



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103841909 B

(45)授权公告日 2017.02.15

(21)申请号 201180071436.4

(22)申请日 2011.04.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103841909 A

(43)申请公布日 2014.06.04

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.12.06

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2011/001480 2011.04.07

(87)PCT国际申请的公布数据
W02012/137031 EN 2012.10.11

(73)专利权人 维克辛姆公司
地址 法国巴尔马

(72)发明人 E.巴诺斯库

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 吴超 严志军

(51)Int.Cl.
A61B 17/88(2006.01)

审查员 任春颖

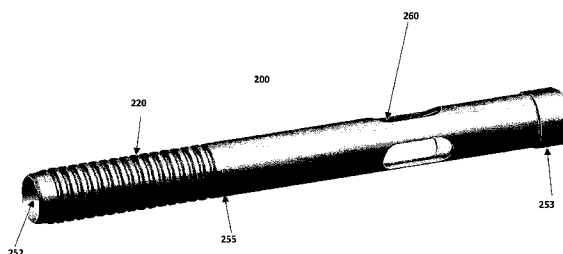
权利要求书2页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

可张开矫形设备

(57)摘要

用于人类或动物骨结构的恢复的方法和装置,其可包括向骨内引入能张开的植入物,该植入物能在单个确定的平面内张开,定位能张开的植入物在骨内以将单个确定的平面与骨恢复平面对应以及在骨恢复平面内展开能张开的植入物。第一支撑表面和第二支撑表面分散骨内组织。本公开的实施例还可包括在植入物周围注射填充材料。



1. 一种椎骨可张开的植入物,包括:

至少一个承受表面,其远离植入物的中心纵向轴线地张开;

第一植入物端和相对的第二植入物端,其中所述第一植入物端和所述第二植入物端中的每一端都包括开口或凹部,并且其中所述第一植入物端和所述第二植入物端被设计为在植入物张开期间朝着彼此移动;

保持构件,包括细长结构,该结构具有第一保持构件端和第二保持构件端,其中所述第一保持构件端和所述第二保持构件端中的每一端都被构造成与每个植入物端的相应的所述凹部接合,并且其中所述第一保持构件端和所述第二保持构件端中的至少一端包括多个脊和它们之间的对应的槽从而所述多个脊的宽度随着所述植入物的不断张开而减小;以及

至少一个接合构件,其被提供在邻近第一植入物端的所述凹部内,其中接合构件被构造成基本上适配在保持构件的多个槽中的槽内;

其中:

凹部包括具有在接合构件被定位在保持构件的脊上时允许接合构件通过的足够深度的第一凹部端、不具有在接合构件被定位在保持构件的脊上时允许接合构件通过的足够深度的第二凹部端,以及

保持构件被构造成通过基本上阻止张开的植入物的收缩来将植入物保持在张开构造。

2. 如权利要求1所述的可张开的植入物,其中,多个脊和槽至少部分地围绕保持构件的外表面。

3. 如权利要求1所述的可张开的植入物,其中,多个脊和槽完全围绕保持构件的外表面的圆周。

4. 如权利要求1所述的可张开的植入物,其中,所述多个槽远离保持构件的外表面地向内延伸,其中当植入物张开时,接合构件在保持构件的通过期间在脊和槽之间移动。

5. 如权利要求1所述的可张开的植入物,其中,保持构件是管形的并且一个或多个凹部至少部分地围绕该保持构件的外表面。

6. 如权利要求1所述的可张开的植入物,其中,保持构件是管形的并且包括内腔,该内腔构造成允许可流动的材料从其中穿过。

7. 如权利要求6所述的可张开的植入物,其中,保持构件可还包括孔隙,孔隙被构造成允许可流动的材料从管形保持构件的内腔流出。

8. 如权利要求1所述的可张开的植入物,其中,所述第一植入物端和所述第二植入物端中的至少一个被构造成与植入物张开器相关联。

9. 如权利要求8所述的可张开的植入物,其中,植入物张开器包括近端部分和远端部分,其中远端部分被构造成与所述植入物的所述第一植入物端和所述第二植入物端中的至少一个相关联。

10. 如权利要求9所述的可张开的植入物,其中,植入物张开器的近端部分被构造成与注射系统的注射构件联接。

11. 如权利要求10所述的可张开的植入物,其中,近端部分包括鲁尔锁、螺纹、或卡口构造。

12. 如权利要求1所述的可张开的植入物,其中,植入物的张开包括相对于保持构件移动所述第一植入物端和所述第二植入物端中的至少一个。

13. 如权利要求7所述的可张开的植入物,其中,可流动的材料包括骨水门汀或骨移植物。

14. 如权利要求1所述的可张开的植入物,其中,接合构件是开口簧环。

可张开矫形设备

技术领域

[0001] 本公开涉及外科和医学植入物领域,并且更具体地,涉及用于使用医学骨植入物恢复人类或动物骨结构的设备和方法。

背景技术

[0002] 骨压缩根本上由各种不同的原因引起,具体来说是在人的体重下导致(例如)自然的椎骨压缩的骨质疏松症,以及外伤,有时这两个原因是兼有的。这种骨压缩可影响椎骨,而且还关系到其它骨,例如桡骨和股骨。

[0003] 已知有若干椎骨成形技术来实现椎骨矫正,即,恢复椎骨到其原始形状,或者类似于原始形状的形状。例如,一种技术包括引入可膨胀的球囊到椎骨内,然后在压力下引入流体到球囊内以推动椎骨的皮质壳,并且更具体地说是下和上椎骨高凸(plateaus),在压力的作用下矫正椎骨的形状。这种技术被称为椎体后凸成形术。一旦含骨皮质壳已经被矫正,此后就是球囊收缩,并且从椎骨撤回以能够注射水门汀(cement)到皮质壳内,这用于施加足够的机械阻力,以使矫正持续较长的持续时间。

[0004] 椎体后凸成形术方法的显著缺点在于其多次操作,尤其是膨胀,并且还在于必须将球囊从病人的身体内撤回。而且,对球囊膨胀的控制很弱,因为球囊的体积是多方向的,这经常导致大压力被沿着不期望的方向置于皮质壳上。这种大压力有使皮质壳破裂的风险,尤其是皮质壳的连接椎骨的下和上高凸的侧向部分。

[0005] 还存在其它的椎骨植入物,它们被用于填充椎骨内的空腔。但是,这种植入物通常采取径向膨胀原则,这种原则是通过形成在植入物的收缩的作用下与植入物的纵向轴线正交地挺立的多个点来获得的。这种植入物在各个点上施加了过高的压力,这可刺穿这些点支撑在其上的材料。而且,类似于椎体后凸成形术,非常高的压力可引起组织或器官壁的破裂,例如皮质壳。而且,一些植入物的径向膨胀不允许选择特定膨胀方向。

[0006] 前面对相关现有技术的描述决不是用来承认其中描述的任何文献,包括未决美国专利申请在内,是本公开的实施例的现有技术。而且,本文中对与所描述的产品、方法和/或装置相关联的任何缺点的描述不是用来限制所公开的实施例。实际上,本公开的实施例可包括所描述的产品、方法和/或装置中的某些特征,但没有它们的所描述的缺点。

发明内容

[0007] 本公开的实施例减少了上面指出的缺点并且提供了相对于现有技术的骨恢复设备的额外的优点。更具体地说,本公开的一些实施例包括用于恢复人类或动物的骨结构的方法,并且包括下列步骤中的一个或多个: 向要恢复的骨内引入可按照单个的所确定的张开平面张开的植入物,该平面优选是植入物固有的,将可张开的植入物定位在骨内以使张开平面对应骨恢复平面,在骨恢复平面内展开可张开的植入物,并且在植入物的周围注射填充材料。

[0008] 本公开的实施例中的一些涉及能张开的/可张开的植入物(在本公开中能张开的

和可张开的被可互换地使用)。该植入物可被插入在椎骨的两个部分之间,或者在两个椎骨之间的椎间空间内,以恢复脊柱(例如)。例如,在一些实施例中,植入物可被用于恢复和/或张开两个椎骨之间的距离(例如,在两个邻近的椎骨之间)。在一些实施例中,植入物可被用作椎体成形设备,来治疗椎骨体的压缩骨折。

[0009] 根据一些实施例,提供的椎骨可张开的植入物包括:

[0010] 至少一个承受表面,其远离植入物的中心纵向轴线地张开;

[0011] 第一植入物端和相对的第二植入物端,其中每一端都包括开口或凹部,并且其中所述端被设计为在植入物张开期间朝着彼此移动;

[0012] 保持构件,其包括细长结构,该结构具有第一端和第二端,其中每一端都被构造成与每个植入物端的相应的开口或凹部接合,并且其中至少一个端包括多个脊和它们之间的对应的槽;以及

[0013] 至少一个保持构件接合构件,其被提供在邻近第一植入物端的凹部内,其中接合构件被构造成基本上适配在保持构件的多个槽中的槽内;

[0014] 其中,凹部包括具有足够深度以在接合构件被定位在保持构件的脊上时允许接合构件通过的第一端、没有在接合构件被定位在保持构件的脊上时允许接合构件通过的足够深度的第二端,并且其中保持构件被构造成用于通过基本上阻止植入物在张开后收缩来将植入物保持在张开构造。

[0015] 根据一些实施例,提供了用于将可张开的植入物保持在张开状态的方法,所述方法包括:向骨内引入能张开的植入物,所述植入物包括至少一个承受表面,其远离该植入物的中心纵向轴线地张开;以及第一植入物端和相对的第二植入物端,其中所述端都被设计为在植入物张开期间朝着彼此移动,并且其中每一端都包括开口或保持凹部,所述保持凹部容纳接合构件;

[0016] 张开植入物使得该植入物接合机械阻挡,该机械阻挡被构造成阻止植入物压缩,其中所述机械阻挡被放置在第一植入物端和相对的第二植入物端之间;

[0017] 所述机械阻挡包括保持构件,该保持构件包括细长结构,该细长结构具有第一端和第二端,其中至少一端包括多个脊和它们之间的对应的槽,并且其中该至少一端被构造成接合至少一个植入物端的相应的开口或保持凹部;

[0018] 定位保持构件使得接合构件接合保持构件的至少一个槽,其中接合构件被构造成基本上适配在保持构件的多个槽中的槽内;

[0019] 其中保持凹部被构造成在植入物的张开期间允许接合元件在保持元件的脊上通过,并且其中保持凹部被构造成在施加压缩力给植入物时阻挡接合元件在保持元件的脊上通过,由此保持接合元件在保持构件的槽内,并且由此通过基本上阻止植入物在张开后收缩来保持植入物处于张开构造。

[0020] 根据一些实施例,提供的椎骨可张开的植入物包括植入物、保持构件和保持构件布置接合构件;

[0021] 其中植入物包括第一和第二相对的承受表面,其中第一和第二相对的承受表面在植入物的张开期间按照张开平面彼此远离地移动;

[0022] 其中植入物还包括与每个承受表面相关联的远端和近端相对端,它们被设计为在植入物的张开期间朝着彼此移动;

[0023] 其中保持构件是带有第一端和第二端的细长构件,其中至少一端包括多个脊和槽,

[0024] 其中接合构件被构造成适配在多个槽中的槽内。

[0025] 其中植入物的第一和第二相对端包括构造成接收保持构件的孔隙,

[0026] 其中至少一端包括容纳接合构件的凹部,其中该凹部包括第一端和第二端,其中第一端具有足够的深度以在接合构件被定位在保持构件的脊上时允许接合构件自由通过,并且其中凹部的第二端没有在接合构件被定位在保持构件的脊上时允许接合构件自由通过的足够深度;以及

[0027] 其中保持构件被构造成通过阻挡张开的植入物的收缩来将植入物保持在张开构造。

[0028] 多个脊和槽可完全地或部分地围绕保持构件的外表面。

[0029] 多个槽可远离保持元件的外表面地向内延伸,其中在植入物张开时,接合构件(例如开口簧环)在保持构件通过期间在脊和槽之间移动。

[0030] 植入物的张开包括相对于保持元件移动端构件中的至少一个。

[0031] 在一些实施例中,保持元件是管形的并且一个或多个凹部至少部分地围绕该保持构件的外表面。在一些实施例中,保持元件是管形的并且包括内腔,该内腔构造成允许可流动的材料从其中穿过。保持元件可还包括孔隙,孔隙被构造成允许可流动的材料从管形保持元件的内腔流出。可流动的材料可包括骨水门汀或骨移植物。

[0032] 在一些实施例中,端构件中的至少一个被构造成与植入物张开器相关联。植入物张开器可包括近端部分和远端部分,其中远端部分被构造成与植入物的端构件中的至少一个相关联。植入物张开器的近端部分可被构造成被联接到注射系统的注射构件。近端部分可包括鲁尔锁、螺纹或卡口构造。

[0033] 根据一些实施例,能张开的植入物被提供以实现骨恢复,包括:植入物固有的单个张开平面,其中该单个张开平面对应骨恢复平面;第一和第二相对的板,分别形成了用于骨的第一和第二承受表面,其中第一和第二板在植入物张开时按照单个张开平面彼此远离地移动;第一和第二植入物端,基本上沿着植入物的纵向轴线对准,其中第一植入物端包括用于允许植入物与植入物承载器接合的开口;至少一对第一和第二支撑件,其中一对支撑件中的每个支撑件都包括连接到第一或第二板的第一端和连接到第一或第二植入物端的第二端;以及第一材料腹板,其设置在每个相应的支撑件和该支撑件所连接到的对应的板之间,以及第二材料腹板,其设置在每个相应的支撑件和该支撑件所连接到的对应植入物端之间,其中每个材料腹板在植入物张开期间都塑性变形以控制植入物的张开,并且其中每个材料腹板都包括相应支撑件的厚度减少部分。

[0034] 根据一些实施例,提供了用于恢复人类或动物的骨结构(例如,椎骨)的方法,包括:向骨内引入根据本实施例的能张开的植入物。在一些实施例中,提供了用于恢复人类或动物的骨结构的方法,包括:向骨内引入能张开的植入物,该植入物具有:根据一些实施例,提供了用于恢复人类或动物骨结构(例如,椎骨)的方法,包括,向骨内引入根据本实施例的能张开的植入物。在一些实施例中,提供了用于恢复人类或动物的骨结构的方法,包括:向骨内引入能张开的植入物,该植入物具有:至少一个承受表面,其远离植入物的中心纵向轴线地张开;第一植入物端和相对的第二植入物端,其中每一端都包括开口或凹部,并

且其中所述端被设计在植入物张开期间朝着彼此移动；保持构件，其包括具有第一端和第二端的细长结构，其中每一端都被构造成与每个植入物端的相应的开口或凹部接合，并且其中至少一端包括多个脊和它们之间的对应的槽；以及至少一个保持构件接合构件，其设置在邻近第一植入物端的凹部内，其中接合构件被构造成基本上适配在保持构件的多个槽中的槽内；其中凹部包括具有在接合构件被定位在保持构件的脊上时允许接合构件通过的足够深度的第一端，没有在接合构件被定位在保持构件的脊上时允许接合构件通过的足够深度的第二端，并且其中保持构件被构造成通过基本上阻止植入物在张开后收缩来将植入物保持在张开构造。

[0035] 根据一些实施例，提供了用于恢复人类或动物的骨结构的方法，包括：向骨内引入能张开的植入物，该植入物具有：单个张开平面；形成用于骨的承受表面的至少一个板，其中在植入物张开时，该板的移动方向为在植入物张开时按照该单个张开平面远离植入物的纵向轴线；第一和第二植入物端，它们沿着植入物的纵向轴线基本上对准，其中第一植入物端包括用于允许植入物与植入物承载器接合的开口；至少一个支撑件，其连接到至少一个板和至少一个植入物端；以及材料区域，其设置在至少一个支撑件和至少一个板与至少一个植入物端中的至少一个之间，其中所述材料区域在植入物张开期间塑性变形以控制植入物的张开，并且其中材料区域包括相应的支撑件的厚度减少部分；将能张开的植入物定位在骨中以将单个张开平面与骨恢复平面对应，并且在骨恢复平面内张开植入物。

[0036] 根据一些实施例，能张开的植入物可包括保持构件。

附图说明

[0037] 为了更好地理解本公开，结合附图参考下面的描述，全部附图中同样的附图标记表示同样的零件。

[0038] 图1A图示了根据本公开的处于备用状态的能张开的植入物的一个实施例的透视图。

[0039] 图1B图示了处于展开状态的图1A的示例。

[0040] 图2A图示了根据本公开的处于备用状态的能张开的植入物的另一实施例的侧视图。

[0041] 图2B图示了处于展开状态的图2A的示例。

[0042] 图2C图示了在图2A和2B中示出的实施例的支撑构件的放大侧视图。

[0043] 图3是根据图1A的示例的侧视图。

[0044] 图4图示了沿着图3的线I-I的截面的视图。

[0045] 图5图示了沿着图3的线II-II的截面的视图。

[0046] 图6给出了根据图1A的示例的从视角F的端视图。

[0047] 图7是根据图1A的示例的俯视图。

[0048] 图8图示了根据本公开的处于备用状态的能张开的植入物的另一实施例的透视图。

[0049] 图9图示了处于展开状态的图8的示例。

[0050] 图10是根据图8的示例的侧视图。

[0051] 图11图示了沿着图10的线III-III的截面的视图。

- [0052] 图12图示了沿着图10的线IV-IV的截面的视图。
- [0053] 图13图示了沿着图10的线V-V的截面的视图。
- [0054] 图14图示了沿着图10的线VI-VI的截面的视图。
- [0055] 图15给出了根据图8的示例的从方向G的端视图。
- [0056] 图16是根据图8的示例的俯视图。
- [0057] 图17图示了根据本公开的保持元件的实施例的透视图。
- [0058] 图18A图示了根据本公开的利用具有植入物槽面积(开口簧环空间)的机械阻挡的植入物和保持元件的实施例的透视图。
- [0059] 图18B说明了根据本公开的利用具有植入物槽面积(或开口簧环空间)以及在初始位置的开口簧环的机械阻挡的植入物和保持元件的实施例的透视图。
- [0060] 图18C图示了植入物和保持元件的实施例和开口簧环在植入物收缩时的布置的透视图。
- [0061] 图18D图示了植入物和保持元件的实施例以及开口簧环在收缩停止时的布置(开口簧环落回到管布置槽中)的透视图。
- [0062] 图18E图示了植入物和保持元件的实施例和开口簧环的提供机械阻挡给保持元件的移动的布置的透视图。

具体实施方式

[0063] 在下面对优选实施例的描述中,参照了附图,附图形成了该优选实施例的一部分,并且在附图中以说明的方式示出了可实践本公开的具体实施例。应该理解,其它的实施例也可被利用并且可进行结构改变,而不脱离本公开的范围。

[0064] 根据本公开的一些实施例的方法允许建立产生实心结构的加强结构(即,由于植入物的张开,该植入物被包含了硬化的填充材料中)。而且,填充材料可在相对低的压力下被注射,这是因为植入物保持就位,这能够保护被矫正的骨结构的尺寸。

[0065] 本公开的实施例的另一特征是能张开的植入物可被在骨恢复平面内被张开/展开到确定值:在任何张开之前的植入物的最小厚度和在最大量张开后的植入物的最大厚度之间的确定值。这个特征允许控制植入物的张开值,例如,用于给定的椎骨矫正。

[0066] 本公开的实施例的另一有利特征包括通过展开(分别地)形成骨的第一和第二支撑表面的第一和第二相对板来展开能张开的植入物。这个特征允许通过增加在组织上的接触或支撑表面,来减少由植入物在与组织接触中施加到组织上的压强。

[0067] 植入物的长度的大小也可被设置为基本上等于在骨中的第一和第二支撑表面中的至少一个。这个特征允许最优化在组织上的支撑长度与植入物的长度的比例。例如,该比例越接近一,植入物就越能被用在要求小长度的位置。而且,这个特征还允许以低注射压力引入填充材料——在一个实施例中,注射压力尽可能最低以避免将填充材料注射到不适合的组织中,例如血管壁(比如)。

[0068] 在本公开的另一实施例中,第一和第二板中的每一个可都形成部分地圆柱形的支撑表面,其一部分可平行于能张开的植入物的纵轴线。

[0069] 在本公开的另一实施例,第一和第二板的展开包括使用在所述板下的一个或多个支撑件升高后者。这个特征允许支撑表面的长度与植入物的长度的比例被增加到尽可能地

接近一(1),将通过对本公开的实施例的描述进一步更具体地对此进行解释。而且,这个特征允许推力被分布在板下以减少悬臂。

[0070] 填料水门汀可被注射在植入物周围,以有助于在骨恢复中的植入物的压缩载荷。可与根据所公开的实施例的植入物一起使用的水门汀可包括离子水门汀,尤其是磷质石灰(phosphocalcic)水门汀、丙烯酸水门汀或后者的化合物。因此,植入物和水门汀的组合并非和建筑物结构中的钢加强水泥结构不同。

[0071] 在本公开的一个实施例中,给出了用于骨恢复的能张开的植入物并且该植入物包括该植入物固有的单个张开平面,其中该单个张开平面对应骨恢复平面并且第一和第二相对的板分别形成用于骨的第一和第二承受表面。第一和第二板被设计为在植入物张开时按照单个张开平面彼此远离地移动。植入物还可包括用于第一和第二承受表面中每一个的第一和第二支撑件,分别位于每个板的下面,以及用于控制植入物的张开的装置。控制装置可包括设置在每个支撑件和对应板之间的材料腹板,其具有确定的厚度,该厚度控制植入物的张开。而且,一个或多个植入物可被用在单个骨中以产生更加对称的骨恢复。

[0072] 因此,本公开的额外的实施例也可包括用于控制确定的张开值的控制装置,该确定的张开值在植入物的任何张开之前的植入物的最小厚度和植入物的最大量张开后的植入物最大厚度之间。

[0073] 该植入物也可优选地包括用于将能张开的植入物定位在骨中以使植入物的张开平面基本上对应骨恢复平面的装置。这种装置可包括接合装置,其允许植入物围绕纵轴线的角度定位,包括用于与植入物承载器附接的平坦平面、以及以螺纹接合。

[0074] 本公开的另一实施例涉及用于骨恢复的系统并且可包括至少一个能张开的植入物,该植入物具有对应骨恢复平面的单个张开平面、用于定位在要恢复的骨的外表面附近的第一管、和具有螺纹端以固定到该骨的内部的远端中的第一杆,其中第一杆被接收在第一管中。该系统还可包括用于在其内接收第一管的第二管和用于接收第二管的第三管,其中第三管包括一个或多个接合构件,以将第三管锚固在该骨的外表面上。该系统可还包括钻,以在该骨的侧面建立扩大的开口,其中该钻由第一杆引导,以及用于将能张开的植入物插入病人的医疗插入设备。

[0075] 本公开的另一实施例涉及用于插入能张开的植入物到病人内的医疗插入设备。该设备可包括具有中心孔的握持部、容纳在中心孔内的第一管、容纳在第一管内的螺纹杆,该杆具有远端以接收用于插入病人内的植入物、附接到握持部的把手和/或植入物承载器以及确定植入物的张开的仪表。

[0076] 图1A至7中示出的能张开的植入物1 可包括下列中的一个或多个: 单个确定的张开平面2,其可是植入物固有的、装置3,其用于将能张开的植入物定位在骨内以允许张开平面与骨恢复平面对应、装置4,用于在单个张开平面2内展开能张开的植入物、装置5,用于控制确定张开值,该值在植入物的任何张开之前的最小厚度A和其最大量张开后的植入物的最大厚度B之间、和第一6和第二7相对的板,所述板能分别在骨内形成第一8和第二9支撑表面,这些板被设计为在植入物1的张开期间沿着单个张开平面2彼此移开。

[0077] 如图1A和1B所示, 植入物1可包括圆柱形形状,其带有横向圆形外截面,并且可由生物相容材料制造成管形本体,例如钛,使用车床、激光和/或电蚀制造技术(也可使用铸造制造)。植入物1也可包括第一端20和第二端21,每一端均采用管形本体的横截面的形状。这

些端优选地被设计为被彼此靠近以允许植入物的展开/张开,如在图1B和2B中所示。因此,两个端20、21通过第一22(其也可被称为“上”臂)和第二23(其也可被称为“下”臂)直线形臂彼此连接,所述臂在植入物未被展开并且在纵向上形成为管形本体时彼此平行,并且能够在将端20和21朝向彼此移动的作用下在第一6和第二7相对板的下方被折叠,这同时还使第一6和第二7相对板从管形本体的纵轴线10远离。

[0078] 图 2A-2C图示了与在图1A和1B中公开的实施例相似的植入物的实施例,但是带有一组额外的支撑件(例如,四杆连接)。更具体地说,在图2A-2C中的植入物 包括支撑件12A、12B、13A、13B、14A、14B、15A和15B。额外的支撑件可给植入物提供额外的刚性和/或可确保板6和7以基本上平行的和/或保持不变的方式展开。

[0079] 如图4-5所示,为了允许臂22和23被在单个张开平面2(穿过管形本体的纵轴线10)中展开,臂22和23优选是沿直径相对的。在这个方面,臂22、23可由管形本体的横向凹部40形成,该凹部横向贯穿管形本体并且在植入物1的两端20、21之间的管形本体的长度上延伸。如在图5中所示,连接两端20和21的臂22、23分别采用了由管形本体的外表面的圆弧26限定的横截面。弦27限定了圆弧26并且可被包括在形成凹部40的壁25内。凹部40可以是相对于纵轴线10对称的。

[0080] 每个臂22、23可被分成为三个连续的刚性部分,这些刚性部分以及端20和21可被如下地铰接在一起。关于上臂22: 第一刚性部分28的一端通过铰接部分29连接到端20。第一刚性部分28的另一端通过铰接部分31连接到第二、相邻的中心刚性部分30的第一端。第二刚性部分30的第二端可通过铰接部分33连接到第三刚性部分32。第三刚性部分32的另一端可通过铰接部分34连接到端21。优选地,铰接部分29、31、33和34可分别包括绕垂直于单个张开平面2的轴线的的一个旋转、动作自由度。优选地,铰接部分29、31、33和34由形成臂的壁在相关铰接区域中的变薄形成,如在图1A-3中所示(也见,例如附图标记5和81)。

[0081] 每个臂22、23展开使得,当植入物的端20和21彼此靠近时,中心刚性部分30由两个相邻的刚性部分28和32推动移动远离植入物的纵轴线10。如在图3中更具体地所示,为了在端20和21被彼此靠近时沿正确方向开始臂的移动,优选地建立臂的各个部分之间的合适的旋转联接。

[0082] 因此,上臂22的刚性部分28、32的端可分别通过形成在刚性部分上的材料腹板与端20和21铰接。刚性部分28、32的其它端也可通过形成在刚性部分28、32上的材料腹板与中心刚性部分30铰接。当施加力以使端20和21沿着植入物的纵轴线10靠近时,铰接部分的位移建立了刚性部分28和32上的旋转联接。该位移趋于使刚性部分32因移动中心刚性部分30从纵轴线10远离而朝着植入物的外部枢转。

[0083] 下臂23可以和上臂相似的方式构造并且优选地关于与垂直于穿过纵轴线10的张开平面2的平面与上臂22对称。

[0084] 因此,根据本公开的一些实施例,上臂22和下臂23和对应的刚性部分之间的铰接部分优选地通过由槽81产生的弱化区域形成。该槽限定了由管形本体形成的材料薄腹板(即,材料腹板),其厚度可由槽81(如在附图中给出的)的深度确定以允许材料的没有折断的塑性变形。具体来说,上臂22的刚性部分28和32,以及它们的在下臂23上的对称刚性部分,在端20和21被彼此靠近使得植入物被展开直到其最大张开能力时,采用了被称为极限张开的位置,在该位置中所设计的刚性部分垂直于植入物1的纵轴线10,这导致了对应材料

的塑性变形。槽81的宽度优选地是预先确定的,以允许上臂和下臂的部分的这种间隙,并且还给腹板赋予合适的曲率半径,以确保材料不断裂的塑性变形。

[0085] 第一6和第二7相对的板可被形成在上臂22和下臂23中。关于上臂22,例如,板6可由中心刚性部分30和从其两侧向外延伸的材料延伸部(刚性部分28和32)形成。为了产生板6,刚性部分28和32被用一对横向狭槽35和36与上臂22分离,狭槽35和36沿纵向在每一相应端部的长度上延伸(见图3-4) 3-4)。铰接部分31和33以及刚性部分28和32分别形成第一6板的第一12和第二13支撑件(图1B)。通过对称性这同样适用于第二板7。

[0086] 因此,第一6和第二7板可分别包括第一16、18和第二17、19悬臂翼部,其相应的附接区域被定位在第一12、14和第二13、15支撑件的水平上。如图1A-B所示,第一16、18和第二17、19悬臂翼部可包括基本上对应第一6或第二7板中的一个在单个张开平面2内的最大位移值的长度。

[0087] 第一6和第二7板分别形成第一8和第二9支撑表面,每一个表面都具有基本上等于植入物的长度且在张开期间被垂直于纵轴线10移动的长度。根据本公开的一个实施例,因为植入物1被形成为管形本体,第一6和第二7板分别形成弯曲支撑表面,该表面优选地平行于纵轴线10。

[0088] 用于将能张开的植入物定位在骨内并允许张开平面2对应骨恢复平面的装置3可包括接合装置,其允许植入物围绕纵轴线10的角度定位。例如,这个装置可包括平坦表面37、38,这些表面被形成在端20的带有圆形截面的圆柱形表面上,这可允许植入物1的旋转接合。

[0089] 用于在单个张开平面2内展开能张开的植入物的装置4,可包括上臂22的刚性部分28和32以及在下臂23上的对应的对称刚性部分,从而允许第一6和第二7板的展开。植入物承载器71(见图23)可被用于允许植入物的端20和21在植入物被放置在骨内时被彼此拉近。植入物承载器71,例如通过被支撑在端20上,允许端21被朝着端20拉近,或者通过被支撑在端21上,将端20推向端21。为此目的,远端21例如包括沿着纵轴线10攻螺纹的开口/远端孔39,以允许植入物承载器71的接合,植入物承载器71包括对应的螺纹部分。近端20可包括沿着纵轴线10的孔80,从而允许植入物承载器71的核心的通过,这在下面会进一步解释。

[0090] 可由植入物承载器提供控制装置,植入物承载器可包括毫米控制装置以将端20和21拉近,优选地通过螺钉-螺纹接合,从而允许根据要求随时停止张开。另一方面,由臂22和23的铰接部分,更具体地说,由限定每个臂的材料腹板的厚度提供的控制装置5,其在塑性区域变形,允许张开被基本上保持在臂的确定的展开位置,除了在实践中可忽略的塑性收缩外。

[0091] 植入物的板6和7的张开,以及它们在展开后的稳定,可通过由板6和7使这些板适应骨的几何形状来实现。具体来说,在本公开的一些实施例中,植入物1允许板6和7的非平行移动,并且在移动结束时,如果必要的话(例如,根据骨结构)允许板的非平衡状态下的定形位置。例如,如果各个支撑臂的长度是不同的,那么板6和7的张开可以是非平行的。例如,如果支撑件12和14比支撑件13和15长(见图1A-2B),展开该植入物将迫使板6和7彼此成一定角度。在图1A-2B中,这会导致板6和7在端21处比在端20处彼此相距更远。如本领域技术人员意识到的,取决于构造,仅需要延长/缩短一个相应的支撑件,以获得特定角度。

[0092] 类似地,如在图2A-2C中所示,当如所示的包括支撑件 12A、12B、13A、13B、14A、

14B、15A、15B的四杆连接是相等长度时(即,12A的长度=13A的长度,12B的长度=13B的长度等),可在植入物的张开时建立平行四边形,这确保了在线段AD和BC之间的平行(图2C)。通过改变L1和L2的长度,四杆连接不再是平行四边形,而是在板6和7之间形成角度。所形成的角度也可取决于端20和21被朝着彼此拉近的程度。当植入物被展开时,角度慢慢增加。

[0093] 图 8-16关于能张开的植入物101的第二实施例,它的元件与在图1-7中示出的植入物实施例的对应元件功能类似。而且,图8-16中的与图1-7中示出的实施例相关的对应特征 包括 相同的附图标记,分别被添加了数值100,因此不再进一步描述。

[0094] 所示的植入物101与植入物1的不同在于缺少在板106和107上的翼部,如在图9中更具体地所示。植入物101包括在臂122(上)和123(下)中每一个的刚性部分128或132中其中一个上的可变形的平行四边形系统141。在图示的示例中,平行四边形系统被示出为在上臂122的刚性部分128上,被连接到端120,并且对应的系统在下臂123上。平行四边形系统可被用于确保臂122和123中每一个的板的、平行于植入物的纵轴线110的位移。如在附图中所示,臂122的刚性部分128(在对应臂123上类似地)被分开,铰接部分131和129(分别)在中心部分130上和植入物的端120上,从而形成可在对应的板的位移期间变形的平行四边形。

[0095] 可变形的平行四边形141的铰接部分可以和臂122的其它铰接部分131、133、134相同的方式产生,如在图8-16中所示。上面解释的并在图11-14中示出的所公开的几何形状,建立了在臂的各个部分129、130、132上的力偶。这允许在拉近植入物101的端120和121时的期望的位移。

[0096] 为了获得可变形的平行四边形141,臂的刚性部分129优选地被分成三个纵向的杠杆:两个侧向杠杆142和中心杠杆143,这形成可变形的平行四边形141的两侧。平行四边形的剩下的两侧可由沿着中心杠杆143的延伸轴线设置的、臂122的中心部的延伸部144和平行于植入物的纵轴线110延伸并且沿着两个侧向杠杆142的延伸轴线放置的、端120的双延伸部145形成(见图8)。

[0097] 值得注意的是,臂122和123可相对于基本上垂直于穿过植入物101的纵轴线110的张开平面102的平面对称,从而在植入物张开期间获得两个板106和107以平行于纵轴线110的方式移动。

[0098] 骨恢复

[0099] 本实施例的能张开的植入物可被用于在美国专利7846206中描述的人体骨恢复的方法中,其通过引用全部并入本文。

[0100] 保持构件

[0101] 本公开的一些实施例涉及椎骨可张开的植入物,其包括第一和第二承受表面,所述表面被设计为在植入物张开期间彼此移动远离、与承受表面中的每一个相关联的至少第一和第二相对的端、和用于保持植入物处于张开构造的保持构件。在一些实施例中,保持元件具有细长本体,其具有范围从例如约1mm到约6mm,从约2mm到约5mm,例如从约3mm到约4mm的直径。在一些实施例中,保持元件的细长本体可具有范围例如从约10mm到约45mm,约15mm到约30mm或25mm,例如约18mm到约20mm的长度。

[0102] 在一些实施例中,保持构件也起到在两个端构件20、21之间的刚性梁的作用,其将植入物维持在正确形式并且管理植入物的展开以确保正确的张开(例如,保护植入物不弯曲或变形)。

[0103] 根据一些实施例,保持元件包括机械阻挡。机械阻挡可包括接合元件(例如,开口簧环)和接合元件接收构件(例如,阻挡台阶)。在某些示例中,接合元件和接收构件可被构造以如下方式彼此相关联,使得在张开后抑制植入物不再收缩。接收构件可被定位在保持构件上,并且以这种方式,接合元件用作保持构件布置机构。

[0104] 另外,部分地由于本植入物的机械阻挡,植入物可具有各种不同的构造,该构造的范围从最小折叠构造到最大张开构造。例如,机械阻挡可使得其包括多个阻挡元件,这些阻挡元件构造允许能张开的植入物张开到一个或多个指定高度。例如,机械阻挡可包括多个脊、凹口、和接合元件以及接合元件接收构件。以这种方式,植入物的张开的程度和速率可通过机械阻挡元件的构造和布置而被精确控制,从而允许植入物被以如下方式张开,以具体地符合需要矫正的椎间空间。例如,张开的合适高度的范围可从约1mm到约40mm,例如,从约5mm到约25mm,例如从约6mm到约20mm,包括从约7mm到约15mm,例如从约8mm到约10mm。

[0105] 因此,在某些实施例中,当远端构件沿着延伸的保持元件移动时,植入物被张开,并且,端构件,或其一部分,接触保持构件,或其一部分,并且因此被阻止从相对的,例如近端构件移动远离(例如,水平地)。以这种方式,保持构件适合于在张开后保持该植入物处于张开构造,并且因此,保持构件阻止植入物在张开后收缩。所述“保持”因此也可是锁定,即将植入物锁定在张开构造。

[0106] 在一些实施例中,保持元件包括与植入物的第一端相关联的第一端,与植入物第二端相关联的第二端,和在一端或两端处的机械阻挡元件,其基本上阻止植入物的第二端移动远离植入物的第一端。

[0107] 在一些实施例中,保持元件具有延伸的管形本体,其被构造与相对的端构件中的一个或多个可移动地或不可移动地相关联。例如,在一个实施例中,保持构件的延伸本体可具有一个部分,例如近端部分,其包括抵接部分,该抵接部分可被构造阻止保持构件相对于端构件的明显水平运动。因此,在一些示例中,抵接部分可以是任何形式,只要其被构造用于接触近端端构件并且适合于阻止保持元件穿过端构件。在这种实施例中,抵接被构造用于促进保持元件的近端部分与端构件的相关联。在一些实施例中,抵接部分可包括升高的配合表面。

[0108] 在一些实施例中,保持元件的近端和/或远端部分可包括带有配合表面的抵接和/或配合区域,其中保持元件的抵接和配合区域被构造与端构件和/或它们的孔隙的对应配合区域相关联。例如,在一些实施例中,保持元件的近端或远端部分可包括抵接,其中抵接被构造与端构件相关联,例如,近端端构件的外侧。在一些实施例中,保持元件的近端或远端部分可包括配合区域,其中配合区域被构造与端构件的对应配合表面相关联,例如,位于端构件内的孔隙的对应配合区域。这种配合区域可以是对应的螺钉螺纹,并且也可是铆钉型构造。在某些实施例中,保持元件和端构件都不包括包括螺钉-螺纹和/或铆钉构造等的对应的配合表面。

[0109] 在某些示例中,端构件可包括适合于允许端构件与保持构件相互作用以促进保持构件的阻止能张开的植入物在其张开后收缩的能力的构造。因此,在某些实施例中,植入物的张开可与端构件在保持元件的一个或多个接合构件接收元件上的运动同时发生,这用于阻止植入物在包括一个或多个接合构件接收元件的情况下在张开后折叠,张开的程度可通过端构件在一个或多个接合构件接收元件中的其中一个上的运动(即,在保持元件上并相

对于保持元件的运动)调整。

[0110] 孔隙

[0111] 在一些实施例中,所公开的植入物包括延伸的保持元件,该保持元件被构造成与第一20和第二21相对的端构件相关联。在一些实施例中,第一和第二相对的端构件可包括孔隙,例如延伸通过端构件的孔隙。孔隙可被构造成接收保持元件。保持元件因此可移动地和/或不可移动地与端构件中的一个或多个相关联。

[0112] 例如,远端端构件21可包括完全从端构件的前表面延伸到后表面的孔隙,延伸的保持元件的一部分可完全穿过该孔隙。近端端构件20也可包括完全延伸通过端构件的长度的孔隙。孔隙可使得其被构造成接收延伸保持元件200。

[0113] 在一些实施例中,第一端构件20可形成抵接,使得延伸保持元件可完全穿过第一端构件,并且沿着第二端构件延伸并延伸进入第二端构件。以这种方式,当远端端构件被朝着近端水平移动时,例如,沿x方向,植入物本身从折叠的或收缩的构造过渡到张开构造。

[0114] 在某些实施例中,第一和第二相对的端构件可包括远端端构件和近端端构件,其中相对的端构件彼此之间分开的距离是d。在某些实施例中,端构件中的至少一个,例如,远端端构件,包括被构造成至少接收延伸的保持元件的一部分的孔隙,并且另一端构件,例如,近端端构件,包括被构造成,在延伸的元件已经被插入穿过远端端构件中的孔隙后,接收延伸的保持元件的端部的抵接。在某些示例中,远端端构件可被可移动地与延伸的保持元件相关联,使得第一,例如远端,端构件可能够沿着延伸的保持构件朝着第二,例如近端,端构件水平移动,由此缩短两个端构件之间的距离d。在某些实施例中,当第二端21构件沿着延伸的保持元件、朝着第一端构件20移动时,植入物被张开。

[0115] 另外,在一个实施例中,保持元件的延伸本体可具有一个部分,例如远端部分,其被构造成可移动地与远端端构件相关联。例如,在某些实施例中,端构件,例如远端端构件,可适合于被适配在保持元件上并且被构造成沿水平方向(由对应保持构件的延伸本体的长度的轴线定义)朝着相对的端构件,例如,近端端构件,移动,例如滑动。以这种方式,在近端和远端相对的端构件之间的距离对准壁可通过一个端构件,例如,远端端构件,沿着保持元件的长度朝着第二、相对的端构件,例如,近端端构件的水平移动来调整。

[0116] 端构件的孔隙可以是任何合适的形状且可以是任何合适的尺寸,只要其被构造成用以接收保持元件和/或适贴配合从其穿过的保持元件。这种孔隙可包括配合表面,其包括螺钉螺纹,其对应保持构件的螺钉螺纹或多个脊和槽。

[0117] 槽和脊

[0118] 在某些实施例中,保持元件/构件包括多个升高的脊和对应的槽,它们被构造成与位于植入物的远端的植入物的另一对应构件(例如,接合构件或开口簧环)互锁。在某些示例中,保持构件被构造成以如下方式相互作用,使得当植入物被张开时,多个脊和对应的槽控制或阻止植入物在张开后收缩。

[0119] 在一些实施例中,植入物可包括机械阻挡元件,其被构造成阻止能张开的植入物在其张开后收缩。例如,在某些实施例中,保持元件可包括机械阻挡,其适合于在张开后锁定并由此保持植入物处于张开构造。例如,在某些实施例中,机械阻挡可包括保持元件,其可包括多个升高的脊和在脊之间的对应的槽部分。

[0120] 具体来说,在某些示例中,保持元件可被构造成与端构件中的至少一个以如下方

式相互作用,使得当植入物被张开时,该端构件的至少一部分与保持元件的至少一部分相关联,这种关联阻止了植入物在张开后收缩。例如,在一个示例性实施例中,当远端端构件沿着延伸保持元件朝着近端端构件移动时,并且植入物被张开时,该端构件接触保持元件的所指出的部分,并且由此被阻止远离相对的,例如近端端构件地向回水平移动。以这种方式,保持元件适合于在张开后保持该植入物处于张开构造,并且因此,保持元件阻止植入物在张开后收缩。所述“保持”因此也可是锁定,即将植入物锁定在张开构造。

[0121] 在一些实施例中,保持构件可被构造成带有一个或多个脊,这些脊远离保持构件的外表面地向外延伸。

[0122] 在一些实施例中,保持构件可被构造成带有一个或多个槽或凹口,这些槽或凹口远离保持构件的外表面地向内延伸。

[0123] 在一些实施例中,保持构件可包括多个脊和槽,这些脊和槽横跨保持构件的圆周的至少一部分。例如,脊可以是保持构件的远离保持构件的外表面向外延伸的部分。脊和槽可横跨,例如围绕,保持元件的外表面的一部分的整个圆周,或者横跨保持构件的一个或多个部分。

[0124] *内腔*

[0125] 在某些实施例中,保持构件可以是细长的、管形的,并且其内可包括内腔252。例如,保持构件可包括管形本体,其带有外表面和内表面,其中内表面限定了内腔或通道。因此,在一些实施例中,管形本体被构造成通过保持构件的本体接收流体和/或让其经过。保持构件还可包括一个或多个孔隙,孔隙构造成允许流体经过该孔隙向外流出。

[0126] 因此,在某些示例中,保持元件被构造成通过能张开的植入物传递流体,例如,骨水门汀,到传递部位。例如,在一些实施例中,延伸本体的远端部分被构造成与张开器和/或流体传递设备相关联,其中张开器能够促进能张开的植入物的张开和/或可还能够将流体从流体容器传输到保持构件的内部并接着通过传递孔隙流出,例如定位在保持构件的近端部分的孔隙。可包括一个或多个孔隙,其中孔隙按照要求可以是任何合适的尺寸、形状、和/或构造。它们可围绕保持构件的管形本体的圆周等距地或随机地间隔开。

[0127] 图17示出了保持元件200的一个实施例,该保持元件包括机械阻挡。保持元件200可包括多个(例如,一个或多个,例如,1、2、3、4、5、6、7、8、p等)接合构件接收元件(例如,由多个脊和槽构成的阻挡台阶)220和/或外流孔隙260。保持元件200可以是延伸本体,其包括延伸通过其的通道252。一个或多个孔隙260可被构造成允许穿过保持元件200的通道252的流体外流。如参照图17所见,保持元件和机械阻挡的形状和构造可变化。在图17中,保持元件200具有相对光滑的且平坦的外表面,该外表面具有远端部分255,该远端部分包括多个接合构件接收元件220,它们包括一系列的管布置槽和脊。

[0128] 在一些实施例中,保持元件200的内腔252被设计为通过该植入物的整个座落面积辅助水门汀的扩散。例如,水门汀被经过保持元件200的内腔252传递并且在保持元件的整个长度(例如,从近端侧到远端侧)上通过内腔252分散,并且以这种方式,被传递到植入物的远端21并且从内腔252出来到达植入物的远端侧。水门汀通过一个或多个孔隙260被传递到在植入物的近端20和远端21之间的多个点,所述孔隙被构造成允许流体水门汀通过该孔隙外流。以这种方式,水门汀填充了保持元件200的内腔252并且被从植入物的一端传递到另一端并且传递到它们之间的腔(例如,椎骨内围绕植入物的区域和/或由植入物张开所建

立的腔)。

[0129] 图 18A到18E示出了根据一些实施例的保持元件200的机械阻挡。图18B到18D示出了当植入物1收缩时一个开口簧环的运动的特写。图18B示出了保持构件接合构件(例如,开口簧环)281的初始位置,其被容纳在端构件(20、21)的开口或凹部280内。图18C示出了在植入物1的张开期间开口簧环的运动(例如,当端构件21朝着端构件20(未示出)移动时)。在这个示例中,弹性开口簧环被推到管布置槽和脊220上并且开口簧环不向植入物1的张开提供机械阻挡。端构件280的凹部的自由空间280a允许开口簧环281的运动和保持元件200的通过。

[0130] 当收缩停止时,开口簧环回落在管布置槽内。见图18D。当植入物被松开时并且材料的回弹和/或在植入物1上的向下压力沿相反方向拉保持元件200管时,开口簧环281与阻挡台阶220的表面接触,这被构造成阻止保持元件200沿相反方向移动。以这种方式,保持壁或表面280b或凹部280可以是倾斜的或锥形的,从而消除了自由空间280a并且因此阻止开口簧环281在试图通过接合构件接收元件220的脊时的向上运动。因此,开口簧环281被保持在阻挡台阶220的槽内并且阻挡保持元件200的平移。以这种方式,在植入物1被展开并且没有了植入物张开器元件后,增加的压缩遇到了机械阻挡。因此,保持元件200辅助维持植入物1的高度定位,限制弹性回复(回弹效应)和/或减少了每个阻挡台阶220之间的距离。

[0131] 阻挡台阶220的存在(脊和管布置槽)可被用于停止两个端部分在变化的高度处的平移。一旦被定位,保持元件200可被用于通过植入物张开器注射水门汀。这个系统阻挡了植入物1的水平平移以及固定了其高度位置。

[0132] 阻挡台阶220的脊的宽度可以是在约0.2mm和约2mm之间,例如,约0.5mm、0.6 mm、0.7 mm、0.8 mm、0.9 mm、1 mm、1.2 mm、1.3 mm、1.4 mm、1.5 mm、1.6 mm、1.7 mm、1.8 mm、1.9 mm或2.0 mm)。槽的宽度被构造成适配被容纳在植入物槽区域280内的开口簧环281。例如见图18A。对于单个保持元件200,脊的宽度可变化。例如,脊的宽度可随着植入物1的张开的增加而减少。

[0133] 根据一些实施例,植入物张开器可允许水门汀直接输送到植入物内部。例如,在第一步中,植入物张开器部署植入物并且在第二步中,可张开的部分将被去除并且保持元件200或管将保持就位,这此后可被用于驱动注射系统。

[0134] 定义

[0135] 除非另有定义,不然本文中用到的全部技术和科技术语都具有与本公开所属领域的本领域技术人员通常理解相同的含义。尽管在本公开的实践或测试中可使用与本文中描述的那些相似或等同的方法和材料,但是合适的方法和材料被描述如下。本文中提及的全部的公开、专利申请、专利、和其它参考文献都通过引用全文并入本文。在冲突的情况下,以本说明书,包括定义在内,为准。而且,材料、方法和示例仅是说明性的,不是打算限定性的。通过下面的具体描述和权利要求,本公开的其它特征和优点将明白易懂。

[0136] 处于促进本文描述的实施例的理解的目的,将参照优选实施例并且具体语言将被用来描述该优选实施例。本文使用的术语是仅用于描述特定实施例的目的而不是用来限制本公开的范围。当在本公开通篇使用时,单数形式“一”、“一个”和“该”包括复数参考,除非上下文明确地另有规定。因此,例如,提到“组分”包括多个这种组分,以及单个组分,并且提到“治疗剂”就提到了一个或多个治疗和/或制剂和本领域技术人员已知的其等同物,等

等。

[0137] 在整篇申请中,术语“约”被用来指示一个值,其包括被采用以确定该值的设备和方法的标准误差偏离。

[0138] 在整篇说明书中对数值范围的提及包括了落入所公开的范围内的全部数值。因此,例如,约1%到约5%的范围的记述包括了1%、2%、3%、4%和5%,以及例如2.3%、3.9%、4.5%等。

[0139] 在权利要求中使用术语“或”是用来表示“和/或”,除非明确地指出为仅指示替换方式或者替换方式是彼此排斥的,尽管本公开支持仅指示替换方式以及“和/或”的定义。

[0140] 当在本说明书和权利要求中使用术语“包括”(以及包括的任何形式,例如“包含”和“含有”)、“具有”(以及具有的任何形式,例如“有”和“拥有”)、“包括”(以及包括的任何形式,例如,“包含”和“具有”)或者“包含”(以及任何形式的包含,例如“含有”和“含有”)是包含性的或开放式的,并且不排除额外的、未记述的元件或方法步骤。

[0141] 在本申请中出现的对公开和其它文献的任何和全部参考,包括但不限于,专利、专利申请、文章、网页、书籍等,都通过参考全部并入本文。

[0142] 尽管上面具体描述了一些变化,但是其它的改进也是可行的。本文中具体公开的特定实施例仅是以举例方式给出并且仅用作说明目的,并且不是用作限制下面的所附权利要求的范围。具体来说,应该理解,可做出各种替换、改变、和修改,而不脱离本发明的精神和范围,这由示例性权利要求所定义。其它的方面、优点和修改被认为是落在下面的示例性权利要求的范围内。给出的示例性权利要求仅代表了本文公开的实施例和特征中的一些。还考虑了其它未要求保护的实施例、发明、和特征。

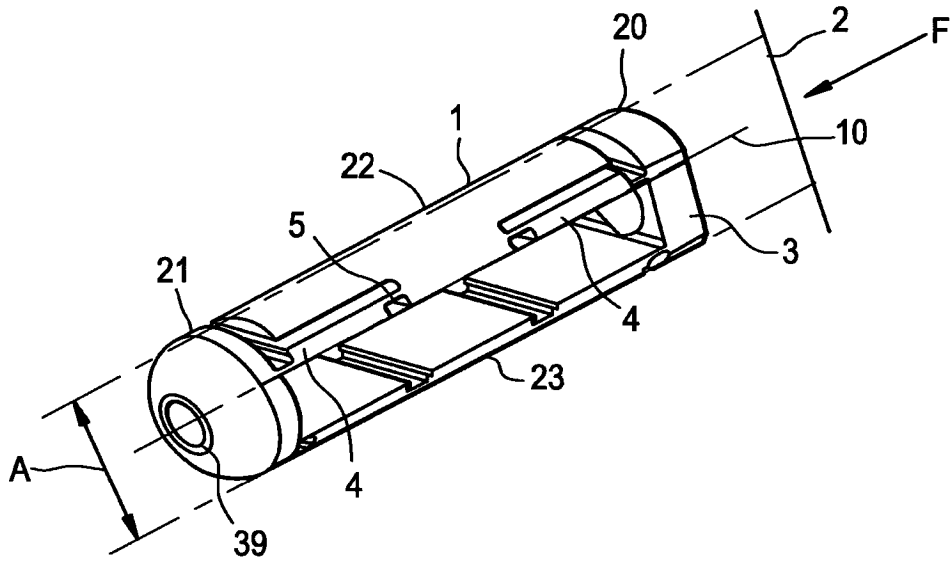


图 1A

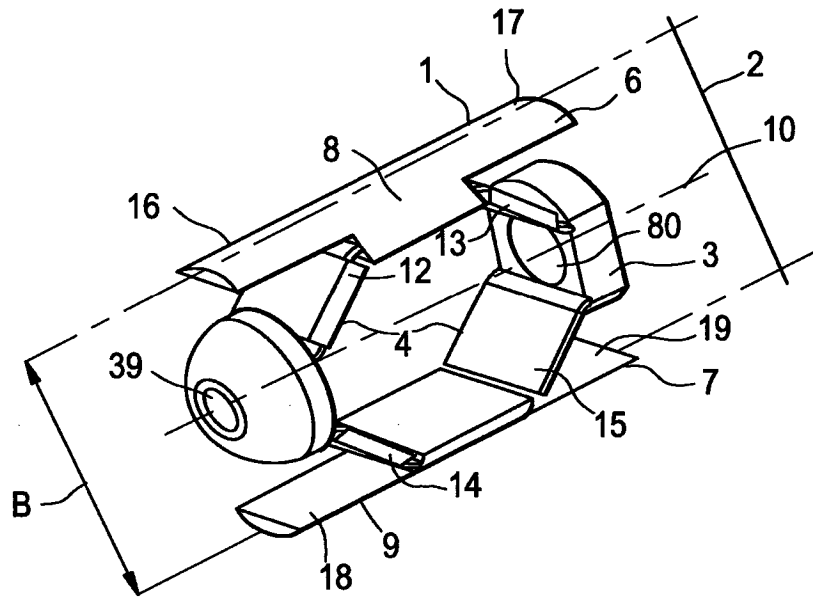


图 1B

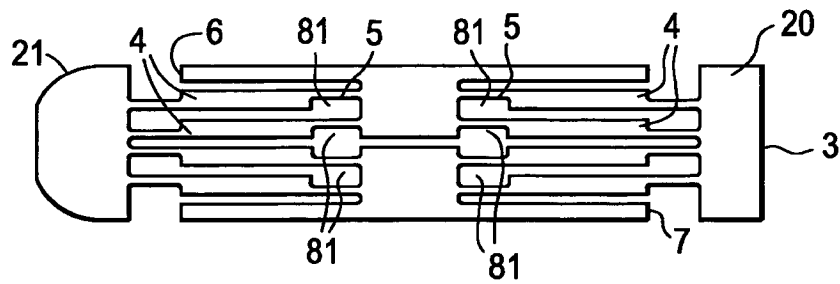


图 2A

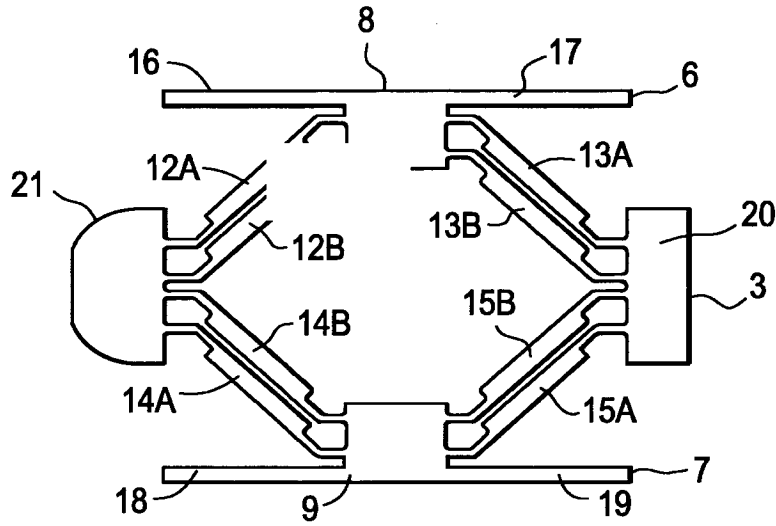


图 2B

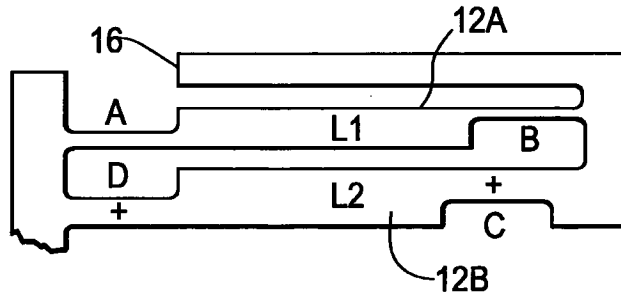


图 2C

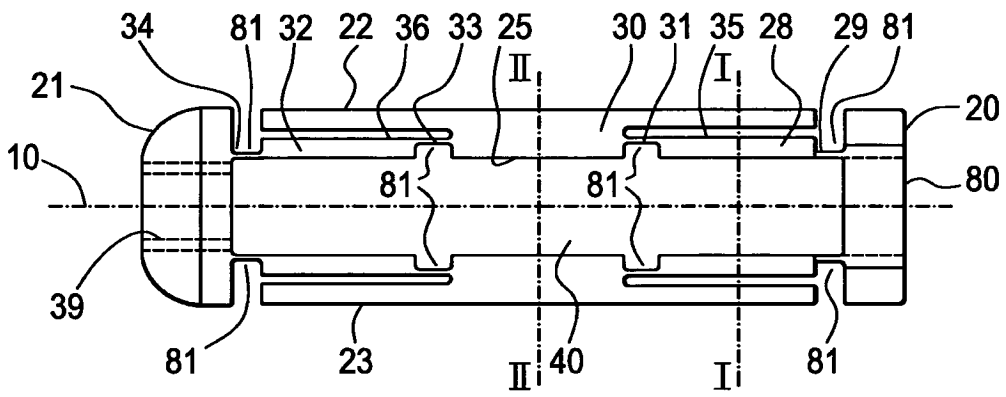


图 3

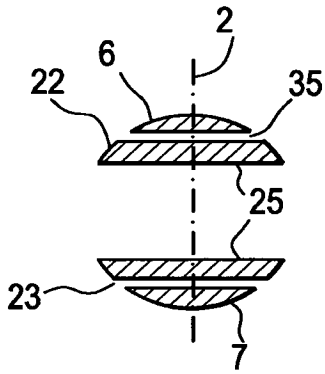


图 4

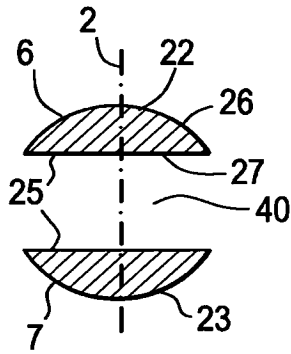


图 5

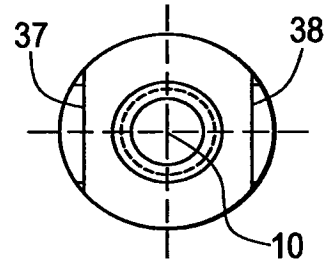


图 6

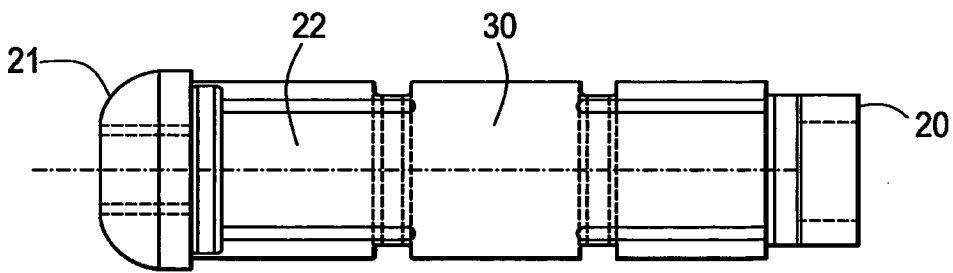


图 7

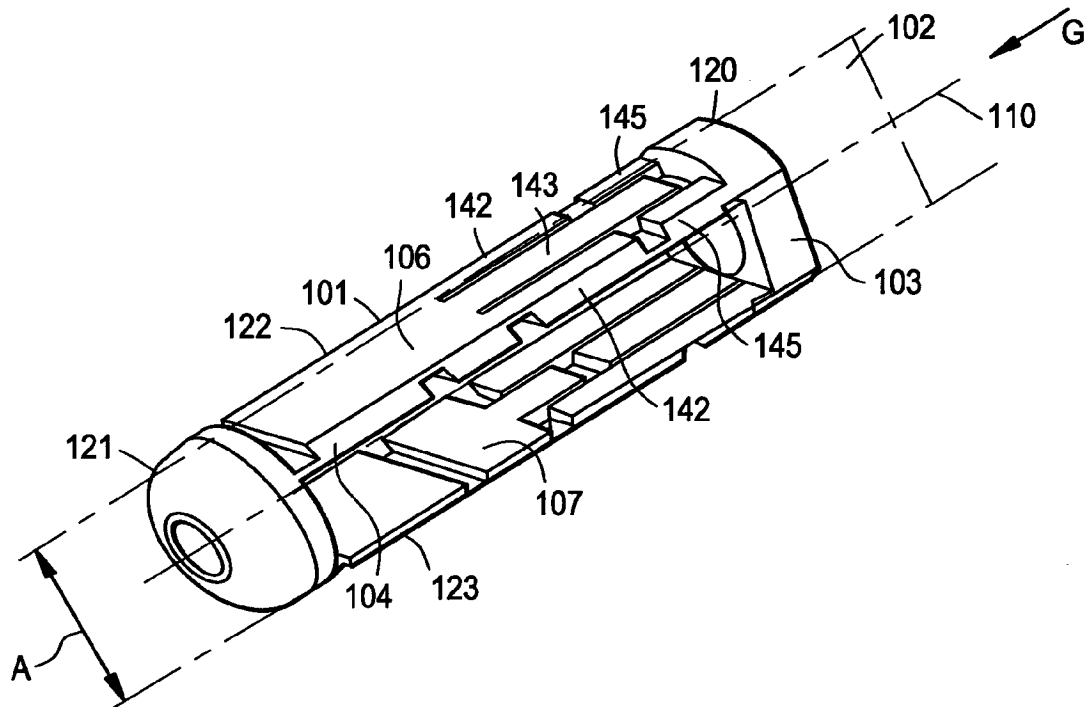


图 8

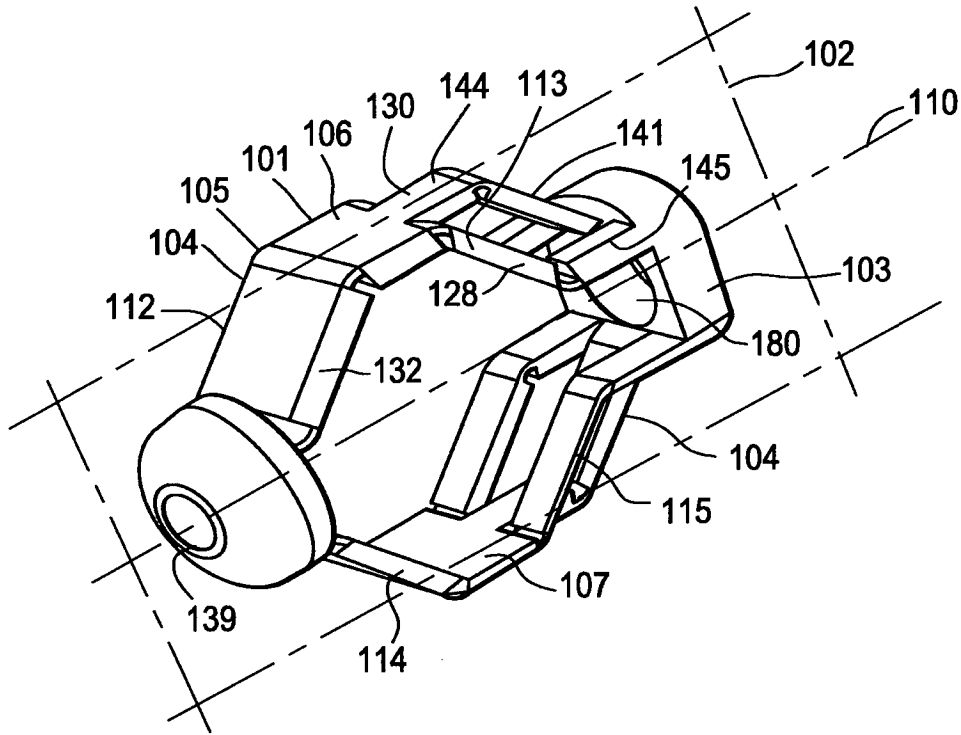


图 9

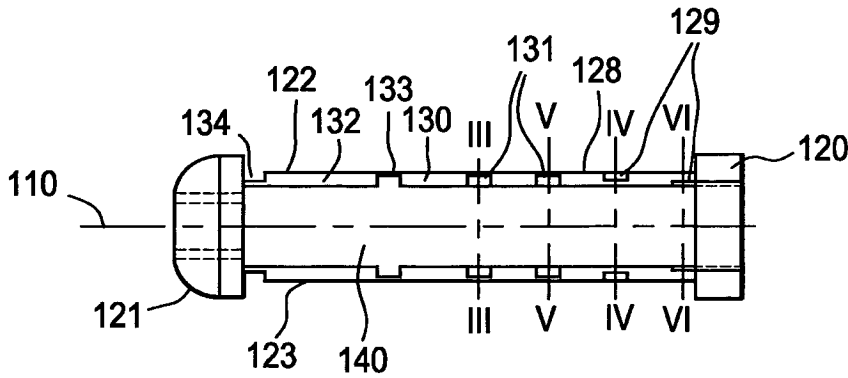


图 10

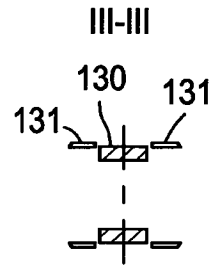


图 11

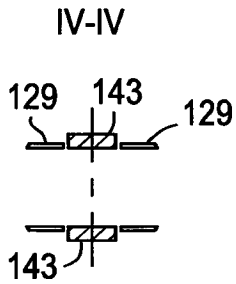


图 12

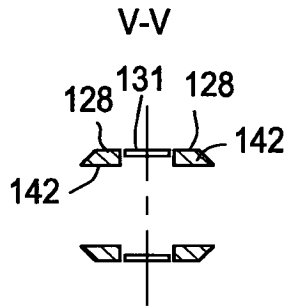


图 13

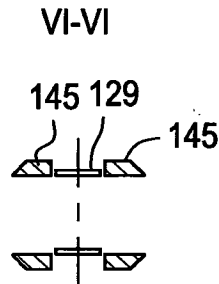


图 14

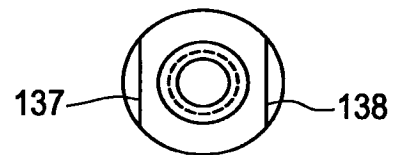


图 15

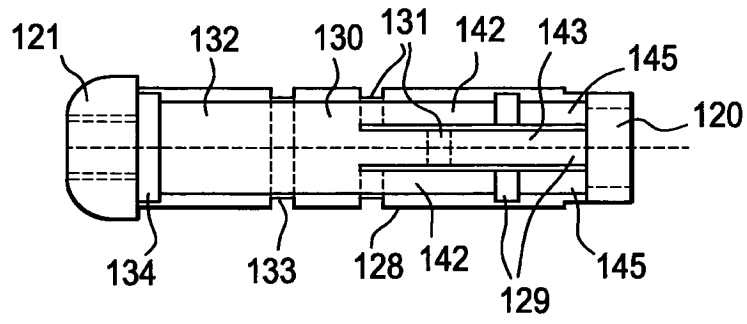


图 16

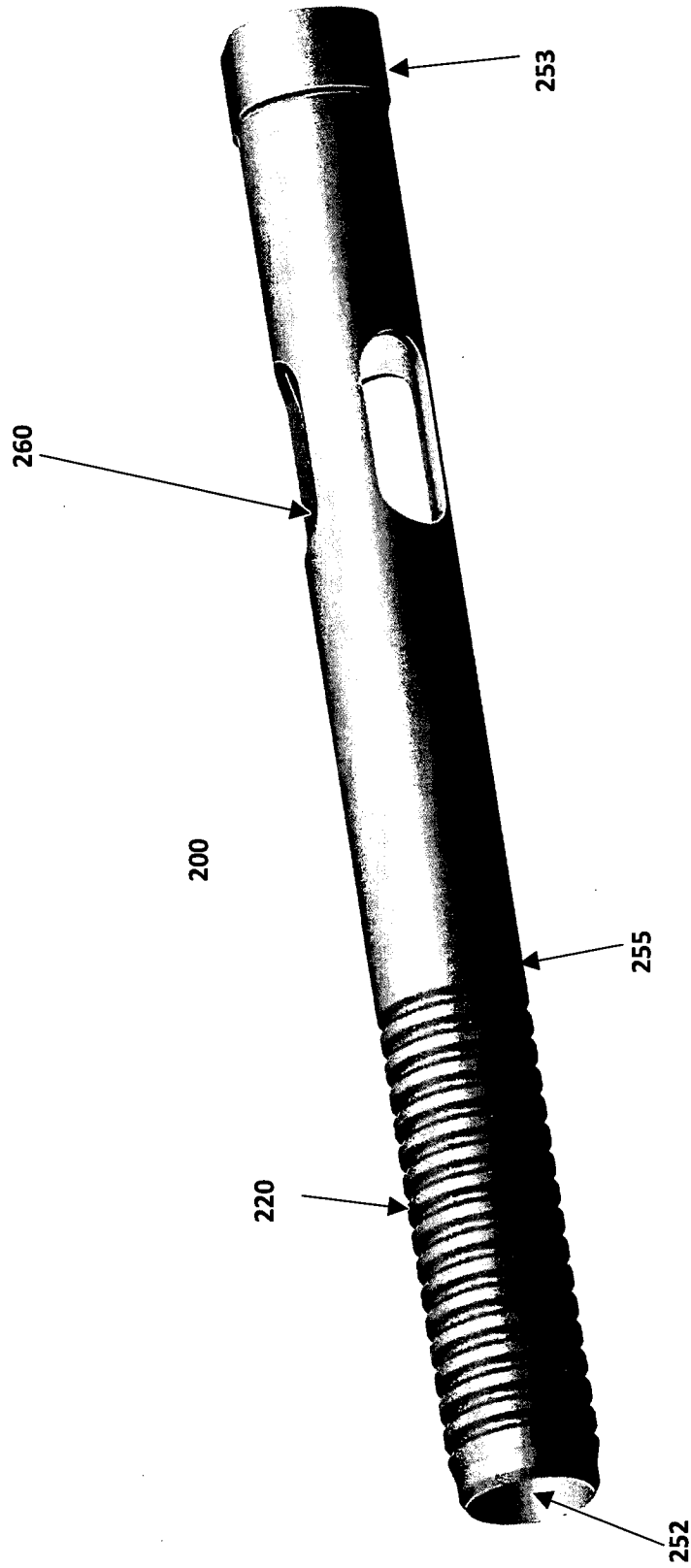


图 17

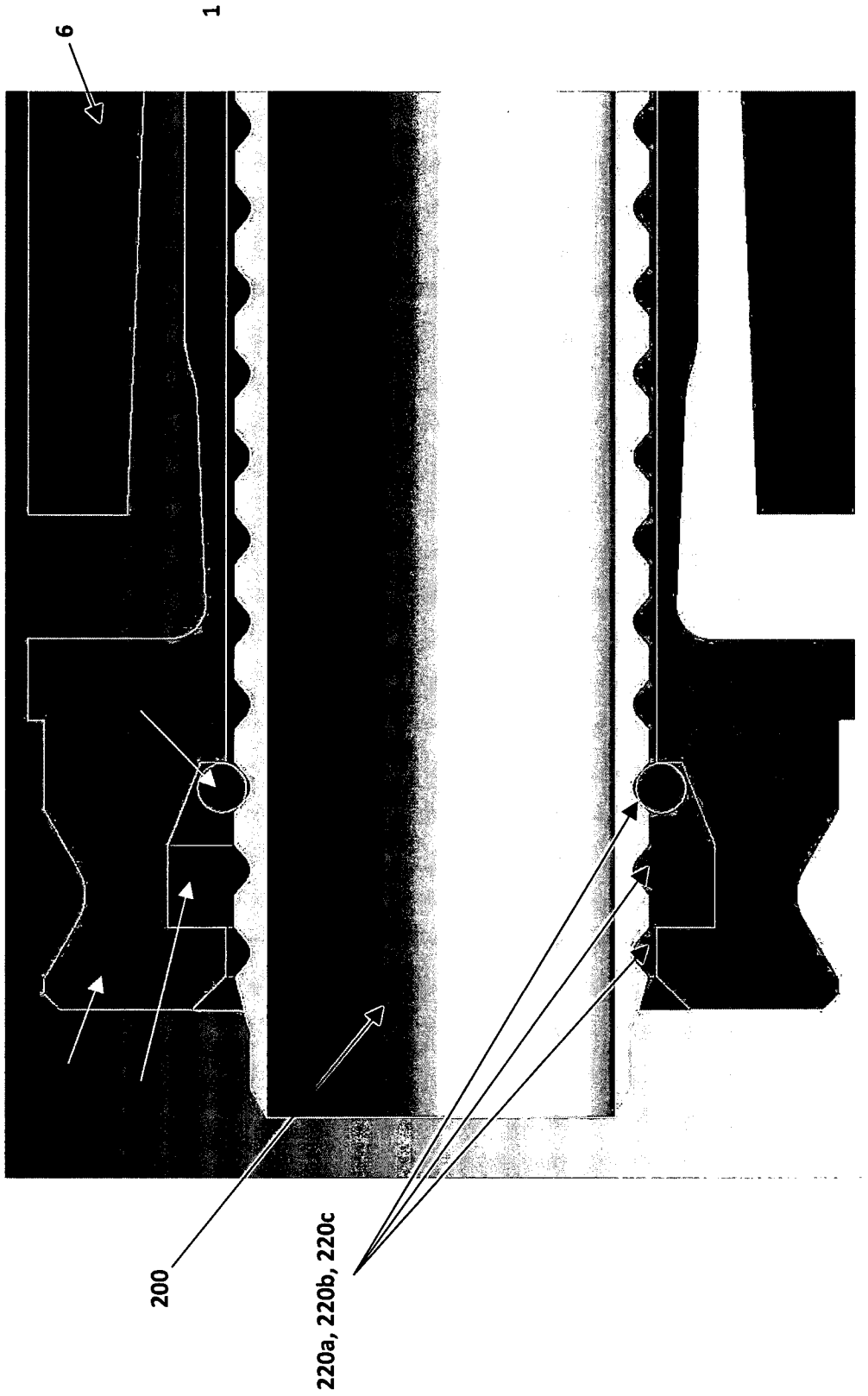


图 18A

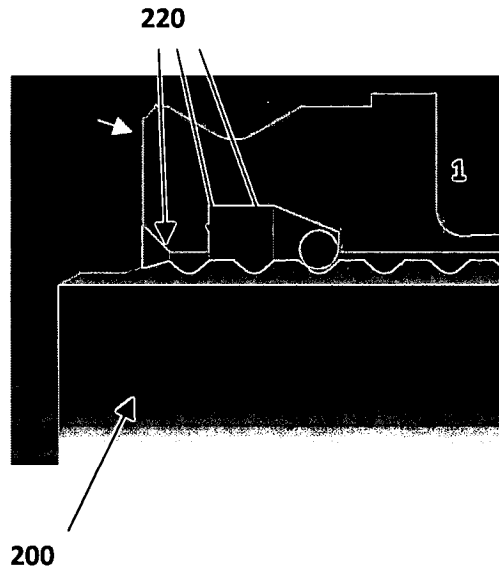


图 18B

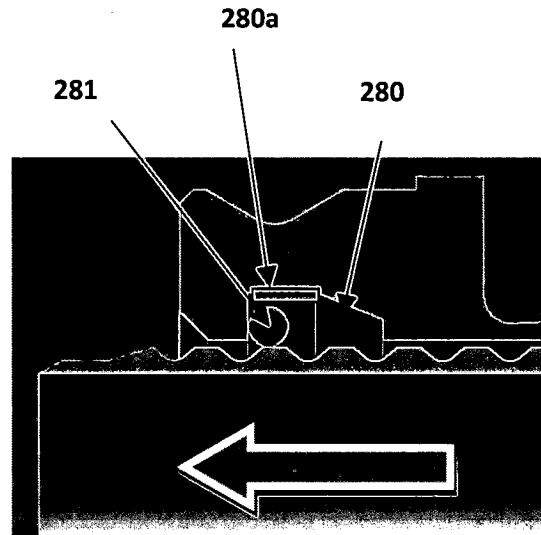


图 18C

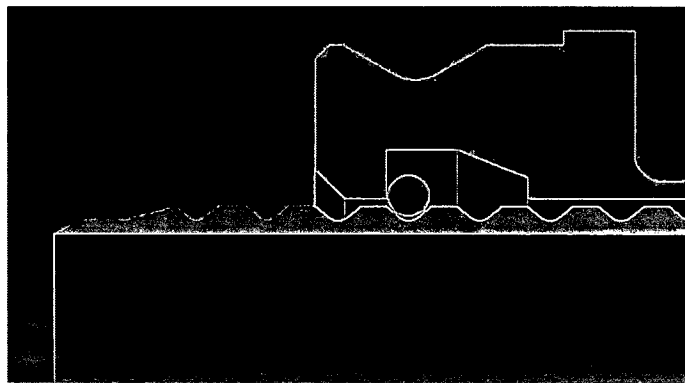


图 18D

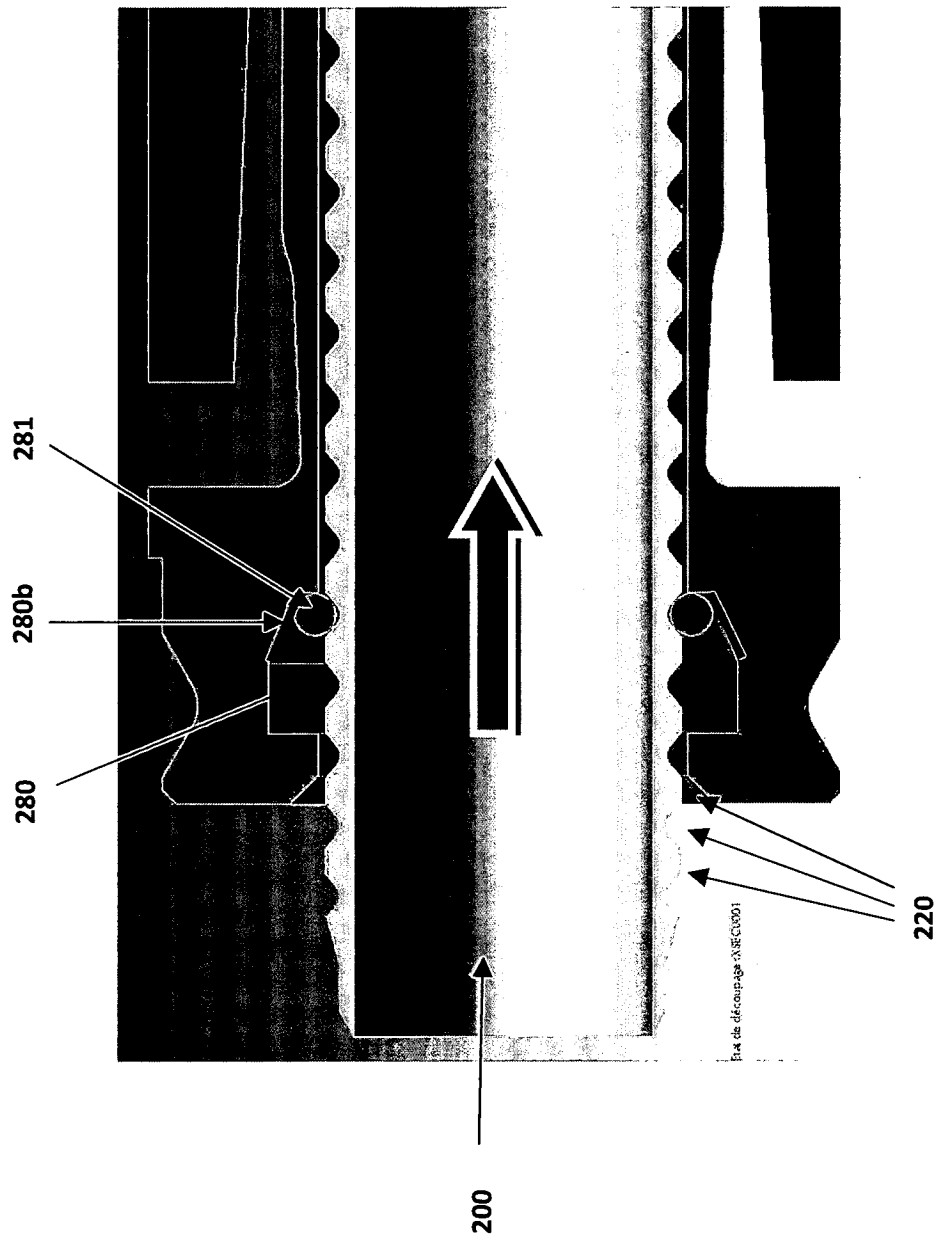


图 18E