



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104144655 B

(45)授权公告日 2017.07.11

(21)申请号 201380009761.7

(22)申请日 2013.02.12

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104144655 A

(43)申请公布日 2014.11.12

(30)优先权数据
61/599,337 2012.02.15 US
13/692,891 2012.12.03 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.08.15

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/000223 2013.02.12

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/121281 EN 2013.08.22

(73)专利权人 阿莱恩技术有限公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 埃里克·库奥 里克·马蒂
奥特姆·保罗维斯基

(74)专利代理机构 北京奉思知识产权代理有限公司 11464
代理人 吴立 邹轶蛟

(51)Int.Cl.
A61C 7/08(2006.01)
A61C 7/12(2006.01)

(56)对比文件
US 20110136072 A1,2011.06.09,
US 20110136072 A1,2011.06.09,
CN 101410071 A,2009.04.15,
CN 101006940 A,2007.08.01,
US 2006078840 A1,2006.04.13,
US 2011129786 A1,2011.06.02,
WO 2008032310 A2,2008.03.20,

审查员 刘益

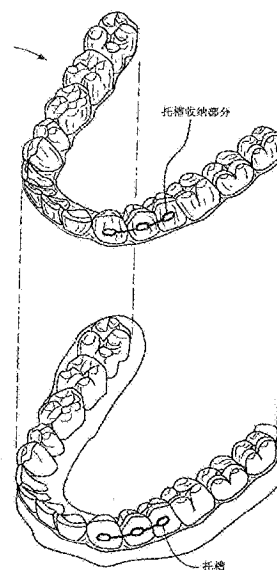
权利要求书3页 说明书12页 附图10页

(54)发明名称

容纳渐增和连续牙齿移动的壳型矫正器、系统和方法

(57)摘要

一种正畸器具,其包括壳型矫正器,该矫正器具有与由患者佩戴的正畸牙箍器具的力所引起的患者的装有托槽的牙齿在第一位置和第二位置之间的移动相吻合的部分,以及相关的系统和方法。



1. 一种正畸器具,包括:

壳型矫正器,该壳型矫正器包括第一部分,该第一部分具有多个牙齿收纳腔,该多个牙齿收纳腔被成形为收纳并弹性地定位多颗牙齿,以及第二部分,该第二部分具有牙齿收纳腔,该牙齿收纳腔被成形为收纳患者的装有托槽的牙齿;所述第二部分基于移动路径几何形状成形,该移动路径几何形状与由来自患者佩戴的托槽和丝正畸牙箍器具的力所引起的所述患者的装有托槽的牙齿在第一位置和第二位置之间的移动相吻合,其中所述第二部分容纳所述患者的装有托槽的牙齿在所述第一位置和第二位置之间的移动期间相对于所述第二部分的移动。

2. 如权利要求1所述的器具,其中,所述移动路径包括由牙齿在所述第一位置和所述第二位置之间的多个中间位置之间的移动所形成的空间。

3. 如权利要求1所述的器具,其中,所述第二部分的所述牙齿收纳腔包括托槽离隙部分。

4. 如权利要求2所述的器具,其中,所述第二部分的所述牙齿收纳腔限定托槽插入沟槽,该托槽插入沟槽成形为在所述器具定位到所述患者的多颗牙齿和/或从所述患者的多颗牙齿移除时收纳托槽。

5. 如权利要求2所述的器具,其中,所述托槽离隙部分包括泡状物、突起、包膜或狭缝形状的部分。

6. 如权利要求3所述的器具,其中,所述离隙部分被成形为容纳托槽和丝。

7. 如权利要求6所述的器具,其中,所述离隙部分被成形为使得当所述器具定位在所述患者的牙齿上时,所述丝至少部分地布置在所述离隙的外部。

8. 如权利要求1所述的器具,其中,所述第二部分的所述牙齿收纳腔被成形为:在正畸治疗期间,限制被收纳牙齿在至少一个方向或路径上的移动。

9. 如权利要求8所述的器具,其中,所述第二部分的所述牙齿收纳腔被成形为:在牙齿旋转或平移期间限制脱出。

10. 如权利要求1所述的器具,其中,所述第二部分的所述牙齿收纳腔包括活动部分,该活动部分接触被收纳的牙齿,从而将力施加到所述牙齿。

11. 如权利要求10所述的器具,其中,所述活动部分被成形为:仅在所述牙齿的一部分从所述第一位置移动到所述第二位置期间,接触到所述牙齿并且将力施加到所述牙齿。

12. 如权利要求10所述的器具,其中,所述活动部分被成形为:提供用于由所述托槽和丝器具施加的力的应用的杠杆接触表面。

13. 如权利要求1所述的器具,其中,所述第二部分被成形为:容纳的所述托槽和丝器具包括低轮廓、线夹或者二维托槽。

14. 如权利要求1所述的器具,其中,所述第二部分被成形为:容纳的所述托槽和丝器具包含保持丝结构。

15. 如权利要求1所述的器具,其中,所述第二部分被成形为:容纳多颗装有托槽的牙齿。

16. 如权利要求15所述的器具,其中,所述第二部分被成形为:容纳在两颗装有托槽的牙齿之间布置一未装托槽的牙齿。

17. 一种提供用于移动患者的牙齿的正畸器具的方法,包括:

确定一颗或多颗装有托槽的牙齿的第一位置；

根据治疗方案确定所述装有托槽的牙齿的第二位置；

基于装有托槽的牙齿从所述第一位置到所述第二位置的移动路线，推断牙齿移动几何形状；

制作矫正器，该矫正器包括第一部分，该第一部分具有牙齿容纳腔，且该牙齿容纳腔被成形为容纳并弹性地定位牙齿，以及第二部分，该第二部分具有牙齿容纳腔，且该牙齿容纳腔被成形为容纳患者的装有托槽的牙齿；该第二部分基于所述牙齿移动几何形状成形，且被构造成与由来自所述患者佩戴的托槽和丝正畸牙箍器具的力引起的所述患者的装有托槽的牙齿在所述第一位置和第二位置之间的移动相吻合，其中所述第二部分容纳所述患者的装有托槽的牙齿在所述第一位置和第二位置之间的移动期间相对于所述第二部分的移动。

18. 如权利要求17所述的方法，其中，确定装有托槽的牙齿的位置包括：生成具有托槽的牙齿的数字模型。

19. 如权利要求18所述的方法，还包括在数字牙齿上修改数字托槽的形状或者位置。

20. 如权利要求17所述的方法，其中，所述移动路径包括由在所述第一位置和所述第二位置之间的多个中间位置或者牙齿排列之间移动的牙齿所形成的空间。

21. 如权利要求17所述的方法，其中，所述第二部分包括托槽离隙部分，该托槽离隙部分包括泡状物、突起、包膜或狭缝形状的部分。

22. 如权利要求21所述的方法，其中，当所述器具定位在所述患者的牙齿上时，所述离隙部分被成形为：容纳托槽和丝，使得所述丝完全地布置在所述离隙部分内或者至少部分地布置在所述离隙部分的外部。

23. 如权利要求17所述的方法，其中，所述第二部分的所述牙齿容纳腔被成形为：在正畸治疗期间，限制被收纳的牙齿在至少一个方向或路径上的移动。

24. 如权利要求17所述的方法，其中，所述第二部分的所述牙齿容纳腔被成形为：在牙齿旋转或平移期间限制脱出。

25. 如权利要求17所述的方法，其中，所述第二部分的所述牙齿容纳腔包括活动部分，该活动部分接触被收纳的牙齿，从而将力施加到所述牙齿。

26. 如权利要求17所述的方法，其中，所述第二部分被成形为：容纳多颗装有托槽的牙齿。

27. 如权利要求17所述的方法，其中，所述第二部分被成形为：容纳在两颗装有托槽的牙齿之间布置的未装托槽的牙齿。

28. 如权利要求17所述的方法，其中，所述一颗或者多颗装有托槽的牙齿的所述第一位置包括：所述患者的牙齿的当前位置之前的牙齿的位置。

29. 一种用于患者牙齿的正畸移动的系统，包括：

正畸牙箍器具，该正畸牙箍器具包括用于定位在患者的牙齿上的托槽；以及

壳型矫正器，该壳型矫正器包括第一部分，该第一部分具有牙齿容纳腔，该牙齿容纳腔具有容纳所述患者的未装托槽的牙齿的几何形状；以及第二部分，该第二部分具有牙齿容纳腔，该牙齿容纳腔被成形为容纳所述患者的装有托槽的牙齿，该第二部分基于移动路径几何形状成形，该移动路径几何形状与至少部分地由来自所述患者佩戴的所述正畸牙箍器

具的力所引起的所述患者的装有托槽的牙齿在第一位置和第二位置之间的移动相吻合,其中所述第二部分容纳所述患者的装有托槽的牙齿在所述第一位置和第二位置之间的移动期间相对于所述第二部分的移动。

容纳渐增和连续牙齿移动的壳型矫正器、系统和方法

[0001] 交叉引用

[0002] 本申请要求2012年2月15日提交的美国临时申请No.61/599,337的权益,该申请通过引用并入此处。

背景技术

[0003] 本发明通常涉及正畸学领域,特别是涉及利用牙箍来容纳增量渐增牙齿移动以及连续牙齿移动的牙科定位矫正器或者器具(例如,托槽和丝正畸学(wire orthodontics)),以及相关的方法和系统。

[0004] 正畸学的一个目的是,将患者的牙齿移动到功能和/或美感优化的位置。传统上,主治医生将诸如牙箍的牙科装置应用到患者的牙齿,该组牙箍在牙齿上施加持续的力并且逐步地将牙齿向期望的牙齿位置移动。经过一段时间以及医生对牙箍进行一系列临床考察和调整,使牙齿到达其最终目的地并且移除器具。利用将托槽的基底连接到牙齿表面的粘合剂,将这些托槽贴附到牙齿。

[0005] 现在利用传统贴附器具(例如,牙箍)的常规正畸治疗的替代品是可用的。例如,包括一系列预成型的器具/矫正器的系统已能够从Align Technology, Inc., San Jose, CA以商标名称Invisalign[®]系统商用获得。在归属于Align Technology的、包括例如美国专利No.6,450,807和5,975,893的许多个专利和专利申请中以及在万维网上可访问的公司网页上(参见,例如,URL“invisalign.com”)描述了Invisalign[®]系统。Invisalign[®]系统包括:在将矫正器送达给患者并且用于重定位牙齿以前(即,在治疗开始之前),设计和/或制造多个和有时所有的矫正器,以由患者佩戴。通常,使用基于计算机的三维计划/设计工具如由Align Technology, Inc开发和使用的专有的Treat[™]和ToothShaper[™],设计和计划患者的定制治疗。矫正器设计能够基于对一系列计划的连续的牙齿排列的计算机建模,并且每个矫正器被设计为佩戴在牙齿上并且将牙齿弹性地重定位到每一个计划的牙齿排列。

[0006] 当最近开发的、诸如以上描述的正畸治疗技术在正畸学领域表现出显著提升时,进一步的提升依然使人感兴趣。尽管Invisalign[®]矫正器能够被用于广泛范围的正畸治疗,但基于患者的个体需求/期望,治疗专业人员可能期望在某些情况下利用传统的贴附(例如,托槽/丝)器具和壳型矫正器两者的细合的正畸治疗。因此,需要给正畸患者提供包括传统的贴附(例如,托槽/丝)器具以及壳型矫正器的治疗的创新产品。

发明内容

[0007] 本发明包括:提供传统托槽/丝装置和壳型器具或者矫正器两者的组合使用的结构以及相关的方法。

[0008] 为了更充分理解本发明的本质和优点,参考后述的详细描述以及附图。从下面的附图和详细描述中,本发明其他的方面、目的和优点将非常明显。

附图说明

[0009] 图1示出了根据本发明的实施例的、包括牙箍离隙 (relief) 部分的器具和患者相应的颌。

[0010] 图2A到2C示出了牙齿在初始位置和后续位置之间的移动 (图2A) ; 牙齿和托槽在所示位置中的定位; 以及容纳装有托槽的牙齿在所示位置之间的移动的矫正器离隙部分。

[0011] 图3示出了根据本发明的实施例的方法。

[0012] 图4A到4D示出了根据本发明的实施例的、包括牙齿收纳腔和牙箍离隙部分的矫正器。

[0013] 图5A到5D示出了根据本发明的实施例的、包括牙齿收纳腔和牙箍离隙部分的矫正器。

[0014] 图6A和6B概念性地示出了根据本发明的实施例的、构建限制牙齿脱出 (tooth extrusion) 但允许牙齿旋转的矫正器。

[0015] 图7A到7D示出了根据本发明的实施例的、牙齿移动以及建立限制牙齿脱出但允许牙齿平移的矫正器。

[0016] 图8A和8B示出了根据本发明的实施例的、阶段牙齿移动以及矫正器的成形为容纳该阶段移动并施加力的相应部分。

[0017] 图9示出了根据本发明的实施例的牙齿的非直线移动。

[0018] 图10A到10C示出了根据本发明的实施例对托槽和丝的定位和选择。

[0019] 图11A到11C示出了根据本发明的实施例对托槽和丝的定位和选择。

[0020] 图12示出了成形为在患者牙齿的一部分上容纳保持丝结构的矫正器。

[0021] 图13A和13B示出了根据本发明的实施例的牙齿 (图13A) 以及牙齿和相应的矫正器 (图13B)。

[0022] 图14示出了根据本发明的实施例的、示出正畸治疗的多个阶段和多个扫过 (swept) 牙齿路径的治疗路线。

具体实施方式

[0023] 本发明包括, 提供使用传统的托槽和丝正畸学/牙箍这两者的组合以及更多新开发的壳型器具或者矫正器的组合或者双重治疗的结构, 以及相关的方法。

[0024] 在本发明的关于为容纳用于重定位牙齿的组合壳器具和丝/托槽系统的丝和托槽系统而设计的牙齿重定位器具的讨论中, 对壳型器具或者矫正器的讨论提供了一个适当的起始点。患者能够佩戴牙齿重定位壳型器具, 以达到在颌中的每个牙齿的渐增重定位。所述器具能够包括: 具有牙齿收纳腔的外壳 (例如, 聚合体外壳), 该牙齿收纳腔 收纳并且使牙齿弹性地重定位。在一个实施例中, 聚合体器具能够由诸如由Tru-Tain Plastics, Rochester, Minnesota提供的0.03英寸可热压成形的牙科材料的适合的弹性聚合材料的已知薄片形成。器具能够适合遍及存在于上或者下牙弓的所有牙齿, 或者不是所有的牙齿。在一些实例中, 只有器具收纳的某些牙齿将通过器具 (例如被器具覆盖的某些牙齿将接受正畸的力) 重定位, 而同时其他牙齿能够提供支持或者锚定区域以在器具的其他部分针对重定位的目标牙齿或者多颗牙齿施加力时使器具保持在适当位置。在一些实例中, 许多或大

多、甚至全部的牙齿将在治疗期间根据矫正器在时间上的配置在一些时间点重定位。在治疗期间的一个点被移动的牙齿(例如,移动的牙齿)也能够贯穿患者佩戴器具的过程用作为保持器具的支持或者锚定,反之亦然。在一系列器具中,一些器具可以与牙齿接合而不需要用于器具保持的附加帮助,但是在一些实例中,可能希望或者需要提供与器具中相应的容器或者袋状物结合在牙齿上的个体锚点,以便器具能够在牙齿上施加特殊的力。包括那些在Invisalign[®]系统中利用的器具的示例性器具在归属于Align Technology, Inc的、包括例如美国专利No.6,450,807和5,975,893的许多个专利和专利申请中以及在万维网上可访问的(参见,例如URL“www.invisalign.com”)公司网页上描述。

[0025] 器具能够以一套或者多个器具的一部分设计和/或提供。在这样的实施例中,可以配置每个器具,使得牙齿容纳腔具有用于器具的、与中间或者最后牙齿排列相对应的几何形状。通过在患者的牙齿上放置一系列渐增位置调整器具,患者的牙齿能够从初始牙齿排列逐渐地重定位到目标牙齿排列。在所有计划的正畸治疗结束时,目标牙齿排列能够是为患者牙齿选定的计划的最终牙齿排列。或者,目标排列能够是在正畸治疗过程期间的患者牙齿的许多中间排列中的一个,目标排列可以包括:指定牙科外科(例如牙齿脱出),需要用于创建空间的邻面去除(interproximal reduction, IPR)或者牙齿整形,在需要过程检查时,需要用于后-正畸牙科复位的空间,锚放置在牙齿表面上的最佳处,应该定位矫正器剪切线(trim line)处等。因此,应该知道目标牙齿排列能够是患者牙齿的随着一个或多个渐增重定位阶段的任何计划所得到的排列。同样地,初始牙齿排列能够是患者牙齿的随着一个或多个渐增重定位阶段的任何初始排列。矫正器器具能够是全部同时或者成套地或者成组地生成。患者遵照其处方医生的指示在固定的时间长度佩戴每个器具,通常地,一天20到22小时,且每个器具从10到21天。具有每个上下颌对在一系列中成一“套”的多个一系列不同的器具,能够被设计和制造成在患者佩戴该系列任何器具之前。在将一套器具佩戴一个适当的时期之后,患者用一系列中的下一个器具替换当前器具,直到一系列中的器具都已经被佩戴过为止。可以制造和佩戴附加系列的器具,直到达到令人满意的治疗结果为止。与直接结合到牙齿的正畸托槽不同,患者能够在贯穿治疗过程期间(例如,在吃饭,刷牙期间等)移除矫正器器具。

[0026] 由于正畸力(压力)经由连接到托槽的正畸丝施加到牙齿,被结合的正畸牙箍使牙齿移动。当丝被绑到牙箍时,丝被弹性地变形,并且由于丝试图返回其原始形状,因此随着丝本身从变形的位位置重新装配到其放松的位置,连接到丝的牙齿被丝推或者拉。有时,弹簧或者橡皮筋被用于在更具体的方向上施力。例如,置于弓丝上的弹簧能够沿着弓丝帮助将牙齿推开或者带到一起。橡胶筋能够通过针对另一个颌的牙齿拉动一个颌的牙齿,从而帮助调整上颌和下颌。固定的牙箍倾向于施加更连续的压力,而矫正器由于其可移动的性质,施加渐增或者中断的力。

[0027] 本发明的一些实施例包括一个或多个壳型矫正器或者器具,其容纳位于患者牙齿上的牙箍(托槽和丝)以使牙箍和壳型矫正器同时进行治疗。这样的器具将通常地接合某些牙齿以对这些牙齿施加重定位力,以及容纳牙齿以具有同时结合的牙箍(托槽和丝)。在此处描述的系统和方法能够包括,单个的矫正器或者多个或一系列的矫正器,例如,设计为由患者顺序地佩戴的多个矫正器。

[0028] 图1示出了容纳位于患者牙齿上的牙箍的器具。患者的颌显示为具有结合到若干

颗牙齿的牙箍。牙齿重定位器具可包括以上描述的、以及进一步被修改或者配置以容纳位于患者牙齿上的牙箍的器具。可由患者佩戴器具,以达到渐增定位在颌中的单颗牙齿的目的。器具包括外壳,该外壳具有容纳牙齿并且将弹性力施加到被容纳的一颗或多颗牙齿的牙齿容纳腔。器具外壳还包括:牙箍或者容纳已放置的牙箍的托槽容纳部分。容纳能够被定义为,在矫正器中的形成围绕牙箍或者牙箍的组件(例如,托槽、丝等)的边界的缺口(cutouts),或者以不需要移动托槽就能够放置和移除矫正器的方式(部分或者全部)覆盖于牙箍或者组件之上。如在此处进一步描述地,器具的牙箍或者托槽容纳部分将通常地包括运动路径量或者几何形状,其配置成在正畸治疗或者正畸治疗的具体阶段期间容纳牙箍和容纳装有托槽的牙齿某一范围内的运动。

[0029] 如在此处使用地,术语“牙箍”一般地指结合的正畸牙箍器具的一个或多个组件,其被配置为:由于提供到位于患者牙齿上的托槽的正畸力而保留或者移动牙齿。牙箍组件可包括托槽、丝、弹性体(elastic(s))、结扎物(ligature(s))等。例如,如在此处进一步描述的器具的离隙部分(例如,牙箍或者托槽离隙部分)可被配置为容纳正畸牙箍器具的一个或多个组件等。如在此处使用的装有托槽的牙齿指患者的具有已放置在其中的托槽或者牙箍器具的牙齿。因此,装有托槽的牙齿可以包括:仅放置了托槽,或者放置了托槽和牙箍器具的一个或多个附加组件。

[0030] 试图在壳型矫正器中容纳装有托槽的牙齿可以包括矫正器,该矫正器经医生手工调整以除去矫正器材料,否则该矫正器材料可能覆盖在放置或者待放置托槽和丝的位置上的托槽和/或牙齿区域。然而,由于在提供牙齿移动的固定增量的矫正器与提供连续、不定的移动的牙箍之间缺乏充分的协作,通常随着这样的方式出现问题。结果,由于在内置于矫正器的期望的牙齿移动以及通过牙箍完成的实际牙齿移动之间的异步协同,矫正器的安装问题变成一个难题。换句话说,到患者更换矫正器时,牙箍可能无法将牙齿充分地移动到矫正器外壳内限定的下一个预定义增量;或者如果到更换下一个矫正器时,牙箍使牙齿移动超出预定义增量。这样的在矫正器引起的移动与牙箍引起的移动之间的不匹配,能够导致不合适的或者无效的、对于患者不再工作的外壳器具。切掉矫正器材料还能够削弱矫正器结构,并且可能最小化或者消除在待被移动的牙齿上的期望效果。

[0031] 因此,挑战是创建一种同时或者同步地允许渐增(例如,预编程的矫正器引起的移动)以及连续的(例如,牙箍引起的移动)牙齿移动的系统。一种方法是根据发表在科学文献上的已知生物学牙齿移动速率,从两种系统组件计划或者预测移动,精确地设计矫正器以在确定的阶段或者治疗状态下安装并提供牙齿的移动。例如,可以尝试预测能够利用不同的托槽和丝系统来实现的牙齿移动速率。因为利用牙箍的牙齿移动速率取决于多个变量,包括但是不限于:所使用的丝材料类型(例如,不锈钢与镍钛)、所使用的丝的尺寸(例如,0.014英寸,0.018英寸)、所使用的丝的形状(正方形与圆形)、患者的年龄、患者的性别、牙根的尺寸、在牙齿周围的骨骼水平、骨骼的类型(上颌骨或者下颌骨;上颌骨具有更好的血液循环),以及是否可以在治疗之前和/或治疗期间服用某些药物(例如,抗炎药物,双膦酸盐类)。

[0032] 另一种方法包括定义一移动方案,该移动方案在矫正器内置一空间或者离隙,该空间或者离隙容纳具有或者不具有偏差余量的牙齿移动的固定增量。例如,可以构建矫正器以便容纳超过对牙箍部分的最可能的牙齿移动方案(例如,这能够基于在科学文献上发

表的速率)的移动增量,并且包括允许某些牙齿(装有托槽的牙齿)自由地从当前位置移动到最可能的牙齿移动位置的附加空间。这防止矫正器干扰牙齿移动,并且防止具有牙箍的牙齿妨碍矫正器就位。该方法最极端的版本是,容纳从开始位置一直到结束位置的装有托槽的牙齿。然而,在该极端的方案中,特别是如果牙齿移行距离较大时,覆盖装有托槽的牙齿的矫正器部分可能松动并使患者不舒服。此外,如果牙齿的实际路线要求从开始到结束位置的非直线偏差,作为容纳可能需要更大的偏差。因此,也为容纳这样的牙齿的非直线路线和/或不同牙齿的移动时序(例如,先缩回犬齿,然后晚些时候缩回前牙),与包含每个装有托槽的牙齿的整个计划路径相比,具有从当前位置的可能移动的有限范围是更好的选择。

[0033] 在一个实施例中,矫正器的牙箍部分(利用与其结合的牙箍容纳牙齿的部分)可包括牙齿移动路径量或者几何形状,根据牙齿或者多颗牙齿在两个或者更多位置之间的确定或者预测的移动,推断牙齿移动路径量或者几何形状。参考图2A-2C说明:确定牙齿移动路径以及相对应的装有托槽的牙齿沿着路径数字地或者由计算机移动的量或者几何形状,并且设计相对应的矫正器以容纳移动路径量或者几何形状。可以完成一种或多种类型的牙齿移动,包括但不限于:倾斜、成角、平移、旋转、挫入、脱出或者这些的结合,并且引起牙齿移动。本发明将不限于任何具体的移动或者移动类型。出于说明的目的,图2A图示了在位置P1、P2和P3之间简化的牙齿移动(平移)。图2A示出了具有提供定位在“初始位置”的牙齿和托槽的参考点的虚线的在P1位置的牙齿。当牙齿移动到P2时,牙齿和托槽两者都相对于初始牙齿和托槽位置P1右移。牙齿到P3的进一步移动,进一步移位相对牙齿和托槽初始位置定位的牙齿和托槽。图2B示出了在P1到P3处重叠的牙齿和托槽位置,以说明具有与其结合的托槽的牙齿的移动路径量或几何形状(当从初始到目标位置的移动增量接近零时,渐增牙齿移动的几何总和)。移动路径可包括所述描述的多个阶段牙齿位置并且由多个阶段牙齿位置来定义,并且还可以包括在具体确定或者数字表示的牙齿阶段或者位置之间的插入牙齿位置。图2C说明了根据牙齿和托槽在P1到P3之间预测或者计算的移动,具有移动路径量或几何形状的矫正器部分。矫正器包括牙齿容纳腔,该牙齿容纳腔具有成形为容纳牙齿在P1到P3之间的移动路径量和几何形状。矫正器还包括一离隙部分,例如,牙箍-容纳离隙部分,该离隙部分具有成形为容纳装有托槽的牙齿在P1到P3之间的移动路径量和几何形状。

[0034] 图3是说明诸如计算机实现方法的方法的步骤流程图,该方法用于提供容纳一颗或多颗装有托槽的牙齿的由牙箍引起的移动的矫正器。一种方法包括推断装有托槽的牙齿的第一位置。再者,推断装有托槽的牙齿的第二位置。其后,推断或者计算从第一位置到第二位置的移动路径。然后,根据第一和第二位置以及装有托槽的牙齿的移动路径,推断移动路径量或几何形状。设计和/或制造一器具,该器具在器具腔内包括一部分或离隙,该一部分或离隙配置有容量或者几何形状以根据计算的移动容纳装有托槽的牙齿的移动。

[0035] 如上讨论,能够选定各种矫正器形状和/或设计用于在此处描述的被组合的矫正器和牙箍系统中,并且矫正器不一定被限定为任何具体的形状、几何形状或者设计。如上讨论,矫正器能够包括成形为容纳已定位的托槽或者牙箍的容纳部分或者离隙。根据在此处描述的系统和方法,能够完成各种合适的形状和/或设计。参考图4A到4D,提供了矫正器形状或者设计的某些非限制性实例。图4A示出了成形为容纳牙箍/装有托槽的牙齿的示例性

矫正器部分的截面图,其中矫正器壁从装有托槽的牙齿表面向外延伸,以形成离隙部分。图4B是成形为容纳牙箍/装有托槽的牙齿矫正器部分的另一个实例,其中矫正器壁向外延伸,以形成非均匀成形的离隙部分。

[0036] 当最小化矫正器和牙箍之间不需要的接触时,矫正器或者其离隙部分能够被成形或者设计为使矫正器容易在患者的牙齿(装有托槽的牙齿)上放置。例如,矫正器离隙部分能够成形为最小化矫正器和牙箍之间的接触,该接触可能使矫正器难以在牙齿上放置、或者可能会破坏矫正器和/或牙箍结构。图4C示出了已放置在装有托槽的牙齿上的矫正器的截面侧视图。矫正器延伸在托槽上的侧面具有缩短的侧壁,该侧壁延伸成小于牙冠部分的整个距离,或者小于比牙齿的咬合部分与齿龈线或者边缘之间的整个距离。图4D是示出已定位在装有托槽的牙齿上的矫正器的侧视图,其中离隙部分具有远端部分或者在齿龈方向延伸且侧向扩展的部分,使得在插入和移除矫正器期间最小化矫正器捕获或抵接托槽的边缘。

[0037] 矫正器或者其离隙部分能够包括各种形状或者设计,并且可以包括例如突起、泡状物(bubble)、包膜(envelope)、狭缝形状等。离隙部分能够定义为矫正器或者材料的连续或者大致连续的部分,或者可以由与形成矫正器的其他的部分的材料不同的一种或多种材料的至少一部分或者全部组成。在一些实例中,离隙部分可以形成开口部分,以便形成孔、窗、环等。离隙部分可以包括或者定义插入路径(例如,被动的插入路径)以容纳牙箍/装有托槽的牙齿,因此矫正器避免接触或者剪削附件结构(例如,托槽、丝、弹性体、弹力链、弹簧等)。因此,如此处进一步讨论的,离隙部分能够被设计为降低或者最小化不需要的接触,该接触可能破坏或者损坏定位于牙齿上的托槽,或者以其他方式破坏牙箍组件。

[0038] 参考图5A到5D,提供了矫正器形状或者设计的进一步地非限制性实例。每个说明的实例示出具有牙齿收纳腔和牙箍离隙部分的矫正器,该腔和离隙具有成形为容纳牙箍/装有托槽的牙齿沿着在此处描述的移动路径移动的结构或者几何形状。图5A示出了具有带有离隙部分的牙齿收纳腔的矫正器,其中离隙部分包括矫正器朝牙箍开口的一部分,例如形成缺口(cut-out)或者切口(cut-away),使得在腔或者离隙部分内无法大致容纳牙箍。图5B示出了具有牙齿收纳腔和离隙部分的矫正器,当矫正器定位在患者的牙齿上时,该离隙部分至少部分地容纳托槽/牙箍。离隙部分形成泡状物或者包膜,其相对于矫正器的邻近部分或者在矫正器腔被容纳的牙齿的邻近表面侧向地延伸出。如所示出地,形成离隙部分使得托槽至少被部分地设置于离隙部分内,并且丝至少部分地保持在离隙部分外侧。图5C示出了具有牙齿收纳腔和离隙部分的矫正器,其中离隙部分定义成形为容纳被容纳的托槽和丝的包膜或者沟槽(channel)。包膜侧向并且垂直地(即,沿着牙齿的长轴 向)延伸。包膜能够包括与包膜的邻近部分相比进一步向外延伸或者突出的部分,以便当已放置或者从患者的牙齿移除矫正器时更易于容纳和容纳托槽定位。图5D示出了具有牙齿收纳腔和离隙部分的矫正器,其中离隙部分定义包膜或者沟槽,其被成形为容纳定位到在牙齿上更接近齿龈的被容纳的托槽和丝。

[0039] 根据此处描述的方法和技术,可以容纳牙齿的各种类型的移动和定位。两个以上位置之间的移动能够包括在每个整体治疗中或者治疗状态的初始、中间和/或最终的牙齿位置。在一个实施例中,矫正器的初始位置到目标位置之间的牙箍-容纳离隙部分包括在到达最终期望的目标位置之前的中间位置。牙齿和其托槽的限定路径不需要遵循直线路径。

例如,参见图9。

[0040] 在另一个实施例中,矫正器的牙箍容纳或者离隙部分包括移动路径量或几何形状,在矫正器将被佩戴的选定的时间增量中,该移动路径量或几何形状容纳选定的牙齿移动范围(例如,最大的可能牙齿移动)。例如,如果合理预期或者预测牙齿将不会在一个月内移动多于1mm,那么编程到将被佩戴2周的矫正器中的移动的+1mm包膜将充分地包含用于带有牙箍的牙齿自由移动的足够空间。

[0041] 在另一个实施例中,矫正器的容纳牙箍或者离隙部分包括形状或者容量或者几何形状,其容纳选定的牙齿移动范围,其中移动范围基于确定或者预测的移动,该移动还包括一种“误差余量”或者针对比确定或者预测的移动更少的移动和更大的移动的缓冲距离。例如,牙箍部分包含按照固定的间隔的向前移动以及向后移动(增量本身不需要必须对称,意味着向前的增量能够比向后的增量大,或者反之亦然),以考虑带有牙箍的牙齿可能不被捕获到期望定位的可能性,以及考虑装有托槽的牙齿的一些或者全部可能在任何具体的阶段比期望移动得更迅速的可能性。换句话说,如果牙齿在位置时间点T,那么如果缓冲的增量是相同的,则牙箍部分可以是 $T+X$ 和 $T-X$,或者如果缓冲增量不相同,则可以是 $T+X$ 和 $T-Y$ (例如,对预期的前移缓冲4周,并且在预期目标之前的2周牙齿的位置)。向前(以及“向后”)看的固定时间增量(或者相应的移动)的潜在优势是能够将诸如先缩回犬齿以及非同时选择性移动的分段模式中的变量构建到治疗计划中,而无需在矫正器中创建大的泡状物,这可以是如果从前到后的整个路径被构建到牙箍的部分区域的情况。通过不创建大的泡状物,矫正器被更好的保持到牙齿,并且减少了由颊和唇被困在矫正器下面而产生的组织刺激的机会。

[0042] 在另一个实施例中,可以配置矫正器的牙箍/托槽离隙部分,以使牙齿移动的某些方向能够进行而某些方向受到限制。例如,可以限制牙齿的垂直位置(脱出)以防止牙齿在治疗中提早冒出,而旋转和平移可以不受限制。这允许限制某些类型的移动发生,为的是更好的尺寸控制以及减少诸如例如臼齿的垂直脱出的不期望的副作用。可以配置矫正器,以使离隙部分将移动的具体范围容纳或者限制在给定的方向或者移动向量内。例如,参见图6和7。

[0043] 能够配置在此处描述的矫正器,以使由矫正器的牙箍/托槽离隙部分或者区域容纳牙齿的目标或者最终位置反应出牙齿的移动或者带有丝的牙箍将到达的结束点。在牙箍引起的牙齿移动中,由牙箍在牙齿上的位置以及构建到托槽内的规定来支配牙齿位置,随着丝从在托槽中接合丝时最初的活动“弯曲”位置伸直到松弛或者被动的位罝,丝将牙齿移动到所述牙齿位置。因此,利用考虑托槽的规定的牙齿的可能位置来设定牙齿的目标位置可能对矫正器在整个治疗中的安装精确度很重要。在设定过程期间,可以将实际托槽和期望的最终弓丝形式的模拟用来建立托槽即将结合的牙齿的终点或者目标位置。否则丝将带有托槽的牙齿朝向编程到托槽的终点移动,但是矫正器可能试图向不同的终点移动牙齿,当矫正器被带上和取下时,该错配将要么导致牙齿与矫正器配合不当,要么将牙齿不断地在两个位置之间来回微动,而当不佩戴矫正器时牙箍不受矫正器限制。

[0044] 能够改变在此处描述的定位于牙齿上和/或矫正器容纳的托槽的数目,并且不受托槽和丝的任何具体数目的限制。由于能够被由弓丝的一部分连接的托槽的最小的数目是一个弓内的两个托槽,如此处描述的矫正器将通常地容纳两个以上的托槽。利用任何数目

的托槽定位系统,使托槽能够通过各种方式定位,包括手工地或者数字地以及直接地或者间接地。

[0045] 用于结合托槽的过程或者机制能够是任何数目的手段或者技术,包括但不限于:包括托槽的间接结合托盘(例如,Cadcent iQ),放置夹具(例如,Insignia,Incognito lingual),和/或托槽放置引导(Align的托槽定位模板)。可以使用一个或多个托槽定位模板进行正畸托槽定位,包括诸如例如在美国专利No.7,658,610中已描述的那些模板。

[0046] 可以采用手段,以保证内置到矫正器的牙齿的最终位置是基于当丝被完全拉伸时托槽将使牙齿移动到的牙齿位置。对于牙齿的区域或者跨度(即,两颗以上彼此邻近的牙齿),牙齿相对于彼此的位置是重要的,并且与该区域相对于颌的绝对位置相比可能更加相关。这是因为牙箍区域仅仅利用相对于彼此的托槽对齐牙齿。基于牙箍区域相对于矫正器中未装托槽区域的定向,部分的固定器具的整个单元将会相对于被矫正器移动的牙齿而定位。

[0047] 如将被认知的,在此处描述的矫正器能够包括公开的用于能够被选择或者设计的几何形状或者结构。矫正器能够被成形或者设计为容纳一个或多个下列的功能:保持牙齿/多颗牙齿定位,防止牙齿的特定移动或者移动类型;增强由于放置托槽和佩戴牙箍而施加到牙齿/多颗牙齿的移动或力(即,矫正器能够协助装有托槽的牙齿的移动而不是在器具的那些区域中是被动的);帮助沿着特定的牙齿移动路径引导牙齿或者多颗牙齿;保护某些组织(例如舌头、颊、唇)免受托槽的接触或者刺激。

[0048] 例如,在一些实例中,医生可能规定不期望一颗或多颗牙齿在治疗期间或者在治疗的特定状态期间移动。本发明的矫正器能够被选择或者设计,以使矫正器的相应的牙齿收纳腔被成形为:帮助牙齿在特定位置的保持以维持牙齿当前位置。一个实例是,一颗牙齿或者多颗牙齿被利用为装有托槽的或者未装托槽的锚定位置,以便帮助移动力施加到患者齿列的其他的牙齿上。这样的矫正器能够被成形为在治疗期间帮助锚定牙齿/多颗牙齿保持在期望的位置。在另一个实例中,特定的牙齿或者多颗牙齿可以在治疗的更早阶段移动,并期望所述牙齿被保持或者维持在他们的当前位置。矫正器能够被成形或者设计为:在附加正畸治疗(例如,进一步移动)同步或者顺序地(例如,首先由牙箍然后由矫正器然后再由牙箍移动,或者首先由矫正器然后由牙箍移动)发生时,帮助牙齿保持在当前或者目标位置。

[0049] 在另一个实例中,以及在此处进一步的讨论中,能够成形或者设计矫正器,以便帮助防止牙齿以特定方式移动和/或以期望的方向或者移动路径引导牙齿移动。能够配置矫正器或者其被指定为离隙部分的部分,使得移动的某些移动向量或者路径(包括非直线的)能够进行而某些移动受到限制。在这种方式中,能够设计或者选择矫正器,以便利用治疗能够进行更好的尺寸控制或者“调谐良好”的牙齿移动。

[0050] 图6示出了作为矫正器设计的实例的限制后牙脱出但是允许牙齿旋转,在该矫正器设计中,某些移动向量或者移动路径能够进行而某些移动受到限制。图6A示出利用显示期望的旋转移动的弯曲箭头以及显示沿着垂直的移动向量或者路径(例如限制或者防止牙齿的脱出移动)的期望的移动限制的垂直箭头示出期望移动的牙齿。图6B示出了矫正器的牙冠部分的概念性设计和成形。示出了牙齿的牙冠部分的2D横断面。当将牙齿从第一位置移动到后续位置以容纳旋转移动时,叠加相应阶段的2D横断面以示出当牙齿旋转时的牙齿

移动路径。阶段的2D横断面定义牙齿移动路径,其中允许牙齿旋转,但是由矫正器腔的牙冠部分限制或者阻止牙齿的侧向脱出移动。在计算机辅助设计中,能够通过计算机实施治疗计划或者阶段的程序中过滤某些方向向量而进行这样的移动。

[0051] 图7A到7D示出了当允许平移时限制上前牙脱出,例如对于关闭间隙法,作为矫正器设计的另一个实例,其中某些移动向量或者移动路径能够进行而某些移动受到限制。图7A示出了在其中为关闭间隙所期望的平移移动的矫正器中收纳的牙齿。图7B示出了可能由施加到牙冠的力而不限制垂直移动的组件所造成的不期望的前牙脱出。由于力被侧向施加到牙齿,施加的力可以引起牙齿移位还可以利用脱出或者垂直移动的组件引起倾斜或者围绕牙齿的旋转中心旋转。图7C示出了对于一系列移动阶段的矫正器牙冠部分的2D横断面,以示出移动路径,并且进一步说明了中间阶段的移动,以使矫正器牙冠部分被成形为容纳牙齿的移动路径。牙冠部分被成形为:当限制垂直移动以便限制牙齿脱出时允许牙齿沿着移动路径移动。图7D示出了具有牙箍的牙齿,其中牙齿被定位在具有成形为容纳牙齿沿着允许关闭间隙的平移移动路径移动腔的矫正器中。当移动的力被施加到牙齿时,矫正器腔容纳当限制牙齿脱出时的平移移动。

[0052] 但在另一个实施例中,矫正器或者其部分能够被设计或者成形为与牙箍引起的移动相互协调地工作,使得经由牙箍施加到牙齿的移动的力被促进或者进一步增强。在一个实例中,引起移动单颗牙齿(或者多颗牙齿),这是由矫正器和牙箍两者作用的最终结果。利用力的组合以引起对于牙齿的特定移动的系统,该结果可以发生在矫正器和牙箍两者都对牙齿给予移动力。在另一个实例中,一个牙箍或者矫正器可以接触牙齿并且作用为对于牙齿的杠杆点或者阻力点,该杠杆点或者阻力点影响其他的正畸组件施加的移动力。利用这样的双重使用,与可能单独利用牙箍完成治疗相比,可以增强治疗,以使移动改进(例如更好的平移、减少的倾斜等)。在一些实例中治疗时间也可以更短,是因为例如,牙齿表面可能仅由一个机构(矫正器)来实现移动是可行的,但另一个(托槽,在旋转严重或者深度咬合的情况下)则不可行。例如,参见图13。

[0053] 图8A和8B示出阶段的牙齿移动和矫正器的相应部分,其成形为容纳该阶段的移动并且额外地与佩戴的牙箍相互协调地将力施加到牙齿。图8A示出了连续位置(例如P1到P4)之间的阶段牙齿移动,例如第一位置(例如,开始位置)和后续位置(例如目标位置)及位于其间的中间位置。图8B示出了具有相对于在图8A的第一位置的牙齿定位腔部分的矫正器。矫正器包括牙齿收纳腔部分,该牙齿收纳腔部分被成形为至少部份地容纳牙齿移动路径的几何形状或者量。该牙齿收纳腔还包括离隙部分,该离隙部分可以被成形为在贯穿整个的牙齿移动中容纳牙箍的移动,例如,如图8A中所示。矫正器腔部分被成形以仅在移动路径的一部分的期间将弹力施加到牙齿。例如,当矫正器被定位在患者的牙齿上时,矫正器可以伸展到容纳在第一位置的牙齿,从而施加由于矫正器材料的弹性变形而导致的弹性力。矫正器腔包括,接触牙齿用于施加矫正器所施加的移动力的活动部分。矫正器可以被成形,使得当牙齿达到中间位置但在牙齿移动到目标位置之前时,矫正器达到非变形或者放松的状态。此外,牙齿收纳腔的几何形状可以选择或者成形为,沿着定义的移动路径引导牙齿移动和/或限制牙齿的一个或者移动或者方向。

[0054] 牙齿移动可以包括沿着牙齿移动路径直线地或者非直线地移动牙齿。参考图9,示出非直线的移动路径例如以提高在近中颈部(mesio-cervical)的区域施加的力。可以将牙

箍施加到牙齿,使得利用单独牙箍可能引起更多牙冠移动力。矫正器能够被配置到进一步或者附加对牙齿施加移动根的力,以及与牙箍相互协调地施加到牙齿。在这样的实例中,能够选择牙箍和矫正器的组合为牙齿提供期望的净移动(牙冠+根)。

[0055] 设计用于施加到牙齿的矫正器和牙箍移动力的组合系统可以具有允许托槽选择的优点(例如托槽形状、类型、材料、包括钩、印、设计等的辅助件、包括捆扎),或者当只单独使用固定牙箍时,对于实施同样的牙齿移动治疗专业人员可能不选择或者利用的托槽在牙齿上的放置/定位。对于托槽定位,例如,当单独使用牙箍治疗时,托槽通常地在牙齿的规定位置上以常规的方式定位在牙齿上(如果在面部表面上,通常是牙冠中间点或者FA点)以允许当得出期望的移动时的最大精确度和效率。因此,当单独使用牙箍时,备选定位一般是不可用的,从而限制了可能被实现的移动类型。当使用矫正器和牙箍组合系统时,可以选择托槽的不同定位(例如,使托槽向咬合或者齿龈的方向移动得更多)。如果移动的一部分被计划成通过矫正器并且不完全地由丝来实现,则可以选择不同类型的托槽(例如更窄的托槽设计)。在一个实例中,可以修改一个或多个托槽的定位,从而使托槽在牙齿上更低地定位(或者更靠近牙龈),以使牙箍被看见得更少或者使得能够改善美观,或者避免相对的牙齿深咬合,通过使托槽定位远离敏感区域以增加患者舒适度,增加力或者扭矩(旋转或者倾剪力),或者与医生或者患者的治疗偏好相吻合。在另一个实例中,能够改变托槽定位以容纳组合的矫正器/牙箍治疗,以便使得能够进行以上描述的改进或者改变的牙齿移动。

[0056] 图10A到10C示出托槽和丝的定位,以及选择备选托槽定位和托槽类型/设计,用于此处描述的矫正器和牙箍组合系统和方法。托槽在牙齿之上的位置影响丝的位置,并且因此影响通过牙箍施加到牙齿的移动力。与单独使用牙箍相比,当使用组合的当前矫正器和牙箍时,能够利用不同的牙箍的移动力和/或定位。图10A示出了将托槽定位在牙齿上以便容纳用于直丝的正常面部轴(FA)点插入位置。图10B示出了选择容纳矫正器和牙箍组合系统的使用的在牙齿上的托槽的修改位置。在图10B中示出的托槽定位是在与图10A所示的定位相比的更高的插入角度,并且丝插入不再是通常的直线插入。这样的托槽定位和丝插入产生了对于牙齿的不同移动力(例如,比如果与平行插入到咬合面相比,在上颌切牙上提供更大的舌向倾剪力),并且能够将矫正器设计成起到与这样的力联合的功能,以引起期望的牙齿移动。图10C示出了对不带倾斜的更低轮廓或者线夹型托槽的选择(即,允许旋转和倾斜尺寸移动以及所有平移)。矫正器包括成形牙齿容纳腔,使得矫正器边缘被配置成围绕或者覆盖托槽的至少一部分,以在佩戴矫正器时容纳已结合的托槽。使用所述的结合矫正器和牙箍的系统还可以允许选择和使用不同的丝,如具有低轮廓托槽的环丝,其中矫正器组件降低在正畸系统中组件从牙箍获取的所必需的最小分力。

[0057] 相似地,图11A到11示出托槽在牙齿之上的定位,以及包括选择备选托槽定位和托槽类型/设计,用于此处描述的矫正器和牙箍组合系统和方法。图11A示出对于仅牙箍治疗的托槽在牙齿(例如,臼齿)上的定位,并且图11B示出了在矫正器和牙箍组合系统中托槽的备选或者修改定位。图11C示出了选择不带倾斜的更低轮廓或者线夹型的托槽(即,2维托槽),以及在牙齿上定位的托槽。

[0058] 因此,在一些实施例中,设计矫正器和牙箍治疗的组合系统可以包括旋转或者修改牙箍的组件,诸如托槽或者丝选择。对于托槽,用于与矫正器系统组合时,托槽可以特定地被选择或者成形为容纳或者甚至增强/优化治疗。换句话说,托槽设计特定于解决矫正器

设计的一个或多个具体弱点,以及矫正器设计支持托槽设计的弱点。例如,能够设计下颌切牙托槽,使得其能够被更靠近牙龈地放置以避免在咬合闭合期间上颌切牙的舌表面,但由于在切缘部分接合装有托槽的牙齿的矫正器组件而使旋转保持高效,其中旋转力因近中远侧的宽度(与靠近牙龈的切牙的宽度比)更加有效的管理。两种组件之间的重叠效果的移除能够允许比使用组合成品方法得到更佳的器具美学以及患者舒适性。托槽可以包括已选的或已设计的形状,以容纳在患者牙齿上放置矫正器和/或在托槽和矫正器之间的接触。托槽能够选择带有与矫正器的表面接触或者甚至接合的一个或多个表面。在一个实例中,使用矫正器/牙箍组合系统可以允许选择特定的托槽形状/设计,这些形状/设计可能在具体的治疗或者牙齿移动中是不可用的。例如特定的低轮廓托槽,具有简化形状的托槽、已平坦化的托槽、舌托槽、所谓的2维托槽(如那些商业可用的,例如来自Forestadent, GmbH)可以被选择用于在此处描述的矫正器/牙箍组合系统,以当在单独牙箍治疗系统中使用同样类型的托槽时完成所不能利用或者实施的牙齿移动或者治疗。也可以减少托槽几何形状以与矫正器附件类似,以使其成为托槽-附件混合体(例如具有为接合弓丝设计的管的附件)。另外,可以选择如那些上面所述的具体的托槽,以降低在托槽和矫正器表面之间的、降低了的接触或者不期望的干扰/接触。

[0059] 与选择托槽相似,能够基于矫正器/牙箍组合系统的使用而选择其他的正畸装置组件(例如,弓丝、弹性体)。例如,可以选择特定的弓丝(例如,尺寸、形状、材料特性等)用于组合系统,其中当单独使用牙箍时对于具体治疗或移动来说更少地需要弓丝。例如,医生可能能够在转换为不锈钢之前的较长一段时间内保持超弹性镍钛弓丝;或者在增大为更厚的丝之前,更久地保持更加舒适尺寸更小的弓丝。

[0060] 除了上述的一些潜在的优点之外,此处公开的矫正器和牙箍组合系统可以有益地降低或限制牙箍组件、牙齿以及患者口腔的软组织(例如,舌头、颊、唇)之间的接触。对于舌侧托槽系统,例如,组合系统中的矫正器可以至少部分地覆盖在托槽和/或降低在患者的舌头与位于牙齿上的一个或多个托槽之间的刺激性接触。在另一个实例中,托槽诸如钩的尖利部分可以被矫正器覆盖或甚至完全归入到矫正器自身的设计中(即,钩在矫正器中而不是在托槽中)。

[0061] 如在此处描述的,矫正器能够被成形为容纳正畸牙箍结构的各种组件,包括托槽以及丝和弹性体。在传统的正畸学中,一旦牙齿已经被移动到期望的位置,就可以实施围绕牙箍的保持丝结构,以在选定的时间将牙齿保持在位置上。在一个实施例中,矫正器被成形为容纳或者甚至取代如保持丝结构(例如,结扎丝结构)的保持结构。图12示出了成形为容纳患者的牙齿一部分的保持丝结构的矫正器。在一个实施例中,矫正器能够被设计为在较早移动后将牙齿保持在期望的位置上,并且能够与保持丝结构相互协调地工作或被设计为允许矫正器提供单独保持结构,从而允许移除保持丝结构,或者利用成形为将牙齿保持在期望的位置上的矫正器来代替保持丝结构。例如矫正器能够成形为收纳已定位托槽的牙齿,并且在位置上牢固地保持装有托槽的牙齿,从而防止牙齿的移动或者复发。在这样的一个实例中,如果需要利用丝的额外牙齿移动,但是因为矫正器部分会将装有托槽的牙齿保持在期望的位置上所以不需要带有结扎丝的丝(为卫生方面的益处),则可以将牙箍无需丝地留在牙齿上。

[0062] 如上所述,牙箍或者装有托槽的牙齿将会跨越两颗或更多牙齿,并且可能包括彼

此相邻的两颗或更多牙齿,还有定位在装有托槽的牙齿之间的一颗或多颗未托槽的牙齿。在一些实例中,牙箍可以被贴附到两颗或更多牙齿的一部分上,其中该部分包括不具有牙箍/托槽贴附其上的一颗或多颗牙齿。可以选择这样的排列,例如,其中在牙齿一部分内的一颗或多颗牙齿以托槽的定位不期望或者不能实现/可能的方式定位。这可能是当存在诸如合成物、金属或瓷的修复表面时的情况,这难以结合托槽,但是期望其之间的牙齿/多颗牙齿的牙齿移动。因此,在一个实施例中,系统能够包括矫正器,其被成形为容纳定位在两个牙箍或者装有托槽的牙齿之间的一颗或多颗牙齿。能够设计或成形矫正器,以便当用牙箍器具容纳对于邻近的装有托槽的牙齿移动时,引起对于所述未托槽的牙齿/多颗牙齿的移动。在此情形下的更长跨度的实例将是利用瓷镶面修复的前牙移动,其中将托槽结合到被镶牙齿有在移除牙箍时破坏镶面的风险。

[0063] 参考图13A,示出包括定位在具有托槽贴附其上的两颗牙齿之间定位的至少一颗牙齿的牙齿部分。在一个实例中,即使由于该牙齿的相对定位,在该牙齿上的托槽定位是不实际的(例如,阻止托槽结合的介入导致牙齿的严重拥挤),也可以期望中央牙齿的移动,期望的移动可能被结合的托槽的厚度妨碍等。图13B示出了定位于患者牙齿上的矫正器,具有容纳该部分牙齿的矫正器部分。矫正器可以被成形为引起中央牙齿或者未托槽牙齿的移动,以及容纳被放置在邻接的牙齿上的牙箍。箭头显示施加到该部分牙齿的移动或者力的矢量的示例。如所示的在治疗的一个状态中的牙齿移动之后,可以通过在牙齿的整个部分上使用牙箍(例如一旦牙齿发生了足够的移动,使得允许在中央牙齿上托槽的放置和/在该部分中所有的牙齿上的托槽的实际使用)。

[0064] 如上所述,如此处描述的矫正器能够单独采用或者作为正畸治疗的组件实施,包括多个矫正器、器具,以及多个治疗阶段或状态。矫正器能够被施加到一个牙弓或者两个。在任何两个位置之间移动的时间增量可以包括中间位置,该中间位置是迂回的并且不沿着向终点的直接路径,如果该位置为以非直线形式移动牙齿(即,具有从最直接路径朝着终点的偏差)。因此,如参考图14所示,正畸治疗可以包括多个状态的治疗阶段,并且可以包括多个不同的移动路径。治疗的状态可以包括一个或者多个具有指定移动路径的矫正器,如多个矫正器,其包括特定移动路径量或者几何形状,以容纳装有托槽的牙齿或多个牙齿的移动。

[0065] 应该知道,此处所述的实例和实施例仅为说明目的,对于本领域的技术人员而言,有鉴于此能够做出多种修改和变形,均包括在本申请的精神和范围以及所附权利要求的范围内。能够进行不同的多种组合,并且这样的组合作为本发明的一部分。根据此处描述的结构和方法,至少部分地取决于所选择的设计和使用,任何此处说明的益处将被认为是非受限的和/或可选择的益处。

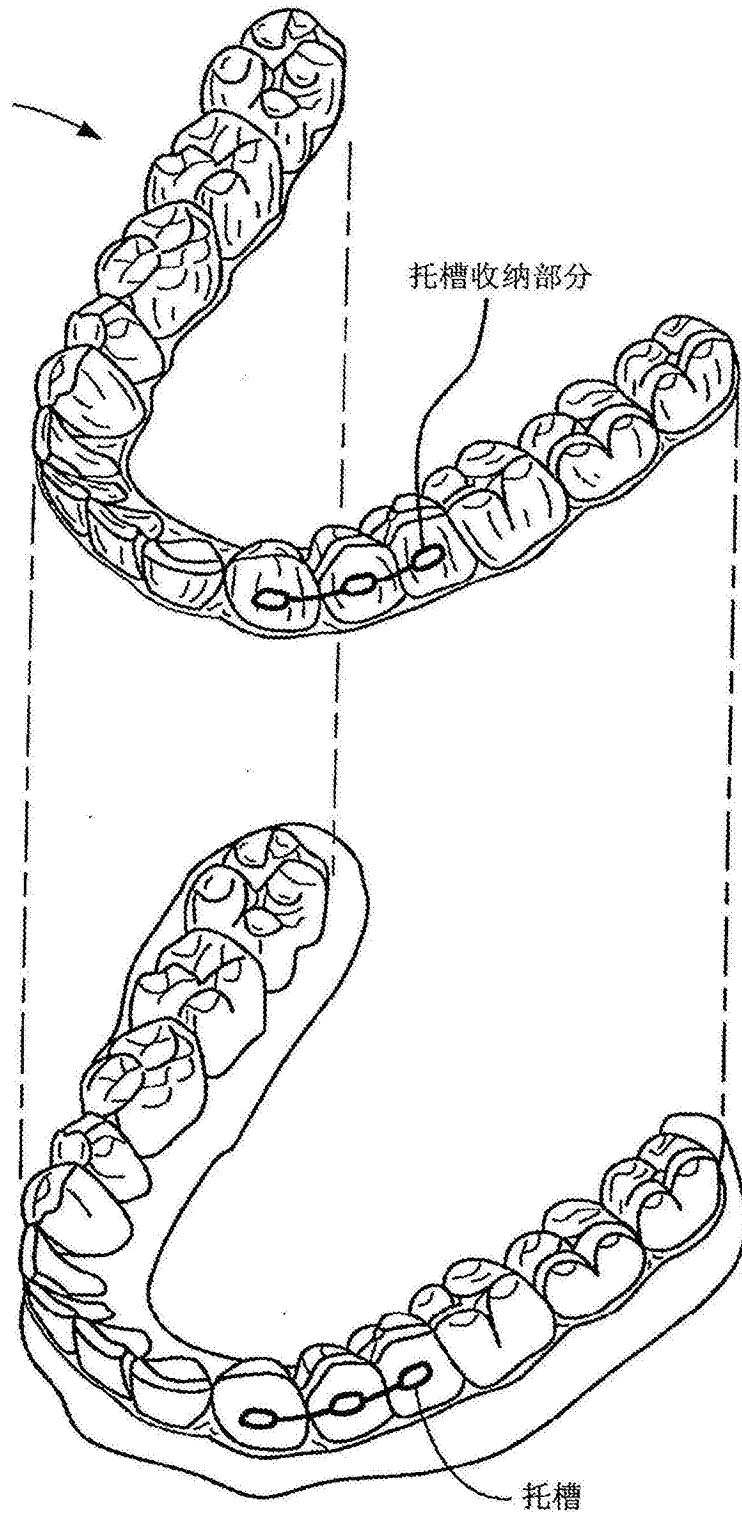


图1

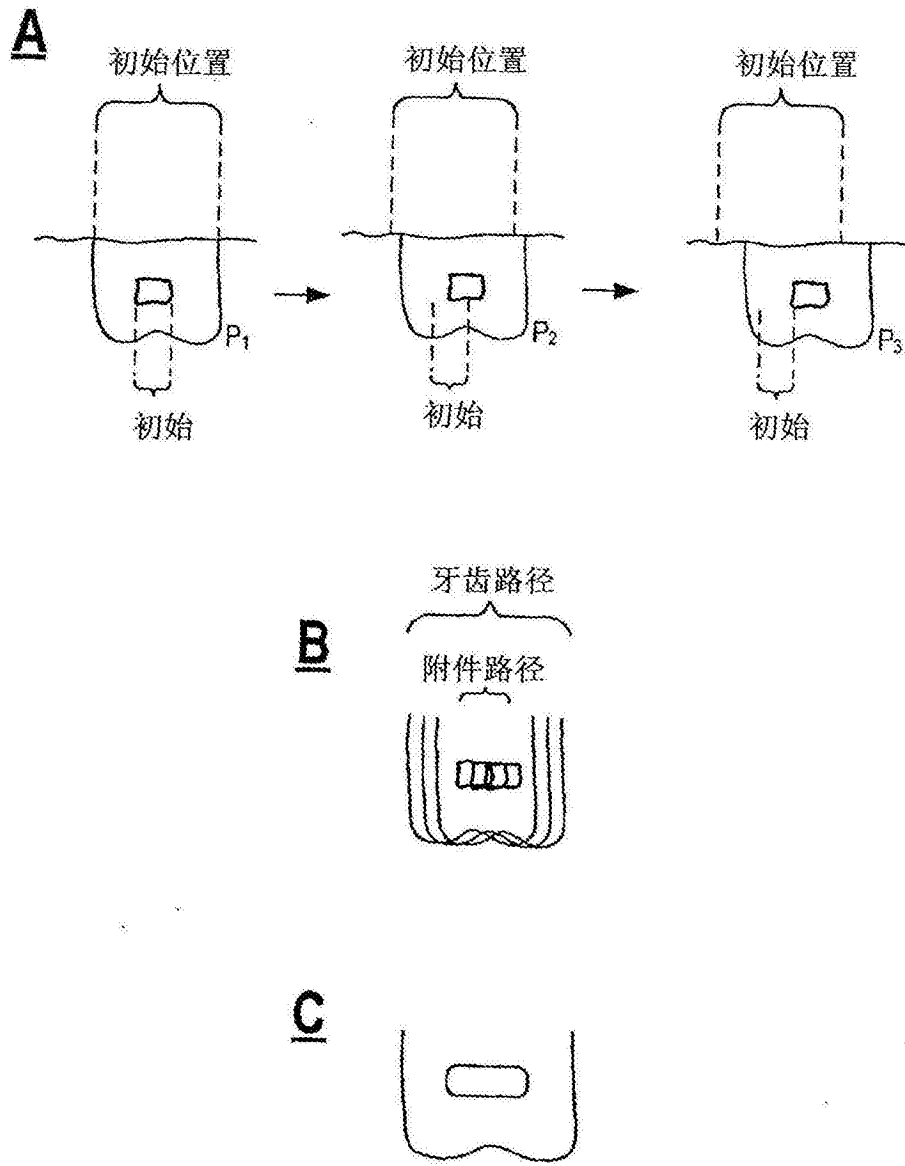


图2

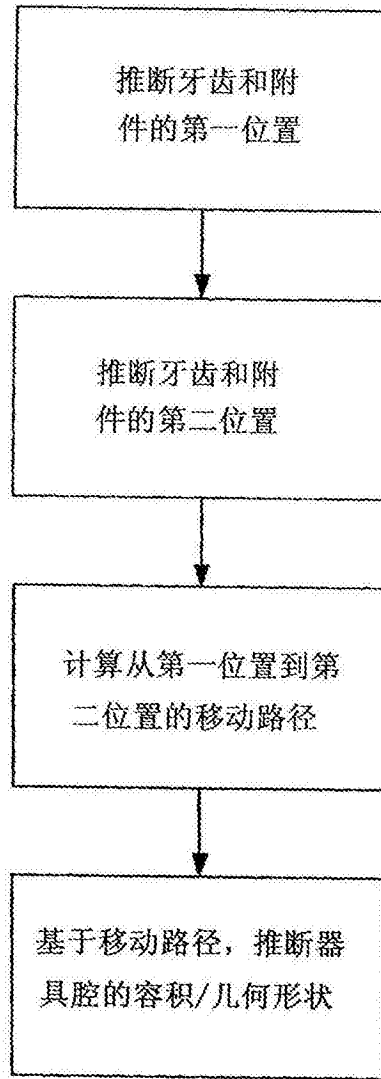
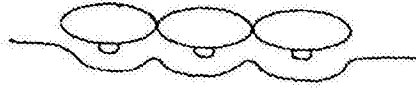


图3

A



B



C



D

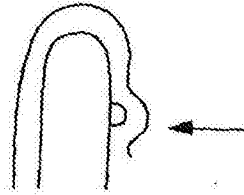


图4

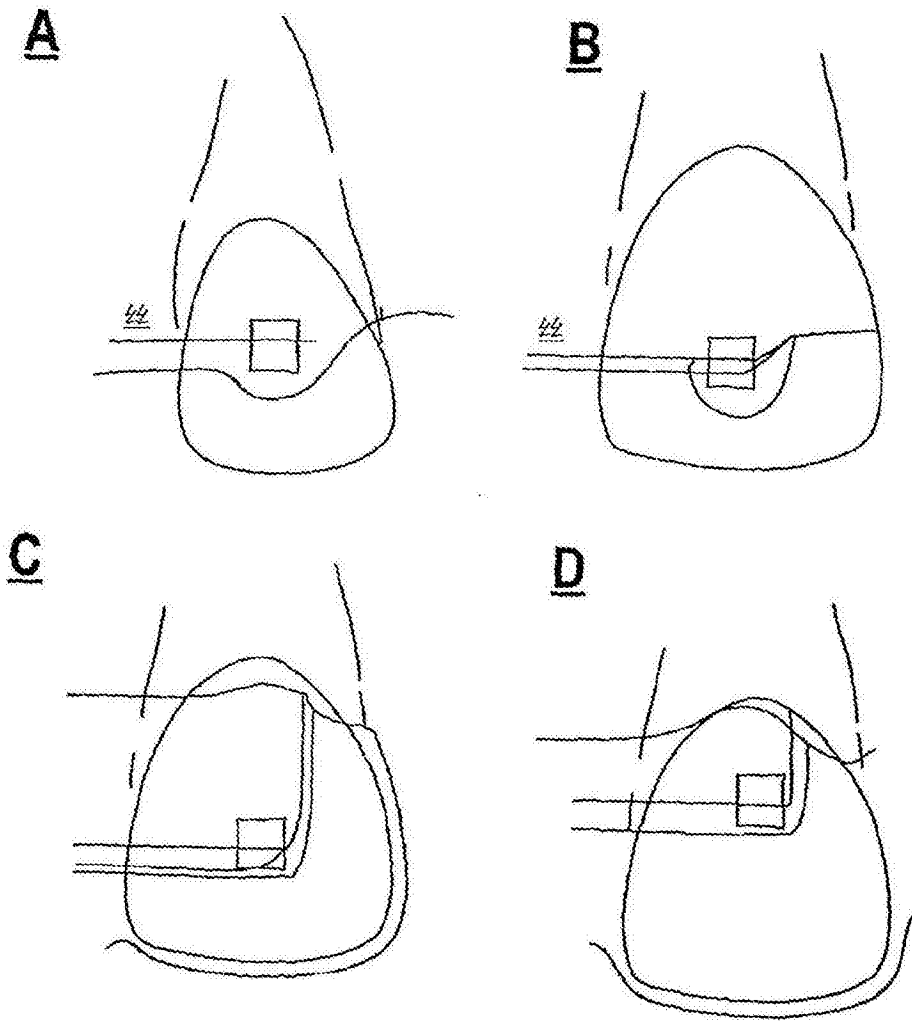


图5

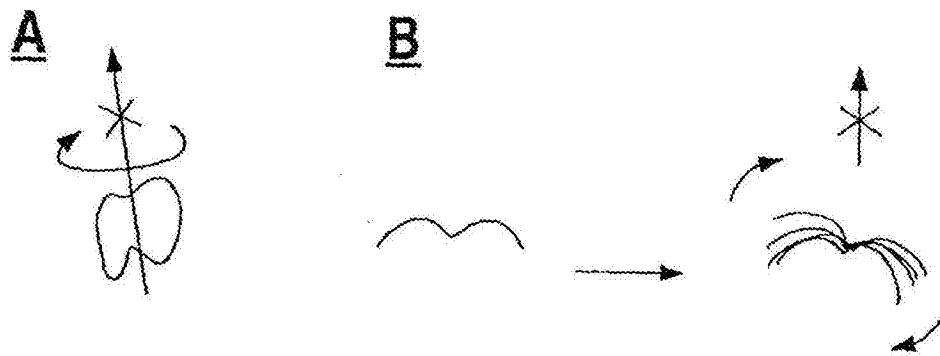


图6

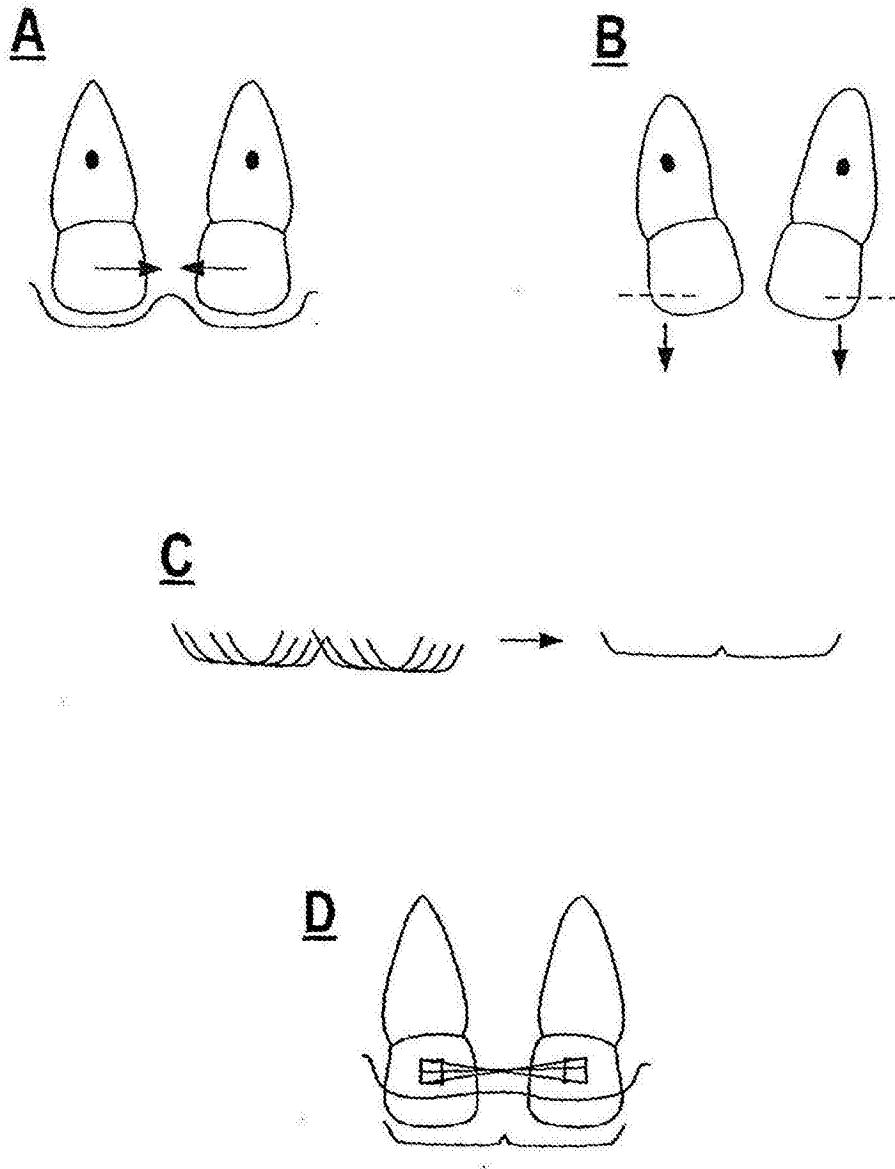
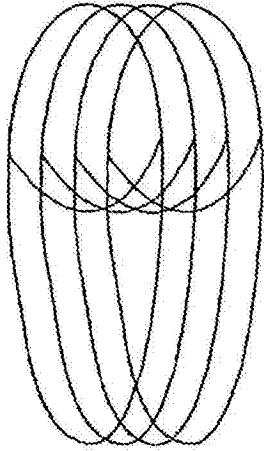


图7

A

目标 ← 开始



B

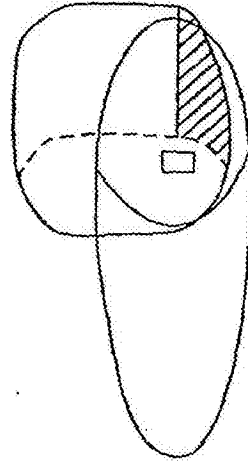


图8

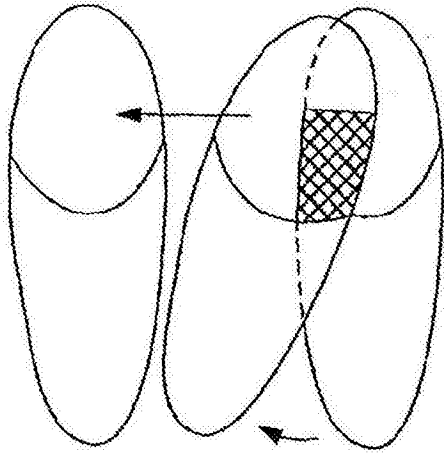


图9

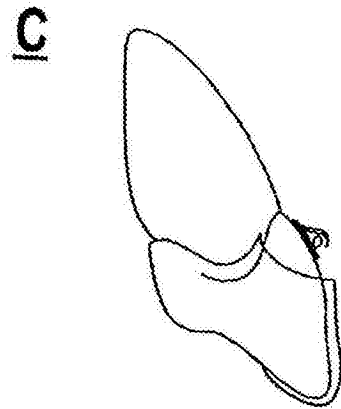
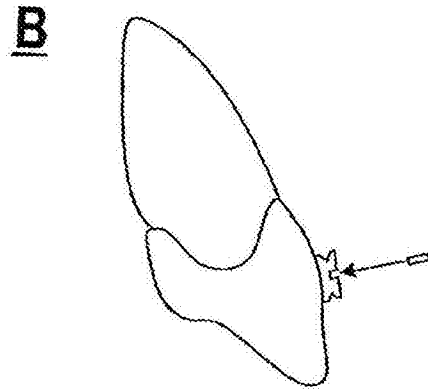
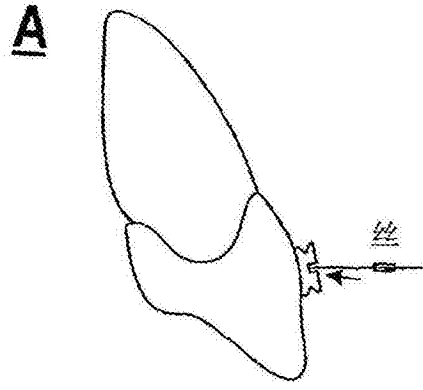


图10

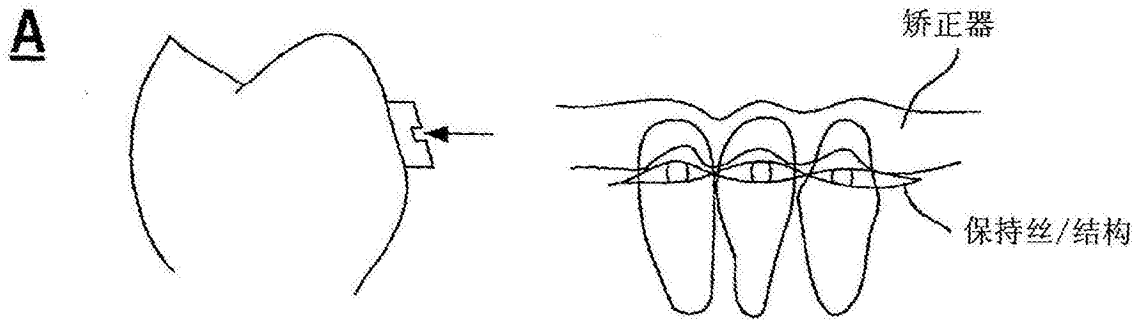


图12

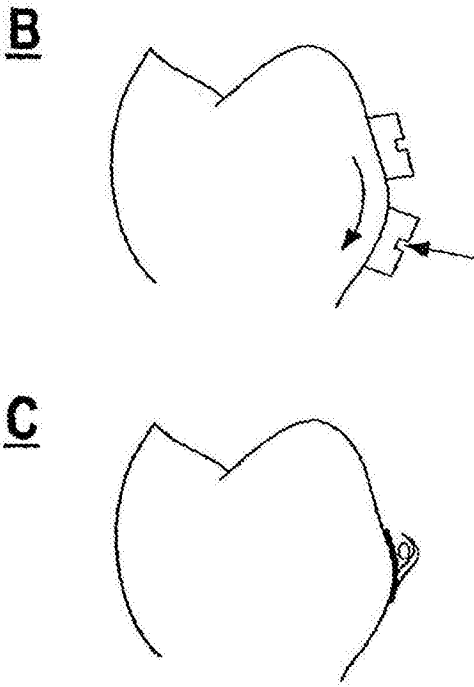


图11

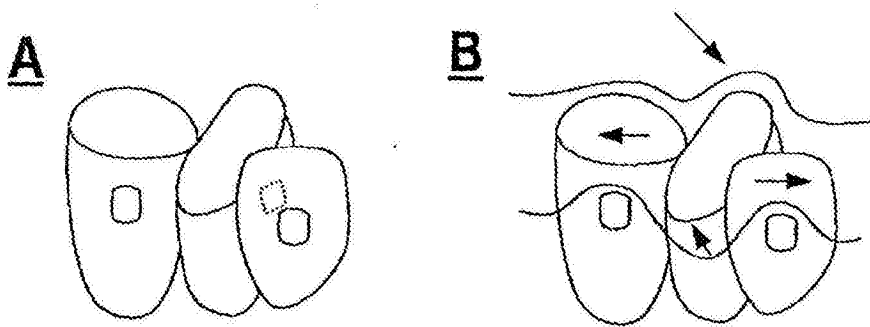


图13



图14