



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 99804070.3

[45] 授权公告日 2008 年 3 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 100374088C

[22] 申请日 1999.3.16 [21] 申请号 99804070.3

[30] 优先权

[32] 1998.3.17 [33] EP [31] 98810230.7

[32] 1998.11.12 [33] EP [31] 98811131.6

[86] 国际申请 PCT/CH1999/000115 1999.3.16

[87] 国际公布 WO1999/047065 德 1999.9.23

[85] 进入国家阶段日期 2000.9.15

[73] 专利权人 苏黎士高等院校非金属材料联盟

地址 瑞士苏黎士

[72] 发明人 F·菲泽尔 L·戈克勒

P·科克尔 H·吕蒂 P·谢雷尔

[56] 参考文献

US5452219A 1995.9.19

US4615678A 1986.10.7

US5342201A 1994.8.30

审查员 颜 涛

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 郑建晖 林长安

权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 3 页

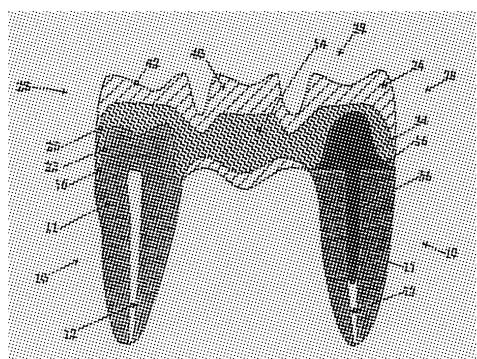
[54] 发明名称

制造牙冠和/或牙桥的方法以及用于实现该方法的素烧陶瓷毛坯

[57] 摘要

本发明涉及一种用于制造人工牙冠(28)和/或牙桥(38)的方法和毛坯，该牙冠(28)和/或牙桥(38)可配备在已作好准备的至少一个牙根上。对用于牙冠(28)和/或牙桥(38)之基架(14)的阳模(46)的三维内外表面(20、22)进行扫描并数字化。所测定的数据被线性地扩大约 f 倍，该放大系数 f 精确地补偿了所有空间方向上的烧结收缩。该数据还传输到至少一个对由素烧陶瓷制作的毛坯(48)进行加工的加工机械的控制电子设备上，并由该数据推导出适宜的刀具路径。通过刀具的控制命令将毛坯(48)上与数字化信息暂时失去耦连的材料去除掉，直至得到最后的经过放大的阳模(46、47)形状。这个经放大的基架经致密烧结成为基架(14)，基架(14)还经过直接的最终测量。最后，以陶瓷或塑

料制作的包覆材料对基架(14)上釉，以适应个体需要。在陶瓷毛坯上、在其包装上、一个标签上或一张说明书另页中附有一个可被机械或人的感觉器官检测到的载有放大系数(f)的信息编码。



1. 一种制造可以配备在至少一个作好准备的牙根(10)上的人工牙齿替代物(28、38)的方法，其中考虑了收缩计算出生物相容材料的全陶瓷骨架结构(14)，将数据以放大系数 $f$ 在各个方向上线性地放大以精确地补偿烧结收缩，该数据还被传输到至少一个加工机械的控制电子设备上，并由该数据推导出适宜的刀具路径，这个经放大的骨架结构经致密烧结成为精确的最后尺寸，随后以陶瓷或塑料的包覆材料(24)对骨架结构(14)进行覆盖以适应个体需要，

其特征是：

在对病人口中情况的阳模(46、47)进行扫描和数字化处理的基础上，考虑烧结收缩，通过将材料从毛坯(48)上去除来制造出具有内外表面(20、22)的放大形式的骨架结构(14)，其中控制指令被传送到一个适当的机械工具以便由与数字化资料暂时失去耦连的毛坯(48)制造出放大形式的骨架结构(14)。

2. 如权利要求1的方法，其特征为用计算机技术来对不全面地反映病人口腔情况的阳模(46、47)的三维外和/内表面(20、22)进行补充。

3. 如权利要求2的方法，其特征在于所述三维的外和内表面是在牙桥(38)的桥元件(40)区域。

4. 如权利要求1或2的方法，其特征为骨架结构(14)的阳模(46、47)的放大系数 $f$ 是建立在材料的成分及粉末性质基础上的。

5. 如权利要求4的方法，其特征在于所述放大系数 $f$ 符合公式

$$f = (\rho_s / \rho_r)^{1/3}$$

其中 $\rho_r$ 为预制毛坯的相对密度而 $\rho_s$ 为烧结后达到的相对密度。

6. 如权利要求1的方法，其特征为牙根(28)和/或牙桥(38)的形状带有精细的末梢边缘(16)。

7. 如权利要求1的方法，其特征为经过机械加工的放大了的骨架结构(14)烧结后的相对密度 $\rho_s$ 为理论可能密度的90%到100%。

8. 如权利要求7的方法，其特征在于所述相对密度 $\rho_s$ 为理论可

能密度的 96% 到 100%。

9. 如权利要求 7 的方法，其特征在于所述相对密度  $\rho_s$  为理论可能密度的 99% 以上。

10. 如权利要求 1 的方法，其特征为使用了一种精细陶瓷粉末压制成的未经烧结的或经预烧结的毛坯(48)。

11. 如权利要求 10 的方法，其特征在于其中的预烧结优选为仅在去除外层材料 (50) 后进行。

12. 如权利要求 1 的方法，其特征为毛坯(48)用机械和/或光学方法进行加工。

13. 如权利要求 12 的方法，其特征在于所述加工为首先进行粗加工再进行精加工。

14. 如权利要求 1 的方法，其特征为毛坯(48)在预处理之前经受一个热处理，该热处理温度为 50℃ 到 200℃，处理时间为 2 到 20 小时。

15. 如权利要求 14 的方法，其特征在于该热处理温度为 90℃ 到 150℃，处理时间为 2 小时到 6 小时。

16. 如权利要求 14 的方法，其特征为毛坯(48)在热处理之后被进一步加工去除材料成为放大的骨架结构(14)。

17. 如权利要求 16 的方法，其特征为毛坯(48)在进一步加工去除材料成为放大的骨架结构(14)之前要经受预烧结 0.5 到 6 小时，预烧结的温度至少为 450℃。

18. 如权利要求 17 的方法，其特征在于所述预烧结的温度为 600℃ 到 1200℃。

19. 如权利要求 1 的方法，其特征为所使用的毛坯(48)包括  $\text{Al}_2\text{O}_3$ 、 $\text{TiO}_2$ 、 $\text{MgO}$ 、 $\text{Y}_2\text{O}_3$ 、 $\text{ZrO}_2$  群组中的至少一种金属氧化物粉末和氧化锆的混合晶体， $\text{Zr}_{1-x}\text{Me}_x\text{O}_{2-\frac{(4-n)}{2}x}$ ，其中 Me 为氧化物中以 2 价、3 价或 4 价正离子形式存在， $n = 2, 3, 4$ ，而  $0 < x \leq 1$ ，并使四面体和/或立方体相的氧化锆得以稳定的金属。

20. 如权利要求 1 的方法，其特征为使用了带有一种有机粘接剂的金属氧化物粉末。

- 
21. 如权利要求 20 的方法，其特征在于所述粘接剂包括聚乙烯醇、聚丙烯酸、纤维素、聚乙二醇和/或热塑性塑料中的至少一种。
  22. 如权利要求 20 的方法，其特征为粘接剂的比率为体积比 0.1 % 到 45%。
  23. 如权利要求 22 的方法，其特征在于所述粘接剂的比率为从体积比 0.1 % 到 5% 的范围内。
  24. 用于实现权利要求 1 的方法的素烧陶瓷毛坯(48)，其特征为在待从其上去除材料的毛坯(48)上、在其包装上、一个所附标签上或一张装箱单上施加一个易被机械和/或人的感觉器官读取的载有供单独输入的补偿性放大系数  $f$  数据的信息编码 C。
  25. 如权利要求 24 的毛坯(48)，其特征为所施加的识别编码 C 可以用光学、电磁学或机械感触方法检测。

---

制造牙冠和/或牙桥的方法以及用于实现  
该方法的素烧陶瓷毛坯

### 技术领域

本发明涉及一种制造可以配备在至少一个作好准备的牙根上的人工牙齿替代物的方法，其中考虑了收缩计算出生物相容材料的全陶瓷骨架结构的内表面，对病人口中的情况进行扫描和数字化处理，将数据以放大系数  $f$  在各个方向上线性地放大以精确地补偿烧结收缩，该数据还被传输到至少一个加工机械的控制电子设备上，并由该数据推导出适宜的刀具路径，这个经放大的骨架结构经致密烧结成为精确的最后尺寸，随后以陶瓷或塑料的包覆材料对骨架结构进行覆盖以适应个体需要。本发明还涉及一个用来实施此方法的素烧陶瓷的毛坯。

### 背景技术

已经存在许多公知的制造人工牙冠和/或牙桥的方法。大体上是在做好牙科准备以后制作一个或多个牙根、牙齿周围及颌部的模型，通过手工操作得到口部情况的石膏阳模，并由专业人员用蜡或塑料按照这个模型制造出骨架结构的模型。当采用常规技术时，用诸如失蜡制造工艺、 $1:1$  仿形铣削或磨削等公知的制造方法可以制造出一个金属的骨架结构模型，并焙烧上瓷。这类方法除了在烧瓷时有较高的排斥风险外，特别是在颈状边缘处还需进行美学修饰，并且不能再用 X 光一类的诊断方法来监测加上牙冠的牙齿。用在其它工艺方法中的所谓牙科陶瓷瓷料，由于其力学性能较差，虽可用作载荷较低的牙冠，但不适用于牙桥。

EP, B1 0389461 公开了一种用来装到已作好准备的齿穴上的人工高嵌牙冠的制造方法。此方法基于一个病人口部情况的模型或阴模。以一个陶瓷生坯或经过预烧结的陶瓷毛坯，用仿形铣削方法制作出一个经过放大的高嵌牙冠，并将其致密烧结。EP, B1 0389461 的高嵌牙冠与作为不同牙科指征的牙冠和牙桥基本上是不同的产品。高嵌牙冠是装在牙穴中的，其几何形状是凸面的。带有牙桥的牙冠装在牙根上且成为帽子形，因而形成了精细的很难加工的末梢边缘。EP, B1 0389461 的仿形铣削的一个重要特性为形状的扫描以及将这个扫

描运动向加工刀具的传输是同时进行的。这一特性实质上和已经长期用于线性放大制图中的缩放绘图器的工作方法相同。所以 EP, B1 0389461 的应用领域仅限于凸形的牙齿代用品，例如镶嵌式、高嵌式的牙冠及牙面。

EP, A2 580565 叙述了一种人工牙齿。这种人工牙齿是用一个以粉末冶金方法制作的陶瓷的、厚实的高强度骨架结构包覆以牙科瓷而复原得到。已作好准备的牙齿的形状是通过在病人口内或牙齿模型上用光学或机械方法记录下来的。利用计算机控制铣削机床在另一种材料例如塑料上形成凹穴内表面及凹穴相互间的相对位置，并加以放大。用粉末冶金方法以这一形状来制作骨架结构的凹穴，亦即将粉末压在预制的经过放大的牙根上。骨架结构的外表面也是用压制方法来构成。这种制作骨架结构的方法与在一个毛坯上去除材料的制造方法根本上不相同。

最后，EP A1 0160797 描述了一种用于牙齿技术模塑制造的毛坯。待加工的毛坯体具有可形成为一个连接部的密配合公差部分。具有基准面或止动件的这个连接部用作将毛坯插入夹爪中的固持件，用于进行去除材料的机加工。这个基准面可以含有有关毛坯性能的编码信息，这些编码信息可以用机械工具进行扫描。

#### 发明内容

本发明面对的课题最初规定为提供一类制造方法，该方法能够生产出具有经过致密烧结的高强度陶瓷骨架结构的全陶瓷牙冠和/或牙桥，这种牙冠和/或牙桥乃用来与天然的或人工的牙根相配并粘附和/或可持久地固定在天然或人工牙根上。该方法能生产出带有凸面及凹面且其材料在进行烧结时会收缩的牙冠和/或牙桥。该材料甚至能够和金丝似的形状完全吻合，亦即不需进一步的加工。另外，本发明提供了一种氧化物陶瓷材料的毛坯，该毛坯允许简单而精确地实施本发明的方法。

这个目的通过本发明提供的方法而获得解决。在所述方法中，在对病人口中情况的阳模进行扫描和数字化处理的基础上，考虑烧结收缩，通过将材料从毛坯上去除来制造出具有内外表面的放大形式的骨架结构，其中控制指令被传送到一个适当的机械工具以便由与数字化资料暂时失去耦连的毛坯制造出放大形式的骨架结构。

从牙根的牙科准备开始，要制作一个给出病人口腔情况的阴模，特别是要给出一个或多个牙根表面情况以及邻近齿和对咬齿表面的大致情况的模具。并以这个模具用石膏制造出一个口腔情况的阳模。在这个阳模的表面上要涂上一层油漆以考虑将存在于根据此阳模制作的骨架结构表面和牙根之间的空隙。然后可以用蜡或塑料根据所述的病人口腔情况阳模为骨架结构制作一个模型。此工艺方法是公知的并已用于牙科技术实践以生产牙冠和/或牙桥所用的金属骨架结构。

符合本发明的制造方法按以上所述公知的方法进行准备工作并对骨架结构模型的内外表面或阳模表面全面地进行数字化。并用计算机技术来对不全面地反映病人口腔情况的阳模的三维外和/或内表面进行补充，特别是在牙桥的桥元件区域这一点是很重要的。数字化及任何计算机技术补充的结果是对骨架结构全表面的数字式描述。数字化过程可以是机械的或是光学的。对一个病人口腔中已作好准备的牙根或对一个模型进行数字化的方法是公知的，例如 US, A 418312 (机械的) 及 EP, B1 0054785 (光学的)。公知的机械式数字化方法的主要缺点为机械式扫描器件向病人身上的安装、扫描器件在狭窄口腔内的可靠操作都是有问题的。使用光学数字化器件则由于牙根的半透明性质而必须在上面包覆上粉末，以免部分光线无控地透入待测量的牙根而使结果不准确。然而，包覆粉末的做法同时也增加了结果的不准确性，因为牙根上的粉末的厚度大多是不均匀的。

在符合本发明的方法中，骨架结构模型是用夹持销装卡在仪器上的。所装卡的骨架结构模型分段地适当的转动。转动一个约  $180^{\circ}$  的角度使得可以对骨架结构的凸出的及凹入的可接近表面进行全面的数字化。最优先的工作位置是预先确定的并通过转动主轴来进行调整。

骨架结构模型表面的尺寸在各个方向上要线性地加以放大以补偿烧结收缩。放大系数  $f$  按式(1)由预制毛坯的相对密度  $\rho_R$  及烧结后可达到的相对密度  $\rho_S$  算出。

$$f = (\rho_S / \rho_R)^{1/3} \quad (1)$$

用加工机械将毛坯加工成完全的、经过放大的骨架结构，而加工控制命令则根据所述放大表面的数据生成。与骨架结构模型的放大表面相比，不必再留机械加工余量，由随后的烧结收缩便可直接得到精

确的最后尺寸，从而不必再对致密烧结后的骨架结构进行修饰。

这里，与数字化数据暂时失去耦连的素烧陶瓷毛坯是用去除材料的方法而形成为经放大的骨架结构的。为此，可将毛坯装卡在例如加工机械的两轴之间。根据一个合适推导得出的刀具路径，加工机械对可转动地装卡着的毛坯进行机械加工。加工过程可以是机械的，例如用一个或多个刀具进行铣削或磨削，和/或用一条或多条例如激光束进行光学加工。机械加工可以分成一个或多个加工阶段，例如首先是粗加工，然后再用刀具对可接近表面进行精加工。为了从凸面加工转变为凹面加工，可能需要将部分加工完的毛坯转变一下位置。装卡着毛坯的轴可以由程序控制步进地和/或连续地转动半转、一整转或几转，包括反转。

最好是用铣削刀具以几何求证切削来去除毛坯上的材料，切削转速的范围优选为从每分钟 10,000 到 50,000 转，切入深度优选为大于 0.5 毫米，特别是 1 到 15 毫米，而送进速度优选为大于 3 厘米/秒，特别是 3.5 到 10 厘米/秒。

从毛坯材料上切削加工出较阳模有所放大的骨架结构的最后一步是将骨架结构与毛坯的剩余部分从正中或一端分离开。在分离处可能需要稍稍进行手工抛光。

机械加工完了的放大了的骨架结构要进行致密烧结。烧结温度取决于所使用的材料种类及粉末形态不同，一般在 1100 到 1600℃ 范围内。因此可达到的密度为理论可能密度的 90% 到 100%，优选的密度为理论可能密度的 96% 到 100%，特别优选的为理论可达密度的 99% 以上。在烧结的时候骨架结构线性地收缩而没有更多的变形或畸变。这使得烧结物可以在不带有同样收缩的烧结牙根的情况下进行焙烧。收缩率 S 根据毛坯烧结前的相对密度  $\rho_r$  及烧结后可达到的相对密度  $\rho_s$  按式 (2) 算得：

$$S = (\rho_r / \rho_s)^{1/3} - 1 \quad (2)$$

烧结之后，在已经收缩了的陶瓷骨架结构上在 700 到 1100℃ 温度下以常规的工艺焙烧上陶瓷或塑料。可以加上一层或多层陶瓷或塑料。这样牙冠或牙桥便具有适合个体需要的外表。随后，便可将牙冠和牙桥用常规的粘接材料和制备工艺附着到已准备好的牙根上。

符合本发明的方法其优点可归纳如下：

- 可以以低成本的简单而安全的工艺方法生产出高质量的尺寸精确的经致密烧结的全陶瓷的牙冠和/或牙桥。均质的毛坯对简单而安全的生产工艺是很重要的。

- 符合个体需要的牙冠和/或牙桥装到作好准备的牙根上后可以经受住侧面牙齿区域的高负荷并还可以满足病人对正面牙齿区域的美学需要。特别是对于牙桥而言，其目标是高质量的分离、亦即桥元件之间要具有精细的形状。而本发明方法能够得到至少可与金属陶瓷牙桥相媲美的结构，这正是牙科医生出于美学、卫生学及语音学的理由而要求的。

关于素烧陶瓷毛坯，本发明所解决的课题为在毛坯本身、毛坯的包装、一张所附的标签或装箱单上提供一个可被机械或人的感觉器官读解的识别编码，该识别编码包含有该毛坯个体为补偿放大系数  $f$  的单独输入数据。

用于制造牙冠和/或牙桥的骨架结构的陶瓷素烧毛坯的材料可以包括许多种金属成分，特别是包括  $\text{Al}_2\text{O}_3$ 、 $\text{TiO}_2$ 、 $\text{MgO}$ 、 $\text{Y}_2\text{O}_3$  群组中的至少一种金属氧化物粉末和氧化锆的混合晶体  $\text{Zr}_{1-x}\text{Me}_x\text{O}_{2-\left(\frac{\left(4-n\right)}{2}\right)x}$ ，其中  $\text{Me}$  为氧化物中以 2 价、3 价或 4 价正离子形式存在 ( $n = 2, 3, 4$  而  $0 \leq X \leq 1$ ) 并使四面体和/或立方体相的氧化锆得以稳定的金属。优选地使用了带有一种有机粘接剂的金属氧化物粉末，这种粘接剂优选为包括聚乙烯醇 (PVA)、聚丙烯酸 (PAA)、纤维素、聚乙二醇和/或热塑性塑料中的至少一种。

实际上，粘接剂的比率为体积比 0.1% 到 45%，优选为从体积比 0.1% 到 5% 的范围内。

对毛坯制造的每个工艺阶段中如预先热处理的温度曲线及温度波动等都规定了容差。

由于一定的原因，由毛坯加工制造骨架结构所用的放大系数  $f$  (式 1) 一般不是一个常数。即使毛坯是用同一种材料并且是在相同的生产设备上以相同的工艺方法制造，放大系数  $f$  也不是常数。根据本发明，每个毛坯的放大系数  $f$  是单独测定的并与各个毛坯一起交付，所以可以得到材料的适应性并达到所要求的生产公差。最好是做到将放大系数  $f$  以光学、电磁学或机械感触可检测的形式施加在毛坯本身、毛坯的包装、一张所附的标签或装箱单上。

最简单的做法是，制造牙冠和/或牙桥所需的数据是肉眼可读的并可直接地或用一个辅助程序进行分析而用来生产一个具有比阳模有所放大的设计形状的骨架结构。

然而最好的是使用一种实际上是公知的识别系统，这种系统可以读取放大系数  $f$  的数据并自动地转换成对刀具的控制命令。

一个适于牙科制备用的牙桥的骨架结构，其材料为稳定化的四面体  $ZrO_2$  粉末，其中含有 5.1% (重量) 的  $Y_2O_3$  及少量的  $Al_2O_3$ 、 $SiO_2$ 、 $Fe_2O_3$  及  $Na_2O$  杂质，杂质的总量不超过 0.05% (重量)。其主要粒子尺寸是亚微米的，约为 0.3 微米。毛坯经过约 300 兆帕压强的等静压处理并在未烧结状态下车削去除不大于 2 毫米厚度的外层材料。经过预加工后，其直径为 22 毫米、高度为 47 毫米。所测定的密度为 3.185 克/厘米<sup>3</sup>。机械加工后的毛坯要在约 850℃ 的温度下放置约 120 分钟。粘接剂燃尽后的实测相对密度为 3.089 克/厘米<sup>3</sup>。

用硅树脂团块制作一个病人口腔情况的模具，具体地说就是已作好准备的牙根的阴模，该模型包括了所准备的牙根边缘及邻近牙齿表面的大致情况。用一个石膏团块模压出一个阳形的形状。为了形成一个粘接剂间隙，在这两个作好准备的牙根表面上均匀地涂上油漆便构成了型面。根据这个病人口腔情况的阳形的形状仿造出骨架结构的阳形蜡制模型。

将骨架结构的蜡制模型装卡在两个轴之间，然后以蛇形的轨迹首先对可接近的凸面机械地进行数字化，然后再将蜡制模型转过 180° 对可接近的凹面进行数字化。所得结果为骨架结构整个表面的数字化描述。

以从式 (1) 计算得到的放大系数  $f = 1.2512$  对所得的数字化描述作线性扩大。根据此扩大后的数字化描述并考虑骨架结构粗加工和精加工所用的刀具因素而生成加工机械的控制命令，并将命令传输给加工机械的控制电子设备上。用于加工的带球面的端面铣刀的直径对粗加工而言为 3 毫米，对精加工而言为 1.5 毫米。装卡在两个轴之间的部分加工完的毛坯可以转过 180° 而使骨架结构的整个表面都可得到加工并放大。然后从剩余的毛坯上分割下骨架结构，骨架结构上的分割点处要打磨光滑，并小心地清除骨架结构上的残留粉末。

然后将由  $ZrO_2$  及  $Y_2O_3$  组成的经放大的骨架结构在约 1500℃ 温度

下进行烧结。烧结后的相对密度经测定为 6.050 克/厘米<sup>3</sup>，这相当于最大可达密度的 100%。骨架结构烧结收缩了 20.07 % 并可与病人口腔情况的阳模相适应而毋需进一步的修饰。

然后将骨架结构在 700℃ 到 1100℃ 之间的温度下焙烧上陶瓷以适应个体需要，并用磷酸盐水泥剂粘接安装在病人口腔内。

#### 附图说明

下面附图所示的几个实施例是从属权利要求的陈述对象，结合这些附图将使本发明得到更详细地说明。这些附图是：

- 图 1 所示为一个带有人工牙冠的天然牙根的纵剖面图；
- 图 2 所示为图 1 中 A 区域的放大详图；
- 图 3 所示为包括三个部位的牙桥的两个牙根的纵剖面图；
- 图 4 所示为一个牙桥的骨架结构的凸面方向视图；
- 图 5 所示为一个牙桥的骨架结构的凹面方向视图；
- 图 6 所示为一个骨架结构模型进行数字化时的装卡情况；
- 图 7 所示为一个未加工的毛坯的装卡情况；
- 图 8 所示为毛坯加工完了但未分割之前的装卡情况；以及
- 图 9 所示为对一个牙冠的骨架结构模型进行数字化时的装卡情况。

#### 具体实施方式

图 1 所示的牙根 10 具有用作神经(未表示)的髓 12。这个牙根是天然的而且是活的，在其它实施例中牙根 10 可以是天然的、非活的或是一个人工的嵌入物。牙根 10 没有底切。

在牙根 10 的上面用水泥粘接有一个经致密烧结过的陶瓷材料的骨架结构 14。在釉质 18 的方向上，骨架结构 14 具有一个精细的末梢边缘 16，此边缘比公知的仅有凸起表面的高嵌牙冠明显地更难加工和细饰。骨架结构 14 的外表面 20 是凸起的，因而可以用与现有的凸面机械加工十分符合的方法来加工。骨架结构 14 的内凹面 22 的机械加工、特别是末梢边缘 16 的机械加工是十分困难的。而本发明由于使用了全陶瓷材料，这个问题可以得到解决。

为了形成一个人工牙冠，在骨架结构 14 上要涂敷以包覆材料 24 直至复原出原始的天然牙齿的形状。在骨架结构 14 的外表面 20 上还包覆以材料来使其适合个体需要，亦即覆盖以陶瓷或塑料。

从图 2 的放大区域 A 中可以清楚地看到在致密烧结过的陶瓷骨架结构 14 的两侧还有更多的层。在牙质 11 方向有一个用来将骨架结构 14 粘接固定到牙根 10 上的水泥剂层。图中所表示的包覆材料 24 相对较薄，此层可以是明显较厚并构成为外表面 42，从而形成牙冠 28。

天然牙根 10 的表面 30 是由牙科准备所形成的。骨架结构 14 的精细的末梢边缘 16 便位于表面 30 的边缘 32 处。

图 3 左边的那个牙根 10 与图 1 所示的牙根基本一致，而图 3 右边的为一个非活的牙根 10。该牙根具有较低的残存牙质 11。有一个人工牙根 34 通过一个位于无生命的髓 12 内的销 36 锚固在残存牙质 11 上。在两个牙根 10 上以水泥剂层 26(图 2)粘接固定了一个三部位牙桥 38。牙桥 38 包括两个牙冠 28 及一个桥元件 40。桥元件 40 的作用为替代失去的牙齿。高强度的经致密烧结的三部位骨架结构 14 还覆盖以陶瓷或塑料的包覆材料 24 以适合个体需要。这些包覆材料所具有的外表面 42 要尽可能地接近原始的天然牙齿 10。

根据一个未表示的实施例，牙桥 38 可以具有多于两个支撑牙根 10 和/或几个桥元件 40。如前面已阐述的那样，该支撑牙根 10 也可以是人工牙根嵌入物。

在图 4 所示的凸面方向视图中，可以看到一个三部位骨架结构 14 的外凸面 20，而在图 5 所示的凹面方向视图中，可以看到牙桥的骨架结构 14 的内凹面 22。

图 6 所示为两个同轴的同步驱动的轴 44。每个轴的端头变细而成为装卡销 45。如图 3 所示，牙桥 38 的一个三部位骨架结构模型 46 装卡在两轴之间。带有端头装卡销 45 的轴 44 同轴而同步地转动一个预置的角度。当对骨架结构模型 46 的凸面一侧进行数字化之后，轴 44 转过 180° 而对凹面一侧进行数字化。

图 7 所示为一个陶瓷粉末压制成的毛坯 48 可转动地装卡在二轴 44 之间。一个带有放大系数 f 数据的机械可读的信息编码 C 直接设置在毛坯 48 上，在此情况下该编码 C 是一个电磁或光学可读的条形码。信息编码 C 的用途为例如进行识别。

为了制造毛坯 48，用公知的陶瓷成形方法将粉末或胶体压成生坯。公知的制造陶瓷生坯的工艺方法在例如 WO 94/02429 及 94/24064 中叙述。由于制造技术方面的原因，毛坯优选采用简单的几何形状例

如圆柱体或矩形体。

在进行初步加工之前，可以对毛坯 48 进行热处理。该热处理实施的优选温度为从 50°C 到 200°C，特别优选为从 90°C 到 150°C 的范围内，进行时间优选为 2 到 20 小时，特别优选的为 2 到 6 小时。热处理后随即对毛坯 48 进行下一步的加工，通过去除材料而得到经过放大的骨架结构 14。

具体地说，如果毛坯 48 是用压制、铸造或喷射方法制造的，为了去除任何存在于外壳材料中的密度梯度，要将外层材料 50 去除。毛坯 48 的随后的常规制造工艺过程为冷等静压制、单轴压制、注浆成形、模铸、注射模塑、挤压、滚压和 DCC(直接凝固铸造)。

在进一步加工成经放大的骨架结构 14 之前可对毛坯 48 进行预烧结。预烧结的实施优选为在至少为 450°C 特别是从 600°C 到 1200°C 的温度下进行 0.5 到 6 小时。

在实践中，毛坯材料通常为  $\text{Al}_2\text{O}_3$ 、 $\text{TiO}_2$ 、 $\text{MgO}$ 、 $\text{Y}_2\text{O}_3$  群组中的金属氧化物粉末和氧化锆的混合晶体  $\text{Zr}_{1-x}\text{Me}_x\text{O}_{2-\frac{(4-n)}{2}x}$ ，其中 Me 为氧化物中以 2 价、3 价或 4 价正离子形式存在并使四面体和/或立方体相的氧化锆得以稳定的金属。在氧化锆混合晶体式中  $n = 2, 3$  或  $4$ ，而  $0 < x \leq 1$ 。

在一个特殊的实施例中，金属氧化物粉末混有一种有机粘接剂。这种粘接剂优选为包括聚乙烯醇(PVA)、聚丙烯酸(PAA)、纤维素、聚乙二醇和/或热塑性塑料中的至少一种。粘接剂的适用比率为 0.1% 到 45%(体积比)，优选为从 0.1% 到 5%(体积比)的范围内。

图 8 所示为经放大的骨架结构 14 加工完了但尚未从毛坯 48 的残余部分 52 上分割之前的装卡情况的凸面方向视图。

图 9 所示为一个牙冠的骨架结构模型 47 进行数字化时的装卡情况的凹面方向视图。

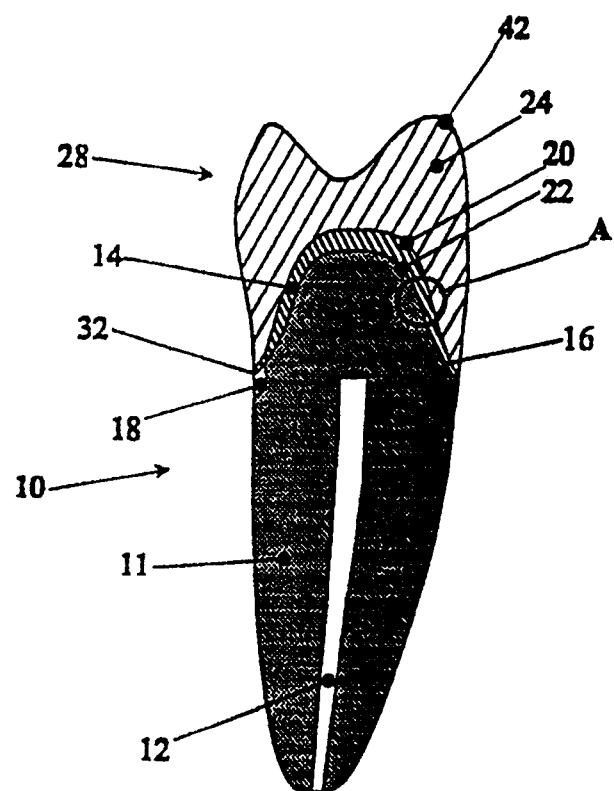


图 1

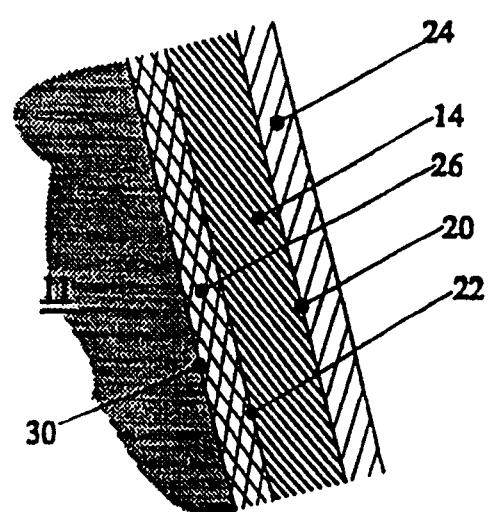


图 2

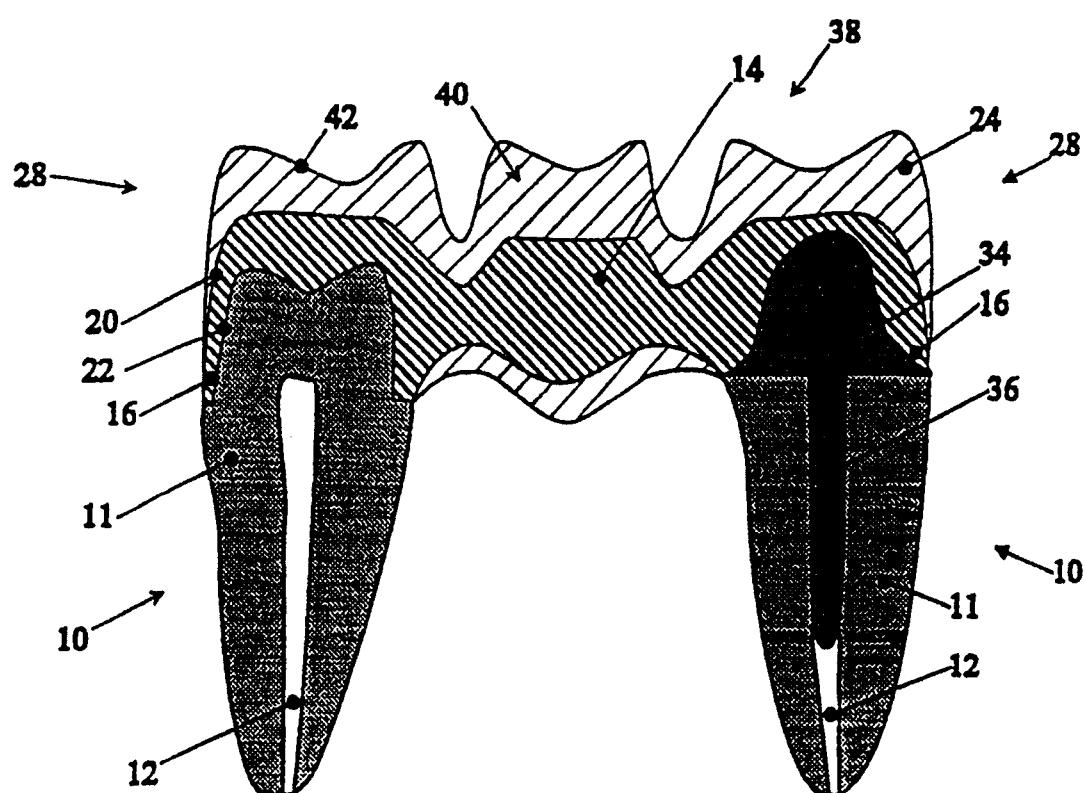


图 3

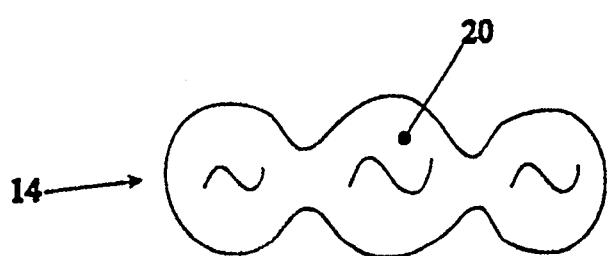


图 4

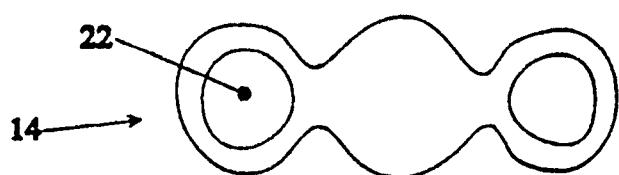


图 5

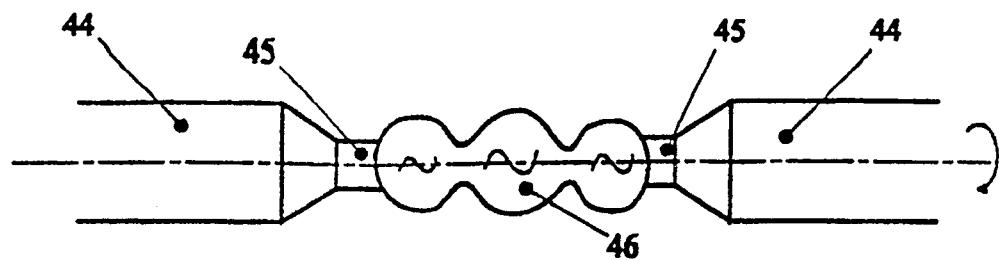


图 6

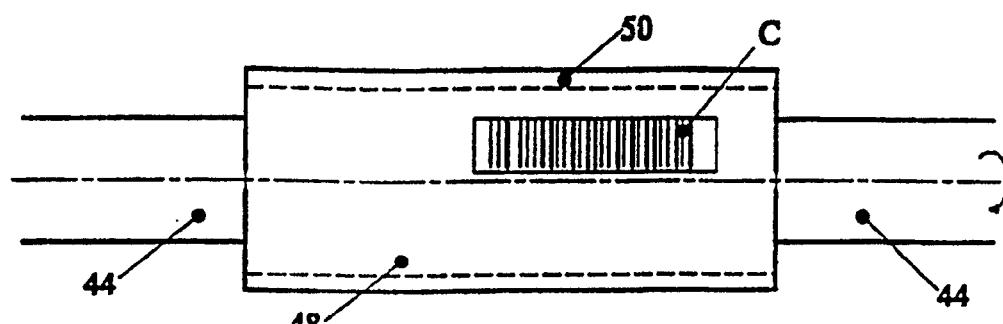


图 7

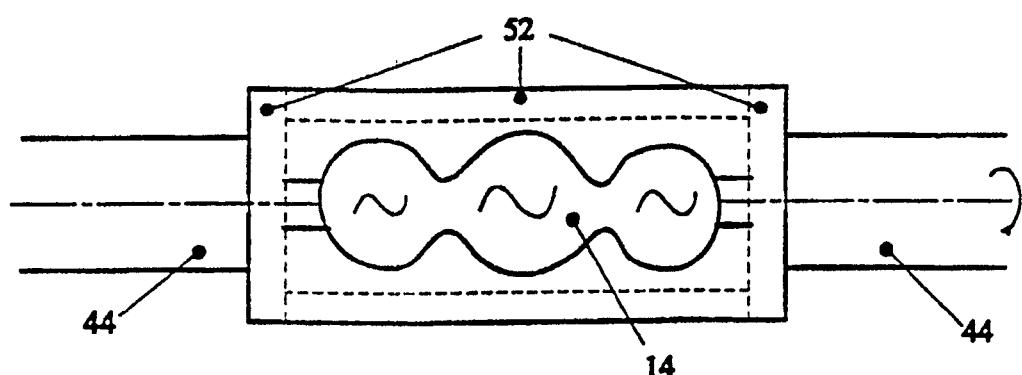


图 8

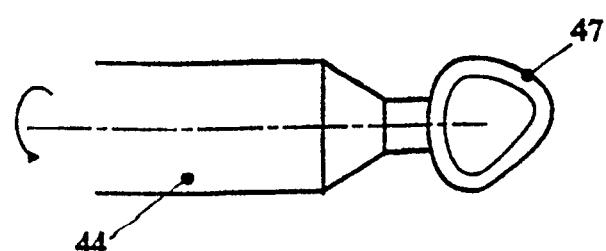


图 9