

文章编号:1004-7220(2017)06-0519-05

年龄与位置对牙本质力学性质的影响

徐远志¹, 杨启祥¹, 汪饶饶¹, 张东升²

(1. 同济大学附属第十人民医院 口腔科,上海 200072;2. 上海大学 力学系,上海 200444)

摘要:目的 研究人牙本质弹性模量和硬度随年龄和位置的变化情况。方法 采集下颌无龋坏第3磨牙,按照年龄分为青年、中年、老年3组。采用纳米压痕对牙本质切片的多个位置进行力学测试。结果 外层和中层牙本质的弹性模量和硬度大于内层牙本质的弹性模量和硬度;随着年龄的增长,各个区域的牙本质弹性模量和硬度都增大。结论 牙本质具有梯度力学特性,外层和中层牙本质具有很高的刚度,其抵抗变形的能力要强于内层牙本质。同时,随着年龄增长牙本质弹性模量和硬度增大。

关键词: 牙本质; 弹性模量; 硬度; 纳米压痕; 年龄

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.06.006

Effects of aging and location on mechanical properties of human dentin

XU Yuan-zhi¹, YANG Qi-xiang¹, WANG Rao-rao¹, ZHANG Dong-sheng² (1. Department of Stomatology, the Tenth People's Hospital of Tongji University, Shanghai 200072, China; 2. Department of Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200444, China)

Abstract: **Objective** To investigate the variations of elastic modulus and hardness of human dentin with aging and location. **Methods** The non-carious third molars were collected and divided into youth group, middle-aged group and elderly group. Nanoindentation test was conducted on the dentin specimens from multiple regions to test their mechanical properties. **Results** The elastic modulus and hardness in outer and middle dentin were greater than those in inner dentin; the elastic modulus and hardness increased with the aging in each region of the dentin. **Conclusions** The dentin shows a gradient mechanical property. The stiffness and hardness in middle and outer dentin are greater than those in inner dentin. The deformation resistance in middle and outer dentin is stronger than that in inner dentin. Meanwhile, elastic modulus and hardness of the dentin increase with the aging.

Key words: Dentin; Elastic modulus; Hardness; Nanoindentation; Aging

牙本质是牙齿中占体积最大的部分,作为牙釉质弹性基底,具有支撑牙釉质、保护牙髓腔的功能。牙本质内部包含牙本质小管,其微观结构随位置变化。随着年龄的增长,牙本质小管中出现矿物沉积而变得透明,引起其力学性质改变。因此,研究不同部位牙本质力学性能以及年龄对其力学性质的影响

对于临床治疗具有重要意义^[1-2]。

牙本质是由羟基磷灰石晶体和蛋白质组成的复合材料^[3]。其中矿物质体积分数为70%,蛋白质体积分数为20%,其他流体物质(如水等)体积分数为10%^[4]。牙本质小管始于牙髓腔表面,延伸到釉牙本质界面处,贯穿整个牙本质层。随着牙本质深度

收稿日期:2016-10-21; 修回日期:2017-01-17

基金项目:上海市自然科学基金项目(14ZR1432700)。

通信作者:张东升,教授,博士研究生导师,E-mail: donzhang@staff.shu.edu.cn。

的增大,其微观结构也会发生变化^[5]。从靠近釉牙本质界面处到牙髓腔表面附近,牙本质小管的平均直径由 $0.9 \mu\text{m}$ 增加到 $2.5 \mu\text{m}$,牙本质小管密度由 $20\ 000 \text{ 个}/\text{mm}^2$ 增加到 $45\ 000 \text{ 个}/\text{mm}^2$ ^[6]。

牙本质的力学性能是重要的科学问题。由于牙本质具有复杂的微观结构,是一种功能梯度性材料,采用传统的准静态及动态测试方法会有很多局限性,而采用压痕法测量牙本质力学性能是一种可行的方法^[7]。Angker 等^[10]采用压痕法测量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随着与牙髓腔距离的增大而逐渐增大。Brauer 等^[11]采用纳米压痕以及微米压痕测试技术得到类似结论,并发现冠部牙本质的硬度与弹性模量要大于根部牙本质的硬度与弹性模量。郑庄等^[12]研究表明,牙本质具有各向异性弹性性质。Alani 等^[13]研究极性溶液的浓度变化以及牙本质的浸泡时间对牙本质弹性模量的影响。

随着年龄增长,矿物质在牙本质小管内壁的堆积使牙本质的矿物质含量升高,牙本质发生硬化,导致牙本质微观结构发生变化^[14]。因此,年龄是否会导致牙本质力学性质的改变值得深入探讨。研究发现,老龄化牙本质与年轻牙本质的弹性模量与硬度无显著差异^[15],而老年牙本质的断裂韧度明显小于年轻人的牙本质的断裂韧度^[16]。

本文利用纳米压痕实验方法分别测量3个年龄组牙本质在各个区域的弹性模量和硬度,并采用统计分析方法研究位置和年龄对牙本质力学性能的影响。

1 材料和方法

在上海市第十人民医院口腔科收集一批人的无龋坏下颌第3磨牙标本,并将标本立即储存在 $4\text{ }^{\circ}\text{C}$ 的 Hank's 平衡溶液(HBSS)中以防止矿物质流失。根据牙体年龄将标本分成3组,每组7个试样。其中,青年、中年、老年组年龄范围分别为 $18\sim 23$ 、 $33\sim 43$ 、 $58\sim 63$ 岁。将牙齿利用树脂包埋在切割好的 PVC 管中,使用 EC400 型数字划片机(沈阳科晶设备制造公司)在磨牙中间区域沿颊舌向进行低速切割(见图1),切割过程在流水降温条件下进行。加工的牙齿切片厚度约为 2 mm 。将牙齿切片先用 $600\#$ 的砂纸打磨,然后依次用 $800\# \sim 5\ 000\#$ 的砂纸

打磨。在整个加工过程中用 HBSS 溶液喷试件表面,使试样处于水合状态。

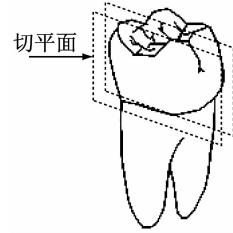


图1 切片示意图

Fig. 1 Schematic of diagram for dentin specimen preparation

采用 Triboscope 原位纳米压痕测试系统(Hysitron公司,美国)开展牙本质的压痕测试,并采用 Berkovich 压头(TI-039, Hysitron 公司,美国)。采用力加载模式,最大载荷为 6 mN ,加载速率为 0.3 mN/s ,在最大载荷 $6\text{ m}\cdot\text{N}$ 时保持载荷 5 s ,然后以 0.3 mN/s 速率卸载。纳米压痕测试是在牙齿切片表面进行。如图2所示,根据压痕点距离牙髓腔表面距离将牙本质分为3个区域:内层牙本质(靠近牙髓腔表面的区域)、外层牙本质(靠近釉牙本质界面的区域)、中层牙本质(在内层牙本质和外层牙本质之间区域)。齿切片试样平行与牙本质小管,即测试加载方向与牙本质小管方向垂直。对各个分组牙本质区域进行多次压痕实验,其中年轻组中有效测试点为 246 个,中年组和老年组分别为 296 和 242 个。整个加载过程中试件始终保持湿润状态。纳米压痕测试点的弹性模量 E 和硬度 H 可由加载曲线根据下列公式计算:

$$H = P_{\max}/A \quad (1)$$

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

式中: P_{\max} 最大加载载荷, A 为 P_{\max} 作用下接触表面

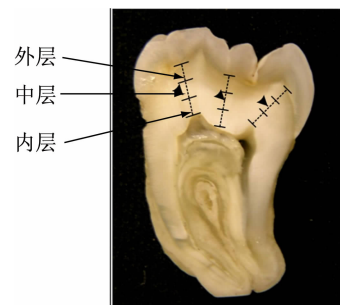


图2 纳米压痕示意图

Fig. 2 Schematic diagram for nanoindentation

的投影面积; S 为卸载初始的接触刚度, 可由 $S = dP/dh$ (载荷对深度的导数) 得到。 β 为与压头形状有关的参数, 对于 Berkovich 压头 $\beta = 1.034$ 。

2 统计分析

对纳米压痕测试结果采用单因素方差法进行统计分析, 即分别考虑年龄和区域对牙本质力学性能的影响。 Post-hoc 分析采用 Turkey HDS 方法, $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义。

3 结果

纳米压痕实验表明, 牙本质抵抗变形的能力与牙本质的深度有关。 图 3 所示为年轻组牙本质在各个区域的纳米压痕测试典型曲线。 内层牙本质的压入深度大于中层和外层牙本质的压入深度, 故中层和外层牙本质具有较强的抵抗变形能力, 内层牙本质抵抗变形的能力较差。 此外, 年龄也会对牙本质抵抗变形能力产生影响。

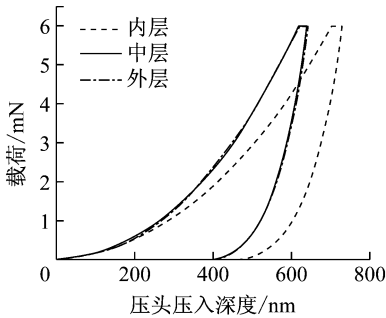


图 3 年轻牙本质在 3 个区域的载荷与压入深度曲线

Fig. 3 Experimental load-depth curves for inner, middle and outer dentin obtained from the young group

由 3 个年龄组中内层牙本质的纳米压痕测试曲线的平均值结果可知, 牙本质抵抗变形的能力随着年龄的增长增强 (见图 4)。

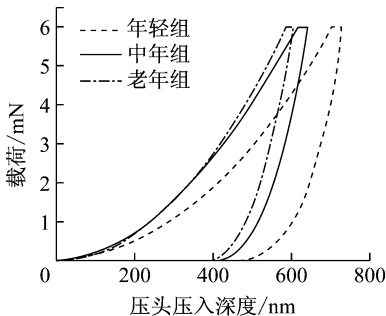


图 4 3 个年龄组外层牙本质的载荷与压入深度曲线

Fig. 4 Experimental load-depth curves for outer dentin obtained from the three groups

牙本质的力学性能随着牙本质深度的增加而发生变化, 其中年轻组在内、中、外层有效测试点分别是 79、83 和 84 个; 中年组在这 3 个区域有效测试点分别是 85、110 和 101 个; 老年组在这 3 个区域有效测试点分别是 80、76 和 86 个。 3 个年龄组中 3 个区域的平均弹性模量和硬度数值见表 1。

表 1 纳米压痕测试结果

Tab. 1 Results of nanoindentation

分组	区域	E /GPa	H /GPa
年轻组	内层牙本质	15.1 ± 2.2^e	0.45 ± 0.24^h
	中层牙本质	$17.6 \pm 2.7^{a, f}$	$0.52 \pm 0.15^{d, i}$
	外层牙本质	$17.8 \pm 3.1^{a, g}$	$0.57 \pm 0.15^{d, j}$
中年组	内层牙本质	16.2 ± 2.7	0.53 ± 0.25^h
	中层牙本质	19.1 ± 3.7^b	0.66 ± 0.23^i
	外层牙本质	19.2 ± 4.3^b	0.67 ± 0.22^j
老年组	内层牙本质	18.3 ± 2.5^e	0.74 ± 0.11^h
	中层牙本质	$20.5 \pm 4.3^{c, f}$	0.81 ± 0.19^i
	外层牙本质	$21.6 \pm 3.0^{c, g}$	0.86 ± 0.14^j

注: a, b, c 表示在同一年龄组中牙本质弹性模量没有显著性差异 ($P \geq 0.05$); d 表示在年轻组中牙本质硬度无显著性差异 ($P \geq 0.05$); e, f, g 表示在同一区域各个年龄组中的牙本质弹性模量具有显著性差异 ($P < 0.05$); h, i, j 表示在同一区域各个年龄组中的牙本质硬度具有显著性差异 ($P < 0.05$)

由表 1 的数据统计分析可知:

(1) 年轻组。内层牙本质的弹性模量显著小于中层和外层牙本质的弹性模量 ($P < 0.05$), 中层牙本质弹性模量和外层牙本质的弹性模量无显著性差异 ($P \geq 0.05$); 内层牙本质的硬度显著小于外层牙本质的硬度 ($P < 0.05$), 内层牙本质硬度与中层牙本质硬度、中层牙本质硬度与外层牙本质硬度无显著性差异 ($P \geq 0.05$)。

(2) 中年组。内层牙本质的弹性模量显著小于中层和外层牙本质的弹性模量 ($P < 0.05$), 中层牙本质弹性模量和外层牙本质的弹性模量无显著性差异 ($P \geq 0.05$); 内层牙本质的硬度显著小于外层牙本质的硬度 ($P < 0.05$), 中层牙本质的硬度小于外层牙本质的硬度 ($P < 0.05$), 内层牙本质的硬度和中层牙本质的硬度无显著性差异。

(3) 老年组。内层牙本质的弹性模量显著小于外层牙本质的弹性模量 ($P < 0.05$), 内层牙本质硬

度与中层牙本质硬度之间、中层牙本质的硬度和外层牙本质的硬度之间无显著性差异($P \geq 0.05$)。此外年龄也会对牙本质力学性能产生影响。

对于任意一个区域的牙本质,老年组牙本质的弹性模量显著大于年轻组牙本质弹性模量($P < 0.05$)。老年组牙本质硬度显著高于年轻组牙本质硬度($P < 0.05$),老年组牙本质硬度显著高于中年组牙本质硬度($P < 0.05$)。

4 讨论

本文采用纳米压痕测试技术,研究各个区域牙本质的力学性质以及年龄对其影响。实验结果表明,在各个年龄组中,内层牙本质的弹性模量低于中层和外层牙本质的弹性模量。Angker 等^[10]通过微米压痕实验发现,牙本质的硬度和弹性模量沿牙本质到釉牙本质界(dentin enamel junction, DEJ)的距离呈现出梯度变化,这一现象与本实验结果吻合。然而其所测得的弹性模量小于本研究的实验结果。这与测试的方式有关:采用压痕法测试材料的力学性能时,压痕点附近产生损伤,且随着压头压入深度的增大而增加,因而卸载时会出现材料接触刚度的下降,由式(2)可得,接触刚度的下降导致材料弹性模量下降。Angker 等^[10]采用的测试方式是最大载荷为 25 mN 并且在最大载荷时保持加载 30 s,而本研究所采用的压痕实验测试方式是最大载荷为 6 mN 且保载时间为 5 s。因此,本研究与 Angker 等^[10]的实验方案相比,得到的压入深度较小,对牙本质的损伤较小,所测得的牙本质弹性模量和硬度值偏大,更符合实际情况。

牙本质这种力学性质受区域变化影响与牙本质的微观结构有关,牙本质小管的密度以及牙本质小管直径与其到 DEJ 的距离呈梯度变化,靠近牙髓腔附近的牙本质小管密度和牙本质小管直径最大。牙本质由围绕本质小管的管周牙本质和管间牙本质组成。管周牙本质的弹性模量和硬度不受区域变化影响,且高于管周牙本质的弹性模量和硬度,而管间牙本质的弹性模量和硬度随位置到 DEJ 的距离增大而减小^[1]。牙本质这种微观结构随位置的变化现象可以解释牙本质的梯度力学行为。有研究表明,牙本质的构成成分主要是矿物晶体和蛋白质,正常的牙本质矿物含量与其到 DEJ 距离的增加而减小,

这也从另一个角度证实了牙本质弹性模量的测试结果。

牙本质弹性模量和硬度随年龄增长而增大的原因如下:随着年龄的增长,牙本质的矿物含量增加,尤其是在内层牙本质区域^[14]。矿物晶体沉积造成老年牙本质的牙本质小管堵塞,进而变得透明。Weber^[17]研究发现,年轻牙本质和老年牙本质的管间牙本质的矿物含量并没有显著区别,说明老年牙本质的矿物含量增加主要是由牙本质小管中增加的矿物晶体造成。在靠近牙髓腔附近,老年牙本质的矿物含量增加最大,牙本质力学性能变化最明显,牙本质矿物含量增加引起其弹性模量增大^[18]。此外,由于老年牙本质中矿物晶体堵塞牙本质小管,导致其渗透性降低,含水量下降。

5 结论

本文采用纳米压痕对 3 个年龄组的牙本质在不同位置上进行纳米压痕实验。通过实验获得的结论如下:牙本质具有梯度力学特性,靠近 DEJ 外层和中层的牙本质硬度和弹性模量较大,说明外层和中层牙本质具有很高的刚度,其抵抗变形的能力要强于内层牙本质。同时,牙本质的弹性模量和硬度随着年龄增长也会增大,内层牙本质的力学性能变化更大。

参考文献:

- [1] 朱春芳,何炳蔚. 儿童切牙整体移动诱导方案的验证和评价[J]. 医用生物力学, 2014, 29(4): 334-338.
ZHU CF, HE BW. Verification and evaluation on induction scheme for bodily movement of incisor in children [J]. J Med Biomech, 2014, 29(4): 334-338.
- [2] 王文亚,傅波,罗华,等. 不同桩核冠修复上颌中切牙的三维有限元模型建立及应力分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(1): 25-30.
WANG WY, FU B, LUO H, *et al.* Three-dimensional finite element modeling and stress analysis on different posts and cores for repairing the maxillary central incisors [J], J Med Biomech, 2014, 29(1): 25-30.
- [3] GAO H, JI B, JAGER IL, ARZT E, *et al.* Materials become insensitive to flaws at nanoscale: Lessons from nature [J]. Proc Natl Acad Sci, 2003, 100(10): 5597-5600.

- [4] LEE JH, LEE EY, PARK EJ, *et al.* An alternative treatment option for a bony defect from large odontoma using recycled demineralization at chairside [J]. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, 2015, 41(2): 109-115.
- [5] PASHLEY D. Dynamics of the pulpo-dentin complex [J]. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996, 7(2): 104-133.
- [6] DOURDA AO, MOULE A, YOUNG WG. A morphometric analysis of the cross-sectional area of dentine occupied by dentinal tubules in human third molar teeth [J]. *Int Endodont J*, 1994, 27(4): 184-189.
- [7] LI X, AN B, ZHANG D. Determination of elastic and plastic mechanical properties of dentin based on experimental and numerical studies [J]. *Appl Math Mech*, 2015, 36(10): 1347-1358.
- [8] SAEKI K, MARSHALL GW, GANSKY SA, *et al.* Strontium effects on root dentin tubule occlusion and nanomechanical properties [J]. *Dent Mater*, 2016, 32(2): 240-251.
- [9] RYOU H, TURCO G, BRESCHI L, *et al.* On the stiffness of demineralized dentin matrices [J]. *Dent Mater*, 2016, 32(2): 161-170.
- [10] ANGKER L, SWAIN MV, KILPATRICK N. Micro-mechanical characterization of the properties of primary tooth dentine [J]. *J Dent*, 2003, 31(4): 261-267.
- [11] BRAUER DS, HILTON JF, MARSHALL GW, *et al.* Nano- and micromechanical properties of dentine: Investigation of differences with tooth side [J]. *J Biomech*, 2011, 44(8): 1626-1629.
- [12] 郑庄, 堵安庆, 赵要武, 等. 牙本质小管平行和垂直方向上的牙本质力学性能研究 [J]. *广东牙病防治*, 2013, 21(4): 214-216.
- [13] ALANI AA, HENRIQUE T, STAPE S, *et al.* Effect of polar solvents on the elastic modulus of dentin [J]. *Dent Mater*, 2016, 32: e30.
- [14] KINNEY JH, NALLA RK, POPLE JA, *et al.* Age-related transparent root dentin: Mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties [J]. *Biomaterials*, 2005, 26(16): 3363-3376.
- [15] BALOOCH M, DEMOS SG, KINNEY JH, *et al.* Local mechanical and optical properties of normal and transparent root dentin [J]. *J Mater Sci Mater Med*, 2001, 12(6): 507-514.
- [16] 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.
- [17] WEBER DF. Human dentine sclerosis: A microradiographic survey [J]. *Arch Oral Biol*, 1974, 19(2): 163-199.
- [18] KINNEY JH, GLADDEN JR, MARSHALL GW, *et al.* Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin [J]. *J Biomech*, 2004, 37(4): 437-441.