

牙本质老化对塑性和损伤性能影响分析



陆晨曦, 李兴国*

太原科技大学应用科学学院, 山西太原 030024

摘要: 随着年龄增长, 人的牙本质中的牙本质小管由于矿物质结晶沉积而发生堵塞, 因而老年人的牙本质变得透明。牙本质这种微观结构的改变进而引起其力学性质发生改变。此外纳米压痕实验过程中, 在压痕点附近应力非常复杂, 实验仅能直接得到其弹性力学性质。为研究年龄对牙本质的塑性和损伤等力学性质的影响, 本研究采用塑性损伤本构关系, 建立了人牙本质有限元模型并模拟了牙本质的纳米压痕实验, 数值模拟结果表明随着年龄的增长, 牙本质的屈服强度增大。牙本质的能量耗散能力随着年龄的增长而降低, 从而导致其断裂韧性下降, 这就解释了老年牙本质更容易发生脆性破坏。此外数值结果表明老年牙本质在压痕作用下相对来说更不容易发生损伤。由于损伤的存在, 纳米压痕实验卸载的末尾阶段材料刚度下降。

关键词: 牙本质; 屈服强度; 损伤; 老化

DOI: [10.57237/j.mater.2022.02.006](https://doi.org/10.57237/j.mater.2022.02.006)

Effect of Aging on Plastic and Damage Mechanical Behavior of Dentin

Lu Chenxi, Li Xingguo*

School of Applied Sciences, Taiyuan University of Science and Technology, Taiyuan 030024, China

Abstract: Transparency is a common pathology in aged teeth due to the dentin tubules are filled up with mineral crystals. The mechanical properties of dentin are also affected by ultrastructure changed in the aged dentin. Nanoindentation test is a popular technique to assess the elastic mechanical properties of dentin, while it's difficult to obtain inelastic mechanical parameters since the indenter tip caused a complex stress distribution within dentin. The plastic-damage model incorporating finite element method is adopted to characterize the plastic and damage behaviors of dentin based on the nanoindentation experiments. The numerical simulations indicate that yield strength of dentin increased with aging. The capacity for energy dissipation via inelastic deformation which reflects the materials' toughness decreases with increase of age. In addition, the numerical simulations also show that the magnitude of damage decreases with aging. The degradation of the unloading stiffness was caused by the damage at beneath the indenter.

Keywords: Dentin; Yield Strength; Damage; Aging

基金项目: 国家自然科学基金 (11802194).

*通信作者: 李兴国, 2017001@tyust.edu.cn

收稿日期: 2022-11-29; 接受日期: 2023-01-30; 在线出版日期: 2023-02-03

<http://www.materialsrd.com>

1 引言

牙本质是人牙齿的主要组成部分。牙本质外侧是一层薄薄的坚硬的牙釉质，内侧是牙髓腔。牙本质作为牙釉质的基底，还具有保护牙髓腔的作用。牙本质由牙本质小管、管周牙本质和管间牙本质组成。随着年龄的增长，牙本质的微观结构会发生变化。牙本质小管会渐渐被矿物质堵塞，从而使得牙齿变得透明，这也会对其力学性能产生影响。因此研究牙本质力学性能随着年龄增长的变化对于临床治疗具有重要的意义。

由于牙本质具有非常复杂的微观结构，并且其可制作试样的尺寸相当小，采用传统的拉压等测试方法测试其力学性质很困难。因此纳米压痕法被广泛应用于测量牙本质及牙釉质等的力学性能[1-4]。徐远志等[5]采用纳米压痕法测量了人牙本质的硬度和弹性模量，发现牙本质的硬度和弹性模量与压痕点与牙髓腔的距离有很强的相关性。此外随着年龄增长，牙本质发生硬化而变得透明[6]。研究表明这种硬化的牙本质矿物含量以及其微观结构发生改变。尽管这种透明牙本质的管周牙本质和管间牙本质的弹性力学性质与正常牙本质无显著差异[7-8]，但由于牙本质小管由于矿物质的沉积而发生堵塞，其矿物含量升高，并且有研究表明这种透明牙本质中矿物晶体颗粒小于正常牙本质[9]。牙本质的这种微观结构的变化可能影响其力学性质。

牙本质的非线性力学性能如塑性及损伤性能也非常重要，而采用传统的实验的方法很难测量这些力学性质。建立有限元模型进行数值模拟也是一种研究牙体非线性力学性能的方法[10]。An 等[10]将牙釉质看成理想弹塑性材料建立数值模型并研究了其塑性力学性能，然而该模型由于未考虑压痕点附近材料损伤，因而不能很好的拟合卸载最后阶段材料刚度下降的情况[11]。关于牙本质的塑性和损伤等非线性力学性受年龄的影响，目前研究还很少。

本文通过数值模拟研究三个年龄组的牙本质塑性及损伤等非线性力学性质，探讨年龄对牙齿功能的影响。本文建立了在三个年龄段的人牙本质在纳米压痕作用下的塑性损伤有限元模型，研究牙本质的塑性力学性能和损伤力学性能，阐述年龄对牙本质力学性质的影响。

2 数值模型

采用纳米压痕法对试样进行测试时，由于在压头附近的材料处于三向应力状态，因此其应力分布相当

复杂，因此想要得到材料的一些相应参数相当困难。数值模拟可以作为一种有效获取材料参数的方法。本文建立了一种塑性损伤模型，用来模拟牙本质在纳米压痕测试中的非线性力学性质。由牙本质的纳米压痕测试曲线可以观察到，曲线的加载部分和卸载部分不重合，表明牙本质发生了不可恢复的塑性变形。此外由牙本质刚度在卸载最后阶段出现显著下降的趋势，这意味着牙本质压痕点附近出现了损伤。基于这种实验现象，本文建立了牙本质的塑性损伤的数值模型，研究在纳米压痕实验过程中，牙本质的塑性力学性质及其损伤。考虑到牙本质和骨类材料具有相同的化学成分构成以及类似的微观结构，而皮质骨是一种典型的粘聚-摩擦材料，因此本文也将牙本质看作一种粘聚-摩擦材料，并采用双曲型 Drucker-Prager 屈服模型模拟牙本质的塑性力学行为。

为方便表述，令 $S = \sqrt{\frac{3}{2} \bar{s}_{ij} : \bar{s}_{ij}}$ ，其中 \bar{s}_{ij} 为有效偏应力；令 α 是单轴压缩屈服应力与双轴压缩屈服应力的比值， $\bar{\sigma}_c$ 表示材料破坏时的有效压缩应力， $\bar{\sigma}_t$ 为材料破坏时有效拉伸应力， $\bar{\sigma}_{\max}$ 是最大有效主应力[12]， $m = \bar{\sigma}_c / \bar{\sigma}_t$ 则 Drucker-Prager 屈服函数 f 为：

$$f = S - 3(\alpha - 1) / (2\alpha - 1) \bar{\sigma}_{kk} - \beta \leq 0 \quad (1)$$

其中

$$\beta = \begin{cases} (1-\alpha)\bar{\sigma}_c - ((1-\alpha)m - (1+\alpha))\bar{\sigma}_{\max} & \bar{\sigma}_{\max} \geq 0 \\ (1-\alpha)\bar{\sigma}_c & \bar{\sigma}_{\max} < 0 \end{cases} \quad (2)$$

考虑到纳米压痕过程中牙本质发生损伤，令 C_{ijkl} 表示弹性刚度张量，

$$C_{ijkl} = M\delta_{ij}\delta_{kl} + G(\delta_{ik}\delta_{jl} + \delta_{il}\delta_{jk}) \quad (3)$$

则牙本质的应力应变关系可表示为：

$$\sigma_{ij} = (1-D)C_{ijkl}(\varepsilon_{kl} - \varepsilon_{kl}^p) \quad (4)$$

其中 D 为损伤变量， ε_{kl} 是总应变， ε_{kl}^p 是塑性应变， M 和 G 是 Lame 常数， δ_{ij} 为 Kronecker delta 符号。塑性应变率通过流动法则来确定：

$$\dot{\varepsilon}_{kl}^p = \lambda \frac{\partial \left(\sqrt{\frac{3}{2} \bar{s}_{ij} : \bar{s}_{ij}} - \bar{\sigma}_{kk} \tan \varphi \right)}{\partial \bar{\sigma}_{kl}} \quad (5)$$

其中 λ 为塑性乘子, φ 是膨胀角, $\bar{\sigma}_{kl}$ 为有效应力, 定义为:

$$\bar{\sigma}_{kl} = \frac{\sigma_{kl}}{1-D} \quad (6)$$

牙本质中发生的损伤 D 由等效塑性应变 ε^p 来表征:

$$D = a \left(1 - e^{-b\varepsilon^p} \right) \quad (7)$$

其中参数 a 和 b 通过数值计算拟合实验测量的力与位移曲线得到。通过模拟, 本模型分别选取 0.9 和 5。

在本数值模型中, 牙本质弹性模量由纳米压痕实验得到; 其屈服强度通过数值模拟拟合实验所测量得到的载荷与压入深度曲线得到, 先前的研究表明这种拟合方法在确定生物材料力学性质时非常有效[10, 12]。本模型中, 三个年龄组的牙本质的弹性模量分别选取 17.8GPa、19.1GPa 和 21.6GPa [5]。其他参数选取 $v=0.3$; $\alpha=1.125$, $\varphi=15^\circ$ [12]。在确定牙本质的弹性模量和屈服强度等材料参数之后, 本文开展了虚拟的纳米压痕测试, 即数值模拟纳米压痕实验。

3 有限元分析

在本数值模型中, 纳米压痕测试时的 Berkovich 压头简化为半顶角 70.3 度的圆锥压头[11], 考虑到压头为金刚石材质, 其刚度远远大于牙本质的刚度, 因此为简化计算, 本研究将压头设置为刚体[10-11]。并忽略牙本质与压头处的摩擦[12]。考虑到圆锥形压头具有轴对称性, 本研究将数值模型简化为轴对称模型。本研究选择塑性损伤模型模拟牙本质, 采用力的加载方式。这与实验中的加载方式一致。

本文分别模拟年轻组、中年组和老年组三个年龄阶段的人牙本质纳米压痕测试, 分析年龄对其塑性和损伤力学性能的影响。本研究中, 志愿者年龄在 18 到 23 岁之间为年轻组, 志愿者年龄在 33 到 43 岁之间定义为中年组, 志愿者年龄在 58 到 63 岁之间定义为老

年组。本模型采用四节点双线性轴对称单元 (CAX4R, ABAQUS 6.10-1) 对牙本质进行离散, 离散网格如图 1 所示。

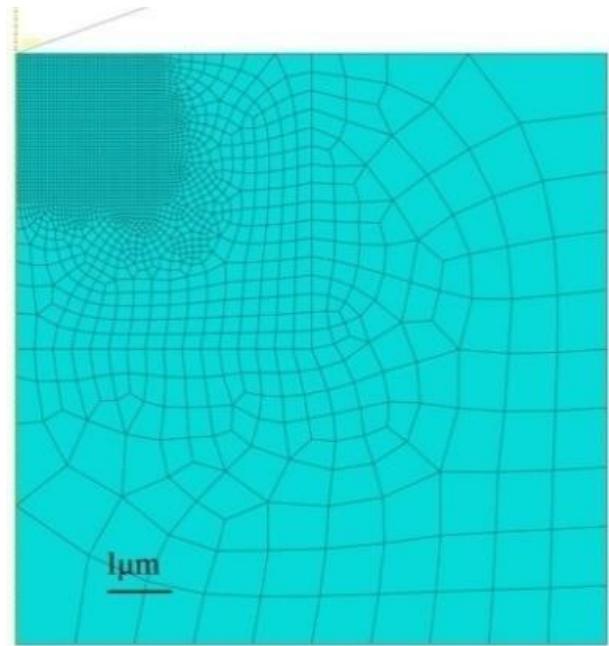


图 1 有限元模型

4 结果

本文所建立的有限元模型可以很好的拟合牙本质纳米压痕实验曲线。图 2 是实验与数值结果对比。由图 2 可知, 本数值模型可以很方便的描述牙本质塑性力学性质, 并且可以很好的模拟压痕作用下牙本质在卸载阶段刚度下降的力学行为, 即在加载和卸载阶段曲线为不重合, 且在卸载阶段出现刚度下降的现象。这说明塑性损伤模型可以很好的揭示牙本质在纳米压痕过程中发生的塑性和损伤力学行为。

由数值模拟得到牙本质从内层到外层的屈服强度分别为 50MPa、55MPa 和 80MPa。数值结果表明牙本质屈服强度随年龄的增长而增大。在最大压入载荷为 6MN 作用下, 年轻组、中年组和老年组外层牙釉质的能量耗散分别为 1.38nJ、1.11nJ 和 1.09nJ。由此可见, 在相同压入载荷作用下, 年轻组牙本质具有较大的能量耗散, 并且随着年龄的增长能量耗散能量下降。这表明随着年龄增长牙本质的断裂韧性下降。此外图 3 表明与压头接触区域的牙本质受到损伤最严重。并且随着年龄的增长, 牙本质发生损伤的区域的减少。

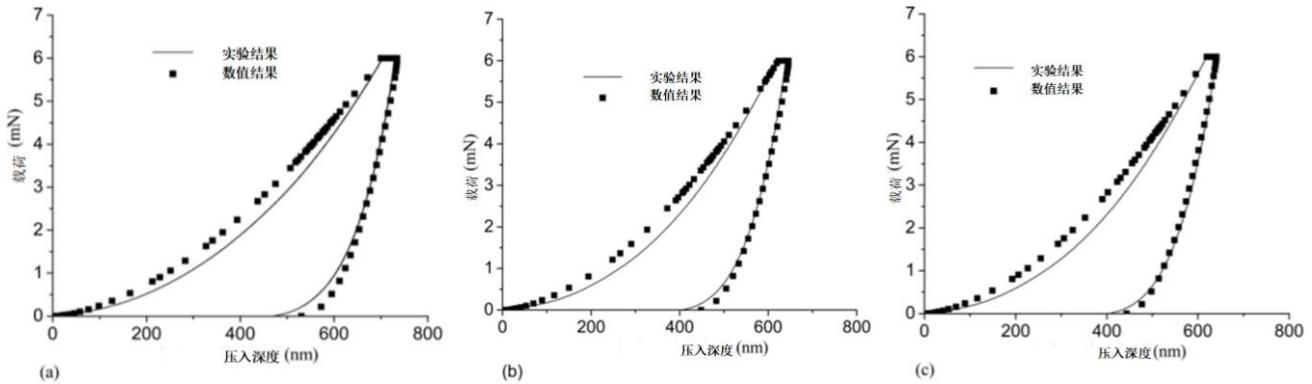


图 2 牙本质的纳米压痕实验曲线与数值模拟结果: (a)年轻组牙本质; (b)中年组牙本质; (c)老年组牙本质

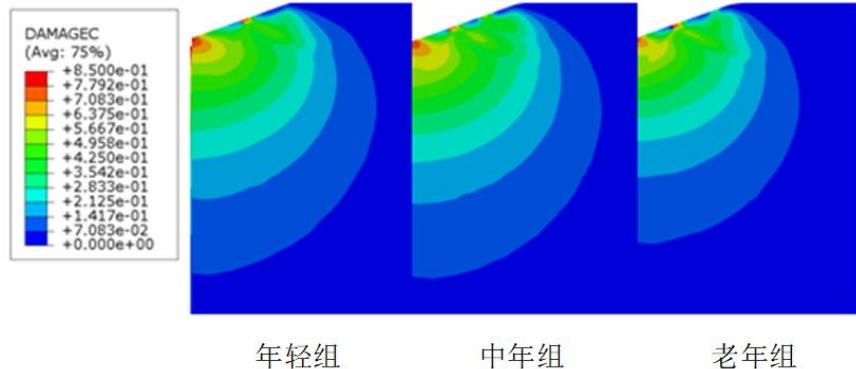


图 3 纳米压痕作用下牙本质在三个年龄组的外层区域的损伤分布, 从左往右分别为青年组、中年组和老年组的损伤分布

5 讨论

本文建立了牙本质有限元分析模型并研究了在纳米压痕作用下其塑性力学及损伤力学性质, 分析了其屈服强度和损伤性能随年龄增长的变化。实验结果表明, 随着年龄增长牙本质的弹性模量和硬度增大, 刚度增强。这与本文数值模拟预测的牙本质屈服强度随年龄增长变化是一致的。数值结果表明牙本质的屈服强度随着年龄的增长而增大。这是因为随着年龄的增长, 牙本质小管中沉积的矿物质形成矿物晶体逐渐堵塞了牙本质小管[11]。特别是老年牙本质会出现发黄和透明的现象就是矿物晶体堵塞牙本质小管引起的。在受到外载荷作用时, 牙本质小管附近会产生应力集中现象, 从而很容易在管周牙本质中产生导致非弹性变形的微裂纹[13]。而老年牙本质中由于矿物晶体堵塞了牙本质小管而避免了这种现象, 从而更容易抵抗非弹性变形, 因此其屈服强度更高。然而微裂纹的减少意味着其能量耗散的能力减小, 此外数值结果表明老年组牙本质的能量耗散低于年轻组的能量耗散, 而能量耗散能量是衡量材料断裂韧性的重要指标。这表明老年牙本质更易发生灾难性破坏。这可能与老年牙本质中矿物含量升高,

蛋白质发生老化有关。蛋白质的塑性变形是牙本质能量耗散的一种重要形式, 当蛋白质发生老化时, 其能量耗散能力下降, 从而导致老年牙本质中发生脆性破坏的风险增大, 更容易发生脆性断裂[14-16]。

牙本质在纳米压痕实验结果表明, 其在卸载的初始阶段和最后阶段刚度出现明显的下降。以青年组牙本质为例, 其卸载过程最后阶段的接触刚度较初始阶段下降约 90%。这是由于在纳米压痕实验的这两个阶段压头与材料接触半径比值约 3: 1, 即接触面积比约为 9: 1。又由于损伤主要在压头附近, 因此卸载初始阶段压头和牙本质接触面较大时, 牙本质损伤对其刚度的影响比较小, 而在卸载的最后阶段, 由于接触面很小, 并且牙本质损伤值比较高的区域都在接触面附近, 因此认为这样得到的刚度既牙本质发生损伤后的刚度。

6 结论

本文建立了人牙本质的塑性损伤模型, 模拟了牙本质在纳米压痕作用下力学响应, 并分析研究了年龄对牙本质塑性和损伤力学性能的影响。本数值模型很好的描述牙本质在纳米压痕下的塑性变形及卸载过

程中的刚度下降，与实验结果吻合得很好。数值结果表明牙本质的屈服强度随年龄的增长而增大。在相同载荷作用下，年轻牙本质更容易受到损伤。

参考文献

- [1] Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, et al. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin [J]. *J Dent Res* 2003; 82 (12): 957-961.
- [2] 严斌, 刘懋, 刘鑫, 等. 测试人牙周膜粘弹性力学特性的纳米压痕实验条件研究 [J]. *口腔医学* 2020, (4): 313-318.
- [3] Yan J , Taskonak B, Mecholsky JJ. Measurement of the Energy Absorbed during Nanoscale Deformation of Human Peritubular and Intertubular Dentin [J]. *Materials sciences and applications*, 2022 (4): 13.
- [4] Babaie E , Bacino M, White J, et al. PILP remineralization of artificial and natural dentin carious lesions evaluated by nanoindentation and microcomputed tomography [J]. *Journal of Dentistry*, 2021: 103659.
- [5] 徐远志, 杨启祥, 汪绕绕, 等. 年龄与位置对牙本质力学性质的影响 [J]. *医用生物力学* 2017, 32 (6): 519-523.
- [6] Carrigan P, Morse DR, Furst ML, et al. A scanning electron microscopic evaluation of human dentin tubules according to age and location [J]. *J Endodont* 1984; 10: 359-363.
- [7] Micheletti CM. Dental histology: study of aging processes in root dentine [J]. *Boll Soc Ital Biol Sper* 1998; 74: 19-28.
- [8] Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, et al. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties [J]. *Biomaterials* 2005; 26: 3363-3376.
- [9] Porter AE, Nalla RK, Minor A, et al. A transmission electron microscopy study of mineralization in age-induced transparent dentin [J]. *Biomaterials* 2005; 26: 7650-7660.
- [10] An B, Wang R, Arola D, et al. The role of property gradients on the mechanical behavior of human enamel [J]. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012, 9: 63-72.
- [11] An B, Wang R, Zhang D. Region dependent micro damage of enamel under indentation [J]. *Acta Mechanica Sinica* 2012, 28 (5): 1651-1658.
- [12] Zhang J, Michalenko MM, Kuhl E, et al. Characterization of indentation response and stiffness reduction of bone using a continuum damage model [J]. *J Mech Behav Biomed Mater* 2010, 3: 189-202.
- [13] Eltit F, Ebacher V, Wang R. Inelastic deformation and microcracking process in human dentin [J]. *Journal of Structural Biology* 2013, 18 (2): 141-148.
- [14] Arola D, Reprogl R. Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin[J]. *Biomaterials* 2005; 26: 4051–4061.
- [15] 周银晓, 徐远志, 安兵兵, 等. 年龄变化对人牙本质裂纹扩展升阻能力的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27 (3): 6.
- [16] Montoya C, Arola D, Ossa EA. Deformation behaviour of aged coronal dentin [J]. *Gerodontology*. 2018; 35: 95–100.