



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104224330 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 24

(21) 申请号 201310227191. 0

(22) 申请日 2013. 06. 07

(71) 申请人 无锡时代天使医疗器械科技有限公司

地址 214714 江苏省无锡市惠山区惠山大道
1619 号 2 号楼 1 层

(72) 发明人 陈嵩 熊晖

(74) 专利代理机构 北京商专永信知识产权代理
事务所(普通合伙) 11400

代理人 郭玥 葛强

(51) Int. Cl.

A61C 7/00(2006. 01)

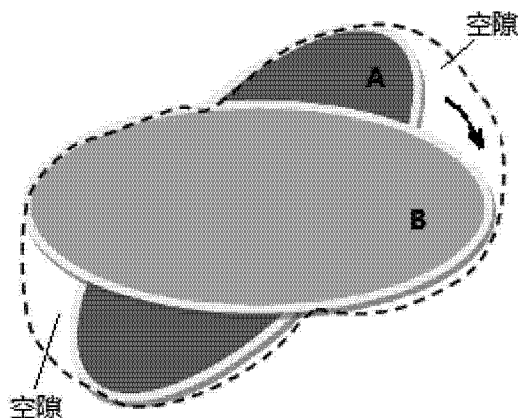
权利要求书3页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

牙齿矫治器、附件装置及制造牙齿矫治器的方法

(57) 摘要

本发明提供了一种预留有牙齿快速移动通道的牙齿矫治器、实现牙齿快速移动的附件装置、以及用于制造相应的牙齿矫治器的方法。这种牙齿矫治器一方面可以对牙齿的移动进行必要的限制,另一方面又能实现自由度可控的牙齿快速移动。这样,既能够对牙齿进行高效率的矫治,也不会增加反复设计或加工矫治器的时间和成本。



1. 一种牙齿矫治器,该牙齿矫治器具有由聚合物材料制成的壳体,在所述壳体内部形成空腔,用于接纳待矫治的牙齿,当患者佩戴所述牙齿矫治器时,所述壳体的内壁能够向牙齿表面施加矫治力,其特征在于,所述空腔的几何形状使得在所述壳体的内壁与要移动的牙齿的表面之间留有空隙,以作为在牙齿矫治器内快速移动牙齿的通道。

2. 如权利要求 1 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述通道是基于矫治方案中牙齿的预期移动路径而确定的。

3. 如权利要求 2 所述的牙齿矫治器,其特征在于,牙齿的所述预期移动路径是基于要移动的牙齿的初始状态和目标矫治状态而确定的。

4. 如权利要求 3 所述的牙齿矫治器,其特征在于,牙齿的初始状态是通过对患者的实际牙齿状态进行建模而得到的。

5. 如权利要求 2 所述的牙齿矫治器,其特征在于,牙齿的所述预期移动路径是借助一参考曲线进行拟合而得到的。

6. 如权利要求 5 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述参考曲线是理想牙弓曲线或者理想的上下颌咬合关系曲线。

7. 如权利要求 1 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述空腔的几何形状使得牙齿能够在所述空隙内作旋转运动。

8. 如权利要求 7 所述的牙齿矫治器,其特征在于,根据矫治方案确定牙齿的旋转中心,进而确定牙齿的预期旋转路径,并根据所确定的预期旋转路径确定所述空腔的几何形状。

9. 如权利要求 1 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述空腔的几何形状使得牙齿能够在所述空隙内作水平和 / 或垂直的平移运动。

10. 如权利要求 9 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述牙齿矫治器具有抗扭转结构,以对抗在牙齿平移过程中产生的扭转作用。

11. 如权利要求 10 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述抗扭转结构是通过在牙齿矫治器内侧形成突向牙面的突起或者在牙齿矫治器舌侧设置的抗扭转牵引附件来实现的。

12. 如权利要求 10 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述抗扭转结构是通过对牙齿虚拟位置进行抗扭转设计来实现的。

13. 如权利要求 1 至 12 中任一项所述的牙齿矫治器,其特征在于,牙齿在所述空隙内的移动是通过附件装置施加的牵引力来实现的。

14. 如权利要求 13 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述牙齿矫治器的壳体上形成有开口,以使所述附件装置能够从牙齿矫治器外部经由所述开口附着到牙齿表面上。

15. 如权利要求 13 所述的牙齿矫治器,其特征在于,所述牙齿矫治器的壳体外表面上形成有突起,以作为施加牵引力的附件。

16. 一种用于牙齿矫治的附件装置,所述附件装置能够从聚合物材料制成的牙齿矫治器外部向需要移动的牙齿施加牵引力,以使牙齿在牙齿矫治器内部形成的通道内快速移动。

17. 如权利要求 16 所述的附件装置,其特征在于,所述附件装置包括附着在要移动的牙齿表面的锚定附件、位于支抗牙位置处的牵引附件、以及能够连接在所述锚定附件和牵引附件之间的弹性附件。

18. 如权利要求 17 所述的附件装置,其特征在于,所述锚定附件是舌钮形附件。

19. 如权利要求 18 所述的附件装置,其特征在于,所述舌钮形附件由透明材料制成。
20. 如权利要求 17 所述的附件装置,其特征在于,所述牵引附件是由牙齿矫治器的壳体上的突起形成的。
21. 如权利要求 17 所述的附件装置,其特征在于,所述锚定附件和 / 或所述牵引附件是牵引钩。
22. 如权利要求 17 所述的附件装置,其特征在于,所述弹性附件是橡皮圈或橡皮链。
23. 如权利要求 17 所述的附件装置,其特征在于,所述锚定附件与所述牵引附件当佩戴在患者牙齿上时位于大致相同的高度,以施加平行的牵引力。
24. 一种用于制造牙齿矫治器的方法,其包括以下步骤:
 - a) 确定要移动的牙齿的预期移动路径;
 - b) 基于所述预期移动路径确定牙齿矫治器内部空腔的几何形状,使得在牙齿矫治器的内壁与要移动的牙齿表面之间预留有空隙,作为供牙齿快速移动的通道;
 - c) 用聚合物材料制造牙齿矫治器的壳体,使该壳体内部形成具有在步骤 b) 中所确定的几何形状的空腔。
25. 如权利要求 24 所述的方法,其特征在于,根据矫治方案确定要移动的牙齿的初始状态和目标矫治状态,从而计算出牙齿从初始状态移动到目标矫治状态预期移动路径。
26. 如权利要求 25 所述的方法,其特征在于,牙齿的初始状态是通过对患者的实际牙齿状态进行建模得到的。
27. 如权利要求 24 所述的方法,其特征在于,牙齿的预期移动路径是借助一参考曲线进行拟合而得到的。
28. 如权利要求 27 所述的方法,其特征在于,所述参考曲线是理想牙弓曲线或者理想的上下颌咬合关系曲线。
29. 如权利要求 24 所述的方法,其特征在于,所述空腔的几何形状使得牙齿能够在所述空隙内作旋转运动。
30. 如权利要求 29 所述的方法,其特征在于,根据牙齿的矫治目标状态确定牙齿的旋转中心,进而确定牙齿的预期旋转路径,并根据所确定的预期旋转路径确定所述空腔的几何形状。
31. 如权利要求 24 所述的方法,其特征在于,所述空腔的几何形状使得牙齿能够在所述空隙内作水平和 / 或垂直的平移运动。
32. 如权利要求 31 所述的方法,其特征在于,所述牙齿矫治器具有抗扭转结构,以对抗在牙齿平移过程中产生的扭转作用。
33. 如权利要求 32 所述的方法,其特征在于,所述抗扭转结构是通过在牙齿矫治器内侧形成突向牙面的突起或者在牙齿矫治器舌侧设置的抗扭转牵引附件来实现的。
34. 如权利要求 32 所述的方法,其特征在于,所述抗扭转结构是通过对牙齿虚拟位置进行抗扭转设计来实现的。
35. 如权利要求 24 至 34 中任一项所述的方法,其特征在于,通过附件施加牵引力使得牙齿在所述空隙内移动。
36. 如权利要求 35 所述的方法,其特征在于,在所述牙齿矫治器的壳体上形成开口,以使所述附件能够从牙齿矫治器外部经由所述开口附着在牙齿表面上。

37. 如权利要求 35 所述的方法,其特征在于,在所述牙齿矫治器的壳体外表面上形成突起,以作为施加牵引力的附件。

牙齿矫治器、附件装置及制造牙齿矫治器的方法

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及口腔临床正畸领域,具体来说,本发明涉及一种能够实现牙齿快速移动的牙齿矫治器和附件装置,以及用于制造这种牙齿矫治器的方法。

背景技术

[0002] 牙颌畸形是口腔三大疾病之一,有很高的患病率。传统的牙颌畸形矫治方法多采用粘接在牙齿上的固定托槽矫治器,其缺点是钢丝外露,影响美观;同时,由于矫治器长期粘接在牙齿上,整个矫治过程中不能取下,口腔卫生很难得到很好地维护,容易滋生菌斑导致牙齿脱矿、变色;而且矫治过程中医生必须定期手动不断调节矫治器,矫治过程复杂、椅旁时间长,矫治的效果取决于医生的技术水平。

[0003] 近年来,无托槽隐形矫治器以其美观、舒适、健康的特点在正畸临床应用中得到了广大患者和医师的青睐。相对于传统的固定托槽矫治技术而言,新型的隐形矫治技术不需要托槽和钢丝,而是采用一系列隐形矫治器,通过矫治器膜片变形所产生的弹性力缓慢地矫正牙齿形态。这种隐形矫治器由安全的弹性透明高分子材料制成,使矫治过程几乎在旁人无察觉中完成,不会影响日常生活和社交;由于患者可以自行摘戴,口腔卫生可以正常维护;同时,由于没有了粘结托槽、调整弓丝的繁琐步骤,使得临床操作大大简化,整个矫治过程省时又省力。但是在隐形矫治器的使用过程当中,它在某些特殊类型的牙齿移动情况下的不足和局限性也逐渐暴露出来,这限制了隐形矫治器的进一步推广和应用。例如,尖牙、双尖牙的扭转属于常见的牙齿错合类型,由于尖牙、双尖牙的牙冠横截面形态多为圆形或椭圆形,使得隐形矫治器膜片的弹性形变所施加的力往往难以完全作用到牙冠本身或粘接的附件上,造成矫治效率低下,影响了疗效。而且,由于隐形矫治器的材料力学弹性和设计原理,每一步设计的矫治量相对有限,这也影响了隐形矫治器的矫治效果。

[0004] 目前,只有通过常规的固定托槽矫治器的一些方法来矫正这类诸如尖牙、双尖牙扭转等错合情况,例如在扭转牙的唇(颊)侧、舌侧同时施加大小相等、方向相反的力偶,但通过这种方式无法对牙齿的移动方向或移动量进行有效的控制。尽管有可能暂时地快速移动牙齿,但对于实现整体矫治方案来说,需要反复、多次地进行模型扫描、三维重建等工作,反而导致矫治时间和经济成本的增加。

[0005] 因此,需要有一种能够将常规固定托槽矫治器的力学原理应用于隐形矫治器的解决方案,其一方面可以对牙齿的移动进行必要的限制,另一方面又能实现自由度可控的牙齿快速移动。这样,既能够对扭转尖牙或双尖牙进行高效率的矫治,也不会增加反复设计或加工矫治器的时间和成本。

发明内容

[0006] 为了解决前面所提到的问题,根据本申请的一个方面,提供了一种牙齿矫治器,该牙齿矫治器具有由聚合物材料制成的壳体,在所述壳体内部形成空腔,用于接纳待矫治的牙齿,当患者佩戴所述牙齿矫治器时,所述壳体的内壁能够向牙齿表面施加矫治力。这种牙

齿矫治器的特征在于,所述空腔的几何形状使得在所述壳体的内壁与要移动的牙齿的表面之间留有空隙,以作为在牙齿矫治器内快速移动牙齿的通道。例如,上述通道可以是基于矫治方案中牙齿的预期移动路径而确定的。

[0007] 根据本申请的一个可选实施方式,牙齿的所述预期移动路径是基于要移动的牙齿的初始状态和目标矫治状态而确定的。

[0008] 牙齿的初始状态可通过对患者的实际牙齿状态进行建模而得到。例如,可以先获得患者的牙颌咬模,由此制取物理牙模,再对该物理牙模进行扫描,从而得到能够被数字处理和显示的虚拟牙模。但是,也可以通过光学扫描、三维照相、三维摄像或医用 CT 扫描等手段直接获取牙齿初始状态。

[0009] 牙齿的目标矫治状态可能是最终要实现的理想矫治状态,也可能是中间矫治步骤中的阶段性目标矫治状态。在借助计算机辅助设计 (CAD) 软件设计无托槽隐形矫治方案时,医师可以从上述牙齿初始状态出发,根据临床矫治需要设计出最终的理想矫治状态,并在初始状态和该最终理想状态之间进行插值计算,得到各个中间的阶段性目标矫治状态。

[0010] 作为替代,医师也可以基于牙齿的初始状态直接设计出下一步要实现的目标矫治状态,并由该矫治状态出发设计出再下一步要实现的目标矫治状态,由此一步步类推,从而得到最终的矫治状态,而无需插值运算过程。这种矫治方案设计方式被称为“空间搜索法”设计。

[0011] 在本申请的一个可选实施方式中,可借助一参考曲线进行拟合而得到牙齿的预期移动路径。例如,所述参考曲线可以是理想牙弓曲线,或者可以是理想的上下颌咬合关系曲线。

[0012] 根据本申请的一个可选实施方式,所述空腔的几何形状可使得牙齿能够在所述空隙内作旋转运动。例如,可以根据矫治方案确定牙齿的旋转中心,进而确定牙齿的预期旋转路径,并根据所确定的预期旋转路径确定所述空腔的几何形状。

[0013] 作为替代,所述空腔的几何形状也可使得牙齿能够在所述空隙内作水平和 / 或垂直的平移运动。优选的是,所述牙齿矫治器具有抗扭转结构,以对抗在牙齿平移过程中产生的扭转作用。可选地,所述抗扭转结构可通过在牙齿矫治器内侧形成突向牙面的突起或者在牙齿矫治器内侧设置的抗扭转牵引附件来实现,或者也可以通过对牙齿虚拟位置进行抗扭转设计来实现

[0014] 牙齿在所述空隙内的移动可通过附件施加的牵引力来实现。例如,所述牙齿矫治器的壳体上可形成有开口,以使所述附件能够从牙齿矫治器外部经由所述开口附着到在牙齿表面上。另外,根据本申请的另一可选实施方式,在所述牙齿矫治器的壳体外表面上也可形成有突起,以作为施加牵引力的附件。

[0015] 根据本申请的另一个方面,还提供了一种用于牙齿矫治的附件装置,该附件装置能够从聚合物材料制成的牙齿矫治器外部向需要移动的牙齿施加牵引力,以使牙齿在牙齿矫治器内部形成的通道内快速移动。

[0016] 根据本申请的一个可选实施方式,所述附件装置可包括附着在要移动的牙齿表面的锚定附件、位于支抗牙位置处的牵引附件、以及能够连接在所述锚定附件和牵引附件之间的弹性附件。例如,所述锚定附件可以是舌钮形附件,其例如可以被粘贴在要移动的牙齿的牙冠唇 - 舌面龈 1/3 位置处。可选的是,所述舌钮形附件可以由透明材料制成。

[0017] 可选的是,所述牵引附件可以由牙齿矫治器的壳体上的突起而形成。

[0018] 可选的是,所述锚定附件和 / 或所述牵引附件可以通过牵引钩来实现。

[0019] 另外可选的是,所述弹性附件可以通过橡皮圈来实现。

[0020] 根据本申请的一个可选实施方式,所述锚定附件与所述牵引附件当佩戴在患者牙齿上时位于大致相同的高度,以施加平行的牵引力。

[0021] 根据本申请的再一个方面,还提供了一种用于制造牙齿矫治器的方法,该方法包括以下步骤:

[0022] a) 确定要移动的牙齿的预期移动路径;

[0023] b) 基于所述预期移动路径确定牙齿矫治器内部空腔的几何形状,使得在牙齿矫治器的内壁与要移动的牙齿表面之间预留有空隙,作为供牙齿快速移动的通道;

[0024] c) 用聚合物材料制造牙齿矫治器的壳体,使该壳体内部形成具有在步骤 b) 中所确定的几何形状的空腔。

[0025] 在本申请的一个可选实施方式中,可根据矫治方案确定要移动的牙齿的初始状态和目标矫治状态,从而计算出牙齿从初始状态移动到目标矫治状态预期移动路径。例如,牙齿的初始状态是通过对患者的实际牙齿状态进行建模而得到的。

[0026] 根据本申请的一个可选实施方式,牙齿的预期移动路径可借助一参考曲线进行拟合而得到。

[0027] 可选的是,所述参考曲线可以是理想牙弓曲线,或者可以是理想的上下颌咬合关系曲线。

[0028] 根据本申请的一个可选实施方式,所述空腔的几何形状使得牙齿能够在所述空隙内作旋转运动。例如,可根据牙齿的矫治目标状态确定牙齿的旋转中心,进而确定牙齿的预期旋转路径,并根据所确定的预期旋转路径确定所述空腔的几何形状。

[0029] 另外可选的是,所述空腔的几何形状也可使得牙齿能够在所述空隙内作水平和 / 或垂直的平移运动。优选的是,所述牙齿矫治器具有抗扭转结构,以对抗在牙齿平移过程中产生的扭转作用。可选地,所述抗扭转结构可通过在牙齿矫治器内侧形成突向牙面的突起或者在牙齿矫治器内侧设置的抗扭转牵引附件来实现,或者也可以通过对牙齿虚拟位置进行抗扭转设计来实现

[0030] 可通过附件施加牵引力使得牙齿在所述空隙内移动。例如,可以在所述牙齿矫治器的壳体上形成开口,以使所述附件能够从牙齿矫治器外部经由所述开口附着到在牙齿表面上。也可以在所述牙齿矫治器的壳体外表面上形成突起,以作为施加牵引力的附件。

[0031] 通过本申请所述的具有牙齿快速移动通道的隐形矫治器以及相应的附件装置,一方面可以通过外加的牵引力实现牙齿的快速扭转和 / 或平移运动,另一方面又通过矫治器膜片的几何形状限定了牙齿快速移动的路径(移动方向及移动量),从而大大提高了隐形牙齿矫治器在某些错合情况下的矫治效率。

附图说明

[0032] 本发明的上述及其他特征将通过下面结合附图及其详细描述作进一步说明。应当理解的是,这些附图仅示出了根据本发明的若干示例性的实施方式,因此不应被视为是对本发明保护范围的限制。除非特别说明,附图不必是成比例的,并且其中类似的标号表示类

似的部件。

[0033] 图 1 示出了用于获得牙齿目标矫治状态的空间搜索法的一个实例性实施例的流程图；

[0034] 图 2 示出了用于确定参考曲线的一个示例性实施例；

[0035] 图 3 示出了实现牙齿快速扭转的一个示例性实施例；

[0036] 图 4 示出了图 3 所示牙齿快速扭转的一种具体实现方式；

[0037] 图 5 示出了实现牙齿快速平移的一个实例性实施例；

[0038] 图 6 示出了图 5 所示牙齿快速平移的一种具体实现方式；以及

[0039] 图 7 示出了用于加工隐形矫治器的一个示例性的流程。

具体实施方式

[0040] 以下的详细描述中引用了构成本说明书一部分的附图。说明书和附图所提及的示意性实施方式仅仅出于是说明性的目的，并非意图限制本发明的保护范围。本领域技术人员可以理解，也可以采用许多其他的实施方式，并且可以对所描述实施方式做出各种改变，而不背离本发明的主旨和保护范围。应当理解的是，在此说明并图示的本发明的各个方面可以按照很多不同的配置来布置、替换、组合、分离和设计，这些不同配置都包含在本发明中。

[0041] 图 1 示出了用于获得牙齿目标矫治状态的空间搜索法的一个示意性实施例的流程图。在图 1 所示的空间搜索法中，首先在步骤 100 获取患者当前的牙齿状态、或者牙齿及其周边组织（如牙齿槽黏膜、面部软组织）的状态。例如，可以借助取印模获得牙列排列状态，由此生成物理牙模。也可通过光学扫描、三维照相、三维摄像或医用 CT 扫描直接获取牙齿、或者牙齿及其周边组织的图像。接着，在步骤 110 生成牙齿、或者牙齿及其周边组织的基础虚拟模型。例如，可以通过对物理牙模的扫描、或者对口腔组织图像的计算机处理，将步骤 110 中采集到的牙齿状态、或者牙齿及其周边组织状态转换成牙齿状态数据集，由此可得到牙齿在三维空间内的 X、Y、Z 坐标，其可以在计算机上可视化显示并加以操控（例如平移或旋转）。

[0042] 在步骤 120，基于所得到的基础虚拟模型生成一条参考曲线，该参考曲线可以是二维曲线，也可以是具有一定横截面形状的三维曲线。参考曲线的生成例如将借助图 2 作进一步说明。所生成的参考曲线可以与牙齿、或者牙齿及其周边组织的虚拟模型一起被可视化显示。

[0043] 接着，在步骤 130，向相应的牙齿施加虚拟的矫治参数，以使相应的牙齿移动向所述参考曲线作拟合移动。该矫治参数代表了相应牙齿在三维笛卡尔坐标系内的移动方式，例如，沿 X 轴的平移量、沿 Y 轴的平移量、沿 Z 轴的平移量、围绕 X 轴的旋转角度、围绕 Y 轴的旋转角度、围绕 Z 轴的旋转角度、以及移动的范围和 / 或步长。这些矫治参数与矫治器将向牙齿施加的矫治力（在不同方向上的力和 / 或力矩）相关。在某些情况下，矫治参数也可被称为“力系”或“操作符”。根据临床病例统计数据，可以生成相应的标准矫治参数（或者说“力系”或“操作符”）数据库，其代表了在不同牙齿状态下施加矫治力时牙齿可能移动的情况。可以从该数据库中选择适当的标准矫治参数，以应用于牙齿模型，通过计算机匹配处理，可以得到通过施加矫治参数使牙齿移动后的状态（该状态同样也可以被可视化显示）。

可选地,矫治参数也可以由操作人员手动施加,例如直接向计算机输入操作符的类型和参数,或者以可视化的方式用鼠标或触摸方式拖动相应牙齿,使其尽量向所述参考曲线靠拢。

[0044] 在拟合移动移动后,在步骤 140 生成一系列虚拟的牙齿位置,其代表了相关牙齿经过虚拟移动后到达的状态,由此可以确定牙齿的目标矫治状态,这个状态有可能就是所期望的牙齿矫治目标状态,但在大多数情况下,可能仍需要对该状态作进一步调整。

[0045] 例如,可以在步骤 150 基于牙弓曲线、牙列拥挤度、齿间去釉量、覆盖、覆合、牙弓突度、Spee 曲线曲度、Bolton 指数、牙弓宽度、牙弓对称度、牙齿扭转度、牙齿轴倾度、牙齿转矩、牙列中线、面部软组织外形等医学因素中的一项或多项来评估所得到的结果是否满足矫治要求。如果需要做进一步调整,则可以通过迭代的方式来调整参考曲线,例如重新取 FA 点、并计算出新的牙弓曲线。也可以由操作人员手动地调整参考曲线的形态和 / 或长度。接着,继续施加矫治参数,使牙齿向调整后的参考曲线作拟合移动,直至达到能够满足矫治要求的所期望的牙齿目标矫治状态。

[0046] 这种空间搜索法是从前向后执行的,即始终由前一个牙齿状态确定后一个牙齿状态,能够对牙齿矫治状态作灵活的调整。

[0047] 图 2 示出了在上述空间搜索法中确定参考曲线的一个示例性实施例。在该实施例中,例如在针对牙列拥挤病例的情形下,所确定的参考曲线是齿唇侧的参考曲线。在图 2 中示出了一个下颌牙列的虚拟模型,图中标示出了三维笛卡尔坐标系,其原点 0 可以选在该下颌牙列模型的几何中心处。在该虚拟的下颌牙列模型上分别选择左右第一磨牙及左右中切牙的 FA 点,作为生成牙弓曲线的四个基准点 P_0 、 P_1 、 P_2 和 P_3 。这四个基准点的在三维笛卡尔坐标系内的空间坐标可分别表示为 $P_0(X_0, Y_0, Z_0)$ 、 $P_1(X_1, Y_1, Z_1)$ 、 $P_2(X_2, Y_2, Z_2)$ 和 $P_3(X_3, Y_3, Z_3)$, 其中的 $X_0 \sim 3$ 、 $Y_0 \sim 3$ 、 $Z_0 \sim 3$ 是相应的基准点在 X、Y、Z 空间坐标轴上的取值。

[0048] 这里所说的“FA 点”是指临床冠表面、连接合缘到龈缘的 FACC 曲线的中点。对于切牙、尖牙和前磨牙而言,FACC 就是临床冠唇颊面中线;对于磨牙而言,FACC 沿着颊沟方向走行,其两端分别称为“合点”和“龈点”。

[0049] 基于上述四个基准点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 , 可按照下面的等式 (1) 生成牙弓曲线:

$$[0050] \quad P_{0.3}(t) = \frac{1}{6} \begin{bmatrix} 1 & t & t^2 & t^3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\alpha & \beta & -\beta & \alpha \\ \beta & \gamma & \beta & 0 \\ -\beta & 0 & \beta & 0 \\ \alpha & \xi & \alpha & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_0 \\ P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix}, \quad t \in [0, 1] \quad \text{等式 (1)}$$

[0051] 其中, α , β , γ 和 ξ 为适当选择的常数值,例如,可以取值为 $\alpha = 1$, $\beta = 3$, $\gamma = 6$, $\xi = 4$ 。当然,也可以选取其他不同的常数值。

[0052] P_0 、 P_1 、 P_2 和 P_3 四个基准点在三维笛卡尔坐标系内的 X、Y、Z 分量可分别表示为:

$$[0053] \quad X(t) = \frac{1}{6} \begin{bmatrix} t^3 & t^2 & t & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\alpha & \beta & -\beta & \alpha \\ \beta & \gamma & \beta & 0 \\ -\beta & 0 & \beta & 0 \\ \alpha & \xi & \alpha & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_0 \\ X_1 \\ X_2 \\ X_3 \end{bmatrix}, \quad t \in [0, 1] \quad \text{等式 (2)}$$

$$[0054] \quad Y(t) = \frac{1}{6} \begin{bmatrix} t^3 & t^2 & t & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\alpha & \beta & -\beta & \alpha \\ \beta & \gamma & \beta & 0 \\ -\beta & 0 & \beta & 0 \\ \alpha & \xi & \alpha & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Y_0 \\ Y_1 \\ Y_2 \\ Y_3 \end{bmatrix}, \quad t \in [0, 1] \quad \text{等式 (3)}$$

$$[0055] \quad Z(t) = \frac{1}{6} \begin{bmatrix} t^3 & t^2 & t & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\alpha & \beta & -\beta & \alpha \\ \beta & \gamma & \beta & 0 \\ -\beta & 0 & \beta & 0 \\ \alpha & \xi & \alpha & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Z_0 \\ Z_1 \\ Z_2 \\ Z_3 \end{bmatrix}, \quad t \in [0, 1] \quad \text{等式 (4)}$$

[0056] 本领域技术人员可以理解,参考曲线可以有多种计算方式,而限于上面所描述的具体实施方式。例如,也可以选择左右第一磨牙、尖牙、及左右中切牙的FA点作为6个基准点,从而拟合出牙弓曲线。

[0057] 作为替代,可以选取后牙区和切牙区的三个邻接点,并基于这三个邻接点拟合出牙弓曲线,这里的“邻接点”是指牙冠解剖外形在该牙坐标系近远中方向上的最突点。

[0058] 作为另一替代实施方式,也可以选取牙弓内排列基本正常的牙的正常咬合接触点,从而拟合出牙弓曲线。这里上下颌牙列可通过两种方式达到稳定性接触,一种是牙尖与牙窝相对,另一种是牙尖与边缘嵴相对,均能实现稳定的垂直中止接触。

[0059] 此外,也可以选取舌侧的参考曲线。在这种情况下,可以分别选择牙弓两侧的第一磨牙、第一前磨牙、尖牙和中切牙的舌侧临床冠中点,从而拟合出一条“蘑菇形”的舌侧牙弓曲线。

[0060] 如图1中的流程图所示,得到参考曲线后,使基础虚拟牙齿模型基于该参考曲线进行第一次排列,从而得到一系列目标排列状态。然后判断这些目标状态是否符合临床矫治要求。如符合临床矫治要求,则将其作为所期望的目标状态;如果不符合,则需要进一步调整参考曲线和相关参数,直至达到临床矫治要求,得到所期望的目标状态,并由此加工矫治器。

[0061] 图3示出了根据本发明实现牙齿快速扭转的一个实例性实施例。图3中的A位置代表扭转牙的初始位置,B位置代表扭转牙矫治后的目标位置,图中的箭头示意性地示出了牙齿从初始位置向目标位置的移动。图3中的虚线轮廓代表拟矫治牙位的矫治器的横截面,在初始位置和目标位置之间留出了足够的空隙作为牙齿快速扭转的通道。这种矫治器的设计既不会妨碍牙齿在矫治器内腔范围内的自由移动,又能够相对限制牙齿移动的自由度,使得牙齿只能沿着矫治器外壁所限制的轨道移动,最终使牙齿在弹性牵引力偶的作用下快速移动到目标位并停止下来。矫治器的膜片材料可考虑选用厚膜片,以提供足够的矫治强度。一方面可以为弹性牵引力偶提供足够的支抗,另一方面可较好地维持矫治器的形状,防止牙齿在移动过程中出现过大的自由度,最终偏离目标位置,导致后续矫治器无法顺利就位。在设计这种矫治器时,可根据目标位置确定牙齿的旋转中心,然后根据牙齿旋转的路径最终确定矫治器的外形轮廓,即限制牙齿移动的通道及目标(停止)位置。

[0062] 图4示出了图3所示牙齿快速扭转方案的一种具体实现方式。如图4所示,在扭转牙(前磨牙)的牙冠颊、舌侧偏龈方分别固定一锚定附件401(其例如通过舌形钮或牵引钩来实现),并且分别在该扭转牙的近、远中邻牙(作为支抗牙)的牙冠上选择有利于扭转改正的相应的颊/舌侧偏龈方部位固定一牵引附件402(其同样也可以通过舌形钮或牵引

钩来实现)。这里的锚定附件和牵引附件可粘贴在牙齿表面的适当位置处(例如处于相同的高度,以施加平行的扭转力偶),并从隐性矫治器壳体上的开口(未示出)中伸出。当然,这些附件装置也可以直接由隐性矫治器壳体表面上的凸起形成。

[0063] 同时,用弹性附件 403 分别从颊、舌侧对扭转牙进行牵引以实现扭转。弹性附件 403 可通过连接在锚定附件 401 和牵引附件 402 上的橡皮圈来实现,从而形成扭转矫治力偶。矫治器的扭转改正量例如可控制在 5° 至 20° / 每步。隐性矫治器的壳体形状被设计为在扭转牙的相应移动方向上预留出对应于该扭转步长的通道,并可以在牵引钩处形成缓冲。

[0064] 图 5 示出了牙齿快速平移的一个示例性实施例。图 5 中的 a 表示牙齿移动前的初始位置,b 表示牙齿矫治后的目标位置。其中,A 牙齿代表拟平移的牙齿,B 牙齿代表参考牙,图中的箭头代表 A 牙齿的移动方向,例如拟移动的距离为 5mm。在隐形矫治过程中,在单步移动不超过 0.2mm 的情况下,要使 A 牙齿平移 5mm 需要 25 个治疗步骤。根据本发明,可以为这 25 个平移步骤形成一个快速移动通道,即在单个牙齿矫治器的腔体内留出 5mm 的平移空隙,并配以力偶牵引作用,从而实现 A 牙齿在一个治疗步骤中的快速移动。

[0065] 图 6 示出了图 5 所示牙齿快速平移的一种具体实现方式。在欲平移的牙齿(尖牙)的牙冠唇面偏龈方具有一锚定附件,其例如通过一长臂牵引钩 601 来实现,该牵引钩 601 与植入后牙(作为支抗牙)牙槽骨内作为牵引附件的种植钉 602 之间通过弹性附件 603 牵引使得该尖牙平移,矫治器的平移量例如可控制在 0.5-2mm/ 每步。隐性矫治器在该牙相应移动方向上预留出相当于该平移步长的移动空隙,并在牵引钩 601 处形成缓冲。

[0066] 由于在上述的示例性牙齿快速平移过程中,只在唇侧施加了牵引力,牙齿容易发生扭转。因而,在一个(未示出的)优选实施方式中,牙齿矫治器可具有抗扭转结构,以通过在舌侧施加的力来对抗在牙齿平移过程中产生的扭转作用。可选的是,这种抗扭转设计可以通过在牙齿矫治器内侧形成突向牙面的突起来实现,或者也可以通过在牙齿矫治器舌侧设置的抗扭转附件来实现,例如可以通过牙齿矫治器舌侧的抗扭转附件组合施加一个与唇侧牵引力方向相同的力,以对抗由于唇侧牵引力所导致的扭转作用。作为替代,所述抗扭转结构也可以通过对牙齿虚拟位置的抗扭转设计来实现。

[0067] 本领域技术人员可以理解,本发明所述牙齿矫治器提供的快速移动通道不仅包括前面所述的前磨牙快速扭转移动和尖牙快速平移移动,而且也应涵盖所有预留出较大牙齿移动空间、借助外力辅助使牙齿快速移动到预定位置的情况。例如,本发明所述的牙齿矫治器及其附件装置也可适用于将高位尖牙牵引入牙弓、以及将垂直高度不足的牙齿牵引入牙弓的病例,即能够实现牙齿的垂直平移。本发明同样可以将牙齿扭转与牙齿平移结合起来,实现复合的移动组合。

[0068] 图 7 示出了加工隐形矫治器的示例性的流程。其中,例如在步骤 701 中先根据患者牙齿的实际状态制作物理牙模(例如借助取印模制作石膏牙模),再在步骤 702 中对该物理牙模进行扫描,以生成虚拟的牙颌状态。当然,也可通过光学扫描、三维照相、三维摄像或医用 CT 扫描直接获得虚拟牙齿模型。这个虚拟牙齿模型可以被数字化处理和显示。

[0069] 接下来,例如在步骤 703 中借助 CAD(计算机辅助设计)软件按照图 1 所示方法步骤对虚拟牙齿模型进行处理,以生成目标矫治状态,从而确定实用的矫治方案,并预留出作为快速牙齿移动通道的空隙。这里的 CAD 软件可以安装在专用或通用的计算机系统中,也

可以安装在例如平板电脑等具备数据存储和处理功能的其他电子设备中。

[0070] 在确定了矫治方案后,可以在步骤 704 中将相应的牙齿目标状态数据传送到快速成型设备中。这里的数据传输可以通过软盘、硬盘、光盘、记忆卡、闪存等存储设备来实现,也可以借助有线或无线的网络连接传送到快速成型设备。在步骤 705,所述快速成型设备可根据该牙齿目标状态数据制造出具有相应形状的阳模(正模型)。作为替代,也可以使用数控机床,基于所述牙齿目标数据生成聚合物、金属、陶瓷或石膏材质的阳模。

[0071] 在形成阳模后,例如在步骤 706,可借助热压成型设备,在该阳模上将由透明聚合物材料构成的矫治器膜片进行热压成型。再经过打磨修整,以形成隐形矫治器(步骤 407)。这里可以采用较厚的膜片材料,以提供足够的矫治强度。

[0072] 图 7 所示矫治器制造过程仅仅是一种示例性的工艺,本领域技术人员可以对其做出各种改变。例如,也可以基于所述牙齿目标状态数据生成阴模(负模型),直接作为矫治器,或者借助 3D 打印技术直接生成具有相应形状的隐形矫治器。

[0073] 尽管在此公开了本发明的各个方面和实施例,但其他方面和实施例对于本领域技术人员而言也是显而易见的。在此公开的各个方面和实施例仅用于说明目的,而非限制目的。本发明的保护范围和主旨仅通过后附的权利要求书来确定。

[0074] 同样,各个图表可以示出所公开的方法和系统的示例性架构或其他配置,其有助于理解可包含在所公开的方法和系统中的特征和功能。要求保护的发明并不限于所示的示例性架构或配置,而所希望的特征可以用各种替代架构和配置来实现。除此之外,对于流程图、功能性描述和方法权利要求,这里所给出的方框顺序不应限于以同样的顺序实施以执行所述功能的各种实施例,除非在上下文中明确指出。

[0075] 除非另外明确指出,本文中所使用的术语和短语及其变体均应解释为开放式的,而不是限制性的。在一些实例中,诸如“一个或多个”、“至少”、“但不限于”这样的扩展性词汇和短语或者其他类似用语的出现不应理解为在可能没有这种扩展性用语的示例中意图或者需要表示缩窄的情况。

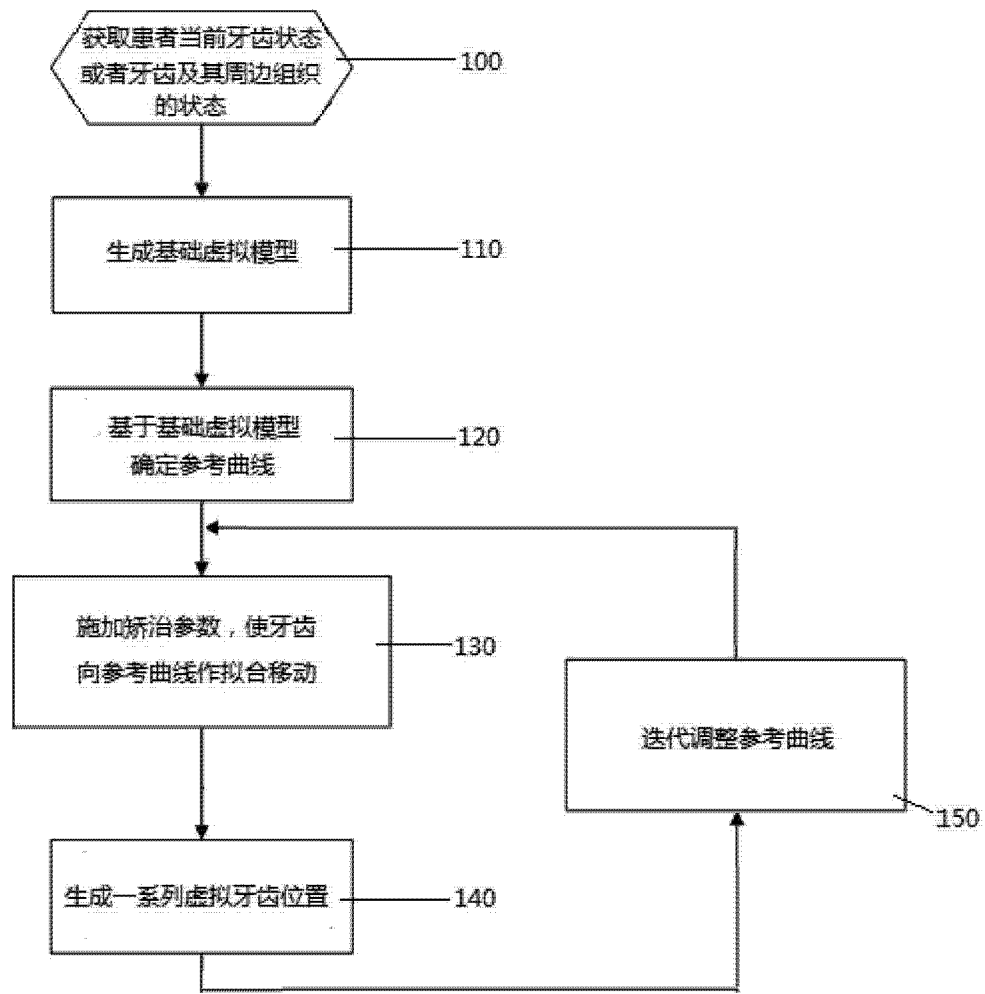


图 1

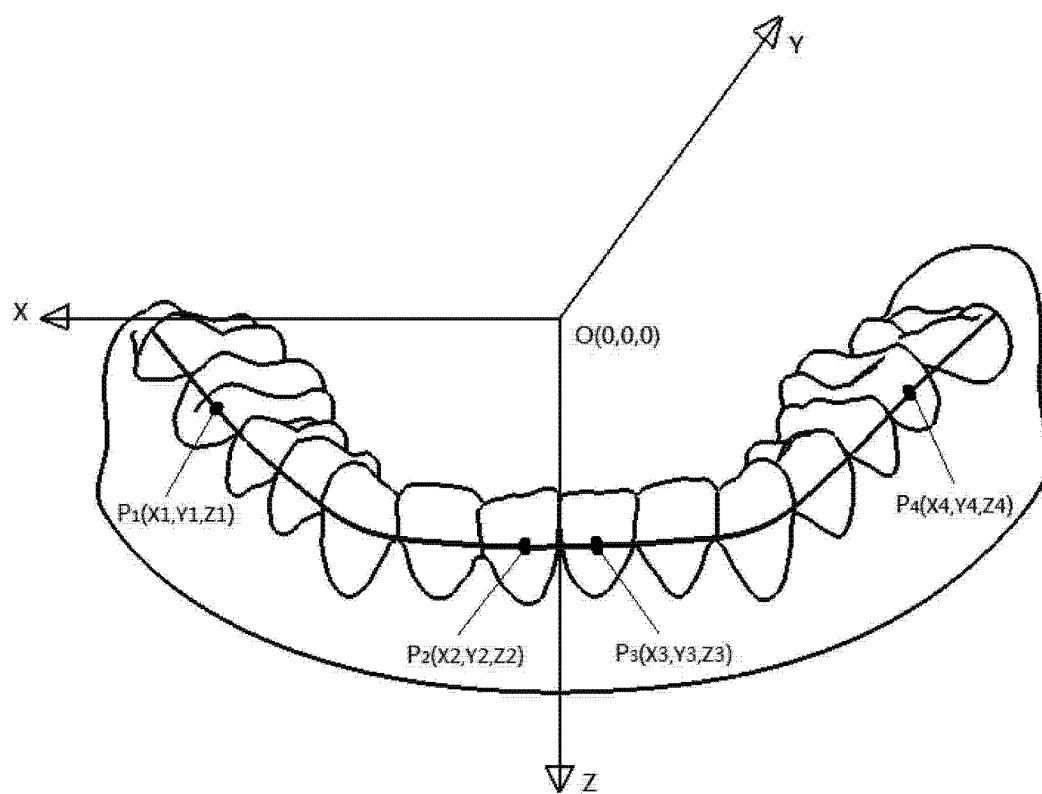


图 2

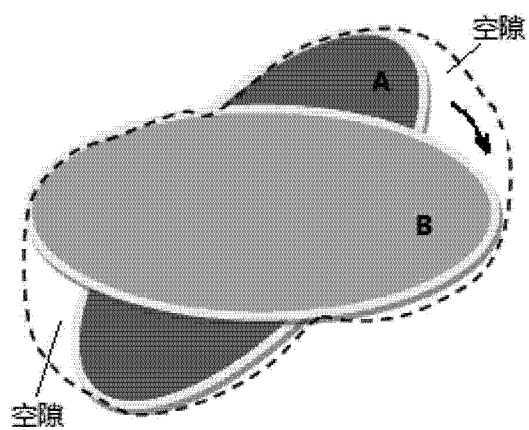


图 3

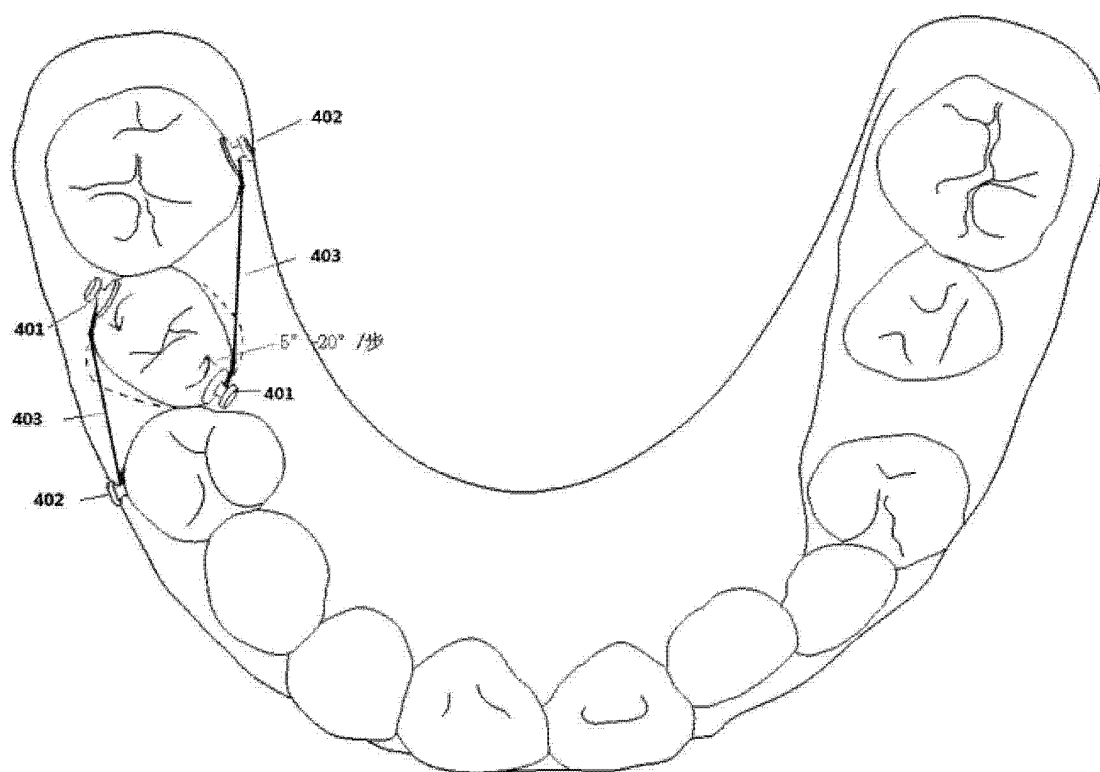


图 4

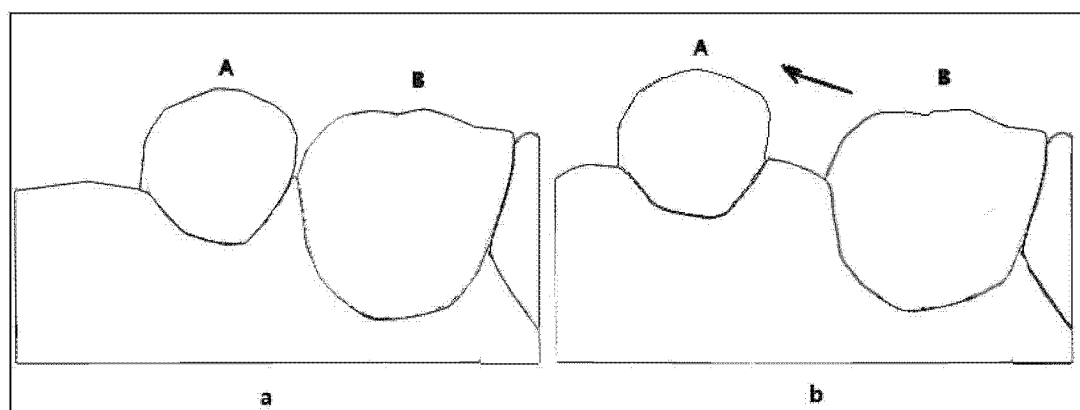


图 5

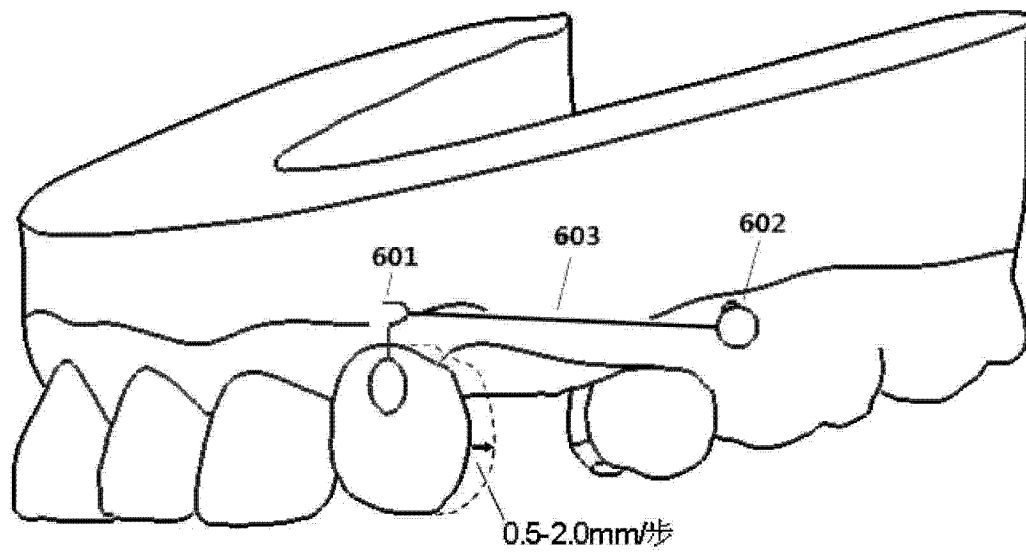


图 6

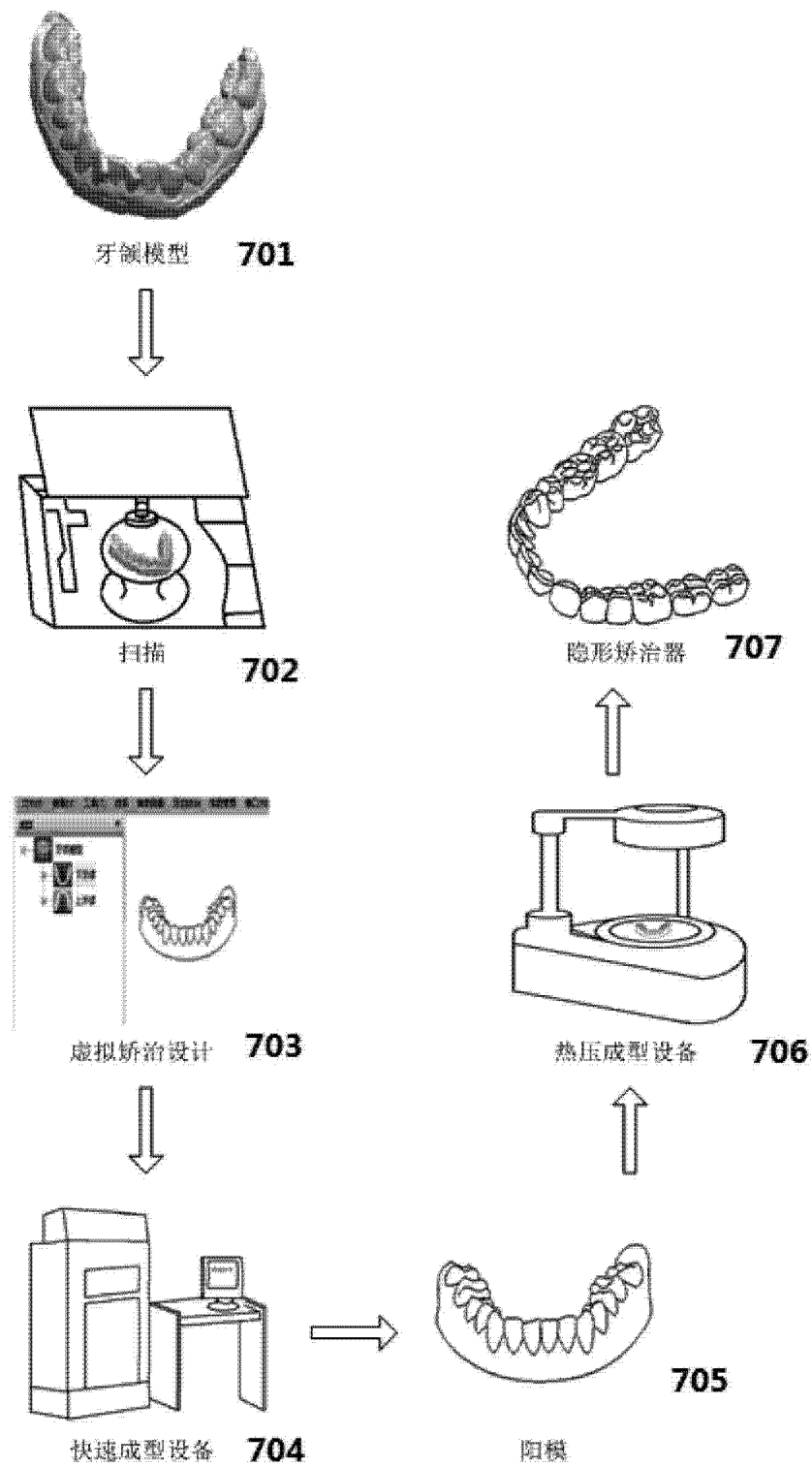


图 7