



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109328043 B

(45) 授权公告日 2021.04.27

(21) 申请号 201780038128.9

(22) 申请日 2017.05.08

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109328043 A

(43) 申请公布日 2019.02.12

(30) 优先权数据
102016108630.4 2016.05.10 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.12.19

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/060940 2017.05.08

(87) PCT国际申请的公布数据
WO2017/194478 DE 2017.11.16

(73) 专利权人 帕斯卡尔.R.舒马赫

地址 德国科隆

专利权人 Y-M.赵

(72) 发明人 帕斯卡尔.R.舒马赫 Y-M.赵

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

代理人 侯宇

(51) Int.Cl.

A61C 7/20 (2006.01) (续)

(56) 对比文件

US 2014120491 A1, 2014.05.01

US 2016058527 A1, 2016.03.03

US 2009061379 A1, 2009.03.05 (续)

审查员 罗金

权利要求书2页 说明书13页 附图9页

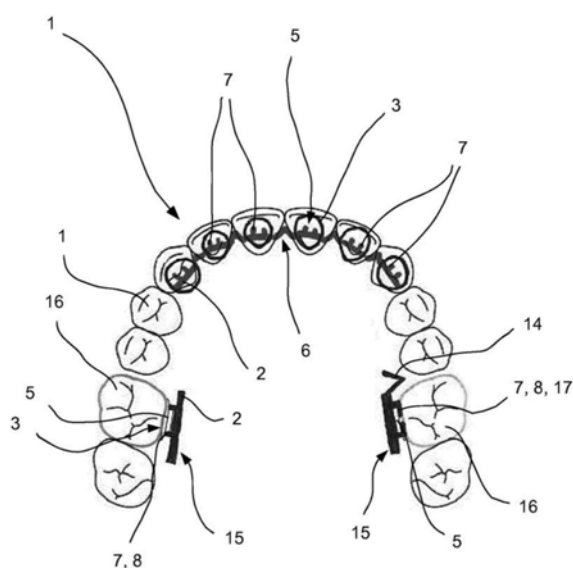
(54) 发明名称

矫正牙齿错位的装置及其制造方法

(57) 摘要

本申请涉及一种用于矫正牙齿错位的装置(1),其包括弓形件(2)和-至少两个传递件(3),其中,每个传递件(3)均适合与牙齿表面(4)配合作用并且均具有耦连区域(5),各个传递件(3)在所述耦连区域(5)中与所述弓形件(2)以力传递的方式可耦连或耦连,其中,所述弓形件(2)整体观察具有抛物线形的、依照下颌或上颌形状的、弯曲的形状,其中,所述弓形件(2)具有至少一个加力段(6),所述加力段布置在两个相邻的传递件(3)之间并且成型为,使得所述弓形件(2)在所述装置(1)的装入状态下至少局部弹性地变形,从而在所述弓形件(2)中作用有复位力,在所述装置(1)的装入状态下所述弓形件(2)与所述传递件(3)耦连,所述复位力借助耦连部能够传递到所述传递件(3)上,其中,所述弓形件(2)包括至少一个形状接合件(7),所述弓形件(2)借助所述形状接合件(7)形状接合地与相应传递件(3)配合作用,使得弓形件(2)和相应传递件(3)彼此

间沿在传递件(3)的耦连区域(5)中观察的与弓形件(2)的纵轴线平行的方向的相对运动被锁止。为了提供一种用于矫正牙齿错位的装置,借助该装置可以尽可能精确地治疗牙齿,并且该装置的制造方法相对于现有技术被简化,按照本发明建议,所述弓形件(2)的纵轴线(19)至少在弓形件(2)无作用力的状态下在一个平面内延伸。



[转续页]

[接上页]

(51) Int.Cl.

US 2015157421 A1,2015.06.11

A61C 7/28 (2006.01)

CN 102892378 A,2013.01.23

(56) 对比文件

CN 101410071 A,2009.04.15

US 2005277084 A1,2005.12.15

CN 201701318 U,2011.01.12

1. 一种用于矫正牙齿错位的装置 (1), 其包括

- 弓形件 (2) 和

- 至少两个传递件 (3),

其中, 每个传递件 (3) 均适合与牙齿表面 (4) 配合作用并且均具有耦连区域 (5), 各个传递件 (3) 在所述耦连区域 (5) 中与所述弓形件 (2) 以力传递的方式可耦连或耦连,

其中, 所述弓形件 (2) 整体观察具有抛物线形的、依照下颌或上颌形状的、弯曲的形状,

其中, 所述弓形件 (2) 具有至少一个加力段 (6), 所述加力段布置在两个相邻的传递件 (3) 之间并且成型为, 使得所述弓形件 (2) 在所述装置 (1) 的装入状态下至少局部弹性地变形, 从而在所述弓形件 (2) 中作用有复位力, 在所述装置 (1) 的装入状态下所述弓形件 (2) 与所述传递件 (3) 耦连, 所述复位力借助耦连部能够传递到所述传递件 (3) 上,

其中, 所述弓形件 (2) 包括至少一个形状接合件 (7), 所述弓形件 (2) 借助所述形状接合件 (7) 形状接合地与相应传递件 (3) 配合作用, 使得弓形件 (2) 和相应传递件 (3) 彼此间沿在传递件 (3) 的耦连区域 (5) 中观察的与弓形件 (2) 的纵轴线平行的方向的相对运动被锁止,

其特征在于, 所述弓形件 (2) 的纵轴线 (19) 至少在弓形件 (2) 无作用力的状态下在一个平面内延伸,

并且所述加力段同样构造在该平面内。

2. 按照权利要求1所述的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 具有矩形的横截面。

3. 按照权利要求1所述的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 具有方形的横截面。

4. 按照权利要求2所述的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 的边缘长度最大为 0.6mm。

5. 按照权利要求2所述的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 的边缘长度最大为 0.5mm。

6. 按照权利要求1或2所述的用于矫正牙齿错位的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 由形状记忆材料构成。

7. 按照权利要求1或2所述的用于矫正牙齿错位的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 由镍钛合金构成。

8. 按照权利要求1或2所述的用于矫正牙齿错位的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 由镍钛诺构成。

9. 按照权利要求1所述的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 在至少一个加力段 (6) 中设计为环圈 (10) 形状或回形形状, 使得所述弓形件 (2) 在所述加力段 (6) 中能够用作弹簧。

10. 按照权利要求1所述的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 具有多个相互间隔的形状接合件 (7), 其中, 至少两个形状接合件 (7) 彼此对应, 使得这些形状接合件在所述装置 (1) 的装入状态下与同一个传递件 (3) 配合作用。

11. 按照权利要求1所述的装置 (1), 其特征在于, 至少一个形状接合件 (7) 由相对于弓形件 (2) 的纵轴线观察径向延伸的凸出部 (8) 构成。

12. 按照权利要求11所述的装置 (1), 其特征在于, 对应的传递件 (3) 具有相应的凹部 (9), 所述凸出部 (8) 形状配合地与所述凹部 (9) 相嵌接。

13. 按照权利要求1所述的装置 (1), 其特征在于, 所述弓形件 (2) 具有至少一个局部的

弯曲部,所述弯曲部具有最大1.0mm的曲率半径。

14.按照权利要求1所述的装置(1),其特征在于,所述弓形件(2)具有多个局部的弯曲部,所述弯曲部具有最大1.0mm的曲率半径。

15.按照权利要求13或14所述的装置(1),其特征在于,所述弯曲部具有最大0.5mm的曲率半径。

16.按照权利要求13或14所述的装置(1),其特征在于,所述弯曲部具有最大0.2mm的曲率半径。

17.按照权利要求1所述的装置(1),其特征在于,所述弓形件(2)设计为一件式的。

18.一种制造用于矫正牙齿错位的装置(1)的弓形件(2)的方法,其包括如下步骤:

- a) 检测患者的下颌和上颌的多个牙齿(11)的位置,
- b) 利用检测到的牙齿(11)的位置建立牙齿(11)的数字化模型,
- c) 借助数字化模型虚拟地设计用于所述装置(1)的弓形件(2),
- d) 在工件中数控地制造虚拟设计的弓形件(2),使得弓形件(2)在其制成之后具有至少基本上其最终的形状,所述弓形件以所述最终的形状能够使用在所述装置(1)中,其特征在于具有下列步骤:
 - e) 从由板件构成的材料件加工成所述弓形件(2),其中,所述板件的厚度小于板件的长度和宽度。

19.按照权利要求18所述的方法,其特征在于,所述弓形件(2)由材料件铣削而成或者切削而成。

20.按照权利要求18或19所述的方法,其特征在于,所述板件的厚度小于1.0mm。

21.按照权利要求18或19所述的方法,其特征在于,借助激光切割或者借助电火花切割由板件切割成所述弓形件(2)。

矫正牙齿错位的装置及其制造方法

技术领域

[0001] 本申请涉及一种用于矫正牙齿错位的装置,其包括弓形件和至少两个传递件,其中,每个传递件均适合与牙齿表面配合作用并且均具有耦连区域,各个传递件在所述耦连区域中与所述弓形件以力传递的方式可耦连或耦连,其中,弓形件整体观察具有抛物线形的、依照下颌或上颌形状的、弯曲的形状,其中,弓形件具有至少一个加力段,所述加力段布置在两个相邻的传递件之间并且成型为,使得所述弓形件在所述装置的装入状态下至少局部弹性地变形,从而在弓形件中作用有复位力,在所述装置的装入状态下所述弓形件与所述传递件耦连,所述复位力借助耦连部能够传递到传递件上,其中,弓形件包括至少一个形状接合件,弓形件借助形状接合件形状接合地与相应传递件配合作用,使得弓形件和相应传递件彼此间沿在传递件的耦连区域中观察的与弓形件的纵轴线平行的方向的相对运动被锁止,其中,弓形件在至少一个加力段中设计为环圈形状或回形形状,使得弓形件在加力段中能够用作弹簧。

[0002] 本申请还涉及一种制造用于矫正牙齿错位的装置的弓形件的方法,其包括如下步骤:

[0003] a) 检测患者的下颌和上颌的多个牙齿的位置,

[0004] b) 利用检测到的牙齿的位置建立牙齿的数字化模型,

[0005] c) 借助数字化模型虚拟地设计用于所述装置的弓形件,

[0006] d) 在工件中数控地制造虚拟设计的弓形件,使得弓形件在其制成之后至少基本上具有其最终的形状,所述弓形件以最终的形状能够使用在所述装置中。

[0007] 用于矫正牙齿错位的装置通常涉及所谓的“牙齿矫正器”,其尤其用于年轻患者,以便治疗牙齿错位。在此实施治疗的装置通常涉及固定的装置,其在相应患者的治疗时期持续地保留在患者的嘴中并且例如在夜晚不从嘴中取出。借助这种装置使下颌或上颌中的牙齿可以移动,也就是说,围绕牙齿的竖轴线和/或横向轴线扭转和/或平移地运动。

[0008] “弓形件”在本申请的意义下应理解为牙齿矫正器的一个部件,每颗牙齿或布置在其上的传递件相互连接。因为下颌和上颌的牙齿通常以抛物线的形式沿颌骨布置,所以在此实施治疗的装置的弓形件整体看也具有相应的形状。已知的弓形件通常由金属、尤其钢材构成。在此通常涉及手动或自动弯曲的线材段,该线材段个性化地与相应的治疗情况相匹配。

[0009] “传递件”在本申请的意义下应理解为这种部件,这种部件用于在弓形件和一个或多个相应贴靠的牙齿之间传递力。在所述技术中,传递件通常也称为所谓的“托槽”。传递件以力传递的方式、尤其在使用摩擦接合的情况下与相应的弓形件配和作用。传递件的特定的成型使主治的矫形牙医能够将与传递件配合作用的相应牙齿调整到希望的运动。

[0010] 此外在本申请的意义下,“加力段”应理解为弓形件的一个部段,借助加力段同一地被“加力”,也就是说,借助复位力(准确地讲:复位力和/或复位力矩)对分别相邻的传递件和随之分别对待治疗的牙齿施加作用。这种加力段通常设计为所谓的“回环”。这种回环通常涉及在弓形件中置入的“弯路”的形式,其是弓形件的长度储备,使得弓形件在该区域

中例如可以被拉伸或压缩。所述回环由此具有弹簧的功能。保存在加力段中的力信息可以借助弓形件和传递件之间的连接部最终传递到牙齿上。在此应理解的是，弓形件的变形至少在一个或多个加力段中必须具有至少一个弹性变形部分，使得在弓形件中形成复位力。

[0011] “形状接合件”在本申请的意义下应理解为任何种类的能够在弓形件和相应所属的传递件之间建立形状接合的部件。在此按照本发明，借助形状接合件使所实现的形状接合锁止了弓形件相对于对应传递件的与纵轴线平行的运动。换句话说，这些部件虽然在弓形件和传递件之间建立形状接合，但是该形状接合例如仅沿垂直于弓形件的纵轴线的方向被锁止，虽然原则上在本发明的意义下可以理解为形状接合件，但是单独无益于解决本发明的技术问题。因为传统的技术方案没有建立沿弓形件的与纵轴线平行的方向的形状接合，所以它无法满足本发明的要求。

[0012] 形状接合件例如可以理解为突伸的凸出部、侧凹的弹簧（例如用于嵌接到侧凹的沟槽中）和类似部件。下面所举的实施例为此提供示例性的、非结论性的概述。

[0013] 相对运动的“锁止”在本申请的意义下应理解为，借助形状接合件阻止在弓形件和传递件之间产生无意的打滑。在此，按照本发明技术上实现的是，借助弓形件施加的力尽可能无损失地传递到一个或多个传递件上。在此无害的例如是，由于制造公差当建立在弓形件和相应传递件之间的传递作用力的止挡之前，相应的形状接合件首先必须经过止挡路段（例如0.1mm），然后它实际上可以与传递件嵌接并且传递作用力。也忽略涉及的材料的弹性变形。

[0014] 关于所述的方法，牙齿位置的“检测”通常理解为扫描过程。这种扫描过程例如可以在口腔内进行，其中，使用相应的口腔内扫描仪。借助这种装置可以检测关于待治疗的患者的牙齿的图像信息，其中，该图像信息则通常以数字形式存在。在检测结束时，至少建立关于牙齿位置在检测时刻的数字信息。

[0015] 在上下文中，“数字模型”在本申请的意义下理解为一种模型，仅虚拟地存在、尤其在CAD软件中。这种数字模型显示出待治疗患者的之前检测的牙齿的虚拟的模拟。通常，牙齿检测的细节为，检测的牙齿或其相应位置的数字模型以较高的精度在待治疗的患者中相当于真实的情况。

[0016] 借助这种数字模型，弓形件之后可以被虚拟地设计。因此，弓形件在该方法步骤中实际上不是真实的、例如借助弯曲工艺由线材段制成并且根据试错法匹配，而是仅虚拟地、尤其借助CAD软件制作。因为根据本申请的装置涉及所谓的“加力颌矫形装置”，借助该加力颌矫形装置已知的力施加到待治疗的牙齿上，应理解的是，弓形件不是精确地与待治疗的牙列的当前情况相匹配，而是已根据所希望的牙齿的终端位置被成型。尤其可设想的是，设计多个弓形件，其中，每个弓形件可以实现从初始的牙齿位置到希望的牙齿的“终端位置”过程中的部分效果。这种治疗因此在多个单独的步骤中实施。

[0017] 数字模型至少基本上在治疗待治疗牙齿时相当于实际的情况，该数字模型虚拟地转变为所谓的“建成模型”，其根据颌矫形术的成功的结论表述待治疗牙齿的个性化的希望配置。弓形件、优选多个弓形件借助设置模型或数字（初始）模型和建成模型（“终端模型”）之间的各个中间阶段而制成。

[0018] 因此，弓形件“结合数字模型”的产生在本申请的意义下理解为，各个牙齿的数字模型表示待治疗牙齿的一定程度的初始状态，用作设计弓形件的初始点，但是弓形件不必

直接与数字模型相匹配(并且通常也不是这样)。

背景技术

[0019] 前述类型的装置和方法在现有技术中已知。在技术语言中,该技术即弓形件使用至少一个前述的加力段,也称为标准方丝弓技术。

[0020] 例如欧洲专利文献EP 2 204 136 A2公开了这种类型的装置以及这种类型的用于制造该装置的方法。该文献显示一种方法,其中借助口腔内扫描仪检测患者的牙齿的位置。借助数据处理设备处理如此检测的数据,其中,虚拟地改变牙齿的位置。各个牙齿的位置改变最终实现牙齿的目标位置,该目标位置表示在相应患者治疗结束之后牙齿的位置。

[0021] 借助公开的技术,虚拟地设计并且之后自动地借助弯曲机器制造配属于牙齿矫正器的弓形件。这具有的特别优点是,可以省去手动的弯曲,例如这在现有技术中通常直接由相应进行治疗的颌骨矫形外科医生实施。这一方面在各个弓形件的加工精确度方面是有利的,另一方面与制造弓形件所产生的费用相关地是有利的。各个弓形件的制造精确度方面的优点尤其在于,相应牙齿错位的治疗可以更准确地进行,也就是说,可以更准确地预知尤其借助弓形件施加作用在牙齿上的力。

[0022] 为了激活弓形件,在弓形件中安装至少一个加力段,所述加力段根据该文献例如可以设计为回环。如前所述,借助这种回环,弓形件可以在安装过程中保留变形信息,其中,弓形件在加力段的区域内弹性地变形,使得在弓形件中储存复位力。之后,复位力在弓形件与传递件耦合后作用在牙齿上并且由此促使牙齿移动。

[0023] 为了传递存储在弓形件中的力信息,需要在弓形件和传递件之间建立力传递的连接。这种连接在现有技术中通常借助所谓的“矫形线”建立。在此涉及独立的、在弓形件的插入过程中待装入所属的传递件内的连接件。矫形线例如可以由细金属丝或者橡胶构成,其围绕相应的锚固件卷绕在传递件上,其中,各个贴靠在传递件上的弓形件压向传递件,从而产生力传递的摩擦接合。

[0024] 此外,矫形线阻止弓形件从相应的传递件上松脱。通常的传递件可以例如具有所谓的托槽,弓形件插入托槽中。为了防止弓形件从托槽上滑脱,在弓形件插入之后安装矫形线。

[0025] 为了在弓形件和所属的传递件之间可以实现力传递,相应所属的牙齿沿颌骨移动,也就是说,可以向前或向后移动,这需要在弓形件和一个或多个传递件之间建立沿弓形件的与纵轴线平行的方向的力传递。“与纵轴线平行”的定义在上下文中应理解为相对于弓形件的局部位置。也即理解为,抛物线形的弓形件的纵轴线是对称的抛物线,其中,根据抛物线的局部曲率,纵轴线同样具有相应的曲率。由此,“纵轴线”的定义在与弓形件的关联中在此不理解为数学意义上的至少是直的“轴线”。

[0026] 借助已知的通过使用前述的矫形线的在弓形件与所属的传递件之间的连接技术,可以借助所述摩擦接合产生沿弓形件的与纵轴线平行的方向的力传递。换句话说,弓形件借助矫形线例如在托槽的托槽沟中压向传递件,使得在弓形件和传递件之间可以作用摩擦力。这实现了在弓形件和传递件之间传递与纵轴线平行的力。

[0027] 力传递的连接已知方式的缺点在于,有规律地在元件之间出现一定的滑脱。换句话说,存储在弓形件中的力可能不完全引入传递件中,使得至少一部分力由于弓形件与

相应传递件之间的滑脱降低了弓形件的至少一部分弹性变形,并且由此一定比例的力在一定程度上“不起作用”。这导致事实上几乎不可能精确地确定分别借助牙齿矫正器施加到牙齿上的力。相应困难的是,完全能够在治疗开始之前计划颌矫形,因为根据治疗过程可能必须改变并且调整治疗计划。同样几乎不可能的是,预知多少力实际“存储”在加力颌矫形装置中或必须引入其中,以便确定的力施加在牙齿上,由此实现牙齿的相应希望的移动。关于在弓形件和牙齿之间将发生的力损失则几乎不可能预测。

[0028] 缺少精确度例如可能导致,牙齿无意地过多或过少地移动并且治疗方法必须在多个、可避免的、迭代步骤中探索希望的结果。

[0029] 这种技术问题的解决方案由德国专利方案DE 10 2015 009 345 A1提出。其描述了一种弓形件,该弓形件借助夹形的固定件连接在配属的传递件上。固定件在所有侧面上包围传递件的对应的固定段,使得弓形件和传递件之间的沿所有方向的相对移动被锁止。

[0030] 但是,现有技术中描述的弓形件的缺点在于,该弓形件的制造方法特别地耗费,这由弓形件的几何形状所决定。这导致所述的专利文献中公开的弓形件几乎不可能被经济地制造。

[0031] 技术问题

[0032] 本申请所要解决的技术问题是,提供一种用于矫正牙齿错位的装置,借助该装置尽可能有效地且保护地治疗待治疗的牙齿,并且该装置的制造相对于现有技术被简化。

发明内容

[0033] 所述技术问题从前述类型的装置出发按照本发明解决的方式是,弓形件平坦地设计,使得所述弓形件的纵轴线至少在弓形件无作用力的状态下在一个平面内延伸。换句话说,弓形件按照本发明平坦地设计,使得在平放时在平坦的板材上沿其整个纵轴线与板材相接触。这种弓形件也可以称为“2D的弓形件”,因为弓形件的纵轴线在二维空间中延伸。

[0034] 按照本发明的装置具有许多优点。首先,借助至少一个形状接合件,可以在弓形件和相应的传递件之间建立直接的力传递。这使得,借助弓形件施加的力无损失地且有针对性地传递到希望的传递件上并且最终借助传递件传递到待移动的牙齿上。

[0035] 因此凭借形状接合件为了待实施的正颌正畸术,可以精确地确定施加到对应牙齿上的力。以此为基础,在得知弓形件的几何形状以及弓形件的材料特性的情况下,可以精确地确定力,所述力由于弓形件的弹性变形从弓形件之后以所属的回复力的形式施加到连接的传递件上。因此,借助形状接合件待实施的颌矫形可以准确地设置希望的力,例如设定为正好0.1N。借助弓形件传递的力的精确的确定通过当前的器件是不可设想的。

[0036] 以前困难尤其在于,相应的形状接合件准确地布置在弓形件的正确的位置上,使得形状接合件的啮合位置为了与传递件的啮合准确地与弓形件的希望的偏转相对应,所述偏转与希望待施加的复位力相应。换句话说,这种弓形件的制造是特别困难的,因为在预先制造中必须清楚,在哪个位置应定位一个或多个形状接合件,以便之后在装入弓形件时准确地使希望的力作用在待治疗的牙齿上。制造的问题之后在下文中通过按照本发明的制造方法更准确地处理。借助如今常见的弯曲工艺(手动或自动)绝对不可能实现。

[0037] 此外,按照本发明的装置具有特别的优点是,所述装置可以特别简单地制造,因为所述装置省去了如在现有技术中使用的复杂的三维几何形状。特点在于,一个或多个加力

段同样构造在平面中。这意味着,一些回环或环圈不离开弓形件的平面,而是在平面内构造。

[0038] 在按照本发明的装置中,弓形件尤其可以由板件加工成,使得弓形件直接具有其最终的形状。后者同样如平坦的板件最终是二维的。相应的制造方法同样是本申请的技术方案并且接下来详细阐述。

[0039] 对于按照本发明特别有利的是,所述弓形件具有矩形的、尤其方形的横截面,其中,矩形横截面的边缘长度通常处在最大1.0mm、优选最大0.6mm、进一步优选最大0.5mm的范围内。除了矩形的横截面也可以设想圆形的和椭圆形的横截面。

[0040] 还有利的是,至少一个形状接合件、优选所有的形状接合件在弓形件上一件式地设计。以这种方式省去了形状接合件在弓形件上独特的定位,这一方面排除了无意的错误的定位,另一方面避免弓形件和形状接合件之间的很可能无滑脱的连接的制造问题,本发明必须确保这种无滑脱的连接。

[0041] 在按照本发明的装置的有利的设计方案中,所述弓形件由形状记忆材料构成、尤其由镍钛合金、还优选由镍钛诺构成。有利的是,也可以与使用前述的形状接合件无关。形状记忆材料涉及所谓的“超弹性的材料”,其具有特别强的弹性。通过该弹性几乎不可能的是,由形状记忆材料构成的物体塑性变形。具体地选择镍钛合金还具有的优点是,该镍钛合金具有较高的生物兼容性和通常相对较低的大约40000N/mm²的弹性模量。相对较低的弹性模量具有的优点是,在弓形件中由于设定的复位力的变形可以很好地控制并且主要在非常小的变形时不会非常快地停止。为了治疗牙齿错位需要的力通常每个牙齿处于大约1N的范围,有时甚至明显更低。

[0042] 此外,超弹性具有的优点是,在弓形件中在安装过程中设定的变形至少几乎完全地、理想地100%地表示弹性的变形并且由此不具有或仅可忽略地具有较小的塑性部分。塑性变形部分的存在使得所有产生的变形表现为弹性的变形并且由此在弓形件中触发相应的复位力。结果是还有利地导致,借助弓形件待施加的力可以非常准确地被设定,因为允许采取变形和复位力之间的精确的比例。

[0043] 但是,在使用形状记忆材料、例如镍钛诺时对于为此使用的弓形件的缺点在于构造一个或多个加力段。这种加力段如前所述地通常设计为回环形式。所述回环涉及一种区域,在这种区域中弓形件有意地在相邻的传递件之间非直线地导引,而是被延长。例如,弓形件在加力段的区域中以环圈或回形的形状导引。这种加力段非常困难地或甚至无法引入形状记忆金属中,因为这些加力段如前所述几乎不能塑性变形。在回环成型时可能在此需要特定的耗费的热处理。为了避免这种耗费,使用如下所述的按照本发明的制造方法。

[0044] 按照本发明的装置如此设计,即,所述弓形件具有多个相互间隔的形状接合件,其中,至少两个形状接合件彼此对应,使得这些形状接合件在所述装置的装入状态下与同一个传递件配合作用。多个形状接合件首先原则上允许弓形件与多个传递件的形状配合的连接。此外有利的是,弓形件的多个形状接合件与同一个传递件耦连。原因在于,借助两个或多个形状接合件不仅线性的力,而是力偶、也就是扭矩可以从弓形件传递到相应的传递件。为此仅需要形状接合件彼此相间隔地布置,使得在形状接合件之间产生杠杆臂。

[0045] 在此应理解为,在使用多个形状接合件时有利地相继沿弓形件的纵轴线布置。

[0046] 优选地,至少一个形状接合件、优选所有形状接合件由相对于弓形件的纵轴线观

察径向延伸的凸出部构成,其中,对应的传递件优选具有相应的耦连区域、尤其凹部,所述凸出部可以形状配合地与所述耦连区域相嵌接。这种形状接合件特别适合于与分别贴靠的传递件建立形状接合。在此应理解的是,弓形件相反地也可以具有凹部,所述凹部与传递件的相应的形状接合件相对应。这种实施方式同样导致传递件与弓形件之间的形状接合和由此无打滑的力传递。该设计方案同样由于弓形件通常较小的横截面是不利的,因为在弓形件中的凹部会进一步降低弓形件的横截面积。

[0047] “凸出部”可以尤其理解为径向突伸的、柱形或四边形的元件。原则上可以设想,设计为凸出部的形状接合件的几何形状其复杂性超出了柱形或四边形状、例如通过突出的或弯折的区域,该区域例如可以适合于与传递件的侧凹区域相啮合(参见实施例)。

[0048] 如前所述,形状接合件和弓形件的一件式的设计是特别有利的。理所当然的是,形状接合件在本说明的意义下由凸出部构成。

[0049] 原则上,与形状接合件是否由凸出部构成无关地,同样尤其在形状接合件由凸出部构成的情况下,特别有利的是,形状接合件至少部分沿垂直于相应下一个牙齿表面的方向延伸。在例如舌式布置的牙齿矫正器中,也就是在牙齿的朝向舌头的一侧上布置牙齿矫正器时,有利的是,弓形件的相应形状接合件朝前庭方向、也就是“朝外”延伸。

[0050] 按照本发明的装置此外还有利的是,弓形件具有至少一个局部的弯曲部、优选多个局部的弯曲部,所述弯曲部分别具有最大0.1mm、优选最大0.5mm、进一步优选最大0.2mm的曲率半径。这种弓形件尤其可以较好地适配牙齿的表面,方法是,弓形件依照各贴靠的牙齿的相应的表面形状。进一步特别有利的是,具有这种弯曲部的相应的弓形件与相应的牙齿相匹配,其在口腔中仅对患者产生微小的影响,因为患者一定程度上不会将弓形件感知为异物,如果是这种情况,则弓形件会与相应贴靠的牙齿表面形成一些间隔。

[0051] 弓形件在牙齿表面上的匹配还具有的优点是,和与牙齿保持一些间隔延伸的弓形件相比,作用在弓形件上的力、例如在患者的咀嚼过程中是非常小的。这由此解释,即,在牙齿表面上尽可能好地匹配的弓形件与当前其它弓形件相比提供了明显更小的作用面。这还具有的优点是,与现有技术相比,按照本发明的装置的弓形件的无意的撕裂风险更小。此外,传递件在相应贴靠的牙齿表面上的固定更简单地实现,因为在传递件和牙齿之间传递的、短时作用的峰值载荷由于所属的弓形件的较小的作用面被降低。这也允许例如为了将传递件固定在相应牙齿上所需的固定面与现有技术相比可以更小,只要不提高装置从牙齿上不希望的脱离的风险。

[0052] 在弓形件的至少一个加力段的有利的设计方案中特别有利的是,加力段环圈或回形地设计。环圈尤其可以设计为欧米伽形。加力段的回形例如可以由多个依次且分别交替地反转的欧米伽形的分段构成。同样可设想的是,回形的加力段设计为之字形的。此外示例性的设计方案可以由接下来的实施例获得。

[0053] 加力段在前述的形状方面的设计方案使加力段能够采用弹簧的形式。弓形件在环圈或其它几何形状的相应加力段的区域中导引,使得弓形件在该区域中具有人工的延长部。这使得弓形件通过使用保持在加力段中的“长度储备”可以被拉伸和/或压缩。由此,加力段以一定的方式满足弹簧的功能,弹簧的偏转导致以拉力形式的复位力,并且弹簧的压缩导致以压力形式的复位力。由此,借助弓形件的各个加力段的相应的变形可以实现引入弓形件中的希望的力分量,该力分量之后根据与一个或多个传递件的力传递的耦连可以作

用在相应待治疗的牙齿上。

[0054] 从前述类型的制造方法出发,所述技术问题按照本发明通过以下方法步骤解决:

[0055] e) 所述弓形件从由板件构成的材料件加工而成,其中,所述板件的厚度明显小于板件其余的尺寸。

[0056] 所述方法就此尤其有利的是,在没有机器或人员进一步介入的情况下,使相应的弓形件直接根据制造过程具有其最终的形状。弓形件的成型在此不受弯曲力的影响。这首先导致,根据本发明的方法制成的弓形件没有内应力,该内应力至少在传统弯曲过程中引入相应的弓形件中。而按照本发明的弓形件在使用时刻在所属传递件中无内应力。就此有利的是,无内应力使得能够更精确地表明在弓形件中由于计划的偏转施加多大的复位力。

[0057] 此外,弓形件由板材加工成是有利的,该方法步骤可以特别简单和廉价地且高精度地实施。在本申请的意义下板材的特征在于,其厚度明显小于该板材的其余尺寸,也就是说,小于其长度和宽度。在此,用于颌矫形装置的弓形件尤其考虑使用厚度小于1.0mm、尤其小于0.6mm的板材。在使用这种材料件时可以特别简单地借助激光切割或者借助电火花切割由板材加工成相应的弓形件。

[0058] 此外,在“加工而成”的意义下,对于消减方法尤其考虑铣削和切割。由此尤其可设想,弓形件由板材铣削而成,使得在相应铣削过程结束后,弓形件具有其最终的形状。这个过程可以尤其被计算机控制并且由此高精度地实现。

[0059] 相对于根据现有技术的自动化制造,其中借助弯曲机器人自动弯曲弓形件,在此所建议的消减方法则明显更准确且更精确,使得制成的弯曲件的结果以非常高的准确度与原始虚拟设计的弯曲件相匹配。因此,在制造弓形件中的高准确度借助弯曲过程是无法实现的,因为塑性变形比例相对于弹性变形比例的精确确定是无法100%实现的,而是至少由各个样本的独特的材料特性所决定。

[0060] 制造方式也允许各个弓形件的局部形状与相应贴靠的牙齿的准确匹配。此外,生产速度相对于弯曲方法明显提高,从而可以降低成本。

[0061] 所述方法相对于原型也是有利的,例如3D打印。后者不仅相对耗费时间,而且也相对成本高昂。此外,至少当前3D打印在弓形件的沿其纵轴线的极微小的曲率半径方面的精度相对于切割和铣削工艺没有竞争力。

[0062] 按照本发明的制造方法允许尤其弓形件由形状记忆材料构成、例如由镍钛合金、尤其镍钛诺构成。在使用弯曲工艺制造弓形件时使用这种材料几乎是不可能的,因为这种材料几乎不能甚至完全不能弯曲。这由此在于形状记忆材料的弹性区域被特别地设定,使得施加塑性变形和由此持久的变形是非常困难的。为此尤其需要待加工的工件被加热到极高的加工温度,以便一定程度上发生与相应材料的弹性特征无关的热变形过程。反之,在使用消减方法时相应材料工件不必进行变形,由此形状记忆材料的超弹性特性在此不是问题。

[0063] 使用形状记忆材料用于弓形件在此是特别有利的,因为在弓形件偏转过程中没有出现塑性变形特别适合于精确地确定存储在弓形件中的复位力。此外,使用镍钛合金是特别有利的,因为其具有较高的生物兼容性。

[0064] 在使用按照本发明的装置的情况下可以特别有效地实施对具有牙齿错位的患者的治疗过程。为此按照本发明建议以下治疗过程:

[0065] i) 借助扫描仪检测患者的下颌和/或上颌的多个牙齿的位置。

[0066] ii) 借助扫描仪测得的数据以数字模型传输,该数字模型虚拟地反映被扫描的牙齿所在的初始位置,牙齿在该初始位置中被扫描。

[0067] iii) 从初始位置出发,在数字模型中虚拟地改变各个牙齿的位置,从而获得牙齿的目标位置,在结束治疗过程之后牙齿应处在该目标位置中。

[0068] iv) 各个牙齿在初始位置和目标位置之间的位置差被分解为多个单独的运动增量,使得通过各个运动增量的顺序步幅,从牙齿的初始位置开始实现其目标位置。

[0069] v) 至少对于每个待治疗的牙齿检测适合的托槽。

[0070] vi) 托槽根据其配属关系布置在患者的牙齿上。

[0071] vii) 为了每个单独的运动增量,虚拟地设计用于矫正牙齿错位的装置的所属的弓形件。

[0072] viii) 虚拟设计的弓形件分别借助增添或消减方法数控地在工件中制造,使得弓形件在制成之后至少基本上分别具有独特的、最终的形状。

[0073] ix) 各个弓形件在治疗过程的整个时间中依次地与处于牙齿上的托槽相耦连,其中,在与相应运动增量相应的待治疗牙齿的位置的真实改变结束之后去除相应当前插入的弓形件,并且之后插入用于相应接下来的运动增量的弓形件。

[0074] 该治疗方法具有特别的优点,即,牙齿可以以各个步骤移动,其中,为每个单独的步骤(或“阶段”)制造独特的弓形件。弓形件之后根据进行的治疗过程依次地被插入。就此,治疗方法是按顺序的方法。

[0075] 按照本发明的治疗过程具有特别的优点,即,与牙齿相连的传递件在整个治疗过程期间通常不必更换。取而代之地,仅不同的弓形件负责待移动的牙齿一个接一个地完成相应所希望的移动。传递件虽然有利地在治疗过程的准备阶段个性化地与相应牙齿的所希望的移动相匹配,但是之后不必在治疗过程期间更换。

[0076] 此外,按照本发明的方法尤其相对于所谓的“轨道疗法”(例如“隐适美 invisalign”®)是有利的,因为在这种疗法中使用的轨道不适用于所有牙齿运动的类型。例如轨道疗法对于牙齿沿颌骨的平动运动是相对不适合的。因此,轨道疗法分别根据情况通常与传统的牙齿矫正器结合使用,其中,在借助轨道处理剩余的细节之前,牙齿矫正器首先消除最大的错位。

[0077] 而借助使用个性化的弓形件可以较好地反映整个运动形式,使得在此所建议的治疗方法至少基本上与待治疗的患者的牙齿的独特的初始位置无关并且原则上可始终实施治疗。

[0078] 在按照本发明的治疗方法的特别有利的设计方案中,所选择的托槽在其装上相应牙齿之前布置在托槽架上,其中,托槽借助托槽架定位在牙齿衫的之前虚拟地计划的位置上并且在其定位之后与牙齿以力传递的方式相连。换句话说,托槽在其装上相应待治疗的牙齿之前布置在托槽架上。借助这种托槽架,托槽可以在其装入的准备阶段精确地定位,然后借助托槽架将各个托槽安装在待治疗牙齿的精确的位置上。

[0079] 为此例如可设想的是,与在轨道疗法中使用的轨道相比,托槽架以待治疗牙齿的仿真的阴模的形式构造。之后,在这种托槽架上根据虚拟计划的位置布置各个托槽。托槽架

之后倒扣在各个待治疗牙齿之上,其中,托槽架根据其匹配的形状处于待治疗牙齿的精确的位置上。位于托槽架上的托槽则由此同样处于其精确的位置上,即准确的之前虚拟计划的位置上。各个托槽则必须仅以力传递的方式与牙齿相连。这例如可以通过在各个托槽和各个牙齿表面之间的间隙中喷入塑料实现。结果是,托槽以非常高的精确度处在待治疗牙齿的之前虚拟计划的位置上。

[0080] 前述的托槽架例如可以特别简单制造的方式是,托槽架由塑料膜深冲制成。用于深冲的阳模的形状例如可以借助口腔内扫描和随后在石膏中相应阳模的成型获得并且由此准确地与待治疗牙齿相匹配。

[0081] 为各个运动增量而设的各个弓形件有利地以前述方式由材料件加工而成。由此获得的优点根据上下文在按照本发明的制造方法中已描述。弓形件有利地由形状记忆材料、尤其镍钛诺构成。

[0082] 此外,按照本发明的治疗方法有利的是,与各个运动增量有关依次使用的各个弓形件分别具有相同的横截面。这就此有利的是,所使用的托槽在治疗之初只需与待使用的弓形件的形状相匹配。各个托槽的托槽沟槽尤其只需与弓形件的形状相匹配地成型。

实施例

[0083] 根据附图所示的实施例进一步阐述按照本发明的装置。在附图中:

[0084] 图1:具有示意示出的用于治疗牙齿错位的装置的上颌,

[0085] 图2:用于根据图1的装置的弓形件的形状配合件的不同的形式,

[0086] 图3:形状配合件与传递件的耦连区域的咬合细节,

[0087] 图4:根据图1的上颌,其中,所使用的按照本发明的装置设有多个加力段,

[0088] 图5:具有多个牙齿的下颌,这些牙齿与按照本发明的装置配合作用,

[0089] 图6:根据图6的下颌,但是处于用于矫正牙齿错位的治疗方法的进一步的阶段,

[0090] 图7:根据图6的处于治疗方法马上结束之前的下颌,

[0091] 图8:按照本发明的装置的弓形件的加力段的不同形式,和

[0092] 图9:下颌的虚拟视图,所述下颌具有多颗牙齿,这些牙齿与按照本发明的装置配合作用。

[0093] 在图1、4、5至7和9中示意性示出按照本发明的装置1,所述装置1分别包括弓形件2以及多个传递件3。所述传递件3用于在各个贴靠的牙齿11和弓形件2之间传递力。所述传递件3在技术上通常也称为托槽。弓形件2在此具有0.5mm x 0.5mm的方形的横截面积。弓形件2设计为平坦的,方法是,弓形件借助激光切割从板件上被切割出。平坦的设计表现为,弓形件2的纵轴线19在弓形件2不受力的状态下在一个平面内延伸,在所述不受力的状态下弓形件2不受到约束力和类似作用力。

[0094] 传递件3以力传递的方式分别与贴靠的牙齿11相连。这种连接使得传递件3与所属的牙齿11之间不能进行相对移动。如果有的话,则仅仅在传递件3的材料膨胀情况下或者在传递件3和相应牙齿11之间的连接材料上才出现这种相对运动。

[0095] 弓形件2和传递件3分别借助形状接合件7相互连接。形状接合件7使它们形状接合地通过相应的传递件3的耦连区域5啮合。弓形件2和相应传递件3之间的形状接合使得在弓形件2和传递件3之间可以传力,而在此不会在弓形件2和相应传递件3之间产生相对移

动。换句话说,弓形件2和传递件3之间的连接无打滑地实现。以这种方式,从弓形件2施加到传递件3上的力可以被特别准确地确定,因为不会由于弓形件2和传递件3之间打滑或滑转而发生无意的力损失。

[0096] 根据图1仅仅示意性地示出按照本发明的装置1。装置1的弓形件2借助锚固件15固定在后面的臼齿16上。为此,后面的臼齿16同样如前面的牙齿11分别与传递件3相连。此外,传递件3分别具有耦连区域5,所述耦连区域与弓形件2的形状接合件7形状配合地相啮合。形状接合件7与后面的臼齿16间接地连接,所述形状接合件根据图1的示意图没有与其余的弓形件2连接。该示意图在此纯示意性地示出并且不是现实的情况;弓形件2被导引至臼齿16。此外,传递件3和形状接合件7在臼齿16上在图1中夸大地示出,以便示例性地明确地显示它们的设计方案。

[0097] 由此例如可以看到,根据图1的在臼齿16上的形状接合件7分别不同地设计。由此,在图1左侧的臼齿16的形状接合件7仅具有径向突出的凸出部8,该凸出部8形状接合地围住所属的传递件3的耦连区域5。在右侧的臼齿16的相对置的形状接合件7的示例中,首先它设有凸出部8,该凸出部具有在远端的抓握区域17。形状接合件7的凸出部8借助该抓握区域17包围所属的传递件3的对应的侧凹的耦连区域5并且以这种方式确保希望的形状接合。

[0098] 根据图1,在上颌的前部牙齿上分别借助突出的凸出部8将弓形件2固定在所属的传递件3上。在此,每个传递件3与两个形状接合件7配合作用,这是有利的,可以实现弓形件2和传递件3之间的力矩的传递。如果仅使用一个形状接合件7,则只有当形状接合件7如此成型,使得弓形件2相对于所属的传递件3的相对扭转被锁止时,才能实现这种传递效果。

[0099] 形状接合件7在弓形件2上的构造方式根据现有技术是特别困难的,因为几乎不可能精确地定位形状接合件7。这是由于弓形件2的独特位置在其自身与传递件3的连接的准备阶段中目前是无法被检测的并且由此在安装时刻才能被实际确定。换句话说,形状接合件7不能事先准确地定位,以便在传递件3或贴靠的牙齿11上施加所希望的力。弓形件2的这种精确的几何形状设计和传递件3的位置设计以及由此造成的、形状接合件7和对应的耦连区域5的位置的可事先计划的可能性只有通过所建议的按照本发明的制造方法才能成为可能。由此确保,在弓形件2与传递件3相连之后,弓形件2的偏转和由此导致的在弓形件2内的复位力具有准确的大小,所述大小事先根据诊断出的牙齿错位情况被计划。由此,现在借助按照本发明的装置1可以实现,作用在牙齿11上的力准确地被计划并且还能以较高的精度获知,被计划的力也实际被施加。

[0100] 为了激活弓形件2而设有加力段6。加力段在图1中仅示意性地示出,但是可以结合图4和图9更准确地看到。此外,图8提供了选择加力段6的不同设计方式的示例。

[0101] 加力段6分别设置在传递件3或者说牙齿11之间,所述牙齿由于颌矫形术借助按照本发明的装置1应在所属的颌骨中移动。在图1中借助尖锐的几何形状示意性示出加力段6。这尤其在右侧的臼齿16的形状接合件7上可以看到。

[0102] 加力段6实现了,弓形件2可以偏转显著的数值。也就是说,弓形件2通过加力段6的作用既可以局部地被压缩,也可以局部地发生拉伸,由此通过弓形件2的材料的弹性特性(优选其由形状记忆材料、尤其镍钛诺构成)可以在弓形件2中激活复位力,所述复位力则作用在邻接的传递件3上。在此应理解为,该复位力由于弓形件2与传递件3的固定连接而仅仅作用于相邻的传递件3上。加力段6的蔓延作用,也就是加力段6对再下一个牙齿11的力作用

只有在以下情况下实现,即,分别邻接的牙齿11由于弓形件2的作用的复位力发生移动并因此导致相应下一个加力段6的激活(拉伸或压缩)。加力段6在此可以设计为不同形式,如尤其由图8示出的。这种成型的几何形状也称为“回环”。

[0103] 形状接合件7可以设计为不同形式。图2在a至d的变形方案中示出示例性的概览图。在此,原则上在形状接合件7之间可以是不同的,这些形状接合件仅在侧面包围传递件3的对应的耦合区域5(图2a)或者所谓的耦合区域5还具有侧凹(图2b至2d)。此外,形状接合件7可以构造有倒钩18,所述倒钩附加地锁定了弓形件2沿平行于弓形件2的纵轴线19的两个方向的运动。

[0104] 在图3中示出弓形件2与传递件3配合作用的示意图。在此尤其可以看到,设计为凸出部8的形状接合件7如何与对应成型的传递件3的耦合区域5相啮合。在此如在图3的b部分中看到的,传递件3设计为托槽,该托槽的耦合区域5由托槽沟构成。该托槽沟沿纵向在托槽的宽度上以凹沟的形式延伸,其中,弓形件2嵌入托槽沟的该凹沟中。形状接合件7在侧面包围托槽沟,使得弓形件2和传递件3之间的沿弓形件2的纵向平行方向的相对运动被锁止。

[0105] 应理解的是,弓形件2可以锚固在不同的牙齿11上。如果非强制地要求,则为此使用臼齿16。原则上根据颌矫形术中的普遍认可的技术规定使用按照本发明的装置1。这涉及各个牙齿11的运动方式方法和传递件3的设计方式以及弓形件2的横截面的尺寸。后者针对相应待治疗的牙齿所希望的运动也涉及加力段6与传递件3的参与。

[0106] 例如根据图4可以看到,加力段6设计为回形的。相应加力段6的回形设计为多个、相邻的环圈的形式,其中,环圈分别可选地在上侧和下侧具有其高点。加力段6的设计方式总是与其具体的几何形状无关地选择,使得加力段6可以用作弹簧件,从而弓形件2可以被施加复位力(拉力、压力、扭矩、弯矩)。根据图8可以看到用于加力段6的不同的几何形状。例如,加力段可以设想为U形回环14的形式(图8a)。同样可以是在图8b中示出的欧米伽形状。也可以设想是尖状收缩的金字塔形状(图8c)。关于加力段的回形的设计方案例如参照图8d至8f。

[0107] 借助按照本发明的装置1进行颌矫形术是特别有利的。示例性的治疗流程结合图5至7可以看到。在此使用颌矫形装置1,该颌矫形装置应消除下颌的前部切齿的错位。所述装置1在左侧和右侧均固定在下颌的分别从中央开始观察的第四个牙齿上。在图5至7中黑色实线示出的线条反应不同的弓形件2,所述弓形件2借助未示出的传递件3与牙齿11相连接。各个加力段6分别借助加粗线勾勒出牙齿11之间的齿隙。针对治疗方法规定,根据治疗方法的进度,依据待治疗的牙齿11的各个设定的移动增量,必须分别更换弓形件2。在此,通常布置在牙齿11上的传递件3可以在整个治疗过程中被保持。

[0108] 具体应理解为,为了计划颌矫形治疗,首先在治疗之前必须检测关于待治疗的牙齿的初始位置的现状。根据该初始位置,根据所检测的牙齿的虚拟模型产生牙齿的希望的最终位置。这根据牙齿从虚拟模型开始的虚拟运动发生,虚拟模型由待治疗的牙齿的测得的初始位置产生。在待治疗的牙齿的最终位置和初始位置之间的差别相应于总运动。

[0109] 通常,在使用唯一的在所有其部分连贯相同的颌矫形装置情况下,这种总运动是不足够的。因此根据所建议的治疗方法,所得到的总运动分解为多个单独的运动增量,通过使用所有其组成部分相同的颌矫形装置,可以分别实现该运动增量。每个以后固定的运动增量根据该治疗方法与所属的弓形件2关联。由此,相应的弓形件2用于在与各个传递件3配

合作用下将待治疗的牙齿如此程度地运动且运动到相应位置中,从而结束各个所属的所计划的运动增量。

[0110] 一旦该运动增量结束,则最后取下当前的弓形件2并且分别使用下一个弓形件2,使得可以完成下一个运动增量。治疗方法由此显示为顺序的方法,其中,在待治疗牙齿的初始位置和终端位置之间的一个接一个的各个运动增量分别通过各个独特的弓形件2实施。

[0111] 由图5至7可以看到所示的弓形件2的不同的形式。根据图7的示图显示出待治疗的牙齿在其最后一个运动增量中,在该运动增量结束之后所述牙齿处于其原先计划的且所希望的终端位置中。

[0112] 根据图9示出从左侧第三颗牙齿至右侧第三颗牙齿的区域中的另外的下颌。所述示图显示出待治疗的下颌的虚拟图像。在每颗待治疗的牙齿11上分别布置有传递件3。弓形件2与传递件3相连,使得力可以在弓形件2与传递件3之间传递。弓形件2如此所示示例性地具有一共三个加力段6,所述加力段在此分别设计为成型为环圈10的回环14的形式。该回环14的形状相应于图8a所示的形状。弓形件2具有纵轴线19,所述纵轴线沿弓形件2延伸。弓形件2整体设计为平坦的。也就是说,所述纵轴线19位于未示出的平面内,该平面大约垂直于牙齿11的竖轴线定向。

[0113] 根据附图规定,在此显示为虚拟模型的待治疗的牙齿11过远地彼此间隔。在这种待治疗牙齿11的初始位置情况下,治疗目的是,使牙齿11彼此相向运动。为此需要所计划的弓形件2在其插入传递件3中之后具有内部的拉应力,使得根据在弓形件2中作用的复位力促使弓形件2运动,从而往回拉在一起形成其原始形状。在该运动过程中,弓形件2应使待治疗牙齿11“一同拖动”。不言而喻,为此需要弓形件2在传递件3上的力传递的耦合。所述耦合在此按照本发明借助形状接合件7实现,形状接合件在图9中分别仅从外侧可以看到。

[0114] 形状接合件7在此由径向突伸的凸出部8构成,所述凸出部大约垂直于弓形件2的纵轴线19延伸。凸出部8适合形状配合地与相应贴靠的传递件3相嵌接。在所示情况中,凸出部8在侧面压向相应传递件3的耦合区域5的对应止挡面。以这种方式确保弓形件2和相应传递件3之间的不打滑的力传递。

[0115] 根据图9的弓形件2除了包含在此可见的形状接合件7以外,还包括设计为径向延伸的凸出部8形式的形状接合件7。但是,这些形状接合件在图9中不可见,因为它们嵌入分别贴靠的传递件3的对应的凹部中。为此,所述凸出部8相对于牙齿11沿前庭方向观察延伸到相应传递件3的对应的凹部中。

[0116] 不言而喻,除了牙齿沿颌骨的纯粹运动以外,所述牙齿借助按照本发明的装置1既围绕竖轴线也围绕其横轴线观察可以转动,也就是说,借助弓形件2可以将扭矩传递到传递件3上。为了实现上述情况,各个弓形件2不仅沿其长度观察被偏转,而且扭转(tordiert)或者围绕其纵轴线19弯曲。至少通过弓形件2的变形在弓形件2与传递件3的连接准备阶段中在弓形件2中激活复位力(或者同样激活复位力矩),该复位力由于与传递件3的形状配合的耦合则使待治疗的牙齿11进行所希望的运动。

[0117] 不言而喻,根据前述说明的各个实施例的各个技术特征不是强制地彼此相互关联的,而是技术人员也可以以其它方式将各个技术特征组合,只要其技术上可行即可。

[0118] 附图标记列表

[0119] 1 装置

[0120]	2	弓形件
[0121]	3	传递件
[0122]	4	牙齿表面
[0123]	5	耦连区域
[0124]	6	加力段
[0125]	7	形状接合件
[0126]	8	凸出部
[0127]	9	凹部
[0128]	10	环圈
[0129]	11	牙齿
[0130]	12	托槽基座
[0131]	13	沟槽
[0132]	14	回环
[0133]	15	锚固件
[0134]	16	臼齿
[0135]	17	抓握区域
[0136]	18	倒钩
[0137]	19	纵轴线

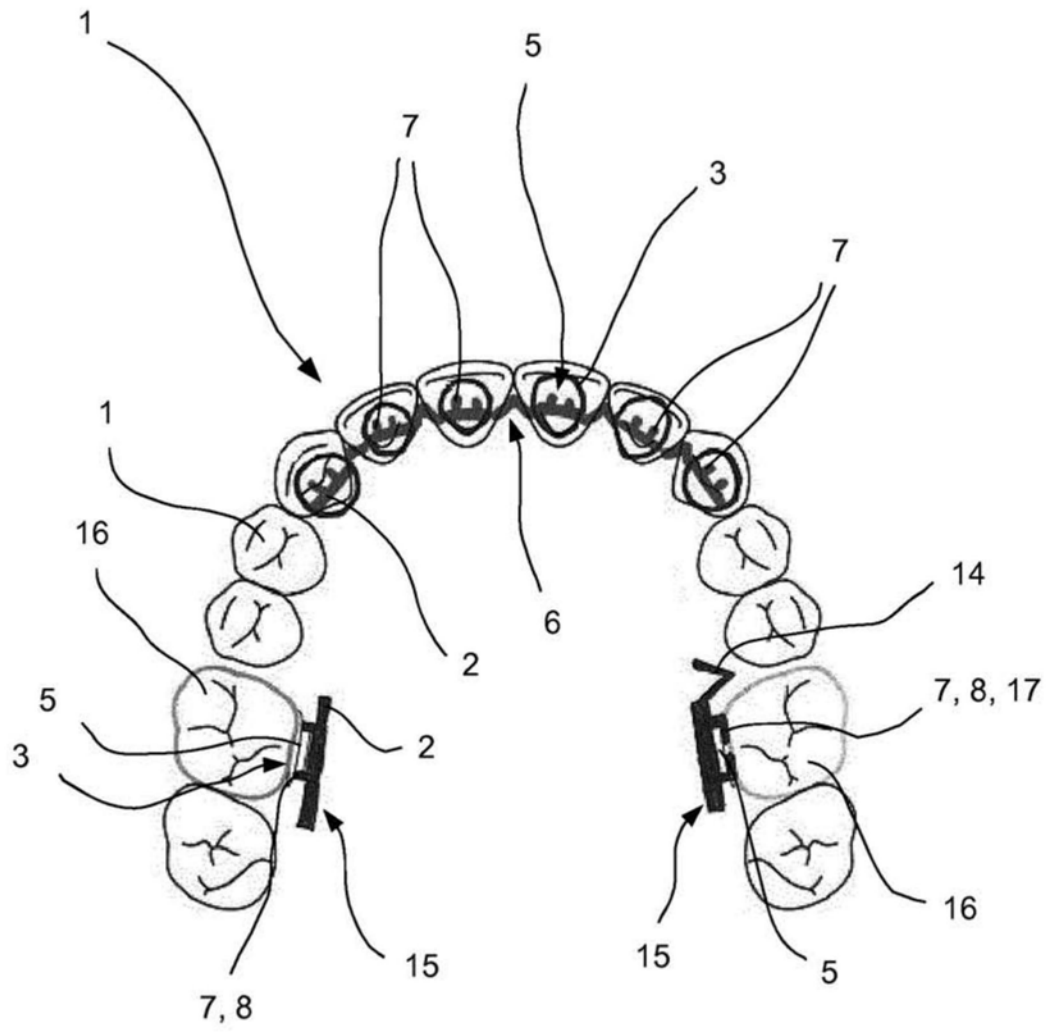


图1

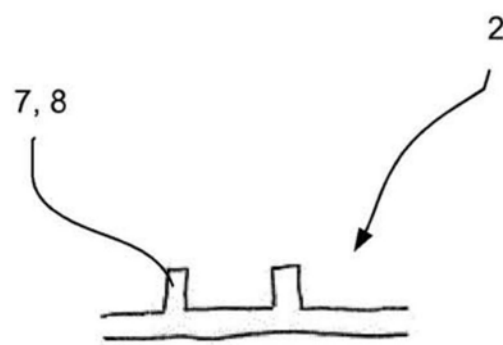


图2a

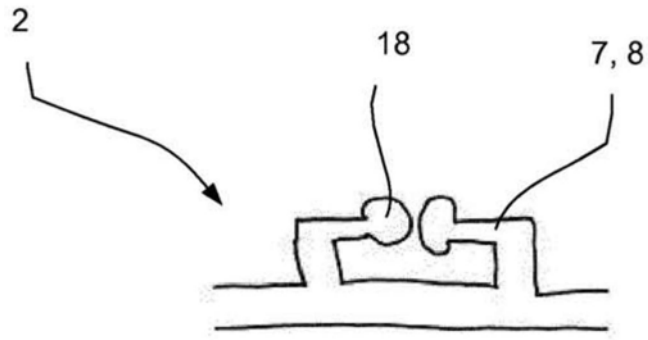


图2b

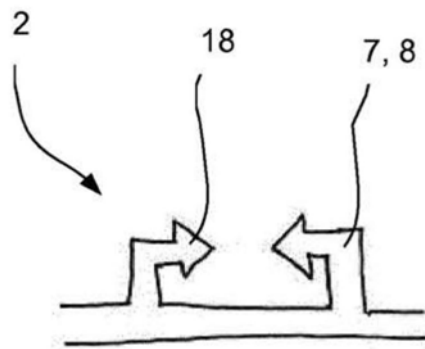


图2c

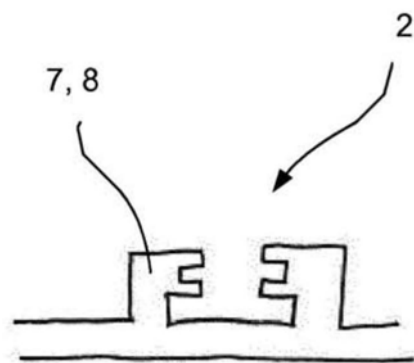


图2d

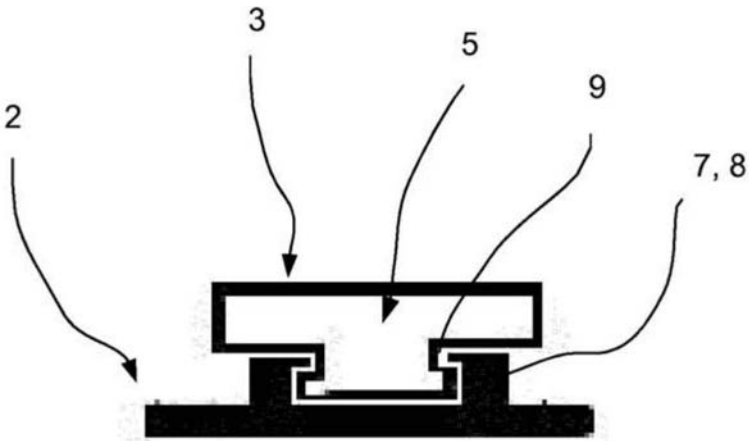


图3a

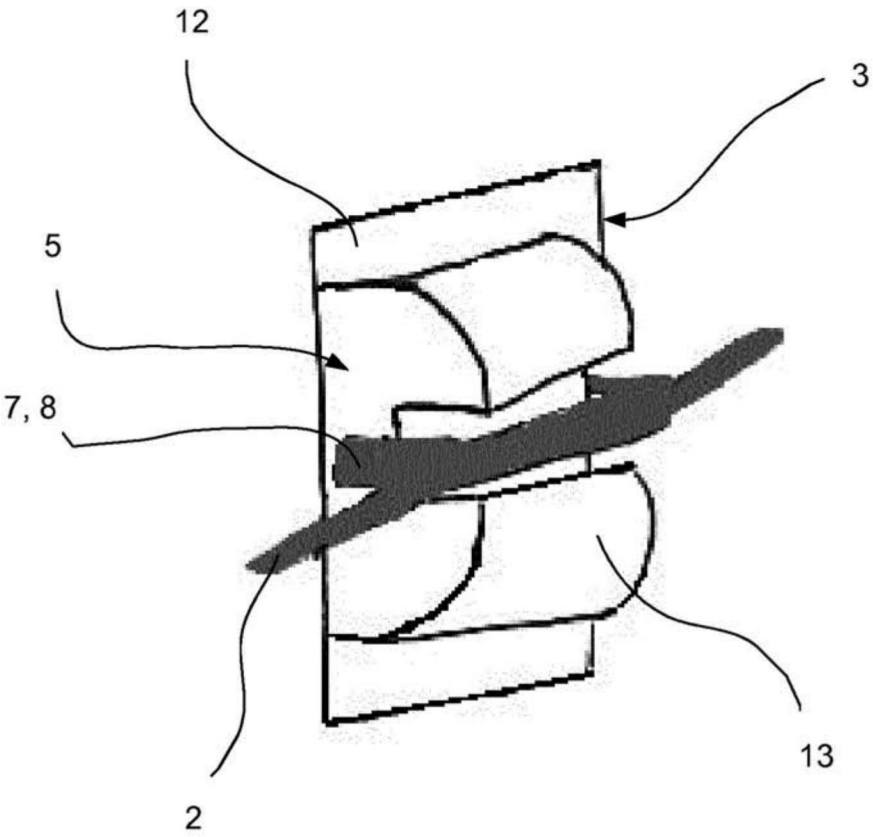


图3b

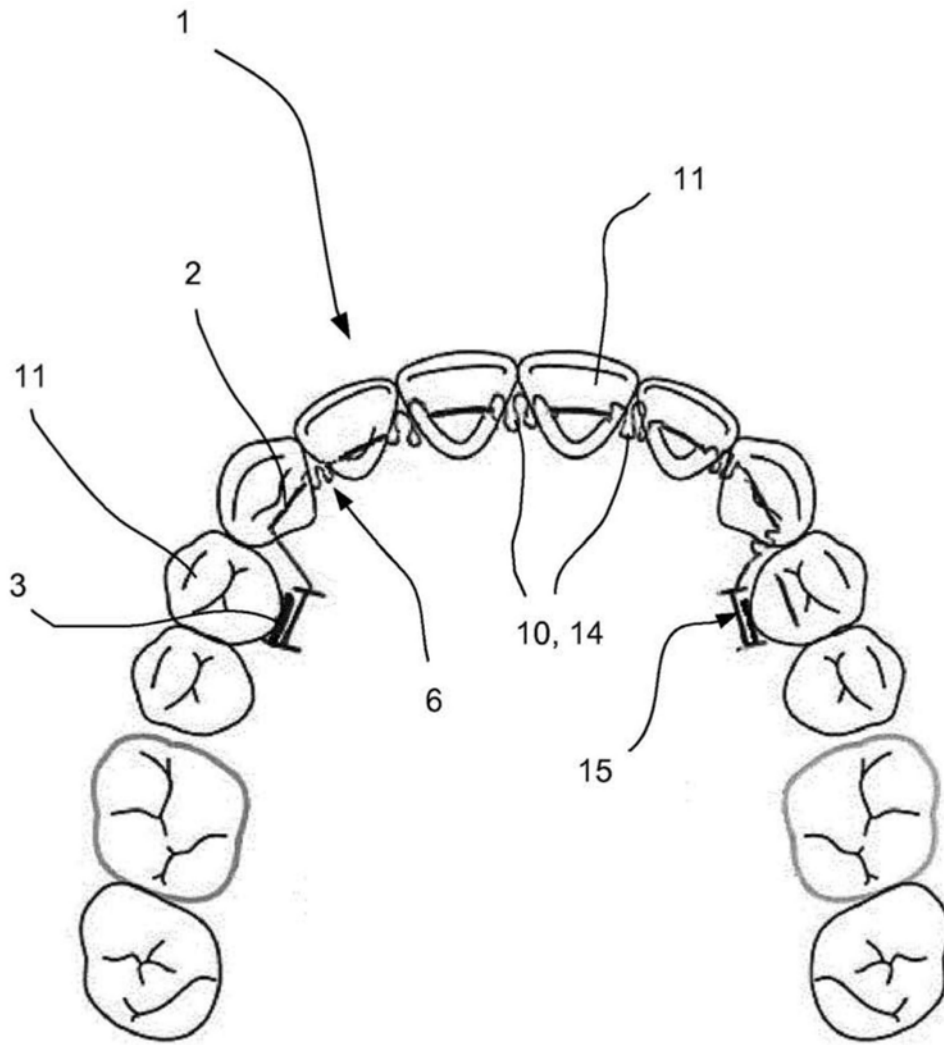


图4

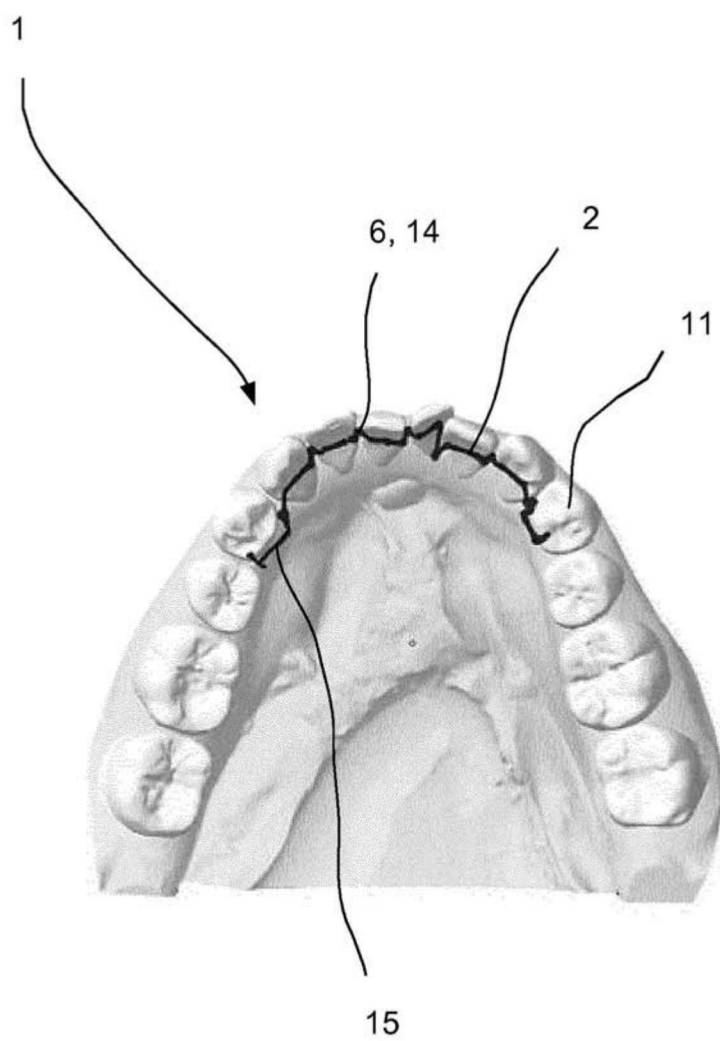


图5

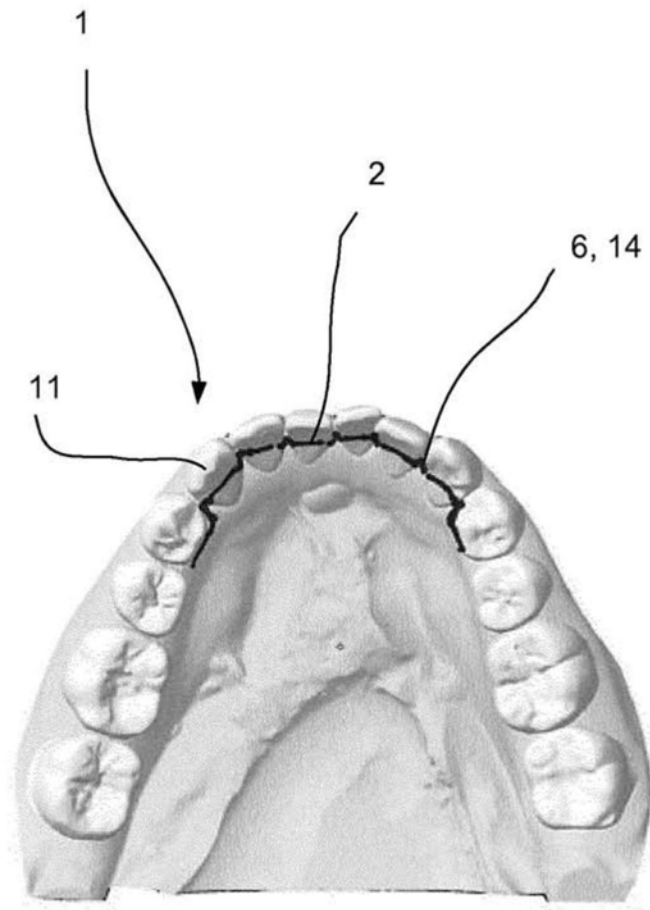


图6

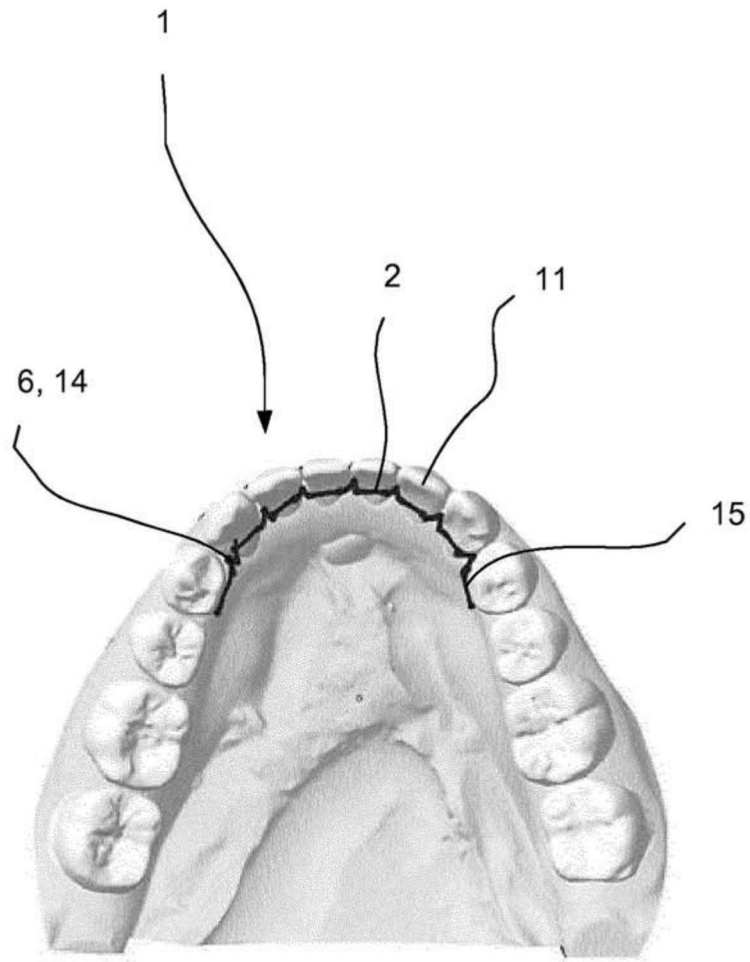


图7

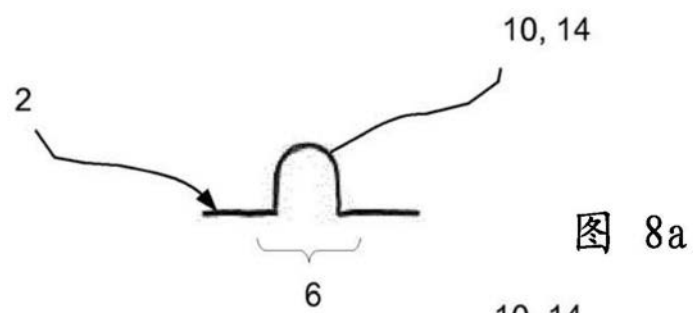


图 8a

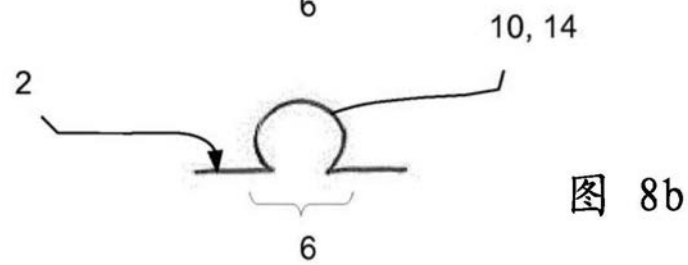


图 8b

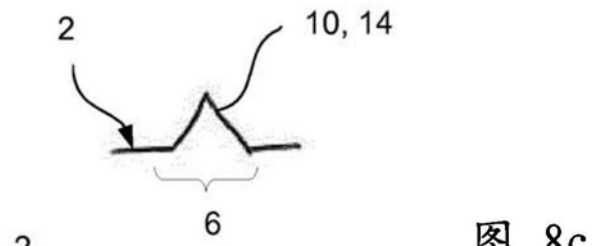


图 8c

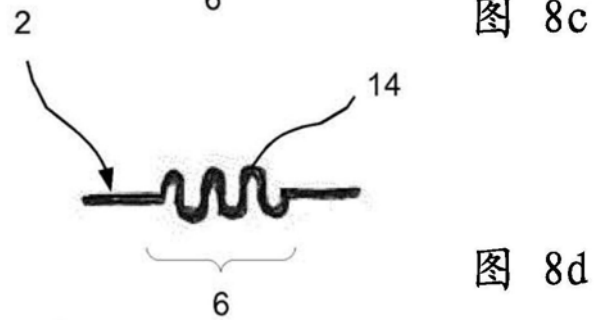


图 8d

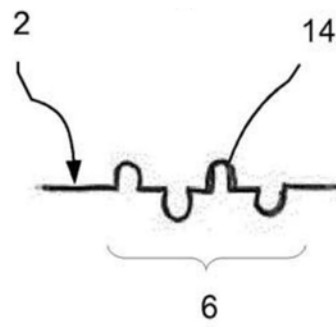


图8e

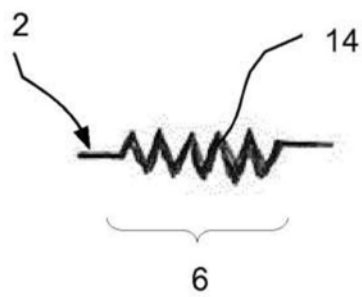


图8f

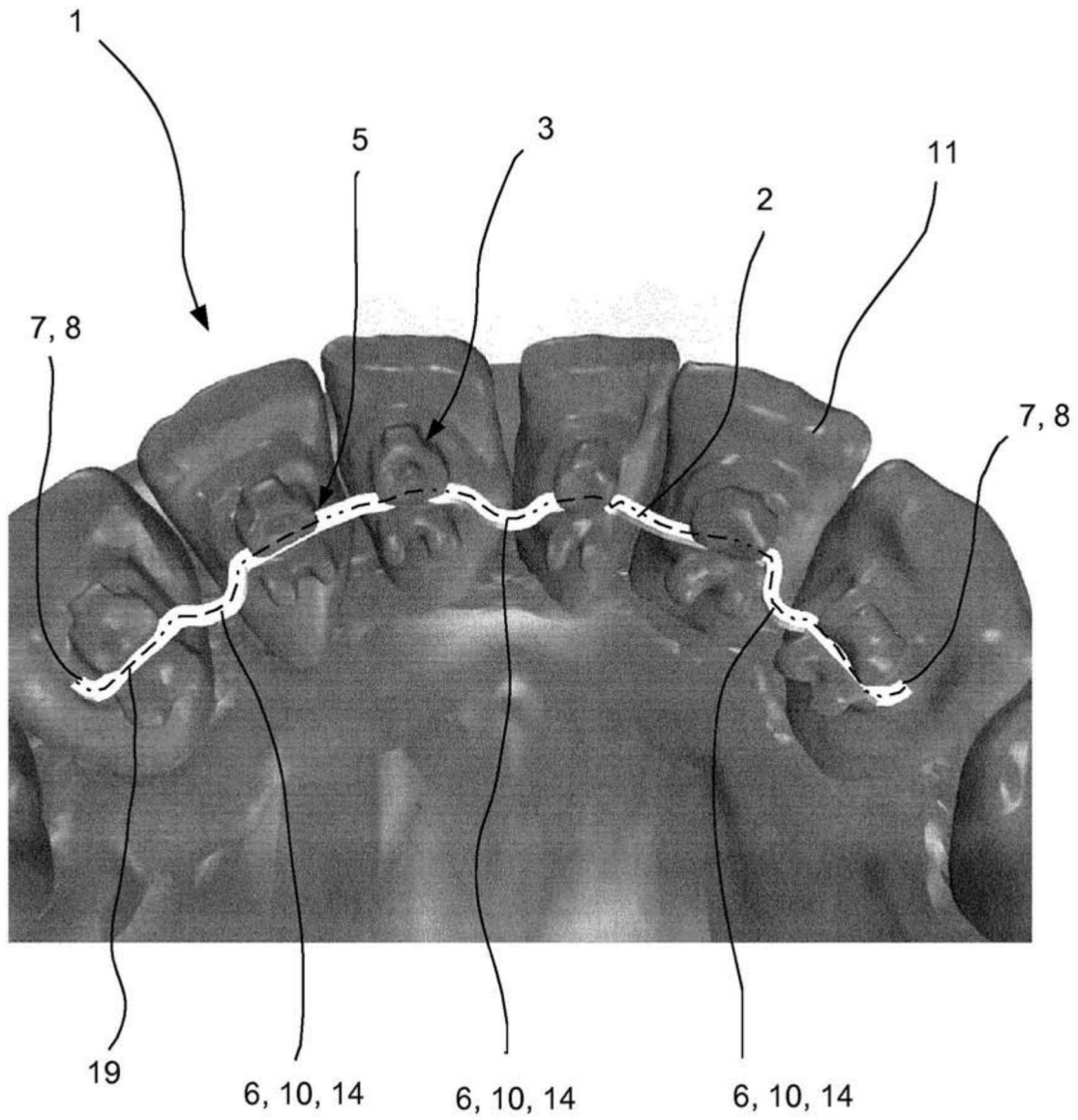


图9