



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114587656 A

(43) 申请公布日 2022. 06. 07

(21) 申请号 202210302067.5

(22) 申请日 2016.07.07

(30) 优先权数据

62/189,259 2015.07.07 US

62/189,282 2015.07.07 US

15/202,348 2016.07.05 US

15/202,342 2016.07.05 US

(62) 分案原申请数据

201680040285.9 2016.07.07

(71) 申请人 阿莱恩技术有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 A·鲍隆凯 程继华 吴傅明

陈艳 J·莫顿

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司
72003

专利代理师 黄艳

(51) Int.Cl.

A61C 7/00 (2006.01)

A61C 7/08 (2006.01)

A61C 7/10 (2006.01)

A61C 7/14 (2006.01)

A61C 7/36 (2006.01)

B33Y 50/02 (2015.01)

B33Y 80/00 (2015.01)

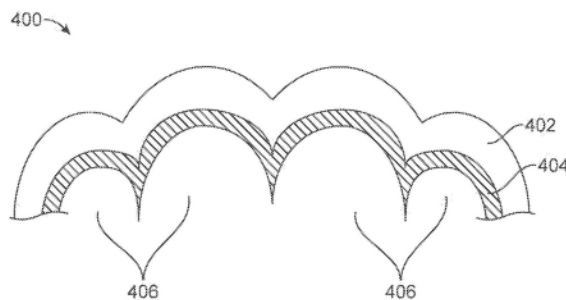
权利要求书1页 说明书35页 附图24页

(54) 发明名称

附件模板和多材料校准器的制造

(57) 摘要

提供了用于生产口腔正畸矫正器的系统、方法和装置。口腔正畸矫正器包括外壳体,该外壳体包括多个空腔,该多个空腔被成形为容纳患者牙齿并响应于矫正器被佩戴在患者牙齿上而产生力或转矩中的一个或多个。口腔正畸矫正器可以包括内部结构,内部结构的刚度与外壳体的刚度不同。内部结构可以被定位在外壳体的内表面上,以便将力或转矩中的一个或多个分配到被容纳在多个空腔内的至少一颗牙齿。



1. 一种用于将附件放置在患者的牙齿上的矫正器,所述矫正器包括:
附件;
支撑件,所述支撑件包括一个或多个连结结构以保持所述附件;以及
校准结构,连结到所述支撑件,以接纳牙齿的至少一部分,并且将所述附件定位在所述牙齿上的预定位置;

其中所述一个或多个连结结构在所述支撑件与所述附件之间延伸,并且其中所述一个或多个连结结构被构造为通过去除所述校准结构而将所述附件从所述牙齿释放。

2. 一种设计附件模板的方法,所述附件模板用于将附件放置在患者的牙齿上,所述方法包括:

确定用以将牙齿从初始排列移动到目标排列的移动路径;

确定所述附件模板的几何形状,其中所述附件模板被构造成将附件在确定位置固定到所述牙齿,从而使对应的口腔正畸矫正器能够产生力以沿着所述移动路径移动所述牙齿,其中所述附件模板的几何形状包括:

支撑件,包括连结结构以保持所述附件,以及

校准结构,连结到所述支撑件,以将所述附件定位在所述确定位置;基于确定的所述几何形状产生用于直接制造所述附件模板的指令,其中所述指令包括将所述几何形状以逐层的方式制造为一体形式。

3. 一种设计口腔正畸矫正器的方法,所述口腔正畸矫正器用于重新定位患者的牙齿,所述方法包括:

确定用以将一颗或多颗牙齿从初始排列移动到目标排列的移动路径;

确定所述口腔正畸矫正器的几何形状,所述口腔正畸矫正器被构造为产生力以沿着所述移动路径移动所述一颗或多颗牙齿,其中所述口腔正畸矫正器包括:

外壳体,包括多个牙齿容纳空腔,

凸部,设置在所述外壳体的内表面上,

其中所述凸部被构造成当被接纳在所述多个牙齿容纳空腔内时,从所述内表面的颊部或舌部向内偏压向所述患者的牙齿的至少一颗牙齿的对应的颊面或舌面;以及

基于确定的所述几何形状产生用于直接制造所述口腔正畸矫正器的指令,其中所述指令包括将所述几何形状以逐层的方式制造为一体形式,并且其中所述指令包括使用第一聚合物材料制造所述外壳体并且使用第二聚合物材料制造所述凸部。

附件模板和多材料校准器的制造

[0001] 本申请是阿莱恩技术有限公司的发明专利申请(申请日为2016年7月7日、申请号为201680040285.9,发明名称为“附件模板和多材料校准器的制造”)的分案申请。

[0002] 交叉引用

[0003] 本申请要求享有2016年7月5日提交的美国申请序号第15/202,342号、2016年7月5日提交的美国申请序号第15/202,348号、2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,282号以及2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,259号的权益,其各自的公开内容通过引用整体并入本文。

[0004] 下面共同未决专利申请的主题与本申请有关:2016年7月5日提交的题为“DIRECT FABRICATION OF ALIGNERS WITH INTERPROXIMAL FORCE COUPLING(用邻接力连结直接制造校准器)”的美国申请序号第15/202,472号(代理人案号为22773-855.201),其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,263号的权益;2016年7月5日提交的题为“DIRECT FABRICATION OF ALIGNERS FOR ARCH EXPANSION(用于扩大牙弓的校准器的直接制造)”的美国申请序号第15/202,452号(代理人案号为22773-857.201),其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,271号以及2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,301号的权益;2016年7月5日提交的标题为“DIRECT FABRICATION OF ALIGNERS FOR PALATE EXPANSION AND OTHER APPLICATIONS(用于口腔扩张和其他应用的校准器的直接制造)”的美国申请序号第15/202,467号(代理人案号22773-859.201),其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,301号、2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,271号的权益;2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,271号;2016年7月5日提交的标题为“SYSTEMS, APPARATUSES AND METHODS FOR DENTAL APPLIANCES WITH INTEGRALLY FORMED FEATURES(具有整体形成特征的牙科矫正器的系统、设备和方法)”的美国申请序号第15/202,254号(代理人案号为22773-860.201),其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,291号、2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,312号以及2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,317号的权益;2016年7月5日提交的题为“DIRECT FABRICATION OF POWER ARMS(动力臂的直接制造)”的美国申请序号第15/202,299号(代理人案号22773-861.201),其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,291号、2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,312号以及2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,317号的权益;2016年7月5日提交的题为“DIRECT FABRICATION OF ORTHODONTIC APPLIANCES WITH VARIABLE PROPERTIES(具有可变性质的口腔正畸矫正器的直接制造)”(代理人案号为22773-856.201)的美国申请序号第15/202,187号,其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,291号、2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,312号以及2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,317号的权益;2016年7月5日提交的题为“SYSTEMS, APPARATUSES AND METHODS FOR SUBSTANCE DELIVERY FROM DENTAL APPLIANCE(用于从牙齿矫正器递送物质的系统、设备和方法)”的美国申请序号第15/202,139号(代理人案号为ALGNP006B),其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,303号、2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,318号的权益;2016年7月5日提交的题为“DENTAL MATERIALS

USING THERMOSET POLYMERS (使用热固性聚合物的牙科材料)”的美国申请序号第15/201,958号(代理人案号582758:62-15US),其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,380号的权益;2016年7月5日提交的题为“DENTAL APPLIANCE HAVING ORNAMENTAL DESIGN (具有装饰设计的牙齿矫正器)”的美国申请序号第15/202,083号(代理人案号ALGNP006A),其要求2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,303号、2015年7月7日提交的美国临时申请第62/189,318号的权益,其全部公开内容通过引用并入本文。

背景技术

[0005] 现有的口腔正畸手术通常涉及将患者牙齿重新定位到期望的排列,以矫正咬合不正和/或提高美感。为了实现这些目的,可以由口腔正畸医生将诸如牙套、固位器、壳校准器之类的口腔正畸矫正器应用到患者牙齿上。矫正器可以被构造成对一颗或多颗牙齿施加力以实现所需的牙齿移动。力的施加可以由医生来定期调节(例如,通过改变矫正器或使用不同类型的矫正器),以将牙齿递增地重新定位到期望的排列。

[0006] 附件还可以被放置在牙齿上,用以进行牙齿和口腔正畸治疗,以帮助重新定位患者牙齿。

[0007] 现有的用以移动牙齿的口腔正畸方法和设备在至少某些方面并不理想。在某些情况下,采用具有同质和/或连续材料性质的矫正器的现有的口腔正畸方法可能不能对施加到牙齿上的力提供足够的控制。例如,由单一材料制造的现有的矫正器可能表现出对施加到牙齿的子组的力的比较不理想的控制。在一些情况下,相对刚性的口腔正畸矫正器可能需要比理想的更严格的制造公差,而这样的制造公差至少在一些情况下可能会不利地影响所施加的力的准确性。并且,在至少一些情况下,矫正器会在远离待移动的牙齿的位置处变形,这使得牙齿移动的准确性可能不理想。

[0008] 尽管已经提出了用来将附件放置在牙齿上的附件模板,但是现有的方法和设备可能会比理想的更难以使用。并且,现有的附件模板的准确性可能不如理想的准确。现有的校准模板的制造方法可能比理想的更耗时且昂贵。

[0009] 鉴于上述情况,需要改进的口腔正畸矫正器。理想地,这些矫正器将借助对施加到牙齿上的力的改进的控制、在治疗期间施加在牙齿上的更加恒定量的力、以及对制造公差的降低的敏感度,来形成更精确的牙齿移动。

发明内容

[0010] 本文提供了用于重新定位患者牙齿的改进的系统、方法和装置。用于重新定位牙齿的口腔正畸矫正器包括非均质性质,以便改进对施加到牙齿的不同子组上的力和/或转矩的控制。例如,矫正器的不同部分可以包括不同的材料组成,以便产生不同的局部刚度,且可以使用不同的局部刚度来产生为特定的表面下的牙齿定制的局部力和/或转矩。在一些实施例中,矫正器包括产生力和/或转矩的刚性外壳体以及与牙齿表面接合的柔顺内部结构,以便改善对牙齿的力和/或转矩分布。有利地,使用连结到刚性外壳体的柔顺内部结构可以减小施加的力或转矩的量的波动,这可以提高矫正器的精度和可靠性。备选地或组合地,在此描述的用于矫正器设计和制造的方法允许识别矫正器外壳体的部分与用于形成壳体的材料片的部分之间的空间对应,这可以提高制造具有不同局部性质的矫正器的准确

性,用于改进对施加到牙齿上的力和/或转矩的控制。

[0011] 在第一方案中,用于根据治疗计划重新定位患者牙齿的口腔正畸矫正器包括外壳体,该外壳体包括多个空腔,上述多个空腔被成形为容纳患者牙齿并响应于矫正器被佩戴在患者牙齿上而产生力或转矩中的一个或多个。口腔正畸矫正器可以包括具有与外壳体的刚度不同的刚度的内部结构。内部结构可以被定位在外壳体的内表面上,以便将力或转矩中的一个或多个分配到至少一个容纳的牙齿。

[0012] 在另一方案中,用于设计用于根据治疗计划重新定位患者牙齿的口腔正畸矫正器的方法包括接收壳体的3D表达式,壳体的3D表达式包括被成形为容纳患者牙齿的多个空腔。壳体可以包括多个壳体部分,每个壳体部分被定位成接合患者牙齿的不同子组。该方法可以进一步包括产生对应于壳体的3D表达式的2D表达式。2D表达式可以表示用于形成壳体的材料片。材料片可以包括对应于多个壳体部分的多个片部分。

[0013] 本文公开的方法和矫正器还改进了附件在牙齿上的放置。矫正器可被直接地制造,使得矫正器能够以成本有效的方式来制造。在许多实施例中,矫正器包括支撑件,该支撑件包括用于保持一个或多个附件的一个或多个连结结构。校准结构连结到支撑件以容纳牙齿的至少一部分,并在一颗或多颗牙齿上的一个或多个预定位置处放置一个或多个附件。一个或多个连结结构被构造成在从一颗或多颗牙齿移除校准结构的情况下释放附件。在一些实施例中,附件可以用粘合剂直接地制造,且可移除盖可在粘合剂上被直接地制造。

[0014] 一个或多个连结结构可通过多种方式被直接地制造和构造以从牙齿释放。一个或多个连结结构的尺寸和形状可被设定为保持附件。一个或多个连结结构的尺寸和形状被设定成借助在支撑件与附件之间延伸的间隙来保持附件。一个或多个连结结构可包括在支撑件与附件之间延伸的一个或多个延伸部。一个或多个连结结构可包括在支撑件与附件之间延伸的多个延伸部。一个或多个连结结构可包括分离器,该分离器的尺寸和形状被设计成将附件与支撑件分离。一个或多个连结结构包括形成在所述支撑件中的凹部,凹部的尺寸和形状被设计成将附件与支撑件分开。

[0015] 虽然矫正器可通过多种方式制造,但是在许多实施例中,矫正器是响应于患者口腔的三维扫描数据而被制造的。患者口腔的三维扫描数据可以被接收。支撑件的三维形状轮廓响应于三维扫描数据确定,而且校准结构的三维形状轮廓响应于扫描数据而被确定。一个或多个连结结构的三维形状轮廓可以响应于三维扫描数据而确定,以便在从一颗或多颗牙齿移除校准结构的情况下释放附件。

[0016] 参考引用

[0017] 本说明书中提及的所有出版物、专利和专利申请通过引用并入本文,其程度如同每个单独的出版物、专利或专利申请被具体和单独地指出,以便通过引用并入。

附图说明

[0018] 本发明的新颖特征在所附权利要求中具体阐述。通过参考阐述了说明性实施例的以下详细描述将获得对本发明的特征和优点的更好的理解,在这些实施例中利用了本发明的原理,附图中:

[0019] 图1A示出根据多个实施例的牙齿重新定位矫正器;

[0020] 图1B示出根据多个实施例的牙齿重新定位系统;

- [0021] 图2示出根据多个实施例的使用多个矫正器的口腔正畸治疗的方法；
- [0022] 图3A和图3B示出根据多个实施例的包括刚性外壳体和柔顺内部结构的口腔正畸矫正器的一部分；
- [0023] 图3C示出根据多个实施例的三层口腔正畸矫正器的一部分；
- [0024] 图4A示出根据多个实施例的具有刚性外层和柔顺内层的三层口腔正畸矫正器的横截面；
- [0025] 图4B示出根据多个实施例的具有带有增厚部分的柔顺内层的口腔正畸矫正器的横截面；
- [0026] 图4C示出根据多个实施例的包括形成在刚性外层中的凸部的口腔正畸矫正器的横截面；
- [0027] 图4D示出根据多个实施例的包括多个刚性外壳体和单个柔顺内壳体的治疗系统；
- [0028] 图5A示出根据多个实施例的具有多个离散的垫块结构的矫正器；
- [0029] 图5B示出根据多个实施例的具有多个离散的插塞结构的矫正器；
- [0030] 图5C示出根据多个实施例的具有多个离散的膨胀结构的矫正器；
- [0031] 图5D示出根据多个实施例的用于矫正器的示例性载荷-位移曲线；
- [0032] 图5E示出根据多个实施例的具有多个离散的垫块结构的矫正器；
- [0033] 图5F示出根据多个实施例的具有多个连接的垫块结构的矫正器；
- [0034] 图5G示出根据多个实施例的具有多个离散的垫块结构的矫正器；
- [0035] 图5H示出根据多个实施例的具有多个离散的垫块结构的矫正器；
- [0036] 图6A示出根据多个实施例的包括接合牙齿安装附件的内部结构的矫正器；
- [0037] 图6B示出根据多个实施例的包括柔顺牙齿安装附件的矫正器；
- [0038] 图6C示出根据多个实施例的具有保护层的柔顺附件安装式结构；
- [0039] 图7A、图7B和图7C示意性地示出根据多个实施例的在牙齿上的独立的力施加；
- [0040] 图8A示出根据多个实施例的患者牙齿、口腔正畸矫正器和材料片之间的空间对应关系；
- [0041] 图8B示出根据多个实施例的用于形成矫正器的材料片；
- [0042] 图8C示出根据多个实施例的图8B的材料片的横截面；
- [0043] 图8D示出根据多个实施例的图8B的材料片的横截面；
- [0044] 图9示出根据多个实施例的用于设计和制造口腔正畸矫正器的方法；
- [0045] 图10A示出根据多个实施例的用于制造矫正器的增材制造工艺；
- [0046] 图10B示出根据多个实施例的用于制造矫正器的减材制造工艺；
- [0047] 图11A和图11B示出根据多个实施例的从多个重叠材料层制造材料片的示意图。
- [0048] 图12A到图12C示出根据多个实施例的从多个非重叠材料部分制造材料片；
- [0049] 图13示出根据多个实施例的用于数字化计划口腔正畸治疗的方法；
- [0050] 图14是根据多个实施例的数据处理系统的简化框图；
- [0051] 图15示出根据多个实施例的用于设计口腔正畸矫正器的方法；
- [0052] 图16示出根据多个实施例的用于设计口腔正畸矫正器的方法；
- [0053] 图17A示出根据多个实施例的直接制造的附件模板；以及
- [0054] 图17B示出诸如图17A所示的附件模板的容座的详细视图。

具体实施方式

[0055] 本公开提供了用于患者牙齿的改进的口腔正畸治疗的系统、方法和装置。在一些实施例中,本公开提供了具有不同性质的不同部分的改进的口腔正畸矫正器。利用如本文所述的具有不同局部性质的矫正器,可以提高对不同牙齿的子组施加力和/或转矩的控制,因此增强口腔正畸治疗的可预测性和有效性。例如,口腔正畸矫正器可以包括具有不同刚度的多个部分(例如,相对刚性部分和相对柔顺部分),以便即使当矫正器的制造公差相对较差时也能提供更一致的力和/或转矩施加。此外,本公开所述的矫正器设计和制造方法可以增强生产具有不同局部性质的矫正器的准确性和灵活性,从而允许生产更复杂和定制化的矫正器。

[0056] 在一个方案中,提供了一种根据治疗计划重新定位患者牙齿的口腔正畸矫正器。该矫正器可以包括:外壳体,该外壳体包括多个空腔,上述空腔被成形为容纳患者牙齿并响应于矫正器被佩戴在患者牙齿上而产生力或转矩中的一个或多个;以及内部结构,具有与外壳体的刚度不同的刚度。内部结构可以被定位在外壳体的内表面上,以便将力或转矩中的一个或多个分配到多个空腔内容纳的至少一颗牙齿。

[0057] 在另一方案中,提供了根据治疗计划重新定位患者牙齿的口腔正畸矫正器。该矫正器可以包括:外壳体,该外壳体包括被成形为在患者牙齿上施加一个或多个力或转矩的多个牙齿容纳空腔;以及内部结构,被定位在外壳体的内表面上。内部结构可以具有与外壳体的刚度不同的刚度,使得内部结构被构造为呈现出的变形量大于由外壳体呈现出的变形量。

[0058] 在一些实施例中,内部结构的刚度小于外壳体的刚度。内部结构可以被构造成在将矫正器放置在患者牙齿上之前呈现第一构造,且在将矫正器放置在患者牙齿上之后呈现第二构造。第一构造可以在关于以下一个或多个方面不同于第二构造:内部结构的厚度轮廓(profile,分布)、内部结构的横截面形状或内部结构的内表面轮廓。内部结构可以被构造为呈现出的变形量大于当矫正器被佩戴在患者牙齿上时由外壳体呈现出的变形量。内部结构的变形可以包括以下的一个或多个:内部结构的厚度轮廓的变化、内部结构的横截面形状的变化或者内部结构的内表面轮廓的变化。当矫正器佩戴在患者牙齿上时,外壳体可以大体上不变形。

[0059] 在一些实施例中,内部结构包括可压缩材料。该内部结构可以具有处在从约0.2MPa到约20MPa的范围内的弹性模量。

[0060] 在一些实施例中,外壳体的内表面轮廓与至少一颗牙齿的表面轮廓不同,由此当矫正器被佩戴在患者牙齿上时产生一个或多个力或转矩。例如,外壳体的内表面轮廓可以包括牙齿容纳空腔的位置或取向,该牙齿容纳空腔的位置或取向不同于被容纳在牙齿容纳空腔内的至少一颗牙齿的表面轮廓的位置或取向。外壳体的内表面轮廓可以包括朝向至少一颗牙齿向内延伸的凸部,且其中,内部结构被定位在凸部与至少一颗牙齿之间。

[0061] 在一些实施例中,内部结构包括被定位在外壳体与患者牙齿之间的连续内层。该连续内层可被可移除地连结到外壳体或永久地贴附到外壳体上。连续内层可以包括相对于第二层部分具有增加的厚度的第一层部分,且第一层部分可以被定位为接合至少一颗牙齿,以便分配力或转矩中的一个或多个。

[0062] 在一些实施例中,该内部结构包括被定位成接合至少一颗牙齿的一个或多个离散

的垫块结构。一个或多个离散的垫块结构可以经由安装在至少一颗牙齿上的一个或多个附件接合至少一个容纳的牙齿。可选地,内部结构可以包括多个离散的垫块结构,每个垫块结构被定位成接合至少一颗牙齿的不同部分。一个或多个离散的垫块结构可以是实心的。备选地,一个或多个离散的垫块结构可以是中空的。在一些实施例中,一个或多个离散的垫块结构填充有流体,上述流体可选地保持在基本恒定的压力下。

[0063] 在一些实施例中,内部结构连结到外壳体的内表面。备选地或组合地,内部结构可以连结到牙齿表面或安装在牙齿表面上的附件。

[0064] 在一些实施例中,矫正器还包括连结到外壳体的外表面的最外层。最外层的刚度可小于或大于外壳体的刚度。最外层可以被构造为抵抗擦伤、磨损、染色或生物交互作用。最外层可以具有大于或等于约70肖氏硬度D的硬度。

[0065] 在一些实施例中,矫正器还包括连结到内部结构的内表面的最内层。最内层可以具有小于或大于内部结构的刚度的刚度。该最内层可以被构造为抵抗擦伤、磨损、染色或生物交互作用。最内层可以具有大于或等于约70肖氏硬度D的硬度。

[0066] 在一些实施例中,内部结构包括网纹表面,网纹表面被成形为引导唾液离开至少一颗牙齿的表面或流向至少一颗牙齿的表面。

[0067] 在一些实施例中,内部结构通过铣削、蚀刻、涂覆、喷射、立体平板打印或打印中的一种或多种形成。可选地,内部结构通过直接制造技术与外壳体一体地形成成为单件。直接制造技术可以包括槽光固化(vat photopolymerization)、材料喷射、粘合剂喷射、材料挤出、粉末床熔合、片材层压或定向能量沉积中的一种或多种。直接制造技术可以包括多材料直接制造。

[0068] 在另一方案中,所述方法包括提供如本文任何实施例中的矫正器。

[0069] 在另一方案中,提供了一种用于根据治疗计划来设计用于重新定位患者牙齿的口腔正畸矫正器的方法。该方法可以包括接收壳体的3D表达式,该壳体包括被成形为容纳患者牙齿的多个空腔,该壳体包括多个壳体部分,每个壳体部分被定位成接合患者牙齿的不同子组。该方法可以包括生成对应于壳体的3D表达式的2D表达式,该2D表达式表示将要用于形成壳体的材料片。材料片可以包括对应于多个壳体部分的多个片部分。

[0070] 在一些实施例中,2D表达式是基于用于多个空腔的空腔几何体的一个或多个、用于形成壳体的制造方法、用于形成壳体的制造温度、用于形成壳体的一种或多种材料、用于形成壳体的一种或多种材料的材料性质、或用于形成壳体的一种或多种材料的应变率而产生的。2D表达式可以通过转换3D表达式来产生,该转换包括展开(expanding)或平面化(flattening)3D表达式中的一种或多种。2D表达式可以通过模拟从2D表达式到3D表达式的直接变形或反向变形来产生。

[0071] 在一些实施例中,该方法还包括确定用于多个片部分中的每个片部分的材料组成。多个片部分中的至少一些片部分可以包括不同的材料组成。该方法还可以包括产生用于制造包括具有所确定的材料组成的多个片部分的材料片的指令,以及产生用于从所制造的材料片形成壳体的指令。在一些实施例中,内壳体包括牙齿面向表面,且外壳体的外表面被暴露。

[0072] 在一些实施例中,多个不同片部分中的至少一些具有不同的几何形状。多个不同片部分中的至少一些可以具有不同的刚度。该方法还可以包括确定多个片部分中的每个片

部分的期望刚度,以及基于期望刚度确定多个片部分中的每个片部分的材料组成。不同的材料组成可以包括以下一种或多种:不同数量的材料层、不同组合的材料类型、或不同厚度的材料层。

[0073] 在一些实施例中,所制造的材料片包括外层和内层,该内层的刚度小于外层的刚度,且当壳体被佩戴在患者牙齿上时,内层被定位在外层与患者牙齿之间。不同的材料组成可以包括不同厚度的内层。当壳体被佩戴在患者牙齿上时,外层可以被构造为产生至少一个力或转矩,内层可以被构造为将至少一个力或转矩分配到至少一个容纳的牙齿。

[0074] 在一些实施例中,制造材料片包括:提供第一材料层,且将第二材料增加到该层的一个或多个部分。备选地或组合地,制造材料片可以包括提供包括第一材料层和第二材料层的片,并除去第二材料层的一个或多个部分。可选地,制造材料片包括连结多个重叠材料层以形成多层材料片。制造材料片可以包括连结多个非重叠材料部分以形成单层材料片。制造材料片可以包括将一个或多个支撑层连结到单层材料片。

[0075] 在一些实施例中,形成壳体包括在模具上热成型所制造的材料片,使得多个片部分形成为多个壳体部分。

[0076] 在另一方案中,提供了一种用于设计用于根据治疗计划来重新定位患者牙齿的口腔正畸矫正器的系统。该系统可以包括一个或多个处理器和存储器。存储器可以包括可由一个或多个处理器来执行的指令,以使系统接收壳体的3D表达式,该壳体包括被成形为容纳患者牙齿的多个空腔,该壳体包括多个壳体部分,每个壳体部分被定位成接合患者牙齿的不同子组。该指令可以使得系统产生对应于壳体的3D表达式的2D表达式,该2D表达式表示用于形成壳体的材料片,且材料片包括对应于多个壳体部分的多个片部分。

[0077] 在另一方案中,提供了一种用于设计用于重新定位患者牙齿的口腔正畸矫正器的方法。该方法可以包括确定用以将一颗或多颗牙齿从初始排列移动到目标排列的移动路径,以及确定用以产生沿着移动路径的一颗或多颗牙齿的移动的加力系统。该方法可以包括确定被构造为产生加力系统的口腔正畸矫正器的矫正器几何形状。口腔正畸矫正器可以包括:外壳体,包括多颗牙齿容纳空腔;以及内部结构,被定位在外壳体的内表面上,该内部结构包括与外壳体的刚度不同的刚度,使得内部结构被构造成呈现出的变形量大于外壳体所呈现出的变形量。该方法可以包括产生用于使用制造技术来制造具有矫正器几何形状的口腔正畸矫正器的指令。

[0078] 在一些实施例中,所述制造技术是直接制造技术。

[0079] 在一些实施例中,直接制造技术包括槽光固化、材料喷射、粘合剂喷射、材料挤出、粉末床熔合、片材层压或定向能量沉积中的一种或多种,且可为连续直接制造工艺、多材料直接制造或其他直接制造工艺。指令可以被配置为引起制造机同时形成外壳体与内部结构。

[0080] 在一些实施例中,该方法还包括确定用于外壳体或内部结构中的一个或多个的材料组成。

[0081] 在另一方案中,提供了一种用于将附件放置在患者牙齿上的矫正器。该矫正器可包括附件和支撑件。支撑件可包括一个或多个连结结构以保持附件。该矫正器还可包括一个或多个校准结构,上述校准结构连结到支撑件以容纳牙齿的至少一部分,并将附件放置在牙齿上的预定位置处。一个或多个连结结构可被构造为在从牙齿移除校准结构的情况下

释放附件。

[0082] 在一些实施例中,校准结构包括:校准器的至少空腔部分,其尺寸和形状被设定成容纳牙齿;以及支撑件,其包括从空腔部分延伸到凹部的校准器部分。该凹部被成形为容纳附件,并包括一个或多个连结结构以保持附件,且其中,校准器的至少空腔部分和从至少空腔部分延伸到凹部的校准器部分已被直接地制造在一起。可选地,一个或多个连结结构包括在支撑件与附件之间延伸的一个或多个延伸部。一个或多个延伸部可按照比校准结构大的速率来吸收红外光。

[0083] 在一些实施例中,矫正器在附件上包括粘合剂,且还可在粘合剂上包括盖。盖可从粘合剂上移除。

[0084] 在另一方案中,提供了一种制造矫正器的方法。该方法可包括直接地制造包括形成在牙齿容纳空腔中的支撑件的校准器本体。牙齿容纳空腔可被构造为容纳牙齿。该方法还可包括将一个或多个连结结构直接地制造到支撑件,以及将附件直接地制造到连结结构。校准器可被构造为将附件在牙齿上的预定位置处校准,且一个或多个连结结构可被构造为在校准器本体从牙齿移除的情况下释放附件。

[0085] 在一些实施例中,支撑件、校准器本体和一个或多个连结结构被直接地制造在一起。可选地,校准结构可包括:校准器的空腔的至少一部分,其尺寸和形状被设定成容纳一颗或多颗牙齿,且支撑件可包括校准器的一部分,其包括被成形为容纳附件的凹部。该凹部可包括一个或多个连结结构以保持附件,校准器本体、一个或多个连结结构和凹部可被直接地制造在一起。

[0086] 在一些实施例中,一个或多个连结结构被构造为在校准结构从一颗或多颗牙齿移除时断裂。可选地,一个或多个连结结构的尺寸和形状可被设定为保持附件。一个或多个连结结构的尺寸和形状可被设定为借助支撑件与附件之间延伸的间隙保持附件。

[0087] 在一些实施例中,一个或多个连结结构包括在支撑件与附件之间延伸的一个或多个延伸部。一个或多个连结结构可以包括分离器,该分离器的尺寸和形状被设定为使附件与支撑件分离。一个或多个连结结构可以包括形成在支撑件中的凹部,所述凹部的尺寸和形状被设定成使附件与支撑件分离。

[0088] 在一些实施例中,该方法可以包括在附件上形成粘合结构。可选地,该方法可包括在一个或多个附件上形成粘合剂,其中,粘合剂、一个或多个连结结构、校准结构和一个或多个衔接结构被直接地制造在一起。

[0089] 在一些实施例中,该方法可包括在粘合剂上形成盖,该盖能够从粘合剂移除。盖、粘合剂、支撑件、一个或多个连结结构、校准结构和一个或多个衔接结构可以直接地制造在一起。一个或多个延伸部可以由一材料形成,该材料以比校准器本体的红外吸收率更大的速率吸收红外光。

[0090] 如本文所使用的,术语“和/或”被用作功能词,用以表示两个单词或短语一起或单独地进行。例如,A和/或B包括A单独、B单独以及A和B一起。

[0091] 现在转而参照附图,其中,相同的附图标记在不同附图中表示相同的元件,图1A示出示例性的牙齿重新定位矫正器或校准器100,其可以由患者佩戴以实现颌中的单颗牙齿102的递增的重新定位。矫正器可以包括壳体(例如,连续的聚合物壳体或分段式壳体),该壳体具有牙齿容纳空腔,牙齿容纳空腔容纳并弹性地重新定位牙齿。在一个实施例中,矫正

器或其一个或多个部分可使用牙齿的物理模型间接地制造。例如,矫正器(例如,聚合物矫正器)可以使用牙齿的物理模型和合适的聚合物材料层的片形成。在一些实施例中,物理矫正器例如使用直接制造技术从矫正器的数字化模型直接地制造。矫正器可以适配在上颌或下颌中存在的所有牙齿上方,或少于全部的牙齿。矫正器可以被特别地设计以容纳患者的牙齿(例如,牙齿容纳空腔的形貌匹配患者牙齿的形貌),且可基于通过印模、扫描等产生的患者牙齿的阳模或阴模制造。备选地,矫正器可以是构造为容纳牙齿的通用矫正器,但并不一定被成形为匹配患者牙齿的形貌。在某些情况下,仅由矫正器容纳的特定牙齿将被矫正器重新定位,而其他牙齿可以提供用于将矫正器保持在适当位置的基部或锚定区域,因为矫正器将力施加在以重新定位为目标的一颗或多颗牙齿上。在一些情况下,许多牙齿或大部分牙齿甚至全部的牙齿将在治疗期间的某个时刻被重新定位。被移动的牙齿也可以用作基部或锚部,随着矫正器由患者佩戴,该基部或锚部用于保持矫正器。通常,将不提供用于将矫正器保持在牙齿上的适当位置的线或其他装置。然而,在一些情况下,理想的或必须的可以是,在牙齿102上提供单独的附件或其他锚定元件104,且在矫正器100中具有相应的容座或孔口106,使得矫正器可以在牙齿上施加选定的力。包括Invisalign®系统中使用的那些的示例性矫正器在被转让给Align Technology有限公司的许多专利和专利申请中(例如包括美国专利第6,450,807号和第5,975,893号中)以及公司网站上被描述,公司网站可在万维网上访问(例如参见网址“invisalign.com”)。在被转让给Align Technology有限公司的专利和专利申请(例如包括美国专利第6,309,215号和第6,830,450号)中也描述了适用于口腔正畸矫正器的在牙齿上安装的附件的示例。

[0092] 图1B示出包括多个矫正器112、114、116的牙齿重新定位系统110。本文所描述的任何矫正器可以被设计和/或设置为在牙齿重新定位系统中使用的一组多个矫正器的一部分。每个矫正器可被构造成使得牙齿容纳空腔具有对应于用于矫正器的中间或最后的牙齿排列的几何形状。通过在患者牙齿上放置一系列递增式位置调节矫正器,患者牙齿可以从初始牙齿排列被逐渐地重新定位到目标牙齿排列。例如,牙齿重新定位系统110可以包括:第一矫正器112,对应于初始牙齿排列;一个或多个中间矫正器114,对应于一个或多个中间排列;以及最终矫正器116,对应于目标排列。目标牙齿排列可以是患者牙齿选择的在所有计划的口腔正畸治疗结束时的计划最终牙齿排列。另外,目标排列可以是在口腔正畸治疗过程期间患者牙齿的许多中间排列中的一个,这可包括各种不同的治疗情况,包括但不限于:例如建议手术时,邻间减少(IPR)合适时,进度检查被安排时,锚定放置是最好的时,需要上腭扩张时,涉及到修复性牙科(例如嵌体、镶体、牙冠、齿桥、植入物、饰面等)时,等等。例如,应理解,目标牙齿排列可以是在一个或多个递增的重新定位阶段后,对于患者牙齿的任何计划中的最终(结果)排列。同样地,初始牙齿排列可以是患者牙齿的任何初始排列,随后接着一个或多个递增式的重新定位阶段。

[0093] 图2示出根据许多实施例的使用多个矫正器的口腔正畸治疗的方法200。方法200可使用本文所描述的任何矫正器或矫正器组来实践。在步骤210中,第一口腔正畸矫正器被应用于患者牙齿,以便将牙齿从第一牙齿排列重新定位到第二牙齿排列。在步骤220中,第二口腔正畸矫正器被应用于患者牙齿,以便将牙齿从第二牙齿排列重新定位到第三牙齿排列。方法200可以根据需要使用任何合适数量和组合的按顺序的矫正器来重复,以便将患者牙齿从初始排列递增地重新定位到目标排列。矫正器可以全部或者成组或分批地(例如,在

治疗的开始阶段)在相同的阶段产生,或者一次产生一个,而且患者可以佩戴每个矫正器,直到每个矫正器在牙齿上的压力不再能被感觉到为止,或者直到对于该给定阶段已经达到被表达出的牙齿移动的最大量为止。多个不同的矫正器(例如,一组)可以在患者佩戴多个矫正器中的任何矫正器之前被设计并甚至被制造。在佩戴矫正器一段适当的时间之后,患者可以用该系列中的下一个矫正器来替换当前的矫正器,直到再没有剩余的矫正器为止。矫正器通常并不被贴附到牙齿上,患者可在过程中的任何时间放置和更换矫正器(例如,患者可移除的矫正器)。该系列中的最终矫正器或一些矫正器可具有一个或多个几何形状,该一个或多个几何形状被选择对牙齿排列进行过度矫正。例如,一个或多个矫正器的几何形状可将个体牙齿移动(如果完全实现的话)至超出已经被选为“最终”的牙齿排列。为了在重新定位方法已被终止之后抵消潜在复发(例如,允许个体牙齿朝向它们的预矫正位置回移),这种过度矫正可能是符合期望的。过度矫正也有益于加快矫正速度(例如,具有被定位成超出期望的中间位置或最终位置的几何形状的矫正器可以以更大的速度将各颗牙齿朝向该位置移动)。在这种情况下,在牙齿到达由矫正器限定的位置之前,矫正器的使用就可被终止。此外,可以故意施加过度矫正,以便补偿矫正器的任何不准确或限制。

[0094] 口腔正畸矫正器有效地治疗患者牙齿的能力可以取决于其性质,例如刚度、弹性模量、硬度、厚度、强度或可压缩性。例如,这些性质可以影响矫正器可以施加到牙齿上的力和/或转矩的量,以及这种力和/或转矩可以被控制到的程度(例如,关于施加的位置、方向、大小等)。用于牙齿重新定位的最佳性质可基于待重新定位的牙齿的类型(例如,白齿、前白齿、犬齿、门齿)、移动类型(例如挤压、侵入、旋转、扭转、倾斜、平移)、目标移动距离、牙齿上所安装的附件的使用、或它们的组合而变化。患者的颌中不同的牙齿可能还需要不同类型的矫正器性质才能被有效地重新定位。在一些情况下,使用具有一致和/或同类性质的口腔正畸矫正器来有效地重新定位多颗牙齿可能是相对困难的。

[0095] 因此,本公开的各种实施例提供了在矫正器的不同部分之间具有异类和/或变化的性质的口腔正畸矫正器,以允许更有效地重新定位多颗牙齿。在这样的实施例中,矫正器的一个或多个部分可以具有与一个或多个其他部分不同的一个或多个性质,例如关于刚度、弹性模量、硬度、厚度、强度、可压缩性等性质中的一个或多个性质。矫正器可以包括具有不同性质的任何数量的部分,例如具有不同性质的2个、3个、4个、5个、6个、7个、8个、9个、10个、20个、30个、40个、50个或更多个部分。矫正器部分可以包括矫正器的任何部分,例如一颗或多颗牙齿容纳空腔或其部分。矫正器部分的尺寸和位置可以根据需要而改变。例如,矫正器部分可以被布置成容纳和/或接合患者牙齿的一子组,诸如单颗牙齿、多颗牙齿、牙齿的一部分(例如,舌面、颊面或咬合面)、或其组合。在一些实施例中,容纳不同子组的牙齿的矫正器部分(例如,前牙、后牙、待重新定位的牙齿、将保留在当前位置的牙齿)具有不同的性质。备选地或组合地,接合牙齿的不同表面(例如,颊面、舌面、咬合面)的矫正器部分可以具有不同的性质。如本文所进一步描述的,使用具有可变局部性质的口腔正畸矫正器可以允许提高对施加到患者牙齿的力和/或转矩的控制。

[0096] 在一些实施例中,具有不同局部性质的口腔正畸矫正器由多种不同的材料制成。矫正器可以用诸如塑料、弹性体、金属、玻璃、陶瓷、增强纤维、碳纤维、复合材料、增强复合材料、铝、生物材料、或其组合的多种材料中的一种或多种来制造。材料可按照诸如层、垫块、条、带、线、网、支架、或其组合的任何形式结合到口腔正畸矫正器中。在一些实施例中,

矫正器可以包括至少两种、三种、四种、五种、六种、七种、八种、九种或十种不同类型的材料。不同的材料类型可呈现不同的性质(例如,刚度、弹性模量等)。包含多种材料的矫正器可以在矫正器的不同部分包括不同的材料,从而提供具有不同局部性质的期望组合。本文将进一步描述用于制造具有多种材料的矫正器的示例性方法。

[0097] 可选地,口腔正畸矫正器可仅包括单一材料类型,但是可以改变单一材料的性质以实现不同的局部性质。例如,可以通过改变不同矫正器部分处的材料的厚度和/或层数来实现不同的局部刚度。备选地或组合地,材料的几何形状可以在某些位置被选择性地改变,以改变该位置处矫正器的相应性质,例如选择性地形成切口或孔以降低刚度。这些方案可以与本文所述的多材料方案结合使用,使得可以通过改变所使用的材料类型以及一种或多种材料类型的性质来实现不同的局部性质。

[0098] 在一些实施例中,口腔正畸矫正器包括至少一个相对刚性部分和至少一个相对柔顺部分。本文中可使用“刚性”或“相对刚性”来表示一矫正器部分,该矫正器部分的刚度大于另一矫正器部分、例如矫正器的剩余部分的刚度。本文中可使用“柔顺”或“相对柔顺”来表示一矫正器部分,该矫正器部分的刚度小于另一矫正器部分、例如矫正器的剩余部分的刚度。本文中的矫正器可以使用具有适当性质的一种或多种类型的材料(例如合成材料,诸如塑料、陶瓷、金属、复合材料;生物材料,诸如生物组织、天然材料)来制造,以便提供刚性部分和柔顺部分的期望的排列。例如,一个或多个刚性部分可以由一种或多种相对刚性的材料制成,且一个或多个柔顺部分可以由一种或多种相对柔顺的材料制成。刚性材料的示例包括但不限于塑料、陶瓷、金属、复合材料或其组合(例如,填充有陶瓷和/或用金属片增强的塑料)。柔顺材料的示例包括但不限于弹性体、橡胶或橡胶状材料。

[0099] 刚性部分的弹性模量可大于柔顺部分。在一些实施例中,刚性部分具有约1.5GPa的弹性模量,或处在从约0.5Gpa到约500GPa的范围内的弹性模量。在一些实施例中,柔顺部分具有约2MPa的弹性模量,或处在从约0.2Mpa到约500MPa的范围内的弹性模量。可选地,刚性部分的弹性模量可以大于柔顺部分的弹性模量至少10倍。各层之间的高模量差值可以增加各层之间的边界处的剪切力。在一些实施例中,各层之间的剪切可以通过使用弹性模量相差10%或更小的相邻层中的材料来管理。备选地或组合地,刚性部分的厚度可大于柔顺部分。例如,刚性部分可以具有约0.5mm的厚度,或处在从约0.2mm到约1mm的范围内的厚度。柔顺部分可以具有约0.3mm的厚度,或处在从约0.05mm到约0.5mm的范围内的厚度。可选地,刚性部分的厚度可以大于柔顺部分的厚度至少3倍。

[0100] 刚性部分和柔顺部分可以在口腔正畸矫正器中执行不同功能。例如,刚性部分可以用于例如通过压靠牙齿的一个或多个区域来产生重新定位牙齿的力和/或转矩。在一些实施例中,矫正器的形状被设计为使得当矫正器被佩戴在牙齿上时,刚性部分变形(例如,形状改变)和/或偏转(例如,在位置、取向上改变),待变形和/或偏转的刚性材料的阻力在牙齿上产生引起牙齿移动的力和/或转矩。刚性部分可以具有足够的刚度,使得不同的区域可以相对于彼此独立地变形和/或偏转(例如,一个区域的变形和/或偏转产生很少或不会在邻近区域中产生相应的变形和/或偏转)。在一些实施例中,刚性部分相对地抵抗变形,使得当矫正器被佩戴在牙齿上时,该刚性部分可偏转,但是呈现很小的变形或者不变形。可选地,刚性部分可以是相对地不可压缩的,使得当矫正器被佩戴时其不会经历形状(例如,厚度)上的显著变化。

[0101] 柔顺部分可以用于将由刚性部分产生的力和/或转矩传递到下面的牙齿。例如,柔顺部分可以被定位在刚性部分与牙齿之间(例如,被连结到刚性部分的面向牙齿的内表面),以便接触牙齿并将来自刚性部分的力和/或转矩分配到牙齿。在一些实施例中,相比于仅使用刚性部分,柔顺部分被设计成提高力和/或转矩向牙齿的传递。例如,柔顺部分可以提高矫正器与牙齿之间的接合、提供更恒定量的力和/或转矩、将力和/或转矩分配在更宽的表面区域上、或其组合。可选地,柔顺部分可以是相对可变形的(例如,可压缩的),以便在矫正器被佩戴时呈现出形状(例如,厚度)上的显著变化。

[0102] 口腔正畸矫正器的刚性部分和柔顺部分可按照各种方式被设计。在一些实施例中,刚性部分是具有被成形为容纳牙齿的多个空腔的外矫正器壳体,柔顺部分包括连结到壳体的内表面的一个或多个内部结构(例如,一个或多个牙齿容纳空腔的内表面)。一个或多个柔顺的内部结构可以被可移除地连结或永久地贴附到外壳体上(例如经由粘合剂、紧固件、粘接等)。如本文所述,刚性外壳体的刚度可以不同于例如大于柔顺内部结构的刚度。

[0103] 刚性外壳体可以被成形为响应于矫正器被佩戴在患者牙齿上而产生一个或多个力和/或转矩。例如,外壳体可以具有不同于一个或多个所容纳的牙齿(例如,被容纳在一个或多个牙齿容纳空腔内)的表面轮廓的内表面轮廓(例如,一个或多个牙齿容纳空腔的内表面轮廓)。例如,外壳体的内表面轮廓可以具有与牙齿的表面轮廓不同的位置和/或取向。备选地或组合地,外壳体的内表面轮廓可以包括不匹配牙齿表面轮廓的结构,诸如朝向牙齿延伸的凸部或离开牙齿延伸的凹部。外壳体的内表面轮廓与牙齿表面轮廓之间的差异可以引起外壳体的偏转和/或变形,外壳体的偏转和/或变形产生被施加在牙齿上的力和/或转矩。

[0104] 柔顺内部结构可以被定位在外壳体与一个或多个所容纳的牙齿之间,以便将由外壳体产生的力和/或转矩分配到牙齿。例如,内部结构可以例如通过呈现厚度和/或内表面轮廓的变化而响应于力和/或转矩变形。可选地,内部结构可以变形,使得内表面轮廓符合牙齿的表面轮廓,从而增加矫正器与牙齿表面之间的接合程度。这种改进的接合可以例如通过增加施加力和/或转矩的牙齿表面面积来提高从外壳体到牙齿的力和/或转矩的传递。

[0105] 使用柔顺内部结构来分配来自刚性外壳体的力和/或转矩,可以降低口腔正畸矫正器对制造公差的变化敏感度。在一些实施例中,矫正器壳体的几何形状被构造成不同于患者当前牙齿排列的几何形状,且由这种几何不匹配(也被称为“冲突”)导致的壳体与牙齿之间的接合导致力和/或转矩被施加在牙齿上。力和/或转矩的大小可与壳体几何结构与牙齿几何结构的冲突程度相关,使得矫正器中的呈现较大冲突量的部分施加较大量的力和/或转矩,而呈现较小冲突或无冲突的部分施加较小的力和/或转矩或不施加力和/或转矩。因此,矫正器几何形状可以被设计成呈现出与牙齿几何形状具有一定量的冲突,以便产生用于重新定位牙齿的期望的力和/或转矩。在矫正器壳体相对刚性的实施例中,与计划的矫正器几何形状的偏差(例如,由于制造公差的变化)可以改变刚性壳体与牙齿之间的冲突量,这进而可以改变实际上施加到牙齿的力和/或转矩的量。

[0106] 使用具有刚性外壳体的柔顺结构,可以降低矫正器几何形状对这种变化的敏感度。在一些实施例中,与较为刚性的结构相比,柔顺结构不易受到因制造公差而造成施加的力和/或转矩产生波动的影响。例如,由柔顺结构施加到牙齿的力和/或转矩的量(例如由于柔顺结构的较低刚度)可以较少地依赖于柔顺结构与牙齿之间的冲突程度。为了产生与全

部刚性的矫正器相同程度的力,本文中具有柔顺结构的矫正器可以被设计成具有与牙齿几何形状的增加的冲突量。因此,结合有柔顺结构的口腔正畸矫正器可产生更一致和可重复的力和/或转矩来施加在牙齿上。此外,这种柔顺结构可以在治疗期间在其移动时提供更恒定的力施加到牙齿上。

[0107] 图3A和图3B示出根据多个实施例的包括刚性外壳体302和柔顺内部结构304的口腔正畸矫正器的部分300。图3A示出在被放置在患者牙齿上之前、使得外壳体302和内部结构304均处于自由状态下的无载荷形态且外壳体302和内部结构304的形状轮廓无畸变的矫正器部分300。例如,柔顺内部结构304(在此被示出为一层)可以具有初始厚度轮廓306,而刚性外壳体302可以具有初始厚度轮廓307。在一些实施例中,外壳体302和/或内部结构304的无畸变形状轮廓可以对应于在被容纳在矫正器部分300内之前处于无载荷位置和/或取向的牙齿的3D形状轮廓。

[0108] 图3B示出在被放置在患者牙齿上之后的矫正器部分300。部分300可以接合牙齿308,使得内部结构304的内表面接触牙齿308的表面。内部结构304和外壳体302的内表面轮廓可以不同于牙齿308的表面轮廓,这使得当矫正器被佩戴时矫正器部分300压靠并施加力到牙齿308。刚性外壳体302可以具有足够的刚度,使得其在压靠牙齿308时经受少量变形或不变形,例如厚度轮廓307基本不变。

[0109] 相比之下,柔顺内部结构304足够柔顺,这使得其被压靠在牙齿308上时变形。在一些实施例中,当矫正器被佩戴在患者的牙齿上时,柔顺内部结构304呈现出的变形量大于外壳体所呈现的变形量。相应地,当矫正器部分300被患者佩戴时,可假设内部结构304处于与无载荷形态不同的有载荷形态(例如,相对于内部结构304的厚度轮廓、横截面形状和/或内表面轮廓)。例如,内部结构304可以在刚性外壳体302与牙齿308之间被压缩,由此在接合区域呈现出变化的(例如减小的)厚度轮廓310。在一些实施例中,内部结构304中的靠近内部结构304与牙308之间的接合区域的那些部分从接合区域被向外挤出,使得内部结构304的厚度轮廓、内表面轮廓和横截面形状相对于无载荷形态而改变。扭曲形状的轮廓可以对应于牙齿308(当牙齿处于矫正器部分300内的被容纳位置和/或取向时)的3D形状轮廓。内部结构304的厚度轮廓的变化可以对应于牙齿308的无载荷的位置和/或取向与牙齿308的被容纳的位置和/或取向之间的差异。可选地,内部结构304可以变形,由此与接合区域处的牙齿表面轮廓相符。外壳体302的刚度可以导致在牙齿308上产生力和/或转矩,而内部结构304的柔顺性可以允许矫正器部分300与牙齿308之间的接合改进,以便向牙齿308分配所产生的力和/或转矩。

[0110] 本文所述的柔顺内部结构可按照各种形式提供,例如层、垫块、条、带、线、网、支架、或其组合。如本文所进一步描述的,内部结构可以通过铣削、蚀刻、涂覆、喷射、打印、粘合、喷洒、挤出、沉积、或其组合来形成。在一些实施例中,内部结构是诸如层的单个连续结构。例如,内部结构可以是与刚性外壳体的内表面重叠的连续层。柔顺内层可以跨越外壳体的多个空腔中的一些或全部。在这样的实施例中,口腔正畸矫正器可以被认为具有刚性外层和柔顺内层的多层矫正器。

[0111] 图3C示出矫正器部分320,矫正器部分320具有柔顺牙齿面或内部结构324(在此被示出层)和柔顺的外部结构326,同时具有刚性中间层322(也被称为壳体)。部分320可以接合牙齿,使得内部结构324的内表面接触牙齿的表面。内部结构324和中间壳体322的内表面

轮廓可以不同于牙齿的表面轮廓,这使得当矫正器被佩戴时,矫正器部分320压靠并施加力到牙齿。刚性的中间壳体322可以足够地刚性,使得其在压靠牙齿时经受很少的变形或不变形,例如,厚度轮廓基本不变。

[0112] 相反,柔顺内部结构324足够地柔顺(像内部结构304一样),使得其在被压靠在牙齿上时变形。在一些实施例中,当矫正器被佩戴在患者牙齿上时,柔顺内部结构324呈现的变形量大于中间壳体322所呈现的变形量。因此,当矫正器部分320被患者佩戴时,可假设内部结构324处于与无载荷形态不同的有载荷形态(例如,相对于内部结构324的厚度轮廓、横截面形状和/或内表面轮廓)。例如,内部结构324可以在刚性中间壳体322与牙齿之间被压缩,由此在接合区域呈现变化的(例如减小的)厚度轮廓。在一些实施例中,内部结构324中的靠近内部结构324与牙齿之间的接合区域的那些部分从接合区域被向外挤压,使得内部结构324的厚度轮廓、内表面轮廓和横截面形状相对于无载荷形态改变。扭曲形状的轮廓可以对应于牙齿(当牙齿处于矫正器部分320内的被容纳位置和/或取向时)的3D形状轮廓。内部结构324的厚度轮廓中的变化可以对应于牙齿的无载荷位置和/或取向与牙齿的被容纳位置和/或取向之间的差异。可选地,内部结构324可以变形,以便与接合区域处的牙齿表面轮廓相符。中间壳体322的刚度可以导致在牙齿上产生力和/或转矩,而内部结构324的柔顺性可以允许矫正器部分320与牙齿之间的接合改进,以便将所产生的力和/或转矩分配到牙齿,并降低由于制造公差引起的力和转矩大小的敏感度。例如,校准器与牙齿之间的冲突引起涉及移动牙齿的转矩和力。校准器材料的弹性和校准器的刚度引起这些力。矫正器的制造形状与矫正器的期望形状相比的小差异可以导致与施加在牙齿上的期望的力和转矩的偏差。对于刚性校准器来说,制造中的误差相比于更柔顺的校准器更大。增加柔顺内部结构可以降低由于制造公差导致的力和转矩大小的敏感度,同时仍保持刚性校准器的许多优点,诸如在牙齿上施加较高的力和转矩的能力。

[0113] 增加柔顺外部结构326可为患者提供更舒适的体验,这是因为柔顺外部结构326可在与齿龈、软腭、硬腭、脸颊和患者口腔的其他部分接触时变形。

[0114] 图4A示出根据多个实施例的具有刚性外层402和柔顺内层404的口腔正畸矫正器400的横截面。如本文所述,外层402形成一壳体,该壳体具有用于容纳患者牙齿的多个空腔406。内层404连结到外层402的内表面,使得内层404与一些或全部空腔重叠,并被定位于外层402与所容纳的牙齿之间。在一些实施例中,当矫正器400被佩戴在牙齿上时,所容纳的牙齿接触内层404,且不直接接触外层402。

[0115] 内层和外层的性质可以根据需要改变。在一些实施例中,内层和外层具有相同的厚度,而在其他实施例中,内层和外层具有不同的厚度。例如,外层的厚度可以是约0.5mm,或处在从约0.1mm到约2mm的范围内,内层的厚度可以是约0.5mm,或处在从约0.1mm到约2mm的范围内。可选地,包括外层和内层的矫正器的总厚度可以小于或等于约0.8mm(例如,为了避免如果矫正器覆盖牙冠的咬合区域时引起开式咬合)。在一些实施例中,每层具有均匀的厚度,而在其他实施例中,一个或多个层可具有不均匀的厚度(例如,不同的层部分具有不同的厚度)。

[0116] 在一些实施例中,内层和/或外层可以包括力修正结构,其调节施加到患者牙齿上的指定位置的局部力和/或转矩,或者直接地(例如,通过直接接触牙齿表面)或间接地(例如,通过与安装在牙齿上的附件接触)调节上述力和/或转矩。力修正结构可以包括任何结

构特征,这种结构特征产生施加到牙齿上的力和/或转矩的变化,例如增厚部分、变薄部分、凸部(例如脊部、凹窝和凹陷)、凹部、孔径、间隙、或其组合。例如,当矫正器被佩戴时,被牙齿压缩的增厚部分或凸部可以产生局部增加的力和/或转矩。变薄部分或凹部可以表现出与牙齿的接触减少,从而产生局部减小的力和/或转矩。使用如本文所述的力修正结构,允许增加对在牙齿上的指定位置施加的力和/或转矩的控制。

[0117] 矫正器可以包括位于内层和/或外层上的力修正结构的任何数量和组合。在一些实施例中,力修正结构仅位于内层上或仅位于外层上,使得这两层具有不同的几何形状。例如,内层可以包括增大厚度的一个或多个部分,其被设计成优选地接合牙齿以便施加力和/或转矩。备选地或组合地,内层可以包括减小厚度的一个或多个部分,其减小矫正器与牙齿的局部接合。作为另一示例,外层可以形成有一个或多个凸部,该一个或多个凸部延伸到牙齿容纳空腔中,以接合牙齿并向牙齿施加力和/或转矩。备选地或组合地,外层可以形成有一个或多个凹部或间隙,以减少将被施加的力和/或转矩的量。可选地,不包括力修正结构的层可以具有均匀的厚度。

[0118] 图4B示出根据多个实施例的具有带有增厚部分420的柔顺内层412的口腔正畸矫正器410的横截面。内层412被连结到刚性外层414的内表面,由此限定被成形为容纳牙齿418的空腔416。外层414可以具有均匀的厚度。内层412可包括力修正结构,例如至少一个层部分420,层部分420具有相对于内层412的其他部分增加的厚度。增厚部分420可以被定位成接合所容纳的牙齿418。由于层部分420的增加的厚度,当牙齿418被容纳在空腔416内时,部分420可被牙齿418压靠在刚性外层414上。这种排列可以导致力和/或转矩主要在增厚的层部分420处施加到牙齿418。多个增厚部分可以被包括在内层412中,以便帮助在牙齿418的多个不同部分处施加力和/或转矩。尽管图4B示出了具有不均匀厚度的内层412和具有均匀厚度的外层,但本领域技术人员应理解的是,其他实施例可以包括具有不均匀厚度的外层和具有均匀厚度的内层。在备选实施例中,内层和外层都可以具有不均匀的厚度。

[0119] 图4C示出根据多个实施例的包括形成在刚性外层434中的凸部432的口腔正畸矫正器430的横截面。类似于本文中的其他实施例,矫正器430可以包括刚性外层434,刚性外层434连结到柔顺内层436,由此限定成形为容纳牙齿440的空腔438。外层434和内层436都可以具有均匀的厚度。在一些实施例中,刚性外层434包括力修正结构,诸如朝向牙齿440向内延伸到空腔438中的凸部432。内层436可以与包括凸部432的外层434的内表面轮廓一致。凸部432可以压靠所容纳的牙齿440的表面,以向牙齿施加力和/或转矩。可选地,矫正器430可以在外层434中包括多个凸部432,以帮助在牙齿440的多个不同部分施加力和/或转矩。尽管图4C示出凸部432位于外层434中,但是本领域技术人员应理解的是,其他实施例可以包括位于内层中的凸部,或位于外层和内层两者中的凸部。

[0120] 在一些实施例中,刚性外层和柔顺内层被可移除地彼此连结,使得外层和内层可以彼此分离而不损坏矫正器。例如,可移除的连结可以是卡扣配合或过盈配合。在这样的实施例中,内层可以被认为是内壳体,外层可以被认为是外壳体,且这两个壳体可以彼此分离。为了组装矫正器,内壳体可以被放置在患者牙齿上,随后外壳体被放置在内壳体上并放置在牙齿上。备选地,内壳体可被插入外壳体中,且组装后的矫正器作为单个部件而被放置在牙齿上。通过使用可移除地连结的内壳体和外壳体,可允许在治疗系统中使用单个内壳体与多个外壳体、单个外壳体与多个内壳体、或它们的组合。待使用的内壳体和/或外壳体

可以基于具体的治疗阶段而变化,以使得患者能够在整个治疗过程中佩戴多个壳体的不同组合。

[0121] 图4D示出根据多个实施例的包括多个刚性外壳体452a-452c和单个柔顺内壳体454的治疗系统450。可以将单个外壳体佩戴在内壳体454上,以便形成口腔正畸矫正器。刚性外壳体452a-452c可以被成形为产生牙齿重新定位力和/或转矩,而柔顺内壳体454可以主要用作衬里,衬里接合牙齿以将所产生的力和/或转矩分配到牙齿。在一些实施例中,每个外壳体对应于治疗计划的不同治疗阶段,使得外壳体452a-452c被按顺序地佩戴,以根据治疗计划重新定位牙齿。例如,每个外壳体的空腔的几何形状可以根据相应的治疗阶段所要实现的特定的牙齿排列而被成形。内壳体454可以在治疗阶段之间重复使用,使得患者可以通过在保持相同的内壳体454的同时,按顺序交换当前的外壳体与下一个外壳体,来简单地进入下一阶段。在备选实施例中,多个柔顺内壳体可以与单个可重复使用的刚性外壳体一起使用,且每个柔顺内壳体对应于不同的治疗阶段。本领域的普通技术人员将会理解,口腔正畸治疗系统可以包括可重复使用的外壳体和内壳体分别与不可重复使用的内壳体和外壳体组合的任何组合,以实现期望的治疗过程。

[0122] 在一些实施例中,刚性外层和柔顺内层永久地彼此贴附,使得这些层不能在不损坏矫正器的情况下分开。这种方法的益处包括更易于处理,并且避免当内层在外层下面磨损时产生翘曲或不正确定位。口腔正畸治疗计划可以包括按顺序地应用多个不同的多层矫正器,以便重新定位患者牙齿。可选地,治疗计划可以包括一些使用具有永久贴附层的矫正器的阶段、以及一些使用具有可分离壳体的矫正器的阶段。

[0123] 备选地或与本文提出的基于层的方法相结合,口腔正畸矫正器的柔顺内部结构可以包括多个离散结构,这些离散结构连结到外壳体的某些部分。这样的结构的示例包括但不限于垫块、插塞、球囊、带、弹簧、支架、网、或它们的组合。矫正器可以包括位于壳体中任何合适位置的任何数量的离散柔顺结构。使用位于矫正器的不同部分处的一个或多个离散的内部结构,使得力和/或转矩能够被可控制地施加到牙齿的选定部分。离散结构的定位、几何形状(例如形状、尺寸)和性质(例如刚度、弹性模量)可以根据需要改变,以便在牙齿上实现期望的力和/或转矩分配。

[0124] 图5A示出根据多个实施例的具有多个离散的垫块结构502的矫正器500,上述多个离散的垫块结构被连结到外壳体504的内表面。与本文的其他实施例类似,外壳体504限定用于牙齿506的牙齿容纳空腔。多个离散的垫块结构502被定位在外壳体504与牙齿506之间,以便与牙齿506接合。垫块结构502可以是实心的。备选地,如本文进一步所讨论的,垫块结构502可以是中空的。在一些实施例中,每个垫块结构502接合牙齿506的不同部分,诸如不同牙齿表面(例如,颊面、舌面或咬合面)。离散的垫块结构502可以被构造成将由外壳体504产生的力和/或转矩传递到牙齿506的不同部分。在一些实施例中,垫块结构502通过打印或喷洒到外壳体504的内表面上来形成。可选地,垫块结构502可以例如使用粘合剂、紧固件等,与外壳体504分开地形成并连结到外壳体504。在一些实施例中,如本文所进一步讨论的,垫块结构502和外壳体504使用直接制造形成。

[0125] 图5B示出根据多个实施例的具有延伸穿过外壳体524的多个离散的插塞结构522的矫正器520。除了离散的插塞结构522各自包括延伸穿过外壳体524的厚度的外部之外,矫正器520类似于矫正器500。在一些实施例中,多个离散的插塞结构522与外壳体524分开地

形成,并且例如使用粘合剂、紧固件等连结到外壳体524。可选地,离散的插塞结构522可以使用机械保持方式(例如,过盈配合、卡扣配合)而不使用粘合剂或其他附接元件,来连结到壳体524。使用机械保持方式,可以允许离散的插塞结构522的几何形状的灵活性增加。例如,离散的插塞结构522可以被挖空(例如,用以控制刚度),而不会干扰其连结到外壳体524的能力。在一些实施例中,如本文所进一步讨论的,插塞结构522和外壳体524使用直接制造技术来形成。

[0126] 图5C示出根据多个实施例的具有多个离散的中空或可膨胀结构542的矫正器540。可膨胀结构542可以是中空球囊或袋囊,中空球囊或袋囊可填充有诸如液体或气体之类的流体。流体压力可被用来控制由矫正器540施加到所容纳的牙齿546的力和/或转矩的量。可选地,流体可以保持在大体上恒定的压力下,以便允许在牙齿546上施加基本恒定的力和/或转矩。备选地,流体压力可以根据需要产生在牙齿546上的可变的力和/或转矩施加。

[0127] 图5D示出了根据多个实施例的用于矫正器的示例性载荷-位移曲线560。载荷-位移曲线560呈现出相对平坦的区域562,在该区域中,矫正器中的力或转矩是大体上恒定的,例如,大体上不随着位移的增加而变化。在一些实施例中,大体上恒定的意思是力或转矩的变化不超过在感兴趣的移动距离上的力或转矩的最大值的5%、10%、20%、30%、40%或50%。如本文所述,使用离散柔顺内部结构,可以允许施加大体上恒定的力和/或转矩,这可以提高用矫正器进行口腔正畸治疗的可靠性和稳定性。例如,如本文关于图5C所述,一个或多个结构可以被填充有保持在基本恒定的压力下的流体,以便向牙齿施加基本恒定的力和/或转矩。备选地或组合地,离散的垫块结构可以以一种形状制造和/或用适当的材料制造,以在相对较大的偏转和/或变形范围上产生大体上恒定的力和/或转矩而不屈服(例如,聚烯烃或诸如NiTi或Cu-Al-Ti之类的形状记忆合金)。

[0128] 图5E示出根据多个实施例的具有多个离散垫块结构572的矫正器570,上述多个离散垫块结构连结到外壳体574的内表面。与本文的其他实施例类似,外壳体574限定用于牙齿576的牙齿容纳空腔。多个离散垫块结构572被定位在外壳体574与牙齿576之间,由此接合牙齿576。垫块结构572可以是实心的。备选地,如本文所进一步讨论的,垫块结构572可以是中空的。在一些实施例中,每个垫块结构572接合牙齿576的不同部分,诸如不同的牙齿表面(例如,颊面、舌面或咬合面)。离散的垫块结构572可以被构造成将由外壳体574产生的力和/或转矩传递和分配到牙齿576的不同部分。在一些实施例中,垫块结构572围绕外壳体574的表面被分配,使得它们将重新定位力从外壳体574分配到牙齿576上。在一些实施例中,垫块结构572通过打印或喷洒在外壳体574的内表面上形成。可选地,垫块结构572可以例如使用粘合剂、紧固件等与外壳体574分开地形成并连结到外壳体574。在一些实施例中,垫块结构572和外壳体574使用直接制造技术来形成。

[0129] 图5F示出具有连结到外壳体574的内表面的柔顺层582的矫正器580。根据多个实施例,柔顺层582包括多个垫块结构588。与本文的其他实施例类似,外壳体584限定用于牙齿586的牙齿容纳空腔。多个垫块结构588被定位在柔顺层582上并在外壳体584与牙齿586之间,由此接合牙齿586。柔顺层582和垫块结构588可以是实心的。在一些实施例中,柔顺层582和垫块结构588可以是单个整体结构。在一些实施例中,柔顺层582和垫块结构588可以是离散结构。在一些实施例中,垫块结构588和柔顺层582可以是中空的。在一些实施例中,每个垫块结构588接合牙齿586的不同部分,诸如不同的牙齿表面(例如,颊面、舌面或咬合

面)。垫块结构588可以被构造成将由外壳体584产生的力和/或转矩传递和分配到牙齿586的不同部分。在一些实施例中,垫块结构588被分配成围绕柔顺结构582,使得它们将重新定位力从外壳体584分配到牙齿586上。在一些实施例中,垫块结构588通过打印或喷洒在外壳体584的内表面上而形成。可选地,垫块结构588和柔顺结构582可以例如使用粘合剂、紧固件等与外壳体584分开地形成并连结到外壳体584。在一些实施例中,使用直接制造技术来形成垫块结构588、柔顺结构582和外壳体584。

[0130] 图5G示出根据多个实施例的具有连结到外壳体594的内表面和内壳体591的内表面的多个离散的垫块结构592的矫正器590。壳体591的内表面限定用于牙齿596的牙齿容纳空腔。多个离散的垫块结构592位于外壳体594与内壳体591之间,并调节内壳体591与牙齿596的接合。垫块结构592将外壳体594的重新定位力分配到内壳体591上,该内壳体将力传递到牙齿596上。垫块结构592可以是实心的。备选地,如本文所进一步讨论的,垫块结构592可以是中空的。离散垫块结构592可以被构造为将由外壳体574产生的力和/或转矩传递到内壳体591和牙齿576的不同部分。在一些实施例中,垫块结构592通过打印或喷洒到内壳体591的表面上而形成。可选地,垫块结构592可以例如使用粘合剂、紧固件等与外壳体594分开地形成并连结到外壳体594或内壳体591。在一些实施例中,垫块结构592、内壳体591和外壳体594使用直接制造技术来形成。

[0131] 图5H示出与图5E中所示的实施例类似的矫正器550,该矫正器具有连结到外壳体554的内表面的多个离散的垫块结构552,该外壳体554的内表面限定用于牙齿556的牙齿容纳空腔。此外,矫正器550包括处在多个垫块结构552之间的填充材料558。该填充材料558可以是相对柔顺的材料,使得它在牙齿上施加非常小的力或转矩,例如,填充材料的弹性模量可为垫块结构和/或外壳体554的弹性模量的 $1/2$ 或 $1/10$ 。在一些实施例中,填充材料558极其柔软,例如在一些实施例中,填充材料558可以是粘性流体(例如凝胶),而且在位于齿表面上的填充材料上有薄且刚性的外表面或盖。在一些实施例中,填充材料的弹性模量可为垫块结构的弹性模量的 $1/20$ 或甚至 $1/100$ 。

[0132] 在一些实施例中,填充材料558基于其光学性质来选择。例如,填充材料558的折射率可与垫块结构的折射率相匹配。在一些实施例中,使折射率匹配包括:匹配折射率以使得垫块结构552在正常使用期间在患者上不容易观察到。在一些实施例中,填充材料558的折射率在垫块结构552的折射率的10%内。

[0133] 本文描述的柔顺内部结构的一些实施例直接地接触牙齿表面以传递力和/或转矩。在其他实施例中,柔顺内部结构通过被安装到牙齿表面的一个或多个附件而间接地接合牙齿,而不是直接地接触牙齿表面。内部结构和/或附件的几何形状和位置可以被设计成,当矫正器被佩戴在牙齿上时产生特定的力和/或转矩。附件的使用对于提高对所施加的力和/或转矩的控制以及引起牙齿移动是有益的,否则将难以仅利用矫正器壳体来产生牙齿移动。矫正器可以包括任何数量的内部结构,上述内部结构被构造为接合安装在患者牙齿上的相应数量的附件。

[0134] 图6A示出根据多个实施例的包括接合牙齿上安装的附件604的内部结构602的矫正器600。如本文所述,内部结构602可以是连结到刚性外壳体606的内表面的柔顺离散垫块元件。当患者佩戴矫正器600时,内部结构602可以接触贴附到所容纳的牙齿608上的附件604,从而将由外壳体606产生的力和/或转矩经由附件604传递到牙齿608。可选地,刚性外

壳体606可以包括凹部610,该凹部被成形为当与内部结构602接合时容纳和容纳附件604。在一些实施例中,附件604的刚度大于内部结构602,使得内部结构602在外壳体606与附件604之间被压缩。内部结构602可以呈现出对压缩的弹簧型抵抗以将力施加到附件604上,该力被传递到表面下的牙齿608。这种方法可以提供具有较大再现性的牙齿重新定位力。

[0135] 本文中的各种实施例提供了一种柔顺的内部结构,该内部结构连结到刚性外壳体,而不连结到牙齿或附件。备选地,内部结构可以被连结到牙齿表面或贴附到牙齿表面的附件,而不是连结到外壳体。在一些实施例中,安装在牙齿上的内部结构可以被认为是柔顺附件。柔顺附件的几何形状和位置可以被设计成与刚性外壳体接合,以便将由刚性外壳体产生的力和/或转矩传递到表面下的牙齿。

[0136] 图6B示出根据多个实施例的包括柔顺牙齿安装附件622的矫正器620。柔顺附件622被安装在牙齿624的表面上(牙齿624被容纳在由矫正器620的刚性外壳体626限定的空腔内)。刚性外壳体626可以包括凹部628,凹部628容置柔顺附件622。当矫正器620被佩戴在患者牙齿上时,刚性外壳体626可以接合附件622,且附件622可以将由刚性外壳体626产生的力和/或转矩分配到表面下的牙齿624。与刚性附件相比,使用柔顺附件622可对施加在牙齿624上的力和/或转矩的量提供改进的控制。

[0137] 在一些实施例中,柔顺内部结构可以设置有保护层,用以减少磨损。保护层可以形成材料层或沉积在柔顺内部结构上的涂层。保护层可以具有比内部结构更大的刚度和/或硬度,以便保护内部结构免受擦伤。在一些实施例中,保护层形成在柔顺内部结构的一个或多个暴露表面上,诸如形成在被布置成接合相对刚性和/或硬的物体的暴露表面上。例如,对于连结到刚性外壳体的内表面的柔顺内部结构,保护层可以形成在内部结构的接合被容纳的牙齿或附件的表面上。作为另一个示例,对于连结到牙齿或牙齿上安装的附件的柔顺内部结构,保护层可以形成在内部结构的接合刚性外壳体的表面上。该方法对于安装在牙齿表面(例如,柔顺附件)或附件表面上的柔顺结构会特别有益,因为这种结构更可能经受与诸如咀嚼的颌运动相关的磨削力。

[0138] 在一些实施例中,可以在校准器的表面上形成防污保护层。防污保护层可以是不渗透或半渗透层,其可抵挡来自流体(例如咖啡和碳酸饮料)、食物和其他东西的污染。

[0139] 在一些实施例中,在校准器的外部上设置生物相容层。例如,一些患者可能对某些材料(例如乳胶)敏感,例如过敏。为了减少患者发生过敏反应的可能性,校准器可形成有生物相容层,该生物相容层在诸如过敏原的潜在有害物质与患者组织之间提供屏障。

[0140] 一些柔顺结构和刚性结构可能对由口腔中的流体引起的磨损和损伤敏感。例如,唾液可能会削弱校准器结构,增加其磨损的速度并降低其刚度。因此,在一些实施例中,防唾液层可在校准器结构的一个或多个表面上形成,以抵抗由唾液引起的磨损。在一些实施例中,校准器可包括疏水或亲水层或涂层。

[0141] 在一些实施例中,可使用多个保护层。例如,防污保护层可形成在耐磨保护层上。

[0142] 图6C示出了根据多个实施例的具有保护层642的柔顺附件安装式结构640。在所描绘的实施例中,柔顺结构640是垫块结构,其连结到被安装在牙齿646上的附件644的表面。与柔顺结构640相比,附件644可以是相对刚性的和/或硬的。柔顺结构640可以被定位成接合容纳牙齿646和附件644的刚性外壳体(未示出)。保护层642可以形成在柔顺结构640中的将会接触刚性外壳体的表面上,从而保护柔顺结构640免受由于刚性外壳体的擦伤而造成

的磨损。

[0143] 口腔正畸矫正器通过整合连结到刚性外壳体的柔顺内部结构,可以允许在不同的牙齿上相对独立地施加力和/或转矩。在一些实施例中,这可以通过增加外壳体的刚度来实现,以便减小一个壳体部分的变形和/或偏转引起其他壳体部分的变形和/或偏转的程度。在这样的实施例中,外壳体的刚度可明显大于在其他类型的口腔正畸矫正器中使用的壳体。例如,被构造用于独立的力和/或转矩的施加的矫正器可以包括具有约2.5GPa的弹性模量或处在约1Gpa到约25GPa的范围内的弹性模量的外壳体。在一些实施例中,增加刚度可以通过增加外壳体的厚度来实现。根据本文所提供的方法,多个柔顺内部结构可以连结到刚性外壳体,以便将力和/或转矩传递到多颗单独的牙齿或多个牙齿子组。这样的矫正器可以允许力和/或转矩施加基于每颗牙齿而定制,并提高对相邻牙齿影响的可预测性。

[0144] 图7A、图7B和图7C示意性地示出根据多个实施例独立的力施加在牙齿上。图7A示出矫正器700,矫正器中的外壳体包括刚性舌部702。在备选的实施例中,矫正器700可以包括刚性颊部,而不是刚性舌部。多个柔顺内部结构(被示意性地描绘为弹簧704)连结到舌部702的内表面,每个内部结构被定位成接合单颗牙齿706。舌部702可具有足够的刚性,使得力和/或转矩可以经由相应的内部结构被独立地施加到每颗牙齿706。图7B示出矫正器720,除了外壳体在刚性舌部724之外还包括刚性颊部722之外,矫正器720类似于矫正器700。柔顺的内部结构(被示意性地描绘为弹簧726)可以连结到颊部722和/或舌部724,以接合多个单独的牙齿728并传递力和/或转矩。图7C示出矫正器740,除了外壳体是刚性颊部742,而不是刚性舌部之外,该矫正器740类似于矫正器700。柔顺的内部结构(被示意性地描绘为弹簧744)连结到颊部742的内表面,每个内部结构被定位成接合单颗牙齿746。颊部742可以足够地刚性,使得力和/或转矩可以经由相应的结构被独立地施加到每颗牙齿746。

[0145] 在备选实施例中,被构造用于施加独立的力和/或转矩的口腔正畸矫正器可以包括多个离散的刚性壳体段,每个刚性壳体段容纳一个子组的牙齿,而不是图7A、图7B和图7C中描绘的连续的刚性壳体部分。这些壳体段可以经由弯曲件或其他连接元件彼此连结,弯曲件或其他连接元件允许壳体段的相对运动。离散的壳体段的使用可以进一步使牙齿的子组不受施加到其他子组的力和/或转矩的影响。

[0146] 在一些实施例中,柔顺内部结构的表面性质可以被调节以进一步改进矫正器与所容纳的牙齿之间的接触。在一些实施例中,内部结构由粘性材料或高摩擦材料形成,以帮助在牙齿表面上产生切向力和/或转矩。备选地或组合地,内部结构可以具有网纹表面,该网纹表面被成形为例如通过以通道引导唾液离开牙齿表面或流向牙齿表面来控制唾液相对于牙齿表面的移动。例如,从接合区域以通道引导唾液可以允许矫正器与牙齿表面之间有更高摩擦的接触。用于除去唾液的表面网纹可以包括突出结构、空隙或其他海绵状结构、可变形以将唾液推出的柔性通道、或其组合。在其他实施例中,朝向接合区域以通道引导唾液可以增加矫正器与牙齿之间的表面张力,这样能够改进向牙齿传送力和/或转矩。用于朝向接合区域以通道引导唾液的表面网纹可以包括多个通道,这些通道被成形为通过毛细作用吸入并保持唾液。任选地,表面性质的改变可以通过将具有所需性质的涂层涂覆到内部结构、而不是改变内部结构本身的性质来实现。

[0147] 除了刚性外壳体和柔顺内部结构之外,本文提供的口腔正畸矫正器可以包括其他部件。在一些实施例中,矫正器可以进一步包括一个或多个附加层,附加层连结到外壳体的

外表面,且这些层可以执行各种不同的功能。例如,矫正器可以包括连结到外壳体的外表面的最外层。最外层的刚度可以小于外壳体,以便为与颌相对的牙齿提供缓冲,提高患者的舒适度,和/或有助于将矫正器安置在牙齿上。备选地或组合地,最外层的刚度和/或硬度可大于外壳体,举例来说,以便保护矫正器免受擦伤、磨损、染色、生物交互作用(例如,减少牙斑或生物生长)等。例如,最外层的硬度可大于或等于约70肖氏硬度D或约90肖氏硬度D。在一些实施例中,最外层的性质被选择以提高矫正器的美感。具有几何形状局部变化(例如,不均匀的厚度、凸起、凹部等)的矫正器可能因为不均匀的光学性质(例如反射性),而具有较不美观的外观。因此,最外层可被设计成提供相对平滑的外表面,以便改进矫正器的外观。最外层可以比外壳体和/或内部结构薄,以便减少最外层对矫正器的整体性质的贡献。

[0148] 类似地,在一些实施例中,矫正器还可以包括连结到外壳体的内表面和/或内部结构的一个或多个附加层,且这些层可以执行各种不同的功能。例如,矫正器可以包括连结到内部结构的内表面的最内层,且该最内层的刚度和/或硬度可大于内部结构,例如用以保护内部结构免受擦伤、磨损、染色、生物交互作用等。例如,最内层的硬度可大于或等于约70肖氏硬度D或约90肖氏硬度D。备选地,最内层的刚度可小于内部结构,以便为与颌相对的牙齿提供缓冲,提高舒适性等。最内层可以比外壳体和/或内部结构薄,以便减少最内层对矫正器整体性质的贡献。

[0149] 本公开还提供了各种用于制造具有本文所述的不同局部性质的口腔正畸矫正器的方法。如本文所讨论的,这种矫正器可以通过使用多种材料(例如,相对刚性的材料和相对柔顺的材料)来生产,且不同的部分具有不同的材料组成和/或几何形状。在一些实施例中,本文中的矫正器(或矫正器的部分)可以使用间接制造技术例如通过在阳模或阴模上进行热成型来生产。口腔正畸矫正器的间接制造可包括以目标排列来制造患者齿列的阳模或阴模(例如,通过增材制造、铣削等),且在模具上热成型一个或多个材料片以便产生矫正器壳体。在一些实施例中,通过生产具有不同局部性质的不同部分的材料片、然后在模具(例如牙齿排列的阳模)上形成(例如,热成型)材料片以制造壳体,来制造矫正器。可选地,附加材料的增加和/或移除步骤可以在壳体已经形成之后发生,以便产生最终的矫正器。

[0150] 为了确保力和/或转矩被精确地产生并被施加到适当的牙齿上,重要的是使不同的矫正器部分相对于下面的牙齿而被正确地定位。在最终矫正器中,矫正器的各部分的定位可以依赖于不同部分如何被定位在用于形成矫正器的材料片上。因此,有益的是,确定材料片上的位置、矫正器的各部分以及患者牙齿的各部分之间的空间对应关系,以确保精确的矫正器制造。

[0151] 图8A示出根据多个实施例的患者牙齿800、口腔正畸矫正器802与材料片804之间的空间对应关系。如本文所述,矫正器802可以包括具有多个牙齿容纳空腔的壳体,每个牙齿容纳空腔被成形为容纳患者颌的相应牙齿。矫正器802可以由材料片804形成,例如通过在模具上热成型来形成。因此,每颗牙齿可以被空间地映射到矫正器802的对应的壳体部分,且每个壳体部分可以被空间地映射到材料片804的对应的片部分。例如,在所示实施例中,牙齿806被容纳在由片部分810形成的壳体部分808中。然后,空间映射关系可被用作制造材料片804的基础。

[0152] 图8B示出根据多个实施例的用于形成矫正器的材料片820。材料片820可以包括多个不同的片部分822,每个片部分822对应于将由片820形成的矫正器的相应的壳体部分。材

料片820的不同片部分822(如图8B中的不同阴影所示)可以具有不同的性质(例如厚度、刚度、弹性模量等),使得所形成的矫正器具有多个性质不同的壳体部分。例如,不同的片部分可以具有不同的材料组成,使得用于形成每个片部分的一种或多种材料可以变化。备选地或组合地,不同的片部分822可以使用一种或多种相同的材料,但是可以改变该一种或多种材料的几何形状(例如,厚度)以取得不同的性质。在一些实施例中,片部分822可被映射到一颗或多颗牙齿,例如,片部分822a是细长的并被映射到两颗牙齿,而片部分822b是细长的并被映射到三颗牙齿。

[0153] 在一些实施例中,不同性质在片部分822上是均匀的。在一些实施例中,不同性质在片部分822内或在材料片820上可以是可变的。例如,图8C和图8D示出在片820和单独的片部分822上的可变性质的示例。图8C示出穿过片820和片部分822d和822c的横截面。片部分822d示出一片部分的示例,该片部分在其边缘处具有阶梯变化,且在部分822d上从一侧到另一侧具有可变凸形部。片部分822c示出具有凹形部的片部分的示例,在该凹形部中,厚度从一侧向另一侧变化,但是在其边缘处没有阶梯变化。片部分822和材料片820的厚度轮廓和横截面形状可根据所得的矫正器的期望性质而变化。

[0154] 图8D示出穿过片820和图8B的四个片部分822a、822d、822e、822f的另一横截面。片部分822a是在其边缘处具有阶梯变化但具有连续的厚度的片部分822的示例,而片部分822d是在其边缘处具有阶梯变化但沿其长度具有可变厚度、在一个边缘处具有第一厚度且在其另一个边缘处具有第二厚度的片部分的一个示例。片部分822e是厚度恒定的片部分的示例,而片部分822f是凹状的可变厚度的片部分的示例,在该片部分的边缘处具有连续的厚度变化。

[0155] 图9示出根据多个实施例的用于设计和制造口腔正畸矫正器的方法900。在一些实施例中,方法900是基于计算机的方法,使得方法900中的一些或全部步骤由计算装置或系统的一个或多个处理器执行。

[0156] 在步骤910中,接收壳体的3D表达式。例如,3D表达式可以是3D数字化模型。如本文所描述的,壳体可以包括被成形为容纳患者牙齿的多个空腔。在一些实施例中,壳体包括多个壳体部分,每个壳体部分被定位成容纳和接合患者牙齿的不同子组(例如,单颗牙齿、多颗牙齿、一部分牙齿)。3D表达式可以描绘用于口腔正畸治疗计划的治疗阶段的矫正器壳体的3D几何形状。如本文所述,3D几何形状可以基于期望的牙齿排列中的患者牙齿的数字化表达式来生成。

[0157] 在步骤920中,产生将要用于形成壳体的材料片的2D表达式。2D表达式可以对应于壳体的3D表达式,使得3D表达式被用作生成2D表达式的基础。在一些实施例中,3D表达式例如通过“平面化”或“展开”而被转换,以便产生2D表达式。转换过程可以基于材料片在成形过程期间的预期行为。例如,转换方法可以考虑如下因素:诸如牙齿容纳空腔的几何形状、用于形成壳体的制造方法、将要使用的制造温度、将要使用的一种或多种材料、将要使用的材料材料性质(例如,应变率)、或其组合。备选地或组合地,步骤920可以包括通过模拟或仿真从2D片几何形状到3D壳体几何形状的直接变形或逆变形,来确定材料片的2D表达式上的各个点与壳体的3D表达式上的点的对应关系。

[0158] 材料片可以包括多个片部分,每个片部分对应于相应的壳体部分,2D表达式可以包括表示这些空间关系的信息。空间对应关系可以例如通过在转换过程期间追踪3D表达式

上的各个点来确定,以确定这些点在2D表达式中的最终位置。因此,2D表达式中的每个片部分可以被映射到3D表达式中的相应的壳体部分。然后,如本文所进一步讨论的,2D表达式可以在选定位置处被更新、处理和/或修改,以选择性地和局部地修改将要形成的3D壳体的性质。

[0159] 在步骤930中,确定用于材料片的材料组成。如本文进一步所描述的,材料片可以由多个重叠材料层、多个非重叠材料部分、或其组合来形成。在一些实施例中,确定用于多个片部分中的每一个片部分的材料组成,且这些片部分中的至少一些片部分具有不同的材料组成(例如,不同的材料层数、不同的材料类型的组合、不同的材料层厚度等)。例如,一些片部分可以使用连结到刚性材料的柔顺材料来制造,而其他部分可以仅使用刚性材料来制造,使得所得到的矫正器在特定位置处具有与柔顺内部结构连结的刚性外壳体。可选地,片部分的至少一些可以具有不同的几何形状(例如,形状、厚度等)。

[0160] 如本文所述,矫正器的不同壳体部分可以被设计成具有不同的性质,以便将力和/或转矩施加到特定的牙齿子组。为了实现该目的,可以制造具有不同性质的对应于壳体部分的片部分。每个片部分的材料组成可以基于该特定部分的期望性质来确定。例如,可以为每个片部分确定期望的刚度,且可以基于期望的硬度来确定每个片部分的材料组成。

[0161] 在步骤940中,产生用于制造材料片的指令。这些指令可以被传送到制造系统,例如3D打印机或计算机数控(CNC)铣床。这些指令可以使得制造系统制造具有多个片部分的材料片,这些片部分具有在步骤930中所确定的材料组成。制造过程可以包括增材制造工艺、减材制造工艺、或其组合。例如,材料片可以通过铣削、蚀刻、涂覆、喷射、打印、粘合、喷洒、挤出、沉积、或其组合来制造。在一些实施例中,材料片使用如本文所进一步讨论的直接制造技术来制造。

[0162] 在步骤950中,产生用于由所制造的材料片形成壳体的指令。这些指令可以被传送到诸如热成型系统这样的成型系统。在这样的实施例中,壳体可以通过在模具上热成型所制造的材料片而形成,使得材料片的多个片部分形成为壳体的多个壳体部分。在一些实施例中,步骤950包括将所制造的材料片与模具精确地对齐,以确保在预期的位置处形成具有期望的材料组成的壳体。

[0163] 方法900可以用于生产本文所描述的矫正器的任何实施例,诸如具有刚性外壳体和柔顺内部结构的矫正器。例如,方法900可以用于制造具有刚性外层和柔顺内层的材料片。材料片可以包括多个具有不同材料组成(例如柔顺内层的不同厚度)的片部分。材料片可被形成为壳体,使得当壳体被患者佩戴时,柔顺内层被定位在刚性外层与患者牙齿之间。刚性外层可以被构造为当壳体被佩戴时产生力和/或转矩,柔顺内层可以被构造为将力和/或转矩分配到被容纳在壳体内的一颗或多颗牙齿。

[0164] 虽然以上步骤示出了根据多个实施例的设计和制造的方法900,但是本领域普通技术人员将认识到,基于本文描述的教导可以进行许多变化。一些步骤可包括子步骤。一些步骤可以是可选的,诸如步骤930、940或950中的一个或多个步骤。步骤的顺序可根据需要改变。例如,在备选实施例中,步骤950可以在步骤920之后、且在步骤930之前执行。

[0165] 图10A示出根据多个实施例的用于制造矫正器的增材制造工艺1000。工艺1000可以与本文所描述的任何矫正器制造方法(例如,方法900)结合使用。在步骤1010中,提供包括一层第一材料材料片。例如,第一材料可以是相对刚性的材料。在步骤1020中,不同的

第二材料被添加到第一层的一个或多个部分。例如,第二材料可以是相对柔顺的材料。第二材料可以例如通过选择性涂布、喷射、打印、立体平板打印技术、粘合、挤出或它们的组合来施加,以便产生期望的形状轮廓(例如,单个连续层、多个离散结构、可变的厚度等)。可选地,可以根据需要重复步骤1020以向材料片添加任何数量的材料。可选地,工艺1000可以包括接合相同材料的多个层,而不是使用不同的材料。材料层的数量和/或厚度可以变化,以便产生期望的性质。在一些实施例中,使用本文所述的一种或多种直接制造技术来执行步骤1010和1020。在步骤1030中,材料片形成为壳体,该壳体被成形为佩戴在牙齿上。例如,由刚性的第一材料和柔顺的第二材料形成的片可以被模制,使得第一材料形成外壳体且第二材料位于该壳体的内部。

[0166] 图10B示出根据多个实施例的用于制造矫正器的减材制造工艺1050。工艺1050可以与本文所述的任何矫正器制造方法(例如,方法900)结合使用。在步骤1060中,提供包括第一材料的第一层和第二材料的第二层的材料片。例如,第一材料可以是相对刚性的材料,第二材料可以是相对柔顺的材料。在步骤1070中,除去第二层的一个或多个部分。第二层的这些部分可以例如通过铣削、化学蚀刻、激光蚀刻、或其组合而被移除,以便产生期望的形状轮廓(例如,单个连续层、多个离散结构、可变的厚度等)。可选地,步骤1070还可以包括除去第一层的一个或多个部分。在步骤1080中,材料片被形成为一壳体,该壳体被成形为佩戴在牙齿上。例如,第一层可以形成矫正器壳体,第二层可以位于壳体的内部。

[0167] 图11A和图11B示出根据多个实施例的由多个重叠材料层1100a-1100d制造的材料片。如图11A(示出了横截面图)所示,可以提供多个重叠的材料层1100a-1100d。材料层1100a-1100d中的一些或全部可以由不同类型的材料制成和/或具有不同的性质,如所描述的实施例中不同的阴影所示。备选地,材料层1100a-1100d中的一些或全部可以由相同类型的材料制成和/或具有相同的性质。在一些实施例中,一些或全部层的覆盖区域彼此不同。例如,在所示实施例中,层1100a跨越整个材料片,而层1100b-1100d仅部分地跨越材料片。部分覆盖的层可以用各种方式制造,例如,通过从较大的层中选择性地除去一个或多个层部分、制造该层而仅包括所需的部分等。

[0168] 如图11B所示,材料层1100a-1100d可以连结在一起以形成多层材料片1102。不同的层1100a-1100d可以按顺序地彼此连结,或可以全部同时地连结在一起。在一些实施例中,材料片1102使用本文所述的直接制造技术来形成。所制造的材料片1102可以包括多层不同材料,根据每个单独的材料层的覆盖范围,在不同的位置具有不同的材料组成。基于用于形成每个部分的层的数量和/或厚度,材料片1102的不同部分可以具有不同的厚度。在一些实施例中,材料片可具有两层、三层、四层或更多层的相似或不同的材料。

[0169] 图12A到图12C示出根据多个实施例的由多个非重叠材料部分1200a-1200c制造的材料片。如图12A(示出了横截面图)所示,可以提供多个非重叠材料部分1200a-1200c。材料部分1200a-1200c的部分或全部可以由不同类型的材料制成和/或具有不同的性质,如所示实施例中的不同阴影所示。在一些实施例中,一些或所有部分的覆盖区域彼此不同。例如,在所示实施例中,每个部分1200a-1200c跨越材料片的不同部分。

[0170] 如图12B所示,材料部分1200a-1200c可以连结在一起以形成单层材料片1202。不同部分1200a-1200c可以按顺序地彼此连结,且全部可以同时地连结在一起。在备选实施例中,材料片1202可以不首先提供离散材料部分1200a-1200c,而例如通过使用打印工艺或选

择性涂覆以在不同位置处施加不同材料来制造。在一些实施例中，材料片1202使用本文所述的指向制造技术来形成。根据每个材料部分的位置，所制造的材料片1202可以在不同的片部分处包括不同的材料组成。

[0171] 可选地，一个或多个支撑层1204可以连结到单层材料片1202，从而产生多层材料片1206。支撑层1204可用于增强单层材料片1202，特别是在不同材料部分1200a-1200c接合在一起的区域处或附近。在一些实施例中，使用单个支撑层1204。备选地，可以使用多个支撑层，例如多个支撑层连结到单层材料片1202的上表面和下表面以包围片1202。与单层材料片1202相比，支撑层可以相对地薄，以便对最终片1206的刚度影响很小或没有影响。这种方法可以用来提供强度较高的片，并减少不同材料部分1200a-1200c之间破损或分离的可能性。

[0172] 本文呈现的口腔正畸矫正器的各种实施例可通过多种多样的方式制造。在一些实施例中，本文中的口腔正畸矫正器(或其部分)使用诸如增材制造技术(在本文中也称为“3D打印”)或减材制造技术(例如铣削)的直接制造技术来生产。在一些实施例中，直接制造涉及在不使用物理模板(例如，模具、掩模等)的情况下形成物体(例如，口腔正畸矫正器或其一部分)以限定目标几何形状。增材制造技术可以分类如下：(1) 槽光固化(例如，立体平板打印，stereolithography)，其中，物体是从液体光聚合物树脂的槽中被逐层构建的；(2) 材料喷射，其中，使用连续或按需喷射(DOD)方法将材料喷射到构建平台上；(3) 粘合剂喷射，其中交替的构建材料(例如粉末基材料)和粘合材料(例如液体粘合剂)层由打印头来沉积；(4) 熔融沉积成型(FDM)，其中，材料通过喷嘴来拉拔、加热并逐层沉积；(5) 粉末床熔合，其包括但不限于直接金属激光烧结(DMLS)、电子束熔化(EBM)、选择性加热烧结(SHS)、选择性激光熔化(SLM)和选择性激光烧结(SLS)；(6) 片材层压，其包括但不限于分层实体制造(LOM)和超声波增材制造(UAM)；以及(7) 定向能量沉积，其包括但不限于激光工程网格成形、定向光制造、直接金属沉积和3D激光熔覆。例如，立体平板打印可以用来直接地制造本文中的一个或多个矫正器。在一些实施方式中，立体平板打印包括根据期望的横截面形状使用光(例如紫外线)对光敏树脂(例如，光聚合物)进行选择性的聚合。物体的几何形状可以通过依次聚合多个物体横截面而逐层构建。作为另一个示例，本文的矫正器可以使用选择性激光烧结来直接地制造。在一些实施例中，选择性激光烧结包括使用激光束根据期望的横截面形状来选择性地熔化和熔合粉末材料层，以便构建目标几何形状。作为另一个示例，本文的矫正器可以通过熔融沉积成型直接地制造。在一些实施例中，熔融沉积成型包括熔化并以逐层方式选择性地沉积热塑性聚合物的细丝，以便形成物体。在又一个示例中，材料喷射可以用于直接地制造本文中的矫正器。在一些实施例中，材料喷射包括将一种或多种材料喷射或挤出到构建表面上以形成目标几何形状连续层。

[0173] 在一些实施例中，本文提供的直接制造方法以逐层方式来构建目标几何形状，且连续的层以离散的构建步骤形成。备选地或组合地，可以使用允许连续构建目标几何形状的直接制造方法，其在本文中被称为“连续直接制造”。可以使用各种类型的连续直接制造方法。作为示例，在一些实施例中，本文中的矫正器使用“连续液体中间相打印(continuous liquid interphase printing)”来制造，其中，通过在物体的构建表面与聚合禁止的“死区”之间形成部分固化树脂的梯度，由光聚合树脂的储槽连续地构建物体。在一些实施例中，使用半透膜来控制光聚合抑制剂(例如，氧)到死区中的转移，以形成聚合物梯度。连续

液体中间相打印可取得的制造速度比其他直接制造方法快约25倍到约100倍,且通过并入冷却系统可以实现约1000倍的更快的速度。连续液体中间相打印在美国专利公开第2015/0097315号、第2015/0097316号和第2015/0102532号中被描述,每个专利公开的公开内容通过引用整体并入本文。

[0174] 作为另一个示例,连续直接制造方法可以通过在照射阶段期间构建平台的连续移动(例如,沿着垂直方向或Z方向)来实现目标几何形状连续构建,使得受照射的光敏聚合物的硬化深度受到移动速度的控制。因此,可以实现在构建表面上的材料的连续聚合。这种方法在美国专利第7,892,474号中被描述,其公开内容通过引用整体并入本文。

[0175] 在另一个示例中,连续直接制造方法可以涉及挤出围绕固体线的由可固化液体材料组成的复合材料。复合材料可以沿着连续的三维路径被挤出,以便形成物体。这种方法在美国专利公开第2014/0061974号中被描述,其公开内容通过引用整体并入本文。

[0176] 在又一示例中,连续直接制造方法利用“heliolithography(海立尔打印技术)”方法,其中,液体光聚合物在聚焦的辐射下固化,同时构建平台连续旋转和升高。相应地,目标几何形状可以沿着螺旋构建路径连续地构建。这样的方法在美国专利公开第2014/0265034号中被描述,其公开内容通过引用整体并入本文。

[0177] 在一些实施例中,本文的口腔正畸矫正器使用直接制造和间接制造技术来形成。例如,可以使用直接制造技术(例如,槽光固化、材料喷射、粘合剂喷射、材料挤出、粉末床熔合、片材层压或定向能量沉积)来形成矫正器的第一部分,间接制造技术(例如,热成型)可以用于形成矫正器的第二部分。在一些实施例中,直接制造技术被用来制造具有如本文所述的可变材料性质和/或组成的材料片,间接制造技术被用来将材料片形成到矫正器中。

[0178] 本文提供的直接制造方法与多种材料兼容,包括但不限于以下中的一种或多种:聚酯、共聚酯、聚碳酸酯、热塑性聚氨酯、聚丙烯、聚乙烯、聚丙烯和聚乙烯共聚物、丙烯酸、环状嵌段共聚物、聚醚醚酮、聚酰胺、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚对苯二甲酸丁二醇酯、聚醚酰亚胺、聚醚砜、聚对苯二甲酸丙二醇酯、苯乙烯嵌段共聚物(SBC)、硅橡胶、弹性体合金、热塑性弹性体(TPE)、热塑性硫化橡胶(TPV)弹性体、聚氨酯弹性体、嵌段共聚物弹性体、聚烯烃共混弹性体、热塑性共聚酯弹性体、热塑性聚酰胺弹性体或其组合。用于直接制造的材料可以以未固化的形式(例如,作为液体、树脂、粉末等)提供且可以被固化(例如通过光聚合、光固化、气体固化、激光固化、交联等)以形成口腔正畸矫正器或其一部分。固化之前材料的性质可能不同于固化之后材料的性质。一旦固化,本文的材料可以表现出足够的强度、刚度、耐久性、生物相容性等用于口腔正畸矫正器。所使用的材料的固化后性质可以根据矫正器相应部分的所需性质来选择。

[0179] 在一些实施例中,口腔正畸矫正器的相对地刚性的部分可以通过使用一种或多种以下材料进行直接制造来形成:聚酯、共聚酯、聚碳酸酯、热塑性聚氨酯、聚丙烯、聚乙烯、聚丙烯和聚乙烯共聚物、丙烯酸、环状嵌段共聚物、聚醚醚酮、聚酰胺、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚对苯二甲酸丁二醇酯、聚醚酰亚胺、聚醚砜和/或聚对苯二甲酸丙二醇酯。

[0180] 在一些实施例中,口腔正畸矫正器的相对弹性部分可以通过使用一种或多种以下材料进行直接制造来形成:苯乙烯嵌段共聚物(SBC)、硅橡胶、弹性体合金、热塑性弹性体(TPE)、热塑性硫化橡胶(TPV)弹性体、聚氨酯弹性体、嵌段共聚物弹性体、聚烯烃共混弹性体、热塑性共聚酯弹性体和/或热塑性聚酰胺弹性体。

[0181] 可选地,本文描述的直接制造方法允许包括多种材料的矫正器的制造,在本文中被称为“多材料直接制造”。在一些实施例中,多材料直接制造方法包括在单一制造步骤中同时由多种材料形成物体。例如,可以使用多端挤出设备多个从不同的材料供应源选择性地分配多种类型的材料(例如,树脂、液体、固体、或其组合),以便由多种不同材料制造物体。美国专利第6,749,414号中描述了这样的方法,其公开内容通过引用整体并入本文。备选地或组合地,多材料直接制造方法可以包括在多个连续制造步骤中由多种材料形成物体。例如,物体的第一部分可以根据本文的任何直接制造方法由第一材料形成,然后物体的第二部分可以根据本文的方法由第二材料形成,等等,直到形成整个物体。第一部分和第二部分的相对布置可以根据需要改变,例如,第一部分可以被物体的第二部分部分地或全部地密封。

[0182] 与其他制造方法相比,直接制造可以提供各种优点。例如,与间接制造相反,直接制造允许生产口腔正畸矫正器而无需使用任何模具或模板来使矫正器成形,从而减少所涉及的制造步骤的数量,并提高最终矫正器几何形状的分辨率和准确度。此外,直接制造允许精确控制矫正器的三维几何形状,例如矫正器厚度。复杂结构和/或辅助部件可以在单个制造步骤中与矫正器壳体一体地形成成为单件,而不是在单独的制造步骤中被添加到壳体。在一些实施例中,直接制造被用来产生多种矫正器几何形状,而使用备选的制造技术是难以产生这些矫正器几何形状的,例如产生具有非常小或细小的特征、复杂的几何形状、底切、邻间结构、厚度可变的壳体、和/或内部结构(例如,用于提高强度且减少重量和材料用量)的矫正器。例如,在一些实施例中,本文的直接制造方法允许制造具有小于或等于约 $5\mu\text{m}$ 、或在从约 $5\mu\text{m}$ 到约 $50\mu\text{m}$ 的范围内、或在从约 $20\mu\text{m}$ 到约 $50\mu\text{m}$ 的范围内特征尺寸的口内正畸矫正器。

[0183] 直接制造可以提供在三维方面对矫正器的几何形状和材料性质的改进的控制。在一些实施例中,本文所描述的直接制造技术可以用于生产具有大体上各向同性的材料性质、例如沿所有方向大体上相同或相似的强度的矫正器。在一些实施例中,本文所描述的直接制造技术可以用于生产具有各向异性材料性质的矫正器。例如,形成矫正器的材料层可包括具有不同方向性的材料层。例如,第一层可包括具有沿大体上第一方向布置的聚合物链的聚合物材料,而第二层可包括具有沿大体上第二方向布置的聚合物链的聚合物材料,第一方向不同于第二方向。在一些实施例中,本文的直接制造方法允许生产沿着所有方向的强度变化不超过约25%、约20%、约15%、约10%、约5%、约1%、或约0.5%的口内正畸矫正器。备选地,如本文所讨论的,直接制造可以用来制造具有各向异性和/或非均质材料性质的矫正器,诸如具有刚性部分(例如,刚性外壳体)和柔顺部分(例如,柔顺内部结构)的矫正器。例如,可以使用直接制造技术容易地制造具有本文提出的结构的矫正器,例如多层(参见例如图4A到图4C)、多个离散的垫块结构(参见例如图5A)、多个离散的插塞结构(参见例如图5B)、多个离散的膨胀结构(参见例如图5C)、附接接合结构(参见例如图6A)、安装在牙齿上的附件(参见例如图6B)、附件安装式结构(参见例如图6C)和/或附件模板(参见例如图17A和图17B)。

[0184] 在一些实施例中,本公开的矫正器是通过使用多材料直接制造,在期望不同性质的位置处沉积不同类型的材料而生产的。例如,相对地刚性或硬的材料可以在需要增加刚度的位置(例如刚性外壳体)处被沉积,且相对柔顺或弹性的材料可以在需要增加柔顺性的

位置(例如,柔顺内部结构)处被沉积。如上面和这里所讨论的,由多种材料制造矫正器可以在单个制造步骤中同时进行,或在多个连续步骤中进行。在一些实施例中,柔顺内部结构与刚性外壳体同时地并一体地形成,而不是在壳体已经被制造之后在分开的步骤中连结到壳体。

[0185] 备选地或组合地,本文中的矫正器通过使用在期望不同性质的位置处变化矫正器的几何形状的直接制造技术来生产。例如,直接制造工艺可以选择性地改变所形成的材料的厚度,以便控制矫正器的合成刚度,例如使得矫正器的较刚性的部分与矫正器的更柔顺的部分相比,具有增加的厚度。作为另一个示例,可以在矫正器中的某些位置选择性地形成诸如孔、狭缝、穿孔、蚀刻等的刚度调节结构,以便减少那些位置处的局部刚度。直接制造允许这样的结构的形成与矫正器的形成一体并同时地发生,由此不需要单独的切割或蚀刻步骤。在又一示例中,诸如固化参数(例如,固化时间、能量、功率、间隔、深度)的直接制造工艺参数可被选择性地改变,以影响材料的刚度和/或其他性质。在许多实施例中,对固化参数的控制用于控制所形成的材料的交联度,其进而有助于局部刚度(例如,增加的交联产生增加的刚度,减少的交联产生减小的刚度)。

[0186] 另外,与其他制造技术相比,本文中的直接制造方法可以用于以较快的速度生产口腔正畸矫正器。在一些实施例中,本文中的直接制造方法允许在小于或等于约1小时、约30分钟、约25分钟、约20分钟、约15分钟、约10分钟、约5分钟、约4分钟、约3分钟、约2分钟、约1分钟、或约30秒的时间间隔中生产口腔正畸矫正器。这种制造速度允许例如在常规预约或检查期间快速“在诊疗椅边”生产定制的矫正器。

[0187] 在一些实施例中,本文所描述的直接制造方法可对直接制造系统或装置的各种机器参数实现工艺控制,以便确保所得到的矫正器以高精度制造。这样的精度有益于确保将期望的加力系统精确地递送到牙齿以有效地引起牙齿移动。工艺控制可以被实施,以将工艺可变性纳入考虑范围(工艺可变性是由诸如材料性质、机器参数、环境变量、和/或后处理参数的多种来源引起的)。

[0188] 材料性质可以根据原材料的性质、原材料的纯度、和/或在原材料混合期间的工艺变量而变化。在许多实施例中,用于直接制造的树脂或其他材料应该在严格的工艺控制下制造以确保光学性质、材料性质(例如粘度、表面张力)、物理性质(例如模量、强度、伸长率)、和/或热性质(例如,玻璃化转变温度、热变形温度)方面很小的可变性。材料制造过程的工艺控制可以通过对于物理性质和/或温度、湿度和/或在混合过程期间的其他过程参数的控制筛选原材料来实现。通过对材料制造过程实施工艺控制,可以实现工艺参数的减少的可变性以及每批材料更均匀的材料性质。如本文所进一步讨论的,材料性质中剩余的可变性可以通过在机器上的工艺控制来补偿。

[0189] 机器参数可以包括固化参数。对于基于数字光处理(DLP)的固化系统,固化参数可以包括功率、固化时间、和/或完整图像的灰度。对于基于激光的固化系统,固化参数可以包括功率、速度、光束尺寸、光束形状、和/或光束的功率分布。对于打印系统,固化参数可以包括材料滴尺寸、粘度、和/或固化功率。这些机器参数可以作为制造机上的工艺控制的一部分,被定期地监控和调节(例如,在每1-x层处的一些参数和每次构建后的一些参数)。工艺控制可以通过包括在机器上的传感器来实现,该传感器测量每层或每几秒的功率和其他光束参数,并通过反馈回路自动调节它们。对于DLP机器,根据系统的稳定性,灰度可以在每次

构建之前、期间和/或结束时、和/或以预定的时间间隔(例如,每第n次构建、每小时一次、每天一次、每周一次等)而被测量和校准。另外,材料性质和/或光学性质可以被提供给制造机,且机器工艺控制模块可以使用这些参数来调节机器参数(例如,功率、时间、灰度等)以补偿材料性质的可变性。通过对制造机实施工艺控制,可以使得矫正器的精度的可变性和残余应力减小。

[0190] 在许多实施例中,环境变量(例如,温度、湿度、阳光、或暴露于其他能量/固化源)被维持在严格的范围内,以减小矫正器的厚度、和/或其他性质的可变性。可选地,机器参数可以被调节以补偿环境变量。

[0191] 在许多实施例中,矫正器的后处理包括清洁、后固化、和/或支撑件移除过程。相关的后处理参数可以包括清洁剂的纯度、清洁压力和/或温度、清洁时间、后固化能量和/或时间、和/或支撑件移除过程的稳定性。这些参数可以作为工艺控制方案的一部分而被测量和调节。此外,可以通过修改后处理参数来改变矫正器的物理性质。调节后处理机器参数可以提供补偿材料性质和/或机器性质的可变性的另一种方式。

[0192] 本文的口腔正畸矫正器的构造可以根据患者的治疗计划来确定,例如根据涉及多个矫正器用于递增地重新定位牙齿的连续给药的治疗计划。基于计算机的治疗计划和/或矫正器制造方法可以被使用,以帮助矫正器的设计和制造。例如,本文所描述的一个或多个矫正器部件可以借助于计算机控制的制造装置(例如,计算机数控(CNC)铣削、诸如直接喷射的计算机控制增量制造等)来数字化地设计和制造。本文所提出的基于计算机的方法可以提高矫正器制造的准确性、灵活性和便利性。

[0193] 图15示出了根据多个实施例的用于设计将要通过直接制造来生产的口腔正畸矫正器的方法1500。该方法1500可以被应用到本文描述的口腔正畸矫正器的任何实施例。方法1500的一些或全部步骤可以由任何合适的数据处理系统或装置(例如,配置有合适指令的一个或多个处理器)来执行。

[0194] 在步骤1510中,确定用以将一颗或多颗牙齿从初始排列移动到目标排列的移动路径。初始排列可以根据患者的牙齿或口腔组织的模具或扫描(例如使用蜡咬、直接接触扫描、x射线成像、层析成像、超声成像、以及用于获得关于牙齿、颌、牙龈和其他口腔正畸相关组织的位置和结构的信息的其他技术)来确定。从所获得的数据中,可以得到数字数据集,其表示患者牙齿和其他组织的初始(例如,预处理)排列。可选地,初始数字数据集被处理以将多个组织成分(tissue constituent)彼此分割。例如,可以产生数字化表示单个牙冠的数据结构。有利地,可以产生整个牙齿的数字化模型,包括实测的或推测的隐藏表面和根部结构,以及周围的骨骼和软组织。

[0195] 牙齿的目标排列(例如口腔正畸治疗的期望和预期的最终结果)可按照处方的形式从临床医生处得到,可以由基本的口腔正畸原理计算出来,和/或可由临床处方通过计算来推测。借助牙齿的期望最终位置的描述和牙齿本身的数字化表达式,可以指定每颗牙齿的最终位置和表面几何形状,以形成在期望的治疗结束时牙齿排列的完整模型。

[0196] 每颗牙齿既具有初始位置又具有目标位置,可以为每颗牙齿的运动限定移动路径。在一些实施例中,运动路径被构造成以最少量的往返和最快的方式移动牙齿,以将牙齿从其初始位置带到其期望的目标位置。牙齿路径可以可选地被分段,且这些段可以被计算以使得节段内的每颗牙齿的运动保持在线性和旋转平移的阈值限制内。通过这种方式,每

个路径节段的端点可以构成临床上可行的重新定位,且各段端点的集合可以构成临床上可行的牙齿位置序列,使得在该序列中从一点移动到下一点不会导致在牙齿的碰撞。

[0197] 在步骤1520中,确定用以产生一颗或多颗牙齿沿着运动路径的运动的加力系统。加力系统可以包括一个或多个力和/或一个或多个转矩。不同的加力系统会引起不同类型的牙齿移动,例如倾斜、平移、旋转、挤压、侵入、牙根移动等。生物力学原理、建模技术、力计算/测量技术等,包括用于正畸的常用的知识和方法,可被用来确定将被应用于牙齿以实现牙齿移动的适当的加力系统。在确定将要应用的加力系统时,可考虑的资源包括文献资料、通过实验或虚拟建模确定的加力系统、基于计算机的建模、临床经验、使不需要的力最小化等。

[0198] 在步骤1530中,确定用于被构造为产生加力系统的口腔正畸矫正器的矫正器几何形状。如本文所述,矫正器可以包括刚性外壳体和柔顺内部结构。根据本文提出的各种实施例,步骤1530可以包括确定将产生施加到牙齿的力和/或转矩的外壳体和内部结构的形状和排列。例如,诸如离散的垫块或插塞的柔顺内部结构可以被定位成在力和/或转矩将被施加的位置处选择性地接合牙齿。矫正器几何形状的确定可以包括确定在内部结构和/或外壳体中形成的一个或多个力修正结构的几何形状,以便在牙齿上的特定接触点处施加力和/或转矩。可选地,如本文所述,步骤1530还包括确定用于外壳体和/或内部结构的材料组成,以便施加具有降低的对制造变化的敏感度的期望的加力系统。在一些实施例中,基于壳体和/或内部结构的期望性质(例如,刚度)来选择材料组成。

[0199] 矫正器几何形状、材料组成和/或性质的确定可利用治疗或力施加模拟环境来进行。模拟环境可以包括例如计算机建模系统、生物力学系统或装置等。可选地,可以产生矫正器和/或牙齿的数字化模型,例如有限元模型。有限元模型可以使用各种供应商可售的计算机程序应用软件来创建。为了创建立体几何模型,可以使用计算机辅助工程(CAE)或计算机辅助设计(CAD)程序,例如加州圣拉斐尔的Autodesk公司出售的**AutoCAD®**软件。为了创建有限元模型并对其进行分析,可以使用来自许多供应商的程序产品,包括来自宾夕法尼亚州卡农斯堡的ANSYS有限公司的有限元分析软件包和来自马萨诸塞州沃尔瑟姆的达索系统公司的SIMULIA (Abaqus) 软件产品。

[0200] 可选地,可以选择一个或多个矫正器几何形状用于测试或力建模。如上所述,可以识别期望的牙齿移动以及为了引起期望的牙齿移动而需要或期望的加力系统。使用模拟环境,候选矫正器几何形状可以被分析或建模,用以确定由使用候选矫正器导致的实际加力系统。可以可选地对候选矫正器进行一处或多处修改,且力建模可以如所描述的进一步被分析,例如以便反复地确认产生期望的加力系统的矫正器设计。

[0201] 在步骤1540中,产生用于制造具有矫正器几何形状的口腔正畸矫正器的指令。这些指令可以被配置为控制制造系统或装置,以便产生具有特定的矫正器几何形状的口腔正畸矫正器。在一些实施例中,指令被配置为用于根据本文提出的各种方法使用直接制造(例如,立体平板打印、选择性激光烧结、熔融沉积成型、直接喷射、连续直接制造、多材料直接制造等)来制造口腔正畸矫正器。在替代的实施例中,指令可以被配置为例如通过热成型来间接制造矫正器。

[0202] 尽管以上步骤示出了根据一些实施例的设计口腔正畸矫正器的方法1500,但是本领域普通技术人员将认识到基于本文描述的教导的一些变化。一些步骤可包括多个子步

骤。一些步骤可根据需要而经常被重复。方法1500的一个或多个步骤可用任何合适的制造系统或装置来执行,例如像本文所描述的实施例那样。一些步骤可为可选的,且步骤的顺序可以根据需要改变。

[0203] 图13示出根据许多实施例的用于数字地规划口腔正畸治疗和/或矫正器的设计或制造的方法1300。方法1300可以应用于本文描述的任何治疗过程,且可以由任何合适的数据处理系统执行。本文描述的矫正器的任何实施例可以使用方法1300来设计或制造。

[0204] 在步骤1310中,患者牙齿的数字化表达式被接收。数字化表达式可以包括患者口腔(包括牙齿、牙龈组织等)的表面形貌数据。表面形貌数据可以通过使用合适的扫描装置(例如,手持式扫描仪、台式扫描仪等)直接扫描口腔、口腔的物理模型(凸或凹)或口腔的印模等来生成。

[0205] 在步骤1320中,基于牙齿的数字化表达式,一个或多个治疗阶段被生成。治疗阶段可以是设计用于将一个或多个患者牙齿从初始牙齿排列移动到目标排列的口腔正畸治疗过程的递增的重新定位阶段。例如,治疗阶段可以通过确定数字化表达式所指示的初始牙齿排列、确定目标牙齿排列、以及确定实现目标牙齿排列所需的初始排列中的一颗或多颗牙齿的运动路径来产生。移动路径可以基于最小化移动的总距离、防止牙齿之间的碰撞、避免更难以实现的牙齿移动、或者任何其他合适的条件而最佳化。

[0206] 在步骤1330中,基于所产生的治疗阶段来制造至少一个口腔正畸矫正器。例如,一组矫正器可以被制造成由患者按顺序佩戴以递增地将牙齿从初始排列重新定位到目标排列。一些矫正器可以成形为容纳由治疗阶段中的一个指定的牙齿排列。备选地或组合地,一些矫正器可以被成形为容纳与相应的治疗阶段的目标排列不同的牙齿排列。例如,如前面所描述的,矫正器可具有对应于过度矫正的牙齿排列的几何形状。这样的矫正器可以用来确保随着牙齿接近或达到治疗阶段所期望的目标位置时在牙齿上表现出适当量的力。作为另一示例,可以设计矫正器,以便在牙齿上施加指定的加力系统,并且可不具有对应于患者牙齿的任何当前或计划排列的几何形状。

[0207] 在一些情况下,对于矫正器的设计和/或制造可能不需要各种排列或治疗阶段的阶段。如图13中的虚线所示,口腔正畸矫正器的设计和/或制造以及可能的特定口腔正畸治疗可包括使用患者牙齿的表达式(例如,接收患者牙齿的数字化表达式1310),随后基于患者牙齿在由所接收的表达式代表的排列中的患者牙齿的表达式设计和/或制造口腔正畸矫正器。

[0208] 图14是数据处理系统1400的简化框图,其可用于执行本文描述的方法和过程。数据处理系统1400通常包括经由总线子系统1404与一个或多个外围装置通信的至少一个处理器1402。这些外围装置通常包括存储子系统1406(存储器子系统1408和文件存储子系统1414)、一组用户界面输入和输出装置1418以及到外部网络1416的接口。该接口被示意性地示出为“网络接口”模块1416,且经由通信网络接口1424被连结到其他数据处理系统中的对应接口装置。数据处理系统1400例如可包括一个或多个计算机,诸如个人计算机、工作站、大型机、笔记本电脑等。

[0209] 用户界面输入装置1418不限于任何特定装置,且通常可以包括例如键盘、定点装置、鼠标、扫描仪、交互式显示器、触摸板、操纵杆等。类似地,各种用户界面输出装置可以用在本发明的系统中,且可以包括例如打印机、显示器(例如,视觉、非视觉)系统/子系统、控

制器、投影装置、音频输出等中的一个或多个。

[0210] 存储子系统1406保持基本所需的编程,包括具有指令(例如,操作指令等)的计算机可读介质以及数据结构。本文所讨论的编程模块通常存储在存储子系统1406中。存储子系统1406通常包括存储器子系统1408和文件存储子系统1414。存储器子系统1408通常包括多个存储器(例如,RAM 1410、ROM 1412等),上述存储器包括用于存储固定指令、指令和程序执行期间的数据、基本输入/输出系统等计算机可读存储器。文件存储子系统1414为程序和数据文件提供持久(非易失性)存储,且可以包括一个或多个可移除或固定的驱动器或介质、硬盘、软盘、CD-ROM、DVD、光盘驱动器等。一个或多个存储系统、驱动器等可以位于远程位置,例如通过网络上的服务器或通过互联网/万维网来连结。在这样的语境中,术语“总线子系统”通常被用来包括任何用于使各个部件和子系统按预期彼此连通的机构,且可以包括将获知或被认为适合使用的各种合适的部件/系统。应该认识到,系统的各种部件可以但不一定处于相同的物理位置,但是可以经由各种局域或广域网络媒体、传输系统等连接。

[0211] 扫描仪1420包括用于(例如,通过扫描诸如铸型1421的牙齿的物理模型、通过扫描牙齿上取出的印模、或通过直接地扫描口腔内腔)获得患者牙齿的数字化表达式(例如,图像、表面形貌数据等)的任何装置,其可以从患者或专业治疗人员(例如口腔正畸医生)获得,且包括向数据处理系统1400提供数字化表达式以供进一步处理的装置。扫描仪1420可位于相对于系统的其他组件远程的位置,且可以例如经由网络接口1424将图像数据和/或信息传送到数据处理系统1400。制造系统1422基于治疗计划(包括从数据处理系统1400接收的数据集信息)制造矫正器1423。制造机1422例如可位于远程位置处,并经由网络接口1424从数据处理系统1400接收数据集信息。

[0212] 图16示出根据多个实施例的用于设计将要通过直接制造而产生的口腔正畸矫正器的方法1600。方法1600可以应用于本文描述的口腔正畸矫正器的任何实施例。方法1600的一些或全部步骤可以由任何合适的数据处理系统或装置执行,例如,被构造有合适的指令的一个或多个处理器。

[0213] 在步骤1610中,确定用以将一颗或多颗牙齿从初始排列移动到目标排列的移动路径。初始排列可以根据患者的牙齿或口腔组织的模具或扫描(例如使用蜡咬、直接接触扫描、x射线成像、层析成像、超声成像以及用于获得关于牙齿、颌、牙龈和其他口腔正畸相关组织的位置和结构的信息的其他技术)来确定。从所获得的数据中,可以得到数字数据集,其表示患者牙齿和其他组织的初始(例如,预处理)排列。可选地,初始数字数据集被处理以将组织成分彼此分割。例如,可以产生数字化表达式单个牙冠的数据结构。有利地,可以产生整个牙齿的数字化模型,包括测量的或推测的隐藏表面和根部结构,以及周围的骨骼和软组织。

[0214] 牙齿的目标排列(例如口腔正畸治疗的期望和预期的最终结果)可以以处方的形式从临床医生处得到,可以由基本的口腔正畸原理计算,和/或可以从临床处方通过计算来推测。借助牙齿的期望最终位置的描述和牙齿本身的数字化表达式,可以指定每颗牙齿的最终位置和表面几何形状,以形成在期望的治疗结束时牙齿排列的完整模型。

[0215] 每颗牙齿既具有初始位置又具有目标位置,可以为每颗牙齿的运动限定移动路径。在一些实施例中,运动路径被构造成以最少量的往返以最快的方式移动牙齿,以将牙齿从其初始位置带到其期望的目标位置。牙齿路径可被可选地分段,且各段可以被计算以使

得一段内的每颗牙齿的运动保持在线性和旋转平移的阈值限制内。以这种方式,每个路径段的端点可以构成临床上可行的重新定位,且各段端点的集合可以构成临床上可行的牙齿位置序列,使得在该序列中从一点移动到下一点不会导致在牙齿的碰撞。

[0216] 在步骤1620中,确定用以产生沿着运动路径的一颗或多颗牙齿的运动的加力系统。加力系统可以包括一个或多个力和/或一个或多个转矩。不同的加力系统会引起不同类型的牙齿移动,例如倾斜、平移、旋转、挤压、侵入、牙根移动等。生物力学原理、建模技术、力计算/测量技术等,包括用于正畸的常用的知识和方法,可用于确定将被应用到牙齿的适当的加力系统以实现牙齿移动。在确定将要应用的加力系统时,可考虑的资源包括文献资料、通过实验或虚拟建模确定的加力系统、基于计算机的建模、临床经验、使不需要的力最小化等。

[0217] 在步骤1630中,确定用于被构造为产生加力系统的口腔正畸矫正器的附件模板设计。附件模板设计、矫正器几何形状、材料组成和/或性质的确定可利用治疗或力施加模拟环境来进行。模拟环境可以包括例如计算机建模系统、生物力学系统或装置等。可选地,可以生产矫正器和/或牙齿的数字化模型,例如有限元模型。有限元模型可以使用各种供应商可售的计算机程序应用软件来创建。为了创建立体几何模型,可以使用计算机辅助工程(CAE)或计算机辅助设计(CAD)程序,例如加州圣拉斐尔的Autodesk公司出售的AutoCAD®软件。为了创建有限元模型并对其进行分析,可以使用来自许多供应商的程序产品,包括来自宾夕法尼亚州卡农斯堡的ANSYS有限公司的有限元分析软件包和来自马萨诸塞州沃尔瑟姆的达索系统公司的SIMULIA (Abaqus) 软件产品。

[0218] 可选地,可以选择一个或多个附件模板设计用于测试或力建模。如上所述,可以识别期望的牙齿移动以及为了引起期望的牙齿移动而需要或期望的加力系统。使用模拟环境,候选附件模板设计可以被分析或建模,用以确定由使用候选矫正器导致的实际加力系统。可以可选地对候选矫正器进行一处或多处修改,且力建模可以如所描述的进一步被分析,例如以便反复地确认产生期望的加力系统的矫正器设计。

[0219] 在步骤1640中,产生用于制造包括附件模板设计的口腔正畸矫正器的指令。这些指令可以被配置为控制制造系统或装置,以便产生具有特定的附件模板设计的口腔正畸矫正器。在一些实施例中,指令被配置为用于根据本文提出的各种方法使用直接制造(例如,槽光固化、材料喷射、粘合剂喷射、材料挤出、粉末床熔合、片材层压或定向能量沉积等)来制造口腔正畸矫正器。在替代的实施例中,指令可以被配置为例如通过热成型来间接制造矫正器。

[0220] 尽管以上步骤示出了根据一些实施例的设计口腔正畸矫正器的方法1600,但是本领域普通技术人员将认识到基于本文描述的教导的一些变化。一些步骤可包括子步骤。一些步骤可根据需要经常重复。方法1600的一个或多个步骤可用任何合适的制造系统或装置来执行,例如像本文所描述的实施例那样。一些步骤可为可选的,且步骤的顺序可以根据需要改变。

[0221] 图17A示出被直接地制造的附件模板1700,其包括附件、校准结构和用于保持附件的支撑件。模板1700可包括校准器1701。校准器1701包括支撑件1703以用足够的保持附件的力来支撑附件。校准器1701被构造成容纳牙齿并由此校准牙齿上的附件。附件1702被设计成附接在患者牙齿上并具有一表面,该表面被成形为允许在接触口腔正畸矫正器的表面

时施加牙齿移动力。附件1702由支撑件1703来保持。支撑件1703可限定具有对应于附件的形状的容座。支撑件1703被构造成保持附件,使得当附件模板被患者佩戴时,附件接触牙齿。附件通过连结结构1704被连接到校准器1701,连结结构1704被构造成将附件1702保持在支撑件1703内,直到附件被贴附到患者牙齿为止。如下面进一步详细描述,在附件1702已经粘合到患者牙齿之后,连结结构可被破坏。备选地,附件可以弱连接到校准器,例如具有诸如穿孔的结构,以便于从矫正器上除去附件。

[0222] 为了粘附到患者牙齿,附件可包括直接沉积在其表面上的粘合剂层1705。在一些实施例中,附件模板可不包括粘合剂层1705。在一些实施例中,患者牙齿的表面可在附件被附接到牙齿之前被预备,例如,牙齿的表面可被酸蚀刻。粘合剂层1705可与附件模板的其余部分一起被直接地制造。用于制造粘合剂层1705的材料的有用选择可包括如本文所描述的一种或多种材料。例如,粘合剂可以是紫外线(UV)固化粘合剂或压敏粘合剂。在一些实施例中,粘合剂被省略。

[0223] 在粘合剂层接触到牙齿之后,可以使用适合于所选择的材料的方法诱导其在牙齿与附件1702之间形成结合,该方法可例如包括诸如光聚合、压力施加、热量施加、或粘合材料与活化剂的化学反应的步骤。当处理光聚合将要使用的粘合材料时,期望的是,由透明材料来制造校准器1701、附件1702和/或附件模板1700的其他部分,从而允许所施加的光更有效地设定粘合剂。备选地或附加地,在一些情况下,粘合剂层1705可例如作为制造的独立步骤而被独立地施加或由牙科医生来施加。

[0224] 在一些情况下,附件模板可进一步包括在粘合剂层1705之上的盖1706,用以保护粘合剂层1705和附件1702。在一些情况下,盖1706可在支撑件被附接到患者牙齿之前,将粘合剂层和附件1702密封在支撑件1703内。在附接过程期间,盖例如可通过拉动柄状部1707而被移除,以露出附件和粘合剂,然后附件和粘合剂可通过将附件模板放置在患者牙齿上而接触患者牙齿。

[0225] 校准器1701、附件1702、支撑件1703、连结结构1704、粘合剂1705、盖1706和柄部1707中的每个可作为如本文所述的单个过程的一部分来直接地制造。这些部件中的每个部件的材料可被独立地选择。通常,附件1702将包括刚性材料;校准器1701将包括较柔性的材料;粘合剂1705将包括能够粘合到患者牙齿和附件的材料;盖1706、柄部1707和连结结构1704将包括可通过用手或牙科器械施加少量力而被破坏或除去材料。包括使用如本文所公开的复合材料和其他材料的其他变体对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0226] 图17B示出例如如图17A所示的附件模板的支撑件1703的详细视图。支撑件1703以放大形式示出,在至少一些情况下,其具有比可用于连结结构1704的更大的空间,由此使附件1702与支撑件1703之间的连接结构(此连接结构由连结结构1704构成)可以更清楚地看到。如图所示,连结结构1704包括一个或多个延伸部1714,延伸部1714保持附件1702。在附件1702被附接到牙齿之后,延伸部1714可通过在附件模板上施加少量的力而被破坏。延伸部1714可包括一些结构以帮助破损,例如在附件附近具有较小横截面的窄横截面轮廓和在远离附件处具有较大横截面的大横截面轮廓。备选地或组合地,例如,延伸部可包括便于除去的附加结构,诸如较低密度的材料或孔洞。例如,延伸部1714的材料可包括诸如刚性材料或脆性材料的适合于破裂的材料。在一些实施例中,延伸部1714的材料可按照大于附件1702、模板1700、和粘合剂1706中的一个或多个的速率来吸收红外光或射频辐射。当模板和

延伸部1714保持刚性或固体时,吸收红外光或射频辐射引起延伸部变热并软化或熔化,允许连结结构1704与附件1702分离。在将延伸部从连结结构1704释放之后,可以期望的是,使附件表面平滑,以除去可能残留并引起患者不适或以其他方式与附件和矫正器表面之间的未来交互作用冲突的任何锯齿状部分或粗糙部分。图17B还示出包括作为柄部的环形结构的盖1706的版本,其可用于更容易地与牙科器械配合。

[0227] 在一些实施例中,延伸部1714的材料可以在液体中以一速率可溶解,该速率大于附件1702、模板1700和粘合剂1706中的一个或多个处的溶解速率。在一些实施例中,延伸部1714可被构造为,当经受超声振动时破裂或与附件分离。

[0228] 在一些实施例中,模板1700可限定附件1702的形状。例如,模板1700的内表面1720可被成形为限定附件1702的外表面1721。在这样的实施例中,附件1702可被直接地形成在模板1700的内表面1720上,使得模板1700的外表面1721呈现附件1702的内表面的形状。在一些实施例中,模板1700的内表面可以涂覆有诸如聚四氟乙烯之类的脱模剂或不粘涂层,以帮助在将附件1702附接到牙齿之后将附件1702与模板1700分离。在一些实施例中,附件1702可由UV固化材料形成,使得具有附件1702的模板1700可以被放置在患者牙齿上,然后附件1702可被固化在模板1700中以及患者牙齿上的适当位置,然后可将模板1700从患者牙齿移除,该附件1702保持附着于患者牙齿。

[0229] 为了将附件精确地放置在患者牙齿上,附件模板可以被制造为包括多个牙齿容纳空腔(例如,图1的校准器100的至少一部分)。校准器100的至少一部分包括牙齿容纳校准结构,诸如牙齿容纳空腔的至少一部分,例如以容纳牙齿的特征。附件1702可被制造在校准器的容座内、诸如容座106内。当校准器100被放置在患者牙齿102上时,校准器的牙齿容纳空腔容纳患者牙齿,且沿可用于将附件1702精确地定位在患者牙齿上的取向来保持校准器。在将附件结合到患者牙齿之后,连结结构1704可与附件分离,且移除校准器100,留下附件1702附接到患者牙齿,如图1中示出的附件104那样。附件可按照许多方式与校准器100分开,例如利用附件与矫正器的至少一部分之间的一个或多个弱结合的断裂或分离。当放置多个附件时,校准器100可包括多个容座106,每个容座保持用于多颗牙齿102中的一个的附件。在一些情况下,一个或多个牙齿容纳空腔可包括多个容座,从而允许多个附件被粘附到一颗或多颗牙齿中的每个上。

[0230] 尽管本文已经示出和描述了本发明的优选实施例,但是对于本领域技术人员来说显而易见的是,这样的实施例仅作为示例提供。本领域技术人员现在在不脱离本发明的情况下将想到许多变化、改变和替换。应理解的是,本文所描述的发明的实施例的各种替代方案可在实施本发明时采用。本文所描述的实施例的各种不同的组合是可能的,且这样的组合被认为是本公开的一部分。此外,结合本文的任何一个实施例讨论的所有特征可以容易地适用于本文中的其他实施例。随附的权利要求书旨在限定本发明的范围,并因此覆盖这些权利要求范围内的方法和结构及其等同物。

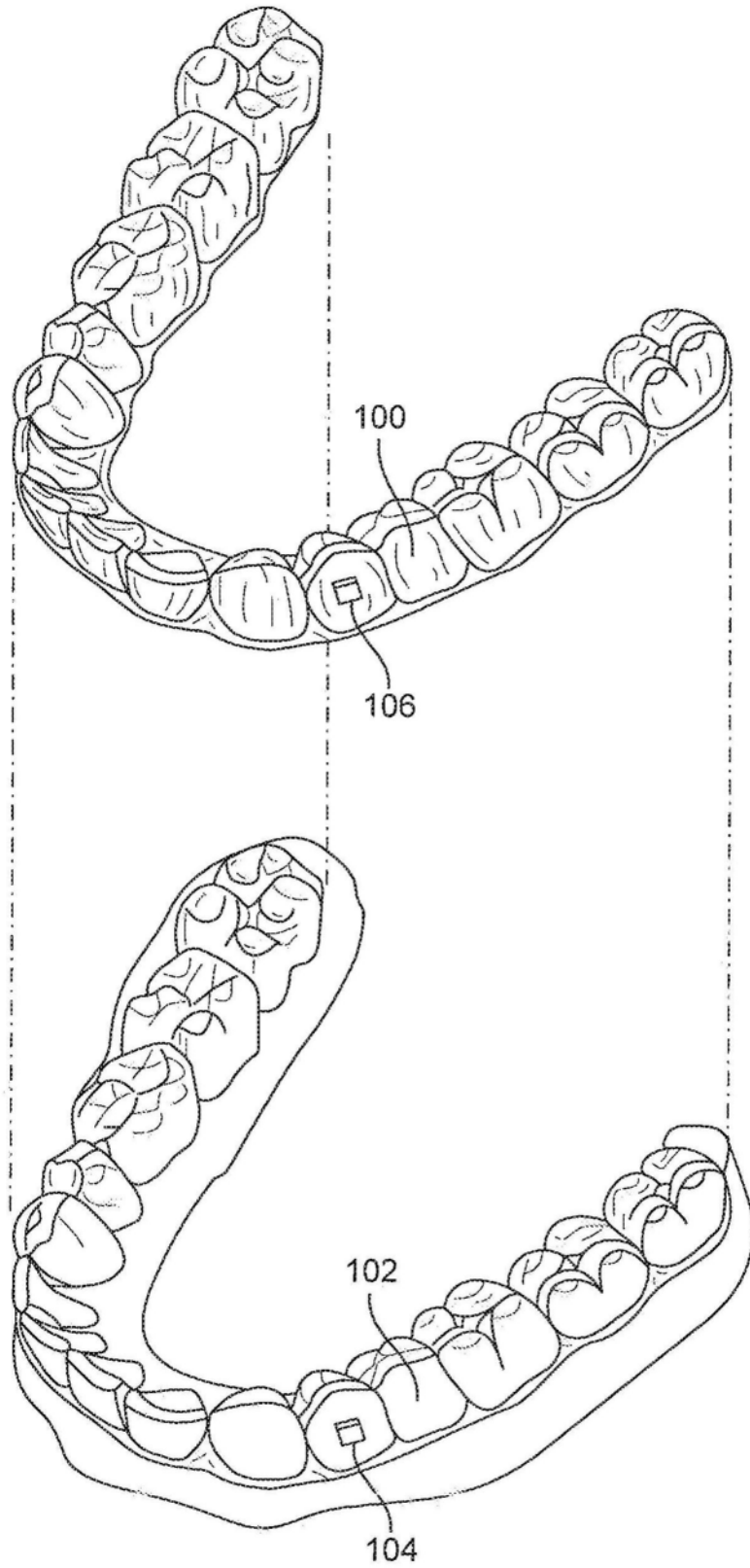


图1A

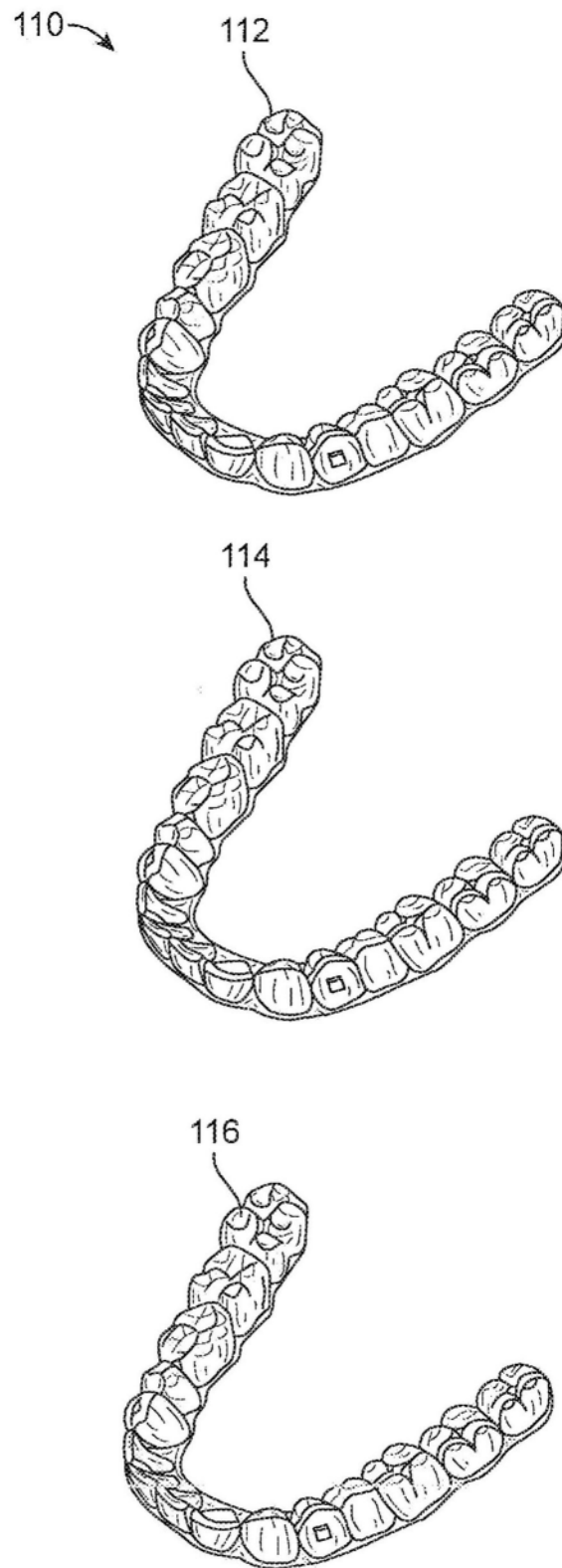


图1B

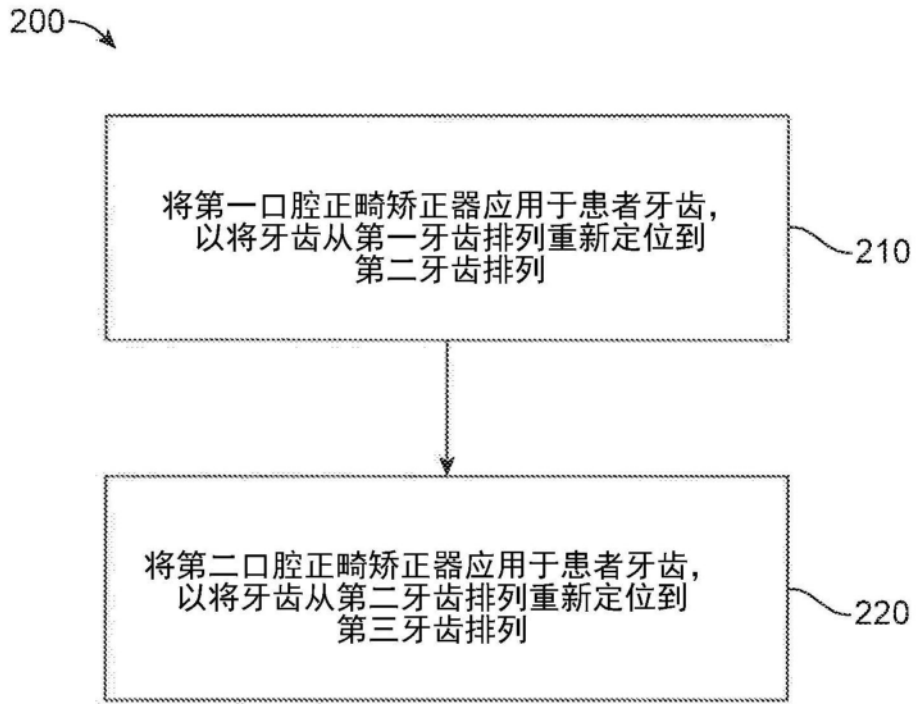


图2

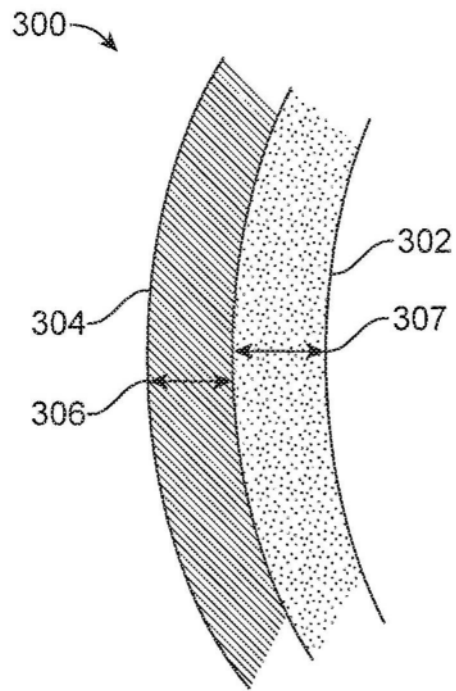


图3A

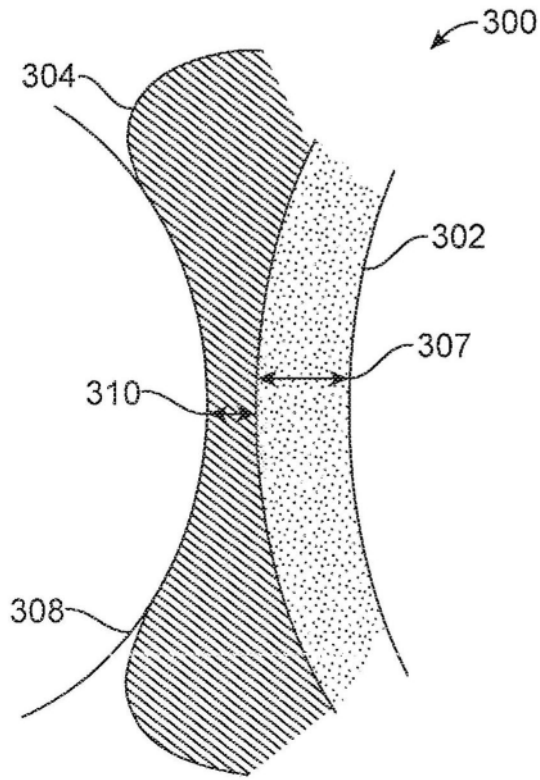


图3B

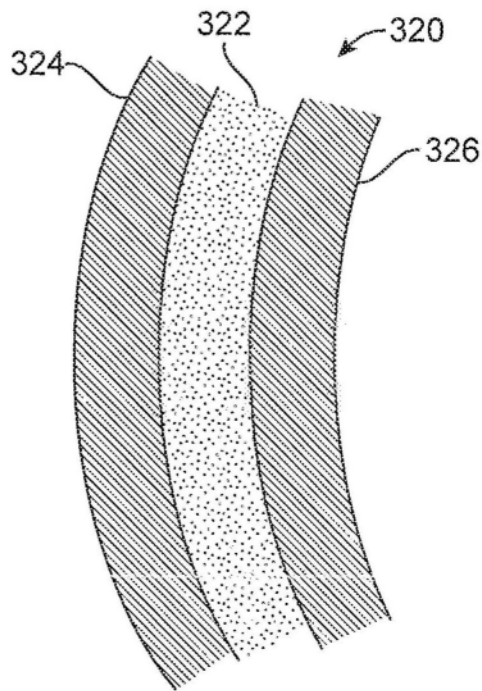


图3C

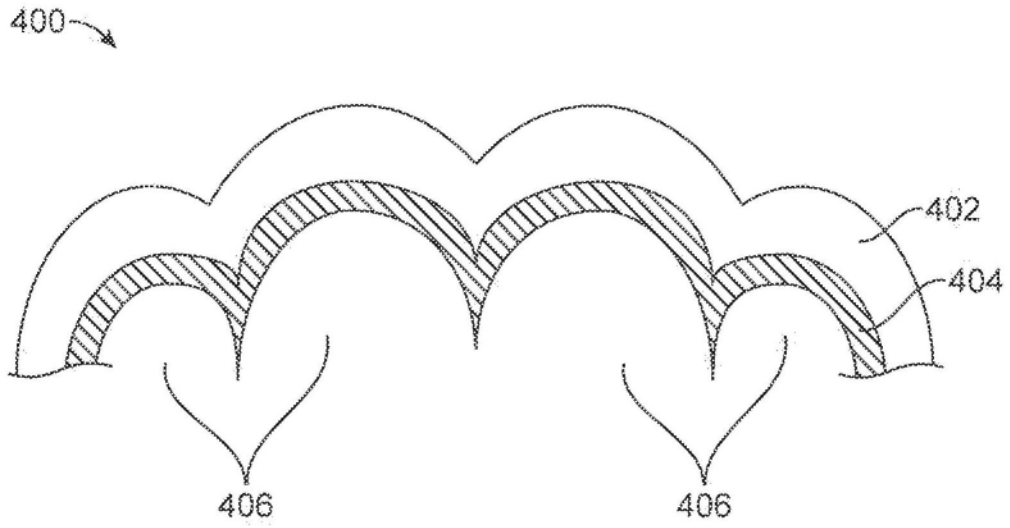


图4A

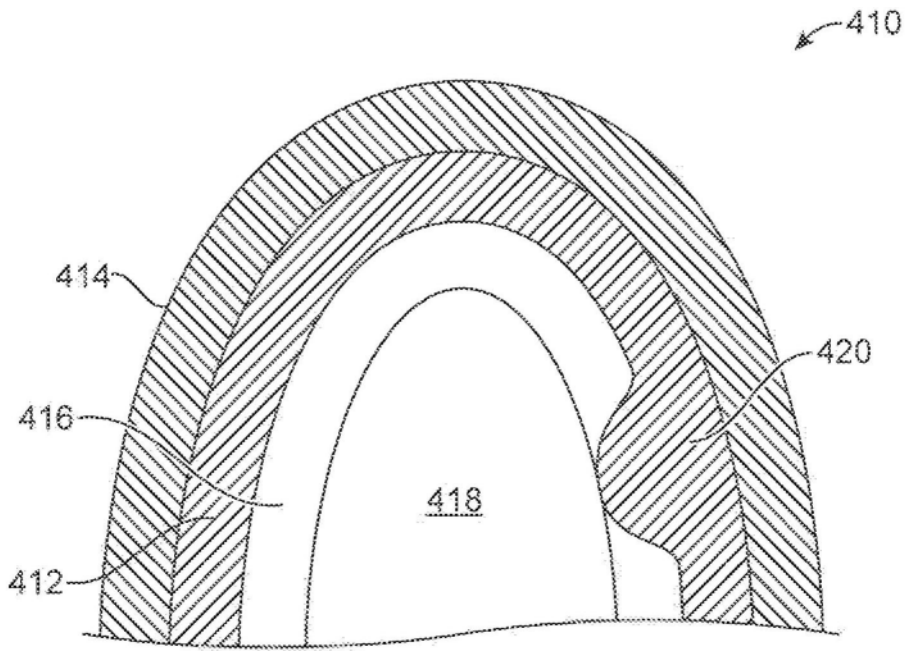


图4B

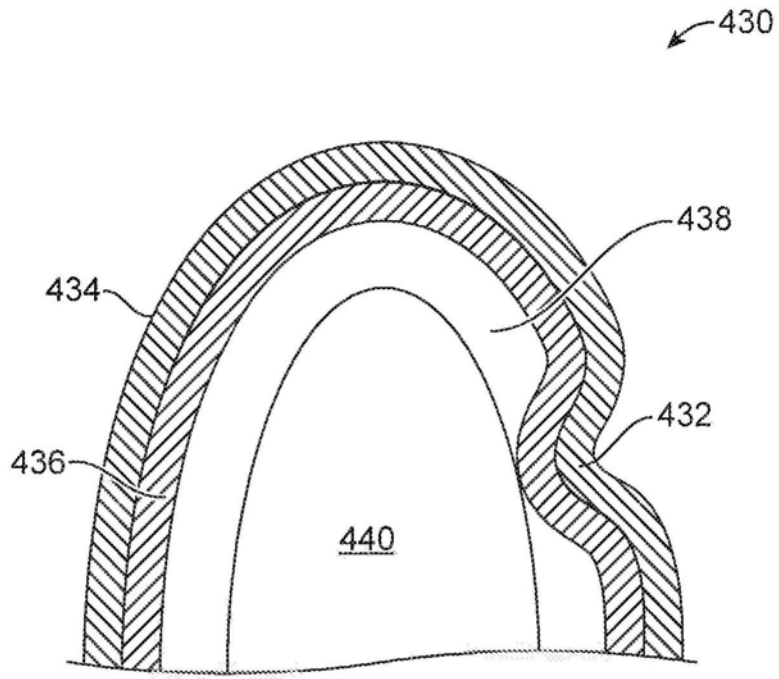


图4C

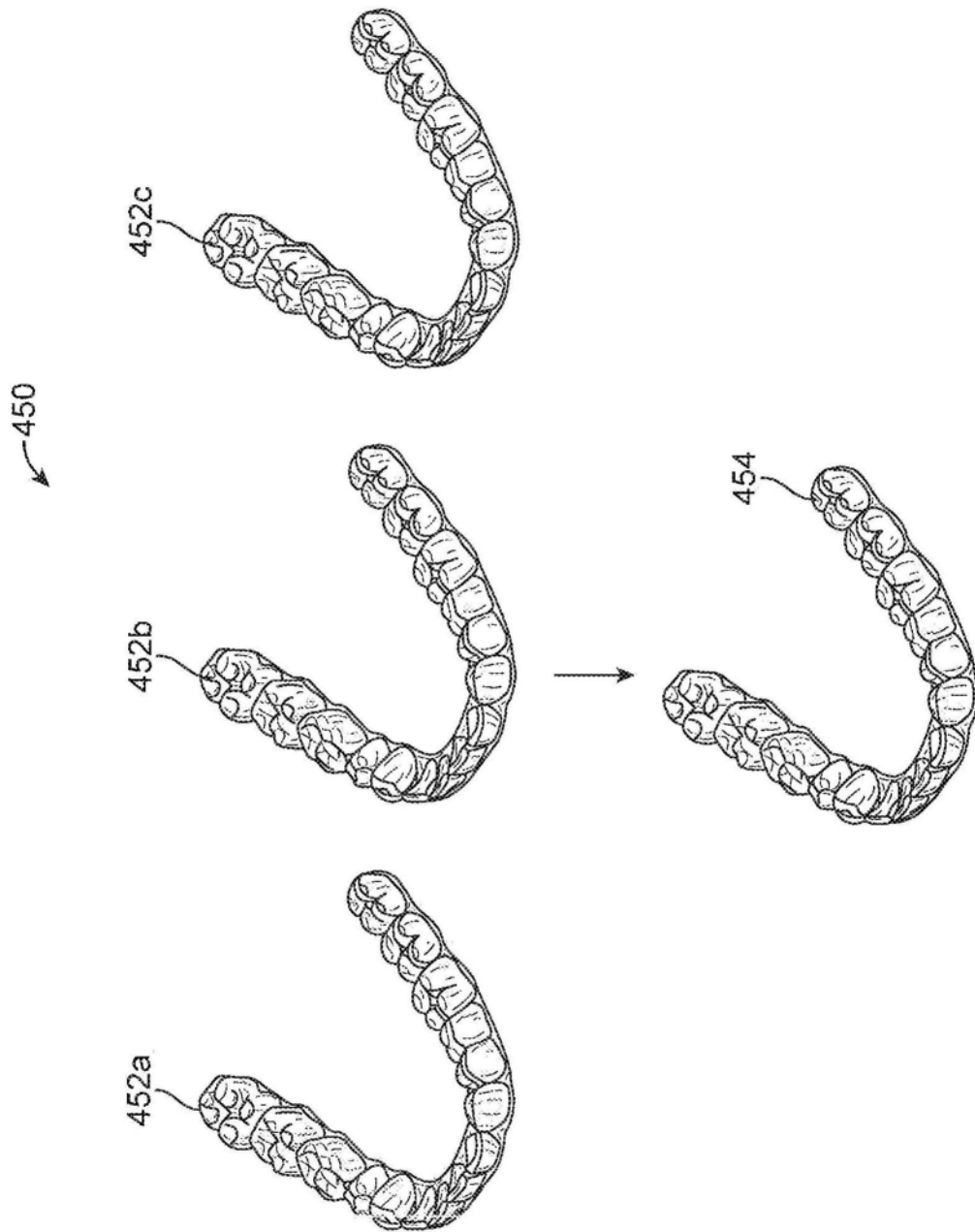


图4D

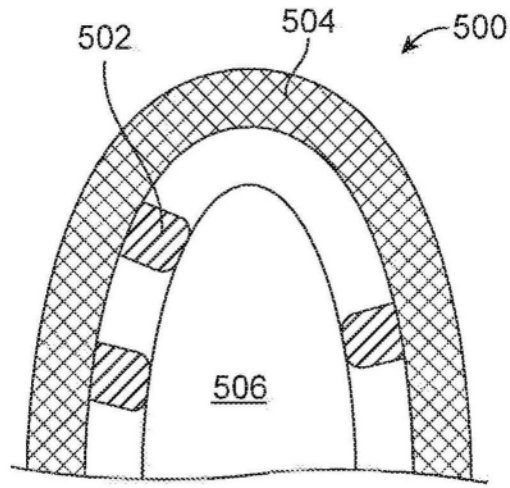


图5A

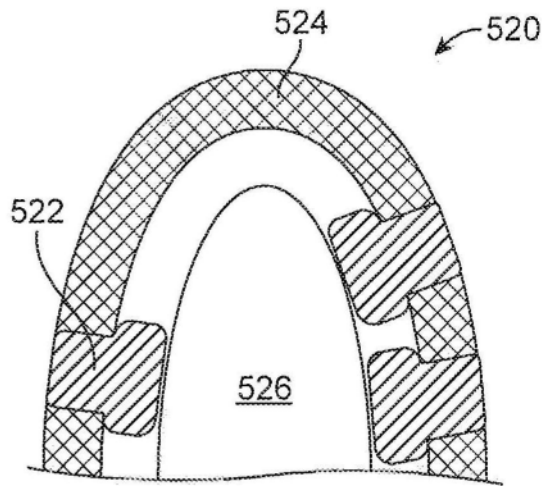


图5B

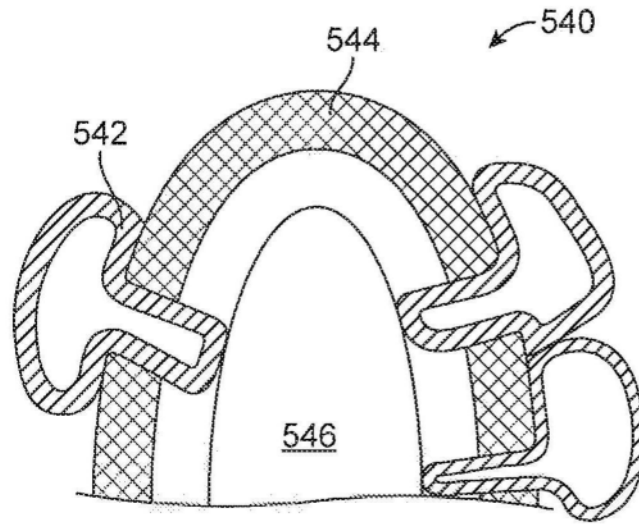


图5C

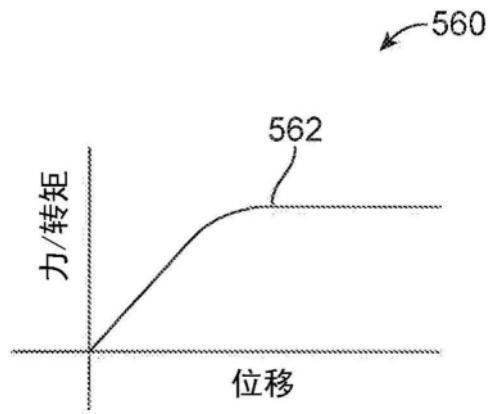


图5D

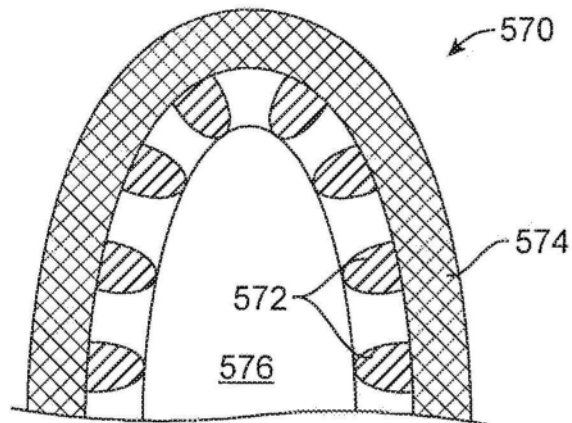


图5E

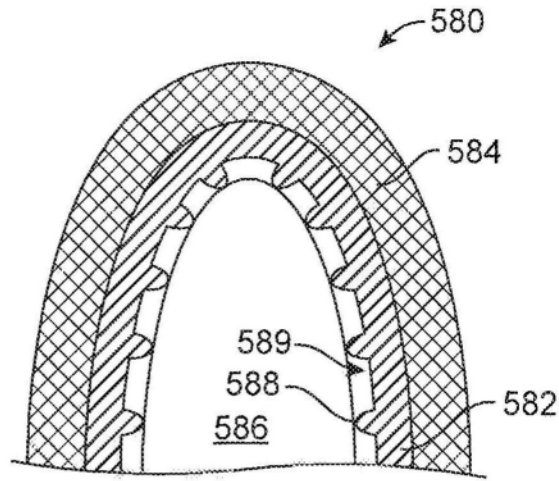


图5F

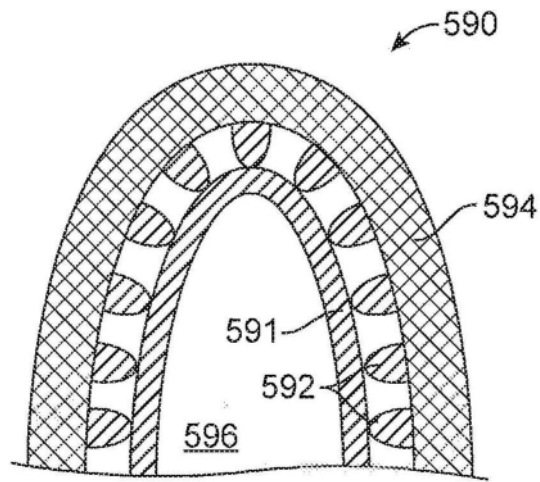


图5G

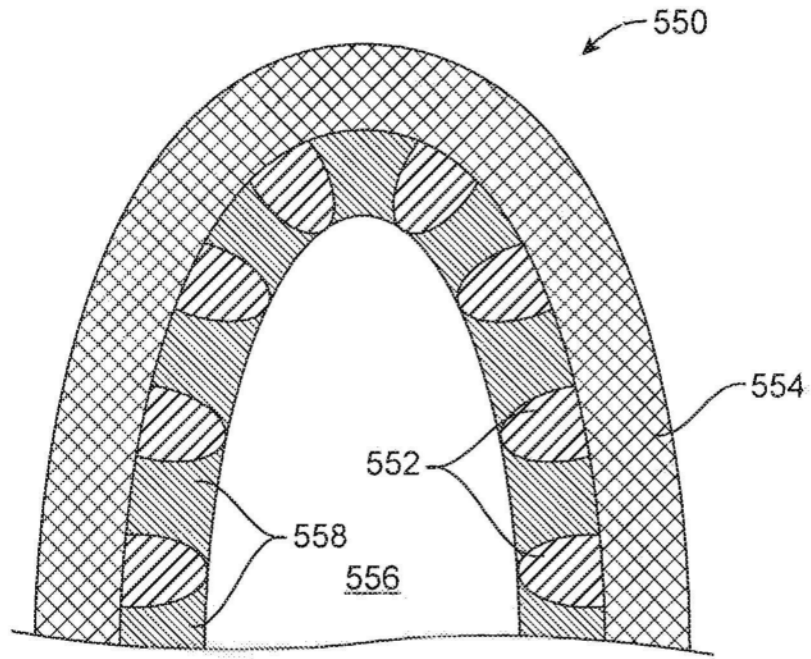


图5H

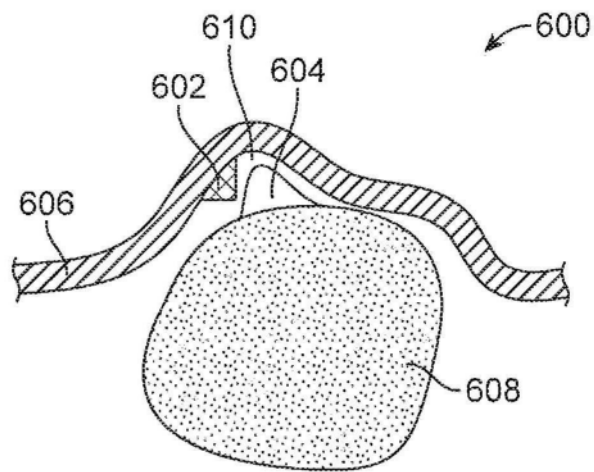


图6A

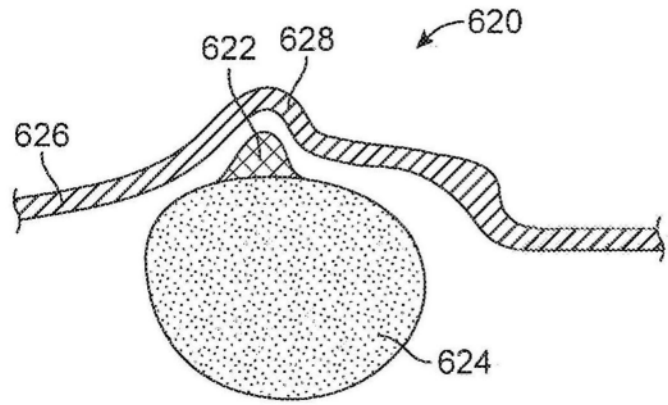


图6B

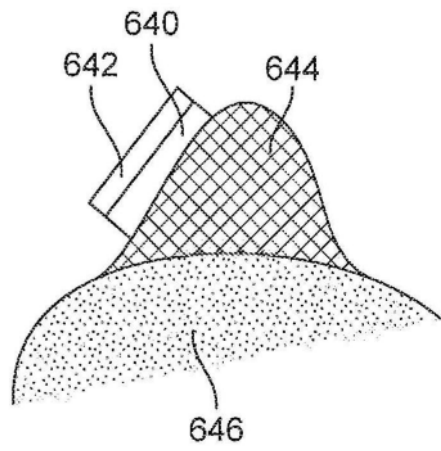


图6C

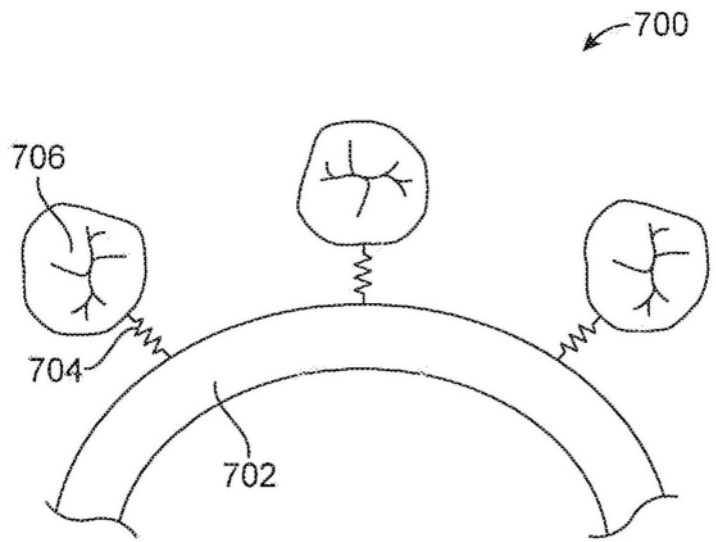


图7A

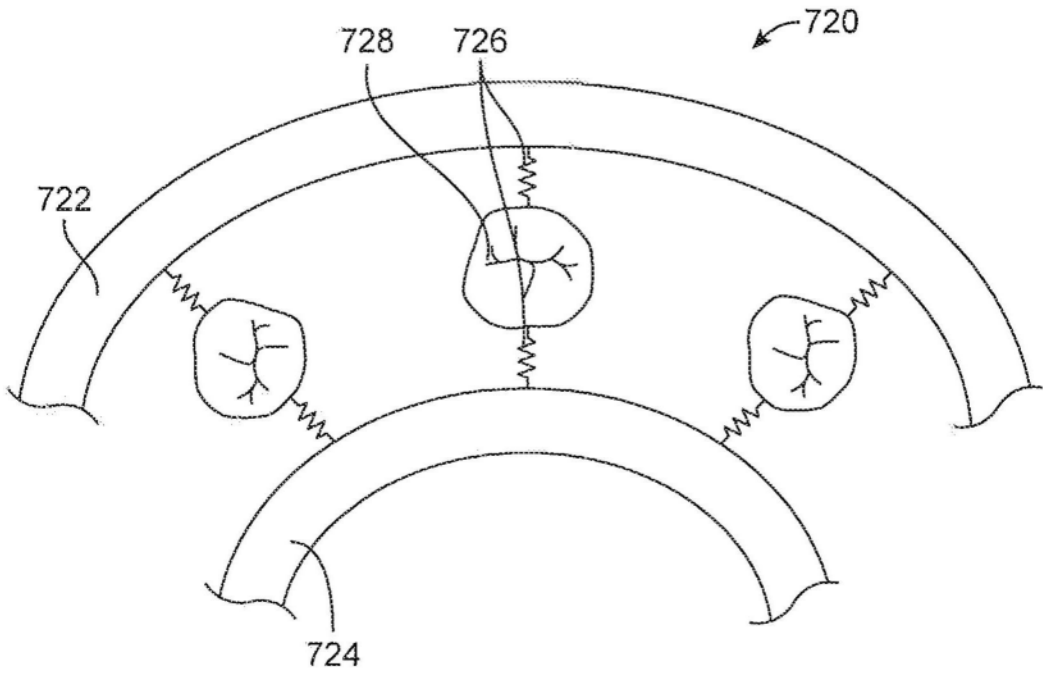


图7B

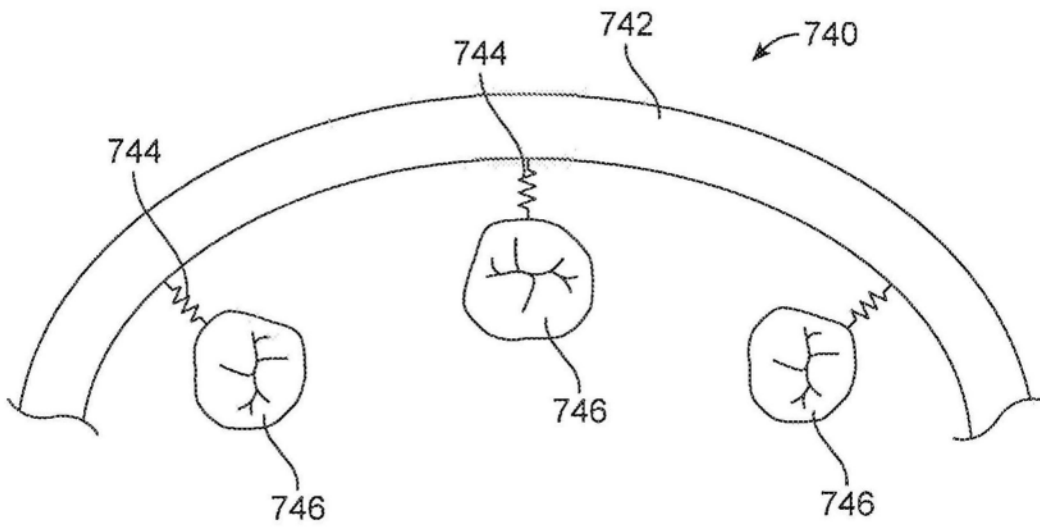


图7C

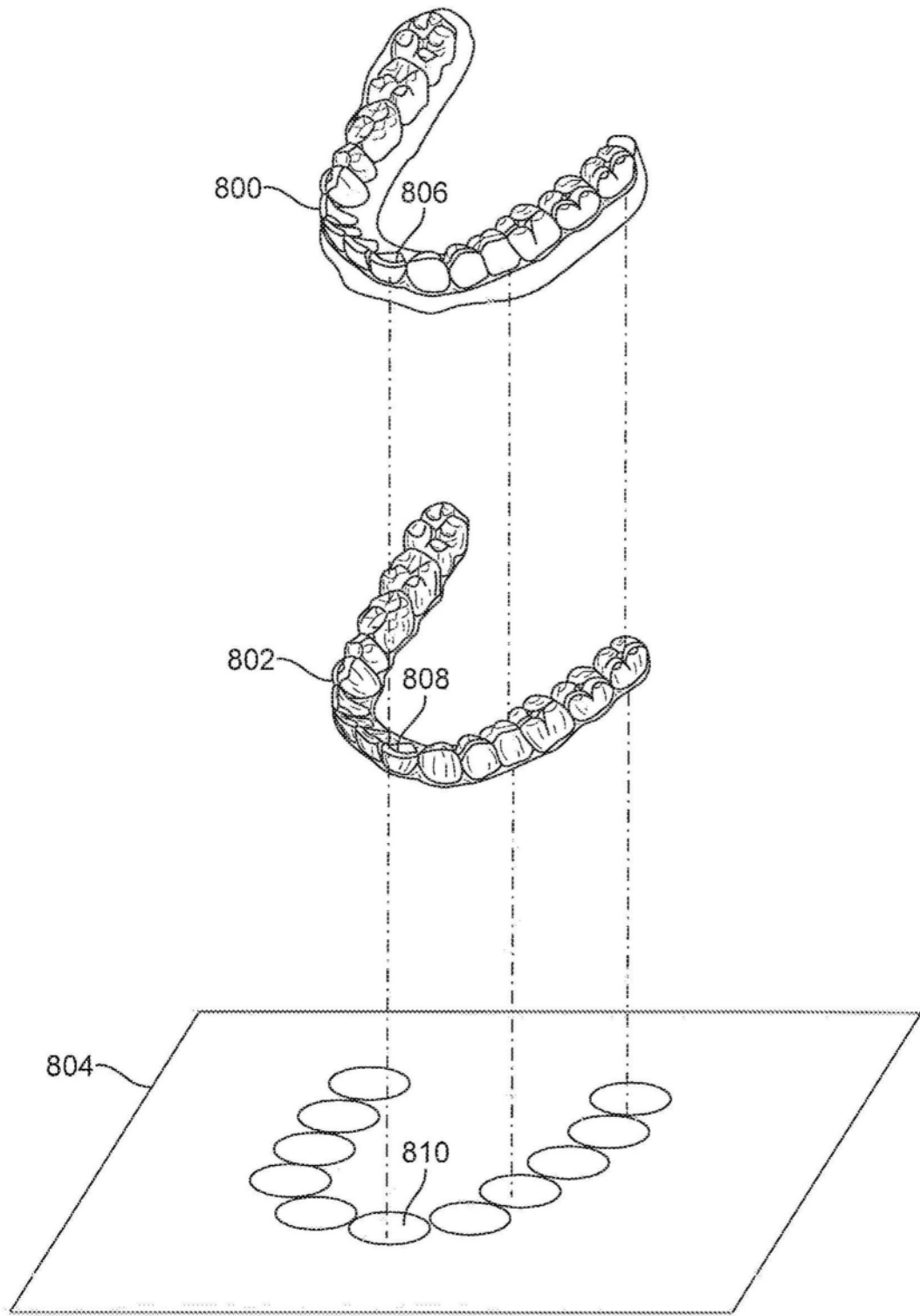


图8A

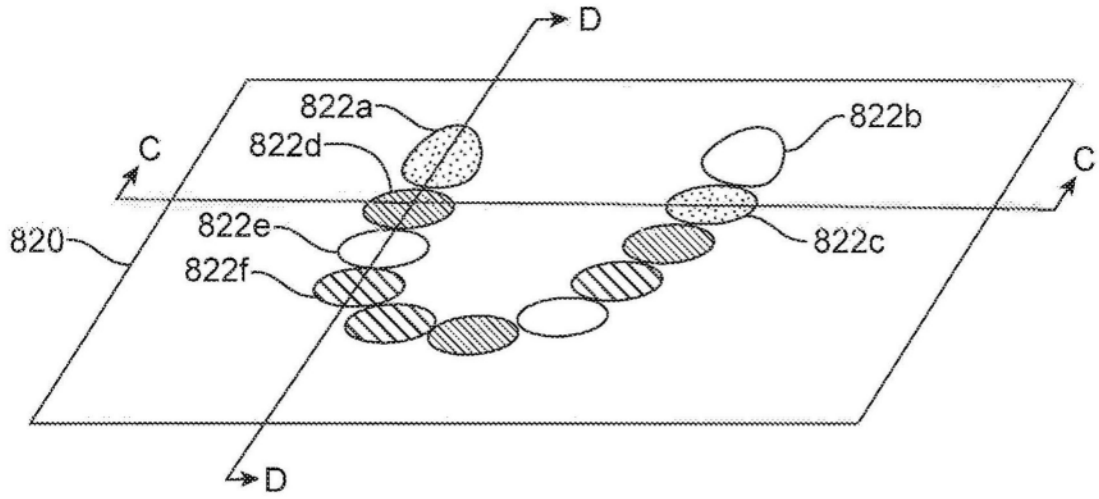


图8B

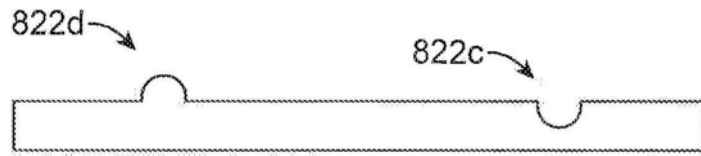


图8C

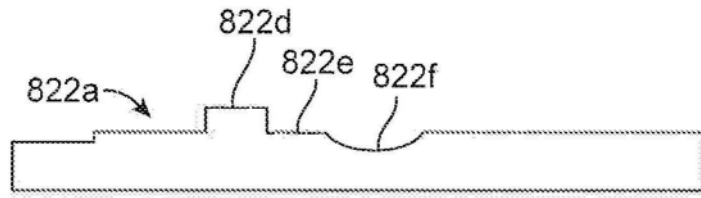


图8D

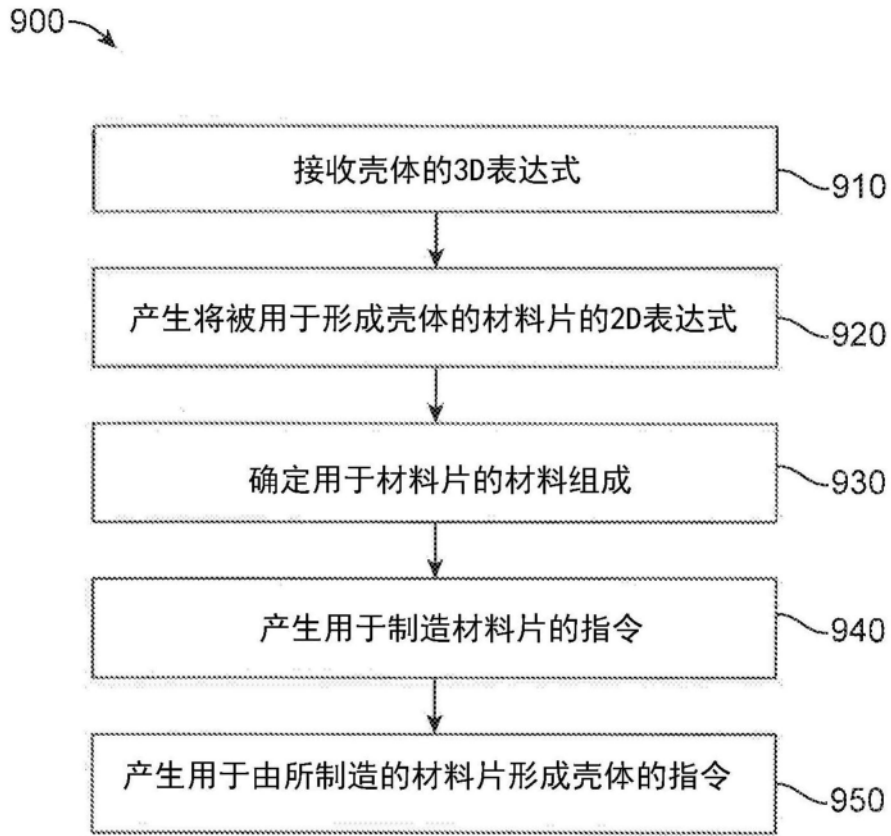


图9

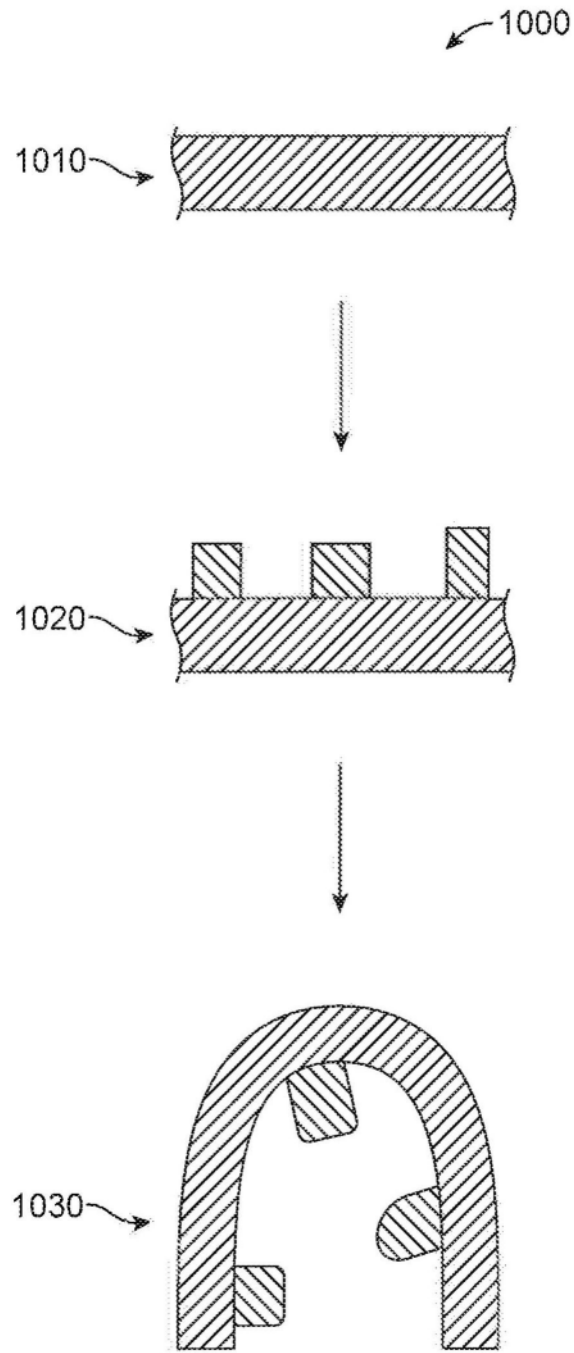


图10A

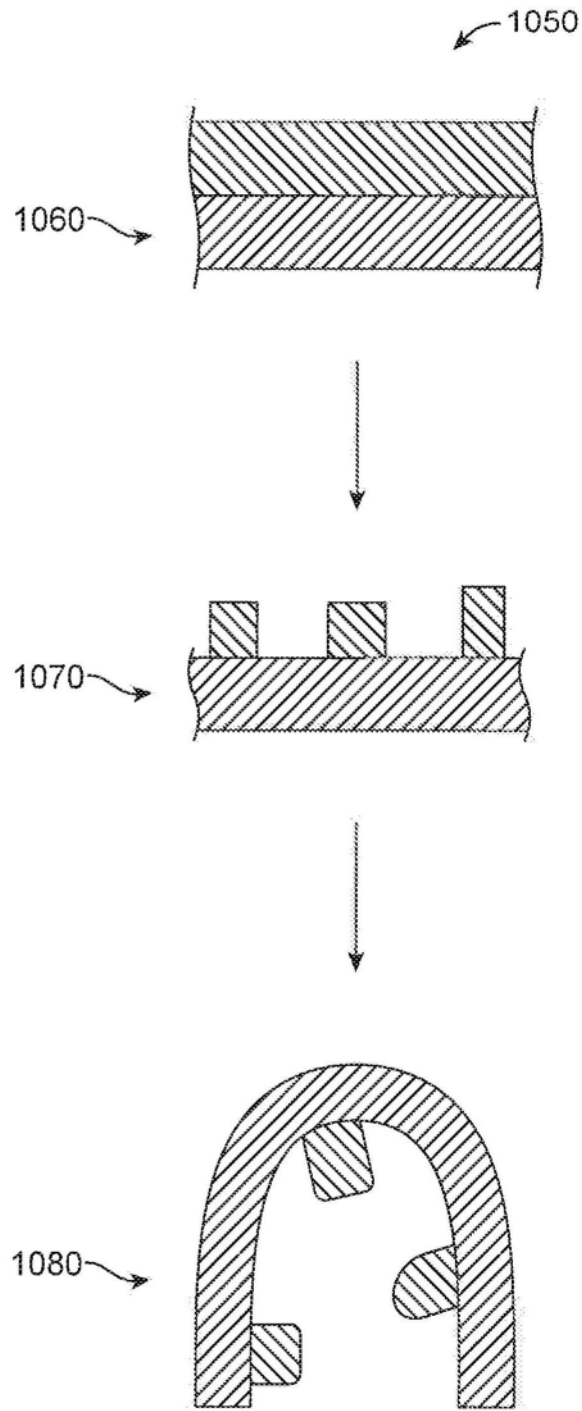


图10B

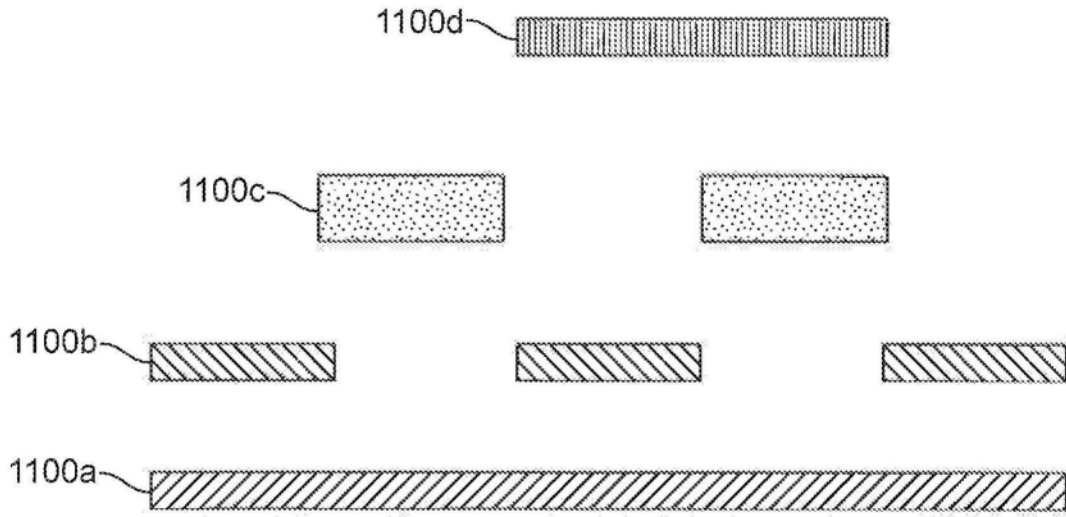


图11A

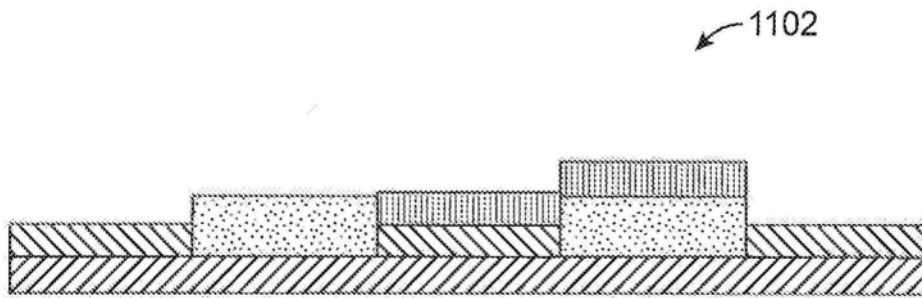


图11B

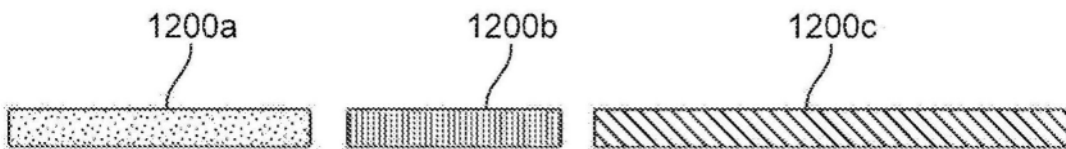


图12A



图12B

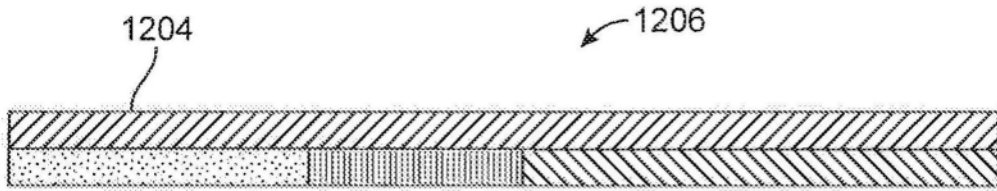


图12C

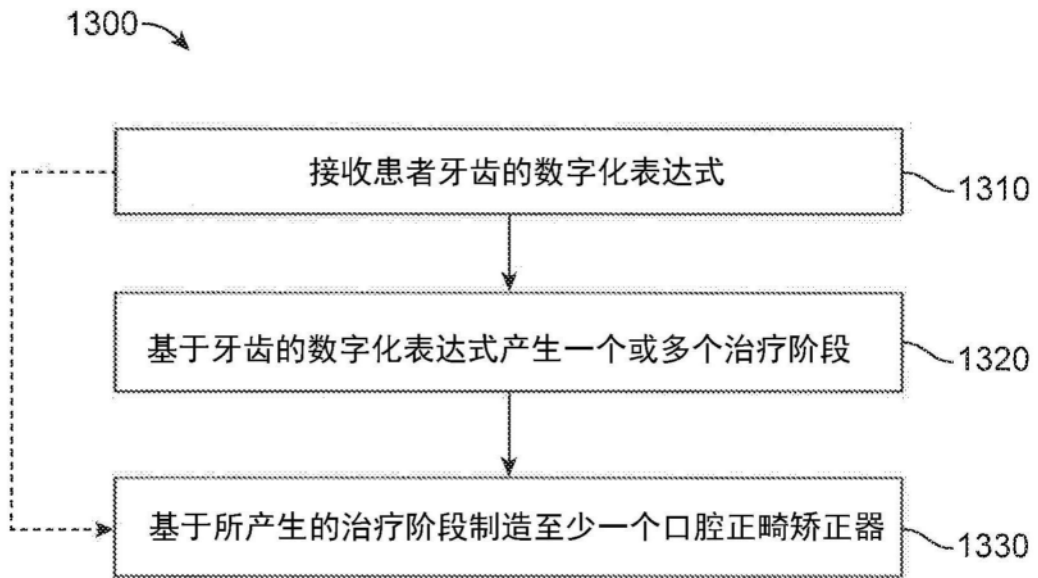


图13

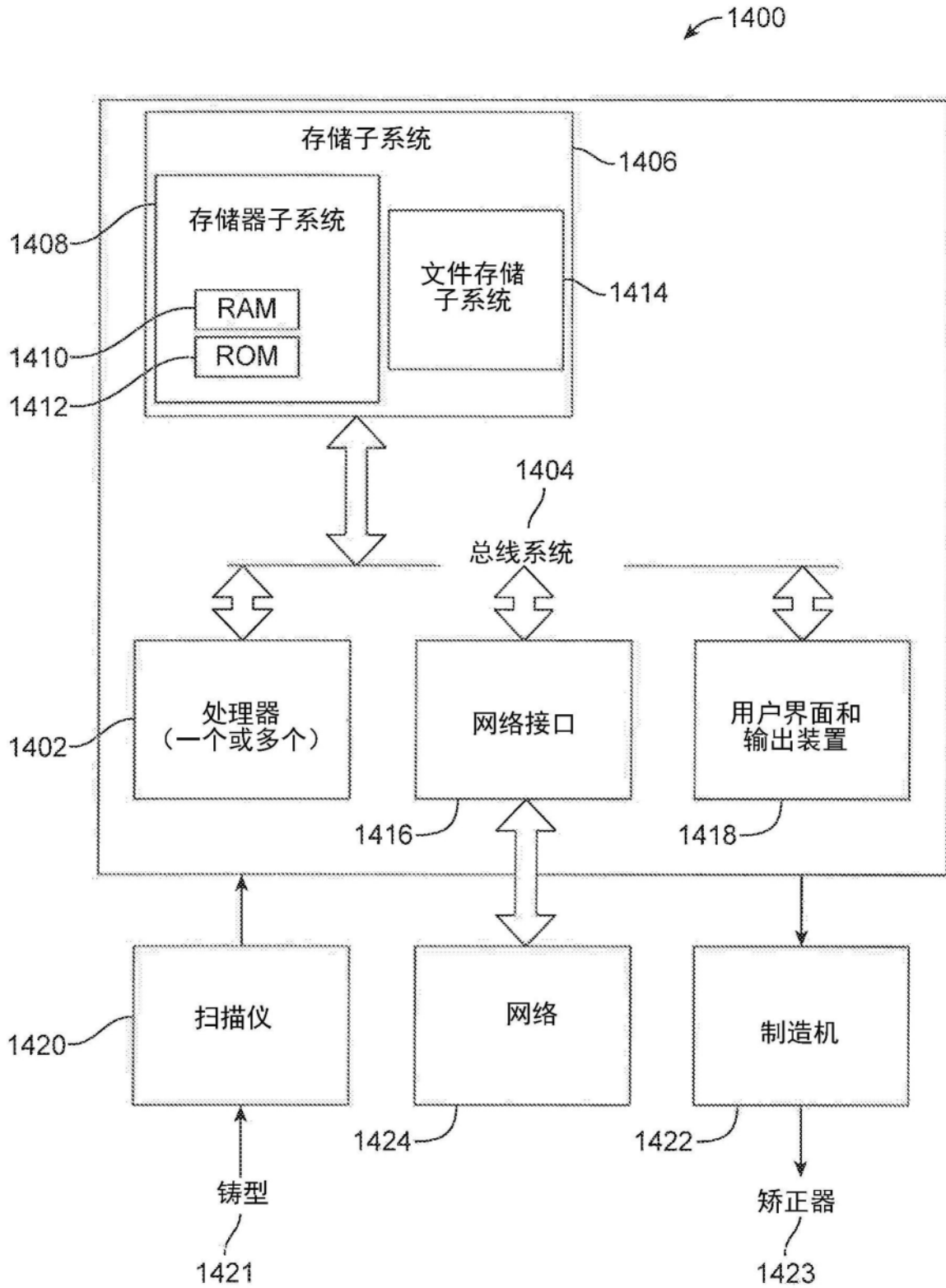


图14

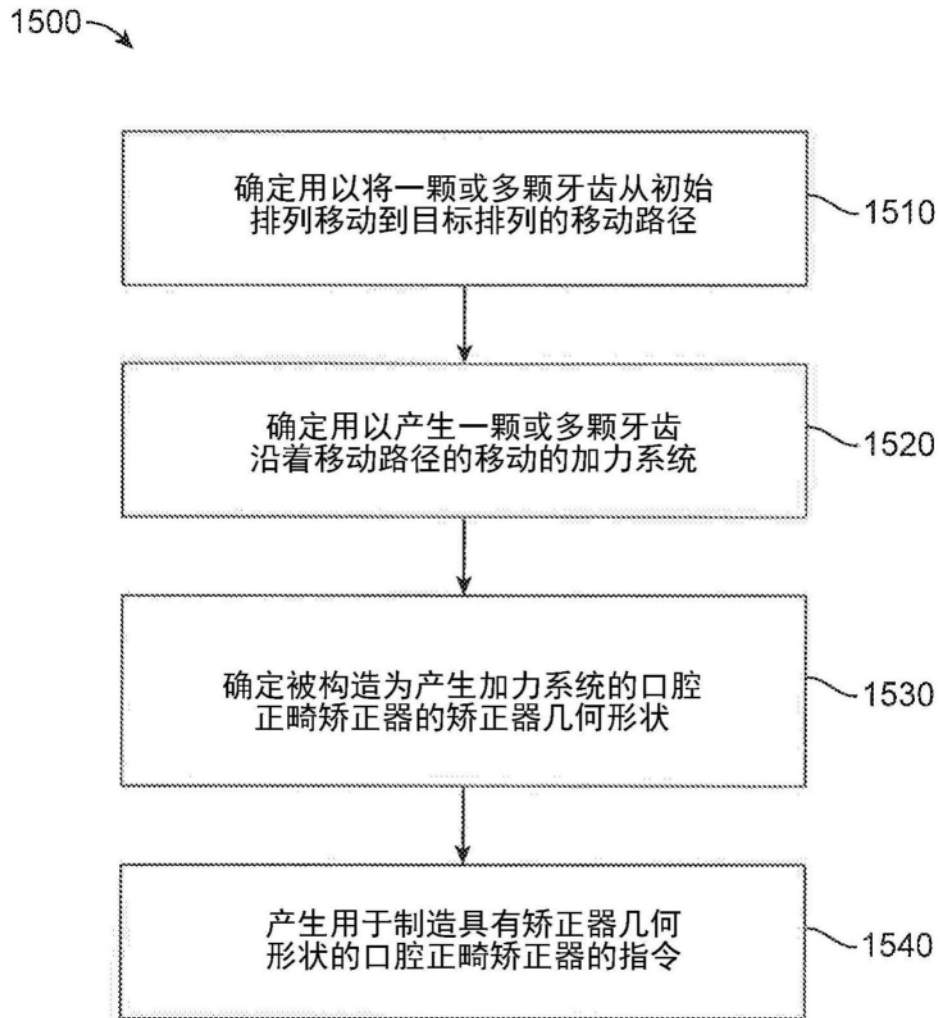


图15

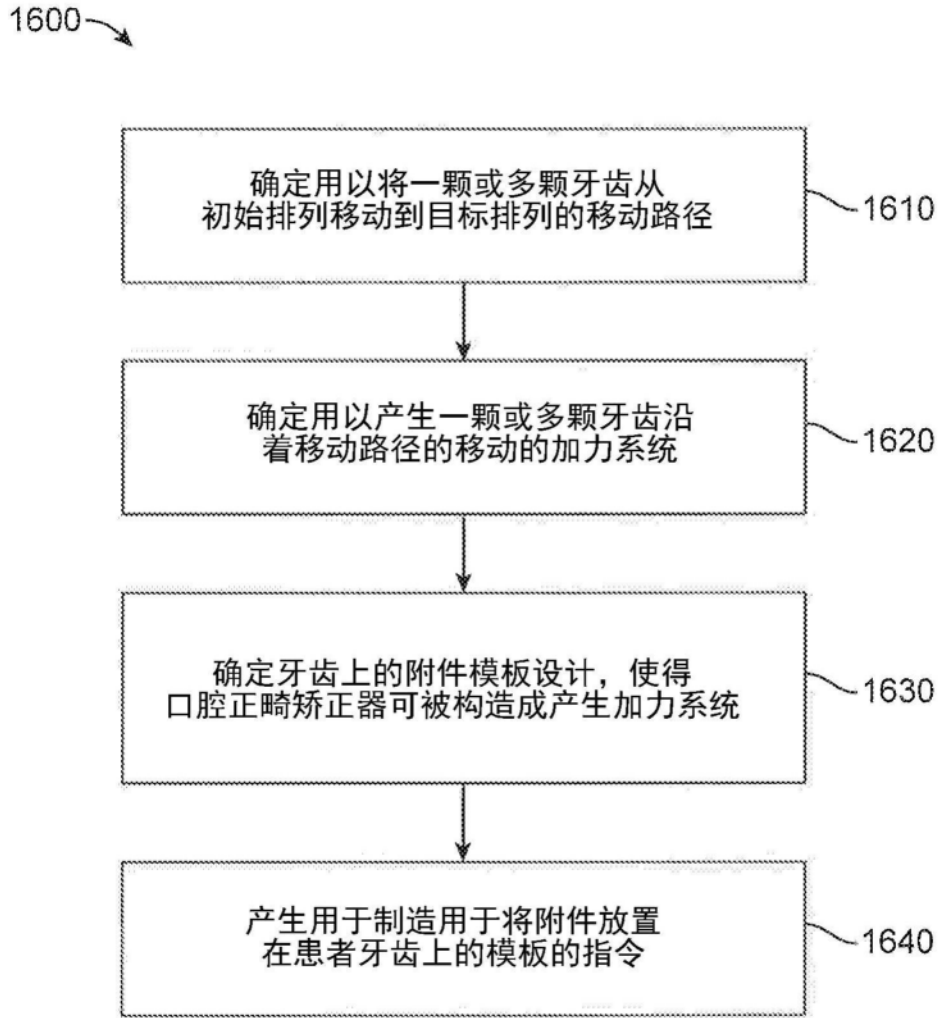


图16

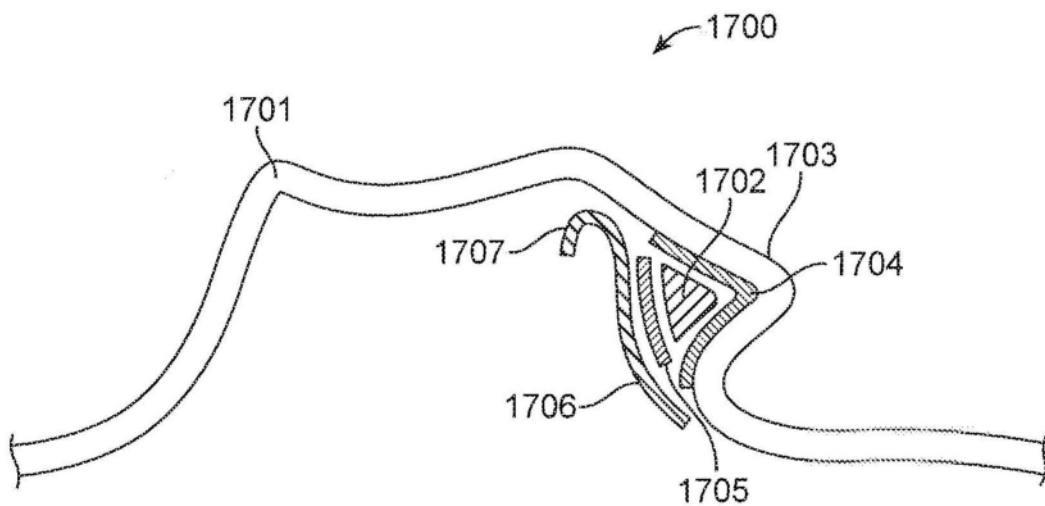


图17A

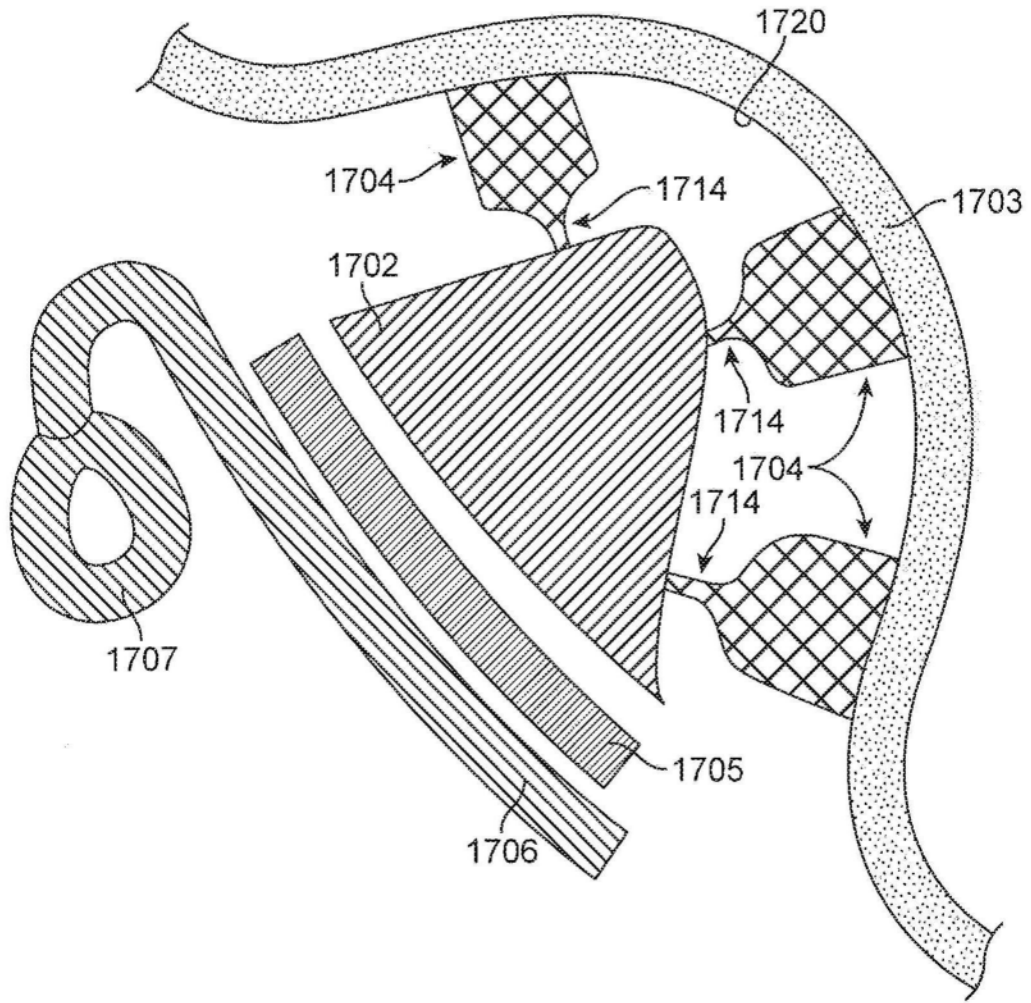


图17B