

# 不同表面处理方法对氧化锆与天然牙磨损性能的影响

刘亦洪<sup>1</sup>, 王琳<sup>1</sup>, 司文捷<sup>2</sup>, 陶永青<sup>1</sup>, 邱岩<sup>3</sup>, 包亦望<sup>3</sup>

(1. 北京大学 口腔医学院, 北京 100081)

(2. 清华大学 材料科学与工程系, 北京 100084)

(3. 中国建筑材料科学研究总院 绿色建筑材料国家重点实验室, 北京 100001)

**摘要:** 在微摩擦磨损试验机上, 模拟口腔力学和化学环境, 以天然牙为研究对象, 以不同表面处理的氧化锆为摩擦副, 考察天然牙釉质与不同表面处理氧化锆对磨的摩擦磨损性能。结果表明: 氧化锆表面抛光可以明显减小牙釉质与氧化锆对磨的摩擦系数, 正确的氧化锆抛光方法可以改善天然牙与氧化锆修复体对磨时牙釉质的磨损。常规表面上釉方法处理后的氧化锆在应力作用下表面釉层破碎, 加重牙釉质的磨损。与抛光氧化锆对磨, 牙釉质的磨损类型主要是疲劳磨损, 与未抛光氧化锆对磨, 牙釉质的磨损主要表现为磨粒磨损。

**关键词:** 牙釉质; 氧化锆; 摩擦磨损性能

中图分类号: TG171

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2011)S1-143-04

陶瓷材料凭借优秀的仿真美观效果和生物相容性, 成为替代天然牙硬组织的主要材料之一, 其中氧化锆陶瓷是目前最受青睐的选择, 随着牙科氧化锆材料制备工艺的提高, 其透明度、染色等性能已经达到美观需求, 由原来的氧化锆制作基底冠, 外层烧结玻璃陶瓷制作叠层修复体的方式, 转化为直接通过计算机辅助设计辅助制作 (Computer assistant design and computer assistant machining, CAD/CAM) 成型以氧化锆陶瓷制作完整解剖结构的单层修复体, 从而大大提高了氧化锆全瓷冠的力学性能, 扩大了应用范围。然而由于氧化锆的基本力学参数与天然牙之间有很大差异, 特别是硬度和弹性模量明显大于牙釉质, 氧化锆陶瓷修复体与天然牙在咀嚼运动的过程中, 产生摩擦磨损, 过度的磨损可能造成天然牙损伤。

天然牙的磨损是一个自然过程, 但是天然牙的过度磨损可以引起机体自身器官的损伤。如何尽量减少在使用过程中单层氧化锆修复体对天然牙的磨损是临床应用中迫切需要解决的问题, 目前这方面的报道很少, 研究处于起步阶段。以往对于牙科材料的磨损研究多以滑石模拟天然牙进行摩擦试验, 与临床实际有一定差别<sup>[1-6]</sup>。本研究以天然牙为研究对象, 模拟口腔环境分析天然牙与不同表面处理方法处理后的氧化锆

材料对磨的摩擦磨损特征。

## 1 实验

### 1.1 样品制作

选取正畸减数拔除 13~15 岁青少年未磨耗的双尖牙作为摩擦试验样本, 在环氧树脂中包埋固定, 暴露天然牙颊侧表面的牙釉质至少 5 mm×5 mm 大小的平面, 以 300~2000 目碳化硅砂纸顺序打磨抛光。

球形氧化锆摩擦副的制作采用生物级 3%Y-TZP 粉(TOSOH, 日本)冷等静压成型, 预烧结后 CAD/CAM 切削成型, 最终烧结后进行表面处理。天然牙牙尖半径的范围是 2~4 mm, 为模拟实际情况, 将氧化锆接触端制作成半径 2 mm 球形。氧化锆的表面处理方法包括: 模拟临床不同粒度金刚砂橡皮轮磨光(DZ, 德国), 橡皮轮内金刚砂的粒度分别为 106~125 μm 和 20~30 μm 两种; 模拟临床金刚砂车针 (Mani, 日本) 打磨, 金刚砂粒度为 106~125 μm; 模拟临床薄层饰瓷粉 (Rondo for Zirconia, Procera, Sweden) 调和釉液上釉, 遵照厂家说明书烧结上釉两次。CAD/CAM 技术成型烧结后未经表面处理和 1 μm 金刚砂粉高度抛光两种氧化锆球做对照。

### 1.2 摩擦试验

收稿日期: 2011-02-18

基金项目: 国家自然科学基金 (50872003, 50772103); 北京市自然科学基金项目 (2082026, 2102047); 国家“973”计划 (2009CB623103); “863”项目 (2007AA03Z526)

作者简介: 刘亦洪, 女, 1970 年生, 博士, 副主任医师, 北京大学口腔医学院, 北京 100081, 电话: 010-82195901, E-mail: kqliuyh@163.com

应用微摩擦磨损试验机 (UMT-2, CETR, 美国), 通过球盘法测试天然牙与各种方法处理后牙科氧化锆的摩擦磨损过程。以往学者证实唾液环境对牙科材料的摩擦磨损性能有很大影响<sup>[7]</sup>, 本研究模拟口腔环境在人工唾液介质下进行, 人工唾液的配制方法参考以往学者研究中常用的配方<sup>[8-10]</sup>, 见表 1。正常人咀嚼运动过程中, 咀嚼力在 3~36 N 之间<sup>[11,12]</sup>, 上下颌牙的滑动距离约为 0.9~1.2 mm<sup>[11,12]</sup>。本研究设计垂直载荷值为 4 N, 根据牙釉质的弹性模量计算, 氧化锆球加载于天然牙应力为 220 MPa。摩擦运动方式为往复运动, 位移幅度 1 mm, 频率为 2 Hz, 循环次数 5000 次。通过计算机控制并记录试验过程中不同循环次数下表面摩擦力与位移之间的变化关系, 根据表 2 中牙釉质与氧化锆力学性能参数, 经处理得出摩擦系数等参数的变化曲线。

### 1.3 磨损形貌观察

扫描电子显微镜 (SEM; SSX-550, Shimadzu 岛津, 日本) 观测天然牙釉质表面的磨斑微观形貌, 测量磨斑宽度。

## 2 结果与讨论

### 2.1 天然牙釉质与氧化锆的摩擦系数

摩擦系数和磨损是材料在摩擦过程中的两个属性。摩擦系数反映材料的摩擦学性能, 在测试载荷恒定时, 其值越小, 性能越好<sup>[13]</sup>, 但在口腔咀嚼环境下, 摩擦系数过小会导致食物不易停留在修复体和天然牙之间, 即食物发生“打滑”, 不利于磨碎食物。因此临床应用的修复体与牙釉质之间需要适宜的摩擦系数。本研究中牙釉质与不同表面处理的氧化锆球对磨的摩擦系数随循环次数变化情况如图 1 所示, 可以发现牙釉质与氧化锆的摩擦系数在 0.4~0.6 之间。结合牙釉质

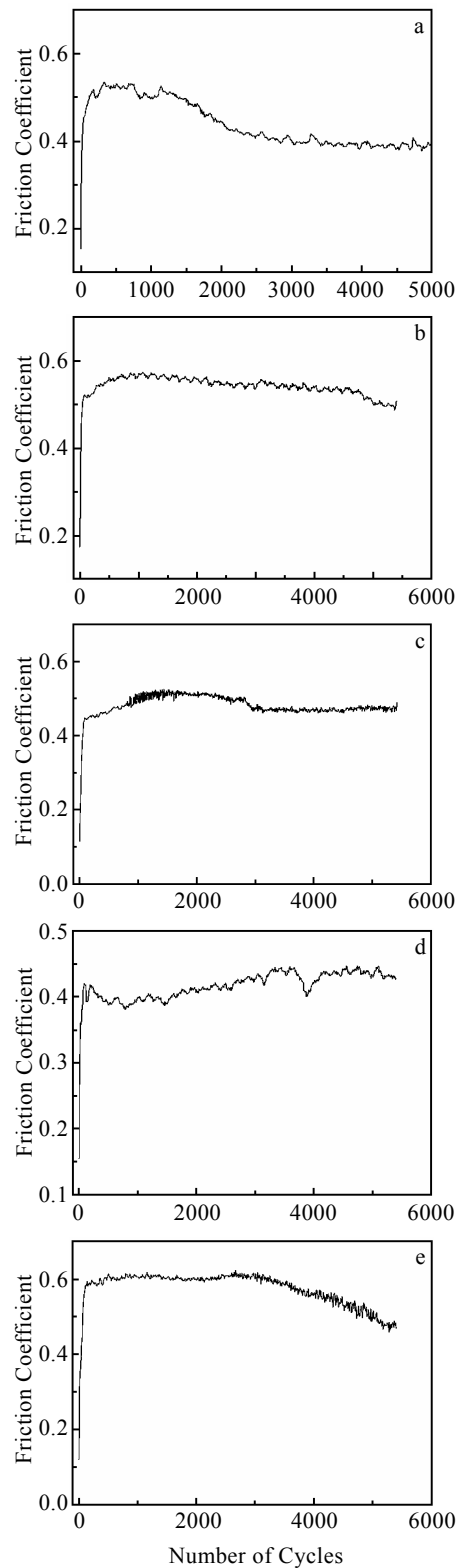


图 1 牙釉质与不同表面处理的氧化锆对磨的摩擦系数随循环次数的变化情况

Fig.1 Variation of friction coefficients of enamel and different surface treatment zirconia with cycle: (a) no surface treatment, (b) ground by silicon carbide bur, (c) polished by 106-125µm silicon carbide rubber wheel, (d) polished by 20-30 µm silicon carbide rubber wheel, and (e) glazing

表 1 人工唾液的配方

Table 1 Composition of artificial saliva

Compositon	Content
NaCl/g	0.4
KCl/g	0.4
CaCl <sub>2</sub> ·2H <sub>2</sub> O/g	0.795
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> ·2H <sub>2</sub> O/g	0.78
Na <sub>2</sub> S·9H <sub>2</sub> O/g	0.005
Urea/g	1
Distilled/ml	1000

表 2 氧化锆与牙釉质的力学性能

Table 2 Mechanical properties of zirconia and enamel

	HV/GPa	E/GPa	σ/MPa	μ
Zirconia	12	220	900-1200	0.22
Enamel	3.2	94	261-288	0.28

表面的显微观测，我们发现氧化锆的表面处理对其与牙釉质间对磨的摩擦系数有明显的影响：牙釉质与 20~30  $\mu\text{m}$  金刚砂橡皮轮抛光和 1  $\mu\text{m}$  金刚砂抛光的氧化锆对磨的摩擦系数最小，平均为 0.4；牙釉质与未经处理的氧化锆和 106~125  $\mu\text{m}$  金刚砂车针打磨处理的氧化锆对磨的摩擦系数相同，平均为 0.5；牙釉质与 106~125  $\mu\text{m}$  金刚砂橡皮轮抛光处理的氧化锆对磨的摩擦系数相同略小于未处理组，但大于 20~30  $\mu\text{m}$  金刚砂橡皮轮抛光组。含不同粒度金刚砂的橡皮轮是临床进行全瓷修复体抛光的常用工具，SEM 下观察含 20~30  $\mu\text{m}$  粒度金刚砂的橡皮轮抛光后的氧化锆光洁度与 1  $\mu\text{m}$  金刚砂粉高度抛光的氧化锆近似。结合摩擦系数的结果和牙釉质表面磨斑的微观观察，我们发现依次用 106~125  $\mu\text{m}$  和 20~30  $\mu\text{m}$  粒度金刚砂橡皮轮对氧化锆表面进行抛光处理能达到很好的表面光洁效果，明显减小牙釉质与氧化锆对磨的摩擦系数，从而减少单层氧化锆修复体对天然牙的磨损。仅用 106~125  $\mu\text{m}$  粒度金刚砂橡皮轮对氧化锆进行抛光处理不能达到修复体表面良好光洁度。106~125  $\mu\text{m}$  粒度金刚砂车针是临床常用的调改氧化锆修复体的工具，牙釉质与金刚砂车针打磨后和未经表面处理的氧化锆对磨的摩擦系数较大，牙釉质表面磨斑宽度 (0.5 mm) 大于各组抛光氧化锆 (0.3 mm)，因此建议临床应对调改后的氧化锆修复体进行高度抛光。

临床制作全瓷修复体时，为达到良好的美观效果和表面光亮度，修复体完成后通常在表面进行瓷粉上釉处理。我们的实验结果表明牙釉质表面与上釉的氧化锆对磨的摩擦系数最大达到 0.6，分析原因是很薄的釉层是强度较差的玻璃陶瓷，其与氧化锆的弹性模量和断裂韧性存在很大差异，当法向载荷加载后，釉层承受应力，很快发生破碎，破碎后的釉层表面粗糙度明显增加，同时产生大量碎屑，此时两者的摩擦从两体摩擦转化为三体摩擦，因此摩擦系数明显提高。随着很薄的釉层逐渐被磨掉，在 4000 循环后，摩擦系数开始下降，在 5000 循环后达到 0.5，与未经表面处理的氧化锆组近似。可以发现常规的上釉虽然可以改善氧化锆的光洁度，但不能改善它的摩擦性能，提示临床常规方法的瓷粉上釉不能作为单层氧化锆表面处理的方法。

## 2.2 天然牙的磨损

各组氧化锆球与牙釉质对磨后，牙釉质表面的磨斑宽度从大至小依次为：上釉组、金刚砂车针打磨组和未经处理组、106~125  $\mu\text{m}$  金刚砂橡皮轮抛光组、20~30  $\mu\text{m}$  金刚砂橡皮轮抛光组和 1  $\mu\text{m}$  金刚砂抛光组。

图 2 显示牙釉质与各组氧化锆球对磨后的牙釉质表面磨斑微观形貌。牙釉质与未抛光氧化锆球摩擦后，牙釉质表面的磨斑清晰，呈现明显的犁沟和碎屑。在犁沟之间可见裂纹和片状剥脱，提示磨粒磨损是其主要的磨损形式，同时伴有疲劳磨损。磨粒磨损是由于两个相对运动的表面中的一个表面产生材料位移而形成的磨损，主要由于在其中一个表面上存在着凸出的硬物，也就是由氧化锆表面粗糙不平造成的。疲劳磨损的产生机制是：牙釉质主要由羟基磷灰石构成，硬度和脆性较牙本质大，在高载荷、长时间的摩擦运动后，表面温度升高，羟基磷灰石晶体断裂，显微形貌呈现大量疲劳裂纹，裂纹上的釉质脱落，形成片状剥离<sup>[6]</sup>。牙釉质与抛光氧化锆球摩擦后，表面磨斑比较光滑，没有明显犁沟和凹坑，呈现出龟裂和组织的片状剥离，提示疲劳磨损为其主要的磨损类型。

上釉氧化锆与牙釉质摩擦后，牙釉质表面磨斑的宽度较大，有明显的犁沟和凹坑，并有磨屑存在。脱落的釉层玻璃陶瓷颗粒成为硬质磨屑附着在接触面上，使磨损由两体接触磨损逐渐转变为三体磨粒磨损，较大的颗粒使磨损表面粗糙，会导致两界面实际接触面积减小，局部应力增大，加剧牙釉质磨损，磨斑扩展较快。

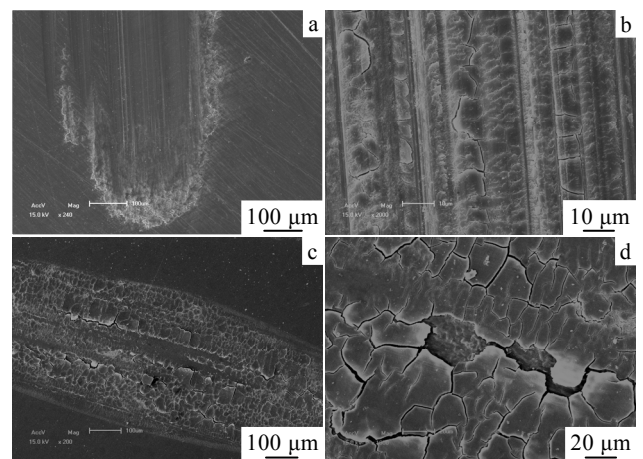


图 2 牙釉质磨损的表面形貌 SEM 照片

Fig.2 SEM morphologies of worn surfaces of enamel:

(a, b) enamel sliding against rough zirconia and (c, d) enamel sliding against zirconia polished by 20~30  $\mu\text{m}$  silicon carbide rubber wheel

## 3 结 论

氧化锆表面抛光可以明显减小牙釉质与氧化锆对磨的摩擦系数，正确的氧化锆抛光方法可以改善修复体与天然牙对磨时牙釉质的磨损。常规表面上釉的方

法在应力作用下表面釉层破碎,加重牙釉质的磨损。与抛光氧化锆对磨,牙釉质的磨损类型主要是疲劳磨损;与未抛光氧化锆对磨,牙釉质的磨损主要表现为磨粒磨损。提示临床应用单层氧化锆修复体时需要进行良好的表面光滑处理,以避免天然牙的过度磨损。

#### 参考文献 References

- [1] Ghazal M, Albashaireh ZS, Kern M. *J Prosthet Dent*[J], 2008, 100: 441
- [2] Yu HY, Cai ZB, Ren PR *et al. Wear*[J], 2006, 261: 611,
- [3] Ghazal M, Yang B, Ludwig K *et al. Dent Mater*[J], 2008, 24: 502
- [4] Hahnel S, Behr M, Handel G *et al. J Prosthet Dent*[J], 2009, 101: 259
- [5] Zhang Jie(张洁), Hu Xin(胡欣), Liang Chunyong(梁春永) *et al. Chinese Journal of Geriatric Dentistry*(中华老年口腔医学杂志)[J], 2009, 7(5): 295
- [6] Zhang Jie(张洁), Hu Xin(胡欣), Liang Chunyong(梁春永) *et al. Chinese Journal of Prosthodontics*(口腔颌面修复学杂志)[J], 2009,10(4): 246
- [7] Mayworm CD, Camargo SS, Bastian FL. *J Dent*[J], 2008, 36: 703
- [8] Zheng J, Zhou Z R, Zhang J *et al. Wear*[J], 2003, 255: 967
- [9] Embong A, Glyn-Jones J, Harrison A. *Dent Mater*[J], 1987, 3: 236
- [10] Holland RI. *Scand J Dent Res*[J], 1980, 88: 269
- [11] Dowson D. *History of Tribology*[M]. London: Professional Engineering Publishing Limited, 1998: 577
- [12] Rilo B, Fernandez J, DaSiliva L *et al. J of Oral Rehabilitation*[J], 2001, 28(10): 930
- [13] Liu Jiajun(刘家浚). *Wear Mechanism and Wear Resistance of Materials*(材料磨损原理及其耐磨性)[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 1993: 158

## Friction and Wear Behavior of Natural Tooth and Zirconia with Different Surface Treatment

Liu Yihong<sup>1</sup>, Wang Lin<sup>1</sup>, Si Wenjie<sup>2</sup>, Tao Yongqing<sup>1</sup>, Qiu Yan<sup>3</sup>, Bao Yiwang<sup>3</sup>

(1. School and Hospital of Stomatology, Peking University, Beijing 100081, China)

(2. Tsinghua University, Beijing 100084, China)

(3. State Key Lab of Green Building Materials, China Building Materials Academy, Beijing 100001, China)

**Abstract:** The friction and wear behaviors of natural living tooth in sliding against zirconia were investigated on a fretting friction and wear testing. The surface of the zirconia antagonists were treated by different methods according to the clinical treatment of zirconia restorations including glazing, rubber wheel burnish and silicon carbide bur grinding. The enamel was exposed and polished after the living teeth embedded. The friction coefficients were recorded with cycles. The worn surface morphologies of tooth enamel were observed with a scanning electron microscope. The results show that enamel recorded low friction coefficients and small wear scar widths in sliding against the polished zirconia balls, whereas much higher friction coefficients and larger wear scar widths in sliding against rough zirconia. The correct polishing methods are needed when the zirconia restorations using in clinic treatment, such as polished by rubber wheels containing different granularity silicon carbide from large to small particle size step by step until 20-20  $\mu\text{m}$  silicon carbide. The enamel presented the highest friction coefficient in sliding against the porcelain glazing zirconia ball by general clinical method, due to the porcelain enamel cracked under stress. The main enamel wear style was fatigue wear in sliding against polished zirconia, whereas abrasive wear in sliding against rough zirconia.

**Key words:** enamel; zirconia; friction and wear behavior

Corresponding author: Liu Yihong, Candidate for Ph. D., School and Hospital of Stomatology, Peking University, Beijing, 100081, P. R. China, Tel: 0086-10-82195586, E-mail: kqliuyh@163.com