(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106572870 B
(45)授权公告日 2019.08.13

(21)申请号 201580037504.3

(22)申请日 2015.07.06

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106572870 A

(43)申请公布日 2017.04.19

(30)优先权数据
62/022,355 2014.07.09 US
14/326,901 2014.07.09 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.01.09

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/039207 2015.07.06

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2016/007415 EN 2016.01.14

(73)专利权人 德普伊新特斯产品公司
地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 W.N.老伍德布恩 W.格里菲斯 J.R.巴伯 G.帕兰托

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 杨忠 胡斌

(51)Int.Cl.
*A61B 17/80*(2006.01)
*A61B 17/84*(2006.01)
*A61B 17/86*(2006.01)

(56)对比文件
CN 101099696 A,2008.01.09,
US 5984925 A,1999.11.16,
US 2011152951 A1,2011.06.23,
CN 102724927 A,2012.10.10,
CN 2091138 U,1991.12.25,
WO 2011063368 A1,2011.05.26,

审查员 代丽

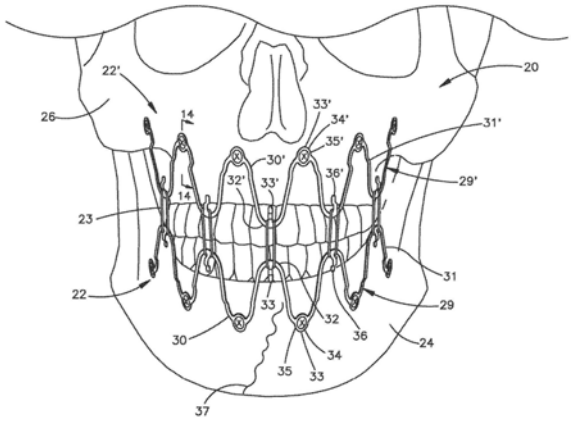
权利要求书2页 说明书18页 附图20页

(54)发明名称

# 柔性上下颌骨固定装置

(57)摘要

本发明公开了一种用于实现上下颌骨固定的系统，所述系统包括骨固定装置，所述骨固定装置包括由多个联接件形成的骨固定主体。所述联接件限定对应的峰和谷以便为所述骨固定主体赋予柔性。因此，所述骨固定主体可根据需要而与所述下颌骨和所述上颌骨的牙弓对齐，并且随后紧固到所述下层骨。每个骨固定装置均在可附接到紧固装置的所述固定主体上包括至少一个紧固位置，使得所述紧固装置将所述下颌骨和所述上颌骨相对于彼此固定或稳定。




CN 106572870 B

1.一种骨固定系统,包括:

固定主体,所述固定主体具有沿第一方向彼此隔开的多个联接件,所述联接件限定沿垂直于所述第一方向的第二方向彼此偏置的相应的峰和谷,以及在所述峰与所述谷之间延伸的侧部构件,使得所述联接件中的至少一些组合起来限定至少沿所述第一方向彼此隔开的多个紧固位置和多个附接位置,其中所述侧部构件各自限定偏置区域,所述偏置区域使所述紧固位置沿基本上垂直于所述第一方向和所述第二方向中的每一者的第三方向相对于所述附接位置偏置;以及

多个紧固件,所述多个紧固件各自被构造成在所述附接位置中的相应附接位置处插入下层颌骨中,从而使所述固定主体附接到所述下层颌骨,

其中所述紧固位置被构造成与相应紧固装置接合,所述相应紧固装置将所述固定主体紧固到相同的第二固定主体的互补性紧固位置。

2.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述附接位置和所述紧固位置中的至少一些相对于所述第一方向彼此对齐。

3.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述紧固位置和所述附接位置中的至少一些沿所述第二方向彼此偏置。

4.根据权利要求1至3中任一项所述的骨固定系统,其中当所述紧固件在所述附接位置中的相应附接位置处插入所述下层颌骨中时,和所述紧固位置沿所述第三方向与所述下层颌骨隔开的距离相比,所述附接位置沿所述第三方向更靠近所述下层颌骨设置。

5.根据权利要求1至3中任一项所述的骨固定系统,其中当所述侧部构件从所述相应附接位置延伸到所述紧固位置时,所述侧部构件各自沿相应第一平面从所述附接位置延伸、沿所述第三方向远离所述第一平面向外弯曲到平行于所述第一平面的相应第二平面,并且在所述第二平面上延伸到所述相应紧固位置。

6.根据权利要求1至3中任一项所述的骨固定系统,其中所述侧部构件、所述紧固位置和所述附接位置彼此为一体。

7.根据权利要求1至3中任一项所述的骨固定系统,其中所述侧部构件限定:峰,所述峰各自支持所述紧固位置中的相应一个紧固位置;以及谷,所述谷各自限定所述附接位置中的相应一个附接位置,并且所述谷沿所述第三方向相对于所述峰偏置。

8.根据权利要求7所述的骨固定系统,其中所述峰和所述谷限定位于相应平面上、沿所述第三方向彼此偏置并且彼此平行的相应外表面。

9.根据权利要求1至3中任一项所述的骨固定系统,其中所述紧固位置和所述附接位置沿所述固定主体交替地布置。

10.根据权利要求9所述的骨固定系统,其中所述紧固位置包括突起部,所述突起部从所述峰中的相应峰朝向所述谷中的相邻谷之间的间隙延伸。

11.根据权利要求1至3中任一项所述的骨固定系统,其中所述固定主体能够从第一构型移动至挠曲构型,其中当所述固定主体呈所述第一构型时,所述第一方向为直的纵向方向,并且当所述固定主体呈所述挠曲构型时,所述第一方向为弯曲的。

12.根据权利要求1至3中任一项所述的骨固定系统,其中所述附接位置包括带螺纹的骨固定孔,并且所述紧固件包括螺钉,所述螺钉具有螺纹头,所述螺纹头被构造成在所述骨固定孔中与所述附接位置通过螺纹配合。

13.根据权利要求1至3中任一项所述的骨固定系统，其中所述附接位置包括骨固定孔，并且所述紧固件包括具有头部的螺钉，所述头部被构造成在所述螺钉被驱动穿过所述骨固定孔且进入所述下层颌骨中时，将所述附接位置压向所述下层颌骨。

14.根据权利要求1所述的骨固定系统，其中所述附接位置被构造为骨固定孔，并且所述紧固件中的至少一者包括：

主体，所述主体沿中心轴线从近侧端部到相对的远侧端部伸长；以及

头部，所述头部至少沿垂直于所述中心轴线的径向方向从所述近侧端部延伸出，

其中所述主体包括：轴，所述轴被构造成延伸穿过所述骨固定孔中的相应一个骨固定孔并进入所述下层颌骨中；以及止动构件，所述止动构件远离所述中心轴线径向地向外延伸，所述止动构件沿所述中心轴线设置在所述轴与所述头部之间，使得所述主体限定设置在所述头部与所述止动构件之间的颈部，所述颈部相对于至少所述头部沿朝向所述中心轴线的径向向内方向凹陷。

15.根据权利要求14所述的骨固定系统，其中所述颈部还相对于所述止动构件的至少一部分沿所述径向向内方向凹陷。

16.根据权利要求14至15中任一项所述的骨固定系统，其中所述止动构件限定螺旋状螺纹并且所述附接位置中的至少一者为带内螺纹的，以便与所述止动构件的所述螺旋状螺纹配合。

17.根据权利要求14至15中任一项所述的骨固定系统，其中所述颈部为无螺纹的。

18.根据权利要求14至15中任一项所述的骨固定系统，其中所述主体在所述头部与所述止动构件之间限定凹陷部，所述凹陷部的尺寸被设定成接纳线材，所述线材被构造成在所述凹陷部处缠绕在所述主体周围并且进一步附接到所述紧固件中的至少另一个紧固件。

19.根据权利要求14至15中任一项所述的骨固定系统，其中所述固定主体限定在所述固定主体附接到所述下层颌骨时面向所述下层颌骨的内表面和与所述内表面相对的外表面，使得所述骨固定孔从所述外表面延伸到所述内表面，并且所述止动构件限定尺寸被设定成大于所述骨固定孔的肩部，使得所述止动构件被构造成在所述轴插入所述下层颌骨中时邻接所述外表面。

20.根据权利要求14至15中任一项所述的骨固定系统，其中所述主体限定沿垂直于所述中心轴线的第一方向延伸穿过所述颈部的第一横孔，所述第一横孔的尺寸被设定成接纳线材以便使所述紧固件中的至少一个附接到所述紧固件中的另一个。

# 柔性上下颌骨固定装置

## 背景技术

[0001] 上部和下部牙弓咬合面彼此之间的固定或稳定化称为颌间固定(IMF),也称为上下颌骨固定(MMF)。MMF在历史上已被用于治疗骨折、正颌和颌骨重建手术。用于实现MMF的各种方法在本领域中是已知的。

[0002] 牙周结扎技术包括将金属线材置于一颗或多颗牙齿周围且随后用各种方法捻转来紧固牙齿。线材或双扭线材可形成缆线(cable)且彼此捻转以稳定牙弓。在下颌牙上形成的曲可结扎到在上颌牙周围形成的曲以使上牙列到下牙列稳定。虽然牙周结扎中所使用的材料相对便宜,但这项技术繁琐且费时。线材也可能会影响口腔卫生。

[0003] 另一个常规技术包括结合结扎使用弓杆。具体地讲,使金属杆预成形以使其与牙弓的曲率相对应。随后将线材绕在牙齿周围和杆上方,然后捻转到杆。这在沿杆的多个位置处进行,以围绕牙弓提供稳定性。由于杆通常在其上具有弯曲的或成形的钩来固定线材,因此钩可用于将上弓杆结扎到下弓杆。也可使用橡皮筋将上弓杆固定到下弓杆。遗憾的是,这项技术费时且影响口腔卫生。另外,将线材绕在牙齿周围和杆上方会造成外科医生有可能刺穿他的或她的手术手套的风险,从而有可能促进疾病的传播。

[0004] 另一个常规技术涉及将多个螺钉置于下颌骨或上颌骨中避开牙根的区域。螺钉头可包含通孔。螺钉头充当可在其周围缠绕线材的区域,并且孔可便于线材穿过头。因此,线材可紧固到相邻螺钉组以提供MMF。遗憾的是,该系统缺乏整体结构稳定性,这可能是例如解决牙齿周围的骨折所必要的。

## 发明内容

[0005] 根据一个实施方案,骨固定系统包括第一骨固定装置和第二骨固定装置。第一骨固定装置包括第一固定主体,所述第一固定主体具有第一紧固位置和第一附接位置。第一骨固定装置还包括骨紧固件,所述骨紧固件被构造成在第一附接位置处嵌入下层第一骨中,从而使第一固定主体附接到第一骨。第二骨固定装置包括第二固定主体,所述第二固定主体具有第二紧固位置和第二附接位置。第二骨固定装置还包括骨紧固件,所述骨紧固件被构造成在第二附接位置处嵌入下层第二骨中,从而使第二固定主体附接到第二骨。第一紧固位置和第二紧固位置被构造成与紧固装置接合,所述紧固装置使第一骨固定装置和第二骨固定装置相对于彼此紧固。

## 附图说明

[0006] 当结合附图阅读时,可更好地理解发明内容以及下文的具体实施方式。为了说明上下颌骨固定装置及其相关方法,在附图中示出了示例性实施方案;然而,所述上下颌骨固定装置和相关方法并不限于所公开的具体实施方案和方法。在所有附图的若干个实施方案中,类似的附图标号指对应的部件,其中:

[0007] 图1是上下颌骨固定系统的透视图,上下颌骨固定系统包括附接到患者的上颌骨和下颌骨且紧固在一起的一对固定装置;

[0008] 图2A是根据一个示例性实施方案构造的呈中性构型的骨固定主体的透视图；

[0009] 图2B是沿线2B-2B截取的图2A所示固定装置的剖面正视图；

[0010] 图3A是图2A所示呈中性构型的固定装置的前视图；

[0011] 图3B是图3A所示固定装置的前视图，但以压缩构型示出；

[0012] 图3C是图3A所示固定装置的前正视图，但以伸展构型示出；

[0013] 图4是沿线4-4截取的图2A所示固定装置的剖面正视图；

[0014] 图5是与图4类似的固定装置的剖面正视图，但根据一个另选的实施方案示出；

[0015] 图6是图2A所示下颌骨固定装置的剖面正视图，以图1所示方式植入且沿图1的线6-6截取，以示出所述装置到下颌骨的固定；

[0016] 图7是根据一个另选的实施方案构造的骨固定主体的前正视图；

[0017] 图8是根据另一个另选的实施方案构造的骨固定主体的前正视图；

[0018] 图9是根据另一个另选的实施方案构造的骨固定主体的前正视图；

[0019] 图10是根据另一个实施方案的如图1所示上下颌骨固定系统的透视图，但其中固定装置限定偏置；

[0020] 图11是图10所示固定系统的骨固定主体的前视图；

[0021] 图12是图11所示固定系统的骨固定主体的透视图，以松弛构型示出；

[0022] 图13是沿线13-13截取的图12所示固定装置的剖面正视图；

[0023] 图14是图12所示固定装置的剖面正视图，以图10所示方式植入且沿图10的线14-14截取，以示出所述装置到下层骨的固定；

[0024] 图15A是与图12所示骨固定主体类似但根据一个另选的实施方案构造的骨固定主体的透视图；

[0025] 图15B是与图15A所示骨固定主体类似但根据一个另选的实施方案构造的骨固定主体的透视图；

[0026] 图16A是根据另一个实施方案构造的紧固件的透视图；

[0027] 图16B是图16A所示紧固件的另一个透视图；

[0028] 图16C是图16A所示紧固件的侧正视图；

[0029] 图17A是示出将图14所示固定装置插入图12所示固定主体的螺钉孔中的分解的剖面侧正视图；

[0030] 图17B是示出图14所示固定装置插入图12所示固定主体的螺钉孔中的剖面侧正视图；

[0031] 图17C是根据另一个实施方案的示出图14所示固定装置插入图12所示固定主体的螺钉孔中的剖面侧正视图；

[0032] 图18A是如图10所示的上下颌骨固定系统的透视图，但其中紧固件如图16A所示来构造；

[0033] 图18B是图18A所示上下颌骨固定系统的一部分的放大透视图；

[0034] 图19A是示出根据一个另选的实施方案而构造的固定构件插入图 12所示固定主体的螺钉孔中的透视图；

[0035] 图19B是示出图19A所示固定装置插入图12所示固定主体的螺钉孔中的剖面侧正视图；并且

[0036] 图20是如图10所示的上下颌骨固定系统的一部分的透视图，但其中紧固件如图19A所示来构造。

## 具体实施方式

[0037] 为方便起见，附图所示各实施方案中的相同或等效元件标识有相同的附图标号。下列描述中所使用的某些术语仅为了方便起见且并非限制性的。词汇“右”、“左”、“上”和“下”指定附图中的方向，以此作为参照。词汇“向内的”、“向内地”、“向外的”、“向外地”、“向上的”、“向上地”、“向下的”和“向下地”是指朝向和远离装置和/或其指定部件的几何中心的方向。术语旨在以非限制性方式包括上述词汇、上述词汇的衍生词、以及具有相似意义的词汇。

[0038] 首先参见图1和图2A至图2B，骨固定或稳定系统20被构造成提供上下颌骨固定(MMF)以帮助修复上下颌骨区域的损伤。例如，当颌骨诸如下颌骨24和/或上颌骨26在骨折位置37处骨折时，期望通过使上颌骨和下颌骨相对于彼此固定或稳定来使破损骨段稳定。固定系统20包括一对固定装置22和22’，所述固定装置包括骨固定主体29和29’、使每个固定主体29和29’附接到下层骨的一个或多个紧固件35以及使固定装置22和22’彼此连接或紧固的一个或多个紧固装置23。紧固件35可包括骨螺钉或适于将固定主体29和29’附接到下层骨的任何其他类型的紧固件。因此，固定装置22和22’可分别紧固到患者的下颌骨24和上颌骨26。合适的紧固装置23可将固定主体29和29’彼此紧固，由此将下颌骨24和上颌骨26相对于相对移动而固定。

[0039] 具体地讲，每个固定主体29和29’包括相应的多个柔性联接件31和31’，所述多个柔性联接件在相应的多个纵向隔开的接口33与33’之间延伸。多个柔性联接件31和31’在接口33与33’之间以交替模式向上和向下延伸，从而在固定主体29和29’的相对端部之间限定相应的多个谷30和30’以及峰32和32’。在相应的谷30和30’以及峰32和32’处所限定的接口33和33’可被构造为紧固位置或附接位置。在所示构型中，谷30和30’处的接口33和33’被构造为分别具有开孔34和34’的附接位置。开孔34和34’可被构造成接纳紧固件35。例如，所示构型的开孔34和34’是带螺纹的，以提供接纳呈骨螺钉形式的紧固件35的骨固定孔诸如螺钉孔。因此，谷30和30’被构造为可例如经由骨螺钉附接到下层骨的附接位置。峰32和32’处的接口33和33’被构造为连接位置或紧固位置，所述连接位置或紧固位置可彼此紧固，进而将固定装置22和22’相对于彼此紧固。在所示构型中，峰32和32’处的接口33和33’被限定为具有突起部36和36’的紧固位置，所述突起部沿大体朝向且分别介于紧邻谷30和30’之间的方向从峰32和32’向外延伸。突起部36和36’可被构造成接纳紧固装置例如紧固装置23，以将突起部36和36’彼此紧固。紧固装置23可根据需要以合适的线材、橡皮筋或任何其他另选的紧固设备的形式提供。

[0040] 下颌骨固定装置22和上颌骨固定装置22’以及对应的主体29和29’可由骨固定装置40(参见图2A)相同地或大致相同地构造而成，并且在植入患者的下颌骨24和上颌骨26中时根据需要来取向，以提供固定装置22和22’。因此，在所示构型中，固定装置22和22’的垂直取向相对于彼此反向。具体地讲，下颌骨固定装置22被取向成使得多个峰32定位在多个谷30上方，并且上颌骨固定装置22’被取向成使得多个峰32’定位在多个谷30’下方。现在将参考图2A所示的骨固定装置40来描述上下颌骨固定系统20。

[0041] 骨固定装置40示为在由纵向方向“L”和垂直于纵向方向的横向方向“T”限定的垂直面上取向，并且在分别垂直于纵向方向L和横向方向T的侧向方向“A”上具有一定厚度。在固定装置40弯曲、弯折或以其他方式被构造成在植入前与例如下颌骨或上颌骨对齐之前，骨固定装置40沿纵向方向L伸长。因此，虽然参考固定装置40的所示构型对骨固定装置40进行了描述，但所述描述同样适用于当固定装置40被构造用于植入在例如患者的上颌骨或下颌骨中时实现的取向。

[0042] 除非本文中另外指明，否则术语“侧向”、“纵向”和“横向”用于描述如图2A所示的骨固定装置40及其部件的正交方向分量。本文相对于给定设备使用术语“内部”、“外部”及其相对于指定方向分量的衍生词来指代沿分别朝向和远离设备中心的方向分量的方向。

[0043] 应当理解，虽然纵向方向和横向方向图示为沿垂直面延伸且侧向方向图示为沿水平面延伸，但包括各个方向的平面在使用中可能会不同，具体取决于例如当植入患者体内时骨固定装置40的期望取向。因此，虽然本文使用某些方向术语来描述骨固定装置40，如仅为了清楚和方便而示出，但应当理解，这些取向在使用中可能会变化。

[0044] 因此，虽然结合取向描述了骨固定装置40，使得它的基部(即，它的多个谷)设置在它的峰(即，它的多个峰)下方，但它随后可在植入患者体内时根据需要来取向(例如，其中当提供上颌骨固定装置22’时，基部设置在峰上方)。因此，应当理解，虽然骨固定装置40已以其所示取向结合植入下颌骨24中进行了描述，但其可以另选地植入上颌骨26中或相对于彼此固定的任何其他所需骨结构中。

[0045] 继续参见图2A，骨固定装置40包括：柔性骨固定主体42，其也可称为固定板或固定主体；以及多个紧固件44，所述多个紧固件被构造成将固定主体42附接到下层骨。固定主体42示为分别限定相对的第一纵向外端43和第二纵向外端45以及相对的内部侧表面57和外部侧表面59。内表面57面向围绕附接有固定主体42的骨结构的牙龈，因此也面向骨结构，而外表面59面向与内表面57相反的方向。固定主体42包括多个顺序联接件46A至46E，所述多个顺序联接件可如图所示整体地连接，或可另选地分立地彼此附接。联接件46A和46E限定外部联接件，而联接件46B至46D限定设置在外部联接件46A与46E之间的内部联接件。在一个实施方案中，固定主体42通过电火花线切割加工(线EDM或水射流加工)来形成，但主体也可通过任何另选的制造工艺来形成。固定主体42和42’(参见图8至图9)可由任何合适的生物相容性材料构造而成，所述生物相容性材料包括但不限于市售纯钛、钛合金诸如TAN、不锈钢、强化塑料、聚合物诸如聚醚醚酮(PEEK)或PE等。

[0046] 如图所示，固定主体42包括五个联接件46A至46E，但是也可使用任意数量的联接件使得可针对患者的下颌骨或上颌骨实现可靠的固定，诸如三个联接件、四个联接件或五个联接件。参见图2B，联接件46A至46E具有矩形横截面，该矩形横截面沿由横向T方向和纵向L方向限定的垂直面伸长。应当理解，联接件46A可根据需要限定任何横截面形状，诸如正方形或任何合适的另选形状。具体地讲，联接件46A至46E包括相对的细长边缘47和副边缘49。细长边缘47可根据需要具有任何长度诸如约1mm，而副边缘49可根据需要具有任何长度诸如约0.6mm。根据一个实施方案，联接件46A至46E可根据需要限定侧向厚度，诸如约0.6mm。当然，可能期望消除在植入患者体内时可能会对周围组织造成损伤的锐角或锐边。联接件46的尺寸和形状为固定主体42赋予柔性，从而允许固定主体42呈现多个尺寸，并且还允许固定装置40在植入患者体内时可变地定位。就这一点而言，应当理解，联接件46A至

46E可另选地根据需要限定任何合适的另选几何尺寸和形状。联接件46A至46E中的一者或多者可类似地或相同地或大致相同地构造而成，并且现在将参考联接件46B进行描述。

[0047] 具体地讲，再次参考图2A，联接件46B包括一对相对的第一侧部构件48和第二侧部构件50。每个侧部构件均限定相应的纵向向内弯曲的上端52和54，以及相对的纵向向外弯曲的下端56和58。联接件46B的侧部构件48和50的上端52和54在第一接口53上接合，以形成固定主体42的峰51。峰51围绕侧向延伸的轴线连续地弯曲，使得峰51相对于固定主体42的顶部的向下指向视图呈凸表面。当然，应当理解，峰51可呈现如由侧部构件48和50的上端52和54所限定或如由使上端52和54直接或间接接合的单独结构所限定的任何另选的形状。例如，至少一个或多个至多全部的峰51的一部分至多全部可以是平坦的。

[0048] 在所示实施方案中，侧部构件48和50彼此纵向地隔开，并且线性地延伸以从它们相应的上端52和54到它们的下端56和58沿向下方向彼此纵向地朝外扩口。因此，第一侧部构件48在沿侧部构件48的向下方向上朝固定主体42的第一外端43纵向地朝外扩口。同样，第二侧部构件50在沿侧部构件50的向下方向上朝主体的第二外端45纵向地朝外扩口。在所示实施方案中，侧部构件48和50相对于联接件46B的横向中线TM以在介于0°与90°之间(例如介于0°与45°之间)任何地方的所需角度θ相等地朝外扩口，所述所需角度诸如约14°。

[0049] 联接件46B的第一侧部构件48的下端56在第二接口53处连接到相邻联接件46A的侧部构件50的下端58，以形成固定主体42的谷60，并且联接件46B的侧部构件50的下端58在第三接口53处连接到相邻联接件46C的侧部构件48的下端56，以同样形成固定主体42的另一谷60。谷60围绕侧向延伸轴线连续地弯曲，使得谷相对于固定主体42的底部的向上指向视图呈凸表面。当然，应当理解，谷可呈现如由侧部构件48和50的下端56和58所限定或如由使相邻联接件的下端56和58直接或间接接合的单独结构所限定的任何另选的形状。例如，至少一个或多个至多全部的谷60的一部分至多全部可以是平坦的。每个联接件的侧部构件48和50在接口53处整体地连接到相邻联接件的互补性侧部构件，但它们也可另选地在接口53处分立地彼此附接。此外，侧部构件48和50可根据需要呈现任何尺寸和形状，使峰51直接或间接地连接到谷60。

[0050] 固定主体42可在相邻的谷60之间并且因此在相邻的峰51之间限定任何所需纵向距离或宽度W诸如约20mm，以及沿横向方向T在谷60的下边缘与峰51的上边缘之间限定任何所需横向高度H诸如约17.6mm。固定主体42可被构造为使得在相应的峰51和/或谷60之间限定一种空间关系。例如，所述空间关系可被限定成使得，峰51的每一者之间的宽度W和谷60的每一者之间的宽度W在整个固定主体42上是均匀的，如图所示。另选地，所述空间关系可被限定成其中两个或更多个峰51以不同的宽度W分隔，两个或更多个谷60以不同的宽度W分隔，或它们的任意组合。当然，也可限定相对于峰51与谷60之间的高度H的空间关系。侧部构件48和50在互连的峰51与谷60之间可以是平坦的、弯曲的或根据需要以另外的方式成形。另外，应当理解，每个联接件的高度H可彼此相同。另选地，一个或多个联接件的高度H可与一个或多个至多全部的联接件的高度不同。另外，当固定主体42呈中性构型时，沿固定主体42的宽度W可以是恒定的。另选地，当固定主体42呈中性构型时，沿固定主体42的宽度W可变化。

[0051] 应当理解，虽然所示构型的联接件46A至46E均为相同的尺寸和形状，但固定主体42的一个或多个至多全部的联接件46A至46E可具有不同的尺寸和/或形状，例如，具有不同

的宽度W、高度H或它们的任意组合。还应当理解，联接件46A至46E不需要全部具有相同的横截面，如在细长边缘47与副边缘49之间所限定的。例如，可能期望将联接件46A至46E中的一者或多者构造为具有不同的侧向厚度，以便例如当固定主体42沿纵向方向L向内或向外挠曲，或在植入患者体内之前以另外的方式成形时，控制具体联接件的变形特征，如下文更详细地描述。此外，单独联接件内的横截面可沿其相应相邻谷60之间的一个或多个部分变化。

[0052] 应当理解，联接件46A至46E限定成形为波形的波状固定主体42，所述固定主体具有数量与联接件46的数量成比例的波段。虽然示出了五个联接件46A至46E，但固定主体42可根据需要包括任意数量的联接件46A至46E。每个联接件46A至46E图示为限定波状结构的峰51和一个或多个相邻波状结构的谷60的一部分。还应当理解，纵向宽度W和横向高度H可在相邻的峰和谷之间变化。例如，峰51中的一者或多者可具有比紧邻峰中的一者或两者的高度更大或更小的高度H。

[0053] 设置在固定主体42的第一端43处的外部联接件46A的侧部构件48终止于其下端56，而设置在固定主体42的第二端45处的外部联接件46E的侧部构件50终止于其下端58。另选地，应当理解，半联接件可设置在相对的外端43和45处，使得每个半联接件将终止于它们的相应上端52和54，或根据需要终止于沿它们的长度的任何另选位置。在所示实施方案中，外部联接件46A的侧部构件48的下端56和外部联接件46E的侧部构件50的下端58终止于相应的骨附接位置70，如下文将更详细地描述。

[0054] 固定主体42包括多个骨附接位置70，所述多个骨附接位置便于将固定主体附接到下层骨。例如，如上所述，固定主体42可附接到下层下颌骨或上颌骨，或任何另选的骨结构，使得骨折部位设置在固定主体42的相对外端43与45之间。因此，在下颌骨或上颌骨固定的情况下，当一对固定主体42以上文结合图1所述的方式彼此紧固时，破损骨段为相对固定的以便于愈合。

[0055] 在所示实施方案中，骨附接位置70被提供为在相应的谷60处侧向地延伸穿过固定主体42的螺钉孔72，但是一个或多个以其他方式构造的附接位置可以任何合适的方式来提供以便于将固定主体42附接到下层骨。螺钉孔72的尺寸可被设定成通过螺纹接纳一个实施方案中作为骨螺钉74提供的对应紧固件44。具体地讲，参见图6，固定主体42包括倾斜内表面76，所述内表面限定每个螺钉孔72，并且尺寸和形状被设定成接纳螺钉头80的对应倾斜外表面78。倾斜表面76被定位成使得螺钉头80在完全设于螺钉孔72中时，不从固定主体42向外突出。如图所示，螺钉头80与固定主体42的外表面59齐平，但是螺钉头80也可另选地相对于固定主体42的外表面59向内凹陷或略微向外突出。

[0056] 当然，螺钉孔72可呈现众多构型之一，使得内表面76可以是斜直的或以任何所需半径例如约3.6mm倒圆的。另外另选地，内表面76并不需要倾斜，并且可沿平行于螺钉头80的外表面的方向侧向地延伸。又如，虽然内表面76图示为是平滑的和平坦的，但内表面76可另选地带螺纹以通过螺纹接合螺钉头80的对应螺纹，使得螺钉74将自锁定在螺钉孔72内。还应当理解，骨螺钉74可为自钻式，或可另选地可插入预钻孔中，如本领域普通技术人员所理解的。固定装置40还可包括套环，套环在固定主体42的内表面57处包围螺钉孔72，使得套环将设置在固定主体42与下层骨结构之间。套环因此提供托脚，当骨螺钉74完全插入下层骨中时，所述托脚将固定主体42与患者牙龈隔开。

[0057] 如上所述，联接件46A至46E被构造成为固定主体42赋予柔性。具体地讲，固定主体

可围绕横向轴线弯曲以大体适形于患者的不同尺寸和形状的牙弓，从而允许骨螺钉74插入螺钉孔72中且拧入下层下颌骨或上颌骨，如图1所示。此外，参见图3A至图3C，联接件46A至46E可允许固定主体42纵向地挠曲。

[0058] 例如，图2A和图3A示出了呈初始松弛或中性构型的固定主体42，由此固定主体在沿纵向方向L向内或向外挠曲之前呈其制造构型。在中性构型中，固定主体42可在相对的纵向最外部边缘之间根据需要限定任何纵向距离L1，诸如约100mm。

[0059] 然而，如图3B所示，可向一个或多个(包括全部)的联接件46施加纵向向内指向的力，从而压缩峰51和/或谷60并使得固定主体42的纵向长度LR根据需要减小到小于初始距离L1的距离。固定主体42可被构造成使得，当通过纵向压缩来调节固定主体42的长度时，固定主体42的压缩构型中的峰51和/或谷60之间的纵向距离或间距(即，相邻峰51和/或谷60之间的宽度W(图2A))相对于固定主体42的松弛或中性构型得以保持。换言之，固定主体42的相邻峰51和/或谷60之间的间距或宽度W在纵向压缩后将变小，但峰51和/或谷60可维持它们的空间关系；例如，峰51可在它们呈中性构型时仍等距地间隔开，并且谷60在它们呈中性构型时也可等距地间隔开。

[0060] 另外，如图3C所示，可向一个或多个至多全部的联接件46施加纵向向外指向的力，从而拉伸峰51和/或谷60并使得固定主体42的纵向长度LE根据需要拉伸或伸展到大于初始距离L1的距离。固定主体42可被构造成使得，当通过纵向伸展来调节固定主体42的长度时，固定主体42的伸展构型中的峰51和/或谷60之间的纵向距离或间距(即，相邻峰51和/或谷60之间的宽度W)相对于固定主体42的中性构型得以保持。换言之，固定主体42的相邻峰51和/或谷60之间的间距或宽度W在纵向伸展后将变大，但峰51和/或谷60可维持它们的空间关系；例如，峰51可在它们呈中性构型时仍等距地间隔开，并且谷60在它们呈中性构型时也可等距地间隔开。应当理解，固定主体42可被构造成使得，在固定主体42压缩和/或伸展后，峰51和/或谷60之间的横向高度H类似地相对于固定主体42的中性构型得以保持。

[0061] 因此，应当理解，骨附接位置70可与下层骨保持对齐，甚至当固定主体42纵向地向内和/或向外挠曲时也是如此。此外，骨附接位置70可沿纵向轴线LA彼此对齐或大致对齐，甚至当固定主体42纵向地向内和向外挠曲时也是如此。在一个实施方案中，固定主体42可相对于其在松弛位置的长度沿长度方向纵向地拉伸或压缩介于5％与50％之间的量，例如介于10％与40％之间，并且更具体地讲，介于20％与30％，更具体地讲约23％的量。固定主体42可相对于其在松弛位置的高度以任何合适的百分比沿高度方向进一步横向地拉伸或压缩，诸如介于1％与25％之间，例如介于5％与15％之间，并且更具体地讲约11％。应当理解，当主体42纵向地拉伸时，主体42往往横向地收缩或压缩，反之亦然。此外，当主体42纵向地压缩时，主体42往往横向地拉伸，反之亦然。

[0062] 因此，固定主体42的构型可以在将固定装置40植入患者体内时，就地调节。例如，固定主体42可基于待固定的下层骨段的尺寸根据需要设定尺寸和构造。另外，固定主体42的尺寸和构造可被设定成在将固定主体42紧固到下层骨之前，将紧固位置设于所需位置。此外，侧部构件48和50也允许固定主体42在垂直面中弯曲或以其他方式构造，例如，当使固定主体42与下层骨对齐时。虽然固定主体42是柔性的，但当固定装置40附连到下层骨并且附接到固定系统中的互补性固定装置时，相邻联接件46之间的连续性提供足够的刚度。

[0063] 应当理解，固定主体42可被构造成允许固定主体42根据需要拉伸和/或压缩。就这

一点而言，固定主体42包括至少两个侧部构件，所述至少两个侧部构件由接口53彼此纵向地隔开，所述接口可响应于伸展力和压缩力伸展和压缩。如图所示，接口53为弯曲表面(例如，峰51和谷60)，弯曲表面的曲率可通过挠曲增大和减小，但是接口53也可另选地在侧部构件48与50之间包括成角度的连接部。固定主体42的压缩和伸展变形可以是塑性的，或可以另选地是弹性的，使得当固定主体42在附接位置70处附接到下层骨时，变形形状得到保持。当然，当固定主体42受压时，固定主体42的高度可略微增大，并且当固定主体42被拉伸时，该高度可略微减小。

[0064] 再次参见图2A并且也参见图4，固定装置42还包括多个连接或紧固位置82，所述连接或紧固位置被构造成便于将反向取向的一对固定装置40例如当分别植入下颌骨和上颌骨中时连接或紧固在一起。在所示构型中，紧固位置82设置在纵向中点处或每个联接件46A至46E的峰51的顶端。然而，应当理解，另选地，紧固位置82可根据需要设置在固定主体42上的任何地方。应当理解，每个峰51可支持相应的紧固位置82。另选地，峰51中的一者或多者可能缺乏紧固位置，使得一个或多个峰51可设置在相邻紧固位置82之间。另外另选地，一个或多个至多全部的联接件可根据需要包括一个或多个紧固位置82。另选地或除此之外，一个或多个至多全部的联接件可根据需要包括一个或多个附接位置70。紧固位置82可被构造成允许紧固构件诸如上文结合图1所述的紧固装置23将一对固定主体42彼此连接，从而限制所连接的固定主体42下方的骨的相对移动。

[0065] 在所示实施方案中，将紧固位置82作为突起部84提供，突起部从固定主体42的每个峰51的顶端向下延伸。换句话说，突起部84从峰51朝延伸穿过螺钉孔72的纵向轴线LA沿大体横向方向延伸。一个或多个至多全部的突起部84也可根据需要包括纵向或侧向延伸的区段。例如，在所示实施方案中，突起部84各自包括第一区段86，所述第一区段从峰51顶端的横向内部边缘沿横向方向T向下延伸。第二或间隔件区段88在向下方向上且从第一区段86的下端沿侧向方向A朝外延伸。第三区段90从间隔件区段88的下端在横向方向T上向下延伸。

[0066] 因此，在将一对下颌骨和上颌骨固定主体42彼此固定或稳定时，上述紧固装置诸如紧固装置23可接合间隔件区段88的下表面和第三区段90的侧向内表面。另选地或除此之外，紧固装置23可接合第一区段86的侧向内表面和峰51的侧向外表面。例如，线材可缠绕在突起部84和/或联接件46周围。另选地或除此之外，橡皮筋可在突起部84与峰51之间设于一端。由于紧固装置23可沿固定主体42的长度附接在多个位置处，因此所得的与将紧固装置23联接到互补性固定主体42相关联的力使所得的力在固定主体42的长度上基本上等同地分布。

[0067] 另选地，现在参见图5，一个或多个至多全部的突起部84’可包括相对于区段86类似地构造而成的单个区段86’，因而从峰51以上述方式垂直地向下延伸。因此，突起部84’并不包括任何侧向或纵向方向分量。紧固装置23就例如线材而言可缠绕在区段86’周围，或就橡皮筋而言可设于区段86’与峰51之间。另外另选地，应当理解，紧固位置82可包括峰51自身，而无任何突起部84或其他附加结构。例如，多个橡皮筋可在固定主体42植入到下层骨中之前沿波状形式的固定主体42滑动到相应峰51处的位置。另选地，线材可在固定主体42植入之前或之后缠绕在相对固定主体51的峰51周围。另外另选地，紧固位置82可被提供为侧向地延伸穿过联接件46A至46E例如在它们的峰51处的开孔。

[0068] 上文根据一个实施方案示出和描述了固定装置40，可以理解的是，设想了众多另选的实施方案。

[0069] 例如，现在参见图7，固定主体可包括辅助联接件，并且另选地或除此之外，可包括与上述紧固位置82以不同方式定位的紧固位置。如图7所示，固定主体42可包括连接在相邻联接件46之间的辅助联接件92。辅助联接件92可在任何相应所需位置处的相邻联接件46的第一侧部构件48与第二侧部构件50之间分别沿第一侧部构件48和第二侧部构件50延伸。例如，在所示实施方案中，辅助联接件92在邻近或位于第一侧部构件48和第二侧部构件50的相应上端52和54的位置处在第一侧部构件48与第二侧部构件50之间延伸。辅助联接件92图示为从侧部构件48和50朝向如上文结合峰51所述基本上成形的辅助峰94向上和向内横向地延伸。因此，辅助峰94相对于固定主体42的顶部的向下指向视图呈凸表面，但是辅助峰94也可根据需要呈现任何另选的形状。辅助峰94允许辅助联接件92如上文结合图3A至图3C所述伸展和收缩，但是辅助联接件92也可被构造成相对于如图2A所示无辅助联接件92的固定主体42向固定主体42增加一定量的刚度。当固定主体42包括辅助联接件92时，辅助峰94可在联接件46A至46E的峰51之间纵向地定位在中间，所述联接件可称为“主要”联接件46A至46E。

[0070] 如图7所示，一个或多个至多全部的辅助联接件92可被构造为辅助紧固位置96，所述辅助紧固位置以不同的方式或如上文结合紧固位置82所述来构造。辅助紧固位置96可设置于沿辅助联接件92的任何地方，诸如辅助峰94的顶端。因此，例如，辅助紧固位置96可被构造成允许紧固构件诸如上文结合图1所述的紧固装置23将一对固定主体42彼此连接，从而限制所连接的固定主体42下方的骨的相对移动。在所示实施方案中，辅助紧固位置96被提供为从辅助突起部94延伸的突起部98，如上文结合从相应峰51延伸的突起部84和84’所述。应当理解，除了紧固位置82之外，还可提供辅助紧固位置96作为紧固位置82的替代，或可根据需要提供紧固位置82和/或辅助紧固位置96的任意组合。

[0071] 现在参见图8，固定主体42’的一部分图示为包括多个联接件46’，所述多个联接件相对于图2A所示的联接件46A至46E的笔直侧部构件48和50以不同的方式成形。例如，如图所示，给定联接件46’的侧部构件48’和50’可在沿朝向峰51’的侧部构件48’和50’的横向向上方向上从其相应谷60’附近的其相应下端56’和58’朝向彼此纵向地向内弯曲，随后在连续横向向上方向上远离彼此纵向地向外弯曲，并且最终在峰51’附近的侧部构件48’和50’的相应上端52’和54’再次朝向彼此纵向地向内弯曲。应当理解，侧部构件48’和50’的所示曲率是联接件46’的另选曲率的示例，并且侧部构件48’和50’可根据需要被构造成具有任何其他另选的曲率。还应当理解，固定装置40的固定主体42可完全由联接件46’构造而成，从而提供固定主体42’，或根据需要可被构造成具有联接件46’和联接件46的任意组合，如上文参考图2A至图2B所述。弯曲侧部构件48’和50’可被构造成允许固定主体42’在横向方向上挠曲。因此，当具有固定主体42’的一对固定装置40如图1所示彼此紧固时，固定装置40可响应于由紧固装置23施加的力而朝向彼此挠曲。应当理解，固定主体42’还可包括如上文结合图7所述的辅助联接件和/或辅助紧固位置。

[0072] 此外，如上所述，外部联接件46A的侧部构件48的下端56和外部联接件46E的侧部构件50的下端58终止于相应的骨附接位置70处，如图2A所示。因此，如图2A所示，骨固定装置40可终止于最外部骨附接位置70处。另选地，如图9所示，其中骨固定装置40’包括三个联

接件46A’至46C’，最外部联接件46A’和46C’分别经由臂50”和48”附接到最外部紧固位置82’。臂50”和48”分别在下臂端56”和58”与上臂端52”和54”之间从固定主体42’的端部43’和45’纵向地向外延伸。然而，应当理解，如图9所示的骨固定装置40’可如上文参考图2A或本文所述的任何另选实施方案所述构造而成。因此，最外部紧固位置82’相对于最外部骨附接位置70’纵向地向外设置。如图所示，固定主体42’可包括如图所示的四个骨附接位置70’或根据需要任何另选数量的骨附接位置70’。最外部紧固位置82’可被设置在骨固定装置40’的其他紧固位置82’的上方、下方或基本上与之相等的横向高度处。在所示实施方案中，最外部紧固位置82’设置在比骨固定装置40’的其他紧固位置82’的横向高度低的横向高度处。

[0073] 最外部紧固位置82’可被提供为在纵向横向平面上或根据需要在任何另选平面上(例如分别从臂50”和48”的上臂端52”和54”)延伸的钩83’。因此，紧固装置诸如上述装置23可在一对下颌骨和上颌骨固定主体42’彼此固定或紧固时，接合相对固定主体42’的钩83’。就这一点而言，应当理解，本文所述紧固位置中的任一紧固位置可包括钩或适于将上述一对固定装置连接或紧固的任何另选结构。

[0074] 现在参见图10，骨固定系统20可包括可基本如上所述由骨固定装置40(参见图12)相同地或大致相同地构造而成的第一骨固定装置22和第二骨固定装置22’。另外，第一骨固定主体22和第二骨固定主体22’可被构造成使得谷30相对于峰32偏置并且谷30’相对于峰32’偏置。因此，当第一骨固定主体22附接到下颌骨24时，和峰32与下颌骨24隔开的距离相比，谷30更靠近下颌骨设置。类似地，和峰32’与上颌骨26隔开的距离相比，谷30’更靠近该上颌骨设置。

[0075] 现在还参见图11至图14，骨固定装置40包括柔性骨固定主体42和多个紧固件44(也参见图2A)，所述多个紧固件被构造成如上所述将固定主体42附接到下层骨。骨固定主体42包括沿第一方向彼此隔开的多个联接件46。应当理解，当骨固定主体42呈第一构型诸如中性或松弛构型时，第一方向可以是直的纵向方向L。当骨固定主体42呈挠曲构型(参见图10)时，第一方向可以是弯曲方向40，使骨固定主体42装配到下层骨。

[0076] 联接件46组合起来限定多个紧固位置82、沿基本上垂直于第一方向的第二方向相对于紧固位置82偏置的多个附接位置70。例如，当骨固定主体42呈第一构型时，第二方向可由横向方向T限定。骨固定主体42还可包括多个侧部构件48和50，所述多个侧部构件从紧固位置82中的相应紧固位置延伸到附接位置70中的相应邻近附接位置。应当理解，侧部构件38和50以及固定主体42的紧固位置82和附接位置70均可相对于彼此为整体，从而限定一体式结构。如上所述，紧固位置82和附接位置70可沿固定主体42交替地布置。

[0077] 侧部构件48和50可各自限定相应的偏置区域71，所述偏置区域使紧固位置82沿基本上垂直于第一方向和第二方向中的每一者的第三方向相对于附接位置70偏置。当骨固定主体42呈第一构型时，第三方向可由侧向方向A限定。在一个示例中，侧部构件48和50可限定如上所述各自支持紧固位置82中的一个相应紧固位置的峰51。侧部构件48和50还可限定如上所述各自限定附接位置70中的一个相应附接位置的谷60。另外，偏置区域71可导致谷60沿第三方向相对于峰51偏置。应当理解，第一方向、第二方向和第三方向可彼此基本上垂直。例如，当固定主体42呈弯曲或挠曲构型时，第一方向、第二方向和第三方向可能并不精确地彼此垂直。

[0078] 另外，如上所述，紧固件44被构造成在附接位置70中的相应附接位置处被驱动或嵌入到下层骨中，从而将固定主体42附接到下层骨。紧固位置82被构造成与紧固装置23中的相应紧固装置接合，以将固定装置42紧固到相同的第二固定装置40的互补性紧固构件。例如，第一和第二固定装置40可如图10所示相对于第一固定装置22和第二固定装置22’来布置。

[0079] 由于紧固位置82沿第三方向从附接位置70向外偏置，因此当紧固件44在附接位置70中的相应附接位置处嵌入下层骨24中(参见图14)时，与紧固位置82沿第三方向与下层骨隔开的距离相比，附接位置70沿第三方向更靠近下层骨设置。因此，紧固装置23和紧固位置82可与包围下层骨的软组织隔开。

[0080] 如上文例如结合图1、图2A和图12所述，骨固定主体42可包括多个紧固位置82和多个附接位置70。例如，紧固位置82可设置在峰51的相应峰处，并且附接位置70可设置在谷60的相应谷处。然而，已经认识到，紧固位置82和附接位置70可交替地定位在骨固定主体42的任何合适的位置处，并且可根据需要以任何布置方式呈现。例如，紧固位置82和附接位置70可沿纵向方向L交替地布置。例如，每个峰51可支持紧固位置82中的一个相应紧固位置，并且每个谷60可支持附接位置70中的一个相应附接位置。另选地，峰51中的一者或多者可能缺乏紧固位置82。类似地，谷60中的一者或多者可能缺乏附接位置70。

[0081] 例如，现在参见图15A，全部的峰51可能缺乏紧固位置82和附接位置70。相反，一个或多个谷60可支持紧固位置82，并且一个或多个谷60可如上所述支持附接位置70。因此，附接位置70和紧固位置82两者均可在谷60处得到支持。因此，至少一些至多全部的附接位置70和紧固位置82均可相对于纵向方向L彼此对齐。例如，附接位置70和紧固位置82可沿纵向方向L交替地布置。然而，应当理解，附接位置70和紧固位置82可根据需要以任何合适的另选布置方式设置。紧固位置82的突起部84的自由端可沿从峰51朝谷60的方向从谷60延伸出，以便于将紧固构件23附接到骨固定主体42。因此，突起部84可沿与相对的骨固定主体42相对的方向从谷60延伸出。骨固定主体42还可包括介于支持附接位置70的谷60与支持紧固位置82的谷60之间的多个偏置区域71。偏置区域71可如上文结合图10至图13所述使紧固位置82沿侧向方向A相对于附接位置70向外隔开。偏置区域71可由从支持附接位置70的谷60延伸出的侧壁48和50限定，但是应当理解，偏置区域71可由从支持紧固位置82的谷60延伸出的侧壁48和50限定。

[0082] 另选地，如图15B所示，全部的谷60可能缺乏紧固位置82和附接位置70。相反，峰51中的一个或多个峰可支持紧固位置82，并且峰51中的一个或多个其他峰可如上所述支持附接位置70。因此，附接位置70和紧固位置82两者均可在峰51处得到支持。因此，至少一些至多全部的附接位置70和紧固位置82均可相对于纵向方向L彼此对齐。例如，附接位置70和紧固位置82可沿纵向方向L交替地布置。然而，应当理解，附接位置70和紧固位置82可根据需要以任何合适的另选布置方式设置。紧固位置82的突起部84的自由端可沿从峰51朝谷60的方向从峰51延伸出，以便于将紧固构件23附接到骨固定主体42。因此，突起部84可沿与相对的骨固定主体42相对的方向从谷60延伸出。骨固定主体42还可包括介于支持附接位置70的峰51与支持紧固位置82的峰51之间的多个偏置区域71。偏置区域71可如上文结合图10至图13所述使紧固位置82沿侧向方向A相对于附接位置70向外隔开。偏置区域71可由从支持附接位置70的峰51延伸出的侧壁48和50限定，但是应当理解，偏置区域71可由从支持紧固位

置82的峰51延伸出的侧壁48和50限定。当然，应当理解，峰51和谷60中的每个可根据需要以任何合适的布置方式来支持附接位置70和紧固位置82两者。

[0083] 骨附接位置70可被构造为螺钉孔72，所述螺钉孔在相应的谷60处穿过固定主体42沿侧向方向A延伸。螺钉孔72的尺寸可被设定成通过螺纹接纳一个实施方案中作为骨螺钉74提供的对应紧固件44。固定主体42可包括多个内表面76，所述多个内表面限定螺钉孔72中的相应螺钉孔。内表面76的尺寸和形状可被设定成接纳螺钉头80的对应的外部螺钉表面78。例如，内表面76和外部螺钉表面78可为倾斜的或以其他方式渐缩或根据需要成形。根据一个实施方案，内表面76被定位成使得螺钉头80在完全设于螺钉孔72中时，不从固定主体42向外突出。例如，螺钉头80可与固定主体42的外表面59齐平，但是螺钉头80也可另选地相对于固定主体42的外表面59根据需要向内凹陷或略微向外突出。如上所述，内表面76的至少一部分可以是带螺纹的，以便与相应螺钉头的对应外表面78通过螺纹配合。另选地或除此之外，内表面76的至少一部分可以是无螺纹的，使得当紧固件44被驱动穿过螺钉孔72且进入骨中时，螺钉头80将固定主体42压向下层骨。

[0084] 当然，螺钉孔72可呈现众多构型之一，使得内表面76可以是斜直的或以任何所需半径例如约3.6mm倒圆的。另外另选地，内表面76并不需要倾斜，并且可沿平行于螺钉头80的外表面的方向侧向地延伸。如图6所示，至少一个或多个至多全部的内表面76可以是平滑的和平坦的，并且对应的外表面78同样可以是平滑的。因此，当螺钉74的螺纹轴75(其从头部80延伸出)被驱动穿过螺钉孔72中并且进入下层骨例如骨24中时，外表面78可压向内表面76，由此使附接位置70进而骨固定主体42压向下层骨。另选地，如图14所示，内表面76和外表面78可以是带螺纹的，使得螺纹头80被构造成与附接位置70通过螺纹配合。因此，当螺纹轴75被驱动穿过螺钉孔72中并且进入下层骨例如骨24中时，外表面78可与内表面76通过螺纹配合，由此使附接位置70紧固到下层骨，而不会使附接位置压向下层骨。

[0085] 现在参见图15A至图17B，可根据任何合适的实施方案根据需要构造紧固件44。例如，一个或多个紧固件44至多全部的紧固件44可包括主体100，所述主体包括轴108和止动构件110。主体100限定近侧端部100a和与近侧端部100a相对的远侧端部100b，所述近侧端部与远侧端部100b沿近侧方向隔开。轴108进而主体100沿中心轴线102从近侧端部100a到相对的远侧端部100b伸长。紧固件44还可包括头部104，所述头部至少沿垂直于中心轴线102的径向方向从近侧端部100a延伸出。头部104还可沿近侧方向从近侧端部100a延伸出。头部104可被构造成接合驱动器械诸如螺丝刀，所述驱动器械进而被构造成围绕中心轴线102向固定构件44施加扭力。例如，头部104可限定被构造成接合驱动器械的任何合适的驱动接口106。头部104可限定外表面104a，所述外表面大体面向近侧方向因而背向轴108。驱动接口106可被构造为延伸到外表面104a中的凹陷部，诸如十字形结构、平坦凹陷部、星形承窝、六角形凹陷部、三角形凹陷部或根据需要任何合适的另选构造的接口。另选地或除此之外，头部104的大体背向中心轴线102的径向外表面可根据需要限定驱动接口。

[0086] 轴108可限定近侧轴端108a和远侧轴端108b，所述远侧轴端与近侧轴端108a沿中心轴线102在与近侧方向相对的远侧方向上隔开。远侧轴端108b可与主体100的远侧端部100b重合。远侧轴端108b可限定尖端，所述尖端可根据需要包括切削凹槽。在一个示例中，紧固件44可为自攻型。轴108的外表面的至少一部分可以是带螺纹的，使得轴108可限定至少一个外部螺旋状螺纹112。轴108的尺寸被设定成插入穿过螺钉孔72并且被驱动进入下层

骨中，所述下层骨可为下颌骨或上颌骨。例如，紧固件44可围绕中心轴线102旋转以驱动螺纹轴108进入下层骨中。止动构件110远离中心轴线102径向地向外延伸，并且被构造成在相应的附接位置70处进而在相应的谷30处邻接骨固定主体42。例如，止动构件110可被构造成邻接螺钉孔72的内表面76。止动构件110沿中心轴线102设置在轴108与头部104之间。因此，主体100限定设置在头部104与止动构件110之间的颈部114。颈部114沿朝向中心轴线的径向向内方向相对于至少头部104凹陷。颈部114还可在径向向内方向上相对于止动构件110的至少一部分至多全部凹陷。头部104可相对于止动构件110径向向外延伸，止动构件110可相对于头部104径向向外延伸，或头部104和止动构件110可根据需要径向向外延伸相同距离。

[0087] 在一个示例中，止动构件110的外表面可以是带螺纹的，使得止动构件110限定至少一个外部螺旋状螺纹116。止动构件110可被构造成插入螺钉孔72中，使得至少一个螺旋状螺纹116与螺钉孔72的内表面76通过螺纹抓紧。轴108的螺旋状螺纹112可限定第一间距，并且止动构件110的螺旋状螺纹116可限定等于第一间距的第二间距。因此，止动构件110可以与轴108在下层骨中推进相同的速率在螺钉孔72中推进。应当理解，第一间距可另选地大于第二间距，使得轴108在下层骨中以比止动构件110在螺钉孔72中推进的速率更大的速率推进，由此使得骨固定主体42压向下层骨。在一个示例中，止动构件110的至少一个螺旋状螺纹116可为双导程螺纹或根据需要任何合适的另选螺纹。止动构件110的外表面的至少一部分可在外表面沿远侧方向延伸时，在朝向中心轴线102的径向向内方向上渐缩。例如，止动构件110的外表面可为圆锥形状的。同样，螺钉孔72的内表面76可为圆锥形的。因此，止动构件110可在远侧方向上插入螺钉孔72中，直到止动构件110与内表面76之间的邻接防止紧固件44相对于骨固定主体42在远侧方向上进一步移动。应当理解，如图16A所示，骨固定主体42可被放置在下层骨24上，例如在附接位置70处。接下来，如图16B所示，轴108可被驱动穿过螺钉孔72并且进入下层骨24中，直到止动构件110与内表面76通过螺纹配合，由此将板主体42抵靠下层骨24固定在一定位置。另选地，如图16C所示，板主体42(至少附接位置70至多板主体42的全部)可在止动构件120与内表面76通过螺纹配合时与下层骨24隔开。因此，板主体42的至少一部分至多板主体42的全部可固定在与下层骨24隔开的位置处。

[0088] 继续参见图15A至图17C，主体100可限定头部104与止动构件110之间的凹陷部101。凹陷部101的尺寸可被设定成在头部104与止动构件110之间接纳相应紧固装置23。所述凹陷部可沿平行于中心轴线102的方向限定范围为约0.2mm至约6mm并且包括0.2mm和6mm的距离。例如，所述范围可为约0.75mm至约6mm并且包括0.75mm和6mm。例如，所述距离可为约1mm。头部104可沿垂直于中心轴线102的方向限定范围为约2mm至约9mm并且包括2mm和9mm的横截面尺寸。例如，头部104可限定约4.5mm的横截面尺寸。在一个示例中，横截面尺寸可为直径。颈部114可沿垂直于中心轴线102的方向限定范围为约1mm至约5mm并且包括1mm和5mm(诸如约2mm至约4mm)的横截面尺寸。在一个示例中，颈部114的横截面尺寸可为约2.2mm。在一个示例中，颈部114的横截面尺寸可为直径。应当理解，以上尺寸仅以举例的方式提供，并且所述尺寸可根据需要变化。

[0089] 因此，头部104可与止动构件110在近侧方向上隔开充分距离，以接纳紧固装置23。根据一个实施方案，紧固装置23可缠绕在颈部114周围，以附接至一个或多个其他紧固件44。紧固装置23可以上述方式附接到相应骨固定主体42的一个或多个其他紧固件44。另选

地或除此之外，紧固装置23可以上述方式附接到相对固定主体42的一个或多个其他紧固件44。另外另选地或除此之外，紧固装置23可以上述方式附接到相应固定主体42的一个或多个紧固位置82。另外另选地，紧固装置23可以上述方式附接到相对固定主体42的一个或多个紧固位置82。因此，颈部114可根据需要是无螺纹的且平滑的。

[0090] 现在参见图18A至图19B，根据另一个示例，紧固件44的止动构件110可被构造为肩部118，所述肩部被构造成邻接骨固定主体42的外表面59。例如，肩部118可在垂直于中心轴线102的选择方向上限定外部横截面尺寸，所述外部横截面尺寸大于外表面59处的螺钉孔72的直径。在一个实施方案中，肩部118可限定被构造成面向且邻接骨固定主体42的远侧表面118a以及相对的近侧表面118b。远侧表面118a可以是基本上平坦的，以形成与骨固定主体42的外表面59的表面接触。然而，应当理解，远侧表面118a可根据需要限定任何合适的尺寸和形状。因此，在操作期间，轴108通过螺纹驱动到下层骨中，直到肩部118邻接骨固定主体42的外表面59，使得轴108进一步插入下层骨中会导致肩部118朝向下层骨向骨固定主体42施加压缩力。

[0091] 如上所述，颈部114被构造成附接到相应紧固装置23，诸如柔性线材，所述紧固装置将紧固件44固定到一个或多个其他紧固件44、一个或多个其他紧固位置82或紧固件44和紧固位置82的组合。例如，一个或多个紧固装置23可如上所述缠绕在颈部114周围或以其他方式围绕颈部延伸。另选地或除此之外，紧固件44的主体100可限定沿垂直于中心轴线102的第一方向延伸穿过颈部114的第一横孔120。主体100还可限定沿不同于第一方向的第二方向延伸穿过颈部114的第二横孔122。例如，第二方向可垂直于第一方向。另外，第二横孔122可与第一横孔120相交。如图19A至图19B所示，第一横孔120和第二横孔122中的每个的尺寸可设定成接纳相应紧固装置23，以使紧固件构件4附接到一个或多个其他紧固件44，或附接到相应骨固定主体42的一个或多个紧固位置82，或根据需要附接到相对的骨固定主体，如下文更详细地描述。横孔120和122中的每个可接纳相应的不同紧固装置23或同一个紧固装置23，所述紧固装置还联接到一个或多个其他骨固定构件44或根据需要联接到一个或多个紧固位置82。

[0092] 应当理解，当紧固件44附接到骨固定主体42使得止动构件110邻接骨固定主体42从而防止紧固件44如本文所述在远侧方向上相对于骨固定主体42进一步平移时，头部104可与外表面59隔开。如上所述，头部104可与软组织隔开，使得在骨愈合期间，头部104被定位成减少或防止粘膜增生。例如，凹陷部101的至少一部分可设置在头部104与外表面59之间。当止动构件110设置在螺钉孔72中时，凹陷部可由头部104和外表面59限定。当止动构件110邻接外表面时，凹陷部101可设置在头部104与外表面59之间，并且由头部104和止动构件110限定。在这两种情况下，头部104可单独地通过可包括凹陷部101的一部分至多全部的至少凹陷部与外表面59隔开，或通过凹陷部与和外表面59邻接的止动构件110组合与外表面59隔开。因此，头部104与软组织隔开。因此，在骨愈合期间，头部104被定位成减少或防止粘膜增生。因此，当要移除骨固定系统20时，驱动接口106可暴露于技术人员，以便于从下层骨移除紧固件44。

[0093] 如上文结合图11至图14所述，骨固定主体42在侧部构件48和50处限定偏置区域71，所述偏置区域使紧固位置82沿第三方向与附接位置70隔开。例如，当侧部构件48和50从相应附接位置70延伸到相应紧固位置82时，侧部构件在偏置区域处沿第三方向向外延伸。

根据一个实施方案，侧部构件48和50各自从附接位置70沿相应第一平面P1延伸、在偏置区域71处沿第三方向远离第一平面向外弯曲到相应第二平面P2，并且从偏置区域71延伸到相应紧固位置82。因此，侧部构件48可在附接位置70与偏置区域71之间的位置沿第一平面P1延伸，并且可在偏置区域71与紧固位置82之间的位置沿第二平面P2延伸。第二平面P2可平行于第一平面P1，或可根据需要相对于第一平面P1成角度偏置。因此，应当理解，峰51和谷60可限定相应外表面，所述外表面位于沿第三方向彼此偏置的相应平面上。相应平面P1和P2可进一步彼此平行或相对于彼此成角度地偏置。另外，虽然固定主体42可在第一平面P1与第二平面P2之间限定第一偏置量，但固定主体42可在第一平面P1与第二平面P2之间限定任意数量的偏置量。另外，虽然紧固位置82可沿纵向方向L彼此对齐，但当固定主体42呈其中性构型时，一个或多个至多全部的紧固位置82可另选地沿纵向方向与一个或多个至多全部的其他紧固位置82不对齐。例如，一个或多个至多全部的紧固位置82可另选地沿侧向方向A和横向方向T中的一者或两者相对于一个或多个至多全部的其他紧固位置82偏置。

[0094] 如上所述，紧固位置82可被构造为沿横向方向T从峰51中的相应峰延伸出的突起部84，使得突起部84朝向谷60的相邻谷之间的间隙延伸。应当理解，突起部84可在它们沿横向方向T延伸时也在其他方向上延伸。如图13所示，突起部84从峰51延伸到相应自由端84，所述自由端在沿第三方向的向外方向85上相对于相应峰51偏置。应当理解，紧固位置82诸如突起部84在向外方向85上相对于附接位置70偏置。另外，峰51沿向外方向85相对于附接位置和谷60偏置。突起部84可在它们从相应峰51朝向其相应自由端至少沿它们长度的一部分延伸时，在向内方向上进一步延伸。向内方向与向外方向85相对，并且也沿第三方向。

[0095] 一个或多个至多全部的突起部84也可根据需要包括纵向或侧向延伸的区段。例如，在所示实施方案中，突起部84中的每个可包括第一区段86，所述第一区段从峰51的顶端的横向内部边缘沿横向方向T向下延伸。第二或间隔件区段88在向下方向上且从第一区段86的下端沿侧向方向A朝外延伸。第三区段90可从间隔件区段88的下端在横向方向T上向下延伸。如图13所示，第三区段90可沿与向外方向相对的侧向方向A进一步向内延伸到突起部的远侧端部84a。因此，突起部84a的远侧端部84a可与第二平面P2隔开第一距离，并且突起部84的沿突起部84的长度与远侧端部84a相对的近侧端部可与第二平面P2隔开大于第一距离的第二距离。远侧端部84a可由第三区段90限定。因此，至少一部分至多全部的第三区段90在向外方向上相对于第一区段86偏置。

[0096] 如上所述，在将一对下颌骨和上颌骨固定主体42彼此固定或稳定时，上述紧固装置诸如紧固装置23可接合间隔件区段88的下表面和第三区段90的侧向内表面。另选地或除此之外，紧固装置23可接合第一区段86的侧向内表面和峰51的侧向外表面。例如，线材可缠绕在突起部84和/或联接件46周围。另选地或除此之外，橡皮筋可在突起部84与峰51之间设于一端。由于紧固装置23可沿固定主体42的长度附接在多个位置，因此所得的与将紧固装置23联接到互补性固定主体42相关联的力使所得的力在固定主体42的长度上基本上等同地分布。

[0097] 另外，如图17A至图20所示，紧固装置23诸如柔性线材可联接到已被驱动穿过第一固定主体42的螺钉孔72且进入相应下层骨诸如下颌骨中的第一至少一个紧固件44的颈部114，并且可进一步联接到已被驱动穿过第二相对固定主体42'的螺钉孔72且进入相应下层骨诸如上颌骨的第二至少一个紧固件44的颈部。线材的自由端可互相缠绕，以将第一板主

体42和第二板主体42’彼此附接。如图18B所示，紧固装置23可如上所述围绕相应紧固件44的颈部114延伸。另选地，如图20所示，紧固装置23可以上述方式延伸穿过横孔120和122中的一者或两者。根据一个实施方案，第一固定主体42的第一至少一个紧固件44可被构造为一对紧固件44。类似地，第二固定主体42’的至少一个紧固件44可被构造为一对紧固件44。因此，紧固装置23可在第一固定主体42的至少一对紧固件44上沿纵向方向L延伸并且可在第二固定主体42’的至少一对紧固件上沿纵向方向L延伸。固定系统20可包括与需要的一样多的紧固装置23。例如，一对紧固装置23可联接到相同紧固件44的颈部114，使得固定系统20的相邻紧固装置23可彼此重叠并且与第一固定主体42和第二固定主体42’中的每一者共用至少一个紧固件。另选地，相邻紧固装置23可彼此间隔开，使得相邻紧固装置23所联接的紧固件44彼此不共用。

[0098] 因此，应当理解，可根据多个实施方案提供固定主体。因此，可提供包括多个固定装置的套件或其各部分，包括根据本文所述实施方案中的任一者的全部或一部分构造而成的固定主体。例如，所述套件可包括一个或多个固定主体42或42’，所述一个或多个固定主体具有不同数量的联接件，不同的尺寸诸如总体长度、联接宽度、高度和侧向厚度，以及以不同方式构造的联接件(例如，以不同方式构造的侧部构件48、48’、50和50’、紧固位置82、82’和96和/或辅助联接件92)。因此，套件中的固定主体可具有一个或多个变化的特征诸如尺寸和/或形状。例如，可提供第一套件，所述第一套件具有：一个或多个固定主体，其部件(例如，联接件和/或紧固位置)具有第一尺寸或形状；以及其他固定主体，其部件具有不同于第一尺寸或形状的第二尺寸或形状。因此，所述套件可适应涉及实质解剖变化性的多个上下颌骨固定程序。在一个实施方案中，骨固定主体42和42’中的每个可包括至少两个附接位置70和至少一个紧固位置82。一个或多个固定主体可附接到下颌骨，并且一个或多个相对固定主体42’可附接到上颌骨。

[0099] 根据另一个实施方案，提供了用于植入固定装置40的各个实施方案的方法。一般来讲，所述方法包括根据下层骨结构的解剖结构来调节固定装置40的取向(例如，方向取向或角度取向)的步骤。例如，上颌骨固定装置将相对于下颌骨固定装置垂直地反向。应当理解，本文所述方法的某些步骤可被省略、组合、同时执行或以不同顺序执行。就这一点而言，应当理解，可提供上述类型的上下颌骨固定装置作为套件，所述套件被构造成使用下述方法出于上下颌骨固定的目的来实现。

[0100] 根据一种向下颌骨的骨或骨段提供固定的方法，可通过根据需要施加对应于牙弓的曲率来调节第一固定装置诸如固定装置40。例如，在将固定主体42附接到第一骨段和第二骨段之前或之后，固定主体42可被挠曲以使一个或多个峰相对于峰和谷中的一个或多个其他峰和谷在侧向方向A上移动。另选地或除此之外，固定主体42可被挠曲以使一个或多个谷相对于峰和谷中的一个或多个其他峰和谷在侧向方向A上移动。因此，固定主体42可被挠曲以适形于牙弓。另选地和除此之外，固定主体42可被挠曲以使骨段相对于彼此旋转，由此使第一骨段和第二骨段在骨折部位复位期间彼此对齐。固定装置40还可沿纵向方向和/或横向方向拉伸或压缩，以使螺钉孔72与下层骨上的所需固定位置对齐。因此，固定主体42的构型可适于针对骨固定实现恰当的形状和贴合性。

[0101] 固定主体42可通过将紧固件44插入下层骨中来植入。例如，紧固件44可被驱动穿过螺钉孔72中的相应螺钉孔并在先前骨折部位的相对侧上以上述方式进入下颌骨中。板主

体42随后可被挠曲和变形成使得侧部构件48和50中的相应侧部构件朝向彼此接触，由此使得骨折部位的相对侧上的骨段朝向彼此接触，因而复位骨折部位。变形的板主体42可提供压缩力，所述压缩力可至少挤压骨折部位且在某些情况下完全复位骨折部位。因此，应当理解，可在固定主体42附接到下颌骨之前或之后挤压或完全复位下颌骨中的骨折部位。不管是在固定主体42附接到下颌骨之前或之后挤压或复位骨折部位，变形的板主体42均可维持挤压或复位。另选地或除此之外，紧固构件23可在骨折部位的相对侧处以上述方式附接到紧固件44。因此，单独地或与变形的板主体42组合，紧固构件23可至少挤压骨折部位且在某些情况下完全复位骨折部位。在一个实施方案中，可在将紧固构件23附接到固定构件44之前挤压或复位骨折部位。因此，紧固构件可使骨折部位维持在挤压或复位构型。在另一个实施方案中，可在固定构件44上诱发张力，使得紧固构件23向固定构件44施加力，该力将侧壁48和50拉向彼此，由此挤压或复位骨折部位。因此，应当理解，在某些示例中，骨固定系统20可在将板主体42固定到下层骨之后，复位或挤压骨折部位。因此，在将板主体42附接至下层骨之前，在将板主体例如通过使板主体变形而附接至下层骨之后，以及在板主体例如通过在紧固构件23中诱发张力而变形之后，可挤压或复位骨折部位。

[0102] 接下来，可将第二固定装置40植入相对于第一固定主体40下方的骨结构固定的第二骨结构中。例如，第二固定主体42可以上述方式但沿相对于第一固定装置40垂直地反向的取向植入到上颌骨中。应当理解，第一固定装置和/或第二固定装置被植入在骨折部位上方，使得所述装置将第一骨段附接到已从第一骨段断裂的第二骨段。

[0103] 一旦第一固定主体和第二固定主体被植入到下层骨结构中，紧固装置23即附接到第一固定主体和第二固定主体的紧固位置。在一个优选实施方案中，紧固装置23附接在两个垂直对齐或基本上对齐的峰51之间。应当理解，每个固定主体的峰51可限定固定主体40之间的最短垂直距离，由此容许紧固装置23在固定主体40之间具有短长度。

[0104] 因此，一般来讲，再次参见图10至图20，所述方法可包括使设置在骨折部位的相对侧上的第一骨段和第二骨段接触在一起以挤压骨折部位这一步骤。所述方法还可包括以下步骤：将骨固定主体42放置在第一骨段和第二骨段上方，使得骨固定孔72中的至少第一骨固定孔与第一骨段对齐，并且骨固定孔72中的至少第二骨固定孔与第二骨段对齐。骨固定主体42可邻近例如抵靠粘膜放置，所述粘膜因而置于骨固定主体42与下层骨段之间。接下来，紧固件44的头部可例如由驱动构件接合，并且可向紧固件44的头部施加扭力，以驱动紧固件44的轴穿过骨固定孔72之一并且进入对齐的骨段中。在止动构件110邻接骨固定主体42后，扭力可中断，使得头部与骨固定主体42通过凹陷部101隔开。应当理解，在止动构件110例如在将固定主体42压向下颌骨时邻接骨固定主体42的时刻后，可继续施加扭力。接下来，紧固装置23可被插入到凹陷部101中且联接到颈部114。例如，紧固装置23可缠绕在颈部114周围。另选地，紧固装置23可插入穿过横孔120中的至少一者。如上所述，在骨折部位复位之前，扭力可中断，使得骨固定主体42的挠曲可使第一骨段和第二骨段接触在一起。另选地，在将骨固定主体42邻近下层骨放置之前，可复位骨折部位。

[0105] 所示实施方案涉及一种骨固定系统，所述骨固定系统可被植入以帮助修复骨折的骨。固定系统作为下颌骨或上颌骨固定系统具有具体实用性，这可受益于准确的解剖形状和贴合性。

[0106] 提供的上述说明是出于解释的目的，不应被解释为限制本发明。尽管本文已结合

优选实施方案或优选的方法描述了多个实施方案，但应当理解，本文所用的词汇是用于描述和举例说明的词汇而非限制性词汇。另外，尽管本文结合具体结构、方法和实施方案对实施方案进行了描述，但本发明并不旨在局限于本文所公开的细节。此外，上述实施方案中的任一个可根据需要结合有上述其他实施方案中的任一个的任何结构或特征。受益于本说明书的教导内容，相关领域的技术人员可在不脱离例如随附权利要求书中所述的本发明实质和范围的条件下对本文所述的本发明进行多种修改。

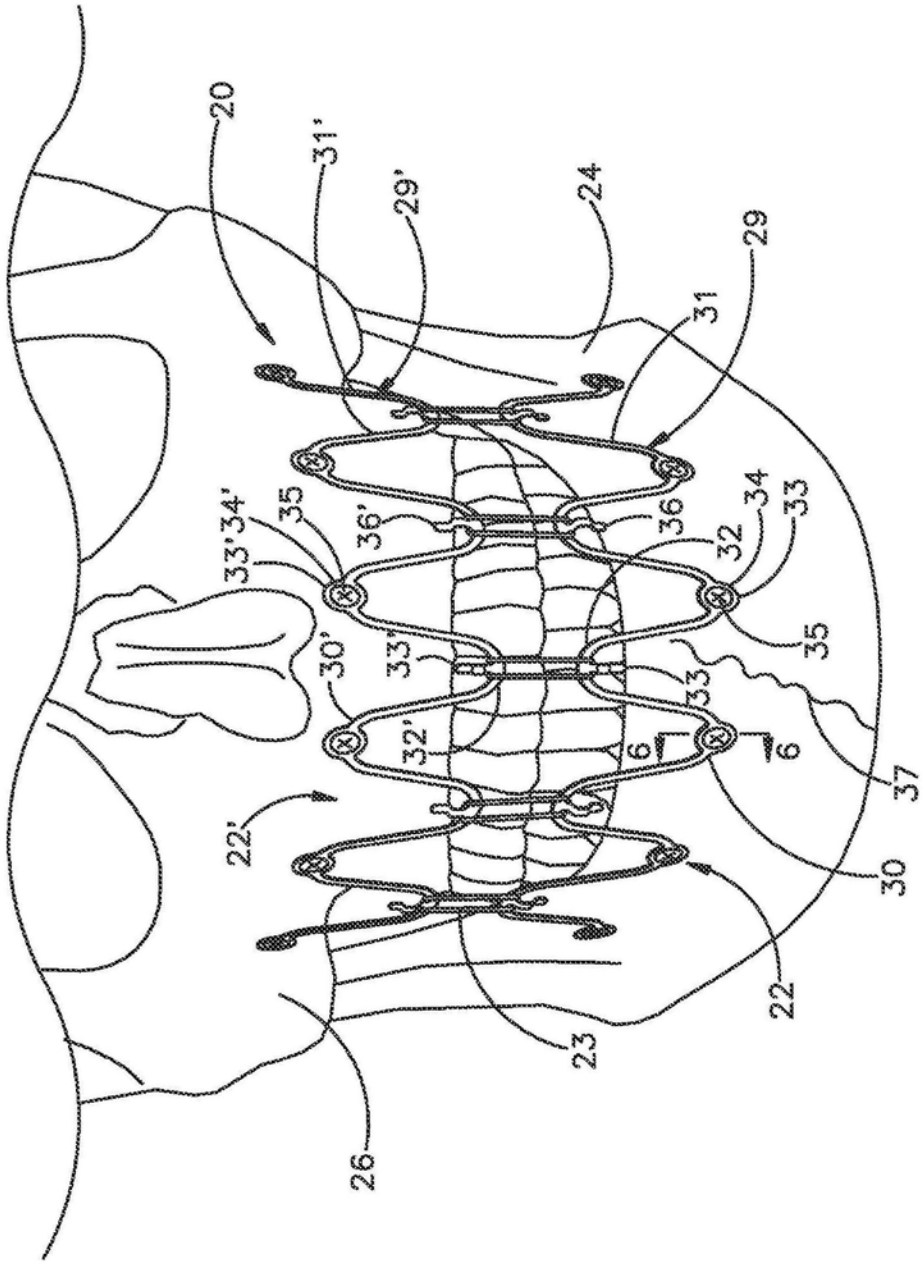

20
31'
29'
24
29
31
33'34'
35
36'
36
32
34
33
35
30'
33'
33
32'
6
6
37
22'
30
22
23
26

图1

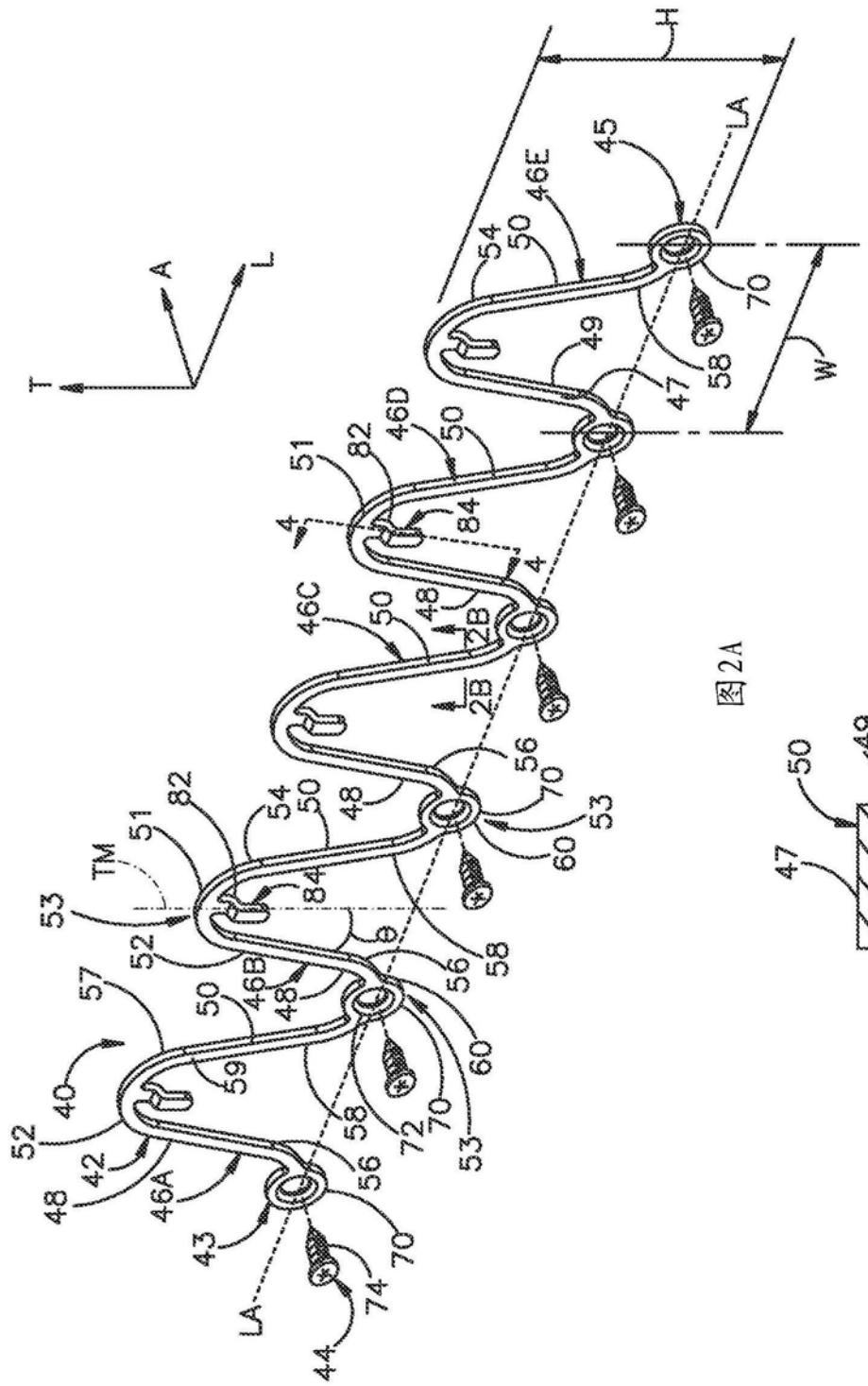

T
A
L
H
LA
45
46E
54
50
70
49
47
58
W
46D
82
51
84
4
46C
48
2B
56
53
60
TM
52
46B
57
59
40
72
42
46A
43
74
44

图2A

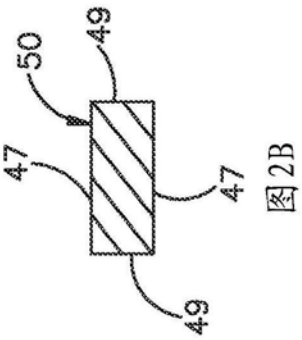

50
49
47
47
49

图2B

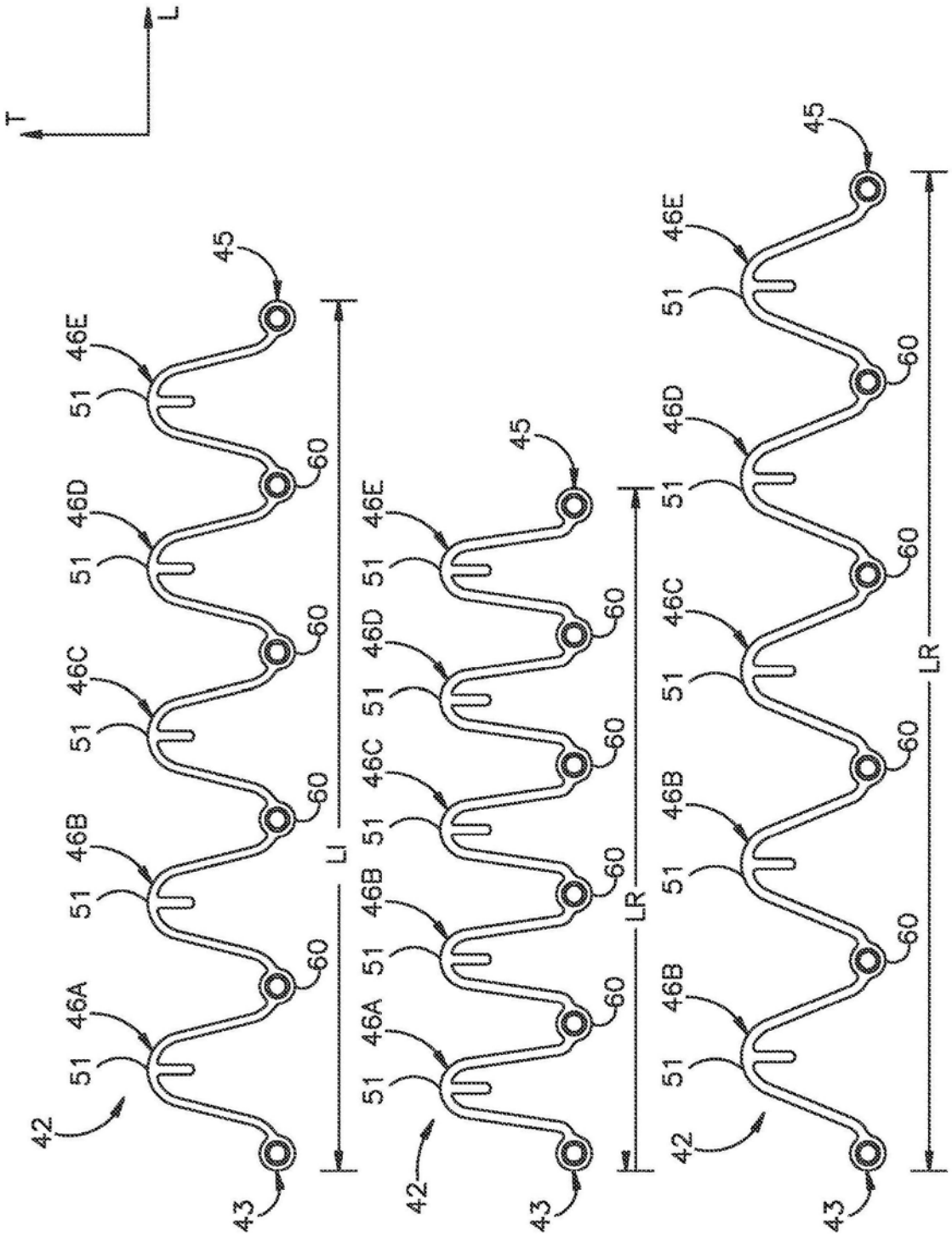



图3A 图3B 图3C

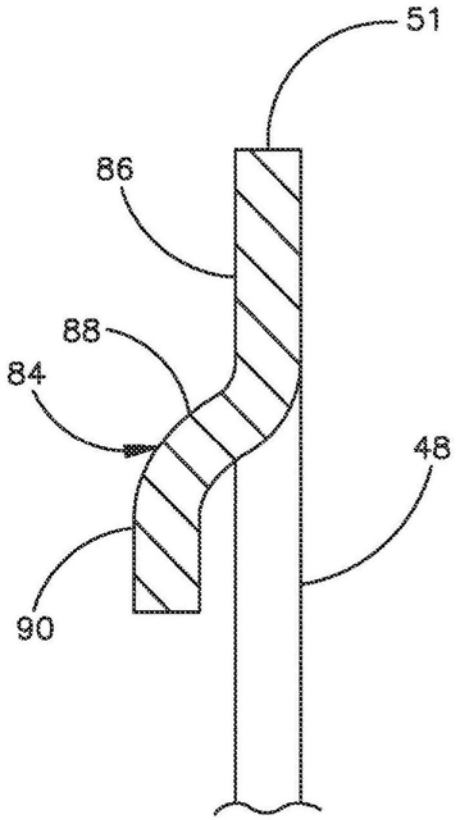



图4

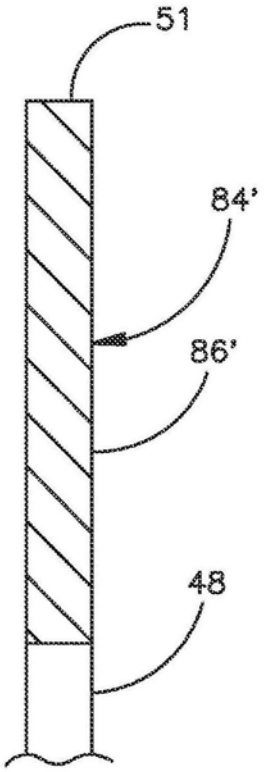



图5

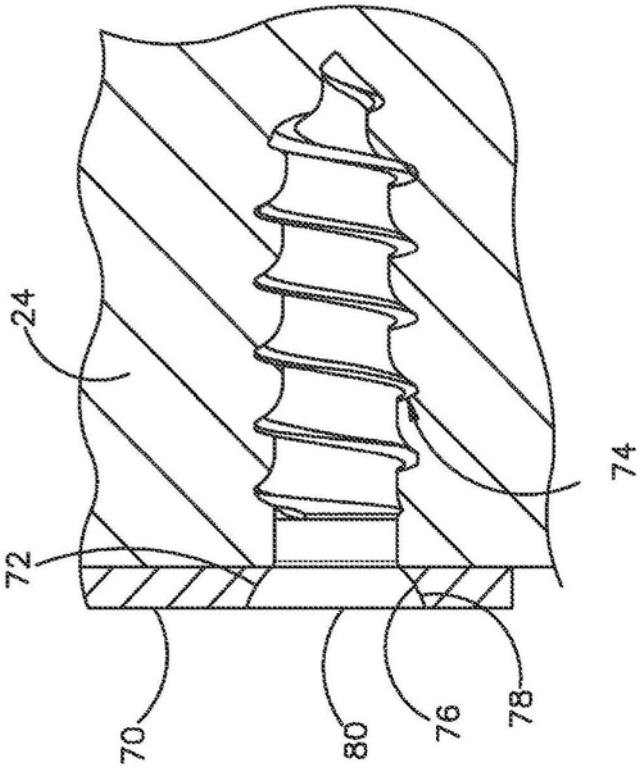



图6

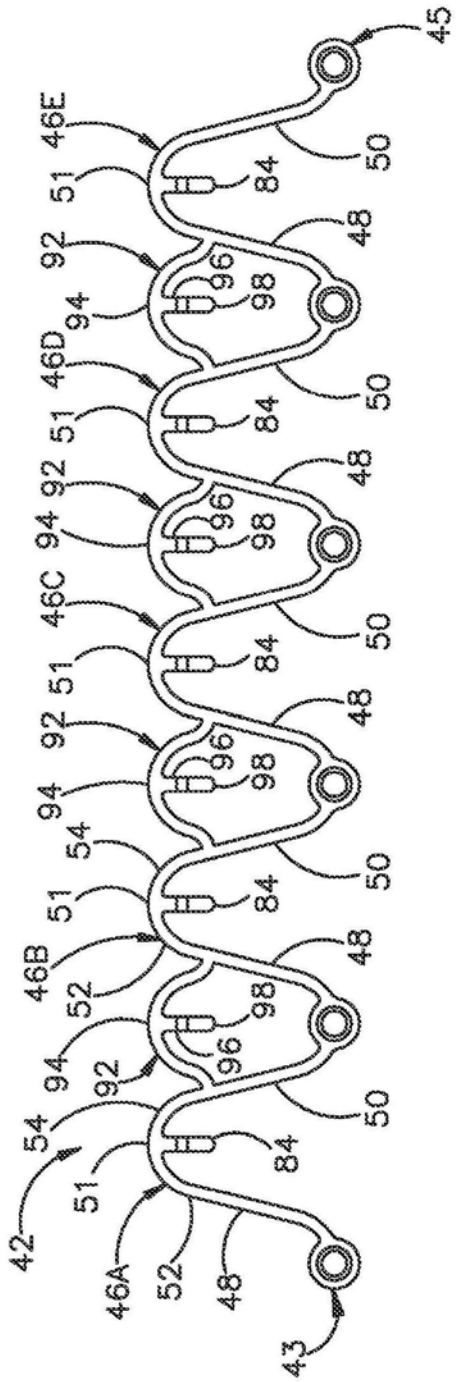

45
46E
51
84
50
48
92
96
98
94
46D
51
84
50
48
92
96
98
94
46C
51
84
50
48
92
96
98
94
54
51
84
50
48
46B
52
98
96
94
92
54
51
84
50
42
46A
52
48
43

图7

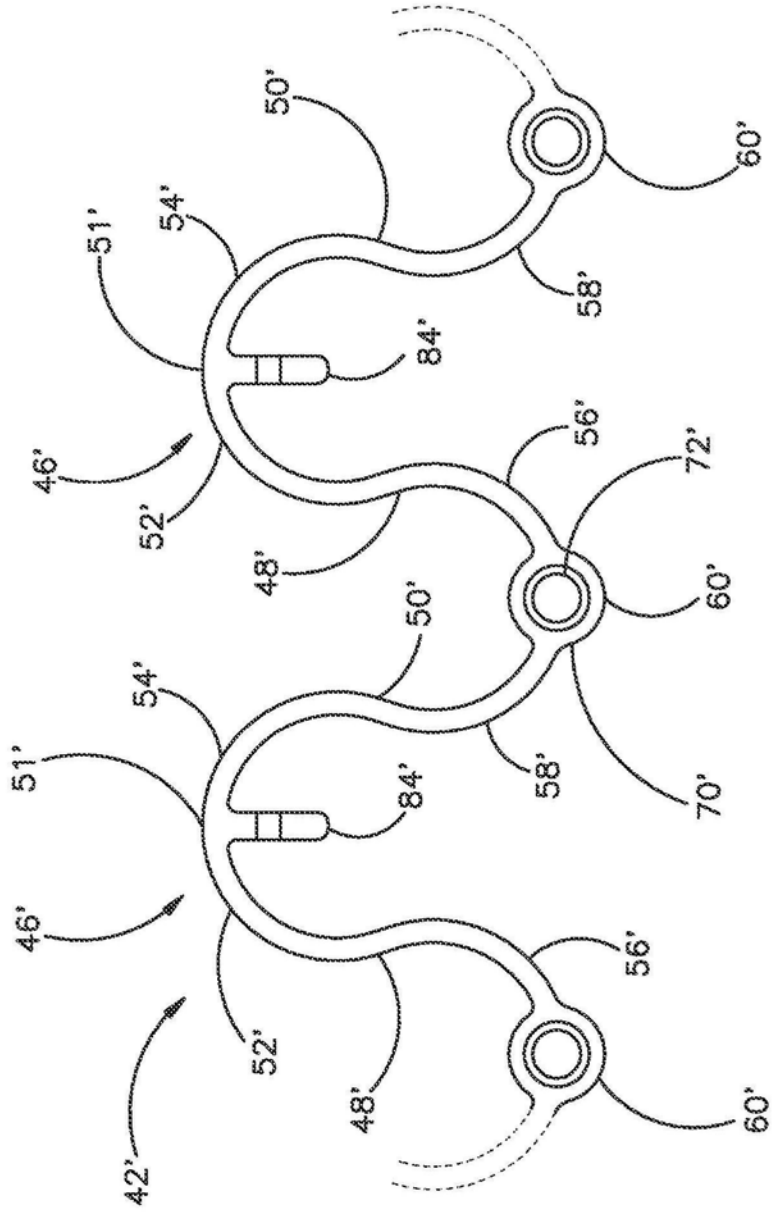



图8

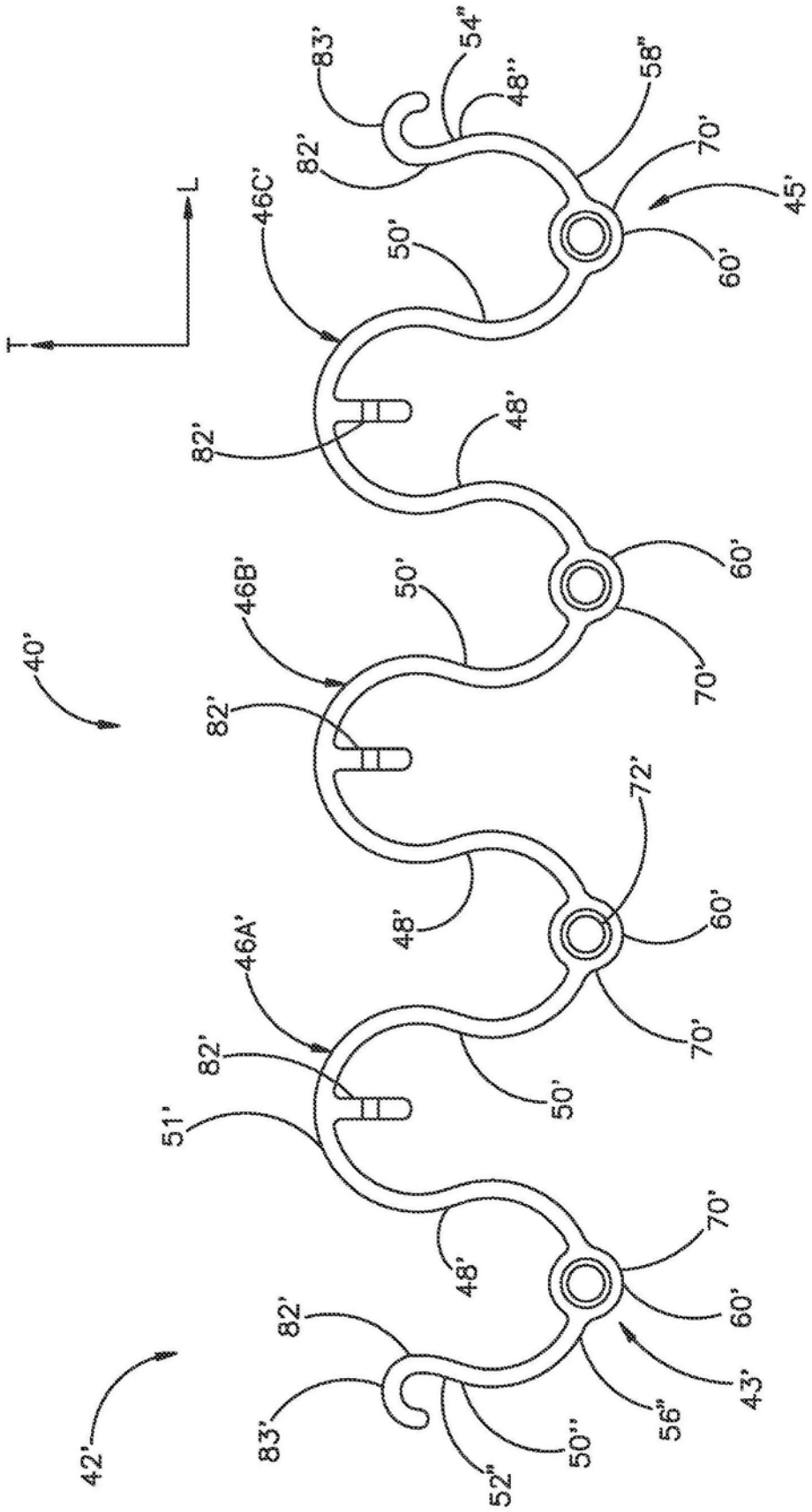



图9

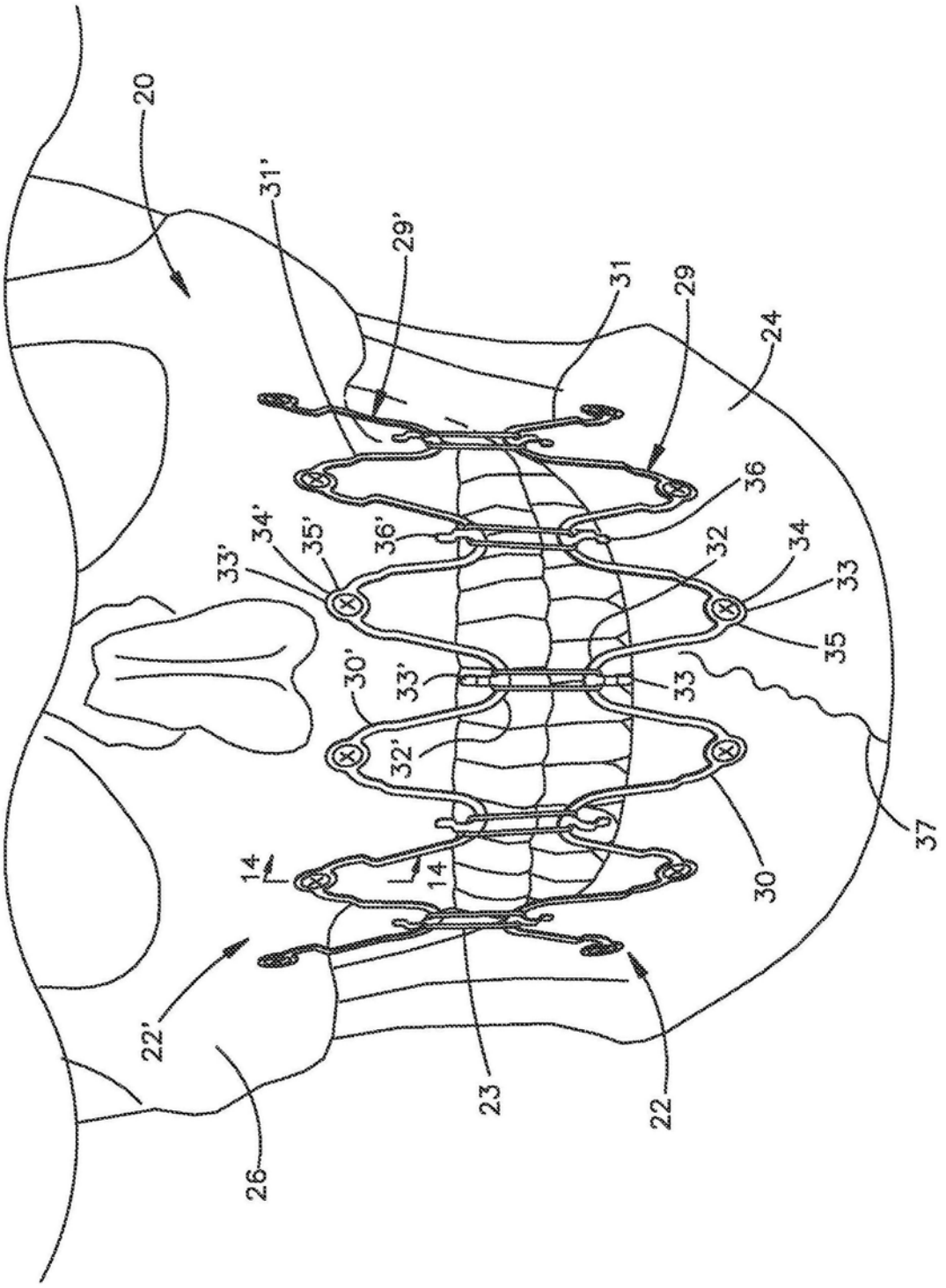

20
31'
29'
31
29
24
36
34'
35'
36'
33'
32
34
33
35
30'
33'
33
32'
37
14
14
30
22'
23
22
26

图10

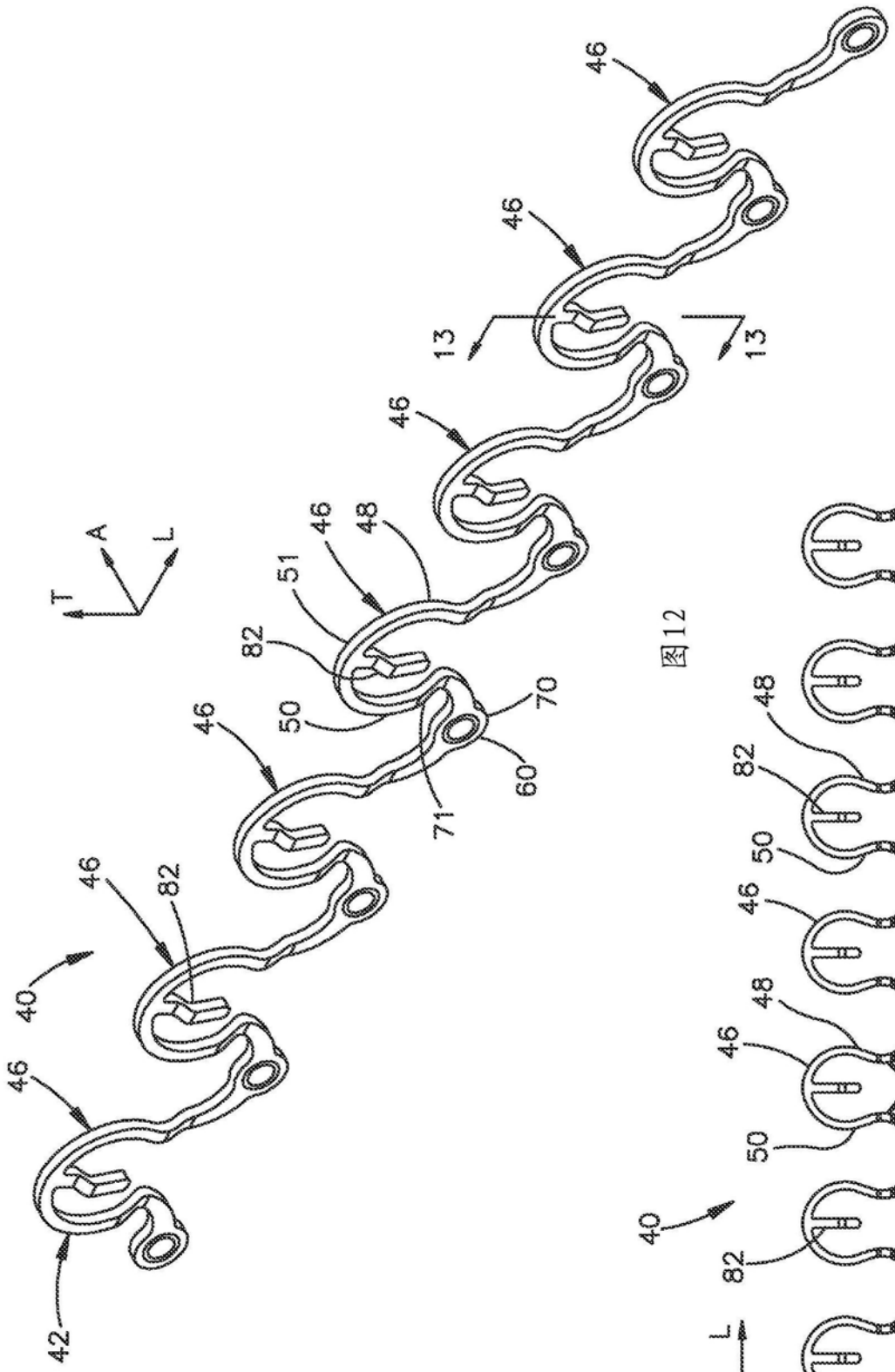



图12




图11

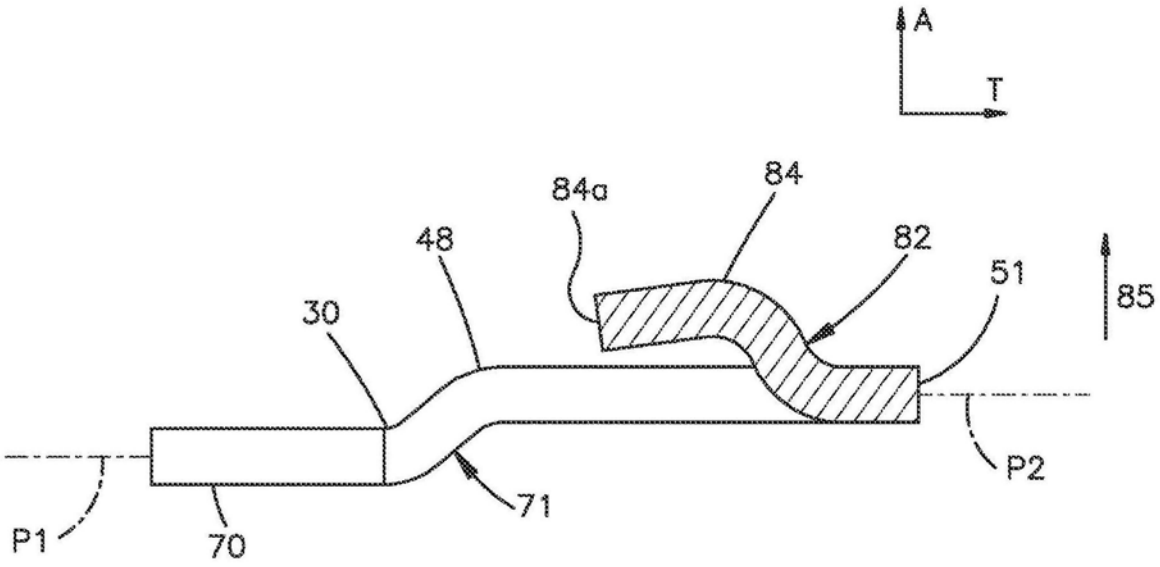



图13

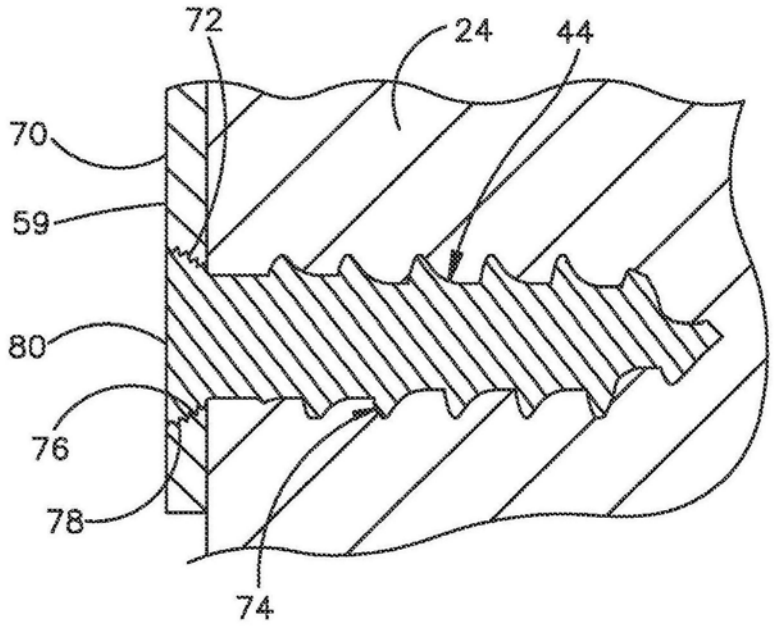



图14

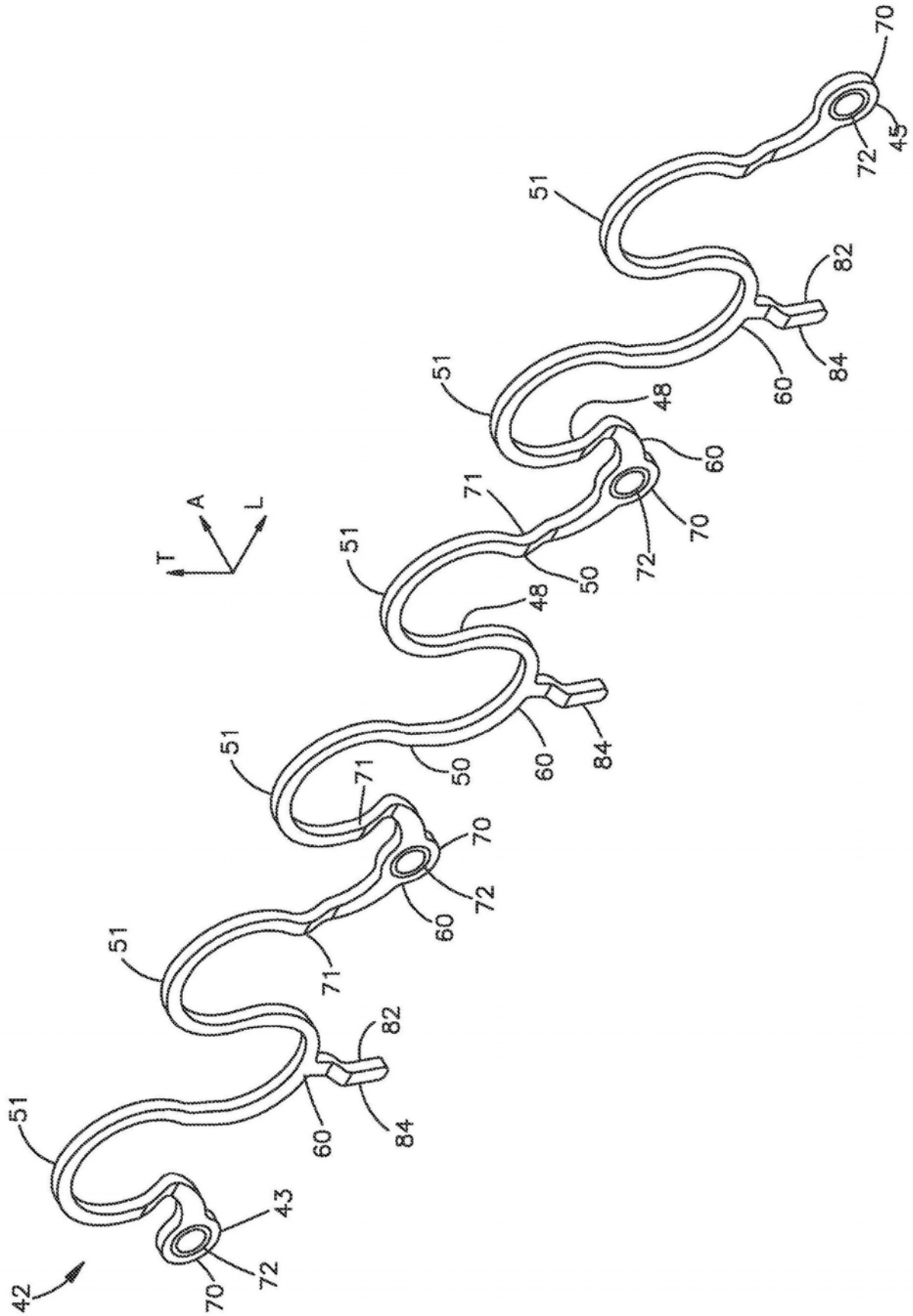



图15A

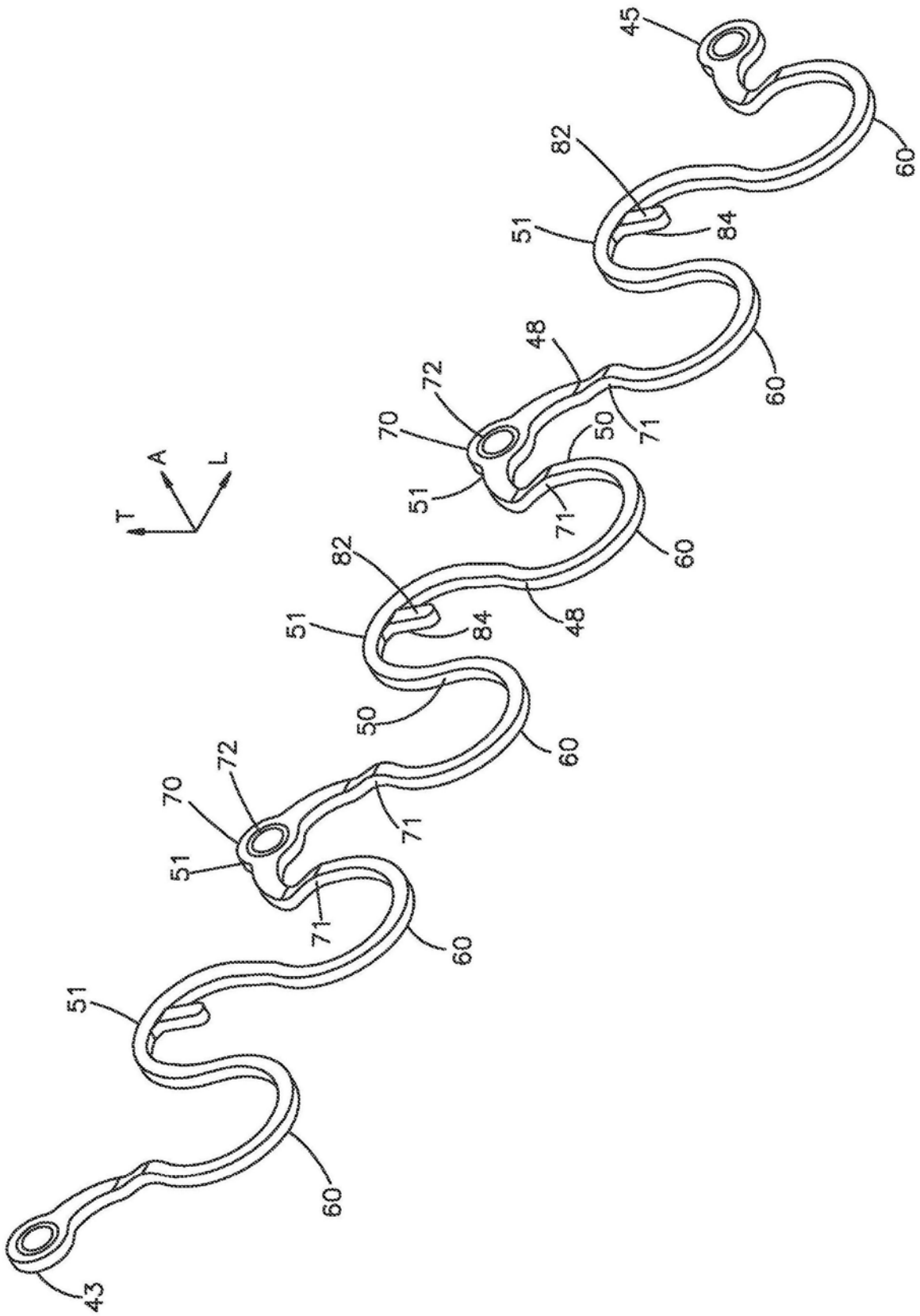



图15B

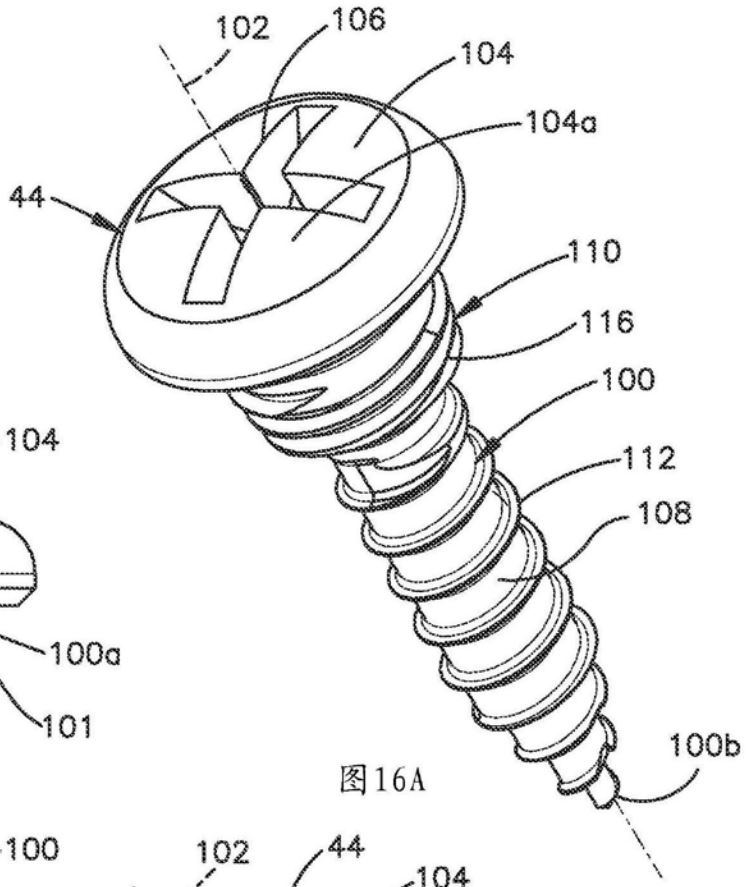



图16A

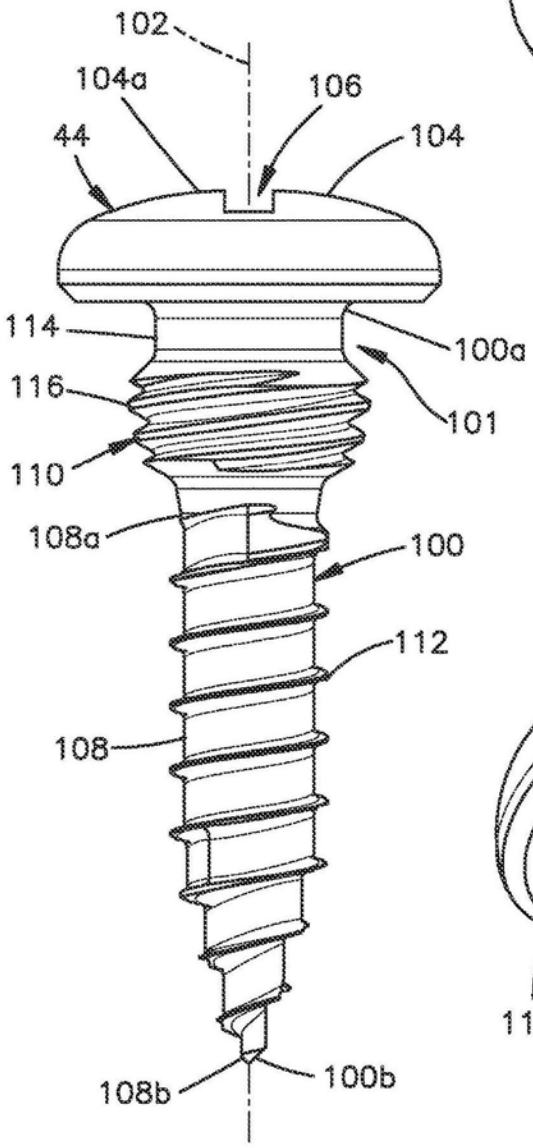



图16C

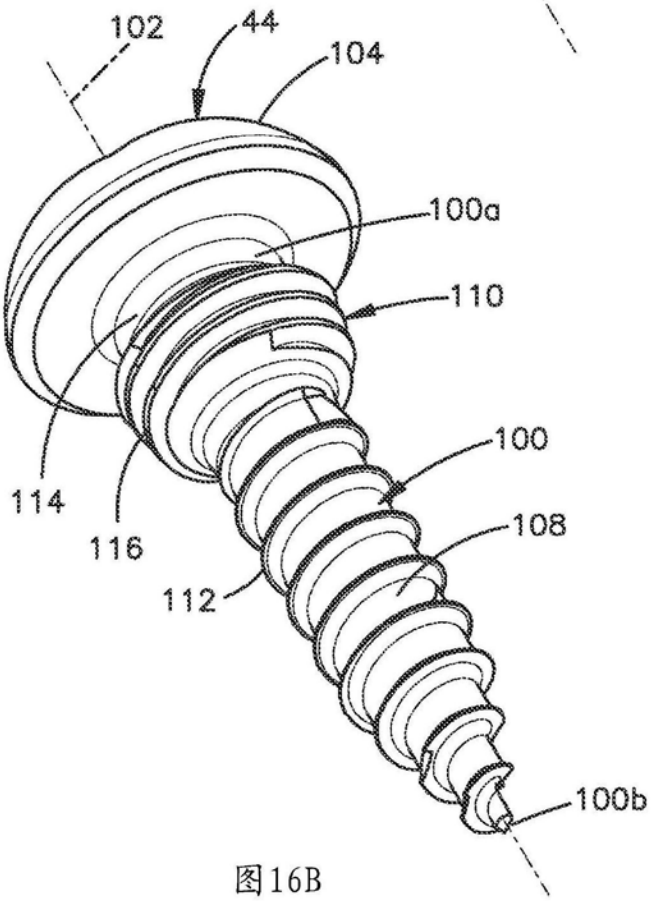



图16B

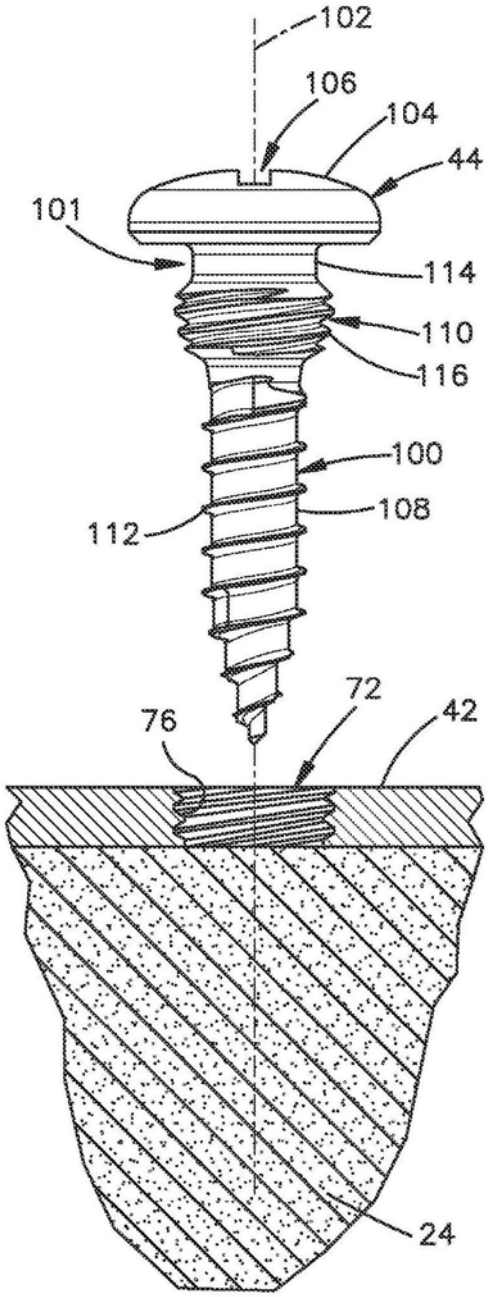



图17A

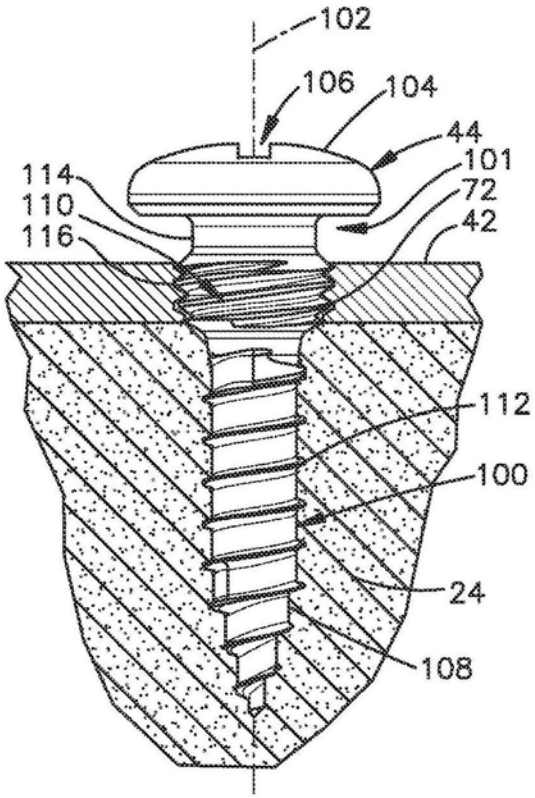



图17B

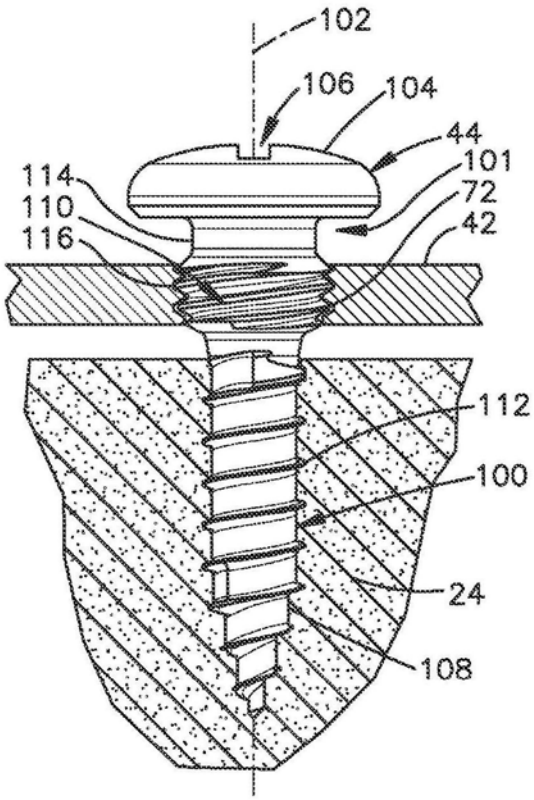



图17C

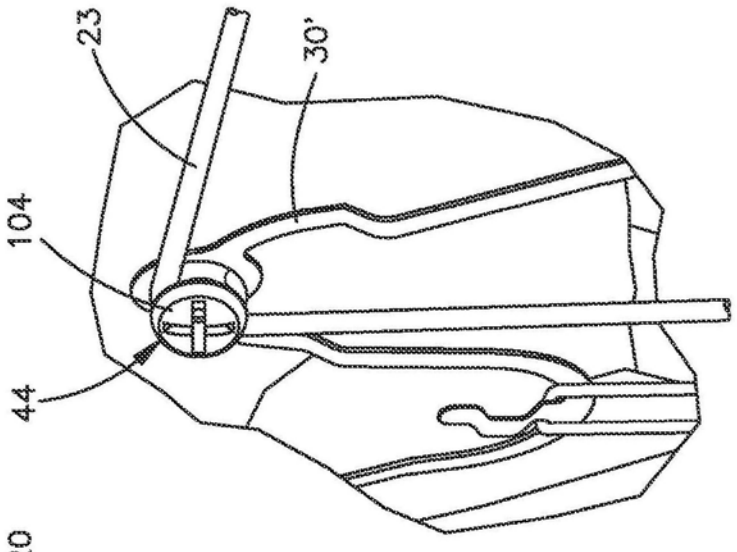

23
30'
104
44

图18B

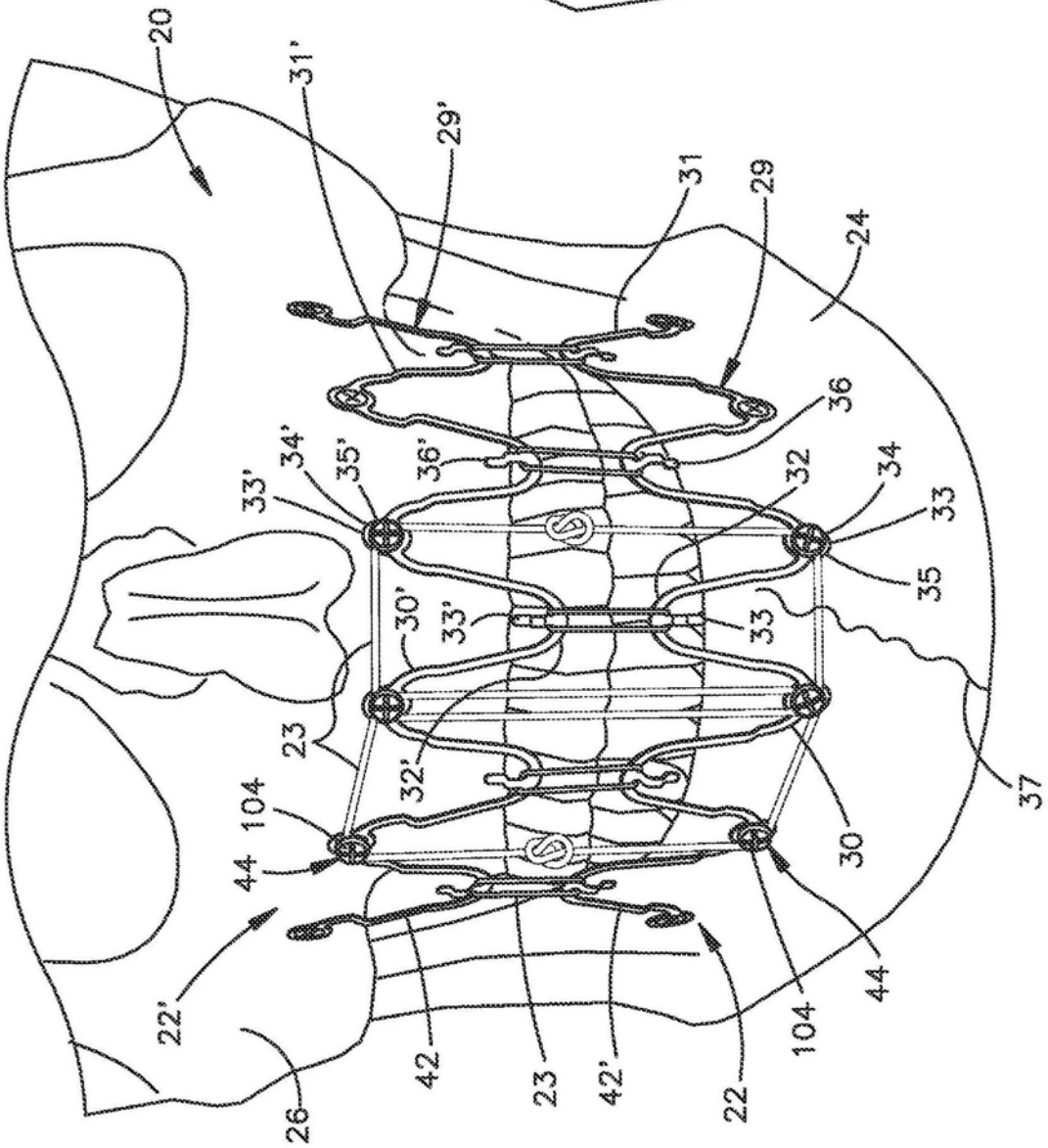

20
31'
29'
31
29
24
36
34'
35'
36'
33'
32
34
33
35
30'
33'
33
23
32'
104
44
30
37
22'
42
23
42'
22
104
44
26

图18A

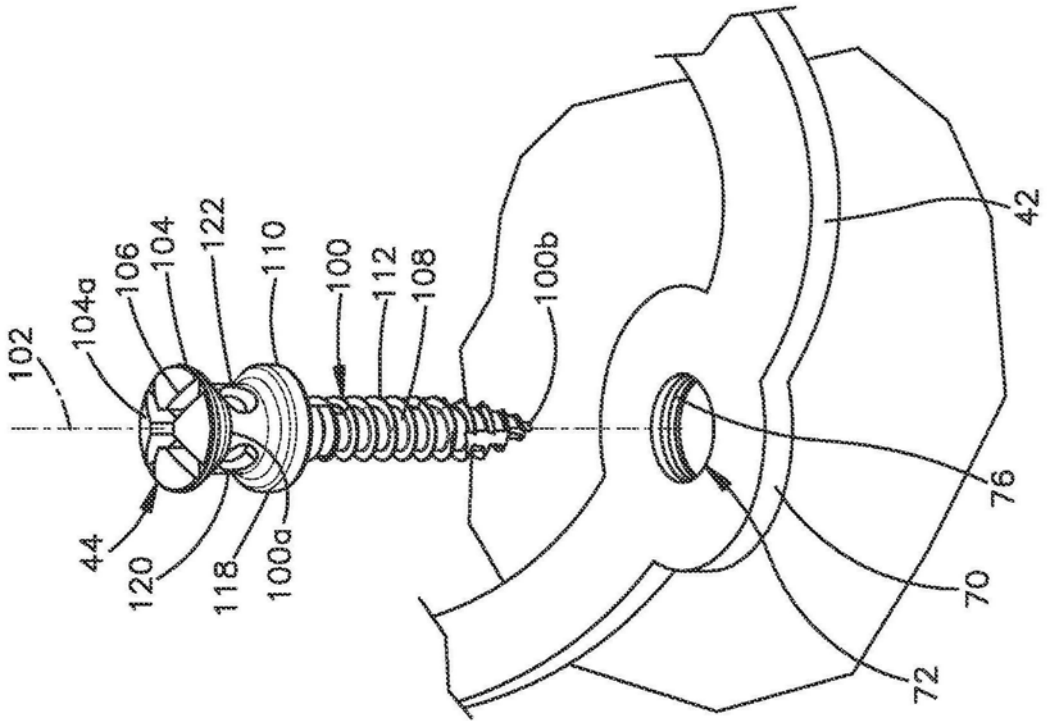

102
104a
106
104
122
110
100
112
108
100b
42
76
70
72
44
120
118
100a

图19A

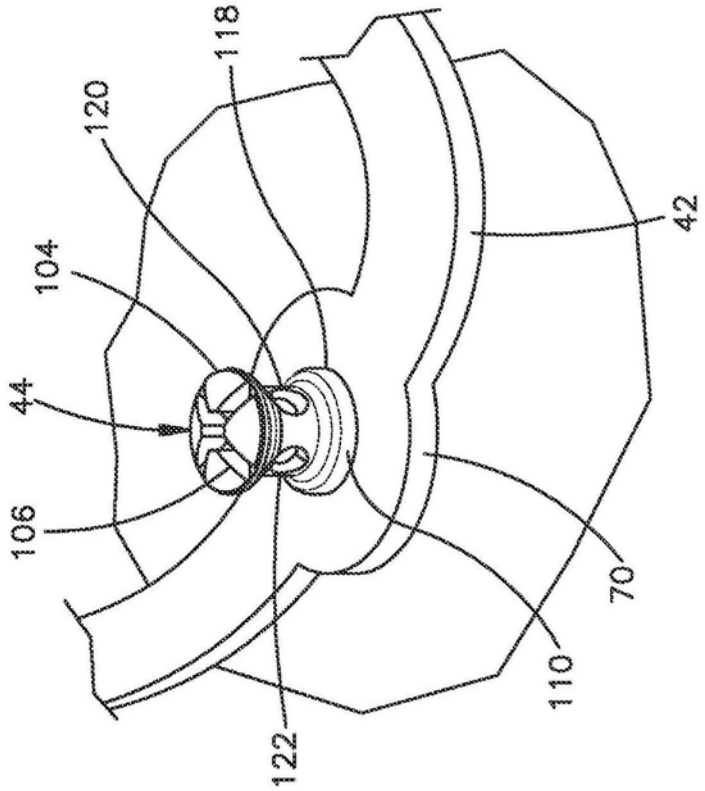

118
120
42
104
44
106
70
110
122

图19B

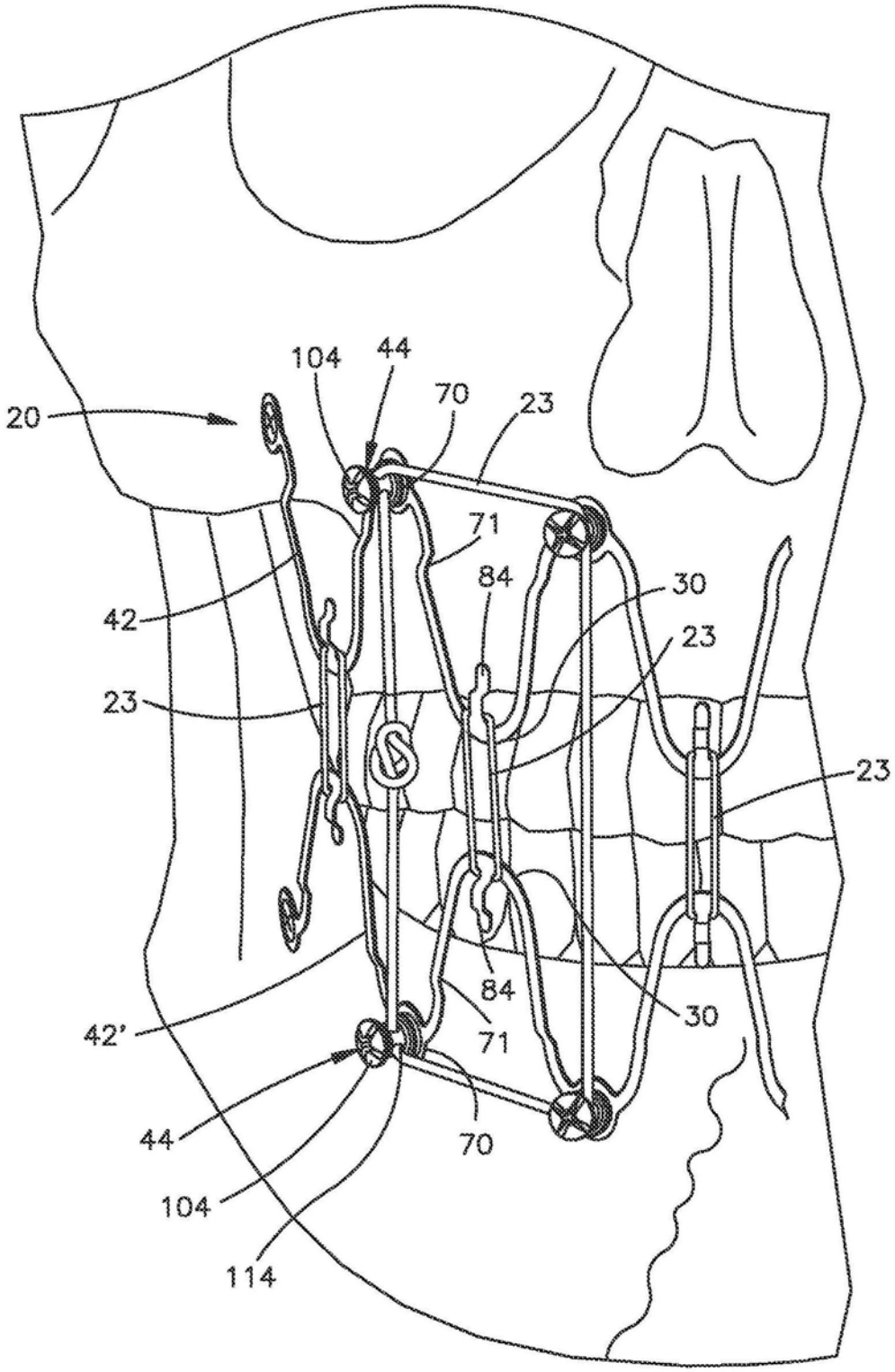



图20