



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119855708 A

(43) 申请公布日 2025.04.18

(21) 申请号 202380064931.5

(22) 申请日 2023.09.08

(30) 优先权数据

63/405,037 2022.09.09 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2025.03.10

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2023/058931 2023.09.08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02024/052875 EN 2024.03.14

(71) 申请人 舒万诺知识产权公司

地址 美国

(72)发明人 小戴维·K·齐纳德

赖纳·迪特曼

迈克尔·K·多姆罗伊塞

托马斯·K·穆勒

迪特马尔·布勒斯

奥兹坎·登梅兹

丹尼尔·D·奥伯尔佩尔廷格

拉尔夫·M·佩尔

谢恩·C·彼得森

尼古拉斯·A·斯塔克

米夏埃拉·乌尔班

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限公司 11219

专利代理师 梁晓广 李金刚

(51) Int.Cl.

B33Y 80/00 (2006.01)

B33Y 70/00 (2006.01)

A61C 7/14 (2006.01)

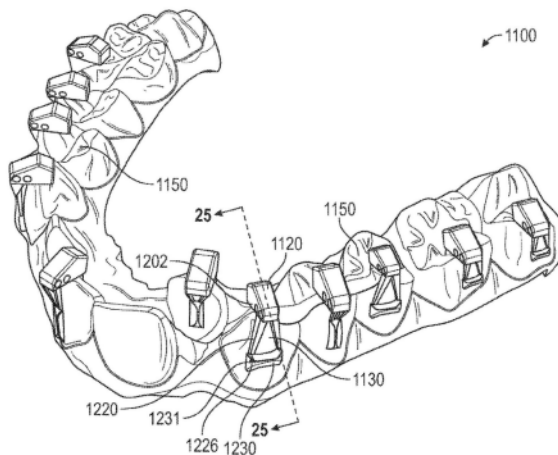
权利要求书4页 说明书32页 附图27页

(54) 发明名称

用于正畸器具的转移设备和相关的制造方法

(57) 摘要

一种制造转移设备的方法包括提供物理实体模型和一个或多个支架组件,该物理实体模型具有对应于患者的牙弓的正形状的形状,该一个或多个支架组件各自包括可释放地连接到正畸器具的升降机构主体。转移设备可形成在该物理实体模型之上,其中转移牙托表示该实体模型的至少一部分的负复制品。该转移设备可用于将该器具安放在患者的牙弓上,在此之后,该器具可以与该升降机构主体分离并粘结到相关联的牙齿。



1. 一种用于正畸器具的间接粘结的系统,所述系统包括:

转移体,所述转移体限定壳体,所述壳体被构造用于接收牙弓的牙齿的外表面,并且包括大体上符合所述牙弓的至少一个牙齿的轮廓的内部表面,其中所述转移体在所述壳体内限定至少一个凹陷部;以及

正畸器具支架,所述正畸器具支架相对于所述牙齿的咬合面布置,所述支架包括:

升降机构,所述升降机构包括具有面向牙齿的表面的升降机构主体,所述面向表面被构造为当所述转移体被安装在所述牙弓上时不接触所述牙齿的咬合面,

所述正畸器具,所述器具包括用于将所述器具粘结到所述牙齿的基部和包括周边的主体;以及

一个或多个联接臂,所述一个或多个联接臂被构造用于将所述升降机构主体连接到所述器具,其中所述联接臂在所述升降机构与所述器具之间是易折断的。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述转移体限定多个壳体,所述多个壳体中的每个相应壳体被构造用于接收多个牙齿中的相应牙齿,其中所述主体在至少两个相应壳体内限定相应凹陷部。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中每个凹陷部至少包括所述升降机构主体。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的系统,其中所述升降机构主体具有多边形横截面形状。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中所述升降机构主体还包括相背的侧表面和与所述面向牙齿的表面相背的至少一个倾斜表面。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中所述凹陷部的内部表面至少与所述升降机构主体的所述倾斜表面接触。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中所述凹陷部的所述内部表面与所述倾斜表面和所述侧表面中的至少一个侧表面接触。

8. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中所述面向表面包括联接区域,所述联接臂从所述联接区域突出,并且其中当所述转移体被安放在所述牙弓上时,所述联接区域从所述牙齿在唇或舌方向上定位。

9. 根据权利要求8所述的系统,并且所述系统还包括包围所述一个或多个联接臂以及所述器具的至少一部分的通道。

10. 根据权利要求8或9所述的系统,其中当所述转移体被安放在所述牙弓上时,所述一个或多个联接臂在朝向牙齿表面向后的方向上从所述面向表面突出。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中所述一个或多个联接臂中的每个联接臂包括位于所述面向表面与所述器具之间的至少一个应力集中区域。

12. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中所述器具的主体包括三个或更多个边缘,并且其中每个联接臂沿着同一边缘连接到所述主体。

13. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中所述器具的主体具有正畸附件件的形状,所述正畸附件件被构造用于将力从透明牙托矫正器传递到所述牙齿。

14. 根据前述权利要求1至13中的任一项所述的系统,其中所述器具是正畸托槽。

15. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中所述升降机构、一个或多个联接臂和器具通过增材制造一体形成。

16. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中所述转移体包括热成形材料。

17. 根据前述权利要求1至15中的任一项所述的系统,其中所述转移体包括印模材料。

18. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中所述面向表面包括联接区域,所述联接臂从所述联接区域突出,其中所述联接区域在唇方向上向外突出,并且其中所述器具被构造用于粘结到所述牙齿的唇面。

19. 根据前述权利要求1至18中的任一项所述的系统,其中所述面向表面包括联接区域,所述联接臂从所述联接区域突出,其中所述联接区域在大致舌方向上向外突出,并且其中所述器具被构造用于粘结到所述牙齿的舌面。

20. 一种在将正畸器具粘结到患者的牙齿中使用的支架,所述支架包括:

升降机构,所述升降机构包括具有面向牙齿的表面的升降机构主体,所述面向表面被构造为当所述升降机构被安装在牙弓上时不接触所述牙齿的咬合面,

所述正畸器具,所述器具包括用于将所述器具粘结到所述牙齿的基部和包括周边的主体;以及

一个或多个联接臂,所述一个或多个联接臂被构造用于将所述升降机构主体连接到所述器具,其中所述联接臂在所述升降机构与所述器具之间是易折断的。

21. 根据权利要求20所述的支架,其中所述主体具有正畸附件的形状,所述正畸附件被构造用于将力从透明牙托矫正器传递到所述牙齿。

22. 根据权利要求20所述的支架,其中所述正畸器具是第一器具,并且其中所述支架包括经由联接臂连接到所述升降机构的第二器具。

23. 根据权利要求20或权利要求21所述的支架,其中所述面向表面包括凹陷部,所述凹陷部具有开口和延伸穿过所述升降机构主体的高度的一部分的深度,如在所述升降机构主体的所述面向表面与顶点之间测量的。

24. 根据权利要求23所述的支架,其中所述凹陷部具有包括至少一个旋转抑制表面或表面特征的形状。

25. 根据权利要求22至24中的任一项所述的支架,其中所述凹陷部包括在横截面尺寸上从所述开口到所述顶点逐渐减小的锥度。

26. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中每个臂包括位于所述面向表面或所述器具的主体处的至少一个应力集中区域。

27. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中至少一个联接臂或所述一个或多个联接臂包括椭圆形或圆形横截面形状。

28. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中所述一个或多个联接臂中的至少一个联接臂包括在横截面尺寸上从升降机构到所述器具逐渐减小的锥度。

29. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中所述一个或多个联接臂中的每个联接臂从所述面向表面突出。

30. 根据权利要求29所述的支架,其中每个联接臂沿着相对于所述臂从其突出的面向表面区域以锐角取向的轴线突出。

31. 根据权利要求28所述的支架,其中所述一个或多个联接臂包括第一联接臂和第二联接臂,并且其中随着所述臂在所述升降机构与所述器具之间行进,所述第一联接臂从所述第二联接臂分叉。

32. 根据前述权利要求20至27中的任一项所述的支架,其中每个联接臂沿着所述升降机构与所述器具之间的弯曲路径行进。

33. 根据权利要求30至32中的任一项所述的支架,其中所述面向表面包括凹陷部,所述凹陷部具有开口和延伸穿过所述升降机构主体的高度的一部分的深度,其中所述面向表面包括与所述开口间隔开的联接区域,所述联接臂从所述联接区域突出,并且其中每个联接臂在朝向所述升降机构主体的后边缘向后的方向上从所述联接区域突出。

34. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中所述升降机构包括大体上垂直于平面表面延伸的侧表面。

35. 根据权利要求34所述的支架,并且其中至少一个侧表面包括至少一个保持特征,所述保持特征包括突出部或凹陷部。

36. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中器具的主体周边包括三个或更多个边缘,并且其中每个联接臂沿着同一边缘连接到所述器具的主体,并且其中所述一个或多个联接臂所连接到的所述边缘在总体上平行于升降机构的所述面向表面的平面中取向。

37. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中所述主体周边包括三个或更多个边缘,并且其中每个联接臂沿着同一边缘连接到主体,并且其中所述一个或多个联接臂所连接到的所述边缘在相对于所述升降机构的所述面向表面以倾斜角度取向的平面中取向。

38. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中所述升降机构、联接部分和器具通过增材制造一体形成。

39. 根据权利要求38所述的支架,其中所述器具包括第一增材制造材料,所述升降机构和一个或多个联接臂包括第二增材制造材料,并且其中所述第一材料与所述第二材料是不同的。

40. 根据前述权利要求中的任一项所述的支架,其中所述支架包括具有以下性质的材料:根据ISO 4049:2009使用具有6*4*25mm的尺寸的测试棒测定的50MPa至200Mpa或80MPa至150MPa的弯曲强度,同时6mm是所述测试棒的宽度;以及根据DIN EN 843-2:2007使用弯曲强度方法测定的1,000MPa至4,000MPa的E模量,同时所述模量的计算是在样品的最大力的20%至50%的范围内进行的。

41. 根据权利要求40所述的支架,其中所述支架包括由可聚合组合物固化的树脂,所述组合物包含40重量%至85重量%的量的不含聚氨酯部分的可聚合(甲基)丙烯酸酯、1重量%至35重量%的量的可聚合聚氨酯(甲基)丙烯酸酯、5重量%至40重量%的量的纳米簇、0.5重量%至5重量%的量的热解法二氧化硅、0.01重量%至3重量%的量的光引发剂,以及0.001重量%至0.5重量%的量的有机染料,所有均基于所述组合物的总重量。

42. 一种用于创建转移设备的物理实体模型,所述实体模型包括:

牙弓的至少一部分的表示,所述牙弓包括多个牙齿,每个牙齿包括咬合面、舌面和唇面;

其中一个或多个牙齿包括从所述咬合面向上突出的对准销。

43. 根据权利要求42所述的实体模型,其中所述实体模型包括第一对准销和第二对准销,每个对准销包括具有形状的头,并且其中对于所述对准销中的每个对准销,横截面形状的尺寸大体上相同。

44. 根据权利要求42所述的实体模型,其中每个对准销包括具有形状的头,其中第一

对准销头部的形状或尺寸与第二对准销头部的形状或尺寸是不同的。

45. 根据权利要求43或44所述的实体模型,其中所述形状是多边形或圆锥形。

46. 根据权利要求45所述的实体模型,其中所述形状是截头圆锥形、角锥形或截头角锥形。

47. 根据权利要求42至26所述的实体模型,其中至少一个牙齿的舌面或唇面包括凹入部,所述凹入部的尺寸被设计为接收正畸器具的基部。

48. 根据权利要求47所述的实体模型,其中所述凹入部包括与所述正畸器具的形状互补的形状,并且其中所述凹入部相对于周围牙齿表面凹陷。

49. 根据前述权利要求中的任一项所述的实体模型,其中至少一个对准销包括邻近所述牙齿的所述咬合面的肩部,所述肩部在所述对准销的基部处产生大体上平面的咬合面。

50. 根据前述权利要求中的任一项所述的实体模型,并且所述实体模型还包括从邻近所述对准销的基部的所述咬合面延伸的一个或多个配准特征。

51. 根据权利要求42所述的实体模型,并且所述实体模型还包括位于所述一个或多个对准销中的每个对准销上的器具支架,所述器具支架包括:

升降机构,所述升降机构包括具有面向牙齿的表面的升降机构主体,所述面向表面被构造为当所述转移体被安装在所述牙弓上时不接触所述牙齿的咬合面,

所述正畸器具,所述器具包括用于将所述器具粘结到所述牙齿的基部和包括周边的主体;以及

一个或多个联接臂,所述一个或多个联接臂被构造用于将所述升降机构连接到所述器具,其中所述联接臂在所述升降机构与所述器具之间是易折断的。

52. 根据权利要求50所述的实体模型,其中所述支架的近侧区域包括凹陷部,所述凹陷部被构造用于接纳所述对准销,所述凹陷部包括与所述对准销互补的形状,并且抑制所述支架围绕所述销的长轴的旋转。

53. 根据权利要求52所述的实体模型,其中所述面向牙齿的表面不接触所述牙齿的所述咬合面。

54. 一种用于创建用于一个或多个正畸器具的转移牙托的方法,所述方法包括:

提供物理实体模型,所述物理实体模型包括:牙弓的至少一部分的表示,所述牙弓包括多个牙齿,每个牙齿包括咬合面、舌面和唇面;其中一个或多个牙齿包括从所述咬合面向上突出的对准销;

对于包括对准销的每个牙齿,将器具支架安装在所述对准销上,所述支架包括:

升降机构,所述升降机构包括具有面向牙齿的表面的升降机构主体,所述面向表面被构造为当所述转移体被安装在所述牙弓上时不接触所述牙齿的咬合面,

所述正畸器具,所述器具包括用于将所述器具粘结到所述牙齿的基部和包括周边的主体;

一个或多个联接臂,所述一个或多个联接臂被构造用于将所述升降机构连接到所述器具,其中所述联接臂在所述升降机构与所述器具之间是易折断的;以及

在所述实体模型和所述支架之上形成牙托。

用于正畸器具的转移设备和相关的制造方法

背景技术

[0001] 正畸器具在正畸治疗中用于将一个或多个牙齿从初始位置(有时称为错位或咬合不正)移动到患者的牙列中的期望位置。例如,可移动患者的牙齿,使得它们的唇侧彼此对齐,以实现或最大化总体牙列的美观外观。此外,在一些情况下,可移动一个或多个牙齿以纠正咬合不正。在传统的正畸牙箍中,牙齿的移动通常通过预偏置弓丝来实现,该预偏置弓丝经由托槽附接到牙齿,并且在较长时间内向牙齿施加朝向期望位置的力。正畸弓丝的端部通常连接到称为颊面管的小型器具,这些颊面管又固定到患者的磨牙。在许多情况下,为上部牙弓和下部牙弓中的每一者提供一组托槽、颊面管和弓丝。

[0002] 正畸处理还可涉及使用矫正牙托,诸如透明或透亮的基于聚合物的牙齿定位牙托,通常称为透明牙托矫正器(CTA)。例如,使用CTA的正畸处理可包括形成具有接合一个或多个牙齿的壳体的牙托。每个壳体可从牙齿的初始位置(例如,咬合不正位置)变形。CTA的相应壳体的变形位置可朝向牙齿的期望位置向相应牙齿施加力,该期望位置是初始位置与由正畸处理产生的最终位置之间的中间位置。

[0003] 在一些示例中,可将小附接件粘结到牙齿以改善力施加或实现期望的牙齿移动。在许多类型的正畸技术中,器具(无论是附接件还是托槽)在牙齿上的精确位置是有助于确保牙齿移动到其预期最终位置的重要因素。附接件的适当放置可确保附接件与一个或多个CTA的适当接合和相互作用。附接件的设计可提供期望的物理杠杆作用,其在牙齿上产生期望的力以在处理期间产生牙齿的特定移动。附接件通常由不同的材料、形状和大小构成,并且可粘结到牙齿的唇面或舌面,以便以各种不同的方式与CTA和可移除器具相互作用。可在用矫正器处理之前将附接件施加到患者的牙齿。还可在附接到牙齿表面之前制造附接件。附接件(例如,模制复合材料等)还可在定位在患者牙齿上之前或与定位在患者牙齿上结合地在正畸医师的办公室处进行大体组装。

[0004] 一般来讲,可粘结的正畸器具可通过直接粘结规程或间接粘结规程附接到牙齿。在直接粘结规程中,通常利用一对镊子或其他手工器械来抓握器具,并且由医师将其放置在牙齿表面上的期望位置,使用一定量的粘合剂将该器具固定到牙齿。在间接粘结规程中,转移牙托被构造有壁区段,这些壁区段具有与患者的牙弓的至少一部分的构型匹配的形狀,并且诸如正畸附接件之类的器具在某些预定位置处可释放地连接到牙托。在将粘合剂施加到每个器具的基部之后,将牙托放置在患者的牙齿之上并且保持在适当位置,直到粘合剂硬化。然后,使牙托从牙齿以及器具脱离,使得先前连接到牙托的器具在其预期的预定位置处粘结到相应牙齿。

[0005] 间接粘结技术提供了优于直接粘结技术的若干优点。例如,可利用间接粘结技术将多个器具同时粘结到患者的牙弓,从而避免以单独的方式粘结每个器具的需要。附加地或另选地,转移牙托可提高附接件放置的准确性。通常由间接粘结规程提供的器具的增加的放置准确性有助于确保患者的牙齿在治疗结束时移动到的其适当的预期位置。由于其尺寸和形状较小,附接件可能难以操纵以放置在转移牙托中。

发明内容

[0006] 将附接件粘结到牙齿的现有方法通常依赖于将预成形的附接件放置在间接粘结牙托中或者直接在牙齿表面上创建附接件。这两种方法在粘结过程、器具保真性和处理有效性方面引入了各种误差。由于其尺寸相对较小,附接件在预成形时通常难以处理,导致难以放置在牙托中或直接放置在牙齿上。适当放置的失败会导致误导力和与相关联CTA的未达最佳的接合。尝试创建转移设备以及附接件会导致用于增材制造的困难几何形状以及过度定制的挑战,这可能减缓商业运营。在牙齿的表面上形成器具充满了其自身的挑战,通常集中于确保与牙齿表面的充分粘结以及所形成的附接件主体中的足够材料强度的困难。本案发明人试图通过提供一种预成形器具来解决这些和其他问题,该预成形器具可被形成有转移设备。

[0007] 在一个方面,本公开提供了一种用于创建转移设备的物理实体模型。该实体模型包括:牙弓的至少一部分的表示,该牙弓包括多个牙齿,每个牙齿包括咬合面、舌面和唇面;其中一个或多个牙齿包括从咬合面向上突出的对准销。支架组件可被接收在每个对准销上,以帮助将器具定位在牙齿表面上。该支架可包括:升降机构(crane),该升降机构包括具有面向牙齿的表面的升降机构主体,该面向表面被构造为当转移体被安装在牙弓上时不接触牙齿的咬合面;正畸器具,该器具包括用于将该器具粘结到牙齿的基部和包括周边的主体;一个或多个联接臂,该一个或多个联接臂被构造用于将升降机构连接到器具,其中联接臂在升降机构与器具之间是易折断的。

[0008] 在另一方面,本公开提供了一种用于创建用于一个或多个正畸器具的转移牙托的方法。该方法包括:提供物理实体模型,该物理实体模型包括:牙弓的至少一部分的表示,该牙弓包括多个牙齿,每个牙齿包括咬合面、舌面和唇面;其中一个或多个牙齿包括从咬合面向上突出的对准销。对于包括对准销的每个牙齿,该方法继续将器具支架安装在对准销上。该支架包括:升降机构,该升降机构包括具有面向牙齿的表面的升降机构主体,该面向表面被构造为当转移体被安装在牙弓上时不接触牙齿的咬合面;正畸器具,该器具包括用于将该器具粘结到牙齿的基部和包括周边的主体;一个或多个联接臂,该一个或多个联接臂被构造用于将升降机构连接到器具,其中联接臂在升降机构与器具之间是易折断的。一旦支架组件被定位,该方法继续在实体模型和支架之上形成牙托。

[0009] 在另一方面,本公开提供了一种用于正畸器具的间接粘结的系统。该系统包括:转移体,该转移体限定壳体,该壳体被构造用于接收牙弓的牙齿的外表面,并且包括大体上符合牙弓的至少一个牙齿的轮廓的内部表面,其中转移体在壳体内限定至少一个凹陷部;以及正畸器具支架,该正畸器具支架相对于牙齿的咬合面布置。该支架包括:升降机构,该升降机构包括具有面向牙齿的表面的升降机构主体,该面向表面被构造为当转移体被安装在牙弓上时不接触牙齿的咬合面;正畸器具,该器具包括用于将该器具粘结到牙齿的基部和包括周边的主体;一个或多个联接臂,该一个或多个联接臂被构造用于将升降机构连接到器具,其中联接臂在升降机构与器具之间是易折断的。

[0010] 在另一方面,本公开提供了一种在将正畸器具粘结到患者的牙齿中使用的支架。该支架包括:升降机构,该升降机构包括具有面向牙齿的表面的升降机构主体,该面向表面被构造为当升降机构被安装在牙弓上时不接触牙齿的咬合面;正畸器具,该器具包括用于将该器具粘结到牙齿的基部和包括周边的主体;一个或多个联接臂,该一个或多个联接臂

被构造用于将升降机构连接到器具,其中联接臂在升降机构与器具之间是易折断的。

[0011] 为了本说明书的目的,术语“虚拟”是指对象的三维计算机表示,优选地基于呈数据形式的三维形状的数学表示并且可由计算机处理。呈包括其可视化(例如,线框或数字渲染)的数据形式的此类虚拟对象在计算机辅助设计(CAD)领域中是众所周知的。

[0012] 为了本说明书的目的,术语“一组”是指“多个”。

[0013] 如本文所用,“正畸器具”包括正畸托槽、正畸附件、颊面管、正畸带、纽扣和夹板(cleat),特别是正畸托槽和正畸附件。

[0014] 如本文所用,“可硬化”描述材料或组合物可固化(例如,聚合或交联)或至少部分地凝固,例如,通过移除溶剂(例如,通过蒸发和/或加热);加热以诱导聚合和/或交联;辐照以诱导聚合和/或交联;和/或通过混合一种或多种组分以诱导聚合和/或交联。如本文所用,“硬化的”是指材料或组合物已经固化(例如,聚合或交联)或凝固。

[0015] 如本文中作为性质或属性的修饰词所使用的,除非另外具体定义,否则术语“大致”意指该性质或属性将容易被普通技术人员识别但不需要绝对精度或完美匹配(例如,对于可量化性质在 $\pm 20\%$ 内)。除非另外具体定义,否则术语“大体上”和“基本上”意指高度近似(例如,对于可量化性质在 $\pm 10\%$ 内),但同样不要求绝对精度或完美匹配。诸如相同、相等、一致、恒定、严格等术语被理解为在适用于特定情况的通常公差或测量误差内,而不要求绝对精度或完美匹配。

[0016] 如本文所用,“前牙”包括中切牙、侧切牙、犬齿和第一双尖牙。

[0017] 如本文所用,“后牙”包括第二双尖牙、第一磨牙、第二磨牙和第三磨牙(如果患者仍保留智齿)。

[0018] 本公开的上述概述并非旨在描述本公开的每个公开的实施方案或每种具体实施。以下描述更具体地举例说明了例示性实施方案。在整个申请的若干地方,通过示例列表提供指导,这些示例可以各种组合使用。在每种情况下,所叙述的列表仅用作代表性的组,并且不应被解释为排他性列表。

[0019] “近中(mesial)”是指朝向患者的弯曲牙弓的中心的方向。

[0020] “远中(distal)”是指远离患者的弯曲牙弓的中心的方向。

[0021] “咬合面(occlusal)”是指朝向患者的牙齿的外尖端的方向,并且包括“切缘”。

[0022] “牙龈(gingival)”是指朝向患者的牙龈或齿龈的方向。

[0023] “面部(facial)”是指朝向患者的脸颊或嘴唇的方向。

[0024] “舌(lingual)”是指朝向患者的舌的方向。

[0025] 在整个申请的若干地方,通过示例列表提供指导,这些示例可以各种组合使用。在每种情况下,所述列表仅用作代表性组,并且不应被解释为穷举列表。

附图说明

[0026] 图1是根据本公开的实施方案的具有用于正畸器具的一组支架组件的物理实体模型的透视图;

[0027] 图2是图1的物理实体模型的透视图,该物理实体模型被放大以描绘牙弓的一半;

[0028] 图3A是根据本公开的实施方案的呈附件形式的正畸器具的透视图;

[0029] 图3B是根据本公开的实施方案的呈附件形式的另一正畸器具的透视图;

- [0030] 图4是根据本公开的实施方案的包括模体和对准销的夹具模型的透视图；
- [0031] 图5是图4的夹具模型的咬合视图；
- [0032] 图6是图4和图5的夹具模型的放大透视图；
- [0033] 图7是在图1和图2的实体模型中被接收在对准销上的支架组件的透视图；
- [0034] 图8是图7的支架组件和对准销的示意性剖视图；
- [0035] 图9是在图1和图2的实体模型中被接收在对准销上的第二支架组件的透视图；
- [0036] 图10是根据本公开的实施方案的支架组件的透视图；
- [0037] 图11是图10的支架组件的透视图；
- [0038] 图12是根据本公开的另一实施方案的支架组件的透视图；
- [0039] 图13是用于创建虚拟实体模型以帮助创建图1和图2的物理实体模型的工作流；
- [0040] 图14是根据本公开的实施方案的呈附件件形式的虚拟正畸器具的透视图；
- [0041] 图15是根据本公开的实施方案的包括放置在虚拟牙齿上的器具的虚拟实体模型的透视图；
- [0042] 图16是根据本公开的实施方案的包括升降机构主体和对准销的虚拟升降机构组件的透视图；
- [0043] 图17是包括相对于粘结牙齿布置的升降机构组件的图15的虚拟实体模型的透视图；并且
- [0044] 图18是布置在图17的虚拟实体模型中的粘结牙齿上的器具上方的升降机构组件的放大透视图；
- [0045] 图19是图18的升降机构组件和器具的咬合视图；
- [0046] 图20是图18和图19的升降机构组件和器具的示意性剖视图；
- [0047] 图21是根据本公开的实施方案的具有用于正畸器具的一组支架组件的虚拟实体模型的透视图；
- [0048] 图22是包括组合的牙弓、模体和对准销的虚拟夹具模型的透视图；
- [0049] 图23是用于组装包括本公开的支架组件的物理实体模型的工作流；
- [0050] 图24是由本公开的物理实体模型创建的转移牙托的透视图；
- [0051] 图25是图24的转移牙托的剖视图；
- [0052] 图26A是根据本公开的实施方案的支架组件的透视图；
- [0053] 图26B是根据本公开的实施方案的支架组件的透视图；
- [0054] 图26C是根据本公开的实施方案的支架组件的透视图；
- [0055] 图27是在本公开的实体模型中被接收在牙齿上的对准销上的支架组件的另一实施方案的透视图；
- [0056] 图28是图27的支架组件和对准销的示意性剖视图；
- [0057] 图29是根据本公开的对准销和支架组件的另一实施方案的示意性剖视图；
- [0058] 图30是在本公开的实体模型中的牙齿上的支架组件和相关联的对准销的另一实施方案的分解透视图；并且
- [0059] 图31是图30的支架组件和对准销的示意性剖视图。
- [0060] 虽然上述附图阐述了本公开的若干实施方案,但是如在描述中指出的,还设想其他实施方案。在所有情况下,本公开以示例性而非限制性的方式呈现本发明。应当理解,

本领域技术人员可设计出落入本发明的原理的范围和精神内的许多其他修改和实施方案。

具体实施方式

[0061] 图1和图2示出了物理实体模型10,其表示包括多个牙齿13和齿龈14的患者的牙弓12的正形状。物理实体模型10可用于物理地成型转移设备(图1或图2中未示出),以用于将正畸器具粘结在患者的牙齿上的预定位置。转移设备形成物理实体模型10的至少一部分的负复制品。这种转移设备(参见例如图24)可例如通过从物理实体模型10获取印模、通过重叠注塑物理实体模型10或通过其中正物理模型10用于(优选直接地)成型负复制品的任何其他技术获得。

[0062] 由本公开的实体模型如此创建的转移设备可用于将正畸器具粘结在患者的牙弓上的规定位置和取向。如本文所用,“位置”是指器具在牙齿的表面上的特定点处的定位,并且“取向”是器具相对于实体模型或牙弓的轴线或平面的位置。器具可具有不改变其在牙齿的表面上的位置的取向改变。例如,器具可定位在牙齿的表面上的特定点处,然后可通过例如围绕垂直于牙齿的表面的轴线旋转该器具来取向。

[0063] 虽然本公开的实体模型可用于创建用于多个正畸器具(托槽、锚定件、纽扣等)的转移设备,但是图1中所描绘的器具30具有用于CTA的正畸附件的形状和功能。如在图3A和图3B中更详细地描绘的,器具30包括器具的主体31(“主体31”),其被构造用于粘结到牙齿以改善由CTA施加的力,以便实现期望的牙齿移动。主体31可具有任何合适的形状,诸如特定应用、患者、牙齿和/或牙齿区域所特有的定制形状。主体31的大小可被设计以使得主体31难以例如使用诸如镊子之类的工具来操纵。例如,主体31可具有30毫米(mm)或更小的最大尺寸和0.25mm或更大的最小尺寸。对于典型的正畸附件,主体31可具有15mm或更小的最大尺寸。

[0064] 如图3A和图3B中所描绘,主体31具有大致矩形形状,并且包括相对的长边缘32、33。长边缘32、33通过短边缘34、35接合。边缘32、33、34、35中的任何一个边缘可以是凹形的、凸形的、线性的或它们的组合。长边缘32、33各自可以可选地包括凹形中间区段,该凹形中间区段具有接近短边缘34、35的大致线性区段。短边缘34、35本身通常是线性的,尽管这不是必需的。

[0065] 主体31的粘结表面38可被成型为对应于患者的牙齿的一部分的轮廓。在一个或多个实施方案中,一个或多个器具30的粘结表面38可包括任何适当形状的表面,该表面不必定制以配合牙齿的特定表面,即“通用”基部。粘结表面38可包括与牙弓的特定牙齿的期望或平均凸曲率相对应的复合曲率。对应于牙齿的轮廓可改善主体31与牙齿之间的粘合剂粘结的强度,减少粘结所需的粘合剂的量,或两者兼有。例如,粘结表面38可被成型为在特定牙弓的特定牙齿的临床牙冠面轴(“FACC”)处粘结。FACC被定义为由正中矢状平面和给定牙齿的面部表面的相交形成的曲线。在一些示例中,粘结表面38可包括旨在促进更牢固的粘结的蚀刻图案、喷砂图案和/或压花图案。

[0066] 粘结表面38可具有面向牙齿的表面轮廓,其被定制以配合牙齿的任何合适的表面。例如,在一个或多个实施方案中,粘结表面38具有面向牙齿的表面轮廓,其被定制以配合给定牙齿的唇面。具有定制的粘结表面38可允许器具30被构造有较低的轮廓,以使患者舒适。可利用任何合适的技术或技术组合来形成定制的可粘结表面,例如美国专利10,136,

965号(Wiechmann等人)和美国专利公布2005/0277084号(Cinader, Jr.等人)中所描述的技术,并且包括例如从CAD或其他软件中的虚拟器具粘结表面布尔减去虚拟牙齿。

[0067] 主体31可包括被构造用于将力从CTA传递到牙齿、将CTA保持在牙齿上或两者兼有的任何合适的形状。例如,主体31的一个或多个部分可以是半球形、直线形、曲线形或不规则形状。在一些示例中,主体31的任何表面可包括一个或多个表面特征,包括但不限于一个或多个锥形、底切、悬伸部、凹陷部、负拔模部或被构造用于与CTA或转移牙托接合或以其他方式相互作用的其他特征。如图3B所示,主体31可限定倾斜的颊侧//舌侧面向表面39。在一些示例中,带斜面的主体31可在粘结到牙齿之后改善主体31从转移牙托的释放,和/或通过将CTA与主体31的接触集中在斜面的顶点处来改善从CTA到牙齿的力传递,或提供用于与CTA和牙齿之间的位置失配的接合的引入件。

[0068] 器具30包括长轴40(即,纵向轴线),以及垂直于长轴40并且延伸穿过粘结表面38和面向表面39两者的中心轴线42。轴线40、42延伸穿过器具的大致中心,该大致中心可以是近中-远中和咬合面-齿龈中心,尽管精确的同一性将取决于器具30在粘结表面上的取向。长轴40在短边缘34、35之间延伸。在某些实施方案中,长轴40和中心轴线42两者可用于将器具30定位在牙齿上的期望位置和取向,以及决定物理实体模型10的某些方面,如下面进一步探究的。

[0069] 返回图1和图2,实体模型10包括支撑体(即,模体)15,其在齿龈14下方延伸以提供稳定性,从而改善实体模型创建和后续转移设备制造的简易性。模体的底部通常大体上是平面的,从而创建基准面“B”。实体模型还包括垂直于牙弓的咬合平面的竖直轴线“V”,其可使用本领域已知的技术来确定并且在下文进一步描述。在沿着牙弓12的一些位置中,竖直轴线V可垂直于基准面B,但是这不是典型的或必要的。

[0070] 在物理实体模型10中,在治疗开始或治疗的新阶段,患者的牙齿13以咬合不正形式表示。图式中所示的示例性实体模型10表示患者的上部牙弓,但是应当理解,本公开的方法和系统同样适用于患者的下部牙弓。整个上部牙弓12在图1中描绘,而为了描述清楚,牙弓的一半在图2中描绘。参考图2的半牙弓,实体模型10的牙齿13包括上部中切牙13a、上部外切牙13b、上部尖牙13c、上部第一双尖牙13d、上部第二尖牙13e、上部第一磨牙13f和上部第二磨牙13g。另选地,物理实体模型可包括整个牙弓(图1)或其较小部分(例如,牙弓四分之一部分或单个牙齿,未示出),这取决于在给定粘结规程期间旨在粘结到牙齿的器具的数量。

[0071] 正畸器具支架组件100被定位成邻近正畸器具30待粘结到的每个牙齿13的咬合面16。每个支架100被构造用于在规定的或以其他方式预期的粘结位置和取向处将相关联的器具30定位成接近实体模型牙齿表面(此处为唇侧牙表面17)。每个支架100经由一个或多个联接臂120连接到相关联的器具30,该一个或多个联接臂在大致齿龈方向上从支架100的升降机构主体102突出。同样如所描绘的,牙弓12的每个牙齿13接收器具30,该器具粘结到牙弓12中除了第二磨牙、上部中切牙和上部之外的所有牙齿13,或者可如医师可能期望的或根据正畸治疗计划以其他方式规定的那样仅附接到某些所选择的牙齿。物理实体模型10上的每个器具30已被正确地定位在牙齿13的器具粘结表面17上并且被取向成使得当与另一牙科器具(例如,CTA)或器具部件(例如,弓丝或聚合物带)组合时,该器具可向患者的牙齿提供期望的力。

[0072] 除非另有说明,该实施方案的实体模型10和其他实施方案的器具在本文中使用附接到上颌上的牙齿的唇面的参考系来描述。因此,用于描述实体模型10、支架组件100和器具30的术语,诸如唇、舌、近中、远中、咬合面和齿龈是相对于所挑选的参考系而言的。然而,实施方案不限于所挑选的参考系和描述性术语,这是因为器具30可在口腔内的其他牙齿表面上和其他取向上使用。例如,支架组件可被设置成将器具定位成接近牙齿的舌面,或者将器具定位在舌侧牙齿表面和唇侧牙齿表面上。本领域的普通技术人员将认识到,当参考系发生改变时,本文所使用的描述性术语可能不直接适用。然而,实施方案旨在独立于口腔内的绝对位置和取向,并且用于描述实施方案的相对术语仅提供图式中的实施方案的清楚描述。对于本申请的其余部分,器具粘结表面包括唇面、舌面和咬合面(例如,咬止面),但被描绘为唇面。

[0073] 在当前优选的实施方案中,升降机构主体102不接触或包括具有相关联的咬合牙齿表面16的轮廓的表面。相反,每个支架组件100可释放地与对准销200(在上部尖牙13c上可见并且在图4至图6中更详细地描绘)相关联(即,被接收在其上或其中),该对准销包括几何形状和/或配合特征以帮助在咬合面16接触之前阻止升降机构主体102的行进。以此方式并且通过消除对紧密咬合接触的需要,当本公开的实体模型用于创建转移设备(例如,牙托)时,支架组件100和对准销200的各方面(下面进一步探究)可被标准化以改善制造效率和粘结精度。

[0074] 图4至图6描绘了没有相关联的支架组件100的实体模型10。牙弓12、模体15和对准销200的组合在下文中可被称为夹具模型。对准销200从正畸器具30所粘结的每个牙齿13(在下文被称为粘结牙齿)的咬合面16向上突出。在当前优选的具体实施中,每个对准销200从相关联的咬合面16竖直向外突出,该咬合面与其垂直于模体15的基准面B的竖直轴线201对准。另选地,一个或多个对准销200可包括与竖直轴线V对准的竖直轴线201。任一取向可有利地使得支架组件100能够容易地放置在对准销200上,并且使得随后形成的转移设备能够更容易地从实体模型10脱离。然而,在当前优选的情况下,轴线201大体上垂直于基准面B对准,并且实体模型10中的每个对准销的每个竖直轴线201基本上平行于所有其他竖直轴线201。

[0075] 对准销200包括主体202、头部部分210和肩部220,该肩部位于头部210的基部212处、更靠近咬合面16。头部部分210整体而言可以是圆锥形、截头圆锥形、角锥形、截头角锥形或限制围绕竖直轴线旋转的任何其他适当的形状。旋转限制形状可包括单独地或组合地抑制旋转的一个或多个小面(例如,半月形、三叶草形等)。在一些实施方案中,头部210包括在头部210的基部212与顶点214之间的横截面尺寸上逐渐减小的锥度。例如,头部可包括具有至少5度且不大于15度的负拔模角的一个或多个侧表面,从而提供一个或多个倾斜表面216。头部上倾斜表面的存在可帮助将支架组件布置在对准销200上,以及从实体模型10移除转移设备。在其他实施方案中,头部具有大体上连续的横截面尺寸。

[0076] 头部210上的表面的不同程度的倾斜可产生不与竖直轴线V或主体202对准的头部轴线211。在另选的具体实施中,如图29所示,一个或多个对准销200的头部部分210的竖直轴线211可相对于竖直轴线V和/或竖直轴线201倾斜。图29的实施方案中的头部部分210包括基本上竖直的头部表面216b,具有相背的倾斜表面216a,该倾斜表面的角度比其他所描绘的实施方案中的那些倾斜表面216更大。在某些情况下,提供基本上竖直的表面可增强支

架组件100在模型10上的保持。

[0077] 主体202具有与头部210的横截面形状一致的大致矩形横截面。肩部220处的主体202具有比头部部分210大的横截面尺寸,从而提供邻近基部212的咬合止动表面。肩部220设置在距离粘结牙齿13的咬合面16预定高度处。该高度被确定为使得肩部在z方向上舒适地搁置在咬合牙齿表面16上方。以此方式,肩部220阻止支架组件100的竖直行进,并且升降机构主体102不接触咬合面16。当沿着轴线201的竖直行进被阻止时,器具30通常位于粘结牙齿表面上的规定粘结位置和取向。在某些实施方案中,咬合止动表面/肩部220具有至少约0.2mm的高度,并且在一些实施方案中,具有至少约0.3mm的高度。在某些情况下,较短的高度可能促进不期望的咬合面接触,而较高的高度可能需要较长的联接臂120和较大的转移设备,从而导致无意的折断或患者不适。

[0078] 在当前优选的具体实施中,对准销200位于接近器具粘结表面的位置处,使得当相关联的器具30位于实体模型10上时,竖直轴线201大致垂直于器具30的中心轴线42对准。在此类具体实施中,主体202的边缘被取向成大体上平行于器具的长轴40和/或大体上垂直于中心轴线42(参见图5)。对准销的竖直轴线201与器具粘结表面间隔开足以使器具30和支架组件100可靠地从实体模型10移除的距离。例如,与粘结表面相切的平面与竖直轴线之间的距离是约1.8mm。

[0079] 对准销200的形状和横截面尺寸对于每个粘结牙齿可以是相同的,从而允许改善制造和组装的标准化。在其他实施方案中,竖直轴线、形状和横截面尺寸中的至少一者可被修改,以允许给定支架组件与特定粘结牙齿之间的对应。例如,圆锥形头部210可指示与用于前牙的支架组件的对应,而截头角锥形组件指示与用于后牙的支架组件的对应。另选地或除此之外,对准销或周围牙齿表面可包括识别相关联的支架组件的标记。标记可包括文本、符号、颜色、划线等。

[0080] 用于器具/支架组件放置的另一指示标识可在图6中的器具粘结表面上找到。器具30的预期放置位置可包括凹入部50,该凹入部被成型为在规定位置和取向处接收器具。凹入部50具有与相关联的器具30的粘结表面38的形状大体上匹配的边界52。凹入部50从牙齿13的周围粘结表面凹陷。在示例性具体实施中,凹入部50从周围粘结表面凹陷约100微米。凹入部50帮助将器具30定位在实体模型10上,并且当器具被安放在患者的口腔中时减少或消除器具与牙齿之间的多余间隙,从而改善与牙齿表面的粘结。凹入部50还可提供与粘结表面38的改善的配准,以及向组装实体模型的人指示器具的适当取向。凹入部50还可帮助将粘结表面38定位成比转移设备的壁表面更靠近牙齿,从而确保转移设备不干扰在粘结位点处的器具粘结。在相同或其他实施方案中,凹入部50可提供空间以在布置相关联的支架组件之前接收可压缩材料,使得可压缩材料可随后固定到粘结表面38。

[0081] 转向图7和图8,更详细地描绘了上部尖牙13c上的支架组件100和对准销200。支架组件100包括升降机构主体102,其具有在沿着咬合平面的方向上截取的大致多边形的横截面形状。升降机构主体102被接收在对准销200的头部210上。主体102包括在顶点105处汇合的第一倾斜表面103和第二倾斜表面104。面向牙齿的表面106与顶点105相背定位,其中相背的侧表面107、108在面向表面106与顶点105之间延伸。如所描绘的,面向牙齿的表面106是大体上平面的,但是面向表面106可以是凹形的、凸形的或包括复合曲率。任何两个邻近表面(例如,第一倾斜表面103和侧表面107)之间的过渡通常是具有有限定曲率的弧形,使得

升降机构主体102不含尖锐边缘。根据升降机构主体102的总体大小,过渡可以是各种半径大小。

[0082] 第一倾斜表面103和面向表面106的部分在面部方向上从牙齿13c的咬合面16c和唇面17c向外突出。主体109的后边缘或舌侧边缘保持设置在咬合面16c之上,而前边缘或唇侧边缘110通常不与牙齿13c的任何唇面17c共面。第一联接臂120a和第二联接臂120b在朝向器具30的齿龈方向上从面向表面106的接近唇侧边缘110的联接区域111突出。在未描绘的其他实施方案中,联接臂可从主体的大致接近最唇侧边缘的另一表面突出。

[0083] 对于定位在实体模型10上的每个支架组件100,升降机构主体102的几何形状(即,尺寸和形状)可以是大体上类似的。升降机构主体102具有从后边缘109到前边缘110的总体长度,该总体长度足以将联接区域111定位成远离牙齿的表面。根据下文进一步详细探究的技术,在某些情况下,标准升降机构主体102几何形状的使用可改善支架组件的设计和可制造性两者。在另选的具体实施中,升降机构主体102的几何形状可基于预期粘结表面而变化。例如,具有更宽的近中-远中尺寸的升降机构主体可指示器具在后牙上的粘结位置或者将多个器具定位在一个或多个表面上。

[0084] 侧表面107、108包括在其间延伸的保持孔118。保持孔118帮助将支架组件100保持在转移设备内,并且可改善组件100的可制造性,特别是关于下文所探究的示例性增材制造技术。作为保持孔118的替代形式或补充,主体102表面中的任何表面可包括突出保持特征(销等)或粗糙化表面。表面粗糙度可直接创建用于升降机构主体102的设计或在后处理步骤中添加。升降机构主体102的任何表面可包括识别与器具30相关的相关联牙齿或治疗阶段的标记。标记可包括文本、符号、颜色等。

[0085] 抓握元件150从顶点105向上延伸。抓握元件150包括具有大致三角形横截面形状的主体151和包括接近顶点105的大致矩形浇口153的易折断区段152。抓握元件主体151和易折断浇口153的形状不是关键的。抓握元件150可用于经由手动工具、机器人或任何其他可行技术将支架组件定位在实体模型10上。抓握元件150允许支架组件的单独放置,尽管可接合在一起以将两个或更多个支架组件同时放置在牙弓12的部分上。易折断区段152允许抓握元件150在创建转移设备之前从升降机构主体102分离,如下面进一步描述。

[0086] 尽管被描绘为大致与升降机构主体102对准,其中易折断区段152平行于附接件30的长轴40以及前表面110,但是抓握元件150的位置和/或取向可被调整以帮助其最终移除。例如,一组抓握元件150可被旋转,使得当所有支架组件都被接收在实体模型10上时,每个支架组件100的易折断区段152被布置成大体上平行于一个或多个邻近支架组件100的易折断区段152。在其他实施方案中,一组抓握元件150可被旋转,使得当所有支架组件都被接收在实体模型10上时,每个支架组件100的易折断区段152被布置成与一个或多个邻近支架组件100的易折断区段152大体上共线。通过以此方式布置抓握元件150,支架组件100的咬合到顶点105的部分可在创建转移设备之前更容易地整体移除,如下面进一步详细描述。

[0087] 主体102还包括凹陷部130(参见图8),该凹陷部在面向表面106上具有开口132,用于接纳对准销200。凹陷部130设置在主体102的与联接区域相背的后/舌侧边缘109附近。如所描绘的,凹陷部130在一个端部封闭并且在到达顶点105之前穿过升降机构主体102高度的至少一部分终止于内部表面134处。在其他实施方案中,升降机构主体可拥有从面向表面到顶点延伸主体102的整个高度的凹陷部,其中在两端具有开口。开口132的中心位于延伸

穿过升降机构主体102的高度的平面“E”内(并且通常与对准销200的竖直轴线201共线)。器具30位于面向表面106下方的位置处,使得粘结表面38不与平面E重合或共面,从而确保升降机构主体102可放置在销200上而不会受到牙齿表面13c的干扰。

[0088] 凹陷部130的尺寸被设计为可释放地接收对准销200,并且抑制支架组件100围绕销的竖直轴线201的旋转,同时还帮助将器具与竖直轴线201对准,使得器具到达规定的粘结位置。凹陷部的中心轴线基本上与头部轴线211对准,这可致使与竖直轴线V的平行关系或该竖直轴线本身倾斜,如图29中所描绘。例如,如图4、图28和图29中所描绘的,凹陷部130可在垂直于咬合平面的平面中拥有梯形横截面形状。凹陷部的横截面形状(例如,三角形、矩形、椭圆形等)沿着主体的长度可以是均匀的,或者在其他具体实施中,形状可变化。开口132可以是三角形、矩形(包括正方形)、圆形、卵形或多边形。凹陷部130整体而言可以是圆锥形、截头圆锥形、角锥形、截头角锥形或任何其他适当的形状。在一些实施方案中,当接近顶点105时,凹陷部130包括在平行于开口测量的横截面尺寸上逐渐减小的锥度。在其他实施方案中,凹陷部130具有大体上连续的横截面尺寸。

[0089] 凹陷部130的取向、形状和横截面尺寸对于每个支架组件100可以是相同的,从而允许改善制造和组装的标准化。在其他实施方案中,取向、形状和横截面尺寸中的至少一者可被修改,以允许给定支架组件与特定类型的粘结牙齿之间的对应。例如,圆形形状可指示与用于前牙的支架组件的对应,而矩形指示与用于后牙的支架组件的对应。

[0090] 当凹陷部130的开口与头部210的垂直于竖直轴线201和/或头部轴线截取的横截面形状类似(如果不是大体上相同的话)时,通常实现对围绕竖直轴线201和/或头部轴线211的旋转的抑制或禁止。这种对应不是严格必需的,因为例如圆锥形头部210与圆锥形凹陷部130之间的可逆摩擦配合仍然可充分地抑制支架组件100的旋转。另选地,凹陷部130可具有圆锥形形状,但是该圆锥形形状大体上不围绕矩形或其他多边形头部旋转,其中每个形状提供小面以抑制旋转。如所描绘的,凹陷部130和头部210各自包括截头角锥形形状,在面向表面106上具有矩形开口132。凹陷部130中的负轮廓大致对应于定位销的上部部分的正轮廓,其中销具有小的尺寸偏移(例如,0.05mm)以确保开口132到达肩部220。

[0091] 头部部分210和凹陷部130还可包括保持特征以与支架组件上的对应特征配合。例如,如图27和图28的实施方案所示,头部部分210可包括侵入倾斜表面216的一个或多个凹腔217。凹腔217的尺寸被设计为与从凹陷部130内的内部壁突出的凸块133配合。如应当理解的,凸块可另选地形成在倾斜表面上,其中在凹陷部内具有对应凹腔。保持特征的添加可帮助将支架组件牢固地固持在对准销上,特别是在将多个支架组件组装在物理实体模型上期间,或者在将支架组装到实体模型之后在制造中处理物理实体模型期间。

[0092] 当布置在对准销200上时,联接区域111被定位成距与牙齿表面17c的顶点相切的平面足够距离,使得联接臂120在轮廓的高度上方不接触牙齿表面17c并且至少部分地在朝向牙齿13c向后的方向上从升降机构主体102行进到器具30。在某些情况下,减少联接臂120与牙齿13c之间的接触倾向于(a)改善支架组件100从物理实体模型的释放,以及(b)帮助器具30与升降机构主体102的分离,因为用于将器具粘结到牙齿的任何粘合剂不太可能到达联接臂120。如在图8中最清楚地看到的,联接臂120a、120b的后表面与面向表面106形成锐角“F”。在一些实施方案中,角度F是至少约30度、至少约35度、至少约40度、至少约45度。在当前优选的实施方案中,角度“F”不大于约85度、不大于约80度、不大于约75度。

[0093] 虽然在图7和图8中例示为包括两个联接臂120a和120b,但是在一些示例中,支架组件100可包括一个联接臂或多于两个联接臂。在某些实施方案中,联接臂的数量可由以下各者中的至少一者决定:(a)长轴40相对于垂直于基准面B的轴线的取向;(b)长轴40器具相对于竖直轴线V的取向;以及(c)器具30的尺寸。一般来讲,但不排它地,具有平行于竖直轴线V(或垂直于基准面B的轴线)在不大于35度内取向的长轴40的器具30可使用单个联接臂120定位,而具有平行于竖直轴线V(或垂直于基准面B的轴线)在大于35度至90度内取向的长轴40的器具30可使用两个或更多个联接臂120定位。例如,用于上部中切牙13a的支架组件100(在图9中更详细地描绘)拥有单个联接臂以放置具有大体上平行于物理实体模型10的竖直轴线V取向的长轴40的器具30。沿着长轴40的长度大于约4mm的器具通常但不排他地包括至少三个联接臂120。

[0094] 联接臂120可在主体31上的各种连接点(统称为连接件126)处接合到器具30。在当前优选的具体实施中,连接件126在面向表面39的方向上与粘结表面38的边缘间隔开,从而为联接臂120提供与粘结牙齿表面的足够间隙。对于拥有两个联接臂120的支架组件,连接点126通常布置在主体31的一个长边缘32、33上位于相对拐角处。对于拥有单个联接臂的支架组件,连接件126通常布置在短边缘34、35中的一个短边缘上位于主体31上的最咬合点(即,最靠近面向表面106的边缘)处。对于包括长边缘尺寸大于约4mm的大致矩形器具的支架组件,第三联接臂可在器具的主体上的第三连接件处连接到器具的中心。主体上的第三连接件可与器具的中心轴线重合或在平行于器具的中心轴线的平面中。对于受益于两个或更多个联接臂的器具,连接件126通常包括位于器具30的近中端部和远中端部中的每一者上的至少一个连接件126(如图7中所描绘)。

[0095] 图7和图8的联接臂120a和120b沿着从面向表面106到器具的主体31上的连接点126的路径分叉。臂120a、120b之间的角度“G”通常取决于器具30的尺寸。在一些实施方案中,角度“G”是至少约30度、至少约25度、至少约20度、至少约15度。在当前优选的实施方案中,角度“G”不大于约1度、不大于约12度、不大于约13度、不大于约14度、不大于约15度。

[0096] 在一些示例中,可能有利的是,对于较大的附接件主体使用多于两个联接臂和/或在制造和处理期间增加制品的稳固性,从而防止易折断区段的过早破损,因此如果需要,多于两个连接点可结合到上述制品中的任一个制品中。例如,图7的两个分叉的联接臂120a和120b可替代地呈单个翅片的形式,其中在主体31上具有多个连接点。

[0097] 当弯曲、扭转、压缩或拉伸力诸如例如通过处理工具施加到联接臂120或支架组件100时,联接臂120是易折断的。在一些示例中,联接臂120的大小和/或形状可被选择为具有足够的结构完整性,以允许支架组件100的处理,同时还在需要时容易地断裂。由于联接臂120在连接件126处或其附近具有减小的横截面积,并且在同一位置处在主体31的表面39处的面积突然增大,应力被集中。联接臂120可通过使用工具来弯曲或扭转升降机主体102或联接臂120中的一者或通过推动或拉动联接臂120来剪切而断裂。在相同或其他具体实施中,联接臂120可包括应力集中特征,诸如穿孔、凹口、刻痕或其他弱化区域,以帮助臂120与器具30分离。在相同或其他具体实施中,联接臂120可由相对刚性的材料制成,该材料可在连接件126处或附近断裂。

[0098] 联接臂120的横截面形状(例如,三角形、矩形、椭圆形、圆形、卵形等)沿着主体的长度可以是均匀的,或者在其他具体实施中,形状可变化。连接件126可以是三角形、矩形

(包括正方形)、圆形、卵形或多边形。联接臂120整体而言可以是圆锥形、截头圆锥形、角锥形、截头角锥形或任何其他适当的形状。为了帮助分离,每个联接臂120通常具有介于约 0.05mm^2 与 0.75mm^2 之间的面积,尽管连接面积的大小可基于器具的主体和联接臂几何形状中的一者或多者而改变。

[0099] 在一些实施方案中,一个或多个联接臂包括随着接近器具30而在横截面尺寸上逐渐减小的锥度。然后,可将力施加到联接臂120,并且邻近升降机构主体102的较厚部分可抵抗支撑件在器具的放置期间断裂的可能性。此外,锥形联接臂可取消对切割工具的需要,并且器具30与联接臂120的分离可仅需要用户在较薄支撑端上施加压缩力或拉伸力以起始断裂。另外,当升降机构主体102和器具30分离时,仍附接到器具30的联接臂120的体积可减小。在当前优选的具体实施中,联接臂120包括具有逐渐减小的锥度的正方形、椭圆形或圆形横截面形状。

[0100] 在某些当前优选的实施方案中,每个联接臂拥有如图28至图31中所描绘的多个片段。第一片段121以垂直于器具的主体31的角度从连接点延伸到枢转点122,其中具有大致逐渐增加的锥度。第二片段123在大致朝向牙齿表面返回的方向上从枢转点122延伸到升降机构主体102的联接区域111。如图28至图31中所例示的多片段联接臂可帮助支架组件与附接件分离,并且确保联接臂120不接触或干扰实体模型的牙齿表面或患者的口腔。联接臂120与牙齿表面之间的间隙也可提供插入工具的空间,以帮助器具30与支架组件100分离。当从支架组件断开附接件时,分段式联接臂还可提供更可预测的和期望的分离力。拥有有意垂直于器具的主体的受控连接的分段式联接臂可与本公开的任何实施方案一起使用。

[0101] 在一些示例中,在断开联接臂120之后,在主体31上或该主体内在连接件126处可能留下痕迹或小块。在一些示例中,可使用任何种类的自动切割和/或抛光工具来移除痕迹或小块。在其他示例中,可使用由手动工具(例如,牙科探针)的操作生成的压力和摩擦来移除痕迹或小块。在其他示例中,如果痕迹或小块不干扰器具接合或患者舒适度,则其可保留。如果使用上述分段式联接臂,则与本公开的其他联接臂相比,痕迹或小块的大小可减小。

[0102] 到目前为止,支架组件与对准销的头部部分之间的配合关系已通过接收在支架组件中的对准销的各方面示出。在图30至图31中,描绘了另一种关系,其中支架组件1300拥有在面向表面1306上的隆起1310,并且对准销1400包括形成在肩部1404附近和下方的凹陷部1430,用于接纳隆起1310。隆起1310可以是圆锥形、截头圆锥形、角锥形、截头角锥形或任何其他适当的形状,如头部部分210的情况。凹陷部1430的尺寸被设计为可释放地接收隆起1310,并且抑制支架组件1300围绕隆起1310的竖直轴线1320的旋转,同时还帮助对准器具30,使得器具30到达规定的粘结位置。对于支架组件1300中未提及的其他结构的考虑与支架组件100中的对应特征相同,并且不需要在此重复。图30和图31的对准销1400与支架组件1300之间的配合关系可用于本公开的任何其他实施方案。

[0103] 图10和图11中描绘了可用于创建本公开的转移设备的支架组件300的另一实施方案。类似于组件100,支架组件300包括升降机构主体302,其具有从联接区域311朝向器具30突出的联接臂312、314。升降机构主体302包括大体上L形横截面,其中联接区域311以第三联接臂315的形式提供接近主体302的前边缘310的L形的基部。用于接纳对准销的凹陷部320被设置成接近主体302的后边缘309。侧表面307、308拥有保持孔318的相背开口。对于器

具30、联接臂312、314、凹陷部330、开口332和保持孔318的考虑与支架组件100中的对应特征相同,并且不需要在此重复。

[0104] 第三联接臂315是复合结构,其包括咬合面-齿龈延伸面316和大体上垂直于面316布置的中心浇口317。中心浇口317具有截头圆锥形形状,并且随着接近器具30而具有逐渐减小的锥度。在其他实施方案中,中心浇口317可具有类似于连接臂312、314的其他形状和尺寸。中心浇口317沿着器具30的中心轴线42布置,并且被设计成与面部表面39上的中心连接点319分离或接近该中心连接点。为了帮助分离,连接点319通常具有介于约 0.05mm^2 与 0.075mm^2 之间的面积,尽管连接面积的大小可基于器具的主体和联接臂几何形状中的一者或多者而改变。在另选的实施方案中,仅第三联接臂315主要用于连接器具和升降机构主体,而不需要联接臂312、314中的一个或两个联接臂。

[0105] 升降机构主体302包括大体上平面的面向表面306和顶表面305,每个表面在大体上平行于相背表面的平面中延伸。侧表面307、308可类似地为大体上平面的。侧表面307、308中的一个或两个侧表面可以锐角拔模角相对于与面向表面的边缘相切的平面倾斜。在当前优选的情况下,该角度介于约3度与约10度之间。每个侧表面307、308的拔模角可相同或不同。因此,升降机构主体302的所描绘的构造可允许顶表面305布置在平行于增材制造机器的构建平台的平面中。

[0106] 图12中所描绘的支架组件300在几乎所有方面类似于图10和图11中所描绘的组件300,除了当组件300被安放在物理实体模型10上时器具30被取向成使得长轴40大体上平行于咬合面-齿龈延伸面316和竖直线V之外。因此,图12的支架组件300拥有从连接到主体31的短边缘34的面向表面306延伸的单个联接臂320。

[0107] 以上描绘和讨论主要集中于单个器具与单个牙齿表面的粘结。预期,根据本公开的概念,多于一个器具可粘结到牙齿表面。图26A至图26C描绘了用于将多个器具30a、30b粘结到牙齿表面17的各种另选方案。例如,如图26A中所描绘,每个这种器具30a、30b可与离散的支架组件100a、100b粘结。另选地,并且如图26B中所描绘,每个器具30a、30b可相对于单个支架组件100布置并且附接到单个相关联的联接臂120a、120b。作为另一替代形式,位于更咬合器具30a的齿龈处的器具30b可经由附加的、易折断的联接臂124a、124b连接到主体31a。器具30a经由联接臂120a、120b保持直接连接到支架组件100的升降机构主体102。其他组合和修改是可能的并且在本公开的范围內。

[0108] 物理实体模型10可以离散的、整体形成的部件部分来制造。该两个离散部件通常是a) 牙弓12,包括模体15和对准销200(统称为夹具模型);以及b) 支架组件(100、300)。在其他具体实施中,例如,牙弓可被构造有助于接纳预成形对准销的孔。作为另一替代形式,牙弓12、模体15、对准销200、升降机构主体(102、302)和联接臂(120、320)可一体地形成单件,其中器具随后相对于联接臂和器具粘结表面固定。

[0109] 物理实体模型10的任何部件可通过增材制造来制造。因此,支架组件和对准销相对于牙弓12的位置可通过计算机辅助来确定,并且可避免手动组装公差。合适的增材制造工艺的示例包括固体自由成形制造(诸如3D打印工艺)、立体光照型技术方法、熔融沉积成型、层合对象制造、激光工程化净成型、选择性激光烧结、形状沉积制造、选择性激光熔化和固体研磨固化。

[0110] 物理实体模型10以及其任何或所有部件可由具有某些期望的强度、柔性、半透明

度或颜色的全范围的3D打印材料、模制聚合物材料或CAD/CAM成型聚合物材料制成。例如,该材料可以是可为透明、半透明或不透明的聚合物材料。在一些实施方案中,透明或大体上透明的聚合物材料可包括例如无定形热塑性聚合物、半结晶热塑性聚合物、透明热塑性聚合物和热固性聚合物中的一种或多种。热塑性塑料可选自聚碳酸酯、热塑性聚氨酯、丙烯酸、聚砜、聚丙烯、聚丙烯/乙烯共聚物、环烯烃聚合物/共聚物、聚-4-甲基-1-戊烯或聚酯/聚碳酸酯共聚物、苯乙烯聚合材料、聚酰胺、聚甲基戊烯、聚醚醚酮以及它们的组合。在另一实施方案中,主体材料可选自透明或大体上透明的半结晶热塑性塑料、结晶热塑性塑料和复合物,诸如聚酰胺、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚对苯二甲酸丁二醇酯、聚酯/聚碳酸酯共聚物、聚烯烃、环烯烃聚合物、苯乙烯共聚物、聚醚醚酮、聚醚砜、聚对苯二甲酸丙二醇酯、以及它们的混合物和组合。在一些实施方案中,主体材料是选自聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚对苯二甲酸乙二醇酯二醇、聚对苯二甲酸环己二醇酯二醇以及它们的混合物和组合的聚合物材料。在附加的实施方案中,热固性聚合物包括丙烯酸类、聚氨酯类、酯类、有机硅类、硫醇类、环氧类、烯烃复分解以及它们的组合。

[0111] 在某些当前优选的情况下,作为增材制造工艺或注射成型工艺的一部分,支架组件被一体形成为单一部件。本公开的支架组件可由金属(诸如不锈钢合金或其他金属材料)、陶瓷材料(包括单晶和多晶透光陶瓷)和聚合物材料(诸如纤维增强聚碳酸酯)制成。例如在美国专利6,648,638号(Castro等人)中描述了合适的陶瓷材料。在增材制造中使用的合适材料可包括但不限于在国际公布WO 2020/104873号(Chakraborty等人)、WO 2019/048963号(Parkar等人)、WO 2018/231583号(Herrmann等人)、WO 2016/191534号(Mayr等人)、WO 2016/191162号(Mayr等人)和WO 2014/078537号(Sun等人)中描述的材料。其他材料迭代和组合也是可能的。

[0112] 在当前有利的情况下,支架组件(包括器具)可由可固化组合物形成,该可固化组合物的主要特征在于创建某些牙冠。可固化组合物包括树脂基质,其包括:不含聚氨酯部分的可聚合(甲基)丙烯酸酯、可聚合聚氨酯(甲基)丙烯酸酯、包括纳米簇的填料和引发剂体系。此类组合物包括在23°C下低于150 Pa*s的粘度和1s⁻¹的剪切速率,并且不包括大于5重量%的量的软化剂。更详细地,该组合物可包含40重量%至85重量%的量的不含聚氨酯部分的可聚合(甲基)丙烯酸酯、1重量%至35重量%的量的可聚合聚氨酯(甲基)丙烯酸酯、5重量%至40重量%的量的纳米簇、0.5重量%至5重量%的量的热解法二氧化硅、0.01重量%至3重量%的量的光引发剂,以及0.001重量%至0.5重量%的量的有机染料。

[0113] 此类可固化组合物的特征可在于特定性质的组合,诸如高机械强度、高抗折断性和高美观性(包括耐污染性)。固化制品通常单独或组合地具有以下性质:1)根据ISO 4049:2009使用具有6*4*25mm的尺寸的测试棒测定的50MPa至200 Mpa或80MPa至150MPa的弯曲强度,其中6mm是测试棒的宽度;2)根据DIN EN 843-2:2007使用弯曲强度方法测定的1,000MPa至4,000MPa的E模量,同时模量的计算是在样品的最大力的20%至50%的范围内进行的;以及3)冲击强度:5kJ/m²至15kJ/m²,根据DIN 53453:175-05测定。关于这些组合物的进一步细节可见于欧洲专利3638189号(Herrmann等人)中。用于增材制造的其他合适的组合物包括例如一种组合物,该组合物包括:不含聚氨酯部分的(甲基)丙烯酸酯、聚氨酯(甲基)丙烯酸酯、光引发剂、添加剂、平均粒度在10nm至40nm范围内并已经用硅烷表面处理剂进行表面处理的离散的填料颗粒,该硅烷表面处理剂选自包括(甲基)丙烯酸酯部分的硅烷表面

处理剂、不含(甲基)丙烯酸酯部分的硅烷表面处理剂和两者的混合物,该离散的填料颗粒以20重量%或更多的量存在,该可固化组合物不包括各自的量为2重量%或更多的呈单独或组合形式的以下组分:纳米尺寸的颗粒的聚集体、纳米尺寸的颗粒的团聚体、热解法二氧化硅,wt.%相对于整体组合物。固化制品通常单独或组合地具有以下性质:1) 弯曲强度:50MPa至200MPa,根据ISO 4049(2019)测定;2) E模量:1 GPa至4 GPa,根据DIN EN 843-2:2007测定。关于此类组合物的进一步细节可见于例如2022年7月21日提交的名称为“Curable Composition for Producing Orthodontic Attaches”的共同拥有的申请代理人案卷号84557EP002中。

[0114] 适用于器具的市售树脂还包括下表1中列出的那些树脂:

表 1：用于增材制造器具的示例性合适树脂

产品名称	制造商
VarseoSmile Temp	美国罗德岛州林肯市的 BEGO 美国公司(BEGO USA, Inc. , Lincoln, RI)
GC Temp PRINT (light)	美国伊利诺伊州 Alsip 的 GC 美国公司(GC America, Alsip, IL)
GC Temp PRINT	GC 美国公司(GC America)
IMPRIMO LC Temp	德国伊瑟隆的 Scheu 牙科集团有限公司(Scheu Dental Group GmbH, Iserlohn, Germany)
IMPRIMO LC Temp lt.	Scheu 牙科(ScheuDental)
FREEPRINT temp UV	德国埃特林根的 Detax 有限公司 (Detax GmbH, Ettlingen, Germany)
Temporary Crown&Bridge	美国加利福尼亚州洛杉矶的 SprintRay 公司(SprintRay Inc. , Los Angeles, CA)
NextDent C&B MFH	荷兰的 NextDent B.V. 公司(NextDent B.V. , The Netherlands)
saremco print CROWNTEC	瑞士雷布斯泰因的萨瑞姆科牙科公司(SAREMCO Dental AG. , Rebstein, Switzerland)
Optiprint temp	德国多特蒙得的 Dentona AG (dentona AG, Dortmund, Germany)
Denture Teeth Resin	美国马萨诸塞州萨默维尔市的 Formlabs (Formlabs, Somerville, MA)

[0115] 器具、升降机构主体和联接臂可由相同材料形成,或可通过一个或多个制造过程由不同材料形成。例如,用于形成支架组件的可光致聚合材料可选地包括第一组合物和第

二组合物,并且制造支架组件相应地包括选择性地固化第一组合物以形成器具30以及选择性地固化第二组合物以形成联接臂和/或升降机构主体。在一些示例中,器具可由具有比形成联接臂的材料更高的极限强度的材料形成。

[0116] 在一些示例中,本公开的方法可包括在模型牙弓12、对准销200、支架组件(100、300)、器具30或它们的任何组合的创建中的三维(3D)打印步骤。三维打印可包括例如通过以逐层方式选择性固化可光致聚合材料来由本文所描述的多个可光致聚合材料层形成制品。在一些示例中,增材制造的制品可包括彼此粘结的多种材料。可光致聚合材料层可根据呈计算机可读格式的三维制品的图像来进行沉积。例如,可光致聚合材料可根据预选的CAD参数(例如,数据文件)来进行沉积。在一些示例中,使用光化辐射(诸如UV辐射、电子束辐射、可见光辐射或它们的组合)来固化可光致聚合材料。

[0117] 前述技术可重复所选择次数以提供3D制品。例如,在一些情况下,该过程可重复“n”次。此外,应当理解,本文所描述的方法的一个或多个步骤,诸如向光致聚合型组合物层选择性施加能量的步骤,可根据呈计算机可读格式的3D制品的图像进行。合适的打印机包括:VIPER,来自3D Systems;D30II或D90,购自德国海姆斯海姆的Rapid Shape (Rapid Shape, Heimsheim, Germany);以及MOONRAY,购自美国加利福尼亚州洛杉矶的SprintRay公司(SprintRay, Los Angeles, California)。

[0118] 用于三维制造的其他技术可适当地适于本文所描述的技术。更一般地,三维制造技术继续变得可用并且可适于与本文所描述的光致聚合型组合物一起使用,前提条件是它们为指定制品性质提供相容的制造粘度和分辨率,例如连续增材制造,其中构建板(基本上)连续地移动通过一桶光致聚合型材料。在某些示例中,可采用适于以连续模式使用的设备,诸如可从Carbon 3D公司(美国加利福尼亚州雷德伍德城(Redwood City, CA))商购获得的设备,例如美国专利申请9,205,601号和9,360,757号(均授予DeSimone等人)中所描述。例如,在上述任何方法中,对可光致聚合材料的选择性固化包括制品的第一部分或制品的第二部分中的至少一者的连续光致聚合。用于增材制造的方法的进一步细节可见于国际公布2021/130624号(Cinader等人)中,名称为Preformed Orthodontic Attaches。

设计物理实体模型和支架组件

[0119] 物理实体模型的制造通常基于在计算机系统中准备的虚拟实体模型。这种虚拟实体模型优选地对应于三维形状的数学表示,其可由计算机处理,例如由CAD系统处理。此外,虚拟实体模型优选地以计算机数据的形式可用,该计算机数据可用于控制用于制造如由虚拟实体模型限定的物理实体模型的增材制造机器。虚拟实体模型可通过将患者的虚拟牙弓与一组虚拟器具、升降机构主体和对准销叠加或合并来设计或生成,如下面进一步描述。

[0120] 在一个实施方案中,本文所述的功能或算法可在软件中实施。软件可包括存储在计算机可读介质或计算机可读存储设备(诸如一个或多个非暂态存储器或其他类型的基于硬件的本地或联网的存储设备)上的计算机可执行指令。此外,此类功能对应于可以是软件、硬件、固件或它们的任何组合的模块。可根据需要在一个或多个模块中执行多个功能,并且所述的实施方案仅仅是示例。软件可在数字信号处理器、ASIC、微处理器或在计算机系统(诸如个人计算机、服务器或其他计算机系统)上操作的其他类型的处理器上执行,从而将这种计算机系统变为专门编程的机器。如本文所用的术语“处理器”可指前述结构或适合于实施本文所述的技术的任何其他结构中的任一者。另外,在一些方面,本文所述的功能性

可提供于被配置用于执行本公开的技术的专用软件模块或硬件模块内。即使在软件中实施,这些技术也可使用诸如处理器的硬件来执行软件,且使用存储器来存储软件。在任何此类情况下,本文所述的计算机可定义能够执行本文所述的特定功能的特定机器。而且,这些技术可完全实施于一个或多个电路或逻辑元件中,该一个或多个电路或逻辑元件也可被视为处理器。

[0121] 通常,计算机可读介质被提供为计算设备的一部分。计算设备可具有一个或多个处理器、易失性存储器(RAM)、用于读取机器可读介质的设备以及输入/输出设备,诸如显示器、键盘和指向设备。此外,计算设备还可包括其他软件、固件或它们的组合,诸如操作系统和其他应用软件。计算设备可以是例如工作站、膝上型计算机、平板计算机、智能电话、个人数字助理(PDA)、服务器、大型机或任何其他通用或专用计算设备。计算设备可从计算机可读介质(诸如硬盘驱动器、CD-ROM或计算机存储器)读取可执行软件指令,或可从逻辑上连接到计算机的另一源(诸如另一联网计算机)接收指令。可将数据直接传送到例如移动设备上的应用和/或经由蜂窝连接、Wi-Fi路由器或集线器直接传送到云平台系统。

[0122] 一般来讲,并且如图13中所描绘,用于设计实体模型的过程400开始于获取患者的牙弓的虚拟模型(步骤410)。可修改虚拟牙弓模型以创建实心虚拟模体(步骤420)。可至少部分地基于患者的牙弓的虚拟模型来访问或生成治疗计划(步骤430)。根据治疗计划获得虚拟器具并将其布置在治疗相关位置处的牙齿上(步骤440)。然后,相对于每个器具的位置将对准销和升降机构主体放置在牙弓上(步骤450)。然后,在器具的主体与升降机构主体之间挤出一个或多个联接臂(步骤460)。可选地,挤出可相对于主体以拔模角发生。组合模体和对准销以创建虚拟夹具模型(步骤480),同时组合升降机构主体、联接臂和器具以形成支架组件(步骤470)。夹具模型和支架组件被维持为用于制造的单独对象(步骤490)。下文进一步详细讨论该过程的各个方面。

[0123] 治疗计划步骤430通常包括接收关于患者的正畸状况和/或医师对处理的偏好的信息,并且随后生成用于重新定位患者牙齿的原始处理计划。该原始处理计划可表示正畸处理的开始,或可表示在患者已经历一些正畸或牙科处理之后开始的新的处理阶段。处理计划通常包括一个或多个处理阶段,这取决于期望的处理形式;在使用CTA的情况下,处理计划将包括多个处理阶段,每个处理阶段对应于一种牙齿排列。对于传统牙套,处理计划可包括具有单个目标排列的单个阶段。治疗计划通常被呈现给医师以进行修改和/或批准,尽管这不是严格必需的。可基于经批准处理计划来生成或选择器具,该经批准处理计划将被提供给医师并且最终被施用于患者。

[0124] 过程400可用于在治疗的任何阶段生成实体模型。在一个示例中,可在治疗开始时针对治疗的每个阶段(以及伴随的器具放置)生成实体模型。在其他示例中,实体模型的创建可被分阶段以允许患者确认的治疗经过,使得在开始对后续实体模型的工作之前获取患者的牙列的新模型或更新模型。在各个阶段,用于生成原始处理计划的过程可包括与负责患者处理的处理医师的交互。可使用网络平台和任何连接的参与者来实施医师交互。

[0125] 作为创建患者的牙弓的虚拟模型的初始步骤,获取患者的牙齿(以及潜在的口腔组织)的模具或扫描(步骤410)。这通常涉及创建患者的牙齿和牙龈的表示,并且可涉及采取蜡咬、使用印模材料、铸造、直接接触扫描、x射线成像、断层摄影成像、超声波检查成像以及用于获得关于牙齿、颌、牙龈和其他正畸相关组织的位置和结构的信息的其他技术。数字

数据集可来源于表示患者的牙齿和其他组织的当前排列的该数据。然后,可基于该数字数据来重新构造牙列的虚拟模型。

[0126] 用于获取初始排列(或任何后续排列)的至少一部分的一种日益常见的技术是数字扫描。可使用数字口内扫描或通过数字扫描印模或其他物理牙模型来捕获表示患者的牙结构的虚拟牙模型。允许以数字数据的形式提供虚拟牙弓的扫描装置是口内扫描仪或口内接触式探针,诸如购自Midmark的True Definition™扫描仪或购自3Shape A/S的TRIOS扫描仪。作为另一选择,可通过扫描患者的牙齿的印模来获得数字数据文件。作为再一选择,可通过扫描患者的牙齿的物理模型来获得数字数据。用于扫描的模型可通过将铸造材料(诸如熟石膏或环氧树脂)浇注到患者牙齿的印模中并允许铸造材料固化来制成。可使用任何合适的扫描技术来扫描模型,诸如X射线、激光、计算机断层摄影(CT)和磁共振成像。

[0127] 数字数据可通过移除表示明显错误的任何数据点来“清理”。例如,STL处理软件可修复表示牙齿表面的STL格式的文件,该文件包括明显超出邻近数据点的正常预期几何关系的数据点,以移除错误的数据点。此外,缺失的牙齿数据点可由STL处理软件添加,以创建真实、平滑弯曲的牙齿形状。另选地或除此之外,可在将数据转换为STL文件之前对数据文件进行数据清理。作为附加的选择,还可获得患者的隐藏特征的数据,诸如患者的牙齿的牙根、邻面区域和颌结构。例如,CT扫描技术可用于获得表示患者的整个牙齿结构(包括牙根)的数据。然后,可将通过CT扫描获得的数据与通过使用另一扫描技术扫描患者牙齿的牙冠获得的其他数据“编合在一起”,以提供更全面的虚拟表示。

[0128] 牙列表面可被分段以产生表示单独牙齿的一个或多个离散的可移动3D牙齿对象模型。牙齿模型也可从齿龈分离成单独的对象。分段允许用户将牙齿排列表征和操纵为一组单独对象。有利地,计算机可从这些模型导出诊断信息,诸如牙弓长度、咬合设定、邻近牙齿之间的间隙间隔以及美国正畸委员会(ABO)客观分级。

[0129] 可针对虚拟牙弓中的每个离散牙齿表面限定由坐标轴限定的牙齿坐标系。坐标系可包括每个牙齿的近中-远中轴线、颊唇-舌面轴线和咬合齿龈轴线,其中每个轴线被计算为垂直于其他两个轴线。可使用所计算的或所选择的界标来限定坐标系。另选地,可通过以下方式创建坐标系:限定虚拟牙齿上的点;接收限定与虚拟牙齿相关联的第一轴线和第二轴线的轴线输入数据;计算围绕该点的牙齿表面的一部分的大体法向向量;以及基于轴线输入和所计算的向量来计算牙齿坐标系。此类方法以及用于创建牙齿坐标系的其他示例性方法在美国专利9,622,835号(Raby等人)中举例说明。牙齿坐标系允许对与该坐标系相关联的一个或多个虚拟牙齿进行各种修改。可针对每个牙齿进行调整或修改的各方面包括扭矩、尖端、一阶旋转、近中-远中移动(具有或不具有邻面去釉(IPR))、咬合面-齿龈平移以及颊唇-舌面平移。这些方面中的每个方面涉及在由相应牙齿表面的坐标轴限定的六个自由度中的一个自由度上的运动。这种修改还包括将虚拟类似物定位和/或附接到牙齿。

[0130] 可针对虚拟模型指定牙列的咬合平面和正中矢状平面中的一者或两者。咬合平面是穿过牙齿的咬合的假想表面,并且通常由平面近似表示。正中矢状平面是一个假想平面,其纵向穿过牙弓的中间,将该牙弓分成左右两半。咬合平面的初始近似可基于属于牙列的单独牙弓的一些或全部牙齿表面的形状或坐标系。例如,咬合平面可通过识别与叠加在牙列上的平面相切地接触的三个点来限定。对于给定牙弓,这三个点通常包括来自左磨牙的至少一个接触点、来自右磨牙的一个接触点、以及来自中切牙或侧切牙的一个接触点。在另

一实施方案中,咬合平面被定义为对表示牙齿坐标系的原点的点的最佳拟合平面,如先前所定义的。实际上,该平面表示这些原点的平均值,这些原点通常位于牙齿的切缘、单个牙尖或颊侧牙尖处。咬合平面还可用于计算和定义模型的竖直轴线。竖直轴线位于垂直于咬合平面的平面中,并且可用于测量器具在牙齿上的取向并且控制升降机构主体和对准销的取向。

[0131] 类似地,可根据牙列的牙齿表面的坐标系基于牙弓形式的形状来导出正中矢状平面。咬合平面和正中矢状平面相对于牙列表面的位置和/或取向的手动调整可根据需要进行。牙齿和/或齿龈下方的区域可被挤出成平面表面,以创建虚拟支撑主体(步骤420)。通常,根据需要,在形成支撑主体之前,沿着大致垂直于咬合平面至与咬合平面或模型上的最齿龈点间隔约2mm至约30mm的公共平面的路径执行挤出。支撑主体的创建可在虚拟器具已经被放置在牙弓上之前或之后完成,但是优选地在添加对准销或升降机构主体之前完成。

[0132] 然后,该方法继续建立用于修改牙弓的治疗计划(步骤430)。治疗计划将用于指定器具的尺寸、形状、同一性和位置。用于生成处理计划的过程的步骤可被实施为用于在一个或多个计算机系统上执行的计算机程序模块。建模软件可提供允许相对于患者的牙弓的数字表示在3D空间中操纵牙齿的数字表示的用户界面。治疗专业人员生成治疗信息,诸如通过选择患者的单独牙齿的最终位置、相应治疗阶段的持续时间或治疗阶段的数量、治疗阶段期间患者牙齿上的力的方向或大小等的指示。用于生成正畸治疗计划的系统和方法可见于例如美国专利US 7,435,083号(Chisti等人)、US 7,134,874号(Chisti等人)、美国专利公布2009/0286196号(Wen等人);2010/0260405号(Cinader)、美国专利9259295号(Christoff等人)和国际公布W02021/245480号和W02021/245484号(Cunliffe等人)中。关于可用于导出目标牙齿排列的软件和过程的进一步细节公开于例如美国专利6,739,870号(Lai等人)、美国专利8,194,067号;7,291,011号;7,354,268号;7,869,983号和7,726,968号(Raby等人)。

[0133] 处理计划可与其他患者信息一起存储在患者牙科健康记录(DHR)中。可经由来自患者和/或来自参与患者护理的处理专业人员的信息来填写DHR。例如,DHR可包括但不限于包括患者医疗信息项,包括x射线、牙科患者牙列的3D模型和/或患者微笑的图片。DHR还可包括其他医疗信息,包括当前和过去的药物处方、健康史、基因组信息等。对于患者识别信息,DHR可包括患者姓名、地址、联系信息(例如,电话号码、传真号码、电子邮件地址)、出生日期、性别和/或牙科保险等等。DHR还可包括患者的个人处理目标(例如,间隙闭合、修复、美白)。在处理的每个阶段,可更新DHR以反映处理进展并且包括患者当时牙列的新3D模型以帮助诊断和进一步的处理计划。

[0134] 期望的最终牙齿位置或正畸处理的期望和/或预期最终结果的牙齿位置可例如从处理专业人员以描述性处方的形式接收,可使用基本正畸处方计算,或可从临床处方计算外推。通过指定期望的最终牙齿位置和牙齿本身的数字表示,可指定每个牙齿的最终位置和表面几何形状以在期望的处理结束或处理阶段形成牙齿的完整模型。该步骤的结果是一组数字数据结构,其表示所建模的牙齿相对于假定稳定组织的期望的和/或正畸正确的重新定位。牙齿和周围组织都可表示为数字数据。

[0135] 在具有每个牙齿的开始位置和最终目标位置两者的情况下,该过程接下来可限定用于每个牙齿的运动的处理路径或牙齿路径。这可包括限定多个计划连续牙齿排列,用于

沿着处理路径将牙齿从初始排列移动到选定最终排列。在一个实施方案中,总体上优化牙齿路径,使得牙齿以最有效且临床上可接受的方式移动,以将牙齿从其初始位置带到其期望的最终位置。可基于多个参数来计算每个牙齿在开始位置与期望的最终位置之间的移动路径,这些参数包括牙齿移动的总距离、移动牙齿的难度(例如,基于周围结构、正在移动的牙齿的类型和位置等)以及可提供的其他患者专用或医师专用数据。基于这种信息,用户或计算机程序可生成适当数量的中间步骤(对应于多个处理步骤)。在一些变型中,用户可指定多个步骤,并且软件可相应地映射不同的器具构型。

[0136] 如果移动路径要求牙齿移动超过预定量(例如,在X或Y平移中0.3mm或更小),则移动路径可被分成多个步骤,其中每个步骤对应于单独的目标排列。预定量通常是器具或器具构型可在每个处理步骤所需的时间内在特定方向上移动牙齿的量。每个器具构型对应于计划的连续牙齿排列并且表示沿着患者的处理路径的步骤。例如,可定义和计算步骤,使得每个离散位置可跟随直线牙齿移动或从由先前离散步骤实现的牙齿位置的简单旋转,并且使得每个步骤所需的重新定位量涉及患者牙列上的正畸最佳力量。处理计划可包括多个阶段(1至n),其中在时间=0处,初始处理计划开始。

[0137] 可向用户/治疗专业人员提供若干候选处理计划以供选择作为原始处理计划。候选处理计划可包括仅使用由患者供应的照片或基于更全面的牙科成像(例如,x射线、数字扫描等)的处理模拟。候选处理计划可使用基于规则的方法、基于优化的方法、基于机器学习的方法或如W02021/245484(Cunliffe等人)中概述的特定偏好(患者或医师)来生成。

[0138] 如果用户或其他专业人员对牙齿的最终预测位置不完全满意,则可基于虚拟器具或虚拟牙齿的修订位置来计算并显示虚拟牙齿的新最终位置。这些步骤可根据需要重复多次,直到所有各方都满意为止。可在DHR中记录表示牙齿的所选择位置的数据、以及每个器具的识别数据(诸如器具类型和粘结位置)、牙齿识别数据(诸如牙齿类型和口腔中的位置)和患者数据(诸如姓名和出生日期,或患者识别号)以供进一步处理。

[0139] 创建实体模型的方法接下来进行到根据期望的治疗计划获得虚拟器具并相对于虚拟牙弓定位该虚拟器具的步骤。尽管讨论基于作为虚拟附件或虚拟托槽的虚拟器具进行,但是本领域的技术人员应当理解,适用于粘结到牙齿的表面的其他虚拟器具(例如,磨牙管、纽扣、夹板、护套、咬合斜面、咬合块等)可被接近并连接到虚拟牙弓。在示例性具体实施中,基于由处方标准化并且可“现成”获得的物理器具来获得虚拟器具。然而,本领域的技术人员应当认识到,本发明方法和系统同样可与针对每个患者的每个牙齿定制的器具或定制和标准器具的组合结合使用。在一个具体实施中,可从预先存在的器具构造库中选择虚拟器具。例如,此类完全构造的器具可作为CAD或STL(标准镶嵌语言)文件存储和访问。器具可被存储为显现在可访问库中或在基于器具在牙弓上的预期位置检索之后生成。虚拟器具可被放置在未修改(即,没有经历任何其他形状调整)的虚拟牙弓上,或者可在这种放置之后被修改。

[0140] 可以多种方式中的任一种方式来确定模型上的器具的期望尺寸、形状和位置。与正畸托槽相比,不同的考虑因素可能会影响正畸附件的尺寸、形状和位置。例如,患者的单独牙齿的最终位置、相应治疗阶段的持续时间或治疗阶段的数量可能影响每个治疗阶段时患者牙齿上的力的方向或大小。在一些示例中,可在至少一个但少于所有治疗阶段期间使用正畸附件。在一些示例中,可通过基于治疗计划选择正畸附件的尺寸、形状和位置

来确定要实现的移动、所施加的力以及每个CTA对每个牙齿的接合。这种分析可针对治疗计划完成一次或多次。例如,如果需要,每个阶段可具有不同的附件件,或者可能具有更多的附件件。然而,在许多情况下,附件类型、位置和/或取向可在治疗计划期间改变几次。

[0141] 又如,附件件可被成型和定位成减少舌头和/或面颊内侧的侵入,特别是当CTA不在覆盖附件件的口腔中时。附件件还可被成型和定位成通过使CTA与附件件能够特定方向地脱离来促进从牙齿移除CTA,例如,这不损害CTA在牙齿上的治疗或保留的有效性。附件件还可被成型和定位成当CTA被患者佩戴时与CTA中的对应壳体或孔一起减少附件件的可见性。通过使用虚拟建模,可虚拟地测试附件件,并且可选择最佳的附件件类型、形状、位置和/或取向。根据这种分析,可根据虚拟牙科附件件放置设备数据来创建不同的物理牙科附件件放置设备,该虚拟牙科附件件放置设备数据将用于创建不同阶段所需的附件件。

[0142] 在器具是正畸托槽的实施方案中,虚拟托槽可连接到虚拟弓丝,并且牙齿的最终位置可基于托槽和所选择的弓丝的位置来计算。假设最终位置满足批准,则可将虚拟器具放置在对应于虚拟托槽的位置处。作为移动器具的替代形式,用户可改为如上文所描述限定牙齿的期望位置,并且计算机可包括编程指令以确定放置器具的合适位置,以便将牙齿移动到那些期望位置。在已公布的美国专利6,739,869号(Kopelman等人)和7,354,268号(Raby等人)中公开了以此方式进行虚拟正畸治疗的示例。

[0143] 作为另一选择,正畸器具可基于来自正畸治疗理念的标准或指导方针来放置在虚拟牙弓模型上,诸如,例如Richard P. McLaughlin BS DDS、John C. Bennett FDS RCS和Hugo Trevisi DDS在教科书“Systemized Orthodontic Treatment Mechanics”第一版中教授的MacLaughlin、Bennett和Trevisi博士的标准或指导方针。器具放置的这些标准或指导方针可以是模型中每个牙齿所特有的,并且可调出某些特征(例如,弓丝槽的咬合面-齿龈高度)相对于每个牙齿的临床牙冠的位置。正畸器具也可根据治疗专业人员提供的特定指令放置。同样,这些建议的正畸器具位置可选地基于正畸治疗原理或本领域中的其他已知标准或指导方针。在美国专利7,210,929号(Raby等人)、8,517,727号(Raby等人)和7,940,258号(Stark等人)中描述了将虚拟托槽自动放置在牙齿上的示例,所有这些专利以引用方式并入本文。

[0144] 不管是由用户创建的还是从虚拟库访问的虚拟器具,都可根据治疗计划来修改。在一个实施方案中,修改步骤包括通过选择性地仅修改器具的一部分来增加由虚拟器具表示的三维体积。例如,修改步骤可包括使器具形状中存在的凹部变平或减小。修改步骤还可包括至少将虚拟结构添加到器具形状,该虚拟结构诸如下文所描述的连接点。底切可被最小化或移除。此外,修改步骤可包括可选地通过选择性地修改器具的另一部分来减小三维体积。本领域的技术人员应当认识到用于例如通过改变现有形状、添加或移除形状、虚拟复制、切割、延伸、减小或另一种合适的技术来修改形状的各种可能性。本领域的技术人员还能够以任何合适的方式根据治疗计划创建一组虚拟器具。

[0145] 可在放置之前或之后在器具上创建虚拟器具的主体上用于最终联接臂的连接点。在一些具体实施中,连接点与虚拟器具一起存储在库中。在其他具体实施中,可在器具的修改期间或者在器具已经根据治疗计划定位和取向之后添加连接点。图14描绘了具有沿着长边缘532限定的连接点526的虚拟器具530。虚拟器具530在所有方面类似于物理器具30。在当前优选的具体实施中,连接部526在面向表面539的方向上与粘结表面538的边缘间隔开,

从而为联接臂(图11中未示出)提供与粘结牙齿表面的足够间隙。连接点的数量和位置通常遵循对于联接臂的相同考虑,并且可由以下各者中的至少一者决定:(a)器具的长轴相对于垂直于基准面B的轴线的取向;(b)长轴相对于竖直轴线V的取向;以及(c)器具30的尺寸,全部都根据治疗计划。一般来讲,但不排它地,具有平行于竖直轴线V(或垂直于基准面B的轴线)在不大于35度内取向的长轴540的器具530将拥有单个连接点526,而具有平行于竖直轴线V(或垂直于基准面B的轴线)在大于35度至90度内取向的长轴540的器具530可包括两个或更多个连接点526。连接点526通常布置在主体531的一个长边缘532、533上位于相对拐角处。对于拥有单个联接臂的支架组件,当根据治疗计划定位在牙齿上时,连接件通常布置在短边缘534、535中的一个短边缘上位于主体531上的最咬合点处。连接点526具有通常与最终联接臂的优选横截面形状匹配的横截面形状(此处为矩形);这允许联接臂直接从主体531挤出,如下面进一步讨论的。

[0146] 转向图15,描绘了虚拟模体500,其中虚拟器具530(在此处具有附件30的所有特征)根据治疗计划在相关联的牙齿513的唇侧牙齿表面517上确定尺寸、成型和定位。每个器具530的中心轴线542大致平行于基准面B。每个器具530的竖直平面P可由中心轴线542、基准面B和直接咬合到中心轴线的相关联的牙齿513的咬合面限定。如上所述,基准面B可平行于咬合平面,但这不是必需的。每个器具的竖直平面P可用于定位和放置支架组件的剩余元件。

[0147] 在已经令人满意地确认器具位置之后的过程中的任何点处,器具周边的形状可用于在粘结表面517中产生凹入部。例如,可根据上述技术修改虚拟附接模型以具有与粘结表面(例如,器具基部)的周边匹配的均匀横截面形状。该虚拟器具类似物可在平行于中心轴线的尺寸上以等于凹陷部的期望深度的附加偏移高度(例如,100微米)挤出。该类似物可与牙弓模型合并。然后,可从虚拟牙齿表面布尔减去虚拟类似物,留下具有与器具粘结表面的周边形状匹配的的形状和与所选择的偏移高度匹配的深度的凹陷部。用于创建具有器具粘结表面的形状的凹入部的其他方法对于本领域的技术人员将是显而易见的。

[0148] 在将至少一个器具放置在虚拟牙弓上的计划位置和取向处的情况下,可相对于每个这种器具布置对准销和升降机构主体。升降机构主体602和对准销670可被布置为组合的虚拟升降机构组件600,如图16所示。组合组件600中的升降机构主体602和对准销670可包括升降机构主体100、300和对准销200的任何和所有单独特征,如上文所述。例如,类似于虚拟器具530,此类组件600可作为CAD或STL文件被存储和访问。

[0149] 组合的升降机构组件600根据笛卡尔坐标系布置,其中面向表面606在Y方向上从对准销670朝向前边缘610延伸,对准销670和抓握元件650在Z方向(平行于对准销的竖直轴线671)上延伸,并且升降机构主体602的宽度沿着X方向延伸。当布置在对准销670上时,面向表面606从对准销的前边缘表面678延伸足够距离,以允许升降机构主体602悬于器具530和牙齿表面517之上。在示例性具体实施中,面向表面606相对于对准销边缘678的该悬伸是约1.4mm。

[0150] 可从虚拟库访问组合的升降机构组件600,或者可通过向相关联的虚拟对准销对象添加单独的虚拟升降机构主体对象来创建该组合的升降机构组件。组合的升降机构组件可在虚拟库中通过例如器具类型、器具几何形状、预期粘结表面和/或牙弓上的对应粘结位置(例如,后部对前部)来分类。在某些情况下,将组合的升降机构组件存储在虚拟库中可允

许具有大体上类似的几何形状的标准化升降机构组件用于接收器具的每个牙齿。标准化升降机构组件可允许支架组件的更可重复且可靠的制造(例如,3D打印),以及使用如本文所体现的转移设备的附件的更可重复的放置。

[0151] 升降机构主体和对准销中的任一者或两者可相对于从虚拟库访问的部件的几何形状而修改。例如,可放大组合组件的任何方面,以考虑更大的器具、患者牙弓中的更大牙齿、或特别倾斜的粘结牙齿。在另一示例中,可收缩虚拟组件的任何方面以适应年轻患者和/或较小牙齿。在本案发明人设想的其他具体实施中,所选择的升降机构主体可独立于对准销布置在牙弓上,并且反之亦然;其余讨论假设组合的升降机构组件600用于初始定位两个组成元件。

[0152] 对于包括器具530的每个牙齿,升降机构组件600可布置在牙齿的咬合面516附近。在图17中描绘了包括为每个粘结牙齿布置的升降机构组件600和器具530的虚拟牙弓。每个升降机构组件优选但不排他地根据一个或多个标准放置期望来布置。此类期望可包括1) 组合的升降机构组件的Y轴与器具的中心轴线542大体上平行地对准;2) 升降机构主体602沿着X轴的中点与竖直器具平面P对准;3) 面向表面606与咬合面516间隔开足够的距离(例如,0.2mm),使得对准销670的头部和肩部从所述咬合面完全突出;4) Z轴(包括对准销的竖直线671)被布置成垂直于模体500的基准面B或牙弓512的咬合平面中的至少一者;6) 对准销671的前边缘678从粘结牙齿表面517的顶点后缩;并且7) 前边缘678被布置成大体上平行于器具530的长轴540。遵循每个组合升降机构组件的一个或多个放置期望可允许更快速构造和对正确放置的更容易用户确认。

[0153] 图18至图20描绘了根据上述放置期望的位于牙齿513的咬合面516上的组合升降机构组件600。如图18所示,沿着X轴的升降机构主体602的中点位于平面P的中心。面向表面606以及包括头部672和肩部674(在图20中清楚地示出)的对准销670的一部分在竖直方向上从咬合面516突出,使得面向表面606不接触牙齿。组件600的Z轴大体上平行于平面P(如果现在位于平面P内)并且垂直于模体(未示出)的基准面。升降机构主体602被定位成使得其Y轴与器具530的中心轴线542对准,并且对准销670的前边缘678大体上平行于长轴540(参见图19)。Y轴和中心轴线542的对准倾向于将升降机构主体602对称地放置在器具的主体531的近中-远中中心处。

[0154] 对准销670的前边缘678从粘结牙齿表面517后缩,如图20的剖视图中所描绘。后缩距离足以使对准销670避免与虚拟牙齿表面相交并且在面部方向上将升降机构主体602的前边缘610从器具630的面部表面639放置。将前边缘610面向(或舌向,如果粘结表面是舌面)该面向表面639放置允许联接臂(未示出)更好地避免接触牙齿表面517。这种布置允许联接臂的行进路径基本上回到牙齿表面517。例如,足够的后缩距离可以是至少0.6mm且不大于1.0mm。

[0155] 另外,如图20所示,对准销670的头部672和肩部674位于咬合牙尖516上方足够的高度处,使得支架的面向表面606将不接触或干扰牙齿的咬合表面516。可相对于牙齿表面516、基准面和咬合平面中的至少一者测定高度。例如,升降机构组件600可被定位成使得肩部674在咬合面516上方升高至少0.2mm。附加地或另选地,组合组件600可被布置成使得面向表面606在咬合平面上方升高至少0.2mm。

[0156] 根据治疗计划,对于接收器具的每个牙齿513重复用于定位作为组合升降机构组

件600或其他的升降机构主体和对准销的过程。在图17中示出了组合模型,其中升降机构主体602被布置成邻近接收器具530的每个牙齿513的咬合面516。然后,本公开的方法继续创建连接每个器具530和升降机构主体602的一个或多个联接臂。如上所述,一个或多个联接臂620的数量和位置主要由相关联的器具530的类型、大小和取向决定。

[0157] 每个联接臂可在连接点526与联接区域611(其可位于或可不位于面向表面606上)之间在大致咬合面-齿龈方向上被挤出。在当前优选的具体实施中,联接臂620在咬合面-面部方向上从连接点526被挤出到面向表面606上的联接区域611。如果使用的话,联接臂620通常保持连接点526的横截面形状,并且可包括锥形,每个都如上所述。另外,如上所述,联接臂620可以是线性的、沿着单一曲率半径呈弓形的、包括复合曲率、或包括它们的组合。一旦每个器具530经由必要数量的联接臂620附接到相关联的升降机构主体602,则包括成品支架组件800的完整虚拟实体模型700可用于进一步制造(参见图21)。

[0158] 在完整虚拟实体模型700就位的情况下,该方法继续创建可输出用于后续制造的至少两个单独的对象模型:a)包括组合的对准销670和模体510的夹具模型900(参见图22);以及b)包括成组的器具630、联接臂620和升降机构主体602的每个支架组件800。虚拟实体模型700的这些部件将被单独地输出和制造,其中完整物理实体模型10的创建需要将每个支架组件放置在夹具模型上。

[0159] 夹具模型900和支架组件800对象可各自通过组合虚拟组成元件来提供,例如通过计算机辅助来合并或叠加。虚拟夹具模型900和支架组件800可各自以计算机可处理的三维数据文件的形式维护,可被传输到制造其物理表示的制造机器。每个支架组件800可被保持为离散对象,或可在抓握元件650处接合。实体模型上的所有支架组件的抓握元件650可接合,或者支架组件800可接合成单个半牙弓、牙弓四分之一部分或包括两个或更多个牙齿的任何其他所选择的牙弓部分。接合的支架组件可帮助提供用于增材制造的平面构建板或帮助组装物理实体模型。

[0160] 在一些示例中,从虚拟实体模型制造夹具模型和相关支架组件中的至少一者可包括3D打印过程。在当前优选的具体实施中,夹具模型和支架组件都通过3D打印来创建,其中夹具模型由第一材料创建,并且支架组件通过第二材料创建。用于每一种的合适材料如上所述。

[0161] 三维打印可包括例如通过以逐层方式选择性固化可光致聚合材料来由本文所描述的多个可光致聚合材料层形成支架组件或夹具模型。在一些示例中,增材制造的制品可包括彼此粘结的多种材料。可光致聚合材料层可根据呈计算机可读格式的三维制品的图像来进行沉积。例如,可光致聚合材料可根据预选的CAD参数(例如,数据文件)来进行沉积。在一些示例中,使用光化辐射(诸如UV辐射、电子束辐射、可见光辐射或它们的组合)来固化可光致聚合材料。

[0162] 另外,应当理解,本文所描述的制造3D制品的方法可包括立体光照型技术或桶聚合。例如,本公开的方法可包括将本文所描述的光致聚合型组合物以流体状态保持在容器中,并且向容器中的光致聚合型组合物选择性地施加能量以凝固光致聚合型组合物的流体层的至少一部分,从而形成限定3D制品的横截面的硬化层。这些方法还可包括升高或降低光致聚合型组合物的硬化层以在容器中的流体的表面处提供未硬化的光致聚合型组合物的新或第二流体层,随后再次选择性地向容器中的光致聚合型组合物施加能量以凝固光致

聚合型组合物的新或第二流体层的至少一部分以形成限定3D制品的第二横截面的第二凝固层。此外,通过施加用于凝固光致聚合型组合物的能量,3D制品的第一横截面和第二横截面可在z方向(或对应于上述升高或降低方向的构建方向)上彼此粘结或粘附。此外,向容器中的光致聚合型组合物选择性地施加能量可包括施加具有足以固化光致聚合型组合物的能量的光化辐射,诸如UV辐射、可见光辐射或电子束辐射。创建物理实体模型的方法还可包括使通过升高或降低升降机构平台提供的流体光致聚合型组合物的新层平面化。平面化可例如通过利用擦拭器或辊或再涂布机进行。平面化可在固化材料之前通过使所分配的材料均匀以移除过量材料来校正一个或多个层的厚度,并且在打印机的支撑平台上创建均匀平滑的暴露或平坦的面向上表面。

[0163] 前述技术可重复所选择次数以提供3D制品。例如,在一些情况下,该过程可重复“n”次。此外,应当理解,本文所描述的方法的一个或多个步骤,诸如向光致聚合型组合物层选择性施加能量的步骤,可根据呈计算机可读格式的3D制品的图像进行。合适的打印机包括:Viper Pro SLA,购自美国南卡罗来纳州岩石山的3D系统公司(3D Systems, Rock Hill, South Carolina);Asiga PICO PLUS 39,购自美国加利福尼亚州阿纳海姆山的Asiga美国公司(Asiga USA, Anaheim Hills, California);D30,购自德国海姆斯海姆的Rapid Shape (Rapid Shape, Heimsheim, Germany);以及Moonray,购自美国加利福尼亚州洛杉矶的SprintRay公司(SprintRay, Los Angeles, California)。

[0164] 相关技术,即具有数字光处理(“DLP”)的桶聚合,也使用可固化聚合物(例如,光致聚合型组合物)的容器。然而,在基于DLP的系统中,二维横截面被投射到可固化材料上,以一次固化横向于投射光束的整个平面的期望区段。可适于本文所描述的光致聚合型组合物的所有此类可固化聚合物体系旨在落入本文所用的术语“桶聚合体系”的范围内。

[0165] 支架组件和夹具模型中的一者或两者可在任何合适形状的构建平台上创建,尽管这对于支架组件而言可能更典型。例如,构建平台可包括大体上平面的板、一个或多个细长流道等。构建平台还可包括易折断浇口,其支撑在构建平台上制造的实体模型部件。例如,浇口可从构建平台延伸到支架组件的抓握元件。在其他示例中,浇口可从构建平台延伸到升降机构主体。像联接臂一样,浇口被构造用于响应于弯曲、扭转、压缩或拉伸而断裂。构建平台可包括识别其上的物理实体模型部件的标记。标记可包括文本、符号、颜色等。例如,构建平台可通过本文所描述的增材制造技术来形成,以包括压印在构建平台的表面上的文本来指示患者或治疗阶段。

[0166] 用于三维制造的其他技术,包括但不限于熔融沉积成型、选择性激光烧结和喷墨打印,可适当地适于本文所描述的方法。更一般地,三维制造技术继续变得可用并且可适于与本文所描述的光致聚合型组合物一起使用,前提条件是它们为指定制品性质提供相容的制造粘度和分辨率,例如连续增材制造,其中构建板(基本上)连续地移动通过一桶光致聚合型材料。在某些示例中,可采用适于以连续模式使用的设备,诸如可从Carbon 3D公司(美国加利福尼亚州雷德伍德城(Redwood City, CA))商购获得的设备,例如美国专利申请9,205,601号和9,360,757号(均授予DeSimone等人)中所描述。例如,在上述任何方法中,对可光致聚合材料的选择性固化包括制品的第一部分或制品的第二部分中的至少一者的连续光致聚合。

[0167] 在形成三维制品之后,通常将其从增材制造设备中取出。在该阶段,三维制品通常

具有足够的生坯强度以用于在该方法的任何剩余步骤中处理。制品表面以及批量制品本身通常仍保留未固化的材料,表明需要进一步固化。当制品随后进行后固化时,移除残留的未固化的可光致聚合材料是特别有用的,以最小化未固化的残留材料不期望地直接固化到制品上。“固化”制品可包括已经至少部分聚合和/或交联的可光致聚合材料。例如,在一些情况下,至少部分地聚合的制品是至少约10%聚合或交联的或者至少约30%聚合或交联的。在一些情况下,至少部分地聚合的制品是至少约50%、至少约70%、至少约80%或至少约90%聚合或交联的,例如约10%至约99%聚合或交联的。

[0168] 在一些示例中,通过使用至少一种溶剂洗涤来至少部分地执行增材制造的制品上过量的未固化的光致聚合型组合物的移除。合适的溶剂包括但不限于丙二醇碳酸酯、异丙醇、甲醇、二(乙二醇)乙基醚、三丙二醇单甲醚、二乙二醇单丁醚、二丙二醇单甲醚与[2-(2-甲氧基甲基乙氧基)甲基乙氧基]丙醇的共混物、以及它们的组合。在某些示例中,至少部分地通过移动增材制造的制品并由此在制品上的未固化的光致聚合型组合物中生成质量惯性力来执行移除,其中使用沿着一个或多个轴线自旋的离心机、摇动器或混合器来生成质量惯性力。例如,在国际公布2020/157598号(Chakraborty等人)中描述了生成质量惯性力的合适方式,该国际公布全文以引用方式并入本文。例如,可使用沿着一个或多个轴线自旋的离心机、摇动器或混合器来生成质量惯性力源。在一些示例中,对象的移动是对象的旋转或自旋。因此,质量惯性力可由离心力生成。沿着多于一个轴线自旋的一种合适的混合器是双不对称离心混合器,诸如购自Flacktek, Landrum, SC的DAC 400 FVZ。双不对称离心混合器提供同时双轴自旋,其在自旋期间自动重新取向制品,这倾向于在短时间段内(例如,20秒、15秒或10秒或更短)将未固化的组合物从制品的凹形特征中拉出。合适的清洁溶液还描述于国际公布WO 2018/222395号(Jahns等人)中。

[0169] 本公开的方法还可包括使增材制造的制品经受光化辐射、热或两者,以使未固化的光致聚合型组合物光聚合。可选地,随后可使用另一溶剂(例如,二甘醇乙醚或乙醇)浸泡制品。暴露于光化辐射可使用任何方便的辐射源完成,通常为UV辐射、可见光辐射和/或电子束辐射,时间范围为约10秒至60分钟以上。加热通常在惰性气氛中在约35°C至约80°C的温度下进行范围为约10分钟至60分钟以上的时间。在一些示例中,组合UV辐射和热能的后固化烤箱可用于后固化工艺。在一些示例中,相对于未后固化的相同三维制品,后固化可改善三维制品的机械性质和稳定性。

[0170] 在一些示例中,可光致聚合材料包括陶瓷材料(例如,陶瓷颗粒和/或陶瓷纤维),并且该方法还包括烧除聚合材料并烧结增材制造的制品以形成陶瓷制品。

[0171] 关于上述任何方法,这些步骤还可选地包括抛光增材制造的制品,以使该增材制造的制品的表面的至少一部分比抛光之前更平滑。此外,该方法还可包括对一个或多个器具30的粘结表面38进行处理以改善表面粗糙度和机械保持力。此类处理可包括蚀刻、有机硅烷处理、喷砂或任何其他已知的机械或化学改性,以增强基部38与粘结牙齿之间的粘合剂粘结。对于喷砂,处理包括使用二氧化硅涂覆的氧化铝喷砂介质对粘结表面进行喷砂。然后,可将硅烷溶液(例如,硅烷在乙醇中的溶液)施加到经处理的表面并使其在室温下干燥至少5分钟。在相同或其他具体实施中,基部可粘结到可压缩材料以帮助填充基部与牙齿结构之间的间隙。合适的可压缩材料描述于美国专利9,480,540号(Cinader)中。

从组装的物理实体模型创建转移设备

[0172] 图23中概述了用于创建转移设备的方法(1000)。一旦根据需要制造和后处理部件,该方法继续进行夹具模型和支架组件的接合以创建物理实体模型10(步骤1010)。该步骤可以可选地包括在夹具模型上沉积剥离剂。合适的剥离剂包括有机硅液、PVA、喷剂和蜡乳剂。一旦创建物理实体模型,从支架组件移除咬合到升降机构主体顶点的任何抓握元件或接合元件(步骤1020)。然后,在抓握元件被移除并且支架组件离散的情况下,可在实体模型的至少一部分之上形成转移设备(步骤1030)。一旦设备已经形成(例如,硬化),从夹具模型移除转移设备以及每个支架组件(步骤1040)。有利地,移除可在竖直方向上发生,从而易于将转移设备与夹具模型分离。

[0173] 每个支架组件(100、300、1300)被放置在对准销(200、1400)上,使得接收器(130、330、1430)接合突起部(210、1310)。组件(100、300、1300)在齿龈方向上受力,直到面向表面在与粘结牙齿的咬合面接触之前接合肩部。支架组件可一个接一个地布置,或者以一个或多个分组接合和布置。支架组件可由技术人员使用例如支架组件和/或夹具上的标记来手动放置,或者根据基于例如器具几何形状或升降机构主体几何形状来指定给定支架组件的位置的指导方针来放置。例如,临床医生或技术人员可使用诸如镊子、保持环钳子之类的工具或其他合适的工具来接合升降机构主体,以将支架组件布置在夹具模型上。作为手动放置支架组件的替代形式,可使用计算机控制的机器人臂(例如,拾取和放置机器人)来依次抓握每个器具并将其放置在相关联的牙齿上。例如,关于组合的升降机构组件的放置的信息可用于一组指令中以控制机器人臂的移动,使得支架组件被放置在夹具模型的对应的所选择位置上。

[0174] 一旦令人满意地放置任何或所有支架组件,就移除并且可选地丢弃支架组件的咬合到升降机构主体的顶点的任何元件(步骤1020)。可在例如易折断区段处移除诸如抓握元件之类的元件。这些元件的移除允许设备形成为在牙齿表面上方具有减小的高度,从而潜在地改善患者舒适度并且减少形成设备所必需的材料量。在每个支架组件放置在相关联的对准销上的情况下,每个器具可预测地定位在其在粘结牙齿表面上的预期粘结位置和取向处。

[0175] 如果令人满意地生成物理实体模型(即,接合的支架组件和夹具模型),则可在所述实体模型之上创建转移设备(步骤1030)。这可包括向压力成形或热成形机器发送指令以使一个或多个材料片材在物理实体模型之上压力成形或热成形以形成负复制品或壳体。片材可以是例如可变形塑料(例如,弹性热塑性塑料)的片材。可将材料片材加热至片材变得柔韧的温度。可同时向片材施加压力以在实体模型周围形成片材。一旦片材冷却,其将具有与实体模型一致的形状。塑料壳体的内部形状大体上符合患者的当前牙弓。可在形成塑料壳体之前将剥离剂施加到实体模型,以便于稍后从塑料壳体中取出模具。可通过激光或机械研磨技术修整壳体以移除过量或不想要的材料。

[0176] 制造呈牙托形式的转移设备的一个示例性方法包括使用如美国专利10,368,961号(Paehl等人)中所描述的多种片材。该方法包括将弹性片材放置在由物理实体模型表示的牙齿的咬合侧的顶部上,其中塑料片材布置在弹性片材的顶部上。弹性片材和塑料片材在朝向物理实体模型的方向上变形。这可通过在弹性片材和塑性片材下方生成的真空或在弹性片材和塑性片材上方的压力来实现。可在变形之前和/或期间加热至少塑料片材。通常允许塑料片材通过冷却而凝固,从而为其提供足够的刚性以进行处理。

[0177] 在其他实施方案中,该方法可以可选地包括将弹性体间隔件放置在物理实体模型上并将转移设备(诸如,例如,PETG)的硬层热成形在实体模型之上。间隔件材料可以是多种材料中的任一种材料,包括牙科骨粉、热固性材料、热塑性塑料(包括尼龙)、热塑性弹性体和复合材料(例如,玻璃填充的尼龙)。关于间隔件的进一步细节可见于美国专利7,762,815号(Cinader等人)中。

[0178] 可选地,也如美国专利7,762,815号中所描述,转移设备可被创建为具有咬合止动构件。咬合止动构件通常包括平坦的顶部表面和底部表面,该部底表面具有诸如与患者的牙弓的咬合尖端的形状匹配的凹陷部的形状。在某些具体实施中,咬合止动构件具有仅对应于牙弓中的一些牙齿的一个或多个凹陷部,但是也可构造具有对应于牙弓的每个牙齿的一个或多个凹陷部的咬合止动构件。其他变型也是可能的。例如,咬合止动构件可仅沿着牙弓的一部分延伸,而不是沿着整个牙弓延伸。可提供多个止动构件,这些止动构件可能彼此间隔开并且可选地连接。咬合止动构件可化学地或机械地粘结到塑料片材和/或可硬化材料。

[0179] 应当理解,转移牙托可仅由一层或多层可变形塑料片材形成,而没有伴随的弹性片材或软定位层。在此类具体实施中,塑料片材可被设置成直接接近物理实体模型的咬合面,而没有由弹性片材提供的间隔。因此,塑料片材在变形时直接包围物理实体模型的牙齿和支架组件,从而直接创建用于可移除地保持支架组件以用于后续粘结的接收器。在此类流线型转移设备实施方案中,物理实体模型可被涂覆有剥离剂,以帮助从实体模型取出转移牙托。根据用于创建转移设备的典型方法,所得牙托表示物理实体模型的至少一部分的负复制品。

[0180] 用于创建热成形转移设备的合适材料是本领域公知的,并且因此材料的选择不是关键的。在示例性具体实施中,转移设备由购自德国伊瑟隆的Scheu牙科集团有限公司(Scheu Dental Group, Iserlohn, Germany)的COPYPLAST低密度聚乙烯形成。针对部件层使用透明材料可便于确认转移设备和相关联的器具在牙齿上的适当放置。

[0181] 另选地,转移设备可包括牙科印模材料或咬合配准材料。牙科印模材料可基于不同的化学物质并通过各种化学反应(包括加成固化和缩合固化材料)交联。牙科印模材料可根据其固化机制(例如,加成固化或缩合固化)分类。牙科印模材料也可根据它们的稠度分类。除了低粘度牙科印模材料之外,还存在高粘度、所谓的骨粉样牙科印模材料。牙科印模材料的示例包括基于藻酸盐、水解胶体、多硫酸、聚醚技术、可加成固化的有机硅材料(例如,VPS材料)和可缩合固化的有机硅材料的材料。牙科印模材料通常作为双组分体系提供,这些双组分体系由基础糊剂和催化剂糊剂组成并且在它们的施加之前混合。通常借助于注射器型装置来施加混合的糊剂。

[0182] 牙科印模材料的特征通常在于以下特征中的至少一个、多个或全部特征:稠度(根据ISO 4823):可比较的低粘度行为(稠度3)、中等粘度(稠度1或2)或骨粉样高粘度行为(稠度0);设定时间:在环境条件(例如,23°C)下混合之后约15分钟内;肖氏A硬度(根据ISO 4823;24 h):至少约20或至少约40;拉伸强度(根据DIN 53504):至少约0.2MPa或至少约3.0MPa;断裂伸长率(根据DIN 53504):至少约30%或至少约150%或至少约200%;变形恢复率(根据ISO 4823):至少约90%或至少约95%或至少约98%。合适的牙科印模材料还描述于EP2072029(Bissinger等人)、美国专利6,677,393号(Zech等人)、EP1512724(Zech等人)、美

国专利6,127,449号(Lechner等人)、美国专利8,007,579号(Klettke等人)和美国专利5,569,691号(Guggenberger等人)中。合适的牙科印模材料是可商购获得的,例如从3M ESPE以商标IMPREGUM或IMPRINT以及无数其他供应商和商标商购获得。

[0183] 在转移设备已经固化或以其他方式凝固之后,从夹具模型取出设备(步骤1040)。通过转移设备材料与升降机构主体之间的至少紧密的接触,支架组件被保持在设备中。如上所述,这种接触可通过升降机构主体的表面上的保持特征来增强。由于对准销在夹具模型上的取向,转移设备可在大体竖直方向上分离,潜在地沿着夹具模型的竖直轴线V分离。可通过激光或机械研磨技术修整壳体以在取出之前或之后移除过量或不想要的材料。

[0184] 图24至图25描绘了成品转移设备1100。所形成的转移设备1100(此处为U形牙托)与物理实体模型的牙齿大体上匹配。该设备包括一系列凹陷部,该系列凹陷部包括大体上对应于升降机构主体1202的外部表面的咬合接收器(由接收器1120表示)和大体上对应于联接臂1220和器具1230(其可反映支架组件100、300、1300中的任何支架组件)的外部表面的通道(由通道1130表示)。咬合面接收器和通道可在凹陷部内流体连通,但这不是严格必需的。内壁区段将典型地具有与患者的单独牙齿的轮廓匹配的轮廓,以及与每个牙齿相对于同一牙弓中的其他牙齿的取向匹配的总体配置。当安放在牙弓上时,内壁区段将接触牙齿的唇面、咬合侧表面和舌面,尽管其他构造可省略不包括接收器和/或通道1120、1130的表面。

[0185] 转移设备1100的主体限定多个壳体1150(壳体1150)。壳体1150的每个相应壳体被构造用于接收相应牙齿的外表面。以此方式,转移牙托被构造用于与患者的牙列对准。壳体1150中的与粘结牙齿对准的每个壳体被构造用于包括壳体1150内的相应的咬合接收器1120和通道1130,这些壳体被共同地成型为包封相应支架组件1200的至少一部分。

[0186] 通道1130可具有任何合适的横截面形状或形状的组合(例如,梯形、圆顶形等)。转移设备中的每个通道1130可各自具有相同或不同的横截面形状。在其他实施方案中,通道1130的某些群组可在该群组中包括彼此相同的横截面形状,并且具有与位于转移设备1100上的不同象限或位置中的群组的横截面形状不同的横截面形状。在当前优选的情况下,该设备在设置在相关联的支架组件1200上的一个或多个联接臂1220与粘结牙齿表面之间的通道1130中没有任何内部表面;这种构型可帮助器具1230与转移牙托1100分离。

[0187] 转移设备不必在联接臂或器具的表面之上延伸。例如,凹陷部可包括覆盖升降机构主体1202的咬合接收器和具有在联接臂1220的有限部分之上延伸的减小长度的通道1130。连接件1226和器具1230保持暴露。另选地或除此之外,凹陷部可仅包括咬合接收器,其中联接臂和器具1230暴露。此外,咬合接收器不需要包围或包封升降机构主体1202的所有表面。设备可包括此类暴露器具、部分暴露器具和接收在通道中的器具的组合。在某些具体实施中,当器具1230被充分地粘结到粘结牙齿时,使器具1230至少部分地暴露可使器具1230与升降机构主体1202的分离变得容易。

[0188] 另外,转移设备可用于仅将单个器具粘结到患者的牙齿。例如,上述转移设备的一部分可用于在其他器具被粘结之后将单个器具粘结到单个牙齿,诸如在最初被其他牙齿阻碍接近牙齿的情况下。又如,上述转移设备的一部分可用于重新粘结已经无意地从牙齿上脱粘的一个或多个器具,或者将新器具粘结到牙齿以替换原始器具。

[0189] 可在安放于患者的牙弓上之前将粘合剂施加到器具1230的粘结表面。在一些示例

中,所使用的牙科粘合剂可包括光固化粘合剂、化学固化粘合剂、双重固化粘合剂、3M RELYX最终粘合剂树脂水泥、SCOTCHBOND通用粘合剂、TRANSBOND XT底漆、TRANSBOND MIP底漆或APC FLASH-FREE粘合剂,所有粘合剂都购自3M公司(明尼苏达州圣保罗(St. Paul, Minnesota))等。粘合剂可被选择为与用于制造器具的材料相容以将附件牢固地粘接到牙齿上。在将粘合剂施加到粘结表面之后,转移设备1100可定位在患者的牙齿上。

[0190] 临床医生或任何其他治疗专业人员可首先将转移设备1100定位在牙列上。然后,在牙科粘合剂包括光固化粘合剂的示例中,临床医生可将所选择波长的辐射(例如,光化辐射)导向器具1230中的一个或多个器具以使光活化树脂固化,从而将器具1230粘接到粘结牙齿表面。在其他示例中,临床医生可在立即将转移设备1100定位在牙弓上之前或在转移设备1100定位在牙弓上时使用活化剂或其他装置来起始粘合剂的固化。牙齿可以可选地在转移牙托安放在牙弓上之前被蚀刻或涂底漆。

[0191] 一旦粘合剂适当地固化,每个器具1230可与相关联的升降机构主体1202分离,优选地接近器具的主体上的连接点。从牙弓和患者的口腔中取出该设备。然后,治疗专业人员可移除联接臂的任何不期望的残留物。

[0192] 本文还设想了器具的套件和组件。例如,本文所描述的附件中的一个或多个附件可被预先涂覆有合适的正畸粘合剂并且被封装在一个容器或一系列容器中,如例如美国专利4,978,007号(Jacobs等人);5,015,180号(Randklev);5,429,229号(Chester等人);和6,183,249号(Brennan等人),以及美国专利公布2008/0286710号(Cinader等人)中所描述。

[0193] 本公开的各种技术可在各种各样的计算机装置中实现,诸如服务器(包括云)、膝上型计算机、台式计算机、笔记本计算机、平板计算机、手持式计算机、智能电话等。已描述任何部件、模块或单元以强调功能方面且不一定需要由不同硬件单元实现。本文所描述的技术还可被实现在硬件、软件、固件或它们的任何组合中。被描述为模块、单元或部件的任何特征可以一起被实现在集成逻辑装置中或单独地实施为分立但可互操作的逻辑装置。在一些情况下,可将各种特征实现为集成电路装置,诸如集成电路芯片或芯片组。

[0194] 如果实现在软件中,则这些技术可至少部分地由包括指令的非暂态计算机可读介质实现,这些指令当在处理器中执行时执行上文所描述的方法中的一种或多种方法。计算机可读介质可包括有形计算机可读存储介质,并且可形成计算机程序产品的一部分,该计算机程序产品可包括封装材料。计算机可读存储介质可包括随机存取存储器(RAM),诸如同步动态随机存取存储器(SDRAM)、只读存储器(ROM)、非易失性随机存取存储器(NVRAM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、闪存存储器、磁性或光学数据存储介质等。计算机可读存储介质还可包括非易失性存储装置,诸如硬盘、磁带、压缩光盘(CD)、数字多功能光盘(DVD)、蓝光光盘、全息数据存储介质或其他非易失性存储装置。如本文所用的术语“处理器”可指前述结构或适合于实施本文所述的技术的任何其他结构中的任一者。另外,在一些方面,本文所述的功能性可提供于被配置用于执行本公开的技术的专用软件模块或硬件模块内。即使在软件中实施,这些技术也可使用诸如处理器的硬件来执行软件,且使用存储器来存储软件。在任何此类情况下,本文所述的计算机可定义能够执行本文所述的特定功能的特定机器。而且,这些技术可完全实施于一个或多个电路或逻辑元件中,该一个或多个电路或逻辑元件也可被视为处理器。

[0195] 本文所引用的专利、专利文档和专利申请整体以引用方式并入,如同每份单独以引用方式并入一样。尽管本文已经示出和描述了本公开的特定实施方案,但是应当理解,这些实施方案仅仅是可在本公开的原理的应用中设计的许多可能的特定布置的例示。在不脱离本公开的实质和范围的情况下,本领域的普通技术人员可根据这些原理设计出许多和变化的其他布置。因此,本公开的范围不应限于本申请中所述的结构,而是仅由权利要求书的语言所述的结构以及那些结构的等同物限制。

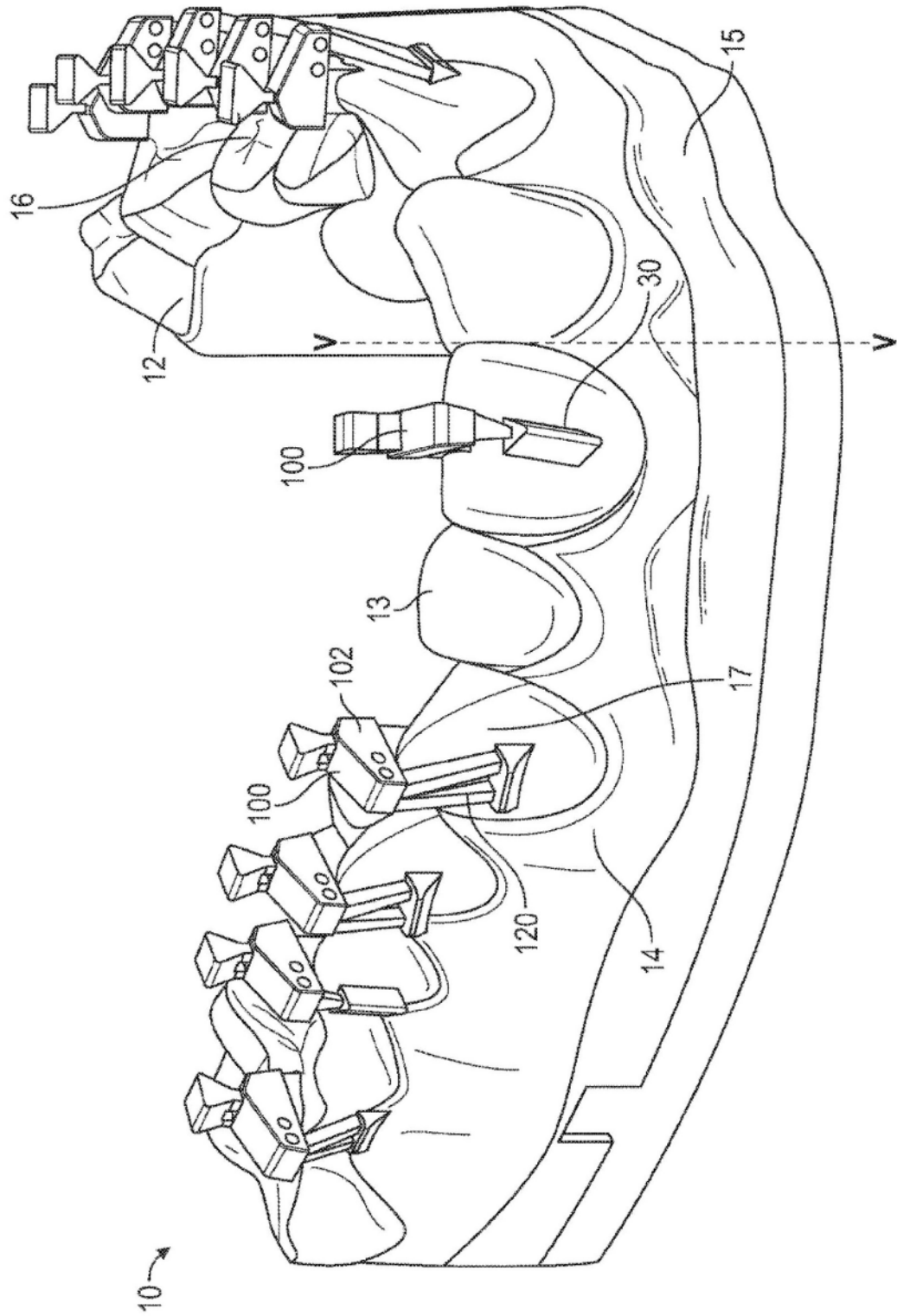


图1

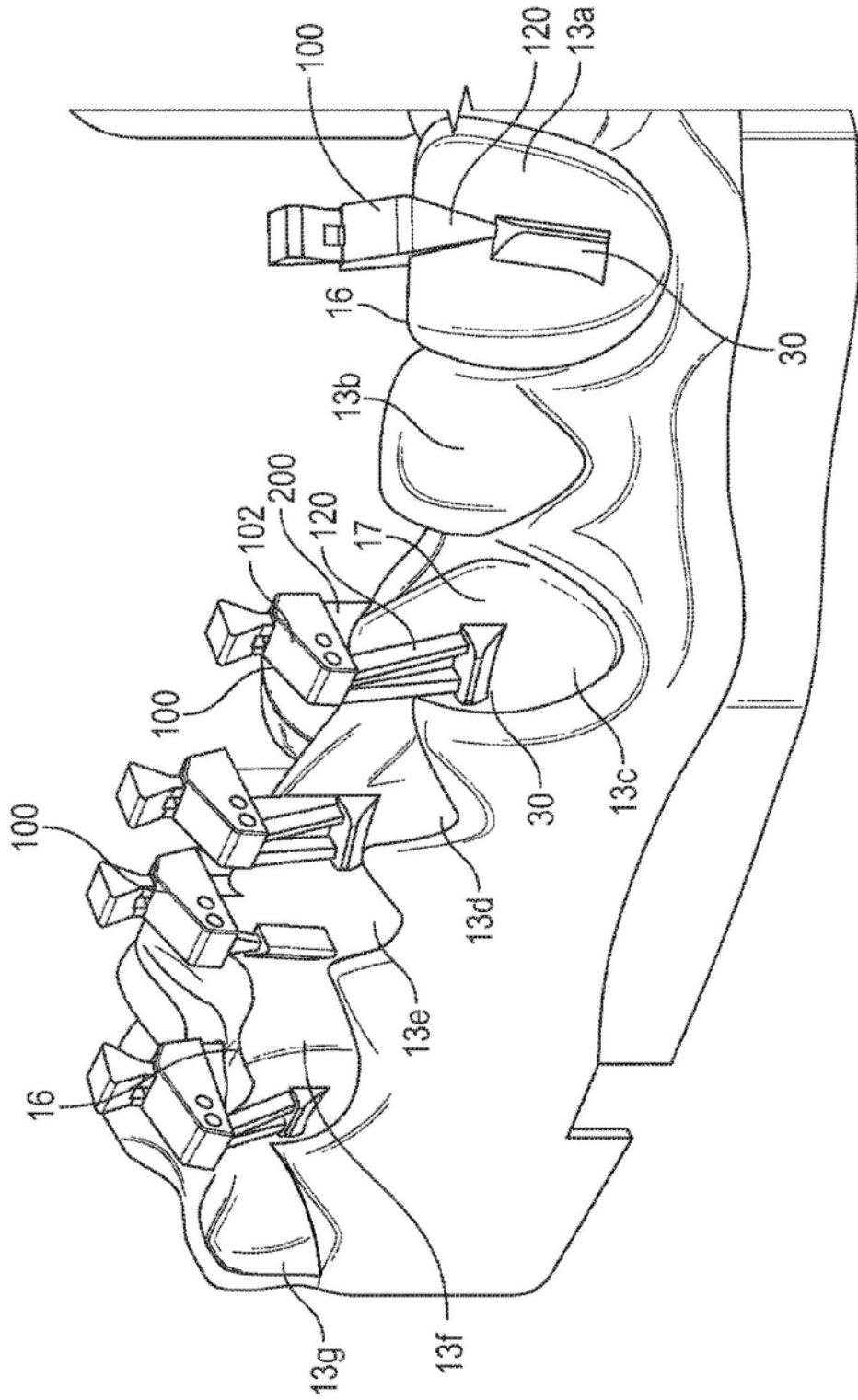


图2

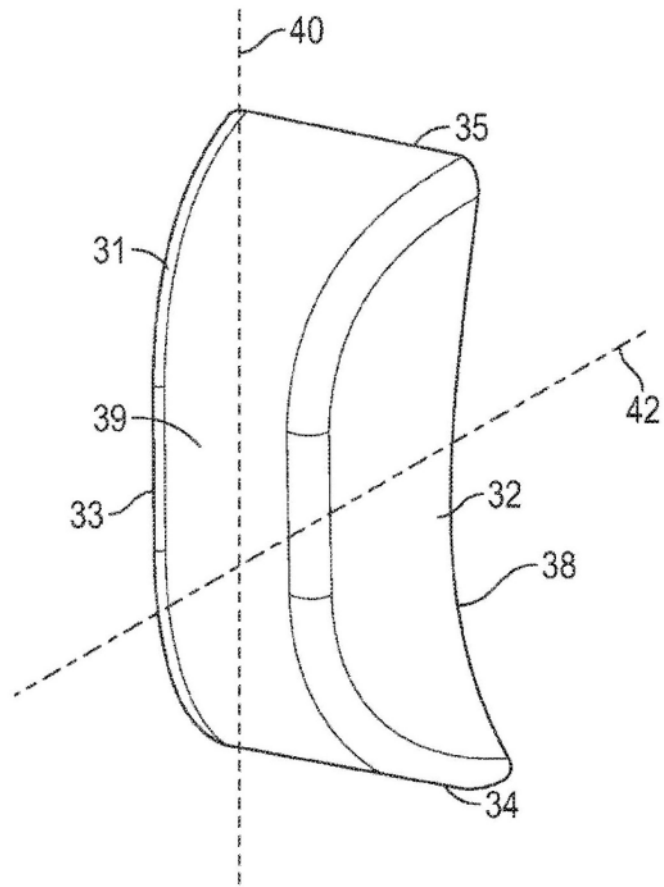


图3A

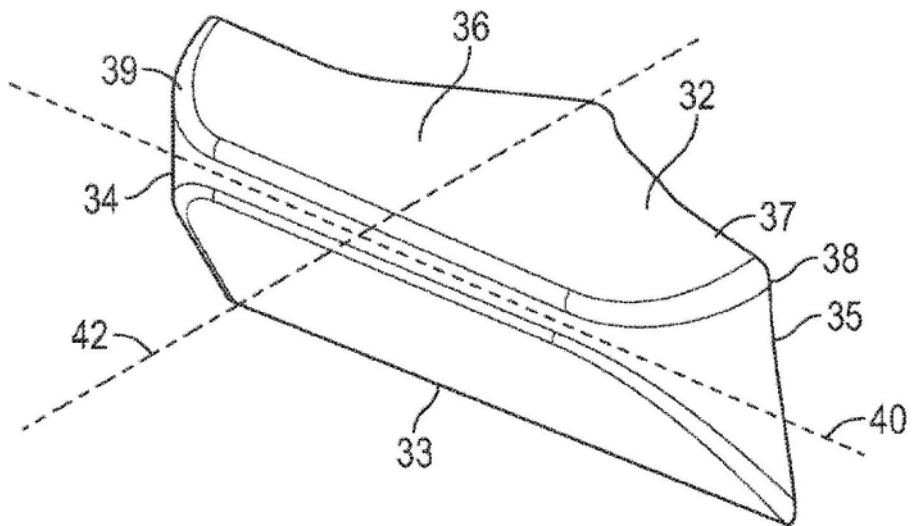


图3B

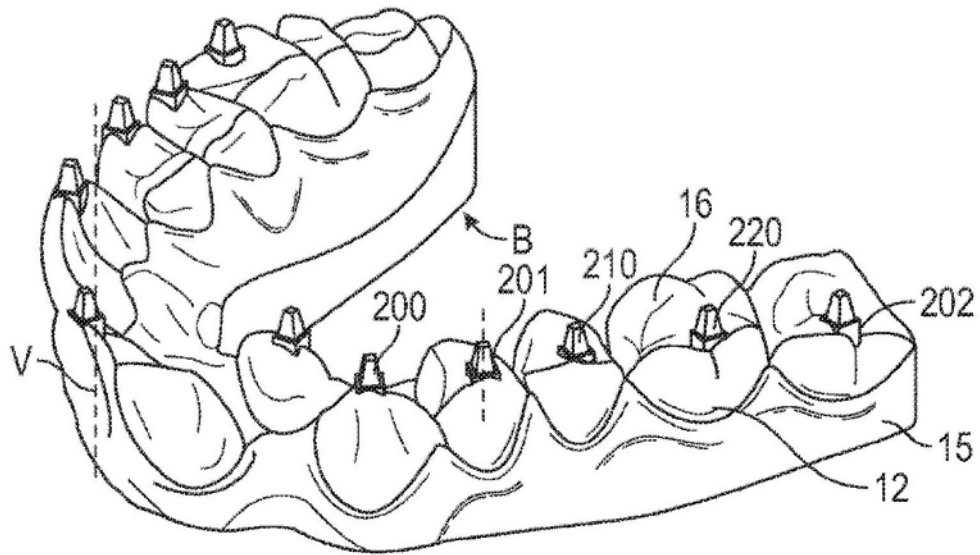


图4

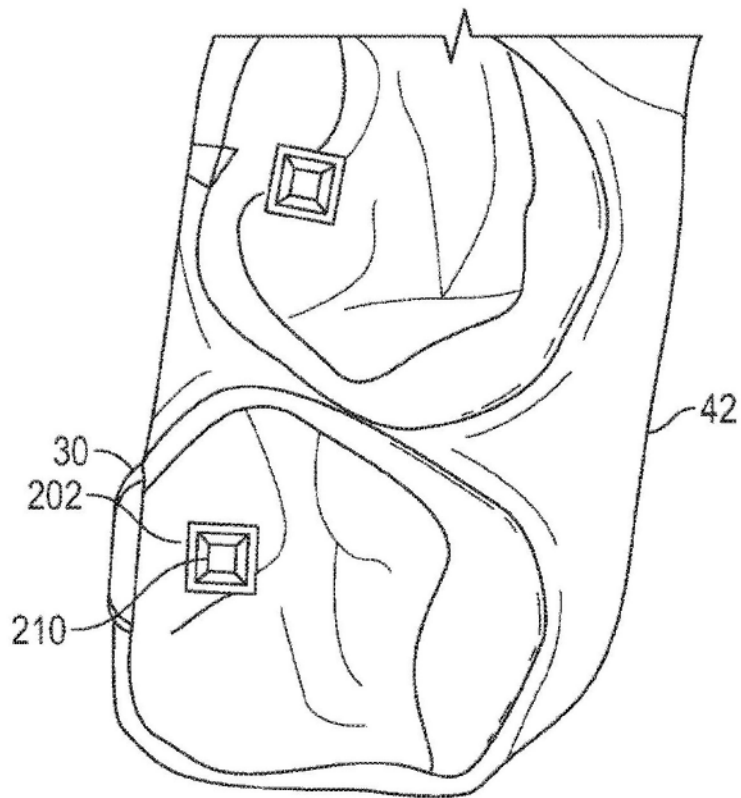


图5

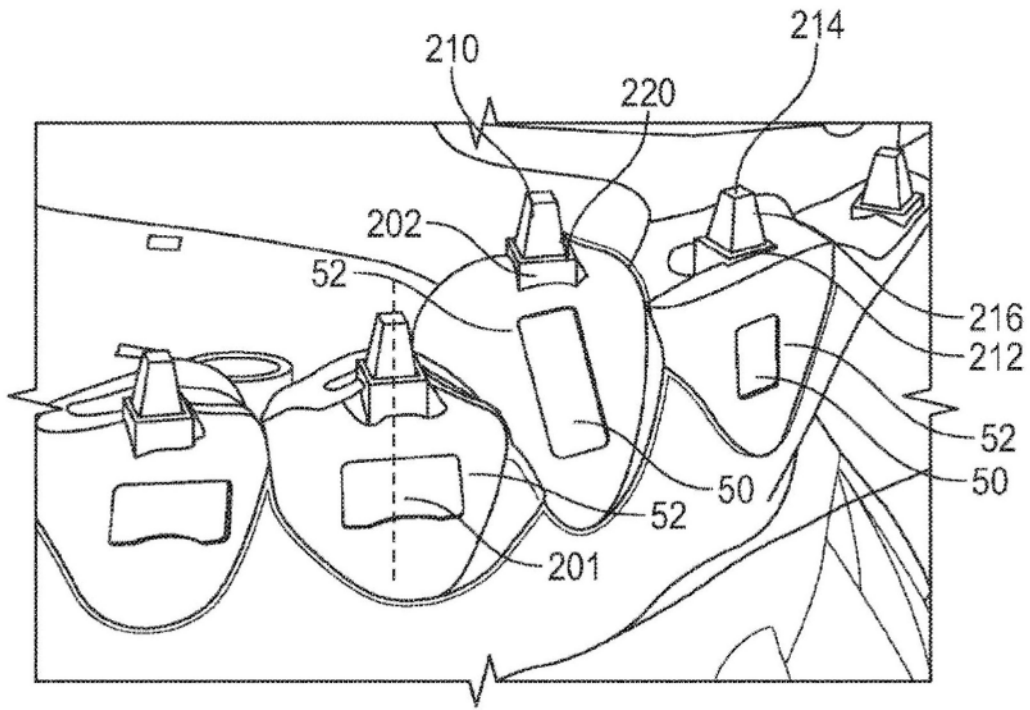


图6

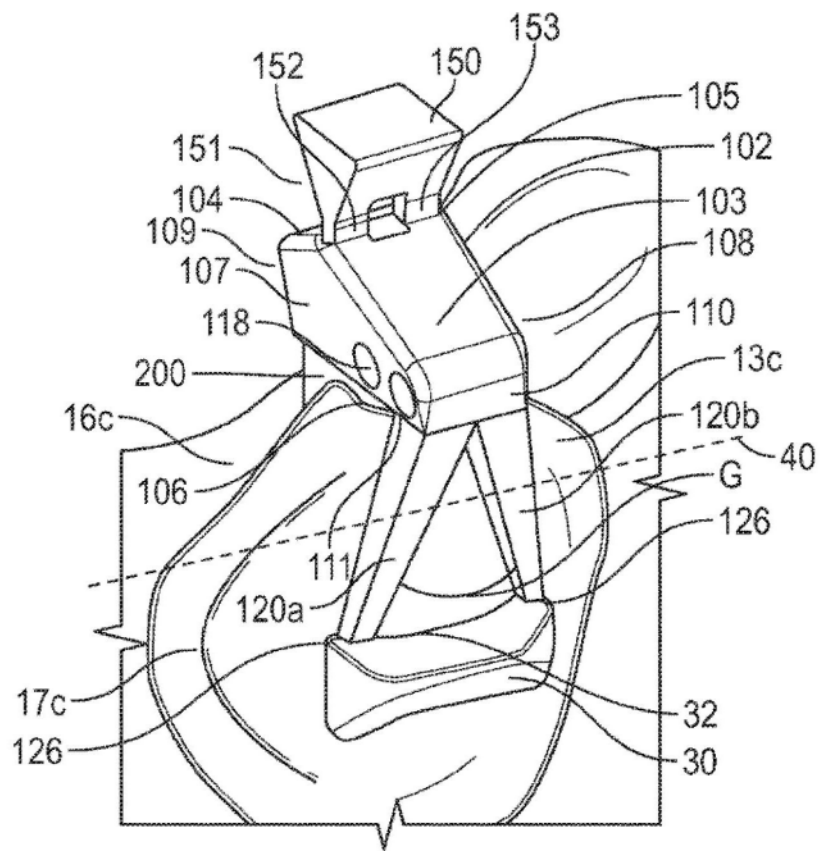


图7

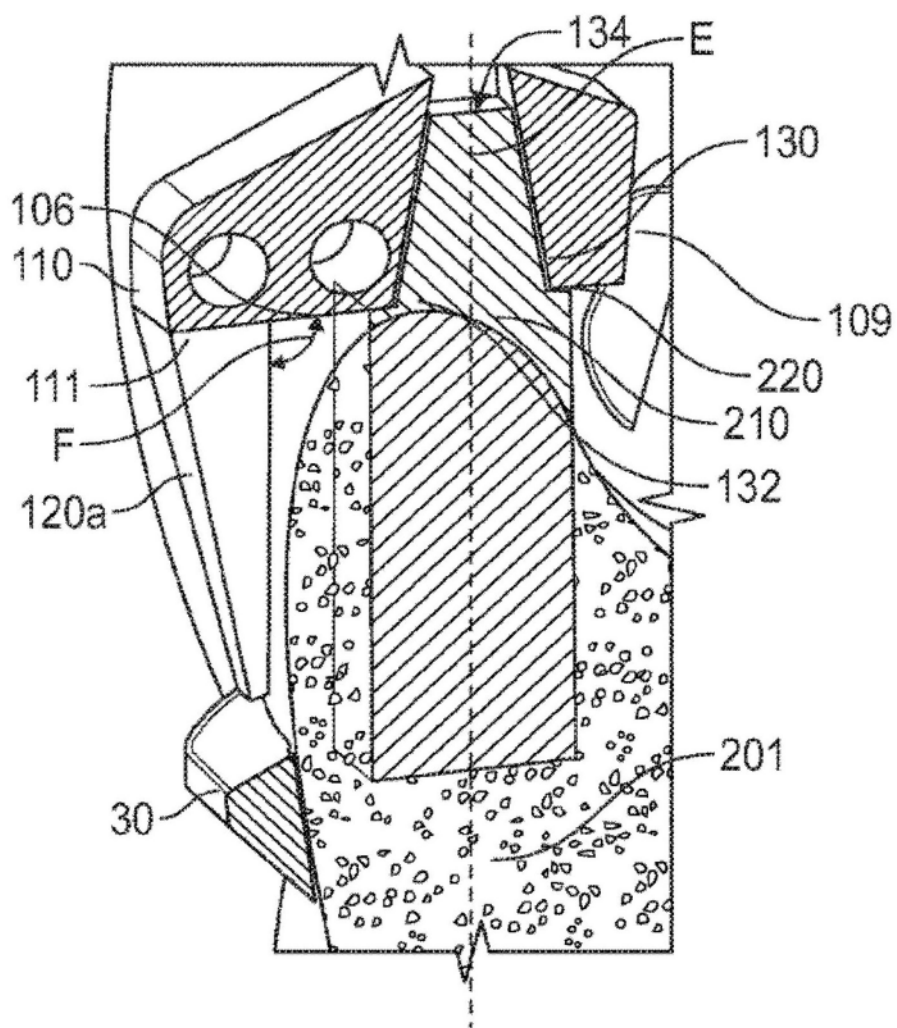


图8

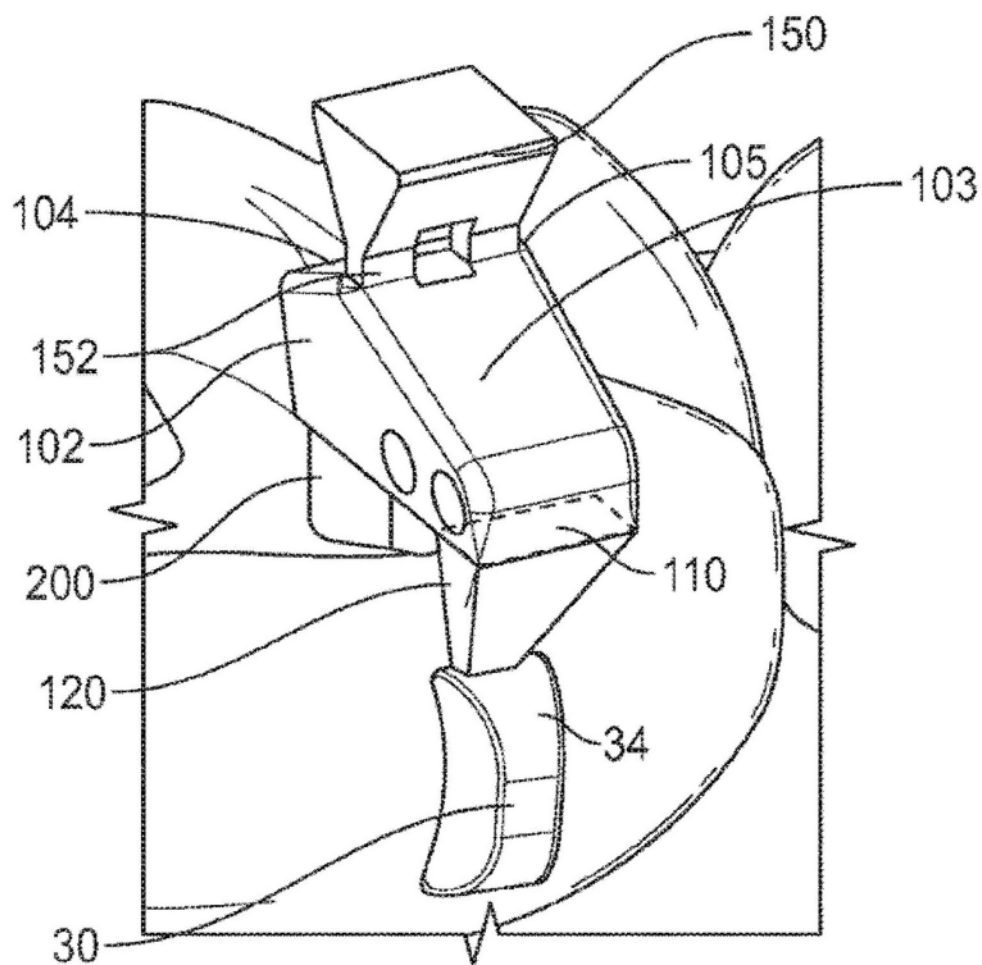


图9

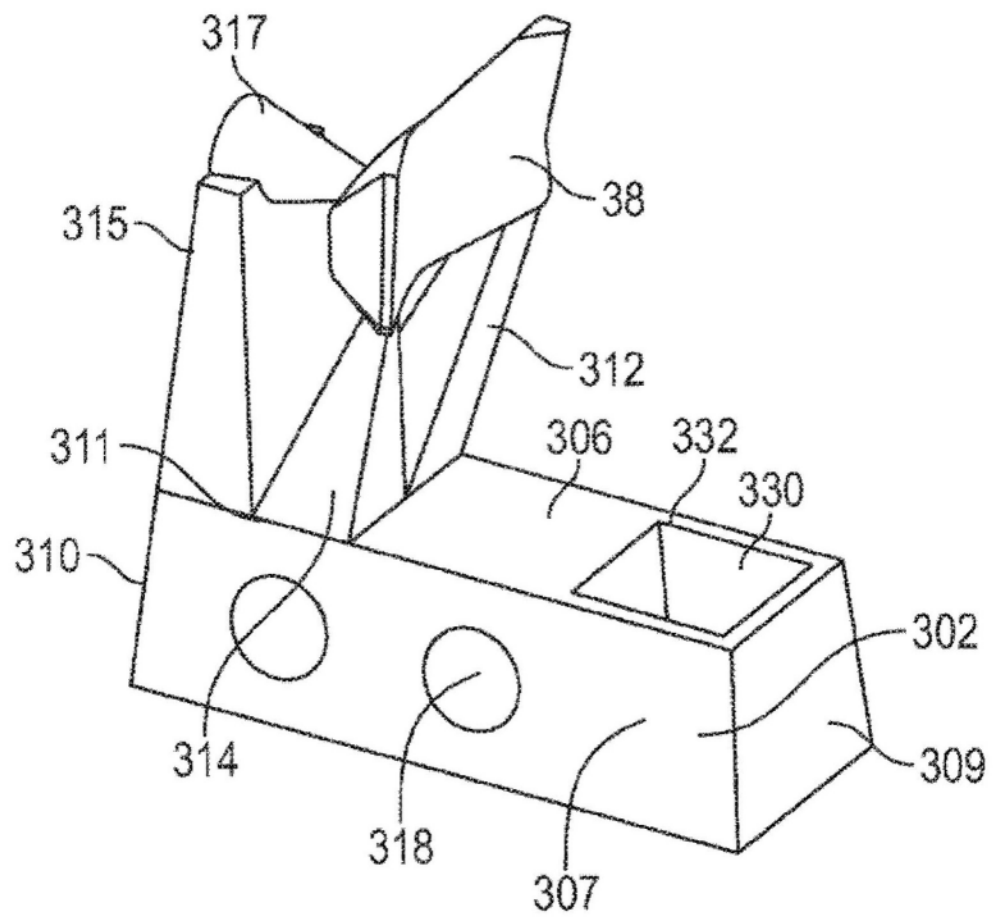


图10

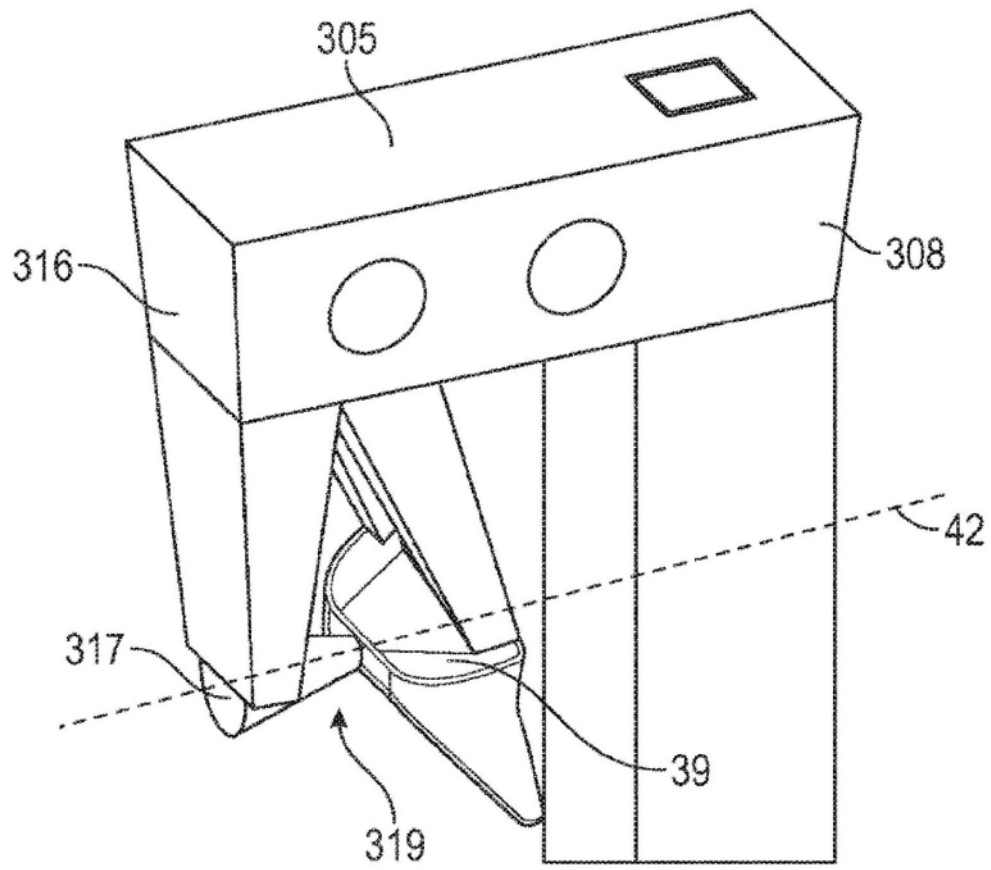


图11

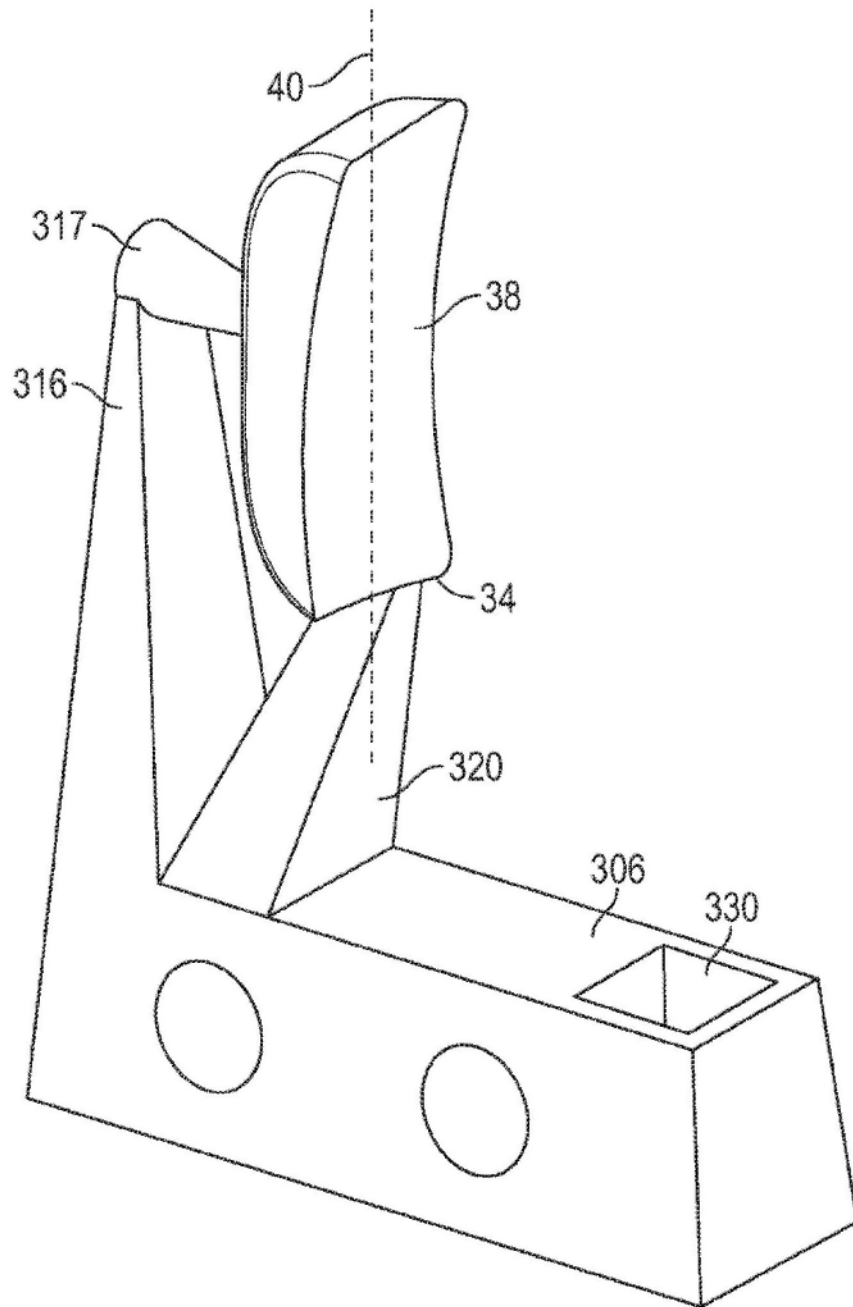


图12

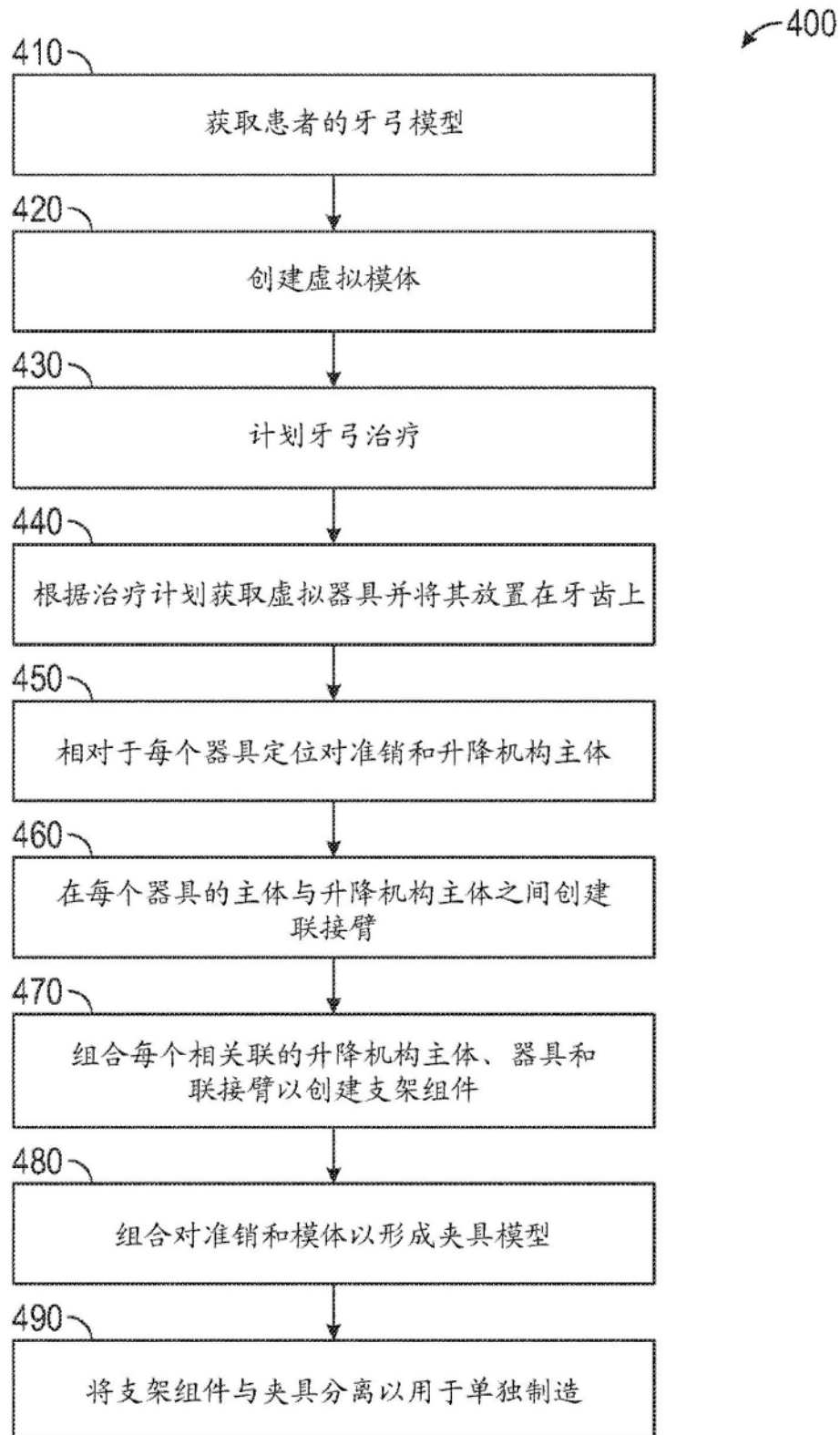


图13

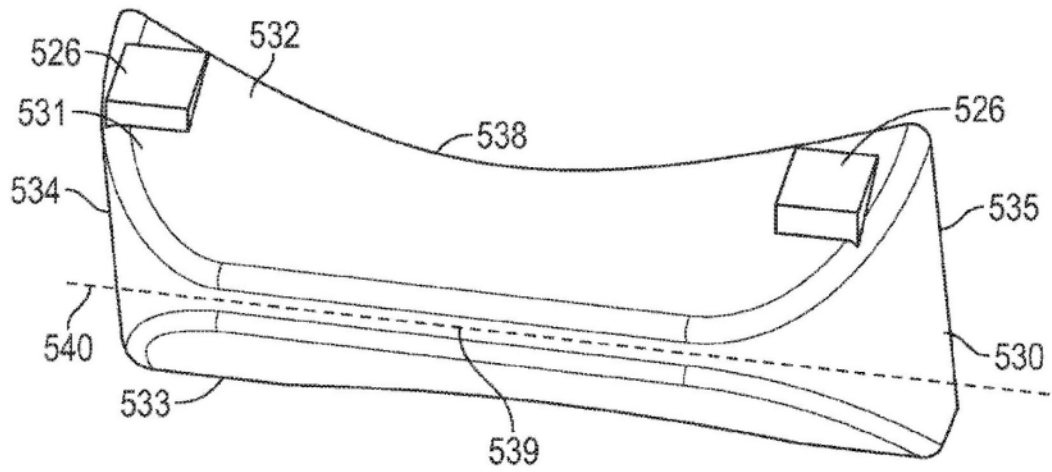


图14

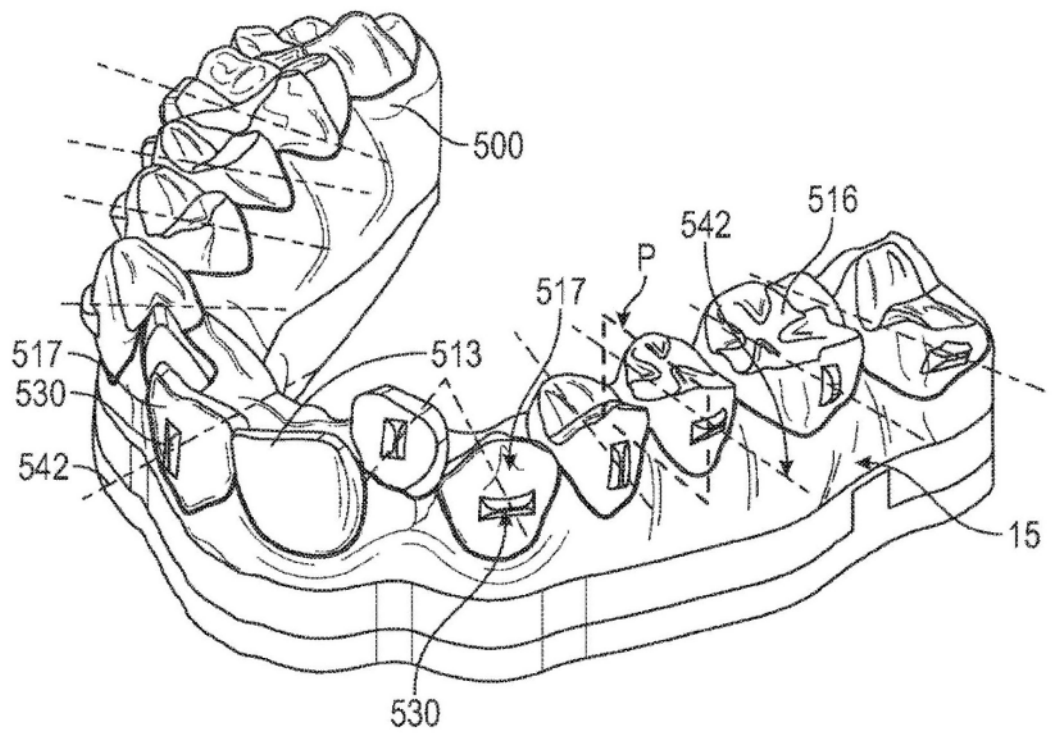


图15

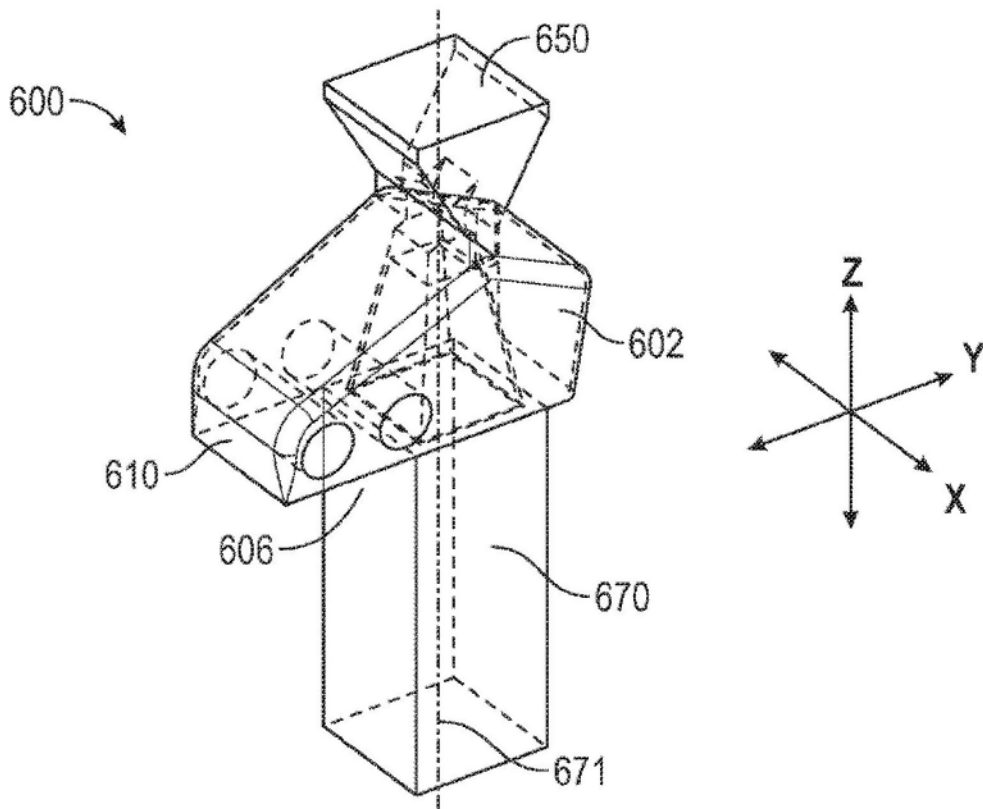


图16

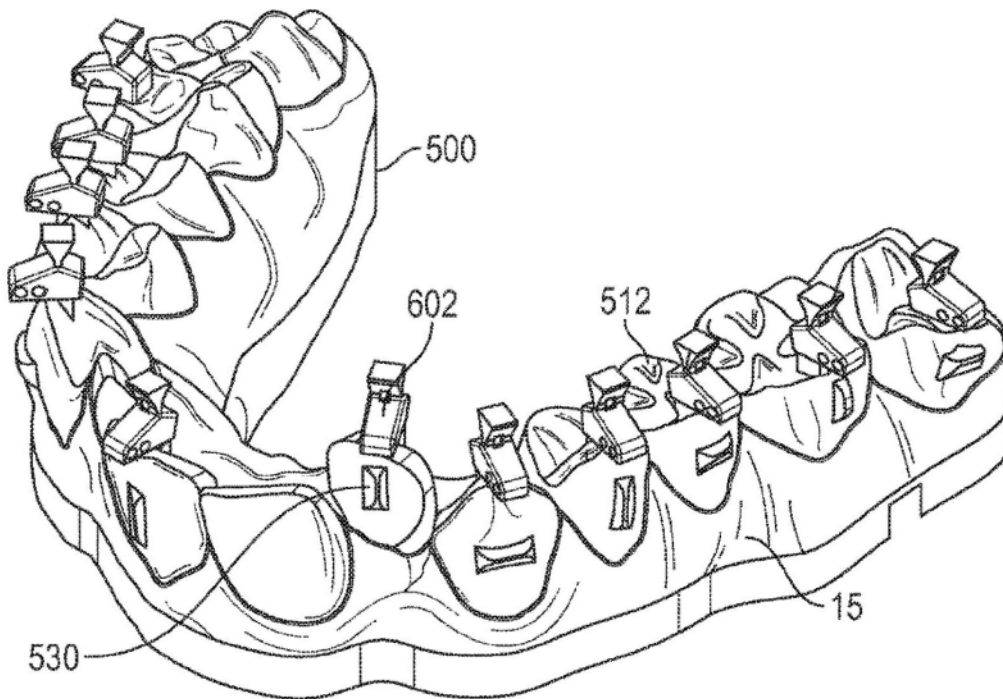


图17

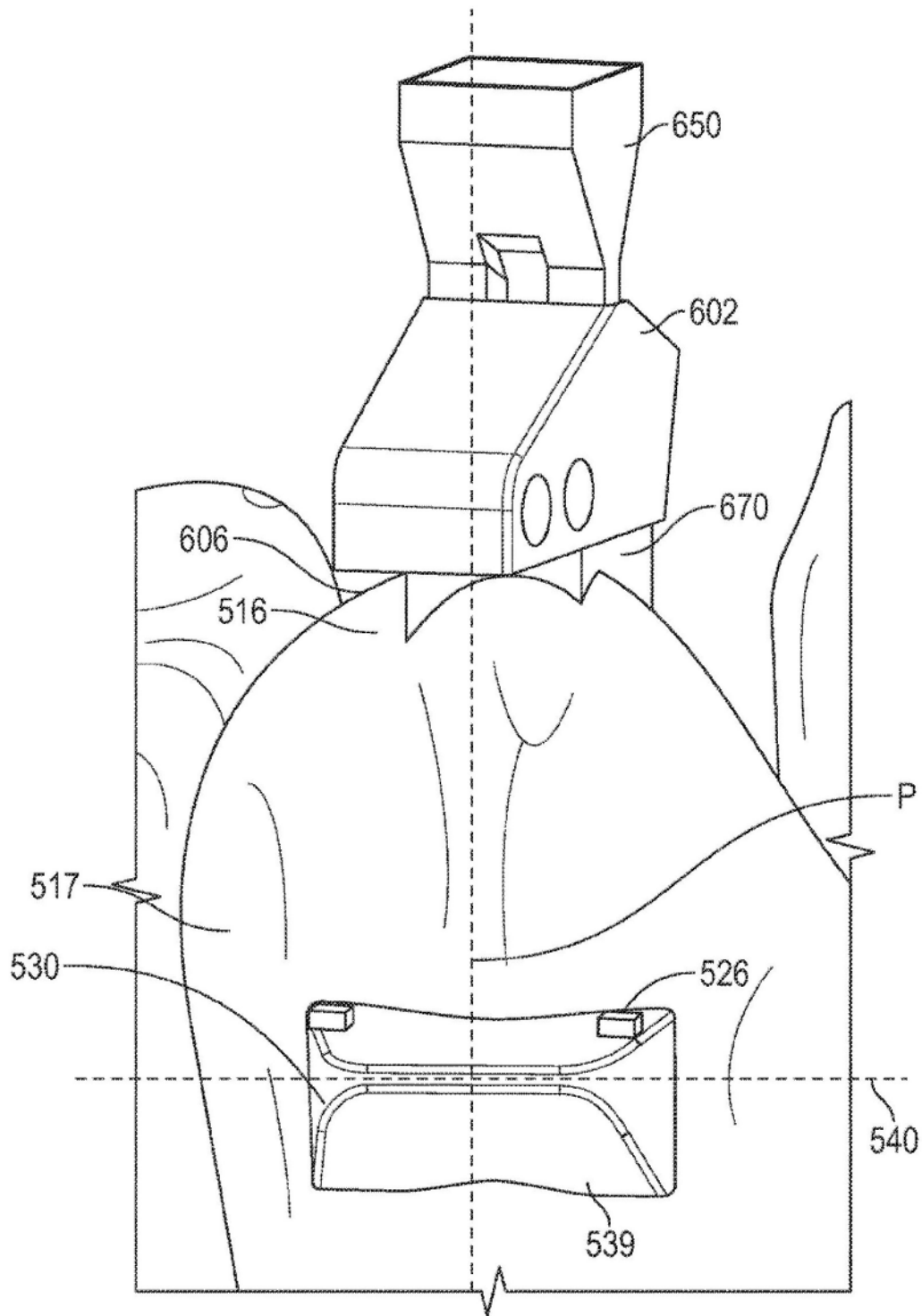


图18

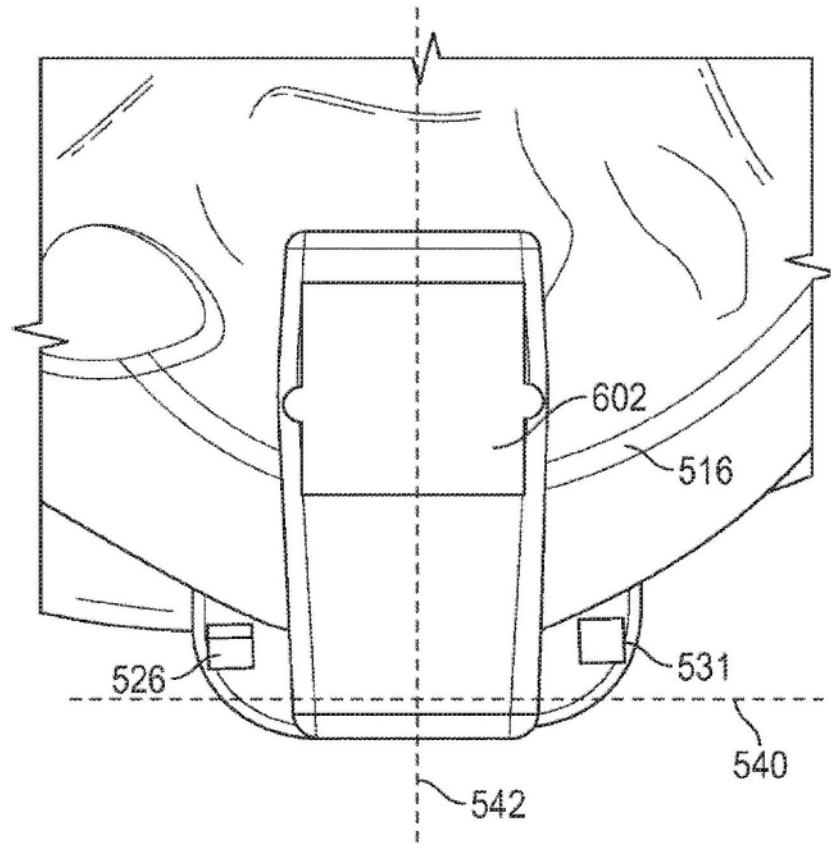


图19

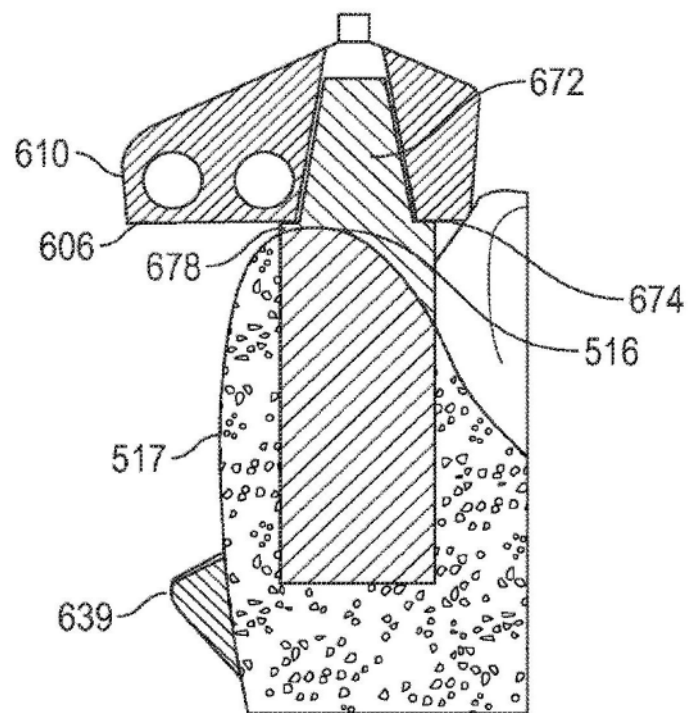


图20

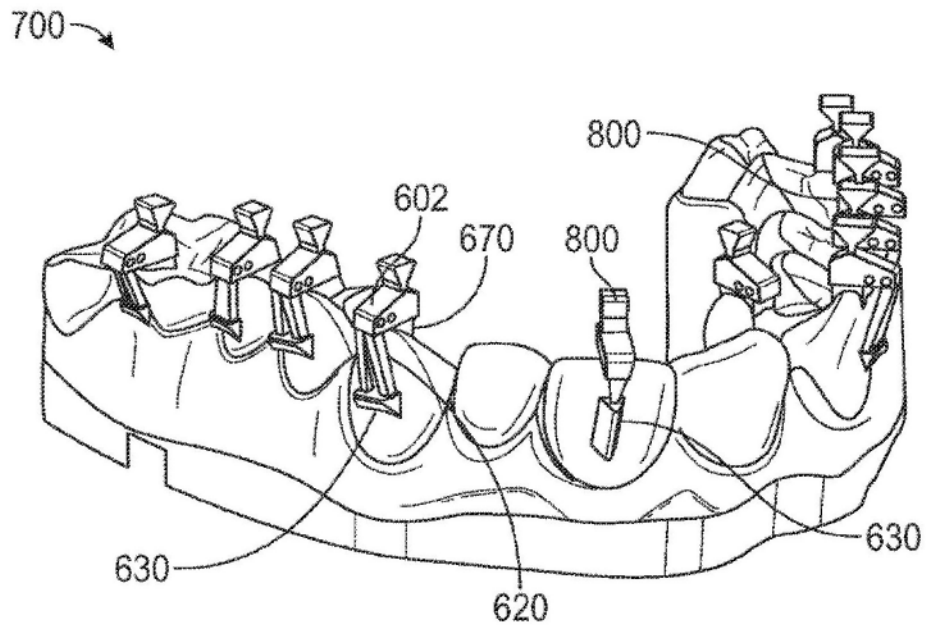


图21

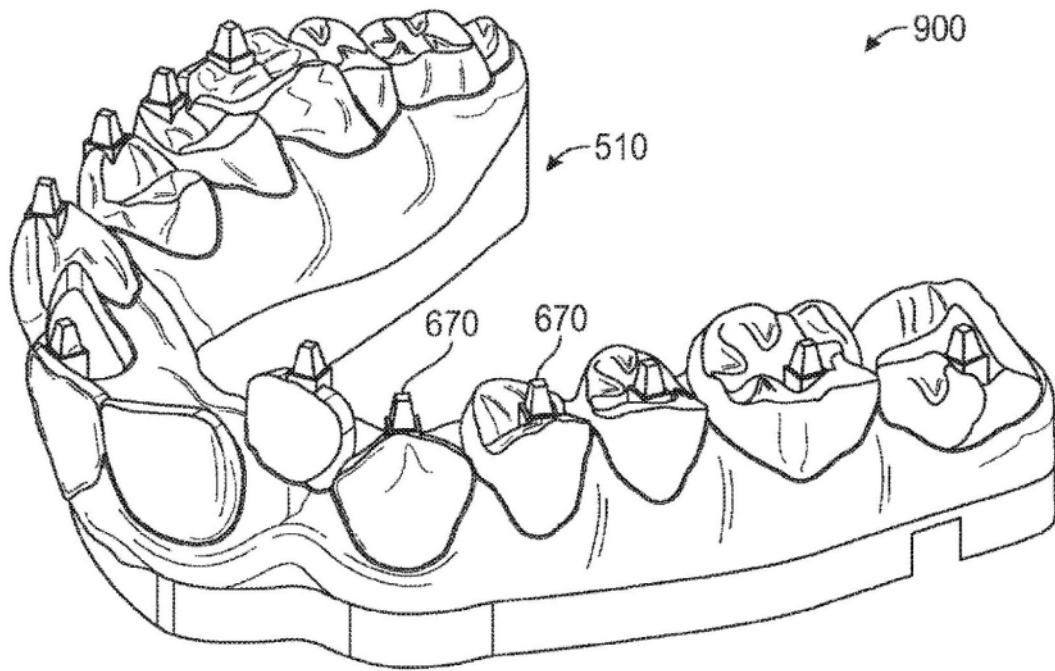


图22

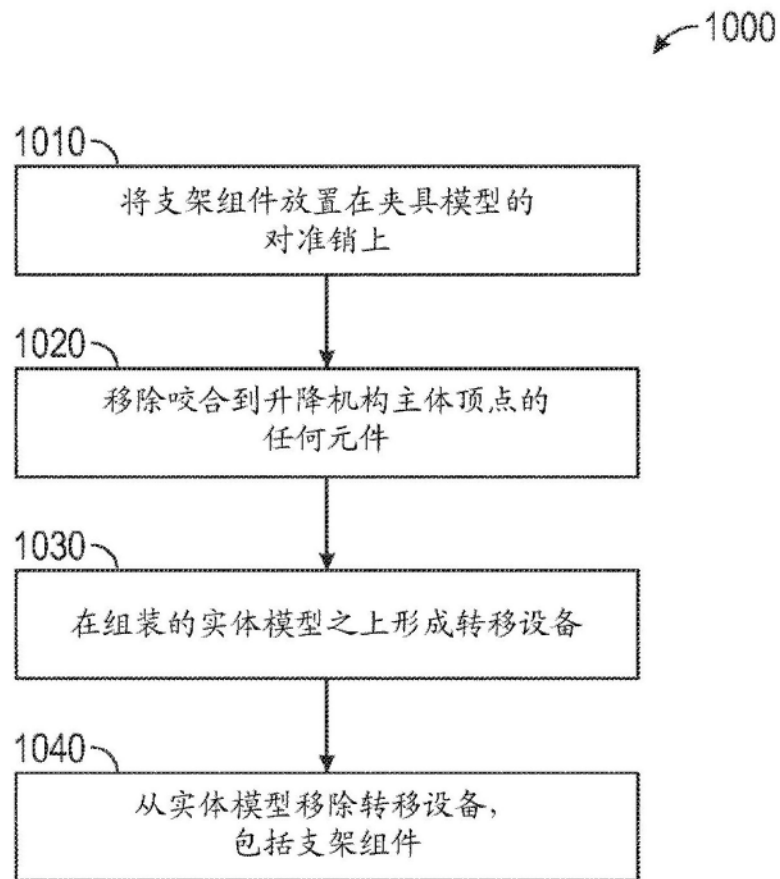


图23

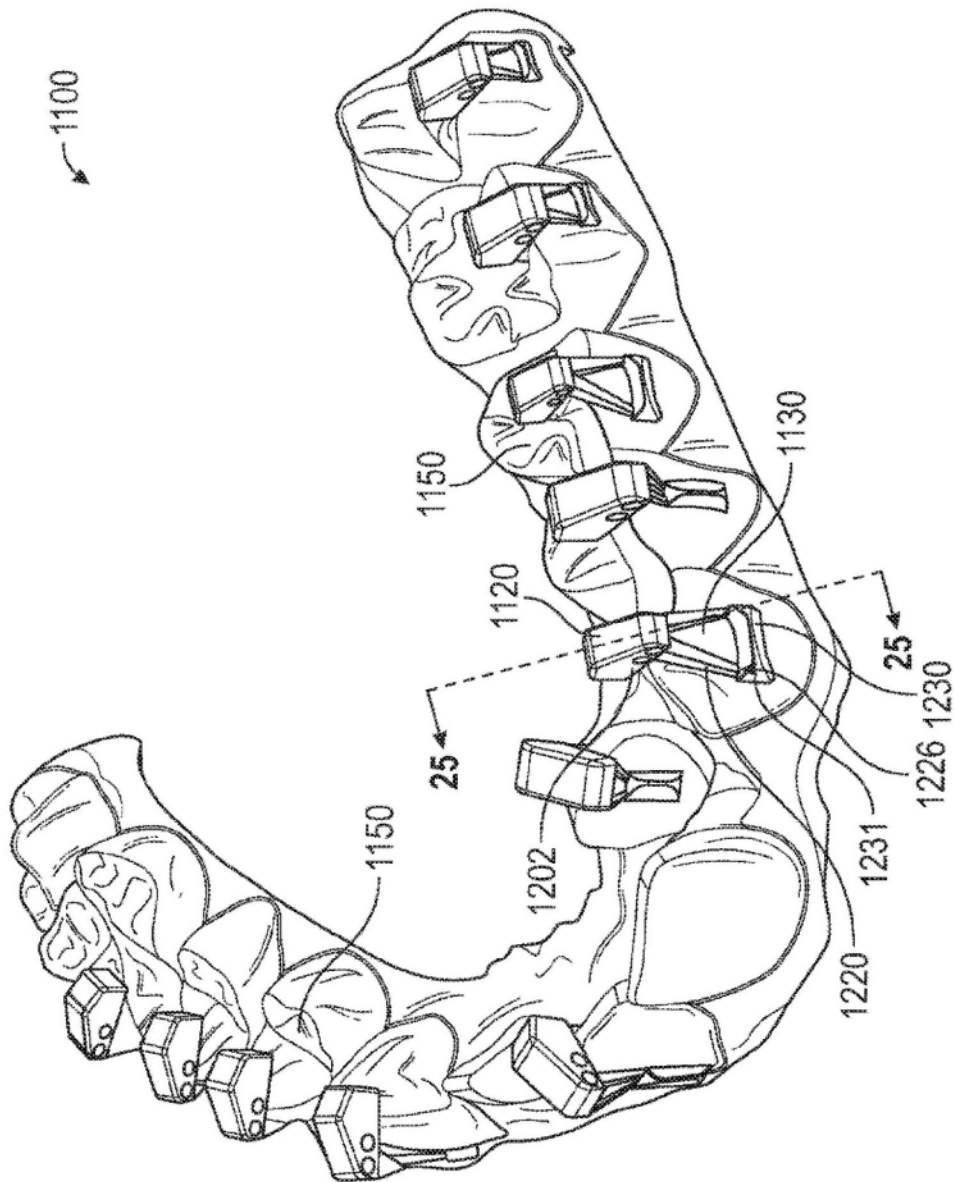


图24

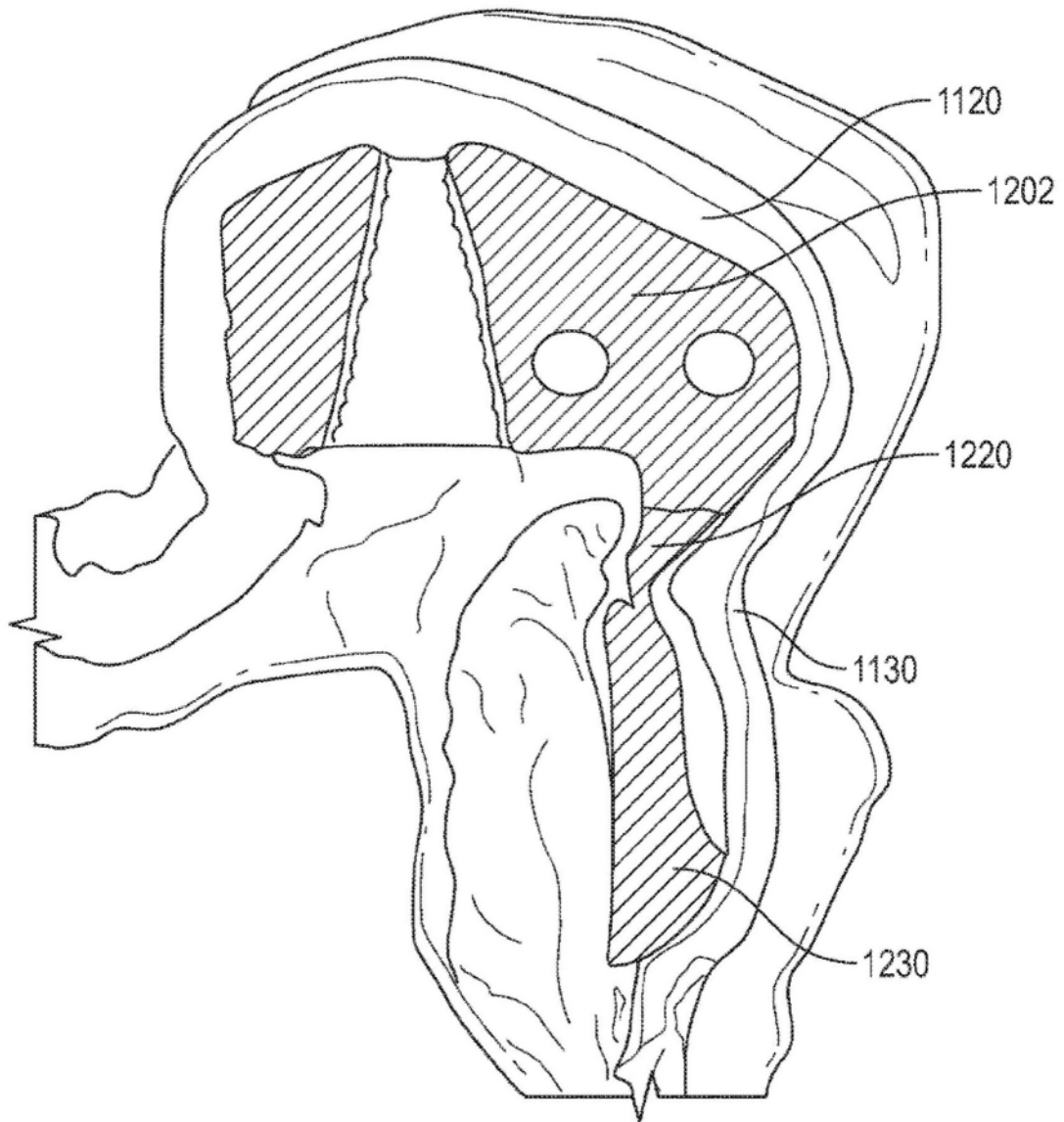


图25

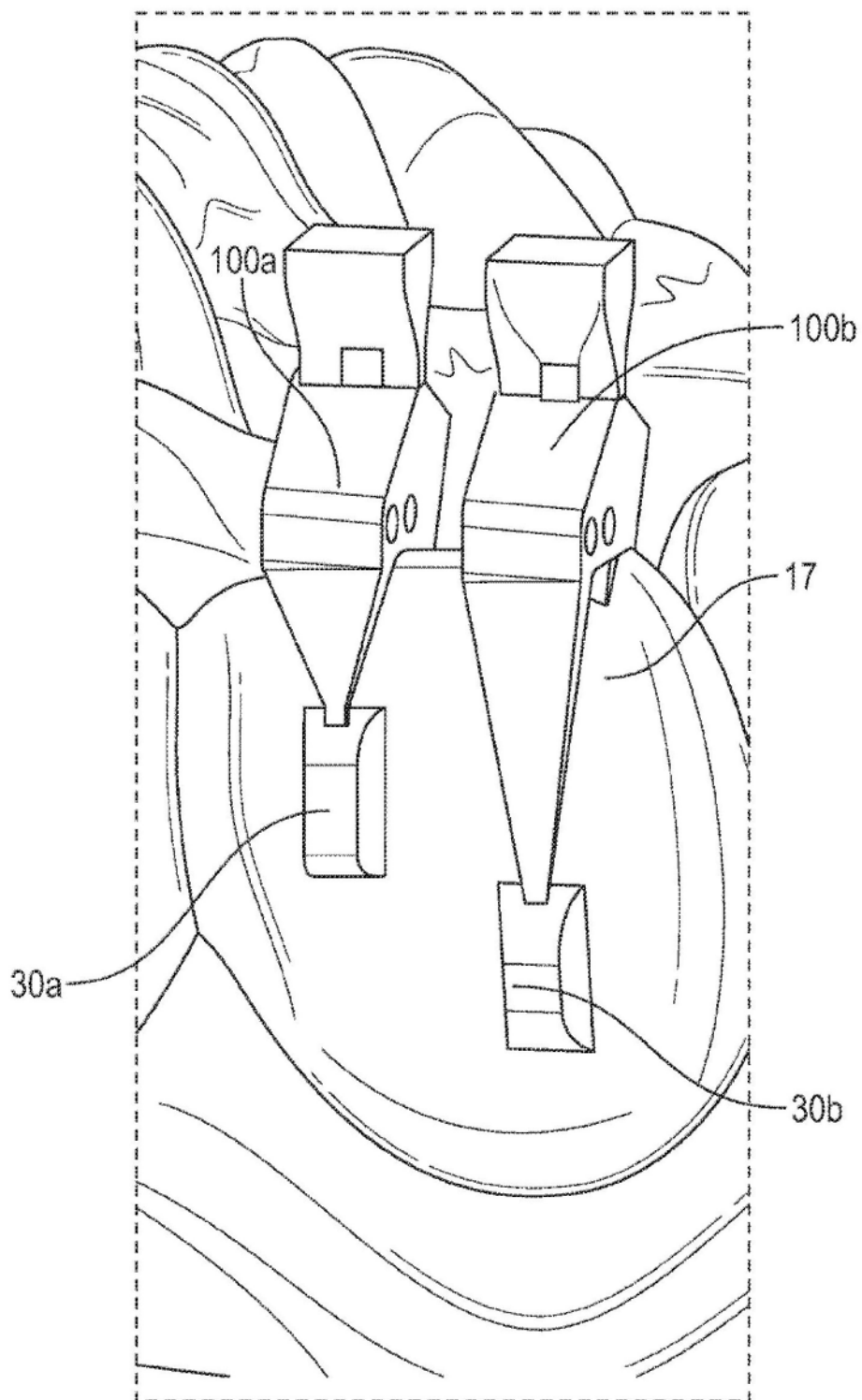


图26A

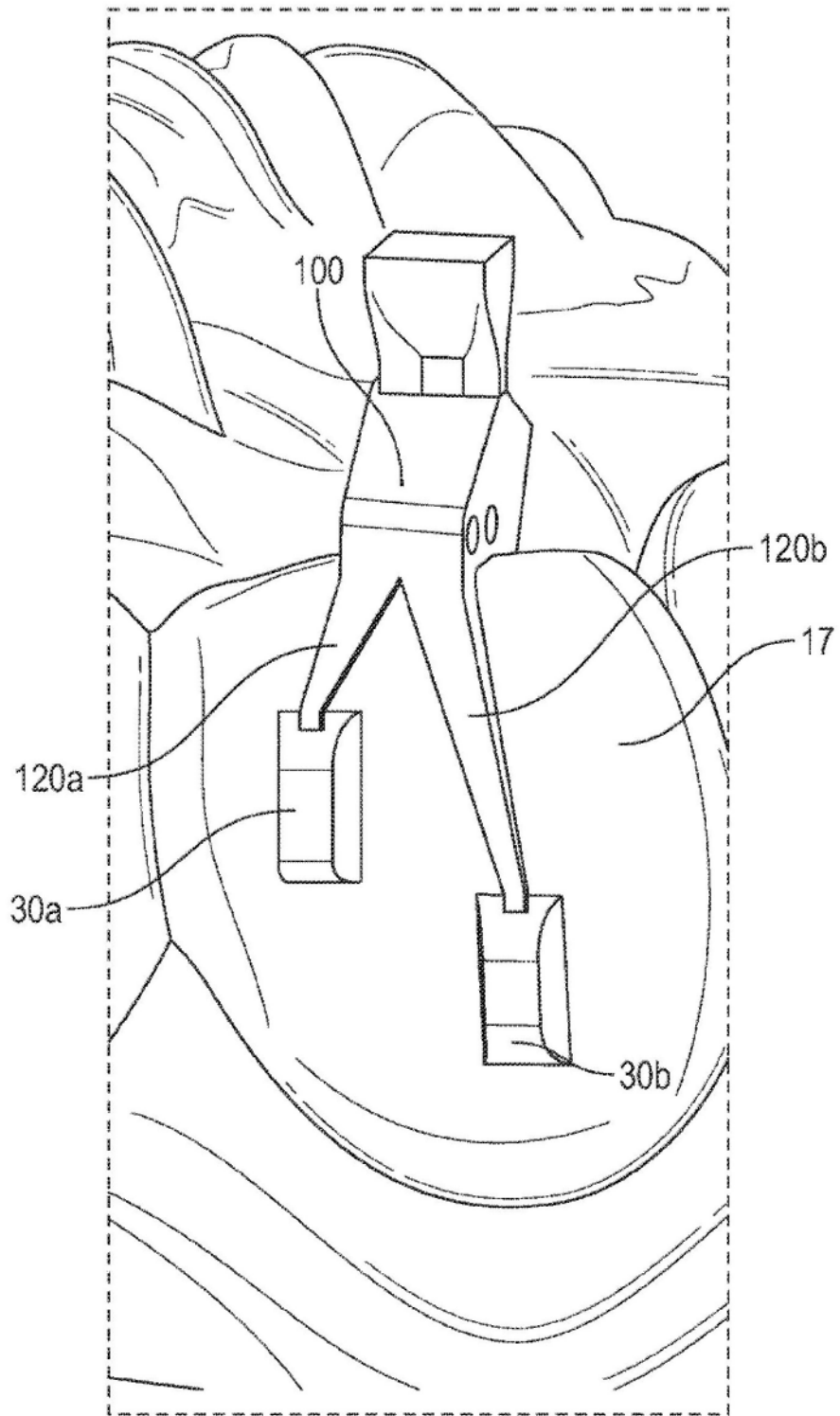


图26B

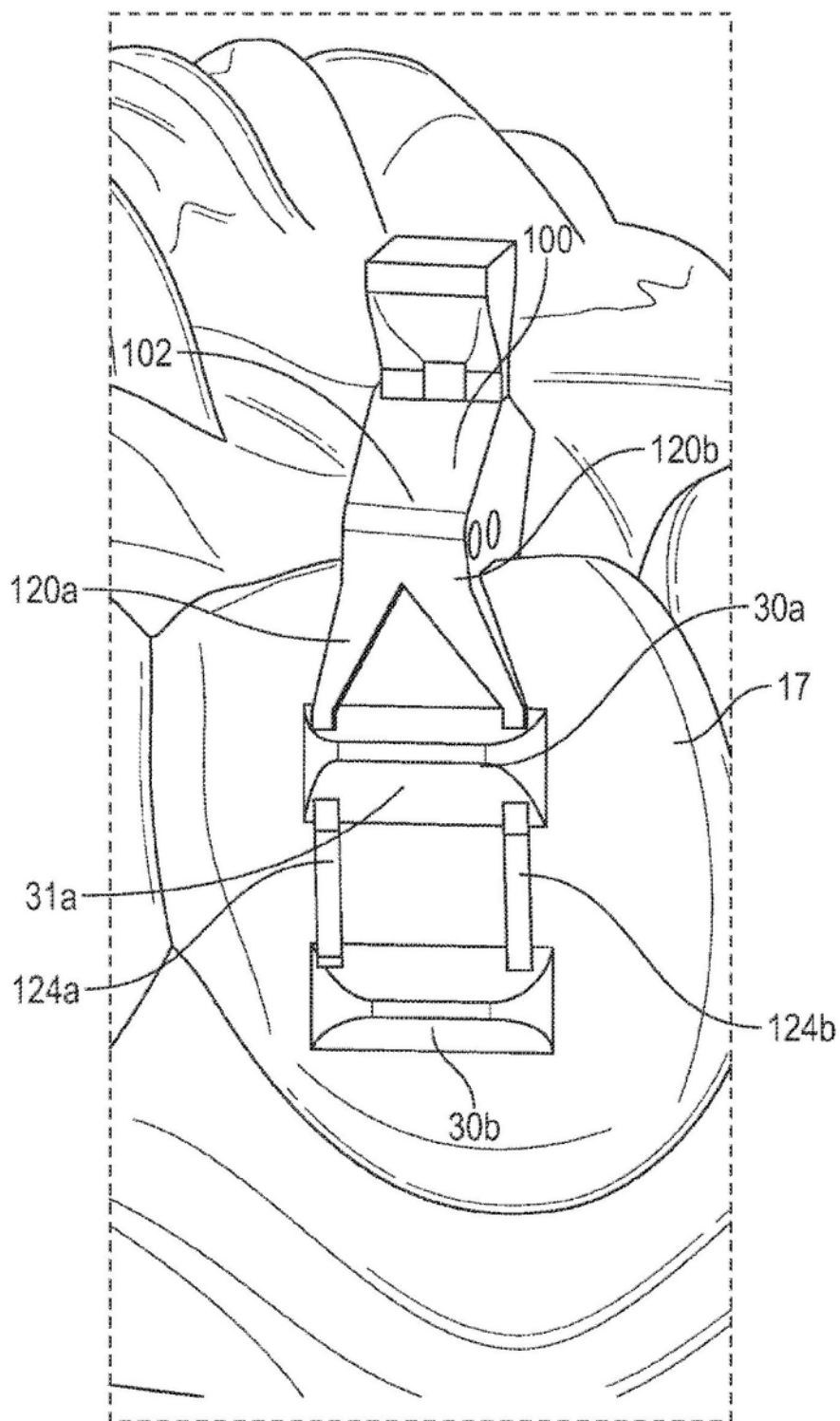


图26C

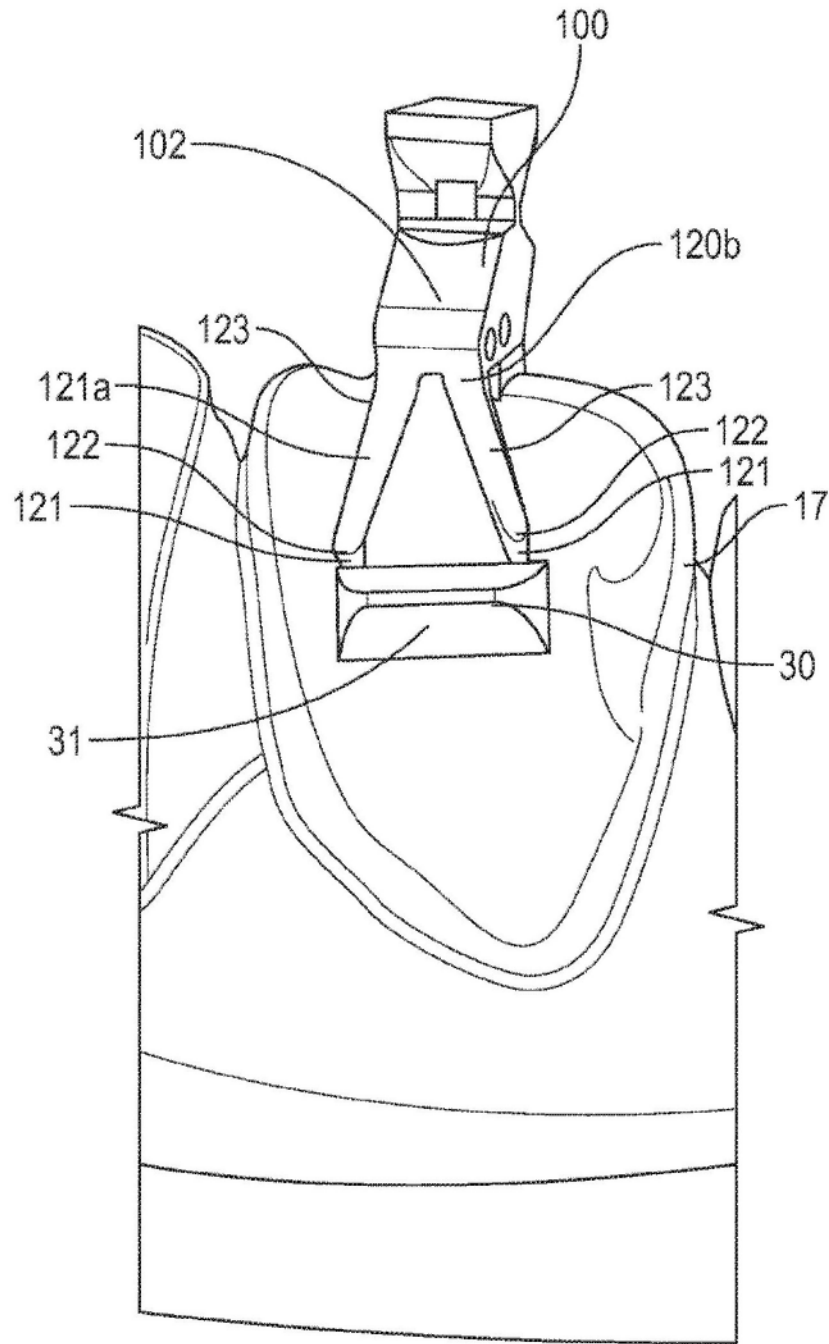


图27

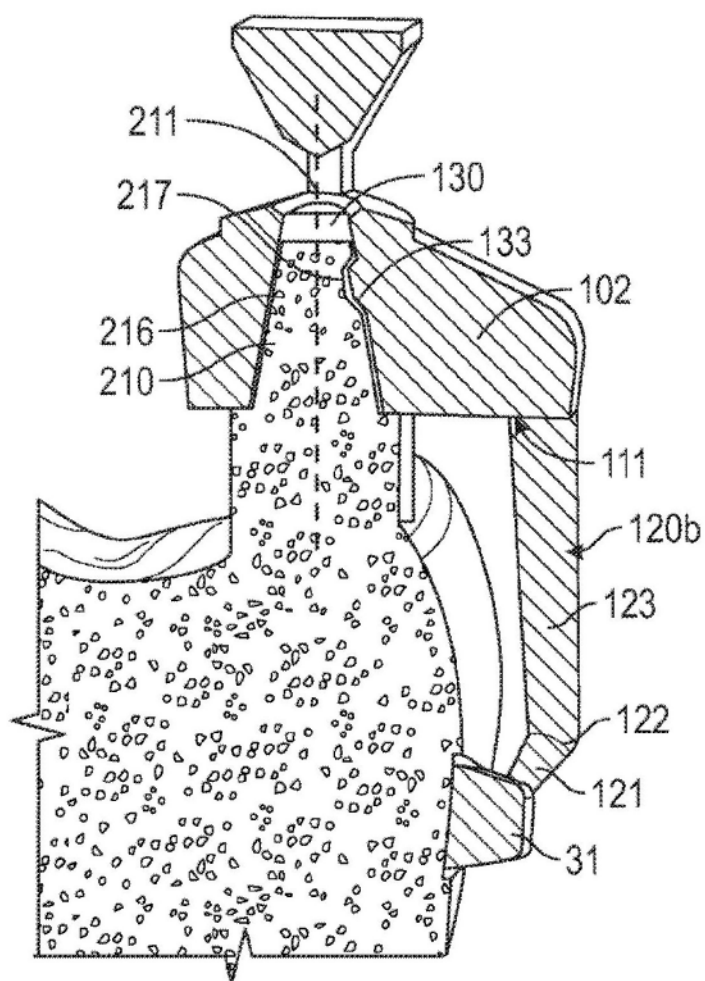


图28

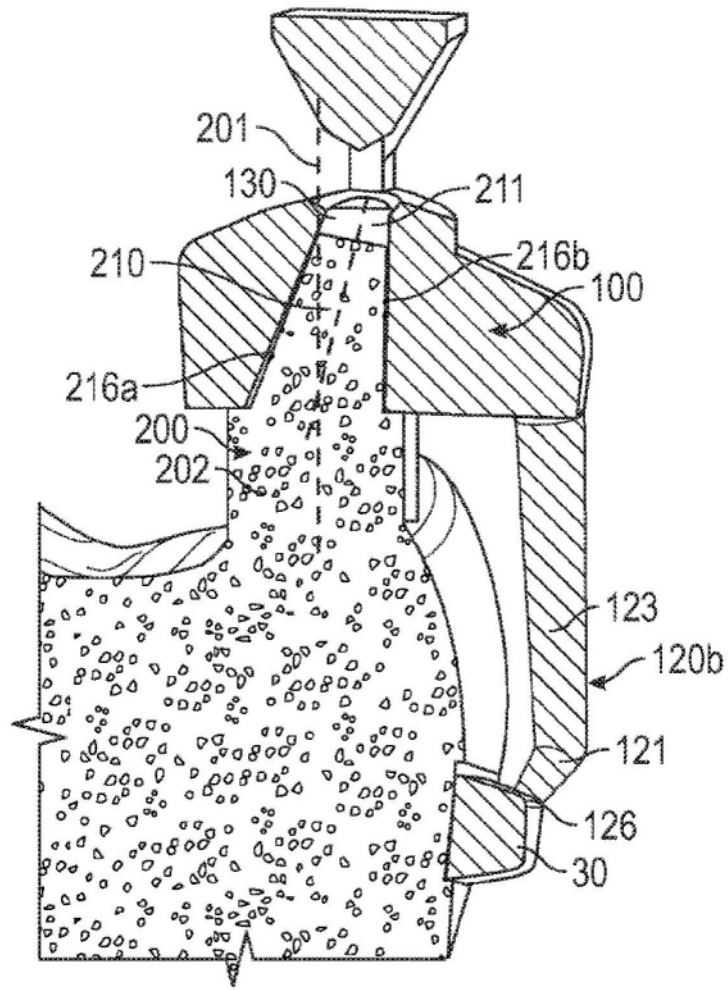


图29

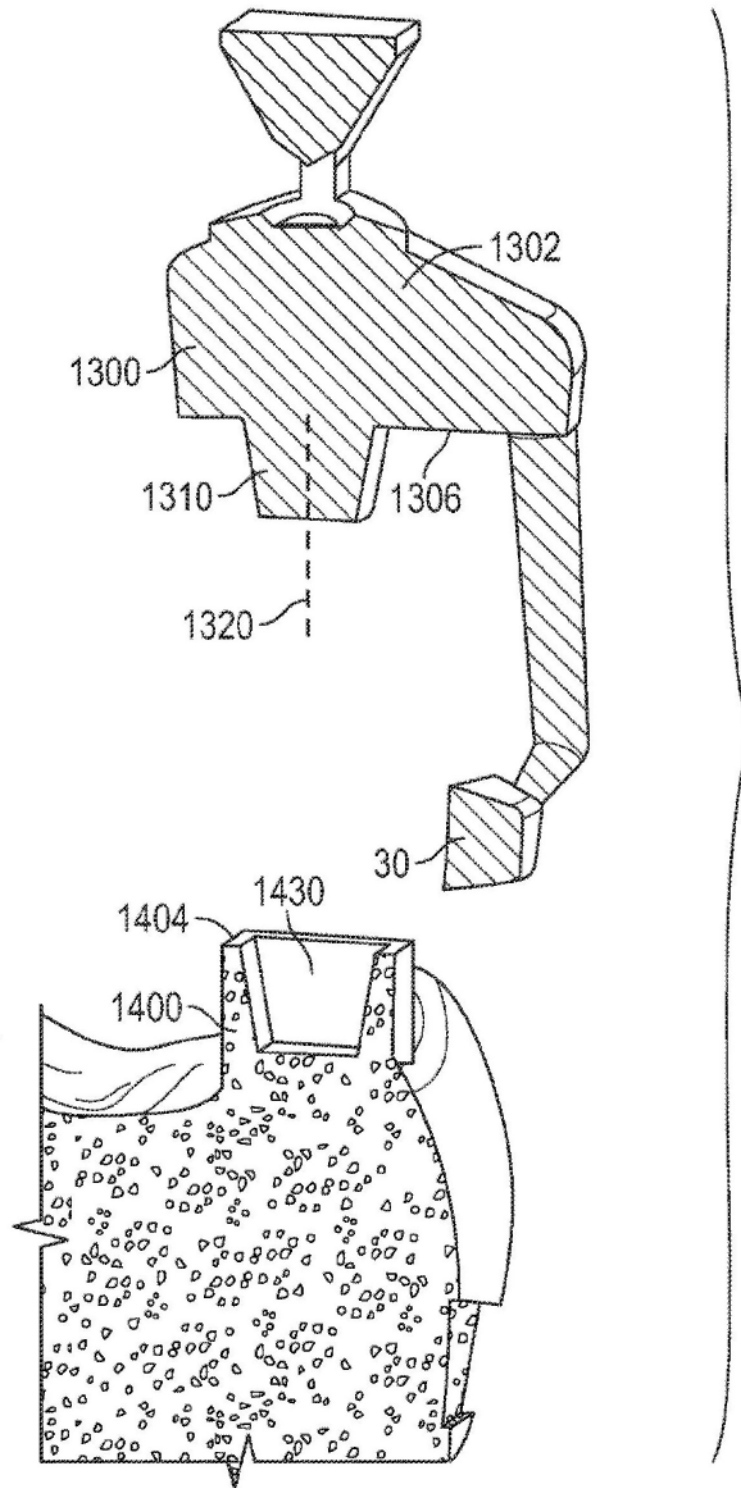


图30

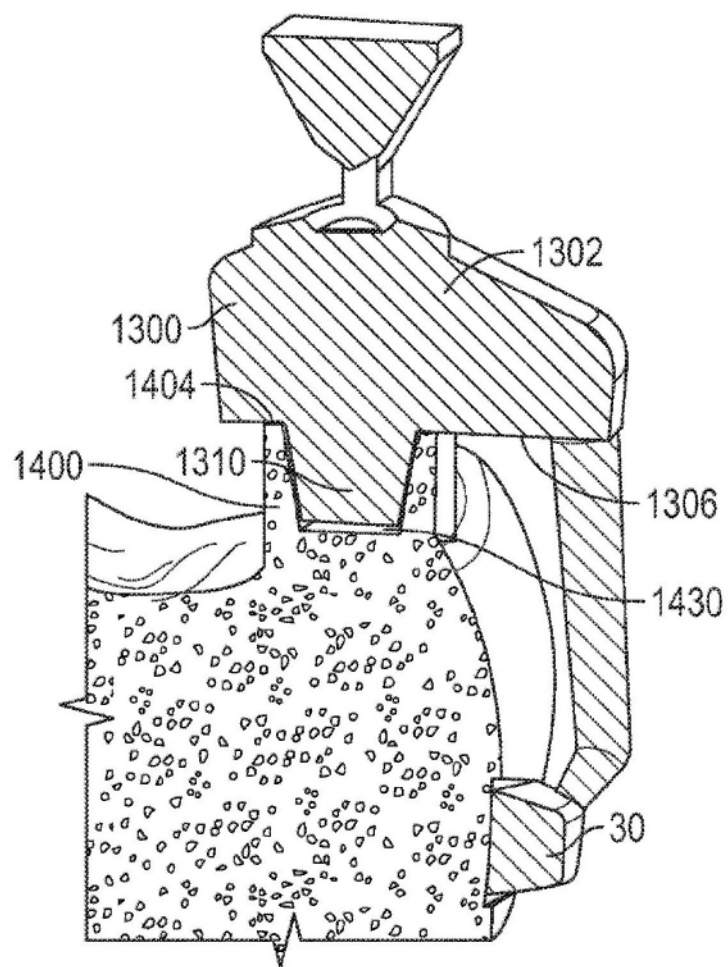


图31