防止锚定器缩回。

[0116] 图35A及图35B图示本发明的其他方面,其中所描述的锁定机构用于将伸缩式骨接合表面紧固在适当位置。如在本文中使用,伸缩式指代嵌套的可延伸部件,包括在基座与骨接合部件之间的至少一个中间部件。

[0117] 首先参看图35A,植入物10D具有实质上平面的骨接合部件72。骨接合部件72因此与植入物10的骨接合部件相似,但是所不同的是为分别单独致动,不存在互锁定终板13。柱塞/腔体布置也与先前描述相似,所不同的是此处的上部柱塞74被收纳进中间柱塞80中。如先前对于柱塞22所描述,中间柱塞也被收纳进腔体16中。上部柱塞74通过上部柱塞密封件76被密封,与中间柱塞的中间腔体78相抵(见图35B)。

[0118] 以与早前描述的实施例相似的方式,伸缩式骨接合部件72由锁定机构紧固,所不同的是增加了用于上部柱塞的上部锁定支撑件82。如先前描述,中间柱塞80由上部锁定支撑件17及下部锁定支撑件20支撑。上部锁定支撑件82包括上部锁定支撑件84及下部锁定支撑件86。因此,上部柱塞74被紧固到上部锁定组合的上部锁定支撑件84。上部锁定组合的下部锁定支撑件86安装在下部锁定组合的上部锁定支撑件20的顶部上。与早前描述的实施例不同的地方在于,对于上部锁定组合而言对分别独立的弹簧致动器26不作要求,这是因为上部锁定组合可通过致动器26沿着下部锁定组合来旋转。

[0119] 如图35B所示的植入物10E包括其他变体,其中上部骨接合表面88的平面部分有效地为圆形,圆锥形锚定器90居于中心。包括骨接合锚定器的本发明的实施例的优势包括进行以下动作的能力:通过使用到植入物的相对小的液压管线连接,以相对高的力,使该等锚定器从植入物的长轴(即插入轴)横向延伸。与其他方法相比,此优势是有利的,其他方法需要到植入物的较大出入口或较大的连接以使较大的工具或非液压延伸力使该等锚定器延伸进入到坚硬的骨组织中。

[0120] 尽管先前描述的本发明的实施例包括通过压缩流体来扩展的腔体16及柱塞22,并以此来作为用于将顶部终板从底部终板上脱离的机构,但是本发明的实施例并非仅限于此

类提升机构。在图36A至图36C中,展示了包含植入物10F的本发明的替代实施例,其中用一对波纹管92替换了先前描述的成对的柱塞与腔体。波纹管92的一个末端附接到外壳11,而另一末端附接到顶部终板13。经由压力输入口38添加的压缩流体经引导,通过波纹管孔94,进入波纹管92的内部,使得波纹管膨胀。膨胀的波纹管迫使顶部终板13离开外壳11,并且下部锁定支撑件20发生旋转以将该器件锁定在扩展配置中,如先前描述。波纹管92可由任何生物相容材料制成,诸如316系列不锈钢、钛或钛合金、钴铬合金或可植入的聚合物材料。该等波纹管可为图36A至图36C中所展示的手风琴的折叠配置,或是任何其他的规则或不规则配置,只要该配置能够配合到外壳内部,在收缩配置中锁定支撑件,并在经压缩而将顶部终板13从外壳11上提离所需距离时充分地膨胀。下部锁定支撑件20及上部锁定支撑件17提供了用于波纹管92的限制性的几何构造,这样就可以使用不规则的波纹管配置。通过使用如在图36A及图36B中所示的波纹管布置,在腔体及柱塞中提离的距离不限于在此情况中的使收缩的腔体及柱塞重叠的距离。

[0121] 其他的示例性实施例并不依赖于使用压缩流体来用于膨胀。例如,图37A及图37B图示了替代的旋转凸轮提升机构93。凸轮提升机构93包括凸轮96、旋转轴杆98以及轴杆支撑件99,凸轮96具有基本上弯曲的凸轮表面95及基本上平坦的顶部表面97。凸轮96附接到旋转轴杆98,并且轴杆98由轴杆支撑件99支撑,并在轴杆支撑件99内旋转。在使用此机构的植入物10G(图40)中,轴杆支撑件99被锚定到外壳11的内部,并且轴杆98的旋转(由弯曲箭头所描绘)使弯曲的凸轮表面95旋转而使凸轮表面95抵向顶部终板13的底部,并且将顶部终板13从外壳11上移离,如在图38A至图38B、图39A至图39B及图40中所示。凸轮96的形状决定了可以提升的距离以及相对于凸轮旋转角度的相对提升距离。该凸轮并不限于诸图中所描绘的90度旋转角度。在不偏离本发明的范畴的前提下,可使用任何形状的凸轮,小到10度,大到355度的任何旋转角度都是可以的。轴杆旋转可通过下文更详细论述的若干构件来完成。使用凸轮提升机构93来作为提升机构,连同用于植入物10G的下部锁定支撑件20及上部锁定支撑件17,能够使得该提升机构仅支撑初始的提升负载,而不必支撑植入物10G上的重复的长期的支撑负载,这是因为其由锁定支撑件来承担。凸轮96不必需要有在示例性实施例中所示出的基本上平坦的顶部表面97来支撑顶部终板13,但是此类表面为外科整治器旋转轴杆98提供了旋转终点。

[0122] 图41、图43A及图43B所示为另一替代实施例植入物10H。植入物10H使用旋转螺杆提升机构193,如图42所示。此机构包括轴杆98、轴杆支撑件99、附接到轴杆98的蜗杆170以及在轴杆98的一个末端处的轴杆输入端178。该机构还包括提升螺杆172,提升螺杆172具有下部提升螺纹174,传动齿轮176以及支撑止挡部186。经由轴杆输入端178施加扭矩,可使轴杆98旋转,进而又使所附接的蜗杆170旋转。蜗杆170又使提升螺杆172上的传动齿轮176旋转。提升螺杆172通过其支撑止挡部186而包含在外壳11内,支撑止挡部186坐落在外壳轴承188中。提升螺杆172的旋转将来自下部提升螺纹174的力传递给在上部提升螺母180上的上部提升螺纹182。上部提升螺母180附接到顶部终板13,使得轴杆输入端178的旋转将上部终板13从外壳11上提离。蜗杆170、与之相匹配的传动齿轮176、下部提升螺纹174以及与之相匹配的上部提升螺纹182的相对间距可以变化以达成相对于旋转角度和扭矩大小的所需提升距离。该扭矩可由所属领域的技术人员熟知的任何方法来施加,包括但不限于电动机、气轮机或水轮机、或借助人力来使致动器旋转。轴杆输入端178被展示为六边形柱,但是在不

偏离本发明的范畴的前提下也可使用任何替代输入端,例如但不限于正方形或星形柱,正方形、星形或六边形端头,或楔形轴杆。

[0123] 如在图44中所示,替代实施例植入物101包括连结元件202,连结元件202将下部锁定支撑件20A与20B连接。连结元件202协调下部锁定支撑件20A与20B的动作。当锁定致动器26致动第一下部锁定支撑件20A时,连结元件202又接着致动第二下部锁定支撑件20B。在此实施例中,植入物101也可仅需要一个单个的锁定致动器26,然而,也可使用如上述的多个锁定致动器(例如,见图3)来达成所需要的更大致动力。除了致动第二下部锁定支撑件20B以外,连结元件202还防止第一下部锁定支撑件20A被致动,直至第一上部锁定支撑件17A与第二上部锁定支撑件17B的对准面46各自与第一下部锁定支撑件20A及第二下部锁定支撑件20B的对准面47不再接触为止。因此,连结元件202确保了下部锁定支撑件20A与20B的协同致动以确保植入物101永远以相同高度锁定在两侧上。对于置放在脊柱中的某些植入物而言,此特征尤其有利,因为需要植入物的均匀扩展。

[0124] 与具有同样大小的单个锁定支撑件20以及单个腔体16并柱塞22的植入物相比,用连结元件202来连结多个下部锁定支撑件(诸如支撑件20A及20B)来以所述方式达成均匀扩展,可具有优势,这是因为支撑元件数目的增加,更宽的支撑基座,以及由于成对腔体并柱塞的数目增加所带来的扩展力的增加。如果增加单个锁定支撑件的大小则会具有缺陷,因为较大的宽度会限制在微创外科手术中的植入能力。本发明的实施例并不仅限于例如在图33中所示的成对的下部锁定支撑件20A及20B。而且,锁定致动器26与任何数目的腔体16、柱塞22、上部锁定支撑件17及下部锁定支撑件20的群组的组合,以及适当数目的连结元件202,都是可能的。

[0125] 对于在图44中所示的实施例,连结元件202配置成配合到下部锁定支撑件20A、20B上的附接沟槽204内部。或者,连结元件202可配置成居于下部锁定支撑件20A、20B的外径上。连结元件202也可配置成在下部锁定支撑件20A、20B的下方延行,如在图45A至图45D中所示。对于在图44中的植入物101,下部锁定支撑件20A及20B在致动时朝相同方向旋转。在图45A至图45B中所示的替代植入物的元件包括在致动时朝相反方向旋转的下部锁定支撑件20。连结元件202通过在外壳11中的连结通路210而引导在下部锁定支撑件20之间(图45B)。连结元件202通过通路盖208而约束在连结通路210中。连结元件202借助于连结销轴206而连接到下部锁定支撑件20。

[0126] 该连结元件可由各种可植入的材料来制成,包括:钛线、不锈钢线、镍钛诺线、由任何形式的缝合材料制成的编织缝合线或单丝缝合线,诸如丝绸、涤纶、聚丙烯、ePTFE或UHWPE。可使用的可植入材料应具有拉伸强度及弹性,该拉伸强度应足以将来自第一下部锁定支撑件20A的致动力转移给第二下部锁定支撑件20B,该弹性应足以顺应连结通路210及/或围绕锁定支撑件20来旋转。可以所属领域的技术人员所知的多种方式来将连结元件202附接到下部锁定支撑件20,而连结方式的选择则取决于连结元件材料及下部锁定支撑件材料等因素。适宜技术包括激光焊接、电阻焊接、粘附性结合、夹持、用夹具、销轴或螺钉来附接,或者通过开口以螺纹连接以及用扭结来紧固。

[0127] 现参看图46A、图46B以及图46C,图示的植入物10J具有额外特征,锁定解除系件212。锁定解除系件212附接到在附接沟槽204中的第二下部锁定支撑件20B。锁定解除系件212以与连结元件202相反的方向来附接,并且可以用于附接连结元件202的上述方式中的

任一者来附接。锁定解除系件212的近端214通过锁定解除口216从植入物10J的外壳11引出。近端214可由外部力或外部机构(未图示)来致动。锁定解除系件212的近端214的致动,使得近端214远离植入物10J,这就导致了第二下部锁定支撑件20B的旋转,而这样又会使连结元件202张紧并移动,使得第一下部锁定支撑件20A旋转。由此,锁定解除系件212可用来解除植入物10J的锁定,使得其可缩回到较低的高度或缩回到其原始高度。在图46B中,植入物10J收缩,而锁定解除系件212以最大距离延伸出锁定解除口216之外。图46C展示相同的植入物10J,所不同的是顶部板13完全扩展到外壳11以上,并被锁定。随着下部锁定支撑件20旋转进入到锁定位置中,锁定解除系件212被撤回至植入物10J中,锁定解除系件212亦缩短。牵紧或牵拉锁定解除系件212将解除下部锁定支撑件20的锁定,并且使得顶部板13缩回到外壳11中。用于对植入物10J解除锁定并进行收缩的能力对于置放器件的医师可高度有利,因为有可能需要在该器件体内扩展之后重新安置该器件。

[0128] 现参看图47,图示植入物10K的另一实施例,其具有位于外壳11的腔体16内部的下部锁定支撑件20。在此实施例中,连结元件202为可转移压缩性以及拉伸性负荷的固体棒。锁定致动器26使第一下部锁定支撑件20A旋转,而此旋转又推动连结元件202。连结元件202又推动第二下部锁定支撑件20B并使其旋转。下部锁定支撑件20A及20B与位于柱塞22内部的上部锁定支撑件17接合(如图14C中所示)。第二下部锁定支撑件20B的旋转拉动锁定解除系件212,并通过锁定解除口38使其进入到外壳11中。可将锁定解除系件212从外壳11中牵出以逆转该过程并解除对植入物10K的锁定。

[0129] 上述张紧及压缩元件的使用并非用于协调器件的可控锁定及锁定解除的仅有方法。在图48中,展示植入物10L的替代实施例,其中使用螺纹齿轮226A及226B对下部锁定支撑件20进行锁定及解除锁定,因此形成了组合式连结并锁定解除元件。螺纹齿轮226A及226B安装到轴杆224上,轴杆224包含在外壳的基座中。轴杆224的近端具有楔形头228,楔形头228可从锁定口222中突出或居于锁定口222中。外部工具(未图示)可与楔形头228界面连接,以使其朝任一方向旋转。楔形头228的旋转又使得轴杆224及螺纹齿轮226A及226B旋转。螺纹齿轮226A及226B通过带齿的底面220将力传递给下部锁定支撑件20。在图48所示的实施例中,螺纹齿轮226A的定向与螺纹齿轮226B相反。这样,轴杆224的旋转会使得下部锁定支撑件20朝彼此相反的方向旋转。显然,所属领域的技术人员可知,如果需要使下部锁定支撑件20朝相同方向旋转,那么可将螺纹齿轮226A及226B定向为相同方向。在任一情况中,轴杆224可朝某一方向旋转以使得下部锁定支撑件20朝锁定方向旋转,并且轴杆224可朝相反方向旋转以使得下部锁定支撑件20朝锁定解除方向旋转。

[0130] 本文描述的锁定解除系件可通过多种方法来接合及张紧,包括但不限于:将锁定解除系件夹紧在连贯的夹具、筒夹或分开的环形夹钳之间;将锁定解除系件卷绕在张紧的线或杆上并且在使用后切断锁定解除系件来解除接合;将磁体安装在锁定解除系件的近端214(图46A)上并将该磁体与附接到张紧的线或杆的匹配磁体相接合;给近端214或锁定解除系件添加阴螺纹或阳螺纹并且使其与在张紧的杆或线的末端上的匹配螺纹相接合;或者在身体外部提供到达植入部位的连续的锁定解除系件以用于张紧并且在使用后在植入物附近处切断该锁定解除系件以解除接合。显然,所述领域的技术人员可知,可替代地将锁定解除系件推动或压缩,而非张紧,只要其配置成使下部锁定支撑件20A及20B朝锁定解除方向旋转并且在被推动时可不受阻碍地传递足够的负荷。

[0131] 图49图示具有可推动的锁定解除系统212a的植入物10M的替代实施例。在此实施例中,锁定解除系统212a与近端的下部锁定支撑件20B接合,以在锁定解除系统212a朝近端下部锁定支撑件20B前伸时使近端下部锁定支撑件20B朝锁定解除方向旋转。连结202将来自第二下部锁定支撑件20B的旋转转移给第一下部锁定支撑件20A。连结202含有接合销轴230,接合销轴230延伸进入到下部锁定支撑件20A及20B上的收纳槽232中,以将连结202的横向运动转移给下部锁定支撑件20A及20B的旋转。以与之很类似的方式,锁定解除系统212可含有接合销轴(未图示),以延伸到第二下部锁定支撑件20B上的收纳槽(未图示)中,以将施加给锁定解除系统212a的横向压缩力转移给下部锁定支撑件20B的旋转。此方法仅为用于将锁定解除系统212附接到或接合到下部锁定支撑件20的一种方法,还可使用本文先前描述的众多用于将连结202附接或接合到下部锁定支撑件20的方法来附接或接合系统212。

[0132] 推动锁定解除系统212a来对植入物10M解除锁定的一个优势在于接合锁定解除系统的方法得到简化。可推动以对植入物10M解除锁定的锁定解除系统212a可包含在植入物10M内,并且推杆(未图示)可容易地通过锁定解除口216引导到植入物10M中以致动锁定解除系统212a并对植入物10M解除锁定以使得其可收缩。这样就免去了附接到锁定解除系统212a的需要,而在将锁定解除系统212a张紧以对植入物10M解除锁定时则需要附接到锁定解除系统212a。

[0133] 已就包含成对的腔体/柱塞/锁定/及相关特征的植入物而描述了本发明的特征,然而,显然,所属领域的技术人员可知,也可将单个一组或两组以上的此等特征包含在植入物中。

[0134] 根据本文中的本发明的示例性实施例所说明的横向笼状植入物通过使用本文描述的锚定器而尤其有利,这是因为到达脊柱的横向路径为长且窄的路径,而这限制了外科医师使用其他器具从笼状种植体延伸锚定器的能力(而这也可以更容易地完成,例如通过使用出入口不必如此窄的前向路径)。然而,如所属领域的一般技术人员所了解,确切地说,结合使用横向路径及由此设计的笼状种植体可表现出额外优势,根据本发明的实施例的锚定器对于任何路径都是有利的,只要它们可以产生所需要的延伸力,不论患者的解剖结构或是对于外科医师所使用的替代延伸构件的其他限制条件如何。

[0135] 本文中元件描述的重点在于将锁定元件配置成将植入物锁定在展开配置中的方式。尽管此锁定动作阻止了置放在植入物上的倾向于迫使其回到收缩配置的力,但是这并非锁定元件所解决的仅有的力。一旦插入到椎体之间,植入物还会经受横向力、扭转力矩以及压缩力。该等锁定特征,连同本发明的其他元件,经设计以阻止所有此等力,以使得植入物得到稳定的固定及牵引。

[0136] 在将具有本发明特征的脊柱植入物插入到椎体之间之前,通常得进行部分的或完整的椎间盘切除术。该植入物是以未扩展的状态植入的,这样是为了以对患者创伤最小,而且对神经根伤害最小的方式来将该植入物后向插入。一旦植入到适当位置,该植入物可扩展以提供中央及横向的脊柱矫正。该植入物具有约5mm至约15mm的未扩展高度,通常为约7mm,并且可将该未扩展高度扩展到至少130%至约180%。通常,该植入物为约9mm至约15mm宽,通常为约12mm宽,并且为约25mm至约55mm长,通常为约35mm长,以促进微创插入,并进而将对患者的创伤及对神经根伤害的风险最小化。

[0137] 该植入物的其他细节,诸如液压管线的附接以及用于传输浆状或液体骨移植材料

的管线、器件以及液压流体输送附件及其类似者可见于同在申请中的于2006年9月26日申请的申请案第11/535,432号以及于2007年3月28日申请的申请案第11,692,800号,该两案以引用的方式并入于本文中。

[0138] 应了解,该植入物,包括其各种组件,应由生物相容性并且基本上不可压缩的材料来形成,诸如PEEK或钛,且优选地有类型6-4钛合金或允许长期部署在患者体内的其他适宜材料。

[0139] 在一个替代实施例中,一种用于安置在相邻的椎体之间的脊柱植入物,包含:顶部终板,其用于与第一相邻椎体接合;底部终板,其用于与第二相邻椎体接合;至少两个可延伸的柱塞部件,其具有用于促使该植入物部署在第一椎体与第二椎体之间的植入物内的收缩配置,以及用于将顶部终板延伸出以与第一相邻椎体接合的展开配置;上部锁定支撑部件,其与具有多级台阶式的支撑表面的每一可延伸柱塞部件相关联;下部锁定支撑件,其对应于具有多级台阶式表面的每一上部锁定支撑部件,该多级台阶式支撑表面配置成与该上部锁定支撑部件的多级台阶式支撑表面相接合;锁定致动器,其在至少一个可延伸部件延伸时导致在上部锁定支撑部件与下部锁定支撑部件之间的相对运动,以通过将上部锁定支撑部件和下部锁定支撑部件的多级台阶式支撑表面相接合来将该植入物锁定在扩展配置中;以及连结部件,该连结部件在下部锁定支撑部件之间延伸,以连结该等下部锁定部件来协同地锁定。此类实施例的其他特征可包括:具有匹配形状的上部及下部锁定支撑部件,该等匹配形状促进上部及下部锁定支撑部件的台阶式支撑表面的接合;或具有匹配的弓形形状的上部及下部锁定支撑部件。在另一特征中,提供弹簧锁定致动器,该弹簧锁定致动器用于在该至少一个可延伸部件延伸时将该下部锁定支撑部件朝该上部锁定支撑件移动。在如上文描述的脊柱植入物中,第一部件的骨接合表面可包含骨锚定器,该骨锚定器具有锐化的前缘,该前缘用于锚定在骨中。在此类实施例中,该骨锚定器可包括倒钩。

[0140] 在另一替代实施例中,一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物,包含:第一骨接合部件与第二骨接合部件,其中每一者具有配置成分别与第一椎体与第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;延伸构件,其在第一骨接合部件与第二骨接合部件之间作用以控制该等骨接合部件在收缩配置与扩展配置之间的延伸;第一固定锁定部件与第二固定锁定部件,其固定到该第一骨接合部件与第二骨接合部件中的一者并朝对置的骨接合部件延伸,该等固定锁定部件间隔开并且各自具有固定的锁定表面;第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件,其捕集在第一骨接合部件与第二骨接合部件之间以与该等固定锁定部件协同,每一可移动锁定部件具有可移动的锁定表面,该可移动的锁定表面配置成与在一个该固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合,以防止该延伸构件的收缩;锁定致动器,其配置成使该等可移动锁定表面与该等固定锁定表面相接合;以及连结部件,其有效地连接在第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件之间以协调两者之间的运动。在其他替代例中,该延伸构件包含第一可延伸支撑元件及第二可延伸支撑元件;该第一可延伸支撑元件与第二锁定部件包含弓形部件,该等弓形部件分别安置在该第一可延伸支撑元件与第二可延伸支撑元件的近距离处;并且该锁定致动器使该等可移动锁定部件旋转以使该等锁定表面相接合。可围绕该等可延伸支撑元件来形成该等锁定部件。可在该等可延伸支撑元件内部形成该等锁定部件。该固定锁定表面可包含多级台阶式支撑表面,并且该可移动锁定表面包含多级台阶式支撑表面,该多级台阶式支撑表面配置成与

该固定锁定部件的多级台阶式支撑表面相接合。该锁定致动器可包含偏置元件,该偏置元件作用在该等可移动锁定部件中的一者上,以对该部件进行偏置以使其与其关联的固定锁定部件相接合,并且该连结部件将该偏置力传输给另一可移动部件。该连结部件可包含实质上刚性部件,该实质上刚性部件以可枢转的方式紧固到每一该可移动锁定部件。

[0141] 在上述替代实施例的其他特征中,系件紧固到一个该可移动锁定部件,该系件配置成准许该锁定部件旋转而与该锁定致动器元件相抵,以释放该等锁定表面的接合。该一个该可移动锁定部件设置有至少部分地围绕其的沟槽,并且该系件包含至少部分地安置在该沟槽中的狭长弹性部件。该系件包含至少实质上刚性部件,该至少实质上刚性部件有效地连结到一个该可移动锁定部件,以使得施加给该系件的压力使该等经连结的锁定部件旋转到未锁定的配置中。每一该可移动锁定部件设置有至少部分地围绕其形成的沟槽,并且该连结部件包含安置在该等沟槽中的弹性元件。或者,该连结部件包含:可旋转的轴杆,该可旋转的轴杆安装在与该等固定锁定部件对置的该骨接合部件上,并安装在该等可移动锁定部件下方,并留有可通过植入物中的开口来出入的末端;该等可移动部件具有围绕其下表面形成的棘齿;并且该锁定致动器包含螺纹,该等螺纹在该轴杆上间隔开并经安置以与在该等可移动部件上的棘齿相接合,以使得根据该轴杆的旋转方向来作出选择,通过该轴杆的旋转来迫使该锁定表面进入接合或脱离接合。

[0142] 在另外的替代实施例中,一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物,包含:第一骨接合部件与第二骨接合部件,每一者具有配置成分别与第一椎体与第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;第一柱塞与第二柱塞,其安置在一个该骨接合部件上并与安置在对置的骨接合部件上的匹配腔体协同,该等柱塞可在该等腔体内的收缩配置与从该等腔体延伸出的展开配置之间移动;第一弓形固定锁定部件与第二弓形固定锁定部件,每一者具有固定锁定表面,并安装到该等骨接合部件中的一者上,每一者围绕一个该柱塞来安置,该等固定锁定部件朝对置的骨接合部件延伸;第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件,每一者围绕一个该腔体来形成以与该等固定锁定部件协同,每一可移动锁定部件具有可移动锁定表面,该可移动锁定表面配置成与在一个该固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合以防止该延伸构件的收缩;至少一个偏置元件,该至少一个偏置元件作用在至少一个该可移动锁定部件上以将该部件偏置为与其关联的固定锁定部件相接合;以及连结部件,该连结部件有效地连接在第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件之间以协调两者之间的运动,并且迫使另一个可移动锁定部件与其关联的固定锁定相接合。此类实施例还可包含系件,该系件紧固到一个该可移动锁定部件,该系件配置成准许该等可移动锁定部件旋转而与该偏置元件相抵以释放该等锁定表面的接合。每一该可移动锁定部件可设置有至少部分地围绕其形成的沟槽,并且该连结部件包含安置在该等沟槽中的弹性元件。该连结部件可包含实质上刚性部件,该实质上刚性部件以可枢转的方式紧固到每一该可移动锁定部件。

[0143] 在另外一替代实施例中,一种用于置放在第一椎体与第二椎体之间的可锁定且可延伸的脊柱植入物,包含:第一骨接合部件与第二骨接合部件,每一者具有配置成分别与第一椎体与第二椎体这两个对置的椎体相接合的表面;第一柱塞与第二柱塞,其安置在一个该骨接合部件上并且与安置在对置的骨接合部件上的匹配腔体协同,该等柱塞可在该等腔体内的收缩配置与从该等腔体延伸出的展开配置之间移动;第一弓形固定锁定部件与第二

弓形固定锁定部件,每一者具有固定锁定表面,并安装到该等骨接合部件中的一者上,每一者安置在一个该柱塞内部,该等固定锁定部件朝对置的骨接合部件延伸;第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件,每一者形成在一个该腔体内部以与该等固定锁定部件协同,每一可移动锁定部件具有可移动锁定表面,该可移动锁定表面配置成与在一个该固定锁定部件上的对置的固定锁定表面相接合以防止该延伸构件的收缩;至少一个偏置元件,该至少一个偏置元件作用在至少一个该可移动锁定部件上以将该部件偏置为与其关联的固定锁定部件相接合;以及连结部件,该连结部件有效地连接在第一可移动锁定部件与第二可移动锁定部件之间以协调两者之间的运动,并且迫使另一可移动锁定部件与其关联的固定锁定相接合。此类实施例还可包含系件,该系件紧固到一个该可移动锁定部件,该系件配置成准许该等可移动锁定部件旋转而与该偏置元件相抵以释放该等锁定表面的接合。每一该可移动锁定部件可设置有至少部分地围绕其形成的沟槽,并且该连结部件包含安置在该等沟槽中的弹性元件。该连结部件可包含实质上刚性部件,该实质上刚性部件以可枢转的方式紧固到每一该可移动锁定部件。

[0144] 尽管已结合当前被视为最实际且优选的实施例对本发明进行了描述,但应了解,本发明并不限于所揭示的实施例及上文阐述的替代例,相反,本发明意图涵盖属于所附权利要求书的范围内的各种修改和等效布置。

[0145] 例如,尽管本文描述的植入物使用液压流体来扩展,仍可使用其他扩展构件。例如,可使用本文描述的螺钉机构来在该植入物内扩展剪式千斤顶以与相邻的椎体表面相接合。另外,该植入物可设置有负荷或压力传感器,该负荷或压力传感器记录患者的椎体终板对SEC的接合表面所施加的差分压力及压强以产生由计算机控制的矫正信号,例如可由外科医师或计算机控制的机构用来对准患者的脊柱。本发明还可包括一种系统,该系统响应于传感器信号而实时连续地做出此等调整,以使得该植入物的形状改变以对准该患者的脊柱或机构。优选地,此系统欲用于在安装该植入物期间设置该等柱塞的位置。

[0146] 尽管本文已对本发明的具体形式做了说明及描述,但是显然,可对本发明进行各种修改及改进。该等脊柱植入物器件的其他细节可见于本文所引用的专利及申请案中。对于本文未作揭示的内容,材料及结构可为常规设计。

[0147] 另外,本发明的实施例的个别特征可见于一些图中但不见于其他图中,但是所属领域的技术人员将认识到,本发明的一个实施例中的个别特征可与另一实施例中的任何特征或所有特征来组合。因此,不希望将本发明限制在所说明的特定实施例。因此,希望本发明由所附权利要求书来界定,并在现有技术准许的前提下,尽可能广泛。

[0148] 本文所有术语,诸如“元件”、“部件”、“组件”、“器件”、“构件”、“部分”、“区段”、“步骤”及相似的引用词语,不应被理解为引用35U.S.C§112(6)的有关条款,除非所附权利要求书明确地使用后附有特定功能的“用于……的构件”或“用于……的步骤”等术语而且并未对特定结构或特定动作进行引用。上文提及的所有专利及所有专利申请案在此以引用的方式全文并入于本文中。

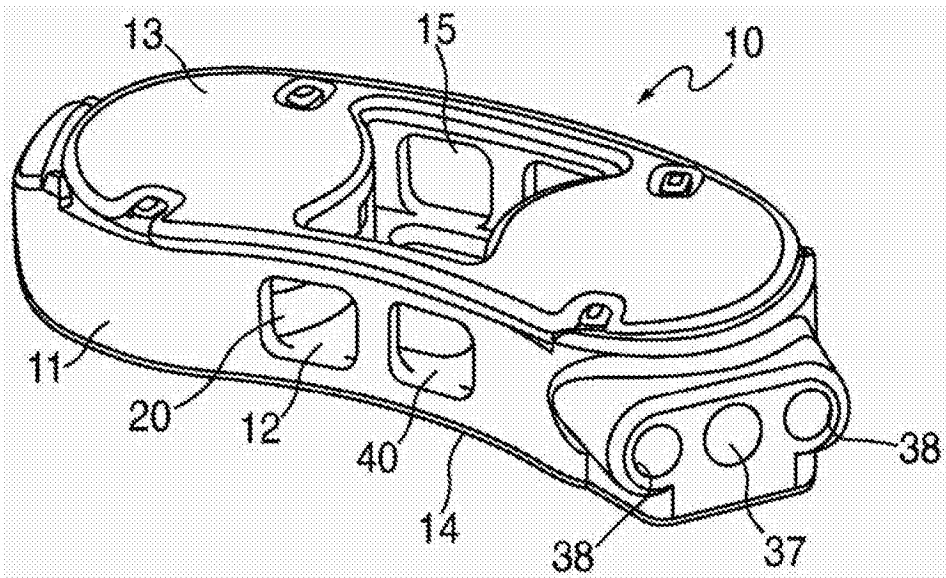


图1

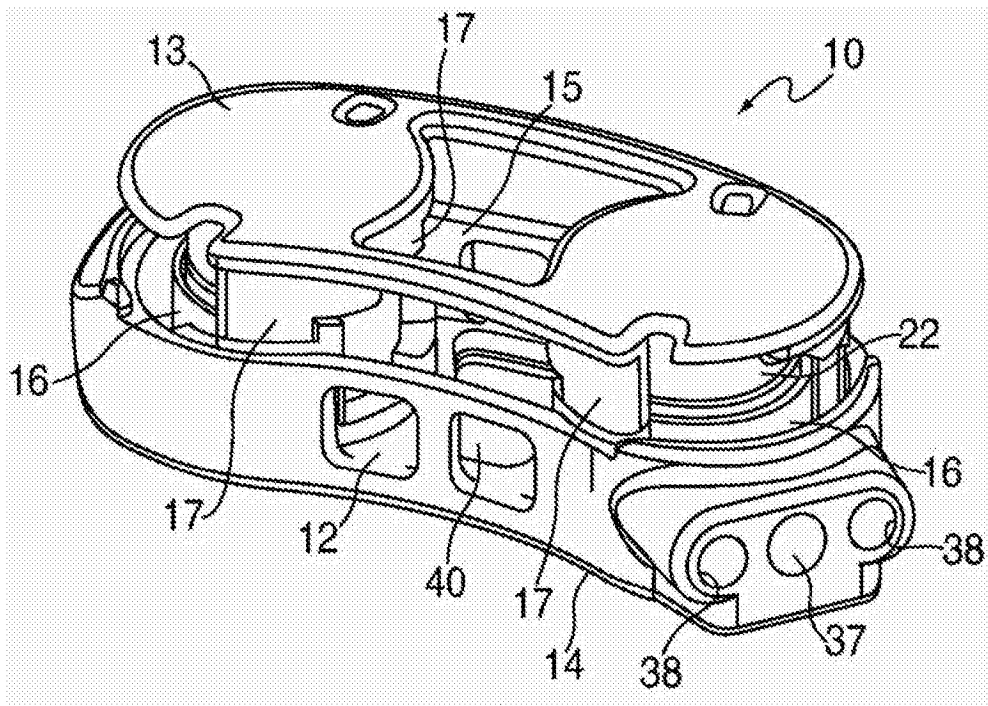


图2

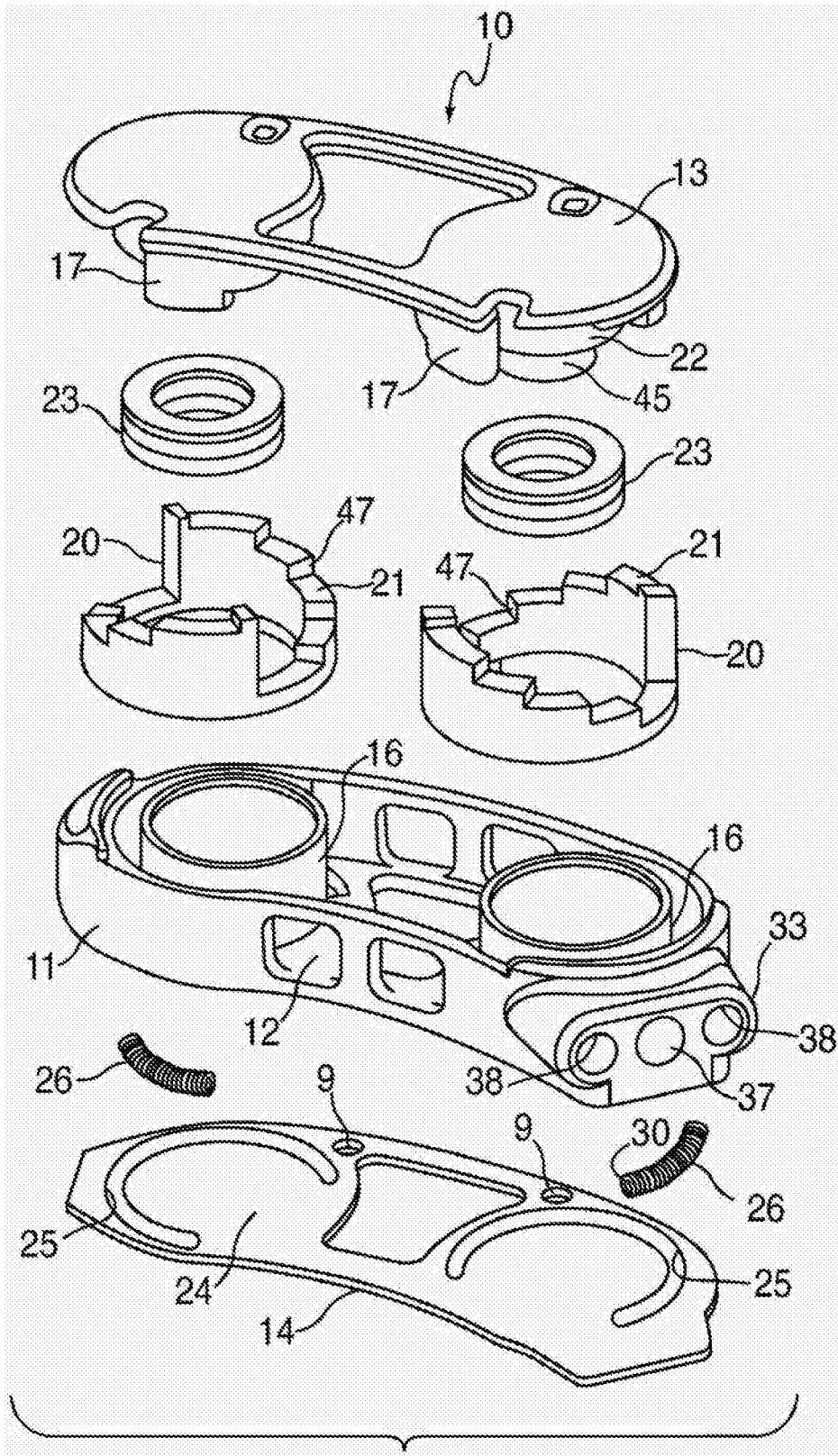


图3

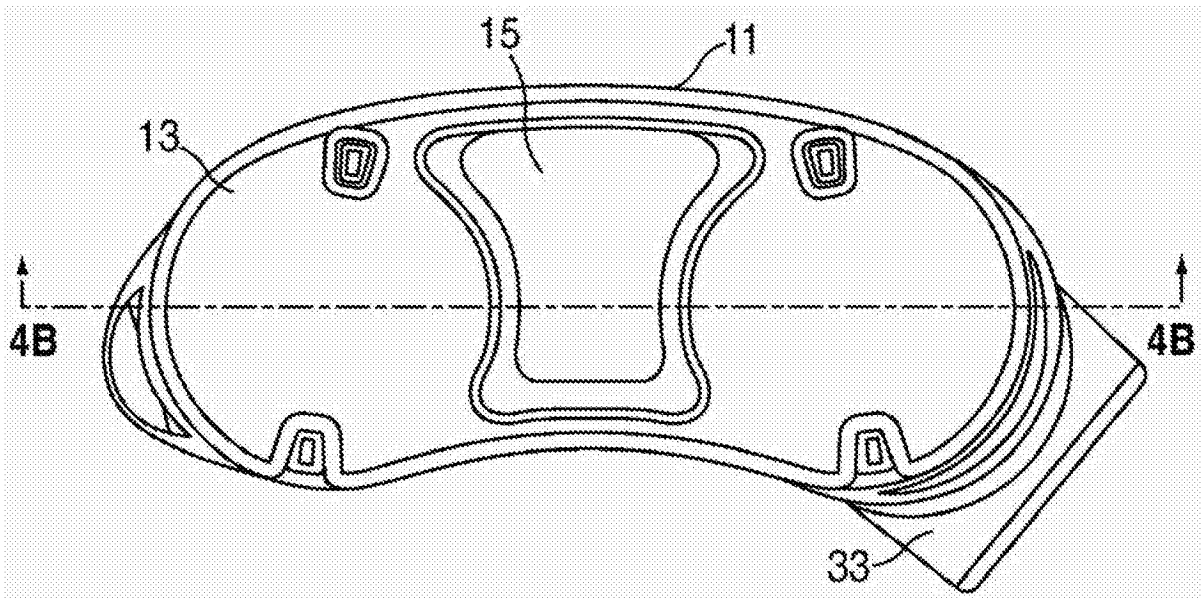


图4A

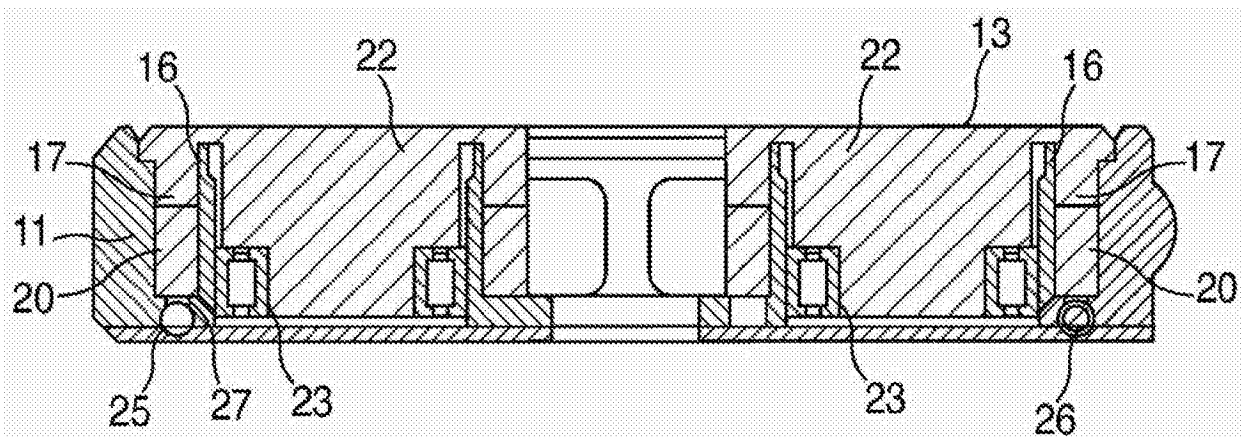


图4B

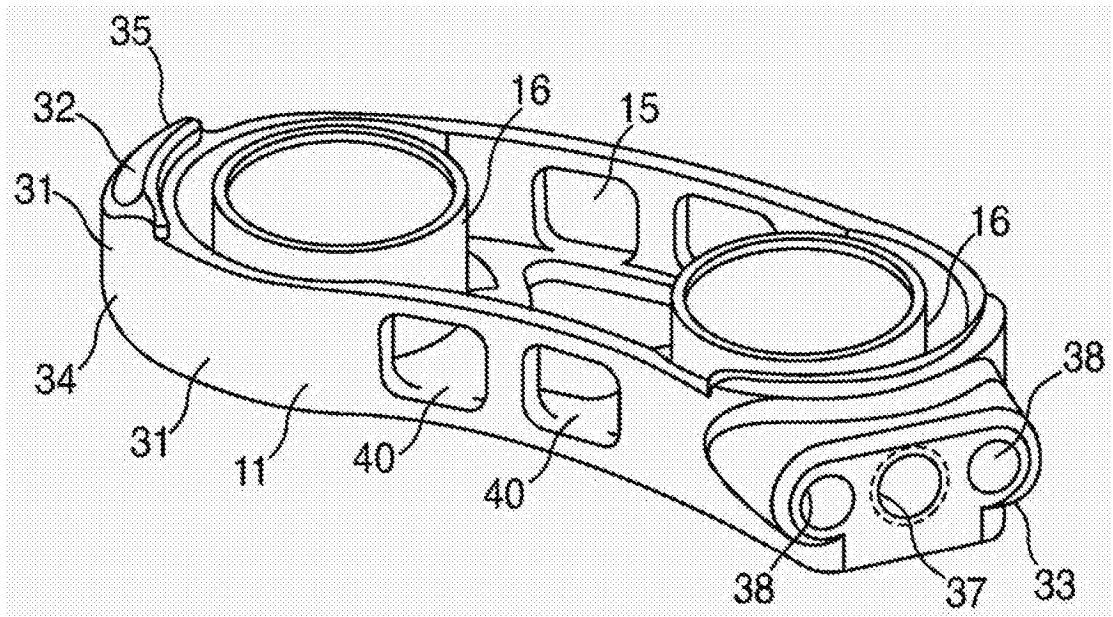


图5A

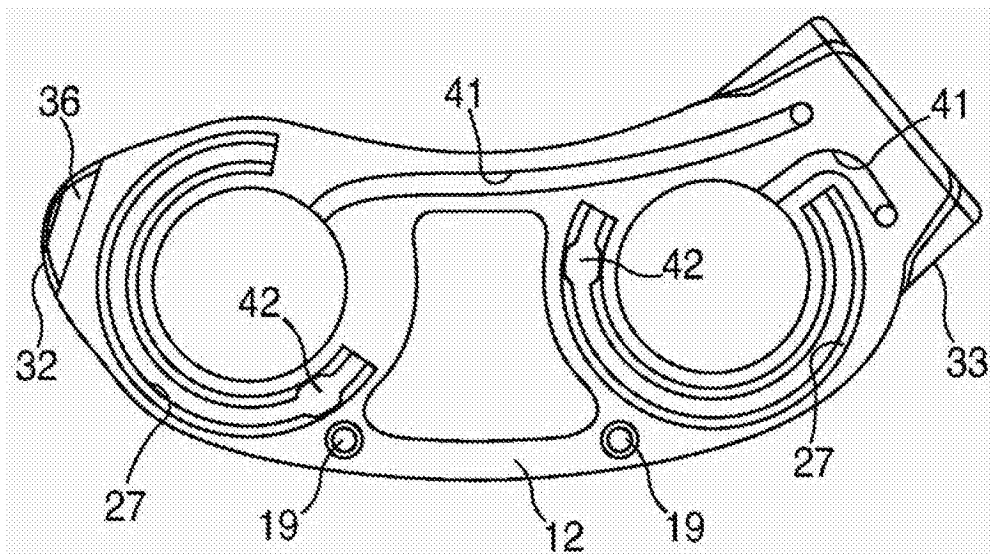


图5B

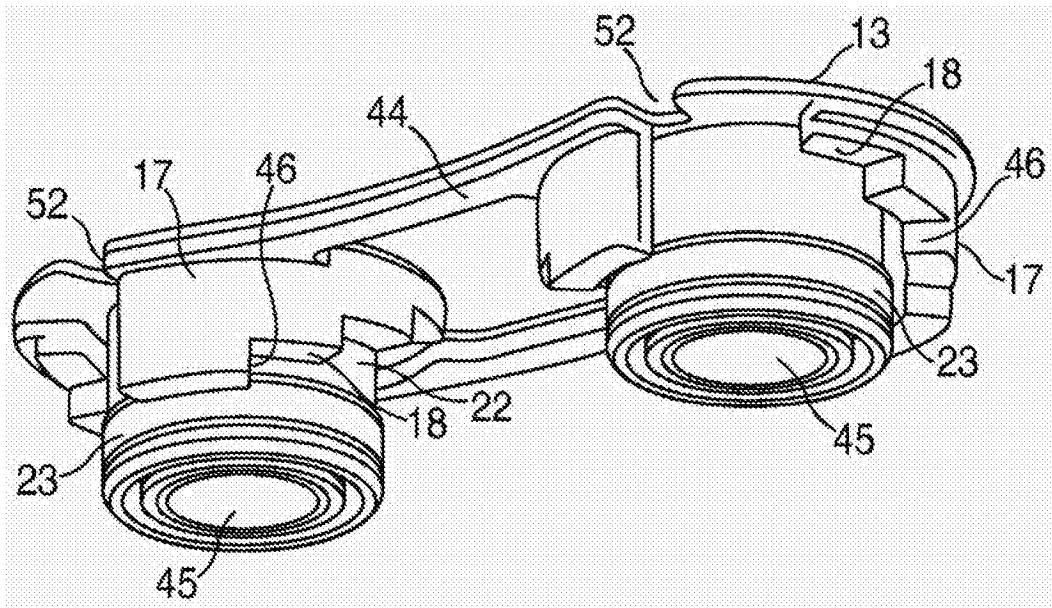


图6A

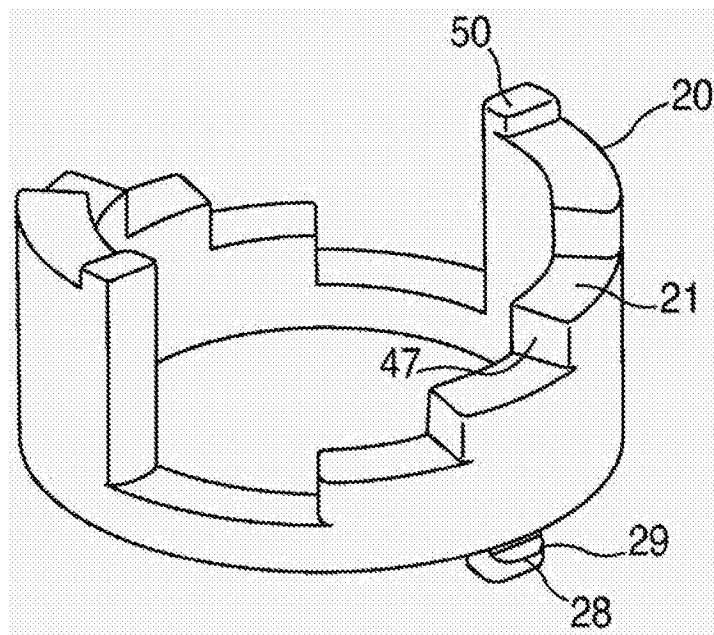


图6B

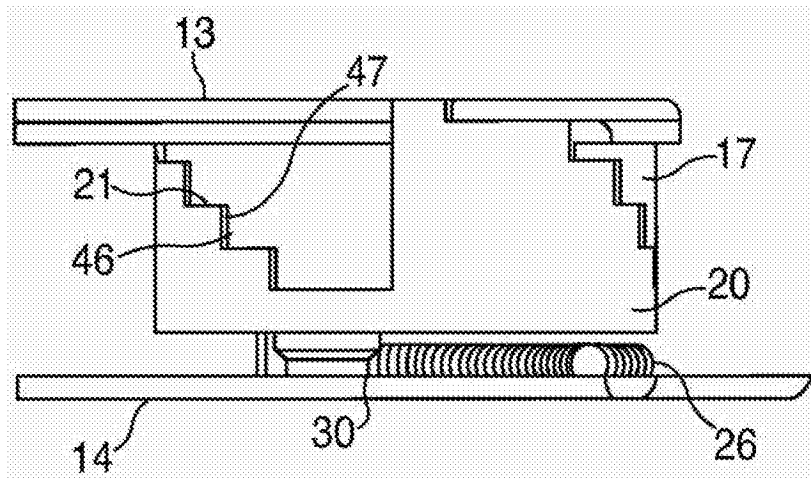


图7

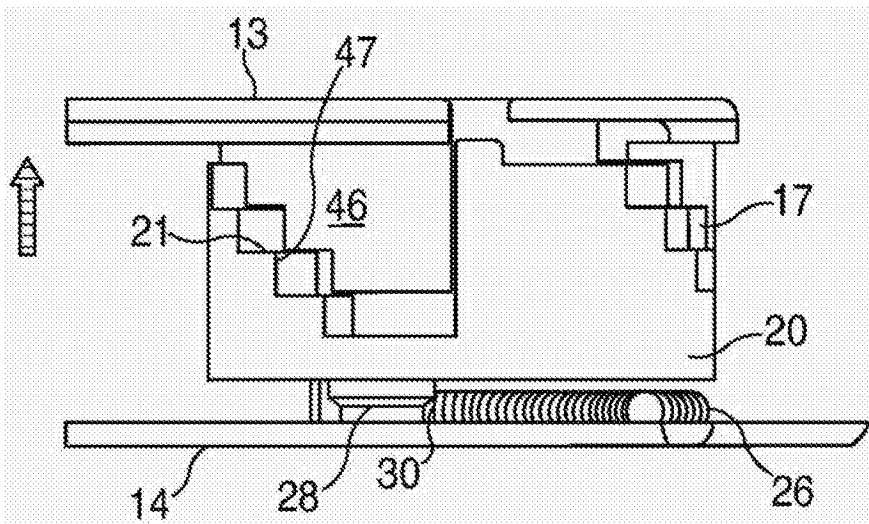


图8A

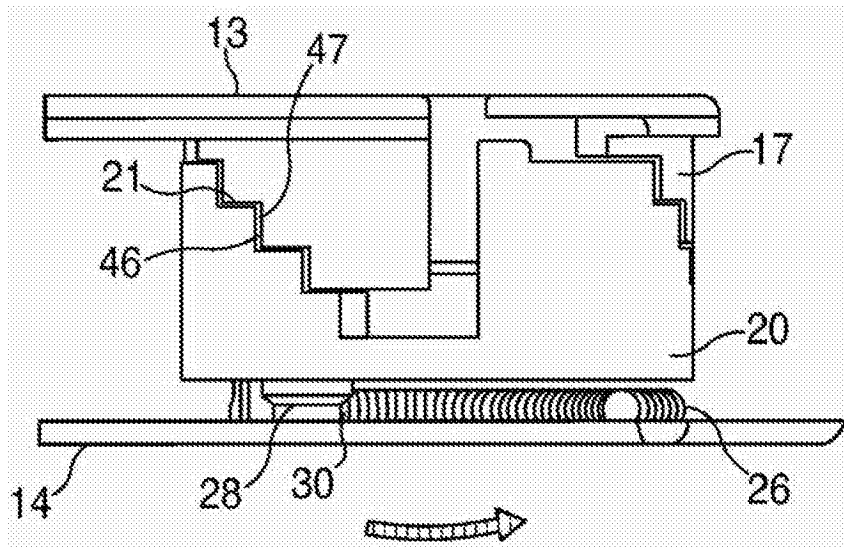


图8B

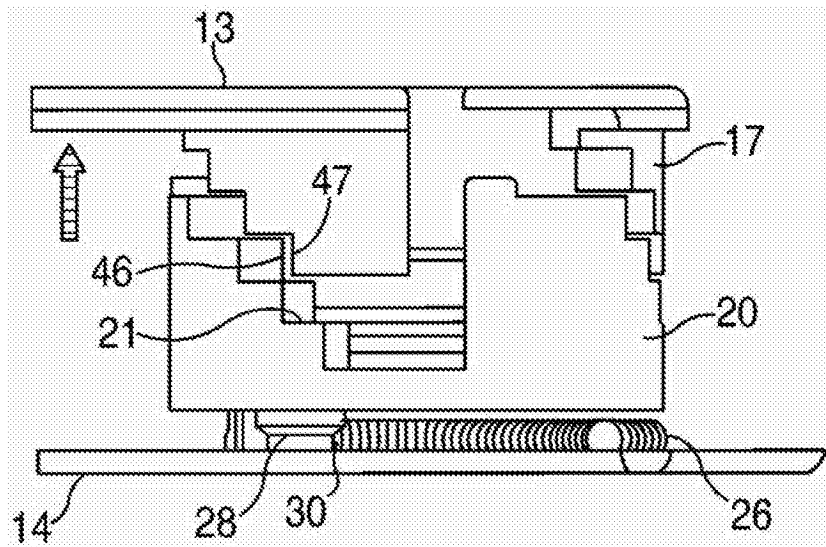


图9A

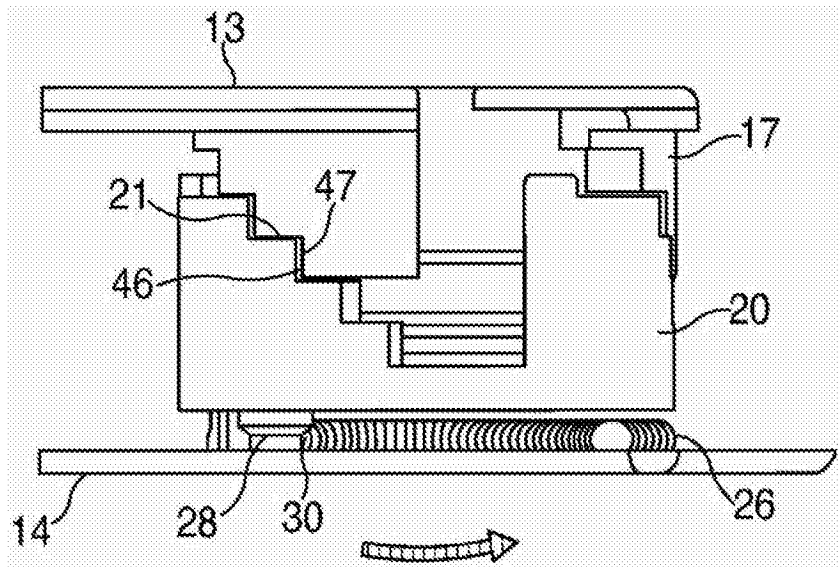


图9B

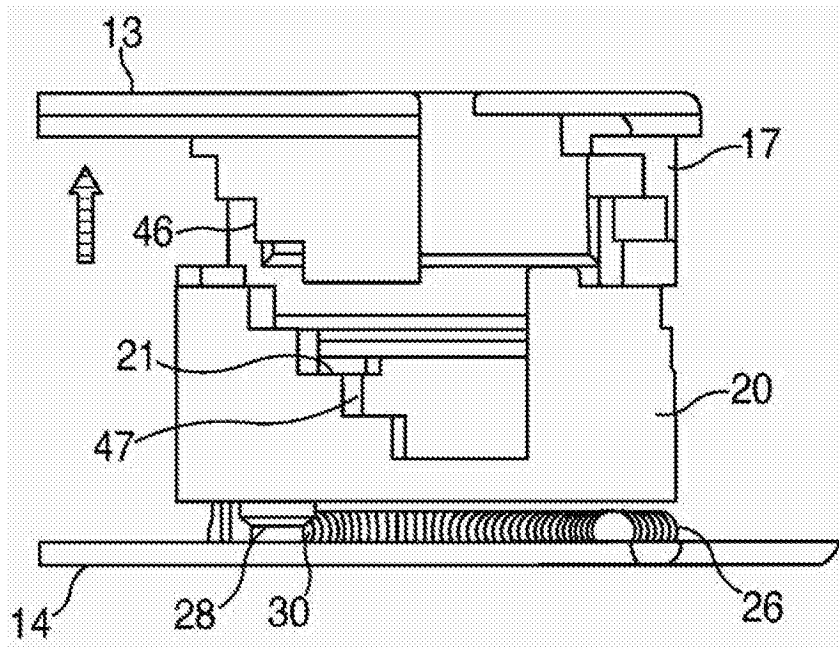


图10A

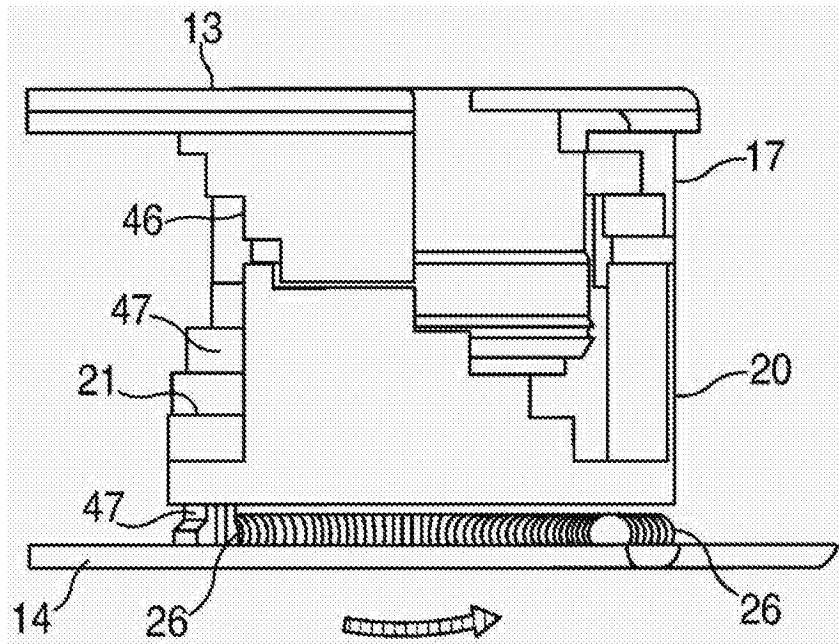


图10B

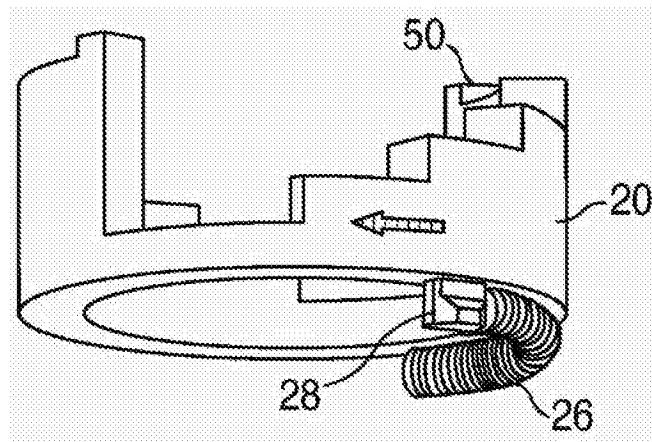


图11A

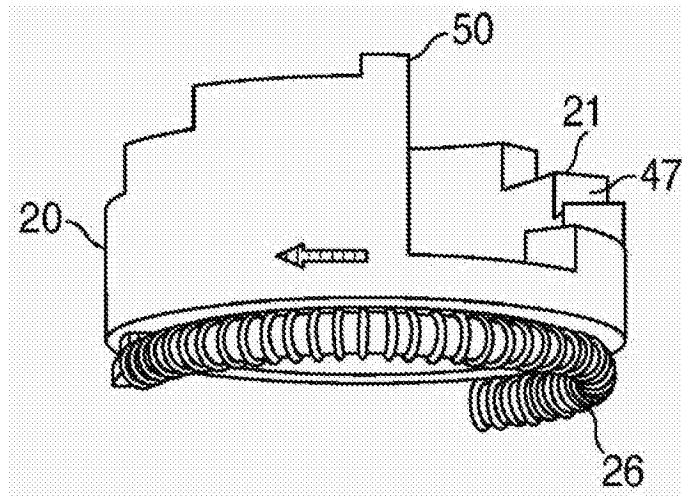


图11B

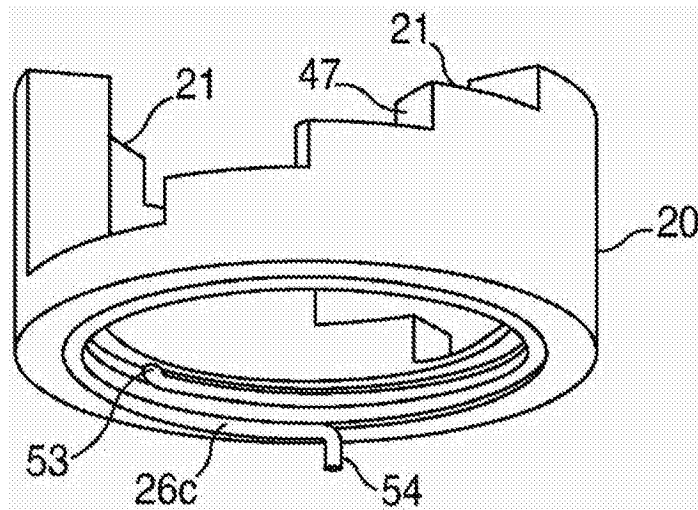


图11C

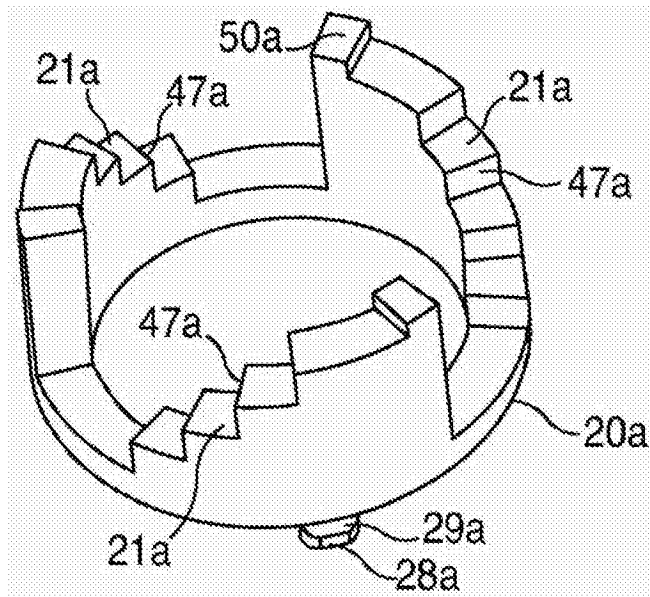


图12A

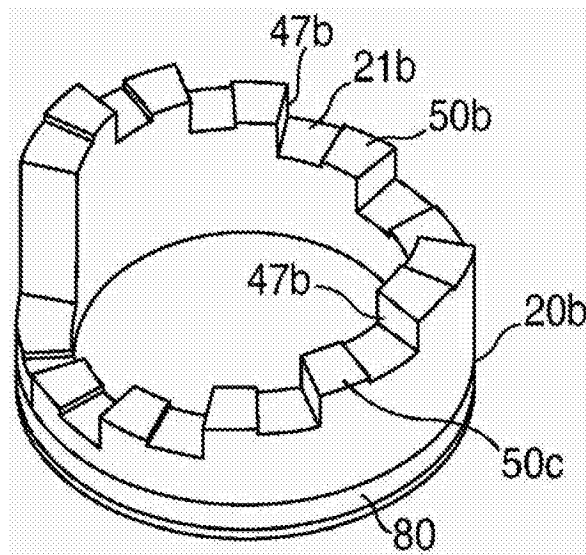


图12B

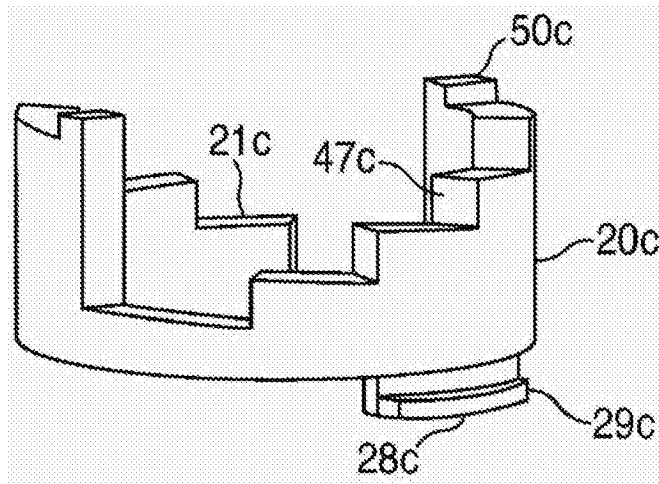


图12C

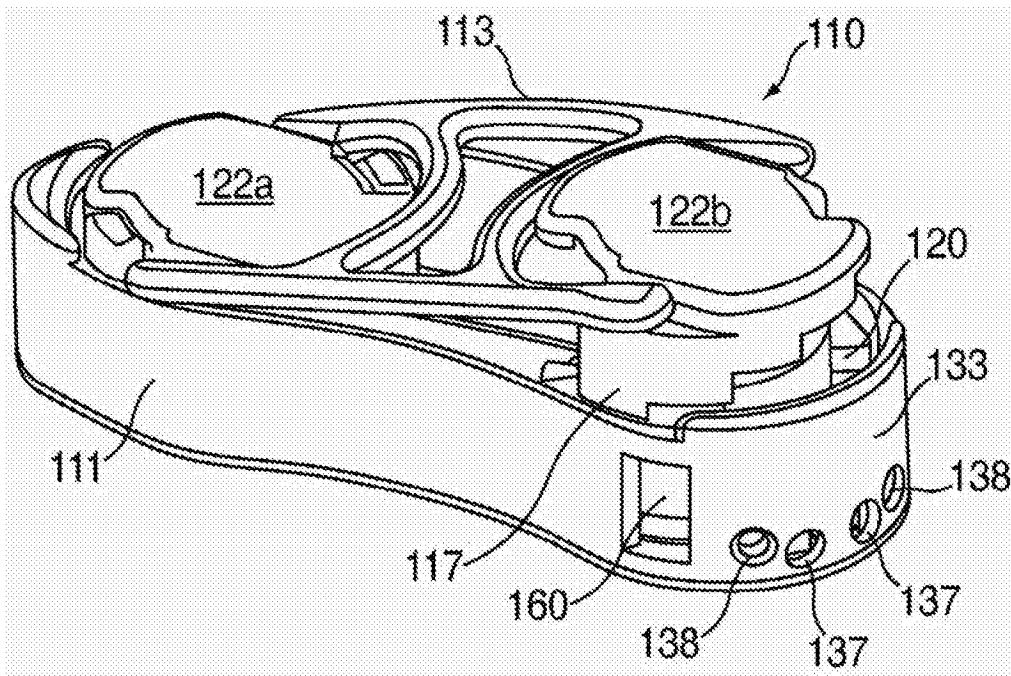


图13A

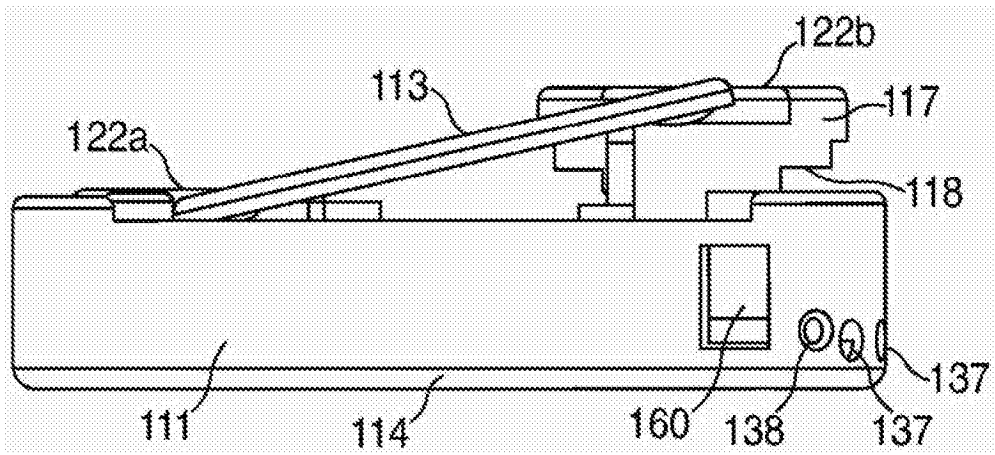


图13B

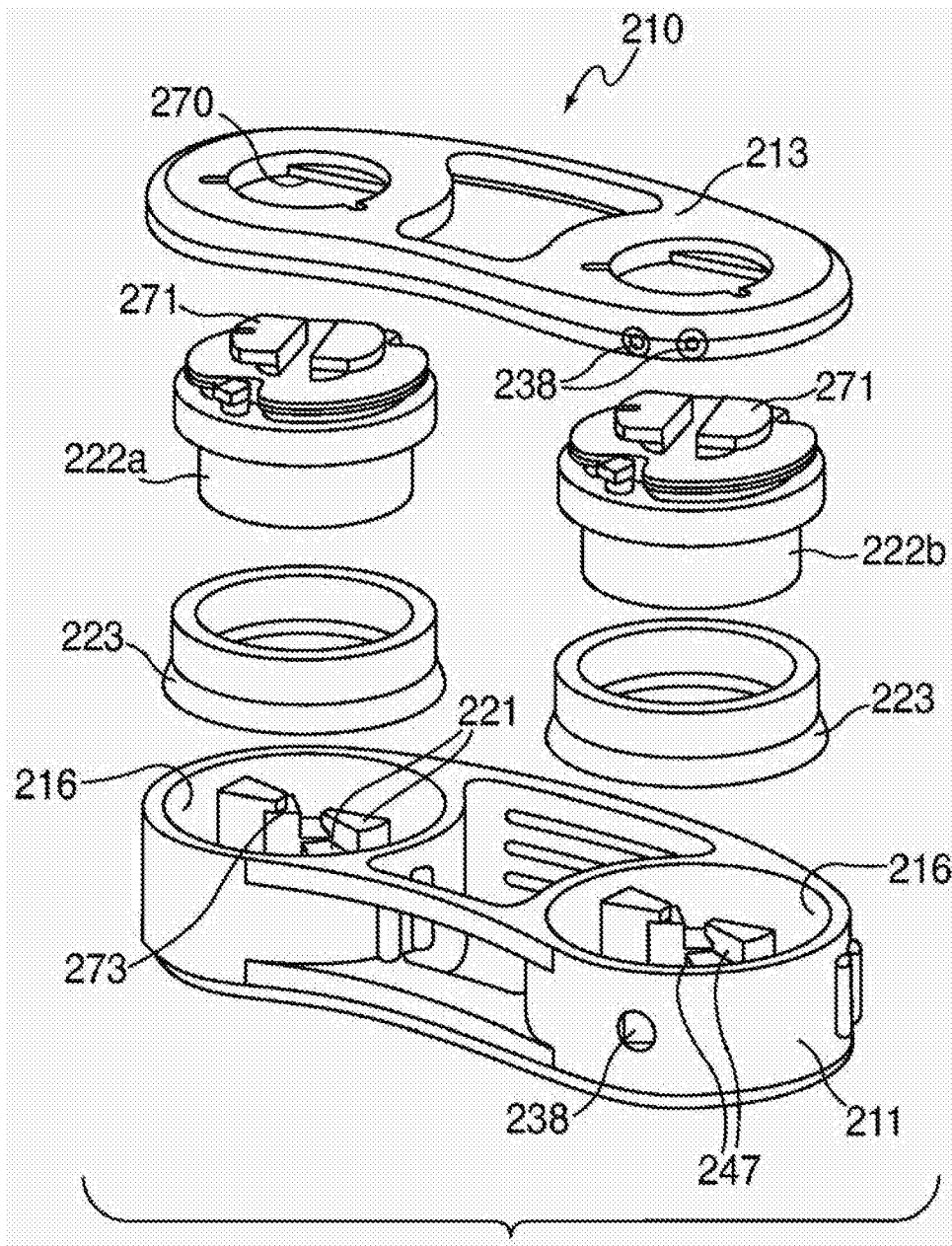


图14A

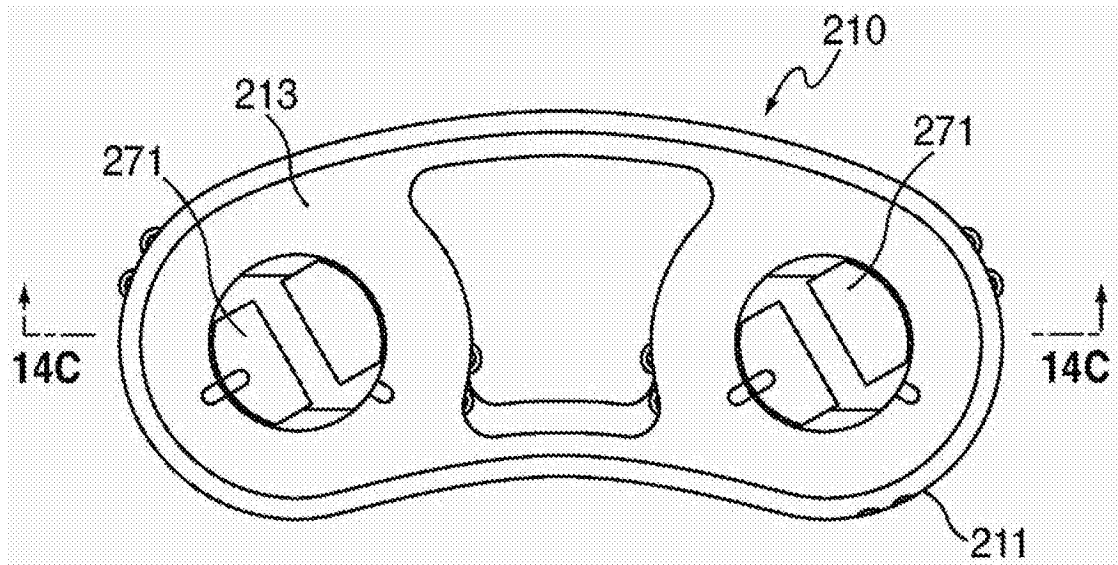


图14B

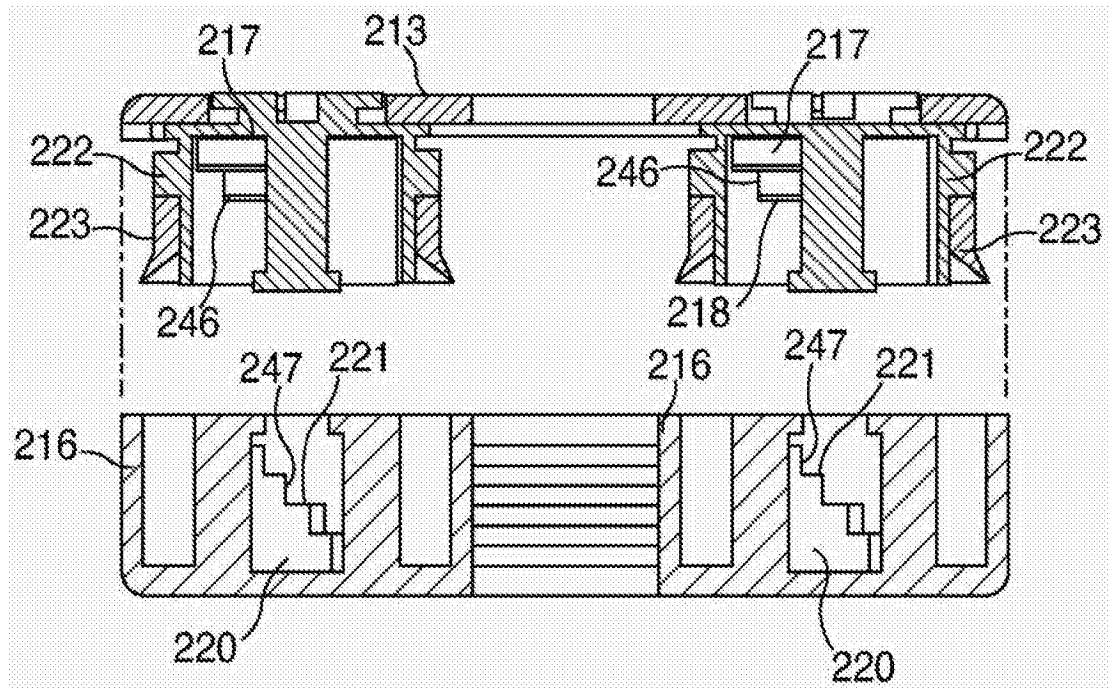


图14C

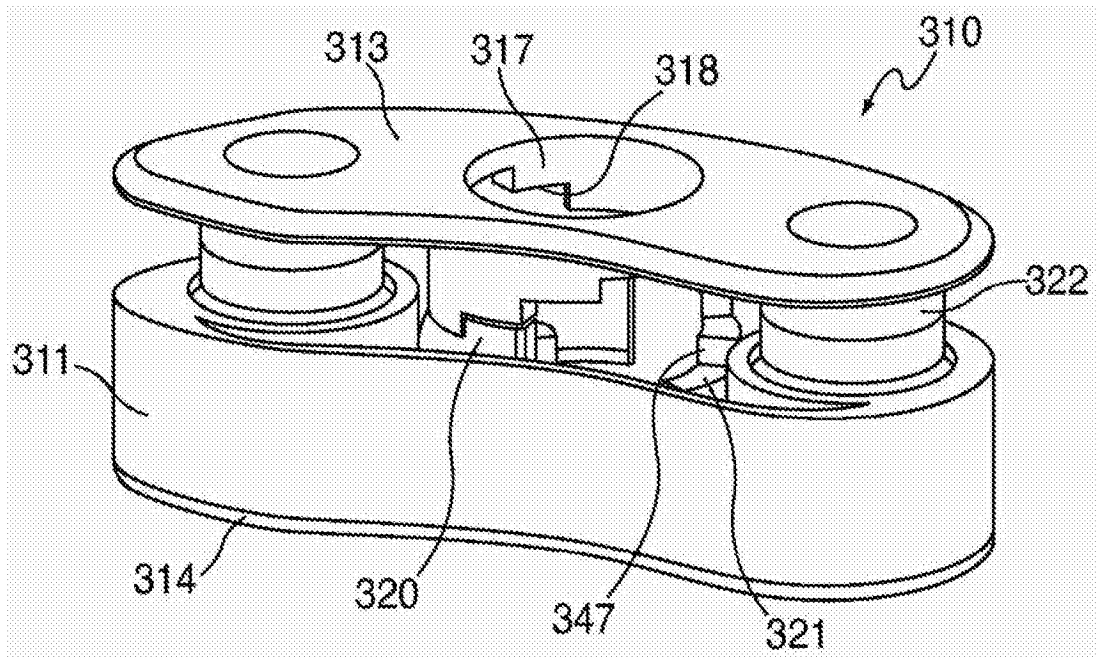


图15

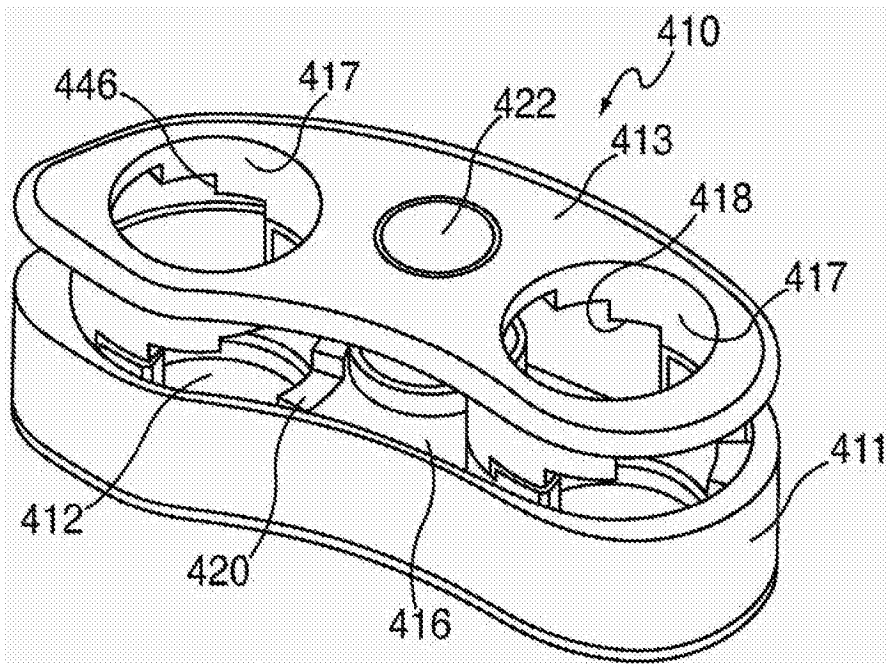


图16

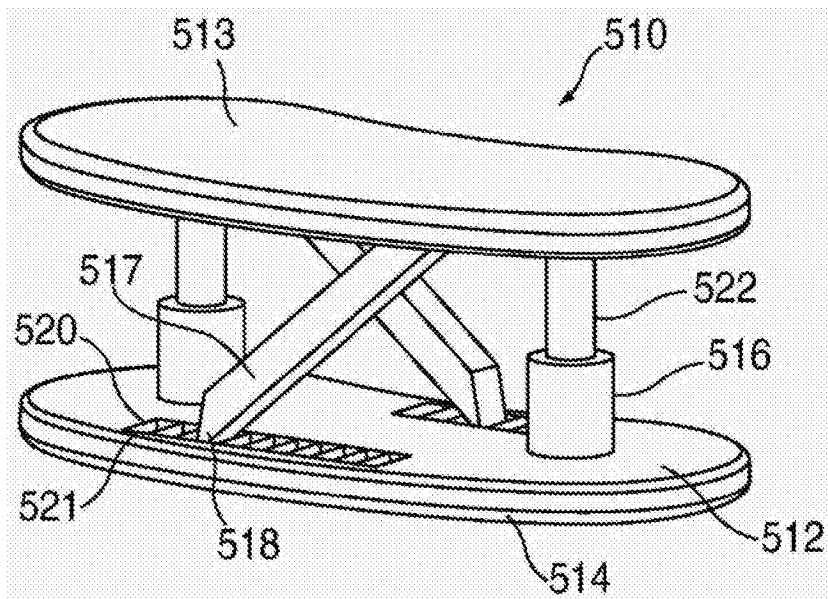


图17

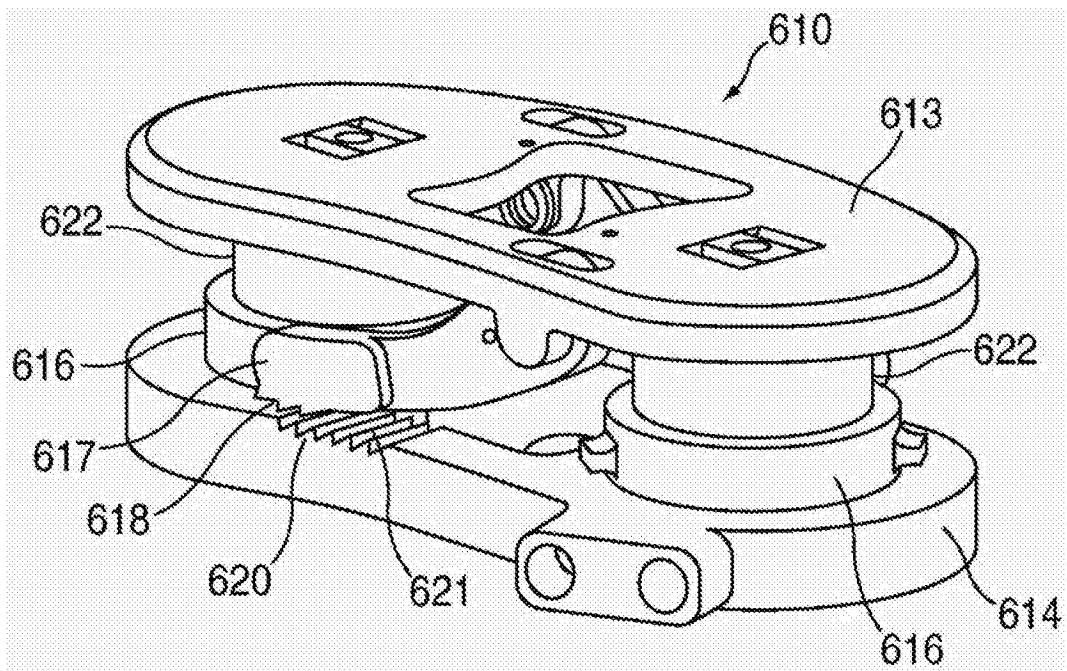


图18

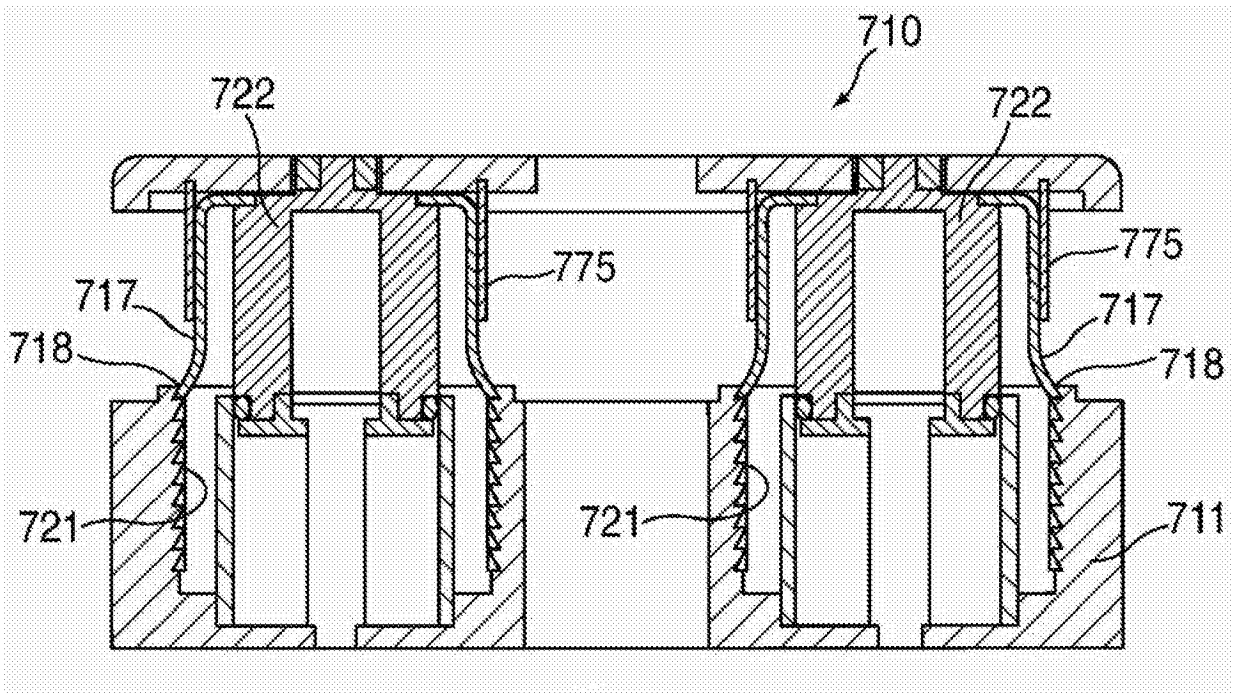


图19

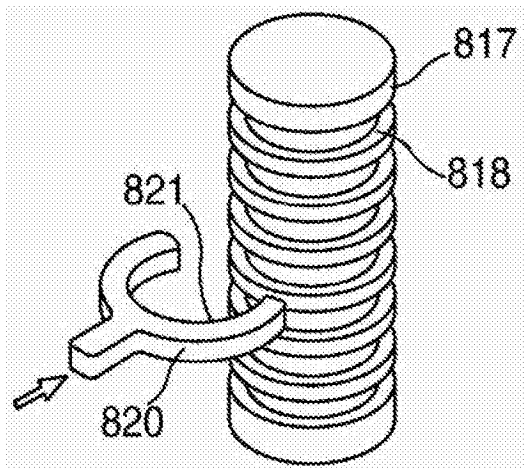


图20A

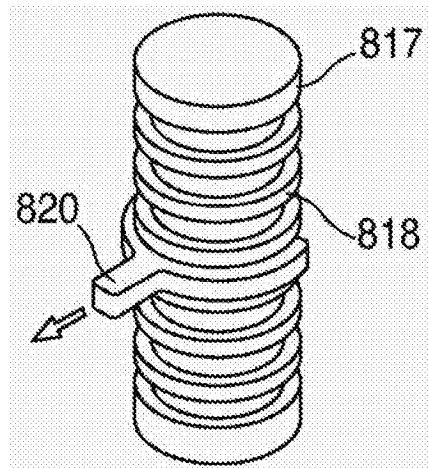


图20B

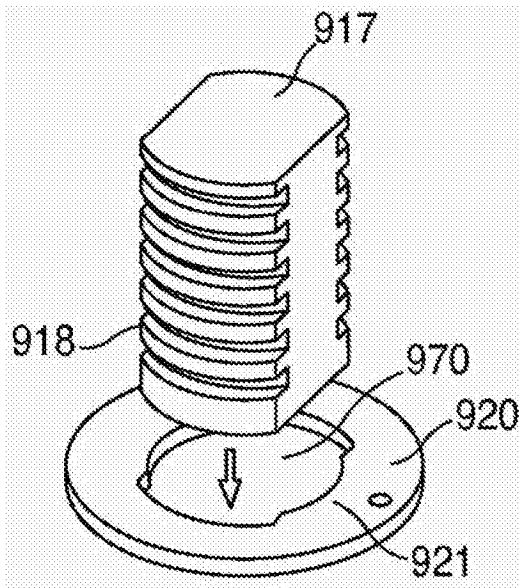


图21A

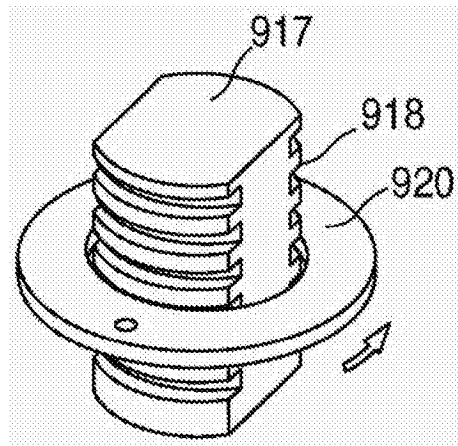


图21B

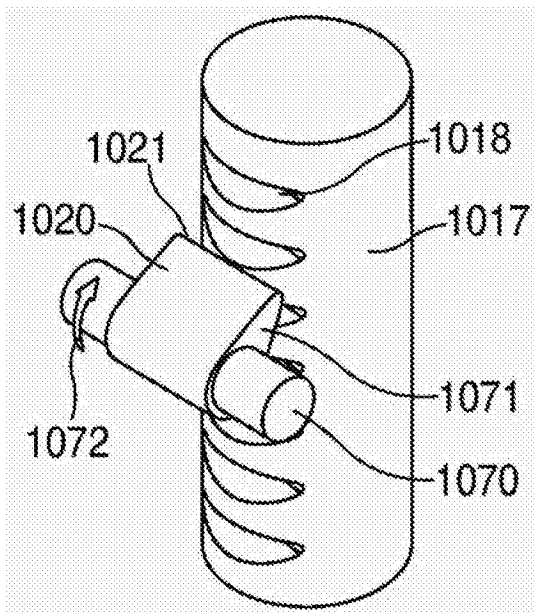


图22

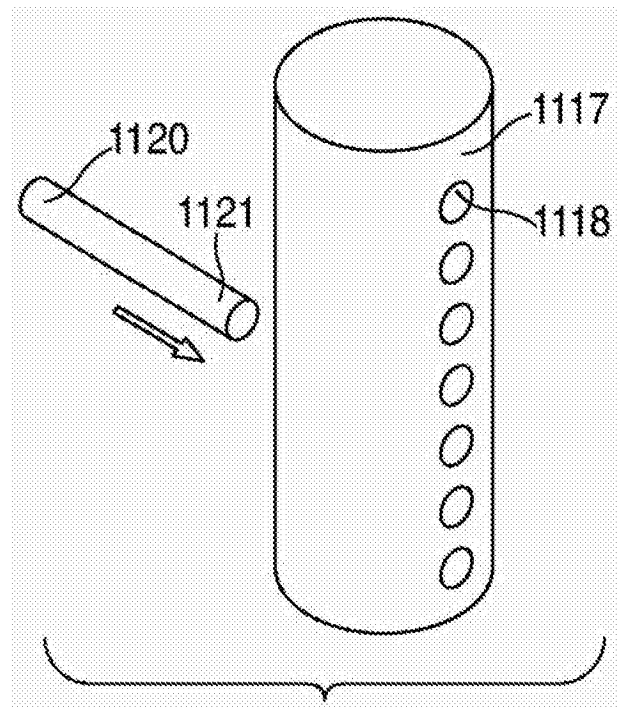


图23

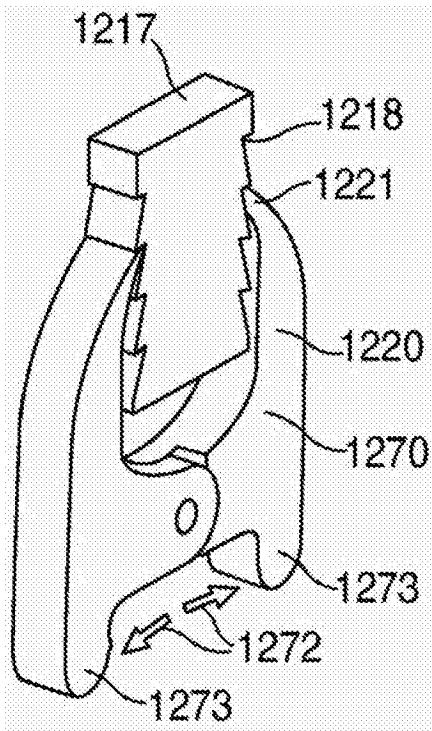


图24

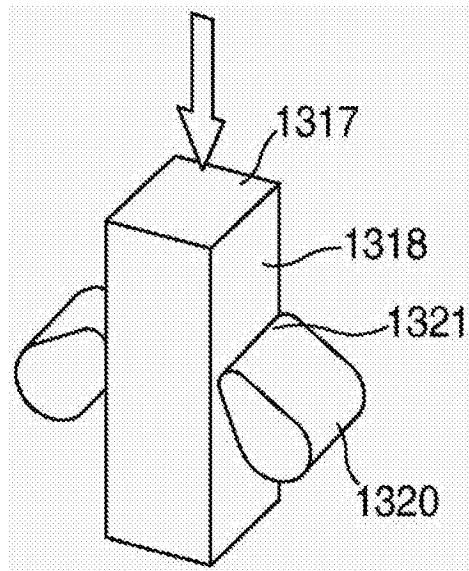


图25

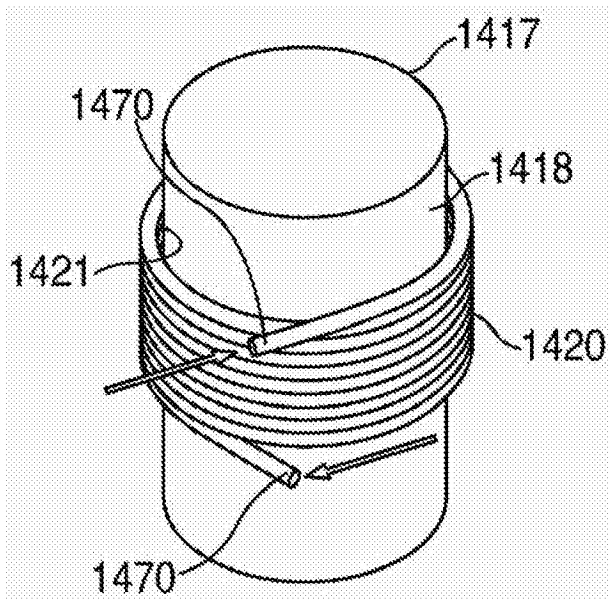


图26

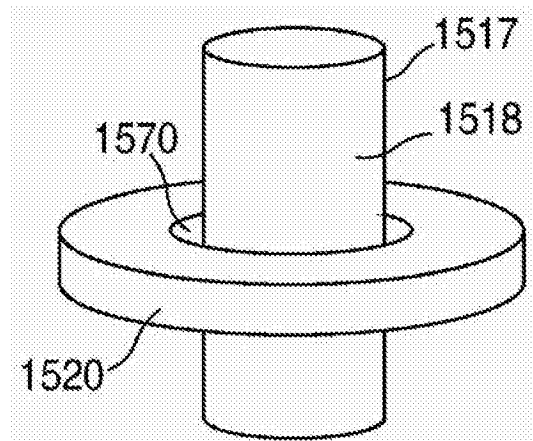


图27A

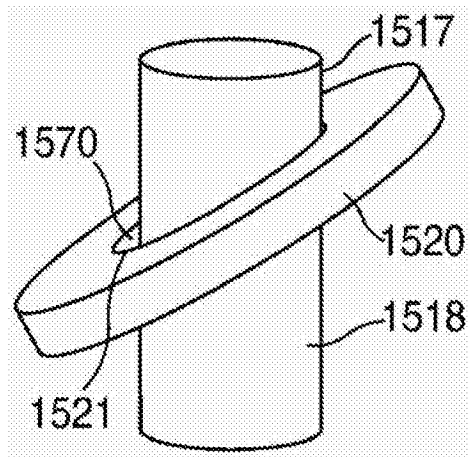


图27B

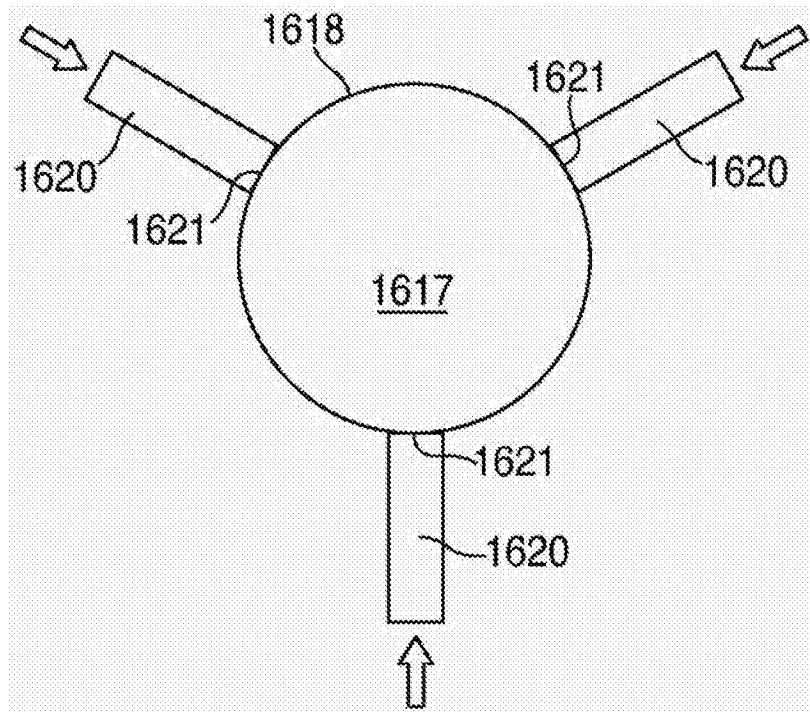


图28

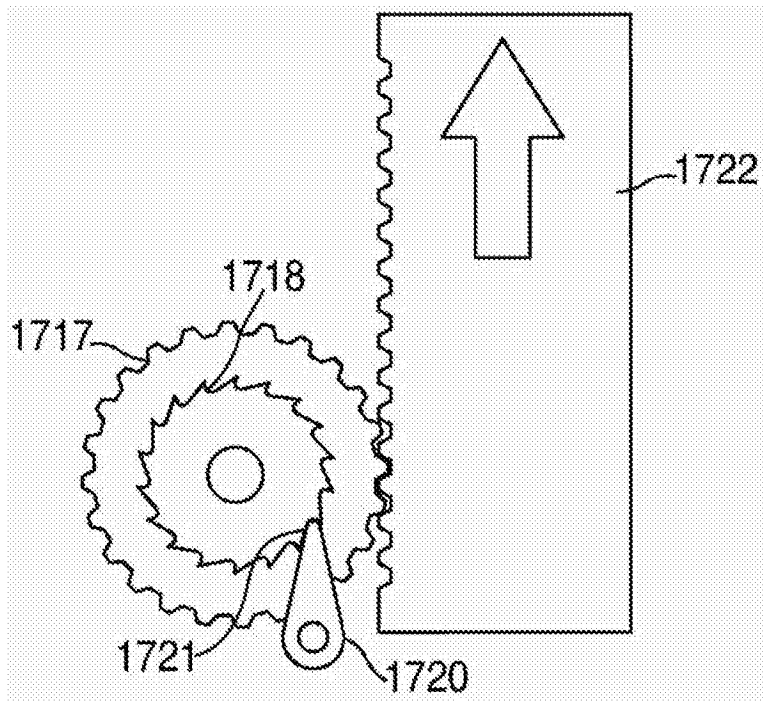


图29

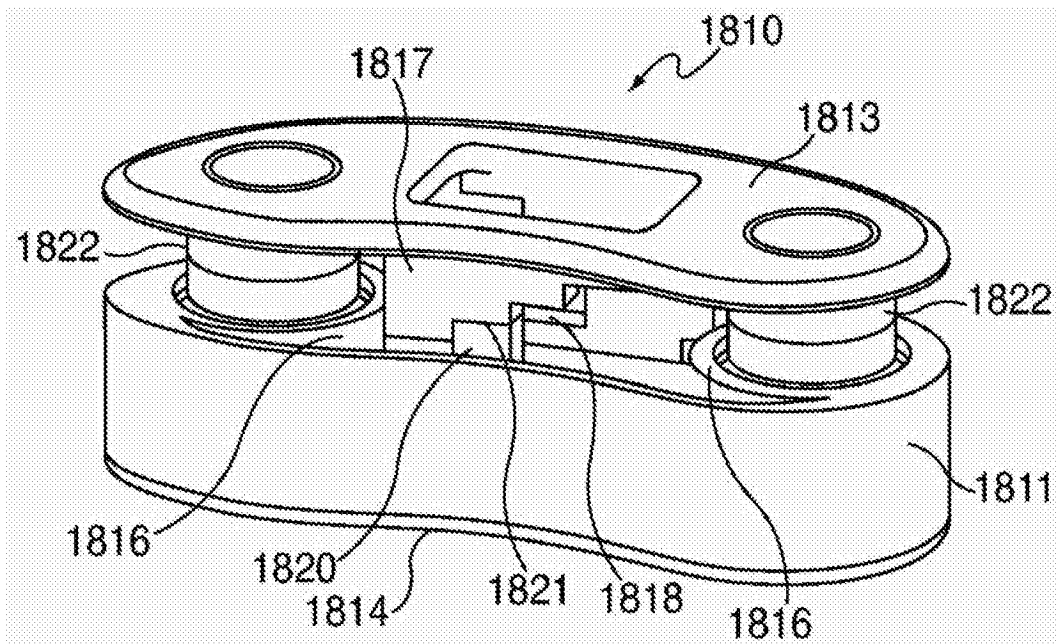


图30

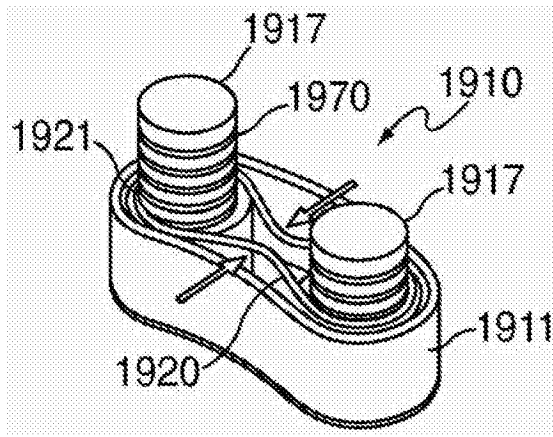


图31A

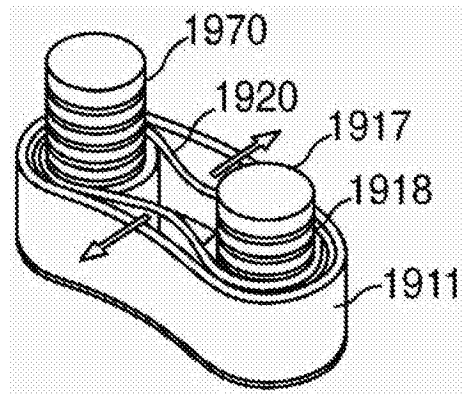


图31B

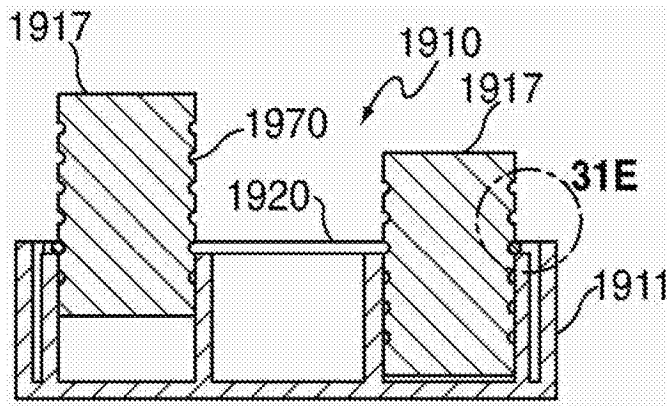


图31C

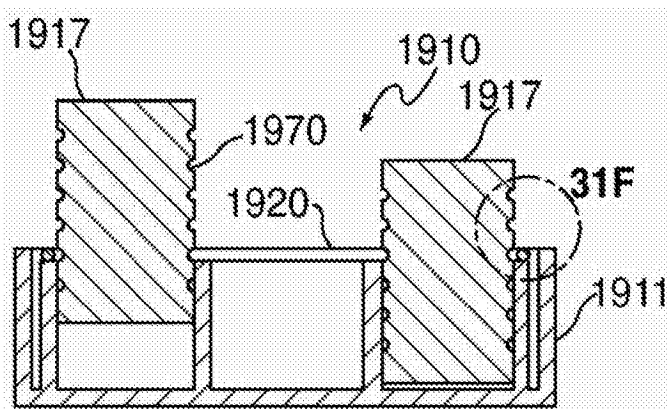


图31D

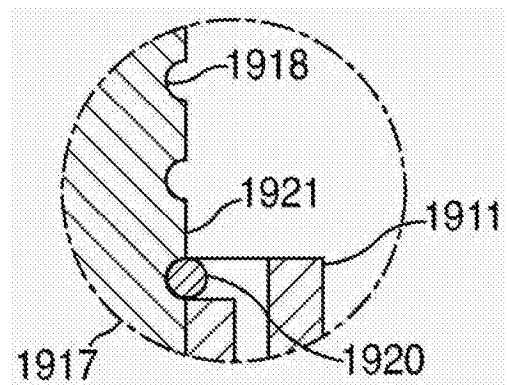


图31E

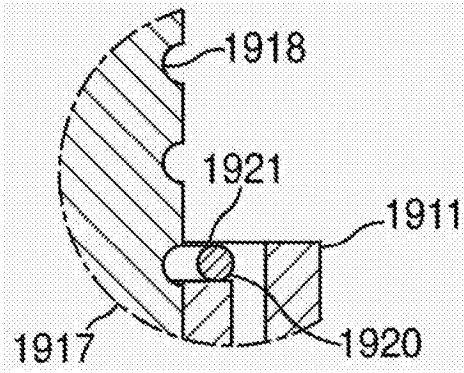


图31F

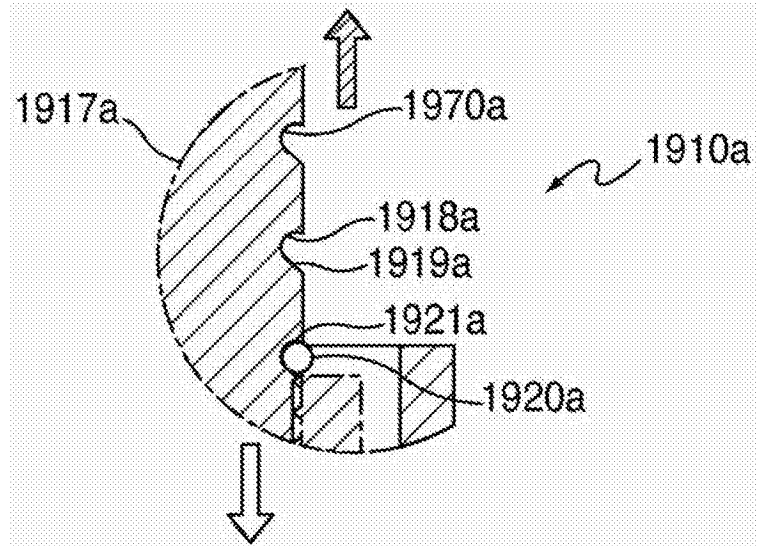


图31G

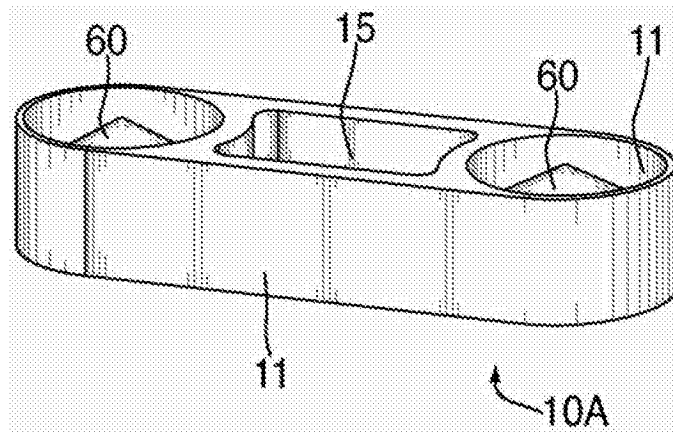


图32A

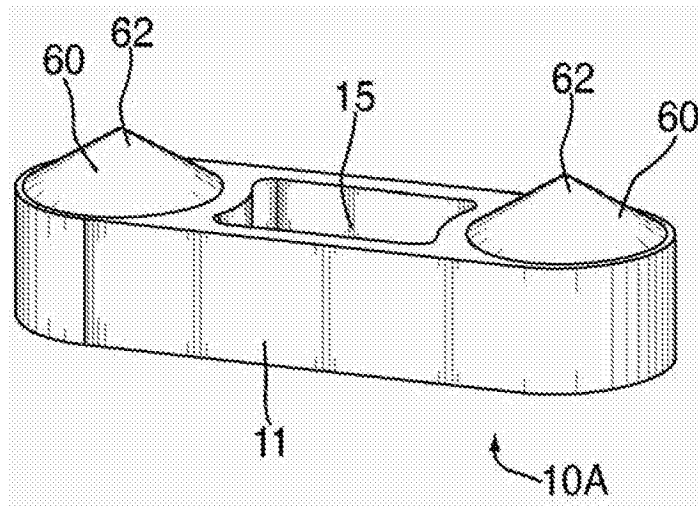


图32B

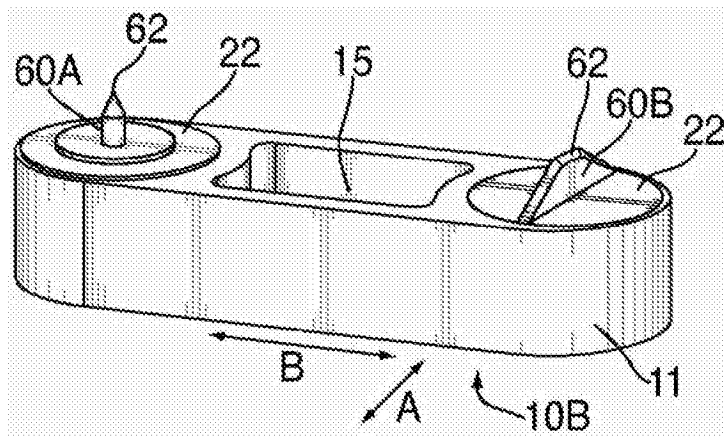


图33A

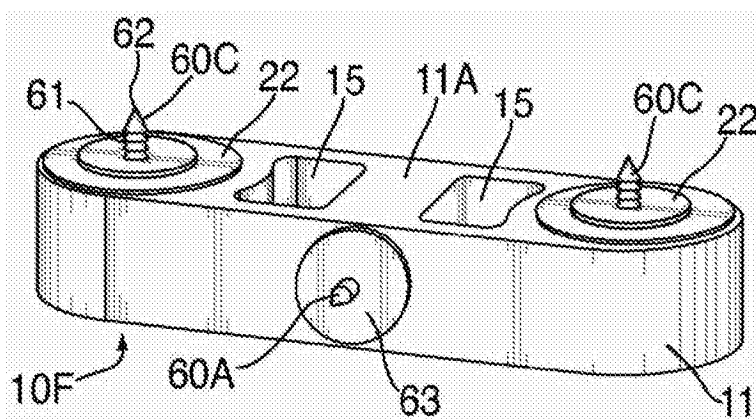


图33B

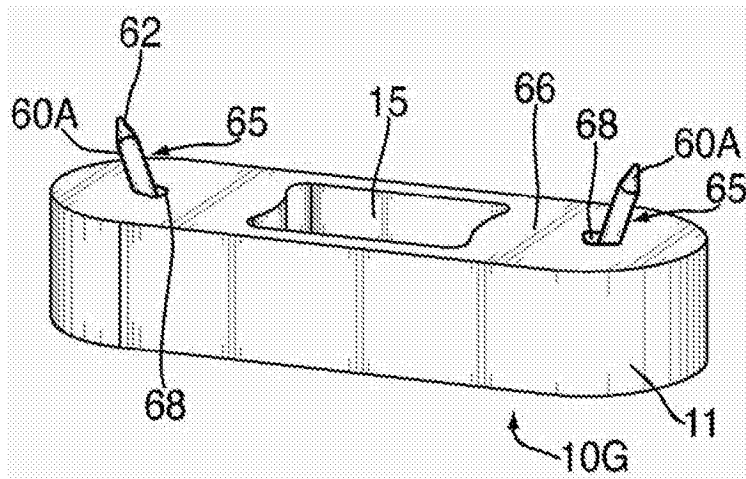


图33C

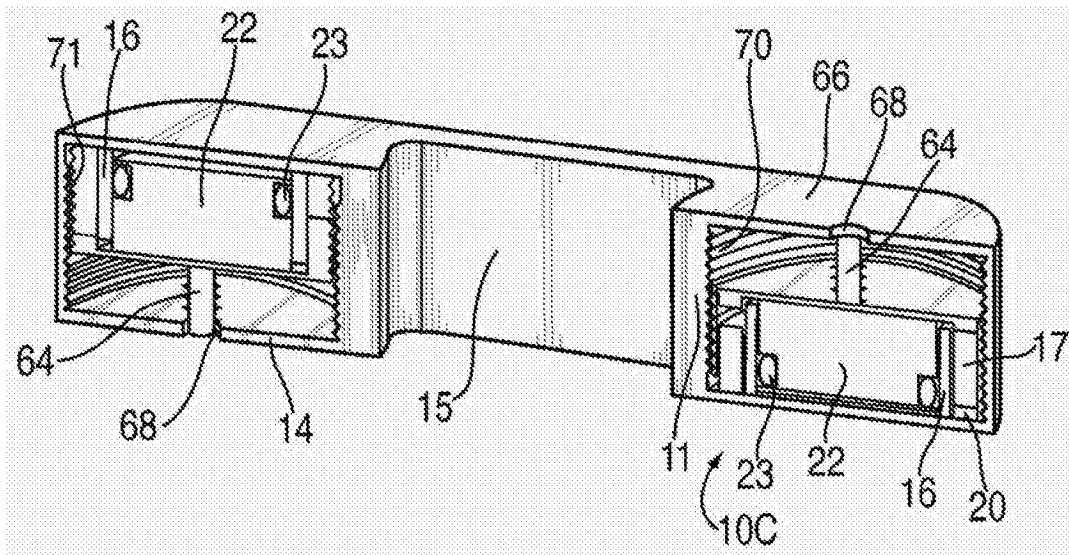


图34A

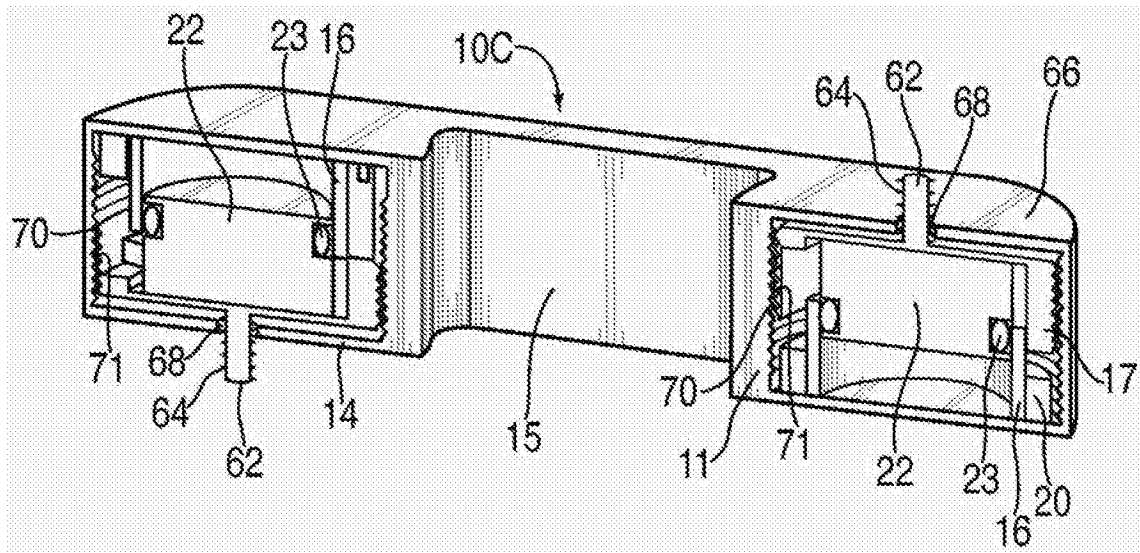


图34B

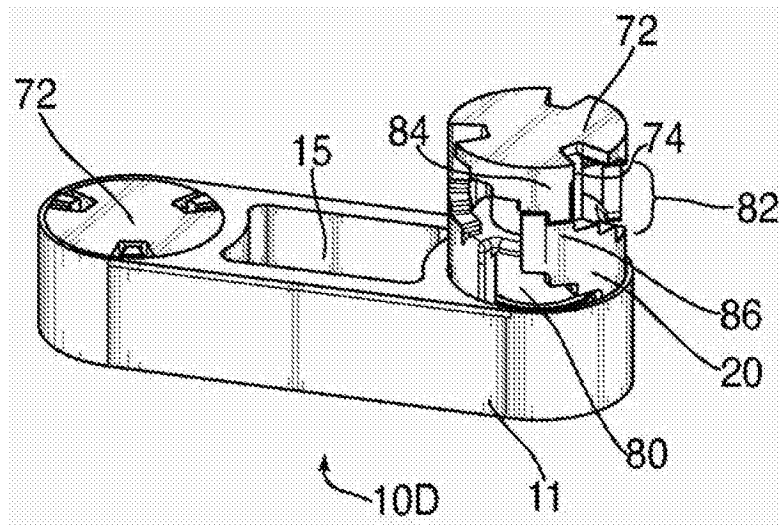


图35A

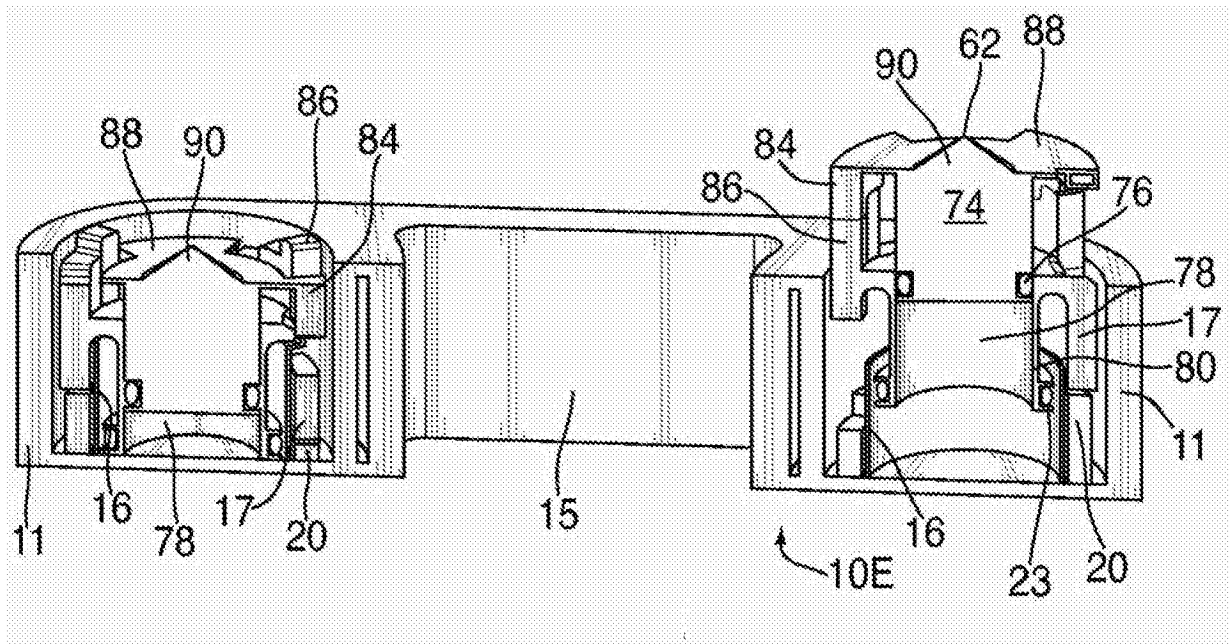


图35B

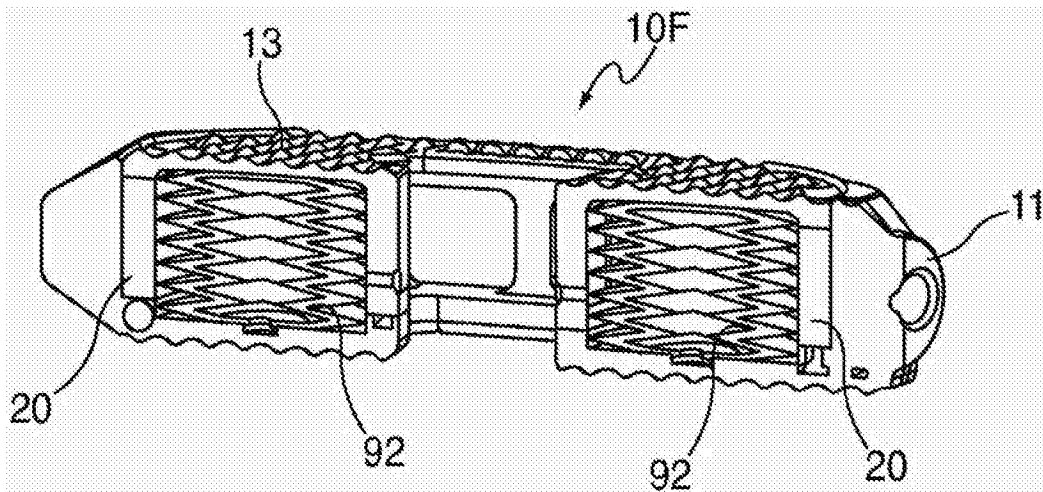


图36A

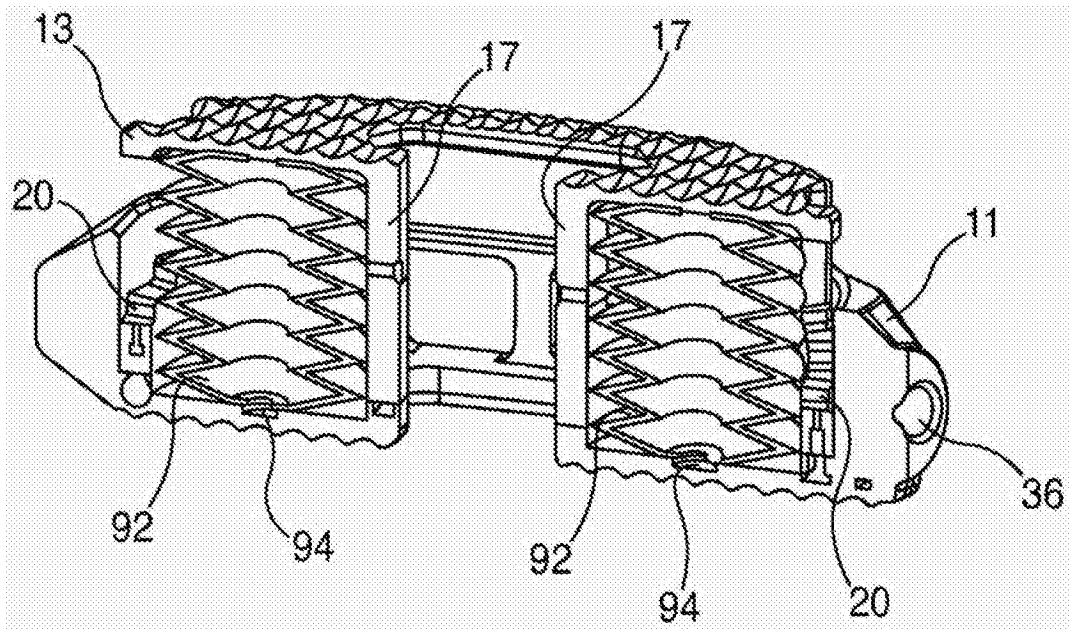


图36B

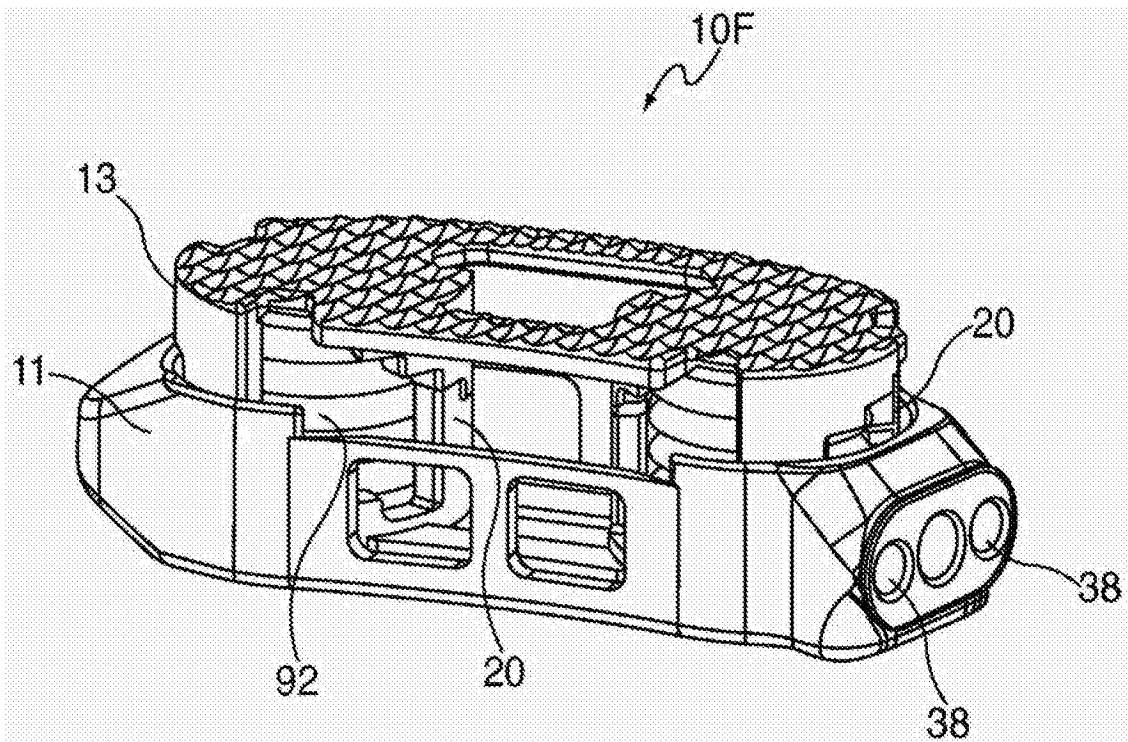


图36C

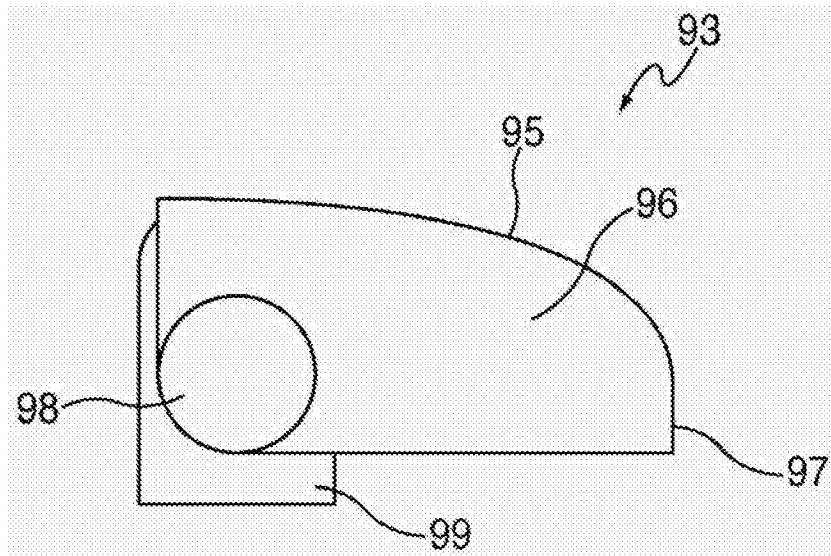


图37A

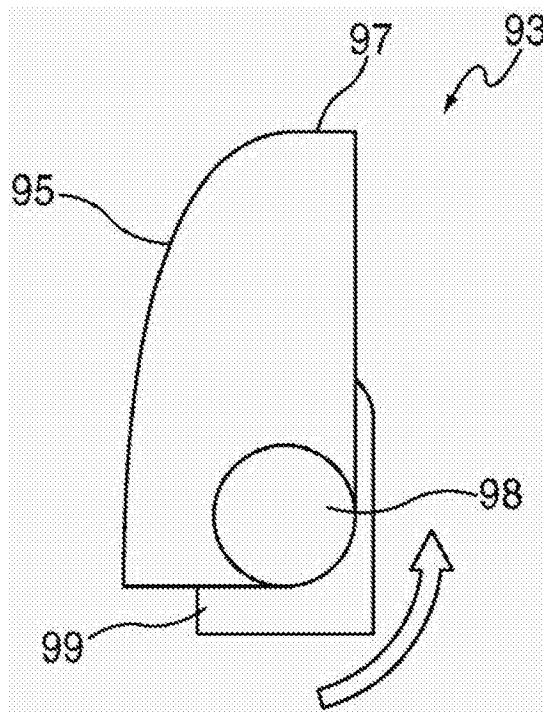


图37B

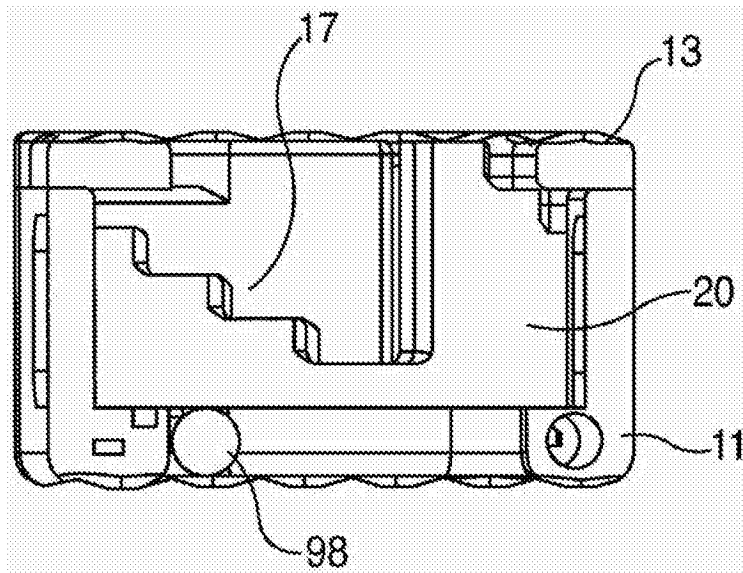


图38A

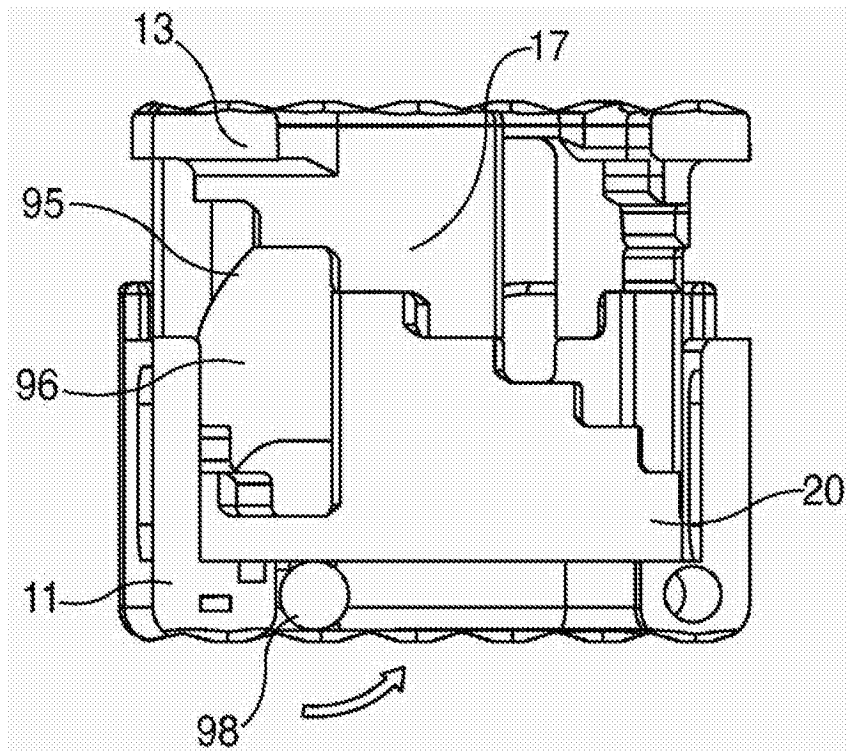


图38B

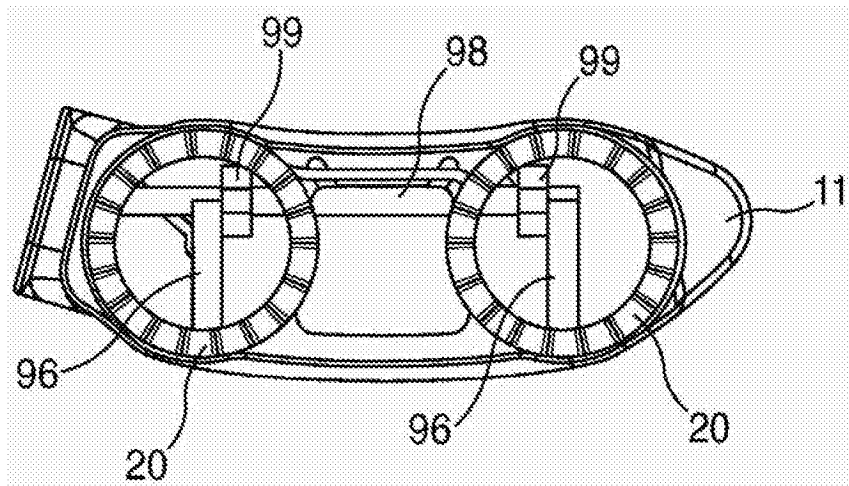


图39A

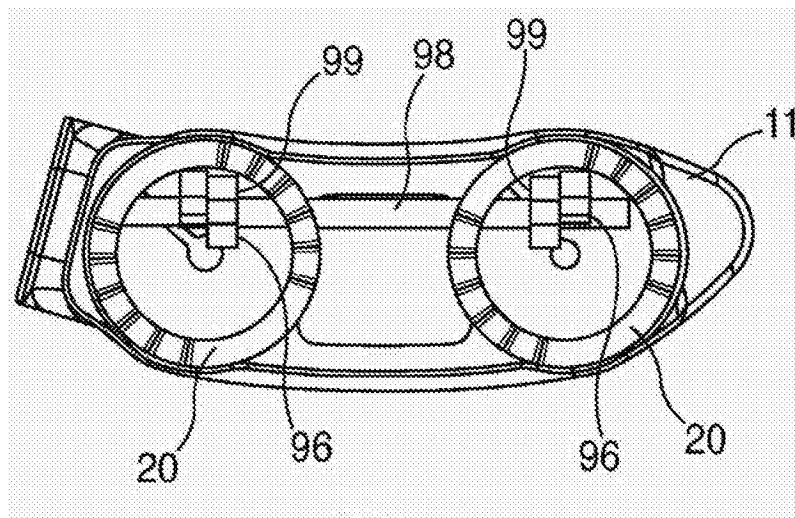


图39B

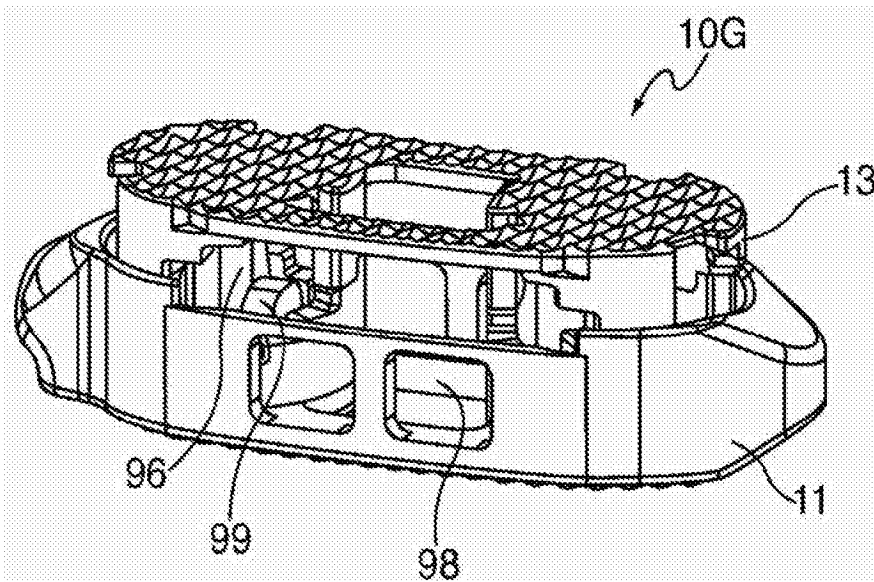


图40

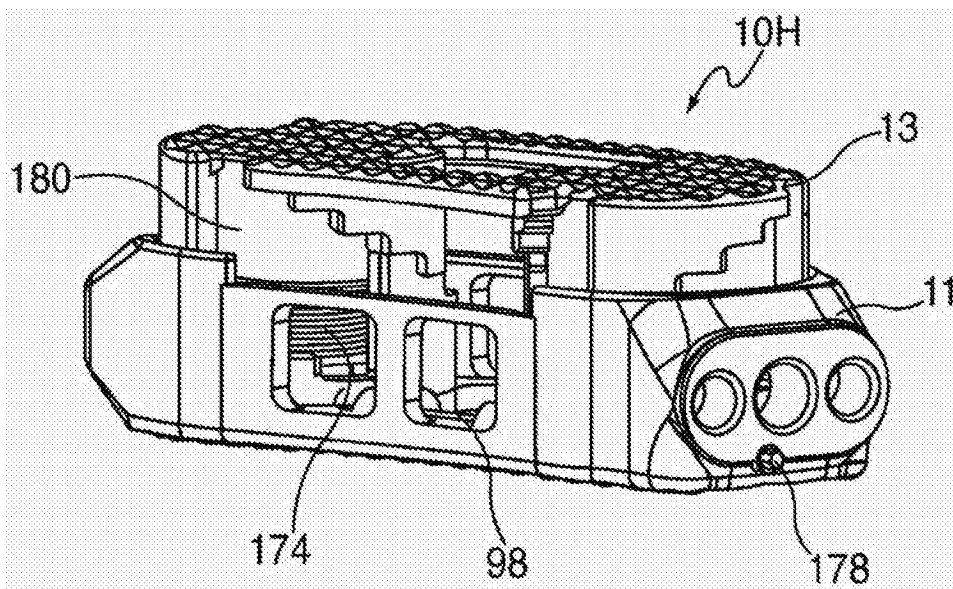


图41

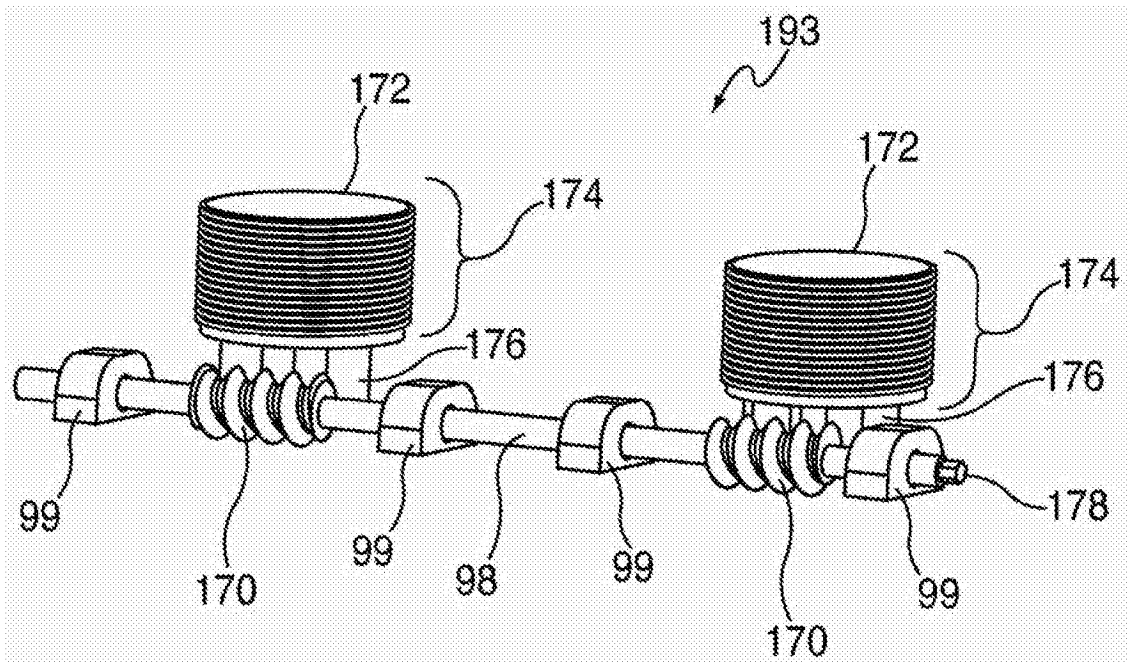


图42

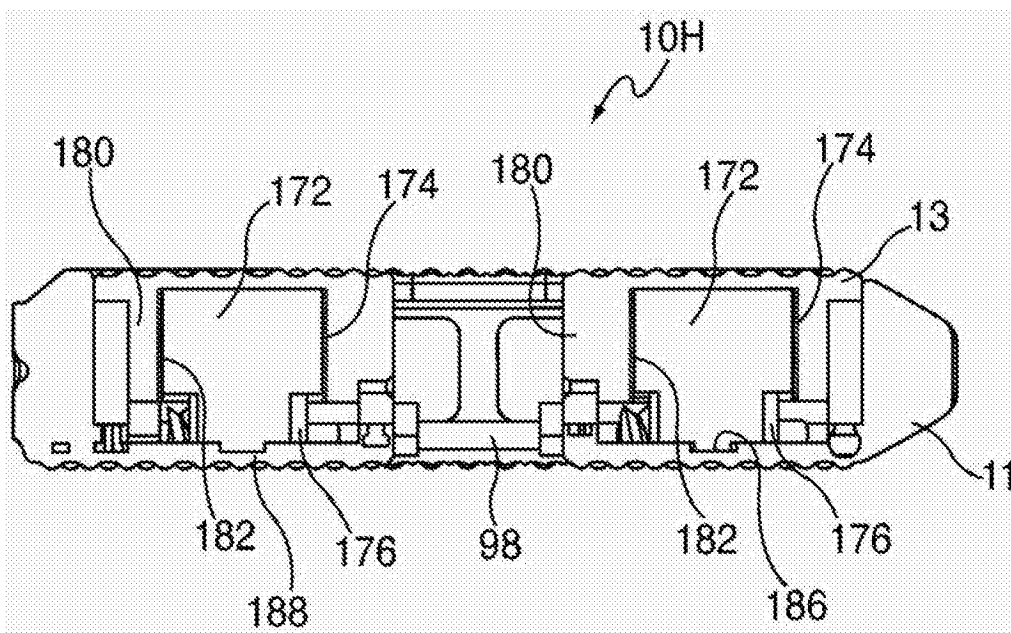


图43A

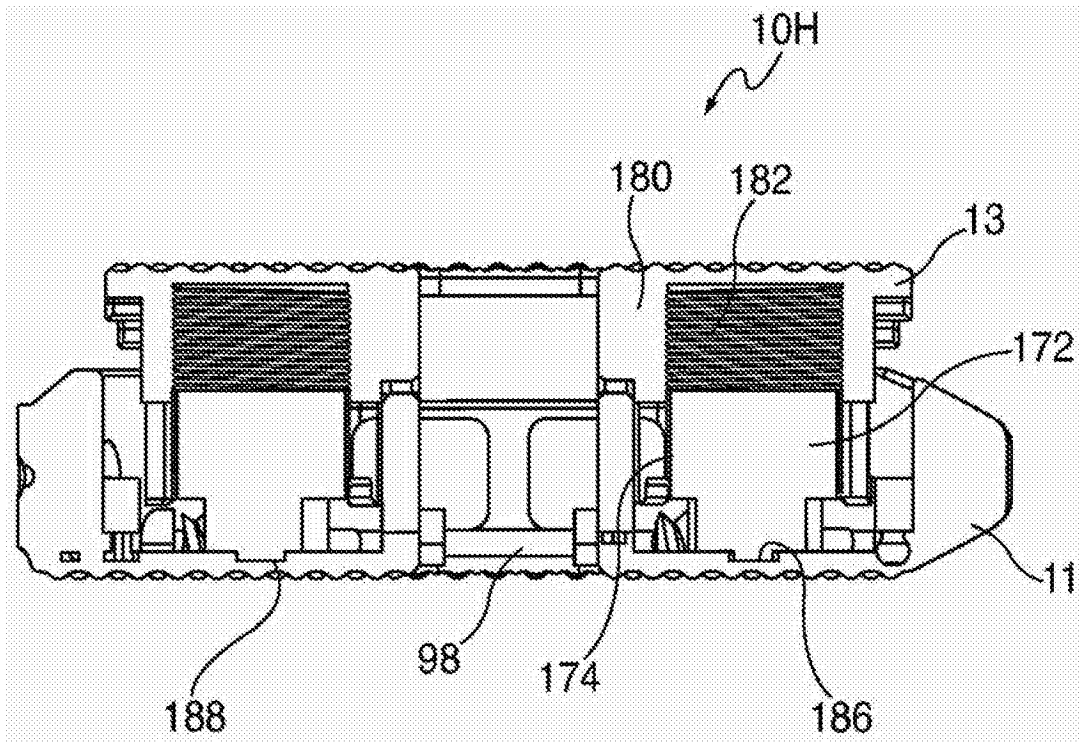


图43B

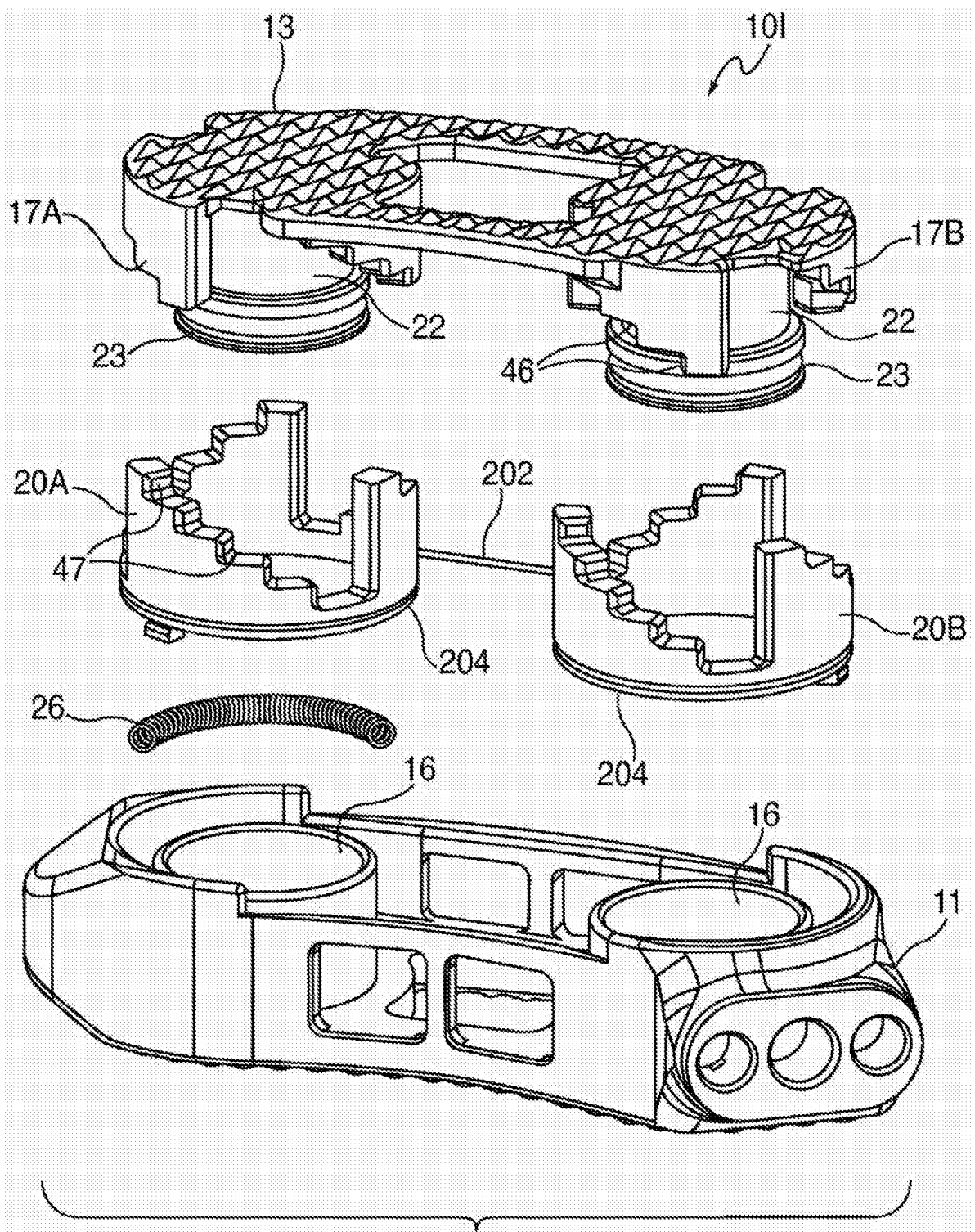


图44

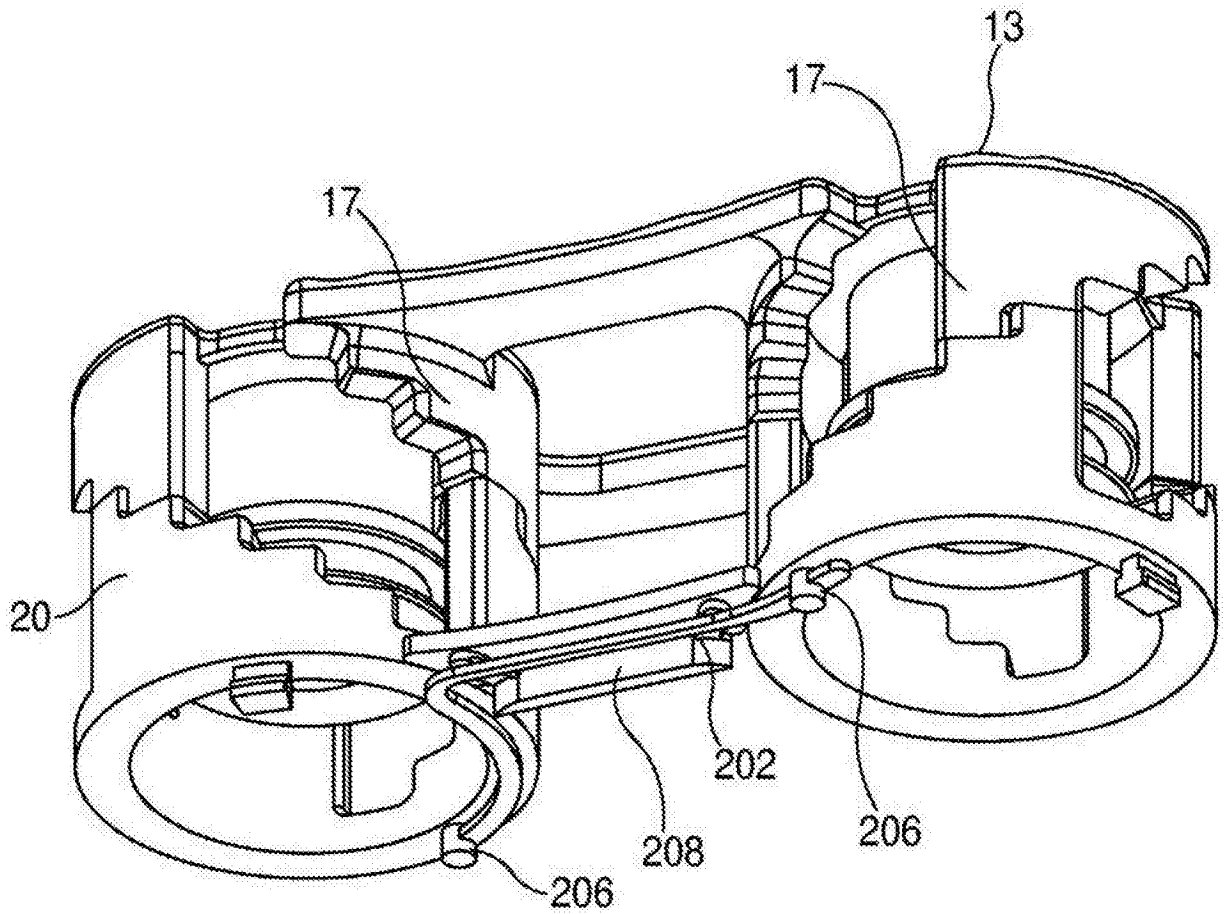


图45A

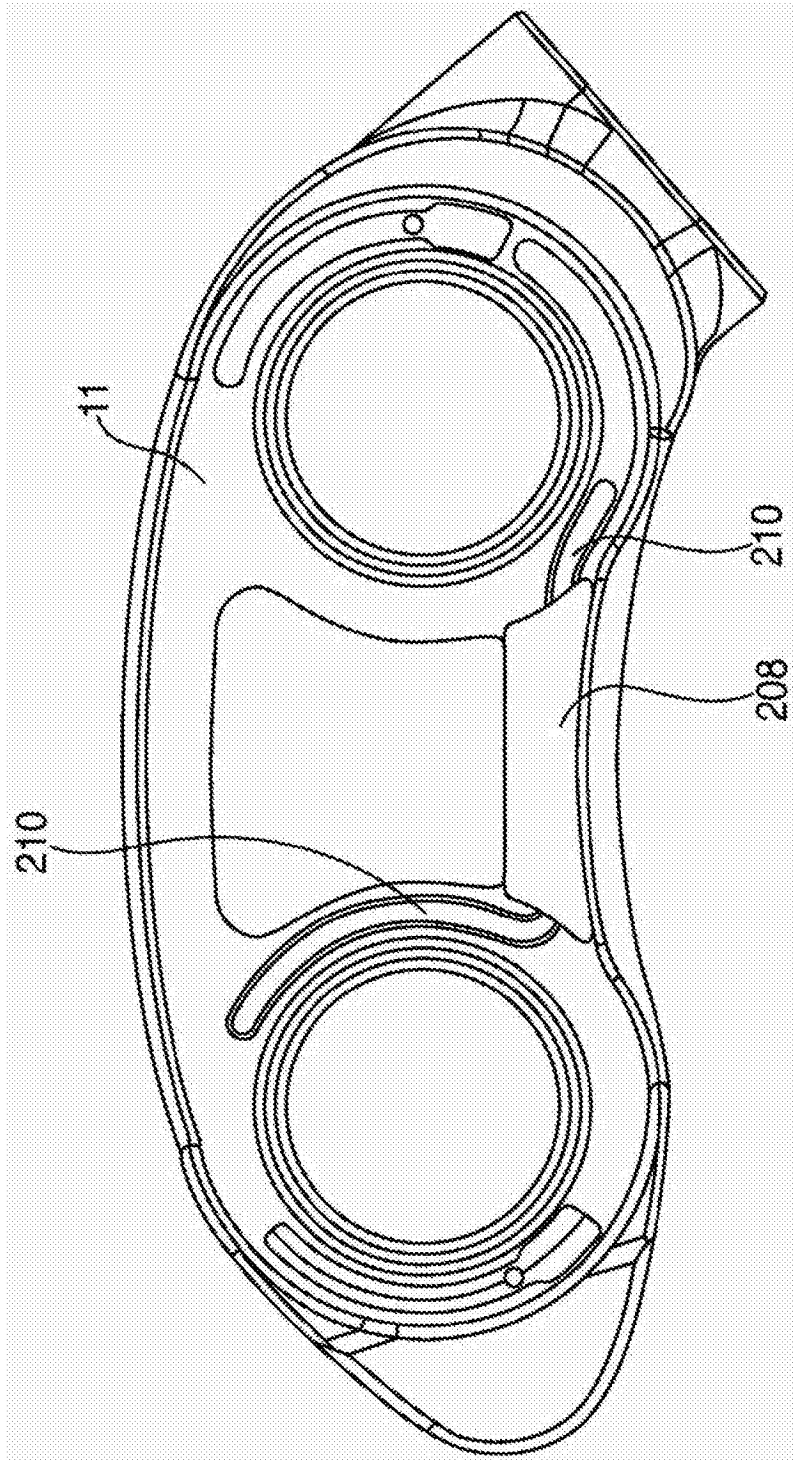


图45B

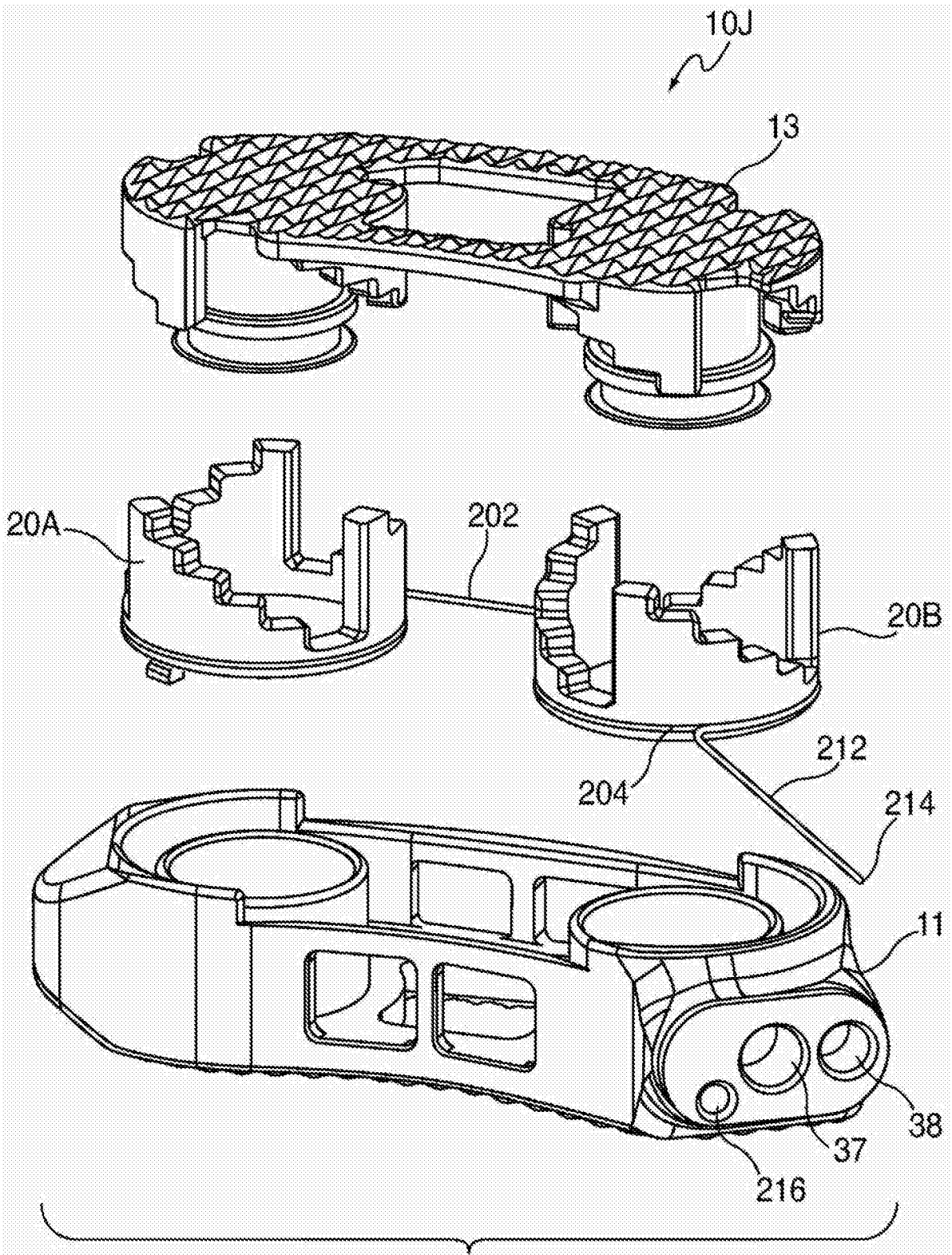


图46A

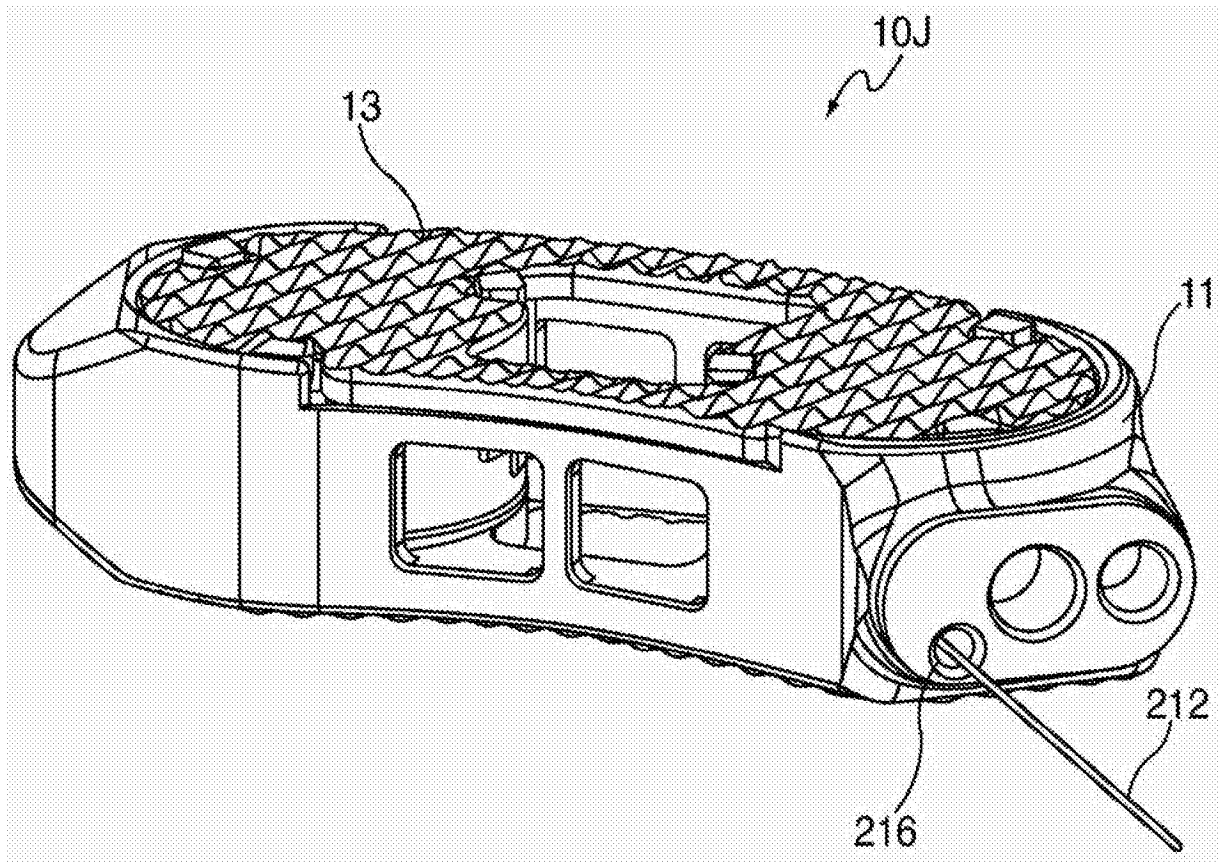


图46B

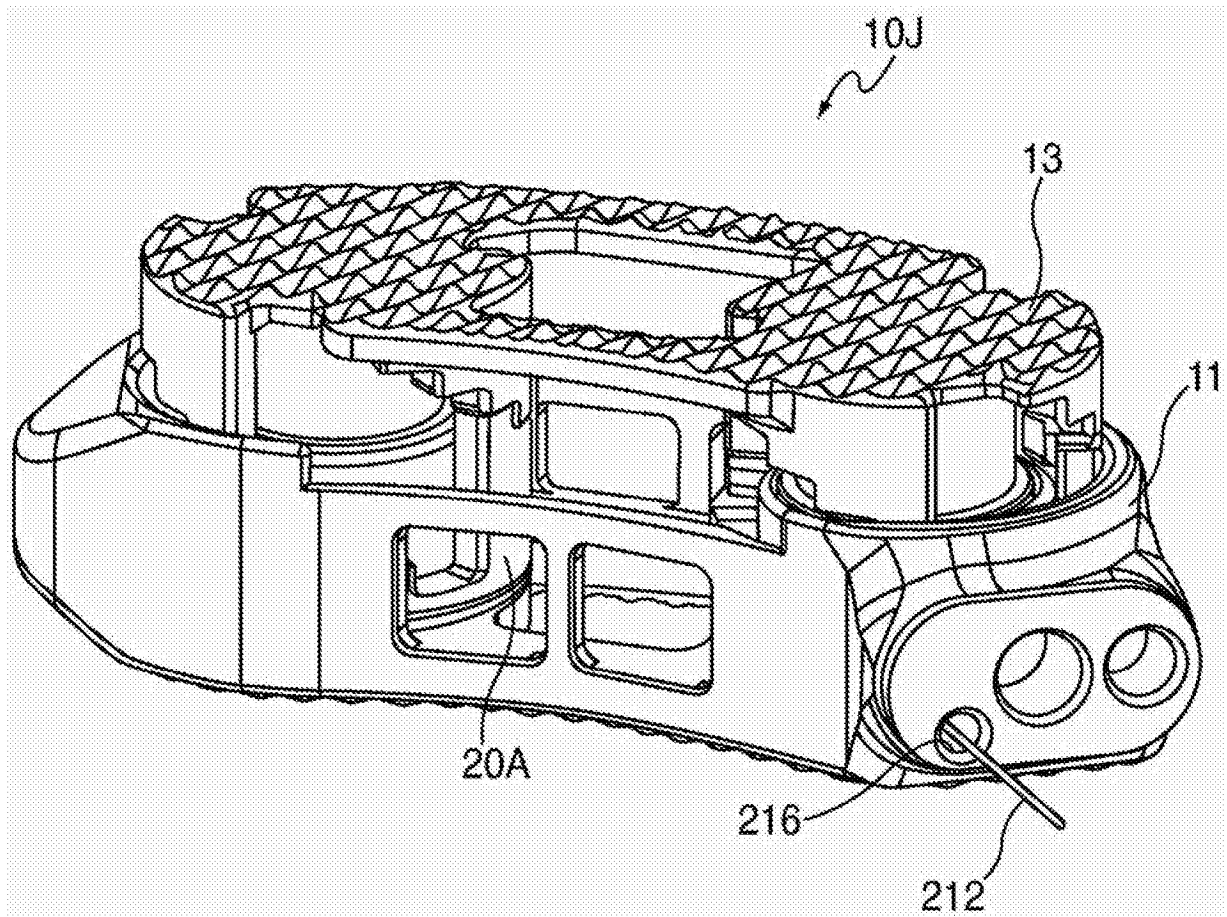


图46C

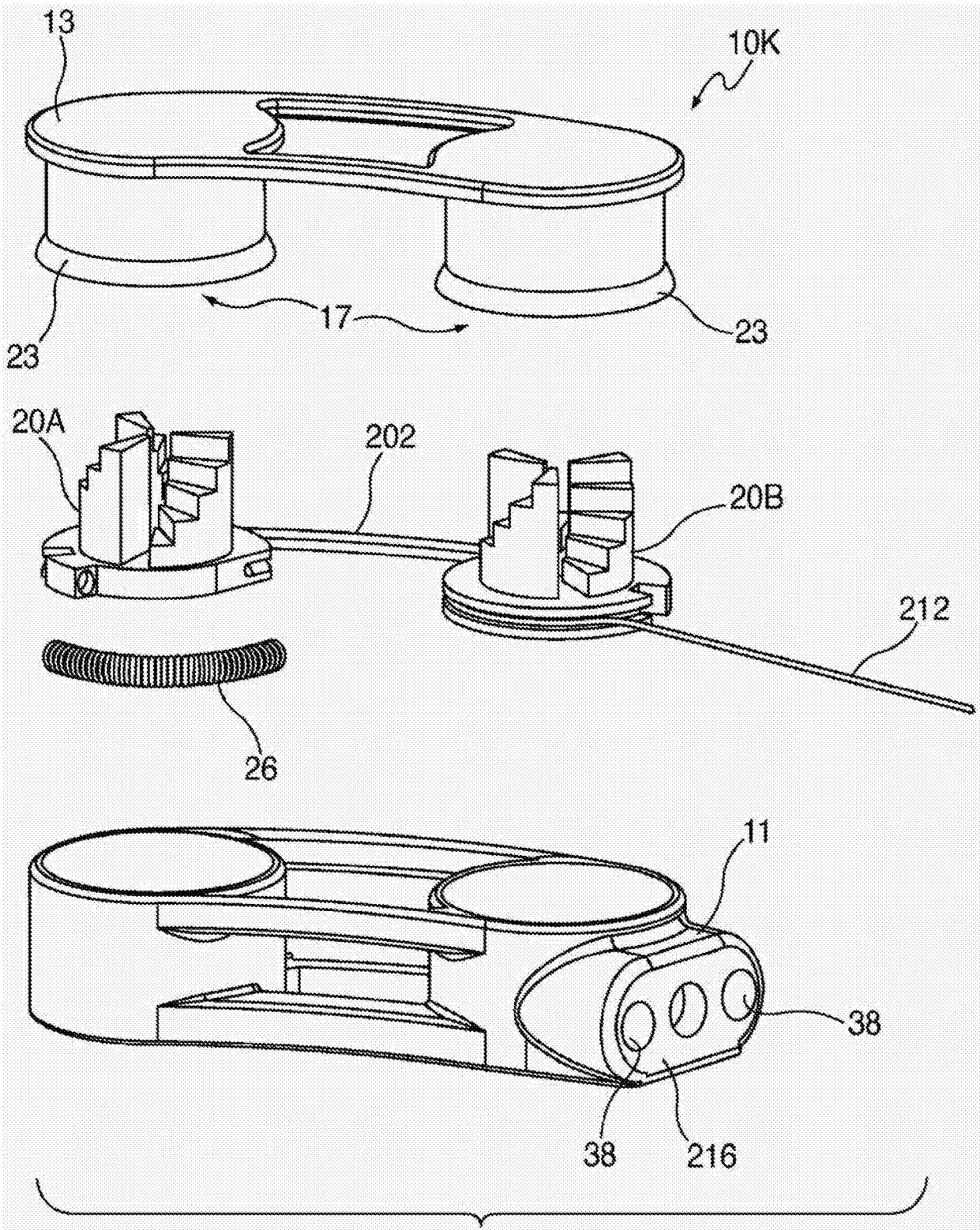


图47

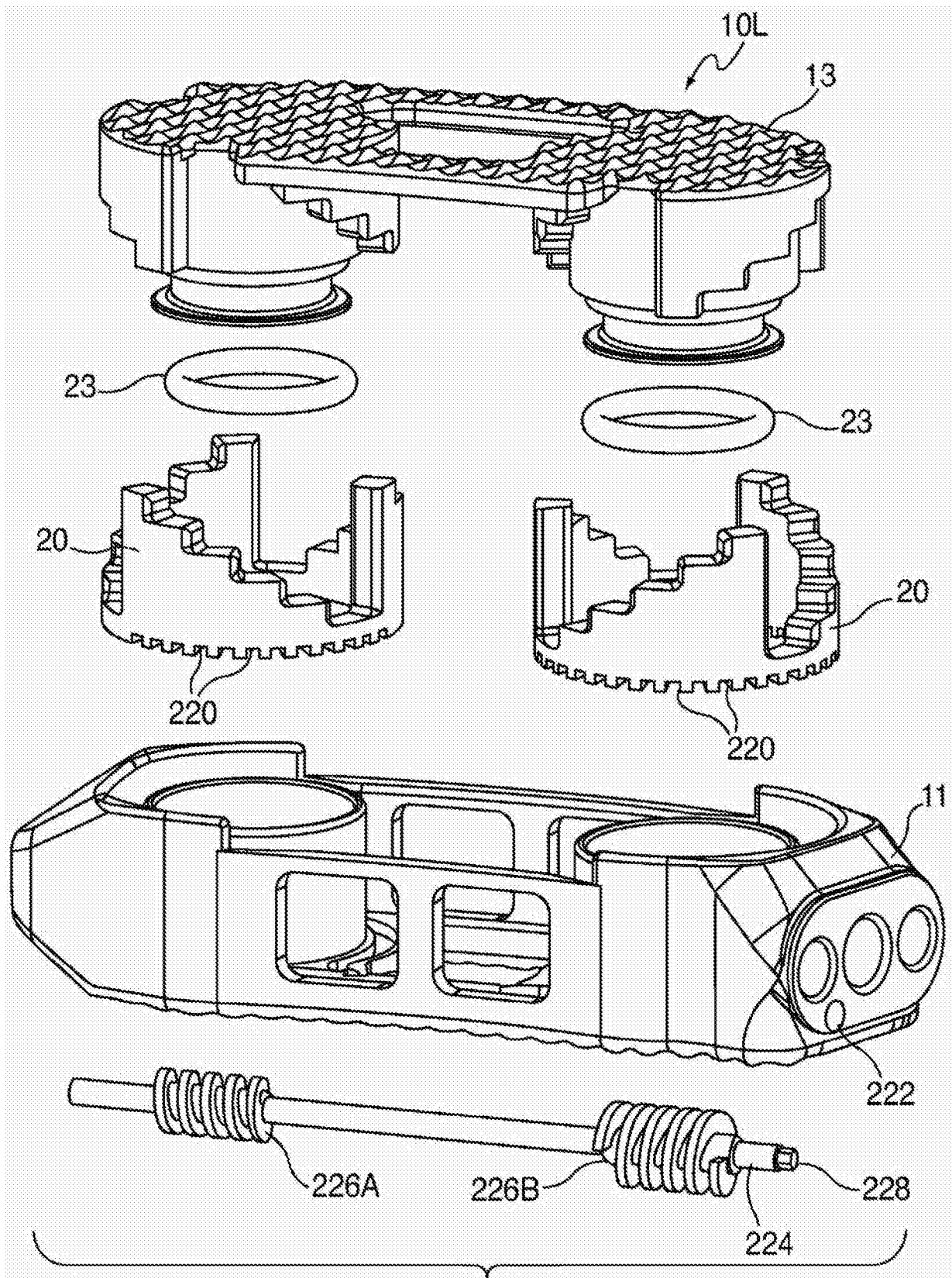


图48

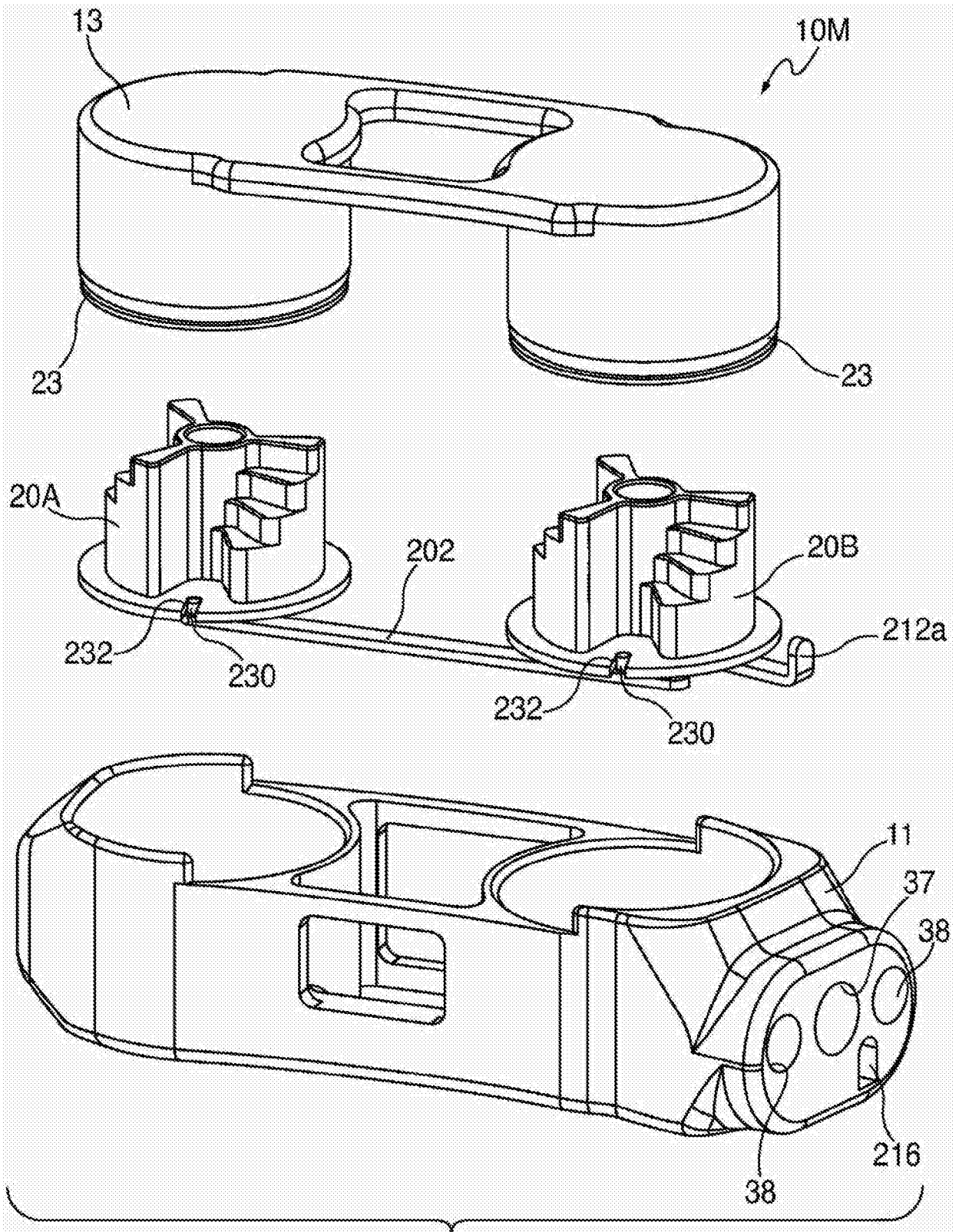


图49