

人牙釉质在人工唾液润滑下与不同偶件 对摩时的摩擦学性能研究

郑 靖, 石心余, 周仲荣

(西南交通大学 材料先进技术教育部重点实验室, 四川 成都 610031)

摘要: 在往复滑动摩擦磨损试验台上对比考察了人牙釉质自配副及其同钛合金和纯钛配副时的摩擦学性能. 结果表明: 牙釉质/ 牙釉质的稳态摩擦系数约为 1.00, 其磨损表面釉柱清晰可见, 磨损机制表现为剥落和轻微犁削并存; 牙釉质/ 钛合金的稳态摩擦系数约为 0.92, 磨损表面既有犁沟又有剥落, 可以看到轮廓分明的釉柱; 牙釉质/ 纯钛的稳态摩擦系数约为 0.87, 磨损表面存在纯钛转移膜. 从摩擦系数的变化趋势、稳态摩擦系数的大小、磨损表面形貌和磨痕深度等角度来看, 牙釉质/ 钛合金与牙釉质/ 牙釉质的摩擦磨损行为较为相似.

关键词: 人牙釉质; 钛合金; 纯钛; 摩擦磨损性能

中图分类号: TQ174; TH117.3

文献标识码: A

文章编号: 1004-0595(2004)02-0139-05

人牙牙冠由外层釉质及内层牙本质构成. 天然牙的磨损是正常的生理现象^[1,2], 大多发生在牙合面上. 随着年龄增长和各种病理因素的作用, 恒牙牙合面上的牙釉质不断磨损变薄, 牙本质逐渐暴露出来. 由于组织结构的非均质性, 同一颗牙的釉质和牙本质的摩擦学行为存在显著差别^[1,3]. 牙釉质是人体内最硬的组织, 其主要成分为羟基磷灰石, 对咀嚼磨耗有较大的抵抗力. 同牙釉质相比, 牙本质内的有机物含量较高, 结构不如牙釉质紧密, 耐磨性亦远逊于牙釉质, 而牙本质的过度磨损可导致牙齿过敏和颞下颌关节紊乱等疾病^[4].

天然牙的摩擦学研究十分复杂. 在牙萌出后的早期咬合阶段, 牙齿的凸面发生点或线接触; 随着年龄增长和咀嚼运动的不断积累, 牙齿牙合面和切嵴表面发生功能性磨耗, 牙齿的凸面转变为面接触^[5]. 因此, 采用销-盘式摩擦磨损试验机考察牙科修复材料的摩擦学问题存在明显缺陷, 难以准确模拟牙齿在口腔内的咀嚼工况^[6~10]. 我们在前期试验研究中主要考察了天然牙/纯钛的连续往复滑动摩擦磨损行为^[3]. 鉴于人牙在口腔内咀嚼行为的间歇性, 本文将连续磨损改为间歇磨损, 详细研究了平面试样(人牙釉质)与天然牙、纯钛及钛合金等对摩时的摩擦磨损行为. 相关研究结果对牙科修复材料的选择与开发具

有一定的临床指导作用.

1 实验部分

1.1 试验材料

为了尽量消除个体差异, 试验所用磨牙均取自 1828 岁的患者; 将新拔除的无龋坏的磨牙置于 04 蒸馏水中保存以防脱水, 随后将其制成平面试样, 以详细考察 4 颗下颌第三磨牙和 2 颗上颌第二磨牙与不同偶件对摩时的摩擦磨损性能. 在水冷却下, 先将磨牙切割为远中和近中两部分, 然后将两部分顺着颊舌线切开, 在尽量完整保留每部分牙尖的基础上, 得到 1 颗牙冠的 4 个部分. 用自凝塑料将保留最完整、表面最光滑部分的牙尖包埋于 40 mm 的球形模具(模具中部沿直径方向开凿上、下表面直径分别为 10 mm 和 20 mm 的圆锥孔)中, 使包埋的牙尖表面距球心 20 mm, 得到人牙釉质球形试样; 将另外 3 部分分别用自凝塑料包埋于尺寸 10 mm × 10 mm × 20 mm 的钢制模具中, 得到人牙釉质平面试件. 待包埋塑料完全凝固后, 从模具中取出平面试样, 先依次采用 180#、240#、600#、800#、1 200# 水砂纸在水冷却下间歇打磨, 露出牙合面牙釉质, 然后再依次采用 10 μm、5 μm、1 μm、0.5 μm 的金刚石抛光膏在水冷却下抛光至表面粗糙度 $R_a = 0.2 \mu\text{m}$. 人牙釉质球形

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(50275126).

收稿日期: 2003-04-13; 修回日期: 2003-08-28/ 联系人周仲荣, e-mail: zrzhou@home.swjtu.edu.cn.

作者简介: 周仲荣, 男, 1965 年生, 博士, 教授, 目前主要从事摩擦学及表面工程研究.

试件在试验前不经打磨和抛光处理. 尽量使每个人牙试样的制备时间相近, 以保证其脱水程度基本一致. 另 2 种球形偶件为 40 mm 的纯钛球和钛合金球. 纯钛基材硬度为 $180\text{ HV}_{50\text{g}}$, 加工成钛球后表面硬度较基材有所提高, 约为 $240\text{ HV}_{50\text{g}}$; 钛合金基材硬度为 $320\text{ HV}_{50\text{g}}$, 加工制得的钛合金球表面硬度约为 $350\text{ HV}_{50\text{g}}$. 牙合面牙釉质的硬度约为 $360\text{ HV}_{50\text{g}}$.

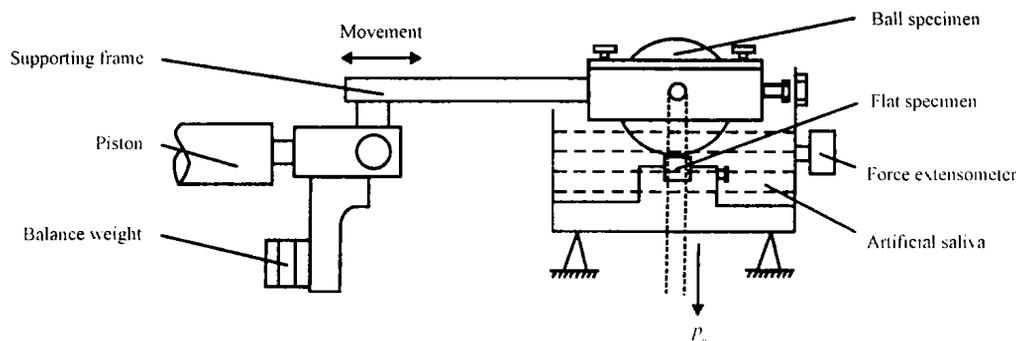


Fig 1 Scheme of friction and wear test rig

图 1 摩擦磨损试验装置示意图

$= 500\ \mu\text{m}$, 频率 $f = 2\ \text{Hz}$, 总循环次数为 5 000 次. 每 1 000 次循环后中断试验并卸载, 使得球形试件与平面试件脱离接触, 采用丝绸反复清理磨损表面, 间隔 30 min 后在同一接触位置重新加载继续进行试验.

利用日本产 MV K-H21 型显微压痕硬度仪测量试件表面的维氏硬度. 用光学显微镜和共焦激光扫描显微镜 (CLSM) 观察磨斑形貌并测量磨损深度 (精度

1.2 试验方法

采用人工唾液^[3]作为润滑剂, 在球-平面间歇往复滑动摩擦磨损试验台上考察不同摩擦副的摩擦磨损行为. 该试验台能模拟口颌系统的咀嚼行为, 且气氛可控. 试验过程中摩擦力及位移随循环次数的变化由计算机控制并全程记录, 其示意图示于图 1. 所用试验条件: 室温 $25\ ^\circ\text{C}$, 法向荷载 $p_n = 20\ \text{N}$, 往复位移 D

为 $0.001\ \mu\text{m}$, 每个磨痕测 5 次, 取最大值). 取 6 个平面试样磨斑深度的平均值作为人牙釉质平面试样同 3 种偶件对磨时的磨损深度, 标准偏差小于 8%.

2 结果与讨论

2.1 人牙釉质/人牙釉质摩擦副的摩擦磨损行为

图 2 示出了人牙釉质/人牙釉质摩擦副的摩擦系

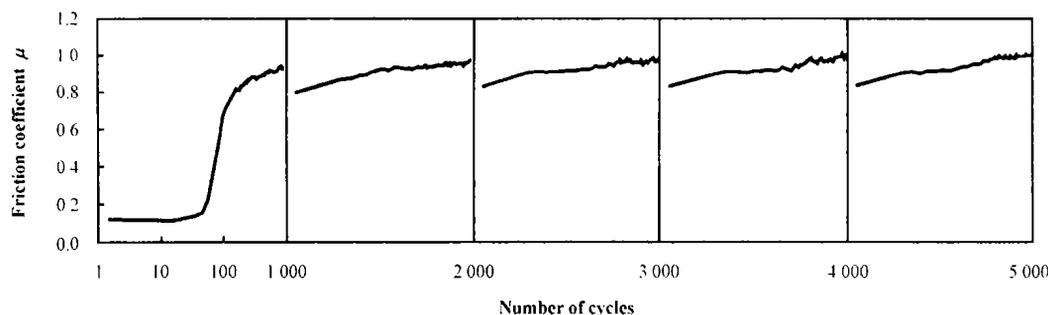


Fig 2 Variation of friction coefficient with cycles for enamel/enamel pair

图 2 人牙釉质/人牙釉质摩擦副的摩擦系数随循环次数变化的关系曲线

数随循环次数变化的关系曲线. 可见接触初期摩擦系数较小, 约为 0.13, 经 30 次循环后摩擦系数开始迅速增大, 经 200 次循环后达到 0.88, 随后摩擦系数随循环次数增加而缓慢增大, 经 3 000 次循环后摩擦系数基本稳定于 1.00 附近. 此外, 在每次终止试验后的重新加载过程中, 相应的初期摩擦系数值均比前 1 次测试过程中的摩擦系数终止值小得多. 这是由于每次间歇期间清除磨损表面磨屑, 使得硬质磨屑的擦伤作

用显著减轻所致.

图 3 示出了人牙釉质平面试样磨损表面形貌 CLSM 照片. 可以看出, 磨痕表面呈现轻微犁削及剥层迹象, 并存在大量轮廓分明的釉柱 [见图 3(a)]; 磨损表面的釉柱发生了显著的挤压变形, 部分区域呈明显剥落迹象, 磨损表面轮廓呈台阶状, 釉柱明显高于相邻釉间质 [见图 3(b) 和 (c)]. 其原因在于, 釉柱由羟基磷灰石晶体紧密堆积而成, 主要成分为无机物; 而

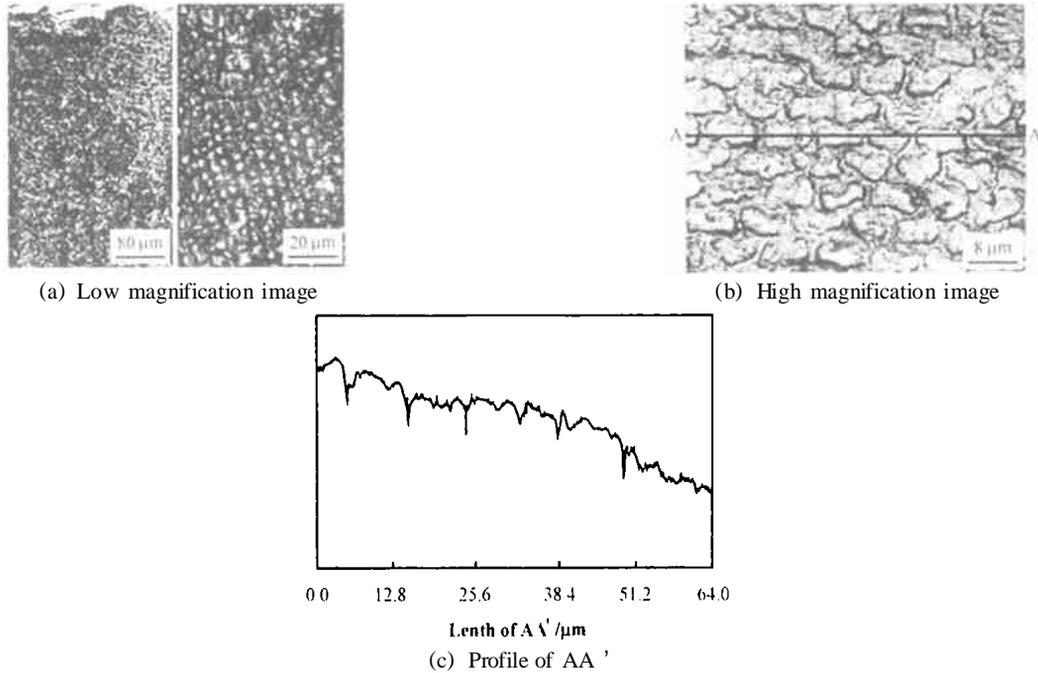


Fig 3 CLSM morphology of worn surface of flat enamel sample for enamel/enamel pair
图 3 人牙釉质/人牙釉质摩擦副平面试样磨损表面形貌 CLSM 照片

釉间质主要由有机物和水组成,其硬度明显比釉柱的低,且具有一定的弹性,故釉间质在摩擦接触过程中可以部分吸收作用于釉柱的接触应力,从而先于釉柱发生剥落.在失去釉间质的应力缓冲作用之后,釉柱在法向荷载作用下产生挤压变形并进而发生片状剥落;而剥落的脆性釉柱材料在反复挤压作用下可形成硬质磨屑,从而加剧釉质表面磨损.

对应于人牙釉质/人牙釉质、人牙釉质/钛合金以

及人牙釉质/纯钛摩擦副组合的人牙釉质平面试样的最大磨痕深度分别为 $21.000 \pm 1.432 \mu\text{m}$ 、 $18.931 \pm 1.105 \mu\text{m}$ 、 $15.057 \pm 1.087 \mu\text{m}$;其中人牙釉质/人牙釉质摩擦副对应的人牙釉质平面试样的磨痕深度最大.

2.2 人牙釉质/钛合金摩擦副的摩擦磨损行为

图 4 示出了人牙釉质/钛合金摩擦副的摩擦系数随循环次数变化的关系曲线.可见摩擦接触初期摩擦

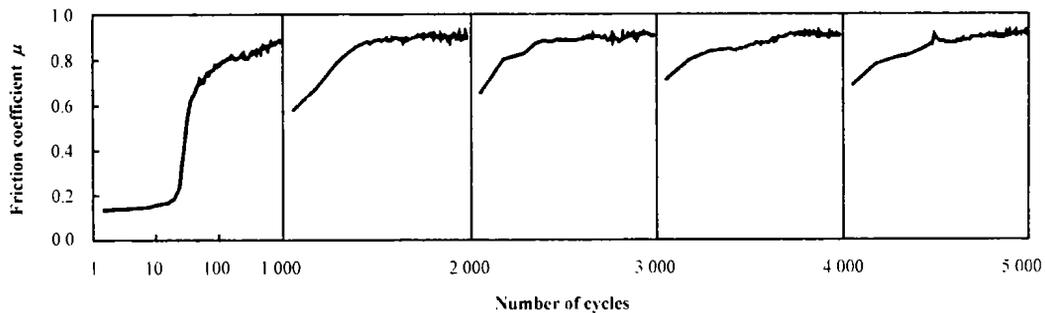


Fig 4 Variation of friction coefficient with cycles for enamel/titanium alloy pair
图 4 人牙釉质/钛合金摩擦副的摩擦系数随循环次数变化的关系曲线

系数较低,约为 0.13;经 25 次循环后摩擦系数迅速增大,至 100 次循环时增大至 0.70,当循环次数超过 2 000 次后摩擦系数稳定于 0.92 附近.图 5 示出了相应的人牙釉质平面试样磨痕表面形貌 CLSM 照片.可以看出,此时的人牙釉质平面试样磨痕表面形貌与人牙釉质/人牙釉质对磨时的磨痕形貌相似,磨损表

面呈现犁沟和剥落迹象,釉柱清晰可见,轮廓分明.

2.3 人牙釉质/纯钛摩擦副的摩擦磨损行为

图 6 示出了人牙釉质/纯钛摩擦副的摩擦系数随循环次数变化的关系曲线.比较图(2、4和6)可以看出,随着摩擦偶件的不同,人牙釉质的摩擦磨损行为出现显著差别;不同于牙釉质/牙釉质和牙釉质/钛合

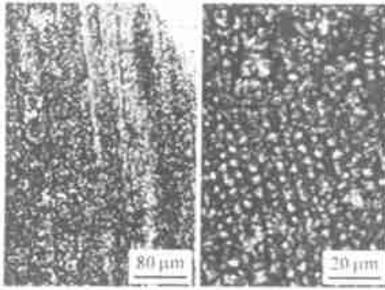


Fig 5 CLSM morphology of worn surface of flat enamel sample for enamel/ titanium alloy pair

图 5 人牙釉质/钛合金对摩时人牙釉质平面试样磨损表面形貌 CLSM 照片

金摩擦副,牙釉质/纯钛摩擦副的摩擦系数在往复运

动 600 次之前一直稳定于 0.12 附近,经 600 次循环后摩擦系数迅速增大,最后稳定于 0.86 附近.就摩擦系数的变化趋势和稳态值而言,牙釉质同钛合金对摩时的摩擦磨损行为为接近于同牙釉质对摩时的摩擦磨损行为.

就牙釉质/纯钛摩擦副而言,经 5 000 次循环后,人牙釉质平面试样磨斑表面形成了深灰色的纯钛转移膜,磨损表面无明显犁削迹象,基本未见轮廓分明的釉柱[图 7],这明显有别于图 3 和图 5 所示的牙釉质平面试样磨损表面形貌.与此同时,共焦激光扫描显微镜观察发现钛球磨损表面出现大块剥落,这可能是由于纯钛硬度 ($240 HV_{50g}$) 明显低于人牙釉质 ($360 HV_{50g}$) 所致.由于牙釉质表面形成了纯钛转移

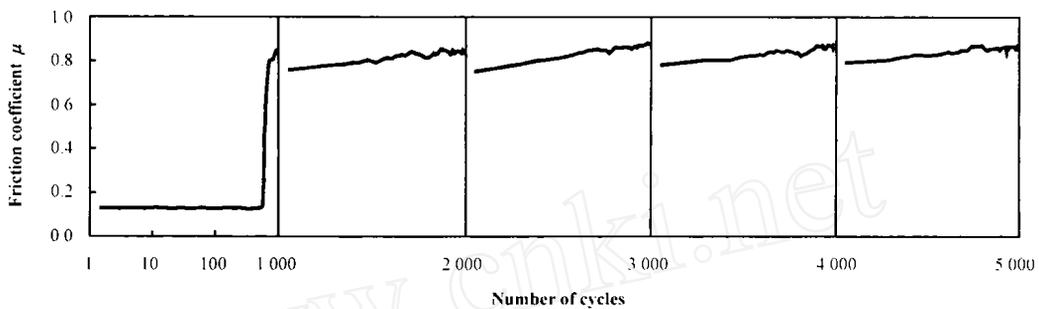


Fig 6 Variation of friction coefficient with cycles for enamel/pure titanium pair

图 6 人牙釉质/纯钛对摩时摩擦系数随循环次数的变化曲线

膜,牙釉质/纯钛的摩擦系数在很长时间内维持低值,且稳态摩擦系数较小;与此相对应,人牙釉质平面试

b. 牙釉质/钛合金的稳态摩擦系数约为 0.92,磨损表面呈现犁沟和剥落迹象,釉柱轮廓分明;牙釉质/纯钛的稳态摩擦系数约为 0.87,磨损表面形成了纯钛转移膜,釉柱不清晰.

c. 就摩擦系数的变化趋势和稳态值、磨损表面形貌和磨痕深度等而言,牙釉质/钛合金与牙釉质/牙釉质的摩擦行为较为相似.

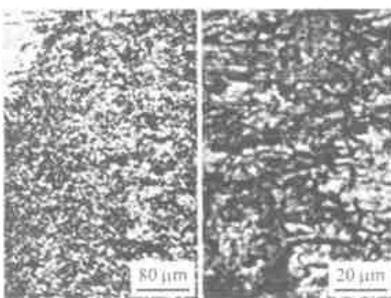


Fig 7 CLSM morphology of worn surface of flat enamel sample for enamel/pure titanium pair

图 7 同纯钛对摩时人牙釉质平面试样磨损表面形貌 CLSM 照片

样同纯钛对摩时的磨痕深度最小 ($15.057 \mu\text{m}$).

3 结论

a. 牙釉质/牙釉质的稳态摩擦系数约为 1.00,磨损主要以剥落为主,伴随轻微犁削,磨痕表面釉柱清晰可见,釉间质的破坏较釉柱严重.

参考文献:

- [1] Koczorowski R, Wloch S. Evaluation of wear of selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin [J]. J Prosthet Dent, 1999, 81(4): 453-459.
- [2] Dowson D. History of tribology [M]. London: Professional Engineering Publishing Limited, 1998.
- [3] Zheng J (郑靖), Zhou Z R (周仲荣), Zhang J (张杰), et al. Tribological properties of natural tooth/pure titanium (天然牙/纯钛摩擦学特性的研究) [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering (机械工程学报), 2002, 38(10): 127-130.
- [4] 于世凤. 口腔组织病理学 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2000.
- [5] 皮昕. 口腔解剖生理学 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2001.
- [6] Gil F J, Espias A, Sanchez L A, et al. Comparison of the abrasive wear resistance between amalgams, hybrid composite material

- and different dental cements [J]. *International Dental Journal*, 1999, 49(6):337-342.
- [7] Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder K F, *et al.* How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays[J]. *J of American Dental Association*, 1994, 125(11):1 467-1 472.
- [8] Hu X Q, Marquis P M, Shortall A C. Two-body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams[J]. *J Prosthet Dent*, 1999, 82(2):214-220.
- [9] Li H(黎红), Zhou Z R(周仲荣), Zhang J(张杰), *et al.* Comparative study of the friction and wear behavior of natural tooth and several dental prosthetic materials(天然牙及几种牙科修复材料的摩擦磨损性能比较研究)[J]. *Tribology(摩擦学学报)*, 2001, 21(3):172-175.
- [10] Zheng J(郑靖), Zhou Z R(周仲荣), Yu H Y(于海洋), *et al.* Effect of oral environment on the tribological property of plastic teeth sliding against a titanium ball(口腔环境因素对树脂牙摩擦学特性的影响)[J]. *Tribology(摩擦学学报)*, 2003, 23(6):504-508.

Study on Tribological Behavior of Human Enamel Sliding against Various Counterparts under Lubrication of Artificial Saliva

ZHENG Jing, SHI Xin-yu, ZHOU Zhong-rong

(*Key Laboratory for Advanced Technology of Materials of Ministry of Education, Chengdu 610031, China*)

Abstract : The tribological behaviors of human tooth enamel sliding against human tooth enamel, titanium alloy, and pure titanium, under the lubrication of artificial saliva, were investigated and compared by conducting interval reciprocal friction and wear testing on a ball-on-flat test rig. The worn surface morphologies were observed on an optical microscope and a coincident focus laser-scanning microscope. It was found that the flat enamel specimen sliding against the spherical counterparts made of human tooth enamel, titanium alloy, and pure titanium had stable friction coefficients of 1.00, 0.92, and 0.87, respectively. It showed differences in the friction and wear behavior and the worn surface morphology, depending on the spherical counterparts. Namely, the worn surface of the enamel sliding against the spherical enamel was characterized by delamination and slight abrasion, and the enamel rods were visible on the thereon. Some ploughs, delamination scars, and enamel rods were observed on the worn enamel surface sliding against the titanium alloy counterpart, while transferred Ti film was formed on the worn enamel surface sliding against pure Ti counterpart. In terms of the evolution and stable value of the friction coefficient and the worn surface morphology and wear scar depth, the enamel/titanium alloy pair was similar to the enamel/enamel pair.

Key words : human tooth enamel; titanium alloy; pure titanium; friction and wear behavior

Author : ZHOU Zhong-rong, male, born in 1965, Ph.D., Professor, e-mail: zrzhou@home.swjtu.edu.cn