



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103402463 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201280010956. 9

代理人 刘佳

(22) 申请日 2012. 03. 01

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

13/040, 035 2011. 03. 03 US

A61F 2/44(2006. 01)

A61B 17/70(2006. 01)

A61F 2/76(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 08. 29

(56) 对比文件

US 6156037 A, 2000. 12. 05,

US 6156037 A, 2000. 12. 05,

US 2002/0099376 A1, 2002. 07. 25,

US 2008/0161925 A1, 2008. 07. 03,

WO 2010/107692 A1, 2010. 09. 23,

US 2009/0012529 A1, 2009. 01. 08,

US 2010/0228297 A1, 2010. 09. 09,

US 2007/0270965 A1, 2007. 11. 22,

US 2010/0249937 A1, 2010. 09. 30,

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/027230 2012. 03. 01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/118941 EN 2012. 09. 07

(73) 专利权人 华沙整形外科股份有限公司

地址 美国印第安纳州

审查员 郝星

(72) 发明人 W·D·阿姆斯特朗 T·A·卡尔斯

J·A·考恩 J·P·邓肯

R·A·海因斯 A·J·麦尔肯特

J·P·穆巴塞尔

M·D·H·西尔科克斯三世

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

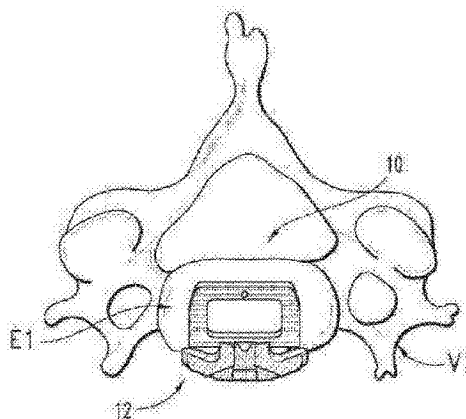
权利要求书2页 说明书11页 附图10页

(54) 发明名称

用于脊椎稳定的体内装置和板及定位该装置和板的器械

(57) 摘要

本发明提供了用于在第一和第二椎骨之间提供稳定的系统、方法和装置。具体来说,在一种形式中,系统包括植入物和独立板,植入物构造成定位在第一和第二椎骨之间的脊椎盘空间内,而独立板用于与第一和第二椎骨的脊椎盘外表面接合。该系统还包括带有接合部分的插入器械,该接合部分构造成可释放地与植入物和板相接合,这样,植入物和板可一起相对于第一和第二椎骨定位。在一个方面,当用器械使植入物和板接合时,植入物相对于板的角度定向可以调整。在该方面或另一方面,当植入物和板通过器械接合时,植入物和板保持邻近的关系。然而,也可考虑不同的形式和应用。



1. 一种用于提供脊椎稳定的系统,所述系统包括:

植入物,所述植入物包括从前端延伸到相对的尾端的本体,所述本体包括上骨接合表面和相对的下骨接合表面,当所述植入物定位在上和下椎骨之间的脊椎盘空间内时,所述上和下骨接合表面接合所述上和下椎骨相应的端板;

用于与所述上和下椎骨接合的板,所述板包括在上端与相对的下端之间延伸的板本体,所述板本体包括顶表面和相对的底表面,当所述板与所述上和下椎骨接合时,所述顶表面和底表面面对所述上和下椎骨,所述板包括多个孔和可转动地设置在所述板的外表面上的固定元件,所述固定元件包括由间隙所间隔的多个臂,以致于所述固定元件可在第一位置与第二位置之间转动,在所述第一位置中,所述臂不覆盖所述多个孔,在所述第二位置中,所述臂覆盖住所述多个孔;以及

插入器械,所述插入器械包括接合部分,该接合部分构造成可释放地与所述植入物和所述板相接合,其中,当所述植入物和所述板通过所述器械接合时,所述植入物相对于所述板的角度定向可调整。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,当所述植入物和所述板通过所述插入器械接合时,所述板相对于所述器械的转动受到限制。

3. 如权利要求 2 所述的系统,其特征在于,所述植入物和所述板与所述器械的接合阻止所述植入物相对于所述板位移,而一旦所述植入物和所述板脱离与所述器械接合,则所述植入物可相对于所述板自由地移位。

4. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述植入物包括第一对插座,所述第一对插座定位在所述上和下骨接合表面之间的所述植入物的相对侧上,所述板包括第二对插座,所述第二对插座定位在所述顶表面和底表面之间的所述板的相对侧上。

5. 如权利要求 4 所述的系统,其特征在于,所述器械的所述接合部分包括一对相对定位的尖齿,所述尖齿各包括第一突出部和第二突出部,所述第一突出部构造成定位在所述第一对插座中的对应一个内,而第二突出部构造成定位在所述第二对插座中的对应一个内。

6. 如权利要求 5 所述的系统,其特征在于,所述板包括第一和第二槽,它们形成在所述相对侧内并在所述顶表面和底表面之间延伸,所述第二对插座中的对应一个定位在各个所述第一和第二槽内。

7. 如权利要求 6 所述的系统,其特征在于,所述植入物包括第一槽口和第二槽口,所述第一槽口从所述第一对插座中的第一个延伸且通过所述植入物的所述尾端开口,所述第二槽口则从所述第一对插座中的第二个延伸且通过所述植入物的所述尾端开口。

8. 如权利要求 7 所述的系统,其特征在于,当所述植入物和所述板通过所述器械接合时,所述尖齿定位在所述第一槽口和所述第一槽以及所述第二槽口和所述第二槽的相应一个内。

9. 如权利要求 5 所述的系统,其特征在于,所述尖齿的所述第一突出部包括大致圆柱形构造,所述尖齿的所述第二突出部包括大致跑道形构造。

10. 如权利要求 5 所述的系统,其特征在于,所述尖齿的所述第一突出部定位在所述器械的远端,而所述尖齿的所述第二突出部在所述第一突出部的近端间隔开。

11. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述板本体包括第一对孔和第二对孔,所

述第一对孔邻近于所述上端并延伸通过所述顶表面和底表面,所述第二对孔邻近于所述下端并延伸通过所述顶表面和底表面,所述板还包括第一对骨接合紧固件和第二对骨接合紧固件,所述第一对骨接合紧固件延伸通过所述第一对孔以与所述上椎骨接合,所述第二对骨接合紧固件延伸通过所述第二对孔以与所述下椎骨接合。

12. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述多个孔构造成便于一个或多个骨接合紧固件通过所述插入器械和所述板插入,以便与所述椎骨接合。

13. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,所述固定元件等距离地定位在所述板本体的上端与下端之间,并且等距离地定位在所述板本体的相对两侧之间。

14. 一种用于提供脊椎稳定的系统,所述系统包括:

植入物,所述植入物包括从前端延伸到相对的尾端的本体,所述本体包括上骨接合表面和相对的下骨接合表面,当所述植入物定位在上和下椎骨之间的脊椎盘空间内时,所述上和下骨接合表面接合上和下椎骨相应的端板;

与上和下椎骨接合的板,所述板包括在上端和相对的下端之间延伸的本体,所述板本体包括近端表面、相对的远端表面以及面向远端的中间部分,所述中间部分构造成与所述植入物的所述尾端配合,所述板包括多个孔和可转动地设置在所述板的外表面上的固定元件,所述固定元件包括由间隙所间隔的多个臂,以致于所述固定元件可在第一位置与第二位置之间转动,在所述第一位置中,所述臂不覆盖所述多个孔,在所述第二位置中,所述臂覆盖住所述多个孔;以及

插入器械,所述插入器械包括接合部分,所述接合部分构造成可释放地与所述植入物和所述板相接合,其中,当所述植入物和所述板通过所述器械接合时,所述植入物和所述板保持邻近的关系,一旦脱开与所述器械接合,所述植入物便从所述板移位。

用于脊椎稳定的体内装置和板及定位该装置和板的器械

技术领域

[0001] 本申请总地涉及包括体内植入装置和相关支承板的脊椎稳定, 并还涉及相对于脊柱一起插入和定位植入装置和支承板的器械和方法。

背景技术

[0002] 为了矫正和稳定脊椎和便于脊椎不同高度处的融合, 人们已经开发出好几种技术和系统。某些技术和系统包括将一个或多个体内植入物定位在相邻椎骨之间的脊椎盘空间内。当植入物放置到脊椎盘空间内时, 植入物进入脊椎盘空间所采取的通道或路径, 提供了让植入物从脊椎盘空间作倒退运动的路径。在某些形式中, 可用板来阻止植入物的倒退运动, 和 / 或对相邻的椎骨提供附加的稳定性。如果采用板的话, 则通常在植入物植入之后的单独外科手术步骤中, 将板定位成与相邻椎骨相接合。植入物也可在植入之前先附连到板上, 但如此的附连会限制植入物和板为适应椎骨的脊椎解剖学的各个方面而进行彼此调整的可调性, 和 / 或增加外科手术的时间和复杂性。

[0003] 因此, 在包括体内植入装置和相关支承板的脊椎稳定方面, 以及插入和定位植入装置和支承板的器械和方法方面, 仍需作进一步的改进。

发明内容

[0004] 本发明提供用于脊椎稳定的体内植入物和相关的支承板, 以及相对于脊柱一起插入和定位植入物和支承板的器械和技术。具体来说, 在一种形式中, 系统包括植入物和独立板, 植入物构造成定位在第一和第二椎骨之间的脊椎盘空间内, 而独立板用于与第一和第二椎骨接合。该系统还包括带有接合部分的插入器械, 该接合部分构造成可释放地与植入物和板相接合, 这样, 在单一外科步骤中, 便可相对于第一和第二椎骨一起定位植入物和板。在一个方面, 当用器械使植入物和板接合时, 植入物相对于板的角度定向可以调整。在该方面或另一方面, 当植入物和板通过器械接合时, 植入物和板保持邻近的关系。然而, 也可考虑不同的形式和应用。

[0005] 在一个实施例中, 提供脊椎稳定的系统包括植入物, 该植入物包括从前端延伸到相对的尾端的本体。该本体还包括上骨接合表面和相对的下骨接合表面, 当植入物定位在上和下椎骨之间的脊椎盘空间内时, 上和下骨接合表面接合上和下椎骨相应的端板。该系统还包括与上和下椎骨接合的板。该板包括在上端和相对的下端之间延伸的本体, 该板本体包括顶表面和相对的底表面, 当板与上和下椎骨接合时, 两个表面面对上和下椎骨。插入器械包括接合部分, 该接合部分构造成可释放地与植入物和板相接合, 这样, 当植入物和板通过器械接合时, 植入物相对于板的角度定向可调整。

[0006] 在另一实施例中, 提供脊椎稳定的系统包括植入物, 该植入物包括从前端延伸到相对的尾端的本体。该本体还包括上骨接合表面和相对的下骨接合表面, 当植入物定位在上和下椎骨之间的脊椎盘空间内时, 上和下骨接合表面接合上和下椎骨相应的端板。该系统还包括与上和下椎骨接合的板, 该板包括在上端和相对的下端之间延伸的本体。该板本

体还包括近端表面、相对的远端表面,以及面向远端的中间部分,该中间部分构造成与植入物的尾端配合。插入器械包括接合部分,该接合部分构造成可释放地与植入物和板相接合,这样,当植入物和板通过器械接合时,植入物和板保持邻近的关系,一旦脱开与器械接合,植入物便从板移位。

[0007] 在还有另一实施例中,提供第一和第二椎骨之间脊椎稳定的方法包括提供植入物,该植入物包括从前端延伸到相对的尾端的本体,该本体还包括上骨接合表面和相对的下骨接合表面。该方法还包括提供用于与第一和第二椎骨接合的板。该板包括延伸在上端和相对的下端之间的本体。该方法的其它步骤包括使插入器械与植入物和板接合,其包括将植入物和板保持在邻近的、脱开偶联的结构中;用插入器械将植入物的前端插入在第一和第二椎骨之间的脊椎盘空间内,并将植入物推进到脊椎盘空间内,直到板的底表面接触第一和第二椎骨的脊椎盘外的表面。该实施例的另一方面包括:当插入器械与植入物和板接合且植入物和板保持在邻近的、脱开偶联的结构中时,相对于板来转动植入物。还有,该实施例的另一方面包括沿着通过插入器械和板的对应导向孔导向至少一个紧固件,以与其中一个椎骨接合。

[0008] 其它的实施例包括独特的方法、技术、系统、装置、成套工具、组件、设备,和/或结合第一和第二椎骨的稳定和支承一起使用的装置。然而,在其它的实施例中,也可考虑不同的形式和应用。

[0009] 从详细描述和随描述提供的附图中,本申请的其它实施例、形式、特征、方面、益处、目的和优点将会变得明白。

附图说明

[0010] 图 1 是示意的平面图,使某些特征显示为剖视图,其朝向脊柱的椎骨体端板的轴向平面观看,体内植入物和板相对于端板定位。

[0011] 图 2 是示意的立面图,其朝向脊柱的椎骨高度处的矢状平面观看,该脊柱包括图 1 的椎骨体、体内植入物和板。

[0012] 图 3 是图 1 所示体内植入物的俯视平面图。

[0013] 图 4 是图 1 所示体内植入物的侧视平面图。

[0014] 图 4A 和 4B 是另一替代实施例的体内植入物的侧视平面图。

[0015] 图 5 是图 1 所示体内植入物的立体图。

[0016] 图 6 是图 1 所示板的前视平面图。

[0017] 图 7 和 8 是图 1 所示板的相对的侧视平面图。

[0018] 图 9 是一个实施例的插入器械的平面图,该插入器械构造成相对于脊柱插入和定位图 1 的体内植入物和板。

[0019] 图 10 是围绕器械纵向轴线转过 90 度的图 9 所示插入器械的平面图。

[0020] 图 11 是围绕器械纵向轴线转过 180 度的图 9 所示插入器械远端的平面图。

[0021] 图 12 是沿视图线 12-12 截取的图 9 所示插入器械近端的剖视图。

[0022] 图 13 是图 9 所示器械内部构件的平面图。

[0023] 图 14 是沿视图线 14-14 截取的图 13 所示内部构件的剖视图。

[0024] 图 15 是图 13 所示内部构件远端的立体图。

[0025] 图 16 是图 9 所示器械的外部构件的平面图。

[0026] 图 17 是沿视图线 17-17 截取的图 16 所示外部构件的剖视图。

[0027] 图 18 是与图 1 的体内植入物和板接合的图 9 所示器械的平面图。

[0028] 图 19 是另一个替代实施例的插入器械的平面图,该插入器械构造成相对于脊柱插入和定位图 1 的体内植入物和板。

[0029] 图 20 是围绕器械纵向轴线转过 90 度的图 19 所示插入器械的平面图,其中,某些特征显示为沿着视图线 20-20 截取的剖视图。

具体实施方式

[0030] 为了便于理解本发明的原理,现将参照附图中所示的实施例,并用特殊的语言来描述它们。然而,应该理解到,由此并不意图限制本发明的范围。在所示装置和描述的方法中,任何如此替代做法和进一步的修改,以及如文中所说明的本发明原理的任何如此的其它应用,通常都会被与本发明相关的技术领域内的技术人员所想到。

[0031] 提供各种方法、技术、器械、装置和植入物,用以恢复和 / 或将坍塌的、部分坍塌的、损坏的、疾患的,或其它功能减弱的椎间盘空间保持在要求的椎间盘空间高度处和邻近端板的定向。该器械和植入物可用于使用微创入侵的器械的技术中,以及可用于进入椎间盘空间的技术,但也可考虑在非微创手术的进入。进入到坍塌椎间盘空间可以是单入口、双入口或多入口方式。器械和植入物也可用于直接的前接近到椎间盘空间,但也可考虑其它的接近方法,包括侧向的、前-侧向、后-侧向、斜向和后接近方法。还有,外科方法、技术、器械和植入物可在所有脊椎的脊骨段处找到应用,包括腰椎、胸椎和颈椎区域。

[0032] 在一个方面,提供用于脊椎稳定的体内植入物和相关的支承板,以及相对于脊柱一起插入和定位植入物和支承板的器械和技术。具体来说,在一种形式中,系统包括植入物和独立板,植入物构造成定位在第一和第二椎骨之间的椎间盘空间内,而独立板用于与第一和第二椎骨接合。该系统还包括带有接合部分的插入器械,该接合部分构造成可释放地与植入物和板相接合,这样,在单一外科步骤中,便可相对于第一和第二椎骨一起定位植入物和板。在一个方面,当用器械使植入物和板啮合时,植入物相对于板的角度定向可调整。在该方面或另一方面,当植入物和板通过器械接合时,植入物和板保持邻近的关系。然而,也可考虑不同的形式和应用。

[0033] 现在总地参照图 1,该图示出了平面图,使某些特征显示为剖视图,其朝向椎骨体 V1 的轴向平面尾端地观看。如图 1 和 2 所示,脊椎体内植入物 10 定位在脊骨体 V1、V2 之间的椎间盘内的脊骨端板 E1 上,用多个骨接合紧固件,将板 12 基本上在椎间盘外,或在盘空间外固定到脊骨体 V1、V2,其中两个紧固件显示为骨螺钉 14、16 的形式。在所示的形式中,一部分板 12 还延伸在脊骨体 V1、V2 之间,但也可考虑这样的形式,其中,板 12 完全定位在椎间盘外,板没有延伸在脊骨体 V1、V2 之间的部分。脊骨体 V1 连同脊骨体 V2 以及椎间盘空间 D 包括位于颈椎区域的脊柱段 SC,但如上所述,植入物 10 和板 12 在胸椎和腰椎区域的植入也是可能的和可以想到的。植入物 10 定位在脊骨体 V1、V2 之间的椎间盘空间 D 内,这样,当植入物处于其植入的定向时,它接触端板 E1 和 E2。在所示的形式中,板 12 定位成沿着脊骨体 V1、V2 面向前的表面躺着,但也可考虑板 12 沿着脊骨体 V1、V2 的交替面向的表面定位,这根据植入物 10 对脊骨体 V1、V2 的定向而定。类似地,在所示的形式中,脊骨体 V1、

V2 可从前面接近方式进入,但侧向的、前-侧向、后-侧向、斜向和后接近方法也是可能的。此外,如图所示,植入物 10 和板 12 一般地彼此邻近和彼此邻接接合的方式定位,但应该认识到,由于植入物 10 和板 12 实体上彼此不附连,或其它方式彼此偶联,这将在下面作详细讨论,所以,植入物 10 远离板 12 的运动也是可能的。

[0034] 现在总地参照图 3-5,植入物 10 包括本体 18,其尺寸适于配合在邻近脊骨体 V1、V2 之间的脊椎盘空间 D 内。本体 18 从前端 20 延伸到相对的尾端 22。在所示的形式中,前端 20 通常包括定位在倾斜表面 26、28 之间的平面表面 24,倾斜表面可便于植入物 10 插入到脊椎盘空间 D 内,和 / 或分开脊骨体 V1、V2。在其它未图示的形式中,前端 20 可包括凸出的倒圆鼻部,以便于植入物插入到脊椎盘空间 D 内和分开脊骨体 V1、V2。例如,如图 3 所示,本体 18 还包括插座 23, X 光线照相标记物可定位在该插座内,以便于植入物 10 在图像引导下放置在脊骨体 V1、V2 之间。

[0035] 本体 18 还包括上和下骨接合表面 30、32,它们带有突脊 34、36 (其中只有几个示出,以保持其清晰起见),以提高与脊骨端板 E1 和 E2 的接合。在其它形式中,上和下骨接合表面 30、32 可设置有螺纹、槽、齿形压花纹或其它表面粗糙形式,这里仅提供几个可能性,目的在于提高与脊骨端板 E1 和 E2 的接合。在所示形式中,骨接合表面 30 包括介于前端 20 和尾端 22 之间的大致凸出的结构,而骨接合表面 32 包括介于前端 20 和尾端 22 之间的大致平面的或直的结构。在其它形式中,应该认识到,骨接合表面 30 也可以是平面的,而骨接合表面 32 也可以是凸出弧形的。还有,骨接合表面 30、32 在前端 20 和尾端 22 之间的构造上的变化都是可能的。此外,骨接合表面 30、32 大致构造成:植入物 10 被接纳在端板 E1 和 E2 之间,并沿着本体 18 的至少一部分内与端板 E1 和 E2 的至少一部分内接触。本体 18 还包括从前端 20 延伸到尾端 22 并还从骨接合表面 30 延伸到骨接合表面 32 的相对的侧壁 38、40。侧壁 38、40 可彼此平行,或相对于彼此成锥度,以朝向前端 20 汇聚或发散。侧壁 38、40 从前端 20 至尾端 22 可以是平面的、凹陷的或凸出的,从骨接合表面 30 至骨接合表面 32 可以是凹陷的或凸出的,或者是它们的组合。

[0036] 本体 18 还包括通过骨接合表面 30、32 敞开的空穴 42,以便于骨通过本体 18 生长,但不存在空穴 42 的形式也是可能的。在其它未示出的形式中,可以考虑,本体 18 还可包括一个或多个开口,它们延伸通过侧壁 38、40 和 / 或前端和尾端 20、22 并与空穴 42 连通。此外,尽管未予示出,但应该认识到,可将一个或多个生物相容的材料定位在空穴 42 内,例如,该生物相容材料提供治疗的效果或提高骨通过植入物 10 的生长。如此生物相容材料的实例可包括:磷酸钙、羟磷灰石-磷酸三钙(HA-TCP)混合物、生物活性玻璃、硫酸钙骨隙填料、胶原质、血纤维蛋白、白蛋白、卡拉蛋白(karatin)、丝、弹性蛋白、去矿化骨基质、颗粒骨、充质(mysenchymal)干细胞、荷尔蒙、诸如转化生长因子 β (TGF β)蛋白、骨形态发生基因蛋白(包括 BMP 和 BMP2)之类的生长因子,或血小板衍生出的生长因子,这里只是提供几种可能性。在一个方面,生物相容材料在纳入时可分别在骨接合表面 30、32 上面和下面略微地延伸,以便于邻近的脊骨体将压缩荷载施加到生物相同材料上和通过生物相容材料。

[0037] 例如,如图 4 所示,植入物 10 的尾端 22 大致在骨接合表面 30、32 之间呈凸出弧形。此外,尾端 22 还包括细长狭槽 44,其定位在骨接合表面 30、32 之间并延伸在侧壁 38、40 之间,但在其它形式中,应该认识到,尾端 22 可不设置有细长狭槽 44。本体 18 还包括第一插座 46,其形成在侧壁 38 内并大致地包括圆形结构,该结构构造成接纳插入器械的对应构造

部分,其进一步的细节将在下文中提供。本体 18 还包括形成在侧壁 38 内的槽口或槽 47。槽 47 包括上和下表面 48、50 以及面向侧面的表面 52、54,槽 47 延伸通过尾端 22 而与第一插座 46 连通。在所示的形式中,上和下表面 48、50 大致布置成相对于彼此呈倾斜定向,但也可考虑其它的形式。本体 18 还包括形成在侧壁 40 内的第二插座 56,其大致包括圆形结构,该结构构造成接纳插入器械的对应构造部分,其进一步的细节将在下文中提供。本体 18 还包括形成在侧壁 40 内的槽口或槽 57。槽 57 包括上和下表面 58、60,以及延伸通过尾端 22 而与第二插座 56 连通。在所示的形式中,上和下表面 58、60 大致布置成相对于彼此呈倾斜定向,但也可考虑其它的形式。

[0038] 尽管前面未予讨论,但应该认识到,允许接纳插入器械的对应构造部分的插座 46、56 的大致圆形结构,在植入物 10 和板 12 通过插入器械接合时,使得植入物 10 相对于板 12 的角度定向可调整,其进一步的细节将在下文中提供。然而,应该认识到,植入物 10 的其它构造也是可能的,以在植入物 10 和板 12 通过插入器械接合时,允许植入物 10 相对于板 12 的角度定向可以调整。例如,参照图 4A,从替代实施例的植入物 10a 中已经省略了细长狭槽 44 和槽 47、57。此外,插座 46a 大致构造成细长狭槽,该狭槽构造成接纳插入器械的倒圆特征,以使用器械固定住植入物 10a,同时还在植入物 10a 和板 12 通过插入器械接合时,允许调整植入物 10a 相对于板 12 和插入器械的角度定向。作为另一实例,图 4B 示出另一替代实施例的植入物 10b,从该植入物 10b 中已经省略了细长狭槽 44 和槽 47、57。植入物 10b 包括呈正确形状的狭槽形式的插座 46b,其构造成接纳插入器械的倒圆特征,以使用器械固定住植入物 10b,同时还在植入物 10b 和板 12 通过插入器械接合时,允许调整植入物 10b 相对于板 12 和插入器械的角度定向。尽管在图 4A 和 4B 中未予示出,但应该认识到,与插座 46a、46b 相对定位的插座可与插座 46a、46b 类似地构造。此外,还应该认识到,除上述的差别之外,植入物 10a、10b 通常与植入物 10 类似地构造。

[0039] 有关板 12 的进一步细节显示在图 6-8 中。板 12 包括沿着中心轴线 68 延伸的本体 66,该中心轴线 68 定向成大致沿着脊柱 SC 的中心轴线延伸,并在板 12 植入时,从脊骨体 V1 延伸到脊骨体 V2。在所示形式中,本体 66 一般地包括大致方形构造,但也可考虑其它的形式,在这些形式中,本体 66 沿着中心轴线 68 拔长并包括矩形的、卵形的或椭圆形的形状,这里只是提供几个实例而已。本体 66 包括上端或向头侧的端 70 以及相对的下端或尾部端 72,以及延伸在端部 70、72 之间的相对的侧表面 74、76。本体 66 还包括邻近上端 70 的上骨螺纹孔 78、80,以及邻近下端 72 的下骨螺纹孔 82、84。骨螺纹孔 78、80 和 82、84 延伸通过本体 66 的顶表面 86 和底表面 88 并在该两表面处敞开,大致地布置成允许骨螺钉斜向延伸通过和远离本体 66。具体来说,骨螺纹孔 78、80 大致布置成允许骨螺钉延伸通过其中,以沿侧向、朝向头部的方向斜向延伸到板 12,同时,骨螺纹孔 82、84 大致布置成允许骨螺钉延伸通过其中,以沿侧向、朝向尾部的方向斜向延伸到板 12。尤其是,该结构中的骨螺纹孔 78、80 和 82、84 的定向允许使用相对较大的骨螺钉,导致更好地与邻近椎骨体接合和获益。此外,在该结构中,骨螺纹孔 78、80 和 82、84 的轨迹朝向板 12 上方的公共部位延伸,这样,使得通过板 12 插入螺钉所需的操作空间减小,由此,对病人周围解剖学结构的影响最小。在其它未示出的形式中,应该认识到,板 12 可设置有邻近于各个上端 70 和下端 72 的一个骨螺纹孔,或多于两个的骨螺纹孔。

[0040] 本体 66 还包括可固定到带有螺纹轴的本体 66 上的固定元件 86、夹子或允许固定

构件 86 转动同时附连在本体 66 上的其它构造。固定元件 86 包括交叉形的构造,其包括端部 86a-d 和中心驱动工具插座 88。为清楚起见,应该认识到,固定元件 86 已经从图 7-8 的本体 66 中省略了。固定元件 86 还包括凹陷弧形的侧壁部分 90a-b,其可同时与相应邻近的骨螺纹孔 78、80、82、84 对齐,以使骨螺钉和其近端头部插入邻近的骨螺纹孔 78、80、82、84 内。当骨螺钉头部座落在骨螺纹孔 78、80、82、84 内时,固定元件 86 可转动,而使端部 86a-d 交迭相应的骨螺纹孔 78、80、82、84,并阻塞或接触骨螺钉头部,以防止骨螺钉从骨螺纹孔 78、80、82、84 退出。还应该认识到,固定元件 86 的其它形状和设计也是可能的,用以防止骨螺钉从骨螺纹孔 78、80、82、84 退出。例如,在一个未予示出的形式中,固定元件 86 可呈螺纹紧固件的形式,在它附连到脊骨体 V1、V2 上之后,其与板 12 相接合,这样,螺纹紧固件的至少一部分的放大头部在骨螺纹孔 78、80、82、84 上延伸。

[0041] 板 12 的本体 66 还包括延伸到侧表面 74、76 内的槽 92、94,并从顶表面 86 延伸到底表面 88。如图 7 所示,槽 92 包括插座 96,其大致地具有跑道形状的构造。具体来说,插座 96 包括平行侧面,它们之间延伸着弓形的或倒圆的端部。如图 8 所示,槽 94 包括也大致地具有跑道形状构造的插座 98。在其它未予示出的形式中,应该认识到,也可考虑提供几个可能性的包括卵形或多边形的其它构造。插座 96、98 构造成接纳插入器械的对应构造部分,其进一步的细节将在下文中提供。

[0042] 此外,本体 66 还包括中间部分 100,其包括面离顶表面 86 的凹陷形状的表面 102。表面 102 大致构造成:当植入物 10 和板 12 彼此相邻地定位时,与植入物 10 的尾端 22 配合。中间部分 100 远离顶表面 86 延伸,以使表面 102 相对于底表面 88 的上部和下部 104、106 偏移顶表面 86。类似地,例如,如图 2 所示,当底表面 88 的上部和下部 104、106 接触脊骨体 V1、V2 且板 12 与脊骨体 V1、V2 接合时,该结构导致表面 102 和至少一部分的中间部分 100 定位在脊骨体 V1、V2 之间的脊椎盘空间 D 内。然而,在其它未予示出的形式中,应该认识到,表面 102 可与底表面 88 的上部和下部 104、106 对齐,或相对于底表面 88 的上部和下部 104、106 朝向顶表面 86 偏移,这样,当板与脊骨体 V1、V2 接合时,板 12 没有延伸入脊椎盘空间 D 内的部分。在其它未予示出的形式中,表面 102 可以是平坦的,或包括凸出的形状,其构造成与具有凹陷尾端 22 的植入物 10 配合。

[0043] 现在总地参照图 9-17,将提供有关插入器械 120 的进一步细节,该插入器械构造成与植入物 10 和板 12 接合并相对于脊骨体 V1、V2 定位植入物 10 和板 12。器械 120 沿着纵向轴线 L 从近端 122 延伸到远端 124,并还包括内部构件 126、外部构件 128 和驱动构件 130。内部构件 126 延伸在螺纹的近端部分 132 和远端接合部分 134 之间。远端接合部分 134 分叉到部分 148、150 内,部分 148、150 包围中空内部 160,尖齿 136、138 从其中延伸出。部分 148、150 还包括邻近于尖齿 136、138 近端的锥形表面 162、164,部分 148、150 围绕通道 158 可枢转,使得尖齿 136、138 可相对于彼此移动,以便于器械 120 与植入物 10 和板 12 的接合和脱开接合。尽管未予示出,但应该认识到,弹簧和诸如橡胶塞那样的其它可回弹的弹性材料可定位在通道 158 内,使得尖齿 136、138 通常远离彼此地偏置。尖齿 136 包括远端的、大致为圆形的突出部 140,其构造成定位在植入物 10 的插座 46 内。尖齿 136 还包括大致跑道形的突出部 142,其近端地与突出部 140 间隔开,并构造成定位在板 12 的插座 96 内。尖齿 136 还构造成:当器械 120 与植入物 10 和板 12 接合时,尖齿定位在植入物 10 的槽 47 内和板 12 的槽 92 内。尖齿 138 包括远端的、大致为圆形的突出部 144,其构造成定位在植

入物 10 的插座 56 内。尖齿 138 还包括大致跑道形的突出部 146, 其近端地与突出部 144 间隔开, 并构造成定位在板 12 的插座 98 内。尖齿 138 还构造成: 当器械 120 与植入物 10 和板 12 接合时, 尖齿定位在植入物 10 的槽 57 内和板 12 的槽 94 内。内部构件 126 还包括开口 152, 其斜向于纵向轴线 L 延伸到与中空内部 160 连通。另一组开口 154、156 与开口 152 相对地定位, 并斜向于纵向轴线 L 延伸到与中空内部 160 连通。

[0044] 外部构件 128 延伸在近端 170 和远端 172 之间, 并包括接纳内部构件 126 的中空内部 174。外部构件 128 还包括开口 176, 其斜向于纵向轴线 L 延伸到与中空内部 174 连通。突脊 177 沿着开口 176 的一部分延伸, 并形成开口 176 的相对部分 176a、176b。另一组开口 178、180 (图 11) 与开口 176 相对地定位, 并斜向于纵向轴线 L 延伸到与中空内部 174 连通。当内部构件 126 定位在外部构件 128 内且器械 120 与植入物 10 和板 12 接合时, 外部构件 128 的开口 176 大致与内部构件 126 的开口 152 对齐, 而外部构件 128 的开口 178、180 大致与内部构件 126 的开口 154、156 对齐。类似地, 在该结构中, 开口 152、176 的配合允许骨螺钉通过器械 120 放置到板 12 的骨螺纹孔 82、84 内并通过板 12 的骨螺纹孔 82、84。具体来说, 开口 176 和开口 152 的部分 176a 布置成使得突脊 177 导向骨螺钉进入到板 12 的骨螺纹开口 82 内, 同时, 开口 176 和开口 152 的部分 176b 布置成使得突脊 177 导向骨螺钉进入到板 12 的骨螺纹开口 84 内。此外, 开口 154、156 和开口 178、180 的配合, 允许骨螺钉通过器械 120 放置到板 12 的骨螺纹孔 78、80 内并通过该骨螺纹孔 78、80。具体来说, 开口 154 和 178 大致相对于器械 120 布置, 以导向骨螺钉进入板 12 的骨螺纹开口 80, 同时, 开口 156 和 180 大致相对于器械 120 布置, 以导向骨螺钉进入板 12 的骨螺纹开口 78。此外, 尽管前面未予讨论, 但应该认识到, 开口 152、176 的配合还可便于固定元件 86 插座 88 的接合, 从而在放置骨螺钉之后便于固定元件 86 转动, 但也可考虑通过中空内部 160 沿着器械 120 的长度插入器械来接合固定元件 86。此外, 尽管前面未予讨论, 但也应该认识到, 开口 152、176、开口 154、178 和开口 156、180 的配合, 也可便于用一个或多个诸如锥子、钻头或丝锥之类的器械进入到脊骨体 V1、V2, 这里只是提供几个可能性而已, 以为骨螺钉准备脊骨体 V1、V2。

[0045] 外部构件 128 的近端 170 还包括环形槽 182, 槽 182 内定位固定环 184, 以使外部构件 128 与驱动构件 130 偶联, 这样, 驱动构件 130 独立地相对于外部构件 128 转动。驱动构件 130 包括内螺纹, 内螺纹构造成与内部构件 126 的近端螺纹部分 132 接合。类似地, 驱动构件 130 的转动导致内部构件 126 沿着纵向轴线 L 相对于外部构件 128 作轴向位移。销 186 从外部构件 128 延伸到内部构件 126 上的狭槽 190 内, 以防止内部构件 126 相对于外部构件 128 转动。此外, 锁定构件 188 延伸通过驱动构件 130, 并有选择地与内部构件 126 接合, 一旦达到内部构件 126 和外部构件 128 之间要求的的关系, 便可阻止驱动构件 130 相对于内部构件 126 的转动。尽管前面未予讨论, 但应该认识到, 内部构件 126 沿着纵向轴线 L 相对于外部构件 128 沿近端方向的轴向运动, 导致外部构件 128 的远端 172 与内部构件 126 的远端接合部分 134 的锥形表面 162、164 接合。当远端 172 与锥形表面 162、164 接合时, 部分 148、150 和尖齿 136、138 被强制朝向彼此。此外, 内部构件 126 沿着纵向轴线 L 相对于外部构件 128 沿远端方向的轴向运动, 使外部构件 128 的远端 172 与锥形表面 162、164 脱开接合, 从而允许部分 148、150 和尖齿 136、138 远离彼此移动。

[0046] 如上所述, 植入物 10 和板 12 不彼此偶联或其它方式彼此附连。然而, 植入物 10

和板 12 可彼此相邻地定位,以使植入物 10 的尾端 22 与板 12 的表面 102 配合。当植入物 10 和板 12 定位在该结构中时,它们各可通过器械 120 接合,例如,如图 18 所示。具体来说,尖齿 136 可定位在板 12 的槽 94 内和植入物 10 的槽 57 内,令突出部 140 定位在植入物 10 的插座 56 内,突出部 142 定位在板 12 的插座 98 内。类似地,尖齿 138 可定位在板 12 的槽 92 内和植入物 10 的槽 47 内,令突出部 144 定位在植入物 10 的插座 46 内,突出部 146 定位在板 12 的插座 96 内。一旦尖齿 136、138 与植入物 10 和板 12 接合,内部构件 126 可相对于外部构件 128 近端地移动,以将植入物 10 和板 12 夹紧在尖齿 136、138 之间。植入物 10 和板 12 和器械 120 的接合一般以毗邻的关系固定住植入物 10 和板 12。具体来说,突出部 140、144 与植入物 10 的插座 46、56 的接合,以及突出部 142、146 与板 12 的插座 96、98 的接合,可阻止植入物 10 离开板 12 位移。然而,一旦器械 120 脱离接合,植入物 10 便可离开板 12 位移。

[0047] 尽管前面未予讨论,但应该认识到,插座 46、56 和突出部 140、144 的圆形构造,以及植入物 10 尾端 22 的凸出形状和板 12 表面 102 的对应的凹陷形状,在植入物通过器械 120 接合时,允许植入物 10 相对于器械 120 和板 12 转动。此外,槽 96、98 和突出部 142、146 的跑道形构造,阻止板 12 相对于器械 120 转动。在所示形式中,通过尖齿 136 与槽 57 的上表面 58 接触,以及尖齿 138 与槽 47 的上表面 48 接触,使得植入物 10 相对于板 12 和器械 120 的转动将在第一方向上受到限制,并通过尖齿 136 与槽 57 的下表面 60 接触,以及尖齿 138 与槽 47 的下表面 50 接触,使得植入物 10 相对于板 12 和器械 120 的转动将在第二方向上受到限制。类似地,应该认识到,上和下表面 48、50 相对于彼此的定向以及上和下表面 58、60 相对于彼此的定向可以修正,以在它们通过器械 120 接合时,便于区分出植入物 10 相对于板 12 的转动角度。然而,在其它形式中,可以考虑,植入物 10 可构造成其相对于板 12 的转动不受限制。

[0048] 当通过器械 120 接合时,植入物 10 和板 12 可在单一外科手术步骤中一起相对于脊椎体 V1、V2 定位。具体来说,可将植入物 10 的前端 20 定位在椎骨 V1、V2 之间的脊椎盘空间 D 内,并将植入物推进到脊椎盘空间内,直到板 12 的底表面 88 接触脊椎体 V1、V2。当插入植入物 10 和前进到脊椎盘空间 D 内时,植入物 10 可相对于板 12 转动,以有必要适应脊椎体 V1、V2 相对于脊椎盘空间 D 的定向。例如,当植入物 10 和板 12 用于脊柱 SC 的弧形或脊柱前凸部分内时,一旦植入物插入脊椎盘空间 D 内,植入物 10 可如图 18 所示斜向地延伸,而不是正交地延伸到板 12。一旦植入物 10 合适地定位在脊椎盘空间 D 内,且板 12 对着脊椎体 V1、V2 定位,骨螺钉便可通过器械 120 插入,以用上面一对的螺钉和下面一对的螺钉附连到脊椎体 V1、V2。在螺钉已经插入和被固定构件 86 覆盖之后,器械 120 便可与植入物 10 和板 12 脱离接合并从外科部位处移去。

[0049] 图 19-20 中示出了替代实施例的插入器械 200,其构造成与植入物 10 和板 12 接合,并相对于脊椎体 V1、V2 定位植入物 10 和板 12。器械 200 沿着纵向轴线 LL 从近端 202 延伸到远端 204,并包括内部构件 206、外部构件 208 和驱动构件 210。内部构件 206 延伸在螺纹的近端部分 212 和远端接合部分 214 之间。远端接合部分 214 分叉到部分 216、218 内,部分 216、218 形成尖齿 220、222。部分 216、218 还包括靠近尖齿 220、222 定位的锥形表面,部分 216、218 相对于彼此侧向地位移,以使尖齿 220、222 可移动而便于器械 200 与植入物 10 和板 12 接合和脱离接合。尖齿 220 包括远端的、大致为圆形的突出部 224,其构造成

定位在植入物 10 的插座 46 内。尖齿 220 还包括大致跑道形的突出部 226, 其近端地与突出部 224 间隔开, 并构造成定位在板 12 的插座 96 内。尖齿 220 还构造成: 当器械 200 与植入物 10 和板 12 接合时, 尖齿定位在植入物 10 的槽 47 内和板 12 的槽 92 内。尖齿 222 包括远端的、大致为圆形的突出部 228, 其构造成定位在植入物 10 的插座 56 内。尖齿 222 还包括大致跑道形的突出部 230, 其近端地与突出部 228 间隔开, 并构造成定位在板 12 的插座 98 内。尖齿 222 还构造成: 当器械 200 与植入物 10 和板 12 接合时, 尖齿定位在植入物 10 的槽 57 内和板 12 的槽 94 内。

[0050] 外部构件 208 延伸在近端 232 和远端 234 之间, 并包括接纳内部构件 206 的中空内部。远端 234 还包括相对的尖齿 236、238, 它们构造成沿着尖齿 220、222 的侧向表面延伸并与侧向表面接合。外部构件 208 还包括锥形表面, 它们靠近尖齿 236、238 定位并构造成与内部构件 206 的锥形表面接合。外部构件 208 的近端 232 还包括环形槽, 其中定位有固定环 240, 以使外部构件 208 与驱动构件 210 偶联, 这样, 驱动构件 210 可相对于外部构件 208 独立地转动。驱动构件 210 包括内螺纹, 其构造成与内部构件 206 的螺纹的近端部分 212 接合。类似地, 驱动构件 210 的转动导致内部构件 206 沿着纵向轴线 L 相对于外部构件 208 作轴向位移。销 242 从外部构件 208 延伸到内部构件 206 上的狭槽内, 以防止内部构件 206 相对于外部构件 208 转动。此外, 锁定构件 244 延伸通过驱动构件 210, 并有选择地与内部构件 206 接合, 一旦达到内部构件 206 和外部构件 208 之间要求的系, 便可阻止驱动构件 210 相对于内部构件 206 的转动。尽管前面未予讨论, 但应该认识到, 内部构件 206 沿着纵向轴线 L 相对于外部构件 208 沿近端方向的轴向运动, 导致外部构件 208 的锥形表面与内部构件 206 的锥形表面接合, 这迫使尖齿朝向彼此。此外, 内部构件 206 沿着纵向轴线 L 相对于外部构件 208 沿远端方向的轴向运动, 使内和外构件 206、208 的锥形表面脱离接合, 从而允许部分 216、218 和尖齿 220、222 远离彼此移动。

[0051] 当植入物 10 和板 12 如上所讨论地彼此邻近地定位时, 它们可各通过器械 200 接合。具体来说, 尖齿 220 可定位在板 12 的槽 94 内和植入物 10 的槽 57 内, 令突出部 224 定位在植入物 10 的插座 56 内, 突出部 226 定位在板 12 的插座 98 内。类似地, 尖齿 222 可定位在板 12 的槽 92 内和植入物 10 的槽 47 内, 令突出部 228 定位在植入物 10 的插座 46 内, 突出部 230 定位在板 12 的插座 96 内。一旦尖齿 220、222 与植入物 10 和板 12 接合, 内部构件 206 可相对于外部构件 208 近端地移动, 以将植入物 10 和板 12 夹紧在尖齿 220、222 之间。植入物 10 和板 12 与器械 120 的接合一般以毗邻的关系固定住植入物 10 和板 12。具体来说, 突出部 224、228 与植入物 10 的插座 46、56 的接合, 以及突出部 226、230 与板 12 的插座 96、98 的接合, 可阻止植入物 10 离开板 12 位移。然而, 一旦器械 200 脱离接合, 植入物 10 便可离开板 12 自由地移动。

[0052] 尽管前面未予讨论, 但应该认识到, 插座 46、56 和突出部 224、228 的圆形构造, 以及植入物 10 尾端 22 的凸出形状和板 12 表面 102 的对应的凹陷形状, 在植入物通过器械 200 接合时, 允许植入物 10 相对于器械 200 和板 12 转动。此外, 槽 96、98 和突出部 226、230 的跑道形构造, 在器械与板 12 接合时, 阻止板 12 相对于器械 200 转动。在所示形式中, 通过尖齿 220 与槽 57 的上表面 58 接触, 以及尖齿 222 与槽 47 的上表面 48 接触, 使得植入物 10 相对于板 12 和器械 200 的转动将在第一方向上受到限制, 并通过尖齿 220 与槽 57 的下表面 60 接触, 以及尖齿 222 与槽 47 的下表面 50 接触, 使得植入物 10 相对于板 12 和器械

200 的转动将在第二方向上受到限制。类似地,应该认识到,上和下表面 48、50 相对于彼此的定向以及上和下表面 58、60 相对于彼此的定向可以修正,以在它们通过器械 200 接合时,便于区分出植入物 10 相对于板 12 的转动角度。然而,在其它形式中,可以考虑,植入物 10 可构成其相对于板 12 的转动不受限制。当通过器械 200 接合时,如上结合器械 120 所讨论的,植入物 10 和板 12 可在单一外科手术步骤中一起相对于脊椎体 V1、V2 定位。一旦植入物 10 和板 12 相对于脊椎体 V1、V2 定位,可将接纳骨螺钉而准备脊椎体 V1、V2 的一个或多个器械定位在尖齿 220、222 之间,并通过板 12 的骨螺纹孔 78、80、82、84,其后通过板 12 从尖齿 220、222 之间插入骨螺钉。

[0053] 如上所讨论的,器械 120、200 可用来接合和插入植入物 10 和板 12,板 12 与植入物 10 是独立的;即,板 12 不是机械地附连或其它方式偶联到植入物 10。在该形式中,植入物 10 和板 12 通过器械 120、200 以毗邻关系保持彼此邻近,但当不通过器械 120、200 接合时,可以其它方式相对于彼此自由地位移。此外,植入物 10 和板 12 与器械 120、200 的接合,允许植入物 10 相对于板 12 枢转,这通过器械 120、200 相对于器械 120、200 保持静止,这样,在植入物 10 和板 12 植入过程中,可调整植入物 10 相对于板 12 的定向。在其它未示出的形式中,应该认识到,植入物 10 和板 12 的构造可以反过来,使得板 12 可相对于植入物 10 枢转,这通过器械 120、200 相对于器械 120、200 保持静止,这样,在植入物 10 和板 12 植入过程中,可调整板 12 相对于植入物 10 的定向。在其它形式中,也可考虑使用器械 120、200 来接合和插入偶联到板的植入物。此外,尽管已经图示和描述了植入物 10 和板 12 的具体设计,但应该认识到,植入物 10 和板 12 其它的设计也落入本发明的范围之内。

[0054] 此外,尽管前面未予讨论,但应该认识到,当植入物 10 和板 12 由器械 120、200 接合时,植入物 10 通常对在板 12 上。类似地,在该结构中,板 12 通常相对于植入物 10 和对应的脊椎盘空间对中,在用器械 120、200 定位植入物 10 和板 12 之后,将植入物 10 插入脊椎盘空间内,无需对板 12 作任何进一步操纵或调整。尤其是,通过该结构使板 12 相对于植入物 10 对中,可导致骨螺纹孔 78、80 和 82、84 相对于定位在脊椎盘空间相对侧上的脊骨端板合适地定位,以便通过其中插入骨螺钉,并与脊骨接合。类似地,在某些方面,由于器械 120、200 提供了板 12 相对于植入物 10 的对中效应,假定骨螺纹孔 78、80 和 82、84 相对于邻近的脊骨合适地放置,板 12 便可设置有相对较短的长度。然而,在其它的方面,可以考虑板 12 的长度由于该结构而不作调整。

[0055] 在一个实施例中,对第一和第二脊骨提供稳定的系统包括植入物和板,该植入物构造成定位在脊骨之间,而板构造成对着各个脊骨的外表面定位并与外表面接合。植入物和板可在一种结构中各由单一的外科器械接合,该结构在植入物和板植入过程中,便于调整植入物和板相对于彼此的定向。此外,通过器械使植入物和板接合,可在单一外科手术步骤中,便于一起植入该植入物和板,不去除植入物相对于板的可调整性。在一个方面,植入物和板相对于彼此独立(即,植入物和板彼此不偶联),当器械与板接合时,器械使植入物和板保持毗邻的关系。

[0056] 尽管前面未予讨论,但应该认识到,除非另有描述,否则,文中所述的植入物、装置和器械可用任何合适的生物相容材料制造,包括但不限于:钛、钛合金、不锈钢、金属合金、多芳基醚酮(PAEK)、聚醚醚酮(PEEK)、碳加强的 PEEK、聚醚酮酮(PEKK)、聚砜、聚醚酰亚胺、聚酰亚胺、超高分子量的聚乙烯(UHMWPE),以及塑料等,这里只举出几个可能性而已。植入

物和板可用相同材料制造,或用不同材料制造。当然,可以理解的是,对于所要测量的特殊脊骨,以及对于植入物和板将要相对于其定位的脊骨的特殊部位或结构来说,各部件的相对尺寸可以修改。

[0057] 此外,还应该认识到,文中所述的植入物、器械、装置、系统、技术和方法也可用于涉及动物的外科手术中,或用于培训、教育、市场行销、销售和 / 或广告目的的演示。此外,文中所述的植入物、器械、装置、系统、技术和方法也可用于诸如尸体那样非生命物体上或结合非生命物体使用,培训辅助或模型,或结合外科系统的试验、外科手术、整形外科器械和 / 或装置。

[0058] 文中陈述的任何理论、操作机理、证据或发现都旨在进一步提高对本发明的理解,决不意图令本发明依赖于如此的理论、操作机理、证据或发现。应该理解到,以上描述中使用的词语“较佳的”、“较佳地”或“首选的”,表示如此描述的特征可能更加理想,然而,它可能不是必要的,缺乏这样特征的实施例可认为仍在本发明的范围之内,本发明范围由附后的权利要求书来定义。在阅读权利要求书时,当使用诸如冠词“a”、“an”、“至少一个”,和 / 或“至少一部分”等的词语 / 词组时,并无意图将权利要求书限制到仅一个物项,除非在权利要求书中具体地有相反之陈述。此外,当使用语言“至少一部分”和 / 或“一部分”时,该项可包括一部分和 / 或全部项,除非具体地有相反之陈述。

[0059] 尽管在附图和以上的描述中已经详细地图示和描述了本发明,但这些附图和以上描述应被看作是说明性的而不是限制的特性,应该理解到,仅是选定的实施例已作了图示和描述,落入文中所定义或由任何以下的权利要求书定义的本发明精神之内的所有的变化、修改和等价物,都要求受到保护。

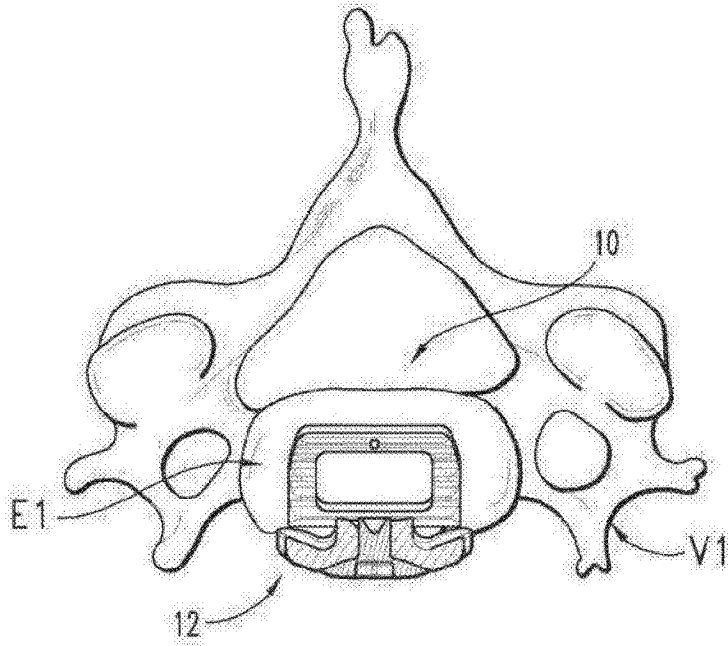


图 1

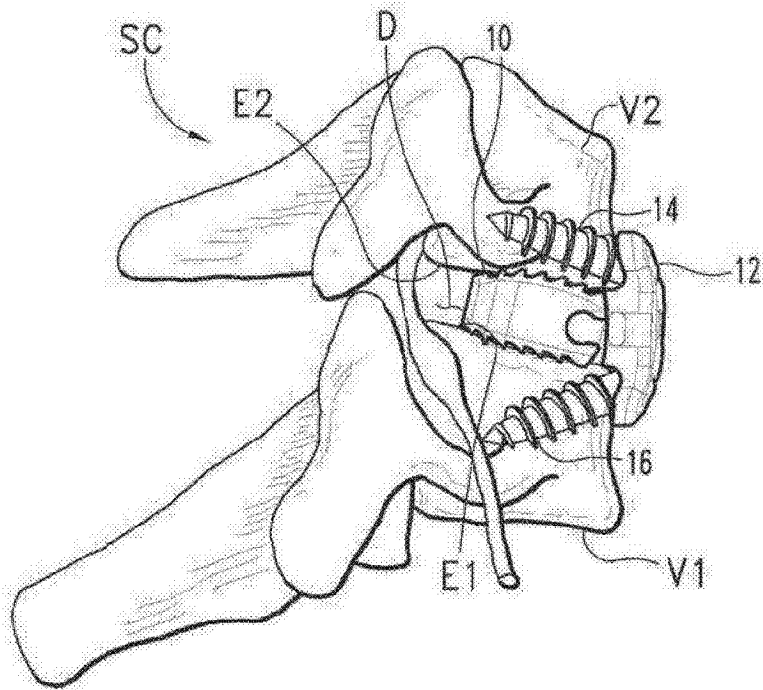


图 2

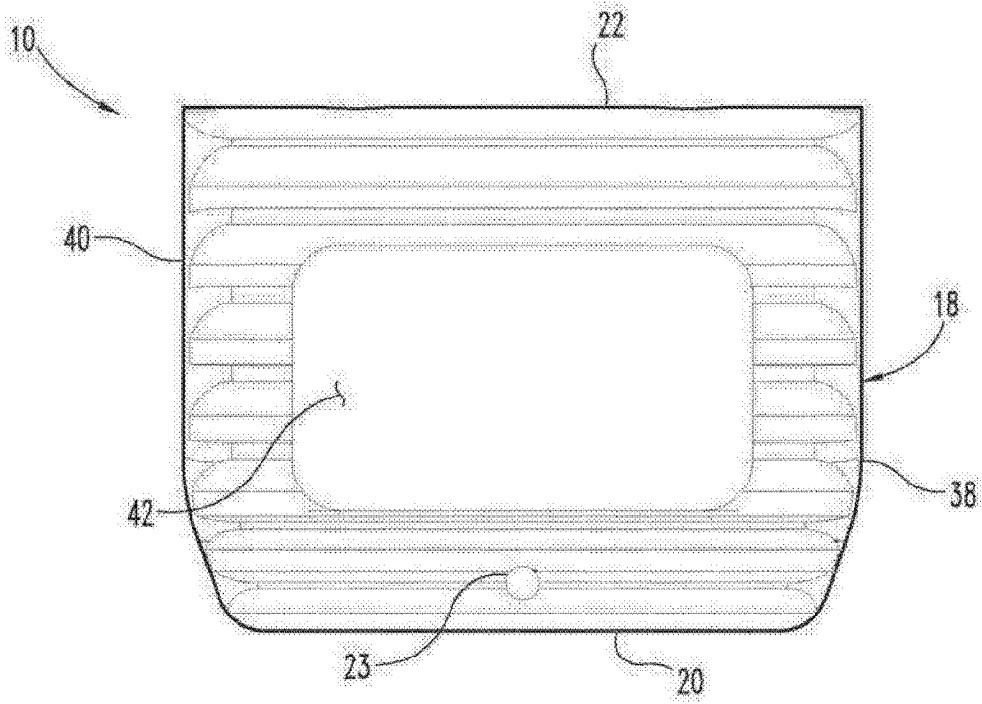


图 3

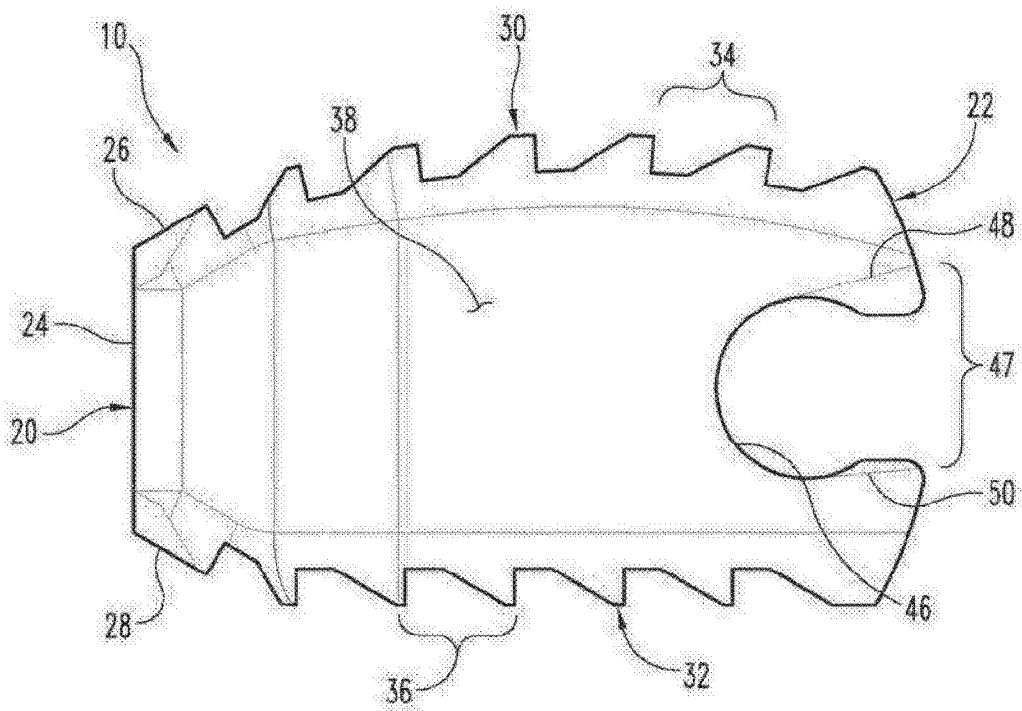


图 4

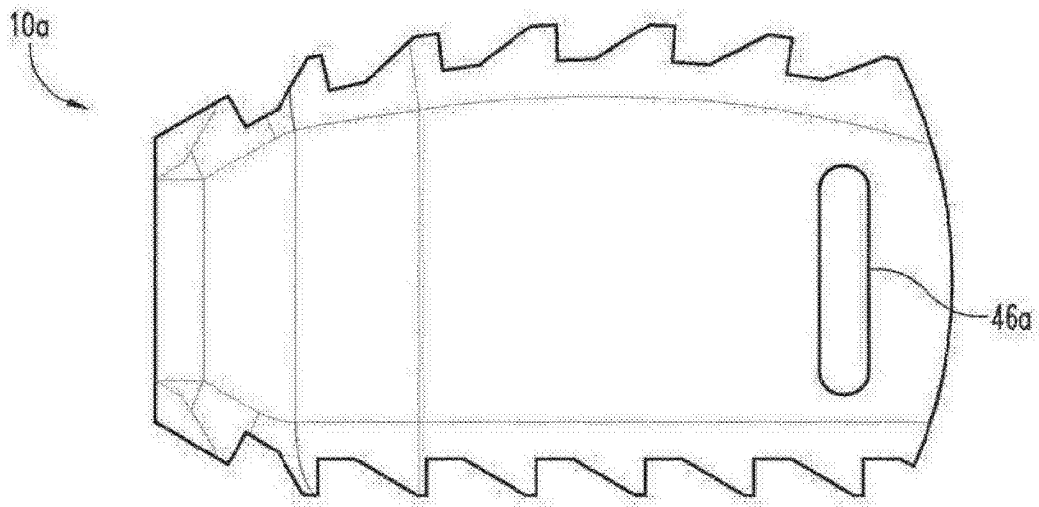


图 4A

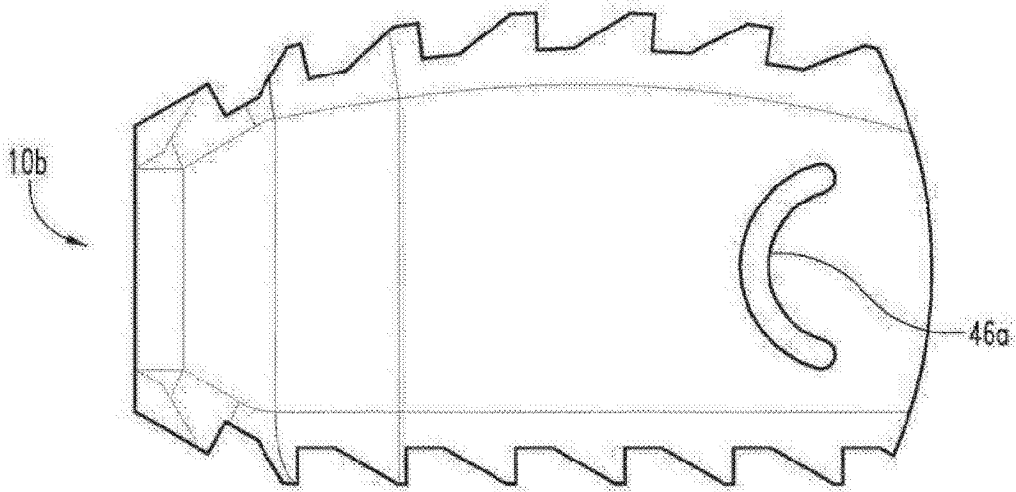


图 4B

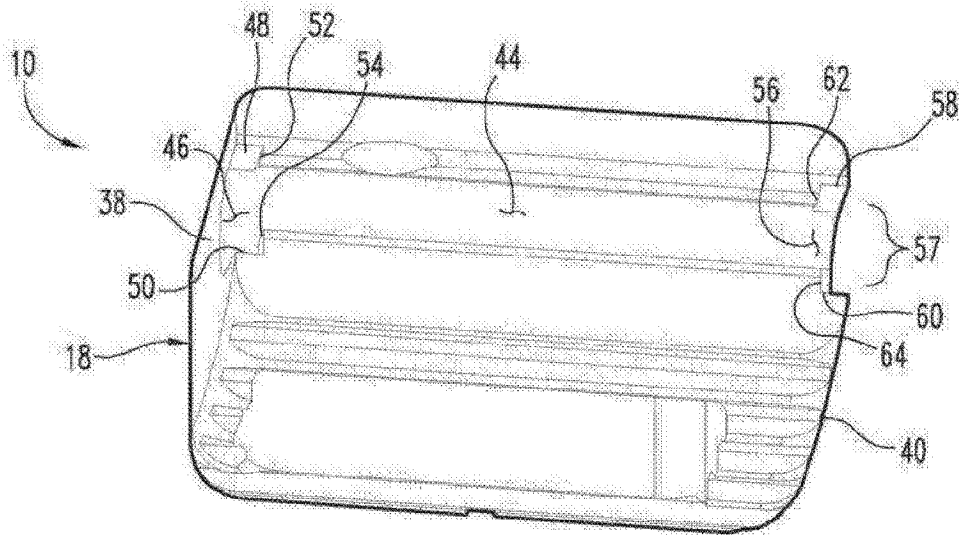


图 5

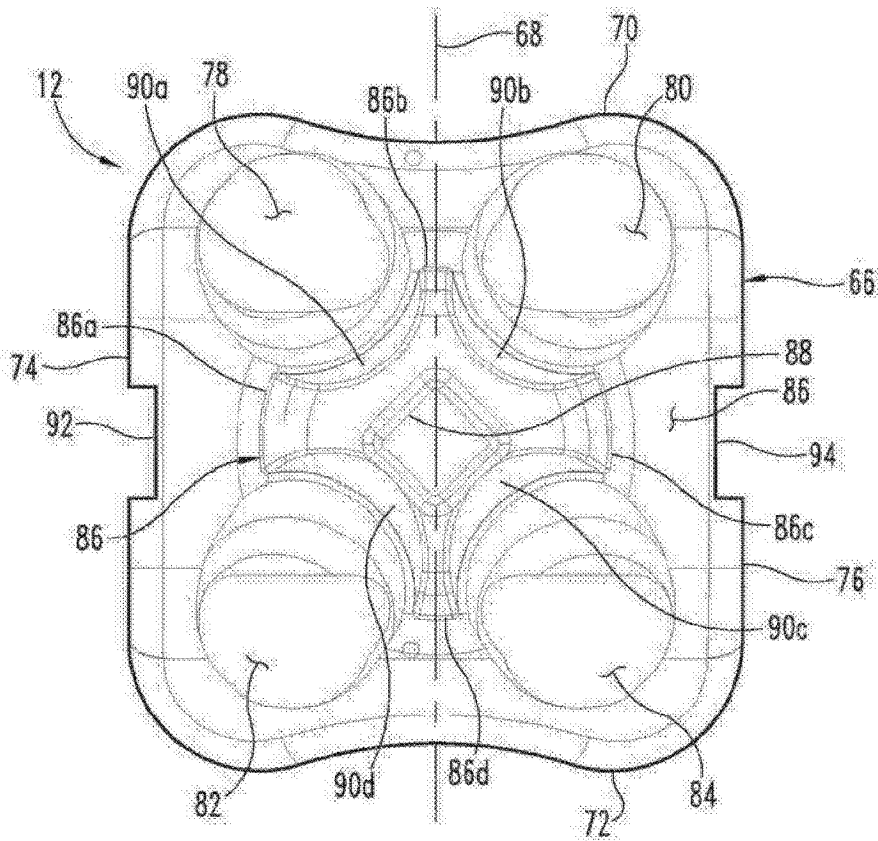


图 6

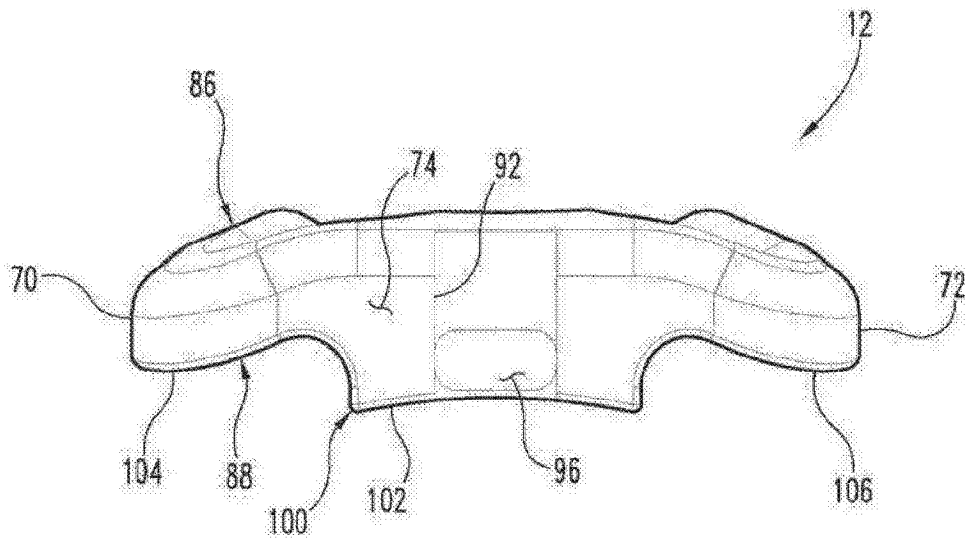


图 7

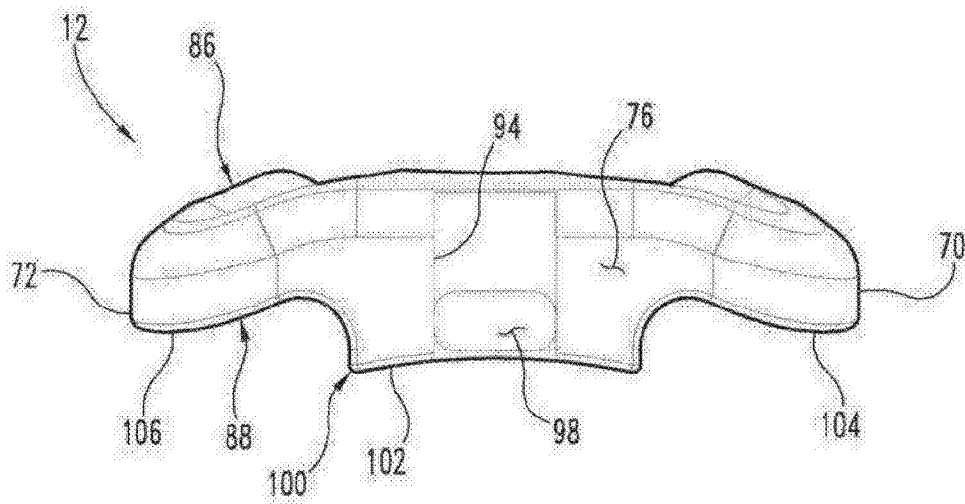


图 8

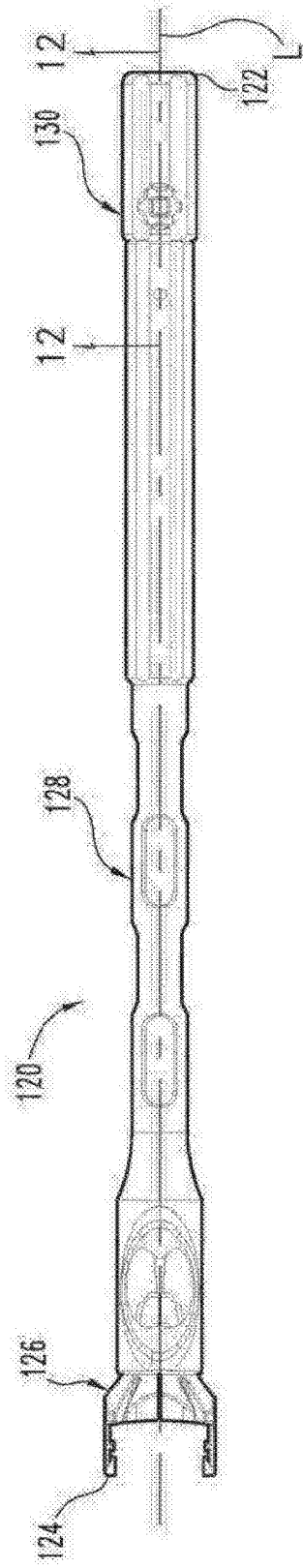


图 9

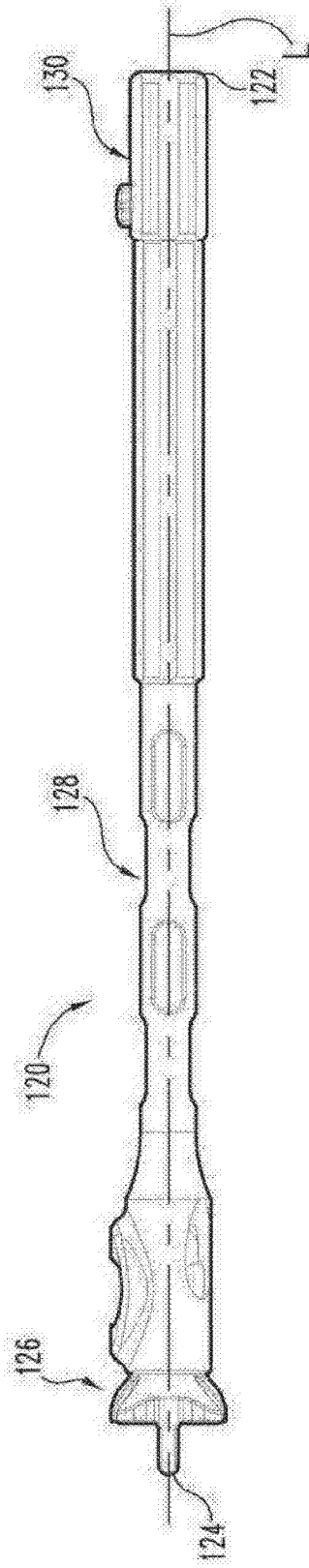


图 10

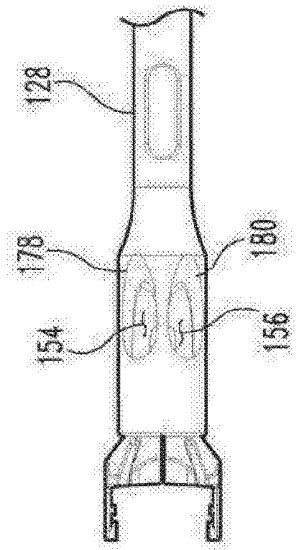


图 11

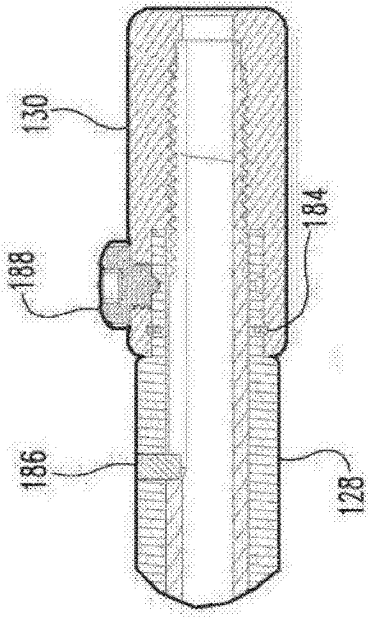


图 12

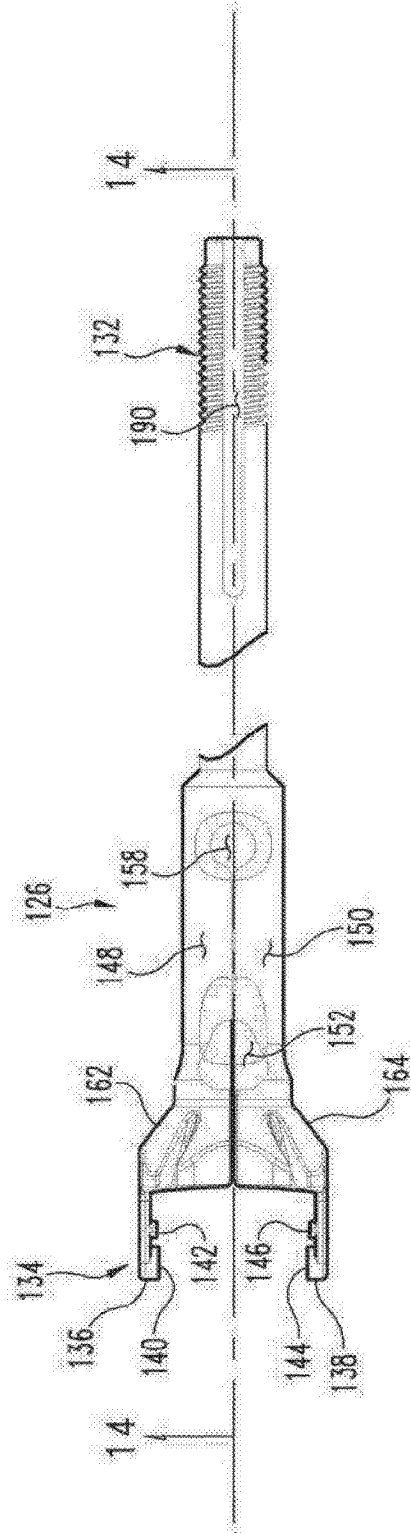


图 13

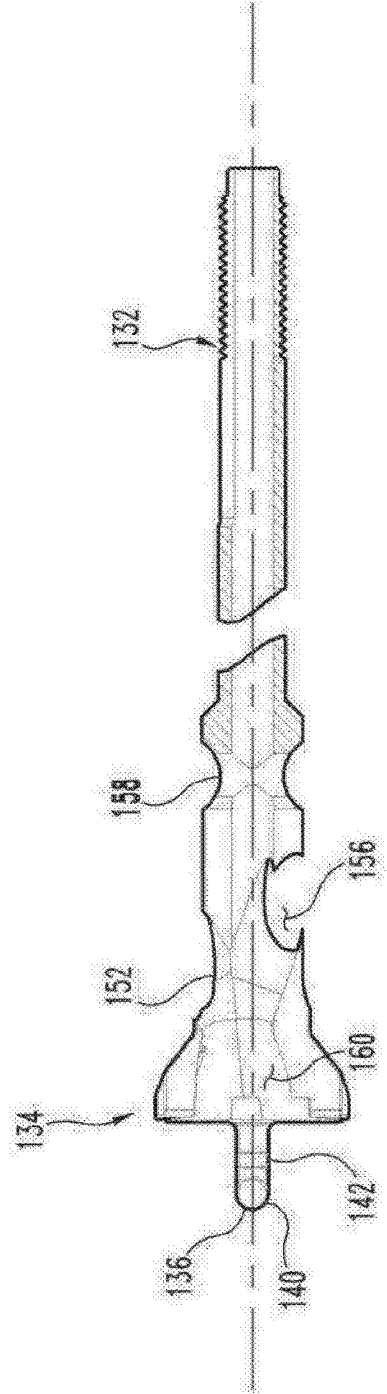


图 14

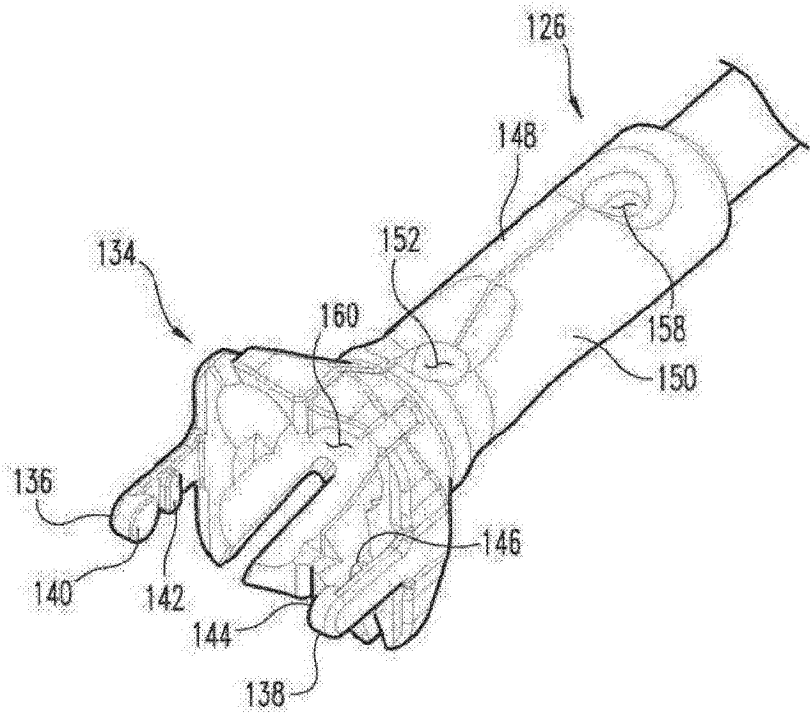


图 15

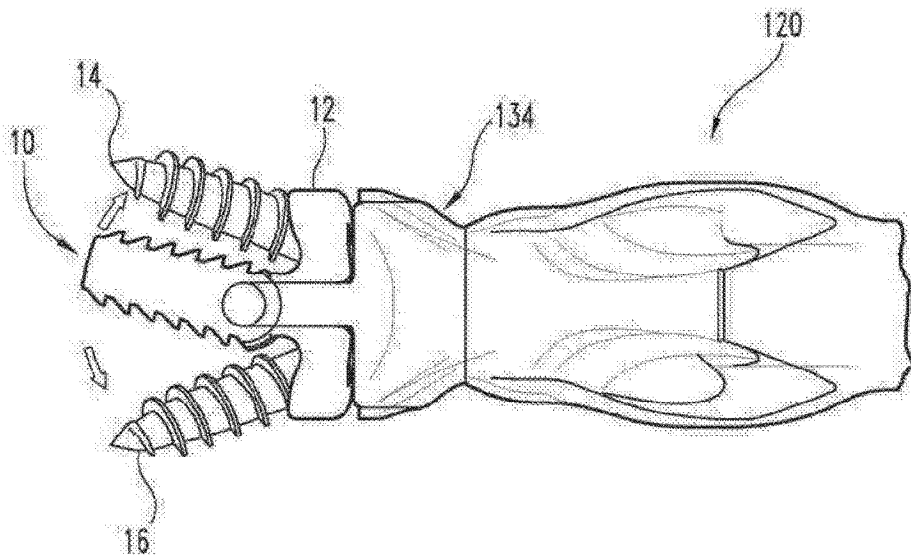


图 18

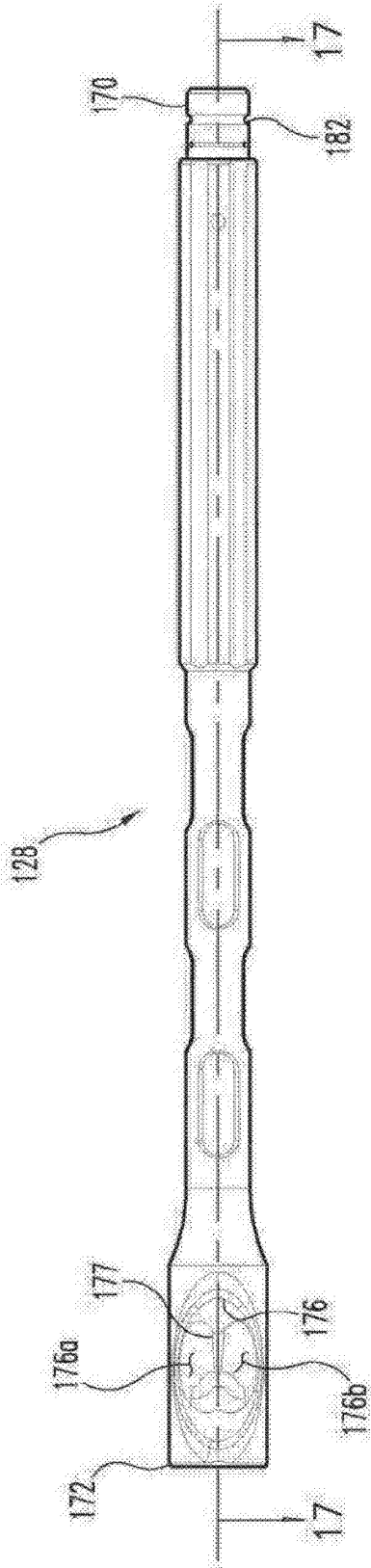


图 16

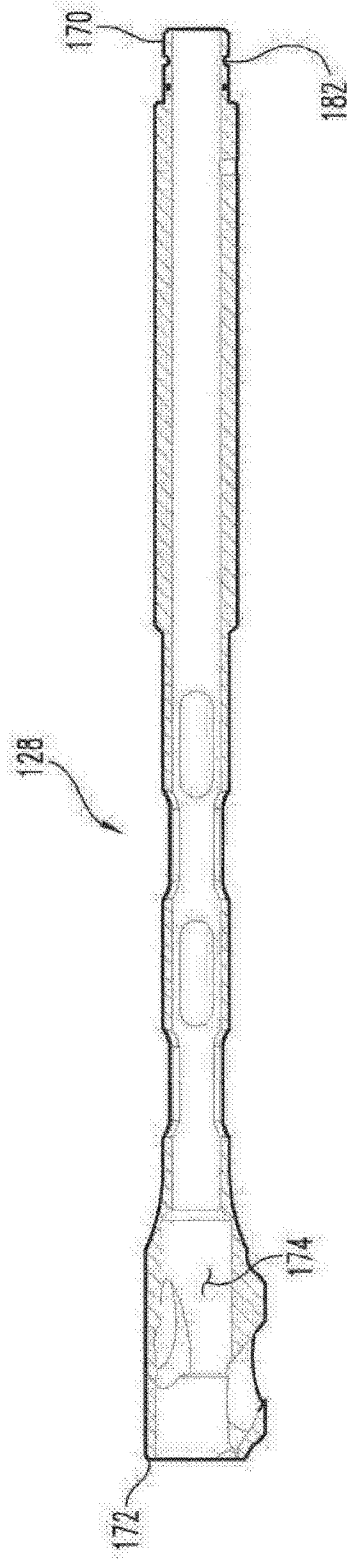


图 17

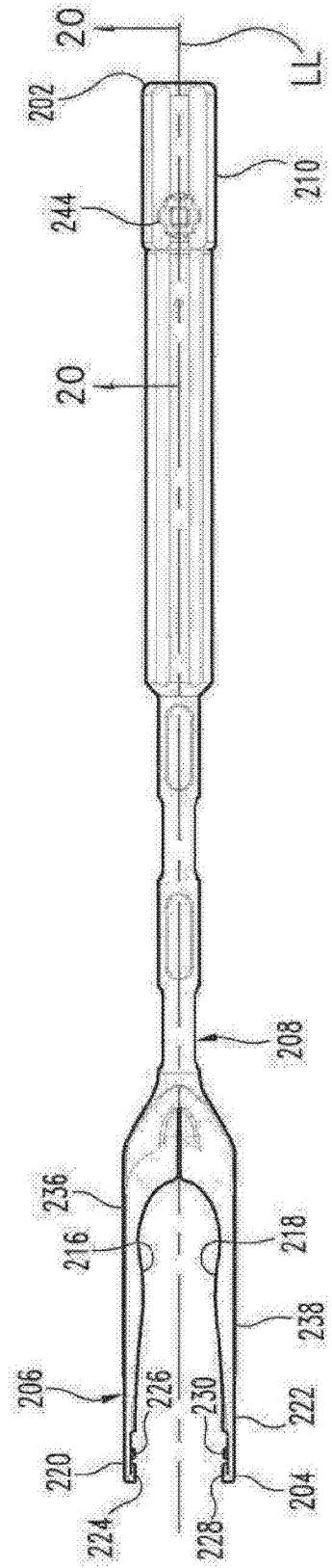


图 19

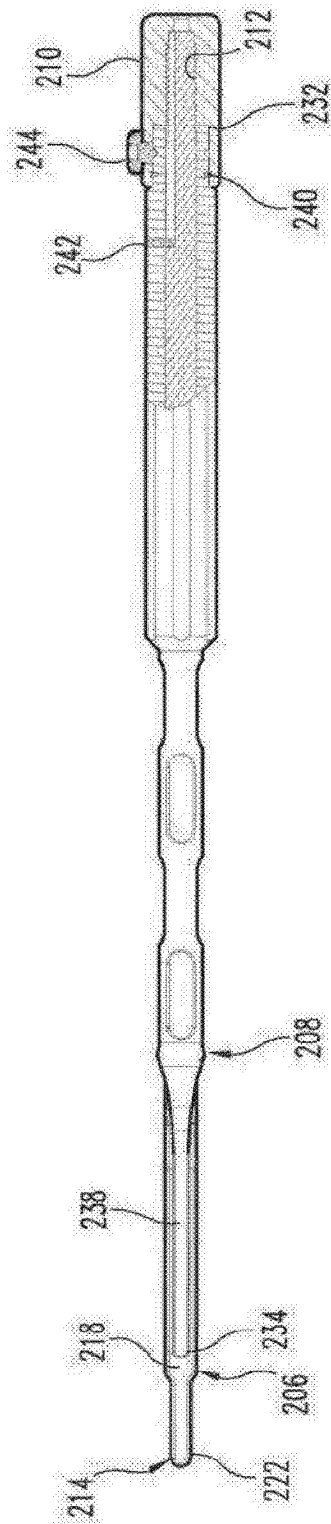


图 20