

文章编号:1000-582X(2011)08-080-06

部分烧结氧化锆陶瓷的齿科修复体磨削加工

雷小宝,廖文和,张霖,戴宁

(南京航空航天大学机电学院,江苏南京 210016)

摘要:介绍了口腔修复用部分烧结氧化钇稳定四方相氧化锆(Y-TZP)陶瓷的材料性能及切削性能,分析了齿科CAD/CAM修复的技术流程和磨削加工齿科修复体所需具备的一些基础理论与技术装备,给出了一个基于部分烧结氧化锆材料的磨牙冠磨削加工实例,其具体加工分2步:1)采用 $\Phi 1.6$ mm的柱形标准金刚石磨针,以较大材料去除率的磨削参数(主轴转速40 000 r/min,磨削深度0.2 mm,进给速度300 mm/min)快速加工出磨牙冠的型面,以提高齿科修复的效率。2)因磨牙冠表面形状复杂,故采用 $\Phi 0.8$ mm的球头锥形磨针,精磨参数采用:主轴转速40 000 r/min,磨削深度0.06 mm,进给速度100 mm/min,加工出光洁的磨牙冠表面,形貌检测表明其表面质量高,符合医学齿科修复的要求。

关键词:四方相氧化锆;部分烧结;牙科陶瓷;牙科修复体;假牙;磨削加工;磨牙冠

中图分类号:TH-122, R782

文献标志码:A

Grinding dental prosthesis using partial sintered zirconia ceramics

LEI Xiao-bao, LIAO Wen-he, ZHANG Lin, DAI Ning

(College of Mechanical-Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, Jiangsu, P. R. China)

Abstract: The properties and cutting performance of partial sintered Y_2O_3 -stabilized tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP) have been introduced. Then, the CAD/CAM technological chain in the field of dental restoration, the basic grinding theory and technical equipment which are necessary for dental restoration have also been analyzed. Finally, an example for grinding molar crown using partial sintered zirconia has been provided, the specific processing are divided into two steps: 1) using standard cylindrical dental diamond burs which is $\Phi 1.6$ mm to fabricate the molar crown with grinding parameters (spindle speed 40 000 r/min, grinding depth 0.2 mm, feed rate 300 mm/min) that have high material removal rate; 2) using dental diamond burs with ball-end cone wheel, whose diameter is 0.8 mm, with spindle speed 40 000 r/min, grinding depth 0.06 mm, feed rate 100 mm/min, to fine grinding the surface of molar crown. After processing, the surface quality of the molar crown has been tested high and is consistent with the requirements of dental restoration.

Key words: Y-TZP; partial sintered; dental ceramics; dental restoration; dental prostheses; abrasive grinding; molar crown

收稿日期:2011-03-20

基金项目:国家科技支撑计划资助项目(2009BAI81B02);教育部博士点基金资助项目(20070287055);南京航空航天大学基本科研业务费专项科研资助项目(NS2010143)

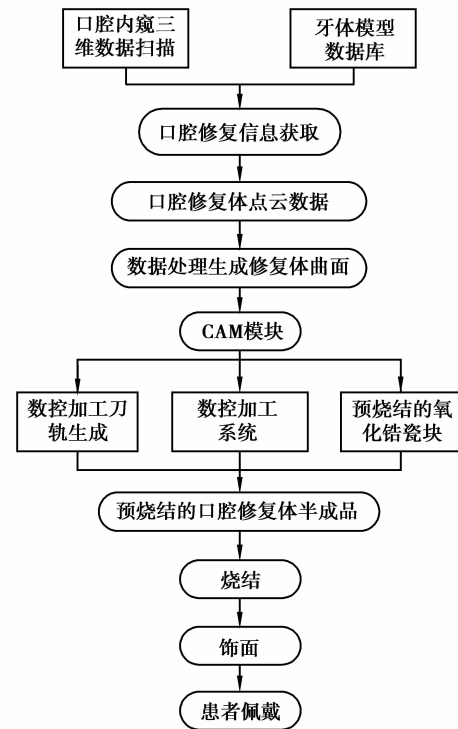
作者简介:雷小宝(1979-),男,博士研究生,主要从事数字化口腔修复体制造技术及其装备的研究,(E-mail) lei8080@nuaa.edu.cn。

牙体及牙列缺损是临床常见的问题,解决这一问题较好的修复方法是进行嵌体或冠桥修复。用于口腔中的可切削材料不仅要求其要有良好的生物相容性,而且还要求具有良好的机械加工性能,现在应用最广的瓷熔附金属修复系统中,由于存在金属底层,强度虽得到了保证,但在颈缘处金属颜色会透出,出现影响美观的“颈环”问题,而且非贵金属存在潜在的腐蚀性及对人体的危害性;即使是贵金属也存在少数患者过敏的问题^[1],而陶瓷由于其生物相容性好、材料性能接近牙齿、色泽美观自然、物理化学性能稳定、菌斑不易附着且生物相容性好,在用作口腔人工修复体方面有着无可比拟的优势^[2-4],这其中尤以氧化锆陶瓷的机械性能尤为卓越,但是,因其烧结后的硬度高,难于磨削加工,所以不利于它用于快速制作高度个性化、精密的口腔修复体,然而针对部分烧结氧化锆材料,直接进行 CAM 磨削加工,制造出牙冠、桥体等口腔修复体,再完全烧结得到机械性能优良、适合性良好、美观性符合要求的全瓷修复体的工艺方法可同时满足口腔修复的高效、高质和经济性的要求。国内外对陶瓷制作牙科修复体也有着较多的研究,但主要集中于完全烧结的氧化锆陶瓷、牙科长石瓷(Vita Mark II 齿科陶瓷)和玻璃陶瓷等的可加工性研究(如:Ralph G. Luthardt 等^[5]研究了在不同进给速度和磨削深度的条件下,磨削完全烧结氧化锆瓷块对牙冠表面质量和微观裂纹度的影响;Chang-Ju Ho 等^[6]研究了磨削前后 Y-TZP 材料表面残余应力和裂纹尺寸的变化;闫霞等^[7,8]利用牙科手机进行一系列体外口腔修复体磨削试验研究,确定了口腔修复磨削参数对修复体表面粗糙度影响的主次关系;Dianne Rekow^[9]等研究比较了应用于齿科修复的各类陶瓷材料的力学性能及其优缺点),而对没有完全烧结(即部分烧结)的氧化锆陶瓷的齿科修复体磨削工艺却鲜有研究报道。笔者主要研究针对部分烧结氧化锆瓷块的齿科修复体磨削工艺,为快速口腔修复加工工艺条件的确定打下基础。

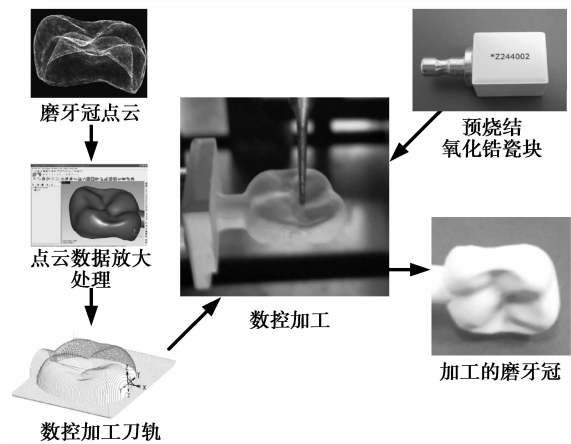
1 齿科 CAD/CAM 修复流程

口腔修复的流程:首先利用三维曲面测量系统测量牙齿的表面形状,与牙体模型数据库中的相应牙齿数据进行比对获得口腔修复信息,再通过 CAD 技术,快速准确地建立牙齿待修复部分的三维数据,然后采用物体三维模型重构技术,根据前面得到的数据重构牙齿的三维实体模型,并将该模型数据转化为陶瓷牙齿的加工数据,最后将加工数据转化为运动控制指令,完成对牙齿三维模型的成型加工制

作^[10],具体流程见图 1(a)。图 1(b)为基于部分烧结氧化锆材料的磨牙冠直接加工示意图。



(a) 口腔修复技术流程



(b) 基于部分烧结氧化锆材料的磨牙冠直接加工

图 1 齿科修复 CAD/CAM

2 齿科修复体 CAM 磨削加工基础

根据单颗牙冠加工表面的情况来看,加工表面可分为牙冠内表面和外表面,其中磨牙的外表面形状最为复杂。牙冠外表面上有多个凸起的嵴,以及不规则的窝和沟^[11-12],牙冠内表面也不同于简单的型腔,且牙冠修复体通常为薄壁件(最薄处厚度约 1 mm),若套用工业产品的走刀方式和切削参数加工氧化锆等牙齿的替代材料,由于切削力的不均匀

性比较明显,加工氧化锆修复体易发生脆裂,而且微小刀具的加工折断可能性很大,加工相对困难。所以应针对齿科修复体的 CAM 加工进行特定的研究。

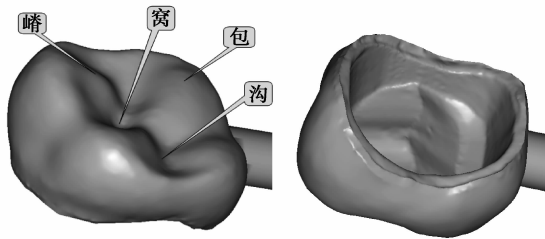


图 2 磨牙牙冠型面特征

2.1 磨削装备

高性能磨削机床系统的开发是开展齿科修复体加工研究的最重要环节。机床的性能主要与主轴、伺服工作台和控制系统有关,齿科修复体加工所用刀具的直径往往非常小,为了达到加工所需的理论切削线速度,微细铣削机床主轴应同时具有高回转精度(径向跳动小于 $5\ \mu\text{m}$)及高转速(40 000 r/min 以上),这就需要先进的电主轴作为技术设备支撑;为了获得高的定位精度,修复体加工机床工作台水平定位精度需小于 $15\ \mu\text{m}/220\ \text{mm}$,转动定位精度小于 $8'$ 。作为前期齿科修复体磨削试验,本文采用各项指标符合要求的北京精雕四轴高速数控机床对设计完成的齿科修复体模型进行磨削加工。

2.2 磨削刀具

义齿加工对磨削刀具提出了很高的要求,临床上使用最多的是金刚石磨针。金刚石磨针通常的制作方法是将一定锐度的金刚石颗粒,依一定的方向、间距以不锈钢磨针中轴为圆心进行粘附或电镀。图 3 表示的是牙科金刚石磨针的结构,它主要由磨针轴柄、金属基体及黏附金属基体表面的金刚石磨粒三部分组成。根据国际规定的金刚石磨粒尺寸,牙科磨针分为四种类型:粗粒度金刚石磨针($125\sim 150\ \mu\text{m}$)、标准金刚石磨针($106\sim 125\ \mu\text{m}$)、细粒度金刚石磨针($53\sim 63\ \mu\text{m}$)和特细金刚石磨针($20\sim$

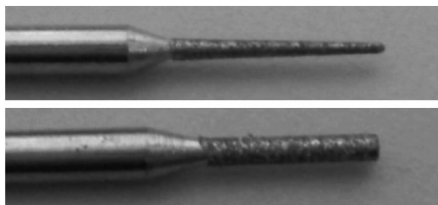
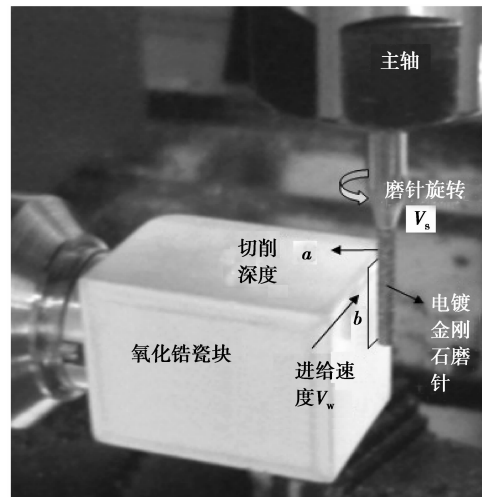


图 3 齿科修复体磨削用电镀金刚石磨针

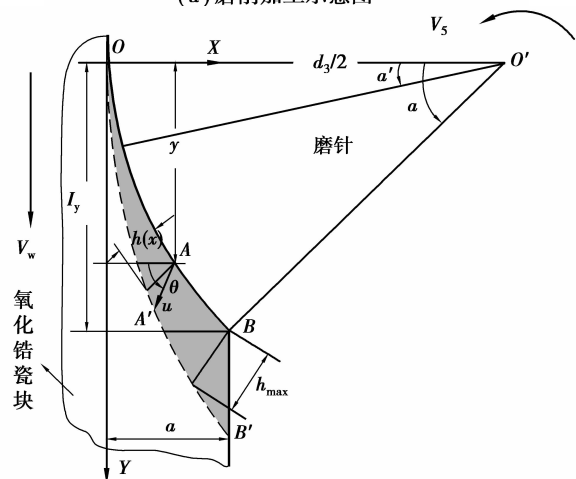
$30\ \mu\text{m}$),其中用于齿科修复体加工一般多采用粗粒度金刚石磨针和标准金刚石磨针^[13]。

2.3 磨削加工机理

磨削加工机理研究对于合理选择切削参数、保证磨削加工质量、提高加工效率意义重大。牙科修复体的磨削加工主要依赖于磨针上多个金刚石磨粒共同作用从而达到将多余材料去除的目的。然而,修复体(或义齿)的磨削加工与一般工程磨削加工存在较大差异,在工程磨削加工中,砂轮的尺寸较大转速较低,而应用于齿科修复中的磨削加工的磨针直径较小,往往只有 $1\sim 2\ \text{mm}$ 左右,且转速较快,能达到 40 000 r/min 左右。图 4(a)所示为义齿磨削加工示意图。



(a) 磨削加工示意图



(b) 单颗磨粒微观切削几何模型

图 4 齿科修复体磨削加工

图 4(a)中 d_s 为磨针直径, V_s 为磨针转速, V_w 为磨针进给速度, a 为磨削深度。图 4(b)中阴影部分表示的是磨针上的某一磨粒从开始接触材料,沿特定路径切削材料,到离开材料表面过程中,材料被去除的面积,它也被定义为单颗磨粒的最大未变形

切屑形状。在笛卡儿直角坐标系中,设在磨粒与材料开始接触点为 O , X 方向为垂直并远离材料切削表面, Y 方向与进给方向相同。图中虚线 $OA'B'$ 为单磨粒切削路径曲线,其方程可推导出为

$$y = (d_s)^{1/2} (1 + V_w/V_s)x^{1/2} \quad (1)$$

式中当 α' 为磨针转过的角度, $0 \leq x \leq a$;

磨针与工件相互作用会产生一个圆弧接触区 OAB , 其方程表示为:

$$y = [(d_s/2)^2 - (x - d_s/2)^2]^{1/2} \quad (2)$$

式中: $0 \leq x \leq a$, $0 \leq y \leq l_y$, $l_y = [(d_s/2)^2 - (d_s/2 - a)^2]^{1/2}$ 。

在接触弧曲线 OAB 与切削路径曲线 $OA'B'$ 之间的材料被去除。磨粒切削厚度 h_x ($h_x = h_{\max}(x/l_c)^2$), $l_c = (ad_s)^{1/2}$ 为圆弧接触区 OAB 的弧长) 从开始切削点 O 到结束切削点 B' 是逐渐增加的, B' 点处的最大切削厚度 $h_{\max} = (3/C \tan \theta)^{1/2} (V_w/V_s)^{1/2} (a/d_s)^{1/4}$, 式中 θ 为未变形切屑三角形截面的半角角度, 其值通常设为 60° , C 是单位面积的有效切削数, 对于标准粒度牙科磨针其值一般为 $20^{[13-14]}$ 。

3 部分烧结氧化锆齿科修复体的磨削

3.1 齿科修复用部分烧结氧化锆材料

氧化锆粉体材料已经被发现很多年了, 广泛适用于人类的医疗领域, 如髋关节置换和口腔修复。实验表明, 氧化锆植入不仅安全无副作用, 而且具有美白, 透明和无金属性等较大优势。较之钛种植体, 氧化锆桥冠和桥体能有效地减少细菌滋生。除此之外, 氧化锆制作的义齿是完美的, 能有效避免骨质流失、无微波差距, 不松动, 且牙齿的软组织是健康的^[15]。

实验所用的部分烧结氧化锆瓷块是由钇稳定四方晶相的氧化锆粉末材料在 30 MPa 压力下压制成型, 然后在 850°C 炉温下烧结制成的, 下文中表 1 列出啦牙科用氧化锆陶瓷的组成成分, 表 2 为牙科用氧化锆陶瓷的技术指标。部分烧结氧化锆硬度较低, 具有很好的切削性能, 方便快速加工牙科修复体。加工出的修复体在 1450°C 左右高温下完全烧结后, 具有高强度、高稳定性、耐蚀性, 故广泛适用于牙冠、牙桥等的齿科修复领域。

表 1 牙科用氧化锆陶瓷的组成成分

组成成分	含量	组成成分	含量
氧化锆	<96%	氧化铝	<1%
氧化钇	>4%	氧化硅	<0.02%
氧化铪	>1%		

表 2 牙科用氧化锆陶瓷的技术指标(未注明为完全烧结)

西诺德系统兼容瓷块	参数
弯曲强度/MPa	800~100
断裂强度/MPa	1 200
断裂韧性 $K_{Ic}/(\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2})$	6.0
维氏硬度 H/MPa	70(部分烧结) 1 200(完全烧结)
弹性模量 E/GPa	210
密度/ $(\text{g} \cdot \text{cm}^{-3})$	3.10(部分烧结) 6.05(完全烧结)
热导率/ $(\text{w} \cdot \text{mk}^{-1})$	2.7
收缩率/%	20.00(22.00)
放大率	1.25
气孔率	0%
化学溶解性/ $(\mu\text{g} \cdot \text{cm}^2)$	2.5
放射性/ $(\text{Bq} \cdot \text{g}^{-1})$	10.50×10^{-3}
烧结温度/ $^\circ\text{C}$	1 450

(数据由秦皇岛爱迪特高技术陶瓷有限公司提供)

3.2 牙冠的磨削加工

一般对于完全烧结氧化锆的磨削加工, 因为材料硬度很高, 磨削力较大, 所以采用较小的磨削深度和进给速度以避免磨削刀具的快速磨损和折断, 这样的话, 加工效率必然较低。在直接磨削部分烧结氧化锆材料的工艺中, 由于其硬度较低, 为提高口腔修复体的加工效率, 粗加工中则可采用 $\Phi 1.6 \text{ mm}$ 的圆柱形磨针以较大的材料去除率快速磨削加工试件。

在磨削实验中, 单位时间内磨针去除材料的体积称为材料去除率, 用 r_e 表示材料去除率的大小直接反映了工件材料去除的快慢, 其计算公式如下

$$r_e = aV_w b \quad (3)$$

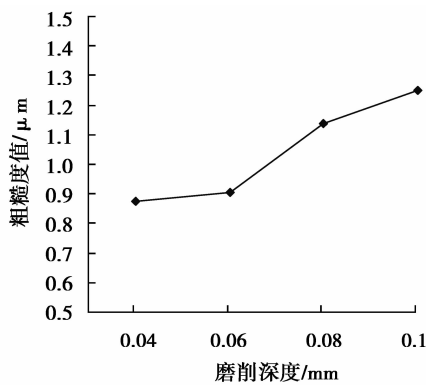
式中 r_e (mm^3/min) 为磨削中试件上的材料去除率, a (mm) 为磨削深度, V_w (mm/min) 为磨针进给速度, b (mm) 为试件与磨针的接触宽度。

经过反复实验, 在保证加工质量的前提下, 本文中粗加工采用主轴转速 $40\ 000 \text{ r}/\text{min}$, 磨削深度 $a = 0.2 \text{ mm}$, 磨针进给速度 $V_w = 300 \text{ mm}/\text{min}$, 试件与磨针的接触宽度随着工件的加工是动态变化的, 这与工件的尺寸和所需加工牙冠的外形有关。

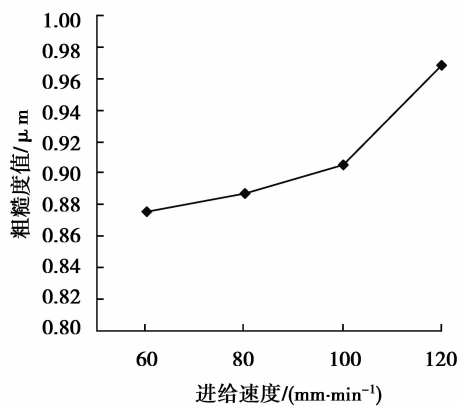
在粗加工出磨牙冠的外形以后, 采用 $\Phi 0.8 \text{ mm}$ 球头锥形磨针进行工件表面精加工磨削, 以便提高其表面质量, 达到使用要求。根据前面分析的磨削

理论可知,随着砂轮速度的增加,单位时间参与切削的有效磨粒数增多,单颗磨粒的未变形切削厚度 h_{\max} 减小,从而使得陶瓷材料的表面粗糙度降低,所以在可能的情况下砂轮的转速应尽量取得大一些,文中砂轮的转速均取40 000 r/min。

由实验可知(见图5):当工件进给速度一定时,氧化锆陶瓷磨削表面粗糙度随切削深度加大而增大,这主要是因为切削深度的增加导致了磨削过程中的磨削力增加,从而使得材料的表面完整性变差,粗糙度增加;当磨削深度一定时而磨削表面粗糙度随着工件进给速度的增加,陶瓷材料表面粗糙度呈上升趋势。这是因为增加工件速度将减少工件单位长度上参与磨削的磨粒数,会使单颗磨粒的未变形切屑厚度 a_{\max} 增大。根据前面的分析,本次精加工实验取:磨削深度 $a=0.06$ mm,磨针进给速度 $V_w=100$ mm/min,加工出的磨牙冠见图6(a)(实际加工后所得零件中的小圆柱体是为便于加工中的夹持定位所设计的,加工完成后需手工去除,并对去除后的残留进行光滑处理)。



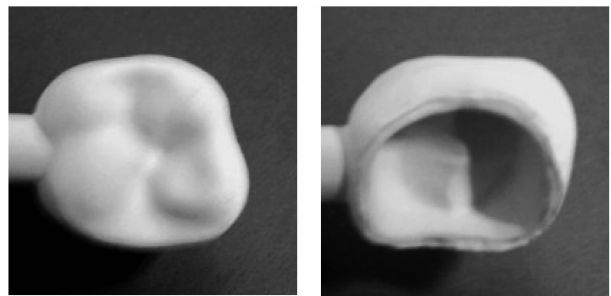
(a) 磨削深度对粗糙度的影响



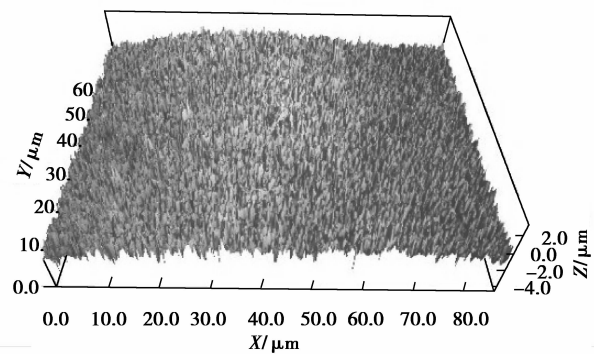
(b) 进给速度对粗糙度的影响

图5 磨削参数对磨削表面粗糙度的影响

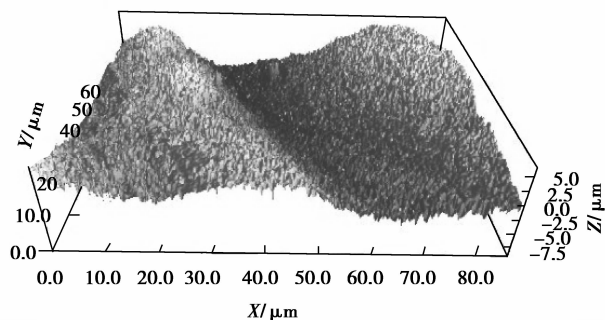
在工件表面形貌及粗糙度的测量中使用美国ADE Phase-shift公司生产的MicroXAM™ 3D Profiler非接触式表面三维形貌仪下拍摄了表面的三维形貌,可以实现工件表面轮廓平均算术偏差 R_a 的精确测量,该测量仪的精度可以达到0.1 nm。实际加工出的磨牙冠测得的形貌照片如图6所示(限于篇幅,仅给出“包”和“嵴”示意),在牙冠表面“包”处所测的粗糙度值为 $R_a=0.563$ μm,“沟”处所测的粗糙度值为 $R_a=0.602$ μm。



(a) 加工出的部分烧结氧化锆磨牙冠



(b) 磨牙冠咬合面“包”处三维形貌



(c) 磨牙冠咬合面“嵴”处三维形貌

图6 加工的磨牙冠及其表面测量形貌照片

采用上述磨削工艺参数,加工三个磨牙冠,并对其不同部位(“包”、“嵴”、“沟”、“窝”)进行形貌及粗糙度测量,具体数据见表3。

表 3 三组部分烧结氧化锆磨牙冠修复体工件
不同位置粗糙度测量数据:

测量位置	粗糙度值 $R_a/\mu\text{m}$
“包”	0.563/0.642/0.517
“嵴”	0.602/0.577/0.624
“沟”	0.745/0.813/0.739
“窝”	0.913/0.895/0.872

由上述加工及测量可见,部分烧结氧化锆磨牙冠的粗糙度值较小,满足医学要求($<10\ \mu\text{m}^{[16]}$)。

4 结 论

基于部分烧结氧化锆(Y-TZP)材料经 CAD/CAM 加工制备高性能牙科修复体的工艺路线切实可行得到的陶瓷修复体有着比较好的表面质量,能很好的符合口腔修复的需要,且由于部分烧结氧化锆材料的可切削性较好,故可采用较大的材料去除率的磨削加工参数来加工修复体,从而加工效率较高,极大的缩短口腔治疗的时间,明显地缩短治疗过程,减轻了患者痛苦。

参考文献:

- [1] 何帅,陈吉华,沈丽娟,等. 牙科氧化锆玻璃陶瓷复合材料的抗弯强度测试[J]. 医学研究生学报,2004,17(3):200-203.
HE SHUAI, CHEN JI-HUA, SHEN LI-JUAN, et al. Measurement of the flexural strength of the Zirconia-glass ceramic composite [J]. Journal of Medical Postgraduates, 2004, 17(3):200-203.
- [2] DENRY I, KELLY J R. State of the art of zirconia for dental applications[J]. Dental materials, 2008, 24(3):299-307.
- [3] BONA A D, KELLY J R. The clinical success of all-ceramic restorations[J]. Journal of the American Dental Association, 2008, 139(s4):8-13.
- [4] 仇越秀,苗鸿雁,夏傲,等. 牙科修复中陶瓷的应用[J]. 陶瓷科学与艺术,2004,38(6):38-43.
QIU YUE-XIU, MIAO HONG-YAN, XIA AO, et al. Application of ceramics in Prosthodontics[J]. Ceramics Science and Art, 2004, 38(6):38-43.
- [5] LUTHARDT R G, HOLZHUTER M S, RUDOLPH H, et al. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia[J]. Dental Materials, 2004, 20(7):655-662.
- [6] HO C J, LIU H C, TUAN W H. Effect of abrasive grinding on the strength of Y-TZP[J]. Journal of the European Ceramic Society, 2009, 29(12):2665-2669.
- [7] 闫霞,韩翼刚,宋晓菲,等. Vita Mark II 齿科陶瓷体外口腔修复磨削表面粗糙度研究[J]. 金刚石与磨料磨具工程, 2007, 157(1):60-63.
YAN XIA, HAN YI-GANG, SONG XIAO-FEI, et al. Study on surface roughness of feldspar porcelain of in vitro intra-oral dental abrasive finishing [J]. Diamond and Abrasives Engineering, 2007, 157(1):60-63.
- [8] YIN L, HAN Y G, SONG X F, et al. In vitro study on high rotation deep removal of ceramic prostheses in dental surgery [J]. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2007, 82(2):334-345.
- [9] REKOW D, THOMPSON V P. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses [J]. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2007, 18(1):47-56.
- [10] 戴宁,周永耀,廖文和,等. 磨牙全颈环 CAD/CAM 内冠的制作 [J]. 生物医学工程学杂志, 2007, 21(1):129-132.
DAI NING, ZHOU YONG-YAO, LIAO WEN-HE, et al. An experimental research on the fabrication of the fused porcelain to CAD/CAM molar crown [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2007, 21(1):129-132.
- [11] SONG Y L, LI J, YIN L, et al. The feature-based posterior crown design in a dental CAD/CAM system [J]. International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2007, 31(11/12):1058-1065.
- [12] REKOW E D, THOMPSON V P, YANG H S. Margin fit of CAD/CAM produced crowns [J]. Journal of Dental Research, 1991, 70(434):1346.
- [13] 宋晓菲. 牙科陶瓷高速手机调磨研究[D]. 天津:天津大学机械工程学院, 2008.
- [14] MALKIN S. Grinding technology: theory and applications of machining with abrasives [M]. New York: Wiley, 1989.
- [15] PETERSON I M, PAJARES A, THOMPSON V P, et al. Mechanical characterization of dental ceramic using hertzian contact [J]. Dental Research, 1998, 77(4):589-602.

(编辑 张小强)