



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104203144 B

(45)授权公告日 2017.05.17

(21)申请号 201380015289.8

(22)申请日 2013.03.19

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104203144 A

(43)申请公布日 2014.12.10

(30)优先权数据
102012005323.1 2012.03.19 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.09.19

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2013/000829 2013.03.19

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/139467 DE 2013.09.26

(73)专利权人 赫诺特·海内
地址 德国韦德马克-梅伦多夫

(72)发明人 赫诺特·海内

(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

代理人 车文 张建涛

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

(56)对比文件
WO 2010/087824 A1,2010.08.05,
CN 101636122 A,2010.01.27,
JP H11-155884 A,1999.06.15,
DE 102008057226 B3,2010.03.25,
US 2004/0134499 A1,2004.07.15,
DE 102004007008 A1,2005.09.08,
CN 201968851 U,2011.09.14,
CN 1260698 A,2000.07.19,
DE 102009009916 A1,2010.09.09,

审查员 赵晓娟

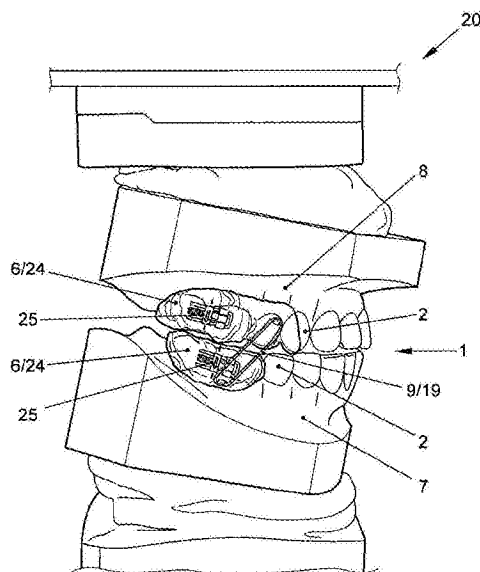
权利要求书2页 说明书10页 附图11页

(54)发明名称

用于与颞下颌关节有关的牙齿位置矫正的器械

(57)摘要

本发明涉及一种在考虑到要由使用者预先确定的咬合记录变化和咬合结构变化的情况下,用于与颞下颌关节有关的牙齿位置矫正的器械。本发明的特征在于,在颞部间支撑有至少在颌侧的承载牙咬合的部分上延伸的基础模块,并且具有通过设定技术形成的、用于容纳牙齿的空腔,对于牙齿移动所需的夹紧力可以通过这些空腔作用到牙齿上;基础模块具有根据使用者的预给定参数给出的在空间上限定的颌支撑部;并且颌支撑部由咬合部和/或拦截部形成,咬合部和/或拦截部具有利用能预先确定的弹性的填充材料填充的空腔。



1. 一种在考虑到要由使用者预先确定的咬合记录变化或咬合结构变化的情况下,用于与颞下颌关节有关的牙齿位置矫正的器械(1),

其中,在颞部间支撑有至少在颌侧的承载牙咬合的部分上延伸的基础模块(2),并且基础模块具有用于容纳牙齿的空腔,通过所述空腔能够使对于牙齿运动来说是必要的夹紧力作用到所述牙齿(22)上;

其中,所述基础模块(2)具有根据所述使用者的预给定参数在空间上限定的颌支撑部(5),

其特征在于,

所述颌支撑部(5)由咬合部(10)和/或拦截部(11)形成,所述咬合部和/或拦截部针对牙槽突的竖直矫正具有利用能预先确定的弹性的填充材料填充的空腔;

所述基础模块(2)由基础夹片(27)组成,所述基础夹片包覆至少一个牙冠(28);

所述基础夹片(27)向着对置的颌具有作为所述咬合部(10)或所述拦截部(11)的部分的功能性中空体(29);并且

所述功能性中空体(29)填充有所述填充材料(12);并且

所述功能性中空体(29)向着被覆盖的所述牙冠(28)的牙咬合面具有环绕的压力传递环(30)。

2. 根据权利要求1所述的器械(1),

其特征在于,

所述基础夹片(27)跨接所述牙冠(28)的假体的最大周边(31)。

3. 根据权利要求1或2所述的器械(1),

其特征在于,

设置有辅助部件,该辅助部件通过不同的粘结连接固定在牙齿和假牙上,以加强器械在牙齿和牙槽骨上的力作用和转矩作用。

4. 根据权利要求1或2所述的器械(1),

其特征在于,

所述基础模块(2)具有与其连接的功能模块(6),所述功能模块能在所述基础模块(2)发生改变时重复使用。

5. 根据权利要求4所述的器械(1),

其特征在于,

所述基础模块(2)能够与能布置在对置的颌上的补充模块(3)相互作用。

6. 根据权利要求5所述的器械(1),

其特征在于,

所述基础模块(2)或所述基础模块的功能模块(6)通过弹性的连接元件(9)与所述补充模块(3)连接。

7. 根据权利要求1或2所述的器械(1),

其特征在于,

所述基础模块(2)在其内侧(14)上具有形式为固定在所述基础模块(2)上的扩展弓形体(13)的补充模块。

8. 根据权利要求7所述的器械(1),

其特征在于，

所述基础模块(2)在其背离所述内侧(14)的外侧(15)上具有用于辅助器件(17)的容纳部。

9. 根据权利要求8所述的器械(1)，

其特征在于，

所述容纳部(16)形成用于所述辅助器件(17)的容纳兜部，所述辅助器件构造为布置在牙齿(22)的外侧上的附加物，并且具有用于容纳橡皮圈(19)的沟槽式容纳部(18)，所述橡皮圈用于使模块连接。

用于与颞下颌关节有关的牙齿位置矫正的器械

技术领域

[0001] 本发明涉及一种在考虑到要由使用者预先确定的咬合记录变化和咬合结构变化的情况下,用于与颞下颌关节有关的牙齿位置矫正的器械。

背景技术

[0002] 迄今,以根据生物力学特性分开的所谓的用于颌正畸治疗的器械施行与颞下颌关节有关的牙齿位置矫正。在此,为患者依次施加不同的颌正畸治疗任务。治疗师或者说使用者必须等到患者达到适当的长牙年龄或者达到对于使用另一器械技术来说是必要的功能性治疗的进展。

[0003] 在牙科医学中,功能性治疗被理解为这样的措施,即,应当在神经肌肉的和关节的控制方面消除咀嚼系统的障碍。为此在患者的口腔中装入适当的器械。

[0004] 在咬紧的情况下,颞下颌关节的位置仅通过如下方式限定,即,上颌和下颌的牙齿相互间怎样接触(牙咬合接触)。在牙齿接触的情况下,下颌和颞下颌关节的运动可能性还通过牙齿表面的几何形状决定。因此,当由于缺失牙齿或者牙错位而造成肌肉和关节的功能受损时需要治疗地出现了,要使用应当治疗地改变牙咬合状况的器械。这种器械通常由延展性人工合成材料(Streukunststoff)制造或由小型塑性板与额外涂布的塑料功能面的组合制造。

[0005] 在功能性颌正畸的器械中,下颌相对上颌的位置也发生改变。一般来说,这些器械用于还处于发育期或者换牙期的青年患者中。除了所谓的咬合部(Aufbissen)之外,这种“牙套”还具有结构元件,这些结构元件大多通过排斥功能对周围的组织结构起作用。因此,这些结构元件对于牙齿位置调节的影响大多可理解为被动式的,并且在多数实施方案中仅通过弹性元件和螺钉进行扩展。

[0006] 所有迄今公知的颌正畸器械,仅针对颌正畸的治疗范围的有限的分领域进行构思,并且一般来说也仅能够针对确定的年龄组或者错牙合形式(咀嚼系统的发育畸形的形式)的患者使用。

[0007] 由DE 698 18 045T2公知了用于以递增的方式运动的牙齿的方法和装置。这类隐形矫治器械(一系列用于逐步矫正牙齿位置的透明薄片)可以在公知的设定方法的基础上转变颌正畸的牙齿运动。

[0008] 在此不利的是,这些隐形矫治器械仅包裹牙齿和牙齿结构。却通过所使用的薄片的材料厚度,无意地改变了患者力求的在上颌与下颌之间的空间配属。本身并没有通过这种器械提供颌彼此间的近似于能自由选择的空间上的支撑。

[0009] 由DE 10 2009 009 916A1公知了计算机辅助制造牙科医学的咬合板的方法,其中,咬合板包含上咀嚼面,在使用咬合板时,患者的配对颌与该咀嚼面发生接触。

[0010] 在此不利的是,所公知的器械或咬合板在使用状态下仅改变了上颌与下颌之间的位置关系。这类被动的咬合板既没有为治疗师提供病理上的肌功能亢进的诊断指示,而且该咬合板也不能够实现颞下颌关节相关地重建健康的咀嚼系统和关节系统。

[0011] 由DE 10 2010 012 702A1公知了一种被动的咬合板,其中,板的贴置于牙齿且形成保持力的部件通过能更换的并且向着配对颌取向的部件来补充,该部件应当具有“颅骨式凹面球形状”。

[0012] 这种公知的器械或咬合板也具有上述的缺点,并且仅改变上颌与下颌之间的位置关系。

发明内容

[0013] 因此,本发明的任务是,提供一种器械,使迄今分开地使用生物力学特性的颌正畸器具组在新颖的、器械上和治疗上的整体策略得到统一。

[0014] 在器械方面,该任务结合权利要求1的前序部分地通过以下方式得到解决,即,在颌部间(intramaxillärer)支撑有至少在齿颌侧的承载牙咬合的部分上延伸的基础模块,并且具有用于容纳牙齿的空腔,通过这些空腔可以使对于牙齿运动来说是必要的夹紧力作用到牙齿上;基础模块具有根据使用者的预给定参数在空间上限定的颌支撑部;并且颌支撑部由咬合部和/或拦截部(Interceptor)形成,咬合部和/或拦截部具有利用能预先确定的弹性的填充材料填充的空腔。

[0015] 在主动式地施行牙齿运动期间,本发明能够实现对颌彼此间的尺寸精确的有针对性支撑,直至牙咬合接触(相应于使用者的预给定配属参数)并且能够实现对牙咬合支撑的元件的更换。

[0016] 除了范围广泛的三维牙齿位置矫正外,还能够通过作为4D器械(四维器械)地对齿颌支撑部进行构造和预给定参数来对颞颌关节错位进行利用根据本发明的器械实现的、空间上受控制的颞下颌关节矫正,该4D器械作为第四维度地已经在牙齿运动以及器具结构的设计中借助4D软件采用了在牙齿序列与颞下颌关节之间的空间配合原理。由公知的医学成像方法一方面可以提供牙齿之间的在空间上的位置关系的信息,另一方面可以提供颞下颌关节小头相对于其关节窝的信息。现在,不仅CT(计算机断层扫描)而且DVT(口腔容积断层扫描)都提供能与3D设计软件程序组合的STL数据组。

[0017] 根据本发明的优选实施方式,设置有至少一个补充模块和/或辅助部件。

[0018] 牙咬合支撑的元件本身也可以通过其模块化的结构与用于主动传递力和转矩的机械机构以及辅助部件连接。由此,牙齿位置矫正既可以逐步地通过依次替换一个或多个器具部分或者说器械部分进行施行,也可以通过牙咬合支撑的元件与机械机构以及弹性元件的组合进行施行,其中,这些弹性元件可以像假体品(也就是植入物)一样紧固在这些部件(模块)上并且可以直接紧固在牙齿上。

[0019] 由此,可以同时并且因此合理地进行不同的颌正畸治疗任务(通常,必须对患者依次引入这些颌正畸治疗任务)。治疗师或使用者不再需等待患者达到适当的长牙年龄或者达到对于使用另一器械技术来说是必要的功能性治疗的进展。几乎所有公知的治疗任务都可以通过更换单个的模块或者模块内部的新组合直接解决,只要它们在治疗中显得有意义。

[0020] 除此之外,由于在对牙咬合并且因此颞下颌关节进行受控制的且能变化的支撑时同时使用间歇性的力的可能性,从而扩展了在医学上的治疗范围。首先,对牙槽突的竖直矫正和对颞下颌关节位置的矫正首次同时利用范围广泛的牙齿位置矫正完成。根据(数字的、

模拟的等) 设定技术的原理, 现在可以利用功能性治疗措施进行统一并且同时与固定在牙齿上的器械模块相互作用, 其方式为, 机械机构以及辅助部件不仅被包封地搭接固定在牙齿上的器械模块, 而且直接用于力和转矩的传递。

[0021] 要强调的是, 牙咬合承载区域的适用于功能性治疗目的造型可以集成在器械本身中。这在现今流行的颌正畸器械(多支架矫治器械(Multibracketapparaturen) 和隐形矫治器技术(Alignertechniken)) 中是没有公知的。

[0022] 在结构上, 该器械原则上考虑到了由治疗师或使用者优先确定的咬合记录变化和咬合结构变化。通过该器械的基础模块的能三维变化的结构, 本发明首次公开了这种可能性。这种可能性能够实现使最不同的、已公知的器具组的生物力学上有利的特性通过该器械的模块化的基本设计方案以及优选的基于软件的设计和RP(快速原型制造(Rapid Prototyping)) 生产方法集成在器械中。

[0023] 正畸器械设计方案的承载牙咬合的部分首次地也不再必须像所谓的固定式的咬合辅助器件或头骨矫正定位器械(Copa) 那样粘合在牙齿上或假体上。也就是说可以制造出一种器具列, 在每个单独的治疗器具中, 牙齿位置像在隐形矫治器技术中那样地逐步小幅度进行修正并且在此逐渐地且恒定地承担上颌与下颌之间的经设计的在空间上的配属。因此, 也首次地能够随时在空间上对颌配属进行重新安排, 而不必改变或去除固定在口腔中的咬合辅助物。

[0024] 在此, 基础模块具有根据使用者的预给定参数地在空间上限定的颌支撑部。该颌支撑部由咬合部和拦截部形成, 咬合部和拦截部具有利用能预先确定的弹性的填充材料填充的空腔。

[0025] 空腔的液态或气态的填充物几乎没有增强所创建的咬合区域的咀嚼压力稳定性。由此有害健康地施加给功能异常(磨牙或咬牙) 的患者, 其(在使用通常的膜厚度的情况下) 压坏塑造的咬合造型, 因此, 与该基础模块一起还存在有新的功能诊断工具, 该功能诊断工具可以同时有针对性地转变牙齿位置矫正。

[0026] 在使用橡胶弹性的填充材料作为补充模块(该补充模块可以通过机械的摩擦(Friktion) 或保持力与咬合空腔可逆地连接) 的情况下, 在咀嚼压力负载持续时导致对处于其下的牙齿的压低(Intrusion)。

[0027] 极硬的填充材料引起敏感的咬合反应。该填充材料在突然的负载下引发所谓的“樱桃核反射(Kirschkerreflex)”, 由此而使颌本能性地张开。在该情形的持续性负载的情况下(导致物理感官反应), 也避免了持续性的咬合负载并且因此避免了压低。

[0028] 根据本发明的另一优选实施方式, 基础模块具有与其连接的功能模块, 在改变基础部件时能重复使用功能模块。

[0029] 根据本发明的另一优选实施方式, 基础模块可以与布置在相对置的颌上的补充模块相互作用。

[0030] 根据本发明的另一优选实施方式, 基础模块或其功能模块通过弹性的连接元件与补充模块连接。

[0031] 因此, 起正畸作用的并且因此大多为主动式的基础模块的特征在于, 为了进食和容易做口腔卫生的目的(如在普通的隐形矫治器下那样) 可以从口腔中取出基础模块。在此, 基础模块尤其同时拥有根据使用者的预给定参数的在空间上限定的齿颌支撑部(类似

于功能治疗性的咬合板),而无需额外的固定的咬合部,以便本身能够克服较大的颞部间差异。这些基础模块针对患者定制地造型,并且可以与低成本的且是标准化制造的功能模块拼装在一起(简单的示例是小型膨胀螺丝,其几何形状可以集成到基础模块的3D设计中作为数据组)。以此方式,不必在转变微小的牙齿运动之后(如在隐形矫治器或弹性体颌正畸治器具譬如定位器的情况下那样)丢弃整个器械。补充模块是形成保持力、形成锚固或形成支座的辅助部件,其优选粘合在牙齿表面或假牙上,并且因此通过直接接触或连接元件与基础模块和功能模块相互作用。补充模块可以潜在地在经济上和生态上有意义地节约器械。

[0032] 根据本发明的另一优选实施方式,基础模块在其内侧上具有形式为固定在基础模块上的扩展弓形体的补充模块。由此,可以节约材料地构造基础模块,并且通过扩展弓形体把额外的扩展力传递到牙齿面上。

[0033] 根据本发明的另一优选实施方式,基础模块在其背离内侧的外侧上具有用于辅助器件的容纳部。

[0034] 根据本发明的另一优选实施方式,容纳部形成用于辅助器件的容纳兜部,这些辅助器件构造为布置在牙齿的外侧上的附加物,并且具有用于连接模块的橡皮圈(例如弹性的带)的沟槽式容纳部。

[0035] 在结构上,器械原则地考虑到了由治疗师预先给出的咬合记录变化和咬合结构变化。通过这些预给定参数限定了在基础模块中的支撑牙咬合的部分的尺寸。基础模块在齿额侧的承载牙咬合的部分上延伸,并且可以与另一颌侧的基础模块连接。取决于生产地,该基础模块也与搭接牙齿的承载薄板(在此为补充模块的变体)连接,以便能够通过承载薄板将夹紧力分配到整个牙弓上。此外,基础模块是设定(无论是模拟、数字或类似方式)的基础。由此,除了颞下颌关节支撑之外还实现了牙齿位置矫正,据此已经使基础模块与小型塑性板、咬合板和隐形矫治器区分开。为了能够实现纯被动式的牙齿运动,如在功能性颌正畸器具(例如仿生调节器(Bionator))中那样,可以提供提前考虑过的牙齿运动作为空腔。

[0036] 为了使基础模块能够与其他模块连接,上述基础模块除了在上颌与下颌之间的空间支撑和正畸的牙齿移动之外,还可以实施其他功能。

[0037] 应当将颊板(Wangenschilde)和唇部支撑以及张紧钩(Spannhaken)与固定牙齿的模块集成起来并且表现为补充模块的另外的有利实施方案,通过与基本器械的不同的机械连接补充了其治疗功效。

[0038] 在通过插接连接等的可逆的接合的情况下,这些补充模块不必针对每个正畸的牙齿运动步骤都更换基础模块。相反地,它们却能够通过还要加以说明的连接元件取下并且能够多次重复使用。

[0039] 为了能够加强器械在牙齿和牙槽骨上的力作用和转矩作用,辅助部件是必要的,辅助部件可以通过不同的粘结连接固定在牙齿和假牙上。相对隐形矫治器械和多支架矫治器械加以改变的生物力学特性和用途也需要有所谓的附加物的另外的有利实施方案。例如一个实施方案,其不仅可以通过粘合到牙齿表面加强基础模块在牙齿表面的保持力,而且也可以通过将橡皮圈挂到进入式的引导部中的方式使限定的力直接传递到要运动的牙齿上。

[0040] 根据本发明的器械可以通过如下方式制造,即,在第一步骤中,通过改变牙齿表面

造型地借助蜡型技术 (Aufwachstechnik) 在咬合器中实现上颌与下颌之间的在空间上三维限定的位置关系;在第二步骤中,通过物理的和光学的模印实现新地成型有咬合部和拦截部的模几何形状的过渡模印(Überabformung)。

[0041] 在第三步骤中,将患者的之前传递到咬合器中的颌位置关系传递到以模拟或数字方法生成的设定模型中。

[0042] 为了使牙齿以递增的方式运动,可以匹配器械并且相应地制造出不同的模块。

[0043] 建立在各个模块和辅助部件之间的可逆连接需要已公知的滑动锁止件、插接锁止件或其他能松开的锁止件的小型机构。

[0044] 因为能取出的颌正畸器械迄今几乎完全手工地由可延展的丙烯酸酯、不同的热塑性深拉薄板或者在定位的情况下由硅制造,所以造型出连接元件的手工集成体变得要求很高。

[0045] 当前的3D造型软件能够实现对各个经预限定的数据组的虚拟化的连接,并且把它们集成到定制开发的容纳模具中。

[0046] 此外,多家软件供应商都拥有用于虚拟化的牙齿位置矫正的程序,这些程序可以在虚拟化的牙齿表面上模拟出固定的辅助部件。

[0047] 对于所描述的器械的虚拟设计来说是必要的进一步开发步骤以及与将它们投入使用相关的牙齿运动,需要集成更加复杂的几何形状和机构,这些几何形状和机构可以在其尺寸上例如通过拧紧发生改变。因此,模拟虚拟化的牙齿运动也必须能够模拟出器械的生物力学特性,并且能够模拟出器械相对于承载用的牙齿表面的与之相关的相对运动。

[0048] 在基础模块的简单的、已经能制造的结构中,最初可以通过改变牙齿表面造型地借助蜡型技术在咬合器中实现上颌与下颌之间的在空间上三维限定的位置关系。这样的位置配属总是基于,与颅骨相关地对上颌位置进行传递和对下颌位置记录进行依赖于方法的造型。

[0049] 在通过物理的和光学的模印实现新地造型有咬合部和拦截部的模型几何形状的过渡模印之后,出现了用于新模型的基础,该模型包含有咬合部和拦截部的模具。以这种方式首先,将之前传递到咬合器中的患者的颌位置关系传递到设定模型中。所有的制造步骤可以像在此所描述的那样利用模拟或数字方法生成。

[0050] 利用在深拉薄板与被覆盖的牙咬合面之间的空腔的填充物实现能更换并且功能优异的补充模块。当使用深拉方法用于制造基础模块体时,应当通过在承载牙咬合的区域中削减膜材料厚度再次建立与记录相关的颞部间支撑部的尺寸延展。由此,在处在下方的补充模块与相对的牙齿之间开辟了额外的接触。因此,对于竖直的治疗效果所期望的控制效果变得更直接。通过更换填充物及对填充物的竖直扩展,可以利用橡胶弹性的插入物造成逐步地对牙齿压低。

[0051] 通过在前面的后牙区中的拦截部的几何形状和在后面的颞部间支撑部的区域中的支撑面的延展宽度,也可以控制在咀嚼压力负载时的弹性抗力。

[0052] 在同时施行正畸的牙齿位置矫正期间,通过对尤其是不直接利用支撑部负载的牙齿的选择性的设定实现了恒定地维持颌位置关系。对于这些牙齿来说,期望的牙齿位置矫正的过程可以根据相同的原理制定。然而在此必需的是,提前释放与矫正运动相关的整个的牙齿周边。牙齿最大周边(Zahnäquator)不针对这些区域(也就是说不针对牙齿移动)承

受负载。现在优选(因为廉价并且节省器具)通过辅助器件在橡皮圈张紧在颞部间或颞部内(intramaxillärer)下地施加起必要的正畸作用的力,在待修正的牙齿上将这些辅助器件挂到附加物的切口中。

附图说明

[0053] 本发明的进一步细节从下面详细的说明和附图中得出。在这些附图中列举说明本发明优选实施方式。

[0054] 在附图中:

[0055] 图1以截段示出布置在咬合器中的器械的侧视图;

[0056] 图2示出在上颌器械实施方案中的器械的仰视图;

[0057] 图3示出在下颌器械实施方案中的器械的俯视图;

[0058] 图4移出地并以放大图示出图1的附加模块的侧视图;

[0059] 图5示出基础模块的俯视图;

[0060] 图6示出具有功能性咬合部和拦截部的下颌模印的立体图;

[0061] 图7以放大图示出在咬合的模型上的承载牙咬合的支撑部的侧视图;

[0062] 图8示出具有集成的颞下颌关节相关的支撑部的简单的基础模块的立体图;

[0063] 图9以放大图示出构造为附加物的辅助部件的立体图;

[0064] 图10示出已公知的设定模型的立体图,在该设定模型中,在上颌中的牙模型能分别引入到设置位置中;

[0065] 图11示出颅骨的立体图,该立体图具有以虚线示意出的切割面和三维的牙齿序列和颞下颌关节的图示以及牙齿序列与颞下颌关节之间的空间配合的作为“第四维度”的原理,以及基础模块的图示;

[0066] 图12以截面示出基础模块的侧视图,并且移出地示出属于还没有安装的基础模块的牙齿的侧视图;

[0067] 图13以截面示出安装到所属的牙齿上的图12的基础模块和示意出在相对置的颌上的牙齿的侧视图;

[0068] 图14以截面示出安装到所属的牙齿上的另一基础模块和示意出在相对置的颌上的牙齿的侧视图;

[0069] 图15以截面示出安装到所属的牙齿上的另一基础模块和示意出在相对置的颌上的牙齿的侧视图;

[0070] 图16以截面示出安装到所属的牙齿上的另一基础模块和示意出在相对置的颌上的牙齿的侧视图;

[0071] 图17以截面示出安装到所属的牙齿上的另一基础模块和示意出在相对置的颌上的牙齿的侧视图;

[0072] 图18以截面示出安装到所属的牙齿上的另一基础模块和示意出在相对置的颌部上的牙齿的侧视图;

[0073] 图19示出承载牙咬合的支撑部在全副牙齿上的侧视图的序列,这些承载牙咬合的支撑部具有基础模块的逐步在几何形状上减小的功能性中空体;并且

[0074] 图20示出用于制造该器械的方法步骤的顺序。

具体实施方式

[0075] 器械1基本上由基础模块2、补充模块3和辅助部件组成。

[0076] 基础模块2具有空间上限定的颌支撑部5。与基础模块2连接的功能模块6可以在基础部件或者说基础模块2发生改变的情况下重复使用。

[0077] 基础模块2可以利用能分别布置在对置的颌7、8上的补充模块3从后面作用。

[0078] 根据图1和图4的实施例,基础模块2或其功能模块6通过弹性的连接元件9(橡皮圈)与补充模块3连接。

[0079] 根据图8的实施例,颌支撑部5由咬合部10和拦截部11形成,咬合部和拦截部具有能利用填充材料12预先确定弹性地填充的空腔。

[0080] 基础模块2在其内侧上具有形式为固定在基础模块2上的扩展弓形体13的补充模块3(见图2)。

[0081] 根据图8的实施例,基础模块2在其背离内侧14的外侧15上具有用于辅助器件17的容纳部16,这些辅助器件作为附加物地通过粘合固定在患者的没有示出的牙齿上并且具有用于连接模块的连接元件9的沟槽式容纳部18,连接元件构造为橡皮圈19。

[0082] 器械1(其在此也被称为4D颌正畸器械),利用空间配合和对咀嚼力进行感觉运动机能的控制的原理以及决定性的弹性形变能够在空间上受控制的牙齿运动以及颌位置矫正。

[0083] 根据图20,通过DVT、CT等获知3D-STL数据组,该3D-STL数据组包含牙齿序列和颞下颌关节的三维几何形状,在必要时还包含咬合记录。

[0084] 在下一步骤中,借助软件(4D设计软件)计算和模拟两颌7、8的牙齿22、32必须怎样运动,以便使两个颞下颌关节33至少通过三角支承架(Tripodisierung)(由多个后牙和在在前部区域中的一个牙齿进行支撑,也就是说在上颌8与下颌7之间三点支承)支撑在期望的位置中。

[0085] 在下一步骤中,利用4D制造软件设计必要的基础模块2和基础模块的关于它们的基础夹片27的连接方式以及所有组件的逐步的形变。

[0086] 为了实际制造出器械1和其基础模块2,提供了所谓的快速制作方法,尤其是3D打印方法,以便在生产过程中完成器械和基础模块的必要的、能发生改变的几何形状和材料组合。

[0087] 图11示出了具有以虚线示意出的竖直的平面36、横向的平面37以及水平的平面38的颅骨35。通过空间配合原理,上颌8的牙齿21与颞骨,即颞下颌关节33的关节支承部34连接。通过下颌7,下颌7的牙齿32在空间上与髁状突,即颞下颌关节33的关节小头39成对地右边和左边地连接。

[0088] 在每次咬紧状态下,两个颞下颌关节33的空间位置由牙齿接触的位置决定。尤其地,唯一一个牙齿32的竖直改变必然导致两个颞下颌关节侧的可计算的改变。

[0089] 根据图12和图13,由唯一一个基础模块2就已经可以组成器械1。在此,基础模块2具有基础夹片27,该基础夹片具有布置在要覆盖的牙齿32的牙冠28的区域的的功能性中空体29,该功能性中空体具有空腔40。经填充的功能性中空体29的预先确定的抗力形状(Widerstandsform)主要决定可形变性。环绕的传递环30(其在气态或液态填充的情况下处

在咀嚼压力作用下)用于相对于牙冠28的牙咬合面42的密封部。基础夹片27用于将功能性中空体29定位在牙冠28之间的的可逆的保护。通过扩展基础夹片27,在必要时使多个功能性元件彼此连接。

[0090] 功能性中空体29的弹性特性(包括其减振)主要依赖于填充物、也就是说,填充材料12在咀嚼压力下的可压缩性。在填充材料12是气态的情况下,牙冠28上的多糖层41有益于对空腔40的密封。所谓的假体的最大周边31通过基础模块2的基础夹片27搭接,用以形成保持力。为了密封,牙咬合的功能性中空体支撑部的自颊向舌(bukko lingual)的延展宽度总是处在假体的最大周边31的延展宽度以内。

[0091] 图13示出了基础模块2,其功能性中空体29适合作为用于自动调平的元件。在此,功能性中空体29的抗力形状如此计算而得,即使抵抗咀嚼压力的抗力随着形变而提升。在此,只要获得了感觉上正确的尺寸,神经肌肉系统就中止功能性中空体29的竖直缩小。

[0092] 相应地,图14示出了空腔40,其填充有气态的填充材料12。在此,气体填充物引起极好的抗力形状。该抗力形状仅允许微小的形变。功能性中空体29的平的表面可以使配对牙齿22的尖端接触具有弹性。在此,气体填充物减弱了这种弹性。因此,在持续的压力负荷下出现两个牙齿的细微压低。

[0093] 相应于图15的基础模块2具有弹性地构造的填充材料12。

[0094] 在此,相邻的牙齿间的竖直距离总是通过支座(Gegenlager)撑开,从而通过扩展到相邻牙齿的基础夹片27的提前调整的形变,还可以使一个或多个相邻牙齿基本上竖直运动。

[0095] 图16示出了功能性中空体29的基础模块2,该基础模块配备有填充物,该填充物至少在向着牙齿的尖端中是非常坚硬的,并且竖直地直接在牙咬合压力下是硬的,从而影响牙龈(dermodontal)的感觉。由此,反射性地在该位置中解除了咀嚼压力并且对转移成其它的牙齿运动是有利的。因此,填充材料12的硬芯引发了所谓的“樱桃核反射”。

[0096] 图17示出了基础模块2,这种基础模块的功能性中空体29的空腔40具有软弹性的填充物。通过软弹性的填充物,使接触模块2起压低元件的作用。

[0097] 图18的基础模块2作为中间隆起元件地作用。该基础模块2利用其功能性中空体29拥有基础元件2的所有特征,但是通过功能性中空体的向切牙区收窄的形状能够定位在配对牙齿,即牙齿22的隆起部之间。

[0098] 图20示出了用于制造器械1的方法步骤的顺序,在该顺序中,基础模块的形状、也就是说,几何形状分别在预先计算出的步骤中改变。

[0099] 相应于图19a和图19b,基础模块2的形状使牙齿22如此改变,即,下颌7的牙齿32也能够受控制地被推挤。通过更换由基础模块2形成的、具有逐步在几何形状上减小的功能性中空体29的器械1,使得牙齿也引导牙咬合接触中的功能性中空体29。

[0100] 为了建立器械1,在第一步骤中,通过改变牙齿表面造型地借助蜡型技术在咬合器20中建立上颌8与下颌7之间的在空间上三维限定的位置关系,并且在第二步骤中,通过物理的和光学的模印建立成型有咬合部10和拦截部11的模型几何形状的过渡模印。在第三步骤中,将患者的之前传递到咬合器20中的颌位置关系传递到模拟或数字方法生成的(本身公知的)设定模型21中。设定模型21的牙齿22能引入到分别被使用者/治疗师设置的位置中。

[0101] 为了使牙齿递增地运动,对器械1进行逐步地匹配并且分别相应地制造出不同的模块2、3。

[0102] 图2示出了基础模块2的承载牙咬合的表面23的俯视图。用于使单个牙齿远移的补充模块24通过螺丝元件25与基础模块2连接(见图1、图2、图3)。

[0103] 图3示出了下颌器械的实施例,以虚线示出了该下颌器械的基础模块2的起功能性治疗作用的表面。

[0104] 当然,在该专门的说明书中讨论的并且在附图中示出的实施方式仅是本发明的介绍性的实施例。本领域技术人员可以根据这里的公开内容得到多种多样的变型方案。

[0105] 附图标记列表:

- [0106] 1 器械
- [0107] 2 基础模块
- [0108] 3、3' 补充模块
- [0109] 5 颌支撑部
- [0110] 6 功能模块
- [0111] 7 下颌
- [0112] 8 上颌
- [0113] 9 连接元件
- [0114] 10 5的咬合部
- [0115] 11 5的拦截部
- [0116] 12 10、11的填充材料
- [0117] 13 3的扩展弓形体
- [0118] 14 2的内侧
- [0119] 15 2的外侧
- [0120] 16 2的容纳部
- [0121] 17 辅助器件
- [0122] 18 17的沟槽式容纳部
- [0123] 19 9的橡皮圈
- [0124] 20 咬合器
- [0125] 21 设定模型
- [0126] 22 21的牙齿
- [0127] 23 承载牙咬合的表面
- [0128] 24 补充模块
- [0129] 25 螺丝元件
- [0130] 26 功能治疗性表面
- [0131] 27 5的基础夹片
- [0132] 28 32的牙冠
- [0133] 29 27的功能性中空体
- [0134] 30 29的压力传递环
- [0135] 31 28的假体的最大周边

[0136]	32	牙齿
[0137]	33	颞下颌关节
[0138]	34	33的关节结节
[0139]	35	颅骨
[0140]	36	竖直的平面
[0141]	37	横向的平面
[0142]	38	水平的平面
[0143]	39	33的关节小头
[0144]	40	29的空腔
[0145]	41	多糖层
[0146]	42	牙咬合面

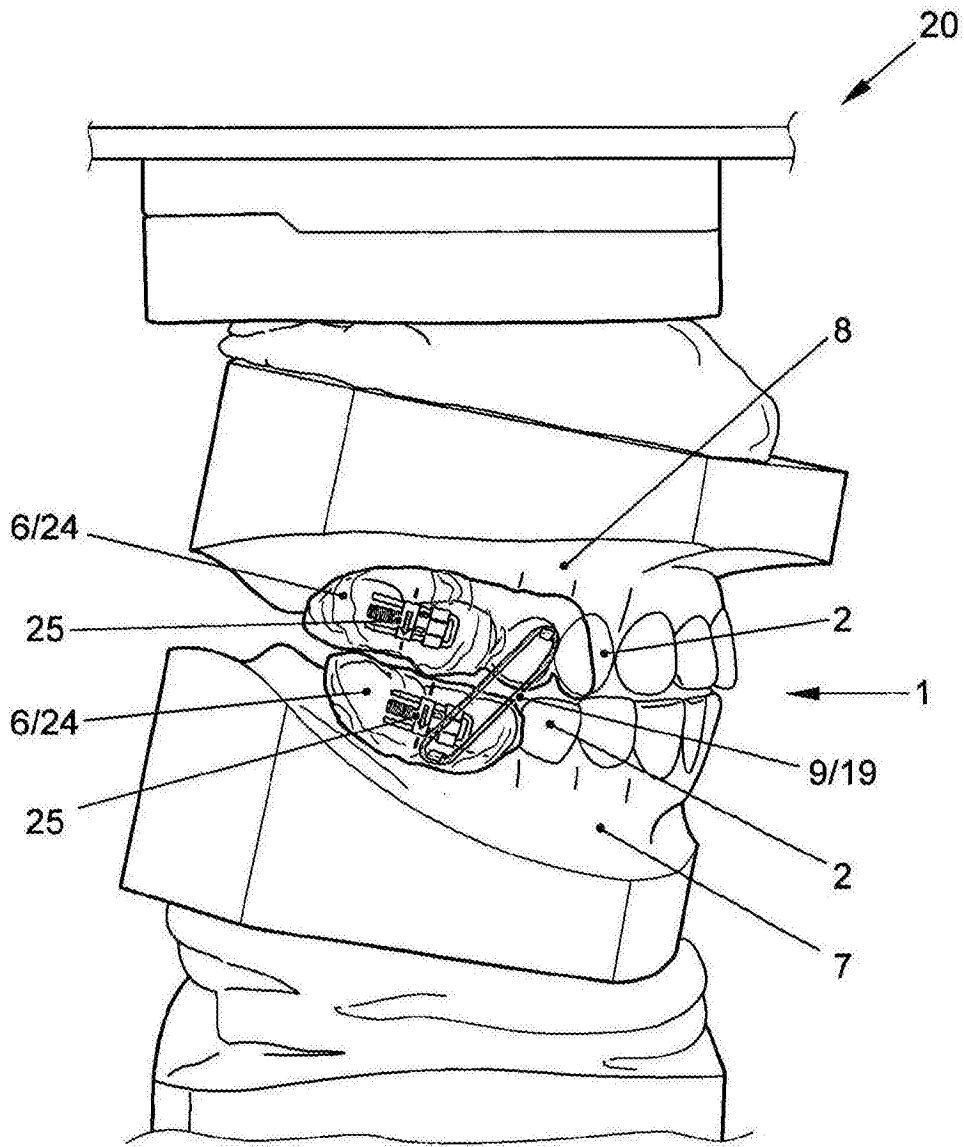


图1

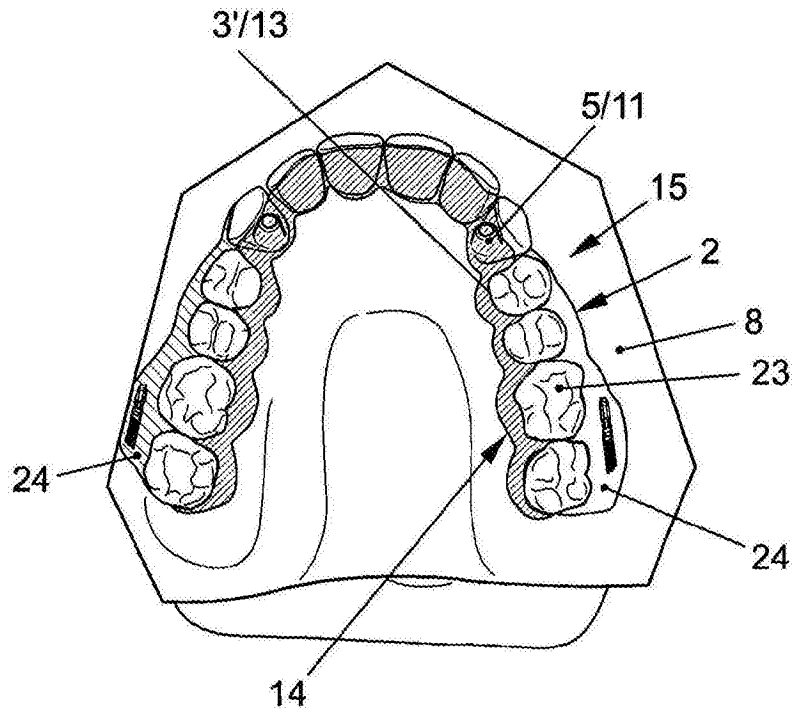


图2

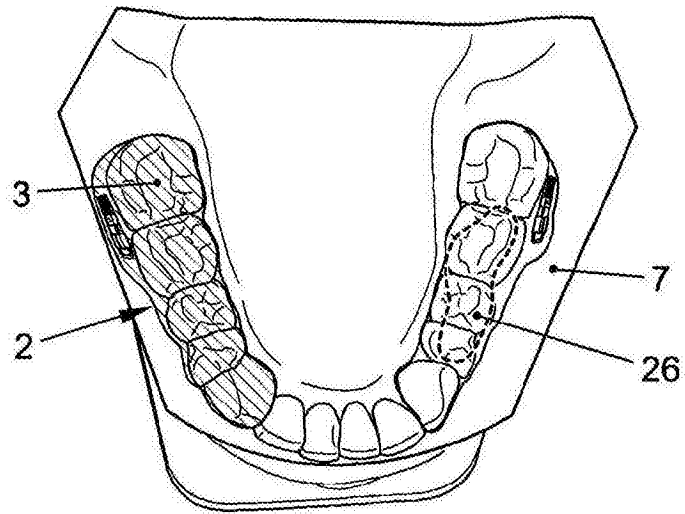


图3

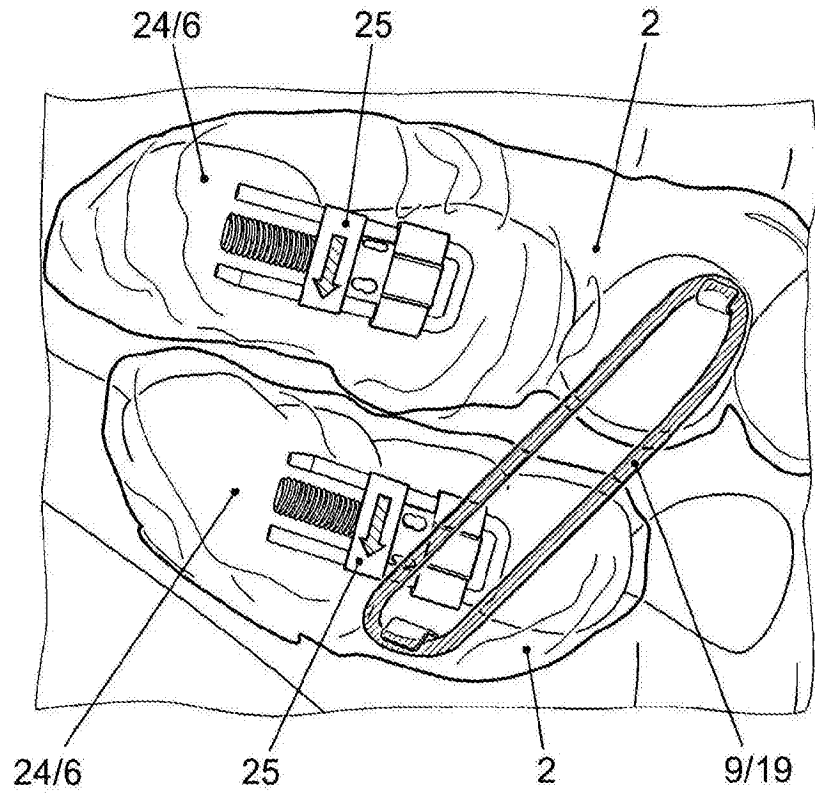


图4

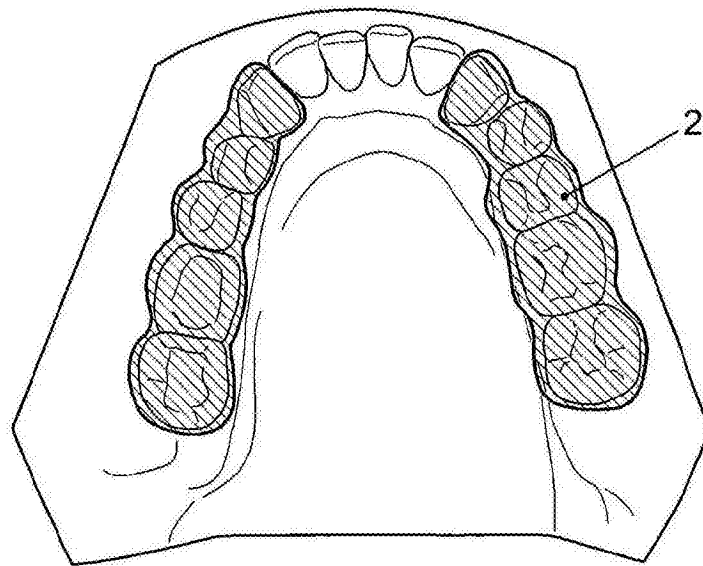


图5

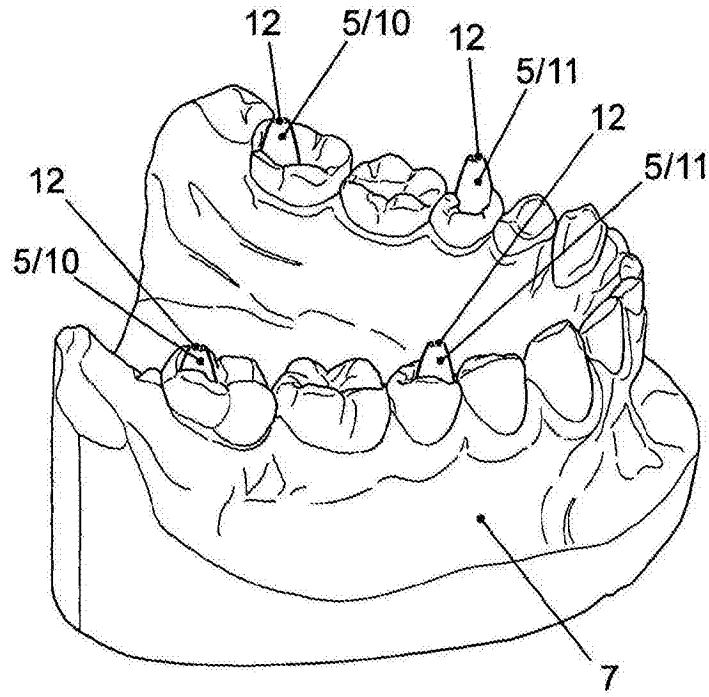


图6

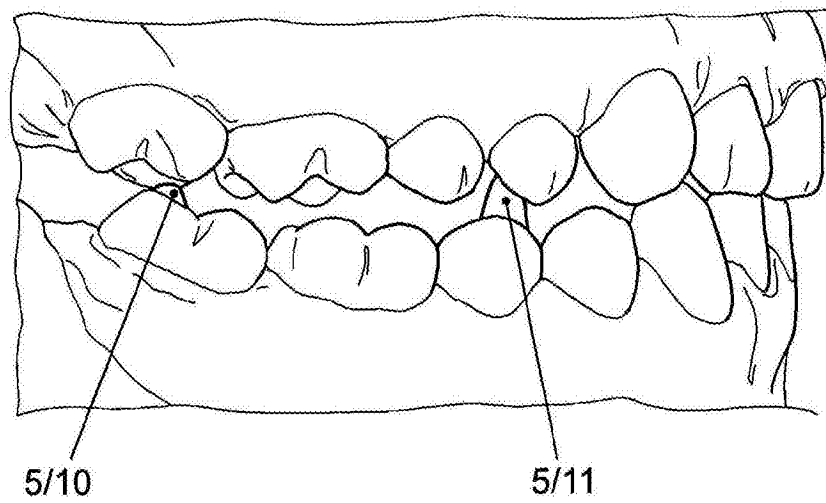


图7

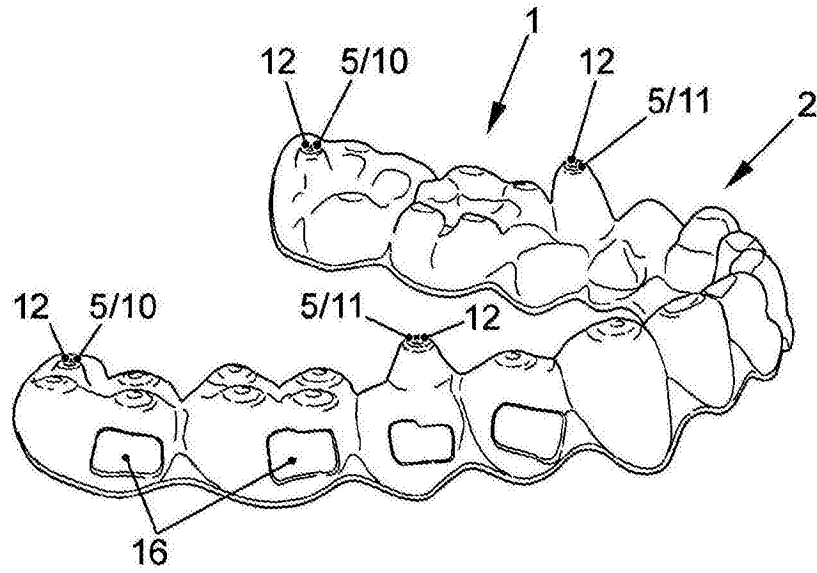


图8

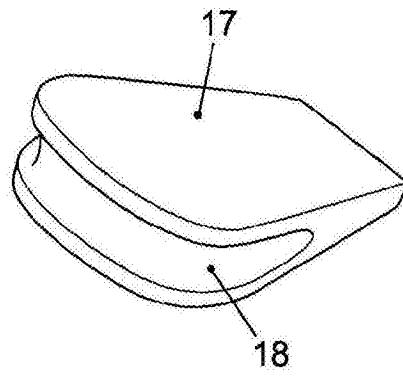


图9

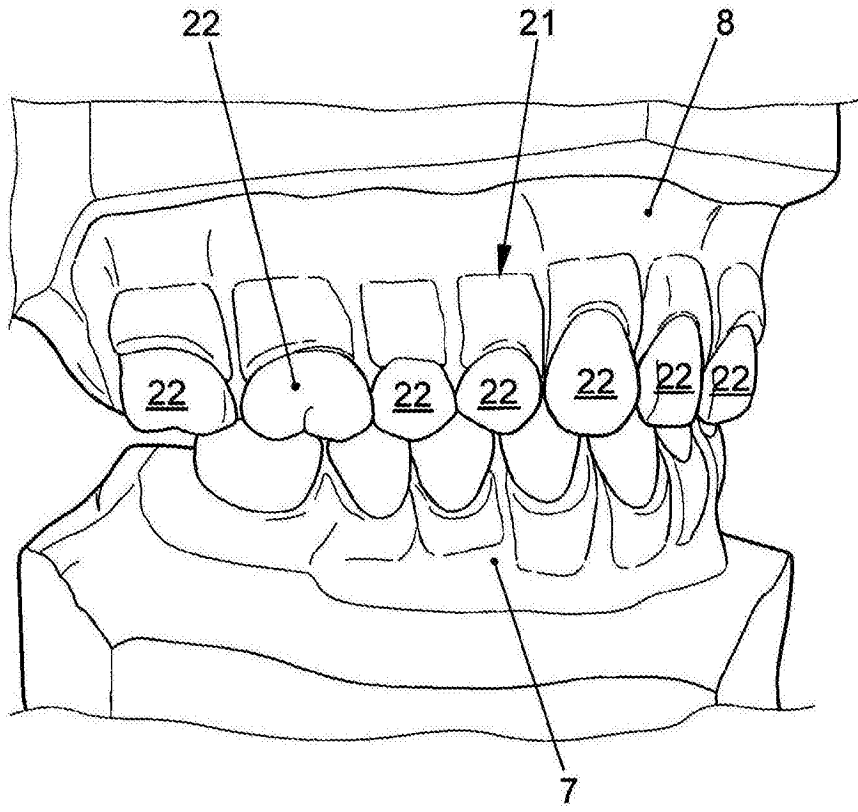


图10

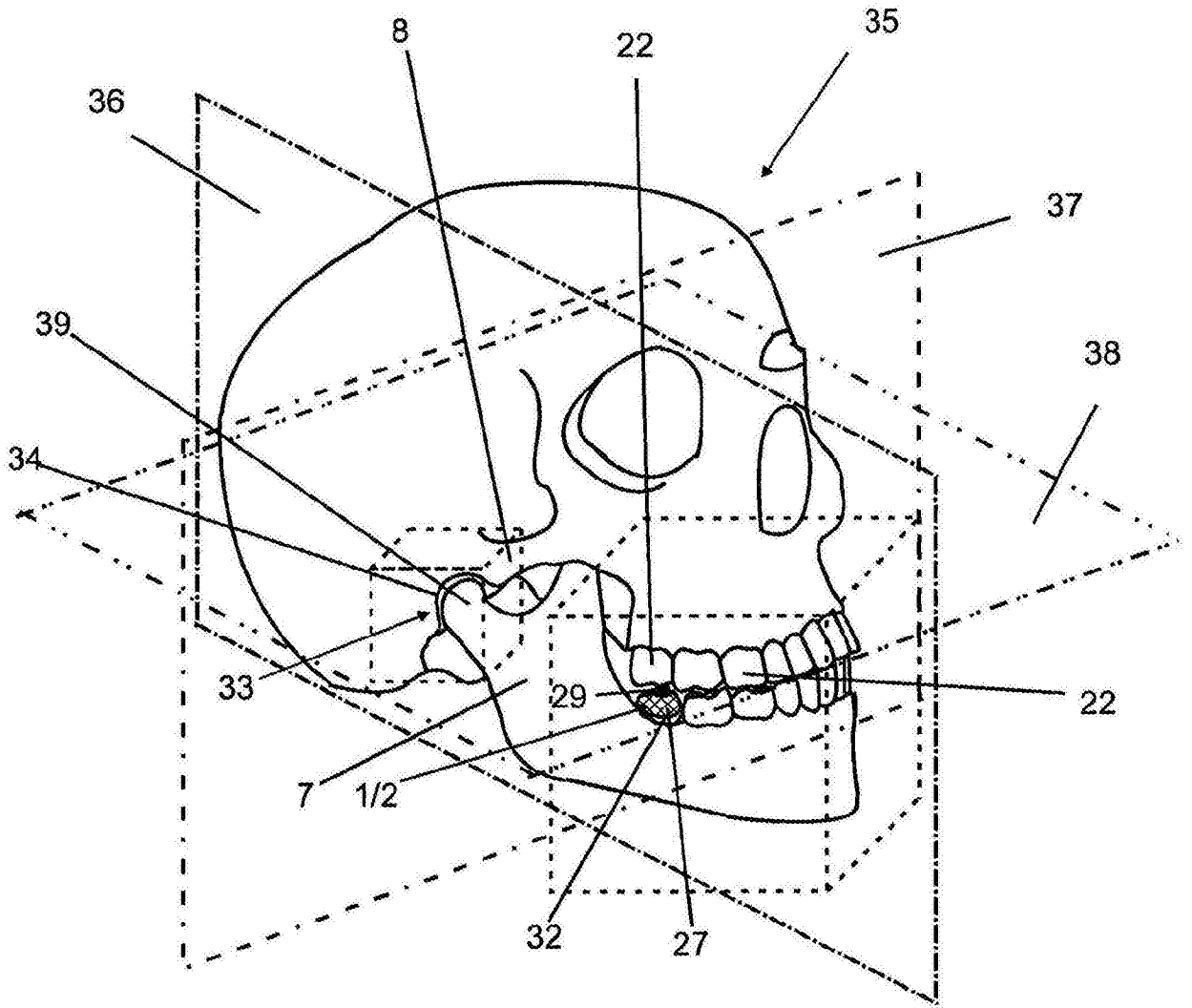


图11

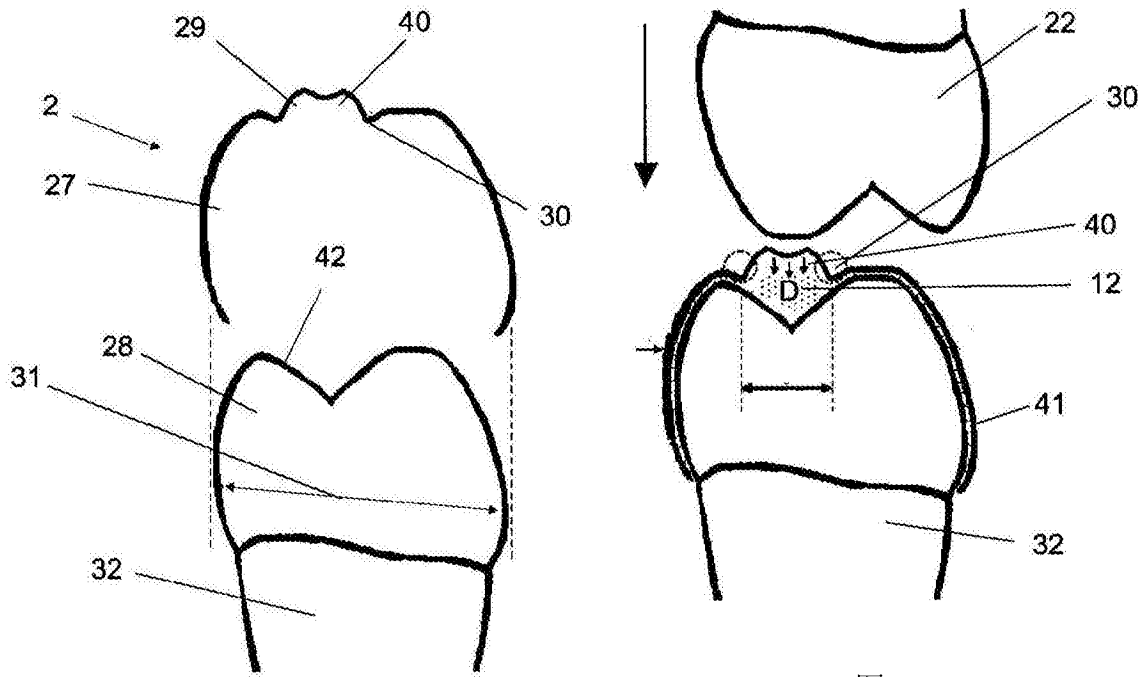


图13

图12

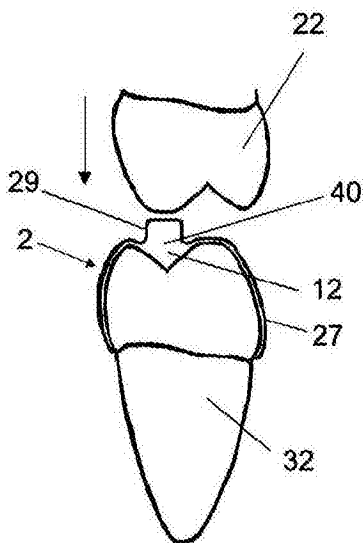


图14

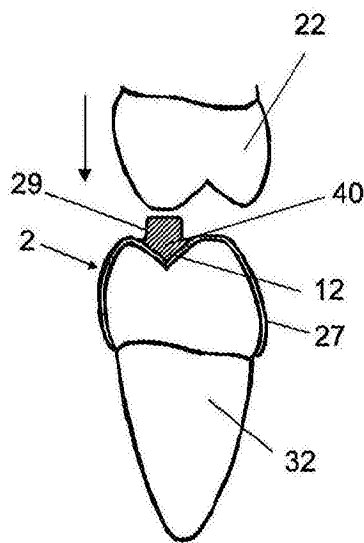


图15

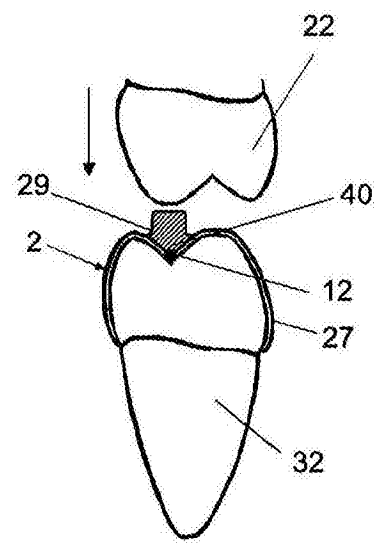


图16

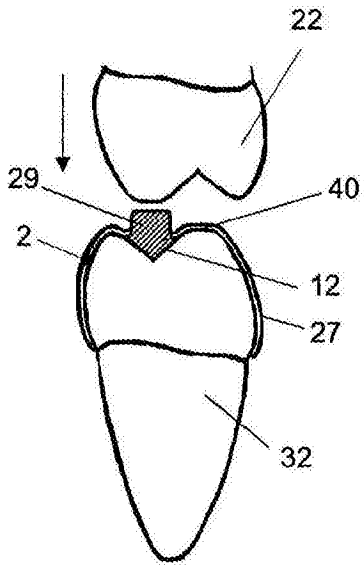


图17

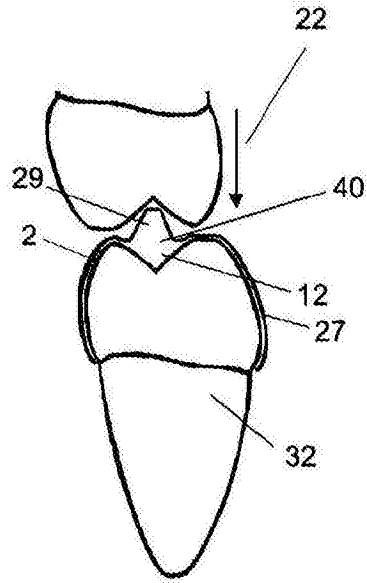


图18

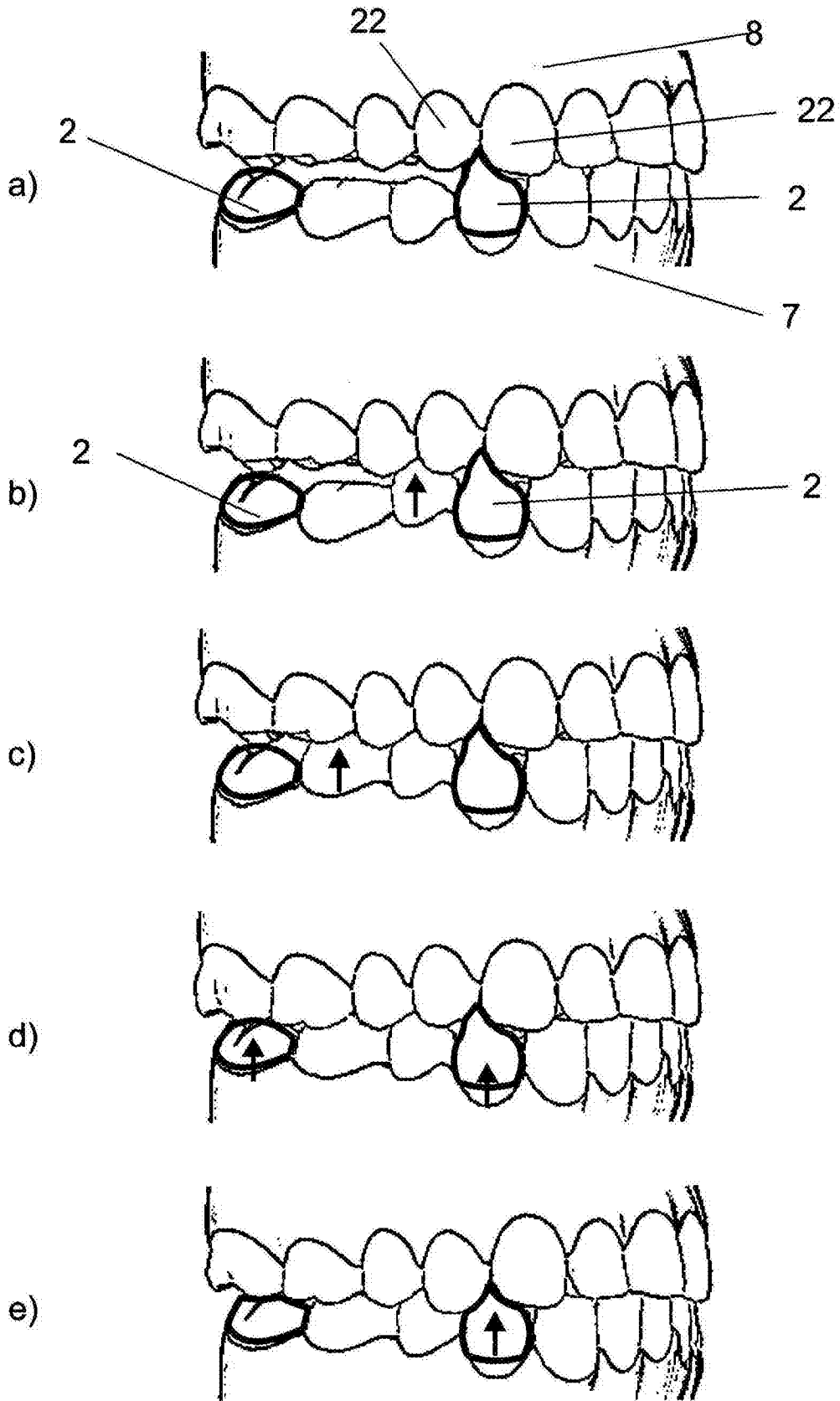


图19

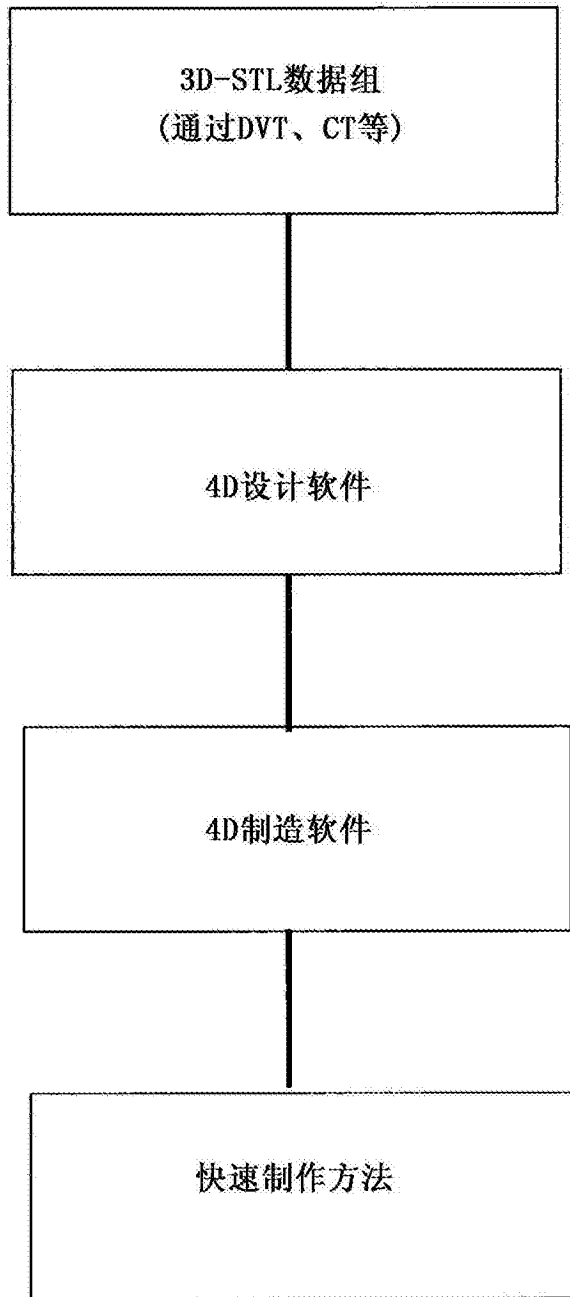


图20