



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109640869 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201780052092.X

(22)申请日 2017.08.23

(30)优先权数据

62/379,199 2016.08.24 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/048275 2017.08.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/039383 EN 2018.03.01

(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 V·马托夫 吴傅明 程继华

J·陈 李春华 B·佩森蒂

I·克瓦索夫

(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

72003

代理人 柴双 石海霞

(51)Int.Cl.

A61C 7/00(2006.01)

A61C 7/08(2006.01)

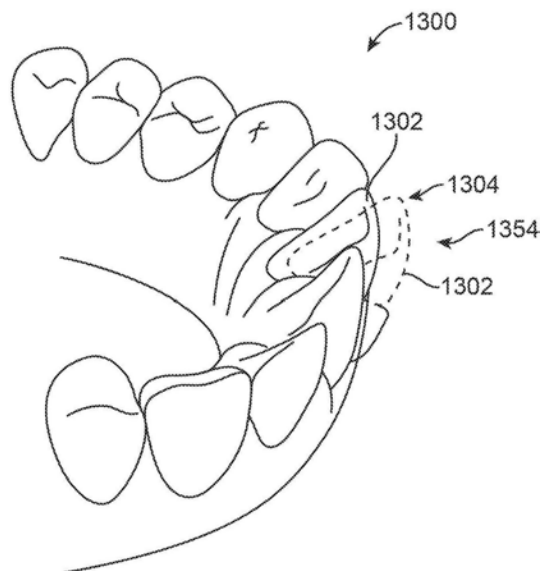
权利要求书2页 说明书19页 附图12页

(54)发明名称

通过修改牙齿位置使矫正器可视化并制造矫正器的方法

(57)摘要

公开了正畸系统和相关方法,该正畸系统和相关方法用于设计和提供改进的或更有效的牙齿移动系统,用于引起理想的牙齿移动和/或将牙齿重新定位为理想排列。方法和正畸系统包括在佩戴在牙列上的矫治器的牙齿容纳腔中产生过矫正。过矫正可以提供施加到牙齿上的经过改进且更准确施加的力或力矩。与没有过矫正的力或力矩相比,经过过矫正的力或力矩可以移动牙齿而使其更靠近理想位置,这是因为在牙齿越来越靠近理想位置时,仍可以向牙齿施加足够的力。过矫正的力或力矩也可以更好地将牙根作为目标,而对牙齿移动的生物反应就发生在牙根。可以通过本文所述的各种方式来计算过矫正。



1. 一种使用牙科矫治器移动一颗或多颗牙齿的系统,所述系统包括:

数据库,包括对应于以下一项或多项的数据:(1) 牙齿的目标位置与响应于治疗的所述牙齿的实现位置之间的多个差异;(2) 牙齿移动与牙科矫治器施加的力系之间的多个关联性;或(3) 响应于牙科矫治器施加的力系的实现的牙齿移动的多个临床结果;

处理单元,耦接至所述数据库,其中所述处理单元配置为确定治疗计划中的所述一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的目标位置,响应于所述数据库中的所述数据确定过矫正牙齿容纳腔位置和牙齿位置,并且生成用于显示处于过矫正位置的患者的牙齿的三维模型的指令。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理单元配置为接收用于调整过的过矫正牙齿位置的指令。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理单元配置为生成用于显示处于所述目标位置的所述患者的牙齿的三维模型的指令。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述处理单元配置为生成用于同时显示处于所述目标位置和所述过矫正位置的所述患者的牙齿的三维模型的指令。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中处于所述目标位置和所述过矫正位置的所述患者的牙齿的所述三维模型包括叠加在所述牙齿的所述目标位置上的所述牙齿的所述过矫正位置。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理单元配置为确定利用响应于所述数据库中的所述数据确定的过矫正牙齿容纳腔位置将所述一颗或多颗牙齿中的所述每颗牙齿从初始位置移动到所述目标位置的移动矢量。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中所述处理单元配置为建立由所述牙科矫治器施加到每颗牙齿上以利用所述过矫正牙齿容纳腔位置沿所述移动矢量的方向将所述牙齿从所述初始位置移动到所述目标位置的力系。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中所述处理单元配置为生成用于显示由所述牙科矫治器施加到至少一颗牙齿上的所述力系的指令。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中所述力系包括力、力矩或力耦矩中的一个或多个。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理单元配置为生成用于显示关于所述患者的牙齿的所述三维模型的可视化积的指令。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理单元配置为接收用于调整过的牙齿形状的指令。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理单元配置为生成用于制造所述牙科矫治器的指令。

13. 一种用于确定用于移动一颗或多颗牙齿的牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔位置的方法,所述方法包括:

提供数据库,所述数据库包括对应于以下一项或多项的数据:(1) 牙齿的目标位置与响应于治疗的牙齿的实现位置之间的多个差异;(2) 牙齿移动与牙科矫治器施加的力系之间的多个关联性;或(3) 响应于牙科矫治器施加的力系的实现的牙齿移动的多个临床结果;

确定治疗计划中的所述一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的目标位置;

响应于所述数据库中的所述数据确定所述牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔的过

矫正位置和过矫正牙齿位置；

响应于所述数据库中的所述数据确定所述一颗或多颗牙齿的过矫正位置；
生成用于显示处于过矫正位置的患者的牙齿中的一颗或多颗的三维模型的指令。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

接收用于调整过的过矫正牙齿位置的指令。

15. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

生成用于显示处于所述目标位置的所述患者的牙齿的三维模型的指令。

16. 根据权利要求15所述的方法,还包括:

生成用于同时显示处于所述目标位置和所述过矫正位置的所述患者的牙齿的三维模型的指令。

17. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

生成用于显示处于所述目标位置的所述患者的牙齿的三维模型的指令;以及

生成用于显示叠加在处于所述目标位置的所述患者的牙齿的所述三维模型上的处于所述过矫正位置的所述患者的牙齿的所述三维模型的指令。

18. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

确定利用响应于所述数据库中的所述数据确定的过矫正牙齿容纳腔位置将所述一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿从所述初始位置移动到所述目标位置的移动矢量。

19. 根据权利要求18所述的方法,还包括:

确定由所述牙科矫治器施加到每颗牙齿上以利用所述过矫正牙齿容纳腔位置沿所述移动矢量的方向将所述牙齿从所述初始位置移动到所述目标位置的力系。

20. 根据权利要求19所述的方法,还包括:

生成用于显示由所述牙科矫治器施加到至少一颗牙齿上的所述力系的指令。

21. 根据权利要求20所述的方法,其中所述力系包括力、力矩或力耦矩中的一个或多个。

22. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

生成用于显示关于所述患者的牙齿的所述三维模型的可视化体的指令。

23. 根据权利要求13所述的系统,还包括:

接收用于调整过的牙齿形状的指令。

24. 根据权利要求11所述的系统,还包括:

生成用于制造所述牙科矫治器的指令。

通过修改牙齿位置使矫正器可视化并制造矫正器的方法

[0001] 交叉引用

[0002] 本申请要求2016年8月24日提交的第62/379,199号美国临时申请的权益,该申请通过引用的方式并入本文。

背景技术

[0003] 现有的使牙齿对齐的方法和设备在至少某些情况下可能不太理想。尽管牙套可以用来将牙齿移动对齐,但是牙套佩戴不便并且可能需要专业知识来给受试者(subject)安放牙套。而且,复杂的移动可能难以实现,并且在至少某些情况下,正畸布置(placement)可能不能很理想地解决多颗牙齿的复杂移动。

[0004] 透明壳式矫治器已经用来成功地移动牙齿。例如,可以为用户提供一系列的透明壳式矫治器。该系列的壳中的每个壳可以对应于一个治疗阶段。例如,一系列的十个壳中的第四个壳可以对应于第四治疗阶段。虽然透明壳式矫治器可以用来成功地重新定位牙齿,但在至少某些情况下,透明壳式矫治器提供的结果可能不太理想。例如,牙齿的复杂移动(例如为了补洞)可能难以用透明壳式矫治器进行治疗。而且,在至少某些情况下,透明壳式矫治器的佩戴者可能无法完成治疗,例如,在矫治器未能充分移动牙齿而使用者停止治疗的时候。另外,在至少某些情况下,随着治疗的实施,可能需要重新评估治疗疗程,这可能需要制造第二系列的透明壳式矫治器,从而延长了治疗时间。

[0005] 使用透明壳式矫治器使牙齿对齐的现有方法和设备可以在于为壳设置腔体,该腔体成形为治疗阶段的最终预期位置和方位的牙齿轮廓。与实施例有关的工作表明成形为将牙齿定位在治疗阶段的最终预期位置和方位的腔体提供的移动可能不太理想。虽然附件可以放置在牙齿上以便于用聚合物壳式矫治器移动牙齿,但是在至少某些情况下,所产生的移动可能不太理想。例如,施加到牙齿的力随着牙齿朝向目标位置移动而减小。而且,牙齿的移动可能不一致,牙齿可能沿一些维度(dimension)比沿其它维度要移动得更容易一些。例如,可以沿六个自由度移动牙齿,与目标移动相比,相对移动可能在牙齿的自由度之间不同。此外,牙齿的移动可以耦合,使得第一牙齿的移动可以影响邻近牙齿的移动。

[0006] 用于移动牙齿的现有矫治器可以提供牙齿容纳腔,该牙齿容纳腔所在的位置对应于每个治疗阶段结束时的牙齿的位置。在至少某些情况下,这种方法可能不太理想。

[0007] 虽然根据每个治疗阶段结束时的牙齿的目标位置制造矫治器可以是有效的,但是与实施例相关的工作表明施加到每颗牙齿的力的大小可能小于或大于理想的力的大小,而牙齿的相应移动在至少某些情况下可能不太理想。应用的聚合物壳式矫治器的牙齿容纳腔的位置与牙齿的当前位置之间可能存在差异。可能从佩戴在牙齿上的聚合物壳式矫治器的形变产生力和力矩。当牙齿移动靠近其在治疗疗程的下一个阶段的位置时,使用的聚合物壳式矫治器与牙齿之间的差异也会变小。因此,聚合物壳式矫治器施加的力也会减小。当力足够小时,可能无法实现牙齿移动,直到使用具有新的较大差异的下一个聚合物壳式矫治器。另外,可能由于与牙齿的牙冠部分的差异而从聚合物壳式矫治器产生力和力矩,并且该力和力矩只可以施加在牙冠上。然而,牙齿移动的生物反应通常可以集中在牙根上而不是

牙冠上。因此,由于牙冠差异产生的力可能对于牙根移动不太理想。

[0008] 鉴于上述情况,期望的是提供用于利用聚合物壳式矫治器将牙齿移动到目标位置的改进方法和设备。理想地,这种方法和设备可利用减小的力更准确地将牙齿移动到目标位置。在一些实施例中,该方法、系统和设备使牙科医师可以查看、修改和批准建议的目标牙齿位置。

发明内容

[0009] 本文描述了用于为一组矫治器(诸如聚合物壳式矫治器)产生修改后的过矫正位置的系统和方法的实施例。“成果矩阵”可以通过对过去的治疗病例进行数据分析而生成,以产生修改的过矫正位置。替代地或组合地,可以通过测量由于特定聚合物壳式矫治器与受试者的牙齿的差异引起的力和力矩来产生“力矩矩阵”。替代地或组合地,可以将旋转组件添加到特定聚合物壳式矫治器的纯平移移动中,以补偿移动牙齿时的倾斜效应。

[0010] 本发明的其他目的和特征通过阅读说明书、权利要求书和附图而变得显而易见。

[0011] 通过引用的方式并入

[0012] 本说明书中提及的所有出版物、专利和专利申请都通过引用的方式并入本文,就如同指示每个出版物、专利或专利申请通过引用的方式具体且单独地并入一样。2015年2月23日提交的第62/119,724号美国临时申请、2015年2月23日提交的第62/119,759号美国临时申请以及2016年2月23日提交的第15/051,364号美国专利申请通过引用的方式整体并入本文。

附图说明

[0013] 本发明的新颖特征在所附权利要求书中得到了具体阐述。参考以下阐述了说明性实施例的具体描述以及附图来更好地理解本发明的特征和优点,该说明性实施例中利用了本发明的原理,在附图中:

[0014] 图1示出了根据多个实施例的处于当前位置、理想目标位置、通过应用普通聚合物壳式矫治器的实际结果位置、过矫正位置以及本公开文本的通过应用聚合物壳式矫治器的实际结果位置的牙齿的示意图;

[0015] 图2示出了根据多个实施例的具有过矫正功能的一组聚合物壳式矫治器的制造方法的流程图;

[0016] 图3示出了根据多个实施例的计划牙齿路径和过矫正牙齿路径之间的差异的图;

[0017] 图4示出了根据多个实施例的处于当前位置、计划的下一步位置和过矫正位置的牙齿的示意图;

[0018] 图5示出了根据多个实施例的具有过矫正功能的一组聚合物壳式矫治器的制造方法的流程图;

[0019] 图6示出了根据多个实施例的通过聚合物壳式矫治器产生的牙齿旋转移动的示意图;以及

[0020] 图7示出了根据多个实施例的具有过矫正功能的一组聚合物壳式矫治器的制造方法的流程图。

[0021] 图8A示出了根据多个实施例的处于目标位置的患者的牙齿的三维模型。

[0022] 图8B示出了根据多个实施例的处于过矫正位置的患者的牙齿的三维模型。

[0023] 图9示出了根据多个实施例的患者的牙齿和数字化工具的三维模型。

[0024] 图10示出了根据多个实施例的处于目标位置的患者的牙齿的三维模型以及处于过矫正位置的患者的牙齿的三维模型。

[0025] 图11示出了根据多个实施例的处于目标位置的患者的牙齿的三维模型和处于过矫正位置的患者的牙齿的三维模型以及力系。

[0026] 图12示出了根据多个实施例的处于目标位置的患者的牙齿的三维模型和处于过矫正位置的患者的牙齿的三维模型以及体积。

[0027] 图13示出了根据多个实施例的患者的牙齿和数字化工具的三维模型。

[0028] 图14示出了患者的牙齿的三维模型。

具体实施方式

[0029] 本公开文本提供了系统和方法,用于为一组矫治器(例如聚合物壳式矫治器)产生修改过的过矫正位置。

[0030] 一方面,提供了一种使用牙科矫治器移动一颗或多颗牙齿的系统。该系统包括数据库,该数据库包括对应于以下一项或多项的数据:(1)牙齿的目标位置与响应于治疗的牙齿的实现位置之间的多个差异;(2)牙齿移动与牙科矫治器施加的力系之间的多个关联性;或(3)响应于牙科矫治器施加的力系实现的牙齿移动的多个临床结果。该系统可以包括耦接至数据库的处理单元,其中处理单元配置为确定一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的初始位置,确定治疗计划中的一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的目标位置,并且确定利用响应于数据库中的数据确定的过矫正牙齿容纳腔位置将所述一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿从初始位置移动到目标位置的移动矢量。

[0031] 在多个实施例中,数据库包括患者治疗历史、正畸治疗、正畸信息或诊断中的一个或多个。

[0032] 在多个实施例中,数据对应于多个差异,该多个差异包括力系、成果(achievement)矩阵或临床知识中的一个或多个的差异。

[0033] 在多个实施例中,处理单元配置为基于过矫正位置来调整牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔几何形状。

[0034] 在多个实施例中,移动矢量配置为建立由牙科矫治器施加到每颗牙齿上的以利用过矫正牙齿容纳腔位置将牙齿从初始位置移动到目标位置的力系。力系在由牙科矫治器施加时可以将牙齿从初始位置移动到比过矫正牙齿容纳腔位置更靠近目标位置的位置。力系可以包括力、力矩以及力耦矩中的一个或多个。

[0035] 在多个实施例中,移动矢量响应于最小或最大顶点距离中的一个或多个来进一步确定。

[0036] 在多个实施例中,处理单元还配置为确定与过矫正牙齿容纳腔位置对应的过矫正牙齿容纳腔,该过矫正牙齿容纳腔包括三维形状轮廓以容纳具有相应的三维形状轮廓的相应牙齿,牙齿容纳腔的三维形状轮廓是相对于位于目标位置的相应牙齿的相应三维形状轮廓旋转或平移的一个或多个,以限定过矫正牙齿容纳腔位置。

[0037] 在多个实施例中,牙科矫治器包括聚合物壳式矫治器。

[0038] 在多个实施例中,处理单元还配置为产生用于制造根据本文的任何实施例的牙科矫治器的指令,其中牙科矫治器包括具有过矫正牙齿容纳腔位置的牙齿容纳腔。牙科矫治器在安置在一颗或多颗牙齿上时可以成形为沿着移动矢量将一颗或多颗牙齿从初始位置朝向目标位置移动。

[0039] 另一方面,提供了一种方法,用于确定牙科矫治器的用于移动一颗或多颗牙齿的一个或多个牙齿容纳腔位置。该方法可以包括:提供数据库,该数据库包括对应于以下一项或多项的数据:(1) 牙齿的目标位置与响应于治疗的牙齿的实现位置之间的多个差异,(2) 牙齿移动与牙科矫治器施加的力系之间的多个关联性,或(3) 响应于牙科矫治器施加的力系实现的牙齿移动的多个临床结果;确定一颗或多颗牙齿的初始位置;确定治疗计划中的一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的目标位置;并且响应于数据库中的数据确定牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔的过矫正位置。

[0040] 在多个实施例中,数据库包括患者治疗历史、正畸治疗、正畸信息或诊断中的一个或多个。

[0041] 在多个实施例中,数据对应于多个差异,该多个差异包括力系、成果矩阵或临床知识中的一个或多个的差异。

[0042] 在多个实施例中,该方法还包括基于过矫正位置来调整牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔的几何形状。

[0043] 在多个实施例中,牙科矫治器配置为将力系施加到牙齿以利用过矫正牙齿容纳腔位置将牙齿从初始位置移动到目标位置。力系在由牙科矫治器施加时可以将牙齿从初始位置移动到比过矫正位置更靠近目标位置的位置。力系可以包括力、力矩或力耦矩中的一个或多个。

[0044] 在多个实施例中,确定过矫正位置包括响应于最小或最大顶点距离中的一个或多个来限制过矫正位置。

[0045] 在多个实施例中,该方法还包括确定与过矫正牙齿容纳腔位置对应的过矫正牙齿容纳腔,该过矫正牙齿容纳腔包括三维形状轮廓以容纳具有相应的三维形状轮廓的相应牙齿,牙齿容纳腔的三维形状轮廓是相对于位于目标位置的相应牙齿的相应三维形状轮廓旋转或平移的一个或多个,以限定过矫正位置。

[0046] 在多个实施例中,牙科矫治器包括聚合物壳式矫治器。

[0047] 在多个实施例中,该方法还包括产生用于制造根据本文的任何实施例的牙科矫治器的指令,其中牙科矫治器包括具有过矫正牙齿容纳腔位置的牙齿容纳腔。牙科矫治器在安置在一颗或多颗牙齿上时可以成形为沿着移动矢量将一颗或多颗牙齿从初始位置朝向目标位置移动。该方法还可以包括制造牙科矫治器。

[0048] 另一方面,提供了一种系统,用于利用牙科矫治器移动一颗或多颗牙齿。该系统可以包括:数据库,包括与牙齿的目标位置和响应于治疗的牙齿的实现位置之间的多个差异对应的数据;以及处理单元,耦接至数据库。处理单元可以配置为确定一颗或多颗牙齿的一个或多个初始位置,确定治疗计划中的一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的目标位置,并且确定利用响应于多个差异确定的过矫正牙齿容纳腔位置将所述一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿从初始位置移动到目标位置的移动矢量。

[0049] 在多个实施例中,数据库包括患者治疗历史、正畸治疗、正畸信息或诊断中的一个

或多个。

[0050] 在多个实施例中,多个差异包括力系、成果矩阵或临床知识中的一个或多个的差异。

[0051] 在多个实施例中,处理单元配置为基于过矫正位置来调整牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔几何形状。

[0052] 在多个实施例中,移动矢量配置为建立由牙科矫治器施加到牙齿上的力系,以利用过矫正牙齿容纳腔位置将牙齿从初始位置移动到目标位置。力系在由牙科矫治器施加时可以将牙齿从初始位置移动到比过矫正牙齿容纳腔位置更靠近目标位置的位置。力系可以包括力、力矩或力耦矩中的一个或多个。

[0053] 在多个实施例中,移动矢量响应于最小或最大顶点距离中的一个或多个来进一步确定。

[0054] 在多个实施例中,处理单元配置为接收一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的初始位置以及一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的最终位置作为输入,确定与将一颗或多颗牙齿从初始位置移动到最终位置的多个矫治器对应的多个阶段,确定每个阶段的沿着一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的移动路径的目标位置,并且响应于每个阶段的沿着移动路径的目标位置确定一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的过矫正位置。

[0055] 另一方面,提供了一种系统,用于使用牙科矫治器移动一颗或多颗牙齿。该系统可以包括:数据库,包括牙齿移动与牙科矫治器施加的力系之间的多个关联性;以及处理单元,耦接至数据库。处理单元可以配置为确定一颗或多颗牙齿的初始位置,确定治疗计划中的一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的目标位置,并且确定利用过矫正牙齿容纳腔位置将所述一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿从初始位置移动到目标位置的移动矢量,过矫正牙齿容纳腔位置响应于多个关联性而不同于目标位置。

[0056] 在多个实施例中,数据库包括患者治疗历史、正畸治疗、正畸信息或诊断中的一个或多个。

[0057] 在多个实施例中,处理单元配置为基于过矫正位置来调整牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔几何形状。

[0058] 在多个实施例中,移动矢量配置为建立由牙科矫治器施加到牙齿上的力系,以将牙齿从初始位置移动到过矫正位置。力系在由牙科矫治器施加时可以将牙齿从初始位置移动到比过矫正位置更靠近目标位置的位置。力系可以包括力、力矩或力耦矩中的一个或多个。

[0059] 在多个实施例中,移动矢量响应于最小或最大顶点距离中的一个或多个来进一步确定。

[0060] 在多个实施例中,处理单元配置为接收一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的初始位置以及一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的最终位置作为输入,确定与将一颗或多颗牙齿从初始位置移动到最终位置的多个矫治器对应的多个阶段,确定每个阶段的沿着一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的移动路径的目标位置,并且响应于每个阶段的沿着移动路径的目标位置确定一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的过矫正位置。

[0061] 另一方面,提供了一种系统,用于利用牙科矫治器移动一颗或多颗牙齿。该系统可以包括:数据库,包括响应于牙科矫治器施加的力系实现的牙齿移动的多个临床结果;以及

处理单元,耦接至数据库。处理单元可以配置为确定一颗或多颗牙齿的初始位置,确定治疗计划中的一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的目标位置,并且确定利用响应于多个临床结果确定的过矫正牙齿容纳腔位置将所述一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿从初始位置移动到目标位置的移动矢量。

[0062] 在多个实施例中,数据库包括患者治疗历史、正畸治疗、正畸信息或诊断中的一个或多个。

[0063] 在多个实施例中,处理单元配置为基于过矫正位置来调整牙科矫治器的牙齿容纳腔几何形状。

[0064] 在多个实施例中,移动矢量配置为建立由牙科矫治器施加到牙齿上的力系,以将牙齿从初始位置移动到过矫正位置。力系在由牙科矫治器施加时可以将牙齿从初始位置移动到比过矫正位置更靠近目标位置的位置。力系可以包括力、力矩或力耦矩中的一个或多个。

[0065] 在多个实施例中,移动矢量响应于最小或最大顶点距离中的一个或多个来进一步确定。

[0066] 在多个实施例中,处理单元配置为接收一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的初始位置以及一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的最终位置作为输入,确定与将一颗或多颗牙齿从初始位置移动到最终位置的多个矫治器对应的多个阶段,确定每个阶段的沿着一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的移动路径的目标位置,并且响应于每个阶段的沿着移动路径的目标位置确定一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的过矫正位置。

[0067] 另一方面,提供了一种方法,用于确定牙科矫治器的用于移动一颗或多颗牙齿的一个或多个牙齿容纳腔位置。该方法可以包括:提供包括在先治疗数据的数据库,该在先治疗数据对应于牙齿的目标位置与响应于治疗的牙齿的实现位置之间的多个差异;确定一颗或多颗牙齿的初始位置;确定治疗计划中的一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的目标位置;并且响应于在先治疗数据确定一个或多个牙齿容纳腔的过矫正位置。

[0068] 在多个实施例中,数据库包括患者治疗历史、正畸治疗、正畸信息或诊断中的一个或多个。

[0069] 在多个实施例中,牙科矫治器配置为将力系施加到牙齿上以将牙齿从初始位置移动到过矫正位置。力系在由牙科矫治器施加时可以将牙齿从初始位置移动到比过矫正位置更靠近目标位置的位置。力系可以包括力、力矩或力耦矩中的一个或多个。

[0070] 在多个实施例中,确定过矫正位置包括响应于最小或最大顶点距离中的一个或多个来限制过矫正位置。

[0071] 另一方面,提供了一种方法,用于利用牙科矫治器移动一颗或多颗牙齿。该方法可以包括:提供数据库,包括牙齿移动与牙科矫治器施加的力系之间的多个关联性;并且确定响应于多个关联性的牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔的一个或多个过矫正位置。

[0072] 在多个实施例中,数据库包括患者治疗历史、正畸治疗、正畸信息或诊断中的一个或多个。

[0073] 在多个实施例中,牙科矫治器配置为将力系施加到牙齿上以将牙齿从初始位置移动到过矫正位置。力系在由牙科矫治器施加时可以将牙齿从初始位置移动到比过矫正位置更靠近目标位置的位置。力系可以包括力、力矩或力耦矩中的一个或多个。

[0074] 在多个实施例中,确定过矫正位置包括响应于最小或最大顶点距离中的一个或多个来限制过矫正位置。

[0075] 另一方面,提供了一种方法,用于确定移动一颗或多颗牙齿的牙科矫治器的一个或多个牙齿容纳腔的位置。该方法可以包括:提供数据库,该数据库包括响应于牙科矫治器施加的力系实现的牙齿移动的多个临床结果;响应于因牙科矫治器施加的力系实现的牙齿移动的多个临床结果确定一个或多个牙齿容纳腔的过矫正位置。

[0076] 在多个实施例中,数据库包括患者治疗历史、正畸治疗、正畸信息或诊断中的一个或多个。

[0077] 在多个实施例中,牙科矫治器配置为将力系施加到牙齿上以将牙齿从初始位置移动到过矫正位置。力系在由牙科矫治器施加时可以将牙齿从初始位置移动到比过矫正位置更靠近目标位置的位置。力系可以包括力、力矩以及力耦矩中的一个或多个。

[0078] 在多个实施例中,确定过矫正位置包括响应于最小或最大顶点距离中的一个或多个来限制过矫正位置。

[0079] 另一方面,提供了一种用于移动患者牙齿的方法。该方法可以包括:提供第一矫治器,该第一矫治器具有将牙齿移动到第一目标位置的多个第一过矫正牙齿容纳腔,第一过矫正牙齿容纳腔具有与第一目标位置相差第一量的位置;提供第二矫治器,该第二矫治器具有将牙齿移动到第二目标位置的多个第二过矫正牙齿容纳腔,第二过矫正牙齿容纳腔具有与第二目标位置相差第二量的位置,其中第二量小于第一量。

[0080] 在多个实施例中,第一量包括第一多个第一量,第二量包括第二多个第二量,第二多个第二量中的每一个小于第一多个第一量中的相应的第一量。

[0081] 在多个实施例中,第二过矫正是在第一过矫正之后提供。或者,第二过矫正可以在第一过矫正之前提供。

[0082] 在多个实施例中,该方法还包括提供第三矫治器,该第三矫治器具有将牙齿移动到第三目标位置的多个第三过矫正牙齿容纳腔,第三过矫正牙齿容纳腔具有与第三目标位置相差第三量的位置,其中第三量小于第一量和第二量。第三矫治器可以在第二矫治器之前或之后提供。

[0083] 另一方面,提供了一种用于移动患者的牙齿的系统。该系统可以包括:第一矫治器,具有将牙齿移动到第一目标位置的多个第一过矫正牙齿容纳腔,第一过矫正牙齿容纳腔具有与第一目标位置相差第一量的位置;第二矫治器,具有将牙齿移动到第二目标位置的多个第二过矫正牙齿容纳腔,第二过矫正牙齿容纳腔具有与第二目标位置相差第二量的位置,其中第二量小于第一量。

[0084] 在多个实施例中,第一量包括第一多个第一量,第二量包括第二多个第二量,第二多个第二量中的每一个小于第一多个第一量中的相应的第一量。

[0085] 在多个实施例中,该系统还包括:第三矫治器,具有将牙齿移动到第三目标位置的第三多个过矫正牙齿容纳腔,第三过矫正牙齿容纳腔具有与第三目标位置相差第三量的位置,其中第三量小于第一量和第二量。

[0086] 另一方面,对于根据本文的任何实施例的系统或方法,一颗或更多颗牙齿包括多颗牙齿,矫治器包括多个过矫正牙齿容纳腔。

[0087] 另一方面,对于根据本文的任何实施例的系统或方法,每个过矫正牙齿容纳腔包

括三维形状轮廓以容纳具有相应的三维形状轮廓的相应牙齿,牙齿容纳腔的三维形状轮廓是相对于位于目标位置的相应牙齿的相应三维形状轮廓旋转或平移的一个或多个,以限定过矫正牙齿容纳腔位置。

[0088] 另一方面,对于根据本文的任何实施例的系统或方法,过矫正牙齿容纳腔包括沿着所述一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的牙齿容纳腔的六个自由度中的一个或多个的三维形状轮廓的过矫正。

[0089] 另一方面,对于根据本文的任何实施例的系统或方法,矫治器包括聚合物壳式矫治器,聚合物壳式矫治器通过3D打印、立体平板印刷或熔融沉积成型中的一种或多种直接进行制造。

[0090] 另一方面,提供了一种用于移动一颗或多颗牙齿的方法,该方法包括提供根据本文的任何实施例的系统。

[0091] 另一方面,根据本文的任何实施例的系统或方法还包括用于制造牙科矫治器的指令。

[0092] 本文公开的方法、系统和装置可以按照多种方式结合,并且可以包括已知聚合物壳式矫治器的一个或多个部件。用于重新定位牙齿的已知壳式矫治器可以包括促进牙齿移动的可预测性的特征。例如,这些特征可以包括“主动型附件”、“肌激动器”、“压力点”、“咬合垫”和“压力脊”,加利福尼亚州圣克拉拉市的Align Technology有限公司的产品具有这些特征。这些特征可以取决于向普通壳式矫治器和/或牙齿添加特征。例如,通过主动型附件,利用肌激动器或附件,可以产生更大的扭矩来旋转尖牙或前磨牙。压力脊可以用于产生扭矩以沿颊-舌方向移动牙根。然后,聚合物壳式矫治器内表面可以在附着或添加到牙齿上的特征附近进行部分调整。然而,聚合物壳式矫治器的大部分表面仍然可以处于原始位置(即,特定治疗阶段的牙齿的预期位置)并保持不变。本申请将这种聚合物壳式矫治器称为“普通聚合物壳式矫治器”。

[0093] 本文使用的词语“目标位置”和“计划位置”可以互换使用。

[0094] 本文使用的词语“患者”和“受试者”可以互换使用。

[0095] 虽然参照了包括聚合物壳式矫治器的矫治器,但本文公开的实施例非常适用于多种接纳牙齿的矫治器,例如不具有一个或多个聚合物或壳体的矫治器。该矫治器可由许多种材料中的一种或多种材料制成,例如金属、玻璃、增强纤维、碳纤维、复合材料、增强复合材料、铝、生物材料及其组合等。该矫治器可通过多种方式成形,例如通过热成型或本文公开的直接制造等。替代地或组合地,矫治器可通过机械加工制成,如由一块材料通过计算机数控加工制成的矫治器。

[0096] 适于根据本公开文本的实施例进行结合的矫治器(例如聚合物壳式矫治器)的例子在以下得到描述:于2009年11月20日提交的于2010年6月3日以US2010/0138025公开号进行公布,名称为“包括参数附件的正畸系统和方法(Orthodontic systems and methods including parametric attachmentments)”的第12/623,340号美国申请,以及于2013年4月17日提交的以US2013/0230818公开号进行公布,名称为“用于优化牙科矫正器几何形状的方法和系统(Method and system for optimization dental aligner geometry)”的第13/865,091号美国申请,其全部公开内容通过引用的方式并入本文。

[0097] 在许多情况下,对于多次移动,普通聚合物壳式矫治器可以很好地完成工作。当存

在诸如较大旋转、挤压或牙根移动之类的困难移动时,可以添加特征。即使如此,普通聚合物壳式矫治器本身仍然可以产生大部分力和力矩来移动牙齿。

[0098] 普通聚合物壳式矫治器的制造工艺可以如下。首先,可以获取初始牙齿位置和最终牙齿位置,并且可以生成所有牙齿的移动路径。然后,可以将诸如附件、凹坑(dimple)和脊之类的附加特征添加到牙齿上。然后可以使用3D打印机来打印牙齿、颌和其他特征的物理模具。可以将薄的塑料片材热成型在模具上。可以切割龈缘线并且可以从模具中取下聚合物壳式矫治器。最后,可以对普通聚合物壳式矫治器进行清洁和包装。

[0099] 在多个实施例中,处理器包括使使用者在每个治疗阶段的目标位置和方位对多颗牙齿进行定位和定向的用户输入和显示。或者,使用者可以输入位置,并将多个牙齿定向在最后的治疗阶段的最终目标位置和方位,并且处理器可以确定多个中间治疗阶段中的每一个阶段的牙齿的位置和方位。处理器可以接收牙齿的多个初始位置和初始方位作为输入。处理器可以包括指令来将矫治器的牙齿容纳腔定位在远离多个治疗阶段的每个阶段的目标位置和方位的位置处,以便为矫治器提供激活能。处理器可以包括输出牙齿容纳腔的位置的指令,该牙齿容纳腔的位置远离多个阶段中的每个阶段的目标位置和方位。处理器可以包括制造多个矫治器的指令,例如可进行包括热成型的间接制造或包括3D打印、立体平板印刷或熔融沉积成型中的一种或多种的直接制造。在多个实施例中,处理器生成用于制造一个或多个矫治器的指令,并将指令发送到制造机器,该制造机器例如配置为使用间接制造或直接制造或其组合来制造矫治器。

[0100] 普通聚合物壳式矫治器可以基于初始位置和最终位置的牙齿位置制成。例如,在软件中,可以在谨记以下原则的基础上设计牙齿位置。在所有阶段牙齿不可以彼此碰撞,否则治疗疗程可能包括拔除一颗或多颗牙齿的一部分。另外,在一些实施例中,牙齿由于生物局限性而不会移动得太快。

[0101] 因此,每个治疗阶段产生的牙齿移动路径可能与该特定治疗阶段牙齿移动受到的限制相关。然而,例如,聚合物壳式矫治器本身可用于移动牙齿,但不限制牙齿移动。可以从聚合物壳式矫治器产生力,这是因为该矫治器可以基于下一个治疗阶段的牙齿定位并且在当前治疗阶段戴在了患者的整个牙列上。

[0102] 在本公开文本中,提供了聚合物壳式矫治器的改进的制造方法。例如,可以基于调整过的过矫正牙齿位置来制作矫治器,而不是制作这样的聚合物壳式矫治器:其具有与下一个治疗阶段的牙齿的位置对应的牙齿容纳腔。在该调整过的牙齿位置,可以产生力和力矩以沿理想的方向移动牙根,而不是将牙齿限制到下一个位置。图1示出了将牙根作为目标的调整过的牙齿位置的示意图。

[0103] 图1示出了处于各个位置的牙齿的示意图——当前位置102(例如,当前位置102a);理想目标位置104,包括在治疗阶段结束时牙齿的计划位置(例如,下一个计划位置104a);通过应用普通聚合物壳式矫治器得到的实际结果位置106(例如,在没有进行过矫正的情况下实现的位置106a,该位置可能相对于下一个计划位置104a表现出平移滞缓和/或倾斜);过矫正位置112(例如,过矫正位置112a,该位置可能平移得更多而产生更大的力和/或旋转以补偿倾斜并使牙根相对于下一个计划位置104a移动);以及通过应用本公开文本的配置为如本文所述进行过矫正的聚合物壳式矫治器获得的实际结果位置114(例如,在进行过矫正的情况下实现的位置114a,该位置可能靠近或大体匹配下一个计划位置104a)。因

为产生的力和力矩可能会随着矫治器和牙齿差异的减小而减小,所以在理想目标位置104和实现的实际位置106之间可能存在差异。如箭头108所示,牙齿的平移可能存在滞缓。如箭头110所示,可能从牙根倾斜或旋转。根据本公开文本的实施例,聚合物壳式矫治器可以在对应于过矫正位置112的位置处配置有矫治器的牙齿容纳腔。与未矫正的矫治器相比,可以提供更多的平移以产生更大的力。可以附加旋转来补偿倾斜效应并移动牙根。产生的力和力矩可能会随着矫治器和牙齿之间的差异减小而减小。然而,随着牙齿向目标位置移动,在牙齿容纳腔的过矫正位置112和实现的实际位置114之间可能存在差异。通过进行过矫正的结果位置114可以在治疗疗程中更紧密地匹配理想目标位置104。

[0104] 诸如聚合物壳式矫治器之类的矫治器可以通过多种方式中的一种或多种配置有过矫正牙齿容纳腔来移动一颗或多颗牙齿,如本文所述的。牙齿包括牙齿轮廓,例如三维形状轮廓,聚合物壳式矫治器的牙齿容纳腔可以包括相应的内部三维形状轮廓以容纳牙齿。聚合物壳式矫治器的牙齿容纳腔的形状轮廓的位置可以相对于牙齿的下一个计划位置进行过矫正。可替代地或组合地,牙齿容纳腔的三维形状轮廓的方位可以相对于牙齿的下一个计划方位过矫正。

[0105] 可以沿着六个自由度中的一个或多个提供牙齿容纳腔的三维形状轮廓的过矫正。可以沿两个或更多个自由度提供过矫正,例如沿着一个平移和一个旋转自由度。可以沿着三个或更多个自由度提供过矫正,例如沿着两个平移和一个旋转自由度。例如,沿每个自由度的过矫正量可以响应于临床数据来确定。牙齿容纳腔的附加自由度可以进行过矫正,以将牙齿移动到计划的位置和方位。

[0106] 如本文所述的,矫治器可以配置为在多个治疗阶段中的每个治疗阶段利用多个过矫正牙齿容纳腔移动多颗牙齿。多个过矫正牙齿容纳腔中的每一个可以配置为将多颗牙齿中的相应牙齿移动到计划的目标位置。

[0107] 参照图2,制作聚合物壳式矫治器的示例性方法200可以如下。在步骤202中,可以获取受试者的牙齿的初始位置并将其输入到处理器。在步骤204中,可以确定在治疗疗程结束时受试者的牙齿的最终理想位置并将其输入到处理器。在步骤206中,可以设计每颗牙齿的移动路径。移动路径可以设计为使得在每个治疗阶段,牙齿不会彼此碰撞并且可以有有限的速度移动(例如,0.25mm/治疗阶段,该治疗阶段例如可以是2周)。在步骤208中,可以获取从当前阶段到下一个阶段或接下来的几个阶段的牙齿移动。在步骤210中,可以调整下一个阶段的牙齿位置,从而产生足够的力(即,从当前到下一个阶段的差异很大)以使牙齿移动靠近理想目标位置。可以通过多种方式中的一种或多种利用过矫正正在步骤210中进行调整。例如,如本文所述,牙齿位置可以进行过矫正。在步骤212中,例如,通过过矫正牙齿容纳腔的位置或方位中的一个或多个,可以增加更多牙根移动以补偿在移动期间的牙根滞缓。在步骤214中,例如,通过过矫正牙齿容纳腔的位置或方位中的一个或多个,可以在牙齿进行牙体平移(例如,用于进行间隙闭合治疗)的同时进行旋转来补偿和克服倾斜效应。在步骤216中,例如,通过过矫正牙齿容纳腔的位置或方位中的一个或多个,可以作出其他改变来改善施加的力或力矩。在步骤218中,可以创建位于修正的矫正器(即,过矫正聚合物壳式矫治器)牙齿位置的所有牙齿以及颌的模具。可以添加诸如附件和压力脊(power ridge)之类的其他特征。例如,该模具可以使用3D打印技术进行制造。在步骤220中,可以将薄的塑料片材热成形为制造矫正器或矫治器的模具。在步骤222中,可以从模塑的片材切割龈缘线

(gingival line),并且可以从模具中取下矫正器或矫治器。在步骤224中,可以清洁和包装矫正器或矫治器。替代地或组合地,矫治器可以直接制造,例如通过对矫治器进行3D打印、立体平板印刷或熔融沉积成型中的一种或多种。

[0108] 尽管上述步骤示出了根据多个实施例的生成一组通过改进的方式进行过矫正来移动牙齿的聚合物壳式矫治器的方法200,但是本领域普通技术人员可认识到基于本文描述的教导的许多变型。这些步骤可以按照不同的顺序来完成。可以增加或删除步骤。一些步骤可以包括子步骤。只要有利于治疗,则许多步骤可以经常重复。

[0109] 方法200的一个或多个步骤可以利用如本文所述的电路来执行,例如,计算机或计算机化系统的处理器或逻辑电路中的一个或多个。例如,电路可以编程为提供方法200的一个或多个步骤,程序可以包括存储在计算机可读存储器上的程序指令或逻辑电路的编程步骤。

[0110] 本公开文本的各个方案提供了几种方式来调整矫正器或聚合物壳式矫治器的牙齿位置,如下文讨论的。修改牙齿位置的方法可以单独应用、通过各种组合应用、或者通过其组件步骤或部件的各种组合应用。

[0111] 1、基于成果统计修改牙齿位置

[0112] 适合的过矫正可以使用成果统计来确定。成果统计描述了治疗后(或治疗中)病例的实现的牙齿移动与计划的牙齿移动之间的关系。牙齿可以看作是刚性体,牙齿的移动可以通过6个自由度(DOF)或3个平移和3个旋转来进行描述。可选地,成果统计提供与响应于治疗的牙齿的实现的的目标位置和计划的的目标位置之间的差异对应的数据。

[0113] 在进行治疗之后,牙齿移动到靠近计划的最终位置的新位置,但不完全相同。从初始牙齿位置到该新位置的移动可以称为实现的移动。实现的移动可以通过获得新的印模来与初始印模进行比较进行测量。替代地或组合地,可以使用除印模之外的其他类型的数据,例如,牙齿的扫描或图像。

[0114] 计划的移动与所实现的移动之间的关系可以通过统计关系(也称为计划-成就关系)来进行描述。

[0115] 成果统计可以显示计划的移动和实现的移动之间的耦合,并且项之间的交叉耦合可以用来设计聚合物壳式矫治器。

[0116] 计划-成就关系可以通过对大量治疗病例进行数据分析来估计。在一些实施例中,可以使用线性回归。

[0117] 通过治疗后病例估计的计划-成就关系可以表示完整移动,即,从牙齿的初始位置到牙齿的最终位置。在知道阶段编号时,可以从完整的计划-成就关系中计算出单个阶段的计划-成就关系(可以称为阶段计划-成就关系)。过矫正可以从计划成就关系中计算出来。从计划-成就关系中可以看出,使用普通矫正器或聚合物壳式矫治器可能无法完全实现牙齿的最终理想位置。过矫正可以用来放大和校正移动。

[0118] 然而,过矫正移动可以进行更多调整来处理复杂的牙齿移动。可以考虑将过矫正与计划的移动相结合。在一些实施例中,当治疗开始时,过矫正不应过大,这是因为过矫正大于所需的过矫正可能给牙根施加太大的力而导致患者疼痛和/或引起不适感。几个星期后,牙齿可能开始移动,牙根附近的骨骼可能因生物反应而变软。然后,可以增加进一步的过矫正。在一些实施例中,当治疗达到最后阶段时,过矫正可以减小以使牙齿移动更靠近最

终位置,而不是具有更大的过矫正位置。

[0119] 可以用确定的成果矩阵的系数和R2值的线性回归对来自临床研究的数据进行拟合。

[0120] 图3的过矫正曲线图400示出了过矫正的变化。曲线图400示出了受试者的一颗或多颗牙齿的计划牙齿路径402以及多个治疗阶段的过矫正牙齿容纳腔路径404,该多个治疗阶段例如为0(治疗前的初始)、1、2、...至N,其中N是最后阶段。曲线图400包括计划牙齿路径402的线,其可以与过矫正牙齿路径404进行比较。与后期阶段408相比,早期阶段406进行的过矫正更大。例如,每个阶段具有受试者的计划牙齿位置以及矫治器的牙齿容纳腔的相应过矫正牙齿位置,如阶段1和2的虚线所示。如本文所述的,一个阶段矫治器的多个牙齿容纳腔中的每一个可以相对于牙齿位置进行过矫正。最后阶段的牙齿容纳腔可以进行也可以不进行过矫正,矫治器可以在牙齿上保留很长的时间以确保牙齿移动到了最终目标位置。

[0121] 本文所述的处理单元可以配置有指令来将一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的初始位置以及一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的最终位置接收作为输入。处理单元可以配置有指令来确定与将一颗或多颗牙齿从初始位置移动到最终位置的多个矫治器对应的多个阶段。处理单元可以配置为确定每个阶段的沿着一颗或多颗牙齿中的每颗牙齿的计划移动路径的目标位置,并且响应于每个阶段的沿着移动路径的目标位置确定一个或多个牙齿容纳腔中的每一个的过矫正位置。

[0122] 随着治疗疗程即将完成,过矫正可以逐渐减少到无。例如,过矫正的这种减少可以使患者的软组织开始愈合。

[0123] 本公开文本提供了改进的方法和系统,该改进的方法和系统通过应用这种逐渐减少的过矫正来移动牙齿。矫治器的牙齿容纳腔的位置可以定位以向牙齿提供过矫正力矢量。例如,如果本阶段的牙齿的目标位置定位为与前一阶段的位置相距0.2mm,则牙齿容纳腔可以定位为与前一阶段的位置相距0.3mm,以利用例如理想的力矢量提供过矫正。第一过矫正力矢量可以施加在牙齿上,以利用第一矫治器的第一过矫正牙齿容纳腔将牙齿移动到第一目标位置。第一过矫正力矢量可以具有第一过矫正,该第一过矫正旨在将牙齿移动到与第一目标位置不同的第一过矫正位置。然后,第二过矫正力矢量可以施加在牙齿上,以利用第二矫治器的第二过矫正牙齿容纳腔将牙齿移动到第二目标位置。第二过矫正力矢量可以具有第二过矫正,该第二过矫正旨在将牙齿移动到与第二目标位置不同的第二过矫正位置。第二过矫正可以小于第一过矫正,并且可以在第一过矫正之后应用。第三过矫正力矢量可以施加在牙齿上,以利用第三矫治器的第三过矫正牙齿容纳腔将牙齿移动到第三目标位置。第三过矫正力矢量可以具有第三过矫正,该第三过矫正旨在将牙齿移动到与第三目标位置不同的第三过矫正位置。第三过矫正可以小于第一过矫正和第二过矫正。例如,第一壳式矫治器、第二壳式矫治器和/或第三壳式矫治器可以设置并配置为例如将第一过矫正力矢量、第二过矫正力矢量和/或第三过矫正力矢量施加在牙齿上,第一壳式矫治器、第二壳式矫治器和/或第三壳式矫治器具有多个第一牙齿容纳腔、多个第二牙齿容纳腔和/或多个第三牙齿容纳腔。本领域普通技术人员将认识到过矫正的顺序、时间或量中的一个或多个的变化。

[0124] 另一种调节可以包括最小和最大牙冠移动。在一些实施例中,为了移动牙齿,应该对牙齿施加足够的力而不是过大的力。对于矫正器或聚合物壳式矫治器,产生的力可能与

矫正器或矫治器与牙齿之间的差异有关。如本文所述的,过矫正移动可以进行如下调整。

[0125] 可以测量所有牙冠表面点的从当前位置到过矫正位置的最大移动距离。该最大顶点距离可以大于一个数,例如0.2mm。该距离可以小于另一个数,例如0.50mm。如果距离太大或太小,过矫正移动可以通过乘以移动矢量来增加或减少。

[0126] 图4示出了牙齿位置的示意图,并且是处于当前位置502、计划目标位置504和过矫正目标位置506的牙齿的例子。可以看出,过矫正目标位置506可能比计划目标位置504移动得更多,尤其对于牙根部508来说。进行更大的移动可能是因为牙根一般难以移动,所以矫正器或聚合物壳式矫治器可以制造为更多地移动牙根508。

[0127] 图5示出了使用如上文所述的“成果矩阵”生产聚合物壳式矫治器的方法600的流程图。在步骤602中,可以收集各种患者的治疗后病例。在步骤604中,可以在治疗之前和之后制作各种患者的牙列的印模,以估计所实现的牙齿移动。在步骤606中,可以对印模进行匹配来估计所实现的牙齿移动。替代地或组合地,可以使用除了印模之外的其他类型的数据,例如在治疗之前和之后的牙列的扫描或图像。在步骤608中,可以使用各种实施例的所估计的实现的牙齿移动来建立成果矩阵。成果矩阵可以使用诸如线性回归之类的数据分析来构建。在步骤610中,可以对成果矩阵求逆以生成过矫正矩阵。成果矩阵可以用来响应于一个或多个差异来矫正牙齿移动。在步骤612中,可以通过获取每个治疗阶段的计划移动矢量并乘以过矫正矩阵来生成每个治疗阶段的过矫正移动。在步骤614中,可以调整过矫正移动,使得牙冠的最大顶点移动不会过小或过大(例如,大于0.2mm且小于0.5mm)。在步骤616中,可以将过矫正移动应用于当前治疗阶段以获得修改过的牙齿位置。在步骤618中,可以从所有牙齿的调整后的牙齿位置创建矫正器或聚合物壳式矫治器。

[0128] 尽管上述步骤示出了根据多个实施例的生成一组通过改进的方式进行过矫正来移动牙齿的聚合物壳式矫治器的方法600,但本领域普通技术人员可认识到基于本文描述的教导的许多变型。这些步骤可以按照不同的顺序来完成。可以增加或删除步骤。一些步骤可以包括子步骤。只要有利于治疗,则许多步骤可以经常重复。

[0129] 方法600的一个或多个步骤可以利用本文所述的电路来执行,例如,计算机或计算机化系统的处理器或逻辑电路中的一个或多个。例如,电路可以编程为提供方法600的一个或多个步骤,程序可以包括例如存储在计算机可读存储器上的程序指令或逻辑电路的编程步骤。

[0130] 2、基于临床和/或机械知识修改牙齿位置

[0131] 产生过矫正的另一种方法可以是使用基于多种治疗病例的历史的临床和/或机械知识来利用矫正器或聚合物壳式矫治器移动牙齿。临床和/或机械知识可以提供关于牙齿移动与牙科矫治器施加的力系之间的关联性的信息以及响应于牙科矫治器施加的力系实现的牙齿移动的临床结果。

[0132] 例如,当使用矫正器或聚合物壳式矫治器来治疗前磨牙拔除病例时,尖牙在间隙闭合时可能存在不期望的倾斜效应。当尖牙沿远中方向平移时,力可能主要施加到了牙冠上,这可能使尖牙朝向磨牙倾斜。在治疗结束后,尖牙牙根可能变直而不能与其他牙齿很好地对齐。为了更好地使尖牙牙根伸直和对齐,可以为尖牙设置附件以增加更大的扭矩并补偿倾斜。替代地或组合地,牙齿位置可以通过一些旋转或扭矩来进行调整。

[0133] 参见图6,为了产生这样的调整位置,我们可以首先确定前磨牙拔除或间隙闭合治

疗是否合适。对于尖牙1002,如箭头1004所示,牙根顶点可以沿远中方向(围绕牙冠基部的X轴)旋转,并且如箭头1006所示,牙根顶点可以沿舌方向(围绕牙冠基部的Y轴)旋转。从而可以补偿如箭头1008所示的从远中方向平移产生的以及如箭头1010所示的舌方向移动的倾斜。为了激活第二前磨牙1012,如箭头1014所示,牙根顶点可以沿近中方向(围绕牙冠基部的X轴)旋转,并且如箭头1016所示,第二前磨牙可以同时沿远中方向平移。

[0134] 参照图7,制作过矫正聚合物壳式矫治器的方法1100可以如下。首先,可以在步骤1102中确定在治疗疗程中的牙齿的初始位置和最终位置。然后,可以在步骤1104中基于临床局限性来限定牙齿移动路径,例如,以避免牙齿发生碰撞和速率(0.25mm/2周)。通过第一牙齿移动路径,可以在步骤1106中创建第二牙齿移动路径,其用于在步骤1108中制作矫正器或聚合物壳式矫治器。第二路径中的牙齿排列的局限性可能大于第一路径中的牙齿排列的局限性。例如,可以允许牙齿碰撞,速率可以大于每2周0.25mm。

[0135] 可以从各种来源获得产生第二牙齿移动路径或排列的知识。在步骤1110中,例如,可以对过去的治疗病例进行数据分析。在步骤1112中,例如,可以在实验室中测量各种矫正器或聚合物壳式矫治器的机械性能(即,产生的力/扭矩)。在步骤1114中,例如,过矫正可以将牙齿的附件(例如压力脊等)考虑在内。如果使用附件,则过矫正可能较小,这是因为附件可能已经帮助了啮合并产生了力。在步骤1116中,例如,可以应用先前的临床知识。在步骤1118中,在治疗的初始阶段和中间阶段,第一牙齿路径到第二牙齿路径的过矫正或调整可能较大,而当治疗接近完成时变小,这使得最终牙齿排列靠近最终位置。

[0136] 在步骤1120中,如上所述,响应于一个或多个差异,生成过矫正矫治器。

[0137] 尽管上述步骤示出了根据多个实施例的生成一组通过改进的方式进行过矫正来移动牙齿的聚合物壳式矫治器的方法1100,但本领域普通技术人员可认识到基于本文描述的教导的许多变型。这些步骤可以按照不同的顺序来完成。可以增加或删除步骤。一些步骤可以包括子步骤。只要有利于治疗,则许多步骤可以经常重复。

[0138] 方法1100的一个或多个步骤可以利用本文所述的电路来执行,例如,计算机或计算机化系统的处理器或逻辑电路中的一个或多个。例如,电路可以编程为提供方法1100的一个或多个步骤,程序可以包括存储在计算机可读存储器上的程序指令或逻辑电路的编程步骤。

[0139] 图8a示出了患者的牙齿(特别是下牙弓)的目标位置的三维模型1200的实施例。目标位置可以是最终目标位置,该最终目标位置表示治疗后患者的牙齿的最终理想位置或者在治疗步骤或阶段结束时患者的牙齿的中间目标位置。三维模型1200基于患者的牙齿的初始位置的模型以及牙科医师对牙齿的目标位置的处方来进行创建。

[0140] 将描述一种用于生产增量位置调整矫治器的方法,该增量位置调整矫治器供患者后续用于重新定位患者的牙齿。作为第一步骤,获得表示初始牙齿排列的数字数据集。可以通过各种方式获得数字数据集。例如,可以使用广为人知的技术来对患者的牙齿进行扫描或成像,例如X射线、三维X射线、计算机辅助断层图像或数据集以及磁共振图像。用于数字化这些传统图像以产生有用数据集的方法是众所周知的。然而,通常,扫描患者的牙齿,通过公知技术获得患者的牙齿的石膏模型,然后使用已知的技术直接扫描患者的牙齿的石膏模型。

[0141] 当从牙齿铸模获得初始数据集时,铸模由扫描仪(例如非接触式激光器、破坏性扫

描仪或接触式扫描仪)进行数字扫描以产生初始数据集。由扫描仪产生的数据集可以以各种数字格式中的任何一种格式呈现,以确保与用于操纵数据所表示的图像的软件兼容,如下文更详细描述。

[0142] 合适的扫描仪包括各种各样的距离测定系统(range acquisition system),这些距离测定系统通常根据测定过程是否需要接触正在扫描的三维物体来进行分类。一些接触式扫描仪使用探针,这些探针具有多个平移和/或旋转自由度。样本对象的计算机可读(即,数字)表示在其在样品表面上进行绘制时通过记录探针的物理位移来生成。

[0143] 传统的非接触式扫描仪包括反射式和透射式系统。多种多样的反射系统在现今得到使用,其中一些反射系统利用非光学入射能源,例如微波雷达或声纳。其他反射系统利用光能。使用反射光能的非接触式系统通常包括执行某些测量技术(例如,成像雷达、三角测量和干涉测量)的特殊仪器。

[0144] 一种类型的非接触扫描仪是光学反射扫描仪,例如激光扫描仪。像这样的非接触扫描仪本质上不具有破坏性(即,不损坏样本对象),并且通常,特点在于具有相对较高的捕获分辨率,并且能够在相对较短的时间段内扫描样品。

[0145] 非接触式和接触式扫描仪都可以包括彩色相机,当与扫描能力同步时,彩色相机提供用于以数字格式捕获样本对象的颜色表示的装置。

[0146] 其他扫描仪(例如生产的破坏性扫描仪)也可以提供关于患者的牙齿的详细而精确的信息。特别是,破坏性扫描仪可以对对于距离测定扫描仪隐藏或隐蔽从而没有得到足够成像的区域进行成像。破坏性扫描仪通过以下方式收集对象的图像数据,即,反复铣削来自对象的薄切片并光学扫描该一系列的经铣削的表面来创建一系列2D图像切片,因此对象的表面不会对扫描仪隐藏。图像处理软件将来自各个切片的数据组合起来形成表示对象的数据集,该数据集随后转换为对象的表面的数字表示,如下所述。

[0147] 破坏性扫描仪可以与激光扫描仪结合使用以创建患者的牙齿的数字模型。例如,激光扫描仪可以首先用患者的蜡咬合(wax bite)来构建耦合的患者的上弓牙和下弓牙的低分辨率图像。然后,破坏性扫描仪可以用来形成各个弓牙的高分辨率图像。激光扫描仪获得的数据表明患者的上牙和下牙之间的关系,该关系可以随后用于将破坏性扫描仪生成的图像及从该图像获得的数字模型彼此相关联。

[0148] 破坏性扫描仪可以用来通过铣削和扫描牙齿的物理模型(例如石膏铸件)形成患者的牙齿的数字数据集。为了在整个破坏性扫描过程中确保铸件的一致方位,扫描系统操作员将铸件灌封在灌封材料中并在压力真空(PV)室中固化材料以形成模具。选择灌封材料的颜色从而与铸造材料的颜色形成鲜明对比,以确保扫描图像的清晰度。

[0149] 切片机构铣削来自模具的薄切片,然后光学扫描器扫描表面以创建表示该表面的2D图像数据集。重复该铣削和扫描过程,直到整个模具得到扫描。破坏性扫描系统的输出结果是3D图像数据集。

[0150] 然后使用已知技术通过数据集创建患者的牙齿的3D表面模型。一旦构建了牙齿表面的3D模型,就可以获得患者的单个牙齿的模型。在一种方法中,对各个牙齿和其他组件进行分割以允许牙齿在数字数据中的单独重新定位或移除。如本领域已知的,模型中的牙齿可以手动或自动进行分割。

[0151] 在牙齿组件分割之后,遵照治疗专业人员提供的处方或其他书面说明来重新定位

牙齿。或者,可以基于视觉外观或基于编程到计算机中的规则和算法来重新定位牙齿。一旦产生了可接受的最终排列,就将最终牙齿排列包含到最终目标数据集中。

[0152] 基于初始数据集和最终目标数据集,生成多个中间数据集以对应于连续的中间牙齿排列。然后可以基于中间数据集来制造增量位置调整矫治器的系统,如下文更详细描述。

[0153] 该系统可以配置为将牙根和隐藏表面添加到牙齿模型,以在治疗期间更全面准确地模拟牙齿移动。在替代实施方式中,使用各种各样的数据源,在没有人工辅助的情况下自动地、在人工辅助的情况下半自动地或由人工操作员手动地添加该信息。

[0154] 在一些实施例中,2D和3D成像系统(例如x射线系统、计算机断层(CT)扫描仪和MRI系统)用来收集关于患者的牙齿的牙根的信息。例如,在不同平面拍摄的牙齿的多个2D x射线图像可构建牙齿的牙根的3D模型。通过目视检查x射线图像并通过将计算机实现的特征识别算法应用于x射线数据可以获得关于牙根的信息。系统通过创建表示牙根的表面网格来将牙根添加到牙齿模型。从2D和3D数据中提取患者的牙齿上的物理标记,例如空腔或牙尖,并使用其将牙根记录到牙齿模型。像牙根一样,这些标记可以手动提取或者使用特征检测算法进行提取。

[0155] 添加牙根和隐藏表面的另一个替代方案是对典型的牙根和牙冠形状进行建模并修改每颗牙齿的数字模型以包括对应于典型形状的牙根或隐藏表面。这种方法假设每个患者的牙齿的牙根和隐藏表面具有典型的形状。例如,在开始分析特定患者的牙齿之前,通过访问创建的典型牙根和牙冠模型的电子数据库,获取每个典型形状的几何模型。根据需要将典型牙根和牙冠模型的部分添加到各个牙齿模型中以完成各个牙齿模型。

[0156] 添加牙根和隐藏表面的又一个替代方案是基于观察到的牙齿表面的特性来外推3D牙齿模型以包括这些特征。例如,该系统可以使用牙尖尖端和牙龈之间的特定磨牙的曲率(curvature)来预测该磨牙的牙根的形状。在其他实施方式中,患者的牙齿的x射线和CT扫描数据用于提供比较点以对患者的牙根和隐藏表面进行外推。典型的牙根和牙冠形状模型也可以用于提供比较点以对牙根和隐藏表面进行外推。

[0157] 在放置或移除牙齿以产生最终牙齿排列的模型之后,产生治疗计划。治疗计划包括一系列中间牙齿位置数据集。为了产生这些数据集,通过一系列连续步骤对所选择的各个牙齿从初始位置到最终位置的移动进行限定或映射。另外,其他特征可以添加到数据集中,以在治疗矫治器中产生理想的特征。例如,可能希望对图像添加蜡贴片(wax patch)来限定出于特定目的的腔体或凹陷,从而在矫治器与牙齿或颌的特定区域之间保留空间以减轻牙龈疼痛、避免牙周问题、允许牙套(cap)等。另外,医师可能希望提供旨在容置锚体(anchor)的受器或孔,支柱将安放在牙齿上以通过需要相对于颌提升锚体的方式来操控牙齿。

[0158] 在治疗计划制定之后或患者的牙齿的最终目标位置确定之后,可以显示患者的牙齿在目标位置的三维模型。三维GUI在组件操控以及向患者和牙科医师进行显示方面都是有利的。

[0159] 这种界面为治疗的专业人员或用户提供与数字模型组件的可视化的即时交互。在操控过程之前或操控过程中,一个或多个牙齿组件可以用牙根的样板模型来进行增强。组件操控软件设计为在与操作员的训练水平相当的复杂程度下操作。例如,通过自动过矫正

患者的牙齿的最终目标位置(在生成矫治器时使用)使得最终目标位置更有可能实现来帮助牙科医师。

[0160] 在一些实施例中,患者的牙齿的最终目标位置(也称为临床目标)显示给牙科医师,例如,如图8a所示,其示出了患者的下牙弓的数字模型1200以及位于目标位置1204的患者的牙齿1202。在利用矫正器对牙齿重新定位的领域中经验丰富的牙科医师可以根据其自身经验利用矫正器来操控患者的牙齿的目标位置,以便应用他们自己的过矫正。当与基于上述一种或多种方法应用的过矫正结合时,这种手动过矫正可能导致患者的牙齿在治疗的最初阶段到达不理想的最终位置。在一些实施例中,系统可以生成用于生成或显示患者的牙齿在初始位置的三维模型的指令。

[0161] 为了帮助指导牙科医师制定患者的牙齿的目标位置,三维GUI还可以显示患者的牙齿的过矫正位置的三维模型。例如,图8b示出了患者的牙齿的下牙弓的三维模型1250,该三维模型1250包括位于最终过矫正位置1252的牙齿1202。通过这种方式使牙科医师知道了在制造矫正器时使用的患者的牙齿的目标位置以及患者的牙齿的过矫正位置。在一些实施例中,系统可以生成用于产生或显示位于目标位置的患者的牙齿的三维模型的指令。

[0162] 在一些实施例中,医生可以在目标位置模型1200和过矫正模型1250中的一个或两个中操控牙齿。在这样的实施例中,在一个模型中进行的改变可以反映在另一个模型中。例如,牙科医师可以调整患者的牙齿1202的目标位置1204。这种调整可能导致过矫正模型1250中患者的牙齿1202的过矫正位置1252改变。因此,在一些实施例中,过矫正模型1250可以进行更新来反映这些改变。在一些实施例中,这些改变实时或近实时发生,例如在相同的观看会话(viewing session)期间。在一些实施例中,系统可以生成用于产生或显示位于过矫正或过度设计位置的患者的牙齿的三维模型的修订指令。

[0163] 举另一个例子,医师可能希望调整过矫正模型中的牙齿1202的位置1252。在这样的实施例中,目标模型1200中的牙齿1202的目标位置1204可以改变以反映基于新的过矫正位置的新目标位置。在其他实施例中,医师可以对过矫正模型1250中的牙齿1202的位置1252进行调整或改进,但不在目标模型中反映这些改变。例如,医师可以在特定情况下基于其自身经验利用矫正器对过矫正模型1250进行调整,并且基于该经验,医师提供针对不同过矫正位置的指令以便到达相同的目标位置。

[0164] 图9示出了可以移动牙齿的位置的六个自由度的例子。在一些实施例中,医师可以使用一个或多个数字化工具1290来操控牙齿1272的目标位置1274或过矫正位置1278。例如,如图9所示,牙齿位置可以沿着面-远中轴1280、近中-远中轴1282或切-根轴1284位移,也可以围绕轴1280、1282、1284中的一个或多个旋转。

[0165] 在一些实施例中,除了显示目标位置和过矫正位置之外,作为单独的、间隔开的数字模型,目标位置模型和过矫正模型可以彼此叠加或重叠。例如,

[0166] 图10示出了处于目标位置1304的患者的牙齿1302的目标模型1300,并且还示出了患者的牙齿1302的过矫正位置1354。

[0167] 在一些实施例中,聚合物壳式矫治器在戴在牙齿上时发生形变所产生的力和力矩可以与目标位置模型、过矫正位置模型或两种模型一起示出。例如,

[0168] 图11示出了处于目标位置1404的患者的牙齿1402的目标模型1400以及患者的牙齿1402的过矫正位置1454的实施例,并且还基于牙齿1402的过矫正位置1452示出了施加到

牙齿1402的力1408和力矩1410。由聚合物壳式矫治器的形变引起的力和力矩可以通过数学模型或模拟来计算,该数学模型或模拟包括例如壳体形变的VILab模拟或有限元分析(FEA)。力和力矩也可以通过对患者的牙齿的模具上的矫正器进行机械测试(例如FMA测试)来进行测量。力1408和力矩1410的可视化有助于医师确定到达理想目标位置的合适的过矫正。

[0169] 现在参照图12,示出了牙齿1502的目标位置1504周围的体积1500的可视化,其可以限定牙齿1502周围的有限区域。在一些实施例中,例如,目标体积可以将制造区域、安全区域、治疗阈值、矫正器拟合阈值以及对牙齿偏离位置的预测中的一个或多个指示给医师。这样的区域是安全区域。安全区域是牙齿上的一个或多个特征点在牙齿位于目标位置时以及牙齿位于过矫正位置时的特征的位置之间的最大差异(例如,位移)。例如,牙齿上的牙冠中心的差异应小于1mm。作为另一个例子,围绕Z轴的旋转应该小于例如10度。另一个例子是矫正器拟合阈值,该阈值可以使用诸如FMA的机械实验来测试和验证。例如,在矫正器拟合阈值的FMA测试中,如果挤压设置为较大的量(例如1mm),并且牙齿上的附件不与壳体接合,则不会产生挤压力并且矫正器拟合阈值应为1mm或更小。作为另一个例子,偏离位置的预测是表示牙齿的可能最终位置的区域,并且可以看作治疗的预测的容差。

[0170] 虽然已经参考患者的牙齿的目标位置、过矫正的最终位置以及中间位置描述了上文讨论的可视化,但是患者的牙齿的模型的这种可视化也可以应用于包括患者的牙齿的阶段移动的牙齿移动的实施例以及矫正器形状修改中。

[0171] 例如,现在参照图13,示出了矫正器形状修改的实施例。示出了牙齿1602的过矫正位置1652,其中使用数字化工具1690对牙齿的表面进行的修改1610。这些修改1610可以包括面向腔体的凹坑(如图13所示)或其他形状,例如线性凹坑(脊)、覆盖大部分牙齿表面(压力区域)的大的腔体、或减轻矫正器和牙齿(气泡)之间的接触的局部偏移。当矫正器基于过矫正位置1652和对牙齿的形状的修改1610形成时,矫正器可以将一组力和力矩施加到牙齿1602。这些力和力矩也可以例如如参考图11所解释的来描绘。

[0172] 在一些实施例中,可以示出牙齿容纳腔相对于牙齿位置的位移。例如,图14示出了某个位置的患者牙齿的模型2000的实施例,还示出了牙齿容纳腔相对于患者的牙齿的牙齿位置的平移和旋转位移的指示符。平移指示符2012、2014、2014示出了沿三个轴(例如三维笛卡尔(Cartesian)坐标系的正交x、y、z平移、x、y、z旋转轴)相对于治疗阶段的牙齿的位置,牙齿容纳腔的位移的相对幅度和方向。指示符还可以示出根据牙齿或口腔轴的平移和旋转,例如,指示符2012指示沿挤出-挤入方向的平移,指示符2014指示沿颊-舌方向的平移,而箭头2016示出沿着牙齿的牙弓的侧向平移。旋转指示符2010、2018示出了围绕各轴的旋转移动,例如,指示符2018示出了围绕颊-舌轴的旋转,而2010示出了围绕侧向牙弓方向的旋转。旋转指示符还可以指示围绕挤出-挤入轴的旋转。平移和旋转的可视化可帮助医师确定合适的过矫正来到达理想目标位置。

[0173] 患者的牙齿的位置和形状的程度设计(包括过矫正、分期(staging)、形状等)的描述可适用于患者的牙齿的所有治疗阶段。例如,可以在初始治疗计划的制定过程中、在进度跟踪过程中、在适应性治疗计划过程中、在其他矫正器的开发过程中以及其他治疗阶段采用可视化。

[0174] 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,这些实施例仅提供作为示例。本领域技术人员在不脱离本发明的情况下将会做出许多变化、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。以下权利要求书旨在限定本发明的范围,并因此涵盖这些权利要求的范围内的方法和结构及其等同物。

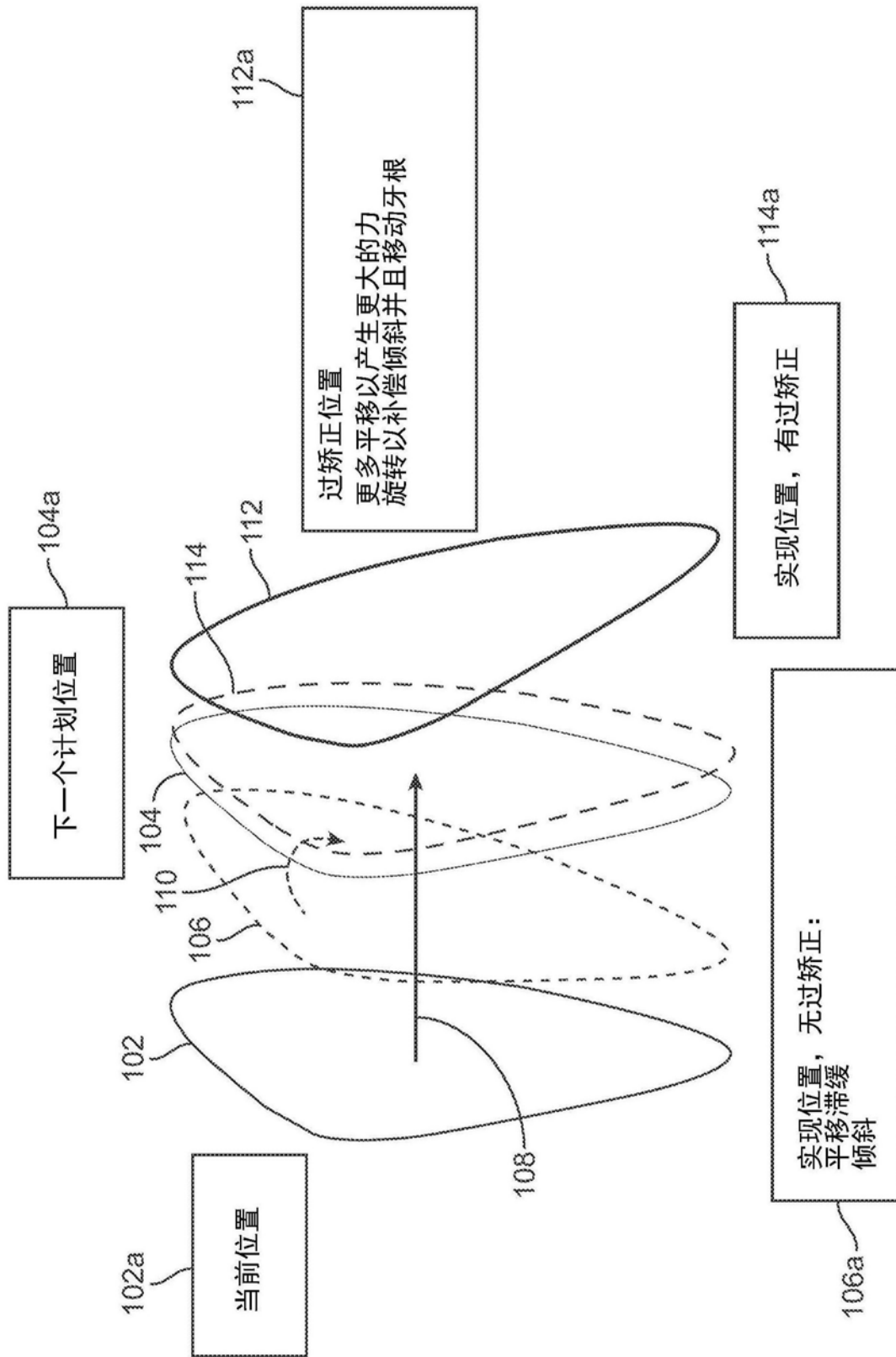


图1

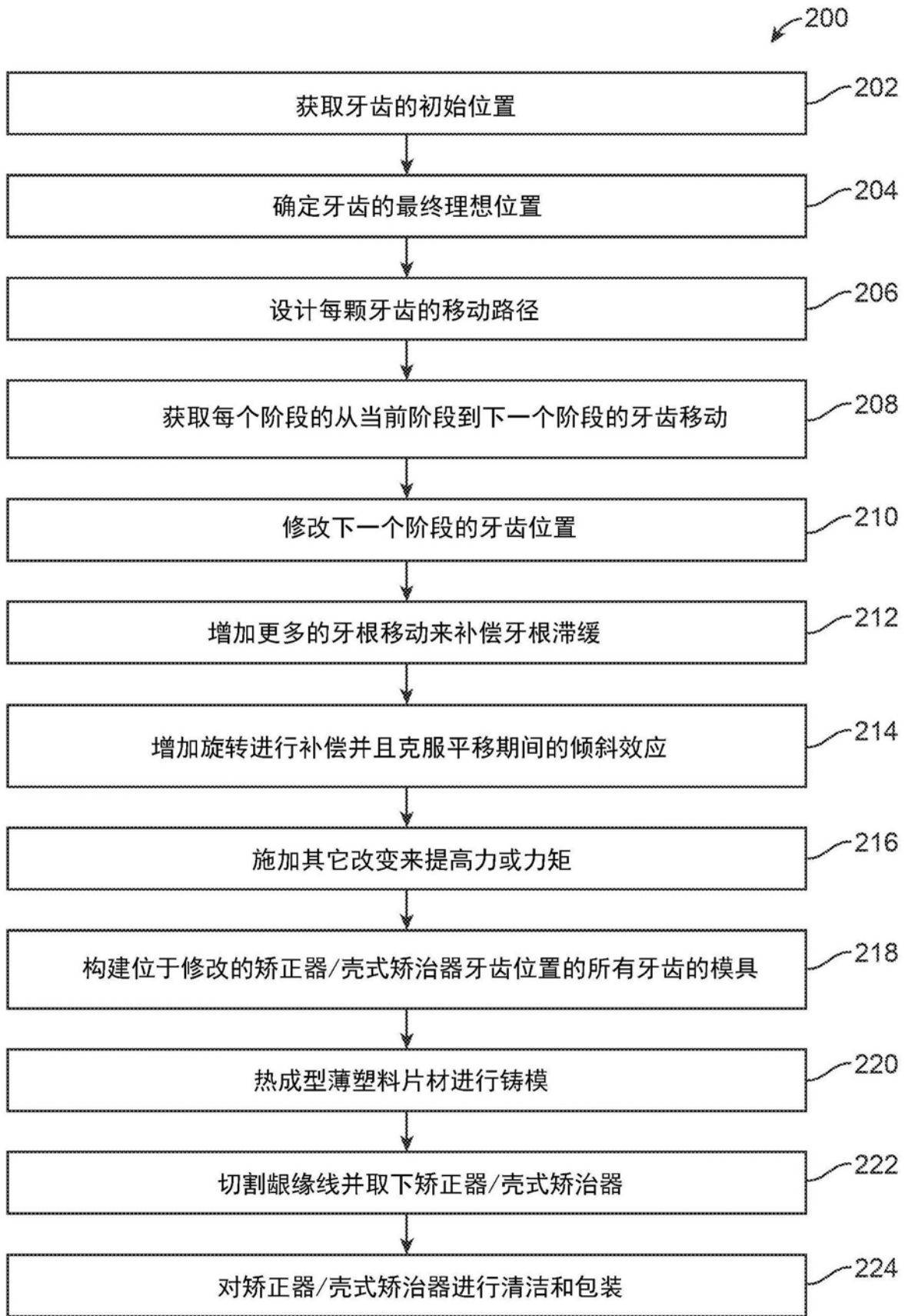


图2

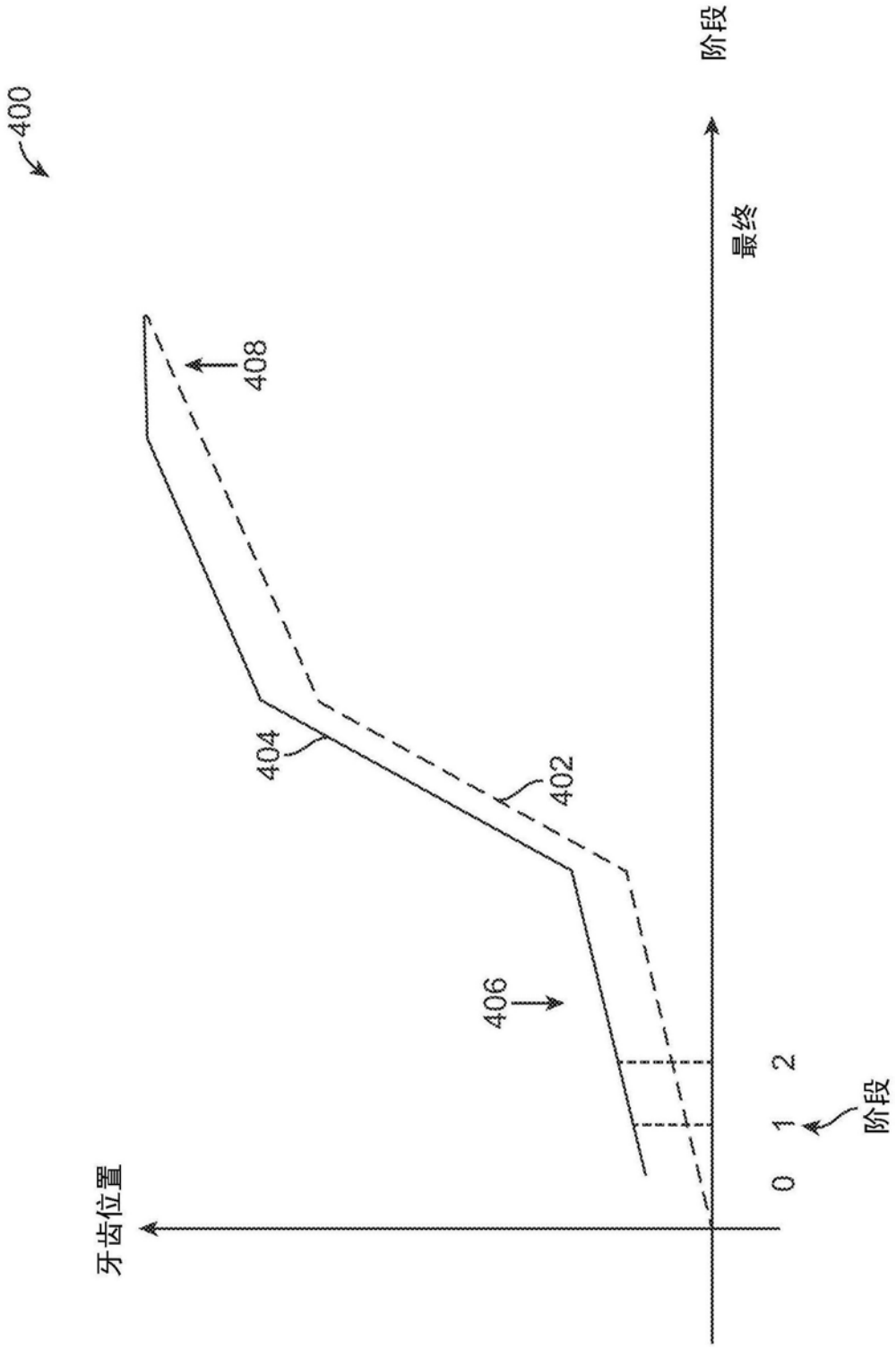


图3

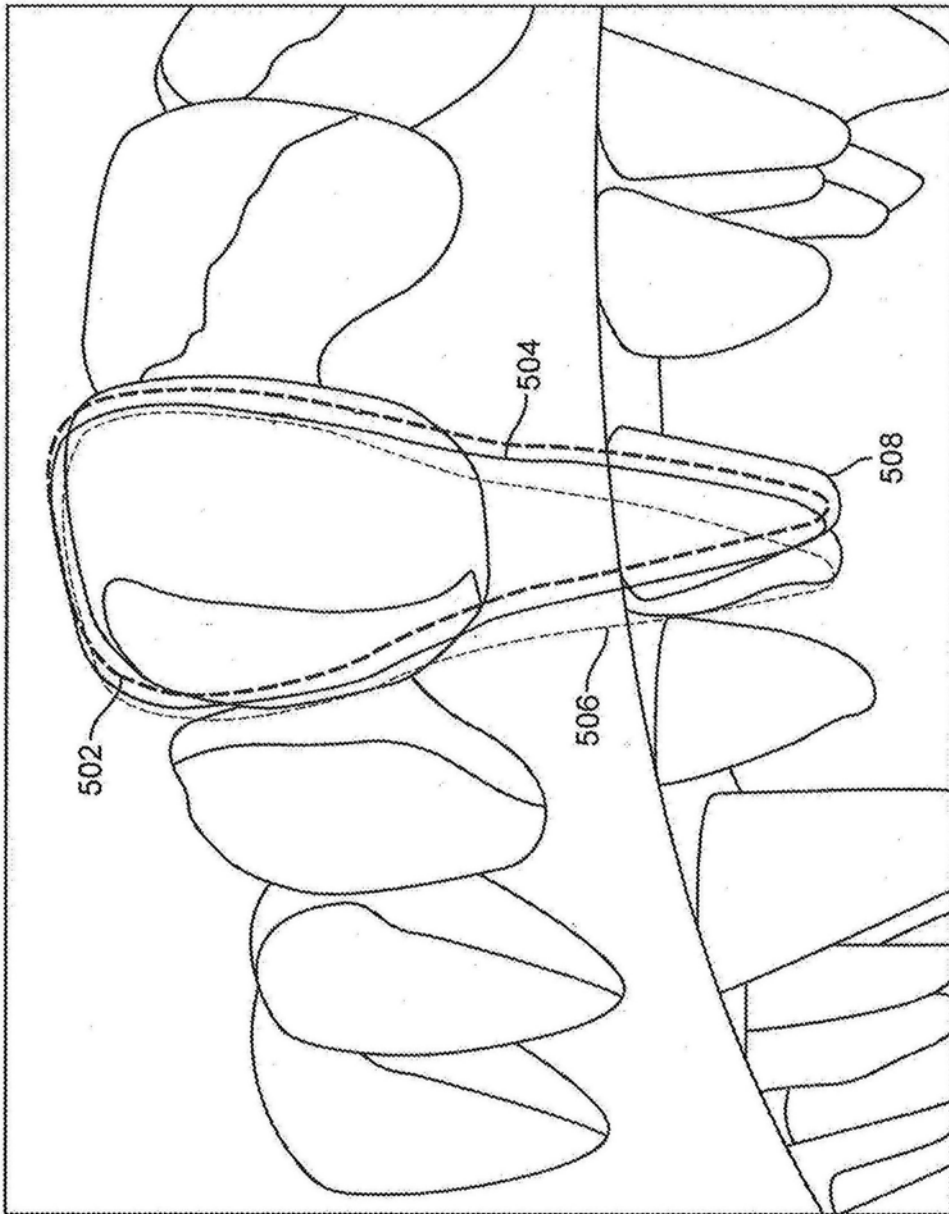


图4

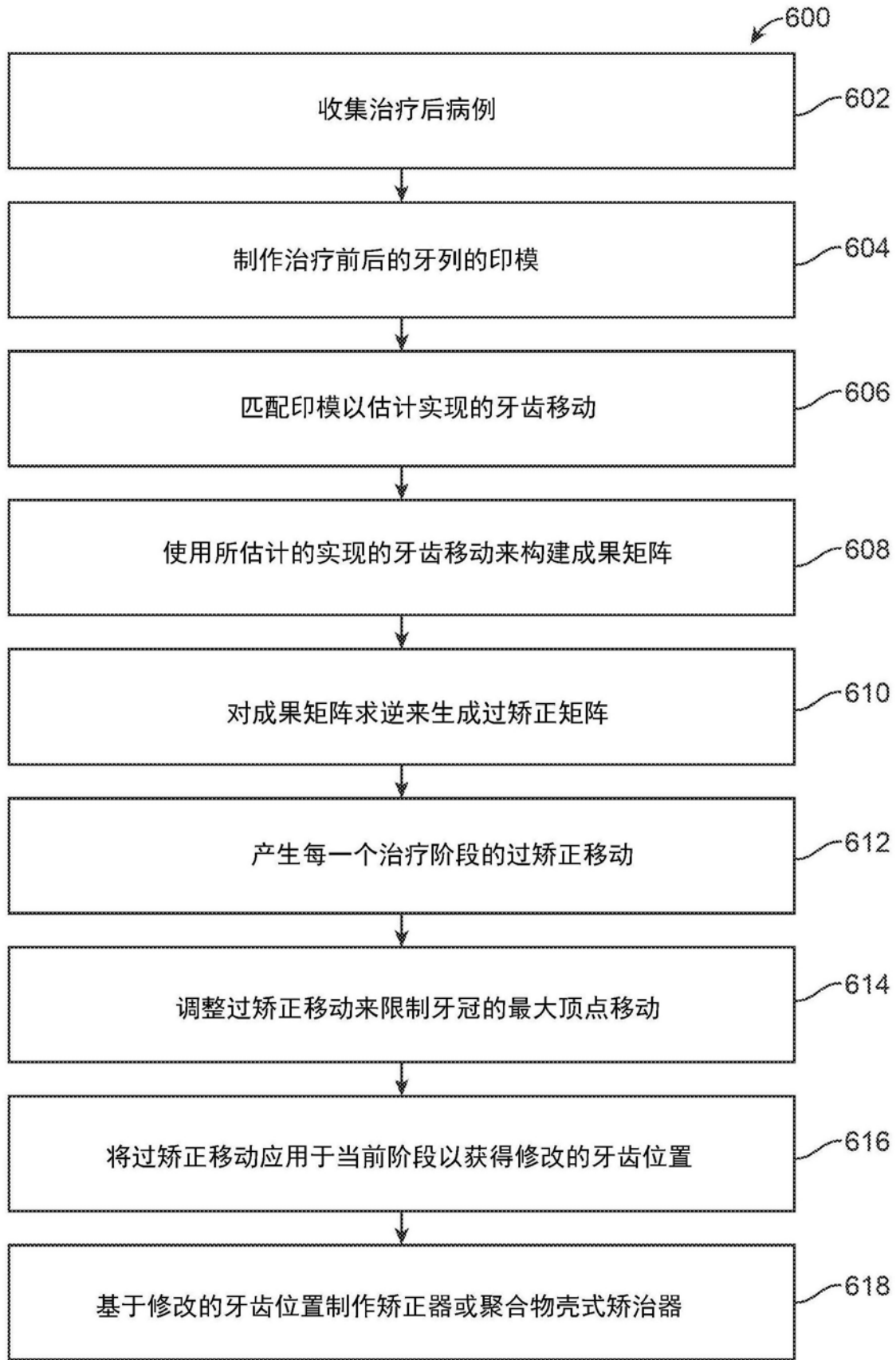


图5

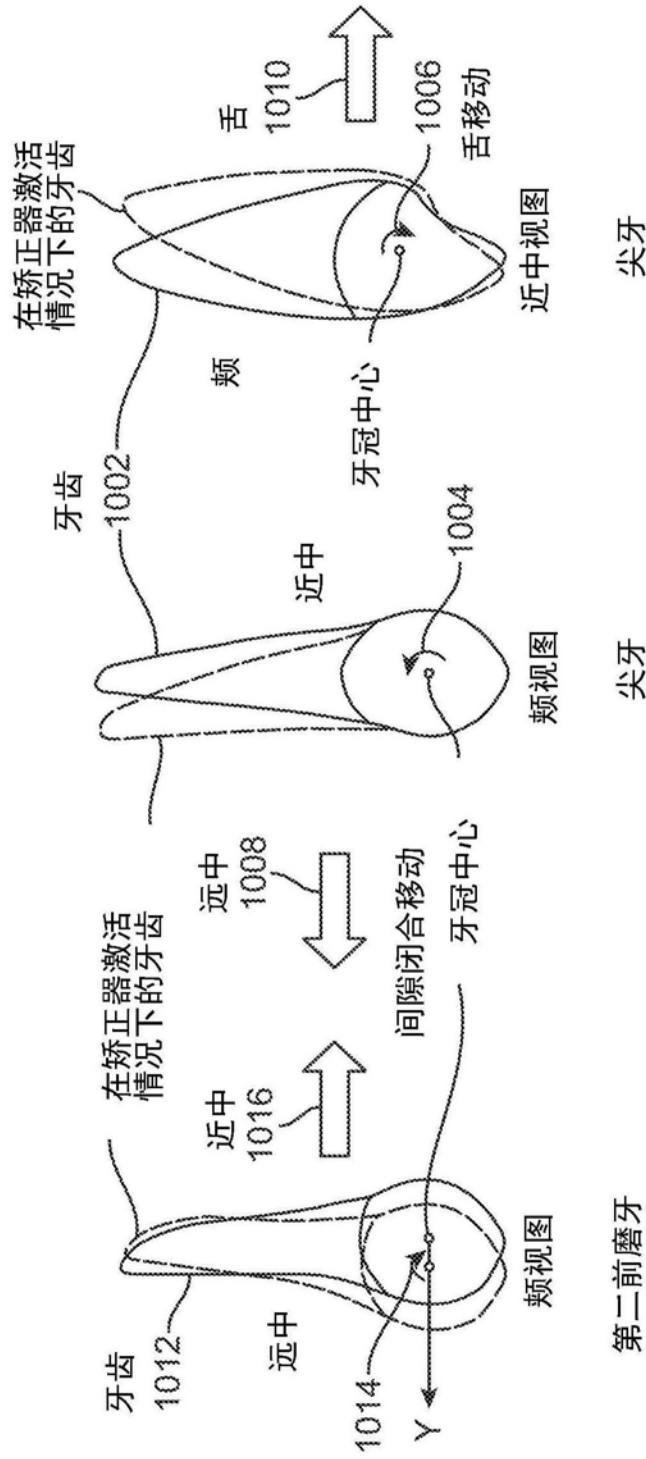


图6

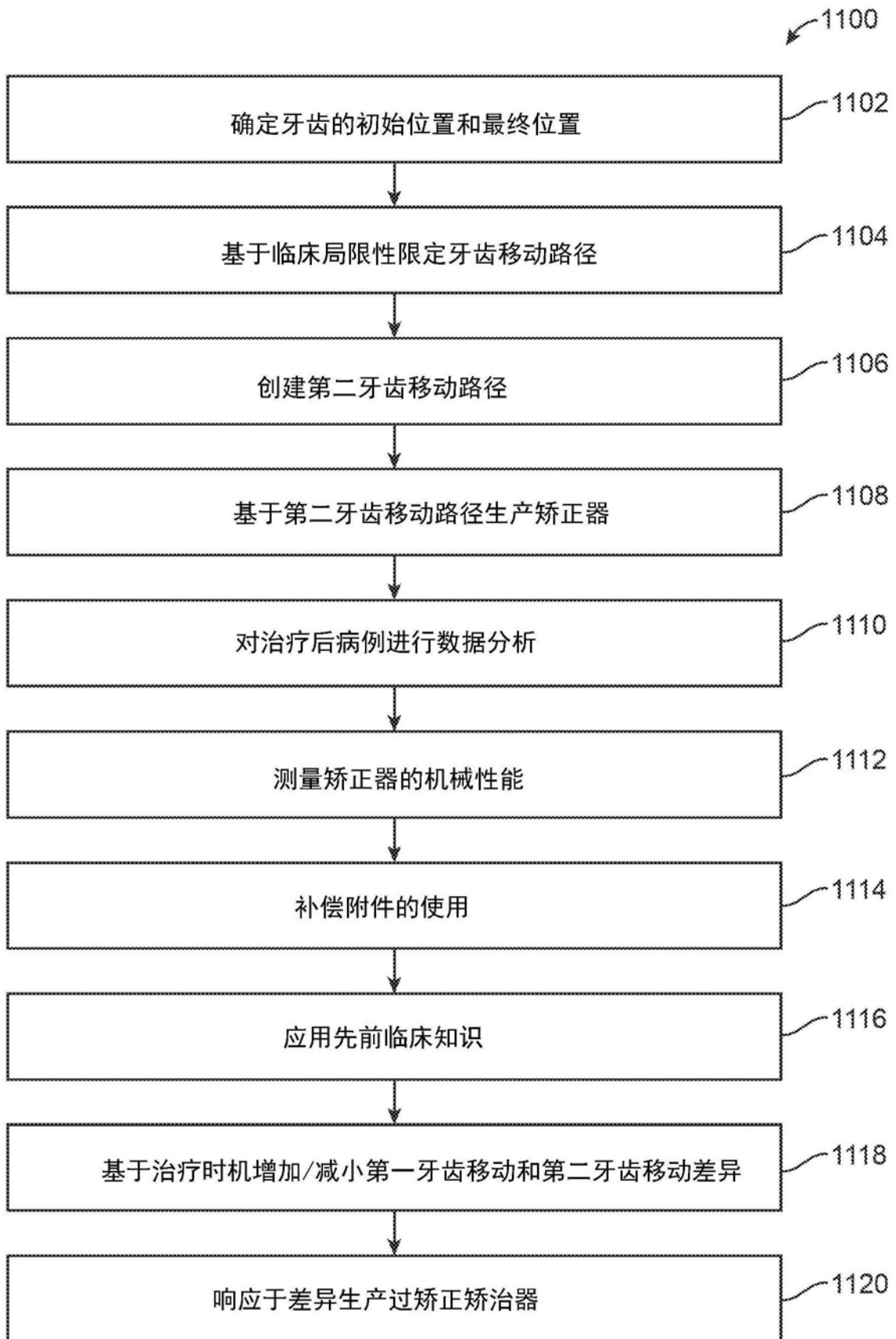


图7

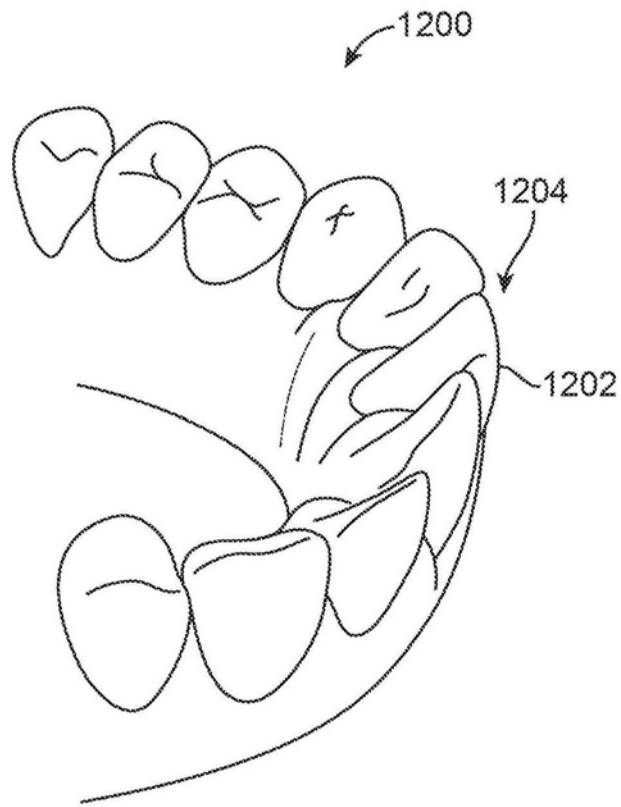


图8A

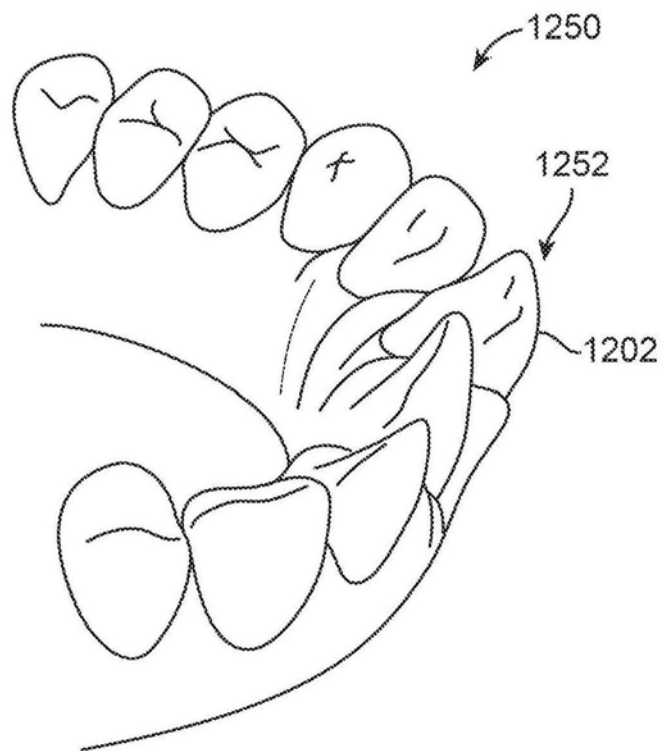


图8B

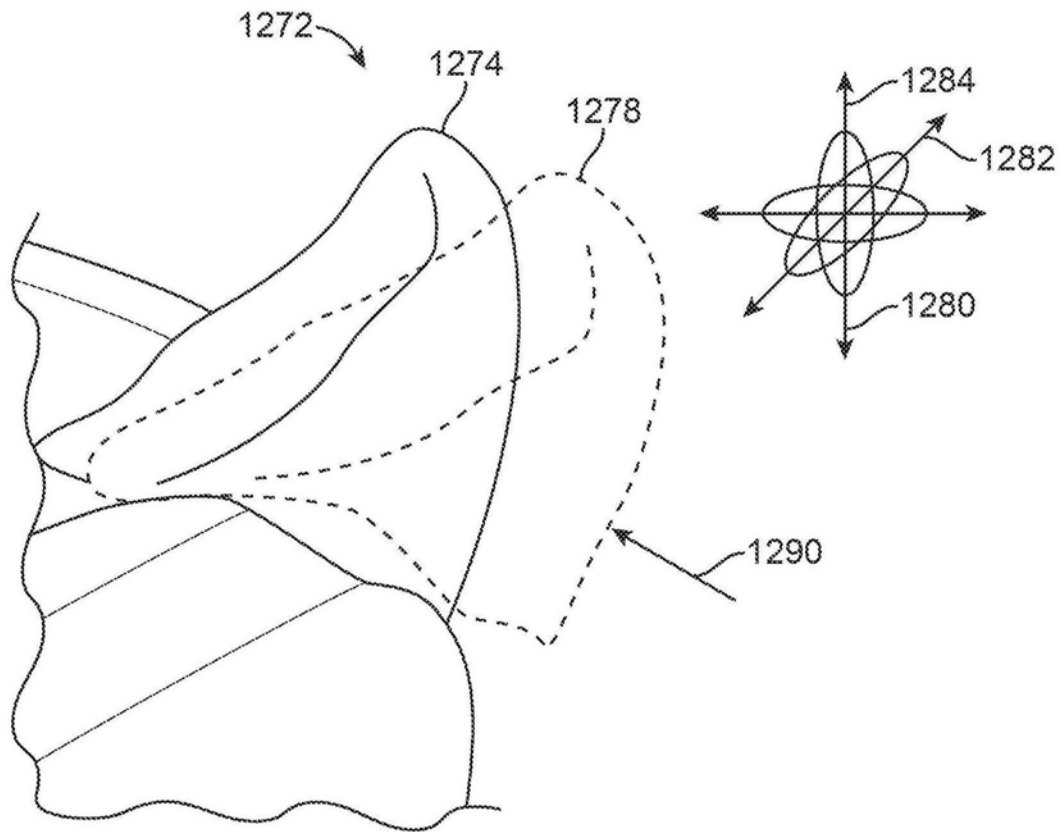


图9

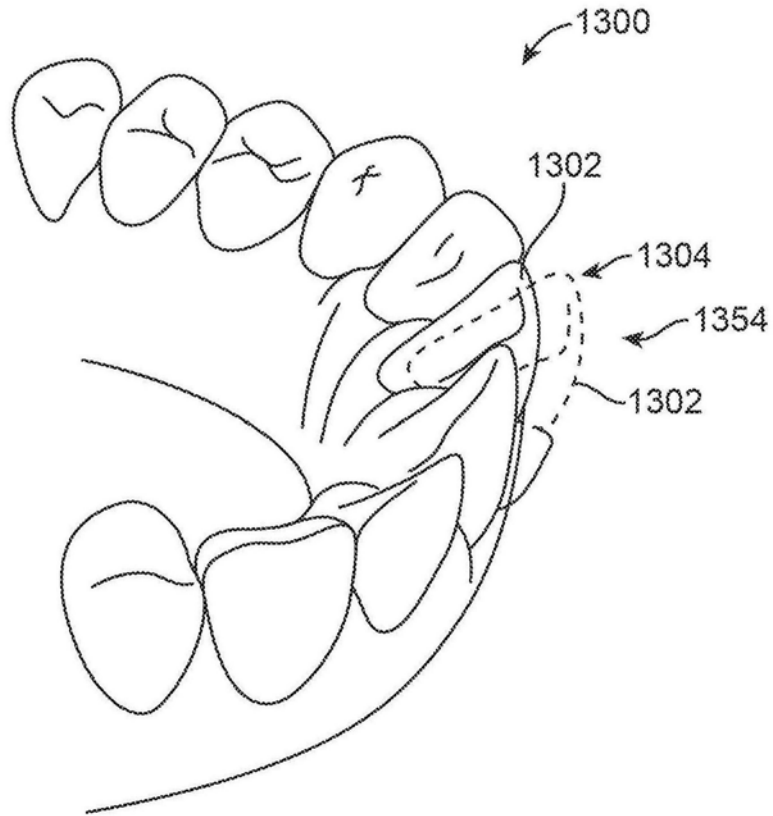


图10

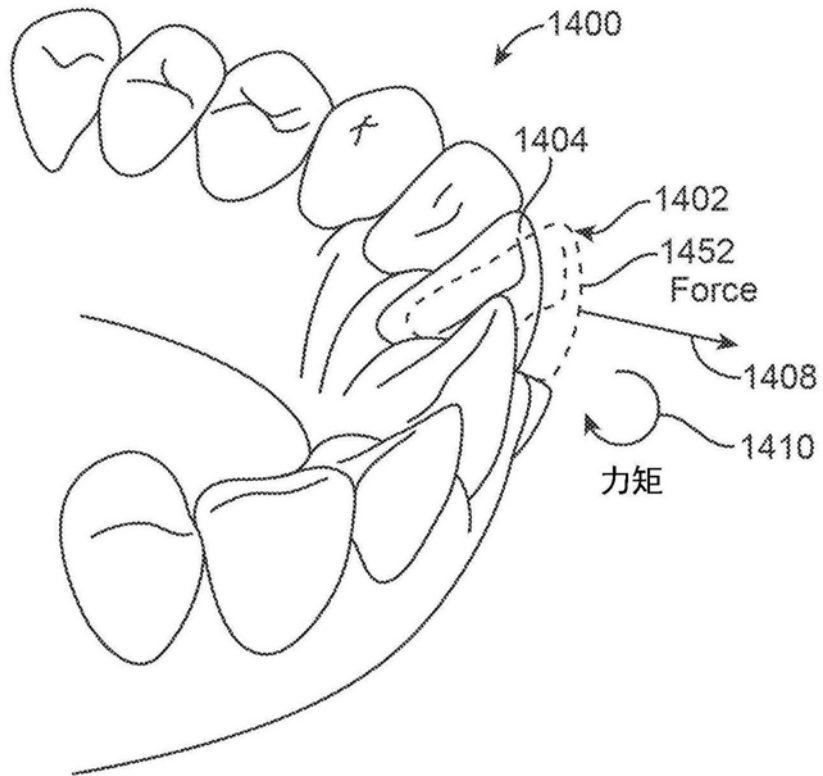


图11

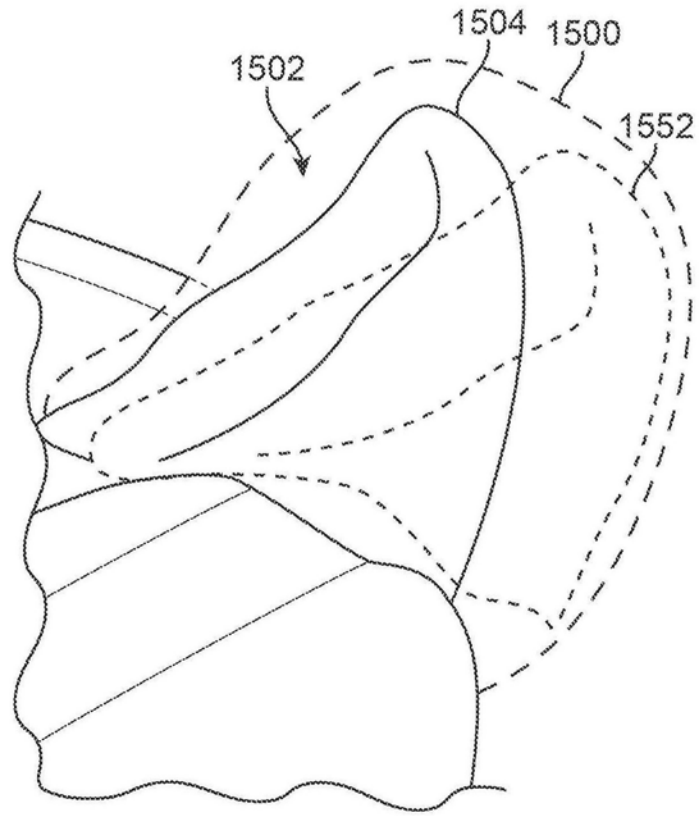


图12

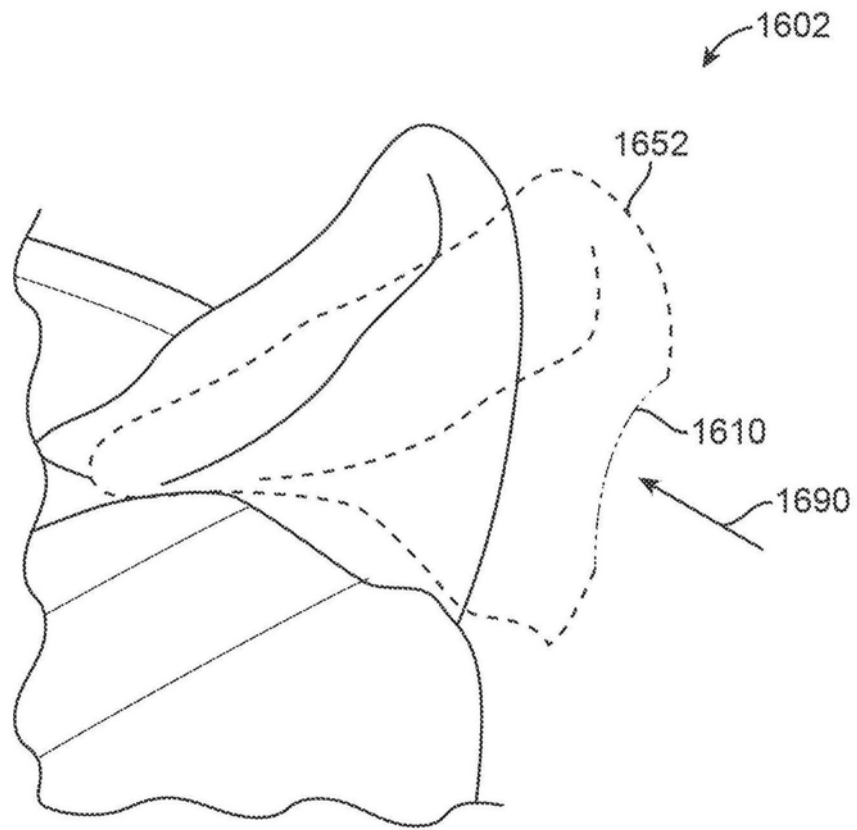


图13

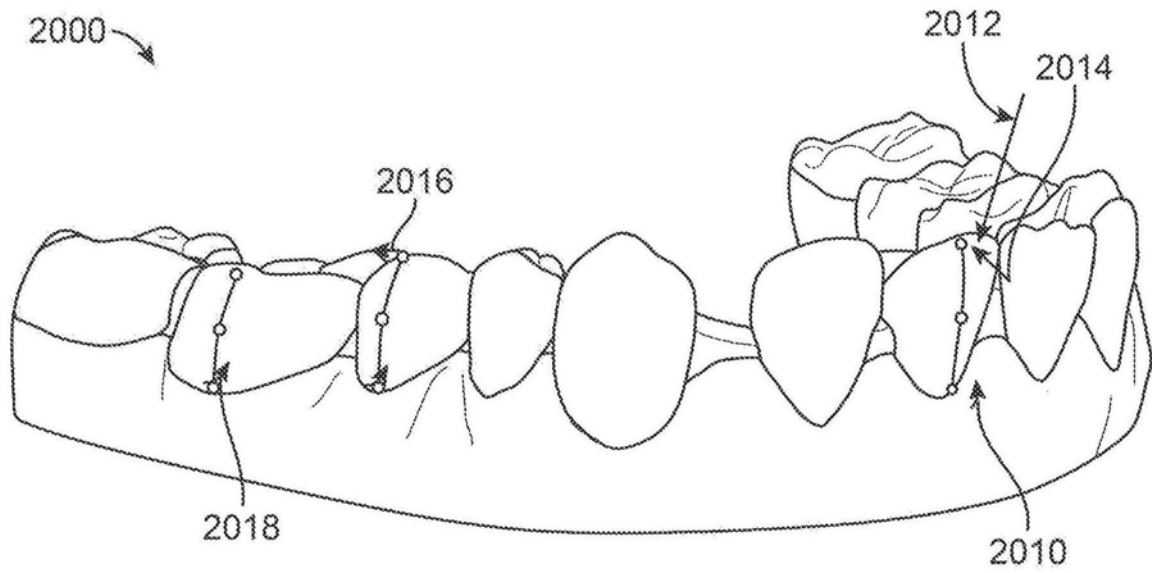


图14