

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580005282.3

[51] Int. Cl.

A61C 8/00 (2006.01)

A61F 2/30 (2006.01)

A61B 17/68 (2006.01)

[43] 公开日 2007 年 6 月 13 日

[11] 公开号 CN 1980613A

[22] 申请日 2005.1.28

[21] 申请号 200580005282.3

[30] 优先权

[32] 2004. 2. 20 [33] CH [31] 287/04

[86] 国际申请 PCT/CH2005/000043 2005.1.28

[87] 国际公布 WO2005/079696 德 2005.9.1

[85] 进入国家阶段日期 2006.8.18

[71] 申请人 伍德韦尔丁公司

地址 瑞士祖格

[72] 发明人 J·迈耶 M·埃施利曼

L·托里亚尼 C·拉斯特

A·米勒

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 曹 若 赵 辛

权利要求书 5 页 说明书 25 页 附图 11 页

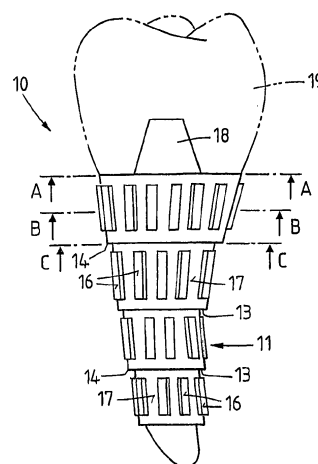
[54] 发明名称

待植入到骨骼组织中的植入体及用于加工和植入该植入体的方法

[57] 摘要

所建议的骨骼植入体(10)平行于植入体轴线(I)基本没有旋转地植入在给定的或为其所制作的凹槽中,并且在要被植入部位中具有切割棱边(14),该切割棱边与植入体轴线不位于一个共同的平面中,并且指向植入体的末端的端部。此外所述植入体具有由一种通过机械振动可液化的材料所制成的表面部位(16)。这样设计切割棱边(14)的尺寸,使得它们在植入以后切入到凹槽壁中。为了植入,对植入体施加机械振动,由此使热塑性材料至少部分地液化,并且压入到凹槽壁的坑洼处和孔中,在那里该材料在其固化以后在植入体(10)与凹槽壁之间形成一种形状配合连接的和/或材料融合连接。所述切割棱边(14)赋予植入体一种在凹槽壁中的锚固,这一点与螺栓形植入体的情况类似。因为植入体无需旋转,因此该植入体可以既不

具有圆柱形的也不具有圆锥形的形式,并由此比螺栓形植入体具有更好地防止旋转作用的负荷的稳定性。通过其借助于可液化的材料的锚固,使植入体获得进一步的稳定性、尤其也针对拉力。由于通过可液化的材料所实现的稳定性,尤其可以在植入后紧接着使植入体承载。该植入体例如是牙植入体。



1. 骨骼植入体(10)，它适合于在平行于植入体轴线(I)的植入方向上植入到一个由骨骼组织(3)所组成的凹槽壁(K)包围着的凹槽中，其中该植入体在一个要被植入的部位中具有由一种通过机械振动可液化的材料(M)所制成的表面部位(16)，或者这种表面部位(16)通过将可液化的材料从一个空腔(26)穿过开孔(27)压出去而被制成，其特征在于，要被植入的部位还在规定的或可制作的、由可液化的材料(M)制成的表面部位(16)以外具有切割棱边(14)，它们不位于与植入体轴线(I)共同的平面中，它们指向植入体的末端的端部部位，并且它们至少部分地围绕着植入体圆周延伸。

2. 如权利要求1所述的骨骼植入体，其特征不在于，所述切割棱边(14)具有一个小于90°的楔角(β)。

3. 如权利要求1或2所述的骨骼植入体，其特征不在于，所述切割棱边(14)略微突出地构成。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的骨骼植入体，其特征不在于，所述切割棱边(14)根切成一个容屑槽(23)。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的骨骼植入体，其特征不在于，所述可液化的材料(M)设置在凹穴(40)中，并且所述由可液化的材料(M)所制成的表面部位(16)突出于凹穴(40)旁边的表面部位(17)。

6. 如权利要求1至4中任一项所述的骨骼植入体，其特征不在于，所述开孔(27)通入到凹穴(40)中。

7. 如权利要求5或6中任一项所述的骨骼植入体，其特征不在于，所述凹穴(40)是槽，该槽在轴向上或螺旋形地在要被植入的部位上延伸。

8. 如权利要求1至7中任一项所述的骨骼植入体，其特征不在于，在由可液化的材料制成的表面部位(16)之间设置骨结合的表面部位(17)。

9. 如权利要求1至8中任一项所述的骨骼植入体，其特征不在于，在要被植入的部位中还具有轴向延伸的、能开槽的或能切割的结构(21)。

10. 如权利要求1至9中任一项所述的骨骼植入体，其特征不在于，

所述部分地围绕植入体圆周延伸的切割棱边(14)构成鳞片形结构的下棱边。

11. 如权利要求1至10中任一项所述的骨骼植入体,其特征在于,所述最接近的端部部位具有一个凸缘(31),它具有一个切刃形构成的下棱边。

12. 如权利要求1至11中任一项所述的骨骼植入体,其特征在于,所述最接近的端部部位具有一个由一种热塑性材料制成的环(32)。

13. 如权利要求1至12中任一项所述的骨骼植入体,其特征在于,所述要被植入的部位具有一个在末端方向上逐渐收缩的形状。

14. 如权利要求13所述的骨骼植入体,其特征在于,该骨骼植入体具有台阶形的横截面缩小部位(13),该横截面缩小部位完全或部分地围绕着植入体延伸,并且至少部分地具有棱边,这些棱边构成为切割棱边(14)。

15. 如权利要求14所述的骨骼植入体,其特征在于,所述台阶形横截面缩小部位(13)的一部分具有其值为 90° 或更大的楔角(β)的不能切割的棱边。

16. 如权利要求1至12中任一项所述的骨骼植入体,其特征在于,所述要被植入的部位基本上是圆柱形的,并且具有从圆柱形状突出的切割棱边(14),该切割棱边在植入方向上具有与植入体轴线(I)减小的距离。

17. 如权利要求16所述的骨骼植入体,其特征在于,从圆柱形状突出的切割棱边(14)围绕着一部分植入体圆周回转,并且成列地在轴向上重叠排列。

18. 如权利要求17所述的骨骼植入体,其特征在于,所述骨骼植入体具有至少两个相互对置的成列切割棱边(14,14',14''),并且由可液化的材料(M)制成的表面部位(16)或开孔(27)的注入口设置在列之间的植入体圆周上。

19. 如权利要求1至18中任一项所述的骨骼植入体,其特征在于,所述骨骼植入体具有一个内部的空腔(26)和一个可以插入到空腔(26)的最接近的开孔中的活塞(42)。

20. 如权利要求19所述的骨骼植入体,其特征在于,在活塞(42)的最接近的端部(43)上和/或圆形围绕着空腔(26)最接近的开孔设

有用于使活塞（42）与植入体紧密连接的机构。

21. 如权利要求 1 至 20 中任一项所述的骨骼植入体，其特征在于，所述骨骼植入体在一个最接近的端部部位上支承一个过渡元件（52）。

22. 如权利要求 21 所述的骨骼植入体，其特征在于，所述过渡元件（52）通过间隙配合连接在植入体上；和/或为了一种连接，以间隙配合装备在一个声极（53）上。

23. 如权利要求 1 至 22 中任一项所述的骨骼植入体，其特征在于，所述骨骼植入体是一种牙植入体（10）。

24. 如权利要求 23 所述的骨骼植入体，其特征在于，所述骨骼植入体附加于牙根部位（11）具有一个牙冠部位（12）、一个支撑部件（30）或者具有用于固定一个支撑点、牙冠（19）、齿桥或假牙的机构（20）。

25. 如权利要求 1 至 22 中任一项所述的骨骼植入体，其特征在于，所述骨骼植入体是一个关节假体的柄杆。

26. 如权利要求 1 至 22 中任一项所述的骨骼植入体，其特征在于，所述骨骼植入体用于搭接骨骼缺陷。

27. 植入组件，它由一个如权利要求 1 至 26 中任一项所述的骨骼植入体和至少一个处理工具（58）和/或一个过渡元件（52）组成，该处理工具按照形状适配于植入体的要被植入的部位，该过渡元件按照形状适配于植入体的最接近的端部部位。

28. 用于加工按照权利要求 1 至 26 中任一项所述的骨骼植入体的方法，该方法将作为替换骨骼部件或牙齿的骨骼植入体植入在一个给定的或要被加工的具有骨化凹槽壁（K）的凹槽中，其中该方法具有一个测量步骤，在该步骤中为了产生测量数据，在要被制作的凹槽的部位中测量要被替换的骨骼部分或牙（1）和/或给定的凹槽或者给定的骨骼结构，通过这些数据形成骨骼部分、牙（1）、凹槽或骨骼结构的图形；该方法还具有一个测量数据处理步骤以及一个加工步骤，在数据处理步骤中对于测量数据进行处理，在加工步骤中借助于已被处理的测量数据加工骨骼植入体（10），其特征在于，在测量数据处理步骤中使要被植入的部位配置切割棱边（14），该切割棱边这样设计尺寸，使得它们在植入之后至少部分地切入到凹槽壁中，并且具有用于容纳由可液化的材料（M）制成的部件的结构。

29. 如权利要求 28 所述的方法, 其特征在于, 在测量步骤中摄取一个三维图形或者一个或多个两维图形。

30. 如权利要求 28 或 29 所述的方法, 其特征在于, 在测量数据处理步骤中, 在要被植入的部位中构成一个内部的空腔 (26) 和开孔 (27), 该开孔使得要被植入的部位与内部的空腔 (26) 相连接。

31. 如权利要求 28 至 30 中任一项所述的方法, 其特征在于, 在测量数据处理步骤中, 在要被植入的部位上构成轴向延伸的、能开槽的或能切割的结构 (21), 它们这样设计尺寸, 使得它们在植入后至少部分地进入到凹槽壁中。

32. 如权利要求 28 至 31 中任一项所述的方法, 其特征在于, 在测量数据处理步骤中产生附加数据, 该附加数据用于加工一种适配于要被植入的植入体部位的处理工具 (58)。

33. 如权利要求 28 至 32 中任一项所述的方法, 其特征在于, 在测量数据处理步骤中产生附加数据, 该附加数据用于加工一种适配于植入体最接近的端部部位的过渡元件 (52)。

34. 如权利要求 28 至 33 中任一项所述的方法, 其特征在于, 在测量数据处理步骤中构成起着骨结合作用的结构。

35. 如权利要求 28 至 34 中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述骨骼植入体是一个牙植入体 (10), 并且在拔出要被替换的牙 (1) 之前测量要被替换的牙 (1) 和/或牙槽 (57)。

36. 用于植入一个如权利要求 1 至 26 中任一项所述的骨骼植入体的方法, 其中该骨骼植入体被安装在一个给定的或者要被制作的、具有骨化的凹槽壁的凹槽中, 其特征在于, 在安装植入体时, 使切割棱边 (14) 切入到凹槽壁 (K) 中, 并且通过机械振动加载使得至少一部分可液化的材料 (M) 进行液化, 并且将其压进凹槽壁中。

37. 如权利要求 36 所述的方法, 其特征在于, 为了对植入体以机械振动进行加载, 使植入体这样耦联在一个被激励的部件上, 使得只将所述振动中的使植入体推入到凹槽中的分量传递到植入体上。

38. 如权利要求 37 所述的方法, 其特征在于, 所述激励部件是超声波仪的声极 (53)、或者是可耦联到声极 (53) 上的过渡元件 (52)。

39. 如权利要求 36 至 38 中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述植入体具有由可液化的材料制成的表面部位 (16), 并且该植入体

通过机械振动定位在凹槽中。

40. 如权利要求 36 至 38 中任一项所述的方法，其特征在于，所述植入体具有一个内部空腔（26），在其中定位可液化的材料（M），所述植入体没有机械振动加载地、或者通过机械振动加载但不包括可液化的材料地加入到凹槽中，然后使定位在空腔（26）中的、可液化的材料以机械振动加载，并且挤压末端的植入体端部。

41. 如权利要求 40 所述的方法，其特征在于，在以机械振动对可液化的材料进行加载之前、以及在将植入体加入到凹槽中以后，检验并在必要时调整植入体的位置。

42. 如权利要求 40 或 41 所述的方法，其特征在于，为了加载并挤压可液化的材料使用一个活塞（42），然后使该活塞（42）与植入体通过机械振动作用紧密连接。

43. 如权利要求 36 至 42 中任一项所述的方法，其特征在于，所述植入体是锥形的，并具有台阶形的横截面缩小部位（13），并且在将植入体安装在凹槽壁（K）中之前制作适配于台阶形横截面缩小部位（13）的台肩（13'）。

44. 如权利要求 43 所述的方法，其特征在于，为了制作台肩（13'）使用处理工具（58），它适配于要被植入的植入体（10）部位。

45. 如权利要求 36 至 44 中任一项所述的方法，其特征在于，所述骨骼植入体是一种牙植入体（10），并且在拔出要被替换的牙（1）以后紧接着进行所述植入。

待植入到骨骼组织中的植入体及 用于加工和植入该植入体的方法

本发明属于医学技术领域并涉及一种将要植入到骨骼组织中的植入体，它可以是一种标准化的植入体，它植入到一个专门为其制作的或者与其适配的凹槽中；或者是一种个性植入体，它植入到个性的骨骼凹槽中（例如牙植入体、关节植入体或用于填充骨骼缺陷的植入体）。本发明还涉及用于加工和用于植入所述植入体的方法。

要被植入到骨骼组织中的植入体通常植入到骨骼凹槽中，其中这样一种骨骼凹槽是一个对于植入体专门加工的凹槽（例如钻孔和台阶钻孔）或者由于其它的情况—例如损伤或退化性疾病而形成的凹槽。在此，按照现有技术的植入体或者借助于环绕着植入体布置的粘合剂修整进入到凹槽中，或者具有一个相应地准确适配于凹槽的形状，使得植入体在植入后在其表面的尽可能大的、功能重要的部分上与骨骼组织直接接触。在个性植入体的情况下，后一种方法具有重要意义，植入体形状是不规则的，尤其是一个不规则的锥体，它一般不连贯地具有整圆的横截面和/或直的轴线。

已知牙植入体不仅作为标准的、将要植入到专门为其制作的或者至少适配的凹槽中的植入体，而且作为适配于个性牙根或者牙槽的个性植入体，这些牙植入体作为自然牙根的替换物在拔出自然牙根以后植入到颌骨中，用于支承例如人造牙冠、接合点、齿桥或假牙。

标准的、将要植入到专门为其制作的钻孔中的牙植入体是圆柱形的或略微锥形的、基本旋转对称的销子、大多为螺栓，它们以不同的尺寸和形状出现在市场上，并且从其中牙医选择最适合于专用情况的植入体。这种牙植入体的植入一般只有在此时才能实现：将通过拔出要被替换的自然牙根所产生的凹槽利用再生的骨骼组织充满以后、也就是只有经过上述拔牙以后3至6个月的首次等待时间才可。被旋入的植入体在植入后一般不能直接承受负荷，因为存在着由于负荷使植入体相对于骨骼组织剧烈移动的较大危险，如此由于这种移动就阻碍了植入体在骨骼组织中的结合（骨结合）。因此在大多数情况下，从颌骨中突出的部分（牙冠、齿桥等）只有在仍然是大约3至6个月的

第二等待时间以后才安装到植入体上，即，只有当植入体完全组合到骨骼组织中并且由于正常负荷所引起的在植入体与骨骼组织之间的相对运动不再超过生理上允许的程度时才可以进行。

已经证实，螺栓形状的牙植入体在其完全组合到颌骨中具有稳定性，它足以承受正常的负荷并且也长时间地保持不变。这一点可能也是因为，植入体通过螺纹在侧面上良好地锚固在骨骼组织中，由此减小对骨骼组织的推力，并且避免由于压力使牙槽底部超负荷。

已知骨骼组织具有这种趋势：在牙植入体或颌骨局部不能承载的等待时间的期间内，以不期望的方式形成退缩。还已知，在植入体与骨骼组织之间的、不超过生理允许程度的相对运动可能刺激骨骼再生，并由此刺激植入体的骨结合。由于这个原因，通过不同的手段就尝试着缩短或者完全避开上述等待时间。

为了避免第一等待时间——即一直持续到通过拔出自然牙根而产生的凹槽利用骨骼组织充满的时间、并且为了可以充分利用包围着自然凹槽（牙槽）的致密骨骼层（牙槽骨骼）来作为支承部件，已经建议，使植入体具有一种形状，它不像螺栓那样是基本旋转对称的，而是基本对应于要被替换的自然牙根的形状（个性植入体）。这种植入体可以紧接着或者短暂地在拔出自然牙根以后就植入到所产生的凹槽（自然牙槽）中。

但是当在自然状态下在牙根与牙槽壁之间设置一个纤维的固定组织（牙周膜）的时候，一个植入体在牙槽中没有固定的位置，该植入体示出自然牙根的准确图像（例如通过负-正-浇铸工艺制成）。这一点对于在第二等待时间的期间中的骨结合产生负面作用，因为在牙槽壁与植入体之间的间隙中可能形成复合组织形式的组织（它至少局部地妨碍骨结合），可能使植入体没有足够的稳定性。

为了通过这种仿自然牙根的牙植入体得到对于骨结合阶段（第二等待时间）的更好的稳定性、并由此对于有效的骨结合得到更好的初始位置，按照 US-5562450 (Gieloff et al.) 和 WO-88/03391 (Lundgren)，与自然牙根相比使植入体的尺寸超大，也就是说，以略微较大的横截面构成，并且与骨骼相接触的植入体表面配有结构、尤其是凹穴（蜂窝结构，具有根切的结构）。上述植入体例如如此制成：通过在拔出自然牙根以后比如无接触地测量该牙根或牙槽，通过在 CAD 系统中处

理测量数据,并且通过在CAM系统中由相应的毛坯借助于处理过的测量数据通过铣削、磨削、电腐蚀等制成植入体。

上述的超大尺寸的个性的牙植入体在植入后通过“压配合”明显比自然牙根的精确形状更可靠地位于牙槽中。但是已经证实,牙槽壁在短时间内由于改造过程以及与加入的作用力相比的机械迟缓性而松弛,并因此使植入体不再通过“压配合”而稳定,而是又相对松动地位于牙槽中,由此,尽管改善了紧接在植入后的初始稳定性,但是没有得到对于骨结合最佳的条件。同样已经证实,这种植入体在骨结合阶段(第二等待时间)以后也倾向于在承载时又失去其在颌骨中的固定。如同在2003年5月第52届德国假牙修复学及材料学科协会(Deutschen Gesellschaft fuer Zahnaerzliche Prothetik und Werkstoffkunde - DGZPW)年会上R.-J.Kohal et al.报告的那样(在DentSci(2)7:11中公开),颌骨在这种植入体的部位处在骨结合阶段以及在以后的承载时形成剧烈的回缩,并且可能使植入体完全与骨骼组织脱离。

上述发现不仅对于牙植入体而且通常对于要被植入到骨骼凹槽中的植入体另外归因于:植入体大面积地与通过手术(拔牙)处于强烈再造的骨骼组织相接触,由此使得在骨骼中感应的应力非常微小。尽管表面几何尺寸可以通过压配合使应力非常局部地增加,但是所需的体积经常太小,以致不能有效地实现骨骼再生的机械感应状况。由于负荷(咀嚼运动)在植入体上所产生的压力首先在牙槽壁中起到推力的作用。通过与凹槽壁的形状配合,几乎不能实现相对于旋转力的稳定性。其结果是在对于新形成的骨骼的边界面中可能产生移动,该移动由于缺乏足够的旋转稳定性妨碍骨结合。这个问题首先也在髋关节假体中深入地讨论过。对于牙植入体的特殊情况,由于牙槽壁的陡度使轴向负荷只能以微小的程度转移。由此使负荷从牙槽的初始最接近的部分强烈地向末端推移,并且可能导致牙槽底部超负荷的后果,牙槽底部在拔出时作为退出位置对于血管和神经没有完全骨化。可能产生压坏死并进而产生由于缺少负荷所引起的问题。但是在常见的螺栓植入体设计中,这个问题已经引起极大的关注,虽然在这种情况下牙槽一般已经完全骨化。

总之可以确认,由已知的、可以无粘合剂地使用的骨骼植入体与所有其它形式的植入体相比基于稳定性的原因而优选螺栓形的植入

体，但是它由于不可避免的在其使用中要满足的几何条件而在许多方面不能应用，或者只是在容忍其它缺陷的条件下才能使用。类似地对于许多其它的要被植入到骨骼组织中的植入体也是如此。

本发明的目的是，实现一种要被植入到骨骼组织中的植入体（个性植入体或标准植入体）以及对其进行加工和植入的方法。按照本发明的植入体能够以统一的状态具有至少与一种已旋入到相应的钻孔中的螺栓形的植入体一样好的稳定性，按照本发明的植入体的初始稳定性（紧接着植入以后）尤其能够针对旋转负荷但是明显比对于上述螺栓形植入体的更好。但是按照本发明的植入体在几何条件方面明显比上述螺栓形植入体更少受到限制。在此按照本发明的植入体的植入可以通过公知的植入方法实现，并且该植入体能够以公知的加工步骤来加工。

这些目的通过在相应的权利要求中所限定的植入体和方法得以实现。

按照本发明的植入体基本平行于植入体轴线（即没有本质上的旋转）地植入，并且具有一个在植入方向上向前延伸的、末端的端部部位和一个在植入体轴线上与该末端的端部部位对置的最接近的端部部位，它在植入后定位在骨骼表面部位中或者必要时从骨骼中突出来。所述植入体在其位于末端的与最接近的端部部位之间的、通过所述植入至少部分地与骨骼组织相接触的表面部位（要被植入的部位）上具有形成切屑的切割棱边，它们与植入体轴线不在一个公共的平面中延伸，即在植入时不在其长度方向上、而是基本上与横向于此地在骨骼组织中移动，并且它们指向末端的端部部位。所述植入体附加地具有一种通过机械振动可液化的、例如热塑性的材料，它设置在没有切割棱边的表面部位上，或者定位在或可定位在植入体的空腔中，其中该空腔通过开孔与没有切割棱边的表面部位相连接。

按照本发明的植入体在植入体轴线方向上没有本质上的旋转地加入到骨骼凹槽中，其中切割棱边形成切屑地切割骨骼表面。在将植入体加入到骨骼凹槽中的同时使植入体以机械振动进行加载。由此使可液化的材料、在这种情况下最好是一种热塑性材料在与骨骼材料的接触位置上进行液化，并且压进到坑洼处和孔中，或者也压进专门为此目的而制作的凹槽壁结构中，其中植入体与骨骼表面在内部进行接

触。在可液化的材料进一步固化以后，这种材料在植入体与骨骼组织之间形成形状配合的和必要时材料融合的连接。

当可液化的材料定位在植入体的空腔中时，只有在将植入体加入到凹槽中以后才最好使用机械振动，更确切地说只是针对可液化的材料。对于这样构成的植入体来说，作为可液化的材料同样可以使用一种热塑性材料或者也可以使用触变的、颗粒的、液压的和聚合的粘合剂，如同在矫形外科中用于锚固植入体或者例如也用于渗透骨疏松的、塌陷的椎骨那样。

按照本发明的植入体紧接着在植入到凹槽中以后，通过其借助于可液化的材料与骨骼组织的连接而稳定化，其中这种稳定化有效地针对压负荷和拉负荷（即基本上平行于植入体轴线），但是也针对旋转作用的负荷。在植入时切入到骨骼组织中的切割棱边也锚固植入体。不仅通过可液化的材料的锚固、而且通过切割棱边尤其作用于凹槽的侧壁，由此使凹槽底部少承载或不承载，这尤其对于牙植入体是重要的。所有上述效应对于按照本发明的植入体得到一种初始稳定性，该稳定性在大多数情况下足以紧接着在植入之后承受负荷。由热塑性材料制成的连接结构具有一种比骨基质、尤其是比植入体本身更小的弹性模量，并且它们是可蠕动的，这种蠕动性尤其最好用于承受冲击类型的负荷和用于减小过大的应力。通过其弹性，这种连接也允许在植入体与骨骼组织之间的小的并由此促进骨结合的相对运动，它们尤其在切割棱边的部位处刺激地作用于骨骼组织。这种连接同时防止在植入体与骨骼组织之间的较大移动，该较大移动可能导致对于骨结合过程有干扰。

因为按照本发明的植入体基本上没有旋转（尤其没有大于 360° 的旋转）地植入，因此能够且最好使植入体这样成形，使得它通过其形状针对起到旋转作用的负荷稳定在凹槽中。如同还要示出的那样，但是尽管如此也能够使按照本发明的植入体这样构成，使得它可植入在圆形横截面的凹槽（钻孔和台阶钻孔）中。

如果按照本发明的植入体是一种个性植入体，那么它在大多数情况下都具有一种不规则的（非旋转对称的）锥形形状，也就是说，向着其末端端部逐渐收缩，并且对于牙植入体的情况具有一种基本上适配于自然牙根的形状。按照本发明的这种个性的牙植入体如同已知的

那样，仿自然牙根的牙植入体可以紧接在拔出自然牙根以后就植入，但是与此不同也已知，也称为牙复制品的个性的牙植入体在骨结合阶段期间并在这个状态以后长期地稳定，如同对于螺栓形牙植入体情况那样。因此按照本发明也适用于个性的关节植入体和用于修复个性骨骼缺陷的植入体。

按照本发明的向着末端端部收缩的植入体、例如一个个性的牙植入体的切割棱边由台阶形横截面缩小部位的外棱边构成，并且在这种情况下相对于凹槽这样设计其尺寸，使得它们在植入后至少部分地切入到凹槽壁中。

所述切割棱边或者配有切割棱边的台阶形横截面缩小部位完全或部分地围绕植入体、基本上垂直于或倾斜于植入体轴线而延伸，并且具有一个小于 90° 的楔角（见图 5）。附加于切割棱边，一个锥形构成的植入体也可以具有这样的台阶形横截面缩小部位，它没有切割作用（ 90° 或更大的楔角）。

如果上述的台阶形横截面缩小部位没有切割棱边和/或相对较深，那么有利的是，在凹槽中在植入之前例如借助于在形状上与植入体相协调的工具来制作相应的台肩。在凹槽中具有或没有预制台肩的选择的工作方式尤其取决于现有骨骼组织的特性，而且也取决于外科医生和患者。通过上述的台肩制作（在横截面缩小部位相同深度时）使骨骼组织在植入时更少地承受机械负荷，由此使这种工作方式尤其适用于具有不良骨骼质量的老年患者。

在植入状态中，按照本发明的植入体的、已切入到凹槽壁骨骼组织中的切割棱边与一个螺栓形植入体的螺纹导程相类似，在侧面支承在骨骼组织中，即支承在压力侧面地从植入体耦入到骨骼组织中的位置上，更确切地说，比在锥形的、基本光滑的没有切割棱边和台阶的植入体表面上的情况更为垂直，并且尤其比在圆柱形的植入体表面的情况更为垂直。通过这种支承产生有针对性的、局部的负荷位置，在这些位置上刺激骨骼再生。

附加于上述结构，也可以使按照本发明的植入体具有在与植入体轴线的共同平面上一即基本上在植入方向上一延伸的、能开槽的或自切割的结构，它们在植入时挤入到凹槽壁中，并且赋予植入体尤其针对扭转力的初始稳定性。以类似的方式也可以使按照本发明的植入体

在最接近的部位处具有一个能切割的凸缘，通过它使植入体附加地稳定在皮质骨骼的表面中。

在按照本发明的植入体上的切割棱边的表面部位由一种适合于起到切入骨骼材料作用的材料制成，它在植入条件下不液化。它们例如由钛、由钛合金、由氧化锆或由其它适合的金属或陶瓷材料或者由相应的硬化塑料制成。

在按照本发明的植入体中所使用的可液化的材料最好在生物上是可以再吸收的。它不在具有切割棱边的表面部位上延伸，这些表面部位具有生物兼容的、即骨骼友好的和有利于骨结合的特性。在这些表面部位中，植入体的骨结合可以紧接着在植入以后就开始，并且所述锚固通过可以再吸收的热塑性材料逐渐溶解。但是也可以如此使用一种不可再吸收的热塑性材料，使得其在骨骼组织中的锚固持久地补充所述借助于骨结合的锚固，或者甚至可以替换该锚固。在这种情况下，也可以通过用于使稳定性最大化的聚合物进一步覆盖表面。

适用于按照本发明的个性植入体的、在生物上可再吸收的、可液化的材料是乳酸基和/或葡萄糖酸基的热塑性聚合物（PLA, PLLA, PGA, PLGA 等）或者聚羟基脂肪酸酯（PHA）、聚己内酯（PCL）、多聚糖、聚二氧杂环己酮（PD）、聚酸酐、多肽、三甲基碳酸盐（TMC）或者相应的共聚物或混合聚合物或者含有上述聚合物的复合材料。适合的不可再吸收的热塑性材料例如是：聚烯烃（例如聚乙烯）、聚丙烯酸酯、聚甲基丙烯酸酯、聚碳酸酯、聚酰胺、聚酯、聚亚安酯、聚砒、聚苯硫醚或液晶聚合物（liquid cristal polymers 或 LCPs）、聚甲醛、卤化的聚合物，尤其是卤化聚烯烃、卤化聚苯硫醚、卤化聚砒、卤化聚醚、或相应的共聚物和混合聚合物、或者含有上述聚合物的复合材料。

尤其适合于作为可再吸收的、可液化的材料是：聚 LDL 交酯（例如由 Boehringer 以商品名称 Resomer LR708 获得）或者聚 DL 交酯（例如由 Boehringer 以商品名称 Resomer R208 获得）；作为不可再吸收的、可液化的材料是：聚酰胺 11 或聚酰胺 12。

按照本发明的植入体的最重要优点如下：

· 因为按照本发明的植入体可以基本上不围绕植入体轴线旋转地植入，因此它可以按照形状适配于现有的凹槽、例如一个牙槽，植入体

基本上可以在紧接着拔出自然牙根以后就植入到该凹槽中。这对于患者来说意味着,省去了在拔出与植入之间的等待时间。此外省去费事的用于准确对准牙植入体的措施和其它的将要在植入体上安置的部件(支撑点、牙冠等)。

·在按照形状适配于自然牙根的牙植入体的情况下,在植入时保留大部分牙槽壁来作为具有密实骨骼结构的部位,并且该植入体可以比已由牙槽进一步去除掉的、不密实的骨骼组织的情况下更好地受到支承。

·因为所述植入体由于其通过可液化的材料并通过使切割棱边嵌入到骨骼材料中的作用而引起的锚固、并由于其防止在凹槽中旋转的形状,紧接在植入后就具有对于负荷足够的稳定性,所以植入体在植入后紧接着就可承载。

·因为按照本发明的牙植入体基本上在植入以后紧接着就可以承载,所以它可以作为基本上整体的植入体并且是一个具有牙根区和牙冠区的完整的牙。由此进一步省去在患者口中所进行的用于安置植入体的工作步骤。

·由于植入体通过切割棱边而在凹槽壁中的侧面支承,使植入体上的压力局部良好地耦入到骨骼组织中,由此使植入体得到长期稳定性,该稳定性与螺栓形植入体的长期稳定性相同。

·因为植入体在凹槽壁的骨骼组织中的侧面支承而防止了或者至少明显减少了在凹槽底部上的支承,因此避免了在凹槽底部上的并发症,这对于牙植入体是特别重要的,因为牙槽底部不用于承受大的负荷。

·通过在植入后紧接着使植入体承载,就避免由于无负荷而引起的骨骼回缩。

·通过借助于可液化的材料来对于植入体进行锚固,因此在植入体与骨骼组织之间的由承载引起的相对运动在生理的程度上得到减少,并由此不仅不干扰骨结合而是促进骨结合。

·通过使用不可去除的、可液化的材料,即使在由于疾病或由年老所引起的衰退而弱化或低再生能力的骨骼组织中也能够特别长期地锚固住植入体。

结合下面的附图详细描述按照本发明的植入体以及其加工和植入

的不同的、示例性的实施例。附图中：

图 1 以横向于颞脊骨的截面图示出自然的牙齿；

图 2 示出按照本发明的个性的牙植入体，它替换按照图 1 的牙；

图 3 以侧视图示出按照本发明的个性的牙植入体的优选实施例；

图 4 示出个性的牙植入体的三个上下重叠地投影的横截面（例如以图 3 中的截切线 A-A, B-B 和 C-C）；

图 5A 和 5B 示出按照本发明的植入体的切割棱边部位的轴向截面图；

图 6 示出按照本发明的植入体在植入方向上连续设置的一系列切割棱边的轴向截面图；

图 7 示出按照本发明的植入体没有切割棱边的台阶形横截面缩小部位的轴向截面图；

图 8 示出台阶形横截面缩小部位的轴向截面图，它具有在其上延伸的可液化的材料；

图 9 示出按照本发明的植入体的实施方式的轴向局部截面图，它具有定位在一个内部空腔中的可液化的材料；

图 10 至 12 示出按照本发明的示例性牙植入体；

图 13 和 14 以侧视图（图 13）和横向于植入体轴线的截面图（图 14，以图 13 中的截切线 XIV-XIV）示出按照本发明的植入体，它适合于植入在钻孔中；

图 15, 16A 和 16B 以轴向截面图（图 15）、横向于植入体轴线的截面图（图 16A，以图 15 中的截切线 XVI-XVI）和侧视图（图 16B）示出另一种按照本发明的植入体，它适合于植入在钻孔中，并且在该植入体中可液化的材料定位在内部空腔中；

图 17 和 18 示出按照图 15 和 16 的植入体细节；

图 19 示出按照图 13 和 14 的植入体，它具有一个过渡元件；

图 20 示出用于间隙配合的示例性实施例，作为在植入体与过渡元件之间或在过渡元件与声极之间的连接（轴向截面图）；

图 21 简示出加工按照本发明的个性的牙植入体的流程图；

图 22 简示出植入按照本发明的牙植入体的流程图；

图 23A 至 23C 简示出植入按照本发明的关节植入体的流程图；

图 24A 至 24C 简示出借助于按照本发明的植入体来修复由于骨瘤

所产生的缺陷位置的流程图。

在所有附图中相同的元件以相同的附图标记来表示。

图 1 以垂直于颌脊骨的截面图示出自然牙 1，其牙根 2 生长在颌骨 3 中。该颌骨 3 被牙龈 4（连接组织和表皮）覆盖。牙冠 5 突出于颌骨和牙龈 4 并且通过釉质层 6 覆盖，而牙冠 5 的内部和牙根 2 由牙质组成。为了容纳牙根 2，颌骨 3 具有牙槽，其中牙槽壁 7 的骨骼组织（牙槽骨骼）与更远离牙根 2 的骨骼组织相比一般具有更高的密度，并由此具有更高的机械稳定性。牙周膜 8 位于牙槽壁 7 与牙根 2 之间，牙周膜含有胶原质纤维（Scharpaeischer Faserapparat），借助于它们使牙根 2 与牙槽壁 7 连接，牙槽壁也支承牙齿并将作用在牙上的力侧面耦入到骨骼组织中。在拔出牙时会使牙周膜损坏。该牙周膜是不可再生的。

图 2 以与图 1 相同的截面图示出按照本发明的个性的牙植入体 10，它替换在图 1 中所示的牙 1，它也植入在这个牙 1 在颌骨 3 中的位置上（植入方向或植入体轴线 I）。该牙植入体 10 在所示情况下不仅具有在其形状上基本适配于牙 1 或牙槽壁 7 的牙根部位 11，而且具有适配于牙冠 5 的牙冠部位 12。该牙植入体 10 例如是整体的并且由钛制成，其中牙冠部位通过未示出的陶瓷层覆盖，并且牙根部位 11 的表面可以至少局部地用于骨结合的作用，但是至少是生物兼容的或骨骼友好的。代替牙冠部位 12，所述牙植入体也可以具有支撑点或用于固定支撑点、牙冠、齿桥或假牙的机构。

所述牙植入体 10 的向着末端收缩的牙根部位 11 具有台阶形的横截面缩小部位 13，其外棱边作为朝向末端的端部部位对齐的切割棱边 14 构成，并且它们在植入时切入到牙槽壁中。在台阶形的横截面缩小部位 13 之间，植入体的横截面向着末端的植入体端部基本保持恒定或者连续地缩小。在台阶形横截面缩小部位之间所述植入体在部位 15 中通过热塑性材料与牙槽壁 7 的骨骼组织结合。如上所述，这种连接在植入期间建立。在这种情况下，热塑性材料通过作用在植入体上的机械振动实现液化，并且压进牙槽壁的坑洼处和钻孔中，植入体在进一步固化以后形状配合连接和/或材料融合连接地锚固地保持在那里。

图 3 示出与图 2 类似的个性的牙植入体 10，但是它还未被植入，在这个植入体的牙根部位 11 上可以清楚地看到切割棱边 14 或者台阶

形的横截面缩小部位 13、以及设置在其间的由热塑性材料制成的表面部位 16，它们突出于位于其间的表面部位 17。这些表面部位 17 生物兼容地有利于骨结合。如果热塑性材料是可以再吸收的，有利的是牙根部位 11 的整个表面被骨结合地配备。

牙根部位 11 的形状至少部分地适配于要被替换的自然牙根的形状、或者适配于这个牙根的受力重要部分、或者适配于相应的牙槽壁的形状，即，它通常具有至少局部非圆横截面和/或没有直线的锥轴线的相同锥形状。但是所述牙根部位 11 与自然牙根或牙槽壁相比具有台阶形的横截面缩小部位 13，其棱边至少部分地由切割棱边 14 构成，并且突出于骨结合表面部位 17 的表面部位 16 由热塑性材料制成。由热塑性材料制成的表面部位 16 在此这样设置和设计尺寸，使得在植入期间液化的材料尽可能少地压在骨结合的表面部位 17 上，由此它们紧接着植入以后可以发挥其骨结合的作用。

图 4 示出按照本发明的植入体的横截面（基本上是图 3 中的截切线 A-A、B-B 和 C-C），该植入体例如大致对应于图 3 的牙植入体。由横截面 B-B 可以清楚地看出，由热塑性材料制成的表面部位 16 如何突出于骨结合的表面部位 17。

如上所述以及如在图 4 中用点划线表示的那样，按照本发明的植入体也可以具有能开槽的或能切割的、基本上沿轴线延伸的结构 21，它们这样设计尺寸，使得它们在植入时挤入到凹槽壁中。这些结构使植入体得到一个附加的初级稳定性分量，尤其是相对于扭转力，并且在骨结合以后也使作用在植入体上的扭转力耦入到骨骼组织中。

已经证实，如果如下设计按照本发明的牙植入体的牙根部位 11，可以实现良好的效果：

- 使牙根部位 11 的横截面基本上与相应牙槽（具有牙周膜的牙根）的相应横截面一样大。使所述切割棱边 14、必要时台阶形横截面缩小部位 13、轴线延伸的能开槽的结构 21 以及具有热塑性材料的表面部位 16 突出于这个横截面。

- 在相邻的台阶形横截面缩小部位 13 之间的轴向距离一方面受到台阶的深度以及牙根部位局部陡度的限制，但是另一方面有利的是，主要向着最接近处使台阶强化，或者缩小距离、并使切割棱边在必要时这样突出地构成，使得它们更深地嵌入到牙槽壁中，并由此使植入

体最佳地锚固。

·通过供使用的两个牙之间的空间所给定的台阶形的横截面缩小部位 13 具有最大 1mm、最好是 0.1 至 0.5mm 的深度。如果它们比约 0.3mm 更远地突出于牙槽壁的物质，则值得推荐的是，在牙槽壁中在植入前制作相应的台肩。

·具有热塑性材料的表面部位 16 以 0.05 至 2mm (最好 0.2 至 1mm) 突出于位于旁边的表面部位 17。

·由热塑性材料制成的表面部位 16 最好占据牙根部位 11 整个表面的 10 至 50%，并且最好轴向延伸地设置在表面部位 17 之间。

对应于总负荷，可以将上述的描述也转移到其它植入体上。台阶形横截面缩小部位的深度对于供使用的骨骼材料完全可以增加，用于一方面对应于凹槽的陡度，另一方面可以在这种意义上最佳地导入作用力，使得足够地刺激骨骼，而不出现局部过负荷。这意味着，通过切割棱边和台阶形的横截面缩小部位传递的应力在达到骨结合以后在骨骼组织中诱导出平均不大于 0.5% 至 0.05% 的伸展量。

这种其它的植入体例如适配于髌骨、干髌和骨干的几何形状，或适配于在这个几何形状中制作或存在的凹槽的关节假体的柄杆（例如用于髌关节假体、膝关节假体或指关节假体的关节植入体），它们植入到相应预备的管形骨骼中，或者是用于修复缺陷位置的植入体（例如在头颅或颧骨部位中的缺陷或者由于肿瘤疾病在某个骨骼部位中出现的缺陷位置）。也可以设想，将本发明用于现有植入体的复制，其中在修正手术中只通过最小的损失就在重要的骨骼组织处通过适配于现有植入体或适配于由于去除现有植入体而产生的凹槽的个性植入体来替换现有的植入体。

由热塑性材料制成的表面部位 16 最好具有能量方向发生器，即，这个部位向外延伸到棱边或尖端，或者它们具有隆起的图案。这种能量方向发生器在定位在骨骼组织中的植入体通过机械振动来进行刺激时导致应力集中，并且保证：热塑性材料在与骨骼材料的边界面上开始液化，并且热塑性材料尤其可以进行液化。

最好这样选择热塑性材料并且设置在植入体上：在使用机械振动时将植入体作为整体可以声学地进行激励，即，与共振器相类似地起作用，也就是机械振动也在植入体内部、尤其也在非热塑性材料与热

塑性材料之间的接触面上或者在热塑性材料内部不重要地衰减。由此使热塑性材料在植入体表面上、尤其是在与骨骼组织接触的能量方向发生器的区域中进行液化。对于在热塑性材料内部的微小衰减，最好选择一种弹性模量为至少 0.5GPa 的材料。为了避免在所述两种材料之间的边界面上的能量损失，所述热塑性材料最好刚性地且尽可能大面积地与非热塑性材料进行连接。

已经证实，热塑性材料在植入时借助于超声波可以以直到两个有横隔片的腔室的深度压进到骨骼组织中，即，以约 0.2 至 1mm 数量级的深度。为了达到这种进入深度，必须存在相应量的热塑性材料，并且必须在由热塑性材料所制成的表面部位与凹槽壁之间存在一种相应的通过加大尺寸而获得的径向压力。

如同由图 2, 3 和 4 看到的那样，所述牙植入体附加地对于牙根部位 11 例如具有一个牙冠部位 12（图 2），或者具有一个用于装配人造牙冠 19 的锥体 18（图 3），或者具有用于对一个锥体、支撑点或用于齿桥或假牙的固定装置进行固定的机构（例如具有内壁的盲孔 20，图 4）。由现有技术已知这些结构。

图 5A 和 5B 以轴向局部截面图各以稍微放大的比例示出按照本发明的植入体的切割棱边 14，其中示出具有向上的最接近的端部部位及向下的末端的端部部位的植入体。向着末端的端部部位（在附图中向下）的切割棱边 14 具有一个楔角 β ，它小于 90° （最好为 45° 至 80° ），并且相对于植入体轴线略微突出地构成，这使得切割棱边根据所述突出的结构相对于平行于植入体轴线 I 平行延伸的凹槽壁 K（钻孔）给出一个自由角（Freiwinkel） α （图 5A）或一个自由空间（Freiraum）a（图 5B），通过它们减小在凹槽壁上的摩擦并由此减小所产生的热量。该自由角 α 在此最好是小的（例如 1° 至 15° ）并且自由空间具有例如 0.1 至 0.3mm 的深度。为了使切割棱边 14 可以切割地且形成切屑地起作用，使在数量上等于 $\alpha + \beta$ 的切割角小于 90° ，或者使在切屑面 22 与植入体轴线 I 之间的角度 γ 小于 90° 。通过切割棱边而从凹槽壁上掀起来的切屑 S 碰撞到构成着切屑面 22 的并且作为容屑槽 23 的根切部位上。根据容屑槽 23 的大小，所述切割棱边 14 不仅切割地而且压缩地作用于骨骼组织。

如果植入体利用一个与在图 5A 和 5B 中所示的切割棱边 14 类似的

切割棱边 14 植入到一个略微呈锥形的凹槽(孔壁 K 不平行于植入体轴线)中,则切割棱边 14 的突出部分是多余的;自由角 α 例如与凹槽壁 K 和植入体轴线 I 之间的角度相同。

图 6 仍然以一个轴向局部截面图示出一列在植入方向上(在附图中从上向下)一个接一个地设置的切割棱边 14, 14', 14'', 它们与在图 5A 中示出的切割棱边类似地构成。在切割棱边与植入体轴线 I 之间的间隔在植入方向上减小,因此切割棱边可以先后地在平行于植入体轴线 I 延伸的凹槽壁 K (K' 在切割棱边作用的前面)上形成切屑地进行作用。在这种情况下显然切割棱边 14, 14' 和 14'' 也与最小的横截面缩小部位连接。但是这个横截面缩小部位的深度(d)与锥形植入体(例如按照图 2 和 3)不同,不取决于凹槽或植入体的一般形状,而是可以最佳地用于良好地形成切屑或良好地锚固所述植入体。对于在相应的钻孔中要被植入的牙植入体来说,上述深度 d 最好不大于 0.3mm。

如果容屑槽 23 对于所有的切屑材料不是足够地大,则切屑材料压缩在其中。为了避免太大的压缩,也可以例如通过通道 25 例如通过抽吸或者通过冲洗至少使部分切屑材料离开容屑槽,其中为了进行冲洗,通过植入体相应的构造来负责使冲洗出的材料(切屑材料和冲洗剂)在凹槽壁与植入体之间从凹槽中流出。

图 7 仍然以轴向局部截面图示出台阶形的横截面缩小部位 13, 它在这种情况下没有切割棱边(在一个钻孔中与平行于植入体轴线 I 的凹槽壁的切割角 $\alpha + \beta$ 等于 90° , 在锥形凹槽中与凹槽壁 K 的切割角大于 90° , 角度 γ 等于或者大于 90°) 并且因此使其棱边可以至多刮下地作用于凹槽壁。这种横截面缩小部位 13 可以在锥形的植入体上附加地对于横截面缩小部位配有切割棱边。在图 7 中也可以看到具有可液化的材料 M 的表面部位 16, 其中可液化的材料设置在凹穴中, 并且突出于周围的表面部位。当横截面缩小部位 13 没有切割棱边时, 可液化的材料或者为此设置的凹穴也可以在其上延伸, 如同这在图 8 中通过这样一种横截面缩小部位 13 的另一轴向截面图所示的那样。

图 9 仍然以轴向局部截面图示出按照本发明的植入体, 它具有一个内部空间 26 和开孔 27, 在该内部空间中可液化的材料 M 在植入前定位在其中, 通过所述开孔使可液化的材料在植入期间以液化的状态(M') 顶压在植入体表面上, 在那里该材料只有在植入体的表面部位

上并立刻或在进一步固化以后也在骨骼组织与植入体之间构成所述锚固。内部空腔 26 最好配有能量方向发生器 28, 例如以有棱角的台阶形式; 以便使得用于现有可液化的材料的最佳液化的能量需求最小化, 并且实现尽可能低的粘滞度。

图 10 以按照本发明的植入体的另一示例示出一个个性的牙植入体, 它与白齿一样具有多部分的牙根部位 11。这个牙根部位 11 不必一定替换整个自然的牙根部位, 而是可以限制在其在受力上重要的和/或可拔出的部分上。在这种情况下, 也可以将植入体直接在拔出了要被替换的白齿之后就植入, 并且直接在植入后承受负荷。该植入体也可以具有一个牙冠部位 12, 它例如仿照拔出的牙的牙冠制成。

图 11 示出按照本发明的另一个个性的牙植入体, 它仍然具有一个牙根部位 11, 该牙根部位具有台阶形的横截面缩小部位 13, 它们至少部分地配备有切割棱边 14。这些横截面缩小部位 13 轴向不规则地分布在牙根部位 11 上, 并且它们不是完全围绕牙根部位延伸, 而且明显倾斜于植入体轴线 I。由热塑性材料制成的表面部位 16 以及骨结合的表面部位 17 也相应地不规则地设置。该植入体还具有一个支撑点形式的、最接近的部分 30, 该部分在植入后从颞骨中在牙龈部位中突出来, 并且例如为了固定其它支撑点而配有一个具有内螺纹的盲孔 20。该支撑点部件 30 具有一个凸缘 31, 它具有一个刀刃形地被根切的下棱边。通过这个下棱边使支撑点部分 30 在植入后易于切入地支承在颞骨的表面上。紧挨着在凸缘 31 下面设置由热塑性材料制成的环 32, 它通过在植入期间的液化使植入体锚固在颞骨的最外层中。这个环 32 主要对于老年患者最好如此由一种不可再吸收的热塑性材料制成, 使得它附加于其锚固功能还可以承担在骨骼组织与设置在其上的、可能不非常紧密地围绕植入体连接的牙龈之间的密封功能。

凸缘 31 和环 32 也可以按照功能相互独立地使用。此外它们可以单个地或组合地用于标准化的牙植入体、并且也用于其它的非牙植入体, 所述非牙植入体一般用于锚固在骨骼表面中并且也可以用于相对于骨骼内部对于凹槽进行密封。

通过非圆柱形的和非圆锥形的、并且在个性植入体情况下根本不旋转对称的、按照本发明的植入体的形状, 使植入体在凹槽中准确定义地进行取向。由此也能够使凸缘 31 不像图 11 所示那样横向于植入

体轴线地、平面并圆形（旋转不变）地构成，而是适配于自然牙齿、例如是略微椭圆形的，并且适配于颞脊骨自然弯曲的走向，所谓扇形的（贝壳形）。

图 12 示出按照本发明的另一植入体，它仍然示例地由牙植入体构成，并且具有牙根部位 11，它具有在其上设置的台阶形的横截面缩小部位 13，它们至少部分地由切割棱边 14 构成，并且在这种情况下限制在植入体圆周的部分上，因此它们鳞片形地从其余植入体表面上掀起。这种鳞片形结构可以如同在牙根部位 11 上所示的那样，具有一个基本上矩形或正方形的形状，并且其围绕圆周延伸的棱边（下棱边）可以与其它上述（图 5 至 7）一样钝地或能切割地构成。对于基本上轴向延伸的鳞片形结构的棱边也是这样，它们在能切割地构成的时候起到轴向延伸的能开槽的或能切割的结构的功能。

在图 12 中在牙根部位 11 的右边还示出台阶形横截面缩小部位 13 的另一种示例形状，它具有鳞片形形状。它们具有例如在轴向方向上凹下的（侧面或中间形成尖端）或者凸起的（未示出）下棱边，或者具有倾斜地向着下棱边延伸的轴向棱边。在径向方向上这些下棱边和在下棱边上的部位也可以凸起或凹下地弯曲，或者是平坦的，所述“鳞片”具有锥体或空心锥的形状或者基本上是平坦的。

也可以使个性的牙植入体的牙根部位 11 以公知的方式配有一个或多个贯通的开孔 33。这些开孔在骨结合阶段期间被骨骼组织穿过生长。

图 13 和 14 示出按照本发明的植入体的另一实施例，它例如用于牙植入体。图 13 示出植入体的侧视图，图 14 示出横向于植入体轴线 I 的截面图（以图 13 中的截切线 XIV-XIV）。该植入体基本上是圆柱形的并且为了所述植入而放置在一个圆柱形的钻孔中。该植入体在对于植入体轴线相互对置的侧面上具有由热塑性材料 M 制成的表面部位 16，其中热塑性材料设置在凹穴 40（在这里作为在轴向上封闭的槽）中，并且突出于相邻的表面部位 17。在配有热塑性材料的表面部位 16 之间的植入体圆周上，该植入体向着其最接近的端部具有成形体 41，它们承载着切割棱边 14。这些切割棱边基本上横向于植入体轴线延伸，并且与图 6 所示一样具有在植入方向上与植入体轴线 I 变小的距离。这些距离从切割棱边到切割棱边变化了约 0.3mm（对于牙植入

体)，由此使植入体可以无需相应地预成型出凹槽地植入。换言之，这样设计切割棱边 14，使得它们的每个在前面的切割棱边通过掀起切屑这样来改变凹槽壁，使得后面的切割棱边可以最佳地且仍然形成切屑地作用在凹槽壁上。横向于植入体轴线测量的、在沿着轴向重叠排列的切割棱边之间的距离对于作为牙植入体的较大植入体也大于 0.3mm。

按照图 13 和 14 的植入体也植入在旋转不变的凹槽（圆柱形钻孔）中，并且尽管如此在植入以后通过其不可旋转的形状相对于旋转负荷进行稳定。与螺栓形植入体相比，所述植入体的优点是，它可以植入在一个准确给定的旋转位置中，并且由于该原因与旋转不变的结构不同，也可以支承例如一个贝壳式凸缘、牙冠等。

对于按照图 13 和 14 的植入体，无需使得用于热塑性材料而设置的凹穴 40 是轴向延伸的槽。它们尤其也可以是略微螺旋地延伸的槽，它们能够更好地承受扭转力。此外按照图 13 和 14 的植入体为了在台阶钻孔中或者在具有一个锥形延伸的内端部的凹槽中植入，附加于切割棱边也可以具有台阶形的横截面缩小部位（未示出），在其上面可以延伸有凹穴 40 以及设置在其中的可液化的材料 M，如同在图 8 中所示的那样。

图 15，16A 和 16B 示出另一按照本发明的植入体（图 15：轴向截面图；图 16A：横向于植入体轴线的通过截切线 XVI-XVI 截切的截面图；图 16B：侧视图），例如一个牙植入体，它在其形状上基本上对应于按照图 13 和 14 的植入体，但是它具有一个内部空腔 26 和开孔 27，该开孔使内部空腔 26 与植入体的外表面连接，并且例如是基本上圆形或缝隙形的。所述开孔 27 通入到凹穴 40 中，其底部例如用于更好地粘附可液化的材料。可液化的材料 M—在这种情况下可以是热塑性的或触变的材料—在植入之前或植入期间定位在内部空腔 26 中，并且借助于机械振动至少部分地液化，并且通过开孔 27 压入到凹穴 40 中，凹穴在植入体与凹槽壁之间形成凹袋，液化的材料通过凹穴形状导引地压进该凹袋中，并且由此与凹槽壁强烈接触。如同由图 16A 看到的那样，尤其对于具有空腔 26 的植入体的情况，所述凹穴 40 也由螺旋地围绕植入体延伸的槽构成，由此使植入体通过可液化的材料更好地防止旋转地稳定在凹槽中。

按照图 15, 16A 和 16B 的植入体最好在可液化的材料 M 不液化的情况下植入, 即安置在其在凹槽中的最终位置中, 为此该植入体被常见的工具敲击, 或者被机械振动部件 (例如超声波仪的声极 (Sonotrode)) 压入。然后检验植入位置, 并且在必要时略微调整其深度和旋转位置, 然后才通过机械振动对于可液化的材料进行加载, 并且挤压末端的植入体端部, 由此使材料液化并且通过开孔 27 流出, 充满凹穴 40 并挤进环绕的骨骼组织。为了使植入体对于上述的检验和可能的位置调整足够稳定地位于凹槽中, 对于这种情况有利的是, 使植入体与凹槽相比略微超尺寸地设计, 由此不仅使切割棱边切入到骨骼组织中, 而且使植入体通过压配合固定在凹槽中。

为了使可液化的材料液化, 可以使用一个与空腔 26 横截面协调的声极或者一个活塞 42, 它是植入体的组成部分。在活塞 42 的最接近的端部 43 上放置用于耦入机械振动的声极。这样设计该活塞 42, 它使来自空腔 26 的可液化的材料持续液化并且它挤进空腔中, 直到其最接近的端部 43 到达空腔 26 的开孔部位。在此活塞 42 例如由钛制成, 并且在最接近的端部 43 处配有细螺纹 44, 该细螺纹在推到空腔 26 中时与同样由钛制成的空腔壁进行冷焊接。由此使空腔的最接近的开孔紧密地封闭, 由此对于牙植入体就保证了在口腔与骨骼组织之间所需的密封。如果所述可液化的材料是可以再吸收的, 则骨骼组织在植入后逐渐地替代这些材料, 即生长进入到开孔 27 和空腔 26 中, 其中在这种情况下更重要的是, 使空腔 26 相对于口腔紧密地封闭。

图 17 与图 15 一样以轴向局部截面图示出一个活塞 42, 它为了挤压来自空腔 26 的可液化的材料而定位在其最接近的开孔中, 并且这样设计: 当足够可液化的材料从空腔 26 通过为其设置的开孔 27 被挤压在植入体外表面上的时候, 使得活塞的最接近的端部 43 到达植入体的最接近的表面 45。所述最接近的活塞端部 43 锥形地扩展, 并且该活塞 42 在所示情况下由一种热塑性材料、例如由 PEEK 制成。当围绕着空腔 26 最接近的开孔的棱边与正在振动的、已被扩展的活塞端部 43 接触时, 该棱边起到能量方向发生器的作用, 并且导致热塑性材料发生液化的应力集中。液化的材料挤入到空腔 26 壁与活塞 42 之间, 在那里最好还设置一个密封槽, 并由此与活塞 42 一起封闭空腔 26 的最接近的开孔。

图 18 仍然以轴向局部截面图示出按照本发明的具有内部空腔 26 的植入体，它通过开孔 27 与植入体的外表面连接。为了使可液化的材料—在这种情况下是热塑性材料—通过机械振动作用有目的地在开孔 27 的部位处进行液化，在开孔 27 的内部注入口上设有能量方向发生器 28，它例如以锐利的围绕空腔 26 圆周延伸的棱边的形式。在空腔 26 的末端端部上例如可以设有一个刺形的能量方向发生器 28。在空腔 26 中向前移动的并且通过机械振动进行加载的液化材料块碰到能量方向发生器 28 上，它们在与振动的材料接触时在这种材料中引起应力集中和材料的局部液化。

同样由图 18 可以看出，开孔 27 和其在凹穴 40 中的注入口的不同实施例。所述开孔 27 例如具有圆形的（在附图中的上部）或者缝隙形的（在附图中的下部）横截面，并且凹穴可以通过棱边与开孔分开（在附图中的左侧）或者由注入口的扩展部分构成（在附图中的右边）。也可以设想上述特征的组合。

图 19 以按照图 13 和 14 的植入体为例示出一个过渡元件 52，它适于借助于机械振动、尤其是借助于超声波振动植入。该过渡元件 52 在植入侧适配于一种特殊的、必要时个性的植入体 10 的最接近的端部部位，并且在激励侧适配于以有利方式的标准的声极 53，它是超声波仪的一部分。在此以有利的方式使过渡元件 52 的植入侧和/或激励侧的连接设计成间隙配合，即设计成具有在轴向方向上的间隙的连接以及在径向方向上的导向功能。其它的连接可以是刚性连接，例如通过摩擦连接的夹紧配合或者螺栓的连接。

所述过渡元件 52 以有利的方式由具有微小声阻尼（高弹性模量）的材料（例如 PEEK）制成，并且可以通过相应的造型或者材料选择引起在声极 53 与植入体 10 之间的声学匹配。该过渡元件 52 可以附加于其在标准的声极几何形状与专用的植入体几何形状之间的界面功能也具有一种声学匹配功能，该过渡元件为了对准和测量的目的可以载有相应的标记，它可以作为由外科医生更易于把握地、不直接属于植入体的部件，通过它使植入体、尤其是当它是相对较小的牙植入体时可以更好地操作。最好使该过渡元件 52 在加工端定位在植入体 10 上，并且在植入后去除。在这个功能中它也可以是植入体包装的一部分。如果该过渡元件 52 由一种透明的材料制成，它也可以这样来承担导光

的功能：使光线从声极一侧耦入到该元件中，以便在植入体侧在必要时耦入到植入体种，用于对凹槽进行照明以及植入。

在植入体 10 与过渡元件 52 之间和/或在过渡元件 52 与声极 53 之间具有（或者在声极与植入体之间，当不使用过渡元件时）间隙配合的连接只能将对着植入体的、也就是将植入体驱动到凹槽中的轴向振动分量传递到植入体上。不传递将植入体从凹槽中拉出的振动分量。已经证实，借助于如此产生的半波所进行的植入是有利的。对此的一种原因可能是这样的事实：排除植入体在凹槽中的向后运动，并由此使得在凹槽壁与植入体之间所产生的摩擦热量更少地析出。间隙配合的另一优点是，它使植入体声学地与声极、并且必要时与过渡元件分开，并且由此使激励部件与植入体之间的精确的声学协调不再重要。

所述间隙配合例如通过在植入体与过渡元件之间的配合来实现，它如同毛细管那样起作用，并且直接在植入之前在其中加入液体。已插入到过渡元件中的植入体在其指向上方时也装配在声极上，并且去掉包装，然后在植入体的最接近的端部部位与过渡元件之间加入液体、例如水，它通过毛细作用分布在这两个部件之间，并且使它们足够强烈地固定在一起，由此使植入体可以向下指向，而不会从配合中脱落。

图 20 以轴向局部截面图示出在一个按照本发明的植入体 10 与一个过渡元件 52 之间（或者在过渡元件与声极之间或者在植入体与声极之间）的间隙配合的另一实施例。这个间隙配合主要由一个卡紧环 54 组成，它定位在轴向尺寸过大的、相互对准的、植入体 10 和过渡元件 52 的环槽 55 中，并且它由可以保持植入体重量的材料制成，但是花费微小的力就能损坏该环，或者使植入体从配合中移出。间隙配合的其它变型属于现有技术，并且在所示情况下以类似的方式使用。

如图 20 所示，在声极 53 与植入体 10 之间的过渡元件 52 不必是连续的。它可以毫无问题地在这个中间部位中具有开孔或其它适合的结构。

图 21 示出按照本发明的用于加工牙植入体 10 的方法。这个方法主要具有三个步骤，它们都基于公知的方法。这些步骤是：

- 测量：为了制作一个例如三维的图形，对于要被替换的牙 1 和/或相应的牙槽 57 或者说牙槽壁 7 进行测量。将描绘图形的测量数据供

以继续处理。

· 测量数据的处理：将描绘图形的测量数据尤其通过将切割棱边和由可液化的材料所制成的结构相叠加起来、必要时通过将尺寸加大部分或者能开槽的或能切割的轴向延伸结构相互叠加起来而进行改变。如果图形不是三维的、完整的图形，则事先通过植入体形状的经验值进行补充。处理过的测量数据提供给植入体加工。

· 植入体加工：借助于处理过的测量数据必要时在多个加工步骤中加工植入体。

不同的方法、尤其是计算机 X 线体层照相术 (CT) 或者 MRI 方法 (磁共振成像) 适合于所述测量步骤，通过这些方法例如对于还未拔出的牙可以同时得到牙 1 和牙槽 57 的图形。这种方法允许在拔出要被替换的自然牙之前加工植入体，并且只以一次手术就拔出要被替换的牙，并在其位置上植入所述植入体。

但是完全能够在拔牙之后来对于已被拔出的牙和/或牙槽 57 进行测量，其中由此尤其可以同时测量由于拔出所引起的牙槽变形。

代替三维图形 (对于其摄影必需使用复杂设备)，也可以相应地测量二维伦琴图形或多次地测量这种图形，其中为了建立植入体的三维模型借助于相应的经验值来补充图形。

对于测量数据处理步骤，最好使用 CAD 系统 (计算机辅助设计)，将测量数据从测量步骤输送到 CAD 系统。如果可以使用牙槽 57 的测量数据，则最好借助于该数据使植入体的牙根部位模型化。如果只能提供要被替换的牙的测量数据，则必要时补充牙周膜的经验厚度。对于具有空心空间的植入体来说，必要时可以对于压配合补充加大尺寸。此外通过增加切割棱边、和由热塑性材料制成的表面部位、以及必要时通过骨结合促成的结构，使牙根部位的侧面表面发生变化。对于由热塑性材料制成的表面部位，在预植入体 10' 上必要时设有凹穴，在其中可以最好形状配合连接地加入由热塑性材料制成的部分。对于骨结合的表面部位例如设有相应的表面结构。

在测量数据处理步骤中也产生数据，根据它们可以加工过渡元件 52，其中这个过渡元件尽可能准确地适配于植入体的最接近的端部部位、例如适配于其牙冠部位 12。同样这种数据可以产生用于制造一个处理工具 58 或者一套处理工具，其中这些工具适配于植入体的牙根部

位（对于一个处理工具具有略微的小尺寸，或者对于许多处理工具具有分级增加的小尺寸）。所述处理工具 58 用于在植入所述植入体之前对于牙槽壁进行预处理。

对于植入体加工步骤最好使用 CAM 系统（计算机辅助制造），将来自测量数据处理步骤的数据输送到该系统。在这个步骤中例如由相应的钛毛坯比如通过铣削、磨削或电腐蚀来制成一个预植入体 10'。由这个预植入体通过相应的表面处理接着加工骨结合的表面部位，并安置由热塑性材料制成的部件（通过卡紧、粘接、浇铸、通过超声波等），由此产生加工完成的植入体 10。

以与预植入体 10' 基本相同的方式也加工过渡元件 52 以及用于预处理牙槽壁的处理工具 58。

图 22 示出按照本发明的用于植入牙植入体的方法，其中所示出的植入体 10 附加地对于按照本发明设计的牙根部位 11 也具有牙冠部位 12，其中这两个部位适配于要被替换的自然牙的形状。所示出的植入体 10 的牙根部位 11 具有台阶形的带有切割棱边 14 的横截面缩小部位 13、由热塑性材料制成的表面部位 16、以及必要时轴向延伸的能开槽的或能切割的几何形状（未示出）。

在植入前清理并刮除牙槽 57，为此例如使用通过超声波驱动的工具（未示出）。当可以容忍通过直接植入所产生的对于骨骼组织的负荷时，使植入体直接植入在这种预处理的牙槽 57 中（在图 22 左侧示出的变型）。如果要使对于骨骼组织的负荷保持较小，则由此对于牙槽 57 利用处理工具 58 来进行预处理，使得在牙槽壁 7 中制作出对应于植入体台阶形横截面缩小部位 13 的台肩 13'（在图 22 中右侧示出的具有已被加工出的牙槽 57' 的变型）。对于这个预加工，将适配于牙根部位 11 的处理工具 58 引入到牙槽中。在这种情况下，处理工具 58 的横截面尺寸要略小于植入体的相应尺寸。如果需要，也可以使用多个这样的处理工具，其中每个工具比前面用过的工具略微加粗。

必要时同样利用相应的工具来预处理牙槽，如果不是使用个性地适配于牙槽的植入体而是使用一种适合的但是标准化的植入体的时候。

所述处理工具 58 可以通过相应的敲击加入到牙槽中。但是有利的是，它们通过机械振动、最好是超声波来激励，并同时导引到牙槽中。

必要时可以使处理工具 58 通过一种略微研磨的介质在周围进行冲刷，这些介质穿过开孔被顶压在工具与牙槽壁之间的工具末端端部上，并且这些介质也用于运出已被去除掉的骨骼材料。

在已被清理过或相应地已被处理过的牙槽 (57 或 57') 中装入植入体 10。为此使植入体通过机械振动、尤其是超声波进行加载，这一点最好在将植入体装进牙槽中的期间进行。当然也可以使植入体首先通过一种敲击工具装进牙槽中，然后才以超声波加载。

尤其当植入体具有一个牙冠部位 12 时，对于所述安装来说最好使用一个适配于这个牙冠部位的过渡元件 52。当植入体只具有一个带有基本扁平的最接近的端面的牙根部位或者具有一个标准的结构时，为了所述植入，同样可以使用过渡元件 52 或者一个相应的标准声极。通过声极的以及必要时过渡元件的长度和几何形状的适配性，可以使得对于植入体的声学激励进行优化。声极或过渡元件 52 可以通过适当的措施、如材料融合连接或形状配合连接或者通过使用真空来使得与植入体的耦联得到支持，并改善操作 (见图 19 和 20 和相应的描述部分)。

如果在牙植入体的牙根部位中只仿造相应的自然牙根的与受力相关的部分，但是牙根已经完全拔出，那么在所述植入之前使得不将被植入体所占据的牙槽部分最好利用骨骼替代材料、例如通过磷酸钙颗粒来充满，如同该颗粒用于扩大而使用的那样。

有利的是，所述植入体尽可能快速地最好紧接着在拔出要被替换的牙以后就被植入。

当然也可以对于按照本发明的植入体在颚骨的一个位置中的植入来说构造出一个凹槽，该位置没有或具有已经生长的牙槽，并且对这个凹槽以上述的方式为了植入而进行预处理。这样的凹槽和对应的植入体的形状在此可以适配于骨骼结构，它可以与牙槽一样通过计算机 X 线体层照相术进行测量。

图 23A 至 23C 示出按照本发明的关节植入体的植入。图 23A 示出具有髌骨部位 60.1、干骺部位 60.2 和骨干部位 60.3 的骨骼 60 的截面图，在该骨骼中可植入关节植入体，它可以是专门对于该骨骼加工的个性植入体或者适合的标准植入体。图 23B 示出处理工具 58 (同样以截面图)，其形状基本上与植入体形状一致，并且借助于它在骨骼 60 中制作或者加工凹槽 62。图 23C 示出要植入到凹槽 62 中的关节植入体

10 的侧视图。这个植入体具有不规则的锥体形状,并且具有台阶形的、带有切割棱边 14 的横截面缩小部位 13、设置在该横截面缩小部位之间的由热塑性材料制成的表面部位 16 以及轴向延伸的能开槽的或能切割的结构 21 (筋板)。

根据借助于 CT 或 MRI 所摄取的骨骼几何形状来选择或加工关节植入体 10 和处理工具 58,这通过与结合图 21 对于牙植入体所描述的基本上相同的方式和方法来进行。在此这样计划该植入体 10 和凹槽 62,借助于切割棱边 14 和筋板 21 使锚固位于髁骨和干髁部位中。由热塑性材料制成的表面部位 16 设置在承受着增加了的拉应力和压应力的位置中。由此有针对性地使得在植入体与骨骼之间的边界面中致使骨结合降低的移动和伸展减小到一种非临界的程度。在制作凹槽时可以通过标准工具制作第一开孔。至少对于最后的清理步骤使用按照形状适配于植入体的处理工具 58,以便由此使凹槽 62 的形状足够接近地适配于植入体 10 的形状。

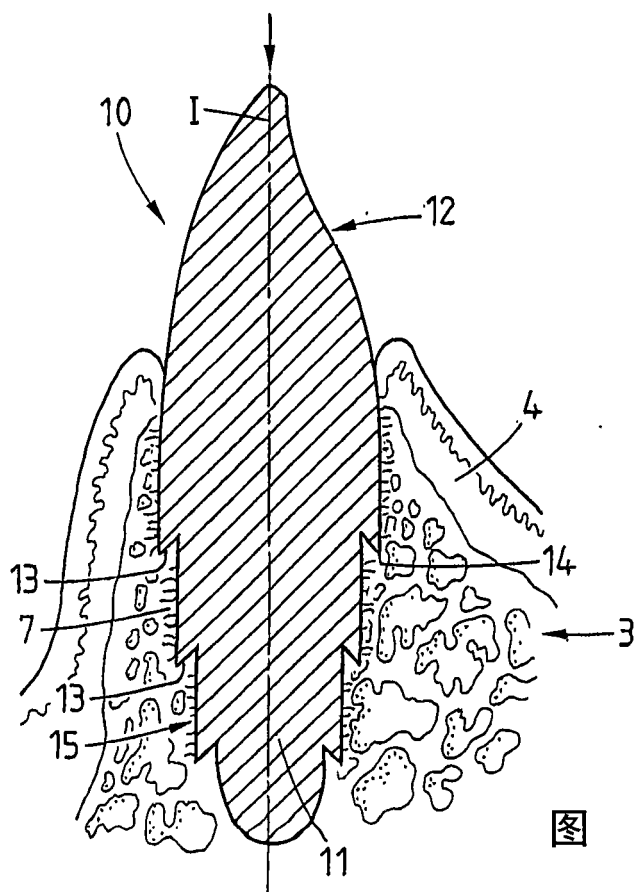
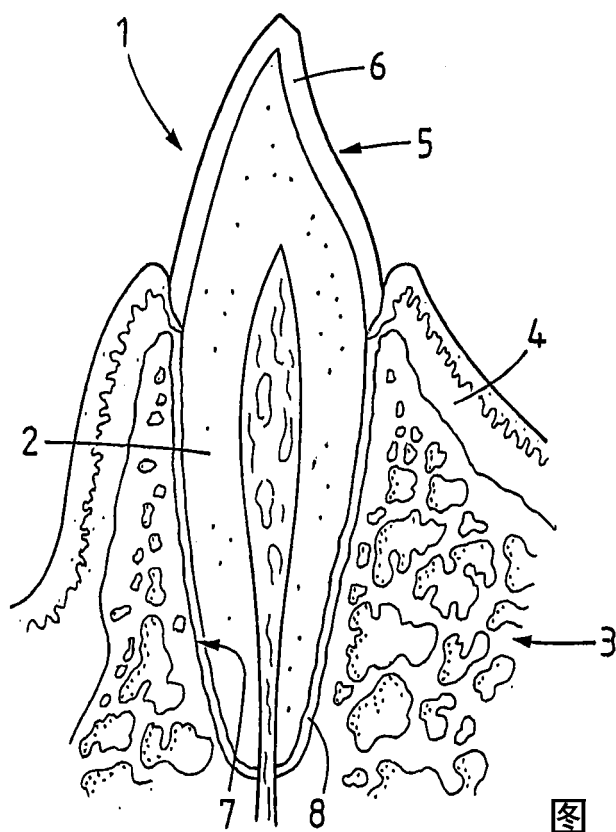
图 24A 至 24C 示出利用一种对缺陷进行消除的按照本发明的植入体 10 来修复由于去除骨瘤而形成的骨骼缺陷。图 24A 示出具有骨瘤 66 的骨骼 65 的截面图。图 24B 示出要被去除(切除)的骨骼部位 66'以及至少用于加工凹槽 62 所使用的处理工具 58 的截面图。图 24C 示出了已完成了加工的凹槽 62 以及要植入到该凹槽中的植入体 10 的截面图,该植入体仍然具有例如不规则锥体的形状、并具有台阶形的带有切割棱边 14 的横截面缩小部位 13 以及由热塑性材料制成的表面部位 16。

事先通过伦琴射线照相、CT 或 MRI 在几何形状上圈定骨瘤 66。以测量数据为基础,由外科医生确定切除的大小。对应于切除的几何形状来选择或专门对此加工出植入体 10 和处理工具 58。

该处理工具 58 还具有抽吸通道 58.1,它在横截面缩小部位的切刃形构成的棱边部位处通入到工具表面中。通过这个抽吸通道 58.1 从凹槽中吸出骨骼材料、骨髓和瘤细胞,由此增加了通过工具 58 可清理的容积,并且避免产生局部增加的压力,该压力可能导致脂肪栓塞。通过吸出瘤细胞也防止该瘤细胞转移进入健康的组织中,由此明显降低正转移着的细胞滞留的危险。

上述的附图和相应的描述部分在大多数情况下涉及专用的植入体

（牙植入体、关节植入体、个性植入体、标准植入体等）并涉及这种植入体的专用特征。当然也可以使上述特征用于与上述情况不同的场合的其它的植入体以及组合之中。由此存在这种植入体：它们没有专门地进行描述但是尽管如此也包括在本发明中。



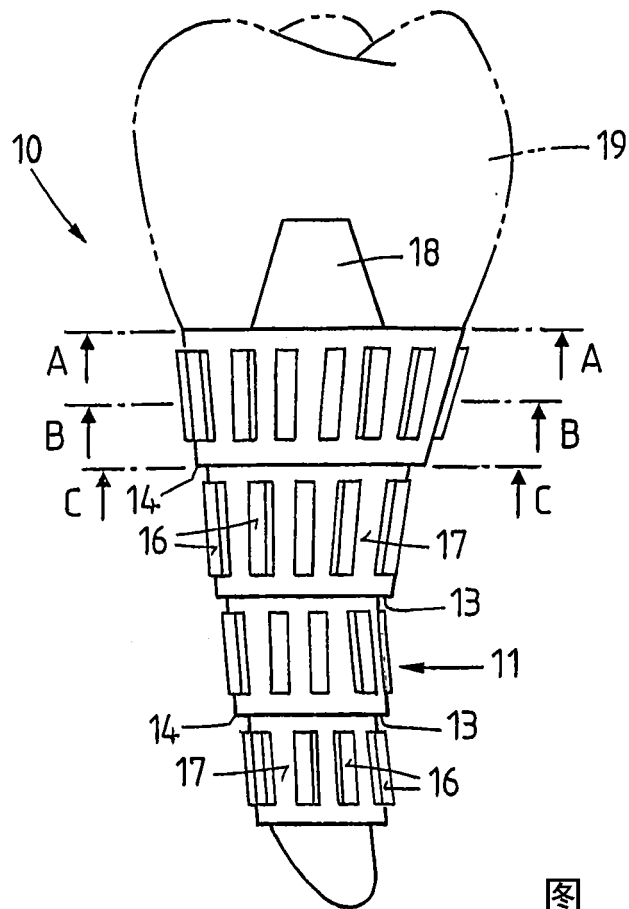


图 3

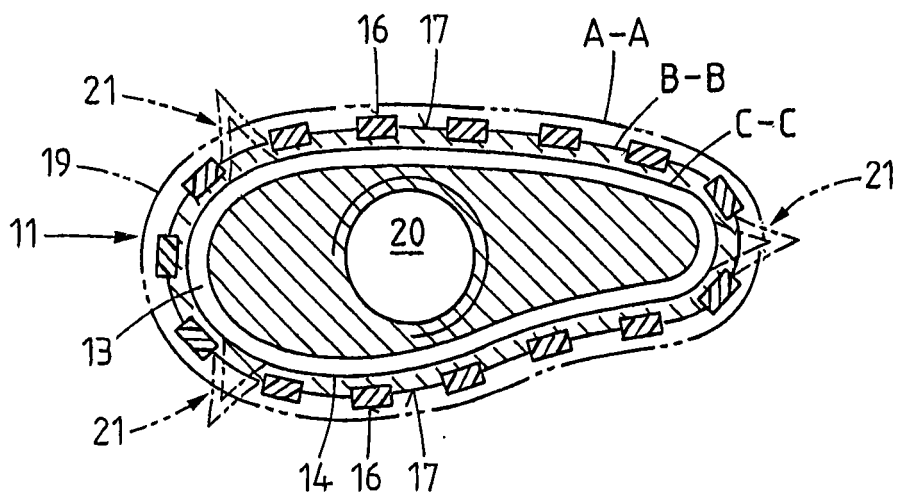


图 4

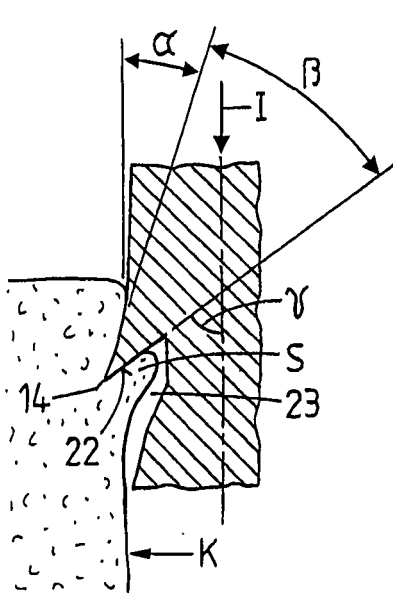


图 5A

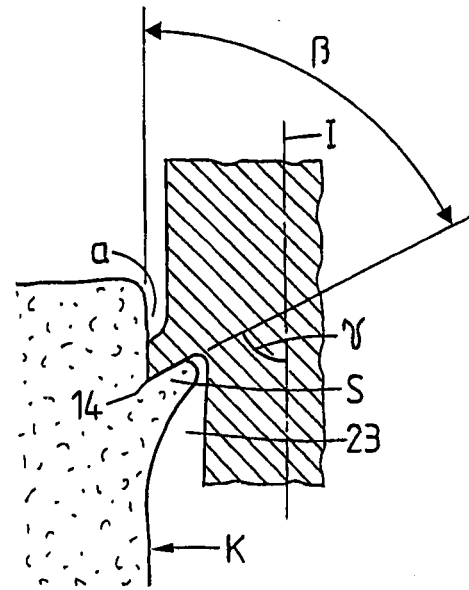


图 5B

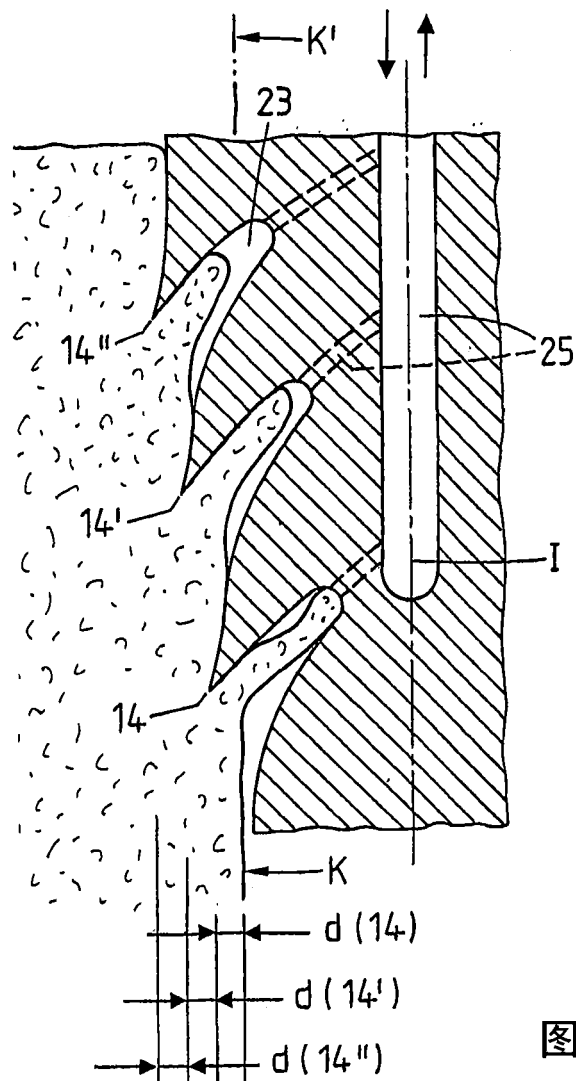


图 6

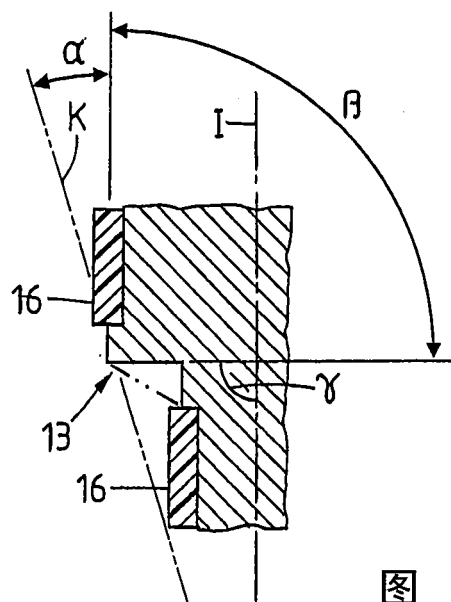


图 7

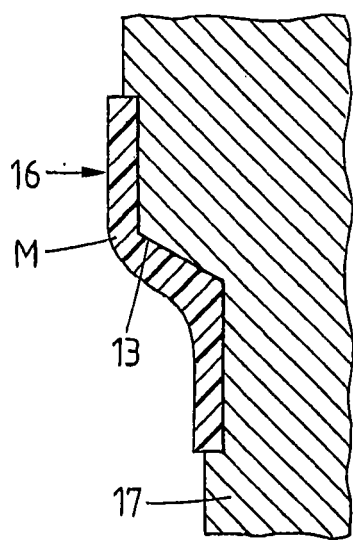


图 8

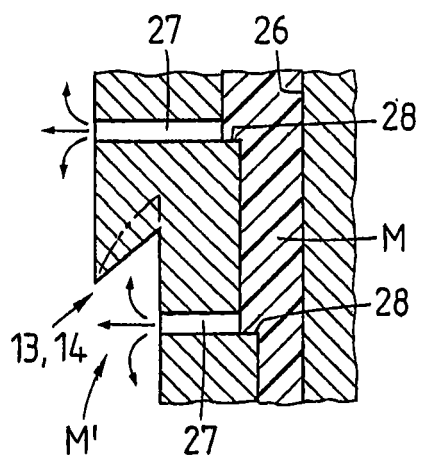


图 9

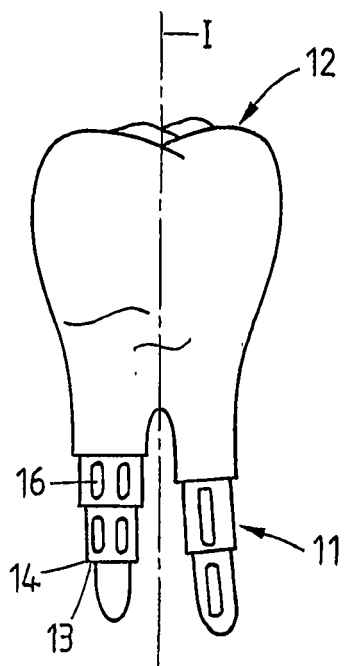


图 10

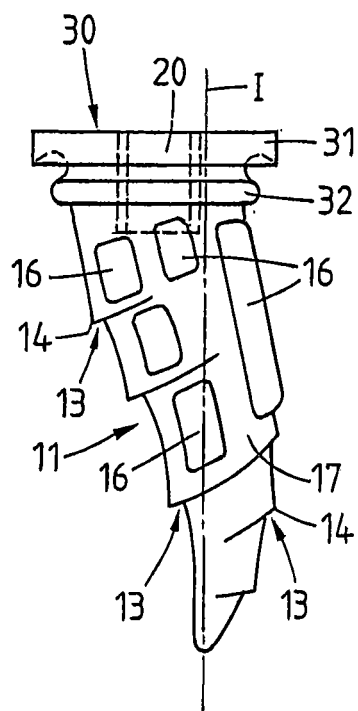


图 11

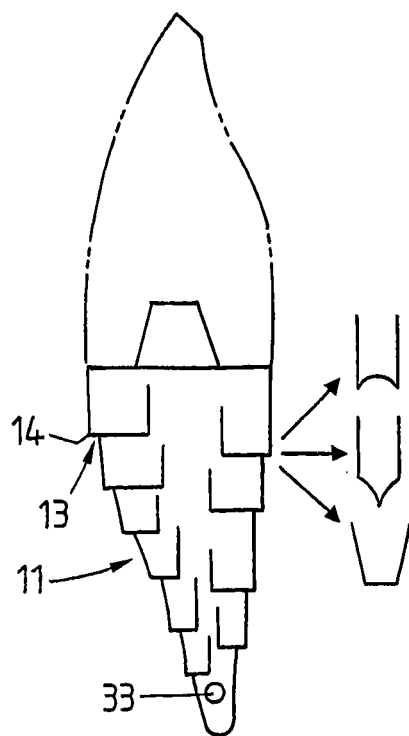


图 12

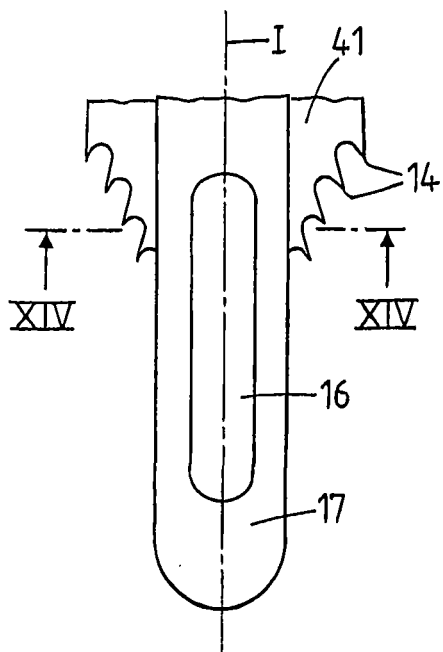


图 13

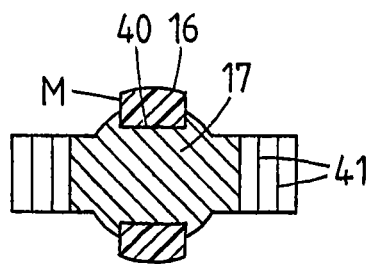


图 14

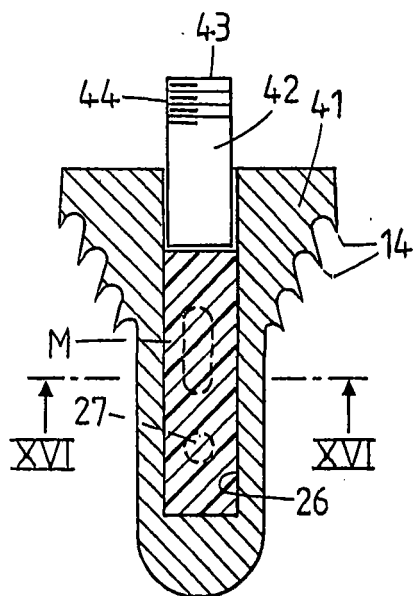


图 15

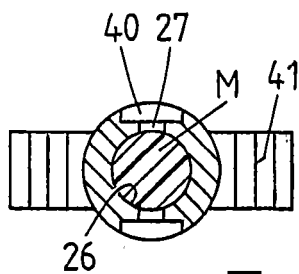


图 16A

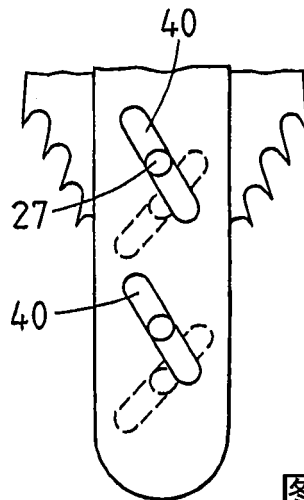


图 16B

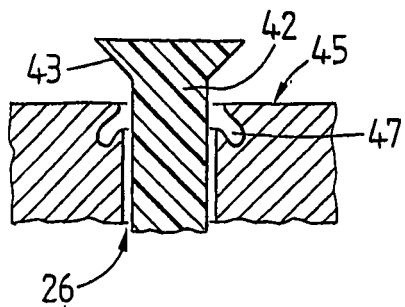


图 17

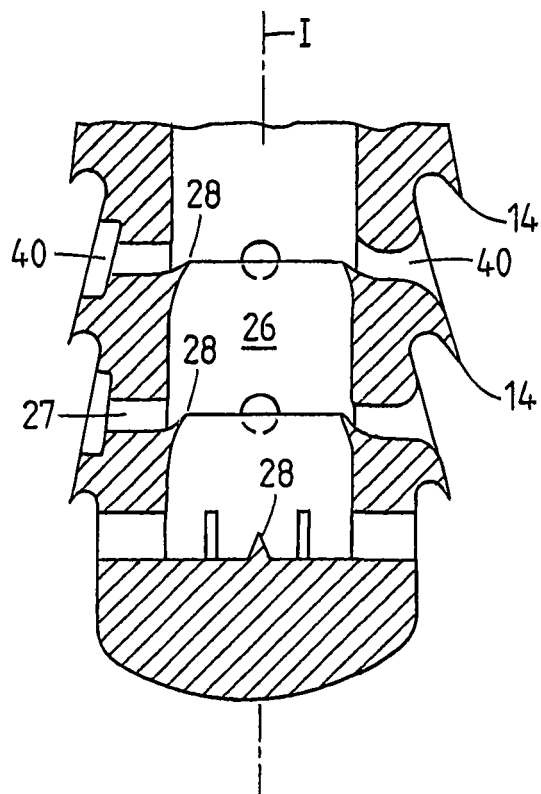


图 18

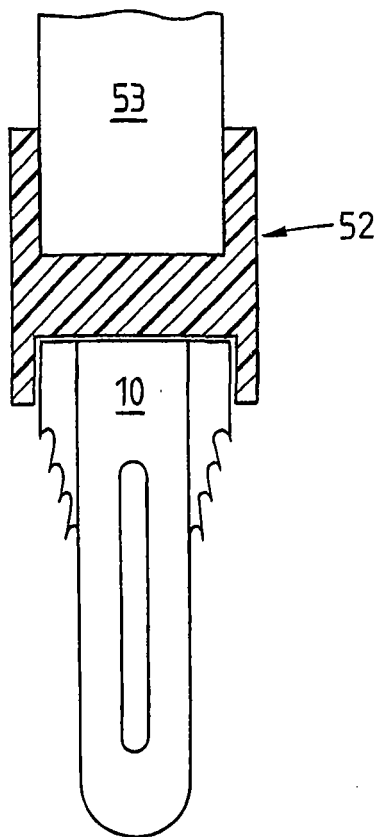


图 19

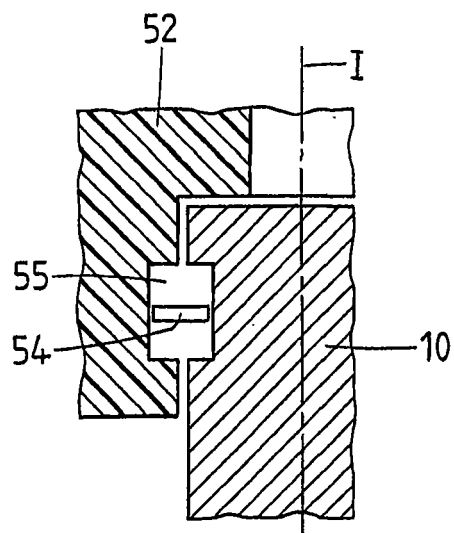


图 20

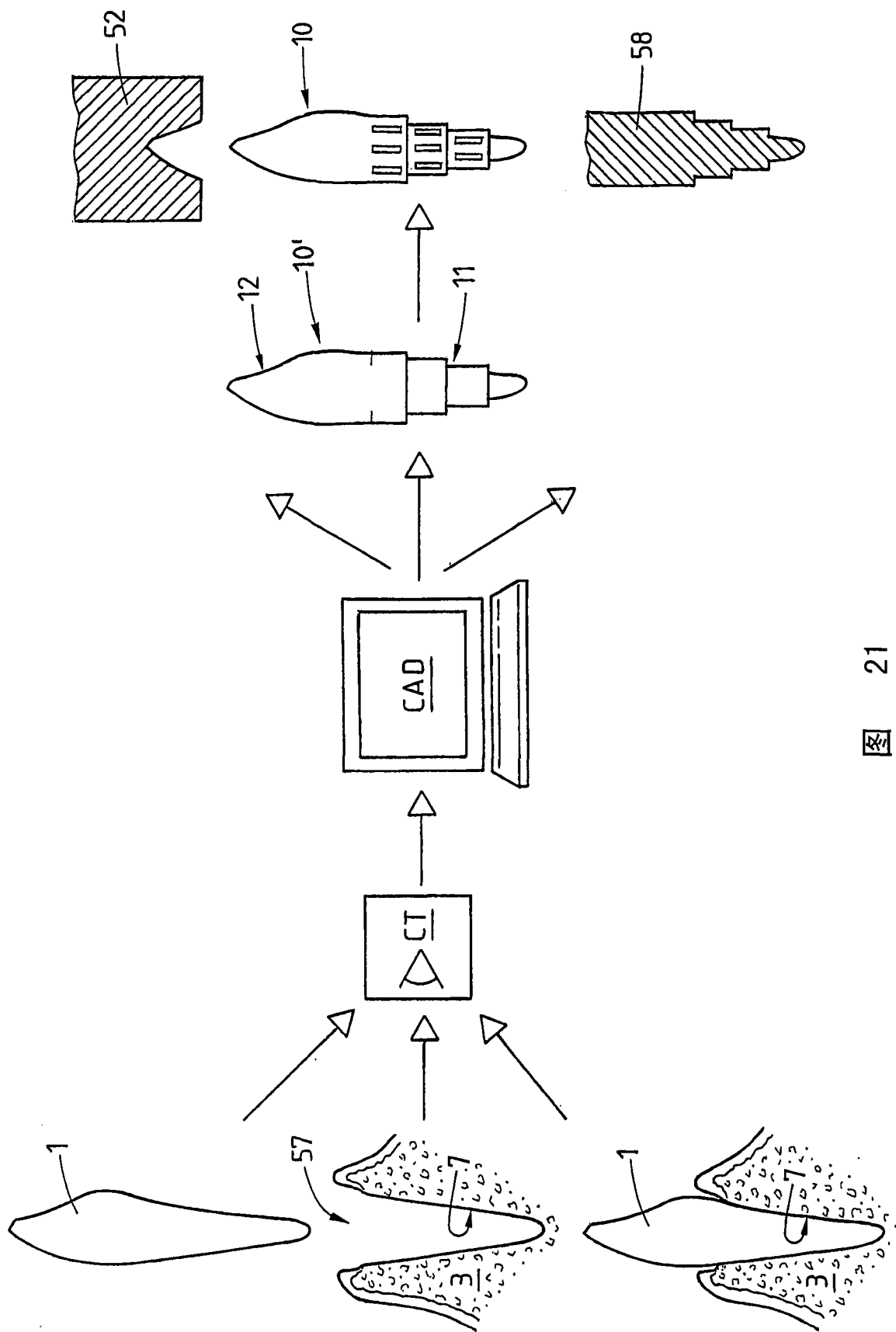


图 21

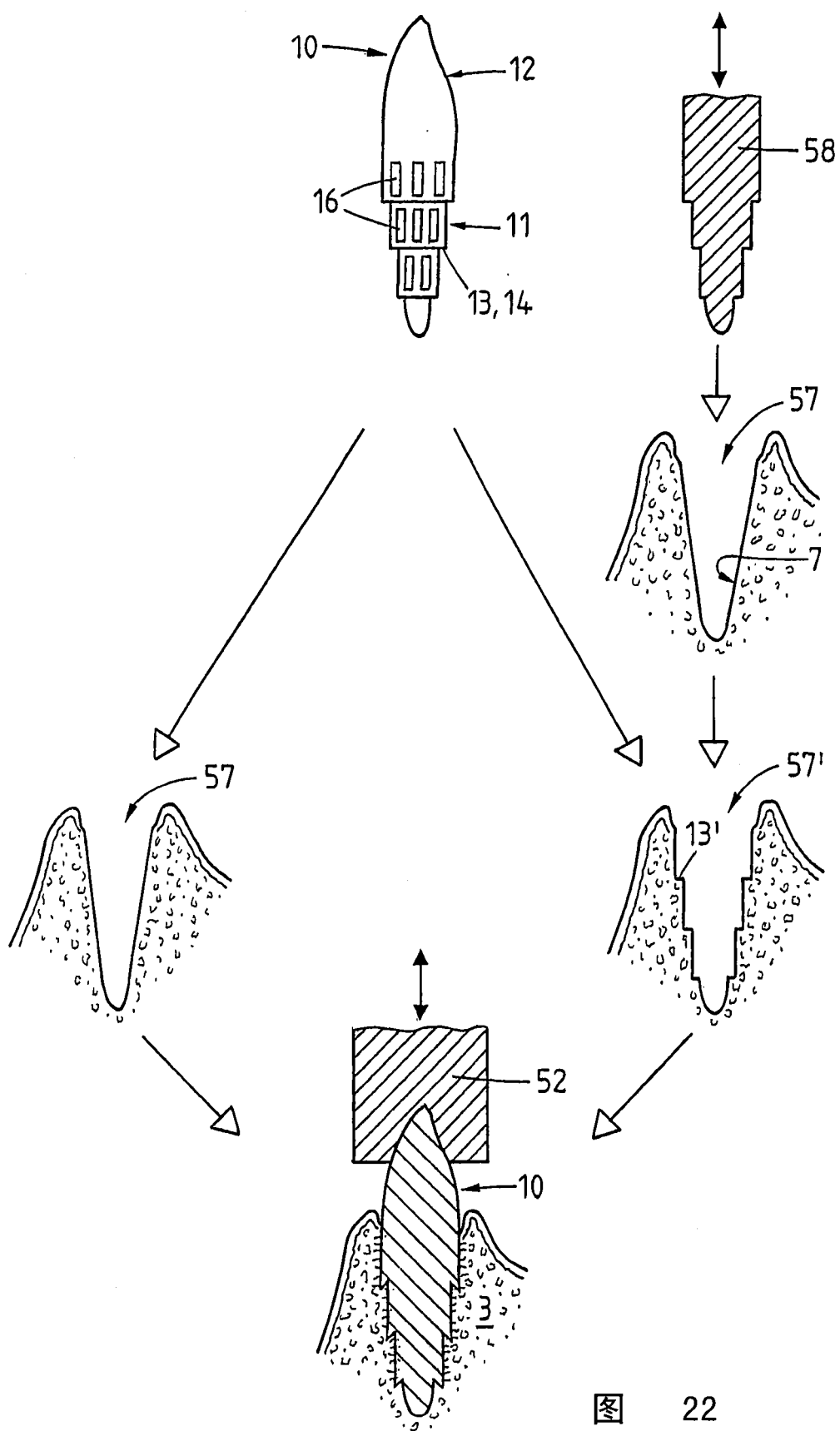


图 22

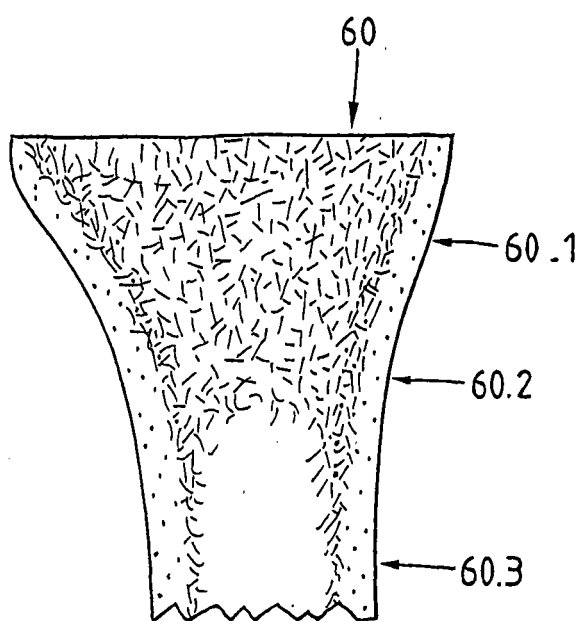


图 23A

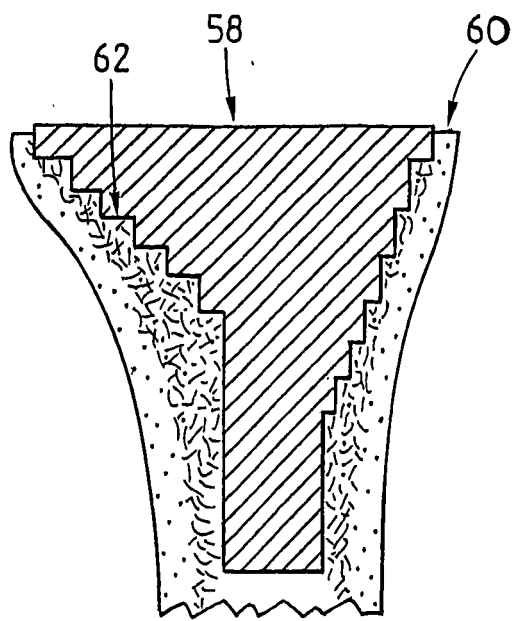


图 23B

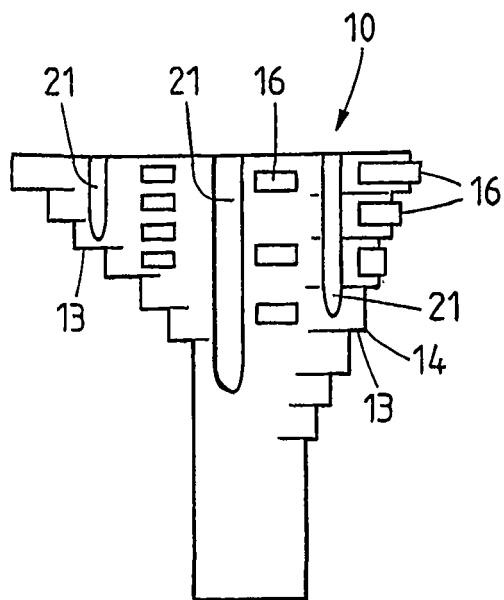


图 23C

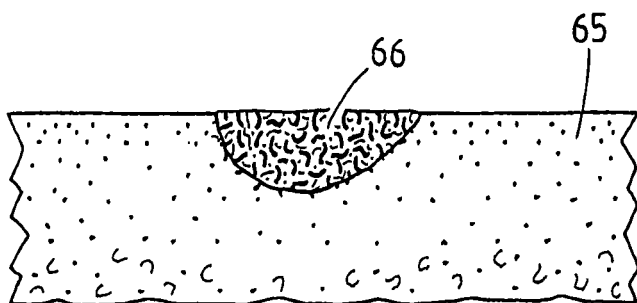


图 24A

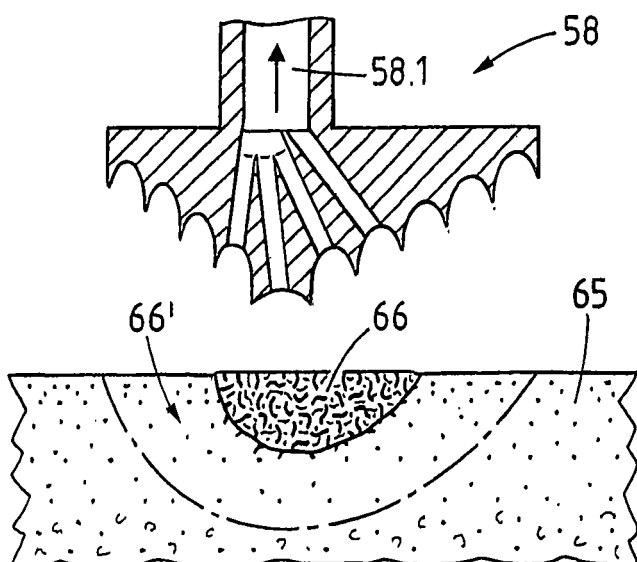


图 24B

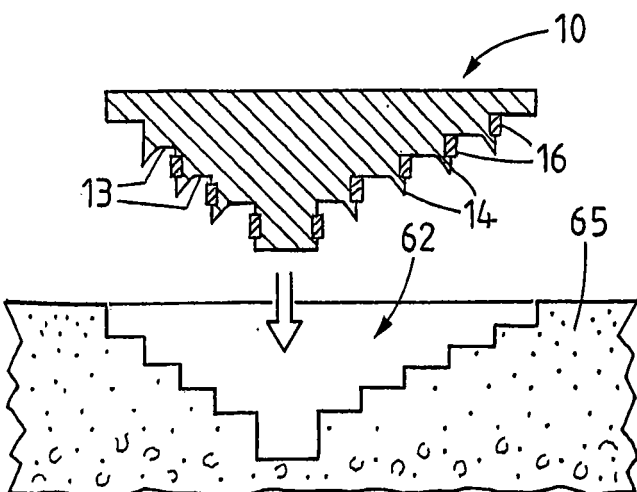


图 24C

专利名称(译)	待植入到骨骼组织中的植入体及用于加工和植入该植入体的方法		
公开(公告)号	CN1980613A	公开(公告)日	2007-06-13
申请号	CN200580005282.3	申请日	2005-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	伍德韦尔丁公司		
申请(专利权)人(译)	伍德韦尔丁公司		
当前申请(专利权)人(译)	伍德韦尔丁公司		
[标]发明人	J迈耶 M埃施利曼 L托里亚尼 C拉斯特 A米勒		
发明人	J·迈耶 M·埃施利曼 L·托里亚尼 C·拉斯特 A·米勒		
IPC分类号	A61C8/00 A61F2/30 A61B17/68 A61B17/86 A61B17/88 A61C13/00 A61F2/00		
CPC分类号	A61F2002/4683 A61C8/0045 A61B17/68 A61C13/0004 A61F2002/30065 A61B2017/00955 A61C8/0018 A61F2210/0071 A61C8/0012 A61C8/0016 A61C8/0089 A61C13/0003		
代理人(译)	赵辛		
优先权	2004000287 2004-02-20 CH		
其他公开文献	CN1980613B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

所建议的骨骼植入体(10)平行于植入体轴线(I)基本没有旋转地植入在给定的或为其所制作的凹槽中,并且在要被植入部位中具有切割棱边(14),该切割棱边与植入体轴线不位于一个共同的平面中,并且指向植入体的末端的端部。此外所述植入体具有由一种通过机械振动可液化的材料所制成的表面部位(16)。这样设计切割棱边(14)的尺寸,使得它们在植入以后切入到凹槽壁中。为了植入,对植入体施加机械振动,由此使热塑性材料至少部分地液化,并且压入到凹槽壁的坑洼处和孔中,在那里该材料在其固化以后在植入体(10)与凹槽壁之间形成一种形状配合连接的和/或材料融合连接。所述切割棱边(14)赋予植入体一种在凹槽壁中的锚固,这一点与螺栓形植入体的情况类似。因为植入体无需旋转,因此该植入体可以既不具有圆柱形的也不具有圆锥形的形式,并由此比螺栓形植入体具有更好地防止旋转作用的负荷的稳定性。通过其借助于可液化的材料的锚固,使植入体获得进一步的稳定性、尤其也针对拉力。由于通过可液化的材料所实现的稳定性,尤其可以在植入后紧接着使植入体承载。该植入体例如是牙植入体。

