

文章编号:1004-7220(2012)02-0122-07

生物硬组织材料力学研究方法进展

张东升^{1,2}, 安兵兵^{2,3}

(1. 上海大学 力学系, 上海 200444; 2. 上海市力学在能源工程中的应用重点实验室, 上海 200072;

3. 上海市应用数学和力学研究所, 上海 200072)

摘要: 研究生物硬组织材料的力学性质对于预防和治疗骨科和口腔疾病具有重要意义。同时, 经过长期的进化, 生物材料具有独特的力学性质, 研究这些材料的结构与力学性质可以为工程材料的设计提供解决方案。与工程材料不同, 生物材料的力学研究需要采用特殊的方法来准确描述其力学性质。本文针对生物硬组织材料力学性质的研究方法进行综述, 包括生物硬组织材料的常规力学实验方法、断裂力学和压痕测试技术, 以及微观和宏观力学数值模拟技术。

关键词: 硬组织; 生物材料; 力学特性; 数值分析; 实验技术

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Advances in research methods on mechanics of materials for biological hard tissues

ZHANG Dong-sheng^{1,2}, AN Bing-bing^{2,3} (1. Department of Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200444, China; 2. Shanghai Key Laboratory of Mechanics in Energy Engineering, Shanghai 200072, China; 3. Shanghai Institute of Applied Mathematics and Mechanics, Shanghai 200072, China)

Abstract: Researches on mechanical properties of biological hard tissues are of great importance to the prevention and treatment for both bone diseases and oral diseases. Meanwhile, biological materials possess superior mechanical properties due to long-term evolution, and studies on the structure and mechanical properties of these materials can provide useful solutions for the design of engineering materials. However, unlike engineering materials, mechanical studies on biological materials need specific methods to accurately characterize the mechanical performance. This paper summarized the research methods on mechanical properties of biological hard tissues, including routine mechanical tests, fracture mechanics tests, nanoindentation tests, as well as numerical simulation techniques in nano, micro and macro scales.

Key words: Hard tissue; Biological materials; Mechanical properties; Numerical simulation; Experimental technique

人体中有4种硬组织材料, 即骨骼、牙本质、牙釉质和牙骨质^[1]。这些硬组织材料是重要的承载组织, 同时可以完成各种重要的生理功能。随着生活质量的提高, 人们越来越关注骨骼和牙齿的健康^[2-3]。然而骨骼和牙齿疾病的预防和治疗不仅仅

是医学问题, 开展对这些生物硬组织材料的力学分析将有助于了解材料结构与力学行为的关系, 提高骨骼、牙齿等疾病预防和治疗的有效性。另外, 生物硬组织材料具有独特的微观结构和优良的力学性质。通过研究生物材料的结构与力学性质, 可以揭

收稿日期: 2012-01-09; 修回日期: 2012-03-16

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(11172161), 上海市科委基金(10410701900, 11195820900), 上海市教委基金(12ZZ092), 上海市重点学科建设项目资助(S30106)。

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

示其具有高韧度的机理,利用仿生原理就可能设计出和天然生物硬组织材料相似、具有优良力学性能的人工材料^[4]。

基于对生物硬组织力学行为研究的了解,本文针对生物硬组织材料的力学测试和数值分析方法进行了综述,包括常规的生物硬组织材料力学参数测试方法、断裂力学行为测试技术和微观力学测试技术、基于生物硬组织微观结构的数值建模方法、适用于临床医学研究的力学模拟技术,希望能为相关的生物力学研究提供帮助。

1 实验测试技术

1.1 材料常规力学性能测试

材料常规力学性质测试主要包括单轴拉伸、压缩、弯曲,这些测试方法可以测量生物硬组织的弹性模量和强度。例如:Nyman 等^[5]采用三点弯曲测试技术测量了皮质骨的强度和弹性模量,发现水对于皮质骨的强度和弹性模量有很大影响。Nazarian 等^[6]采用 PMMA 将鼠股骨包埋后进行拉伸实验,研究骨的体积分数、矿物质密度对于其力学性质的影响,结果发现骨的弹性模量随着骨体积分数的增加而增加,并且成线性关系。矿物质密度对骨弹性模量的影响也有类似的规律。Leng 等^[7]发展了独特的压缩测试技术研究骨的力学本构关系。首先制作人骨的圆柱体试件,然后对试件进行加载、停留、卸载、停留的加载方式得到骨的应力应变关系。这样的加载方式可以测量骨的塑性以及黏弹性性质。结果发现,骨的黏弹性性质可以用指数函数描述,而塑性应变与总体应变满足线性关系,并且年龄对于骨的本构关系具有显著影响。

在医用生物力学研究中,为研究新型内固定方式、开发新型内固定器械,通常需要采用动物标本在力学试验机上进行离体实验,测试关节的活动度、界面压力和内固定器械的应力应变等。在力学测量中,活动度常采用接触式位移传感器进行测量^[8-9]。随着测试技术的发展,各类非接触位移测量技术,特别是光学非接触测量设备已经越来越广泛地应用在生物力学测量中^[10-12]。在脊柱生物力学实验中,椎间盘压力、椎体上下关节突之间的压力是普遍关心的问题。关节突尖的压力测量可采用微型压力传感器,直接植入关节突对之间^[13-14]。椎间盘内髓核的

压力多采用穿刺的方法,利用医用麻醉仪有创测压功能,直接测量髓核内部的压力^[15-16]。也可采用压敏薄膜植入椎间盘内,直接测量椎间盘内髓核的压力分布^[10,17]。这些方法均存在一些局限性,关节突对界面形状不规则,并且除了接触压力以外,还往往存在相对滑动,在这些因素的干扰下,压力传感器的读数存在偏差;穿刺法测量髓核压力也存在一定的局限性。髓核内部的压力分布并非均匀,穿刺的位置变差将对测量结果产生较大的误差;利用压敏片测量髓核内部的压力分布也会带来新的问题,由于椎间盘纤维环的创面较大,会引起脊柱稳定度下降的副作用。因此,在各类动物标本生物力学测试中,应尽量避免直接的内部压力测量任务,可选择一些其他间接指标。

1.2 断裂力学实验

作为主要的承载组织,生物硬组织材料具有较高的断裂韧度,以抵抗裂纹扩展,保持结构的完整性。各类生物硬组织材料的断裂韧度以及裂纹扩展行为是研究热点之一。稳态裂纹扩展实验主要用于测量材料的断裂韧度^[18-19]。对于各向同性传统金属材料,有相应的 ASTM 测试标准。生物硬组织材料具有各向异性的组织结构,其破坏与断裂方式也呈现各向异性的特征,同时,生物材料具有独特的增韧机制,在一定的裂纹长度内,会通过裂纹钝化、微裂纹、和裂纹桥等方式,促使裂纹闭合,增加材料的断裂韧度^[20]。有关生物硬组织材料断裂韧度的测试方法已有文献进行了报道。Morais 等^[21]提出了使用双悬臂梁试件结合柔度法测量皮质骨断裂韧度。这种方法的优势在于考虑了裂纹扩展过程中的增韧机理。Zimmermann 等^[22]制作了人股骨的单边缺口四点弯曲试件,测量皮质骨在混合加载下的断裂韧度。与传统的四点弯曲试件相比,这种试件是非对称的。在加载时,试件会产生 I 型(张开型)和 II 型(剪切型)混合的裂纹形式。为了研究皮质骨的裂纹扩展增韧机理,在加载的同时使用环境扫描电子显微镜进行原位观察。An 等^[23]制作了牛皮质骨的紧凑拉伸试件测量断裂韧度。试件制作时,使用锋利的刀片使试件缺口更尖锐,同时对试件进行疲劳加载,预制初始裂纹。在加载过程中使用摄像机拍摄试件表面图像,并采用数字图像相关法处理图像以获得裂纹尖端的准确位置(见图 1)。

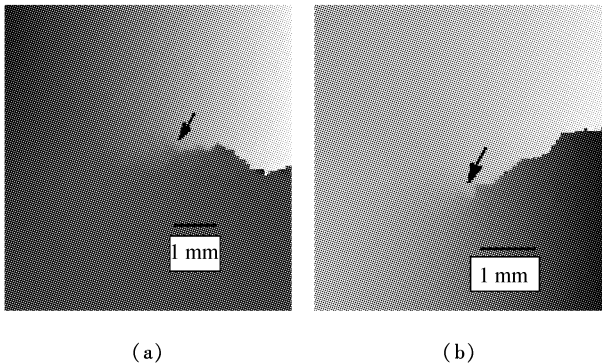


图1 数字图像相关法处理后的位移场^[23] (a)纵向裂纹扩展, (b)横向裂纹扩展(箭头所指为裂纹尖端位置)

Fig. 1 Displacement field resulted from digital image correlation^[23] (a) Longitudinal crack growth, (b) Transverse crack growth

与皮质骨相比,牙齿的几何尺寸更小,故加工试件的难度更大。Zhang等^[24]提出了测量牙本质的断裂韧度的方法。根据牙本质的几何尺寸制作非标准的紧凑拉伸试件,然后利用数值的方法建立这种非标准试件的应力强度因子与裂纹长度的关系。使用小型加载装置(见图2)对牙本质紧凑拉伸试件加载,并且利用显微数字图像相关法准确获得裂纹尖端位置。Nazari等^[25]利用同样的技术研究了年龄对于牙本质断裂韧度的影响。牙釉质位于牙齿最外层,所占的体积分数小于牙本质。Bajaj等^[26-27]制作了新颖的嵌入式紧凑拉伸试件研究人的牙釉质的断裂韧度。这种技术采用医用口腔树脂将牙釉质的块体包埋,然后使用模具制作出紧凑拉伸试样。考虑

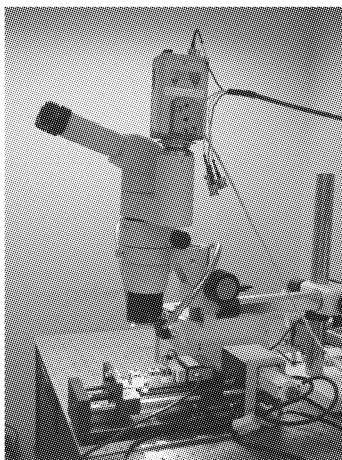


图2 牙齿裂纹扩展实验的微型加载装置^[24]

Fig. 2 Micro loading setup for testing crack growth of dentin

到牛牙釉质层厚度相对较厚,Bechtle等^[28]制作了牛牙釉质的单边缺口三点弯曲试件研究牙釉质的裂纹扩展性质。

1.3 压痕测量

作为力学测试技术的重要补充,压痕法可测量材料的弹性模量,硬度和断裂韧度,可用于研究材料的纳观和微观力学性质,对于小尺度的试件,压痕法具有独特的优势。Carnelli等^[29]利用纳米压痕法测量了皮质骨不同方向的弹性模量和硬度,讨论了其弹性与非弹性的各向异性。Pathak等^[30]采用纳米压痕技术研究了骨的黏弹性性质。Bala等^[31]利用纳米压痕技术研究了皮质骨在骨单元尺度上的弹性和非弹性性质,分析了矿物质和蛋白质对其力学性质的影响。压痕技术在牙齿的生物力学领域应用较多,这主要是由于牙齿的几何尺寸相对较小,其他实验方法很难实现。Ziskind等^[32]使用纳米压痕技术研究了管周牙本质和管间牙本质弹性模量的不同。使用球形压头根据Tabor理论^[33]可以测量材料的压痕应力应变曲线。以 P 表示载荷,压痕过程中的平均接触压力为 $P_m = P/A$;其中, A 为投影面积。以 a 表示压头投影圆的半径, R 表示球形压头的半径, P_m 与 a/R 的关系代表了压痕应力应变曲线。但是需要注意,这里的压痕应力应变曲线与传统的单轴实验应力应变曲线不同^[34]。Ang等^[34]使用不同直径的球形压头对牙釉质进行了压痕实验,揭示了牙釉质多尺度的力学性质。维氏硬度计可用于测量材料的断裂韧度。以 P 表示压痕载荷, C 表示压痕所致的裂纹长度, HV 表示硬度, E 表示弹性模量,则材料的断裂韧度为 $K_R = \delta \left(\frac{E}{HV} \right)^{1/2} \frac{P}{C^{3/2}}$;其中, δ 为无量纲的常数,依赖于压头的几何尺寸^[35]。Padmanabhan等^[36]将这种技术应用于牙釉质的裂纹扩展阻力研究中,揭示了裂纹扩展阻力与裂纹扩展长度的关系。Ang等^[37]利用维氏硬度计在牙釉质表面产生裂纹,使用原子力显微镜对裂纹进行观察,研究了裂纹尖端的断裂韧度,并且对裂纹尖端内聚力区进行了定量描述。

2 数值模拟方法

2.1 微观力学模拟

分子动力学模拟用于研究材料在分子,原子尺

度上的变形行为。骨骼,牙齿在纳米尺度上具有相同的组成结构,即都是由羟基磷灰石晶体和蛋白质组成,因此可以利用分子动力学方法研究生物硬组织材料纳米尺度的变形与破坏机理。Dubey 等^[38-40]进行了一系列关于生物硬组织材料纳米尺度的分子动力学模拟。他们以羟基磷灰石和蛋白质分子组成的胞元为研究对象,采用包括 Coulomb 和 Lennard-Jones 势函数模拟原子之间的相互作用,对胞元的应力应变关系、矿物质与蛋白质界面间的强度、不同化学环境下矿物质和蛋白质的力学性质、以及沿不同方向胞元的力学性质等问题进行了系统研究。Mendez-Proupin 等^[41]利用分子动力学模拟确定了生物硬组织材料的主要成分-羟基磷灰石的弹性常数。

由于分子动力学所能模拟的空间尺度和时间尺度都很小,所以在微观尺度上采用连续介质力学就成为一种好的选择。考虑到骨骼和牙齿都是天然的复合材料,可利用复合材料细观力学的方法对骨骼和牙齿的力学行为进行模拟。Yuan 等^[42]发展了一个圆柱形的包含矿物质的胶原纤维有限元模型以模拟胶原纤维的弹性性质。Stock 等^[43]建立了包含矿物质和蛋白质的二维有限元模型,并且考虑了蛋白质的黏弹性性质,研究了应力转移机理。Luo 等^[44]用超弹性本构关系模拟胶原纤维的大变形行为,将胶原纤维与矿物质之间的相互作用以内聚力单元来模拟,并采用 Monte Carlo 方法模拟材料的非均质,研究了骨的微损伤演化机理。De Micheli 等^[45]对皮质骨的骨单元进行了模拟。在他们的模型中,骨板层被模拟成具有增强相和基底相的复合材料,并且用不可压缩的 Mooney-Rivlin 模型模拟 Haversian 管。模型揭示了纤维增强相对于动态和静态压缩载荷的抵抗作用。Abdel-Wahab 等^[46]利用扩展有限元法结合内聚力模型研究了骨单元等微观结构对裂纹扩展的影响。扩展有限元法不用预先设置裂纹扩展路径,且不用重新划分网格,对于模拟裂纹扩展有显著优势。

2.2 宏观模拟

生物硬组织材料具有分层次的结构,其力学性质与各个尺度的结构密切相关,因此也需要从宏观模拟硬组织的力学性质,为理解各种变形机理提供帮助。Tang 等^[47]应用内聚力模型研究了孔隙对于皮质骨断裂韧度的影响。内聚力模型假定裂纹前端

存在一个内聚力区,这个区内存在使裂纹闭合的内聚力。内聚力模型可以模拟材料由于微裂纹和桥联产生的增韧机理,并且模拟结果与实验吻合。Ural 等^[48]利用内聚力模型研究了应变率对于皮质骨断裂韧度的影响。An 等^[23]应用多维虚内键模型模拟了皮质骨的横向裂纹扩展,结果与实验吻合。虚内键模型由 Gao 等^[49]提出,这种模型认为材料在微观尺度上是由很多粒子构成的,粒子存在相互作用力。Gao 等引入唯象的内聚力势模拟粒子之间的相互作用。该模型能够准确模拟裂纹扩展路径,可用于动态和静态裂纹扩展的模拟。但是模型中的泊松比是定值,这限制了其应用。后来 Zhang 等^[50]发展了多维虚内键模型以模拟具有不同泊松比的材料。相比内聚力模型,虚内键模型不用预先指定裂纹扩展路径。

在医用生物力学研究中,三维数值分析技术也是研究新型的内固定方式,开发新型内固定器械的重要手段之一。通过 Micro-CT 技术可以获得生物硬组织材料复杂的几何形状,从而可以利用有限元法研究整个结构的受力情况。例如:Ausiello 等^[51]通过三维重建正常前牙和修复后的牙齿模型,利用有限元法计算了各自的应力分布。Poiate 等^[52]分析了不同建模方法对于计算中切牙应力分布的影响,指出二维模型不能正确模拟牙齿的受力情况,必须应用复杂的三维模型。刘斌等^[53]通过 Micro-CT 技术对全瓷冠进行扫描,建立了全瓷冠的有限元模型(见图3),计算了不同加载方式下粘结剂层中的应力分布(见图4),研究了粘结剂厚度对于全瓷冠应力的影响。苏晋等^[54]利用 Micro-CT 技术对全腰椎进行断层扫描,结合自行开发的软件建立了全腰椎的有限元模型,采用 Hypermesh 对实体模型进行网格划分,并且引入了接触模型,计算了全腰椎的应力分布。姚杰等^[55]通过建立膝关节的三维有限元模型,计算了膝关节各组织在冲击反力作用下的应力分布,分析了膝关节在跳伞着陆中的变形机理。马信龙等^[56]建立了松质骨的三维有限元模型,分析了不同载荷和不同加载方向下松质骨的应力分布情况。综上所述,CT、MRI 等医学成像手段为生物体的力学分析提供了重要的建模手段,结合商用化图像处理软件和有限元程序,基本实现了生物结构的力学仿真。今后的主要工作在于在建模过程中如何

精确地表达材料的物性,物体之间的边界条件,和载荷形式,尽可能与实验进行对比。

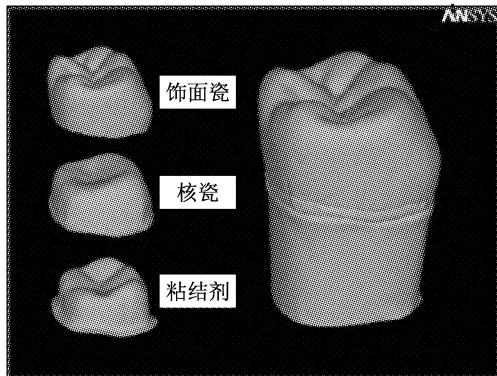


图3 全瓷冠三维模型^[53]

Fig.3 Three-dimensional modeling of all-ceramic restored crown

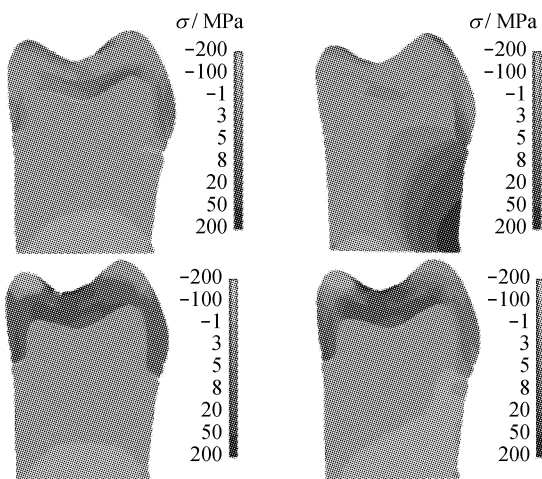


图4 粘结剂层 90 μm 时,在 4 种不同加载方式下的拉应力分布^[53]

Fig.4 Tensile stress distributions under 4 different loading conditions with 90 μm cement thickness

3 结语

本文综述了生物材料和结构力学分析的方法,从力学实验和数值计算两个方面概述了力学分析的主要技术特点,以期对从事生物材料力学研究的学者提供借鉴和帮助。

参考文献:

- [1] Arola D, Bajaj D, Ivancik J, *et al.* Fatigue of biomaterials: Hard tissues [J]. *Int J Fatigue*, 2010, 32(9): 1400-1412.
- [2] Bajaj D, Sundaram N, Nazari A, *et al.* Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin [J]. *Biomaterials*, 2006, 27(11): 2507-2517.
- [3] Wang XD, Qian CJ. Prediction of microdamage formation using a mineral-collagen composite model of bone [J]. *J Biomech*, 2006, 39(5): 595-602.
- [4] Munch C, Launey ME, Asem DH, *et al.* Tough, bio-inspired hybrid materials [J]. *Science*, 2008, 322(5907): 1516-1520.
- [5] Nyman JS, Roy A, Shen X, *et al.* The influence of water removal on the strength and toughness of cortical bone [J]. *J Biomech*, 2006, 39(5): 931-938.
- [6] Nazarian A, Arroyo FJA, Rosso C, *et al.* Tensile properties of rat femoral bone as functions of bone volume fraction, apparent density and volumetric bone mineral density [J]. *J Biomech*, 2011, 44(13): 2482-2488.
- [7] Leng HJ, Dong XN, Wang XD. Progressive post-yield behavior of human cortical bone in compression for middle-aged and elderly groups [J]. *J Biomech*, 2009, 42(3): 491-497.
- [8] 张烽, 董士奎, 周小钢, 等. 胸腰段前、后纵韧带对 Kaneda 器械稳定性的影响 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2008, 26(4): 440-442.
- [9] 吕书军, 曹勇, 周广鉴, 等. 三重固定纽扣钢板肩锁关节复位的生物力学 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2011, 15(9): 1675-1679.
- [10] Zheng S, Yao Q, Cheng L, *et al.* The effects of a new shape-memory alloy interspinous process device on the distribution of intervertebral disc pressures in vitro [J]. *J Biomed Res*, 2010, 24(2): 115-123.
- [11] 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.
- [12] Zhang DS. Digital image correlation: theory and applications [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(2): 85-88.
- [13] Zhang D, Arola D. Applications of digital image correlation to biological tissues [J]. *J Biomed Opt*, 2004, 9(4): 691-699.
- [14] 李康华, 肖文峰, 胡建中, 等. 人工腰椎间盘置换后下位关节突关节内压力的变化 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, 12(4): 631-634.
- [15] 胡新佳, 李康华. 腰椎间盘切除与人工椎间盘置换前后上位关节突关节内压力改变 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2005, 19(6): 427-430.
- [16] 王沛, 董强. 腰椎间盘突出病变部的压力测定及其病理学意义 [J]. *中华骨科杂志*, 2002, 22(3): 129-133.
- [17] 鲍达, 马远征, 白一冰, 等. 椎间盘压力测定在射频消融髓核成形术中的可行性研究 [J]. *脊柱外科杂志*, 2007, 5(5): 269-272.
- [18] 鲁成林, 王丰, 胡瑜辉, 等. 腰椎力学分析的数值模拟与实验研究 [J]. *实验力学*, 2008, 23(5): 427-433.
- [19] Liu HY, Wang GT, Mai YW, *et al.* On fracture toughness

- of nano-particle modified epoxy [J]. *Compos Part B-Eng*, 2011, 42(8): 2170-2175.
- [19] Gubeljak N, Chapetti MD, Predan J, *et al.* CTOD-R curve construction from surface displacement measurements [J]. *Eng Fract Mech*, 2011, 78(11): 2286-2297.
- [20] Kruzica JJ, Nallaa 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.
- [21] Morais JLL, de Moura MFSF, Pereira FAM, *et al.* The double cantilever beam test applied to mode I fracture characterization of cortical bone tissue [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2010, 3(6): 446-453.
- [22] Zimmermann EA, Launey ME, Ritchie RO. The significance of crack-resistance curves to the mixed-mode fracture toughness of human cortical bone [J]. *Biomaterials*, 2010, 31(20): 5297-5305.
- [23] An B, Liu Y, Arola D, *et al.* Fracture toughening mechanism of cortical bone: An experimental and numerical approach [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(7): 983-992.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] Bajaj D, Arola D. On the R-curve behavior of human tooth enamel [J]. *Biomaterials*, 2009, 30(23-24): 4037-4046.
- [27] 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.
- [28] Bechtle S, Habelitz S, Klocke A, *et al.* The fracture behaviour of dental enamel [J]. *Biomaterials*, 2010, 31(2): 375-384.
- [29] Carnell D, Lucchini R, Ponzoni M, *et al.* Nanoindentation testing and finite element simulations of cortical bone allowing for anisotropic elastic and inelastic mechanical response [J]. *J Biomech*, 2011, 44(10): 1852-1858.
- [30] Pathak S, Swadener JG, Kalidindi SR, *et al.* Measuring the dynamic mechanical response of hydrated mouse bone by nanoindentation [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(1): 34-43.
- [31] Bala Y, Depalle B, Douillard T, *et al.* Respective roles of organic and mineral components of human cortical bone matrix in micromechanical behavior: An instrumented indentation study [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(7): 1473-1482.
- [32] Ziskind D, Hasday M, Cohen SR, *et al.* Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests [J]. *J Struct Biol*, 2011, 174(1): 23-30.
- [33] Tabor D. The hardness of metals [M]. Oxford: Clarendon Press, 1951.
- [34] Ang SF, Bortel EL, Swain MV, *et al.* Size-dependent elastic/inelastic behavior of enamel over millimeter and nanometer length scales [J]. *Biomaterials*, 2010, 31(7): 1955-1963.
- [35] Gong J, Zhao Z, Guan Z. On the local crack resistance of Al₂O₃ - TiC composites evaluated by direct indentation method [J]. *J Eur Ceram Soc*, 2001, 21(7): 941-946.
- [36] Padmanabhan SK, Balakrishnan A, Chu MC, *et al.* Micro-indentation fracture behavior of human enamel [J]. *Dent Mater*, 2010, 26(1): 100-104.
- [37] Ang SF, Schulz A, Fernandes RP, *et al.* Sub-10-micrometer toughening and crack tip toughness of dental enamel [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(3): 423-432.
- [38] Dubey DK, Tomar V. Understanding the influence of structural hierarchy and its coupling with chemical environment on the strength of idealized tropocollagen - hydroxyapatite biomaterials [J]. *J Mech Phys Solids*, 2009, 57(10): 1702-1717.
- [39] Dubey DK, Tomar V. Role of molecular level interfacial forces in hard biomaterial mechanics: A review [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(6): 2040-2055.
- [40] Dubey DK, Tomar V. Effect of osteogenesis imperfecta mutations in tropocollagen molecule on strength of biomimetic tropocollagen - hydroxyapatite nanocomposites [J]. *Appl Phys Lett*, 2010, 96: 023703.
- [41] Menendez-Proupin E, Rodriguez-Cervantes S, Osorio-Pulga M, *et al.* Computer simulation of elastic constants of hydroxylapatite and fluorapatite [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(7): 1011-1020.
- [42] Yuan F, Stock SR, Haefner DR, *et al.* A new model to simulate the elastic properties of mineralized collagen fibril [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2011, 10(2): 147-160.
- [43] Stock SR, Yuan F, Brinson LC, *et al.* Internal strain gradients quantified in bone under load using high-energy X-ray scattering [J]. *J Biomech*, 2011, 44(2): 291-296.
- [44] Luo Q, Nakade R, Dong XL, *et al.* Effect of mineral - collagen interfacial behavior on the microdamage progression in bone using a probabilistic cohesive finite element model [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(7): 943-952.
- [45] De Micheli PO, Witzel U. Microstructural mechanical study of a transverse osteon under compressive loading: The role of fiber reinforcement and explanation of some geometrical and mechanical microscopic properties [J]. *J Biomech*, 2011, 44(8): 1588-1592.
- [46] Abdel-Wahab AA, Maligno AR, Silberschmidt VV. Micro-scale modelling of bovine cortical bone fracture: Analysis of crack propagation and microstructure using X-FEM [J]. *Comp Mater Sci*, 2011, 52: 128-135.

- [47] Tang SY, Vashishth D. The relative contributions of non-enzymatic glycation and cortical porosity on the fracture toughness of aging bone [J]. *J Biomech*, 2011, 44(2): 330-336.
- [48] Ural A, Zioupos P, Buchanan D, *et al.* The effect of strain rate on fracture toughness of human cortical bone: A finite element study [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(7): 1021-1032.
- [49] Gao HJ, Klein P. Numerical simulation of crack growth in an isotropic solid with randomized internal cohesive bonds [J]. *J Mech Phys Solids*, 1998, 46(2): 187-218.
- [50] Zhang ZN, Ge XR. Micromechanical modeling of elastic continuum with virtual multi-dimensional internal bonds [J]. *Internat J Numer Methods Eng*, 2006, 65(1): 135-146.
- [51] Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, *et al.* Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: A 3D FE analysis [J]. *Dent Mater*, 2011, 27(12): 1285-1294.
- [52] Poiate IAVP, Vasconcellos AB, Mori M, *et al.* 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography [J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2011, 104(2): 292-299.
- [53] 刘斌, 鲁成林, 张修银, 等. 黏接剂厚度对 IPS Empress II 全瓷冠应力的影响分析[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(1): 56-62.
- [54] 苏晋, 赵文志, 陈秉智, 等. 建立全腰椎有限元接触模型 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(3): 200-205.
- [55] 姚杰, 牛文鑫, 王畅, 等. 跳伞着陆过程中膝关节损伤的有限元研究 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(4): 244-248.
- [56] 马信龙, 付鑫, 马剑雄, 等. 股骨头内松质骨空间分布和力学性能变化有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(6): 465-470.
- [57] Liu B, Lu CL, Zhang XG, *et al.* Effects of adhesive thickness on internal stress distribution in full-ceramic crowns [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(1): 56-62.
- [58] Su J, Zhao WZ, Chen BZ, *et al.* Establishing finite element contact model of human L1 ~ L5 lumbar segments [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(3): 200-205.
- [59] Yao J, Niu WX, Wang Y, *et al.* Finite element study on knee injuries in the parachute landing [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 244-248.
- [60] Ma XL, Fu X, Ma JX, *et al.* Finite element study on spatial distribution and mechanical properties of cancellous bone from femoral head [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 465-470.
- [61] DiGioia AM 3rd, Blendea S, Jaramaz B. Computer-assisted orthopaedic surgery: minimally invasive hip and knee reconstruction [J]. *Orthop Clin North Am*, 2004, 35(2): 183-189.
- [62] Stockl B, Nogler M, Rosiek R, *et al.* Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty [J]. *Clin Orthp Relat Res*, 2004, 426: 180-186.
- [63] Kim SJ, MacDonald M, Hernandez J, *et al.* Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: Improved coronal alignment [J]. *J Arthroplasty*, 2005, 20(7 Suppl 3): 123-131.
- [64] Shinozaki T, Gotoh M, Mitsui Y, *et al.* Computer-assisted total knee arthroplasty: Comparisons with the conventional technique [J]. *Kurume Med J*, 2011, 58(1): 21-26.
- [65] Seon JK, Park SJ, Lee KB, Li G, *et al.* Functional comparison of total knee arthroplasty performed with and without a navigation system [J]. *Int Orthop*, 2009, 33(4): 987-990.
- [66] Seon JK, Song EK. Functional impact of navigation-assisted minimally invasive total knee arthroplasty [J]. *Orthopedics*, 2005, 28(10 Suppl): s1251-1254.
- [67] Bathis H, Perlick L, Tingart M, *et al.* Radiological results of image-based and non-image-based computer-assisted total knee arthroplasty [J]. *Int Orthop*, 2004, 28(2): 87-90.
- [68] Plaskos C, Cinquin P, Lavallee S, *et al.* Praxiteles: A miniature bone-mounted robot for minimal access total knee arthroplasty [J]. *Int J Med Robotics Comput Assist*, 2005, 1(4): 67-79.
- [69] Dutton AQ, Yeo SJ, Yang KY, *et al.* Computer-assisted minimally invasive total knee arthroplasty compared with standard total knee arthroplasty. A prospective, randomized study [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2008, 90: 2-9.
- [70] Tria AJ Jr. Advancements in minimally invasive total knee arthroplasty [J]. *Orthopedics*, 2003, 26(8 Suppl): 59-63.
- [71] Dalury DF, Dennis DA. Mini-incision total knee arthroplasty can increase risk of component malalignment [J]. *Clin Orthp Relat Res*, 2005, 440: 77-81.
- [72] 戴赳戎. 计算机辅助关节置换术的现状和展望 [J]. *中华骨科杂志*, 2006, 26(10): 649-650.
- [73] Fehring TK, Mason JB, Moskal J, *et al.* When computer-assisted knee replacement is the best alternative [J]. *Clin Orthp Relat Res*, 2006, 452: 132-136.
- [74] Mihalko WM, Boyle J, Clark LD, *et al.* The variability of intramedullary alignment of the femoral component during total knee arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2005, 20(1): 25-28.
- [75] Sikorski JM. Computer-assisted revision total knee replacement [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2004, 86: 510-514.

(上接第 121 页)