

# 牙齿的非各向同性、梯度分布和类金属性力学行为

白柯 张泰华 杨志钰 宋凡 杨晓达 王夔\*

( 北京大学医学部药学院, 北京 100083; 中国科学院力学研究所非线性力学国家重点实验室, 北京 100080; 北京大学医学部药学院天然药物及仿生药物国家重点实验室, 北京 100083. \* 联系人, E-mail: wangkui@bjmu.edu.cn)

**摘要** 为了研究牙齿力学性能对其持久咀嚼功能的影响, 借助仪器化纳米压入技术测定了牙齿力学性能的空间分布. 结果发现, 牙釉质的弹性模量和硬度, 不仅表现为非各向同性, 而且呈梯度分布. 与扫描电子显微镜的观察相对比, 这些性能与牙齿的微观结构及其分布特征相关. 尤其是从硬度和折合模量之比与压入弹性功与总功之比两方面来看, 牙釉质和牙本质都表现出类似金属的行为, 而不是传统上认为的类似陶瓷. 牙齿的这些力学性能对其持久咀嚼功能起着关键性的作用.

**关键词** 牙齿 力学性质 仪器化纳米压入 非各向同性 梯度分布 类金属性

人牙最重要的功能是持久咀嚼<sup>[1,2]</sup>, 即能承受几十年的反复咀嚼. 这主要由牙齿的高度矿化组织的微结构特征及其排列方式所决定<sup>[1]</sup>. 因此, 认识牙齿力学性质, 不仅在临床实践上, 而且在物理和材料科学上都具有十分重要的意义.

目前, 仪器化纳米压入技术已广泛应用于牙齿纳米至微米尺度力学行为的研究, 获得了若干微区力学性质分布的新认识, 例如 Cuy 等人<sup>[2]</sup>认为人臼齿釉质的力学性质呈非均匀分布, 而 Marshall 等人<sup>[3,4]</sup>发现牙本质的力学性质分布均匀, 牙本质和釉质之间过渡平稳.

本研究借助纳米压入技术, 测定牙齿力学性质的空间分布, 分析牙齿釉质和本质界面的裂纹性质,

比较牙齿釉质和本质的材料属性, 简要说明对牙齿功能的作用.

## 1 材料和方法

( ) 样品制备. 实验所用的牙齿来源于人的臼齿和犬齿, 取样在 12 个月内完成. 牙齿被拔除后, 立即置于浸润 20% 丙三醇的纱布中, 然后密封 4 保存. 这是一种较为常见的保存方法, 能为牙齿提供必需的湿度和温度, 可以防止牙齿开裂和腐败<sup>[5]</sup>. 选择图 1 所示的横截面截取试样, 用 型义齿树脂和环氧树脂镶嵌, 然后仔细打磨抛光.

( ) 测试方法. 采用 MTS Nano Indenter XP 系统测量牙齿的力学性质, 载荷和位移分辨力分别为

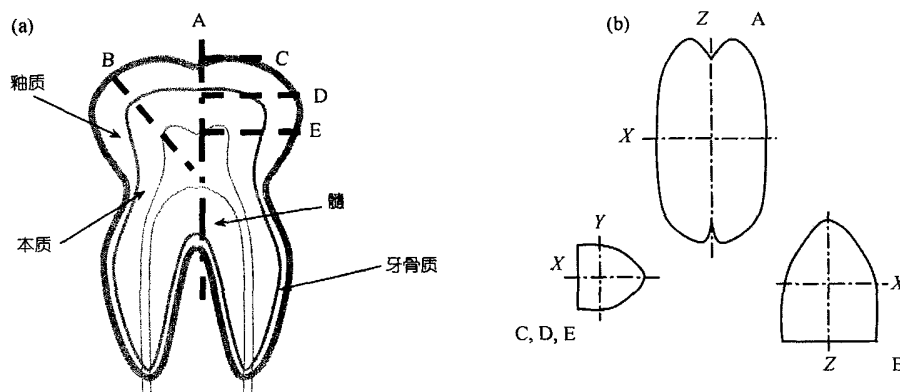


图 1 第三臼齿的解剖图

(a) 截面 A~E 在牙齿中的位置; (b) 不同截面上的测试方向

2007-01-26 收稿, 2007-03-15 接受

国家自然科学基金资助项目(批准号: 10572142, 10672164)

50 nN 和 0.01 nm. 数据处理采用 Oliver-Pharr 方法<sup>[6,7]</sup>, 其中折合弹性模量为

$$E_r = \frac{\sqrt{\pi} S}{2\beta \sqrt{A}}, \quad (1)$$

其中,  $A$  为接触面积,  $S$  是接触刚度,  $\beta$  为与压针形状有关的常数, 对于三棱锥的 Berkovich 压针取 1.034. 硬度定义为

$$H = \frac{P_m}{A}, \quad (2)$$

其中,  $P_m$  是最大压力. 样品材料的压入模量可从下式中获得:

$$\frac{1}{E_r} = \frac{1-\nu^2}{E} + \frac{1-\nu_i^2}{E_i}, \quad (3)$$

其中,  $E$  和  $\nu$  分别为样品材料的模量和泊松比;  $E_i$  和  $\nu_i$  分别为压针的模量和泊松比. 对于测试所用的金刚石压针,  $E_i = 1141$  GPa,  $\nu_i = 0.07$ ; 试样材料的泊松比取为 0.25. 测试设定的压入深度为 1  $\mu\text{m}$ . 为了增强实验数据的可比性, 测试条件和设置参数保持一致.

采用 Sirion 400NC 型扫描电子显微镜, 观察牙齿显微结构, 由相应的图像分析系统分析和记录.

## 2 结果和讨论

### 2.1 牙齿力学性能的空间取向

在牙本质上, 不同位置的纳米压入载荷-深度曲线是光滑的, 如图 1 的 D 截面的牙本质曲线. 不同部位的测试重复性较好, 最大载荷约为 20.5 mN.

在牙釉质上, 当选择的测试横截面不同时, 得到的载荷-深度曲线形状不同, 而且不同测试位置的结果不重复. 在截面 A 或 B 上, 部分压入测试的载荷-深度曲线上突然出现了平台(pop-in), 如图 2 所示的 A 截面的牙釉质-1 曲线. 这对应着在载荷不变的情况

下, 压入深度突然增加, 说明压针周围的牙釉质可能出现了微裂纹. 而在截面 C, D 或 E 上, 载荷-深度曲线就像本质曲线那样光滑, 表明微裂纹没有产生. 显示了牙釉质的力学性质是非各向同性的.

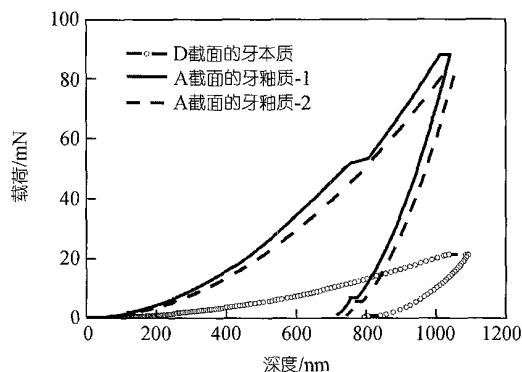


图 2 牙齿不同截面和部位的典型载荷-深度曲线

牙齿的不同截面代表着牙齿空间位置的不同. 截面 A~E 上不同位置的平均压入模量和硬度的数据如表 1. 测试结果显示, 对不同截面, 牙釉质的模量和硬度差异明显大于牙本质的差异. 说明牙釉质的力学性能趋向为非各向同性, 而牙本质接近于各向同性. 另外, C 截面的模量和硬度明显高于其他截面. 由于该截面最接近牙齿咬合面, 在生长过程中咀嚼应力可能影响微结构组织的发育, 使其具有较高的模量和硬度.

### 2.2 牙釉质力学性能的梯度分布

C 截面完全由牙釉质组成. 图 3 为模量和硬度在 C 截面中沿 X 和 Y 方向的变化趋势, XY 轴的交叉点位于截面的中心. 图 3 中山谷形的分布表示硬度和模量从外表面向内逐步递减. 截面 C 垂直于咀嚼方向 Z, 因此它几乎与牙齿的咬合面平行. 牙齿咬合面外高

表 1 截面 A~E 的平均压入模量、硬度以及  $W_e/W_t$  值

部位	截面方向	牙釉质					牙本质			
		垂直截面	倾斜截面	水平截面	水平截面	水平截面	垂直截面	倾斜截面	水平截面	水平截面
截面		A	B	C	D	E	A	B	D	E
模量/GPa	Z/Y	81.02	82.57	97.59	83.39	91.93	24.11	24.36	23.55	23.34
模量/GPa	X	80.56	66.67	98.88	83.06	95.83	22.77	22.26	24.18	24.49
硬度/GPa	Z/Y	4.11	66.67	4.98	4.02	4.27	0.85	0.87	0.85	0.88
硬度/GPa	X	4.13	3.83	4.87	4.04	4.53	0.81	0.81	0.85	0.89
$(W_e/W_t)/\%$	Z/Y	31.37	30.84	31.37	30.64	33.31	25.53	26.15	26.01	26.53
$(W_e/W_t)/\%$	X	32.03	33.65	31.54	30.45	34.97	25.20	25.03	25.50	26.58

内低, 所以测量结果表现出从外表面向内表面减小的趋势. 这显示出牙釉质具有从外表面向内的梯度分布和非各向同性行为.

牙釉质梯度分布和非各向同性行为由其微结构特性和排列所致. 为了便于全面观察从牙釉质到牙本质的组织形貌, 选择E截面采用扫描电子显微镜进行显微观察, 如图4. 羟基磷灰石晶体是牙齿釉质的主要组成部分, 以釉柱的形式存在. 这些釉柱的直径只有几微米<sup>[2]</sup>, 它们垂直排列面向牙齿表面, 贯穿整个釉质<sup>[8]</sup>. 显微观察发现, 接近咬合表面的釉柱短而粗(图4(a)), 而靠近牙釉质和牙本质交界面的釉柱细而长(图4(b)). 这些观察结果与上面提到的牙釉质硬度和模量的梯度变化相对应. 这表明釉质力学性质的梯度变化是由其显微结构决定的.

显微观察牙釉质和牙本质的界面, 发现有大量平行的微裂纹, 这些裂纹起始于界面, 延伸至牙釉质

内部, 平均长度为 175  $\mu\text{m}$ , 见图5. 为了说明这些微裂纹对牙齿咀嚼功能的影响, 我们采用弹性断裂力学进行容限应力的数量级估计. 首先, 用碳膜压力传感器测量咬合力, 得到男性的平均咬合力约为 6.6 MPa, 女性约为 5.2 MPa. 在此基础上, 根据弹性断裂力学的公式  $\sigma_F = K_{IC} / \sqrt{\pi a}$ , 估计容限压力  $\sigma_F$ . 当牙釉质的断裂韧性  $K_{IC} = 0.52 \sim 0.76 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ <sup>[3,4]</sup>, 微裂纹长度  $a = 175 \mu\text{m}$  时,  $\sigma_F = 25 \sim 33 \text{ MPa}$ , 这比测定的平均咬合力大得多. 这意味着观察到的微裂纹不影响牙釉质的正常咀嚼功能. 所以, 这些微裂纹的存在不仅证明了牙釉质的非各向同性特征, 而且还可以适当地释放压力. 实际上, 牙釉质和牙本质在模量上的差异会引起较高的内应力, 牙齿要经受  $10^3$  次/d 和 20 MPa<sup>[9,10]</sup> 的反复咬合载荷. 除了承受交变的压力载荷, 牙釉质还具有切和磨食物的功能, 这就需要它在数十年的时间里尽量小地磨损. 目前, 对牙釉质非各向同性

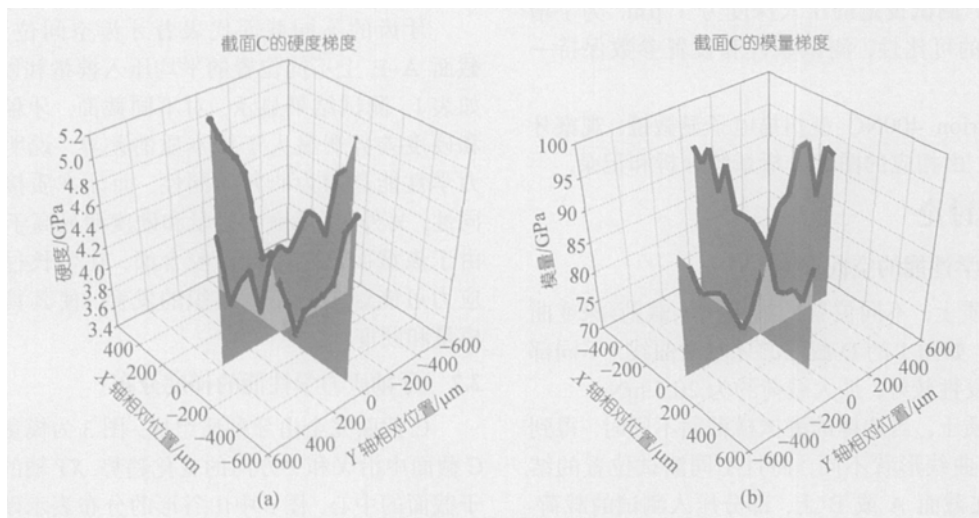


图3 C截面牙釉质硬度的变化(a)和模量的变化(b)

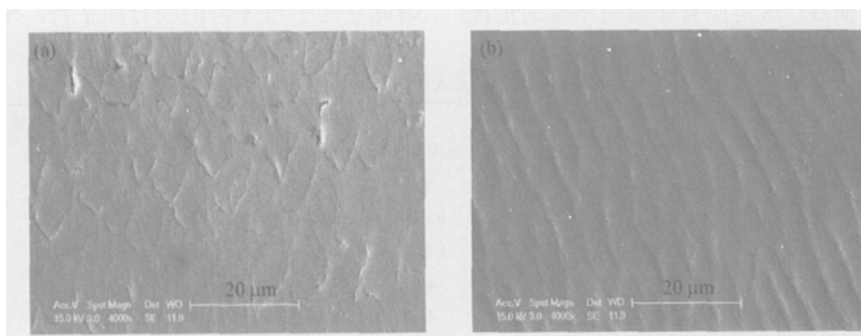


图4 牙釉质中显微结构的扫描电子显微镜照片

(a) 接近咬合表面; (b) 接近牙釉质和牙本质的界面

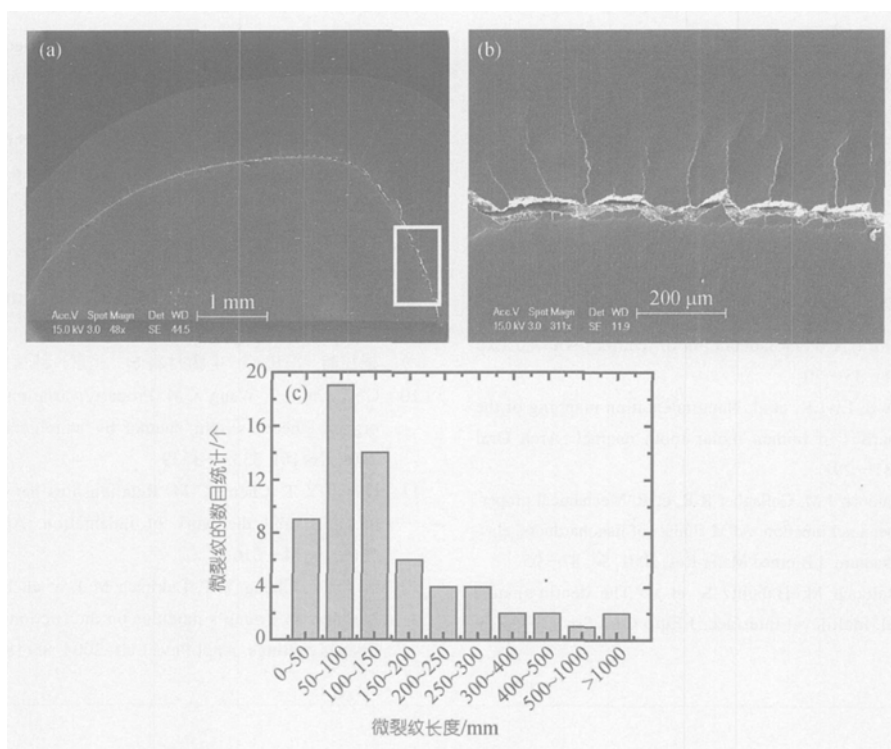


图 5

(a) 牙釉质和牙本质界面处的显微照片; (b) 牙釉质和牙本质界面处的局部放大照片; (c) 微裂纹的数据统计柱状图

的生理学和力学功能的认识还不够深入。

### 2.3 牙齿力学行为的类金属性

传统上,人们通常认为牙釉质与陶瓷性能类似<sup>[8]</sup>。由于硬度和折合模量之比( $H/E_r$ )与压入卸载功(弹性性能)和压入总功之比 $\zeta = W_e/W_t$ 之间存在某种标度关系,这种关系反映了材料属性的分类<sup>[11]</sup>。这样,我们对一些相关材料进行了测试和性能比较,将牙釉质、牙本质和其他 9 种典型材料总结在一起,见图 6。图 6 显示,这些数据都落在一条直线上。这里,测得在牙釉质和牙本质的 $\zeta$ 平均值分别为 0.33 和 0.26,见表 1。牙本质的 $\zeta=0.26$ 落在 GCr15 钢的 $\zeta=0.29$ 和钛合金的 $\zeta=0.23$ 之间。牙釉质的 $\zeta=0.33$ 落在大多数金属玻璃(镍基的 $\zeta=0.31$ ,铜铅基的 $\zeta=0.32$ )之间,而不是落在较脆的陶瓷,如  $Al_2O_3$ , 7059 玻璃和熔融石英上。上述材料在断裂韧度上存在着较大差异,如钢的  $K_C = 70\sim 100$   $MPa\cdot m^{1/2}$ ,而釉质的  $K_C = 0.52\sim 0.76$   $MPa\cdot m^{1/2}$ <sup>[3,4]</sup>。实际上,比值  $H/E_r$  与摩擦学中表面耐磨性的变形有关<sup>[12]</sup>,而  $W_e/W_t$  则与能量耗损有关。在图 6 中,牙釉质与金属玻璃居于类似位置,表明牙釉质在耐磨性与能量耗损方面表现出与金属玻璃相似的性能。

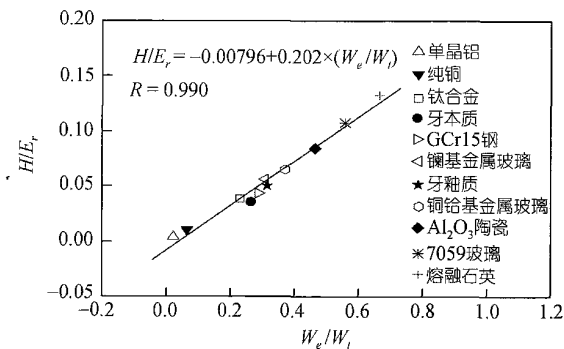


图 6 牙釉质、牙本质和其他 9 种典型材料的  $H/E_r$  与  $W_e/W_t$  之间的关系

### 3 结论

仪器化纳米压入技术是一种表面微区力学测试技术,可方便地研究牙齿的微观结构与其力学性能之间的关系。本研究借助该技术,发现牙齿为非各向同性材料,尤其是牙釉质为力学性能梯度材料。与扫描电子显微镜的观察相比较,这些力学性能与牙齿的微观结构相关。尤为重要的是,硬度和折合模量之比以及压入卸载功和压入总功方面,牙本质和牙釉质分别表现出类似金属和金属玻璃的行为,而不是类似陶瓷的行为。

这些类似金属的行为意味着, 牙齿在抵抗磨损和吸收能量两方面, 具有类似金属的均衡能力. 这些力学性能在保持牙齿的持久咀嚼功能方面起着重要作用.

致谢 感谢沈乐天教授、李娜副教授、谢季佳博士、李端义和邓亚莉高级工程师及杨荣和付瑛同学在实验方面的帮助. 感谢武汉口腔医院提供牙齿样品.

参 考 文 献

1 Hairul N B R, Lim C T. Nanoindentation of teeth—a review. *J Exp Mech*, 2006, 21(1): 35—50  
 2 Cuy J L, Mann A B, Livi K, et al. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Arch Oral Bio*, 2002, 47: 281—291  
 3 Marshall G W, Balooch J M, Gallagher R R, et al. Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *J Biomed Mater Res*, 2001, 54: 87—95  
 4 Marshall S J, Balooch M, Habelitz S, et al. The dentin-enamel junction—a natural, multilevel interface. *J Euro Cera Soc*, 2003, 23: 2897—2904

5 Habelitz S, Marshall S J, Marshall G W J, et al. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometer scale. *Arch Oral Bio*, 2001, 46(2): 173—183  
 6 Oliver W C, Pharr G M. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *J Mater Res*, 1992, 7(1): 1564—1583  
 7 张泰华. 微/纳米力学测试技术及其应用. 北京: 机械工业出版社, 2004  
 8 Fawcett D W. *A Textbook of Histology*. 11th ed. Philadelphia: W B Saunders, 1986  
 9 崔福斋, 冯庆玲. 生物材料学. 北京: 科学出版社, 1996  
 10 Ge J, Cui F Z, Wang X M. Property variations in the prism and the organic sheath within enamel by nanoindentation. *Biomaterials*, 2005, 26(16): 3333—3339  
 11 Cheng Y T, Cheng C M. Relationships between hardness, elastic modulus, and the work of indentation. *Appl Phys Lett*, 1998, 73(53): 614—616  
 12 Ni W Y, Cheng Y T, Lukitsch M J, et al. Effects of the ratio of hardness to Young's modulus on the friction and wear behavior of bilayer coatings. *Appl Phys Lett*, 2004, 85(18): 4028—4030

《中国科学 G 辑: 物理学 力学 天文学》

2007 年 第 37 卷 第 2 期 目次

评述

新世纪内声空化声致发光的研究进展

——兼论声致热核聚变和声(致)化学..... 应崇福

论文

光在介质中的折射..... 张 涛  
 静态 dilaton 黑洞的信息熵..... 刘成周  
 Nd<sub>0.5</sub>Sr<sub>0.5</sub>Mn<sub>1-x</sub>(Ga<sub>x</sub>Ti<sub>x</sub>)O<sub>3</sub> 体系中的电荷有序与自旋有序..... 任清褰 朱维婷 洪 波 张裕恒  
 掺 Cu, Ag, Mg 的 Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub> 磷光体的热释光研究..... 熊正烨 唐 强 张纯祥  
 金属硅化物富勒烯的合成与质谱检测证据..... 陈贻焯 郭 亮 朱立群  
 上行离子对近地场向电流的影响..... 张灵倩 刘振兴 马志为 沈 超 周旭之 张贤国  
 超对称电磁相互作用系统的 BRST 量子化及其正则 Ward 恒等式..... 姜云国 黄永畅 李希国  
 武汉高空钠层的激光雷达 24 h 连续观测..... 程学武 龚顺生 李发泉 戴 阳 宋 娟 王嘉珉 李奉延  
 菁染料增感溴化银体系时间分辨荧光动力学研究.....  
 ..... 杨少鹏 范闪闪 李春雷 范国志 孟 涛 李晓菁 傅广生 艾希成 赵晓辉 叶建平 王令萱  
 选用混合介质的双池受激 Brillouin 散射系统..... 哈斯乌力吉 吕志伟 李 强 巴德欣 何伟明  
 射频反应溅射制备的 ZnO 薄膜的结构和发光特性..... 朋兴平 王志光 宋 银 季 涛 臧 航 杨映虎 金运范  
 氧化锌纳米晶高温高压下的晶粒演化..... 秦秀娟 邵光杰 刘日平 王文魁 姚玉书 孟惠民  
 复杂动态网络的一种和谐统一的混合择优模型及其普适特性..... 方锦清 毕 桥 李 永 卢新彪 刘 强  
 液池中 大 Pr 数流体的热流体波..... 唐泽眉 胡文瑞  
 微孔黏弹性动力学的一些基本原理..... 罗 恩 李纬华  
 Gamma 暴内激波速度变化: 观测特征..... 吴 枚 陈 黎 屈进禄 潘凯琳 吴伯冰 宋黎明