



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112055576 B

(45) 授权公告日 2024. 03. 19

(21) 申请号 201980029477.3

(22) 申请日 2019.04.27

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112055576 A

(43) 申请公布日 2020.12.08

(30) 优先权数据
102018206693.0 2018.05.01 DE
102019201211.6 2019.01.30 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.10.30

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/060834 2019.04.27

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/211208 DE 2019.11.07

(73) 专利权人 I-佩戈有限公司
地址 德国弗雷兴

(72) 发明人 伯恩哈德·里格尔

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240
专利代理师 李海霞

(51) Int.Cl.
A61F 2/44 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2017209282 A1, 2017.07.27
US 2007198089 A1, 2007.08.23
US 2015148908 A1, 2015.05.28
US 2014039622 A1, 2014.02.06
CN 102014801 A, 2011.04.13
CN 105025844 A, 2015.11.04

审查员 黄文惠

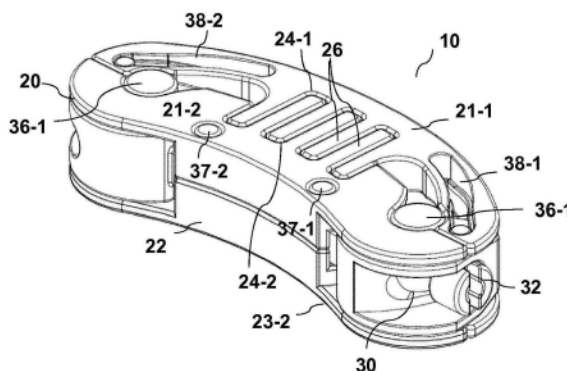
权利要求书3页 说明书20页 附图30页

(54) 发明名称

用于椎骨外科手术的占位器

(57) 摘要

本发明涉及一种用于椎骨外科手术的占位器(10),包括具有上支承面和下支承面(21、23)的上支承件和的下支承件(20、22),上支承面和下支承面分别具有第一部分表面和第二部分表面,这些部分表面在闭合状态时在边缘接触;以及扩展装置(30),借助于该扩展装置,支承面的侧向延展和垂直距离能够通过第一部分表面和第二部分表面改变,并且能够在闭合状态和扩展状态之间调整占位器。上支承面的第一部分表面,第二部分表面和下支承面的第一部分表面,第二部分表面在它们以闭合状态接触的边缘处具有互相接合的结构(26)。扩展装置设计为通过唯一的传动装置改变在两个彼此独立并且能够随意定义的,在占位器中编码的运动历程中的侧向延展和垂直距离。



1. 一种用于椎骨外科手术的占位器(10),所述占位器包括:

-具有上支承面(21)的上支承件(20)和具有下支承面(23)的下支承件(22),所述上支承件和所述下支承件彼此之间的相对位置是可变的,其中,所述上支承面(21)和所述下支承面(23)分别具有第一部分表面(21-1、23-1)和第二部分表面(21-2、23-2),在所述占位器(10)处于闭合状态时,所述第一部分表面和所述第二部分表面在边缘(24-1、24-2、25-1、25-2)处相接触;以及

-扩展装置(30),借助于所述扩展装置,通过所述第一部分表面(21-1、23-1)和所述第二部分表面(21-2、23-2)的彼此分离的侧向偏移,支承面能够相对彼此在支承面的侧向延展方面在最小侧向延展(52)与最大侧向延展(53)之间变化直至达到最大偏移量(54),并且支承面能够相对彼此在支承面的垂直距离方面在所述占位器(10)的最小高度(50)与最大高度(51)之间变化,使得所述占位器(10)能够在闭合状态与扩展状态之间调整,

-其特征在于,

所述上支承面(21)和所述下支承面(23)的所述第一部分表面(21-1、23-1)和所述第二部分表面(21-2、23-2)共同形成体积外缘,并且所述扩展装置(30)在所述闭合状态和所述扩展状态下都布置在所述体积外缘内,并且

所述扩展装置(30)被设置为,通过唯一的传动装置改变在两个彼此独立的并且能够任意定义的以及在所述占位器中在结构方面编码的运动历程中的侧向延展和垂直距离。

2. 根据权利要求1所述的占位器(10),

-其特征在于,所述上支承面(21)的所述第一部分表面(21-1、23-1)和所述下支承面(23)的第二部分表面(21-2、23-2)在所述边缘(24-1、24-2、25-1、25-2)处具有互相接合的结构(26),其中,所述第一部分表面和所述第二部分表面在闭合状态相接触时处于所述边缘,所述互相接合的结构构造为在扩展时实现所述第一部分表面(21-1、23-1)和所述第二部分表面(21-2、23-2)的彼此分离的侧向偏移,并且在扩展状态下,在垂直于彼此分离的侧向偏移的方向上的、延伸经过所述上支承面(21)和所述下支承面(23)的侧向间隙(27)具有小于所述最大偏移量(54)的间隙宽度(55)。

3. 根据权利要求2所述的占位器(10),其中,所述侧向间隙(27)的所述间隙宽度(55)还在扩展状态下为零。

4. 根据权利要求2所述的占位器,所述占位器的所述上支承件(20)和所述下支承件(22)被成型为,使得在彼此分离的侧向偏移期间,所述第一部分表面(21-1、23-1)的所述互相接合的结构(26)以支承在位于支承件的属于第二部分表面(21-2、23-2)的部分中的支承结构(44)上的方式滑动,并且第二部分表面(21-2、23-2)的所述互相接合的结构(26)以支承在位于支承件的属于第一部分表面(21-1、23-1)的部分中的支承结构(44)上的方式滑动。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的占位器(10),其中,所述扩展装置(30)为了在闭合状态与扩展状态之间调整所述占位器(10)而包括带螺钉头(32)的丝杠(31),借助于所述丝杠能够控制侧向延展的和垂直距离的改变。

6. 根据权利要求5所述的占位器(10),所述占位器在任何侧向切面中都不具有沿着平行于所述丝杠(31)的轴线延伸的轴线的对称结构。

7. 根据权利要求5所述的占位器(10),所述占位器的所述扩展装置(30)还包括能移动

的间隔元件(34),

-所述间隔元件以能在所述间隔元件(34)上的一个位置处围绕可移动轴(36)侧向转动的方式被支承,借助于集成到所述可移动轴(36)中并且在所述丝杠(31)的螺纹(33)上延伸的螺母(35),所述可移动轴能够沿所述丝杠(31)移位,其中,所述可移动轴(36)被布置为直接或间接地在所述上支承件(20)的第一部分表面中的上长孔(38)中和所述下支承件(22)的第一部分表面中的下长孔(39)中行进,

-所述间隔元件还能够围绕固定轴(37)侧向转动,所述固定轴以能侧向改变位置的方式被支承在所述上支承件(20)的第二部分表面和所述下支承件(22)的第二部分表面中,并且,

-所述间隔元件以能在第一端和/或第二端处自由滑动的方式被支承在所述上支承件(20)的第一部分表面和/或第二部分表面下方的上三维滑动表面(40)上、以及在所述下支承件(22)的第一部分表面和/或第二部分表面上方的下三维滑动表面(41)上,其中,所述上三维滑动表面(40)和所述下三维滑动表面(41)相对彼此被成型为,使得对于所述间隔元件(34)围绕所述固定轴(37)的每个转动角,所述间隔元件(34)的第一端和/或第二端都在所述上三维滑动表面(40)和所述下三维滑动表面(41)上占据限定的位置,所述限定的位置的绝对位移和所述可移动轴(36)在相应成型的长孔中的与所述绝对位移相对应的位置确定所述占位器(10)的侧向延展,并且所述限定的位置的所述上三维滑动表面(40)与所述下三维滑动表面(41)在闭合状态下相对彼此的距离确定所述占位器(10)的高度。

8. 根据权利要求5所述的占位器(10),所述占位器的所述扩展装置(30)还包括能移动的间隔元件(34),

-所述间隔元件能够沿所述丝杠(31)移动并具有四个引导元件(42),所述引导元件能够分别在所述上支承件(20)的第一部分表面中的第一上长孔中和/或第一上引导滑动表面下方、以及在所述上支承件的第二部分表面的第二上长孔中和/或第二上引导滑动表面下方移位,并且所述引导元件能够分别在所述下支承件(22)的第一部分表面的第一下长孔中和/或在第一下引导滑动表面上方、以及在所述下支承件的第二部分表面的第二下长孔中和/或第二下引导滑动表面上方移位,

-其中,所述间隔元件(34)具有三维的上滑动表面和下滑动表面,并且

-其中,所述上滑动表面(40)和下滑动表面(41)在所述间隔元件(34)上被相对彼此成型,并且在所述上支承件和所述下支承件的部分表面中的每个部分表面中的长孔和/或引导滑动表面都被成型和布置为,使得对于所述间隔元件(34)在所述丝杠(31)上占据的限定的位置,所述引导元件(42)在相应成型的长孔和/或引导滑动表面中的与所述限定的位置相对应的位置确定所述占位器(10)的侧向延展,并且在接触边缘(43)处和/或在所述上支承件(20)和所述下支承件(22)的上引导滑动表面和下引导滑动表面的、与所述间隔元件(34)的位置相关联的位置处,所述上滑动表面(40)和所述下滑动表面(41)在所述间隔元件(34)上相对彼此的距离确定所述占位器(10)的高度。

9. 根据权利要求5所述的占位器(10),所述占位器的所述扩展装置(30)还包括能移动的间隔元件的双对,

-所述双对分别以能在所述双对的每个间隔元件上的位置处围绕可移动轴侧向转动的方式被支承,其中,所述可移动轴布置在螺母(35)上并且能够借助于在所述丝杠(31)的螺

纹(33)上行进的所述螺母(35)沿着所述丝杠(31)移位,

-其中,所述双对的第一间隔元件能够围绕固定轴(37)侧向转动,该固定轴侧向位置固定地被支承在所述上支承件(20)的第一部分表面和所述下支承件(22)的第一部分表面中,并且所述双对的第二间隔元件能够围绕固定轴(37)侧向转动,该固定轴侧向位置固定地被支承在所述上支承件(20)的第二部分表面和所述下支承件(22)的第二部分表面中,并且其中,在所述丝杠(31)的螺纹(33)上行进的所述螺母(35)被设计为,使得所述螺母包括用于所述上支承件(20)的第一部分表面和第二部分表面以及所述下支承件(22)的第一部分表面和第二部分表面的滑动表面或双曲柄结构,所述滑动表面或双曲柄结构以自由滑动的方式被支承在所述上支承件(20)的第一部分表面和第二部分表面的引导滑动表面上以及所述下支承件(22)的第一部分表面和第二部分表面的引导滑动表面上,

-并且所述第一间隔元件与所述第二间隔元件之间的角位置确定所述占位器(10)的侧向延展,并且在接触边缘(43)处和/或在所述上支承件(20)和所述下支承件(22)的上引导滑动表面和下引导滑动表面的、与所述螺母(35)位置相关联的位置处,上滑动表面(40)和下滑动表面(41)相对彼此的距离或所述双曲柄结构的姿态确定所述占位器(10)的高度。

10.根据权利要求9所述的占位器(10),其中,所述丝杠(31)在所述丝杠的第二半部(31-2)上具有螺纹(33),该螺纹与所述丝杠(31)的第一半部(31-1)上的螺纹反向,并且所述扩展装置(30)包括使用所述丝杠的第一半部(31-1)的第一间隔元件或第一间隔元件的双对、以及使用所述丝杠的第二半部(31-2)的第二间隔元件或第二间隔元件的双对,其中,第一上三维滑动表面和第一下三维滑动表面或者第二上三维滑动表面和第二下三维滑动表面以及相应的上长孔和下长孔和/或引导滑动表面与第一间隔元件和第二间隔元件或与间隔元件的双对相关。

11.根据权利要求7所述的占位器(10),所述占位器具有第一间隔元件和第二间隔元件或者具有间隔元件的双对,其中,所述第一间隔元件和第二间隔元件或者间隔元件的双对设计并布置为彼此镜像地工作,或者其中,所述第一间隔元件和第二间隔元件或者间隔元件的双对设计并布置为彼此同向地工作。

12.根据权利要求10所述的占位器(10),所述占位器的丝杠(31)在第一半部(31-1)与第二半部(31-2)之间和/或在第一间隔元件与第二间隔元件或在间隔元件的双对之间具有引导结构(45),所述引导结构以能转动但不能在所述引导结构的位置侧向移位的方式被支承在支架元件(46)中,其中,所述支架元件(46)以能移动但又不能在所述支架元件的位置侧向移位的方式被支承在所述上支承件(20)和下支承件(22)中。

13.根据权利要求12所述的占位器(10),所述支架元件(46)以能垂直移动但又不能在所述支架元件的位置侧向移位的方式被支承在所述上支承件(20)和下支承件(22)中。

14.根据权利要求7所述的占位器(10),其中,根据个体所需的扩展行为来设计三维滑动表面的位置和形状、以及长孔的和/或引导滑动表面的位置和形状。

15.根据权利要求1至4中任一项所述的占位器(10),在俯视图中,所述占位器具有肾形的造型。

16.根据权利要求1至4中任一项所述的占位器(10),所述占位器在闭合状态下具有大于或等于7mm的最小高度(50),并且在扩展状态下具有小于或等于14mm的最大高度,还在闭合状态下具有大于或等于13mm的侧向延展。

用于椎骨外科手术的占位器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于椎骨外科手术的占位器,包括具有上支承面的上支承件和具有下支承面的下支承件,这两个支承件彼此之间的相对位置可以改变,其中上支承面和下支承面分别具有第一部分表面和第二部分表面,这些部分表面在闭合状态时在边缘接触;以及扩展装置,借助于该扩展装置,支承面的侧向延展通过第一部分表面和第二部分表面的彼此分离的侧向偏移在最小侧向延展和最大侧向延展之间能够改变,其垂直距离也能够占位器的最小高度和最大高度之间改变,从而能够在闭合状态和扩展状态之间调整占位器。

背景技术

[0002] 人类椎骨的椎骨区段的退化是椎骨不适的原因,其经常伴有剧烈的疼痛。它是很多尤其是上了年纪的患者非常常见的病症,并且给患者带来长期的伤害。它有最繁多的症状。最常见的有椎间盘的退化,即椎间盘软组织的磨损,由此会导致错位。此外还有骨质疏松,即骨头、尤其是椎骨内部结构的分解(松质骨),骨头由此变得易碎,结果导致顶板受压骨折以及椎体的内化。

[0003] 主要以手术来进行治疗,通过将退化的椎骨区段的至少一部分取出和/或在被取出的椎间盘或椎间盘区段的位置植入占位的植入物或者通过在椎体中或代替椎体植入建立内部支承。

[0004] 为了避免巨大的创伤和伴随此的更大疼痛以及大量失血,在外科手术、例如椎骨外科手术中,尽可能使用显微方法或内窥方法,以减小病变位置的创伤。从脊背、即穿过患者的背部对人体椎骨进行微创外科手术是简单快速并且安全的。为了尽可能少地对当处背部肌肉的神经分布造成外科伤害,优选在单侧开刀。

[0005] 在将植入物引入患者的椎骨的作用点期间,植入物应该保持紧凑并匹配于进入路径,但是在作用点必须能够自我“展开”或在那里扩展到所需要的大小。

[0006] 这种用于椎骨外科手术的占位的植入物(或占位器)可以代替椎间盘或椎间盘区段。当占位器作为椎间盘替代物使用时,其作用于椎体内融合的中间椎骨植入物。这种中间椎骨植入物,其最常见的应用形式为在此描述的占位器,并且也被称作“笼”,其必须在作用点处作为间隔保持器并同时起到支承作用(在这种情况下支承在两个相邻的椎体内)。

[0007] 原则上,这里所描述的占位器的使用也可以完全或部分代替椎体,其中,占位器在完全代替椎体的情况中作为支承或稳定椎体的间隔器、或在部分代替的情况中作为相应的增强件(重建装置)在椎体再生。即便是作为椎体的完全或部分代替物的占位器,也必须在其作用点被用作为间隔器并且同时起到支承作用(在这种情况下代替椎体或在椎体中自己起作用)。

[0008] 存在有用于椎骨外科手术的中间椎骨植入物、即占位器,其用作椎间盘并且其在高度方面可以改变。这种中间椎骨植入物例如从DE 44 16 605C1,US 5,554,191 A或FR 2 719 763 A1中披露。这些中间椎骨植入物的共同点在于中间椎骨植入物的两个臂在植入后

通过间隔元件展开,间隔元件在臂的纵向方向上插入两臂之间,并且顺着实施为以平面表面形式的斜面的滑动表面滑动,从而根据间隔元件的插入深度,臂以不同的方式展开。这一方面引起用于相邻的椎体的两个臂的先前(即在闭合状态下)互相平行延伸的支承面的角度改变,并且同时导致中间椎骨植入物的高度非对称的改变。对间隔元件的移位,一般在这种已知类型的中间椎骨植入物的情况下基于中间椎骨植入物的对称性使用中央支承的丝杠。

[0009] 相对地,文献US2014/0039622 A1和EP 2 777 630 A1描述了用于椎骨外科手术的占位器,该占位器可以在移动中同时侧向地和垂直地扩展。这种在侧向和垂直方向上同时的扩展通过上下支承件借助于两个优选为金字塔形的、在中央支承的丝杠上延伸的反向斜楔来实现。文献US 2005/124989A1也描述了一种可扩展的、能够侧向和垂直完全同时扩展的占位器。

[0010] 现在使用的用于椎骨外科手术的占位器不是可侧向地就是可垂直扩展的(即仅在一个方向上)。现在使用的其他占位器,其具有唯一的传动装置,并可以侧向地和垂直地扩展,但仅能同时并且彼此成比例地扩展。第三类已经描述的占位器借助于分离的扩展机构可彼此跟随地扩展,即同时借助两个传动装置或两个彼此严格跟随的扩展移动(其中第一移动的结束是第二移动开始的先决条件)。但这在技术上生产很麻烦或者被构建为不提供支承面。

[0011] 只能在一个方向扩展、例如仅能够在垂直方向扩展的占位器,当其作为中间椎骨植入物使用时,从一开始就具有对于对上椎体的椎体底板和下椎体的椎体顶板的支承来说必要的侧向延展,以避免破入这两者,这样占位器对于真正最小创伤的手术来说过大。相对地,如果只能在一个方向扩展、例如仅能够在垂直方向扩展的占位器,是像对于借助于最小创伤手术将其引入到作用点所需要那样紧凑的,那么占位器在其垂直地扩展期间仅能够支撑椎体底板和椎体顶板的部分表面,并可能因此小幅破入其中。虽然不是很明显,但是在作为椎体完全或部分替代物使用的情况中,原则上同样存在危险,危险来自椎体底板或椎体顶板的另一侧。

[0012] 即使是根据现有技术作为中间椎骨植入物使用的、能同时在两个方向扩展的占位器,也排除不了这种危险,因为其从一开始在侧向扩展期间就必须垂直地扩展,并进而已经施加了大的支承作用,同时还完全未达到其必需的完全侧向延展,从而能够在没有破入椎体底板和/或椎体顶板的危险的情况下实现。此外在常见的能够在侧向和垂直方向同时扩展的占位器中,上下支承件被如下地划分成两个子部件,使得在中间区域再次出现未被支撑的表面,并且被划分的相应子部件破入椎体底板/或椎体顶板的边缘区域,因为这些子部件这里仅实现了很局部的支撑功能。

[0013] 如文献DE 102017211185A1所描述的占位器,其虽然在丝杠上但可以借助于分离的扩展机构在侧向和垂直方向相继扩展,该占位器可以如文献中所述那样作为部分或完全的椎体替代物来使用,但作为替代椎间盘或椎间盘部段的中间椎骨植入物不提供必需的支承件。

[0014] 所有在当今所使用的用于占位器都是在其形状方面按照直线植入或进入路径来设置的,并且对于非直线植入或进入路径是“笨重的(Sperrig,占地的)”。但如果占位器作为中间椎骨植入物来使用,其在理想情况下应该能够从背正中或旁正中移入,并且以硬膜

(从大约第二腰椎到远端)或脊髓(直到大约第二腰椎)中间对称地、即在椎管腹侧平置,而不穿过椎管,从而不破坏包含在里面的神经结构。

发明内容

[0015] 因此本发明的目的在于提供并改进开篇所提到类型的用于椎骨外科手术的占位器,前述问题通过该占位器得以解决。尤其地,将描述的是一种用于椎骨外科手术的占位器,其以紧凑并且微创的方式用于相应的稳定方法中,例如微创载体腰椎椎体间融合(minimalinvasiv Vektor-Lumbalen-Interkorporellen Fusion MIS-VLIF),并且在此优选地能够以简单的方式经由非直线植入路径植入,该占位器可以在作用点展开必需的侧向支承面,以实现其支承功能,并且能够利用该占位器安全且无破入风险地设置期望的垂直间距、如两个椎体之间的垂直间距。另外,占位器应该考虑到其应用的生物运动学需求,并且通过使其考虑待稳定的运动部段的功能解剖学的方式来尽可能地支持椎骨的自然功能。

[0016] 此外,将提供用于将占位器植入患者的椎骨的相应方法。

[0017] 用于椎骨外科手术的占位器包括具有上支承面的上支承件和具有下支承面的下支承件,这两个支承件彼此之间的相对位置是可改变的。上支承面和下支承面分别具有第一部分表面和第二部分表面,这些部分表面在占位器处于闭合状态时在边缘处相接触。

[0018] “分别具有第一和第二部分表面”应被理解为“分别具有至少一个第一和第二部分表面”。原则上支承面的其他划分方式也是可行的:第一和第二部分表面例如分别可以再次划分成两个子表面的特定实施方式,那么这使得上支承面或下支承面具有四个部分表面。

[0019] 但将上支承面或下支承面分别划分成多于两个部分表面会导致占位器内部结构更复杂。

[0020] 在占位器的闭合状态中,其侧向和垂直延展具有最小值。在这种状态下,即尽可能小或紧凑,作为占位器的插入状态下,占位器穿过患者的背部区域中的微小开口被引到其在椎骨区域中的位置上。

[0021] 在该闭合状态下上下支承件彼此相距最小距离。这同样的适用于上支承面或下支承面的一般在闭合状态下沿边缘接触的第一和第二部分表面,因为这支持了占位器的尽可能小的侧向延展。但这里并不要求两个边缘事实上存在实体上的接触:根据概念“接触”,两个边缘的相互邻接的距离极小,通常为小于1mm,最大为小于2mm。两个部分表面接触的边缘(或者沿着该边缘以极小距离相互邻接)不一定是直线的,而是可以具有任意形状。

[0022] 用于椎骨外科手术的占位器还包括扩展装置,借助于该扩展装置通过上支承面和下支承面的第一和第二部分表面的远离彼此的侧向偏移,支承面能够相对彼此在它们侧向延展中在最小侧向延展与最大侧向延展之间变化直至最大偏移量,同样地,支承面能够相对彼此在它的上支承面和下支承面的垂直距离方面在占位器的最小高度和最大高度之间变化(因为上支承面和下支承面同时代表占位器的上下边界),使得占位器是可在闭合和扩展状态之间调整的。在此,在植入患者的椎骨后,垂直方向以几乎平行于椎骨或平行于从尾位到头位的方向延伸。而部分表面的侧向移动与此垂直、即水平地移动。

[0023] 为了在占位器被安置到其在患者的椎骨中的作用点后以最简单的方式方法实现扩展,扩展装置优选包含一个传动装置,即在最理想情况下经由同一传动装置来实现扩展,以及伴随的支承面的侧向延展和垂直距离的改变。外科医生总是操作同一调整元件。具有

彼此分离的用于侧向延展和垂直距离的改变的传动装置的扩展装置的结构更加复杂,但也是可以想到的。

[0024] 扩展装置改变了上支承面和下支承面的相对位置和上支承面和下支承面的侧向延展。没有任何附加的概念“扩展状态”这里表征最大扩展状态。调整到部分扩展的状态,可以是绝对期望的或有利的:例如如果在植入占位器后,该占位器首先不应具有完全的垂直距离和/或支承面不应具有完全的侧向延展,则可以在一个特定实施方式中调整到部分扩展的状态。而又有利的是,这些部分扩展的状态中的每个都是可固定的,然而如有需要,也通过扩展装置的高度自锁、例如在那使用的螺纹的高度自锁来实现“滑回”或“重新折叠”。

[0025] 通常,状态在闭合状态与扩展状态之间的可调整性是连续进行的,尤其是在没有任何部分扩展的状态应该在较长时间内被保持的情况下。侧向延展和垂直距离的这种连续可调整性或连续改变是有利的,但不是强制性的。

[0026] 另外,根据本发明的占位器优选地可以从扩展状态调回到闭合状态(也称作插入状态),并且在外科医生或患者对结果不满的情况下允许以简单的方式进行调换。

[0027] 在此,根据本发明的占位器的特征在于,上支承面和下支承面的第一部分表面和第二部分表面在它们在闭合状态中相接触的边缘处,具有相互接合的结构,该结构构造为,其实现了在扩展时第一和第二部分表面远离彼此的侧向偏移,以及在扩展状态下,在垂直于彼此分离的侧向延展的方向上的、延伸经过上支承面和下支承面的侧向间隙具有小于最大偏移量的间隙宽度。

[0028] 上支承面的第一部分表面的互相接合的结构与上支承面的第二部分表面的互相接合的结构相配合:在闭合状态下第一部分表面和第二部分表面的互相接合的结构将嵌入到彼此中。

[0029] 优选地,它们尽可能精确配合地根据键锁原理来互相接合。这同样适用于下支承面的第一部分表面和第二部分表面的互相接合的结构。但是上支承面和下支承面的部分表面的相应的结构不必相同或相似。但由于在将占位器作为中间椎骨植入物使用时,上椎体的椎体底板处的上支承面和下椎体的椎体顶板处的下支承面的扩展动作是相同或相似的,所以相同或相似的结构是有利的。

[0030] 为了实现(以及不阻止)在第一部分表面和第二部分表面彼此分离的侧向偏移,即在相反方向上的侧向滑动,互相接合的结构必须设计为在彼此分离的侧向偏移时不能互相钩合。这种互相接合的结构理想结构形式例如是齿结构、曲折结构或波形结构,其中,这些结构中没有任何一种必须有规则地成型。“理想的”互相接合的结构成型最终取决于彼此分离的侧向偏移遵循何种成像规则。

[0031] 在此,彼此分离的侧向偏移优选通过相互抵靠地彼此分离的滑动实现:例如在齿结构的情况中,这意味着第一部分表面和第二部分表面的边缘的互相接合结构的区域在边缘的平行于侧向偏移方向定向的区域中相互抵靠地彼此分离地滑动,这额外强化了支承面即使在彼此偏移仍继续提供的支持。

[0032] 在此,在彼此分离地偏移时出现的侧向间隙的间隙宽度小于或在理想情况下基本上小于最大偏移量。在此,如果置入沿着互相接合的结构“突出”到最外侧的区域延伸的直线边缘,则侧向间隙是在上支承面或下支承面的第一部分表面与第二部分表面之间沿着支承面垂直于侧向偏移方向的整个长度而形成的“假想的”间隙。

[0033] 在占位器被用作中间椎骨植入物时,其代替椎间盘施加压力或支持位于其上部或下部的椎体。在第一部分表面和第二部分表面具有沿直线延伸的边缘的情况中,在彼此分离地偏移时,从一开始就形成如下的侧向间隙,其间隙宽度很快就达到一个使占位器不再能保证在中央区域对上椎体的椎体底板和下椎体的椎体顶板进行支持的值;而根据本发明的互相接合的结构即使在其最大侧向延展下也能提供足够的支持作用。这种占位器的根据本发明的互相接合的结构与根据现有技术的占位器相比显著提高了在扩展状态下支承面的有效作用。

[0034] 代替贯通的侧向间隙而出现的较小的开口允许骨的构建并且通过上表面的扩大来对其进行支持,构建可以在该上表面上进行。由此改进了骨和植入物之间的界面,这支持了植入物的放置或这种占位器到椎骨中的融合。

[0035] 这里描述的占位器的主要用途涉及其作为中间椎体植入物,也称作保持夹(Cage)或体内间隔器的使用,以代替椎间盘或椎间盘的部分区域进行植入:对此,占位器的支承面的根据本发明的特征是最重要的。

[0036] 然而,根据本发明的占位器的其他用途可以是作为部分或完全椎体替代物或用于在椎体再生(Spondyloplastie)的意义中利用骨填充物来加固椎体:在此,在骨折或骨质疏松时,在打开皮质骨结构后将可调整的占位器植入椎体中,并随后将其填充。

[0037] 在根据本发明的占位器的一个优选实施方式中,侧向间隙的间隙宽度即使在扩展状态下也是零。如在附图中很容易理解的,这在使用齿结构的情况中很容易实现。但是其他许多导致间隙宽度即使在扩展状态下也是零的结构形式也是可以想到的:例如具有大于最大偏移量一半的幅值的波形同样满足条件。

[0038] 在一个特别优选的设计方案中,占位器的上支承件和下支承件被成型为在彼此分离地侧向偏移时,支承结构上的第一部分表面的互相接合的结构以支承在支承件的属于第二支承面的部分中支承结构上的方式滑动,并且第二部分表面的互相接合的结构以支承在支承件的属于第一支承面的部分中的支承结构上的方式滑动。这为占位器的支承面在其侧向扩展时提供了额外的稳定性。

[0039] 用于椎骨外科手术的另一占位器包括具有上支承面的上支承件和具有下支承面的下支承件,这两个支承件彼此之间的相对位置是可改变的,上支承面和下支承面分别具有第一部分表面和第二部分表面,这些部分表面在占位器处于闭合状态时在边缘处接触。

[0040] 用于椎骨手术的另一占位器还包括扩展装置,借助于该扩展装置通过上支承面和下支承面的第一部分表面和第二部分表面的彼此分离的侧向偏移,支承面能够在其侧向延展上在最小侧向延展与最大侧向延展之间改变直至最大偏移量,在其垂直距离上也能在占位器的最小高度和最大高度之间改变,使得占位器是可在闭合状态和扩展状态之间调整的。

[0041] 替代地或在占位器的上述根据本发明的特征的同时,该另一占位器的特征在于,扩展装置设计为借助于唯一的传动装置改变在两个彼此独立并且可自由定义的、在占位器中编码的运动历程中的侧向延展和垂直距离。

[0042] 在根据本发明的占位器中,在同一扩展装置中可自由定义地对侧向延展和垂直距离在通过同一构思的结构实现的扩展过程中的变化过程进行编码。这意味着,针对上支承面和下支承面的在最小侧向延展与最大侧向延展之间的每个侧向延展,都可以在占位器的

最小高度与最大高度之间的量的范畴中来调整上支承面和下支承面相互的垂直距离。

[0043] 为了在将占位器置入其在患者的椎骨中的作用点处之后以最简单的方式方法来实现扩展,扩展装置包含唯一的传动装置,即通过同一传动装置实现扩展的实施,以及伴随的支承面的侧向延展和垂直距离的改变:外科医生例如总是以线性形式来操作同一调整元件,该元件又操纵非线性或通常非线性地运行的扩展机构。

[0044] 因此侧向延展的改变和垂直距离的改变之间的比例不必保持恒定,也不必相继执行或通过分离的扩展机构来执行移动。

[0045] 优选地,根据本发明的占位器包括在其扩展过程中侧向延展的改变相对于垂直距离的改变的历程规划的物理反映。其表现形式例如可以是在上支承件和下支承件的内侧或边缘其中或其上的自由形状表面的形式,或者在例如这里所应用的用作滑动表面的间隔元件上的自由形状表面的形式,用作滑动孔的长孔的(可自由确定的)形式,或者在具有不同齿分布的可转动结构中。

[0046] 有利的,在根据本发明的占位器中,在其扩展过程中,侧向延展的改变相对于垂直距离的改变的比例多倍数逐段地改变或者持续改变。在此,侧向延展的改变和垂直距离的改变优选至少部分在时间上相互分离,使得在将占位器引入到例如事先移除了椎间盘的患者的椎骨的椎间盘空间后,在闭合状态下引入的占位器首先经历侧向延展,以便为随后并行开始的两个椎体之间垂直距离的改变提供足够宽的支承面。

[0047] 在此,例如相比于线性传动装置,可以将侧向扩展描述为过比例延展并进而描述为有效支承面的非线性扩大,其中,侧向延展首先进行大改变,而中间开始的垂直扩展以及伴随的垂直距离的改变都线性地进行,或反之亦然。

[0048] 也可以想到,通过共同的线性传动装置彼此独立并且过比例地实现侧向扩展和垂直扩展。

[0049] 支承面的侧向延展的改变相对于其垂直距离的改变的方式方法如有可能可以与使用情况、患者的特定问题以及负责治疗的外科医生的期望。在此,可以提供一系列反映经常使用的情况的占位器模型,所有都按照同一原理工作,但例如分为被成型为自由形状表面和/或被成型为用作滑动孔的长孔。

[0050] 此外,使用自由成型表面和/或用作滑动孔的长孔提供了以简单的方式通过如下方法来固定或稳定特定状态的可能性,即借助于成型为自由形状表面和/或用作滑动孔的长孔,在短时间内再次减小垂直距离并达到亚稳状态。

[0051] 此外,根据本发明的占位器优选地也可以从扩展状态调回闭合状态(也称作插入状态),通过在相反方向驱动扩展装置的传动装置,上支承面和下支承面的侧向延展可以由最大延展调回最小延展,并且上支承面和下支承面的垂直距离可以从最大高度调回最小高度。

[0052] 利用根据本发明的占位器,借助穿过上支承面和下支承面的侧向间隙,其间隙宽度小于该支承面的侧向延展的最大偏移量和/或进行在两个彼此独立并且可随意定义的运动历程中侧向延展和垂直距离的改变的扩展装置,描述了一种能以微创植入的占位器,该占位器在作用点处可以展开至支承面的必需大小,以胜任其支承作用,并且借助该占位器可以安全且无破入风险地调整至希望的垂直距离,例如两个椎体之间的垂直距离。在此,占位器考虑了其应用的生物运动学需求,并且通过改善纵向平衡尽可能好地支持了椎骨的自

然功能。

[0053] 该占位器与根据现有技术的、从背侧引入的占位器相比提供了明显更大的有效支承件,尤其是具有改善的覆盖区和最优压合方式(即由于其形状以及施加的压力和其分布而在椎骨中更好的“锚定”)的明显更具功能性地分布的支承面。在此,通过侧向延展的变化可自由定义的扩展过程(即其在宽度上的扩展,该扩展优选是在将占位器安放在其作用点后首先开始的)以及垂直距离的改变(即其在高度上的扩展,该扩展优选稍微迟延或随后开始),根据本发明的占位器考虑可生物学上推导出的最优的扩展动作,虽然这是由同一传动装置操作。在此,根据本发明的占位器结合了在原则上对用于植入椎骨的占位器所要求的特征。

[0054] 本发明的本质也在于可彼此独立完成侧向和垂直扩展的扩展机构,即便如此它也仅具有一个用来实现扩展的传动装置。占位器的扩展机构允许,能够按两个扩展特性的顺序并以彼此间的任意比例将它们记录在占位器中并进行编码。

[0055] 在占位器或上述占位器的一个优选的设计方案中,扩展装置包含用来在关闭和扩展状态之间调整占位器的具有螺钉头的丝杠,通过该丝杠可以控制侧向延展和垂直距离的改变。

[0056] 在该设计方案中,丝杠是扩展装置的传动装置的基本元件。可以经由丝杠的螺钉头利用支持微创外科手术的工具来作用于丝杠。螺钉头对此可以具有任意允许使用从外部引入的工具来进行操作的形状和构造,以实现丝杠的转动移动以及对其相应的控制,从而以此再控制侧向延展和垂直距离的改变。

[0057] 丝杠的轴线不必在占位器的中央或中部延伸。该轴线可以占据任意位置,优选垂直于侧向延展的方向。在此,该轴线可以被定位为,使得丝杠的螺钉头在占位器被引入后,与根据现有技术的、要求传动元件位于中间位置的占位器相比更容易到达其作用点。在该设计方案中,传动装置的丝杠按照在其位置改变的旋转轴、即在技术上实现的瞬心线或空间瞬心轨迹行进。

[0058] 当丝杠还是斜楔机构或者基于斜楔和配合件原理的机构的一部分时,借助于丝杠可以以最简单的方式方法进行占位器的扩展,利用这种机构同时驱动支承面的侧向延展和垂直距离的改变。

[0059] 然而,在非常有利的设计方案中,丝杠的转动使得占位器能够如下地扩展,即使得在两个彼此独立且可随意定义的运动历程中侧向延展和垂直距离实现改变。尤其地,在一个有利的设计方案中,丝杠实现了侧向延展的改变和垂直距离的改变在它们相互关联的顺序方面至少部分或完全地分离。

[0060] 在占位器的一个特定设计方案中,占位器在任意侧向截面上都不具有沿平行于丝杠的轴线延伸的轴线的对称性。平行的延伸在此也包含位于丝杠的轴线上情况。

[0061] 在根据本发明的占位器的一个特别优选的设计方案中,占位器的扩展装置还包括可移动间隔元件。这种间隔元件以如下的方式将两个可移动部件间隔开,即使得两个可移动间隔元件仅可以沿预定的轨道或仅在预定的区域中相对彼此移动。这种间隔元件可以是凸轮或具有凸轮形状的构造,但可以具有其他特定几何形状。但重要的是可移动间隔元件在两个可移动部件的每个中的可移动支承方式。

[0062] 在这种情况下,该间隔元件以可在间隔元件上的一个位置、优选在第一端处围绕

一个可移动轴侧向转动的方式被支承,该可移动轴能够借助于集成到可移动轴并且在丝杠的螺纹(随后为外螺纹)上延伸的螺母沿丝杠移位,其中,可移动轴直接或非直接布置在上支承件的第一部分表面的上长孔和下支承件的第一部分表面的下长孔中。

[0063] 在此,“直接布置在长孔中”表示轴在长孔中延伸,“非直接布置在长孔中”意为与轴连接的元件在长孔中延伸。

[0064] 另外,间隔元件可围绕固定轴侧向转动地支承,该固定轴在侧向位置不变地支承在上支承件的第二部分表面和下支承件的第二部分表面中。该固定轴优选位于间隔元件的中间区域中。固定轴也可以设置在间隔元件的第二端部上。也能够利用非固定轴来实现。

[0065] 最后,间隔元件在第一端部和/或第二端部处可自由滑动地支承在上支承件的第一部分表面和/或第二部分表面下方的上三维滑动表面上以及下支承件的第一部分表面和/或第二部分表面上方的下三维滑动表面上滑动,其中,上三维滑动表面和下三维滑动表面相对彼此成型为,使得针对间隔元件围绕固定轴的每个转动角,间隔元件的第一端部和/或第二端部对间隔元件在上三维滑动表面和下三维滑动表面上占据限定的位置,该位置的绝对位移和可移动轴在相应成型的长孔中的与绝对位置相对应的位置确定占位器的侧向延展,并且限定的位置的上三维滑动表面与下三维滑动表面相对彼此在闭合状态下的距离确定占位器的高度。

[0066] 三维滑动表面是在三维空间中形成的表面,该表面如上所述在优选实施方式中自由地成型为,使得其自身或其结合另一三维滑动表面和/或结合用作滑动孔的长孔的形式,反映出侧向或垂直运动历程。

[0067] 在根据本发明的占位器的另一个特别优选的设计方案中,占位器的扩展装置还包括可移动间隔元件,其能够沿丝杠移动并具有(至少)四个引导元件,这些引导元件能够分别在上支承件的第一部分表面中的第一上长孔中和/或第一上引导滑动表面下方、以及在上支承件的第二部分表面的第二上长孔中和/或第二上引导滑动表面下方移位;并且能够在下支承件的第一部分表面的第一下长孔中和/或在第一下引导滑动表面上方、以及在所述下支承件的第二部分表面的第二下长孔中和/或在第二下引导滑动表面上方移动。在该设计方案中,间隔元件自身具有优选是三维的上滑动表面和下滑动表面。在此,上滑动表面和下滑动表面在间隔元上相对彼此成型为、并且在上支承件和下支承件的部分表面中的每个部分表面中的长孔和/或引导滑动表面都成型并布置为,使得对于间隔元件在丝杠上所占据的限定的位置,引导元件在相应成型的长孔和/或引导滑动表面中的与限定的位置相对应的位置确定占位器的侧向延展,并且上三维滑动表面和下三维滑动表面在间隔元件上在接触边缘处和/或在上支承件和下支承件的上引导滑动表面和下引导滑动表面的与间隔元件的位置中的一个相关联的位置处相对彼此的距离确定占位器的高度。引导滑动表面是特定的滑动表面,其设计为除了垂直定位(占位器的垂直扩展程度)外还承担侧向定位(占位器的侧向扩展程度)的作用。

[0068] 优选地,上三维滑动表面和/或下三维滑动表面上的形状元素和/或长孔的造型,使特定的预定的位置能够相对地固定。

[0069] 此外,在根据本发明的占位器的该设计方案的变体方案中,为了改变垂直距离,可以将间隔元件上的滑动表面的造型与在上支承件和下支承件的内侧上的造型相结合。

[0070] 在根据本发明的占位器的第三特别优选的设计方案中,占位器的扩展装置还包括

间隔元件的可移动双对,该双对以可在双对的每个间隔元件的位置分别围绕可移动轴侧向转动的方式支承,其中所述可移动轴设置在螺母上,并且能够借助于在丝杠的螺纹上移动的螺母沿着丝杠移位。其中所述双对的第一间隔元件围绕固定轴侧向可转动地支承,该固定轴侧向位置固定地支承在上支承件的第一部分表面和下支承件的第一部分表面,并且所述双对的第二间隔元件围绕固定轴侧向可转动地支承,该固定轴侧向位置固定地支承在上支承件的第二部分表面和下支承件的第二部分表面。

[0071] 在此,间隔元件的双对是第一间隔元件和第二间隔元件组成的对,其中,第一间隔元件和第二间隔元件分别包括一起移动(即围绕同一轴位置相互平行)的指向上支承件的上子间隔元件和指向下支承件的下子间隔元件。

[0072] 在此,丝杠的螺纹上延伸的螺母设计为,其包括用于上支承件的第一部分表面和第二部分表面以及下支承件的第一部分表面和第二部分表面的滑动表面或双曲柄结构,它们可自由滑动地支承在上支承件的第一部分表面和第二部分表面的引导滑动表面和下支承件的第一部分表面和第二部分表面的引导滑动表面上。

[0073] 第一间隔元件与第二间隔元件之间的角位置确定了占位器的侧向延展;并且上滑动表面与下滑动表面的相互距离、或者双曲柄结构在接触边缘(并进而双曲柄结构的打开角)处和/或在上支承件和下支承件的上引导滑动表面和下引导滑动表面的与螺母位置相关联的位置处的地点,确定了占位器的高度。

[0074] 此外特别有利的是,占位器包含作为扩展装置的传动装置的基本元件的丝杠,并且设计为,丝杠在其第二半部上具有与丝杠在其第一半部上的螺纹反向螺纹的螺纹,并且扩展装置包括使用丝杠的第一半部的第一间隔元件或第一间隔元件的双对和使用丝杠的第二半部的第二间隔元件或第二间隔元件的双对。丝杠螺纹的相应的回转方式取决于对应的间隔元件或间隔元件的双对是如何相对于丝杠的轴线支承的。

[0075] 在此,第一或第二上下三维滑动表面和相应的上下长孔和/或引导滑动表面与第一间隔元件和第二间隔元件或间隔元件的双对相关。另外,如有可能一个或两个第一或第二可移动轴以及一个或两个第一或第二固定轴与第一或第二间隔元件或间隔元件的双对相关。

[0076] 如此设计的占位器允许两侧的扩展和支持功能,这提高了占位器的稳定性并且防止占位器的“翻倒”。在此,丝杠的第一半部和第二半部以及分别与其对应的元件不必设计为彼此对称的。

[0077] 然而,特别有利的是,在具有第一和第二间隔元件或间隔元件的双对的占位器中,第一和第二间隔元件或间隔元件的双对设计并设置为彼此对称地运作。那么,占位器可以具有垂直于丝杠轴延伸的对称轴线。这种对称的运作方式允许特别高的稳定性,尤其在占位器作为中间椎骨植入物安置在椎间盘空间中部的两个椎体中间并在此处扩展时。

[0078] 而替代地,在具有第一和第二间隔元件或间隔元件的双对的占位器中,第一间隔元件和第二间隔元件或间隔元件的双对也可以设计并布置为彼此同向工作的。

[0079] 在具有第一和第二间隔元件的占位器中,用作驱动元件的丝杠可承受拉伸,从而在扩展期间使间隔元件导向彼此。但其也可以承受按压,从而在扩展期间使间隔元件导离彼此。

[0080] 在根据本发明的占位器的一个特别优选的实施方式中,占位器的丝杠在第一半部

与第二半部和/或第一间隔元件与第二间隔元件或间隔元件的双对之间具有引导结构,引导结构可转动但在其位置不可侧向移位地支承在支架元件中,其中,支架元件可移动地、尤其可垂直移动地但不可在其位置侧向移位地支承在上支承件和下支承件上。这用于使扩展装置相对于支承件确定中心。

[0081] 在一个实施方式中,根据本发明的占位器可以最大程度地实现个体化:在此,根据个体所需要的扩展动作来设计三维滑动表面的位置和形状以及长孔和/或引导滑动表面的位置和形状。这种占位器可以根据患者所需的特性或外科医生偏好的特性来单独制造:首先收集对患者的检查数据,这些数据包括患者身上出现的问题的几何数据以及表征椎骨材料的数据,例如局部骨密度和骨脆弱性。另外,负责治疗的外科医生可以提出他认为对于尽可能好的外科手术以及对于最优功能来说所需的要求。根据这些数据,以彼此独立的方式方法确定占位器在闭合状态以及扩展状态下的最优尺寸,如有可能,确定最优的互相接合的结构以及上支承面和下支承面的侧向延展的改变和垂直距离的改变的最优运动历程,并由此对占位器进行物理编码,即例如作为滑动表面的自由成型表面的造型,以及作为滑动孔的长孔的造型。对于患者和/或外科医生来说最优的占位器的单独确定方式,也可以是规划单元或相应的计算机程序产品的内容。

[0082] 对于借助于微创手术的植入特别理想的占位器在俯视图中具有肾形构造。这种占位器侧向上具有平行于侧向延展方向延伸的最多一个镜像轴/对称轴。

[0083] 肾形或豆形构造简化了在用于椎间孔椎间融合中在腹侧横向植入的弧形植入路径中的植入。

[0084] 但对于斜向但直线地延伸进入椎间盘的植入,这种形状不是必需的。

[0085] 在仅部分地以外科方式切除椎关节(椎间孔切开术)时,产生了具有大约8mm高、13mm宽的植入通道的曲线植入路径。根据生物运动学分析,腰椎椎间融合的植入体高度必须在7mm到14mm之间。

[0086] 在一个设计方案中,根据本发明的占位器在闭合状态下的最小高度大于或等于7mm,并且在扩展状态下最大高度小于或等于14mm,以及在闭合状态下侧向延展,即平行于彼此分离的侧向偏移的方向的延展大于或等于13mm。占位器优选还具有在扩展状态下小于等于25mm的侧向延展,但是在扩展状态下侧向延展可以更大。

[0087] 优选地,提供有一系列根据本发明的可以服务不同高度区域的占位器。在此有利的是,实现7mm的最小高度、11mm的最大高度的小型占位器,以及实现9mm的最小高度、14mm的最大高度的大型占位器。小型和大型占位器又可以具有肾形构造,或者原则上可以具有方形构造。另外可获得具有侧向延展的改变和垂直距离的改变的不同调整等级的所有器型。

[0088] 综上,根据本发明的占位器考虑意图对两个椎体进行外科手术融合的运动生物学研究所产生的技术性要求,其中,同时考虑:

[0089] -可能的外科手术进入路径和产生的空间比例;

[0090] -所要稳定的运动区段的功能性解剖;

[0091] -外科进入路径内植入的可能运动方向;

[0092] -植入物按照运动生物学标准为最优的尺寸。

[0093] 根据本发明的占位器在多个设计方案中优选以钛实施:钛由于其稳定性和良好的

耐受性是一种在外科领域中特别受欢迎的材料,并且这里所述占位器的机械构造允许将其所有部件都用钛来实施。但也可以以陶瓷来实施,或者可以由聚醚酮(PEK)的组中的聚合物、例如聚醚醚酮(PEEK)或聚醚酮酮(PEKK)制成。

[0094] 在根据本发明的方法中,在将上椎体的椎体底板与下椎体的椎体顶板之间的椎间盘移除后(借助于椎间孔切开术),以微创的方式引入用作中间椎骨植入物的占位器来代替椎间盘,使得使用工具可以到达占位器的扩展装置的调整元件,在具体实施方式中具体为具有螺钉头的丝杠。如果占位器位于期望位置,利用工具通过螺钉头使丝杠连续转动。优选地,占位器首先在宽度上扩展,以便为上椎体的椎体底板和下椎体的椎体顶板提供尽可能大的对应支承件,并且防止破入或延后的破入。除了侧向扩展的继续进行,随后通过丝杠的转动,占位器开始在高度上扩展。在优选实施方式中,在侧向扩展已经结束、即占位器达到最大侧向延展以后,这种垂直扩展还可以通过丝杠一直在同一方向上的转动继续进行,直到占位器高度达到最大。在极端情况下,垂直扩展可以在侧向扩展结束后才开始。随后将工具从切口移除,占位器继续固定在上椎体的椎体底板和下椎体的椎体顶板之间它的位置上(代替椎间盘),椎体底板和椎体顶板通过扩展的占位器以正确的距离被支承。

附图说明

[0095] 存在不同的可能性以有利的方法设计并改进本发明和/或将上述实施例尽可能互相结合。对此参考附图对本发明的实施例的以下说明。其中示出:

[0096] -图1a-1d是根据本发明的用于椎骨外科手术的占位器的在闭合状态和扩展状态,即打开和抬升状态下的第一实施例;

[0097] -图2a和2b是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态和扩展状态下的第二实施例;

[0098] -图3a-3c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第三实施例;

[0099] -图4是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态下的第四实施例;

[0100] -图5a-5c是根据本发明的占位器在闭合状态下,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第四实施例的内视图;

[0101] -图6a-6c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第五实施例;

[0102] -图7a-7c是根据本发明的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第五实施例的内视图;

[0103] -图8a-8c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第六实施例;

[0104] -图9a-9c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第六实施例的俯视图;

[0105] -图10是根据本发明的占位器的第六实施例的分解图;

[0106] -图11a-11c是根据本发明的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第六实施例的内视图;

[0107] -图12a-12c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下

和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第七实施例;

[0108] -图13a-13d是根据本发明的占位器在闭合状态,在打开状态下和在打开状态和部分抬升状态下,以及在扩展状态,即完全打开和抬升状态下的第七实施例;

[0109] -图14是根据本发明的占位器的俯视图;

[0110] -图15a-15b是根据本发明的占位器的第七实施例的立体图;

[0111] -图16a-16c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第八实施例;

[0112] -图17a-17c是根据本发明的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第八实施例的三维的内视图;

[0113] -图18a-18d是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下以及在扩展状态和锁止状态下的第九实施例;

[0114] -图19a-19d是根据本发明的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下以及在扩展状态和锁止状态下的第九实施例的俯视图;

[0115] -图20a-20d是根据本发明的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下以及在扩展状态和锁止状态下的第九实施例的内视图;

[0116] -图21a-21c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第十实施例的侧视图和俯视图;

[0117] -图22a-22c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第十实施例的立体图的内视图;

[0118] -图23a-23c是根据本发明的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第十实施例的侧视图和俯视图的内视图;

[0119] -图24a-24c是根据本发明的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第十实施例的立体图的其他内视图;

[0120] -图25a-25c是根据本发明用于椎骨外科手术的占位器在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第十一实施例的立体图

[0121] -图26a-26d是根据本发明的占位器的第十一实施例在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下以及在扩展状态和锁止状态下的立体图的内视图;

[0122] -图27a-27b是作为中间椎体植入物的功能的占位器的植入的两个变型。

具体实施方式

[0123] 图1a至图1d以各两个立体图示出了根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态和扩展状态、即打开和抬升状态下的第一实施例。该占位器包括具有上支承面21的上支承件20和具有下支承面23的下支承件22,这两个支承件彼此之间的相对位置是可变的,其中,上支承面21和下支承面23分别具有第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2,这些部分表面在占位器10处于闭合状态时在边缘24-1、24-2、25-1、25-2接触。此外该占位器还包括扩展装置30,借助于该扩展装置,通过第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离的侧向偏移,支承面21、23在侧向延展方面能够在最小侧向延展52与最大侧向延展53之间改变直至达到最大偏移量54,其在垂直距离方面也能够占位器10的最小高度50与最大高度51之间改变,使得能够在闭合状态和扩展状态之间调整占位器

10。

[0124] 为在将占位器10置于患者椎骨的作用点之后以最简单的方式方法实现扩展,扩展装置30包含唯一的传动装置,也就是说,扩展的执行以及支承面21、23的侧向延展和垂直距离因此的改变,都经由同一个传动装置实现。该传动装置具有作为主要元件的丝杠31,占位器10的扩展能够通过该丝杠进行。在根据本发明的占位器10的该第一实施例中,丝杠31是斜楔机构的一部分,或者更准确地说,是根据斜楔(Keil)和反斜楔(Gegenkeil)原理的机构的一部分,借助该机构,以彼此相关的方式(以相对彼此相同的比例)同时驱动支承面21、23的侧向延展的改变和垂直距离的改变。

[0125] 两个假想的直棱锥以限定的距离尖端对尖端地彼此镜像对置,以使它们两个高度位于同一条直线上。每两个彼此相对置并且由实体构成的侧边缘形成斜楔,该斜楔在直棱锥接近时改变共同的反侧块(倒三角算子)其空间的位置。

[0126] 占位器可以在间隔器意义上作为椎骨植入物或中间椎骨植入物来代替椎间盘,或在椎体替代物的意义上代替椎体,或在椎体中在椎体的强化部的意义上使用(Spondyloplastie)。

[0127] 上支承面21的第一部分表面21-1、23-1和下支承面23的第二部分表面21-2、23-2在它们以闭合状态接触的边缘24-1、24-2、25-1、25-2处具有互相接合的齿的形式的互相接合的结构26。该结构构造为在扩展时允许第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离的侧向偏移,并且在扩展状态下,垂直于彼此分离的侧向偏移的方向穿过上支承面21和下支承面23延伸的侧向间隙27具有小于最大偏移量54的间隙宽度55。

[0128] 在图2a和2b中以立体图示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态和扩展状态下的第二实施例。该占位器10包括具有上支承面21的上支承件20和具有下支承面23的下支承件22,这两个支承件彼此之间的相对位置可以改变,其中上支承面21和下支承面23分别具有第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2,这些部分表面在占位器10处于闭合状态时在边缘24-1、24-2、25-1、25-2接触。此外该占位器还包括扩展装置30,借助于该扩展装置,支承面21、23的侧向延展通过第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离的侧向偏移最多能够在最小侧向延展52和最大侧向延展53之间改变直至达到最大偏移量54,其也能够在垂直距离方面在占位器10的最小高度50和最大高度51之间改变,从而能够在闭合状态和扩展状态之间调整占位器10。

[0129] 在根据本发明的占位器10的第二实施例中上支承面21的第一部分表面21-1、23-1和下支承面23的第二部分表面21-2、23-2在它们以闭合状态接触的边缘24-1、24-2、25-1、25-2处具有互相接合的波状结构26。该结构也构造为在扩展时允许第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离的侧向偏移,并且在扩展状态下垂直于彼此分离的侧向偏移的方向穿过上支承面21和下支承面23延伸的侧向间隙27具有小于最大偏移量54的间隙宽度55。在占位器10的闭合状态下上支承面和下支承面的第一部分表面和第二部分表面的互相接合的结构示出根据“键锁原理”在占位器的整个长度上的互相接合,从而在闭合状态下上支承面和下支承面分别可以作为一个连贯的表面。

[0130] 现在,根据本发明的占位器10的第二实施例中的扩展装置30设计为,借助于唯一的传动装置改变在彼此独立并且可任意定义的两个运动历程中的侧向延展和垂直距离。对此,占位器10的扩展装置包括可移动的间隔元件34,通过螺钉头32的转动,该间隔元件能够

沿丝杠31移动并具有四个蘑菇头螺钉形式的引导元件42,这些引导元件可以分别在上支承件20的第一部分表面21-1中的第一上长孔38和第二部分表面21-2的第二上长孔38以及在下支承件22的第一部分表面23-1中的第一下长孔39和第二部分表面23-2的第二下长孔39中移动。

[0131] 间隔元件34自身具有在间隔元件34上相互成型的上下三维滑动表面40、41,并且在上下支承件的每个部分表面上成型和设置有长孔38,使得对于丝杠31的每个由间隔元件34占据的限定位置,蘑菇头螺栓形式的引导元件42在相应成型的长孔38、39中的与此对应的位置确定了占位器10的侧向延展,并且上三维滑动表面40和下三维滑动表面41分别在间隔元件34上、上支承件20、下支承件22的接触边缘43处,它们之间的距离确定了占位器10的高度。由于在该实施例中,上支承件20、下支承件22的内侧具有一种造型,所以在此在占位器扩展期间接触边缘43“移动”。

[0132] 扩展装置30包括使用丝杠的第一半部的第一间隔元件34-1和使用丝杠31的第二半部的第二间隔元件34-2,其中,第一或第二上三维滑动表面和一或第二下三维滑动表面和相应的上长孔38和下长孔39配属于第一间隔元件34-1和第二间隔元件34-2。

[0133] 因此,虽然根据本发明的占位器10的第二实施例按照斜楔和反斜楔原理工作,但是通过在内侧上成型的支承件在斜楔和布置在其上的蘑菇头的对应于期望的垂直运动历程而自由成型的滑动表面上的滑动,突破了在使用斜楔原理和反斜楔原理时迄今固定的侧向与垂直扩展比,蘑菇头作为引导元件42在对应于期望的侧向运动历程中自由成型的长孔38、39中可以滑动到上下支承件20、22的部分表面21-1,21-2,23-1,23-2,从而斜楔用作为相应的间隔元件34-1和34-2。

[0134] 支承件的部分表面可以在Nabla和Delta运算的规则内(由于其空间延伸或结构)在高度和宽度方面实施扩展的轨道上移动。即便斜楔和支承件的内侧具有平面的滑动表面并由此实现垂直距离的线性改变,但在长孔的构造中也与此无关地忽略侧向延展的历程规划。因此这可以非线性地进行,即首先使用快速侧向延展,而在达到一定垂直距离(以及在用作中间椎骨植入物时,由于上椎体和下椎体在占位器上建立了一定的压力)时就还只进行很小的侧向延展,并且最后能够在不另外改变侧向延展的情况下,实现垂直距离的改变的最后部分。

[0135] 图3a至3c分别以立体图示出根据本发明的用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态、在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的第三实施例。

[0136] 根据本发明的占位器10的第三实施例基本上像第二实施例一样地工作,并因此在相应的位置上由第二实施例描述。但其具有与第二实施例不同的三个不同之处:

[0137] -占位器10在上支承面21的第一部分表面21-1、23-1与下支承面23的第二部分表面21-2、23-2接触的边缘24-1、24-2、25-1、25-1处不具有互相接合的结构。因此在扩展中出现了也可被称作中间、中央或居间间隙的侧向间隙27,其宽度55等于上支承面21和下支承面23的最大偏移量54。

[0138] -在长孔38、39中有布置在斜楔形间隔元件上用作引导元件的蘑菇头滑动,长孔具有一种造型,使得侧向延展的改变首先达到最大偏移量54,同时相应支承面的部分表面的侧向位置并进而占位器的侧向延展线性地改变,而随后,垂直距离或垂直行程线性地改变,同时侧向延展保持不变:侧向延展和垂直距离都线性地改变,但是彼此有错开。该次序的算

法在长孔成型时被编码。

[0139] 占位器10具有肾形的构造,尤其适合于在弧形的植入路径上的植入。

[0140] 图4示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态下的第四实施例,图5a至5c示出在闭合状态下,在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的占位器的内视图。

[0141] 根据本发明的占位器的第四实施例也包括具有上支承面21的上支承件20和具有下支承面23的下支承件22,这两个支承件彼此之间的相对位置可以改变,其中,上支承面21和下支承面23分别具有第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2,这些部分表面在占位器10处于闭合状态时在边缘24-1、24-2、25-1、25-2接触。此外,占位器还包括扩展装置30,借助于该扩展装置通过支承面21、23的第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离的侧向偏移,支承面21、23能够在侧向延展方面在最小侧向延展52与最大侧向延展53之间改变,直至达到最大偏移量54,其在垂直距离方面也能够占位器10的最小高度50与最大高度51之间改变,从而能够在闭合状态和扩展状态之间调整占位器10。

[0142] 并且在根据本发明的占位器10的第四实施例中上支承面21的第一部分表面21-1、23-1和下支承面23的第二部分表面21-2、23-2在它们以闭合状态接触的边缘24-1、24-2、25-1、25-2处具有互相接合的齿状的互相接合的结构26。该结构构造为,在扩展时使第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离地侧向偏移,并且在扩展状态下,沿垂直于彼此分离的侧向偏移的方向上穿过上支承面21和下支承面23延伸的侧向间隙具有小于最大偏移量的间隙宽度:在这种情况下支承面21、23的中央区域的间隙宽度为零,只有在支承面的边缘区域才会出现真正的侧向间隙。

[0143] 根据本发明的占位器10的第四实施例的扩展装置30还包括与之前的间隔元件不同的可移动间隔元件34:其以可在间隔元件34的一个位置上围绕可移动轴36侧向转动的方式被支承,该可移动轴借助于集成到可移动轴36并且在丝杠31的螺纹33上沿丝杠31移位,其中可移动轴36间接设置在上支承面21的第一部分表面21-1的上长孔38和下支承面23的第一部分表面23-1的下长孔39中。此外,该间隔元件可围绕固定轴37侧向转动,该固定轴侧向可变换位置地支承在上支承件20的第二部分表面21-2和下支承件22的第二部分表面23-2中。

[0144] 此外,间隔元件自由滑动地支承在上支承件20的第一部分表面21-1和/或第二部分表面21-2下的上三维滑动表面40和/或下支承件22的第一部分表面23-1和/或第二部分表面23-2上的下三维滑动表面41上的第一和/或第二端,其中上三维滑动表面40和下三维滑动表面41相互成型,使得间隔元件34的第一和/或第二端针对间隔元件34围绕固定轴37的每个转动角在上三维滑动表面40如在下三维滑动表面41一样占据一确定的位置,该位置的绝对位置和可移动轴36在相应成型的长孔38、39中与此对应的位置确定占位器10的侧向延展,并且上三维滑动表面40和下三维滑动表面41相互的距离在闭合状态下确定占位器10的高度。

[0145] 在此,根据本发明的占位器10的第四实施例中扩展装置30包括使用丝杠的第一半部31-1的第一间隔元件34-1和使用丝杠31的第二半部31-2的第二间隔元件34-2。第一间隔元件34-1和第二间隔元件34-2分别对应于第一上下三维滑动表面40-1、41-1或第二上下三维滑动表面40-2、41-2,第一或第二可移动轴36-1、36-2以及第一或第二固定轴37-1、37-2

以及相应的上长孔38-1、38-2和下长孔39-1、39-2。

[0146] 根据本发明的占位器10的第四实施例具有肾形的构造,尤其适合于在曲线植入路径上的植入。在将占位器置入作用点后,其可以通过间隔元件以镜像地工作的方式进行扩展,这在例如替代两个椎体之间的椎间盘安放在中间位置并且在扩展时应该经由全部中央区域均匀施加压力时是非常有利的。

[0147] 第四实施例的长孔和三维滑动表面的位置和形状构造为使得实现非线性侧向扩展和线性垂直扩展。

[0148] 图6a至6c以立体图示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的第五实施例,而图7a至7c以相同的立体图示出根据本发明的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的第五实施例的内视图。

[0149] 针对根据本发明的占位器10的第四实施例所述也适用于第五实施例,但其在以下特定点上与第四实施例不同:

[0150] -通过凸轮实现间隔元件34或间隔元件34-1,34-2,其中,凸轮的端部可滑动地被支承在三维滑动表面41-1,41-2上。

[0151] -上支承面21的第一部分表面21-1、23-1和下支承面23的第二部分表面21-2、23-2在它们以闭合状态接触的边缘24-1、24-2、25-1、25-2处具有互相接合的齿状的互相接合的结构26。该结构在上支承面21和下支承面23的整个长度上一部分是周期性的、一部分则以不规则的距离构造,使得在扩展时其相应地使第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离地侧向偏移。但是互相接合的齿状的结构在闭合状态下在占位器10的整个侧向宽度上延伸,从而即使在扩展状态下也不存在侧向间隙,即垂直于彼此分离的侧向偏移方向的侧向间隙的间隙宽度等于零。此外,上支承件20和下支承件22被成型为,使得在占位器10扩展期间,在支承件20的与第二部分表面21-2、23-2关联的部件中支承结构44上的第一部分表面21-1、23-1的互相接合的齿状结构26与支承件20、22的与第一部分表面21-1、23-1关联的部件中支承结构44上的第二部分表面21-2、23-2的互相接合的齿状结构26在侧向互相偏移时能够更加稳固并且更安全地互相滑动。

[0152] -根据本发明的占位器10的第五实施例在其俯视图中在最广的意义上具有立方体状的基本形状,即便具有圆角。因此,占位器尤其适合于直线植入路径70,但是由于其圆角,不排除其在曲线植入路径70上的应用。

[0153] -作为中央驱动元件使用的丝杠31在占位器10的任何状态下置入边缘区域中,这在将占位器10相应地定位在其位于椎骨的脊通道腹面前的作用点时使借助于抓取在螺钉头32的工具操作丝杠31变得容易。

[0154] -仔细观察根据本发明的占位器10的第五实施例的内部,清楚地看到在占位器10的闭合状态下凸轮34-1,34-2的位置与丝杠31的轴成大约 20° 的角,在一开始,占位器在仅侧向打开的状态下为大约 70° ,在扩展状态、也就是说打开以及抬升状态下为大约 100° 。在占位器扩展结束时,在凸轮34-1,34-2经由三维滑动表面40-2、41-2,41-1,41-2的短程但陡峭上升的区域滑动时,垂直距离并进而垂直升程的改变相对较快。

[0155] 图8a至8c分别以立体图示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的第六实施例,图9a至9c示出根据

本发明的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的第六实施例的俯视图;图10示出根据本发明的占位器10的第六实施例的分解图,并且图11a至11c示出根据本发明的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的第六实施例的内视图。

[0156] 根据本发明的占位器10的第六实施例在以下特定点与第五实施例不同:

[0157] -上支承面21的第一部分表面21-1、23-1和下支承面23的第二部分表面21-2、23-2在它们以闭合状态接触的边缘24-1、24-2、25-1、25-2处,具有在上支承面21和下支承面23的整个长度上不规则的互相接合的结构26。该结构也构造为使得在扩展时它分别使第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离地侧向偏移。虽然互相接合的结构26在占位器10的闭合状态下不在支承面21、23的整个宽度上延伸,但这里在扩展状态下也不存在侧向间隙,即垂直于彼此分离的侧向偏移方向的侧向间隙的间隙宽度等于零。此外,成型上支承件20和下支承件22使得在占位器10扩展期间,在支承件20、22的与第二部分表面21-2、23-2关联的部件中支承结构44上的第一部分表面21-1、23-1的互相接合的结构26与支承件20、22的与第一部分表面21-1、23-1关联的部件中支承结构44上的第二部分表面21-2、23-2的互相接合的齿状结构26在侧向互相偏移时能够更加稳固并且更安全地互相滑动。

[0158] -根据本发明的占位器10的第六实施例在其俯视图中在一侧具有肾状或曲线状的构造,而在另一侧为立方体状并具有圆角。因此其非常适合于曲线植入路径70,因为占位器10的其他“碰角”侧为曲线状,但是也不排除其在直线植入路径70上的应用。

[0159] 在图10的分解图和图11a至11c的第六实施例的内部视图中可以清楚地看到丝杠31的两件式的实施方案,该丝杠在其第一半部31-1上具有右螺纹和在其第二半部31-2上具有左螺纹。

[0160] 根据本发明的占位器的第六实施例的丝杠31在其第一半部31-1上和其第二半部31-2之间具有引导结构45,该引导结构在支架元件46中可转动地、但不能在其位置上侧向移位地被支承,其中,支架元件46在上下支承件20、22中可移动、尤其可垂直移动地但是在其位置上不能侧向移位地被支承,扩展装置因此相对于支承件居中。

[0161] 最后图12a至12c以立体图示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的第七实施例,图14示出俯视图,并且图15a和15b与图12a至12c以两个另外的立体图相比示出根据本发明的占位器10在闭合状态下的第七实施例的三维视图。

[0162] 针对第七实施例的描述首先参阅根据本发明的占位器10的第七实施例的描述,不同之处在于以下几点:

[0163] -根据本发明的占位器10的第七实施例又具有纯肾状的构造,因此尤其适合于曲线植入路径70。

[0164] -如图13a至13d中根据本发明的占位器的第七实施例,可看到在闭合状态下用作间隔元件的凸轮34-1,34-2的位置与丝杠31的轴成大约 25° 的角,在打开状态下凸轮34-1,34-2的位置与丝杠31的轴成大约 65° ,在打开和部分抬升状态下凸轮34-1,34-2的位置与丝杠31的轴成大约 110° ,该实施例是将根据本发明的特点彼此最充分地接合的实施例。

[0165] 除了由各个其他部分表面21-2、23-2,21-1、23-1的支承件20、22中的支承结构44

的支承的部分表面21-1、23-1, 21-2、23-2的互相接合的结构26以及在侧向延展改变和防止贯通的侧向间隙27期间与其相结合的安全的滑动, 用于应用在曲线植入路径70中的肾形构造, 丝杠31在占位器10的边缘区域中的设置, 镜像工作的两个凸轮状间隔元件34-1, 34-2的使用, 其中丝杠31在其第一半部31-1和第二半部31-2再次具有引导结构45, 该引导结构在支架元件46中可转动地, 但是在其位置中侧向不可移位地支承, 并且支架元件46在上支承件20和下支承件22中只能垂直可移动地支承, 根据本发明的占位器10的第七实施例示出扩展装置30, 该扩展装置借助于唯一的驱动改变在彼此独立并且可随意定义的, 并且在扩展过程中多次变化的两个运动历程中侧向延展和垂直距离: 这利用类似于椎骨关节的关节面的非线性的曲线滑动表面或“推移面”, 以及相应成型的并作为长孔使用的滑动孔实施。

[0166] 图16a至16c以立体图示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态, 在打开状态下和在扩展状态下、即打开和抬升状态下的第八实施例。图17a至17c示出第八实施例的对应的并同样是立体的内视图。

[0167] 占位器10再次包括具有上支承面21的支承件20和具有下支承面23的支承件22, 这两个支承件彼此之间的相对位置可以改变, 其中, 上支承面21和下支承面23分别具有第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2, 这些部分表面在占位器10处于闭合状态时在边缘24-1、24-2、25-1、25-1接触。此外该占位器还包括扩展装置30, 借助于该扩展装置, 支承面21、23的侧向延展通过的第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2相互的彼此分离的侧向偏移能够改变, 上支承面21和下支承面23之间的垂直距离也能够改变, 从而能够在闭合状态和扩展状态之间调整占位器10。

[0168] 根据本发明的占位器的第八实施例再次遵循前三个实施例中描述的斜楔原理, 但呈不同的形式: 可移动间隔元件34-1, 34-2再次具有斜楔形形状, 但该形状不单独对上支承件20和下支承件22之间的垂直距离负责。更确切地说, 可移动间隔元件34-1, 34-2在其侧面包括引导元件42。这些引导元件再次在上引导滑动表面38和下引导滑动表面39中滑动, 上下引导滑动表面布置在上支承件20的上方部分表面21-1, 21-2下和下支承件22的下方部分表面23-1, 23-2上(即朝内定向, 并且在在外层上反射时再次在下方部分表面23-1, 23-2“下”), 从而设置在间隔元件34-1, 34-2上的引导元件42可以在上下引导滑动表面38、39中滑动。

[0169] 与在其他实施例中在几乎相似的位置上提到的上下优选三维滑动表面40、41相比, 这里引导滑动表面38、39构造使得承担全方位侧向定位, 即其形状明显受限, 并且准确反映侧向走向和垂直移动。该第八实施例的扩展装置30可以以这种方式和方法借助于唯一的驱动改变在两个彼此独立并且可随意定义的运动历程中的侧向延展和垂直距离: 可以在引导滑动表面38、39中随意对侧向过程和垂直过程进行编码。间隔元件34-1, 34-2的其他(滑动)面支持该运动历程。

[0170] 与前三个实施例中的斜楔形间隔元件相比, 间隔元件34-1, 34-2在丝杠31上由内(以实现闭合状态)向外移动, 即彼此远离, 以实现扩展的距离。在闭合状态下两个斜楔形间隔元件34-1, 34-2邻接同样设置在丝杠31的引导结构45, 在该引导结构中丝杠31上的支架元件46再次用于引导结构45相对于丝杠的准确定位并且在部分表面21-2、23-2, 21-1、23-1的侧向长孔中移动的结构用于引导结构45相对于上支承件20和下支承件22的准确定位。

[0171] 在该第八实施例中根据本发明的占位器10同样包括上支承面21和下支承面23, 其

中上支承面和下支承面分别具有第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2,这些部分表面在闭合状态时在边缘24-1、24-2、25-1、25-2接触。此外,该占位器还包括具有额外支承结构44的互相接合的结构。该结构构造为在扩展时使第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离地侧向偏移,并且在扩展状态下垂直于彼此分离的侧向偏移的方向穿过上支承面21和下支承面23延伸的侧向间隙27具有小于最大偏移量54的间隙宽度55,在第八实施例的情况下可能根本不存在并因此为零。在占位器10的闭合状态下上支承面和下支承面的第一部分表面和第二部分表面的互相接合的结构示出在占位器的整个长度上根据键锁原理在占位器的整个长度上的互相接合,从而在闭合状态下上支承面和下支承面分别可以作为贯通的表面。

[0172] 图18a至18d以立体图示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下以及在扩展状态和锁止状态下的第九实施例。图19a至19d示出在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下以及在扩展状态和锁止状态下的第九实施例的俯视图;图10示出根据本发明的占位器10的第六实施例的分解图,并且图20a至20d再次以立体图示出第九实施例的内视图。

[0173] 在该第九实施例中可移动间隔元件34-11,34-12,34-21,34-22的数量是第四至第七实施例的两倍。每个间隔元件34-11,34-12,34-21,34-22作为围绕设置在上支承件20和下支承件22的第一部分表面21-1、23-1或设置在上支承件20和下支承件22的第二部分表面21-2、3-2的固定轴37,以及设置在螺母35-1,35-2上的可移动轴线36-11、36-12,36-21,36-22的双对起作用,其中丝杠31上的螺母35-1,35-2能够从内(以实现闭合状态)向外滑动,即彼此远离,以实现扩展状态。

[0174] 在此,螺母35-1,35-2在丝杠31上的位置通过间隔元件双对34-11,34-12,34-21,34-22针对该位置相应占据的角位置来实现占位器10的侧向扩展,并且螺母35-1,35-2的为此目的具有滑动表面40、41,并且能够在上支承件20和下支承件22的第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的引导滑动表面38、39滑动的特定形状实现了占位器10的垂直扩展。

[0175] 丝杠31上的支架元件46再次用于全部扩展装置30相对于上支承件20和下支承件22的准确定位。

[0176] 图21a至21c示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第十实施例的侧视图和俯视图,图22a至22c以立体图示出第十实施例在相应状态下的内视图,图23a至23c分别以侧视图和俯视图示出第十实施例在相应状态下的内视图,并且图24a至24c再次以立体图示出第十实施例在相应状态下的其他内视图。

[0177] 首先在结构上第十实施例对应于第九实施例。但是垂直延伸不通过包括滑动表面的螺母35-1,35-2实现,而是这里螺母25-1,25-2分别包括位于上支承件20和下支承件22的部分表面21-1,23-1,21-2,23-2的下侧的相应引导结构的曲柄杠杆57:丝杠31上的螺母35-1,35-2的位置确定曲柄杠杆57的位置,打开角以及占位器10的垂直扩展。

[0178] 此外第十实施例再次具有互相接合的结构,其构造为在扩展时使第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离的侧向偏移,并且在扩展状态下垂直于彼此分离的侧向偏移的方向穿过上支承面21和下支承面23延伸的侧向间隙27具有小于最大

偏移量54的间隙宽度55。

[0179] 图25a至25c以立体图示出根据本发明用于椎骨外科手术的占位器10在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下的第十一实施例。图26a至26d以立体图示出根据本发明的占位器10的第十一实施例在闭合状态,在打开状态下和在扩展状态下,即打开和抬升状态下以及在扩展状态和锁止状态下的内视图。

[0180] 根据本发明的占位器的第十一实施例再次包括在丝杠上相向移动的可移动间隔元件34-1,34-2:在占位器10闭合状态下这些间隔元件34-1,34-2在占位器10内与具有支架元件46的引导结构45相邻。在占位器10扩展期间这些间隔元件34-1,34-2彼此远离向外移动。在此,第十一实施例根据斜楔原理与穿过相应成型的长孔38、39(确定侧向延展的过程)的组合来工作,其中,间隔元件34-1,34-2的引导元件42(这里以蘑菇头螺栓的形式)滑动,并且根据上支承件20和下支承件22的部分表面21-1、23-1,21-2、23-2的下侧的额外的滑动表面40、41、以及可选地根据在长孔38、39中的滑动表面本身来工作,占位器10的垂直延伸的历程由该滑动表面确定。

[0181] 第十一实施例也具有上支承件20和下支承件22的第一部分表面21-1、23-1和第二部分表面21-2、23-2的彼此分离的侧向偏移互相接合的结构。

[0182] 根据本发明的占位器10的第十一实施例示出这种占位器10的特别稳定的实施方式。

[0183] 所有实施例构造为占位器能够以简单的方式方法实施并且扩展,但当它们能够通过丝杠31在相反的转动方向上相应的移动再次关闭并因此从本患者的椎骨更加简单地取出是必要时它们允许相反的路径。

[0184] 在图27a和图27b中示出作为中间椎体植入物的功能的占位器的植入的两个变型。

[0185] 图27a示出在患者的椎骨60的两个椎体61之间的椎间盘中植入根据本发明的肾形占位器10的曲线植入路径70。椎骨60具有椎体61和椎骨曲线62,椎骨曲线包括横突64,棘突65和关节突66。在其内部有椎骨通道63,该椎骨通道任何情况下都不能受损,因为中立结构在这里贯通。相反在图27b中示出具有立方体基本形状的椎间盘的占位器10的直线植入路径70。

[0186] 从图27a和图27b的比较中很容易看到微创的可用曲线植入路径70和微创的可用椎骨通道63穿过椎骨曲线62,然而图27a的曲线植入路径70相对远离地避开了椎骨通道63,直线植入路径70如图27b中所示危险地靠近椎骨通道63并沿着该通道延伸。

[0187] 此外通过曲线植入路径70植入的肾形占位器10在腹面很容易对称地引入椎间盘中,而直线植入路径70引起占位器10在椎间盘非对称的定位。

[0188] 此外从图27a清楚地看到根据本发明的肾形占位器10与根据本发明的立方体占位器10相比更容易通过曲线植入路径70放置到其作用位置。

[0189] 用于通过曲线植入路径或直线植入路径70植入占位器10的方法已经在上文中描述。

[0190] 最后特别提示,上文中已经讨论的实施例仅用于描述所要求保护的,但不局限于实施例。上述实施例只要可以,尤其可以互相组合:根据本发明的占位器10的多个所示实施例示出根据本发明的特征单独或组合使用的选择:如这里所示,每个特征已经单独满足本发明的要求。通过根据本发明的特征的组合随后出现额外的用处。

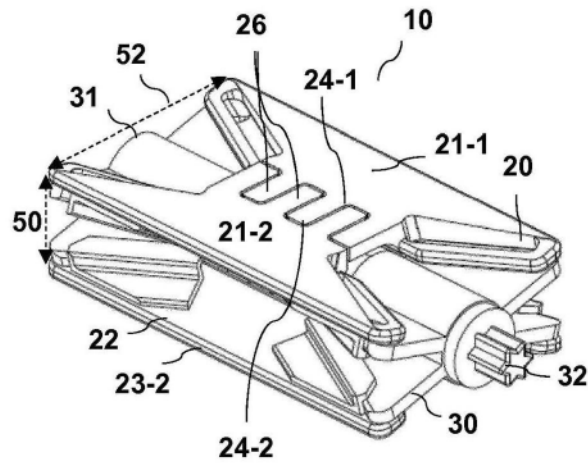


图1a

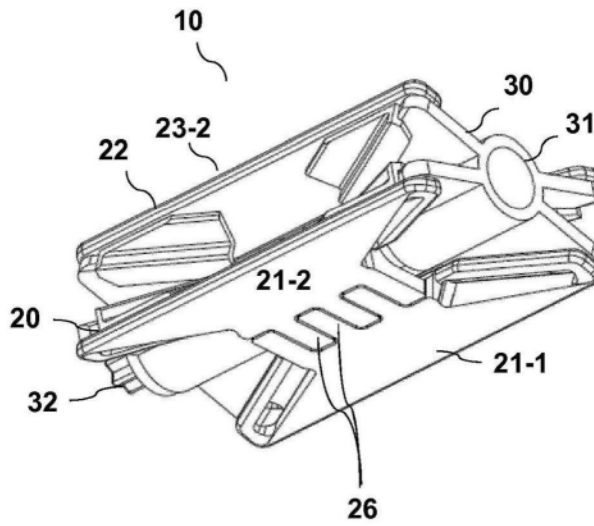


图1b

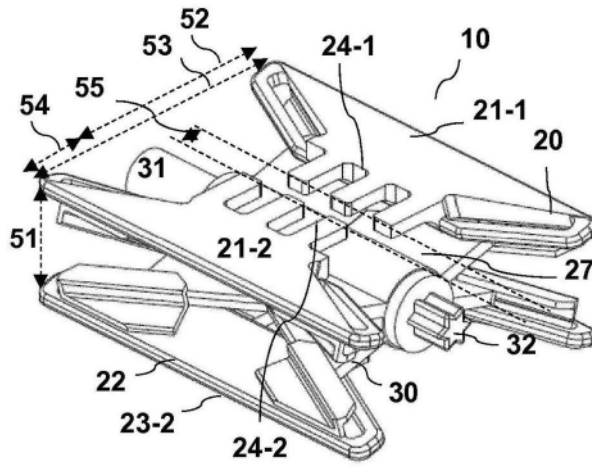


图1c

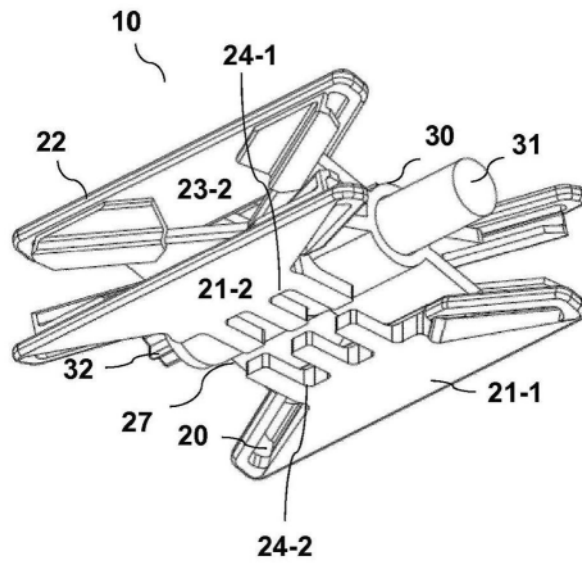


图1d

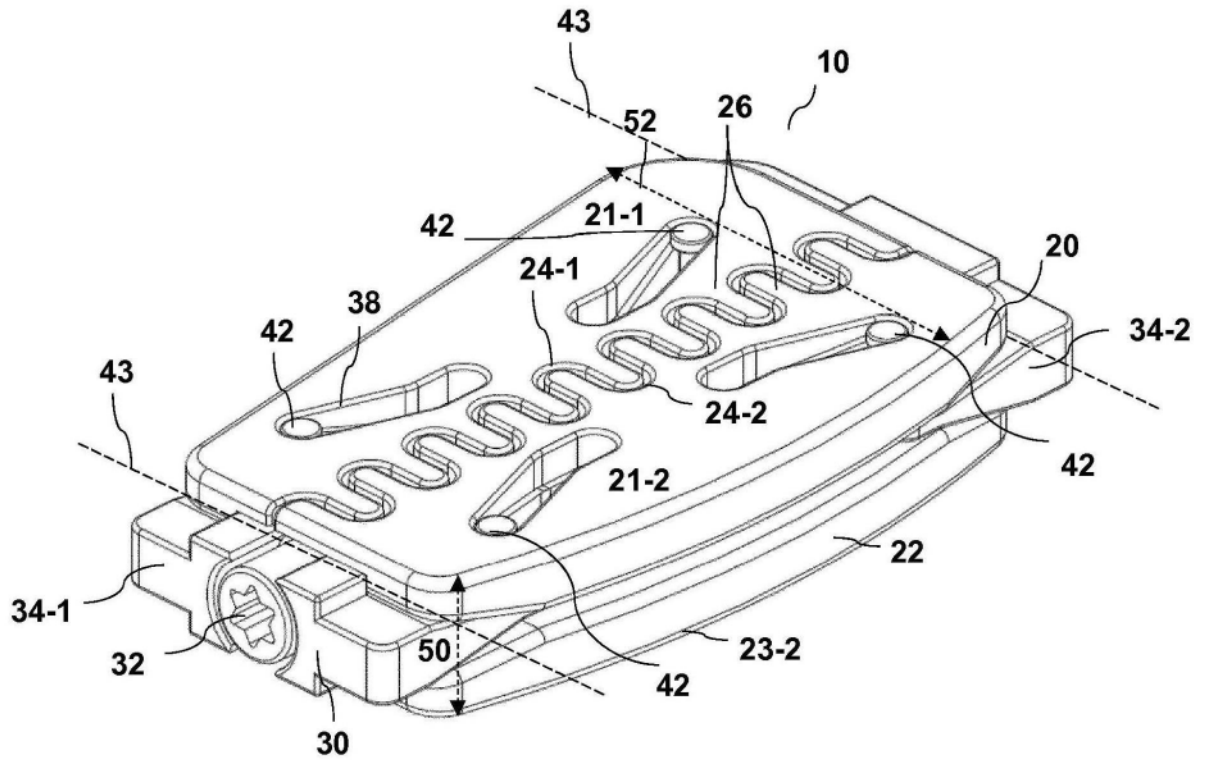


图2a

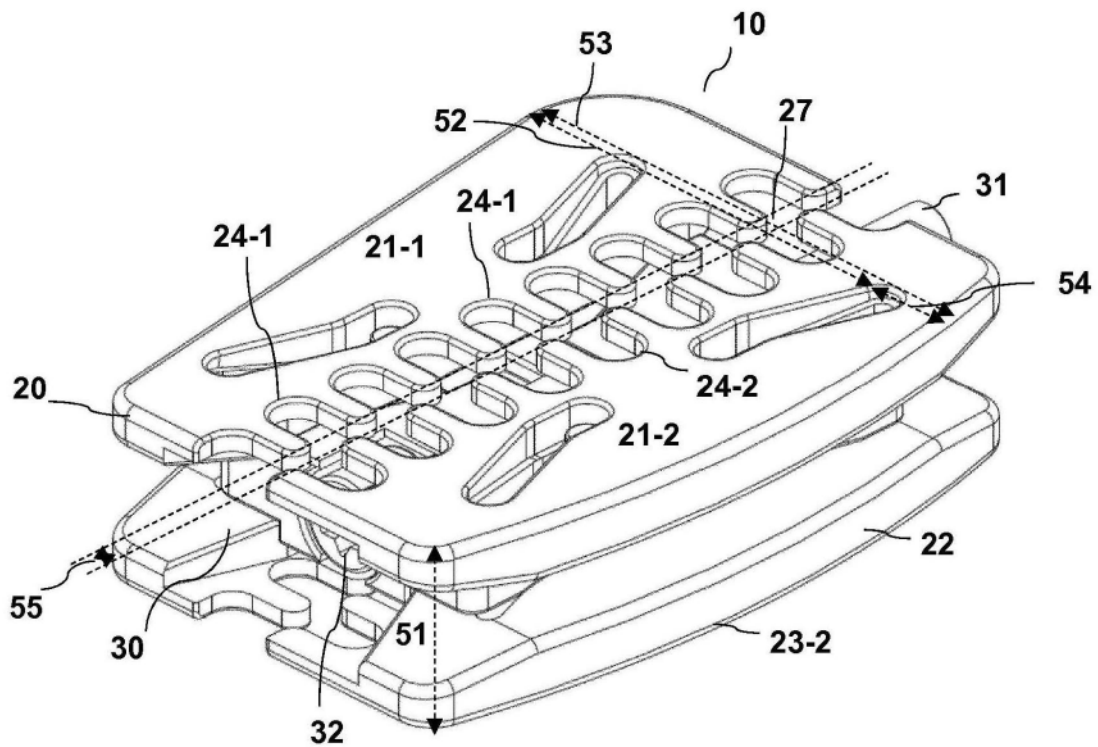


图2b

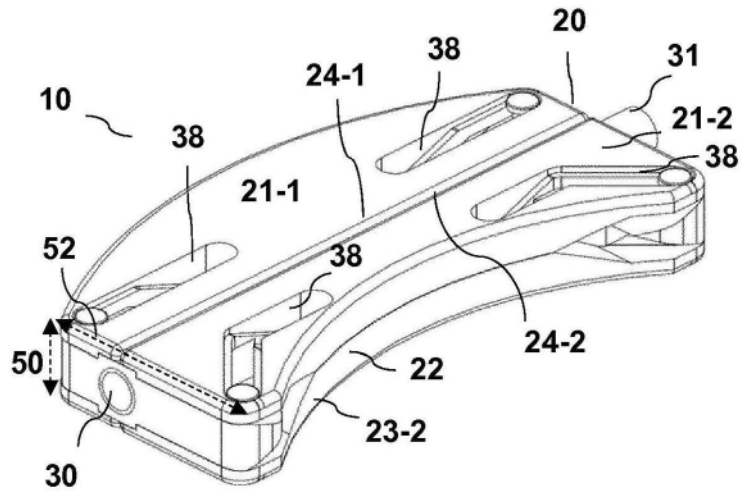


图3a

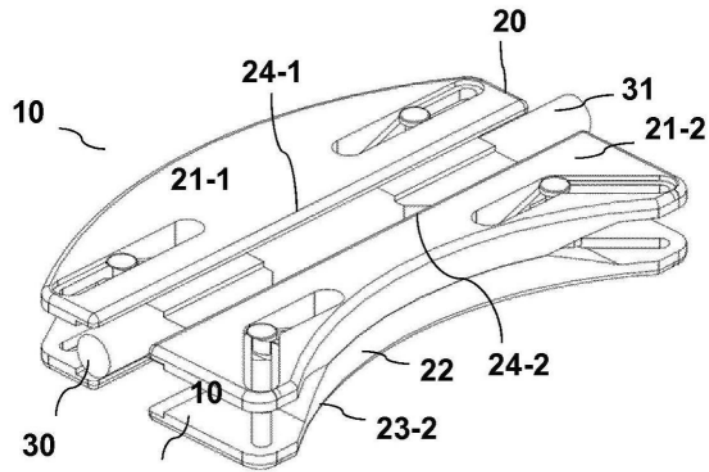


图3b

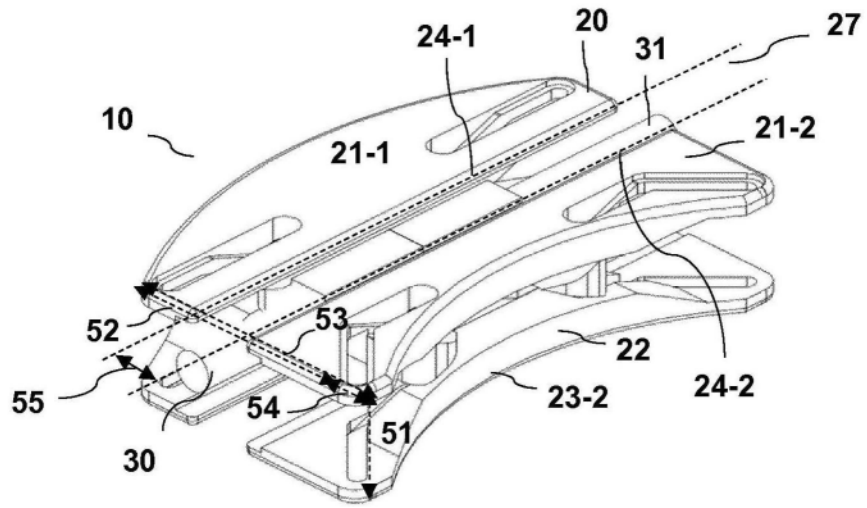


图3c

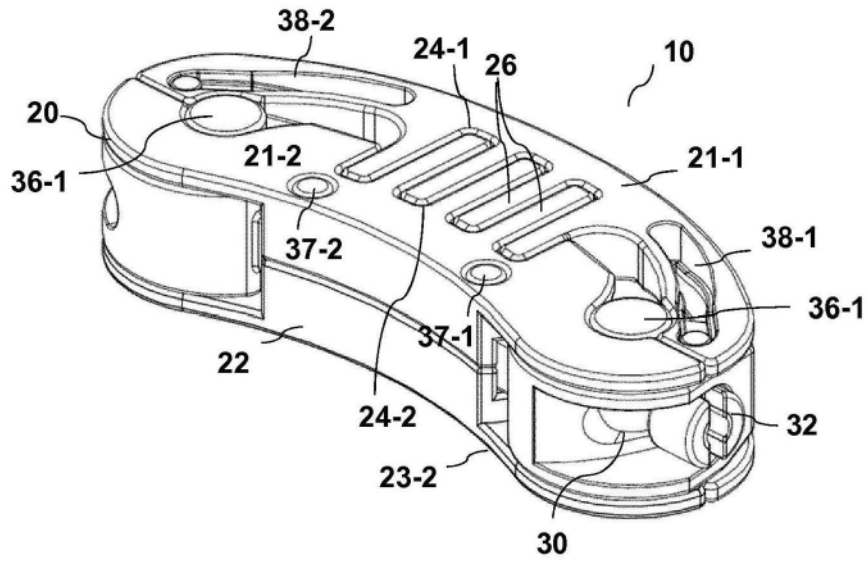


图4

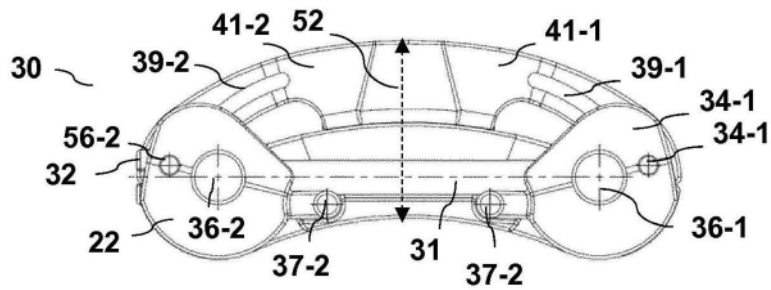


图5a

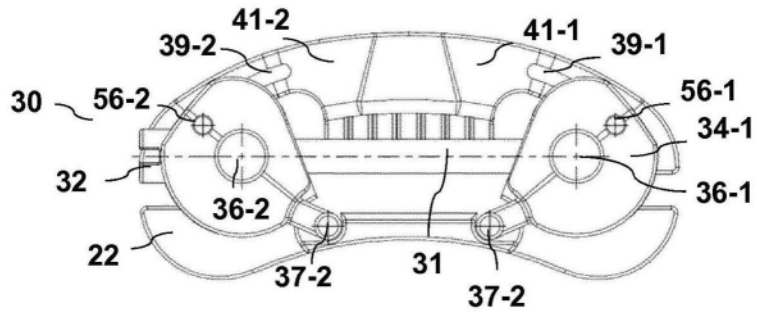


图5b

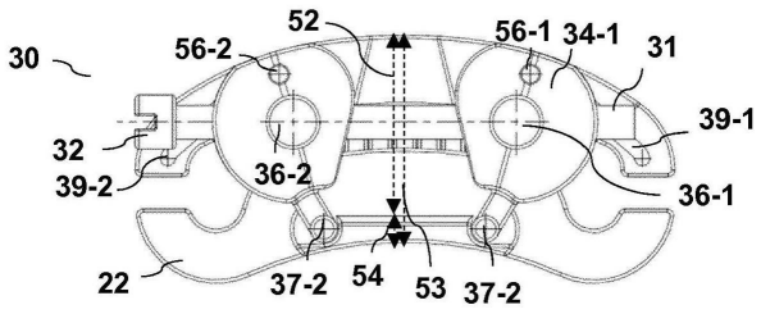


图5c

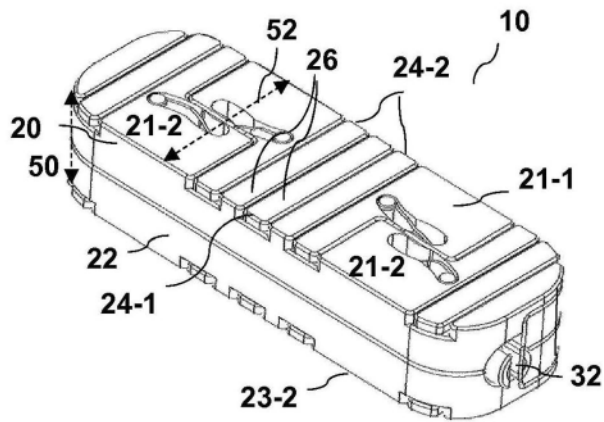


图6a

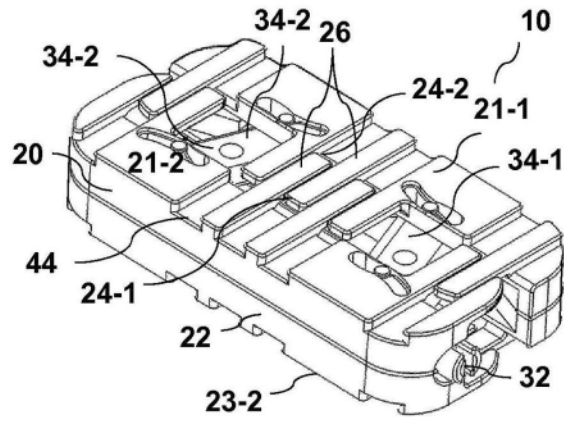


图6b

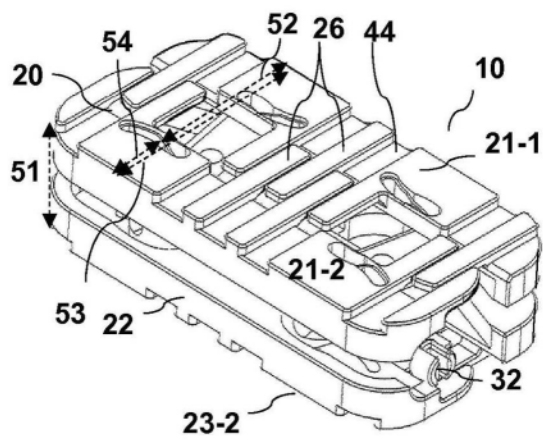


图6c

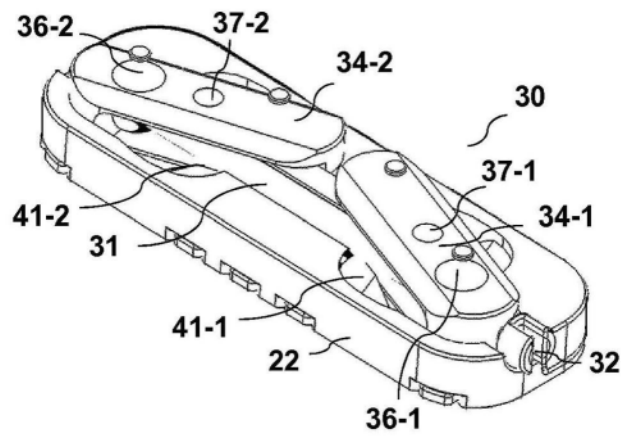


图7a

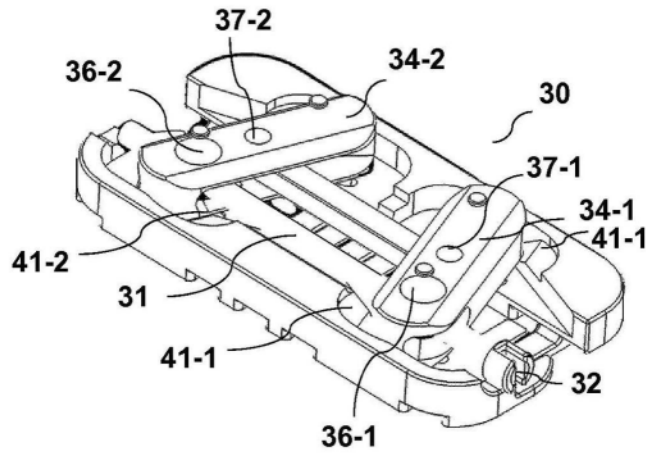


图7b

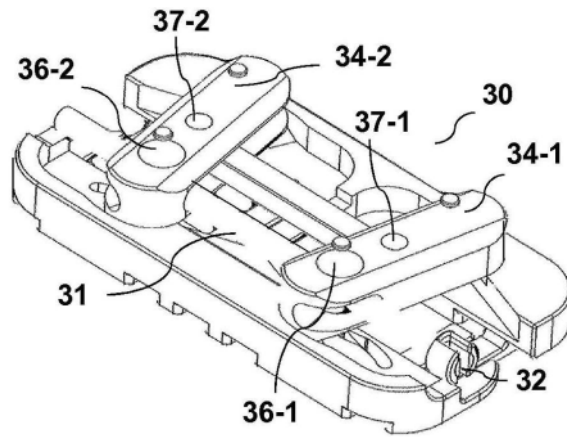


图7c

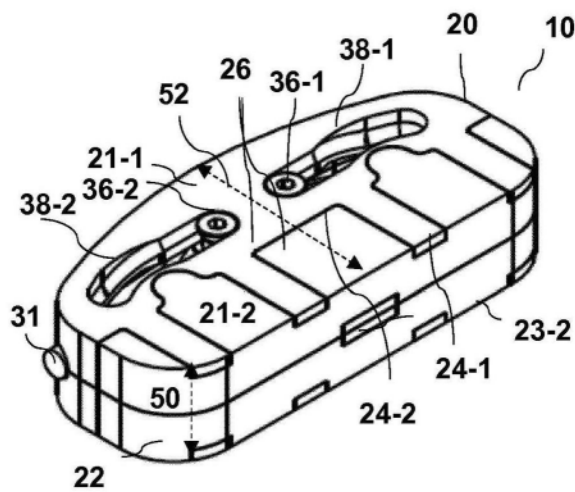


图8a

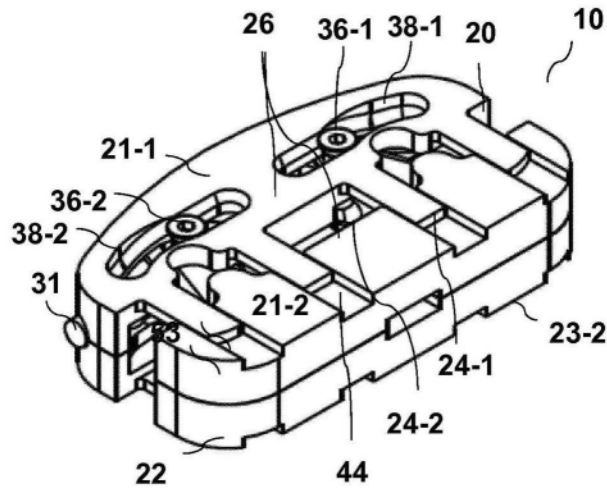


图8b

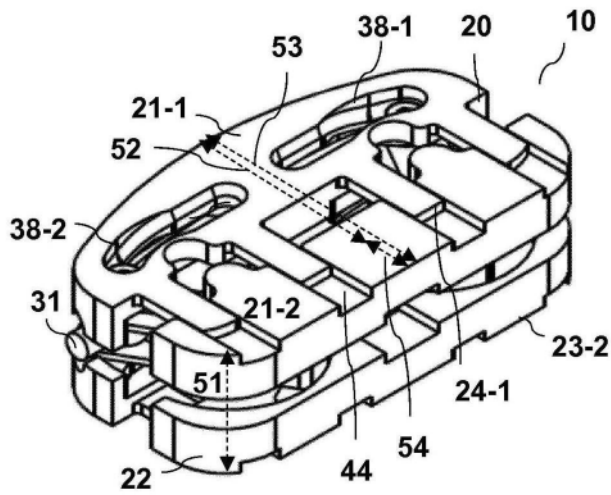


图8c

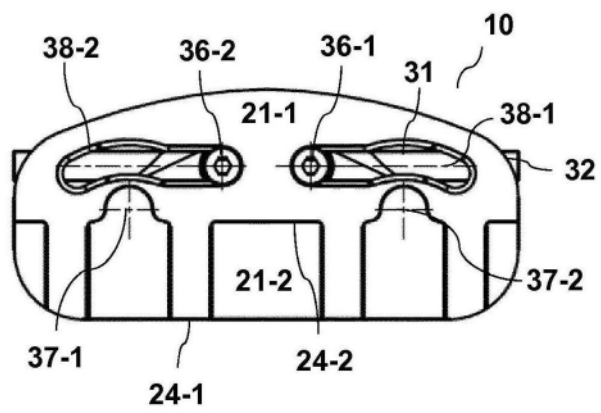


图9a

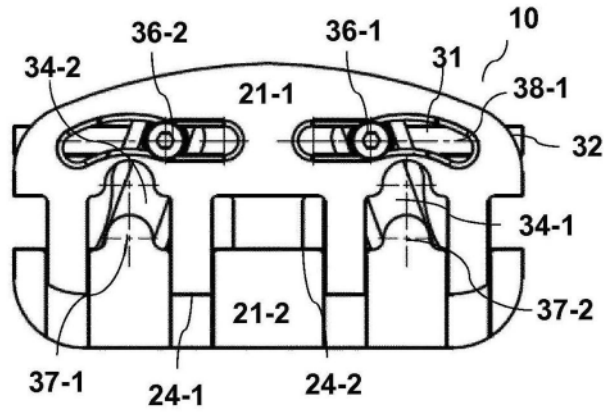


图9b

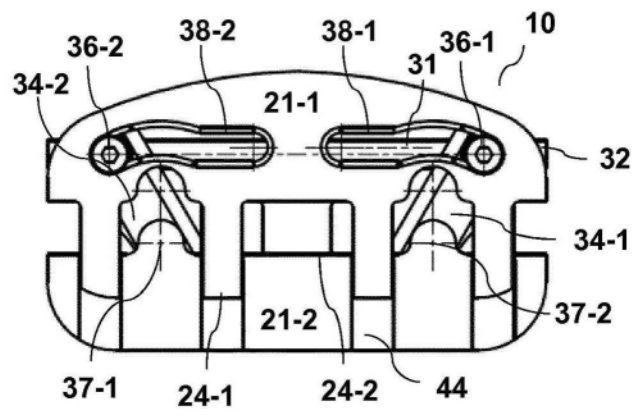


图9c

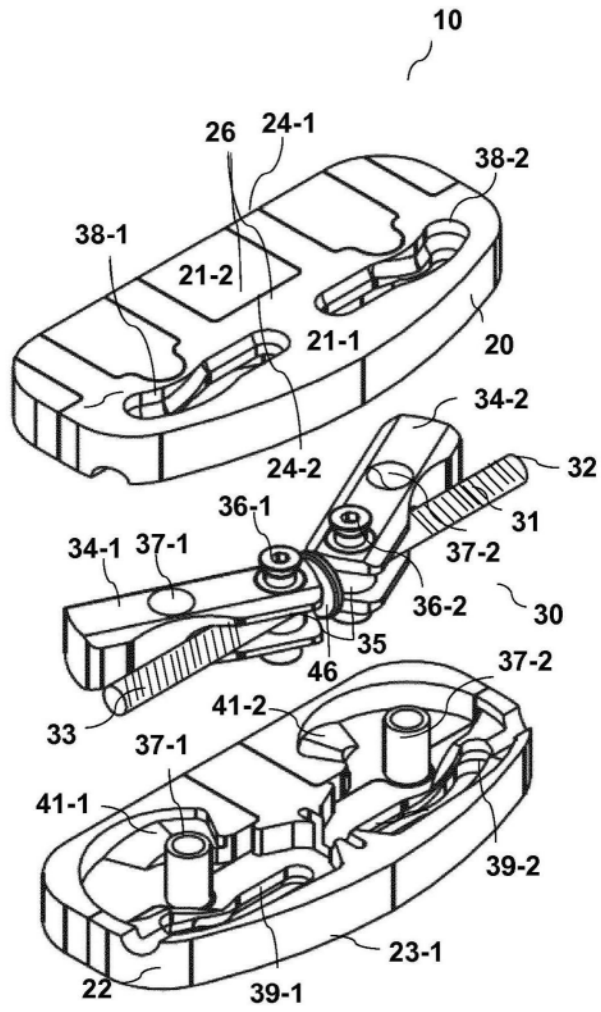


图10

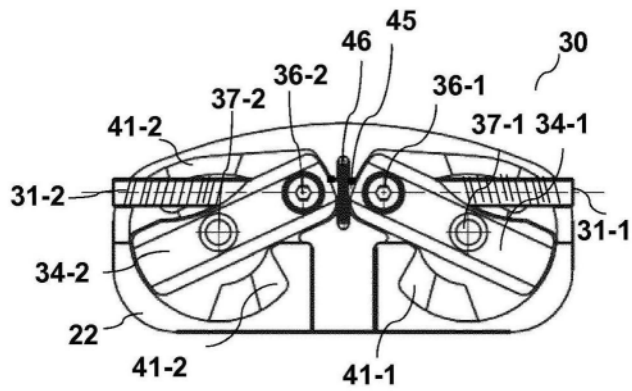


图11a

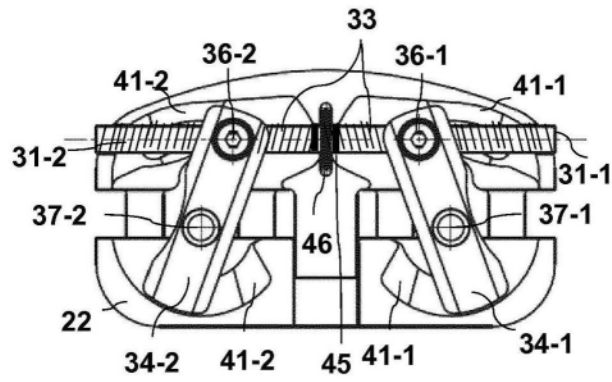


图11b

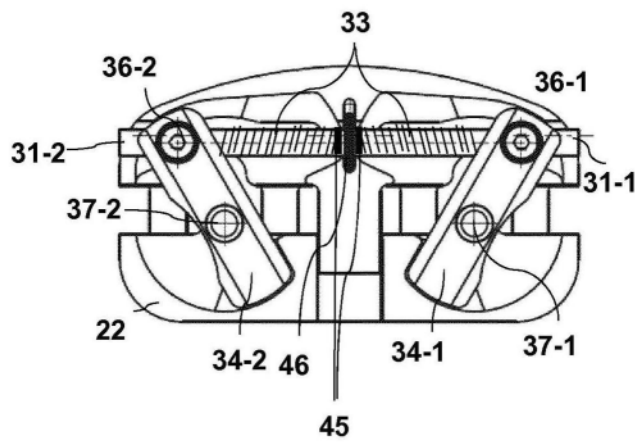


图11c

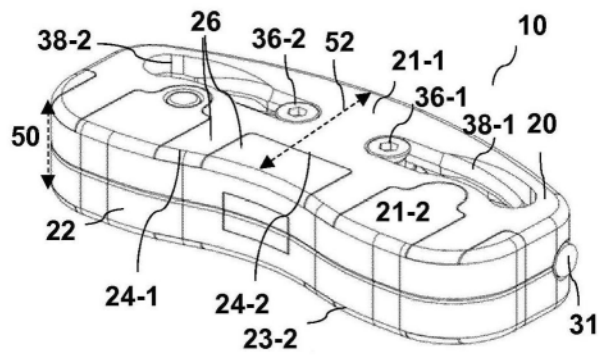


图12a

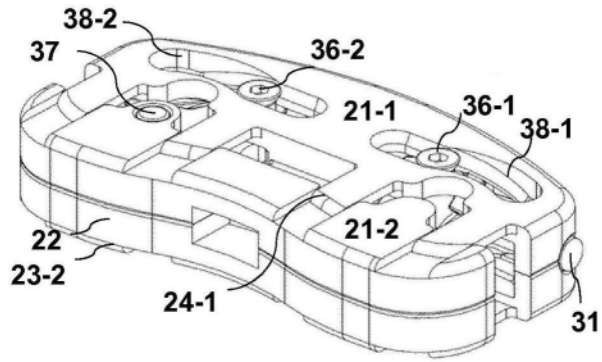


图12b

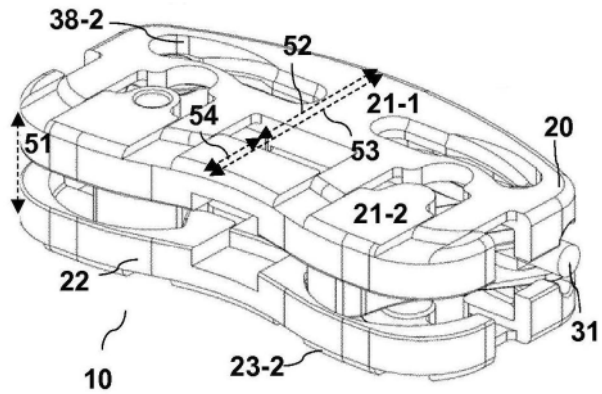


图12c

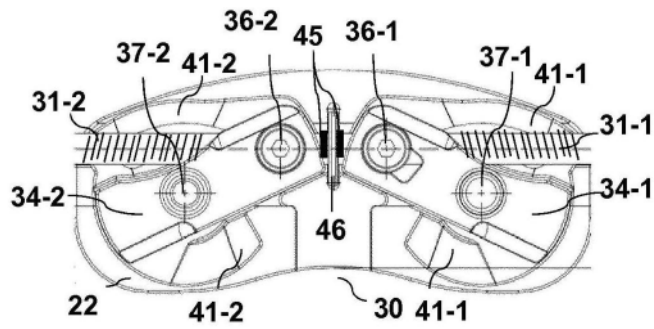


图13a

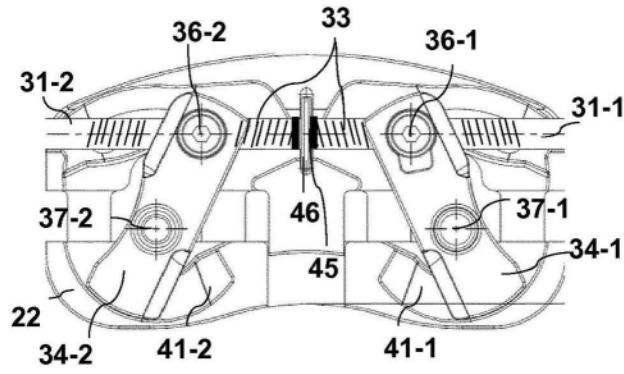


图13b

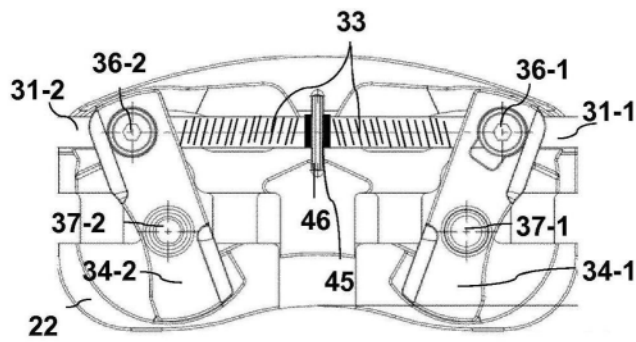


图13c

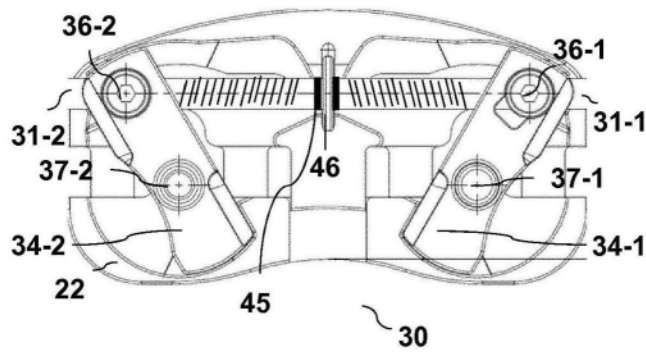


图13d

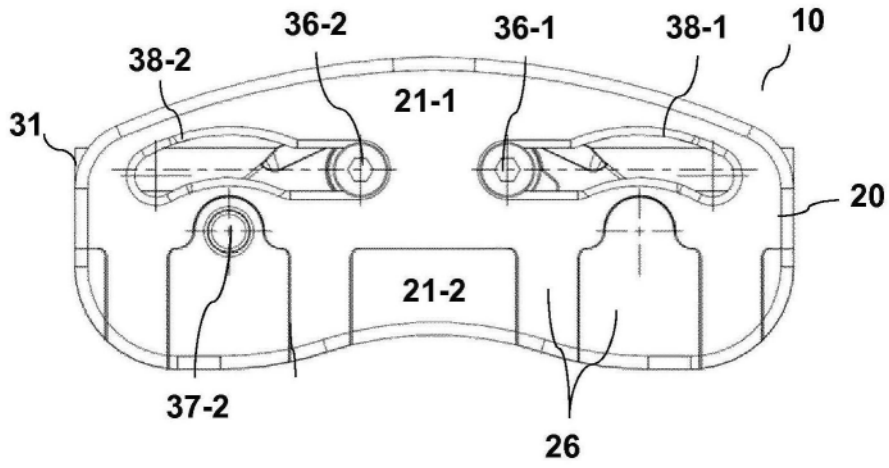


图14

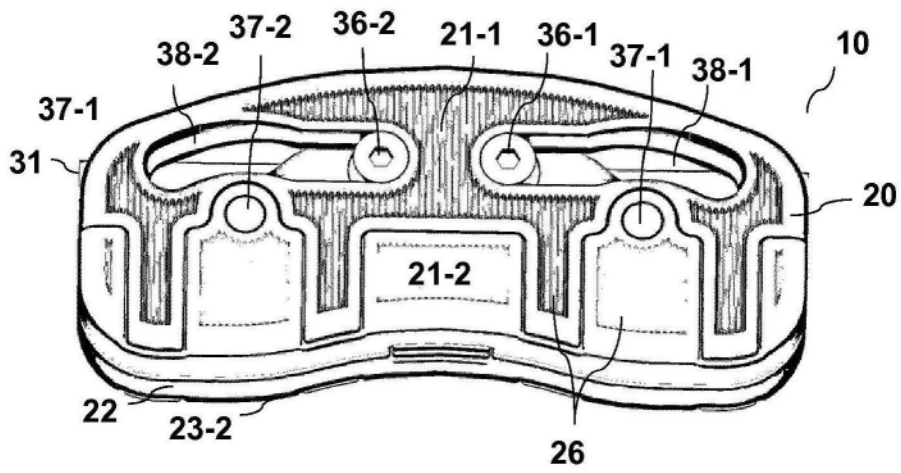


图15a

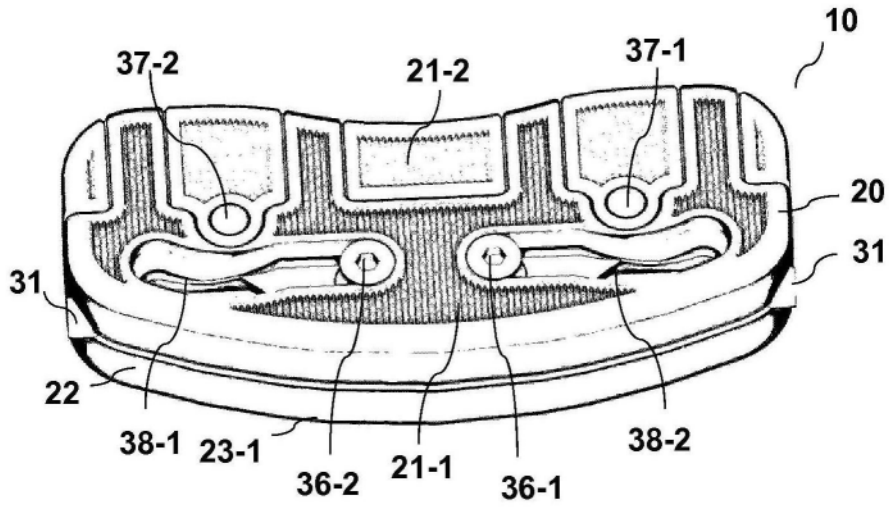


图15b

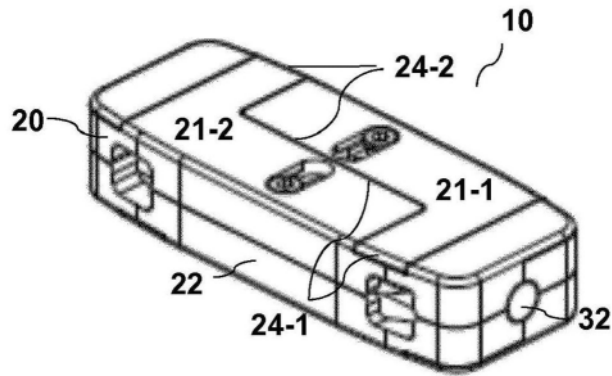


图16a

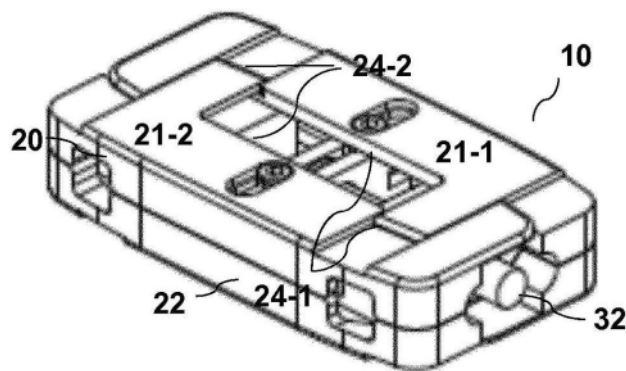


图16b

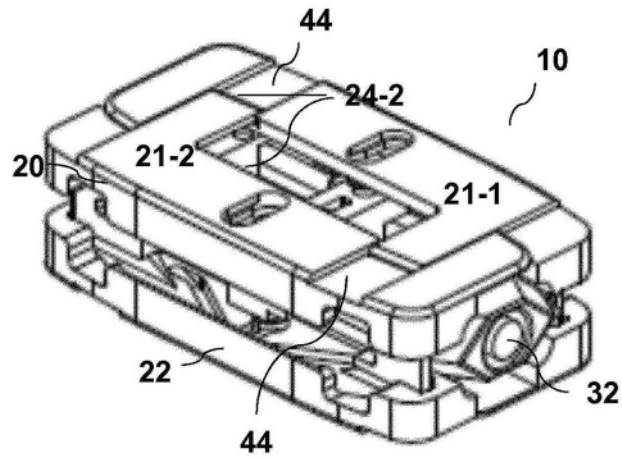


图16c

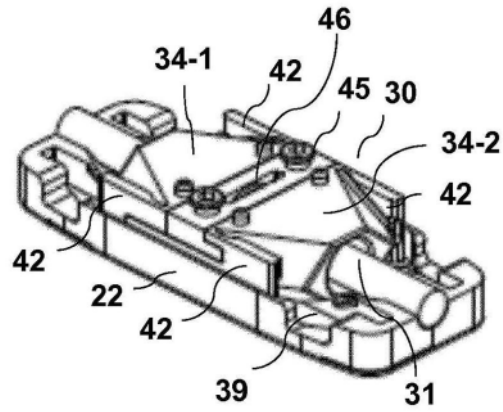


图17a

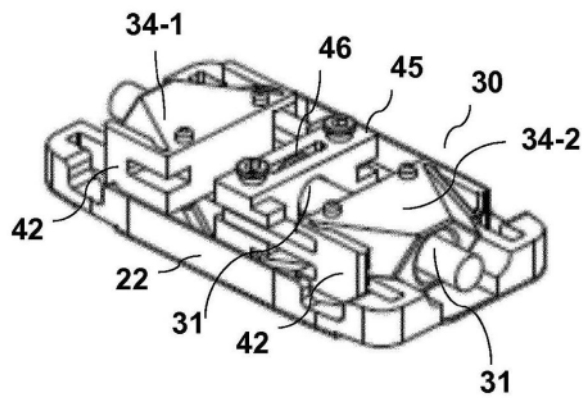


图17b

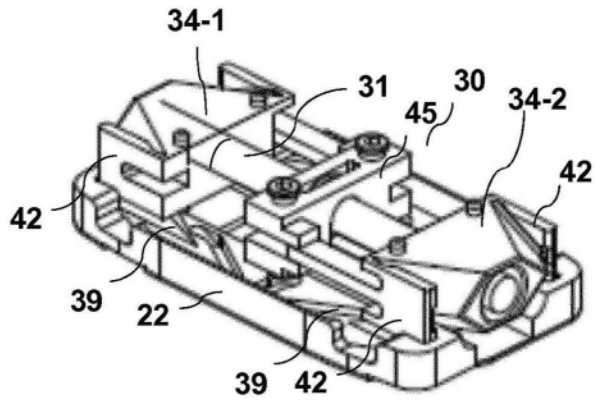


图17c

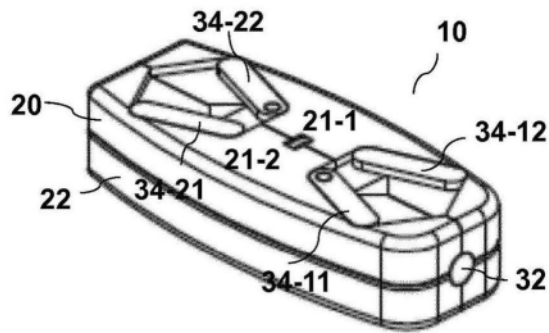


图18a

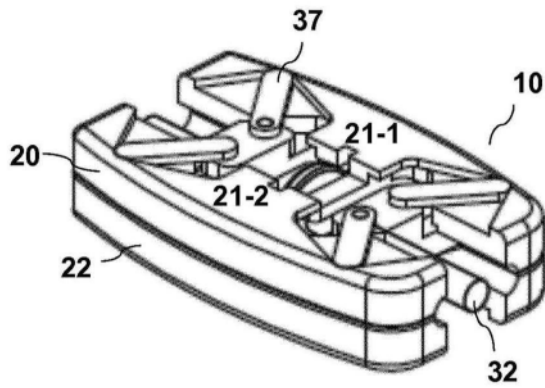


图18b

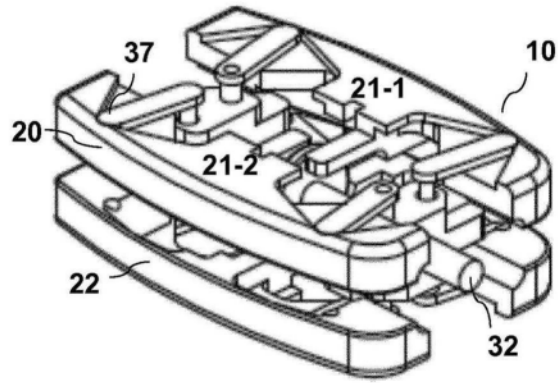


图18c

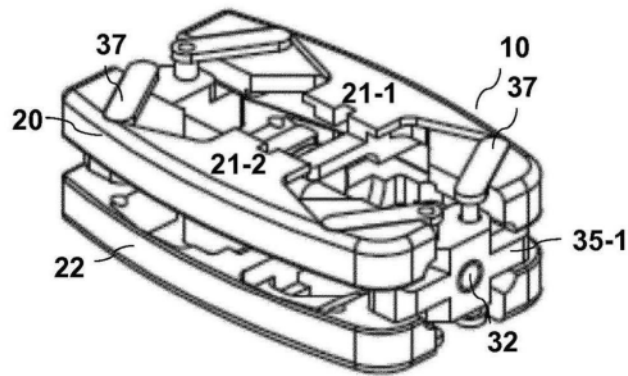


图18d

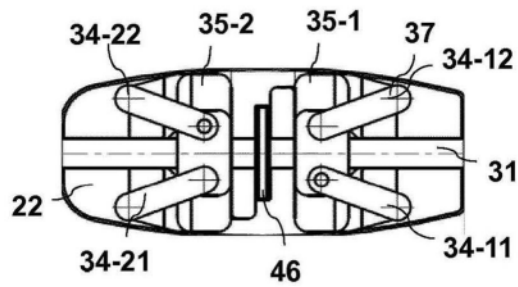


图19a

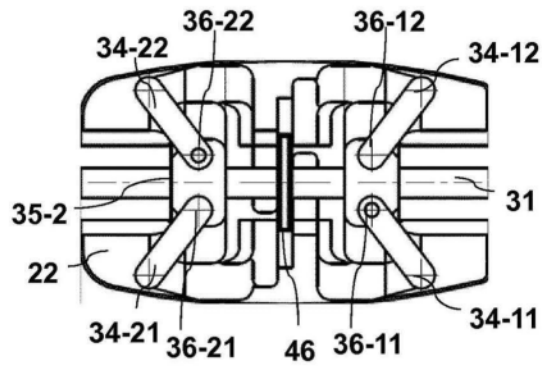


图19b

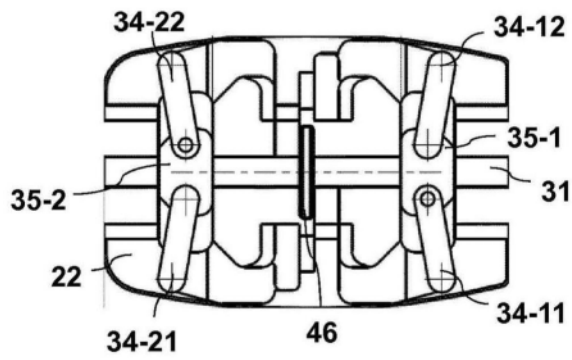


图19c

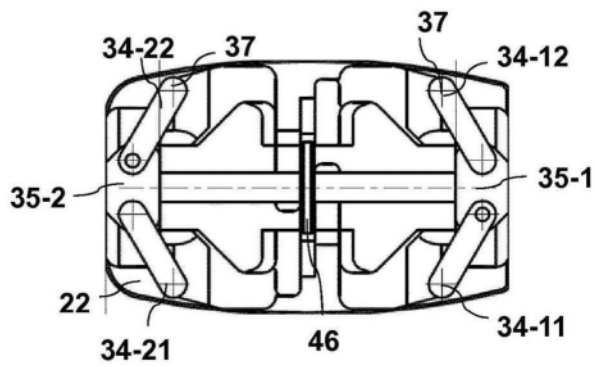


图19d

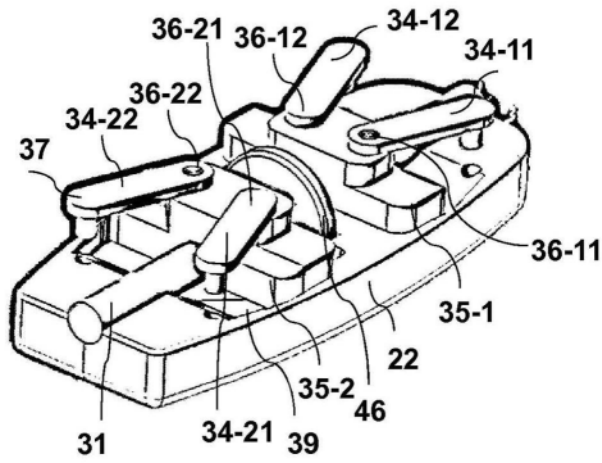


图20a

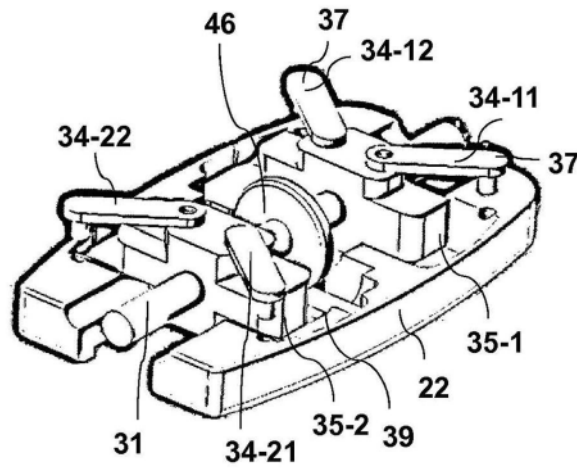


图20b

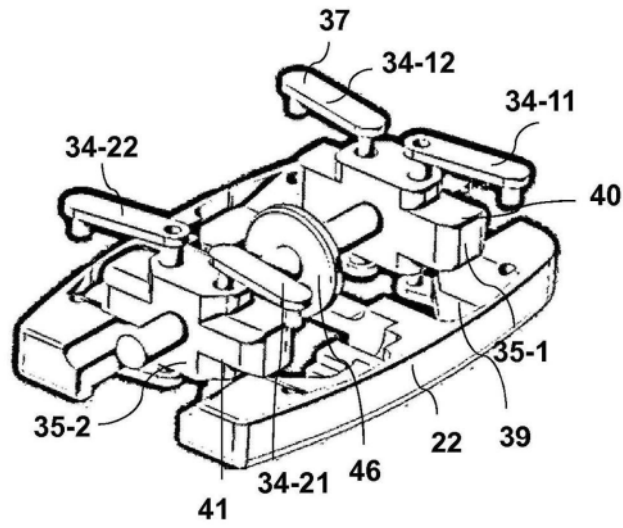


图20c

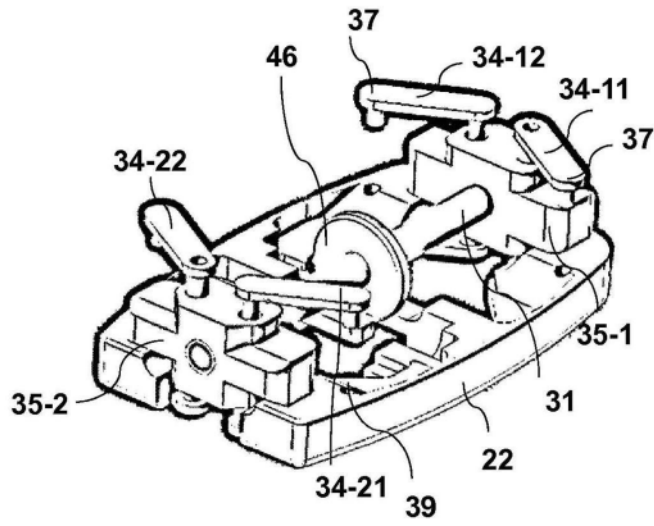


图20d

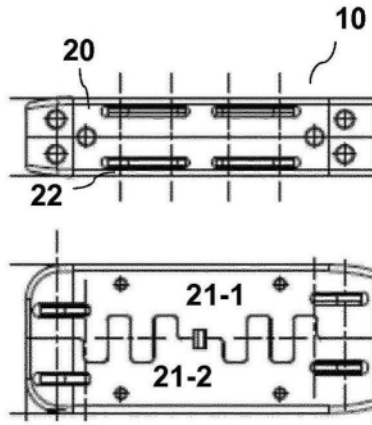


图21a

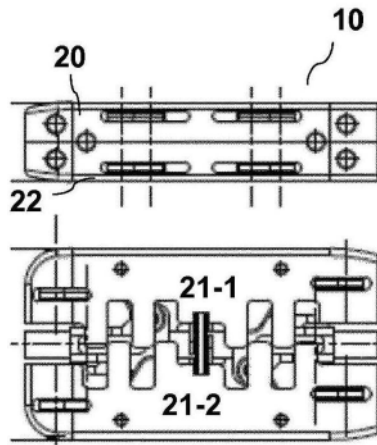


图21b

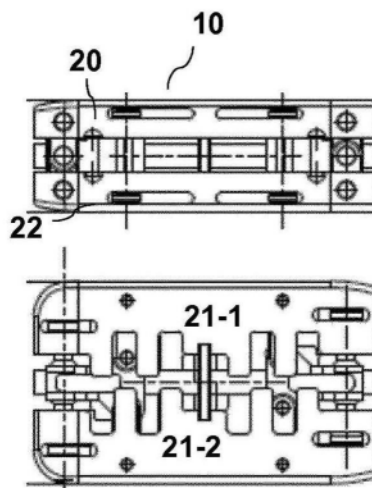


图21c

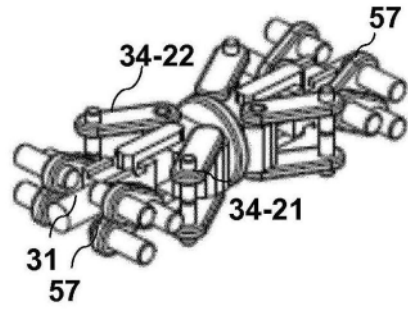


图22a

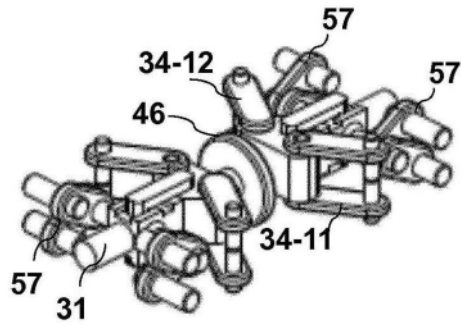


图22b

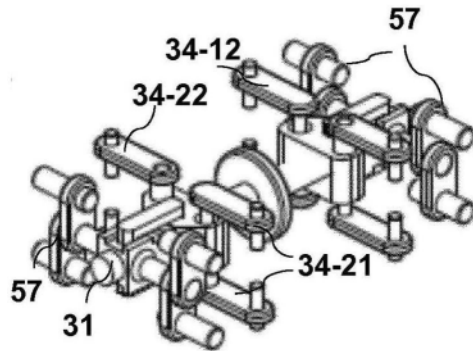


图22c

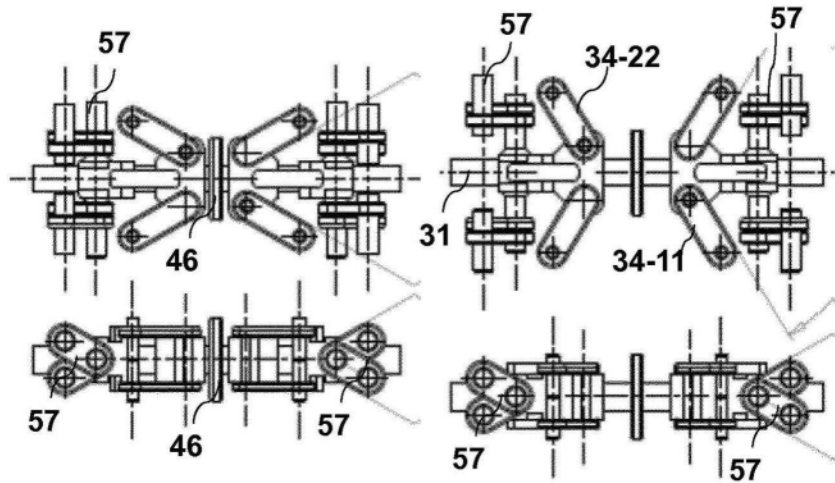


图23a

图23b

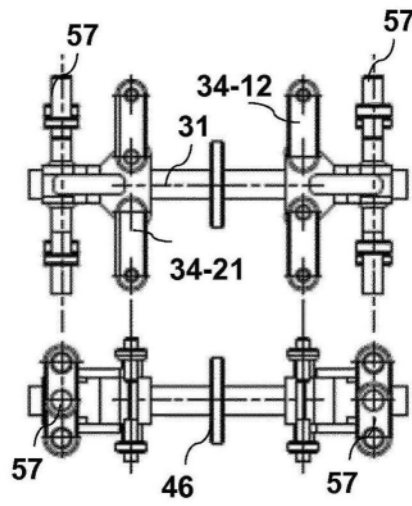


图23c

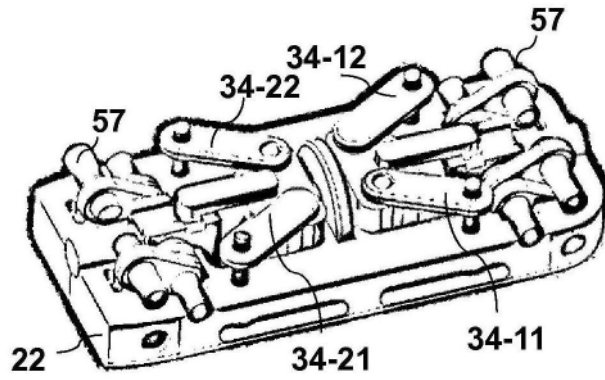


图24a

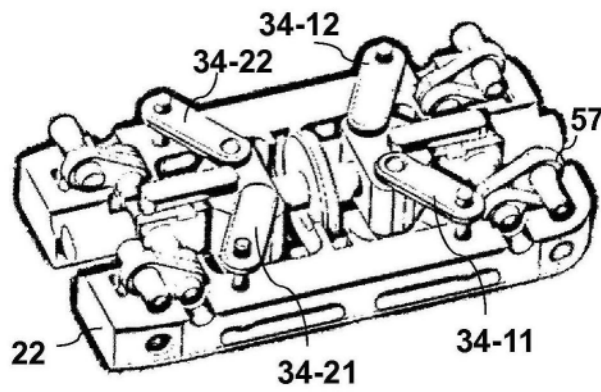


图24b

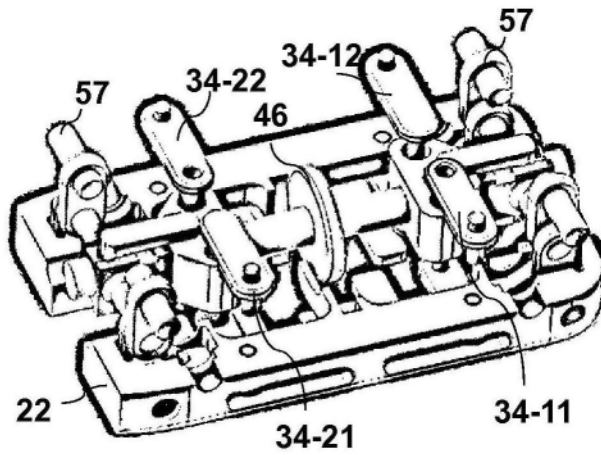


图24c

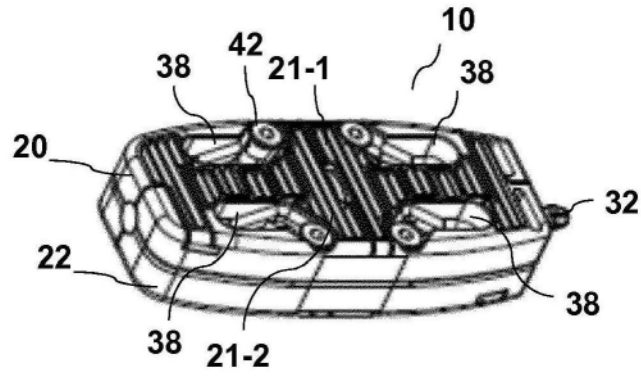


图25a

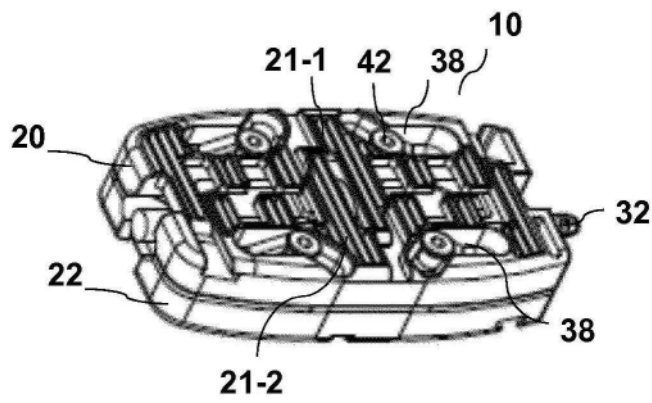


图25b

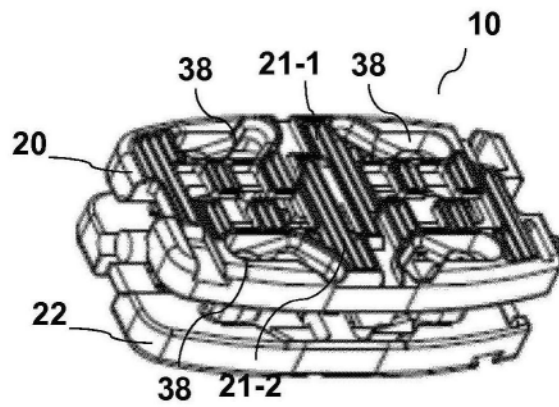


图25c

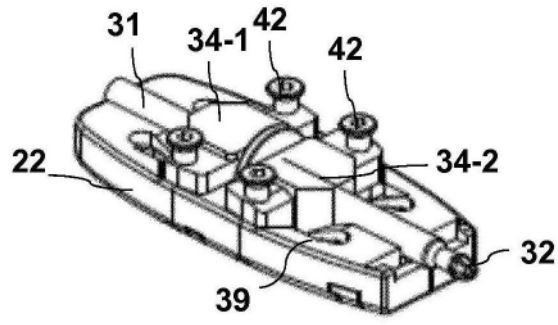


图26a

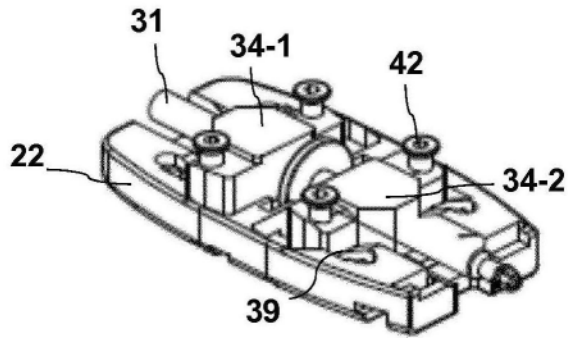


图26b

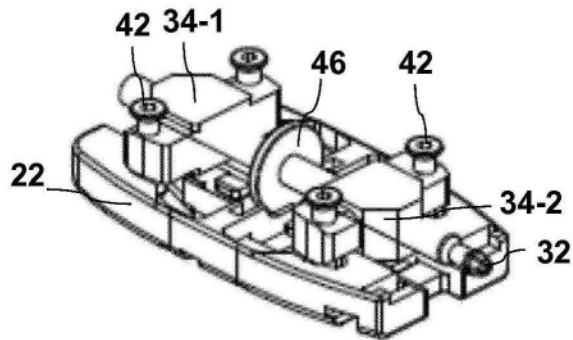


图26c

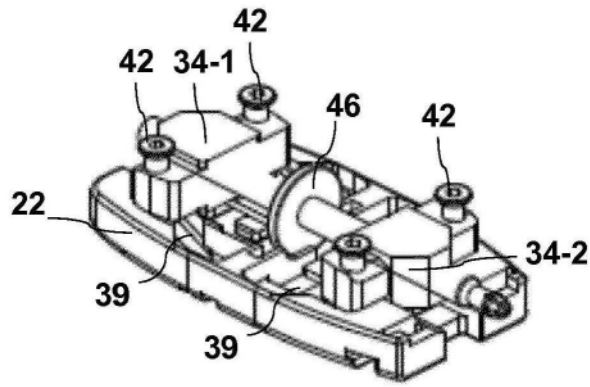


图26d

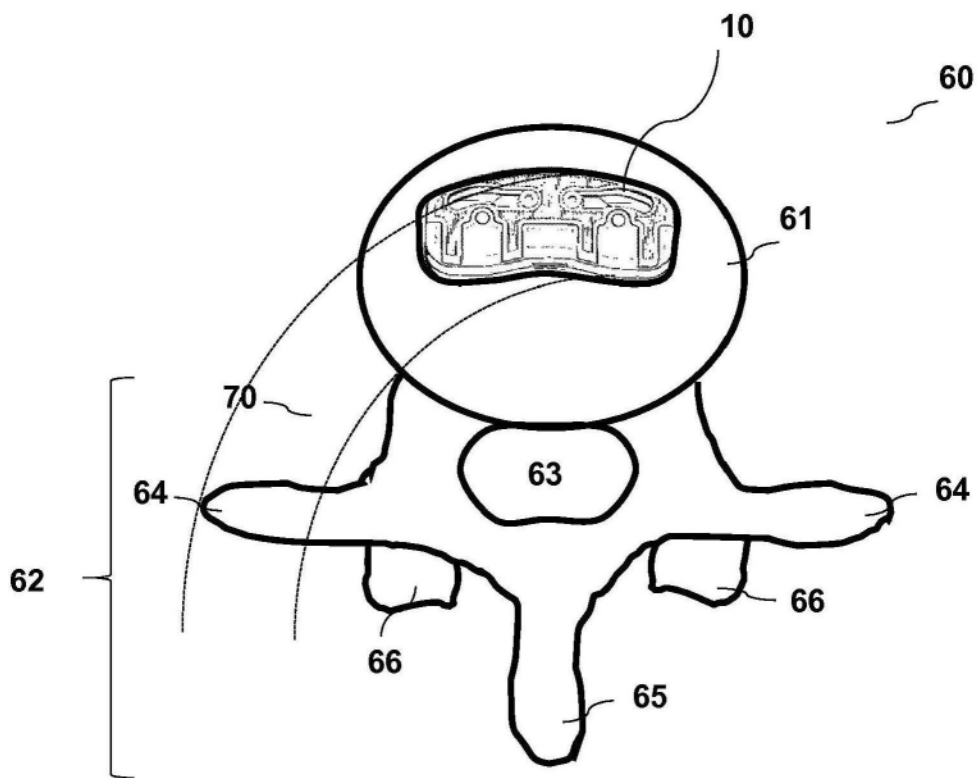


图27a

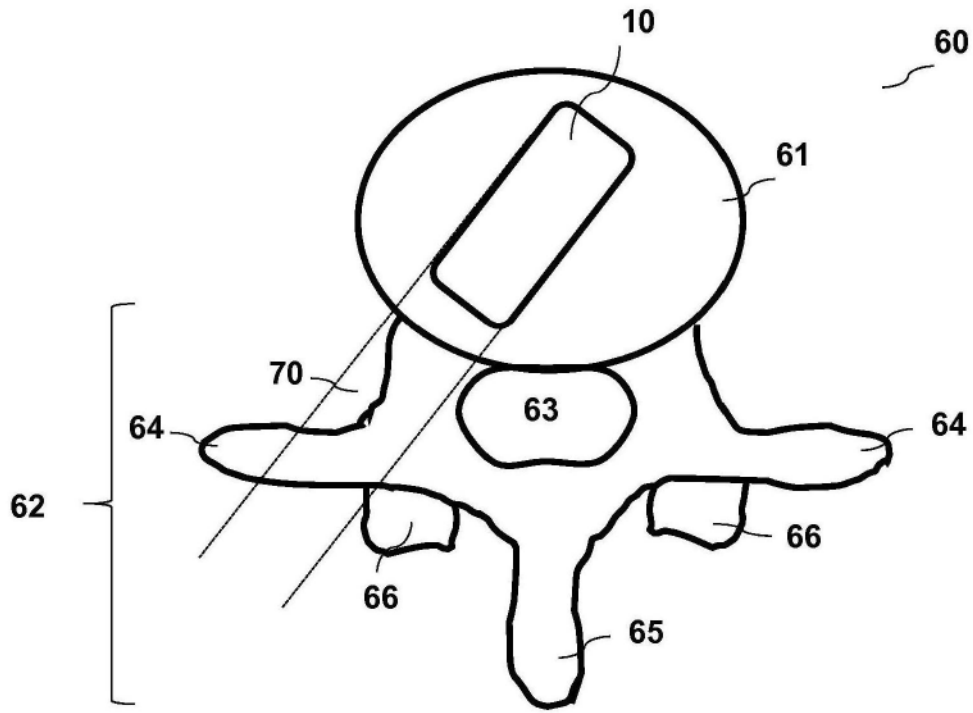


图27b