(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 112587262 B
(45)授权公告日 2022.11.25

(21)申请号 202011430240.7

(22)申请日 2015.11.11

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112587262 A

(43)申请公布日 2021.04.02

(30)优先权数据
14/539,725 2014.11.12 US

(62)分案原申请数据
201580073079.3 2015.11.11

(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 彼得·韦伯 詹尼弗·C·陈
陈妍

(74)专利代理机构 北京奉思知识产权代理有限公司 11464
专利代理师 邹轶鲛 石红艳

(51)Int.Cl.
A61C 7/36(2006.01)
A61C 7/08(2006.01)
A61C 7/00(2006.01)

(56)对比文件
US 6318994 B1,2001.11.20
US 2010129762 A1,2010.05.27
US 2010075268 A1,2010.03.25
US 2009035715 A1,2009.02.05
KR 20110126318 A,2011.11.23
US 2003190575 A1,2003.10.09
CN 201551405 U,2010.08.18
US 2004013993 A1,2004.01.22
CN 102170838 A,2011.08.31
US 2014335468 A1,2014.11.13

审查员 杨晓华

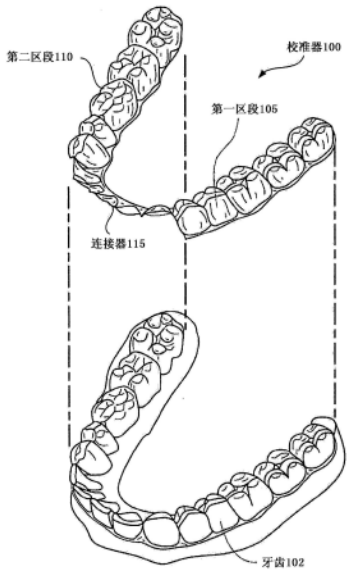
权利要求书7页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

具有隔离部分的正畸校准器

(57)摘要

一种分段正畸校准器，至少包括第一区段和第二区段。每个区段均成形为配合在患者的一组牙齿上。分段的校准器还包括将第一区段结合至第二区段的连接器。连接器隔离第一区段与第二区段之间的力的传递。



CN 112587262 B

1.一种塑性正畸校准器,其具有成形为容纳患者的多个牙齿的至少部分牙齿的多个腔体,所述塑性正畸校准器包括:

与所述多个腔体的第一组腔体相对应的第一区段,用于移动患者的所述多个牙齿的第一组牙齿;

与所述多个腔体的第二组腔体相对应的第二区段;以及

连接器,该连接器通过移除所述塑性正畸校准器的所述第一区段和所述塑性正畸校准器的所述第二区段之间的所述塑性正畸校准器的第一部分而形成,其中,所述连接器被构造为使所述第一区段与所述第二区段之间的力传递最小化,其中,所述连接器被构造为沿着患者的一个以上的其他牙齿设置,以跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙,而对所述一个以上的其他牙齿不施加临床上的显著力。

2.根据权利要求1所述的塑性正畸校准器,其中,所述连接器相比于所述第一区段和所述第二区段具有较低的刚性和较大的柔性中的至少一者。

3.根据权利要求1所述的塑性正畸校准器,其中,所述连接器被构造为不接触所述一个以上的其他牙齿的唇侧或颊侧。

4.根据权利要求1所述的塑性正畸校准器,其中,所述塑性正畸校准器的所述第一部分对应于所述一个以上的其他牙齿的唇区或颊区,其中,所述连接器跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙,而对所述一个以上的其他牙齿不施加舌侧力。

5.根据权利要求1所述的塑性正畸校准器,其中,所述连接器被构造为不接触所述一个以上的其他牙齿的舌侧或腭侧。

6.根据权利要求1所述的塑性正畸校准器,其中,所述塑性正畸校准器的所述第一部分对应于所述一个以上的其他牙齿的舌区或腭区,其中,所述连接器跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙,而对所述一个以上的其他牙齿不施加颊侧力。

7.根据权利要求1所述的塑性正畸校准器,其中,

所述一个以上的其他牙齿包括一个以上的前牙;并且

所述多个牙齿的第一组牙齿或所述多个牙齿的第二组牙齿中的至少一者包括一个以上的后牙。

8.一种方法,包括:

通过处理设备,向快速成型机发送第一指令,以使得所述快速成型机基于数字三维模型产生齿弓的物理模具;

通过所述处理设备,向热成型机或压力成型机发送第二指令,以使得所述热成型机或所述压力成型机基于针对所述物理模具热成型或压力成型塑性片而创建塑性正畸校准器其中,所述塑性正畸校准器具有成形为容纳患者的多个牙齿的至少部分牙齿的多个腔体,其中,所述塑性正畸校准器的第一区段对应于所述多个腔体的第一组腔体,所述多个腔体的第一组腔体用于移动患者的所述多个牙齿的第一组牙齿;并且其中,所述塑性正畸校准器的第二区段对应于所述多个腔体的第二组腔体;以及

通过所述处理设备,向切割机发送第三指令,以使所述塑性正畸校准器的所述第一区段和所述塑性正畸校准器的所述第二区段之间的所述塑性正畸校准器的第一部分移除以形成连接器,以使所述第一区段与所述第二区段之间的力传递最小化,其中,所述连接器被构造为沿着患者的一个以上的其他牙齿设置,以跨越所述第一区段与所述第二区段之间的

间隙，而对所述一个以上的其他牙齿不施加临床上的显著力。

9.根据权利要求8所述的方法，其中，所述连接器相比于所述第一区段和所述第二区段具有较低的刚性和较大的柔性中的至少一者。

10.根据权利要求8所述的方法，其中，所述连接器被构造为不接触所述一个以上的其他牙齿的唇侧或颊侧。

11.根据权利要求8所述的方法，其中，所述塑性正畸校准器的所述第一部分对应于所述一个以上的其他牙齿的唇区或颊区，其中，所述连接器跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙，而对所述一个以上的其他牙齿不施加舌侧力。

12.根据权利要求8所述的方法，其中，所述连接器被构造为不接触所述一个以上的其他牙齿的舌侧或腭侧。

13.根据权利要求8所述的方法，其中，所述塑性正畸校准器的所述第一部分对应于所述一个以上的其他牙齿的舌区或腭区，其中，所述连接器跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙，而对所述一个以上的其他牙齿不施加颊侧力。

14.根据权利要求8所述的方法，其中，

所述一个以上的其他牙齿包括一个以上的前牙；并且

所述多个牙齿的第一组牙齿或所述多个牙齿的第二组牙齿中的至少一者包括一个以上的后牙。

15.一种非暂时的计算机可读存储介质，具有指令，当由处理设备执行时，该指令使得所述处理设备执行权利要求8-14的任一项所述的方法。

16.一种系统，包括：

存储器；以及

连接到所述存储器的处理设备，该处理设备执行权利要求8-14的任一项所述的方法。

17.一种方法，包括：

利用处理设备接收患者的齿弓的多个牙齿的数字三维模型；

利用所述处理设备向快速成型机发送第一指令，以使所述齿弓的物理模具基于所述数字三维模型而产生；

在形成所述物理模具之后，利用所述处理设备，向热成型机或压力成型机发送第二指令，以使塑性正畸校准器基于针对所述物理模具热成型或压力成型塑性片而创建，其中，所述塑性正畸校准器形成多个腔体，该多个腔体成形为容纳患者的所述多个牙齿的至少一部分，其中，所述塑性正畸校准器的第一区段对应于所述多个腔体的第一组腔体，所述多个腔体的第一组腔体用于移动患者的所述多个牙齿的第一组牙齿，并且其中，所述塑性正畸校准器的第二区段对应于所述多个腔体的第二组腔体；以及

利用所述处理设备，向切割机发送第三指令，以使所述塑性正畸校准器的所述第一区段与所述塑性正畸校准器的所述第二区段之间的所述塑性正畸校准器的第一部分移除以形成连接器，以使所述第一区段与所述第二区段之间的力传递最小化，其中，所述连接器被构造为沿着患者的一个以上的其他牙齿设置，以跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙，而对所述一个以上的其他牙齿不施加临床上的显著力。

18.根据权利要求17所述的方法，其中，所述连接器相比于所述第一区段和所述第二区段具有较低的刚性和较大的柔性中的至少一者。

19.根据权利要求17所述的方法，其中，所述连接器被构造为不接触所述一个以上的其他牙齿的唇侧或颊侧。

20.根据权利要求17所述的方法，其中，所述塑性正畸校准器的所述第一部分对应于所述一个以上的其他牙齿的唇区或颊区，其中，所述连接器跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙，而对所述一个以上的其他牙齿不施加舌侧力。

21.根据权利要求17所述的方法，其中，所述连接器被构造为不接触所述一个以上的其他牙齿的舌侧或腭侧。

22.根据权利要求17所述的方法，其中，所述塑性正畸校准器的所述第一部分对应于所述一个以上的其他牙齿的舌区或腭区，其中，所述连接器跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙，而对所述一个以上的其他牙齿不施加颊侧力。

23.一种非暂时的计算机可读存储介质，具有指令，当由处理设备执行时，该指令使得所述处理设备执行权利要求17-22的任一项所述的方法。

24.一种系统，包括：

存储器；以及

连接到所述存储器的处理设备，该处理设备执行权利要求17-22的任一项所述的方法。

25.一种方法，包括：

利用处理设备，使包括第一区段和第二区段的塑性正畸校准器形成，其中，所述第一区段用于移动患者的第一组牙齿，所述第二区段与患者的第二组牙齿相关联，使所述塑性正畸校准器形成包括：

利用所述处理设备接收患者的齿弓的数字三维模型；

利用所述处理设备向快速成型机发送第一指令，以使得所述快速成型机基于所述数字三维模型产生所述齿弓的物理模具；

在形成所述物理模具之后，向热成型机或压力成型机发送第二指令，以使得所述热成型机或所述压力成型机基于针对所述物理模具热成型或压力成型塑性片而创建所述塑性正畸校准器；以及

利用所述处理设备向切割机发送第三指令，以使得所述切割机切割与患者的一个以上的其他牙齿相关联的所述塑性正畸校准器的部分，其中，切割的所述部分是在所述第一区段与所述第二区段之间并且对应于所述一个以上的其他牙齿的面部侧，并且其中，切割所述塑性正畸校准器的所述部分形成所述第一区段和第二区段之间的隔离所述第一区段与所述第二区段之间的力的连接器，其中，所述连接器被构造为沿着患者的一个以上的其他牙齿的舌侧而设置。

26.根据权利要求25所述的方法，还包括：

向机器发送第四指令，使得所述机器在所述第一区段上形成被构造为收纳弹性带的保持特征，其中，所述弹性带向所述第一组牙齿施加远端力。

27.一种非暂时的计算机可读存储介质，具有指令，当由处理设备执行时，该指令使得所述处理设备执行权利要求25-26的任一项所述的方法。

28.一种系统，包括：

存储器；以及

连接到所述存储器的处理设备，该处理设备执行权利要求25-26的任一项所述的方法。

29.一种正畸校准器,包括:

第一塑性区段,该第一塑性区段具有配合在患者的齿弓的第一部分上的第一形状,其中,所述第一塑性区段被构造为向所述齿弓的所述第一部分中的第一组牙齿施加力;

第二塑性区段,该第二塑性区段具有配合在所述患者的所述齿弓的第二部分上的第二形状;以及

连接器,该连接器将所述第一塑性区段结合至所述第二塑性区段,其中,所述连接器被构造为沿着患者的一个以上的其他牙齿的舌侧而设置,而对所述一个以上的其他牙齿不施加临床上的显著力,其中,所述连接器跨越所述第一塑性区段与所述第二塑性区段之间的间隙,所述间隙对应于不接受所述临床上的显著力的所述一个以上的其他牙齿,其中,所述连接器包括响应于施加的力而进行弯曲、移动或改变形状中的至少一者的柔性材料。

30.根据权利要求29所述的正畸校准器,其中,所述连接器被构造为将施加到由所述第一塑性区段覆盖的所述第一组牙齿的第一力与施加到由所述第二塑性区段覆盖的第二组牙齿的分开且不同的第二力隔离,并且其中,所述第一力与所述第二力的隔离使得a)所述第一力能够被施加到所述第一组牙齿,而不受施加到所述第二组牙齿的所述第二力的实质性干涉;以及b)所述第二力能够被施加到所述第二组牙齿,而不受施加到所述第一组牙齿的所述第一力的实质性干涉。

31.根据权利要求29所述的正畸校准器,其中,所述第一塑性区段、所述第二塑性区段和所述连接器是单个连续塑性体的部分。

32.根据权利要求30所述的正畸校准器,其中,所述第一塑性区段、所述第二塑性区段和所述连接器是单个连续塑性体的部分。

33.根据权利要求29至32的任一项所述的正畸校准器,还包括:

在所述第一塑性区段上的第一保持特征,该第一保持特征被构造为收纳第一弹性带。

34.根据权利要求33所述的正畸校准器,还包括:

在所述第二塑性区段上的第二保持特征,该第二保持特征被构造为收纳第二弹性带。

35.一种方法,包括:

利用处理设备,使用于移动患者的第一组牙齿的塑性正畸校准器的第一区段形成;

利用所述处理设备,使所述塑性正畸校准器的第二区段形成;以及

利用所述处理设备,使用连接器将所述塑性正畸校准器的所述第一区段结合至所述塑性正畸校准器的所述第二区段,所述连接器被构造为使所述第一区段与所述第二区段之间的力传递最小化;

其中,所述连接器被构造为沿着患者的一个以上的其他牙齿设置,而对所述一个以上的其他牙齿不施加临床上的显著力,其中,所述连接器跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙,所述间隙对应于不接受所述临床上的显著力的所述一个以上的其他牙齿,其中,所述连接器包括响应于施加的力而进行弯曲、移动或改变形状中的至少一者的柔性材料,其中,所述连接器被构造为将施加到由所述第一区段覆盖的所述第一组牙齿的第一力与施加到由所述第二区段覆盖的第二组牙齿的分开且不同的第二力隔离,并且其中,所述第一力与所述第二力的隔离使得a)所述第一力能够被施加到所述第一组牙齿,而不受施加到所述第二组牙齿的所述第二力的实质性干涉;以及b)所述第二力能够被施加到所述第二组牙齿,而不受施加到所述第一组牙齿的所述第一力的实质性干涉。

36.根据权利要求35所述的方法，其中：

使所述塑性正畸校准器的所述第一区段形成包括：

生成包括所述第一组牙齿的第一模型在内的齿弓的第一部分的第一模具；以及

在所述第一模具上热成型或压力成型所述第一区段；并且使所述塑性正畸校准器的所述第二区段形成包括：

生成包括所述第二组牙齿的第二模型在内的齿弓的第二部分的第二模具；以及

在所述第二模具上热成型或压力成型所述第二区段。

37.根据权利要求35所述的方法，其中，在包括如下操作的处理中一起执行所述第一区段的形成和所述第二区段的形成：

生成用于所述患者的齿弓的模具；

在所述模具上热成型或压力成型塑性体，以形成所述塑性正畸校准器；以及

将所述塑性正畸校准器切割，以将所述塑性正畸校准器分开为所述第一区段和所述第二区段。

38.根据权利要求35所述的方法，其中，所述连接器包括弹性粘合剂，该弹性粘合剂在第一端粘结所述第一区段，并且在第二端粘结所述第二区段。

39.根据权利要求35所述的方法，其中，所述连接器使第一方向上的力传递最小化，而不使第二方向上的力传递最小化。

40.一种非暂时的计算机可读存储介质，具有指令，当由处理设备执行时，该指令使得所述处理设备执行权利要求35-39的任一项所述的方法。

41.一种系统，包括：

存储器；以及

连接到所述存储器的处理设备，该处理设备执行权利要求35-39的任一项所述的方法。

42.一种方法，包括：

利用处理设备，使用于移动患者的第一组牙齿的塑性正畸校准器的第一区段和所述塑性正畸校准器的第二区段形成，使所述第一区段和所述第二区段形成包括：

利用所述处理设备接收患者的齿弓的数字三维模型；

利用所述处理设备向快速成型机发送第一指令，以使得所述快速成型机基于所述数字三维模型产生所述齿弓的物理模具；

在形成所述物理模具之后，向热成型机或压力成型机发送第二指令，以使得所述热成型机或所述压力成型机基于针对所述物理模具热成型或压力成型塑性片而创建所述塑性正畸校准器；以及

利用所述处理设备向切割机发送第三指令，以使得所述切割机将所述塑性正畸校准器切割为至少所述第一区段和所述第二区段；以及

利用所述处理设备，使用连接器将所述塑性正畸校准器的所述第一区段结合至所述塑性正畸校准器的所述第二区段，所述连接器被构造为使所述第一区段与所述第二区段之间的力传递最小化，所述结合包括：

发送第四指令以在所述第一区段与所述第二区段之间装接所述连接器，所述连接器被构造为沿着患者的一个以上的其他牙齿设置，而对所述一个以上的其他牙齿不施加临床上的显著力，其中，所述连接器跨越所述第一区段与所述第二区段之间的间隙，所述间隙对应

于不接受所述临床上的显著力的所述一个以上的其他牙齿，其中，所述连接器包括响应于施加的力而进行弯曲、移动或改变形状中的至少一者的柔性材料，其中，所述连接器被构造为将施加到由所述第一区段覆盖的所述第一组牙齿的第一力与施加到由所述第二区段覆盖的第二组牙齿的分开且不同的第二力隔离，并且其中，所述第一力与所述第二力的隔离使得a)所述第一力能够被施加到所述第一组牙齿，而不受施加到所述第二组牙齿的所述第二力的实质性干涉；以及b)所述第二力能够被施加到所述第二组牙齿，而不受施加到所述第一组牙齿的所述第一力的实质性干涉。

43.根据权利要求42所述的方法，其中，所述数字三维模型包括第一特征，该第一特征使所述第一区段包括第一保持特征，该第一保持特征被构造为保持所述连接器的第一端；以及第二特征，该第二特征使所述第二区段包括第二保持特征，该第二保持特征被构造为保持所述连接器的第二端。

44.根据权利要求42所述的方法，还包括：

向机器发送第五指令，使得所述机器在所述第一区段上形成被构造为收纳弹性带的保持特征，其中，所述弹性带向第一组牙齿施加远端力，而不向所述患者的第二组牙齿施加力。

45.一种非暂时的计算机可读存储介质，具有指令，当由处理设备执行时，该指令使得所述处理设备执行权利要求42-44的任一项所述的方法。

46.一种系统，包括：

存储器；以及

连接到所述存储器的处理设备，该处理设备执行权利要求42-44的任一项所述的方法。

47.一种正畸校准器，包括：

第一塑性区段，该第一塑性区段具有配合在患者的齿弓的第一部分上的第一形状，其中，所述第一塑性区段被构造为向所述齿弓的所述第一部分中的第一组牙齿施加力；

第二塑性区段，该第二塑性区段具有配合在所述患者的所述齿弓的第二部分上的第二形状；以及

连接器，该连接器将所述第一塑性区段结合至所述第二塑性区段，其中，所述连接器使在所述第一塑性区段与所述第二塑性区段之间的力传递最小化，其中，所述连接器被构造为沿着患者的一个以上的其他牙齿设置，而对所述一个以上的其他牙齿不施加临床上的显著力，其中，所述连接器跨越所述第一塑性区段与所述第二塑性区段之间的间隙，所述间隙对应于不接受所述临床上的显著力的所述一个以上的其他牙齿，其中，所述连接器包括响应于施加的力而进行弯曲、移动或改变形状中的至少一者的柔性材料，其中，所述连接器被构造为将施加到由所述第一塑性区段覆盖的所述第一组牙齿的第一力与施加到由所述第二塑性区段覆盖的第二组牙齿的分开且不同的第二力隔离，并且其中，所述第一力与所述第二力的隔离使得a)所述第一力能够被施加到所述第一组牙齿，而不受施加到所述第二组牙齿的所述第二力的实质性干涉；以及b)所述第二力能够被施加到所述第二组牙齿，而不受施加到所述第一组牙齿的所述第一力的实质性干涉。

48.根据权利要求47所述的正畸校准器，其中，所述连接器使第一方向上的力传递最小化，而不使第二方向上的力传递最小化。

49.根据权利要求47所述的正畸校准器，其中，所述连接器包括：半刚性的热固性材料、

半刚性的热塑性材料或半刚性金属中的至少一者。

50.根据权利要求47所述的正畸校准器，其中，所述第一塑性区段、所述第二塑性区段和所述连接器是单个连续塑性体的部分。

51.根据权利要求47所述的正畸校准器，其中，所述连接器包括波纹构造，该波纹构造在向所述第一塑性区段与所述第二塑性区段之间施加第三力之前弯曲。

52.根据权利要求47所述的正畸校准器，还包括：

一个以上的其它区段，该一个以上的其它区段均具有配合在所述患者的所述齿弓的其它部分上的其它形状；以及

一个以上的其它连接器，该一个以上的其它连接器将所述一个以上的其他区段结合至所述第一塑性区段或所述第二塑性区段中的至少一者。

53.根据权利要求47所述的正畸校准器，还包括：

所述第一塑性区段上的保持特征，该保持特征被构造为收纳弹性带，其中，所述弹性带向所述第一组牙齿施加远端力或近中力中的一者，而不向所述患者的第二组牙齿施加力。

54.根据权利要求47所述的正畸校准器，其中，

所述第一塑性区段包括第一特征，该第一特征被构造为保持所述连接器的第一端，并且所述第二塑性区段包括第二特征，该第二特征被构造为保持所述连接器的第二端。

具有隔离部分的正畸校准器

[0001] 本申请是基于2015年11月11日提交的专利申请号为201580073079.3(PCT/IB2015/002136)、名为“具有隔离部分的正畸校准器”的申请(进入中国国家阶段日期:2017年7月11日)的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明的实施例涉及正畸领域,并且特别地,涉及一种塑性正畸校准器。

背景技术

[0003] 正畸过程通常涉及将患者的牙齿重定位到期望的排列以矫正咬合不正和/或提高美观性。为了实现这些目的,诸如矫形支架、固位器、塑性校准器(还称为壳形校准器)等能够由正畸医师施加到患者的牙齿。矫正器被构造为向一个以上的牙齿施加力,以实现期望的牙齿移动。能够由医师阶段性地调整力的施加(例如,通过更换矫正器或者使用不同类型的矫正器),以渐进地将牙齿重定位到期望的排列。

附图说明

[0004] 在附图的图形中以实例而不是以限制的方式图示本发明。

[0005] 图1示出根据一个实施例的分段塑性正畸校准器。

[0006] 图2示出根据另一实施例的分段塑性正畸校准器。

[0007] 图3示出根据另一实施例的分段塑性正畸校准器。

[0008] 图4示出根据另一实施例的分段塑性正畸校准器。

[0009] 图5示出根据另一实施例的塑性正畸校准器。

[0010] 图6示出根据另一实施例的一对塑性正畸校准器,其被设计为向上后牙施加力而不对上前牙施加力。

[0011] 图7示出利用校准器序列的正畸治疗方法的一个实施例的流程图。

[0012] 图8示出用于制造分段校准器的方法的一个实施例的流程图,所述分段校准器具有隔离区段之间的力传递的连接器。

[0013] 图9示出用于制造分段校准器的方法的另一个实施例的流程图,所述分段校准器具有隔离区段之间的力传递的连接器。

[0014] 图10示出用于制造分段校准器的方法的另一个实施例的流程图,所述分段校准器具有隔离区段之间的力传递的连接器。

[0015] 图11示出根据本发明的实施例的示例性计算装置的方框图。

具体实施方式

[0016] 在一些情况下,可能期望隔离施加到不同组牙齿的力。当下的塑性校准器可能不能有效地隔离不同组牙齿之间(例如,前牙与后牙之间)的力。本文描述的实施例为:正畸校准器,其具有通过连接器而结合的区段,该连接器隔离区段之间的力(例如,隔离区段,使得

在区段之间不施加力或者仅施加小的力)；以及制造和使用这种正畸校准器的方法。与非区段化正畸校准器的不同部分之间的力传递相比，区段之间的力的传递能够被减小。如下文所述，区段和连接器能够被独立地制造并且作为分离的元件提供，或者与较大的校准器分离。能够采用本文描述的正畸校准器连同相关系统和方法作为正畸治疗过程的一部分，以重定位一个以上的牙齿，维持一个以上的牙齿的当前位置，或者它们的适当的组合。正畸校准器能够包括多个分离的壳体区段，其均包括成形为收纳至少一部分患者的牙齿的腔体，所述多个分离的壳体区段由弹性的、刚性的或者半刚性的连接器结合以形成单个的矫正器壳体。将壳体区段和/或连接器的几何形状、构造以及材料性能选择为最小化或者消除区段之间的力的传递。例如，连接器可以被设计为防止临床上显著的力通过不覆盖一个以上的牙齿的区段而施加到这些一个以上的牙齿。临床上显著的力是足以改变牙齿的位置或者对齐排列的力。这使得分离并且独立的力能够被施加到被各个区段覆盖的牙齿，而没有来自其它区段的干涉或者反力。另外，本文公开的分段的校准器在一些情况下可以适应比传统的非分段校准器更大的牙齿移动，从而降低了为完成正畸治疗的进行而使用的不同校准器的数量。在一些情况下，可以最小化或者消除一些方向上的力的传递，而对其它方向的力传递没有影响。例如，可以最小化远中侧或近中侧的力，而不降低区段之间的其它力。

[0017] 在一些情况下，独立的壳体区段的刚度大于连接器的刚度。这能够建立隔离的力系统，并且能够治疗一个以上的特定牙齿而不对其他牙齿施加反作用力。通过力隔离连接器结合的分段校准器可以改善某些咬合不正的治疗，在咬合不正的治疗中，优选的是分离的力治疗分离组的牙齿。

[0018] 壳体区段在设计上可以变化。在一些情况下，形成校准器的一个以上独立的壳体区段可以被构造为仅收纳单一牙齿。在一些情况下，一个以上的独立的壳体区段可以被构造为跨越或收纳多个牙齿。针对被区段跨越或收纳的多个牙齿，校准器可以包括相同类型或者不同类型的区段。例如，矫正器可以包括一些跨越或收纳单个牙齿的壳体区段，以及一些跨越或收纳多个牙齿的壳体区段。可以使用具有不同形状、材料成分和设计的连接器。可以在每对相邻的区段之间使用同类型或不同类型的连接器。

[0019] 本文描述的校准器可以包括在一系列校准器，以提供用于定位牙齿的正畸系统。这样的正畸系统能够包括正畸校准器序列，其中每个校准器均包括壳体，该壳体具有成型为收纳牙齿的至少一部分的一个以上腔体。校准器可以被患者顺序地佩戴，以将一个以上牙齿从第一排列移动到第二排列。如本文所述，一个以上校准器可以被分段并且包括结合区段的连接器。

[0020] 现在转到附图，图1示出示例性牙齿重定位矫正器或正畸校准器100，其能够由患者佩戴，以实现颌中的个别牙齿102的渐进的重定位。正畸校准器100能够包括壳体(例如，连续的透光的聚合物壳体或者分段壳体)，该壳体具有收纳牙齿102并且弹性地重定位该牙齿的牙齿收纳腔。可以使用牙齿102的物理模型或者模具间接地制造正畸校准器100或正畸校准器100的一部分。例如，能够使用牙齿102的物理模型以及适当层的聚合物材料的板来形成校准器。在一些情况下，例如利用快速成型制造技术根据校准器的数字模型直接制造校准器100。校准器100能够配合在上颌或下颌中存在的所有牙齿102上，或者少于所有牙齿102上。校准器100能够特别地设计为容纳患者的牙齿(例如，牙齿收纳腔的形貌匹配患者牙齿的形貌)，并且可以基于通过模印、扫描等生成的患者牙齿的正负模型来制造该校准器

100。可选地，校准器100能够是被构造为收纳牙齿的通用校准器，而不必须成形为匹配患者牙齿的形貌。

[0021] 在一些情况下，校准器收纳的仅特定的牙齿要被校准器重定位，而其他牙齿能够提供基部或者锚固区域，用以在矫正器向一个或多个重定位的目标牙齿施加力时适当地保持矫正器。在一些情况下，在治疗期间的某些时间点，将重定位许多或者大部分甚至全部牙齿。被移动的牙齿也能够充当在患者佩戴校准器时用于保持校准器的基部或锚固点。通常，不设置线或者其他装置以将校准器保持在牙齿上的适当位置。然而，在一些情况下，可以期望在牙齿102上设置与正畸校准器100中的插孔或小口(未示出)相对应的个别的装接件或者其他锚定元件(未示出)，使得校准器能够向牙齿施加选择的力。

[0022] 如图所示，正畸校准器100包括通过连接器115而分离的第一区段105和第二区段110。在所示的实例中，第一区段105、第二区段110和连接器115是单个连续塑性体或壳体的所有部分。在第一区段105与第二区段110之间可以有间隙或空隙，并且间隙可以由连接器115维持。然而，与第一区段105和第二区段110相比，校准器100的构成连接器115的部分可以具有较低的刚性和/或较大的柔性。作为代替或附加，连接器115的几何结构可以构造为不与一个以上牙齿的特定部分接触或者几乎不接触。例如，连接器115可以不接触前牙(连接器115可能跨越的牙)的唇侧。由于已经切割校准器100以去除校准器100的可能会覆盖患者的前牙的颊区的部分，所以得到了所述较低的刚性、较高的柔性和/或几何构造。校准器100在连接器115处的降低的刚性、较大的柔性和/或几何构造用于隔离、减小或者消除在第一区段105与第二区段110之间力传递。例如，由于已经切割了校准器从而不覆盖前牙的颊区，所以舌侧力不能施加到这些前牙。即使由第一区段105和第二区段110覆盖的前牙受用于远移的力影响，也可以确保不向前牙施加远中侧力。

[0023] 作为非限定实例，示出了各自收纳多个牙齿的区段105、110。然而，在一些情况下，区段可以被构造为仅收纳一个牙齿。在另外的实施例中，正畸校准器可以包括跨越单个牙齿的区段、跨越多个牙齿的区段，以及它们的组合。在校准器构造中，跨越单个牙齿的区段以及跨越多个牙齿的区段不限于齿弓内的任何特殊部位，而能够是矫正器设计中选择的部位。

[0024] 连接器115能够永久地固定到壳体区段105、110，使得壳体区段105、110不能被非破坏性地互相拆分。代替地，连接器115可以从壳体区段105、110移除。在一个实施例中，连接器115产生防止分离时可能由区段引起的窒息的危险的功能。

[0025] 图2示出根据另一个实施例的分段塑性正畸校准器200。与校准器100类似，校准器200包括通过连接器215结合的第一区段和第二区段210。与校准器100一样，通过将校准器200的本体的一部分切掉来形成校准器200中的连接器215。然而，在校准器200中，切除了校准器的可能会与患者的前牙的舌侧区域或腭区域接触的一部分。从而，可以避免颊侧的力传递到前牙。即使在力施加到后牙的情况下也可以为前牙避免这样的力。

[0026] 图3示出根据另一实施例的分段塑性正畸校准器300。校准器300包括第一区段305、第二区段310和第三区段315。第一区段305与第三区段315通过第一连接器320结合。类似地，第二区段310与第三区段315通过第二连接器325结合。第一连接器320和第二连接器325可以是弹性体(例如，弹性体粘合剂)、包括热固性和热塑性材料的半刚性材料、半刚性金属的连接器等。在一个实施例中，第一连接器320和第二连接器325是肖氏硬度为A20至

A80并且弹性模量为约100磅每平方英寸(psi)至约100000psi的弹性体。在一个实施例中，第一连接器320和第二连接器325是肖氏硬度为D30至D80并且弹性模量为约100000psi至约350000psi的半刚性的热固性或热塑性材料。在一个实施例中，第一连接器320和第二连接器325由金属(例如，金属线、金属带等)制成。在一个实施例中，连接器320、325由弹性粘合剂(例如弹性体粘合剂)形成，该弹性粘合剂利用弹性粘结有效地粘结区段。在另一实施例中，连接器320、325由聚氨酯弹性体(PTE)形成。在另一个实施例中，连接器320、325由塑料、金属(例如，弓丝)和/或其它材料形成。连接器320、325可以是弹性的、完全刚性的，与枢轴相连接，和/或与传递某些定向力而不传递其它力的几何结构相连接。

[0027] 连接器320、325可以由单一材料或者由多种材料形成。材料可以布置为一层或者多层。例如，多层不同材料或者多层相同材料可以用于形成连接器320、325。能够至少部分地基于选择的材料、材料形状、材料尺寸、材料层和/或材料厚度来决定用于形成连接器320、325的材料的诸如韧性、弹性、硬度/软度、颜色等这样的性能。在一个实施例中，连接器320、325由诸如弹性体材料这样的弹性材料形成。

[0028] 在一些情况下，连接器320、325能够被构造为使得一个以上的性能沿着连接器的长度或者连接器的一部分是均匀的。另外，连接器的一个以上的性能可以沿着连接器的长度或者一部分变化。例如，连接器320、325可以沿着长度或一部分具有基本均一的厚度，或者可以沿着长度或一部分具有变化的厚度。如将理解的，连接器的特性可以被选择为减小或者消除在校准器的不同区段或者在不同组牙齿之间的力的传递。

[0029] 在图示的示例性校准器300中，连接器320、325操作为减小或消除患者的左右后牙与前牙之间的力的传递。这使得后牙能够被作为一个单元而远侧化，与此同时，分离的移动能够施加到前牙(例如，施加到患者的门牙)。代替地，近中力可以被施加到后牙，而不向前牙施加近中力。后牙的治疗将不影响或者不干涉后牙的治疗。同样地，后牙的治疗将不影响或不干涉前牙的治疗。

[0030] 图4示出根据另一实施例的分段塑性正畸校准器400。校准器400包括通过桥状连接器415结合到第二区段410的第一区段405。连接器415是半刚性材料，其弯曲而不在第一区段405与第二区段410之间传递力。连接器415可以是预先形成的连接器，其可以胶粘或者机械地装接到区段。

[0031] 在一个实施例中，区段405、410分别包括尺寸和形状形成为保持连接器415的端部的保持特征。例如，连接器415可以进入特征的位置中。这些特征可以设计到校准器400中。例如，这些特征可以包括在用于形成校准器的模具中，使得校准器包括这些特征。代替地，这些特征可以形成在(例如，切入到)区段中并且/或者在区段形成之后装接到区段。保持特征的一些实例包括槽、脊、凸起、凹陷、机械按扣或锁的公或母部分等。保持特征能够用于防止连接器415从期望的位置意外地移位或释放，从而确保校准器400不分离或者造成窒息危险。

[0032] 图5示出根据另一实施例的塑性正畸校准器500。校准器500包括第一区段505，第一区段505通过第一连接器520结合到第三区段515的第一侧。校准器500还包括第二区段510，第二区段510通过第二连接器525结合到第三区段515的第二侧。第一和第二连接器520、525是具有手风琴状的形状的波纹连接器。波纹构造将在向区段之间施加临床上显著的力之前弯曲(flex)。从而，区段之间的波纹减小了治疗期间在区段之间传递的力。在一个

实施例中，波纹连接器520、525由与区段505-515相同的材料形成(例如，弹性体)。在一个实施例中，如所示出的，连接器520、525和区段505-515形成了单一连续的壳体本体。代替地，连接器520、525可以是装接到区段505-515的分离的构件。在这样的情况下，连接器520-525可以是与区段相同的材料，或者是不同的材料。例如，连接器520-525可以由弹性体形成。

[0033] 图6示出根据另一实施例的一对塑性正畸校准器，其被设计为向上后牙施加力而不对上前牙施加力。一对校准器包括上校准器608和下校准器605。下校准器605是包括保持特征630的传统的非分段校准器。如所示出的，保持特征630可以位于磨牙或其它后牙处。保持特征可以是能够固定弹性带635(例如，诸如橡胶带)的一端的裂缝、切口、槽、凸起或者其他特征。代替地，下校准器605可以包括不连续体，诸如切口、翼板、小口(例如，开口、窗、缝隙、切槽等)，而不是保持特征。因此保持特征可以在不连续体的部位处直接结合到患者的牙齿。当患者佩戴下校准器605时，不连续体可以露出保持特征。

[0034] 上校准器605是分段校准器，其包括通过连接器620而结合的第一区段610和第二区段615。第一区段610包括用以固定弹性带635的第二端的保持特征625。如所示出的，保持特征625可以位于犬齿或其它前牙的位置处。代替地，第一校准器610可以包括不连续体，诸如切口、翼板、小口(例如，开口、窗、缝隙、切槽等)，而不是保持特征。因此保持特征可以在不连续体的部位处直接结合到患者的牙齿。当患者佩戴上校准器608时，不连接体可以露出保持特征。

[0035] 弹性带635可以向第一区段施加远侧力，并且从而施加到由第一区段610覆盖的一组牙齿。类似的弹性带可以在第二区段615上的附加保持特征与下校准器605之间延伸，并且可以向第二区段施加远侧力，从而施加到由第二区段615覆盖的一组牙齿。连接器620可以隔离力，使得不向患者的任何上前牙施加力。在可选的实施例中，保持特征625可以位于上后牙上，并且保持特征630可以位于下前牙上。在这样的构造中，近中力可以施加到第二区段615，而不是施加到第一区段610。

[0036] 在可选实例中，上和/或下校准器可以是本文描述的任意的分段校准器。例如，上校准器可以与图3的校准器300相似，并且可以包括通过两个连接器结合的三个区段，而不是通过单个连接器结合的两个区段。

[0037] 本文描述的矫正器能够与安装在一个以上的被收纳的牙齿上的一个以上的装接件组合使用。因此，壳体区段的形貌能够被修整为容纳装接件(例如，具有用于收纳装接件的合适的容纳部)。装接件能够接合壳体区段和/或弹性件，以向下面的牙齿传递重定位力，如本文之前所述。作为代替或附加，装接件能够用于将矫正器保持在患者的牙齿上，并且防止矫正器无意中被移动。例如，不具有根切的牙齿(例如中心牙齿，侧齿)可以需要装接件来确保装接件正确接合在牙齿上，而具有自然根切的牙齿(例如磨牙)可以不需要装接件。装接件能够被安装在牙齿的任意合适的部分上，诸如牙齿的颊侧表面或舌侧表面。

[0038] 图7示出利用校准器序列的正畸治疗方法700的一个实施例的流程图。可以使用本文描述的任意校准器或校准器组而实施方法700。在方框710中，第一正畸校准器施加到患者牙齿，以将牙齿从第一牙齿排列朝着第二牙齿排列重定位。患者的牙齿被布置为使得不同的力能够通过不同的区段施加到牙齿。因为来自一些区段的反作用力可能作用为破坏其他区段施加到牙齿的力，所以这些力在使用传统校准器时可能是不兼容的。

[0039] 在方框720处，第二正畸校准器施加到患者的牙齿，以将牙齿从第二牙齿排列重定

位到第三牙齿排列。可以使用传统的校准器(例如,非分段校准器)实现牙齿从第二排列到第三排列的重定位。因此,传统的非分段校准器可以用于将牙齿从第二排列重定位到第三排列。代替地,第二正畸校准器可以是将不同区段的力隔离的另一个分段校准器。第二正畸校准器可以以与第一正畸校准器相同的方式或者以与第一正畸校准器不同的方式分段。例如,第一正畸校准器可以包括通过单个连接器分开的两个区段,并且第二正畸校准器可以包括分别通过不同的连接器结合的三个区段。例如,可以将不同的校准器分段为向不同组牙齿施加力。

[0040] 能够通过使用一系列的校准器中的任意合适数量以及组合而重复方法700,以将患者的牙齿从初始排列渐进地重定位到目标排列。能够在相同阶段生成所有校准器,或者以组或批生成校准器(例如,在治疗的开始阶段),并且患者能够佩戴各个校准器,直到各个校准器对牙齿的压力不再能够被感觉到,或者直到已经获得了给定阶段的所呈现的牙齿移动的最大量。能够在患者佩戴任何校准器之前设计并且甚至制造多个不同校准器(例如,一组)。在佩戴校准器合适的时间段后,患者能够用系列中的下一个校准器替换当前校准器,直到不再有校准器。校准器通常不固定到牙齿,并且患者可以在疗程期间的任意时间放置和替换校准器(例如,患者可移除的校准器)。

[0041] 系列中的最后的一个或几个校准器可以具有被选择为过矫正牙齿排列的几何结构。例如,一个以上的校准器的几何结构可以为(如果完全实现)将个别牙齿超过已经被选择为“最终”的牙齿排列地移动。可以期望这样的过矫正,以在重定位方法已经终止之后抵消潜在的复发(例如,允许个别牙齿返回朝着其校正前的位置移动)。过矫正还可以有益于矫正速率(例如,具有被定位为超过期望中间位置或最终位置的几何结构的校准器可以以更大速率使个别牙齿朝着其位置偏移)。在这样的情况下,能够在牙齿到达校准器定义的位置之前终止校准器的使用。此外,可以有意地施加过矫正,以补偿校准器的任何不精确或极限。

[0042] 图8示出用于制造分段校准器的方法800的一个实施例的流程图,所述分段校准器具有将在区段之间力传递隔离、减小或消除的连接器。在一些实施例中,通过计算设备的处理逻辑执行方法800的一个以上的操作。处理逻辑可以包括硬件(例如,电路、专用逻辑,可编程逻辑、微码等)、软件(例如,由处理设备执行的指令)、固件或他们的组合。例如,可以利用诸如图11的计算设备1101这样的计算设备执行方法800的一个以上的操作。另外,可以基于从处理逻辑接收的指令而利用制造机执行一些操作。或者一些操作可以由用户执行。

[0043] 在方法800的方框805处,确定用于患者的牙弓的模具形状。可以通过数字规划患者牙齿的中间或最终目标排列,并且制造体现该中间或最终目标布置的牙弓模具来确定形状。代替地,可以通过印模患者的齿弓并根据印模生成模具来确定形状。从而,能够根据牙齿的印模或扫描生成模具或模型(例如,患者的口内腔,患者口内腔的阳模或阴模或根据患者的口内腔而形成的牙印模)。

[0044] 能够使用患者的牙齿的一个以上的物理或数字表示来制造或设计校准器。患者的牙齿的表示可以包括患者的牙齿的当前排列的表示,并且还可以包括在一个以上的治疗阶段中重定位的患者牙齿的表示。治疗阶段可以包括患者的牙齿的期望的或者目标的排列,诸如期望的牙齿最终排列。治疗阶段还可以包括一个以上的牙齿中间排列(例如,计划的中间排列),该中间排列代表随着牙齿从第一排列(例如,初始排列)朝着第二或期望的排列

(例如,期望的最终排列)行进而呈现的患者的牙齿的排列。

[0045] 在一个实施例中,在方框808处,接收到患者的牙齿的数字表示。数字表示可以包括患者的口内腔(包括牙齿、牙龈组织等)的表面形貌数据。表面形貌数据能够通过使用合适的扫描设备(例如手持扫描仪、台式扫描仪等)直接扫描口内腔、口内腔的物理模型(正模型或负模型)或者口内腔的印模而生成。

[0046] 在一个实施例中,在方框809处,基于牙齿的数字表示生成一个以上的治疗阶段。治疗阶段可以是被设计为将患者的一个以上的牙齿从初始牙齿排列移动到目标排列的正畸治疗过程的渐进的重定位阶段。例如,治疗阶段能够通过如下来生成:确定利用数字表示而表明的初始牙齿排列;确定目标牙齿排列;并且确定在初始排列中的一个以上的牙齿为实现目标牙齿排列所必须的移动路径。能够基于最小化总移动距离、防止牙齿之间的冲突、避免难以实现的牙齿移动或者其他任何合适的标准来优化移动路径。

[0047] 在方框810处,基于确定的形状制造模具。这可以包括使用齿弓的三维虚拟模型并且向快速成型机(例如,三维打印机)发送指令以制造模具。在一个实施例中,使用快速成型制造技术制造可断裂模具。快速成型制造技术的一个实例是3D打印。3D打印包括任何基于层的积层制造工艺。3D打印机可以接收模具的3D虚拟模型的输入(例如,像计算机辅助制图(CAD)文件,或者如立体光刻(STL)文件这样的3D打印文件),并且可以使用3D虚拟建模创建模具。可以使用附加的工艺实现3D打印,其中连续的材料层以规定的形状形成。可以使用挤出沉积、颗粒材料结合、层压、光聚合或其它技术进行3D打印。

[0048] 在一个实施例中,使用立体光刻技术(SLA),也称为光学制造固体成像技术,来制造SLA模具。在SLA中,通过在光固化材料(例如,聚合物树脂)薄层上的彼此重叠地连续印刷来制造模具。平台位于刚好液池的表面下方的液体光聚合物或树脂池中。光源(例如,紫外线激光器)在平台上描绘图案,固化光源所指向的光聚合物,以形成模具的第一层。平台渐进地下降,并且光源在平台上描绘新的图案,从而以各自增量形成模具的另一层。重复该过程直至完全制造模具。各层可以具有25微米与200微米之间的厚度。一旦形成了模具的所有层,则清理并且固化模具。

[0049] 在方框815处,在模具上形成塑性正畸校准器。这可以包括向压力成型机或热成型机发送指令,以使得在模具上压力成型或热成型一片材料,以形成校准器的本体。例如,片材可以是一片塑性体(例如,弹性热塑性体)。为了在模具上热成型壳体或校准器,材料片可以被加热到片材变得柔软的温度。压力可以同时施加到片材上,以形成在可断裂模具周围的当前柔软的片材。一旦片材冷却,其将具有符合模具的形状。在一个实施例中,在形成校准器之前将脱模剂(例如,不粘材料)施加到模具。这可以有助于稍后将模具从校准器移除。塑性正畸校准器可以包括形成在一起的(例如,同时形成的)第一区段和第二区段。在一些实施例中,连接器还可以与第一和第二区段的形成一起形成。

[0050] 其它的用于制造校准器或校准器的独立区段和/或连接器的示例性方法包括快速成型、立体光刻或计算机数控(CNC)铣削。校准器或者壳体区段的材料可以是透光的,诸如透光聚合物。

[0051] 在方框820处,塑性正畸校准器被切割,以将校准器至少划分为通过连接器分离的两个区段。这可以包括向切割机发送指令,以使得切割机在特定坐标处切割校准器。例如,切割机可以是激光切割器、等离子切割机或铣床。至少两个区段和连接器是单个连续塑性

体的部分。独立的壳体区段分别包括成形为收纳牙齿的至少一部分的一个以上的腔体。壳体区段能够共同地收纳牙齿的连续跨度。壳体区段的数量和形状能够被选择为适应期望的牙齿移动，并且连接器能够隔离力，以允许不同组牙齿的不同的牙齿移动。校准器还可以被沿着牙龈切线标记和/或调整。

[0052] 能够制造一组校准器，每个校准器都成形为容纳由一个治疗阶段指定的牙齿排列，使得校准器能够由患者顺次佩戴以渐进地将牙齿从初始排列重定位到目标排列。校准器组可以包括本文描述的一个以上的分段校准器。这样的分段校准器的壳体区段和连接器的性能(例如，数量、几何结构、构造、材料特性)能够被选择为引起相应的治疗阶段所指定的牙齿移动。这些性质中的至少一些性质能够经由合适的计算软件或其它基于数字的方法确定。校准器的制造可以涉及创建校准器的数字模型，其要被用作到计算机控制的制造系统的输入。

[0053] 图9示出用于制造分段校准器的方法900的另一个实施例的流程图，所述分段校准器具有将在区段之间力传递隔离的连接器。在一些实施例中，通过计算设备的处理逻辑执行方法900的一个以上的操作。处理逻辑可以包括硬件(例如，电路、专用逻辑，可编程逻辑，微码等)、软件(例如，由处理设备执行的指令)、固件或其组合。例如，可以利用诸如图11的计算设备1101这样的计算设备执行方法900的一个以上的操作。另外，可以基于从处理逻辑接收的指令利用制造机执行一些操作。或者一些操作可以由用户执行(例如，基于用户与模具建模模块或绘图程序的交互)。

[0054] 在方法900的方框905处，确定患者的牙弓的模具的形状。可以通过数字规划患者牙齿的中间或最终目标排列，并且制造体现该中间或最终目标布置的牙弓模具来确定形状。代替地，可以通过采用患者的齿弓印模并根据印模生成模具来确定形状。在方框910处，基于确定的形状制造模具(例如，基于向快速成型机发送的指令)而制造模具。这可以包括使用齿弓的三维虚拟模型和快速成型机(例如，三维打印机)来制造模具。

[0055] 在方框915处，在模具上形成塑性正畸校准器(例如，基于向热成型机或压力成型机发送指令)。在一个实施例中，塑性正畸校准器被热成型或压力成型在模具上。其它的用于制造校准器或校准器的独立区段和/或连接器的示例性方法包括快速成型、立体光刻或计算机数控(CNC)铣削。校准器或者壳体区段的材料可以是透光的，诸如透光聚合物。代替地，材料可以具有任意其它期望的颜色。

[0056] 在方框920处，塑性正畸校准器被切割，以将校准器划分为通过连接器分离的至少两个区段(例如，基于向切割机发送指令)。可以使用激光切割器、等离子切割机，铣床或机械切割机切割校准器。切割校准器以将校准器分离为不结合的多个独立的区段。

[0057] 在方框925处，使用连接器(或多个连接器)结合独立的壳体区段，从而形成单个的校准器壳体。在一个实施例中，指令被发送到机器，以使得机器将区段结合到连接器。代替地，可以向显示器输出提示以指示用户手动地将区段连接到连接器。连接器可以是弹性材料。代替地，连接器可以是诸如半刚性塑性体这样的塑性体。还可以使用其它弹性或半刚性材料。在多个实施例中，连接器是透光的。连接器可以设置成条、带、片、网格、涂层、层、管、弹性胶或他们合适的组合，并且可以由任何合适的材料制成。弹性件的示例性制造方法包括挤出、快速成型、喷涂、热成型或他们合适的组合。连接器的特征(例如长度、宽度、厚度、面积、形状、截面、刚度等)可以在整个弹性材料的整体上是均匀的，或者可以是可变的。例

如，连接器的不同部分可以具有不同厚度，从而改变校准器的局部依从性。此外，在一些情况下，连接器可以具有各向异性特性。作为实例，连接器可以沿着第一方向相对依从性，并且沿着第二方向不太依从性(或者非依从性)。连接器的柔性的方向性可用于减轻牙齿之间的力传递，与此同时，仍然为校准器提供结构和稳定性。

[0058] 可以使用合适粘合剂或粘结剂将连接器联结到区段。在一些情况下，连接器可以具有粘合剂性能，从而使得连接器能够直接联结到壳体区段，而不使用附加的外部制剂。将连接器装接到壳体区段的示例方法包括挤出、喷涂、涂覆、浸渍或他们合适的组合。连接器还可以使用卡扣、按扣、锁等物理地连接到区段，例如，连接器可以包括按扣的公端，并且区段中的保持特征可以包括按扣的母端。在一个实施例中，附加信息可以发送到一个以上机器中，以使得机器在区段中形成保持特征。保持特征可以用以保持弹性带，该弹性带稍后可以装接到保持特征以及装接到另一校准器上的另一保持特征、校准器的区段或牙齿。在一个实施例中，形成保持特征包括在校准器的区段中切割裂缝或槽。

[0059] 图10示出用于制造分段校准器的方法的另一个实施例的流程图，所述分段校准器具有将在区段之间力传递隔离、减小或消除的连接器。在一些实施例中，通过计算设备的处理逻辑执行方法1000的一个以上的操作。处理逻辑可以包括硬件(例如，电路、专用逻辑，可编程逻辑，微码等)、软件(例如，由处理设备执行的指令)、固件或它们的组合。例如，可以利用诸如图11的计算设备1101这样的计算设备执行方法1000的一个以上的操作。另外，可以基于从处理逻辑接收的指令利用制造机执行一些操作。或者一些操作可以由用户执行(例如，基于患者与模具建模模块或绘图程序的交互)。

[0060] 在方法1000的方框1005处，为第一齿弓的第一模具和齿弓的第二部分的第二模具确定形状。第一模具可以代表患者的第一组牙齿，并且第二模具可以代表患者的第二组牙齿。可以通过数字计划患者的牙齿的中间排列或最终目标排列而确定形状。代替地，可以通过采用患者齿弓的印模确定形状。在方框1010处，基于确定的形状制造模具。这可以包括使用齿弓的三维虚拟模型和快速成型机(例如，三维打印机)来制造模具。

[0061] 在方框1015处，塑性正畸校准器的第一区段形成在第一模具上。在一个实施例中，塑性正畸校准器的第一区段热成型或压力成型在模具上。在方框1020中，塑性正畸校准器的第二区段形成在第二模具上。制造区段的示例性方法包括热成型、快速成型、立体光刻或计算机数控(CNC)铣。

[0062] 在方框1025处，使用连接器(或多个连接器)结合独立的壳体区段，从而形成单个的校准器壳体。连接器可以是弹性材料。代替地，连接器可以是诸如半刚性塑性体这样的塑性体。还可以使用其它弹性或半刚性材料。

[0063] 图11是系统1100的简化框图，系统可以用于执行本文所述的方法和处理。系统1100通常包括连接到网络1124的计算设备1101、扫描仪1120和/或制造机1122。计算设备1101可以连接(例如，联网)到局域网(LAN)、内联网、外部网或互联网中的其他机器。例如，计算设备1101可以联网制造机1122，该制造机可以是快速成型装置，诸如3D打印机或SLA装置。计算设备1101可以作为客户机-服务器网络环境中的服务器或客户端机器而运行，或者作为对等(或分布式)网络环境中的对等机器运行。计算设备1101可以是个人计算机(PC)、台式计算机、机顶盒(STB)、个人数字助理(PDA)、蜂窝电话、网络设备、服务器、网络路由器、交换机或网桥，或能够执行一组指令(顺序或其他)的任何机器，该组指令指定该机器要进

行的操作。此外，虽然仅示出一个机器，但是术语计算设备还应该包括任意独立地或者联合地执行一组指令以进行本文论述的一个以上的方法逻辑的机器(例如计算机)的集合。

[0064] 计算设备1101包括至少一个处理设备1102，处理设备1102经由总线子系统1104而与一个以上的外围设备通信。处理设备1102代表一个以上的通用处理器，诸如微处理器、中央处理单元等。更具体地，处理设备1102可以是复杂指令集计算(CISC)微处理器、精简指令集计算(RISC)微处理器、超长指令字(VLIW)微处理器、实现其他指令集的处理器或实现指令集的组合的处理器。处理设备1102还可以是一个或多个专用处理设备，诸如专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、网络处理器等。计算设备1102被配置为执行用于本文论述的操作和步骤的处理逻辑(指令)。

[0065] 通常连接到处理设备1102的外围设备包括存储子系统1106(存储器子系统1108和文件存储子系统1114)、一组用户界面输入和输出设备1118以及到外部网络1116的接口。该接口被示意性地示出为“网络接口”块1116，并且经由通信网络接口1124联结到其它数据处理系统中的相应接口设备。

[0066] 用户界面输入设备1118不限于任何特殊设备，并且通常能够包括例如键盘、定点设备、鼠标、扫描仪、交互式显示器、触摸板、操纵杆等。类似地，能够在本发明的系统中采用各种用户界面输出设备，并且能够包括例如打印机、显示器(例如，可视，非可视)系统/子系统、控制器、投影设备、音频输出等中的一者以上。

[0067] 存储子系统1106维护计算设备1101的基本编程，包括具有指令(例如，操作指令等)的计算机可读介质和数据结构。本文论述的程序模块通常存储在存储子系统1106中。存储子系统1106通常包括存储器子系统1108和文件存储子系统1114。存储器子系统1108通常包括数个存储器(例如，RAM1110、ROM1112等)，其包括用于存储程序执行期间的固定指令、指令和数据的计算机可读存储器以及基本输入/输出系统等。文件存储子系统1114为程序和数据文件提供持久(非易失性)存储，并且可以包括一个以上可移动或固定的驱动器或介质、硬盘、软盘、CD-ROM、DVD、光驱等。

[0068] 文件存储子系统1114可以包括机器可读存储介质(或更具体地，非暂时性的计算机可读存储介质)，其上存储有实施本文所述的任何一种或多种方法或功能的一组以上的指令。非暂时性存储介质是指除载波以外的存储介质。在利用也构成计算机可读存储介质的执行计算机设备1101、存储器子系统1108和处理设备1102而执行指令期间，该指令还可以完全地或至少部分地驻留在存储器子系统1108内和/或处理设备1102内。

[0069] 计算机可读存储介质还用于存储一个以上的虚拟3D模型和/或分段校准器生成模块1150，其可以执行参考图8-10描述的方法800-1000的一个以上的操作。术语“计算机可读存储介质”应被视为包括存储一组以上的指令的单个介质或多个介质(例如，集中式或分布式数据库，和/或相关联的高速缓存和服务器)。术语“计算机可读存储及介质”还应被视为包括除了载波以外的任何介质，所述介质能够存储或编码由机器执行的一组指令，并且使得机器执行本发明的任何一种或多种方法。术语“计算机可读存储介质”因此应被视为包括但不限于固态存储器以及光磁介质。

[0070] 一个以上的存储系统、驱动器等可以位于远程位置，从而经由网络上的服务器或经由互联网/万维网来联结。在本文中，术语“总线子系统”通常用于包括使各种组件和子系统按预期彼此通信的任何机构，并且可以包括将被认识或被认为适合在其中使用的各种合

适的组件/系统。将认识到，系统的各种组件可以但不必须处于相同的物理位置，而是可以通过各种局域网或广域网媒体、传输系统等连接。

[0071] 扫描仪1120包括用于获得患者牙齿的数字表示(例如，图像、表面形貌数据等)的任何装置(例如，通过扫描牙齿的物理模型，例如铸摸，扫描从牙齿获得的印模，或者通过直接扫描患者的口内腔)。扫描仪1120可以接收或生成齿弓数据1121(其可以是能够用于生成患者的齿弓的3D虚拟模型的数据)，并且可以向计算设备1101提供这样的齿弓数据1121。扫描仪1120可以位于相对于系统的其它组件的远程位置，并且能够例如经由网络接口1124而向计算设备1101通信图像数据和/或信息。制造系统1122基于治疗计划而制造正畸校准器1123，该治疗计划包括从计算设备1101接收的数据组信息。制造机器1122例如可以位于远程位置，并且经由网络接口1124接收来自计算设备1101的数据组信息。

[0072] 要理解，上述描述意在阐述，而非限制。在阅读和理解上述描述之后，许多其他实施例将是显而易见的。虽然已经参考具体示例性实施例描述了本发明的实施例，但是将认识到本发明不限于所描述的实施例，而是可以在所附权利要求的精神和范围内实施修改和改变。因此，说明书和附图被认为是说明性的而不是限制性的。因此，本发明的范围应当参照所附权利要求以及这些权利要求的等同物的全部范围来确定。

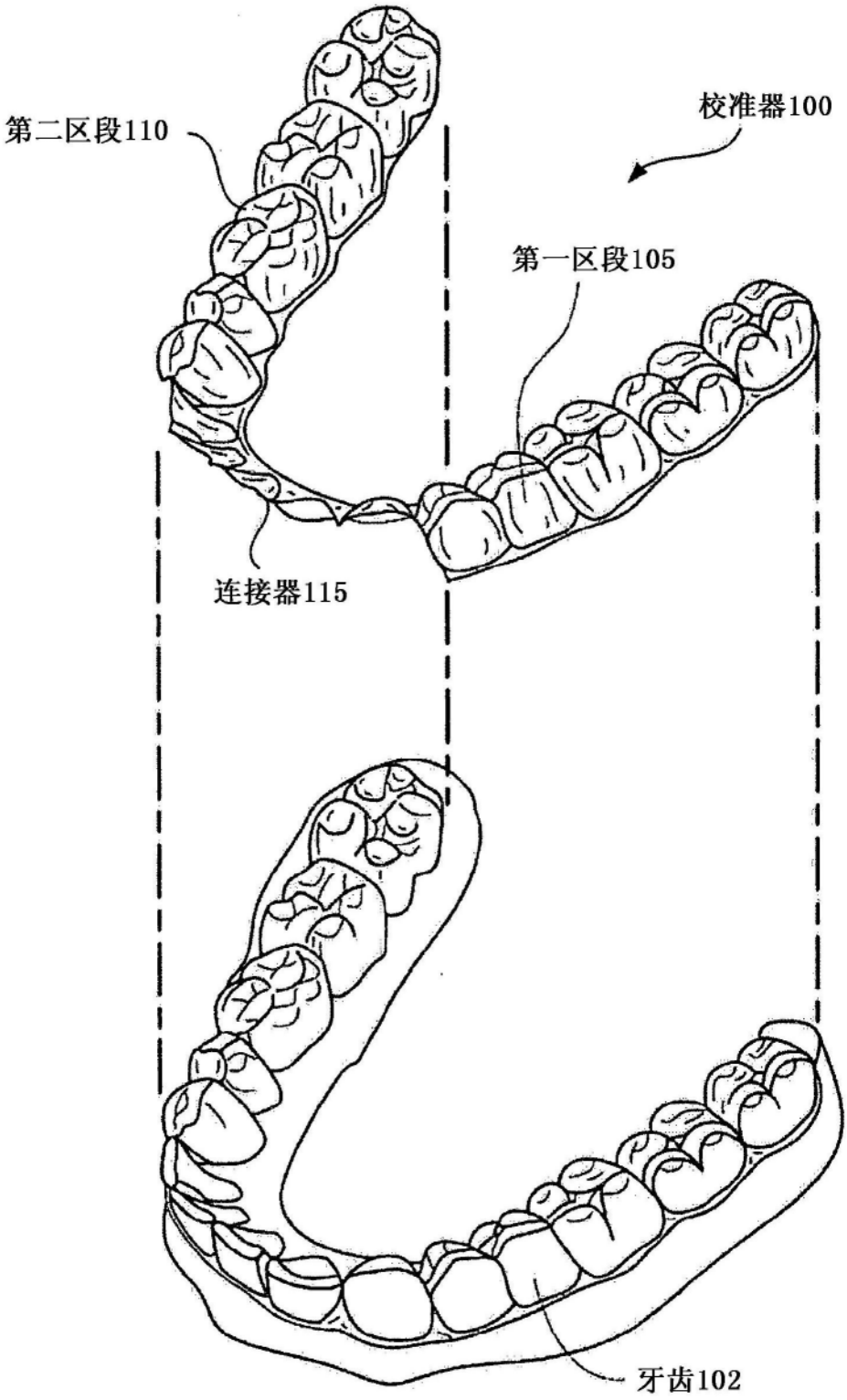


图1

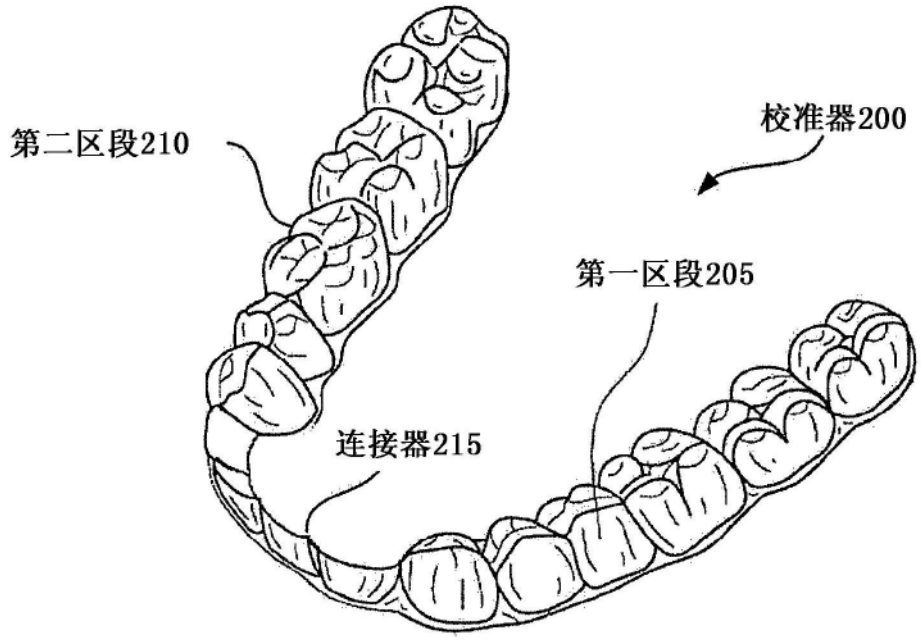

第二区段210
校准器200
第一区段205
连接器215

图2

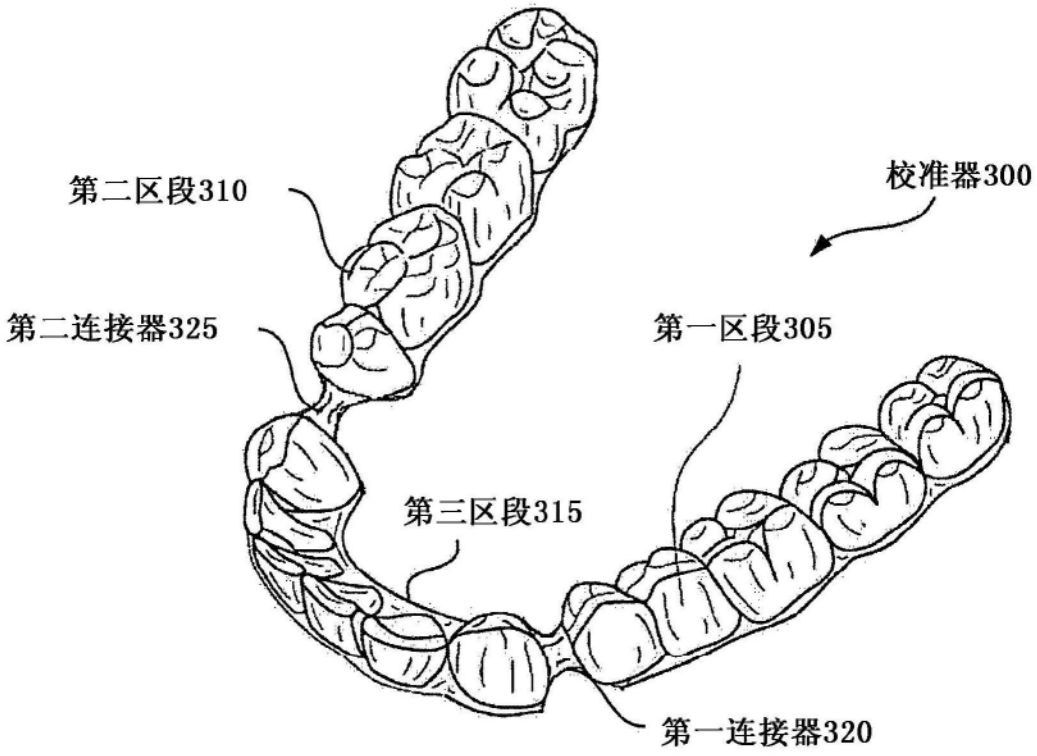

第二区段310
校准器300
第二连接器325
第一区段305
第三区段315
第一连接器320

图3

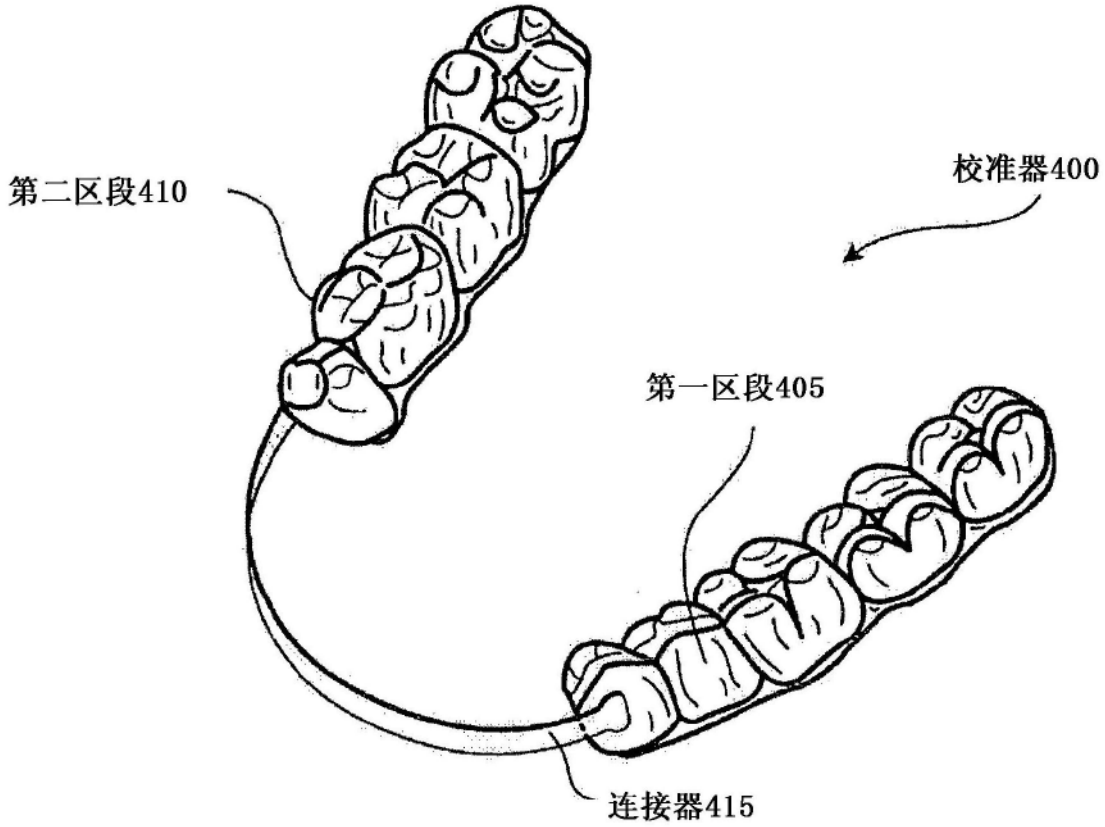


图4

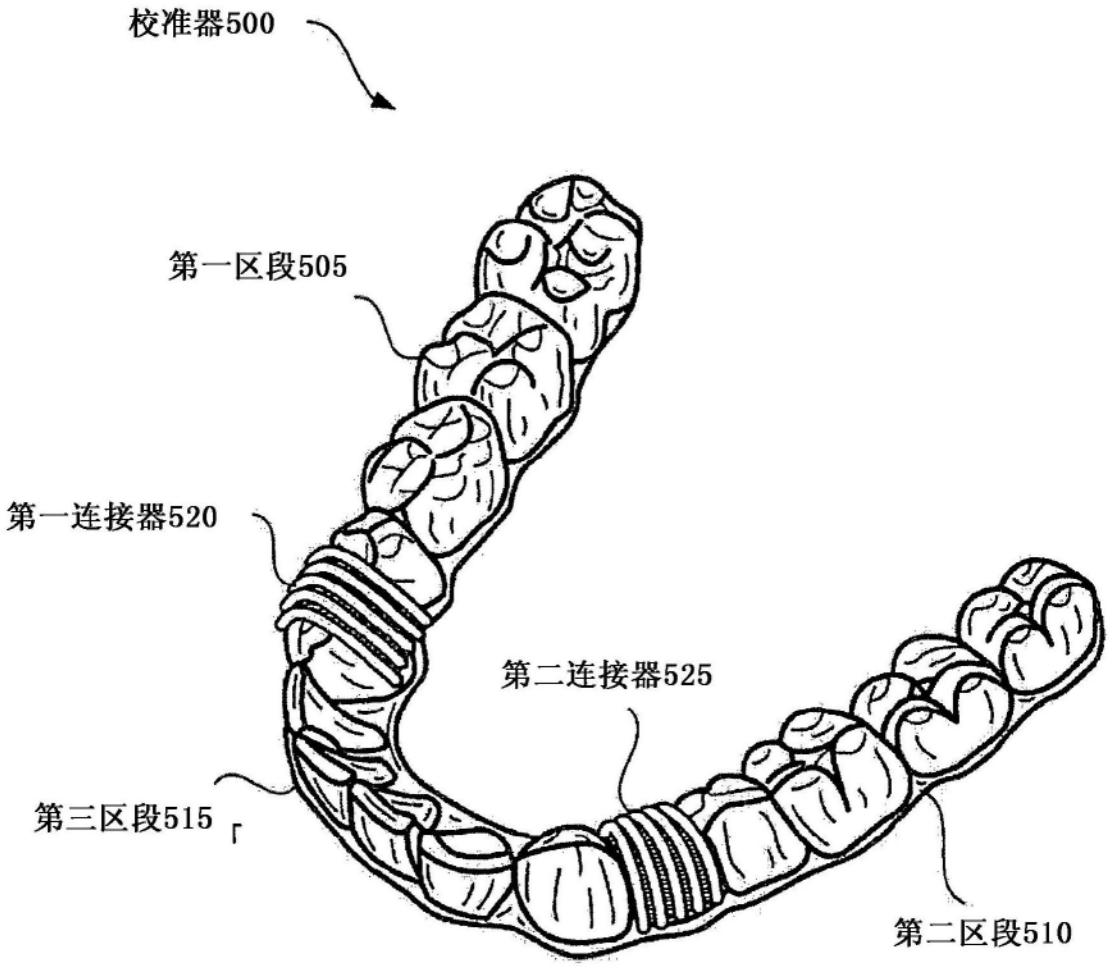


图5

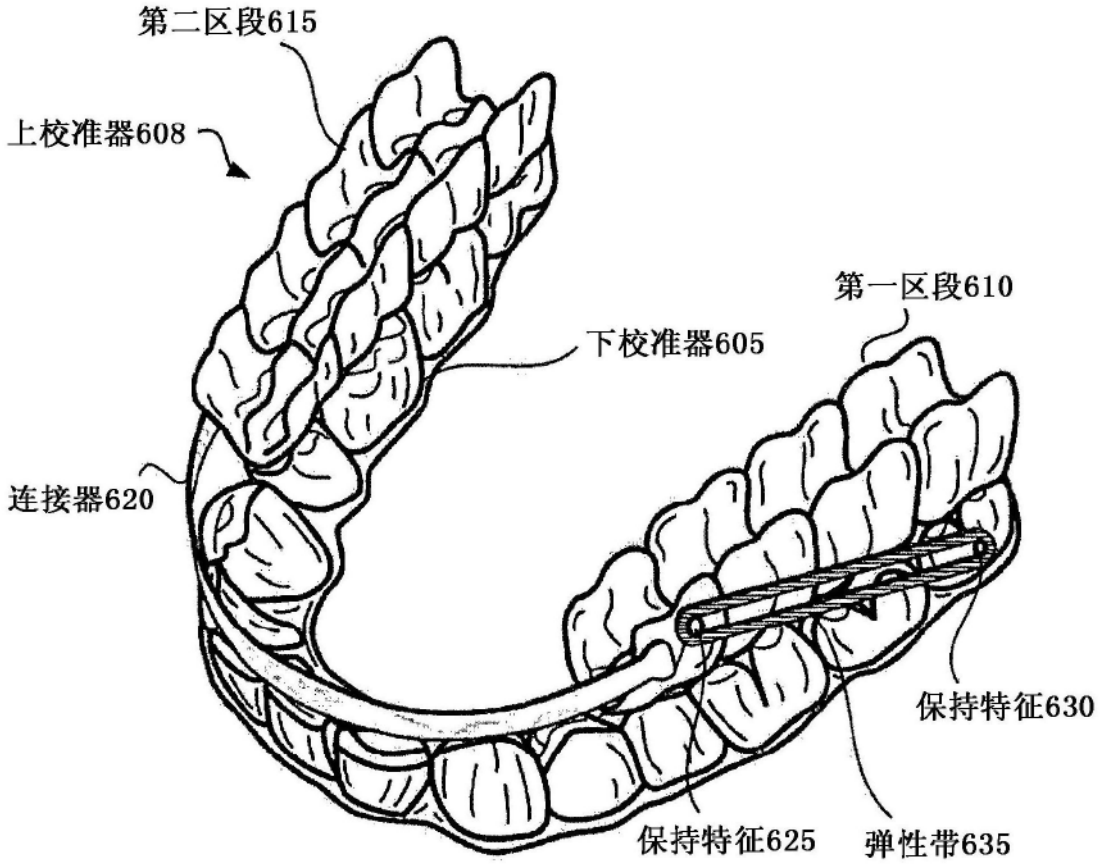

第二区段615
上校准器608
第一区段610
下校准器605
连接器620
保持特征630
保持特征625
弹性带635

图6

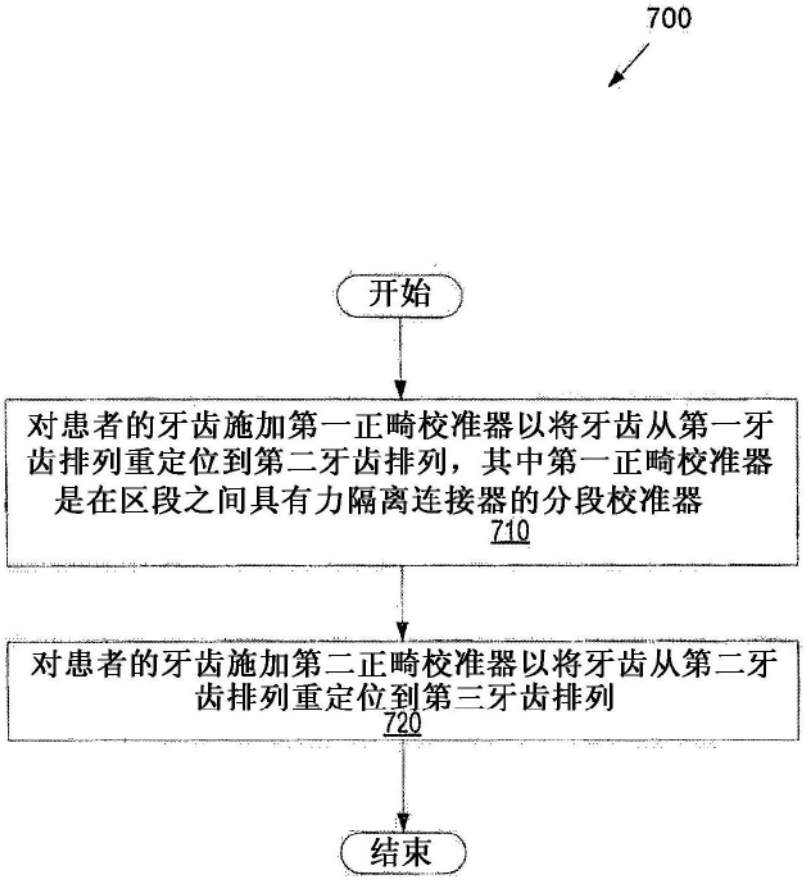

700
开始
对患者的牙齿施加第一正畸校准器以将牙齿从第一牙齿排列重定位到第二牙齿排列，其中第一正畸校准器是在区段之间具有力隔离连接器的分段校准器
710
对患者的牙齿施加第二正畸校准器以将牙齿从第二牙齿排列重定位到第三牙齿排列
720
结束

图7

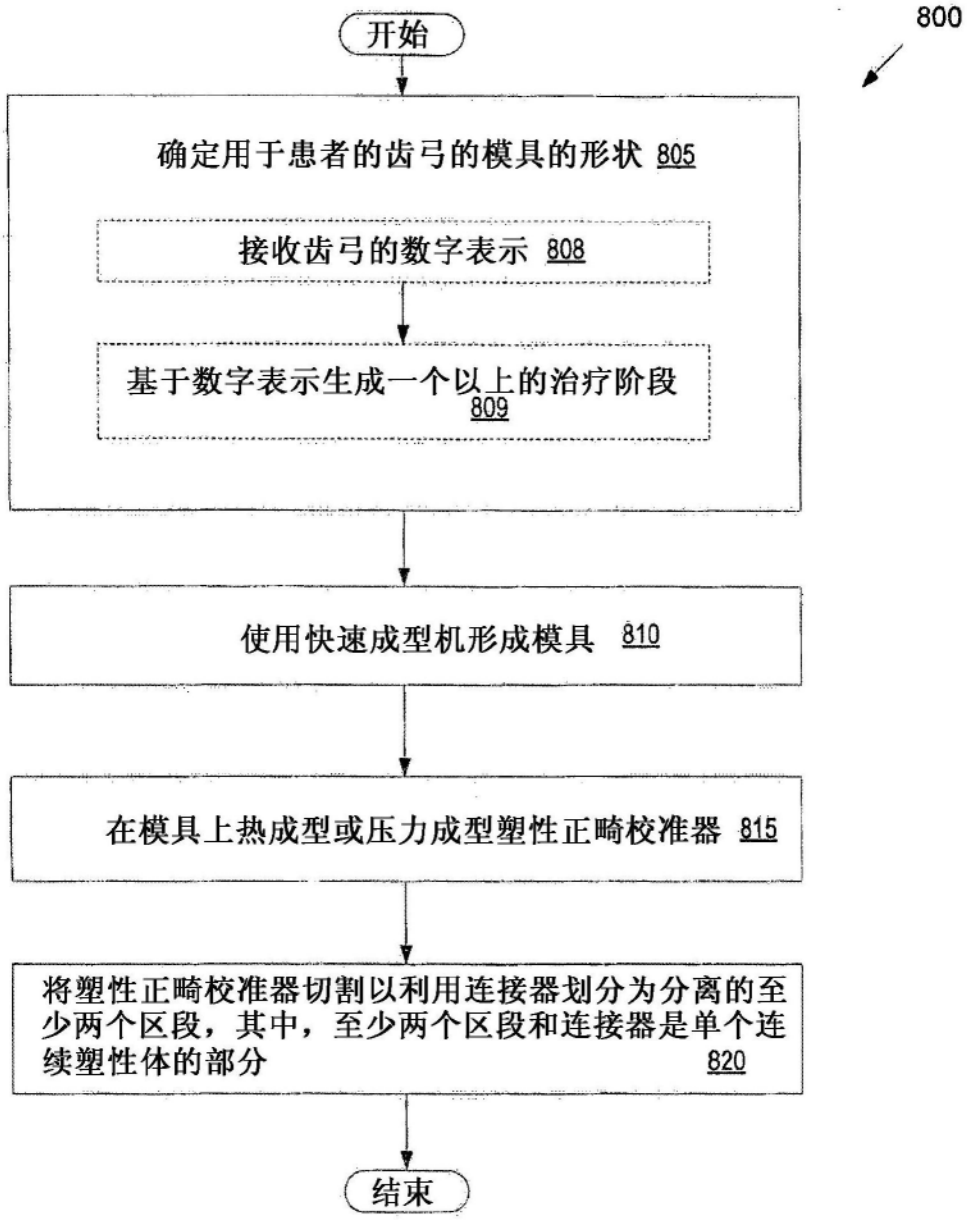

800
开始
确定用于患者的齿弓的模具的形状 805
接收齿弓的数字表示 808
基于数字表示生成一个以上的治疗阶段 809
使用快速成型机形成模具 810
在模具上热成型或压力成型塑性正畸校准器 815
将塑性正畸校准器切割以利用连接器划分为分离的至少两个区段，其中，至少两个区段和连接器是单个连续塑性体的部分 820
结束

图8

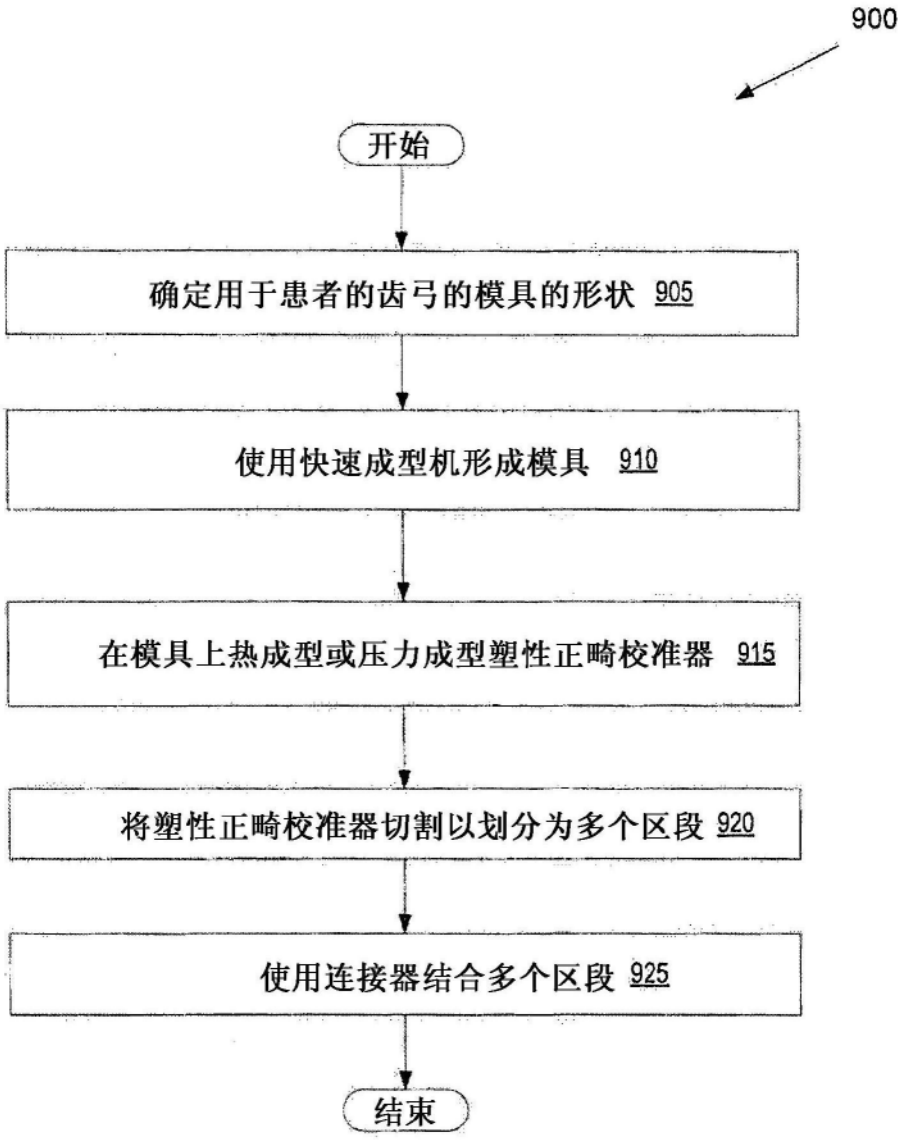

900
开始
确定用于患者的齿弓的模具的形状 905
使用快速成型机形成模具 910
在模具上热成型或压力成型塑性正畸校准器 915
将塑性正畸校准器切割以划分为多个区段 920
使用连接器结合多个区段 925
结束

图9

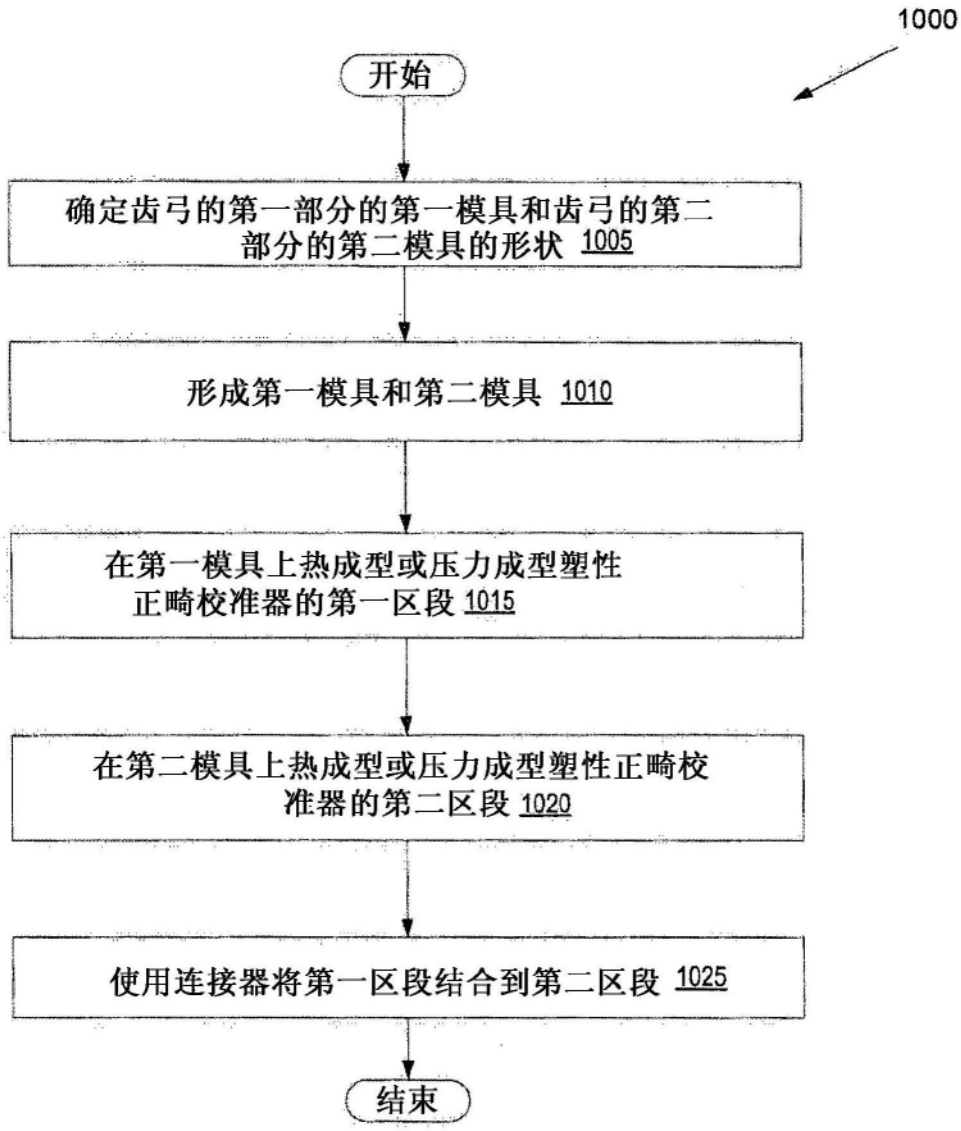

1000
开始
确定齿弓的第一部分的第一模具和齿弓的第二部分的第二模具的形状 1005
形成第一模具和第二模具 1010
在第一模具上热成型或压力成型塑性正畸校准器的第一区段 1015
在第二模具上热成型或压力成型塑性正畸校准器的第二区段 1020
使用连接器将第一区段结合到第二区段 1025
结束

图10

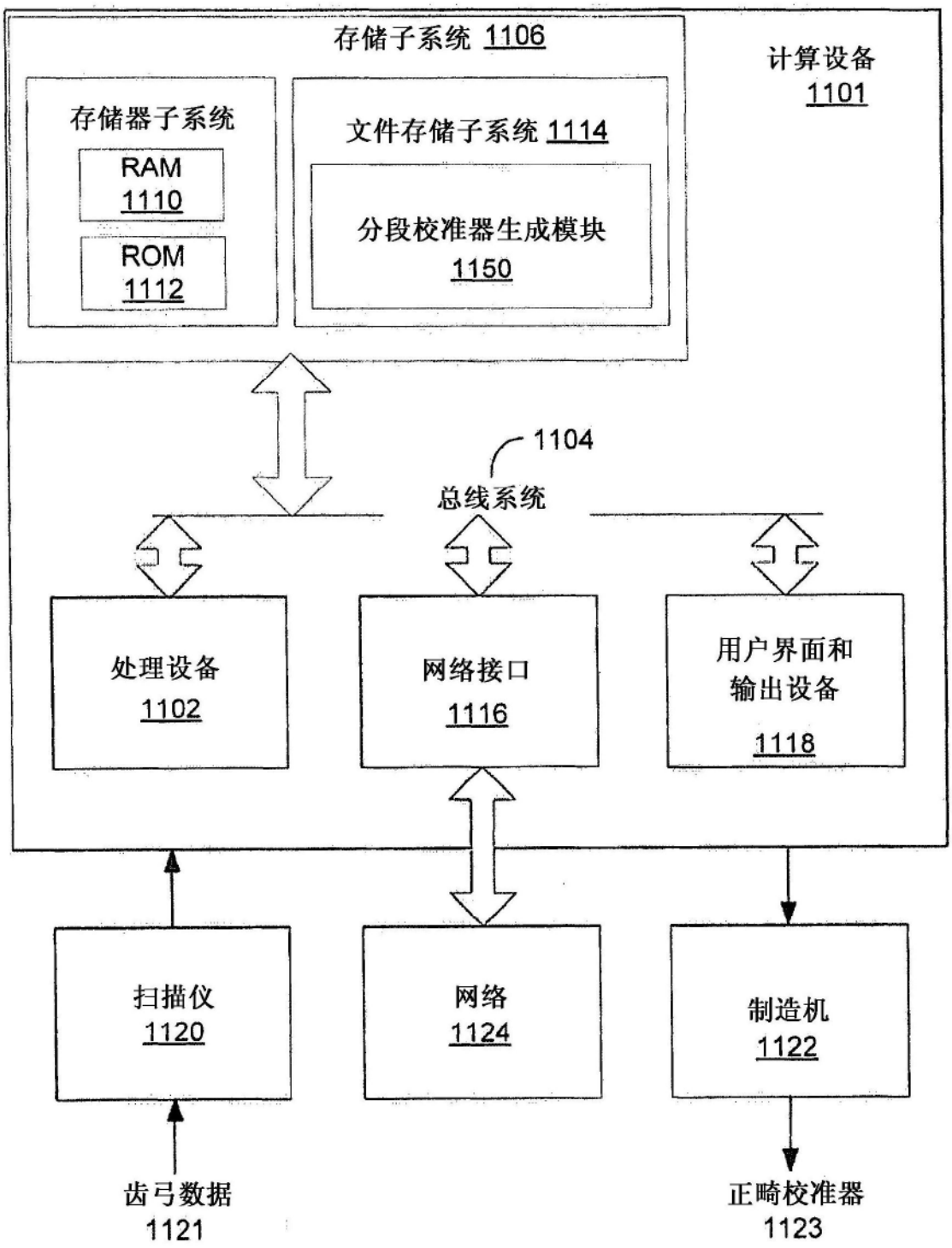

存储子系统 1106
计算设备
1101
存储器子系统
RAM
1110
ROM
1112
文件存储子系统 1114
分段校准器生成模块
1150
1104
总线系统
处理设备
1102
网络接口
1116
用户界面和
输出设备
1118
扫描仪
1120
网络
1124
制造机
1122
齿弓数据
1121
正畸校准器
1123

图11