



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106535817 A

(43)申请公布日 2017.03.22

(21)申请号 201580039800.7

(22)申请日 2015.07.13

(30)优先权数据

102014110154.5 2014.07.18 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.01.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/065997 2015.07.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/008857 DE 2016.01.21

(71)申请人 贺利氏古萨有限公司

地址 德国哈瑙市

(72)发明人 乌韦·伯姆 马蒂亚斯·芬克

(74)专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理有限公司 11112

代理人 张天舒 张杰

(51)Int.Cl.

A61C 13/08(2006.01)

A61C 19/045(2006.01)

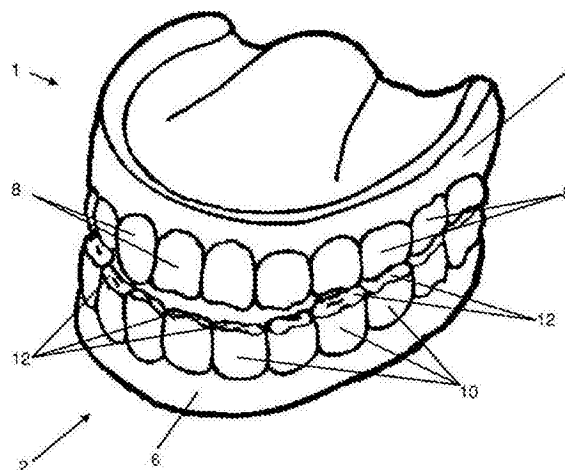
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

用于确定磨耗面的义齿

(57)摘要

本发明涉及用于确定磨耗面的临时义齿,具有至少一个假牙(8,10),其中至少该假牙(8,10)或至少其中一个所述假牙(8,10)的咬合面(12)由可磨损材料制造,从而在由患者作为义齿使用最多12周内在假牙(8,10)上出现适于确定患者颌骨的咀嚼运动的磨耗面。本发明还涉及用于由被测的磨耗面确定整副假牙的咀嚼运动的方法,其中患者装上由可磨损材料构成的临时义齿,优选是根据权利要求1至8之一所述的义齿,以及涉及制作最终义齿的方法。



1. 一种用于确定磨耗面的临时义齿,其具有至少一个假牙(8,10),其中,
至少该假牙(8,10)的或至少其中一个所述假牙(8,10)的咬合面(12)由可磨损材料制造,从而在患者作为义齿使用最多12周内,在所述假牙(8,10)上出现适于确定患者颌骨的咀嚼运动的磨耗面,其中,在至少其中一个在最多12周内出现的所述磨耗面上磨损掉至少0.1mm的材料厚度。
2. 根据权利要求1所述的义齿,其特征是,所述磨耗面因所述义齿正常使用最多4周而出现,最好最多两天出现;和/或其中,在至少其中一个所出现的磨耗面上磨损掉至少0.5mm的材料厚度。
3. 根据权利要求1或2所述的义齿,其特征是,如此提供所述可磨损材料,即,在所述可磨损材料的一个平坦表面上,在针对具有4.75mm直径的氧化铝球的水下4600次循环的双介质磨损中出现 0.01mm^3 – 4mm^3 的体积损失,最好出现 0.05mm^3 – 3mm^3 的体积损失,尤其最好是 0.1mm^3 – 2mm^3 的体积损失,其中,在每个循环中所述氧化铝球被放置到所述顶面上,随后以50N的力在该材料的平坦表面上滚动0.8mm,接着又从该表面抬离。
4. 根据权利要求3所述的义齿,其特征是,由所述双介质磨损造成的所述体积损失在SD Mechatronik有限公司的咀嚼模拟仪CS-4.2中完成。
5. 根据前述权利要求之一所述的义齿,其特征是,该临时义齿通过快速原型法或磨蚀方法进行,优选通过塑料或蜡的熔层模制/制造(FLM)、塑料或蜡且尤其是丙烯腈-丁二烯-苯乙烯共聚物或者聚交酯的熔合沉积模制(FDM)、塑料膜的层叠物体模制(LOM)、塑料膜的层叠制造(LLM)、塑料或蜡的电子束熔化(EBM)、蜡或塑料且尤其是热塑性塑料或紫外敏感型光敏聚合物、聚酰胺浇注件的多射流成型(MJM)、塑料的选择性激光熔化(SLM)、塑料或蜡尤其是热塑性塑料如聚碳酸酯、聚酰胺或聚氯乙烯的选择性激光烧结(SLS)、塑料颗粒或塑料粉末的3D打印(3DP)、塑料或蜡的空间复杂成型(SPM)、塑料或蜡的光固化立体成型(STL或SLA)、尤其是液态树脂、热固性塑料或弹性体材料的磨削或者多轴铣削法或者光聚合液态塑料的数字光处理(DLP)。
6. 根据前述权利要求之一所述的义齿,其特征是,所述可磨损材料是生物相容的。
7. 根据前述权利要求之一所述的义齿,其特征是,这个咬合面(12)或这些咬合面(12)、这个或这些冠端、所述假牙(8,10)或假牙列、所述上颌义齿(1)或下颌义齿(2)或者整个临时义齿是由所述可磨损材料制造的。
8. 根据前述权利要求之一所述的义齿,其特征是,所述假牙(8,10)的处于咬合中的咬合面(12)分别由所述可磨损材料与另一更耐磨材料配对地构成,其中,尤其是所述更耐磨材料比第一材料硬,其中,上颌(1)的假牙(8,10)或下颌(2)的假牙(8,10)优选由所述可磨损材料制造。
9. 根据前述权利要求之一所述的方法,其特征是,所述可磨损材料具有树脂玻璃、未交联的聚甲基丙烯酸甲酯和/或未填充的、未横向交联的热塑性塑料,优选所述可磨损材料是树脂玻璃、未交联的聚甲基丙烯酸甲酯或未填充的、未横向交联的热塑性塑料。
10. 一种用于根据被测的磨耗面来确定整副假牙的咀嚼运动的方法,其中,患者装上由可磨损材料构成的临时义齿且优选是根据权利要求1至9之一所述的义齿,并且在所述临时义齿使用最多12周之后,优选在所述临时义齿使用最多4周之后,测量所述义齿上的磨耗面并且由被测的磨耗面计算患者的整副假牙的咀嚼运动。

11. 根据权利要求10所述的方法,其特征是,所述临时义齿是借助快速原型法或借助磨蚀方法来制造的。

12. 根据权利要求10或11所述的方法,其特征是,在所述临时义齿的制作之前确定中心。

13. 根据权利要求10至12之一所述的方法,其特征是,用扫描仪来测量所使用的临时义齿的磨耗面,借助计算机确定所述磨耗面的位置、深度和/或形状,优选通过将所使用的临时义齿与未用的临时义齿的照片或者未用的临时义齿的CAD模型相比较,所述临时义齿是基于所述CAD模型制造的,并且根据如此获得的关于磨耗面的数据来计算颌骨的咀嚼运动。

14. 一种制作最终义齿的方法,其中,采用了根据权利要求10至13之一所述的方法,并且其中,基于利用临时义齿所确定的关于患者颌骨咀嚼运动的数据来计算最终义齿的假牙(8,10)的位置和取向,并且根据所述计算制作最终义齿,尤其利用CAD-CAM方法。

用于确定磨耗面的义齿

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定磨耗面的临时义齿。本发明也涉及用于由被测的磨耗面确定整副义齿的咀嚼运动的方法和用于制作最终义齿的方法。

背景技术

[0002] 常用方法是义齿模拟制作。即,为了制造义齿基托,当前为此大多采用模拟方法,在这里首先取患者无齿颌骨的模子。由该模子制造一个用牙肉色塑料浇注的模具。在塑料硬化后,塑料被精加工以获得期望形状。接着,装入义齿至模腔中并且在浇注过程中与义齿基托相连。

[0003] 为了制作义齿,依靠蜡在未镶牙的颌骨的石膏模上单独人工制作假牙。蜡假体在下一步骤中被嵌入装有石膏、硅树脂或凝胶(根据随后的加工技术而定)的小玻璃管中,以便随后在嵌埋材料硬化后用热水洗出蜡基体并提供用于假体塑料的空腔。此时假牙留在嵌埋材料中。相应的塑料被注入或浇入空腔内,人们由此在塑料硬化后获得义齿。在批量预制牙齿的安装时,由牙科技师和或许牙医使所述牙齿匹配患者的各自口腔状况且对其打磨。

[0004] 由WO 91/07141 A1公开了一种义齿制作方法,在这里,在该方法中根据模子由塑料块铣制出义齿基托。已经有第一种方法例如由DE 10 2009 056 752 A1或WO 2013 124 452 A1所公开的方法,其中,数字制作半口义齿或全口义齿并通过CAD-CAM方法来制造。利用CAD-CAM方法制造义齿的优化方法还由EP 1 444 965 A2公开了。

[0005] 这些已知方法的缺点是,假牙在其被装在义齿基托中时通常必须在患者处被再次修整。为此,假牙必须被咬合打磨,或者假牙从义齿基托中被取出,在根侧被打磨且随后又被装入。义齿咬合功能大多是人工测量的,做法是采用染色小片,患者随后应在颌骨闭合情况下在染色小片上进行咀嚼运动。彼此剧烈摩擦和高压的区域被染色且随后被牙医磨削掉。在这里,已经有比较先进的方法,其中,咀嚼运动借助牙合架来确定。这样的方法有以下缺点,其通常只能不完全地确定出患者的自然咀嚼运动。另外,为了没有不利地影响到假牙的形状和外观,牙医必须在假牙的咬合研磨中费些精力。

发明内容

[0006] 本发明的任务在于克服现有技术的缺点。尤其应该找到以下可能,即尽量在义齿正常使用时确定患者咀嚼运动,以便由此实现最终义齿制作时的改善。同时,此时所用的方法应尽量简单实行且最好被自动化或可被自动化。颌骨运动的确定此时应该尽量涉及有待制作的最终义齿。但同时该方法不应该太复杂。

[0007] 本发明的任务将通过一种用于确定磨耗面的临时义齿来完成,其具有至少一个假牙,其中,至少该假牙的或至少其中一个所述假牙的咬合面由可磨损材料制造,从而在患者作为义齿使用最多12周内,在所述假牙上出现磨耗面,其适于确定患者颌骨的咀嚼运动。

[0008] 在调查或确定患者颌骨的咀嚼运动时,这些磨耗面与其位置和深度相关地被测量,或许也与其形状相关地被测量,且从如此获得的数据反算出颌骨的咀嚼功能或咀嚼运

动。

[0009] 在此可以规定,在至少其中一个在最多12周内出现的磨耗面上磨损掉至少0.1mm的材料厚度,尤其磨损掉至少0.5mm的材料厚度,其中优选该磨耗面因正常使用义齿最多12周、尤其最好最多4周而出现,更优选是最多2天而出现。

[0010] 由此保证该磨耗面足以允许结合被测的磨耗面来充分精确地确定咀嚼运动。

[0011] 根据本发明的一个特别优选的实施方式可以规定,如此提供该可磨损材料,即,在可磨损材料的平坦表面上,在针对具有4.75mm直径的氧化铝球的水下4600次循环的双介质磨损中,出现 0.01mm^3 – 4mm^3 的体积损失,最好是 0.05mm^3 – 3mm^3 的体积损失,尤其最好是 0.1mm^3 – 2mm^3 的体积损失,在这里,在每次循环中将氧化铝球放在所述表面上,随后以50N的力在材料的平坦表面上滚动0.8mm,接着又被抬离该表面。

[0012] 该材料的这种可磨损性对于构成本发明的临时义齿是非常适用的,因为临时义齿磨损的“跨度”在不同患者正常使用临时义齿时,适于将在临时义齿使用中所出现的磨耗面用来质量足够高地确定患者颌骨的咀嚼功能。磨耗面的质量在下述情况是足够的:即,咀嚼功能被准确确定,以致最终义齿(其是通过如此获得的用于咀嚼功能的数据制作的)就咬合而言被精确调节而使最终义齿匹配于患者,最好不再需要由牙医或牙科技师通过适配于患者而进行进一步的咬合面精加工。它可以通过传统方式被检查,就像在牙医处的咬合检查时常见的那样。

[0013] 另外在此实施方式中可以规定,由双介质磨损造成的体积损失是在SD Mechatronik有限公司的咀嚼模拟仪CS-4.2或CS-4.4中完成的。

[0014] 该结构很好地适用于标准化所述磨损和进而适于标准化并限定可磨损材料的性能。

[0015] 利用一个改进方案也可以规定,该临时义齿用快速原型法或磨蚀方法制造,最好用塑料或蜡的熔层成型/制造(FLM)、塑料或蜡且尤其是丙烯腈-丁二烯-苯乙烯共聚物或聚交酯的熔融沉积成型(FDM)、塑料膜的层叠成型(LOM)、塑料膜的层叠制造(LLM)、塑料或蜡的电子束熔化(EBM)、蜡或塑料且尤其是热塑性塑料或紫外敏感型光敏聚合物、聚酰胺浇注件的多射流成型(MJM)、塑料的选择性激光熔化(SLM)、塑料或蜡且尤其是热塑性塑料如聚碳酸酯聚酰胺或聚氯乙烯的选择性激光烧结(SLS)、塑料颗粒或塑料粉末的3D打印(3DP)、塑料或蜡的空间复杂成型(SPM)、塑料或蜡的光固化立体成型(STL或SLA)、尤其是液态树脂、热固性塑料或弹性体材料的磨削或多轴铣削或者光聚合液态塑料的数字光处理(DLP)。

[0016] 利用这些方法,临时义齿可以容易地全自动制造。尤其在使用现代的CAD-CAM情况下,也可容易地将本来就需要的数据用于临时义齿的制造。

[0017] 为了用在患者上而需要该可磨损材料是生物相容的。

[0018] 由此保证在磨损时出现的颗粒不影响患者。

[0019] 可以规定,这个或这些咬合面、这个或这些冠端、这个假牙或假牙列、上颌义齿或下颌义齿或整个临时义齿是由可磨损材料制造的。

[0020] 术语“冠”(拉丁语corona)是指:在齿冠上且朝向齿冠,作为牙齿的位置和方向描述,包含牙齿或假牙的咬合表面和包围咬合表面的周围区域。

[0021] 这些部分足以实现本发明的方法,其中有目的地借助临时义齿来确定患者颌骨的咀嚼功能。为了实现临时义齿的舒适安放,临时义齿的义齿基托由不同于可磨损材料的材

料制造可能是有利的。当整个临时义齿由可磨损材料制造时,人们获得特别廉价的临时义齿。

[0022] 根据本发明的一个尤其优选的改进方案而提出,处于咬合的假牙咬合面分别由可磨损材料与另一更耐磨材料配对地构成,其中,尤其是该更耐磨材料比第一材料硬,在这里,该上颌假牙或下颌假牙优选由可磨损材料制造。

[0023] 由此一来,该磨耗面可以有目的地在某些假牙例如在上颌假牙的或下颌假牙的咬合面上产生。这对于确定咀嚼运动是很有利的,因为在临时义齿使用时出现的磨耗面的相互影响于是被排除,因而在确定咀嚼运动时不必再被考虑。

[0024] 本发明也优选可以规定,该可磨损材料具有树脂玻璃、未交联的聚甲基丙烯酸甲酯和/或未填充的、未横向交联的热塑性塑料,该可磨损材料优选是树脂玻璃、未交联的聚甲基丙烯酸甲酯或未填充的未横向交联的热塑性塑料。

[0025] 这些材料可以良好地以期望的物理性能来产生,从而得到期望的可磨损性。因交联减弱,所述材料的结构固着被如此削弱,即在机械载荷情况下可轻易地使得颗粒脱离所述材料,因而得到更高的磨损速率。

[0026] 本发明所基于的任务将通过一种用于由被测的磨耗面确定整副假牙的咀嚼运动的方法来解决,其中患者装上由可磨损材料构成的临时义齿且优选是本发明的义齿,并且在临时义齿使用最多12周之后,最好在临时义齿使用最多4周之后,在义齿上的这些磨耗面被测量,并且由被测的磨耗面计算患者整副假牙的咀嚼运动。

[0027] 该咀嚼运动最好被动态确定。

[0028] 在这样的方法中可以规定,该临时义齿借助快速原型法或借助磨蚀方法来制作。

[0029] 另外也可以规定,在制作临时义齿前确定该中心。

[0030] 在确定颌骨中心时,带有牙齿和/或匹配义齿的上颌和下颌的相对位置是在患者颌骨的压合(咬合)状态下来确定的。

[0031] 由此可以保证所产生的临时义齿关于咬合被如此良好地预调节,即该磨耗面并未受到由颌骨错误咬合而失真的咀嚼运动的影响。

[0032] 利用本发明方法的一个优选改进方案也提出,用扫描仪测量所用的临时义齿的磨耗面,用计算机确定该磨耗面的位置、深度和/或形状,最好通过将未用的临时义齿的照片或未用的临时义齿的CAD模型(据此制作临时义齿)与所用的临时义齿相互比较,并且由如此获得的关于磨耗面的数据来计算该颌骨的咀嚼运动。该磨耗面可以借助台式扫描仪通过牙科模型或者所用临时义齿的口腔内照片来确定。

[0033] 由此一来,该方法可以自动化,从而整个方法可借助合适的计算机程序来执行。

[0034] 最后,本发明所基于的任务也通过一种用于制作最终义齿的方法来完成,其中采用了以上的用于由磨耗面确定咀嚼运动的方法,并且基于用临时义齿确定的关于患者颌骨的咀嚼运动的数据来计算最终义齿的假牙的位置和取向,并且据此尤其利用CAD-CAM方法来制造最终义齿。

[0035] 本发明基于以下出乎意料的认识,通过使用易磨损的或可磨损的临时义齿而做到了在短时间内在颌骨自然运动情况下或在患者正常使用中在临时义齿中出现磨耗面,其适用于确定或求出患者颌骨的自然咀嚼运动。于是,可以从磨耗面的位置、深度和形状很好地推断出颌骨咀嚼运动,其随后适于优化最终义齿的结构。通过本发明,提供用于制造功能优

化的临时义齿的方法和材料。

[0036] 本发明所基于的构想可如下所示,在该中心用已知方法确定之后,通过传统方法或借助快速原型法或磨蚀方法(例如自动磨削或铣削)制造廉价的临时义齿。所用材料是生物相容的。至少在临时义齿的局部即用于上颌或下颌的临时义齿中,人造假牙或至少其咬合面由很易磨损的材料制造,从而在短暂佩戴后(最好若干小时至若干天)就出现磨耗面。如此制作的临时义齿只用于在无齿颌骨情况下尽量快速地由咀嚼运动构造出功能优化的假牙。

[0037] 随后测量的磨损例如用合适的软件来分析。由此应允许构造出功能优化的义齿并且通过已知方法作为最终义齿来实现或制作。

[0038] 为了确定所用材料的可磨损性并进而能确定该可磨损材料适用于本发明的临时义齿,例如且本发明所优选地,可以执行双介质磨损(咀嚼模拟)。此时,这样的方法的过程例如如下:

[0039] • 由期望的或所考虑的可磨损材料制作待检物,并且在预制REM载体(9mm直径)中制作或提供配对体(4.75mm直径的氧化铝球),

[0040] • 根据制造商规定条件将该待检物聚合化,

[0041] • 试样首先用1000号SiC纸且接着用4000号SiC纸湿法打磨,

[0042] • 接着通过采用以下的分别重复5000次的循环使试样接受热交变负荷:

[0043] 1. 浸入5摄氏度冷水中30秒;

[0044] 2. 滴水10秒;

[0045] 3. 浸入55摄氏度热水中30秒;

[0046] 4. 滴水10秒。

[0047] • 在热负荷或与热负荷相关的5000次循环结束之后,待检物和配对体被置入咀嚼模拟仪中(此时待检物始终位于水下)。在真正的磨损操作过程中进行4600次下述循环:

[0048] 1. 以50N的力将配对体安放到试样上;

[0049] 2. 在此载荷下使试样水平运动0.8mm;和

[0050] 3. 将配对体抬离试样。

[0051] • 因所述运动过程而在试样上出现明显可见的圆形至略呈椭圆形的凹坑。

[0052] 例如可以如下进行结果或磨损凹坑的分析:

[0053] 所出现的凹坑的分析利用非接触式表面激光扫描仪进行(微对焦系统)。

[0054] 测量 $2.5\text{mm} \times 2.5\text{mm}$ 的面积(根据模子尺寸也可以是 $3 \times 3\text{mm}^2$)。此时要注意,该待测的凹坑关于总测量面积是居中的(凹坑周边可以被用来对准待检物方向的软件所采用或所需要)。

[0055] 激光确定磨损面或凹坑的表面状况。在此,每个凹坑的最大深度以微米为单位来确定,而体积损失以立方毫米为单位来确定。

[0056] 作为咀嚼模拟仪,例如可以采用SD Mechatronik有限公司(过去是Willytec有限公司)的CS-4.2或CS-4.4。作为试验参数,在此可以采用以下参数:行程高度5.0mm,行程深度0.8mm,下降速度20mm/s,上升速度50mm/s,前进速度30mm/s,回行速度50mm/s,试样载荷50N。作为配对体,可以采用4.75mm直径的氧化铝(Al_2O_3)球。

[0057] 合适的表面扫描仪可以从OPM有限公司得到。在此,作为测量参数可以选择: $2.5 \times$

2.5mm²的测量面积(需要时,3×3mm²),分辨率为100像素/mm,z轴分辨率是0.1μm。

附图说明

[0058] 以下,结合示意所示的图来描述本发明的其它实施例,但此时不限制本发明。图1示出根据本发明的临时义齿的示意图。

具体实施方式

[0059] 所示的临时义齿是由两部分构成的全口义齿,其作为辅助部件,被用于制作最终义齿,以供完全无齿的颌骨所用。由两个部分构成的义齿由上颌义齿1和下颌义齿2组成。上颌义齿1具有义齿基托4。下颌义齿2也具有义齿基托6。

[0060] 义齿基托4、6在患者处安放在无齿的颌骨鞍上。在义齿基托4、6中设有上颌的假牙8齿列和下颌的假牙10齿列。上颌的假牙8齿列形成与下颌假牙10的咬合平面。吻合的咬合平面是利用已知的中心确定方法确定的。

[0061] 在根据图1的透视图只能看到下颌义齿6的假牙10的咬合面12。上颌义齿4的假牙8具有对应的咬合面,但其在图1中因为立体关系而看不到。上颌义齿4的假牙8的咬合面在压合(咬合)状态下贴靠下颌义齿6的假牙10的咬合面12。

[0062] 下颌义齿6的假牙10的咬合面12由(易)可磨损材料构成,即由比传统常用于构造假牙的材料明显更易磨损的材料构成。就是说,该可磨损材料比传统常用于构造假牙的材料更快速磨损至少两倍,优选比传统常用于构造假牙的材料更快速磨损至少10倍。

[0063] 上颌义齿4的假牙8的对应咬合面优选由传统常用于构造假牙的材料构成,即由更耐磨材料构成。但或者,上颌义齿4的假牙8的咬合面也可以由与下颌义齿6的假牙10的咬合面12相同的可磨损材料构成。可磨损材料的厚度最好是在0.1mm至5mm之间,在这里,可磨损材料的厚度可以匹配于对应材料的可磨损性和/或匹配于患者所加载荷。例如对于咬合能力弱的老年患者或在安放面或牙鞍座的已知问题如炎症问题时,选择更能磨损(即更易磨损或更快磨损)的材料。但或者,整个假牙10或整个假牙8、10或者整个下颌义齿2和/或整个上颌义齿1也可以由可磨损材料构成。

[0064] 义齿1、2在使用中摩擦且咬合面12局部相互研磨。此时,咬合面12的可磨损材料随着时间推移被磨损或除去或局部形状缩小。如此出现的磨损区域被称为磨耗面。咀嚼运动的频繁程度和强度就远景(几小时至几周,视材料可磨损性来定)来看确定了磨耗面的位置、形状和深度以及磨耗面的磨损体积。这些磨耗面非均匀分布,因为假牙8、10在所完成的咀嚼运动中并未在所有咬合面12处相互碰撞且也没有同样频繁地以相同压力及在相同长度范围上下滑动或摩擦。因而,所述磨耗面表征了患者咀嚼运动。

[0065] 因易磨蚀的可磨损材料而实现了:与最终义齿时通常期望相比,该磨耗面更快地磨损。在临时义齿有针对性咀嚼运动几小时至正常使用几周之后,可以取下临时义齿。

[0066] 理论上,也可如此选择可磨损材料的可磨损性,即在几次咀嚼运动之后就出现磨耗面。对此可能有意义的是,患者此时几次漱口以从口腔除去磨损材料。于是,临时义齿代替利用已知的染色小片的“高度校验”(在这里,牙医可以依靠最终义齿上的染色识别出在咀嚼运动中起干扰作用的区域并可磨削掉该区域)。

[0067] 这些磨耗面借助扫描仪在患者口腔内或最好在外面来确定。磨耗面的形状、位置

和/或深度用计算机来分析以便回推或反算出患者颌骨的典型咀嚼运动。在此,临时义齿的初始形状可以在计算中被考虑进来,做法是:从新临时义齿的外形中减去所用临时义齿的外形。理论上,仅冠区的外形或者仅假牙咬合面的外形彼此相减就够了。对此,应该能识别出或限定出不变的固定点。新临时义齿的外形尤其在其通过CAD-CAM方法制造即临时义齿的外表面的CAD模型是已知的且已被存储起来时,是清楚知道的。因而,如此制作的临时义齿或这种方法是本发明所优选的。

[0068] 如此确定的咀嚼运动可以被用于为患者制作出与咀嚼运动相匹配的最终义齿。

[0069] 在之前的说明以及在权利要求书、附图和实施例中公开的本发明特征不仅可以单独地也可以在任何组合形式中对于以各种不同的实施方式实现本发明来说是重要的。

[0070] 附图标记说明

[0071] 1 上颌义齿

[0072] 2 下颌义齿

[0073] 4 上颌义齿基托

[0074] 6 下颌义齿基托

[0075] 8 上颌假牙

[0076] 10 下颌假牙

[0077] 12 咬合面

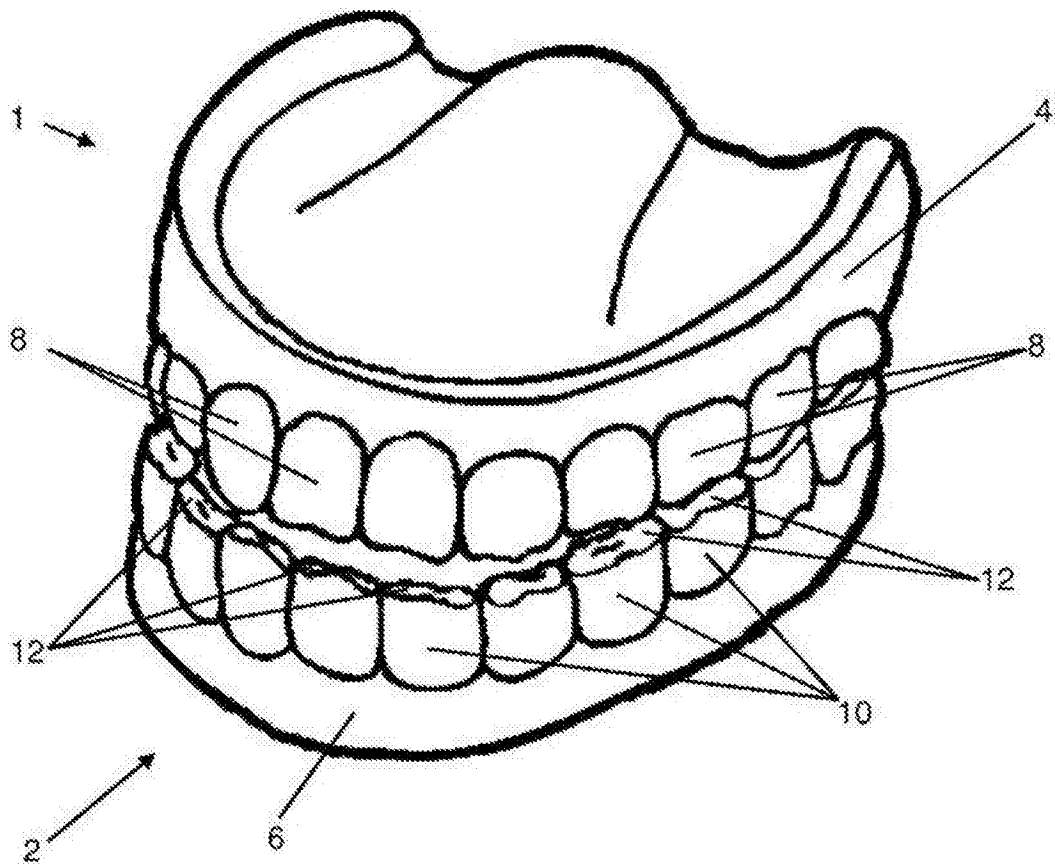


图1