

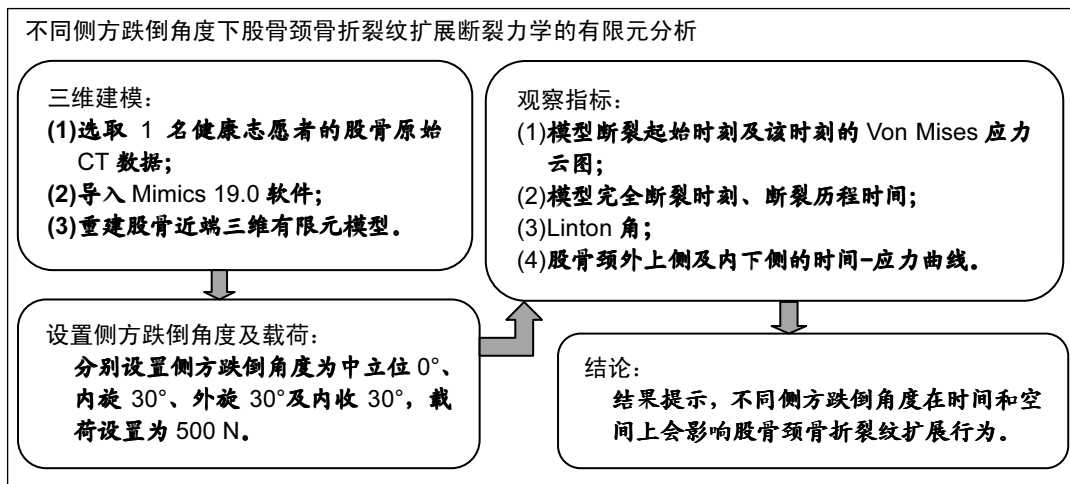
有限元法分析不同侧方跌倒角度下股骨颈骨折裂纹扩展的断裂力学特征

郑利钦¹, 林梓凌², 何祥鑫¹, 孙文涛¹, 李鹏飞¹, 陈心敏¹ (¹广州中医药大学第一临床医学院, 广东省广州市 510405; ²广州中医药大学第一附属医院创伤骨科, 广东省广州市 510405)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.1055

ORCID: 0000-0001-5241-1096(郑利钦)

文章快速阅读:



郑利钦, 男, 1993 年生, 广东省惠州市人, 汉族, 广州中医药大学第一临床医学院在读硕士, 主要从事骨与关节损伤生物力学研究。

通讯作者: 林梓凌, 博士, 主任医师, 教授, 硕士生导师, 广州中医药大学第一附属医院创伤骨科, 广东省广州市 510405

文献标识码:B

稿件接受: 2018-10-20



文题释义:

侧方跌倒: 90%以上的髋部骨折由侧方跌倒所致。后方跌倒发生髋部撞击的危险度则比侧方跌倒低 10 倍, 表明髋部撞击力的方向可能是影响髋部骨折发生的一个重要原因。目前国外应用有限元方法研究髋部骨折较为普遍, 并认为股骨颈外上侧是侧方跌倒时骨质断裂最先发生的区域。但目前骨折发生机制的分析主要通过分析静态受力分布(Von Mises 应力云图)来判断应力集中部位, 预测骨折发生的起始点。然而骨骼是各向异性的弹塑性材料, 传统准静态有限元分析无法给出具体断裂起始点及骨折发生发展过程。

断裂力学: 材料在不断负荷作用下发生微裂纹, 导致材料刚度和强度等降低, 微裂纹积累到一定程度就出现裂纹扩展, 继而发生大面积的裂纹, 进而导致材料的折断和失效。断裂是连续的, 断裂力学可直接分析构件的受力和破坏过程, 因此可将脆性骨折的发生过程细化为: 骨密度降低-骨小梁微损伤-裂纹拓展-微骨折-骨质断裂的一个完整过程。

摘要

背景: 目前骨折发生机制的分析主要通过分析静态受力分布(Von Mises 应力云图)来判断应力集中部位, 预测骨折发生的起始点。然而骨骼是各向异性的弹塑性材料, 传统准静态有限元分析无法给出具体断裂起始点及骨折发生发展过程。因此, 在骨科有限元研究领域引入断裂力学的概念是具有实际意义的。

目的: 模拟不同侧方跌倒角度对股骨颈骨折裂纹扩展的影响。

方法: 选取 1 名健康志愿者的股骨原始 CT 数据, 导入 Mimics 19.0 软件, 经区域增长、编辑笼罩、光滑、包裹等重建股骨近端三维有限元模型, 并在 Hypermesh 14.0 中进行网格划分、定义材料属性、设定边界条件、加载载荷, 模拟股骨中立位 0°、内旋 30°、外旋 30°、内收 30°跌倒状态等前处理, 将生成的 K 文件导入 LS-DYNA 求解器中运算。

结果与结论: ①股骨内收模型最早发生股骨颈断裂失效, 外旋模型最迟; ②4 种模型的应力集中及骨质断裂均最早出现在股骨颈外上侧, 内下侧继而出现裂纹并与之相融合, 形成 Garden II 型骨折; ③股骨颈骨折 Linton 角以内收模型最小, 外旋模型其次, 中立位模型与内旋模型差异无显著性意义($P=0.387$); ④股骨颈外上侧为压力侧, 内下侧为张力侧; 除内收模型, 其余模型的股骨颈内下侧可出现压力向张力转换的应力分布; ⑤提示不同侧方跌倒角度在时间和空间上会影响股骨颈骨折裂纹扩展行为。

关键词:

侧方跌倒; 股骨颈骨折; 裂纹扩展; 断裂力学; 有限元分析; 静态受力分布; 应力集中分布; 国家自然科学基金

主题词:

股骨颈骨折; 有限元分析; 组织工程

中图分类号: R445

基金资助:

国家自然科学基金(81673996), 项目负责人: 林梓凌

Zheng Liqin, Master candidate, First Clinical Medical School of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

Corresponding author: Lin Ziling, MD, Chief physician, Professor, Master's supervisor, Department of Traumatic Orthopedics, the First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

A finite element analysis on crack extension on femoral neck simulated by multi-axial sideways fall based on fracture mechanics

Zheng Liqin¹, Lin Ziling², He Xiangxin¹, Sun Wentao¹, Li Pengfei¹, Chen Xinmin¹ (¹First Clinical Medical School of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China; ²Department of Traumatic Orthopedics, the First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China)

Abstract

BACKGROUND: The pathogenesis of fractures is mainly investigated by Von Mises stress nephogram to assess the stress centration region, and further predict the start part of fracture. Bone is an anisotropic elastoplastic material, so traditional static finite element analysis cannot confirm the specific start part and occurrence progress of fracture. Thereafter, fracture mechanics applied in bone finite element analysis is of great significance.

OBJECTIVE: To simulate the crack extension on femoral neck induced by multi-axial sideways fall.

METHODS: CT image data of a healthy volunteer's femur were collected and imported to Mimics 19.0 software. After region growing, cavity filling, editing, smoothing and wrapping, a three-dimensional finite element model of proximal femur was established. The primary model was imported in Hypermesh 14.0 for meshing, defining material properties, failure parameters, interfacial properties. Load and force boundary constraints simulating multi-axial sideways fall were also simulated. The multi-axial sideways fall was set as rotation 0°, internal rotation 30°, external rotation 30° and adduction 30°. The integrated K files were finally calculated in LS-DYNA.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Adducted femur was the earliest to crack on femoral neck while the external rotation femur was the latest. (2) Garden type II fractures were simulated in all objects on which crack occurred firstly on the superior of femoral neck fusing with the inferior breakage. (3) The neutral femur showed no significance with internal rotation femur ($P=0.387$) in Linton angle, while adducted femur showed the smallest Linton angle, followed by external rotation femur. (4) Tensile and compressive stresses, respectively, were found on the inferior and superior of femoral neck in Von Mises distribution, whereas the state of stress was convertible from tensile to compressive at the beginning of impact in all femurs except adducted femur on the inferior of femoral neck. (5) To conclude, different axial loadings on femoral head during sideways fall influence the crack extension behavior on femoral neck.

Subject headings: Femoral Neck Fractures; Finite Element Analysis; Tissue Engineering

Funding: the National Natural Science Foundation of China, No. 81673996 (to LZL)

0 引言 Introduction

侧方跌倒被认为是最严重的跌倒方式, 90%以上的髌部骨折由侧方跌倒所致^[1], 有超过50%的社区老人(≥ 65 岁)在1年内会跌倒1次以上, 其中约有1/3发生侧方跌倒^[2]。后方跌倒发生髌部撞击的危险度则比侧方跌倒低10倍^[3], 这表明髌部撞击力的方向可能是影响髌部骨折发生的一个重要原因。目前国外应用有限元方法研究髌部骨折较为普遍, 并认为股骨颈外上侧是侧方跌倒时骨质断裂最先发生的区域^[4-5]。但目前骨折发生机制的分析主要通过分析静态应力分布(Von Mises应力云图)来判断应力集中部位, 预测骨折发生的起始点^[6]。然而骨骼是各向异性的弹塑性材料, 传统准静态有限元分析无法给出具体断裂起始点及骨折发生发展过程。因此, 在骨科有限元研究领域引入断裂力学的概念是具有实际意义的^[7]。

基于断裂力学的有限元分析能很好地解决这个问题。材料在不断负荷作用下发生微裂纹, 导致材料刚度和强度等降低, 微裂纹积累到一定程度就出现裂纹扩展, 继而发生大面积的裂纹, 进而导致材料的折断和失效。断裂是连续的, 断裂力学可直接分析构件的受力和破坏过程, 因此可将脆性骨折的发生过程细化为: 骨密度降低-骨小梁微损伤-裂纹拓展-微骨折-骨质断裂的一个完整过程^[8]。将此过程以有限元模型进行研究, 从而对研究髌部骨折的发生发展提供新的技术方法。李鹏飞等^[8]应用此方法模拟出了股骨颈骨折模型, 并与患肢的股骨颈骨折进行匹配, 准确度达83%, 随后相继模拟出了股骨中上1/3骨折及股骨转子间骨折^[9-10]。在股骨近端有限元模型上, 模拟跌倒时内旋、外旋一定角度后呈现出不同的有限元强度分布^[11], 并且随着股骨旋转角度由内旋45°变化至外旋30°, 发生髌部骨折所需最大应力成线性增加, 而且转子间骨折增加速率高于股骨颈骨折^[12], 表明不同侧方跌倒方向可能是影响骨折发生

发展的一个重要因素。为探讨侧方跌倒时股骨内旋、外旋、内收位对股骨颈骨折的影响, 文章在模拟出不同大小载荷对转子间骨折类型影响的基础上模拟股骨近端侧方跌倒时不同方向的撞击力, 测量模型断裂的相关指标, 评估不同侧方跌倒角度对股骨颈骨折的影响。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 基于断裂力学的三维有限元分析。

1.2 时间及地点 于2018年3月至5月在广州中医药大学岭南医学研究中心数字骨科与生物力学实验室完成。

1.3 对象 选取健康男性24岁志愿者1名, 身高175 cm, 体质量70 kg, 志愿者无内外科疾病史, 肢体健全、无外伤史。用GE64排螺旋CT对双侧髌关节自髌白至胫骨中上段扫描, 条件: 155 mA、120 kV、层厚2 mm、层距4 mm, 以Dicom格式保存影像资料。此次研究志愿者的股骨颈干角、前倾角分别为136°和14°, 符合大多数人群, 无特殊性。

1.4 方法

1.4.1 实验软件 Mimics 19.0(Materialise公司, 比利时), 由广州中医药大学国家重点学科中医骨伤科学数字骨科与生物力学实验室提供; Hypermesh 14.0(Altair公司, 美国)、LS-DYNA(LSTC公司, 美国), 均由广州有道计算机有限公司提供。其中Mimics主要用于建立股骨三维模型, Hypermesh主要用于体网格划分、材料属性与材料参数赋值, 边界条件设定, LS-DYNA用于求解模拟结果。目前的有限元分析软件, 赋值材料属性以后, 虽然可以区分开皮质骨以及松质骨, 但是未能实现骨折裂纹扩展的过程, 因此此次实验选用Hypermesh与LS-DYNA组配以模拟股骨颈骨折的发生发展。

1.4.2 建立三维模型 将Dicom格式的CT资料导入Mimics 19.0中, 经区域增长、腔隙填充、编辑蒙罩、包裹、

光滑等步骤初步建立三维模型，导出为igs文件。

1.4.3 网格划分、定义材料属性及设置边界条件 将igs文件导入Hypermesh 14.0行体网格划分，将模型属性定义为 plastic-kinematic，正常股骨的表观密度取值 1860 kg/m^3 ^[13]、弹性模量 15.1 GPa ^[14]、泊松比0.3、屈服应力 112.45 MPa ^[15]，边界条件设定股骨干和大转子固定。

1.4.4 设置侧方跌倒角度及载荷 分别设置侧方跌倒角度为中立位0°、内旋30°、外旋30°及内收30°，载荷设置为500 N，方向垂直于股骨头球面，导出求解文件K文件。

1.4.5 提交运算 将生成的K文件导入LS-DYNA，设定计算机CPU及内存参数，得出运算结果，在Hyperview中动态观察，并测量。

1.5 主要观察指标 模型断裂起始时刻及该时刻的Von Mises应力云图、模型完全断裂时刻、断裂历程时间、Linton角(股骨干纵轴的垂线与骨折线的交角)、股骨颈外上侧及内下侧的时间-应力曲线。其中模型断裂起始时刻以开始出现节点失效为准，完全断裂时刻以节点连接完全失效为准。

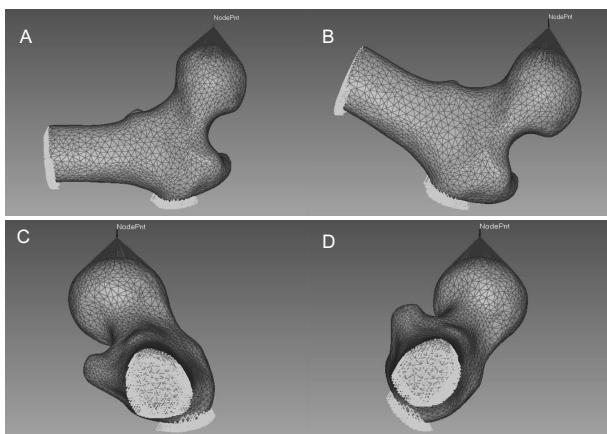
1.6 统计学分析 采用SPSS 20.0对数据进行分析处理，结果用 $\bar{x} \pm s$ 表示，多组间计量资料采用F检验，检验效能 $\alpha=0.01$ 。

2 结果 Results

2.1 断裂起始时刻、完全断裂时刻及断裂历程时间 不同侧方跌倒角度的断裂起始时刻、完全断裂时刻及断裂历程时间各异，其中以内收30°时最早发生断裂，中立位0°次之，最迟发生断裂的是外旋30°；断裂历程时间以内收30°和 中立位0°最短，内旋30°次之，断裂历程最长的是外旋30°，详见表1及图1。

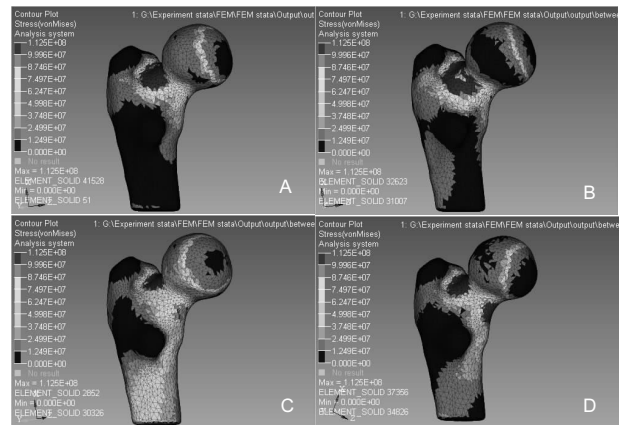
表1 各种模型的断裂时刻及断裂历程 (s)
Table 1 Crack time and course of each model

模型	断裂起始时刻(t_1)	完全断裂时刻(t_2)	断裂历程(t_2-t_1)
中立位 0°	0.230	0.330	0.100
内旋 30°	0.235	0.345	0.110
外旋 30°	0.255	0.370	0.115
内收 30°	0.200	0.300	0.100



图注：图A为中立位0°，B为内收30°，C为内旋30°，D为外旋30°。
图1 不同侧方跌倒角度模型的载荷及边界条件
Figure 1 Load and boundary condition of each model induced by multi-axial sideways fall

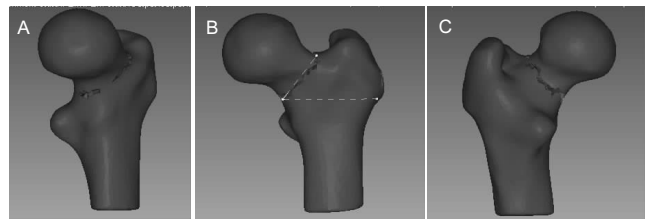
2.2 断裂起始时刻的Von Mises应力云图 断裂起始时刻应力集中均出现在股骨颈外上侧，即加载载荷的对侧。其中中立位模型主要分布于股骨颈的外上侧；内旋模型分布于后外上侧；外旋模型分布于外上侧、内下侧及转子下；内收模型分布于外上侧及内下侧，见图2。



图注：图A为中立位0°，B为内旋30°，C为外旋30°，D为内收30°。
图2 断裂起始时刻的Von Mises应力云图

Figure 2 Von Mises stress nephogram of the start time of crack

2.3 Linton角 股骨颈骨折模型见图3。



图注：图A为股骨颈骨折模型，B为前面观(图中所示为Linton角)，C为后面观。

图3 股骨颈骨折模型(中立位0°)

Figure 3 Model of femoral neck fracture

4种模型均最先在应力集中区域的中央出现裂纹，然后向内下侧走行，其后股骨颈内下缘再次出现应力集中区域和裂纹，并向上延伸，最终与外上侧裂纹融合，并发生嵌插和成角，形成Garden II型骨折。4种模型的Linton角见表2。

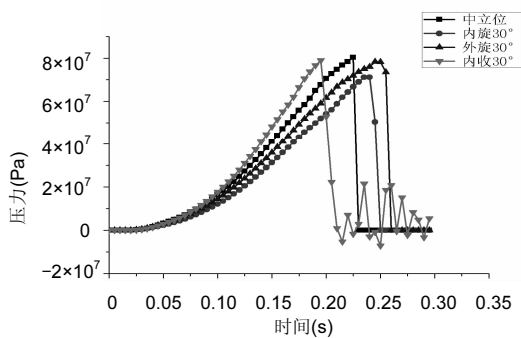
表2 各模型股骨颈Linton角方差分析 (°)
Table 2 Analysis of variance of Linton angle in each model

模型	测量次数	$\bar{x} \pm s$
中立位 0°	10	56.880 5±0.854 3 ^{ab}
内旋 30°	10	56.517 1±0.906 4 ^{ab}
外旋 30°	10	55.375 9±1.232 5 ^b
内收 30°	10	53.778 6±0.607 5

表注：F值=22.649。与外旋30°比较，^a $P < 0.05$ ；与内收30°比较，^b $P < 0.05$ 。

2.4 股骨颈外上侧与内下侧时间-应力曲线 股骨颈外上侧的时间-应力曲线均呈现出快速上升后急剧下降的趋势。内收、中立位、外旋模型的外上侧最大应力分别达78.9, 80.3, 78.3 MPa，内旋则达71.2 MPa；应力达峰时间则以内收模型最短、中立位模型次之、外旋模型最长。内收、中立位、外旋模型应力达峰后急剧降为0，内旋模型应力则

出现折线波动, 见图4。

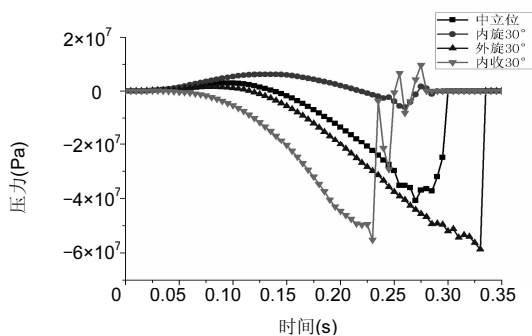


图注: 股骨颈外上侧的时间-应力曲线均呈现出快速上升后急剧下降的趋势。

图4 股骨颈外上侧时间-应力曲线

Figure 4 Time-stress curve of the upper side on the femoral neck

股骨颈内下侧为张力侧, 故时间-应力曲线方向与外上侧的方向相反。先平缓上升后快速下降, 内收、中立位、外旋模型最大应力分别达55.3, 40.8, 58.7 MPa, 内旋模型最大压应力6.22 MPa, 最大张应力5.98 MPa, 见图5。除了内收模型, 其余模型的股骨颈内下侧的时间-应力曲线先后跨越了正负2个象限, 表明侧方跌倒时, 股骨颈内下侧存在着先承受压应力后承受张应力的应力变化过程。



图注: 股骨颈内下侧为张力侧, 故时间-应力曲线方向与外上侧的方向相反。先平缓上升后快速下降。

图5 股骨颈内下侧时间-应力曲线

Figure 5 Time-stress curve of the inferior side in the femoral neck

3 讨论 Discussion

髌部骨折的严重程度除与载荷大小、骨密度相关外, 跌倒的方向与骨折的严重程度在实际中也存在一定关联^[16], 这种关联可能是因为前倾角的存在使股骨近端在不同方向上对最大载荷的承受能力不同^[12]。侧方跌倒时头颈部是应力集中区, 此区域的跌倒载荷随着股骨内旋、内收角度的增加而显著增大。这种股骨内旋、内收的情况主要出现在跌倒时臀部后外侧首先着地并伴随下肢内收屈曲的体位^[17]。在断裂过程中, 最早发生骨质断裂的为内收模型, 其次为中立位、内旋、外旋, 表明侧方跌倒时若内收下肢, 可能更易致股骨颈骨折。临床研究也表明, 在侧方跌倒的同时若能将身体向前或向后旋转能降低发生髌部骨折的风险, 这与此次实验等效进行股骨内旋、外旋所得结果相符^[18]。而断裂时间以内旋、外旋位最长, 中立位与内收位最短, 也说明侧方跌倒时内旋、外旋下肢可能是股骨颈骨折的保护因素。在侧方跌倒时, 股骨颈、大转子与股骨干形成杠杆, 其中大转子为支点, 股骨

颈为跌倒载荷的活动臂。与内旋、外旋相比, 下肢内收时股骨颈的有效力臂更大, 在跌倒载荷、颈干角一定时力矩更大^[19]。内收、内旋、外旋可能通过改变股骨颈的活动臂从而改变力矩的大小, 最终导致不同Linton角。除此之外, 股骨颈外上侧由于有血管穿出孔的存在, 骨皮质更薄, 骨量丢失速度比内下侧快^[20], 是解剖薄弱区, 跌倒载荷在此处表现为压力, 在股骨颈内下方表现为张力, 跌倒瞬间在股骨颈形成剪切, 从而更容易发生股骨颈骨折。

如果材料断裂失效存在张力侧与压力侧, 那么失效最先出现压缩还是撕裂取决于载荷是否超过了该侧的屈服应力。在正常行走状态下, 较大的压应力主要集中在股骨颈的头下部及颈中部, 即压力骨小梁分布区域, 而较小的张应力主要分布于股骨颈外上侧, 即张力骨小梁分布区域; 在侧方跌倒时, 这种应力分布则相反, 此时股骨颈外上侧为压力侧, 承受巨大的压应力, 而内下侧为张力侧, 承受较小的张应力^[4]。骨结构的断裂除了与载荷分布相关外, 与材料特性也密切相关, 尤其是屈服应力。股骨颈外上侧皮质骨较内下侧薄, 随着年龄增加股骨颈外上侧皮质骨越加薄弱: 与60岁相比, 女性皮质骨厚度每10年下降6.4%, 而屈服应力则每10年下降13.2%; 虽然在老年男性中也呈现相同规律, 但其下降速度却明显低于老年女性^[21]。在此次研究模型中, 股骨颈外上侧最先发生骨折并逐渐向内下侧扩展。而在大体实验中也证实股骨颈外上侧是最先发生骨质断裂的部位, 若载荷持续作用, 内下侧将继续发生骨质断裂^[4, 22]。此次实验4种模型的股骨颈外上侧与内下侧的时间-应力曲线数值正负表示应力方向, 正负相反亦说明股骨颈外上侧为压力侧, 内下侧为张力侧。

股骨近端分布不均的皮质骨、松质骨是良好的抵抗弯曲应力的结构。其中以松质骨对抵抗弯曲应力, 保持股骨的弹性稳定贡献最大, 皮质骨对抵抗破坏能力最强^[23]。与股骨颈内下侧相比, 股骨颈外上侧局部低骨密度、较低皮质骨厚度, 抵抗侧方跌倒时的剪切作用微弱。但是, 此次研究的股骨近端模型均为密度均匀的三维模型, 不存在应力薄弱区, 但裂纹仍最早出现在外上侧且股骨颈内下侧最大应力明显低于外上侧, 表明跌倒载荷传导固有传导途径主要经过股骨颈上侧到达转子间及大转子。股骨颈外上侧骨质断裂后, 构件完整性遭破坏而导致裂纹迅速扩展。

除了内收模型, 其余模型的股骨颈内下侧的时间-应力曲线先后跨越了正负2个象限, 表明侧方跌倒时, 股骨颈内下侧存在着先承受压应力后承受张应力的应力变化过程, 其机制有待继续深入研究。而内旋模型最大压力远小于其他模型, 与文献^[24]相符。此次实验4种模型的时间-压力曲线均选定相同编号的有限元单元进行观察, 而4种模型的应力集中区域、断裂起始单元及终点单元均不同, 因而导致图4, 5压力达峰时间与表1所示断裂起始时刻不一致, 进一步说明不同的侧方跌倒角度不仅在时间上, 还在空间上影响股骨颈裂纹的扩展行为。

通过研究骨折的发生发展过程能更好的理解髌部骨折的生物力学机制, 这在预防髌部骨折中起着重要作用, 如髌部护具研发^[25]、跌倒姿势教育^[18]、药物干预等; 再者,

此模型尚可装配内固定物从而模拟出内固定失效的发生过程,如股骨近端防旋髓内钉术后的髓内翻、切割、退钉、断钉等问题,能动态地了解内固定失效的发生发展过程而不是静态预测,从而指导改进内固定器械及手术内固定置入决策,此研究将另外撰文。

此次研究在角度设计测量、单元失效判定等存在一定误差,往后需行多次重复试验以获得更准确的数据与结论;此外,此实验模型为正常成人股骨模型,而非骨质疏松股骨模型,且未对模型行皮质骨与松质骨、松质骨中的主要压力骨小梁和张力骨小梁进行划分并赋予材料参数,并不能完全反映侧方跌倒时的骨质断裂情况。而老年股骨颈骨折多为外展嵌插型骨折,同时合并后侧壁不同程度的粉碎,说明股骨颈后侧也为受力区,此次研究无论何种角度跌倒骨折都未累及后侧壁,说明建模、应力施加位置及方向与现实存在一定差距;此外,髋部肌肉收缩对骨折的发生发展也起着重要作用,如髋部肌肉收缩能减小作用在股骨颈的跌倒应力^[26]。因此,需构建更逼真的模型进行验证。

作者贡献: 林梓凌、李鹏飞负责实验设计,郑利钦、孙文涛、何祥鑫负责实验实施,陈心敏负责资料收集,郑利钦成文。

经费支持: 该文章接受了“国家自然科学基金(81673996)”的基金资助。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》和广州中医药大学第一附属医院对研究的相关伦理要求。

知情同意问题: 志愿者对实验过程完全知情同意,并签署了“知情同意书”。

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。

生物统计学声明: 文章统计学方法已经广州中医药大学第一附属医院生物统计学专家审核。

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] Grisso JA, Kelsey JL, Strom BL, et al. Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women. The Northeast Hip Fracture Study Group. *N Engl J Med*. 1991;324(19):1326-1331.

[2] Crenshaw JR, Bernhardt KA, Achenbach SJ, et al. The circumstances, orientations, and impact locations of falls in community-dwelling older women. *Arch Gerontol Geriatr*. 2017; 73(7):240-247.

[3] Yang Y, Mackey DC, Liu-Ambrose T, et al. Risk factors for hip impact during real-life falls captured on video in long-term care. *Osteoporos Int*. 2016;27(2):537-547.

[4] de Bakker PM, Manske SL, Ebacher V, et al. During sideways falls proximal femur fractures initiate in the superolateral cortex: Evidence from high-speed video of simulated fractures. *J Biomech*. 2009;42(12):1917-1925.

[5] Marco M, Giner E, Larrainzar-Garijo R, et al. Numerical Modelling of Femur Fracture and Experimental Validation Using Bone Simulant. *Ann Biomed Eng*. 2017;45(10):2395-2408.

[6] 董谢平,张琳琳,何剑颖,等.髋保护器防护髋部骨折的有限元建模与分析[J].中国矫形外科杂志,2011,19(18):1537-1541.

[7] 袁高翔,张伟滨.有限元分析在骨骼肌肉系统模型材料特性研究中的应用[J].国际骨科学杂志,2011,32(6):352-355.

[8] 李鹏飞,杜根发,林梓凌,等.基于LS-DYNA模拟老年股骨颈骨折的有限元分析[J].中国组织工程研究,2016,22(44):6606-6611.

[9] 孙文涛,林梓凌,李凡,等.基于Hypermesh/LS-DYNA仿真股骨干中上1/3骨折的断裂分析[J].广东医学,2017,38(16):2481-2483.

[10] 何祥鑫,李鹏飞,林梓凌,等.基于有限元分析法的老年粗隆间骨折建模仿真[J].中国医药导报,2017,14(24):88-91,封3.

[11] Nishiyama KK, Gilchrist S, Guy P, et al. Proximal femur bone strength estimated by a computationally fast finite element analysis in a sideways fall configuration. *J Biomech*. 2013;46(7): 1231-1236.

[12] Wakao N, Harada A, Matsui Y, et al. The effect of impact direction on the fracture load of osteoporotic proximal femurs. *Med Eng Phys*. 2009;31(9):1134-1139.

[13] Hayes WC, Piazza SJ, Zysset PK. Biomechanics of fracture risk prediction of the hip and spine by quantitative computed tomography. *Radiol Clin North Am*. 1991;29(1):1-18.

[14] 彭李华,陈世荣,唐进,等.骨质疏松股骨三维有限元模型的建立[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(9):1545-1548.

[15] Rieger R, Auregan JC, Hoc T. Micro-finite-element method to assess elastic properties of trabecular bone at micro- and macroscopic level. *Morphologie*. 2018;102(336):12-20.

[16] Gomez-Benito MJ, Garcia-Aznar JM, Doblare M. Finite element prediction of proximal femoral fracture patterns under different loads. *J Biomech Eng*. 2005;127(1):9-14.

[17] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Effects of body configuration on pelvic injury in backward fall simulation using 3D finite element models of pelvis-femur-soft tissue complex. *J Biomech*. 2009;42(10):1475-1482.

[18] Robinovitch SN, Inkster L, Maurer J, et al. Strategies for avoiding hip impact during sideways falls. *J Bone Miner Res*. 2003;18(7): 1267-1273.

[19] Wang Q, Teo JW, Ghasem-Zadeh A, et al. Women and men with hip fractures have a longer femoral neck moment arm and greater impact load in a sideways fall. *Osteoporos Int*. 2009;20(7): 1151-1156.

[20] Zebaze RM, Jones A, Knackstedt M, et al. Construction of the femoral neck during growth determines its strength in old age. *J Bone Miner Res*. 2007;22(7):1055-1061.

[21] Mayhew PM, Thomas CD, Clement JG, et al. Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk. *Lancet*. 2005;366(9480):129-135.

[22] Faisal TR, Luo Y. Study of the variations of fall induced hip fracture risk between right and left femurs using CT-based FEA. *Biomed Eng Online*. 2017;16(1):116-132.

[23] Thomas CDL, Mayhew PM, Power J, et al. Femoral Neck Trabecular Bone: Loss With Aging and Role in Preventing Fracture. *J Bone Miner Res*. 2009;24(11):1808-1818.

[24] Sarai T, Tokumoto A. Dynamic finite element analysis of impulsive stress waves propagating from the greater trochanter of the femur by a sideways fall. *Acta Med Okayama*. 2015;69(3):165-171.

[25] 孙培栋.侧方跌倒高度及髋保护器对髋部冲击影响的实验及有限元分析[D].广州:南方医科大学,2012.

[26] Szivek JA, Benjamin JB, Anderson PL. An experimental method for the application of lateral muscle loading and its effect on femoral strain distributions. *Med Eng Phys*. 2000;22(2):109-116.