

文章编号: 1004-7220(2023)04-0718-06

# 压缩载荷下不同应变判定皮质骨断裂准确性分析

刘杰<sup>1</sup>, 戴晓锋<sup>1</sup>, 吴华杰<sup>1</sup>, 范若寻<sup>2</sup>, 贾政斌<sup>3</sup>(1. 扬州工业职业技术学院 交通工程学院, 江苏 扬州 225000; 2. 吉林化工学院 航空工程学院, 吉林 吉林 132022;  
3. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100191)

**摘要:** **目的** 寻找适合压缩断裂工况下的应变判据。 **方法** 基于连续损伤力学理论进行皮质骨在压缩载荷下的断裂模拟。分别将等效应变与主应变设置为有限元模型单元损伤与失效判据进行断裂模拟, 通过对比两种预测结果与动物实验数据, 探究应用两种应变判据进行断裂模拟的准确性。 **结果** 应用等效应变判据模拟的断裂时间晚于应用主应变模拟; 相比等效应变, 应用主应变进行仿真所得结果与动物实验结果更为接近。 **结论** 压缩载荷下, 应用主应变判定皮质骨单元力学状态进行断裂模拟较为准确。通过对比分析找到准确模拟皮质骨在压缩载荷下断裂的数值方法, 能够为临床中提高骨折预测精度提供理论基础。

**关键词:** 皮质骨; 压缩载荷; 压缩断裂; 主应变; 等效应变

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.04.012

## Prediction on Fracture Simulation Accuracy of Cortical Bone Using Different Strain Criteria under Compression Loads

LIU Jie<sup>1</sup>, DAI Xiaofeng<sup>1</sup>, WU Huajie<sup>1</sup>, FAN Ruoxun<sup>2</sup>, JIA Zhengbin<sup>3</sup>(1. Department of Traffic Engineering, Yangzhou Polytechnic Institute, Yangzhou 225000, Jiangsu, China;  
2. Department of Aerospace Engineering, Jilin Institute of Chemical Technology, Jilin 132022, Jilin, China;  
3. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

**Abstract:** **Objective** To explore a suitable judging criterion of the strain under compressive fracture condition. **Methods** Fracture simulation of cortical bone structure under compression loads was performed based on the continuum damage mechanics theory. The principal strain and the equivalent strain were used to judge the damage and failure state in the element, and the fracture simulation was performed. Then, the simulation results were compared with the corresponding experimental data to determine the prediction accuracy by using two kinds of strains. **Results** The fracture time in the simulation using the equivalent strain was remarkably later than that using the principal strain. Compared with the equivalent strain, the simulation results obtained by applying the principal strain were closer to the animal experimental results. **Conclusions** Under compression loads, it is more accurate to use the principal strain to determine the mechanical state of cortical bone element for fracture simulation. Through comparative method, a feasible numerical simulation method can be found to accurately simulate the fracture of cortical bone under compression loads, which can provide theoretical basis for improving the fracture prediction accuracy in clinic.

**Key words:** cortical bone; compression load; compressive fracture; principal strain; equivalent strain

收稿日期: 2022-06-04; 修回日期: 2022-07-11

基金项目: 吉林省教育厅科学技术研究项目(JJKH20210230KJ)

通信作者: 范若寻, 副教授, E-mail: fanruoxun@126.com

皮质骨断裂过程包含了从弹性变形到裂纹产生、扩展,直至失效的一系列力学行为<sup>[1-2]</sup>。由于显影限制,依靠实验难以从微观水平全面观测这些力学行为的变化过程<sup>[3-4]</sup>。因此,多数研究通过建立皮质骨有限元模型模拟其断裂过程<sup>[5-6]</sup>。早期研究通过建立相对简单的线弹性断裂模型,预测了皮质骨结构的强度极限<sup>[7]</sup>。随着断裂力学发展,弹塑性断裂模型逐渐被用来模拟皮质骨结构在不同载荷下的断裂,该模型着重描述了骨材料在裂纹扩展过程中的力学行为变化<sup>[8]</sup>。近年又出现了依据连续损伤力学理论与扩展有限元方法模拟皮质骨结构的断裂,两者均通过定义裂纹起始、软化模型,以及单元失效来模拟结构断裂<sup>[9-10]</sup>。

上述仿真方法所建立的断裂模型虽各有差异,但却有一个共同点,即均将应变作为有限元模型单元发生损伤与失效的判据<sup>[11-12]</sup>。不同之处则在于各断裂模型所选取的应变判定指标不同,一部分采用主应变作为单元损伤与失效判据,而另一部分采用等效应变作为判据。因此,针对皮质骨断裂模拟,目前并没有一个通用的应变判定准则,致使在不同载荷环境下,应用何种应变判定皮质骨结构的力学状态更加准确尚不清楚。

等效应变与主应变的区别在于等效应变考虑了切向应变,而主应变未考虑<sup>[13]</sup>。因此,当加载模式不同时,两种应变作为单元损伤与失效判据的适应范围也应有所不同。为找到适合压缩断裂工况下的应变判据,本文采用不同应变进行皮质骨压缩断裂模拟。分别将等效应变与主应变设置为单元损伤失效判据进行断裂模拟,并依次将仿真结果与动物实验数据进行对比,探究应用两种应变判据进行模拟的准确性,以此找到一种能够准确模拟皮质骨在压缩载荷作用下发生断裂的数值模拟方法,为提高骨断裂模拟精度提供帮助。

## 1 材料与方法

### 1.1 皮质骨压缩动物实验

皮质骨压缩动物实验选取 8 只健康 3 月龄 Wister 大鼠,获得 8 根完整右侧股骨。对股骨进行显微影像扫描后,沿股轴线方向截取 5 mm 长的圆柱形皮质骨作为压缩实验样本,皮质骨样本制备具体流程如图 1 所示。

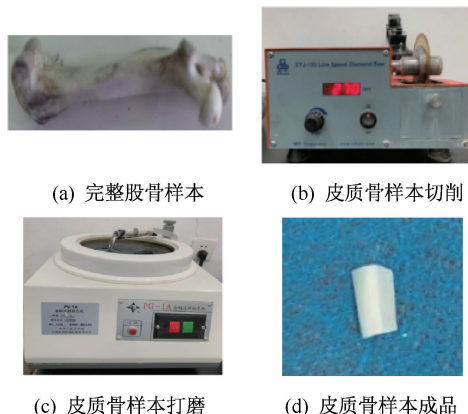


图 1 皮质骨样本制备流程

Fig. 1 The flow charts for preparation of the cortical bone specimens (a) Complete femur specimen, (b) Specimen cutting, (c) Specimen polishing, (d) The femoral cortical bone specimen

将 8 个皮质骨样本依次置于电子万能试验机进行轴向压缩,压缩速度设置为 1 mm/min,每个样本压缩前均需要进行 3 次载荷为 20 N 预加载,以确保样本在压缩过程中不会发生滑动,依次记录下各样本从开始受力发生变形至完全断裂失效的载荷-位移曲线。压缩实验试样及装置如图 2(a) 所示。

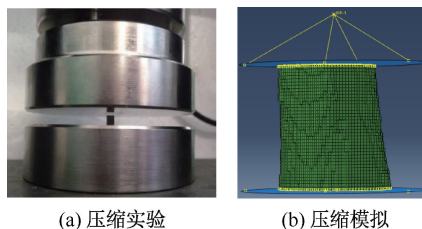


图 2 皮质骨压缩工况下边界条件示意图

Fig. 2 Schematic diagrams of the boundary condition in cortical bone (a) Compression experiment, (b) Compression simulation

### 1.2 皮质骨断裂仿真模型建立

基于大鼠股骨微观扫描数据,获得连续股骨影像图片,然后将图像导入 MIMICS 软件重构大鼠股骨皮质骨几何模型,最后导入 ABAQUS 软件应用 C3D8 单元建立大鼠股骨皮质骨有限元模型。为模拟压缩实验条件,在皮质骨上方与下方分别建立刚性圆板,并在上下刚性圆板与皮质骨之间分别建立无摩擦的接触关系。在模型上方建立参考点,与上方刚性圆板耦合,并施加 0.5 mm 轴向压缩位移,同时约束下方刚性圆板的全部自由度,

具体边界条件如图 2(b) 所示。由于皮质骨为横向同性材料,需分别为皮质骨有限元模型赋予纵向与横向组织弹性模量。经过本课题组针对这一批大鼠股骨样本的前期研究,即对皮质骨样本进行纳米压痕实验,测得大鼠股骨皮质骨组织的平均纵向、横向弹性模量分别为 32.47、30.270 GPa。设置泊松比为 0.3<sup>[14]</sup>。

### 1.3 皮质骨断裂仿真过程模拟

本文基于连续损伤力学理论建立皮质骨断裂模型,通过编制 UMAT 子程序实现断裂模拟。皮质骨材料在准静态压缩载荷作用下,基于损伤变量的应力-应变关系为<sup>[15]</sup>:

$$\sigma = C_d \varepsilon \quad (1)$$

$$C_d = (1 - d) C \quad (2)$$

$$d = 0, \quad \varepsilon \leq \varepsilon_f; \quad d = 1 - e^{(1-\varepsilon/\varepsilon_f)}, \quad \varepsilon > \varepsilon_f \quad (3)$$

式中: $\sigma$ 为皮质骨材料的应力张量; $C_d$ 为损伤弹性矩阵; $\varepsilon$ 为皮质骨材料的应变张量; $d$ 为皮质骨结构的损伤变量; $C$ 为完整弹性矩阵; $\varepsilon_f$ 为皮质骨材料临界失效应变。

3月龄 Wister 大鼠股骨皮质骨材料的失效应变已在前期研究中得到,其压缩失效应变阈值为 4.3%<sup>[16]</sup>。由于本文模拟压缩工况,有限元模型在压缩载荷作用下所产生的应变主要为压缩应变,故采用主应变中的最小主应变与等效应变对比。在压缩模拟过程中,将有限元模型单元受力产生的最小主应变以及等效应变分别与材料压缩失效应变阈值进行对比,以定义单元损伤起始。即当单元所产生最小主应变或等效应变超过 4.3%时,该单元即发生损伤,单元弹性模量随损伤变量上升逐渐降低,损伤变量随应变增大而增大[见式(3)],本文设置损伤变量最大值为 0.99。当单元弹性模量趋近于 0 时发生失效,失去承载能力,所承担载荷将转至周围未损伤单元。当失效单元达到一定数量时,皮质骨结构便会发生整体失效。

## 2 结果

### 2.1 网格敏感性分析

为确定适合本文所建立皮质骨有限元模型的网格尺寸,需进行网格敏感性分析。分别采取尺寸为 60、80、100、120、140  $\mu\text{m}$  的 5 种网格进行划分,并

应用等效应变判据进行断裂模拟,观测网格尺寸对模拟结果的影响。结果表明,断裂载荷与断裂时间总体趋势是随着网格细化而逐渐增大(当网格尺寸为 60  $\mu\text{m}$  时,断裂载荷过小,有可能发生失准)。同时,当网格尺寸为 80~120  $\mu\text{m}$  时,预测所得载荷-位移曲线形状相差不大,但断裂时间随网格细化稍有延后,说明网格尺寸过大可能会引起结构软化程度增加,导致断裂提前发生(见图 3)。由于本文所采取的断裂模拟方法无法使裂纹穿过单元,故需适当细化网格,同时考虑到计算成本,本文所建皮质骨有限元模型的网格尺寸均为 100  $\mu\text{m}$ 。

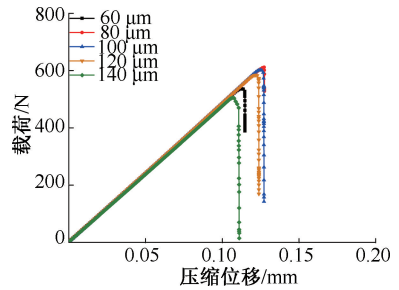


图 3 皮质骨有限元模型网格敏感性分析

Fig. 3 Mesh sensitivity analysis on the cortical bone finite element models

### 2.2 仿真与动物实验所得载荷-位移曲线对比

图 4 展示了 8 个皮质骨样本在大鼠股骨皮质骨压缩实验中与相应皮质骨有限元模型应用等效应变与最小主应变进行断裂仿真所得到的载荷-位移曲线。从动物实验曲线中可以看出,皮质骨样本在压缩载荷作用下发生了较为明显的准脆性断裂,一些样本在弹性阶段后呈现出较短的屈服行为,而后即发生完全断裂,另一些样本则未呈现出明显的屈服特性。通过观测仿真曲线发现,皮质骨模型在压缩载荷作用下均发生明显的脆性断裂,而且在所赋予皮质骨组织弹性模量较为准确的前提下,断裂模拟所预测的表观弹性模量与实验结果基本吻合。

当有限元模型中的材料输入参数一致时,应用两种应变判据进行模拟所得皮质骨断裂曲线形状基本相同,但断裂参数却有较大差异。首先,在加载初期,当两者均处于弹性阶段时,由于所赋予弹性模量数值相同,故曲线完全重合;随着压缩载荷增加,应用最小主应变判据进行模拟所得载荷-位移曲线率先发生断裂,而应用等效应变模拟曲线在经



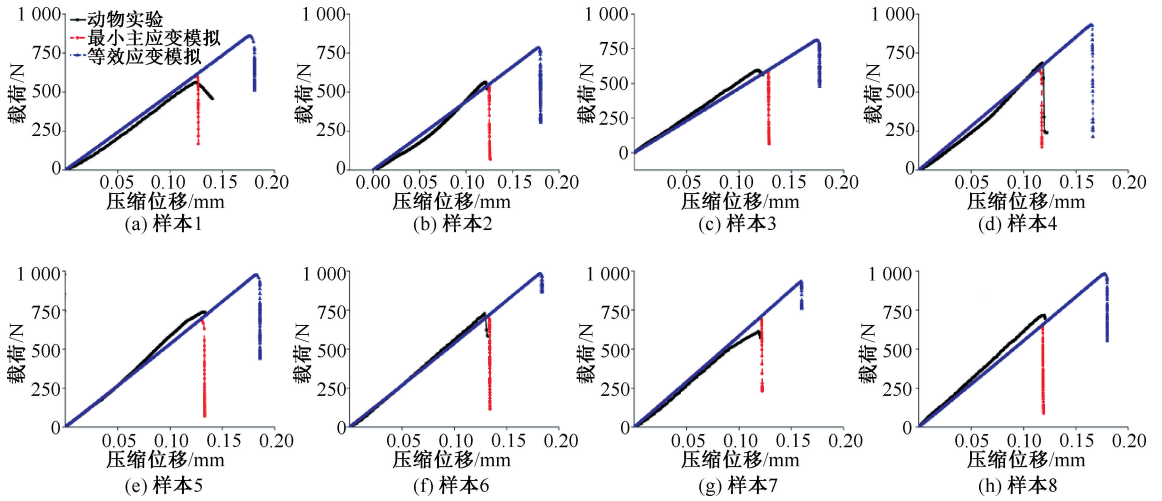


图4 皮质骨样本动物实验与两种断裂仿真所得载荷-位移曲线对比

Fig. 4 Comparison of the load-displacement curves obtained from animal experiments and two fracture simulations (a) Specimen 1, (b) Specimen 2, (c) Specimen 3, (d) Specimen 4, (e) Specimen 5, (f) Specimen 6, (g) Specimen 7, (h) Specimen 8

历了相对长时间的弹性阶段后才发生断裂失效。由此可得,应用等效应变模拟所得皮质骨模型断裂时间要明显晚于应用最小主应变所得结果,这也直接导致两者的断裂载荷具有较大差异。通过与动物实验曲线对比可看出,应用最小主应变判据进行断裂模拟所得结果与实验结果较为相近。

### 2.3 仿真与动物实验所得皮质骨断裂模式对比

图5显示了皮质骨有限元模型在不同应变准

则下的断裂过程,以及与皮质骨样本压缩断裂模式的对比。可以看出,两种应变准则下模型发生了不同的断裂模式,应用最小主应变断裂模拟显示为纵向裂纹,裂纹方向与加载方向呈一定夹角,应用等效应变模拟显示为横向贯穿裂纹,且裂纹方向基本垂直于加载方向。通过与压缩实验断裂模式对比可以看出,应用最小主应变模拟下的裂纹方向与断裂模式与实验更加吻合。

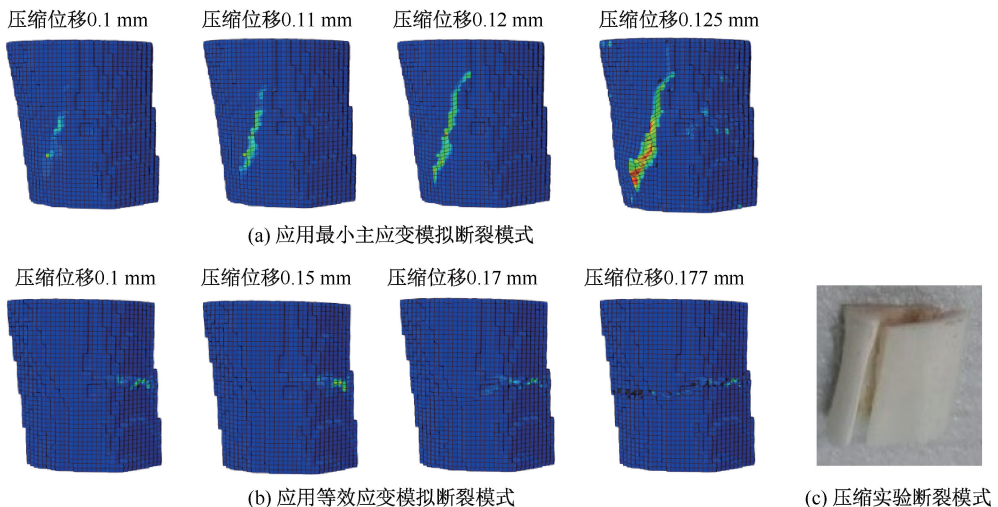


图5 皮质骨断裂过程对比

Fig. 5 Comparison of the fracture processes in cortical bones (a) Fracture patterns in the simulation using the minimum principal strain, (b) Fracture patterns in the simulation using the equivalent strain, (c) Fracture patterns in compression experiment

### 3 讨论

为探究皮质骨在压缩载荷作用下的断裂机制,需准确模拟结构从受力起始到产生裂纹与扩展,直至发生完全失效的力学行为全过程。在几种主流断裂模拟方法中,由于模型单元损伤与失效判据选取不同,导致针对同一结构的仿真结果存在差异<sup>[17]</sup>。因此,本文基于连续损伤理论建立皮质骨在压缩载荷作用下的断裂模型,基于动物实验皮质骨断裂结果对比,分别验证应用等效应变与最小主应变作为判据进行断裂模拟的准确性,并评价两种模拟中皮质骨结构力学响应的差异性,以此找到一种能够准确模拟皮质骨在压缩载荷下断裂的数值仿真方法。

本文结果表明,应用最小主应变判据进行断裂模拟所得载荷-位移曲线与动物压缩实验数据更加吻合,而应用等效应变判据模拟所得断裂载荷与时间均明显大于实验结果。对比断裂模式发现,应用等效应变判据的皮质骨有限元模型在压缩终了呈现出横向滑开型断裂,而应用最小主应变判据模拟则呈现出与加载方向接近的纵向滑开型断裂,故后者的断裂位置及断裂模式与动物实验结果更为吻合。因此,通过对比仿真载荷-位移曲线,以及断裂位置与模式,均说明应用最小主应变判据能够更加准确地模拟出皮质骨在压缩载荷下的断裂过程;同时,通过与动物实验对比,也能够说明本文依据连续损伤力学理论所建立的断裂仿真方法的准确性与可行性。

由于两种仿真分析的对象与材料参数等完全一致,故产生不同结果的原因一定在于采用不同应变判据所致。本文中皮质骨仅受单一轴向压缩载荷,故模型单元所产生的最小主应变应为压缩载荷方向的单向应变,而等效应变则应是考虑了横、纵方向应变与切应变一起计算得出<sup>[18]</sup>。因此,仿真结果存在差异的根本原因还是在于判定单元损伤与失效过程中,是否考虑了单元所受切向应变,以及在压缩载荷增加过程中哪个方向的应变占主导地位。

如图5所示,加载初期当皮质骨模型单元受损产生裂纹时,两种应变判据模拟显示两者的损伤单元与裂纹出现位置便出现明显差异。应用最小主

应变判据进行模拟显示产生了纵向裂纹,主要是由于最小主应变此时为载荷方向的单向应变,损伤单元与裂纹应与加载方向接近;而应用等效应变判据进行模拟则显示出横向裂纹,基本垂直于加载方向,说明在加载初期,皮质骨结构内部切应变数值上升较快,占据主导。随着压缩程度增大,裂纹发生持续扩展,一种沿加载方向扩展,一种沿垂直于加载方向扩展,直至各自失效单元达到一定程度,两者先后发生整体断裂失效,等效应变判据模拟断裂时间明显晚于最小主应变判据,产生这种现象的原因则可能与皮质骨材料特性以及加载方向有关。皮质骨作为一种横向同性材料,在横、纵方向呈现出不同的力学性能,即皮质骨在纵向的组织弹性模量大于横向<sup>[19]</sup>。皮质骨纵向为主要承载方向,而本仿真的加载方向也为纵向,同时考虑皮质骨在纵向弹性模量也相对较大,故其在纵向的应变上升幅度应大于其他方向产生的应变。由于最小主应变在裂纹产生后增速较快,而切应变的增加速度则相比加载起始阶段明显放慢,以致等效应变判据模拟的皮质骨断裂时间相对过慢;同时,由于断裂时间过晚,致使断裂载荷明显增大,与实验结果存在较大差异。本文认为,在加载初期产生裂纹位置差异,以及在加载中后期最小主应变与切应变的增速不同,是导致应用等效应变仿真断裂时间过晚的主要原因。

本文在断裂仿真过程中也存在如下的局限性:  
① 由于样本数量限制,只讨论了皮质骨在压缩载荷下的断裂,而在日常活动情况中,皮质骨可能还会受到弯曲扭转等方式的载荷,在这些载荷作用下,皮质骨内部应变的变化与压缩载荷作用下可能会有较大差异<sup>[20]</sup>。因此,本课题组计划在后续研究中针对整根股骨进行三点弯曲模拟与实验,以探究皮质骨在弯曲载荷作用下断裂的适合应变判据;  
② 在仿真过程中,由于皮质骨只受到压缩载荷,故只考虑了结构产生的压缩应变,未考虑拉伸应变。虽然皮质骨结构相对简单,骨单元排列方向与加载方向一致,但是也有可能产生一定的拉伸应变。通过与实验结果对比,能够说明本文断裂仿真的准确性,这说明皮质骨结构在压缩载荷作用下产生的拉伸应变相对较小,未考虑拉伸应变对仿真结果并未产生大的影响。

## 4 结论

本文基于连续损伤力学理论与动物实验分析,探讨了应用等效应变与最小主应变判据进行断裂模拟的准确性。通过与动物实验皮质骨断裂数据对比可知,应用最小主应变判据能够准确模拟出皮质骨在压缩载荷作用下的断裂过程,以此找到一种能够准确模拟皮质骨压缩断裂的数值仿真方法。同时,基于仿真过程中的载荷-位移曲线与断裂模式对比,从应变增速与材料性能角度揭示了应用等效应变判据进行仿真所得结果与实验结果存在较大差异的原因,以此为探究适合皮质骨在其他不同载荷作用下发生断裂的判据奠定一些基础,以期能够通过应用不同的应变判据来准确模拟皮质骨在不同载荷环境中的断裂过程。

## 参考文献:

- [ 1 ] KUMAR A, GHOSH R. A review on experimental and numerical investigations of cortical bone fracture [J]. *P I Mech Eng H*, 2022, 236(3): 297-319.
- [ 2 ] 王攀, 霍洪峰. 老年人坐立转换时股骨近端应力分布的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(2): 312-316.
- WANG P, HUO HF. Finite element analysis on stress distributions of proximal femur in the elderly during sit-to-stand transition [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(2): 312-316.
- [ 3 ] ROSA N, MOURA MFSF, OLHERO S, *et al.* Bone: An outstanding composite material [J]. *Appl Sci*, 2022, 12(7): 3381.
- [ 4 ] 安兵兵, 李凯, 张东升. 皮质骨断裂力学行为的实验研究[J]. *力学学报*, 2010, 42(6): 1164-1171.
- [ 5 ] SHARMA NK, SHARMA S, RATHI A, *et al.* Micromechanisms of cortical bone failure under different loading conditions [J]. *J Biomech Eng*, 2020, 142(9): 094501.
- [ 6 ] 宫赫, 张萌, 邹珊珊. 肌骨系统生物力学建模2021年研究进展[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(1): 18-26.
- GONG H, ZHANG M, ZOU SS. Research advances in musculoskeletal biomechanical modeling in 2021 [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(1): 18-26.
- [ 7 ] URAL A, VASHISHTH D. Cohesive finite element modeling of age-related toughness loss in human cortical bone [J]. *J Biomech*, 2006, 39(16): 2974-2982.
- [ 8 ] KRAIEM T, BARKAOUI A, MERZOUKI T, *et al.* Computational approach of the cortical bone mechanical behavior based on an elastic viscoplastic damageable constitutive model [J]. *Int J Appl Mech*, 2020, 12(7): 2050081.
- [ 9 ] SONI A, NEGI A, KUMAR S, *et al.* An IGA based nonlocal gradient-enhanced damage model for failure analysis of cortical bone [J]. *Eng Fract Mech*, 2021, 255: 107976.
- [ 10 ] KUMAR A, SHITOLE P, GHOSH R, *et al.* Experimental and numerical comparisons between finite element method, element-free Galerkin method, and extended finite element method predicted stress intensity factor and energy release rate of cortical bone considering anisotropic bone modeling [J]. *P I Mech Eng H*, 2022, 233(8): 823-838.
- [ 11 ] 李昊, 李瑞欣, 冷雪, 等. 皮质骨中骨单元应力集中效应的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(6): 500-505.
- LI H, LI RX, LENG X, *et al.* Finite element analysis on the stress concentration effect of osteons in cortical bone [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(6): 500-505.
- [ 12 ] COHEN H, KUGEL C, MAY H, *et al.* The influence of impact direction and axial loading on the bone fracture pattern [J]. *Forensic Sci Int*, 2017, 277: 197-206.
- [ 13 ] 许灿, 李明清, 王成功, 等. 皮质骨的多级结构与韧化机制研究进展[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(3): 273-279.
- XU C, LI MQ, WANG CG, *et al.* Research progress on hierarchical structure of cortical bone and its toughening mechanisms [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(3): 273-279.
- [ 14 ] 范若寻. 老龄相关骨退化对骨宏观力学性能影响的数值仿真研究[D]. 长春: 吉林大学, 2016.
- [ 15 ] HAMBLLI R, ALLAOUI S. A robust 3D finite element simulation of human proximal femur progressive fracture under stance load with experimental validation [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(12): 2515-2527.
- [ 16 ] FAN RX, GONG H, ZHANG R, *et al.* Quantification of age-related tissue-level failure strains of rat femoral cortical bones using an approach combining macrocompressive test and microfinite element analysis [J]. *J Biomech Eng*, 2016, 138(13): 041006.
- [ 17 ] RUSSELL CM, CHOO AM, TETZLAFF W. Maximum principal strain correlates with spinal cord tissue damage in contusion and dislocation injuries in the rat cervical spine [J]. *J Neurotraum*, 2012, 29(8): 1574-1585.
- [ 18 ] HAMBLLI R. Micro-CT finite element model and experimental validation of trabecular bone damage and fracture [J]. *Bone*, 2013, 56: 363-374.
- [ 19 ] FANG J, GAO JZ, GONG H, *et al.* Multiscale experimental study on the effects of different weight-bearing levels during moderate treadmill exercise on bone quality in growing female rats [J]. *Biomed Eng Online*, 2019, 18: 33.
- [ 20 ] MIRSAYAR MM. Maximum principal strain criterion for fracture in orthotropic composites under combined tensile/shear loading [J]. *Theor Appl Fract Mec*, 2022, 118: 103291.