

釉质和牙本质的断裂力学性质

仲琳综述 于海洋审校

(四川大学华西口腔医院修复科 成都 610041)

[摘要] 牙齿断裂降低了患者的咀嚼效率,因此有必要准确理解牙齿的裂纹扩展行为。用断裂力学方法研究釉质和牙本质的断裂韧度及疲劳裂纹扩展行为对于预防和治疗牙齿疾病,发展新的口腔修复材料具有重要的意义,本文针对牙本质和釉质的断裂力学性质进行综述。

[关键词] 釉质; 牙本质; 断裂韧度; 疲劳裂纹扩展

[中图分类号] R 783 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.3969/j.issn.1673-5749.2011.03.021

Fracture mechanics of enamel and dentin ZHONG Lin, YU Hai-yang. (Dept. of Prosthodontics, West China College of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

[Abstract] Tooth fracture reduced mastication efficiency of patients, therefore, it is necessary to understand the crack propagation behavior of tooth. Studying the fracture toughness and fatigue crack growth behavior of enamel and dentin using fracture mechanics is also important for preventing various disease of tooth and developing materials for restorative dentistry. In this article, the fracture behaviors of dentin and enamel were reviewed.

[Key words] enamel; dentin; fracture toughness; fatigue crack growth

在日常咀嚼食物的过程中,如果遇到硬的食物,在较大咬合力作用下牙齿易产生裂纹,另外,骀干扰、牙尖斜度过大也易产生隐裂。隐裂使得牙齿更易敏感甚至疼痛,长期下去还会导致牙齿的冠折和根折;因此研究牙齿的裂纹扩展及断裂问题显得尤为重要。另外,研制及评价各种齿科修复材料也离不开对牙齿力学性质的正确分析。本文对牙本质和釉质的裂纹扩展及断裂行为进行总结,旨在更好、更全面地了解牙齿的断裂力学性质。

1 釉质和牙本质的结构

釉质是牙齿最外面高度矿化的组织,有咀嚼食物和保护牙本质的作用。釉质包含了 96% 的矿物质和 4% 的有机质^[1],主要由釉柱和釉柱鞘组成,具有分层次的结构,其直径为 4~8 μm ,主要包含直径约 50 nm 的羟磷灰石晶体和厚度约 1 nm 的蛋白质层,而釉柱鞘主要由蛋白质组成^[2]。在靠近牙齿外表面的区域,釉柱平行排列,且垂直于外表面;而在靠近釉质牙本质界的区域,釉柱相互交织在一起^[3]。

相对釉质而言,牙本质在牙齿中占有更大的密度。牙本质是高度矿化的组织,充当了坚固釉质的弹性基质,并且对其下部的牙髓起到保护的作用。人的牙本质由磷灰石晶体和 I 型胶原纤维组成。磷灰石晶体厚约 5 nm,而 I 型胶原纤维的直径为 50~100 nm。对纳米结构的研究^[4]发现,胶原纤维由三股螺旋的蛋白质分子组成。牙本质最显著的特征是在牙本质中广泛存在的管状结构即牙本质小管,这些牙本质小管从釉质牙本质界一直延伸到牙髓腔,呈放射状排列,且其直径也逐渐变化:在靠近牙髓腔的区域其较粗,而在靠近釉质牙本质界的区域其较细。在牙本质小管中存在一些流体物质^[5]。

2 釉质和牙本质的断裂力学测试方法

对于釉质和牙本质断裂力学性质的研究包括测量其断裂韧度和疲劳裂纹扩展速率,以揭示其断裂破坏的机制。与强度理论不同的是,断裂力学的研究表明材料中存在裂纹时并不一定说明材料已经失效,不可再用了,只有当裂纹发生失稳扩展导致材料断裂时,材料才真正失去作用。裂纹是否发生扩展与材料的断裂韧度有关。断裂韧度表示材料抵抗断裂的能力,其值越大表明材料越难发生断裂。测量材料的断裂韧度常采用 2 种

[收稿日期] 2010-07-11; **[修回日期]** 2011-02-15

[作者简介] 仲琳(1985—),女,上海人,硕士

[通讯作者] 于海洋, Tel: 028-85501450

类型的试件，即紧凑拉伸试件和单边缺口三点弯曲试件。对于紧凑拉伸试件，用销钉穿过试件的 2 个孔，施加拉力作用，在试件的缺口处产生裂纹，随着拉力的不断增加，裂纹也随之发生扩展。在这一过程中采用光学显微镜和柔度标定法可以记录裂纹的长度^[4]，其他的方法还包括先进的光学测量技术，如数字图像相关法^[6]。将得到的载荷数据和裂纹长度结合断裂力学的相关公式可以得到材料的断裂韧度。对于单边缺口三点弯曲试件，在其上部中心处施加压力，其下部缺口由于受到了较大的应力，进而产生了裂纹^[7]。对于釉质，由于其几何尺寸很小，所以常采用压痕的方法测量其裂纹阻力^[8]。

3 釉质和牙本质的断裂韧度

早期的研究^[9-13]发现：牙本质的断裂韧度是单值的。Iwamoto等^[9]发现，裂纹面垂直于牙本质小管和平行于牙本质小管时的断裂韧度为 $(1.13 \pm 0.36) \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 和 $1.8 \sim 2.2 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 。Nalla等^[10]研究了裂纹面与牙本质小管分别成 5 个空间角度时的断裂韧度，发现了各向异性的断裂力学性质。近期的研究^[4, 6]表明：牙本质的断裂韧度随着裂纹的扩展而增大，呈现出上升的阻力曲线性质。Kruzic等^[4]测量了象牙本质的断裂韧度，发现其裂纹扩展量为零时的断裂韧度为 $(1.88 \pm 0.4) \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ，扩展断裂韧度(以断裂韧度与裂纹扩展量关系曲线的斜率表示)为 $(0.54 \pm 0.16) \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 。Nazari等^[6]研究了人牙本质的断裂韧度后发现：不同年龄的人的牙本质都具有上升的阻力曲线性质，在裂纹扩展初期，断裂韧度随着裂纹的扩展而增大，随着裂纹的进一步扩展，断裂韧度趋于稳定值。牙本质的这种上升的阻力曲线性质表明其抵抗断裂的能力很强，裂纹更难扩展，而这种性质与其自身的增韧机制有关^[4, 6-7]。在裂纹尖端区域有大量的微裂纹存在，更加促进了能量的消耗，提示这是一种内部增韧机制。研究^[4]还发现：在裂纹尖端区域材料发生了塑性变形，促使裂纹钝化，进一步增加了能量的耗散。随着裂纹扩展，在其尾部区域发现有未断裂的牙本质形成了裂纹的桥连，可以减小裂纹尖端的应力，使裂纹更难向前扩展^[6]。通过扫描电子显微镜观察发现，裂纹在扩展的过程中发生了偏斜，而且还伴有裂纹分叉的出现。裂纹偏斜使得裂纹尖端处于混合型断裂模式，通过理论模型进行计算发现尖端处的应力水平有

所降低，因此裂纹偏斜是一种外部增韧机制^[7]。这些内部的和外部的增韧机制共同作用，导致了牙本质表现出上升的阻力曲线性质。

目前，关于釉质的断裂力学性质的相关研究较少，这可能与釉质的几何尺寸较小，制作试件困难，实验难度较大等有关。Padmanabhan等^[8]利用微米压痕技术测量了釉质的裂纹阻力，发现裂纹阻力随着裂纹长度的增加而增大，即裂纹在釉质中越来越难扩展。但是，利用压痕法测得的只是裂纹阻力，并不是断裂韧度^[14]。考虑到牛的釉质层厚度要大于人的，其制作试件相对容易，因此通过制作牛釉质单边缺口三点弯曲试件可用于测量釉质的断裂韧度^[2]。对裂纹扩展过程的观察发现，裂纹主要在富含蛋白质的釉鞘中扩展，并且还有裂纹分叉现象^[2]。Bajaj等^[1, 3]设计了釉质的夹层紧凑拉伸试件，用断裂力学方法测量了釉质裂纹的扩展阻力曲线，发现阻力曲线在外层和内层釉质具有不同的特征：外层釉质的断裂韧度随着裂纹扩展变化不大，其扩展的断裂韧度为 $(0.11 \pm 0.18) \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ，而内层釉质的断裂韧度随着裂纹扩展而迅速增大，其扩展的断裂韧度为 $(2.62 \pm 1.39) \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ，表现出很强的抵抗断裂的能力；但是与牙本质不同，其阻力曲线不会出现恒定的阶段，而是随着裂纹扩展一直增大；而且内层釉质的起始断裂韧度，扩展断裂韧度都要大于牙本质的。釉质也具有与牙本质相似的增韧机制，如由未断裂的釉质组织形成的裂纹桥连以及裂纹偏斜、裂纹分叉等。通过扫描电子显微镜观察断裂后的釉质试件发现：裂纹在外层釉质中基本不会发生偏斜，而在内层釉质中发生了很大程度的偏斜^[1]。这一现象与釉质的微观结构密切相关，在外层区域，釉柱基本是平行排列，裂纹沿着釉鞘扩展，基本平行于釉柱；而在内层区域，釉柱交织在一起，使得裂纹扩展时发生了偏斜^[3]。

4 釉质和牙本质的疲劳裂纹扩展性质

牙本质疲劳裂纹扩展研究显示，其疲劳裂纹扩展行为可以用 Paris 定律描述，即疲劳裂纹扩展速率与应力强度因子幅度满足如下关系：其中 C 和 m 都是常数。象牙本质的 m 值为 $12 \sim 32$ ^[15]，人牙本质的 m 值为 $12.2 \sim 26.8$ ^[16]。牙本质的疲劳裂纹扩展速率受加载频率的影响很大，频率越低，速率越高^[15]。通过对不同年龄的人牙本质疲劳裂纹扩展行为的研究发现：老年人牙本质的 m 值要大于

年轻人的 m 值, 在相同的应力强度因子幅度下老年人的牙本质疲劳裂纹扩展速率大于年轻人的^[16]。水对疲劳裂纹扩展也有很大的影响, 含水的牙本质的 m 值要小于失水的牙本质的 m 值, 在相同的应力强度因子幅度下, 含水的牙本质疲劳裂纹扩展速率要小于失水牙本质的扩展速率^[16]。

对于釉质的疲劳裂纹扩展研究发现当裂纹扩展量较小时(小于 1 mm), 疲劳裂纹扩展时而加速时而减速; 而当裂纹扩展量较大时, 可以用 Paris 定律描述其扩展行为^[3]。外层釉质的疲劳裂纹起始扩展时的应力强度因子幅度要小于内层釉质的, 说明裂纹更容易在外层扩展^[3]。与其主要组成成分羟磷灰石晶体相比, 釉质的 C 值要更小, 但两者的 m 值并无太大差别^[17]。而且釉质的 m 值要小于牙本质的, 说明釉质对于裂纹扩展更不敏感, 阻止裂纹扩展的能力更强^[17]。

5 结束语

与传统的釉质和牙本质的强度测试、应力分析相比, 其断裂力学性质研究的较少, 而准确理解釉质和牙本质的断裂力学性质对于预防和治疗牙齿疾病以及设计、评价各种口腔修复材料有重要意义, 值得进一步研究。

6 参考文献

- [1] Bajaj D, Arola DD. On the R-curve behavior of human tooth enamel[J]. *Biomaterials*, 2009, 30(23/24):4037-4046.
- [2] Bechtle S, Habelitz S, Klocke A, et al. The fracture behaviour of dental enamel[J]. *Biomaterials*, 2010, 31(2):375-384.
- [3] Bajaj D, Arola D. Role of prism decussation on fatigue crack growth and fracture of human enamel[J]. *Acta Biomater*, 2009, 5(8):3045-3056.
- [4] Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, et al. Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: Effect of hydration[J]. *Biomaterials*, 2003, 24(28):5209-5221.

- [5] Nalla RK, Balooch M, Ager JW 3rd, et al. Effects of polar solvents on the fracture resistance of dentin: Role of water hydration[J]. *Acta Biomater*, 2005, 1(1):31-43.
- [6] Nazari A, Bajaj D, Zhang D, et al. Aging and the reduction in fracture toughness of human dentin[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2009, 2(5):550-559.
- [7] Koester KJ, Ager JW 3rd, Ritchie RO. The effect of aging on crack-growth resistance and toughening mechanisms in human dentin[J]. *Biomaterials*, 2008, 29(10):1318-1328.
- [8] Padmanabhan SK, Balakrishnan A, Chu MC, et al. Micro-indentation fracture behavior of human enamel[J]. *Dent Mater*, 2010, 26(1):100-104.
- [9] Iwamoto N, Ruse ND. Fracture toughness of human dentin[J]. *J Biomed Mater Res A*, 2003, 66(3):507-512.
- [10] Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Effect of orientation on the *in vitro* fracture toughness of dentin: The role of toughening mechanisms[J]. *Biomaterials*, 2003, 24(22):3955-3968.
- [11] Yan J, Taskonak B, Platt JA, et al. Evaluation of fracture toughness of human dentin using elastic-plastic fracture mechanics[J]. *J Biomech*, 2008, 41(6):1253-1259.
- [12] Yan J, Taskonak B, Mecholsky JJ Jr. Fractography and fracture toughness of human dentin[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2009, 2(5):478-484.
- [13] Wang R. Anisotropic fracture in bovine root and coronal dentin[J]. *Dent Mater*, 2005, 21(5):429-436.
- [14] Kruzic JJ, Kim DK, Koester KJ, et al. Indentation techniques for evaluating the fracture toughness of biomaterials and hard tissues[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2009, 2(4):384-395.
- [15] Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, et al. Mechanistic aspects of *in vitro* fatigue-crack growth in dentin[J]. *Biomaterials*, 2005, 26(10):1195-1204.
- [16] Bajaj D, Sundaram N, Nazari A, et al. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin[J]. *Biomaterials*, 2006, 27(11):2507-2517.
- [17] Bajaj D, Nazari A, Eidelman N, et al. A comparison of fatigue crack growth in human enamel and hydroxyapatite[J]. *Biomaterials*, 2008, 29(36):4847-4854.

(本文编辑 李彩)

《国际口腔医学杂志》荣获教育部第 3 届中国高校特色科技期刊奖

为了促进高校科技期刊的发展和繁荣, 总结办刊经验, 全面提升高校科技期刊的竞争力和影响力, 教育部于 2010 年 11 月组织了“第 3 届中国高校精品·优秀·特色科技期刊”评奖活动, 评出特色科技期刊 59 种。由教育部主管、四川大学主办、四川大学华西口腔医学院承办的《国际口腔医学杂志》获得教育部第 3 届中国高校特色科技期刊奖。

《国际口腔医学杂志》编辑部