



(12)发明专利



(10)授权公告号 CN 102481180 B

(45)授权公告日 2016.09.28

(21)申请号 201080039471.3

(22)申请日 2010.09.06

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 102481180 A

(43)申请公布日 2012.05.30

(30)优先权数据

09011435.6 2009.09.07 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2012.03.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2010/005449 2010.09.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02011/026644 EN 2011.03.10

(73)专利权人 诺贝尔生物服务公司

地址 瑞士苏黎世

(72)发明人 拉斯·乔纳斯 亨利克·彼得森

(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 孙纪泉

(51)Int.Cl.

A61C 8/00(2006.01)

A61C 1/08(2006.01)

(56)对比文件

DE 2744564 A1,1979.04.05,

US 2005/0026114 A1,2005.02.03,

FR 2735008 A1,1996.12.13,

审查员 梅仙

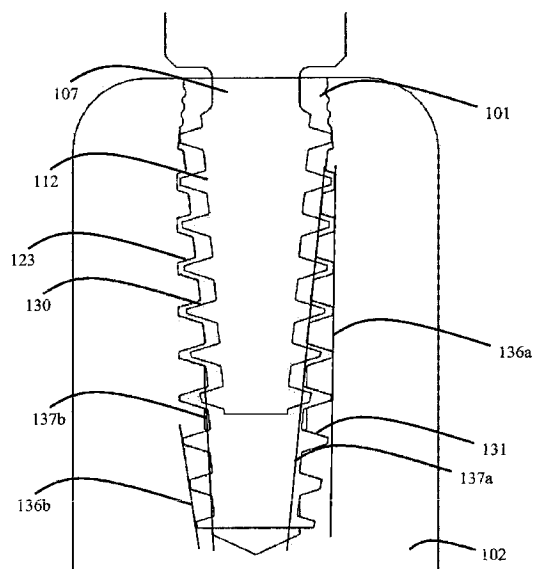
权利要求书2页 说明书8页 附图9页

(54)发明名称

螺纹形成工具和植入物的组合件

(57)摘要

本发明公开了一种螺纹形成工具和植入物的组合。螺纹形成工具包括具有螺旋形螺纹的螺纹形成部分,所述螺旋形螺纹具有用于在骨中切割螺纹的一个切割表面。植入物包括骨附着表面,所述骨附着表面具有用于至少部分地定位在骨的螺纹中的至少一个螺旋形螺纹。螺纹形成部分的螺旋形螺纹的至少一部分的纵向横截面形状基本上对应于植入物的螺旋形螺纹的至少一部分的纵向横截面形状。



1. 一种螺纹形成工具和植入物的组合件, 其中:

所述螺纹形成工具包括具有螺旋形螺纹的螺纹形成部分, 所述螺旋形螺纹具有用于在骨中切割螺纹的至少一个切割表面;

所述植入物包括骨附着表面, 所述骨附着表面具有用于至少部分地定位在所述骨的螺纹中的至少一个螺旋形螺纹;

所述螺纹形成部分的螺旋形螺纹的至少一部分的纵向横截面形状基本上对应于所述植入物的螺旋形螺纹的至少一部分的纵向横截面形状,

其特征在于, 所述螺纹形成部分的螺旋形螺纹的所述横截面形状的尺寸小于所述植入物的螺旋形螺纹的所述横截面形状的相应尺寸,

所述螺纹形成部分从该螺纹形成部分的顶端朝向该螺纹形成部分的冠状端至少部分地向外形成锥形, 并且所述植入物的顶端部从该植入物的顶端朝向该植入物的冠状端至少部分地向外形成锥形, 并且

所述骨附着表面的顶端部的最大直径大于所述螺纹形成工具的螺纹形成部分的顶端部的最大直径且小于所述螺纹形成工具的螺纹形成部分的冠状部的最大直径。

2. 根据权利要求1所述的组合件, 其中螺纹形成部分的所述尺寸是从所述螺纹形成工具的中心纵向轴线到所述螺纹形成工具的螺纹的齿顶的外表面的半径, 以及所述植入物的螺纹的所述尺寸是从所述植入物的中心纵向轴线到所述植入物的螺纹的齿顶的外表面的半径。

3. 根据权利要求1所述的组合件, 其中螺纹形成部分的所述尺寸是从所述螺纹形成工具的中心纵向轴线到所述螺纹形成工具的螺纹的齿根的外表面的半径, 以及所述植入物的螺纹的所述尺寸是从所述植入物的中心纵向轴线到所述植入物的螺纹的齿根的外表面的半径。

4. 根据权利要求1所述的组合件, 其中, 所述螺纹形成部分的螺旋形螺纹的螺距大致等于所述植入物的螺旋形螺纹的螺距。

5. 根据权利要求1所述的组合件, 其中, 所述骨附着表面的冠状部的最大直径大于所述螺纹形成工具的螺纹形成部分的冠状部的最大直径。

6. 根据权利要求1所述的组合件, 还包括钻头和用于外科模板的导向套筒, 其中
所述导向套筒具有用于引导所述螺纹形成工具的导向面,
所述钻头具有在顶端段和冠状段上的至少一个切割边缘,
所述螺纹形成工具具有导向部分, 所述导向部分用于通过导向套筒的导向面进行引导; 以及

所述螺纹形成部分的顶端部的最大直径小于或等于所述钻头的切割边缘的最大直径。

7. 根据权利要求6所述的组合件, 其中, 所述螺纹形成部分的顶端部的最大直径的位置被定位成从所述螺纹形成部分的顶端偏移和位于距离所述导向部分的顶端的第一距离处, 当所述螺纹形成工具插入到所述导向套筒中时, 所述第一距离大致等于从所述位置到所述导向面的冠状端的第二距离。

8. 根据权利要求7所述的组合件, 其中, 偏移至少为1mm。

9. 根据权利要求8所述的组合件, 其中, 所述偏移至少为2mm。

10. 根据权利要求9所述的组合件, 其中, 所述偏移在2-3mm的范围内。

11. 根据权利要求6所述的组合件, 其中, 所述螺纹形成部分的顶端的直径大于所述钻头的顶端段的最大直径, 所述钻头的顶端段的最大直径小于所述钻头的冠状段的最大直径。

12. 根据权利要求1所述的组合件, 其中, 所述植入物的骨附着表面的螺旋形螺纹包括齿顶和齿根, 所述齿顶或齿根从所述植入物的顶端朝向所述植入物的冠状端相对于所述植入物的中心纵向轴线向外形成锥形。

13. 根据权利要求12所述的组合件, 其中, 所述植入物的冠状端处的齿顶的锥度小于所述植入物的顶端处的齿顶的锥度, 并且所述植入物的冠状端处的齿根的锥度小于所述植入物的顶端处的齿根的锥度。

螺纹形成工具和植入物的组合件

技术领域

[0001] 本发明总体涉及植入外科领域。更加具体地,本发明涉及一种螺纹形成工具和植入物的组合件。部件可以单独地使用或者在用于钻头和植入物导向外科的系统中使用。

背景技术

[0002] 在一些临床应用中,当放置植入物时,例如,将植入物放置在颞骨中,例如由于植入物周围的骨的密度的变化,植入物往往会在植入物的垂直方向以及横向方向上偏离其预期的轨迹。如果例如骨是植入物的中心纵向轴线的一侧的牙齿,则植入物将朝向软骨偏离,并且终止于不同于设计位置的非最佳位置。如果在导向外科期间发生这种情况,则由外科模板的导向套引导的植入支架可能会卡在导向套中。

[0003] 此外,大多数植入物类型相对于顶端在冠状端处较宽。宽度从顶端到冠状端的增加可以具有两种类型:a)具有较宽冠状台的大致圆柱形植入物;或b)从其顶端至少部分地朝向其冠状端形成锥形的锥形植入物。这种锥形植入物有时往往会偏离预期的轨迹路线。尤其对于通常所说的骨挤压植入物(以上类型b))是这样的,在骨挤压植入物中,植入物的直径可以逐渐大于骨中形成的凹部。对于这种骨/挤压植入物,期望在植入物的具体横向横截面处的骨具有相对均匀挤压。然而,挤压的水平还取决于骨的质量,即,骨是软骨质量或硬骨质量,这在放置植入物时沿着植入物的长度可以不同。

[0004] 因此,用于植入物的放置的部件的改进的组合是有利的,并且具体地允许提高精度、增加柔性、成本效率和/或病人安全是有利的。

发明内容

[0005] 因此,本发明的实施例优选地寻求通过提供一种根据所附专利权利要求的用于植入物的放置的部件的组合以单独的方式或以任一组合减轻、减去或除去例如上述现有技术中的一个或多个不足、缺点或问题。

[0006] 根据本发明的第一方面,提供了一种螺纹形成工具和植入物的组合。螺纹形成工具包括具有螺旋形螺纹的螺纹形成部分,所述螺旋形螺纹具有用于在骨中切割螺纹的至少一个切割表面。植入物包括骨附着表面,所述骨附着表面具有用于至少部分地定位在骨的螺纹中的至少一个螺旋形螺纹。螺纹形成部分的螺旋形螺纹的至少一部分的纵向横截面形状基本上对应于植入物的螺旋形螺纹的至少一部分的纵向横截面形状。

[0007] 螺纹形成部分的螺旋形螺纹的所述横截面形状的尺寸可以大致对应于植入物的螺旋形螺纹的所述横截面形状的相应尺寸。

[0008] 螺纹形成部分的螺旋形螺纹的所述横截面形状的尺寸可以小于植入物的螺旋形螺纹的所述横截面形状的相应尺寸。

[0009] 螺纹形成部分的尺寸可以是从小于螺纹形成工具的中心纵向轴线到所述螺纹形成工具的螺纹的齿顶的外表面的半径。植入物的螺纹的尺寸是从植入物的中心纵向轴线到所述植入物的螺纹的齿顶的外表面的半径。

[0010] 螺纹形成部分的尺寸可以是从小于螺纹形成工具的中心纵向轴线到所述螺纹形成工具的螺纹的齿根的外表面的半径。植入物的螺纹的尺寸可以是从小于植入物的中心纵向轴线到所述植入物的螺纹的齿根的外表面的半径。

[0011] 螺纹形成部分的螺旋形螺纹的螺距可以大致等于植入物的螺旋形螺纹的螺距。

[0012] 螺纹形成部分可以从其顶端朝向其冠状端向外至少部分地向外形成锥形。植入物的顶端部分可以从其顶端朝向其冠状端至少部分地向外形成锥形。

[0013] 骨组织附着表面的至少一个顶端部分的最大直径可以小于或等于螺纹形成工具的螺纹形成部分的最大直径。

[0014] 骨组织附着表面的顶端部分的最大直径可以大于螺纹形成工具的螺纹形成部分的最大直径且小于螺纹形成工具的螺纹形成部分的冠状部分。

[0015] 骨组织附着表面的冠状部分的最大直径可以大于螺纹形成工具的螺纹形成部分的冠状部分的最大直径。

[0016] 该组合还可以包括钻头和用于外科模板的导向套筒。导向套筒可以具有用于引导螺纹形成工具的导向面。钻头可以具有在顶端段和冠状段上的至少一个切割边缘。螺纹形成工具可以具有导向部分,所述导向部分用于通过导向套筒的导向面进行引导。此外,螺纹形成部分可以包括顶端部和冠状部。螺纹形成部分的顶端部的最大直径可以小于或等于钻头的切割边缘的最大直径。

[0017] 螺纹形成部分的顶端部的最大直径的位置可以被定位成从螺纹形成部分的顶端偏移。该位置还可以位于距离导向部分的顶端的第一距离处。当螺纹形成工具插入导向套筒中时,第一距离可以大致等于从所述位置到导向面的冠状端的第二距离。

[0018] 偏移可以至少为1mm,优选地至少为2mm,例如在2-3mm的范围内。

[0019] 螺纹形成部分的顶端可以大于钻头的顶端段的最大直径,所述钻头的顶端段的最大直径小于钻头的冠状段的最大直径。

[0020] 根据第二方面,提供了一种将植入物放置在骨中的带有螺纹的凹部中的方法,该方法包括以下步骤:在骨中钻凹部;在凹部中形成具有至少部分地对应于植入物的螺纹的形状的形状的螺纹;以及将所述植入物插入在所述带有螺纹的凹部中。

[0021] 本发明的其它实施例在所附权利要求中被限定,其中本发明的第二方面的特征是对于对第一方面的必要的修正。

[0022] 本发明的一些实施例提供了骨中的植入物的位置的改进的精度。此外,本发明的实施例提供了当放置植入物时从植入物到骨的负载的相对均匀分布。因此,这使得能够沿预期的轨迹放置植入物,即,植入物不会偏离预期的轨迹。因此,植入物可以更加精确地定中心在骨的凹部内,藉此能够使得植入物的螺纹周边周围的骨更加均匀地挤压。本发明的实施例能够减少或消除相对于植入物的预期和/或设计位置的角度偏差、垂直偏差、定中心偏差和/或横向偏差中的一个或多个。本发明的实施例还使得在导向植入物外科和/或硬骨应用中使用骨挤压植入物,例如,从植入物的顶端朝向其冠状端向外形成锥形的植入物。

[0023] 要强调的是在说明书中使用的术语“包括”用于详细说明所述特征、总体步骤或部件的存在,而不排除一个或多个其它特征、整体、步骤、部件或所述其它特征、整体、步骤、部件形成的组的存在或增加。

附图说明

[0024] 本发明的实施例的这些及其它方面、特征和优点参照附图从本发明的实施例的以下说明清楚呈现并被说明,其中:

[0025] 图1a-1d是螺纹形成工具、导向套筒和使用钻头在骨中形成的凹部的剖视图;

[0026] 图2a-2c是在放置过程的各个阶段连接到放置在骨中的凹部内的植入物的植入物支架的部分剖视图;

[0027] 图3a-3b是植入物和螺纹形成工具的各种尺寸的重叠剖视图;

[0028] 图4a-4c是钻头的侧视图;

[0029] 图4d是螺纹形成工具的立体图;和

[0030] 图5a-5c是植入物和螺纹形成工具的重叠剖视图。

具体实施方式

[0031] 以下参照附图说明本发明的具体实施例。然而,可以以多种不同的形式实施本发明,并且本发明不应该被解释为受限于这里所述的实施例;相反,提供这些实施例以使本公开全面并完整,并且这些实施例将为本领域的技术人员充分传达本发明的保护范围。附图中所示的实施例的详细说明中所使用的技术术语不旨在限制本发明。在附图中,相同的附图标记表示相同的元件。

[0032] 以下主要说明本发明的适用于安装在颞骨中的牙齿植入物的实施例。然而,将要认识的是本发明不局限于该应用,而是可以应用到许多其它方法,例如将口腔鄂面和/或颅骨鄂面植入物放置在颅骨等中的骨中的任何地方。本发明的实施例可以单独使用或者作为钻头和植入物导向设计和处理原理的一部分被使用。

[0033] 根据本发明的实施例的部件使得当放置植入物时至少在初始时将植入物消极地插入骨中。在本发明的内容中,消极地拧入表示植入物可以例如通过手在不会压缩骨的情况下插入到一定程度。植入物可以接触骨,但是基本上不会压缩骨。因此,在植入物与骨之间提供消极的配合。这使得当放置植入物1时植入物更加紧密地沿着预期的轨迹,另外或者可选地,可以在放置植入物时获得骨的更加均匀的挤压,这本身可以有助于植入物沿着预期的轨迹。

[0034] 图5a-5c显示了本发明的一些实施例,其中植入物101和螺纹形成工具107的纵向横截面/截面图重叠。螺纹形成工具107包括具有螺旋形螺纹130的螺纹形成部分112,所述螺旋形螺纹具有用于在骨102中切割螺纹的至少一个切割表面。植入物101包括骨附着表面123,该骨附着表面具有用于至少部分地定位在骨102的螺纹中的至少一个螺旋形螺纹131。螺纹形成部分的螺旋形螺纹130的至少一部分的纵向横截面形状基本上对应于植入物101的螺旋形螺纹131的至少一部分的纵向横截面形状。这在插入植入物时提供了从植入物101到骨103的负载的大致均匀分布。这还可以在将植入物101放置在骨102中时另外提供更可预测的轨迹路线。

[0035] 螺纹形成部分112和植入物的螺旋形螺纹130、131的纵向横截面形状分别可以包括螺纹轮廓,所述螺纹轮廓包括螺纹的齿根、螺纹的齿顶和在螺纹的齿根与螺纹的齿顶之间延伸的螺纹齿侧。在所示的实施例中,螺纹130、131的齿顶包括平坦表面。该平坦表面的

宽度在螺纹130、131的轴向方向上变化。此外,螺纹130、131的齿根可以形成具有宽度的大致平坦表面。螺纹的齿根的形状在螺纹的轴向方向上可以是恒定的。螺纹的齿顶、齿根和/或齿侧中的每一个都可以包括在用于促进骨整合的微米范围内的至少一个凹部。

[0036] 在一些实施例中,螺纹形成部分112的螺旋形螺纹130的横截面形状的尺寸大致对应于植入物101的螺旋形螺纹131的横截面形状的相应尺寸。在其它实施例中,螺纹形成部分120的螺旋形螺纹130的横截面形状的尺寸小于植入物101的螺旋形螺纹131的横截面形状的相应尺寸。尺寸越小,骨可以更大程度被挤压。因此,对于硬骨的应用,尺寸的差值可以小于软骨的应用。

[0037] 例如,当螺纹形成部分112和植入物101在其最佳最终位置的位置上对齐时(图5a-5c中所示)测量螺纹形成部分112和植入物101的尺寸。该尺寸可以在螺纹部分112和植入物101的被定位成距离植入物101的冠状端的相同距离处的横向横截面处被测量。因此,当螺纹部分112与植入物101垂直对齐并且螺纹130、131旋转对齐,即,在螺纹均匀重叠时测量该尺寸。在一些实施例中,螺纹形成部分112的尺寸是从螺纹形成工具112的中心纵向轴线到螺纹形成部分112的螺纹130的末端132的外表面的半径 r_1 。植入物101的螺纹131的相应尺寸是从植入物的中心纵向轴线到植入物的螺纹131的齿顶133的以距离植入物101的冠状端的相同距离截取的横向横截面的外表面的半径 r_2 (图5c),与测量 r_1 相同。

[0038] 可选地或另外,螺纹形成部分112的尺寸是从螺纹形成工具112的中心纵向轴线到螺纹形成工具的螺纹的齿根134的外表面的半径 r_3 (图R3)。植入物101的螺纹131的相应尺寸是从植入物101的中心纵向轴线到植入物101的螺纹的齿根135的外表面的半径 r_4 (图5c)。齿根的尺寸以与如上所述的齿顶132、133的尺寸相同的方式被测量。

[0039] 在一些实施例中,螺纹形成部分112的螺旋形螺纹130的螺距大致等于植入物101的螺旋形螺纹131的螺距。该螺距是当在纵向截面中观察时从螺纹的齿顶到下一个齿顶的距离。在本发明的实施例中,螺纹部分112和植入物101的螺纹130、131分别可以是单导程螺纹或多导程螺纹。

[0040] 在图5a的实施例中,螺纹形成部分112从其顶端朝向其冠状端至少部分地向外形成锥形。类似地,植入物101的诸如植入物101的螺纹部分的整个部分或一部分的顶端部从其顶端朝向其冠状端至少部分地向外形成锥形。例如,植入物的螺纹131的齿顶133和齿根135中的任一个或两个都相对于植入物101的中心纵向轴线形成锥形。可选地,齿顶133的至少一部分是大致圆柱形,并且螺纹131的齿根135的至少一部分在植入物101的螺旋形螺纹的轴向方向上相对于植入物101的中心纵向轴线形成锥形。在图5a中,螺纹131的齿顶或牙顶133的锥度水平已经沿着植入物101的纵向轴线由沿着螺纹的各个部分相互连接多个齿顶部分的直线136a、136b示出。此外,螺纹131的齿根135的锥度水平沿着植入物101的纵向轴线由沿着螺纹131的各个部分相互连接多个齿根部分的直线137a、137b示出。如可看到的,植入物101的冠状端的锥度水平与植入物的顶端相比对于齿顶133和齿根135来说较小。每一个齿根部分的锥度还可以比随后的多个齿根部分的整体锥度更大。这使得骨挤压特性提高,这在WO 2004103202和WO 2008128757中进行了更详细地说明,该专利文献通过引用在此全文并入供参考。螺纹形成部分112的螺纹131可以具有与植入物101的螺纹131相同的整体锥度。

[0041] 在一些实施例中,骨组织附着表面123的至少一个顶端部的最大直径小于或等于

螺纹形成工具107的螺纹形成部分112的最大直径。这使得在骨挤压开始之前至少将植入物消极地通过螺纹拧到一定程度。消极地拧入可以对应于如下所述的偏移0。

[0042] 在一些实施例中,骨附着表面123的顶端部的最大直径大于螺纹形成工具的螺纹形成部分的顶端部的最大直径,且小于螺纹形成工具的螺纹形成部分的冠状部。这使得初始将植入物以消极的方式通过螺纹拧到骨的凹部中,并且使至少在植入物101的顶端部处的骨挤压,藉此可以获得提高的稳定性以及对植入物的轨迹更多控制,如上所述。

[0043] 在一些实施例中,骨组织附着表面的冠状部分的最大直径大于螺纹形成工具的螺纹形成部分的冠状部分的最大直径。这提供了植入物101的冠状部处的骨的挤压,藉此可以获得提高的稳定性,以及对轨迹的更多控制。

[0044] 图1a-1d说明了在用于导向外科的过程中提供在骨中形成螺纹的方法。以下所述的实施例可以与上述实施例合并。螺纹形成基于安装的植入物1的类型(例如,具有单导程或多导程螺纹的植入物)可以包括一个或多个螺纹3a。在所示的示例中,骨2是颞骨。

[0045] 导向套筒5可以作为单独部件或一体部件设置在外科模板6中。因此,导向套筒5可以一体形成到外科模板6中或形成为外科模板6的一部分。在一些实施例中,导向套筒是例如使用粘合剂已经固定到外科模板6的金属圆柱形套筒。在其它实施例中,导向套筒5是可分离的并且可以插入在外科模板6中的凹部中。导向套筒5具有导向面10和参考面11。导向面为钻头4a、4b、4c和/或螺纹形成工具7提供导向。这里的导向是控制被引导的工具的轨迹,例如角度、垂直方向、横向方向和/或定中心方向。参考面11可以用作一个或多个深度或垂直方向被控制的参考。在所示实施例中,导向套筒5的冠状端面用作参考面。参考面11相对于植入物的设计位置具有固定关系。因此,通过已知植入物1的类型和长度,可以计算凹部3的深度,钻出正确深度、以及在适当的深度处提供螺纹3a。可以通过在工具上进行标记(例如可见标记或机械标记)来控制任意工具的深度。可见标记例如为指示到工具的末端的距离的圆周带。机械标记例如为被设置成邻接在参考面11上的止动凸缘。导向套筒5和外科模板6的设计例如通过上述的NobelGuide™设计和治疗原理已知。

[0046] 螺纹形成工具7具有用于在骨中形成至少一个螺纹的螺纹形成部分12。此外,螺纹形成工具7包括用于由导向套筒5的导向面10引导的导向部分8。螺纹形成部分12包括顶端部13、和冠状部14。顶端部13和冠状部14的精确界限可以取决于整个螺纹形成部分12的长度,所述整个螺纹形成部分12的长度又可以取决于要被安装的植入物的长度和/或类型。然而,螺纹形成部分12的顶端部13的最大直径小于或等于钻头4a、4b、4c的切割边缘15a、15b、15c的最大直径。当钻凹部3时,凹部3的最大直径对应于钻头4a、4b、4c的切割边缘15a、15b、15c的最大直径。因此,由于螺纹形成部分12的顶端部13的最大直径小于或等于钻头4a、4b、4c的切割边缘15a、15b、15c的最大直径,因此螺纹形成部分12的顶端部在不会挤压骨2的情况下可以被容纳在凹部3。顶端部13能够被容纳的长度取决于顶端部13和凹部3的精确结构。由于螺纹形成部分12具有大于凹部3的直径,因此在一定距离之后,螺纹形成部分12开始接触骨,藉此螺纹形成在骨2中。通过在形成螺纹3a之前使螺纹形成部分12进入凹部3中,能够提供诸如螺纹形成部分12的定中心控制、横向控制、垂直控制和/或角度控制的位置控制。

[0047] 在所示的示例中,凹部3被阶梯化有通过多个锥形部分相互连接的多个大致圆形圆柱形部分。在其它实施例中,凹部3是可以通过相应形状的钻头4a、4b、4c或多个钻头形成

的大致圆形圆柱形、锥形或其组合。

[0048] 图1b显示了其中螺纹形成部分12的顶端部13的最大直径的位置16被定位成与螺纹形成部分12的顶端17偏离0。位置16还位于与导向部分8的顶端的第一距离d1处。在所示的实施例中,第一距离d1大致等于第二距离d2,第二距离d2等于当螺纹形成工具7插入导向套筒5中时从位置16到导向面10的冠状端19的距离。在所述的实施例中,导向面10的冠状端19被定位成与参考面11平齐。该实施例提供了在螺纹部分12接合骨并开始骨2中产生螺纹3a之前通过导向套筒5对导向部分8的导向。因此,螺纹3a的位置的精度提高,例如,螺纹形成工具7的角度控制、垂直控制、定中心控制和/或横向控制提高,因此本质上提高了骨2中的螺纹3a的空间中的位置的精度。

[0049] 在一些实施例中,偏移0至少为1mm。在其它实施例中,偏移至少为2mm或甚至至少3mm。偏移0可以在2-3mm的范围内。偏移0的长度取决于正在被安装的植入物的类型和/或要被设置在骨2中的螺纹3a的形状和尺寸。偏移0的长度还取决于螺纹形成部分12的长度。

[0050] 在一些实施例中,螺纹形成部分12的顶端17大于钻头4a、4b、4c的顶端段20a、20b、20c的最大直径。在除了大致圆柱形钻头的实施例中,钻头的顶端段20a、20b、20c可以小于钻头4a、4b、4c(例如,梯级形钻头或锥形钻头)的冠状段21的最大直径。这使得沿着螺纹形成部分12的整个长度在凹部中提供螺纹。然而,在其它实施例中,在螺纹形成工具7插入到其最终深度时螺纹形成工具7的顶端17被定位的情况下(图1中所示),螺纹形成部分12的顶端17小于或等于钻头4a、4b、4c的顶端段20a、20b、20c的直径。这使得当植入物被插入时,例如,如果植入物1在植入物插入到其完全深度时具有提供螺纹的螺纹切割末端,则植入物的稳定性提高。然而,设置在凹部3中的冠状部分中的螺纹3a控制植入物1的位置。

[0051] 螺纹形成工具7的导向部分8的直径稍微小于导向套筒的导向面的直径,例如大约10-200 μm ,例如30-100 μm 。如上所述,这提供了对螺纹形成工具7的轨迹的控制。

[0052] 螺纹形成部分12的顶端部13可以至少部分地从螺纹形成部分的顶端12朝向冠状端向外形成锥形。在图1a-1c中所示的实施例中,整个螺纹形成部分从其顶端朝向其冠状端向外形成锥形。这里,在横截面中观察时,螺纹形成部分12的螺纹的齿顶21和齿根22均形成锥形,即,螺纹的直径从顶端到冠状端逐渐增加。在一些实施例中,逐渐增加可以被在齿顶21、齿根22和/或所述齿顶21与齿根22之间的大致圆柱形螺纹的部分中断或代替。

[0053] 图2a-2c显示了植入物1和用于放置该植入物1的方法。植入物1具有骨组织附着表面23,即,当植入物1被放置在其最终位置时与骨2附着的表面。骨组织附着表面23的至少一个顶端部24的最大直径小于或等于螺纹形成工具7的螺纹形成部分12的最大直径。这做好了将植入物1消极地拧入到骨2中的螺纹3a中的准备。消极地拧入表示在本发明中植入物可以例如通过手在不会挤压骨的情况下插入到一定程度。因此,在骨组织附着表面23的顶端部24与骨2中的螺纹3a之间具有消极的配合。因此,如以下更加详细地所述,螺纹可以引导植入物,而不是导向套筒5引导植入物。在一些实施例中,基于螺纹的类型,例如螺纹导程和/或螺距,螺纹的粗细、导程的数量等,在植入物可以被拧紧一整圈或两整圈的情况下是充分的。

[0054] 在一些实施例中,骨组织附着表面的顶端部24的最大直径大于螺纹形成工具7的螺纹形成部分12的顶端部13的最大直径。这例如在植入物挤压至少在顶端部24处的骨的情况下提高了植入物的稳定性。这例如在图3b中被示出,其中螺纹形成工具7和植入物1的剖

视图被重叠。在该实施例中,在螺纹形成工具7的纵向方向上测量的螺纹形成部分12的螺纹的长度大致对应于在植入物1的纵向方向上测量的植入物1的螺纹的长度。因此,凹部3被通过螺纹拧到其完全深度。在其它实施例中,如图3a中所示,在螺纹形成工具7的纵向方向上测量的螺纹形成部分12的螺纹的长度比在植入物1的纵向方向上测量的植入物1的螺纹的长度短,例如,至少为1mm到3mm。因此,凹部3仅被部分通过螺纹拧到其完全深度。例如在植入物挤压骨和/或甚至在顶端24处切割骨本身的螺纹的情况下,后一个实施例提高了植入物1的稳定性。

[0055] 在一些实施例中,骨组织附着表面23的冠状部25的最大直径大于螺纹形成工具7的螺纹形成部分12的冠状部14的最大直径。这提供在骨组织附着表面的冠状区域处的骨的挤压,从而提高与皮层骨的接触。

[0056] 图2a-2c中示出了植入物支架9的实施例。在一个端部处,植入物支架9包括具有工具接合头27的杆26。工具接合头27在该实施例中为六边形形状。此外,植入物支架具有指示植入物的适当深度的深度指示器28。在该实施例中,深度指示器是当植入物已经到达其最终深度或设计深度时为用户提供触觉反馈的诸如凸缘的触觉指示器。当凸缘邻接导向套筒5的参考面11时,触觉反馈例如被提供。可选地,深度指示器28可以提供视觉反馈,例如杆26中的可见标记,例如圆周带。

[0057] 如可以在图2a-2c中看出,在导向套筒5的导向面10与杆26之间提供间隙。导向面10不会对植入物支架提供任意导向。相反,由在骨2中切割而成的螺纹3a提供诸如横向导向、定中心导向和/或角度导向的导向。这防止植入物支架9被卡在导向套筒5中和/或整个外科模板6从其精确位置脱离。因此,不仅实际上正在被安装的植入物1的定位精度提高,而且使用相同的外科模板6正在被安装的任意另外的植入物的定位精度也提高。

[0058] 钻头的顶端部分和冠状部分中的至少一个是大致圆柱形,例如圆形圆柱形、锥形或圆柱形和丝锥形(taped)。

[0059] 图4a-4c显示了用于在骨2中形成凹部3的各种钻头4a、4b、4c。每一个钻头4a、4b、4c具有用于在骨2中切割凹部3a的至少一个切割边缘15a、15b、15c。

[0060] 图4a的实施例的钻头4a至少部分地形成锥形,即,其切割边缘15a在边缘的冠状部分处形成大致圆柱体,而在切割边缘15a的顶端部分处形成锥形的圆锥或截头圆锥。锥形部分可以在沿钻头4a的轴向方向上测量的切割边缘15a的总长度的20-80%的范围内。

[0061] 图4b的实施例的钻头4b是大致圆柱形。圆柱形钻头4b的切割边缘15b是具有恒定外径的螺旋形。

[0062] 图4c的实施例的钻头4c是阶梯形钻头,其中切割边缘15c的外径沿着钻头4c的轴向方向变化。该边缘因此是螺旋形。顶端部20c处的切割边缘相对的钻头4c的纵向中心轴线的直径小于钻头的冠状部分的直径。

[0063] 图4d显示了螺纹形成工具7的一个实施例。螺纹形成工具7的螺纹130是螺旋形并在绕螺纹形成部分的周长的螺纹130的每一圈上被至少一个切割表面15d中断。凹部138形成在起始于螺纹形成部分的末端并终止于导向部分的螺纹130中。

[0064] 根据本发明的实施例的部件使得当放置植入物时至少在初始时将植入物消极地插入骨中。在本发明的内容中,消极地拧入表示植入物可以例如通过手在不会挤压骨的情况下插入到一定程度。植入物可以接触骨,但是基本上不会挤压骨。因此,在植入物与骨之

间提供消极的配合。这使得当放置植入物1时植入物更加紧密地沿着预期的轨迹,即,由骨引导,和/或骨2的更加均匀的挤压。

[0065] 植入物101从其顶端到其冠状端的长度可以在6-20mm的范围内,例如8-18mm。植入物的螺纹的最大直径可以在1.8-5.5mm的范围内,例如2.5-5.0mm。如上所述,螺纹形成工具的螺纹形成部分的长度和直径可以等于或稍微小于植入物的尺寸。在一些情况下,螺纹形成工具的螺纹形成部分的长度和直径可以稍微大于植入物的尺寸。

[0066] 将植入物放置在骨中的带有螺纹的凹部中的方法的实施例包括:在骨中钻凹部;在凹部中形成具有至少部分地对应于植入物的螺纹的形状的螺纹;以及将所述植入物插入在所述带有螺纹的凹部中。

[0067] 用于在骨2中形成螺纹3a的方法的实施例包括:将外科模板定位在外科位置处,所述外科模板包括具有导向面的导向套筒;将钻头插入通过导向套筒;在通过导向套筒引导钻头的同时在骨中钻凹部;将螺纹形成工具插入到导向套筒中;在螺纹形成工具的螺纹形成部分开始在凹部中形成螺纹之前通过导向套筒的导向面引导螺纹形成工具的导向部分;以及在通过导向面引导螺纹形成工具的导向部分的同时在骨中形成螺纹。

[0068] 以上已经参照具体的实施例说明了本发明。然而,除了上述实施例之外的其它实施例可以等同地落入本发明的保护范围内。可以在本发明的保护范围内提供与上述方法步骤不同的方法步骤。本发明的不同特征和步骤可以被合并成除上述组合之外的其它组合。本发明的保护范围仅由所述专利权利要求限定。

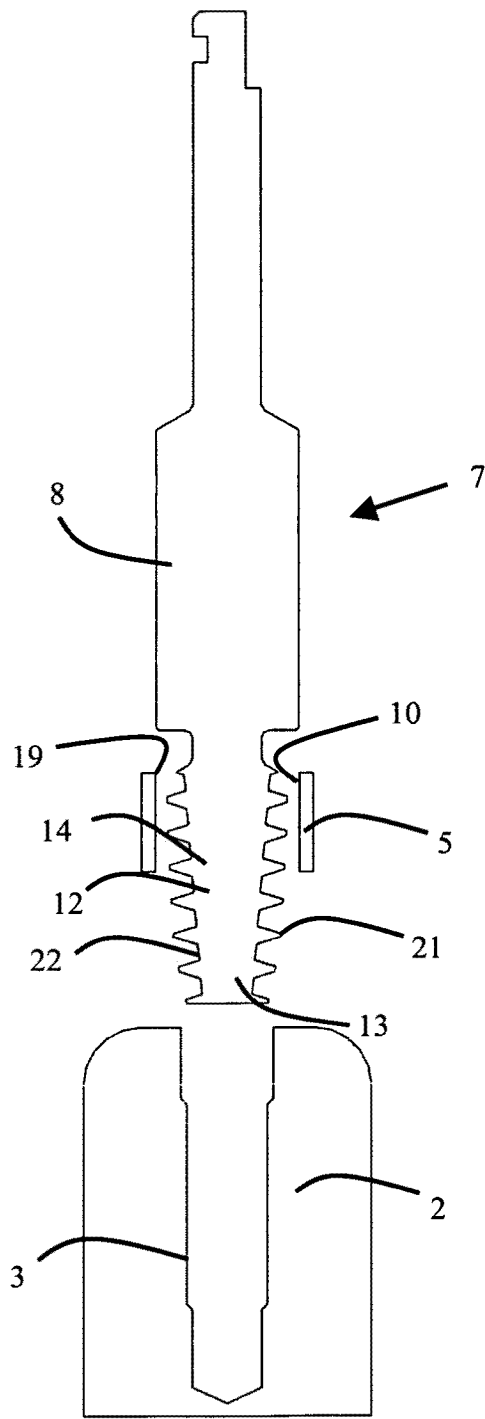


图1a

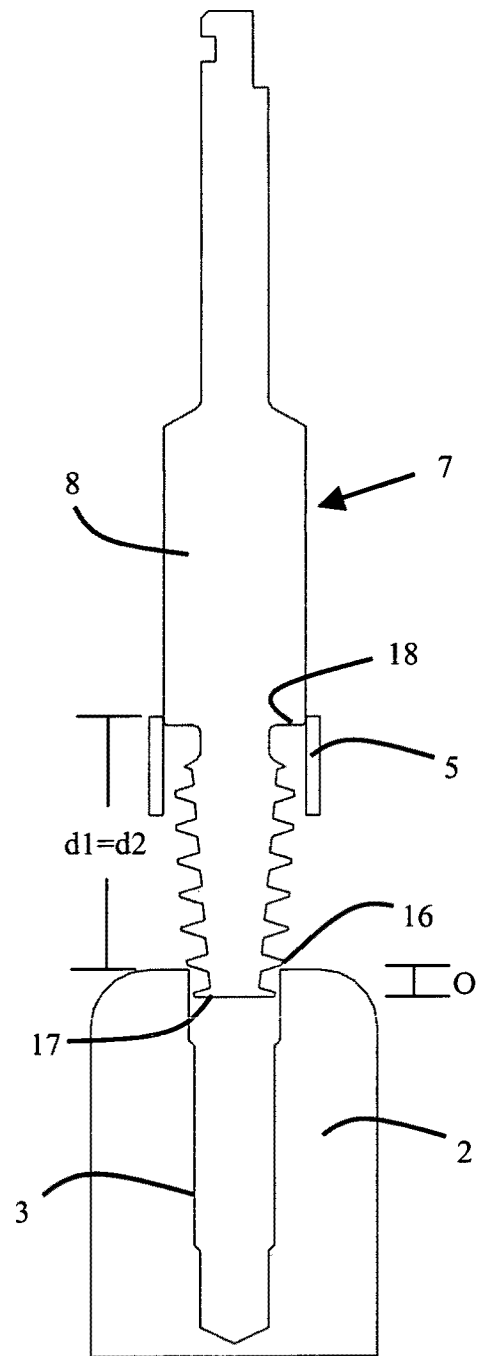


图1b

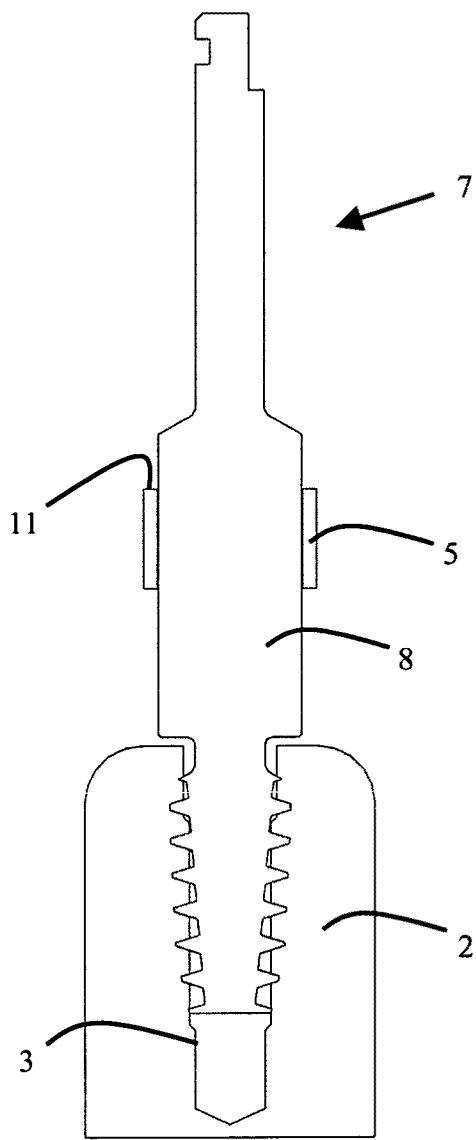


图1c

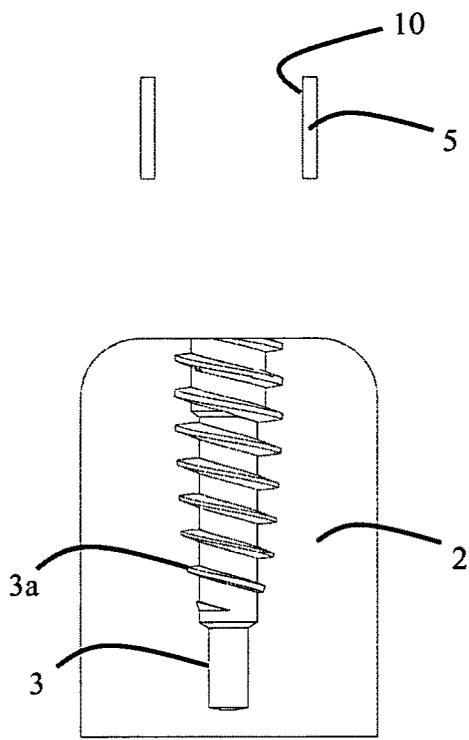


图1d

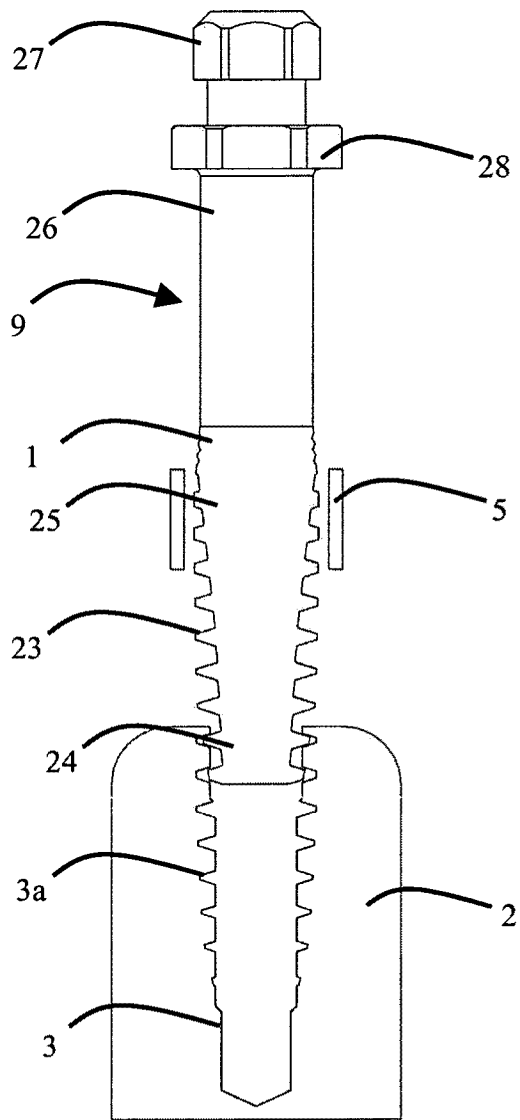


图2a

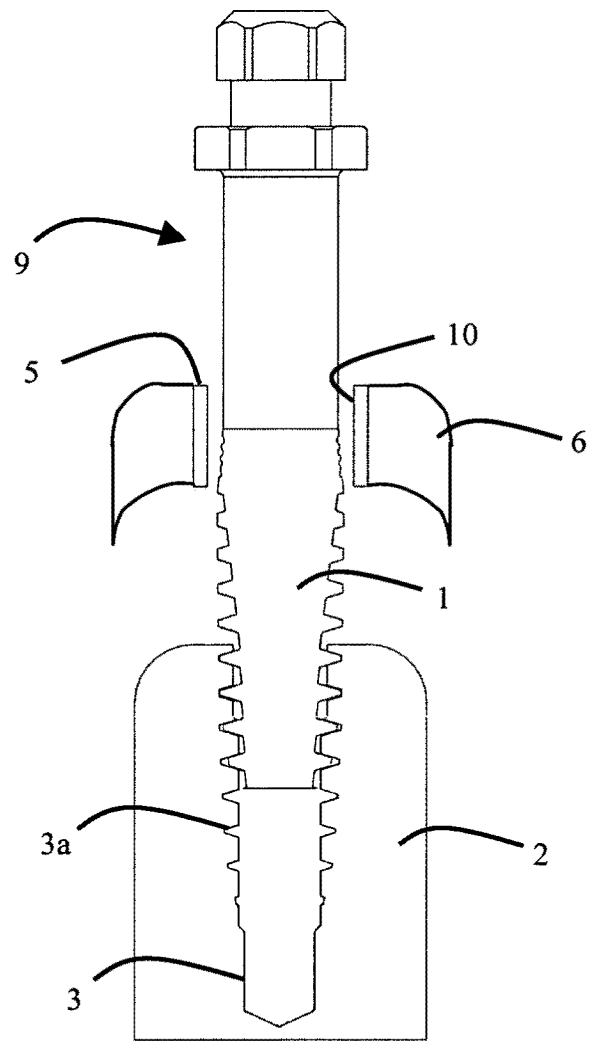


图2b

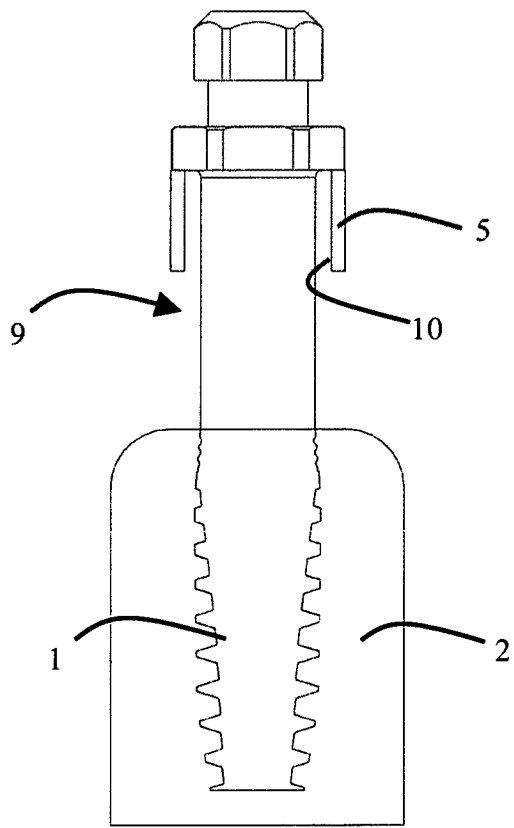


图2c

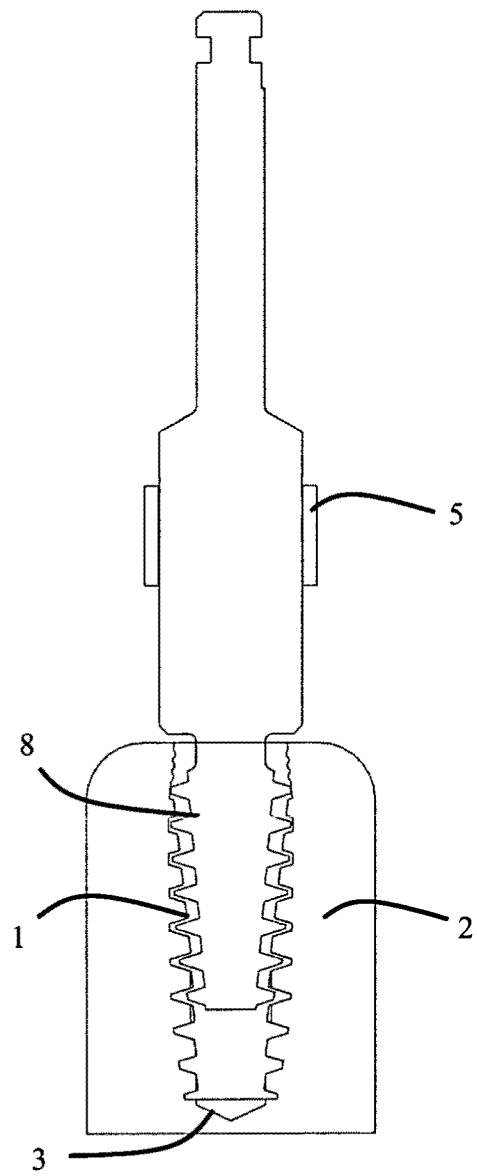


图3a

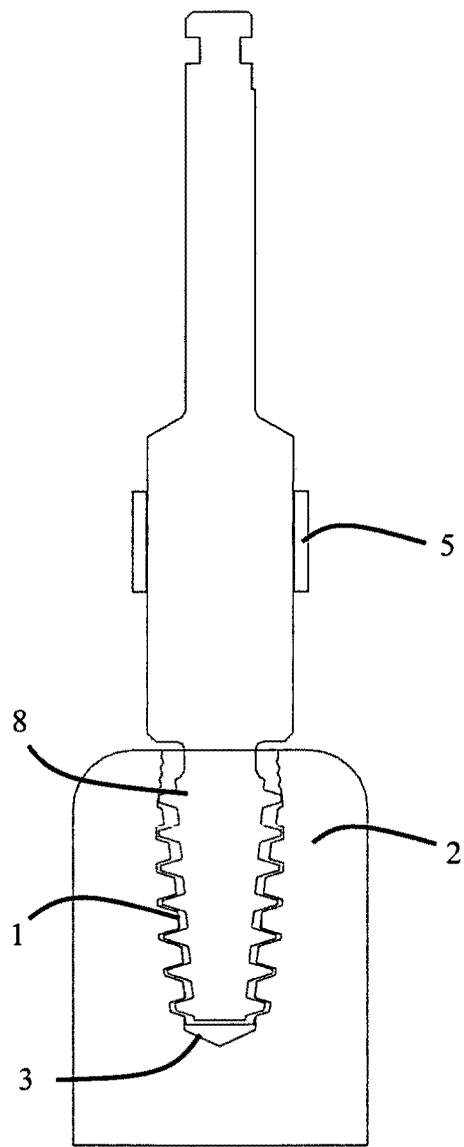


图3b

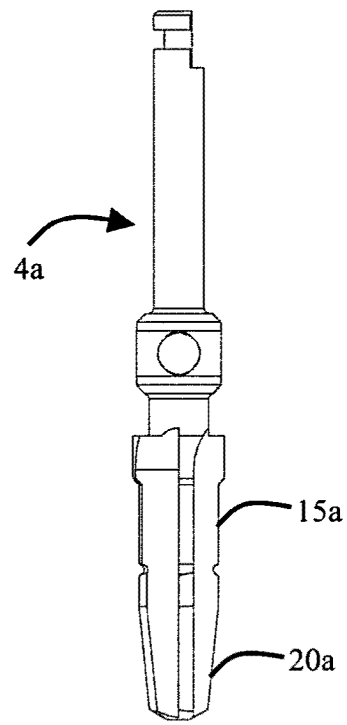


图4a

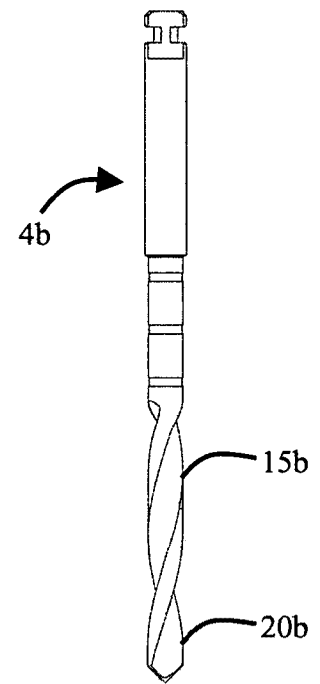


图4b

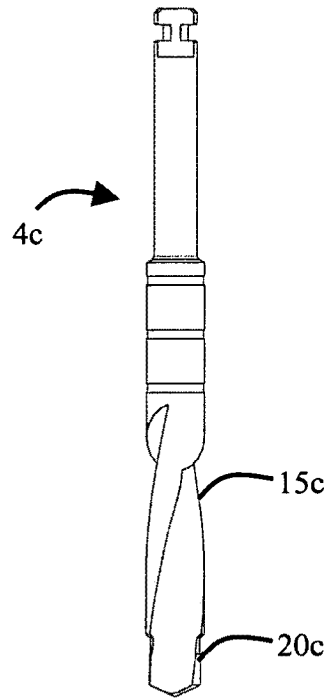


图4c

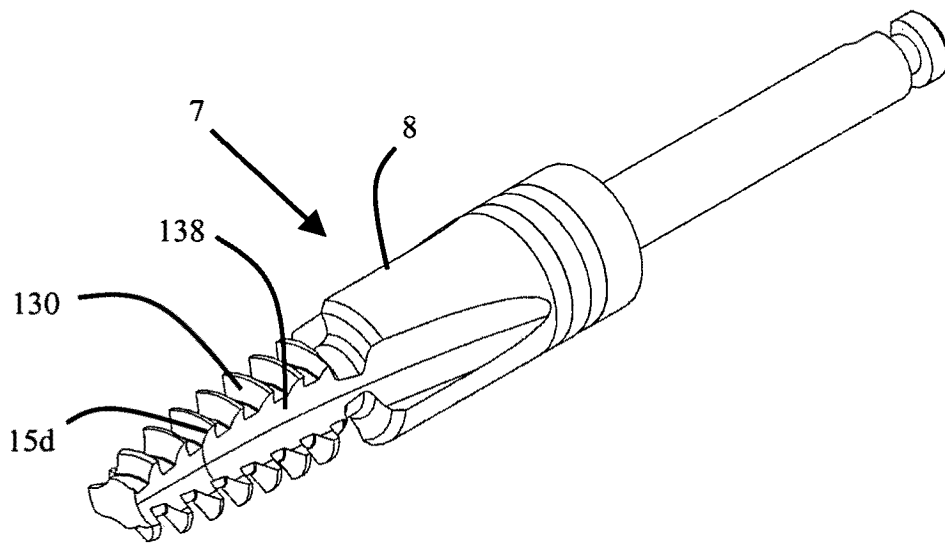


图4d

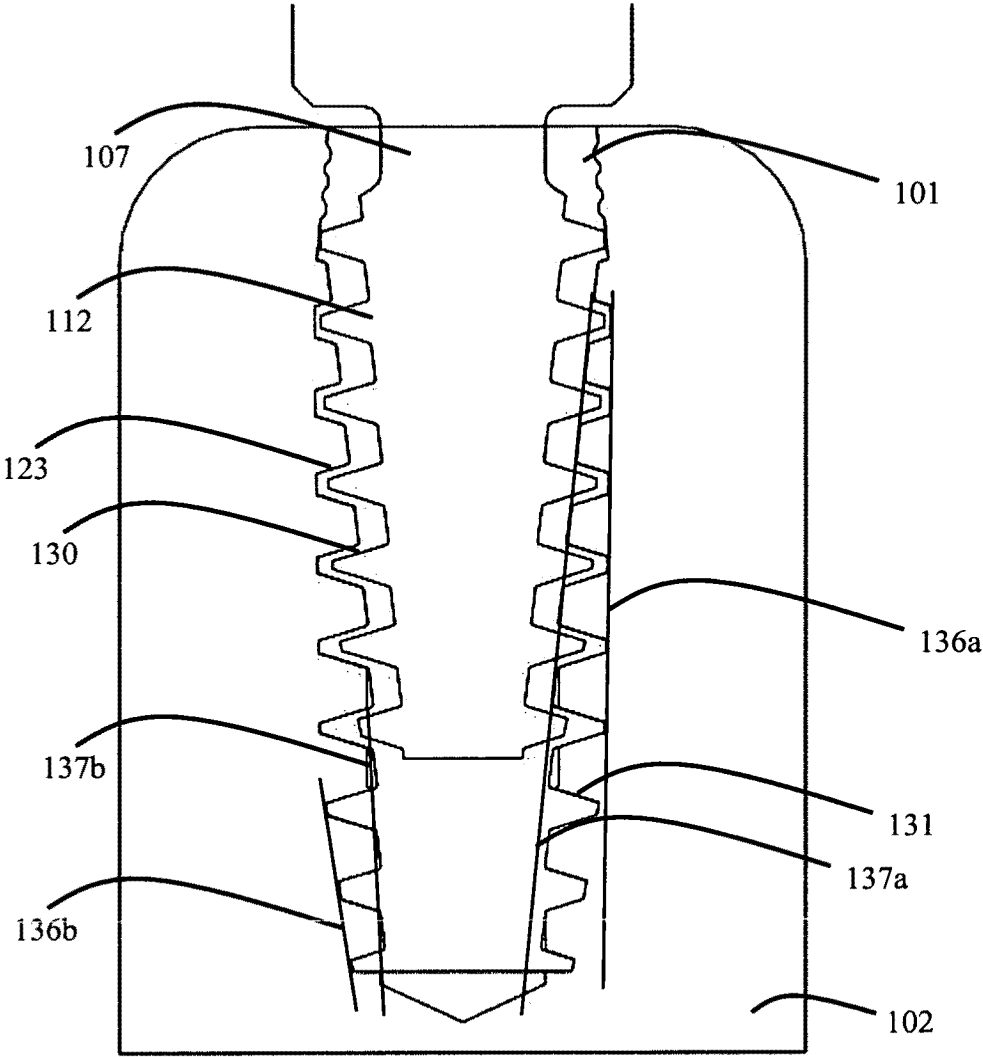


图5a

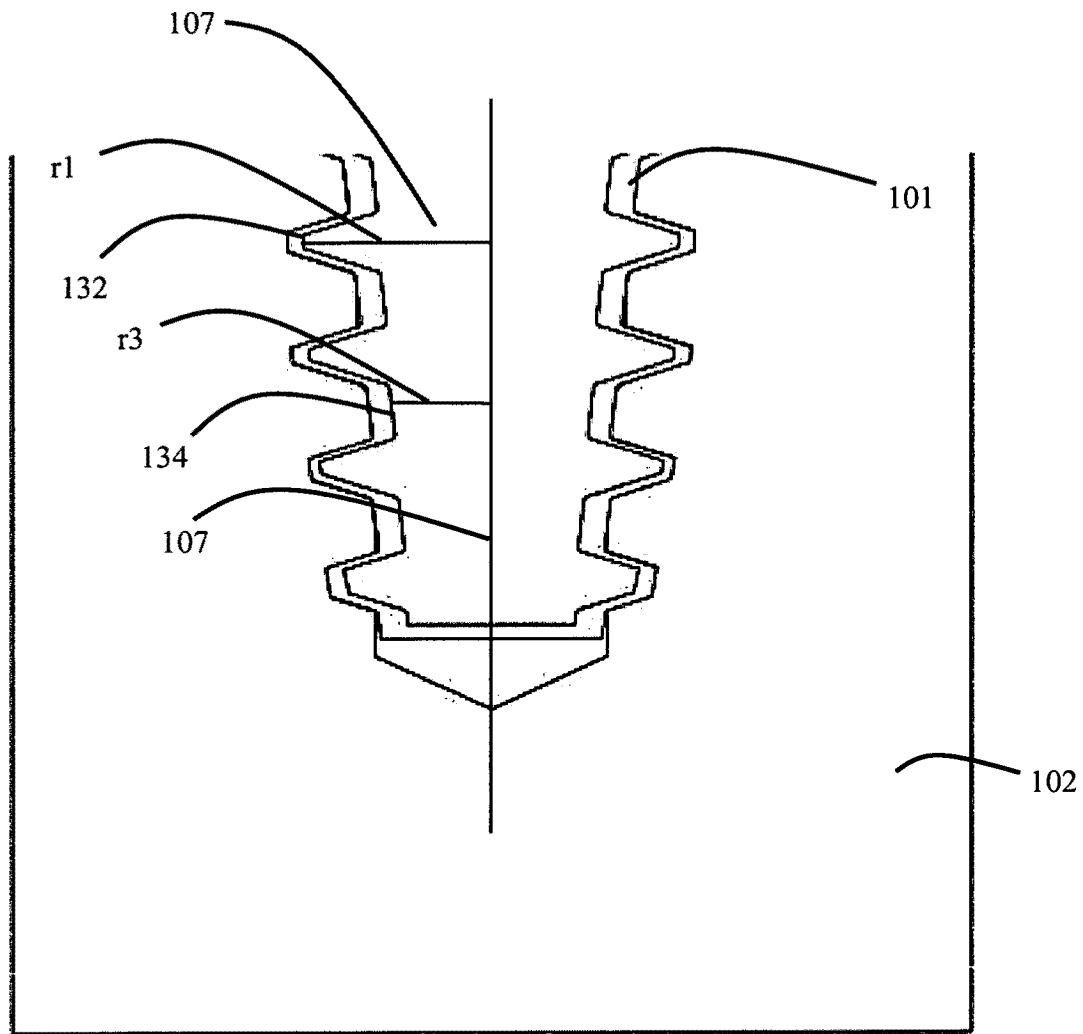


图5b

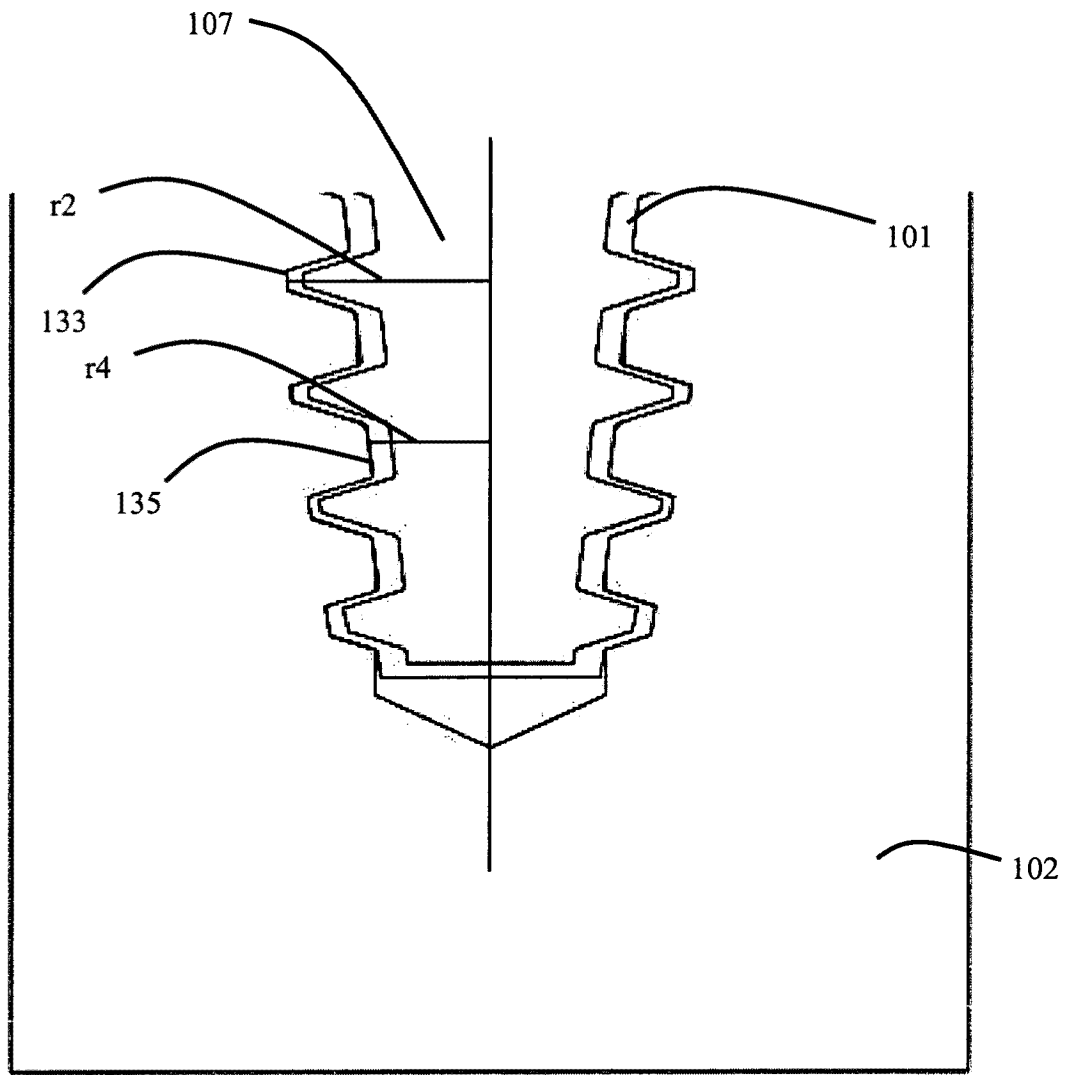


图5c