



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114096211 A

(43) 申请公布日 2022. 02. 25

(21) 申请号 202080049434.4

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所  
11247

(22) 申请日 2020.07.04

代理人 雷明 吴鹏

(30) 优先权数据

19185034.6 2019.07.08 EP

(51) Int.Cl.

A61C 8/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.01.06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2020/056310 2020.07.04

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2021/005481 FR 2021.01.14

(71) 申请人 安多健公司

地址 法国萨朗什

(72) 发明人 H·理查德

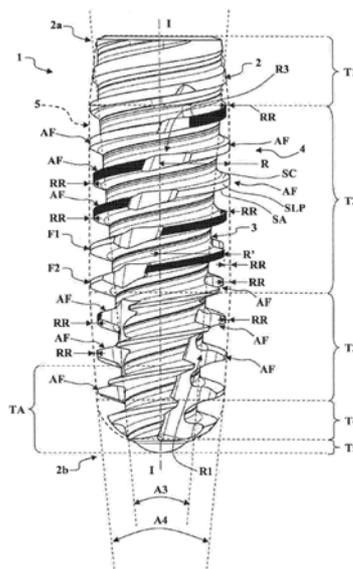
权利要求书2页 说明书5页 附图7页

(54) 发明名称

改进的自攻丝牙科植入物

(57) 摘要

本发明涉及一种牙科植入物(1),它包括沿纵向轴线(I-I)在冠状端(2a)与顶端(2b)之间延伸的植入物主体(2),该植入物主体(2)包括芯部(3),具有至少一个螺线(F1,F2)的螺旋螺纹(4)沿芯部延伸,该芯部(3)在牙科植入物(1)的长度的至少一个部段(T2,T3,T4)上朝顶端(2b)逐渐变细,其中:-至少两个攻丝沟槽(R1-R3)布置在螺纹(4)中,该沟槽中断所述至少一个螺线(F1,F2),使得所述至少一个螺线(F1,F2)包括一系列连续的螺线弧(AF);-每个螺线弧(AF)都具有朝牙科植入物(1)的顶端(2b)定向的顶面(SA)和朝牙科植入物(1)的冠状端(2a)定向的冠状面(SC);-外围侧面(SLP)连接螺线弧(AF)的顶面(SA)和冠状面(SC);-在牙科植入物(1)的其中芯部(3)逐渐变细的所述至少一个部段(T2,T3,T4)中,至少一个螺线弧(AF)具有径向缩进(RR)。



1. 一种牙科植入物(1),包括沿着纵向轴线(I-I)在冠状端(2a)与顶端(2b)之间延伸的植入物主体(2),所述植入物主体(2)具有芯部(3),具有至少一个螺线(F1,F2)的螺旋状螺线(4)沿着所述芯部延伸,所述芯部(3)在所述牙科植入物(1)的长度的至少一个部段(T2,T3,T4)上沿所述顶端(2b)的方向逐渐变细,其中:

-至少两个攻丝沟槽(R1-R3)形成在所述螺线(4)中并且中断所述至少一个螺线(F1,F2),使得所述至少一个螺线(F1,F2)具有一连串连续的螺线弧(AF),一个螺线弧(AF)通过所述至少两个攻丝沟槽(R1-R3)之一与和它相连续的螺线弧(AF)隔开,

-每个螺线弧(AF)都具有朝所述牙科植入物(1)的顶端(2b)定向的顶面(SA)和朝所述牙科植入物(1)的冠状端(2a)定向的冠状面(SC),

-每个螺线弧(AF)都具有外围侧面(SLP),所述外围侧面连接所述螺线弧(AF)的顶面(SA)和冠状面(SC)并且从前端(EA)延伸到尾端(EF),

其特征在于,在所述牙科植入物(1)的其中所述芯部(3)逐渐变细的所述至少一个部段(T2,T3,T4)中,至少一个螺线弧(AF)具有径向缩进(RR),使得具有径向缩进(RR)的所述至少一个螺线弧(AF)的外围侧面(SLP)在所有点处都与纵向轴线(I-I)隔开这样的距离(R'),该距离小于与具有径向缩进(RR)的所述至少一个螺线弧(AF)相连续的螺线弧(AF)的外围侧面(SLP)距纵向轴线(I-I)的最大距离(R)。

2. 根据权利要求1所述的牙科植入物(1),其特征不在于,所述至少一个螺线(F1,F2)具有每个都具有径向缩进(RR)的螺线弧(AF)与不具有径向缩进(RR)的螺线弧(AF)的交替结构。

3. 根据权利要求1或2所述的牙科植入物(1),其特征不在于:

-所述牙科植入物(1)包括多个具有径向缩进(RR)的螺线弧(AF),

-具有径向缩进(RR)的所述螺线弧(AF)以平衡的方式分布在整个纵向轴线(I-I)的周围。

4. 根据权利要求1-3中任一项所述的牙科植入物(1),其特征不在于,所述至少一个螺线弧(AF)具有的径向缩进(RR)使得该至少一个螺线弧的外围侧面(SLP)的所有点都位于距所述纵向轴线(I-I)基本上相同的距离(R')处。

5. 根据权利要求1-4中任一项所述的牙科植入物(1),其特征不在于,具有径向缩进(RR)的所述至少一个螺线弧(AF)的径向缩进(RR)小于或等于与具有径向缩进(RR)的所述至少一个螺线弧(AF)相连续的螺线弧(AF)的尾端(EF)或前端(EA)附近的顶面的最大高度(HSA)的30%。

6. 根据权利要求1-5中任一项所述的牙科植入物(1),其特征不在于:

-在所述牙科植入物(1)的螺线长度的一部分中,所述牙科植入物(1)具有从所述顶端(2b)沿所述冠状端(2a)的方向延伸的顶段(TA),

-所述顶段(TA)没有具有径向缩进(RR)的螺线弧(AF)。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的牙科植入物(1),其特征不在于,所述螺线(4)包括多个且优选两个螺线(F1,F2)。

8. 根据权利要求1-7中任一项所述的牙科植入物(1),其特征不在于,在所述螺线(4)中形成有三个攻丝沟槽(R1-R3)。

9. 根据权利要求1-8中任一项所述的牙科植入物(1),其特征不在于,所述至少两个攻丝沟槽(R1-R3)在所述牙科植入物(1)的一半以上的螺线长度上延伸。

10. 根据权利要求1-9中任一项所述的牙科植入物(1), 其特征在于, 所述至少两个攻丝沟槽(R1-R3)呈螺旋形延伸。

11. 根据权利要求1-10中任一项所述的牙科植入物(1), 其特征在于, 所述芯部(3)以锥角(A3)逐渐变细。

12. 根据权利要求1-11中任一项所述的牙科植入物(1), 其特征在于, 所述螺纹(4)是逐渐变细的, 优选以锥角(A4)逐渐变细。

13. 根据权利要求1-11中任一项所述的牙科植入物(1), 其特征在于, 所述螺纹(4)呈柱形。

## 改进的自攻丝牙科植入物

### 技术领域

[0001] 本发明涉及牙科植入学领域,更具体地涉及一种自攻丝牙科植入物。

### 背景技术

[0002] 当将植入物放置在患者的上颌骨或下颌骨中时,重要的是获得尽可能好的种植后稳定性(称为初级稳定性)以便能够尽快或甚至立即——也就是说在骨有时间定植植入物的骨内表面之前——装载所述植入物。

[0003] 植入物的初级稳定性尤其取决于它被种植在其中的骨的密度。

[0004] 当骨为低密度(根据Misch分类通常为密度D3或D4)时,使用钻头在上颌骨或下颌骨内形成柱形孔,然后在该孔中插入牙科植入物的体积大于在骨内形成的孔体积的骨内部分。例如,可以使用已知的牙科植入物,其包括沿着纵向轴线在冠状端与顶端之间延伸的植入物主体,所述植入物主体具有芯部,具有至少一个螺纹线的螺旋状螺纹沿着该芯部延伸,所述芯部在植入物长度的至少一个部段上沿顶端的方向逐渐变细。例如,文献EP 1,624,826中描述了这种牙科植入物。该牙科植入物通常具有截面基本上等于柱形孔的截面的顶端。在其插入过程中,牙科植入物在形成于骨内的孔的外周逐渐压缩该骨,使得初级稳定性提高。

[0005] 然而,当这种牙科植入物被插入到更大密度(根据Misch分类通常为密度D1或D2)的骨中时,骨的密度使得其更不容易被压缩,使得牙科植入物的穿透需要高得多的旋拧扭矩,有时扭矩太高而无法由牙科植入物在不损坏的情况下支承(特别是在其允许通过旋转驱动将其拧入的连接部处)。然后,在将牙科植入物引入形成在骨内的孔内之前,通常需要使用丝锥为骨中的孔提供与牙科植入物的外螺纹大致对应的内螺纹。

[0006] 然而,丝锥的使用是耗时且精细的。事实上,虽然以前用于形成柱形孔的钻头以超过1000转/分钟的速度被驱动,但丝锥应仅以非常低的转速(约50转/分钟)被驱动。因此,对于执业医师来说,重要的是改变工具的速度以免丝锥意外穿过上颌骨或下颌骨。由于丝锥的低旋转驱动速度,攻丝步骤变得耗时,并且该步骤由于丝锥必须在一个方向上然后在另一个方向上以交替地逐渐对骨攻丝而不使丝锥断裂这样的方式被驱动而变得更加复杂。

[0007] 为了避免必须使用丝锥,已经提出为牙科植入物本身设置至少一个攻丝沟槽。

[0008] 然而,旋拧期间的插入扭矩仍然相对较高,或者甚至过高。

### 发明内容

[0009] 本发明所解决的一个问题在于提供一种牙科植入物,该牙科植入物能够通过压缩骨而插入低密度骨中以获得良好的初级稳定性,而且能够插入较高密度的骨中而无需求助于对在骨内形成的孔进行攻丝的初步操作。

[0010] 为实现这些目的以及其它目的,本发明提出一种牙科植入物,该牙科植入物包括沿着纵向轴线在冠状端与顶端之间延伸的植入物主体,所述植入物主体具有芯部,沿着该芯部延伸有具有至少一个螺线的螺旋形螺纹(螺纹部),所述芯部在牙科植入物长度的至少

一个部段上沿着(朝向)顶端的方向逐渐变细(锥形化),其中:

[0011] -在螺纹中形成至少两个攻丝沟槽,该攻丝沟槽中断所述至少一个螺线,使得所述至少一个螺线具有一连串(一系列)连续的(接续的)螺线弧,一个螺线弧通过所述至少两个攻丝沟槽中的一个与和该螺线弧相连续的螺线弧分开,

[0012] -每个螺线弧都具有朝牙科植入物的顶端定向的顶面和朝牙科植入物的冠状端定向的冠状面,

[0013] -每个螺线弧都具有连接所述螺线弧的顶面和冠面并从前端延伸到尾端的外围侧面;

[0014] 根据本发明,在所述牙科植入物的其中芯部逐渐变细的所述至少一个部段中,至少一个螺线弧具有径向缩进,使得具有径向缩进的所述至少一个螺线弧的外围侧面在所有点都相对于纵向轴线位于这样的距离,该距离小于与具有径向缩进的所述至少一个螺线弧相连续的螺线弧的外围侧面与纵向轴线的最大距离。

[0015] 由于其外围侧面上的径向缩进,当牙科植入物被拧入到在骨内形成的孔中时,具有径向缩进的所述螺线弧的外围侧面不会抵靠并摩擦与该螺线弧相连续并且刚好在该螺线弧之前进入孔内的螺线弧的外围侧面已经抵靠其摩擦的骨物质。拧入到骨内时的插入扭矩由此减小,但骨中的攻丝和拧入功能不受影响。

[0016] 当然,这种插入扭矩的减小可以通过提供多个具有径向缩进的螺线弧来加强。因此,所述至少一个螺线可以有利地包括交替的具有径向缩进的螺线弧和没有径向缩进的螺线弧。

[0017] 为了在其通过拧入孔中而插入期间促进牙科植入物的令人满意的定向,优选地可以设想:

[0018] -牙科植入物包括多个具有径向缩进的螺线弧,

[0019] -具有径向缩进的螺线弧以平衡的方式分布在纵向轴线周围。

[0020] 因此,这有利于牙科植入物定向成其纵向轴线与在骨内形成的孔的伸长轴线基本上同轴。

[0021] 为使通过加工进行的制造简化,所述至少一个螺线弧可以有利地具有这样的径向缩进,即,该径向缩进使得其外围侧面的所有点都位于与纵向轴线基本上相同的距离处。

[0022] 通过将具有径向缩进的所述至少一个螺线弧的缩进设置成有利地小于或等于与具有径向缩进的所述至少一个螺线弧相连续的螺线弧的尾端或前端附近的顶面的最大高度(在大致垂直于纵向轴线的平面中截取)的30%,获得了良好的结果。

[0023] 这种缩进是一种很好的折衷方案,用于限制骨上的植入物周边的摩擦(并因此用于减小拧入时的插入扭矩),同时通过螺线弧的顶面和冠状面提供了植入物在骨物质上的令人满意的支承。

[0024] 有利地,可以设想:

[0025] -在牙科植入物的螺纹长度的一部分中,牙科植入物具有从顶端沿冠状端方向延伸的顶段,

[0026] -所述顶段没有具有径向缩进的螺线弧。

[0027] 这种顶段在孔的外围提供了与骨的良好接触(或甚至很好地穿透到孔内),以便通过拧入孔内来获得牙科植入物的良好推进。

[0028] 优选地,所述螺纹可以包括多个螺线,优选两个螺线。

[0029] 为了牙科植入物的良好平衡,可以有利地设想在螺纹中形成三个攻丝沟槽。

[0030] 有利地,所述至少两个攻丝沟槽在牙科植入物的螺纹长度的一半以上的长度上延伸。因此,可以在超过一半的牙科植入物上提供交替的具有径向缩进的螺线弧和没有径向缩进的螺线弧,这允许在拧入植入物时在超过一半的拧入路线上减小插入力。

[0031] 优选地,所述至少两个攻丝沟槽可以呈螺旋状延伸。攻丝沟槽的这种形状允许具有径向缩进的螺线弧和没有径向缩进的螺线弧的交替结构分布更均匀。牙科植入物于是在其通过拧入插入期间受益于更好的平衡。

[0032] 有利地,芯部可以以锥角逐渐变细。

[0033] 有利地,螺纹可以在牙科植入物的全部或部分长度上逐渐变细、优选以锥角逐渐变细。替代地或附加地,螺纹可以在牙科植入物的全部或部分长度上呈柱形(圆柱形)。

## 附图说明

[0034] 本发明的其它目的、特征和优点将从以下参考附图给出的特定实施例的描述中变得显而易见,在附图中:

[0035] 图1是在围绕纵向轴线的第一取向上的根据本发明的牙科植入物的一个特定实施例的侧视图;

[0036] 图2是在围绕纵向轴线的第二取向上的图1的牙科植入物的侧视图;

[0037] 图3是在围绕纵向轴线的第三取向上的图1的牙科植入物的侧视图;

[0038] 图4是图1的牙科植入物的透视图;

[0039] 图5是图3的视图,其上的虚线示出了在其螺线弧上没有径向缩进的情况下牙科植入物的外包络线;

[0040] 图6是图1的牙科植入物的螺线弧的局部纵向剖视图;以及

[0041] 图7是图1中牙科植入物的局部侧视图。

## 具体实施方式

[0042] 图1至7示出了根据本发明的牙科植入物1的一个特定实施例。

[0043] 如图1至5所示,牙科植入物1包括沿着纵向轴线I-I在冠状端2a与顶端(尖端)2b之间延伸的植入物主体2。该植入物主体2具有芯部3,具有至少一个螺线的螺旋形螺纹4沿着该芯部延伸。在本例中,螺纹4在此包括两根螺线F1和F2。

[0044] 在图5中,已使用虚线来图示植入物主体2的外包络线5或者螺线F1和F2的外围侧面的包络线。芯部3的包络线也已借助于虚线示出。因此可以看出,植入物主体2从其冠状端2a到其顶端2b包括五个部段T1至T5。

[0045] 在部段T1中,芯部3大致呈柱形,而螺纹4呈锥形,并具有朝向冠状端2a定向的锥度。螺线F1和F2的高度(在大致垂直于纵向轴线I-I的平面中截取)因此在冠状端2a的方向上减小。牙科植入物1在其冠状端2a附近的截面的逐渐减小使得可以考虑在前庭-腭方向上在上颌骨或下颌骨的骨嵴附近减少的骨体积来进行牙科植入物1的美学整合。

[0046] 在部段T2中,芯部3在顶端2b的方向上逐渐变细,从而呈具有朝向顶端2b定向的锥度的锥形,而螺纹4大致呈柱形。螺线F1和F2的高度(在大致垂直于纵向轴线I-I的平面中截

取)因此在顶端2b的方向上增大。

[0047] 在部段T3中,芯部3也呈锥形。它的锥度与部段T2中相同。螺纹4也在顶端2b的方向上逐渐变细,从而呈具有朝向顶端2b定向的锥度的锥形。螺纹4的高度的变化取决于芯部3和螺纹4的相应锥角A3和A4之间的关系:

[0048] -当芯部3的锥角A3大于螺纹4的锥角A4时,螺纹4的高度在顶端2b的方向上增大,

[0049] -当芯部3的锥角A3等于螺纹4的锥角A4时,螺纹4的高度在顶端2b的方向上是大致恒定的,

[0050] -当芯部3的锥角A3小于螺纹4的锥角A4时,螺纹4的高度在顶端2b的方向上减小。

[0051] 在图中所示的特定实施例中,锥角A3和A4基本上相等。

[0052] 在部段T4中,芯部3仍然呈锥形并且朝向顶端2b逐渐变细。它的锥度与部段T2和T3中的锥度相同。螺纹4就其本身而言呈圆形并且在部段T4和T5的接合处具有大致为零的高度。

[0053] 部段T5是凸形的,呈半透镜的形式。它是完全可选的。

[0054] 因此,芯部3在牙科植入物1的长度的至少一个部段上—在本例中为在部段T2至T4上—沿顶端2b的方向逐渐变细。

[0055] 从以三个不同取向显示牙科植入物1的图1-3中可以看出,螺纹4中形成有至少两个攻丝沟槽。在本例中,设有中断了螺线F1和F2的三个攻丝沟槽R1至R3。螺线F1和F2因此分别具有一连串连续的螺线弧AF,螺线弧AF通过所述至少两个攻丝沟槽之一R1、R2或R3与和它连续的螺线弧AF隔开。图中,仅通过附图标记AF示出了一些螺线弧,以免影响图示的清晰性。

[0056] 攻丝沟槽R1至R3在牙科植入物1的螺纹长度的一半以上(在本例中为约85%)上延伸。

[0057] 沟槽R1至R3不是直的,而是围绕纵向轴线I-I沿着牙科植入物1呈螺旋状延伸。

[0058] 从图6中可以更好地看出,每个螺线弧AF都具有顶面SA,其朝牙科植入物1的顶端2b定向并且具有高度HSA(在大致垂直于纵向轴线I-I的平面中截取)。每个螺线弧AF还具有冠状面SC,其朝牙科植入物1的冠状端2a定向并且具有高度HSC(在大致垂直于纵向轴线I-I的平面中截取)。每个螺线弧AF具有连接所述螺线弧AF的顶面SA和冠状面SC的外围侧面SLP。

[0059] 从图7中可以更好地看出,螺线弧AF的外围侧面SLP从前端EA呈螺旋状延伸到尾端EF。前端EA用于在通过拧入骨内而插入牙科植入物1期间首先刺入骨内,并且用于切入骨内以对骨攻丝。

[0060] 在牙科植入物1的其中芯部3逐渐变细的部段T2和T3中,螺线弧AF(其外围侧面SLP被涂成黑色以便识别它们)具有径向缩进RR,使得所述具有径向缩进RR的螺线弧AF的外围侧面SLP(黑色)在所有点处都与纵向轴线相隔这样的距离,该距离小于与具有径向缩进RR的螺线弧AF相连续的螺线弧AF的外周侧面SLP离纵向轴线I-I的最大距离。

[0061] 一些螺线弧的径向缩进RR在图5中借助于牙科植入物1的包络线5清楚地示出。

[0062] 该特征在图7中使用位于部段T2中的三根螺线弧AF1、AF2和AF3更好地示出。螺线弧AF1和AF2通过攻丝沟槽R1彼此隔开,而螺线弧AF2和AF3通过攻丝沟槽R2彼此隔开。螺线弧AF1和AF3因此与螺线弧AF2连续。

[0063] 螺纹4在部段T2中呈柱形,螺线弧AF1和AF3的外围侧面SLP位于距纵向轴线I-I的恒定距离处,该距离等于柱形部段T2的半径R。就其本身而言,螺线弧AF2具有径向缩进RR,这意味着其外围侧面SLP(以黑色显示,以便读者更容易理解)的所有点都位于与纵向轴线I-I相距小于半径R的距离处。更准确地说,螺线弧AF2具有径向缩进,使得其外围侧面SLP的所有点都基本上位于距纵向轴线I-I的相同距离R'处,其中R'小于R。

[0064] 因此,在通过拧入形成在骨内的孔中而进行的牙科植入物1的插入期间,螺线切入骨内,将骨压离纵向轴线I-I,并在其后面留下螺旋路径,螺线弧AF2然后由于牙科植入物1的旋转而穿透到该螺旋路径中。由于其径向缩进,螺线弧AF2的外围侧面SLP不会摩擦螺线弧AF1的外围侧面SLP先前已塑形的骨。因此减小了牙科植入物1插入到骨内的插入扭矩。

[0065] 相比之下,螺线弧AF2的顶面和冠状面将摩擦螺线弧AF1的顶面和冠状面先前已塑形的骨,因此将保持牙科植入物沿着纵向轴线I-I的良好稳定性。

[0066] 在部段T3的一部分中也设置了具有径向缩进RR的类似结构,该径向缩进RR此时是相对于截锥形的包络线5而言的。

[0067] 为了在减小插入扭矩与牙科植入物沿纵向轴线I-I的稳定性之间取得良好的折衷,螺线弧AF2的径向缩进RR小于或等于连续螺线弧AF1的尾端EF附近的顶面SA的最大高度HSA的30%,或者小于或等于连续螺线弧AF3的前端EA附近的顶面SA的最大高度HSA的30%。

[0068] 为了在螺线弧AF上赋予径向缩进RR,例如可以使用径向修整螺线弧AF的铣刀对所述螺线弧AF进行再加工。

[0069] 在附图所示的实施例中,螺线F1和F2具有带径向缩进RR的螺线弧AF和不带径向缩进RR的螺线弧AF的交替结构。换言之,每个具有径向缩进RR的螺线弧AF之前和之后都是没有径向缩进RR的螺线弧AF。

[0070] 牙科植入物1包括多个具有径向缩进RR的螺线弧AF,并且应当注意,具有径向缩进的螺线弧AF以平衡的方式围绕纵向轴线I-I分布。这促进了牙科植入物1的纵向轴线I-I与形成在骨内的孔的钻孔轴线的良好同轴对准。

[0071] 在图5中,将注意到,牙科植入物1包括顶段TA,其从顶端2b沿冠状端2a的方向延伸并且没有具有径向缩进RR的螺线弧AF。在此,顶段TA包括部段T4和T5的全部以及部段T3的一部分。

[0072] 本发明不限于明确描述的实施例,而是包括落入所附权利要求范围内的各种变型和概括。

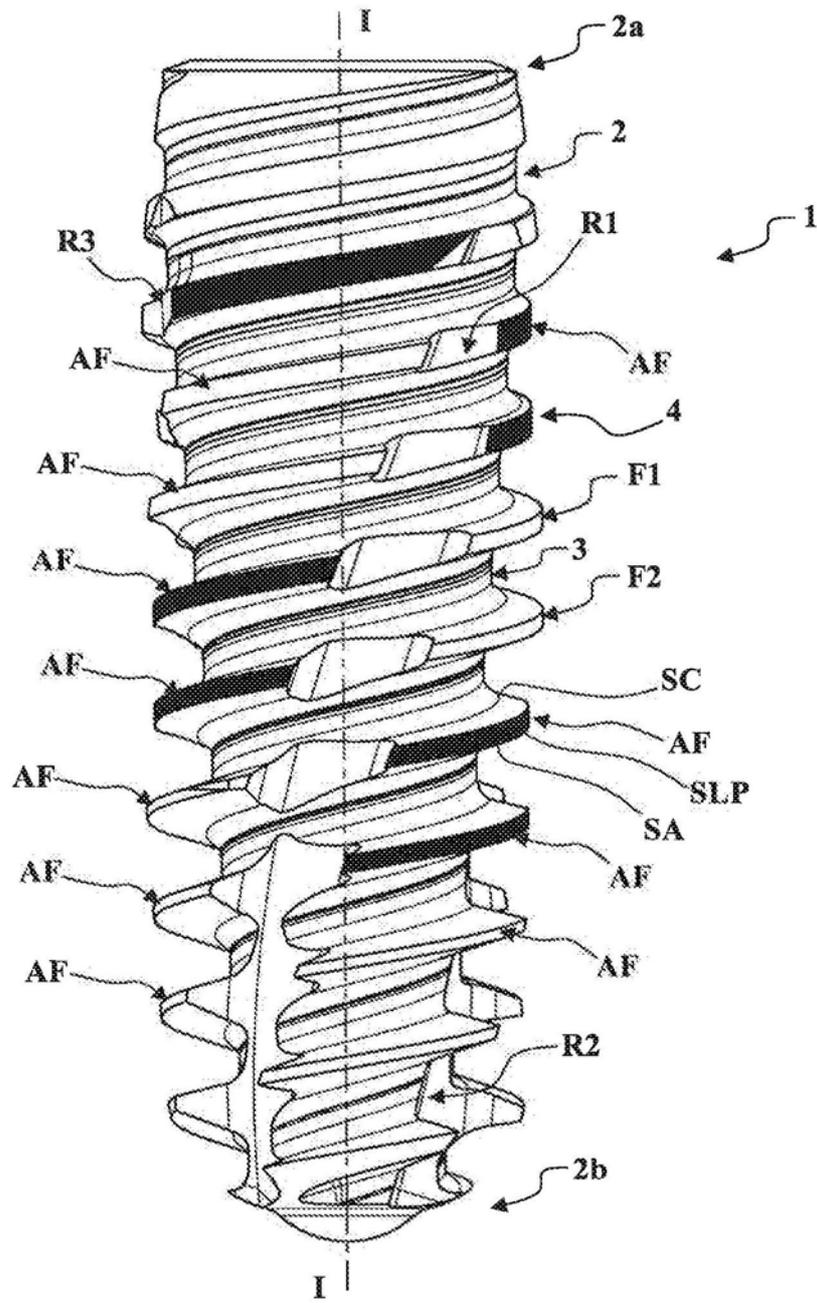


图1

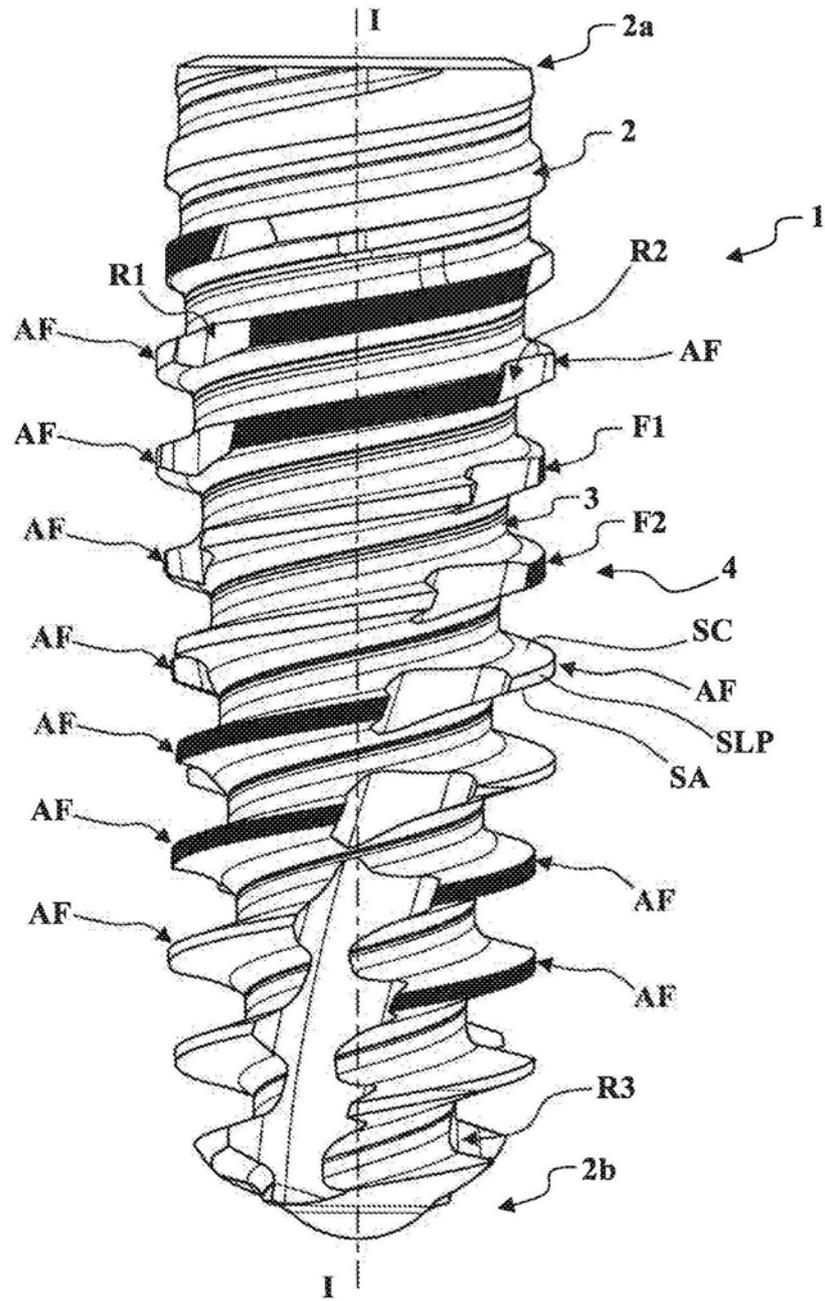


图2

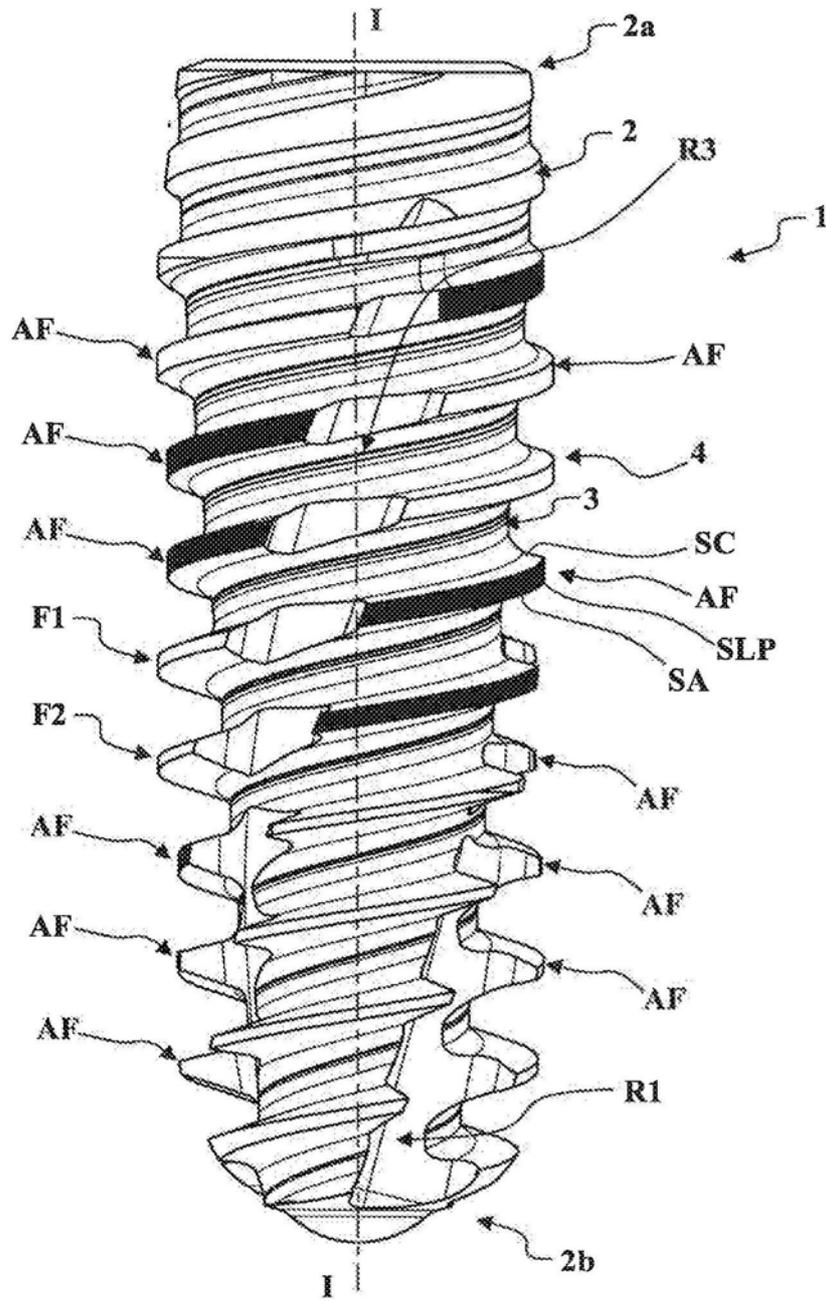


图3

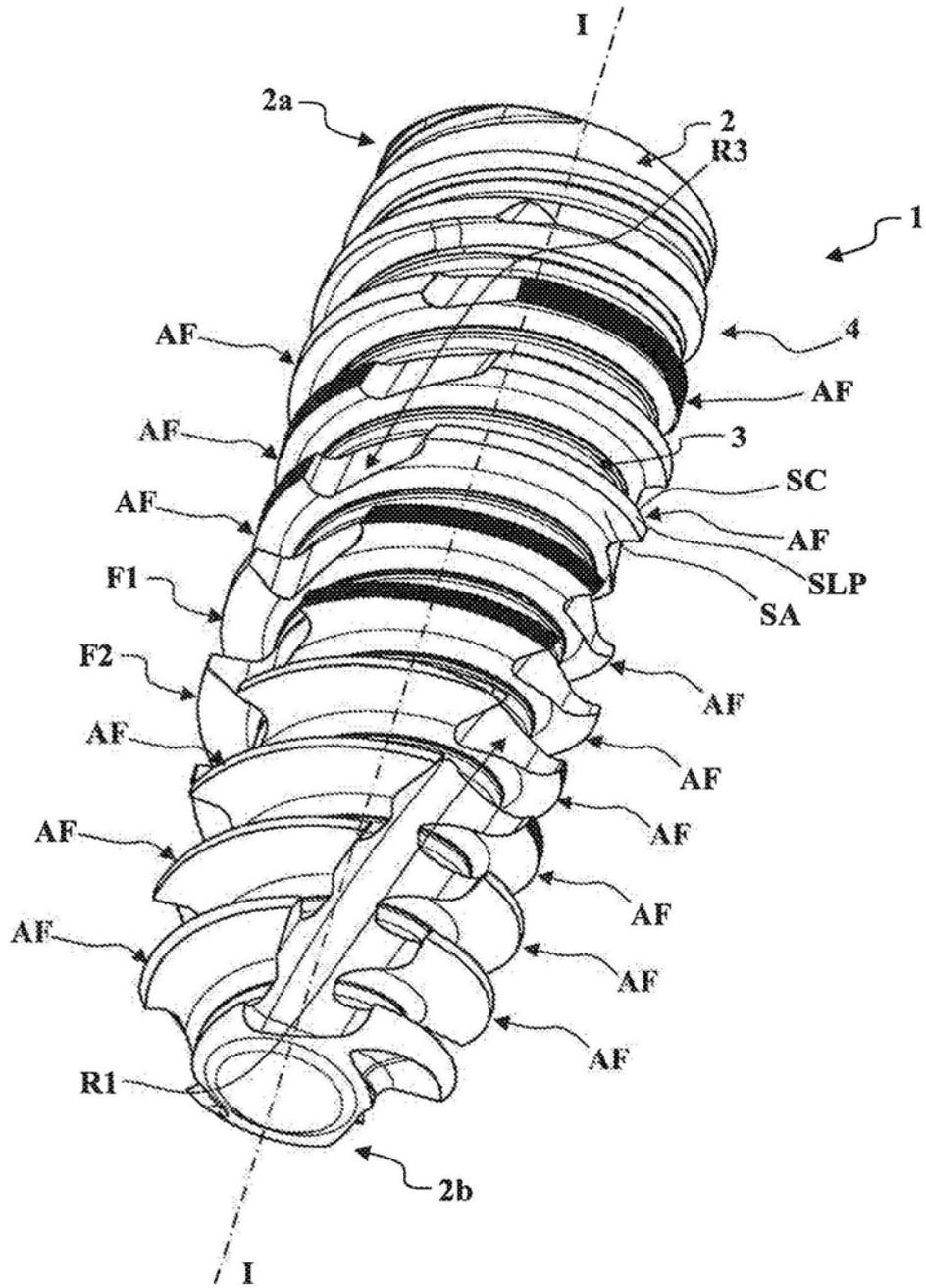


图4

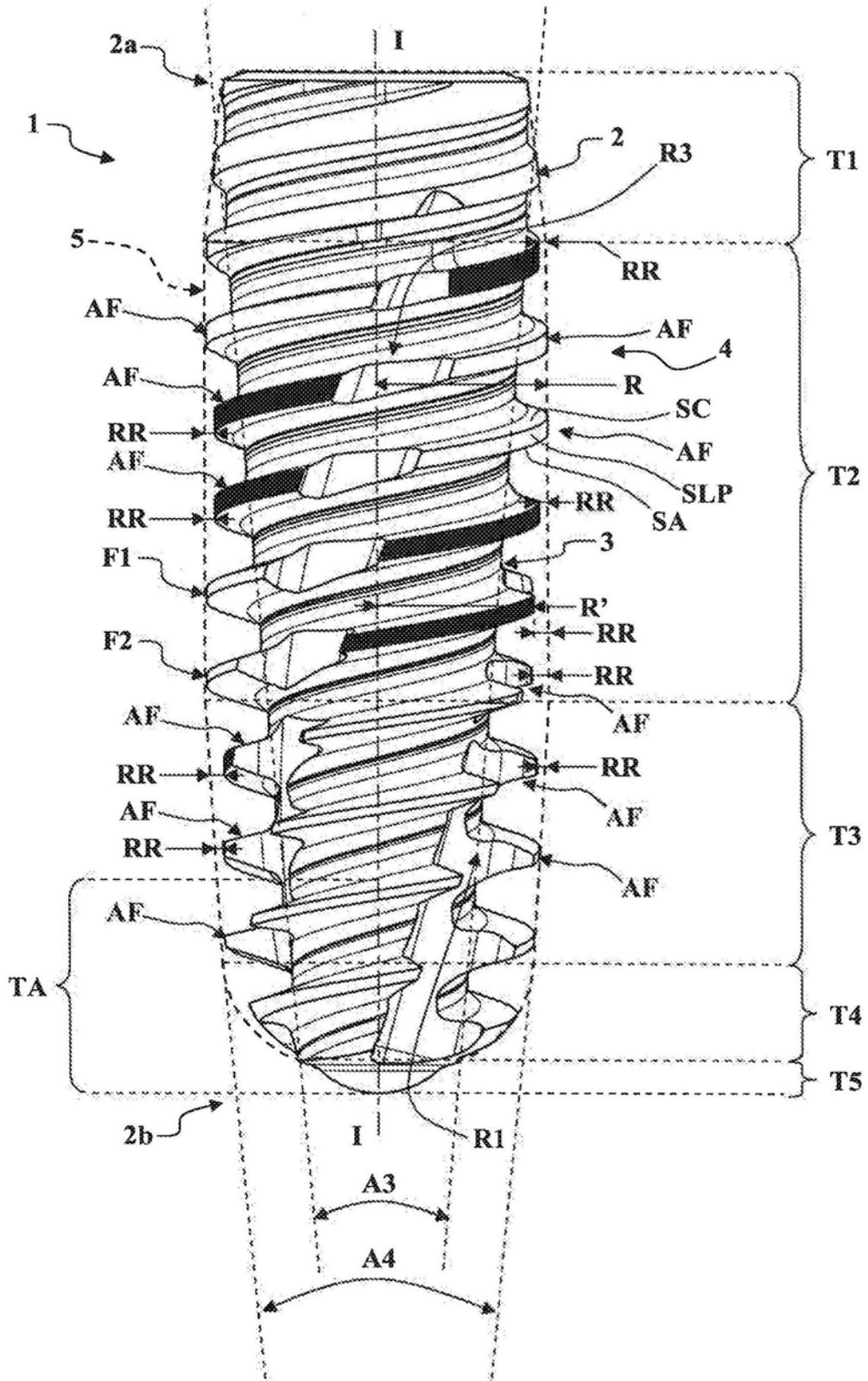


图5

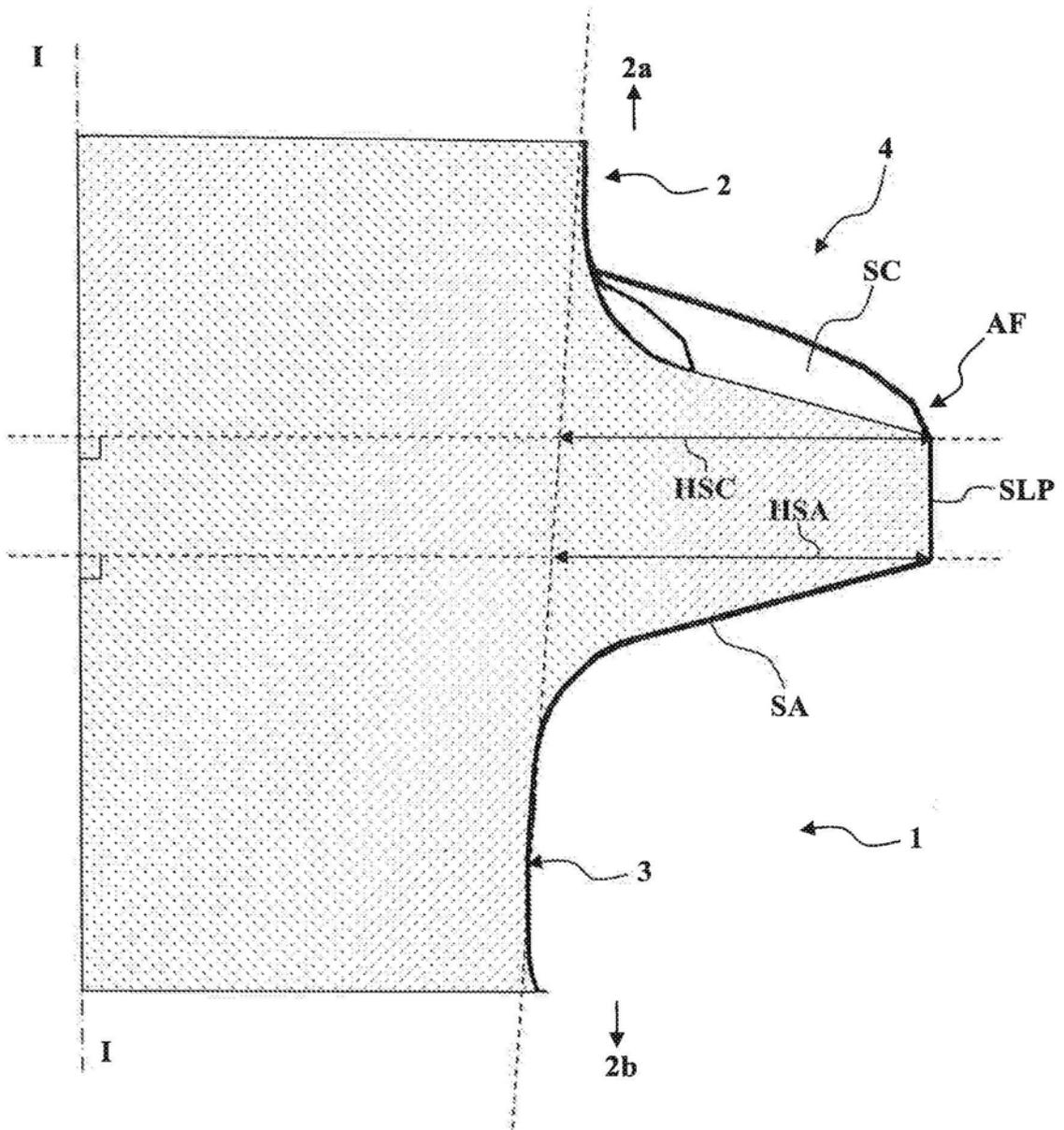


图6

