



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106102648 B

(45)授权公告日 2019.08.13

(21)申请号 201580011702.2

(22)申请日 2015.03.10

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106102648 A

(43)申请公布日 2016.11.09

(30)优先权数据
P201430328 2014.03.11 ES

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.31

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/ES2015/070168 2015.03.10

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/136136 ES 2015.09.17

(73)专利权人 种植牙体2004有限公司
地址 西班牙巴塞罗那

(72)发明人 J.C.佩雷斯亚尼尼

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105
代理人 葛青

(51)Int.Cl.
A61C 8/00(2006.01)

审查员 赵晓娟

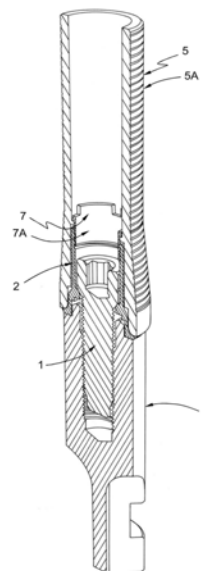
权利要求书2页 说明书6页 附图14页

(54)发明名称

用作植入物的牙科假体结构

(57)摘要

本发明涉及用作植入物的牙科假体结构,包括管状接口部分(2),该接口部分具有用于通过螺钉(1)的轴向贯通通道;管状假体元件(5),该假体元件联接到接口部分(2),具有用于通过固定螺钉(1)的轴向贯通通道;和紧固元件(7),用于将假体元件(5)紧固到接口部分(2),具有用于通过固定螺钉(1)的轴向贯通通道,并且被引入到接口部分(2)的轴向贯通通道和假体元件(5)的轴向贯通通道(6)中以紧固这两个部分(2、5),使得这三个部分(2、5、7)的轴向贯通通道对齐,形成固定螺钉(1)的通道。



1. 一种用作植入物的牙科假体结构,用于通过固定螺钉(1)固定在牙科植入体或模拟物(3)中,所述结构包括:

-接口部分(2、2'),用于安装在牙科植入体或模拟物(3)上,所述接口部分(2、2')具有管状形状,有用于通过所述固定螺钉(1)的轴向贯通通道(4);

-假体元件(5),该假体元件在其下端联接到所述接口部分(2、2'),所述假体元件(5)具有管状形状,有用于通过所述固定螺钉(1)的与所述接口部分(2、2')的轴向贯通通道(4)对齐的轴向贯通通道(6);

-和紧固装置,包括紧固元件(7),所述紧固元件(7)构造为引入到所述接口部分(2、2')的所述轴向贯通通道(4)和所述假体元件(5)的所述轴向贯通通道(6)中,以用于将所述假体元件(5)紧固到所述接口部分(2、2');

其特征在于,所述紧固元件(7)包括用于通过所述固定螺钉(1)的轴向贯通通道(8);包括所述轴向贯通通道(8)的所述紧固元件(7)构造为使得,当所述紧固元件(7)被引入所述接口部分(2、2')的所述轴向贯通通道(4)和所述假体元件(5)的所述轴向贯通通道(6)中,以用于将所述假体元件(5)紧固到所述接口部分(2、2')时,所述接口部分(2、2')、所述假体元件(5)和所述紧固元件(7)的所述轴向贯通通道(4、6、8)对齐,并且形成所述固定螺钉(1)的通道。

2. 根据权利要求1所述的牙科假体结构,其特征在于,所述紧固元件(7)是拧入到所述接口部分(2、2')的管状螺钉(7A)。

3. 根据权利要求2所述的牙科假体结构,其特征在于,所述管状螺钉(7A)包括外肋(10),该外肋(10)抵靠设置在所述假体元件(5)中的对应的内肋(11);并且所述管状螺钉(7A)在其下端包括外螺纹(12),该外螺纹(12)拧入到设置在所述接口部分(2)中的对应的内螺纹(13)。

4. 根据权利要求3所述的牙科假体结构,其特征在于,所述管状螺钉(7A)是具有上段和下段的圆柱形部分,所述下段具有相对于上段减小的外径,在所述下段中形成所述外螺纹(12),并且所述外肋(10)包括由上段与下段之间的外径减小形成的环形台阶。

5. 根据权利要求3或4所述的牙科假体结构,其特征在于,位于所述内肋(11)正下方的所述假体元件(5)的下段(14)具有的内宽度比所述假体元件(5)在所述内肋(11)高度处的内宽度大,从而形成凹部,所述接口部分(2、2')的上段被安置在该凹部中,使得所述接口部分(2、2')的所述上段相对于所述内肋(11)不向内突出。

6. 根据权利要求2至4中任一项所述的牙科假体结构,其特征在于,所述管状螺钉(7A)包括打开缺口(9),该打开缺口在所述管状螺钉(7A)的管状壁的上端制成。

7. 根据权利要求6中所述的牙科假体结构,其特征在于,所述打开缺口(9)沿所述管状螺钉(7A)的管状壁的圆周等间隔布置。

8. 根据权利要求1至4中任一项所述的牙科假体结构,其特征在于,所述接口部分(2、2')是一体成型的金属元件,由生物相容性材料制成。

9. 根据权利要求8所述的牙科假体结构,其特征在于,所述生物相容性材料是5级钛合金。

10. 根据权利要求1至4中任一项所述的牙科假体结构,其特征在于,所述紧固元件(7)是一体成型的金属元件,由生物相容性材料制成。

11. 根据权利要求10所述的牙科假体结构,其特征在于,所述生物相容性材料是5级钛合金。

12. 根据权利要求1至4中任一项所述的牙科假体结构,其特征在于,所述假体元件(5)是煅烧体(5A、5A')。

13. 根据权利要求1至4中任一项所述的牙科假体结构,其特征在于,所述假体元件(5)是扫描体(5B、5B')。

14. 根据权利要求1至4中任一项所述的牙科假体结构,其特征在于,所述假体元件(5)是假体齿体(5C)。

用作植入物的牙科假体结构

技术领域

[0001] 本发明被包括在牙科植入物领域。

[0002] 本发明更具体地涉及用作牙科植入物的牙科假体结构,该牙科假体结构是用于通过固定螺钉固定在牙科植入体或模拟物中的类型,所述结构包括:

[0003] -接口部分,用于安装在牙科植入物或模拟物的本体上,所述接口部分具有管状形状,有用于通过固定螺钉的轴向贯通通道;

[0004] -假体元件,该假体元件在其下端联接到接口部分,所述假体元件具有管状形状,有用于通过固定螺钉的轴向贯通通道;

[0005] -和紧固装置,用于将假体元件紧固到接口部分上。

背景技术

[0006] 本发明涉及的牙科植入物是包括牙科植入体和牙科假体的类型,牙科植入体通过外科手术植入到患者的骨骼中,牙科假体使用固定螺钉通过拧入固定到牙科植入体,该固定螺钉拧入到牙科植入体中为此目的设置的螺纹孔中。

[0007] 牙科假体是复杂的元件,它是从牙科假体结构和从患者的口腔中获得的印模在实验室中定制的。

[0008] 本发明涉及所述牙科假体结构,理解为最终将被拧到安置在患者骨骼中的牙科植入体的牙科假体由该结构在实验室中制成。

[0009] 在本文中,术语“假体元件”指支撑元件,假体牙齿在实验室中形成在该支撑元件上,也指中间元件,该中间元件用于在所述实验室中进行各种调整。煅烧体和假体齿体是支撑元件类型的假体元件的两个示例,而扫描体是中间元件类型的假体元件的示例。

[0010] 术语“假体齿体”指本体,例如冠或结构,该冠或结构通常是金属的并且例如通过铣削或通过烧结成形成单齿(在冠的情况下)或成形为一组齿(在结构的情况下),并且通常随后在该冠或结构上施加陶瓷涂层。

[0011] 术语“模拟物”指具有的几何形状类似于牙科植入体的几何形状的支撑件,并且牙科植入物结构固定在该支撑件中以在实验室中对其操作。

[0012] 由牙科假体结构制成牙科假体的过程包括在患者口腔中的测试阶段和在实验室中的调整阶段。为了实施在患者口腔中的测试,牙科假体结构被直接拧入到安置在患者骨骼中的牙科植入体中。与之形成对比的是,在实验室中进行牙齿修复的操作时,所述牙齿修复结构被拧入模拟物。

[0013] 在牙科植入体和假体元件之间使用接口部分是已知的技术,该技术具有以下优点:它保护牙科植入体免受形成牙科假体的陶瓷材料造成的磨损;它允许牙科假体在牙科植入体上更好的配合;并且它简化了进行这一调整必要的操作。

[0014] 最初,接口部分是形成牙科假体结构部分的组件的一部分的独立部分。然而,一旦形成牙科假体,所述接口部分是后者不可分割的部分。在最终形成牙科假体之前进行测试和调整阶段,在此期间,接口部分和假体元件之间的临时紧固是必要的。这种临时紧固最常

用的技术包括临时地粘结两部分,通常通过采用快干胶点,然后在进行形成牙科假体的操作之前,该快干胶点必须在实验室中消除。为了简化这些操作并且同时提高得到的产品的质量,申请人已经开发并出售一种新技术,该新技术包括使用紧固螺钉临时紧固接口部分至接口元件。此紧固螺钉被引入到假体元件和接口部分的轴向通过通道中,并且被拧入到设置在所述接口部分中的内螺纹。因此,临时粘结两部分的需要被消除,但是相比之下,必须拆除所述紧固螺钉,使得能够通过固定螺钉将牙科假体结构拧入到牙科植入体或到模拟物。

[0015] EP2201908A1公开了一种用于上述类型的植入物的牙科假体结构,其中,紧固装置是拧到所述接口部分的内螺纹的螺钉,并且其具有搁置在所述假体元件的内台阶上的头部。

发明内容

[0016] 本发明的目的是提供上述类型的牙科假体结构,该牙科假体结构容易地允许将接口部分无需使用胶或其它粘结产品而临时紧固到假体元件,并且将牙科假体结构固定到牙科植入体或到模拟物。本发明的另一个目的包括提高可由牙科假体结构制成的牙科假体的质量和完整性。

[0017] 此目的通过上述类型的牙科假体结构完成,其特征在于,用于将假体元件紧固到接口部分的紧固装置包括紧固元件,该紧固元件包括用于通过螺钉的轴向贯通通道,并且配置为引入到接口部分的轴向贯通通道中和假体元件的轴向贯通通道中,用于将所述假体元件紧固到所述接口部分,使得接口部分、假体元件和紧固元件的轴向贯通通道对齐并形成固定螺钉的通道。

[0018] 作为根据本发明的这个解决方案的结果,不再需要拆除紧固元件以使得能够通过固定螺钉将牙科假体结构拧入到牙科植入体或到模拟物。实际上,可以留下紧固元件装配在其使用位置并且将固定螺钉穿过由三部分轴向通道形成的通道,以将其拧入到牙科植入体或到模拟物。从而显著简化了牙医和实验室技术人员为了制造和安装牙科假体必须进行的操作,此外还保证了牙科假体结构的完美完整性,直到完成牙科假体。另外,根据本发明的解决方案允许在将牙科假体结构拧入到牙科植入体或到模拟物之后拆除紧固元件,或可选地留下所述紧固元件永久地装配。在这最后一种情况,紧固元件集成在假体中,从而增强了其整体性。

[0019] 基于独立权利要求限定的发明提供了优选的实施例,所述优选实施例的优选特征在从属权利要求中描述。

[0020] 虽然根据本发明可以设想有关紧固元件有效地将假体紧固到接口部分的各种技术方案,但是在优选实施例中,紧固元件是拧入到接口部分的管状螺钉。通过拧紧紧固是申请人出售的牙科假体结构中使用的技术,据此可以通过将以前使用的实心紧固螺钉更换为允许固定螺钉通过的管状固定贯通螺钉以特别简单的方式实施本发明。

[0021] 优选地,管状螺钉包括外肋,该外肋抵靠着设置在假体元件中的对应内肋,并且所述管状螺钉在其下端包括外螺纹,该外螺纹被拧入到接口部分中对应的内螺纹中。这个特定的解决方案允许紧固元件具有简单的和易于加工的构造,并且提供了强大的临时紧固,确保装配完整性。

[0022] 优选地,管状螺钉是圆柱形部分,在上段和具有较小外径的下段之间的外径有减小,在所述下段中形成外螺纹,并且外肋包括由所述外径减小形成的环形台阶。该解决方案允许紧固元件具有特别简单和易于加工的构造,考虑到这部分优选地由钛合金制成这是显著的优势。

[0023] 在优选的实施例中,位于内肋正下方的假体元件的下段在所述内肋水平上具有比假体元件的内宽度大的内宽度,从而形成凹部,接口部分的上部被安置在该凹部中,使得接口部分的所述上段相对于所述内肋不向内突出。这个解决方案具有不限制内部空间的优点,允许更容易地安置紧固元件,使得留下用于通过紧固螺钉的宽的轴向通道。

[0024] 优选地,管状螺钉包括在其管壁的上端制成的打开缺口。这些缺口用于通过形成到螺钉扳手的对应形状的配合连接而被联接,该螺钉扳手用于将固定螺钉拧入通过由假体元件、接口部分和管状螺钉的轴向通道形成的通道。

[0025] 优选地,缺口沿管状螺钉的管壁圆周等间隔布置,这允许螺钉扳手特别容易的联接并且提供了联接的良好稳定性。

[0026] 有利地,接口部分是一体成型的金属元件,由生物相容性材料制成,优选地为5级钛合金(Ti-6Al-4V合金)。

[0027] 有利地,紧固元件是一体成型的金属元件,由生物相容性材料制成,优选地为5级钛合金(Ti-6Al-4V合金)。

[0028] 在一些实施例中,假体元件是煅烧体。如在本领域中已知的,煅烧体是由煅烧材料制成的本体,特别是可以通过物理化学过程转化为金属合金(特别是铬-钴合金)的聚合物,从而获得相当准确地复制最初煅烧体形状的金属合金部分,并且冠在其上成型、粘结到所述金属合金部分。

[0029] 在其它实施例中,假体元件是扫描体。如在本领域中已知的,扫描体是在CAD-CAM方法的扫描阶段使用的中间附件,并且它本质上服务于在实验室复制植入物出现的角度和建立高度参考,基于该参考冠开始通过CAD-CAM方法成型。

[0030] 在其它实施例中,假体元件是假体齿体,例如通过铣削或通过烧结形成的单齿或多齿结构的冠。还如在本领域中已知的,这样的假体齿体是由金属合金制成的本体,优选地为铬-钴合金或锆合金,它通过精密铣削加工或通过烧结成型以给它假体牙齿的形状或多个假体牙齿结构的形状,并且它随后涂覆有粘结在所述本体中的陶瓷层。

[0031] 优选地,接口部分在其下端包括用于内部联接到牙科植入体或模拟物上端的裙部,所述裙部在其下端外部形成环形肩部,假体元件下段的端部抵靠在该环形肩部上。这个解决方案使放置假体元件更容易,并且给假体元件提供了良好的座垫。更优选地,在假体元件下段的所述端部的水平上,后者的外壁相对于接口部分的环形肩部向外突出,使得接口部分在患者的口腔中不可见。

[0032] 在特别适用于单元修复假体(用单个植入物修复)的实施例中,外凹部设置在接口部分的裙部中,联接到设置在假体元件下段的对应的内突起,使得此联接防止假体元件相对于接口部分旋转。优选地,接口部分的裙部中的至少一个所述外凹部与其余的不同,并且设置在假体元件下段的所述内突起中的至少一个对应的内突起与其余的不同,以迫使假体元件总是放置在相对于接口部分的特定的角度位置。

[0033] 在其它特别适于多单元修复假体(用几个植入物修复)的实施例中,接口部分的裙

部形成在其外表面上旋转的光滑表面,并且假体元件的下段形成在其内表面上旋转的对应的光滑表面,使得假体元件可以相对于接口部分采用任何角度位置。这个构造使得多单元修复情况下与接口部分配合的操作更容易,其中同一牙科假体包括几个假体元件,该假体元件必须各自固定到几个牙科植入体中。

[0034] 本发明还包括在本发明实施例的详细说明和在附图中说明的其它细节特征。

附图说明

[0035] 本发明的优点和特征可以从以下说明看到,其中本发明的优选实施例参考附图以相对于独立权利要求的范围非限制的方式描述。

[0036] 图1是根据本发明的牙科假体结构的第一实施例由中间平面切开的分解透视图,该牙科假体结构由接口部分、假体元件和紧固元件形成。该附图还示出了模拟物和固定螺钉。在这种情况下,假体元件是以反旋转的方式与接口部分配合的煅烧体。

[0037] 图2是对应图1将所有元件装配的视图。

[0038] 图3是细节正视图,在更大的尺度上示出了图3的区域和一方面在假体元件与接口部分之间,另一方面在接口部分与模拟物之间的联接,紧固元件位于该区域中。

[0039] 图4是对应图2的视图,未示出本质上不是根据本发明的结构的一部分的固定螺钉和模拟物。

[0040] 图5、6和7分别是接口部分的透视图、俯视图和侧剖视图。

[0041] 图8和9分别是紧固元件的透视图和侧剖视图。

[0042] 图10、11和12分别是假体元件的透视图、仰视图和侧剖视图。

[0043] 图13、14和15分别是第二实施例中的接口部分的变体的透视图、俯视图和侧剖视图。在这种情况下,假体元件是以旋转的方式与接口部分配合的煅烧体。

[0044] 图16、17和18分别是对应第二实施例煅烧体的假体元件变型的透视图、仰视图和侧剖视图。

[0045] 图19和20分别是作为假体元件的与接口部分反旋转配合的扫描体的透视图和对应的剖视图。

[0046] 图21和22分别是作为假体元件的与接口部分旋转配合的扫描体的透视图和对应的剖视图。

[0047] 图23和24分别是作为假体元件的与接口部分反旋转配合的铣削冠的透视图和对应的剖视图。

具体实施方式

[0048] 在附图中,其中参考标记5A、5B、5C指假体元件5的三个可能的不同形式,分别是:煅烧体5A、扫描体5B和假体齿体,后者特别地包括铣削冠5C。在前两个情况5A、5B下,描述了用于单单元修复的第一变体和用于多单元修复的第二变体,在第一变体中接口部分2和假体元件5A、5B之间的配合是反旋转的,在第二变体中接口部分2'和假体元件5A'、5B'之间的配合是旋转的。

[0049] 图1至12示出了根据本发明的牙科假体结构的第一实施例,该牙科假体结构由接口部分2、假体元件5和紧固元件7形成。所述附图还示出了模拟物3和固定螺钉1。在此实施

例中,假体元件5是煅烧体5A,它配合在接口部分2中,相对于接口部分没有旋转可能性。如前述,假体元件5、5A和接口部分2之间的这个反旋转联接适于单元修复。

[0050] 所有部分的联接如图2所示。接口部分2位于模拟物3上,如图2和3所示,或同样地位于患者口腔中牙科植入物的本体(未示出)上。接口元件5(在这个情况下是煅烧体5A)通过其下端在外部联接到接口部分2。紧固元件7(在此示例中包括管状螺钉7A)拧入到接口部分2中以将假体元件5、5A紧固到那里。固定螺钉1拧入到模拟物3中或到牙科植入体中以将牙科假体结构固定到那里。如图2所示和如图8至12中每部分的进一步细节所示,假体元件5、5A、接口部分2和形成紧固元件7的管状螺钉7A都是管状部件,每个分别包括贯穿通道4、8、6,用作固定螺钉1的通道,使得当这三部分装配在图2和3所示的位置中(在该位置中管状螺钉7A拧入到接口部分2以将假体元件5、5A紧固到那里)时,所述三个部分各自的贯穿通道4、8、6对齐形成允许所述固定螺钉1通过的通道。

[0051] 由于固定螺钉1可以通过由贯穿通道4、8、6形成的通道引入和拆除,并且由于所述固定螺钉1的头部因此可以通过所述贯穿通道4、8、6拧入/拧出,所以不需作用在紧固螺钉7A上以通过固定螺钉1将图4的组件固定到模拟物3或牙科植入体,或者从模拟物3或牙科植入体解开。这是相对于直到现在使用的系统的极大的优点。

[0052] 在另一方面,将观察到的是,图4的组件可以通过以下步骤简单地制成,首先将接口部分2放置在模拟物3上或牙科植入体上,然后将接口元件5、5A联接到接口部分2,并且最终引入贯通螺钉7A并将它拧入到接口部分2中。因此形成的组件是整体组件,该组件可以从其在模拟物3或在牙科植入体中的位置拆除,以将其从实验室运输到患者的口腔中,反之亦然,并且如已看到的,它可以通过固定螺钉1简单地固定到模拟物3或到牙科植入体,不需要作用在管状螺钉7A上。

[0053] 图8和9进一步详细地示出了由管状螺钉7A制成的紧固元件7。它是一体成型的金属元件,由生物相容性材料制成,该材料特别地为5级钛合金。其下段具有相对于上段减小的外径,并且设置有外螺纹12,用于拧入到设置在接口部分2中的内螺纹13中(图5和6)。在这上段和下段之间的外径的减小形成环形台阶,构成外肋,用于抵靠设置在假体元件5、5A中的对应内肋11。当管状螺钉7A拧入到接口部分2时,通过将上肋10抵靠内肋11,假体元件5、5A坚固地紧固到所述接口部分2(如图3和4所示)。另外,用于联接互补的拧紧工具(未示出)的打开缺口9在管状螺钉7A的管状壁的上端形成。本文描述的优选示例中设置有沿管状螺钉7A的管状壁圆周等间隔布置的四个相同的矩形缺口9。

[0054] 接口部分2在图5至7中进一步详细描述。它也是一体成型的金属元件,由生物相容性材料制成,该材料特别地为5级钛合金。接口部分的上部是内壁上设置有上述内螺纹13的圆柱段,管状螺钉7A的对应的外螺纹12被拧入到该内螺纹13中,并且在外壁上设置有用于通过摩擦保持假体元件5、5A的保持槽20。下端具有用于内部联接到模拟物3或牙科植入体的上端的裙部15。如图3所示,裙部15在外部形成在其下端的环形肩部16,用于接收假体元件5、5A的下段17端部的抵靠。同一个附图还示出了在假体元件5、5A的下段17所述端部的水平上,后者的外壁相对于接口部分2的环形肩部16向外突起。此外,裙部15设置有外凹部18a、18b,联接到设置在假体元件5、5A下段17中的对应内突起19a、19b,使得假体元件5、5A和接口部分2之间的联接是反旋转的,即它防止了这两个部分之间的相对旋转。为了促使假体元件5、5A相对于接口部分2总是放置在特定的角度位置,裙部中的所述外凹部的一个凹

部18b与其余凹部18a不同,并且它对应于假体元件5、5A的下段17的所述内突起19a、19b的一个内突起19b,该内突起19b也与其内突起19a不同。

[0055] 最后,图10至12进一步详细地示出了假体元件5(在这个情况下是煅烧体5A)。它是整体圆柱部分,由聚合物如聚甲醛(POM)制成,例如适于通过本领域技术人员已知的煅烧过程转化为铬-钴合金。如图12所示,用于接收管状螺钉7A的外肋10的抵靠的上述内肋11通过圆柱环形肋形成。如图11所示,与接口部分2的外凹部18a、18b互补的上述内突起19a、19b在下段17的内部形成。此外,如图12所示,假体元件5、5A具有在内肋11正下方的下段14,具有比所述内肋11的内径大的内径,从而形成接口部分2的上段在其中安置的凹部,如图3所示。接口部分2的这个上段的管状壁的厚度使得所述管状壁相对于内肋11不向内突起。因此,管状螺钉7A可以具有最大的内径,只由可以很小的内肋11和也可以很小的管状螺钉7A的实际壁厚限制。所有这些都是为了使得内径尽可能大以允许固定螺钉1的头部通过而做出的。

[0056] 图13和18示出了用于多单元修复的另一实施例,在该实施例中牙科假体结构设计为使得假体元件5和接口部分2'之间的配合是旋转配合,当这部分通过紧固螺钉7A互相紧固时,允许它们的相对旋转。假体元件5是使用与上述实施例相同的紧固螺钉7A紧固到接口部分2'的煅烧体5A'。相对于上述实施例仅有的实质性差异可以在部分2'和5A'中找到,并且这些差异如下:接口部分2'的外表面具有锥形形状,与假体元件5、5A'的下段17'的内表面的锥形形状互补;裙部15'缺乏反旋转凹部并且在其下端具有直唇16';并且假体元件5、5A'的下段17'的内壁也缺乏反旋转肋。

[0057] 图19和20示出了与接口部分2反旋转配合的扫描体5B作为假体元件5的示例。此扫描体5B与煅烧体5A配合相同的接口部分2,并且关于参与所述配合的部分和参与接收相同管状螺钉7A的部分具有与后者相同的构造。

[0058] 图21和22示出了与接口部分2'旋转配合的扫描体变型5B'作为假体元件5的示例。此扫描体5B'与煅烧体5A'配合相同的接口部分2',并且关于参与所述配合的部分和参与接收相同管状螺钉7A的部分具有与后者相同的构造。

[0059] 最后,图23和24示出了与接口部分2反旋转配合的假体齿体(特别是铣削冠5C)作为假体元件5的示例。此铣削冠5C(由铬-钴合金制成)与煅烧体5A和扫描体5B与配合相同的接口部分2,并且关于参与所述配合的部分和参与接收相同管状螺钉7A的部分具有与后者相同的构造。

[0060] 假体齿体还可以由包括作为多单元修复的几个牙齿的结构(未示出)组成,该结构与煅烧体5A'配合相同的接口部分2',并且关于参与所述配合的部分和参与接收相同管状螺钉7A的部分具有与后者相同的构造。

[0061] 技术人员将认识到有许多可能的变体而不背离独立权利要求的范围。将特别注意到,虽然假体元件5的三个可能情况(煅烧体5A、5A'、成型体5B、5B'和假体齿体(特别是铣削冠)5C)通过示例的方式描述,本发明不限制于这些示例。实际上,假体元件5可以包括其它部分,在制造牙科假体的过程中,该部分必须通过紧固元件紧固到接口部分2、2'以形成整体组件,该整体组件通过固定螺钉固定到模拟物或患者口腔中的牙科植入体,或从模拟物或患者口腔中的牙科植入体解开。例如,假体元件5可以是用于通过缩放仪(pantograph)复制冠的类型的接口阅读器(interface reader)。还将注意到接口部分2、2'可以具有与描述不同的形状,特别是其下部,可以成形为适于不同类型的模拟物或牙科植入体。

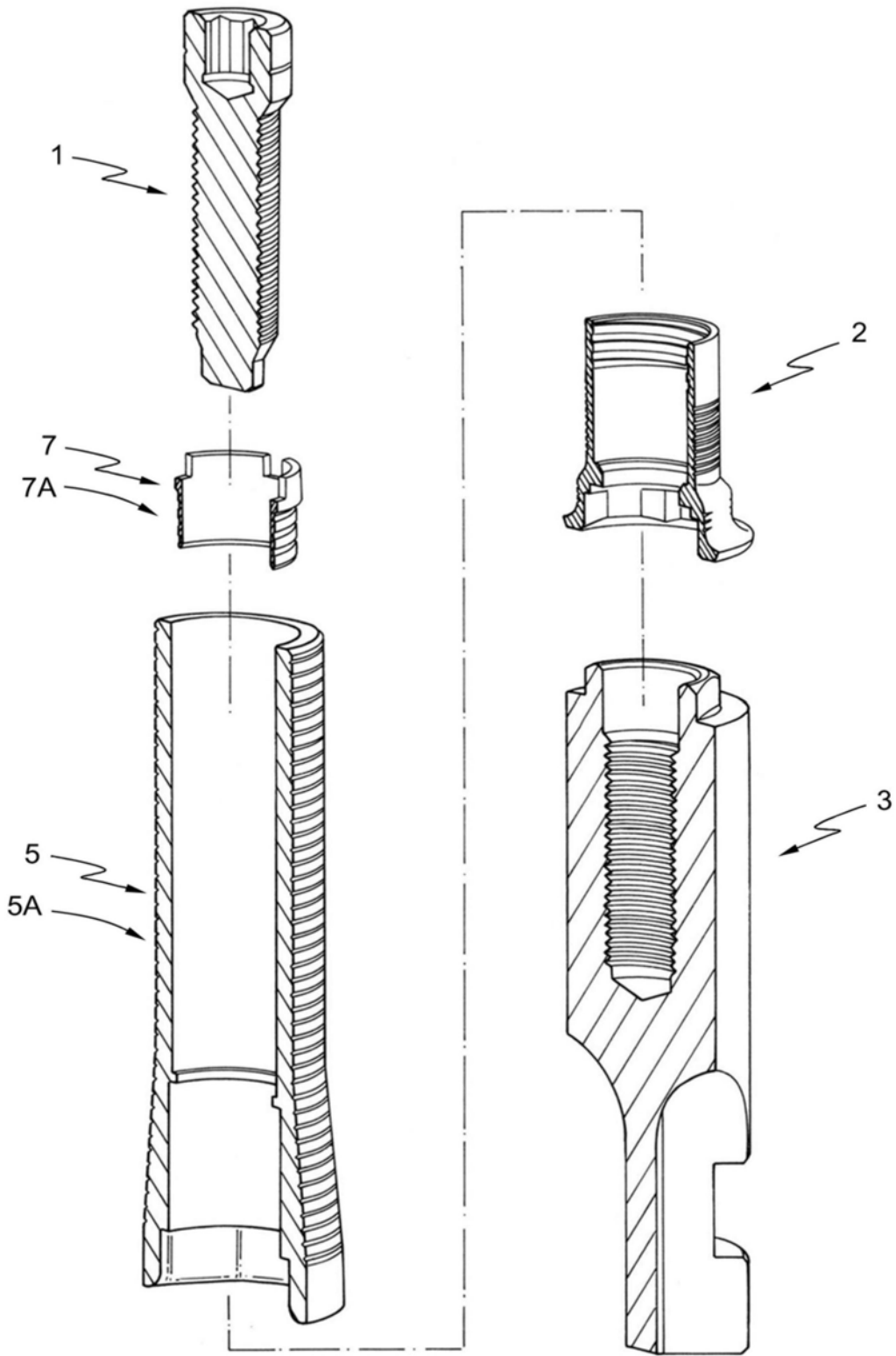


图1

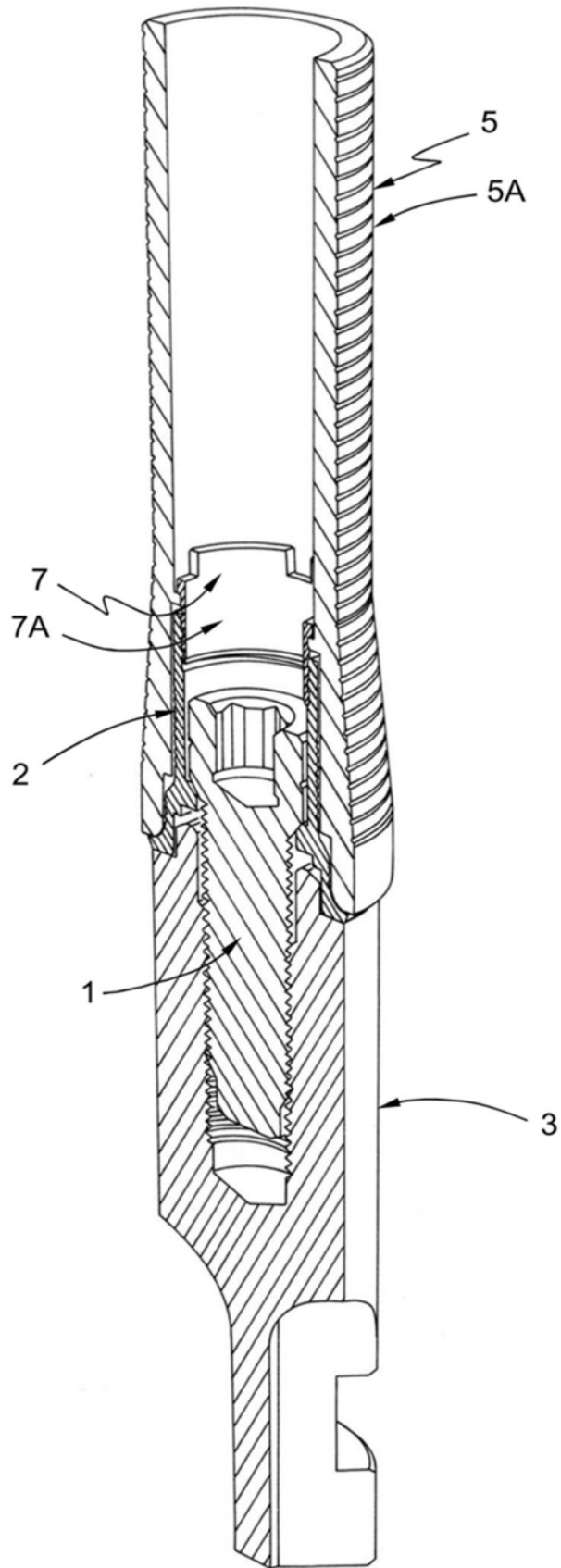


图2

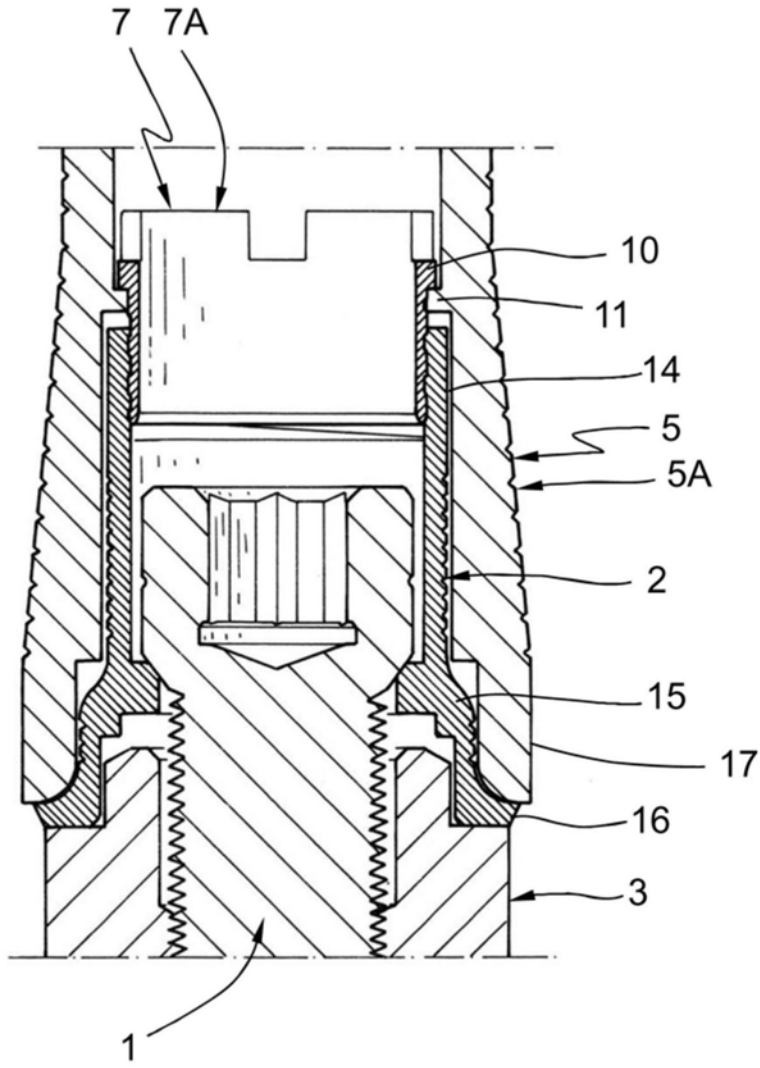


图3

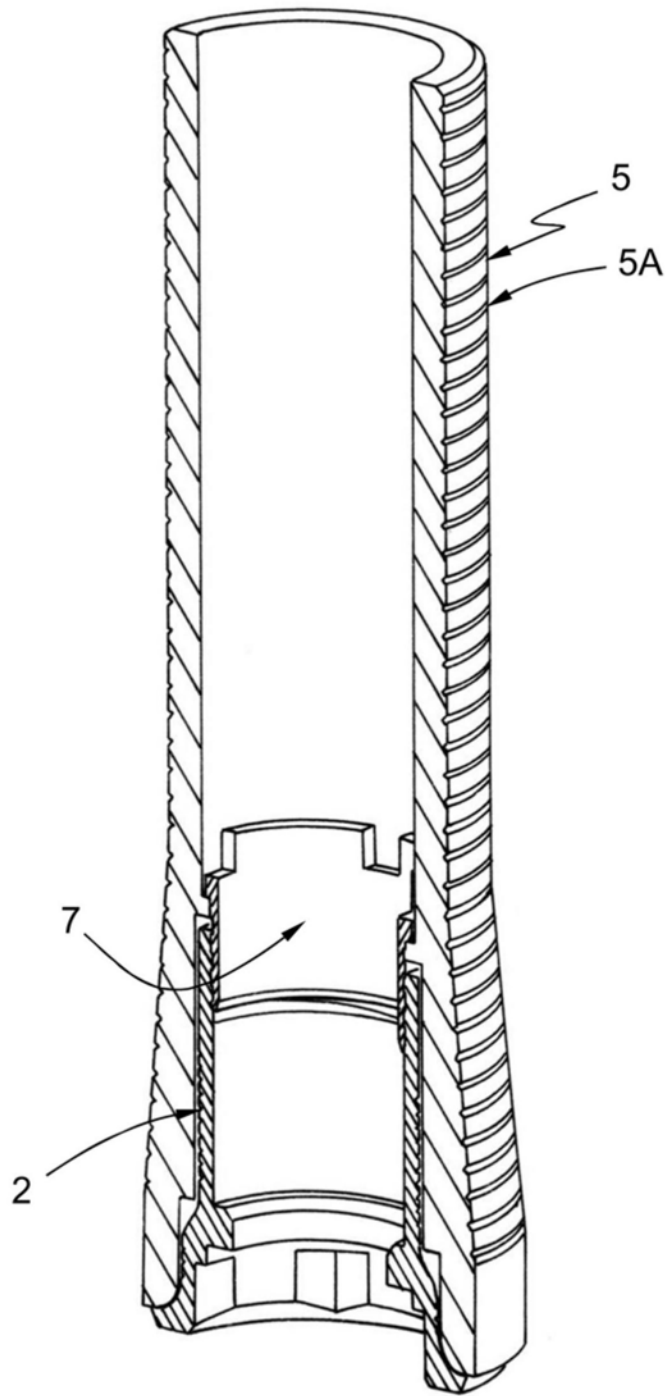


图4

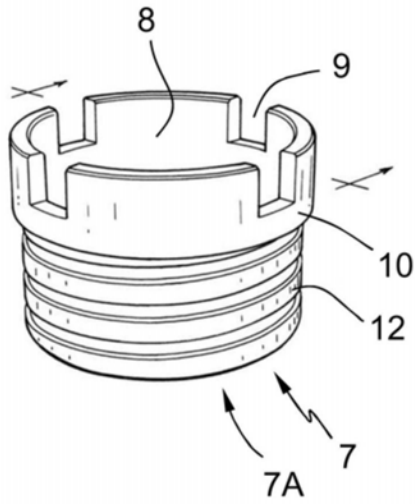


图 8

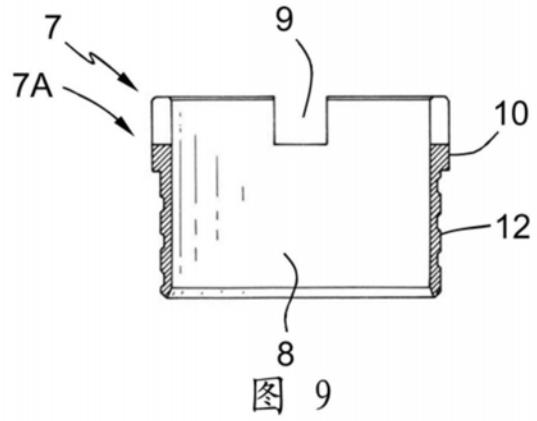


图 9

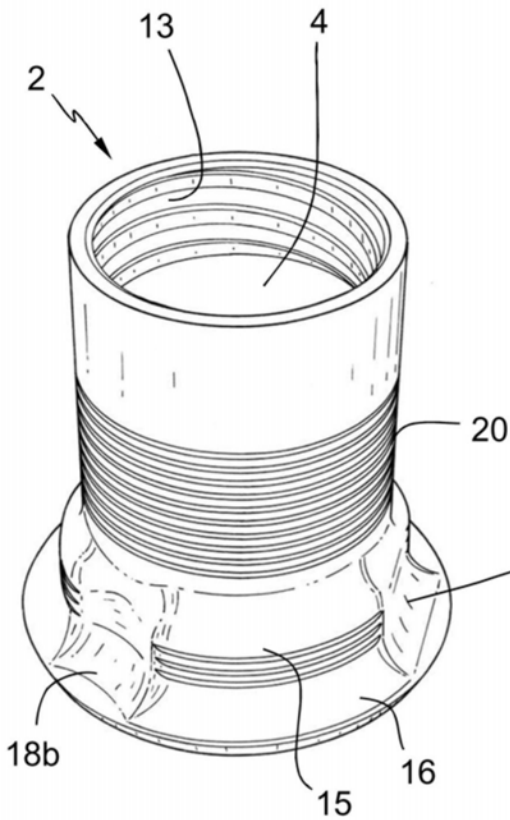


图 5

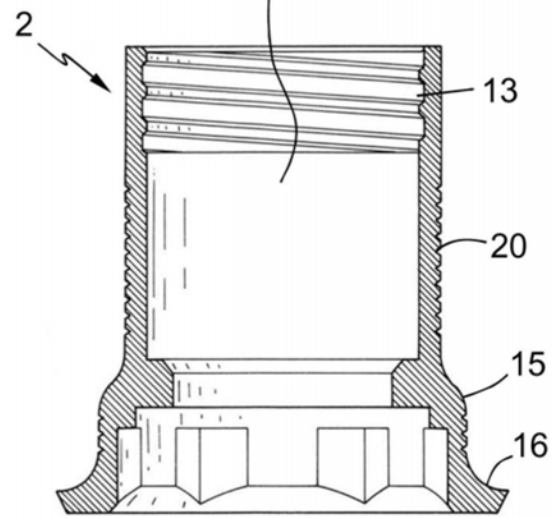


图 7

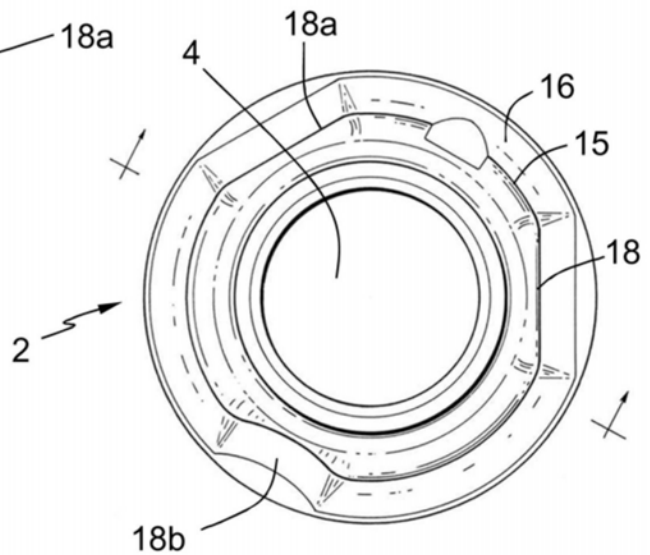


图 6

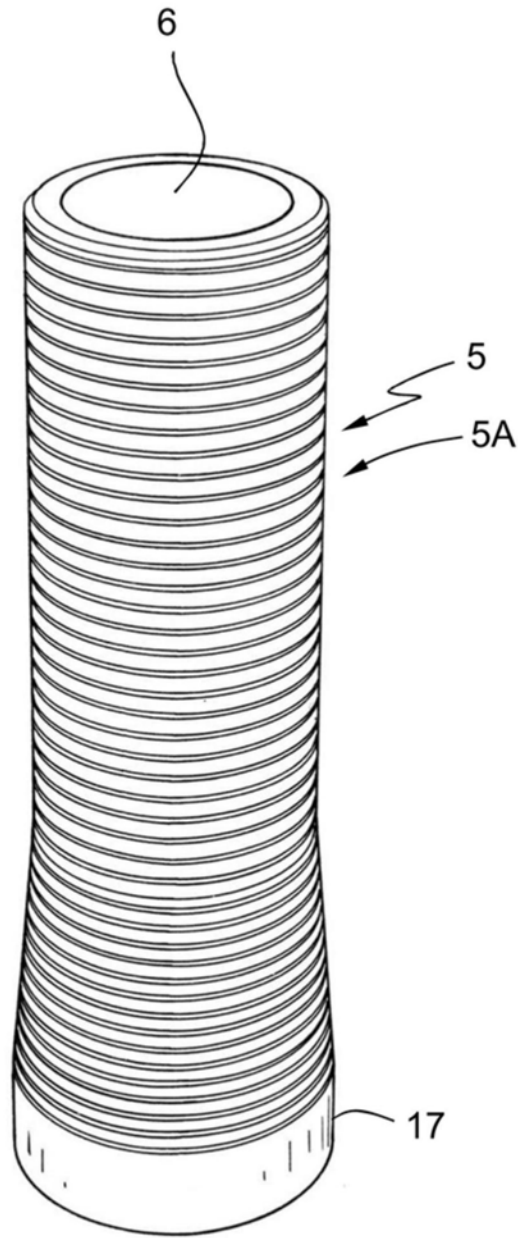


图10

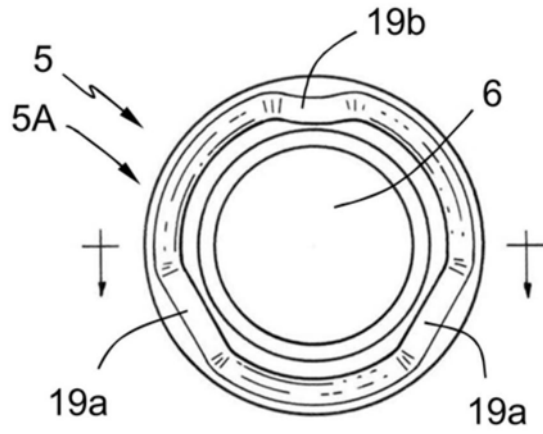


图11

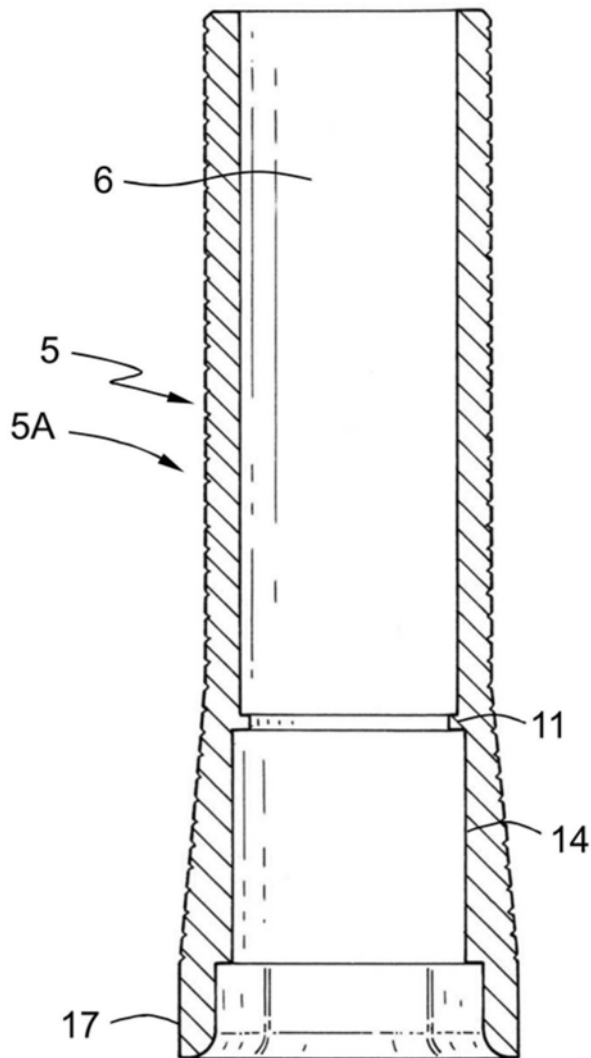


图12

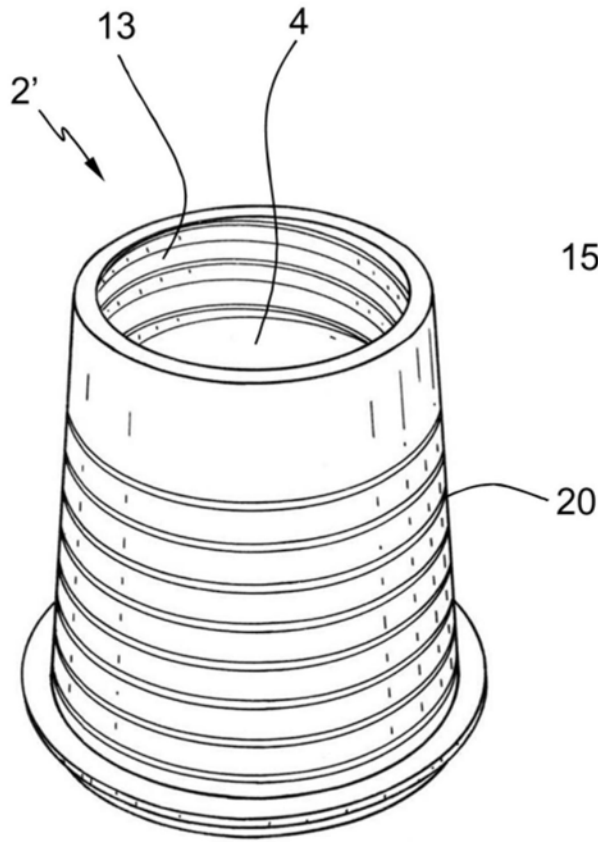


图 13

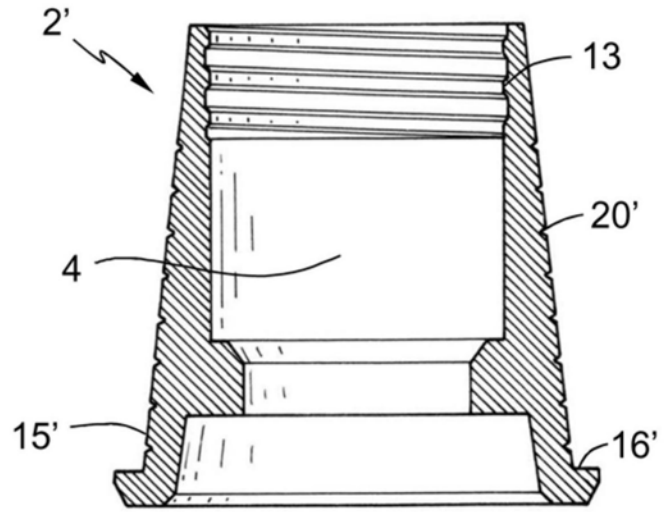


图 15

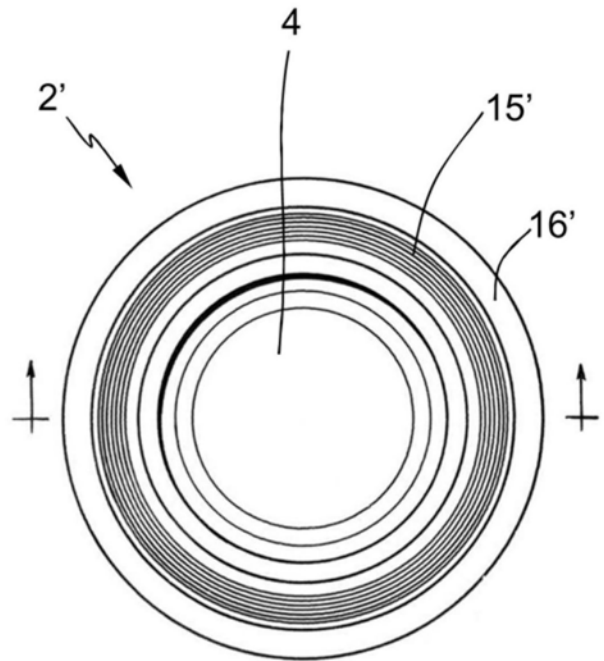


图 14

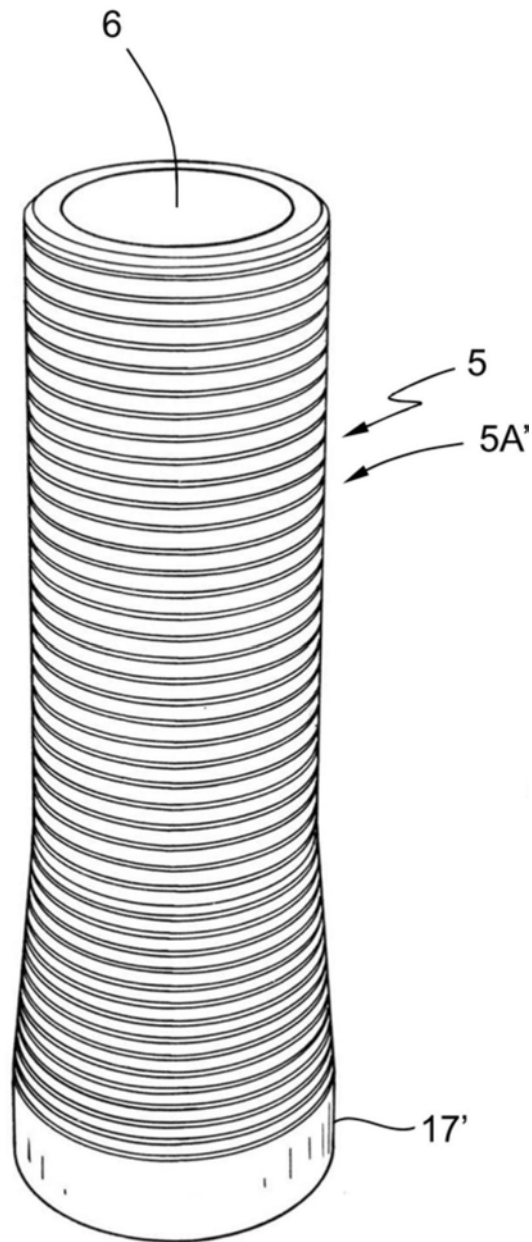


图16

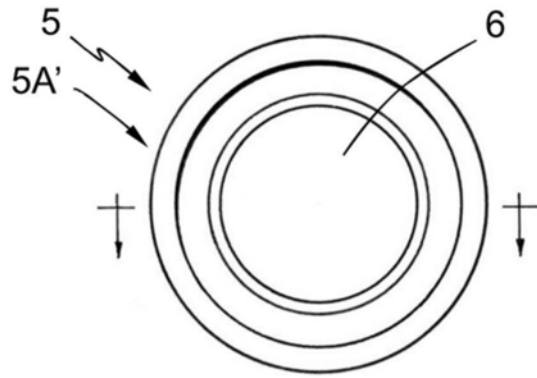


图17

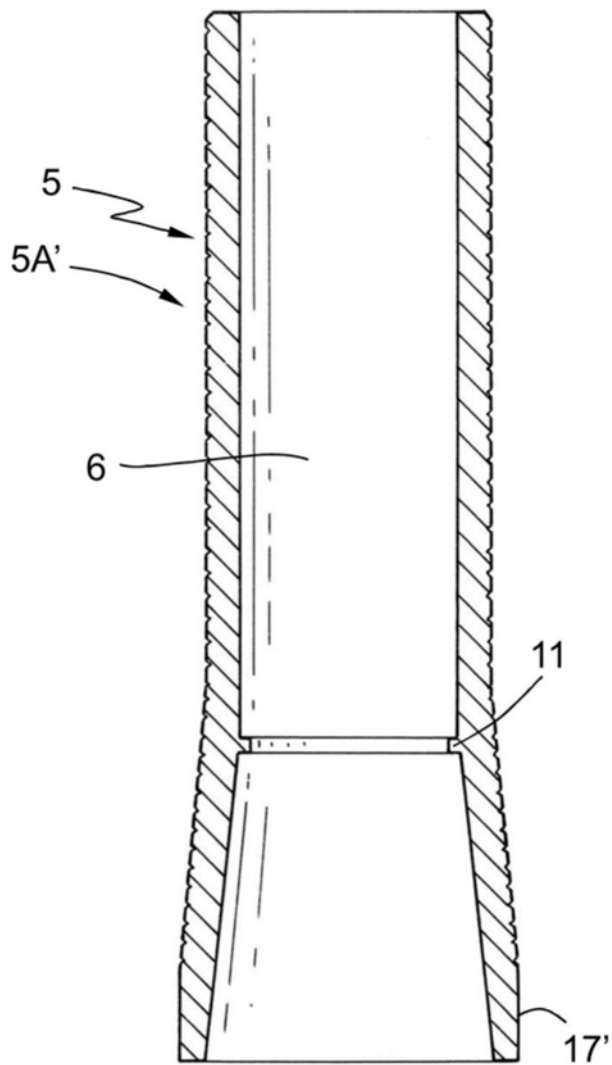


图18

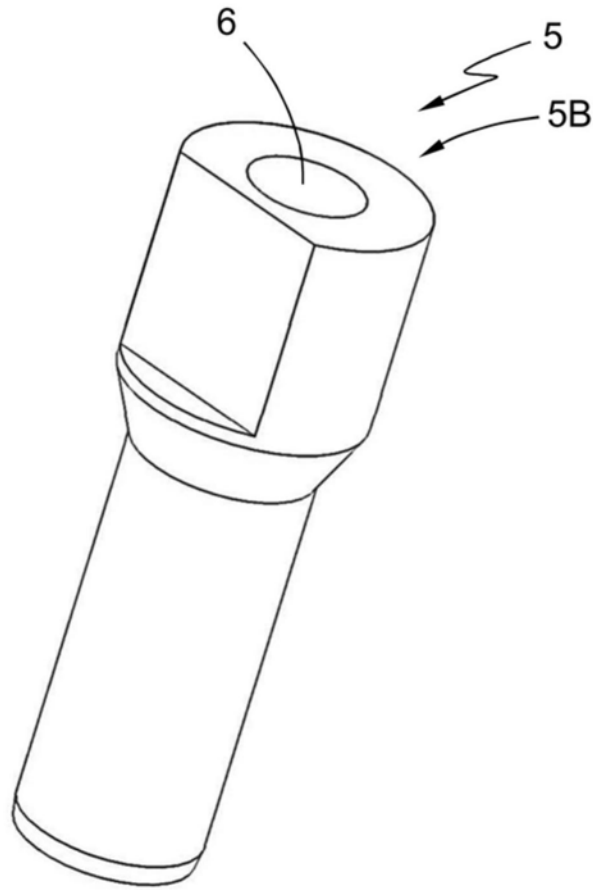


图19

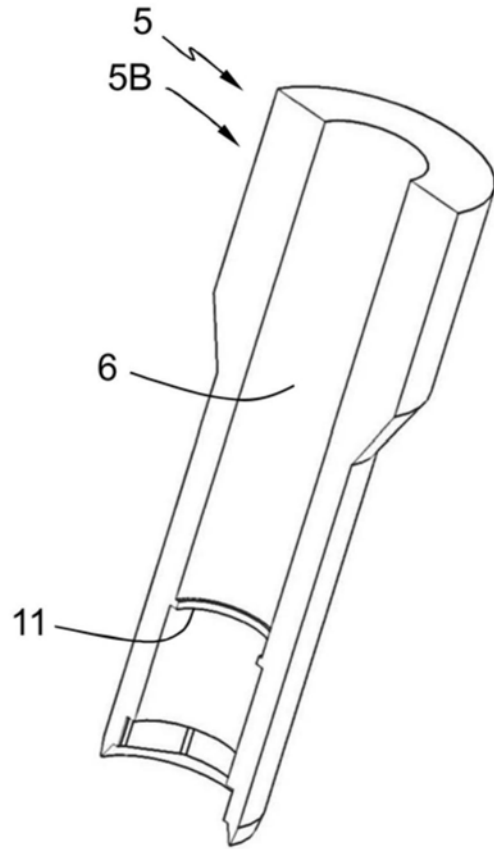


图20

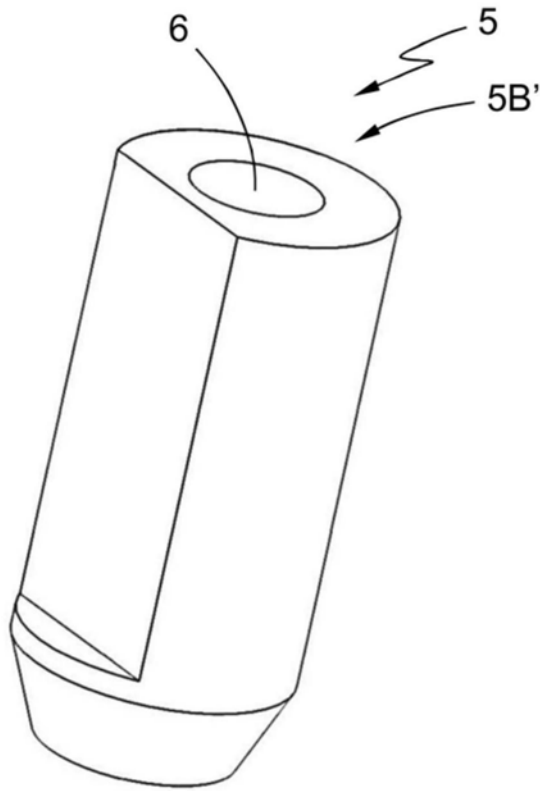


图21

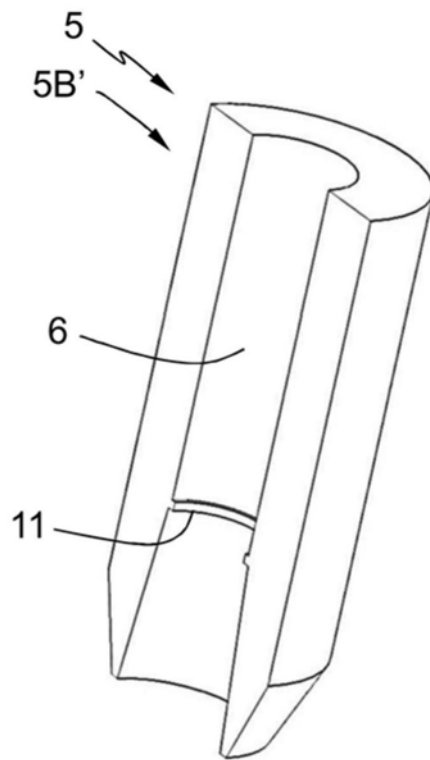


图22

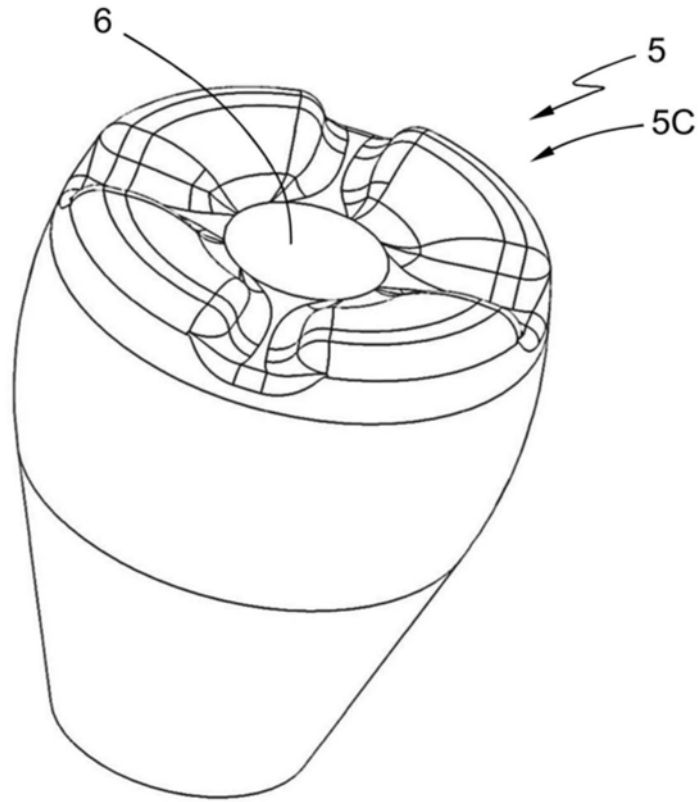


图23

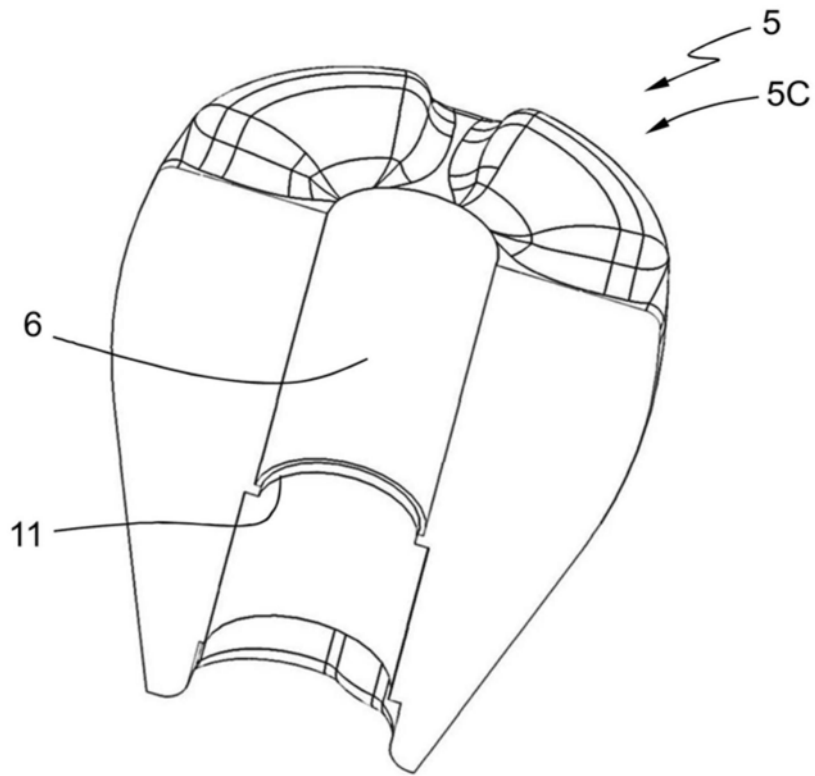


图24