doi:10.11659/jjssx.11E024141

·临床研究·

不同空间分布空心钉内固定治疗股骨颈Pauwels Ⅱ型骨折的生物力学研究

肖 伟[1],朱浩然[1],张 雷[2] (1.陆军军医大学第一附属医院急救部,重庆 400038;2.上海市浦东新区浦南医院急诊科,上海 200125)

[摘 要] **目的** 利用有限元方法分析股骨颈Pauwels Ⅱ型骨折治疗中不同空间分布的空心钉内固定模型的生物力学性能。**方法** 选择1名健康男性志愿者作为研究对象,采用128层螺旋CT对其进行股骨头至股骨远端薄层扫描,初步构建股骨的三维网格模型,并通过后续处理获得符合人体解剖学特征的空心钉内固定模型。以股骨干中心线为基准绘制水平线,设定骨折线位于股骨颈中心,且与水平线成50°角,构建股骨颈Pauwels Ⅱ型骨折模型。在SolidWorks 2021软件中,模拟设计5种不同空间分布的空心钉内固定模型,将装配模型导入Ansys 2021R1软件,建立有限元模型。对5种模型股骨及其内固定物的应力分布情况进行评估,并分析股骨颈骨折截面在X、Y、Z轴方向上的位移情况,以及股骨和内固定物的总体位移情况。**结果** 5种模型的股骨近端应力集中于股骨颈骨折线的下方,其中倒等边三角形构型的应力峰值最小(19.179 MPa)。5种模型的内固定物总体应力均集中于股骨近端的腹侧空心钉中段区域,其中倒等边三角形构型的应力峰值最小(61.742 MPa)。5种模型的股骨颈骨折截面在X、Y轴方向上的最大位移均出现在截面的前上方区域,其中倒等边三角形构型的位移最小(X轴:0.446 54 mm、Y轴:0.704 21 mm)。5种模型股骨颈骨折截面在Z轴方向上的最大位移均出现在截面后上方,其中倒等边三角形构型的位移最小(0.225 62 mm)。5种模型的股骨近端总体位移均集中于股骨头应力加载区域,其中倒等边三角形构型的位移最小(0.721 16 mm)。5种模型内固定物最大位移均位于股骨颈上方靠近后壁固定的空心钉尖端,其中倒等边三角形构型的位移最小(0.686 83 mm)。**结论** 在股骨颈Pauwels Ⅱ型骨折的5种不同空心钉内固定模型中,倒等边三角形构型的应力分散效果最佳,骨折断端位移最小,治疗股骨颈Pwuwels Ⅱ型骨折的生物力学稳定性最好。

[关键词] 股骨颈;Pauwels Ⅱ型骨折;有限元分析;空心钉;内固定;生物力学
[中图分类号] R683.42 [文献标志码] A [收稿日期] 2024-11-26

Biomechanical study of cannulated screws internal fixation with different spatial distribution in the treatment of Pauwels Ⅱ femoral neck fractures

XIAO Wei[1], ZHU Hao-ran[1], ZHANG Lei[2] (1. Department of Emergency Medicine, First Affiliated Hospital of Army Medical University, Chongqing 400038, China; 2. Emergency Department, Shanghai Punan Hospital of Pudong New District, Shanghai 200125, China)

Abstract: Objective To analyze the biomechanical characteristics of cannulated screws internal fixation models with different spatial distribution in the treatment of Pauwels Ⅱ fracture of the femoral neck through finite element analysis. **Methods** One healthy male volunteer was selected as the research subject. A thin-layer scan from the femoral head to the distal femur of the volunteer was performed using 128-slice spiral CT to preliminarily construct a three-dimensional mesh model of the femur. Through subsequent processing, a cannulated screw internal fixation model conforming to human anatomical characteristics was obtained. A horizontal line was drawn based on the center line of the femoral shaft, and the fracture line was set at the center of the femoral neck with an angle of 50° to the horizontal line to construct the Pauwels Ⅱ femoral neck fracture model. Five kinds of cannulated screw internal fixation models with different spatial distribution were simulated and designed in SolidWorks 2021 software, and the assembly models were imported into Ansys 2021R1 software to establish the finite element model. The stress distribution of the femur and its internal fixator in the five models were evaluated, and the displacement of the femoral neck fracture cross-section in the X, Y, and Z directions, as well as the overall displacement of the femur and the internal fixator were analyzed. **Results** The stresses of the proximal femur of the five models concentrated below the femoral neck fracture line, and the stress peak of the inverted equilateral triangle configuration was the smallest (19.179 MPa). The total stresses of the internal fixator in the five models all concentrated in the middle region of the ventral cannulated screw at the proximal femur, and the stress peak of the inverted equilateral triangle configuration was the lowest (61.742 MPa). The maximum displacement of the femoral neck fracture cross-section in the X and Y directions of the five models all appeared in the anterior and upper regions of the cross-section, and the displacement of the inverted equilateral triangle configuration was the smallest (X axis: 0.446 54 mm, Y axis: 0.704 21 mm). The maximum displacement of the

[基金项目] 上海市浦东新区卫生系统学科带头人培养计划(PWRd2022-11);上海市浦东新区浦南医院领先人才培养计划(PN2021LX1)
[通信作者] 张 雷,E-mail:ZLeijzk@126.com

femoral neck fracture cross-section in the Z direction of the five models all occurred in the posterior upper part of the cross-section, among which the displacement of the inverted equilateral triangle configuration was the smallest (0.225 62 mm). The overall displacement of the proximal femur of the five models concentrated in the stress-loading area of the femoral head, and the displacement of the inverted equilateral triangle configuration was the smallest (0.721 16 mm). The maximum displacement of the internal fixator of the five models located at the tip of the cannulated screw fixed at the top of the femoral neck near the posterior wall, and the displacement of the inverted equilateral triangle configuration was the smallest (0.686 83 mm). **Conclusion** Among the five different cannulated screws internal fixation models for Pauwels Ⅱ femoral neck fractures, the inverted equilateral triangle configuration has the best stress dispersion effect, the smallest displacement of fracture end, and the best biomechanical stability.

Keywords: femoral neck; Pauwels Ⅱ fracture; finite element analysis; cannulated screw; internal fixation; biomechanics

股骨颈骨折是老年人群最常见的骨折类型之一，多发于骨质疏松、骨量下降人群[1]。Pauwels分型根据股骨颈骨折线与水平线的夹角大小进行分型，为股骨颈骨折的常见分型方式，其中Pauwels Ⅱ型骨折的骨折线与水平线夹角为30°~50°，骨折端受到的切应力大，严重影响骨折部位稳定性，其治疗极具挑战[2]。内固定术是治疗股骨颈骨折的主要手段之一，不同空心钉排列方式是术后股骨头坏死的重要影响因素[3]，因此，选择合适的内固定模型对手术效果具有重要影响。研究指出，治疗股骨颈骨折时采用3枚空心钉倒三角分布内固定可获得较强的稳定性，但不同空间分布构型的稳定性具有差异[4-5]。以往研究探讨空心钉内固定治疗股骨颈Pauwels Ⅱ型骨折主要聚焦于单一或有限的几种内固定模型，而对于不同空间分布构型间的比较有限，不同空间分布构型的空心钉内固定模型在治疗Pauwels Ⅱ型骨折中的效果仍不明确。因此，本研究通过有限元方法分析不同模型的生物力学性能，探究不同空间分布构型的空心钉内固定模型在治疗Pauwels Ⅱ型骨折中的效果，旨在筛选最佳生物力学稳定性的空心钉内固定模型，以提升骨折内固定效果。

1 资料与方法

1.1 临床资料

于2023年7月在陆军军医大学第一附属医院选择1名健康男性志愿者，年龄25岁，身高168 cm，体质量70 kg。既往无内科疾病，无双下肢骨折史，无恶性肿瘤、骨质疏松，髋部骨质好，骨骼形态正常。该志愿者对本研究知情同意。

1.2 空心钉内固定模型获得

采用西门子公司128层螺旋CT，对志愿者进行股骨头至股骨远端的薄层扫描，层厚1 mm。收集DICOM格式的原始数据，将其导入Mimics 21.0软件中，初步建立股骨的三维网格模型并进行预处理。处理后的文件导入到Geomagic 2021软件中进行表面处理和模型特征优化，进而构建出股骨的皮质骨及松质骨三维模型。最后将模型导入SolidWorks 2021软件中进行装配，以获得符合人体解剖学特征的空心钉内固定模型。

1.3 股骨颈Pauwels Ⅱ型骨折模型的构建

以股骨干中心线为基准，绘制1条水平线，设定骨折线位于股骨颈中心，并与该水平线形成50°的夹角，据此完成Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折模型的构建(图1)。

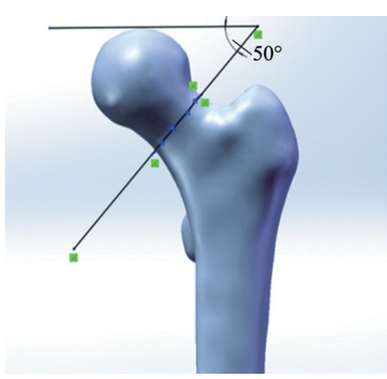


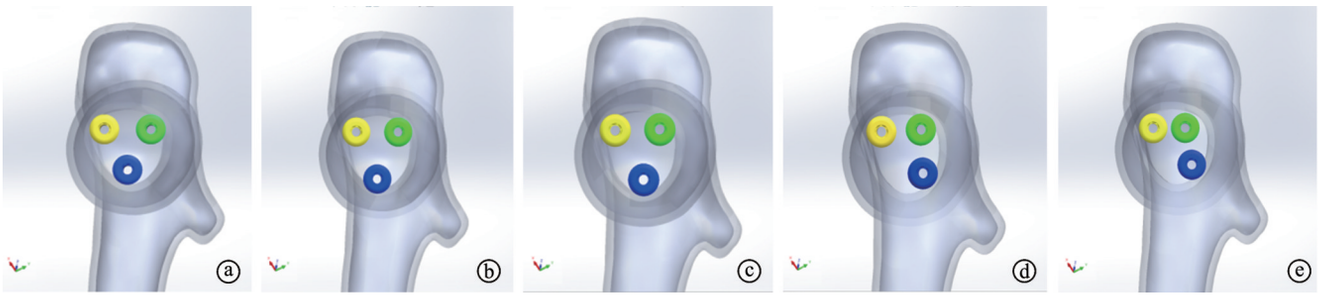
图1 股骨颈Pauwels Ⅱ型骨折模型

1.4 股骨颈骨折空心钉内固定模型的构建

基于临床股骨颈骨折常用的3枚三角空心钉固定技术，遵循倒三角布局、空心钉平行且贴近股骨颈边缘的原则，在SolidWorks 2021软件中设计5种不同空间分布的空心钉内固定模型。空心钉直径7.3 mm，螺纹长度16 mm，确保空心钉尖端至皮质骨距离小于5 mm，空心钉至股骨颈皮质骨距离小于3 mm。空心钉装配时分别标记为1号(黄色)、2号(蓝色)、3号(绿色)，长度分别为83 mm、98 mm、88 mm。分别采用倒等边三角形、倒等腰三角形、倒锐角三角形、倒后直角三角形、倒后钝角三角形的布局方式置入空心钉(图2)。将装配好的模型导入Ansys 2021R1软件，进行材料属性赋予、网格划分、边界条件设定及载荷分配，最终构建出有限元分析模型。

1.5 材料属性赋予

从材料库中选取适当的材料，并将其力学性能赋予股骨及内固定组件，具体材料参数见表1。



a:倒等边三角形;b:倒等腰三角形;c:倒锐角三角形;d:倒后直角三角形;e:倒后钝角三角形

图2 不同空间分布空心钉内固定模型

表1 材料参数

材料名称	弹性模量(MPa)	泊松比
皮质骨	16 800	0.3
松质骨	840	0.2
内固定空心钉	105 000	0.35

1.6 约束边界条件和载荷

假定股骨颈骨折为完全性骨折且复位状况良好,在骨折断端接触面上设置摩擦系数为0.46以模拟实际情况。模拟人体自然站立状态,于股骨头顶点施加1个约700 N的垂直向下载荷(相当于人体自重),该载荷的方向在冠状面上与股骨干轴呈5.47°夹角,在矢状面上与股骨干轴呈3°夹角,同时对模型底部实施固定约束。

对于不同空间分布的空心钉内固定模型,节点数量有所不同:倒等边三角形为577 811个节点,倒等腰三角形为578 287个节点,倒锐角三角形为578 292个节点,倒后直角三角形为577 647个节点,倒后钝角三角形则为577 165个节点。

1.7 观察指标

观察并评估5种模型及其内固定物的应力分布情况,分析股骨颈骨折截面在X、Y、Z轴方向上的位移情况(图3),以及股骨和内固定物的总体位移情况。

2 结果

2.1 股骨应力分布情况

5种模型的股骨近端应力集中于股骨颈骨折线的下方,股骨应力从小到大依次为倒等边三角形构型(峰值为19.179 MPa)、倒等腰三角形构型(峰值为19.531 MPa)、倒锐角三角形构型(峰值为19.884 MPa)、倒后直角三角形构型(峰值为21.502 MPa)、倒后钝角三角形构型(峰值为22.288 MPa),见图4。

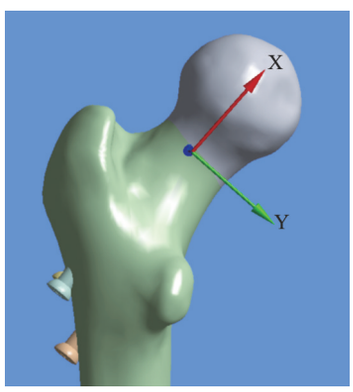


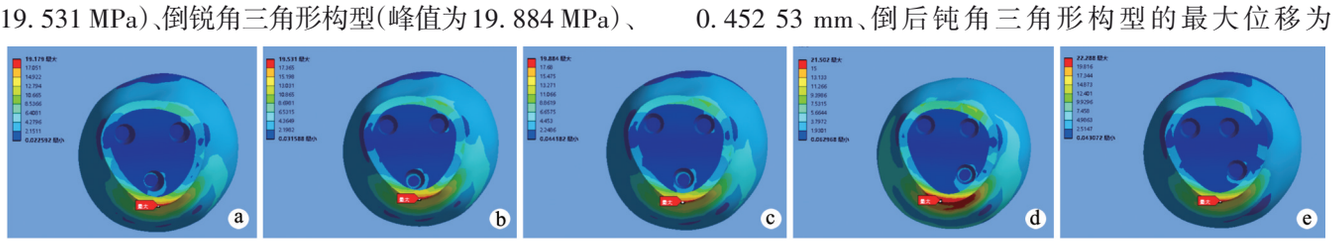
图3 股骨颈骨折截面X、Y、Z轴的确定

2.2 内固定物应力分布情况

5种模型的内固定物总体应力均集中于股骨近端的腹侧空心钉中段区域,内固定物应力从小到大依次为倒等边三角形构型(峰值为61.742 MPa)、倒等腰三角形构型(峰值为64.240 MPa)、倒锐角三角形构型(峰值为64.812 MPa)、倒后直角三角形构型(峰值为65.210 MPa)、倒后钝角三角形构型(峰值为70.446 MPa),见图5。

2.3 股骨颈骨折截面在X轴上的位移情况

5种模型的股骨颈骨折截面在X轴方向上的最大位移均出现在截面的前上方区域,且位移量从前上方向后下方逐渐减小,其中倒等边三角形构型的最大位移为0.446 54 mm、倒等腰三角形构型的最大位移为0.451 25 mm、倒锐角三角形构型的最大位移为0.451 82 mm、倒后直角三角形构型的最大位移为0.452 53 mm、倒后钝角三角形构型的最大位移为



a:倒等边三角形;b:倒等腰三角形;c:倒锐角三角形;d:倒后直角三角形;e:倒后钝角三角形

图4 不同模型的股骨应力分布情况

0.455 62 mm(图6)。

2.4　股骨颈骨折截面在Y轴上的位移情况

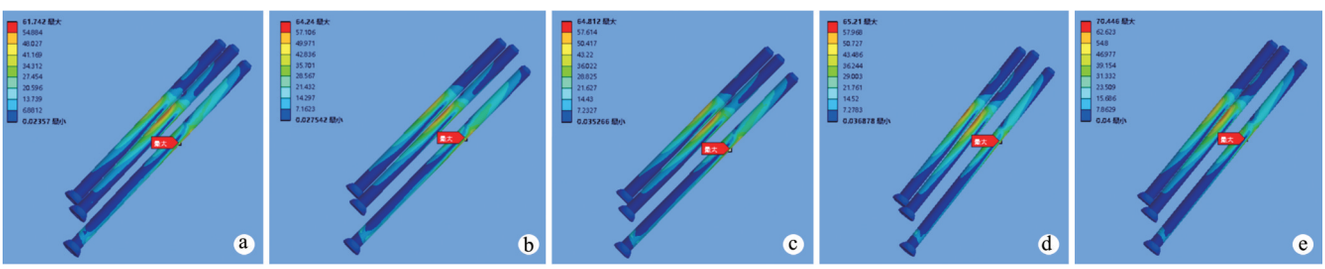
5种模型的股骨颈骨折截面在Y轴方向上的最大位移均出现在截面的前上方区域,且位移量从前上方向后下方逐渐减小,其中倒等边三角形构型的最大位移为0.704 21 mm、倒等腰三角形构型的最大位移为0.763 85 mm、倒锐角三角形构型的最大位移为0.765 56 mm、倒后直角三角形构型的最大位移为0.765 54 mm、倒后钝角三角形构型的最大位移为0.770 72 mm(图7)。

2.5　股骨颈骨折截面在Z轴上的位移情况

5种模型的股骨颈骨折截面在Z轴方向上的最大位移均出现在截面的后上方,且位移量从后上方向后下方逐渐减小,其中倒等边三角形构型的最大位移为0.225 62 mm、倒等腰三角形构型的最大位移为0.227 28 mm、倒锐角三角形构型的最大位移为0.229 83 mm、倒后直角三角形构型的最大位移为0.239 14 mm、倒后钝角三角形构型的最大位移为0.248 36 mm(图8)。

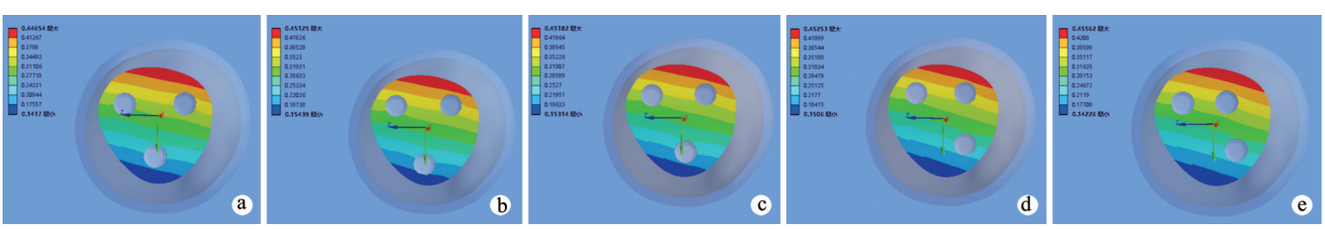
2.6　股骨总体位移情况

5种模型股骨近端总体位移均集中于股骨头应力加载区域,其中倒等边三角形构型的最大位移为0.721 16 mm、倒等腰三角形构型的最大位移为0.859 29 mm、倒锐角三角形构型的最大位移为0.861 02 mm、倒后直角三角形构型的最大位移为0.865 72 mm、倒后钝角三角形构型的最大位移为0.880 13 mm。倒等边三角形构型的模型股骨总体位移明显小于其他结构的模型,差异有统计学意义



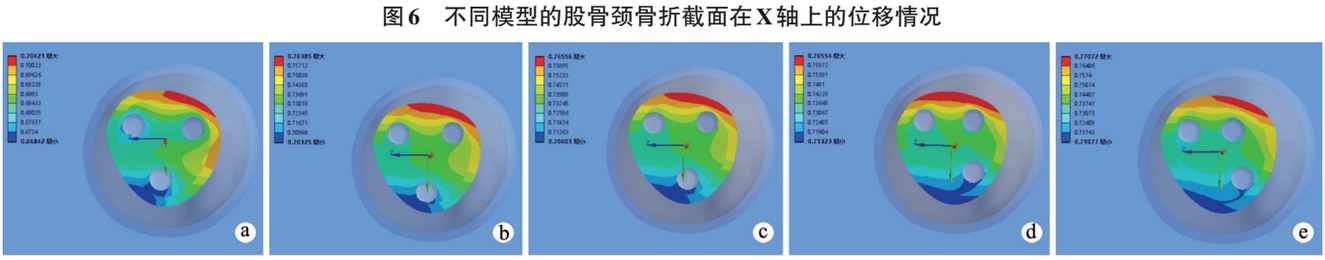
a:倒等边三角形;b:倒等腰三角形;c:倒锐角三角形;d:倒后直角三角形;e:倒后钝角三角形

图5　不同模型的内固定物应力分布情况



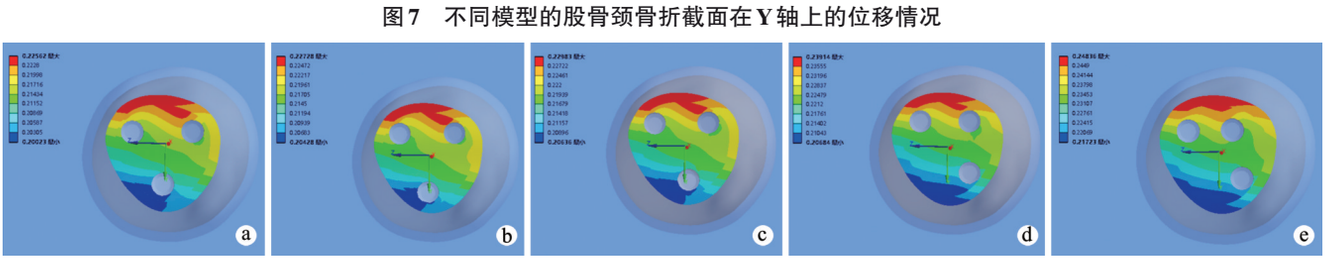
a:倒等边三角形;b:倒等腰三角形;c:倒锐角三角形;d:倒后直角三角形;e:倒后钝角三角形

图6　不同模型的股骨颈骨折截面在X轴上的位移情况



a:倒等边三角形;b:倒等腰三角形;c:倒锐角三角形;d:倒后直角三角形;e:倒后钝角三角形

图7　不同模型的股骨颈骨折截面在Y轴上的位移情况



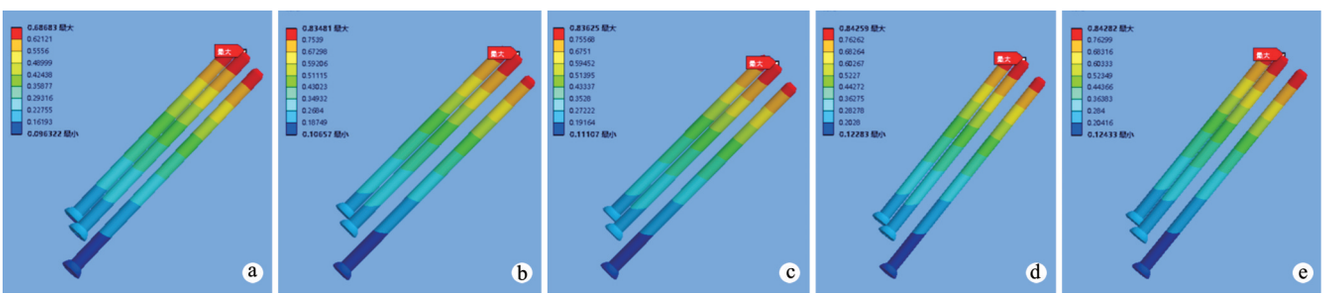
a:倒等边三角形;b:倒等腰三角形;c:倒锐角三角形;d:倒后直角三角形;e:倒后钝角三角形

图8　不同模型的股骨颈骨折截面在Z轴上的位移情况

(P<0.05)。倒等腰三角形、倒锐角三角形、倒后直角三角形、倒后钝角三角形4种模型股骨总体位移相近。

2.7 内固定物位移情况

5种模型内固定物最大位移均集中于股骨颈上方靠近后壁固定的空心钉尖端,其中倒等边三角形构型的最大位移为0.686 83 mm、倒等腰三角形构型的最大位移为0.834 81 mm、倒锐角三角形构型的最大位移为0.836 25 mm、倒后直角三角形构型的最大位移为0.842 59 mm、倒后钝角三角形构型的最大位移为0.842 82 mm。倒等边三角形构型的模型内固定物位移明显小于其他结构的模型,差异有统计学意义(P<0.05)。倒等腰三角形、倒锐角三角形、倒后直角三角形、倒后钝角三角形4种模型内固定物位移相近(图9)。



a:倒等边三角形;b:倒等腰三角形;c:倒锐角三角形;d:倒后直角三角形;e:倒后钝角三角形

图9 不同模型的内固定物位移情况

3 讨论

股骨颈骨折是临床常见的髋部骨折,约占髋部骨折的50%[6-8]。股骨颈骨折的发生多与老年骨质疏松、骨质老化以及外力损伤等相关[9-10]。骨质疏松是指骨骼中骨量减少和骨骼微结构改变的一种疾病,当骨质疏松发生时,骨骼密度变小,强度降低,容易受到外力而损伤[11-12]。Pauwels分型是常见的侧重于力学角度的股骨颈骨折分型方式,骨折线与水平线夹角在30°~50°时定义为Pauwels Ⅱ型骨折[13-14]。对于Pauwels Ⅱ型骨折,临床多采用空心钉内固定治疗[15-16]。空心钉内固定通过在股骨颈骨折处插入多个空心钉来实现骨折部位的稳定固定。空心钉的巨大切削面积和压缩力有助于骨折愈合,可提高骨折处的稳定性。此外,空心钉内固定保留了股骨颈骨折处的关节面,有利于避免关节面塌陷和保持关节功能[17-18]。临床研究显示,使用倒三角空间布局空心钉内固定治疗Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折的稳定性优于L形布局[19]。但对于不同倒三角空间布局空心钉内固定治疗Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折的生物力学研究甚少,故本研究采用有限元分析方法,结合解剖学和材料力学原理,模拟股骨颈骨折固定过程中的生物力学行为,通过对模型的力学性能进行比较和评估,探究不同空心钉内固定模型在Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折中的生物力学特性。

本研究5种模型的股骨应力分布分析显示,股骨近端的应力集中于股骨颈骨折线下方,说明骨折线下方是应力较为集中的区域,其可导致骨折端下方骨质承受更大的机械负荷,若应力过高,超出骨耐受极限,可加剧局部微损伤,甚至影响骨折愈合和稳定性。倒等边三角形构型的应力峰值最小,说明在这种构型中股骨颈骨折区域的应力集中程度较低,骨折处的应力相对较小,而其他三角构型的应力峰值较高,骨折区域的应力集中程度大,可能对骨折处的稳定性和愈合产生不良影响。根据生物力学原理,股骨的应力分布受到其几何形状、材料属性和载荷条件的影响[20-21]。倒等边三角形构型由于具有较短的边缘长度和更均匀的边缘角度分布,应力在股骨颈骨折区域可更均匀地分散,这种分散作用可减少应力集中,从而降低骨折处的应力峰值。

5种模型的内固定物所受总体应力主要集中在股骨近端的腹侧空心钉中段区域,说明在该区域存在应力集中现象,其可导致腹侧空心钉中段成为内固定薄弱点,长期或反复载荷作用下易导致微裂纹形成,严重时可增加螺钉断裂风险。倒等边三角形构型下内固定物的应力峰值最小,说明在这种构型下内固定物所受的应力较小,承受的负荷相对均匀分布。倒等边三角形构型具有较短的边缘长度和更均匀的边缘角度分布,这使得应力能够更加均匀地分散到骨折处,减少了应力的集中。同时,与其他三角形构型相比,倒等边三角形构型在股骨骨折处提供了较大的接触面积,增加了骨折片之间的摩擦力,从而可更好地抵抗外部载荷引起的相对滑动或位移,有助于维持骨折部位的稳定性[22-23]。此外,倒等边三角形构型具有较小的边角,这可以减少骨折处的剪切力,从而减少应力集中的程度。

不同模型的股骨颈骨折截面位移情况分析显示,

5种模型的股骨颈骨折截面在X、Y轴方向上的最大位移均出现在截面的前上方区域,在Z轴方向上的最大位移均出现在截面后上方。在X、Y轴方向上,骨折处截面前上方的力作用更强,导致在X、Y轴方向上的位移较大,其与股骨颈前上方的生物力学特性密切相关。该区域是股骨颈的张力侧,在负重时承受较大的拉伸应力。倒三角的空心钉内固定模型中位于前上方的空心钉承担主要抗张力负荷,其尖端区域的应力集中导致微动增加,表现为位移显著增大。在Z轴方向上的最大位移位于截面后上方,这可能是由于倒三角空心钉内固定模型的构型使得截面后上方的骨折片段接触较少,联系较弱,进而导致在Z轴方向上的位移较大。

5种模型股骨近端总体位移均集中于股骨头应力加载区域,在站立负重状态下,施加于股骨头的垂直载荷需经骨折断端和内固定系统向股骨干传递。Pauwels Ⅱ型骨折的高剪切角特性使载荷传递路径在骨折处发生显著偏转,导致股骨头区域的应力分布异常集中,使得该区域存在应力遮挡效应减弱或内固定支撑不足的风险,阻碍骨痂形成,影响骨折愈合进程。5种模型内固定物最大位移均位于股骨颈上方靠近后壁固定的空心钉尖端,这可能是因为该区域的牢固性较差,容易受到外力的影响,进而导致内固定物在该位置易发生较大的位移。

综上所述,在针对股骨颈Pauwels Ⅱ型骨折的5种空心钉内固定模型中,倒等边三角形构型展现出最佳的应力分散效果及最小的骨折断端位移,具有最优的生物力学稳定性。本研究采用的有限元分析方法具有经济性和便捷性,但结论尚需临床数据进一步验证。

[参考文献]

[1] 陈泽铭,杨 放,余 盛,等. 预防股骨颈骨折空心钉内固定术后股骨颈短缩空心螺纹钉优化选择的有限元分析[J]. 中国骨伤,2022,35(11):1042-1048. doi:10.12200/j.issn.1003-0034.2022.11.007.

[2] 魏文卿,崔海坡,陈 舰,等. 不同固定方式对股骨颈骨折固定效果的影响[J]. 医用生物力学,2020,35(2):216-222. doi:10.16156/j.1004-7220.2020.02.014.

[3] 刘 刚,刘卫东,张 猛,等. 股骨颈骨折多枚空心加压螺钉内固定术后股骨头坏死的影响因素分析[J]. 局解手术学杂志,2021,30(6):506-510. doi:10.11659/jjssx.10E020086.

[4] 徐景利,陈 达,林天烨,等. 腓骨柱联合空心螺钉与3枚空心螺钉比较治疗股骨颈骨折的有限元分析[J]. 新疆医科大学学报,2019,42(3):301-308. doi:10.3969/j.issn.1009-5551.2019.03.006.

[5] 苏 旭. 不同空间构型的空心加压螺钉内固定治疗Pauwels Ⅲ型股骨颈骨折的有限元分析[D]. 蚌埠:蚌埠医学院,2020.

[6] Sano K,Homma Y,Shirogane Y,et al. Acetabular morphological variation in Asian patients with femoral neck fracture:a three-dimensional CT-based study[J]. Injury,2022,53(8):2823-2831. doi:10.1016/j.injury.2022.06.023.

[7] 党修亭,郑 峰,马玉林,等. 股骨颈动力交叉钉系统治疗Pauwels Ⅱ、Ⅲ型股骨颈骨折的疗效[J]. 中国临床研究,2023,36(10):1540-1544. doi:10.13429/j.cnki.cjcr.2023.07.010.

[8] Yuan KX,Yang F,Fu K,et al. Internal fixation using fully threaded cannulated compression screws for fresh femoral neck fractures in adults[J]. J Orthop Surg Res,2022,17(1):108. doi:10.1186/s13018-022-03005-8.

[9] 段 霄,张智勇,陈宗文,等. 空心钉与股骨颈动力交叉钉系统治疗Pauwels Ⅱ~Ⅲ型股骨颈骨折的疗效比较[J]. 局解手术学杂志,2023,32(4):340-345. doi:10.11659/jjssx.08E022141.

[10] 葛双雷,王雪飞,胡国东,等. 股骨颈动力交叉钉系统治疗中青年Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折临床价值[J]. 中国骨与关节杂志,2022,11(4):255-260. doi:10.3969/j.issn.2095-252X.2022.04.004.

[11] 邓思煜,谭绍林,严国华,等. 股骨颈动力交叉钉系统与动力髋螺钉治疗Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折的有限元分析[J]. 中华实验外科杂志,2021,38(10):1959. doi:10.3760/cma.j.cn421213-20210118-00063.

[12] 范克杰,陈 柯,田可为,等. 空心螺钉联合内侧支撑钢板治疗青壮年Pauwls Ⅱ、Ⅲ型股骨颈骨折[J]. 临床骨科杂志,2023,26(4):565-569. doi:10.3969/j.issn.1008-0287.2023.04.033.

[13] 周 博,尹莲平. 股骨颈系统对Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折患者的影响[J]. 中外医学研究,2023,21(8):44-47. doi:10.14033/j.cnki.cfmr.2023.08.011.

[14] 曹家全,王景燕,向 炜,等. 新型体外定位器配合空心拉力螺钉治疗Pauwels Ⅰ型和Ⅱ型股骨颈骨折的效果分析[J]. 当代医药论丛,2022,20(8):65-68. doi:10.3969/j.issn.2095-7629.2022.08.021.

[15] 王子凡,缪佳庆. 空心钉F形内固定骨质疏松性Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折的体外生物力学研究[J]. 中国骨与关节损伤杂志,2020,35(2):153-155. doi:10.7531/j.issn.1672-9935.2020.02.013.

[16] 钟志辉,林焱斌,庄 研,等. “轴心加压+侧方支撑”空心螺钉固定Pauwels Ⅱ型股骨颈骨折的力学分析[J]. 中华创伤骨科杂志,2022,24(3):253-257. doi:10.3760/cma.j.cn115530-20210929-00431.

[17] 陈彦文,张汉军,方 凯,等. 空心螺钉内固定治疗青壮年新鲜股骨颈骨折[J]. 临床骨科杂志,2021,24(5):708-710. doi:10.3969/j.issn.1008-0287.2021.05.036.

[18] 党修亭. Pauwels Ⅱ、Ⅲ型股骨颈骨折的内固定治疗进展[J]. 中国微创外科杂志,2022,22(11):909-913. doi:10.3969/j.issn.1009-6604.2022.11.013.

[19] Giordano V,Paes RP,Alves DD,et al. Stability of L-shaped and inverted triangle fixation assemblies in treating Pauwels type Ⅱ femoral neck fracture:a comparative mechanical study[J]. Eur J Orthop Surg Traumatol,2018,28(7):1359-1367. doi:10.1007/s00590-018-2207-x.

[20] 朱浩然,肖 伟,向 强,等. 股骨颈Pauwels Ⅰ型骨折空心钉内固定治疗的有限元分析[J]. 创伤外科杂志,2024,26(10):739-744. doi:10.3969/j.issn.1009-4237.2024.10.004.

[21] 王 峰. 空心钉治疗经颈型股骨颈骨折的基础、临床研究及优化[D]. 南京:南京医科大学,2022.

[22] 雷 凯. 高海拔地区人群股骨颈空心螺钉理想构型的三维有限元研究[D]. 西宁:青海大学,2022.

[23] Augat P,Bliven E,Hackl S. Biomechanics of femoral neck fractures and implications for fixation[J]. J Orthop Trauma,2019,33(Suppl 1):S27-S32. doi:10.1097/BOT.0000000000001365.

(编辑:魏 源)