

步态周期垂直力下股骨转子间骨折股骨近端防旋髓内钉内固定的生物力学特征

陈凯奇¹ 石宇雄^{1△} 陈敬恒¹ 何达东¹

[摘要] 目的:仿真模拟步态周期垂直力下2018版AO31-A1.3型股骨转子间骨折股骨近端防旋髓内钉(PFNA)内固定的生物力学特征。方法:获取一名老年女性髋部骨折患者的CT资料并在Mimics中重建股骨近端三维模型,在SolidWork中构建PFNA三维模型,将股骨近端模型与PFNA模型进行装配,导出至Hypermesh进行前处理,最后导出至LS-DYNA进行求解仿真。结果:PFNA应力集中在螺旋刀片和主钉上;PFNA应力达峰后逐渐减小又逐渐增大。PFNA位移以螺旋刀片尖端的最大,达6.74 mm;主钉次之,为1.79 mm;尾钉的最大位移为0.83 mm。头颈骨折块成角包含了3个方向的成角,达峰后逐渐减小并维持在2.5°。股骨应力及位移主要发生在脚掌踏地相和脚尖离地相之间;最大应力集中在头颈骨折块下内侧与股骨干相接处;最大位移位于股骨头内侧。PFNA应力及位移主要在脚掌踏地相和脚尖离地相之间;最大应力集中在螺旋刀片与主钉孔交界、主钉上段与下段交界处;螺旋刀片最大位移在其尖端。结论:股骨转子间骨折PFNA内固定的应力位移变化不完全与步态周期同步,呈现一定滞后性。

[关键词] 步态周期;股骨转子间骨折;股骨近端防旋髓内钉;有限元

[中图分类号] R683.42 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1005-0205(2021)04-0008-05

Biomechanical Characteristics of Proximal Femoral Nail Anti-Rotation for Femoral Intertrochanteric Fracture under the Vertical Force of Gait Cycle

CHEN Kaiqi¹ SHI Yuxiong^{1△} CHEN Jingheng¹ HE Dadong¹

¹ Department of Orthopedics of Panyu District Hospital of Traditional Chinese Medicine, Guangzhou 511400, China.

Abstract Objective: To simulate the biomechanical characteristics of proximal femoral nail anti-rotation (PFNA) in treating A1.3 type femoral intertrochanteric fracture under the vertical force of gait cycle. **Methods:** The CT images of an elderly female hip fracture patient were recruited and used to reconstruct three-dimensional model of proximal femur in Mimics. The 3D model of PFNA was constructed in SolidWorkand, and these two models were assembled. Then components were exported to Hypermesh for pre-processing, and finally output for calculation in LS-DYNA. **Results:** The stress of PFNA was concentrated on helical blade and nail, and it gradually decreased and increased again after reaching the peak. The maximal displacement of PFNA was 6.74 mm at the tip of helical blade, then followed by nail with 1.79 mm and the locking bolt with 0.83 mm. The angle of the head-neck fragment included three directions, which gradually decreased and maintained at 2.5° after reaching the peak. The results showed that the stress and displacement of femur mainly occurred between the plantar stepping phase and the toe off phase, the maximal stress was concentrated in the joint between the medial side of head-neck fragment connect with shaft, and maximal displacement of femur head located in the medial side. The stress and displacement of PFNA mainly occurred between the plantar stepping phase and the toe off phase. The maximal stress was concentrated at the conjunction of helical blade and nail. The maximal displacement of helical blade located on the tip. **Conclusion:** The changes of stress and displacement of PFNA and femoral in intertrochanteric fracture are not completely synchronized with the gait cycle, which shows a certain lag.

Keywords: gait cycle; intertrochanteric fracture; proximal femoral nail anti-rotation; finite element

基金项目:2019年度广东省中医药局中医药科研项目(20191263)

¹ 广州市番禺区中医院骨伤科(广州,511400)

[△]通信作者 E-mail: shiyuxiong10@sina.com

治疗股骨转子间骨折髓内固定以股骨近端防旋髓内钉 (Proximal Femoral Nail Anti-Rotation, PFNA) 为代表,PFNA 具有优越的生物力学性能^[1-2],但是仍有部分患者在骨折愈合后发生内固定失效^[3-5]。股骨转子间骨折 PFNA 内固定失效是步态周期身体载荷反复作用于骨-金属、金属-金属、骨-骨界面的结果,因此分析股骨与 PFNA 的生物力学特征,对理解失效发生的力学条件,从而提前干预便显得十分重要。目前,PFNA 生物力学性能的有限元研究集中在施加恒定载荷后对其进行受力分析,而步态周期载荷下的有限元研究鲜有报道,PFNA 在步态周期中的力学特征有待阐明。

1 材料与方法

1.1 CT 资料

2019 年 12 月于广州市番禺区中医院骨伤科住院治疗的老年女性髋部骨折患者的髋部 CT 资料。

1.2 实验软件

Mimics 19.0,比利时 Materialise 公司;Geomagic studio 2013,美国 Geomagic 公司;SolidWorks 2016,美国 Dassault Systemes 公司;Hypermesh 14.0,美国 Altair 公司;LS-DYNA,美国 LSTC 公司。

1.3 方法

1.3.1 构建模型 获取老年女性髋部骨折患者的髋部 CT 资料,导入 Mimics 19.0 软件中建立三维模型^[6],利用 Geomagic Studio2013 软件对上述三维模型进行表面优化,得到优化的股骨三维模型。在 SolidWorks 软件中按照厦门大博医疗器械公司提供的参数构建 PFNA 三维模型并装配组件,其中主钉长 170 mm,近端直径 16 mm,远端直径 10 mm;螺旋刀片长 100 mm,直径 10 mm,颈干角 130°。然后继续导入优化的股骨三维模型,将 PFNA 固定到股骨近端,调整模型间相对位置使得尖顶距 (Tip-Apex Distance, TAD) < 25 mm。将上述装配模型导入 Hypermesh 14.0 进行四面体网格划分,体网格大小为 2 mm,并通过“mask”“organize”功能将股骨划分为包含松质骨与

皮质骨的混合模型。

1.3.2 模拟骨折线 本研究以 2018 版 AO31-A1.3 型股骨转子间骨折为研究对象。A1.3 型股骨转子间骨折的骨折特征为外侧壁完整,且厚度大于 20.5 mm,伴有内侧小转子骨块(图 1a)。在 Hypermesh 14.0 软件中使用“mask”“delete”“rotate”等功能对上述模型进行截骨,模拟骨折线。方法如下:1)沿垂直线外旋 45°以完整显示小转子,取小转子顶点至对侧皮质骨连线的中内 1/3 分界点为圆心,分别从小转子上基底与下基底部向此圆心引一直线,两直线所围成的区域即为小转子截骨区;2)前后位上,自大转子最高点至小转子基底部画一直线,以此作股骨转子间骨折线,所得模型效果见图 1b。

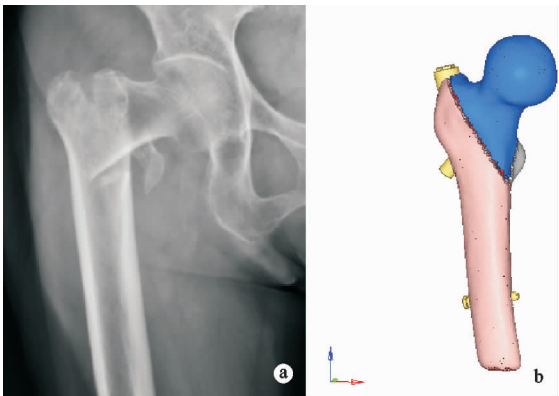


图 1 A1.3 型股骨转子间骨折及 PFNA 内固定仿真效果图

1.3.3 设置材料参数 根据文献[7-8],松质骨弹性模量(E)与表观密度(ρ_{app})关系为 $E=1.310\rho_{app}^{1.40}$ GPa, $0.18\text{ g/cm}^3\leq\rho_{app}\leq0.95\text{ g/cm}^3$ 。皮质骨弹性模量与表观密度关系为 $E=-13.43+14.261\rho_{app}$, $1.20\text{ g/cm}^3\leq\rho_{app}\leq1.85\text{ g/cm}^3$ 。本研究分别取松质骨、皮质骨密度范围的中值 $\rho_{app}=0.589,1.525\text{ g/cm}^3$,得到松质骨弹性模量 $E=0.496\text{ GPa}$,皮质骨弹性模量 $E=8.318\text{ GPa}$ 。各模型均考虑材料硬化效应,采用 Cowper-Symonds 模型,材料参数均参考文献报道(见表 1)。PFNA 之间摩擦系数设置为 $0.23^{[9]}$,骨折块之间为 $0.46^{[9]}$,PFNA 与股骨之间为 $0.3^{[10]}$ 。

表 1 模型材料参数

材料	密度/ ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)	弹性模量/ GPa	屈服应力/ MPa	泊松比	切线模量/ MPa	硬化参数	硬化效应 C	参数 P
松质骨	0.589	0.496	17.45 ^[11]	0.30	49.6	0.10 ^[12]	2.5 ^[12]	7 ^[12]
皮质骨	1.525	8.318	109 ^[11]	0.30	831.8			
PFNA	4.43 ^[13]	110 ^[14]	1 000	0.31 ^[15]	1 592 ^[15]	0.12 ^[16]	80 000 ^[17]	1.1 ^[17]

1.3.4 载荷及边界条件 一个步态周期可分为 32 个瞬间,步态周期内的关节载荷曲线呈双峰状,包括足跟着地相、单足站立相、脚掌踏地相、脚尖离地相以及摆动相等^[18]。在实际步行周期载荷中存在 X、Y、Z 轴方向的分力,Hypermesh 软件中由于载荷作用点在股骨

头表面上恒定,故本研究仅以垂直方向(即 Z 轴)分力为施加对象。载荷曲线见图 2,边界条件设置为股骨远端完全固定。

1.3.5 提交运算及结果记录 经前处理后,将生成的 K 文件导入 LS-DYNA 软件进行运算,在 Hyperview

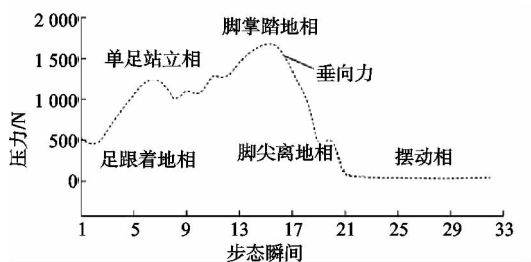


图2 1个步态周期内Z轴方向分力

中记录并导出 Von-Mises 应力、位移、成角等结果。

2 结果

2.1 PFNA 最大应力曲线

如图3所示,PFNA 应力主要集中在螺旋刀片和主钉上,应力呈单峰状,约在第16瞬间达最大;尾钉应力变化呈现双峰状,达峰时间约在第12和19瞬间;PFNA 应力达峰后逐渐减小至第24及25瞬间左右再逐渐增大。

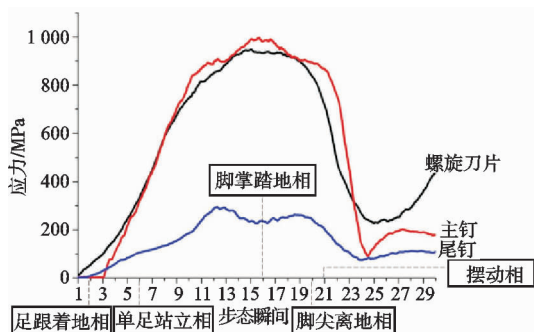


图3 PFNA 各部件最大应力曲线

2.2 PFNA 最大位移曲线

如图4所示,PFNA 位移均呈单峰状,最大位移约出现在第17瞬间;其中以螺旋刀片尖端的位移最大,最大达6.74 mm;主钉次之,最大为1.79 mm;尾钉的最大位移为0.83 mm。各部件位移达峰后逐渐减小,约至第24及25瞬间后又再次增大。

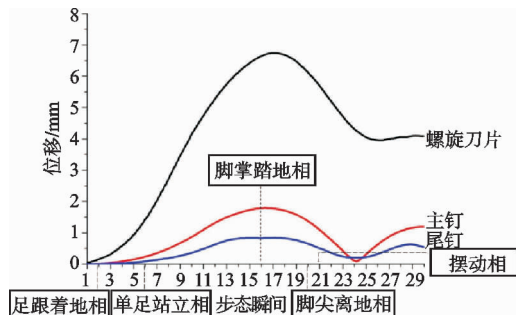


图4 PFNA 各部件最大位移曲线

2.3 头颈成角曲线

如图5所示,头颈骨折块成角包含了3个方向的成角,即Z轴(冠状面)、Y轴(矢状面)、X轴(横断面)。在脚掌踏地相前以向Y轴成角为主,达峰后逐渐减小至约26瞬间,维持2.5°成角;头颈骨折块在向Z轴、X轴成角过程中分别在约第24及27瞬间达到

最大。

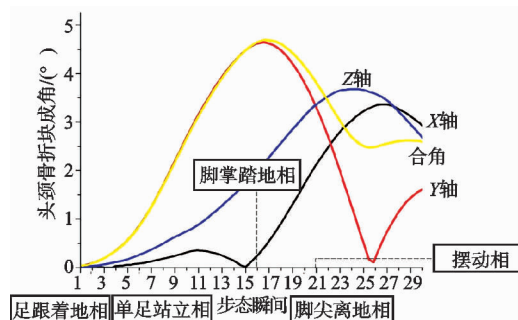


图5 头颈骨折块成角曲线

2.4 股骨应力及位移云图

如图6-图8所示,股骨应力、位移主要发生在脚掌踏地相和脚尖离地相之间;最大应力集中在小转子水平,头颈骨折块下内侧与股骨干相接处,达364.5 MPa;最大位移位于股骨头内侧,达7.12 mm。

2.5 PFNA 应力及位移云图

如图6-图8所示,PFNA 应力、位移主要在脚掌踏地相和脚尖离地相之间;最大应力集中在螺旋刀片与主钉孔交界处,达1 001 MPa;在5个步态瞬间中,螺旋刀片最大位移均位于其尖端。

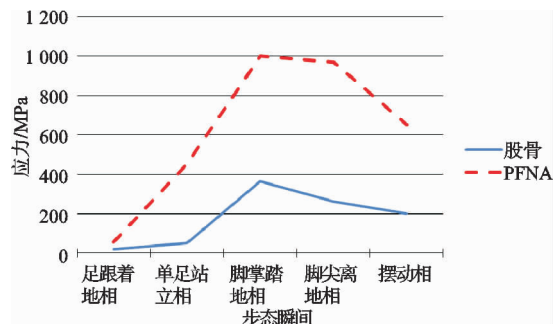


图6 5个步态周期时相应应力曲线

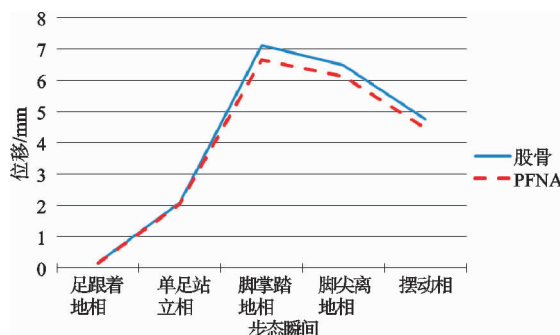


图7 5个步态周期时相位移曲线

3 讨论

步态是指步行的姿势,需要在各种姿势反射、感觉系统和运动系统的相互协调下完成,髋部步态周期的应力呈现双峰状^[19]。从股骨转子间骨折愈合至完全负重一般需要12周,在此过程中,骨折复位情况,愈合、肌肉力量恢复不理想等均有可能影响髋部步态,从而直接改变骨折区及PFNA的应力分布,甚至处于畸

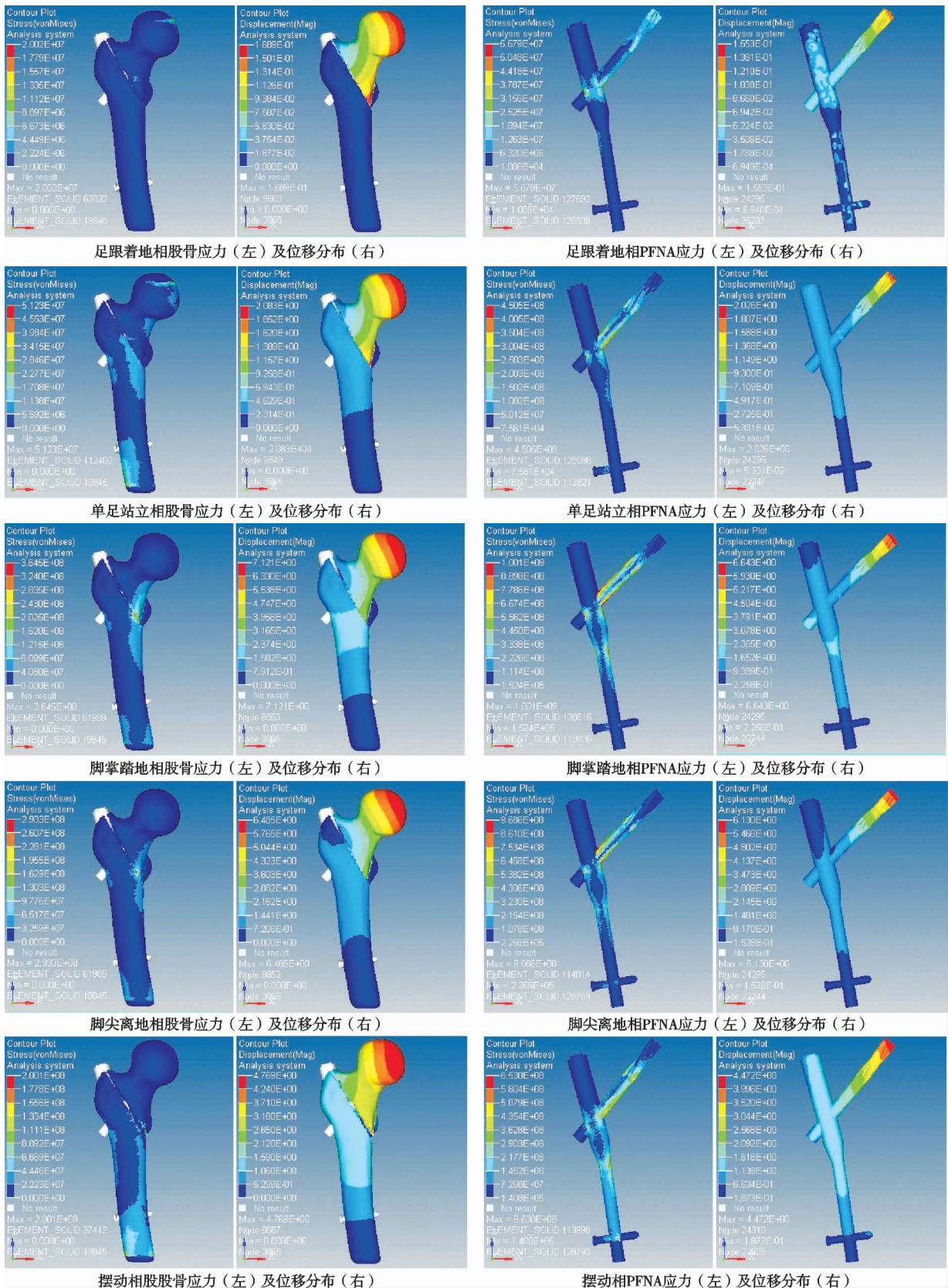


图 8 5 个步态周期时相应力、位移云图

形的受力状态。短期而言,可能出现骨折不愈合、畸形愈合,PFNA 切割、切出、退钉、断钉等内固定失效;远期来看,异常步态改变了髋、膝、踝关节受力状态,从而诱发关节炎^[20]。因此研究转子间骨折 PFNA 内固定后在步态周期应力下的力学特性对指导手术治疗、术

后康复具有实际意义。

已有研究者利用 Anybody Modelling System 软件联合有限元的方法,研究了股骨转子间骨折单臂外固定架在 1 个步态周期中的应力分布特点,结果显示步态载荷下应力主要分布在钢钉与股骨、钢钉与连接

杆相接处,其应力变化大致与步态周期一致^[21]。有研究比较了双螺钉与 DSCS 治疗股骨颈骨折的在步态载荷下的力学特性^[22],但目前国内许多涉及髋部步态周期的有限元研究主要集中股骨与髋臼的相互作用力上^[23-24],股骨转子间骨折 PFNA 内固定在步态载荷下的生物力学特性仍鲜有报道。

LS-DYNA 软件特别适合于非线性动力冲击问题,目前 LS-DYNA 软件在汽车碰撞、地震工程、动力分析、跌落试验等领域应用广泛。本研究考察了在一个步态周期内,垂直作用力下股骨转子间骨折 PFNA 内固定后的生物力学动态变化特征,对研究股骨转子间骨折 PFNA 内固定失效方式提供了很好的技术支持。本实验在 Hypermesh 进行前处理时纳入了材料硬化效应及摩擦系数,结果显示股骨与 PFNA 模型均发生了较明显的单峰状应力、位移变化,在脚掌踏地相左右时均达到最大,这与步态载荷的双峰状不完全同步,亦与文献^[21]的有限元双峰状应力改变明显不一致。笔者分析原因可能在于:1)LS-DYNA 计算方式为动力显式,计算结果属于瞬态动力学,是应力应变积累变化的过程,而文献中以静力显式的 ABAQUS 软件进行运算,得出的是应力应变积累的结果;2)本实验选取了模型中最早出现应力、位移变化的单元作为研究对象,并绘制曲线,并没有反应整体的物理量变化过程,这与文献^[22]所得结果相似(应力改变与步态载荷不一致);3)由于模型仍然设定为弹塑性材料,且考虑了硬化效应,在步态载荷达峰的过程中 PFNA 模型亦积累了弹性势能,在载荷减小至摆动相水平的过程中 PFNA 释放弹性势能,导致应力、位移再次增加。

目前,涉及步态载荷的有限元分析多采用 Anybody Modelling System 软件进行步态仿真,将得出的肌肉力、关节作用力反向提取应用于个性化的有限元仿真,从而提高仿真度^[25-27]。此外,本研究的载荷数据从文献获取,其仿真度有待提高,若能结合 Anybody Modelling System,模型仿真度可更高。并且在 Hypermesh 进行前处理时尚能定义应变失效,提交至 LS-DYNA 后可进行内固定失效仿真,从而研究步态周期内骨折内固定失效的时相^[25],为术后康复提供指导。

参考文献

- [1] 王炎,汪海滨,史法见,等. PFNA 和 DHS 固定治疗股骨粗隆间骨折的比较[J]. 中国矫形外科杂志, 2019, 27(24):2223-2227.
- [2] 饶根云,樊天右,谢友军. 髓内固定系统与关节置换术治疗老年骨质疏松性股骨粗隆间骨折的效果比较[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2019, 27(10):43-47.
- [3] 李建涛,张里程,唐佩福. 股骨粗隆间骨折治疗理念与内固定器械的发展概述[J]. 中国修复重建外科杂志, 2019, 33(1):1-7.

- [4] 周钰卓,齐宇新,马腾洋,等. 老年股骨粗隆间骨折 PFNA 失败的危险因素分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2020, 28(4):292-296.
- [5] 周君,李盛华,周明旺,等. 股骨近端抗旋髓内钉(PFNA)治疗股骨粗隆间骨折失败原因研究综述[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2017, 25(9):80-82.
- [6] 林梓凌,李鹏飞,庞智晖,等. 骨密度与老年髋部骨折股骨近端三维有限元模型密度的关系[J]. 中国老年学杂志, 2015, 35(11):3069-3070.
- [7] LOTZ J C, GERHART T N, HAYES W C. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study[J]. Journal of Computer Assisted Tomography, 1990, 14(1):107-114.
- [8] LOTZ J C, GERHART T N, HAYES W C. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur[J]. Journal of Biomechanics, 1991, 24(5):317-329.
- [9] EBERLE S, GERBER C, VON OLDENBURG G, et al. Type of hip fracture determines load share in intramedullary osteosynthesis[J]. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2009, 467(8):1972-1980.
- [10] NUNO N, AMABILI M, GROPPETTI R, et al. Static coefficient of friction between Ti-6Al-4V and PMMA for cemented hip and knee implants[J]. Journal of Biomedical Materials Research, 2002, 59(1):191-200.
- [11] MORGAN E F, KEAVENY T M. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site[J]. Journal of Biomechanics, 2001, 34:569-577.
- [12] MA Z, CHEN J, LAN F. Biomechanical response and injury of occupant's pelvis in side impacts: effects of the femoral head and loading conditions[J]. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2014, 14(6):1440001.
- [13] SHIBO G, XUANHUI Q, XINBO H, et al. Powder injection molding of Ti-6Al-4V alloy[J]. Journal of Materials Processing Technology, 2006, 173(3):310-314.
- [14] NIINOMI M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys[J]. Materials Science and Engineering: A, 1998, 243(1):231-236.
- [15] CARNEY K S, PEREIRA J M, REVILOCK D M, et al. Jet engine fan blade containment using an alternate geometry[J]. International Journal of Impact Engineering, 2009, 36(5):720-728.
- [16] HELGASON B, VICECONTI M, RÚNARSSON T P, et al. On the mechanical stability of porous coated press fit titanium implants: a finite element study of a pushout test[J]. Journal of Biomechanics, 2008, 41(8):1675-1681.
- [17] BOBBILI R, RAMAKRISHNA B, MADHU V. Dynamic compressive behavior and fracture modeling of Titanium alloy IMI 834 [J]. Journal of Alloys and Compounds, 2017, 714:225-231.