

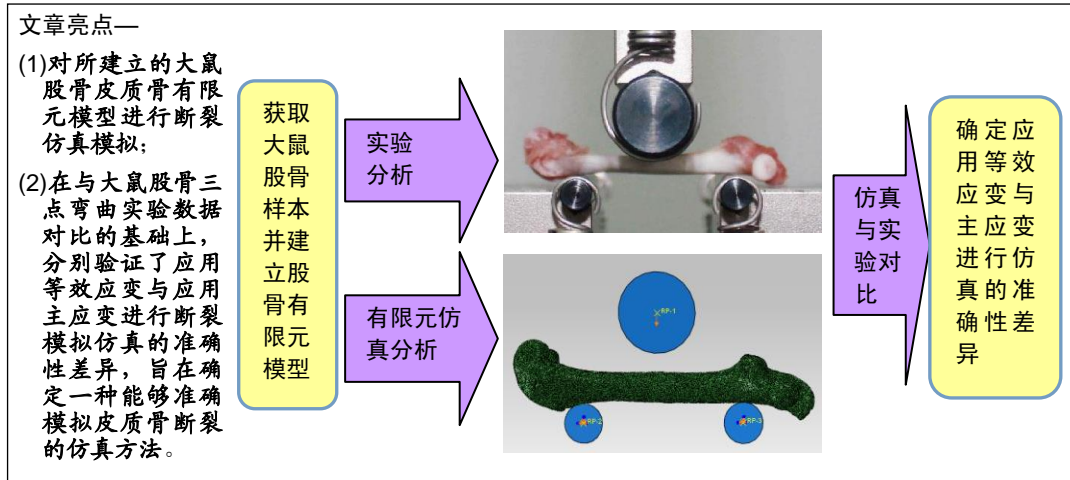
基于不同应变判定准则模拟皮质骨断裂的准确性

王伟军¹, 刘杰¹, 刘军², 贾正斌³, 范若寻¹ (¹吉林化工学院, 汽车工程学院, 吉林省吉林市 132022; ²吉林大学第二医院, 吉林省长春市 130025; ³吉林大学, 机械科学与工程学院, 吉林省长春市 130025)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2749

ORCID: 0000-0003-0313-1359(王伟军)

文章快速阅读:



王伟军, 男, 1972年生, 吉林省吉林市人, 汉族, 2017年山东理工大学毕业, 硕士, 讲师, 主要从事汽车碰撞安全与人体损伤力学相关研究。

通讯作者: 范若寻, 博士, 讲师, 吉林化工学院, 汽车工程学院, 吉林省吉林市 132022

文献标识码:A

投稿日期: 2019-10-15

送审日期: 2019-10-19

采用日期: 2019-12-06

在线日期: 2020-04-15



文题释义:

基于等效应变断裂模拟: 即在大鼠股骨皮质骨断裂模拟过程中, 应用皮质骨有限元模型在外部载荷作用下所产生的等效应变数值, 与皮质骨组织的失效应变进行对比, 当等效应变数值大于皮质骨组织失效应变时, 有限元模型内的单元便发生失效, 直至失效单元达到一定数量, 模型便发生整体失效, 此过程为基于等效应变的断裂模拟。

基于主应变断裂模拟: 即在大鼠股骨皮质骨断裂模拟过程中, 应用皮质骨有限元模型在外部载荷作用下所产生的主应变数值, 与皮质骨组织的失效应变进行对比, 当主应变数值大于皮质骨组织失效应变时, 有限元模型内的单元便发生失效, 直至失效单元达到一定数量, 模型便发生整体失效, 此过程为基于主应变的断裂模拟。

摘要

背景: 由于意外碰撞等外力因素所产生的皮质骨裂纹是引起骨折的重要原因之一, 要防止此类骨折发生, 首先需弄清不同载荷作用下皮质骨裂纹的产生与扩展机制。由于实验分析对样本具有破坏性, 难以同时了解骨结构在断裂前后的内部力学状态, 找到一种能够准确模拟皮质骨从裂纹产生、扩展, 直至断裂过程的有限元方法就显得尤为重要。当前模拟方法主要应用主应变或等效应变判定模型单元力学状态, 继而进行断裂模拟, 却鲜有关于这2种应变进行模拟准确性的探究。

目的: 验证应用主应变与等效应变进行皮质骨断裂模拟的准确程度。

方法: 结合实验与仿真分析, 应用主应变与等效应变进行皮质骨断裂模拟, 将仿真与实验结果进行对比, 确定应用哪种应变进行模拟更加准确。

结果与结论: ①应用主应变模拟的皮质骨断裂时间要明显晚于应用等效应变; ②通过与实验对比发现, 相比主应变, 应用等效应变进行仿真所得结果与实验值更为接近; ③因此, 应用等效应变进行皮质骨断裂模拟相对更加准确。

关键词:

皮质骨; 裂纹; 骨折; 三点弯曲; 主应变; 等效应变; 有限元分析; 断裂机制

中图分类号: R459.9; R318; R68

基金资助:

吉林省教育厅科学技术项目(JJKH20180560KJ), 项目负责人: 范若寻

Simulation accuracy of cortical bone fracture based on different types of strain criterion

Wang Weijun¹, Liu Jie¹, Liu Jun², Jia Zhengbin³, Fan Ruoxun¹ (¹School of Automotive Engineering, Jilin University of Chemical Technology, Jilin 132022, Jilin Province, China; ²the Second Hospital of Jilin University, Changchun 130025, Jilin Province, China; ³School of Mechanical Science and Engineering, Jilin University, Changchun 130025, Jilin Province, China)

Wang Weijun, Master, Lecturer, School of Automotive Engineering, Jilin University of Chemical Technology, Jilin 132022, Jilin Province, China

Corresponding author: Fan Ruoxun, PhD, Lecturer, School of Automotive Engineering, Jilin University of Chemical Technology, Jilin 132022, Jilin Province, China

Abstract

BACKGROUND: Cortical bone crack caused by accident or other external factors is one of the main causes of fracture, so the mechanism of crack formation and propagation for cortical bone under different loads should be understood primarily to avoid fracture. Bone specimens may be destructed in experiments, which can lead to a difficulty to observe the interior mechanical state of bone structure before and after fracture. Therefore, it is important to find a finite element method that can accurately simulate the processes of cortical bone crack formation, propagation, and fracture. Current simulations mainly use the principal strain or the equivalent strain to determine the mechanical state of the element in the finite element model and to perform fracture simulation, but there are few studies on the simulation accuracy when using these two types of strains.

OBJECTIVE: To testify the simulation accuracy of cortical bone fracture with the principal strain and the equivalent strain.

METHODS: The principal strain and the equivalent strain were applied to perform the three-point bending simulation, and the simulation results were compared with the experimental results to determine which strain was more accurate.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The failure time of the cortical bone simulated by the principal strain was significantly later than that obtained by the equivalent strain. (2) Compared with the experimental results, it was found that the simulation results obtained by equivalent strain were closer to the experimental results. (3) Therefore, simulating cortical bone crack and fracture using the equivalent strain is accurate.

Key words: cortical bone; crack; fracture; three-point bending; principal strain; equivalent strain; finite element analysis; fracture mechanism

Funding: the Jilin Provincial Department of Education Science and Technology Project, No. JJKH20180560KJ (to FRX)

0 引言 Introduction

皮质骨作为骨骼系统的重要组成部分,具有典型的力学承载特性,能够有效支撑骨骼质量并助其完成正常生理活动^[1-3]。当碰撞或摔倒等意外发生时,皮质骨有可能因外载过大而产生裂纹,随着长时间的承载裂纹会逐渐扩展,当扩展到一定程度时就有可能引发骨折,特别是对于那些已患有骨质疏松症或者老龄人群,在意外碰撞等情况下由于产生皮质骨裂纹而直接发生骨折的可能性更大^[4-6]。因此,通过阻止裂纹产生与扩展以降低骨折发生率已成为一个重要研究方向,而这首先就需要弄清皮质骨裂纹的产生与扩展机制,只有在对裂纹有充分认识的基础上,才能够依据临床诊断,提前对有较大概率发生骨折的部位进行预防与干涉治疗^[7-9]。基于此,当前有多数研究致力于探究皮质骨从弹性变形开始产生裂纹、到裂纹扩展,直至完全断裂失效的力学行为变化过程,通过模拟观测皮质骨在不同环境下的断裂过程,探索其在不同外力载荷作用下的断裂机制^[10-13]。

随着计算力学的发展,应用有限元方法分析骨结构力学性能已成为生物力学领域一种常用方法。由于通过实验演示骨断裂的不可重复性,以及无法同时观测骨结构断裂前后的内部力学状态,目前多数皮质骨结构断裂演示与强度极限预测等均通过有限元方法完成^[14-16]。早期一些研究通过建立线弹性断裂模型模拟皮质骨的断裂行为,并以此预测骨结构强度,随着断裂力学的发展,又先后出现了通过单元删除技术建立皮质骨断裂模型,依据连续损伤理论模拟皮质骨结构的断裂过程,以及应用扩展有限元方法模拟皮质骨结构的断裂,这些方法为皮质骨强度极限预测以及裂纹产生和扩展断裂机制的研究提供了较大帮助^[17-21]。作者通过研究上述断裂模拟方法发现,虽然各种模型模拟皮质骨发生断裂的理论不同,但却均应用皮质骨有限元模型所产生的应变判定内部单元所处力学状态,即将应变作为评定皮质骨有限元模型是否产生裂纹以及发生失效的标准,这是各种断裂模型的相同之处。不同之处则在于判定过程中所采取的应变类型不同,有研究人员认为拉伸方向的最大主应变能够及时反映出皮质骨内部的力学状态,而另外一些研究则将等效应变作为判定

模型失效的标准^[22-25]。2种应变的计算方式不同,相同载荷作用下所得仿真数值也不尽相同,这必然导致所模拟断裂过程有所差异。因此,采用何种应变能够更加准确地模拟出皮质骨裂纹的产生、扩展与断裂至关重要,但目前却鲜有关于这方面的研究。

因此,为找到一个更加准确的皮质骨断裂模拟方法,此次研究拟将三点弯曲实验与有限元分析相结合,在其他条件相同情况下,分别验证应用主应变与等效应变进行皮质骨断裂模拟的准确程度。首先获取3月龄的大鼠股骨样本,针对股骨皮质骨区域进行三点弯曲实验,得到皮质骨在压缩载荷作用下的力-位移曲线,同时依据股骨影像建立有限元模型,分别应用主应变与等效应变进行三点弯曲断裂模拟,将仿真所得力-位移曲线与实验结果进行对比,确定应用哪种应变的模拟结果与实验数值更加符合,由此找到一种准确模拟皮质骨断裂的方法,为观测皮质骨在压缩载荷作用下的断裂过程及探究裂纹产生、扩展与断裂机制提供帮助。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 大鼠股骨三点弯曲实验与股骨皮质骨有限元分析。

1.2 时间及地点 于2019年1月在生物力学实验室完成,有限元分析于2019年2月至5月在虚拟仿真实验室完成。

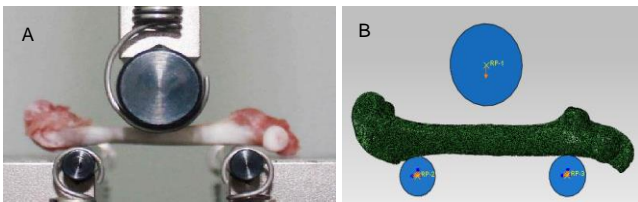
1.3 材料 选用3月龄雌性Wistar大鼠,由吉林大学实验动物中心提供。实验所使用的全大鼠没有任何骨骼疾病,且生长期未服用任何可能改变骨代谢的药物,经麻醉处死后,剔除肌肉和软组织,取其右侧股骨。

1.4 方法

1.4.1 三点弯曲实验 首先将8根完整股骨进行Micro-CT扫描,然后将样本依次置于电子试验机进行三点弯曲实验。三点弯曲实验的压缩区域为股骨中段皮质骨,压缩跨距设置为20 mm。实验开始后,试验机压头以1 mm/min的速度匀速向下压缩,直至将样本压至完全断裂为止,同时试验机显示器显示出样本从受压开始变形至完全断裂时的力-位移曲线,具体见图1A。

1.4.2 有限元分析 基于大鼠股骨样本的Micro-CT扫描数据, 通过SKYSCAN软件获得连续股骨二维影像, 将图像数据导入至MIMICS软件重构大鼠股骨几何模型, 并通过ABAQUS软件应用C3D4单元建立完整的大鼠股骨有限元模型。

为建立三点弯曲仿真边界条件并模拟实验情况, 在股骨有限元模型上方建立刚性圆柱压头, 在下方建立2个刚性支架, 三者距离股骨模型的位置与三点弯曲实验相同, 以保证实验与仿真的压缩及支撑位置一致。同时为模拟只有法向压力从压头传递至股骨模型, 下方2个刚性支架与股骨有限元模型通过绑定连接固定, 上方刚性压头与股骨模型设置为无摩擦的接触关系, 见图1B^[18]。



图注: 图A为大鼠股骨三点弯曲实验示意图, B为大鼠股骨有限元模型三点弯曲模拟仿真示意图

图1 大鼠股骨三点弯曲实验与仿真示意图

Figure 1 Schematic diagram of three-point bending experiment and simulation in rat femur

1.4.3 股骨皮质骨断裂过程模拟 通过观测三点弯曲实验所得力-位移曲线以及阅读文献可知, 大鼠股骨皮质骨在压缩载荷作用下所发生的断裂为准脆性断裂, 且断裂过程一般受皮质骨有限元模型所产生的应变控制^[26-27]。因此在三点弯曲模拟过程中, 当有限元模型中的单元在外载作用下达到失效条件, 即模型内部所产生的应变大于皮质骨组织的失效应变时, 该单元即发生失效, 失去承载能力, 导致周边完好单元需承担更多载荷, 而当失效单元积累到一定数量时, 股骨有限元模型即会发生表现失效, 呈现出皮质骨整体断裂现象。

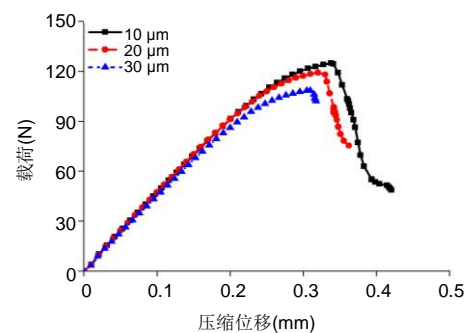
此文拟采用单元删除方法模拟上述股骨皮质骨有限元模型从发生压缩变形直至完全断裂失效的过程。经过作者课题组针对此8个样本的后续研究, 通过对皮质骨样本进行纳米压痕实验测得皮质骨组织的纵向和横向弹性模量平均值分别为32 470 MPa和30 270 MPa^[28]。基于此, 作者拟编制一套基于ABAQUS软件的UMAT子程序, 其中对股骨皮质骨有限元模型的纵向和横向弹性模量分别赋予32 470 MPa和30 270 MPa, 泊松比均设置为0.3。在骨结构有限元模型中, 已失效单元弹性模量应降为0 MPa, 但考虑到计算收敛问题, 此文将达到条件发生失效的单元弹性模量设置为1 MPa^[29-30]。同时, 3月龄雌性Wistar大鼠皮质骨组织的失效应变也已经在课题组前期研究中得到, 即皮质骨材料的拉伸失效应变阈值为2.6%^[31-32]。因此, 此次三点弯曲模拟仿真所需材料参数均已知, 由此便可应用UMAT子程序, 分别将主应变与等效应变作为判断皮质骨单元是否发生失效的

指标进行断裂模拟。这里所采用的主应变指拉伸方向的最大主应变, 即第一主应变。通过观测应用2种应变仿真所得结果与实验结果的差异性, 即可确定应用哪种应变能够更加准确地模拟出大鼠股骨皮质骨在压缩载荷作用下的断裂过程。

1.5 主要观察指标 分别采用等效应变与主应变对大鼠股骨有限元模型进行断裂仿真模拟, 其中主要观测二者仿真所得股骨皮质骨的断裂载荷与断裂时间与三点弯曲实验数据的差异性, 以此确定二者断裂仿真的准确性。

2 结果 Results

2.1 网格敏感性分析 为确保所建股骨有限元模型的准确性, 分别应用3种不同尺寸(10, 20, 30 μm)进行模型网格划分, 并应用等效应变仿真进行网格敏感性分析。分析结果见图2, 首先可以看出, 当应用不同尺寸网格所建立的股骨有限元模型进行三点弯曲模拟时, 所得到的力-位移曲线形状较为相似; 当网格尺寸较小时, 计算收敛程度更加完整, 随着网格尺寸增加, 收敛难度加大; 当网格尺寸为30 μm 时, 皮质骨模型发生完全断裂的时间相对更早, 说明软化率有所增加, 但断裂载荷较其他2个模型差异较大, 而10 μm 与20 μm 模型的断裂时间相近, 二者的断裂载荷数值相差5%左右。综合考虑, 当网格尺寸足够细致时, 股骨皮质骨在压缩载荷作用下的断裂过程对网格依赖性较小。因此考虑到计算成本, 此文选取20 μm 网格尺寸建立股骨有限元模型。



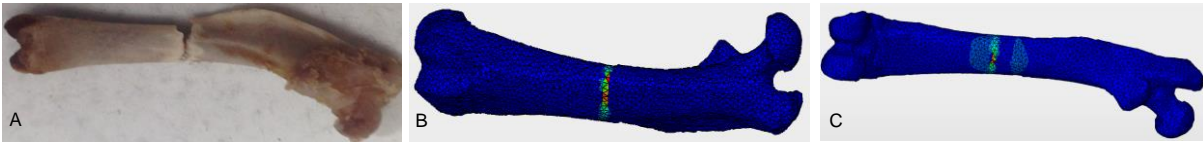
图注: 大鼠股骨有限元模型的网格尺寸分别10, 20, 30 μm 时, 皮质骨断裂载荷与压缩位移之间的对应关系

图2 有限元模型网格敏感性分析

Figure 2 Mesh sensitivity analysis of the finite element models

2.2 实验与仿真结果对比 图3首先展示了经过三点弯曲实验与模拟仿真后所得样本与有限元模型的断裂示意图。可以看出, 股骨中段皮质骨区域在三点弯曲载荷作用下发生了完全断裂, 由于模拟时设置的压缩位置与实验一致, 所以仿真所得模型断裂位置也与实验相符。

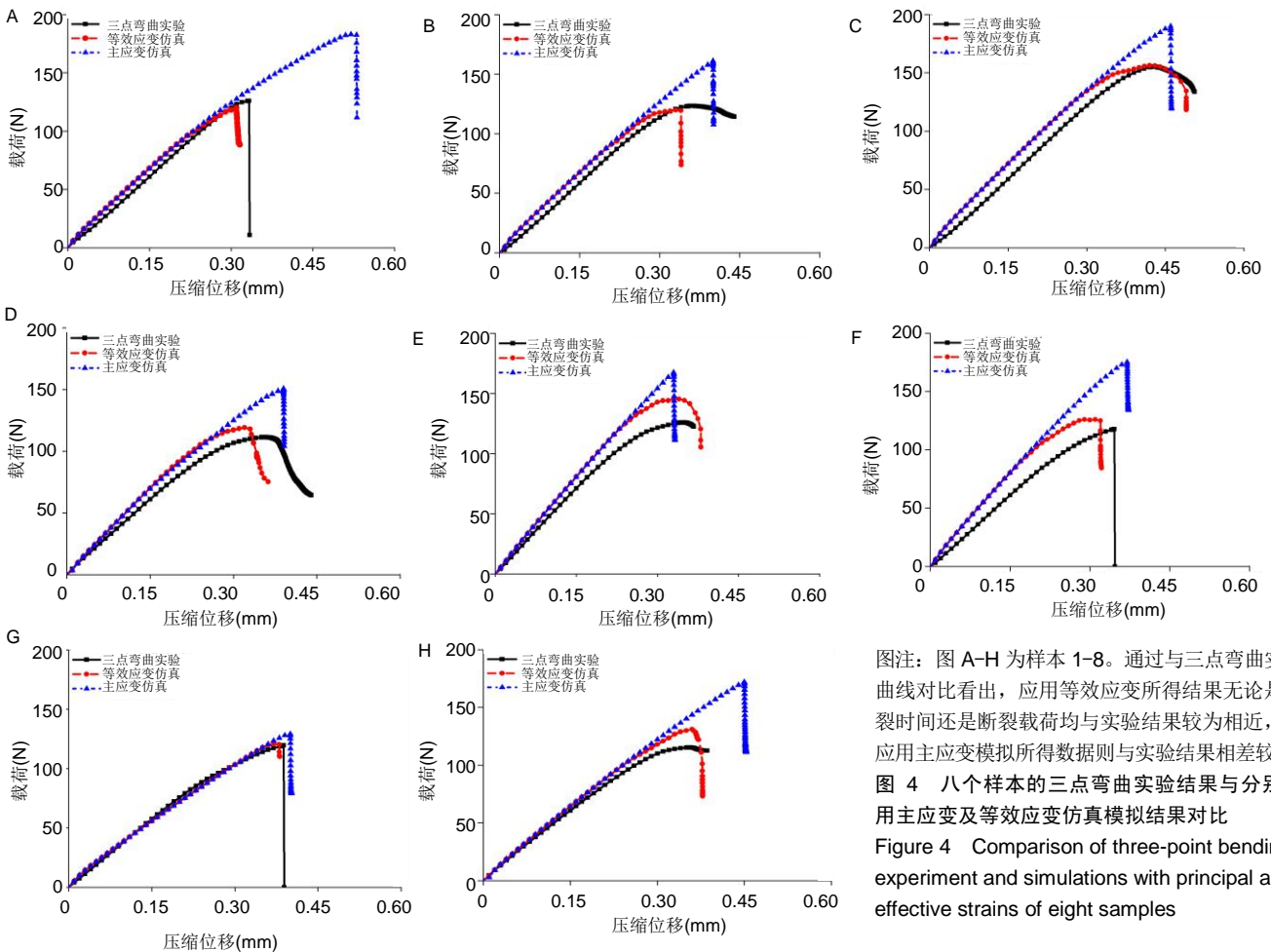
图4展示了8个股骨样本在三点弯曲实验中与相应有限元模型分别应用等效应变和主应变进行仿真模拟所得到的3种力-位移曲线。首先通过将仿真结果与实验曲线对比发现, 在准确赋予皮质骨组织弹性模量的基础上, 应用2种应变进行仿真所得表观弹性模量与实验结果较为吻合; 其次



图注: 图 A 为三点弯曲实验断裂后样本, B 为应用主应变仿真模型断裂示意图, C 为应用等效应变仿真模型断裂示意图

图 3 三点弯曲实验样本与应用主应变及等效应变仿真模型断裂示意图

Figure 3 Schematic diagram of fracture sketches of the three-point bending experimental specimen and the simulations with principal and effective strains



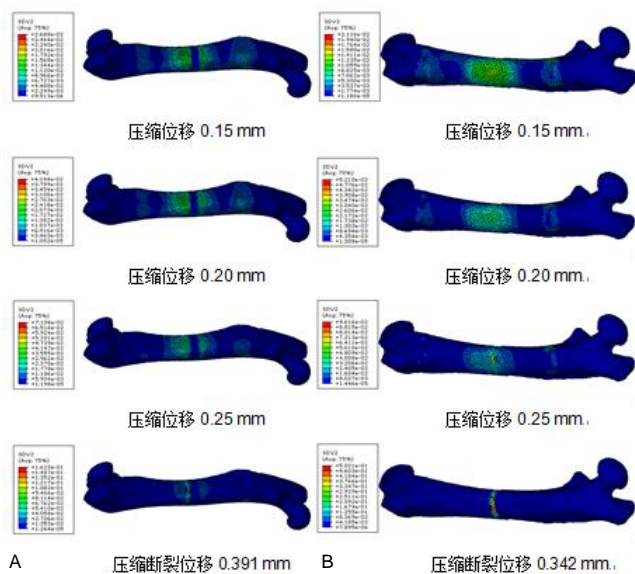
图注: 图 A-H 为样本 1-8。通过与三点弯曲实验曲线对比看出, 应用等效应变所得结果无论是断裂时间还是断裂载荷均与实验结果较为相近, 而应用主应变模拟所得数据则与实验结果相差较大
Figure 4 Comparison of three-point bending experiment and simulations with principal and effective strains of eight samples

通过观测2种仿真曲线可以看出, 股骨皮质骨在压缩载荷作用下均发生了较为明显的准脆性断裂, 即皮质骨材料进入屈服时间相对较短, 而后随即发生完全断裂。同时通过对比还发现, 应用主应变与等效应变所得仿真结果有明显差异, 当二者的力-位移曲线均处于弹性阶段时, 其曲线形状与斜率基本一致, 随着压缩载荷继续增加, 应用等效应变模拟曲线率先进入短暂的屈服阶段, 随即发生完全断裂, 而应用主应变模拟曲线经历较长时间才进入屈服阶段并发生表现断裂。因此, 应用主应变模拟的皮质骨断裂时间明显晚于应用等效应变, 而这也直接导致二者的断裂载荷具有较大差异。通过与实验曲线对比看出, 应用等效应变所得结果无论是断裂时间还是断裂载荷均与实验结果较为相近, 而应用主应变模拟所得数据则与实验结果相差较大。

3 讨论 Discussion

为探究皮质骨在压缩载荷作用下裂纹的产生、扩展与断裂机制, 需观测骨结构从受力发生变形至完全失效的整个过程。实验分析对样本具有破坏性难以同时了解骨结构在断裂前后所处的力学状态, 而采用有限元方法模拟皮质骨断裂则能够较好地观测皮质骨在外力作用下的力学响应^[33]。当前在生物力学领域针对骨结构的主流仿真分析主要应用等效应变或主应变判断骨材料何时进入屈服以及断裂阶段, 采用应变类型不同, 所得仿真结果也不尽相同, 但目前却鲜有研究去评价应用2种不同应变指标判定皮质骨材料力学响应的差异性, 以及应用哪种应变模拟结果与实验更加贴近。基于此, 此文依据大鼠股骨三点弯曲实验数据, 将应用等效应变和主应变所得仿真结果与实验数据进行对比, 以期找到一种准确的皮质骨断裂模拟方法。

通过应用2种不同应变进行三点弯曲断裂模拟, 作者发现应用等效应变判定皮质骨单元的屈服与失效与实验结果更加吻合, 而应用主应变判定单元状态所得仿真结果包括断裂时间与断裂载荷均显著大于实验结果。通过对2种仿真过程进行分析, 作者认为产生这种现象的原因可能与以下两点因素有关。首先如图5所示, 当二者所受压缩位移大小一致时, 可以看出在加载初期主应变数值上升较快, 当压缩位移同为0.15 mm时, 拉伸方向的最大主应变为2.688%, 最大等效应变为2.116%; 随着压缩位移进一步增加达到0.2 mm时, 最大等效应变达到5.21%, 已经超过了最大主应变, 并且这一状态一直维持到结构发生整体失效, 该现象可能是导致应用主应变进行模拟仿真所得断裂时间过晚的原因之一。同时从图5中还可看出, 当应用主应变进行模拟时, 在压缩位移作用下, 在股骨皮质骨区域的上表面首先产生较大应变, 随着压缩位移继续增大, 皮质骨上表面的高应变区域逐渐集中, 并呈现出张开型裂纹, 而应用等效应变进行模拟时, 则先在股骨皮质骨的下表面出现一大片高应变区域, 随后应变逐渐集中, 并在下表面出现张开型裂纹。通过观测三点弯曲实验以及阅读文献得知, 股骨皮质骨在压缩载荷作用下首先是下表面产生裂纹, 而后裂纹张开并逐渐加大, 直至扩展到上表面, 致使股骨皮质骨发生完全断裂失效^[18]。因此, 裂纹初始产生位置的差异可能也是导致应用主应变进行断裂模拟失效时间过晚的原因之一。



图注: 图中比较了不同压缩时刻应用主应变与等效应变仿真所得应变云图的差异, 其中图 A 为主应变云图, B 为等效应变云图

图 5 应用主应变与等效应变仿真所得应变云图对比

Figure 5 Comparison of strain contours between principal and effective strains

上述两点从宏观角度解释了为何应用主应变进行仿真所致皮质骨断裂时间晚于实验结果, 而导致这种现象发生的内在原因则可能与两种应变的计算方法不同有关。切应

变为零就是变形体的主应变方向, 此文通过子程序提取了有限元模型在拉伸方向的最大主应变(第一主应变), 而等效应变则是主应变与切应变一起计算得出, 通过子程序先提取出皮质骨有限元模型在各个方向的应变, 然后依据公式计算出等效应变^[34]。在加载初期, 皮质骨所发生形变并不明显, 切应变较小, 所以最大主应变的增速大于等效应变, 而随着变形加大, 切应变迅速增加, 致使等效应变增加速率反超最大主应变, 而主应变的计算也由于未考虑切应变而导致应变增加速度与实验情况不符, 因此应用主应变进行模拟结果的断裂时间晚于实验结果。同时, 由于等效应变的计算考虑了切应变, 而在应用等效应变进行仿真过程中可以看出, 股骨皮质骨下表面的切应变数值明显大于上表面, 因此下表面应变增加速度相对更快, 所以皮质骨裂纹首先出现在下表面。而第一主应变由于未考虑切应变, 在加载初期, 股骨上表面所受拉伸应变较大, 所以皮质骨裂纹首先出现在上表面。综上所述, 此次研究从宏观水平和应变计算方式的角度分别解释了为何应用主应变进行仿真所致皮质骨断裂时间晚于实验结果。因此可以得出, 当应用有限元方法进行皮质骨压缩断裂模拟时, 相比于主应变, 应用等效应变判定单元所处力学状态更加符合实际情况, 也与实验结果更加吻合。

此文在模拟仿真过程中也存在一定局限性, 首先是样本数量有限, 由于客观原因只获取了8根大鼠股骨样本, 难以进行完整的数据统计分析。其次在仿真过程中, 与加载时间相关的骨材料力学特性并未完全体现, 此次研究根据实验现象应用脆性断裂理论模拟了皮质骨的压缩断裂过程, 致使无法观测到与应变率相关的骨材料力学性能的变化。同时, 此次研究在进行大鼠股骨三点弯曲实验时, 由于没有实时成像设备而无法以影像方式记录股骨皮质骨在压缩载荷作用下从裂纹产生、扩展, 至完全断裂的过程, 只能观测到最后已发生完全断裂的样本, 也因此只能将断裂后的样本与仿真失效后的模型进行对比, 难以对比观测裂纹产生与扩展的过程。虽然存在上述局限, 但此文仿真所应用的皮质骨材料参数均来源于实验测得, 当应用正确仿真方法时, 可以看出仿真结果与实验结果高度吻合, 这说明针对皮质骨压缩断裂情况, 此次研究所采取的仿真模拟方法较为准确, 已经达到了找到一种准确皮质骨断裂模拟方法的目的。

此次研究将三点弯曲实验与有限元分析相结合, 通过建立一种皮质骨压缩断裂仿真模拟方法, 在其他条件相同情况下, 分别应用主应变与等效应变判定皮质骨有限元模型中单元所处的力学状态, 并验证应用这两种应变模拟皮质骨断裂的准确程度。经分析得知, 由于主应变的计算未考虑到压缩过程中皮质骨结构在切向应变的变化, 所以采用等效应变进行断裂模拟所得数值与实验结果更加吻合。因此, 通过此文所建立的皮质骨断裂仿真模拟方法, 并应用等效应变判定模型单元所处力学状态, 能够准确模拟出

皮质骨在压缩载荷作用下的断裂过程。

作者贡献: 王伟军负责三点弯曲实验与有限元模型建立与分析,刘杰负责数据记录与整理,刘军负责提供实验相关技术支持,贾正斌协助编写有限元程序,范若寻负责研究总体设计与有限元分析指导。

经费支持: 该文章接受了“吉林省教育厅科学技术项目(JJKH20180560KJ)”的资助。所有作者声明,经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程不存在利益冲突。

机构伦理问题: 该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对相关伦理要求。实验方案经吉林大学第一医院动物实验伦理委员会批准,批准号为 2013-145。实验过程遵循了国际兽医学编辑协会《关于动物伦理与福利的作者指南共识》和本地及国家法规。

写作指南: 该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] 徐辰,毛远青,朱振安.老年股骨颈骨折治疗进展[J].国际骨科学杂志,2015,36(2):109-113.
- [2] AUGAT P, SCHORLEMMER S. The role of cortical bone and its microstructure in bone strength. *Age Ageing*. 2006;35(S2):27-31.
- [3] 吴淑琴.股骨皮质骨生物力学特性研究[J].中北大学学报,2012,33(2):216-220.
- [4] 许伟,李凡,刘琦.车辆行人碰撞事故中小腿骨折伤害的研究[J].汽车工程,2011,33(4):321-324.
- [5] 周洋洋,倪英杰,李莹娟,等.老年股骨颈骨折治疗研究进展[J].中国修复重建外科杂志,2019,33(8):1033-1040.
- [6] 范若寻,刘杰,刘军,等.动态仿真分析车辆低频振动对人体腰椎的损伤机制[J].中国组织工程研究,2018,22(35):5648-5654.
- [7] GEISSLER JR, BAJAJ D, FRITTON JC. Cortical bone tissue mechanical quality and biological mechanisms possibly underlying atypical fractures. *J Biomech*. 2015;48(6):883-894.
- [8] RITCHIE RO. How does human bone resist fracture? *Skel Bio Med*. 2010;1192:72-80.
- [9] ZHANG GJ, XU SY, YANG J, et al. Combining specimen-specific finite-element models and optimization in cortical-bone material characterization improves prediction accuracy in three-point bending tests. *J Biomech*. 2018;76:103-111.
- [10] THENG PN, KOLOOR, SSR, DJUANSJAH JRP. Assessment of compressive failure process of cortical bone materials using damage-based model. *J Mech Behav Biomed*. 2017;66:1-11.
- [11] HANBLI R, ALLAQUI S. A robust 3D finite element simulation of human proximal femur progressive fracture under stance load with experimental validation. *Ann Biomed Eng*. 2013;41(12):2515-2527.
- [12] FAN RX, LIU J, JIA ZB, et al. Determination of a tissue-level failure evaluation standard for rat femoral cortical bone utilizing a hybrid computational-experimental method. *Proc Inst Mech Eng H*. 2018;232(1):80-89.
- [13] TAYLOR M, VERDONSCHOT N, HUISKES R, et al. A combined finite element method and continuum damage mechanics approach to simulate the in vitro fatigue behavior of human cortical bone. *J Mater Sci Mater Med*. 1999;10:841-846.
- [14] 郑利钦,林梓凌,何祥鑫,等.动态载荷下股骨转子间区域皮质骨厚度对骨折类型影响的有限元分析[J].医学研究生学报,2018,31(10):1043-1046.
- [15] CHAROENPHAN S, POLCHAI A. Finite element modeling for strain rate dependency of fracture resistance in compact bone. *J Biomech Eng*. 2007;129:20-25.
- [16] MISCHINSKI M, URAL A. Interaction of microstructure and microcrack growth in cortical bone: a finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2013;16(1):81-94.
- [17] BAYRAKTAR HH, MORGAN EF, NIEBUR GL, et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech*. 2004;37(1):27-35.
- [18] HANBLI R, THURNER PJ. Finite element prediction with experimental validation of damage distribution in single trabeculae during three-point bending tests. *J Mech Behav Biomed*. 2013;27: 94-106.
- [19] IDKAIDEK A, JASIUK I. Cortical bone fracture analysis using XFEM—case study. *Int J Numer Meth Biomed Eng*. 2016;e02809.
- [20] ABDEL-WAHAB AA, SILBERSCHMIDT VV. Experimental and numerical analysis of izod impact test of cortical bone tissue. *Eur Phys J*. 2012;206(1):41-50.
- [21] MACNEIL JA, BOYD SK. Bone strength at the distal radius can be estimated from high-resolution peripheral quantitative computed tomography and the finite element method. *Bone*. 2008;42: 1203-1213.
- [22] YANG H, BUTZ KD, DUFFY D, et al. Characterization of cancellous and cortical bone strain in the in vivo mouse tibial loading model using micro CT-based finite element analysis. *Bone*. 2014;66:131-139.
- [23] HOSSEINI HS, DÜNKI A, FABECH J, et al. Fast estimation of Colles' fracture load of the distal radius by homogenized finite element analysis based on HR-pQCT. *Bone*. 2017;97:65-75.
- [24] BARKAOUI A, BATTAMER A, HANBLI R. Failure of mineralized collagen microfibrils using finite element simulation coupled to mechanical quasi-brittle damage. *Eng Proc*. 2011;10:3185-3190.
- [25] HANBLI R, BETTAMER A, ALLAQUI S. Finite element prediction of proximal femur fracture pattern based on orthotropic behavior law coupled to quasi-brittle damage. *Med Eng Phys*. 2012;34:202-210.
- [26] ZHANG R, GONG H, ZHU D, et al. Multilevel femoral morphology and mechanical properties of rats of different ages. *Bone*. 2015;76:76-87.
- [27] KOIVUMCAKI JEM, THEVENOT J, PULKKINEN P, et al. Cortical bone finite element models in the estimation of experimentally measured failure loads in the proximal femur. *Bone*. 2012;51(4):737-740.
- [28] 方娟.不同力学环境导致宏观骨结构变化的数值模拟及多尺度实验研究[D].长春:吉林大学,2016.
- [29] HANBLI R. A quasi-brittle continuum damage finite element model of the human proximal femur based on element deletion. *Med Biol Eng Comput*. 2013;51:216-231.
- [30] HANBLI R. Micro-CT finite element model and experimental validation of trabecular bone damage and fracture. *Bone*. 2013;56:363-374.
- [31] 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 macro-compressive test and micro-finite element analysis. *J Biomech Eng*. 2016;138:041006.
- [32] 范若寻,刘杰,甘树坤,等.基于表观压缩实验与有限元分析相结合的骨观力学性能参数预测方法的研究[J].生物医学工程研究,2018,37(2):195-199.
- [33] CHAPPARD D, BASLE MF, LEGRAND E, et al. New laboratory tools in the assessment of bone quality. *Osteoporosis Int*. 2011;22(8): 2225-2240.
- [34] TASSANI S, PANI M, NOAILLY J, et al. Trabecular fracture zone might not be the higher strain region of the trabecular framework. *Front Mater*. 2018;5:6.