



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 115153913 B

(45) 授权公告日 2025.03.11

(21) 申请号 202210834721.7

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

72003

(22) 申请日 2016.12.06

专利代理人 韩旭

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 115153913 A

(51) Int.CI.

A61C 7/30 (2006.01)

(43) 申请公布日 2022.10.11

A61C 7/34 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61C 7/28 (2006.01)

62/263,659 2015.12.06 US

A61C 7/00 (2006.01)

62/352,025 2016.06.20 US

62/393,526 2016.09.12 US

(62) 分案原申请数据

(56) 对比文件

201680081315.0 2016.12.06

US 2011027743 A1, 2011.02.03

(73) 专利权人 布瑞斯技术有限公司

US 2010279245 A1, 2010.11.04

地址 美国德克萨斯州

CN 114080197 A, 2022.02.22

审查员 黎代维

(72) 发明人 S·M·罗因佩卡尔 J·S·小拉藤

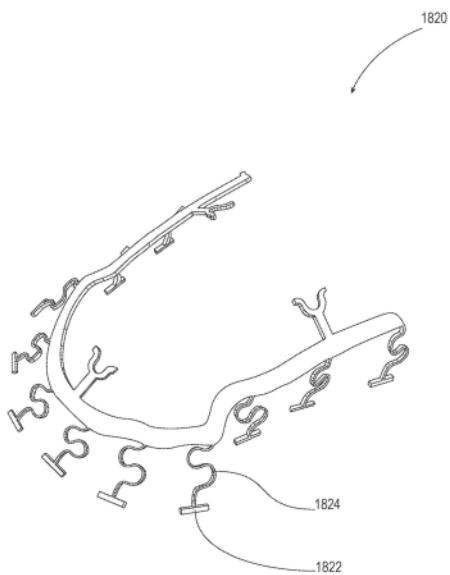
权利要求书1页 说明书37页 附图44页

(54) 发明名称

牙齿重新定位系统和方法

(57) 摘要

描述的是牙齿重新定位系统和方法,其采用一个或多个被安装在患者牙齿上的矫正器。该矫正器包括:弓形构件;多个弹簧构件,联接或设置在弓形构件上;以及多个固定构件,用于一对地固定到患者的相应的多颗牙齿上,固定构件由弓形构件支撑。其中,弓形构件和多个弹簧一起包括二维结构,该二维结构具有长度尺寸和宽度尺寸且宽度沿长度尺寸变化,该二维结构被弯曲成三维结构。



1. 一种形成正畸矫正器的方法,包括:

提供二维形状的构件,所述构件包括弓形部分和从所述弓形部分向外延伸的臂部分,每个所述臂部分沿所述弓形部分的长度彼此间隔开,所述臂部分中的至少一个包括弹簧部,所述弹簧部被构造成当所述正畸矫正器安装在患者的口腔中时,向所述患者的牙齿施加偏压力;

将所述构件从二维形状操纵成所需的三维形状,其中,当处于三维形状时,所述构件被构造成定位在患者的口腔中,使得所述臂部分中的至少一些相邻所述患者的各颗牙齿定位,并且所述弓形部分沿所述患者的颌延伸;以及

在所述构件被保持为三维形状的同时向所述构件施加热量,使得当不再向所述构件施加热量时,所述构件大致维持所述三维形状。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,提供二维形状的所述构件包括从材料切割所述构件。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,提供二维形状的所述构件包括从大致平坦片材切割所述构件。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述构件包括金属,以及可选地,其中,所述构件包括形状记忆合金。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述二维形状中,所述弓形部分和所述臂部分大致在同一平面内。

6. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

获得表征处于原始牙齿排列(OTA)的所述患者的牙齿的三维表示的第一数据;

获得表征处于最终牙齿排列(FTA)的所述患者的牙齿的三维表示的第二数据;以及

获得表征所述患者的牙齿中的至少一些从所述原始牙齿排列到所述最终牙齿排列的期望移动的牙齿移动数据。

7. 根据权利要求6所述的方法,还包括:

基于所述牙齿移动数据选择每个所述臂部分的厚度、切割宽度、长度或形状中的至少一个。

8. 根据权利要求6所述的方法,还包括:

基于所述牙齿移动数据确定在所述原始牙齿排列和所述最终牙齿排列之间移动所述患者的每颗牙齿所需的力的大小和方向以及扭矩的大小和方向。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,操纵所述构件包括将所述构件固定到三维形状的固定装置和/或弯曲所述构件。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,施加热量包括将三维形状的所述构件加热到200°C和700°C之间的温度。

牙齿重新定位系统和方法

[0001] 本申请是申请人为布瑞斯技术有限公司,申请日为2016年12月6日,申请号为201680081315.0,发明名称为“牙齿重新定位系统和方法”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关专利申请的交叉引用

[0003] 本申请要求享有于2015年12月6日提交的美国临时申请No.62/263659、于2016年6月20日提交的美国临时申请No.60/352025、以及于2016年9月12日提交的美国临时申请No.62/393526中的每个申请的优先权,这些申请中的每个均通过引用被整体并入本文。

技术领域

[0004] 一般而言,本发明的实施例涉及用于重新定位牙齿的系统和方法,包括正畸系统和方法,其包括或采用一个或多个(以可移除或不可移除的方式)被安装在患者的牙齿上的矫正器(appliance)。

背景技术

[0005] 在正畸技术中,为了美学或其他目的而重新定位牙齿是通过传统上被称为牙箍的正畸装置进行的。牙箍通常由支架、弓丝、O形环和结扎线组成。除了通常在牙齿前面具有矫正器的牙箍之外,其他方法包括舌侧正畸(其使用牙齿后面的矫正器)和清晰校准器(aligner),例如InvisalignTM校准器(其在牙齿上使用透明聚合物外壳)。

发明内容

[0006] 本文描述的实施例涉及用于重新定位牙齿的系统和方法,并且包括或采用(以可移除或不可移除的方式)安装在患者的一个或多个矫正器。

[0007] 根据各种实施例的示例的用于安装在患者牙齿上的矫正器包括:弓形构件;多个弹簧构件,联接或设置在弓形构件上;以及多个固定构件,用于固定到患者牙齿的多颗上,固定构件由弓形构件支撑。在这些示例中,弓形构件和多个弹簧一起包括二维结构,该二维结构具有长度尺寸和宽度尺寸以及沿长度方向变化的宽度,二维结构被弯曲成三维结构。

[0008] 根据另一示例的矫正器,其中每个固定构件包括:(a)单独的相应的阳连接器元件,其被构造成与一个或多个单独的相应的阴连接器元件接合,阴连接器元件被粘合到患者牙齿的一颗或多颗;或(b)单独的相应盖,其被构造成配合在患者的一颗或多颗牙齿上方和配合到患者的一颗或多颗牙齿上。

[0009] 根据另一示例的矫正器,当矫正器被安装在患者牙齿上时,弓形构件被构造为对应于患者的颌的弓形并且沿着患者的颌的弓形延伸;以及当弓形构件沿着患者的颌延伸时,每个弹簧构件沿着弓形构件被布置在位于患者的颌中的两颗牙齿之间的位置处。

[0010] 根据另一示例的矫正器,还包括从弓形构件延伸的多个臂,每个臂与患者的一颗或多颗牙齿相关联,其中多个固定构件中的每个相应的固定构件附接到相对于每个其他固定构件的臂中的至少一个不同的相应一个。在这样的示例中,每个固定构件包括:(a)单独的相应的阳连接器元件,其被构造成与一个或多个单独的相应的阴连接器元件接合,阴连

接器元件被粘合到患者的一颗或多颗牙齿;或 (b) 单独的相应盖,其被构造成配合在患者的一颗或多颗牙齿上方和配合到患者的一颗或多颗牙齿上。

[0011] 根据另一示例的矫正器,多个弹簧构件中的每个相应的弹簧构件沿着相对于每个其他弹簧构件的臂中的不同的相应一个设置。

[0012] 根据另一示例的矫正器,每个弹簧构件被设置在多个臂中的相应一个上,位于弓形构件和附接到臂的固定构件之间的位置处。

[0013] 根据另一示例的矫正器,每个固定构件与固定构件所附接到的臂的弹簧构件的任何部分分离并且不覆盖臂的弹簧构件的任何部分。

[0014] 根据另一示例的矫正器,每个固定构件包括单独的相应盖,盖被构造成当矫正器安装时配合在患者的一颗或多颗牙齿上方和配合到患者的一颗或多颗牙齿上,使得多个固定构件包括沿着弓形构件布置的多个盖,并且其中每个单独的相应盖与多个盖中的一个或多个其他盖分开。

[0015] 根据另一示例的矫正器,每个固定构件包括T形构件,T形构件被构造成与粘合到患者牙齿的一颗的阴连接器元件中的狭槽接合。

[0016] 根据实施例的其他示例的用于安装在患者牙齿上的矫正器包括:弓形构件;多个臂,从弓形构件延伸,每个臂相对于多个臂中的每个其他臂与患者的一颗或多颗牙齿不同的相应一颗相关联;以及多个固定构件,用于固定到患者的多颗牙齿上,其中,多个固定构件中的每个相应的固定构件附接到一个或多个臂。

[0017] 根据上述实施例的另一示例的矫正器,多个固定构件中的每个相应的固定构件相对于多个固定构件中的每个其他固定构件附接到多个臂中的不同的相应一个臂。

[0018] 根据上述实施例的另一示例的矫正器,每个固定构件包括:(a)单独的相应的阳连接器元件,其被构造成与一个或多个单独的相应的阴连接器元件接合,阴连接器元件被粘合到患者的一颗或多颗牙齿;或 (b) 单独的相应盖,其被构造成配合在患者的一颗或多颗牙齿上方和配合到患者的一颗或多颗牙齿上。

[0019] 根据上述实施例的另一示例的矫正器,还包括多个弹簧构件,多个弹簧构件被联接到多个臂中的一个或多个或被设置在多个臂中的一个或多个上,使得臂中的一个或多个包括至少一个弹簧构件。

[0020] 根据上述实施例的另一示例的矫正器,每个弹簧构件被设置在多个臂中的相应一个上,位于弓形构件和附接到臂的固定构件之间的位置处。

[0021] 根据上述实施例的另一示例的矫正器,每个固定构件与固定构件所附接到的臂的弹簧构件的任何部分分离并且不覆盖臂的弹簧构件的任何部分。

[0022] 根据上述实施例的另一示例的矫正器,每个固定构件包括单独的相应盖,盖被构造成当矫正器安装时配合在患者的一颗或多颗牙齿上方和配合到患者的一颗或多颗牙齿上,使得多个固定构件包括沿着由弓形构件形成的弓形布置的多个盖,并且其中,每个单独的相应盖与多个盖中的一个或多个其他盖分开。

[0023] 根据实施例的示例的制造用于安装在患者牙齿上的矫正器的方法包括:将平坦的片材切割成具有长度尺寸和宽度尺寸以及与片材的厚度相对应的厚度的二维形状结构;将二维形状结构弯曲成一三维结构,三维结构具有弓形构件以及联接到弓形构件或设置在弓形构件上的多个弹簧构件;在弓形构件上支撑多个固定构件,多个固定构件用于固定到患

者的多颗牙齿上。

[0024] 根据其他示例的方法,每个固定构件包括: (a) 单独的相应的阳连接器元件,其被构造成与一个或多个相应的阴连接器元件接合,阴连接器元件被粘合到患者的一颗或多颗牙齿;或 (b) 单独的相应盖,其被构造成配合在患者的一颗或多颗牙齿上方和配合到患者的一颗或多颗牙齿上。

[0025] 根据其他示例的方法,当矫正器被安装在患者牙齿上时,弓形构件被构造为对应于患者的颌的弓形并且沿着患者的颌的弓形延伸;以及当弓形构件沿着患者的颌延伸时,每个弹簧构件沿着弓形构件被布置在患者的颌中的两颗牙齿之间的位置处。

[0026] 根据其他示例的方法,切割还包括切割平坦的片材以形成从弓形构件延伸的多个臂,每个臂与患者的一颗或多颗牙齿相关联,其中,支撑多个固定构件包括:将多个固定构件中的每个相应的固定构件设置在相对于每个其他固定构件的臂的不同的一个或组合上。

[0027] 根据其他示例的方法,每个固定构件包括: (a) 单独的相应的阳连接器元件,其被构造成与一个或多个相应的阴连接器元件接合,阴连接器元件被粘合到患者的一颗或多颗牙齿;或 (b) 单独的相应盖,其被构造成配合在患者的一颗或多颗牙齿上方和配合到患者的一颗或多颗牙齿上。

[0028] 根据其他示例的方法,多个弹簧构件中的每个相应的弹簧构件沿着相对于每个其他弹簧构件的多个臂中的不同的相应一个臂来设置。

[0029] 根据其他示例的方法,每个弹簧构件被设置在多个臂中的相应一个臂上,位于弓形构件和附接到臂的固定构件之间的位置处。

[0030] 根据其他示例的方法,支撑多个固定构件包括将每个固定构件支撑在该固定构件所附接到的臂的弹簧构件的任何部分分离并且不覆盖臂的弹簧构件的任何部分的位置。

[0031] 根据其他示例的方法,支撑多个固定构件包括提供单独的相应盖,盖构造成当矫正器被安装时配合在患者的一颗或多颗牙齿上方和配合到患者的一颗或多颗牙齿上,并支撑每个盖使得盖沿着弓形构件来布置,并且使得每个单独的相应盖与多个盖中的一个或多个其他盖分开。

[0032] 根据其他示例的方法,支撑多个固定构件包括支撑多个T形构件,每个T形构件被构造成与被粘合到患者的一颗牙齿的阴连接器元件中的狭槽接合。

[0033] 根据其他示例的方法,还包括:获得患者牙齿的期望牙齿排列的三维图像或模板;以及

[0034] 将三维图像或模板转换为二维图像或模板;其中,将平坦片材切割成二维结构包括将平坦片材切割成对应于二维图像或模板的形状。

[0035] 根据其他示例的方法,平坦片材包括镍钛诺片。

[0036] 根据其他示例的方法,平坦片材包括记忆形状金属片。

[0037] 根据其他示例的方法,二维形状结构的长度尺寸或宽度尺寸中的至少一个在二维形状结构的宽度或长度上变化。

附图说明

[0038] 图1是根据第一实施例的示例的矫正器的立体图。

[0039] 图2是根据第一实施例的另一示例的矫正器的立体图。

- [0040] 图3是根据第一实施例的另一示例的矫正器的立体图。
- [0041] 图4a-图4c是根据第一实施例、第二实施例、第三实施例和第四实施例的各种示例的用于矫正器的弹簧的立体图。
- [0042] 图5是根据第一实施例的另一示例的矫正器的立体图。
- [0043] 图6是根据第一实施例的另一示例的矫正器的立体图。
- [0044] 图7是具有阴连接器元件的示例的上颌和下颌的立体图。
- [0045] 图8是根据第二实施例的示例的矫正器的立体图。
- [0046] 图9是根据第二实施例的另一示例的矫正器的立体图。
- [0047] 图10是根据第二实施例的另一示例的矫正器的立体图。
- [0048] 图11是根据第二实施例的另一示例的矫正器的立体图。
- [0049] 图12a-图12h是根据第二实施例的另一示例的用于矫正器的阳连接器元件和臂的部件的立体图。
- [0050] 图13a是具有阴连接器元件的另一示例的上颌的立体图。
- [0051] 图13b是图13a中类型的阴连接器元件的立体图。
- [0052] 图14是根据第二实施例的另一示例的矫正器的立体图。
- [0053] 图15a是阳连接器元件的示例的平面图。
- [0054] 图15b是阴连接器元件的另一示例的立体图。
- [0055] 图15c是粘合在一牙齿上的图15a的阳连接器元件连接到图15b的阴连接器元件的立体图。
- [0056] 图16a是用于矫正器的阳连接器元件的示例的前视图。
- [0057] 图16b是可以与图16a的阳连接器元件一起使用的阴连接器元件的示例的立体图。
- [0058] 图16c是根据图16a和图16b的示例的容纳在阴连接器元件内的阳连接器元件的立体图。
- [0059] 图17a是根据第一实施例的另一示例的矫正器或矫正器的部件的立体图。
- [0060] 图17b是图17a的矫正器的立体图,其安装在多颗牙齿上,阴连接器元件粘合在这些牙齿上。
- [0061] 图18a-图18d是矫正器的构件和二维(2D)表示的立体图和平面图。
- [0062] 图18e和图18f是根据第二实施例的示例的矫正器的立体图,其根据图18a-图18d的构件和表示来构造。
- [0063] 图19a-图19b是根据第三实施例的用于制造矫正器的工具和部件的立体图。
- [0064] 图19c是根据第三实施例的根据图19a-图19b制造的矫正器的立体图。
- [0065] 图20是根据各种实施例的制造矫正器的过程的流程图。
- [0066] 图21是根据各种实施例的制造矫正器的另一过程的流程图。
- [0067] 图22a是在被动状态下的根据第三实施例的矫正器的示意图。
- [0068] 图22b是连接到牙齿并在活动状态下的根据第三实施例的矫正器的示意图。
- [0069] 图23a是在被动状态下的根据第四实施例的矫正器的示意图。
- [0070] 图23b是连接到牙齿并在活动状态下的根据第四实施例的矫正器的示意图。
- [0071] 图24是可用于实现实施例的某些示例的处理系统的概括性示意图。
- [0072] 图25是T形阳连接器元件的示例的前视图。

[0073] 图26a-图26f示出了接纳或用于接纳例如但不限于图25中所示的类型的T形阳连接器元件的阴连接器元件的示例的立体图。

[0074] 图27a和图27b是环形阳连接器元件的两个示例的前视图。

[0075] 图28是与阴连接器元件接合的图27a的阳连接器元件的前视图。

具体实施方式

[0076] 在各种实施例的以下描述中,参考形成描述的一部分的附图,附图中通过图示的方式示出了可以实践本发明的特定实施例。应当理解,可以利用其他实施例,并且可以在不脱离本公开中公开的各种实施例的范围的情况下进行结构改变。

[0077] 本文描述的实施例涉及用于重新定位牙齿的系统和方法。具体实施例涉及用于将牙齿从原始牙齿排列(OTA)重新定位到期望的最终牙齿排列(FTA)的系统和方法。在特定实施例中,通过使用一个矫正器,可以在一个步骤中完成牙齿重新定位。在其他实施例中,牙齿重新定位涉及通过使用多个矫正器逐步执行的多个步骤。涉及多个步骤(或多个矫正器或两者)的实施例可包括在原始牙齿排列(OTA)与期望的最终牙齿排列(FTA)之间的一个或多个中间牙齿排列(ITAs)。

[0078] 某些实施例使用非滑动机构,其中一个或多个矫正器可以被安装在牙齿后面,用于重视美学的患者。其他实施例可以采用其他合适的机构来将一个或多个矫正器安装在患者牙齿的后面或前面,或者在患者牙齿的后面和前面均安装。是否将矫正器放置在牙齿前面或后面的决定通常由临床医生、医生或其他受过训练的人员与患者一起做出。

[0079] 本文描述的某些实施例包括或采用固定矫正器,一旦该矫正器被安装在患者牙齿上就不能被患者移除。本文描述的其他实施例包括或采用可移除的矫正器,其可由患者选择性地移除并安装在患者的牙齿上。与包括或采用可移除的正畸技术的实施例相比,包括或采用固定矫正器的实施例可能需要或涉及较少的患者合作和训练。

[0080] 本文描述的特定实施例可以减少患者访问临床医生的次数以及临床医生和患者的就诊时间。另外,与传统的正畸程序相比,特定实施例可以缩短总治疗时间。

[0081] 在本文所述的特定实施例中,牙齿移动的计划可以被计算机化,这可以简化临床医生的治疗过程并且与传统技术相比可以提高治疗精度。

[0082] 本文描述的一个或多个矫正器和方法可包括一个或多个骨锚固装置或与一个或多个骨锚固装置组合,但不限于临时锚固装置、迷你板、植入物等。

[0083] 根据第一实施例的系统或方法包括或采用销和管式矫正器。某些销和管式矫正器已经用于传统系统,例如Begg矫正器系统。根据第一实施例的矫正器包括阳连接器元件和相邻的阳连接器元件之间的一个或多个弹簧。在第一实施例的某些示例中,在每个阳连接器元件与每个相邻的阳连接器元件之间设置一个或多个弹簧。在第一实施例的其他示例中,在一些对但不是所有对的相邻的阳连接器元件之间设置有一个或多个弹簧。例如,矫正器的刚性部分可以被设置在一对或一些对相邻的阳连接器元件之间。在另外的示例中,一个或多个弹簧可被设置在彼此不直接相邻的阳连接器元件之间。每个弹簧是矫正器的力产生部件。在特定实施例中,每个弹簧由柔性材料制成,例如但不限于形状记忆合金,例如但不限于镍钛诺。在特定实施例中,矫正器的一个或多个弹簧或其他部分(或整个矫正器)由柔性的平坦片材(例如形状记忆合金,例如但不限于镍钛诺)制成,其被切割成所需的二维

形状然后被弯曲成矫正器的所需三维形状。在这样的实施例中,二维形状可以被构造成期望的宽度以及长度,与传统的弯曲线材矫正器系统相比,这可以提供额外的设计选择,在传统的弯曲线材矫正器系统中,单直径线被弯曲并且被设置成期望的形状。在特定实施例中,可以采用计算机化设计和制造来设计或构造二维形状和/或将二维形状弯曲成矫正器的三维形状。在特定示例中,使用计算机化设计技术设计每个弹簧,其中设计考虑了要移动哪颗牙齿以及期望的牙齿的移动量和方向。

[0084] 在第一实施例中,阳连接器元件被构造成与阴连接器元件或支架接合,这些阳连接器元件被附接在牙齿的表面上。可以针对每颗牙齿或针对每个患者(或针对两者)定制阴连接器元件或支架的尺寸和/或形状。备选地,阴连接器元件或支架可以被构造用于应用于任何患者或牙齿(或一组多个患者或多颗牙齿),且可以不针对每颗牙齿或患者定制。被构造成与矫正器上的阳连接器元件接合并固定的任何合适的阴连接器元件可以用于本文所述的各种实施例,包括但不限于本文所述的阴连接器元件、传统双支架、自结扎支架等的示例。

[0085] 根据第二实施例的示例的系统或方法包括或采用具有多个单独的臂的矫正器,上述多个单独的臂被构造为连接到相应的多颗患者牙齿,其中矫正器的每个臂被构造为连接到相对于矫正器的每个其他臂不同的相应牙齿。在第二实施例的其他示例中,矫正器可以包括:一个臂,被构造为连接到多颗牙齿;或多个单独的臂,被构造为连接到患者多个牙齿中的相应一颗,或者如本文描述的臂到牙齿连接的各种组合。在第二实施例的这种示例中,矫正器包括单个刚性杆,每个单独的臂被附接到该单个刚性杆。在其他示例中,矫正器包括多于一个的刚性杆,且一个或多个臂被附接到每个刚性杆。一个或多个(或每个)臂可包括一个或多个弹簧。在特定示例中,可以使用计算机化设计技术设计每个臂(或每个弹簧或两者),其中设计考虑要移动哪颗牙齿以及期望的牙齿的移动量和方向。

[0086] 在根据第二实施例的矫正器中,单独的相应的阳连接器元件可以形成在每个相应的臂上或以其他方式附接到每个相应的臂,例如在每个臂的与附接到刚性杆的臂端部相对的端部处。每个阳连接器元件可以被构造成与相应的阴连接器元件或支架接合。

[0087] 类似于上述第一实施例,第二实施例的阴连接器元件或支架可以针对每颗牙齿或针对每个患者(或针对两者)定制尺寸和/或形状。备选地,阴连接器元件或支架可以被构造用于应用于任何患者或牙齿(或一组多个患者或牙齿),并且可以不针对每颗牙齿或患者定制。与其中所有牙齿连接到单个弓丝的某些传统正畸技术不同,这种移动一颗牙齿可导致附近牙齿的无意移动,本文所述的特定实施例允许临床医生控制每颗牙齿的移动而独立于其他牙齿。

[0088] 在第一实施例和第二实施例的特定示例中,阴连接器元件被构造为双支架(例如,具有竖直狭槽和横向水平狭槽),阳连接器元件锁定到该双支架,其中阳连接器元件被构造为可接合在双支架的狭槽中的T形结构或丝。在接合之后,阳连接器元件的T形结构可以例如由临床医生在将矫正器安装在患者牙齿上时通过一个或多个结扎线、O形环或其他合适的固定机构固定到双支架。在其他示例中,阴连接器元件被构造为自结扎支架,然后自结扎支架可以“闭合”并牢固地保持T臂,具有或不具有另外的固定机构。在其他示例中,阴连接器元件和阳连接器元件具有其他合适的构造,其允许选择性地连接那些元件和使那些元件分开,具有或不具有如上所述的附加固定机构。

[0089] 根据第三实施例的系统或方法包括或采用一矫正器,其具有与第一实施例类似的构造,但还被构造为可选择性地移除,以允许患者(或临床医生)选择性地从患者的牙齿安装和移除矫正器。根据第三实施例的矫正器包括多个校准器盖代替上述的阳连接器元件。每个校准器盖被构造为通过配合在牙齿上方和配合到牙齿上而固定到相应的牙齿。在其他示例中,一个或多个校准器盖可以被构造为固定到每个盖的一组牙齿。例如,校准器盖可包括亚克力盖或由其他合适材料制成的盖,例如有助于将每个盖保持到患者牙齿上的材料。在特定实施例中,可以提供额外的或替代的连接器元件(例如但不限于扣钩或其他附接机构),以帮助将一个或多个(或每个)盖附接到相应的牙齿。

[0090] 在根据第三实施例的矫正器中,可以在相邻的校准器盖之间设置一个或多个弹簧。在第三实施例的某些示例中,在每个校准器与每个相邻的校准器盖之间提供一个或多个弹簧。在第三实施例的其他示例中,在一些对但不是所有对的相邻的校准器盖之间设置一个或多个弹簧。例如,矫正器的刚性部分可以被设置在一对相邻的校准器盖或一些对相邻的校准器盖之间。在进一步的示例中,可以在彼此不直接相邻的校准器盖之间设置一个或多个弹簧。每个弹簧是矫正器的力产生部件。在特定实施例中,每个弹簧由柔性材料制成,柔性材料例如但不限于形状记忆合金,例如但不限于镍钛诺。

[0091] 在第三实施例中,每个盖可以被定制尺寸和/或形状,以对应于盖所配合的一颗牙齿(或多颗牙齿)的尺寸和形状。备选地,校准器盖被构造用于应用于任何患者或牙齿(或一组多个患者或多颗牙齿),并且不针对每颗牙齿或每个患者定制。在第三实施例的某些示例中,每个校准器盖可以单独地连接到支撑杆而不是直接连接到用于相邻牙齿的任何其他盖。在其他示例中,一个或多个校准器盖可被连接到一个或两个相邻的校准器盖,使得两个或更多个校准器盖可以沿着支撑杆的弓形结构连接在一起。这为根据第三实施例的矫正器提供明显更大的柔性,这可以允许临床医生使用更少的矫正器来完成治疗。在特定示例中,每个盖与单颗相应的牙齿相关联(被构造为固定到单颗相应的牙齿),并且相对于矫正器的每个其他盖单独地附接到支撑杆,使得多个单独的盖在一一对的基础上被固定到多颗单独的牙齿。在其他示例中,矫正器的一个或多个盖被构造为覆盖并配合(固定到)多颗相邻牙齿。构造为固定到多颗相邻牙齿的这种一个或多个盖可以单独地附接到支撑杆,与矫正器的一个或多个其他相邻盖分离。

[0092] 根据第四实施例的系统或方法包括或采用一矫正器,其具有与第二实施例类似的构造,但还被构造为可选择性地移除,以允许患者(或临床医生)从患者牙齿选择性地安装和移除矫正器。类似于第二实施例,根据第四实施例的示例的矫正器具有多个单独的臂,所述多个单独的臂被构造为单独地连接到相应的多颗牙齿,其中矫正器的每个臂被构造为连接到相对于矫正器的每个其他臂不同的相应牙齿。在第四实施例的另一示例中,矫正器可包括:一个臂,被构造为连接到多颗牙齿;或多个单独的臂,被构造为连接到患者牙齿中的相应一颗,或者如本文所描述的臂到牙齿连接的各种组合。矫正器包括一个单独的刚性杆,每个单独的臂附接到该刚性杆上。在其他实施例中,矫正器包括多于一个的刚性杆,且一个或多个臂附接到每个刚性杆。

[0093] 代替第二实施例的阳连接器元件,根据第四实施例的矫正器包括例如在每个臂与附接到刚性杆的臂端部相对的端部处形成在每个相应臂上或以其他方式附接到每个相应臂的单独的相应的校准器盖。第四实施例的校准器盖可以被构造为类似于本文针对第三实

施例描述的校准器盖,以通过配合在牙齿上方和配合到牙齿上来固定到患者牙齿。然而,第四实施例的单独的校准器盖被附接到单独的相应臂的端部。

[0094] 根据第二实施例和第四实施例的系统或方法(其中矫正器包括多个单独的臂,上述多个单独的臂被构造成单独地连接到指定的牙齿或相应的多颗牙齿)可以提供和控制单个牙齿移动的独特优点。这些优点可以使临床医生能够减少牙齿的往复移动,从而减少治疗时间、牙根再吸收以及患者需要去看正畸医生的行程次数。因此,与传统的多颗牙齿连接到单个弓丝、使得移动一颗牙齿会导致附近牙齿的意外移动的正畸技术相比,本文描述的特定实施例允许临床医生独立于每个其他牙齿来控制每颗牙齿的运动。可以在该矫正器包括如本文所述的临时锚固装置(TAD)保持器的示例中提供附加控制。

[0095] 根据第三实施例和第四实施例的系统或方法(其中,矫正器包括多个校准器盖,上述多个校准器盖被构造成通过配合在牙齿上方和配合到牙齿上而固定到患者牙齿)可以提供独特的优点,那就是使得矫正器能够被患者或临床医生通过与传统的清晰校准器所做的相似的方式来容易地移除。

[0096] 另外,本文描述的实施例允许计算机化设计和制造,例如,设计或定制构造一个或多个矫正器的各个方面,包括设计或定制矫正器中宽度、厚度、形状和弹簧张力或每个弹簧的强度中的一者或多者。可以采用计算机化设计和制造技术来设计和/或制造根据任何实施例的矫正器中的每个弹簧,或者根据第二实施例和第四实施例的矫正器中的每个臂,基于哪颗或哪些牙齿将被移动和期望的移动量和移动方向。在特定实施例中,本文所描述的矫正器的形状和特征的计算机化和/或制造技术可提供优于传统销管矫正器(包括由相邻牙齿对之间具有“U”形节段的手动或机器弯曲线制成的矫正器)的显著优点。

[0097] 利用根据本文描述的实施例的系统或方法,平移正畸牙齿移动在空间的一个或多个或所有三个方向上是可行的(即近中远侧、颊舌和咬合)。牙齿的平移运动的替代或补充,包括扭矩、角度和旋转的一个或多个或全部三个旋转运动(即颊舌根部扭矩、近中远角度和近中向外旋转)也是可行的。

[0098] 第一实施例

[0099] 如上所述,根据第一实施例的系统或方法包括或采用销和管式矫正器。根据第一实施例的矫正器被构造为固定到患者的上颌或下颌的多颗(或全部)牙齿。在特定实施例中,根据第一实施例的系统和方法是采用具有非滑动机构的矫正器的非滑动系统和方法。在某些示例中,在将三维(3D)数字OTA重新布置为3D数字FTA,以及(通过计算机辅助设计或其他合适的设计技术)被构造成在患者的牙齿上施加力的矫正器的形状设计为将牙齿从OTA移动到FTA(或移动到ITA、或从ITA移动到FTA或另一ITA)之后,可以制造根据第一实施例的矫正器。

[0100] 根据第一实施例的矫正器100、200和300的示例分别示于图1-图3中。矫正器100、200和300(以及矫正器的部件)可以由任何合适的材料制成,任何合适的材料包括但不限于镍钛诺(NiTi)、不锈钢、 β -钛、钴铬合金或其他金属合金、聚合物或陶瓷,并且可以制成单个的、整体形成的结构,或者备选地,制成在单个结构中连接在一起的多个单独形成的部件。

[0101] 在图1中,示例性矫正器100包括弓形结构,该弓形结构被构造用于上颌(以符合患者的上颌的弓形)。矫正器100不包括腭弓特征。图2中的示例性矫正器200类似于图1的矫正器,但包括腭弓特征202。图3中的示例性矫正器300包括弓形结构,该弓形结构被构造用于

下颌(以符合患者的下颌的弓)并且包括稳定的舌弓特征302。在其他示例中,根据第一实施例的矫正器可以被构造用于下颌但没有舌弓特征。因此,根据第一实施例的矫正器的某些示例包括腭弓特征或舌弓特征,而根据第一实施例的矫正器的其他示例可以被构造为没有腭弓特征或舌弓特征。通常,包括腭弓特征或舌弓特征将取决于牙齿咬合不良类型或临床医生的偏好(或两者)。

[0102] 图1-图3中所示的矫正器100、200和300的示例包括多个阳连接器元件和多个弹簧构件。图1的矫正器100包括阳连接器元件104、及弹簧构件106和108。图2中的矫正器200包括阳连接器元件204、及弹簧构件206和208。图3中的矫正器300包括阳连接器元件304、及弹簧构件306和308。每个弹簧构件由矫正器100、200或300的一部分或节段组成,其具有弹簧的形状或构造和弹性特性,以例如施加一个或多个张力或压力、沿三个方向中的一个或多个方向施加力、沿三个方向中的一个或多个方向施加扭矩、或者用于吸收运动,或上述的组合。在图1-图3中的示例装置100、200和300中,每个弹簧构件被布置在一对相邻的阳连接器元件之间。在其他示例中,一个或多个弹簧构件可以被布置在彼此不直接相邻的阳连接器元件之间。在另外的示例中,矫正器上的一对或多对相邻的阳连接器元件可以通过矫正器的刚性部分连接,而不是通过弹簧连接。

[0103] 在示例性矫正器100、200和300中,在犬齿的阳元件与第二前臼齿之间包括近中远弹簧(mesiodistal spring),其例如用以通过拉动一个或两个相邻的牙齿朝向另一相邻的牙齿(图1-图3中未示出的牙齿)来施加用于封闭因第一前臼齿被拔出而产生的空间的力。在矫正器100中,在“108”处示出的是近中远弹簧。在矫正器200中,在“208”处示出的是近中远弹簧。在矫正器300中,在“308”处示出的是近中远弹簧。根据第一实施例,可以从矫正器的某些其他示例中省略一个或两个近中远弹簧。

[0104] 图1-图3所示的示例包括一个单独的、相应的阳连接器元件,其用于其所固定的颌中的每个单独的相应牙齿。另外,图1-图3所示的示例包括位于每对相邻的阳连接器元件之间(并且因此,当矫正器被安装在患者上时,位于每对相邻的牙齿之间)的单独的相应的弹簧。在其他示例中,根据第一实施例的矫正器可以包括比其所固定到的颌中的牙齿更少的阳连接器元件,或者可以具有被布置在一对或多对但不是所有对的相邻的阳连接器元件之间的弹簧。通常,阳连接器元件和弹簧的数量和牙齿位置将取决于例如由临床医生确定的所需的牙齿重新定位步骤或过程。

[0105] 当矫正器100、200或300被固定到患者的牙齿上时,弹簧构件106和108、或206和208、或306和308被构造在牙齿上施加必要的力以将牙齿从其OTA移动到期望的FTA(直接地在一个步骤中进行,或者,备选地,经由一个或多个ITA以多个步骤进行)。弹簧构件可被构造在一个或多个(或全部三个)平移方向上移动牙齿。替代地或附加地,弹簧构件可被构造在一个或多个(或全部三个)旋转方向上移动牙齿。

[0106] 在图1-图3示出的示例性矫正器100、200和300中,弹簧构件被示出为具有螺旋或环形构造,其中弹簧的节段形成一个或多个环。在其他示例中,一个或多个(或所有)弹簧可以具有其他合适的形状,例如但不限于U形(具有一个或多个U形节段)。在特定示例中,弹簧由矫正器的整体弓形结构的弯曲节段形成。在其他示例中,弹簧形成为与弓形结构附接在一起(或附接以形成弓形结构)的单独部件。

[0107] 可以在根据第一实施例的矫正器中采用的不同的U形弹簧400、402和404的示例在

图4a-图4c中被示出。在图4a的示例中, U形弹簧400在咬合方向上具有增加的厚度, 这限制了矫正器在该方向上的柔性。在图4b的示例中, 弹簧402的待附接到更不对齐的牙齿的一侧比弹簧的其他部分更薄并且更柔韧。弹簧可以具有变化的厚度, 以便在牙齿需要进一步移位的一侧更薄(并且更柔韧)。在图4c的示例中, U形弹簧404被构造在倾斜方向上更薄且更柔韧, 这使得相邻牙齿能够在咬合方向和颊舌方向上同时移动, 例如, 以在咬合方向与颊舌方向之间沿对角线向量移动。

[0108] 在特定示例中, 由弹簧施加的力和扭矩的方向和大小至少部分地取决于弹簧的形状、宽度、厚度和长度。在这样的示例中, 每个弹簧的形状、宽度、厚度和长度被选择和设计, 以产生期望的牙齿移动并且考虑弹簧在矫正器上的位置(包括位于被连接的弹簧之间的牙齿的尺寸和类型)。例如, 每个弹簧的厚度和几何形状可被选择或设计, 以在相邻的牙齿需要进一步位移时、或当牙齿(例如但不限于下门齿)的尺寸较小时增加弹簧的柔性。在特定示例中, 可以使用具有有限元分析能力的处理和软件系统来确定弹簧的最佳几何形状和厚度, 例如, 用于施加所选择的力以加速沿颊舌方向、咬合方向和近中远方向中的一个或多个方向的牙齿移动。

[0109] 另外的示例性矫正器500和600分别在图5和图6中示出。图5中的示例性矫正器500被构造用于上颌的牙齿并且类似于图2中的示例矫正器200, 但是包括处在一些相邻对的阳连接器元件504之间的多个U形弹簧构件506。图6中的示例性矫正器600被构造用于下颌的牙齿并且类似于图3中的示例性矫正器300, 但是包括处在一些相邻对的阳性连接器元件604之间的多个U形弹簧构件606。

[0110] 此外, 矫正器500和600包括处在阳连接器元件之间的近中远弹簧508或608, 这些阳连接器元件待被固定到位于犬齿和第二前臼齿上的阴连接器元件, 例如, 用以封闭由拔出的第一前臼齿(图5和图6中未示出的牙齿)产生的空间。阳连接器元件504和604可以具有类似于本文关于图1-图3中的阳连接器元件104、204和304所描述的那些构造和所进行的操作。示例性矫正器500包括腭弓特征502, 而示例性矫正器600包括舌弓特征602。如本文所述, 腭弓特征502和舌弓特征602可分别类似于腭弓特征202和舌弓特征302。根据第一实施例的其他示例矫正器可以不包括腭弓特征或舌弓特征。

[0111] 矫正器500和600可被设计成, 在首次或随后使用的矫正器(例如但不限于如图1-图3所示的矫正器100、200或300)已经使牙齿从OTA移动到ITA(或从一个ITA到另一个ITA)并随后被移除之后被安装。因此, 矫正器500和600可以被设计成将牙齿从ITA移动到FTA(或移动到另一ITA)。备选地, 矫正器500和600可以被设计成将牙齿从OTA移动到ITA, 或者从OTA移动到FTA, 而无需在ITA处改变矫正器。

[0112] 图1-图3、图5和图6中所示的示例性矫正器100、200、300、500和600并不包括锚固装置保持器。然而, 在其他示例中, 一个或多个锚固装置保持器, 例如但不限于锚固装置保持器812和904(结合图8和图9中的示例描述)可被包括在矫正器100、200、300、500和600中, 以允许临床医生如本文所述, 相对于锚固装置保持器812和904固定一个或多个临时锚固装置TAD(或其他合适的锚固装置)。

[0113] 图1-图3、图5和图6中所示的示例性矫正器100、200、300、500和600包括一个单独的阳连接器元件, 用于固定到矫正器所固定的颌的每个单独的相应牙齿上。在其他示例中, 根据第一实施例的矫正器可以固定到少于颌中的所有牙齿的牙齿(或者可以包括比其所固

定到的颌中的牙齿更少的阳连接器元件)。例如,根据第一实施例的矫正器可以被构造为用于移动患者颌中的一些牙齿但不是所有牙齿的分段矫正器。

[0114] 这种情况的一个示例是当仅前牙未对准且需要移动时。在该示例中,根据第一实施例的矫正器可以被构造有阳连接器元件,这些阳连接器元件用于连接到颌中的前牙(而不是颌中的其他牙齿)。在其他示例中,根据第一实施例的分段类型的矫正器可以被构造为打开用于植入物的空间或对准倾斜到拔出空间中的牙齿。在那些示例中,根据第一实施例的矫正器可以被构造有阳连接器元件,这些阳连接器元件用于连接到需要被移动以形成期望的空间或者校正倾斜的一颗或多颗牙齿(而不是颌中的其他牙齿)。

[0115] 如上所述,阳连接器元件被构造成接合并连接到被附接在牙齿表面上的阴连接器元件或支架。在安装矫正器100、200、300、500或600之前,这种阴连接器元件被附接到牙齿。

[0116] 在本文描述的第一实施例(和其他实施例)的各种示例中可以采用阳连接器元件和相关联的阴连接器元件的各种示例和构造。根据第一实施例的矫正器的某些示例包括如图1-图3、图5和图6所示和所描述的阳连接器元件(用于固定到如图7所描述的阴连接器元件)。根据第一实施例的其他示例性矫正器包括如图8-图12h所示和描述的阳连接器元件(用于固定到如图13a和图13b所描述的阴连接器元件)。根据第一实施例的其他矫正器包括如图15a所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图15a和图15b所描述的阴连接器元件)。根据第一实施例的其他矫正器包括如图16a所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图16a和图16c所描述的阴连接器元件)。根据第一实施例的其他示例性矫正器包括如图17a描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图17b所描述的阴连接器元件)。根据第一实施例的其他示例性矫正器包括如图18e和图25所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图26a-图26f所描述的阴连接器元件)。根据第一实施例的其他示例性矫正器包括如图27a和图27b所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图28所描述的阴连接器元件)。根据第一实施例的其他矫正器包括具有其他合适构造的阳连接器元件,用于固定到具有其他合适构造的阴连接器元件。

[0117] 在图1-图3、图5和图6所示的示例中,每个阳连接器元件包括大致楔形的本体,该大致楔形的本体具有宽端部和窄端部,宽端部从矫正器的弓形结构延伸或以其他方式附接到矫正器的弓形结构。每个阳连接器元件的窄端部具有凸起和凹陷,当矫正器被安装在患者的牙齿上时,这些凸起和凹陷分别与阴连接器元件上的相应的凹陷和凸起接合。

[0118] 图7示出了患者的上颌和下颌的OTA图像的表示,其上的阴连接器元件700的示例在上弓形和下弓形上附接到牙齿的舌侧表面。阴连接器元件700附接到上弓形上的牙齿,类似的阴连接器元件700附接到下弓形上的牙齿。在其他示例中,例如,如果临床医生优选,阴连接器元件700可以附接到牙齿的颊面。

[0119] 单独的相应的阴连接器元件700固定到每个相应的牙齿上。根据本文所述的第一实施例和第二实施例,阴连接器元件提供连接接口以将一个或多个矫正器连接到牙齿。虽然图7中的图示出了每个颌中的所有牙齿都具有阴连接器元件,但是其他实施例可以在上颌或下颌中的一些但不是所有牙齿上采用单独的相应的阴连接器元件(例如,由临床医生选择)。

[0120] 阴连接器元件700可以通过直接或间接粘合或其他合适的方式附接到牙齿上,用以将元件固定地固定到牙齿的表面上。粘合材料可包括粘合剂,例如但不限于复合树脂。在

间接粘合的情况下,临床医生可以使用夹具来增加支架放置的准确性。在特定示例中,一个或多个(或所有)阴连接器元件700在尺寸或形状上针对每颗牙齿定制,并且被构造为具有最小轮廓(以最小化在离开牙齿延伸的维度、即在颊舌方向的尺寸)。进一步的示例可以被构造为最小化沿近中远端方向或咬合方向或其组合的尺寸。在阴连接器元件700将通过直接粘合被附接到牙齿的示例中,口腔内扫描或弓形的印模可以在将阴元件附在牙齿上之后进行。印模或扫描(或两者)包括并因此提供有助于识别阴连接器元件在牙齿上的位置的信息。临床医生、制造商或技术人员在矫正器的设计中使用该信息,例如,以帮助识别矫正器上的适当位置以放置或形成一个或多个阳连接器元件,以便与牙齿上的一个或多个阴连接器元件正确对准。

[0121] 图7中的阴连接器元件700被构造为与具有如图1-图3、图5和图6中的示例性矫正器100、200、300、500和600中所示的构造的阳连接器元件接合。图7中的每个阴连接器元件700包括大致楔形的筐式结构,其被构造为当矫正器100、200、300、500或600被安装在患者的牙齿上时,接纳大致楔形的阳元件104、204、304、504或604中的相应一个。每个大致楔形的筐式结构的内表面具有凹陷和凸起,当阳连接器元件被接纳在大致楔形的筐式结构中时,上述凹陷和凸起分别与阳连接器元件上的相应的凸起和凹陷接合。以这种方式,当阳连接器元件容纳在大致楔形的筐式结构中时,阳连接器元件(并且,因此,矫正器)固定到阴连接器元件(并且因此,固定到阴连接器元件所附接的牙齿)。在其他示例中,矫正器100、200、300、500和600的阴连接器元件可以具有其他合适的用于接合和固定到相关的阳连接器元件的构造,包括但不限于参考图13b、图15b、图16b、图17b或图26e所描述的其他示例。

[0122] 根据第一实施例的矫正器和与第一实施例相关联的阴连接器元件可以以任何合适的方式(包括但不限于模制、铸造、机械加工、3D打印、冲压、挤压等)制造。然而,在特定示例中,根据第一实施例的矫正器或阴连接器元件(或两者)是通过从2D片材切割矫正器的二维(2D)形式并将2D形式弯曲成期望的3D形状来制成的。如下所述,这些方法特别适用于制造根据本文所描述的第一实施例的示例的矫正器。

[0123] 通过从平坦片材、而不是以传统的单直径线来切割2D构件,与通过弯曲单直径线制成的形状相比,可以制造更多种类的3D形状。切割出的2D构件可具有设定的或变化的宽度和长度,从而当其被弯曲成期望的形状时,可以使得3D矫正器的多个部分具有厚度、宽度和长度尺寸上的变化。通过这种方式,当2D构件被弯曲成矫正器的3D形状构件时,可以被切割成具有弹簧构件、臂或矫正器的其他部件的期望厚度、宽度和长度的形状。

[0124] 在图17a中示出的是通过弯曲从平坦片材切割出的2D构件来形成的矫正器的3D形状构件的示例。在特定示例中,片材是镍钛诺(NiTi)。在其他示例中,片材可以是任何合适的材料,例如但不限于不锈钢、 β -钛、钴铬合金或其他金属合金、聚合物或陶瓷。在其他示例中(如果对于期望的矫正器形状是实用的),根据第一实施例的矫正器可以由弯曲或以其他方式形成为期望的3D形状的线材构造。

[0125] 图17a中的矫正器1700包括形成为相对简单的线性构件的阳连接器元件1702,阳连接器元件被构造为接合并固定到如图17b所示的阴连接器元件1706。如图17b所示,每个阴连接器元件1706包括线性狭槽特征,其接纳阳连接器元件1702的相应线性构件。在特定示例中,阴连接器元件1706可以是双支架型连接器。

[0126] 每个阳连接器元件1702通过弹簧构件1704与每个相邻的阳连接器元件1702分离。

在其他示例中,一个或多个阳连接器元件可以通过没有弹簧构件的矫正器的刚性部分与一个或两个(或更多个)相邻的阳连接器元件分离。在图17a所示的示例中,每个弹簧构件1704具有大致U形结构,如本文所述。在其他示例中,一个或多个(或每个)弹簧构件1704可以具有另一种合适的形状,例如但不限于本文所示和所述的其他弹簧形状或者可以从平坦片材切割并弯曲成3D形状的其他形状。在其他示例中,图17a的矫正器1700可以包括其他类型的阳连接器元件(例如但不限于本文结合图1-图3、图5、图6、图8-图12h、图15a、图16a、图17a、图18c-图18f、图25、图27a和图27b描述的那些)或其他类型的弹簧构件,包括但不限于本文所描述的那些(或两者)。弹簧构件的形状和类型可以选择和构造,例如,以提供期望的运动,并且可以至少部分地基于弹簧将要连接到的牙齿的类型和尺寸。

[0127] 第二实施例

[0128] 如上所述,根据第二实施例的示例的系统或方法包括或采用具有多个单独的臂的矫正器,上述多个单独的臂被构造为连接到相应的多颗患者牙齿,其中矫正器的每个臂被构造为连接到相对于矫正器的每个其他臂不同的相应牙齿。在第二实施例的其他示例中,矫正器可以包括:一个臂,被构造为连接到多颗牙齿;或多个单独的臂,被构造为连接到患者牙齿中的相应一颗,或者如本文描述的臂到牙齿连接的各种组合。在某些示例中,在将3D数字OTA重新布置为3D数字FTA之后,可以制造根据第二实施例的矫正器,并且(通过计算机辅助设计或其他合适的设计技术)设计出被构造为在患者的牙齿上施加力以将牙齿从OTA移动到FTA(或移动到ITA,或从ITA移动到FTA或另一ITA的矫正器形状。

[0129] 根据第二实施例的矫正器800、900、1000和1100的示例分别在图8-图11中示出。矫正器800、900、1000和1100(以及矫正器的部件)可以由包括但不限于镍钛诺(NiTi)、不锈钢、 β -钛、钴铬合金或其他金属合金、聚合物或陶瓷的任何合适的材料制成,可以制成单个整体形成的结构,或备选地可以制成多个单独形成的部件连接在一起的单一结构。

[0130] 图8和图10中的每个矫正器800和1000可以被构造为安装在患者的上颌上。在特定示例中,矫正器800或1000可以被构造为在拔出患者的第一前臼齿之后帮助封闭拔出空间或者调整其他牙齿位置(或两者)。另一方面,图9和图11中的每个矫正器900和1100可以被构造为安装在患者的下颌上。

[0131] 在图8和图10中,示例性矫正器800和1000各自包括弓形杆802或1002,其被构造为用于上颌(符合患者上颌的弓形)。矫正器800和1000均包括腭弓特征804或1004。在其他示例中,可以省略腭弓特征804或1004。

[0132] 每个矫正器800和1000包括多个单独的臂(图8中的臂806和图10中的臂1006)。图8和图10所示的示例包括十二个臂806或1006,它们在一对一的基础上分别且单独地固定到十二个相关的牙齿上。在其他示例中,矫正器可具有其他合适数量的臂,包括少于或多于十二个臂。臂的数量可以等于要移动的颌中的牙齿数量。

[0133] 矫正器800上的每个臂806(以及矫正器1000上的每个臂1006)可以具有与矫正器的每个其他臂相同的构造(长度、形状、宽度等),如图8和图10所示。备选地,矫正器800的一些(或每个)臂806(或矫正器1000的一些(或每个)臂1006)可具有与矫正器的其他臂的一些或每个臂不同的构造(长度、形状、宽度等)。在特定示例中,包括每个臂的形状和尺寸的构造可以取决于臂要固定到的牙齿的期望移动和尺寸(并且可以针对不同的臂和牙齿而不同)。

[0134] 每个臂806(或臂1006)具有:一端,从杆802(或臂1002)延伸、或以其他方式连接到杆802(或杆1002);以及第二端,在该第二端上形成阳连接器元件808(或阳连接器元件1008)、或以其他方式连接阳连接器元件808(或阳连接器元件1008)。因此,单独的相应阳连接器元件形成在每个单独的相应臂上、或以其他方式连接到每个单独的相应臂。当矫正器800(或1000)被安装在患者的牙齿上时,每个阳连接器元件808被构造成与相应的阴连接器元件或支架接合。在特定示例中,阳连接器元件被构造成固定到粘合到患者牙齿的阴连接器元件,并保持固定在患者的牙齿上,直到临床医生移除矫正器。

[0135] 每个臂806(或臂1006)沿其长度具有弹簧构件810(或弹簧构件1010)。在图8和图10的示例中,弹簧构件810和1010位于相应臂806和1006的端部(即对应于从杆802或1002延伸或以其他方式连接到杆802或1002的臂端部,并且与阳连接器元件808或1008所位于的臂端部相对)处。然而,在其他示例中,弹簧构件810(或1010)可以位于沿着臂806(或1006)的长度的另一位置处,例如但不限于位于臂806(或1006)的长度的中间、或朝向阳连接器元件808或1008所位于的臂端部。

[0136] 弹簧构件810和1010可以具有任何合适的构造,并且可以被设计和制造成在期望的方向或大小(或两者)上提供力或扭矩(或两者)。在特定示例中,可以采用计算机辅助设计和制造技术来设计或构造(或两者)弹簧构件。弹簧构件810和1010可以在矫正器的每个臂上具有相同的构造,如图8和图10所示。备选地,矫正器800的一些(或每个)臂806(或矫正器1000的一些(或每个)臂1006)上的弹簧构件可包括与该矫正器的一些或每个其他臂不同的构造。弹簧构件810(或1010)可以与臂806(或1006)的其余部分形成为单个整体形成的结构,如图8和图10所示。备选地,弹簧构件810(或1010)可以与臂806(或1006)的其余部分分离地形成,然后在形成之后联接到臂806(或1006)。

[0137] 图8的示例性矫正器800中的每个弹簧构件810沿着其相关联的臂806的长度的一部分被构造有多个U形节段。在其他示例中,每个弹簧构件可包括单个(不多于一个)U形节段,或者比图8的示例中所示的更少或更大的U形节段。

[0138] 图10的示例性矫正器1000中的每个弹簧构件1010被构造有螺旋形或环形节段,该螺旋形或环形节段沿着其相关臂1006的长度的一部分形成单个环。在其他示例中,每个弹簧构件1010可以包括沿其相关联的臂1006的长度的一个或多个节段的多个环。在其他示例中,可以在臂806或1006中的一个或多个(或每个)上采用其他合适的弹簧构造。在其他示例中,每个臂806或1006中可包括多于一个的弹簧构件(具有相同或不同的构造)。弹簧构件和臂的几何形状(尺寸、形状、长度等)可以根据并基于各种因素来设计和选择,这些因素包括但不限于牙齿的类型或尺寸、面部形态、需要解决的咬合不正的类型以及每个患者特有的其他因素。

[0139] 如上所述,图8和图10中所示的示例装置800和1000包括腭弓特征(图8中的腭弓特征804和图10中的腭弓特征1004)。在图8和图10所示的示例中,腭弓特征804和1004,各自包括用于相应的多个锚固装置的多个保持器812或1012,锚固装置例如但不限于螺钉或其他临时锚固装置(TAD)。在图8和图10中的每个中示出了三个锚固装置保持器812或1012。在其他示例中,一个、两个或多于三个锚固装置保持器812或1012可以被包括在腭弓特征804或1004上。在其他示例中,一个或多个锚固装置保持器可以被设置在矫正器上的其他合适位置处。在其他示例中,可以从腭弓特征804和1004省略锚固装置保持器812和1012。在特定示

例中,锚固装置保持器812和1012的包含物、数量和位置可以至少部分地取决于要解决的咬合不正的类型和每个患者特有的其他因素。

[0140] 可以采用一个或多个锚固装置保持器812和1012来接纳或以其他方式保持被固定到患者的腭的TAD或其他锚固装置。因此,如果临床医生期望矫正器的额外锚固,则临床医生可决定使用一个或多个TAD。例如,在矫正器800(或1000)的阳连接器元件808(或1008)被固定到先前粘合到患者牙齿的阴连接器元件之前或之后,临床医生可将一个或多个可植入螺钉或其他TAD结构固定到一个或更多个的锚固装置保持器812(或1012)以及固定到患者的腭。在图8和图10的示例中,锚固装置保持器810和1010呈带有中心开口的环或环形形状,螺钉或其他合适的TAD结构的长度可以延伸通过该中心开口,以在螺钉或其他TAD结构被植入患者的腭中时将矫正器锚固到患者的腭。在植入之前,临床医生可以麻醉将要植入TAD的患者的腭部区域。

[0141] 在图9和图11中,示例性矫正器900和1100各自包括弓形杆902或1102,其被构造成用于下颌(符合患者下颌的弓形)。图9和图11中的矫正器900和1100不包括舌弓支撑特征。然而,其他示例可以包括舌弓支撑特征(例如,但不限于类似于图3中的特征302的特征)。

[0142] 矫正器900和1100中的每个包括在矫正器的右侧和左侧上从弓形杆902或1102延伸的两个锚固装置保持器904或1104。每个锚固装置保持器904或1104被构造成接纳并保持合适的锚固装置,其例如但不限于可植入螺钉或其他合适的TAD结构,用于将矫正器固定到下颌的舌侧。

[0143] 虽然在图9和图11的每个中示出了两个锚固装置保持器904或1104,但是在其他示例中,一个或多于两个锚固装置保持器904或1104可以被包括在矫正器900或110上。在其他示例中,可以从矫正器900或1100中省略锚固装置保持器904和1104。在特定示例中,锚固装置保持器904和1104的包含物、数量、类型和位置可以至少部分地取决于要解决的咬合不正的类型和每个患者特有的其他因素。每个锚固装置保持器904或1104被布置在矫正器的舌侧,用于接纳固定到患者下颌的舌侧的锚固装置,例如TAD,否则可以具有如本文关于锚固装置保持器812或1012所描述的构造和操作。在其他示例中,锚固装置保持器可以被布置在患者的颌的颊侧。在其他示例中,可以采用其他合适的机构或机构的组合来将矫正器固定到患者的颌部。

[0144] 图9和图11中的每个示例性矫正器900和1100包括具有弹簧构件910或1110的多个臂906或1106。每个示例性矫正器900和1100还包括在每个相应臂906或1106的一端上的相应的阳连接器元件908或1108。臂906和1106、弹簧构件910和1110以及阳连接器元件908和1108可以具有类似于本文所描述的臂806和1006、弹簧构件810和1010以及阳连接器元件808和1008的构造和操作方式,但是用于患者下颌的牙齿。

[0145] 如上所述,每个阳连接器元件808、908、1008和1108被构造成当矫正器800、900、1000或1100安装在患者的牙齿上时,与相应的阴连接器元件或支架接合。在图8-图11所示的矫正器示例中,每个阳连接器元件808、908、1008和1108可以被构造为单个整体形成的结构,或者与其所连接的臂分离地形成,或者与该臂一体形成。这种整体形成的结构可以通过任何合适的制造技术(包括但不限于模制、铸造、机械加工、3D打印、冲压、切割、挤压等)形成。在某些示例中,每个阳连接器元件通过从一片合适材料切割2D形状构件而形成为具有矫正器的其他部分的整体结构,所述材料例如但不限于镍钛诺(NiTi)、不锈钢、 β -钛、钴铬

合金或其他金属合金、聚合物或陶瓷，并将2D形状构件弯曲成矫正器的3D形状构件。在其他示例中，一个或多个(或每个)阳连接器元件808、908、1008和1108可被形成为借助臂连接在一起的多个单独部件，以形成矫正器800、900、1000或1100的臂和阳连接结构。

[0146] 参照图12a-图12h描述阳连接器元件和臂结构的示例，该阳连接器元件和臂结构由连接在一起并连接到矫正器的弓形杆的多个部件构成。图12a-图12h提供了一种阳连接器元件，其具有如图8-图11中的示例性矫正器800、900、1000和1100所示的构造。然而，如图12a-图12h所示的阳连接器元件可以用在如本文所描述的其他矫正器上，包括但不限于图1-图3、图5和图6的矫正器100、200、300、500和600。

[0147] 在图12a-图12h中所示的示例包括：臂结构1200(图12a中所示)，弓形结构或杆1201，其具有一个或多个(在所示示例中为多个)第一臂连接器部件1202(图12b中所示)，第二臂连接器部件1204(图12c中所示)，第一阳连接器元件部件1206(分别在图12d、图12e和图12f中以后视图、前视图和侧视图示出)，以及第二阳连接器元件部件1208(分别在图12g和图12h以后视图和前视图示出)。在特定示例中，臂结构1200可以对应于本文描述的矫正器800、900、1000和1100的臂806、906、1006、1106中的任何一个或多个。臂结构1200包括第一端节段1210，该第一端节段1210被构造成附接到杆(例如但不限于矫正器800、900、1000或1100的杆802、902、1002或1102)。在图12a所示的示例中，臂结构1200的第一端节段1210形成为环形部分，其配合在第一连接器部件1202和第二臂连接器部件1204中的一个或两个中的相应环形凹槽内(如图12b和图12c所示)。

[0148] 另外，臂结构1200包括第二端节段1212，该第二端节段被构造成附接阳连接器元件。在图12a所示的示例中，臂结构1200的第二端节段1212形成为环形截面，该环形截面配合在第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208中的一个或两个中的相应环形凹槽内(如图12d-图12h所示)。臂结构1200还包括位于第一端节段与第二端节段之间的中央节段1214。一个或多个弹簧构件(例如但不限于如本文所述的弹簧构件)可以形成或以其他方式设置在中央节段1214上。

[0149] 图12b和图12c所示的第一臂连接器部件1202和第二臂连接器部件1204被构造为连接在一起。如图12b所示，每个第一臂连接器部件1202可以形成为矫正器的弓形结构或杆1201的一部分(与其一体)。在其他示例中，每个第一臂连接器部件1202可以与弓形结构或杆分离形成，然后通过粘合剂、焊接或任何其他合适的附接机构被附接到弓形结构或杆，以形成图12b所示的结构。弓形结构或杆1201可以对应于本文中参照图8-图11中示例描述的弓形结构802、902、1002、1102，或本文所述的其他合适的示例。

[0150] 第一臂连接器部件1202和第二臂连接器部件1204中的一个或两个包括凹槽1215和1217，凹槽用于在第一臂连接器部件1202与第二臂连接器部件1204之间接纳臂结构1200的第一端1210。更具体地，臂结构1200的第一端节段1210被放置在第一和第二臂连接器部件1202或1204之间，然后臂连接器部件1202和1204被放在一起，以将臂结构1200的第一端1210包围在凹槽1215和1217内。凹槽1215和1217延伸到相应的第一臂连接器部件1202和第二臂连接器部件1204的边缘，由此当连接器部件1202和1204联接在一起时，臂结构1200的中央节段1214可以从连接器部件1202和1204伸出。

[0151] 第一臂连接器部件1202和第二臂连接器部件1204中的一个(例如，连接器部件1202)包括一个或多个(图12b中为三个)凸起1216，该凸起与第一臂连接器部件1202和第二

臂连接器部件1204中的另一个(例如,连接器部件1204)中的相应的一个或多个凹部或孔1218接合。在组装期间,凸起1216、凹部和孔1218有助于使第一臂连接器部件1202和第二臂连接器部件1204一起彼此正确对准并与臂结构1200对准。另外,凸起1216、凹部和孔1218可以被构造造成在第一臂连接器部件1202与第二臂连接器部件1204之间提供卡扣配合或摩擦配合连接。在其他示例中,可以采用替代或附加的连接机构,包括但不限于螺钉、粘合剂、焊接等,以将连接器部件1202和1204连接在一起。例如,第一臂连接器部件1202和第二臂连接器部件1204中的一个或两个可包括一个或多个孔1220,用于接纳一个或多个螺钉、螺栓或其他螺纹连接器(未示出)。在这样的示例中,一个或多个孔可以是螺纹的,用于与螺钉、螺栓或其他螺纹连接器(未示出)螺纹接合。

[0152] 图12d-图12h所示的第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208被构造为连接在一起。第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208中的一个或两个包括凹槽1222和1224,凹槽用于在第一阳连接器元件部件1206与第二阳连接器元件部件1208之间接纳臂结构1200的第二端1212。更具体地,臂结构1200的第二端节段1212被放置在第一和第二阳连接器元件部件1206或1208之间,然后阳连接器元件部件1206和1208被放在一起,以将臂结构1200的第二端1212包围在凹槽1222和1224内。凹槽1222和1224延伸到相应的第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208的边缘,由此当连接器部件1206和1208联接在一起时,臂结构1200的中央节段1214可以从阳连接器元件部件1206和1208伸出。

[0153] 第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208中的一个(例如,连接器部件1208)包括一个或多个(图12g中的一个)凸起1226,其与第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208中的另一个(例如,连接器部件1206)中的相应的一个或多个凹部或孔1228接合。在组装期间,凸起1226、凹部或孔1228有助于使第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208一起彼此适当对准并与臂结构1200对准。另外,凸起1226、凹部或孔1228可以被构造造成,在第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208之间提供卡扣配合或摩擦配合连接。在其他示例中,可以采用替代或附加的连接机构,包括但不限于螺钉、粘合剂、焊接等,用以将阳连接器元件部件1206和1208连接在一起。例如,第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208中的一个或两个可包括一个或多个孔1230,该孔用于接纳一个或多个螺钉、螺栓或其他螺纹连接器(未示出)。在这样的示例中,一个或多个孔可以是带螺纹的,用于与螺钉、螺栓或其他螺纹连接器(未示出)螺纹接合。

[0154] 因此,第一阳连接器元件部件1206和第二阳连接器元件部件1208可被组装并连接到臂结构1200的一端。臂结构1200的另一端可被组装并连接到矫正器的弓形杆。在该示例中,矫正器800、900、1000或1100可以由多个单独形成的部件组成,这些部件被组装并连接在一起以形成单个整体矫正器结构。

[0155] 在这样的示例中,矫正器的每个部件都可以通过任何合适的制造技术来单独地形成,上述制造技术包括但不限于模制、铸造、机械加工、3D打印、冲压、挤压、切割和弯曲(例如,由片材切割出2D形状构件,以及将2D形状构件弯曲成如本文所述的3D形状构件)等,然后与矫正器的一个或多个其他部件组装在一起。在这样的示例中,臂结构1200可以通过任何合适的技术形成(上述技术包括但不限于上面讨论的那些技术),或者通过弯曲技术形

成。例如,可以采用自动或机器人控制的弯曲技术,由合适的材料形成或弯曲所需的和精确的弹簧和臂结构,合适的材料例如但不限于镍钛诺(NiTi)、不锈钢、 β -钛、钴铬合金或其他金属合金、聚合物或陶瓷。在其他示例中,矫正器结构的一个或多个(或全部)部件可以作为单个整体形成的结构一起形成。

[0156] 如上所述,图12a-图12h中示出的示例提供了一种阳连接器元件,其具有如图8-图11中的示例性矫正器800、900、1000和1100所示的构造。这种阳连接器元件被构造成接合并固定到具有例如像图13a和图13b所示的构造的阴连接器元件。

[0157] 例如,如图12e和图12f最佳地所示,阳连接器部件1206包括背衬部分1232(包括孔1228和1230的部分)以及延伸结构1234。延伸结构1234被构造为接合阴连接元件,例如图13a和图13b中所示类型的阴连接元件。延伸结构1234包括从背衬部分1232向外延伸的架形延伸部1236。延伸结构1234还包括一对腿式构件1238和1240,其从架形延伸部1236延伸并且通过间隙1242彼此间隔开。如图12f所示,腿式构件1238和1240也通过间隙1244、通过架形延伸部1236的延伸长度的一部分与背衬部分1232间隔开。每个腿式构件1238和1240的自由端分别具有喇叭形部分或加宽部分1239和1241。阳连接器部件1206可以由任何合适的材料制成,上述材料例如但不限于镍钛诺、不锈钢、 β -钛、钴铬合金或其他金属合金、聚合物或陶瓷,或允许腿式构件1238和1240在施加力(指向将腿式构件1238和1240朝向彼此按压)时弹性柔性和向内折曲的其他材料,以减小延伸结构1234的宽度。在该状态下,延伸结构可以插入到阴连接器元件(例如图13a和图13b中所示的类型)中。一旦被插入阴连接器元件中,力可以被释放,以允许腿式构件1238和1240朝向其初始位置弹性地向外移动,以将阳连接器元件(由部件1206和1208形成)固定到阴连接器元件。在特定示例中,阳连接器部件1206(包括架形延伸结构1234和腿式构件1240和1238)形成为整体单一形成的结构。在其他示例中,阳连接器部件1206可以由连接在一起的多个单独部件形成。

[0158] 图13a示出了患者的上颌的OTA图像的表示,在该图像上,阴连接器元件1300的示例附接到上弓形的牙齿的舌侧表面。在其他示例中,阴连接器元件1300可以被附接到牙齿的颊面(例如,如果临床医生优选的话)。单独的相应的阴连接器元件1300被固定到每个相应的牙齿上。根据本文所述的第一实施例和第二实施例,阴连接器元件提供连接接口,以将一个或多个矫正器连接到牙齿。虽然图13a中的图示出了每个颌中的所有牙齿都具有阴连接器元件,但是其他示例可以在上颌或下颌中的一些但不是所有牙齿上采用单独的相应的阴连接器元件(例如,如由临床医生所选择的)。

[0159] 阴连接器元件1300可以经由直接或间接粘合或以其他合适的方式附接到牙齿上,以将元件固定地固定到牙齿的表面上。粘合材料可以包括粘合剂,例如但不限于复合树脂。在间接粘合的情况下,临床医生可以使用夹具来增加支架放置的准确性。在特定示例中,一个或多个(或所有)阴连接器元件1300在尺寸或形状方面针对每颗牙齿定制,并且被构造为具有最低轮廓(以最小化离开牙齿延伸的维度(即颊舌方向)的尺寸,或近中远方向或咬合方向,或其任何组合)。

[0160] 图13b示出了图13a中的阴连接器元件1300的示例。在图13b的示例中,阴连接器元件1300包括背衬部分1302,该背衬部分1302被构造成粘合到患者牙齿的表面。图13b中的阴连接器元件1300还包括从背衬部分1302向外延伸的架形延伸结构1304。图13b中的阴连接器元件1300还包括从背衬部分1302向外延伸的第一L形延伸结构1306和第二L形延伸结构

1308。延伸结构1304、1306和1308从背衬部分1302沿相同方向向外延伸。然而,架形延伸结构1304具有平面表面维度的表面,其在一个方向(图13b中的水平方向)上延伸,该方向垂直于每个L形延伸结构的表面的平面表面维度。延伸结构1304、1306和1308被布置成使得在L形延伸结构1306和1308之间设置间隙1310,并且在架形延伸结构1304与每个L形延伸结构1306和1308之间提供另外的间隙1312。

[0161] 阴连接器元件1300可以由任何合适的材料制成,这些材料例如但不限于镍钛诺、不锈钢、 β -钛、钴铬合金或其他金属合金、聚合物、陶瓷或允许L形延伸结构1306和1308在施加力(指向彼此离开地挤压L形延伸结构)时,弹性柔性和向外弯曲的其他材料,以增加间隙1310的宽度。在该状态下,阳连接器元件的延伸部分1234可以被插入间隙1310中。一旦插入,力可以被释放,以允许L形延伸结构1306和1308朝向它们的初始位置弹性地朝向彼此移动,以将阳连接器元件固定到阴连接器元件。在特定示例中,当阳连接器元件的延伸部分1234被接纳在间隙1310中时,阳连接器部件1206的架形延伸部1236配合到阴连接器元件1300的间隙1312中。在其他示例中,阴连接器元件的L形延伸结构可以是相对刚性的(并且不构造成向外折曲很多或根本不向外折曲),使得阳连接器元件的腿式构件1236和1238的弹性柔性足够,以允许阳连接器元件被插入间隙1310中,而不需要阴连接器元件的L形延伸结构1306和1308向外折曲。在特定示例中,阴连接器元件1300(包括架形延伸结构1304和L形延伸结构1306和1308)形成为整体单一形成的结构。在其他示例中,阴连接器元件1300可以由连接在一起的多个单独部件形成。

[0162] 阴连接器元件1300的L形延伸结构1306和1308中的每个包括自由端,该自由端具有唇部或L形延伸部,其朝向L形延伸结构中的另一个延伸。当阳连接器元件1200的延伸部分1234被接纳在阴连接器元件1300的间隙1310和1312中时,如上所述,L形延伸结构1306和1308的唇部或L形延伸部卡回到阳连接器元件1200的腿式构件1238和1240上,以保持并固定阳连接器元件。腿式构件1238和1240的喇叭形部分或加宽部分1239和1241以及架形延伸部1236有助于在固定时以及安装期间将阳连接器元件1200以适当对准状态保持在阴连接器元件1300中。在该状态下,阳连接器元件1200可以保持固定到阴连接器元件1300,直到临床医生移除阳连接器元件(例如,通过对阳连接器元件的腿式构件1236和1238向内施加足以清除L形状延伸结构1306和1308的压力,然后拉动阳连接器元件使其脱离阴连接器元件)。

[0163] 在某些示例中,阳连接器元件808、908、1008和1108可以被构造成如本文关于图12a-图12g所述,用于与如本文关于图13a和图13b所描述的阴连接元件1300接合。然而,在其他示例中,根据第二实施例的阳连接器元件808、908、1008和1108可以类似于本文关于第一实施例描述的阳连接器元件104、204、304、504和604。在这样的示例中,阴连接器元件可以被构造为类似于图7中的阴连接器元件700。类似地,第一实施例的其他示例可以包括如关于图12a-图12g所描述的阳连接器元件,用于与如本文关于图13a和图13b所描述的阴连接元件1300接合。

[0164] 在其他示例中,根据第二实施例(包括矫正器800、900、1000和1100)或根据第一实施例的矫正器上的阳连接器元件可以具有其他合适的构造,例如但不限于如图15a所示的阳连接器元件示例的构造,用于接合和固定到如图15b和图15c所示的阴连接器元件1501。阴连接器元件1501在图15c中被示出为粘合在牙齿上。

[0165] 图15a中的阳连接器元件1500包括具有第一臂节段1504和第二臂节段1506的成形

本体部分。每个臂节段1504和1506在第一端1508处连接到另一个臂节段，并且分别延伸到自由端1510、1512。臂节段1504和1506彼此间隔开(除了在连接端1508处)，以在臂节段之间形成间隙1502并沿着每个臂节段的长度的一部分延伸。阳连接器元件由足够弹性的材料制成，以允许臂节段1504和1506的自由端受力而进一步彼此分离或彼此离开地移动，然后当力被移除时弹性地移回其原始状态。当臂节段1504和1506受力而进一步彼此分开时，臂节段1504和1506之间的间隙1502的宽度尺寸增加。在该状态下，阳连接器元件1500被放置在阴连接器元件上。当被放置在阴连接器元件上时，臂节段1504和1506上的力被释放，以允许臂节段朝向其非强制或被动状态弹性地移动，以将阳连接器元件锁定或固定到阴连接器元件。

[0166] 图15b中所示的阴连接器元件包括背衬部分1514，该背衬部分被构造成粘合到患者牙齿的表面。由四个钩形或L形延伸构件1518组成的延伸部分1516从背衬部分1514向外延伸。当阳连接器元件1500的臂节段1504和1506如上所述被迫分开时，阳连接器元件1500可以被放置在阴连接器元件上，使得钩形延伸构件1518被接纳在臂节段1504和1506之间的间隙1502中，以及臂节段1504和1506容纳在阴连接器元件中，在钩形延伸构件1518的钩形或L形自由端的后面。在该状态下，臂节段1504和1506上的力被释放，以允许臂节段朝向它们的非强制或被动状态弹性地移动，以将臂节段1504和1506锁定或固定在背衬部分1514与阴连接器元件1501的钩形延伸构件1518的钩形或L形自由端之间，如图15c所示。在该状态下，阳连接器元件1500可以保持固定到阴连接器元件1501，直到临床医生移除阳连接器元件(例如，通过在臂节段1504和1506上施加向外足以清除钩形延伸构件1518的钩形或L形自由端的力)，然后，拉动阳连接器元件使其脱离阴连接器元件。

[0167] 在其他示例中，根据第二实施例(包括矫正器800、900、1000和1100)或根据第一实施例的矫正器上的阳连接器元件可以具有其他合适的构造，例如但不限于图16a所示的阳连接器的构造，用于接合和固定到如图16b和图16c所示的阴连接器元件1601。图16a中的阳连接器元件1600包括具有第一臂节段1604和第二臂节段1606的成形本体部分。每个臂节段1604和1606在第一端1608处连接到另一臂节段，并分别延伸到自由端1610、1612。自由端1610和1612包括加宽部分或L形端部，其具有从每个臂节段向外延伸的延伸部分(在离开两个臂节段中的另一个的方向上)。臂节段1604和1606彼此间隔开(除了在连接端1608处)，以在臂节段之间形成间隙1602并沿着每个臂节段的长度的一部分延伸。阳连接器元件由足够弹性的材料制成，以允许臂节段1604和1606的自由端受力而朝向彼此移动，然后当力被移除时弹性地移回其原始状态。当臂节段1604和1606朝向彼此受力时，臂节段1604和1606之间的间隙1602的宽度尺寸减小。在该状态下，阳连接器元件1600放置在阴连接器元件1601的接纳部中。当被放置在阴连接器元件的接纳部中时，臂节段1604和1606上的力被释放，以允许臂节段朝向它们的非受力或被动状态弹性地向外移动，以将阳连接器元件锁定或固定到阴连接器元件。

[0168] 图16b中所示的阴连接器元件包括背衬部分1614，该背衬部分1614的后表面(图中面向内的表面)被构造成粘合到患者牙齿的表面。由具有形成接纳部的开口1618的盒形结构组成的延伸部分1616从背衬部分1614向外延伸。延伸部分1616的盒形结构包括两个侧壁1620和1622，每个侧壁分别具有开口1621和1623。当阳连接器元件1600被固定到阴连接器元件1601时，开口1621和1623被构造(在形状和尺寸上)成接纳自由端1610和1612，其包括

在阳连接器元件1600的臂节段的自由端1610和1612上的加宽部分或L形端部。

[0169] 当如上所述阳连接器元件1600的臂节段1604和1606朝向彼此受力时,阳连接器元件1600可以被插入阴连接器元件1601的开口1618中,直到阳连接器元件1600的臂节段的自由端1610和1612上的加宽部分或L形端部与阴连接器元件1601的侧壁1620和1622中的开口1621和1623对准。在该状态下,臂节段1604和1606上的力可以被释放,以允许臂节段1604和1606彼此弹性地向外移动,以接合臂节段的自由端1610和1612上的加宽部分或L形端部并插入到侧壁1620和1622中的开口1621和1623中,以将阳连接器元件1600锁定或固定到阴连接器元件1601。在该状态下,阳连接器元件1600可以保持固定到阴连接器元件1601,直到临床医生移除阳连接器元件(例如,通过向内迫使臂节段1604和1606朝向彼此,足以从侧壁1620和1622中的开口1621和1623撤回臂节段的自由端1610和1612上的加宽部分或L形端部,然后拉动阳连接器元件使其脱离开阴连接器元件。

[0170] 在其他示例中,根据第二实施例(包括矫正器800、900、1000和1100)或第一实施例的矫正器上的阳连接器元件可以具有其他合适的构造,例如但不限于图18e和图18f所示的阳连接器元件示例的构造。在图18e和图18f所示的示例性矫正器1810和1820中,每个阳连接器元件1802或1822具有T形构造,用于接合和固定到阴连接器元件。在这样的示例中,阴连接器元件可以具有相应的T形狭槽,用于选择性地接纳T形阳连接器元件。

[0171] 图25示出了具有T形构造的阳连接器元件2500的示例,其可以与本文描述的实施例一起使用,包括但不限于图18e或图18f所示的实施例。图25中的阳连接器元件2500具有设置在矫正器的臂的端部处的T形本体结构。T形本体结构具有沿臂的方向(图25中的竖直方向)延伸的第一部分2501和横向于(例如但不限于,大致垂直于)第一部分2501(图25中的水平方向)延伸的第二部分2502。

[0172] 阴连接器元件2600的一个示例示于图26a-图26d中,该阴连接器元件用于接纳和固定具有T形结构的阳连接器元件,阳连接器元件例如但不限于为图25的阳连接器元件2500。图26a-图26d的附图中示出了由阴连接器元件2600接纳并固定到阴连接器元件2600的阳连接器元件2500。阴连接器元件2600包括背衬部分2601和从背衬部分2601向外延伸的延伸部分2602。延伸部分2602具有多个钩形延伸构件2604,这些钩形延伸构件彼此分离以形成一对横向狭槽2606和2608。横向狭槽被布置成以一角度彼此横向,该角度对应于阳连接器元件2500的T形本体的第一部分2501和第二部分2502的横向角度。

[0173] 因此,阳连接器元件2500可以与阴连接器元件2600的横向狭槽2606和2608对准并插入其中,以将阳连接器元件固定到阴连接器元件。在特定示例中,狭槽2606和2608中的一个或两个在宽度方面略小于阳连接器元件的T形本体的第一部分2501和第二部分2502的宽度。在这样的实施例中,钩形延伸构件2604可以具有足够的柔性和弹性以接纳T形本体,并且当T形本体被接纳在横向狭槽2606和2608内时在T形本体上施加挤压力,例如,用以帮助将阳连接器元件2500保持或者固定到阴连接器元件2600。

[0174] 如图26c和图26d所示,在阳连接器元件2500的T形本体被容纳在阴连接器元件中之后,临床医生可以在阴连接器元件2600的延伸部分2602的多个钩形延伸构件2604上添加保持结构2605,例如但不限于O形环、结扎线或其他合适的保持结构。钩形延伸构件2604可包括钩形或L形端部,其将O形环、结扎线或其他合适的保持结构保持在适当位置。

[0175] 在另一示例中,阴连接器元件2610可以被构造和操作类似于本文所描述的阴连接

器元件2600,但是还包括一个或多个夹具结构2612以用作自结扎支架,如图26e和图26f所示。夹具结构2612可以被设置在一个(或一对)钩形延伸构件2604上,或被夹在一个(或一对)钩形延伸构件2604上。在特定示例中,夹具结构2612具有板部2614和弹簧部2616,并且被布置成使得弹簧部2616围绕一个或多个钩形延伸构件2604弯曲、或以其他方式被支撑在一个或多个钩形延伸构件2604上。当T形本体被接纳在阴连接器元件2610的横向狭槽内时,板部2614被支撑以覆盖一个或两个横向狭槽的一部分足够的量,以便阻止移除阳连接器元件2600的T形本体。弹簧部2616提供足够的柔性和弹性,以允许一旦在板部2616上施加足够的向外的力,板部2614就从延伸构件2604向外(离开延伸构件2604)移动足够的量,以允许从阴连接器元件2610的横向狭槽移除阳连接器元件2600的T形本体(或将阳连接器元件2600的T形本体插入到阴连接器元件2610的横向狭槽中)。在释放力时,板部2616弹性地向其原始状态移回(如图26f所示)。

[0176] 图27a示出了具有环形(例如,具有圆形拐角的矩形-环形)形状构造的阳连接器元件2700的另一示例,其可与本文所述的实施例一起使用,作为本文所描述的其他阳连接器元件的替代。为了使患者舒适,阳连接器元件2700的环形形状的拐角是圆形的。在其他示例中,阳连接器元件的形状可以包括方形拐角。图27a中的阳连接器元件2700具有被设置在矫正器的臂的端部(臂的弹簧部,在图27a和图28中示出)处的环形本体结构2702。在其他示例中(与第一实施例一致),阳连接器元件2700可被设置在矫正器的弓形杆上(而不是在臂的端部处)。在图27a所示的示例中,环形本体结构2702呈大致矩形的形状,具有中心开口2704。在其他示例中,环形本体结构2702可以呈其他合适的形状,包括其他多边形、椭圆形、圆形、或被形成为多边形与椭圆形或圆形的部分的组合的形状。在其他示例中,例如但不限于图27b中示例性示出的阳连接器元件2701,本体结构2703可以在所示取向上的角落、底部、右侧或左侧开口(并且因此,呈部分的但不完全的环状)。在图27b的示例中,本体结构2703在拐角(图示取向的左上角)处开口。与具有封闭的环形形状的连接器元件2700相比,在拐角、底部或侧面上开口连接器元件2701通过从2D片材切割更容易地形成。

[0177] 如图27a或图27b所示的阳连接器元件2700或2701可以被构造成与阴连接器元件接合并固定,该阴连接器元件具有与本文所述的阴连接器元件2610类似的构造。备选地,阳连接器元件2700或2701可以接合并固定到与阴连接器元件2610类似地构造的阴连接器元件,但是阴连接器元件不需要包括狭槽(而没有图26a中的延伸构件2604之间的竖直狭槽),并且因此可以接合并固定到具有传统结构(或更传统的结构)的阴连接器元件。在图28中示出了与阴连接器元件2610接合并固定的阳连接器元件2700的示例。当接合时,如图28所示,阳连接器元件2700的环形本体结构2702的一部分被插入夹具结构2612的板部2614与阴连接器元件2610的背衬部分2601之间。如图28所示,阴连接器元件2610的另一部分与环形本体结构2702中的中心开口2704对准并部分地配合到中心开口2704或穿过中心开口2704,以在阳连接器元件2700被固定(或正在被固定)到阴连接器元件2610时帮助对准阳连接器元件与阴连接器。以这种方式,阳连接器元件2700可以与自结扎阴连接器元件或支架接合并固定到自结扎阴连接器元件或支架。

[0178] 在本文描述的第二实施例(以及第一实施例的各种示例)的各种示例中,可以采用阳连接器元件和相关联的阴连接器元件的各种示例和构造。根据第二实施例的矫正器的某些示例包括如图1-图3、图5和图6所示出和描述的阳连接器元件(用于固定到如图7所描述

的阴连接器元件)。根据第二实施例的其他示例性矫正器包括如图8-图12h所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图13所述的阴连接器元件)。根据第二实施例的其他矫正器包括如图15a所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图15b所描述、如图15c所示的阴连接器元件)。根据第二实施例的其他矫正器包括如图16a所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图16c所示的图16b的阴连接器元件上)。根据第二实施例的其他矫正器包括如图17a所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图17b所述的阴连接器元件)。根据第二实施例的其他矫正器包括如图18e、图18f和图25所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图26a-图26f所述的阴连接器元件)。根据第二实施例的其他示例性矫正器包括如图27a和图27b所描述和示出的阳连接器元件(用于固定到如图28所述的阴连接器元件)。根据第二实施例的其他矫正器包括具有其他合适构造的阳连接器元件,用于固定到具有其他合适构造的阴连接器元件。

[0179] 根据第二实施例的系统或方法允许临床医生通过采用一个或多个矫正器来独立地移动每颗牙齿,上述矫正器具有连接到待移动的每个牙齿的单独的臂。这些臂(包括臂的弹簧构件)形能力产生元件,其在牙齿上施加足够的力以使牙齿从它们的OTA移动到期望的FTA。在特定示例中,臂能够在一个或多个(或全部三个)平移方向上移动牙齿。替代地或附加地,臂能够在一个或多个(或全部三个)旋转方向上移动牙齿。

[0180] 每个臂的形状、厚度、宽度或长度中的一个或多个可以被设计和构造成提供合适的力或扭矩(或两者),以实现牙齿的期望运动。另外,每个臂的形状、厚度、宽度或长度中的一个或多个可以被设计和构造成对应于臂所连接的牙齿的尺寸和类型。例如,臂的形状、厚度、宽度或长度中的一个或多个被设计和选择为,在牙齿移位更大距离时或者当牙齿尺寸更小(例如但不限于下门牙)时提供更大量的柔性。

[0181] 在特定示例中,具有有限元分析能力的处理和软件系统可用于确定弹簧或臂(或两者)的期望几何形状(尺寸、形状、宽度、厚度、长度),以用于施加期望或理想的力。加速所需的牙齿移动。

[0182] 根据第二实施例的矫正器的截面形式可以被构造为连接到颌中的一些牙齿而不是所有的牙齿,例如,仅移动几颗牙齿同时保持其他牙齿不动。在这种情况下,矫正器中的臂的数量可以显著小于给定颌中的牙齿的数量,但是臂的数量可以与临床医生期望移动的牙齿的数量相匹配。在其他示例中,一个或多个臂可以连接到一个或多个相应的牙齿,用于锚固矫正器,并且不一定用于移动那些臂所连接到的那些牙齿。在这样的示例中,待连接的、用于锚定但不移动牙齿的一个或多个臂可以形成为相对较强或较厚,以提供足够的锚固支撑。根据第二实施例的用于矫正器的截面形式的一些示例使用包括但不限于用于植入物的开口空间,对准在拔出空间中倾斜的牙齿,以及对于仅一些牙齿不整齐的患者的非全面的正畸治疗。根据第二实施例的矫正器的截面形式的另一示例包括臼齿定位器,参照图14。

[0183] 图14中的矫正器1400被构造为臼齿定位器,其例如用于具有不正确的弓内或弓间臼齿关系的患者的上臼齿。图14中的矫正器1400包括形成两个臂1404和1406的弓形杆1402,臂1404和1406在杆1402的中心部分处连接。当矫正器1400被安装在患者的牙齿上时,弓形杆1402被构造成作为经腭弓(TPA)跨越患者的腭。

[0184] 每个臂1404和1406从杆1402的中心部分延伸到端部节段,阳连接器元件位于该端

部节段处。矫正器1400包括：第一阳连接器元件1408，形成在臂1404的端部节段上或以其他方式附接到臂1404的端部节段；以及第二阳连接器元件1410，形成在臂1406的端部节段上或以其他方式附接到臂1406的端部节段。在图14所示的示例中，矫正器1400还包括第一弹簧结构1412和第二弹簧结构1414，其中弹簧结构1412形成在臂1404上或连接在臂1404的端部与阳连接器元件1408之间，并且弹簧结构1414形成在臂1406上或者连接在臂1406的端部与阳连接器元件1410之间。

[0185] 弹簧结构1412和1414可以被构造成类似于本文所述的弹簧元件（或弹簧元件的组合）的构造。阳连接器元件1408和1410在图14中被示出为具有与图8-图12g中的任何一个或多个示例描述的阳连接器元件示例类似的构造，用于接合例如但不限于本文参照图13所描述的那些阴连接器元件。然而，在其他示例中，阳连接器元件1408和1410可以具有其他合适的构造，例如但不限于本文中参考图1-图3、图5、图6、图8-图12h、图15a、图16a、图17a、图18c-图18f、图25、图27a和图27b描述的那些构造，用于接合和固定到阴连接器元件，例如但不限于本文参照图7、图13a、图13b、图15b、图15c、图16b、图16c、图17b、图26a-图26f和图28所述的那些阴连接器元件。

[0186] 图14中的矫正器1400包括一个或多个（图14中为三个）锚固装置保持器1416。每个锚固装置保持器1416可以被构造和操作类似于本文中参考图8和图10描述的那些锚固装置保持器，或其他合适的构造。在特定示例中，采用一个或多个TAD或其他合适的锚固装置将矫正器1400（通过锚固装置保持器1416）锚固到患者的腭。另外，阳连接器元件1408和1410可以固定到阴连接器元件，这些阴连接器元件预先粘合到患者颌的相对侧上的上臼齿的表面。

[0187] 矫正器1400可以被构造成在臼齿上施加合适的力以重新定位臼齿，例如，以获得期望的或理想的弓内和弓间臼齿关系。可以通过选择TAD位置来确定臼齿的最终位置，这可以通过使用引导托盘精确地植入。

[0188] 在进一步的示例中，如参考图14所述的臼齿定位器可用于混合齿列，以获得未长出的前臼齿和犬齿的空间，而不涉及颌中的其他牙齿。

[0189] 根据第二实施例的矫正器和与第一实施例相关联的阴连接器元件可以以任何合适的方式制造，包括但不限于模制、铸造、机械加工、3D打印、冲压、挤压等。然而，在特定示例中，根据第二实施例的矫正器或阴连接器元件（或两者）通过从2D片材切割矫正器的2D形式并将2D形式弯曲成矫正器的期望的3D形状而制成。如下所述，这些方法特别适用于制造根据本文所述的第一实施例和第二实施例的示例的矫正器。与通过弯曲单直径线制成的形状相比，通过从平坦片材切割2D构件，而不是传统的单直径线，可以制造更多种3D形状。切割出的2D构件可以具有设计的或变化的宽度和长度，当弯曲成期望的形状时，可以导致3D矫正器的部分具有厚度、宽度和长度尺寸的变化。以这种方式，2D构件可以被切割成一形状，该形状提供弹簧构件、臂或矫正器的其他部件的期望厚度、宽度和长度。与弯曲单直径线相比，可以通过弯曲定制的切割2D构件来提供更多种形状。

[0190] 在由切割出的2D片材弯曲成所需3D形状来形成矫正器的某些示例中，阳连接器元件可以被构造为由平坦片材制成，该平坦片材料被切割或弯曲（或两者）成阳连接器元件的所需形状。图18e示出了根据第二实施例的示例的矫正器1800的示例，该矫正器1800由被弯曲成期望的3D形状的切割出的2D片材形成。在特定示例中，3D成形制品可通过任何合适的

形状设定程序(包括但不限于热处理)被设定形状。图18e中的示例包括多个阳连接器元件,其中每个阳连接器元件具有如上所述的大致T形构造。每个T形阳连接器元件被构造成与相应的阴连接器元件接合并固定,上述阴连接器元件具有例如但不限于图26a-图26f中所示的构造。

[0191] 然而,在其他示例中,根据第二实施例的矫正器可以由被弯曲成期望的3D形状的线材构成。在特定示例中,线材是镍钛诺。在其他示例中,线材可以是任何合适的材料,例如但不限于不锈钢、 β -钛和形状记忆合金。

[0192] 根据第二实施例的各种示例的矫正器可以被构造为治疗阻生牙,例如但不限于犬齿。例如,根据第二实施例的矫正器可以被构造成通过将矫正器的臂构造成固定到阻生牙并施加力以将牙齿拉向患者的牙弓而将阻生牙带到口腔。在特定示例中,矫正器可以包括一个或多个锚固装置保持器,用于连接到植入患者的一个或多个TAD或其他锚固装置,以帮助在阻生牙上施加期望的力或扭矩(或两者),以移动阻生牙到最终所需位置或理想位置。当牙齿处于其最终位置时,矫正器可以被构造为被动的(并且不施加进一步的力或扭矩到牙齿上),但是在任何其他位置处主动(以在牙齿上施加力或扭矩或两者)。

[0193] 因此,与传统的牙箍相比,根据第二实施例的矫正器可以被构造为从暴露开始在阻生牙上施加适当的力和扭矩,使得该牙齿可以被拉向患者的牙弓并且沿适当的方向旋转,以达到最终所需或理想的位置。相比之下,带有牙箍的传统正畸技术可能涉及在没有任何扭矩控制的情况下将牙齿移动到牙弓上,然后进行额外的治疗以向牙齿施加扭矩。因此,根据第二实施例的矫正器示例可以被构造为通过在治疗过程中同时施加力和扭矩来加快治疗时间。并且,通过在如本文所述的矫正器示例中采用TAD或TPA,将(施加到牙齿的力的)反作用力施加到TAD或TPA,这可以使反作用力副作用最小化。根据各种示例的矫正器可以减少牙齿的往返(这可以减少治疗时间)、牙根吸收并提供其他益处。

[0194] 第三实施例

[0195] 如上所述,根据第三实施例的系统或方法包括或采用具有与第一实施例类似构造的矫正器,但是还被构造为可选择性地移除,以允许患者(或临床医生)从患者牙齿选择性地安装和移除矫正器。根据第三实施例的矫正器包括多个盖(例如但不限于校准器、亚克力或聚合物盖),代替上述的阳连接器元件。然而,根据第三实施例的矫正器的其他特征可以被构造和操作为如上面关于第一实施例的示例所描述的(包括但不限于图1-图3、图5、图6、图16和图17)。

[0196] 在根据第三实施例的矫正器中,每个校准器盖被构造成通过配合在牙齿上方和配合到牙齿上而固定到相应的牙齿。例如,盖可以由聚合物、亚克力或其他合适的材料制成,例如有助于将每个盖保持到患者牙齿上的材料。在特定示例中,可以提供附加的或替代的连接器元件以帮助将一个或多个(或每个)盖附接到相应的牙齿。

[0197] 在根据第三实施例的系统和方法的特定示例中,盖可以被构造为通过接合牙齿表面上的自然底切,或者通过由被固定在牙齿上的附接件或扣状物提供的人造底切来固定和保持牙齿。这些附接件可以由金属、聚合物、陶瓷或其他合适的材料制成。在某些示例中,附接件可被制成具有与牙齿相同或相似的颜色,以便更不可见并且更美观。具有与牙齿相同或相似颜色的附接件可以用例如但不限于复合树脂、聚合物或陶瓷的材料。在特定示例中,附接件可以利用托盘固定到患者的牙齿,该托盘帮助临床医生将附接件安装在期望的位

置。

[0198] 在第三实施例中,每个盖可以在尺寸和/或形状上被定制,以对应于盖所配合的牙齿的尺寸和形状。备选地,校准器盖被构造应用于任何患者或牙齿(或一组多个患者或牙齿),并且不针对每颗牙齿或每个患者被定制。在第三实施例的某些示例中,每个校准器盖可以单独地连接到支撑杆而不是直接地连接到用于相邻牙齿的任何其他盖。在其他示例中,校准器盖中的一个(或多个校准器盖中的每个)可以连接到两个或更多个相邻的牙齿,例如,以一致地移动一组牙齿或提供额外的锚固。这为根据第三实施例的矫正器提供显著更大的柔性,这可以允许临床医生使用更少的矫正器来完成治疗。

[0199] 如图19c所示,根据第三实施例的矫正器1920的示例可以包括弓形结构1902(在图19a中最佳示出)和多个盖1922。弓形结构1902包括成形支撑构件,成形支撑构件可由例如但不限于镍钛诺(NiTi)、不锈钢、 β -钛、钴铬或其他金属合金、聚合物或陶瓷的任何合适的材料制成。弓形结构1902可以通过使用任何合适的形状形成过程(包括但不限于本文描述的用于形成根据第一实施例的矫正器的方法)形成为期望的形状。在图19c的示例中,弓形结构1902可以具有与图17a所示出和描述的矫正器类似的构造,或其他合适的构造。

[0200] 在特定示例中,矫正器1920的弓形结构1902被构造成符合患者的上颌的弓形(例如,如关于矫正器100、200和500的弓形结构所描述的)。在其他示例中,矫正器的弓形结构被构造成符合患者下颌的足弓(例如,如关于矫正器300和600的弓形结构所描述的)。根据第三实施例的矫正器的弓形结构的一些或全部可由任何合适的材料(包括但不限于镍钛诺、不锈钢、 β -钛、钴铬合金或其他金属合金、聚合物或陶瓷)制成,并且可以制成单个整体形成的结构,或者可以制成单个结构连接在一起的多个单独形成的部件。

[0201] 多个盖连接器元件1904形成在或附接到根据第三实施例的矫正器的弓形结构上,处在沿着弓形结构的长度间隔开的位置处(而不是、且代替图1-图3、图5和图6的矫正器示例中所示的阳连接器元件)。在根据第三实施例的矫正器中,一个或多个弹簧1906被设置在相邻的盖连接器元件1904之间(并且,因此在相邻的校准器盖之间)。在第三实施例的某些示例中,在每个盖连接器元件与每个相邻的盖连接器元件之间提供一个或多个弹簧。在第三实施例的其他示例中,在一些对但不是所有对的相邻的盖连接器元件之间设置一个或多个弹簧。例如,矫正器的刚性部分可以被设置在一对或一些对相邻的盖连接器元件之间。在另外的示例中,一个或多个弹簧可以被设置在彼此不直接相邻的盖连接器元件之间。每个弹簧是矫正器的力产生部件。在特定示例中,每个弹簧由柔性材料制成,例如但不限于形状记忆合金,例如但不限于镍钛诺。

[0202] 每个盖连接器元件1904被构造成相对于彼此的盖连接器元件连接到并保持单独的相应盖1922。在其他示例中,多个盖可以连接到一个或多个(或每个)相应的盖连接器元件并由一个或多个(或每个)相应的盖连接器元件保持。在进一步的示例中,一个或多个(或每个)盖连接器元件可以分别连接到并保持多于一个盖。因此,各个盖1922连接在弓形构件1902中,沿着弓形构件在分开且间隔开的位置处,使得每个盖1922与相邻盖分开(不直接连接)。以这种方式,矫正器上的盖(以及这些盖所固定到的牙齿)可以单独移动并且独立于矫正器上的其他盖(以及这些盖所固定到的牙齿),并且不需要限制矫正器上的其他盖(以及这些盖所固定到的牙齿)的移动。在某些示例中,盖不覆盖位于矫正器上的相邻盖之间的弹簧。在特定示例中,相邻牙齿的盖可以被构造并安装在弓形结构上的一位置,在整个治疗过

程中它们不会在该位置处彼此接触。在进一步的示例中,矫正器可以构造为具有一个或多个盖,上述盖配合到多颗牙齿上方(或具有连接在一起的多个相邻盖),而矫正器中的一个或多个其他盖与矫正器中的其他盖分离并且独立于矫正器中的其他盖。

[0203] 在根据第三实施例的矫正器的示例中,每个盖1922可以包括校准器。在这样的示例中,可以使用**Essix®**机器或其他合适的热成型或真空成型机将每个校准器盖附接到弓形构件上的相应的盖连接器元件。

[0204] 在某些示例中,校准器可以覆盖整个矫正器,例如使得患者更舒适。在这样的示例中,可以形成弹簧与校准器之间的空间或间隙。在这样的示例中,患者可能感觉到额外的舒适感,这是因为患者的舌头将仅与校准器的光滑表面接触而不是与矫正器的金属臂或杆接触。校准器可以手动或用其他合适的加工或切割方法(例如但不限于激光切割、铣削等)进行修整。

[0205] 在根据第三或第四实施例的矫正器的其他示例中,作为一个或多个阳连接器元件的替代或补充,矫正器可以包括用于接合和固定到患者的一颗或多颗牙齿的其他机构。例如,一个或多个接合机构可以被构造成使牙齿的舌侧表面穿过切面或邻间表面并且从颊侧保持牙齿(例如,类似于局部义齿中的扣钩)。在其他示例中,一个或多个接合机构可以被构造成穿过牙齿的颊面,穿过切面或邻间表面,并且从舌侧保持牙齿(例如,类似于局部义齿中的扣钩)。

[0206] 在根据第三实施例的系统和方法的各种示例中,矫正器可以被构造为移动牙齿,直到可移除矫正器的盖成为被动的并且不向牙齿施加力为止。

[0207] 与本文描述的其他实施例类似,根据第三实施例的矫正器可以使用计算机化设计和制造技术(例如但不限于本文所描述的那些)来设计和制造。与传统的可移除矫正器相比,根据第三实施例的矫正器可以被构造为在更长的运动范围内表现出弹性。例如,在盖之间包括弹簧构件和使用单独连接的盖(不直接连接到相邻盖)可以允许比不包括弹簧构件或采用相互连接的盖的矫正器更大的运动范围。因此,与传统的具有不锈钢弹簧的可移除矫正器相比,或者与传统的校准器处理(例如但不限于**Invisalign®**或**ClearCorrect®**)相比,根据第三实施例的示例性方法可以涉及更少的矫正器以完成治疗。

[0208] 在根据第三实施例的矫正器的其他示例中,可以使用位于一些牙齿上的校准器和位于其他牙齿上的扣钩的任何合适的组合。在这样的实施例中,矫正器可以包括在一个或多个相应牙齿的位置处的一个或多个校准器,并且在患者颌中的一个或多个其他牙齿的位置处的一个或多个扣钩。替代地或附加地,可以在矫正器上的不同牙齿位置处采用不同类型的扣钩。例如,由后牙上的NiTi制成的扣钩的柔性可以增加矫正器的保持能力。如果咬合不正需要将矫正器更好地保留在牙齿上,这可能是有帮助的。

[0209] 根据第三实施例的矫正器可以包括一个或多个腭弓特征或舌弓特征,例如但不限于图2和图8中的腭弓特征202或804,分别地,或者图3中的舌弓特征302。

[0210] 根据第三实施例的矫正器可包括一个或多个锚固装置保持器,用于将矫正器锚固到患者的腭或颊架,如本文图8和图10中的锚固装置保持器812或904所描述的。例如,可以将一个或多个锚固装置(例如但不限于TAD)植入患者的腭或颊架或患者的其他合适位置。根据第三实施例的可移除矫正器可以包括一个或多个接合特征,所述接合特征被构造成当矫正器安装在患者的牙齿上时接合并连接到植入的锚固装置,并且选择性地从植入的锚固

装置连接以移除矫正器。在这样的实施例中,接合特征可以包括一个或多个卡扣连接器(用于卡扣连接到植入的锚固装置)、滑动连接器(用于滑动连接到植入的锚固装置)或其他合适的连接器。替代地或附加地,平台可以固定到患者的腭或颊架,其中平台包括一个或多个卡扣、滑动件或其他合适的接合特征,用于与在可移动矫正器上的一个或多个卡扣、滑动件或其他合适的接合特征接合和连接,用于选择性地将矫正器与平台连接和分开。在其他示例中,可以使用任何合适的骨锚固装置代替或附加一个或多个TAD。

[0211] 第四实施例

[0212] 如上所述,根据第四实施例的系统或方法包括或采用具有与第二实施例类似的构造的矫正器,但还被构造为可选择地移除,以允许患者(或临床医生)从患者的牙齿选择性地安装和移除矫正器。类似于第二实施例,根据第四实施例的矫正器具有多个单独的臂,多个单独的臂被构造成通过盖分别连接到相应的多颗牙齿,其中矫正器的每个臂被构造成连接到相对于矫正器的每个其他臂连接到不同的相应牙齿。在其他示例中,一个或多个校准器盖(或多个校准器盖中的每个)可以单独地连接到两个或更多个相邻的牙齿,例如,以一致地移动一组牙齿或提供额外的锚固。

[0213] 因此,第四实施例的矫正器的各种特征可以如上面关于第二实施例的示例(包括但不限于图8-图12g中所示的示例)所描述的构造和操作。然而,代替第二实施例的阳连接器元件,根据第四实施例的矫正器包括多个盖(例如但不限于校准器盖、亚克力盖或聚合物盖)。单独的相应的盖形成在每个相应的臂上或以其他方式附接到每个相应的臂上,例如,在每个臂的与附接到矫正器的弓形杆的臂端部相对的端部处。盖被构造成将矫正器保持到患者的牙齿并在使用期间将矫正器保持在期望的位置。

[0214] 第四实施例的盖可以被构造成类似于本文针对第三实施例描述的盖,以通过配合在牙齿上方和配合到牙齿上来固定到患者的牙齿。然而,第四实施例的单个盖连接到分离的相应臂的端部,而不是直接连接到矫正器的弓形结构。

[0215] 根据第四实施例的系统或方法(其中,矫正器包括构造成单独地连接到相应的多颗牙齿的多个单独的臂)可以提供以下明显优点:提供和控制单独的牙齿移动。这些优点可以使得临床医生能够减少牙齿的往返、牙根再吸收以及患者需要到正畸医生的行程次数,从而减少治疗时间。因此,与传统的正畸技术(其中多颗牙齿连接到单个弓丝,使得移动一颗牙齿导致附近牙齿的非故意移动)相比,本文描述的特定示例允许临床医生控制每颗牙齿独立于每颗其他牙齿的运动。

[0216] 在根据第四实施例的系统和方法的各种示例中,矫正器可以被构造为移动牙齿直到可移除矫正器的盖是被动的并且不向牙齿施加力。与本文描述的其他实施例类似,根据第四实施例的矫正器可以使用计算机化设计和制造技术(例如但不限于本文所描述的)来设计和制造。

[0217] 类似于第三实施例,根据第四实施例的矫正器的各种示例可以包括用于一些牙齿的校准器以及用于患者颌中的其他牙齿的扣钩的任何合适组合。在这样的实施例中,矫正器可以在一个或多个相应牙齿的位置处包括一个或多个校准器,并且在患者颌中的一个或多个其他牙齿的位置处包括一个或多个扣钩。替代地或附加地,可以在矫正器上的不同牙齿位置处采用不同类型的扣钩。例如,由后牙上的NiTi制成的扣钩的柔性可以增加矫正器的保持能力。如果咬合不正需要将矫正器更好地保留在牙齿上,这可能是有帮助的。

[0218] 根据第四实施例的矫正器可包括一个或多个腭弓特征或舌弓特征,例如但不限于分别如图2和图8中的腭弓特征202或804,或者图3中的舌弓特征302。根据第四实施例的矫正器可以包括一个或多个锚固装置保持器,用于将矫正器锚固到患者的腭或舌侧位置,如本文关于图8和图10中的锚固装置保持器812或904所描述的。在这样的示例中,如第三实施例所描述的,可以将一个或多个锚固装置(例如但不限于TAD)植入患者的腭或舌侧区域中以进行接合和脱离(以及选择性连接和断开连接)。

[0219] 在根据第四实施例的系统和方法的特定示例中,如上面关于第三实施例所述,盖可以被构造为通过接合牙齿表面上的自然底切,或者通过由被固定在牙齿上的附件件或扣状物提供的人造底切来固定和保持牙齿。

[0220] 根据第四实施例的矫正器的臂(类似于根据第二实施例的矫正器)可以包括一个或多个柔性元件,例如弹簧,其施加力并且具有可以选择或定制的柔性,基于牙齿的尺寸以及臂所连接的牙齿的所需运动。在根据第四实施例的示例的矫正器中,单个盖附接到每个臂,并且在特定示例中,不覆盖臂或杆的柔性元件的任何部分。在其他示例中,多于一个盖附接到臂,或者多于一个臂附接到多个盖或其组合。盖连接器元件(例如,类似于上述盖连接器元件1804)可以形成或以其他方式连接到每个相应臂的端部,并且可以连接到单个相应的盖。在其他示例中,多于一个的盖连接器连接到一个盖,或者多于一个的盖固定到多个盖连接器或其组合。

[0221] 在特定示例中,盖被构造以这样的方式附接到患者的牙齿,从而避免用于相邻牙齿的盖之间的接触。以这种方式,矫正器上的盖(以及固定这些盖的牙齿)可以单独移动并且独立于矫正器上的其他盖(以及固定这些盖的牙齿)移动,并且不需要限制矫正器上的其他盖(以及固定这些盖的牙齿)的移动。

[0222] 在根据第四实施例的矫正器的示例中,每个盖可以包括校准器。在这样的示例中,可以使用**Essix®**机器或其他合适的热成型或真空成型机将每个校准器盖附接到矫正器的臂上的相应的盖连接器元件。

[0223] 在某些示例中,校准器可以覆盖整个矫正器,例如,为了患者舒适。在这样的示例中,可以形成臂上的弹簧与臂上校准器之间的空间或间隙。在这样的示例中,患者可能感觉到额外的舒适感,因为患者的舌头将仅与校准器的光滑表面接触而不是与矫正器的金属臂或杆接触。校准器可以手动或用其他合适的加工或切割方法(例如但不限于激光切割、铣削等)进行修整。

[0224] 在其他示例中,牙齿可以通过将一个或多个臂构造成经由切面或邻间表面穿过牙齿的舌侧表面并且从颊侧保持牙齿来保持(类似于局部义齿中的不同形状的扣钩)。在另一个示例中,根据第四实施例的矫正器包括在颊侧上的杆,以及臂在牙齿上通向舌侧,使得可移除矫正器中的臂的尖端位于舌侧。

[0225] 根据第三实施例和第四实施例的系统或方法(其中,矫正器包括多个校准器盖,上述多个校准器盖被构造成通过配合在牙齿上方和配合到牙齿上而固定到患者牙齿)可以提供可以通过患者或临床医生以与传统的清晰校准器所做的相似的方式容易地移除的矫正器的独特优点。

[0226] 制造和使用实施例的方法

[0227] 根据本文描述的实施例的系统和方法可以被采用,以使用一个矫正器或者通过逐

步使用几个矫正器(例如,根据牙齿咬合不正的复杂性)来移动或重新定位牙齿。

[0228] 根据本文描述的各种示例和实施例,矫正器可以以下技术被构造和使用:可在一个或多个(或所有三个方向)的空间(即近中远侧、颊舌和咬合)中实现平移正畸牙齿移动。替代地或附加地,这样的矫正器可以在以下技术中被构造和使用:可以实现例如扭矩、角度和旋转的旋转运动(即颊舌根部扭矩、近中远角度和近中向外旋转)。

[0229] 参考图20描述根据本文描述的各种示例和实施例的制造和使用矫正器的方法2000的示例。

[0230] 图20中的方法2000包括获得表示患者颌的3D OTA的数据(2002)。3D OTA数据可以包括例如通过在患者身上使用口腔内扫描仪或通过在患者的上下牙弓的石膏模型上使用口外扫描仪获得的数字图像数据。在其他示例中,3D OTA数据可以从其他合适的装置和方法(例如但不限于通过锥形束计算机断层扫描(CBCT)或磁共振成像(MRI)对牙齿的布置进行成像)获得。在使用石膏模型的示例中,上弓和下弓中的牙齿之间的关系(弓间关系)可以通过患者在中心位置的咬蜡来获得。在涉及口腔内扫描的示例中,可以通过扫描仪记录弓间关系。

[0231] 将通过3D OTA数据获得的牙齿的3D数字图像切割成单颗牙齿或多颗牙齿的块(2004),即切割成单颗牙齿的一个或多个数字图像。可以使用合适的处理和软件系统(例如但不限于运行计算机辅助设计(CAD)软件的处理装置)来切割和操纵3D数字图像。处理装置可以包括具有如本文所述的操作能力的任何合适的计算机系统、主机、台式计算机、膝上型计算机、计算机网络装置或系统、移动电子平板或通信装置等。

[0232] 然后,使用处理装置和适当的软件,例如基于临床医生的处方,将各颗牙齿的数字图像移动到期望的或有利的弓间和弓内布置(2006)。例如,来自上颌或下颌(或两者)的一个或多个(或所有)牙齿被移动,直到它们的尖头具有良好的交错接合和配合。可以将颌中的牙齿的期望或最佳布置识别为用于患者的FTA。在特定示例中,合格的临床医生可以在从3D数字OTA获得3D数字FTA之后批准重新布置。

[0233] 处理系统插入(interpolate)牙齿从3D数字OTA到3D数字FTA的移动(2008)。在通过治疗逐步使用多个矫正器以在到达FTA之前到达一个或多个ITA的示例中,处理系统插入牙齿从3D数字OTA到一个或多个ITA的移动以及从ITA到FTA的移动。在其他示例中,临床医生可以例如基于临床医生的经验和知识、预定的指南、或其组合来选择FTA或ITA,而不使用计算机化插入。

[0234] 处理系统基于OTA和FTA(包括任何ITA)之间的牙齿的插入移动来确定三维矫正器构造(2010)。处理系统计算将每颗牙齿从OTA移动到FTA和任何ITA所需的力和扭矩(或使用将每颗牙齿从OTA移动到FTA和任何ITA所需的力和扭矩计算)。处理系统还计算由矫正器尺寸和构造提供的力和扭矩(或使用矫正器尺寸和构造提供的力和扭矩计算),并且基于这些计算,设计或以其他方式确定适当的矫正器构造,以提供将每颗牙齿从OTA移动到FTA和任何ITA所需的力和扭矩。通过确定根据本文所述的第一实施例、第二实施例、第三实施例和第四实施例中的一个或多个的弹簧、臂杆和矫正器的其他部件的适当厚度、宽度和构造,将力和扭矩施加到适当的牙齿以将牙齿移动到FTA或ITA的矫正器构造被确定。确定用于FTA的矫正器构造,并确定用于每个ITA的单独的矫正器构造。处理系统提供与每个矫正器构造相对应的数据。

[0235] 在特定示例中,矫正器的设计可以由临床医生、制造商或技术人员利用处理器系统和适当的设计软件(例如但不限于CAD软件,例如但不限于Solidworks、Autodesk® Inventor、Creo®等)来执行。可以采用诸如但不限于Abaqus、Ansys等的FEA软件来设计弹簧和臂,以便将期望的或最佳的力施加到牙齿。例如,参照第一实施例和第三实施例,可以采用这样的软件和处理系统来设计和改变每个牙齿间弹簧的厚度、切割宽度、长度以及整体构造,这取决于弹簧所连接到的牙齿的所需运动。

[0236] 参照第二实施例和第四实施例,可以采用基于臂所连接到的牙齿的运动这样的软件和处理系统,来设计和改变每个臂的厚度、切割宽度、长度以及整体设计。例如,如果牙齿需要移位较长的距离或牙齿较小(例如下门牙),则弹簧或臂可被设计成更柔韧。而且,如果需要,弹簧/臂可以设计成由于诸如骨吸收、牙根吸收或附着损失的牙周问题而在一些或所有牙齿上施加较小的力。用以定制施加到每颗牙齿的力或扭矩(或两者)的能力可提供与传统正畸相比显著的优点。

[0237] 基于由处理系统提供的数据制造一个或多个矫正器(2012)。处理系统可以被连接以向一个或多个生产或制造系统提供与矫正器构造相对应的设计数据,用于控制一个或多个生产或制造系统以制造一个或多个矫正器(或一个或多个矫正器的组件),其被构造为提供力和扭矩以将每颗牙齿从OTA移动到FTA和任何ITA。处理系统与一个或多个生产或制造系统的连接可以是直接的,例如,通过电子网络或其他数字连接,或间接的,例如,通过将来自处理系统的数据存储在非瞬态存储介质上并将存储介质运送到一个或多个生产或制造系统。

[0238] 根据图20的过程可以被采用以制造根据本文描述的实施例的一个或多个矫正器。如本文所描述的,每个矫正器可以被安装在患者的牙齿上,以将牙齿从OTA移动到FTA(或移动到ITA、或从ITA移动到FTA或另一ITA)。矫正器可以被设计用于治疗可以用传统正畸治疗的各种牙齿咬合。另外,包括根据本文描述的实施例的矫正器的系统和方法可以被构造为减少通常的治疗时间、减少诊疗时间、减少对临床医生的访问次数、以及降低临床医生所完成的工作的复杂性。本文描述的实施例可获得的另一个优点是,根据这样的实施例的矫正器可以被构造为(如果需要)安装在牙齿后面,例如,以最小化可见度。本文描述的实施例适合于作为治疗过程的一部分可能发生的患者牙齿的变化。例如,作为治疗的一部分,由于缺少所有牙齿配合牙弓的空间(或其他原因),临床医生可以拔出患者的一颗或多颗牙齿。在那种情况下,可以从上述计算中采用的3D数字图像中擦除所拔出的牙齿。如果临床医生决定由于缺乏空间而需要使牙齿变小,则可以对患者进行邻间减少术(IPR)。在这种情况下,可以执行剥脱和减小3D数字图像中的牙齿的尺寸,以匹配临床医生所做的IPR。

[0239] 在本文所述的第一实施例和第二实施例中,通过将矫正器上的阳连接器元件与粘合到牙齿的阴连接器元件接合,制造出的矫正器被构造为安装在患者的牙齿上。在这样的实施例中,当选择阴连接器元件(支架)的位置和尺寸时,临床医生可以使用3D数字OTA。在某些示例中,阴连接器元件可以根据牙齿表面的几何形状来选择或定制,使得它们精确地配合在牙齿的表面上。一种选择是将阴连接器元件粘合在牙齿后面(到牙齿的舌侧),例如,以使矫正器在美学上更具吸引力。另一种选择是将阴元件粘合到牙齿的前部(牙齿的颊侧)。在正颌外科手术的情况下,颊侧版本可能是优选的,其中外科医生将受益于在手术期间容易接近矫正器。然而,即使在正颌外科手术的情况下,也可以使用舌侧版本。在这种情

况下,阴连接器元件可以在手术前安装在颊侧,然后例如在手术后的几周内移除。

[0240] 可以使用3D数字OTA制造定制托盘,其用于间接地粘合牙齿表面上的阴连接器元件。临床医生可以使用定制托盘,以使用复合树脂或其他粘合材料将阴连接器元件附接到牙齿表面。托盘可以帮助临床医生将支架粘合在牙齿上的最佳位置。如果需要,可以使用OTA制造另一个定制托盘,以帮助临床医生将临时锚固装置(TAD)植入最佳位置。在使用托盘作为插入TAD的引导件之前,为了患者的舒适,临床医生可麻醉期望的插入位置。如果牙齿移动需要额外的锚固,则放置TAD。是否使用TAD的决定可以由临床医生和选择的治疗计划作出。如果需要,可以通过在用于上颌的矫正器上包括膊弓或在用于下颌的矫正器上包括舌弓来增加稳定性。

[0241] 备选地,临床医生可以在不借助托盘的情况下直接将阴元件附接在牙齿上。同样地,临床医生可以在不使用引导托盘的情况下将TAD插入颌中。在那种情况下,在手动放置阴元件或一个或多个TAD之后,可以对患者进行口腔内扫描、锥形束计算机断层摄影(CBCT)或其他合适的扫描或成像。然后,将根据临床医生选择的阴部件或TAD的位置来生产或制造矫正器。

[0242] 对于根据第三实施例和第四实施例的矫正器,临床医生可以使用3D数字OTA来选择每个盖的位置和尺寸以及附接元件。盖和附接元件可以根据牙齿表面的几何形状定制,使得它们精确地配合在牙齿的表面上。在一些示例中,附接件附接在牙齿后面(牙齿的舌侧),这使得矫正器在美学上更具吸引力。在其他示例中,附接件附接在牙齿的前面(牙齿的颊侧)。在正颌外科手术情况下,颊侧版本可能是优选的,其中外科医生将受益于在手术期间容易接近矫正器。然而,即使在正颌外科手术的情况下,也可以使用舌侧版本。在这种情况下,附接件可以在手术前被安装在颊侧,然后例如在手术后的几周内被移除。

[0243] 可以使用3D数字OTA制造定制托盘,用于间接地粘合牙齿表面上的附接件。临床医生可以使用定制托盘以使用复合树脂或其他粘合材料将附接件附接到牙齿表面。托盘可以帮助临床医生将附接件粘合在期望位置或最佳位置。如果需要,可以使用OTA制造另一个定制托盘,以允许临床医生将临时锚固装置(TAD)插入期望位置或最佳位置。在使用托盘作为插入TAD的引导件之前,为了患者的舒适,临床医生可麻醉期望的插入位置。如果牙齿移动需要额外的锚固,则放置这些TAD。是否使用TAD的决定将可以由临床医生和选择的治疗计划作出。如果需要,可以通过在用于上颌的矫正器上包括膊弓或在用于下颌的矫正器上包括舌弓来增加稳定性。

[0244] 备选地,临床医生可以在不借助托盘的情况下直接将附接件附接在牙齿上。同样地,临床医生可以在不使用引导托盘的情况下将TAD插入颌中。在那种情况下,在手动放置阴元件或一个或多个TAD之后,可以对患者进行口腔内扫描、CBCT或其他合适的扫描或成像。然后,将根据临床医生选择的附接件或TAD的位置来生产或制造矫正器。

[0245] 在第一实施例和第二实施例中,在制造每个矫正器并且将阴连接器元件附接到牙齿之后,矫正器的每个阳元件将接合到其相关的阴元件中以安装矫正器。一旦安装,矫正器就会在牙齿上施加力和扭矩,使牙齿移动到所需的FTA或ITA。在完成治疗的每个阶段(OTA到FTA、OTA到ITA、ITA到ITA、或ITA到FTA)之后,阳元件将被动地位于阴元件中,且力将不再被施加到牙齿上。在该阶段,阳元件可以被移除并且可以使用相同的阴连接器元件安装下一个矫正器。然而,如果先前的矫正器是基于FTA制造的矫正器,那么治疗已经完成。基于临

床医生的意见,可以构建和安装一个或多个矫正器,用于牙齿的精整、细节和最终精细定位。

[0246] 在第三实施例和第四实施例中,在制造每个矫正器之后,在一些示例中,借助于附接件,矫正器的每个盖可以与适当的一颗或多颗牙齿接合。一旦安装,矫正器就会在牙齿上施加力和扭矩,使牙齿移动到所需的FTA或ITA。在完成治疗的每个阶段(OTA到FTA、OTA到ITA、ITA到ITA、或ITA到FTA)之后,盖将被动地位于牙齿上,且力将不再被施加到牙齿上。在该阶段,盖将被移除并且下一个矫正器将被插入患者的口腔中。然而,如果先前的矫正器是基于FTA制造的矫正器,那么治疗已经完成。基于临床医生的意见,可以构建和安装一个或多个矫正器,用于牙齿的精整、细节和最终精细定位。

[0247] 根据第一实施例和第二实施例的矫正器以及与那些实施例相关联的阴连接器元件可以以任何合适的方式(包括但不限于模制、铸造、机械加工、3D打印、冲压、挤压等)制造。例如,3D金属打印机可用于直接从镍钛诺、钢、 β -钛或其他合适的金属或合金中打印矫正器。在其他示例中,首先用可浇铸蜡打印矫正器,然后将蜡模熔模铸造镍钛诺、钢、 β -钛、以及其他金属或合金。在另一个示例中,矫正器直接印有聚合物或弹性体材料。

[0248] 然而,在特定实施例中,本文描述的各种实施例的示例的矫正器或阴连接器元件(或两者)通过从2D片材切割矫正器的2D形式并将2D形式弯曲成矫正器的期望的3D形状而制成。这些方法特别适用于制造根据本文所述的第一实施例和第二实施例的示例的矫正器。或者用于根据本文所述的第三实施例和第四实施例的示例的矫正器的弓形结构或金属部件。

[0249] 因此,根据本文描述的任何合适的示例实施例制造矫正器的方法,以及在特定示例中,用于制造根据本文描述的实施例的矫正器包括使用合适的处理系统和硬件系统来设计矫正器构造,例如,如本文中参考方法2000所描述的,其中一个或多个矫正器的制造(2012)涉及由2D片材切割出矫正器的2D形式并将2D形式弯曲成矫正器的期望的3D形状。

[0250] 更具体地,参考图21,制造方法2100的示例(对应于方法2000中的特征2012)包括基于在方法2000中在2010处确定的3D构造来形成3D图像或模板(2102)。矫正器的图像或模板可以由临床医生、制造商或技术人员使用处理器系统和适当的设计软件(例如但不限于CAD软件,例如但不限于Solidworks、Autodesk® Inventor、Creo®等)来执行。如在Solidworks®和Autodesk® Inventor中设计的矫正器的3D模板1800的示例在图18a中示出。

[0251] 方法2100包括将3D图像或模板转换为2D图像或模板(2104)。这种转换可以使用处理器系统和适当的整平软件(例如但不限于ExactFlat®或其他合适的软件)来执行。图18b示出了图18a的3D模板的2D图像或模板1802的示例。

[0252] 然后,使用处理器系统和适当的软件(例如但不限于CAD软件,例如但不限于Solidworks、Autodesk® Inventor、Creo®等),从2D图像或模板形成(2106)或基于2D图像或模板形成。图18c示出了基于图18b的2D图像或模板的矫正器的2D表示1804的示例。在特定示例中,2D表示可以包括一个或多个临时臂1806,其用于在弯曲或设定(热处理)过程期间将矫正器固定到心轴。在其他示例中,2D表示可以包括一个或多个锚固装置保持器,例如但不限于本文所描述的那些。

[0253] 然后,将对应于矫正器的2D表示的数据提供给合适的制造装置(2108),制造装置

例如但不限于执行切割、激光切割、铣削、线切割、水射流、冲孔(冲压)等的一个或多个机器,其用于将平坦片材切割成具有矫正器的2D表示的2D形状的构件。制造装置由数据控制以制造2D构件,该2D构件具有矫正器的2D表示的形状。可以由任何合适的平坦片材(例如但不限于镍钛诺、不锈钢、钴铬或其他类型的金属)来切割2D构件(2110)。在特定示例中,平坦片材是镍钛诺(NiTi)板,以使得由平板切割出的2D构件镍钛诺(NiTi)中具有矫正器的2D表示形状。图18d示出了基于图18c的2D表示1804制造的2D构件1808的示例。在增加临时臂1806的示例中,可以从2D构件中省略临时臂(或者可以包括临时臂并随后从2D构件切割或移除)。

[0254] 在由镍钛诺(NiTi)或其他合适材料的平坦片材切割出2D构件之后,该方法包括对应于制造2D构件的3D图像或模板,将2D构件弯曲成期望的3D形状(2112)。在某些示例中,一个或多个心轴被构造用于将2D构件弯曲成期望的3D形状构造。在这样的示例中,在切割2D构件之后,2D构件被固定在一个或多个心轴上或一个或多个心轴之间。2D构件在心轴上或心轴之间弯曲,以形成期望的3D形状。图18e示出了具有3D形状的矫正器1810的示例,该3D形状通过将图18d的2D构件1808弯曲成期望的构造而形成。

[0255] 在弯曲操作期间或之后,可以将一个或多个形状设定程序2114(例如,但不限于热处理)应用于3D形状,以设定期望的3D形状。涉及热处理的形状设定程序可以包括在弯曲期间或弯曲之后随着加热构件而快速冷却。

[0256] 热处理过程的一个示例可以包括将构件(在其已经弯曲成期望的3D形状期间或之后)加热到选定的温度(例如但不限于550摄氏度)一段选定的时间(例如,但不限于10分钟),然后快速冷却。快速冷却可以通过任何合适的冷却程序(例如但不限于水淬或空气冷却)来实现。在其他示例中,热处理的时间和温度可以与上面讨论的不同,例如,基于具体的处理计划。例如,热处理温度可以在200摄氏度至700摄氏度的范围内,并且热处理的时间可以是在高达约120分钟的范围内的时间。在特定示例中,热处理程序可以在空气或真空炉、盐浴、流化砂床或其他合适的系统中进行。在完成热处理之后,矫正器具有期望的3D形状和构造。在其他示例中,可以采用其他合适的热处理过程,包括但不限于电阻加热或通过使电流通过矫正器结构的金属来加热。可以在3D成形制品上提供一个或多个附加的、例如后处理操作,包括但不限于抛光、电解抛光、电镀、涂覆、消毒或其他清洁或净化程序)。

[0257] 如上所述,图18e示出了具有3D形状的矫正器1810的示例,该3D形状通过将图18d的2D构件1808弯曲成期望的构造而形成。通过将2D构件弯曲成期望的构造而形成的具有3D形状的矫正器1820的另一示例在图18f中示出。图18f中的示例性矫正器1820包括具有阳连接器元件1822的多个臂,类似于图18e的示例中的矫正器1810的阳连接器元件1802。然而,矫正器1820的臂上的弹簧1824具有与矫正器1810的臂上的弹簧不同的形状。另外,与图18e所示的示例中的矫正器1810的TAD保持器的环形或0形环形相比,矫正器1820的TAD保持器1826具有大致U形或Y形结构。图18f中的矫正器1820可以与制造本文所描述的矫正器1810的方式类似的方式制造。

[0258] 在矫正器由多个组件制成的示例中,矫正器的一些(或每个)组件可以根据上述方法(包括但不限于方法2000和2100)制造,然后连接在一起,以形成所需的3D矫正器构造。在这些或其他示例中,矫正器(或矫正器的一些或每个部件)可以以其他合适的方法制造,上述方法包括但不限于:直接打印金属、首先打印蜡构件且随后将蜡构件熔模铸造成金属或

其他材料、打印弹性材料或其他聚合物、或由金属板切割组件且将形状设置为所需的3D构造。

[0259] 如本文所讨论的,一个或多个心轴可以被构造用于将切割出的2D构件弯曲成期望的3D形状构造。在特定示例中,为患者的每个颌设置(例如但不限于定制)一个或多个心轴。例如,心轴可以针对每个患者定制形状和构造,并且可以以任何合适的方式(包括模制、机械加工、不锈钢或其他合适金属的直接金属打印、合适材料的3D打印(例如,但不限于通过粘合剂喷射的钢/铜混合物)、以及首先在蜡中打印构造且随后将蜡构件熔模铸造各种金属)制造。在本文所描述的各种示例中,心轴可由足以抵抗热处理温度的材料构成。在特定示例中,一个或多个机器人可以与或不与一个或多个心轴一起使用,用于将切割出的2D构件弯曲成期望的3D形状构造。

[0260] 与通过弯曲单直径线制成的形状相比,通过采用切割出的2D构件而不是传统的单直径线,可以制造更多种类的3D形状。切割出的2D构件可以具有设定的或变化的宽度和长度,当弯曲成期望的形状时,可以导致3D矫正器的部分具有厚度、宽度和长度尺寸的变化。以这种方式,2D构件可以被切割成提供弹簧构件、臂或矫正器的其他部件的期望厚度、宽度和长度的形状。与弯曲单直径线相比,通过弯曲定制的切割出的2D构件可以提供更多种形状。

[0261] 如上所述,其中3D装置构造由切割出的2D构件制成的方法2100可特别适合于制造根据第一实施例和第二实施例的矫正器或根据第三实施例和第四实施例的矫正器的金属部件。在特定示例中,整个矫正器(包括阳连接器元件和弹簧)通过将切割出的2D构件弯曲成期望的3D形状构件而构造。在其他示例中,附加部件可以被附接到3D形状,例如,在弯曲2112之后,其中这样的附加部件可以包括但不限于阳连接器元件(例如但不限于图12中所示的那些)、弹簧构件、臂、盖连接器元件、TAD保持器等。这些附加部件可以通过任何合适的附接机构(包括但不限于粘合材料、焊接、摩擦配合等)附接到3D形状构件。

[0262] 类似地,根据第三实施例和第四实施例的矫正器的金属部分也可以使用如本文所述的方法2000和2100,由切割出的2D构件制成。一旦矫正器的金属部件被构造(由2D片材切割并弯曲成期望的3D形状构件),一个或多个盖可以附接到形成在(或附接到)金属部件上的附接元件。在特定示例中,盖可以被构造并附接到3D形状构件,使得相邻牙齿的盖在治疗过程中可以不彼此接触。在某些示例中,Essix®机器或其他合适的热成型或真空成型机可用于将每个盖附接到3D形状构件上的相应盖连接器元件。

[0263] 例如,在弯曲(2112)之后,附加部件可以附接到3D形状构件,其中这样的附加部件可以包括但不限于阳连接器元件(例如但不限于图12中所示的那些阳连接器元件)、弹簧构件、臂、盖连接器元件、TAD保持器等。这些附加部件可以通过任何合适的附接机构(包括但不限于粘合材料、焊接、摩擦配合等)附接到3D形状构件。

[0264] 盖可以被构造并连接到3D形状构件,且在相邻盖之间具有足够的间隙,以便为弹簧和臂提供移动空间。在进一步的示例中,校准器盖被构造为仅覆盖牙齿,并且校准器可以手动或利用本文所述的另一切割方法来修整。

[0265] 制造根据第三实施例的矫正器的另一种方法在图19a-图19c中描述和示出。参考图19a,根据本文所描述的程序,生产患者的ITA或FTA的3D打印模型或模具1900。模型或模具1900可以由任何合适的聚合物、陶瓷、金属等制成。在进一步的示例中,模具可以包括大

于图19a-图19c中所示的患者腭的部分。另外,根据如本文所述的用于制造第一实施例的矫正器的程序,弓形结构1902由金属或其他合适的材料制成。在一个示例中,弓形结构1902具有与如本文所述的制造的图17a中的矫正器类似的形状和构造。在其他示例中,可以采用具有其他合适形状的弓形构件。弓形结构1902被放置在模型或模具中,或者如图19a所示通过任何合适的附接机构(包括但不限于粘合剂、结扎线等)附接到模型或模具。

[0266] 然后,例如,使用Essix®机器或其他合适的热成型或真空成型机,将可热固化材料压入模型或模具1900中,同时弓形结构1902存在于模型或模具中。结果,弓形结构被嵌入可热固化材料中。在特定的示例中。可热固化的材料是可热固化塑料,例如但不限于为厚度直至约2mm的Essix®塑料片。

[0267] 在其他示例中,在将弓形结构1902放置在模型或模具中之前,可以将一层或多层可热固化材料压在模型或模具1900上。然后,弓形结构1902可以被放置在可热固化材料的顶部上(在将可热固化材料设定为模型或模具的形状之前或之后)。然后一层或多层可热固化的材料可以被放置在先前放置了可热固化材料的弓形结构1902上,并设置成模型或模具的形状。因此,弓形结构1902可以被固定在两层或多层热固化材料之间,形成为模型或模具的形状。在特定示例中,可热固化材料可以在覆盖弹簧构件或弓形构件的其他柔性部分或从弓形构件延伸的臂的区域中被切割和移除(在热固化之前或之后),以最小化或消除弹簧构件或柔性部分的运动和柔性的任何阻碍。

[0268] 当充分固化时,可热固化的材料(具有弓形构件)从模型或模具1900被移除。如图19b所示,当从模型或模具中移除时,模制塑料(和嵌入模制塑料中的弓形结构)形成用于整颌牙齿的盖的三维结构1910。然后通过在每对相邻牙齿之间形成切口来切割模制塑料结构1910,以形成如图19c所示的矫正器1920。这种切割可以通过任何合适的切割程序进行,例如但不限于铣削、激光切割等。虽然可以采用各种材料用于根据本文描述的实施例的矫正器示例,但是特定示例由例如包含镍和钛镍钛诺(NiTi)这样的形状记忆合金制成。镍钛诺可以具有足够的弹性并具有形状记忆特性。因此,通过使用镍钛诺,施加到牙齿的力可能比传统牙箍中的力发生器衰减得慢。因此,与传统的正畸技术相比,根据本文描述的实施例的系统和方法可以被构造为需要更少的矫正器(因此,简化治疗)。

[0269] 在一些治疗过程中,临床医生可能出于各种原因进行拔牙,上述原因包括:由于与患者的颌相比较大的牙齿造成的牙齿拥挤、需要拔出的受损牙齿或其他原因。当进行拔出时,相邻的未拔出的牙齿倾向于朝向彼此移动,以封闭拔出空间。可以采用根据本文描述的实施例的某些系统和方法(包括矫正器)来非对称地(这被称为最小/最大锚固)或对称地(这被称为中等锚固)封闭拔出空间。在特定示例中,TAD也可用于提供用于封闭拔出空间的锚固。在这样的示例中,一个或多个TAD可以布置成朝向拔出空间的一侧保持被动矫正器以不对称地封闭空间。另一方面,一个或多个TAD可以被布置在被动矫正器的中间,以对称地封闭空间。空间的封闭可以通过采用根据本文所描述实施例的矫正器来实现,以改变牙齿的角度,或者通过使用用于相对较少移动的牙齿的更加刚性的弹簧。类似地,更灵活的弹簧可用于需要进一步移动的牙齿。

[0270] 参考图22a和图22b示出并描述了使用根据本文描述的实施例的矫正器封闭拔出空间的示例性过程。参照图22a和图22b,根据第三实施例,矫正器2200(以局部视图示出)包括多个盖2201。矫正器2200被示出为与图22a中的牙齿脱离并处于未张紧或被动状态。矫正

器2200被示出为接合并固定到图22b中的牙齿。在图22b中,示出了拔出空间2202,例如,在牙齿(例如但不限于前臼齿)已经拔出的位置处。当安装矫正器2200时,弹簧构件(由齿间环2204形成)处于张紧状态并且在一个或两个相邻牙齿上(例如,在上第二前臼齿2206和上犬齿2208上)施加力,以移动那些牙齿并封闭拔出空间2202。

[0271] 图23a和图23b描述和示出了根据第四实施例的另一示例性矫正器。在图23a中,根据本文描述的某些实施例的示例的矫正器2300(以局部视图示出)例如在将其放置在患者口腔中之前处于被动状态。在图23b中,矫正器2300例如使用如本文所述的盖连接到牙齿。在图23b中,矫正器2300的臂2302连接到犬齿,并且与图23a所示的臂2302相比,由于拔出空间和臂2302上的弹簧的力而被拉伸。

[0272] 如可以使用如所描述的处理系统由临床医生(或其他合适的人员)一起执行图20和图21所描述的方法。可以采用这种方法的处理系统2400的一般表示在图24中示出,并且包括处理器2401、输入装置2402、显示装置2403和成像或扫描装置2404(或用于成像患者的OTA的其他合适装置)。如本文所述,处理器2401可以连接到一个或多个制造系统2406(包括制造机器),用于制造矫正器(及其部件和工具)。处理器2401可以通过任何合适的通信连接2408(包括但不限于直接电子连接、网络连接等)连接到一个或多个制造系统2406。替代地或附加地,连接2408可以通过向已经存储了来自处理器的数据的物理非瞬态存储介质的制造系统2406递送而被提供。非瞬态存储介质可以包括但不限于RSB可连接存储器、存储器芯片、软盘、硬盘、光盘或任何其他合适的非瞬态数据存储介质中的一个或多个。

[0273] 虽然本文描述的各种实施例和示例包括或采用接合并固定到牙齿上的阴连接元件的矫正器上的阳连接元件,其他实施例和示例可以类似地构造,但是矫正器上具有阴连接元件、牙齿上具有阳连接元件。

[0274] 这里公开的实施例在所有方面都被认为是说明性的而非限制性的。本公开并不以任何方式限于上述实施例。在不脱离本公开的精神和范围的情况下,可以对实施例进行各种修改和改变。在权利要求的等同物的含义和范围内的各种修改和变化旨在落入本公开的范围内。

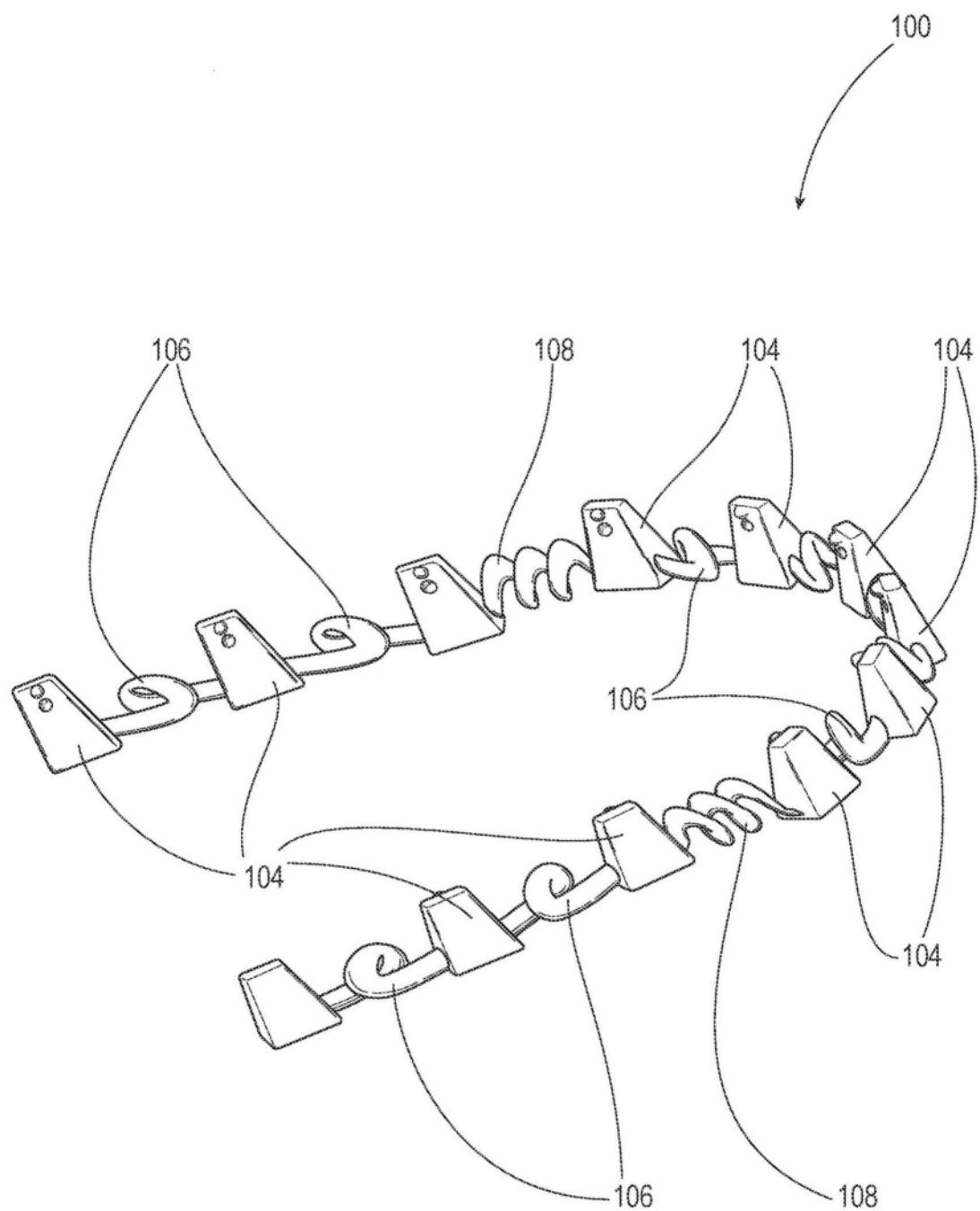


图1

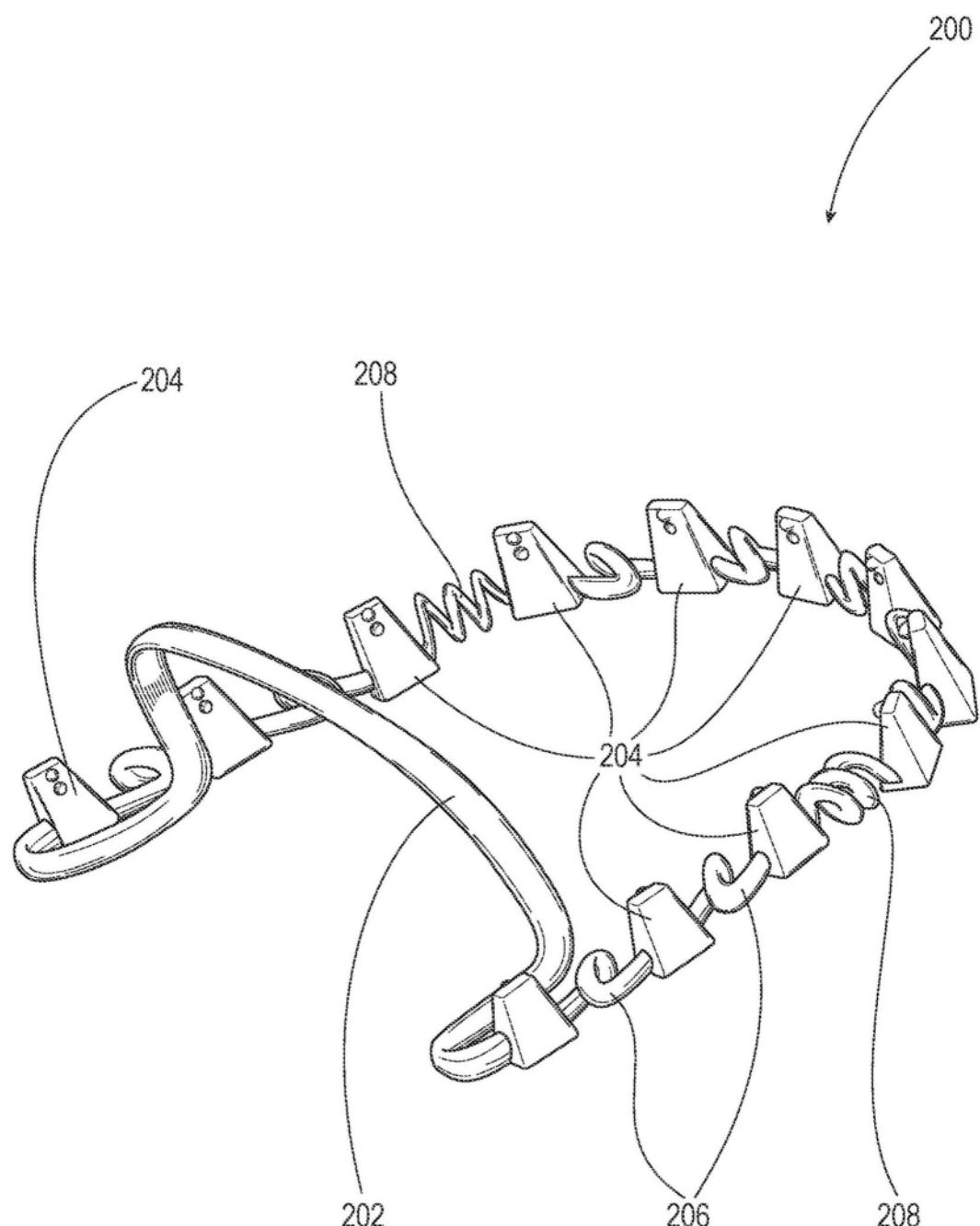


图2

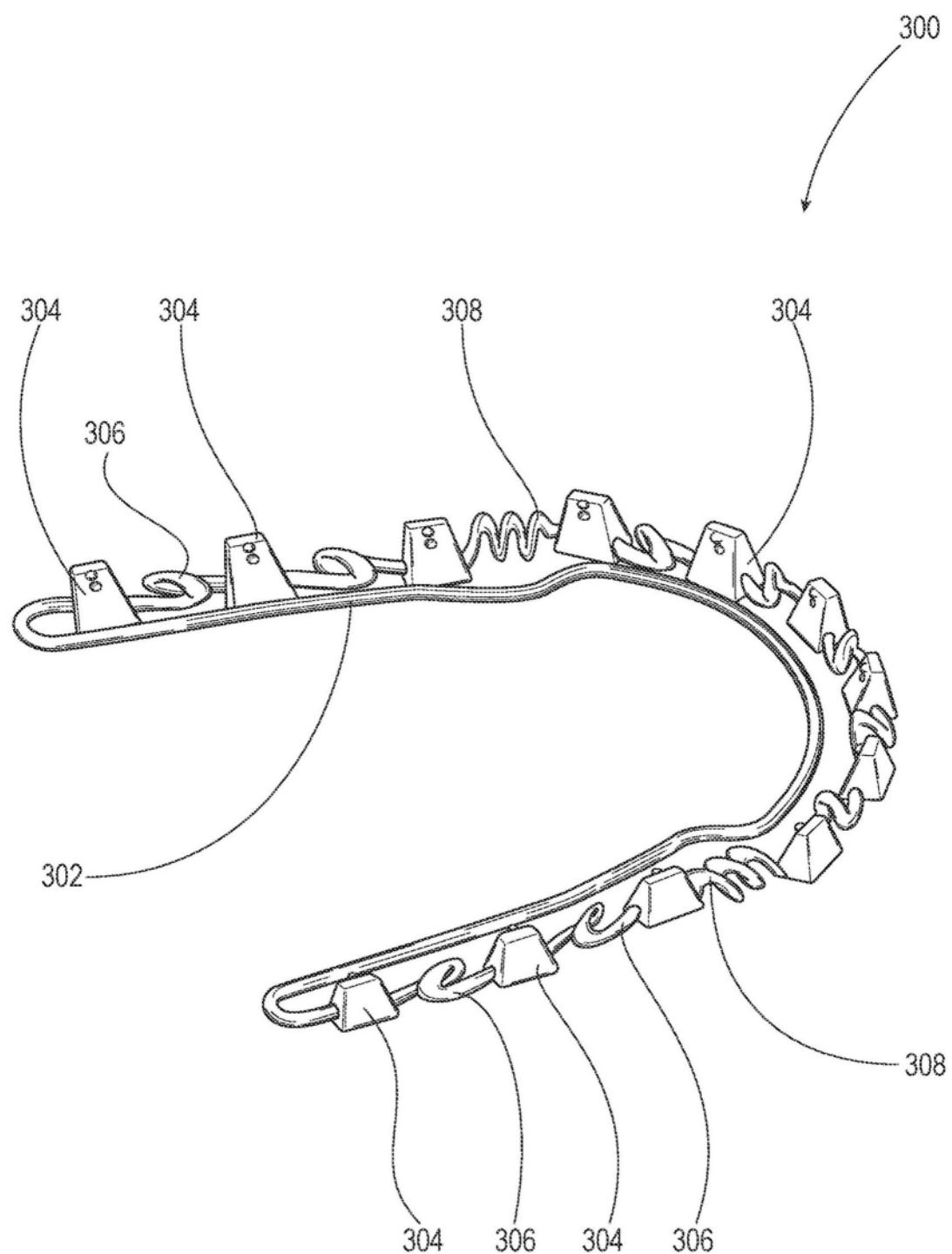


图3

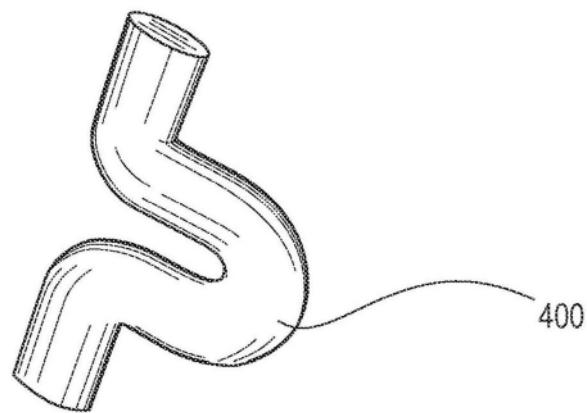


图4a

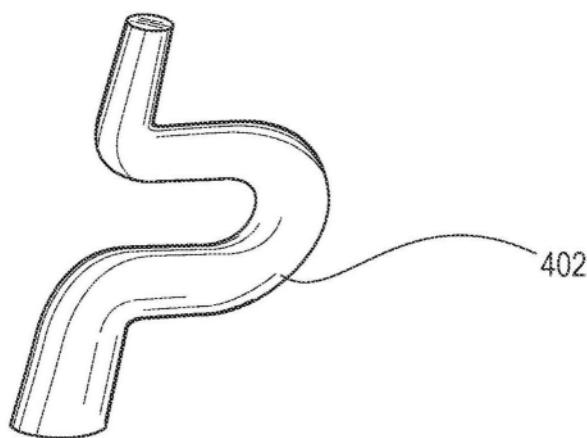


图4b

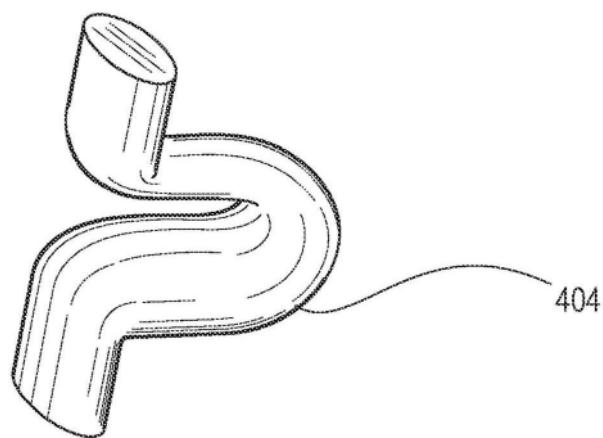


图4c

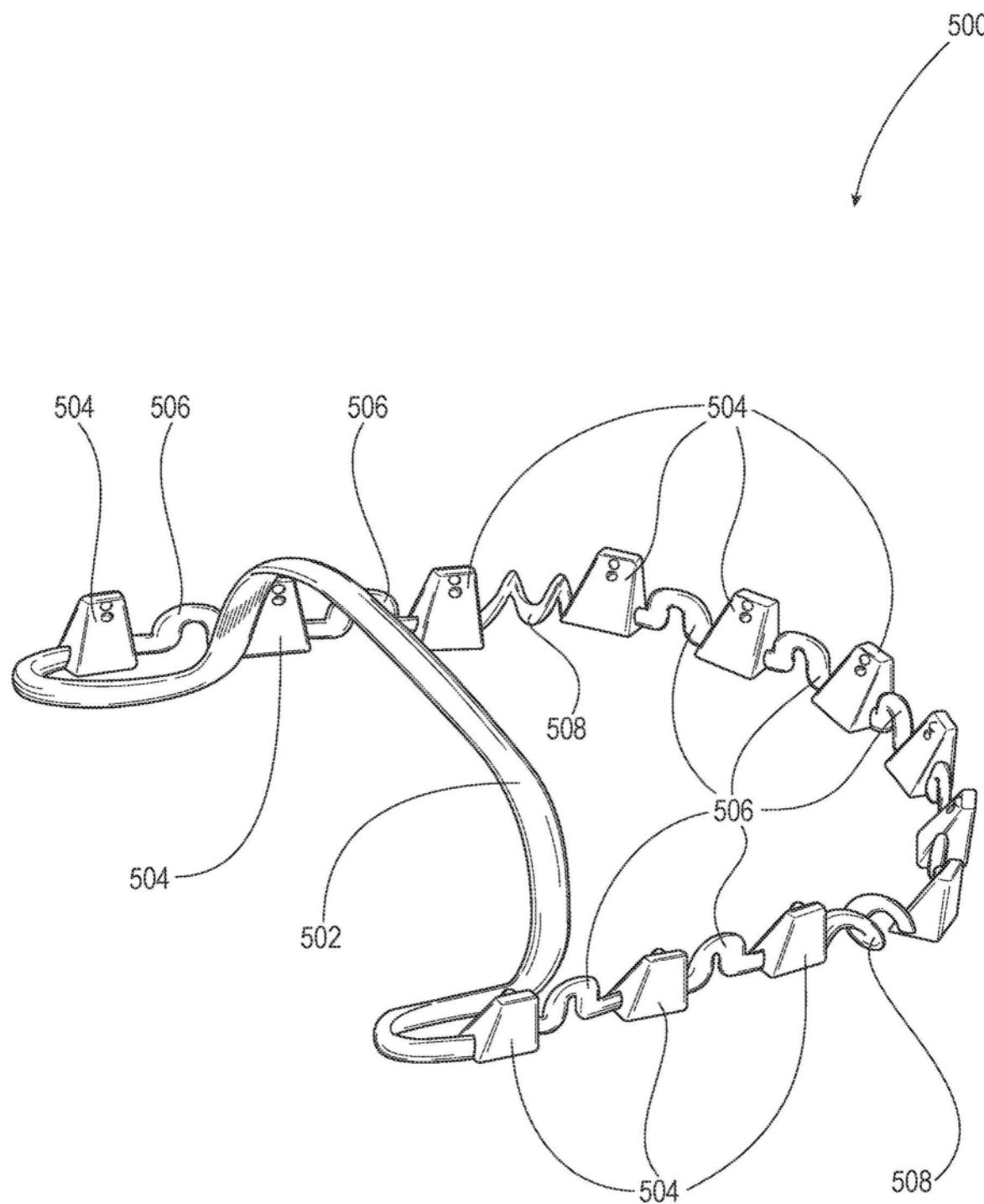


图5

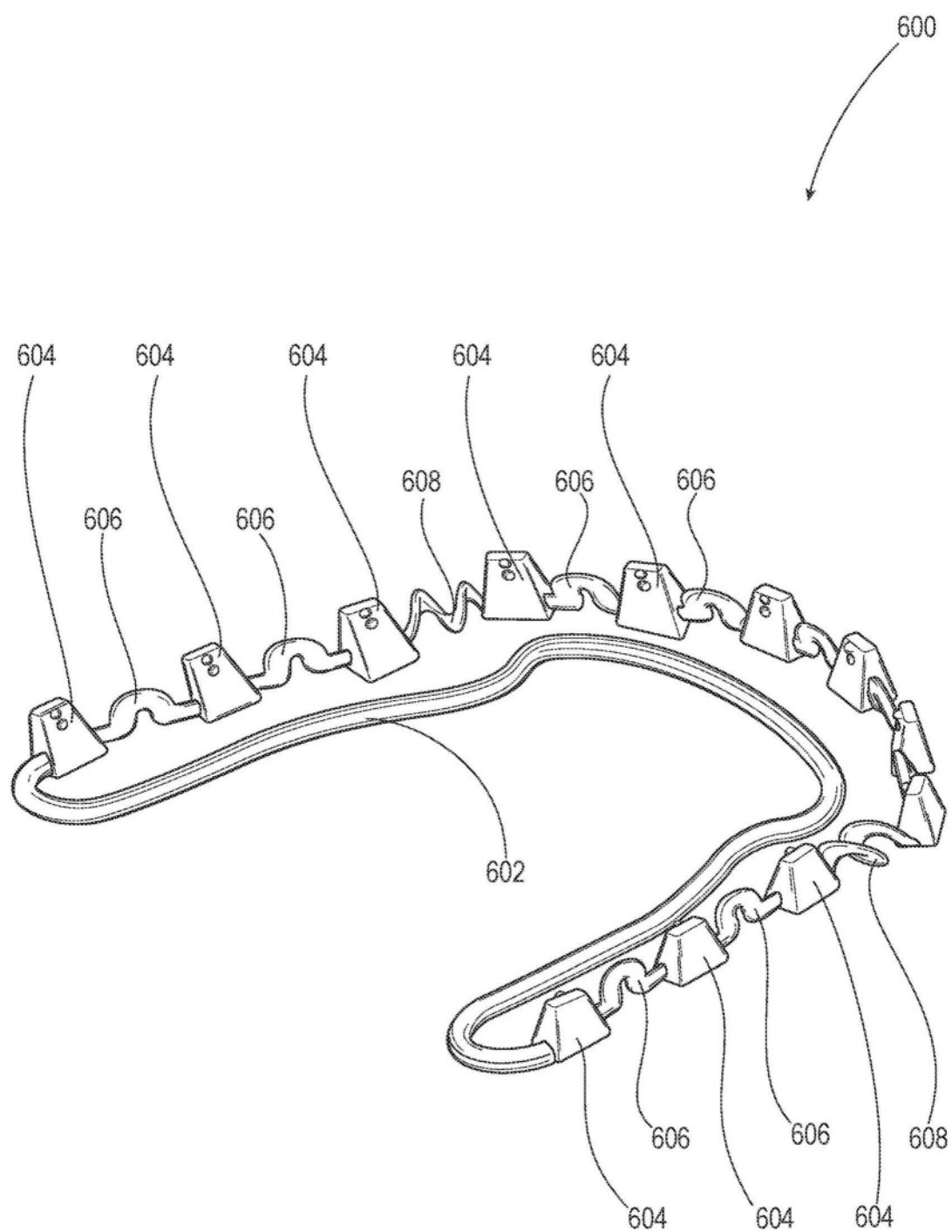


图6

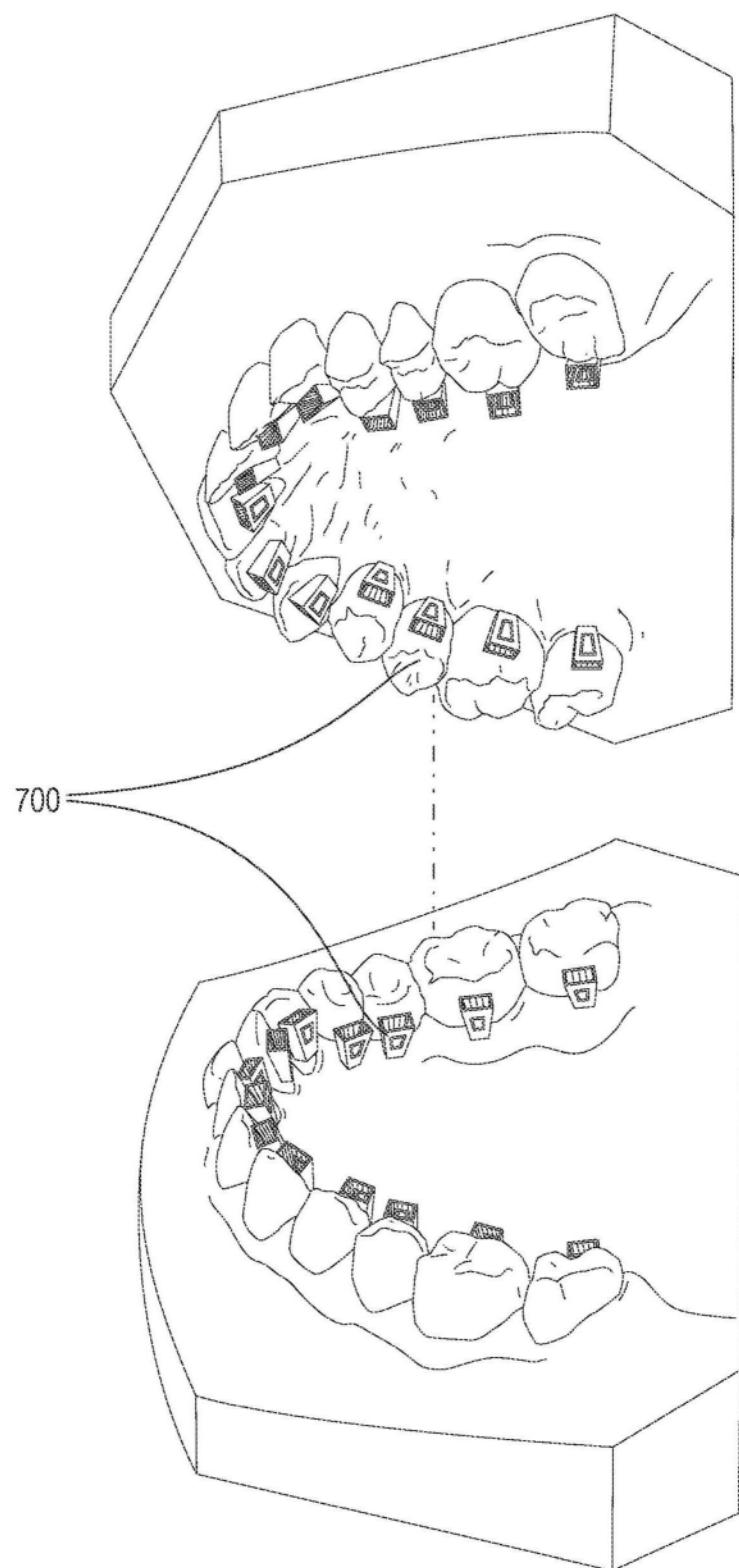


图7

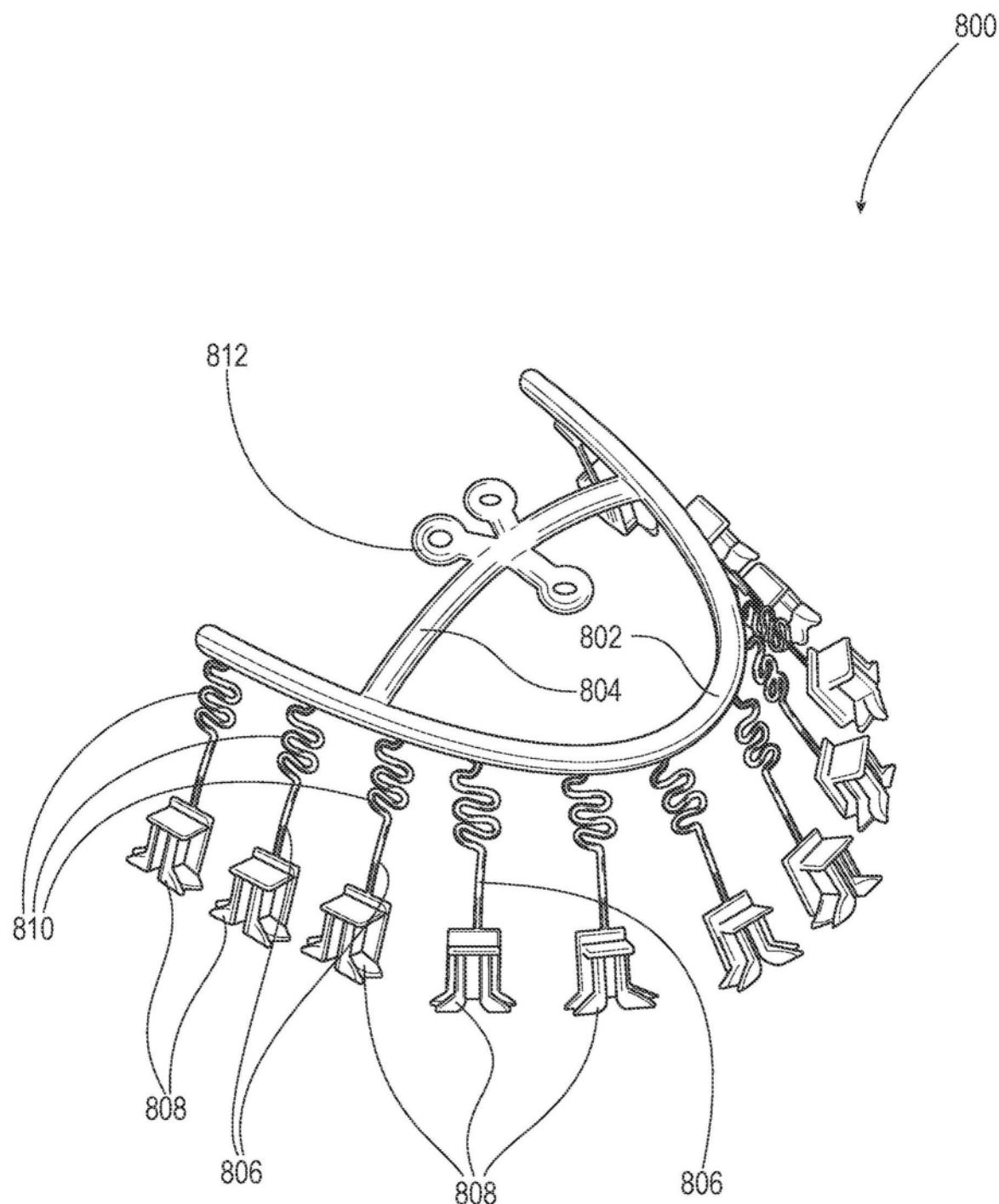


图8

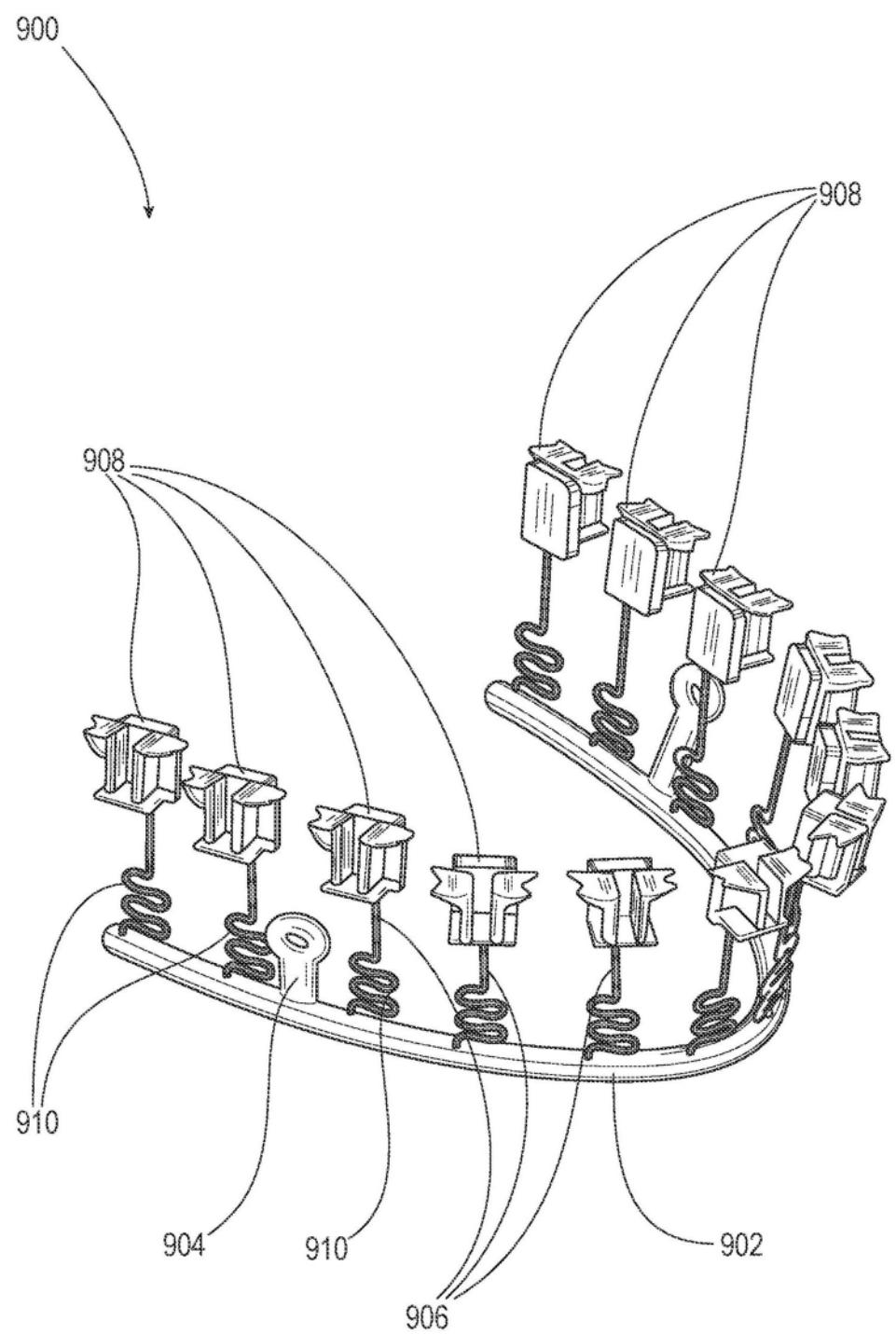


图9

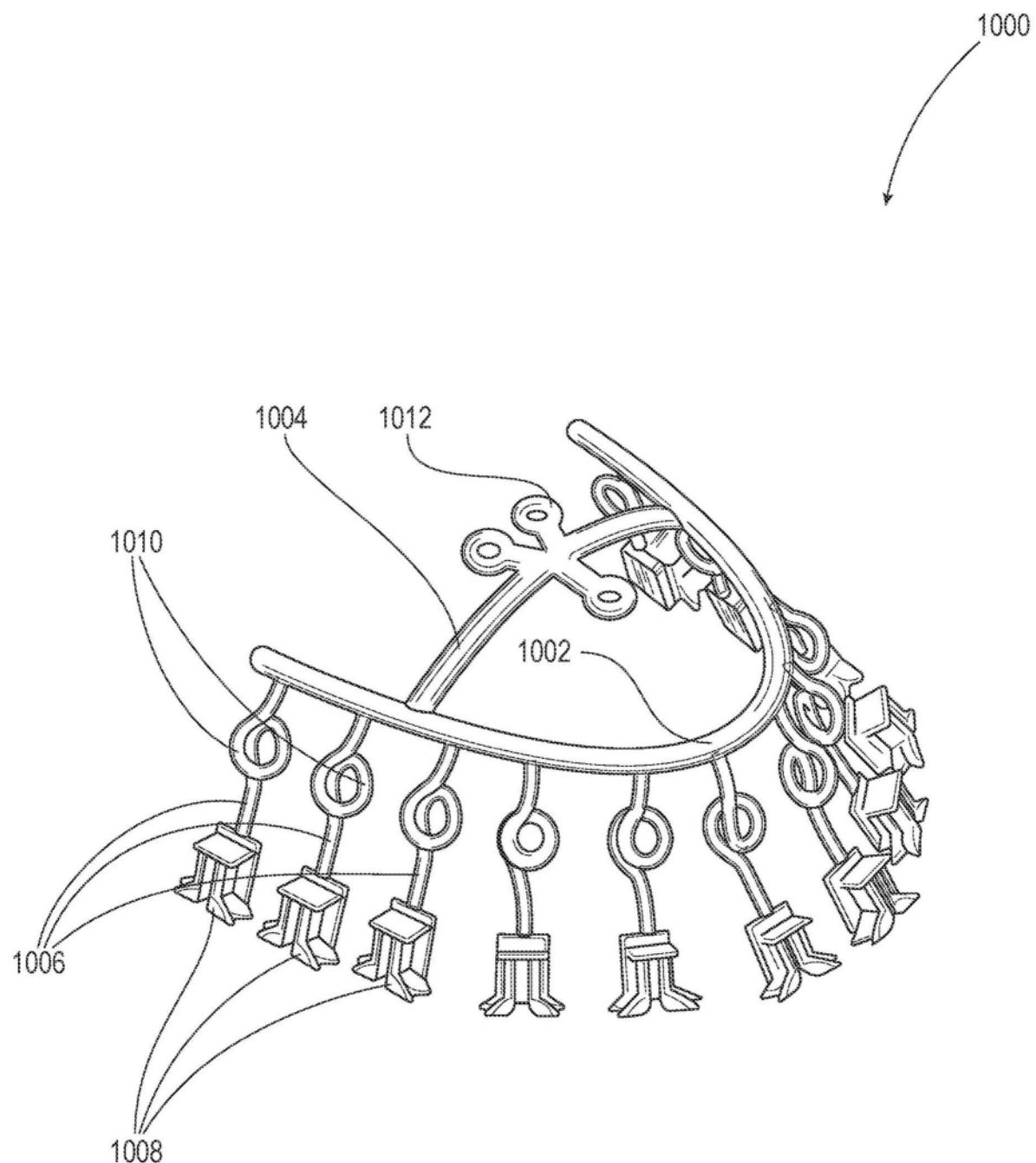


图10

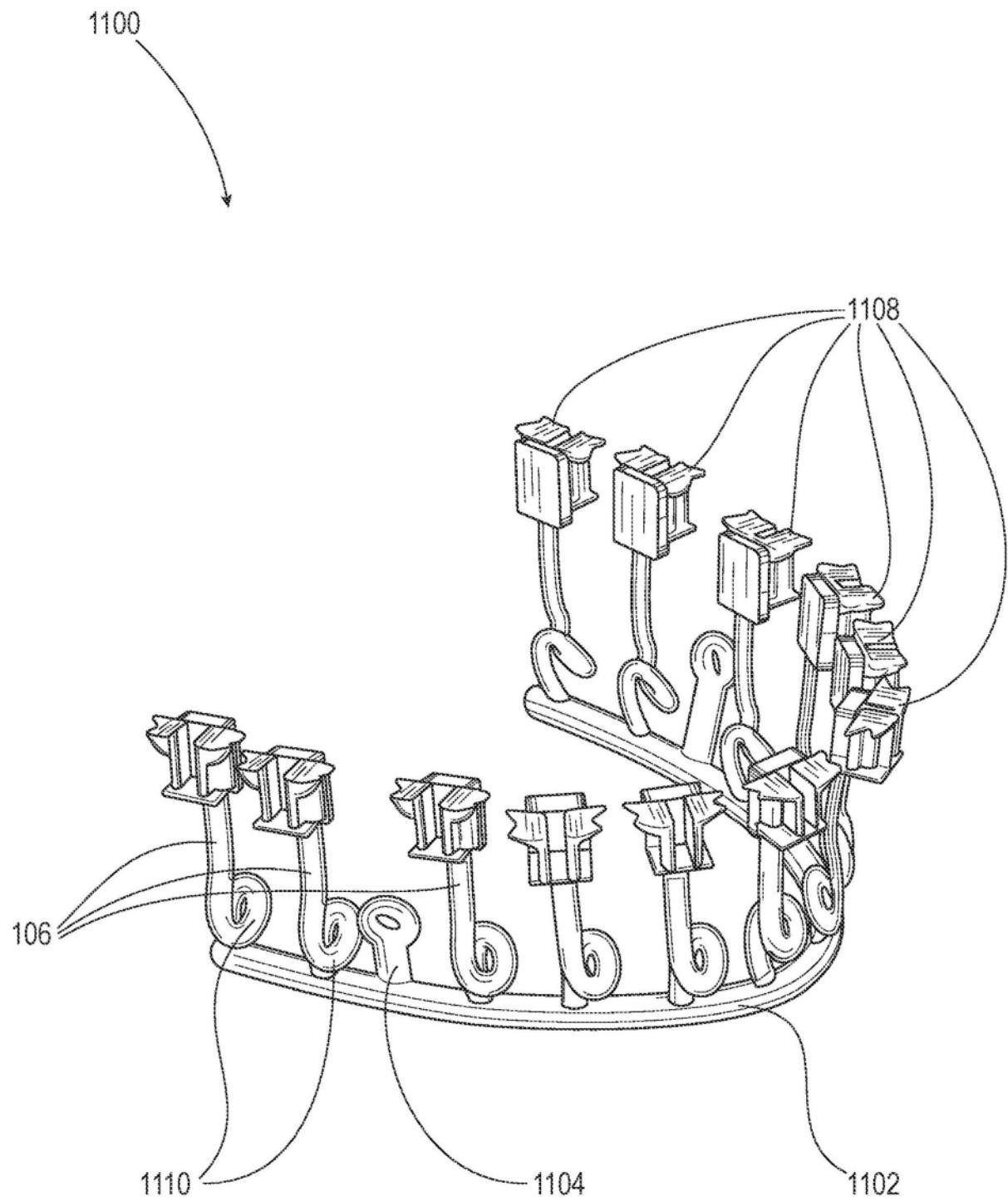


图11

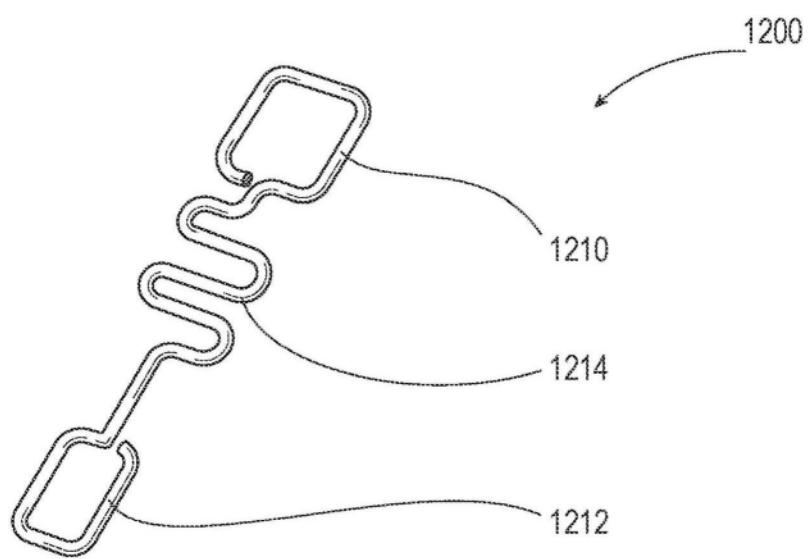


图12a

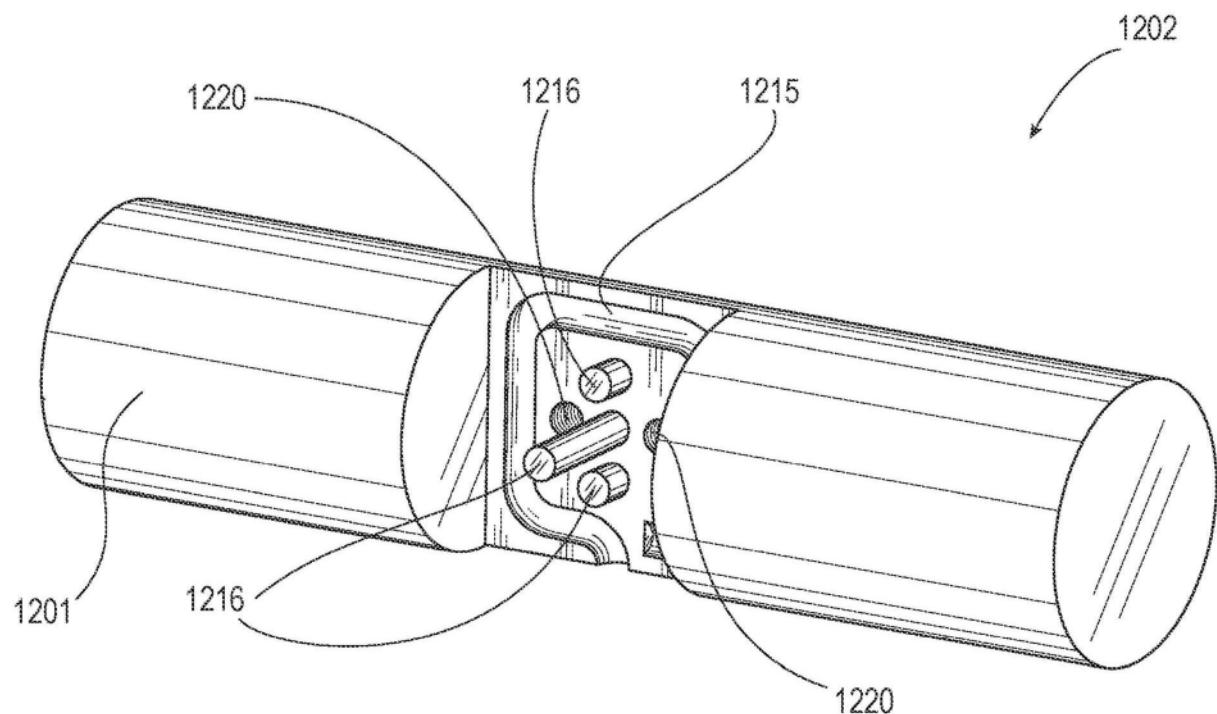


图12b

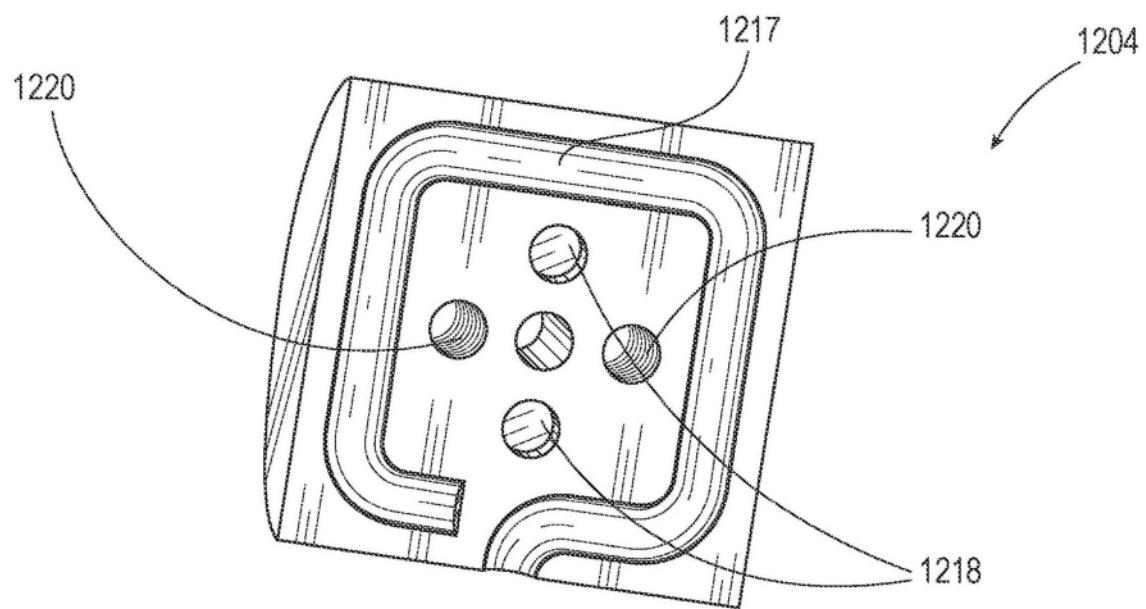


图12c

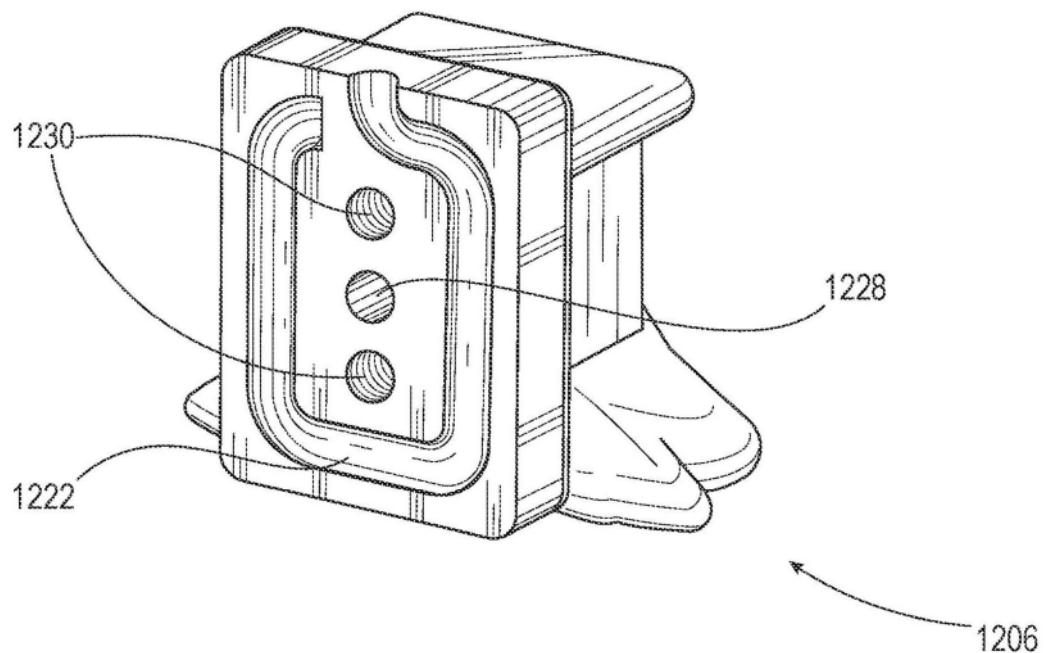


图12d

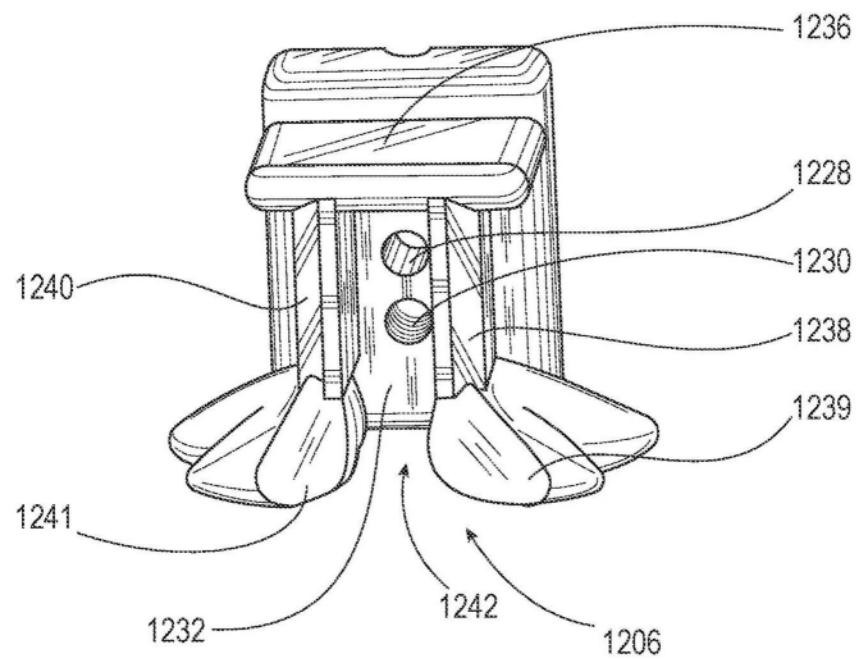


图12e

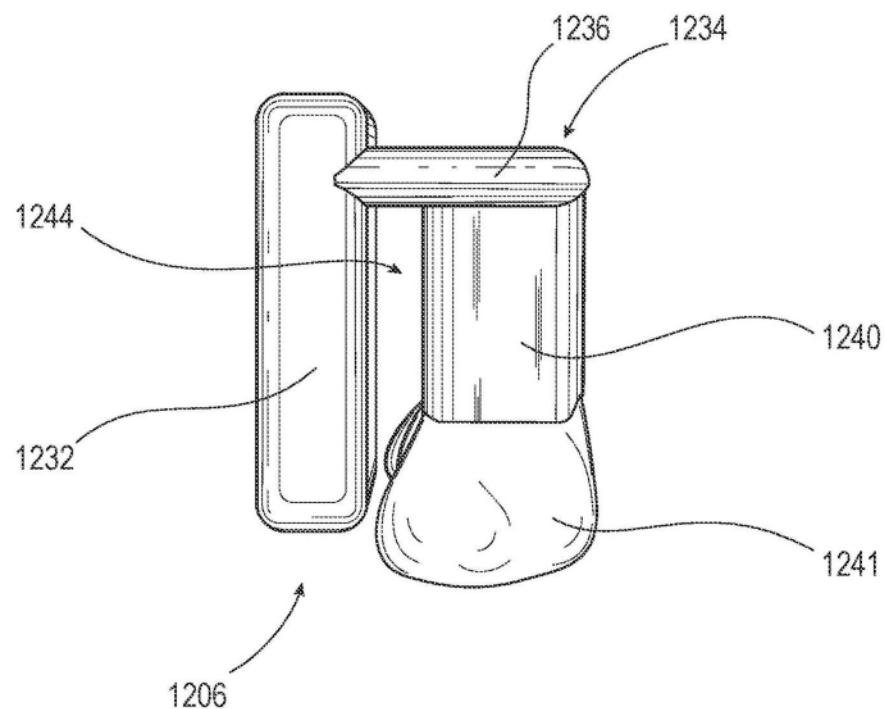


图12f

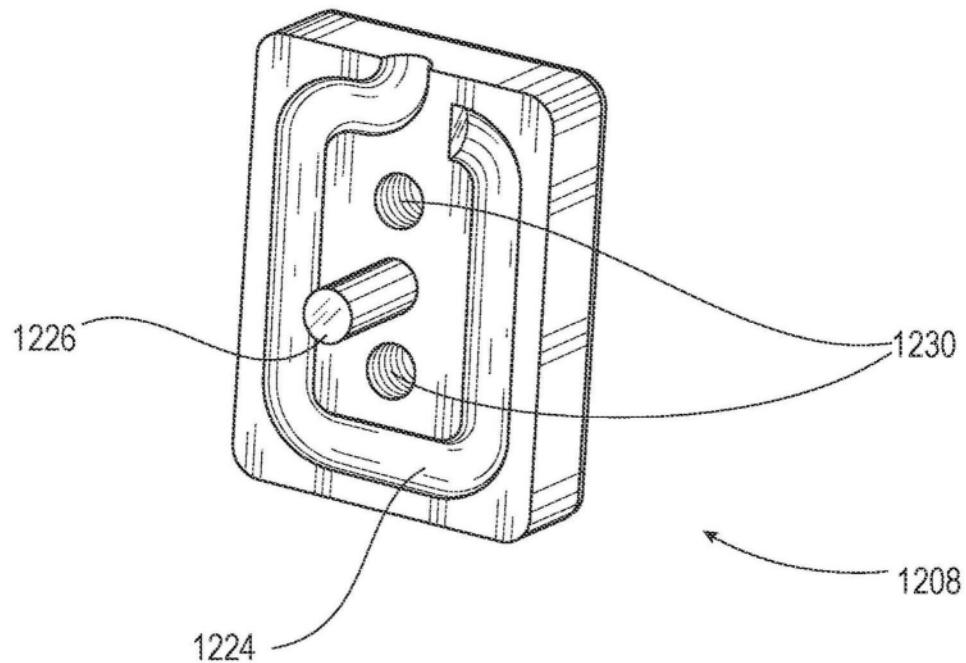


图12g

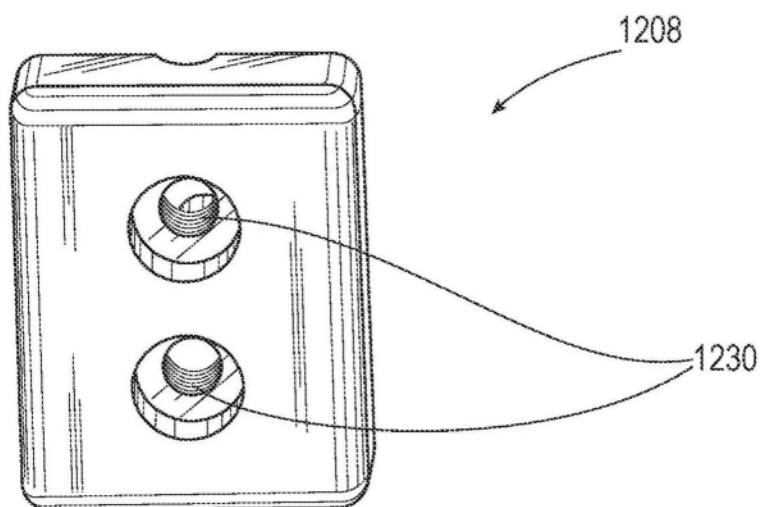


图12h

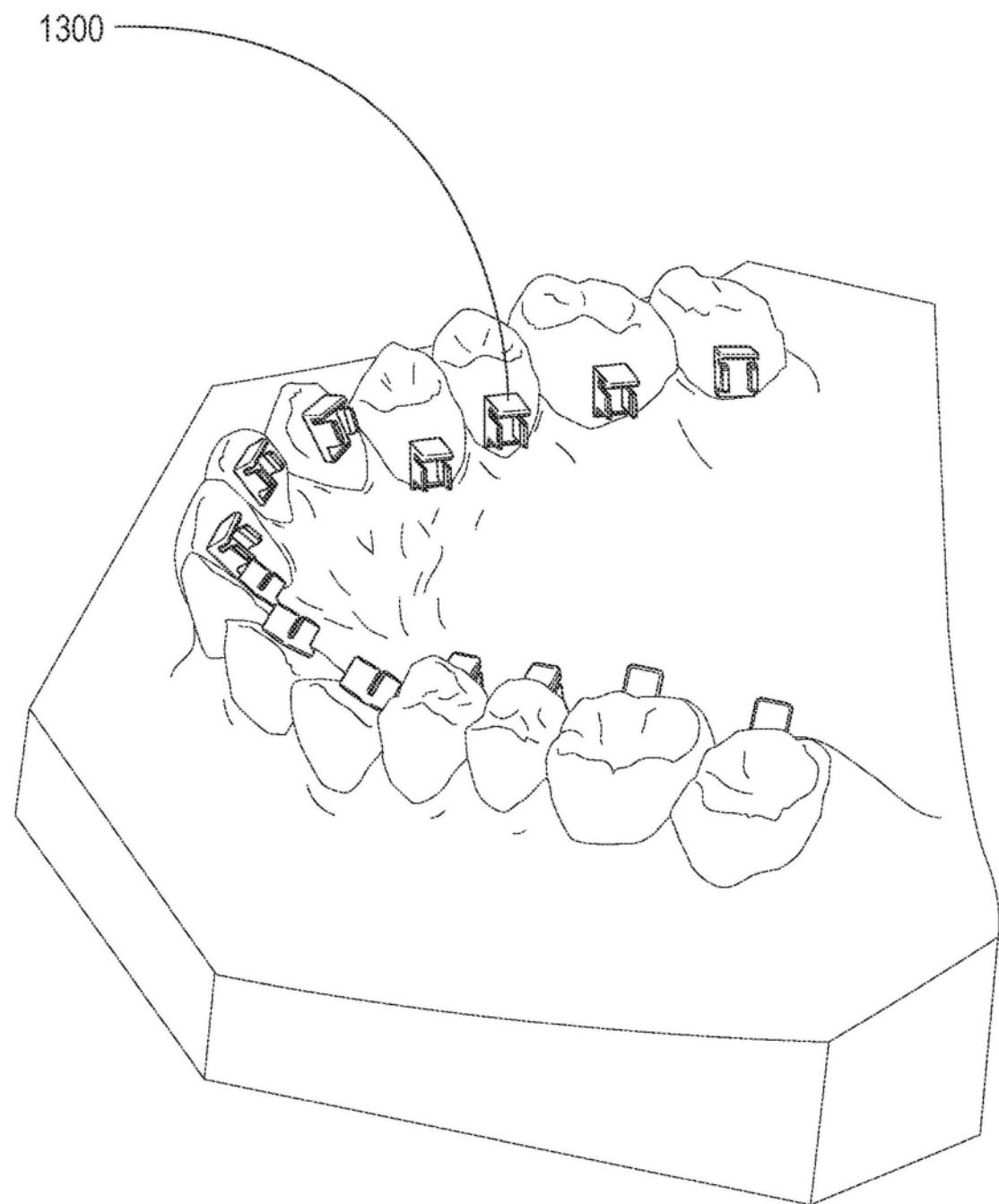


图13a

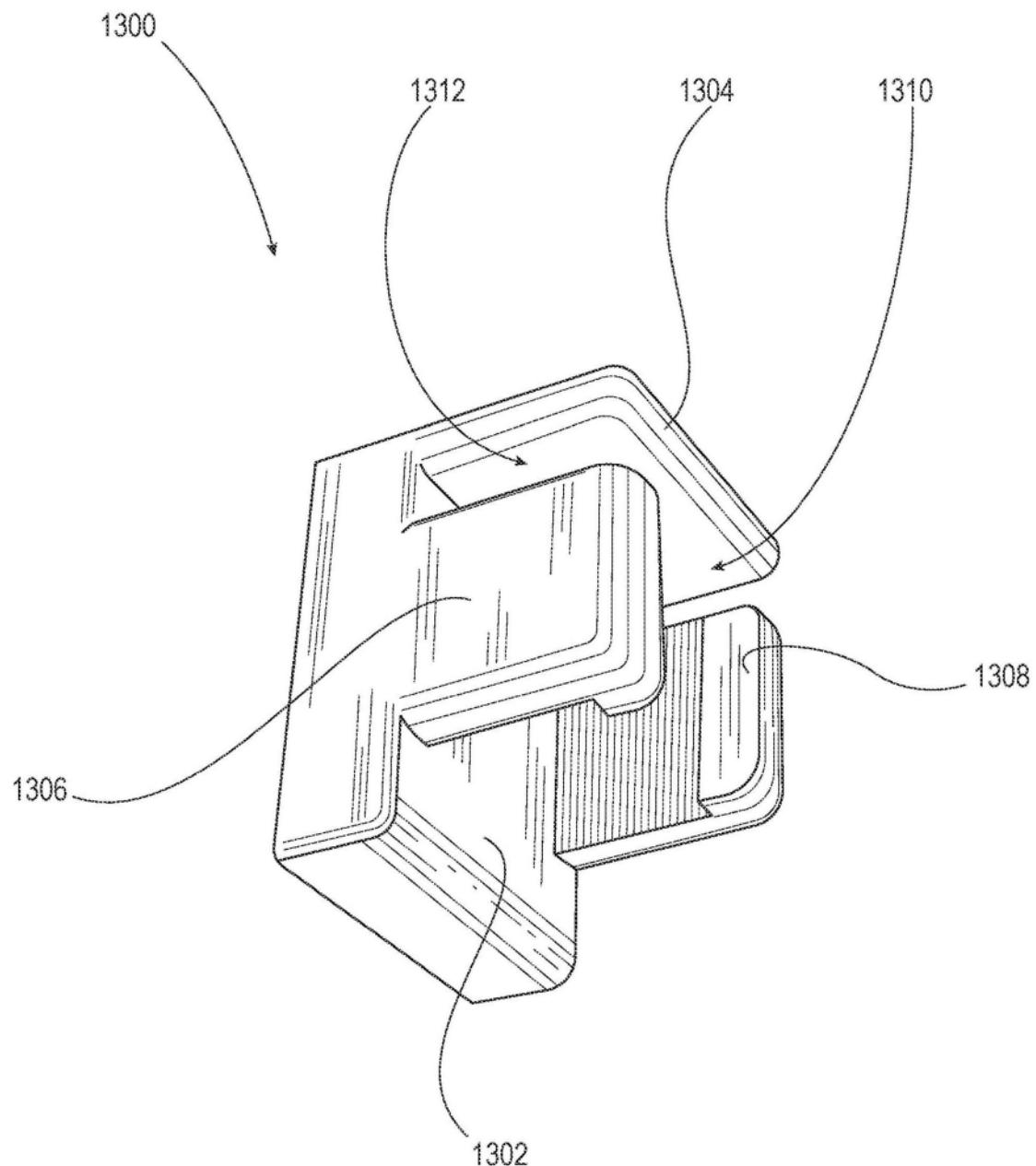


图13b

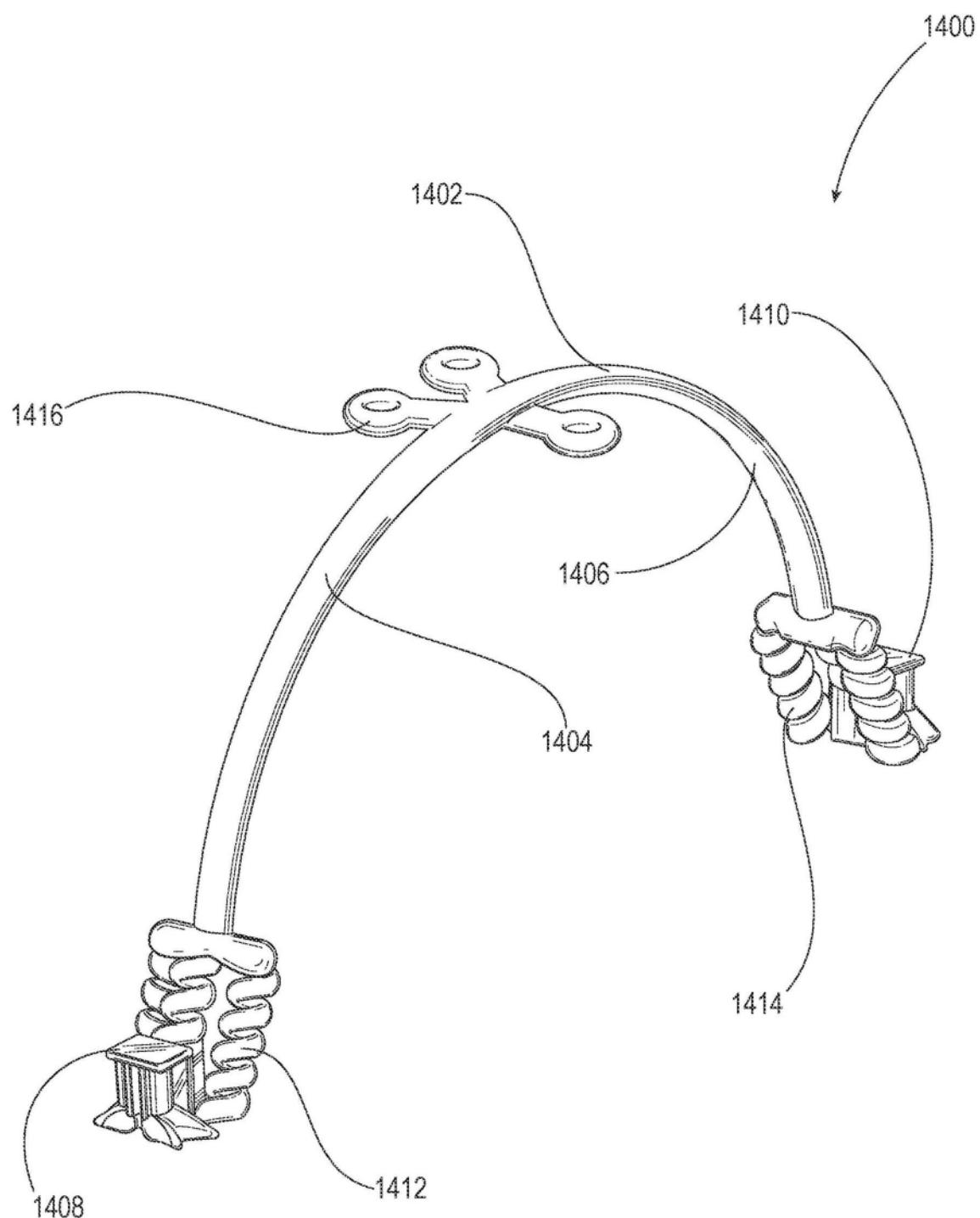


图14

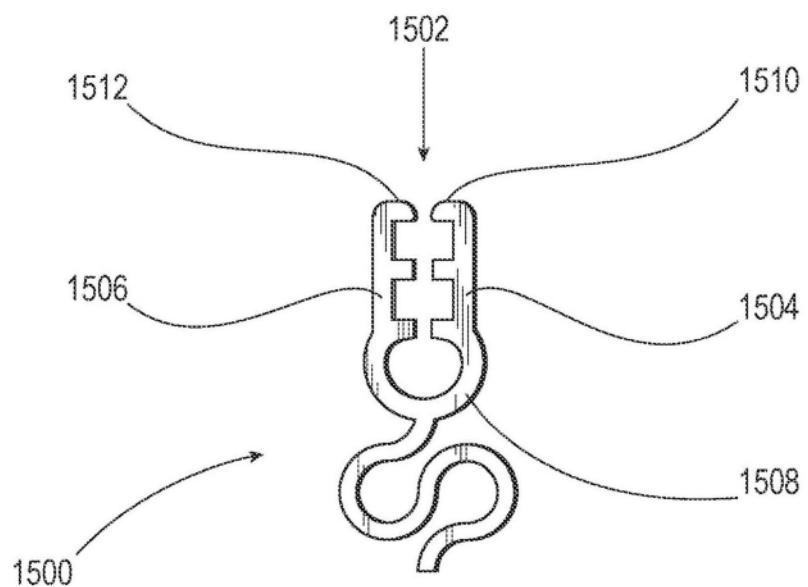


图15a

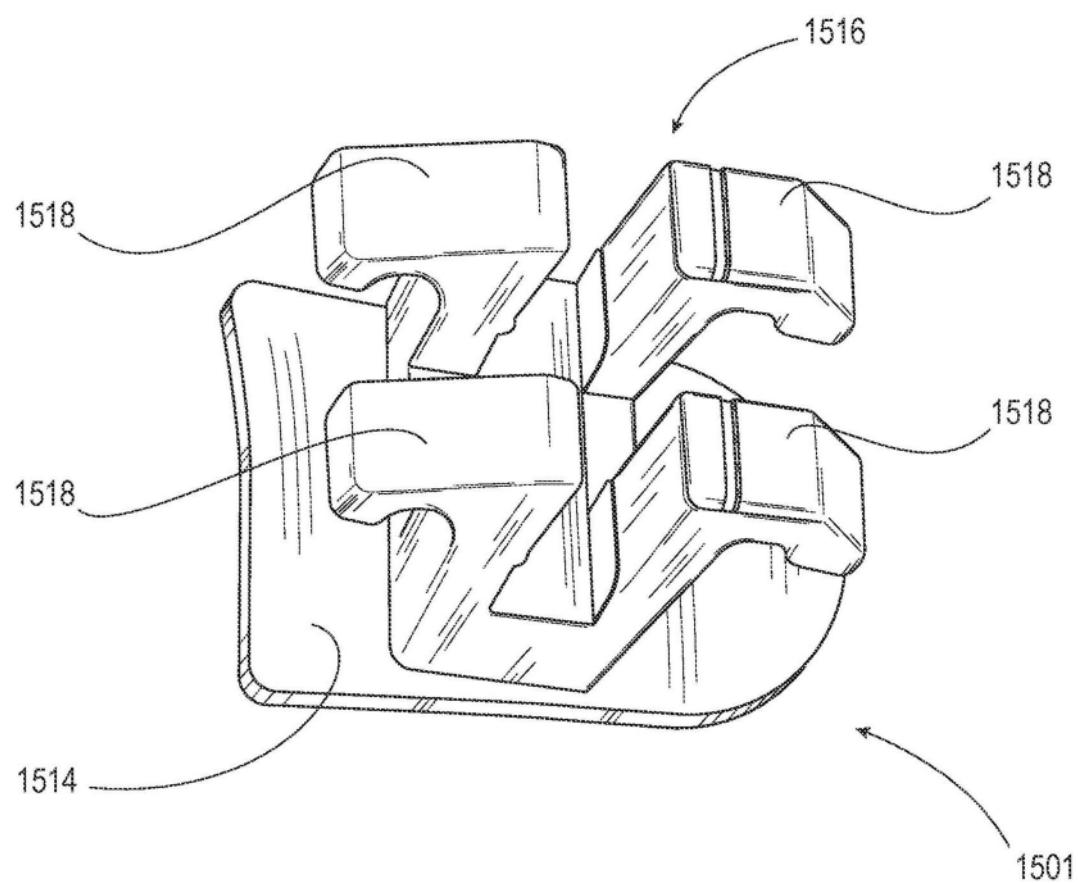


图15b

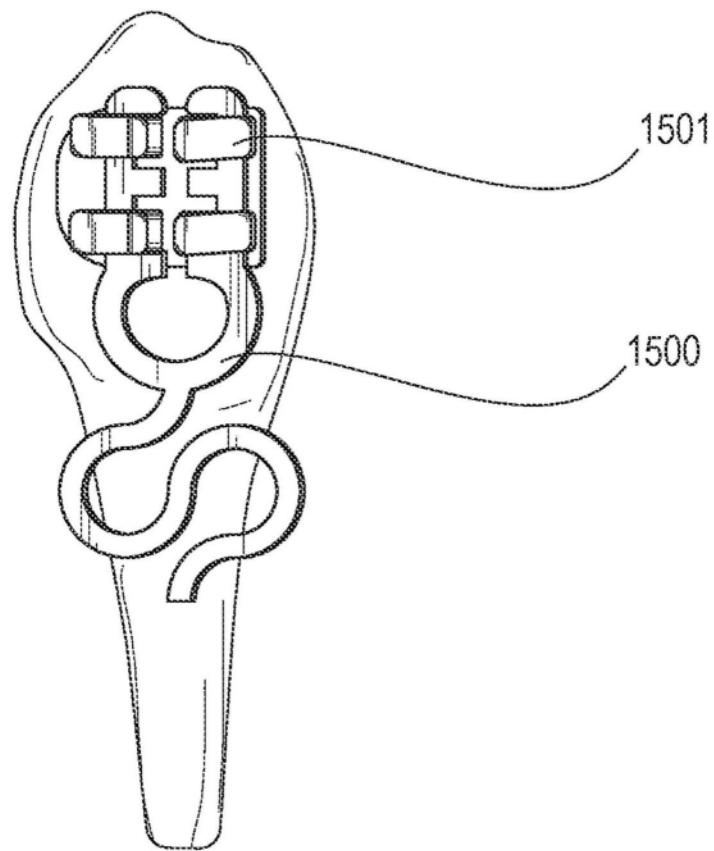


图15c

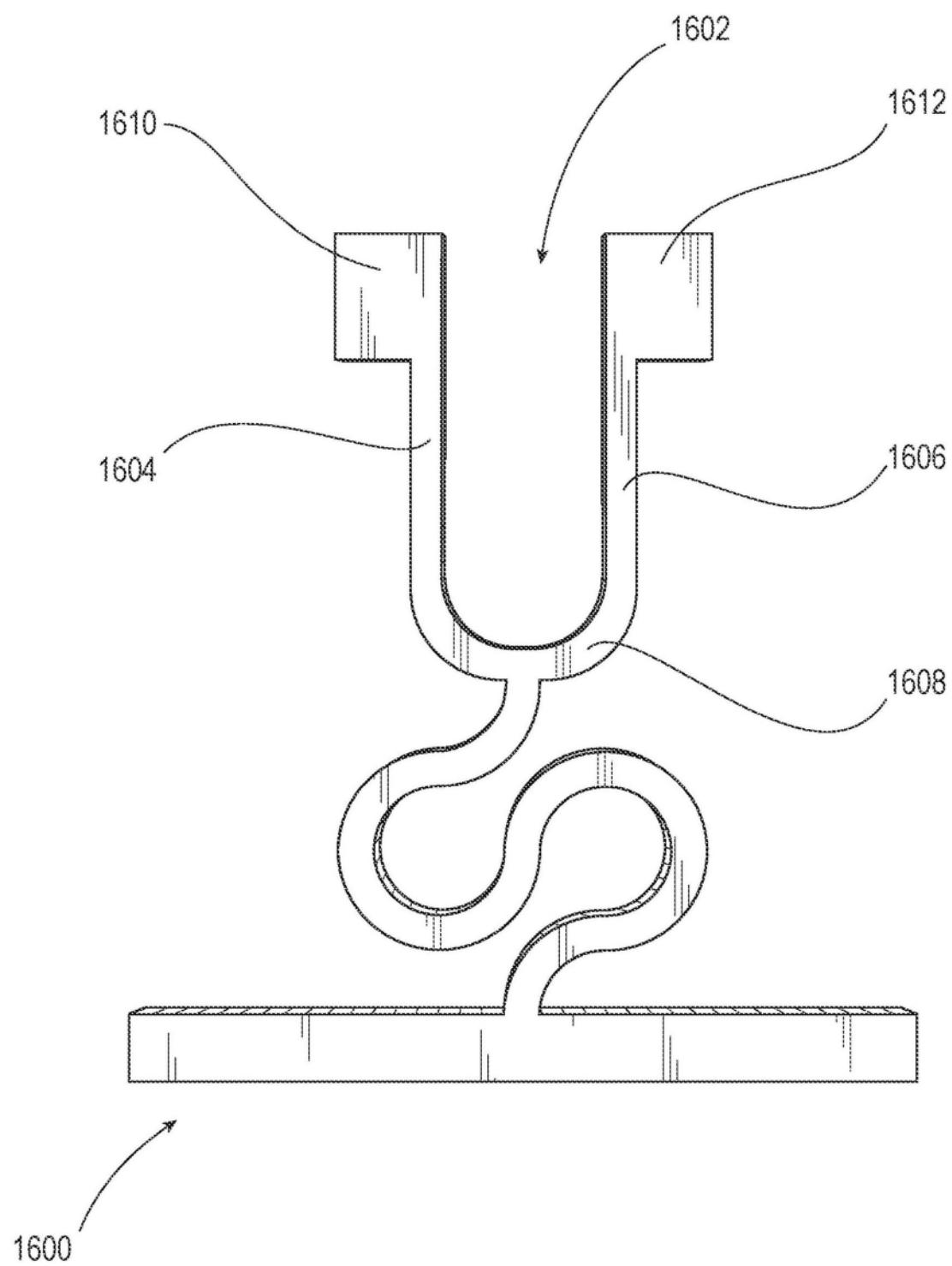


图16a

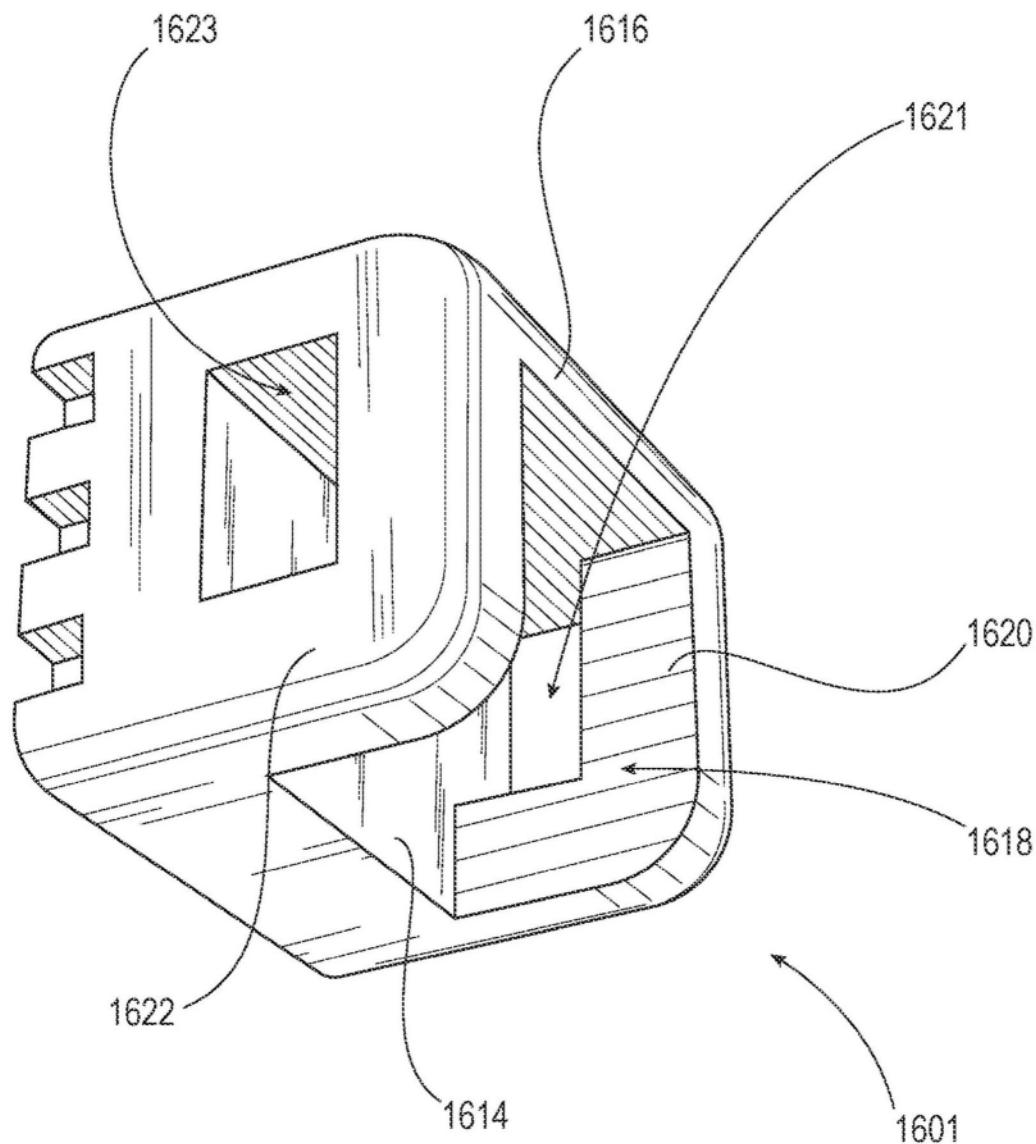


图16b

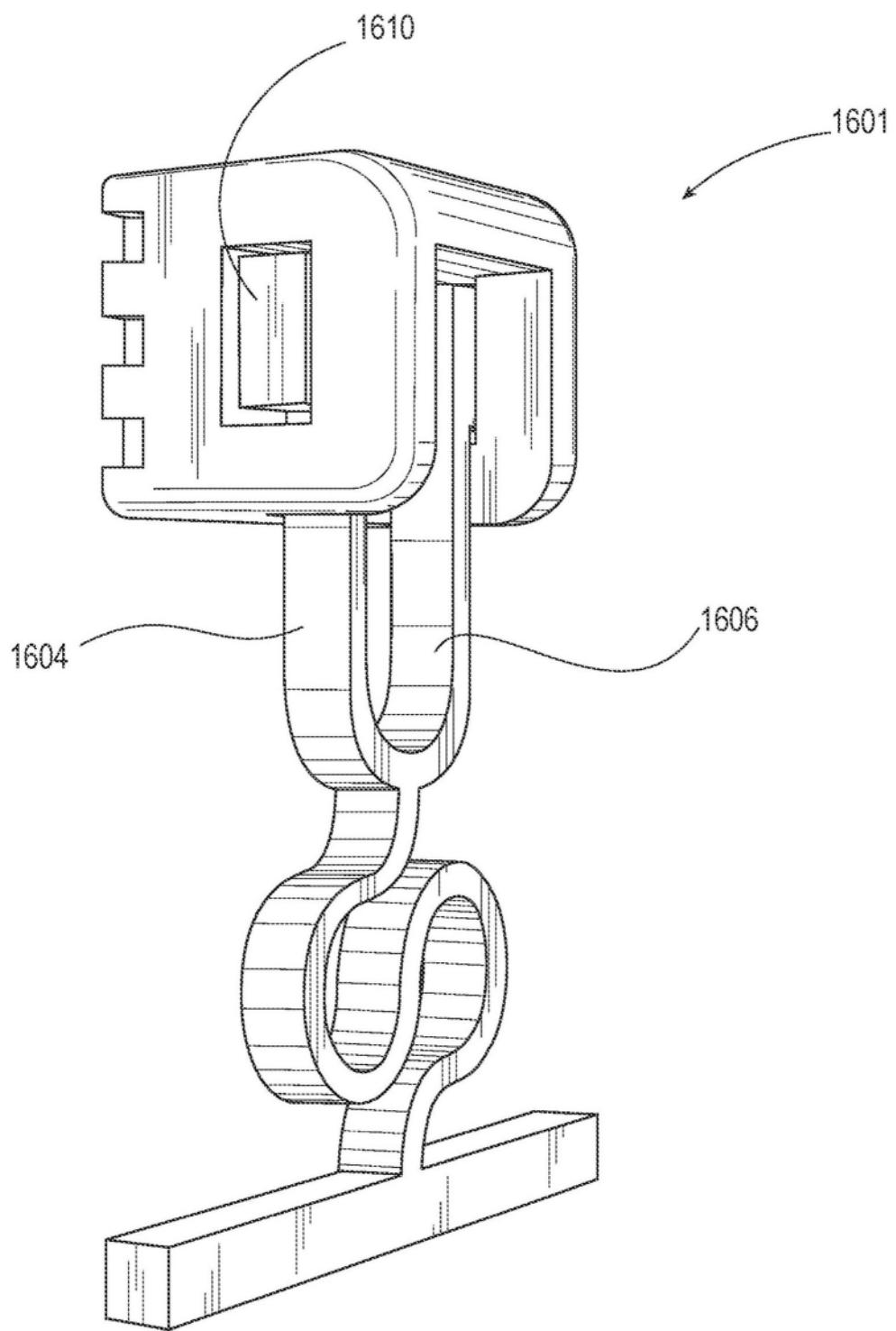


图16c

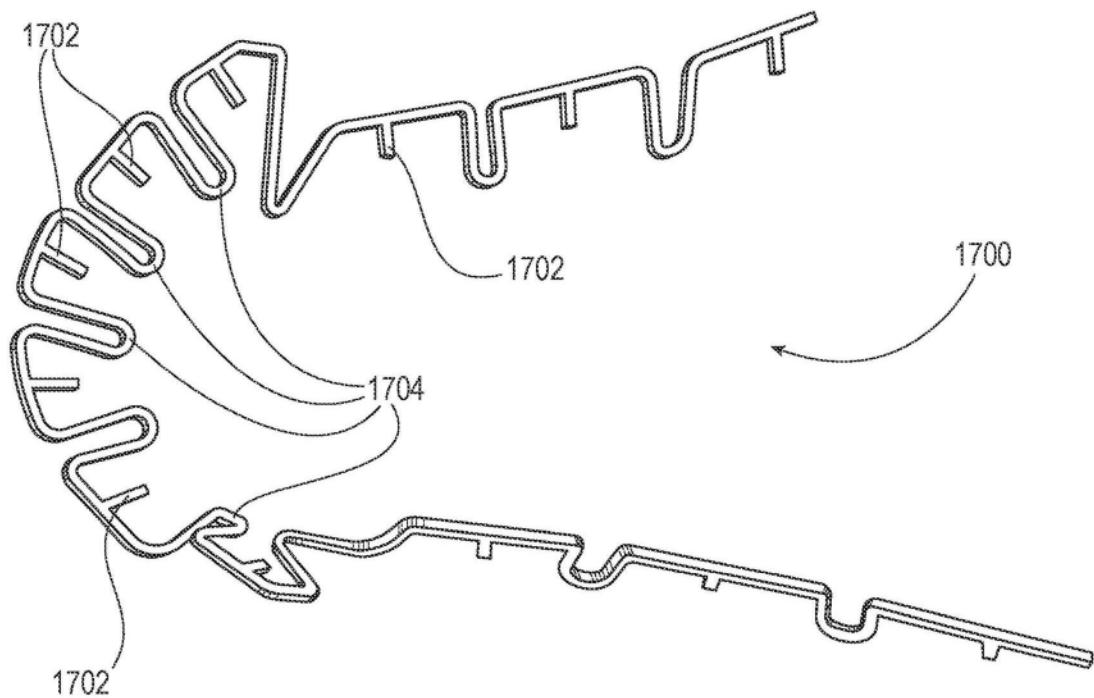


图17a

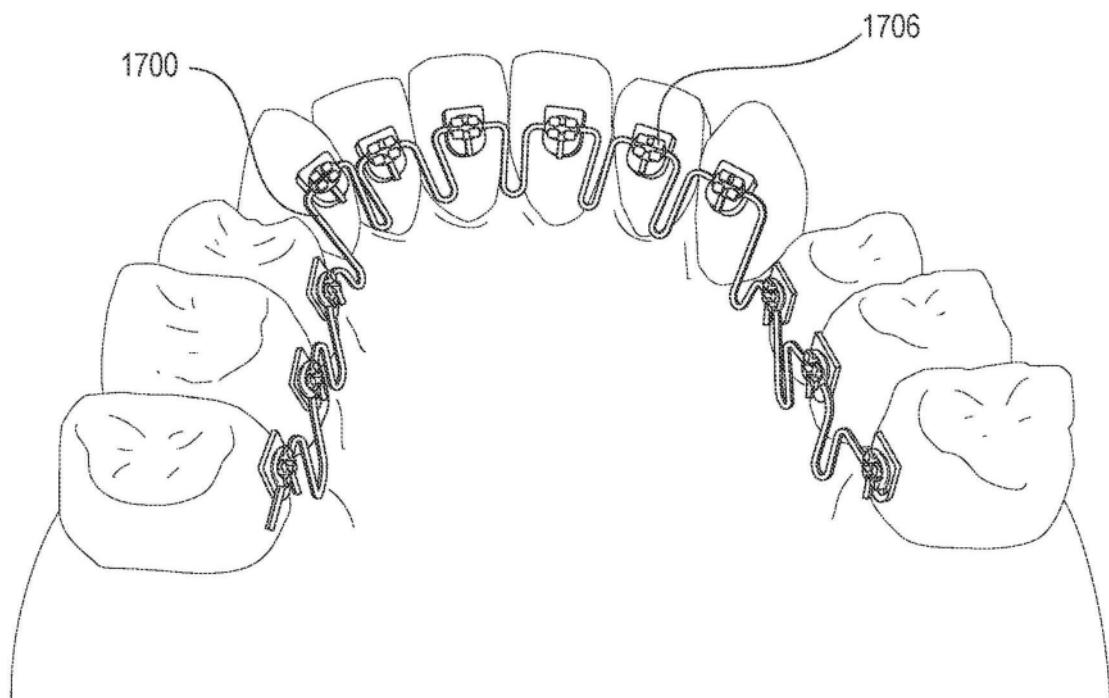


图17b

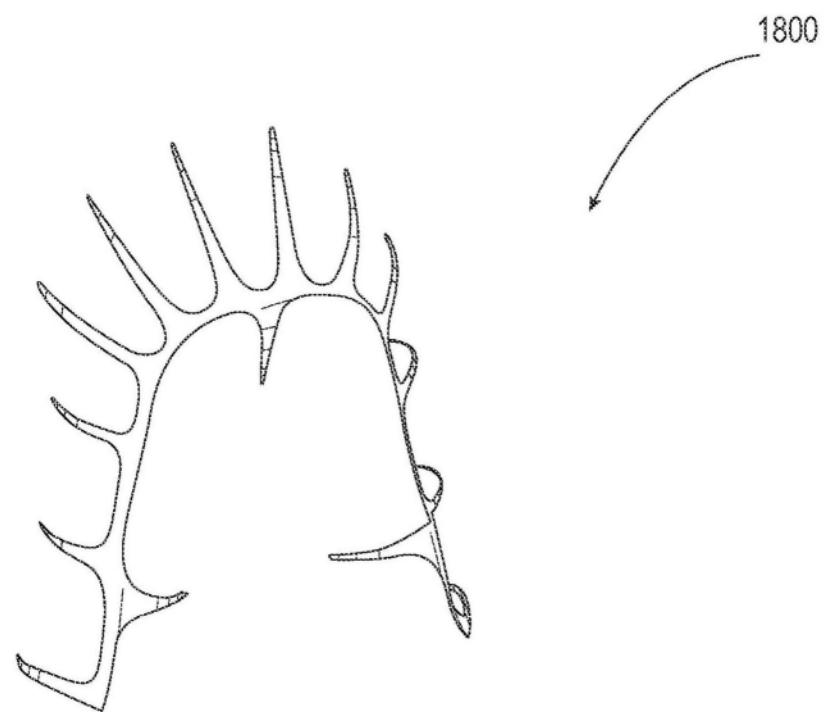


图18a

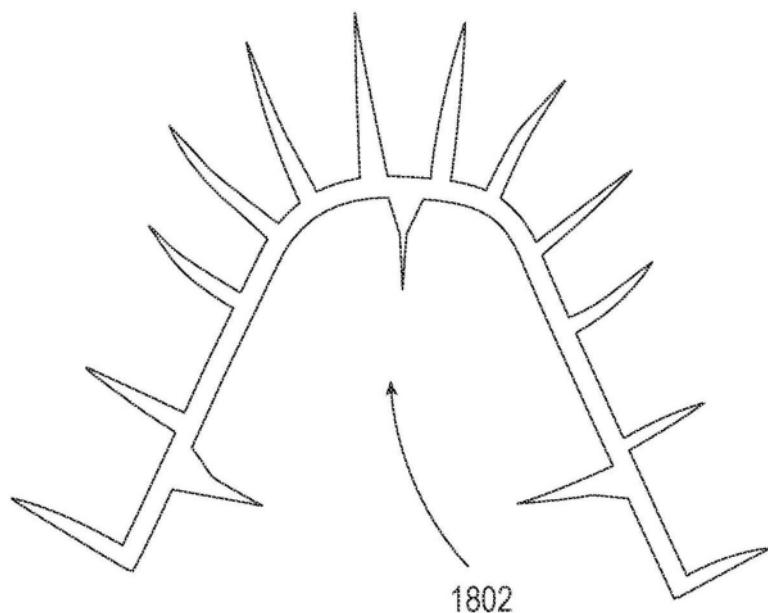


图18b

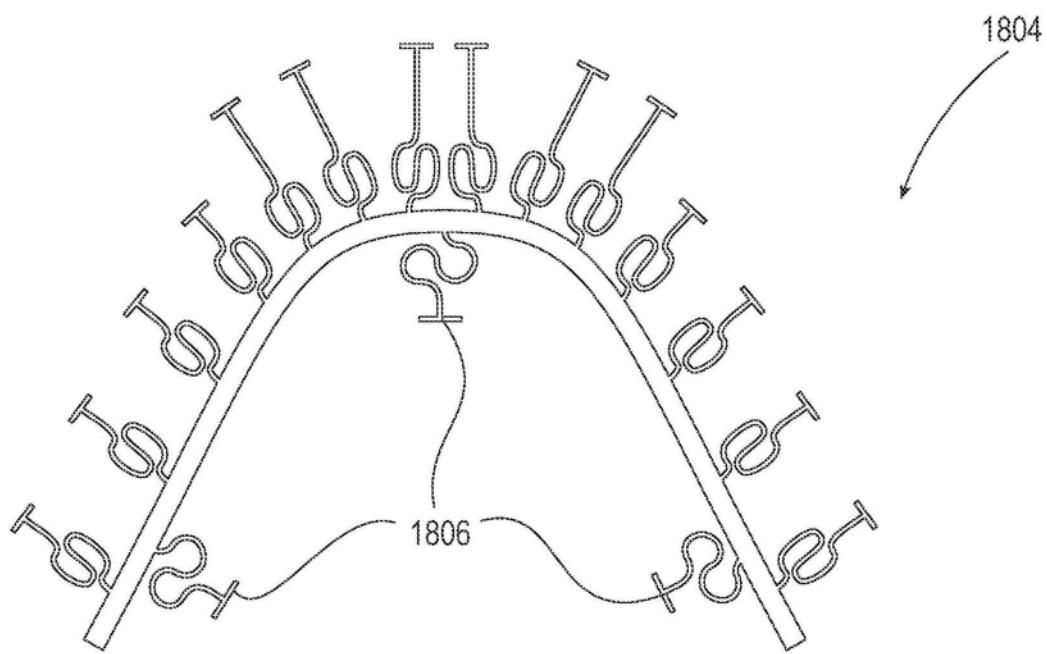


图18c

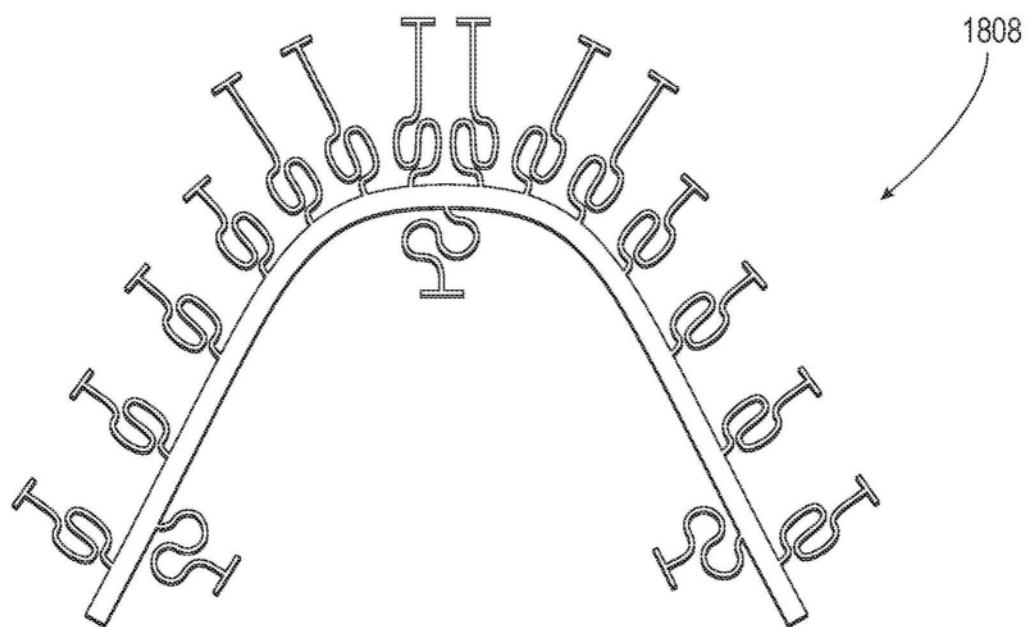


图18d

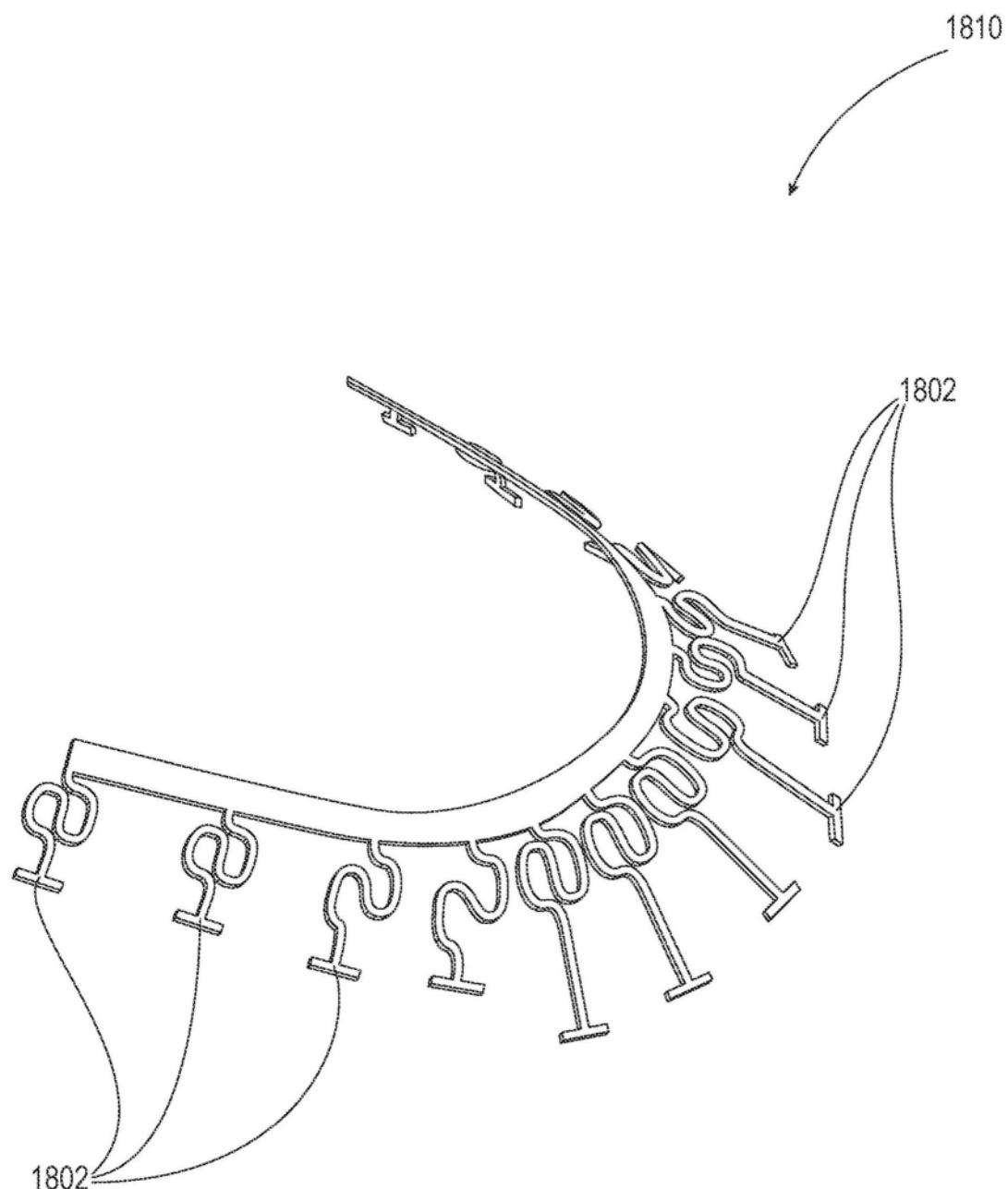


图18e

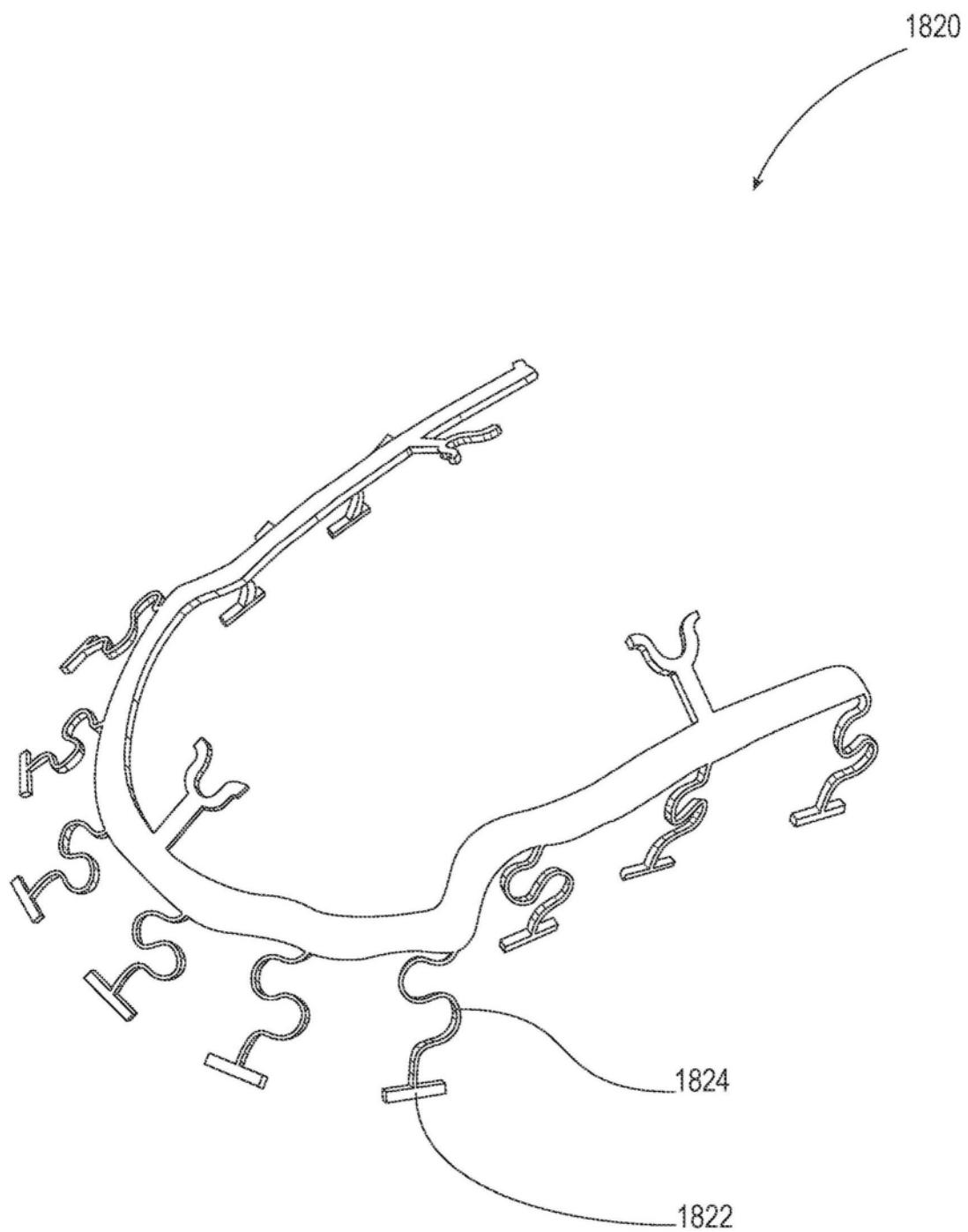


图18f

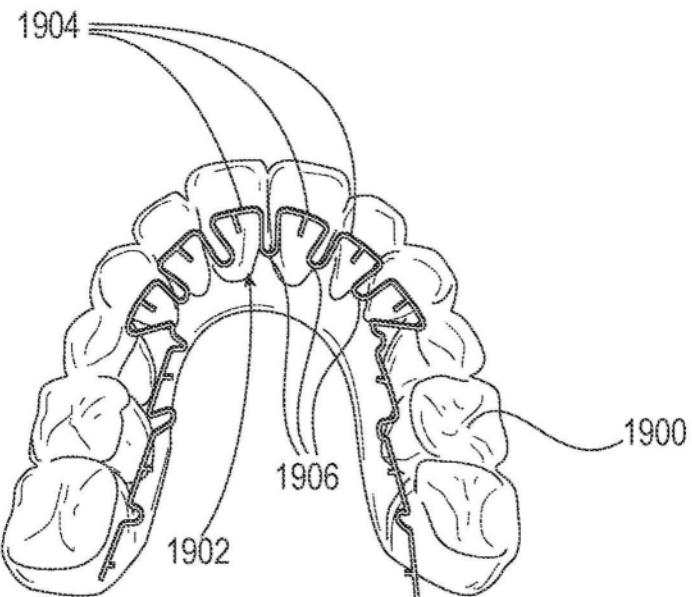


图19a

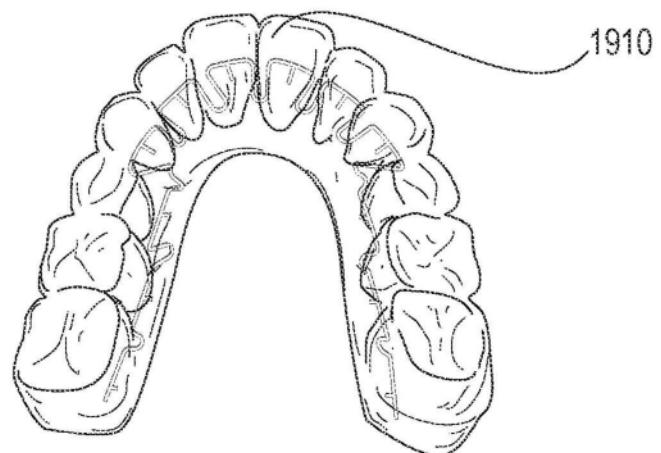


图19b

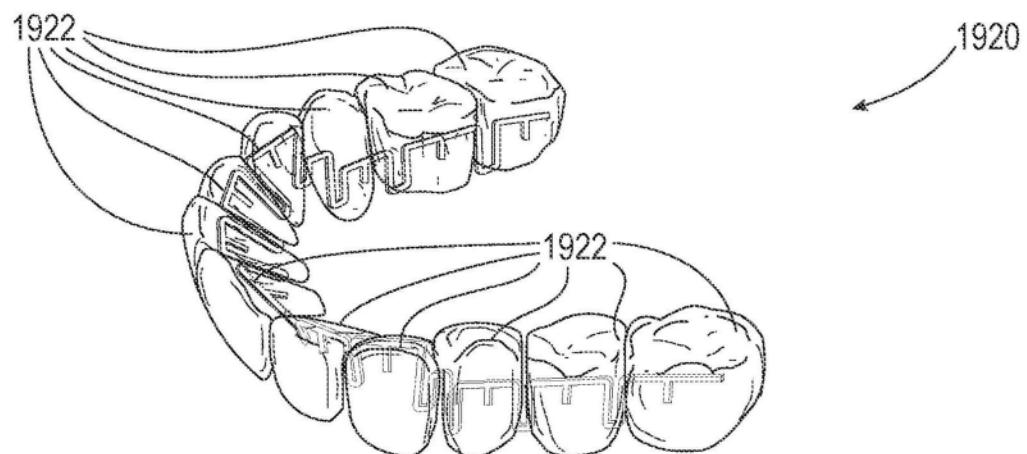


图19c

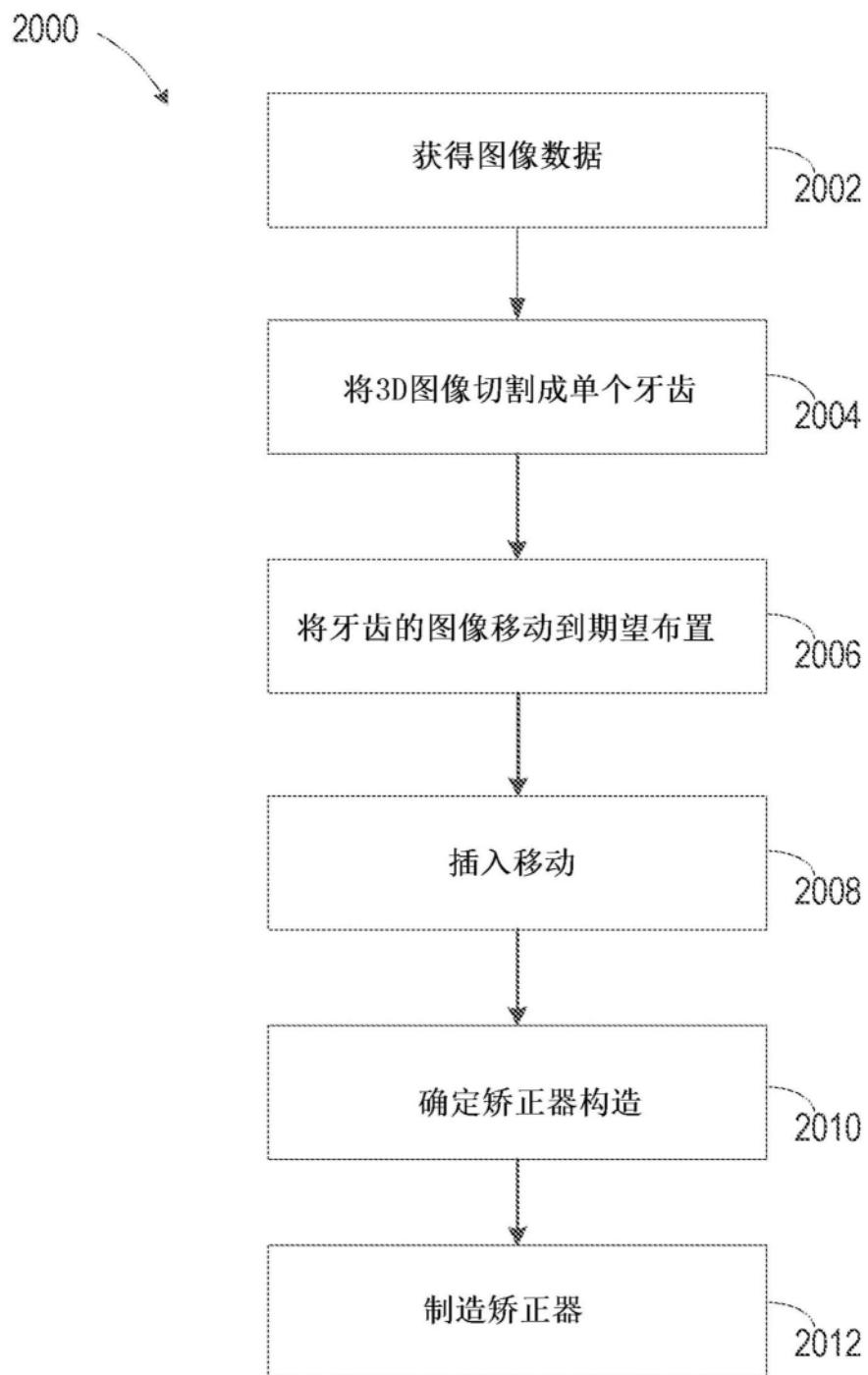


图20

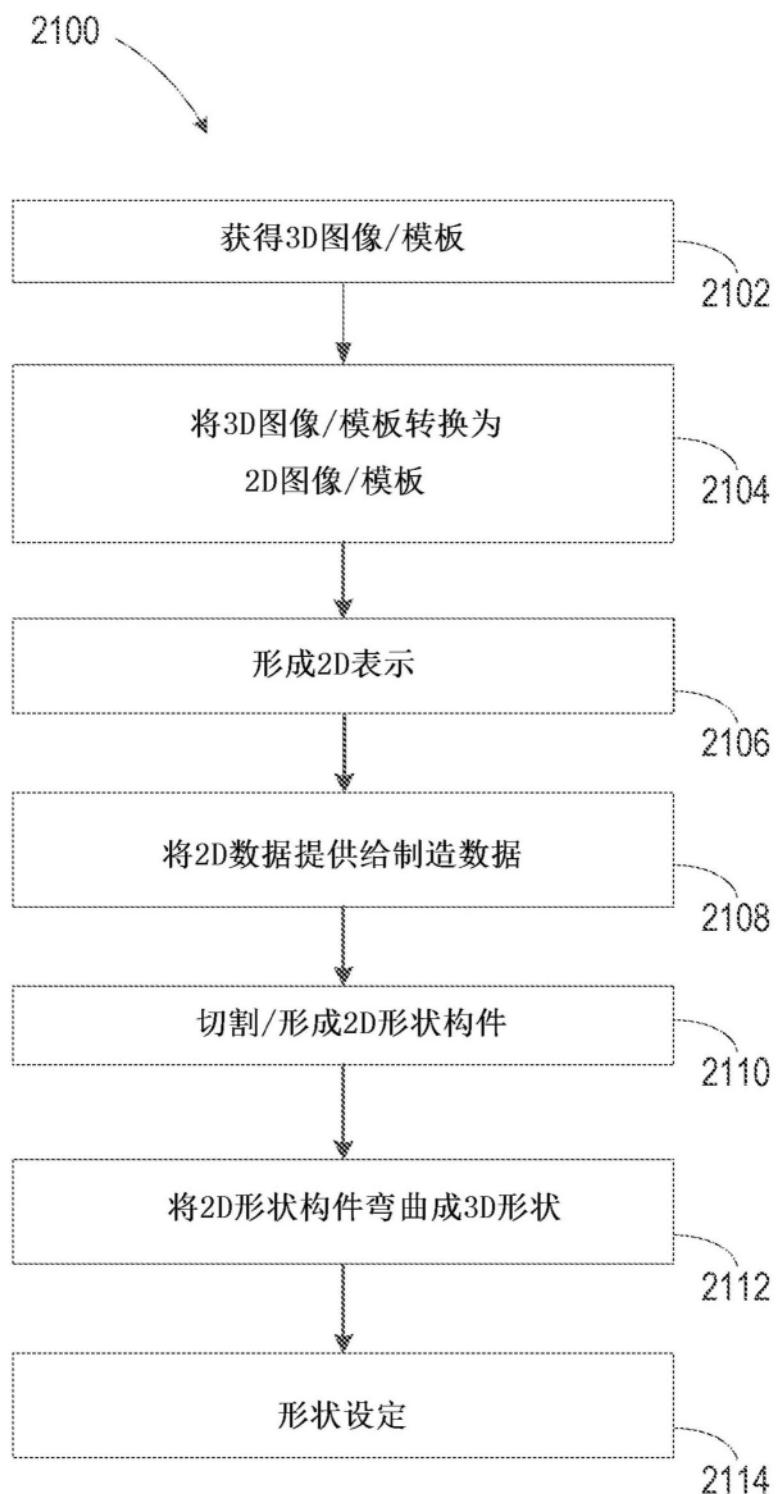


图21

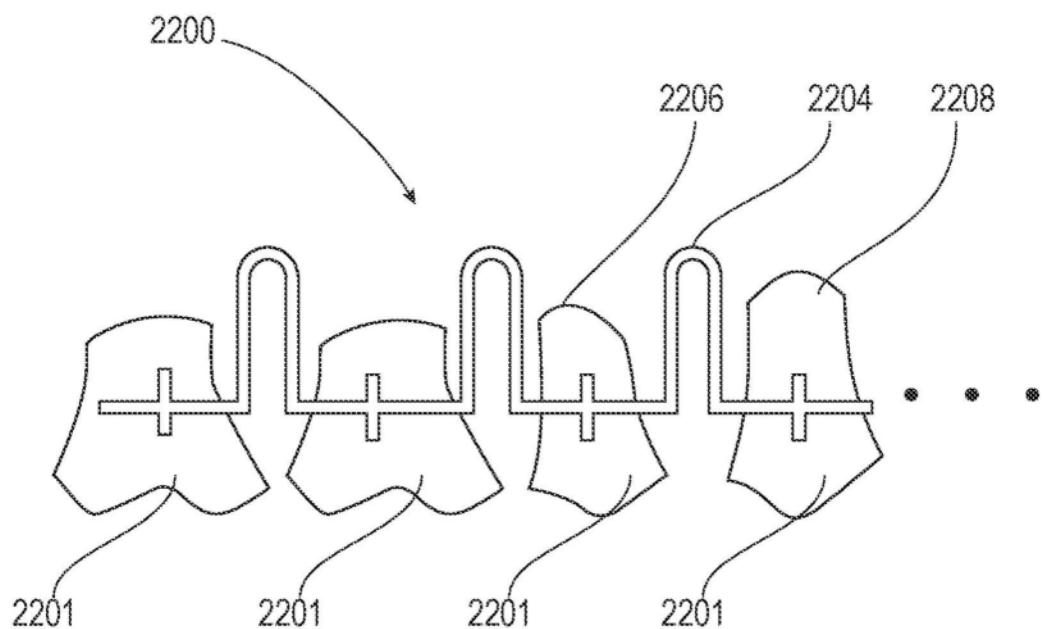


图22a

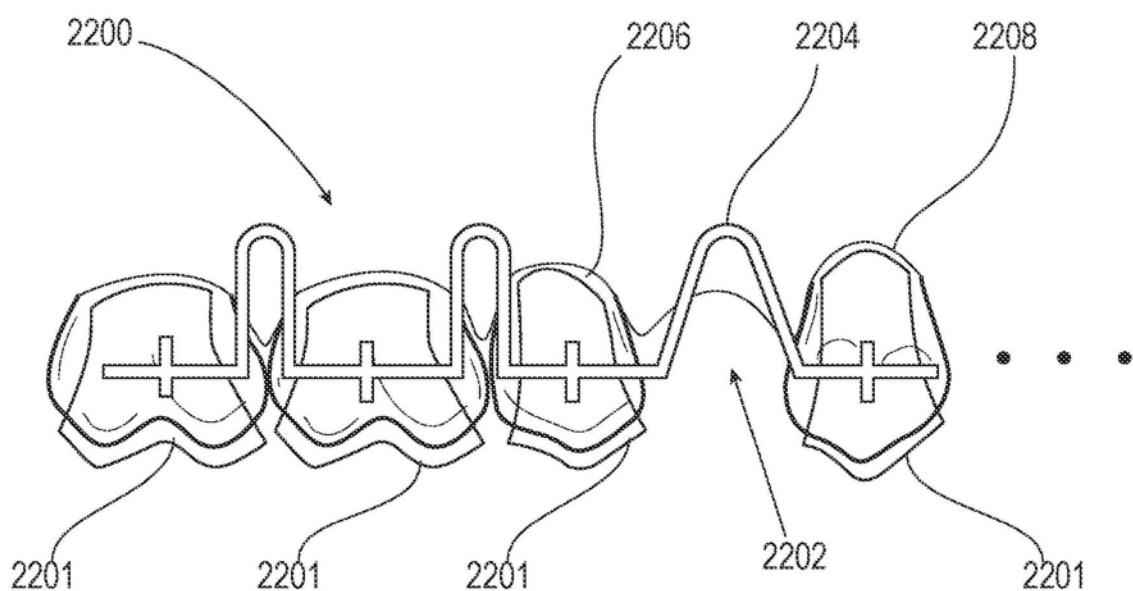


图22b

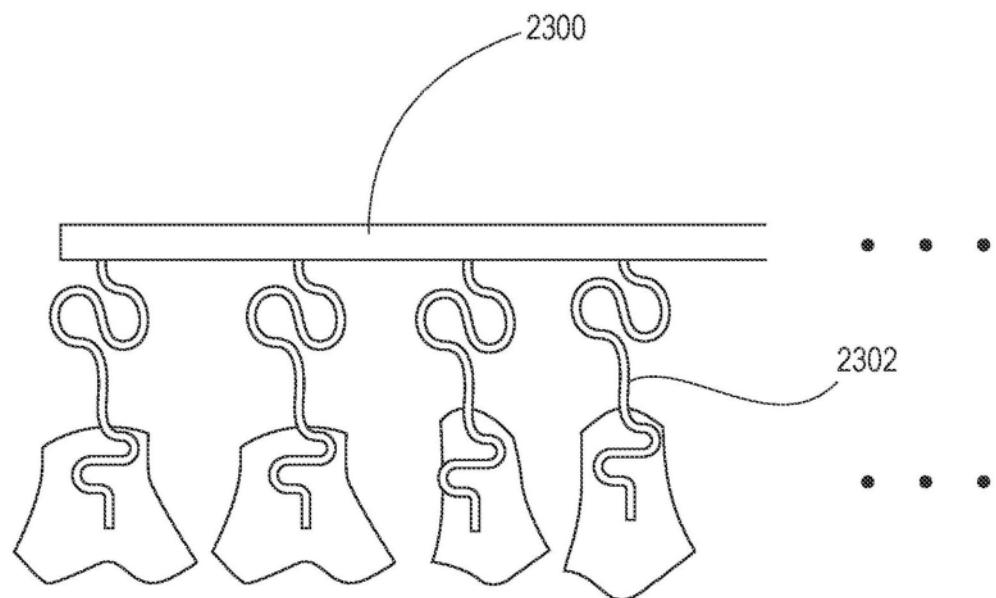


图23a

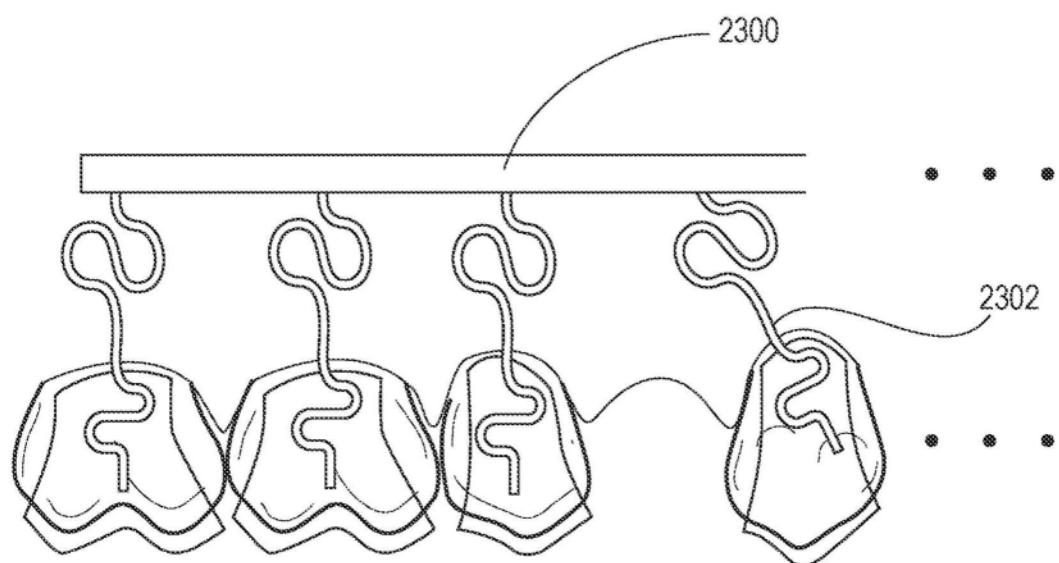


图23b

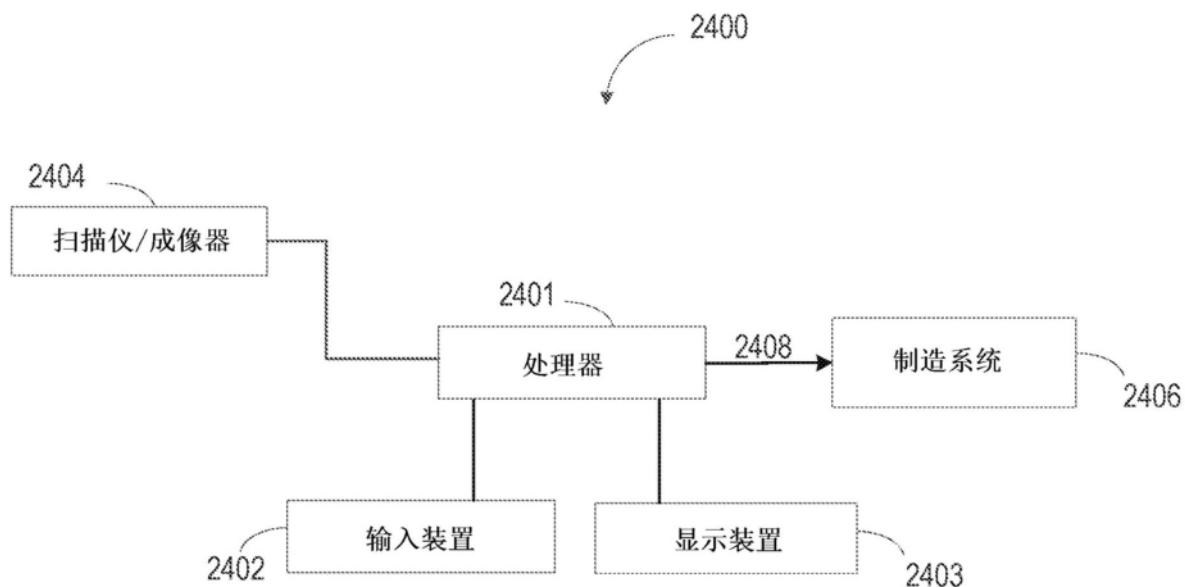


图24

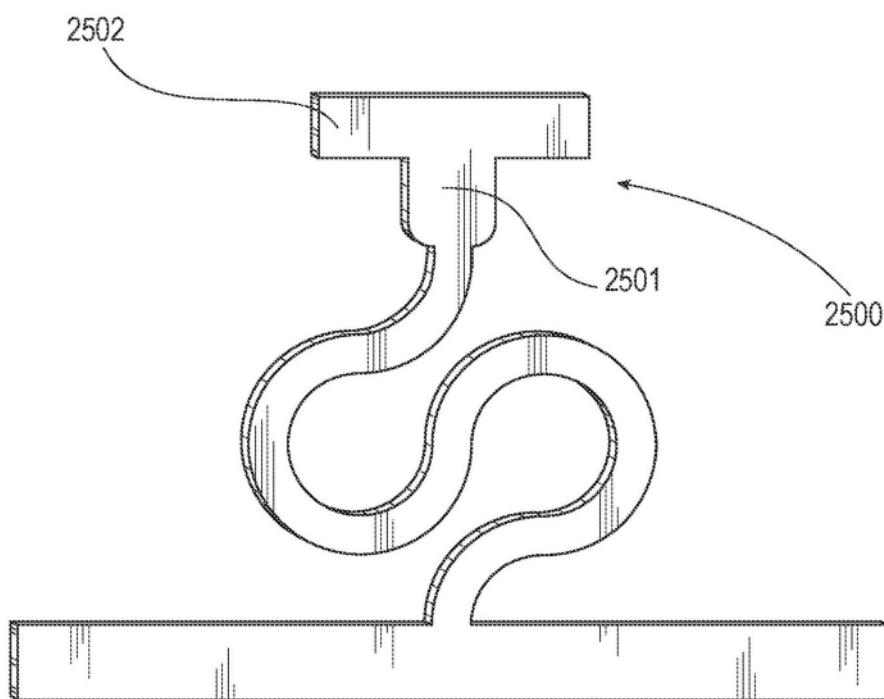


图25

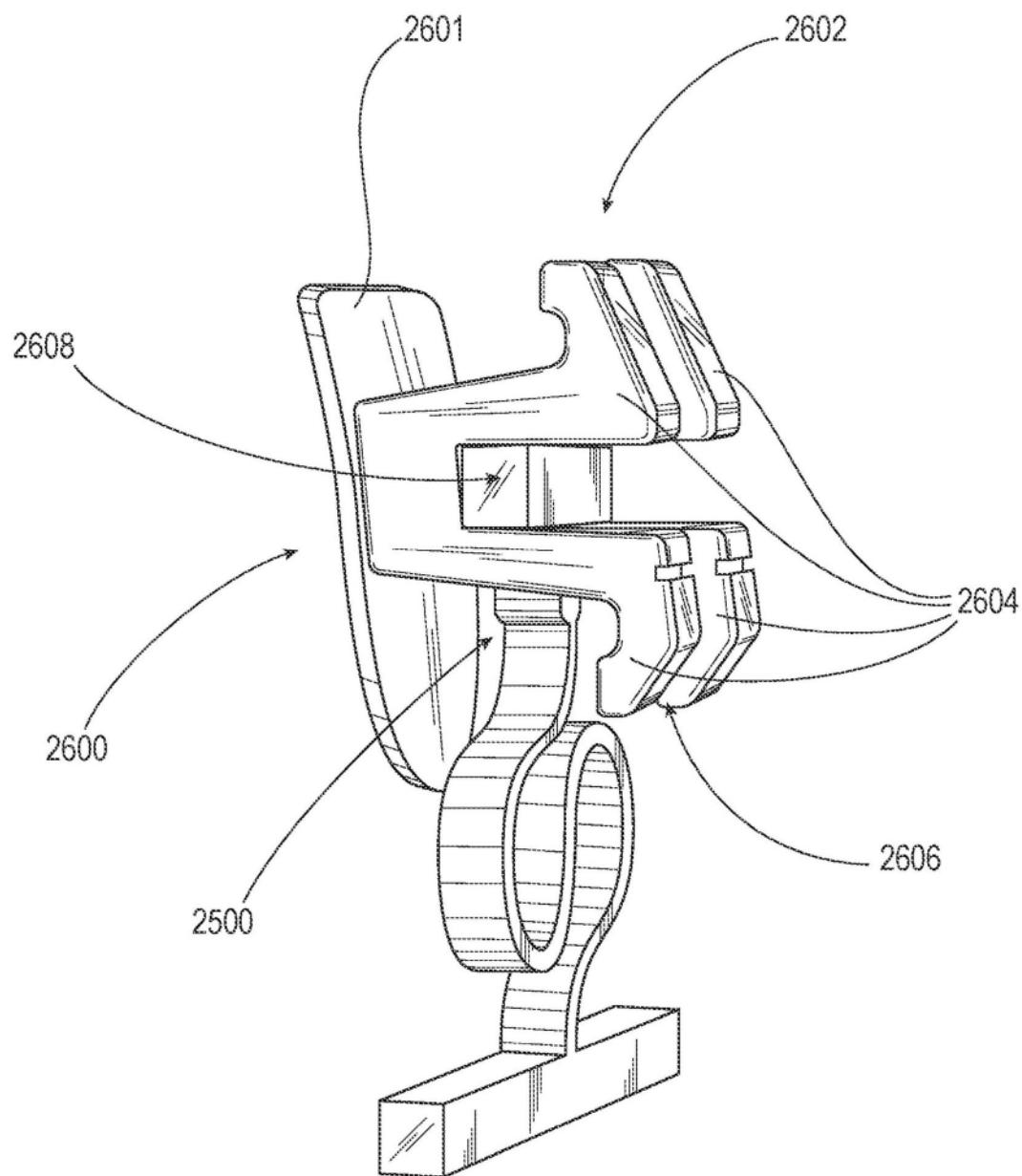


图26a

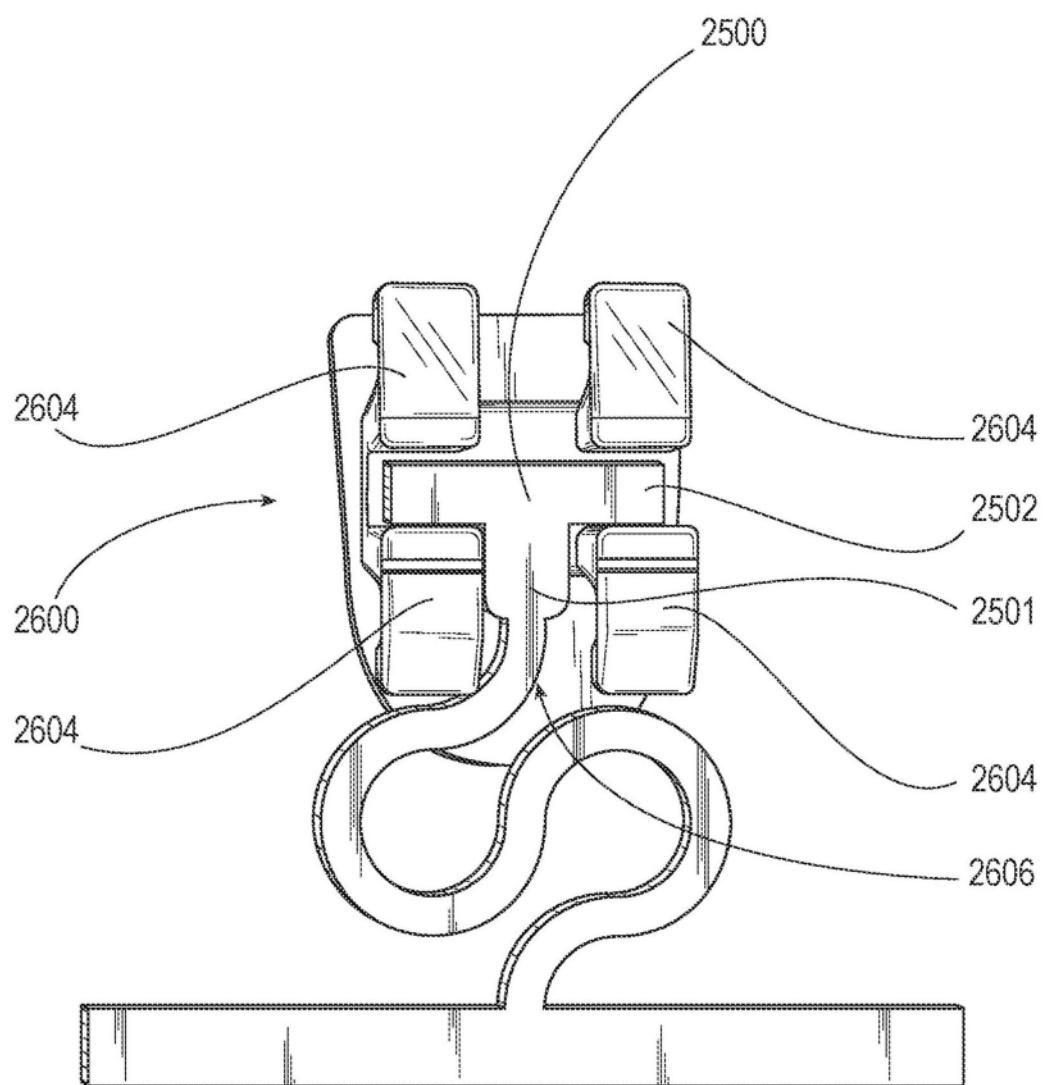


图26b

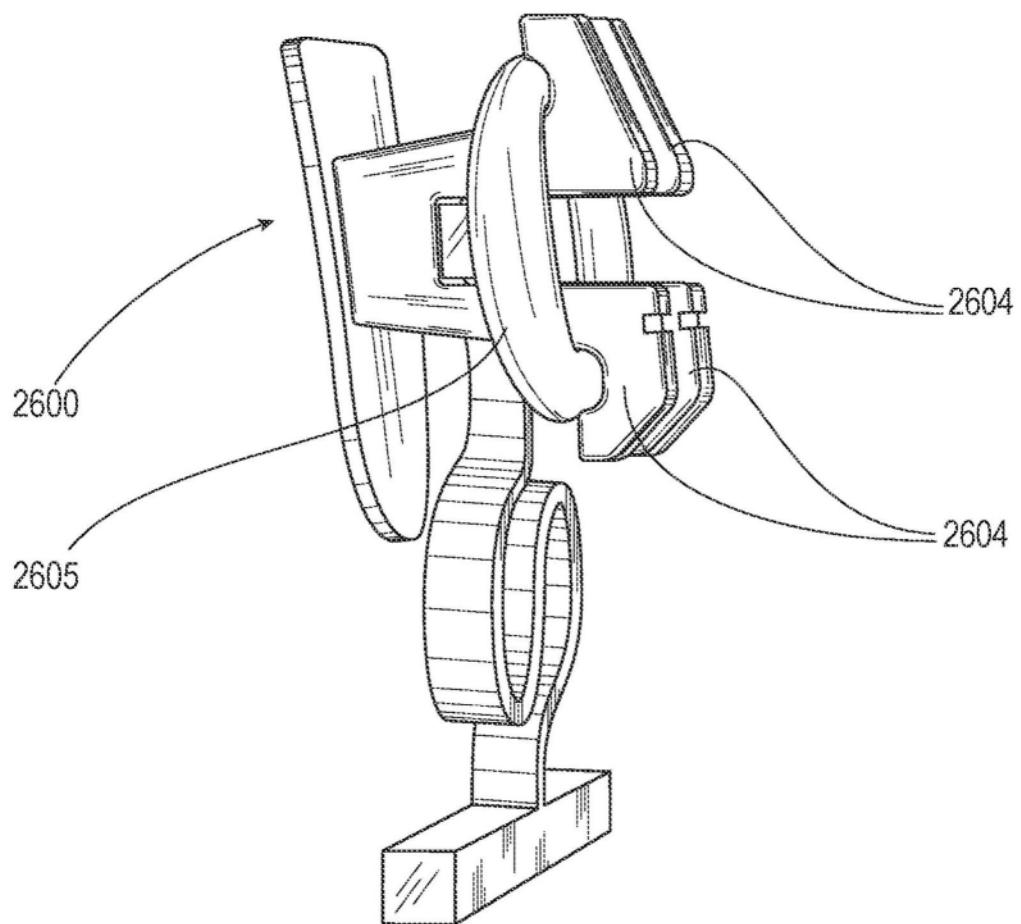


图26c

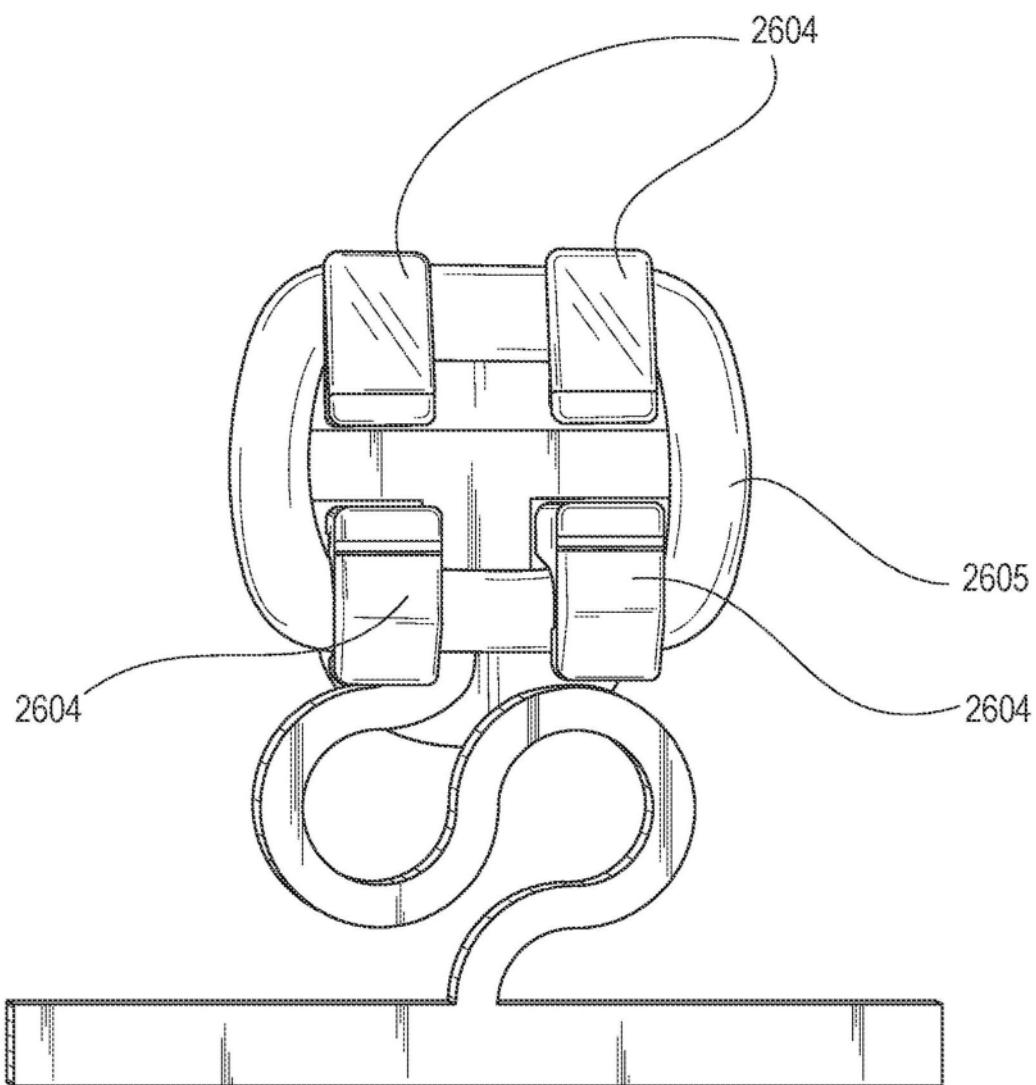


图26d

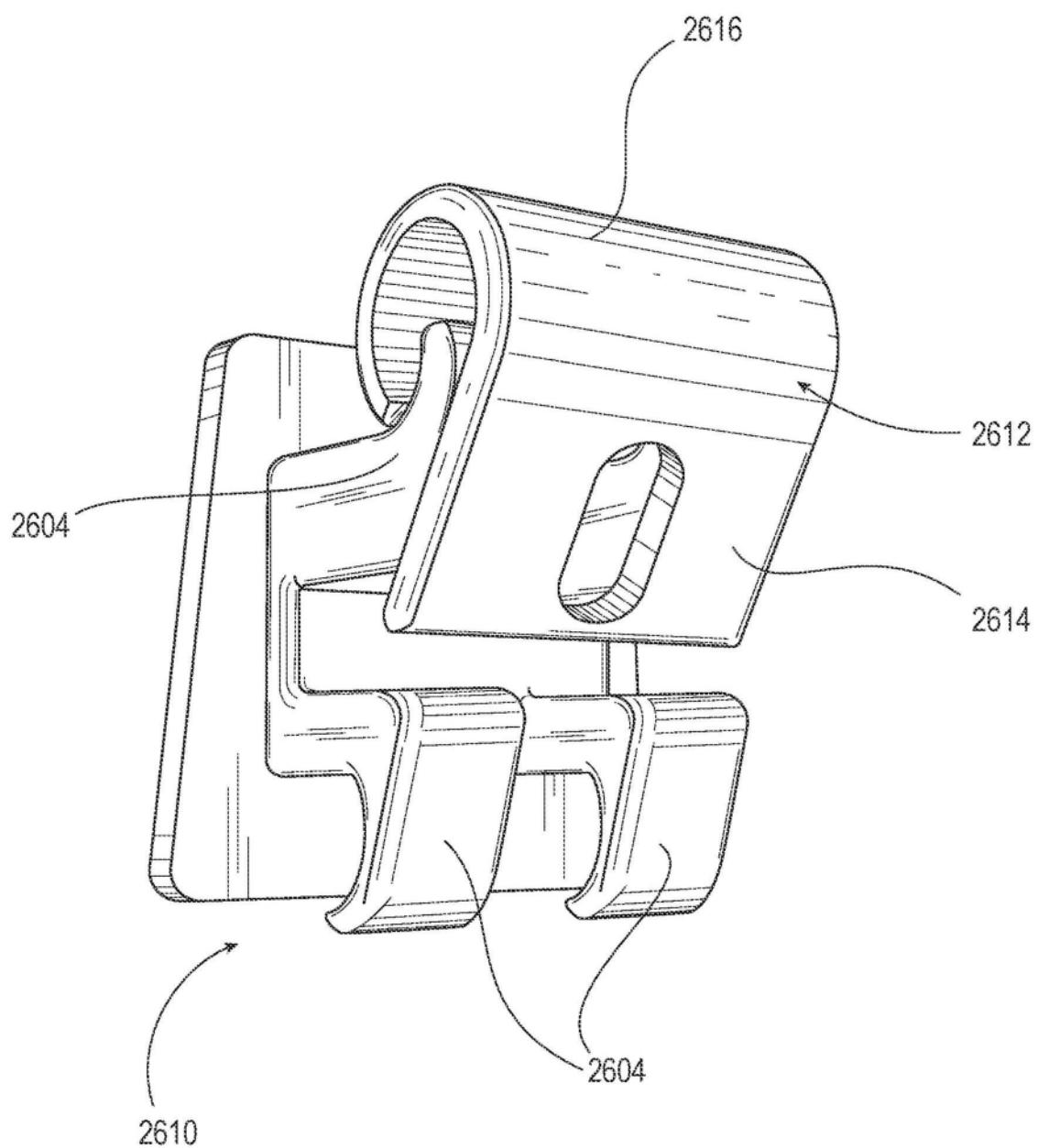


图26e

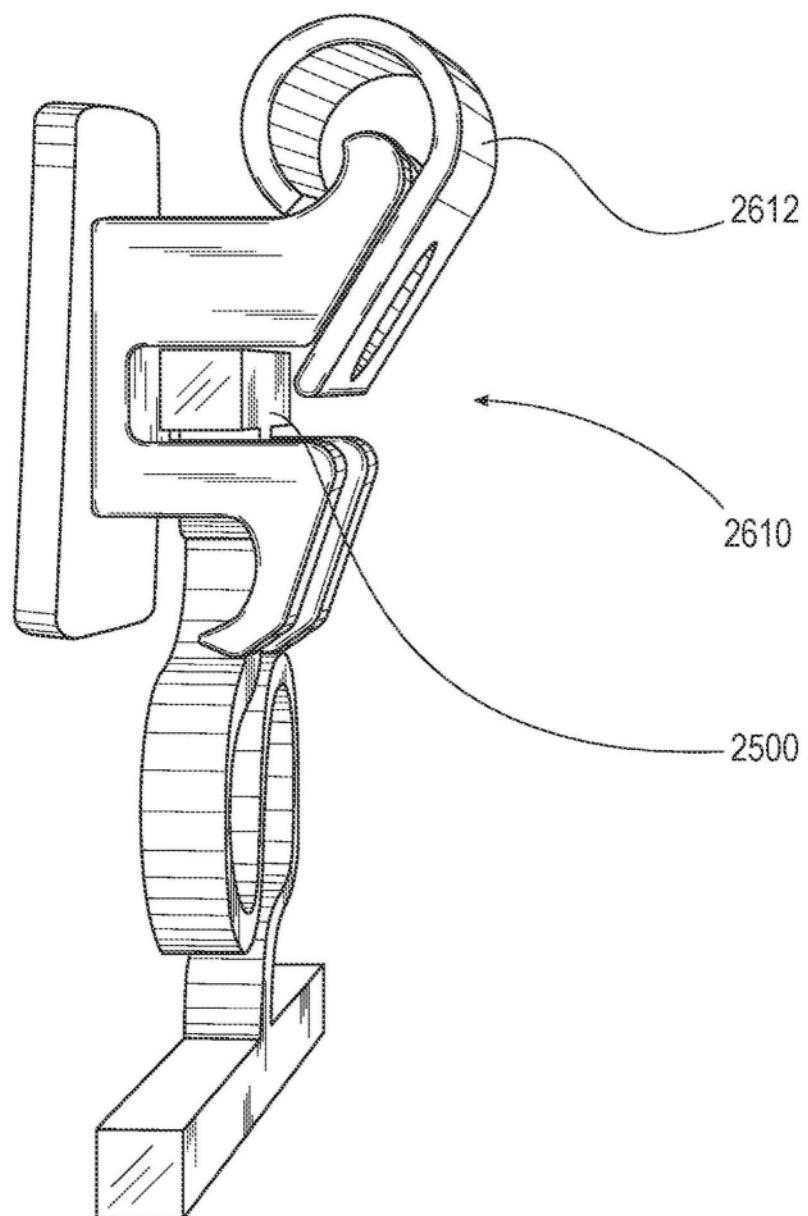


图26f

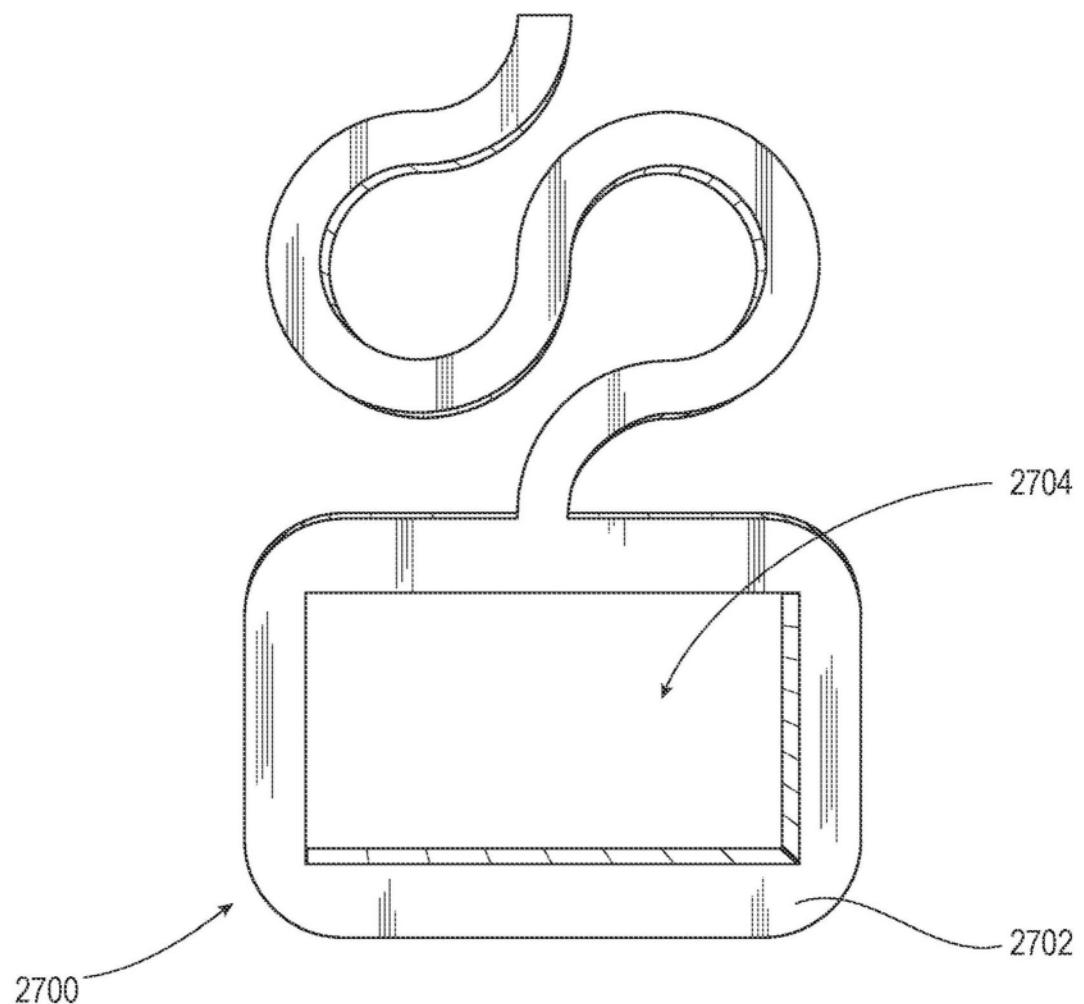


图27a

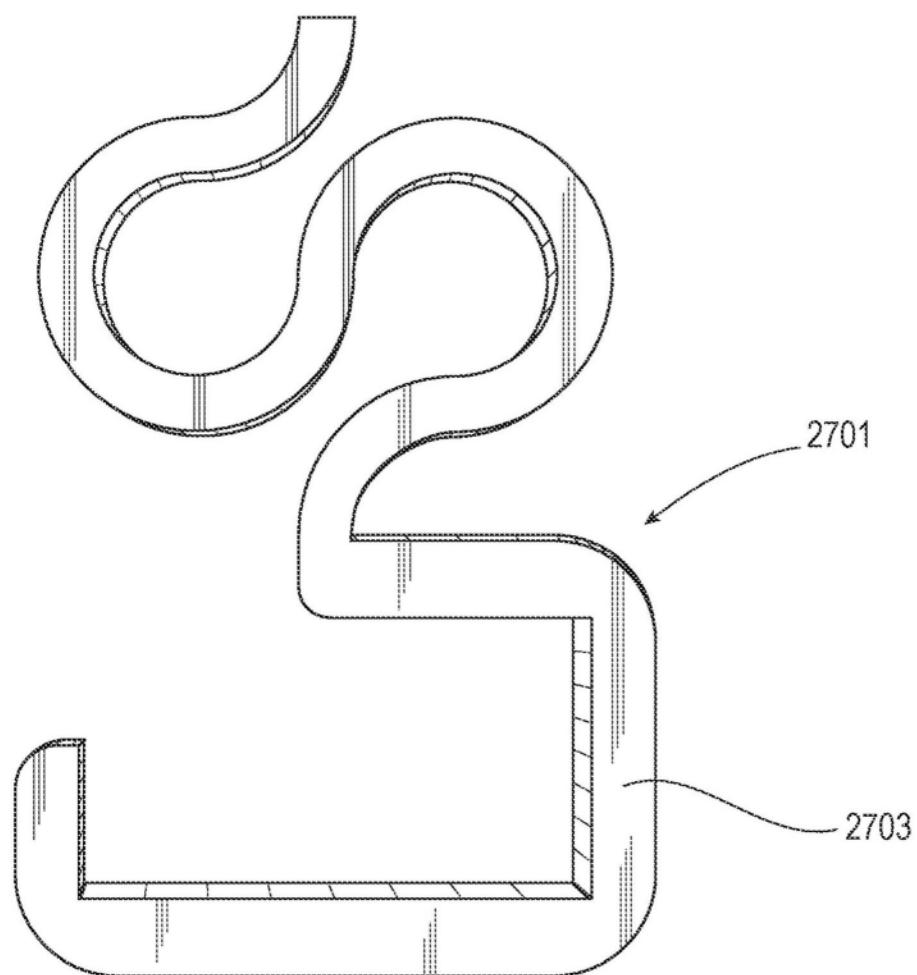


图27b

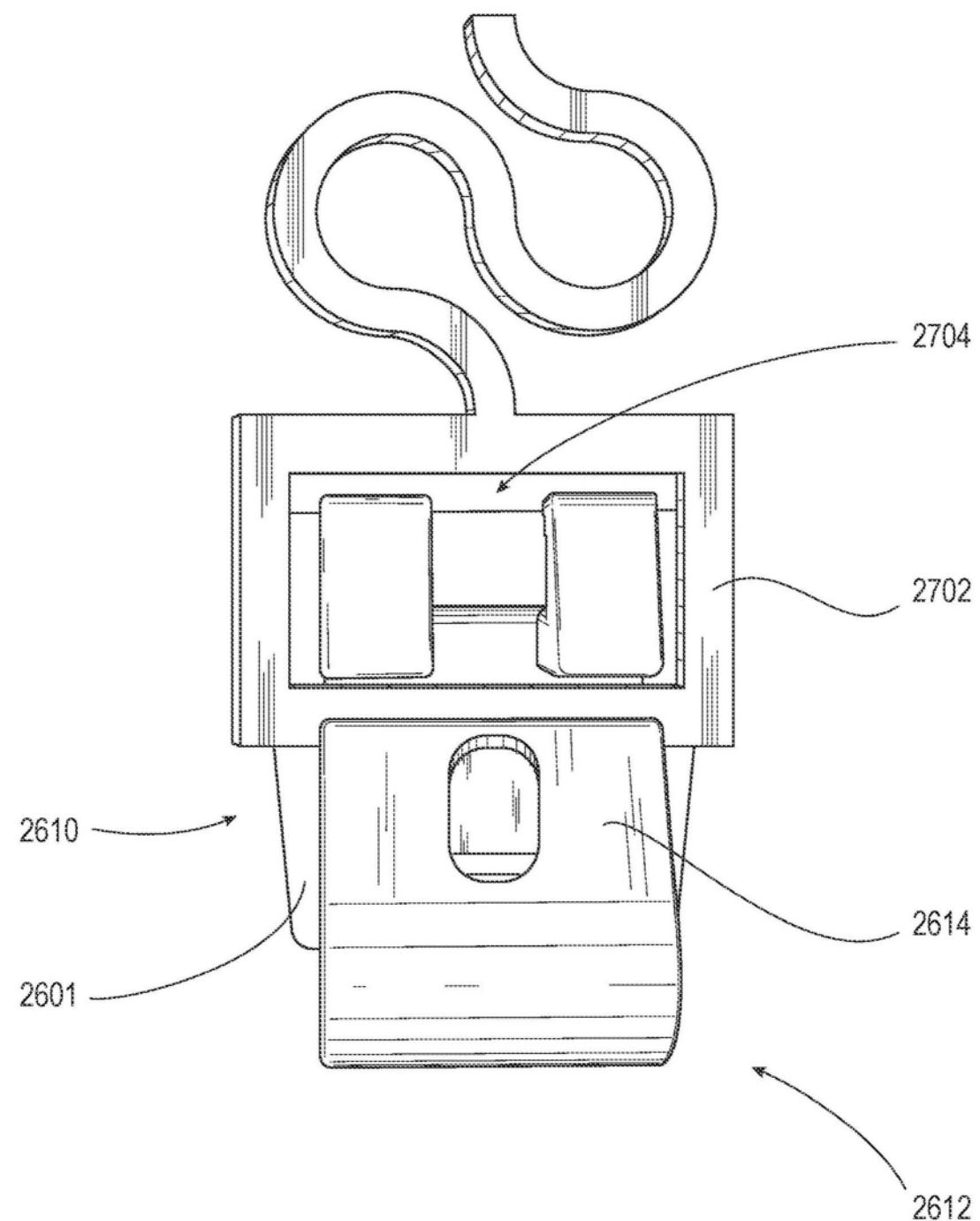


图28