



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102227193 B

(45) 授权公告日 2014. 04. 30

(21) 申请号 200980147751. 3

(22) 申请日 2009. 09. 29

(30) 优先权数据

12/240, 353 2008. 09. 29 US

12/485, 199 2009. 06. 16 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 05. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2009/000931 2009. 09. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/035270 EN 2010. 04. 01

(73) 专利权人 迈柯希伦特有限公司

地址 以色列赫兹利亚

(72) 发明人 G·福斯提克 I·乌奇特尔

Y·格罗斯 H·贝特尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 陈珊 刘兴鹏

(56) 对比文件

US 2008213729 A1, 2008. 09. 04, 说明书第【0053】段到第【0060】段、附图 2, 3, 7A-7C.

US 2008215010 A1, 2008. 09. 04,

US 2007055257 A1, 2007. 03. 08, 说明书第【0041】段到第【0044】段、附图 3, 4, 9, 10.

US 6200289 B1, 2001. 03. 13, 说明书第 16 栏第 2 行到第 5 行.

US 2006020326 A9, 2006. 01. 26, 说明书第【0132】段到第【0135】段, 附图 18A.

US 4673353 A, 1987. 06. 16, 说明书第 4 栏第 33 行到第 54 行, 附图 2.

US 2004018471 A1, 2004. 01. 29,

US 5049125 A, 1991. 09. 17,

US 7100476 B1, 2006. 09. 05,

US 2005187613 A1, 2005. 08. 25,

US 5188488 A, 1993. 02. 23,

US 5312255 A, 1994. 05. 17,

US 6827575 B1, 2004. 12. 07,

审查员 门高利

(51) Int. Cl.

A61C 13/00(2006. 01)

权利要求书1页 说明书34页 附图35页

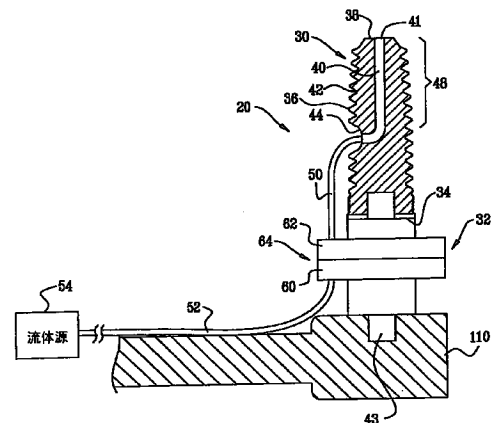
(54) 发明名称

通。

用于窦抬高和侧嵴扩增的种植体、工具和方法

(57) 摘要

提供了一种装置 (20), 其包括牙科种植体 (30), 其具有最近端部分、侧向外表面 (42) 以及从种植体远端 (38) 沿着种植体延伸直到种植体 (30) 50% 的纵向长度的种植体远端部分 (48)。种植体 (30) 成形为限定贯穿其中的内腔 (40), 内腔 (a) 具有至少一个穿过种植体远端部分 (48) 的远端外表面的远端开口 (41), (b) 具有穿过侧向外表面 (42) 的侧向开口 (44), 以及 (c) 在距最近端部分的 2mm 之内没有开口至种植体 (30) 的近端外表面。该装置 (20) 还包括具有管近端和管远端的输送管 (50), 管远端可移除地结合至种植体 (30) 以使得在输送管 (50) 结合至种植体 (30) 时输送管 (50) 经由侧向开口 (44) 与内腔 (40) 流体相



1. 一种装置,其包括牙科种植体,牙科种植体具有最近端部分、侧向外表面以及从种植体远端沿着种植体的纵向长度延伸直到种植体 50% 的纵向长度的种植体远端部分,种植体成形为限定:

贯穿其中的内腔,内腔(a)具有至少一个穿过种植体远端部分的远端外表面的远端开口,以及(b)在距种植体的最近端部分的 2mm 之内没有开口至种植体的近端外表面,以及正好一个侧向开口,其穿过种植体的侧向外表面至内腔。

2. 根据权利要求 1 的装置,其中所述种植体成形为限定正好一个贯穿其中的内腔。

3. 根据权利要求 1 的装置,其中所述种植体的最近端部分成形为限定支座结合表面。

4. 根据权利要求 3 的装置,还包括支座,该支座构造成结合至支座结合表面。

5. 根据权利要求 1 的装置,其中所述种植体成形为限定一体式支座。

6. 根据权利要求 1 的装置,其中所述侧向外表面的包括侧向开口的部分具有与种植体的中心纵向轴线垂直的圆形横截面。

7. 根据权利要求 1 的装置,其中所述种植体成形为使得种植体的旋转使种植体前进穿过骨嵴中的钻孔,使得侧向开口完全进入钻孔中。

8. 根据权利要求 1 的装置,还包括施放器,其可移除地结合至种植体的种植体近端。

9. 根据权利要求 1 的装置,其中牙科种植体在距种植体的最近端部分的 3mm 之内永久闭合。

10. 根据权利要求 1 的装置,其中侧向开口距种植体的种植体近端至少 3mm。

11. 一种种植体装置,包括:

牙科种植体,其具有种植体远端和相反的近端;以及

延伸穿过种植体的一部分的内腔,所述内腔具有在种植体远端中的出口开口、以及在种植体的侧部上位于种植体远端和近端之间的入口开口,其中入口开口、内腔和出口开口构造为穿过其中输送流体,

其中种植体构造为用于种植于骨头内,使得当完全种植时,侧部入口开口埋在骨头中。

12. 根据权利要求 11 的装置,其中种植体构造为交替呈现局部种植方位和完全种植方位,其中在局部种植方位中,侧部入口开口构造为从骨头伸出以允许接近内腔,并且其中在完全种植方位中,侧部入口开口埋在骨头中以阻挡接近内腔。

13. 根据权利要求 11 的装置,其中近端构造为使得支座能够与其连接。

14. 根据权利要求 11 的装置,其中种植体构造为用于插入颞骨中,其中所述近端构造为当种植体处于完全插入位置时允许牙科器械与其连接。

15. 根据权利要求 11 的装置,其中内腔在从远端朝向近端的方向上延伸,并且入口开口与近端间隔开。

16. 根据权利要求 11 的装置,还包括大量骨头再生材料以及至少一个输送管,输送管能够连接到侧部入口开口并用于将骨头再生材料运送穿过种植体侧部上的入口开口。

用于窦抬高和侧嵴扩增的种植体、工具和方法

[0001] 相关申请的交叉参考

[0002] 本申请要求 (a)2008 年 9 月 29 日申请的名称为“Sinus lift implant(窦抬高种植体)”的美国专利申请 12/240, 353 和 (b)2009 年 6 月 16 日申请的名称为“Implants, tools, and methods for sinus lift and lateral ridge augmentation(用于窦抬高和侧嵴充填的种植体、工具和方法)”的美国专利申请 12/485, 199 的优先权并是它们的部分继续申请,这两个申请都转让给本申请的受让人并且通过参考结合于此。

技术领域

[0003] 本发明总体上涉及牙科种植体和种植方法,并且尤其涉及微创窦抬高种植体和种植方法。

背景技术

[0004] 骨整合式牙科种植体是放置于颧骨中用于在失去真牙后支撑义齿的通常为金属或陶瓷的螺钉。上颌齿的替换在剩余上颌骨的高度不足以支撑种植体时通常是富有挑战性的外科手术。一种扩增上颌骨的外科技术包括将再生材料比如自生的、异源的、异基因的、或合成的骨移植物注射入上颌骨附近。再生材料形成与现有上颌骨成一体的另外骨量,提供支撑种植体所必须的牙槽高度。

[0005] 骨扩增过程通常难以以外科手术执行,并且与包括上颌窦感染的并发症相关联。上颌骨牙槽嵴的顶部形成上颌窦底,并且由已知为施奈德膜或窦下(subantral)膜的薄膜所覆盖。在一种已知为封闭或内部窦抬高或升高过程的外科手术过程中,外科医生从口腔在种植体的期望位置处钻出穿过上颌骨牙槽嵴的孔。这个孔穿过嵴至施奈德膜下面。外科医生将再生材料穿过孔注射至膜下面,形成由嵴的顶部和膜的底部限定的腔,这个腔占据最初由上颌窦占据的一部分空间。

[0006] 为了防止潜在的严重并发症,外科医生必须小心不要刺穿施奈德膜。但这通常是很困难的,因为膜很精细,并且封闭的方式限制了通路。

[0007] Sotirakis E 在学术会议 MDIC(2004),地中海牙科种植体大会(希腊,雅典)上的标题为“A different method for elevation of the floor of the maxillary sinus: Experimental study and reference to some cases(提升上颌窦底的不同方法:实验研究和一些病例)”的文章中描述了一种使用由医用注射器施加的液压来提升窦底的外科手术过程,该文章通过参考结合于此。这个过程首先将鸡蛋作为替代窦进行实验性试验,并且随后在人类尸体制备上进行试验。

[0008] Chen L 等在 J Periodontol 76 :482-491(2005) 上发表的标题为“An 8-year retrospective study:1,100 patients receiving 1,557 implants using the minimally invasive hydraulic sinus condensing technique(8 年回顾研究:使用微创液压窦凝缩术让 1100 个患者接收 1557 个种植体)”的文章中描述了一种用于执行窦抬高和放置骨内种植体的内骨凿方法,该文章通过参考结合于此。窦囊和增大宽度的冷凝器与

柔性防损伤的骨移植混合物以及来自外科手术手柄的液压相结合地使用。使用在两阶段过程中执行的外科医生触觉技能来首先松弛然后移植施奈德膜下的骨颗粒,从而降低膜穿孔的危险。螺纹种植体在这个过程中放置,并经由初期封闭件紧固。

[0009] Hochman 的美国专利申请公开 2006/0084034 描述了用于在上颌中提供种植体的技术,该申请通过参考结合于此。套筒插入穿过牙槽嵴至上颌窦。套筒用来升高窦下膜并形成腔。比如骨生长刺激物之类的填料穿过套筒注射入腔。在这个过程中,套筒也能切割和 / 或压缩其周围的骨以使得骨能保持种植体。可选地,骨生长刺激物也被引入套筒周围的骨。在注射期间,监视套筒或腔内的压力以检测和防止窦下膜的破裂。

[0010] Hochman 的美国专利申请公开 2006/0172255 描述了一种用于准备外科窦抬高切骨术的外科手术工具,该申请通过参考结合于此。这个工具具有与切骨尖头相连以便以触觉、轻柔且受控的运动将骨从窦底向上切割、断裂和推入窦腔的限定螺纹形状。切骨顶端在切割螺纹啮合并旋转之后被驱动以进行预钻孔的引导切骨,直到窦底自由地开裂。一旦有骨的窦底自由地开裂,能用消毒流体在预定压力下对流体通路施压以释放窦膜并将其向上推入窦腔从而形成用于移植的期望顶腔。

[0011] Siemonsmeier 的美国专利申请公开 2007/0162024 描述了一种包括用于锚固于有骨结构中的至少一个轴区域以及在轴区域的远端处的至少一个开口的种植体,其中轴区域具有从开口延伸至顶端处的至少一个出口连续钻孔,以使得即使在种植之后也能用有骨结构中的稳定锚固将材料至少目标引入根尖周区域,该申请通过参考结合于此。

[0012] Jerusalmy 的美国专利 5,711,315 描述了一种用于窦下扩增的方法,其包括将施奈德膜从窦底提升以及将移植材料放置于施奈德膜和窦底之间的步骤,而没有使侧向上颌骨壁断裂,该申请通过参考结合于此。

[0013] Niznick 等的美国专利 5,575,650 描述了一种具有用于准备骨内种植体的外科手术位置的改进切割尖头的扭转刀片牙钻,该申请通过参考结合于此。牙钻包括中心的轴向延伸的内部通道,用于将流体穿过钻的柄部运载至钻的外表面。

[0014] Fromovich 等的美国专利 6,758,673 描述了用于逐渐地位移覆盖骨头的骨膜组织的技术,该申请通过参考结合于此。在骨头和位移的骨膜组织之间形成的间隙将由骨痂填充,因为其处于牵张成骨之下。这些技术允许在牵张成骨之下形成骨头而不会切割骨头的一段。

[0015] 以下参考文献也是非常有用的:

[0016] Niznick 的美国专利 4,431,416

[0017] Shaw 的美国专利 5,261,818

[0018] Sendax 的美国专利 5,456,601

[0019] Niznick 等的美国专利 5,575,650

[0020] Linkow 的美国专利 5,685,716

[0021] Hinds 的美国专利 5,759,036

[0022] Klardie 等的美国专利 5,782,918

[0023] Hahn 等的美国专利 5,795,160

[0024] Rogers 等的美国专利 5,829,977

[0025] Robinson 的美国专利 5,839,899

- [0026] Lazzara 的美国专利 5,879,161
- [0027] Klein 等的美国专利 5,967,777
- [0028] Kwan 的美国专利 6,068,479
- [0029] Smith 等的美国专利 7,297,102
- [0030] Kitamura 等的美国专利 7,364,430
- [0031] Fromovich 等的美国专利 7,396,232
- [0032] Karmon 的美国专利申请公开 2003/0105469
- [0033] Simmons, Jr. 的美国专利申请公开 2003/0232308
- [0034] Hochman 的美国临时申请 60/619,542
- [0035] Levi 等的 PCT 公开 WO 07/080595
- [0036] Ahn 的 PCT 公开 WO 07/114553
- [0037] Riley ET 等, " The Episure syringe :a novel loss of resistance syringe for locating the epidural space, " Anesth Analg.105(4) :1164-6(10月,2007)
- [0038] Muronoi M等," Simplified procedure for augmentation of the sinus floor using a haemostatic nasal balloon, " British Journal Of Oral&Maxillofacial Surgery 41(2) :120-121(2003)
- [0039] Vercellotti T," Piezoelectric surgery in implantology :a case report-a new piezoelectric ridge expansion technique, " Int J Periodontics Restorative Dent20(4) :358-65(2000)
- [0040] Vercellotti T等, " The Piezoelectric Bony Window Osteotomy and Sinus Membrane Elevation:Introduction of a New Technique for Simplification of the Sinus Augmentation Procedure, " Int J Periodontics Restorative Dent21(6) : 561-7(2001)
- [0041] Flanagan D, " Important arterial supply of the mandible, control of an arterial hemorrhage, and report of a hemorrhagic incident, " J Oral Implantol29(4) :165-73(2003)

发明内容

[0042] 本发明的一些实施例提供了一种自攻丝骨融合牙科种植体和用于扩增上颌骨牙槽嵴同时降低穿孔施奈德膜和感染风险的微创闭合窦抬高技术。牙科种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔具有穿过种植体远端部分的远端外表面的远端开口。在种植过程期间,外科医生同时形成穿过上颌骨牙槽嵴的钻孔和通过使种植体螺旋入嵴而使种植体前进入钻孔。对于一些情况,在外科医生螺旋种植体时,流体经由内腔在监控压力之下提供给种植体远端部分。在种植体远端形成穿过嵴部的顶部至施奈德膜下面的开口从而将远端开口带入与膜的面对嵴部的表面流体相通时,检测到压力降低。在检测到压力下降时,外科医生停止螺旋种植体以避免将膜穿孔。

[0043] 通过经由内腔注射受控压力下的流体,外科医生轻轻地提升膜并将其与嵴部的顶部分开,以在嵴部和膜之间在膜下面形成腔。外科医生经由内腔将再生材料比如液体或凝胶植骨喷射入腔。替代地,外科医生形成穿过嵴部的第二钻孔,并通过第二钻孔将再生材料

注射入腔。外科医生还将种植体螺旋入腔中的再生材料。在骨生长入再生材料后，牙科器械比如齿冠结合至种植体。

[0044] 在本发明的一些实施例中，种植体的内腔的近端具有穿过种植体侧向外表面的侧向开口，并且在种植体的最近端部分的 2mm 内没有开口至种植体的近端外表面。种植体通常在最近端部分的 3mm 内永久地闭合。在种植过程期间，种植体另外地螺旋入再生材料使种植体的侧向外表面前进直到侧向开口完全定位于嵴部中的钻孔内和 / 或嵴部和膜之间的腔中的再生材料内。内腔的两端在骨头内的这种定位（目前或将来）显著降低感染风险，因为种植体暴露于口腔或牙龈的近端永久地闭合。

[0045] 在本发明的一些实施例中，输送管经由侧向开口结合至内腔。在从输送管经由内腔将再生材料注射入腔之后，外科医生在进一步旋转种植体以将侧向开口完全带入嵴部中的钻孔和 / 或腔内之前将输送管与种植体分开。

[0046] 在本发明的一些实施例中，输送管的远端最初焊接至种植体。输送管的壁的一部分比紧邻该部分的壁薄，以使得将打破扭矩施加至输送管在较薄部分处打破输送管，从而将输送管与种植体分开。较薄部分通常凹陷入种植体的侧向外表面，在螺纹的升高螺旋肋下面。于是，输送管在打破之后仍然结合至种植体的小的远端打破部分不会妨碍螺纹起作用。

[0047] 在本发明的一些实施例中，种植体的远端部分成形为限定至少一个立铣刀表面、至少一个自攻丝表面、或所述至少一个立铣刀表面和所述至少一个自攻丝表面这两者。不同于常规立铣表面和自攻丝表面，立铣刀和自攻丝表面没有延伸入种植体限定内腔的中心区域，所述内腔开口穿过种植体远端的中心。限制于种植体外部区域的这些表面容纳远端开口和内腔。

[0048] 对于一些情况，种植体系统包括回转接头，回转接头具有分别限定近端和远端接头端口的近端和远端接头部分。接头布置为限定从近端接头端口经由近端和远端接头部分至远端接头端口的流路。近端和远端接头部分布置为可相对彼此旋转以使得在旋转期间保持流路。输送管的近端结合至远端接头端口，并且结合至流体源的供应管结合至近端接头端口，以使得输送管和供应管经由回转接头彼此流体相通。

[0049] 在本发明的一些实施例中，种植体包括布置于由内腔限定的流路中或者由输送管限定的流路中的阀。对于一些情况，阀构造为允许材料在从侧向开口朝着种植体远端的方向上流过内腔，并且防止在相反方向上的通过。替代地，阀可以构造为双向的。

[0050] 在本发明的一些实施例中，在种植过程的一部分期间，施放器可移除地结合至种植体的近端。施放器包括与内腔流体相通的腔，以及构造为将压力施加至腔的弹性压力施加元件。在外科医生将种植体螺旋入嵴部时，压力由腔中的流体经由内腔施加至种植体远端部分。在种植体远端形成穿过嵴部的顶部至施奈德膜下面的开口从而将远端开口带入与膜的面对嵴部的表面流体相通时，检测到压力下降。在检测到压力下降时，外科医生停止螺旋种植体。

[0051] 对于一些情况，压力通过最初用流体膨胀限定腔的气球来施加至大于大气压力。替代地或另外地，压力通过外科医生与螺旋种植体相结合地挤压腔来施加。对于其他情况，弹性压力施加元件包括构造来将压力施加至腔的活塞和弹簧。对于一些情况，腔包含流体，并且施放器包括布置为在施加至腔的压力已经引起至少一部分流体从腔经由内腔从种植

体远端部分排出时与活塞一起指示的指示元件。

[0052] 对于一些情况,种植体包括可移除地结合至种植体以密封内腔远端的插塞。插塞在种植过程期间由于螺旋种植体产生摩擦而松开,允许流体从腔离开,因为种植体远端形成从嵴部的顶部至膜下面的开口。

[0053] 在本发明的一些实施例中,一种微创闭合侧嵴扩增外科手术过程提供用于种植牙科种植体。这个过程通常在患者的上颌骨或下颌骨牙槽嵴部缺少足够的骨头宽度来支撑牙科种植体时使用。牙科器械提供为具有从远端沿着器械延伸直到器械的纵向长度的50%的远端部分。器械成形为限定穿过其中的内腔,内腔具有穿过远端部分的远端外表面的至少一个远端开口。外科医生在牙槽嵴部的骨头中形成钻孔,并将器械插入钻孔至少直到远端开口与覆盖骨头侧面的骨膜组织流体相通。外科医生通过将流体注射穿过内腔以在骨头和骨膜组织之间形成腔来将骨膜组织与骨头分离。在分离骨膜组织后,外科医生将再生材料经由内腔注射入腔。牙科器械通常包括牙科种植体、牙科骨凿、或牙科钻孔元件。

[0054] 因此根据本发明的实施例提供了一种装置,其包括

[0055] 牙科种植体,其具有最近端部分、侧向外表面以及从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体50%的纵向长度的种植体远端部分,

[0056] 种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔(a)具有至少一个穿过种植体远端部分的远端外表面的远端开口,(b)具有穿过侧向外表面的侧向开口,以及(c)在距种植体的最近端部分的2mm之内没有开口至种植体的近端外表面。

[0057] 对于一些情况,内腔在距种植体的最近端部分的3mm之内没有开口至种植体的近端外表面。

[0058] 通常,所述至少一个远端开口在选自于由种植体远端的中心、种植体远端上除了中心以外的位置、以及种植体远端部分上除了种植体远端以外的位置所构成的组中的一个或多个位置处定位于远端外表面上。

[0059] 通常,牙科种植体在距种植体的最近端部分的3mm之内永久地闭合。

[0060] 对于一些情况,纵向长度小于20mm,并且种植体具有小于10mm的最大直径。

[0061] 对于一些情况,侧向开口距种植体远端至少1.5mm,比如距种植体近端至少2mm,或距种植体近端至少3mm。

[0062] 对于一些情况,侧向外表面的至少一部分成形为限定切割表面。对于一些情况,侧向开口在侧向外表面的限定切割表面的部分内。

[0063] 对于一些情况,侧向外表面的至少一部分成形为限定螺纹。对于一些情况,侧向开口在侧向外表面的限定螺纹的部分内。

[0064] 对于一些情况,种植体包括布置于由内腔限定的流路中的阀。通常,阀构造为允许材料在从侧向开口朝着种植体远端的方向上穿过内腔,并且防止在相反方向上通过。

[0065] 对于一些情况,该装置还包括具有管近端和管远端的输送管,所述管远端可移除地结合至种植体以使得在输送管结合至种植体时输送管经由侧向开口与内腔流体相通。对于一些情况,输送管包括布置于由输送管限定的流路中的阀。对于一些情况,该装置还包括具有分别限定近端和远端接头端口的近端和远端接头部分的回转接头,回转接头布置为限定从近端接头端口经由近端和远端接头部分至远端接头端口的流路,近端和远端接头部分布置为可相对彼此旋转以使得流路在旋转期间保持,并且管的近端结合至远端接头端口。

对于一些情况,该装置还包括施放器,其可移除地结合至种植体的种植体近端,并且回转接头限定贯穿其中的钻孔,其中施放器的至少一部分定位于所述钻孔中。

[0066] 对于一些情况,种植体成形为使得内腔限定穿过侧向外表面的正好一个侧向开口。

[0067] 根据本发明实施例,另外提供了一种装置,其包括:

[0068] 牙科种植体,其具有种植体近端、侧向外表面、以及从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体 50%的纵向长度的种植体远端部分,其中侧向外表面是锯齿状的以便限定沿着侧向外表面在 (a) 侧向外表面上种植体远端部分上的第一位置和 (b) 侧向外表面上在第一位置和种植体近端之间的第二位置之间但不包括这两个位置的通道;以及

[0069] 输送管,其远端部分定位于通道内。

[0070] 对于一些情况,第二位置距种植体近端至少 2mm。

[0071] 对于一些情况,侧向外表面的至少一部分成形为限定在种植体周围包括升高螺旋肋的螺纹,并且通道在侧向外表面上的多个位置处与肋交叉。

[0072] 对于一些情况,该装置还包括具有分别限定近端和远端接头端口的近端和远端接头部分的回转接头,回转接头布置为限定从近端接头端口经由近端和远端接头部分至远端接头端口的流路,近端和远端接头部分布置为可相对彼此旋转以使得在旋转期间保持流路,并且输送管的近端结合至远端接头端口。

[0073] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,纵向长度小于 20mm,并且种植体具有小于 10mm 的最大直径。

[0074] 还提供了一种装置,其包括:

[0075] 牙科种植体,其具有从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体 50%的纵向长度的种植体远端部分,种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔具有穿过种植体远端部分的远端外表面的至少一个远端开口,以及

[0076] 具有分别限定第一和第二接头端口的第一和第二接头部分的回转接头,回转接头布置为限定从第二接头端口经由第二和第一接头部分至第一接头端口的流路,第二和第一接头部分布置为可相对彼此旋转以使得在旋转期间保持流路,

[0077] 其中穿过回转接头的流路经由第一接头端口与内腔流体相通。

[0078] 对于一些情况,第一接头部分定位为远离第二接头部分。对于一些情况,种植体成形为使得内腔具有穿过牙科种植体的侧向外表面的侧向开口,并且该装置还包括输送管,输送管具有 (a) 结合至第一接头端口的管近端,以及 (b) 可移除地结合至种植体以使得在输送管结合至种植体时输送管经由侧向开口与内腔流体相通的管远端。

[0079] 对于一些情况,第一接头部分定位为靠近第二接头部分。

[0080] 对于一些情况,该装置还包括施放器,其可移除地结合至牙科种植体的种植体近端,并且回转接头限定贯穿其中的钻孔,其中施放器的至少一部分定位于所述钻孔中。

[0081] 对于一些情况,种植体成形为使得内腔通过种植体的近端开口开口至牙科种植体的近端。

[0082] 对于一些情况,第一接头端口定位于第一接头部分面对牙科种植体的表面上;并且内腔的近端具有穿过种植体侧向外表面的侧向开口,侧向开口与第一接头端口流体相通。

- [0083] 对于一些情况,纵向长度小于 20mm,并且种植体具有小于 10mm 的最大直径。
- [0084] 根据本发明实施例,另外地提供了一种装置,其包括:
- [0085] 牙科种植体,其具有从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体 50%的纵向长度的种植体远端部分,
- [0086] 种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔具有近端开口和穿过种植体远端部分的远端外表面的远端开口,并且
- [0087] 种植体包括布置于由内腔限定的流路中的阀。
- [0088] 对于一些情况,阀构造为允许材料在从近端开口朝着远端开口的方向上流过内腔,并且防止在相反方向上的通过。
- [0089] 对于一些情况,纵向长度小于 20mm,并且种植体具有小于 10mm 的最大直径。
- [0090] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,种植体成形为使得近端开口穿过种植体的侧向外表面,并且该装置还包括输送管,输送管可移除地结合至种植体以使得在输送管结合至种植体时输送管经由近端开口与内腔流体相通。对于一些情况,阀构造为在阀处于打开位置时允许穿过内腔的双向流动,并且在阀处于闭合位置时阻塞流动。对于一些情况,阀构造为在输送管结合至种植体时通过被输送管推开而采取打开位置,并且在输送管未结合至种植体时采取闭合位置。对于一些情况,阀包括可从种植体外面操作的打开/闭合控制元件。
- [0091] 根据本发明实施例还提供了一种装置,其包括:
- [0092] 牙科种植体,其具有种植体近端、种植体远端和侧向外表面;以及
- [0093] 可移除护套,其覆盖侧向外表面的至少一部分,以使得种植体远端的至少一部分暴露。
- [0094] 对于一些情况,种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔具有穿过种植体远端部分的远端外表面的至少一个远端开口,种植体远端部分从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体 50%的纵向长度。
- [0095] 对于一些情况,可选地与上述其他情况组合,种植体具有小于 20mm 的纵向长度和小于 10mm 的最大直径。
- [0096] 根据本发明实施例还提供了一种装置,其包括:
- [0097] 牙科种植体,其具有从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体 50%的纵向长度的种植体远端部分,种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔具有穿过种植体远端部分的远端外表面的至少一个远端开口;以及
- [0098] 施放器,其可移除地结合至种植体近端,并且其包括与内腔流体相通的腔,以及构造为将压力施加至腔的弹性压力施加元件。
- [0099] 对于一些情况,施放器定尺寸为完全定位于口腔内。
- [0100] 对于一些情况,弹性压力施加元件包括形成为限定腔的气球。
- [0101] 对于一些情况,该装置还包括在大于大气压力的压力下填充腔的流体。
- [0102] 对于一些情况,内腔具有穿过种植体的种植体近端的近端外表面的近端开口。
- [0103] 对于一些情况,纵向长度小于 20mm,并且种植体具有小于 10mm 的最大直径。
- [0104] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,种植体还包括可移除地结合至种植体以密封远端开口的插塞。对于一些情况,插塞可通过在螺旋牙科种植体期间产生的

摩擦而从种植体移走。对于一些情况,插塞包括可生物降解的材料。对于一些情况,插塞包括再生材料。

[0105] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,内腔具有穿过种植体的侧向外表面的近端开口,并且内腔没有在距种植体的最接近部分的 2mm 之内开口至种植体的近端外表面。对于一些情况,该装置还包括输送管,其具有 (a) 与腔流体相通的管近端;以及 (b) 管远端,其可移除地结合至种植体以使得在输送管结合至种植体时腔经由近端开口经由输送管与内腔流体相通。

[0106] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,弹性压力施加元件包括构造来将压力施加至腔的活塞和弹簧。对于一些情况,腔包含流体,并且施放器包括布置为在施加至腔的压力已经引起至少一部分流体从腔经由内腔排出远端开口时与活塞一起指示的指示元件。

[0107] 根据本发明实施例还提供了一种包括牙科套筒的装置,牙科套筒构造为插入穿过上颌骨牙槽嵴部的一部分而形成的钻孔,并且其包括:

[0108] 具有近端和远端并且成形为限定贯穿其中的内腔的管状部分;以及

[0109] 可生物降解的阀,其结合至管状部分的远端,并且构造为允许流体在从近端至远端的方向上流过内腔,并且防止在相反的方向上流动。

[0110] 对于一些情况,阀包括鸭嘴形止回阀。

[0111] 对于一些情况,管状部分是可生物降解的。

[0112] 对于一些情况,管状部分和阀构造为彼此易于分离。

[0113] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,牙科套筒具有小于 20mm 的纵向长度和小于 10mm 的最大直径。

[0114] 根据本发明实施例还提供了一种与对象一起使用的装置,所述装置包括:

[0115] 具有远端的牙科钻孔元件;

[0116] 光源,其构造为将光发射入对象的体腔;

[0117] 光传感器,其构造为感测钻孔元件的远端处的照明水平;以及

[0118] 输出单元,其构造为响应于照明水平产生输出。

[0119] 对于一些情况,光源构造为至少部分地置于体腔内。替代地,光源构造为置于体腔外面。

[0120] 对于一些情况,光源构造为从钻孔元件的远端发射光。

[0121] 根据本发明实施例另外地提供了一种与对象一起使用的装置,所述装置包括:

[0122] 具有远端的牙科钻孔元件;

[0123] 光源,其构造为从钻孔元件的远端发射光;

[0124] 光传感器,其构造为感测对象的体腔内的照明水平;以及

[0125] 输出单元,其构造为响应于照明水平产生输出。

[0126] 对于一些情况,光传感器构造为至少部分地置于体腔内。替代地,光传感器构造为置于体腔外面。

[0127] 根据本发明实施例还提供了一种再生合成物,其包括:

[0128] 生理溶液;以及

[0129] 以少于 50% 的体积浓度与生理溶液相混合的固体植骨颗粒。

[0130] 对于一些情况,颗粒的体积浓度小于 25%。

[0131] 对于一些情况,颗粒包括冻干同种异体植骨 (FDBA)。

[0132] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,生理溶液选自于由盐溶液、血液和稀释血液构成的组。

[0133] 根据本发明实施例另外地提供了一种装置,其包括:

[0134] 牙科种植体,其具有种植体近端和侧向外表面,种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔具有穿过侧向外表面的侧向开口;以及

[0135] 施放器,其可移除地结合至种植体近端,并且其包括具有管远端的输送管,管远端可移除地结合至种植体以使得输送管经由侧向开口与内腔流体相通。

[0136] 对于一些情况,管远端焊接至种植体,并且输送管的壁的一部分比紧邻该部分的壁要薄,以使得施加至输送管的打破扭矩在较薄部分处打破输送管,从而将输送管与种植体分开,并且较薄部分在距管远端的 3mm 之内。对于一些情况,输送管成形为外接限定较薄部分的槽。

[0137] 对于一些情况,较薄部分具有小于 0.1mm 的宽度。通常,输送管的该部分足够薄以使得施加小于 50 牛顿厘米的扭矩在较薄部分处打破输送管。

[0138] 通常,侧向外表面的包括侧向开口的至少一部分成形为限定包括在种植体周围具有升高螺旋肋的螺纹,并且较薄部分在升高螺旋肋下面凹陷入侧向外表面。

[0139] 对于一些情况,施放器构造为在相对于侧向开口旋转管远端时在较薄部分处打破输送管。通常,施放器构造为在相对于侧向开口旋转管远端时对输送管施加大于 50 牛顿厘米的扭矩。

[0140] 对于一些情况,施放器包括杠杆臂,其结合至输送管并且布置为相对于侧向开口旋转管远端。对于一些情况,输送管成形为限定距管远端在 5mm 和 20mm 之间的弯头,弯头具有在 85 和 180 度之间的角度,并且杠杆臂在最靠近弯头的位置处结合至输送管。对于一些情况,施放器包括可从施放器的近端操作的可旋转表面,所述可旋转表面可相对于施放器的一部分旋转,所述可旋转表面的旋转通过延伸杠杆臂来旋转管远端。

[0141] 对于一些情况,施放器包括:连接螺钉,其将施放器可移除地结合至种植体近端;以及可从施放器的近端操作的可旋转表面,所述可旋转表面可相对于施放器的一部分旋转,并且施放器构造为使得可旋转表面的旋转,(a) 将打破扭矩施加至输送管使得在较薄部分处打破输送管,和 (b) 旋转螺钉以将施放器与种植体近端分开。

[0142] 对于一些情况,在输送管结合至种植体时,输送管的一部分与种植体并排地延伸以使得种植体的纵向轴线和输送管最远离纵向轴线的部分的表面之间的最大距离小于 6mm,比如小于 5mm。

[0143] 对于一些情况,施放器包括施放器本体,其包括可从施放器的近端操作的可旋转表面,所述可旋转表面相对于施放器本体的一部分的旋转引起输送管开始与种植体分开,并且施放器成形为限定可从施放器的近端操作的稳定化表面,施加至所述稳定化表面的稳定力在可旋转表面的旋转期间稳定种植体。对于一些情况,可旋转表面和稳定化表面构造为便于可旋转表面的绕轴线旋转,从而最小化这个旋转可能会引起装置施加至其周围的任何偏离轴线的力。

[0144] 对于一些情况,该装置还包括稳定化工具,其构造为可移除地结合至施放器本体

的稳定化表面,以及将稳定力施加至稳定化表面。对于一些情况,稳定化工具限定开口,并且该装置还包括驱动工具,其构造为通过稳定化工具的开口可移除地结合至可旋转表面,并旋转可旋转表面。对于一些情况,驱动工具永久地结合至稳定化工具。

[0145] 通常,输送管包括刚性材料。

[0146] 对于一些情况,输送管具有管近端,并且该装置还包括结合至管近端的柔性供应管。

[0147] 对于一些情况,输送管成形为限定在管远端的 10mm 内的弯头,弯头具有在 85 和 95 度之间的角度。

[0148] 对于一些情况,施放器还包括保持元件,其构造为采取其中保持元件防止管远端与种植体分开的第一位置,以及其中保持元件不防止管远端与种植体分开的第二位置。对于一些情况,管远端成形为限定圆锥体。对于一些情况,圆锥体具有在 0 度和 60 度之间的开口角度。替代地或另外地,圆锥体成形为限定莫氏锥体。

[0149] 对于一些情况,输送管构造为相对于施放器枢转。

[0150] 对于一些情况,施放器还包括弹簧,其构造为在保持元件采取第二位置时施加使管远端与种植体分开的力。对于一些情况,施放器包括密封元件,其构造为将输送管可移除地密封结合至种植体。

[0151] 对于一些情况,施放器包括密封元件,其构造为将输送管可移除地密封结合至种植体。

[0152] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,侧向开口距种植体近端至少 3mm。

[0153] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,种植体具有从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体 50% 的纵向长度的种植体远端部分,并且内腔成形为限定穿过种植体远端部分的远端外表面的至少一个远端开口。对于一些情况,所述至少一个远端开口在选自于由种植体远端的中心、种植体远端上除了中心以外的位置、以及种植体远端部分上除了种植体远端以外的位置所构成的组中的一个或多个位置处定位于远端外表面上。对于一些情况,种植体具有最近端部分,并且内腔没有在种植体的最近端部分的 2mm 内开口至种植体的近端外表面。对于一些情况,牙科种植体在种植体的最近端部分的 3mm 内永久地闭合。

[0154] 通常,可选地与上述任何其他情况组合,侧向外表面的至少一部分成形为限定切割表面。对于一些情况,侧向开口在侧向外表面的限定切割表面的部分内。

[0155] 根据本发明实施例还提供了一种装置,其包括:

[0156] 牙科器械,其具有从远端沿着器械延伸直到器械 50% 的纵向长度的远端部分,器械成形为限定贯穿其中的内腔,内腔具有穿过远端的中心的至少一个远端开口,并且器械具有不大于 8mm 的最大直径和至少 3mm 的长度,

[0157] 其中器械的侧向外表面的至少一部分成形为限定切割表面,

[0158] 其中远端部分的至少一部分成形为限定选自于由至少一个立铣刀表面、至少一个自攻丝表面、以及所述至少一个立铣刀表面和所述至少一个自攻丝表面这两者构成的组中的至少一个表面,并且

[0159] 其中所选择的至少一个表面没有延伸进入器械的限定内腔的中心区域。

[0160] 对于一些情况,远端部分成形为限定所述至少一个立铣刀表面和所述至少一个自攻丝表面这两者。替代地,远端部分成形为限定所述至少一个自攻丝表面。还替代地,远端部分成形为限定所述至少一个立铣刀表面。

[0161] 对于一些情况,远端部分成形为限定多个立铣刀表面,这些表面分布于器械的中心轴线周围,以使得分别由切割表面限定的线与中心由器械的中心轴线贯穿的圆圈相切。

[0162] 对于一些情况,所选择的至少一个表面没有延伸入器械的圆柱形区域,其中心轴线与器械的中心轴线重合,并且该区域沿着器械的整个长度延伸并且该圆柱形区域的直径至少为 0.3mm。

[0163] 对于一些情况,所选择的至少一个表面分为三个部分。

[0164] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,牙科器械包括牙科种植体。

[0165] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,牙科器械包括牙科骨凿。

[0166] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,牙科器械包括牙科钻孔元件。

[0167] 对于一些情况,可选地与上述任何其他情况组合,牙科器械还包括具有分别限定第一和第二接头端口的第一和第二接头部分的回转接头,回转接头布置为限定从内腔经由第一接头端口、第一接头部分和第二接头部分至第二接头端口的流路,所述接头部分布置为可相对彼此旋转以使得流路在旋转期间保持。

[0168] 对于一些情况,器械具有最近端部分、侧面以及近端外表面,并且器械成形为使得内腔具有穿过侧向外表面的侧向开口,并且内腔在器械的最近端部分的 2mm 内没有开口至器械的近端外表面。

[0169] 根据本发明实施例还提供了一种装置,其包括:

[0170] 牙科器械,其具有从器械的远端延伸的远端部分,器械成形为限定穿过器械的内腔,内腔具有穿过远端部分的远端外表面的至少一个远端开口,并且器械的侧向外表面的至少一部分成形为限定切割表面;以及

[0171] 具有分别限定第一和第二接头端口的第一和第二接头部分的内腔,回转接头布置为限定从 (a) 内腔至 (b) 第一接头端口,至 (c) 第一接头部分,至 (d) 第二接头部分,至 (e) 第二接头端口的流路,并且第一和第二接头部分布置为可相对彼此旋转以使得流路在旋转期间保持。

[0172] 对于一些情况,牙科器械包括牙科骨凿。

[0173] 对于一些情况,牙科器械包括牙科钻孔元件。

[0174] 对于一些情况,第一接头部分定位为远离第二接头部分。替代地,第一接头部分定位为靠近第二接头部分。

[0175] 对于一些情况,第一接头端口定位于第一接头部分面对牙科器械的表面上,并且内腔的近端具有穿过器械侧向外表面的侧向开口,所述侧向开口与第一接头端口流体相通。

[0176] 对于一些情况,内腔的近端具有穿过器械侧向外表面的侧向开口,并且回转接头还包括将侧向开口流体相通地结合至第一接头端口的输送管。

[0177] 根据本发明实施例另外地提供了一种包括牙科成套工具的装置,其包括:

[0178] 牙科种植体,其具有种植体近端以及从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体 50% 的纵向长度的种植体远端部分,种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔 (a) 具有穿

过种植体远端部分的远端外表面的至少一个远端开口,以及 (b) 通过近端开口开口至种植体近端;以及

[0179] 足够数量的填充材料,以密封种植体的近端开口。

[0180] 对于一些情况,填充材料包括选自于由橡胶和胶构成的组中的材料。

[0181] 根据本发明实施例还提供了一种包括牙科成套工具的装置,其包括:

[0182] 牙科种植体,其具有种植体近端以及从种植体远端沿着种植体延伸直到种植体50%的纵向长度的种植体远端部分,种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔 (a) 具有穿过种植体远端部分的远端外表面的至少一个远端开口,以及 (b) 通过近端开口开口至种植体近端;以及

[0183] 机械插塞,

[0184] 其中近端开口和插塞构造为使得插塞能密封地结合至近端开口。

[0185] 对于一些情况,机械插塞成形为限定凸形莫氏锥体,并且近端开口成形为形成相应的凹形莫氏锥体。

附图说明

[0186] 本发明将从下面结合附图对其实施例的详细描述中得到更完全的理解,在附图中:

[0187] 图 1 是根据本发明实施例的牙科种植体系统的示意图;

[0188] 图 2A-C 是根据本发明各个实施例的图 1 所示牙科种植体系统的牙科种植体的替代构造的示意图;

[0189] 图 2D 是根据本发明实施例的图 1 所示牙科种植体的又一构造的示意图,并且图 2E 是沿着图 2D 的 IIC-IIC 线截取的横截视图;

[0190] 图 2F 是根据本发明实施例的结合至图 1 所示牙科种植体的可移除结合元件的示意图;

[0191] 图 3A-D、4A-B、5 和 6 是根据本发明实施例的图 1 所示种植体以及在其中输送管的远端最初焊接至种植体的施放器的示意图;

[0192] 图 7、8、9A-E 和 10 是根据本发明实施例的图 1 所示种植体以及包括保持元件的施放器的示意图;

[0193] 图 11A-I 是根据本发明实施例的用于种植图 1 所示牙科种植体的微创封闭窦抬高外科手术过程的数个步骤的示意图;

[0194] 图 12A 和 12B 分别是根据本发明实施例的用于将输送管从图 3A-D、4A-B、5 和 6 所示种植体拆卸的工具和技术的示意图;

[0195] 图 12C 和 12D-E 分别是根据本发明实施例的用于将施放器从图 3A-D、4A-B、5 和 6 所示种植体拆卸的工具和技术的示意图;

[0196] 图 13A 和 13B 是根据本发明各个实施例的其中种植体包括阀的图 1 所示牙科种植体的各个构造的示意图;

[0197] 图 14 是根据本发明实施例的牙钻的示意图;

[0198] 图 15A-C 是根据本发明各个实施例的另一牙科种植体系统的构造的示意图;

[0199] 图 16 是根据本发明实施例的应用至牙科种植体的可移除护套的示意图;

[0200] 图 17A 和 17B 是根据本发明实施例的可生物降解的牙科套筒分别处于闭合和打开位置的示意图；

[0201] 图 18 是根据本发明实施例的受控骨穿刺系统的示意图；

[0202] 图 19A-B 分别是根据本发明实施例图 1 所示的牙科种植体的远端表面的构造的示意性侧视图和正视图；

[0203] 图 20 是根据本发明实施例的另一牙钻的示意图；

[0204] 图 21A-E 是根据本发明各个实施例的另一牙科种植体的示意图；

[0205] 图 22A-F 是根据本发明实施例的用于种植牙科种植体的微创封闭侧向嵴扩增外科手术过程的数个步骤的示意图；

[0206] 图 23A-F 是根据本发明实施例的用于种植牙科种植体的另一微创封闭侧向嵴扩增外科手术过程的数个步骤的示意图；

[0207] 图 24A-C 和 25 是根据本发明实施例的液体骨凿的示意图；以及

[0208] 图 26 和 27A-B 是根据本发明实施例的另一液体骨凿的示意图；

具体实施方式

[0209] 图 1 是根据本发明实施例的牙科种植体系统 20 的视图。系统 20 包括牙科种植体 30, 其通常成形为限定贯穿其中的内腔 40, 内腔 40 通过远端开口 41 开口至种植体的远端部分 48, 远端部分 48 从种植体的远端 38 沿着种植体延伸高达 50% 的种植体纵向长度, 比如高达 30% 的长度, 高达 15% 的长度, 或者高达 5% 的长度。在一些情况下, 远端部分 48 具有高达 6mm 的纵向长度, 例如高达 4mm, 或高达 2mm。如这里使用的, 包括在权利要求中, 种植体的“远端”是首先插入骨头比如牙槽嵴的那个端部, 并且有时在现有技术中称为顶端, 并且种植体的“近端”是种植体的与远端相反的那个端部, 例如面对口腔, 并且有时在现有技术中称为冠端。类似地, “远端的”意味着朝着种植体的远端就位, 并且“近端的”意味着朝着种植体的近端就位。

[0210] 远端开口 41 可定位于种植体远端 38 处, 比如定于种植体远端上, 例如在种植体远端 38 的远端尖头处, 或者不定定于种植体远端上 (并且因而定位于远端尖头之外的位置), 比如如下参照图 2A 所述。替代地, (一个或多个) 远端开口 41 可定位于沿着种植体远端部分 48 的一个或多个位置, 包括侧面 42 上的位置。对于一些情况, 内腔经由多个开口 41 开口至远端, 这在一些情况下产生再生材料在嵴和施奈德膜之间的腔室中更加均匀的分布, 如下所述, 和 / 或允许再生材料通过, 即使一些开口被骨头颗粒堵塞。牙科种植体 30 除了内腔之外通常为大致圆柱形、锥形或圆锥形, 并且通常包括金属比如钛, 或陶瓷比如氧化锆 (二氧化锆) 陶瓷。种植体可具有在大约 2mm 和大约 7mm 之间的最大直径, 并且能以很多纵向长度提供, 例如在大约 7mm 和大约 18mm 之间, 例如在大约 12mm 和大约 16mm 之间, 比如大约 15mm。对于一些情况, 种植体具有小于 20mm 的纵向长度和小于 10mm 的最大直径。

[0211] 在本发明的一个实施例中, 牙科种植体 30 包括自攻丝骨整合式牙科种植体。在这个实施例中, 种植体 30 的侧向外表面 42 的至少一部分通常成形为限定切割表面, 例如螺纹 36, 或者其他连接元件。例如, 这个部分可以在种植体的远端端部 38 附近, 或者可包括所有或几乎所有的侧面。

[0212] 在本发明的一个实施例中, 系统 20 包括施放器 32, 其可移除地结合至种植体 30 的

近端 34。对于一些情况,施放器 32 成形为限定远端凸形结合元件,例如六角形头,其插入由牙科种植体 30 限定的相应形状的近端凹形结合元件,例如六角凹头。六角形头和六角凹头之间的摩擦将种植体可移除地结合至施放器。替代地,另一结合元件将种植体可移除地结合至施放器。施放器 32 的近端通常成形为限定结合元件 43,比如凸形结合元件(如图 1 所示),例如六角形头,或者凹形结合元件(构造未示出),例如六角凹头。通常,种植体 30 包括两级种植体。外科医生在种植体的骨整合之后将支座结合至种植体的近端,如本领域已知的,比如下面参照图 11F 所述的。替代地,种植体 30 包括单级穿龈种植体,其成形为限定整体式支座,如本领域已知的。

[0213] 在本发明的一个实施例中,如图 1 所示,内腔 40 的近端具有穿过种植体侧向外表面 42 的侧向开口 44,并且内腔没有开口至种植体 30 在距其最靠近部分的 2mm 之内的近端外表面。对于一些情况,内腔没有开口至种植体 30 在距其最靠近部分的 3mm 之内的近端外表面。在这个实施例中,种植体 30 通常在距种植体的最靠近部分的 3mm 之内永久地闭合。替代地,内腔 40 的近端开口至种植体近端 34,比如如下参照图 15A、15C、16、21A-E 或 23A-F 所述的。通常,侧向开口距种植体远端 38 为至少 1.5mm,比如至少 2mm(例如距种植体远端 38 为 8mm)。通常,侧向开口距种植体近端为至少 2mm,比如至少 3mm 或至少 4mm。

[0214] 系统 20 还包括输送管 50,其远端经由侧向开口 44 结合至内腔 40。例如,输送管可使用微型鲁尔连接器、通过摩擦、使用可移除结合元件结合至内腔(比如下面参照图 2F 所述的),或者下面参照图 3A-D、4A-B、5 和 6,或者图 7、8、9A-E 和 10 所述的。替代地,管可螺旋入内腔,以在整个种植过程中旋转地紧固至种植体。进一步替代地或另外地,输送管 50 的远端包括密封元件,其构造为将输送管 50 可移除地密封地结合至种植体 30。例如,密封元件可包括 O 形环或垫圈。通常,输送管 50 的近端在至少一部分种植过程期间结合至施放器 32。输送管 50 与供应管 52 流体相通,供应管又与流体源 54 流体相通。替代地,输送管 50 直接结合至流体源 54,并且不设置供应管 52。流体源 54 可包括注射器或电动药物输送设备。

[0215] 在本发明的一个实施例中,种植体系统 20 包括回转接头 64,其具有分别限定近端和远端接头端口的近端和远端接头部分 60 和 62。接头 64 布置为限定从近端接头端口经由近端和远端接头部分 60 和 62 至远端接头端口的流路。近端和远端接头部分 60 和 62 布置为可相对彼此旋转以使得流路在旋转期间得到保持。输送管 50 的近端结合至远端接头端口,并且供应管 52 结合至近端接头端口,以使得输送管 50 和供应管 52 经由回转接头 64 彼此流体相通。替代地,接头 64 布置为限定从远端接头端口经由远端和近端接头部分至近端接头端口的流路,比如下面关于回转接头的参照图 27B 所述。

[0216] 对于一些情况,如图 1 所示,回转接头 64 限定贯穿其中的钻孔,施放器 32 的至少一部分定位于其中。接头的近端和远端部分可独立地绕着施放器在钻孔中的部分旋转。结合元件 43 在施放器近端处的旋转引起施放器远端和种植体 30 的相应旋转。种植体的这种旋转引起侧向开口 44 和输送管 50 的相应旋转,这又使回转接头 64 的远端接头部分 62 旋转。然而,供应管 52 倾向于防止回转接头的近端接头部分 60 的旋转,引起近端和远端接头部分相对彼此旋转。替代地,施放器可通过在其远端处或远端附近将其抓紧来旋转。可选地,回转接头 64 的远端接头部分 62 固定至施放器 32 的本身。

[0217] 对于一些情况,内腔 40 开口至种植体近端 34 而非侧面 42。对于这些情况,远端接

头端口可开口至回转接头的钻孔,并且经由施放器的中心内腔(构造未示出)与内腔40流体相通。

[0218] 对于其中回转接头64的远端接头部分62固定至施放器32本体的一些情况,通过旋转远端接头部分来旋转种植体。例如,远端接头部分的外表面可成形为限定大于近端接头部分60的六角体,并且远端接头部分可使用六角棘轮扳手来旋转。

[0219] 在本发明的一个实施例中,系统20不包括施放器32。系统20包括回转接头64,其对于一些情况仅通过输送管50结合至种植体30。为了旋转种植体,扳手或其他工具(例如长度为大约3至4cm的直柄六角螺丝刀,可选地具有滚花手柄)的头部暂时地插入穿过回转接头的钻孔,并结合至种植体的结合元件(其可以是例如六角凹头)。替代地,回转接头可移除地结合至种植体,并且在输送管50从种植体拆卸时移除,如下参照图11E所述的。对于其中回转接头可移除地结合至种植体的一些情况,远端接头部分62成形为限定结合元件,比如六角结合元件,并且通过使用扳手或六角螺丝刀旋转结合元件从而旋转种植体。

[0220] 现在参照图2A-C,它们是根据本发明各个实施例的牙科种植体30的可选构造的示意图。在图2A所示的构造中,内腔40的远端开口41定位于种植体远端38上除了种植体的远端尖头70之外的位置处。对于一些情况,该位置在沿着远端尖头的表面测量的距远端尖头70 3mm之内。如上参照图1所提及的,对于一些情况,内腔40经由多个远端开口41开口至远端,如图2A所示。一个或多个开口可定位于除了远端尖头70之外的位置处,包括在种植体远端38处的一个或多个位置和/或种植体远端部分48上的其他位置。替代地,内腔40经由正好一个开口(构造在图2A中未示出)开口至种植体远端38或种植体远端部分48。

[0221] 在图2B所示的构造中,种植体远端38是凹入的,以使得凹腔的升高边缘限定锋利的切割表面46。在图2C所示的构造中,种植体远端38是大致平状的,并且远端成形为使得限定锋利的切割表面46,通常在远端的边缘附近。

[0222] 参照图2D,其是牙科种植体30的又一构造的示意图,以及图2E,其是沿着图2D的IIC-IIC线截取的横截视图。在这个实施例中,牙科种植体30的侧面42是缩进的以便沿着侧面在侧面上种植体远端38附近的第一位置82和侧面上介于种植体远端38和种植体近端34(不包括)之间的第二位置84之间限定通道80(即,通道通常不是一直延伸至种植体近端)。输送管50的远端部分88定位于通道内,以使得输送管的远端开口至种植体的远端38。替代地,输送管的远端开口至沿着通道的位置,比如种植体远端部分48上的位置。例如,输送管的远端可达到第二位置84附近的点A,以使得输送管的仅一小部分定位于通道内。通常,侧面42的至少一部分成形为限定螺纹36,至少一部分螺纹可用作或不用作切割表面,并且其包括围绕种植体30延伸的升高螺旋肋。通道80在侧面上的多个位置处与肋交叉。通常,第二位置距种植体近端34至少2mm,比如至少3mm或至少4mm。

[0223] 本发明的多个实施例包括定位侧向开口44(例如,定位在嵴100中和/或在再生材料130中)。参照图2D所述实施例的技术可通过用第二位置84代替侧向开口44而与这些实施例的技术相结合。

[0224] 现在参照图2F,其是根据本发明一个实施例的结合至种植体30的可移除结合元件90的示意图。可移除结合元件90可移除地将输送管50紧固至侧向开口44。当外科医生将输送管50与种植体30分离时,如下参照图11E所述,外科医生也将结合元件90与种

植体分离。结合元件通常可移除地结合至种植体的外表面。对于一些情况,结合元件 90 构造为布置为围绕种植体的至少一部分圆周,比如整个圆周。

[0225] 在一个实施例中,结合元件 90 包括布置为围绕种植体整个圆周的弹性带,如图 2F 所示。输送管 50 的远端可穿过带中的开口,以使得带将管就位保持结合至侧向开口 44。对于其他情况,结合元件 90 包括更刚性的材料。

[0226] 参照图 3A-D、4A-B、5 和 6,它们是根据本发明实施例的牙科种植体 30 和施放器 32 的示意图,其中输送管 50 的远端初始焊接至种植体 30。图 3A-D 是种植体和施放器从各个方向的视图,其中输送管 50 结合至种植体,以使得输送管经由种植体 30 的侧向开口 44 与种植体 30 的内腔 40 流体相通。图 4A-B 分别是沿着图 3A 的线 IVA-IVA 和 IVB-IVB 的横截视图。图 5 示出在如下所述输送管已经破裂之后的种植体和施放器,并且图 6 是图 5 的横截视图。

[0227] 输送管 50 至种植体 30 的焊接提供了能承受由流体源 54 所提供的流体的压力(如下参照图 11B 和 11C 所述)和再生材料的注射(如下参照图 11D 所述)。输送管可通过激光焊接输送管圆周周围的重叠点而焊接至种植体 30。

[0228] 如能在图 4A 中的放大图最好地示出的,输送管 50 的壁的一部分 72 薄于与之紧邻的壁,以使得将断裂扭矩施加至输送管就会使输送管在较薄部分断裂,从而将输送管与种植体分离。通常,较薄部分在距输送管的远端的 3mm 之内,比如在距远端的 2mm 之内或 1mm 之内。较薄部分通常凹陷入种植体的侧向外表面 42。对于一些情况,至少一部分包括侧向开口 44 的侧面成形为限定螺纹 36,如上参照图 1 所述。对于这些情况,较薄部分在螺纹 36 的升高螺旋肋下面凹陷入侧向外表面。于是,在输送管断裂之后输送管的仍然结合至种植体的较小远端断裂部分不会妨碍螺纹 36 的作用。

[0229] 通常,输送管 50 的较薄部分 72 足够薄以使得施加小于 50 牛顿厘米(Ncm)的断裂扭矩就使输送管在较薄部分断裂。对于一些情况,较薄部分具有小于 0.1mm 的宽度,比如小于 0.05mm。

[0230] 在这个实施例中,输送管 50 通常包括刚性材料,比如金属。对于一些情况,输送管成形为与限定较薄部分 72 的槽 74 外接。例如,管可通过刻痕种植体以形成用作较薄部分的槽而制造。通常,槽是 V 形,以使得断裂扭矩的应用引起集中的力施加于 V 形的尖端,从而在槽处使输送管断裂。

[0231] 对于一些情况,输送管成形为限定距管的远端在大约 5mm 和大约 20mm 之间的弯头 86,比如在距管的远端的大约 10mm 之内。例如,弯头可具有在大约 85 度和大约 95 度之间的角度。

[0232] 在本发明的实施例中,施放器 32 构造为通过相对于种植体的侧向开口 44 旋转输送管的远端来在较薄部分 72 处打破输送管 50。通常,施放器 32 构造为在相对于侧向开口旋转管的远端时将大于 50 牛顿厘米的扭矩施加至输送管。施放器通常在未将任何有意义的扭矩施加至种植体自身之下将扭矩施加至输送管,并且因而不会使已经准确地置于嵴部中的钻孔内的种植体移位或失准,如下参照图 11B 所述。对于一些情况,输送管 50 的一部分 76 初始定位为在较薄部分 72 断裂之前大致平行于种植体 30 的中心纵轴线 96,如图 3A-D 和 4A-B 所示。施放器 32 通过将部分 76 旋转大约 5 度至大约 20 度之间(例如大约 10 度)来旋转输送管的远端,直到较薄部分 72 断裂,如图 5 和 6 所示。

[0233] 通常,当输送管 50 在较薄部分 72 断裂之前结合至种植体时,输送管的部分 76 与种植体并排地延伸,以使得,如图 4A 所示,种植体的纵轴线 96 和输送管的部分 76 的最远离纵轴线的表面之间的最大距离 D 小于 6mm,比如小于 5mm。这么小的距离允许种植体和输送管易于在种植过程期间布置于相邻齿之间,比如如下参照图 11B-D 所述。

[0234] 对于一些情况,施放器 32 包括杠杆臂 78,其结合至输送管 50 并布置为相对于侧向开口 44 旋转管的远端。对于一些情况,输送管成形为限定距管的远端大约 5mm 至大约 20mm 之间的弯头 86,并且杠杆臂 78 在靠近弯头的位置处结合至输送管。对于这些情况,弯头通常具有 85 至 180 度之间的角度。对于一些情况,施放器 32 包括可从施放器的近端操作的可旋转表面 92,可旋转表面 92 可相对于施放器的一部分旋转。可旋转表面 92 的旋转通过延伸杠杆臂 78 而旋转管的远端。例如,可旋转表面的旋转可使延伸杠杆臂的传递元件 94 向远处前进。例如,可旋转表面 92 可限定例如其内部宽度为大约 2.4mm 的内六角(六角宽度是六角形的平行边之间的距离)。

[0235] 在本发明的实施例中,施放器 32 包括连接元件,其将施放器可移除地结合至种植体的近端。对于一些情况,连接元件包括连接螺钉 98。通常,螺钉 98 的头部可从穿过旋转表面 92 的通道操作,以使得头部能随着插入穿过施放器近端的螺丝刀工具旋转,以将施放器与种植体分离。例如,连接螺钉可限定其内部宽度小于可旋转表面 92 的内部宽度,例如大约 1.25mm。对于一些情况,施放器构造为使得旋转表面 92 的旋转 (a) 将断裂扭矩施加至输送管以使输送管在较薄部分处断裂,并且 (b) 使螺钉 98 旋转以使施放器与种植体近端分离。

[0236] 对于其他情况,连接元件不包括螺钉,并且替代地包括一个或多个表面,比如锥形表面,其构造为通过摩擦将施放器可移除地结合至种植体的近端。例如,施放器可包括凸形结合元件,其构造为结合至种植体的凹形结合元件。

[0237] 参照图 7、8、9A-E 和 10,它们是根据本发明实施例的牙科种植体 30 以及包括保持元件 170 的施放器 32 的示意图。图 7 和图 8(图 7 的横截视图)示出处于第一位置的保持元件 170,其中保持元件防止输送管 50 的远端与种植体 30 分离。保持元件 170 因而保持输送管 50 的远端密封地结合至种植体 30 以使得输送管经由种植体 30 的侧向开口 44 与种植体 30 的内腔 40 流体相通。

[0238] 图 9A-E 是从各个方向的视图,其中保持元件 170 采取其中保持元件不会防止管的远端与种植体分离的第二位置,以使得输送管 50 开始与种植体分离。图 10 是图 9A 的横截视图。保持元件 170 提供能经受过流体源 54(如下文参照图 11B 和 11C 所述)和再生材料的注射(如下文参照图 11D 所述)所提供的流体压力的坚固密封。

[0239] 对于一些情况,输送管 50 的远端成形为限定圆锥体。例如,如图 8 所示,圆锥体可具有在 0 和 90 度之间的开口角度 θ ,比如在大约 0 度和大约 60 度之间。对于一些情况,圆锥体形成莫氏锥体,在此情况下输送管 50 的远端在保持元件 170 采取第二位置时必须用力移除。

[0240] 对于一些情况,保持元件 170 包括保持元件本体 172、枢转元件 174 以及近端阻塞元件 176。输送管 50 结合至枢转元件。枢转元件构造为相对于保持元件本体枢转,以使得输送管也相对于保持元件本体并且从而相对于施放器 32 枢转。

[0241] 阻塞元件 176 能在施放器 32 内向远端前进和向近端撤回,比如通过旋转阻塞元

件。当处于远端位置时,阻塞元件防止枢转元件 174 自由地枢转,从而引起保持元件 170 采取其中保持元件防止输送管 50 的远端与种植体 30 分离的第一位置。当处于近端位置时,阻塞元件不会妨碍枢转元件 174 的枢转,从而允许保持元件 170 采取其中保持元件不会防止输送管 50 的远端与种植体 30 分离的第二位置。

[0242] 对于一些情况,如图 9D-E 所示,施放器 32 还包括弹簧 178,其构造为在保持元件采取第二位置时施加将管的远端与种植体分离的力。

[0243] 对于一些情况,输送管 50 的远端包括密封元件,其构造为将输送管 50 可移除地密封地结合至种植体 30。例如,密封元件可包括 O 环或垫圈。

[0244] 参照图 11A-F,它们是根据本发明实施例的用于种植牙科种植体 30 的微创闭合窦抬高外科手术过程的数个步骤的示意图。这个过程通常在患者的上颌骨牙槽嵴缺少足够的骨块时使用以支撑常规的牙科种植体。外科医生通过准备口腔表面区域并且施用局部麻醉剂来开始这个过程。可选地,如图 11A 所示,外科医生通过使用牙钻(比如常规的窦钻 102)形成钻孔的预备部分来在上颌骨牙槽嵴 100 中开始骨凿术。这个预备钻孔部分通常具有在大约 1mm 和大约 7mm 之间的直径,比如在大约 2mm 和大约 6mm 之间,并且留下在大约 0.5mm 和大约 5mm 之间的剩余骨厚度,例如,在大约 1mm 和大约 4mm 之间,或在大约 0.5mm 和大约 2mm 之间。可选地,外科医生使用一系列连续变宽的钻头来扩宽钻孔,直到获得期望的钻孔直径(例如,最大钻头可具有 3.65mm 的直径(用于具有 4.2mm 直径的种植体),或 4.2mm 的直径(用于具有 5mm 直径的种植体)。钻孔可使用本领域已知的技术来测量,比如 CT、x 射线或具有深度导向件的 x 射线。对于一些情况,外科手术导向件可用来确保骨凿的中心和最近的牙齿表面之间的间隙。可选地,执行预备外科手术射线照相(例如,CT 或 x 射线),以使得外科医生能估计剩余骨头的高度并且相应地计划骨凿术。

[0245] 在将预备钻孔部分钻孔之后,外科医生通过使用外科手术螺旋工具 110 将种植体螺旋入嵴部 100 来使牙科种植体 30 前进入钻孔,如图 11B 中所示,螺旋工具 110 可包括常规手动棘轮扳手,或适合的钻头附接于此并以低速和低扭矩操作的常规钻或电机。替代地,螺旋工具 110 可包括具有滚花手柄的任何常规六角工具,比如滚花六角螺丝刀,并且沿着其轴线具有细杆,细杆具有装配入由施放器 32 的近端限定的凹形六角形凹头的六角形头。

[0246] 在外科医生螺旋种植体时,流体源 54 经由供应管 52、输送管 50 以及内腔 40 将监控压力之下的流体提供给种植体远端部分 48,比如种植体远端 38。流体通常包括生物兼容的溶液,比如普通盐水溶液,或气体,例如空气。种植体 30 用作将钻孔的远端与口腔隔离的塞子,允许在远离种植体的流体中形成相对较高的压力,而没有释放至口腔。在种植体远端 38 形成穿过嵴部 100 的顶部至施奈德膜 122 下面的开口从而将远端开口 41 带入与膜的面向嵴部 100 的表面流体相通时,检测到压力下降,如图 11B 所示。在检测到下降时,外科医生停止螺旋种植体 30 以避免刺穿膜。种植体远端 38 通常不会穿过嵴部 100 的顶部,至少在这个过程的这个阶段。

[0247] 压力下降可使用单独的压力计 124 检测,例如用于其中流体源 54 包括手动注射器 126 的情况,如图 11B 所示。这种压力计可结合至供应管 52,如图中所示,或直接结合至注射器(构造未示出),如本领域已知的,例如 Viceroy™ 充气注射器(犹他州 South Jordan 市的 Merit 医疗系统公司)。替代地,对于其中流体源 54 包括电动药物输送设备的情况,压力下降可使用集成入药物输送设备的压力计来检测,如本领域已知的(构造未示出)。对于

一些情况,系统 20 包括输出单元,其产生将压力下降告知外科医生的输出。输出可包括声音或视觉信号。替代地或另外地,系统 20 可显示所测量压力的数值指示。

[0248] 在替代实施例中,手动注射器 126 包括阻力损耗 (LOR) 注射器,比如已知的用于定位硬模外腔的硬模外技术。外科医生通过在种植体远端 38 形成穿过嵴部 100 的顶端至施奈德膜 122 下面的开口时检测阻力损耗来检测压力下降。例如,可使用 EpisureAutoDetect LOR 注射器(美国加利福尼亚州 Irvine 市的 Indigo Orb 公司)。

[0249] 替代地,在将种植体最初插入钻孔之后,代替提供和测量流体的压力,外科医生使用根尖周射线照相来估计从种植体尖头至窦底的剩余距离。外科医生旋转种植体以刺入窦,比如通过将种植体旋转等于剩余距离除以常数例如 1.2mm 的转数。通常,外科医生执行另外的根尖周射线照相以确保种植体已经刺入窦腔。

[0250] 如图 11C 所示,外科医生将膜 122 从嵴部 100 的顶部轻轻地提升并且分离以进入上颌骨窦 128,通过在受控压力之下经由供应管 52、输送管 50 以及内腔 40 从流体源 54 注射流体 129,比如生物兼容的溶液比如普通盐水溶液或气体,以便在嵴部和膜(图 11C 中,膜示出为局部地升高)之间形成在膜下面的腔 120。系统 20 产生所测量压力的数值的输出指示,和/或警告输出(如果所测量压力超过阈值)。压力的增大通常指示膜正在伸展并且可能穿孔。通常,外科医生将充分的流体 129 喷入腔 120 以将腔膨胀至距嵴部 100 的顶端在大约 2mm 和大约 20mm 之间的垂直高度,比如在大约 2mm 和大约 11mm 之间,例如在大约 2mm 和大约 8mm 之间。对于一些情况,测量体积的流体 129 按量注射以获得期望的腔高度,比如在大约 0.5ml 和大约 6ml 之间的流体,例如在大约 1ml 和大约 4ml 毫升之间,或在大约 2ml 和大约 4ml 之间。

[0251] 流体通常从腔排出,并且外科医生将再生材料 130 比如液体或凝胶植骨注射入腔 120,如图 11D 所示。流体源 54 或单独的注射器或电动药物输送设备用来注射再生材料。如果单独的注射器或设备用来注射材料,材料可经由供应管 52,或经由结合至回转接头 64 的近端接合部分 60 或在施放器附近结合至供应管 52 的单独供应管提供。替代地,材料可通过将注射器直接结合至种植体而直接注射入内腔 40。再生材料 130 可包括同种异体移植物(allograft)、自体植骨或异体移植物,并且可例如包括天然材料、合成材料或它们的混合物。例如,再生材料 130 可包括以下市售流体植骨材料之一:DBX 药膏(MTF)、Allomatrix(Wright)、Cerament(Bone Support)、DynaGraft(Citagenix/ISOTIS)、Fisiograft(Ghimas)、Grafton(Osteotech)、Optium DBM 凝胶(Lifenet/Depuy J&J)、OsteoMax(Orthofix)、PD VitalOs Cemen(VitalOs)、或 Regenafil®(Exactech)。替代地,再生材料 130 可包括下述合成物,其包括与固体植骨颗粒混合的盐水溶液。可选地,系统监控并且产生注射时的再生材料压力的输出指示。

[0252] 对于一些情况,系统 20 测量在上文参照图 11C 描述的这个过程的步骤中形成腔 120 时注射入嵴部和膜之间的腔的流体 129 的体积。响应于所测量的体积,外科医生确定在上述参照图 11D 描述的这个过程的步骤中注射入腔 120 的再生材料 130 的量。通常,再生材料 130 的量大致等于注射流体 129 的体积,或稍微大于或小于注射流体的体积。因此,再生材料 130 的浪费通常是最小化的,并且通过再生材料的注射而将膜穿孔的可能性通常会降低。

[0253] 对于一些情况,外科医生使用软线作为活塞以帮助推动再生材料穿过供应管和/

或内腔。这种技术在再生材料是粘性的并且因而难以使用普通注射器注射时能是有帮助的。

[0254] 替代地,外科医生注射再生材料 130 而非流体 129 来提升膜 122,从而将上述参照图 11C 和 11D 的这个过程的步骤组合。在此情况下,再生材料通常包括液体。

[0255] 外科医生将输送管 50 与种植体 30 分离,并将种植体 30 进一步前进(例如通过旋转或螺旋)入腔 120 中的再生材料 130,如图 11E 所示。外科医生可在使种植体进一步前进之前或时分离输送管,和/或通过使种植体前进直到管由于旋转而分离。对于一些情况,外科医生使用下面参照图 12A 和 12B 所述的工具和技术分离输送管。种植体的这个额外的前进使种植体 30 的侧面 42 前进,至少直到侧向开口 44 完全位于嵴部 100 中的钻孔内和/或腔 120 中的再生材料 130 中。内腔 40 的两端在钻孔内的这种定位显著降低了感染的危险,因为种植体 30 暴露于口腔或牙龈的近端永久地闭合。外科医生将施放器 32 与种植体 30 分离,比如通过将凸形结合元件从凹形结合元件中拉出,或者使用下面参照图 12C-E 所述的工具和技术。通常,外科医生使用手动螺丝刀将盖用螺钉结合至种植体的近端,并缝合牙龈。

[0256] 如图 11F 所示,在骨头生长入再生材料 130 并且结合入嵴部 100 之后,通常使用结合至种植体 30 的支座 142 将器械 140,比如齿冠,结合至种植体 30,如本领域已知的。替代地,如上所述,种植体 30 包括单级穿龈种植体/支座,如本领域已知的。

[0257] 参照图 11G-I,它们是根据本发明各个实施例沿着图 11D 的线 XIG-XIG 截取的用于注射再生材料 130 的替代技术的示意性横截视图。对于上述参照图 11D 所述的注射技术而言替代地或另外地,使用这些技术。在这些技术中,在膜 122 已经从嵴部 100 的顶部提升之后,如上面参照图 11C 所述的,外科医生在第二钻孔位置处形成穿过嵴部的第二钻孔,例如,使用牙钻。第二钻孔位置距如上参照图 11C 所述的第一钻孔位置通常是至少 1mm,比如至少 2mm 或至少 3mm。外科医生经由供应管线 148 将再生材料 130 注射入腔 120,通常使用单独注射器 146 或电动药物输送设备。

[0258] 对于一些情况,如图 11G 和 11H 所示,外科医生通过将适配器 143 插入第二钻孔来注射再生材料。适配器成形为限定贯穿其中的通道。供应管线 148 结合至通道的近端。例如,适配器可以是螺纹的,如图 11G 所示,在此情况下外科医生将适配器螺旋入第二钻孔。在这个构造中,适配器 143 通常是刚性的,并且可包括金属。替代地,适配器可以不是螺纹的,如图 11H 所示,在此情况下外科医生将适配器压入第二钻孔。在这个构造中,适配器可以是刚性的(例如,可包括金属)或柔性的(例如,可包括橡胶)。可选地,适配器是圆锥体。

[0259] 对于其他情况,外科医生使用针 144 注射再生材料,如图 11I 所示。外科医生可使用牙钻形成第二钻孔,或直接使用针形成第二钻孔。对于另一些其他情况,外科医生通过钻头的通道注射材料,比如这里参照图 4 或 20 所述。

[0260] 再生材料通过单独钻孔的插入允许使用具有较窄内腔 40 和/或输送管 50 的种植体,因为内腔和输送管仅需要如上面参照图 11C 所述允许流体通过,并且不允许通常比流体更粘性的再生材料通过。

[0261] 在本发明的实施例中,分别参照图 14 或 20 在下文描述的牙钻 300 或 820 的一个,用来通过第一钻孔执行窦抬高,而不是种植体 30。替代地,窦抬高使用具有冲洗功能(比如

内部冲洗)的常规手术钻来执行,如本领域已知且市售的。再生材料通过第二钻孔注射,如上面参照图 11G-I 所述。除了允许使用穿过钻头的较窄内腔,再生材料插入通过单独钻孔允许了使用较窄钻头来通过第一钻孔执行窦抬高。

[0262] 在本发明的实施例中,液体骨凿 1230(参照图 24A-C 和 25,或图 26 和 27A-B 在下面描述)用来通过第一钻孔执行窦抬高,而不是种植体 30。再生材料通过第二钻孔注射,如上面参照图 11G-I 描述的。除了允许使用通过骨凿的较窄内腔以外,再生材料插入通过单独钻孔允许使用较窄骨凿来通过第一钻孔执行窦抬高。

[0263] 参照图 12A 和 12B,它们分别是根据本发明实施例的用来将输送管 50 与种植体 30 分离的工具和技术的示意图。这些工具和技术尤其用于上面参照图 3A-D、4A-B、5 和 6 所述的输送管 50、种植体 30 以及施放器 32 的构造。

[0264] 图 12A 示出稳定化工具 150 和驱动工具 160。稳定化工具的远端成形为限定具有例如 6.35mm 的内六角宽度的结合开口 152。驱动工具 160 可以是具有例如 2.4mm 的六角宽度的常规手工驱动器。在本发明的实施例中,驱动工具 160 在结合开口 152 内结合至稳定化工具 150,以使得驱动工具可相对于稳定化工具的远端旋转。

[0265] 如图 12B 所示,外科医生通过将稳定化工具 150 结合至施放器的近端来稳定施放器 32。施放器 32,如上面图 3A-D 和 4A-B 所示,包括施放器本体,施放器本体包括可从施放器的近端操作的可旋转表面 92。施放器 32 还成形为限定可从施放器的近端操作的稳定化表面 154。将稳定力施加至稳定表面 154 在可旋转表面 92 的旋转期间稳定种植体。因此,输送管 50 与种植体 30 的分离不会使已经在嵴部中的钻孔中精确地就位的种植体移位或失准,如上面参照图 11B 所述的。而且,稳定力的施加减少或防止力从在施放器和 / 或种植体上操作的工具传递至骨头。

[0266] 稳定表面的外径(或宽度,比如如果表面是六角形的)大致等于稳定化工具 150 的结合开口 152 的内径(或宽度),并且稳定表面和结合开口具有相应的形状。

[0267] 外科医生将稳定化工具 150 定位为使得结合开口 152 可移除地结合至稳定化表面 154,并且将稳定力施加至稳定化表面 154。例如,结合开口和稳定化表面可以都是六角形的。通常,可旋转表面 92 和稳定化表面 154 构造为便于可旋转表面的绕轴线旋转,从而最小化旋转可引起装置将其施加至其周围的任何偏离轴线的力。

[0268] 为了通过使输送管的较薄部分 72 断裂来将输送管 50 与种植体 30 分离,在稳定化工具稳定施放器的同时,外科医生通过稳定化工具 150 的开口 152 将驱动工具 160 可移除地结合至施放器 32 的可旋转表面 92,并且旋转驱动工具,从而使可旋转表面旋转并且使较薄部分 72 断裂,如上面参照图 3A-D、4A-B、5 和 6 所述。例如,驱动工具 160 可以是具有 2.4mm 的六角形宽度的常规牙科手工驱动器。

[0269] 参照图 12C 和 12D-E,它们分别是根据本发明实施例的用于将施放器 32 与种植体 30 分离的工具和技术的示意图。这个工具和这些技术尤其用于上面参照图 3A-D、4A-B、5 和 6 所述的输送管 50、种植体 30 以及施放器 32 的构造。

[0270] 图 12C 示出驱动工具,比如例如具有 1.25mm 的六角形宽度的常规手工驱动器。

[0271] 如图 12D 所示,外科医生通过将驱动工具 162 插入连接螺钉 98 的头部来将施放器 32 与种植体 30 分离,如上参照图 3A-D、4A-B、5 和 6 所述。外科医生旋转驱动工具 162(通常逆时针)以旋松连接螺钉 98,从而将施放器 32 与种植体 30 分离。通常,稳定工具 150 在

这个分离期间保持结合至种植体 30 的稳定化表面 154。图 12E 示出在其已经与种植体分离之后留下种植体就位于嵴部中的施放器。

[0272] 参照图 13A 和 13B, 它们是根据本发明各个实施例的牙科种植体 30 的各个构造的示意图, 其中种植体包括阀 200。在图 13A 所示的构造中, 阀 200 包括定位于由内腔 40 在侧向开口 44 附近限定的流路中的活板门阀。在图 13B 所示的构造中, 阀 200 布置于由内腔 40 限定的流路中。替代地, 阀可布置于输送管 50 中 (构造未示出)。

[0273] 对于一些情况, 阀 200 包括单向阀, 其构造为允许材料朝着种植体远端 38 通过内腔 40 或输送管 50, 并且防止在相反方向上通过。对于这些情况, 阀 200 可定位于 (a) 沿着内腔 40 的任何方便位置处, 如图 13A 所示, 比如在侧向开口 44 附近, 在内腔的远端开口附近, 或位于内腔中的中间位置处, 或 (b) 沿着输送管 50 (构造未示出) 的任何方便位置。

[0274] 对于其他情况, 阀 200 构造为允许通过内腔 40 的双向流动。对于这些情况, 阀可定位于侧向开口 44 附近, 并且可包括例如活板门阀、龙头阀、鸭嘴形止回阀 (例如, 包括可生物降解的材料), 或磁性阀。阀可包括金属或硅酮, 或另一种生物兼容的材料。对于一些情况, 阀构造为在管结合至种植体 30 时由输送管 50 打开, 并且在输送管没有结合至种植体时采取闭合位置。阀在流体 129 (例如生物兼容的溶液, 比如普通盐水溶液) 的注射和排出期间打开, 如上面参照图 11C 和 11D 所述。例如, 如果阀包括活板门, 活板门可由输送管 50 强制打开。再生材料 130 在阀保持打开时注射, 如上面参照图 11D 所述, 并且之后阀闭合。对于其中阀包括活板门的情况, 活板门可通过移除输送管 50 来闭合。

[0275] 对于一些情况, 阀 200 用来在一旦再生材料已经注射入腔时防止再生材料 130 离开腔 120, 如上面参照图 11D 所述。对于一些情况, 窦抬高通过使用单独牙科套管注射流体 129 (例如生物兼容的溶液, 比如普通盐水溶液) 来执行。在腔 120 已经形成于嵴部 100 和膜 122 之间之后, 移除套筒, 插入种植体 130, 并且经由种植体将再生材料 130 注射入腔。

[0276] 对于一些情况, 阀 200 构造为使用可从种植体的外部操作的打开 / 闭合控制器来打开和闭合。例如, 打开 / 闭合控制器可包括穿过种植体的侧面的细杆。杆的一端可从侧面操作, 并且成形为限定凸形或凹形结合元件, 例如六角形凹头或螺纹插槽。杆的另一端包括定位于内腔 40 内的打开 / 闭合元件。打开 / 闭合元件构造为当杆在第一组的一个或多个旋转位置中旋转时阻塞穿过内腔, 并且当杆在第二组的一个或多个旋转位置中旋转时允许穿过内腔。

[0277] 参照图 14, 其是根据本发明实施例的牙钻 300 的示意图。钻 300 包括钻头 310, 其成形为限定贯穿其中的内腔 340, 内腔开口至钻头的远端部分, 这个远端部分从钻头的远端 314 沿着钻头的纵向长度延伸直到 8mm 的长度, 比如直到 6mm 的长度, 直到 4mm 的长度, 或直到 2mm 的长度。对于一些情况, 内腔 340 开口至钻头的远端 314, 或者在钻头的尖头处或在钻头远端的一般区域中。外科医生使用钻 300 执行窦抬高过程 (例如, 受控的窦抬高过程, 比如上面参照图 11A-D 所述), 侧嵴扩增 (比如下面参照图 22A-F 和图 23A-F 所述), 或另外的牙科过程。钻 300 结合至压力源 354。在外科医生钻出穿过上颌骨牙槽嵴的孔时, 流体源 354 经由内腔 340 给钻头远端部分, 比如钻头远端 314 提供监控压力之下的流体。流体通常包括生物兼容的溶液, 比如普通盐水溶液, 或气体, 例如空气。

[0278] 钻头 310 用作将钻孔的远端与口腔隔离的塞子, 允许在流体中形成相对较高的压力, 如上所述。替代地, O 环设置于钻头周围以提供密封。在钻头远端 314 形成穿过嵴部 100

的顶部至施奈德膜下面的开口（与图 11B 所示的较早描述的过程的步骤类似）从而将远端开口带入与膜的面向嵴部的表面流体相通时，检测到压力下降。在检测到压力下降时，外科医生停止钻孔以避免刺穿膜。对于一些情况，在检测到压力下降时，钻自动地停止钻孔，而对于其他情况，钻产生将压力下降告知外科医生的输出。输出可包括声音或视觉信号。替代地或另外地，钻可显示所测量压力的数值指示。

[0279] 在刺穿嵴部之后，外科医生使用这里所述的技术（比如注射受控压力之下的流体）或使用本领域已知的技术执行窦抬高。对于一些情况，外科医生将牙科种植体 30 插入不是必须设置有回转接头 64 的钻孔。对于其他情况，外科医生将常规牙科种植体插入钻孔。

[0280] 在本发明的实施例中，这个基于受控压力的刺穿使用骨凿而不是钻头 310 执行。例如，骨凿可包括下面参照图 24A-C 和 25 所述的骨凿 1230，或下面参照图 26 和 27A-B 所述的骨凿 1330。

[0281] 参照图 15A-C，它们是根据本发明各个实施例的牙科种植体系统 420 的构造的示意图。系统 420 包括牙科种植体 420，其成形为限定贯穿其中的内腔 440，内腔 440 具有至少一个远端开口 441，远端开口 441 穿过种植体的远端部分 448 的远端外表面，远端部分 448 从种植体的种植体远端 438 沿着种植体的纵向长度延伸直到种植体 50% 的纵向长度，比如直到 30% 的长度，直到 15% 的长度，或直到 5% 的长度。对于一些情况，远端部分 448 具有直到 8mm 的纵向长度，比如直到 6mm，直到 4mm，或直到 2mm。远端开口 441 可定位于种植体远端 438 处，比如定于种植体远端上，例如，在种植体远端 438 的远端尖头处，或没有定于种植体远端上（并且因而定位于远端尖头之外的位置处），比如上面参照图 2A 所述。替代地，一个或多个远端开口 441 可定位于沿着种植体远端部分 448 的一个或多个位置处，包括种植体的侧面上的位置处。

[0282] 系统 420 还包括施放器 460，其在一部分种植过程期间可移除地结合至种植体 430 的近端 434。施放器包括与内腔 440 流体相通的腔室 466，以及构造为将压力施加至腔室的弹性压力施加元件 468。在外科医生将种植体螺旋入牙槽嵴部时，压力经由内腔 440 由腔室 466 中的流体施加至种植体远端 438。在种植体远端形成穿过嵴部的顶部至施奈德膜下面的开口从而将远端开口带入与膜的面向嵴部的表面流体相通时，检测到压力下降。在检测到压力下降时，外科医生停止螺旋种植体。虽然整个施放器，包括整个压力施加元件，在图 15A-C 中示出为定尺寸为定位于对象的口腔内，对于一些情况，施放器的一部分，比如压力施加元件的一部分，构造为定位于口腔的外部。例如，全部或部分压力施加元件可经由一个或多个管（构造未示出）与施放器流体相通。

[0283] 在图 15A 所示的构造中，弹性压力施加元件 468 包括成形为限定腔室 466 的气球 470。对于一些情况，压力通过最初用流体膨胀气球 470 来施加至大于大气压力。替代地或另外地，压力通过外科医生与螺旋种植体相结合地挤压气球来施加。

[0284] 在图 15B 和 15C 所示的构造中，施放器 460 包括构造为将压力施加至腔室 466 的活塞 480 和弹簧 482。在图 15B 所示的构造中，弹簧、活塞和腔室布置为使得弹簧在近端方向上将压力施加于活塞上，并且腔室定位为接近活塞。在这个构造中，腔室通常经由输送管 50 与内腔 440 流体相通，输送管 50 的远端经由种植体 430 的侧向外表面 442 中的侧向开口 444 可移除地结合至内腔 440，并且其近端结合至腔室。

[0285] 在图 15C 所示的构造中, 弹簧、活塞和腔室布置为使得弹簧在远端方向上将压力施加于活塞上, 并且腔室定位为远离活塞。在这个构造中, 内腔 440 的近端通常经由近端开口在种植体的近端 434 处开口至腔室, 并且腔室经由近端开口与内腔 440 流体相通。

[0286] 对于一些情况, 腔室包括流体, 并且施放器包括指示器元件 484, 其布置为在施加至腔室的压力已经引起至少一部分流体从腔室经由内腔 440 从种植体远端 438 排出时与活塞一起进行指示。例如, 在图 15B 所示的构造中, 活塞 480 在近端方向上的移动引起指示器元件 484 从施放器 460 的近端突出, 并且在图 15C 所示的构造中, 活塞在远端方向上的移动引起指示器元件缩入施放器的近端。

[0287] 对于一些情况, 如图 15C 所示 (但是同样适用于参照图 15A 和 15B 所述的实施例), 种植体 430 包括可移除地结合至种植体以便密封内腔 440 的远端的插塞 490。插塞通常是可生物降解的。插塞在种植过程期间通过由螺旋种植体所产生的摩擦而松开, 允许流体在种植体远端形成穿过峭部的顶部进入腔的开口时从腔室漏出。对于一些情况, 插塞包括再生材料, 比如植骨。

[0288] 对于一些情况, 参照图 15A-15C 所述的技术与上面参照图 1, 2A-C, 11A-F 和 / 或 13A-B 所述的那些技术相结合来实施。举例来说并且非限制性地, 种植体 430 可包括具有切割表面比如螺纹的自攻丝种植体。

[0289] 参照图 16, 其是根据本发明实施例的施加至牙科种植体 530 的可移除护套 500 的示意图。在执行种植过程之前, 护套 500 放置于种植体上以使得护套覆盖种植体的侧向外表面 542 的至少一部分, 例如基本上全部, 并且可选地, 覆盖结合至种植体的施放器 532 的至少一部分, 并且使得种植体的远端 438 的至少一部分暴露。对于一些情况, 护套的环状远端开口是稍微刚性的以维持护套的远端开口的形状。对于一些情况, 护套的近端开口是弹性的以将护套紧密地结合至施放器 532。替代地, 护套 500 放置于种植体上以使得护套覆盖种植体的近端 534 的至少一部分 (例如, 全部)。对于这个构造的一些情况, 没有提供施放器 532, 而对于其他情况, 施放器结合至种植体的近端以使得护套保持于种植体的近端和施放器的远端之间。在将施放器与种植体分离时, 护套不再保持于原位。

[0290] 在种植过程期间, 外科医生将种植体插入牙槽峭部, 比如上颌骨或下颌骨牙槽峭部。外科医生通过与插入相结合地将护套与从种植体移除来防止感染。

[0291] 对于一些情况, 参照图 16 描述的技术与上面参照图 1, 2A-C, 11A-F, 13A-B 和 / 或 15A-C 描述的那些技术相结合来实施。举例来说并且非限制性地, 种植体 430 可包括具有切割表面比如螺纹的自攻丝种植体, 和 / 或可成形为限定贯穿其中的内腔 540, 内腔通过远端开口开口至种植体的远端部分, 比如种植体远端 438。

[0292] 参照图 17A 和 17B, 它们是根据本发明实施例的可生物降解牙科套筒 600 分别处于闭合和打开位置下的示意图。牙科套筒 600 构造为插入形成穿过上颌骨牙槽峭部的一部分 (如下所述) 或穿过另一个骨头 (比如下颌骨牙槽峭部) 的钻孔。套筒包括具有近端 612 和远端 614 并且成形为限定贯穿其中的内腔 616 的管状部分 610。管状部分可以是大致圆柱形、锥形或圆锥形的形状, 和 / 或可具有另外的形状, 例如可以是六角形横截面。套筒还包括可生物降解的阀 620, 其结合至管状部分 610 的远端 614, 并且构造为允许在从近端 612 至远端 614 的方向上流过内腔, 如图 17B 中的箭头 622 示意性地示出, 并且通过闭合防止在相反方向上流动, 如图 17A 所示。管状部分 610 和阀 620 通常包括柔性材料, 比如胶

原质、聚乳酸或聚乙醇酸。对于一些情况,阀 620 包括柔性鸭嘴形止回阀,如本领域已知的。

[0293] 在种植牙科种植体的外科手术过程期间(种植体在图 17A-B 中未示出),外科医生在上颌骨牙槽嵴部中形成钻孔,并且提升施奈德膜以在嵴部和膜之间在膜下面形成腔,比如使用这里所述或本领域已知的技术。在提升膜之后,外科医生将套筒 600 插入钻孔,并且通过内腔 616 和阀 620 将再生材料注入腔(比如如上所述,例如,液体再生材料)。阀 620 防止再生材料离开腔。外科医生通过旋转种植体直到其远端部分突破阀 620 进入腔来将牙科种植体安装于钻孔中,比如这里所述或本领域已知的种植体。在这个过程的这个阶段,种植体阻止再生材料离开腔。外科医生将阀留在钻孔中的适当位置以便生物降解并且被吸附。通常,管状部分 610 是可生物降解的,并且连同阀 620 一起留在钻孔中。替代地,管状部分和阀构造为容易彼此分离,并且在将牙科种植体安装入钻孔之后,外科医生将管状部分与阀分离并且将管状部分从钻孔撤回。

[0294] 参照图 18,其是根据本发明实施例的受控骨穿刺系统 700 的示意图。系统 700 包括钻孔元件 710,其可包括,例如:(a) 牙科钻头,比如本领域已知的,或上面参照图 14 所述(如图 18 中所示);(b) 牙科种植体,比如本领域已知的,或上面所述的;或(c) 大致圆柱形套筒,比如例如在上述 Hochman 的美国专利申请公开 2006/0084034 中所述的。系统 700 还包括光传感器 712,其构造为感测钻孔元件 710 的远端 714 处(比如远端尖头处)的照明水平。光传感器 712 包括光检测元件。对于一些情况,光检测元件定位于远端 714 处,如图中所示。对于其他情况,光检测元件远离远端 714 定位,并且与远端光学连通,比如经由一个或多个穿过钻孔元件 710 的光纤电缆(构造未示出)。

[0295] 系统 700 还包括光源 720,其构造为定位为与远端刺穿骨头之前相比,在钻孔元件 710 的远端 714 已经刺穿骨头比如上颌骨牙槽嵴部时,在光传感器 712 附近提供显著更多的照明。例如,光源 720 可定位于对象的鼻腔 722 中或身体外部的鼻腔附近(例如,在对象的脸颊上),以使得由光源发射进入鼻腔的光经穿过鼻窦和/或经由鼻窦 128 和鼻腔 722 的中间鼻管之间的组织开口照明上颌骨窦 128 的内部。替代地,光源定位于上颌骨窦(构造未示出)中。进一步替代地,光源定位于对象的口腔中,并且经由上腭(构造未示出)照明上颌骨窦。

[0296] 进一步替代地,光源 720 定位为邻近钻孔元件 710 上的光传感器 712。由光传感器 712 感测的照明水平在种植体的远端突破骨头时改变。对于一些情况,光源和/或光传感器定位为远离钻孔元件 710 的远端,并且与远端光学相通,比如经由一个或多个穿过钻孔元件 710 的光纤电缆(构造未示出)。

[0297] 系统 700 还包括输出单元 740,其构造为产生由光传感器 712 感测的照明的输出指示。例如,输出可指示所检测光线的水平,比如数字地或通过构造为指示水平的音调(例如,通过改变其音高和/或音量),和/或在检测到照明水平超过阈值水平时指示。

[0298] 在种植过程期间,外科医生将光源 720 定位于期望的位置处,并且开始使用钻孔元件 710 在上颌骨牙槽嵴部中形成钻孔。在远端 714 和光传感器 712 靠近嵴部的顶部时,光传感器检测从光源 720 到达检测器的光量的快速增加。通常但非必须地,所检测的光作为相对于远端种植体所行进的距离的西格玛函数而变化。响应于光强度的这个测量,外科医生可在远端接近刺穿骨头时降低钻的转速。在远端 714 形成穿过嵴部 100 的顶部至施奈德膜 122 下面的开口时,光传感器检测到照明度的显著增大,并且外科医生停止钻孔。

[0299] 在本发明的实施例中,光源 720 构造为从钻孔元件 710 的远端 714 发射光,并且光传感器 712 定位为远离远端以检测发射的光,比如鼻腔 722 中或鼻腔的外部,比如对象的身体的外部。光传感器,无论是否定位于腔中,构造为感测腔内的发射光的水平。

[0300] 对于一些情况,系统 700 用于另一个身体结构(比如另一个骨头、大脑、脊髓、包裹或骨头中的另一损伤的受控穿刺。例如,损伤可以在身体部分中,其中损伤具有与天然组织不同的光学性质。对于一些情况,损伤是脉管损伤,比如血管瘤。

[0301] 对于一些情况,系统 700 用于瘤的受控穿刺。瘤通常与周围组织光学地截然不同,比如由于瘤具有比周围组织更多的血液供应,或与周围组织相比不同的密度(例如,比周围组织更大的不透明性)。对于一些情况,光源 720 产生两个不同波长的光,并且系统分析在两个波长下的检测光以检测血液供应水平,比如使用脉动测氧领域已知的技术。更大水平的血液指示工具已经刺入瘤。

[0302] 对于一些情况,系统 700 用于在羊水诊断期间针受控地穿刺入子宫。穿刺替代地或另外地使用上述技术通过检测压力变化来检测。类似地,这里所述的系统 700 和 / 或压力变化检测技术可用于检测在峭骨的基部处硬膜外针穿刺入硬膜外腔。

[0303] 在本发明的实施例中,这里所述的技术用来执行鼻窦底上升,加以必要的变化,以便在门牙位置中种植牙科种植体。钻孔形成为在上部门牙的区域中从前侧穿过上颌骨牙槽峭部,并且种植体插入钻孔至少直到远端开口开始与鼻底膜的面向峭部的表面流体相通。膜升高以在峭部和膜之间形成腔。

[0304] 在本发明的实施例中,这里所述的技术与倾斜入口一起使用,用于其中上颌骨牙槽峭部的剩余骨头太薄以致难以获得稳定性的患者。钻孔在具有足够骨头的邻近种植体的位置处形成有倾斜入口,并且窦抬高经由钻孔使用这里所述的技术,加以必要的变化,比如上面参照图 14 或参照图 1、2A-F、3A-D、4A-B、5、6、7、8、9A-E、10、11A-F、12A-B、13A-B、15A-C、16 和 / 或 17A-B 所述的技术,来执行。对于一些情况,钻孔使用可生物降解的钻孔元件形成,钻孔元件构造为在再生材料与天然骨头成一体时生物降解。再生材料注射入峭部和施奈德膜之间的腔。在材料成一体之前或之后,第二直线钻孔在期望的种植体位置处形成为穿过薄的现存骨头并且进入再生材料或新骨头,并且常规种植体插入钻孔。

[0305] 在本发明的实施例中,这里所述的技术与上腭入口一起使用。钻孔形成于上腭(其比上颌骨牙槽峭部厚)中,并且窦抬高经由钻孔使用这里所述的技术,加以必要的变化,比如上面参照图 14 或参照图 1、2A-F、3A-D、4A-B、5、6、7、8、9A-E、10、11A-F、12A-B、13A-B、15A-C、16 和 / 或 17A-B 所述的技术,来执行。对于一些情况,钻孔使用可生物降解的钻孔元件形成,钻孔元件构造为在再生材料与天然骨头成一体时生物降解。钻孔元件撤回或允许生物降解。再生材料注射入峭部和施奈德膜之间的腔。在材料成一体之前或之后,第二钻孔在期望的种植体位置处形成为穿过上颌骨牙槽峭部和新骨头,并且常规种植体插入钻孔。

[0306] 在本发明的实施例中,再生材料包括合成物,其包括与生理溶液比如盐水溶液、血液或稀释血液相混合的固体植骨颗粒。例如,固体植物颗粒可包括冻干同种异体植骨(FDBA)。通常,合成物中颗粒的体积浓度在过滤之前小于 50%,例如,小于 25%,比如在大约 10%和大约 20%之间,如下所述。对于一些情况,两个钻孔形成为穿过上颌骨牙槽峭部至施奈德膜下面。再生材料通过第一钻孔注射,并且至少一部分生理溶液通过第二钻孔中

(或与之流体相通)的过滤器排出,在形成于嵴部和膜之间的腔中留下至少一部分固体植骨颗粒。通常,合成物中颗粒的体积浓度在过滤之后大于 50%,例如,在大约 80%和大约 100%之间。对于一些情况,这个技术用于上颌骨牙槽嵴部以外的骨头,比如下颌骨牙槽嵴部。

[0307] 参照图 19A-B,它们分别是根据本发明实施例的牙科种植体 30 的远端表面构造的侧视和正视图。对于一些情况,这个构造用于上面参照图 1、2F、3A-D、4A-B、5、6、7、8、9A-E、10、11A-F、12A-B、13A-B、15A-C 和 / 或 16 所述的种植体。如上面参照图 1 所述,种植体 30 成形为限定贯穿其中的内腔,内腔穿过至少一个远端开口 41 开口至种植体的远端部分 48,远端部分 48 从种植体的种植体远端 38 沿着种植体的纵向长度延伸直到种植体 50%的纵向长度。通常,所述至少一个开口定位于种植体远端的中心处。

[0308] 在本构造中,远端部分 48 成形为限定至少一个表面,所述表面选择自于由至少一个立铣刀表面 800、至少一个自攻丝表面 802 以及所述至少一个立铣刀表面和所述至少一个自攻丝表面这两者构成的组(如图 19A-B 所示)。不同于常规立铣表面和自攻丝表面,该立铣刀和自攻丝表面没有延伸入种植体限定内腔的中心区域。将这些表面限制于种植体外部区域容纳远端开口和内腔。对于一些情况,立铣表面和自攻丝表面没有延伸入其中心轴线与种植体的中心轴线 804 重合并且其沿着种植体的整个长度延伸的圆柱形区域 803。圆柱形区域 803 通常具有至少 0.3mm 的直径,比如至少 0.5mm,或至少 1.5mm。对于一些情况,内腔的直径在 0.3 和 2mm 之间,比如在 0.5 和 2mm 之间,例如在 1.5 和 1.6mm 之间。对于一些情况,种植体的最大直径(即种植体在其最宽部分处的直径)不大于 5mm,比如不大于 4.2mm,或在 3 和 6.5mm 之间。

[0309] 立铣刀表面在种植体前进穿过骨头时产生骨头碎片和保护施奈德膜或骨膜组织的骨头粉末。另外,立铣刀表面研磨嵴部的骨头,这通常有效地突破骨头。远端部分啮合骨头的下部同时突破骨头的上部。

[0310] 对于一些情况,立铣刀表面 800 成形为限定正好两个、正好三个、正好四个、正好五个或正好六个切割表面。例如,在图 19A 和 19B 所示的构造中,立铣刀表面 800 限定正好三个切割表面 800A、800B 和 800C,即分为三个部分,并且自攻丝表面 802 限定正好三个自攻丝表面 802A、802B 和 802C。通常,切割表面均匀地分布在种植体的中心轴线 804 周围并且偏离中心。分别由切割表面限定的线 806 通常与中心由种植体的中心轴线 804 贯穿的圆圈 808 相切(圆圈可具有或不具有与远端开口 41 相同的半径)。因而,例如,对于其中立铣刀表面限定正好两个切割表面 802 的情况,线 806 彼此平行;对于其中立铣刀表面限定正好三个切割表面 802 的情况,线 806 形成三角形;并且,对于其中立铣刀表面限定正好四个切割表面 802 的情况,线 806 形成正方形。

[0311] 对于一些情况,远端部分 48 成形为限定圆锥形横截面,其构造为引起骨头压缩,这通常提高骨密度。

[0312] 参照图 20,其是根据本发明实施例的牙钻 820 的示意图。钻 820 包括钻头 822,其成形为限定贯穿其中的内腔 824,内腔 824 开口至钻头的远端部分,远端部分从钻头的远端 826 沿着钻头的纵向长度延伸直到钻头的 8mm 的纵向长度,比如直到 6mm 的长度,直到 4mm 的长度,或者直到 2mm 的长度。对于一些情况,内腔 824 开口至钻头的远端 826,或在钻头的尖头处(例如,在尖头的中心处)或钻头的远端的一般区域中。

[0313] 外科医生使用钻 820 执行窦抬高过程,比如上面参照图 14 所述,侧嵴扩增,比如下面参照图 22A-F 或图 23A-F 所述,或另外的牙科过程。对于一些情况,钻 820 结合至压力源 828。对于一些情况,在外科医生穿过上颌骨牙槽嵴部钻孔时,流体源 828 经由内腔 824 将监控压力下的流体提供至钻头远端部分,比如钻头远端 826。流体通常包括可生物兼容的溶液,比如普通盐水溶液,或气体,例如空气。

[0314] 钻头 822 的远端部分成形为限定至少一个表面,所述表面选自于由至少一个立铣刀表面、至少一个自攻丝表面以及所述至少一个立铣刀表面和所述至少一个自攻丝表面这两者构成的组,比如上面参照图 19A-B 对于种植体所述的。不同于常规立铣表面和自攻丝表面,该立铣刀表面和自攻丝表面没有延伸入钻头的限定内腔 824 的中心区域。将这些表面限定于钻头外部区域适应了远端开口和内腔。对于一些情况,立铣表面和自攻丝表面没有延伸入沿着钻头的整个长度延伸并且其中心轴线与钻头的中心轴线重合的圆柱形区域,并且圆柱形区域具有至少 0.3mm 的直径,比如至少 0.5mm,或至少 1.5mm。对于一些情况,钻头的最大直径(即,钻头在其最宽部分处的直径)不大于 5mm,比如不大于 4.2mm。

[0315] 立铣刀表面在钻头前进穿过骨头时产生骨头碎片和保护施奈德膜或骨膜组织的骨头粉末。另外,立铣刀表面研磨嵴部的骨头,这通常有效地突破骨头。

[0316] 对于一些情况,立铣刀表面成形为限定正好两个、正好三个、正好四个、正好五个、或正好六个切割表面,比如上面参照图 19A-B 对于种植体所述的。例如,在图 20 所示的构造中,立铣刀表面限定正好三个切割表面,即分为三个部分,并且自攻丝表面限定正好三个自攻丝表面。通常,切割表面均匀地分布在钻头中心轴线周围,并且偏离中心。分别由切割表面限定的线通常与中心由钻头的中心轴线贯穿的圆圈相切(圆圈可具有或不具有与远端开口相同的半径)。

[0317] 对于一些情况,钻头 822 的远端部分成形为限定圆锥形横截面,其构造为引起骨头压缩,这通常提高骨密度。

[0318] 参照图 21A-E,它们是根据本发明各个实施例的牙科种植体 930 的示意图。牙科种植体 930 成形为限定贯穿其中的内腔 940,内腔 940 穿过远端开口 941 开口至种植体的远端部分 948,远端部分 948 从种植体的种植体远端 938 沿着种植体的纵向长度延伸直到种植体 50% 的纵向长度,比如直到 30% 的长度,直到 15% 的长度,或直到 5% 的长度。对于一些情况,远端部分 948 具有直到 6mm 的纵向长度,比如直到 4mm,或者直到 2mm。

[0319] 远端开口 941 可定位于种植体远端 938 处,比如定于种植体远端上,例如,在种植体远端 938 的远端尖头处,或者不定中于种植体远端上(并且因而定位于除远端尖头以外的位置处),比如上面参照图 2A 所述。替代地,一个或多个远端开口 941 可定位于沿着种植体远端部分 948 的一个或多个位置处,包括种植体的侧面上的位置处。对于一些情况,内腔经由多个开口 941 开口至远端,对于一些情况这使得再生材料更均匀地分布于嵴部和施奈德膜之间的腔中,如上所述,和/或允许再生材料的通过,即使一些开口由骨头颗粒阻塞。

[0320] 牙科种植体 930 通常是大致圆柱形、锥形、或圆锥形的形状,除了内腔,并且通常包括金属比如钛,或陶瓷比如氧化锆(二氧化锆)陶瓷。种植体可具有在大约 2mm 和大约 7mm 之间的最大直径,并且能以多种纵向长度设置,例如,在大约 7mm 和大约 18mm 之间,例如,在大约 12mm 和大约 16mm 之间,比如大约 15mm。对于一些情况,种植体具有小于 20mm 的

纵向长度和小于 10mm 的最大直径。通常,种植体 930 包括两级种植体。外科医生在种植体的骨融合之后将支座结合至种植体的近端,如本领域已知的,比如上面参照图 11F 所述。替代地,种植体 930 包括单极穿龈种植体,其成形为限定一体的支座,如本领域已知的。牙科种植体 930 可结合这里所述的牙科种植体 30 的一个或多个特点。

[0321] 内腔 940 的近端通过种植体的近端开口 950 开口至种植体近端 934。在种植体已经插入钻孔之后,比如使用这里所述的技术,或本领域已知的其他技术,近端开口 950 永久地密封以减少感染的风险,和 / 或给种植体提供另外的结构强度。

[0322] 对于一些情况,使用一个或多个以下技术来密封近端开口:

[0323] ●将填充材料 952 放置于近端开口中,比如橡胶或胶水,如图 21B 所示;

[0324] ●机械插塞 954 密封地结合至近端开口。例如,插塞可成形为限定凸形莫氏锥体 956,并且近端开口相应地成形为凹形莫氏锥体,如图 21C 所示;

[0325] ●将螺旋盖板 960 密封地结合至近端开口,比如使用垫圈 962,如图 21D 所示;

[0326] ●使用放置于口中的激光器将盖板 964 焊接至开口,如图 21E 所示;或

[0327] ●将盖板压接至开口(构造未示出)。种植体的近端可限定盖板在其周围压接的唇缘。对于一些情况,密封元件比如垫圈设置于盖板和种植体近端 934 之间和 / 或盖板和唇缘的远侧之间。

[0328] 参照图 22A-F,其是根据本发明实施例的用于种植牙科种植体 1030 的微创闭合侧嵴扩增外科手术过程的数个步骤的示意图。这个过程通常在患者的上颌骨或下颌骨牙槽嵴部 1000 缺少足够的骨头宽度来支撑牙科种植体时使用,如图 22A 所示。例如,这个过程可用于种植种植体以替代上犬齿、下臼齿、上门牙,或下门牙。

[0329] 牙科种植体 1030 通常与牙科种植体 30 类似,比如上面参照图 3A-D、4A-B、5 和 6 所述的实施例(如图 22A-F 所述),或上面参照图 7、8、9A-E、和 10 所述的实施例(图 22A-F 中未示出)。尤其,牙科种植体 1030 具有种植体远端部分,其从种植体远端沿着种植体的纵向长度延伸直到种植体 50% 的纵向长度,并且种植体成形为限定贯穿其中的内腔,内腔具有穿过种植体远端部分的远端外表面的至少一个远端开口。种植体 1030 的侧向开口 1044 通常在种植体上定位为与种植体 30 的侧向开口 44 相比更靠近端。例如,侧向开口 1044 可定位为距种植体的远端在 2mm 和 16mm 之间,比如在 3mm 和 10mm 之间。这个闭合侧嵴扩增外科手术过程可与这里所述的其他技术相结合来执行。对于一些情况,内腔的远端开口定位于种植体在远端附近的侧面上,而不是在远端自身上。

[0330] 外科医生通过准备口腔面部区域并且进行局部麻醉来开始这个过程。可选地,外科医生通过使用牙钻比如常规窦钻形成钻孔的预备部分来开始牙槽嵴部 100 中的骨凿。这个预备钻孔部分通常具有在大约 1mm 和大约 7mm 之间的直径,例如,在大约 2mm 和大约 6mm 之间。可选地,外科医生使用一系列连续更宽的钻头来扩宽钻孔,直到获得期望的钻孔直径(例如,对于直径为 4.2mm 的种植体而言最大钻头可具有 3.65mm 的直径,或对于直径为 5mm 的种植体而言最大钻头可具有 4.2mm 的直径)。钻孔可使用本领域已知的技术来测量,比如 CT、X 射线、或具有深度导向件的 X 射线。对于一些情况,外科手术导向件用来确保骨凿的中心和最近牙齿表面之间的间隙。可选地,执行预备手术射线照相(例如,CT 或 X 射线),以使得外科医生能估计骨凿的必要深度。

[0331] 在钻出预备钻孔部分之后,外科医生通过使用外科手术螺旋工具将种植体螺旋入

嵴部 1000 来使牙科种植体 1030 前进入钻孔。螺旋工具可包括常规手动棘轮扳手,或常规钻或适合的钻头附接至此并且以低速和低扭矩操作的电机。替代地,螺旋工具可包括具有滚花手柄的常规六角形工具,比如滚花六角形螺丝刀,并且沿着其轴线具有细杆,细杆具有装配入由施放器 1032 的近端限定的凹形六角形凹头的六角形头部。

[0332] 如图 22B 所示,外科医生将种植体 1030 插入钻孔至少直到远端开口开始与覆盖骨头的侧面的骨膜组织 1040 流体相通。外科医生通过将流体 1029 注射穿过种植体的内腔以在骨头和骨膜组织 1040 之间形成腔 1020 来从骨头剥离骨膜组织 1040,如图 22C 所示。例如,流体 1029 可包括可生物兼容的溶液,比如普通盐水溶液,或气体。流体由流体源 1054,比如手动注射器 1126,经由供应管 1052 提供。

[0333] 流体通常从腔排出,并且外科医生将再生材料 1031,比如液体或胶植骨,注射入腔 1120,如图 22D 所示。流体源 1054 或单独注射器或电动药物输送设备用来注射再生材料。若单独的注射器或设备用来注射材料,材料可经由供应管 1052 或经由单独的供应管来提供。再生材料 1031 可包括同种异体移植、自体植骨、或异种移植,并且例如可包括天然材料、合成材料或它们的混合物。例如,再生材料 130 可包括以下市售流体植骨材料之一: DBX 药膏 (MTF)、Allomatrix (Wright)、Cerament (Bone Support)、DynaGraft (Citagenix/ISOTIS)、Fisiograft (Ghimas)、Grafton (Osteotech)、Optium DBM 凝胶 (Lifenet/Depuy J&J)、OsteoMax (Orthfix)、PD VitalOs Cemen (VitalOs)、或 Regenafil[®] (Exactech)。替代地,再生材料 1031 可包括上述组合物,其包括与固体植骨颗粒混合的盐水溶液。可选地,系统监控并且产生再生材料在注射时的压力的输出指示。

[0334] 对于一些情况,系统测量上面参照图 22B-C 描述的这个过程的步骤中在形成腔时注射入腔的流体 1129 的体积。响应于所测量的体积,外科医生确定在上述参照图 22D 描述的这个过程的步骤中注射入腔 1120 的再生材料 1031 的量。通常,再生材料 1031 的量大致等于注射流体 1129 的体积,或稍微大于或小于注射流体的体积。因此,再生材料 1031 的浪费通常最小化。

[0335] 对于一些情况,外科医生使用软线作为活塞以帮助推动再生材料穿过供应管和 / 或内腔。这种技术在再生材料是粘性的并且因而难以使用普通注射器注射时是有帮助的。

[0336] 替代地,外科医生注射再生材料 1031 而非流体 1129 以将骨膜组织 1040 从骨头剥离,从而组合上述参照图 22B-C 和 22D 描述的这个过程的步骤。在此情况下,再生材料通常包括液体。

[0337] 外科医生将输送管 1050 与种植体 1030 分离,并将种植体 1030 进一步前进入(例如通过旋转或螺旋)腔 1120 中的再生材料 1031,如图 22E 所示。种植体的这个另外的前进使种植体 1030 的侧面前进,至少直到侧向开口完全定位于嵴部 1000 中的钻孔内和 / 或腔 1120 中的再生材料 1031 中。内腔的两端在钻孔内的这种定位显著地降低了感染的风险,因为种植体 1030 暴露至口腔或齿龈的近端永久地闭合。

[0338] 外科医生可在使种植体进一步前进之前或前进时分离输送管,和 / 或通过使种植体前进直到管由于旋转而分离。对于一些情况,外科医生使用上面参照图 12A 和 12B 所述的工具和技术分离输送管。外科医生将施放器 1032 与种植体 1030 分离,比如通过将凸形结合元件从凹形结合元件中拉出,或者使用上面参照图 12C-E 所述的工具和技术。通常,外科医生使用手动螺丝刀将盖用螺钉结合至种植体的近端,并缝合齿龈。

[0339] 如图 22F 所示,骨头生长入再生材料 1031 并且结合入嵴部 1000。之后,通常使用结合至种植体的支座将器械比如齿冠结合至种植体 1030,如本领域已知的。替代地,种植体 1030 包括单级穿龈种植体 / 支座,如本领域已知的。

[0340] 参照图 23A-F,它们是根据本发明实施例的用于种植牙科种植体 1130 的另一个微创闭合侧嵴扩增外科手术过程的数个步骤的示意图。除如下所述以外,这个过程与上面参照图 22A-F 所述的过程大致类似。这个过程通常在患者的上颌骨或下颌骨牙槽嵴部 1000 缺少足够的骨头宽度来支撑牙科种植体时使用,如图 23A 所示。例如,这个过程可用于种植种植体以替代上犬齿、下白齿、上门牙,或下门牙。

[0341] 在这个实施例中,不同于上面参照图 22A-F 所述的实施例,牙科种植体 1130 通常类似于上面参照图 21A-E 所述的牙科种植体 930。尤其,牙科种植体 1130 具有种植体远端部分,其从种植体远端沿着种植体的纵向长度延伸直到种植体 50% 的纵向长度,并且种植体成形为限定贯穿其中的内腔 1140,内腔具有穿过种植体远端部分的远端外表面的至少一个远端开口。内腔 1140 的近端穿过种植体的近端开口开口至种植体近端。这个闭合侧嵴扩增外科手术过程可与这里所述的其他技术相结合来执行。对于一些情况,内腔 1140 的远端开口定位于种植体在远端附近的侧面上,而不是在其远端上。

[0342] 如上面参照图 22A-F 所述,外科医生可通过使用牙钻形成钻孔的预备部分来在牙槽嵴部 1000 中开始骨凿。

[0343] 在钻出预备钻孔部分之后,外科医生通过使用外科手术螺旋工具将种植体螺旋入嵴部 1000 来使牙科种植体 1130 前进入钻孔。螺旋工具可包括常规手动棘轮扳手,或常规钻或适合的钻头附接于此并以低速和低扭矩操作的电机。替代地,螺旋工具可包括具有滚花手柄的任何常规六角工具,比如滚花六角螺丝刀,并且沿着其轴线,具有细杆,细杆具有装配入由施放器 1132 的近端限定的凹形六角形凹头的六角形头。对于一些情况,施放器 1132 包括回转接头,比如下面参照图 26 和 27A-B 所述的。

[0344] 如图 23B 所示,外科医生将种植体 1130 插入钻孔,至少直到远端开口开始与覆盖骨头的侧面的骨膜组织 1040 流体相通,并且至少直到种植体的近端与骨头齐平。外科医生通过将流体 1029 注射穿过种植体的内腔以在骨头和骨膜组织 1040 之间形成腔 1020 来从骨头剥离骨膜组织 1040,如图 23C 所示。例如,流体 1029 可包括可生物兼容的溶液,比如普通盐水溶液,或气体。流体由流体源 1054,比如手动注射器 1126,经由供应管 1052 提供。

[0345] 流体通常从腔排出,并且外科医生将再生材料 1031,比如液体或胶植骨注射入腔 1120,如图 23D 所示,比如使用上面参照图 22D 所述的技术和材料。替代地,外科医生注射再生材料 1031,而不是流体 1129,以将骨膜 1040 从骨头剥离,从而组合上面参照图 23B-C 和 23D 所述的这个过程步骤。在此情况下,再生材料通常包括液体。

[0346] 外科医生将供应管 1052 与种植体 1130 分开,将种植体留在嵴部中,如图 23E 所示。通常,外科医生使用手动螺丝刀(未示出)将盖用螺钉结合至种植体的近端,并且缝合齿龈。

[0347] 如图 23F 所示,骨头生长入再生材料 1031 并且结合入嵴部 1000。之后,通常使用结合至种植体 1130 的支座将器械比如齿冠结合至种植体,如本领域已知的。替代地,种植体 1130 包括单级穿龈种植体 / 支座,如本领域已知的。

[0348] 在本发明的实施例中,参照图 23A-F 所述的过程使用具有内腔的钻头(比如上面

参照图 14 和 / 或 20 描述的), 或如本领域已知并且市售的具有冲洗功能 (比如内部冲洗) 的常规外科手术钻来执行。牙科钻头设置为具有从钻头远部沿着钻头延伸直到 6mm 的纵向长度的远端钻头部分, 钻头成形为限定贯穿其中的内腔, 内腔具有穿过钻头远端部分的远端外表面的至少一个远端开口。外科医生通过将钻头插入骨头并且使用钻旋转钻头来在牙槽嵴部的骨头中形成钻孔。外科医生将钻头前进入钻孔, 至少直到远端开口开始与覆盖骨头的侧面的骨膜组织流体相通。外科医生通过将流体注射穿过内腔以在骨头和骨膜组织之间形成腔来将骨膜组织从骨头剥离。在剥离骨膜组织之后, 外科医生将再生材料经由内腔注射入腔。外科医生移除钻头, 并且将牙科种植体 (其可以是常规的) 插入钻孔和再生材料。通常, 种植体的直径等于或稍微大于钻头的直径。

[0349] 对于一些情况, 在注射流体时, 测量注射流体的体积, 并响应于测量的流体体积确定注射入腔的再生材料的量。通常, 牙槽嵴部是上颌骨牙槽嵴部或下颌骨牙槽嵴部。

[0350] 现在参照图 24A-25, 它们是根据本发明实施例的液体骨凿 1230 的示意图。图 24A-C 是骨凿从各个方向的视图, 图 25 是沿着图 24A 的线 XXV-XXV 截取的横截图。

[0351] 在本发明的实施例中, 骨凿 1230 用来执行窦抬高过程, 例如, 受控的窦抬高过程, 比如上面参照图 11A-D 所述的。在施奈德膜已经提升并且再生材料已经注射入膜下面的腔之后, 外科医生将骨凿 1230 从嵴部移除。牙科种植体 (其可以是常规的) 插入钻孔和腔。通常, 种植体的直径等于或稍微大于骨凿 1230 的直径。

[0352] 在本发明的实施例中, 骨凿 1230 用来执行侧嵴扩增, 比如上面参照图 23A-F 所述。在骨膜组织已经从骨头剥离并且再生材料已经注射入腔之后, 外科医生从嵴部移除骨凿 1230。牙科种植体 (其可以是常规的) 插入钻孔和腔。通常, 种植体的直径等于或稍微大于骨凿 1230 限定切割表面的部分的直径, 如下所述。

[0353] 骨凿 1230 成形为限定贯穿其中的内腔 1240, 内腔通过远端开口 1241 开口至骨凿的远端部分, 骨凿的远端部分从骨凿的骨凿远端 1238 沿着骨凿延伸直到骨凿 8mm 的纵向长度, 比如直到 6mm 的长度, 直到 4mm 的长度, 或直到 2mm 的长度。

[0354] 远端开口 1241 可定位于骨凿远端 1238 处, 比如定于骨凿远端上, 例如, 在骨凿远端 1238 的远端尖头处, 或定于骨凿远端上 (并且因而定位于除了远端尖头以外的位置处), 比如上面参照图 2A 所述。替代地, 一个或多个远端开口 1241 可定位于沿着骨凿远端部分 1248 的一个或多个位置处, 包括骨凿的侧面上的位置。对于一些情况, 内腔经由多个开口 1241 开口至远端, 这对于一些情况引起再生材料在腔中更均匀的分布, 和 / 或允许再生材料的通过, 即使一些开口被骨头颗粒堵塞。

[0355] 骨凿 1230 的侧向外表面的至少一部分成形为限定切割表面, 通常是螺纹 1236。骨凿 1230 通常是大致圆柱形、锥形或圆锥形, 内腔除外, 并且通常包括金属, 比如不锈钢、钛, 或陶瓷。骨凿的包括切割表面 (例如螺纹 1236) 的部分可具有大约 2mm 和大约 5mm 之间, 例如 3.75mm, 的最大直径。

[0356] 内腔 1240 的近端通过骨凿的近端开口 1250 开口至骨凿近端 1234。供应管 (未示出) 结合至近端开口以便将流体和再生材料供应至内腔, 如上所述。通常, 供应管插入由骨凿的最近端部分 1251 (这部分例如可具有在 2mm 和 5mm 之间的长度) 限定的短通道。

[0357] 近端成形为限定结合元件 1243, 比如凸形结合元件, 例如, 六角形头。外科医生通常使用常规牙科扳手以啮合结合元件并且旋转骨凿。

[0358] 在本发明的实施例中,骨凿的远端部分成形为限定至少一个表面,所述表面选自由至少一个立铣刀表面、至少一个自攻丝表面以及所述至少一个立铣刀表面和所述至少一个自攻丝表面这两者构成的组,比如上面参照图 19A-B 对于种植体所述。不同于常规立铣表面和自攻丝表面,立铣刀和自攻丝表面没有延伸入骨凿限定内腔 1240 的中心区域。将这些表面限制于骨凿外部区域适应远端开口和内腔。对于一些情况,立铣表面和自攻丝表面没有延伸入其中心轴线与骨凿的中心轴线重合并且其沿着骨凿的整个长度延伸的圆柱形区域。圆柱形区域通常具有至少 0.3mm 的直径,比如至少 0.5mm,或至少 1.5mm。对于一些情况,骨凿的最大直径(即骨凿在其最宽部分处的直径)不大于 5mm,比如不大于 4mm。

[0359] 立铣刀表面在骨凿前进穿过骨头时产生骨头碎片和保护施奈德膜或骨膜组织的骨头粉末。另外,立铣刀表面研磨峭部的骨头,这通常有效地突破骨头。

[0360] 对于一些情况,立铣刀表面成形为限定正好两个、正好三个、正好四个、正好五个或正好六个切割表面。例如,如上面参照图 19A-B 所示对于种植体所述。例如,在图 24A-C 和 25 所示的构造中,立铣刀表面限定正好三个切割表面,即分为三个部分。通常,切割表面均匀地分布在骨凿的中心轴线周围并且偏离中心。分别由切割表面限定的线通常与中心由骨凿的中心轴线贯穿的圆圈相切(圆圈可具有或不具有与远端开口相同的半径)。

[0361] 对于一些情况,骨凿的远端部分成形为限定圆锥形横截面,其构造为引起骨头压缩,这通常提高骨密度。

[0362] 通常,骨凿 1230 的总长度在 5mm 和 35mm 之间,比如在 8mm 和 28mm 之间。

[0363] 参照图 26 和 27A-B,它们是根据本发明实施例的包括回转接头 1364 的液体骨凿 1330 的示意图。图 27A 是沿着图 26 的 XXVIIA-XXVIIA 截取的横截视图,并且图 27B 是另一构造的骨凿 1330 的横截视图。除了下面所述之外,骨凿 1330 的结构和使用大致类似于上面参照图 24A-C 和 25 所述的骨凿 1230。骨凿通常用来执行窦抬高或侧峭扩增,如上面参照图 24A-C 和 25 所述。

[0364] 骨凿 1330 包括回转接头 1364,其具有分别限定第一和第二接头端口的第一和第二接头部分。对于一些情况,第一接头部分是远端接头部分 1362,并且第二接头部分是近端接头部分 1360,如图 27A 所示。对于其他情况,第一接头部分是近端接头部分 1360,并且第二接头部分是远端接头部分 1362,如图 27B 所示。

[0365] 接头 1364 布置为限定从第一接头端口经由第一和第二接头部分至第二接头端口的流路。流路因而限定为从 (a) 内腔 1240 至 (b) 第一接头端口,至 (c) 第一接头部分,至 (d) 第二接头部分,至 (e) 第二接头端口。接头部分布置为可相对彼此旋转以使得流路在旋转期间得到保持。通常,第一接头部分固定至骨凿 1330 的本体,而第二接头部分构造为相对于骨凿的本体和第一接头部分自由旋转。

[0366] 内腔 1240 的近端通过骨凿的侧面上的侧向开口 1341(而非通过近端开口 1250,如上面参照图 24A-C 和 25 所述的对于骨凿 1230 的情况)开口。侧向开口与第一接头端口对齐,以使得侧向开口与第一接头端口流体相通,并且流路限定为从内腔至第一接头部分。替代地,回转接头还包括输送管,并且回转接头如上参照图 1 所述那样构造。

[0367] 供应管 1352 结合至第二接头端口,以使得内腔 1240 和供应管 1352 经由回转接头 1364 彼此流体相通。

[0368] 回转接头 1364 限定贯穿其中的钻孔,骨凿的本体的一部分定位于其中。骨凿的近

端成形为限定结合元件 1243, 比如凸形结合元件, 例如六角头。外科医生通常使用常规牙科把手来啮合结合元件并旋转骨凿, 同时第二接头端口仍然大致静止, 因为其连接至供应管 1352。这个构造因而允许骨凿的方便旋转而无需旋转供应管。另外, 骨凿 1330 通常比骨凿 1240 短, 因为骨凿 1330 不包括如上面参照图 24A-C 和 25 所述的用于将供应管结合至骨凿 1240 的最近端部分 1251。而且, 相比骨凿 1240, 骨凿 1330 在患者口腔中占用更少的空间, 因为无需适应于如上面参照图 24A-C 和 25 所述的插入骨凿 1240 的最近端部分 1251 中的供应管的弯曲半径。

[0369] 通常, 骨凿 1330 的总长度在 5mm 和 35mm 之间, 比如在 8mm 和 28mm 之间。

[0370] 本领域技术人员将理解到, 本发明不限于上面已经具体示出和描述的内容。而且, 本发明的范围包括上面所述各种特点的组合和子组合, 及其不属于现有技术的变化和变型, 这些对于本领域技术人员而言在阅读前述描述之上是显而易见的。

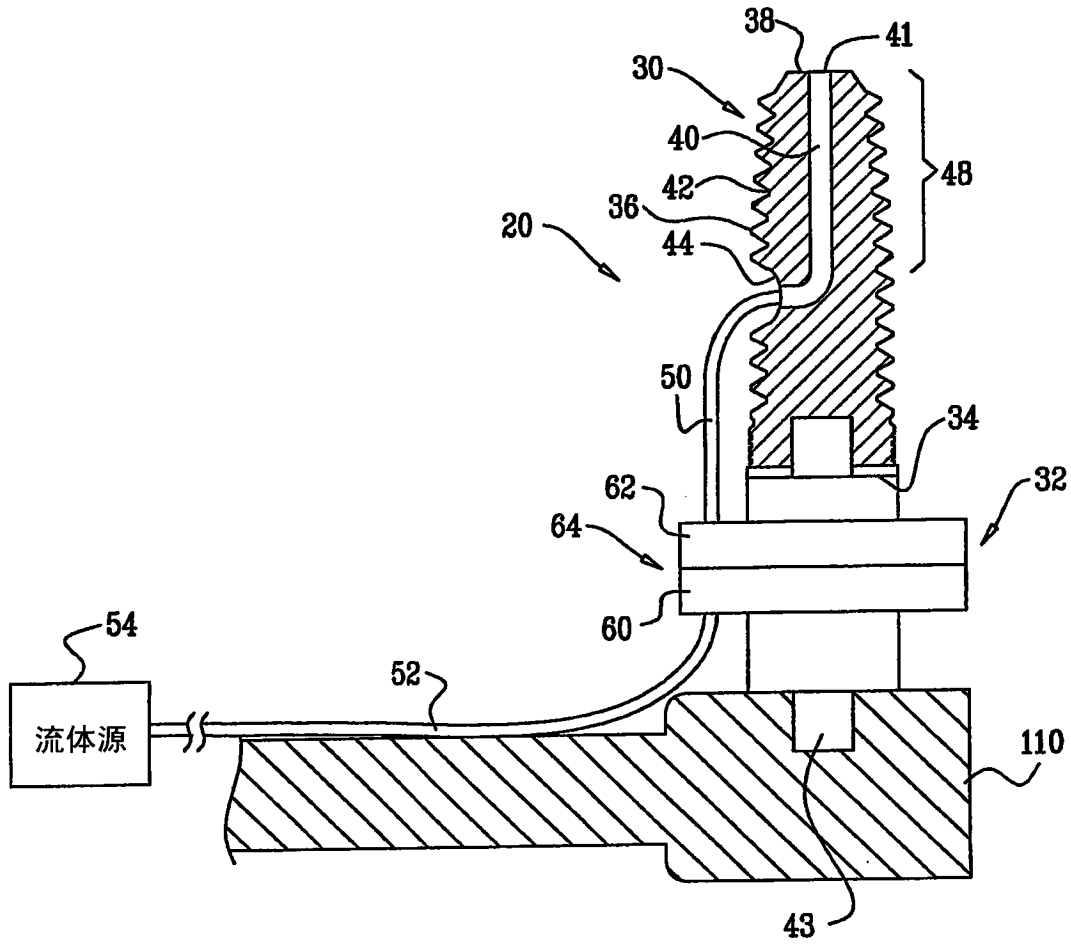


图 1

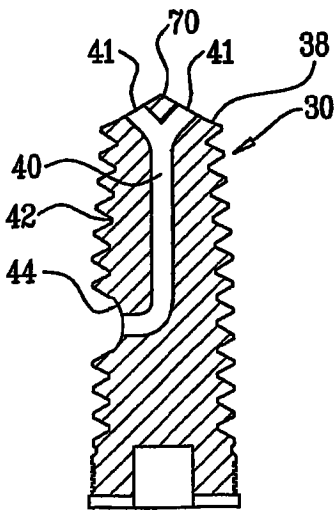


图 2A

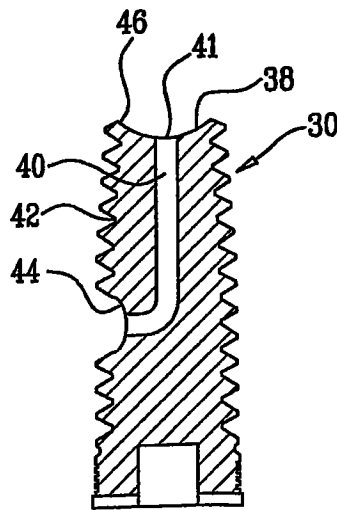


图 2B

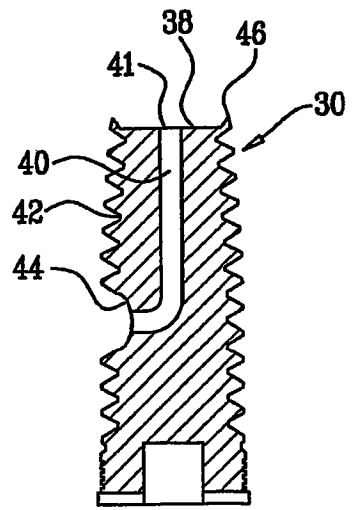


图 2C

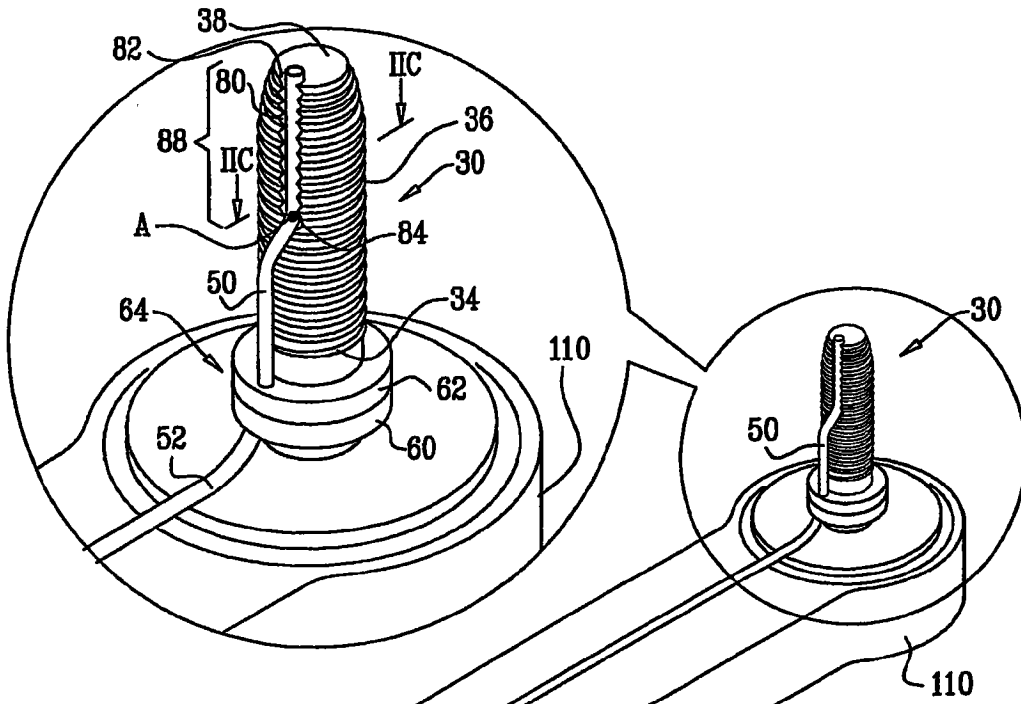


图2D

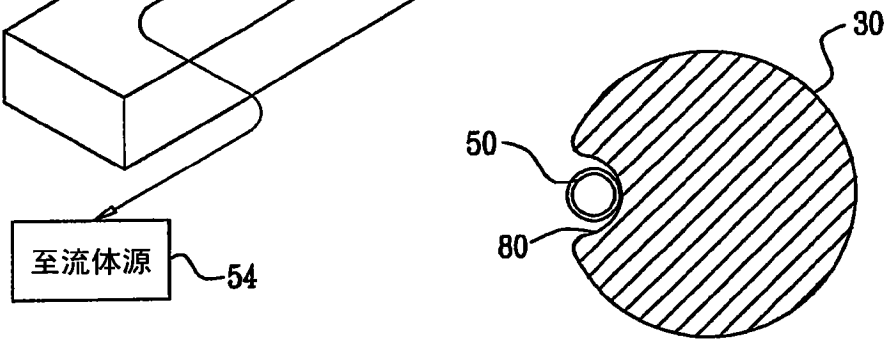


图2E

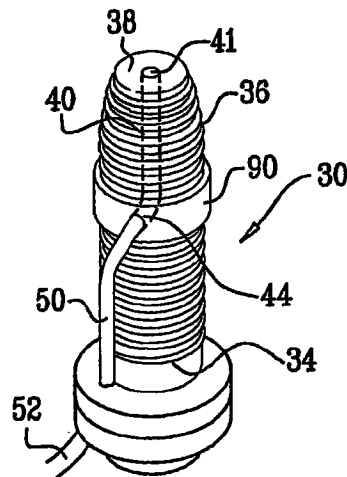


图2F

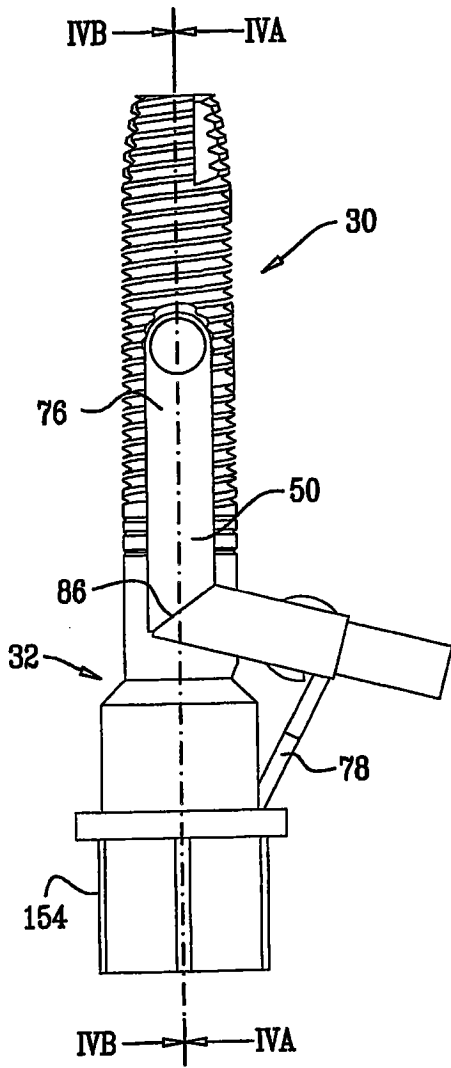


图 3A

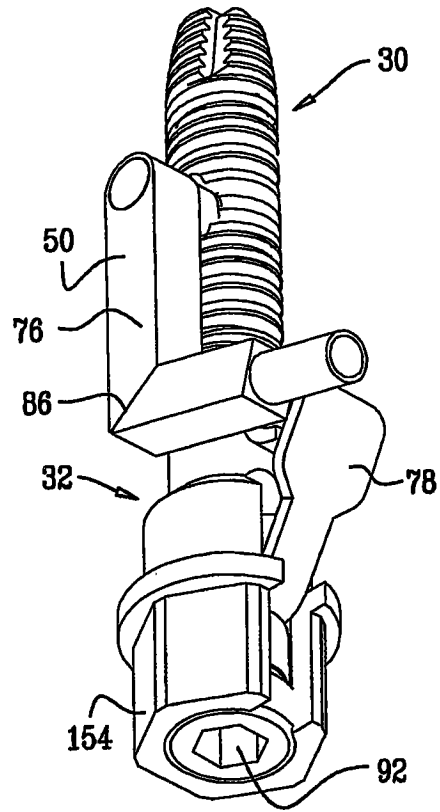


图 3B

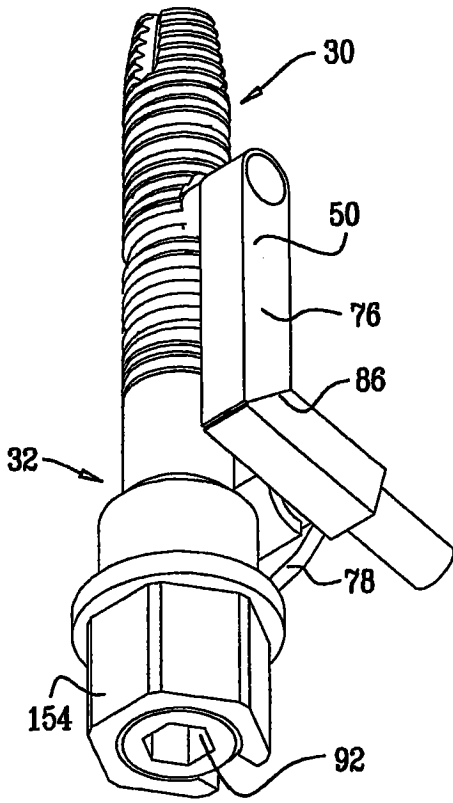


图 3C

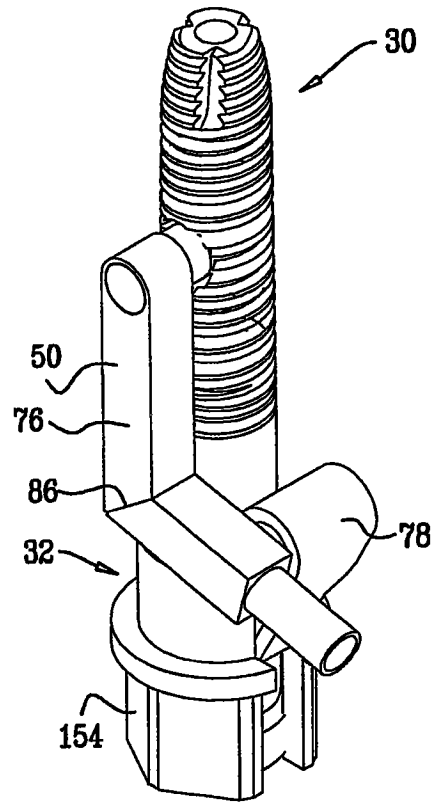


图 3D

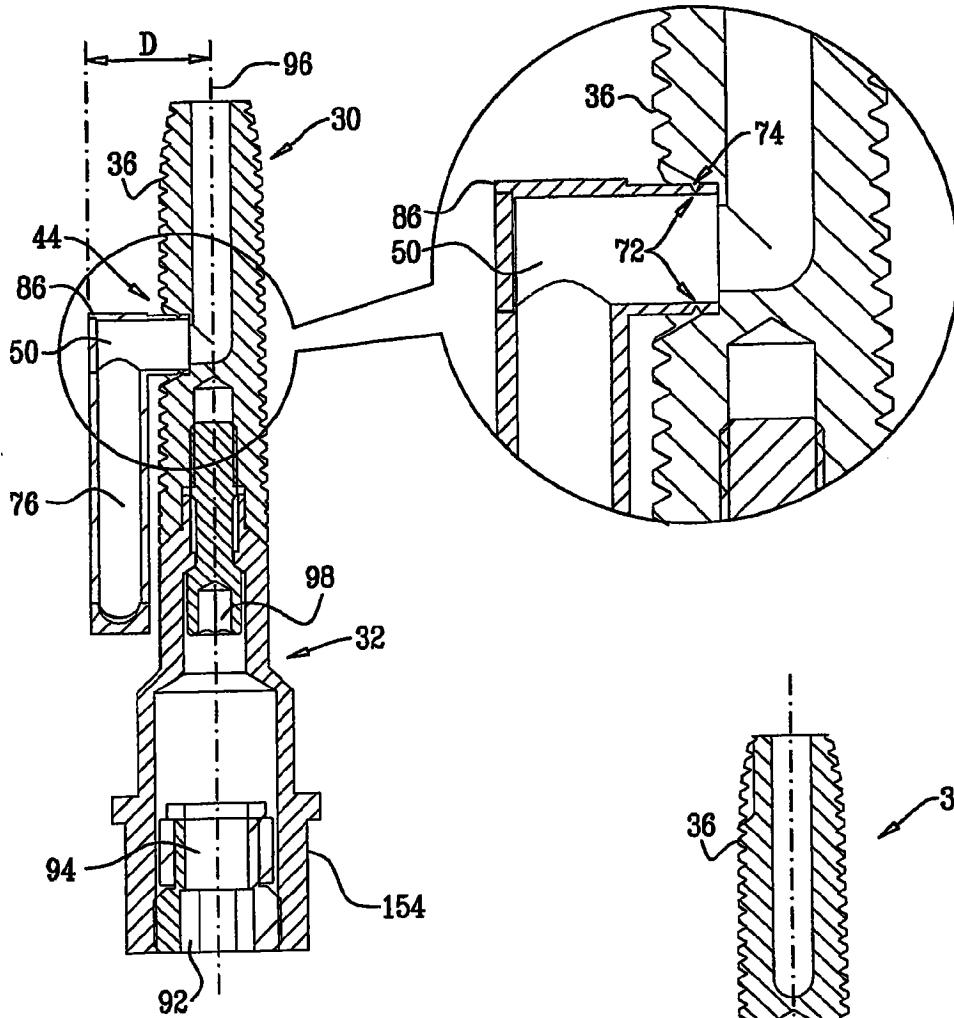


图4A

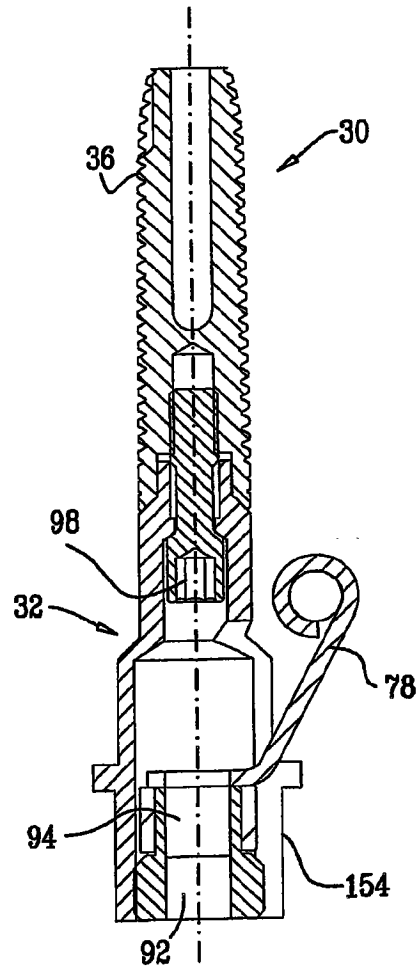


图4B

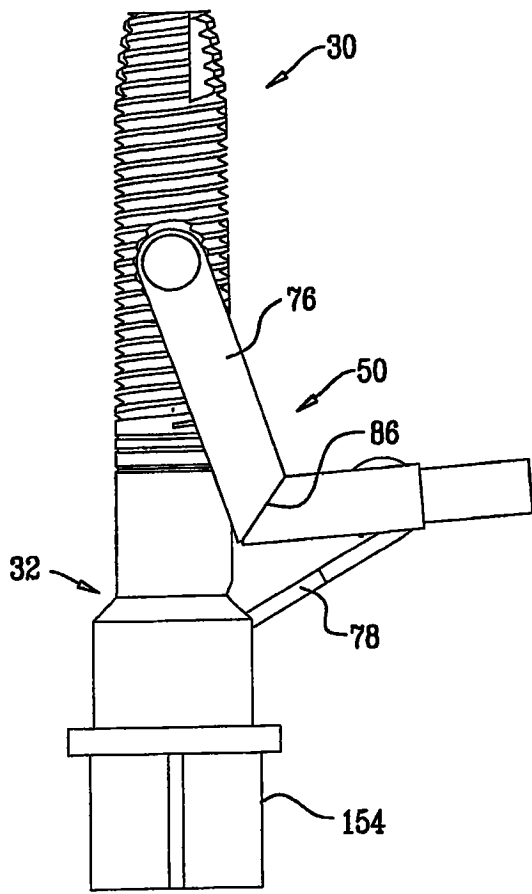


图 5

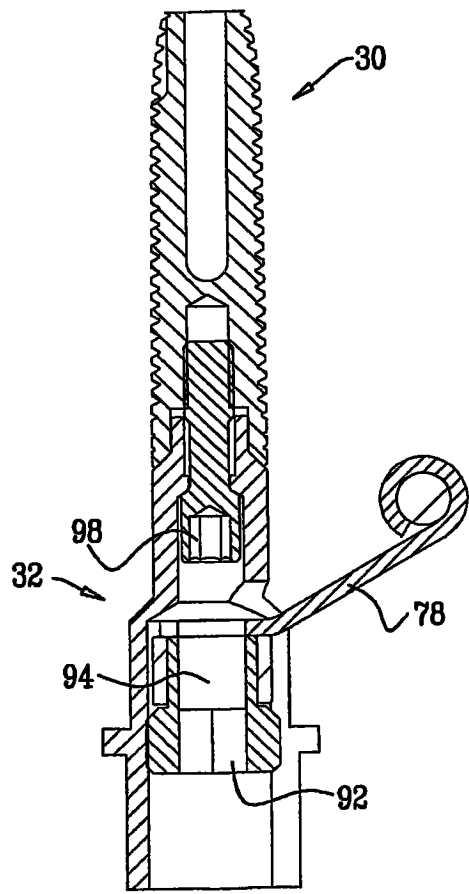


图 6

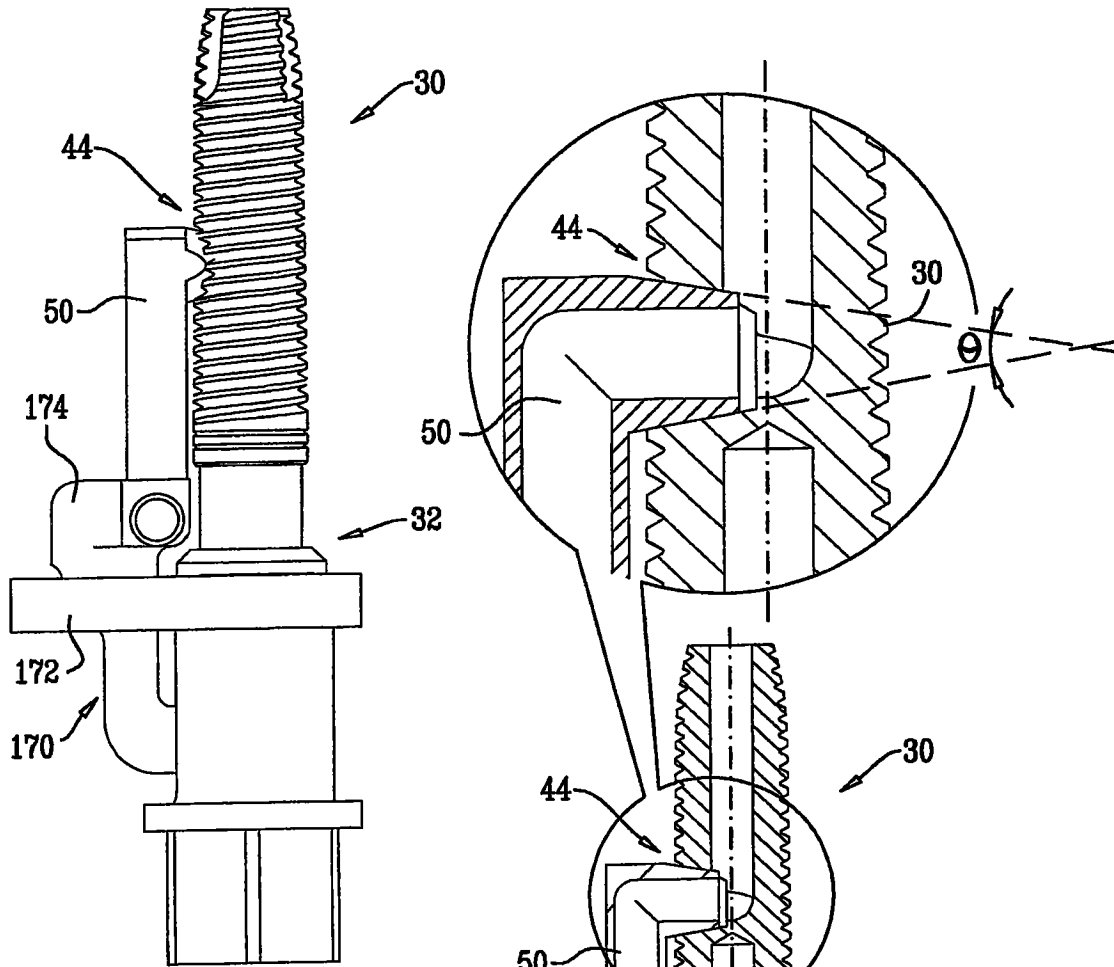


图7

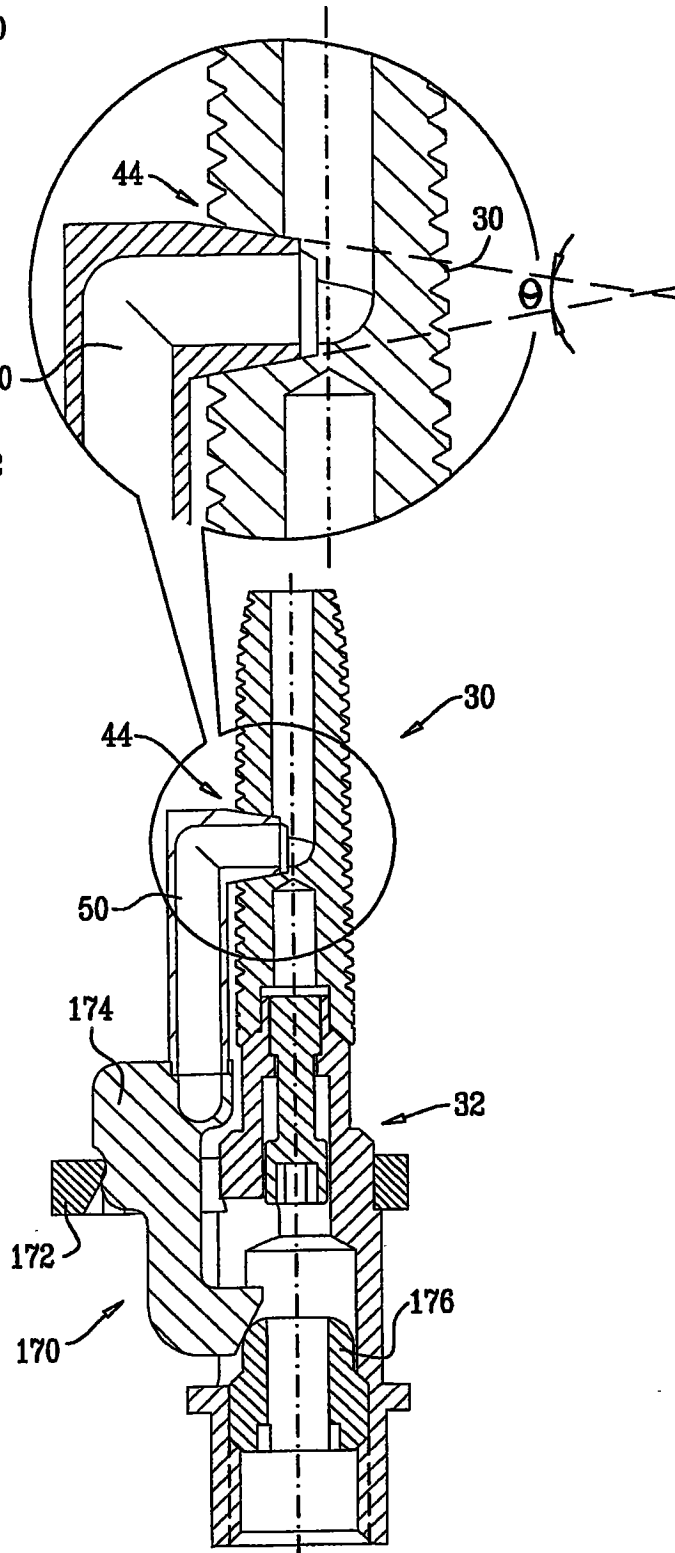


图8

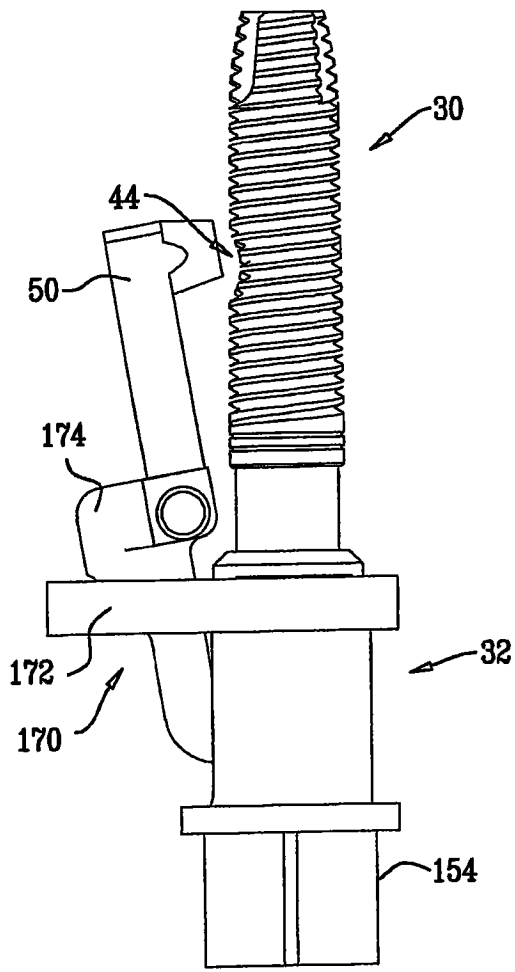


图 9A

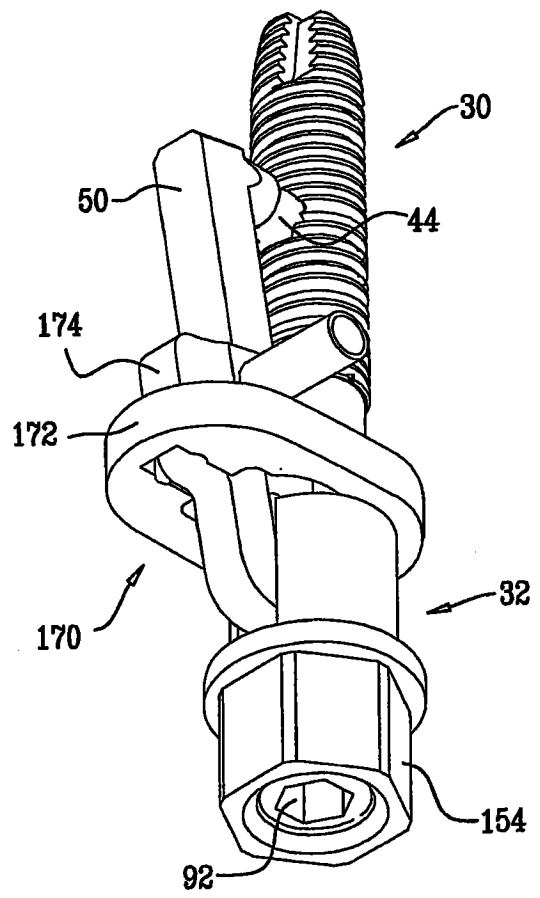


图 9B

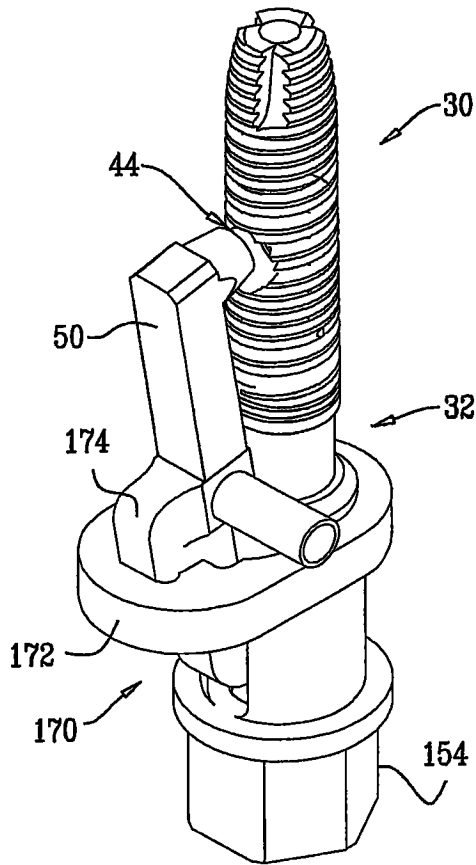


图9C

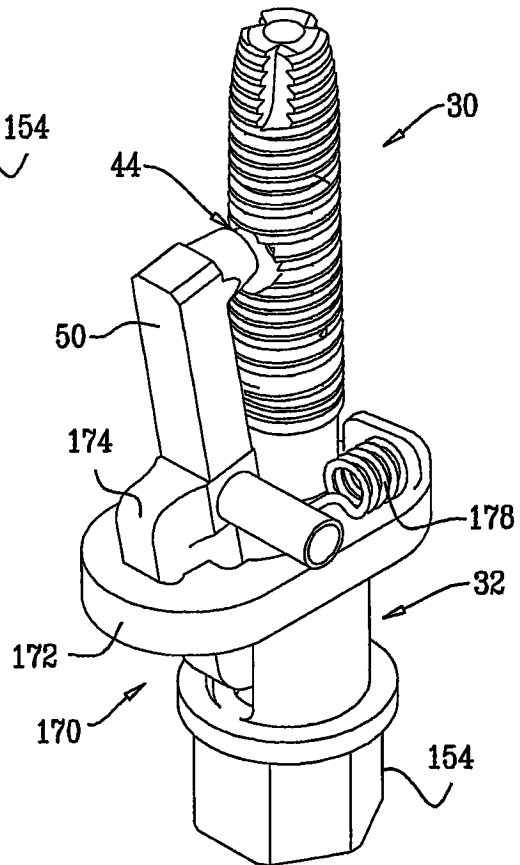


图9D

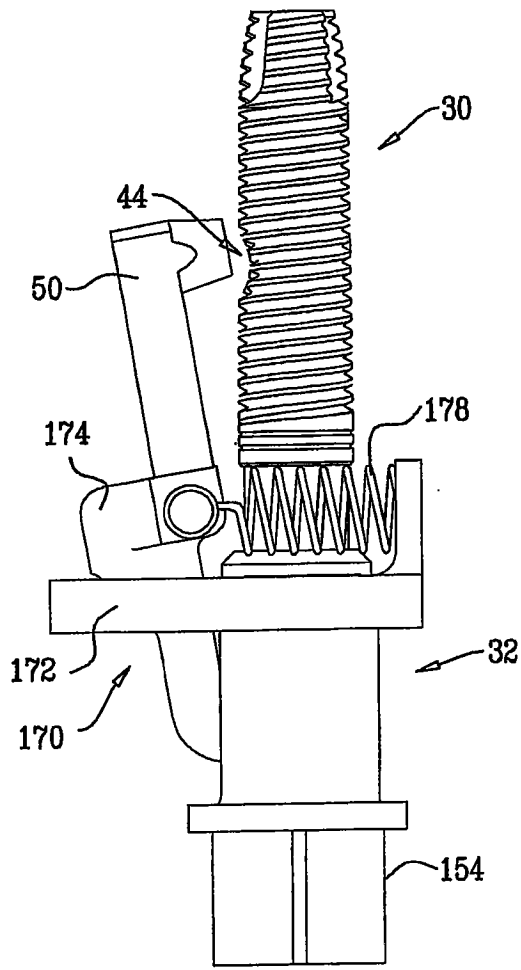


图 9E

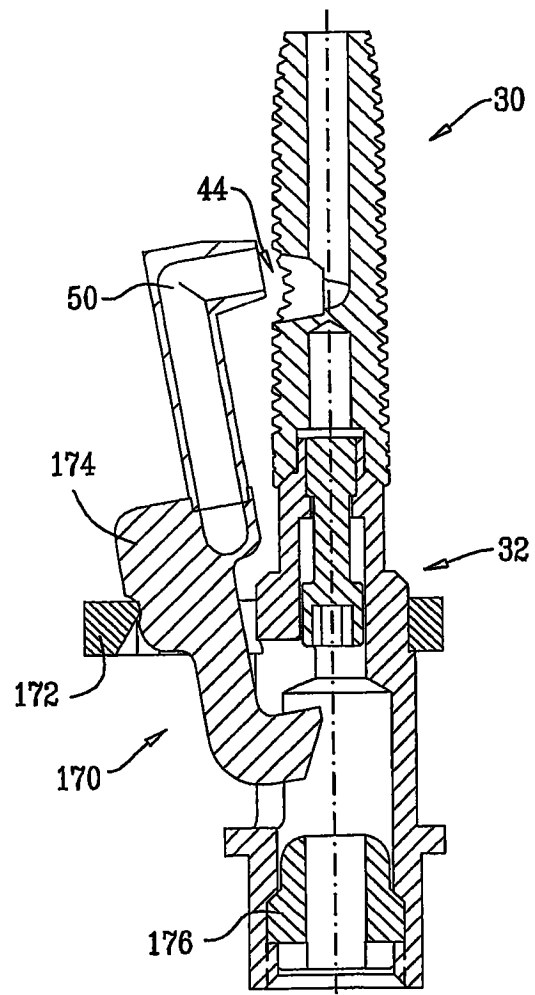


图 10

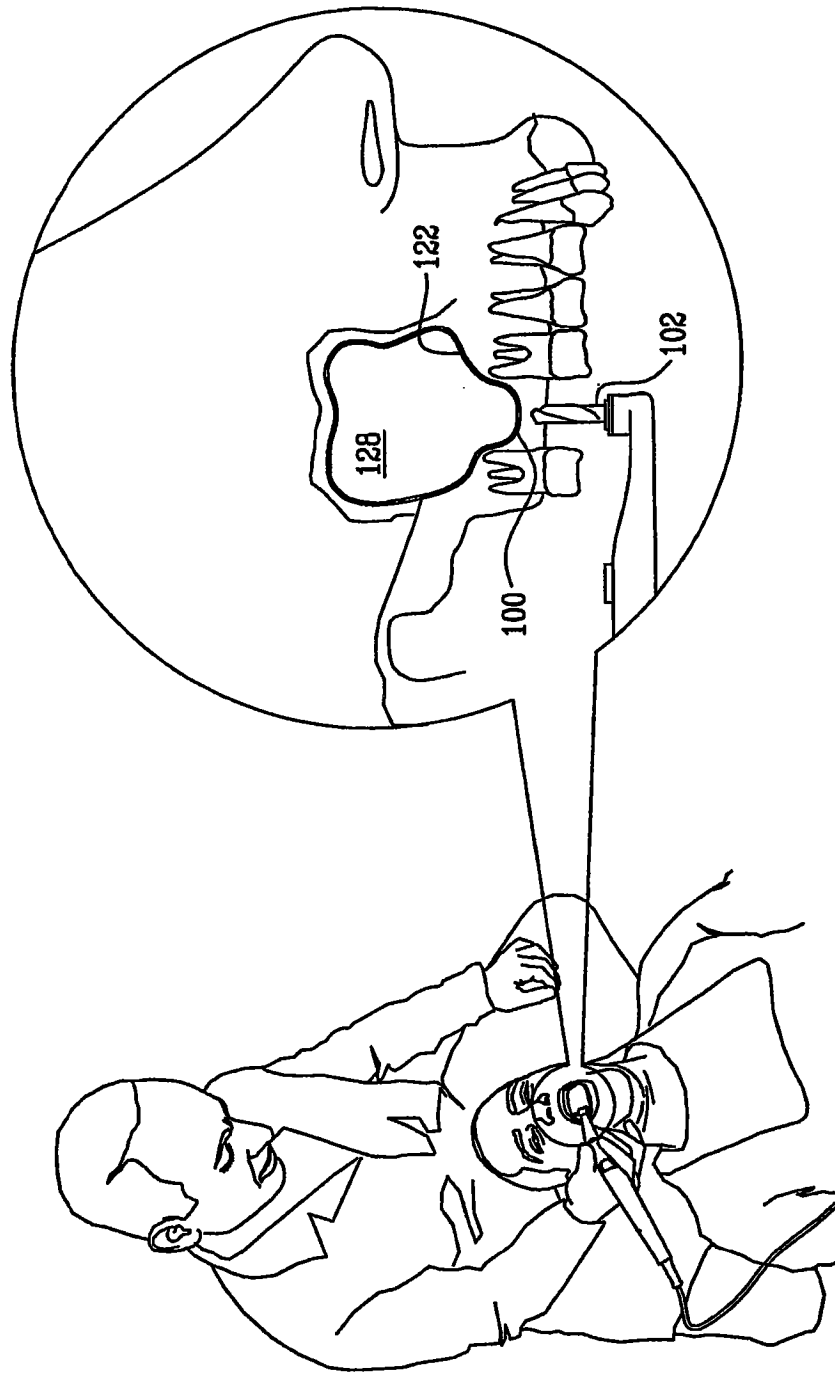


图 11A

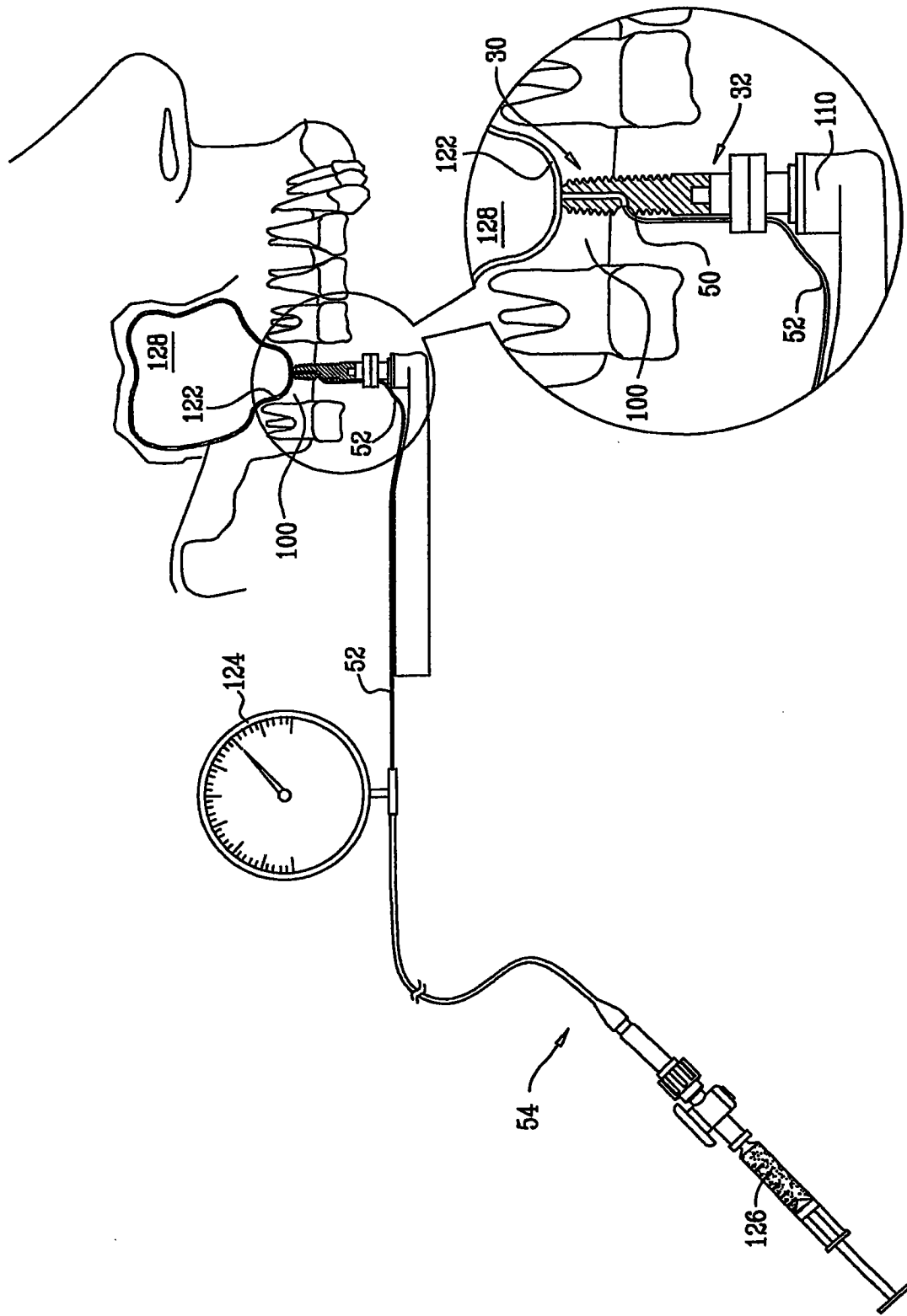


图 11B

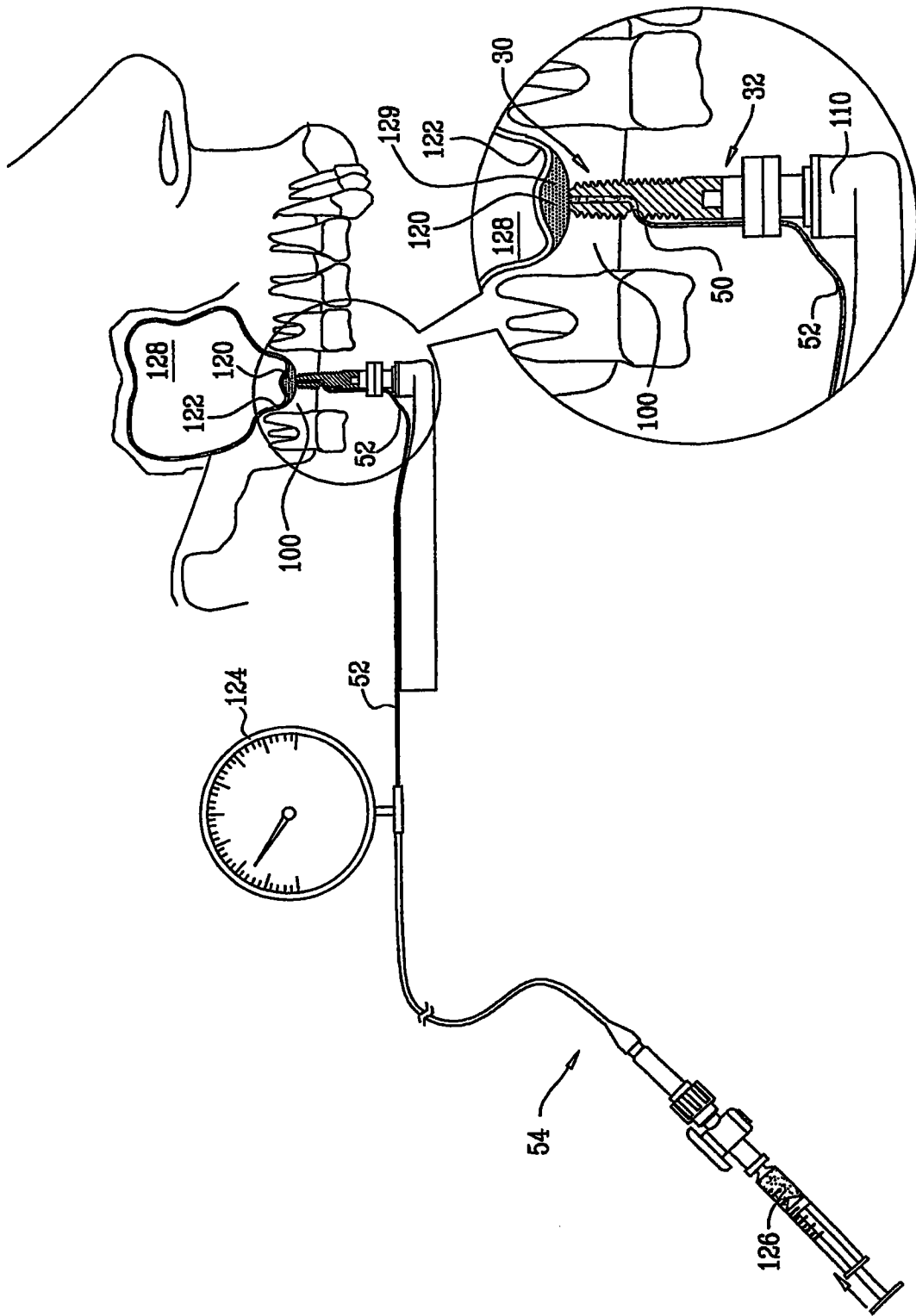


图 11C

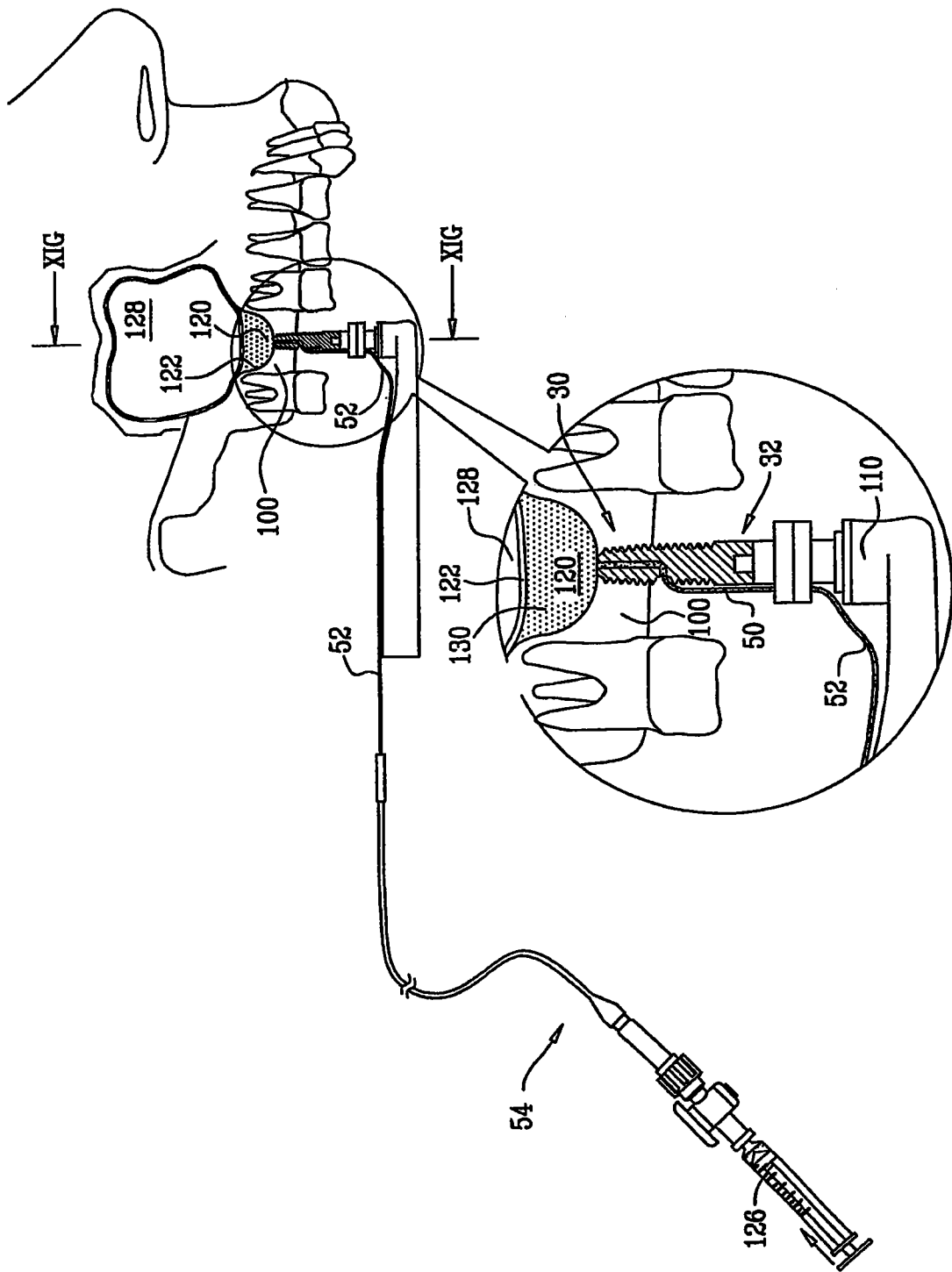


图 11D

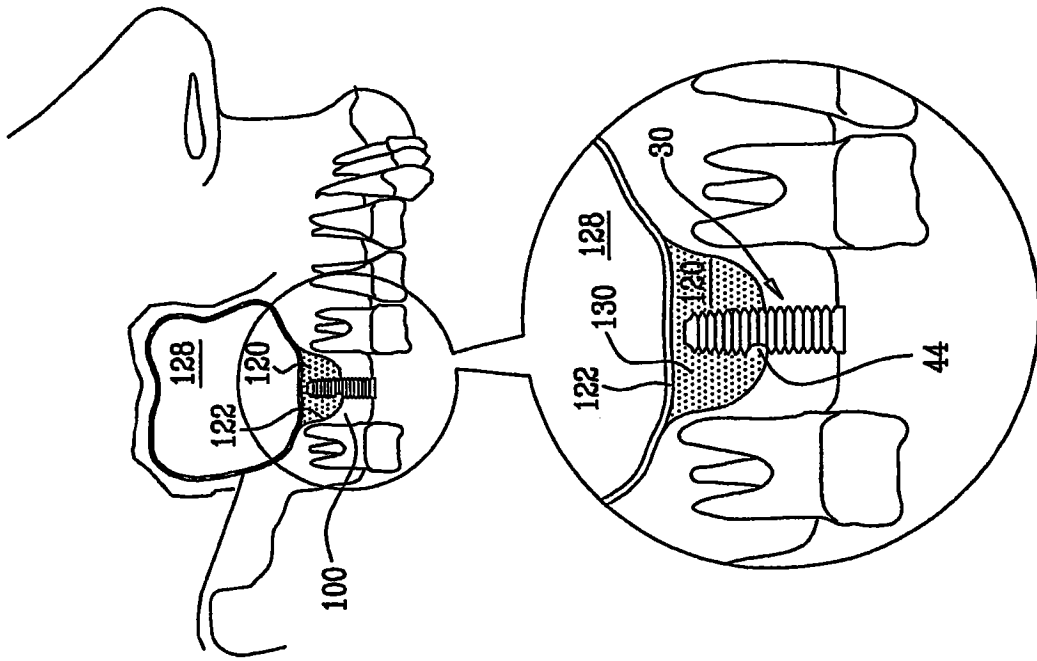


图 11E

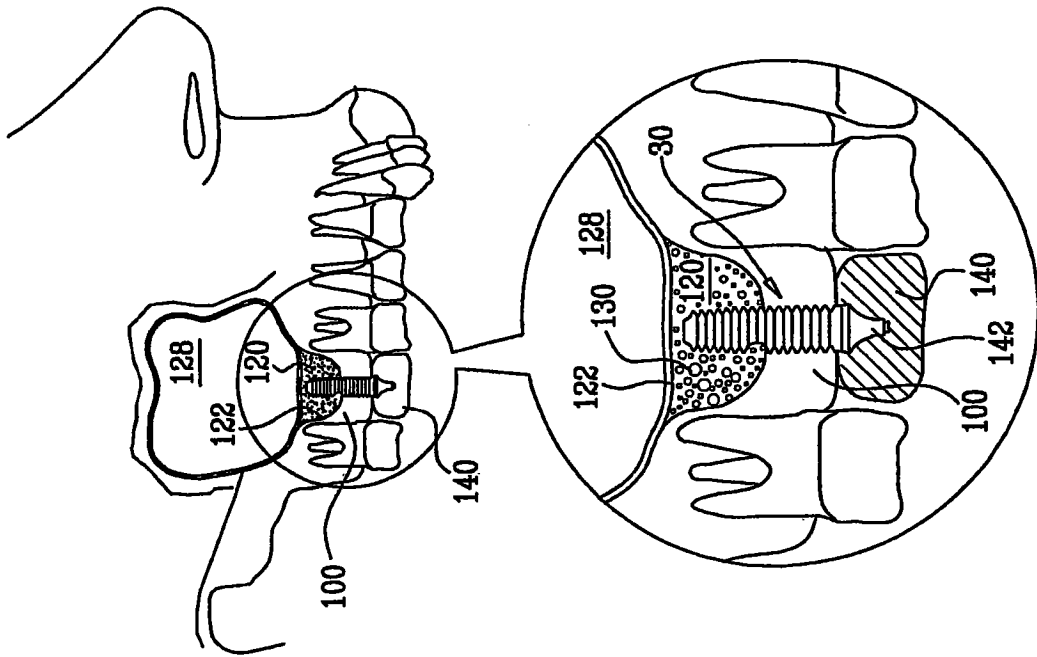


图 11F

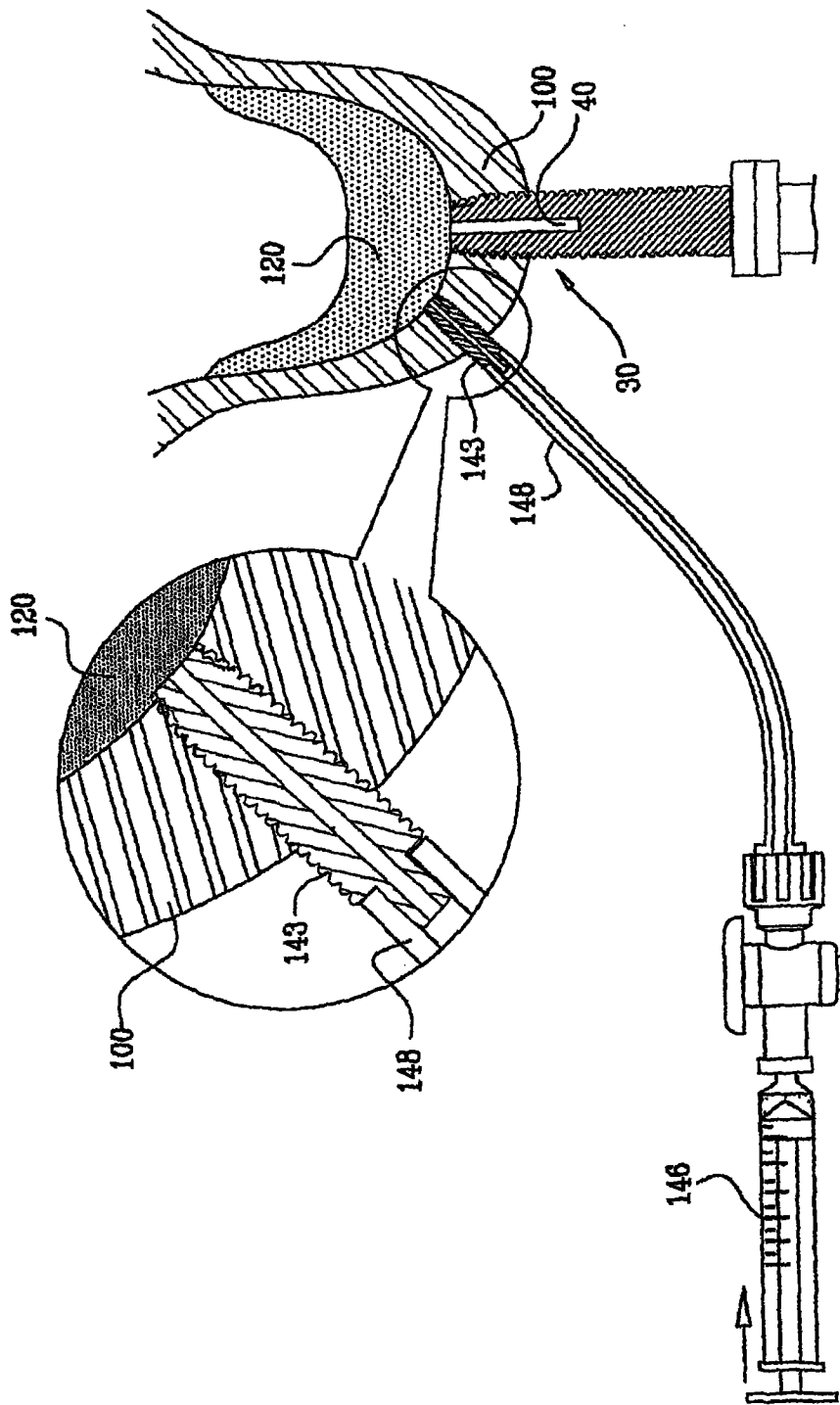


图 11G

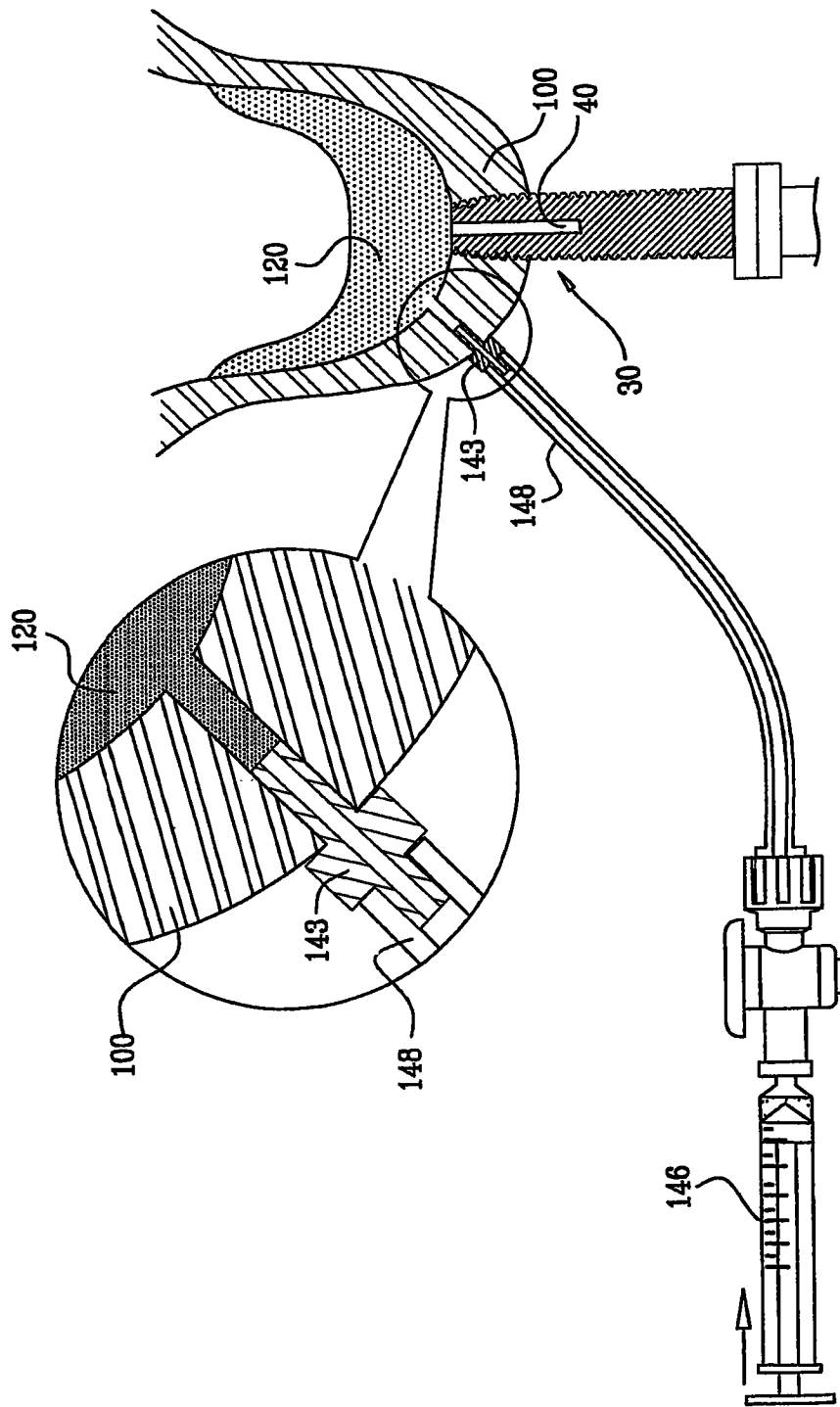


图 11H

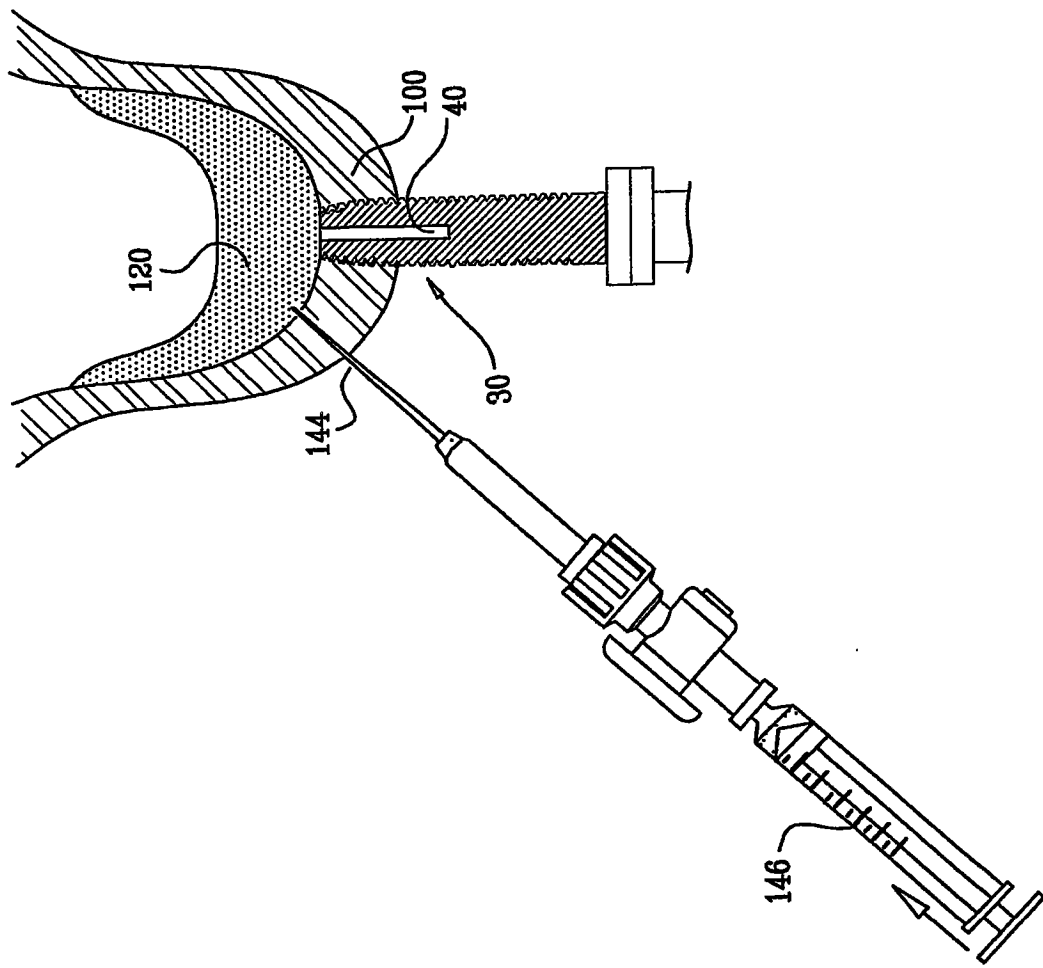


图 11I

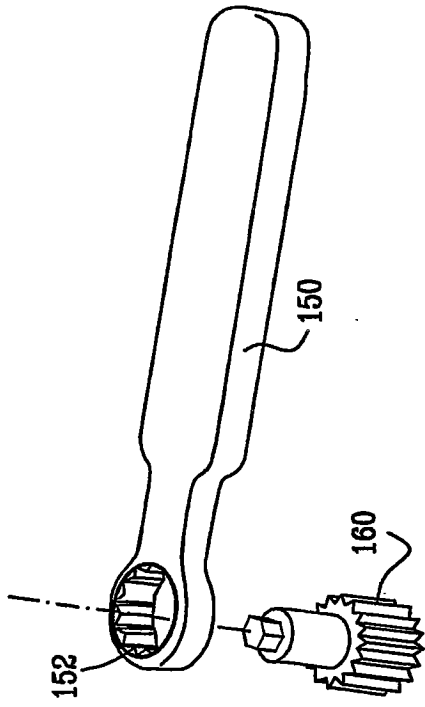


图 12A

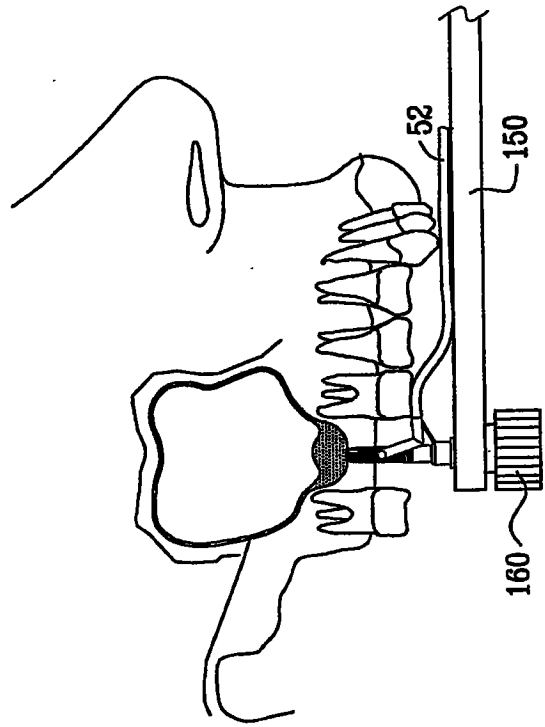


图 12B

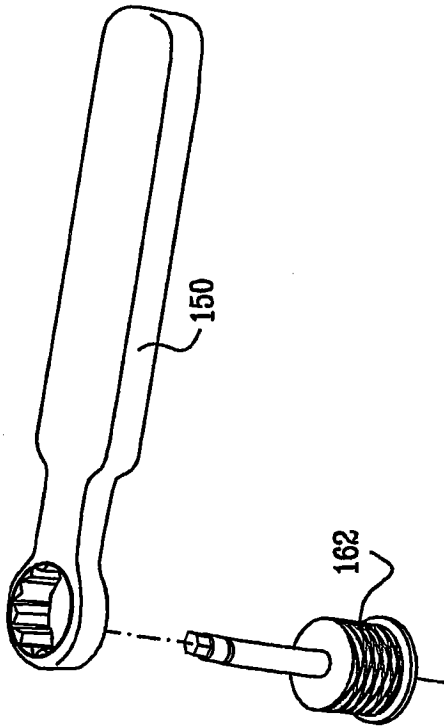


图 12C

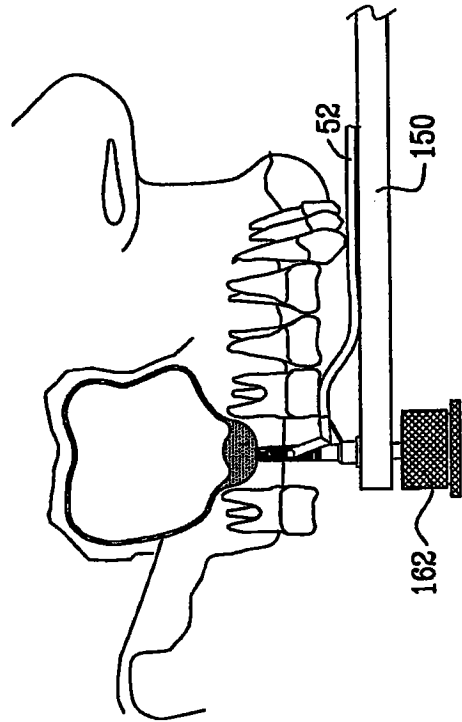


图 12D

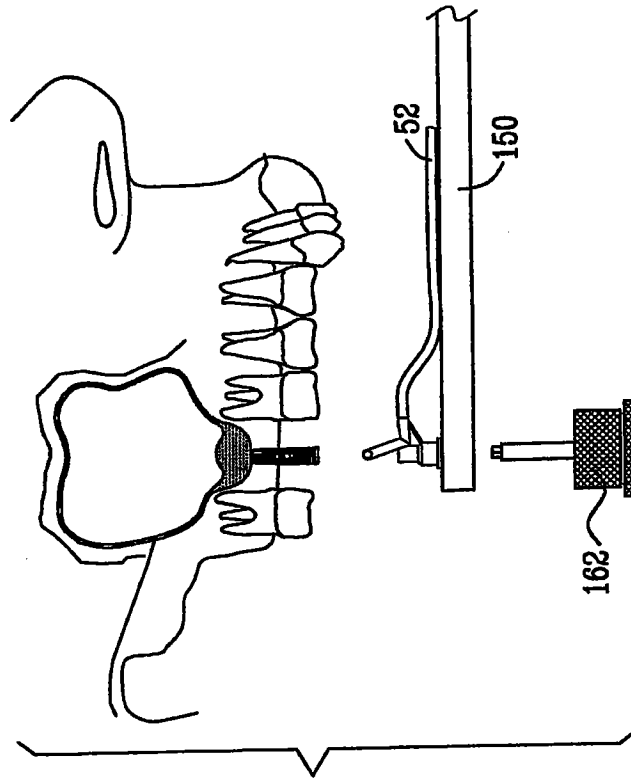


图 12E

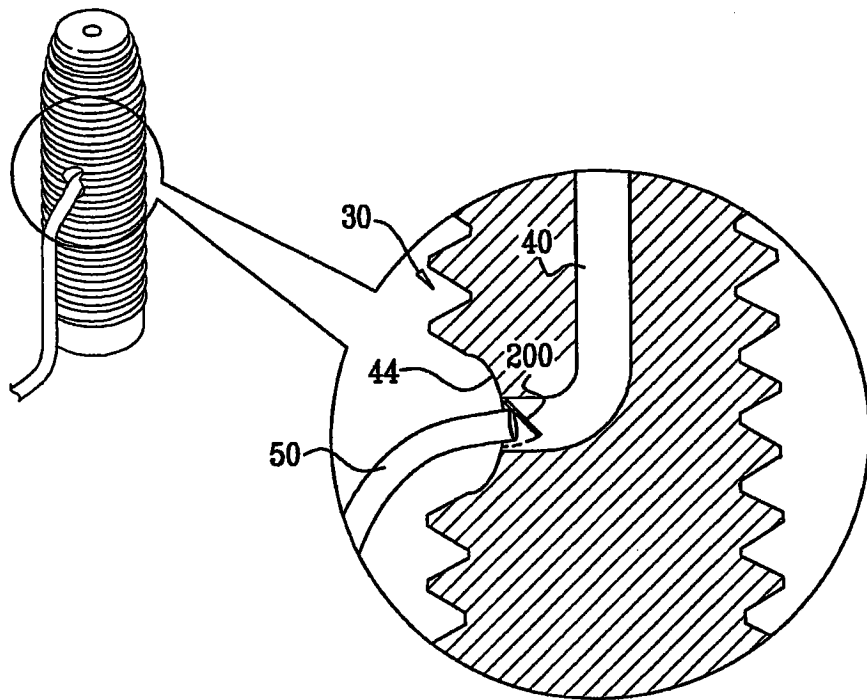


图 13A

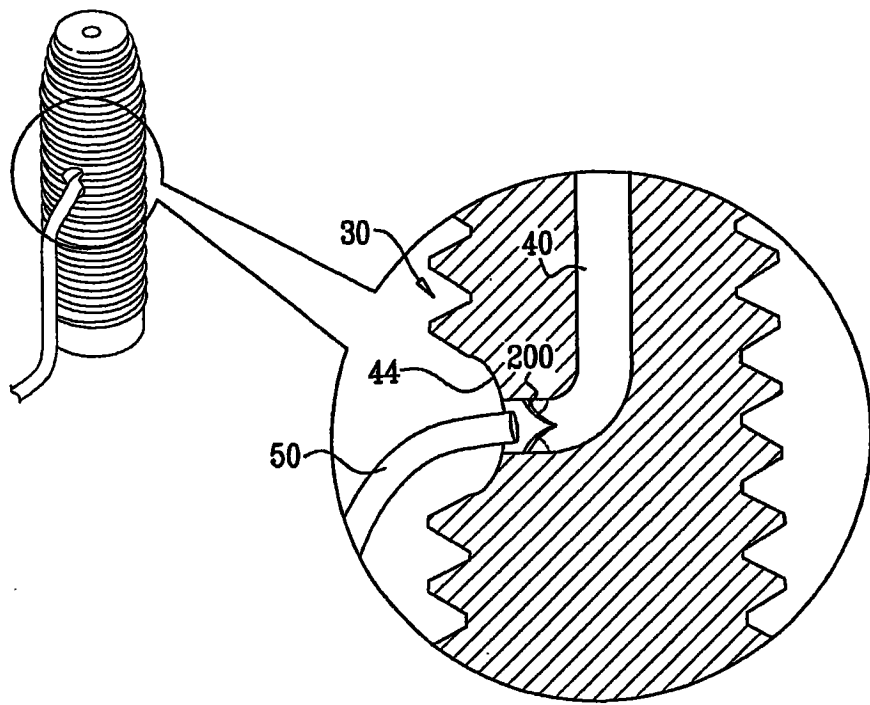


图 13B

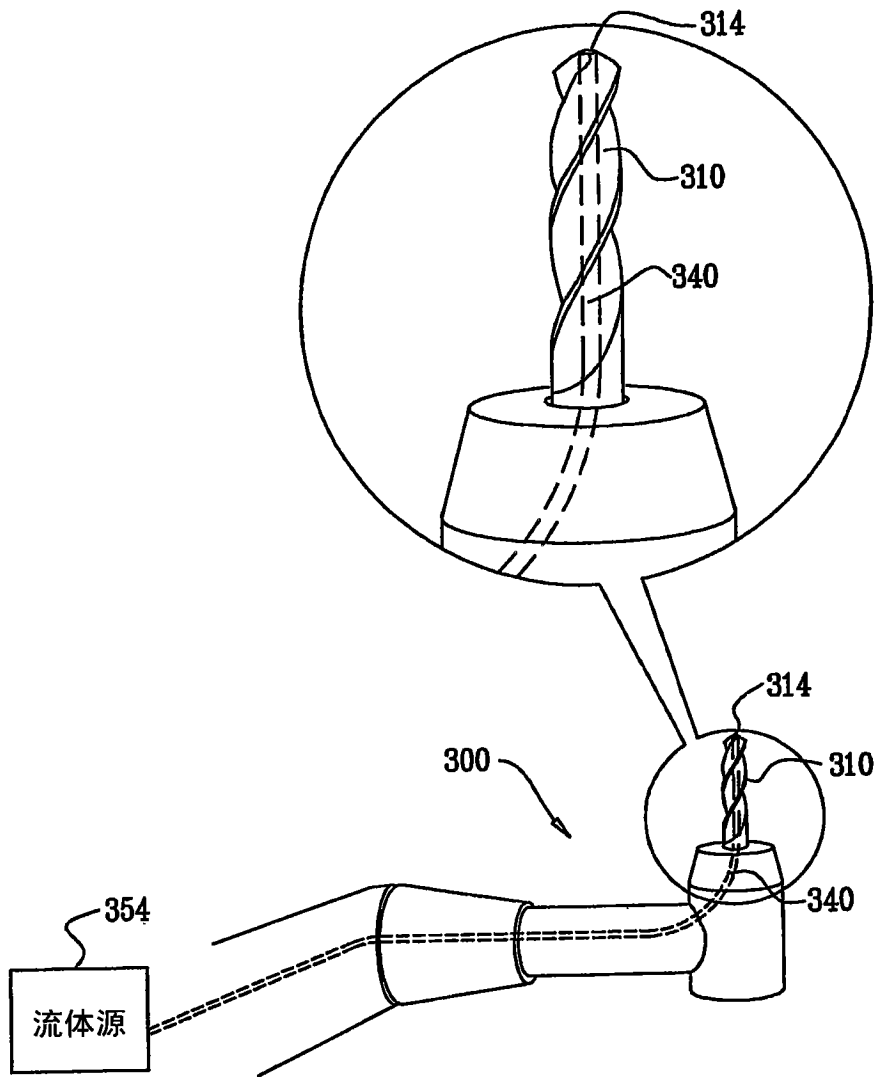


图 14

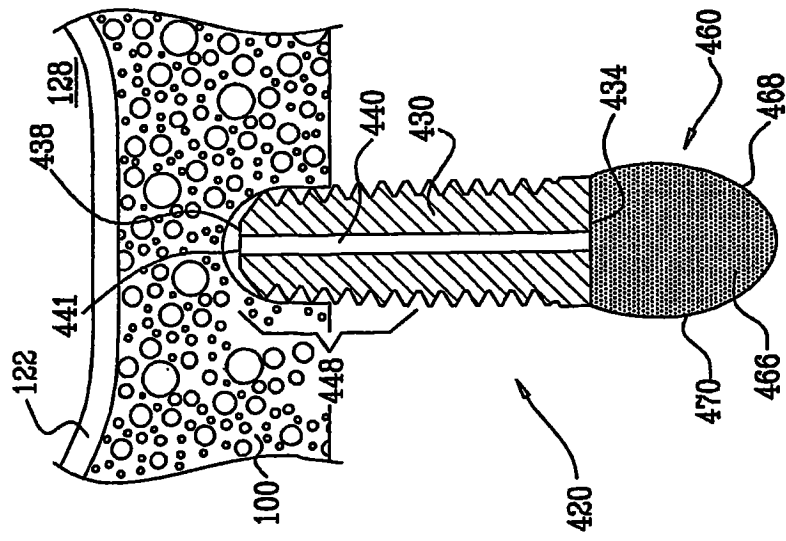


图 15A

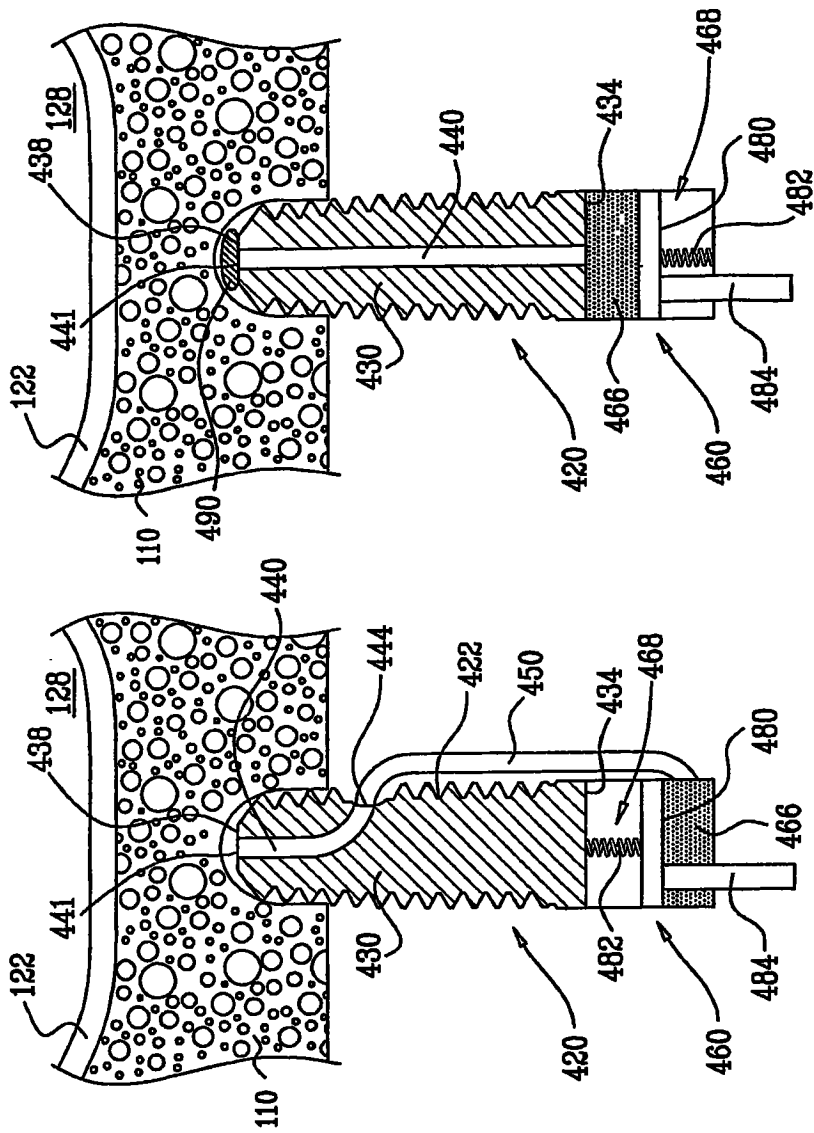


图15C

图15B

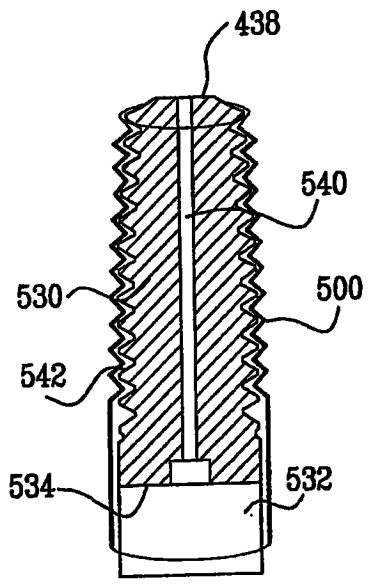


图 16

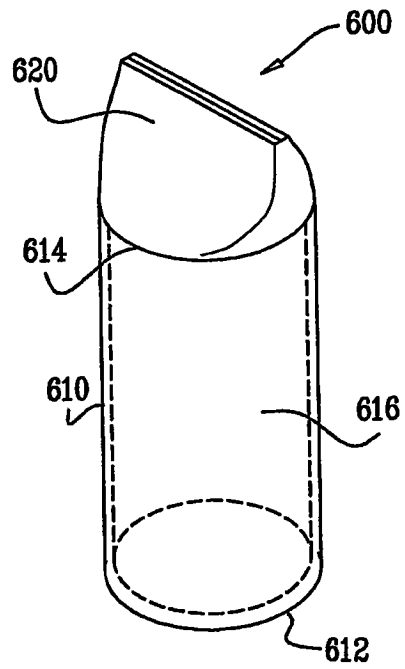


图 17A

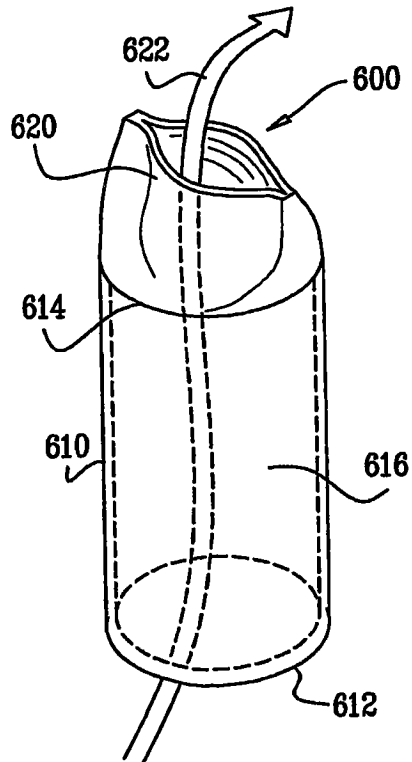


图 17B

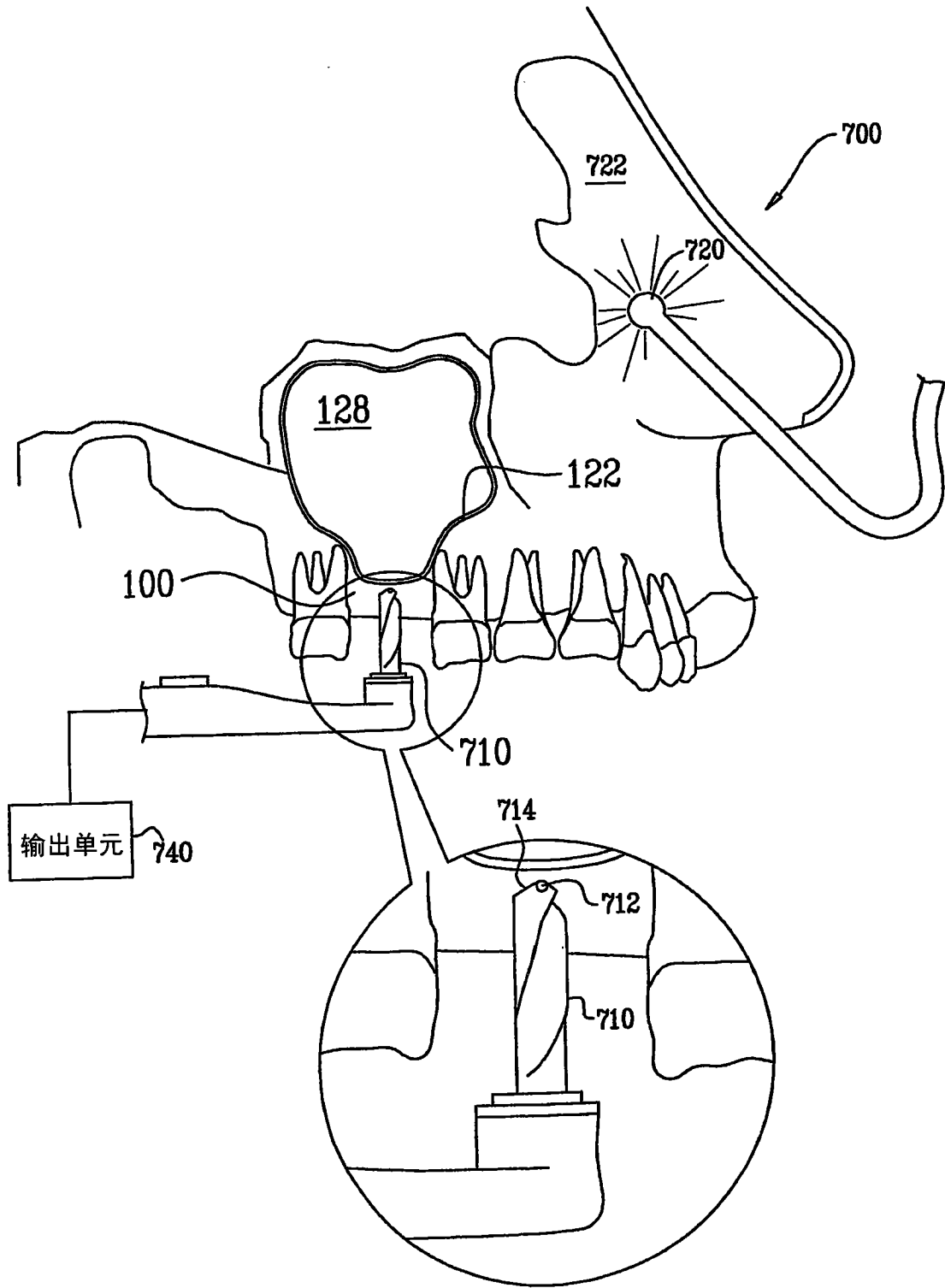


图 18

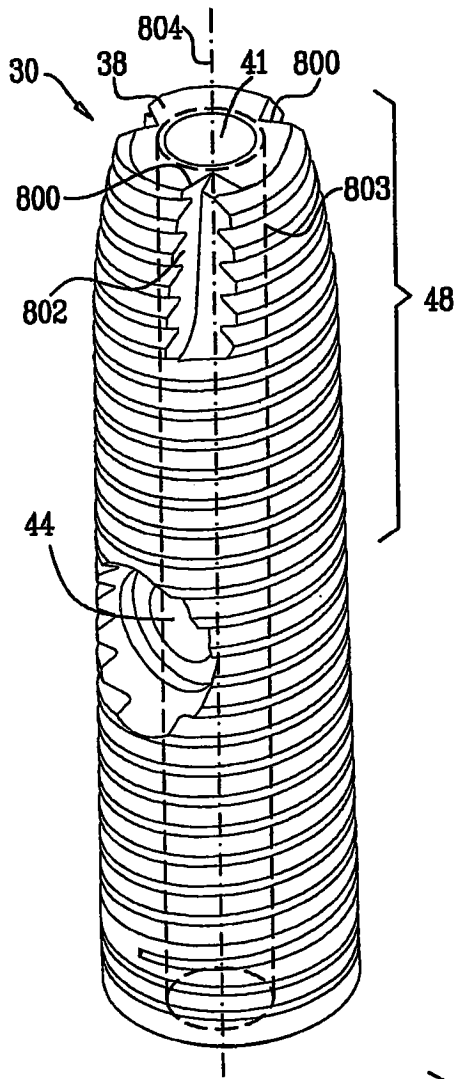


图19A

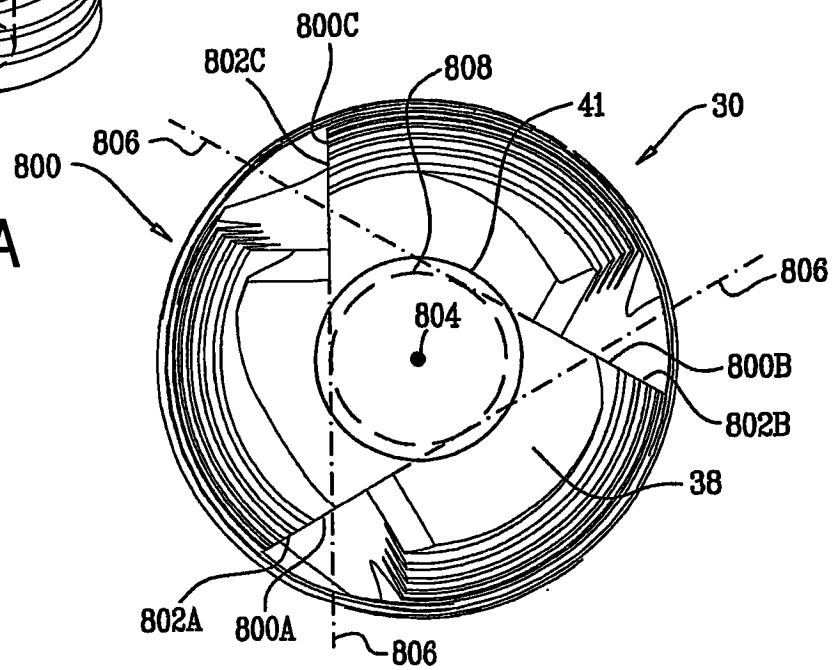


图19B

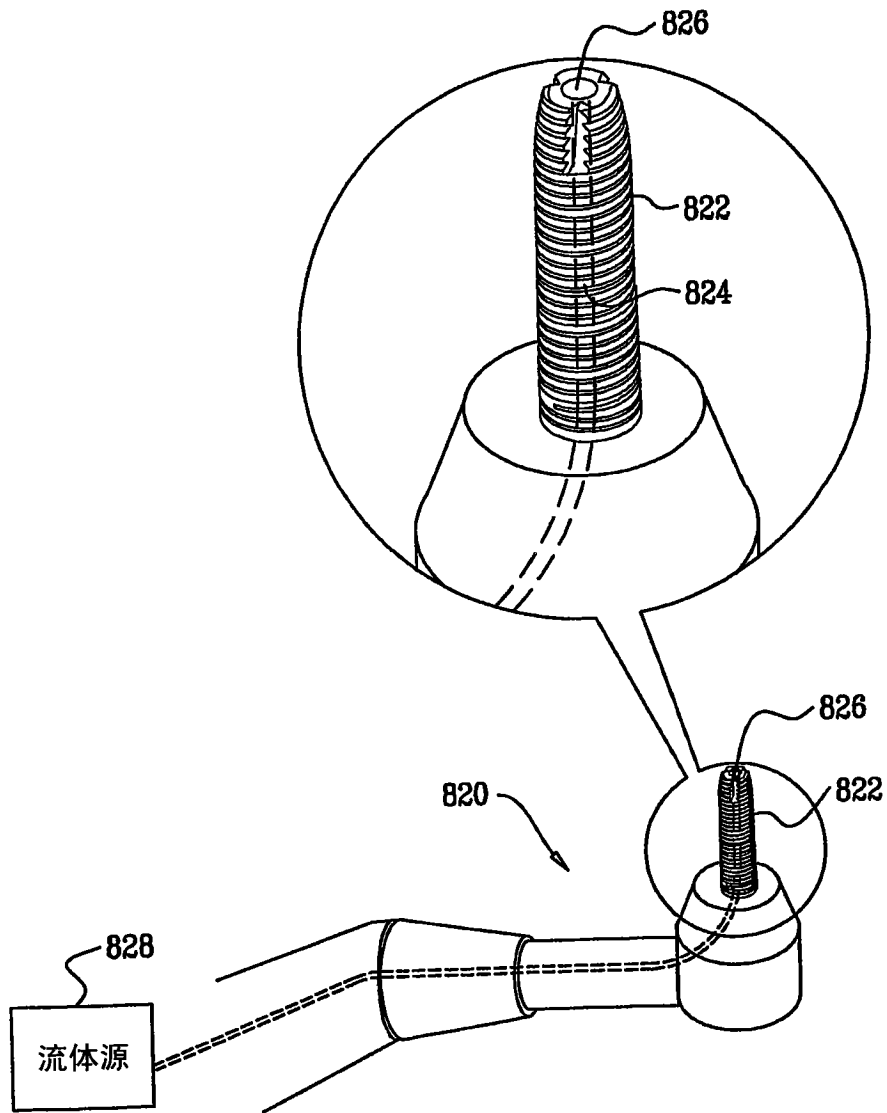


图 20

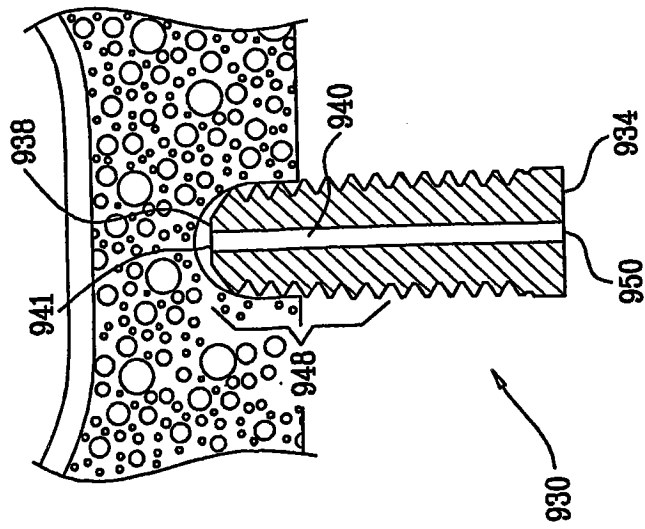


图 21A

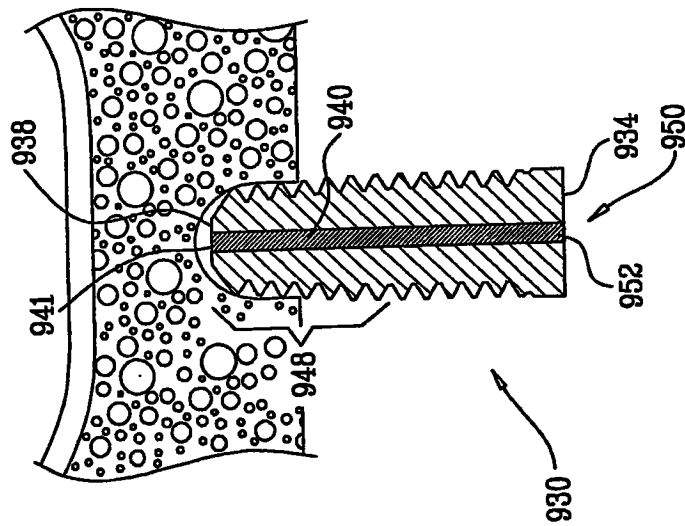


图 21B

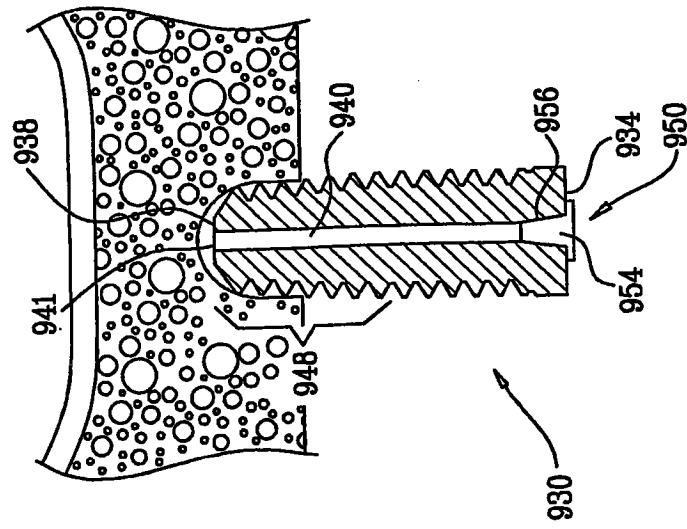


图 21C

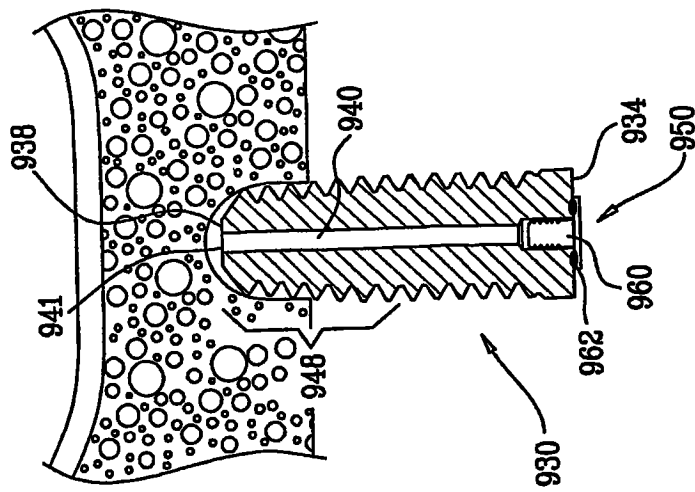


图 21D

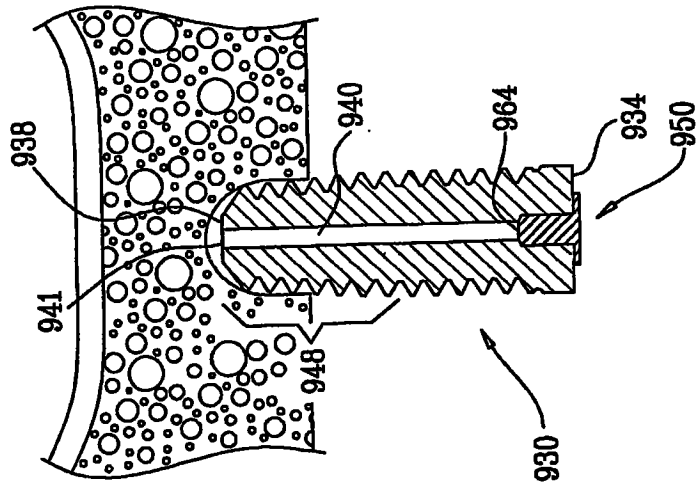


图 21E

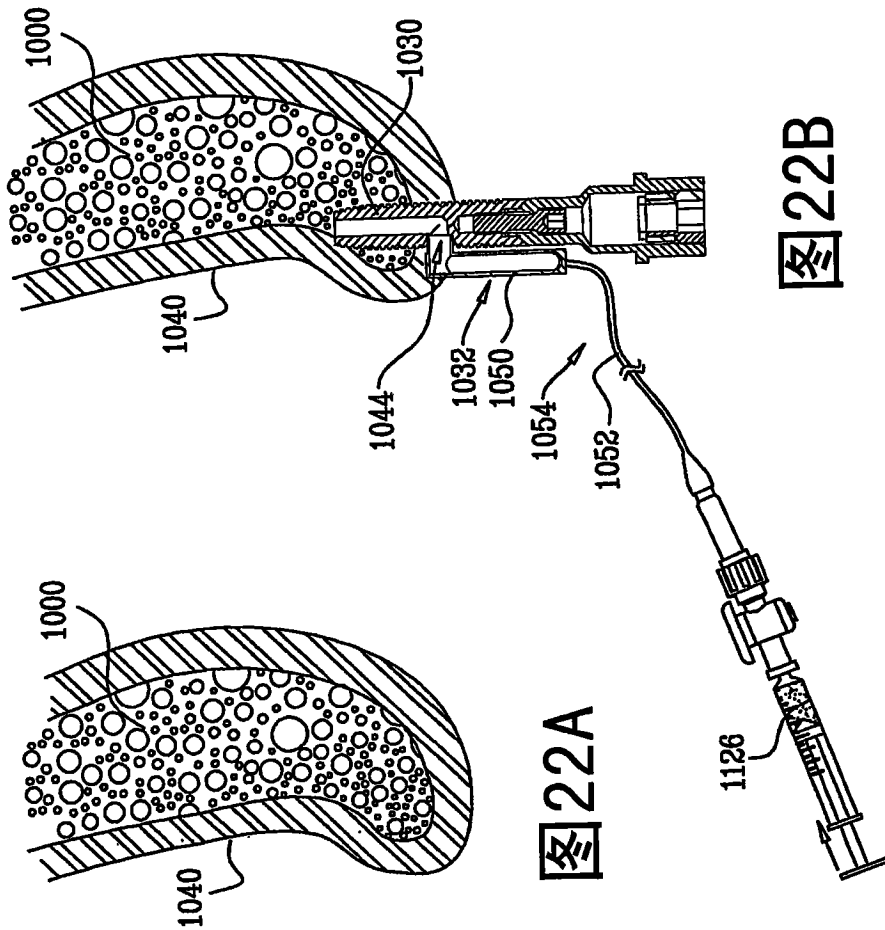


图 22A

图 22B

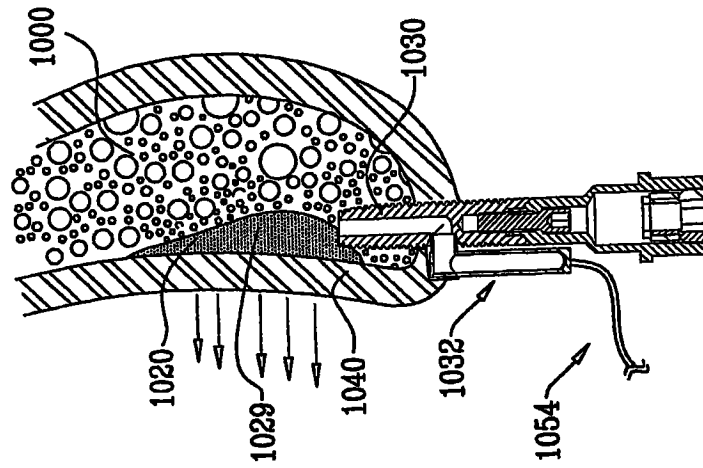


图 22C

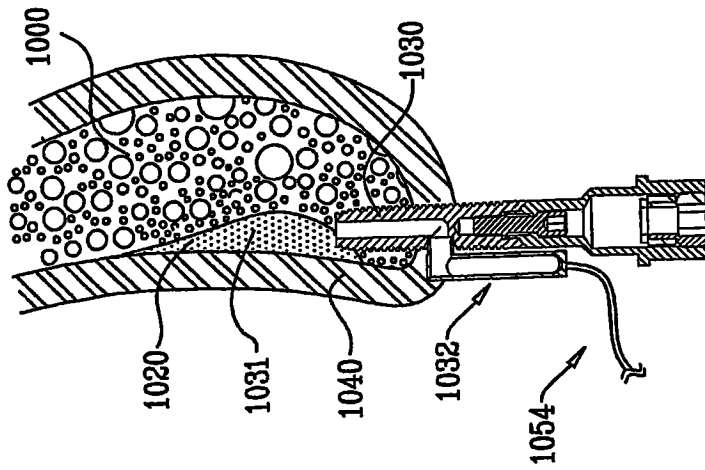


图 22D

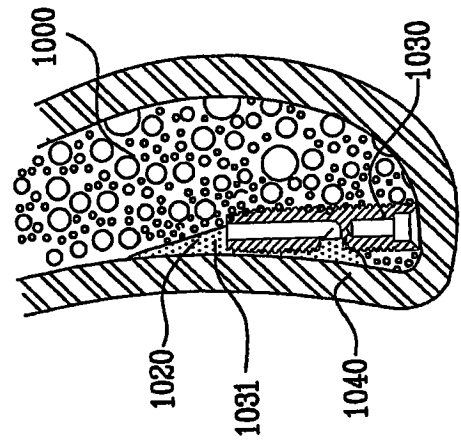


图 22E

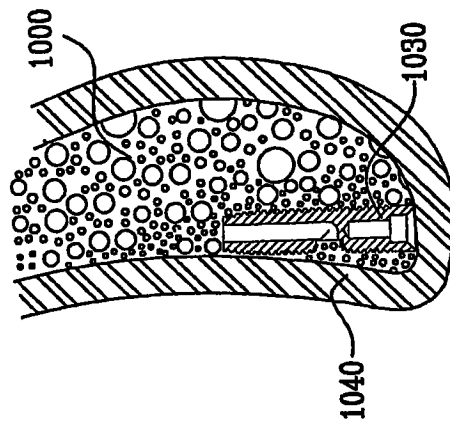


图 22F

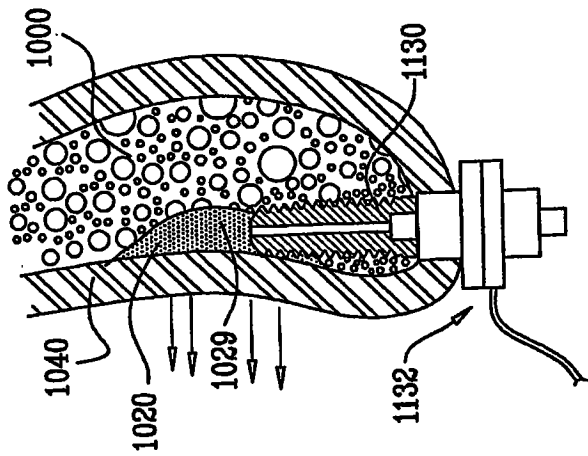


图 23C

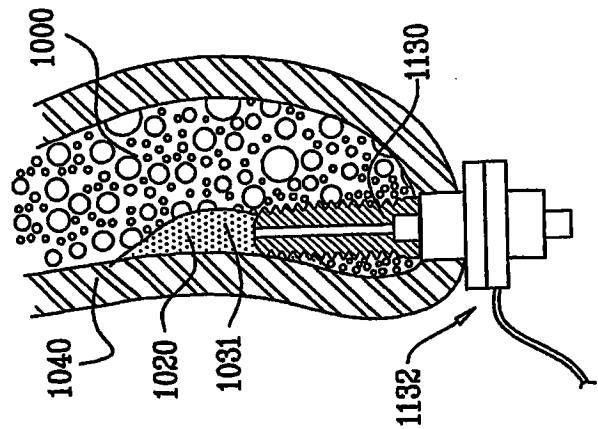


图 23D

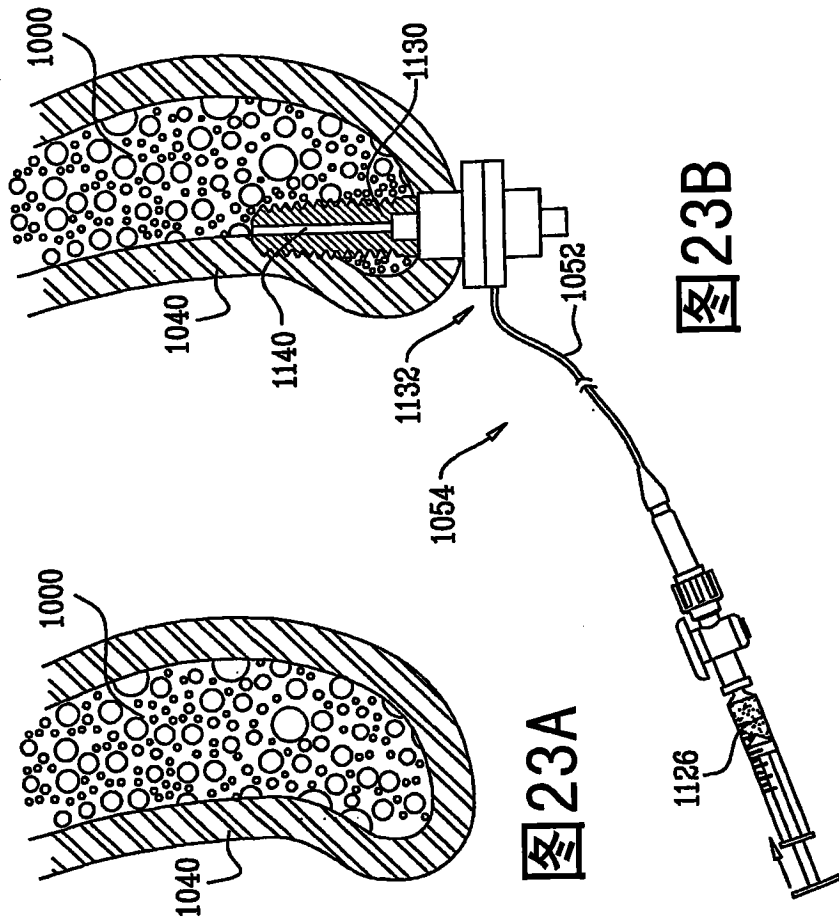


图 23A

图 23B

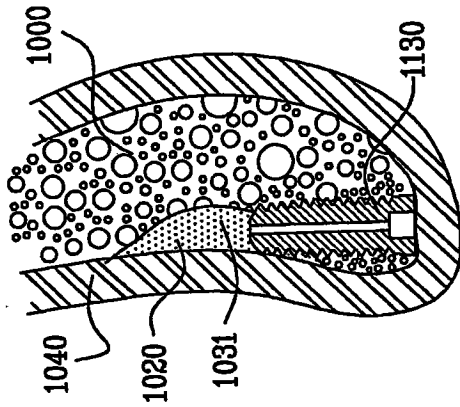


图 23E

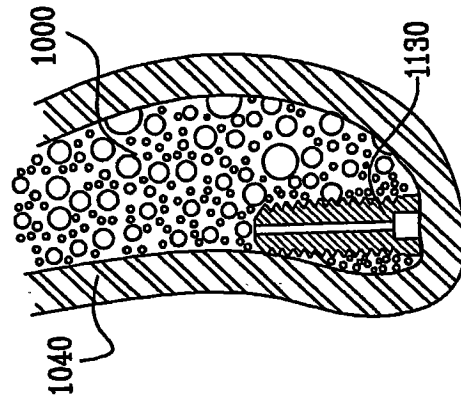


图 23F

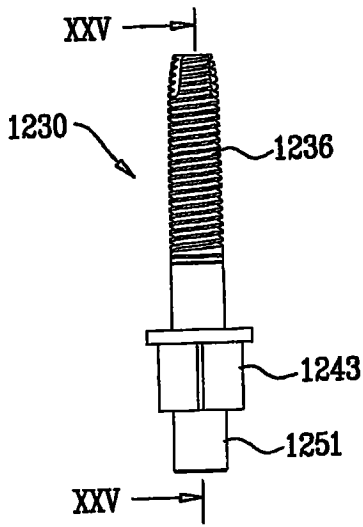


图 24A

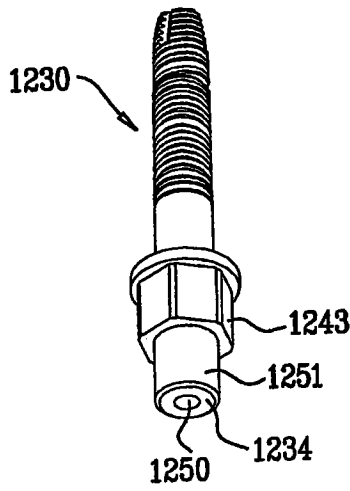


图 24B

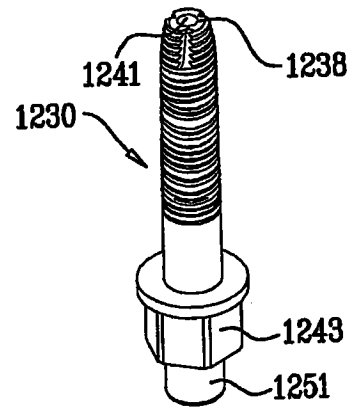


图 24C

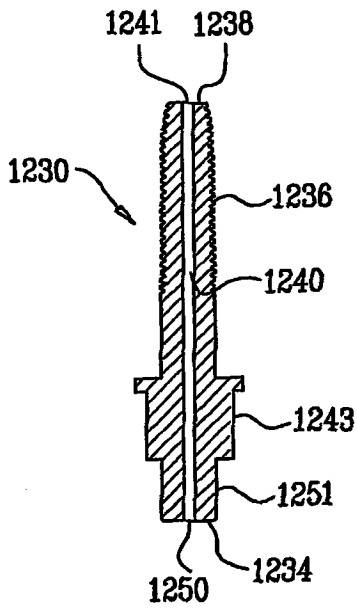


图 25

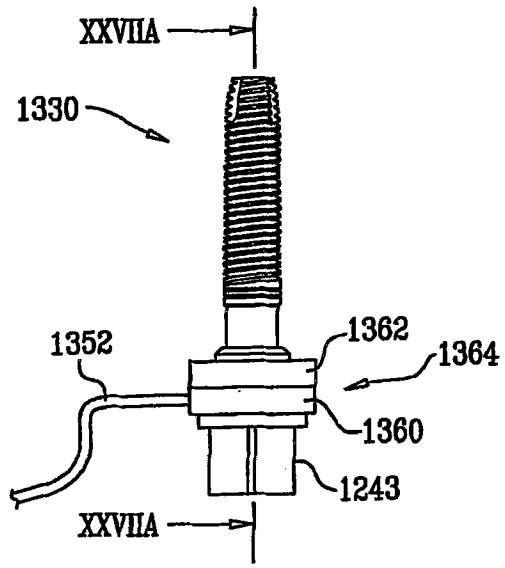


图 26

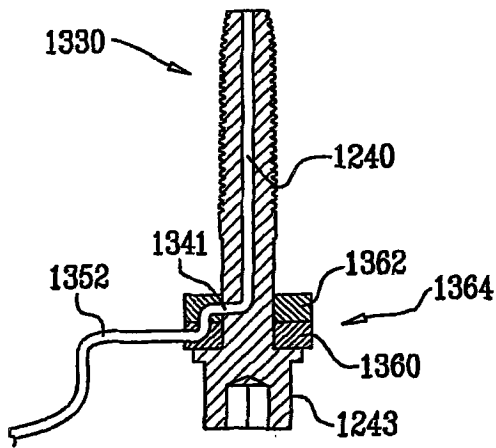


图 27A

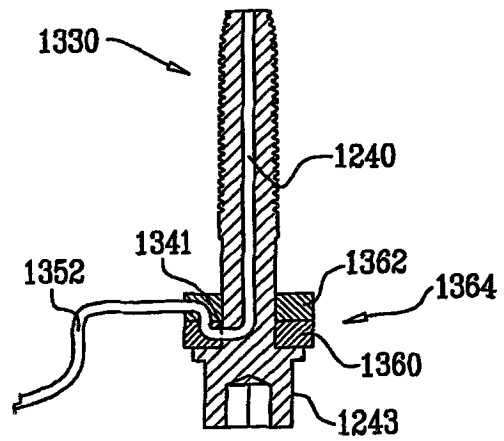


图 27B