(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 104822332 B
(45)授权公告日 2017.09.29

(21)申请号 201380040119.5
(22)申请日 2013.05.21
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104822332 A
(43)申请公布日 2015.08.05
(30)优先权数据
13/482778 2012.05.29 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.01.28
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2013/042066 2013.05.21
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2013/181024 EN 2013.12.05
(73)专利权人 神经保护科技有限公司
地址 美国加利福尼亚州
(72)发明人 G.R.麦克卢恩 B.J.雷明顿
D.R.巴克 J.N.洛冈
G.C.斯塔尔库普
(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 谭佐晞 傅永霄
(51)Int.Cl.
*A61B 17/56*(2006.01)
*A61B 17/58*(2006.01)
*A61B 17/70*(2006.01)
*A61F 2/02*(2006.01)
*A61F 2/28*(2006.01)
*A61F 2/44*(2006.01)
(56)对比文件
US 2012/0071979 A1,2012.03.22,说明书第502-506段,附图1-6.
US 7727280 B2,2010.06.01,权利要求1-37,说明书第9栏第22行-第12栏第26行,附图9-14B.
US 7727280 B2,2010.06.01,权利要求1-37,说明书第9栏第22行-第12栏第26行,附图9-14B.
(续)
审查员 姚媛

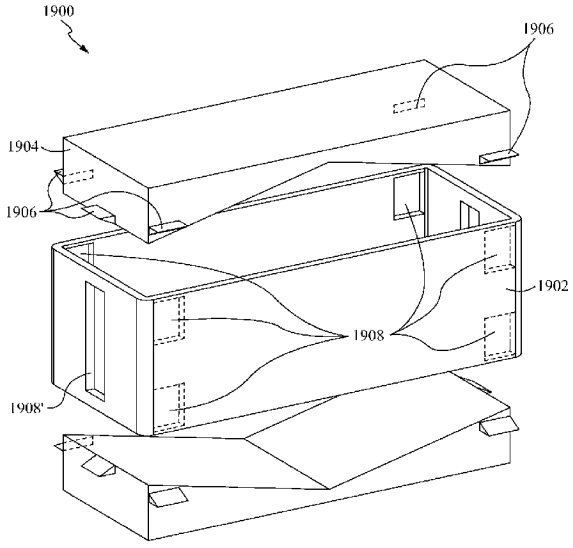
权利要求书1页 说明书23页 附图31页

(54)发明名称

# 骨融合装置

(57)摘要

一种骨融合装置在骨融合时期期间向骨提供了稳定性。例如,骨包括脊柱的椎骨。骨融合装置包括通过相关联的旋转器件来附接到骨融合装置上的一个或多个可延伸的突片。骨融合装置优选通过使用关节镜手术程序来插入。在装置的关节镜插入期间,突片针对紧凑性进行预构造。在该紧凑构造中,突片优选地沿骨融合装置的外部表面设置和/或设置在骨融合装置的外部表面内。在骨融合装置已定位在骨之间之后,一个或多个突片延伸。在优选实施例中,各个突片的位置与定位元件和延伸块相关。典型地,突片有利地将骨融合装置定位并支撑在骨之间的有限空间中,直到骨已融合。




CN 104822332 B

[转续页]

[接上页]

(56)对比文件

US 2012/0071979 A1,2012.03.22,说明书第502-506段,附图1-6.

US 5171278 A,1992.12.15,全文.

US 5782832 A,1998.07.21,全文.

US 2004/0024461 A1,2004.02.05,全文.

US 2004/0138750 A1,2004.07.15,全文.

US 2006/0069436 A1,2006.03.30,全文.

1.一种用于插入期望位置中的骨融合装置,其包括:

a. 本体,其具有第一端、第二端和内部腔;

b. 一个或多个突片,构造成选择性地从在所述本体内的收缩位置移动至延伸出所述本体外的延伸位置,以便将所述骨融合装置支撑在所述期望位置中,各个突片均包括:邻近所述第一端的第一突片端、以及远离所述第一端并且接近所述第二端的第二突片端;

c. 定位元件,其定位成穿过所述本体的所述第一端且大致在所述本体的所述内部腔内;

d. 一个或多个延伸块,联接到所述定位元件上,用于使所述一个或多个突片在所述收缩位置与所述延伸位置之间移动;以及

e. 一个或多个固持弹簧,构造成将力施加到所述突片上来将所述突片偏移在所述收缩位置中。

2.根据权利要求1所述的装置,其中,所述固持弹簧包括一条或多条线,联接到所述本体上,且定位成使得所述一条或多条线阻止所述突片的一部分移动至所述延伸位置,由此将所述突片偏移在所述收缩位置中。

3.根据权利要求2所述的装置,其中,所述突片中的每一个的所述部分均包括接纳所述线的一部分以便防止所述线滑出所述突片的所述部分的一个或多个通道。

4.根据权利要求2所述的装置,其中,所述突片中的每一个的所述部分均包括一个或多个孔口,所述线穿越所述一个或多个孔口,以便将线装固到所述突片的所述部分上。

5.根据权利要求1所述的装置,其中,所述固持弹簧包括一条或多条线,各自包绕所述突片,使得所述线抵抗所述突片的分离,由此将所述突片偏移在所述收缩位置中。

6.根据权利要求1所述的装置,其中,所述固持弹簧包括一条或多条线,联接到所述本体和所述突片上,使得所述线抵抗所述突片相对于所述本体的移动,由此将所述突片偏移在所述收缩位置中。

7.根据权利要求1所述的装置,其中,所述固持弹簧包括一条或多条线,各自联接到所述突片中的两个或多个上,使得所述线抵抗所述两个或多个突片的分离,由此将所述突片偏移在所述收缩位置中。

8.根据权利要求1所述的装置,其中,所述固持弹簧包括所述本体的一个或多个柔性部分,定位成使得所述本体的所述柔性部分阻止所述突片的一部分移动至所述延伸位置,由此将所述突片偏移在所述收缩位置中。

# 骨融合装置

[0001] 相关申请

[0002] 本申请为在2006年7月10日提交的且题为"BONE FUSION DEVICE"的共同待决(co-pending)的美国专利申请序列号11/484,379的部分继续(continuation-in-part),其为2010年6月1日颁发的且题为"BONE FUSION DEVICE"的美国专利号7,727,280的部分继续,其为在2005年11月1日提交的且题为"BONE FUSION DEVICE"的放弃的美国专利申请序列号11/264,958的部分继续,并且其基于2004年11月3日提交的且题为"BONE FUSION DEVICE"的过期的美国临时专利申请序列号60/624,836的35 U.S.C.§119 (e)来请求优先权,所有这些均通过引用并入本文。此外,本申请基于2012年4月13日提交的且题为"BONE FUSION DEVICE"的美国临时专利申请序列号61/624, 155的35 U.S.C.§119 (e)来请求享有优先权,该申请通过引用并入本文。

## 技术领域

[0003] 本发明一般地涉及骨融合(fusion)装置。更具体而言,本发明涉及可关节镜地(arthroscopically)插入的用于融合脊柱的椎骨的装置。

## 背景技术

[0004] 脊柱由堆叠在彼此顶上的椎骨构成。盘(disc)在椎骨之间,盘为胶状的缓冲物,其用作振动吸收体并保持脊柱为灵活的。盘上的损伤、疾病或过高压力可引起变性盘疾病或其它病症,其中盘变得更薄,并且允许椎骨移动为更靠近在一起或变为不对准的。结果,神经可变为被夹住,引起传播到身体的其它部分中的疼痛,或椎骨的不稳定性可随之发生。

[0005] 用于纠正盘相关病症的一种方法是将融合笼插入椎骨之间,以用作用于损坏的盘的结构替换。融合笼典型地为常由钛制成的中空金属装置。一旦插入,则融合笼维持椎骨之间的适当分离,以防止神经被夹住,并且为脊柱提供结构稳定性。另外,笼的内部以骨移植材料来填充,骨移植材料最终与相邻的椎骨永久地融合成单个单元。

[0006] 用于脊柱中的椎骨的融合和稳定化的融合笼的使用在现有技术中是已知的。授予Ray等人的题为"V-Thread Fusion Cage and Method of Fusing a Bone Joint"的美国专利号4,961,740公开了一种带有螺纹外部表面的融合笼,其中螺纹的冠部是尖锐的,并且切入骨中。穿孔设在螺纹的相邻圈之间的谷部中。笼可拧入设在手术部位处的骨结构中的螺纹孔中,并且随后以促进融合的骨碎片来填塞。

[0007] 授予Michelson的题为"Threaded Spinal Implant"的美国专利号5,015,247公开了一种融合植入物,其包括:圆柱形部件,其具有在圆柱形部件的外部上的一系列螺纹,用于接合椎骨来将植入物维持就位;以及圆柱形表面上的多个开口。

[0008] 授予Simpson的题为"Anterior Lumbar Underbody Fusion Implant and Method For Fusing Adjacent Vertebrae"的美国专利号6,342,074公开了一种整体脊柱融合植入物,其包括具有进入通路的中空本体,进入通路用于在植入物已附连到相邻椎骨上之后将骨移植材料插入椎骨间空间中。植入物提供了一对螺纹接纳通道,它们相对于中心平面相

反地倾斜。在一个实施例中，螺纹接纳通道使骨科螺杆的头部能够完全保持在进入通路内。

[0009] 授予Bagby的题为"Self-tapping Interbody Bone Implant"的美国专利号5,885,287公开了一种骨连结植入物，其带有刚性的、可植入的底座本体，该底座本体具有外部表面，带有构造成用于接合在待连结的一对骨体之间的至少一个骨床(bone bed)接合部分，其中至少一个键由骨床接合部分提供，键构建并布置成朝本体外延伸且具有底切部分。授予Teitelbaum等人的题为"Expandable Fusion Cage"的美国专利号6,582,467公开了一种可扩张的融合笼，其中笼的表面具有从金属切出来形成尖锐的倒刺的多个部分。当笼扩张时，尖锐的倒刺突入椎骨的皮层下骨中，以将笼固着就位。笼以骨或骨基质材料来填充。

[0010] 授予Sertich的题为"Interbody Fusion Cage"的美国专利号5,800,550公开了一种假体装置，其包括适应于座置在椎骨的硬端板上的惰性的大体上矩形形状的支承本体。支承本体具有顶表和底面。第一栓可移动地安装在位于支承本体中的第一孔口中，并且第一孔口终止于支承本体的顶面和底面中的一者处。此外，第一栓远离顶面和底面中的一者突出并且突入相邻的椎骨中，以将支承本体相对于椎骨装固就位。

[0011] 授予Liu等人的题为"Expandable Interbody Fusion Cage and Method for Insertion"的美国专利号6,436, 140公开了一种可扩张的中空本体间融合装置，其中本体分成在固定端处连接到彼此上且在可扩张端处分离的若干分支。可扩张的笼可以以其大致圆柱的形状来插入，并且可通过扩张部件的移动而扩张，以建立脊柱的脊柱前凸。扩张部件与装置的内部表面相互作用，以将笼维持在扩张状态下，并且提供了用于接纳骨向内生长材料的大的内部室。

[0012] 所有这些专利都公开了可在侵入式手术程序中插入脊柱的椎骨之间的融合笼装置。此类侵入式手术程序需要长的恢复时期。

## 发明内容

[0013] 本发明为一种用于插入待融合在一起的骨(例如，脊柱的椎骨)之间的骨融合装置。骨融合装置包括一个或多个可延伸的突片。在突片与装置的本体对准来使得突片位于装置的外部时，骨融合装置为在其最紧凑状态下。在此紧凑形式中，骨融合装置优选地通过使用关节镜程序来插在椎骨之间。一些实施例的骨融合装置以骨移植材料来填充。在这些实施例中，骨移植材料典型地通过使用引导螺杆来从骨融合装置的内部重新定位至骨融合装置的外部。在装置已定位在椎骨之间且引导螺杆插入来可选地输送骨移植材料之后，选定的突片被延伸。优选地，两个突片在旋转器件旋转时延伸，其中，当延伸块接近骨融合装置的端部时，延伸块在螺杆上向上行进来推出成角的突片。各个突片相对于骨融合装置的位置可取决于相关联的旋转器件的构造来调整。以此方式，突片有利地定位在椎骨之间的受限的空间中，以协助支撑(brace)装置，直到骨已融合。此外，骨融合装置的突片提供了更大的表面区域，骨在愈合时期期间附接并融合到该更大的表面区域上。

[0014] 在一些实施例中，骨融合装置的本体为带有端面的圆的圆柱体。骨融合装置具有导管或孔，导管或孔允许装置内的骨移植材料流至装置的外部，此处材料接触且移植至椎骨上。可延伸的突片以各种构造来布置在骨融合装置的外部上，包括端面。优选地，骨融合装置为矩形的，并且突片在多于一个侧面上附接到装置的本体上，以从相邻椎骨之间的多个方向来最佳地支撑装置。备选地，骨融合装置具有矩形形状，带有端面和附接到多个外部

表面上的可延伸的突片。在一些实施例中，一些实施例的骨融合装置包括在外部表面上的凸起、螺纹和/或尖锐特征部和/或可延伸的突片。这些特征构造成接合相邻椎骨，以提供装置与椎骨之间的更紧的交界面。在一些实施例中，突片包括止挡部来防止突片延伸出本体外过远。在一些实施例中，装置包括射频标识芯片，用于提供关于装置的信息和/或其它信息。在一些实施例中，装置包括用于将突片偏移在收缩位置中的一个或多个固持弹簧。在一些实施例中，突片包括多个嵌套水平部(nested levels)，它们使突片能够延伸来包括水平部的伸缩，以便提高稳定性和延伸的量。在一些实施例中，突片包括一个或多个舌部，它们增大了突片的顶部表面面积，使得存在更大的表面面积来接触和融合到骨上。

[0015] 本申请的一个方面针对一种用于插入期望位置中的骨融合装置。骨融合装置包括：具有第一端和内部腔的本体、构造成选择性地从本体内的收缩位置移动至延伸出本体外的延伸位置以便将骨融合装置支撑在期望位置中的一个或多个突片、定位成穿过本体的第一端且大致在本体的内部腔内的定位元件、用于使一个或多个突片在收缩位置与延伸位置之间移动的联接到定位元件上的一个或多个延伸块，以及构造成将力施加到突片上来使突片偏移在收缩位置中的一个或多个固持弹簧。在一些实施例中，固持弹簧包括一条或多条线，一条或多条线联接到本体上且定位成使得线阻止突片的一部分移动至延伸位置，由此将突片偏移在收缩位置中。在一些实施例中，突片中的每一个的部分包括一个或多个通道，一个或多个通道接纳线的一部分，以便防止线滑出突片的部分。在一些实施例中，突片中的每一个的部分均包括一个或多个孔口，纤维穿越(thread)孔口，以便将线装固到突片的部分上。在一些实施例中，固持弹簧包括一条或多条线，各自包绕突片，使得线抵抗突片的分离，由此将突片偏移在收缩位置中。在一些实施例中，固持弹簧包括一条或多条线，一条或多条线联接到本体和突片上，使得线抵抗突片相对于本体的移动，由此将突片偏移在收缩位置中。在一些实施例中，固持弹簧包括一条或多条线，各自联接到突片中的两个或多个上，使得线抵抗两个或多个突片的分离，由此将突片偏移在收缩位置中。在一些实施例中，固持弹簧包括本体的一个或多个柔性部分，本体的一个或多个柔性部分定位成使得本体的柔性本体阻止突片的一部分移动至延伸位置，由此将突片偏移在收缩位置中。

[0016] 本申请的第二方面针对一种用于插入期望位置中的骨融合装置。骨融合装置包括：本体，其具有第一端、内部腔和具有一个或多个凹口的内表面；一个或多个突片，各自具有从突片的周边突起的一个或多个止挡部，其中，突片构造成从本体内的收缩位置选择性地移动至延伸出本体外的延伸位置，以便将骨融合装置支撑在期望位置中；定位元件，其定位成穿过本体的第一端且大致在本体的内部腔内；以及一个或多个延伸块，一个或多个延伸块联接到定位元件上，用于使一个或多个突片在收缩位置与扩张位置之间移动，其中，凹口构造成在突片插入本体中时接纳止挡部并且在突片在延伸位置中时通过阻挡止挡部的朝外移动来防止突片与本体分离。在一些实施例中，止挡部中的每一个的朝外表面的底部均比止挡部中的每一个的朝外表面的顶部更接近突片的周边，使得各个止挡部包括相对于突片的周边向外成角的面，以便便于将止挡部插入本体的凹口中。在一些实施例中，止挡部中的每一个的顶部部分均与突片的周边分离，使得顶部部分能够朝突片的周边弯曲，以便便于将止挡部插入本体的凹口中。在一些实施例中，装置还包括构造成将力施加到突片的止挡部上由此将突片偏移在收缩位置中的一个或多个固持弹簧。在一些实施例中，固持弹簧包括一条或多条线，一条或多条线联接到本体上且定位成使得线阻止突片的止挡部移动

至延伸位置，由此将突片偏移在收缩位置中。在一些实施例中，固持弹簧包括一条或多条线，一条或多条线联接到本体和突片的止挡部上，使得线抵抗突片相对于本体的移动，由此将突片偏移在收缩位置中。在一些实施例中，固持弹簧包括一条或多条线，各自联接到突片中的两个或多个的止挡部上，使得线抵抗两个或多个突片的分离，由此将突片偏移在收缩位置中。在一些实施例中，固持弹簧包括本体的一个或多个柔性部分，本体的一个或多个柔性部分定位成使得本体的柔性部分阻止突片的止挡部在突片朝延伸位置移动时在凹口内移动，由此将突片偏移在收缩位置中。

[0017] 本申请的又一个方面针对一种用于插入期望位置中的伸缩式(telescoping)骨融合装置。伸缩式骨融合装置包括：本体，其具有第一段和内部腔；一个或多个突片，各自具有构造成在本体内的收缩位置与延伸出本体外的延伸位置之间选择性地伸缩以便将骨融合装置支撑在期望位置中的多个嵌套水平部；定位成穿过本体的第一端且大致在本体的内部腔内的定位元件；以及一个或多个延伸块，一个或多个延伸块联接到定位元件上，用于使一个或多个突片的嵌套水平部在收缩位置与延伸位置之间移动。在一些实施例中，各个突片的嵌套水平部中的每一个均具有与突片的其它嵌套水平部的最大延伸位置不同的最大延伸位置。在一些实施例中，用于各个突片的嵌套水平部中的每一个的最大延伸位置离本体的距离从最外嵌套水平部至最内嵌套水平部增大。在一些实施例中，各个突片的嵌套水平部中的每一个均包括内表面，内表面具有与突片的其它嵌套水平部的内表面轮廓不同的轮廓，并且进一步地，其中，延伸块中的至少一个构造成在收缩位置与延伸位置之间移动嵌套水平部时接触内表面。在一些实施例中，一个或多个延伸块包括在不同高度处的多个上部表面，并且进一步地，其中，在各个高度处的上部表面与一个或多个嵌套水平部相关联，使得该高度的上部表面在使嵌套水平部在收缩位置与延伸位置之间移动时接触相关联的嵌套水平部。在一些实施例中，各个突片的最内嵌套水平部包括从最内嵌套水平部的顶部表面延伸至突片的周边的一个或多个舌部。在一些实施例中，各个突片的非最内嵌套水平部包括与一个或多个舌部对准的一个或多个凹口，使得当最内嵌套水平部嵌套在非最内嵌套水平部中的一个或多个内时，舌部在凹口内滑动。

[0018] 本申请的另一个方面针对一种植入伸缩式骨融合装置的方法。该方法包括：将骨融合装置插入期望位置中，其中，骨融合装置包括本体、定位元件、一个或多个延伸块以及一个或多个可移动的突片，一个或多个可移动的突片各自具有构造成选择性地在本体内的收缩位置与延伸出本体外的延伸位置之间伸缩的多个嵌套水平部，以便将骨融合装置支撑在期望位置中；以定位元件和多个延伸块来将一个或多个可移动的突片预构造至收缩位置，使得骨融合装置具有最小化的形状因数；以及通过以定位元件来移动多个延伸块而使一个或多个突片的嵌套水平部中的每一个伸缩至期望的延伸位置。在一些实施例中，旋转定位元件会移动多个延伸块。在一些实施例中，各个突片的嵌套水平部中的每一个均具有与突片的其它嵌套水平部的最大延伸位置不同的最大延伸位置。在一些实施例中，用于各个突片的嵌套水平部中的每一个的最大延伸位置离本体的距离从最外嵌套水平部至最内嵌套水平部增大。在一些实施例中，各个突片的嵌套水平部中的每一个均包括内表面，内表面具有与突片的其它嵌套水平部的内表面轮廓不同的轮廓，并且进一步地，其中，伸缩包括在由所述定位元件移动时接触着嵌套水平部中的每一个的内表面的延伸块中的至少一个。在一些实施例中，一个或多个延伸块包括不同高度处的多个上部表面，并且在各个高度处

的上部表面与嵌套水平部中的一个或多个相关联，并且进一步地，其中，伸缩包括在由定位元件移动时在接触着相关联的嵌套水平部的高度处的延伸块的上部表面。在一些实施例中，各个突片的最内嵌套水平部均包括从最内嵌套水平部的顶部表面延伸至突片的周边的一个或多个舌部。在一些实施例中，各个突片的非最内嵌套水平部包括与一个或多个舌部对准的一个或多个凹口，使得当最内嵌套水平部嵌套在最内嵌套水平部中的一个或多个内时，舌部在凹口内滑动。在一些实施例中，该方法还包括将具有指示器和一对转移板的转移器械插入期望位置中、使转移板分离以及以指示器来显示与转移板的分离相对应的信息。

[0019] 本申请的另一个方面针对一种用于插入期望位置中的骨融合装置。骨融合装置包括：壳体，其包括第一端和第二端；用于将骨融合装置支撑在期望位置的空间中的一个或多个突片，各个突片均包括邻近第一端的第一突片端和远离第一端且邻近第二端的第二突片端；定位成穿过第一端的定位元件；以及联接到定位元件上且与一个或多个突片接触来用于移动一个或多个突片的多个延伸块，其中，当定位元件在第一方向上移动时，多个延伸块使突片朝向延伸位置升高并且当在延伸位置中时直接地支承第一突片端和第二突片端。在一些实施例中，装置还包括唯一地识别骨融合装置的射频识别装置。

[0020] 本申请的另一个方面针对一种在期望方向上植入骨融合装置的方法。该方法包括：将骨融合装置插入期望位置中，其中，骨融合装置包括第一端、第二端、内部腔、定位元件、多个延伸块和一个或多个可移动的突片，一个或多个可移动的突片各自与延伸块中的一个接触并且包括邻近第一端的第一突片端和远离第一端且邻近第二端的第二突片端；以及通过旋转定位元件来使多个延伸块中的至少一个朝一个或多个突片的第一端或第二端移动而将一个或多个突片延伸至延伸位置，其中，至少一个延伸块在突片在延伸位置中时直接地支承突片中的一个或多个的第一突片端或第二突片端。在一些实施例中，该方法还包括将具有指示器和一对转移板的转移器械插入期望位置中、使转移板分离以及以指示器来显示与转移板的分离相对应的信息。

[0021] 本申请的又一个方面针对一种操作用于植入具有一个或多个突片和定位元件的骨融合装置的收缩器械的方法。该方法包括将具有指示器和一对转移板的转移器械插入期望位置中、使转移板分离以及以指示器来显示与转移板的分离相对应的信息。在一些实施例中，显示的信息指示了转移板之间的分离的量。在一些实施例中，显示的信息指示了抵抗板的转移的力的量。在一些实施例中，显示的信息指示了骨融合装置的大小或类型。在一些实施例中，显示的信息指示了骨融合装置的定位元件为了延伸一个或多个突片使得骨融合装置的高度等于转移板的转移的量将需要的旋转的数目。在一些实施例中，期望的位置包括在一块或多块椎骨之间。在一些实施例中，该方法还包括将转移板叠在一起，并且从期望位置除去转移器械。

## 附图说明

[0022] 图1图示了根据本发明的一些实施例的骨融合装置。

[0023] 图2图示了根据本发明的备选实施例的骨融合装置。

[0024] 图3A至图3B图示了一段脊柱，示出了插在两个相邻椎骨之间代替椎间盘的骨融合装置。

[0025] 图4A至图4B图示了一些实施例的蜗杆驱动件与可延伸的突片的详细视图。

[0026] 图5A至图5B图示了一些实施例的小的形状因数。

[0027] 图6A至图6B图示了一些实施例的小的形状因数的横截面视图。

[0028] 图7A至图7B为图示了一些实施例的突片和突片凹部(bay)的透视图。

[0029] 图8图示了根据本发明的一些实施例的过程流程。

[0030] 图9图示了本发明的一些实施例中的骨融合装置的顶部透视图。

[0031] 图10图示了本发明的一些实施例中的骨融合装置的顶部/侧面透视图。

[0032] 图11图示了本发明的一些实施例中的骨融合装置的顶部/侧面透视图。

[0033] 图12图示了一段脊柱,示出了插入两个相邻椎骨之间替代椎间盘的骨融合装置。

[0034] 图13图示了本发明的另一个实施例中的骨融合装置的侧面透视图。

[0035] 图14A图示了本发明的另一个实施例中的突片紧凑的骨融合装置的横截面视图。

[0036] 图14B图示了本发明的另一个实施例中的突片延伸的骨融合装置的横截面视图。

[0037] 图15图示了本发明的优选实施例中的骨融合装置的顶部透视图。

[0038] 图16图示了本发明的优选实施例中的骨融合装置的侧面透视图。

[0039] 图17图示了本发明的优选实施例中的骨融合装置的构件的横截面视图。

[0040] 图18A图示了本发明的优选实施例中的突片紧凑的骨融合装置的横截面视图。

[0041] 图18B图示了本发明的优选实施例中的突片延伸的骨融合装置的横截面视图。

[0042] 图19图示了根据一些实施例的具有一个或多个止挡部的骨融合装置的透视图。

[0043] 图20图示了根据一些实施例的具有一个或多个止挡部的突片的前视图。

[0044] 图21A图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的收缩的骨融合装置的侧面横截面视图。

[0045] 图21B图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的延伸的骨融合装置的侧面横截面视图。

[0046] 图21C图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的延伸的骨融合装置的侧面横截面视图。

[0047] 图21D图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的骨融合装置的突片的前部横截面视图。

[0048] 图21E图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的延伸的骨融合装置的侧面横截面视图。

[0049] 图21F图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的延伸的骨融合装置的侧面横截面视图。

[0050] 图21G图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的延伸的骨融合装置的侧面横截面视图。

[0051] 图21H图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的骨融合装置的透视图。

[0052] 图21I图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的收缩的骨融合装置的横截面视图。

[0053] 图21J图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的延伸的骨融合装置的横截面视图。

[0054] 图22A图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合

装置的侧面横截面视图。

[0055] 图22B图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合装置的顶视图。

[0056] 图22C图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合装置的分解侧面横截面视图。

[0057] 图22D图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合装置的底部横截面视图。

[0058] 图22E图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合装置的侧面横截面视图，伸缩式水平部带有舌部。

[0059] 图22F图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合装置的顶视图，伸缩式水平部带有舌部。

[0060] 图22G图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合装置的延伸块的透视图。

[0061] 图23图示了将根据一些实施例的伸缩式骨融合装置植入骨之间的方法的流程图。

[0062] 图24图示了根据一些实施例的用于测量待由骨融合装置填充的空间的转移器械的透视图。

[0063] 图25图示了根据一些实施例的转移本体的顶部横截面视图。

[0064] 图26图示了根据一些实施例的收缩器具的收缩头部的构件的透视图。

[0065] 图27A图示了根据一些实施例的带有完全收缩的板的收缩器具的头部的横截面视图。

[0066] 图27B图示了根据一些实施例的带有完全延伸的板的收缩器具的头部的横截面视图。

[0067] 图28图示了根据一些实施例的操作收缩器具的方法的流程图。

## 具体实施方式

[0068] 在以下描述中，出于阐释的目的阐述了许多细节和备选方案。然而，本领域技术人员将认识到的是本发明可在不使用这些具体细节的情况下实施。例如，以下的图和描述常涉及脊柱的脊椎骨。然而，本领域技术人员将认识到的是，本发明的一些实施例针对其它骨的融合来实施，包括断骨和/或关节。在其它实例中，公知的结构和装置以框图的形式示出，以免以非必要的细节而使本发明的描述不清楚。

[0069] 图1图示了根据本发明的一些实施例的骨融合装置100。如该图中所示，骨融合装置100具有圆的圆柱形状，并且具有两个端面，包括端面140。在一些实施例中，骨融合装置100由高强度生物相容的材料(例如，钛)构筑，其具有经得起由患者的体重和日常移动所产生的脊柱中的压缩力和剪切力的强度。基本生物相容材料常为有纹理的或以多孔材料来涂布，多孔材料有助于新的骨细胞在骨融合装置100上生长。

[0070] 也如图1中所示，端面140具有开口145，其允许骨移植材料插入骨融合装置100中。骨移植材料包括来自相同患者的骨碎片(自体移植物)、来自供者的骨碎片(同种异体移殖物或异种移植物)和/或合成的骨基质。骨移植材料典型地在患者接受骨融合手术之后的恢复时期期间促进骨生长。如图1中进一步图示，骨融合装置100具有若干导管或孔150，导管

或孔150准许骨移植材料在装置100已插在患者的椎骨之间之后接触脊椎骨。骨移植材料和装置100的表面纹理鼓励骨从相邻椎骨的生长和融合。融合和愈合过程将导致骨融合装置100变为嵌入脊柱的两个相邻椎骨内，脊柱的两个相邻椎骨最终在愈合时期期间融合在一起。

[0071] 如图1中进一步图示，若干个突片131、132、133、134、135和136沿骨融合装置100的圆的圆柱形状本体分布。这些突片131-136各自通过相应的旋转器件111、112、113、114、115和116来附接到骨融合装置100上。旋转器件111-116典型地为螺丝起子(turn screw)型组件。当骨融合装置100插入患者身体中时，突片131-136如突片的点状轮廓121-126所示的那样沿装置100的本体躺置。因此，骨融合装置100的未延伸的突片121-126提供了紧凑的组件，其适于通过关节镜手术程序来插入患者的身体中。关节镜程序被认为是最小侵入性的，并且具有优于更大侵入性的常规手术程序的某些优点。在关节镜程序中，相比于常规侵入式手术所需的切口大小，采用了较小的手术切口。此外，关节镜程序减小或消除了使患者组织(如肌肉和神经)过度收缩的需要，从而减小了对肌肉和神经的损伤和损害，并且进一步缩短了患者的康复时间。

[0072] 在将装置100插入患者椎骨之间的空间中之后，外科医生通过旋转各个选定的突片的相应旋转器件111-116来选择性地延伸特定突片131-136。各个旋转器件111-116旋转得越多，其相应的突片131-136从沿装置100的本体的初始位置121-126升高和延伸就越远。各个突片的131-136位置是可个别地调整的，以便将装置100最佳地支撑在椎骨之间。由于一般地与脊柱椎骨相关联的压缩力，一些实施例包括略微大于90度的用于各个突片的运动的范围。特别地发现的是这些实施例的突片在实施本发明的该方面的减少期间旋转至关于骨融合装置的表面略大于大约90度的角。在该构造中延伸的突片被发现为能够经得起最大量的压缩力。

[0073] 突片131-136在延伸时紧密地抵接靠着椎骨的表面，椎骨的表面紧邻骨融合装置100。在一些实施例中，突片131-136具有用于接合相邻椎骨的沿突片的长度的尖锐凸起，而一些实施例的突片131-136具有用于拧入椎骨中并接合椎骨的螺旋型螺纹。可选地，一些实施例的突片具有表面纹理，以鼓励并加强新骨在突片131-136上的生长。该表面纹理常类似于在装置100的主体上使用的表面纹理。不管它们的纹理和/或具体物理性质，突片131-136有利地将骨融合装置100楔入椎骨之间的固定位置中，并且提供了更大的表面区域，相邻的椎骨在愈合时期期间与更大的表面区域融合。此外，诸如蛋白质的骨生长材料典型地施加到突片131-136上，以刺激骨融合所需的骨细胞的再生。骨生长材料的应用参照图4来进一步描述。

[0074] 在本发明的备选实施例中，装置100的突片具有咬合入相邻的椎骨中的尖锐的脊部或螺纹，进一步协助将装置支撑在椎骨之间。对本领域技术人员来说将容易地显而易见的是，存在用于骨融合装置100的本体和突片131-136的大量变型。例如，在不同实施例中，骨融合装置100采用了不同数目和/或构造的突片。因此，图1中描绘的突片131-136仅为示例性的。此外，突片131-136以各种定向定位在骨融合装置100的外部表面上的任何位置处。具体而言，突片131-136布置成使得在它们延伸时，突片131-136作用来从若干个点和方向靠着椎骨来稳定骨融合装置100。典型地，骨融合装置100通过突片131-136楔入相邻椎骨之间越紧，则装置100提供给患者的椎骨和脊柱的稳定性就越多。以上描述的实施例的突片

131-136对于确保装置100不被移位是关键的，因为装置100的移动可引起对患者的严重伤害，并且尤其是因为插入装置位于患者的脊髓附近。

[0075] 图2示出了骨融合装置200的备选实施例。如图中所示，一些实施例的骨融合装置200具有矩形形状。类似于图1中所示的圆的圆柱形状的骨融合装置100，矩形骨融合装置200具有两个端面，包括图2中可见的端面245，以及通过旋转器件来附接到外部表面上的多个突片211、212、213、214、215、216、217和218。在一些实施例中，旋转器件为螺旋型组件。突片211-218在骨融合装置200插入椎骨之间之后选择性地延伸。如前文那样，骨融合装置200的插入和选定的突片211-218的延伸典型地由外科医生在关节镜手术程序期间进行。一些实施例的程序参考图8来进一步描述。与各个突片211-218相关联的相应旋转器件的旋转个别地调整相关联的突片211-218的位置，使得装置200牢固地支撑在两个相邻椎骨之间。本领域技术人员将认识到的是，突片211-218以多种构造分布在骨融合装置200的外部表面上，这包括图2中不可容易地看到的装置200的端部和表面。此外，如上文所提及，不同数目的突片211-218分布在不同实施例的骨融合装置200的各个表面上。在一些实施例中，骨融合装置200的表面和/或突片211-218涂布有促进骨生长的多孔表面纹理。

[0076] 端面245具有开口240，其提供了至在骨融合装置200的内部之内的腔的通路。在一些实施例中，骨移植材料(例如，上文提及的骨碎片和/或合成骨基质)通过开口240预装载入骨融合装置200内的腔中。骨融合装置200中的若干导管或孔250准许骨移植材料从内部腔流至与脊椎骨接触的装置200的外部表面。典型地，骨移植材料在装置200定位在椎骨之间之后从内部腔重新定位至骨融合装置200的外部。然而，在一些实施例中，骨移植材料通过源于装置200外的关节镜器件来输送至骨融合装置200的所在地。不管输送手段，骨移植材料和骨融合装置200的表面纹理均鼓励骨生长和与装置200接触的相邻椎骨的融合。当骨融合和愈合进行时，骨融合装置200变为嵌入脊柱的两个融合的椎骨内。

[0077] 图3A图示了一段脊柱，其具有定位在两块椎骨330和335之间的骨融合装置300。如该图中所示，骨融合装置300定位在椎间盘将一般地所处的位置中。柔性盘典型地夹在正常的健康脊柱的两块椎骨之间。例如，普通的、健康的盘340夹在椎骨337和330之间。然而，对于图3中图示的脊柱，一般居于椎骨330和335之间的椎间盘已被切除，并且骨融合装置300的手术插入已代替盘来作为椎骨330和335之间的支承结构。

[0078] 图3A还图示了一般地夹在椎骨330和335之间的受损的盘已被完全除去。然而，完全除去盘以便使用一些实施例的骨融合装置300并非必需的。典型地，仅需要切除如准许放置并定位骨融合装置300所需的一样多的盘。此外，足量的盘典型地被除去，这允许了至旋转器件311、312、313和314的通路，旋转器件311、312、313和314控制着骨融合装置300的突片321、322、323和324的延伸。如上文所提及，额外数目和构造的突片分布在骨融合装置300的外部表面上，包括图3A中不可见的表面。

[0079] 在骨融合装置300的插入和放置期间，突片321-324设置在沿骨融合装置300的本体对准的位置中，使得突片321-324大致躺置在装置300的外部表面之内。在一些实施例中，突片321-324与外部表面齐平。在这些实施例中，骨融合装置300的形状因数构造成尽可能紧凑的。例如，一些实施例的形状因数具有大约0.28英寸的直径和大约1.0英寸的长度。相比之下，这些相同实施例的形状因数在突片321-324完全延伸时具有大约0.48英寸的直径。

[0080] 通过减小所占据的空间，骨融合装置300有利地关节镜地插入患者的身体中。如果

代替地装置300以其完全延伸的形式插入，则将需要更大的手术切口，并且将需要肌肉和神经的更大的位移。然而，其紧凑的形状因数允许骨融合装置300通过有利地利用极微侵入式关节镜技术来插入。随后，骨融合装置300的突片321-324在关节镜插入之后延伸，以最佳地增大形状因数并且将装置300支撑在椎骨330和335之间。在一些实施例中，选定的突片321-324延伸。

[0081] 尽管上文描述的具体实施例具有矩形形状，但本领域技术人员将容易认识到的是，骨融合装置300的横截面在各种实施例中具有不同的形状。例如，更圆的骨融合装置(例如，在图1中图示的装置100)或具有另一种形状的装置与一组可延伸的突片结合来使用，可延伸的突片在本发明的附加实施例中定位在各种构造中。例如，一些实施例具有四排突片，其中各排均定位在骨融合装置的侧面上。在这些实施例中的一些中，各排均具有四个突片。此类实施例参考图7来进一步描述，并且在图3B中以其插入形式来图示。如图3B中所示，第一组四个突片311-314靠着椎骨330来锁定骨融合装置300，而第二组突片315-318靠着椎骨335来锁定骨融合装置300。

[0082] 图4A更详细地图示了一些实施例的骨融合装置400。如该图中所示，骨融合装置400包括用于插入引导螺杆415的内部腔405，以及各自设置在突片凹部421、422、423、424中的一个或多个突片431。

[0083] 突片凹部421-424允许突片431在未延伸时躺置为与骨融合装置400的外部表面420齐平且/或在骨融合装置400的外部表面420内。另外，在未延伸时，突片431和突片凹部421提供了从内部腔405到骨融合装置400的外部表面420的导管450，使得内部腔405内的骨移植材料和/或骨生长材料具有至外部表面420的直接通道。典型地，引导螺杆415的插入迫使内部腔405内的材料重新定位至外部表面420。

[0084] 突片431包括旋转器件411和齿轮齿455。当突片431未延伸时，齿轮齿455提供了一系列被动凹槽，引导螺杆415通过一系列被动凹槽来横穿内部腔405。典型地，突片431在引导螺杆415拧入内部腔405中时保持固定。在这些实施例中，引导螺杆415的螺接并未在引导螺杆415的插入期间指引(address)或影响齿轮齿455。

[0085] 然而，在一些实施例中，齿轮齿455在引导螺杆415已完全插入腔405中时确实采用了引导螺杆415的螺接。例如，在本发明的特定实施方式中，引导螺杆415驱动入腔405中，直到其到达端盖406。端盖406允许引导螺杆415继续旋转就位，但并不允许引导螺杆415穿过腔405继续其向前行进。当这些实施例的引导螺杆415旋转而没有做出向前行进时，旋转的引导螺杆的螺纹接触并接合各个突片431的齿轮齿455。因此，当靠着齿轮齿455施加时，螺旋螺纹的运动和角引起突片431升高并延伸。在一些实施例中，突片431上的齿轮齿455和插入的引导螺杆415的组合被称为蜗杆驱动机构。

[0086] 在蜗杆驱动机构的备选实施例中，旋转器件411转动来抬高突片431。在这些实施例中，用于突片431的旋转器件411典型地包括螺旋起子型机构，使得当旋转器件411转动时，齿轮齿455靠着插入的引导螺杆415的静止螺纹来驱动或旋转。类似地，由于静止引导螺杆的螺旋螺纹的角，故齿轮齿455引起突片431升高且在骨融合装置400的外部表面420上方延伸。

[0087] 如上文所提及，一些实施例的突片431具有相对于骨融合装置400的外部表面420超过90度的运动范围。因此，图4B图示了延伸为略微超过90度的突片431，这是最佳位置，以

经得起施加在一些实施例的椎骨上的压缩力。

[0088] 图5A图示了用于根据一些实施例的骨融合装置500的小的形状因数的近视图。如该图中所示，骨融合装置500具有突片531，突片531并未延伸并且躺置在装置500的外部表面内。与之相反，图5B图示了如上文所描述的用于带有延伸的突片531的骨融合装置500的形状因数。类似地，图6A图示了具有小的形状因数的骨融合装置600的横截面视图，而图6B图示了带有延伸的突片631的横截面视图。

[0089] 图7A为透视图，图示了根据本发明的一些实施例的骨融合装置700，骨融合装置700带有在装置700的四个相对侧上的四个突片凹部。如上文所描述，突片设置在各个突片凹部中，并且由旋转器件装固。例如，突片731设置在突片凹部721中，并且由旋转器件711装固。也在图7A中示出的是引导螺杆715驱动入腔中。如上文所描述，引导螺杆715提供了螺纹，齿轮齿755通过螺纹使突片731-733升高。因此，图7B图示了带有升高的突片731-733的骨融合装置700。

[0090] 图8为过程流程图，归纳了根据一些实施例的骨融合装置的插入和使用。如该图中所示，过程800在步骤805处开始，其中执行了小的极微侵入式手术切口。小的切口典型地仅大到足以准许关节镜手术工具进入。随后，过程800过渡至步骤810，其中骨融合装置通过小的切口插入，并且输送至待融合在一起的两块椎骨之间的区域。骨融合装置的插入和输送通过使用(多个)关节镜工具来执行。

[0091] 在步骤815处，骨融合装置也典型地通过使用一个或多个关节镜工具来定位在将发生骨融合的区域中。一旦骨融合装置定位在两块椎骨之间的区域中，则过程800过渡至步骤820，其中引导螺杆插入并驱动入骨融合装置中。引导螺杆典型地驱动入在骨融合装置的中心中的腔中。腔含有骨生长材料，骨生长材料包括用于促进骨生长的胶原和/或基质。因此，引导螺杆插入腔中引起骨生长材料从内部腔重新定位至骨生长装置的外部表面。一些实施例的骨融合装置具有特定式样的导管或细孔，导管或细孔从内部腔延伸至外部表面，用于便于骨生长材料重新定位到在装置的外部处的特定位置。例如，一些实施例具有便于将骨生长材料重新定位至特定突片的细孔。

[0092] 在图8的步骤825处，突片选择性地延伸来将骨融合装置在两块椎骨之间的区域中锁定就位。一些实施例的突片通过使用上文参考图4描述的蜗杆驱动机构来延伸。一旦选定的突片延伸且骨融合装置在步骤825处装固就位，则手术工具从患者除去，并且缝合小切口。随后，过程800结束。

[0093] 图9图示了一些实施例中的骨融合装置的顶部透视图。如该图中所示，骨融合装置1000具有大致矩形的形状，并且具有两个端面。在一些实施例中，骨融合装置1000由高强度生物相容的材料(例如，钛)构筑，材料具有经得起由患者的体重和日常移动生成的脊柱中的压缩力和剪切力的强度。基本生物相容的材料常被布纹理或以有助于新的骨细胞在骨融合装置1000上生长的多孔材料来涂布。如图9中进一步图示，骨融合装置1000具有若干导管或孔1014，若干导管或孔1014允许骨移植材料在装置1000已插在患者的椎骨之间之后接触脊椎骨。骨移植材料和装置1000的表面纹理鼓励骨从相邻椎骨的生长和融合。融合和愈合过程将导致骨融合装置1000变为嵌入脊柱的两块相邻椎骨内，脊柱的两块相邻椎骨最终在愈合时期期间融合在一起。

[0094] 如图9中进一步图示，第一突片1006位于第一侧上，并且第二突片1006(图14A)位

于相对的第二侧上。这些突片1006定形为以便它们的外部表面与在未延伸位置中的骨融合装置1000的框架1004大致齐平。内部地，突片1006具有成角的内表面。各个突片1006均定形为使得一端大致大于相对的较小端，并且在中间的突片的大小在从较大端至相对的较小端时逐渐减小。定位器件1002联接到延伸块或螺母1010上，延伸块或螺母1010取决于定位器件1002在哪个方向上转动来使定位器件1002向上或向下行进。定位器件1002典型地为螺杆型的组件。顺时针转动定位器件1002引起延伸块1010朝定位器件1002的头部来向上移动定位器件1002，而逆时针转动定位器件1002使延伸块1010远离定位器件1002的头部移动。当延伸块1010远离定位器件1002的头部定位时，成角的突片1006为紧凑的，并且在骨融合装置1000的框架1004内。因此，骨融合装置1000的未延伸的突片10006提供了适于通过关节镜手术程序来插入患者的身体中的紧凑组件。关节镜程序被认为是最小侵入性的，并且具有优于更大侵入性的常规手术程序的某些优点。在关节镜程序中，与用于常规侵入式手术的切口的大小相比，采用了较小的手术切口。此外，关节镜程序减小或消除了患者组织(例如，肌肉和神经)的过度收缩，由此减小了对肌肉和神经的损伤和损害，并且进一步缩短了患者的恢复时间。当定位器件1002旋转来引起延伸块1010移动，以移动为更接近定位器件1002的头部时，延伸块1010向外推动成角的突片1006，引起突片1006靠着周围的骨坚持(assert)压力，并且将骨融合装置1000装固就位。当延伸块1006到达所允许的接近定位器件1002的头部的程度时，突片1006完全地延伸。此外，由于延伸块1010沿定位器件1002行进，例如，沿螺杆的螺纹，故能够获得突片1006的非常精确的位置。

[0095] 图10图示了一些实施例中的骨融合装置1000的顶部/侧面透视图。如上文所描述，骨融合装置1000具有突片1006，突片1006最初定位成以便它们适配在骨融合装置1000的框架1004内。定位器件1002穿过第一端面1018定位，以便延伸块1010能够沿定位器件1002行进，引起突片1006向外延伸超过骨融合装置1000的框架1004。定位器件1002能够为允许此类功能性的任何装置。此外，如果利用螺杆或螺栓作为定位器件1002，则任何类型的螺杆头均为可接受的，即使图10中所示的示例性螺杆槽口需要使用通用扳手。槽形的、Phillips、Pozidriv、Torx、Robertson、Tri-Wing、Torq-Set、Spanner和任何其它头部是可接受的备选方案。也位于第一端面1018内的是一个或多个孔口1016，以允许骨移植材料在装置1000已插在患者的椎骨之间之后接触脊椎骨。突片1006内的孔1014也允许插入骨移植材料。

[0096] 图11图示了一些实施例中的骨融合装置1000的顶部/侧面透视图。如前文所述，骨融合装置1000利用定位器件1002来使延伸块1010在定位器件1002的本体上向上和向下移动，这迫使突片1006取决于延伸块1010的位置来延伸或收缩。当延伸块1010位于定位器件1002的头部附近时，延伸块1010迫使突片1006朝外，以便突片1006延伸超过框架1000，以将骨融合装置1000装固就位。然而，当延伸块1010位于远离定位器件1002的头部时，突片1006处于框架1004内，使得骨融合装置1000非常紧凑。第二端面1020与定位器件的头部的端相对，第二端面1020包含用于提供至骨融合装置1000的内部内的腔的通路的开口1012。在一些实施例中，骨移植材料(例如，上文提及的骨碎片和/或合成骨基质)通过开口1012来预装载入骨融合装置1000内的腔中。突片内的其它孔1014允许骨移植材料在装置1000已插入患者的椎骨之间之后接触脊椎骨。

[0097] 图12图示了一段脊柱，示出了在椎间盘的位置中插在两块相邻椎骨330和335之间的骨融合装置1000。如该图中所示，骨融合装置1000定位在椎间盘一般将居于的位置中。柔

性盘典型地夹在正常的健康脊柱的两块椎骨之间。例如，正常健康的盘340夹在椎骨337和330之间。然而，对于图12中图示的脊柱，一般居于椎骨330和335之间的椎间盘已被切除，并且骨融合装置1000的手术插入已代替盘来作为椎骨330和335之间的支承结构。

[0098] 在骨融合装置1000的插入和放置期间，突片1006设置在沿骨融合装置1000的本体对准的位置中，使得突片大致躺置在装置1000的外部表面内。在一些实施例中，突片1006与外部表面齐平。在这些实施例中，骨融合装置1000的形状因数构造成尽可能紧凑的。例如，一些实施例的形状因数具有大约0.28英寸的直径和大约1.0英寸的长度。与之相比，这些相同实施例的形状因数在突片1006完全延伸时具有大约0.48英寸的直径。在其他实施例中，尺寸可按需要为更大或更小的。

[0099] 通过减小占据的空间，骨融合装置1000有利地关节镜地插入患者的身体中。如果装置1000代替地以其完全延伸的形式插入，则将需要更大的手术切口，并且将需要肌肉和神经的更大的位移。然而，其紧凑的形状因数允许骨融合装置1000通过有利地使用极微侵入式关节镜技术来插入。随后，骨融合装置1000的突片1006在关节镜插入之后延伸，以最佳地增大形状因数并且将装置1000支撑在椎骨330和335之间。

[0100] 图13图示了骨融合装置1000'的另一个实施例的侧视图。骨融合装置1000'利用定位器件1002来使延伸块1010(图9)在定位器件1002的本体上向上和向下移动，这迫使突片1006'取决于延伸块1010(图9)的位置而延伸或收缩。突片1006'具有锯齿边缘1026，以进一步提高骨融合装置的抓持能力，来将其在骨之间装固就位。当延伸块1010(图9)位于定位器件1002的头部附近时，延伸块1010(图9)迫使突片1006'朝外，以便突片1006'延伸超过框架1000来将骨融合装置1000装固就位。突片1006'各自通过一个或多个槽口1028以及一个或多个销1024来联接到骨融合装置1000'的框架1004上，其中，一个或多个销1024适配在一个或多个槽口1028内，并且能够沿一个或多个槽口1028的内部行进。当延伸块1010(图9)位于远离定位器件1002的头部时，突片1006'处于框架1004内，使骨融合装置1000'非常紧凑。突片内的孔1014允许骨移植材料在装置1000'已插在患者的椎骨之间之后接触脊椎骨。

[0101] 图14A图示了另一个实施例中的带有压紧的锯齿边缘1026的突片1006'的骨融合装置1000'的横截面视图。当延伸块1010定位为远离定位器件1002的头部且接近第二端面1020(图11)时，突片1006'定位在骨融合装置1000'的框架1004内。突片1006'通过一个或多个槽口1028以及一个或多个销1024来联接到骨融合装置的框架1004上，其中，一个或多个销1024适配在一个或多个槽口1028内，并且能够沿一个或多个槽口1028的内部行进。

[0102] 图14B图示了另一个实施例中的带有延伸的锯齿边缘1026的突片1006'的骨融合装置1000'的横截面视图。当延伸块1010定位在定位器件1002的头部附近且接近第一端面1018(图10)时，突片1006'延伸超过骨融合装置1000'的框架1004，并且最终将骨融合装置1000'装固在两块骨之间。由于延伸块1010如箭头1022所示的那样朝外推动成角的突片1006，故突片1006'延伸。延伸块1010的位置通过顺时针或反时针旋转定位器件1002来改变。突片1006'由于延伸块1010的力而朝外延伸。在突片1006'通过一个或多个槽口1028以及一个或多个销1024联接到骨融合装置的框架1004上的情况下，突片1006'能够在一个或多个销1024在一个或多个槽口1028的内部内行进时延伸超过骨融合装置1000'的框架。

[0103] 备选地，骨融合装置包括允许突片移动的一个或多个枢轴或任何其它旋转器件，其中，一个或多个枢轴定位在突片的任一端处。

[0104] 为了利用骨融合装置的是一些实施例，其首先构造在紧凑位置中，使得延伸块位于远离定位器件的头部且朝第二端面，由此允许突片抵靠在骨融合装置的框架内。紧凑的骨融合装置随后插入患者内的位置中。外科医生随后能够通过旋转定位器件来使骨融合装置扩张，定位器件使延伸块朝向定位器件的头部和第一端面移动。随着延伸块移动为更接近第一端面，突片由延伸块靠着成角的突片的压力而被向外推动。最终，延伸块移动为足够接近第一端面，引起延伸的突片和待融合的骨之间的足够压力。在该点处，骨融合装置能够保持就位。此后，用于将骨融合在一起的材料通过骨融合装置内的孔和开口来插入。

[0105] 图15图示了本发明的优选实施例中的骨融合装置的顶部透视图。如该图中所示，骨融合装置1500具有大致矩形的形状，并且具有两个端面。骨融合装置1500优选地由高强度生物相容的材料(例如，钛)构筑，该材料具有经得起由患者的体重和日常移动产生的脊柱中的压缩力和剪切力的强度。基本生物相容材料常被布纹理或以多孔材料来涂布，多孔材料有助于新的骨细胞在骨融合装置1500上生长。骨融合装置1500具有若干导管或孔1520(图16)和1534，若干导管或孔1520(图16)和1534准许骨移植材料在装置1500已插在患者的椎骨之间之后接触脊椎骨。骨移植材料和装置1500的表面纹理鼓励骨从相邻椎骨的生长和融合。融合和愈合过程将导致骨融合装置1500变为嵌入脊柱的两块相邻椎骨内，脊柱的两块相邻椎骨最终在愈合时期期间融合在一起。在一些实施例中，骨融合装置1500包括射频识别(RFID)芯片1501，射频识别(RFID)芯片1501唯一地识别骨融合装置1500，提供了关于骨融合装置1500的特性的信息，提供了关于植入了骨融合装置1500的患者的信息，提供了关于用来植入骨融合装置1500的程序的信息和/或其它类型的信息。在一些实施例中，RFID芯片1501为被动的。备选地，RFID芯片1501为主动的。结果，骨融合装置1500能够提供以下益处：使RFID芯片1501能够被扫描，并且使包含在芯片1501上的信息能够被获取来用于有益的使用。

[0106] 如图15中进一步图示，突片1530位于骨融合装置1500的相对侧上。突片1530定形成以便它们的外表面与在未延伸位置中的骨融合装置1500的框架1514大致齐平。内部地，突片1530具有成角的内表面。各个突片1530均定形成使得端部大于中部，并且突片1530的大小在从中部前往端部时逐渐地增大。骨融合装置1500的框架1514内的定位器件1508包括联接在一起的第一螺杆1502和第二螺杆1504。第一螺杆1502与第二螺杆1504是螺纹相反的。例如，如果第一螺杆1502为左旋螺纹的，则第二螺杆1504为右旋螺纹的，或反之亦然。此外，第一螺杆1052具有略微不同于第二螺杆1504的大小。定位器件1508联接到第一延伸块1510和第二延伸块1512上。具体而言，第一延伸块1510联接到第一螺杆1502上，并且第二延伸块1512联接到第二螺杆1504上。第一延伸块1510和第二延伸块1512定位于在紧凑位置中的骨融合装置1500的中部。当定位器件1508适当转动时，延伸块1510和1512各自在它们相对应的螺纹1502和1504上朝外行进。当延伸块1510和1512朝外行进时，它们朝外推动突片1530。为了收缩突片1530，定位装置1508在相反方向上转动，并且延伸块1510和1512将各自行进回它们相对应的螺杆1502和1504上的中部。当延伸块1510和1512定位在骨融合装置1500的中部时，突片1530为紧凑的，并且在骨融合装置1500的框架1514内。因此，骨融合装置1500的未延伸的突片1530提供了紧凑的组件，紧凑的组件适于通过关节镜手术程序来插入患者的身体中。关节镜程序认作是最小侵入性的，并且具有优于更侵入性的常规手术程序的某些优点。在关节镜程序中，与常规侵入式手术所需的切口的大小相比，采用了较小的

手术切口。此外，关节镜程序减小或消除了患者组织(例如，肌肉和神经)的过度收缩的需要，由此减小了对肌肉和神经的损伤和损害，并且进一步缩短了患者的恢复时间。

[0107] 当定位器件1508旋转引起延伸块1510和1512移动为更接近相应的螺杆1502和1504的端部时，延伸块1510和1512朝外推动突片1530，引起突片1530靠着周围的骨坚持压力，并且将骨融合装置1500装固就位。当延伸块1510和1512到达在允许范围内最接近定位器件1508的头部处时，突片1530完全延伸。此外，由于延伸块1510和1512沿定位器件1508行进，沿螺杆1502和1504的螺纹行进，故能够获得突片1530的非常精确的位置。突片1530具有锯齿边缘1536，以进一步提高骨融合装置的抓持能力，来将其在骨之间装固就位。

[0108] 为了将骨融合装置1500装固就位，使用者典型地利用器具(如，螺丝起子)来转动定位器件1508。不幸的是，螺丝起子具有滑出位置的能力。当在某人的脊柱附近执行手术时，优选的是防止或至少减小该滑动能力。为了做到这样，通道1522实施为接纳工具(未示出)。工具(未示出)具有适配在通道1522内来将工具(未示出)装固就位的附接部。

[0109] 图16图示了本发明的优选实施例中的骨融合装置的侧面透视图。骨融合装置1500利用了定位器件1508，定位器件1508包括第一螺杆1502和第二螺杆1504，以使第一延伸块1510和第二延伸块1512从骨融合装置1500的中部朝向其端部朝外移动。定位器件1508被保持就位，但准许利用一个或多个销1516来转动。一个或多个第一销1516装固在定位器件1508的固持凹槽1506(图17)内。延伸块1510和1512迫使突片1530取决于延伸块1510和1512所处的位置来延伸或收缩。如上文所述，突片1530具有锯齿边缘1536，以进一步增加抓持能力。突片1530各自通过一个或多个槽口1532(图18A)和一个或多个第二销1518来联接到骨融合装置1500的框架1514上，其中，一个或多个第二销1518适配在一个或多个槽口1532内，并且能够沿一个或多个槽口1532的内部行进。突片1530内的孔1534允许骨移植材料在装置1500已插在患者的椎骨之间之后接触脊椎骨。框架1514内的一组孔1520也允许骨移植材料在骨融合装置1500已放置之后插入骨融合装置1500内。又图示了实施来接纳工具的通道1522。

[0110] 图17图示了本发明的优选实施例中的骨融合装置的构件的横截面视图。如上文所述，定位器件1508包括第一螺杆1502和第二螺杆1504，其中第一螺杆1502的螺纹不同于第二螺杆1504的螺纹。此外，第一螺杆1052具有略微不同于第二螺杆1504的尺寸。例如，第一螺杆1502为8-32螺杆，并且第二螺杆为6-32螺杆。利用固持凹槽1506来将定位器件1508装固就位。为了确保在转动定位器件1508时装置(未示出)不会滑移，利用通道1522来装固装置。第一延伸块1510和第二延伸块1512与定位器件1508一起利用来延伸多个突片1530且使多个突片1530紧凑。第一延伸块1510具有内部开口，以适配在第一螺杆1502周围。第二延伸块1512具有内部开口，以适配在第二螺杆1504周围。骨融合装置1500的框架1514包含框架1514内的一组孔1520，用于允许骨移植材料被插入。此外，一个或多个第一销1516将定位器件装固在框架1514内。一个或多个第二销1516与一个或多个槽口1532协力来将突片1530装固到框架1514上。

[0111] 图18A图示了本发明的优选实施例中的突片紧凑的骨融合装置的横截面视图。当延伸块1510和1512以第一螺杆1502和第二螺杆1504来定位在定位器件1508的中部中时，突片1530定位在骨融合装置1500的框架1514内。定位器件1508包含固持凹槽1506，用于以一个或多个销1516来将定位器件1508保持就位。突片1530使用一个或多个槽口1532以及一个

或多个第二销1518来联接到骨融合装置1500的框架1514上，其中，一个或多个第二销1518适配在一个或多个槽口1532内，并且能够沿一个或多个凹口1532的内部行进。

[0112] 图18B图示了本发明的优选实施例中的突片延伸的骨融合装置的横截面视图。如图18A中所示，在延伸块1510和1512在骨融合装置的中部中时，骨融合装置1500被压缩。当使用者转动定位器件1508时，延伸块1510和1512逐渐从中部朝外移动。如果使用者在相反方向上转动定位器件1508，则延伸块向后朝中部移动。当延伸块1510和1512朝外移动时，它们推动突片1530。突片1530延伸，因为延伸块1510和1512如箭头1540所示的那样施加力来迫使成角的突片1530朝外。当延伸块1510和1512定位在骨融合装置1500的端部附近时，突片1530延伸超过骨融合装置1500的框架1514，并且最终将骨融合装置1500装固在两块骨之间。在突片1530通过一个或多个槽口1532和一个或多个第二销1518来联结到骨融合装置1500的框架1514上的情况下，突片1530能够在一个或多个第二销1518在一个或多个槽口1532内行进时延伸超出骨融合装置1500的框架1514。

[0113] 为了在优选实施例中利用骨融合装置，其首先构造在紧凑位置中，使得延伸块位于骨融合装置的中部中，由此允许突片抵靠在骨融合装置的框架内。紧凑的骨融合装置随后插入患者内的位置中。外科医生能够随后通过旋转定位器件来扩张骨融合装置，定位器件使延伸块朝骨融合装置的相对端(一个靠近定位器件的头部，而另一个朝向定位器件的尾部)移动。当延伸块远离中部移动时，突片由靠着成角的突片的延伸块的压力而被朝外推动。最后，延伸块在延伸的突片与待融合的骨之间施加满意的力。在该点处，骨融合装置能够保持就位。此后，用于将骨融合在一起的材料通过骨融合装置内的孔和开口来插入。

[0114] 图19图示了根据一些实施例的具有一个或多个止挡部的骨融合装置1900的透视图。除本文中描述的差异之外，图19中所示的骨融合装置1900大致类似于骨融合装置1500。具体而言，替代骨融合装置1500的销和槽口系统，骨融合装置1900包括具有一个或多个凹口1908的本体1902以及具有一个或多个止挡部1906的一个或多个突片1904。如图19中所示，突片1904各自包括沿突片1904的底部周边定位的四个止挡部1906。然而，所理解的是，突片1904各自能够包括沿突片1904的周边的任何位置定位的任何数目的止挡部1906。凹口1908尺寸确定并定位在本体1902内，使得凹口1908各自能够在突片1904插入本体1902中时接纳止挡部1906中的至少一个。特别地，一旦在凹口1908内，则止挡部1906能够在突片1904延伸出本体1902和收缩在本体1902内时向上和向下滑出凹口1908。以此方式，凹口1908能够构造成在期望的最大延伸点处阻挡止挡部1906的朝外/延伸移动，由此防止突片1904延伸超过最大延伸点且/或掉出本体1902外。在一些实施例中，各个止挡部1906均具有分开的相关联的凹口1908，使得对于各个止挡部1906均存在一个凹口1908。备选地，如图19中所示，止挡部1906中的一个或多个能够共享单个凹口1908'。

[0115] 图20图示了根据一些实施例的具有一个或多个止挡部1906的突片1904的前视图。具体而言，如图20中所示，止挡部1906包括止挡部外表面1912，止挡部外表面1912相对于突片1904的周边的表面成角，使得止挡部1906的下部部分比止挡部1906的上部部分离突片1904的周边更近。结果，通过引起突片1904在进入本体1902的开口时压缩且随后在止挡部1906滑入本体1902内的凹口1908中时反压缩，止挡部外表面1912能够便于将突片1904插入本体1902中。在一些实施例中，止挡部1906中的一个或多个包括止挡部通道1910，比使止挡部1906能够在突片1904插入本体1904中时向内弯曲，并且在止挡部1906与凹口1908对准时

反弹回到位置。此外，在一些实施例中，止挡部通道1910能够尺寸确定为接纳固持弹簧2106（见图21），以便便于突片1904与固持弹簧2106联接。在此类实施例中，止挡部1906能够替换或补充突片凸起2108。因此，骨融合装置1900提供了将突片1904更好地装固在装置1900的本体1902内的优点。另外，将理解的是，图19和图20中描述的骨融合装置1900的差异能够与本文中描述的其它骨融合装置中的每一个的构件结合和/或替换本文中描述的其它骨融合装置中的每一个的构件。

[0116] 图21A-21J图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的骨融合装置2100的视图。除本文中描述的差异之外，图21A-21J中所示的骨融合装置2100大致类似于骨融合装置1500。此外，将理解的是，尽管图21A-21J图示了诸多突片和固持弹簧，但所构想的是任何数目的突片和固持弹簧。图21A和21B分别图示了具有在收缩位置和延伸位置中的突片的骨融合装置2100的侧面横截面视图。如图21A和21B中所示，骨融合装置2100包括具有一个或多个弹簧接纳部2110的本体2102、具有突片凸起2108的一个或多个突片2104以及一个或多个固持弹簧2106。在一些实施例中，固持弹簧2106包括线，如，镍钛诺线。备选地，固持弹簧2106能够包括本领域中公知的其它尺寸和/或材料。在一些实施例中，装置2100包括用于各个突片2104的至少一个固持弹簧2106。备选地，单个固持弹簧2106能够接触和/或联接到多个突片2104上。固持弹簧2106的端部定位和/或联接在弹簧接纳部2110内，使得固持弹簧2106的端部不会相对于本体2102移动。固持弹簧2106的中部联接和/或定位成使得其阻挡突片2104中的每一个的突片凸起2108的向外移动，以便抵抗突片2104进入延伸位置中的移动。如图21B中所示，当使用者引起突片2104和它们对应的突片凸起2108移动/延伸出本体2102外时，凸起2108引起固持弹簧2106弯曲。结果，通过固持弹簧2106抵抗该弯曲使突片2104朝向收缩位置偏移，使得当使用者收缩突片2104时，它们并不卡在延伸位置中。因此，骨融合装置2100提供了确保突片2104在从延伸位置收缩时适当地收缩的益处。

[0117] 如图21A和21B所示，各个固持弹簧2106均与单个突片2104和/或突片凸起2108联接/相关联。备选地，如图21C中所示，骨融合装置2100能够包括单个连续固持弹簧2106，单个连续固持弹簧2106与多个突片2104和/或突片凸起2108联接。在一些实施例中，如图21D中所示，突片凸起2108各自包括凸起通道2112，凸起通道2112构造成用于接纳固持弹簧2106。结果，通道2112能够确保固持弹簧2106不会在操作期间滑出凸起2108。在一些实施例中，如图21E中所示，突片凸起2108包括构造成接纳固持弹簧2106的一个或多个凸起孔口2114。结果，凸起孔口2114使固持弹簧2106能够装固到突片凸起2108上。

[0118] 图21F图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的骨融合装置2100的侧面横截面视图。如图21F中所示，替代装置2100的本体2102与突片凸起2108之间的联接，图21F的固持弹簧2106联接在第一突片2104的突片凸起2108与第二突片2104的突片凸起2108之间。结果，由固持弹簧2106提供的以便将突片2104偏移入收缩位置中的阻力能够在固持弹簧2106通过在两个方向上相反地移动的突片2104而弯曲时增大。

[0119] 图21G图示了根据一些实施例的具有一个或多个固持弹簧的骨融合装置2100的侧面横截面视图。如图21G中所示，替代突片凸起2108和/或弹簧接纳部2110，骨融合装置2100包括具有突片通道2116的突片2104和一个或多个环或环形固持弹簧2106。具体而言，环或环形固持弹簧2106能够一次或多次包绕在突片2104周围，以便使突片2014偏移在收缩位置中。此外，突片通道2116能够构造成接纳环或环形固持弹簧2106的至少一部分，以便防止弹

簧2106相对于突片2104滑出和/或移动。尽管在图21G中图示了在突片2104周围环绕一次的单个环或环形固持弹簧2106，但所构想的是以任何次数环绕的任何数量的固持弹簧2106。

[0120] 图21H图示了骨融合装置2100的透视图，并且图21I和21J图示了骨融合装置2100的横截面侧视图，其中，根据一些实施例，固持弹簧并入本体中。如图21H-21J中所示，本体2102包括多个壁腔2116、2116'，其中，固持弹簧2106、2106'联接到本体2102上，并且定位在壁腔2116、2116'内。具体而言，突片凸起2108构造成适配在固持弹簧2106、2106'下方的壁腔2116、2116'内，使得如图21I和21J中所示的那样，当使用者将突片2104移动到延伸位置中时，固持弹簧2106、2106'在壁腔2116、2116'内弯曲，引起弹簧2106、2106'施加相反的偏移力。该偏移力确保了突片2104在使用者操纵骨融合装置2100以便收缩突片2104时适当地收缩。在一些实施例中，固持弹簧2106是连续的，使得固持弹簧2106从在腔2116的一侧上的至本体2102上的连接部延续至在腔2116的相对侧上的至本体2102上的连接部。备选地，固持弹簧2106'中的一个或多个能够为间断的，使得两个或多个分离的固持弹簧2106'联接到本体2102的腔2116'的相对侧上，并且大致在腔2116'的中部相遇。在任一情况下，固持弹簧2106、2106'构造、定位并联接在腔2116、2116'内，使得它们将突片2104偏移在收缩位置中。结果，图21H-21J的骨融合装置2100提供了确保突片2104能够经由使用固持弹簧偏移而适当地收缩的优点。在一些实施例中，固持弹簧2106能够包括PEEK或PEEKsil。备选地，固持弹簧2106能够包括本领域中公知的带有弹性性质的其它生物相容材料。所理解的时，与图21A-21J中描述的骨融合装置2100的差异能够与本文中描述的其它骨融合装置中的每一个的构件结合和/或替换本文中描述的其它骨融合装置中的每一个的构件。

[0121] 图22A-22G图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合装置2200的视图。除本文中描述的差异外，图22A-22G中所示的骨融合装置2200大致类似于骨融合装置1500。此外，所理解的是，尽管图22A-22G图示了带有伸缩式水平部的若干突片，但所构想的是带有任何数目的伸缩式水平部的任何数目的突片。图22A-22D图示了根据一些实施例的具有带伸缩式水平部的一个或多个突片的骨融合装置2200的侧面、顶部、分解侧面和底部横截面视图。如图22A-22D中所示，骨融合装置2200包括本体2202、各自具有多个突片水平部2206、2206'的一个或多个突片2204、一个或多个定位元件2208以及一个或多个延伸块2210。如图22B中所示，各个突片2204的水平部2206、2206'是嵌套的，使得最内水平部2206'由一个或多个外水平部2206包绕。备选地，外水平部2206'能够定位为邻近但不包绕相对内的水平部2206、2206'。

[0122] 如图22C和22D中所示，水平部2206、2206'中的每一个均具有内表面2211、2211'，内表面2211、2211'具有内表面轮廓2212、2212'，内表面轮廓2212、2212'以在由延伸块2210推动时控制相关联的水平部2206、2206'的延伸和收缩的方式来成轮廓。在一些实施例中，如图22C和22D中所示，内表面轮廓2212、2212'和/或延伸块2210能够构造成使得在延伸块2210分离时，最内水平部2206和外水平部2206'两者同时延伸至第一延伸高度，超过第一延伸高度则外水平部2206停止，并且最内水平部2206'继续延伸至第二延伸高度。相反地，当延伸块2210移动为更接近到一起时，最内水平部2206'从第二延伸高度收缩至第一延伸高度，超过第一延伸高度则最内水平部2206和外水平部2206'两者同时收缩，直到在收缩位置中。备选地，当延伸块2210分离/移动到一起时，内表面轮廓2212、2212'和/或延伸块2210能够构造成使得最内水平部2206和外水平部2206'中的每一个均同时地或分离地移动至任何

期望高度。特别地，各个水平部2206、2206'能够具有不同轮廓的内表面2211、2211'，内表面2211、2211'具有内表面轮廓2212、2212'，内表面轮廓2212、2212'与不同成角和/或定尺寸的延伸块表面对准，使得各个水平部2206、2206'的移动可个别地定制。结果，骨融合装置2200提供了下列利益：使突片水平部能够在压缩或其它类型的延伸动作中按期望延伸至各种高度并且以各种速率延伸。这能够用来获得期望的延伸高度，以及当延伸至最大延伸位置时，由于由定位在小于最大延伸位置处的外水平部2206而向最内水平部2206'提供增大的侧向支承。

[0123] 图22E和22F图示了根据一些实施例的具有带舌部的嵌套突片水平部的骨融合装置2200的分解侧视图和顶视图。如图22E中所示，延伸块2210包括在不同高度和/或角度处的多个上部表面2218、2220。特别地，如图示了根据一些实施例的延伸块2210的透视图的图22G中所示，延伸块2210包括多个排2219，多个排2219各自对应于水平部2206、2206'的一个或多个内表面2211、2211'，其中各个排2219均能够具有对应于对应的内表面2211、2211'的不同高度和/或角度，以便控制水平部2206、2206'由装置2200延伸/收缩的方式。在一些实施例中，如图22E和22G中所示，块2210能够包括位居中心且对应于最内水平部2206'的轮廓2212'的升高的上部表面2220，以及偏心且对应于外水平部2206的轮廓2212的一个或多个较低的上部表面2218。备选地，如在上文的图22A和22C中所示，延伸块2210中的一个或多个能够包括具有恒定高度和/或角度的单个排。

[0124] 如图22E和22F中所示，最内突片水平部2206'包括在外水平部2206和/或本体2202上延伸的一个或多个舌部2216。具体而言，外水平部2206和/或本体2202包括一个或多个缺口2214，一个或多个缺口2214构造成接纳最内突片水平部2206的舌部2216，使得在收缩位置中舌部2216在缺口2214内滑动，以便减小骨融合装置2200的大小。此外，由于舌部2216，当最内水平部2206'比本体2202和/或外水平部2206中的一个或多个延伸得更远时，最内水平部2206'能够获得用于接触和融合到骨上的增加的顶部表面面积的利益。此外，舌部2216提供了使外水平部2206能够同时使最内水平部2206'延伸的利益，因为当外水平部2206延伸时，它们上推最内水平部2206'的舌部2216，由此同时提升水平部2206、2206'。结果，最内水平部2206'的内表面轮廓2212'并不需要构造，直到外水平部2206已达到它们的最大延伸高度。例如，如图22E中所示，外水平部2206的内表面轮廓2212的中间部分能够构造成使内水平部2206和外水平部2206'两者均延伸，并且因此仅最内水平部2206'的内表面轮廓2212'的外部部分需要构造成使最内水平部2206'延伸超过该点。如图22G中所示，舌部2216和对应的缺口2214能够在本体2202和所有外水平部2206上延伸，或在小于本体2202和/或一个或多个外水平部2206上延伸。此外，舌部2216能够各自具有不同宽度、长度和高度，并且沿最内水平部2206'的周边定位在任何位置。所理解的时，与图22A-22G中描述的骨融合装置2200的差异能够与本文中描述的其它骨融合装置中的每一个的构件结合和/或替换本文中描述的其它骨融合装置中的每一个的构件。

[0125] 图23图示了根据一些实施例的将伸缩式骨融合装置植入骨之间的方法的流程图。使用者以定位元件2208和多个延伸块2210来将伸缩式骨融合装置2200的一个或多个可移动的突片2204预构造至收缩位置，使得骨融合装置2200在步骤2302处具有最小化的形状因数。使用者在步骤2304处将伸缩式骨融合装置2200插入骨之间。使用者在步骤2306处伸缩地延伸突片2204的嵌套水平部2206、2206'，直到水平部2206、2206'中的一个或多个接触

骨。在一些实施例中，各个突片2204的嵌套水平部2206、2206'中的每一个均具有最大延伸位置，该最大延伸位置不同于突片2204的其它嵌套水平部2206、2206'的最大延伸位置。在一些实施例中，对于各个突片2204的嵌套水平部2206、2206'中的每一个来说，最大延伸位置离本体的距离从最外嵌套水平部2206至最内嵌套水平部2206'增大。在一些实施例中，伸缩地延伸包括以定位元件2208来移动一个或多个延伸块2210，使得延伸块2210靠着嵌套突片水平部2206、2206'中的一个或多个的内表面轮廓2212、2212'推动。在一些实施例中，各个突片2204的最内嵌套水平部2206'包括一个或多个舌部2216，一个或多个舌部2216从最内嵌套水平部2206'的顶部表面延伸至突片2204的周边。在一些实施例中，各个突片2204的非最内嵌套水平部2206包括一个或多个凹口2214，一个或多个凹口2214与一个或多个舌部2216对准，使得当最内嵌套水平部2206'嵌套在非最内嵌套水平部2206中的一个或多个内时，舌部2216在凹口2214内滑动。结果，该方法能够提供下列利益：由于在收缩位置中的伸缩式骨融合装置的最小化的形状因数的极微侵入式手术，以及由于嵌套突片水平部的伸缩和中间延伸的带有增加的延伸的更稳定的骨融合装置。

[0126] 图24图示了根据一些实施例的用于测量待由骨融合装置填充的空间的转移器械2400的透视图。如图24中所示，转移器械2400包括转移本体2402以及可操作地联接在一起的转移头部2402。图25图示了根据一些实施例的转移本体2402的顶部横截面视图。如图25中所示，转移本体2402包括手柄2502、接合元件2504和引导元件2506。手柄2502与接合元件2504联接，接合元件2504定位在引导元件2506内，使得使用者能够旋转、推动和/或拉拽手柄2502，以便将接合元件2504旋转、延伸和/或收缩到引导元件2506内，或进一步到引导元件2506外。在一些实施例中，手柄2502和/或引导元件2506包括一个或多个抓持脊，一个或多个抓持脊使得使用者能够使手柄2502相对于引导元件2506旋转或移动而不滑动。在一些实施例中，器具2400能够包括电动马达和控制界面(未示出)，使得手柄2502的移动能够由控制着电动马达的操作使用者经由控制接口来实行。在一些实施例中，引导元件2506包括一个或多个止挡部销2510，一个或多个止挡部销2510联接到后插孔(jack)组件2604的后适配件2614的止挡部孔口2617上(见图26)。当联接在止挡部孔口2617内时，止挡部销2510能够防止转移头部2402与接合元件2504一起旋转，以及保持后插孔组件2604的后适配件2614抵接引导元件2506的端部。在一些实施例中，接合元件2504包括沿接合元件2504的端部定位的螺纹部分2512，使得螺纹部分2512能够可操作地与前插孔组件2606的前适配件2615的螺纹2618联接(见图26)。结果，当接合元件2504旋转时，螺纹部分2512能够接合前适配件2615的螺纹2618，引起前适配件2615朝向或远离后适配件2614滑动。备选地，螺纹部分2512和螺纹2618能够被省略，并且接合元件2504的端部能够联接到前适配件2615上，使得当接合元件2504被拉入或推出引导元件2506时，联接引起前适配件2615也朝向或远离后适配件2614滑动。备选地，螺纹部分2512为母螺纹，使得当接合元件2504旋转时，螺纹2512引起接合元件2504收缩入引导元件2506中且前适配件2615朝向后适配件2614滑动。在此类实施例中，螺纹2512能够定位在沿接合元件2504的其它位置中。

[0127] 在一些实施例中，把手2502、接合元件2504和/或引导元件2506中的一个或多个包括一个或多个指示器2508，一个或多个指示器2508指示了头部2404的板2602之间的当前分离相对应的值(见图26)。在一些实施例中，指示器2508包括在接合元件2504和/或把手2502的视觉地露出的表面上的第一标记，第一标记在接合元件2504旋转或移动时相对于引导元

件2502上的对应的第二标记移动。结果，基于第一标记和第二标记的对准，能够确定头部2404的板2602之间的当前分离。备选地，指示器2508能够包括指示了器具2400的转移的当前水平的数字或模拟读数/显示。在一些实施例中，把手2502的运动通过电动马达实行，并且指示器2508能够包括用于控制电动马达的操作的控制接口。备选地，如本领域中公知那样，能够使用对应于板2602的当前分离的其它类型的指示元件2508。

[0128] 在一些实施例中，指示器2508指示了骨融合装置的定位元件为了使突片延伸至由板2602的分离所指示的高度所需的回转或旋转的数目。例如，在一些实施例中，使用者能够输入或器具2400能够以待使用的骨融合装置的类型来预编程，并且基于该数据，指示器2508能够指示骨融合装置的定位元件为了将突片延伸至由板2602的分离所指示的高度所需的旋转/回转的数目。在一些实施例中，基于板2602的确定的当前分离，指示器2508能够指示待使用来用于填充测量空间的骨融合装置的建议大小和/或类型。结果，转移器械2400提供了指示使用的骨融合装置的最佳类型/大小和/或骨融合装置的使用者所需的旋转的精准量的优点，使得使用者不会使骨融合装置的突片过度扩张。

[0129] 在一些实施例中，器具2400包括力测量构件(未示出)且/或指示器2508指示了在板2602上的力的量，该力抵抗板2602的扩张/转移。在此类实施例中，转移器械2400能够构造成防止使用者在由力测量构件检测到预限定和/或可调整的力阈值时进一步延伸/转移板2602。例如，如果转移由电子地控制的马达来实行，则转移系统能够构造成在检测到力阈值时自动地停止。备选地，力测量构件能够机械地实施，使得实行了板2602的转移的器具2400的构件在预定和/或可调整的阻力的量出现时防止进一步的转移。结果，转移器械2400提供了以下利益：在力测量构件和/或指示器2508指示出在板2602上检测到预定量的扩张阻力时，使用者能够手动地停止、自动地停止和/或防止使用者继续转移板2602。因此，转移器械2400防止过度转移，过度转移会导致不准确的测量和可能的伤害。

[0130] 图26图示了根据一些实施例的收缩器具2400的收缩头部2404的构件的透视图。如图26中所示，收缩头2404包括由后插孔组件2604和前插孔组件2606联接在一起的一对收缩板2602。后插孔组件2604和前插孔组件2605各自包括前适配件2614/后适配件2615，前适配件2614/后适配件2615具有适配导管2616，并且经由一个或多个适配销2620来联接到多个腿部2622上。具体而言，多个腿部2622各自具有腿部销2624和腿部孔口2619，其中腿部孔口2619构造成在一对适配凸起2621上滑动，使得腿部2622能够围绕适配凸起2621枢转/旋转，并且由适配销2620防止滑出凸起2621。如图26中所示，两个适配凸起各自可旋转地联接到一对腿部2622上。备选地，更少适配凸起2621的更多能够可旋转地联接到更多或更少的腿部2622上。备选地，凸起2621和/或适配销2620能够被省略，并且腿部2622能够经由如本领域中公知的其它联接机构来可旋转地联接到适配件2614、2615上。

[0131] 在一些实施例中，后适配件2614的导管2616为赤裸的，而前适配件2615的导管2616具有内螺纹2618，内螺纹2618在接合元件2504定位在收缩头2404的导管2616内时可操作地联接到接合元件2504的螺纹部分2512上。结果，接合元件2504能够独立于后适配件2614自由地移动，但引起前适配件2615在旋转时沿接合元件2504朝向或远离后适配件2614移动。备选地，前适配件2615的导管2616的螺纹2618能够被省略，并且接合元件2504能够或者联接到前适配件2615上，使得当接合元件2504被拉入或推出引导元件2506时，联接引起前适配件2615对应地朝向或远离后适配件2614滑动。在一些实施例中，后适配件2614包括

一个或多个止挡部孔口2617，一个或多个止挡部孔口2617与止挡部销2510联接，以便防止转移头2402与接合元件2504一起旋转，并且保持后插孔组件2604的后适配件2614与引导元件2506的端部接触。备选地，止挡部销2510和止挡部孔口2617能够被省略，并且后适配件2614能够如本领域中公知的那样经由其它联接机构来联接到引导元件2506上。

[0132] 收缩板2602各自包括一个或多个腿部销孔口2608、一对适配腔2610和板通道2612。腿部销孔口2608构造成旋转地联接到腿部销2624上，使得板2602经由前插孔组件2604和后插孔组件2606来联接到一起。具体而言，当腿部2622被引起为围绕凸起2621旋转时(由于接合元件2504的移动)，腿部2622也在腿部销孔口2608内围绕腿部销2624旋转，引起板2602选择性地移动分开或来到一起。当板2602定位在一起时，上部板2602的适配腔2610和板通道2612与下部板2602的适配腔2610和板通道2612对准。结果，在收缩位置中的收缩头2402的高度被最小化，因为后适配件2614和前适配件2615能够适配在对准的适配腔2610内，并且接合元件2612能够适配在对准的板通道2612内。这提供了使骨融合手术测量操作的所需的手术切口的大小最小化的优点。

[0133] 图27A和27B图示了根据一些实施例的收缩器具2400的头2404的横截面视图，分别带有完全收缩和完全延伸的板2602。如图27A中所示，当收缩器具2400在收缩位置中时，板2602接触，使得配件2614、2615完全或部分地容纳在板2602内/之间。当在该位置中时，收缩器具2400产生了可能的最小轮廓，并且因此能够以极微侵入式程序来手术地插在患者的两块椎骨之间。如图27B中所示，一旦在位置中，则使用者能够通过操纵把手2502来旋转或者移动在引导元件2506和头部2404内的接合元件2504。该操纵引起前适配件2615选择性地移动为更接近后适配件2614，并且对应地，板2602移动为彼此远离，直到已做出期望的测量，或由于前适配件2615沿接合元件2504接触后适配件2614而已达到最大高度。使用者随后能够将板2602收缩回一起，用于经由把手2502而使用接合元件2504的相反旋转和/或相反的其它移动来除去。因此，收缩器具2400提供了最小化的收缩轮廓的优点，这使外科医生能够测量由骨融合装置或其它装置来填充所需的空间的大小，同时减小进行测量所需的手术切口。

[0134] 图28图示了根据一些实施例的操作收缩器具2400的方法的流程图。在步骤2802处，使用者旋转或者移动接合元件2504，直到头2404在完全收缩位置中。在步骤2804处，使用者将收缩器具2400插入患者内的期望位置中。在一些实施例中，期望位置包括在一块或多块椎骨之间或附近。在一些实施例中，收缩器具2400在前方插入。备选地，收缩器具2400能够在后方、侧方、远侧或经孔(transforaminaly)插入。在步骤2806处，使用者旋转或者移动接合元件2504，直到头部2404延伸至期望的高度。在一些实施例中，期望的高度包括使得下部板和上部板2602抵接椎骨所需的高度。在步骤2808处，指示器2508指示了板2602之间的分离的量。在一些实施例中，指示器2508指示了利用来填充测量空间的骨融合装置的类型和/或大小。在一些实施例中，指示器2508指示了骨融合装置的定位元件为了使突片以由板2602的分离量所指示的高度来延伸将需要的回转/旋转的数目。在一些实施例中，指示器2508指示了抵抗在板2602上的力的扩张的当前量。在一些实施例中，期望的高度包括当指示器2508指示出板2602正在经历抵抗力阈值的预定扩张时的下部板和上部板2602的高度或分离。在步骤2810处，使用者从患者收缩和除去收缩装置2400。在一些实施例中，使用者随后将骨融合装置插入期望位置中，并且延伸突片，使得骨融合装置填充指示的高度。在一

些实施例中，使用者延伸突片，使得骨融合装置通过使骨融合装置的定位元件旋转由指示器2508指示的次数来填充指示的高度。在一些实施例中，插入的骨融合装置基于由指示器2508指示的骨融合装置的大小和/或类型来选择。因此，收缩器械2400提供了确定患者内的空间尺寸同时仅需要小的切口和极微侵入式(关节镜)手术程序的优点，这有利地促进了患者的健康和快速恢复。此外，通过确定待填充的空间的大小，器械2400提供了下列优点：让使用者能够选择适当大小的骨融合装置来适配在空间内，并且让使用者能够将骨融合装置的突片预构造至接近填充该空间所需的高度，使得当装置在患者内就位时需要突片的最小延伸。

[0135] 本文中描述的骨融合装置、系统和方法具有许多优点。具体而言，RFID芯片提供了使能够识别以及从芯片取得的其它数据的优点。止挡部提供了防止突片和/或突片的嵌套水平部掉出或延伸出装置的本体外太远的优点。固持弹簧提供了下列优点：将突片偏移在收缩位置中，使得它们不会在延伸块移动至收缩位置时卡住或不恰当地收缩。嵌套的突片水平部提供了下列优点：在突片延伸时向突片提供增大的侧向支承，以及使得能够进行增大的稳定延伸，同时仍使收缩位置中的装置的形状因数最小化。舌部提供了下列优点：保持最内突片水平部的增大的表面面积用于与骨的增大的接触，以及使突片水平部的内表面轮廓能够简化，因为外突片的升高也由于舌部而使内突片升高。此外，如上文所体积，小切口和极微侵入式(关节镜)手术程序有利地促进患者的健康和快速恢复。优选地，骨生长在骨融合装置周围且特别地在延伸的突片的位置处发生，使得骨融合装置通过骨生长来进一步装固，这进一步促进了优异的、强健的骨融合结果。

[0136] 本发明已按照结合了细节的特定实施例来描述，以便于理解本发明的结构和操作的原理。本文中的此类至特定实施例和它们的细节的参考并非意在限制所附权利要求的范围。对本领域技术人员来说将清楚的是，可在选为用于图示的实施例中做出更改而不脱离本发明的精神和范围。

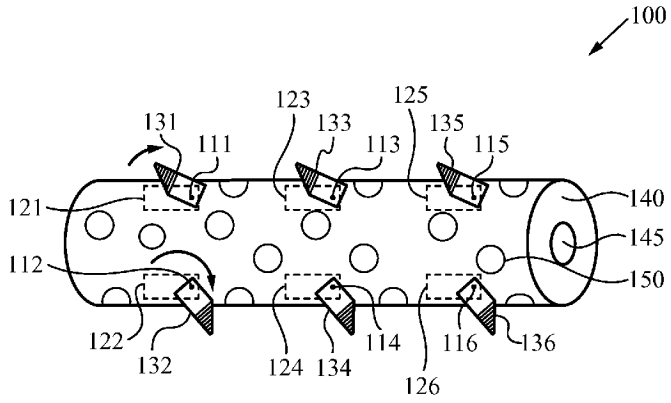

100
123
125
131
133
135
111
113
115
121
140
145
112
150
122
132
124
134
114
116
136
126

图 1

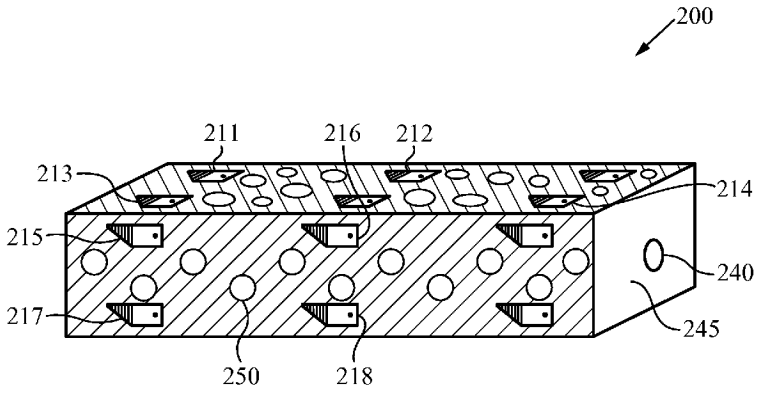

200
211
216
212
213
214
215
240
217
245
250
218

图 2

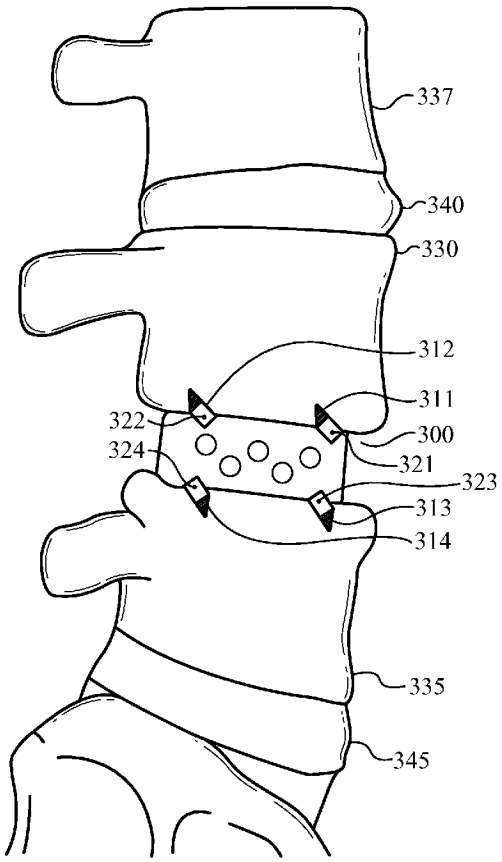



图 3A

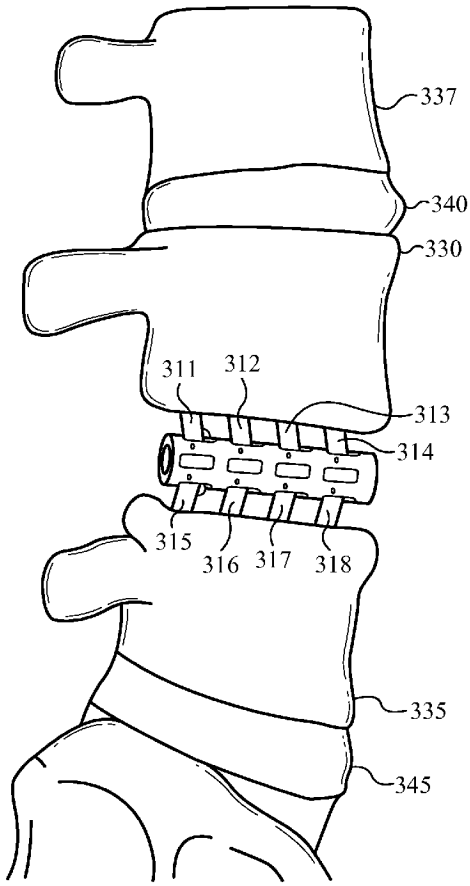

337
340
330
311
312
313
314
315
316
317
318
335
345

图 3B

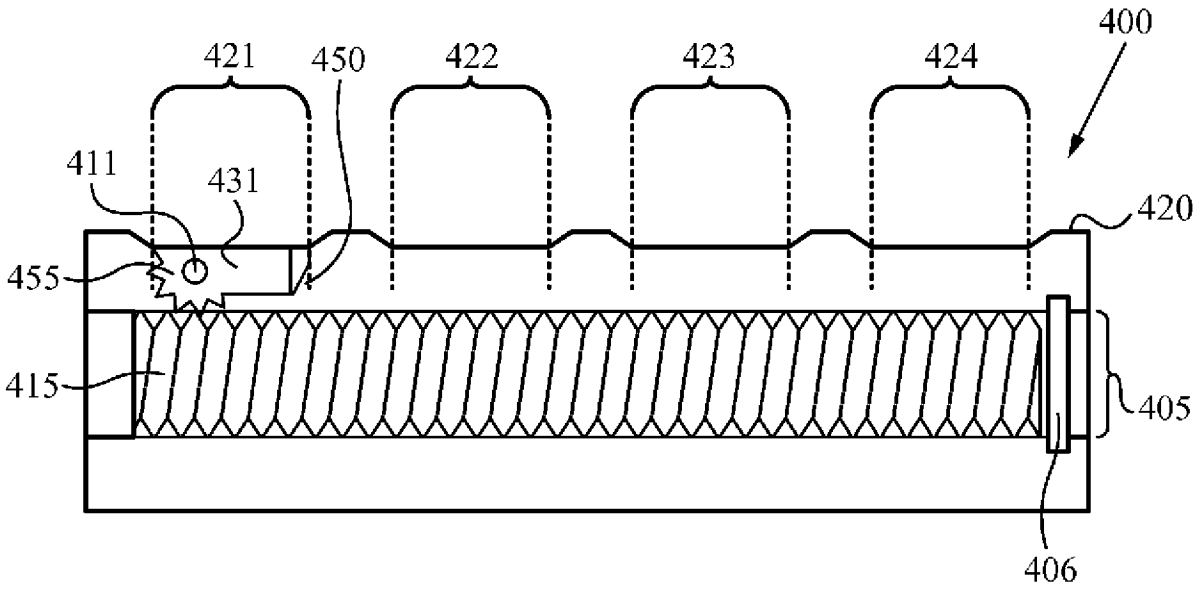

400
421
450
422
423
424
411
431
420
455
415
405
406

图 4A

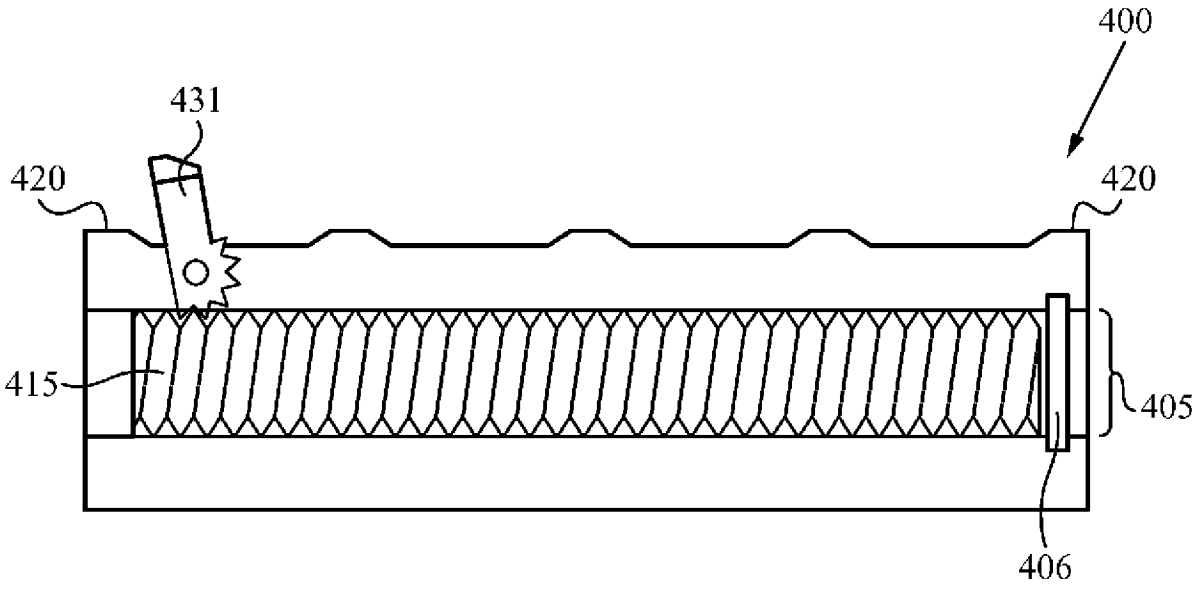



图 4B

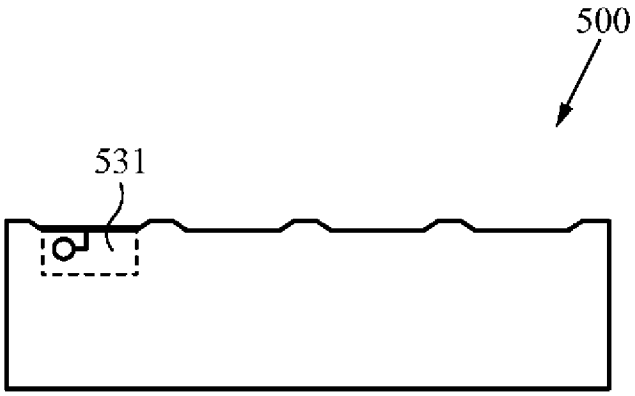



图 5A

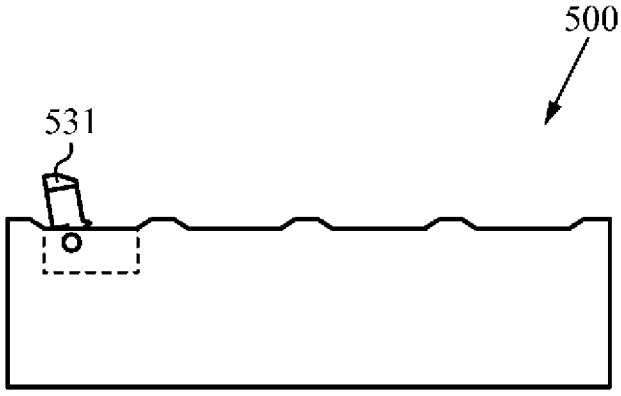



图 5B

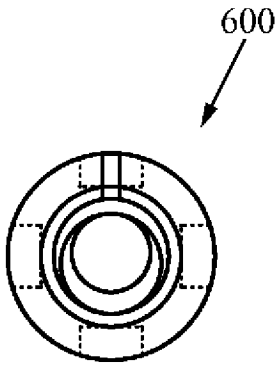



图 6A

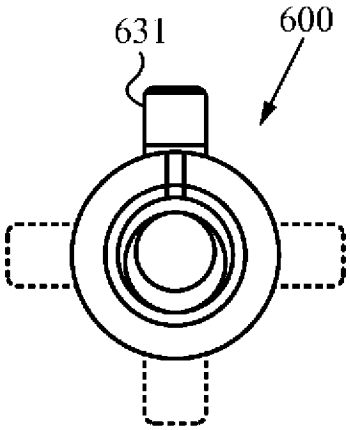



图 6B

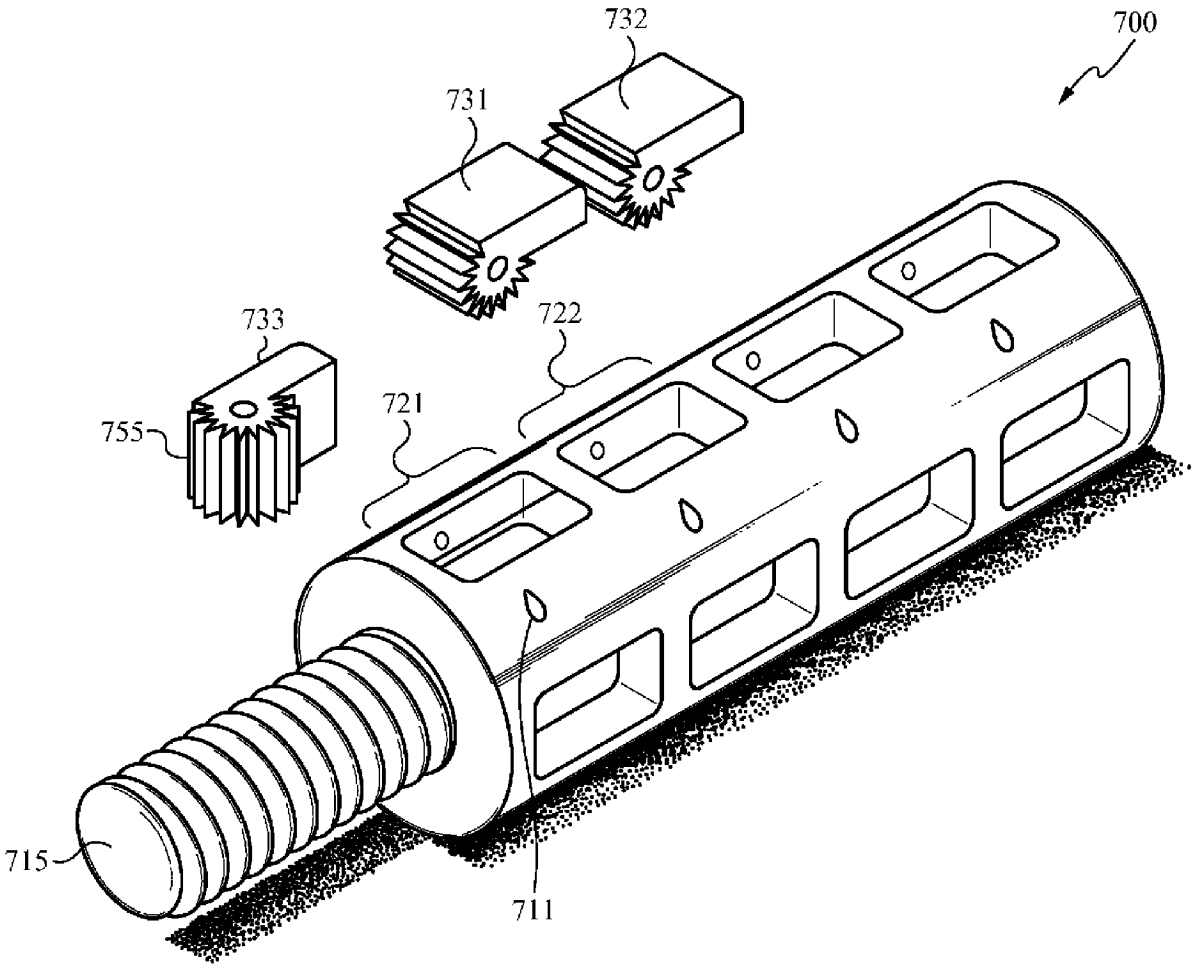



图 7A

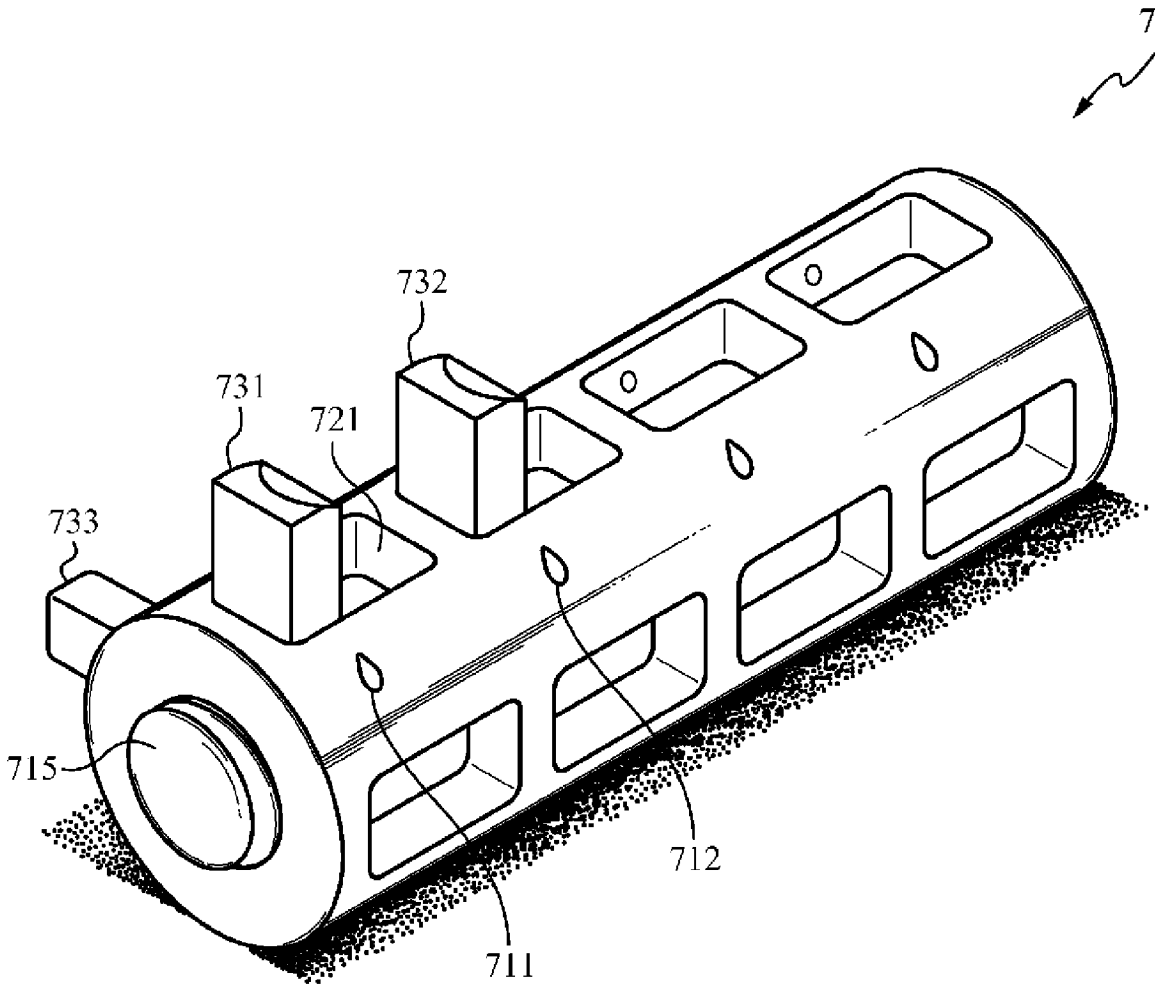



图 7B

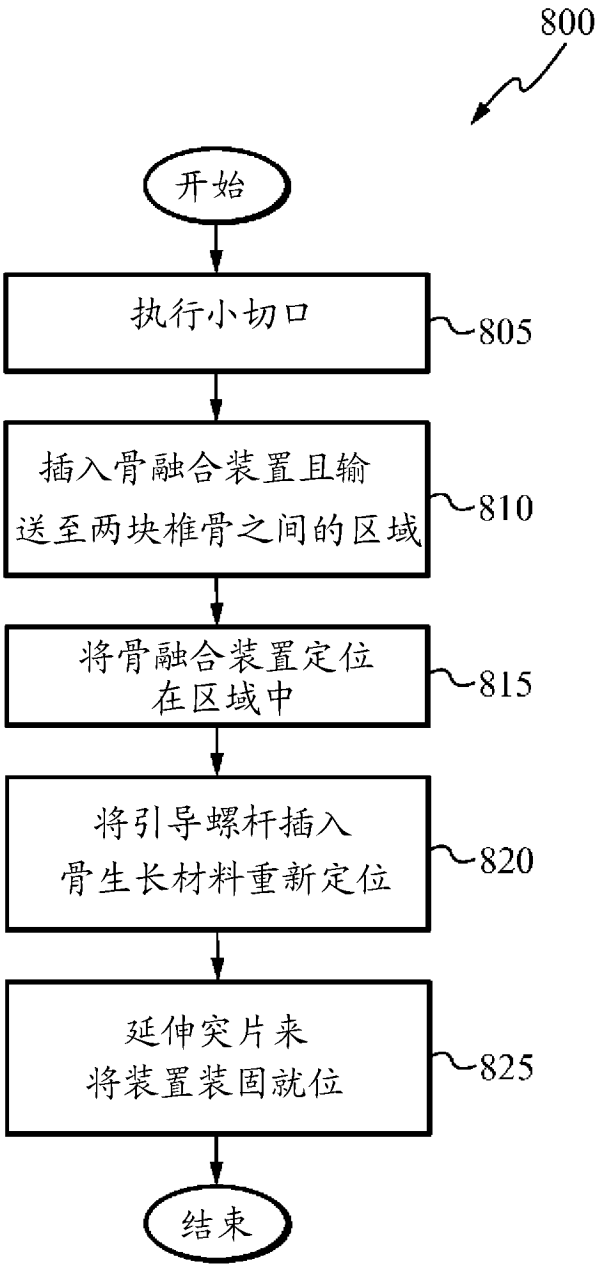

800
开始
执行小切口
805
插入骨融合装置且输送至两块椎骨之间的区域
810
将骨融合装置定位在区域中
815
将引导螺杆插入骨生长材料重新定位
820
延伸突片来将装置装固就位
825
结束

图 8

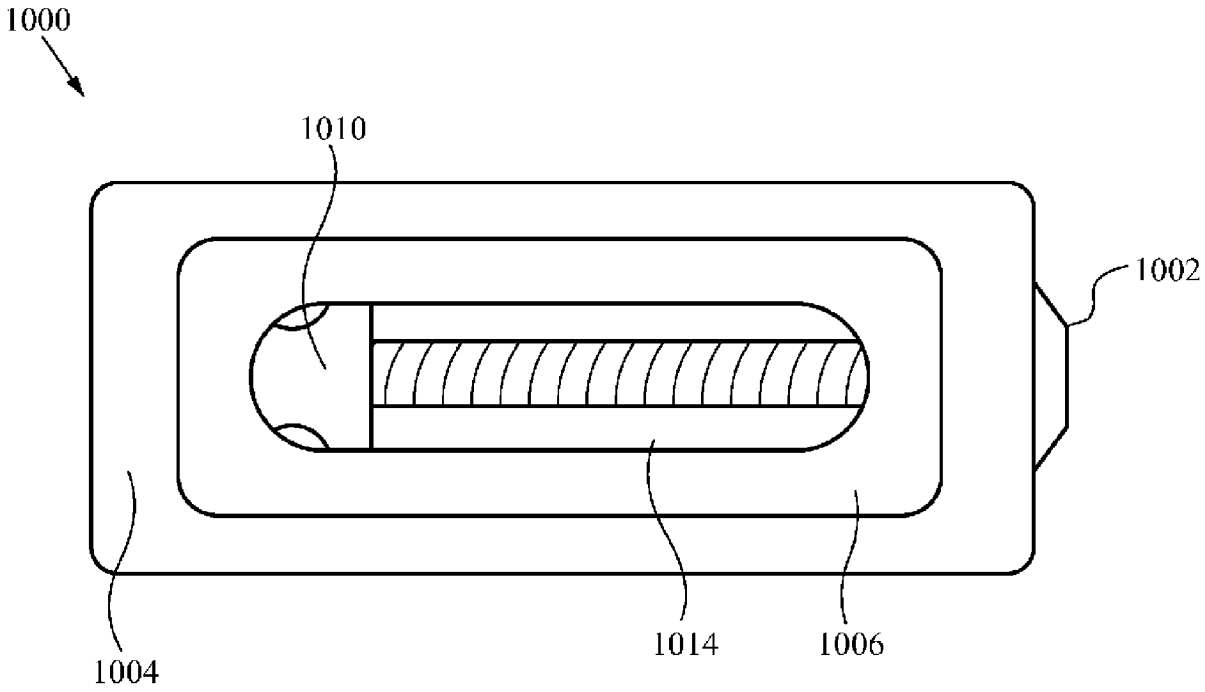

1000
1010
1002
1014
1006
1004

图 9

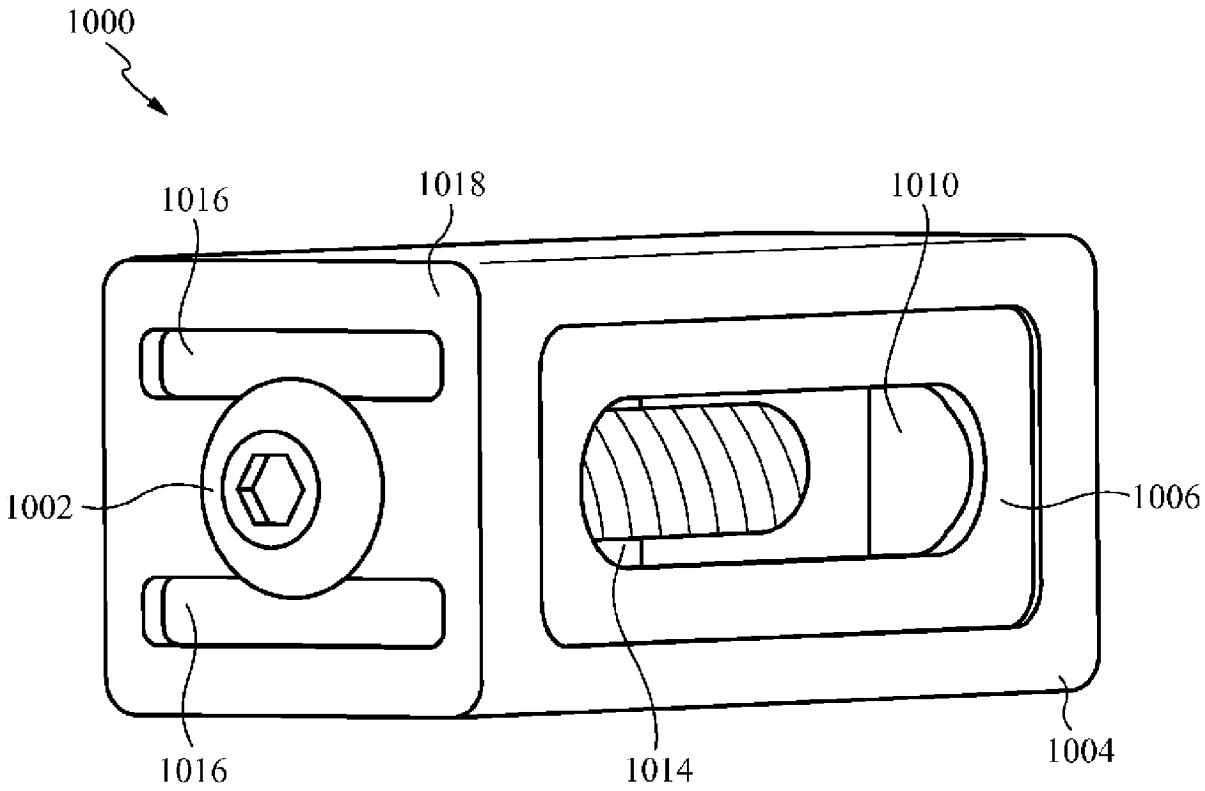

1000
1016
1018
1010
1002
1006
1016
1014
1004

图 10

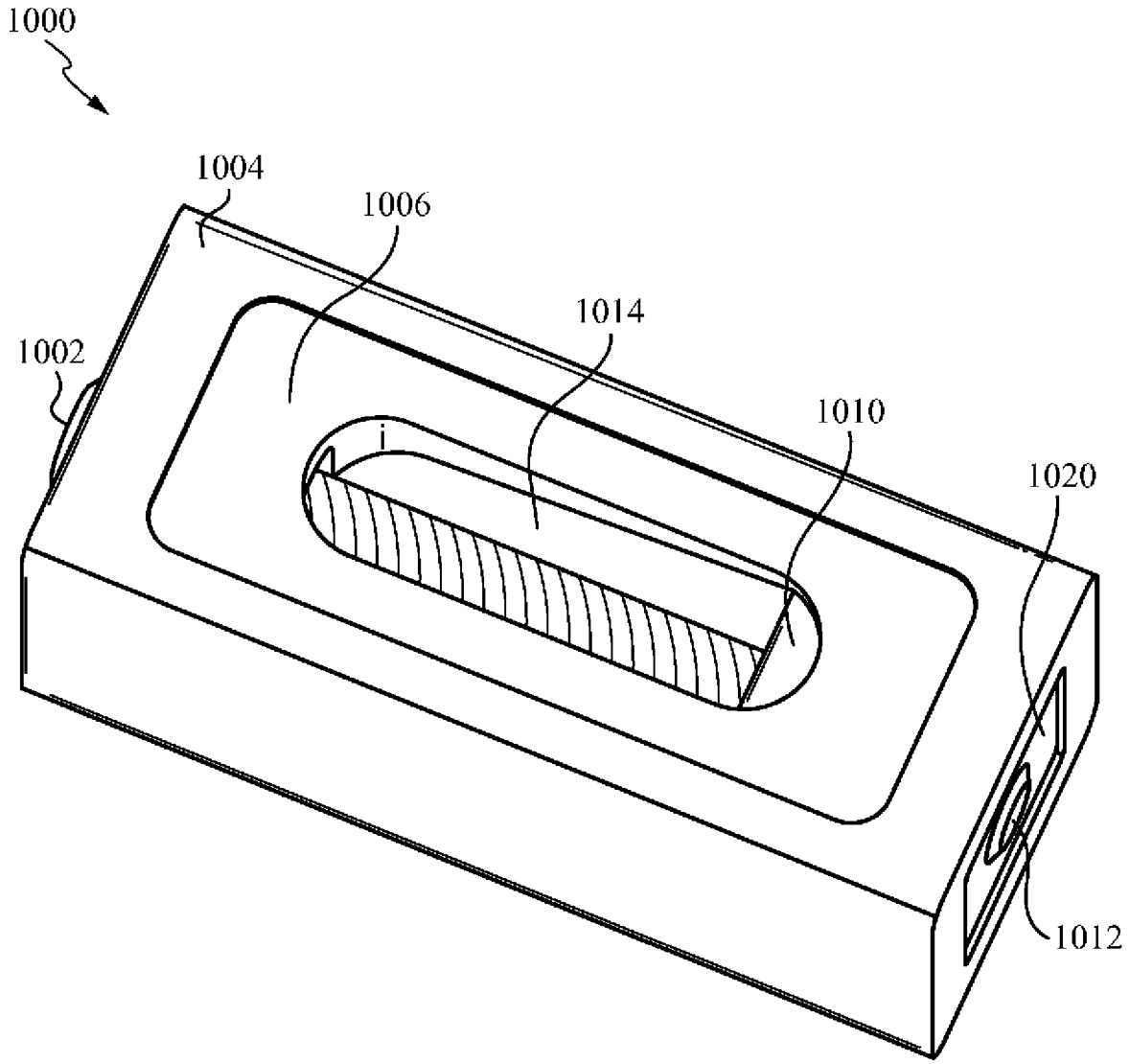



图 11

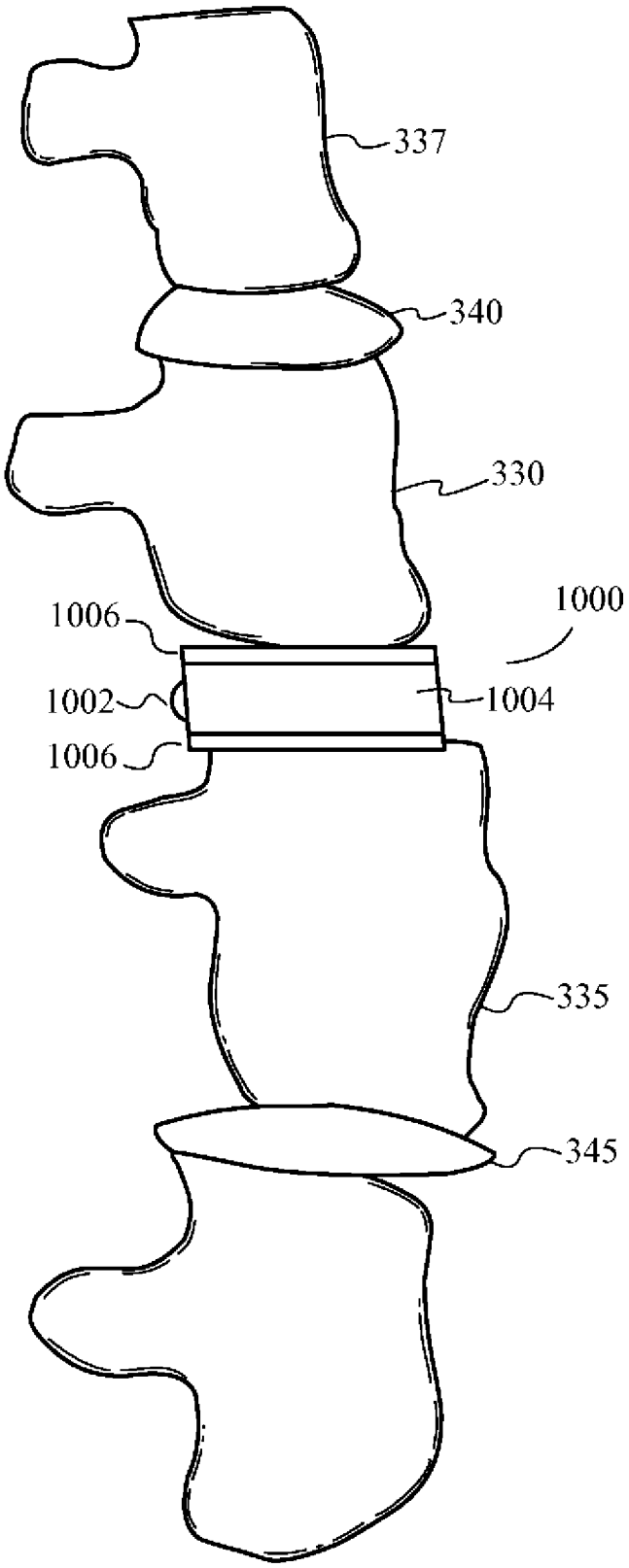



图 12

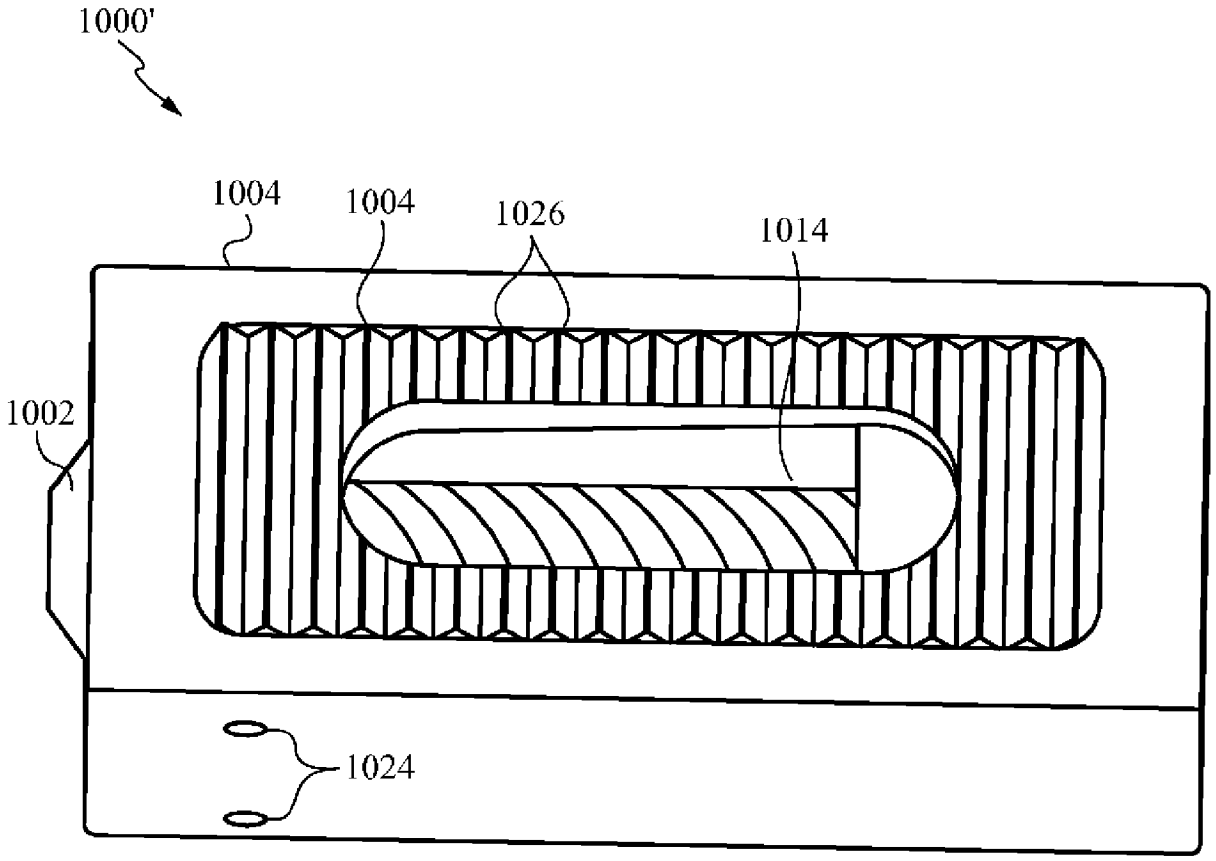

1000'
1004
1004
1026
1014
1002
1024

图 13

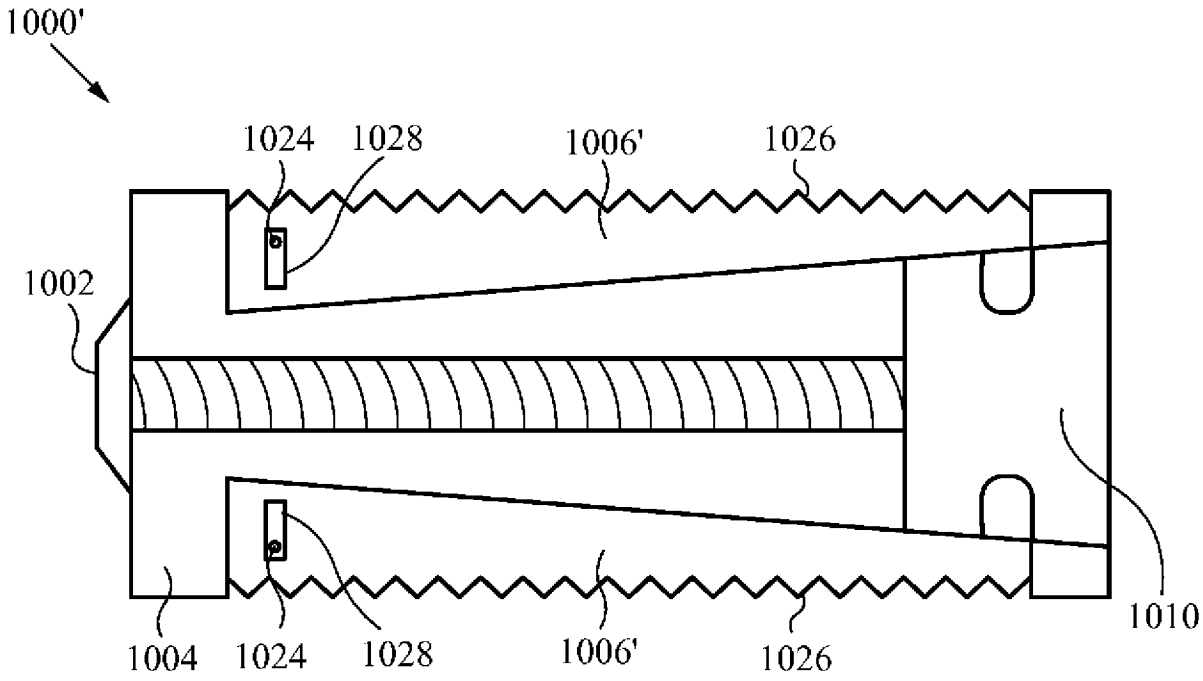

1000'
1024
1028
1006'
1026
1002
1004
1024
1028
1006'
1026
1010

图 14A

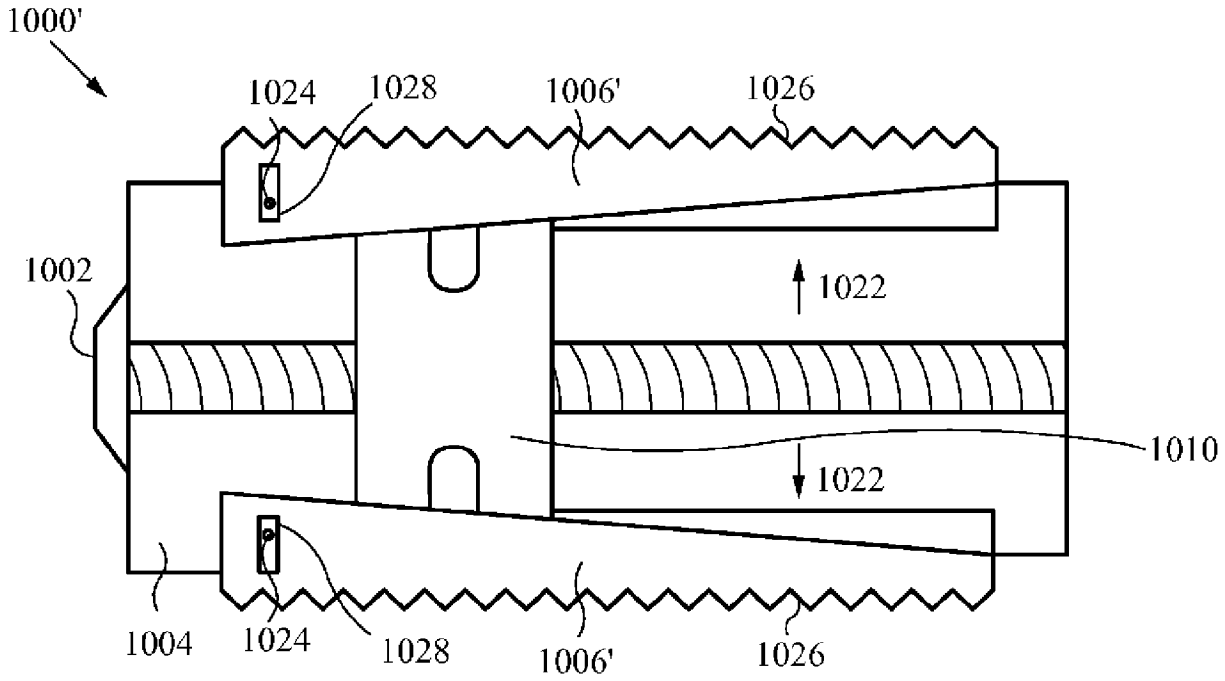

1000'
1024
1028
1006'
1026
1002
1022
1010
1022
1004
1024
1028
1006'
1026

图 14B

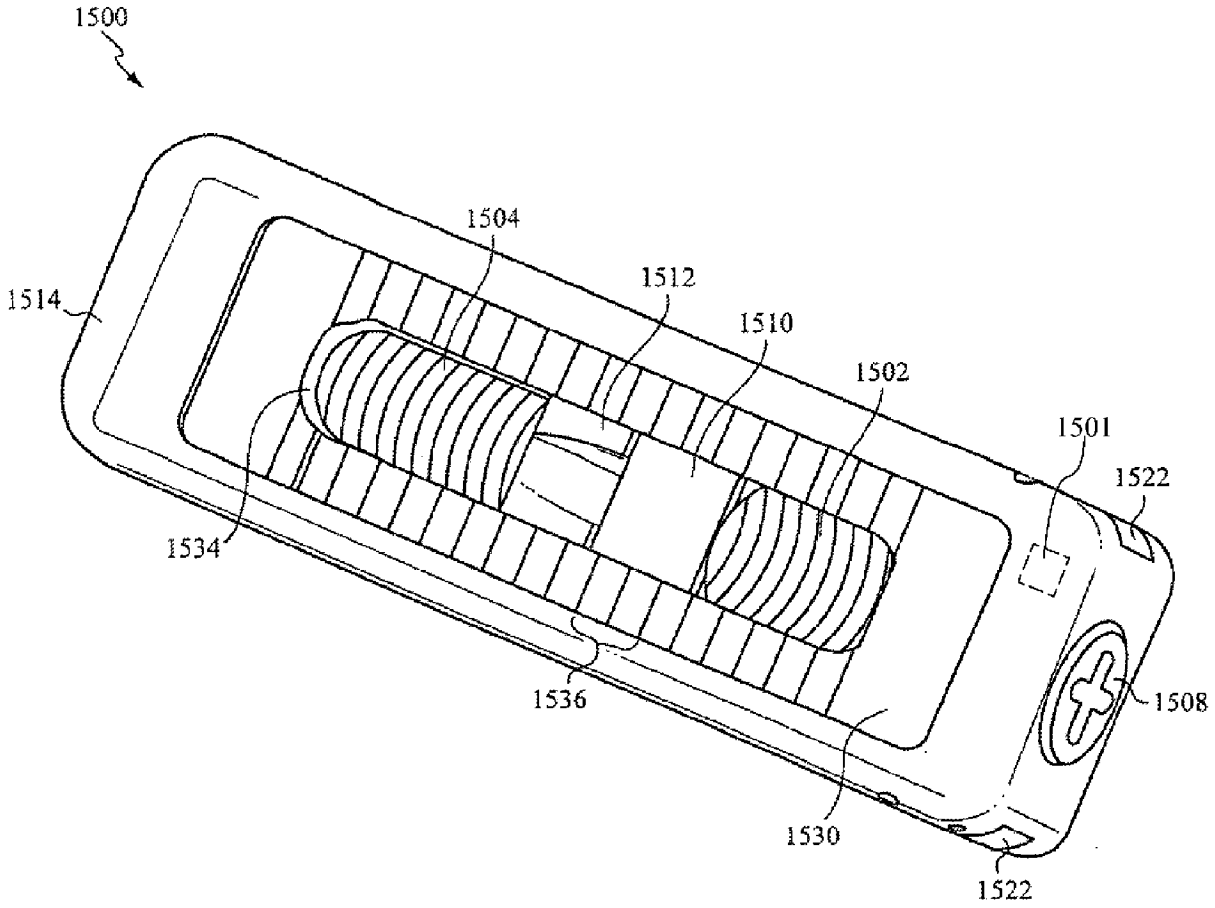

1500
1504
1514
1512
1510
1502
1501
1522
1534
1536
1508
1530
1522

图 15

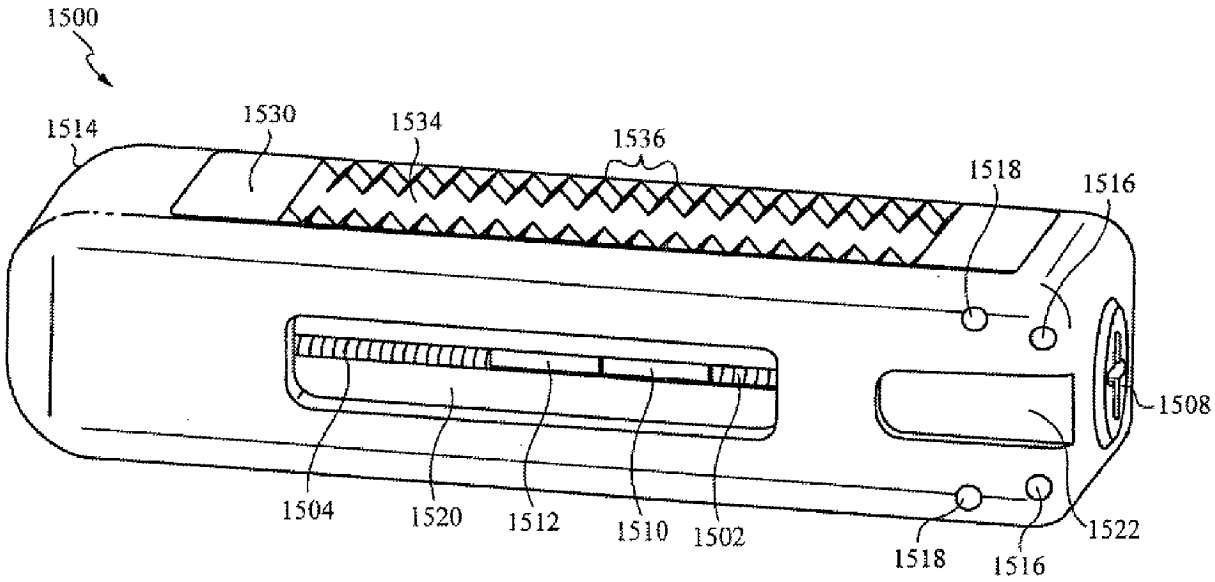

1500
1514
1530
1534
1536
1518
1516
1508
1504
1520
1512
1510
1502
1518
1516
1522

图 16

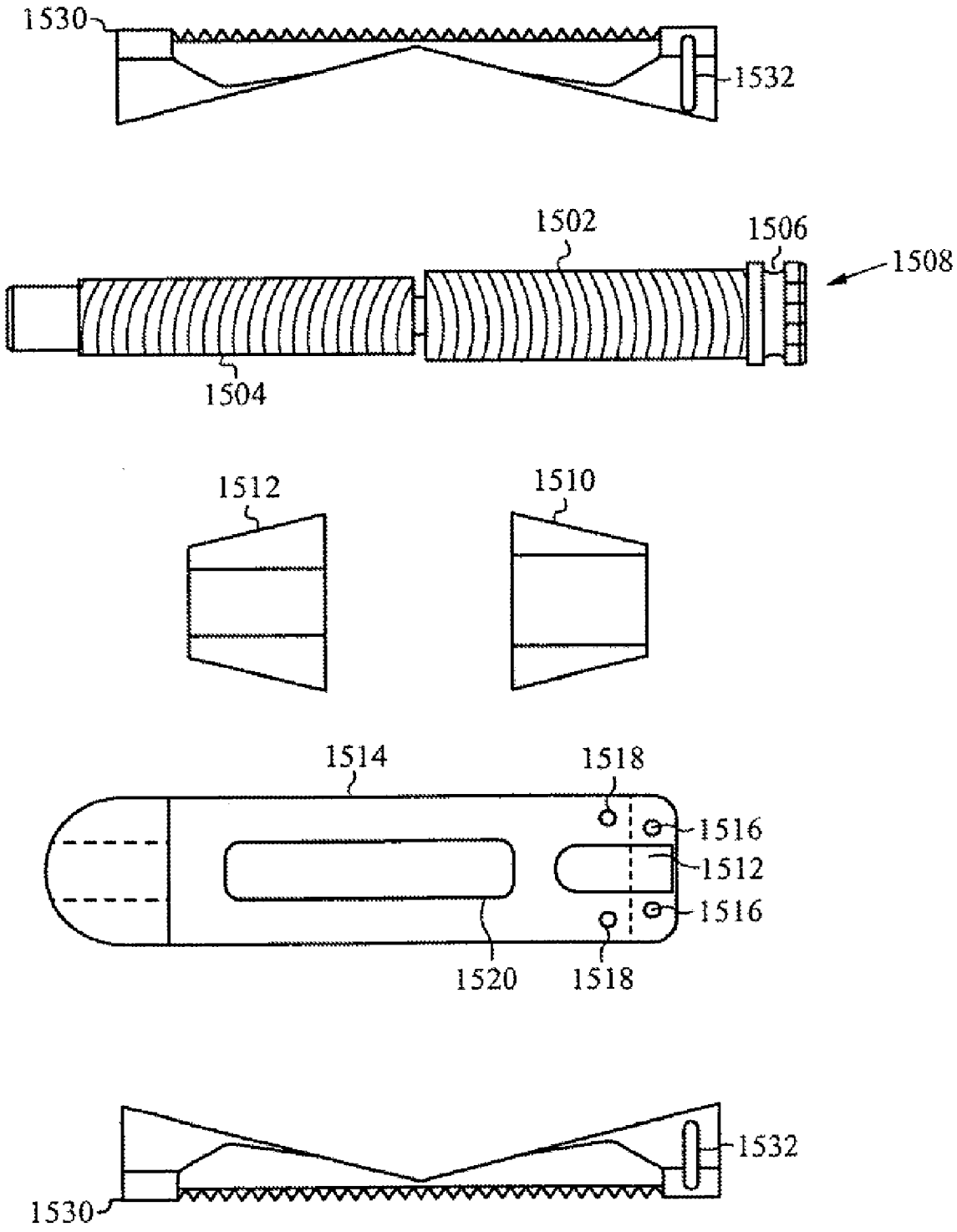

1530
1532
1502
1506
1508
1504
1512
1510
1514
1518
1516
1512
1516
1520
1518
1532
1530

图 17

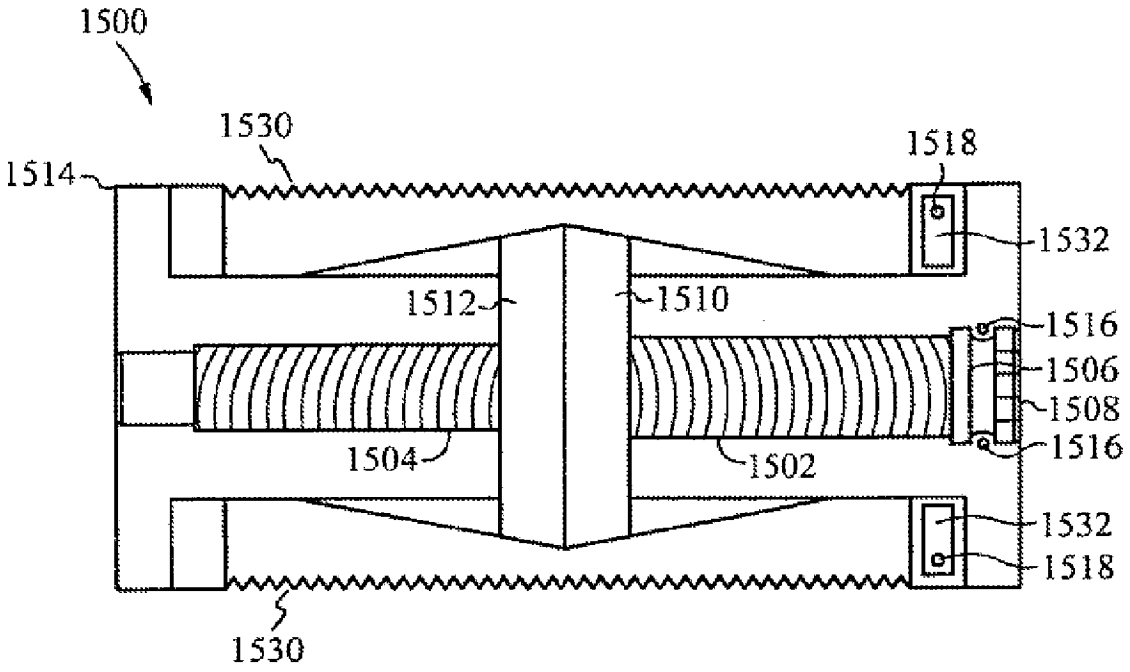

1500
1530
1514
1518
1532
1512
1510
1516
1506
1508
1504
1502
1516
1532
1518
1530

图 18A

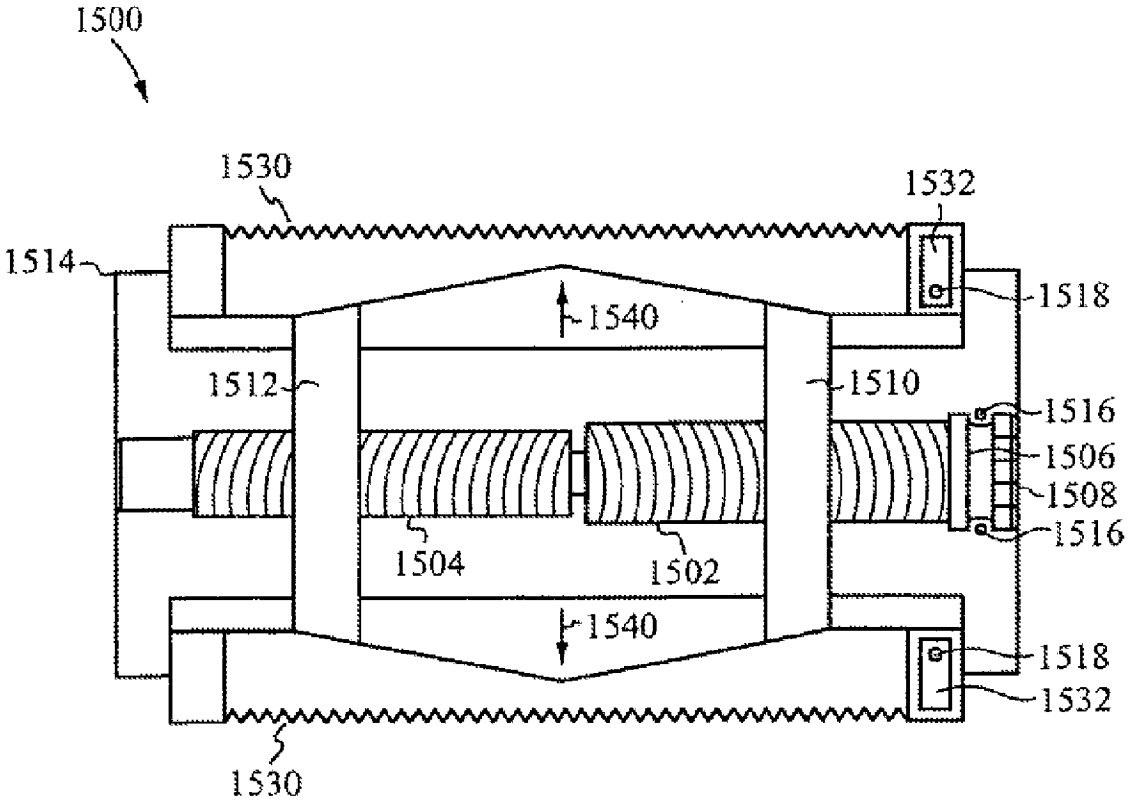

1500
1530
1532
1514
1518
1540
1512
1510
1516
1506
1508
1504
1502
1516
1540
1518
1532
1530

图 18B

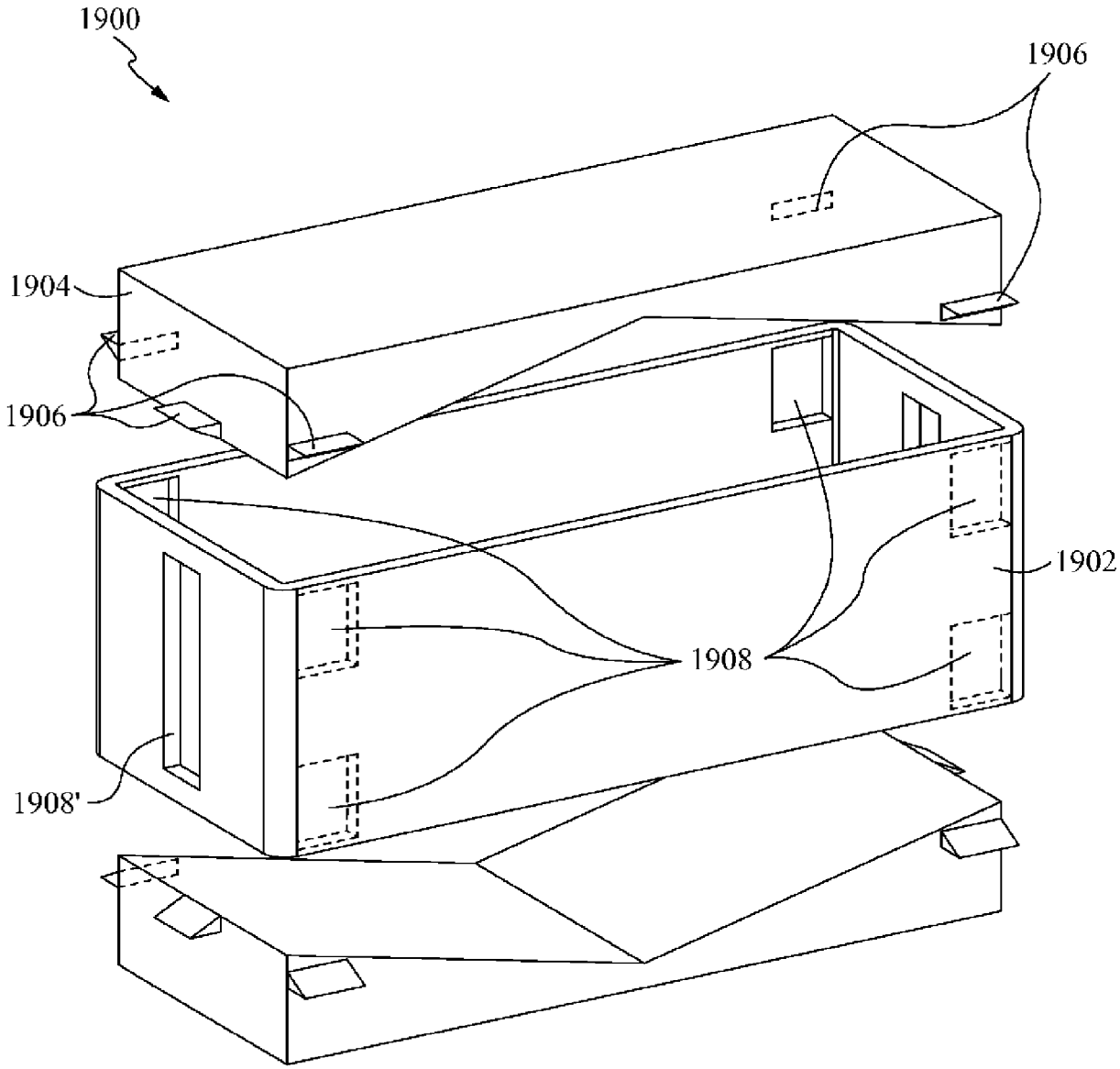



图 19

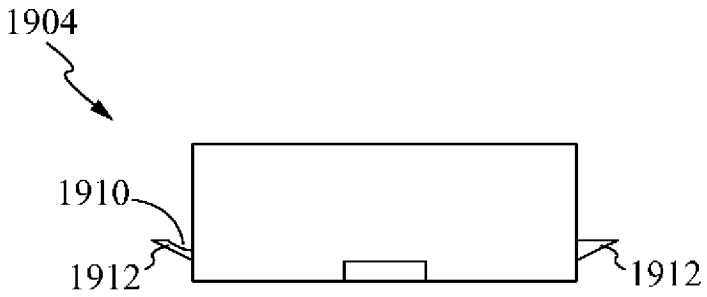



图 20

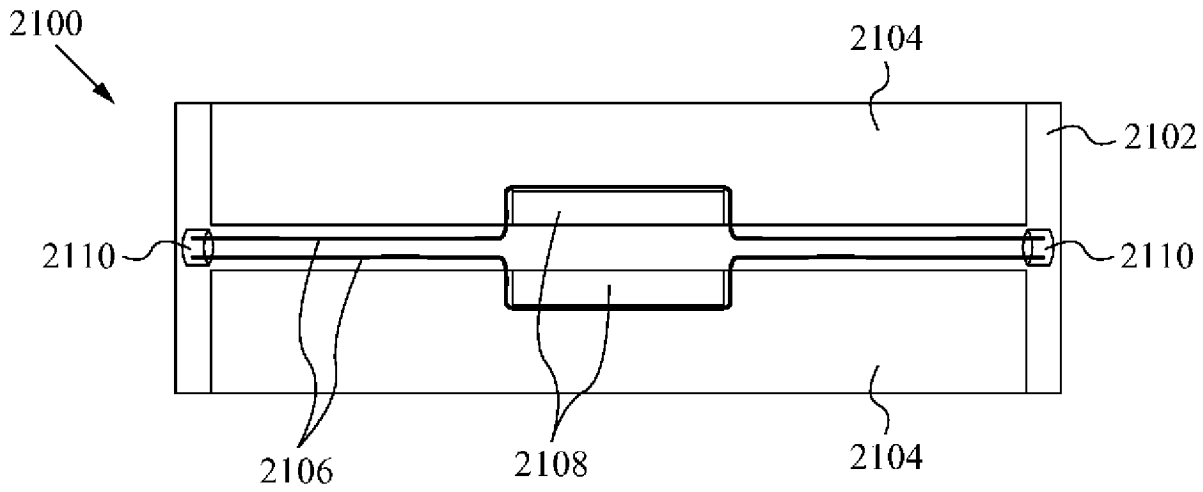

2100
2104
2102
2110
2110
2106
2108
2104

图 21A

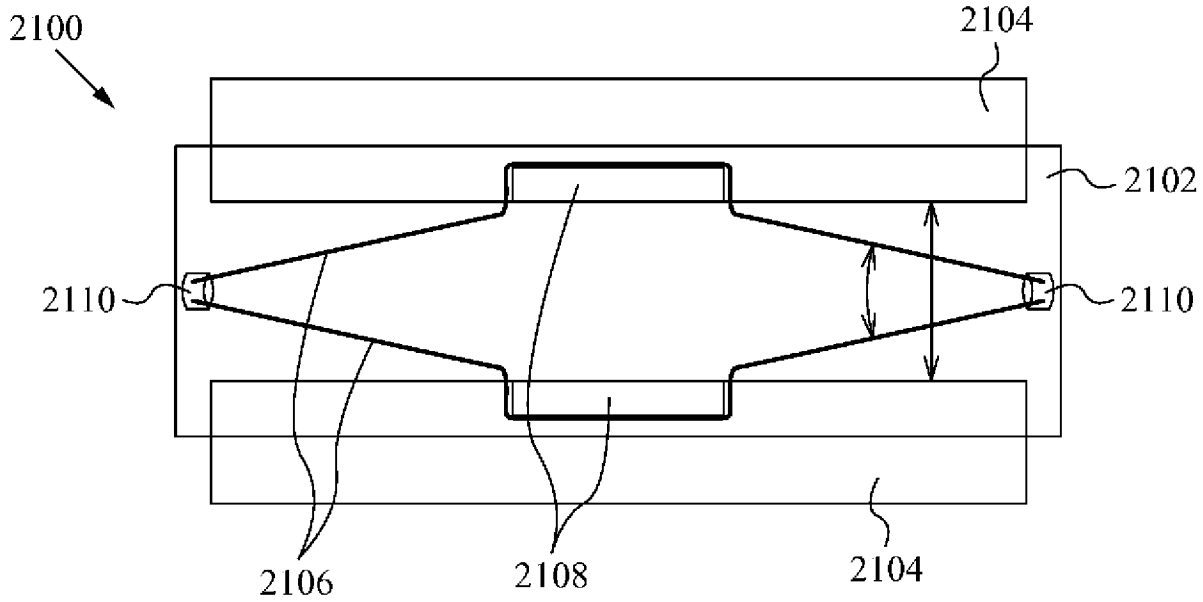

2100
2104
2102
2110
2110
2106
2108
2104

图 21B

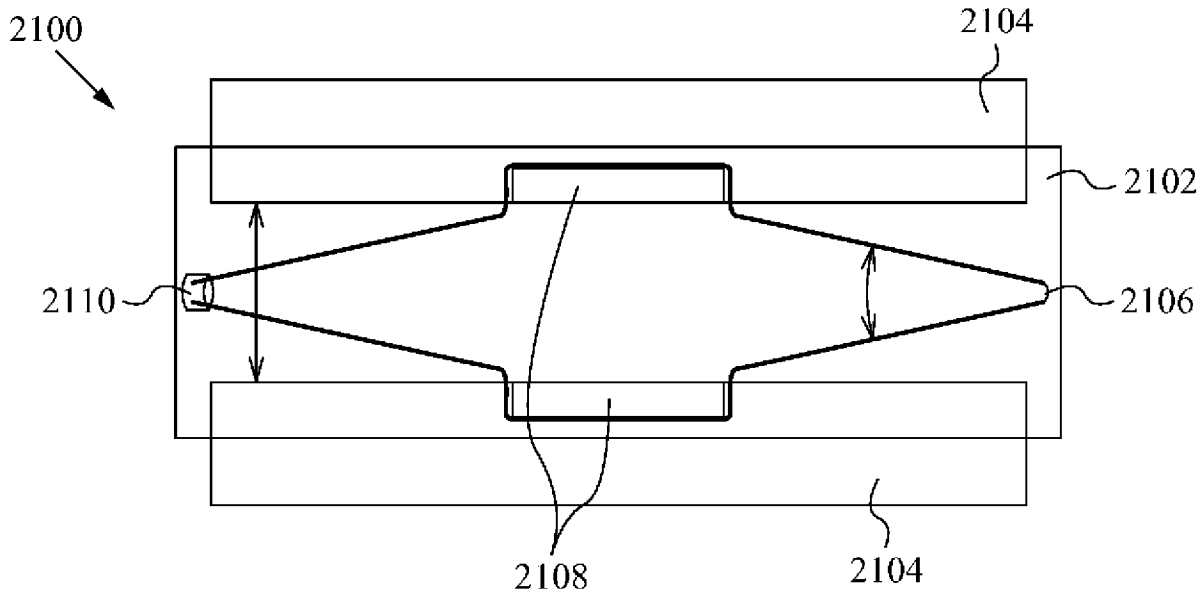

2100
2104
2102
2110
2106
2108
2104

图 21C

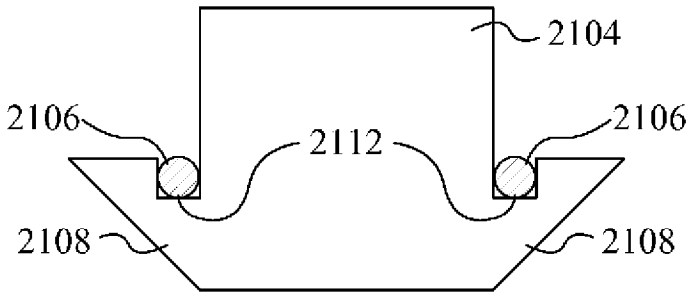

2104
2106
2112
2106
2108
2108

图 21D

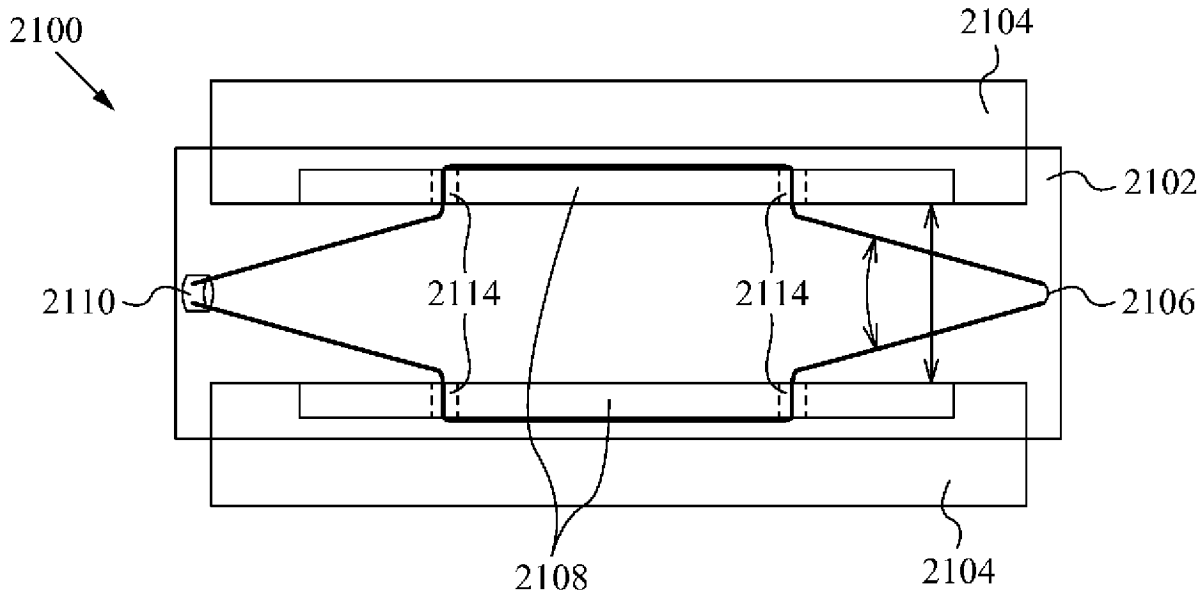

2100
2104
2102
2110
2114
2114
2106
2108
2104

图 21E

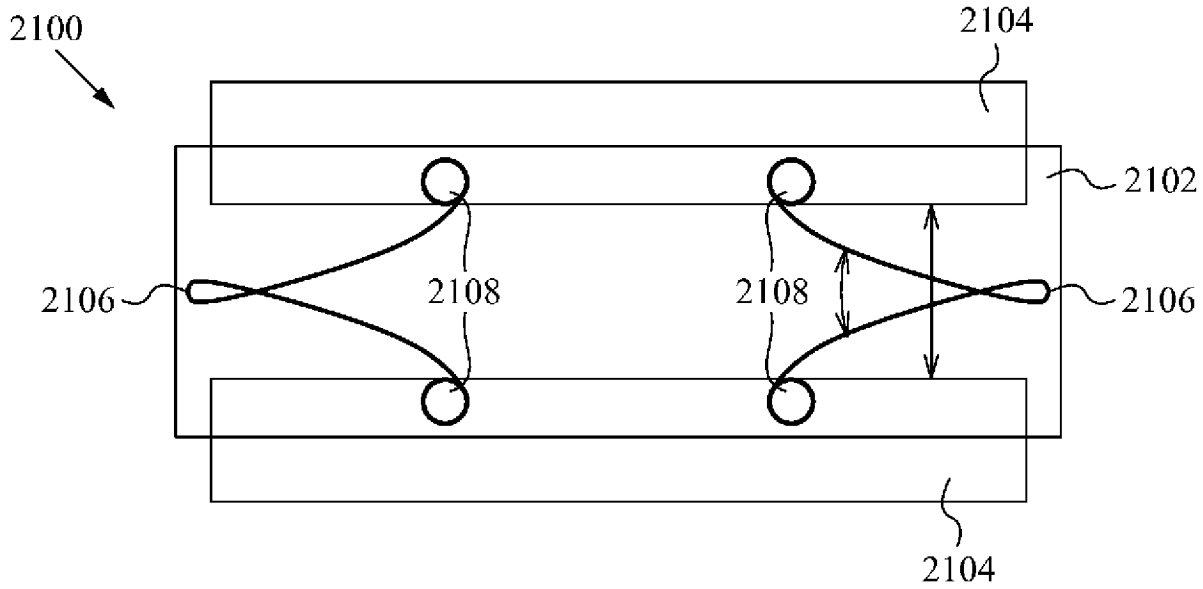

2100
2104
2102
2106
2108
2108
2106
2104

图 21F

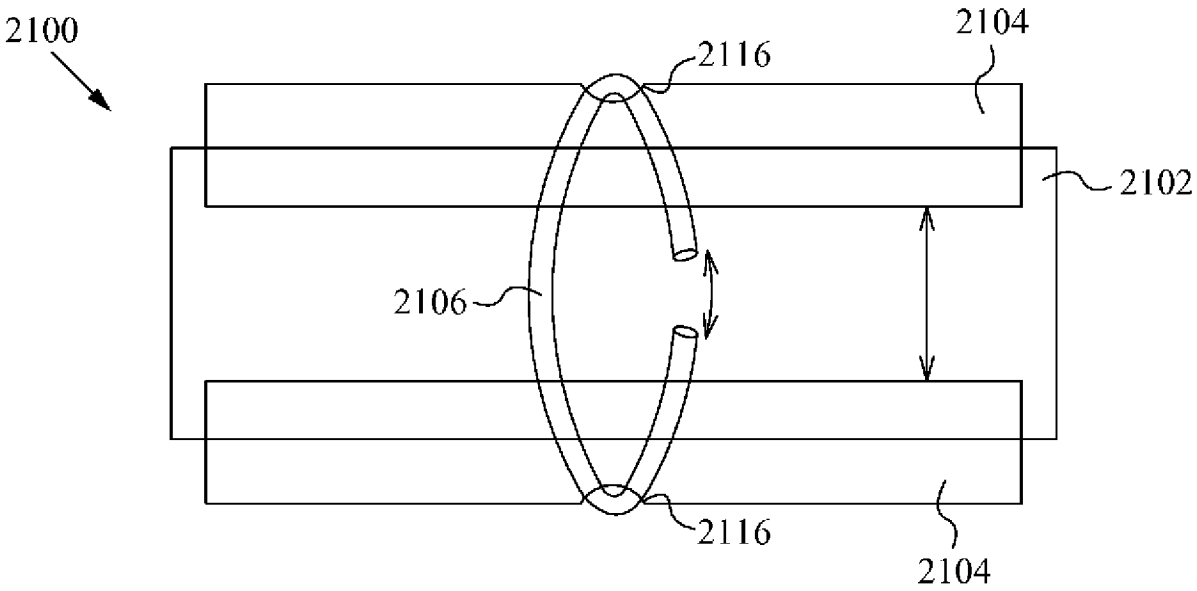



图 21G

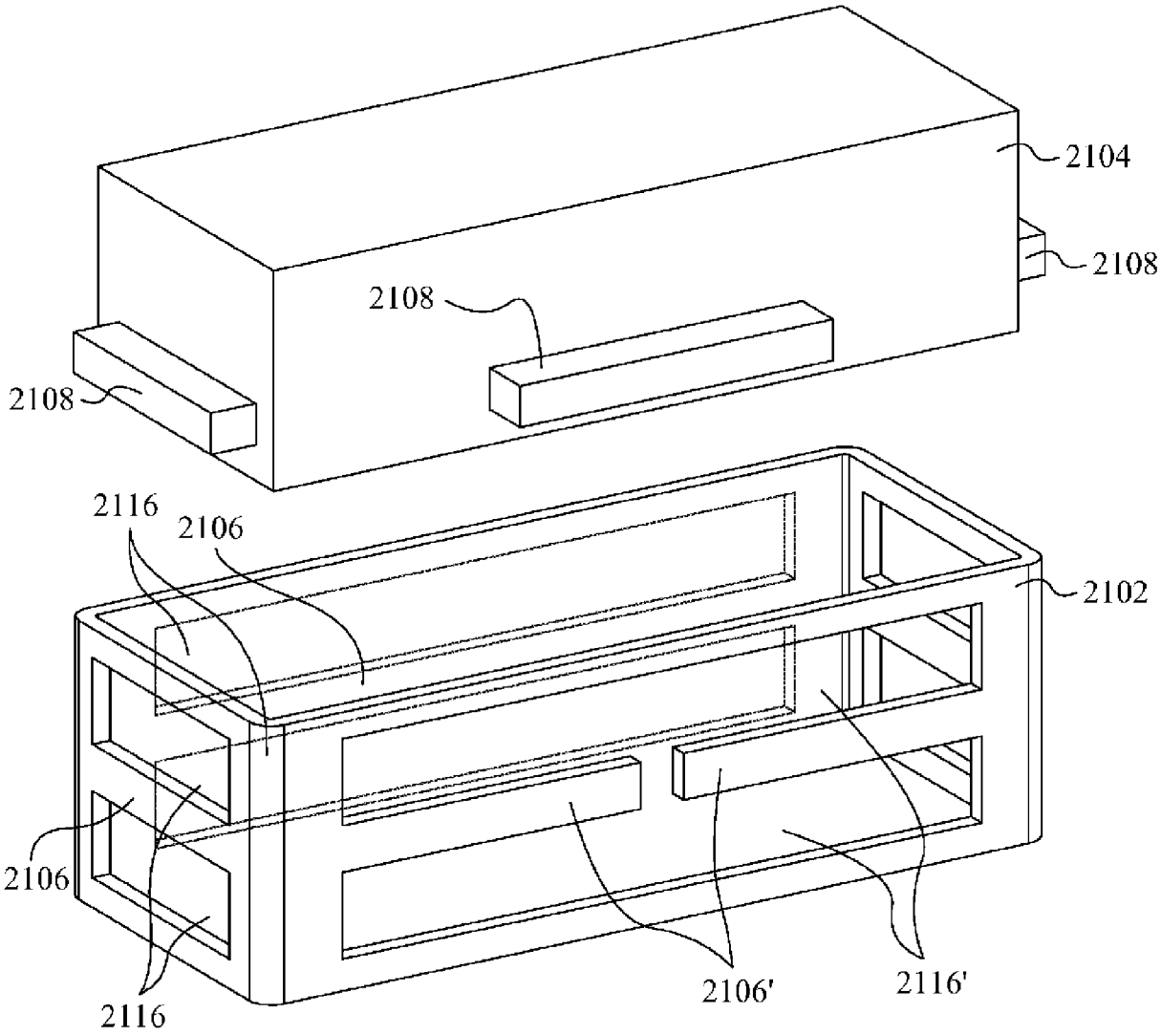



图 21H

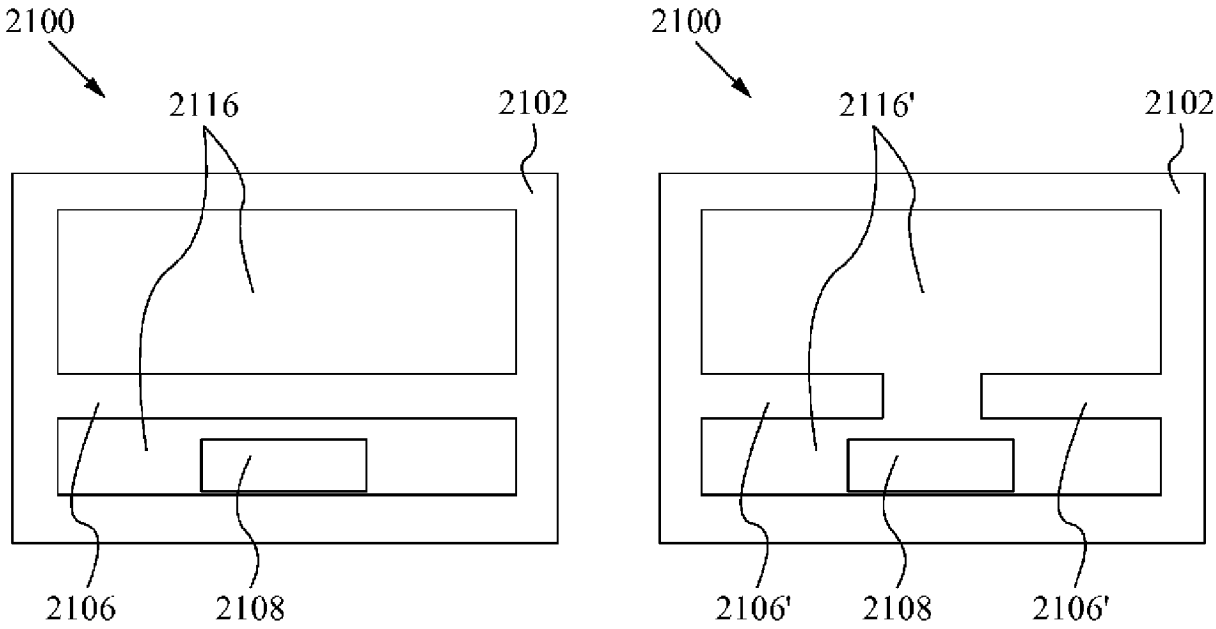

2100
2116
2102
2106
2108
2100
2116'
2102
2106'
2108
2106'

图 21I

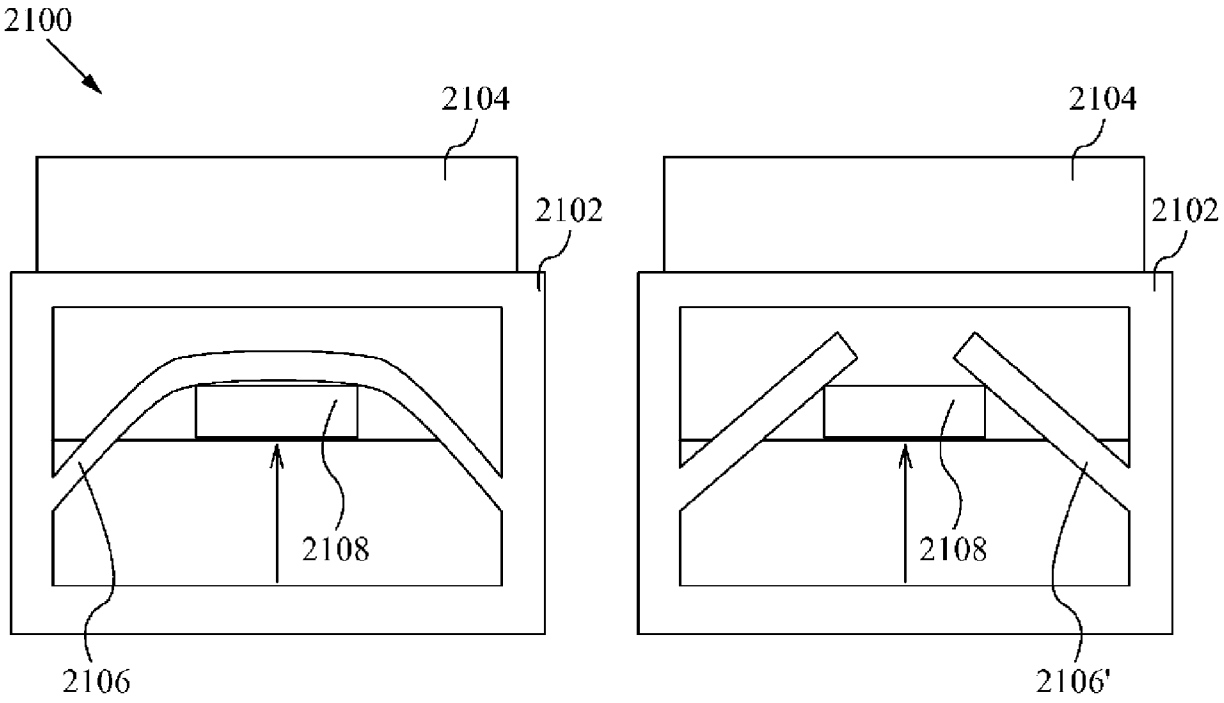

2100
2104
2102
2108
2106
2104
2102
2108
2106'

图 21J

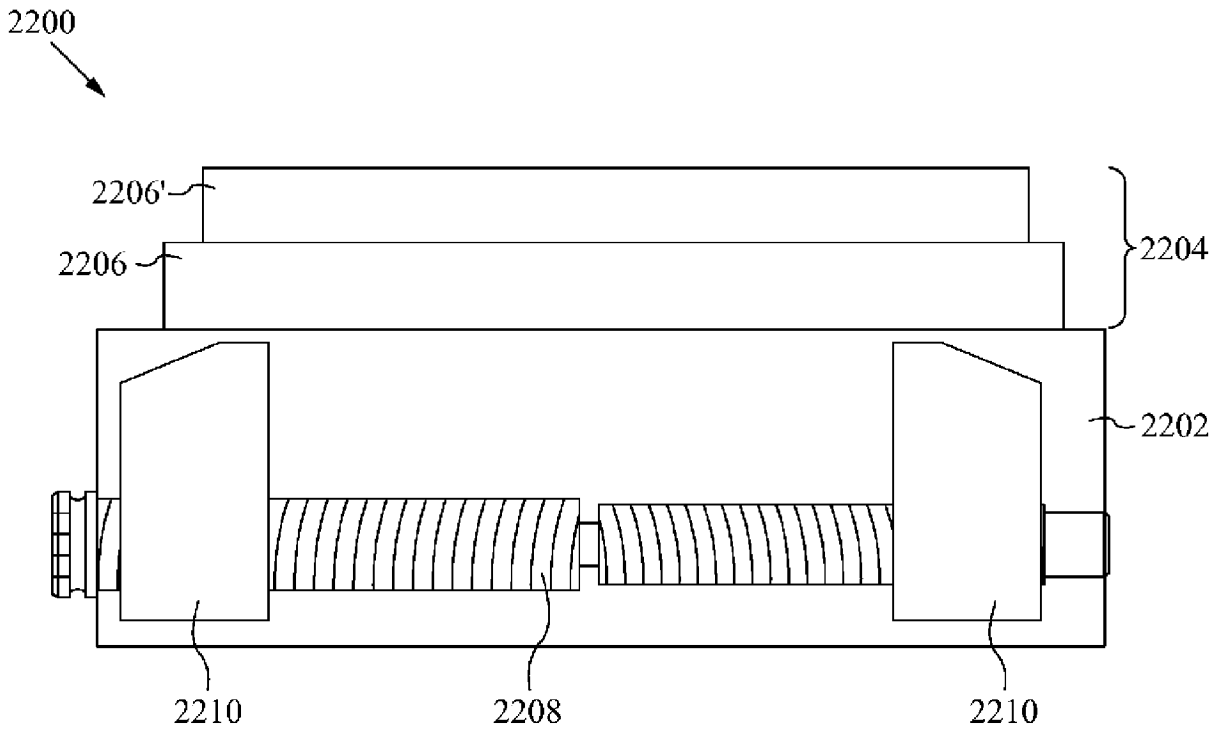



图 22A

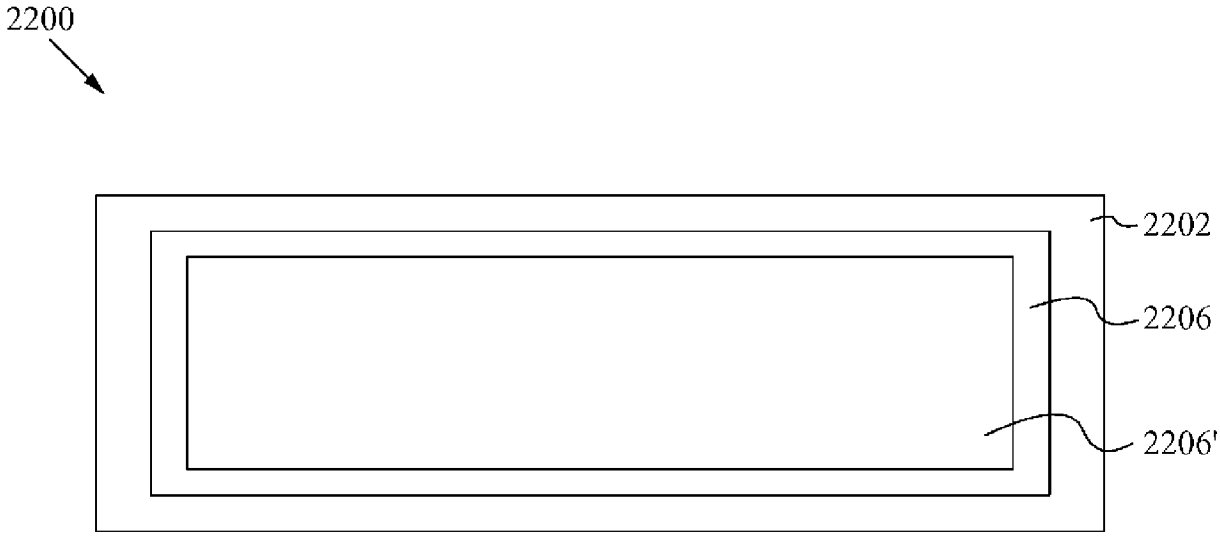



图 22B

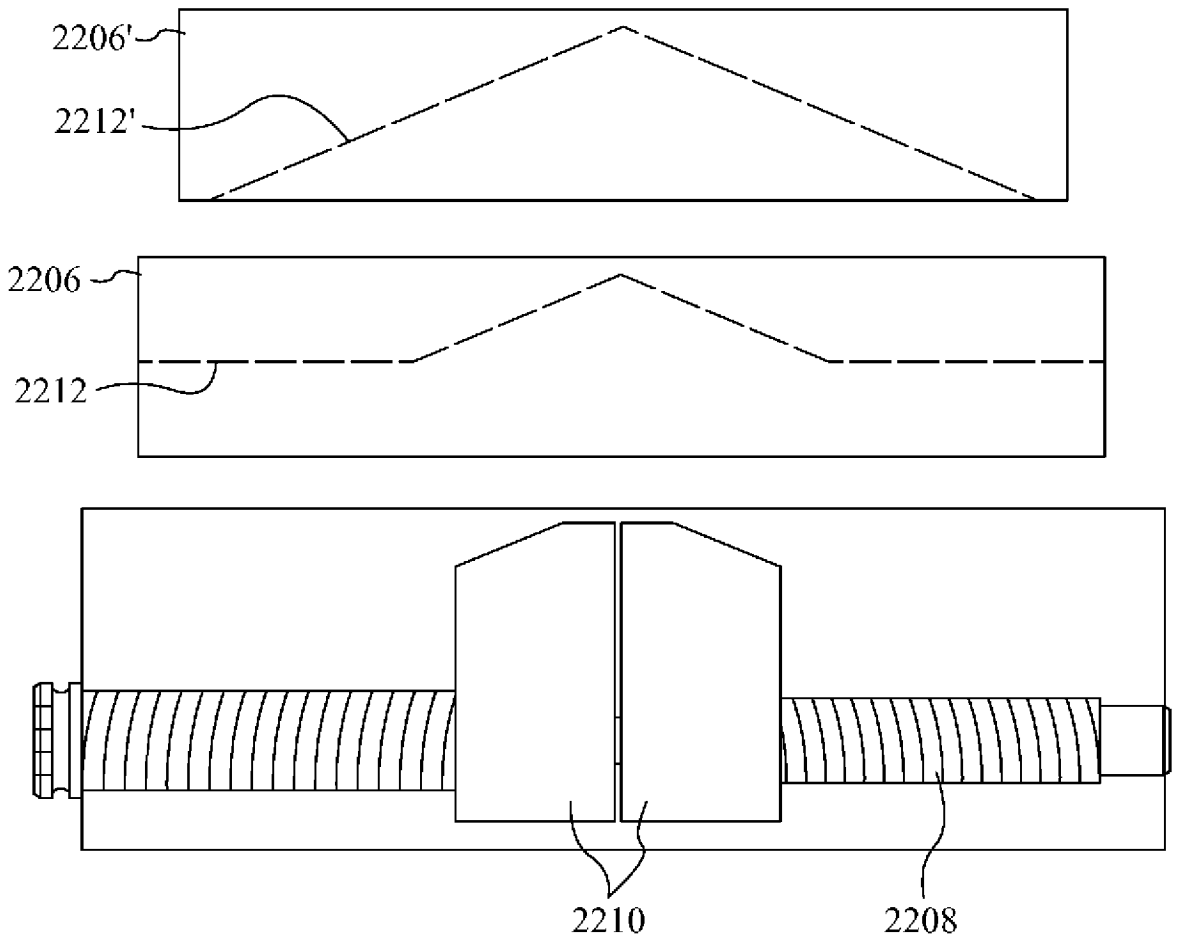



图 22C

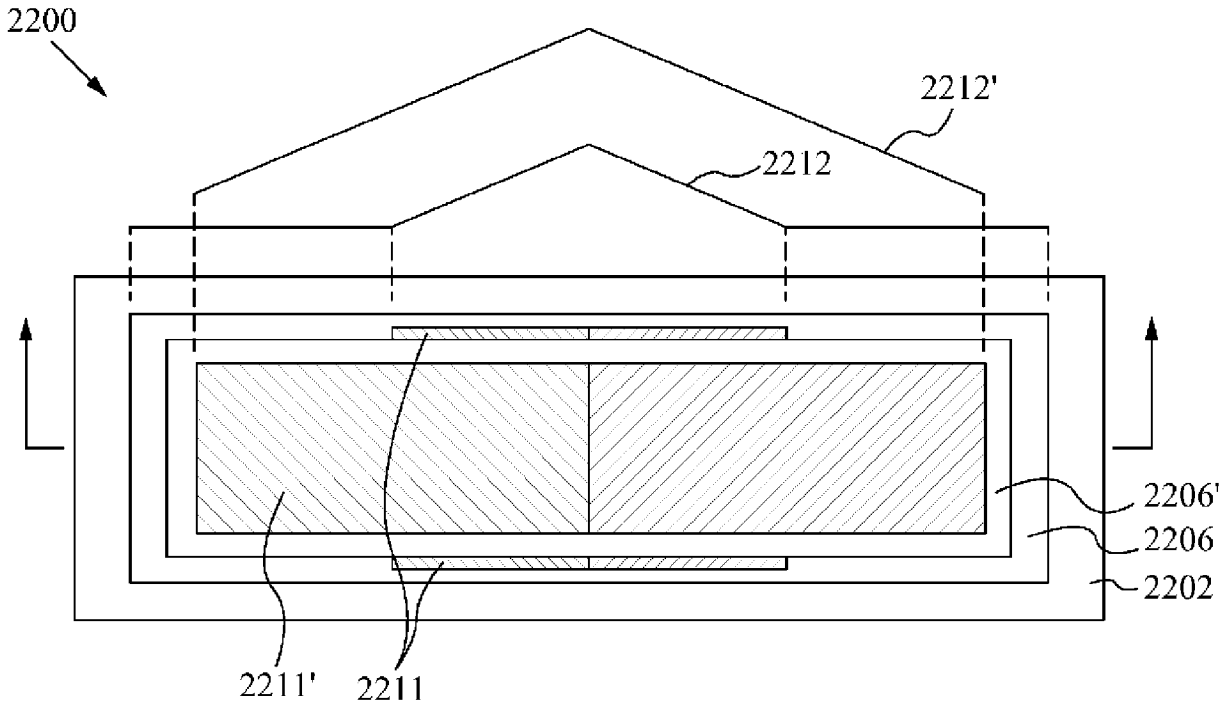



图 22D

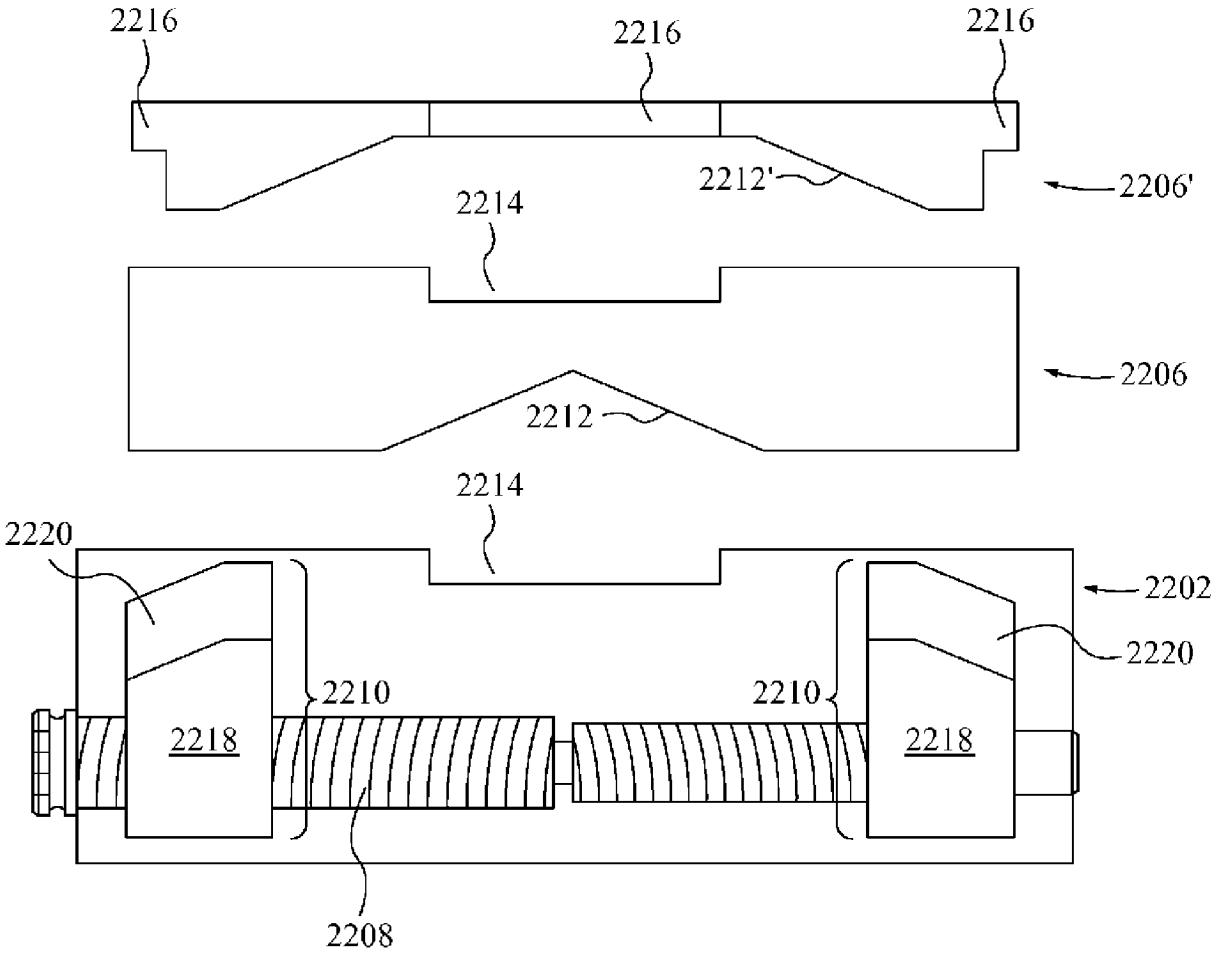

2216
2216
2216
2212'
2206'
2214
2206
2212
2214
2220
2202
2220
2210
2210
2218
2218
2208

图 22E

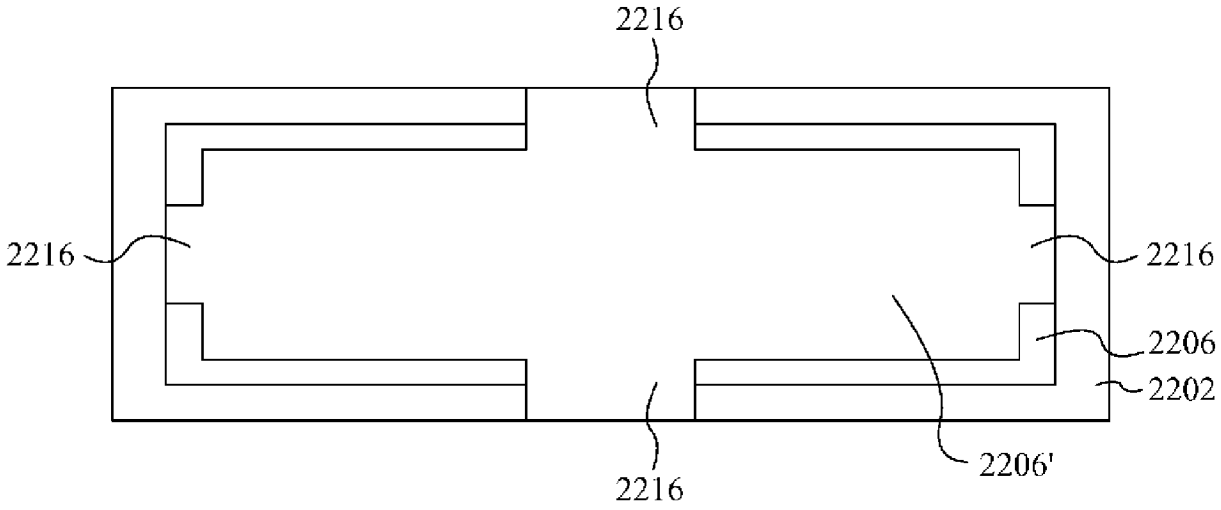

2216
2216
2216
2206
2202
2216
2206'
2216

图 22F

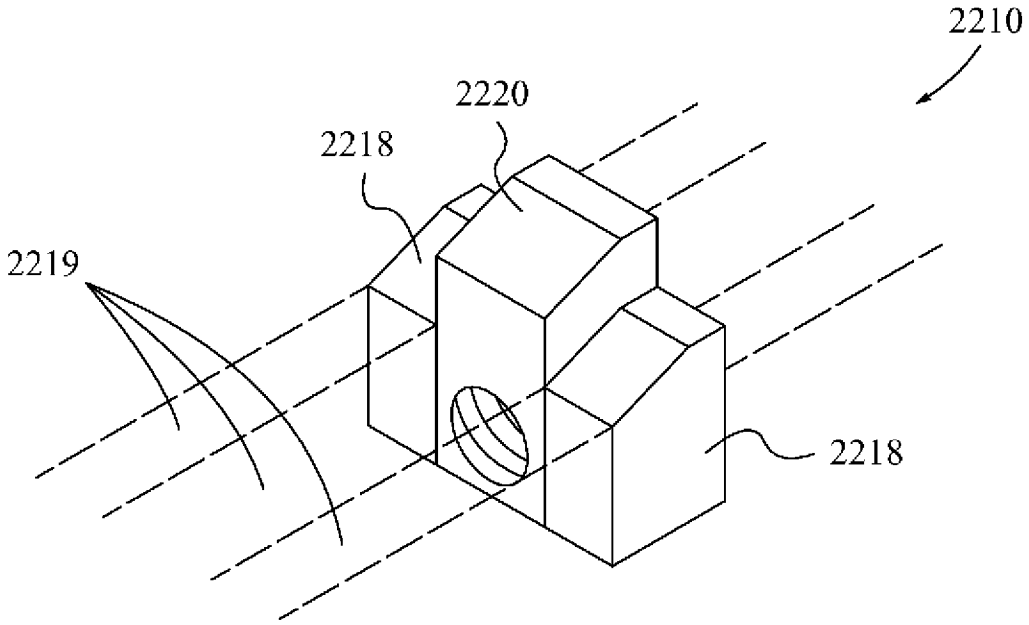

2210
2220
2218
2219
2218

图 22G

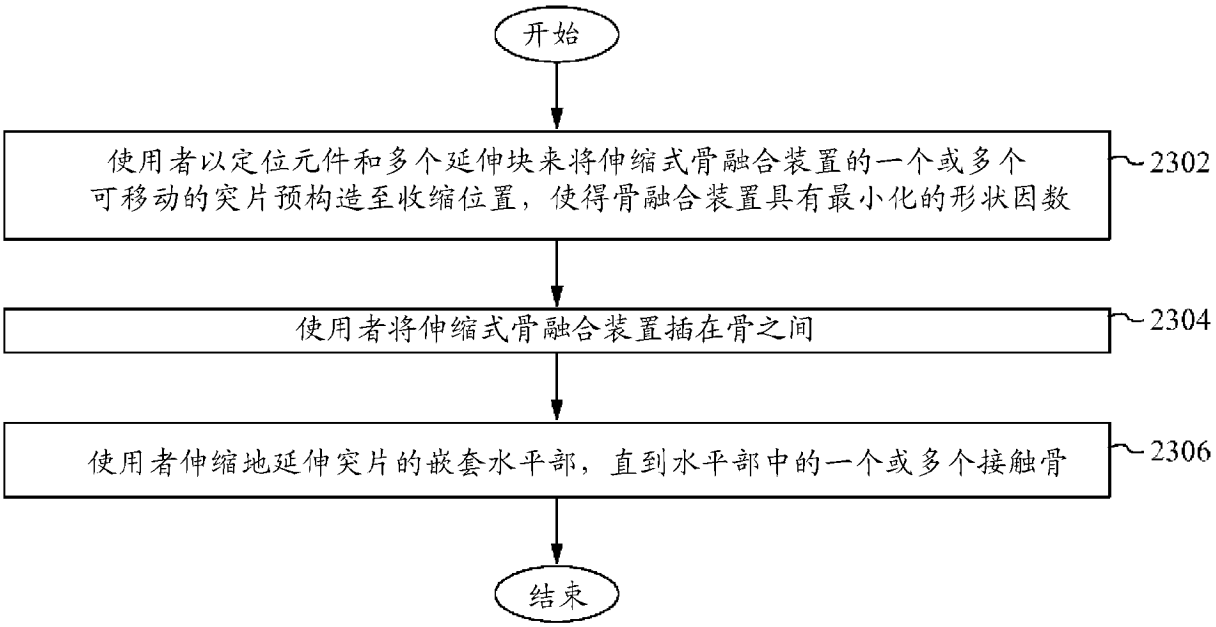

开始
使用者以定位元件和多个延伸块来将伸缩式骨融合装置的一个或多个可移动的突片预构造至收缩位置，使得骨融合装置具有最小化的形状因数
2302
使用者将伸缩式骨融合装置插在骨之间
2304
使用者伸缩地延伸突片的嵌套水平部，直到水平部中的一个或多个接触骨
2306
结束

图 23

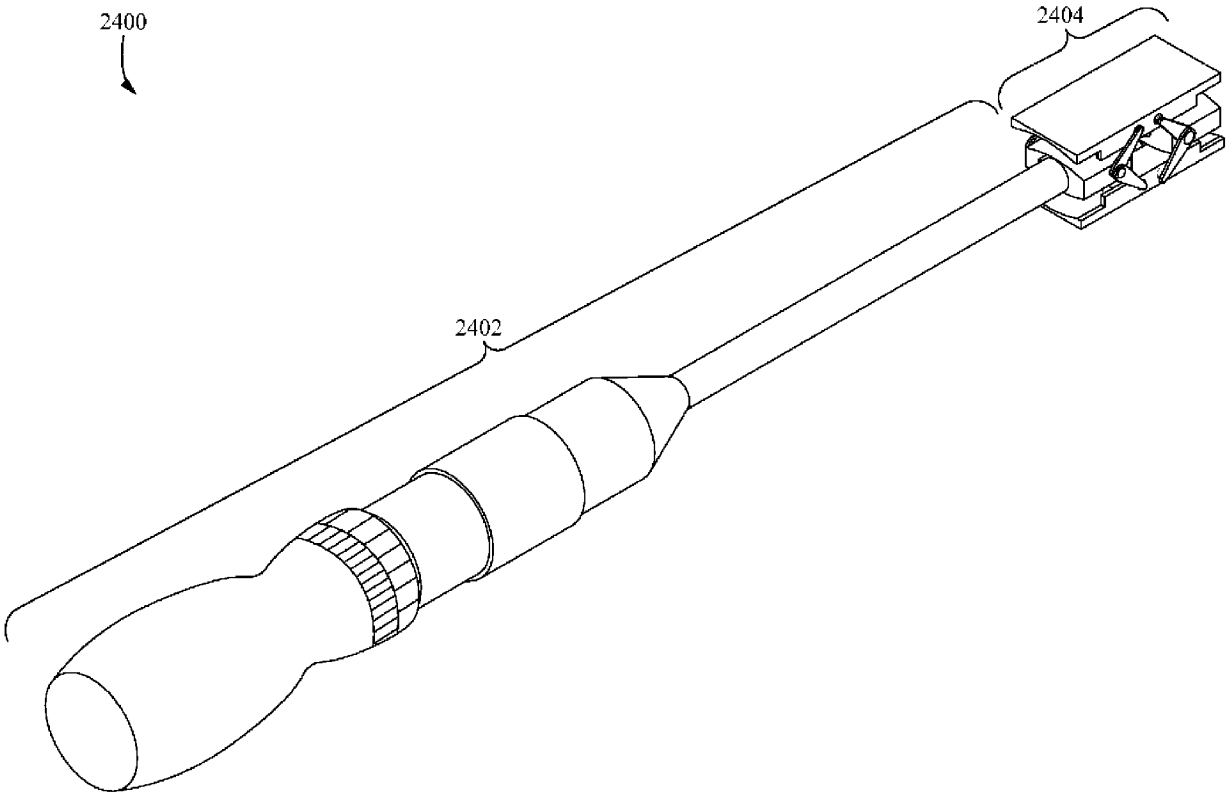



图 24

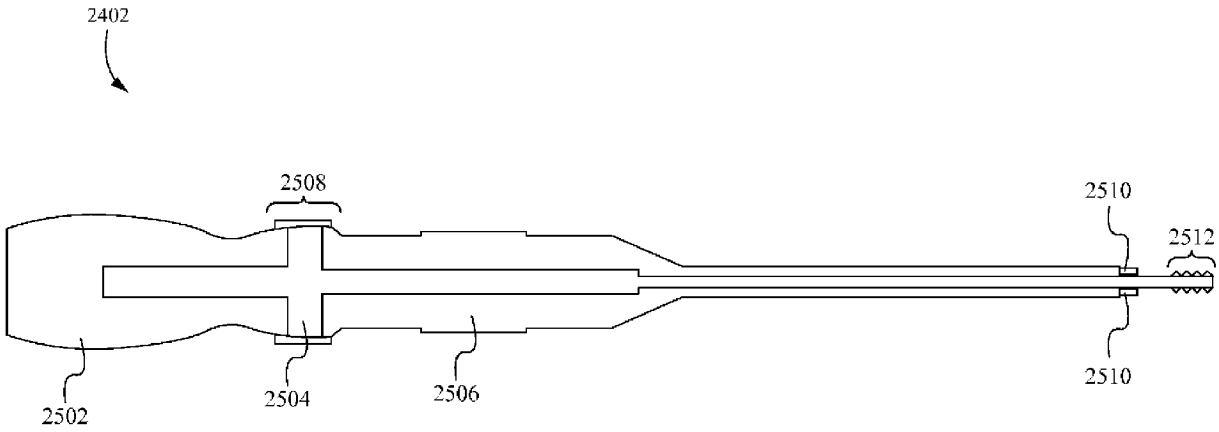



图 25

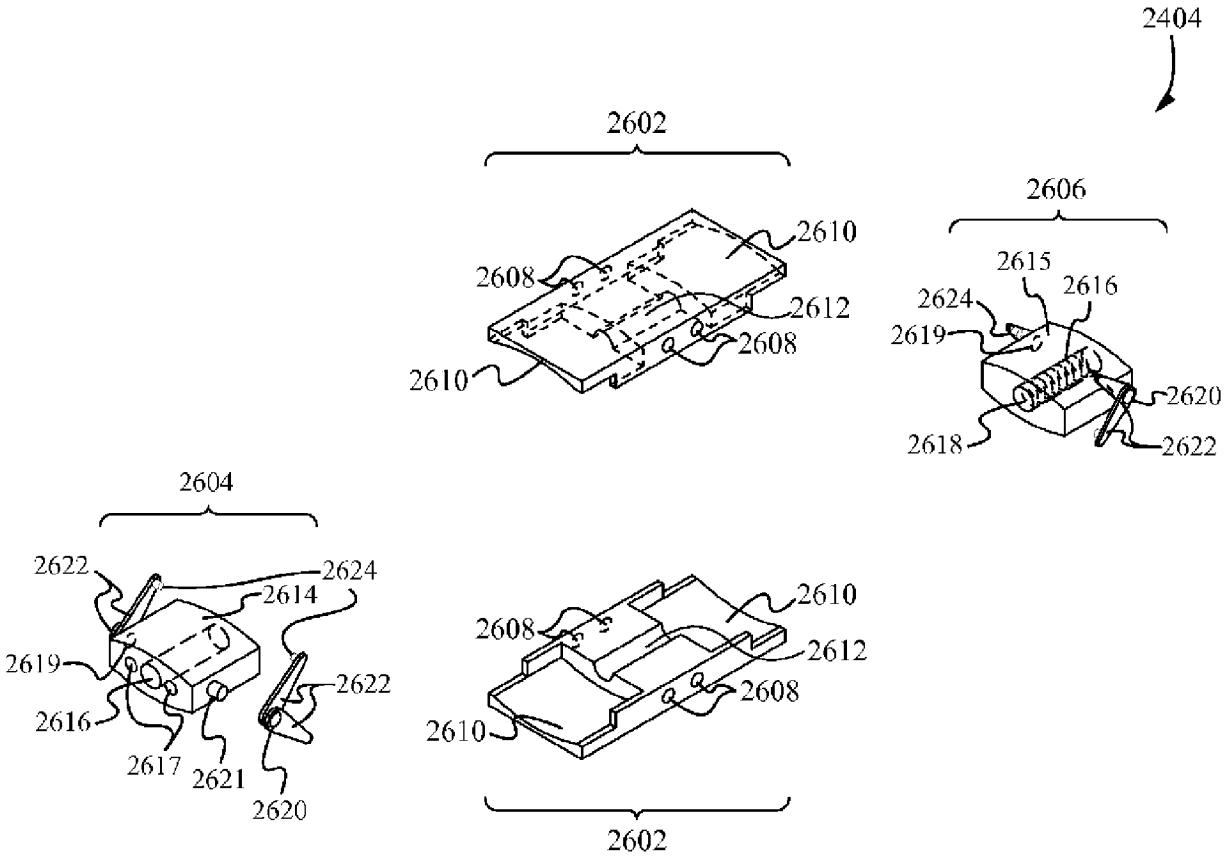

2404
2602
2610
2608
2612
2608
2610
2606
2615
2616
2624
2619
2620
2618
2622
2604
2622
2624
2614
2619
2622
2616
2617
2621
2620
2610
2608
2612
2608
2610
2602

图 26

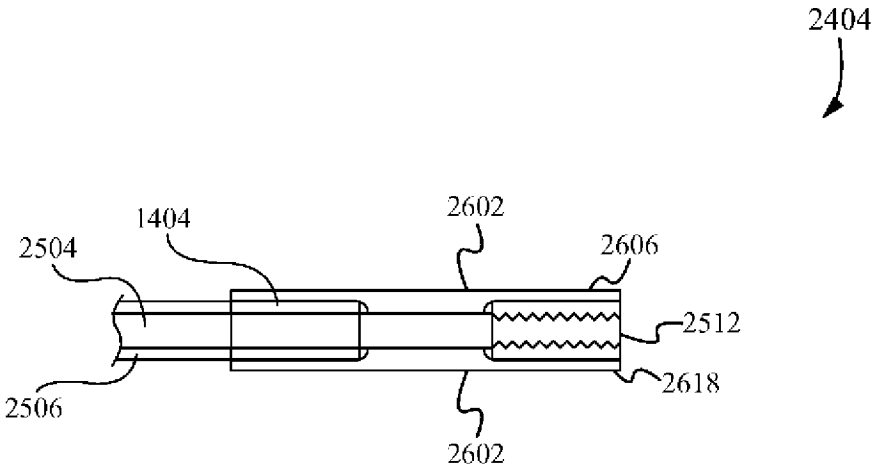

2404
1404
2602
2504
2606
2512
2618
2506
2602

图 27A

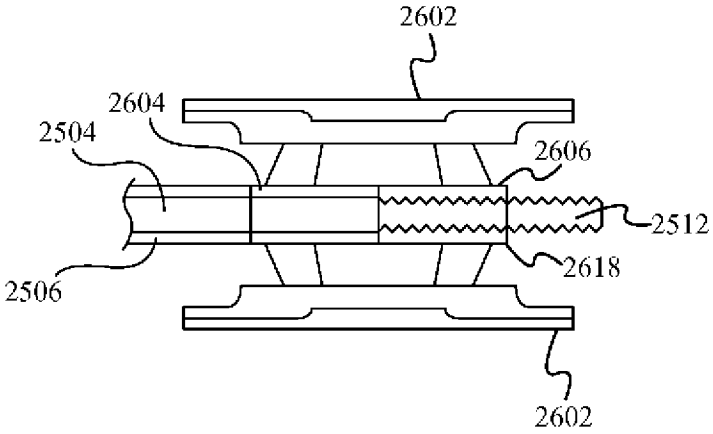

2602
2604
2504
2606
2512
2618
2506
2602

图 27B

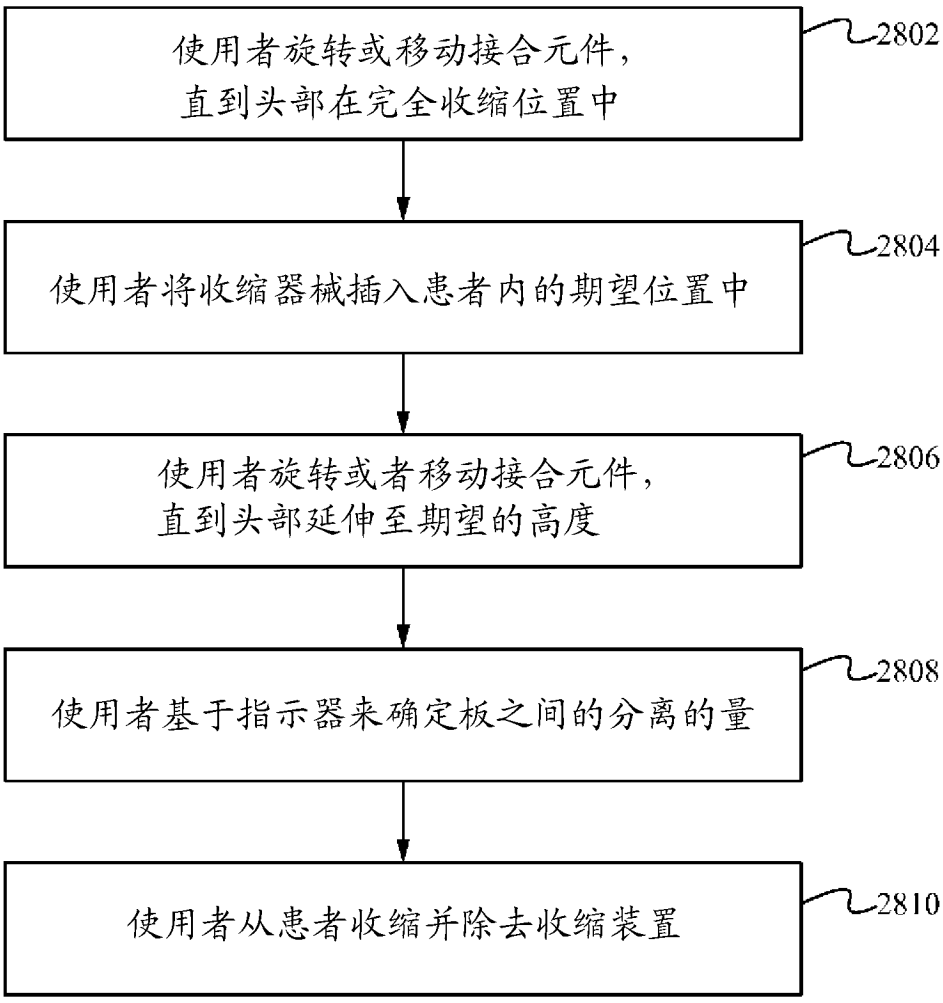

使用者旋转或移动接合元件，
直到头部在完全收缩位置中
2802
使用者将收缩器械插入患者内的期望位置中
2804
使用者旋转或者移动接合元件，
直到头部延伸至期望的高度
2806
使用者基于指示器来确定板之间的分离的量
2808
使用者从患者收缩并除去收缩装置
2810

图 28