



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102215771 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 12

(21) 申请号 200980146294. 6

(22) 申请日 2009. 11. 20

(30) 优先权数据

61/116, 448 2008. 11. 20 US

61/242, 379 2009. 09. 14 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 05. 19

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2009/065402 2009. 11. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02010/059988 EN 2010. 05. 27

(71) 申请人 矫正技术公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 约翰·莫顿 瓦迪姆·马涛 H·曹

瑞安·基穆拉 程继华

巴斯蒂安·佩森蒂

(74) 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理有限公司 11112

代理人 陈源 张天舒

(51) Int. Cl.

A61C 3/00 (2006. 01)

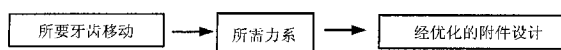
权利要求书 3 页 说明书 23 页 附图 26 页

(54) 发明名称

包含参数附件的正畸系统和方法

(57) 摘要

本发明揭示正畸系统和相关方法,其用于设计和提供改进或更有效的牙齿移动系统,所述系统用于引起所要牙齿移动且/或将牙齿重定位成所要布置。本发明的方法和正畸系统包含牙齿附件,其具有为更佳且/或更有效地施加力以获得所要/选定正畸移动而选择或修改的经改进或优化的参数。本发明的附件可为特定患者(例如患者定制)、特定移动和/或患者子群组或子组而定制,且经配置以啮合由患者佩戴的正畸牙齿定位器具,其中所述附件与正畸器具之间的啮合导致将重定位力或力系列/力系施加于带有所述附件的牙齿,且通常将引起牙齿移动。



1. 一种用于设计牙齿移动系统的计算机实施的方法,该牙齿移动系统用于引起选定的患者牙齿的移动,所述方法包括:

接收所述患者的牙齿的数字模型;

确定用于引起所选定的牙齿移动的所要力系;以及

设计患者定制的附件,其经配置以在由患者佩戴时与正畸器具相啮合,且将重定位力施加到对应于所述选定力系的牙齿,所述附件包括一个或一个以上参数,从而提供所选定力系对所述患者的牙齿的改进的施加,所述参数具有基于所述数字模型、所选定力系以及一个或一个以上患者特定特性而选择的值。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所选定的牙齿移动包括挤压、侵入、旋转、平移或翻转。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述牙齿移动包括第一、第二或第三级移动。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中至少部分地基于来自正畸文献、实验建模、虚拟建模、临床信息、生物力学原理或不想要的力的最小化的数据而计算所述所要力系。

5. 根据权利要求1所述的方法,基于牙齿形态来选择一个或一个以上参数值。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中参数包括附件几何特征、附件在所述牙齿上的位置、定向和/或所述附件与器具之间的啮合的概率。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中从所识别的值范围选择参数值。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中基于所述患者的牙齿的形态特征来修改参数值。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中相对于解剖学特征参考来确定所要移动、所要力系和/或参数。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述参考包括长轴、正畸参考点、所述患者的牙系的平面或咬合平面、一个或一个以上骨骼点或平面,或所述患者的软组织。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中患者特定特性包括牙齿形态、牙齿或牙齿表面定向,或规定的牙齿移动路径。

12. 一种用于产生牙齿移动系统的方法,所述牙齿移动系统包括牙齿附件,所述牙齿附件经配置以啮合由患者佩戴的正畸器具,且对应于所述患者的牙齿的选定移动将重定位力系施加到牙齿,所述方法包括:

确定将施加到所述患者的牙齿以便引起所选定的牙齿移动的所要力系;

从非定制附件群组中选择第一附件;

对施加到带有所述第一附件的且与正畸器具啮合的牙齿的第一力系进行建模;

产生优化附件,包括修改所述第一附件的一个或一个以上参数值,使得施加到带有所述优化附件且与由所述患者佩戴的正畸器具啮合的牙齿的第二力系比所述第一力系更接近地对应于所述所要力系。

13. 一种用于将牙齿移动力递送到患者的牙齿的正畸系统,其包括:

患者定制的正畸附件,其经配置以在由患者佩戴时与正畸器具相啮合,且将重定位力系施加到对应于选定力系的牙齿,所述附件包括一个或一个以上参数,所述参数具有基于所述选定力系和一个或一个以上患者特定特性而修改或选择的值。

14. 一种用于设计牙齿移动系统的方法,所述牙齿移动系统包括一个或一个以上牙齿附件,用于引起患者的牙齿的选定移动,所述方法包括:

确定用于引起所选定牙齿移动的所要力系的力或力矩值；以及

设计经移动优化的或由患者定制的附件，其经配置以在由患者佩戴时与正畸器具相啮合且将重定位力施加到所述牙齿，所述附件包括一个或一个以上参数值，所述一个或一个以上参数值基于所确定的力或力矩值而被修改以使得所述所施加的重定位力大体上与所述所要力系匹配。

15. 一种用于设计牙齿移动系统的方法，其包括：

识别对应于所要力系的力或力矩值的范围，所要力系将被施加到牙齿上以便引起选定牙齿移动；

对当安置于牙齿上的第一附件与正畸器具啮合时施加到所述牙齿的第一力或力矩值进行建模，所述第一附件具有在啮合期间影响施加到所述牙齿的所述力或力矩的参数，其中将所述第一力或力矩值被识别为在所述值范围内；

产生优化附件，包括修改所述第一附件的一个或一个以上参数值，使得第二力或力矩被施加到带有所述优化附件且与正畸定位器具啮合的牙齿上，其中所述第二力或力矩值与所述第一力系相比在所述值范围内较高或较低，且经选择以优化正畸治疗期间向牙齿的力/力矩施加。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其中所述选定牙齿移动包括侵入、挤压、旋转、平移或翻转。

17. 根据权利要求 15 所述的方法，其中使所述优化附件以切向或龈向倾斜，且修改一个或一个以上参数值包括修改所述经倾斜附件的表面角度。

18. 根据权利要求 15 所述的方法，其中所述选定牙齿移动是挤压，所述第一附件以龈向倾斜，且修改一个或一个以上参数值包括修改所述经倾斜附件的表面角度。

19. 一种正畸重定位系统，其包括根据权利要求 15 所述的优化附件，以及正畸器具，所述正畸器具经配置以在所述附件安置于患者的牙齿上且所述器具由所述患者佩戴时啮合所述优化附件。

20. 一种用于设计用来引起患者牙齿的选定移动的附件的方法，所述方法包括：

在所述患者的牙系的数字模型上的位置处识别附件在牙齿上的初始位置；

基于所述附件的所述初始位置以及所述牙齿的几何形状来计算附件参数，其中每一附件参数关联于与用于所述牙齿的选定移动的最佳力或最佳力矩相对应的预定值范围；以及

在所述所计算的参数的至少一个值不在所述预定值范围内的情况下，修改所述附件在所述牙齿上的所述位置和所述附件参数中的至少一者，使得所有所述附件参数均在所述预定值范围内。

21. 根据权利要求 20 所述的方法，其中所述附件参数包括以下各项中的至少一者：臂向量、臂长度、夹持平面面积、夹持平面宽度以及夹持平面长度。

22. 根据权利要求 20 所述的方法，其中修改所述附件参数，使得所述附件在所述牙齿的治疗的全部或部分期间始终不与对象碰撞。

23. 根据权利要求 22 所述的方法，其中所述对象包括另一牙齿、牙齿上的正畸附件以及器具中的一者。

24. 根据权利要求 20 所述的方法，其进一步包括：

当位于所述经修改位置的所述附件不提供导致所述患者的牙齿的所要移动的解决方

案时,重新修改所述附件的所述位置,而在所述牙齿的治疗的全部或一部分期间所述附件与对象之间始终无碰撞。

25. 根据权利要求 24 所述的方法,其中所述对象包括另一牙齿、牙齿上的正畸附件以及正畸器具中的一者。

26. 根据权利要求 22 所述的方法,其进一步包括:

确定所述附件参数的优先级。

27. 一种具有计算机可读媒体的计算机程序产品,所述计算机可读媒体存储一组代码模块,所述代码模块在由计算机系统的处理器执行时致使所述处理器对用以引起患者牙齿的选定移动的附件进行建模,所述计算机程序产品包括:

用于在所述患者的牙系的数字模型上的位置处识别附件在牙齿上的初始位置的代码;

用于基于所述附件的所述初始位置以及所述牙齿的几何形状来计算附件参数的代码,其中每一参数与对应于用于所述牙齿的所述选定移动的最佳力或最佳力矩的预定值范围;以及

用于修改所述附件参数中的至少一者以及所述附件在所述牙齿上的所述位置以使得所有所述附件参数均在所述预定值范围内的代码。

包含参数附件的正畸系统和方法

[0001] 相关申请案的交叉参考

[0002] 本申请案根据 35U. S. C. § 119(e) 主张 2008 年 11 月 20 日申请的第 61/116, 448 号美国申请案和 2009 年 9 月 14 日申请的第 61/242, 379 号美国申请案的优先权的权益, 所述申请案的整个内容以引用的方式并入本文中。

背景技术

[0003] 本发明大体上涉及正畸学领域, 且更明确地说, 涉及用于啮合牙科重定位器具的牙齿附件, 所述附件具有为个别患者定制的改进或优化的设计参数和 / 或几何形状, 且 / 或用于选定的所要力系的改进施加以引起所识别的牙齿移动。

[0004] 正畸学的目标是将患者的牙齿移到功能和 / 或美学最优化的位置。传统上, 正畸医生或牙医将例如牙箍等器具施加到患者的牙齿, 且牙箍组将连续的力施加在牙齿上, 并逐渐将牙齿推向其预期的位置。随着时间过去且在一系列的就诊和对牙箍的调整之后, 正畸医生调整器具以使牙齿朝其最终目的地移动。

[0005] 更近一些, 用传统固定器具 (例如牙箍) 进行的常规正畸治疗的替代方案已变得可用。举例来说, 包含一系列预制对准件的系统在商业上已可从加利福尼亚州圣克拉拉市的矫正技术公司 (Align Technology, Inc.,) 以商标 **Invisalign®** 系统购得。Invisalign® 系统描述于转让给矫正技术公司的大量专利和专利申请案中, 例如包含在第 6, 450, 807 号和第 5, 975, 893 号美国专利中, 以及该公司的网站上, 所述网站可在万维网上访问 (例如见网址 “align.com”)。Invisalign® 系统包含在将对准件施予患者并用于重定位牙齿 (例如在治疗开始时) 之前设计和 / 或制造将由患者佩戴的对准件中的多个且有时所有对准件。通常, 为患者设计和规划定制治疗会利用基于计算机的 3 维规划 / 设计工具, 例如可从矫正技术公司购得的软件技术。对准件的设计可依赖于对一系列经规划连续牙齿布置的计算机建模, 且将个别对准件设计为佩戴在牙齿上, 且将牙齿弹性地重定位到所规划的牙齿布置中的每一者。

[0006] 正畸器具和系统通常利用接合在牙齿表面上的牙齿附件或组件, 以便引起所要的牙齿移动。一般来说, 器具将力和 / 或力矩施加于牙冠上以移动牙齿, 其中所施加的力通常与牙齿表面或定位于牙齿上的附件垂直。目前, 正畸系统通常使用若干通用或标准附件来实现正畸牙齿移动。可识别牙齿移动, 且接着选择通用或标准附件来结合重定位器具而使用。附件的选择和定位通常是基于治疗专家的临床经验或根据治疗专业人员的判断来实现。遗憾的是, 事实证明, 在一些情况下这些当前方法的疗效有限, 因为牙齿上的选定附件配置和 / 或定位可能无法递送最佳或甚至充分的力施加, 以便引起所要的牙齿移动。在一些情况下, 施加到牙齿的实际力并不如最初所预期, 且可能导致缺乏移动或不正确且不想要的牙齿移动。用于旋转的当前牙齿附件对于所有患者均具有相同形状和位置, 且用旋转组件来使牙齿经历移动。由于牙齿的个别形态和复合移动, 这些附件的性能可能不是对于所有患者都是最佳的。

[0007] 因此, 需要改进的技术和正畸系统以用于在使用牙齿附件的正畸治疗期间设计更

有效的牙齿移动力并将所述力提供给牙齿,且用于减少不想要的牙齿移动。

发明内容

[0008] 本发明提供正畸系统和相关方法,其用于设计和提供用于引起所要牙齿移动且/或将牙齿重定位成所要布置的改进或更有效的牙齿移动系统。本发明的方法和正畸系统包含牙齿附件,其具有为更佳且/或更有效地施加力以获得所要/选定正畸移动而选择或修改的经改进或优化的参数。本发明的附件可为特定患者(例如患者定制)、特定移动和/或患者子群组或子组而定制,且经配置以啮合由患者佩戴的正畸牙齿定位器具,其中附件与正畸器具之间的啮合导致将重定位力或力系列/力系施加于带有附件的牙齿,且通常将引起牙齿移动。

[0009] 在一个方面中,本发明是针对一种用于设计用于引起患者牙齿的选定移动的牙齿移动系统的计算机实施的方法。所述方法包含接收所述患者的牙齿的数字模型。确定用于引起所述选定牙齿移动的所要力系。接着设计患者定制的附件。所述附件经配置以在由患者佩戴时啮合正畸器具,且将对应于所述选定力系的重定位力施加到牙齿。所述附件包含一个或一个以上参数,所述参数具有基于所述数字模型、所述选定力系以及一个或一个以上患者特定特性而选择的值,从而提供所述选定力系对所述患者的牙齿的改进施加。

[0010] 在另一方面中,本发明是针对一种用于产生牙齿移动系统的方法,所述牙齿移动系统包含牙齿附件,所述牙齿附件经配置以啮合由患者佩戴的正畸器具,且将对应于所述患者的牙齿的选定移动的重定位力系施加到牙齿。所述方法包含确定将施加到所述患者的牙齿的所要力系,以便引起所述选定牙齿移动。从非定制附件群组中选择第一附件。对施加到带有所述第一附件且与正畸器具啮合的牙齿的第一力系进行建模。接着通过修改所述第一附件的一个或一个以上参数值来产生优化附件,使得施加到带有所述优化附件且与由所述患者佩戴的正畸器具啮合的牙齿的第二力系比所述第一力系更接近地对应于所述所要力系。

[0011] 在另一方面中,本发明是针对一种用于将牙齿移动力递送到患者的牙齿的正畸系统。所述正畸系统包含患者定制的正畸附件。所述患者定制的正畸附件经配置以在由患者佩戴时啮合正畸器具,且将对应于选定力系的重定位力系施加到牙齿。所述附件包含一个或一个以上参数,所述参数具有基于所述选定力系和一个或一个以上患者特定特性而修改或选择的值。

[0012] 在另一方面中,本发明是针对一种用于设计牙齿移动系统的方法,所述牙齿移动系统包括一个或一个以上牙齿附件,以引起患者的牙齿的选定移动。所述方法包含确定用于引起所述选定牙齿移动的所要力系的力或力矩值。设计移动经优化或患者定制的附件。所述附件经配置以在由患者佩戴时啮合正畸器具,且将重定位力施加到所述牙齿。所述附件包含基于所确定的力或力矩值而修改以使得所述所施加的重定位力大体上与所述所要力系匹配的一个或一个以上参数值。

[0013] 在另一方面中,本发明是针对一种用于设计牙齿移动系统的方法。所述包含识别对应于待施加到牙齿以便引起选定牙齿移动的所要力系的力或力矩值的范围。当安置于牙齿上的第一附件与正畸器具啮合时,对施加到所述牙齿的第一力或力矩值进行建模。所述第一附件具有在啮合期间影响施加到所述牙齿的所述力或力矩的参数。将所述第一力或力

矩值识别为在所述值范围内。接着通过修改所述第一附件的一个或一个以上参数值来产生优化附件,使得将第二力或力矩施加到带有优化附件且与正畸定位器具啮合的牙齿。所述第二力或力矩值与所述第一力系相比在所述值范围内较高或较低,且经选择以优化正畸治疗期间向牙齿的力/力矩施加。

[0014] 在另一方面中,本发明是针对用于设计用于引起患者牙齿的选定移动的附件的方法。所述方法包含在所述患者的牙系的数字模型上的位置处识别附件在牙齿上的初始位置。基于所述附件的所述初始位置以及所述牙齿的几何形状来计算附件参数。每一附件参数与对应于用于所述牙齿的所述选定移动的最佳力或最佳力矩的预定值范围相关联。在所述所计算的参数的至少一个值不在所述预定值范围内的情况下,修改所述附件参数中的至少一者以及所述附件在所述牙齿上的所述位置,使得所有所述附件参数均在所述预定值范围内。

附图说明

[0015] 图 1A 说明颚以及根据本发明实施例的递增定位调整器具。

[0016] 图 1B 展示啮合牙冠和经定位附件的器具的横截面图。

[0017] 图 2A 提供说明正畸附件方法的常规途径的流程图。

[0018] 图 2B 提供说明根据本发明实施例的正畸附件选择/设计方法的流程图。

[0019] 图 2C 提供说明根据本发明实施例的附件优化过程的流程图。

[0020] 图 2D 说明根据本发明实施例的附件设计优化。

[0021] 图 3 提供说明根据本发明实施例的正畸选择/设计方法的逻辑流程图。

[0022] 图 4 说明根据本发明实施例的具有相对于牙轴线而识别的一个或一个以上参数的附件。

[0023] 图 5 说明根据本发明实施例的具有相对于牙系的咬合平面而识别的一个或一个以上参数的附件。

[0024] 图 6 说明根据本发明实施例的具有相对于患者的解剖学或骨骼特征而识别的一个或一个以上参数的附件。

[0025] 图 7 说明根据本发明实施例的具有相对于患者的软组织特征或外观而识别的一个或一个以上参数的附件。

[0026] 图 8 说明根据本发明实施例的具有弧度和半径的附件。

[0027] 图 9A 到图 9L 说明根据本发明各种实施例的示范性附件。

[0028] 图 10A 是根据本发明实施例的指定疗程的过程的流程图。

[0029] 图 10B 是用于计算对准件形状的过程。

[0030] 图 11 是用于创建有限元模型的过程的流程图。

[0031] 图 12 是用于计算对准件形状的改变的过程的流程图。

[0032] 图 13A 是用于计算对准件形状的改变的子过程的流程图。

[0033] 图 13B 是用于计算对准件形状的改变的子过程的流程图。

[0034] 图 13C 是用于计算对准件形状的改变的子过程的流程图。

[0035] 图 13D 是说明图 13B 的子过程的操作的示意图。

[0036] 图 14 是用于计算多组对准件的形状的过程的流程图。

- [0037] 图 15A 到图 15B 分别说明具有经定位牙科器具的初始牙齿位置和所得的不合意力向量。
- [0038] 图 15C 到图 15D 分别说明将释放添加到牙科器具以抵消牙齿周围不合意的力向量,以及所得的牙科器具将预定力合意地施加在牙齿上。
- [0039] 图 16 说明包含额外形状修改以去除牙科器具与牙齿之间的间隙的经修改牙科器具几何形状。
- [0040] 图 17 是说明优化牙科器具的几何形状的流程图。
- [0041] 图 18 是说明牙科附件定位的流程图。
- [0042] 图 19 说明通过在与对象的旋转轨迹正切的方向上施加力来实现的对象旋转。
- [0043] 图 20 说明上面形成有牙齿附件的牙齿。
- [0044] 图 21 说明用于移动牙齿的参数激励附件。
- [0045] 图 22 说明用于移动牙齿的附件的激励件。
- [0046] 图 23 说明激励件与附件之间导致激励件的夹持平面旋转的相互作用。
- [0047] 图 24 是说明用于提供患者特定附件且用于将附件定位在患者的牙齿上的方法的流程图。
- [0048] 图 25 说明在确定附件在牙齿上的位置时应满足的定位约束。
- [0049] 图 26 说明用于设计附件的算法中所使用的牙齿上的不同参数,当所述附件被放置于临床牙冠中轴 (facial axis of a clinical crown, FACC) 附近时,所述附件产生足够力矩。
- [0050] 图 27 说明有效附件表面的不同参数。
- [0051] 图 28 说明牙齿上的附件的夹持平面旋转的比较。
- [0052] 图 29 说明附件的夹持平面的经优化旋转角度。

具体实施方式

[0053] 本发明提供正畸系统和相关方法,其用于设计和提供用于引起所要牙齿移动且/或将牙齿重定位成所要布置的改进或更有效的牙齿移动系统。本发明的方法和正畸系统包含牙齿附件,其具有为更佳且/或更有效地施加力以获得所要/选定正畸移动而选择或修改的改进或优化的参数。本发明的附件可为特定患者(例如患者定制)、特定移动和/或患者子群组或子组而定制,且经配置以啮合由患者佩戴的正畸牙齿定位器具,其中附件与正畸器具之间的啮合导致将重定位力或力系列/系施加于带有附件的牙齿,且通常将引起牙齿移动。

[0054] 本发明的正畸系统可包含牙齿附件以及一个或一个以上正畸器具,所述正畸器具在由患者佩戴时啮合所述附件。关于图 1A 概括说明具有接纳并重定位牙齿(例如经由因器具弹性而施加力)的牙齿接纳腔的器具。如图所说明,图 1A 展示由患者佩戴以便实现个别牙齿在颌 11 中的递增重定位的一个示范性调整器具 10。器具可包含壳(例如聚合物壳),其具有接纳牙齿并弹性地重定位牙齿的牙齿接纳腔。类似器具(包含 Invisalign® 系统中所利用的器具)描述于转让给矫正技术公司的大量专利和专利申请案中,例如包含在第 6,450,807 号和第 5,975,893 号美国专利中,以及该公司的网站上,所述网站可在万维网上访问(例如见网址“align.com”)。根据本发明的器具可经设计以啮合定位于患者的牙

齿上的一个或一个以上附件,如下文进一步描述。如本文中进一步描述,牙齿附件可经设计、定向和 / 或定位在患者的牙齿上以在器具由患者佩戴时精确地控制在患者的牙齿上产生的力矩。如本文所描述的在正畸治疗中的定制设计和使用可通过更精确地施加具有必要量值和方向的力向量以获得所要移动来有利地改进治疗效率和临床结果。如所描述的包含器具和牙齿附件的本发明的正畸系统进一步提供高效的力分布机制,其可更有效地减小不想要的力和力矩。

[0055] 参看图 1B 进一步说明用于传递移动力或力系的牙齿附件。所述附件在牙冠上耦合到牙齿表面,且当器具由患者佩戴时,可如图 1A 中所说明与牙科器具或对准件耦合或啮合牙科器具或对准件。当由患者佩戴时,器具通过激励件(例如器具内腔的一个或一个以上表面或部分)与牙齿附件和 / 或牙冠的对应表面 / 部分之间的相互作用 / 接触而啮合牙冠和附件,以施加力系用于引起牙齿移动。如下文进一步所述,可实现各种牙齿移动。

[0056] 如现有申请案中所陈述,可将器具设计和 / 或提供为一组多个器具中的一部分,且可根据治疗计划来管理治疗。在此实施例,每一器具可经配置以使得一个或一个以上牙齿接纳腔具有对应于既定用于所述器具的中间或最终牙齿布置的几何形状。器具几何形状可进一步设计或修改(例如修改以适应牙齿附件或结合牙齿附件而操作),以便将所要的力或力系施加到患者的牙齿,且引起所要的牙齿移动且将牙齿逐渐地重定位到既定布置。通过将一系列递增位置调整器具放于患者的牙齿上,可渐进地将患者的牙齿从其初始牙齿布置重定位到最终牙齿布置。可全部在同一阶段或成组或分批(例如在治疗阶段开始时)制造调整器具,患者佩戴每一器具,直到不再能感觉到每一器具在牙齿上的压力为止。可在患者佩戴多个不同器具(例如一组器具)中的任一器具之前,设计乃至制造所述多个器具。此时,患者用系列中的下一调整器具来替换当前调整器具,直到没有器具剩下为止。所述器具通常未固定到牙齿上,患者可在疗程期间的任何时间放置和替换器具。系列中的最终器具或若干器具的几何形状可能经选择而过度校正牙齿布置,即具有(如果完全实现)将移动个别牙齿超过已选择为“最终”的牙齿布置的几何形状。此过度校正可能合乎需要,目的是在重定位方法终止之后抵消潜在的复归,即准许个别牙齿朝其预校正的位置往回移动。过度校正还可能有助于加快校正速率,即通过使器具的几何形状的位置超过所要中间或最终位置的几何形状,个别牙齿将以较大速率朝所述位置移位。在此些情况下,在牙齿到达器具所界定的位置之前,就可以不再使用器具。

[0057] 例如图 1A 中所说明的正畸器具在器具的牙齿接纳腔与所接纳的牙齿和 / 或附件之间的每一接触点处将力施加到牙齿的牙冠和 / 或定位在牙齿上的附件。这些力中的每一者的量值及其在牙齿表面上的分布决定了其所导致的正畸牙齿移动的类型。牙齿移动的类型按照惯例被描绘为挤出、侵入、旋转、翻转、平移和牙根移动。牙冠移动大于牙根移动的牙齿移动被称为翻转。牙冠和牙根的等量移动被称为平移。牙根移动大于牙冠移动被称为牙根移动。

[0058] 出于说明性目的,可将三种类型的牙齿移动识别为连续的可能移动的划分。牙齿移动可在空间的任一平面中在任一方向上。本发明使用将三维空间中的移动描绘为三种分类:第一级、第二级和第三级的正畸惯例。

[0059] 所选择和施加到牙齿的力的量值,以及力在其上作用的牙齿表面上的位置和分布的合适选择对于控制所实现的牙齿移动的类型来说是重要的。先前存在的附接技术并不用

于为个别患者或所要的特定牙齿移动定制附件,或优化或精确地控制施加到患者的牙齿以引起牙齿的所要移动的力(例如力的集合或力系)。

[0060] 利用附件的现存正畸系统和方法通常利用有限数目个通用或标准附件来实现正畸牙齿移动。根据先前存在的方法,可基于所需的牙齿移动的类型来选择所使用的通用或标准附件,而不进行预测或力建模查询(例如见图 2A)。举例来说,正畸知识或临床实践可使得正畸从业者从一组现存通用附件中选择一特定附件,其中所述附件是已知或预期更适合于所要的牙齿移动。然而,此特定选择在按患者或牙齿移动定制的治疗方面受限(例如因为选择的数目有限),且与本文所描述的附件设计的“定制”不同。更通常且在许多治疗方法中,针对所有患者的所有牙齿上的相同移动使用单个或相同的通用附件设计/配置;“均码(one size fits all)”方法。虽然将用于移动的附件的选择按照惯例是基于临床经验的一般指导原则或基于治疗专业人员的判断,但执行选定附件对引起所要移动所需的力系的较少优化/定制,且将由选定附件和位置实现的实际力系是在使用之后(例如)通过观察临床结果来评估。

[0061] 由此,先前通过使用牙科附件来实现牙齿移动的方法已被证实,在一些情况下具有缺点,因为其并未最佳地将生物力学、力建模和/或预测性建模的原理并入到附件的设计中。因此,一般或非定制附件所施加的实际移动力的所得不确定性有时可能导致不足和/或不适当的力系被施加到牙齿,这可能导致不正确且不想要的牙齿移动。本发明有利地实现牙齿的给定所要移动,针对所要/指定移动而优化例如附件几何形状和附件的定位等各种附件参数。此优化过程不仅基于所要牙齿移动,而且可在确定附件的特性的过程中并入生物力学、生物力学与力测试和/或建模的原理,以及待移动的特定牙齿的特性。可基于个别患者的待移动的特定牙齿的特性而实现进一步定制。图 2B 大体上说明附件设计优化的过程。可通过并入有或考虑个别患者(或患者群组)的牙齿的特性,例如牙齿大小、宽度、轮廓、长度、长轴等来实现附件设计定制。如图 2B 中所说明,本发明可包含:识别所要牙齿移动;确定引发所要牙齿移动所需的力系或一系列的所施加力;以及设计经优化的附件以将所识别的力系或大体上类似的力系递送到患者的牙齿,从而实现所要的牙齿移动。如本文进一步陈述,附件设计和优化可包含对使用选定附件施加到牙齿的力系进行建模或预测,且可进一步包含修改或调整一个或一个以上附件参数。在一个实施例中,一种方法可包含:首先选择附件设计;且接着确定通过附件的正畸使用而施加到牙齿的力系;且进一步确定所预测的力系是否适合于引发所要的牙齿移动。

[0062] 具有可根据本发明而选择/修改的值的附件参数包含附件的任何参数或特征,其在经修改的情况下,影响在正畸治疗期间施加到安置有附件的患者牙齿上的力或力矩。一般来说,附件参数的非限制实例可包含或涉及附件(整个或部分)几何形状、形状、大小、组成、定位等。可选择或修改附件参数值,以实现优化(例如选定移动优化)和/或患者定制。患者定制是指根据正接受治疗的个别患者或(在一些情况下)特定且大体上受限类别的患者的特定特征或特性而选择或修改附件参数值。可根据本发明而包含和考虑各种患者特性,且所述患者特性将包含患者的可影响牙齿移动或正畸治疗的任何特性。非限制患者特定特性包含牙齿形状、形态特征、牙齿或表面定向、牙齿彼此之间和与咀嚼系统的其它部分之间的关系、牙根特性、治疗计划考虑因素,例如牙齿移动路径、碰撞等。患者特征可进一步包含例如年龄、性别、种族、各种生活方式考虑因素、营养、口腔卫生等较一般的特性。

[0063] 在一个方面中,本发明提供改进的附件以及用于确定这些附件的参数(例如,几何参数)以及这些参数的值的方法,其实现对由附件递送到牙齿的力系的改进控制。将正确且适当的力系施加到牙齿将产生精确的受控正畸牙齿移动,且被视为正畸治疗中的改进。可更成功地实现治疗目标,且治疗时间更短,从而使得患者满意度增加。在一个实施例中,发明性方法优化附件设计,其考虑如实现特定牙齿的所要移动所需的附件的表面的位置和定向。

[0064] 如上文所述,器具或对准件通过施加一系列或系统的力(力系)来实现牙齿移动,所述力系由以下部分组成:力、力的力矩以及用以引起环绕牙齿的牙周组织和骨结构的生物学响应的到牙齿的力偶矩。不同的力系产生不同类型的牙齿移动:翻转、平移、牙根移动等。在一些情况下,对准件单独无法递送实现所要牙齿移动所需的力系。可将某一量的材料或结构(在正畸领域中通常称为附件)接合到牙齿以辅助对准件将适当的力系递送到牙齿。附件中的当前技术水平是被指示为在需要特定牙齿移动时使用的固定几何形状。然而,过去仅凭临床观察来选择与对准件配对以改进移动的附件,在一些情况下这种选择方式的疗效有限,且无法对递送到牙齿的力系进行精确的临床控制。根据本发明的方法和系统有利地考虑可能对将精确的力系施加到牙齿具有重要影响的各种因素,包含生物力学原理、牙齿形态、附件位置、附件定向以及对准件之间的啮合概率。本发明使用这些输入来确定将与对准件一起使用以实现特定牙齿的特定移动的附件的最佳设计,且适应针对特定牙齿和特定所要移动而确定的特定附件特性。因此,当前附件和正畸系统为特定牙齿和特定移动提供优化以及定制个别化附件设计。

[0065] 图 2C 说明根据本发明实施例的附件优化过程。所述过程包含提供或创建治疗或力施加模拟环境。模拟环境可包含(例如)计算机建模系统、生物力学系统或设备等。可为测试或力建模选择一个或一个以上对准件形状或候选附件设计。如上文所述,可识别所要的牙齿移动以及引起所要牙齿移动所需或所要的力系。使用模拟环境,可对候选附件形状进行分析或建模,以确定因使用候选附件而产生的实际力系。可任选地对候选附件进行一种或一种以上修改,且可如所描述进一步分析力建模。

[0066] 图 2D 说明根据本发明实施例的附件力建模和设计优化。如上文,可识别所要的牙齿移动以及引起所要牙齿移动所需或所要的力系(或牙齿移动力或力矩的值范围)。可选择一个或一个以上附件设计(例如形状 A 到 F),以分析所施加的对应力系,从而识别具有属于所识别或所要范围内的牙齿移动力施加的附件设计。可进一步修改附件设计,例如修改一个或一个以上附件参数值,以修改或进一步优化所要力系的施加。

[0067] 在一个实施例中,可将附件识别为具有在所识别范围之外的力或力矩值,且产生经优化附件可包含修改所述附件的一个或一个以上参数值,以便使附件的力或力矩值在所识别范围内。在另一实施例中,一种方法可包含识别具有属于所要范围的力/力矩的附件,接着修改所实现的参数值,使得经修改或优化的附件的力/力矩属于所要范围的不同部分。举例来说,可将附件识别为具有在所要范围的下部部分中的力/力矩值,其中选择修改以优化附件,以便提供所要范围内较高的力/力矩值。见(例如)图 2D,将形状 F 与形状 F' 和 F'' 进行比较。

[0068] 参看图 3 描述根据本发明的设计包含一个或一个以上经优化和/或定制附件以引起患者牙齿的所要移动的牙齿移动系统的方法。可为正畸治疗而识别所要的牙齿移动。生

物力学原理、建模技术、力计算 / 测量技术等（包含正畸术中通常使用的知识和方法）可界定待施加到牙齿以实现牙齿移动的适当力系。在确定待施加的力系时，可考虑来源，包含文献、通过实验或虚拟建模、基于计算机的建模、临床经验、对有害力的最小化等（包含本文进一步描述的方法）而确定的力系。确定的结果是待施加到牙齿的所要力系。初始附件几何形状可由一组参数假定和描述。接着可通过计算机建模来确定或直接测量由此初始几何形状产生的力系。可相对于参考点（例如牙齿的轴线或任何牙科特性）而界定力系。当确定附件设计时可考虑牙齿形态和表面定向。牙齿的表面可能具有一定向，使得当通用附件形状接合到牙齿的表面时，力被不正确地引导。接着更改参数附件的表面定向，以补偿牙齿表面定向，且在较有利的方向上重定向所述力。还可更改附件在牙齿上的位置，以确定产生最优力系的位置。还可更改例如绕轴线旋转或线性移动等定向，以优化力系。接着可使确定由附件产生的力系的结果的每一参数在临床相关值和所识别的最优设计内递增。

[0069] 图 3 说明逻辑流程图，其说明本发明的附件优化和 / 或定制的正畸选择 / 设计方法实施例。

[0070] 界定附件且可使其值递增以确定产生所要力系的组合的参数包含表面积、表面定向、在牙齿上的位置、大小（长度、深度、高度）、界定为附件在牙齿表面外的距离的突出。界定附件几何形状、定向和位置的参数可相对于牙齿或任何解剖学结构或根据这些而界定的任何参考而参考。可（例如）相对于 FACC 轴线（临床牙冠的面部轴线）、牙齿的一个或一个以上轴线、包含牙齿的那些轴线的任何参考平面、牙咬合、骨骼或软组织而界定附件参数。可相对于多根牙齿的任一轴线来界定附件的参数。

[0071] 对于由弯曲部分组成的附件，界定附件的位置和定向的参数除上文所指示的参数之外还可包含曲率、弧度、半径、切向、长轴和短轴或界定总体形状时所使用的任何其它特性。所要移动可在适当时在 2D 空间中界定，且由例如第一、第二或第三级、挤出、侵入、旋转、倾斜、外翻、翻转、扭转等常用正畸术语来指定。将在牙弓平面内的牙科移动称为第一级。围绕垂直于咬合平面的轴线的旋转为一实例。将沿牙弓的牙科移动描述为第二级。近中远根尖是第二级移动的实例。将围绕牙弓的牙科移动描述为第三级。前牙根扭转是第三级移动的实例。

[0072] 在图 4 所示的一个实施例中，所要 / 选定 2D 移动为挤出，且相对于牙齿的长轴而参考附件的用以优化力系的参数。将所要力系确定为平行于牙齿的长轴的力。放于临床牙冠上的 FACC 点处的矩形附件并不产生最优力系。所揭示的本发明确定附件的参数改变以补偿长轴与附件接合到其上的牙齿表面的方向之间的角度变化。相对于长轴而展示附件的优化或改进力系的一个正面的定向。所揭示的本发明包含确定参数改变以在优化或改进力系时补偿牙齿表面形态。

[0073] 可相对于各种解剖学特征来界定所要牙齿移动、力以及附件参数。如图 5 中所说明，例如，相对于牙系的咬合平面来界定参数。如图 6 中所说明，例如，相对于骨骼特征来界定参数。如图 7 中所说明，例如，相对于患者的软组织的方面或特征来界定参数。

[0074] 所揭示的本发明的额外优点是可将定制或经优化附件设计为对临床错误较不敏感，即“较宽容的”的附件，其中当位置或制造准确性受损时，力系并不显著变化。另外，可递增地变化一个或一个以上参数。参数在对所要力系（或力系的特定组成部分）产生最少影响的某一值范围内的变化允许使用期间的最大变化或不准确性。

[0075] 本发明的另一优点包含优化或改进附件与器具之间的所要啮合的概率。器具或对准件通常不会充分啮合（例如接触）所有附件形状。根据本发明而优化的附件设计以可再现方式啮合对准件，即在将对准件多次插入附件上后，产生啮合的最少变化或无变化。因此，多次附件 / 对准件啮合将使得产生大体上相同的力系。此可再现啮合可有利地提供正实现的较有效的牙齿移动。通过先前段落中所述的手段来确定改进或最优设计。

[0076] 图 8 说明具有弧度和半径的附件。图 9A 到图 9L 说明示范性牙齿附件。图 9A 到图 9C 说明针对牙齿旋转移动（例如尖齿旋转）而优化的附件。图 9D 和图 9E 说明针对牙齿旋转移动（例如双尖齿旋转）而选择和定位的附件。图 9F 和图 9G 说明针对牙齿挤出移动（例如前牙挤出）而优化的附件（例如带牙龈斜面）。图 9H 到图 9J 说明包含水平带斜面弯向缘（图 9H 和图 9I）和垂直矩形（图 9J）的针对侵入移动（例如不具有双尖齿旋转的前牙侵入，以及前牙侵入加双尖齿旋转）而定位的附件。图 9K 说明针对下颌切牙拔出而选择和定位的附件（例如，放置于邻近拔出位点的两个牙齿上的垂直矩形附件）。图 9L 说明针对双尖齿拔出而选择和定位的附件（例如，放置于远离拔出位点的两个牙齿和在拔出位点近中的一个牙齿上的垂直矩形）。

[0077] 如上文所述，通常根据治疗计划逐渐地使患者的牙齿重定位。下文进一步描述用于治疗计划设计以及器具设计和制造的示范性方法。通常，可使用各种基于计算机的应用来任选地（但不是必要地）完成器具和 / 或治疗计划设计。将认识到，器具设计和制造不限于任何特定方法，且可包含各种基于计算机和不基于计算机的方法。

[0078] 描述根据本发明的一个实施例的治疗规划。可收集和分析患者数据，且指定和 / 或规定特定治疗步骤。在一个实施例中，可产生和提出治疗计划以供牙科从业者审阅。牙科从业者可接受治疗计划或请求修改治疗计划。一旦治疗计划被批准，就可开始制造器具。现在可能用 3 维正畸治疗规划工具（例如矫正技术公司的软件，或可从 e 模型（eModels）和 OrthoCAD 购得的其它软件，等等）来制订数字治疗计划。这些技术允许临床医师使用患者的实际牙系作为定制治疗计划的开始点。矫正技术公司的软件技术使用患者特定的数字模型来制订治疗计划，且因此使用对所实现的或实际治疗成果的扫描来估定所述成果与如 2003 年 8 月 21 日申请的第 10/640,439 号美国专利申请案和 2002 年 8 月 22 日申请的第 10/225,889 号美国专利申请案中所论述的原始数字治疗计划相比的成功度。

[0079] 图 10A 说明用于为患者的正畸治疗产生治疗计划或界定和产生重定位器具的示范性过程 100 的总体流程。过程 100 可并入有如本文进一步描述的经优化和 / 或定制附件及其设计。如将描述，过程 100 包含本发明的方法，且适合于本发明的经优化和 / 或定制的附件和设备。将所述过程的计算步骤有利地实施为用于在一个或一个以上常规数字计算机上执行的计算机程序模块。

[0080] 作为初始步骤，获得患者的牙齿或嘴部组织的模型或扫描（步骤 110）。此步骤通常涉及获取患者的牙齿和牙龈的铸型，且可另外或替代地涉及获取蜡咬模、直接接触扫描、x 射线成像、层析成像、声波造影成像以及用于获得关于牙齿、颚、牙龈和其它正畸学相关组织的位置和结构的信息的其它技术。根据如此获得的数据，得出表示患者的牙齿和其它组织的初始（即，治疗前）布置的数字数据集。

[0081] 对可包含来自扫描操作的原始数据和从原始数据得出的表示表面模型的数据的初始数字数据集进行处理，以对组织构成彼此分段（步骤 120）。明确地说，在此步骤中，产

生以数字方式表示个别牙冠的数据结构。有利的是,产生整个牙齿的数字模型,包含测量到的或外推的隐藏表面和牙根结构,以及周围的骨头和软组织。

[0082] 可从临床医师以处方形式接收、可根据基本正畸原理而计算,或可从临床处方以计算方式外推牙齿的所要最终位置(即,正畸治疗或正畸治疗阶段的所要和既定最终结果)(步骤 130)。通过指定牙齿的所要最终位置和牙齿本身的数字表示,可指定每颗牙齿的最终位置和表面几何形状(步骤 140),以形成牙齿在所治疗结束时的完成模型。通常,在此步骤中,指定每颗牙齿的位置。此步骤的结果可为一组数字数据结构,其表示对于正畸治疗的所要阶段,模型化的牙齿相对于假定稳定的组织的正畸学上正确的重定位。将牙齿和组织两者均表示为数字数据。

[0083] 在具有每颗牙齿的开始位置和最终位置两者后,过程接下来为每颗牙齿的运动界定牙齿路径(步骤 150)。在一个实施例中,可总体优化牙齿路径,使得牙齿以最快方式移动,同时使迂回翻转的量最少,以使牙齿从其初始位置到达其所要的最终位置。迂回翻转是牙齿在不同于直接朝所要最终位置的任何方向上的任何移动。迂回翻转有时是必要的以允许牙齿移动经过彼此。对牙齿路径进行分段。计算分段,使得每颗牙齿在一分段内的运动保持在线性和旋转平移的阈值限制内。以此方式,每一路径分段的端点可构成临床上可行的重定位,且分段端点的聚合构成临床上可行的牙齿位置序列,使得从序列中的一点移动到下一点不会导致牙齿的碰撞。

[0084] 在一个实施方案中,基于待使用的器具的性质而用默认值来初始化线性和旋转平移的阈值限制。可使用患者特定数据来计算更个性化定制的限制值。还可基于器具计算的结果来更新限制值(步骤 170),其可确定在沿一个或一个以上牙齿路径的一个或一个以上点处,可由器具在牙齿和组织的当时存在的配置上产生的力不可能影响由一个或一个以上牙齿路径分段表示的重定位。使用此信息,界定经分段路径的子过程(步骤 150)可重新计算路径或受影响的子路径。

[0085] 在所述过程的各个阶段,且明确地说,在已界定经分段路径之后,所述过程可以且通常将与负责患者的治疗的临床医师互动(步骤 160)。可使用经编程以从其中实施过程 100 的其它步骤的服务器计算机或进程接收牙齿位置和模型以及路径信息的客户端进程来实施临床医师互动。有利地编程客户端进程以允许临床医师显示位置和路径的动画,且允许临床医师重设牙齿中的一者或一者以上的最终位置,且指定待应用于经分段路径的约束。如果临床医师作出任何此类改变,那么再次执行界定经分段路径的子过程(步骤 150)。

[0086] 使用经分段牙齿路径和相关联的牙齿位置数据来计算临床上可接受的器具配置(或器具配置中的连续改变),其将使牙齿以由路径分段指定的步长在所界定的治疗路径上移动(步骤 170)。每一器具配置表示沿针对患者的治疗路径的步长。界定且计算步长,使得每一离散位置可遵循直线牙齿移动或从由前一离散步骤实现的牙齿位置的简单旋转,且使得每一步长所需的重定位的量涉及患者的牙系上的正畸学上最优量的力。如同路径界定步骤一样,此器具计算步骤可包含与临床医师互动且甚至反复互动(步骤 160)。下文将参看图 10B 更全面地描述过程步骤 200 中实施此步骤的操作。

[0087] 在计算器具界定之后,过程 100 可进行到制造步骤(步骤 180),其中制造由所述过程界定的器具,或产生电子或印刷信息,其可由人工或自动过程使用以界定器具配置或改变器具配置。

[0088] 图 10B 说明针对上文所提到的第 5, 975, 893 号美国专利中所述种类的聚合物壳对准件实施器具计算步骤 (图 6A, 步骤 170) 的过程 200。对所述过程的输入包含初始对准件形状 202、各种控制参数 204 以及牙齿在当前治疗路径分段结束时的所要最终配置 206。其它输入包含牙齿在颌中的位置的数字模型、颌组织的模型、附件放置和配置以及初始对准件形状和对准件材料的规格。在对准件位于牙齿上适当位置的情况下, 所述过程使用输入数据来产生对准件、附件、牙齿和组织的有限元模型 (步骤 210)。接下来, 所述过程将有限元分析应用于对准件、牙齿、组织等的复合有限元模型 (步骤 220)。分析进行, 直到达到退出条件为止, 此时, 过程估算牙齿是否已到达当前路径分段的所要最终位置, 或足够靠近所要最终位置的位置 (步骤 230)。如果牙齿未到达可接受的最终位置, 那么过程计算新的候选对准件形状 (步骤 240)。如果到达可接受的最终位置, 那么估算通过有限元分析而计算的牙齿的运动, 以确定其在正畸学上是否可接受 (步骤 232)。如果它们是不可接受的, 那么过程也着手计算新的候选对准件形状 (步骤 240)。如果运动在正畸学上可接受, 且牙齿已到达可接受位置, 那么将当前对准件形状与先前计算的对准件形状进行比较。如果当前形状是目前为止最好的解决方案 (步骤 250), 那么将其保存为目前为止最好的候选者 (步骤 260)。如果当前形状不是目前为止最好的解决方案, 那么在任选步骤中将其保存为可能中间结果 (步骤 252)。如果当前对准件形状是目前为止最好的候选者, 那么过程确定其是否好到足以被接受 (步骤 270)。如果是, 那么过程退出。否则, 过程继续并计算另一候选形状 (步骤 240) 以供分析。

[0089] 可使用可从多种卖主购得的计算机程序应用软件来创建有限元模型。为了创建立体几何模型, 可使用计算机辅助工程设计 (CAE) 或计算机辅助设计 (CAD) 程序, 例如可从加利福尼亚州圣拉斐尔市的欧特克 (Autodesk) 公司购得的 AutoCAD® 软件产品。为了创建有限元模型并对其进行分析, 可使用来自若干卖主的程序产品, 包含可从爱荷华州 Coralville 的 CADSI 购得的 PolyFEM 产品、可从马萨诸塞州沃尔瑟姆市的参数技术公司 (Parametric Technology Corporation) 购得的 Pro/ 机械模拟软件、可从俄亥俄州辛辛那提市的结构动力学研究公司 (Structural Dynamics Research Corporation, SDRC) 购得的 I-DEAS 设计软件产品, 以及可从加利福尼亚州洛杉矶市的马克尼尔 - 施文德勒公司 (MacNeal-Schwendler Corporation) 购得的 MSC/NASTRAN 产品。

[0090] 图 11 展示创建可用于执行过程 200 (图 10B) 的步骤 210 的有限元模型的过程 300。到模型创建过程 300 的输入包含描述牙齿和组织的输入数据 302 以及描述对准件的输入数据 304。描述牙齿的输入数据 302 包含: 牙齿的数字模型; 坚硬组织结构的数字模型 (如果可用); 对牙齿嵌入其中且牙齿连接到其的基质组织进行建模 (在无所述组织的特定模型的情况下) 的高粘度流体的形状和粘度规格; 以及指定模型元素的不可移动边界的边界条件。在一个实施方案中, 模型元素仅包含牙齿的模型、高粘度嵌入基质流体的模型以及实际上界定建模流体保持于其中的坚硬容器的边界条件。注意, 流体特性可根据患者群体 (例如依据年龄) 而不同。

[0091] 创建牙齿和组织的初始配置的有限元模型 (步骤 310), 且任选地高速缓存以供在过程的日后重复中再用 (步骤 320)。如对牙齿和组织所进行, 针对聚合物壳对准件创建有限元模型 (步骤 330)。用于此模型的输入数据包含指定制成对准件的材料以及对准件的形状的数据 (数据输入 304), 且可任选地进一步包含附件信息。

[0092] 接着以计算方式操纵模型对准件,以将其放置于模型颚中的经建模牙齿上,以创建处于适当位置的对准件的复合模型(步骤340)。任选地,计算使对准件变形以配合在牙齿(包含附接到牙齿的任何硬件)上所需的力,且在测量特定对准件配置的可接受性时将其用作优值。任选地,所使用的牙齿位置如基于先前治疗步骤和其它患者信息从概率模型估计所得。然而,在较简单的替代方案中,通过将足够的力施加到对准件内侧以使其足够大以配合在牙齿上、将模型对准件放置在复合模型中的模型牙齿上、将模型牙齿和组织的条件设置为无比坚硬,且允许模型对准件松弛到固定牙齿上的适当位置中,来对对准件变形进行建模。对对准件和牙齿的表面进行建模,以在此阶段无摩擦的情况下相互作用,使得对准件模型在有限元分析开始之前实现模型牙齿上的正确初始配置,以找到复合模型的解决方案,且计算牙齿在扭曲的对准件的影响下的移动。

[0093] 图12展示用于计算可用于对准件计算(如过程200(图10B)的步骤240中所描述)中的下一对准件的形状的过程400。使用多种输入来计算下一候选对准件形状。这些输入包含通过对复合模型的有限元分析解决方案产生的数据的输入402,以及由当前牙齿路径界定的数据404。从有限元分析得出的数据402包含:牙齿的模拟重定位发生的真实逝去时间量;通过所述分析计算的实际最终牙齿位置;施加到每颗牙齿的最大线性和扭转力;以及每颗牙齿的最大线性和角速度。根据输入路径信息,输入数据404包含当前路径分段的初始牙齿位置、当前路径分段结束时的所要牙齿位置、每颗牙齿的最大可允许移位速度,以及针对每颗牙齿的每一种类的最大可允许力。

[0094] 如果发现先前估算的对准件违反一个或一个以上约束,那么过程400可任选地使用额外输入数据406。此数据406可包含识别先前所估算的对准件所违反的约束以及先前所估算的对准件的任何所识别次最优性能的信息。另外,过程400可使用与先前牙科装置所违反的约束以及先前牙科装置的次最优性能有关的输入数据408。

[0095] 在接收到初始输入数据(步骤420)后,过程在模型中的可移动牙齿上重复。(可将所述牙齿中的一些牙齿识别为且强迫为不可移动的。)如果由先前选择的对准件引起的当前选择的牙齿的最终位置和运动动态为可接受(步骤440的“是”分支),那么过程通过选择考虑下一牙齿(步骤430)而继续,直到已考虑所有牙齿为止(从步骤430到步骤470的“完成分支”)。否则(来自步骤440的“否”分支),计算对准件在当前选择的牙齿的区域中的变化(步骤450)。过程接着移回到选择下一当前牙齿(步骤430)(如已描述)。

[0096] 当已考虑所有牙齿时,针对先前所界定的约束而估算对对准件作出的总体改变(步骤470),其实例已被提到。可参考多种进一步考虑(例如可制造性)来界定约束。举例来说,可界定用以设置对准件材料的最大或最小厚度或用以设置对准件在牙齿的牙冠上的最大或最小覆盖范围的约束。如果满足对准件约束,那么应用改变以界定新的对准件形状(步骤490)。否则,调整对准件的改变以满足所述约束(步骤480),且应用经调整的改变以界定新的对准件形状(步骤490)。

[0097] 图13A说明计算当前牙齿区中的对准件改变的步骤(图12中的步骤450)的一个实施方案。在此实施方案中,使用基于规则的推断引擎456来处理先前所述的输入数据(输入454)以及规则的规则库452中的一组规则452a到452n。推断引擎456和规则452界定产生系统,其在应用于事实输入数据时产生一组输出结论,所述输出结论指定将对当前牙齿区中的对准件作出的改变(输出458)。

[0098] 规则 452a...452n 具有常规的两部分形式：“如果”部分，其界定条件；以及“那么”部分，其界定在满足条件的情况下断言的结论或动作。条件可为简单的，或其可为多个断言的复杂结合或分离。界定将对对准件作出的改变的一组示范性规则包含以下各项：如果牙齿的运动太快，那么在所要运动方向的相对方向上将驱动材料添加到对准件；如果牙齿的运动太慢，那么添加驱动材料以过校正牙齿的位置；如果牙齿远未达到所要最终位置，那么添加材料以过校正；如果牙齿已移过所要最终位置过多，那么添加材料以在牙齿移动以与对准件交会的地方加固对准件；如果已添加了最大量的驱动材料，那么添加材料以过校正牙齿的重定位，且不添加驱动材料；且如果牙齿的运动是在不同于所要方向的方向上，那么移除和添加材料以便重定向牙齿。

[0099] 在图 13B 和图 13C 中所说明的替代实施例中，计算对准件的绝对配置，而不是增量差。如图 13B 中所示，过程 460 计算当前牙齿区中的对准件的绝对配置。使用已经描述的输入数据，所述过程计算当前牙齿的所要最终位置与所实现的最终位置之间的差异（步骤 462）。使用牙齿中心线与牙龈组织的水平之间的交点作为参考点，所述过程计算所有六个运动自由度即三个平移度和三个旋转度的差异的补充（步骤 464）。接下来，使模型牙齿从其所要最终位置移位补充差异的量（步骤 466），其在图 13B 中所说明。

[0100] 图 13D 展示说明性模型牙齿 62 上的说明性模型对准件 60 的平面图。牙齿处于其所要最终位置，且对准件形状由处于此最终位置的牙齿界定。将通过有限元分析计算的牙齿的实际运动说明为将牙齿放置于位置 64 中而不是所要位置 62 中。将所计算的最终位置的补充说明为位置 66。过程 460（图 13B）的下一步骤在过程的此重复中通过在前一步骤（步骤 466）中计算的经移位模型牙齿的位置来界定当前牙齿区中的对准件（步骤 468）。图 13D 中将此所计算的当前牙齿区中的对准件配置说明为形状 68，其由重定位于位置 66 中的模型牙齿界定。

[0101] 图 13C 中展示过程 460 中的另一步骤，其也可实施为规则 452（图 13A）。为了在当前牙齿的中心轴的方向上移动当前牙齿，将界定对准件的所述区的模型牙齿的大小或对准件中针对所述牙齿所允许的空间量制作为在所述过程已决定使牙齿移动远离的区域中较小（步骤 465）。

[0102] 如图 14 中所示，针对治疗路径中的一步长而计算对准件的形状的过程 200（图 10B）是过程 600 中计算一系列对准件的形状的一个步骤。此过程 600 开始于初始化步骤 602，其中获得初始数据、控制和约束值。

[0103] 当已为治疗路径的每一步长或分段找到对准件配置（步骤 604）时，过程 600 确定是否所有对准件均为可接受的（步骤 606）。如果是可接受的，那么过程完成。否则，过程任选地进行一组步骤 610，以试图计算一组可接受对准件。首先，放宽对准件上的约束中的一者或一者以上（步骤 612）。接着，针对具有不可接受对准件的每一路径分段，以新的约束来执行使对准件成形的过程 200（图 10B）（步骤 614）。如果所有对准件现在是可接受的，那么过程 600 退出（步骤 616）。

[0104] 对准件可能出于多种原因而为不可接受，其中的一些原因由所述过程来处置。举例来说，如果需要任何不可能的移动（步骤 620），即如果需要形状计算过程 200（图 10B）实现任何规则或调整均不可用的运动，那么过程 600 着手执行计算对可对其施加力以实现所需运动的主牙齿的硬件附件的配置的模块（步骤 640）。因为添加硬件可具有大于局部的影

响,因此当将硬件添加到模型时,再次执行过程 600 的外部循环(步骤 642)。

[0105] 如果不需要不可能的移动(来自步骤 620 的“否”分支),那么过程将控制转移到路径界定过程(例如步骤 150,图 10A),其重新界定治疗路径的具有不可接受对准件的那些部分(步骤 630)。此步骤可包含改变治疗路径上的牙齿运动的增量(即改变分段)、改变治疗路径中由一个或一个以上牙齿遵循的路径,或两者皆有。在已重新界定治疗路径之后,再次执行过程的外部循环(步骤 632)。重新计算有利地限于仅重新计算治疗路径的经重新界定部分上的那些对准件。如果所有的对准件现在均可接受,那么过程退出(步骤 634)。如果仍有不可接受的对准件,那么可重复所述过程,直到找到一组可接受的对准件或超过反复限制为止(步骤 650)。此时,以及在本说明书中描述的过程中的其它点处,例如在计算额外硬件(步骤 640)时,过程可与人类操作者(例如临床医师或技术人员)互动,以请求辅助(步骤 652)。操作者提供的辅助可包含:界定或选择待附接到牙齿或骨头的合适附件;界定所添加的弹性元件以为治疗路径的一个或一个以上分段提供所需的力;建议治疗路径的变更,无论是在牙齿的运动路径方面还是在治疗路径的分段方面;以及批准与操作约束的偏离或操作约束的放宽。

[0106] 如上文所提到,通过输入数据的各种项目来界定和参数化过程 600(步骤 602)。在一个实施方案中,此初始化和界定数据包含以下项目:针对总过程的外部循环的反复限制;经计算以确定对准件是否足够好(见图 10B,步骤 270)的优值的规格;对准件材料的规格;对准件的形状或配置成为可接受的而必须满足的约束的规格;正畸学上可接受的力和定位运动和速度的规格;初始治疗路径,其包含每一牙齿的运动路径以及将治疗路径分段为若干分段,每一分段由一个对准件实现;安装于牙齿上或另外的任何锚定件的形状和位置的规格;以及牙齿位于其中或其上的颚骨和其它组织的模型的规格(在正描述的实施方案中,此模型由粘性基质流体的模型组成,牙齿嵌入所述模型中,且所述模型具有本质上界定用于所述流体的容器的边界条件)。

[0107] 可利用各种牙根成像和/或建模(例如统计牙根建模)。可部分地使用基于牙根的排序系统来引导牙齿移动。在一个实施例,移动受表面积约束限制,而在另一实施例中,移动受体积约束限制。

[0108] 任选地,将其它特征添加到牙齿模型数据集,以产生对准件中的所要特征。举例来说,可能希望添加数字蜡补丁以界定腔或凹座以维持对准件与牙齿或颚的特定区之间的空间。还可能希望添加数字蜡补丁以界定波状或其它结构形式,以创建具有特定刚度或其它结构性质的区。在依靠产生正模型以产生重定位器具的制造过程中,将蜡补丁添加到数字模型将产生具有相同添加蜡补丁几何形状的正模。这可在界定对准件的基本形状中或在计算特定对准件形状中全局进行。可添加的一个特征是围绕牙龈线的缘边,其可通过在根据其制造对准件的数字模型牙齿的牙龈线处添加数字模型线而产生。当通过将聚合物材料压力配合于数字牙齿的正物理模型上来制造对准件时,沿牙龈线的线致使对准件具有围绕其的缘边,从而沿牙龈线提供额外的刚度。

[0109] 在另一任选制造技术中,将两个或两个以上材料薄片压力配合于正牙齿模型上,其中所述薄片中的一者是沿对准件的顶点牙弓切割,且其它薄片上覆于其上。此举沿牙齿的垂直壁提供至少双重厚度的对准件材料。

[0110] 可对对准件的设计所作的改变受将用于生产对准件的制造技术约束。举例来说,

如果将通过将聚合物薄片压力配合于正模型上来制作对准件,那么对准件的厚度由薄片的厚度决定。因此,系统将通常通过改变模型牙齿的定向、模型牙齿的若干部分的大小、附件的位置和选择以及材料的添加或移除(例如添加虚拟线、添加/移除附件材料、修改一个或一个以上附件参数以及创建修改(例如补偿突起居中扭曲的修改)),来调整对准件的性能以改变对准件的结构。系统可任选地通过指定对准件中的一者或一者以上将由不同于标准厚度的厚度的薄片制成来调整对准件,以向牙齿提供或多或少的力。另一方面,如果将通过立体光刻工艺来制作对准件,那么对准件的厚度可局部改变,且可添加例如附件凹座或啮合部分、缘边、陷窝和波纹等结构特征,而不修改牙齿的数字模型。还可使用所述系统来对例如止动件和牙箍等较传统的器具的效果进行建模,且因此使用所述系统来为特定患者产生最优设计和治疗程序。

[0111] 因此,可选择性地添加、修改/定制一个或一个以上牙齿附件,且将其包含于器具设计与制造中,其中器具和附件设计与制造以及将器具并入治疗计划中如上文所述。然而,在一些实例中,将附件并入到器具设计中可能在器具的其它表面处导致器具的几何形状的后续改变,例如在被患者佩戴时。这些改变或更改可导致牙齿与器具之间的接触表面的性质或位置改变,有时是以较佳地将所要力系施加到患者的牙齿的方式,且有时是以不合意的方式。由此,可在附件和/或器具设计中建模或考虑改变或扭曲。举例来说,可依据发生的概率以及这些改变/扭曲对所加的加载和牙齿移动将是有益的还是有害的来以计算方式分析或确定改变、扭曲等。可包含若干方法以确定这些几何改变的效果,且通过识别新的表面或形状并加载以实现所要移动来补偿所述改变。因此可在此反复设计过程中改进器具几何形状和附件参数,因为所述过程又考虑每一特征及其对器具几何形状、对接触表面和对设计正畸系统时所产生的力系的影响。

[0112] 参看图 15A 到图 15D 以及图 16 说明根据本发明实施例的修改器具表面以补偿因将附件并入治疗计划中而导致的效应(例如,扭曲效应)。图 15A 到图 15B 分别说明具有经定位牙科器具的初始牙齿位置以及所得的不合意力向量。参看所述图,在如图所示的牙齿正在沿 x 方向的面部方向上移动的实例中,在将例如聚合物壳对准件等牙科器具定位于牙齿上后,对准件几何形状即刻经配置以将预定力施加于牙齿上以根据针对特定治疗阶段的治疗计划来重定位所述牙齿。举例来说,如图 15B 中所示,牙科器具经配置以配合于牙齿上以将牙齿重定位于如图所示的 x 方向上,但相反地导致在如图所示且由箭头说明的 +x/-z 方向上施加预定力。器具可包含安置于腔中的一个或一个以上成形特征。

[0113] 因此,在一个方面中,可优化对准件几何形状和/或附件参数,以补偿不合意但所得的力向量,以便抵消其力且进一步在基于针对所考虑的治疗阶段的治疗计划的方向上施加既定力。对对准件的一个示范性修改可包含添加释放组件。图 15C 到图 15D 分别说明将释放添加到牙科器具以抵消牙齿周围不合意的力向量,以及牙科器具对牙齿上的预定力的所得所要施加。在一个方面中,为了补偿不合意的力(例如,如图 15B 中由箭头所示),可提供预定释放(例如,但不限于 0.1mm 到 0.3mm),使得对准件与牙齿之间导致不合意的力向量的接触得以避免,但仍(例如)沿如上文所论述的 x 轴保持所要的力。

[0114] 参看图 15C,对准件上的预定释放由箭头说明,借此通过修改对准件几何的形状来去除对准件与牙齿之间在导致不合意的力的位置处的啮合。以此方式,在一个方面中,且如图 15D 中所示,通过(例如)修改对准件几何形状来实现(例如)在 x 方向上施加于牙齿

上的既定和合意的力。

[0115] 图 16 说明经修改的牙科器具几何形状,其包含额外的形状修改以去除牙科器具与牙齿之间的间隙。参看图 16,将注意到,虽然对准件几何形状的修改(例如,上文结合图 15C 到图 15D 所论述)使得所要的预定力按照牙科治疗所计划而施加于牙齿上,但牙齿与对准件之间(例如如图 16 所示)在牙龈区域附近可能形成间隙或凹穴。在一个方面中,为了考虑所产生的此间隙或凹穴,可进一步修改或优化对准件几何形状,(例如)以在对准件处于作用(或拉伸)状态时在朝向牙齿的方向上更好地适应。

[0116] 参看图 16,在一个实施例中可在可修改对准件形状的方向上通过箭头说明优化对准件几何形状以解决所形成的间隙或凹穴。此外,应注意,优化对准件形状以考虑间隙可能潜在地影响对准件对牙齿施加的力的方向,且因此可能进一步需要额外的修改或优化。

[0117] 在一个方面中,修改附件参数和/或牙科对准件几何形状(例如具有一个或一个以上修改区域(例如释放等)),以及为较松或较紧的适应而重新定轮廓以实现所要的力向量,同时避免摩擦和其它不合意的力向量,这将为牙齿病情的治疗提供改进的且定制的对准件形状。在制造牙科器具时,在一个方面中,可在建立过程期间调整模具,以基于(例如)在模具的预界定或相关位置中数字地添加和/或减去释放和/或附件接触/啮合部分而获得所要几何的形状。

[0118] 在一个方面中,基于根据材料性质和垂直于由针对特定治疗阶段的移动向量而产生的复合向量的表面积的量而确定的力行为,可通过使用可针对所要移动而选择且进一步定制的附件来将额外的表面积添加到牙齿。以此方式,在一个方面中,可为特定牙齿确定表面区域的横截面和/或定向,且可将附件并入一个或一个以上牙齿上,以增强或改进必要的表面积,以与牙科器具协作或啮合以在针对治疗阶段的准确方向上在牙齿上实现所要的移动向量或预定等级的力。

[0119] 以此方式,且如本文进一步陈述,可使用计算机辅助的设计工具或系统来设计、制造或模拟牙科对准件和/或附件,其中首先对待移动的牙齿的表示进行建模。其后,以所界定的几何形状性质来对界定牙齿的目标位置的对准件进行建模。其后,(例如)使用 FEA 建模或其它合适的计算和/或建模技术来确定将牙齿从初始位置重定位到目标位置所必需的力或对所述力进行建模。在一个方面中,有可能使用连接到力测量传感器的牙齿的物理模型来界定力,使得可使用从物理模型获得的读数来确定最佳力,且因此至少部分地基于来自物理测力计的反馈而更改一个或一个以上附件参数和对准件配置。

[0120] 因此,界定移动向量,其建立所施加力的方向,以及力的等级及其性质,其是将牙齿从初始位置重定位到目标位置所必要的。基于移动向量以及经建模的对准件和/或附件,进一步修改或重新配置对准件和/或附件以将预定移动向量计算在内。即,在已界定识别牙齿重定位所必要的力性质的移动向量之后,基于所确定的移动向量而更改或优化牙科器具形状和/或附件参数。另外,可进一步基于所界定的移动向量而优化器具形状和/或附件参数以抵消不合意的力或力分量,或可能导致的器具扭曲(例如,因附件的缘故)。

[0121] 其后,可通过快速原型设计(例如立体光刻)或其它合适的技术来制造经修改或经优化的牙科器具,以实现所要的牙齿移动。另外,可重复此过程,以针对治疗计划的每一治疗阶段而优化牙科器具,使得对准件性能且因此治疗计划结果得以改进。

[0122] 此外,在再一方面中,可基于垂直于牙齿移动的所要方向的最大量的可用表面区

域的位置而确定附件设计和 / 或放置。另外,如果治疗计划中的任何给定牙齿上的力处于或低于预界定等级,那么可将附件添加到牙齿或器具以补充所要的表面积,或增加牙齿的摩擦系数,从而改进对准件在牙齿上的力分布。

[0123] 在一个方面中,可通过(例如)添加、部分或全部减去、均匀或非均匀缩放、布尔(Boolean)或非布尔算法,或几何运算,或其一个或一个以上组合来有意地更改与牙齿、牙龈和 / 或其它口腔组织或结构相关联的数据集,以配置、建模和 / 或制造可针对所要或既定治疗目标而优化的牙科器具。

[0124] 此外,进一步就本文关于附件设计和定制的论述而论,可选择或提供角度形成或附件以及附件的表面配置,以改进移动向量以优化其对所要牙齿的施加,同时使不合意或有害的力向量(例如可抵消移动向量的向量)的量减到最小。另外,在一个方面中,可提供多个附件(例如一系列邻接附件),以更改力方向或产生持续预定时间周期的移动向量,使得所述系列的邻接附件可经配置以充当缓慢运动凸轮,其中牙科器具接着充当随动件。

[0125] 在又一方面中,可添加点跟踪以在治疗阶段中处理且 / 或跟踪牙齿点,使得可确定所要或合适的凸轮 / 随动件关系,以实现目标位置或治疗目标。在一个方面中,可将牙科器具的内表面上一个或一个以上突起配置为随动件,且其可由虚拟压力点形成。在一个实施例中,虚拟压力点由有意建立或设计到参考模具或模型中的空隙组成,所述参考模具或模型与当对准件形成于参考模具上时对准件中既定将额外压力施加于牙齿上的对应部分相关联。

[0126] 因此,在一个方面中,首先确定 $n+1$ 或后续 / 目标牙齿位置。其后,确定从初始牙齿位置到达目标牙齿位置的移动方向。在确定移动方向之后,确定将牙齿从初始位置重定位到目标位置的力和力矩的量或量值和方向。其后,确定将在所计划的牙齿移动的方向上提供最合适的啮合、夹持和 / 或负载向量的附件的轮廓,包含(例如)与牙齿表面有关的附件的几何形状、位置等。

[0127] 在已确定附件的相关轮廓 / 参数后,可确定附件位移以实现从初始位置到目标位置的位置平移。在将附件定位于牙齿上后,后续治疗阶段的牙科器具即刻经由经定位的附件而与牙科器具的牙齿触点啮合。以此方式,在所要方向上准确地引导牙科器具在由患者佩戴时所产生的力 / 力矩,且还以足够的量值配置所述力 / 力矩以按既定方式移动牙齿,例如移动到下一所计划位置中。举例来说,在一个实施例中,将附件接合到患者的牙齿。如上文所述确定附件的初始位置。经移位或重定位的附件可离开与牙科器具上的附件的形状一致的腔的新位置。在附件在初始阶段位于牙冠上且在后续目标治疗阶段移位的情况下,目标治疗阶段的牙科器具可能在初始治疗阶段干扰牙齿上的附件。所述干扰又经配置以产生力 / 力矩以形成所要的牙齿移动。

[0128] 在一个方面中,可通过(例如)调整附件的轮廓、参数和 / 或相对于牙冠表面的定位来修改或优化力 / 力矩的方向和量值,以产生抗衡力 / 力矩以消除或最小化有害翻转力矩、实现牙根移动等。相对于牙冠的附件移动的量还可与牙齿移动相关,以基于特征在牙齿上的移动而产生治疗计划。

[0129] 图 17 是说明优化牙科器具的几何形状的流程图,所述几何形状可经优化以结合定位于牙齿上的一个或一个以上附件将所要负载递送到牙齿。参看图 17,确定牙齿的初始位置(步骤 2110)。其后,基于治疗计划确定牙齿的目标位置(步骤 2120)。在一个方面中,

目标位置可包含下一或 $n+1$ 治疗阶段牙齿位置。在基于治疗计划确定牙齿的目标位置之后,计算或确定与从初始位置到目标位置的牙齿移动相关联的移动向量(步骤 2130)。即,确定力分布或属性。力分布或属性可包含(例如)与从初始位置到目标位置的牙齿移动相关联的力的量值和力的方向。

[0130] 在确定与从初始位置到目标位置的牙齿移动相关联的移动向量之后,确定与移动向量相关联的分量(步骤 2140)。举例来说,如上文所论述,确定与将牙齿从初始位置重定位到目标位置的移动向量相关联的力量值。另外,确定牙齿移动的力方向,以及用于解决有害或非既定力的反力。其后,基于所确定的与和从初始位置到目标位置的牙齿移动相关联的移动向量相关联的分量,来修改例如对准件等牙科器具的腔几何形状(步骤 2150)。

[0131] 图 18 是说明附件参数确定(包含附件轮廓和定位)的流程图。参看图 18,确定第一治疗阶段时的牙齿位置(步骤 2210)。确定第二或 $n+1$ 治疗阶段时的牙齿位置(步骤 2220)。其后,确定与从第一治疗阶段到第二治疗阶段的牙齿移动相关联的移动向量(步骤 2230)。在确定与牙齿移动相关联的移动向量之后,确定与移动向量相关联的一个或一个以上附件/附件轮廓(步骤 2240)。确定附件参数,例如牙科附件的位置、牙科附件的角度形成、垂直于来自牙科器具的力的方向的表面积。其后,在治疗阶段期间将一个或一个以上附件定位于牙齿上以与对应的器具接触(步骤 2250)。可如本文进一步所述定制和选择附件参数轮廓和定位,以实现所要的牙齿移动(例如见图 3)。以此方式,在一个实施例中,将来自牙科器具的力/力矩准确地施加到牙齿,以将牙齿从初始位置重定位到目标或第二治疗阶段位置。

[0132] 如上文所述,本发明的实施例提供由若干参数控制的附件,使得附件的形状和附件在牙齿上的位置是患者特定的,且提供最优的力和力矩。明确地说,确定参数化患者特定附件的形状和位置,使得满足以下条件:1) 围绕牙齿的长轴提供具有临床上容许量值的力矩;2) 提供临床上合理的挤压力;以及 3) 排除了在牙齿移动的中间阶段附件与(同一颌和相对颌的)其它牙齿的碰撞。可根据正畸学文献、专家意见、临床经验和组织阻力的计算机模拟结果来确定力和力矩的容许量值。

[0133] 图 19 说明可通过沿与对象的旋转轨迹正切的任何方向施加力来移动对象。具体地说,施加到对象 2300 的力(a、b、c 或 d)可通过臂(r)与施加到对象的力的量(F)的交叉乘积($r \times F$)的力矩来在圆上使对象旋转。一对相等且相反的力可产生具有零所得力(例如,力 a 与 c 或力 b 与 d)的力矩。三个参数一起产生一力矩:1) 力向量,2) 施力点,和 3) 测量力矩的点。施力点和测量力矩的点决定臂向量。当使牙齿旋转时,相对于牙齿的阻力中心而计算力矩。

[0134] 牙齿旋转的先前实践是将标准附件添加到牙冠的中心,或牙齿的颊面的面部轴线点,且规划牙齿的旋转。使用热成形工艺,在标准附件的形状上以热塑性薄片形成对准件中的附件接纳井。所得附件接纳井在某些区域中接触所接合的附件,从而在患者佩戴对准件时产生使牙齿旋转的力分布。然而,此常规旋转方法无法一致地控制接触和所得力分布。

[0135] 在一个方面中,为了解决常规标准附件的缺点,本发明提供对准件激励件。标准附件方法与本发明的对准件激励件之间的主要差异在于产生附件主体与附件接纳井之间的接触点。如本文所使用,激励件可包含对准件或正畸系统的啮合附件的作用表面以便将负载施加到牙齿的任何特征。可利用多种激励件结构,其中非限制实例包含附件接纳井或其

表面、陷窝、隆脊、放置于对准件与附件之间的主体（例如复合物）等。在标准附件中，接触点由附件主体与附件接纳井的因牙冠从初始阶段到后续阶段的旋转而导致的位置偏差界定。在此情况下，通过热成形工艺来使附件主体的形状与附件接纳井的内表面一致。根据本发明的实施例，附件主体与附件接纳井的位置偏差仍存在。另外，不同地设计附件主体和附件接纳井的形状，使得附件接纳井接触并施加临床上所要的力和力矩，而无上文所提到的偏差。在此情况下，附件 / 激励件对是在无任何牙冠移动的情况下产生牙齿移动所要的力分布。根据本发明的实施例，附件 / 激励件对是用于沿牙齿的长轴的上部和下部牙齿旋转。然而，如所属领域的技术人员将了解，可使用附件 / 激励件对来促进其它正畸移动。

[0136] 使用对应于不同参数的参数设计工具来设计附件 / 激励件对。在以下表 1 中列出了参数，以及所述参数的对应功能和识别符号。将具有配置于对准件中的激励件的参数旋转附件缩写为 PRAA。根据本发明的实施例，可确定参数的优先级或将优先级指派给参数。举例来说，可向碰撞指派较高优先级或用较高优先级来加权碰撞，使得在设计和 / 或定位将导致碰撞事件的情况下，可拒绝对提供良好力施加的附件的识别。

[0137]

符号	功能	参数
Oz	控制力量值	PRAA 的原点 z
Oy	控制臂长	PRAA 的原点 y
P3	控制力方向	PRAA 夹持平面与牙齿的 x-y 平面之间的角度
P4	控制力量值	突出
P5	控制力量值	沿 PRAA 的 x 轴的角度
P6	控制力量值	沿 PRAA 的 y 轴的激励角度
P7	控制力方向	PRAA 斜坡与牙齿的 x-z 平面之间的角度，或沿 PRAA 的 z 轴的角度
R	被动，以及可成形性	球半径
L1	被动，以及可成形性	夹持平面的高度

[0138] 表 1

[0139] 图 20 说明上面形成有牙齿附件 2410 的牙齿 2400。该图展示相对于牙齿 2400 的 x 轴、y 轴和 z 轴，以及相对于牙齿附件 2410 的 PRAAx 轴、PRAAy 轴和 PRAAz 轴。该图另外展示针对牙齿附件 2410 的 y 轴原点 (Oy) 和 z 轴原点 (Oz)。

[0140] PRAA 的 y 轴的原点 (Oy) 是沿牙冠的高度的 PRAA 原点的位置，其可能影响力输出。所述力可能因对准件厚度且因此强度沿牙冠的高度改变而受影响。通过降低 PRAA 的 y 轴的原点，牙齿附件 2410 更靠近其中对准件材料较薄且柔性较大的牙龈线。

[0141] PRAA 的 z 轴的原点 (Oz) 是界定为施力点到牙齿 2400 的纵轴之间的距离的臂长。PRAA 的 z 轴的原点决定斜面距牙齿 2400 的 z 轴有多远。因此，此参数控制力矩的臂长。

[0142] PRAA 斜坡与牙齿的 x-y 平面之间的角度界定夹持平面相对于牙齿的 x-y 平面相对于牙齿的纵轴的法线。举例来说，夹持平面表面的法线与牙齿 2400 的纵轴之间的角度可为 77 度。如果力向量 (F) 以 77 度角作用于牙齿 2400 上，那么可将力向量建模为 $F \cdot \cos(77)$ 的挤压力和 $F \cdot \sin(77)$ 的舌向力。舌向力围绕牙齿基础的纵轴产生力矩，且挤压力防止由非所要接触导致的任何侵入趋势。

[0143] PRAA 夹持平面与牙齿 2400 的 x-z 平面之间的角度控制夹持平面的法线相对于牙

齿 2400 的 $x-z$ 平面的定向。在一个实施例中,此角度可为 180° , 以此角度,夹持平面法线平行于 $x-z$ 平面。在另一实施例中,此角度可为 60° 。通过控制此角度的值,可基于附件 2410 在牙齿表面上的位置而最大化臂长。

[0144] 突出参数应具有足以使牙冠表面上的所设计夹持平面暴露且同时仍无任何搭接困难地配合牙齿的值。如果突出值过低,那么力可能受损,因为接触可能因附件主体和附件接纳井中的夹持平面表面上的面积和界定的损失而不准确。夹持平面表面上的此面积和界定的损失可能由材料的可成形性和制造容差导致。

[0145] 激励件可具有相对于附件的 y 轴到达夹持平面表面中的角度变化。此角度变化(称为激励角度)引起激励件与附件的夹持平面表面之间的接触。激励角度可通过激励件与附件的夹持平面表面之间的所得干扰来控制力量值。如上文所提到,激励件产生舌向力和挤压力,其趋向于以相对于激励角度为正的关系而改变。

[0146] 呈弯曲主体的形式的铰链允许在夹持平面表面上激励,而不会引入与附件的其它部分的非所要接触。在一个实施例中,铰链在附件和附件接纳井中为由其原点和半径界定的球体。在另一实施例中,铰链在附件中为由其原点和两个轴界定的椭圆体,且在附件接纳井中为球体。在铰链为球体的情况下,附件的原点也是球体的原点,且附件的 y 轴延伸穿过球体直径。因此,沿附件的 y 轴的激励角度并不引入球体上的变化,且因此并不引入不想要的接触。在铰链为椭圆体的情况下,附件的原点也是椭圆体的原点,附件的 y 轴延伸穿过椭圆体的一个轴,且椭圆体的另一轴比附件接纳井中的球体直径短。因此,沿附件的 y 轴的激励角度不引入椭圆体上的接触。

[0147] 在给定铰链半径的情况下,夹持平面的高度界定 PRAA 相对于其自己的坐标系和原点的夹持平面。不管夹持平面的角度如何,夹持平面表面与牙齿的 $x-y$ 平面之间的角度可适于产生挤压分量。然而,然而,如果夹持平面的高度过小,且夹持平面的角度过大,那么将不良地形成 PRAA 的夹持平面。根据本发明的实施例,夹持平面的高度不应小于 3mm。

[0148] 图 21 说明用于移动牙齿的参数激励附件 2500。附件 2500 的形状为在一端为四分之一椭圆体,夹持平面 2510 形成于其一个表面上。参看曲线图,附件 2500 具备不同维度,其如下识别:L 为附件长度,R 为球体的半径,S 为椭圆体的半轴,D 为表示从原点到夹持平面且到夹持平面的法线的距离的向量,且 H 为基底高度。

[0149] 图 22 说明用于移动牙齿的附件的激励件 2600。具体地说,在对准件中提供激励件 2600,且结合形成于牙齿上以使牙齿旋转的附件 2500 而使用激励件 2600。激励件 2600 的形状为在顶部表面的一端为四分之一球体,其中夹持平面 2610 形成于顶部表面的相对端上。激励件 2600 和附件 2500 可各自具有不同的基底高度 (H 、 H_a)。激励件 2600 的夹持平面 2610 的定向不同于附件 2500 的夹持平面 2510 的定向。参看图 23,其展示激励件 2600 与附件 2500 之间的相互作用,激励件 2600 的夹持平面 2610 围绕 y 轴旋转角度 α 。

[0150] 使用以下参数来控制附件在牙齿上以及激励件在对准件上的定位:1)PRAA 的原点 z (O_z),其为从附件的原点到临床牙冠中轴 (FACC) 咬合点的距离;2)PRAA 的 y 轴的原点 (O_y),其对应于臂长;3)附件的夹持平面与牙齿的 $x-y$ 平面之间的角度(见表 1 中的参数 P3);4)附件的突出(见表 1 中的参数 P4);5)激励角度(见表 1 中的参数 P6),其为激励件的夹持平面与附件的夹持平面之间的角度;6)从附件到牙龈曲线的最小距离;以及 7)牙齿的牙间裕量。

[0151] 图 24 是说明用于提供患者特定附件且用于将附件定位于患者的牙齿上的方法的流程图。所述方法通过识别需要附件的牙齿（步骤 2700）而开始。为了确定牙齿是否需要附件，或牙齿在哪一阶段间隔中需要附件，执行算法以计算总旋转移动。如果移动多于指定阈值，那么将牙齿识别为需要附件。

[0152] 检测用于定位附件的任何约束（步骤 2705）。下文参看图 25 来描述定位约束。接着设置附件的当前位置，使得附件定位于所约束的边界内（步骤 2710）。

[0153] 接着作出附件的当前位置是否在规则臂区中的确定（步骤 2715）。如果附件的当前位置在规则臂区中，那么处理进行到步骤 2720，其中发生规则附件 / 激励件对的初始建模。如果附件的当前位置不在规则臂区中，那么处理进行到步骤 2725，其中发生短臂附件 / 激励件对的初始建模。附件 / 激励件对是患者特定且牙齿特定的。附件 / 激励件对的形状和位置由牙齿的几何形状决定。举例来说，当牙齿较大时，可能需要较大的附件。使用形状参数来对附件 / 激励件对的初始形状进行建模，其可在必要时修改。接着将附件定位于牙齿上（步骤 2730）。

[0154] 基于附件的初始形状和位置来计算附件参数（步骤 2735）。实例附件参数包含臂向量、臂长、夹持平面面积、夹持平面宽度以及夹持平面长度。如果参数值中的任一者不属于预定值范围内，那么修改附件的形状（步骤 2740）。如果所有参数值均在可接受范围内，那么附件的形状和位置不需要修改。

[0155] 检查碰撞和约束（步骤 2745）。附件不应与其它对象（例如其它牙齿或附件、隆脊、虚拟填充物等）碰撞。另外，应满足约束阈值，例如距牙龈曲线的距离、距牙间区或区域（IP 区或 IPR）的距离、距切缘的距离等。

[0156] 接着作出附件是否提供将导致牙齿的所要移动的解决方案的确定。如果附件未提供所要解决方案，那么处理返回到步骤 2710，其中修改附件的位置。如果附件提供将导致牙齿的所要移动的解决方案，那么处理移动到步骤 2755，其中将所述解决方案应用于对患者的治疗。接着，处理终止。

[0157] 图 25 说明在确定附件在牙齿上的位置时应满足的定位约束。当确定附件位置时，考虑以下参数：1) 牙龈线；2) IP 区（在牙齿的面部侧）；3) 从远端点 / 中间端点开始的牙间边界；4) 中间平面（x-z 平面）；以及 5) 牙齿切缘约束。

[0158] 为避免与邻近牙齿以及相对颌上的牙齿碰撞，可能需要将附件放于临床牙冠中轴（FACC）附近。对于上部牙齿和下部牙齿两者来说，当牙齿较小时，需要短臂附件。当附件较靠近 FACC 时，力矩可能因短臂的缘故而对旋转来说为不足。此问题在下颌中是最相关的。图 26 说明用于设计附件的算法中所使用的牙齿上的不同参数，当将附件放于 FACC 附近时，所述附件产生足够的力矩。下文描述用于短臂附件定位的算法。

[0159] 步骤 1：识别最大牙间搜索线。如果搜索线在规则臂区内，那么定位具有规则附件解决方案的位置。从牙间边界到 FACC，且从切缘约束到牙龈线定向执行搜索。规则臂解决方案应满足所有约束。如果找到解决方案，那么识别并实施所述解决方案。如果无法在规则臂区中找到解决方案，那么执行步骤 2 以在短臂区中寻找解决方案。

[0160] 步骤 2：对于搜索线上的每一位置点，计算潜在解决方案。通过旋转角函数来计算附件的旋转角。还计算激励轴，接着执行步骤 3。

[0161] 步骤 3：如果所有潜在解决方案都不满足约束，那么执行步骤 4。否则，检查每一潜

在解决方案以确定满足所有约束。将满足约束的解决方案进行比较,且选择最优解决方案。举例来说,选择臂的最大值作为最优解决方案。

[0162] 步骤4:使扫描线以增量朝 FACC 移动。如果搜索线在 FACC 上或超过 FACC,那么无法找到解决方案,且搜索终止。如果在到达 FACC 之前找到搜索线,那么执行步骤2以在短臂区中寻找解决方案。

[0163] 图27说明作用附件表面的不同参数。实例参数包含:1)夹持平面的面积,其以夹持平面与牙齿表面之间的夹持多线与交叉多线为界;2)夹持平面与牙齿表面之间的交叉多线的长度;3)夹持多线与交叉多线之间的宽度(即,最大-最小距离);4)夹持平面的质心;5)臂向量,其垂直于Oz和夹持平面法线;6)臂长度,其为臂向量的带正负号长度,取决于基于右手定则而绕Oz的旋转;以及7)T值,其如下计算: $((-\text{平面法线向量} \wedge \text{臂向量}) \cdot \text{Z轴}) \cdot \text{面积}$ 。

[0164] 可调整参数以补偿短臂。举例来说,旋转可围绕附件的z轴发生以最大化力矩的z分量。图28说明夹持平面旋转的比较。如图的上部部分中所示,在不旋转、旋转30度和旋转60度的情况下,在牙齿的表面上提供附件。

[0165] 激励件围绕激励轴旋转。参考图的下部部分,激励轴穿过附件的原点(0),且沿附件的Oz轴与附件的夹持平面的法线之间的交叉乘积(OR)而导向。图28的左下部分展示附件,且图28的右下部分展示围绕激励轴(OR)旋转12度的激励件。

[0166] 图29说明夹持平面的优化旋转角。(内部)利用经校正的牙齿的z轴来测量夹持平面的旋转角。夹持平面的旋转角可在0°与60°之间。如下确定优化旋转角:

[0167]

$$\text{旋转角} = \begin{cases} \alpha, & \alpha \leq 60^\circ \\ 60^\circ, & \alpha > 60^\circ \end{cases}$$

[0168] 可进行调整以补偿短臂的其它参数包含:1)夹持平面的平行平移,以调整作用表面的宽度和长度;以及2)围绕附件的x轴的旋转,以调整附件宽度(见表1中的参数P5)。

[0169] 在制造附件/激励件对期间,应观察以下限制:1)由于可成形性限制,球体部分在直径方面的大小不得小于2mm。2)附件不得在牙齿表面上产生使得材料无法与几何形状充分一致的大伸出物。举例来说,如果夹持平面的高度(见表1中的参数L1)过短,那么夹持平面的角度将过大,从而导致PRAA的不良成形的夹持平面。因此,夹持平面的高度不得小于3mm。3)如果突出过低,那么力可能受损,因为接触因附件主体和激励件两者中的夹持平面表面上的面积和界定损失而不正确。这由材料的可成形性和制造容差导致。4)在一个实施例中,附件的侧面弯曲,以提供到牙齿表面的平滑过渡。这可便利热成形时的材料一致性。5)沿附件的z轴的角度(见表1中的参数P7)应在避免材料在与铰链相对的端部裂开的范围内。

[0170] 本发明可利用本文所述方法的各种计算机实施的实施例。举例来说,一个实施例中的计算机实施的方法包含:建立牙齿的初始位置;在治疗计划中确定牙齿的目标位置;计算与从初始位置到目标位置的牙齿移动相关联的移动向量;确定对应于移动向量的多个分量;以及确定相应的一个或一个以上成形特征的对应一个或一个以上位置/轮廓。成形特征可经配置以大体上在牙齿的表面平面处将预定力施加于牙科器具上。

[0171] 在另一实施例中,一种用于对牙科器具进行建模的设备包含:数据存储单元;以

及处理单元,其耦合到数据存储单元,且经配置以:确定牙齿的初始位置;在治疗计划中确定牙齿的目标位置;计算与从初始位置到目标位置的牙齿移动相关联的移动向量;确定对应于移动向量的多个分量;以及确定对应的一个或一个以上成形特征的轮廓和/或定位。

[0172] 本发明的数据处理方面可在数字电子电路中或在计算机硬件、固件、软件中或在其组合中实施。本发明的数据处理设备可在有形地包含于机器可读存储装置中以由可编程处理器执行的计算机程序产品中实施;且本发明的数据处理方法步骤可由执行通过对输入数据进行操作且产生输出而实施本发明的功能的指令程序的可编程处理器实施。本发明的数据处理方面可有利地在一个或一个以上计算机程序中实施,所述计算机程序可在包含至少一个可编程处理器的可编程系统上执行,所述可编程处理器经耦合以从数据存储系统、至少一个输入装置以及至少一个输出装置接收数据和指令,且将数据和指令发射到数据存储系统、至少一个输入装置以及至少一个输出装置。每一计算机程序可在高级程序性或面向对象的编程语言中或者汇编或机器语言(如果需要)中实施;且在任一情况下,所述语言可为经编译或经解译的语言。合适的处理器包含(例如)通用和专用微处理器。一般来说,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。适合有形地包含计算机程序指令和数据的存储装置包含:所有形式的非易失性存储器,包含(例如)半导体存储器装置(例如 EPROM、EEPROM 和快闪存储器装置);磁盘,例如内部硬盘和可装卸盘;磁光盘;以及 CD-ROM 盘。前述装置中的任一者可由 ASIC(专用集成电路)补充,或并入 ASIC 中。

[0173] 为了实现与用户的互动,可使用计算机系统来实施本发明,所述计算机系统具有用于向用户显示信息的例如监视器或 LCD(液晶显示器)屏幕等显示装置以及用户可借以向计算机系统提供输入的例如键盘、二维指点装置(例如鼠标或跟踪球)或三维指点装置(例如数据手套或陀螺仪鼠标)等输入装置。计算机系统可经编程以提供图形用户接口,计算机程序通过所述接口与用户互动。计算机系统可经编程以提供虚拟现实三维显示接口。

[0174] 在不脱离本发明的范围和精神的情况下,所属领域的技术人员将明白本发明的结构和操作方法的各種其它修改和更改。尽管已结合特定优选实施例描述了本发明,但应理解,如所主张的本发明不应过度限于这些具体实施例。希望所附权利要求书界定本发明的范围,且由此涵盖在这些权利要求及其均等物的范围内的结构和方法。

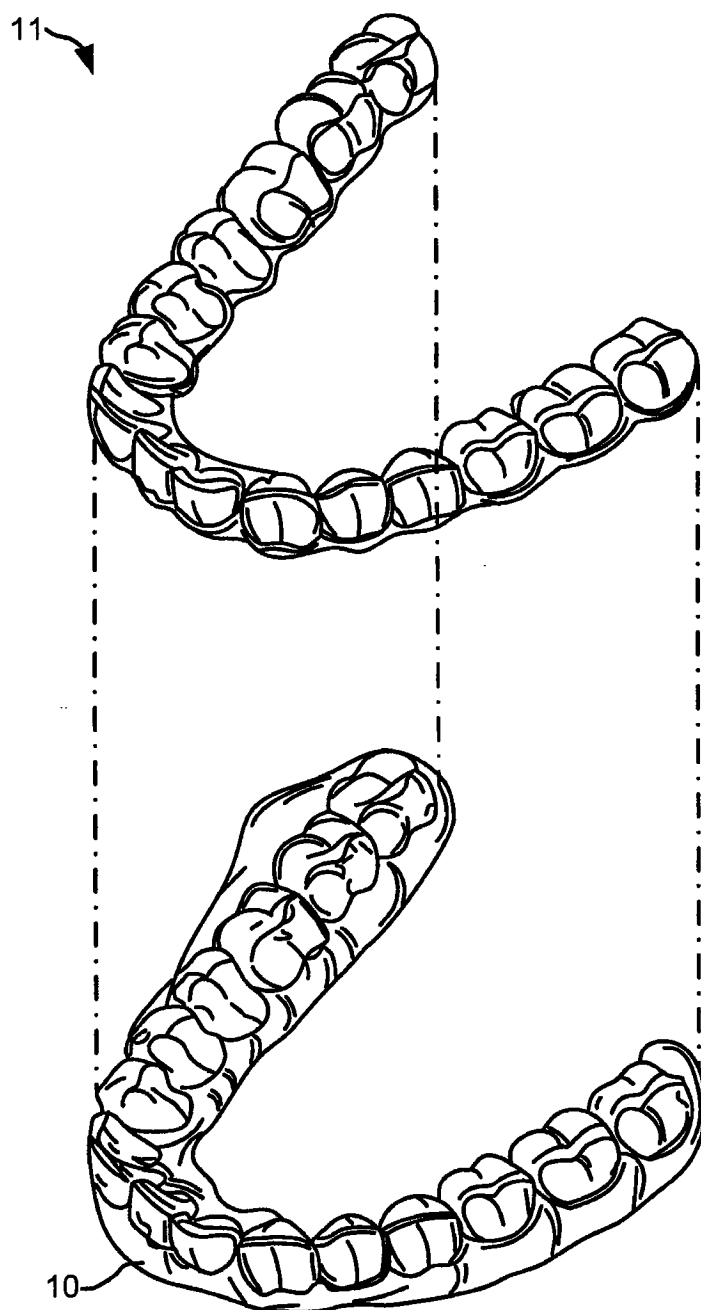


图 1A

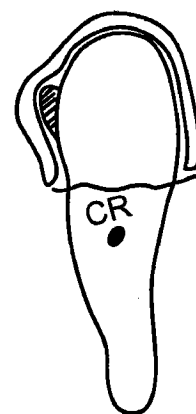


图 1B

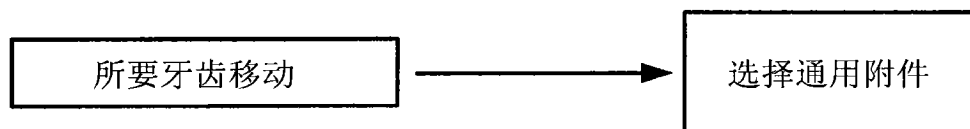


图 2A

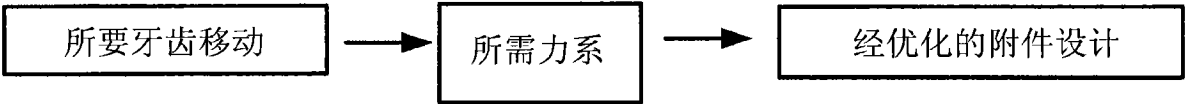


图 2B

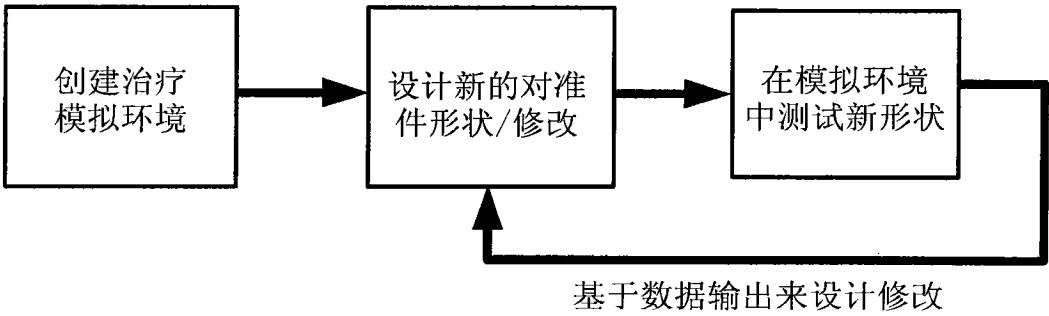


图 2C

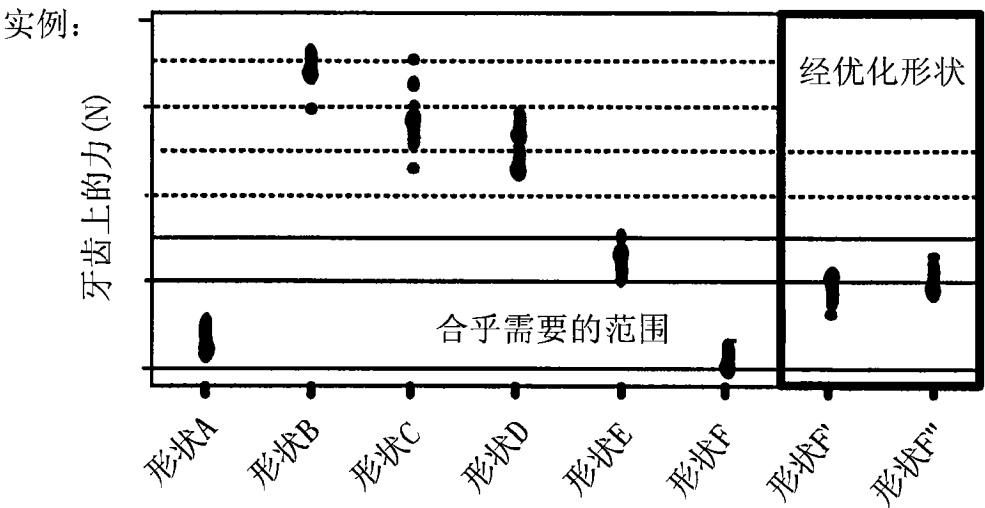


图 2D

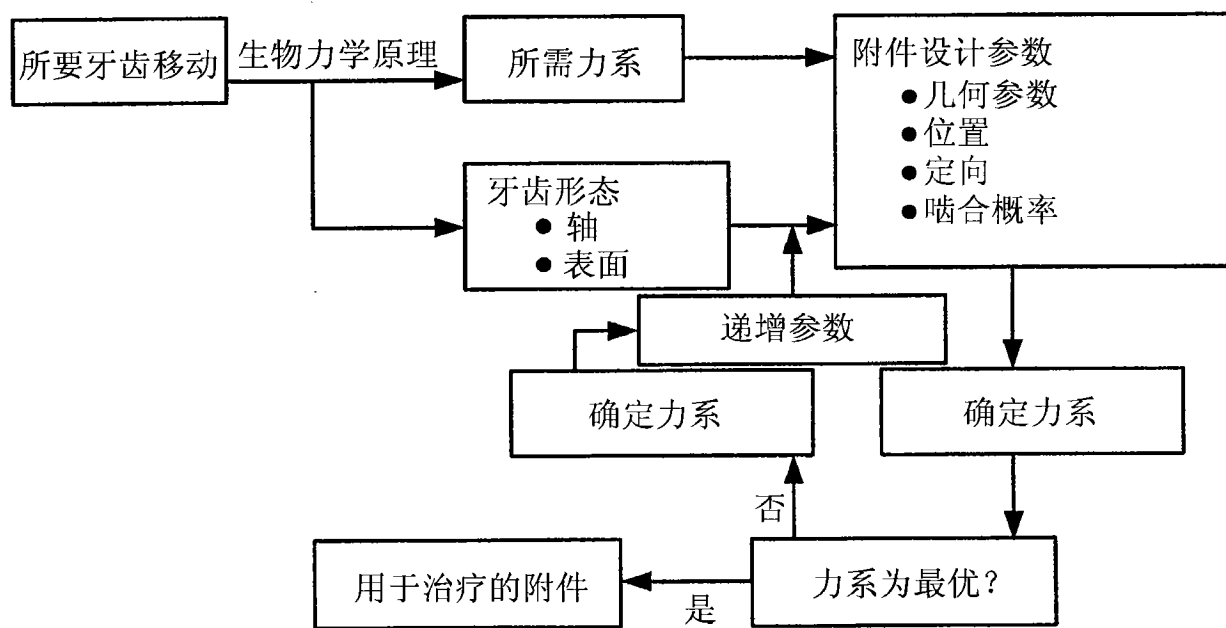


图 3

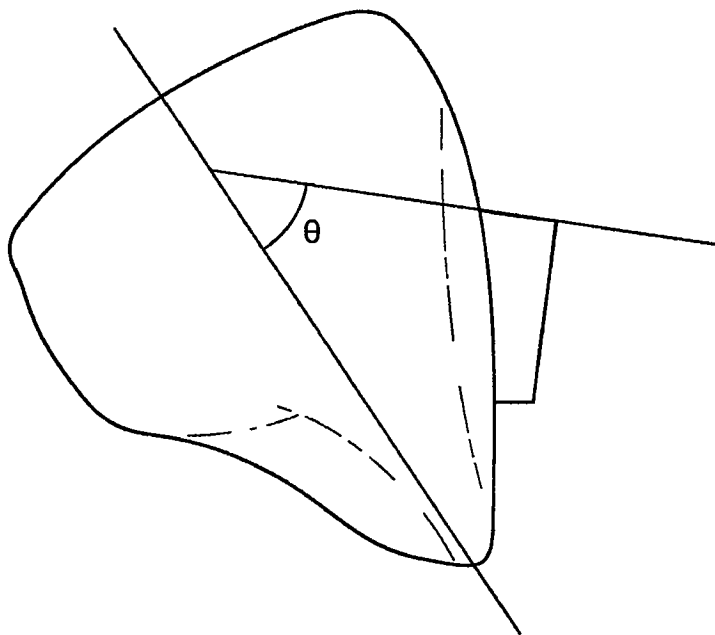


图 4

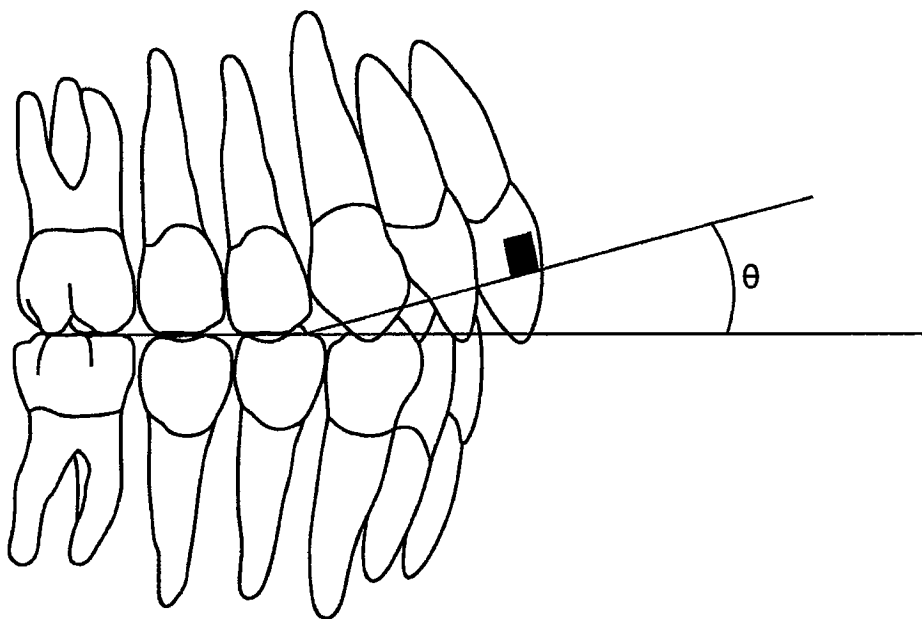


图 5

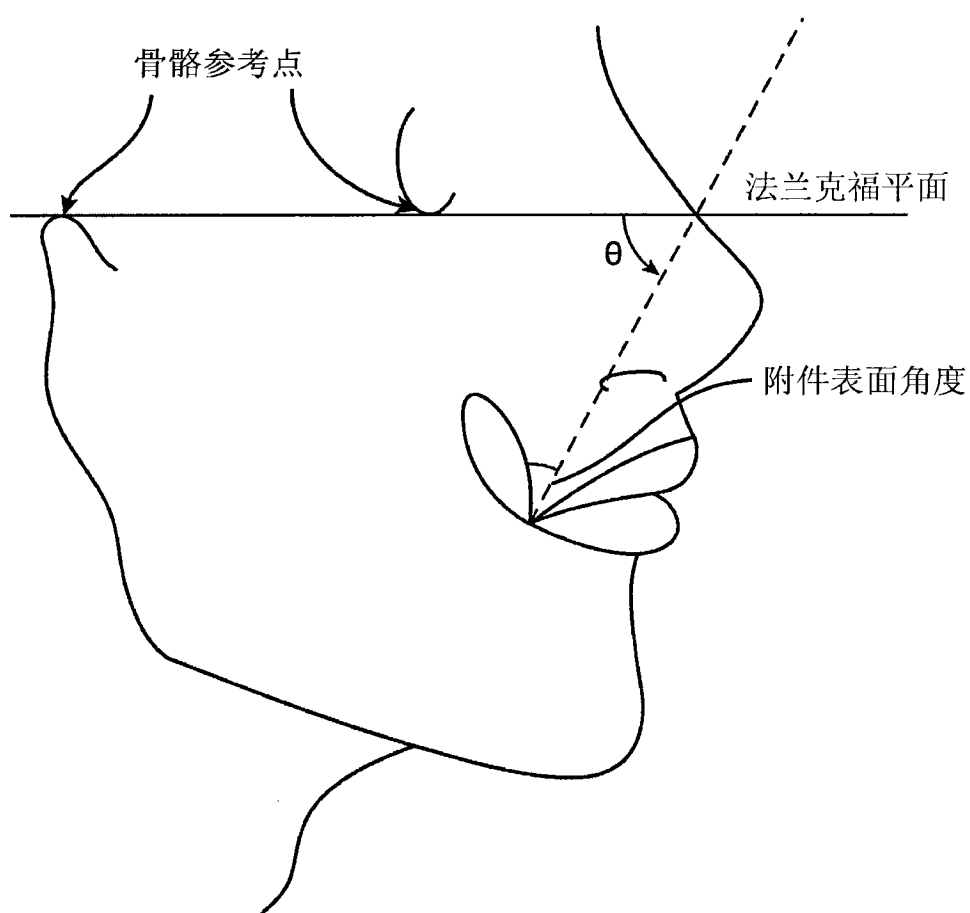


图 6

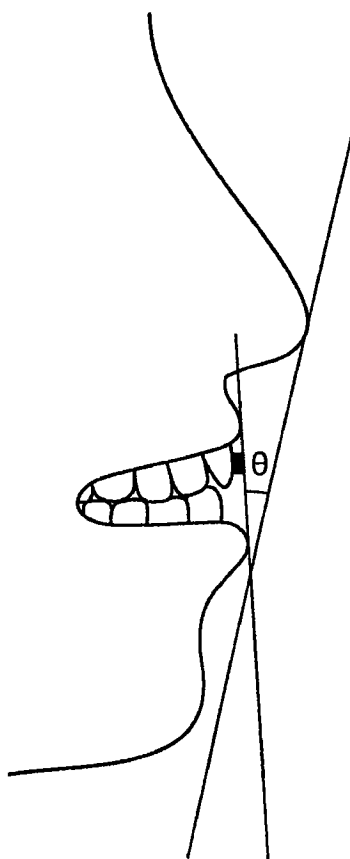


图 7

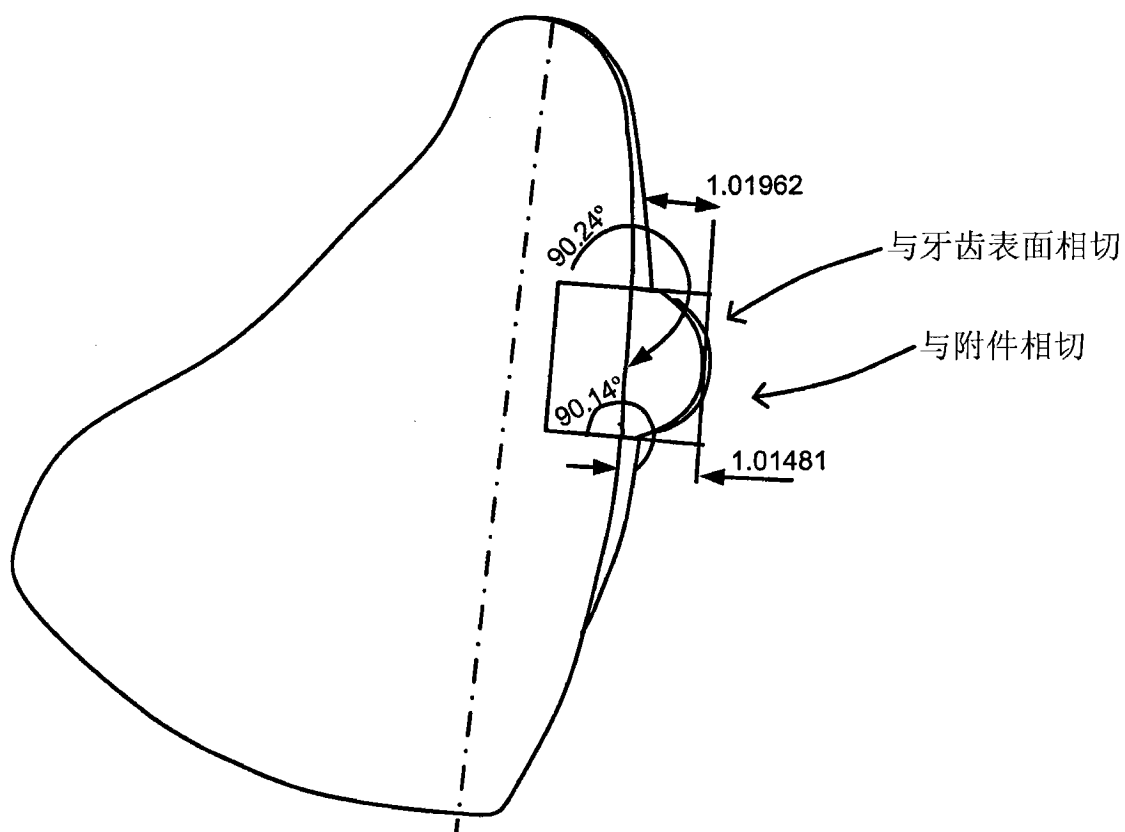


图 8

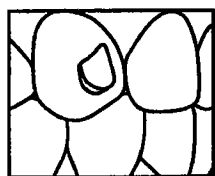


图 9A

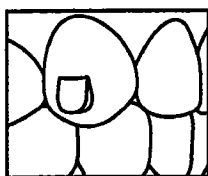


图 9B

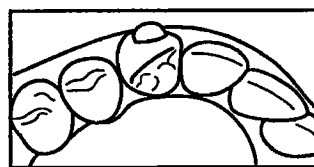


图 9C

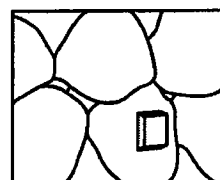


图 9D

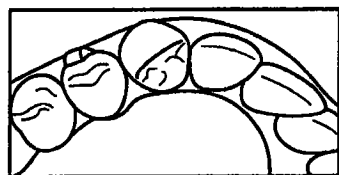


图 9E

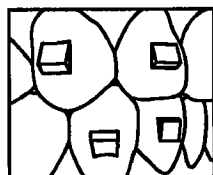


图 9F

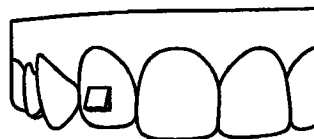


图 9G

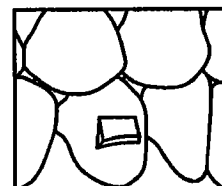


图 9H

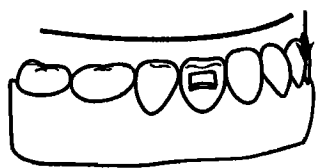


图 9I

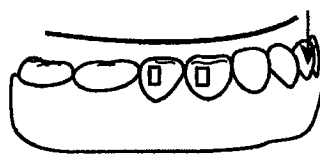


图 9J

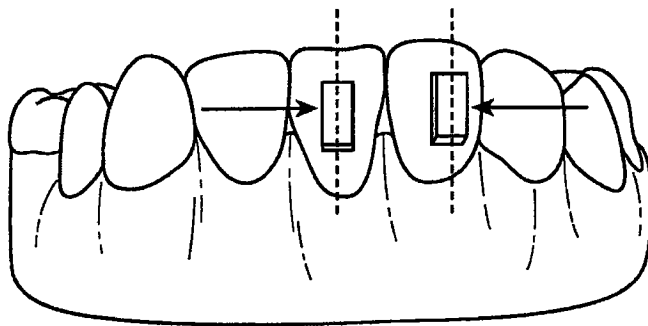


图 9K

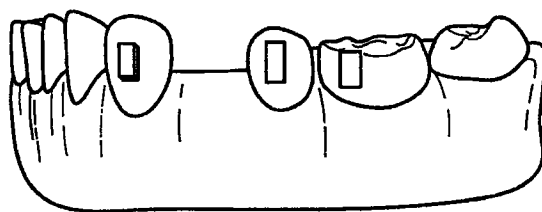


图 9L

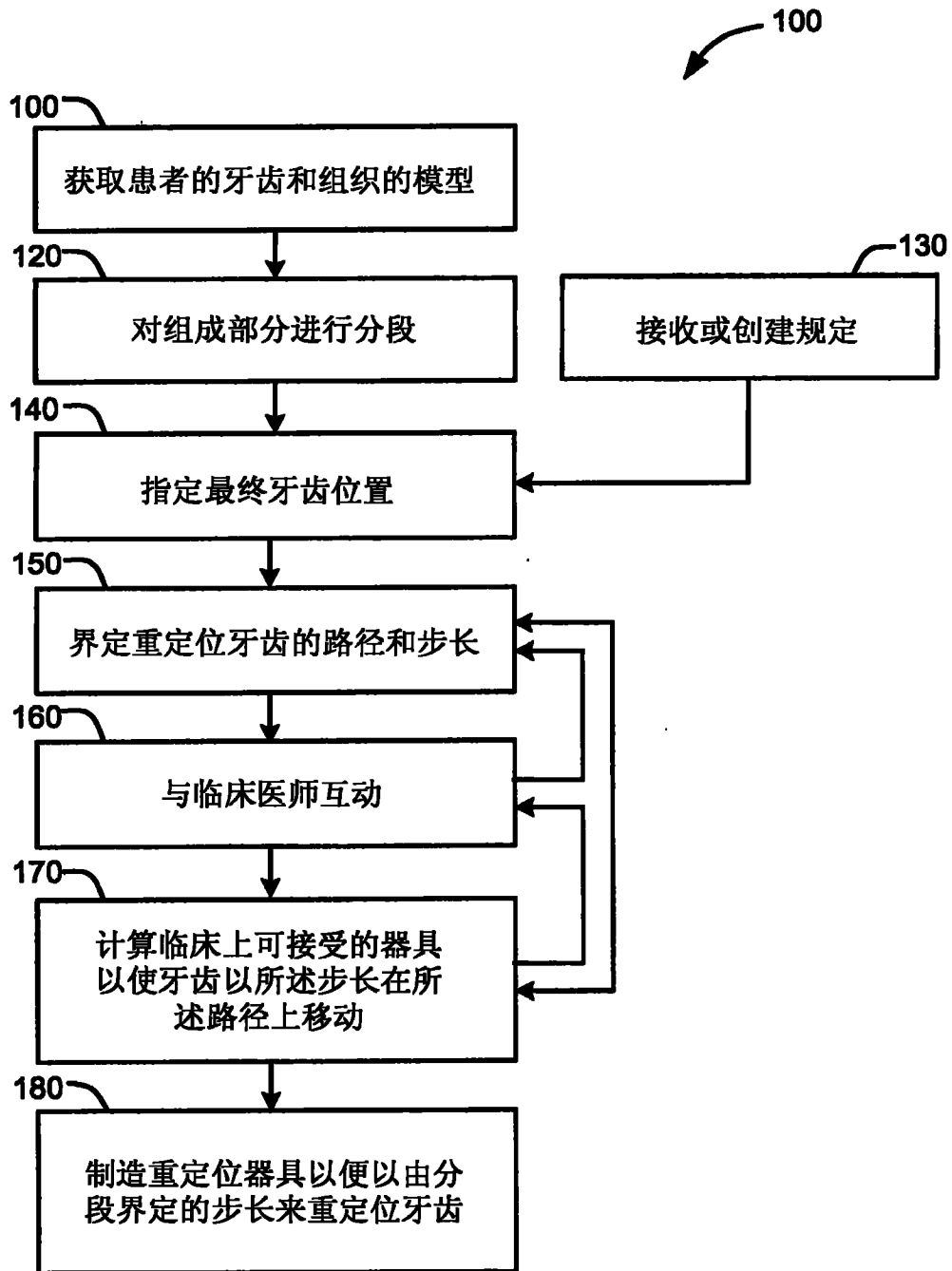


图 10A

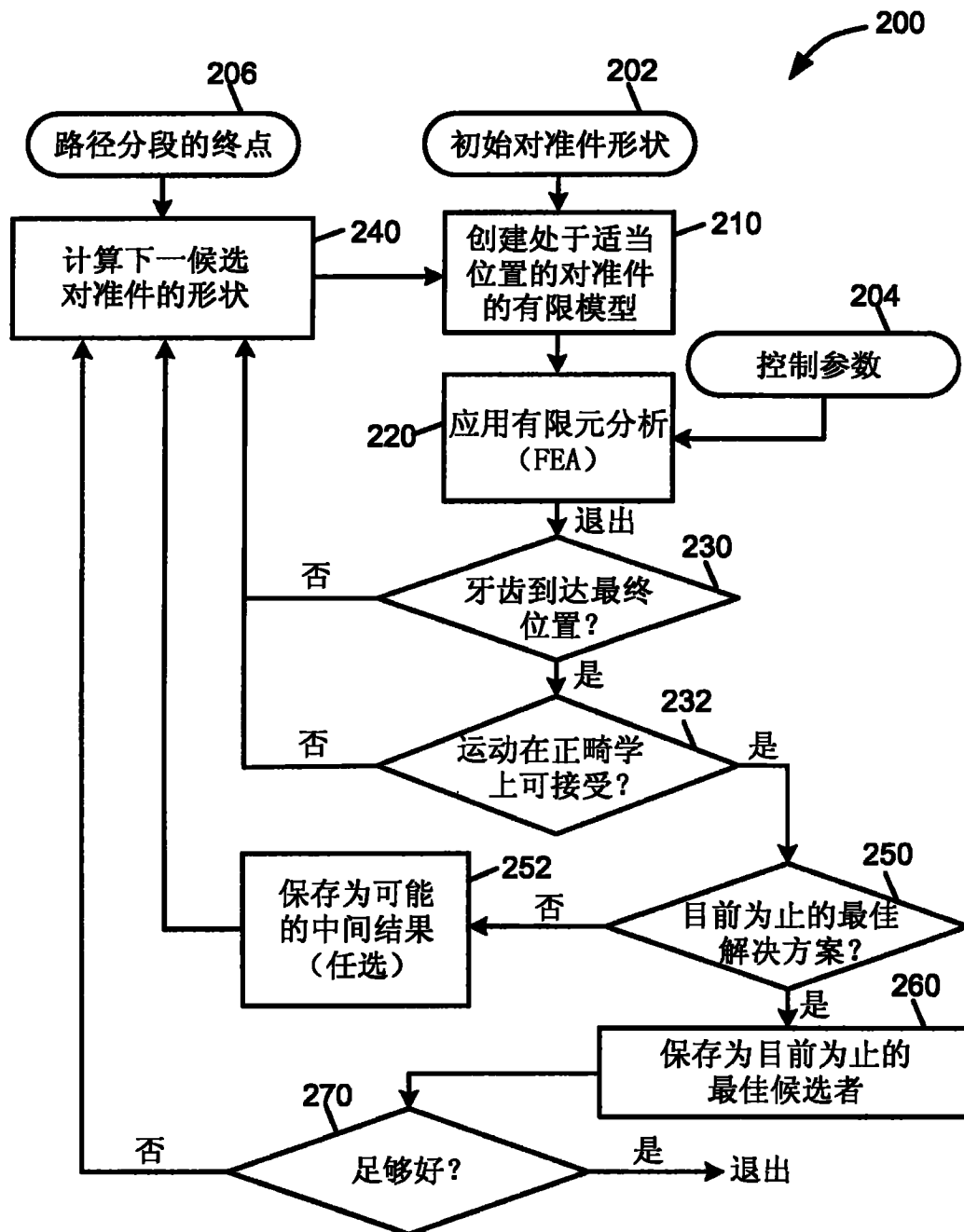


图 10B

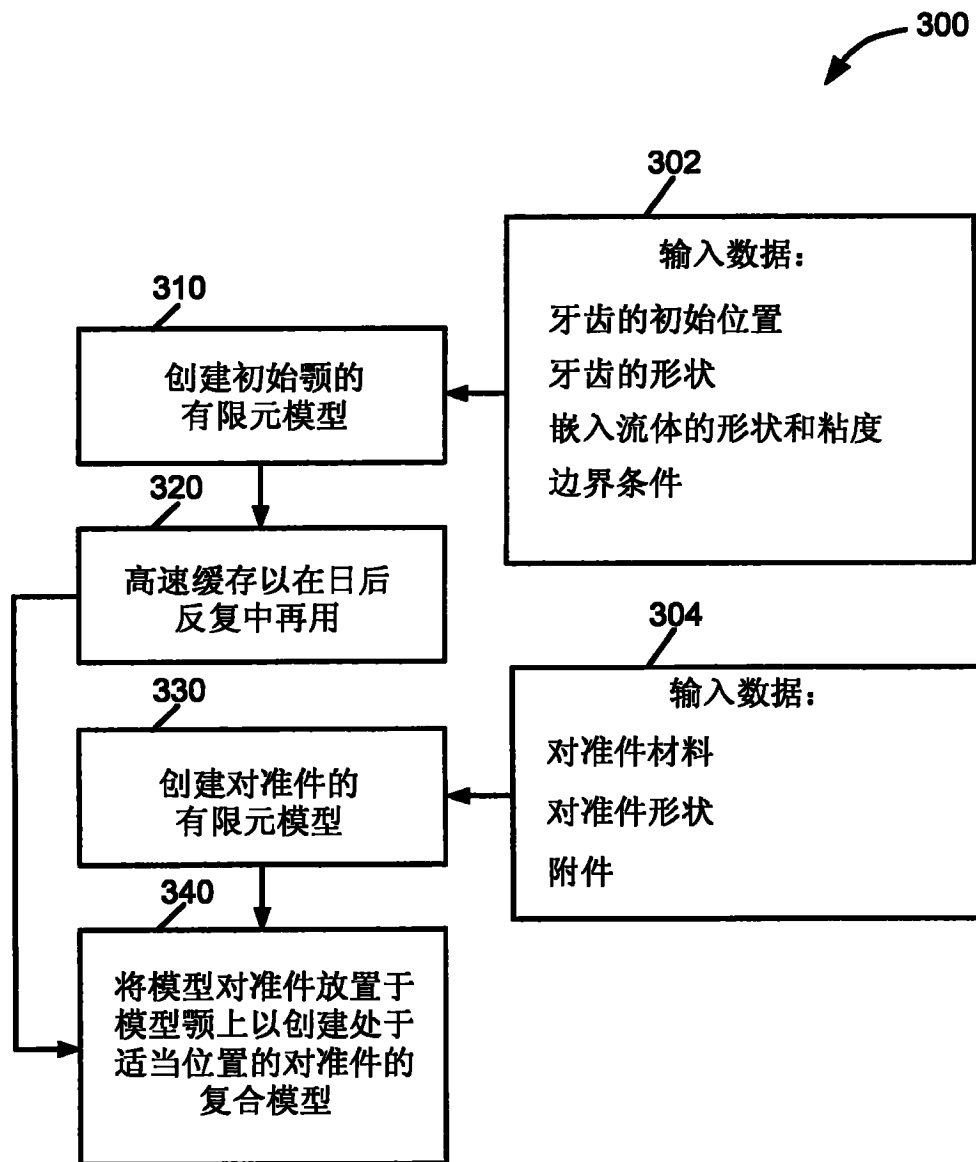


图 11

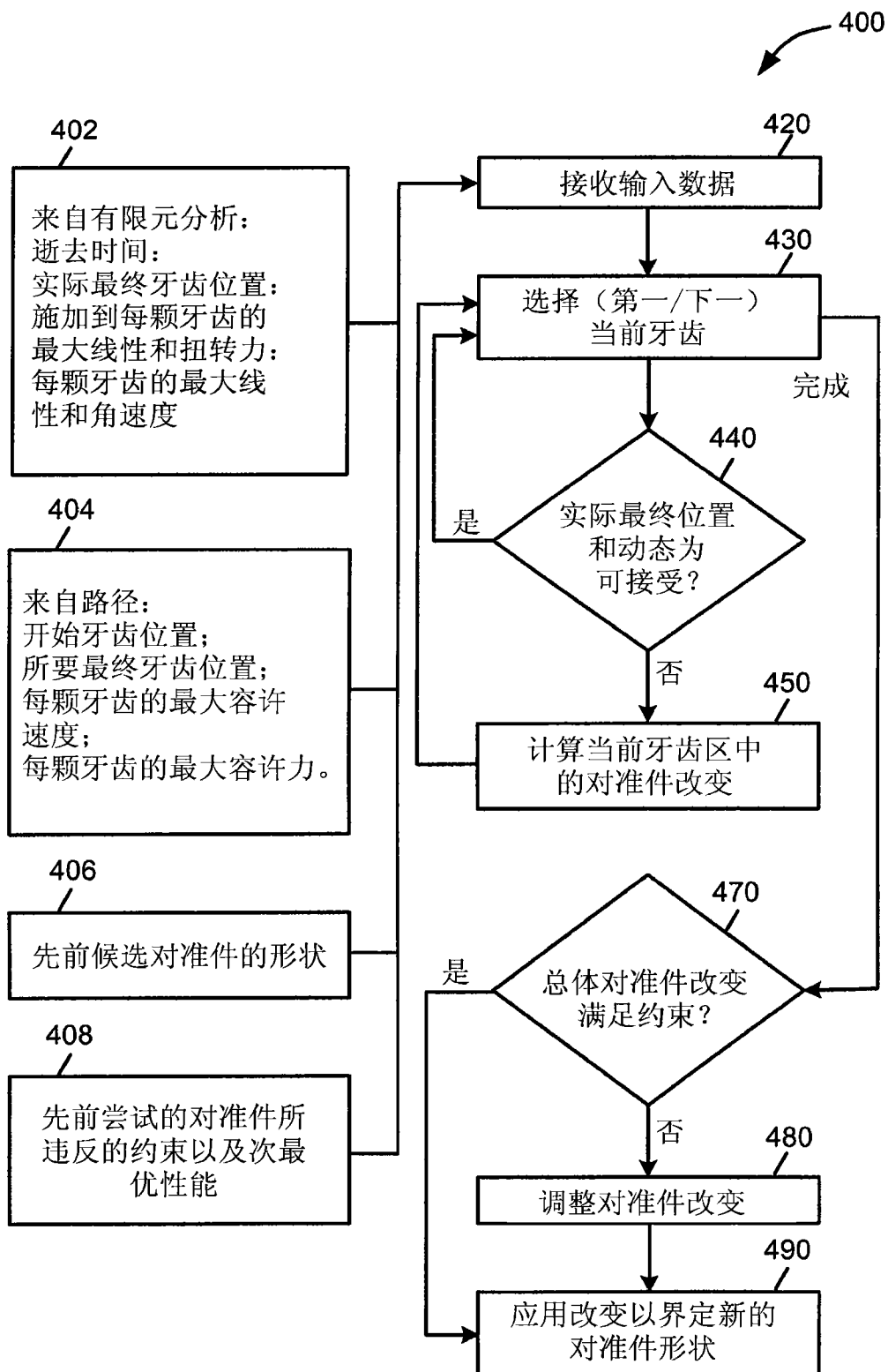


图 12

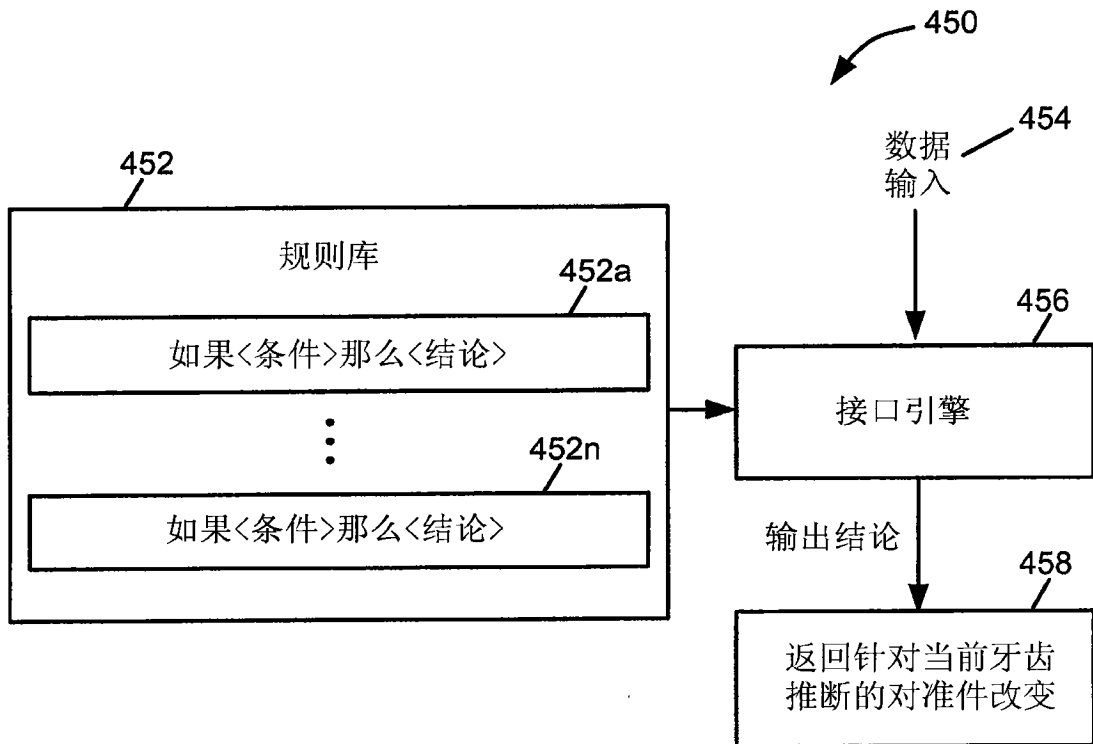


图 13A

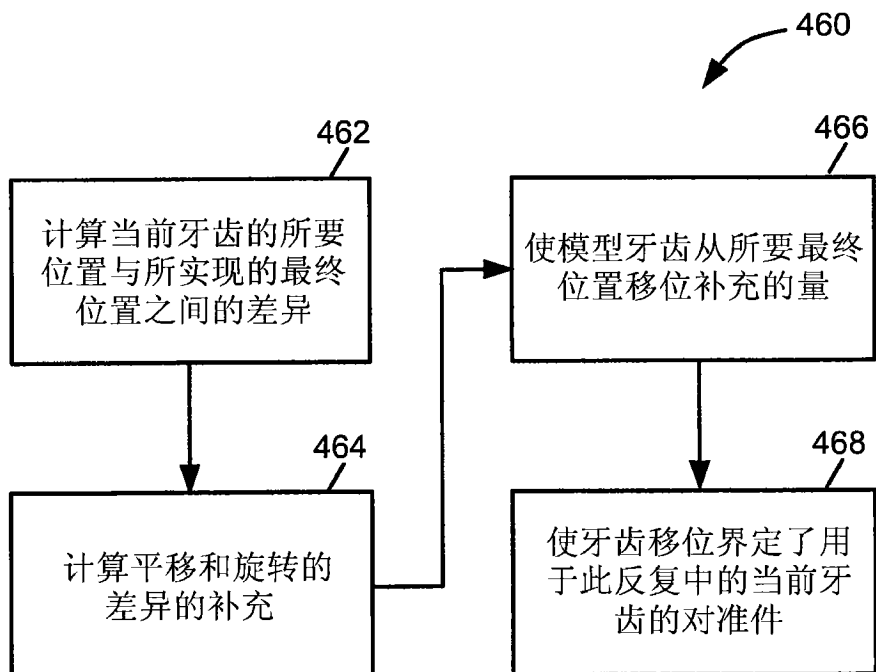


图 13B

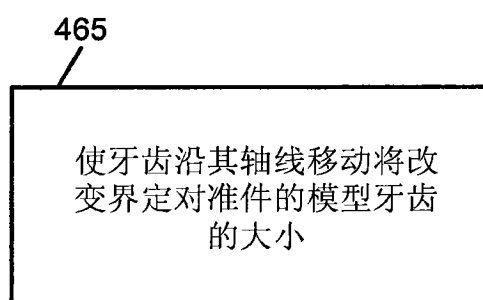


图 13C

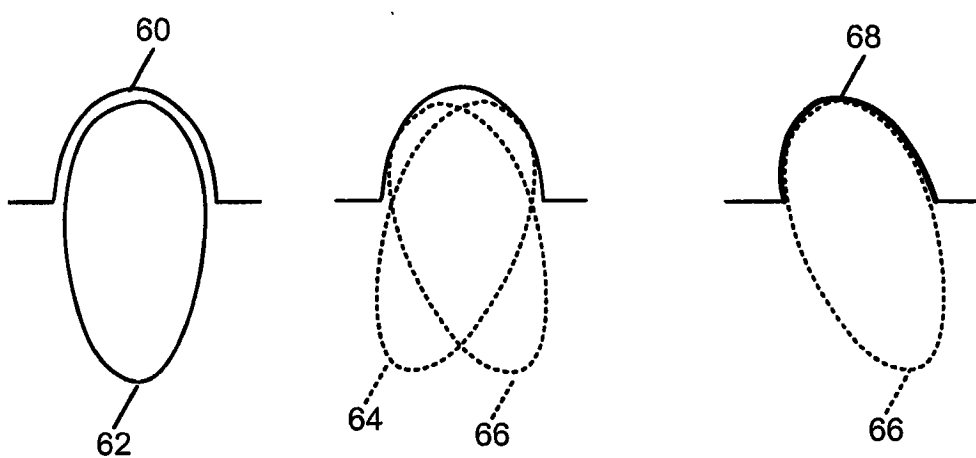


图 13D

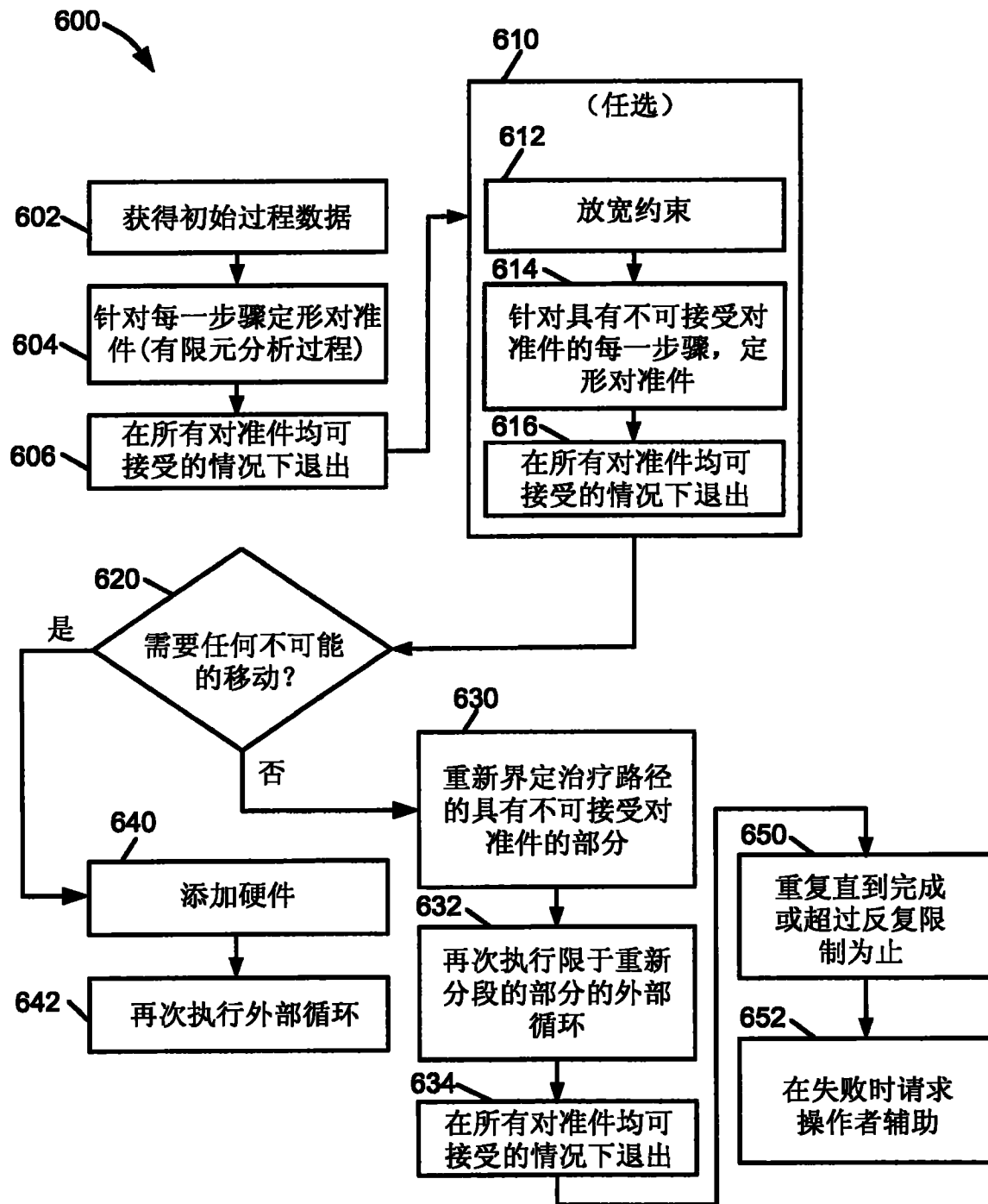


图 14

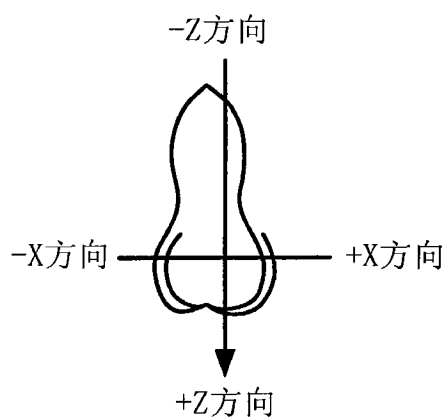


图 15A

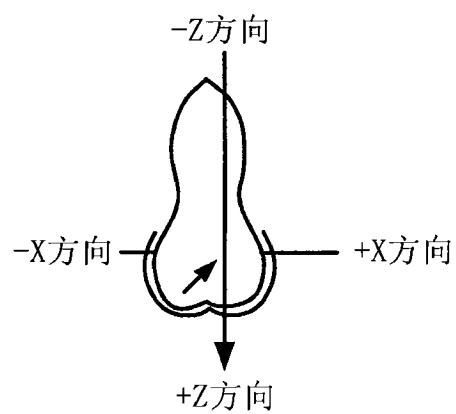


图 15B

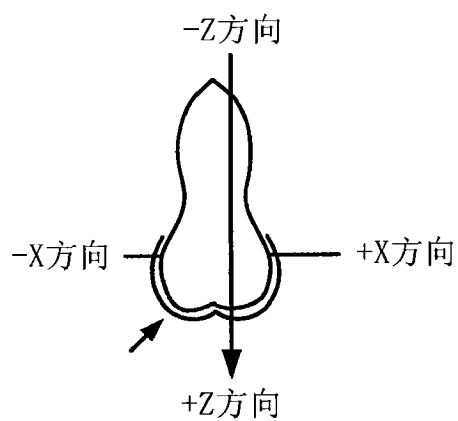


图 15C

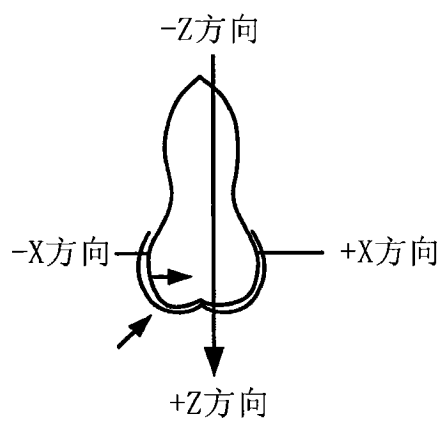


图 15D

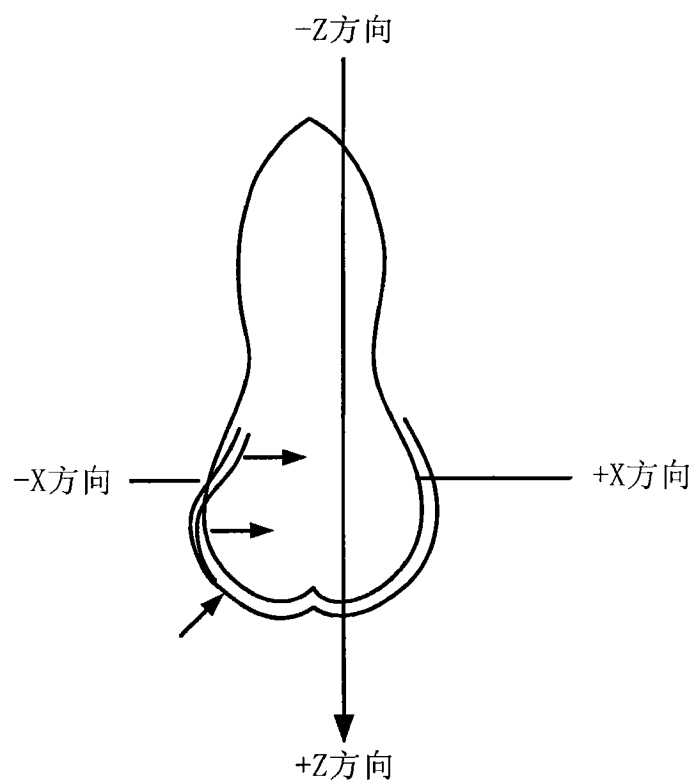


图 16

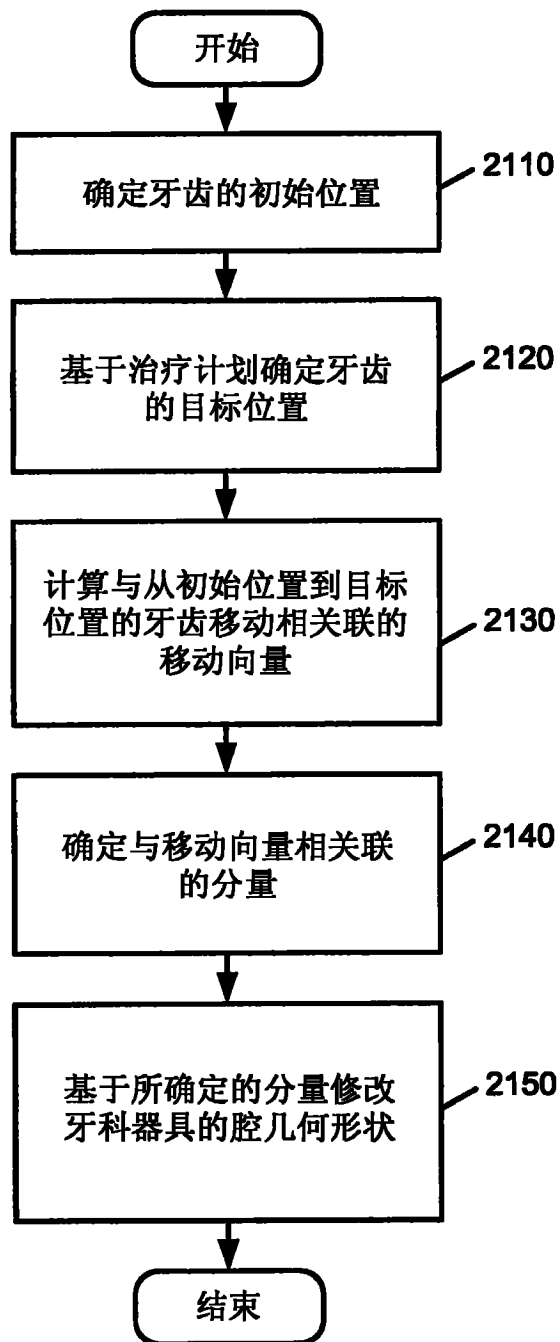


图 17

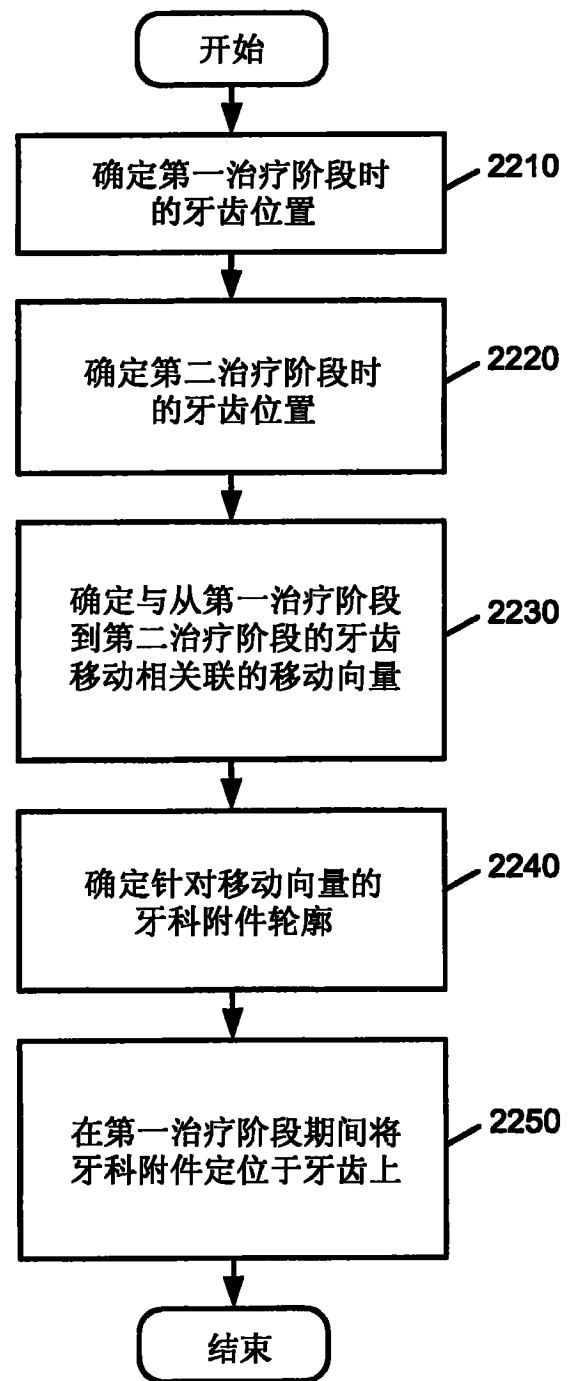


图 18

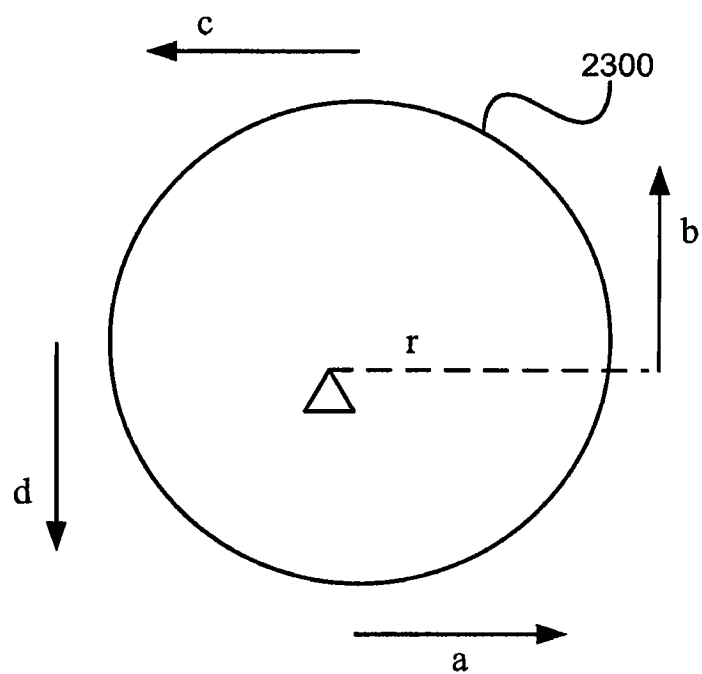


图 19

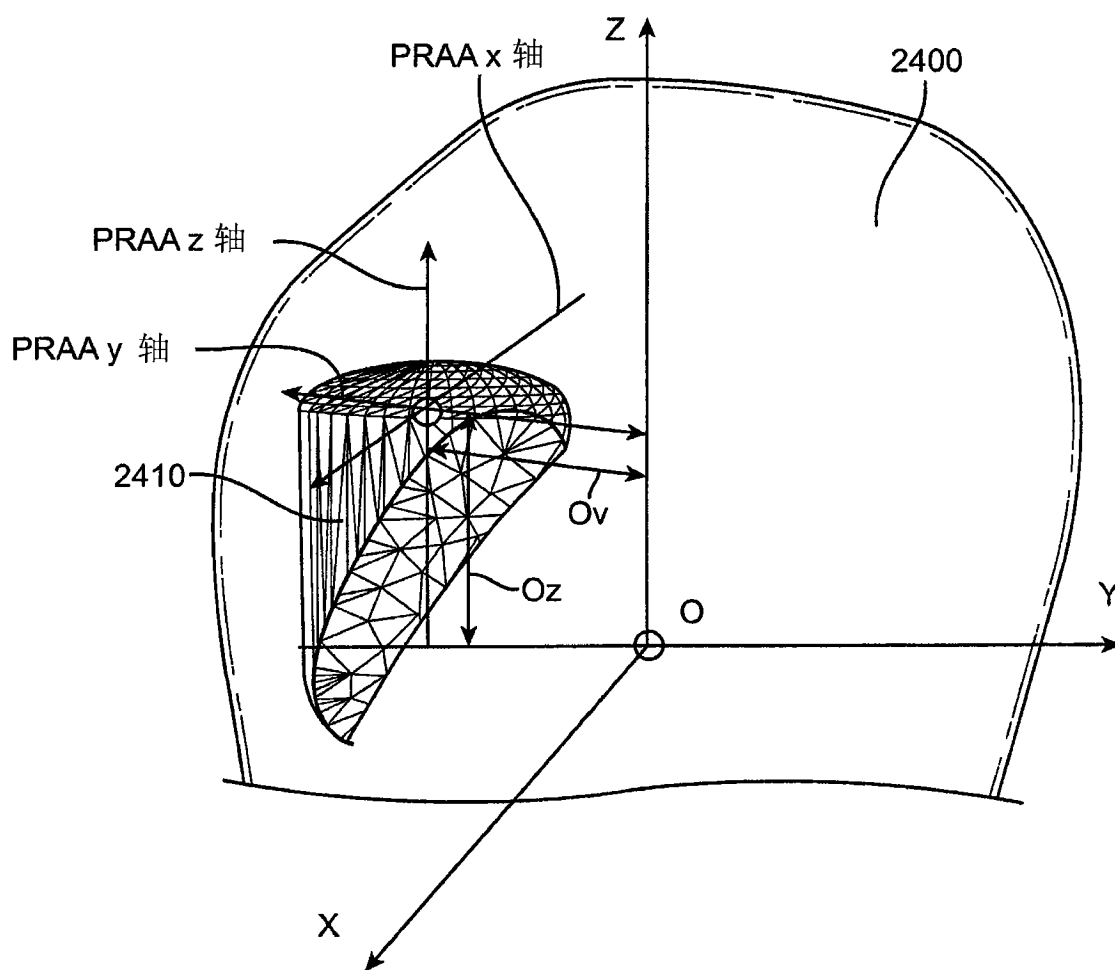


图 20

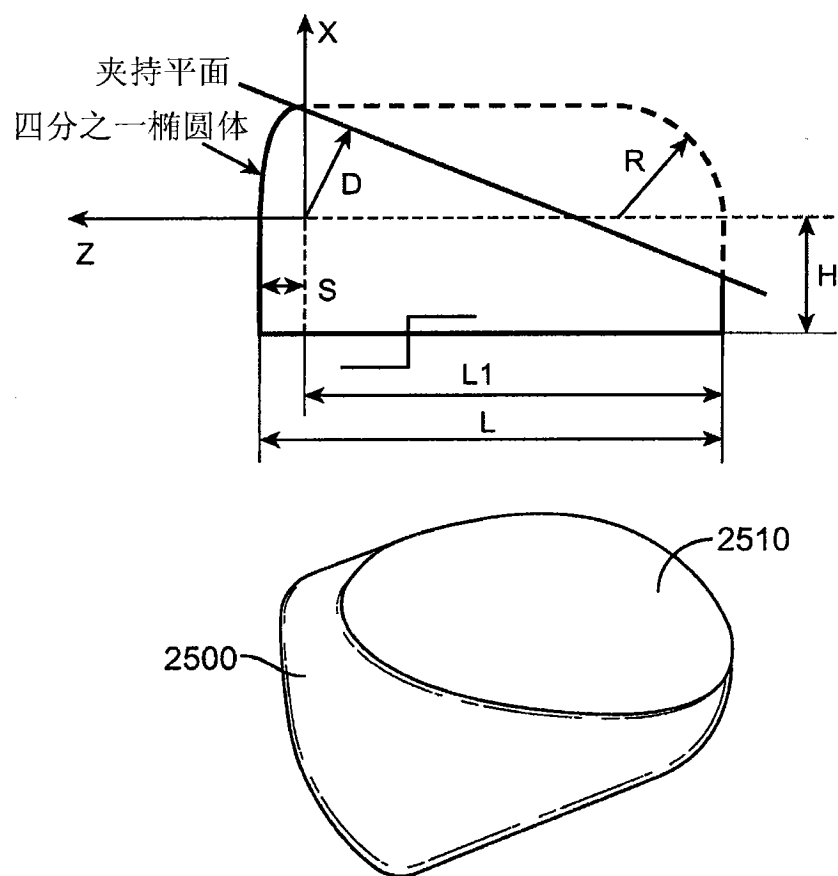


图 21

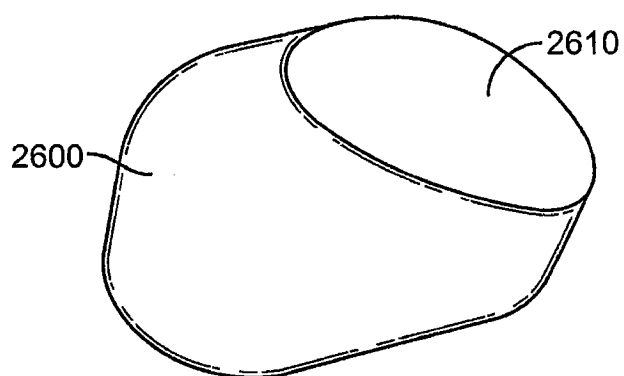
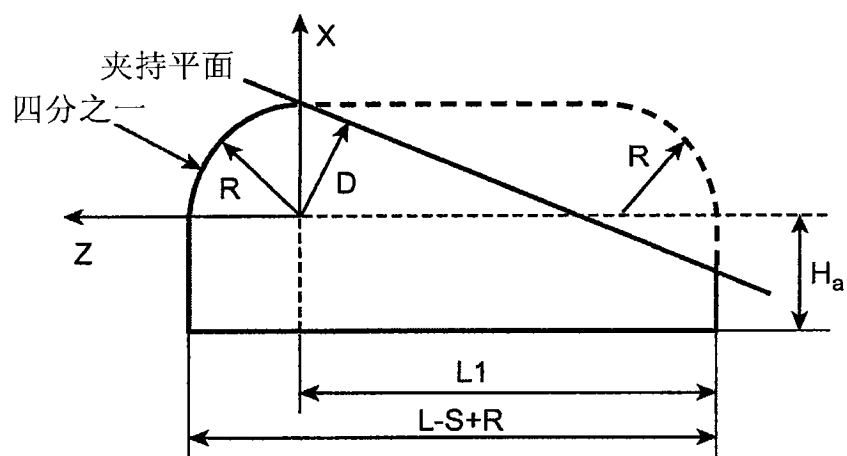


图 22

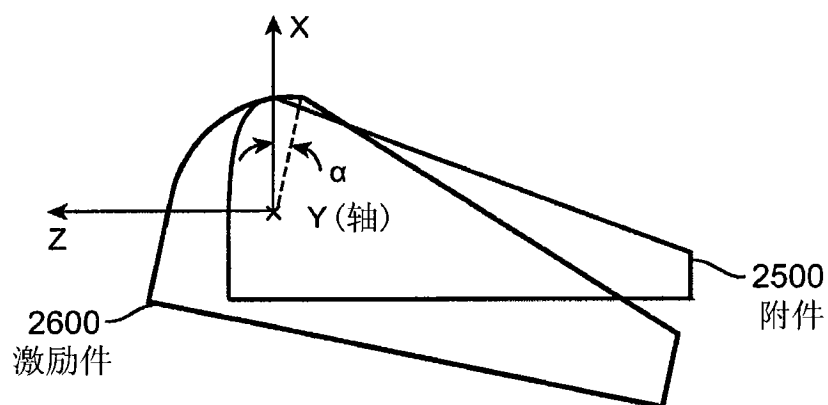


图 23

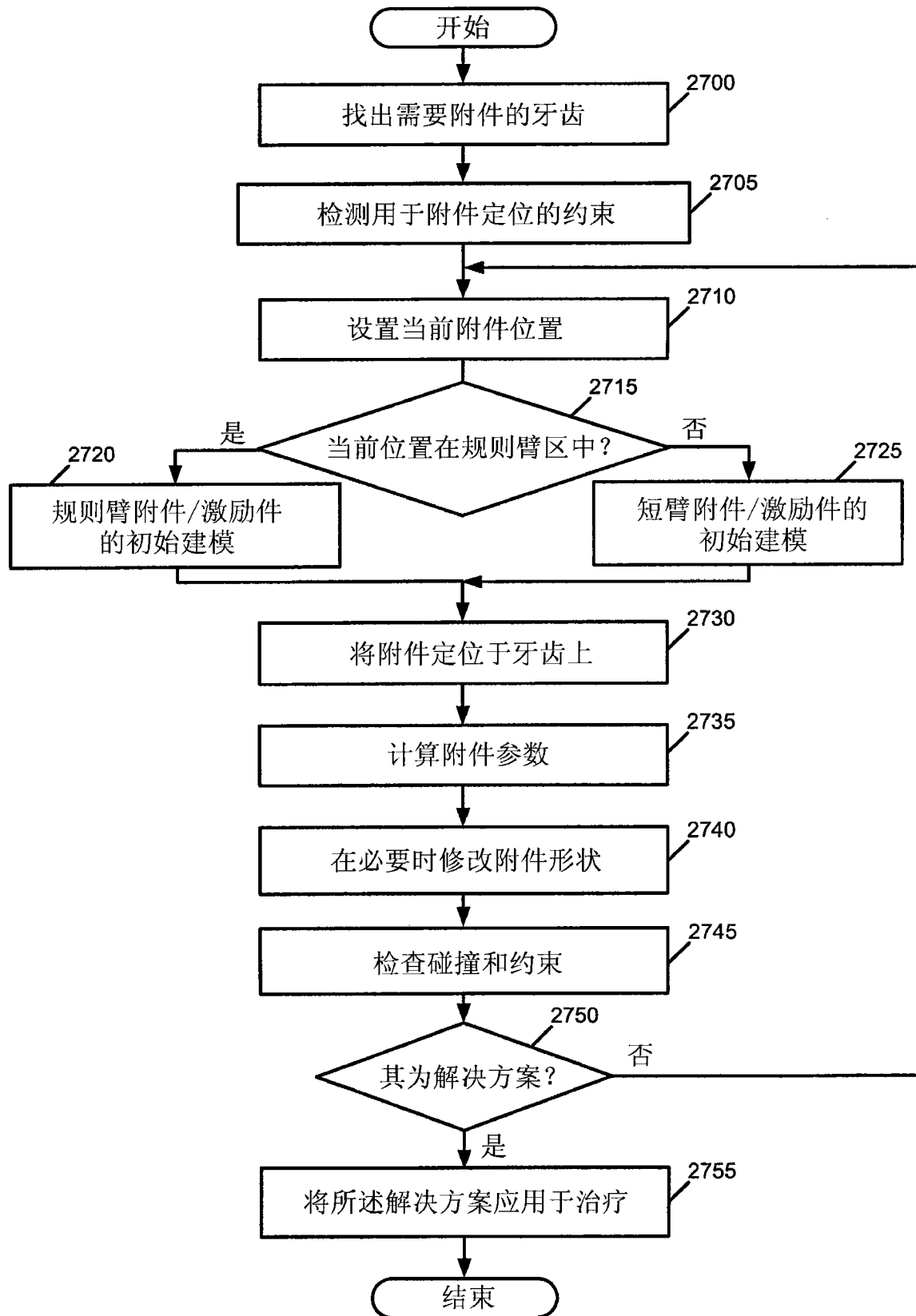


图 24

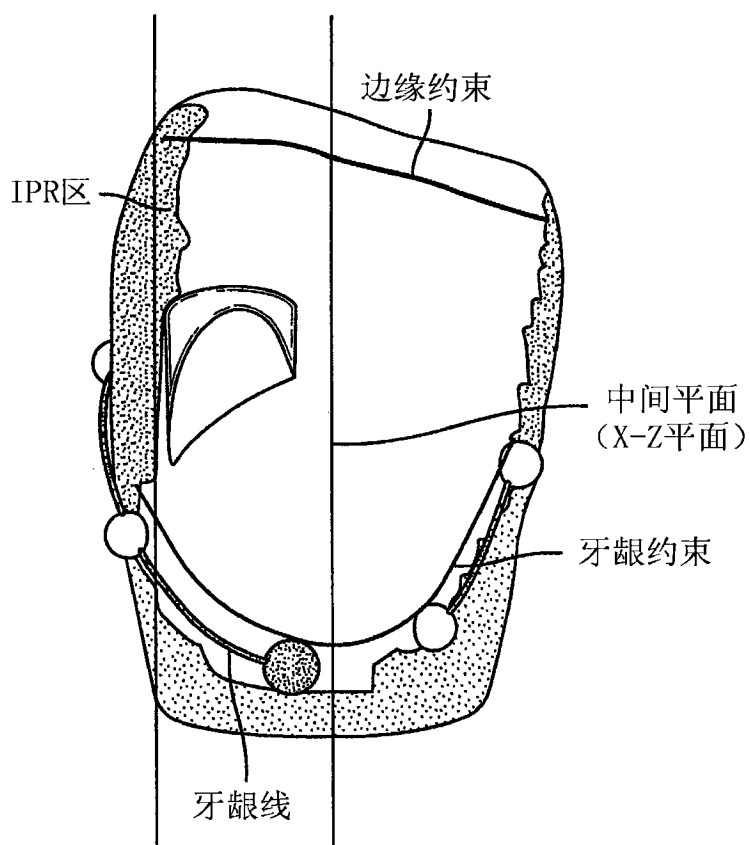


图 25

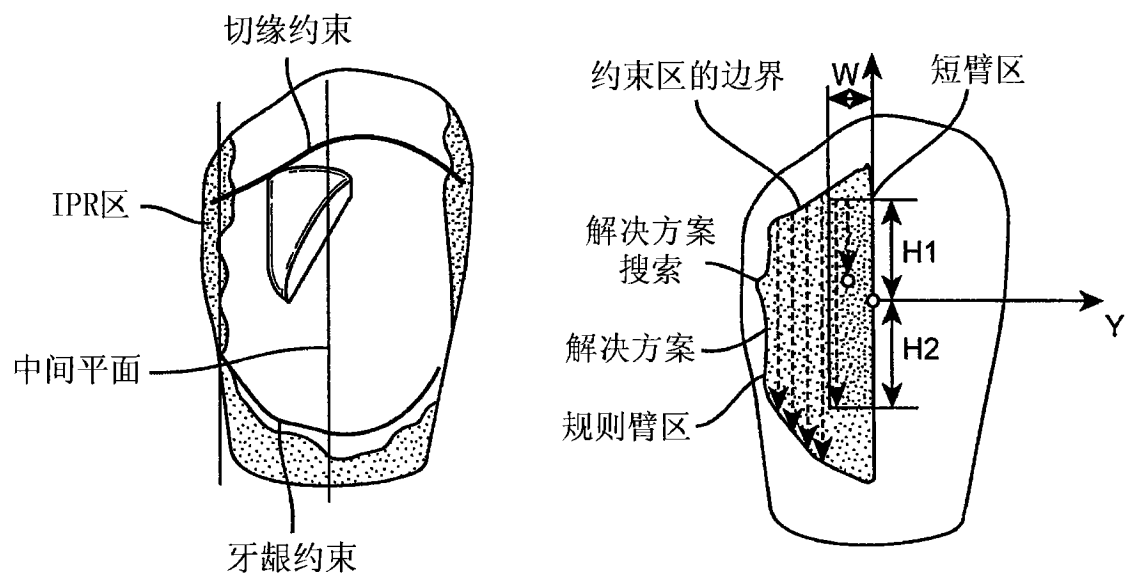


图 26

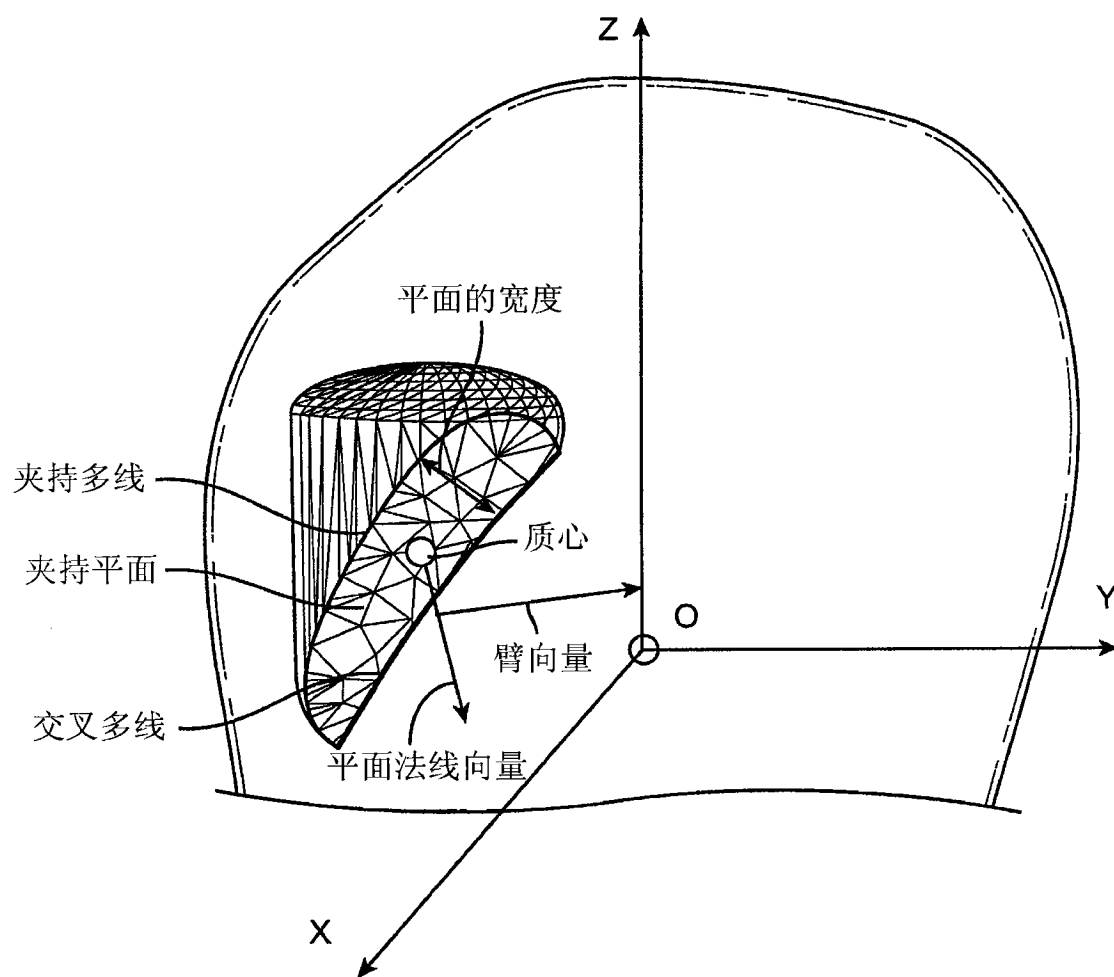


图 27

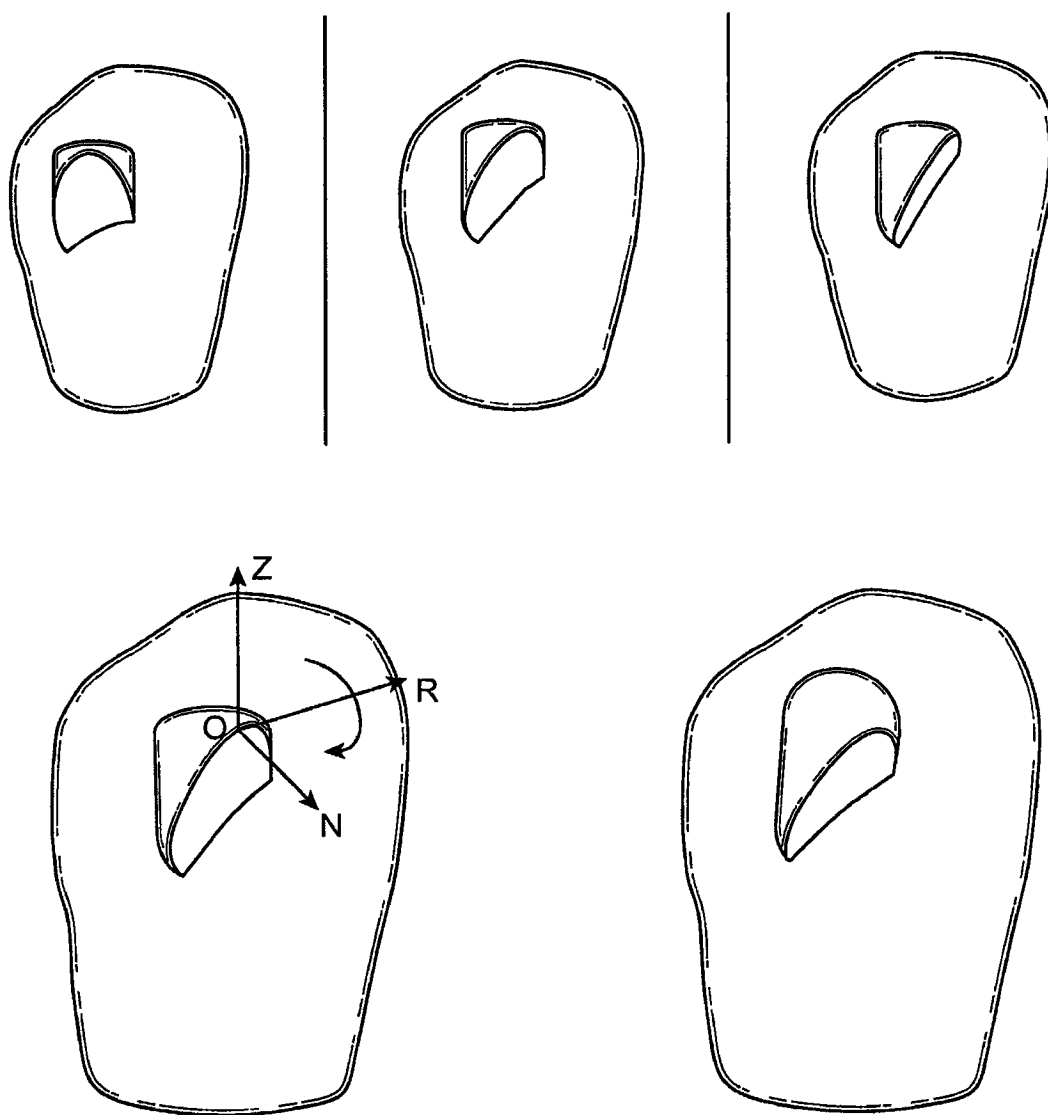


图 28

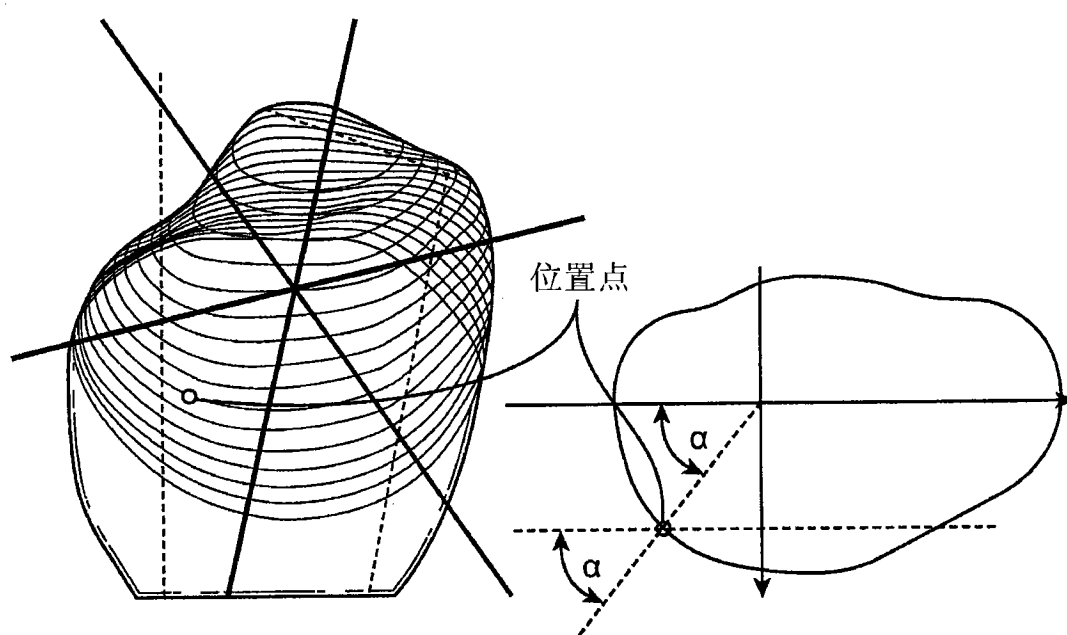


图 29