



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102036618 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 26

(21) 申请号 200980118319. 1

(22) 申请日 2009. 05. 13

(30) 优先权数据

00760/08 2008. 05. 21 CH

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 11. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2009/055753 2009. 05. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/141252 DE 2009. 11. 26

(73) 专利权人 内克西利斯股份公司

地址 瑞士格伦兴

(72) 发明人 法尔科·施洛蒂希 乌韦·维尔纳

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 吴焕芳 田军锋

(51) Int. Cl.

A61C 8/00 (2006. 01)

A61B 17/88 (2006. 01)

B29C 65/06 (2006. 01)

B29C 65/08 (2006. 01)

B29C 65/56 (2006. 01)

F16B 13/12 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2008034278 A1, 2008. 03. 27,

CN 1045346 A, 1990. 09. 19,

CN 1494398 A, 2004. 05. 05,

CN 101146491 A, 2008. 03. 19,

CN 2737322 Y, 2005. 11. 02,

CN 1113139 A, 1995. 12. 13,

审查员 温彦博

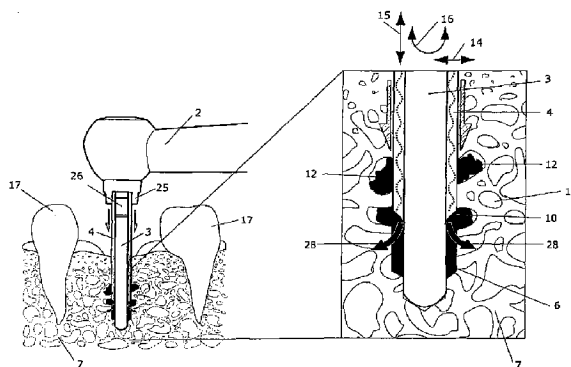
权利要求书3页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

用于凹口改进的装置和方法

(57) 摘要

本发明描述一种用于凹口 (8) 尤其是多孔材料或 (人体) 骨骼 (7) 中的凹口的改进的装置 (1)。装置 (1) 包括 : 用于产生或耦联例如超声振荡之类机械能的元件 (2) ; 和带有柱形侧表面的柱形轴衬 (4), 柱形轴衬 (4) 具有外径并具有用于容纳导向销 (3) 的中央凹口 (26), 其中, 导向销 (3) 设置成在机械能被施加之前基本向下插入到凹口 (8) 的底部, 其中在导向销 (3) 的指向凹口底部的末端区域中导向销由改进套管 (6) 环绕, 该改进套管用可通过机械振荡液化的材料制成, 其中改进套管 (6) 的柱形侧表面具有和轴衬 (4) 基本相同的外径, 并且其中导向销 (3) 可移动地容纳在中央凹口 (26) 中, 从而当施加机械能时, 轴衬 (4) 可在朝向凹口 (8) 底部的方向上相对于导向销 (3) 移动, 同时液化并横向和 / 或纵向移位改进套管 (6) 的材料。



1. 一种用于凹口 (8) 的改进的装置 (1), 所述装置 (1) 包括:

用于产生或耦联机械能的元件 (2); 和带有柱形护套表面的柱形轴衬 (4), 该轴衬具有外径并具有用于容纳导向销 (3) 的中央凹口 (26),

其中, 该导向销 (3) 设置成在机械能被施加之前基本尽可能远地插入到该凹口 (8) 底部, 其中在该导向销 (3) 的指向该凹口的底部的末端区域中该导向销由改进套管 (6) 环绕, 该改进套管用能够通过机械能液化的材料制成, 其中该改进套管 (6) 的柱形护套表面具有和该轴衬 (4) 基本相同的外径, 并且其中该导向销 (3) 以可移动方式容纳在该中央凹口 (26) 中, 从而当施加机械能时, 该轴衬 (4) 能够在朝向该凹口 (8) 的底部的方向上相对于该导向销 (3) 移动, 同时液化并横向和 / 或纵向移位该改进套管 (6) 的材料, 其中该柱形轴衬 (4) 具有圆的柱形护套表面, 该改进套管 (6) 具有圆的柱形护套表面, 并且该轴衬 (4) 和 / 或该改进套管 (6) 的外径基本相同于或者略小于要改进的该凹口 (8) 的内径, 并且

该轴衬 (4) 在其远端处具有朝所述远端变细的周向远端边缘 (5, 48), 其中该远端边缘 (5, 48) 或是直的并因此是圆锥形的, 或弯曲的, 或在远端处具有径向台阶设计, 并且周向远端边缘 (48) 设置在台阶过渡处, 并且该改进套管 (6) 为简单的中空圆柱体。

2. 如权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 所述凹口 (8) 是多孔、打孔材料中的凹口, 所述多孔、打孔材料具有由于凹口而释放的空腔。

3. 如权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 当该远端边缘 (5, 48) 是弯曲的时, 该远端边缘 (5, 48) 以凹入或突出的形式弯曲。

4. 如权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 该中央凹口 (26) 为圆的柱形凹口, 该中央凹口相对于该柱形护套表面同轴设置, 其中该改进套管 (6) 具有圆的柱形凹口以容纳该导向销 (3), 并且, 该导向销 (3) 具有圆的柱形外表面, 其中所述凹口的内径基本与该导向销 (3) 的外径相同。

5. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置, 其特征在于, 该导向销 (3) 能够推入到该轴衬 (4) 中并最远到抵靠位置, 其中在该抵靠位置处, 该导向销 (3) 与该轴衬 (4) 的远端齐平终止。

6. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置, 其特征在于, 该导向销 (3) 能够推入到该轴衬 (4) 中并最远到抵靠位置, 其中在该抵靠位置处, 该导向销 (3) 突出超过该末端。

7. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置, 其特征在于, 该导向销 (3) 能够推入到该轴衬 (4) 中并最远到抵靠位置, 在该抵靠位置处, 该导向销 (3) 突出超过该末端, 并且在该抵靠位置中, 突出长度是 0.1mm-10mm。

8. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置, 其特征在于, 该导向销 (3) 能够推入到该轴衬 (4) 中并最远到抵靠位置, 在该抵靠位置处, 该导向销 (3) 突出超过该末端, 并且在该抵靠位置中, 突出长度是 2-5mm。

9. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置, 其特征在于, 该轴衬 (4) 的外径处于 1-80mm 的范围, 并且, 该导向销 (3) 的外径处于比该轴衬的外径小 0.1-20mm 的范围内, 并且, 该改进套管具有一厚度, 使得该改进套管的外径与该轴衬 (4) 的外径相同。

10. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置, 其特征在于, 该轴衬 (4) 的外径处于 2-10mm 的范围, 并且, 该导向销 (3) 的外径小于 1mm, 并且, 该改进套管具有一厚度, 使得该改进套管的外径与该轴衬 (4) 的外径相同。

11. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该轴衬 (4) 的外径处于 1-80mm 的范围,并且,该导向销 (3) 的外径处于比该轴衬的外径小 0.1-20mm 的范围内,并且,该改进套管具有一厚度,使得该改进套管的外径与该轴衬 (4) 的外径相同,其中该改进套管具有处于 0.1-1mm 范围的壁厚。

12. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该元件 (2) 产生处于 1kHz-10GHz 范围的频率的振荡能和 / 或振动能形式的机械能,该机械能在纵向、横向或转动方向或者在这些方向的组合或线性组合方向上传递到该轴衬 (4) 和 / 或该导向销 (3),从而间接传递到该改进套管 (6)。

13. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该元件 (2) 产生处于 10kHz-100MHz 频率范围的超声波振荡形式的机械能,该机械能在纵向、横向或转动方向或者在这些方向的组合或线性组合方向上传递到该轴衬 (4) 和 / 或该导向销 (3),从而间接传递到该改进套管 (6)。

14. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该元件 (2) 产生处于 25kHz-50MHz 频率范围的超声波振荡形式的机械能,该机械能在纵向、横向或转动方向或者在这些方向的组合或线性组合方向上传递到该轴衬 (4) 和 / 或该导向销 (3),从而间接传递到该改进套管 (6)。

15. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该元件 (2) 产生处于 1kHz-10GHz 范围的频率的振荡能和 / 或振动能形式的机械能,该机械能在纵向、横向或转动方向或者在这些方向的组合或线性组合方向上传递到该轴衬 (4) 和 / 或该导向销 (3),从而间接传递到该改进套管 (6),其中该轴衬 (4) 固定在超声焊极上,并且该导向销 (3) 能够在该轴衬 (4) 中移动,或者该导向销 (3) 固定在该超声焊极上,并且该轴衬 (4) 能够移动,或者该轴衬 (4) 和导向销 (3) 固定在超声焊极上或者联接到超声焊极上。

16. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该改进套管 (6) 用能够由机械能液化的材料制成,该材料选自下列组:热塑性生物相容聚合物,即,从 PP、LDPE、HDPE、UHMWPE 选出的聚烯烃,聚甲醛,聚芳基醚酮,聚碳酸酯,聚丙烯酸酯,聚酰胺,聚脂,聚砜以及聚醚砜;和 / 或生物可降解的或可再吸收的聚合物。

17. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该改进套管 (6) 用能够由机械能液化的材料制成,该材料选自下列组:热塑性生物相容聚合物,即,从 PP、LDPE、HDPE、UHMWPE 选出的聚烯烃,聚甲醛,聚芳基醚酮,即,PAEK、PEEK、PEKK,聚碳酸酯,聚丙烯酸酯,即,PMMA,聚酰胺,聚脂,即,PET、PBT,聚砜以及聚醚砜,即,PSU、PES;和 / 或生物可降解的或可再吸收的聚合物,即,聚 L-丙交酯、聚 D,L-丙交酯及其具有可变比率的 L 和 DL 部分的立体共聚物,聚乙交酯,和 / 或共聚物,用天然原材料生产的可吸收聚合物,即,改性多糖,或者这些材料的组合或混合物。

18. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该改进套管 (6) 用能够由机械能液化的材料制成,该材料选自下列组:聚乙交酯-三亚甲基碳酸酯共聚物、聚乙丙交酯和聚丙交酯-乙交酯共聚物、聚 ε-己内酯、聚二噁烷酮、三亚甲基碳酸酯、聚原酸酯,和其他聚酐,基于纤维素、甲壳素、右旋糖酐、淀粉的改性多糖;或者这些材料的组合或混合物。

19. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该改进套管 (6) 用能够由机械能液化的材料制成,并且该材料是热塑性生物相容聚合物,其中,一个或多个药物活性成分能

够设置在该材料或该材料混合物中,或应用为该材料上的一层,其中这些药物活性成分以受控方式释放。

20. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该导向销 (3) 能够推入到该轴衬 (4) 中并最远到抵靠位置,在该抵靠位置处,该导向销 (3) 突出超过该末端,并且在该抵靠位置中,突出长度是 1mm-5mm。

21. 如权利要求 1 至 4 之一所述的装置,其特征在于,该改进套管 (6) 用能够由机械能液化的材料制成,该材料为 PBT。

22. 用于使用如权利要求 1-21 之一所述装置在具有由于凹口而释放的空腔的多孔、打孔材料中的凹口 (8) 的改进的非外科手术方法,所述材料具有泡沫、木头或木状材料的形式,其特征在于,将安装有导向销 (3) 并安装有改进套管 (6) 的该装置推入到凹口 (8) 中,该凹口已经预先钻孔并具有与轴衬 (4) 和该改进套管 (6) 的外径基本相对应的内径,直到该导向销 (3) 抵靠该凹口 (8) 的底部和 / 或接合在设置在该凹口 (8) 的底部处的导向锥形体 (9) 中为止,然后通过施加超声波同时液化该改进套管 (6),该轴衬 (4) 的远端推入到该凹口 (8) 中,液化材料导入与该凹口相邻的空腔 (11) 中,其中固定装置、植入物或螺钉拧入到该改进凹口 (29) 中,所述固定装置、植入物或螺钉带有部分自攻部。

23. 如权利要求 22 所述的方法,其特征在于,该凹口 (8) 是多孔的技术材料中的凹口。

24. 如权利要求 22 所述的方法,其特征在于,该凹口 (8) 是多孔的技术材料中的凹口,或者是聚合体泡沫、复合泡沫和 / 或金属泡沫中的凹口,所述多孔的技术材料为木头或木状材料,并且,该凹口通过预备钻孔产生。

25. 用于使用如权利要求 1-21 之一所述装置在具有由于凹口而释放的空腔的多孔、打孔材料中的凹口 (8) 的改进的非外科手术方法,所述材料具有泡沫、木头或木状材料的形式,其特征在于,将安装有导向销 (3) 并安装有改进套管 (6) 的该装置推入到凹口 (8) 中,该凹口没有预先钻孔并具有与轴衬 (4) 和该改进套管 (6) 的外径基本相对应的内径,直到该导向销 (3) 抵靠该凹口 (8) 的底部和 / 或接合在设置在该凹口 (8) 的底部处的导向锥形体 (9) 中为止,然后通过施加超声波同时液化该改进套管 (6),该轴衬 (4) 的远端推入到该凹口 (8) 中,液化材料导入与该凹口相邻的空腔 (11) 中,其中固定装置、植入物或螺钉拧入到该改进凹口 (29) 中,所述固定装置、植入物或螺钉带有部分自攻部。

26. 如权利要求 25 所述的方法,其特征在于,该凹口 (8) 是多孔的技术材料中的凹口,或者是聚合体泡沫、复合泡沫和 / 或金属泡沫中的凹口,所述多孔的技术材料为木头或木状材料,并且,该凹口通过预备钻孔产生。

用于凹口改进的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于凹口的改进的装置,特别是具有由于凹口而释放的空腔的多孔或打孔材料——例如木头、技术材料、人体或动物骨骼等等——中的凹口,还涉及这种装置的元件,和包括这些元件的无菌包装容器。还涉及在具有由于凹口而释放的空腔的多孔、打孔材料中——例如人体或动物骨骼中,特别是颌骨或脊柱骨骼中——凹口的改进方法。

现有技术

[0002] 尤其是从涉及将植入物固定在人体或动物中的凹口中,例如骨骼中的钻孔中的颌域,已知的是,将例如设置有自攻螺纹的植入物在施加力的情况下拧入这些凹口中,然后等待植入物变得合并到骨骼中。

[0003] 特别是在设置在特别多孔骨骼区域中的凹口的情况下,同样已知的是,初始稳定性可能不充分,也就是说拧入不久之后,也就是说在实际合并过程已经终止之前,植入物在凹口中的稳定性可能不充分。

[0004] 为了解决这些问题,已经提出(参见例如EP1 363 543)该植入物至少部分或者甚至全部用可以通过机械能液化的材料生产。可液化材料可以在植入物已经插入到组织区域中之后通过机械振荡液化,并且以此方式,利用液化并随后再次固化的材料在骨骼和植入物之间产生形状配合连接(form-fit connection)。这种方案的缺点是,需要非常特别的植入物才能实现该方法的事实。另一缺点在于,可液化材料无法以足够目标的方式导入预期区域,并经常消失在例如设置在凹口底部处的大凹口中,不会最终对实际初始稳定性有所帮助。

[0005] 在可液化材料的帮助下,人体中填充凹口的概念在原理上是已知的,特别是在牙齿领域。于是,US3 919 775 描述了用于在可液化材料帮助下填充和制备开口的方法,该可液化材料初始压入开口中,然后在超声焊极——也就是说可以产生处于超声波形式的机械能的装置——的帮助下液化。然后,液化的材料流入与凹口相邻的空腔,并封闭这些空腔。在处理如木头、塑料、泡沫等技术材料的其他领域中,这些技术在广义上也是已知的。

发明内容

[0006] 因此,本发明的目的是,可获得用于凹口的改进的装置。该装置特别期望适合用于在多孔材料中,或者形成有与凹口相邻的孔或空腔的材料中制备凹口,用于进一步工作。这特别包括在木头或木状材料、多孔塑料或泡沫材料,特别是聚合体泡沫、复合泡沫和/或金属泡沫中,以及也在人体或动物骨骼中制备凹口或(盲)孔或通孔,例如制备用于固定装置或植入物的随后固定(也包括销或腱的固定,或者人工关节——例如臀部、手指、肩部等——的锚固)的这些凹口,从而在非人体或非动物体材料的情况下,可以避免另外使用粘结剂,在骨骼材料的情况下,确保了植入物的快速初始稳定。另一方面,改进还期望适合于密封这些凹口,如可能对牙髓学有兴趣,例如牙根管的封闭。

[0007] 该目的通过这种装置实现,它具有用于产生或联接机械能——尤其是振动能或振

荡能,例如超声波振荡——的元件,还具有带柱形护套表面的柱形轴衬,该轴衬具有外径和用于容纳导向销的中央凹口。该导向销设置为使得,尤其是在凹口中设置为使得,在机械能,尤其是处于振荡形式的机械能被施加之前,基本尽可能远地插入到凹口底部(或者使得至少捕获在凹口的底部区域中,例如导向锥形体中),从而确保工具的最佳导向。在其端部指向凹口底部的末端区域中,导向销由改进套管环绕,该改进套管可通过机械能——尤其是通过振荡能,优选是超声波振荡——液化的材料制成。该改进套管的(圆的)柱形护套表面具有和轴衬基本相同的外径,并且导向销可移动地容纳在中央凹口中,从而当机械能,优选处于超声波振荡形式的机械能被施加时,轴衬可相对于导向销在指向凹口底部的方向上移动同时液化,并横向和/或纵向移位改进套管的材料。

[0008] 该导向销以优选实质上无游隙的方式可移动地容纳在中央凹口中,也就是说导向销的外径基本与中央凹口的内径相对应,并且仅仅较小到导向销可纵向在凹口中移动的程度。导向销的外径和凹口的内径之间的差因此应当不大于 0.001mm 或 0.01mm,例如在植入物领域中的应用中,上限通常为 0.1-0.5mm,或 0.2-0.3mm。

[0009] 一方面,因此该装置的核心方面之一是提供一导向销,它可推入凹口的深度中,并能够确保工具的随后导向。于是,该导向销另一方面起到工具在凹口深度中的最佳定位的作用。然而,另一方面,该导向销还起到对轴衬进行导向的作用,该轴衬在上部区域(在过程的开始)中环绕导向销。在过程的开始处,设置在轴衬下方的改进套管同样环绕导向销。

[0010] 该改进套管优选具有与轴衬的外径相同(或者可能略小)的外径。该凹口通常为柱形。此处,必须强调的是,尽管词语“柱形”将理解为优选是圆的柱形(也就是说具有垂直于主轴的圆形横截面),但是也可理解为意味着具有垂直于工具的主轴的卵形或透镜形或椭圆形横截面。在尤其是移植学领域中,一方面,具有为简单圆形的并通过使用旋转钻头已经生产的凹口,但是在例如牙齿应用情况下,也具有由例如牙齿齿根的形状预先限定的卵形、透镜形或椭圆形开口(例如通过钻切并随后锉磨而形成的限定的并且加宽的形状)。在后一种情况下,也就是说对于卵形、透镜形或椭圆形开口,因此可能使轴衬和改进套管的外部形状适应例如卵状柱形凹口。而且,例如适应牙齿牙根的其他特定的和圆的横截面形状也可能用于轴衬和改进套管的外部形状。

[0011] 由于轴衬在装置中可移动地设置在导向销上,所以现在通过施加机械能,例如超声波振荡,和通过改进套管材料的适当液化,可能将改进套管的材料从顶部向下相继导入到形成凹口的材料的与凹口相邻的多孔区域中。以此方式,能够对螺钉或植入物在凹口中的随后固定产生不利影响的空腔以非常特别的方式在圆形区域中,尤其是直接在凹口的周边处填满改进套管的材料,并且这导致了初始稳定性的大幅提高。然而,并不绝对需要任何类型的其它元件随后插入到已经以此方式改进的凹口中。利用提出的方法和提出的装置,还可能以非常特别的方式仅仅在其周边区域中密封凹口(与上述使用超声焊极时进行比较)。

[0012] 如上面已经提到的那样,因此所提出的装置的第一优选实施例的特征在于,轴衬和/或改进套管的外径基本相同,或者改进套管的直径仅仅略小,并且其特征在于,该外径基本相同或者略小于将进行改进的凹口的内径。对于非圆的柱形横截面,将理解为轴衬和/或改进套管具有相同的外横截面,并且这两个元件相对于彼此设置成使得产生基本平顺的传动,即无级传动。于是,在过程的开始处,工具的远端区域(也就是说,指向凹口底部的区

域),同样也是工具在凹口中位于其后面的整个区域已经受到最佳地定位和导向。该改进套管通常具有小于或等于凹口深度的高度(沿着凹口的轴线),也就是说在过程的开始处,改进套管完全埋在凹口的深度中,并且轴衬也已经部分地接合在凹口的上部区域中,或者改进套管(特别是当用于木头或其他多孔材料中时)与材料的上边缘齐平终止。通常,在超声波施加之前,轴衬已经在凹口中接合 5-50%。

[0013] 轴衬的外径还可能略大于将进行改进的凹口的内径(例如大 0.5-2mm)。在此情况下,随着装置插入,将进行改进的凹口由该装置进一步略微加宽和/或达到预期形状。这在技术材料的情况下特别有利。

[0014] 所提出装置的另一优选实施例的特征在于,该中央凹口为圆的柱形凹口,它相对于柱形护套表面同轴设置,其特征不在于,该改进套管具有圆的柱形凹口,用于容纳导向销,并且其特征不在于,该导向销具有圆的柱形外表面,其中所述凹口的内径基本与导向销的外径相同。

[0015] 然而,轴衬中中央凹口的其他横截面形状也是可能的。例如,中央凹口可能具有(等边)三角形、方形或基本多边形(优选具有等长的侧边),其中这种横截面形状的点也能够尽可能远地达到轴衬的外径。于是,例如更多材料特意地设置在某些方向上。横截面形状也可是广义的圆形,它们可以是凹入的或突出的。因此,导向销的横截面形状当然是类似的,基本遵循的规律是,在导向销和轴衬之间形成尽可能小的间隙,从而确保没有已经液化的材料能够进入这两种材料之间的该间隙。然而,可能故意地在该间隙中提供通道,如果具有过高压力(例如,如果不存在用于材料移位的空腔),则该通道允许材料故意流出。这种通道能够例如向上——也就是说在流出凹口的方向上——引导液化的材料。

[0016] 为了不仅将改进套管的材料的最佳移位向下分布,而且径向向外分布到凹口的周边区域中,如果轴衬在其远端处具有朝所述远端逐渐变细的优选沿圆周分布的远端边缘,其中该边缘优选是平直的,因此是圆锥形的,或弯曲的,尤其是凹入或突出的,则是有利的。该锥形边缘确保了材料不仅在凹口的底部方向上经历移位分量,而且也经历径向分量。除了别的之外,该锥形边缘的倾斜角度可以用于确定材料可在径向(也就是说垂直于凹口的中心轴或垂直于工具的主轴)和纵向(也就是说在朝向凹口底部的方向,因此平行于凹口的中心轴或平行于工具的主轴)上移位的程度。如果,例如尽可能小地朝凹口底部移位(例如由于已知该区域具有不期望的或不需填充的较大空腔),则可选择小的锐角(例如小于 45 度,其中该角度限定为轴衬的中央主轴和边缘的倾斜表面之间的角度),从而获得大的径向分量。然而,如果尽可能多的材料将朝凹口的底部分布,则可选择大于 45 度的角度。在任何情况下,由于在更大角度处,材料专门地推到底部(尽管这可能也是预期的),所以该角度应当优选小于或等于 90 度。

[0017] 该轴衬也能在远端处具有台阶设计。由于轴衬优选直接连到超声焊极上,所以如果轴衬的壁厚不太小,则也是有利的。通常,对于医疗领域中的典型应用,轴衬的壁厚应当在 0.3-1mm 的范围中,优选在 0.5-0.8mm 的范围中。另一方面,对于某些应用,如果改进套管具有较小的壁厚,以确保导入不太多的材料,则也可以是有利的。该改进套管优选具有处于 0.1-1mm 范围的壁厚,并且也可只有例如轴衬的一半壁厚。为了考虑这些情况,改进套管可能在远端后面的其内面上挖空,优选沿着圆周挖空。因此,这导致改进套管的较小壁厚,并且在导向销和改进套管之间获得中空空间。

[0018] 或者,可能设计小壁厚的改进套管,具有大于导向销的外径的内径,并且可能在远端处利用导向销的特定构造支撑改进套管。出于此目的,该导向销于是在远端处具有一凸缘,该凸缘将薄改进套管支承在其内面上。这样,该凸缘通常同时起到轴衬抵靠部的作用。尽管该凸缘也可以只具有片断,但是它可以形成在整个圆周上。如果该凸缘设计成片断的形式,当轴衬推到导向销的远端时,也可能在自由区域中具有对应片断的轴衬通过该凸缘接合。

[0019] 该凸缘也可以是台阶的,也就是说它在其远端处能够具有基本与轴衬的外径相对应的外径,并且在近端面上能够具有沿圆周分布的台阶,该台阶的径向深度优选对应于改进套管的厚度。这样,该改进套管位于该台阶中,并在向前方向和径向向内方向上由该台阶最佳定位。

[0020] 采用这类薄改进套管,轴衬还优选可能在其远端处具有台阶设计,在这种情况下,在轴衬的远端处,设置较小外径的柱形区域,它结合在改进套管的中空空间中或者改进套管和导向销之间的间隙中,并由较小壁厚的改进套管沿圆周环绕。较小外径的区域优选经倾斜的凸缘结合入轴衬的具有实际外径的区域中。在该倾斜区域中,该改进套管受到液化,并且经液化的材料径向向外传送。

[0021] 在所提出的装置中,导向销可优选在轴衬中最多尽可能远地推入到抵靠位置,从而确保用于该装置的该方法具有有限的终止位置。在该抵靠位置处,导向销通常多数情况下与轴衬的远端齐平终止,但是优选突出超过该远端。抵靠位置处的突出长度优选至少为 0.1-10mm,特别优选是 1-5mm。

[0022] 为了导向销在凹口的底部区域中的良好定位,如果导向销在其远端处圆锥形地逐渐变细并优选设计有尖锐的尖端,则可以是有利的,或者如果导向销在该末端处是圆的,则也可以是有利的。圆的或基本上尖端的构造可以适合于通常用于制备凹口的钻头。如果例如使用具有用于在尖端处导向的偏距或锥形体的钻头,则导向销优选具有适合于该锥形体直径的外径。

[0023] 该装置优选特征在于,轴衬的外径处于 1-50mm,甚至 1-80mm 的范围中,优选处于 2-10mm 的范围中。还优选的是,导向销的外径小于 0.1-20mm,优选小于 0.5-10mm,特别优选小于 1-5mm,并且特征在于,该改进套管具有使其外径和轴衬的外径相同的厚度。

[0024] 元件(实际上的超声焊极)通常产生机械能,该机械能处于具有 1kHz-10GHz 范围频率的振荡能形式。该振荡能优选是以处于 10kHz 至 10GHz 频率范围的超声波振荡的形式导入。10kHz 至 100MHz 的频率范围是优选的,特别优选的是 40kHz 至 100MHz。通常使用 20-150kHz 范围的超声波振荡,优选是 25-50kHz 范围。这些振荡可以在纵向(也就是说沿着凹口的轴线)、横向(也就是说相对于凹口的轴线为径向)或可转动方向(也就是说绕着凹口的轴线),或者这些方向的组合或线性组合上,传递给轴衬和/或导向销,并从而间接传递给改进套管。该振荡优选在纵向上被施加,在此情况下,例如如果在轴衬的远端处存在倾斜凸缘,则该纵向振荡允许液化材料在径向上的目标输送。基本上,轴衬优选固定在超声焊极上,并且导向销可在其中移动。或者导向销可能固定在超声焊极上,轴衬可能移动。

[0025] 该装置的优选实施例的特征在于,该凹口为至少部分多孔的(人体)骨骼区域中的凹口,特别是颌骨或脊柱骨骼中的凹口,并且特征在于,该凹口优选至少部分通过预先钻孔产生。

[0026] 改进套管优选可通过所述机械能特别是振荡能液化的材料制成,并且特征在于,从下述组中选择:如聚烯烃(例如,PP、LDPE、HDPE、UHMWPE)、聚甲醛(POM)、聚芳基醚酮(例如,PAEK、PEEK、PEKK)、聚碳酸酯(PC)、聚丙烯酸酯(例如,PMMA)、聚酰胺(PA)、聚脂(例如,PET、PBT)、聚砜和聚醚砜(例如,PSU、PES)之类的热塑性生物相容的聚合物和/或如聚L-丙交酯(PLLA)、聚D,L-丙交酯(PDLLA)及其具有可变比率的L和DL部分的立体共聚物、聚乙交酯(PGA)和共聚物,如聚乙交酯-三亚甲基碳酸酯共聚物(PGA-co-TMC)、聚乙丙交酯(PDLLA-co-PGA)和聚丙交酯-乙交酯共聚物(PLLA-co-PGA)、聚ε-己内酯、聚二噁烷酮、三亚甲基碳酸酯(TMC)、聚原酸酯(POE)的生物可降解的或可再吸收的聚合物和其他聚酐、用天然原材料生产的可吸收聚合物,如改性多糖(纤维素、甲壳素、右旋糖酐、淀粉)或者这些材料的组合或混合物。在原理上,一个或多个药物活性成分也可设置在该材料中,或应用为该材料上的一层,这些基本上是例如用于改善引入过程,例如促进骨骼生长、用于防止炎症等的活性物质。在此情况下,该材料可特别设计成以受控方式,也就是说在受控时间段中以受控计量释放这些药物活性成分。

[0027] 该改进套管的材料可以封闭,但也可在每种情况下以不同形式中断,例如用孔或狭槽,以确保将导入的材料量如果需要则可以适应解剖学情况或者材料密度或特别适应骨骼密度/质量,从而适应与该凹口相邻的空腔。

[0028] 本发明还涉及用于上述类型装置的导向销,其中改进套管安装优选甚至固定在导向销上(优选直到执行上述方法为止)。该改进套管可以通过下述方式固定,即,在终端用户施加的特定力的作用下,它仍然能够很容易移动,以将其进行最佳定位,用于最终应用。该改进套管可以通过下述方式固定在导向销上,即,使得导向销的远端(或圆周的圆柱型表面的前边缘)与改进套管的末端齐平终止;或者优选通过下述方式固定在导向销上,即,使得导向销的远端突出超过改进套管的末端,其中该突出长度最好至少1-10mm,优选2-5mm。这样,该突出长度能够至少部分以导向件的方式接合在例如已经通过合适的钻头产生的凹口的上述锥形体中。

[0029] 这种导向销的优选实施例的特征在于,轴衬固定在导向销上,从而可在限定极限(优选是前面的远端抵靠部和后面的近端抵靠部)范围内移动,并且该整体单元具有用于连接到超声焊极上的联接点。这样,这种单元可以在例如无菌状态下获得,并可简单地通过连接到带有超声焊极的手持装置上进行使用。

[0030] 在这种导向销的情况下,圆的柱形导向销优选具有的直径处于0.5-50mm范围,优选处于1-15mm范围,特别优选的是处于2-10mm范围,并且柱形改进套管具有的直径比它大0.1至20mm,优选大0.2-10mm或0.5-10mm,特别优选的是大1-5mm或0.2-2mm。

[0031] 本发明还涉及带有这种导向销的无菌包装容器。

[0032] 本发明同样涉及用于操作上述类型装置的方法。该方法优选特征在于,安装有导向销和改进套管的该装置推入到凹口中,该凹口已经随意地预先钻孔(并且可能锉成例如卵形)并且具有与轴衬和改进套管的外径基本相对应的内径(凹口和轴衬或改进套管之间的距离优选不超过1mm,优选不超过0.5mm,特别优选的是不超过0.1mm),至到导向销优选抵靠凹口的底部和/或接合在设置在凹口底部处的导向锥形体中为止,然后通过施加的机械能,例如通过施加的超声波同时液化改进套管,将轴衬的远端推入凹口中,液化的材料导入与凹口相邻的空腔中,特别是横向空腔。这等效应用于骨骼和其他材料中的应用,例如木

头或泡沫材料,特别是聚合体泡沫、复合泡沫和 / 或金属泡沫等等。

[0033] 本发明最后还涉及使用已经描述的这类装置用于多孔材料——例如木头、塑料、或者人体或动物骨骼——中凹口的改进方法。该方法优选特征在于,安装有导向销和改进套管的装置推入凹口中,该凹口已经随意地预先钻孔(并且还可能已经在另外或同时的工作步骤中弄成非圆横截面形状),并具有与轴衬和改进套管的外径基本对应的内径,直到导向销优选抵靠凹口的底部和 / 或接合在设置在凹口底部处的导向锥形体中为止,然后通过施加的机械能,优选通过施加的超声波同时液化改进套管,并将轴衬的远端推入凹口中,液化的材料导入与凹口相邻的空腔中,特别是横向空腔中,其中固定装置、接头、接头区域、腱、植入物或螺钉等优选拧入改进的凹口中,如果适当,则前述固定装置、接头、接头区域、腱、植入物或螺钉等带有部分自攻部。

[0034] 在从属权利要求中描述了本发明的其他优选实施例。

附图说明

[0035] 下面在说明性实施例的基础上参照附图更加详细地解释本发明,其中:

[0036] 附图 1 示出了植入物将安装在一排齿中的区域 \ 间隙的剖视图;

[0037] 附图 2 示出了根据附图 1 的用于容纳该植入物的凹口的钻孔 / 预备钻孔阶段的剖视图;

[0038] 附图 3 示出了根据附图 1 的选择带有导向销的改进套管并将其安装在超声焊极上或将其插入轴衬中的阶段的剖视图;

[0039] 附图 4 示出了根据附图 1 的将该改进套管插入钻孔中的阶段的剖视图,在即将开始用超声焊极激励之前的情况;

[0040] 附图 5 示出了根据附图 1 的用超声焊极激励阶段的剖视图(中间状态,其中尖端区域的细节放大);

[0041] 附图 6 示出了根据附图 1 的在用超声焊极激励之后的阶段的剖视图(最终状态,其中尖端区域的细节放大);

[0042] 附图 7 示出了根据附图 1 的在用超声焊极激励之后和超声焊极从改进钻孔中取出之后的状态的剖视图(其中尖端区域的细节放大);

[0043] 附图 8 示出了手动拧入并用手指支撑的植入物;

[0044] 附图 9 示出了安装到位的该植入物;

[0045] 附图 10 示出了插入到脊柱的区域中类似的改进开口中的植入物 / 螺钉的示意图;

[0046] 附图 11a)-e) 示出了在该改进套管剖开的高度处垂直于轴衬或改进套管的中心轴的剖视图中导向销的不同横截面设计;

[0047] 附图 12 示出了经过带有较薄壁厚的改进套管的装置的轴向剖视图;

[0048] 附图 13 示出了经过插入到凹口中的装置的轴向剖视图,该凹口具有比轴衬的外径更小的内径;及

[0049] 附图 14 示出了每种情况下通过带有较薄壁厚的改进套管的两个其他装置的轴向剖视图。

具体实施方式

[0050] 现在将参照附图更加详细地解释整体描述的本发明。下面的描述试图支持权利要求,并不应当用于限定权利要求。

[0051] 作为本发明的第一说明性实施例,我们将描述上述类型的装置如何可用于固定牙齿植入物。然而,如开始处已经解释的那样,使用类似装置的类似方法可等效地应用于在例如木头中或者其他多孔材料——如泡沫材料,特别是聚合体泡沫、复合泡沫和/或金属泡沫等等——中形成凹口。

[0052] 于是,附图 1 示出了经过颌骨 7 的剖视图,其中在两颗牙齿 17 之间具有牙龈 18 也中断在其中的间隙 19。通常,尤其是在皮质(在称为是横隔片(trabecular)区域或海绵区域中)下面,该骨骼具有带有空腔 11 的多孔结构。植入物将安装在这种间隙 19 中。通常,这类骨骼在该横隔片区域或海绵区域中具有处于 30%至 90%的孔隙率,也就是说提供载荷支撑功能从而适合用于固定物的实际结构在某些情况下只占一小部分体积。

[0053] 因此程序是,在附图 2 中示意性示出的第一步中,钻头 20 用于制备用于植入物的实际凹口。在本说明性实施例中使用的钻头 20 在一端处具有用于驱动器(驱动器未示出)的固定凸缘,在另一端处具有用实际钻头的已知螺旋部(turn)22 产生钻孔的实际钻孔区段。该特定钻头在其尖端——也就是说具有比实际钻孔区域小的直径的区域——处具有锥形部分,并且在所得到的凹口中,该锥形部分导致锥形底部区域,锥形底部区域中直径略小于位于更上方的凹口区域中的直径。例如,该钻头是如 W02004/080325 中描述的钻头。

[0054] 如箭头 24 所示,该钻头在转动的同时沿着其轴线驱动到骨骼 7 中,从而形成实际凹口 8。由于该凹口 8 形成在多孔的骨骼中,所以邻近凹口的空腔 11 可以说在凹口的周边区域中是自由的和开放的。

[0055] 在接下来的步骤中,现在对该凹口 8 进行改进,也就是说或者准备用于将植入物固定在该凹口中,或者关于开放空腔 11 进行简单地密封。

[0056] 出于此目的,在此情况下利用下述程序准备好所建议的装置(例如,附图 3),在所述程序中为带有把手的装置 1,把手具有用于产生超声波的元件,并且轴衬 4(带有中央凹口 26 的圆柱管区段)经由上连接件 25 设置在把手上,改进套管 6 在导向销 3 的下端部处环绕该导向销,导向销 3 插入到轴衬 4 的凹口 26 内。例如,可能是带有改进套管 6 的这种导向销 3 存在于具有不同设计(例如不同厚度的改进套管)的保持器 32 中。选择改进套管的材料,使得可通过施加机械能尤其是超声波振动而液化。该轴衬 4 在其远端处(也就是说,在远离把手 2 的末端处)具有朝尖端逐渐变细的边缘 10。当导向销 3 推入时,该锥形尖端 10 接合到改进套管的底切上区域(用附图标记 43 表示)中。

[0057] 结合附图 3,将注意到的是,如此处所示,尽管轴衬、导向销和改进套管也可能构成在一次使用之后丢弃的一单元,但是导向销和改进套管也能够形成一单元。同样可能的是,轴衬和改进套管,或各元件的其他组合形成在一次使用之后丢弃的一单元。这些单元可以存在于无菌包装容器中。

[0058] 关于用于改进套管的材料,可能例如使用可从 Boehringer Ingelheim(德国)获得的 Resomer 类型的可再吸收聚合体材料。可以基于乳酸(聚交酯)的均聚物,或基于乳酸和乙醇酸的共聚物,并且可优选构造成确保整合在该材料中或涂抹在其上的药物有效成分(例如总体用于改善结合过程——例如用于促进骨骼生长、用于防止发炎等等——的有

效物质)的受控释放。

[0059] 在当前情况下,如上所述,其中钻头已经在凹口中产生锥形底部区域 9,改进套管 6 优选不设置在导向销的非常尖端处,而是设置在从非常尖端处略微靠后的位置处,并且导向销具有基本与底部区域中锥形 9 的直径相对应的外径。然后,已经以此方式准备好的装置 1 推入到预先钻孔的凹口 8 中,如附图 4 中所示。轴衬 4 的外径基本与改进套管的外径 D 相同,并且该外径基本相同于或者仅仅略小于钻头产生的凹口的内径。如上所述,轴衬的外径也可能略大于凹口的内径,从而在实施该方法时凹口另外加宽。

[0060] 如可从附图 4 中看出的那样,包括导向销 3、改进套管 6 和轴衬 4 的该单元可以基本完全推入到凹口中,尤其是导向销的前尖端也穿透到锥形底部区域 9 中,并且该装置的前部区域也在径向上完全填满凹口。因此,这自动导致装置在凹口中的最佳对中或定位。从而,该装置基本完全在移动方向 13 上推入到凹口中,不应用超声。

[0061] 现在只有超声打开,如附图 5 中所示。关于用于产生超声的装置,可能例如使用来自 Branson Ultrasonics SA(瑞士)的 E-150 型装置,在 150W 能量下,具有 20kHz 的工作频率和超声焊极尖端处 $40\mu\text{m}$ 的振幅。该机械能能够经过轴衬施加激励,如优选的那样,但是也可能经过导向销或者经过轴衬和导向销导入能量。改进套管的材料相继液化,同时通过在把手 2 上施压,轴衬 4 仍然进一步在导向销上推动。作为轴衬 4 的斜面边缘 10 的结果,液化的材料现在以非常特定的方式绕着圆周从顶部相继向下分布,并导入到由于凹口而释放的空腔 11 中。因此,该液化材料以非常特定的方式在径向上绕着圆周分布,并分布到这些空腔 11 中,已经通过钻孔释放的范围内,不会发生只有朝着凹口底部的最不利移动(鉴于骨骼材料随着深度增大而变得更加多孔的事实,该移动是有问题的)。而且,凹口实际上不会由液化材料进行衬里,而是只填满与凹口相邻的非期望空腔。骨骼已经形成凹口的清晰边界的那些区域保持很大部分未被液化材料覆盖。通过调节边缘 10 的角度,可能调节径向分量,如箭头 28 示意性示出的那样。

[0062] 在附图 6 中,不再示出附图 5 的中间状态,而是实际的最终状态,其中轴衬在导向销 3 上推动,直到碰到抵靠部为止,并且改进套管的所有材料都分布到径向相邻的空腔中。尤其是从放大细节图中可以看出,处于移位形式的改进套管的材料 12 全部设置在非期望径向相邻的空腔中,并不是简单地仅朝底部移动。在植入物获得其最初稳定性的精确位置处,也就是凹口的周向圆柱表面上,从而可获得用于植入物的锚固的实质增大的接触表面,并且同时最小可能量的异物材料导入到骨骼中。轴衬并不必须推到与抵靠部邻接,如果改进套管的材料在底部不期望在径向上移位,则还可能略早地中断该过程。

[0063] 随后,如附图 7 中所示,该工具可从凹口中取出,超声波打开或关闭,并且现在对凹口进行本发明意义上的改进,凹口由附图标记 29 表示。这意味着改进凹口 29 的圆周表面 33 由液化材料限制,至少在空腔与凹口相邻的所有位置处是这样。该液化材料当然在超声波输入已经关闭之后再次固化。

[0064] 如果保持密封状态是操作的目的的话,则以此方式改进的凹口可保持原来的密封状态,或者如通常那样,实际植入物现在可固定在凹口中。该步骤在附图 8 中示出用于一情况,其中用于拧入植入物中的装置 31 被用手指 34 压下,并由扭矩扳手 35 驱动。实际安装装置 36 固定在植入物 30 的内面上,并在安装程序之后再次取出。植入物也可使用手持件(机械地)插入。通常,不可连接超声焊极。

[0065] 附图 9 示出了适当插入的植入物,并且例如实际牙齿假体现在可安装在这种植入物 30 上。

[0066] 如开始解释的那样,提出的方法可基本用于人体组织区域或人体骨骼,或者等效地用于动物骨骼,或者基本用于多孔材料(例如,木头)中。

[0067] 附图 10 示出了所提出方法应用于脊柱骨骼 39。此处,螺钉 38,而不是牙齿植入物插入到改进的凹口 40(通过与附图 1 至 7 中所示类似的方法产生的)中。这种螺钉 38 也具有非常高的初始稳定性,这种螺钉可以用于例如固定相对固定架 41。

[0068] 为了完整,还将参照附图 11 示出,可根据需要不同地构造改进套管或导向销和轴衬。通常的情况将是附图 11a) 中示出的那样。此处,在垂直于如附图 3 中 A-A 示出的导向销的轴线的截面中所示的改进套管具有外径 D 和带有内径 d 的中央凹口。在此情况下,它是较薄的改进套管,也就是说可利用少量的液化材料。具有外径 d 的导向销 3 设置在该改进套管中。

[0069] 如果现在可获得更多液化材料,则可使用较薄的导向销 3 和具有更大壁厚的改进套管,如虚线 42 所示。

[0070] 在附图 b)-e) 中示出了导向销 3 和改进套管 6 的横截面积的可选设计。换句话说,可能的是导向销具有例如方形横截面,如附图 11b) 中所示。在这方面,有利的是如果方形的拐角几乎延伸到改进套管的周边,尽管方形也能够具有较小的横截面积。在附图 11c) 中示出了六角形横截面积的情况,在附图 11d) 中示出了较薄改进套管和对称八角横截面。还可能的是,对于导向销 3 的横截面积提供其他形状。例如,附图 11e) 示出了导向销具有十字形横截面积的情况。这些形状可能用于例如在移植具有明显多孔性的方向上用于液化材料的目标导入。

[0071] 尤其是当轴衬 4 联接到超声焊极上并传递超声振动能时,如果轴衬 4 的壁厚太小则可能有问题。在这些情况下,轴衬 4 的壁厚应当至少处于 0.5-0.8mm 的范围中。然而,另一方面,能够发生的是例如凹口的壁的多孔性不特别明确,因此具有 0.5-0.8mm 壁厚的改进套管将导入太多材料。

[0072] 附图 12 中所示说明性实施例对这种情况是有利的,如下面进一步描述的附图 14 的情况那样。在这种情况下,改进套管 6 沿着较宽的轴向截面具有比轴衬 4 更小的壁厚。这通过一程序获得,在这一程序中留有向内指向的远端凸缘 43(该凸缘可以是圆周向的,或者也可以部分地以突起的方式形成)的同时,改进套管的内面沿圆周挖空(或者不完全沿着圆周挖空,也就是说例如留有与导向销 3 接触的数个轴向薄片)。于是,中空空间 45 形成在导向销 3 和改进套管的现有较薄外壁 44 之间。该较薄外壁能够具有 0.1-1mm 范围内的壁厚,例如很容易恰好在 0.1-0.3mm 范围内。

[0073] 为了确保轴衬 4 在这种改进套管 6 的情况下仍然能够将改进套管的材料最佳地径向导入凹口的壁中,轴衬 4 在其远端设计有具有较小外径的锥形柱面区域 46。在轴衬 4 的远端处,该台阶的径向偏置基本对应于区域 44 中改进套管的壁厚。

[0074] 尽管如附图 12 中所示,该锥形柱面区域 46 可设计成在其远端处锥形地变窄,但也可设计成直角台阶。

[0075] 在从锥形柱面区域 46 到设置在其后面的具有轴衬的实际外径的轴衬 4 的区域的过渡处,具有圆锥形的锥形区域 48。

[0076] 该锥形柱面区域 46 因此在改进套管 6 的中空空间 45 中与尖端接合。于是,该改进套管的近端抵靠倾斜的凸缘 48。

[0077] 如箭头 15 所示,如果现在超声波振荡经轴衬在纵向上导入,则改进套管 6 基本只在圆锥过渡处 48 的区域中液化。利用该区域 48 中倾斜的凸缘,液化材料有选择地液化,专门在该区域中,并径向向外分布到凹口的周边区域和存在于此处的孔中。考虑到改进套管 6 的材料基本只在区域 48 中液化,区域 44 的较小壁厚也基本上不会有问题,无论该较小壁厚,该改进套管事实上不具有在例如纵向压力下弯曲到中空空间 45 中的趋势。

[0078] 如果现在轴衬在附图 12 中实际情况下相继向左移动,则只有较薄壁区域 44 在每种情况下都只在区域 48 中液化,并且只有在区域 48 中,液化的材料受到径向向外压迫,直到尖端 47 抵靠凸缘 43。此处,该过程可以不连续,或者现在在底部区域中使得略微更多改进套管的材料进一步发生液化。为了也在底部区域中径向向外驱动材料,如已经提到的那样,区域 47 同样可能具有圆锥形。

[0079] 在此构造中,现在轴衬 4 只在非常前端的圆柱形区域 46 中设计有较小壁厚,并且该区域 46 也基本只用于导向,而在设置在区域 46 之后的区域中,存在越大的力,可使用越大的壁厚,不需要也像改进套管 6 的相对应壁厚的那样。

[0080] 为了在牙齿领域中应用,前圆柱形区域 46 通常在轴向上具有大约 0.1-5mm,优选是 0.1-1mm 或者 0.2-0.5mm 的长度,优选是 0.1-0.25mm 的长度。

[0081] 如上面已经解释的那样,还可能是轴衬 4 的外径略微大于凹口的初始内径。这在附图 13 中通过示例方式示出。此处,底部区域 9 中的凹口再次变细,并且导向销 3 使其远端突出到该底部区域中。在图 13 中进一步靠右并且在该底部区域上方,凹口的内径基本对应于改进套管 6 的外径,也就是说销 3 和改进套管 6 可基本无阻力地推入该凹口中。相反,轴衬 4 具有略大于凹口的内径的外径(该直径略大于内径 0.1-0.2mm)。如果轴衬 4 现在压入到凹口中,则导致凹口的强制变宽,如已经变宽的部分 49 示意性所示那样。

[0082] 如果例如凹口不具有预期形状和/或预期直径,并且将由轴衬 4 进行调整,则轴衬 4 进行的这种强制变宽可以是例如有利的。

[0083] 作为对根据附图 12 的说明性实施例的补充,在附图 14 中示出了薄改进套管 6 的使用的两个其他可能性。在根据附图 14a 的说明性实施例中,改进套管 6 不设计有像附图 12 中那样的向内指向的远端凸缘,而是设计为简单的中空圆柱体。在根据附图 14a 的说明性实施例中,在其远端处,该中空圆柱体由凸缘 50 支撑,该凸缘整体形成在导向销上或者以环的形式固定在导向销上。换句话说,在远端处,该改进套管使其内表面坐落在该凸缘 50 的外表面上。从而确保了与附图 12 中支撑相类似的支撑。

[0084] 这样凸缘基本也起到轴衬 4 的抵靠部的作用。

[0085] 该凸缘 50 可以全部环绕圆周形成,在此情况下,它起到表面 47 的抵靠部的作用,并限制轴衬 4 的向前移动。然而,凸缘 50 还能够仅形成片断。这样可能设计带有互补片断的锥形区域 46,这样当轴衬 4 完全前进到远端区域中时,区域 46 的这些互补片断可接合凸缘 50 的互补片断,结果可以液化改进套管的整个材料。

[0086] 附图 14b 中示出了第二说明性实施例。在此情况下,凸缘 50 在近端侧具有台阶设计。换句话说,凸缘 50 具有基本与轴衬 4 的外径相对应(然而,也可略小)的外径。在凸缘 50 的后面,凸缘沿圆周挖空,以形成台阶 51。该台阶的径向深度基本对应于改进套管

6 的厚度（如果凸缘的外径略小于轴衬 4 的外径，则台阶的深度也相对应的更小）。于是，改进套管 6 的远端位于该台阶上，并由该台阶在径向向内方向上和向前方向上，也就是说朝向远端支撑。这避免了轴衬 4 的向前移动期间，改进套管 6 推过导向销 3 的远端并简单地推入到凹口的底部区域中，未进行液化的情况。在附图 14b 所述的说明性实施例中，凸缘 50 也可能仅设计成片断，区域 46 可能构造有互补片断。

[0087] 附图标记列表

[0088] 1 装置

[0089] 2 带有超声焊极的 1 的把手

[0090] 3 导向销

[0091] 4 轴衬

[0092] 5 4 的边缘

[0093] 6 改进套管

[0094] 7 骨骼

[0095] 8 将在 7 中改进的孔 / 凹口

[0096] 9 8 的逐渐变细底部区域

[0097] 10 4 的圆锥形尖端

[0098] 11 7 中的空腔

[0099] 12 移位到 11 中的 6 的材料

[0100] 13 4 到 3 的移动方向

[0101] 14 超声波振荡的横向

[0102] 15 超声波振荡的纵向

[0103] 16 旋转的超声波振荡

[0104] 17 牙齿

[0105] 18 牙龈

[0106] 19 间隙

[0107] 20 钻头

[0108] 21 用于 20 的驱动的固定凸缘

[0109] 22 钻头螺旋部

[0110] 23 20 的尖端处逐渐变细的导向尖端

[0111] 24 钻孔方向

[0112] 25 4 在 2 上的上连接件、转动连接件、卡口连接件或扣合连接件

[0113] 26 用于 3 的 4 中的中央凹口

[0114] 27 6 上的上板

[0115] 28 已液化材料的移位方向（蓝色箭头）

[0116] 29 骨骼中的改进凹口

[0117] 30 植入物

[0118] 31 用于将植入物拧入改进凹口中的装置

[0119] 32 保持器

[0120] 33 29 的圆周表面

- [0121] 34 手指
- [0122] 35 力矩扳手
- [0123] 36 用于植入物的安装装置
- [0124] 37 用于能够插入超声焊极的植入物的安装装置
- [0125] 38 螺钉
- [0126] 39 脊柱骨骼
- [0127] 40 39 中的改进凹口
- [0128] 41 相对固定架
- [0129] 42 用于较厚改进套管情况的示意性说明（虚线）
- [0130] 43 改进套管的向内指向的凸缘
- [0131] 44 改进套管的薄壁
- [0132] 45 导向销和改进套管之间的中空空间
- [0133] 46 轴衬的锥形柱面区域
- [0134] 47 46 的远端
- [0135] 48 轴衬的锥形柱面区域的圆锥形过渡区域
- [0136] 49 凹口的已经加宽部分
- [0137] 50 3 上的支撑凸缘
- [0138] 51 50 中的近端台阶
- [0139] D 轴衬 / 改进套管的外径
- [0140] d 导向销的外径或轴衬中凹口的内径以及改进套管的内径

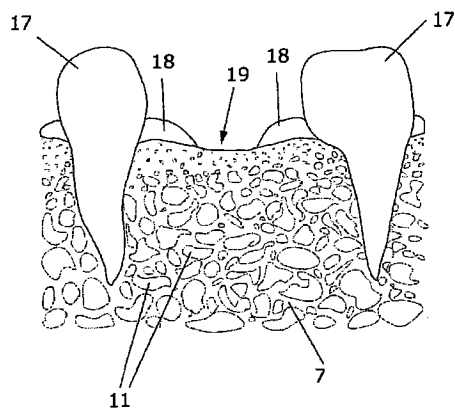


图 1

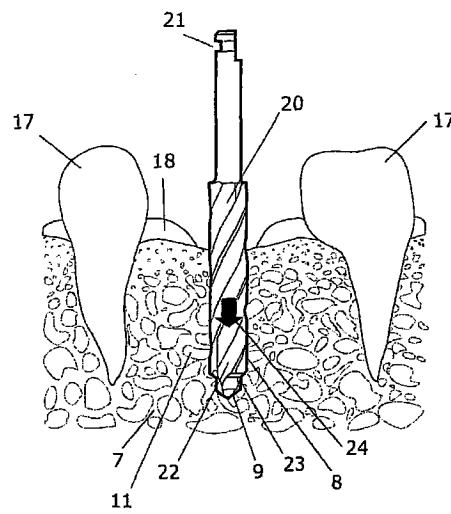


图 2

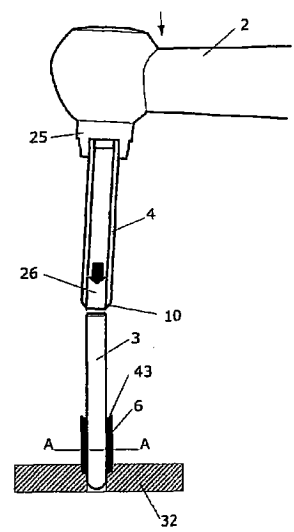


图 3

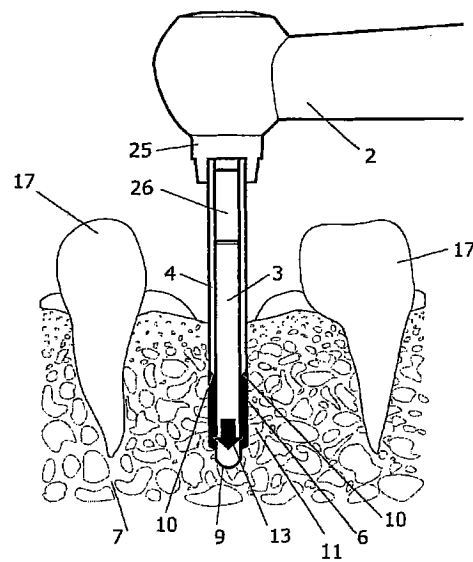


图 4

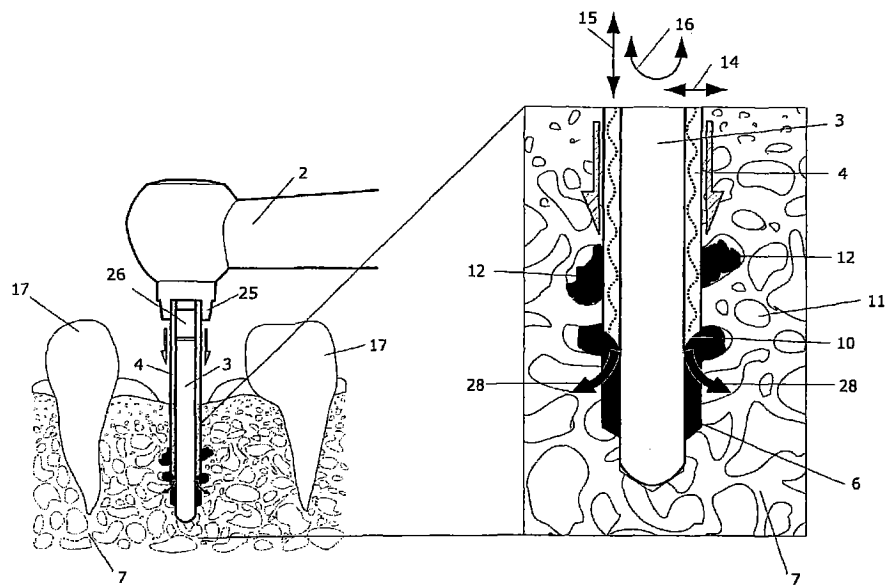


图 5

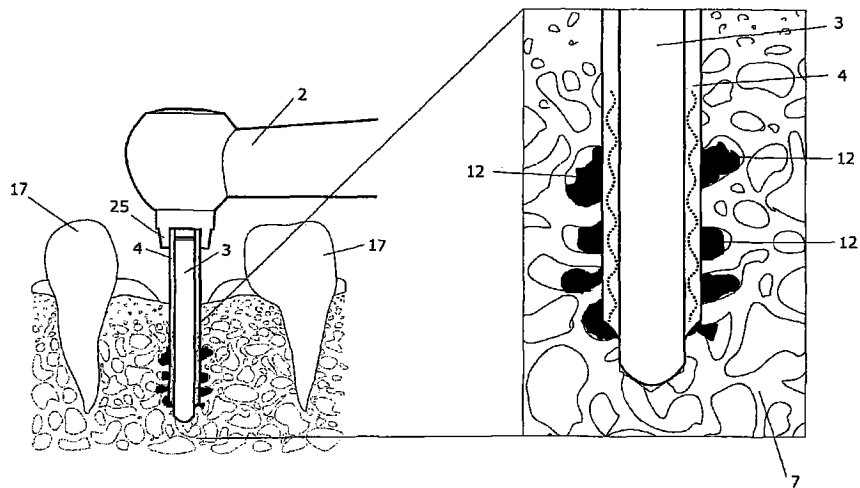
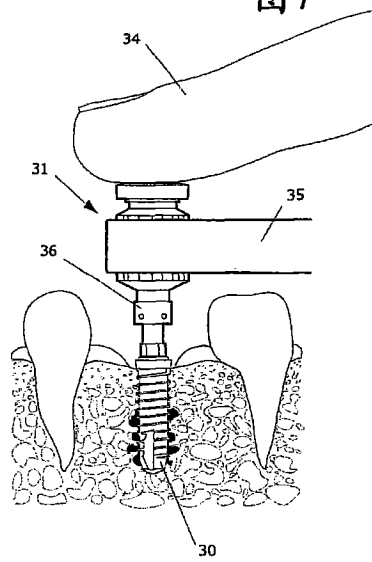
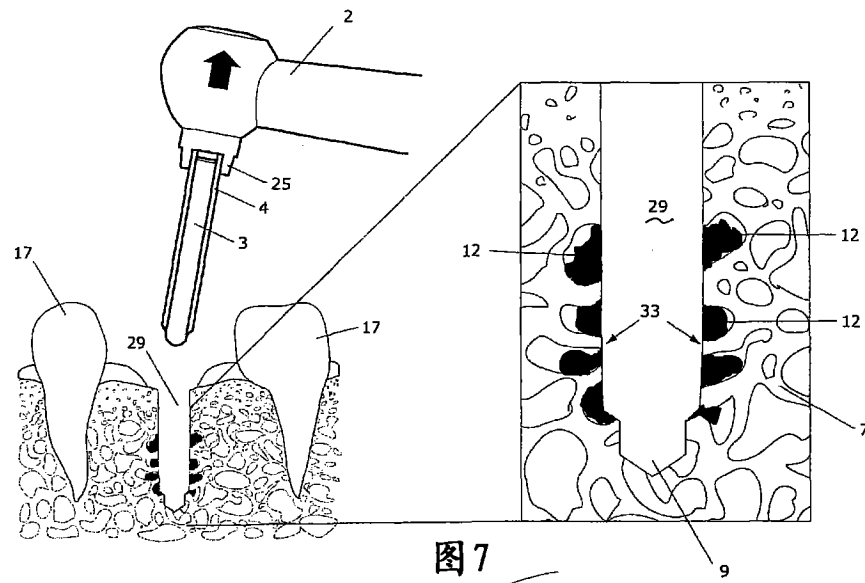


图 6



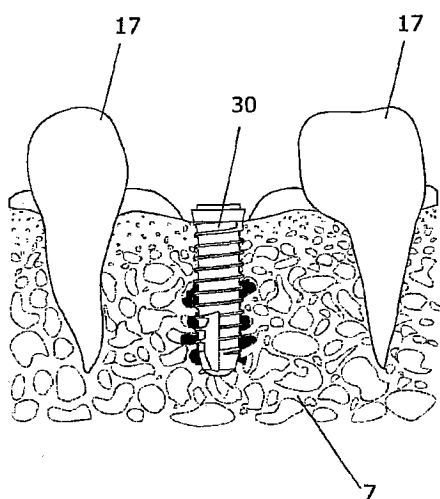


图 9

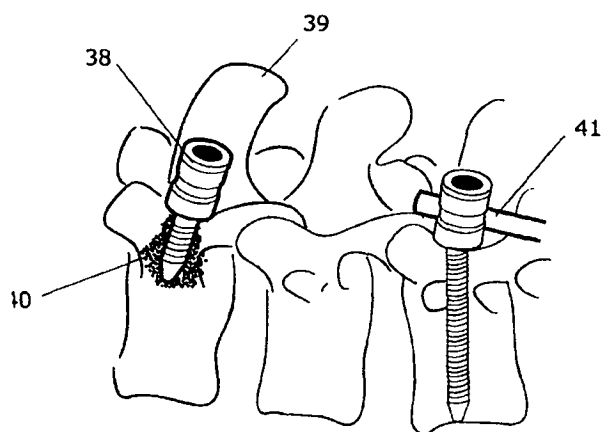


图 10

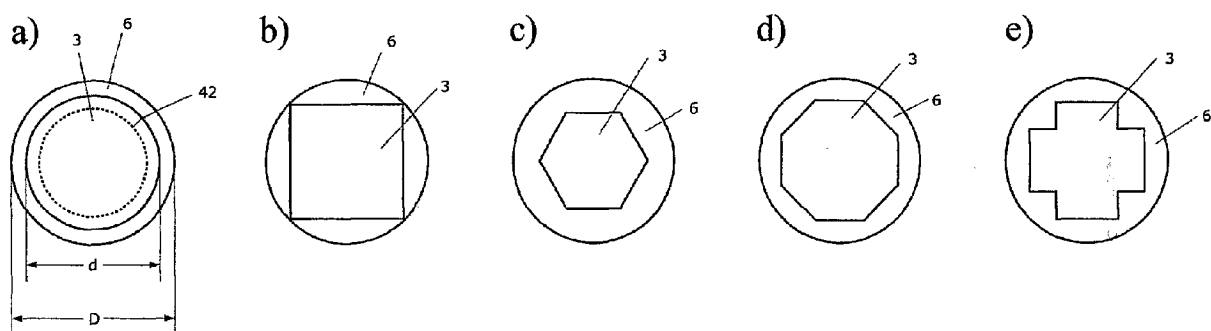


图 11

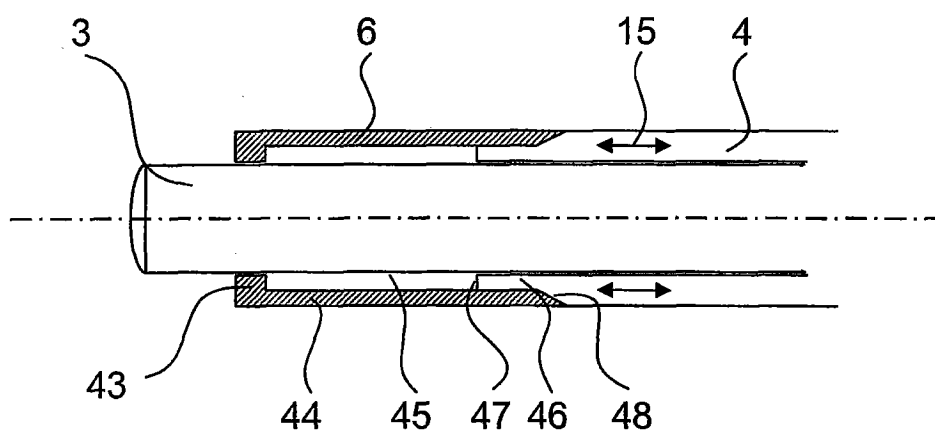


图 12

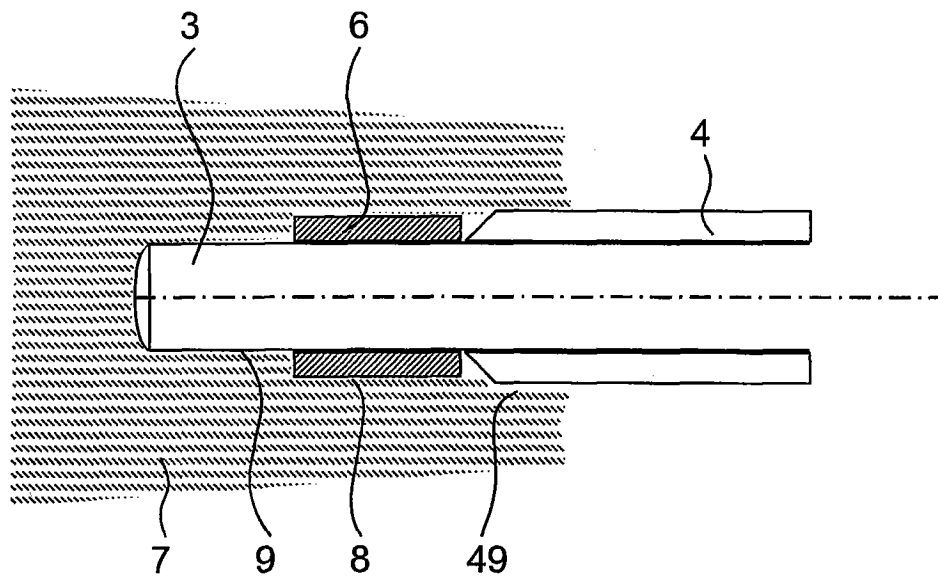


图 13

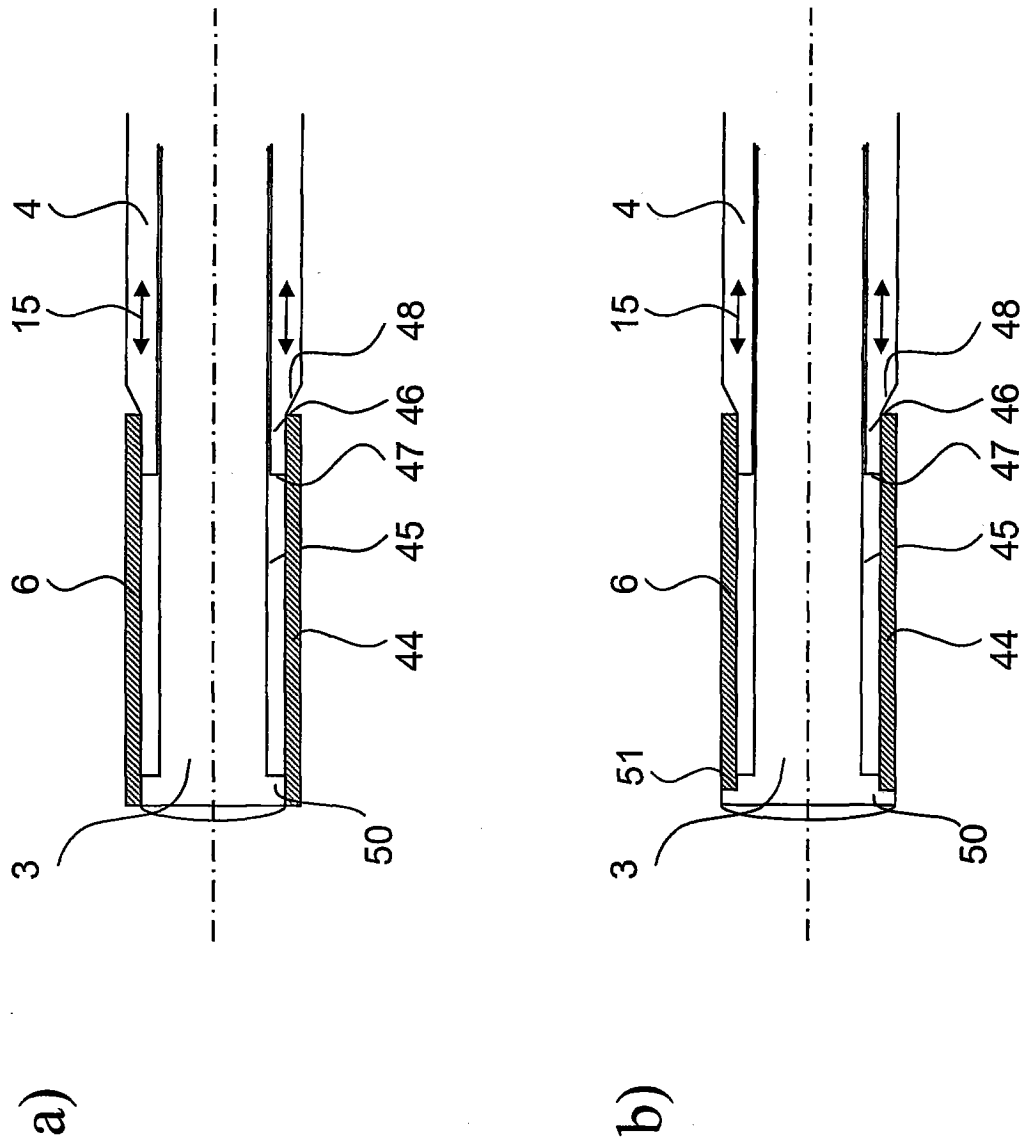


图 14