



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101730511 A

(43) 申请公布日 2010.06.09

(21) 申请号 200880021419.8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.04.22

A61C 8/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

11/739,024 2007.04.23 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009.12.22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2008/003224 2008.04.22

(87) PCT申请的公布数据

W02008/128756 EN 2008.10.30

(71) 申请人 诺贝尔生物服务公司

地址 瑞士苏黎世

(72) 发明人 斯蒂文·M·赫森

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 王新华

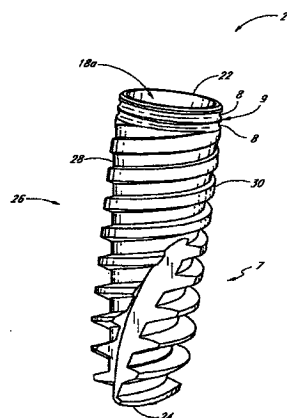
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 21 页

(54) 发明名称

牙齿植入体和牙齿部件连接

(57) 摘要

本发明公开了牙齿植入体、部件和成套工具。植入体可以包括主体、用于将植入体连接到骨的连接装置、和凹部。凹部可以设置在主体内并且朝向主体的近端开口。凹部可以包括设置在近端的容纳室和设置在远端的螺纹室。容纳室可以包括互锁室,所述互锁室设置在容纳室的远端处并且具有多边形横截面。植入体可以是多功能的,使得可以提供用于各种牙齿修补物和过程的部件,所述部件具有例如可以接合植入体的互锁室、与植入体的容纳室配合、和/或与植入体的近端配合用于支撑修复物和/或简化过程的部分。



1. 一种牙齿植入体,包括:

主体,所述主体包括近端、远端、和在所述近端与所述远端之间延伸的外表面,所述主体具有纵向轴线并且所述远端限定顶部表面,所述顶部表面是大致平坦的并且垂直于所述植入体的纵向轴线;和

开口齿窝,所述开口齿窝形成在所述顶部表面内,所述开口齿窝包括从所述顶部表面延伸的至少一个表面,所述至少一个表面朝向所述植入体的纵向轴线向内渐缩,

其中,所述植入体的顶部表面具有由所述开口齿窝限定的内周边和外周边,并且所述外周边与所述内周边之间的距离等于或大于至少 0.2 毫米。

2. 根据权利要求 1 所述的牙齿植入体,其中,向内渐缩的所述至少一个表面形成从所述植入体的顶部表面延伸的大致圆锥形部分。

3. 根据权利要求 2 所述的牙齿植入体,其中,所述大致圆锥形部分相对于所述纵向轴线限定圆锥半角,所述圆锥半角在大约 10 度与大约 20 度之间。

4. 根据权利要求 2 所述的牙齿植入体,其中,所述大致圆锥形部分相对于所述纵向轴线限定大约 12 度的圆锥半角。

5. 根据权利要求 2 所述的牙齿植入体,其中,所述圆锥形部分具有在沿着纵向轴线的方向从所述顶部表面测量的长度,所述长度等于或大于至少大约 1mm。

6. 根据权利要求 2 所述的牙齿植入体,还包括互锁凹部和螺纹部分,所述互锁凹部包括位于所述大致圆锥形部分的下方的至少一个防旋转部件,所述螺纹部分包括位于所述互锁凹部下方的螺纹。

7. 根据权利要求 6 所述的牙齿植入体,其中,所述互锁凹部包括至少一平直侧。

8. 根据权利要求 6 所述的牙齿植入体,其中,所述圆锥形部分的长度与所述互锁部分的长度的比大约为 1 : 1。

9. 根据权利要求 6 所述的牙齿植入体,还包括大致圆柱形部分,所述大致圆柱形部分位于所述开口齿窝的所述互锁部分与所述螺纹部分之间。

10. 根据权利要求 1 所述的牙齿植入体,其中,所述植入体的所述外表面设置有被处理以提高组织生长的表面,所述被处理过的表面延伸到所述植入体的所述顶部表面上。

11. 根据权利要求 10 所述的牙齿植入体,其中,所述被处理过的表面包括晶状的且磷酸盐富集的二氧化钛微结构表面。

12. 根据权利要求 1 所述的牙齿植入体,所述外周边与所述内周边之间的距离大约为 0.25 毫米。

13. 一种牙齿部件,包括:

主体,所述主体包括近端、远端、和在所述近端与所述远端之间延伸的外表面,所述主体具有纵向轴线并且所述远端限定顶部表面;和

开口齿窝,所述开口齿窝形成在所述顶部表面内,所述开口齿窝包括从所述顶部表面延伸的大致圆锥形部分、包括位于所述大致圆锥形部分下方的至少一平直侧的互锁部分、和螺纹部分,所述螺纹部分包括位于所述互锁区下方的螺纹,并且

其中,所述圆锥形部分的长度与所述互锁部分的长度的比大约为 1 : 1。

14. 根据权利要求 13 所述的牙齿部件,其中,所述一平直侧的至少一部分延伸到所述大致圆锥形部分内。

15. 根据权利要求 14 所述的牙齿部件,其中,至少一平直侧的一部分延伸到所述大致圆锥形部分的至少 1/2 长度处。

16. 根据权利要求 13 所述的牙齿部件,其中,所述互锁部分的至少一平直侧形成方形凹部、六边形凹部和八边形凹部中的至少一个。

17. 根据权利要求 13 所述的牙齿部件,其中,所述大致圆锥形部分限定在大约 10 度与大约 20 度之间的圆锥半角。

18. 根据权利要求 13 所述的牙齿部件,其中,所述植入体的所述顶部表面具有由所述开口齿窝限定的内周边和外周边,其中,所述外周边与所述内周边之间的距离等于或大于至少 0.2 毫米。

19. 根据权利要求 13 所述的牙齿部件,其中,所述植入体的所述顶部表面具有由所述开口齿窝限定的内周边和外周边,并且所述外周边与所述内周边之间的距离大约为 0.25 毫米。

20. 一种系统,包括:

第一牙齿部件,所述第一牙齿部件包括:

主体,所述主体包括近端、远端、和在所述近端与所述远端之间延伸的外表面,所述主体具有纵向轴线并且所述远端限定顶部表面;和

开口齿窝,所述开口齿窝形成在所述顶部表面内,所述开口齿窝包括从所述顶部表面延伸的大致圆锥形部分、包括位于所述大致圆锥形部分下方的至少一平直侧的互锁部分、和包括位于所述互锁区域下方的螺纹的螺纹部分;和

第二牙齿部件,所述第二牙齿部件包括下表面和立柱,所述下表面构造成邻接所述植入体的所述顶部表面,所述立柱从所述下表面延伸并构造成以滑动配合的方式接合所述开口齿窝的所述圆锥形部分。

21. 根据权利要求 20 所述的牙齿系统,还包括第三牙齿部件,所述第三牙齿部件包括上部表面和构造成配合在所述开口齿窝内的下部,所述下部包括圆锥形区域,所述圆锥形区域构造成以锥形配合的方式与所述牙齿植入体的所述圆锥形部分配合。

22. 根据权利要求 20 所述的牙齿系统,还包括第三牙齿部件,所述第三牙齿部件包括上部表面和构造成配合在所述开口齿窝内的下部,所述下部包括互锁区域和圆锥形区域,所述互锁区域构造成与所述牙齿植入体的所述互锁部分配合,所述圆锥形区域构造成以锥形配合的方式与所述牙齿植入体的所述圆锥形部分配合。

23. 根据权利要求 22 所述的系统,其中,所述互锁部分的至少一平直侧形成正方形凹部、六边形凹部和八边形凹部中的至少一个。

24. 根据权利要求 20 所述的系统,其中,所述大致圆锥形部分限定在大约 10 度与大约 20 度之间的圆锥半角。

25. 根据权利要求 20 所述的牙齿系统,其中,所述大致圆锥形部分限定大约 12 度的圆锥半角。

26. 根据权利要求 20 所述的系统,其中,所述植入体的所述顶部表面具有由所述开口齿窝限定的内周边和外周边,其中,所述外周边与所述内周边之间的距离等于或大于至少 0.2 毫米。

27. 根据权利要求 20 所述的系统,其中,所述植入体的所述顶部表面具有由所述开口

齿窝限定的内周边和外周边,并且所述外周边与所述内周边之间的距离大约为 0.25 毫米。

28. 根据权利要求 20 所述的系统,其中,所述圆锥形部分的长度与所述互锁部分的长度的比大约为 1 : 1。

## 牙齿植入体和牙齿部件连接

### 技术领域

[0001] 本发明总体涉及一种牙科移植,并且更具体地涉及一种牙齿植入体及其配合部件。

### 背景技术

[0002] 牙科移植包括使用人造部件修复病人口中的一个或多个牙齿。这种人造部件通常包括支撑修复牙齿(例如,齿冠)的牙齿植入体、植入体支撑桥接部或植入体支撑假牙。牙齿植入体通常由纯钛或钛合金制造而成。牙齿植入体可以包括主体部和套环。主体部被构造延伸入牙槽骨内并与所述牙槽骨进行骨结合。套环的顶部表面通常与颧骨嵴相平齐。邻接部(abutment)(例如,最终邻接部)通常位于顶部表面上并且延伸通过位于牙槽骨上方的软组织。近年来,一些牙齿植入体具有在颧骨嵴上方延伸并延伸通过软组织的套环。在一些情况下,牙齿植入体可以用于替代单个牙齿。在这种情况下,牙齿植入体被构造支撑单个牙齿修复部(例如,齿冠),所述单个牙齿修复物可以直接安装到植入体上或者间接安装到邻接部上。在其它情况下,一个或多个牙齿植入体用于替代多个牙齿。在这种情况下,一个或多个植入体可以被构造支撑可以直接连接到植入体或间接地通过多个单元邻接部连接到所述植入体的植入体支撑桥接部或植入体支撑假牙。

[0003] 本领域已知用于提供牙齿植入体与邻接部或其它配合部件之间的连接界面的各种连接平台。通常,连接平台可以被表征为外部或内部。外部连接平台的示例是具有在植入体的近端处的六边形突起部的牙齿植入体。例如,参见由 Nobel Biocare™ 出售的 Branemark System®。内部连接平台的示例可以在美国专利 No. 6,733,291 中得到,该专利文献说明了具有用于与邻接部配合的内部多个叶状互锁的牙齿植入体。参见仍然由 Nobel Biocare™ 出售的 Nobel Replace™。内部连接的另一个示例是美国专利 No. 4,960,381,该专利公开了一种牙齿植入体,所述牙齿植入体包括具有圆锥形上部的齿窝、在圆锥形上部的下部的对准部和在对准部下部的内螺纹轴。

[0004] 虽然这种现有技术的牙齿植入体已经比较成功,但是仍然持续希望改善牙齿植入体与邻接部之间的连接平台。这种改善的平台将有利地提供牢固的防旋转结构,以防止旋转并提供配合部件与牙齿植入体之间的分度功能,同时还增强配合部件与植入体之间的密封。还期望的是连接平台能够适应各种类型的临床指示,使得植入体可以用于支撑单个牙齿修复部和植入体支撑桥接部或假牙。此外,有利的是继续改善牙齿植入体与牙槽骨进行骨结合的能力以及通常实现牙龈健康和美丽的能力。

### 发明内容

[0005] 因此,本发明的一个实施例包括一种牙齿植入体。牙齿植入体包括主体,所述主体具有形成在主体内的开口齿窝。主体可以包括近端、远端和在近端与远端之间延伸的外表面。主体可以具有纵向轴线,并且远端可以限定大致平坦并且垂直于植入体的纵向轴线的顶部表面。开口齿窝可以形成在主体的顶部表面内。开口齿窝可以包括从顶部表面延伸的

至少一个锥形表面。在一些实施例中,植入体的顶部表面可以具有由开口齿窝限定的内周边和外周边,并且其中,外周边与内周边之间的距离等于或大于至少 0.2 毫米。在一些布置中,植入体的顶部表面可以用于支撑诸如植入体支撑桥接部和 / 或假牙的多个单元牙齿修复部。

[0006] 在一些实施例中,互锁部分形成在锥形表面的下方,并且互锁部分包括至少一平直侧,所述至少一个平直侧可以形成方形凹部、六边形凹部、和八边形凹部中的至少一个。在其它实施例中,至少一平直侧的一部分可以延伸到开口齿窝的大致圆锥形部分内。

[0007] 牙齿植入体还可以被构造使得至少一个锥形表面形成大致圆锥形部分,所述大致圆锥形部分限定大约 10 度与大约 20 度之间的圆锥半角。在其它实施例中,大致圆锥形部分限定大约为 12 度的圆锥半角。圆锥形部分的长度与互锁部分的长度的比可以在大约 1 : 1 之间。在一个实施例中,圆锥形部分具有从植入体的顶部表面垂直测量的大约为 1 毫米的长度。另外地和 / 或可选地,互锁部分可以具有大约 1 毫米的长度。

[0008] 在其它实施例中,牙齿植入体可以进一步包括位于开口齿窝的互锁部分与螺纹部分之间的大致圆柱形部分。在其它实施例中,植入体的外表面可以设置有被处理以提高组织生长的表面。

[0009] 根据本发明的另一个实施例,提供了一种牙齿植入体,所述牙齿植入体包括主体和形成在主体内的开口齿窝。主体可以包括近端、远端、和在近端与远端之间延伸的外表面。主体可以具有纵向轴线并且远端可以限定顶部表面。此外,开口齿窝可以形成在主体的顶部表面内。开口齿窝可以包括从顶部表面延伸的大致圆锥形部分、包括位于大致圆锥形部分下方的至少一平直侧的互锁部分、和包括位于互锁区域下方的螺纹的螺纹部分。在一些实施例中,圆锥形部分的长度与互锁部分的长度的比大约为 1 : 1。

[0010] 在其它实施例中,互锁部分的至少一平直侧可以形成方形凹部、六边形凹部和八边形凹部中的至少一个。至少一平直侧的一部分可以延伸到开口齿窝的大致圆锥形部分内。大致圆锥形部分可以限定大约 10 度与大约 20 度之间的圆锥半角。此外,至少一平直侧的一部分可以延伸到大致圆锥形部分的长度的 1/2。

[0011] 在本发明的另一个实施例中,提供了一种系统,所述系统包括第一牙齿部件、第二牙齿部件、和 / 或第三牙齿部件。第一牙齿部件可以包括主体,所述主体包括近端、远端、和在近端与远端之间延伸的外表面。主体可以具有纵向轴线并且远端可以限定顶部表面。第一牙齿部件还可以包括形成在主体的顶部表面内的开口齿窝。开口齿窝可以包括从顶部表面延伸的大致圆锥形部分、包括位于大致圆锥形部分下方的至少一平直侧的互锁部分、和包括位于互锁区域下方的螺纹的螺纹部分。

[0012] 系统可以包括第二牙齿部件,所述第二牙齿部件被构造成配合在植入体的开口齿窝的圆锥形部分内,并以滑动配合的方式接合植入体的圆锥形部分。此外,互锁部分的至少一平直侧可以形成方形凹部、六边形凹部、和八边形凹部中的至少一个。此外,大致圆锥形部分可以限定大约 10 度与大约 20 度之间的圆锥半角。

[0013] 第三牙齿可以包括上部和下部,所述下部被构造成配合在植入体的开口齿窝内。下部可以包括互锁区域和圆锥形区域,所述互锁区域被构造成与牙齿植入体的互锁部分配合,所述圆锥形区域被构造成以锥形配合的方式与牙齿植入体的圆锥形部分配合。

[0014] 在另一个实施例中,第三牙齿部件可以包括顶部表面和用于配合在开口齿窝内的

下部。下部可以包括圆锥形区域,所述圆锥形区域被构造成以锥形配合的方式与牙齿植入体的圆锥形部分配合,并延伸到植入体的互锁部分内,而没有接合互锁部分。在这种实施例中,所构思的是互锁部分的至少一平直侧可以形成方形凹部、六边形凹部、和八边形凹部中的至少一个。此外,大致圆锥形部分可以限定大约 10 度与大约 20 度之间的圆锥半角。

#### 附图说明

[0015] 以下参照优选实施例的附图说明这里公开的本发明的上述及其它特征,附图包括以下图:

[0016] 图 1A 是根据本发明的实施例的牙齿植入体的顶部主视立体图;

[0017] 图 1B 是图 1A 的牙齿植入体的放大顶部侧视立体图;

[0018] 图 1C 是图 1A 的牙齿植入体的放大侧视横截面图;

[0019] 图 1D 是图 1A 的牙齿植入体的俯视图;

[0020] 图 2A 是根据本发明的实施例的邻接部的底部侧视立体图;

[0021] 图 2B 是图 2A 的邻接部的仰视图;

[0022] 图 2C 是沿图 2B 的线 2C-2C 截取的横截面侧视图;

[0023] 图 3A 是邻接部的另一个实施例的底部侧视立体图;

[0024] 图 3B 是图 3A 的邻接部的仰视图;

[0025] 图 4A 是根据一个实施例的邻接部的立体图;

[0026] 图 4B 是图 4A 的邻接部的仰视图;

[0027] 图 5A 是连接元件的俯视图;

[0028] 图 5B 是沿图 5A 的线 5B-5B 截取的横截面侧视图;

[0029] 图 6 是图 1A 的植入体和图 2A 的邻接部通过图 5A 的连接元件连接在一起的横截面侧视图;

[0030] 图 7A 是被构造成与图 1A 的牙齿植入体连接的插入工具的实施例;

[0031] 图 7B 是与图 7A 的插入工具连接的图 1A 的牙齿植入体的放大横截面侧视图;

[0032] 图 7C 是插入工具的另一个实施例的侧视图;

[0033] 图 7D 是被构造成连接到图 7C 的插入工具的夹具的侧视图;

[0034] 图 8A 是根据又一个实施例的邻接部的侧视图;

[0035] 图 8B 是邻接部的另一个实施例的侧视图;

[0036] 图 9 是可以插入到图 1A 的植入体内的邻接部的另一个实施例的侧视图;

[0037] 图 10A 是可以装配到图 9 中所示的邻接部上的临时顶盖的实施例的侧视图;

[0038] 图 10B 是图 10A 的临时顶盖的横截面侧视图;

[0039] 图 11A 是可以装配到图 9 中所示的邻接部上的修复顶盖的实施例的侧视图;

[0040] 图 11B 是图 11A 的临时顶盖的横截面侧视图;

[0041] 图 12A 是可以装配到图 9 中所示的邻接部上的印模顶盖的实施例的底部立体图;

[0042] 图 12B 是图 12A 的印模顶盖的横截面侧视图;

[0043] 图 13A 是根据又一个实施例的另一个邻接部的侧视图;

[0044] 图 13B 是插入到图 1A 的植入体内的图 13A 的邻接部的侧视图;

[0045] 图 14A 是植入体支撑桥接部和一套牙齿植入体的立体图;

- [0046] 图 14B 是图 14A 的植入体支撑桥接部的仰视图；
- [0047] 图 14C 是植入体支撑桥接部和图 14A 的牙齿植入体中的一个的横截面侧视图；
- [0048] 图 15A 是根据又一个实施例的植入体模型 (replica) 的侧视图；
- [0049] 图 15B 是图 15A 的植入体的横截面侧视图；
- [0050] 图 16A 是上部结构的侧视立体图；
- [0051] 图 16B 是图 16A 的上部结构的横截面侧视图；
- [0052] 图 16C 是图 16A 的上部结构的顶盖的侧视图；
- [0053] 图 16D 是图 16A 的顶盖的横截面图；
- [0054] 图 17A 是邻接部的另一个实施例的侧视立体图；
- [0055] 图 17B 是图 17A 的邻接部的侧视图；以及
- [0056] 图 17C 是图 17A 的邻接部的横截面侧视图。

### 具体实施方式

[0057] 图 1A-1D 说明具有根据本发明的一定特征和方面的牙齿植入体 20 的实施例。如以下更详细地所述,牙齿植入体 20 可以用于支撑单个牙齿修复部 (例如,齿冠) 和 / 或可以用于支撑多个牙齿修复部 (例如,植入体支撑桥接部或假牙)。

[0058] 首先参照图 1A-1D,图示的植入体 20 包括连接部 18a,所述连接部可以用于将牙齿植入体 20 连接到如下所述的另一个牙齿部件 (例如,牙齿邻接部、修复帽、印模顶盖、和 / 或植入体支撑桥接部或假牙)。如图 1A 最清楚地所示,牙齿植入体 20 还可以包括主体 26,所述主体从植入体 20 的近端 22 延伸到植入体 20 的远端 24。虽然可以使用诸如各种类型的陶瓷的其它材料,但是牙齿植入体 20 可以由钛制成。

[0059] 主体 26 优选地包括外表面 28。在图示的布置中,外表面 28 包括绕着主体 26 螺旋延伸的螺纹 30。如本领域所公知的,螺纹 30 可以提高牙齿植入体与牙槽骨进行骨结合的能力并提高稳定性。然而,在其它实施例中,主体 26 可以没有螺纹。此外,牙齿植入体 20 可以使用各种类型的螺纹结构。这种螺纹结构的示例包括以注册商标为 NobelReplace™ 锥形和 NobelReplace™ 直形出售的螺纹植入体,通过引用在此全文并入的 PCT 申请 No. PCT/IL2004/00438 和与此申请同一天提出申请的代理人案号为 NOBELB. 264A 的申请人共同未决的申请中说明了螺纹结构,该共同未决的申请也通过引用在此全文并入。

[0060] 参照图 1A 和 1C,主体 26 可以包括大致圆柱形近端部或套环 9 和大致锥形远端部 7。在图示的实施例中,套环 9 可以在圆周方向上包括一对大致半圆形沟槽 8,在一个实施例中,所述沟槽具有大约 150 微米的宽度和大约 50 微米的深度。在修改的实施例中,套环 9 可以设置有具有更多、更少的沟槽或没有沟槽和 / 或具有不同尺寸和结构的沟槽。在其它实施例中,圆周突起部或微螺纹可以设置在套环 9 上。通常,套环 9 上的这种结构有利地被构造成承载较硬的皮层骨,与植入体 20 的螺纹 30 相比,植入体 20 以较短的长度插入通过所述皮层骨,所述植入体的螺纹可以被构造成接合位于皮层骨下方的骨松质。在其它实施例中,套环 9 可以向内成锥形或具有相反的锥度。

[0061] 继续参照图 1A 和图 1C,如上所述,所示实施例中的螺纹 30 是被构造成接合位于皮层骨下方的骨松质的相对粗牙螺纹。除了协助抑制骨松质内的力之外,主体 26 从套环 9 优选以角度 A 渐缩到植入体 20 的远端。在一个实施例中,角度 A 可以沿着植入体的长度改变,

并且在一个实施例中,可变角度可以变化,使得远端部处的角度比近端部处的角度小。此外,螺纹 30 的表面 31 还可以形成具有角度 B 的圆锥形形状,所述角度 B 也可以沿着植入体 20 的长度改变。由螺纹 30 的表面 31 限定的角度可以与由植入体主体 26 形成的变化的圆锥角度不同。即,由植入体主体 26 的下部 34 限定的圆锥角度可以比由螺纹 30 形成的圆锥角度小。虽然图示的实施例使用上述圆锥角度关系,但是也可以使用其它适当的关系。这种适当的关系可以包括不是圆锥形而是限定大致圆柱形形状的螺纹 30 或限定与植入体主体 26 的圆锥角度精密匹配的圆锥角度的螺纹 30。在其它实施例中,主体 26 和 / 或螺纹 30 的表面 31 可以是大致圆柱形。还应该认识的是主体 26 可以被构造成本身是锥形。

[0062] 除了螺纹 30 之外或对于螺纹 30 可选地,植入体 20 的外表面 28 可以设置有被构造成促进骨结合和 / 或软组织健康的各种其它表面部件。例如,可以通过以多个不同的方式(例如,通过酸腐蚀 / 喷砂处理 / 和 / 或机械加工)使植入体主体 26 变粗糙而增加外表面 28 的表面面积。外表面 28 还可以涂布有被构造成促进骨结合的物质(例如,生长因子、骨形态发生蛋白(BMP))。在一些实施例中,涂布可以使植入体主体 26 的表面面积减少或增加。诸如磷酸三钙(TCP)和羟磷灰石(HA)的磷酸钙陶瓷是可以通过改变外表面 28 的化学性质而增强骨结合的材料示例。在其它实施例中,外表面 28 可以包括例如被构造成促进骨结合并可以单独使用或与上述打磨和 / 或涂布结合的螺纹、微螺纹、压痕、和 / 或沟槽的宏观结构。在一个实施例中,外表面 28 包括诸如在低测微计范围内具有开孔的高度结晶和磷酸盐富集的二氧化钛微观结构表面的微观结构表面。这种示例表面由 Nobel Biocare AB™ 出售,注册商标为 TiUnite™。在另一个实施例中,这对于可以涂布有多孔锆以提供微观结构表面的锆陶瓷体尤其有利。在另一个实施例中,微观结构表面可以涂布有被构造成促进骨结合的物质(例如,BMP)。

[0063] 具体参照图 1B-1C,图示的连接部 18a 包括植入体 20 的顶部表面 21,所述顶部表面由植入体 20 的近端 22 限定。在图示的实施例中,顶部表面 21 包括基本上垂直于植入体 20 的纵向轴线 L 延伸的大致平坦或成平的表面。削边 23 可以在植入体 20 的顶部表面 21 与植入体 20 的主体 26 的外表面 28 之间延伸,并具有界面和内齿窝 66,该界面在削边 23 与顶部表面 21 之间限定顶部表面 21 的外周边,该内齿窝限定顶部表面 21 的内周边。在一个布置中,植入体 20 的外表面 28 具有被构造成促进如上所述的骨结合和 / 或软组织成一体的部件(例如,富集二氧化钛的表面)。在这样的实施例中,被构造成促进骨结合和 / 或软组织的部件还可以延伸到顶部表面 21 上,而在另一个实施例中,部件可以大致遮盖植入体 20 的整个顶部表面 21。然而,在其它实施例中,在不需要任何另外的部件的情况下可以形成顶部表面 21 以促进与如下所述的其它部件进行配合和密封。

[0064] 如图 1B-1D 中所示,内部或开口齿窝 66 具有在植入体 20 的顶部表面 21 内的开口端。在图示的布置中,齿窝 66 包括大致圆锥形或锥形部 68,所述大致圆锥形或锥形部 68 位于互锁凹部 74 的上方,所述互锁凹部又位于齿窝 66 的螺纹部 70 的上方。

[0065] 具体地参照图 1C,锥形部 68 具有由锥形侧壁或表面 80 限定的大致圆锥形形状,所述锥形侧壁或表面相对于植入体 20 的纵向轴线 L 向内渐缩。在图示的实施例中,互锁凹部 74 又由多个相互连接的大致平直侧壁 79 顺序限定,所述大致平直侧壁形成具有六边形横截面形状的大致六边形凹部。平直侧 79 可以通过圆角 78 相互连接(见图 1D)。如下所述,互锁凹部 74 提供抑制植入体 20 与配合部件之间的旋转的和 / 或为植入体 20 提供分度

功能的表面 79。预期的是在修改的实施例中,互锁凹部 74 可以具有例如方形、八边形和 / 凸起部或凹部的各种组合的其它结构。

[0066] 具体地参照图 1C 和 1D,在图示的布置中,圆锥形部分 68 的大致圆锥形形状和互锁凹部 74 的大致六边形形状可以使拐角 78 和互锁凹部 74 的侧壁的一部分 70 延伸到圆锥形部分 68 的侧壁 80 的主要部分内。即,在图示的实施例中,与平直侧 79 距离互锁凹部 74 的拐角 78 的部分相比较,拐角 78 和与拐角 78 相邻的侧壁 79 的一定部分将进一步延伸到圆锥形部分 68 内。因此,互锁凹部 74 的平直侧 79 可以被构造成沿着圆锥形部分 68 的至少一部分向上延伸。在图 1C 图示的实施例中,平直侧 79 和拐角 78 可以近似延伸到圆锥形部分 68 的中点。在一个实施例中,可以通过利用加工工具连续形成圆锥形部分然后形成互锁凹部 74 (或反之亦然) 而形成互锁凹部 74 与圆锥形部分 68 之间的界面。图示的布置的优点在于所述布置在齿窝 66 的两个部分之间产生平稳过渡,从而减小应力集中和上升器 (riser)。在以下说明中,圆锥形部分 68 的包括互锁凹部 74 的部件的一部分将被称为过渡区 71。

[0067] 如图 1C 中最清楚地所示,互锁凹部 74 的下方可以是副室 77,所述副室位于螺纹室 70 的上方并由大致圆柱形侧壁 84 限定。在图示的实施例中,副室 77 具有大致圆形横截面,所述大致圆形横截面具有可以比螺纹室 70 的最大长度稍微大的直径。此外,与互锁凹部 74 或螺纹室 70 相比较,副室 77 优选地相对较短。副室 77 可以用于与工具连接,并且在以下进行更详细的说明。副室 77 还可以用于提供螺纹部分 70 与互锁凹部 74 之间的过渡,这可以帮助齿窝 66 的有效加工。在其它实施例中,可以省略掉副室 77。

[0068] 继续参照图 1B-1D,互锁凹部 74 的拐角 78 优选地被倒圆角,以有助于利用加工工具加工齿窝 66。因此,在一些实施例中,互锁部 75 的形状可以被构造成使得可以通过圆柱形铣刀钻头的端部容易地切割所述互锁部。然而,互锁部 75 的形状在其它实施例中可以包括方形拐角。此外,如上所述,可以将互锁凹部 74 的形状修改成诸如方形形状、八边形形状或三角形形状或所述方形形状、八边形形状或三角形形状的组合的其它多边形形状。

[0069] 连接部 18a 被有利地构造成提供增强的连接界面并且提供柔性,使得植入体 20 可以与多种类型的部件配合。具体地,如上所述,圆锥形部分 68 包括侧壁 80,所述侧壁相对于植入体 20 的纵向轴线 L 向内渐缩,从而为齿窝 66 提供较宽的起始开口 82。参照图 1C,圆锥形室 68 的特殊几何结构相对于纵向轴线 L 限定圆锥半角  $\alpha$ 。在一个实施例中,圆锥半角  $\alpha$  在大约 10 度与大约 20 度之间。即,内壁 80 与纵向中心线 L 之间的角度优选地在大约 10 度与大约 20 度之间。在一个实施例中,圆锥半角大约为 12 度。

[0070] 如下所述,圆锥形部分 68 有利地提供用于与配合部件的锥形部分相对应的锥形配合表面。依此方式,圆锥形部分 68 可以用于产生配合部件与牙齿植入体 20 之间的锥形配合或连接。锥形连接提供配合部件与牙齿植入体 20 之间的增强的密封,从而防止体内流体和细菌进入齿窝 66。此外,圆锥形部分还有利地在锥形连接的密封优点与不需要工具移除插入到圆锥形室 68 内的圆锥形配合部件的能力之间进行平衡。已经发现 12 度圆锥半角提供这些优点之间改进的平衡。

[0071] 图示的实施例的另一个优点是圆锥形部分 68 的长度 (d1) 与互锁凹部 74 的长度 (d2) 之间的比。参照图 1C,在图示的布置中,圆锥形部分 68 的长度与互锁室的长度的比大约为 1 : 1。在一个优选的实施例中,圆锥形部分 68 的深度 (d1) 最少为大约 1mm,而互锁

凹部 74 的深度 (d2) 最少为大约 1mm。如图 1C 中所示,圆锥形部分 68 的长度 (d1) 是沿垂直方向从植入体 20 的顶部表面 21 到圆锥形部分 68 的锥形表面 80 所结束的齿窝 66 的一部分测量的距离。因此,圆锥形部分 68 的长度 (d1) 包括上述过渡区 71。互锁凹部 74 的长度 (d2) 是沿垂直方向从圆锥形部分 68 的端部 (即,除过渡区 71 之外) 到互锁凹部 74 的端部测量的。圆锥形部分 68 的长度与互锁凹部 74 的深度和长度的比有利地结合足够长的锥形连接的优点,以提供与足够长的互锁凹部 74 的有效密封,使得当将植入体推到病人体内时可以将充足的驱动转矩传递给植入体 20。

[0072] 此外,如上所述,在图示的实施例中,植入体 20 的主体 26 渐缩并且包括螺纹 30。继续参照图 1C,在图示的实施例中,互锁区 74 位于植入体主体 26 的大致圆柱形套环 9 的下方 (即,相对于植入体 20 的纵向轴线 L),并且螺纹 30 在互锁凹部 74 的端部上方 (还是相对于纵向轴线 L) 延伸。锥形主体 26 与深螺纹 30 的结合减少在植入体 20 的近端处所用的材料量。上述布置有利地提供由圆锥形部分 68 和互锁凹部 74 形成密封表面,所述密封表面具有充足的壁厚,以保持主体 26 的结构整体性。此外,如下所述,齿窝 66 还被构造成在顶部表面 21 处提供支撑另外的部件的充足区域。

[0073] 图示的实施例的又一个优点是植入体 20 的大致平坦顶部表面 21 的面积或厚度。如下详细所述,植入体 20 的顶部表面 21 可以有利地提供支撑植入体 20 的顶部表面 21 上的一些牙齿修复部的表面。另外地或者可选地,顶部表面 21 可以用于支撑绕过互锁凹部 74 的部件。因此,在一个实施例中,当在顶部表面 21 的外周边与内周边之间测量植入体 20 的顶部表面 21 时,所述顶部表面至少具有大于至少 0.2mm 的厚度,而在另一个实施例中,所述厚度大于大约 0.25mm。在一个实施例中,顶部表面 21 的厚度大约为 0.25mm。

[0074] 图 2A-2C 说明了包括连接部 18b 的邻接部 100 的实施例,所述连接部被构造成与上述牙齿植入体 20 的连接部 18a 配合。如下所述,邻接部 100 可以被形成为各种牙齿部件,仅举几个例子,如修复帽、印模顶盖、临时修复邻接部或最终邻接部。图示的邻接部 100 被构造成作用于单个牙齿修复部 (例如,齿冠) 的支撑件。邻接部 100 优选地由齿级钛制成;然而,也可以使用诸如各种类型的陶瓷的其它适当的材料。在其它实施例中,例如可以使用齿级钛和陶瓷的组材料。

[0075] 参照图 2A 和 2C,在图示的实施例中,邻接部 100 可以包括上部 102,所述上部可以被构造成容纳单个牙齿修复部 (未示出)。上部 102 与连接部 18b 之间是腰部 101,所述腰部包括大致向外减缩的侧壁 107 和大致垂直延伸边缘 109。如图 2A 和 2B 中所示,侧壁 107 和边缘 109 可以具有被构造成基本上与病人的牙龈组织和 / 或最终修复部的组织部件匹配的形状。因此,侧壁 107 和边缘 109 可以具有不对称的横截面 (见图 2B) 和 / 或变化的高度 (见图 2A)。

[0076] 连接部 18b 又可以包括大致邻接腰部 101 的圆锥形区域 104 和大致位于邻接部 100 的远端处的互锁部 106。图示实施例的互锁部 106 优选地包括可以对应于牙齿植入体 20 的互锁凹部 74 和 / 或尺寸被形成为在牙齿植入体 20 的互锁凹部 74 内配合的形状,所述牙齿植入体的形状如图 1B 中最清楚地所示。例如,在图示的实施例中,互锁部 106 具有可以与图示实施例的植入体 20 的互锁凹部 74 的形状相对应的六边形形状。然而,与植入体 20 的互锁凹部 74 一样,互锁部 106 可以以如下所述的多边形或其它形状的任何各种形状构造而成。

[0077] 继续参照图 2A-2C, 邻接部 100 的圆锥形区域 104 可以被构造成插入到牙齿植入体 20 的圆锥形部分 68 内以形成锥形配合。因此, 与植入体 20 的圆锥形部分 68 一样, 邻接部 100 的圆锥形区域 104 包括圆锥形形状, 所述圆锥形形状包括相对于邻接部的纵向轴线 L2 的半角  $\beta$  (见图 2C)。半角  $\beta$  可以在大约 10 度与 20 度之间, 并且在一个实施例中大约为 12 度。通常, 当在植入体 20 的圆锥形部分 68 与邻接部 100 的圆锥形区域 104 之间期望密封装置时, 半角  $\alpha$  和  $\beta$  基本相同。

[0078] 参照图 2A 和 2C, 倒圆角的腰部或狭窄部 111 可以形成在邻接部 100 的圆锥形区域 104 与互锁部 106 之间。狭窄部 111 可以有助于利用加工工具加工邻接部 100。在其它实施例中, 可以省略狭窄部 111。

[0079] 如图 2C 中所示, 邻接部 100 可以包括内孔 110。内孔 110 可以延伸通过邻接部 100 的中心, 并且可以与邻接部 100 的纵向中心线 L2 近似同轴对齐。内孔 110 可以被分成第一区域和第二区域 112、114。在一些实施例中, 第一区域 112 可以包括比第二区域 114 的直径稍大的直径。在这种实施例中, 底座 116 可以形成在第一区域与第二区域 112、114 之间。如以下更详细地说明, 此底座 116 可以支撑连接构件 200 (见图 5A 和 5B)。此外, 第二区域 114 可以形成为包括内捕获螺纹 (capture thread) 118, 所述内捕获螺纹被构造成与连接构件 200 连接。

[0080] 如上所述, 植入体 20 的互锁部 106 和相对应的互锁凹部 74 可以以各种不同的方式被构造而成。例如, 图 3A 和 3B 说明了互锁部 106' 具有带有四个平直侧和圆形边的大致正方形形状的实施例。植入体 (未示出) 的互锁凹部 74 可以具有用于容纳邻接部 100' 的互锁部 106' 的相对应的类似形状。图 4A 和 4B 说明了邻接部 100'' 的另一个实施例, 其中互锁部 106'' 具有包括八个平直侧的八边形形状。在一个实施例中, 图 4A 和 4B 的邻接部 100'' 可以被构造成与植入体 (未示出) 的相应成形的八边形形状的互锁部配合。在另一个实施例中, 邻接部 100'' 可以被构造成与如参照图 3A 和 3B 所述的被成形为方形形状的互锁部配合。这种布置可以提供的另外的优点在于提供了邻接部 100'' 相对于牙齿植入体 20 的另外的旋转位置。即, 当连接部 18b 插入到牙齿植入体 20 的连接部 18a 内时, 互锁部 106 的多边形形状 (例如, 八边形形状) 允许邻接部 100 相对于具有方形互锁部的牙齿植入体 20 具有八种可能的旋转位置。这可以允许当与牙齿植入体 20 安装在一起时邻接部 100 的相对旋转位置转动到期望的位置。相同的原理可以通过提供具有例如十条边的互锁区而扩展到图 1A-2C 的六边形互锁凹部 74 和互锁部 106。

[0081] 图 5A 和 5B 说明了连接螺钉 200 的实施例, 所述连接螺钉可以用于将邻接部 100 机械地连接到植入体 20。虽然可以使用诸如各种其它金属或陶瓷的其它适当的材料, 但是连接螺钉 200 可以由齿级钛合金制成。连接螺钉 200 的尺寸可以被形成和成形为延伸通过邻接部 100 的内孔 110 并延伸到植入体 20 的齿窝 66 内。连接螺钉 200 可以包括外螺纹下区域 202, 所述外螺纹下区域可以接合邻接部 100 的内捕获螺纹 118, 并且可以接合植入体 20 的螺纹室 70。连接螺钉 200 的螺纹 204 可以接合捕获螺纹 118, 使得当邻接部 100 移动并被提升到病人的口内时, 连接螺钉 200 没有被分离。

[0082] 连接螺钉 200 还优选地包括凹部 206, 所述凹部用于容纳相应成形的工具, 以有助于安装连接螺钉 200 和从植入体 20 除去连接螺钉 200。凹部 206 可以位于螺钉 200 的顶部表面 208 上。在图示的实施例中, 凹部 206 具有被被构造成容纳由 Nobel Biocare™ 提供的

Unigrip<sup>®</sup>旋转工具的形状。在其它实施例中,凹部 208 可以具有例如被构造成允许插入诸如传统的Allen<sup>®</sup>扳手以安装连接螺钉 200 或从植入体 20 移除连接螺钉 200 的六边形的不同形状。

[0083] 图 6 显示了其中邻接部 100 已经通过连接件 18 利用连接螺钉 200 连接到牙齿植入体 20 的实施例。如图所示,邻接部 100 的互锁部 106 优选地与牙齿植入体 20 的互锁凹部 74 对齐,并插入到牙齿植入体 20 的互锁凹部 74 内。此外,邻接部 100 的圆锥形区域 104 优选地插入到牙齿植入体 20 的圆锥形部分 68 内,以在邻接部 100 与植入体 20 之间形成密封配合连接或锥形配合连接。邻接部 100 可以插入到牙齿植入体 20 的齿窝 66 内,使得互锁部 106 的下端 108 与互锁凹部 74 的下端 75 接触。当在此应用中使用,密封配合或锥形配合表示接触植入体 20 的圆锥形部分 68 的锥形表面与邻接部 100 的圆锥形区域 104 或其它配合部件之间的界面。如本领域所公知的,锥形表面之间的锥形配合可以提供配合部件之间强而又有效的密封,所述密封可以防止或基本上抑制组织和 / 或流体在配合部件之间的界面与齿窝 66 之间的移动并进入到齿窝 66 内。虽然图示的实施例显示具有大致圆形横截面的圆锥形部件,但是应该认识的是在修改的实施例中,锥形表面可以由诸如具有锥形平直侧的多边形、椭圆形、和 / 或复杂形状的非圆形截面结构提供。

[0084] 继续参照图 6,连接螺钉 200 的下螺纹区 202 可以与牙齿植入体 20 的螺纹室 70 接合。连接螺钉 200 的底座 210 还可以邻接邻接部 100 的底座 116。因此,连接螺钉 200 与邻接部 100 以及牙齿植入体 20 的这种接合可以将邻接部 100 固定到牙齿植入体 20。

[0085] 如上所述,邻接部 100 部件与牙齿植入体 20 之间的锥形配合或连接有利地提供邻接部 100 与牙齿植入体 20 之间的增强密封,从而防止体内流体和细菌进入齿窝 66 内。此外,圆锥形部分 68 的深度和长度与互锁凹部 74 的深度和长度之间的比有利地结合与足够长的互锁凹部 74 的锥形连接以充分地抑制配合部件的旋转的优点。

[0086] 图示的实施例的另一个优点在于邻接部 100 没有位于植入体 20 的顶部表面 21 上。相反,锥形腰部 101 从顶部表面 21 与齿窝 66 的开口之间的界面延伸。这种布置有利地将植入体平台的宽度(即,在大致垂直于植入体 20 的纵向轴线的方向上)从顶部表面 21 的周长减少到邻接部 100 从齿窝 66 出现的部分。由图 6 中的箭头 N-N 表示的尺寸的这种减少形成植入体 20 和邻接部 100 组合的结构中的腰部或狭窄部,所述腰部或狭窄部具有近似等于植入体的顶部表面 21 的宽度的最大宽度(当沿着垂直于植入体 20 的纵向轴线的方向测量时)。腰部可以增加植入体和邻接部连接周围的软组织的体积和供应给软组织的血液,从而促进牙龈健康和美丽。

[0087] 图 7A 显示了可以用于将牙齿植入体 20 推到病人体内的牙齿工具 300。牙齿工具 300 可以包括柄部 302,在一些实施例中,所示柄部连接到旋转机械(未示出)。驱动部 304 可以形成在工具 300 的前端处,并且可以包括被构造成与植入体 20 的互锁凹部 74 配合的多边形形状横截面。在图 7 中所示的具体实施例中,驱动部 304 具有六边形形状。在被构造成与图 1A-1D 的植入体配合的另一个实施例中,驱动部 304 可以被构造成具有方形形状(未示出)。然而,驱动部 304 可以具有各种其它形状,并且可以被构造成通过互锁凹部 74 将扭矩传递给植入体 20。

[0088] 继续参照图 7A 中所示的工具 300 的实施例,圆柱形部分 306 可以在多边形形状部分 304 的下方形成。如图 7B 中所示,圆柱形表面 306 优选地朝向牙齿工具 300 的前端渐

缩,并且被构造成插入到牙齿植入体 20 的副室 77 内。当牙齿工具 300 插入到牙齿植入体 20 内时,部分 306 优选地楔入到副室 77 内,从而生产磨擦配合,使得植入体 20 可以被提起并且由牙齿工具 300 支承。即,牙齿工具 300 可以简单牢固地插入到牙齿植入体 20 内,以在牙齿工具 300 与植入体 20 之间产生摩擦接合,从而暂时地连接牙齿工具 300 和牙齿植入体 20。因此,牙齿工具 300 可以用于提起牙齿植入体 20 并将牙齿植入体 20 放置到期望的位置。

[0089] 继续参照图 7A 和图 7B,工具 300 还优选地包括螺纹导向部 308,所述螺纹导向部的横截面优选地是圆形,并且被构造成将被插入到牙齿植入体 20 的螺纹室 70 内。螺纹导向部 308 的直径优选地小于由螺纹室 70 的螺纹限定的最小直径。工具 300 还可以包括手动工具接合部分 305,所述手动工具接合部分沿着轴 302 定位,并且被构造成接合手动扭矩施加工具(例如,扳手)。

[0090] 图 7C 是上述工具 300 的修改实施例的远端。在此实施例中,工具 300 包括驱动部 304 和柄部 302、如上所述的螺纹导向部 308 和工具接合部分 305。然而,在此实施例中,圆柱形表面 306 被夹紧接合构件 310 代替,所述夹紧接合构件包括位于导向部分 308 上的环形脊 312。弹性夹具或环(见图 7D)可以位于脊 312 与驱动部 304 之间。在一个实施例中,夹具 316 由聚酮(例如,PEEK)或另一种弹性材料制成。一旦位于适当位置,夹具 316 可以具有比脊 312 稍微大的直径。依此方式,夹具可以位于副室 77 内以形成允许工具 300 夹紧和保持植入体 20 的重量的弹性配合。

[0091] 如上所述,与植入体 20 一起构造而成的部件可以以各种方式构造而成。例如,图 8A 和 8B 显示了两个不同实施例的邻接部 400、400',所述邻接部被构造成与上述植入体 20 配合,并且绕过与植入体 20 的互锁凹部 74 的连接。图 8A 和 8B 的邻接部 400、400' 被定义为“修复”邻接部,所述“修复”邻接部可以在植入体 20 初始植入到病人的牙槽骨内之后使用。在这种情况下,可以有利地避免使植入体 20 承载有应力和其它力,同时植入体 20 与牙槽骨进行骨结合,以与植入体 20 一起形成紧密结合和/或形成包围植入体 20 的软组织的轮廓。

[0092] 在图 8A 所示的实施例中,邻接部 400 可以包括螺纹部分 402,所述螺纹部分被构造成与植入体 20 的螺纹室 70 配合。邻接部 400 还可以包括中间部分 404。中间部分 404 可以具有被构造成配合在植入体 20 的圆锥形部分 68 内的大致圆锥形和/或锥形形状。然而,中间部分 404 的尺寸被优选地构造成使得所述中间部分的尺寸小于圆锥形部分 68,并且当螺纹部分 402 接合螺纹室 70 时不以锥形配合的方式接合圆锥形部分 68。中间部分 404 可以有助于当邻接部 400 容纳在植入体 20 时使所述邻接部大致位于中心处。如下所述,邻接部 400 的顶盖 410 可以接合植入体的顶部表面 21。因此,邻接部 400 可以接合植入体 20 的顶部表面 21,同时绕过与圆锥形部分 68 的锥形配合以及同时绕过植入体 20 的互锁凹部 74。因此,中间部分 404 大致被构造成提供邻接部 400 与圆锥形部分 68 之间的“滑动配合”。如这里所使用的,滑动配合表示部件之间的关系,在所述关系中,圆锥形部分 68 抑制中间部分 404 的移动,但是仍然提供间隙使得在两个部件之间没有形成密封。因此,在其它实施例中,中间部分 404 可以具有非圆形横截面和/或可以具有锥形、圆柱形或大致非垂直侧壁。在修改的实施例中,邻接部 400 可以被构造成接合互锁凹部 74,并且在这种实施例中,邻接部 400 可以通过连接螺钉(未示出)连接到植入体 20。

[0093] 如图 8A 中所示,邻接部 400 可以包括限定顶部高度 412 的遮盖部 410。顶部高度 412 可以被限定为当邻接部 400 完全位于或容纳在植入体 20 的容纳室 68 内时从植入体 20 的近端到邻接部 400 的顶端 414 的距离。在图示的实施例中,当这样的实施例位于植入体 20 的容纳室 68 内时,所考虑的是遮盖部 410 可以是邻接部 400 的仅仅从植入体 20 突出的一部分。在这点上,遮盖部 410 可以被构造成用作临时修复体,所述临时修复体遮盖并保护植入体 20 的内部,而骨和植入体 20 在初始植入之后被固定。因此,遮盖部 410 可以成形为遮盖容纳室 68 的整个开口。例如,遮盖部 410 可以是大致圆柱形,并且具有与植入体 20 的前端的形状基本上匹配的大致圆形横截面。遮盖部 410 可以被构造成靠在植入体 20 的顶部上,或者可以部分地嵌入容纳室 68 内。在图示的实施例中,遮盖部 410 被构造成遮盖和保护植入体 20 的整个顶部表面 21。当植入体 20 将被用于支撑将靠在诸如邻接部的植入体支撑桥接部的顶部表面 21 上时,因为邻接部 400 防止或抑制骨组织生长到植入体的顶部表面 21 上,因此这种邻接部是有利的。如由图 8A 中的虚线所示,可以增加高度 412,并且在一个实施例中,顶端可以被构造成延伸通过病人的软组织。在这种实施例中,邻接部 400 还可以用于引导组织生长。在图 8A 图示的实施例中,遮盖部 410 被构造成位于软组织的下面。当然,在其它实施例中还可以使用遮盖部 410 的其它高度。

[0094] 如图 8B 中所示,在另一个实施例中,邻接部 400' 可以包括螺纹部分 402'、中间部分 404' 和限定顶部高度 412' 的顶部部分 410',所述顶部高度是当位于植入体 20 内时从所述顶部部分的顶端 414' 到植入体 20 的近端测量的距离。与图 8A 的实施例一样,可以改变顶部高度 412'。在此实施例中,中间部分 404' 被构造成以密封配合或锥形配合的方式接合植入体 20 的圆锥形部分 68。因此,中间部分的角度可以类似于上述邻接部 100。此实施例的邻接部 400' 没有遮盖植入体 20 的顶部表面 21,但是以密封配合或锥形配合的方式接合圆锥形部分 68。可以改变高度 412'。在一个实施例中,高度 412' 可以足够高,使得邻接部 400' 延伸通过软组织,而在另一个实施例中,高度 412' 可以足够小,使得邻接部位于软组织的下方。图 8B 的邻接部 400' 在当植入体 20 将被用于与邻接部 100 结合和/或用于支撑单个修复部时的应用中尤其有用。在修改的实施例中,邻接部 400' 可以被构造成接合互锁凹部 74,并且在这种实施例中,邻接部 400' 可以通过连接螺钉(未示出)连接到植入体 20。

[0095] 虽然未示出,但是应该理解的是图 8A 和 8B 的邻接部的顶部表面可以设置有助于与扭矩施加工具配合的凹部(或突起部)。例如,在一个实施例中,邻接部 400、400' 包括具有被构造成容纳由 Nobel Biocare™ 提供的 Unigrip® 旋转工具的形状的凹部。此凹部可以类似于以上图 5A-5B 中所示的连接螺钉 200 的实施例中所示的凹部 206 而形成。

[0096] 图 9 是可以插入到如图 1A-1D 中所示的植入体的邻接部 450 的另一个实施例的侧视图。图 9 中所示的邻接部 450 可以被构造成与其它类型的部件一起使用,并且具体地,可以与以下所述的临时顶盖、修复帽、和/或印模顶盖一起使用。这些部件和其它部件在 2003 年 12 月 30 日提出申请的、代理人案号为 NOBELB. 163A、题为“DENTAL implant SYSTEM”的申请人共同未决的申请序列为第 10/748,869 号(美国出版物 No. 2004-0241610)中说明,该专利的内容通过引用在此全文并入。

[0097] 图 9 中所示的邻接部 450 的实施例包括上区域 452、大致位于邻接部 450 的远端处的互锁部分 454、和基本上邻接腰部 458 的圆锥形区域 456。上区域 452 的尺寸被形成并被

构造成与各种部件中的一个配合。这些部件可以包括例如图 10A-12B 中所示的部件。图示实施例的互锁部分 454 优选地包括对应于牙齿植入体 20 的互锁凹部 74 和 / 或尺寸被形成配合在牙齿植入体 20 的互锁凹部 74 内的形状,所述牙齿植入体的形状如图 1B 中最清楚地所示。例如,在图示的实施例中,互锁部分 454 具有与植入体 20 的互锁凹部 74 的图示实施例的形状相对应的六边形形状。然而,与植入体 20 的互锁凹部 74 一样,互锁部分 54 可以以这里所述的多边形或其它形状的任何各种形状构造而成。此外,如上相对于图 2A-C 的邻接部 100 所述,邻接部 450 的圆锥形区域 456 可以被构造插入到牙齿植入体 20 的圆锥形部分 68 内,以形成锥形配合。因此。与植入体 20 的圆锥形部分 68 一样,邻接部 450 的圆锥形区域 456 可以包括可以以各种方式构造而成的圆锥形形状,所述圆锥形形状包括半角度。

[0098] 如图 9 中所示,邻接部 450 可以具有开口到邻接部 450 的顶部表面 462 内的开口齿窝 460。开口齿窝 460 包括内表面 464,所述内表面可以包括如下所述的环形槽 466,所述环形槽可以用于接合配合部件的卡扣元件。

[0099] 图 10A 和 10B 分别是临时顶盖 500 的实施例的侧视图和横截面图,所述临时顶盖可以配合到图 9 中所示的邻接部 450 上。如在上述共同未决的申请序号第 101748,869 号中详细所述,临时顶盖 500 或修复帽可以有助于控制植入体位置周围的病人的牙龈的愈合和生长。因此,顶盖 500 的图示实施例可以用于与上述牙齿植入体 20 和邻接部 450 结合。顶盖 500 可以包括由诸如聚酯或尼龙的合成聚合物制成的主体 502。然而,应该认识的是还可以使用其它适当的材料。顶盖 500 可以具有外表面 514,所述外表面优选地为白色或接近自然的牙齿颜色,使得所述外表面具有当被放置在病人的口内时自然的外形。

[0100] 顶盖 500 可以至少部分是中空的,并且包括限定内部空腔 504 的内表面 506。内部空腔 504 的大小和尺寸可以被形成使得顶盖 500 配合在邻接部 450 的上区域 452 上。内表面 506 可以包括用于限制顶盖 500 到邻接部 450 上的前进的止动部 512,例如,大小和尺寸被形成为靠在邻接部 450 的凸缘部分或腰部 458 上的基部表面。在一些实施例中,顶盖 500 可以被构造成卡扣配合到邻接部 450 上,而在其它实施例中,顶盖 470 可以被构造使得所述顶盖可以通过可以插入通过顶盖 470 内的孔口的帽螺钉而固定到邻接部 450。内表面 506 可以包括与邻接部 450 配合的防旋转部件 510。通过给定本公开,本领域的技术人员可以形成其它部件和实施例。

[0101] 图 11A 和 11B 是可以连接到图 9 的邻接部 450 的临时修复帽 550 的侧视图和横截面图。可以在美国专利出版物 No. 2006-0228672 中得到修复帽的另外的细节,该美国专利出版物 No. 2006-0228672 是 2006 年 3 月 16 日提出申请的美国专利申请 No. 111377,259,该专利通过引用在此全文并入。修复帽 550 可以包括内空腔 551,所述内空腔限定内表面 552,使得修复帽 550 可以安装在上述邻接部 450 上。从内空腔 551 的顶部表面 553 下来的可以是卡扣元件 554,所述卡扣元件包括被构造以卡扣配合的方式接合邻接部 450 的沟槽 466 的一个或多个可偏转叉形物 556。卡扣元件另外的细节和修改实施例将在以下参照图 12A 和 12B 的部件进行说明。

[0102] 以下参照图 12A 和 12B,示出了印模顶盖或帽 120 的实施例的侧视图和横截面图,所述印模顶盖或帽可以安装到图 9 所示的邻接部 450 上。如通过引用在此全文并入的美国专利出版物 No. 2006-0228672 中所述,印模帽 120 可以用于采取牙齿植入体 20 的印模。

[0103] 图示的印模帽 120 包括具有近端 124 和远端 126 的主体 122。主体 122 优选地由可模压塑料和 / 或例如聚碳酸酯的聚合物制成。主体 122 限定内表面 128, 所述内表面形成内空腔 130。内空腔 130 被构造使得印模帽 120 可以安装在邻接部 450 的上区域上。内表面 128 包括侧壁 134 和顶部 136。

[0104] 印模帽 120 优选地被构造成为接合邻接部 450。具体地, 印模帽包括互补的接合部件 132, 所述互补的接合部件可以被构造成为与邻接部 450 上的防旋转部件相对应。在图示的实施例中, 印模帽 120 以卡扣配合的方式接合邻接部 450, 所述卡扣配合通过提供具有多个弹性可偏转叉形物 150 的帽 120 来实现, 所述弹性可偏转叉形物具有被构造成为接合邻接部 450 的凹部 466 的突起部 152。当然, 如上所述, 本领域的技术人员将想到用于提供两个部件之间的卡扣配合的其它结构。例如, 帽 120 可以包括位于立柱上的凹部, 所述立柱被构造成为接合形成在邻接部 450 的齿窝 460 上的突起部。此外, 帽 120 可以被构造成为用于进行磨擦配合和 / 或干涉配合。

[0105] 印模帽 120 优选地包括一个或多个嵌入部件 160。嵌入部件 160 有助于夹紧印模帽 120 并将印模帽 120 保持在印模盘内。一个或多个嵌入部件优选地限定至少一个干涉表面 162, 所述至少一个干涉表面具有横向于印模的纵向轴线而被大致定位的表面。在图示的实施例中, 嵌入部件 160 包括一个或多个凸缘 166。在一些实施例中, 凸缘 (一个或多个) 166 可以包括多个通孔 168, 所述通孔延伸通过凸缘 166 的四个拐角。

[0106] 多个细长突起部 180 形成在侧壁上, 并且所述细长突起部的尺寸被形成为当印模帽 120 位于邻接部 450 上时接合邻接部 450 内的沟槽 466。因此, 突起部 180 和沟槽 51 配合以基本上防止印模帽 120 相对于邻接部 450 的旋转。

[0107] 印模帽 120 具有在近端 124 处的倾斜表面 182, 所述近端被构造成为当印模帽 120 位于植入体 10 上时邻接植入体 10 的张开部分 45。应该认识的是: 虽然植入体、邻接部、修复帽、和印模帽的图示实施例具有圆形横截面, 但是在修改的布置中, 这些部件中的一个或多个的横截面可以是非圆形的。

[0108] 图 13A 是邻接部 500 的另一个实施例的侧视图。邻接部 500 可以包括螺纹部分 502 和圆锥形部分 504。如以上相对于邻接部 400 的实施例所述, 邻接部 500 可以被构造成为使得螺纹部分 502 可以与植入体 20 的螺纹室 70 配合。邻接部 500 的圆锥形部分 504 可以被构造成为大致为圆锥形和 / 或锥形。在一些实施例中, 圆锥形部分 504 可以互补地成形为形成与齿窝 66 的圆锥形部分 68 锥形配合或密封配合。顶部部分 504 可以有助于当邻接部 500 容纳在植入体 20 内时邻接部 500 基本上位于中心。

[0109] 如图 13A 中所示, 邻接部 500 可以包括顶部表面 510, 所述顶部表面包括六边形突起部 511, 所述六边形突起部可以用于旋转邻接部 500, 使得螺纹部分 502 接合植入体 20。邻接部 500 提供“逐步减低”的部件和通过提供从植入体 20 的顶部表面出现并因此露出植入体 20 的顶部表面 21 的腰部的上述优点。图 13B 显示了如何将邻接部 500 位于植入体 20' 内, 并因此如何促进植入体 20' 之间的“逐步减低”的连接。如本领域所公知的, 各种螺钉和 / 或胶接剂所保持的修复部 (未示出) 或其它部件可以连接到邻接部 500 的顶部。因此, 邻接部 500 可以包括在邻接部 500 的顶部处开口的螺纹孔 (未示出)。

[0110] 图 14A-14C 显示了可以用于与植入体 20 结合的部件的另一个实施例。参照图 14A, 显示了安装在一组三个植入体 20 上的植入体支撑桥接部 600 的侧视立体图。桥接部 600

可以用于支撑一个或多个齿冠 601。应该认识的是在其它实施例中,桥接部 600 可以具有不同的形状和 / 或被构造成通过多于三个或少于三个植入体 20 支撑。此外,桥接部 600 和齿冠 601 可以具体地形成成为补充现有的病人牙齿结构的几何结构并且提供自然的外形。此外,可以预料的是,相对于桥接部 600 所述的部件可以延伸到植入体支撑假牙。桥接部 601 可以由如图所示的单个件或整体件形成或者可以由相互连接的多个件形成。在一些实施例中,桥接部 601 由钛、陶瓷(例如,氧化锆或氧化铝)或两种材料的结合制成。

[0111] 如图 14B 和 14C 中所示,桥接部 600 可以包括多个立柱 602,所述立柱每一个都与植入体 20 中的一个相对应。每一个立柱 602 可以限定大致平坦或平面的下表面 604,所述下表面被构造成邻接或靠在牙齿植入体 20 的顶部表面 21 上。中心立柱 606 从平面下表面 604 延伸,所述中心立柱基本上被构造成配合在植入体 20 的齿窝 66 的开口端内并至少部分地延伸到植入体 20 的圆锥形部分 68 内。中心立柱 606 可以具有如图 14C 中所示的锥形轮廓或者可以大致是圆柱形。优选地,中心立柱 606 与植入体的圆锥形部分 68 没有形成锥形配合,而是相反,中心立柱 606 被构造成形成滑动配合,从而提供定中心功能并且提供桥接部 600 与植入体 20 之间的横向稳定性。因为当试图将单个桥接部件连接到多个植入体时,此布置难以使用锥形连接,因此此布置是有利的。例如,与单个修复应用相比较,将多个立柱定位到锥形配件内所要求的精度明显更大。这是因为桥接部与植入体 20 的圆锥形部分 68 之间的不对准将在立柱的锥形表面与植入体 20 的圆锥形部分之间产生约束。然而,如上所述,植入体 20 的顶部表面 21 足够宽,使得所述顶部表面为桥接部 600 提供充分的支撑以将所述桥接部支撑在植入体 20 的顶部表面 21 并适应任何的不对准。如图 14C 中所示,在底部表面 604 邻接植入体 20 的顶部表面 21 时,连接螺钉 200 可以用于将桥接部 600 连接到植入体 20 。

[0112] 因此,图示的植入体 20 的优点在于植入体 20 可以与构造有锥形腰部 101 的邻接部 100 一起使用,所述锥形腰部从齿窝 66 出现,以如上所述增加软组织和供应给软组织的血液的体积。此外,相同的植入体结构还可以用于植入体支撑桥接部 601 或植入体支撑假牙。因此,一个植入体可以用作两个目的,从而减少部件的数量和库存量。

[0113] 根据另一个实施例,15A-15B 显示了植入体模型 700 的实施例。植入体模型 700 可以在用于生成植入系统的制备工作中使用。如图 15B 中所示,模型 700 可以被构造成包括与如上图 1A-1D 中所示的植入体 20 相同的内部几何结构。在这点上,模型 700 优选地在病人的牙槽骨的造型模拟中使用,以模拟使用并有助于植入系统的操纵。

[0114] 图 15A 显示出模型 700 可以包括外表面 702 并且可以具有上部 704 和下部 706。上部 704 可以被构造成包括如上所述的部件,具体地包括如在植入体 20 内所使用的内部几何结构。如图 15B 中所示,这种内部几何结构可以包括:内部齿窝 766;位于互锁凹部 774 上方的大致圆锥形或锥形部分 768,所述互锁凹部又位于齿窝 766 的螺纹部分 770 的上方;和位于螺纹室 770 的上方的副室 777。这些元件的具体特征在这里没有示出,但是替代地,所述具体特征可以相对于植入体 20 如上所述并入。因此,模型 700 可以提供与植入体 20 相同的特征和几何结构,但是可以被形成为嵌入到病人的口的模具或模型内。

[0115] 此外,如上所述,因为模型 700 可以用在病人的牙槽骨的造型模拟中,因此模型 700 的外表面 702 和下部 706 可以被构造成促进模型 700 与模具的连接和 / 或固定。例如,如图 15A 中所示,外表面 702 可以包括防旋转沟槽或平面部分 710。此外,下部 706 可以被

构造成包括基部 712, 所述基部从模型 700 以不同于模型 700 的其它部分的半径径向延伸。因此, 模型 700 可以沿期望固定的方位植入或浇注在模具内。通过给出本公开, 本领域的技术人员中的一个可以并入其它特征和修改。

[0116] 图 16A 是上部结构 800 的侧视立体图, 所述上部结构在一个实施例中可以用于生成桥接部 600 或植入体支撑假牙。如图所示, 上部结构可以包括第一拱形构件 802, 所述拱形构件包括一个或多个立柱 804, 所述一个或多个立柱被构造成与位于颚骨或颚骨的模型 / 重构内的植入体 20 相对应。如图 16B 中所示, 每一个立柱 804 都可以包括被构造成容纳顶盖 809 的开口 807。顶盖 809 (参见图 16C-16D) 可以包括定中心立柱 810, 所述定中心立柱被构造成配合在植入体 20 的齿窝 66 内, 并在不以锥形配合的方式接合齿窝的情况下提供定中心功能。延伸通过拱形构件 802 的开口 807 的顶盖 809 还包括底部表面 808, 所述底部表面被构造成邻接植入体 20 的顶部表面 21。顶盖 809 还包括从拱形构件 802 的顶部表面延伸的上部 814。连接螺钉 816 可以用于将上部结构 800 连接到植入体 20 和 / 或连接到植入体 20 的模型 700。

[0117] 在一个实施例中, 可以以各种方式使用上部结构 800 以生成植入体支撑桥接部 800 或假牙。例如, 上部结构 800 的形状可以扫描到计算机内并用于生成桥接部。依此方式, 可以通过使用扫描到计算机内的信息部分地重新生成顶盖的位置和方位。例如, 固体桥接部可以由此信息被加工而成和 / 或可以产生模具。在另一个实施例中, 可以建造上部结构 800, 然后将所述上部结构 800 用作模制过程的一部分以产生桥接部。在另一个实施例中, 上部结构 800 可以用作最终桥接部的一部分或桥接部形式的中间部件。

[0118] 图 17A-17C 显示了可以安装到植入体的顶部表面 21 上的邻接部 900 的实施例。如图所示, 在图示的布置中, 邻接部 900 可以包括具有近端 904 和远端 906 的大致圆柱形主体 902。梯级状内孔 908 可以延伸通过主体 902, 使得邻接部 900 可以通过连接构件 (未示出) 连接到植入体 20。邻接部 900 的远端 906 可以包括被构造成邻接并遮盖植入体 20 的顶部表面 21 的远端面对表面 910。锥形立柱 912 从远端面对表面 910 延伸, 所述锥形立柱被构造成插入到植入体 20 的齿窝 66 内。优选地, 立柱 912 具有被构造成使得立柱 912 不与植入体 20 的圆锥形部分 68 以锥形配合或密封配合的方式接合而是替代地形成滑动配合的尺寸和形状。依此方式, 邻接部 900 可以靠在植入体的顶部表面 21 上。在其它实施例中, 立柱 912 可以具有圆柱形形状。

[0119] 邻接部 900 由诸如黄金或陶瓷的齿级材料制成。在一个实施例中, 邻接部 900 的实施例由黄金制成, 并且多个邻接部 900 可以位于多个植入体 20 或模型 700 上。然后, 邻接部 900 可以通过焊接或以其它方式连接到邻接部的杆而连接在一起以形成上部结构。上部结构可以用作最终桥接部或假牙的一部分或可以用于形成最终桥接部或假牙的制造过程的一部分。

[0120] 虽然已经在一些优选的实施例和示例的范围内公开了本发明, 但是本领域的技术人员将理解的是本发明将具体公开的实施例延伸到其它可选的实施例和 / 或本发明的使用和本发明的明显修改以及等效物之外。此外, 虽然已经详细显示并说明了本发明的变化, 但是基于此公开, 在本发明的保护范围内的其它修改对本领域的技术人员是欣然可见的。还被构思的是可以进行实施例的具体特征和方面的不同组合或再组合并且所述不同组合或再组合仍然落入本发明的保护范围内。因此, 应该理解的是所述公开的实施例的各种特

征和方面可以彼此结合或相互代替,以执行被公开的本发明的变化模式。因此,目的是这里公开的本发明的保护范围不是由上述具体公开的实施例限定,而是应该通过对权利要求的清楚获悉来确定。

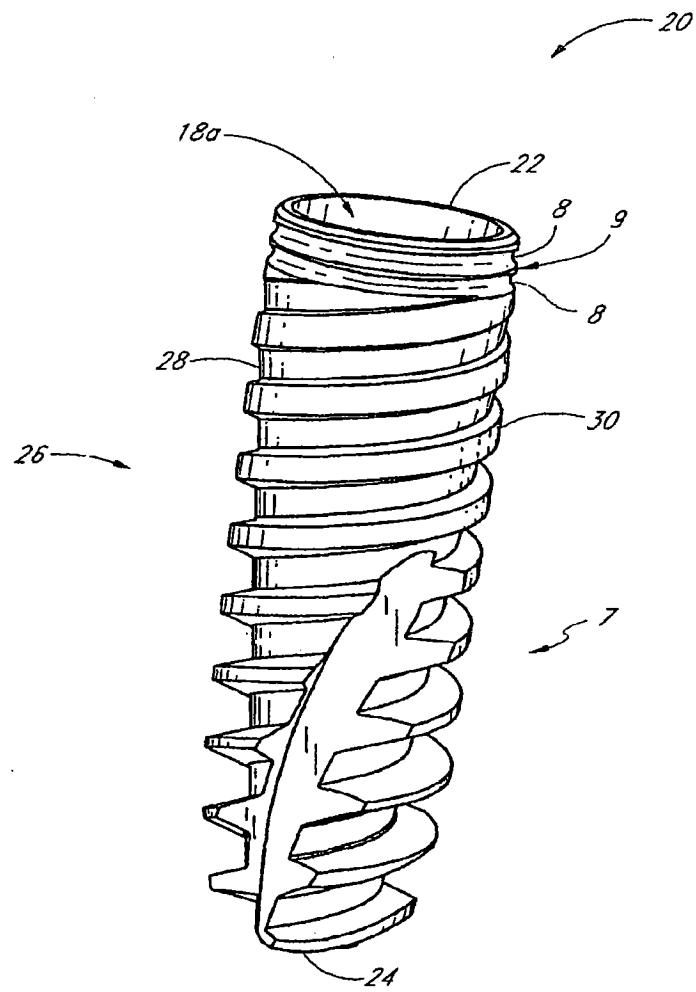


图 1A

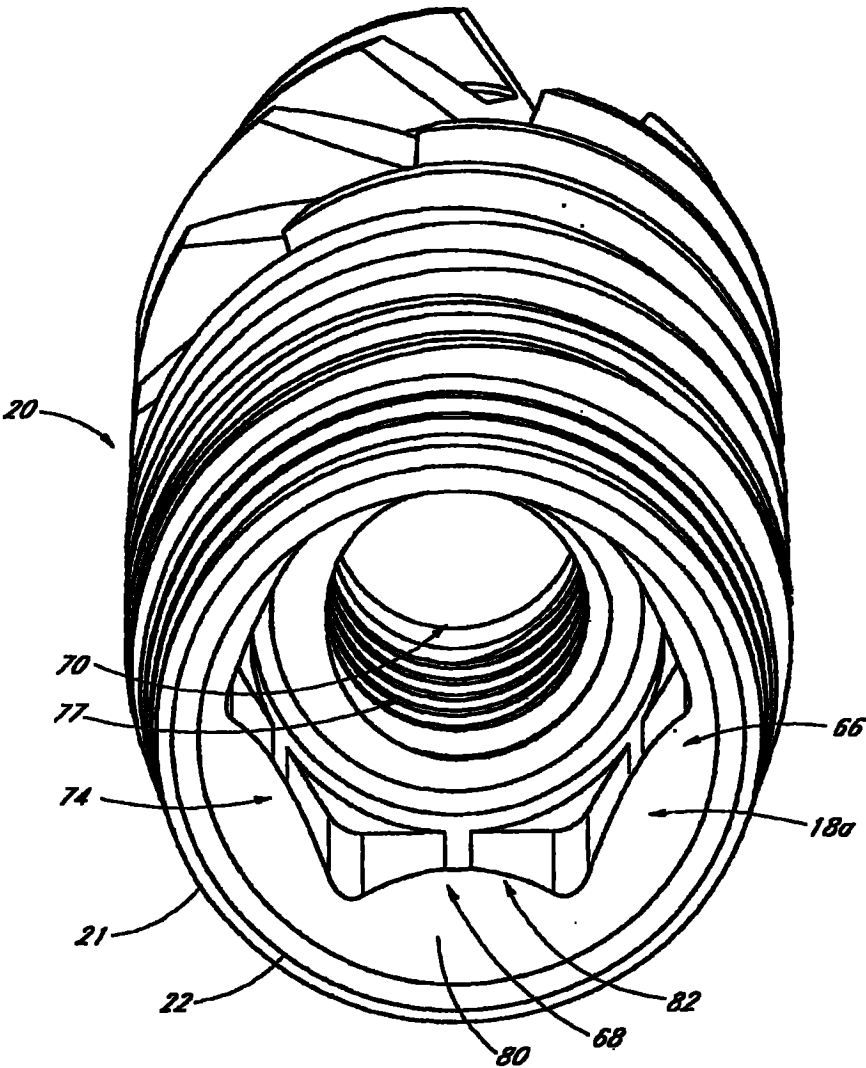


图 1B

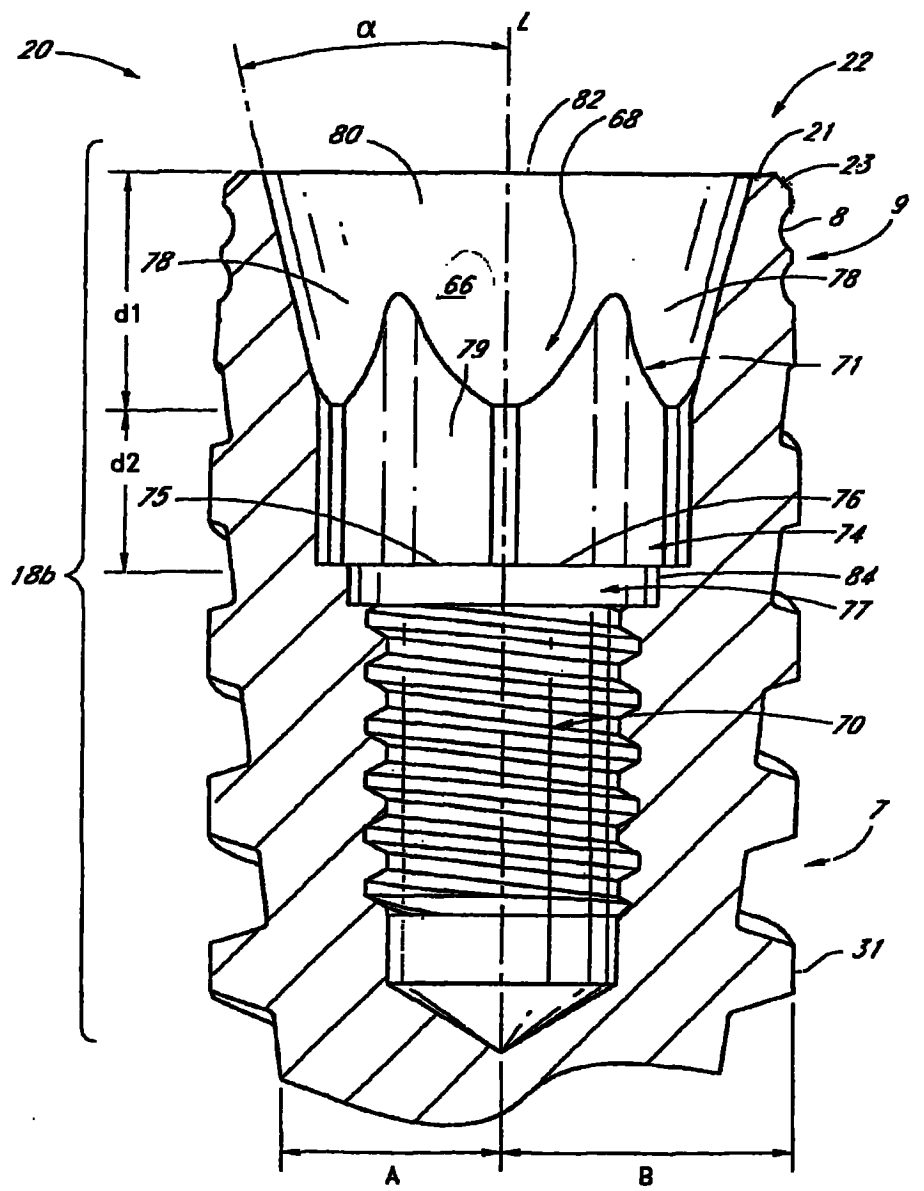


图 1C

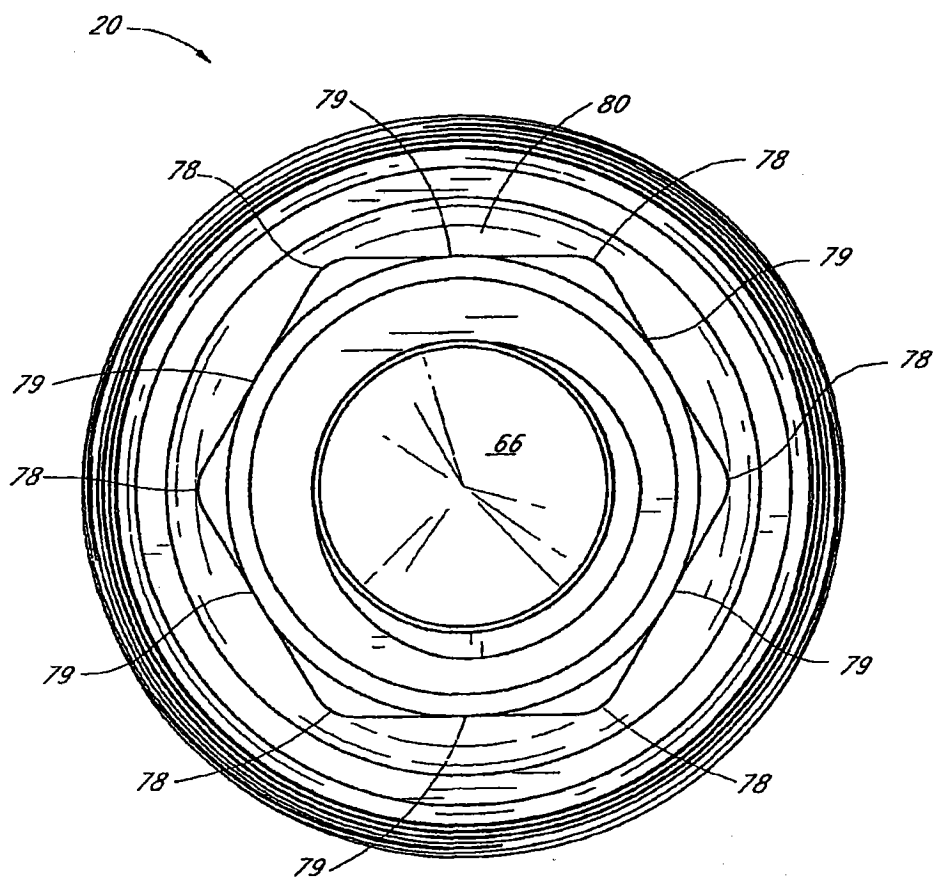


图 1D

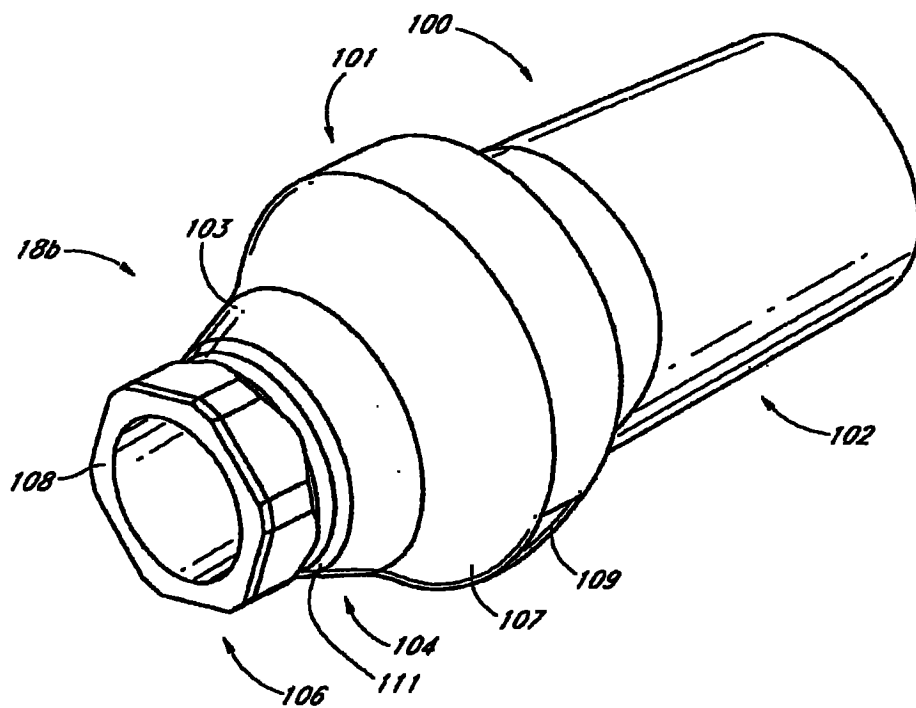


图 2A

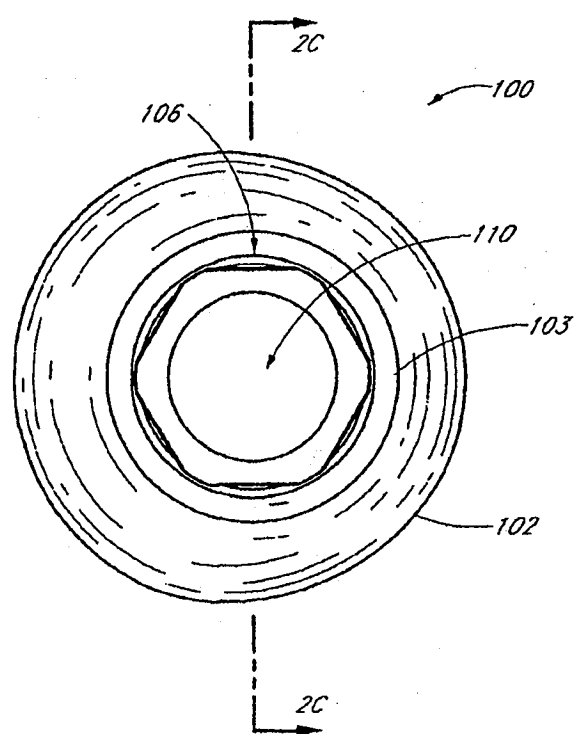


图 2B

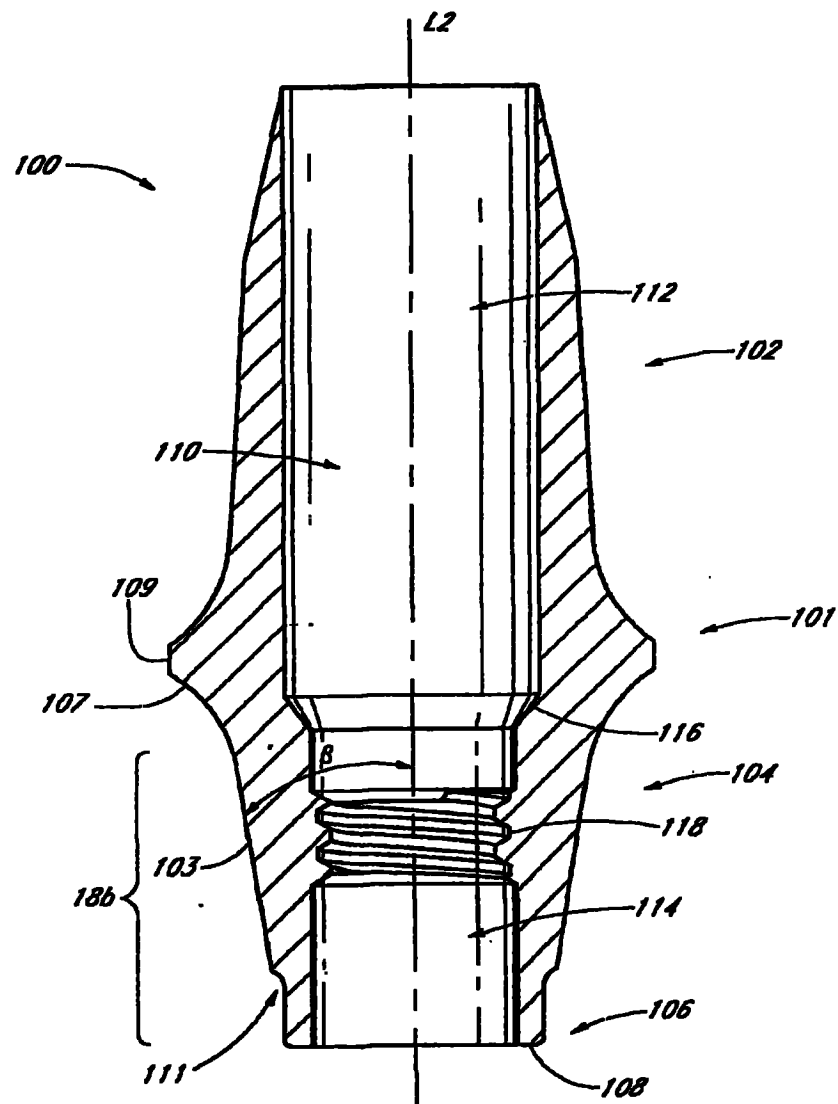


图 2C

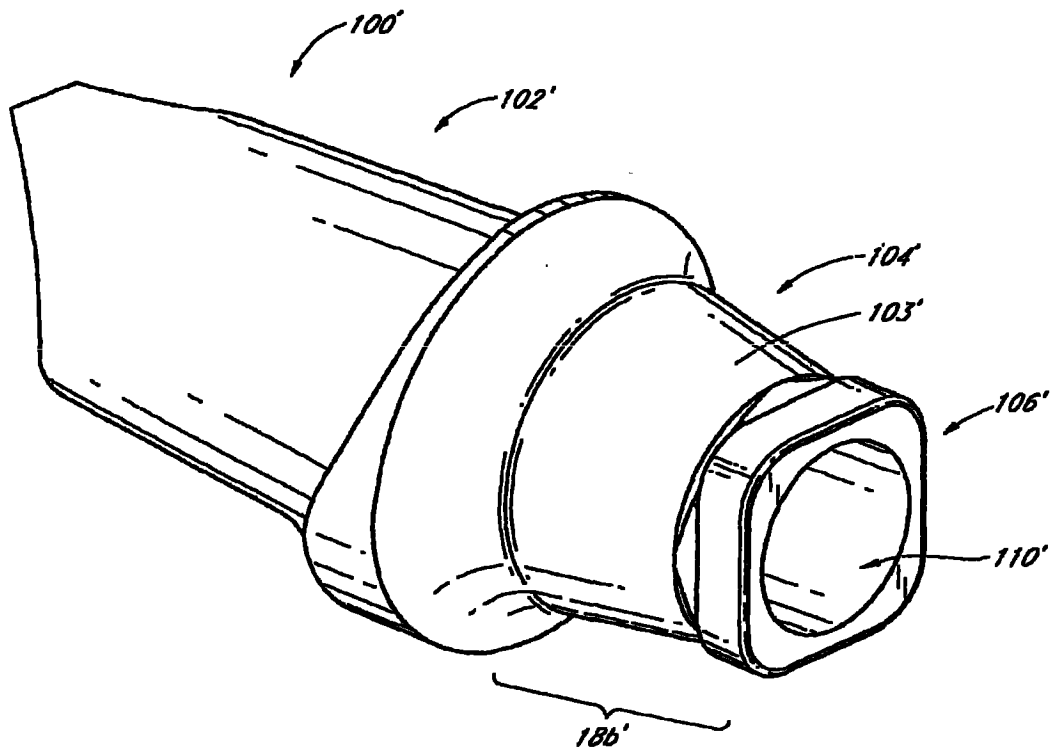


图 3A

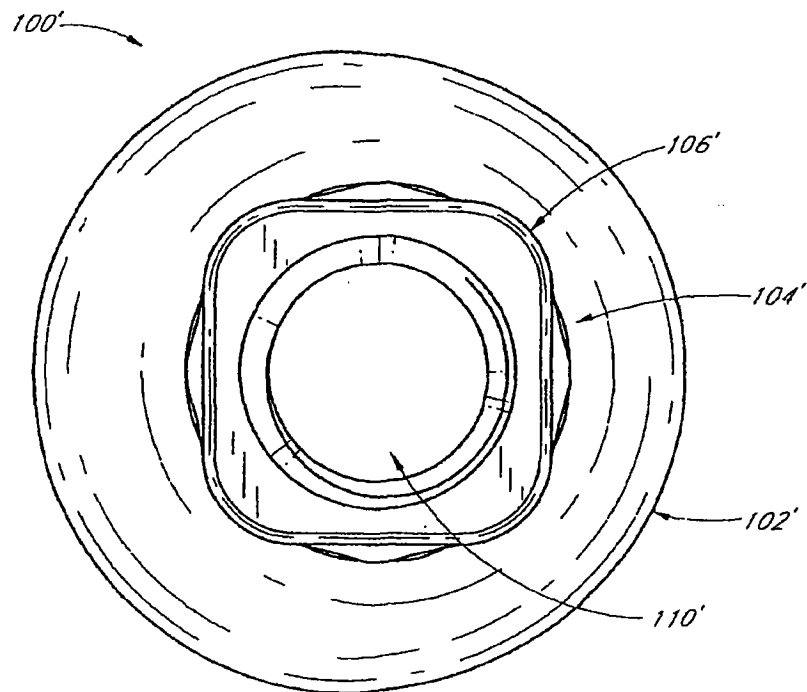


图 3B

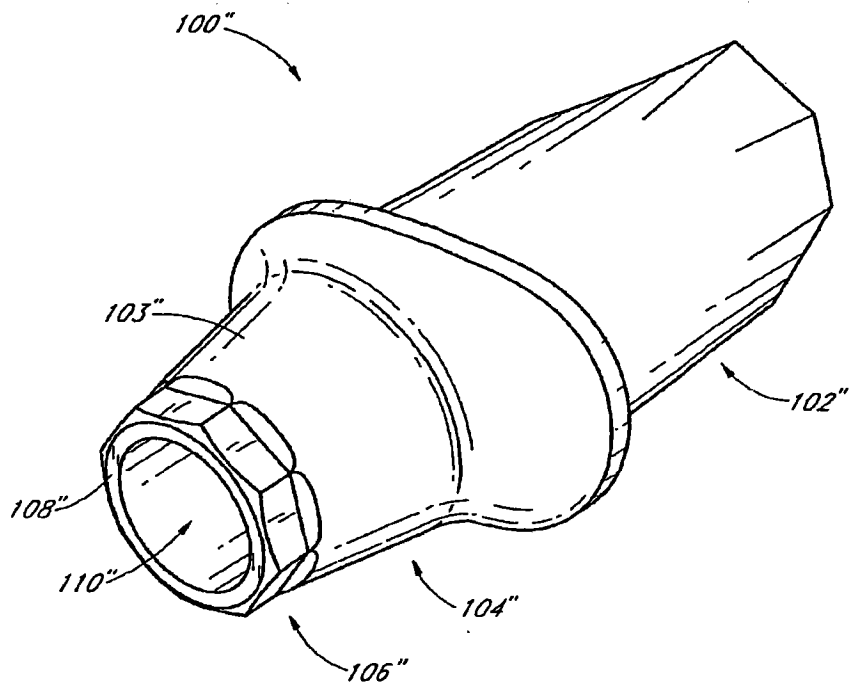


图 4A

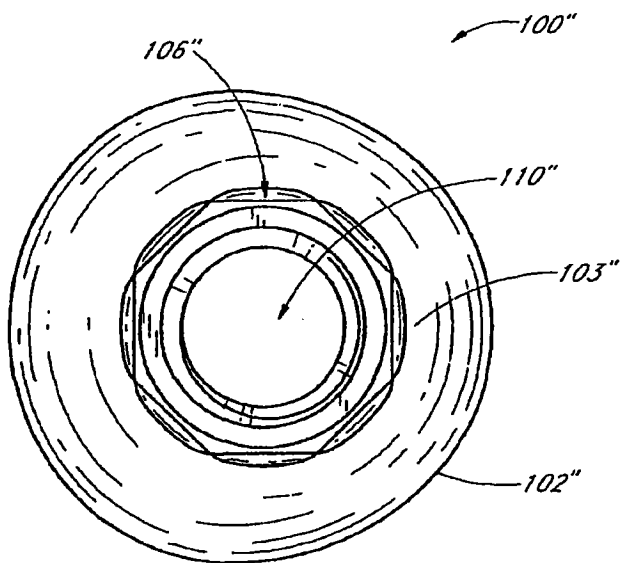


图 4B

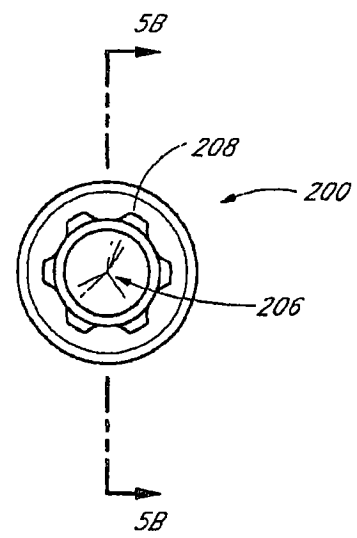


图 5A

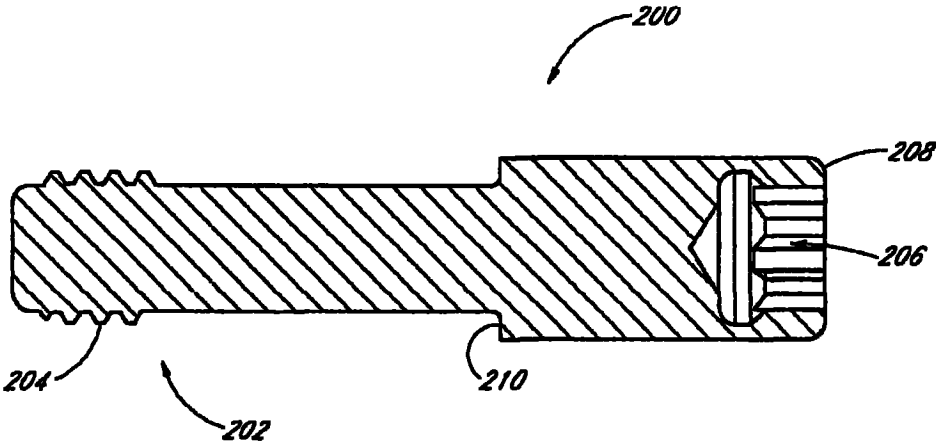


图 5B

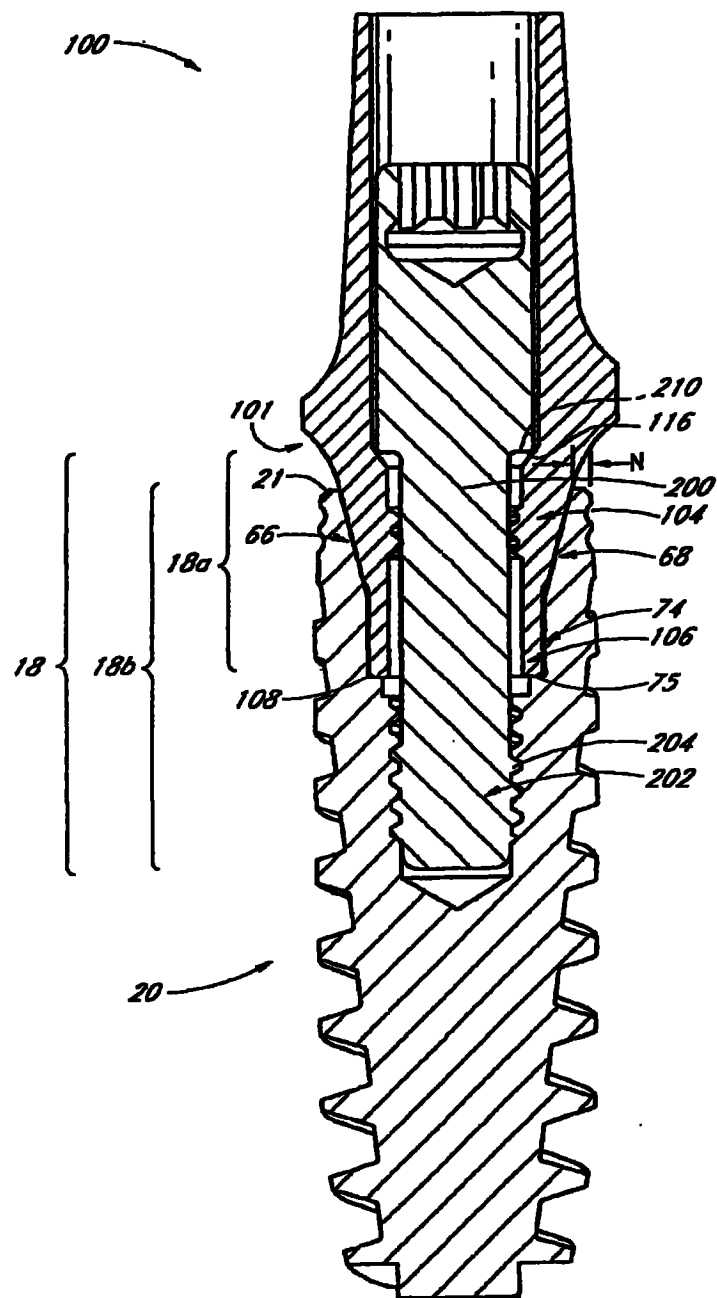


图 6

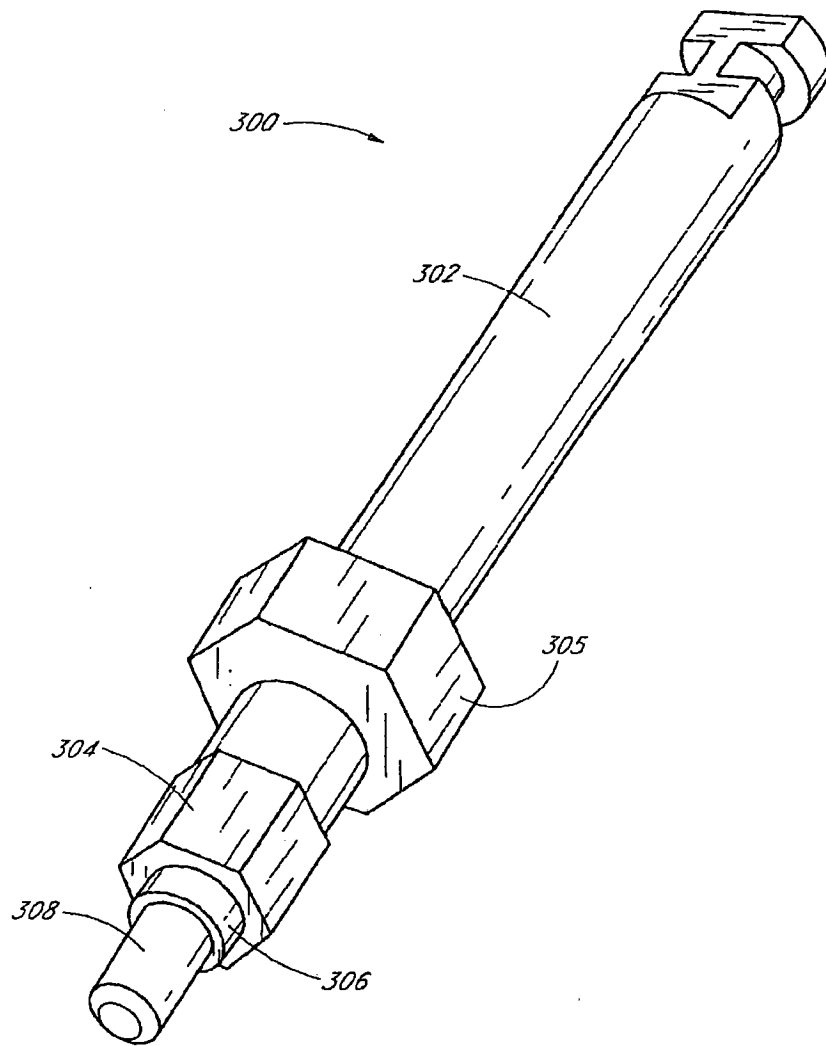


图 7A

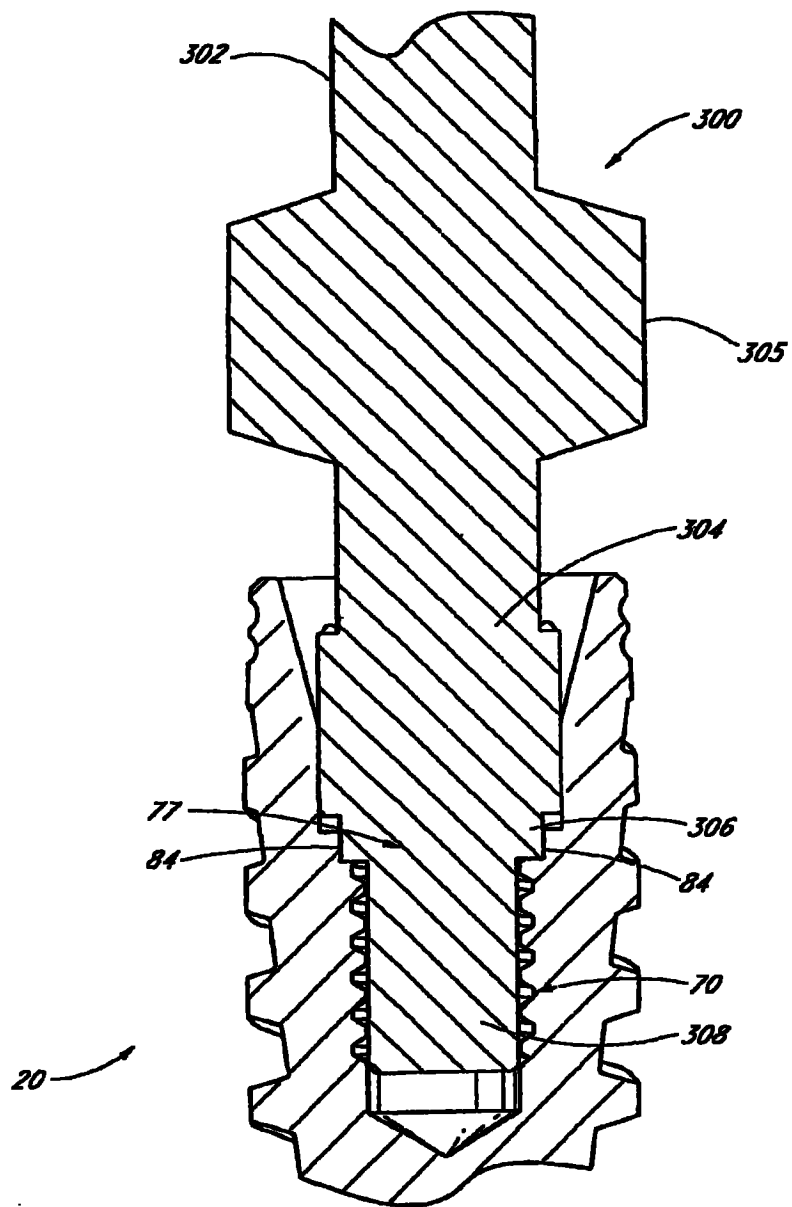


图 7B

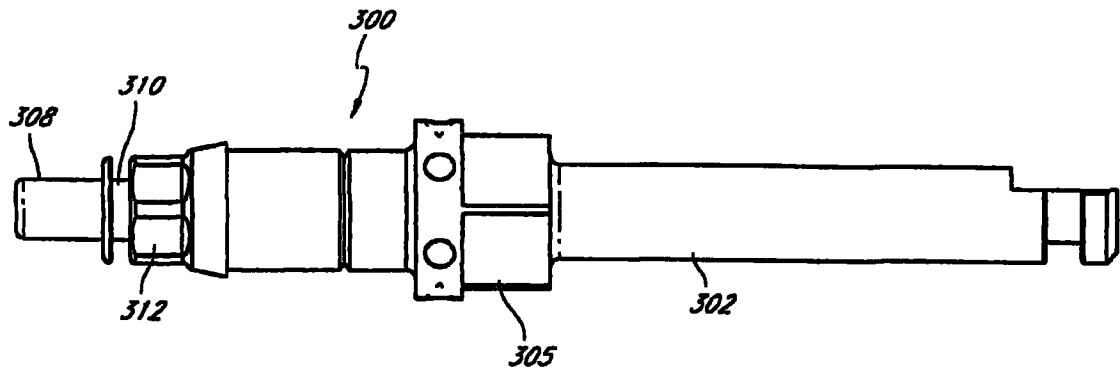


图 7C

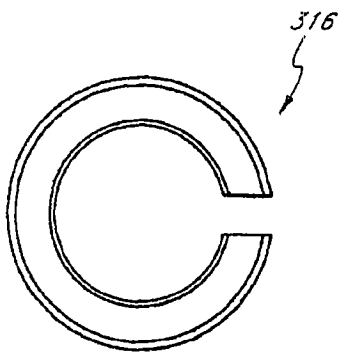


图 7D

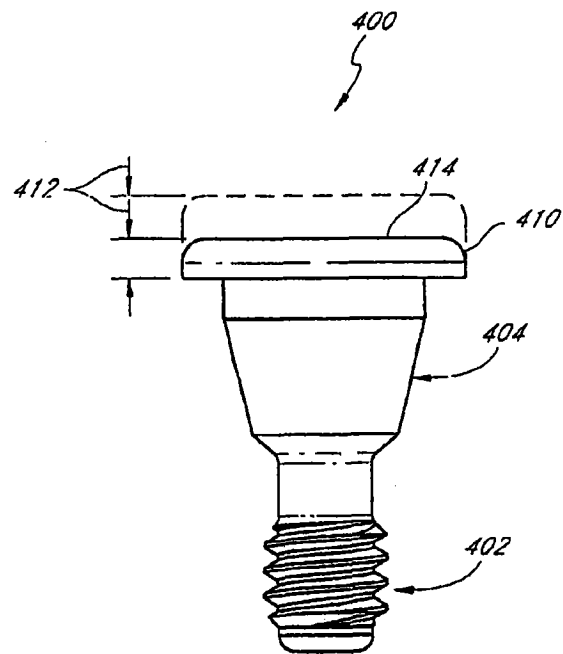


图 8

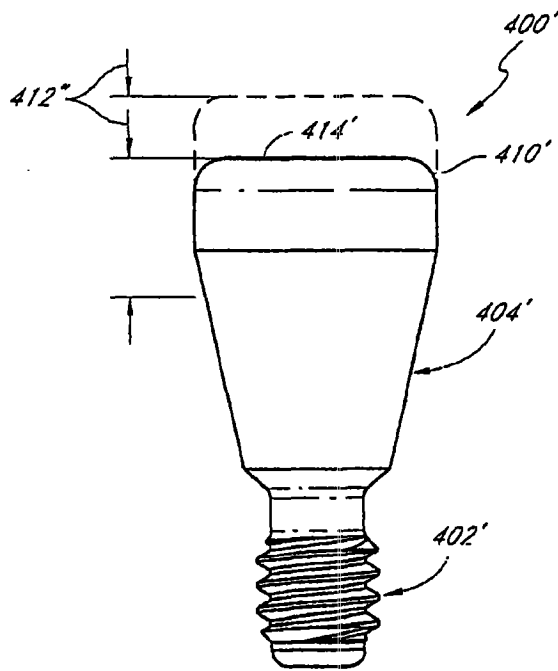


图 8B

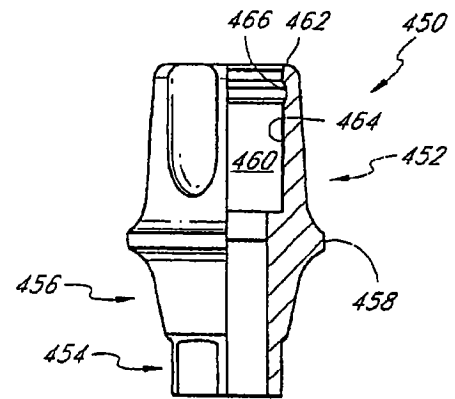


图 9

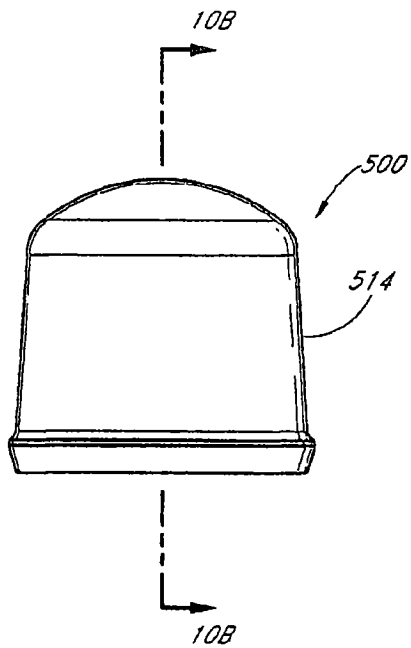


图 10A

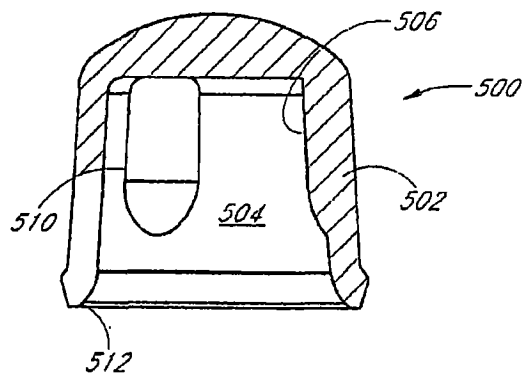


图 10B

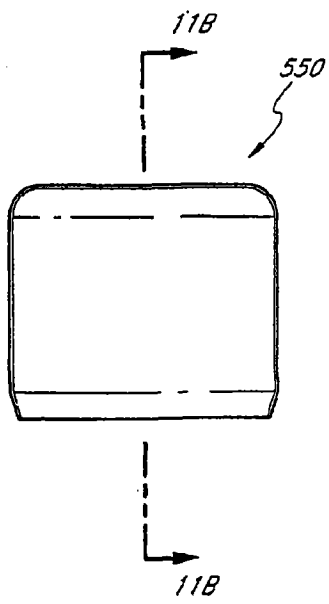


图 11

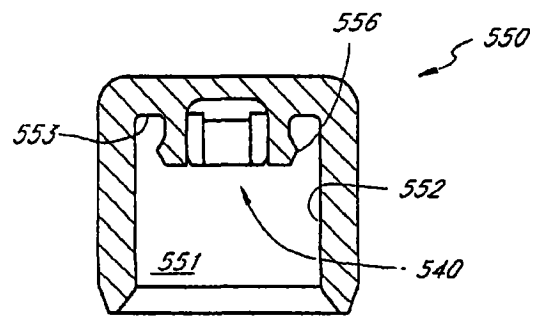


图 11B

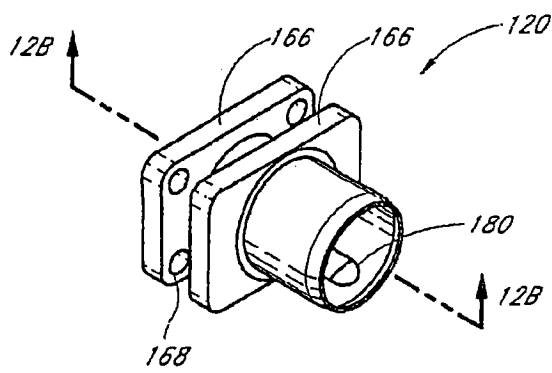


图 12A

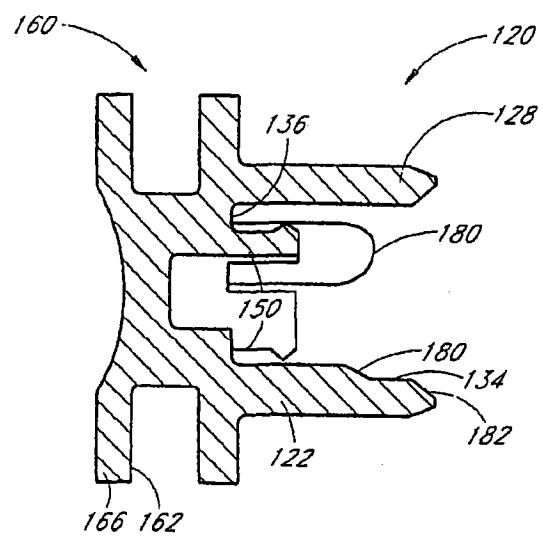


图 12B

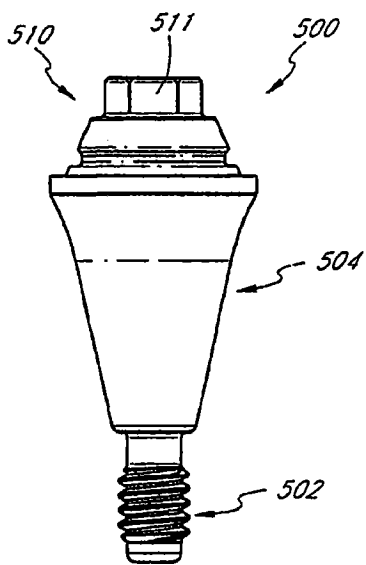


图 13A

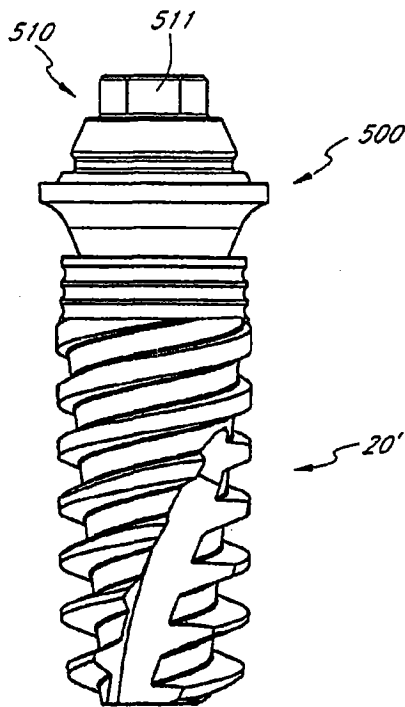


图 13B

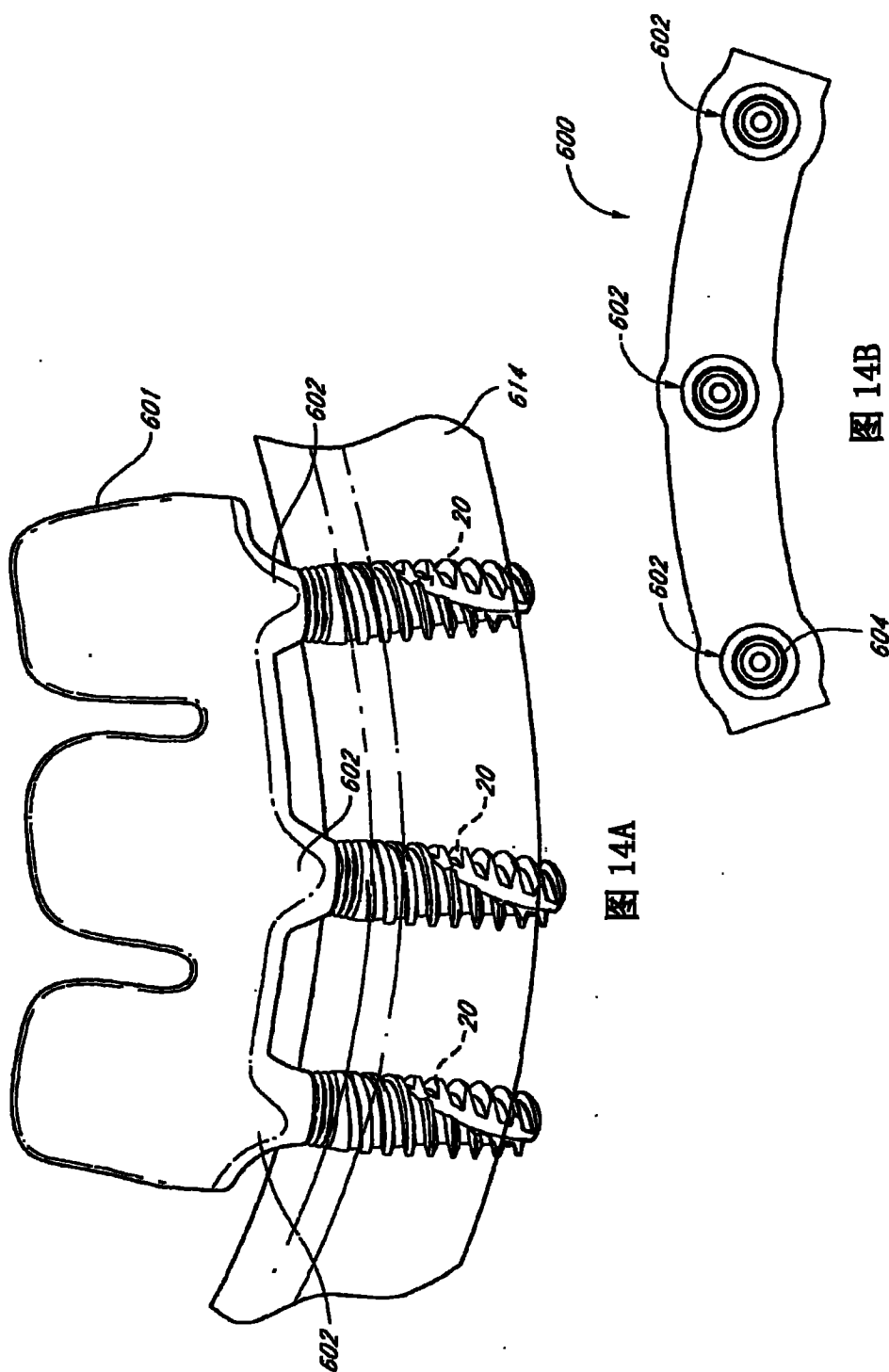


图 14A

图 14B

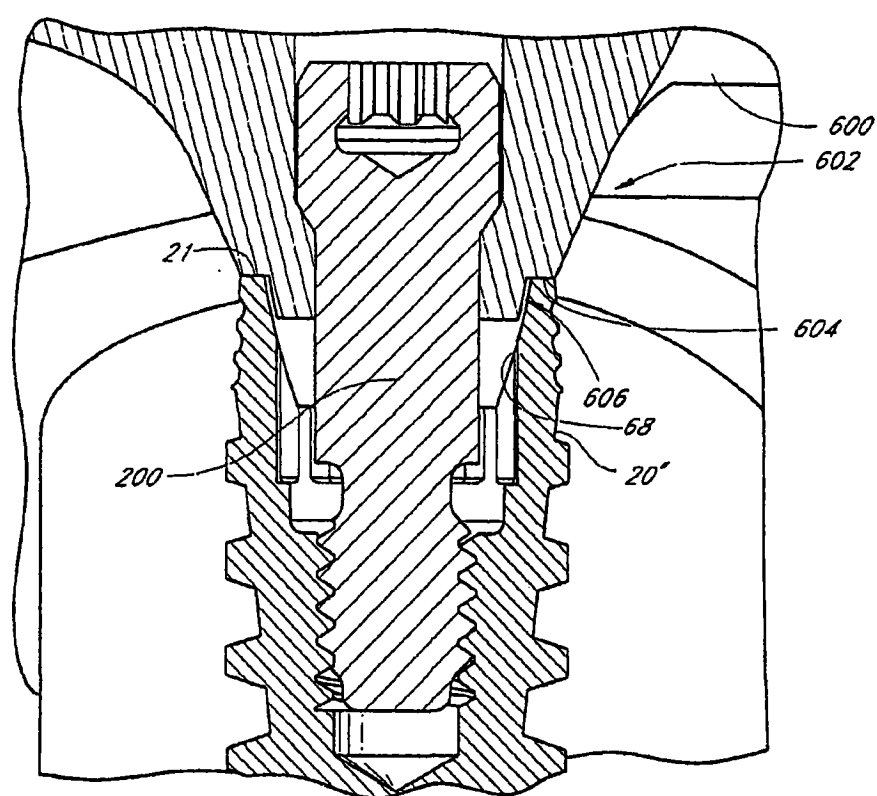


图 14C

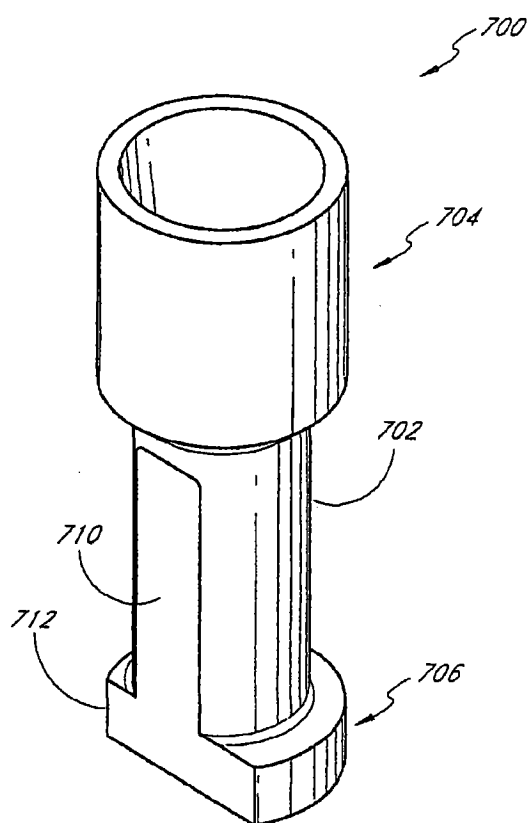


图 15A

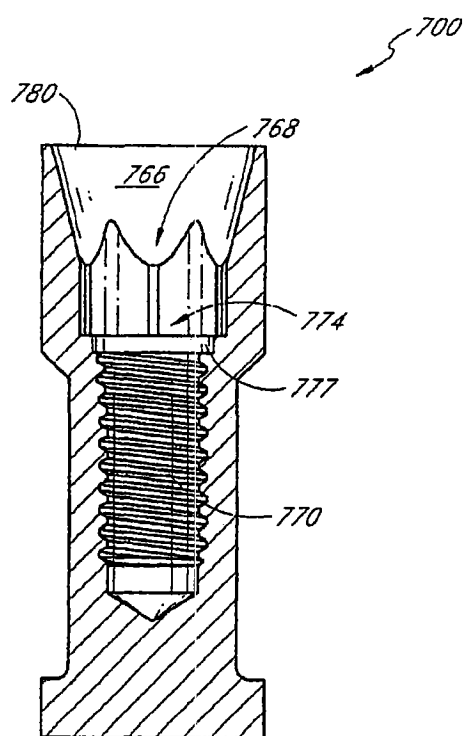


图 15B

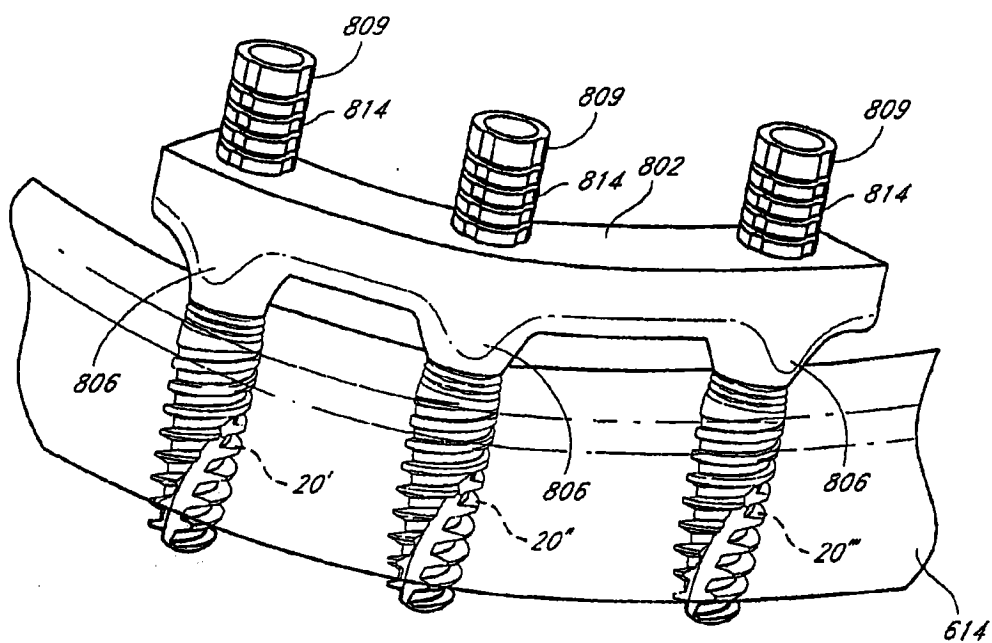


图 16A

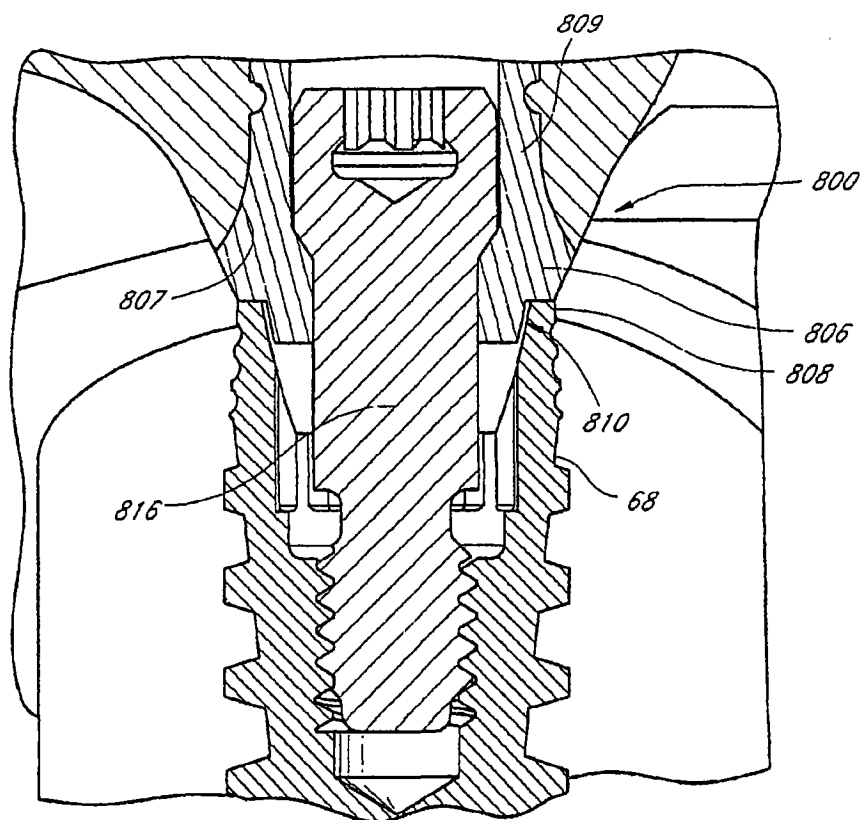


图 16B

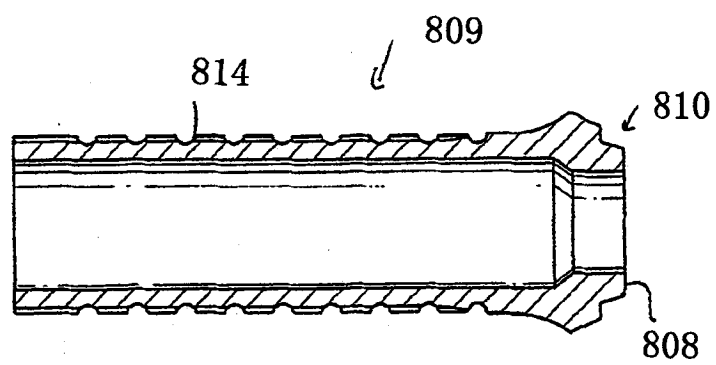


图 16C

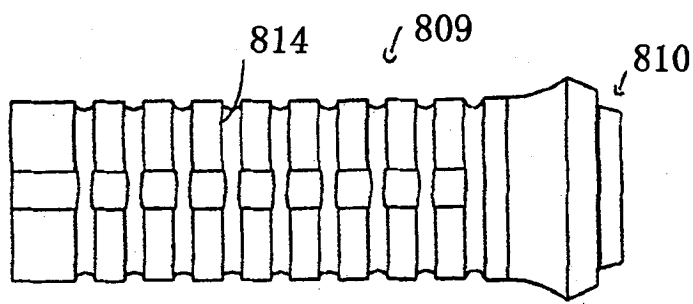


图 16D

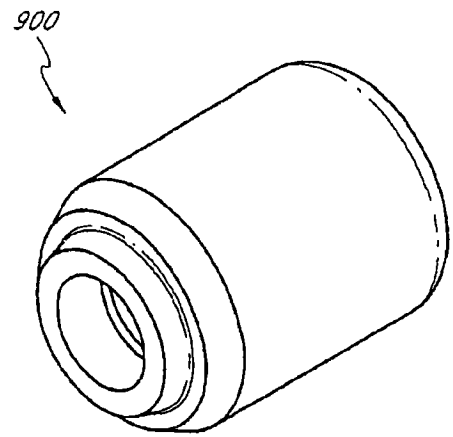


图 17A

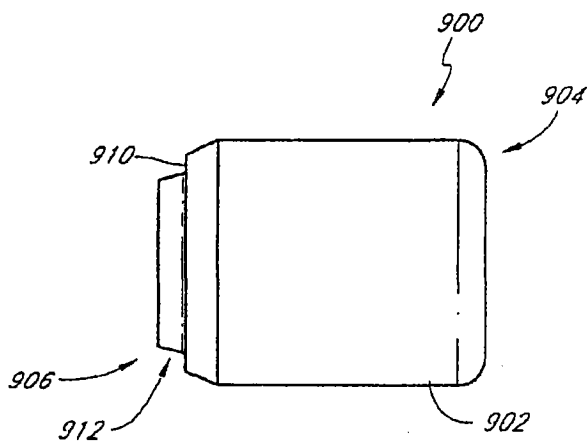


图 17B

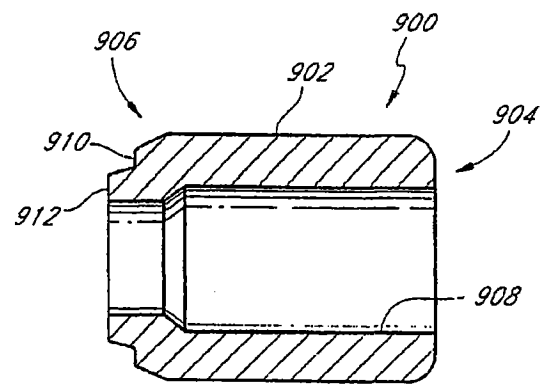


图 17C