



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103402943 B

(45)授权公告日 2016.08.24

(21)申请号 201180068440.5

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

(22)申请日 2011.12.23

代理人 贾静环

(30)优先权数据

102010064142.1 2010.12.23 DE

(51)Int.Cl.

A61C 13/00(2006.01)

A61C 5/10(2006.01)

C04B 28/06(2006.01)

A61C 13/08(2006.01)

A61C 13/20(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.08.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2011/073997 2011.12.23

(56)对比文件

EP 1661529 A2,2006.05.31,

WO 2008/066891 A2,2008.06.05,

EP 1661529 A2,2006.05.31,

审查员 白婧

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/085285 DE 2012.06.28

权利要求书2页 说明书10页

(73)专利权人 BEGO布雷默戈尔德施雷格爱威尔

海姆.赫伯斯特两合公司

地址 德国不来梅

(72)发明人 S.德克斯 S.塞弗特

R.施特里特泽尔

(54)发明名称

通过计算机辅助设计铸造工艺制造牙修复体的方法

(57)摘要

本发明描述了一种通过CAD铸造工艺制造牙修复体(D)的方法,包括步骤:a)获取患者牙列或部分牙列的三维数字数据,b)利用获取的三维数字数据设计虚拟的牙修复体(VD),其中所述虚拟的牙修复体(VD)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,c)使用所设计的虚拟牙修复体制造模型(M),使得该模型(M)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,d)将该模型(M)包埋在埋封胶(EM)中,e)硬化该埋封胶(EM)并除去模型,从而获得铸模,f)用铸造材料(GM)填充、优选浇注该铸模,并且冷却铸造材料(GM),从而得到牙修复体(D),以及任选的进一步步骤:g)精加工该牙修复体(D),和h)装饰该牙修复体(D)。此外,本发明还描述了一种新的埋封胶(EM),其不具有或至少仅有低的凝固膨胀。

B  
CN 103402943

CN

1. 通过CAD铸造工艺制造牙修复体(D)的方法,包括步骤:

a) 获取患者牙列或部分牙列的三维数字数据,

b) 利用获取的三维数字数据设计虚拟的牙修复体(VD),其中所述虚拟的牙修复体(VD)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,

c) 使用所设计的虚拟牙修复体制造模型(M),使得该模型(M)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,

d) 将该模型(M)包埋在埋封胶(EM)中,

e) 硬化该埋封胶(EM)并除去模型,从而获得铸模,

f) 用铸造材料(GM)填充该铸模,并且冷却铸造材料(GM),从而得到牙修复体(D),

以及任选的进一步步骤:

g) 精加工该牙修复体(D),和

h) 镶饰该牙修复体(D),

其中

(i) 所述虚拟牙修复体(VD),和/或

(ii) 所述模型(M)

相对于所制造的牙修复体(D)是膨胀的,使得在冷却铸造材料(GM)中出现的铸造材料(GM)的固体收缩被部分地或全部地补偿,以及

所述虚拟牙修复体(VD)和/或所述模型(M)相对于所制造的牙修复体(D)总共膨胀0.025-3%,且所述虚拟牙修复体(VD)和/或所述模型(M)的薄壁区域或部分相对于其它区域或部分具有0.025-1%的额外膨胀,其中膨胀是针对长度的相对变化。

2. 权利要求1所述的方法,其中,步骤a)中的三维数字数据通过

a1) 扫描患者口腔中的牙列或部分牙列而获得,或

a2) 制作患者的牙列或部分牙列的印模,且随后扫描该印模或部分印模而获得。

3. 权利要求1所述的方法,其中,在步骤f)中用于填充铸模的铸造材料(GM)选自钴、镍、铬、钛、金、银、钯及其合金。

4. 权利要求2所述的方法,其中,模型(M)是蜡模型(M)或塑料模型(M)。

5. 权利要求4所述的方法,其中,模型是蜡模型(M)。

6. 权利要求1所述的方法,其中,在步骤f)中用铸造材料(GM)浇注该铸模。

7. 权利要求1~6中任一项所述的方法,其中,在步骤d)中用于包埋模型(M)的埋封胶(EM)是包含或由以下组成的埋封胶:

-5~50重量%的铝酸钙水泥,

-40~95重量%的一种或多种耐火填料,

以及,任选的

-0~5重量%的硫酸钙,和/或

-0~6重量%的一种或多种另外的添加剂,

其中,所述埋封胶(EM)具有0~0.75%的线性凝固膨胀。

8. 埋封胶(EM)在根据权利要求1~6中任一项所述的方法制造牙修复体(D)中的用途,其中所述埋封胶包含或由以下组成:

-5~50重量%的铝酸钙水泥,

-40~95重量%的一种或多种耐火填料，  
以及,任选的  
-0~5重量%的硫酸钙,和/或  
-0~6重量%的一种或多种另外的添加剂,  
其中,所述埋封胶(EM)具有0~0.75%的线性凝固膨胀。

## 通过计算机辅助设计铸造工艺制造牙修复体的方法

[0001] 本发明涉及一种通过计算机辅助设计(CAD)铸造工艺制造牙修复体(D)的新方法。即,通过这样一种方法,其中基于CAD模型制造可包埋模型,其随后被包埋到埋封胶中,使得在除去模型之后从硬化的埋封胶中获得铸模,可用所需的铸造材料填充或浇注该铸模,包括以下步骤:

[0002] a)获取患者牙列或部分牙列的三维数字数据,

[0003] b)利用获取的三维数字数据设计(entwerfen)虚拟的牙修复体(VD),其中所述虚拟的牙修复体(VD)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,

[0004] c)使用所设计的虚拟牙修复体制造模型(M),使得该模型(M)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的(expandiert),

[0005] d)将该模型(M)包埋在埋封胶(EM)中,

[0006] e)硬化该埋封胶(EM)并除去模型,从而获得铸模,

[0007] f)用铸造材料(GM)填充、优选浇注该铸模,并且冷却铸造材料(GM),从而得到牙修复体(D),

[0008] 以及任选的进一步步骤:

[0009] g)精加工该牙修复体(D),和

[0010] h)装饰该牙修复体(D)。

[0011] 本发明还涉及用于通过CAD铸造工艺制造牙修复体(D)的方法中的埋封胶(EM),优先用于根据本发明的制造牙修复体(D)的方法中的埋封胶(EM),包含或由以下组成:

[0012] -5~50重量%、优选10~30重量%的铝酸钙水泥,

[0013] -40~95重量%,优选70~90重量%的一种或多种耐火填料,

[0014] 以及,任选的

[0015] -0~5重量%的硫酸钙,和/或

[0016] -0~6重量%的一种或多种另外的添加剂,

[0017] 其中,该埋封胶(EM)具有0~0.75%、优选为0~0.3%、特别优选为0~0.1%的线性凝固膨胀(线性凝固膨胀的测定见下文)。

[0018] 此外,本发明还涉及到本发明的埋封胶(EM)在通过CAD铸造工艺制造牙修复体(D)中的用途,优先在根据本发明的方法制造牙修复体(D)中的用途。

[0019] 本发明的其他方面将在下文的说明、实施例和所附权利要求书中给出。

[0020] 在传统的牙技术中,对于牙修复体的浇注,特别是模型浇注或牙冠和牙桥的浇注,蜡或光硬化塑料的模型的塑造是在预先准备好的阳模上实现的,其显示了患者的口腔状况或其中一部分状况。蜡或塑料模型的三维尺寸和因此所生成的牙修复体是相同的。通常用埋封胶内嵌蜡或塑料模型并在埋封胶硬化后被烧灼,从而获得铸模。随后,所需的铸造材料倒入制备好的铸模中,以待铸造材料冷却后获得牙修复体。

[0021] 牙技术的新发展基于CAD/CAM技术。在这方面,蜡或塑料模型的塑造不再是如上文所述的阳模,而是虚拟的。通常,为了获得三维数字数据,要么先在患者的口腔中扫描患者的牙列或部分牙列,要么先配制患者的牙列或部分牙列的印模,然后将其扫描。之后,在所

获得的数据的基础上,通常通过打印或立体光刻构建蜡或塑料模型,以获得一个模型,其鉴于它的空间尺寸,与制造的牙修复体相符合,然后(作为工作模型)根据传统的上文所述的方法,用埋封胶包住,为的是在除去蜡或塑料模型后(通常通过烧灼)取得铸模,其用铸造材料浇注,以获得所需的牙修复体。此外,以下出版物对这种方法进行了描述:“US7463942B2, US7383094B2, US669134B2, US6915178B2, US6957118B2, DE3003435A1, [Schweiger:,,Rapid Prototyping-Technik der Zukunft?“,Dental-labor, 7(2004), S.1109]und [Schweiger:,,Rapid Prototyping–Neue Fertigungswege in der Zahntechnik und Zahnmedizin“,DIGITAL\_DENTAL.NEWS,2(2008),S.36]”。

[0022] 在现有技术中已知的是,在制造牙科工艺的铸件时使用耐火埋封胶,其膨胀值抵消了所使用铸造材料的不可避免的收缩(在铸模浇注后铸造材料的冷却)。

[0023] 由于浇注后,因为固态铸造材料的热膨胀,以及可能会发生的晶体结构的改变,在凝固的铸造材料的冷却过程中铸件会收缩。通过在凝固的铸件的冷却过程中的铸造材料的收缩,原始尺寸发生改变,这就发生了所谓的“固体收缩”。因此,在本发明的上下文中,“固体收缩”可理解为在达到铸造材料的凝固温度或其固相线温度之后,作为铸造材料使用的合金冷却到室温过程中发生的收缩。这通常随着铸造材料是不同的。某些铸造材料的固体收缩程度通常作为收缩率,给出了相关材料的线性膨胀系数 $\alpha$ (也可称为线性热膨胀系数或热膨胀)。

[0024] 在现有技术中,尝试用能(部分或全部)抵消收缩的埋封胶的膨胀来应付铸造材料的收缩,即固体收缩。为控制埋封胶的膨胀率,往往会添加石英或其它 $SiO_2$ 结晶的变型(例如,方英石)。埋封胶的膨胀属性可以通过用于与埋封胶混合使用的混合液的类型和浓度进一步控制,尤其是通过其中所含的二氧化硅纳米粒子的类型和浓度进一步控制。埋封胶至由硬化的埋封胶产生的铸模的整体膨胀,通常由凝固膨胀,即硬化过程中埋封胶的膨胀,以及可能的埋封胶的热膨胀组成,该热膨胀通常发生在烧灼经包埋的蜡或塑料模型时。因此,通常会这样设计使用的埋封胶,使它能够在冷却过程中(通常是在室温下)由它的凝固膨胀和可能的热膨胀补偿铸造材料的固体收缩。因此,通常根据所使用铸造材料选择合适的埋封胶以及相关的混合液。

[0025] 然而,这种做法带来了一些弊端。因为,如上所述,经常在这样的埋封胶里掺入结晶 $SiO_2$ 以达到所要求的热膨胀性。然而,在使用石英或其它结晶 $SiO_2$ 变型的条件下,尤其是在长年未受保护地暴露在牙科实验室的条件下,会有得硅肺或甚至得肺癌的风险。

[0026] 除此之外,尤其是通常使用的埋封胶的凝固膨胀波动大。因此,这(另外取决于所使用粘合剂的类型和质地)在搅拌过程中(例如,鉴于处理温度、搅拌时间和速度),特别是在不同条件下会有所不同。此外适用:最大可达到的埋封胶的凝固膨胀值越大,绝对波动也就越高。

[0027] 这种做法的另一弊端是,对于固体收缩不同的不同铸造材料,通常必须分别选择不同组合的埋封胶和混合液。因此,在更换所使用的铸造材料时通常也必须更换埋封胶和/或混合液,这会显著延缓或干扰工作或生产的进程。

[0028] 此外,特别于对结合磷酸盐的埋封胶,在一个铸模里制造具有不同适应症的牙修复体且同时适配好是不可能的。因此,例如必须将“6号”牙的套(,,6-er“Teleskop)和前牙套彼此分开(用不同的混合液浓度)包埋和浇注。

[0029] 另一个在制造定制牙修复体时的挑战是浇注铸模后在冷却过程中由铸造材料的不均匀凝固而导致的变形。如此,例如,较薄的区域比较厚的更快冷却。在现有技术中,没有说明一个统一的做法来描述如何避免浇注时这样的变形。个别解决这个问题的尝试是,例如已知的术语“核包埋”。然而,这种方法的缺点在于,两种不同的埋封胶是必需的并且必须要被混合。此外,制造过程会延缓,因为当第一埋封胶硬化或凝固时才能加入第二种埋封胶。

[0030] 因此,其结果是需要一种改进的方法来制造定制的牙修复体,优选通过CAD铸造工艺,其可避免或至少减少上述缺点。

[0031] 本发明目的的其它方面会在下文以及特别是在权利要求书中给出。

[0032] 本发明的首要目的是通过CAD铸造工艺制造牙修复体(D)的方法,包括以下步骤:

[0033] a)获取患者牙列或部分牙列的三维数字数据,

[0034] b)利用获取的三维数字数据设计虚拟的牙修复体(VD),其中所述虚拟的牙修复体(VD)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,

[0035] c)使用所设计的虚拟牙修复体制造模型(M),使得该模型(M)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,

[0036] d)将该模型(M)包埋在埋封胶(EM)中,

[0037] e)硬化该埋封胶(EM)并除去模型,从而获得铸模,

[0038] f)用铸造材料(GM)填充、优选浇注该铸模,并且冷却铸造材料(GM),从而得到牙修复体(D),

[0039] 以及任选的进一步步骤:

[0040] g)精加工该牙修复体(D),和

[0041] h)装饰该牙修复体(D)。

[0042] CAD铸造工艺是指基于CAD模型(这里指:虚拟的牙修复体(VD))制作可包埋模型(这里指:模型(M)),然后用埋封胶包埋,以便在除去模型后从硬化的埋封胶中得到铸模,可用所需的铸造材料填充或浇注该铸模。

[0043] 在本发明的上下文中,牙修复体(D)优选为用于牙齿替代物,特别是牙冠、牙桥和义牙,或辅助部件(例如附件(Stege)和连接杆(Geschiebe))的支架。

[0044] 步骤a)中的三维数字数据的获得通过a1)扫描患者口腔中的牙列或部分牙列,或a2)制作患者的牙列或部分牙列的印模,且随后扫描该印模或部分印模而进行。这里通常使用本领域技术人员惯用的扫描方法。

[0045] 在步骤b)中,使用步骤a)中获取的三维数字数据设计(entwerfen)虚拟的牙修复体(VD),其相对于所要制造的牙修复体(D)是膨胀的。基于这种膨胀的虚拟牙修复体(VD),在步骤c)中做出模型(M),优选蜡模型或塑料模型(M),其相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,优选与虚拟的牙修复体(VD)尺寸相同。因此,模型(M)就其尺寸优选完全对应所设计的虚拟牙修复体(VD)。

[0046] 在上下文中,印模“相对于所要制造的牙修复体(D)是膨胀的”理解为,虚拟牙修复体(VD)或模型(M)相对于所要制造的牙修复体(D)要么完全要么至少部分,即在一个或多个(所选择的)区域内,是膨胀的。在此,有利地是,不但(在完全膨胀的范围内)在铸造材料(GM)的冷却过程中发生的铸造材料的整体固体收缩(见上文),而且(有可能地在选定区域

内的额外的、至少部分膨胀的范围内)任何变形,特别是由于所制造的牙修复体(D)具有不同厚度的区域,可以全部或至少部分地得到补偿,以避免或至少减少任何的不匹配。特别是薄壁区域或其部分(例如,模型浇注的夹持部或牙桥的桥帽)可以根据本发明有利地提供额外的膨胀。以这种方式可以特别有利地制造适配度高的大牙桥(Brücken)。

[0047] 如上所述,就像现有技术所描述的那样,铸造材料的不可避免的固体收缩通常仅通过埋封胶的整体膨胀来补偿。其中,马弗炉(Muffel)、即由埋封胶产生的铸模的整体膨胀,在常见的埋封胶系统中由凝固膨胀以及可能的埋封胶的热膨胀(见上文)组成。埋封胶的选择以及混合液的类型和浓度尤其取决于所使用的铸造材料。

[0048] 然而,根据本发明,任何尺寸变化,特别是由铸造材料(GM)的固体收缩或由任何的变形所造成的尺寸变化,可以有利地在设计虚拟牙修复体(VD)和制造模型(M)时就加以考虑。有利地是,在这里也能考虑到所使用的埋封胶(EM)的整体膨胀。因此,在本发明方法的范围内,可以任意组合埋封胶、混合液和铸造材料(GM)。对于本领域技术人员不言而喻的是,选择时应优先确保埋封胶(EM)的整体膨胀小于铸造材料(GM)的(预计)固体膨胀。

[0049] (预计的)铸造材料(GM)的固态膨胀或收缩率可以通过外推(直到凝固或固相线温度)确定为足够近似铸造材料(GM)的线性热膨胀系数。线性热膨胀系数是优选通过热膨胀仪(例如,通过Bähr公司的DIL801)由在室温至优选600°C的温度范围内的测量来确定的。

[0050] 在下文中,示例性地指出了适于牙目的所选的铸造材料的固体收缩的常见范围或常见收缩率(分别针对相对长度变化):

[0051] -不含贵金属的合金或铸造材料:例如,CoCr合金(固体收缩在约2.0%~约2.6%的范围内),NiCr合金(固体收缩在约1.8%~约2.3%的范围内),钛(固体收缩在约1.5%~约1.6%的范围内),

[0052] -贵金属或合金:例如,高含金量的合金或钯基合金(固体收缩在约1.3%~约2%的范围内),

[0053] -银基合金:固体收缩在约1.7%~约2.1%的范围内。

[0054] 因为所使用的铸造材料(GM)的固体收缩能依照本发明全部或部分地通过虚拟牙修复体(VD)和模型(M)的膨胀获得补偿(如上文所述),并且没有补偿或没有充分的补偿必须通过使用膨胀材料(Expansionsmasse)来实现,所以本发明的方法实现了使用不同的铸造材料制造牙修复体,其中确定的埋封胶和相关的混合液可以连续地工作。

[0055] 特别优选的是本发明的方法(见上文),其中虚拟牙修复体(VD)和/或模型(M)相对于所制造的牙修复体(D)总共膨胀0.025%~3%,优选膨胀1%~约2.5%,基于相对长度变化。即,(膨胀)变化针对的是长度。

[0056] 在所选范围内的虚拟牙修复体(VD)或模型(M)的可能的附加膨胀,根据一个优选的本发明实施例,位于0.025%~1%的范围内,特别优选位于0.05%~0.2%的范围内,其中(膨胀)变化针对的是长度,即针对相对长度变化。

[0057] 因此,本发明的方法(见上文)特别优选的是,其中虚拟牙修复体(VD)和/或模型(M)相对于要制造的牙修复体(D)的膨胀是不相同的。依照本发明,有利地是,可以向特别是薄壁区域或部分(例如,模型浇注的夹持部或牙桥的桥帽)相对于其它区域或部分提供不同的或额外的膨胀。因此,本发明的方法(如上文所述)是特别优选的,其中虚拟牙修复体(VD)和/或模型(M)的一个或多个区域相对于所制造的牙修复体(D)(与其它区域相比)是额外膨

胀的,其中在虚拟牙修复体(VD)或模型(M)的一个或多个所选区域内的额外的膨胀优选在0.025%~1%的范围内,特别优选在0.05%~0.2%的范围内,其中(膨胀)变化针对的是长度,即针对相对长度变化。

[0058] 在本发明方法的范围内,在根据步骤b)设计虚拟牙修复体(VD)时要特别考虑埋封胶(EM)、相关混合液和所使用的铸造材料(GM)的选择。

[0059] 在本发明方法的范围内,可能发生的预计的变形(见上文)可以有利地加以考虑,其中虚拟牙修复体(VD)或模型(M)的一个或多个区域相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,以使在进一步的制造过程范围内可能出现的变形部分或优选全部地得到补偿。

[0060] 因此,在本发明方法的范围内,在设计虚拟牙修复体(VD)时,除埋封胶(EM)、相关的混合液以及所使用的铸造材料(GM)之外,还要考虑其它因素,例如厚度不同的区域或设计不同的元件和在所制造的牙修复体(D)中的排列或牙修复体(D)的大小。

[0061] 此外,在本发明方法的范围内,有利地考虑到铸模以及铸造材料(GM)的大小和/或冷却速度。通常铸模的冷却和铸造材料(GM)的冷却或凝固发生在室温空气中。然而,提高冷却速度,例如通过使用(冷却)水浴,是部分有利的。快速冷却可以正面地影响牙修复体(D)的组织结构。由此,可以得到例如更牢固和/或断裂伸长更好的牙修复体(D)。此外,通过快速冷却可整体加速制造过程。然而,增加的冷却速度却导致了铸造材料(GM)内部(从外到内)的温度梯度的升高,以至于铸造材料(GM)不均匀凝固,其再度导致变形和与之相关联的失配,从而产生危害。然而,通过在设计虚拟牙修复体(VD)时考虑到可凭经验确定的所预计到的变形,本发明提供的方法可有利地减少或者甚至避免这样的失配。(根据经验确定这种变形可参见:Egner-Walter,,,Vorhersage des Verzugs dünnwandiger Druckgußteile“,Giesserei93,12(2006),S.26)。因此,相比传统的方法,本发明的方法适合其中冷却速度应被增加的CAD铸造工艺法。

[0062] 总之,在本发明方法的范围内,在设计虚拟牙修复体(VD)时优选考虑上述的不同因素,以确定相对于所制造的牙修复体(D)的膨胀程度(以及在选定区域内可能的(额外的)膨胀)。为此目的,优选使用自动地或通过用户输入不同的需考虑因素的程序来获取。基于这些获取的因素,可以自动地或通过用户向虚拟牙修复体(VD)分配一个或多个不同的放大系数(相对于要制造的牙修复体(D))。

[0063] 在本发明方法的步骤b)中,在设计虚拟牙修复体(VD)时优选首先根据预计的铸造材料(GM)的固体收缩和任选的埋封胶(EM)的整体膨胀来确定一致的放大系数。然后,优选(根据经验)确定牙修复体不同区域或元件的另一个任选不同的放大系数,以便任选地补偿所预计的变形。任选地,另外(根据经验)依照不同区域或元素的位置确定该不同的放大系数。因此,例如相比后牙区的区域或元件,在前牙区的区域或元件部分地需要较小的放大系数。

[0064] 因此,与本发明方法相关特别优选的是,在建立虚拟牙修复体(VD)和制造模型(M)时任选地考虑要制造的牙修复体的不同几何结构。为了确保要制造牙修复体更加匹配,在本发明方法的范围内(例如,为铸模(牙板和夹持部)、为牙帽(磨牙和前牙)和为(3号、6号和9号牙)牙桥)首先分别用不同的放大系数制造具有不同几何结构的标准件的(标准)模型。之后,包埋该(标准)模型并且接着烧灼以获得合适的铸模。在用所需的铸造材料(GM)浇注铸模之后可获得不同的(标准)牙修复体。通过用(标准)牙修复体的匹配检测可以确定特别

合适的方法系数,用来确定虚拟牙修复体(VD)或模型(M)整体的经带设定的膨胀以及特定区域或元件的待设定的膨胀。

[0065] 在步骤f)中用于填充、优选浇注铸模的铸造材料(GM)选自钴、镍、铬、钛、金、银、钯及其合金。

[0066] 有利地是,在本文中所描述的模型(M)适合包埋在埋封胶(EM)中并且在埋封胶(EM)硬化后可以从中去除,其中优选通过烧灼的方式除去。

[0067] 该模型(M)优选为蜡模型或塑料模型(M)。在本发明范围内,优先用于制造模型(M)的待使用的方法是:例如,铣削,立体光刻,激光烧结,激光熔化,三维打印,熔融沉积成型(FDM),其中模型材料的燃烧残余物优选小于0.1%(见EN ISO15854:2005(D))。特别优选的是,该模型(M)是通过快速成型(RP)技术制造的蜡模型或塑料模型(M)。

[0068] 在本发明范围内,无论是蜡模型(M)还是塑料模型(M)都是特别优选的。蜡模型(M)通常具有亦即特别有利的熔化特性,以至于在通过烧灼除去蜡模型(M)时在铸模里产生充分小的应力,这反过来又降低了铸模出现断裂或裂纹的风险,特别是对于所制造的大块的或体积大的牙修复体而言。然而,塑料模型(M)鉴于其更好的可加工性是特别优选的,因为与蜡模型相比其在高温下、特别是在高达60°C的温度下,很少或根本没有变形的倾向。

[0069] 如上所述,本发明的方法包括任选的附加步骤g)或附加步骤g)和h)。精加工和可能地装饰牙修复体(D)可以根据本领域的常规方法实施。

[0070] 鉴于以上实施方式,本发明的方法(如上所述)是特别有利的,其中

[0071] (i)虚拟牙修复体(VD),和/或

[0072] (ii)模型(M)

[0073] 相对于所制造的牙修复体(D)是膨胀的,使得在冷却铸造材料(GM)中出现的铸造材料(GM)的固体收缩被部分地或全部地补偿。

[0074] 如果在本发明方法的范围内使用这样一种埋封胶(EM),在制造牙修复体(D)的过程中要考虑其整体膨胀,即凝固膨胀以及可能发生的热膨胀,其至少部分地补偿了铸造材料(GM)的固体收缩,那么优选的是:虚拟牙修复体(VD)和模型(M)相对于要制造的牙修复体(D)是膨胀的,以在范围内补偿铸造材料(GM)冷却时预计的固体收缩,使得一方面在埋封胶(EM)硬化时出现的埋封胶(EM)的膨胀(凝固膨胀)以及可能的(例如,在模型(M)烧灼时的)热膨胀和虚拟牙修复体(VD)所选择的膨胀与另一方面在铸造材料(GM)冷却时出现的固体收缩完全或至少几乎完全地相互抵消。这里优选使用整体膨胀小于铸造材料(GM)固体收缩的埋封胶(EM)。

[0075] 根据本发明的一方面,在本发明方法的范围内特别优选的是,虚拟牙修复体(VD)和/或模型(M)相对于所制造的牙修复体(D)是膨胀的,以这种方式可平衡(补偿)25%或更多、优选50%或更多、特别优选75%或更多的铸造材料(GM)的固体收缩。

[0076] 如果在本发明方法(如上所述)的范围内,仅通过或几乎仅通过在步骤b)和c)中所选择的膨胀能够全部或至少几乎全部地补偿使铸造材料(GM)的固体收缩,根据本发明优选的是使用整体膨胀尽可能低、特别是凝固膨胀尽可能低的埋封胶(EM)。这样的埋封胶提供的优势是,在步骤b)和c)中待选的放大系数主要取决于铸造材料(GM)的固体收缩,而不或至少几乎不取决于所使用的埋封胶(EM)。将在下面更详细地描述这样的(本发明的)埋封胶(EM)。

[0077] 因此,本发明的另一方面涉及用于通过CAD铸造工艺制造牙修复体(D)的方法中的(可硬化的)埋封胶(EM),优选为用于本发明方法中(如上所述)的(可硬化的)埋封胶(EM),包含或由以下组成:

[0078] -5~50重量%,优选10~30重量%的铝酸钙水泥,优选根据DIN EN14647的氧化铝水泥,

[0079] -40~95重量%,优选70~90重量%的一种或多种耐火填料,

[0080] 以及任选的

[0081] -0~5重量%的硫酸钙,和/或

[0082] -0~6重量%的一种或多种另外的添加剂

[0083] 其中,该埋封胶(EM)具有0~0.75%、优选为0~0.3%、特别优选为0~0.1%的线性凝固膨胀,即,其中埋封胶(EM)在硬化(凝固)期间、特别在本发明方法的步骤e)中的硬化期间(如上所述)膨胀0~0.75%,优选为0~0.3%,特别优选为0~0.1%,基于相对长度变化,即,其中(膨胀)变化基于长度。

[0084] 在本发明的范围内,埋封胶(EM)的线性膨胀是根据Dreyer-Jörgensen结构来确定的。这里,用表面皿覆盖在一个直立的、使用(可硬化的)埋封胶(EM)填充的铸造环的表面上,用千分表测量其在硬化过程中由于埋封胶(EM)的膨胀引起的位移。(详细请见:K.D.Dreyer-Jörgensen, „Study of the setting expansion of gypsum“, Acta Odontol Scand, 21, 227(1973))。

[0085] 优选地,在包埋模型(M)前将包含水或优选由水组成的混合液加入所述埋封胶(EM)中,从而使埋封胶以可流动的砂浆的形式存在。混合液、优选水的总量(重量%)与埋封胶(EM)(参见上文)其余成分的总量(重量%)的比例优选在10:100至30:100的范围内,再优选在15:100至20:100的范围内。

[0086] 在现有技术中已知的牙埋封胶,即,用于制造牙修复体的埋封胶通常由磷酸铵和氧化镁的粘合剂系统构成。这里,如前文中所描述,通常如此选择埋封胶,以使其能够通过它的整体膨胀补偿铸造材料的固体收缩。

[0087] 然而与此相反,在本发明的范围内,优选地是整体膨胀具有特别低的埋封胶。特别优选地是用于本发明方法(如上所述)中的埋封胶(如上所述),其中,步骤e)中的模型(M)在比步骤f)中填充或浇注时所选温度低约450°C的预热温度条件下通过烧灼被除去,以及其中埋封胶(EM)在从室温加热到该预热温度时膨胀0~0.75%,优选膨胀0~0.3%,特别优选0~0.1%,基于相对长度变化。长度变化,即,在从室温加热到预热温度时埋封胶(EM)长度的相对(百分比)变化,在本发明范围内通过膨胀仪(Bähr公司的DIL801)来确定(参见上文)。

[0088] 对于在本发明方法的步骤f)中优选的是,所发生的使用铸造材料(GM)浇注铸模取决于所使用的铸造材料(GM)的(浇注)温度优选自以下范围:

[0089] -1300°C~1600°C,特别是在使用不含贵金属的合金作为铸造材料(GM)时(例如,CoCr-合金或NiCr-合金),

[0090] -1100°C~1350°C,特别是在使用高含金量的合金作为铸造材料(GM)时,

[0091] -1325°C~1500°C,特别是在使用钯基合金作为铸造材料(GM)时,

[0092] -1150°C~1350°C,特别是在使用银基合金作为铸造材料(GM)时,以及

[0093] -1750°C~1850°C,特别是在使用钛作为铸造材料(GM)时。

[0094] 预热温度优选位于650~1250°C的范围内,特别优选位于700~1000°C的范围内。如果钛作为铸造材料(GM)使用,预热温度特别优选位于900~1250°C的范围内,其中热膨胀优选在约为1100°C的温度范围内确定。

[0095] 在上文所述的预热温度下通过烧灼除去模型(M)(由于因此而预热的铸模)有利地导致了特别好的铸造结果。对于理想的结果来说,预热温度的选择取决于所使用的铸造材料(GM)。

[0096] 氧化铝水泥作为粘合剂已广泛应用于建筑行业。同时也作为砂浆配方中的纯粘合剂。氧化铝水泥也已知为耐火粘合剂,主要用于高炉封套和高品质的建筑化学制剂。同样,铝酸钙一般结合硫酸钙作为钙矾石形成的粘合剂组分用作稠密的砂浆(例如,描述可见EP1785405A2和US2006/0118006A1)。根据现有技术,已经在(牙)精密铸造领域中使用氧化铝水泥或铝酸钙作为粘合剂(例如,可见US2081558和US2911311)。此外,已经提出将牙用填料与铝酸钙水泥的组合作为粘合剂(例如,可见US4689080,US6620232B1)。

[0097] 特别是对于熔点非常高的合金(例如,钛合金和锆合金),已经描述了含有铝酸钙的埋封胶(例如,可见EP1461173B1和EP1611977B1)。EP1461173B1描述了一种例如含有铝酸钙的埋封胶,其按照EP1461173B1中的权利要求1针对高熔点的合金使用。在说明书中作为这种铸造材料提到钛和钛合金。然而根据EP1461173B1,与本发明相反的是,铸造材料的固体收缩不通过(特意选择的)虚拟牙修复体(VD)或模型(M)(如上所述)相对于要制造的牙修复体的膨胀来获得。而是根据EP1461173B1,就像引言中与已知的现有技术相关的描述那样,铸造材料固体收缩的补偿由埋封胶的(补偿性)膨胀来产生。所需的埋封胶的膨胀在这种情况下通过加入所选择的成分来控制。在这种情况下,例如氧化铝和氧化镁生成尖晶石的反应被提及要高于850°C,其中所导致的埋封胶的热膨胀对应于(根据EP1461173B1所应用的)钛合金的固体收缩。根据EP1461173B1,钛合金的固体收缩低与市售的牙科用合金(例如,金或铬钴合金),以使在EP1461173B1中所描述的埋封胶具有趋向于较低的(热)膨胀。然而,在EP1461173B1中没有提及与本发明描述相关的埋封胶,特别是如上所述具有线性凝固膨胀的埋封胶。

[0098] 本发明的埋封胶(EM)(如上所述)具有特别低的、优选不具有(线性)凝固膨胀。使用这样的本发明优选的埋封胶(EM)有利地导致,在(如上所述的)本发明方法的步骤b)中,可以不依赖于或至少大致不依赖于埋封胶(EM)的整体膨胀来确定放大系数。此外,不存在的或足够低的凝固膨胀在使用相同选择的埋封胶进行多个制造过程时有利地导致了更低的绝对波动,因此,能达到保持一致的铸造效果。

[0099] 鉴于上述的、本发明优选的埋封胶(EM)具有足够低的热膨胀,可以相对于传统的埋封胶而言降低结晶SiO<sub>2</sub>在该埋封胶中所占比例。因此,特别优选地是本发明的埋封胶(EM)包含少于30重量%,优选少于10重量%,更优选少于1重量%的结晶SiO<sub>2</sub>,特别优选该埋封胶(EM)不含结晶SiO<sub>2</sub>。因此,可降低或避免得硅肺以及肺癌的风险。

[0100] 根据本发明的基于氧化铝水泥的埋封胶(EM)的另一优势是储存稳定性高,特别是相比于结合磷酸盐的粘合剂体系。此外,有利地是,本发明埋封胶(EM)的成分就其组成以及可能存在的杂质而言有利地不具有强烈的波动,所以能够获得可重复的结果。

[0101] 此外,本发明埋封胶(EM)的一个特别优势在于,水、特别是蒸馏水可用作该埋封胶

(EM)的混合液,因此,不需要特别的混合液,其可能会负面影响牙修复体的制造。

[0102] 根据本发明,埋封胶(EM)(如上所述)优选为,其中耐火填料中的一种、多种或全部选自氧化铝(Tonerde),特别片状氧化铝和反应性氧化铝,尖晶石( $MgAl_2O_4$ )、莫来石、锆莫来石、无定形 $SiO_2$ ,特别是熔凝硅石(Quarzgut)、结晶 $SiO_2$ 、特别是石英以及其它结晶 $SiO_2$ 的变型(例如方石英)和矿物纤维。所含的成分可以各自被包含在不同的晶粒级分中。

[0103] 本发明的埋封胶(EM)特别优选包含或由以下成分组成:

[0104] -5~50重量%的铝酸钙水泥,

[0105] -10~30重量%的无定形 $SiO_2$ 、特别是熔凝硅石,

[0106] -10~70重量%的氧化铝( $Al_2O_3$ ),

[0107] -0~40重量%的尖晶石,

[0108] -0~10重量%的矿物纤维,

[0109] -0~5重量%的硫酸钙( $\alpha$ 半水化合物、硬石膏),

[0110] -0~1重量%的促凝剂,以及

[0111] -0~3重量%的分散剂。

[0112] 促凝剂不仅可以被包含在埋封胶中(如上所述)而且也可被包含在混合液中(如上所述)。本发明中使用的促凝剂优选为水溶性的。作为促凝剂优选使用锂盐,特别优选碳酸锂。碳酸锂可以直接作为粉末或以粉末成分的涂料形式,或者作为干混料被加入到上述埋封胶(EM)中,或者溶解在混合液,特别是(去离子)水中。

[0113] 如果埋封胶(EM)作为干混料存在并且不包含促凝剂,那么根据本发明优选地是使用包含促凝剂的混合液。这里,促凝剂基于混合液总重量的比例优选为0.01~0.1重量%,更优选为0.03~0.08重量%。促凝剂特别优选为碳酸锂。

[0114] 作为分散剂,本发明优选使用分散性氧化铝,即,氧化铝用不仅是分散剂而且优选为促凝剂(例如碳酸锂)进行包覆或混合。

[0115] 在本发明的范围内,上述埋封胶和混合液的粘合剂体系的凝固优选是水硬的。

[0116] 本发明的埋封胶(EM)(如上所述),特别是前文指定为优选的埋封胶(EM),特别好地适合于在本发明方法中的用途(如上所述)。

[0117] 因此,本发明根据另一特别优选的方面涉及一种通过CAD铸造工艺制造牙修复体(D)的本发明的方法(如上所述),其中,在步骤d)中用于包封模型(M)的埋封胶(EM)是根据本发明的埋封胶(如上所述)。上文相应的说明对于该方法的优选的实施方式也是适用的。

[0118] 本发明的另一方面涉及根据本发明的埋封胶(EM)用于通过CAD铸造工艺制造牙修复体(D)(如上所述)的用途,优选用于根据本发明方法的制造(如上所述)的用途。在此,前述相应的说明对于埋封胶(EM)以及制造牙修复体(D)的方法的优选实施方式也是适用的。

[0119] 下面借助实施例对本发明进行详细说明。然而,所选实施例只代表在本发明范围内的一个优选实例。本发明的其它方面和优选的实例如上文所述。

## 实施例

[0120] 根据本发明的埋封胶(EM)的制造以及在制造牙修复体(D)方法中的用途:

[0121] 以下成分用于制造根据本发明的埋封胶(EM):

[0122]

成分	描述	比例[重量]
铝酸钙水泥	CA-270(Almatis)	29.985
熔凝硅石	TECO-SIL50/100	15.0
氧化铝(Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	T60;0(-0.3mm)(Almatis)	10.0
氧化铝(Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	T60;-45μm LI(Almatis)	5.0
氧化铝(Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	E-SY1000(Almatis)	25.0
尖晶石	AR78;-45μm(Almatis)	6.5
尖晶石	AR78;-90μm(Almatis)	7.0
分散性氧化铝(Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	ADW1(Almatis)	1.5
促进剂(Li <sub>2</sub> CO <sub>3</sub> )	<100μm(Chemetall)	0.015

[0123] 各成分通过混合器均匀地混合(60秒,在BEGO的EasyMix中)。将蒸馏水加入到干混物中用以搅拌埋封胶(17ml液体加入100g干混物)并且之后用搅拌器(BEGO的EasyMix)搅拌60秒。

[0124] 用所得的可流动的砂浆,即,也包含混合液(这里指水)的埋封胶,将蜡模型(M),也就是油3个部分的蜡制牙桥,包埋并且在真空干燥箱中放置15分钟。20到30分钟后,取出硬化的铸模(马弗炉)并且放置在1000°C的预热炉中。1小时后,将铸造材料(GM)(这里是:BEGO生产的Wirobond280合金)浇注进预热过的铸模中。在室温下彻底冷却铸模后将牙修复体剥离。