

文章编号:1004-7220(2012)03-0258-06

年龄变化对人牙本质裂纹扩展升阻能力的影响

周银晓¹, 徐远志², 安兵兵¹, 张东升^{3,4}(1. 上海市应用数学和力学研究所, 上海 200072; 2. 同济大学附属第十人民医院, 上海 200072;
3. 上海大学力学系, 上海 200444; 4. 上海市力学在能源工程中的应用重点实验室, 上海 200072)

摘要: 目的 通过有限元数值计算的方法研究年龄变化对牙本质断裂力学行为的影响。方法 根据典型的紧凑拉伸试件形式建立有限元模型,采用内聚力模型分别模拟裂纹在年轻和老龄牙本质中稳态扩展的过程,并进行比较。结果 老龄牙本质的扩展断裂韧度和断裂韧度趋于恒定时的值分别为 0.51、1.19 MPa·m^{1/2},显著小于年轻牙本质的相应值(7.48、1.71 MPa·m^{1/2});然而,这两者之间的初始断裂韧度相差比较微小,年轻和老龄牙本质的初始断裂韧度分别为 0.51 和 0.38 MPa·m^{1/2}。结论 随着年龄的增长,牙本质抵抗裂纹扩展的能力发生了明显的减弱。基于内聚力模型的数值方法能够很好地预测牙本质等力学性能与年龄相关的生物硬组织材料的裂纹扩展行为。
关键词: 年龄; 牙本质; 裂纹扩展; 有限元分析; 韧度; 力学特性
中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Effect of aging on rising fracture resistance in human dentin

ZHOU Yin-xiao¹, XU Yuan-zhi², AN Bing-bing¹, ZHANG Dong-sheng^{3,4} (1. *Shanghai Institute of Applied Mathematics and Mechanics, Shanghai 200072, China*; 2. *The Tenth People's Hospital of Tongji University, Shanghai 200072, China*; 3. *Department of Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200444, China*; 4. *Shanghai Key Laboratory of Mechanics in Energy Engineering, Shanghai 200072, China*)

Abstract: Objective To investigate effects of aging on the fracture mechanical behavior of human dentin with finite element numerical method. **Methods** The finite element model was established according to the typical compact tension specimen in the experiment. The stable crack growth in human dentin was simulated with the cohesive zone model to compare the crack extensions of the young and aged dentin. **Results** The growth toughness and plateau toughness of the aged dentin were 0.51 and 1.19 MPa·m^{1/2}, respectively, which were significantly lower than those of the young dentin (7.48, 1.71 MPa·m^{1/2}). However, the initiation toughness of the young and aged dentin showed no significant difference with 0.51 and 0.38 MPa·m^{1/2}, respectively. **Conclusions** The crack growth resistance of human dentin is decreased significantly with aging. Based on the cohesive zone model, the crack growth behavior of biological hard tissue, whose mechanical properties are related with age (such as the human dentin), can be well predicted by using numerical methods.

Key words: Aging; Human dentin; Crack growth; Finite element analysis; Toughness; Mechanical properties

牙本质作为一种高度矿化的组织,在体积结构上包含有 50% 的无机物(羟基磷灰石)、30% 的有机基体和 20% 的水^[1]。存在于内部的牙本质小管是

牙本质最显著的结构特征,这些小管从牙本质-牙釉质界面(dentin-enamel junction, DEJ)一直延伸到牙髓腔表面,同时其直径从 0.9 ~ 2.5 μm 逐渐增

收稿日期:2011-09-28; 修回日期:2011-12-07

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11172161),上海市科委基金项目(10410701900、10zr1423400),上海市教委基金项目(12ZZ092),口腔疾病研究国家重点实验室(四川大学)开放基金项目(SKLODSCU2009KF03),上海市重点学科建设项目(S30106)。

通讯作者:张东升, Tel: (021)66135258; E-mail: donzhang@staff.shu.edu.cn。

加^[2-3]。临床研究发现,牙齿疾病的发生在很多情况下都伴随着其内部裂纹的出现^[4-5];同时, Kinney等^[6]指出,在研究牙体破坏时,运用断裂力学的方法比采用传统的材料强度分析更为适合。因此,牙本质作为牙齿的主要构成部分,对其断裂力学性能进行研究显得至关重要。

断裂韧度 K_{Ic} 表征牙本质抵抗裂纹扩展的能力,是材料的固有属性,不随所取试样的几何形状或加载方式的不同而变化^[7-8]。研究发现,牙本质的断裂韧度并不是一个单值,而是随着裂纹的扩展而增大,表现出了一种上升的阻力曲线(R-curve)特性^[9-10]。牙本质的断裂韧度在平行本质小管和垂直于本质小管方向存在差异,其中,在垂直于本质小管方向上断裂韧度最低^[11-12];随着人年龄的不断增长,牙本质的断裂韧度呈现出逐渐下降的趋势^[13],并且在不同的年龄阶段内,可以观察到相似的升阻曲线^[9,14]。然而,通过这些实验的测定,只能得到牙本质在不同年龄阶段内断裂韧度的一系列单值,由这些不连续的单值拟合得到的阻力曲线可能会存在较大的偏差;同时,鉴于实验条件和手段的限制,很难得出一条完整的阻力曲线。采取数值模拟的手段,准确而完整地给出人牙本质在不同年龄的裂纹扩展阻力曲线,尚未见报道。

本文根据非线性断裂力学的相关原理,通过有限元数值模拟的方法,利用内聚力模型研究不同年龄阶段人牙本质的横向裂纹扩展行为(裂纹垂直于牙本质小管扩展),得到牙本质随年龄增长裂纹扩展阻力曲线的变化规律,进一步揭示不同年龄对于人牙本质断裂力学性能的影响。

1 材料与方法

1.1 内聚力模型

用牙本质加工微型紧凑拉伸试件,在稳态裂纹扩展实验中发现,裂纹进行扩展时,牙本质裂纹尖端会产生钝化现象,降低裂纹的应力强度因子;同时,裂尖后方的裂纹上存在裂纹桥(bridging),促使在牙本质中的裂纹闭合^[15]。采用数值模拟技术,在裂纹的尖端,假想存在着一个使裂纹产生闭合趋势的内聚区。在该区域内,由于微裂纹等增韧机制的存在^[9],材料会产生一种使裂纹出现闭合趋势的力,从而阻止裂纹进一步扩展^[16]。于是,内聚区可认为

是裂纹前端存在增韧机制起作用的区域;而在这个区域之外,则可认为是无增韧机制的作用存在^[17]。

内聚区的本构关系通过内聚力和裂纹张开位移之间的关系表示。如图1所示,在初始裂纹闭合的状态下,随着裂纹张开位移的增加,材料会产生一种促使裂纹闭合的内聚力,它随着裂纹张开位移的增大而增大;但当裂纹张开位移达到一定程度之后,内聚力则随着张开位移的增大而减小,直至消失。基于内聚力模型的断裂力学方法可用于对材料的断裂和裂纹扩展进行分析^[18]。引入内聚力势函数: $\varphi = \varphi(\delta_n, \delta_s, q)$,其中 q 是内变量,表征物质分离时的非弹性变形^[19]; δ_n, δ_s 分别为裂纹在法向和切向的张开位移。裂纹张开等效位移表达为: $\delta = \sqrt{\delta_s^2 + \delta_n^2}$; 于是,等效内聚力可表示为: $T = \frac{\partial \varphi(\delta, q)}{\partial \delta}$ 。

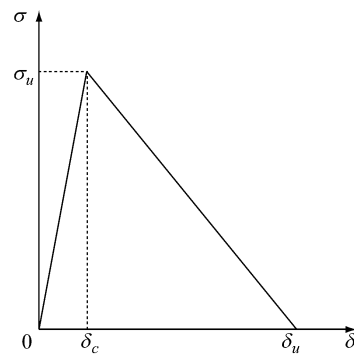


图1 内聚力和裂纹张开位移的关系

Fig.1 Relationship between cohesive force and opening displacement of crack

由于内聚力模型的本构关系曲线形状对于断裂行为影响并不大^[20],故本文采用双线性关系描述内聚力和裂纹张开位移的关系(见图1)。其中, σ_u 是内聚力模型的极限拉伸强度(ultimate tensile strength, UTS); δ_c 为内聚力达到极限拉伸强度 σ_u 时裂纹的张开位移; δ_u 为试样发生断裂时的裂纹张开位移;内聚力和裂纹张开位移曲线所围的面积就是断裂能 G_c ,表示裂纹张开单位面积所需要的能量。

1.2 数值建模

考虑到在实验测定牙本质断裂韧度时,多采用紧凑拉伸试样(CT试样),通过稳态裂纹扩展的方式进行测量^[15],故本文采用和实验中加工的试样相

同的几何尺寸(见图2)^[21]以建立数值模型。

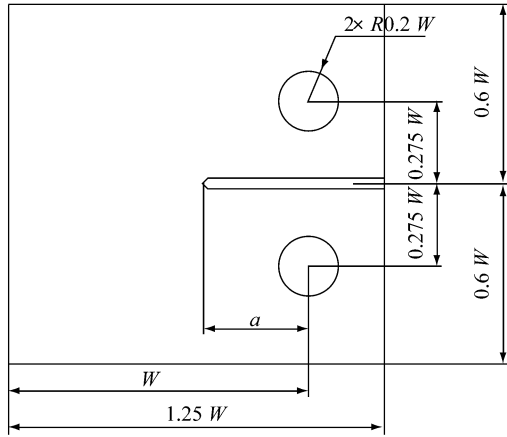


图2 数值模拟所采用牙本质试样的几何尺寸($W=3\text{ mm}$)
Fig.2 Geometry of the human dentine specimen in numerical simulation

要保证牙本质试样是在平面应变的状态下发生断裂,试样的厚度 B 必须满足^[22]

$$B \geq 2.5 \left(\frac{K_c}{\sigma_{ys}} \right)^2 \quad (1)$$

实验测量得到的牙本质的断裂韧性 K_c 和抗弯强度 σ_{ys} 分别为 1.56 和 110 MPa 左右^[12,23-24]。于是,按照式(1)计算得出试样厚度 B 的临界值为 0.5 mm。本文使用的模型厚度为 1 mm,满足平面应变状态尺寸的要求。

实验发现,在垂直于牙本质小管的方向上,牙本质的裂纹基本上是沿着平直方向发生扩展的^[9,15];在数值模拟中,它是沿着紧凑拉伸试样的开槽平面 S_1 (crack plane) 进行扩展的(见图3)。

对模型的平衡方程及边界条件进行有限元离散,在裂纹扩展路径上划分具有双线性内聚本构关系的内聚单元,年轻和老龄牙本质的内聚力本构模型参数见表1,模型其他部分采用平面应变的四边形单元。牙本质随着年龄的增长,弹性模量会因其微观结构的变化而增大^[25],经实验测得老龄牙本质的弹性模量为 26.9 GPa^[25];而通过同样的实验方法则发现,年轻牙本质的弹性模量为 25 GPa^[25]。它们的泊松比可认为都是 0.3^[15]。在所构造的模型中,

内聚区的长度可以由 $l_{cz} = \frac{9\pi E}{32} \frac{G_c}{\sigma_u^2}$ 确定^[26]。

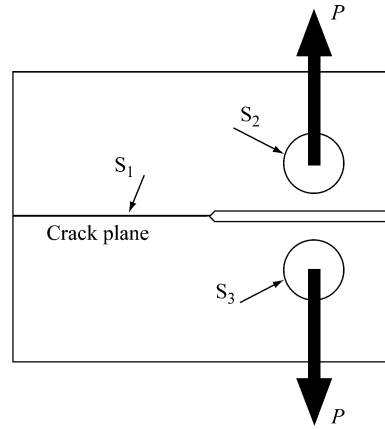


图3 牙本质试样的加载方式
Fig.3 Loading mode of the human dentine specimen

表1 年轻和老龄牙本质试样的内聚力本构关系参数^[9,27-30]
Tab.1 Cohesive zone model parameters of the young and aged dentine specimen

牙本质试样	σ_u/MPa	$G_c/\text{N} \cdot \text{mm}^{-1}$	$\delta_u/\mu\text{m}$
年轻(18~35岁)	65	0.109	3.4
老龄(>55岁)	105	0.0509	0.97

为了保证计算的准确性,内聚单元的尺寸要小于内聚区长度^[26],并且在内聚区内划分 2~5 个内聚单元,可准确预测试样的开裂载荷^[31]。本文利用 Aaqus 6.9 对牙本质试样模型进行有限元分析,沿着裂纹扩展平面 S_1 (见图3) 划分边长为 0.01 mm 的四边形内聚单元。由于年轻和老龄牙本质的内聚区长度分别为 0.57 和 0.11 mm,于是在它们的内聚区中大约分别划分出了 57 和 11 个内聚单元。这些都符合内聚区单元的划分要求,可以认为年轻和老龄牙本质的断裂性能都能由此模型而得到准确的描述。

文中采用的紧凑拉伸模型最终共被划分出了 5 108 个单元,模型分为两种:即年轻牙本质和老龄牙本质。

1.3 测试方法及数据处理

根据所建模型的几何尺寸,设定模型的初始裂纹长度为 1.05 mm^[21],采用张开型加载方式,在 S_2 和 S_3 两个内嵌的半圆形分析刚体上面施加外载荷 P (见图3),利用柔度法^[21] 计算出牙本质试样的裂纹扩展长度 a 和断裂韧性 K :

$$\frac{a}{W} = 1.0002 - 4.0632U + 11.242U^2 - 106.04U^3 + 464.33U^4 - 650.68U^5 \quad (2)$$

$$U = \frac{1}{\sqrt{FC} + 1} \quad (3)$$

$$C = \frac{1}{F} \left(\frac{1 + a/W}{1 - a/W} \right)^2 \left[2.1630 + 12.219 \frac{a}{W} - 20.065 \left(\frac{a}{W} \right)^2 - 0.9925 \left(\frac{a}{W} \right)^3 + 20.609 \left(\frac{a}{W} \right)^4 - 9.9314 \left(\frac{a}{W} \right)^5 \right] \quad (4)$$

$$K = \frac{P}{B\sqrt{W}} \cdot f\left(\frac{a}{W}\right) \quad (5)$$

$$f\left(\frac{a}{W}\right) = \left(2 + \frac{a}{W}\right) \left[0.886 + 4.64 \frac{a}{W} - 13.32 \left(\frac{a}{W}\right)^2 + 14.72 \left(\frac{a}{W}\right)^3 - 5.6 \left(\frac{a}{W}\right)^4 \right] / \left(1 - \frac{a}{W}\right)^{3/2} \quad (6)$$

$$C = \frac{v}{P} \quad (7)$$

式中: C 为试样的柔度; v 为加载点在外载荷 P 作用下发生的位移; U 和 F 都为紧凑拉伸试验的参数。

在实验起始时, 试样存在一个预裂纹, 其尺寸 $a_0 = 1.05$ mm, 基本参量 $W = 3$ mm。根据式(2) ~ (7)的关系, 可以计算出实验过程中任意时刻的裂纹长度 a 及相对应的断裂韧度 K , 最终就可分别得到年轻和老龄牙本质各自的裂纹扩展阻力曲线。

2 结果

通过对裂纹在垂直于牙本质小管方向上稳态裂纹扩展的数值模拟, 发现年轻和老龄牙本质的紧凑拉伸实验曲线存在差异。图4显示了紧凑拉伸载荷 P 与对应时刻的加载点位移 v 之间的关系。

对于年轻和老龄牙本质, 其断裂韧度都是随着裂纹的扩展而逐渐增大, 表现出上升的阻力曲线特性; 当裂纹扩展到一定阶段, 断裂韧度随之达到稳定的最大值(见图5)。这种变化趋势在两种年龄的牙本质试样上表现基本相似。然而, 年轻牙本质的断裂韧度要明显大于老龄牙本质的对应值。

在图4中, 力-位移曲线存在着由线性变化到非线性变化转化的区域; 在该区域, 裂纹从试样缺口处开始扩展, 这个位置在裂纹扩展阻力曲线上(见图5)对应的断裂韧度 K_0 称为“初始韧度”(initiation

toughness)^[9]。随着裂纹长度的增加, 断裂韧度不断上升。当断裂韧度达到最大, 趋于恒定时, 裂纹扩展阻力达到最大值(见图5), 此时的断裂韧度 K_p 称为“稳定韧度”^[9]。在 K_0 和 K_p 之间, 随裂纹长度增大而上升的扩展阻力, 用此段阻力曲线的斜率值 K_g 来表示, 称为“扩展韧度”^[9]。对年轻和老龄牙本质的起始韧度、扩展韧度和稳定韧度分别进行计算, 结果列于表2中。

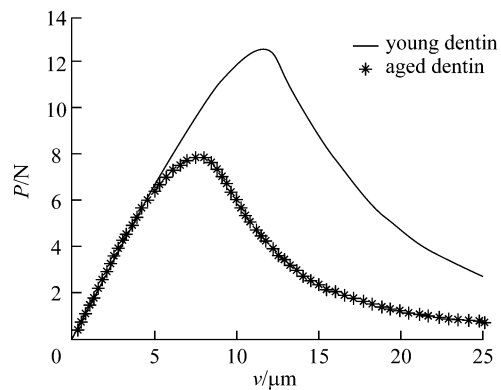


图4 年轻和老龄牙本质裂纹扩展的载荷与加载位移的关系曲线
 Fig. 4 Load-displacement curve of crack growth for the young and aged dentin

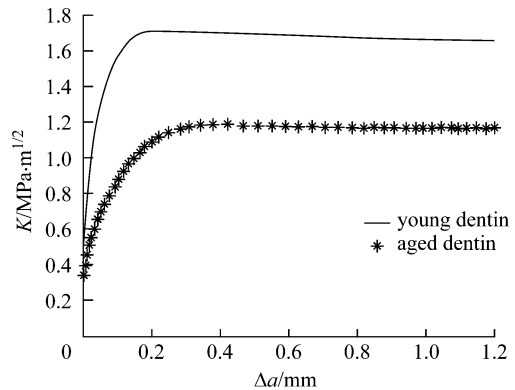


图5 年轻和老龄牙本质的裂纹扩展阻力曲线
 Fig. 5 Crack growth resistance curve of the young and aged dentin

表2 年轻和老龄牙本质裂纹扩展阻力的比较
 Tab.2 Comparison of the crack resistance for young and old dentin

裂纹扩展阻力	$K_0 /$ MPa · m ^{1/2}	$K_g /$ (GPa · m ^{1/2} · m ⁻¹)	$K_p /$ MPa · m ^{1/2}
年轻牙本质	0.51	7.48	1.71
老龄牙本质	0.38	0.51	1.19

通过比较发现:老龄牙本质的起始断裂韧度 K_0 、扩展断裂韧度 K_g 和断裂韧度趋于恒定时的值 K_p 都要小于年轻牙本质的相应值。其中,年轻和老龄牙本质在 K_g 上的差别最为显著;而对于 K_0 和 K_p ,两种年龄的牙本质之间分别相差了约 25% 和 30%。

3 讨论

牙本质内部存在由牙髓腔向釉牙本质界排列的本质小管,随着年龄的增长,本质小管由于矿物质的沉积,内径越来越小,直到被完全填充。这使得牙本质的矿物质含量由于增龄的影响发生变化,从而直接影响其断裂力学行为。先期的实验测试发现,年轻、老龄牙本质的断裂韧度分别介于 1.55 ~ 1.75 和 1.08 ~ 1.26 $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 之间^[9];本文通过有限元数值模拟计算,得出年轻和老龄牙本质断裂韧度趋于恒定时的值分别为 1.71 和 1.19 $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$,这与之前的实验研究结果具有一致性。Koester 等^[14]研究了不同年龄阶段人牙本质的断裂韧度,发现年轻牙本质的扩展断裂韧度处于 6.2 ~ 11.8 $\text{GPa} \cdot \text{m}^{1/2}/\text{m}$ 的范围内,本文所得出年轻牙本质的扩展断裂韧度 $K_g = 7.48 \text{ GPa} \cdot \text{m}^{1/2}/\text{m}$,与其吻合。对于老龄牙本质的扩展断裂韧度,本文中所得到的值为 0.51 $\text{GPa} \cdot \text{m}^{1/2}/\text{m}$,这与 Nazari 等^[9]给出的实验值范围(0.12 ~ 1.16 $\text{GPa} \cdot \text{m}^{1/2}/\text{m}$)相符合。

观察图 5 和表 2 可知,年轻和老龄牙本质的初始断裂韧度分别为 0.51 和 0.38 $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$,提示年龄增长对牙本质的初始断裂韧度的影响比较微弱;然而,随着年龄的增长,牙本质的扩展断裂韧度和趋于恒定时的断裂韧度都发生了显著的降低。随着裂纹的扩展,年轻和老龄牙本质表现出了不同的阻止裂纹扩展的能力,这种差别与它们各自不同的增韧机制有关^[9,14,32]。

牙本质的增韧机制作为其自身具备的能够抵抗裂纹扩展的内部机理,一般体现在裂纹扩展方向变化、裂纹桥和裂纹分叉 3 个方面^[14]。而年龄的增长使得牙本质的微观结构发生了变化^[9,32],矿物质在牙本质小管里发生沉积,使得整个牙本质的有机物含量减少,而矿化程度进一步提高,以至于牙本质从根部到咬合面方向逐渐出现透明、硬化的现象^[14],这些变化阻碍了牙本质增韧机制能力的发挥,从而导致增韧能力随年龄增长而降低的结果。同时,文

中在计算老龄牙本质的断裂韧度时,采用了矿化牙本质的极限拉伸强度以替代老龄牙本质的相应值,牙本质这种随年龄增大而矿化程度提高的特性为此提供了强有力的依据。

牙本质的裂纹钝化、裂纹桥联和裂纹分叉等增韧机理使得裂纹尖端的应力强度因子减小,从而使裂纹扩展驱动力降低;在内聚力模型中,裂纹尖端存在使裂纹闭合的内聚力,从而减小了裂纹扩展驱动力。因此,可以认为内聚力模型准确描述了牙本质的各种增韧机理,具有很好的物理意义。同时,本研究表明,基于内聚力模型的数值方法能够很好地预测如牙本质等力学性能与年龄相关的生物硬组织材料的裂纹扩展行为。另外,本文通过引入实验测得的不同年龄的牙本质内聚力参数值,准确描述了年龄变化对于牙本质增韧机理的影响,很好地预测了年轻和老龄牙本质的裂纹扩展阻力曲线,进而更全面、客观而准确地描述了牙本质在不同年龄阶段断裂力学性能的差别,从而有助于理解牙本质的断裂力学性质,以此增强本研究在临床应用中的参考价值。

参考文献:

- [1] Marshall Jr GW. Dentin: Microstructure and characterization [J]. Quintessence Int, 1993, 24(9): 606-617.
- [2] Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules [J]. Arch Oral Biol, 1976, 21(6): 355-362.
- [3] 罗晓松, 张义霞, 崔玉红, 等. 牙本质微结构性质的重新评价(英文)[J]. 医用生物力学, 2011, 26(2): 181-188.
Luo XS, Zhang YX, Cui YH, et al. Reevaluation on the mechanical properties of dentin microstructure [J]. J Med Biomech, 2011, 26(2): 181-188.
- [4] Lynch CD, McConnell RJ. The cracked tooth syndrome [J]. Clin Pract, 2002, 68(8): 470-475.
- [5] 吴佳, 仲琳, 于海洋, 等. 前牙唇面微观纹理的测量技术研究[J]. 医用生物力学, 2011, 26(3): 269-273.
Wu J, Zhong L, Yu HY, et al. Study on measuring method for surface micromorphology of human dentin [J]. J Med Biomech, 2011, 26(3): 269-273.
- [6] Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: A critical review and re-evaluation of the dental literature [J]. Crit Rev Oral Biol Med, 2003, 14(1): 13-29.

- [7] ASTM International, 2001a. E1820-99a standard test method for measurement of fracture toughness [S].
- [8] ASTM International, 2001b. E399-97 standard test method for plane-strain fracture toughness of metallic materials [S].
- [9] 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.
- [10] Iwamoto N, Ruse ND. Fracture toughness of human dentin [J]. *J Biomed Mater Res Part A*, 2003, 66A : 507-511.
- [11] 安兵兵, 张东升. 应用内聚力模型研究人牙本质裂纹扩展的升阻能力[J]. *固体力学学报*, 2011, 32(3) : 277-281.
- [12] 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.
- [13] 张东升. 数字图像相关测量技术及其应用[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(2) : 85-88.
Zhang DS. Digital image correlation: Theory and applications [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(2) : 85-88.
- [14] Koester KJ, Ager III JW, Ritchie RO. The effect of aging on crack-growth resistance and toughening mechanisms in human dentin [J]. *Biomaterials*, 2008, 29 (10) : 1318-1328.
- [15] Zhang D, Nazari A, Soappman M, *et al.* Methods for examining the fatigue and fracture behavior of hard tissues [J]. *Exp Mech*, 2007, 47(3) : 325-336.
- [16] Cox BN, Yang Q. Cohesive zone model of localization and fracture in bone [J]. *Eng Fracture Mech*, 2007, 74(7) : 1079-1092.
- [17] Yang QD, Cox BN, Nalla RK, *et al.* Fracture length scales in human cortical bone: The necessity of nonlinear fracture models [J]. *Biomaterials*, 2006, 27(9) : 2095-2113.
- [18] Jin ZH, Dodds Jr RH. Crack growth resistance behavior of a functionally graded material: Computational studies [J]. *Eng Fracture Mech*, 2004, 71(12) : 1651-1672.
- [19] Ortiz M, Pandolfi A. Finite-deformation irreversible cohesive elements for three-dimensional crack propagation analysis [J]. *Int J Numer Method Eng*, 1999, 44(9) : 1267-1282.
- [20] Tvergaard V, Hutchinson JW. The relation between crack growth resistance and fracture process parameters in elastic-plastic solids [J]. *J Mech Phys Solids*, 1992, 40(6) : 1377-1397.
- [21] ASTM International, 2005. E399-05 standard test method for linear-elastic plane-strain fracture toughness K I c of metallic materials [S].
- [22] Brown WF, Strawley JE. ASTM International 1966 [S].
- [23] Iwamoto N, Ruse ND. NTP specimen fracture toughness test applied to human dentin [C]// *Proceedings of the SEM annual conference and exposition on experimental and applied mechanics*. Portland, USA: [s. n.], 2001 : 90-91.
- [24] Jameson MW, Hood JA, Tidmarsh BG. The effect of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentin [J]. *J Biomech*, 1993, 26(9) : 1055-1065.
- [25] Senawongse P, Otsuki M, Tagami J, *et al.* Age-related changes in hardness and modulus of elasticity of dentine [J]. *Arch Oral Biol*, 2006, 51(6) : 457-463.
- [26] Turon A, Davila CG, Camanho PP, *et al.* An engineering solution for mesh size effects in the simulation of delamination using cohesive zone models [J]. *Eng Fracture Mech*, 2007, 74(10) : 1665-1682.
- [27] Giannini M, Soares CJ, Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures [J]. *Dent Mater*, 2004, 20(4) : 322-329.
- [28] Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, *et al.* Tensile strength of mineralized/demineralized human normal and carious dentin [J]. *J Dent Res*, 2005, 84(11) : 1075-1078.
- [29] Inoue S, Pereira PNR, Kawamoto C, *et al.* Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentine [J]. *Dent Mater J*, 2003, 22(1) : 39-47.
- [30] Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, *et al.* Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin [J]. *J Dent Res*, 1994, 73(3) : 1205-1211.
- [31] Falk ML, Needleman A, Rice JR. A critical evaluation of cohesive zone models of dynamic fracture [C]// *5th European Mechanics of Material Conference on Scale Transitions from Atomistics to Continuum Plasticity*. Delft, Netherlands: [s. n.], 2001.
- [32] Arola D, Reppel RK. Effects of aging on mechanical behavior of human dentin [J]. *Biomaterials*, 2005, 26(18) : 4051-4061.