



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115006018 A

(43) 申请公布日 2022. 09. 06

(21) 申请号 202210813001.2

A61C 7/08 (2006.01)

(22) 申请日 2018.06.29

A61C 9/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

A63B 71/08 (2006.01)

62/527,856 2017.06.30 US

(62) 分案原申请数据

201880044251.6 2018.06.29

(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 B·卡姆 约翰·Y·莫顿

V·马托夫 佐藤淳

(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 石海霞

(51) Int. Cl.

A61C 7/00 (2006.01)

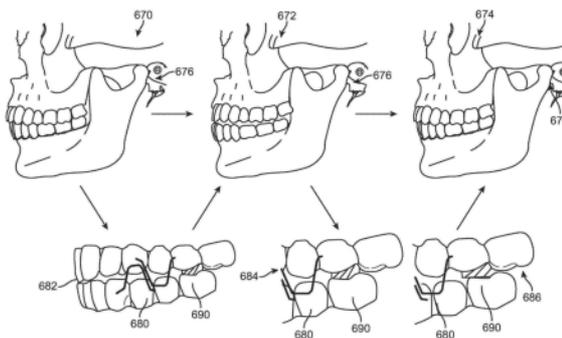
权利要求书2页 说明书20页 附图9页

(54) 发明名称

设计和/或制造用于处理或预防颞下颌关节功能障碍的正畸矫治器的计算机实现方法和系统

(57) 摘要

提供了用于诊断和生成颞下颌关节功能障碍的治疗计划的方法和系统,其中,利用聚合物壳体矫治器以产生促进牙齿移动的一个或多个激活力。聚合物壳体矫治器可包括一个或多个牙齿容纳腔,其中,多个牙齿容纳腔中的每一个被成形并布置为提供多个牙齿中的每一个的反力矩。



1. 一种设计多个牙齿矫治器的方法,包括:

获得与目标咬合构型中患者的颌相对应的第一咬合扫描数据;

获得与自然咬合构型中患者的颌相对应的第二咬合扫描数据;以及

基于所述第一咬合扫描数据和所述第二咬合扫描数据,设计多个矫治器,所述多个矫治器被配置为向患者的牙列施加牙齿移动力和颌移动力,从而在所述多个矫治器被连续佩戴时通过递增的步骤序列将患者的牙列从自然咬合构型移动到目标咬合构型,

其中,所述多个矫治器中的每一个的几何形状包括牙齿容纳壳体和咬合表面特征,其中,所述咬合表面特征被定位为在所述矫治器被患者佩戴时填充患者的上牙与下牙之间的一个或多个间隙。

2. 一种存储指令的非暂时性计算设备可读介质,所述指令可由处理器执行以使计算设备执行一种方法,所述方法包括:

接收与目标咬合构型中患者的颌相对应的第一咬合扫描数据;

接收与自然咬合构型中患者的颌相对应的第二咬合扫描数据;以及

基于所述第一咬合扫描数据和所述第二咬合扫描数据,设计多个矫治器,所述多个矫治器被配置为向患者的牙列施加牙齿移动力和颌移动力,从而在所述多个矫治器被连续佩戴时通过递增的步骤序列将患者的牙列从自然咬合构型移动到目标咬合构型,

其中,所述多个矫治器中的每一个的几何形状包括牙齿容纳壳体和咬合表面特征,其中,所述咬合表面特征被定位为在所述矫治器被患者佩戴时填充患者的上牙与下牙之间的一个或多个间隙。

3. 一种用于治疗或预防颞下颌关节功能障碍(TMD)的矫治器,包括:

壳体,所述壳体包括多个牙齿容纳腔,所述多个牙齿容纳腔被成形为适合于患者牙列的第一牙弓的牙齿;以及

附接至所述壳体的重新定位夹板,其中,所述重新定位夹板在所述多个牙齿容纳腔的中央切牙部分上延伸,

其中,所述重新定位夹板被成形为改变患者的自然咬合,并促使患者的咬合从自然咬合构型朝向目标咬合构型,从而减少口颌面疼痛。

4. 一种设计多个牙齿矫治器的方法,包括:

获得与目标咬合构型中患者的颌相对应的第一咬合扫描数据;

获得与自然咬合构型中患者的颌相对应的第二咬合扫描数据;以及

基于所述第一咬合扫描数据和所述第二咬合扫描数据,设计多个矫治器,所述多个矫治器被配置为向患者的牙列施加牙齿移动力和颌移动力,从而在所述多个矫治器被连续佩戴时通过递增的步骤序列将患者的牙列从自然咬合构型移动到目标咬合构型,

其中,所述多个矫治器中的每一个的几何形状包括:

壳体,所述壳体包括多个牙齿容纳腔,所述多个牙齿容纳腔被成形为适合于患者牙列的第一牙弓的牙齿;以及

附接至所述壳体的重新定位夹板,其中,所述重新定位夹板在所述多个牙齿容纳腔的中央切牙部分上延伸,

其中,所述重新定位夹板被成形为改变患者的自然咬合,并促使患者的咬合从自然咬合构型朝向目标咬合构型,从而减少口颌面疼痛。

5. 一种存储指令的非暂时性计算设备可读介质,所述指令可由处理器执行以使计算设备执行一种方法,所述方法包括:

接收与目标咬合构型中患者的颌相对应的第一咬合扫描数据;

接收与自然咬合构型中患者的颌相对应的第二咬合扫描数据;以及

基于所述第一咬合扫描数据和所述第二咬合扫描数据,设计多个矫治器,所述多个矫治器被配置为向患者的牙列施加牙齿移动力和颌移动力,从而在所述多个矫治器被连续佩戴时通过递增的步骤序列将患者的牙列从自然咬合构型移动到目标咬合构型,

其中,所述多个矫治器中的每一个的几何形状包括:

壳体,所述壳体包括多个牙齿容纳腔,所述多个牙齿容纳腔被成形为适合于患者牙列的第一牙弓的牙齿;以及

附接至所述壳体的重新定位夹板,其中,所述重新定位夹板在所述多个牙齿容纳腔的中央切牙部分上延伸,

其中,所述重新定位夹板被成形为改变患者的自然咬合,并促使患者的咬合从自然咬合构型朝向目标咬合构型,从而减少口颌面疼痛。

设计和/或制造用于处理或预防颞下颌关节功能障碍的正畸 矫治器的计算机实现方法和系统

[0001] 本申请是申请日为2018年6月29日、国家申请号为201880044251.6的PCT国家阶段申请的分案申请。

[0002] 交叉引用

[0003] 本专利申请要求2017年6月30日提交的序列号为62/527,856的美国临时专利申请的优先权,该申请通过引用的方式并入本文。

背景技术

[0004] 颞下颌关节功能障碍(Temporomandibular joint dysfunction,TMD)是颞下颌关节(Temporomandibular joint, TMJ)或咀嚼肌肉的功能障碍。TMD可能导致大量的口颌面疼痛,包括头痛、耳痛、颌和颈部疼痛,以及颌的异常张开和闭合。管理TMD的选项包括用于修改牙齿接触或髁突位置、移动牙齿或手术的装置。透明壳体矫治器可有效缓解或消除与TMJ相关的疼痛。可以为每个患者定制设计透明壳体矫治器。在设计该装置时,确定一个或多个牙齿从初始布置移动到目标布置的移动路径。获得咬合扫描以确定当前的颌关系,从中可以计算出期望的颌关系(例如,理想的颌关系)。例如,在一些情况下,期望的颌关系可以是正中关系,对应于髁突在下颌窝中的临床可重复定位。不考虑期望颌关系的正畸治疗可能会限制髁突位置或引起不健康的肌肉激活,这可能会导致或促成TMD。进行正畸移动至期望颌关系的矫治器可防止不良的习惯性肌肉激活,可帮助缓解或预防TMD。

发明内容

[0005] 本文公开的方法和装置提供了用于治疗和/或预防TMD的改进的牙齿和颌移动。在许多方面,提供了一种治疗和/或预防TMD的方法。获得患者牙列的第一和第二咬合扫描数据。第一咬合扫描数据是利用目标咬合构型下患者的颌获得的,第二咬合扫描数据是利用自然咬合构型下患者的颌获得的。基于第一和第二咬合扫描数据,设计了多个矫治器。矫治器被配置为向患者的牙列施加牙齿移动力和颌移动力,从而将患者的牙列从自然咬合构型移至最终咬合构型。最终咬合构型与目标咬合构型相对应。多个矫治器被配置为当多个矫治器被连续佩戴时,通过递增的步骤顺序移动患者的牙列,从而将牙列移动到最终咬合构型。设计多个矫治器包括在至少一个递增的步骤中确定牙列的上牙与牙列的下牙之间的一个或多个间隙。多个矫治器中的至少一个包括一个或多个咬合表面特征,其被定位成在患者佩戴该矫治器时填充一个或多个间隙。多个矫治器中的一个或多个被设计成施加牙齿移动力以闭合所述一个或多个间隙。

[0006] 例如,一个或多个间隙可以包括一个或多个咬合间隙。

[0007] 在一些方面,获得第一咬合扫描数据包括扫描目标咬合构型下患者的牙列,获得第二咬合扫描数据包括扫描自然咬合构型下患者的牙列。

[0008] 该方法可以包括制造多个矫治器。附加地或替代地,该方法可以包括向患者提供多个矫治器。在一些情况下,该方法包括将多个矫治器中的至少一个放置在患者的牙列上。

[0009] 在一些方面,多个矫治器中的每一个包括聚合物壳体。在一些情况下,多个矫治器中的每一个包括被成形为容纳牙列的上牙的第一聚合物壳体和被成形为容纳牙列的下牙的第二聚合物壳体。

[0010] 在一些方面,最终咬合构型包括与目标咬合构型相对应的颌位置,并且最终咬合构型的一个或多个牙齿的位置相对于目标咬合构型改变。在一些情况下,改变最终咬合构型的一个或多个牙齿的位置,以避免目标咬合构型中存在一个或多个上下牙齿碰撞。在一些方面,所述递增的步骤顺序中的每个递增的步骤包括多个牙齿中的每一个的牙齿接触路径,并且其中设计所述多个矫治器包括优化所述递增的步骤的牙齿接触路径,以避免在所述递增的步骤期间牙齿碰撞。

[0011] 在一些方面,多个矫治器中的至少一个是活动矫治器。例如,多个矫治器中的每一个可以是活动矫治器。

[0012] 在许多方面,提供了一种用于治疗或预防TMD的矫治器。该矫治器的壳体包括多个牙齿容纳腔,被成形为适合于患者牙列的第一牙弓的牙齿。该矫治器还包括咬合重新定位夹板。咬合重新定位夹板包括第一表面和第二表面,该第一表面成形为附接到壳体并在壳体的多个牙齿容纳腔上延伸,该第二表面与第一表面相对并且具有变化的表面高度。佩戴矫治器时,第二表面在患者牙列的第二牙弓的牙齿上呈现出调整后的咬合表面。调整后的咬合表面被成形为改变第一牙弓和第二牙弓的自然咬合,从而将患者的咬合从自然咬合构型转变为目标咬合构型。咬合重新定位夹板被成形为填充由目标咬合构型导致的第一和第二牙弓的牙齿的咬合表面之间的间隙。

[0013] 在一些方面,该矫治器还包括牙齿接合结构,以在矫治器被佩戴时施加牙齿移动力,从而促使患者的一个或多个牙齿填充咬合表面之间的间隙。在一些方面,调整后的咬合表面可以被成形为与佩戴在患者牙列的第二牙弓的牙齿上的矫治器壳体相咬合。

[0014] 在一些情况下,咬合重新定位夹板可移除地附接到壳体;在一些情况下,咬合重新定位夹板整体附接到壳体上。

[0015] 第二表面可以被成形为适合于提供在静止的颌位置中后牙的去咬合。替代地或另外地,第二表面可包括在患者的前牙上的一个或多个滑动倾斜的接触。滑动倾斜的接触可以成形为在颌的侧向偏移和前突出期间提供前牙引导咬合。

[0016] 在一些方面,可以提供多个矫治器,包括用于治疗或预防TMD的矫治器。多个矫治器被配置为当多个矫治器被连续佩戴时,通过递增的步骤顺序将患者的牙列从自然咬合构型移动到最终咬合构型。在一些情况下,多个矫治器中的至少一个矫治器包括牙齿接合结构,以在佩戴矫治器时施加牙齿移动力,从而促使患者的一个或多个牙齿填充咬合表面之间的间隙。至少一个矫治器可以是与用于TMD治疗的矫治器相同的矫治器,或者可以是不同的矫治器。在一些情况下,多个矫治器中的每一个均是用于治疗或预防TMD的矫治器。

[0017] 在许多方面,提供了一种用于治疗或预防TMD的矫治器。该装置包括壳体和舌侧重新定位夹板,该壳体包括多个牙齿容纳腔,该多个牙齿容纳腔成形为适合于患者牙列的第一牙弓的牙齿,该舌侧重新定位夹板附接到壳体并延伸远离该壳体。舌侧重新定位夹板包括被成形为在佩戴该矫治器时接触患者的第二牙弓的一个或多个牙齿的表面,并由此基于第二牙弓的一个或多个牙齿与舌侧重新定位夹板的表面之间的接触,将患者的咬合从自然咬合构型朝向目标咬合构型调整。

[0018] 在一些方面,该表面被成形为具有压痕(indentation)以容纳第二牙弓的一个或多个牙齿。压痕被定位成提供患者的咬合远离自然咬合构型并且朝向目标咬合构型的递增调节。在一些情况下,该表面被成形为矫正覆咬合;在一些情况下,该表面被成形为矫正反颌。该矫治器还可包括牙齿接合结构,以在佩戴该矫治器时施加牙齿移动力。

[0019] 在许多方面,提供了一种用于治疗 and/或预防颞下颌关节功能障碍(TMD)的系统。该系统包括处理器和存储指令的存储器,该指令在被执行时执行一种方法。该方法包括接收患者的牙列的第一和第二咬合扫描数据。第一咬合扫描数据利用目标咬合构型下患者的颌;第二咬合扫描数据利用自然咬合构型下患者的颌。该方法还包括基于第一和第二咬合扫描数据设计多个矫治器。多个矫治器被配置为向患者的牙列施加牙齿移动力和颌移动力,从而当多个矫治器被连续佩戴时,通过递增的步骤顺序将患者的牙列从自然咬合构型移至与目标咬合构型相对应的最终咬合构型。设计多个矫治器包括在至少一个递增的步骤中确定牙列的上牙与牙列的下牙之间的一个或多个咬合间隙。多个矫治器中的至少一个包括一个或多个咬合表面特征,其被定位成在患者佩戴该矫治器时填充一个或多个咬合间隙,并且多个矫治器中的一个或多个被设计成施加牙齿移动力以闭合所述一个或多个咬合间隙。

[0020] 在一些方面,该系统还被配置为生成用于制造所述多个矫治器的指令。在一些方面,多个矫治器中的每一个包括聚合物壳体。在一些方面,多个矫治器中的每一个包括被成形为容纳牙列的上牙的第一聚合物壳和被成形为容纳牙列的下牙的第二聚合物壳。

[0021] 在一些方面,最终咬合构型包括与目标咬合构型相对应的颌位置,并且最终咬合构型的一个或多个牙齿的位置相对于目标咬合构型改变。在一些情况下,改变最终咬合构型的一个或多个牙齿的位置,以避免目标咬合构型中存在一个或多个上下牙齿碰撞。

[0022] 在一些方面,多个矫治器中的至少一个是活动矫治器。在一些情况下,多个矫治器中的每一个都是活动矫治器。

[0023] 以引用方式并入

[0024] 本说明书中提及的所有出版物、专利和专利申请均以相同的程度通过引用整体并入本文,如同每个单独的出版物、专利或专利申请被具体地和单独地指出通过引用并入一样。

附图说明

[0025] 在所附的权利要求书中具体阐述本发明的新颖性特征。通过参考下文的详细描述和附图将获得对本公开的特征和优点的更好理解,下文详细描述阐述了利用本公开原理的说明性实施例,在附图中:

[0026] 图1示出了根据实施例的治疗TMD的方法,该方法包括:在期望的颌位置获得扫描、确定期望的位置处的最终位置、确定牙齿路径和中间阶段、以及继续治疗。

[0027] 图2是根据实施例的数据处理系统的简化框图;

[0028] 图3示出了根据实施例的牙齿重新定位系统;

[0029] 图4示出了根据实施例的使用多个矫治器的正畸治疗方法;

[0030] 图5示出了根据实施例的用于设计正畸矫治器的方法;

[0031] 图6A示出了根据实施例的位于牙齿结构的咬合表面上的咬合重新定位夹板;

- [0032] 图6B示出了根据实施例的重新定位牙齿和颌的过程；
- [0033] 图7A示出了根据实施例的沿着牙齿结构的舌侧定位的舌侧重新定位夹板；
- [0034] 图7B示出了牙齿结构的前牙开合；
- [0035] 图7C示出了根据实施例的沿着牙齿结构的舌侧定位的舌侧重新定位夹板并且该夹板延伸超过牙齿结构的颊侧以产生咬合平衡；
- [0036] 图8示出了根据实施例的布置在牙齿的舌侧上的舌侧重新定位夹板可用于施加本文所述的各种结构中的任一种的相反力以产生咬合平衡。

具体实施方式

[0037] 在许多实施例中，提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括提供被成形为适合多个牙齿的聚合物壳体矫治器。聚合物壳体矫治器包括一个或多个牙齿容纳腔，以利用一个或多个其他牙齿容纳腔将牙齿耦接到多个牙齿中的一个或多个其他牙齿。聚合物壳体矫治器向牙齿施加力并使牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向。聚合物壳体矫治器可包括重新定位夹板，该重新定位夹板用于调节咬合平衡。

[0038] 在许多实施例中，提供了一种用于将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。提供了被成形为连续地适合于多个牙齿的多个正畸矫治器。多个正畸矫治器中的每一个都包括重新定位夹板，该重新定位夹板的尺寸设置成沿着用于咀嚼的牙齿的表面延伸，以便将牙齿耦接至多个牙齿中的一个或多个其他牙齿。重新定位夹板相对于容纳夹板的一个或多个牙齿的位置在多个正畸矫治器之间变化，以便在牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的同时产生咬合平衡。

[0039] 在许多实施例中，提供了制造被成形为连续地适合于多个牙齿的多个正畸矫治器的方法。确定移动路径以将一个或多个牙齿从初始布置移动到目标布置。确定用于产生一个或多个牙齿沿着移动路径的移动的力系统。确定被配置为产生力系统的正畸矫治器的矫治器几何形状。基于确定的矫治器几何形状直接制造正畸矫治器。

[0040] 治疗计划

[0041] 可以根据患者的治疗计划来确定本文的正畸矫治器的构型，例如，涉及连续施用多个矫治器的治疗计划，以渐进式地重新定位牙齿和颌。可以使用基于计算机的治疗计划和/或矫治器制造方法，以便于矫治器的设计和制造。例如，可以借助计算机控制的制造装置（例如，计算机数控（CNC）铣削、诸如3D打印的计算机控制的快速原型法等）来数字化设计和制造本文所述的一个或多个矫治器组件。本文提出的基于计算机的方法可以提高矫治器制造的准确性、灵活性和便利性。

[0042] TMD的自动诊断

[0043] 通过在常规下颌移动期间检查患者的颌位置，可以在患者中诊断TMD。可以通过下颌和上颌的三维扫描捕获自然的下颌移动。在下颌移动期间，可以获取连续位置的多次扫描，例如X射线。例如，扫描在初始咬合位置、期望的咬合位置下患者的颌、以及颌和各种位置，以记录患者颌的接合，并辅助预测最终TMD矫正后的颌位置中的接合。可以基于多个扫描位置来确定完整颌移动的轨迹。可以将患者的颌移动的轨迹与下颌移动的理想健康轨迹进行比较。在比较过程中，可以基于患者和健康个体之间的颌移动轨迹确定定性和定量差

异。定性和定量差异可以包括对从颌的牙齿的咬合表面和下颌的每个牙齿的位置相对于固定的上颌中每个牙齿的位置的评估。可以使用口内扫描(例如通过使用iTero口内扫描仪)的多次扫描和软件后处理方法,确定患者的完整颌移动的轨迹。可以从以下方式中诊断TMD:检查如多次扫描中显示的完整的颌移动轨迹并将该轨迹与下颌移动的健康轨迹(例如,健康个体或模仿健康轨迹的咬合架的轨迹)进行比较。

[0044] 自动验证治疗的最终位置

[0045] 也可以根据完整的颌移动轨迹来预先确定牙齿的最终位置。可以基于下颌移动的理想健康轨迹来确定牙齿的最终位置。牙齿的预先确定最终位置可以针对患有TMD的个体。可以由上下颌的三维扫描来捕获患者的自然下颌移动。可以在下颌移动期间获取连续位置的多个扫描。可以基于在多个位置处的扫描来确定完整颌移动的轨迹。将患者颌移动的轨迹与健康下颌移动的轨迹进行比较。可以通过查看牙齿的最终位置来验证完整颌移动的轨迹。可以验证治疗计划中牙齿的最终位置,以便相对于颌的自然移动不会发生上下牙齿的碰撞。可以修改最终位置以消除可能的碰撞。还可以验证牙齿的最终位置,以便相对于颌的自然移动在牙齿的最终位置中存在犬齿引导。可以使用患者的完整颌移动轨迹来确定和验证相对于颌自然移动的牙齿的最终位置,患者的完整颌移动轨迹可以从使用iTero的多次扫描和软件后处理方法中确定并查看。

[0046] 期望的颌关系的自动治疗计划

[0047] 该治疗计划可以由完整的颌移动的预先确定的轨迹组成。可以由下颌和上颌的三维扫描来捕获自然的下颌移动。可以获取下颌移动期间连续位置的多次扫描。扫描可以估计下颌的中立位置。扫描可以估计最低肌肉张力的颌位置。可以在扫描时记录来自患者的输入,例如关于中立肌肉张力或最低肌肉张力的患者的反馈。在已经记录了来自多个患者的输入之后,可以应用机器学习来预测新情形的中立位置。治疗计划可以由对应于颌的中立位置的咬合或闭合颌的确立的最终位置组成。

[0048] 可以针对中间咬合与中立位置的明显偏差来验证治疗计划中的步骤(staging)。可以修改步骤以消除中间咬合与中立位置的明显偏差。

[0049] 多个装置

[0050] 可以利用治疗计划来治疗TMD,该治疗计划涉及连续施用多个矫治器以递增地重新定位牙齿。如图1所示,治疗计划100可以包括扫描患者的牙列以获得第一咬合扫描。咬合扫描可以在期望的颌位置110处。咬合扫描可以是处于自然咬合构型的患者的颌的扫描。可以根据步骤120确定最终位置。可以将自然颌位置与期望的颌位置之间的牙列移动路径分割成中间阶段130。多个装置被配置为将牙齿移动力和颌移动力施加到患者的牙列,以便将患者的牙列从自然咬合构型移动到最终咬合构型。通过一系列递增步骤,移动与目标咬合构型相对应。多个装置中的最终装置可以处于最终期望的颌位置处。一旦牙列到达最终的颌位置,最终装置也可以用于保持最终的颌位置140。

[0051] 图4示出了根据实施例的使用多个矫治器的正畸治疗的方法400。可以使用本文所述的任何矫治器或矫治器组来实践方法400。在步骤410中,将第一正畸矫治器施加到患者的牙齿上,以便将牙齿从第一牙齿布置重新定位到第二牙齿布置。在步骤420中,将第二正畸矫治器施加到患者的牙齿上,以便将牙齿从第二牙齿布置重新定位到第三牙齿布置。可以根据需要使用任意合适数量的连续的矫治器及其组合来重复方法400,以便将患者的牙

齿从初始布置递增地重新定位到目标布置。矫治器可以在同一阶段全部生成,也可以分组或分批生成(例如,在治疗阶段的开始),或者可以一次制造一个矫治器,并且患者可以佩戴每个矫治器,直到无法再感觉到每个矫治器在牙齿上的压力,或者直到已经达到该给定阶段的表现的牙齿移动的最大量为止。可以在患者佩戴多个矫治器中的任何一个之前,设计甚至制造多个不同的矫治器(例如,一套)。在佩戴了矫治器适当的一段时间后,患者可以用该系列中的下一个矫治器替换当前的矫治器,直到没有剩余的矫治器。矫治器通常不固定在牙齿上,并且患者可以在该过程中的任何时候放置和更换矫治器(例如,患者可移除的矫治器)。最终矫治器或该系列中的若干矫治器可能具有选择用来过度矫正牙齿布置的一个或多个几何形状。例如,一个或多个矫治器可以具有这样的几何形状:将单个牙齿移动到超过已经被选择为“最终”的牙齿布置(如果完全实现的话)。为了抵消在重新定位方法已经终止之后的潜在的返回原状(例如,允许各个牙齿移动回其矫正之前的位置),可能需要这种过度矫正。过度矫正也可能有利于加快矫正速度(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治器可以以更大的速率将单个牙齿朝向该位置偏移)。在这种情况下,可以在牙齿到达矫治器限定的位置之前,终止该矫治器的使用。此外,可以有意地应用过度矫正,以补偿矫治器的任何不准确性或局限性。

[0052] 数据处理系统

[0053] 如图2中以简化框图所示,数据处理系统200可以用于执行本文描述的方法和过程。数据处理系统200通常包括至少一个处理器210,其通过总线子系统220与一个或多个外围装置通信。这些外围装置通常包括存储子系统210(存储器子系统211和文件存储子系统212)、一组用户接口输入和输出装置223以及到外部网络的接口222。该接口在图中示意为“网络接口”框222,并且通过通信网络接口225耦接到其它数据处理系统中的相应接口装置。数据处理系统200可包括诸如个人计算机、工作站、主机、便携式计算机等一台或多台计算机。

[0054] 用户接口输入装置223不限于任何特定的装置,并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,各种用户接口输出装置可以被用在本发明的系统中,并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。

[0055] 存储子系统210维护所需的基本编程,包括具有指令(例如,操作指令等)和数据结构的计算机可读介质。本文讨论的程序模块通常存储在存储子系统210中。存储子系统210通常包括存储器子系统211和文件存储子系统212。存储器子系统211通常包括多个存储器(例如,RAM 410、ROM 412等),包括用于在程序执行期间存储固定指令、指令和数据的计算机可读存储器,基本输入/输出系统等。文件存储子系统212为程序和数据文件提供永久(非易失性)存储并且可以包括一个或多个可移动或固定的驱动器或介质、硬盘、软盘、CD-ROM、DVD、光盘驱动器、闪存驱动器等。存储系统、驱动器等中的一个或多个可以位于远程位置,因此经由网络上的服务器或经由因特网/万维网耦接。例如,一个或多个存储系统可以包括分布式在线存储,例如云存储。在这种情况下,术语“总线子系统”通常用于包括使各种组件和子系统按预期彼此通信的任何机制,并且可包括将被知道或认为适合在其中使用的各种合适的组件或系统。将认识到,系统的各种组件可以但不一定必须位于相同的物理位置,而是可以通过各种局域或广域网络媒体、传输系统等连接。

[0056] 扫描仪224包括用于获得患者牙齿的数字表示(例如,图像、表面形貌数据等)的任何装置(例如,通过扫描诸如模子227之类的牙齿的物理模型、通过扫描牙齿的印模、或通过直接扫描口腔),数字表示可以从患者或从专业人士(例如正畸医生)处获得,并且扫描仪224包括用于将数字表示提供给数据处理系统200以进行进一步处理的装置。合适的扫描仪的示例包括X射线,光学、地形和超声扫描仪,以及断层扫描仪,例如锥束计算机断层扫描(Cone Beam Computed Tomography,CBCT)扫描仪。扫描仪224可以位于相对于系统的其他组件远程的位置,并且可以例如经由网络接口225将图像数据和/或信息传送到数据处理系统200。制造系统226基于治疗计划(包括从数据处理系统200接收的数据集信息)制造矫治器228。例如,制造机器226可以位于远程位置,并且经由网络接口225从数据处理系统200接收数据集信息。

[0057] 可以以数字电子电路或计算机硬件、固件、软件或其适当组合来实现本文描述的方法的数据处理方面。数据处理装置可以以有形地体现在机器可读存储装置中的计算机程序产品中实现,以由可编程处理器执行。数据处理步骤可以由执行程序指令的可编程处理器来执行,以通过对输入数据进行操作并生成输出来执行功能。可以在可编程系统上可执行的一个或多个计算机程序中实现数据处理方面,该系统包括可操作地耦接到数据存储系统的一个或多个可编程处理器。通常,处理器将从只读存储器和/或随机存取存储器接收指令和数据。适用于有形地体现计算机程序指令和数据的存储装置包括所有形式的非易失性存储器,例如:诸如EPROM、EEPROM和闪存装置的半导体存储装置;诸如内部硬盘和可移动磁盘的磁盘;磁光盘;和CD-ROM磁盘。

[0058] 牙齿移动途径

[0059] 在步骤510中,确定将一个或多个牙齿从初始布置移动到目标布置的移动路径。可以根据模具或患者牙齿或口腔组织的扫描确定初始布置,例如使用蜡咬、直接接触扫描、X射线成像、断层成像、超声成像以及用于获取有关牙齿、颌、牙龈和其他正畸相关组织的位置和结构的信息的其他技术。从获得的数据中,可以导出代表患者的牙齿和其他组织的初始(例如,预处理)布置的数字数据集。可选地,处理初始数字数据集以将组织成分彼此分割。例如,可以产生数字地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模型,包括测量的或外推的隐藏表面和牙根结构、以及周围的骨骼和软组织。

[0060] 牙齿的目标布置(例如,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接收,可以从基本的正畸原理计算和/或可以从临床处方计算地外推。利用期望的牙齿最终位置和牙齿本身的数字表示的说明,可以指定每个牙齿的最终位置和表面几何形状,以在期望的治疗结束时形成牙齿布置的完整模型。

[0061] 利用每个牙齿的初始位置和目标位置两者,可以为每个牙齿的移动限定移动路径。在一些实施例中,移动路径被配置成以最少的往返次数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。可以可选地对牙齿路径进行分段,并且可以计算分段,以使分段内的每个牙齿的移动都保持在线性和旋转平移的阈值范围内。这样,每个路径段的端点可以构成临床上可行的重新定位,而段端点的集合可以构成临床上可行的牙齿位置序列。可以使用动态咬合信息来调整这些牙齿的位置,这些信息反映了患者咬合时牙齿的咬合和相互作用,使得序列中从一个点到下一个点的移动不会导致牙齿碰撞。

[0062] 在步骤520中,确定产生一个或多个牙齿沿着移动路径移动的力系统。力系统可以

包括一个或多个力和/或一个或多个扭矩。不同的力系统可能导致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。包括正牙学中常用的知识和方法的生物力学原理、建模技术、力计算/测量技术等可以用于确定要施加到牙齿上以完成牙齿移动的适当的力系统。在确定要施加的力系统时,可以考虑以下来源,包括文献、通过实验或虚拟建模确定的力系统、基于计算机的建模、临床经验、最小化不必要的力等。

[0063] 在步骤530中,确定被配置为产生力系统的正畸矫治器的矫治器几何形状。该几何形状可以包括一个或多个牙齿接合结构,并且该牙齿接合结构可以被配置为接合至少一个牙齿的表面。从接合中选择的牙齿表面可以是牙齿的近邻表面、颊或舌表面、咬合表面或任何其他表面,这取决于要在牙齿上产生的力的特性。几何形状还可包括根据正畸矫治器内的位置的材料规格,例如,指定一些部分包括弹性聚合物材料,而其他部分包括刚性聚合物材料。

[0064] 可以使用治疗或施力模拟环境来执行矫治器几何形状、材料成分和/或特性的确定。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,可以产生矫治器和/或牙齿的数字模型,例如有限元模型。可以使用从各种供应商可得的计算机程序应用程序软件来创建有限元模型。为了创建实体几何模型,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,从加利福尼亚州圣拉斐尔市的Autodesk股份有限公司可得的AutoCAD®软件产品。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坎农斯堡的ANSYS股份有限公司的有限元分析包以及来自马萨诸塞州沃尔瑟姆市的Dassault Systèmes的SIMULIA (Abaqus) 软件产品。

[0065] 可选地,可以选择一个或多个矫治器的几何形状,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引起期望的牙齿移动所需或期望的力系统。使用仿真环境,可以分析或建模候选矫治器的几何形状,以确定由使用候选矫治器导致的实际力系统。可选地,可以对候选矫治器进行一个或多个修改,并且可以如所述地进一步分析力模型,例如,以便迭代地确定产生期望的力系统的矫治器设计。

[0066] 在步骤540中,生成用于制造具有矫治器几何形状的正畸矫治器的指令。指令可以被配置为控制制造系统或装置,以生产具有指定的矫治器的几何形状的正畸矫治器。在一些实施例中,指令被配置为用于根据本文介绍的各种方法使用直接制造(例如,立体光刻、选择性激光烧结、熔融沉积成型、3D打印、连续直接制造、多材料直接制造等)来制造正畸矫治器。在替代实施例中,指令可以被配置用于例如通过热成型来间接制造矫治器。

[0067] 尽管以上步骤示出了根据一些实施例的设计正畸矫治器的方法500,但是本领域普通技术人员将基于本文所述的教导认识到一些变型。一些步骤可以包括子步骤。每当有需要时可以重复一些步骤。可以用任何合适的制造系统或装置,例如本文所述的实施例,来执行方法500的一个或多个步骤。一些步骤可以是可选的,并且步骤的顺序可以根据需要改变。

[0068] 牙齿移动期间的咬合平衡

[0069] “牙弓”是人类和许多其他物种中的两个牙弓之一。上牙弓也称为上颌弓或上弓。下牙弓也称为下颌弓或下弓。当颌闭合时,牙弓彼此靠近,嘴巴咬合或闭合。

[0070] 相对牙弓中的一个或多个牙齿的“相应的接合表面”是由颌的自然闭合确定的相对牙弓中的一个或多个牙齿的咬合表面。

[0071] “颌的自然闭合”是颌的闭合,其中,施加了最小的力来将颌移动到闭合位置。

[0072] “咬合平衡”是在颌自然闭合之后施加在颌上的力为零或最小的状态。

[0073] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括依次提供成形为适合于多个牙齿的多个正畸矫治器。在一些实施例中,对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构包括一个或多个牙齿容纳腔。

[0074] 提供了成形为适合于多个牙齿的正畸壳体矫治器。如图3所示,壳体矫治器包括在多个牙齿的颊和舌表面上延伸的外壁。在一些实施例中,壁被成形为容纳一个或多个牙齿,并且其中壁以力接合一个或多个牙齿,以便响应于力而移动一个或多个牙齿。

[0075] 在一些实施例中,外壁的外表面包括矫治器的颊表面;在一些实施例中,外壁的外表面包括矫治器的舌表面。

[0076] 重新定位夹板

[0077] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括依次提供成形为适合于多个牙齿的多个正畸矫治器。

[0078] 在一些实施例中,对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构耦接至重新定位夹板。

[0079] 在一些实施例中,对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构耦接至沿着一个或多个牙齿容纳结构的咬合表面延伸的咬合重新定位夹板。

[0080] 在一些实施例中,对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构耦接至沿着一个或多个牙齿容纳结构的舌表面延伸的舌侧重新定位夹板。

[0081] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括依次提供成形为适合于多个牙齿的多个正畸矫治器。对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构耦接到沿着一个或多个牙齿容纳结构的外咬合表面或舌表面延伸的重新定位夹板。当连续佩戴多个矫治器时,多个矫治器能够引起牙齿从第一位置和取向向第二位置和取向的多个移动。

[0082] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括依次提供成形为适合于多个牙齿的多个正畸矫治器。对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构耦接至咬合重新定位夹板,该咬合重新定位夹板是沿着一个或多个牙齿容纳结构的咬合表面延伸的重新定位夹板。在一些实施例中,咬合重新定位夹板使牙齿容纳结构的外表面轮廓化。在颌自然闭合时,多个咬合重新定位夹板中的每一个都可以与相应的接合咬合表面接合。多个重新定位夹板中的每一个可以与相对牙弓中的一个或多个牙齿相符。当颌自然闭合时,多个咬合重新定位夹板中的每一个都可以实现咬合平衡,以及调节咬合位置以缓解与TMD相关的症状,例如肌肉劳损。

[0083] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括依次提供成形为适合于多个牙齿的多个正畸矫治器。对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构耦接至舌侧重新定位夹板,该舌侧重新定位夹板是沿着一个或多个牙齿容纳结构的舌表面延伸的重新定位夹板。在一些实施例中,舌侧重新定位夹板使牙齿容纳结构的外表面轮廓化。在颌自然闭合时,多个舌侧重新定位夹板中的每一个可以与对应的接合舌表面接合。多个舌侧重新定位夹板中的每一个可以与相对牙弓中的一个或多个牙齿相符。在颌自然闭合时,多个重新定位夹板中的每一个都可以实

现咬合平衡。

[0084] 咬合重新定位夹板

[0085] 图6A示出了被成形为填充患者的上下牙列之间的咬合间隙650的咬合重新定位夹板630。咬合重新定位夹板630可形成矫治器的至少一部分,所述矫治器包括具有多个牙齿容纳表面620的壳体,该多个牙齿容纳表面620被成形为容纳第一牙弓的多个牙齿610。咬合夹板可具有咬合厚度变化的咬合厚度650,该咬合厚度650在由牙齿610朝向相对牙弓限定的咬合平面上延伸。在一些实施例中,咬合厚度650可以在咬合平面上延伸如下一定量,该量沿咬合重新定位夹板的长度640变化,从而呈现出可变的表面以接合相对牙弓(或接合佩戴在相对牙弓上的矫治器)。在一些实施例中,沿着咬合重新定位夹板的整个长度的咬合厚度可以等于或近似等于牙齿容纳结构的咬合表面与相对牙弓中一个或多个牙齿的相应接合咬合表面之间的最小距离,从而填充上下牙弓之间的狭窄间隙。在一些实施例中,牙齿容纳结构的表面与相对牙弓中一个或多个牙齿的相应接合表面之间的距离对于沿着牙齿容纳结构的每个位置可以是可变的。在一些实施例中,咬合重新定位夹板的咬合厚度650可被布置成沿长度640的至少一部分提供平坦或基本平坦的表面,从而向相对牙弓提供更大的移动自由度。该矫治器还可包括一个或多个牙齿移动结构,以将牙齿移动力施加到一个或多个牙齿上(例如,挤压、侵入、平移和/或旋转)。随着多个矫治器被佩戴,这些力可以用来递进地闭合咬合间隙,并且咬合重新定位夹板可以相应地变窄以使牙齿处于适当的咬合状态。

[0086] 在一些实施例中,咬合重新定位夹板630的颊舌宽度大约为患者牙齿的宽度。例如,咬合重新定位夹板630可具有遵循牙齿610的牙弓的至少一部分的形状。在一些情况下,多个牙齿容纳表面620可夹持第一牙弓的牙齿610,咬合重新定位夹板的相对表面660可提供对相对牙弓的牙齿的较小的夹持,使得当患者的嘴张开时,夹板保持附接到第一牙弓。在一些情况下,牙齿容纳表面620可以成形为形成牙齿容纳腔,相对表面660可以成形为提供咬合表面以与相对牙弓配合,而不会明显地夹持相对牙弓。可以将表面660成形为改变上下牙列的自然咬合,从而改变患者的自然咬合。例如,可以改变患者的咬合,以使下颌相对于上颌向前或向后移动。更一般地,夹板可促使任何方向上的移动,以引起颌从第一位置和取向(例如,以六个自由度描述的)沿着通过后续位置和取向的路径朝向最终位置和取向移动。随着时间,这会导致颌的位置和取向发生变化,并改变颌的肌肉组织,从而导致患者的自然咬合发生变化。

[0087] 在一些实施例中,咬合重新定位夹板630附接到容纳患者牙列的牙齿610的矫治器。在一些情况下,夹板作为矫治器的一部分整体形成。在其他实施例中,咬合重新定位夹板630可从成形为容纳牙齿610的矫治器上拆下,并且夹板成形为包括表面620以至少与矫治器的咬合侧可拆卸地配合。

[0088] 在一些实施例中,多个咬合重新定位夹板中的每一个可以具有等于或近似等于牙齿容纳结构的咬合表面与相对牙弓中的一个或多个牙齿的接合咬合表面之间的距离的咬合厚度。多个咬合重新定位夹板中的每一个可以具有均匀或可变的咬合厚度。每个连续夹板的厚度可以在沿咬合重新定位夹板的一个或多个点处变化。在一些实施例中,在多个矫治器之间,咬合重新定位夹板的厚度可以连续减小。在一些实施例中,在多个矫治器之间,咬合重新定位夹板的厚度可以连续增加。在一些实施例中,在多个矫治器之间,咬合重新定

位夹板的厚度可以是均匀的。在一些实施例中,沿着咬合重新定位夹板的每个点处的厚度可以是在每个点处的牙齿容纳结构的咬合表面与相对牙弓中的每个点处的相应的接合咬合表面之间的距离。

[0089] 图6B示出了通过移动牙齿和颌来矫正TMD的过程。在阶段670处,患者的颌和牙齿处于指示TMD的位置。可以将第一组矫治器应用于患者的牙弓,以矫正颌到牙齿的位置来治疗TMD。矫治器可包括咬合夹板690和一个或多个下颌定位特征680以矫正髁突位置,下颌位置特征可包括精密翼(precision wing)、颌稳定器、牙尖吻合特征(intercuspatation feature)或两个或更多个这样的特征的组合。上部下颌位置特征680可以接合下部下颌位置特征,使得髁突复位力被施加到下颌以推进髁突位置。

[0090] 随着治疗的进行,例如在阶段672处,颌676可能处于矫正的位置,而牙齿可能尚未到达其最终位置。因此,矫治器组684可包括下颌位置特征680和咬合夹板690,以在牙齿对准阶段继续将牙齿移向其最终位置的同时保持颌的位置。

[0091] 咬合夹板690的位置可以在治疗的各个阶段之间改变,以便在将牙齿和颌676移动到最终位置的同时,例如在阶段674处,保持颌在各个阶段之间的位置。例如,矫治器组686包括夹板690,该夹板690与矫治器组684中的位置相比位于不同的咬合位置。位置的偏移说明了各阶段之间的相对牙齿移动,从而在各阶段之间保持颌的位置。

[0092] 在一些实施例中,颌和牙齿在同一组治疗阶段内移动,在这样的实施例中,下颌位置特征和夹板从一个阶段到另一个阶段的位置及其移动可以说明在整个治疗阶段期望的牙齿移动和颌移动。这样的过程可以包括确定每个阶段的新的牙尖吻合位置,确定该位置的颌变换或移动,然后解析这些相对位置以确定下颌位置特征和夹板的位置和几何形状,以便维持或实现颌和牙齿的规定的移动。

[0093] 舌侧重新定位夹板

[0094] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括依次提供成形为适合于多个牙齿的多个正畸矫治器。在一些实施例中,对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构包括从一个或多个牙齿容纳结构沿舌侧延伸的舌侧重新定位夹板700。

[0095] 图7A示出了用于将颌从第一构造710移动到第二构造720的舌侧重新定位夹板713。当夹板被佩戴时,夹板可以设置在牙齿容纳结构711的舌表面712上,并且可以包括咬合表面714,其成形为容纳相对牙弓716中的一个或多个牙齿的接合颊表面715并将其从第一构型710引导到第二构型720。例如,咬合表面714可包括弯曲形状,以在牙弓定位成远离优选位置时施加力到相对牙弓。这样的力可以促使患者的颌到不同的位置,从而提供改善的牙尖吻合。例如,可以利用咬合表面714成形为将相对牙弓引导到改善的位置,通过将舌侧重新定位夹板施加到一个或多个切牙上来矫正覆咬合或反颌。更一般地,夹板可促使任何方向上的移动,以引起颌从第一位置和取向(例如,以六个自由度描述的)沿着通过后续位置和取向的路径朝向最终位置和取向移动。随着时间,这会导致颌的位置和取向发生变化,并改变颌的肌肉组织,从而导致患者的自然咬合发生变化。

[0096] 舌侧重新定位夹板713可以被成形为改变上下牙列的自然咬合,从而改变患者的自然咬合。例如,可以改变患者的咬合,以使下颌相对于上颌向前或向后移动。随着时间,这可以会引起颌和颌肌肉组织的位置发生变化,从而导致患者的自然咬合发生变化。

[0097] 在一些实施例中,舌侧重新定位夹板713附接到容纳患者牙列的牙齿711的矫治器。在一些情况下,夹板作为矫治器的一部分整体形成。在其他实施例中,舌侧重新定位夹板713可从成形为容纳牙齿711的矫治器上拆下,并且夹板成形为包括表面712以至少与矫治器的舌侧可拆卸地配合。

[0098] 延伸的舌侧重新定位夹板

[0099] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括依次提供成形为适合于多个牙齿的多个正畸矫治器。如图8所示,对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构810耦接到延伸的舌侧重新定位夹板830。在一些实施例中,如图7C所示,对于多个矫治器中的每一个,一个或多个牙齿容纳结构耦接到从一个或多个牙齿容纳结构741沿舌侧方向744延伸的延伸的舌侧重新定位夹板740。

[0100] 如图7B所示,患者的上牙弓731和下牙弓732可表现出前牙开合732。当在前牙中没有引导时,后牙在功能移动期间会受到干扰。

[0101] 在一些示例中,延伸的舌侧重新定位夹板可以耦接到背侧牙弓的牙齿容纳结构。在一些示例中,延伸的舌侧重新定位夹板可以耦接到腹侧牙弓的牙齿容纳结构。

[0102] 在一些示例中,延伸的舌侧重新定位夹板830可以舌向放置在背侧牙弓800的一个或多个牙齿上,并且可以延伸到或超过腹侧牙弓的一个或多个牙齿的颊表面。

[0103] 在一些示例中,延伸的舌侧重新定位夹板可以舌向放置在腹侧牙弓的一个或多个牙齿上,并且可以延伸到或超过背侧牙弓的一个或多个牙齿的颊表面。

[0104] 矫治器还可以包括一个或多个牙齿移动结构,以将牙齿移动力施加到一个或多个牙齿上(例如,挤压、侵入、平移和/或旋转)。

[0105] 在许多实施例中,对于耦接至延伸的舌侧重新定位夹板的多个矫治器中的每一个,延伸的舌侧重新定位夹板的厚度可等于或近似等于牙齿容纳结构的舌表面与相对牙弓733中的一个或多个牙齿的接合颊表面之间的距离。沿着舌侧重新定位夹板的长度的厚度可以是一个厚度或可变的厚度。在一些实施例中,沿着舌侧重新定位夹板的整个长度的厚度可以等于或近似等于牙齿容纳结构的舌表面与相对牙弓中的一个或多个牙齿的相应接合颊表面之间的最小距离。在一些实施例中,牙齿容纳结构的舌表面与相对牙弓中的一个或多个牙齿的相应接合颊表面之间的距离对于沿着牙齿容纳结构的每个位置可以是变化的。

[0106] 图7C示出了用于将颌从第一构造740移动到第二构造750的延伸的舌侧重新定位夹板。当佩戴夹板时,夹板可以设置在牙齿容纳结构741的舌表面745上并且可以包括颊表面742,其成形为延伸超过相对牙弓743中的一个或多个牙齿的颊表面。例如,颊表面742可与相对牙弓中的一个或多个牙齿接合,以向相对牙弓施加力。这样的力可以促使患者的颌到不同的位置,从而提供改善的牙尖吻合。例如,可以利用颊表面742成形为将相对牙弓引导到改善的位置,通过将延伸的舌侧重新定位夹板施加到一个或多个切牙上来矫正覆咬合或反颌。

[0107] 延伸的舌侧重新定位夹板742可以被成形为改变上下牙列的自然咬合,从而改变患者的自然咬合。例如,可以改变患者的咬合以使下颌相对于上颌向前或向后移动。随着时间,这可能会导致颌和颌肌肉组织的位置发生变化,从而导致患者的自然咬合发生变化。

[0108] 在一些实施例中,延伸的舌侧重新定位夹板742附接到容纳患者牙列的牙齿741的矫治器。在一些情况下,夹板作为矫治器的一部分整体形成。在其他实施例中,延伸的舌侧重新定位夹板742可从成形为容纳牙齿741的矫治器上拆下,并且夹板成形为包括表面745以至少与矫治器的舌侧可拆卸地配合。

[0109] 矫治器与牙齿的接合

[0110] 在许多实施例中,提供了多个正畸矫治器,用于将患者的一个或多个牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向。每个矫治器包括多个牙齿容纳腔、耦接至牙齿容纳腔并分别在多个牙齿的颊表面和舌表面上延伸的外壁、以及重新定位夹板,该重新定位夹板的尺寸设置成在佩戴矫治器时能够实现咬合平衡。聚合物矫治器的壁可以成形为容纳一个或多个牙齿并接合一个或多个牙齿。

[0111] 在一些实施例中,矫治器的几何形状包括至少一个重新定位夹板,其被配置为与相对牙弓中的一个或多个牙齿的咬合表面接合。重新定位夹板包括延伸咬合表面的长度。

[0112] 在一些实施例中,外壁的外表面包括矫治器的颊表面;在一些实施例中,外壁的外表面包括矫治器的舌表面。

[0113] 在许多实施例中,每个重新定位夹板被成形为接合相对牙弓的咬合表面。在一些实施例中,重新定位夹板被成形为接合相对牙弓的一个或多个牙齿的咬合表面。例如,重新定位夹板可以在正中矢状的线(mid-sagittal line)的任一侧上接合相对牙弓的一个或多个牙齿。在另一示例中,重新定位夹板可以在正中矢状的线的两侧上接合相对牙弓的一个或多个牙齿。

[0114] 在许多实施例中,每个重新定位夹板被成形为接合相对牙弓的咬合表面。重新定位夹板包括延伸咬合表面的长度。重新定位夹板的长度或宽度中的一个或多个在多个正畸矫治器之间变化,以便当连续佩戴多个矫治器时产生咬合平衡。

[0115] 在一些实施例中,每个舌侧重新定位夹板包括接触表面,该接触表面的长度尺寸设置成接合相对牙弓的一个或多个牙齿,其中该接触表面的长度在多个矫治器之间变化,以改变获得咬合平衡所需的反作用力。

[0116] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法。该方法包括提供成形为适合于多个牙齿的多个聚合物壳体矫治器。该矫治器包括外壁以及重新定位夹板,其中外壁成形为在多个牙齿的暴露的颊表面、舌表面和咬合表面上延伸,以及重新定位夹板的尺寸设置为在佩戴该矫治器时能够实现咬合平衡。聚合物壳体矫治器被配置为在佩戴时接触多个牙齿的至少约60%的圆周表面。在一些实施例中,该矫治器在佩戴时接触多个牙齿的至少约80%的圆周表面。

[0117] 在许多实施例中,提供了一种将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向的方法,包括成形为适合多个牙齿的多个正畸矫治器。多个正畸矫治器中的每一个都包括成形为容纳多个牙齿的壁和重新定位夹板。重新定位夹板的尺寸被设置为能够实现咬合平衡,并且当将矫治器佩戴在患者的嘴中时,该重新定位夹板包括沿着牙弓的咬合表面的长度。重新定位夹板的长度或厚度中的一个或多个可以在多个正畸矫治器之间变化,以便在连续佩戴多个矫治器时将牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向。

[0118] 在一些实施例中,重新定位夹板包括接触表面以接合相对牙弓的一个或多个牙齿的一个或多个咬合表面,其中该接触表面的角度在多个矫治器之间变化,以在每个矫治器

施加力以将一个或多个牙齿从第一位置移动到第二位置时产生咬合平衡。在一些实施例中,重新定位夹板包括接触表面,该接触表面的长度尺寸设置为接合一个或多个牙齿,并且其中该接触表面的长度在多个矫治器之间变化,以改变颌咬合期间对力的响应以产生咬合平衡。

[0119] 在各种实施例中,提供正畸矫治器包括将所述矫治器放置在患者的牙齿上。在各种实施例中,患者将正畸矫治器放置在牙齿上。

[0120] 在各个实施例中,牙齿包括多个牙齿。

[0121] 在许多实施例中,提供了一种聚合物壳体矫治器,用于将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向。聚合物壳体矫治器包括聚合物舌侧重新定位夹板,其尺寸设置成在牙齿容纳腔的一个或多个牙齿的咬合表面上延伸。重新定位夹板被成形为在佩戴矫治器时,将反作用力施加到相对牙弓的一个或多个牙齿的咬合表面,并将牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向。

[0122] 在许多实施例中,提供了多个正畸矫治器,用于将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向。每个矫治器都包括重新定位夹板,该重新定位夹板的尺寸被设置成在牙齿容纳腔的一个或多个牙齿的咬合表面上延伸,以产生咬合平衡。重新定位夹板相对于一个或多个牙齿容纳结构的位置在多个正畸矫治器之间变化,以在连续佩戴多个矫治器时,在矫治器将牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向时产生咬合平衡。

[0123] 力

[0124] 咀嚼力

[0125] 咀嚼力是在张开和闭合颌的动作期间由咀嚼肌产生的力。咀嚼力的分布可以不同。在一些情况下,前牙弓中的咀嚼力可能最大。在一些情况下,后牙弓的咀嚼力可能最大。在一些情况下,最大咀嚼力可以单侧分布在牙弓上。单边分布可以在任何一侧上。在一些情况下,最大咀嚼力可以在牙弓上双侧分布。在一些情况下,最大咀嚼力可以均匀地分布在整个牙弓上。在一些情况下,咀嚼力可以沿颊舌轴不同地分布。在一些情况下,咀嚼力甚至可以沿颊舌轴分布。在一些情况下,沿颊舌轴的分布曲线沿近中-远侧轴可能会有所不同。在一些情况下,沿颊舌轴的分布曲线在正中矢状的线的任一侧上沿近中-远侧轴可能会有所不同。

[0126] 在许多实施例中,提供了多个正畸矫治器,用于将患者的牙齿从第一位置和取向移动到第二位置和取向。每个矫治器都包括重新定位夹板,该重新定位夹板的尺寸被设置为在牙齿容纳腔的一个或多个牙齿的咬合表面上延伸,以产生咬合平衡。重新定位夹板施加的反作用力等于或近似等于由于咬合而在颌上产生的力,并施加反作用力以产生咬合平衡。在许多实施例中,在所有方向上产生反作用力。

[0127] 用于牙齿移动的力

[0128] 如本文所用,术语“扭矩”和“力矩”被同义地对待。

[0129] 如本文中所使用的,术语“和/或”被用作功能词,以指示两个词或表达将被一起或单独地采用。例如,A和/或B包含单独的A、单独的B和一起的A和B。

[0130] 如本文所用,“力矩”包括在距阻力中心一定距离处,作用在诸如牙齿等对象上的力。例如,可以利用矢量力的矢量叉积来计算力矩,该矢量力施加到与从阻力中心开始的位移矢量相对应的位置。该力矩可以包括指向一个方向的向量。例如,与另一力矩相反的力矩

可以包括朝向对象(例如牙齿)的第一侧的力矩矢量和朝向对象(例如牙齿)的相反侧的另一力矩矢量。

[0131] 如本文所使用的,“微分力矩”涵盖彼此耦接的两个或更多个力矩,以向一个或多个牙齿提供相反的力矩。微分力矩可包括施加至牙齿的第一力矩和第二相反力矩。替代地或组合地,微分力矩可以包括牙弓的一个或多个牙齿中的第一个的第一力矩,其耦接到牙弓的一个或多个牙齿中的第二个的第二相反力矩。牙弓的一个或多个牙齿中的第一个可以包括牙弓的第一段,牙弓的一个或多个牙齿中的第二个可以包括牙弓的第二段,其中,牙弓的第一段的第一力矩耦接到牙弓的第二段的第二相反力矩。一个或多个牙齿中的第一个可包括牙弓的第一段的第一个相邻牙齿,一个或多个牙齿中的第二个可包括牙弓的第二段的第二多个相邻牙齿,其中,牙弓的第一个相邻牙齿的第一力矩与牙弓的第二多个相邻牙齿的第二相反力矩相对。

[0132] 如本文所用,包括力矩的牙齿是指具有围绕阻力中心作用在牙齿上的力的牙齿。该力可以由耦接到牙齿的矫治器产生,要么直接地,要么利用牙齿上的附件、及其组合。

[0133] 如本文所公开的反力矩可以用于精确地控制一个或多个牙齿的移动,并且可以用于提供一个或多个牙齿的锚固(anchoring)。在许多实施例中,多个后齿包括反力矩以改善后齿的锚固,并且一个或多个后齿包括较小的反向移动并且朝多个后锚齿(posterior anchor teeth)移动。替代地,多个后牙中的一个或多个的反力矩可以被配置成允许一个或多个后牙朝着前牙移动。

[0134] 为了控制牙齿的移动,一个或多个牙齿的多个组的力矩可以彼此耦接,并且可以以许多方式将一个或多个组的牙齿的力矩彼此耦接。一个或多个牙齿的组的力矩可利用偏置力矩和/或平衡力矩彼此耦接,以便向一个或多个牙齿的一个或多个组提供优先移动。例如,后牙可具有比前牙更大的反力矩,以便将前牙移动到后牙。

[0135] 本文公开的力矩和反力矩非常适合于移动许多类型的牙齿和牙齿状况,并且非常适合用于牙齿的许多状况。本文公开的实施例可用于治疗咬合平面的一个或多个斜面(cant),以例如抬高嘴的一侧上的牙齿并降低嘴的相对侧上的牙齿、沿牙弓整体扩张牙齿、闭合提取位点、侵入、挤压、旋转、倾倒及其组合。

[0136] 在许多实施例中,一个或多个后牙包括臼齿、前磨牙或犬齿中的一个或多个,并且一个或多个前牙包括中央切牙、侧切牙、尖牙、第一双尖牙或第二双尖牙中的一个或多个。

[0137] 本文公开的实施例可用于将一个或多个牙齿的组彼此耦接。一个或多个牙齿的组可以包括一个或多个前牙的第一组和一个或多个后牙的第二组。第一组牙齿可利用如本文所公开的聚合物壳体矫治器耦接到第二组牙齿。

[0138] 第一组牙齿可以以许多方式耦接到第二组牙齿,并且在许多实施例中,一个或多个牙齿的第一组包括第一力矩和第一反力矩,一个或多个牙齿的第二组包括第二力矩和第二反力矩。第一力矩和第一反力矩可包括一个或多个牙齿的第一组的组合的第一力矩和组合的第一反力矩,第二力矩和第二反力矩可包括牙齿的第二组的组合的第二力矩和组合的第二反力矩。组合的第一力矩、组合的第一反力矩、组合的第二力矩和组合的第二反力矩可以与聚合物壳体矫治器彼此耦接,以便移动一个或多个牙齿的第一组或者一个或多个牙齿的第二组、及其组合。

[0139] 在许多实施例中,一个或多个牙齿的第一组的每一个包括第一力矩和反力矩,一

个或多个牙齿的第二组的每一个包括第二力矩和第二反力矩。可以利用到第一牙齿的第一区域或位置处的第一牙齿的一个或多个的第一力产生第一力矩,利用到相对位置处的第一牙齿的其中之一的相反的力产生反力矩。可以利用到第二牙齿的区域处的第二牙齿的一个或多个的第二力产生第二力矩,利用到相对位置处的第二牙齿的其中之一的相反的力产生反力矩。

[0140] 例如,单个牙齿的阻力中心可位于牙齿根部的分叉或三根分叉部附近。对于单根牙,阻力中心可以位于从齿槽嵴到牙根端的距离的大约25%到大约70%之间的(例如,距离的大约40%)某个位置。

[0141] 可以以许多方式中的一个或多个来确定包括多个牙齿的成组的牙齿分段的阻力中心。例如,可以利用有限元建模、科学文献中公开的值、带有实验荷载的基准试验、数学公式和近似值及其组合来确定阻力中心。例如,可以响应于支撑诸如牙周韧带、软组织和骨支撑结构等牙齿结构,确定阻力中心。尽管一组牙齿的阻力中心可以随着移动方向而改变,但是根据本文公开的实施例,本领域普通技术人员可以确定阻力中心。

[0142] 本文公开的实施例非常适合于移动一个或多个牙齿的第一组中的一个或多个牙齿或移动一个或多个牙齿的第二组中的一个或多个及其组合。

[0143] 本文公开的实施方式非常适合与诸如附件和聚合物壳体矫治器等一个或多个已知的市售牙齿移动部件组合。在许多实施例中,矫治器和一个或多个附件被配置为沿着包括六个自由度的牙齿移动矢量移动一个或多个牙齿,其中,三个自由度是旋转的,三个自由度是平移的。本文公开的实施例可以基于力矩和反力矩向多个牙齿中的每一个提供微分力矩矢量。微分力矩矢量可以提供改进的牙齿移动精度,并且可以导致减小移动一个或多个牙齿的力的量。

[0144] 本公开提供了用于设计和提供改进的或更有效的牙齿移动系统的正畸系统和相关方法,以引起期望的牙齿移动和/或将牙齿重新定位成期望的布置。

[0145] 在各种实施例中,至少一种矫治器包括多个材料。

[0146] 在各种实施例中,至少一种矫治器包括多个材料。在各种实施例中,该矫治器被配置为可由患者手动地移除。

[0147] 在一些实施例中,一个或多个重新定位夹板包括响应于来自牙齿的力而弹性变形或弯曲的材料。

[0148] 尽管参考了包括聚合物壳体矫治器的矫治器,但是本文公开的实施例非常适合与容纳牙齿的许多矫治器一起使用,例如,不带一个或多个聚合物或壳体的矫治器。可以用许多材料(例如金属、玻璃、增强纤维、碳纤维、复合材料、增强复合材料、铝、生物材料及其组合)中的一个或多个来制造该矫治器。该矫治器可以以多个方式成形,例如利用本文所述的热成型或直接制造。替代地或组合地,可以利用机械加工来制造矫治器,例如利用计算机数控加工从材料块制造矫治器。

[0149] 牙齿移动

[0150] 在一些实施例中,多个移动可以包括围绕一个或多个牙齿的旋转中心的平移或旋转中的一个或多个。

[0151] 在各种实施例中,移动一个或多个牙齿包括一个或多个牙齿的平移。在一些实施例中,移动一个或多个牙齿包括旋转一个或多个牙齿。在一些实施例中,旋转包括绕竖直轴

线的旋转。在一些实施例中，旋转包括绕颊舌轴线的旋转。

[0152] 在一些实施例中，多个移动包括围绕旋转轴线的的一个或多个牙齿的连续旋转，该旋转轴线延伸通过该一个或多个牙齿的旋转中心和咬合表面。

[0153] 在一些实施例中，矫治器被配置成当被连续佩戴时产生牙齿的移动，该移动包括平移或旋转中的一个或多个，并且其中多个距离根据牙齿的移动而减小。在一些情况下，矫治器被配置为当被连续地佩戴时产生牙齿的平移，并且其中多个距离根据一个或多个牙齿的平移而减小。在一些情况下，矫治器被构造成当被连续地佩戴时产生牙齿的旋转，并且其中多个距离根据绕旋转中心的一个或多个牙齿旋转而减小。

[0154] 在一些实施例中，矫治器被配置为当被连续地佩戴时产生牙齿的旋转，并且其中多个距离根据围绕旋转轴线的的一个或多个牙齿的连续旋转连续地减小，该旋转轴线延伸通过一个或多个牙齿的旋转中心和咬合表面。

[0155] 制造

[0156] 可以以多个方式制造本文提出的正畸矫治器的各种实施例。在一些实施例中，该方法还包括制造多个正畸矫治器，该多个正畸矫治器中的每一个被配置为产生沿着移动路径的移动。

[0157] 在一些实施例中，可以使用诸如增材制造技术（本文中也称为“3D打印”）或减材制造技术（例如，铣削）等直接制造来生产本文的正畸矫治器（或其部分）。

[0158] 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）来限定对象几何形状的情况下形成对象（例如，正畸矫治器或其一部分）。增材制造技术可归纳如下：

(1) 光固化 (vat photopolymerization) (例如，立体光刻)，其中，由成桶的液态光聚合物树脂逐层构造对象；(2) 物料喷射，其中，使用连续或按需滴落 (DOD) 方法将物料喷射到构建平台上；(3) 结合剂喷射，其中，由打印头沉积交替的建筑材料（例如，粉末基材料）层和结合材料（例如，液体粘合剂）层；(4) 熔融沉积成型 (FDM)，其中，通过喷嘴抽出材料，加热，并逐层沉积；(5) 粉末床熔融，包括但不限于直接金属激光烧结 (DMLS)、电子束熔化 (EBM)、选择性热烧结 (SHS)、选择性激光熔化 (SLM) 和选择性激光烧结 (SLS)；(6) 片材层压，包括但不限于分层实体制造 (LOM) 和超声增材制造 (UAM)；以及 (7) 定向能量沉积，包括但不限于激光工程网成形、定向光制造、直接金属沉积和3D激光熔覆。例如，立体光刻可以用于直接制造本文中的一个或多个矫治器。在一些实施例中，立体光刻涉及使用光（例如紫外光）根据期望的横截面形状选择性地聚合光敏树脂（例如光敏聚合物）。通过依次聚合多个对象的横截面，可以以逐层的方式建立对象的几何形状。作为另一个示例，可以使用选择性激光烧结直接制造本文的矫治器。在一些实施例中，选择性激光烧结涉及使用激光束根据期望的横截面形状选择性地熔化和融合粉末材料层，以便建立对象的几何形状。作为又一个示例，可以通过熔融沉积成型直接制造本文的矫治器。在一些实施例中，熔融沉积成型涉及以逐层的方式融化并选择性地沉积热塑性聚合物的细丝，以形成对象。在又一个示例中，材料喷射可用于直接制造本文中的矫治器。在一些实施例中，材料喷射涉及将一个或多个材料喷射或挤出到成形表面上，以形成对象几何形状连续层。

[0159] 替代地或组合地，可以使用间接制造技术，例如通过在阳模或阴模上热成型，来制造本文中的矫治器（或其一部分）的一些实施例。正畸矫治器的间接制造可涉及以目标布置生产患者牙列的阳模或阴模（例如，通过快速原型法、铣削等），并在模具上热成型一层或多

层材料,以生成矫治器壳体。

[0160] 在一些实施例中,本文提供的直接制造方法以逐层的方式建立对象的几何形状,并在不连续的构建步骤中形成连续的层。替代地或组合地,可以使用允许连续建立对象几何结构的直接制造方法,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,使用“连续液体中间相打印”制造本文的矫治器,其中,通过在对象的构建表面和聚合抑制的“盲区”之间形成部分固化树脂的梯度,从光聚合性树脂的贮存器连续构建对象。在一些实施例中,使用半透膜来控制光聚合抑制剂(例如,氧气)向盲区中的传输,以形成聚合梯度。连续液体中间相打印可以实现比其他直接制造方法快约25倍至约100倍的制造速度,并且通过结合冷却系统可以实现约1000倍的速度。在美国专利公开号2015/0097315、2015/0097316和2015/0102532中描述了连续液体中间相打印,其各自的公开内容通过引用的方式整体并入本文。

[0161] 作为另一示例,连续的直接制造方法可以通过在辐照阶段期间连续移动构建平台(例如,沿着垂直或Z方向)来实现对象几何形状的连续构建,从而由移动速度控制辐照的光敏聚合物的硬化深度。因此,可以实现建筑表面上材料的连续聚合。在美国专利号7,892,474中描述了这样的方法,其公开内容通过引用的方式整体并入本文。

[0162] 在另一个示例中,连续的直接制造方法可以涉及挤出由围绕固体股(solid strand)的可固化液体材料组成的复合材料。可以沿着连续的三维路径挤出复合材料以形成对象。在美国专利公开号2014/0061974中描述了这种方法,其公开内容通过引用的方式整体并入本文。

[0163] 在又一个示例中,连续直接制造方法利用“螺旋光刻”方法,其中,在使构建平台连续旋转和升高的同时,利用聚焦辐射来固化液态光聚合物。因此,可以沿着螺旋构造路径连续地构建对象几何形状。在美国专利公开号2014/0265034中描述了这种方法,其公开内容通过引用的方式整体并入本文。

[0164] 本文提供的直接制造方法与多种材料兼容,包括但不限于以下一个或多个: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,以液体、树脂、粉末等形式)提供,并且可以被固化(例如,通过光聚合、光固化、气体固化、激光固化、交联等),以形成正畸矫治器或其一部分。固化之前的材料特性可能与固化之后的材料特性不同。一旦固化,本文的材料可表现出足够的强度、刚度、耐久性、生物相容性等,以用于正畸矫治器。可以根据矫治器的相应部分的所需特性来选择所用材料的后固化特性。

[0165] 在一些实施例中,可以使用以下一个或多个材料通过直接制造来形成正畸矫治器的相对刚性的部分: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。

[0166] 如本文所用,术语“硬度”和“刚性”可互换使用。

[0167] 在一些实施例中,可以使用以下材料中的一个或多个通过直接制造来形成正畸矫治器的相对弹性的部分: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。

[0168] 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/或整个图像的灰度。对于基于激光的固化系统,固化参数可以包括功率、速度、光束大小、光束形状和/或光束的功率分布。对于印刷系统,固化参数可以包括材料滴大小、粘度和/或固化功率。可以定期监测和调整这些机器参数(例如,每1-x层的一些参数以及每次构建后的一些参数),作为制造机器上过程控制的一部分。可以通过将传感器包括在机器上来实现过程控制,该机器每层或每几秒钟测量一次功率和其他光束参数,并通过反馈回路自动调整它们。对于DLP机器,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n次构建、每小时一次、每天一次、每周一次等)测量和校准灰度,这取决于系统的稳定性。另外,可以向制造机器提供材料特性和/或光特性,并且机器过程控制模块可以使用这些参数来调整机器参数(例如,功率、时间、灰度等)以补偿材料特性的变化。通过对制造机器实施过程控制,可以实现矫治器精度和剩余应力的减小的可变性。

[0169] 可选地,本文描述的直接制造方法允许制造包括多个材料的矫治器,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涉及在单个制造步骤中同时由多个材料形成对象。例如,多尖端挤出装置可用于从不同的材料供应源选择性地分配多个类型的材料(例如,树脂、液体、固体或其组合),以便由多个不同的材料制造对象。在美国专利号6,749,414中描述了这样的方法,其公开内容通过引用的方式整体并入本文。替代地或组合地,多材料直接制造方法可以包括在多个顺序的制造步骤中由多个材料形成对象。例如,对象的第一部分(例如,矫治器壳体)可以根据本文中的任何直接制造方法由第一材料形成,然后对象的第二部分(例如,一个或多个弹性件)可以根据本文的方法由第二材料形成,等等,直到整个对象形成为止。可以根据需要改变第一部分和第二部分的相对布置,例如,第一部分可以被对象的第二部分部分或全部包住。

[0170] 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,直接制造允许在不利用任何模具或模板来成形矫治器的情况下生产正畸矫治器,从而减少所涉及的制造步骤的数量并提高最终矫治器几何形状的分辨率和准确性。另外,直接制造允许精确控制矫治器的三维几何形状,例如矫治器的厚度。复杂的结构和/或辅助部件可以在单个制造步骤中与矫治器壳体一体形成为单一一体,而不是在单独的制造步骤中添加到壳体中。在一些实施例中,直接制造用于产生使用替代制造技术难以创建的矫治器几何形状,例如具有非常小或精细特征、复杂几何形状、底切、中间结构、具有可变厚度的壳体和/或内部结构(例如,用于利用减少的重量和材料使用来提高强度)的矫治器。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 $5\mu\text{m}$,或在约 $5\mu\text{m}$ 至约 $50\mu\text{m}$ 的范围内,或在约 $20\mu\text{m}$ 至约 $50\mu\text{m}$ 的范围内特征尺寸的正畸矫治器。

[0171] 本文所述的直接制造技术可用于生产具有基本各向同性的材料特性(例如沿所有方向基本相同或相似的强度)的矫治器。在一些实施例中,本文的直接制造方法允许生产沿所有方向强度变化不超过约25%、约20%、约15%、约10%、约5%、约1%或约0.5%的正畸

矫治器。另外,与其他制造技术相比,本文的直接制造方法可用于以更快的速度生产正畸矫治器。在一些实施例中,本文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秒的时间间隔内生产正畸矫治器。这样的制造速度允许例如在例行约定或检查期间快速“诊疗椅边的”生产定制的矫治器。

[0172] 在一些实施例中,本文描述的直接制造方法实现用于直接制造系统或装置的各种机器参数的过程控制,以确保以高度的精度制造最终的矫治器。这样的精度对于确保将期望的力系统准确地传递到牙齿以便有效地引起牙齿移动可能是有利的。可以实施过程控制来解决由诸如材料特性、机器参数、环境变量和/或后处理参数等多个来源引起的过程变化。

[0173] 材料特性可取决于原材料的特性、原材料的纯度和/或原材料混合期间的工艺变量而变化。在许多实施例中,应在严格的过程控制下制造用于直接制造的树脂或其他材料,以确保光特性、材料特性(例如,粘度、表面张力)、物理特性(例如,模量、强度、伸长率)和/或热特性(例如,玻璃化转变温度、热变形温度)基本不变。可以通过在混合过程中对原材料进行物理性能筛选和/或控制温度、湿度和/或其他过程参数来实现对材料制造过程的过程控制。通过对材料制造过程实施过程控制,可以实现减少的过程参数的可变性,并使每批材料的材料特性更加均匀。如本文中进一步讨论的,可以利用机器上的过程控制来补偿材料特性中的残余变化。

[0174] 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/或整个图像的灰度。对于基于激光的固化系统,固化参数可以包括功率、速度、光束大小、光束形状和/或光束的功率分布。对于印刷系统,固化参数可以包括材料滴大小、粘度和/或固化功率。可以定期监测和调整这些机器参数(例如,每1-x层的一些参数以及每次构建后的一些参数),作为制造机器上过程控制的一部分。可以通过将传感器包括在机器上来实现过程控制,该机器每层或每几秒钟测量一次功率和其他光束参数,并通过反馈回路自动调整它们。对于DLP机器,可以在每次构建结束时测量和校准灰度。另外,可以向制造机器提供材料特性和/或光特性,并且机器过程控制模块可以使用这些参数来调整机器参数(例如,功率、时间、灰度等),以补偿材料特性的变化。通过对制造机器实施过程控制,可以实现矫治器精度和剩余应力的减小的可变性。

[0175] 在许多实施例中,将环境变量(例如,温度、湿度、日光或暴露于其他能量/固化源)保持在狭窄范围内,以减少矫治器厚度和/或其他性质的可变性。可选地,可以调整机器参数以补偿环境变量。

[0176] 在许多实施例中,矫治器的后处理包括清洁、后固化和/或支撑件去除过程。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/或支撑件去除过程的一致性。这些参数可以作为过程控制方案的一部分进行测量和调整。此外,可以通过修改后处理参数来更改矫治器的物理属性。调整后处理机器参数可以提供另一种方式来补偿材料特性和/或机器特性的变化。

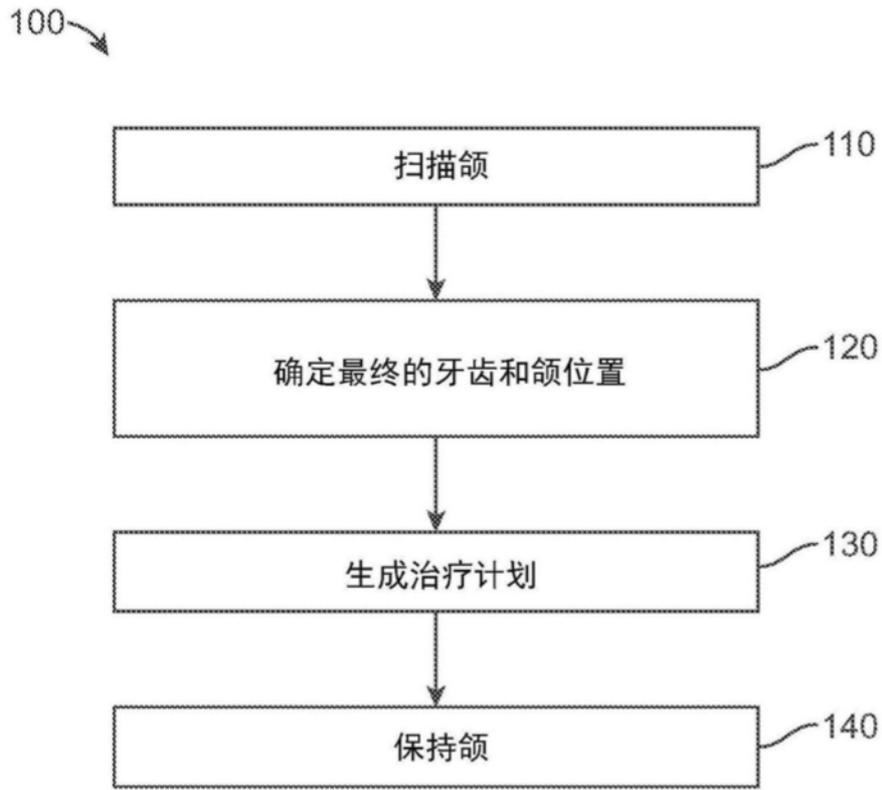


图1

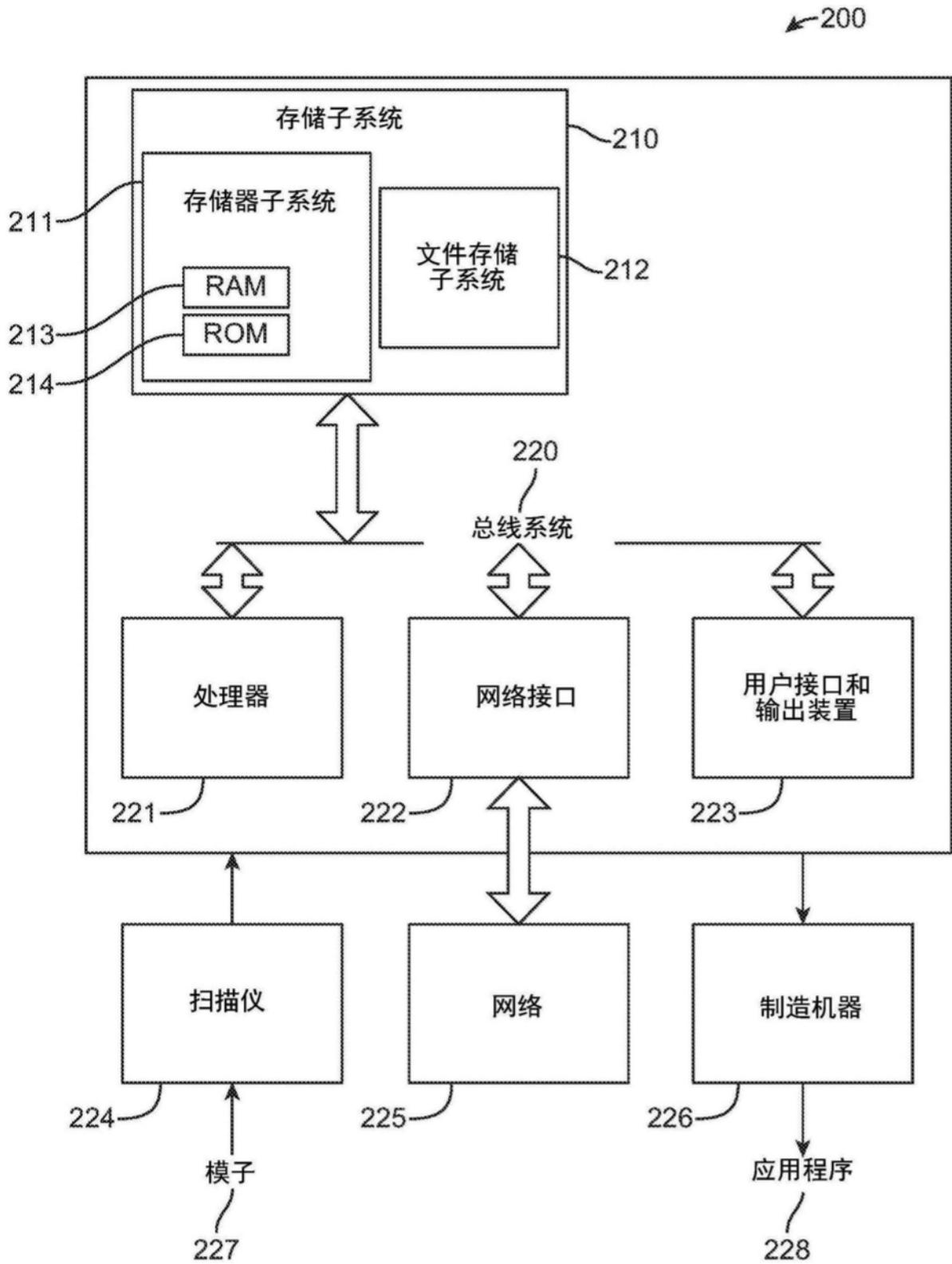


图2

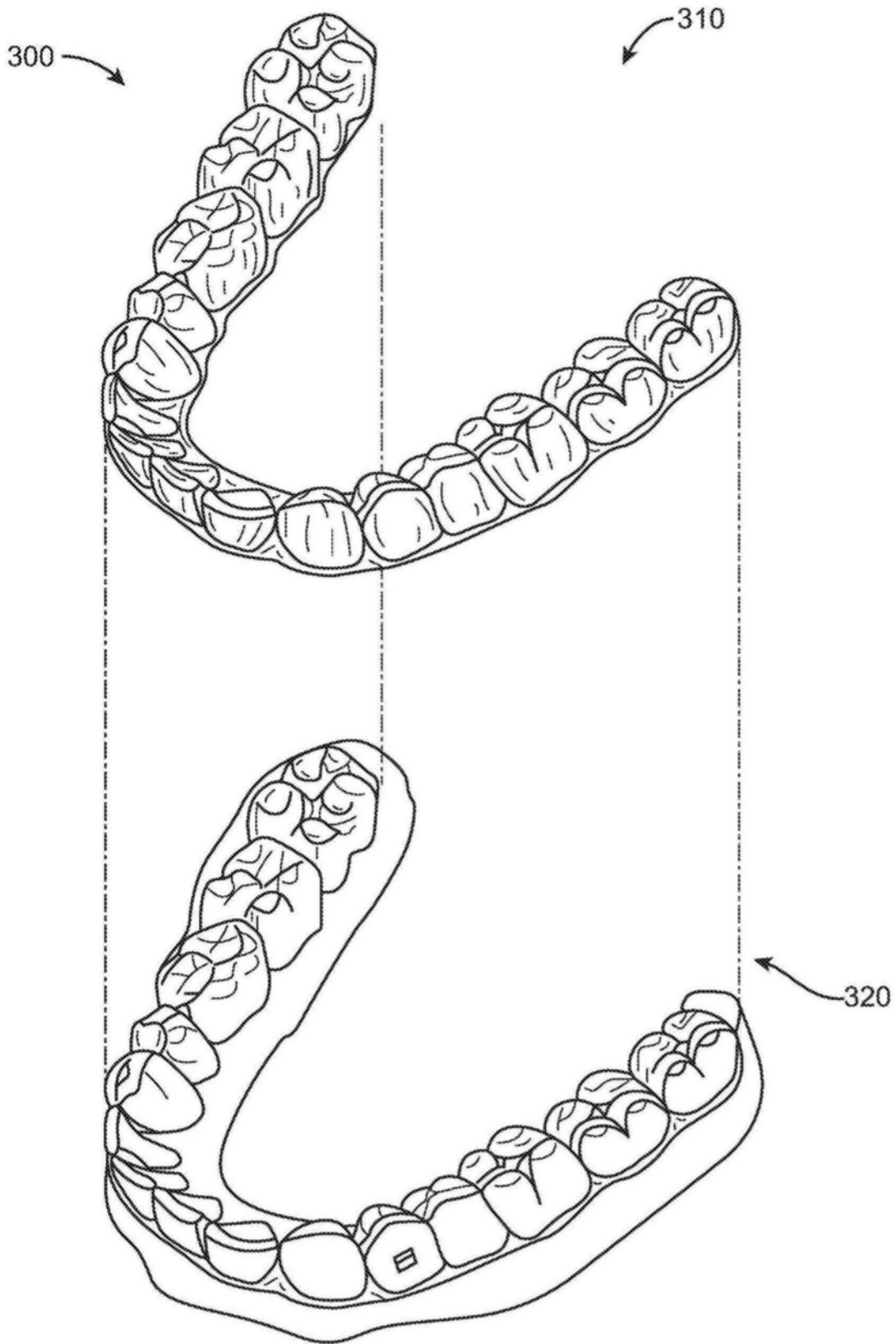


图3

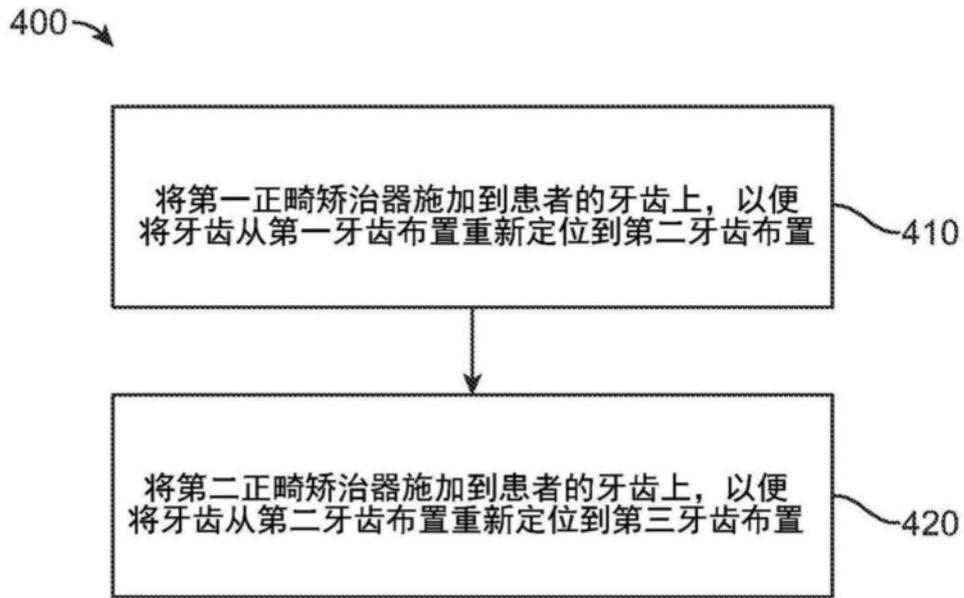


图4

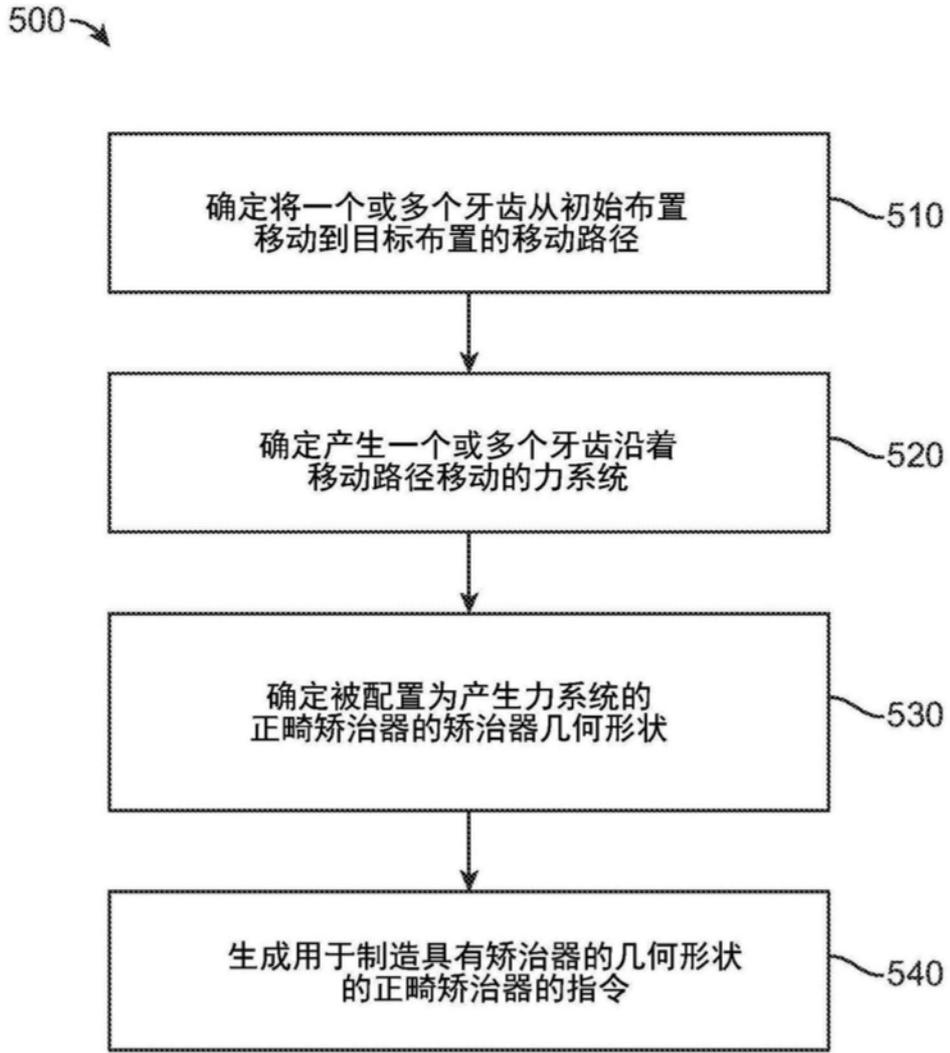


图5

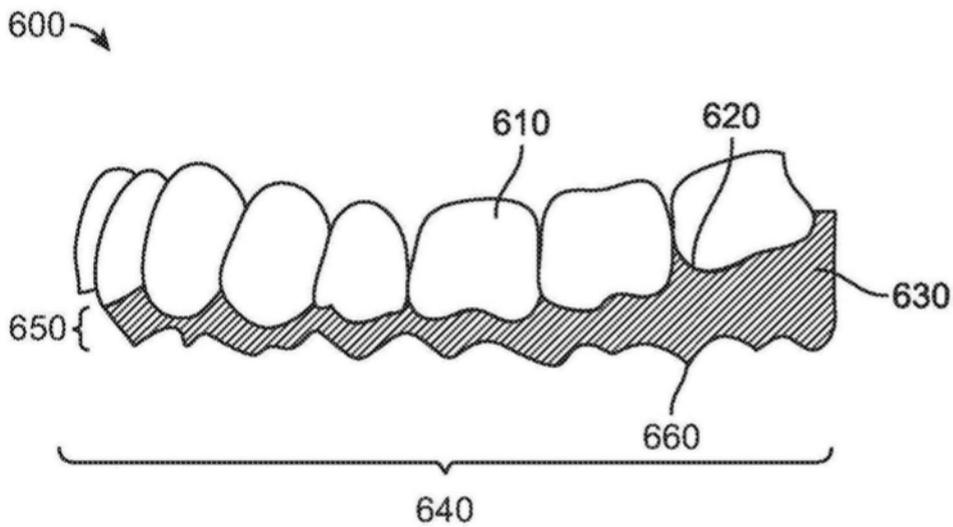


图6A

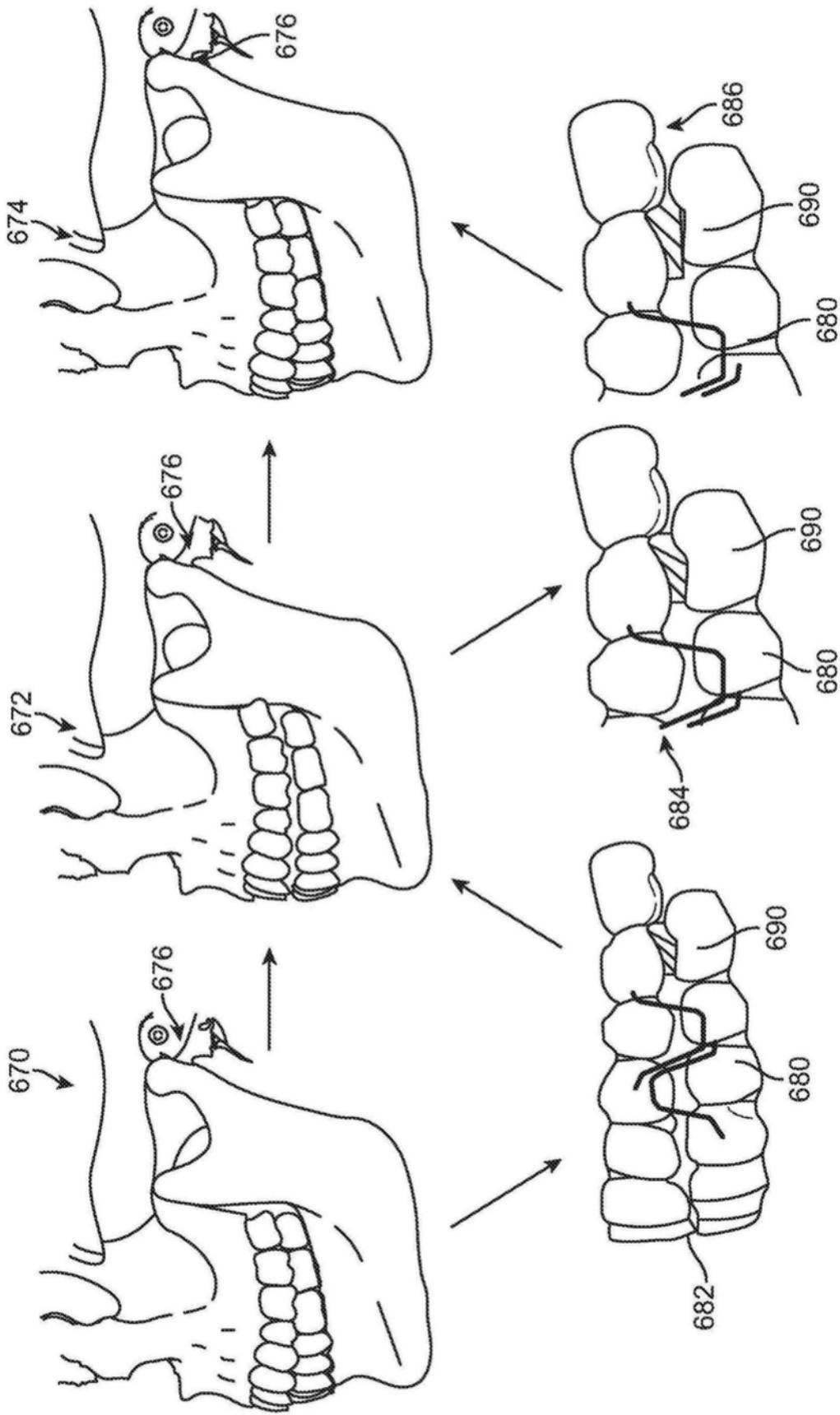


图6B

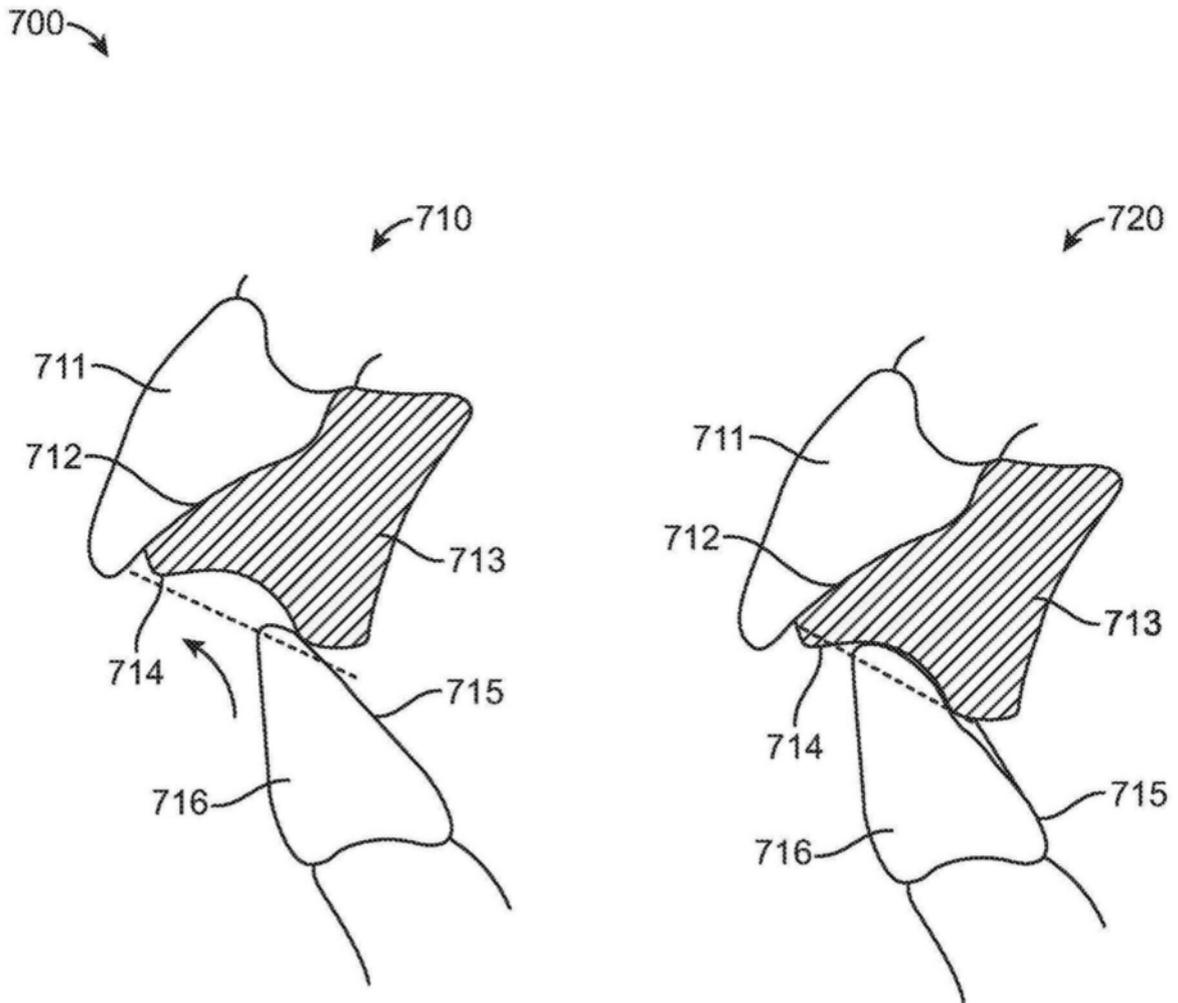


图7A

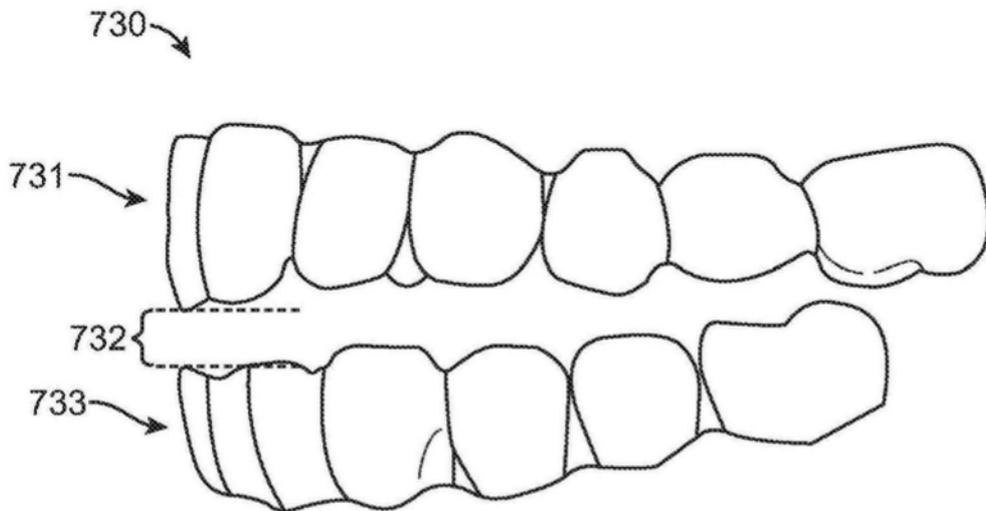


图7B

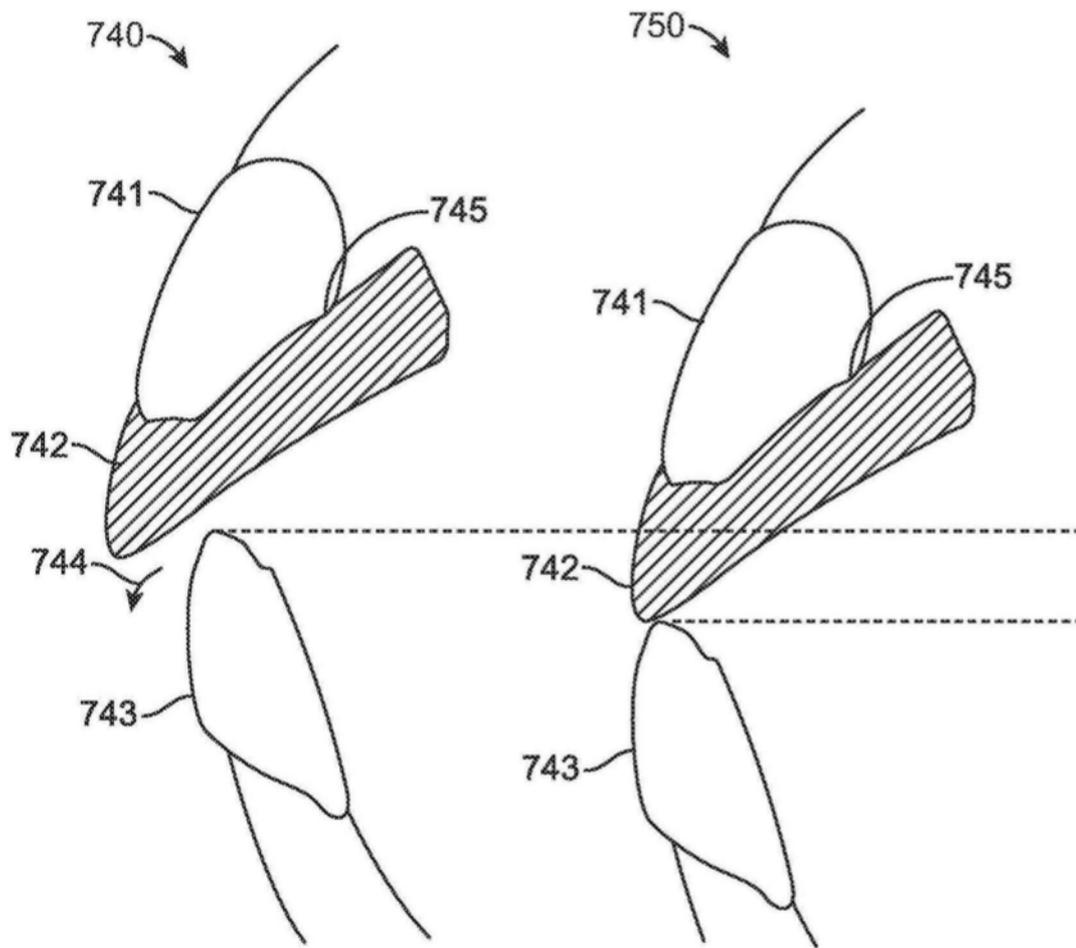


图7C

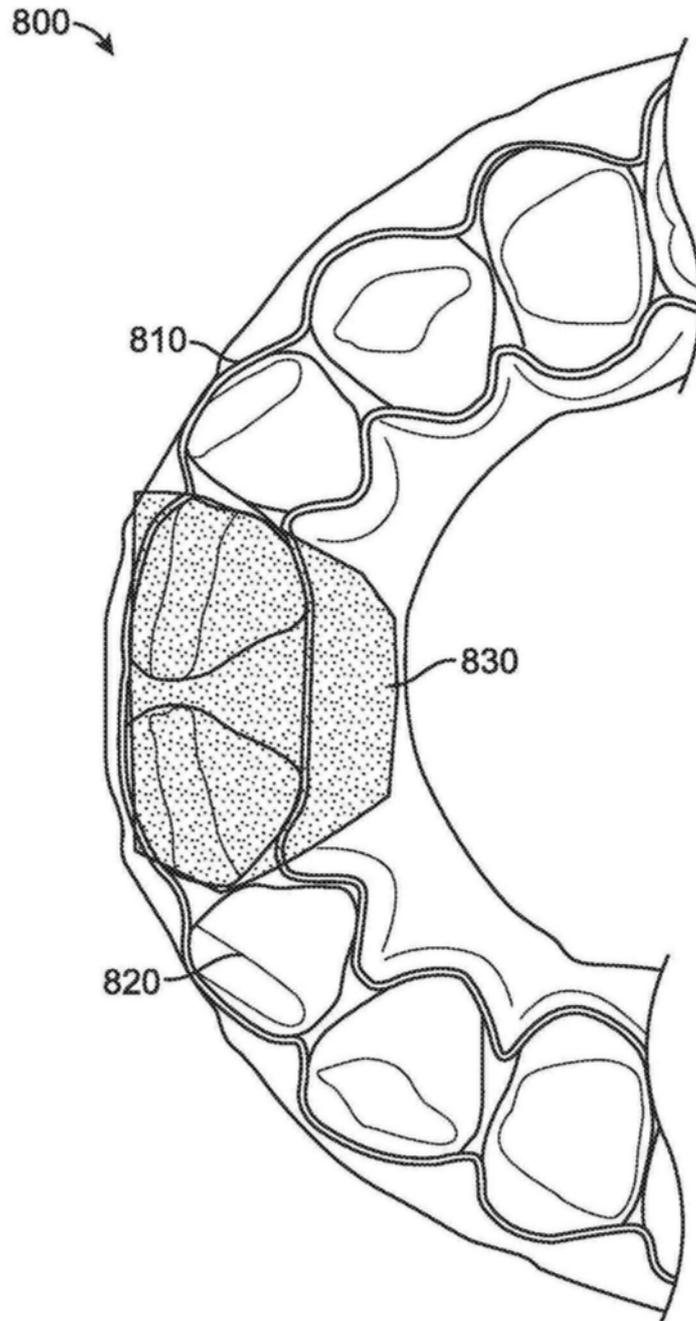


图8