

文章编号:1004-7220(2020)02-0216-07

不同固定方式对股骨颈骨折固定效果的影响

魏文卿¹, 崔海坡¹, 陈 舰², 程云章¹, 程千莉¹

(1. 上海理工大学 上海介入医疗器械工程技术研究中心, 上海 200093; 2. 上海市普陀区人民医院 骨科, 上海 200060)

摘要:目的 研究5种不同空间构型空心螺钉对股骨颈骨折固定效果的影响。方法 将股骨CT图像通过逆向重建获得Pauwels I、II、III型股骨颈骨折几何模型。基于有限元分析软件ANSYS,获取不同内固定方式下内固定物与股骨颈头侧、干侧的应力分布,以及模型的位移分布。**结果** 对于Pauwels I、II、III型股骨颈骨折,倒三角置钉、两根平行钉、两根平行钉固定方式下股骨颈头侧应力峰值分别最大;倒三角置钉、倒三角置钉、两根平行钉固定方式下股骨颈干侧应力峰值分别最大,交叉置钉固定方式下内固定物应力峰值最小,强斜置钉固定方式下位移峰值最小。**结论** 交叉置钉的固定方式螺钉变形断裂几率最小,倒三角置钉固定方式可为骨折处提供良好的力学环境。对于Pauwels I、III型骨折,强斜置钉固定方式预防股骨颈短缩的能力最强;而对于Pauwels II型骨折而言,交叉置钉固定方式预防股骨颈短缩的能力最强。

关键词:股骨颈骨折;螺钉;固定方式;有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.02.014

Influence of Fixation Methods on Fixation Effects of Femoral Neck Fracture

WEI Wenqing¹, CUI Haipo¹, CHEN Jian², CHENG Yunzhang¹, CHENG Qianli¹

(1. Shanghai Engineering Research Center of Interventional Medical Devices, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopedics, Shanghai Putuo District People's Hospital, Shanghai 200060, China)

Abstract: Objective To study the influence of hollow screws with five kinds of spatial distributions on the fixation effect of femoral neck fracture. **Methods** Geometric models of femoral neck fracture with Pauwels type I, II and III were built by reverse engineering according to CT images of the femur. Based on the finite element analysis software ANSYS, the stress distributions of internal fixation, head side and stem side of femoral neck and the displacement distributions of the model fixed by different methods were obtained. **Results** For femoral neck fracture with Pauwels type I, II and III, the maximum stresses at head side of femoral neck were the inverted triangle fixation method, two-screw parallel fixation method, two-screw parallel fixation method, respectively. The maximum stresses at stem side of femoral neck were the inverted triangle fixation method, inverted triangle fixation method and two-screw parallel fixation method, respectively. The minimum stresses on the screws were the cross fixation method, and the minimum displacements of the model were double-supported fixation method. **Conclusions** The probability of screw deformation and fracture is the smallest for cross fixation method. Inverted triangle fixation method can provide a good mechanical environment for fracture site. For femoral neck fracture

收稿日期:2018-12-16; 修回日期:2019-01-17

基金项目:上海工程技术研究中心资助项目(18DZ2250900)

通信作者:崔海坡,副教授,E-mail: h_b_cui@163.com

with Pauwels type I and III, double-supported fixation method has the strongest ability to prevent femoral neck shortening. While for femoral neck fracture with Pauwels type II, cross fixation method has the strongest ability to prevent femoral neck shortening.

Key words: femoral neck fracture; screw; fixation method; finite element analysis

股骨颈骨折在临床上较为常见,多发于患有骨质疏松、骨量下降的老年人。且随着人口老龄化的加剧,股骨颈骨折的病例不断增加^[1]。股骨颈骨折一般有3种分型方式,分别为Pauwels分型、Garden分型以及解剖部位分型^[2]。其中,Pauwels分型是目前比较常用的一种分型方式,是由Pauwels根据股骨颈骨折线与水平线夹角提出的一种股骨颈骨折分型方法。Pauwels角定义为远端骨折线与两髁嵴连线所形成的角度,当Pauwels角 $<30^\circ$ 时,为Pauwels I型骨折;当Pauwels角为 $30^\circ \sim 50^\circ$ 时,为Pauwels II型骨折;当Pauwels角 $>50^\circ$ 时,为Pauwels III型骨折。Pauwels角越大,骨折线越垂直,骨折端受到的切应力越大,骨折越不稳定,不愈合率越高^[3-4]。临床上,股骨颈骨折一般采用闭合复位的手术方式,空心螺钉固定是常用的治疗方式。空心螺钉在骨折部位应该采用何种排列方式才能更有效地促进骨折愈合,是临床上比较关心的问题。正三角排列方式源于坎贝尔骨科手术学^[5],随着该术式的广泛应用与生物力学研究的发展,发现正三角排列方式有较高的骨折不愈合率,且螺钉之间的间距过小,更容易导致转子下的骨折,使得正三角排列方式逐渐被淘汰。Oden等^[6]研究发现,倒三角置钉方式排列比正三角排列方式的平均负荷更高,抗张应变和抗压应变能力更强,两者在抗扭转方面并没有明显差异,由此得出倒三角排列方式有更好的生物力学优势。Filipov等^[7-8]提出,强斜置钉(“F”形技术)切合股骨颈自身的力学性质,具有更好的轴向抗压能力;许景红等^[9]也通过有限元分析方法对其进行验证。研究发现,使用4枚空心钉内固定可以有效分散应力,并加强内固定的稳定性^[10-11];张浩等^[12]验证了4枚空心钉固定方式在生物力学模拟中具有一定优势,但同时存在手术时间延长、透视次数增加、手术难度增加、骨强度减弱等问题。

目前,鲜有研究对股骨颈骨折采用多种空心螺钉固定方式的效果进行横向比较分析。本文利用Mimics 17.0软件完成股骨颈实体模型的三维重构,

并基于有限元分析软件 ANSYS 17.0,以3个Pauwels角度(25° 、 40° 、 55°)的股骨颈骨折模型作为研究样本,建立5种内固定模型。模型1,两根平行钉固定;模型2,正三角形置钉固定;模型3,倒三角形置钉固定;模型4,强斜置钉固定(“F”形技术);模型5,交叉置钉固定。分别观察股骨颈头侧、干侧、内固定物的应力分布及模型的位移分布,分析5种固定方式的固定效果,为临床股骨颈骨折的内固定方式提供参考。

1 材料与方法

1.1 几何模型

采用Syngo CT VA48 A扫描健康男性志愿者的股骨近端,志愿者年龄63岁,身高170 cm,体质量69 kg。扫描参数:电压120 kV,电流172 mA,层厚0.6 mm,层间距0.33 mm。获得220张DICOM图像,确认志愿者股骨无骨折及畸形。运用Mimics 17.0对股骨进行初次建模,再通过Geomagic Design X进行逆向建模,导入Geomagic Wrap 2017完成3种骨折类型NURBS曲面的建立,将Pauwels角分别设定为 25° 、 40° 和 55° ,以满足3种Pauwels分型的要求。最后缝合生成实体(见图1)。

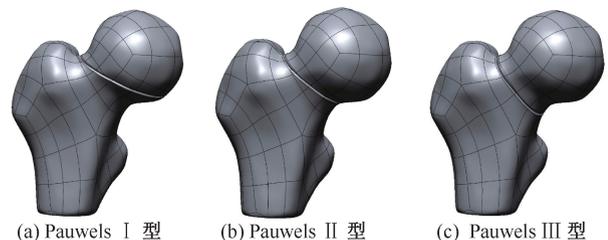


图1 3种Pauwels分型骨折模型

Fig.1 Three types of Pauwels fracture models (a) Pauwels I, (b) Pauwels II, (c) Pauwels III

利用SolidWorks 2017软件建立两种空心拉力螺钉模型,长度分别为95、90 mm,外径为5 mm,内径为2.5 mm,螺纹忽略不计。通过Geomagic Design X导入股骨模型并建立其内固定模型(见图2),具体固定方法如表1所示。

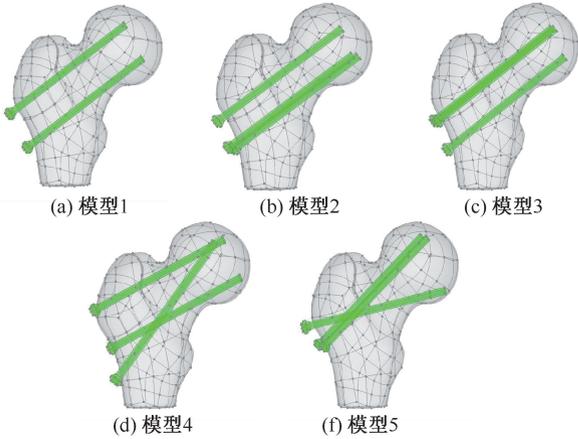


图2 不同螺钉置入方式模型

Fig.2 Models with different screw fixation methods (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3, (d) Model 4, (e) Model 5

表1 螺钉置入方式

Tab.1 Fixation methods with screws

编号	固定方式名称	固定方法
模型1	两根平行钉固定	螺钉 a 尽量靠近并穿过股骨矩(致密的皮质骨),螺钉 b 沿股骨颈入钉,并与螺钉 a 平行
模型2	正三角形置钉固定	螺钉 a(“品”的尖端)沿着股骨颈置入,螺钉 b 与 c 沿着股骨矩置入,螺钉 a, b, c 平行
模型3	倒三角置钉固定	螺钉 a(倒“品”的尖端)沿股骨矩置入,螺钉 b 沿股骨颈置入且与螺钉 a 平行,螺钉 c 沿股骨扩张力侧置入,与螺钉 a, b, c 平行
模型4	强斜置钉固定	螺钉 a 于大转子下方 5 cm 处从股骨后端置入,置入角度为 160°,螺钉 b 在螺钉 a 上方 2 cm 入钉,与股骨干角度大致 130°,置入时尽量贴近外围的皮质骨,螺钉 c 与螺钉 b 平行
模型5	交叉置钉固定	螺钉 a 在大转子下方置入股骨颈,穿过股骨矩,螺钉 b 与 c 保持平行,分别从股骨后端与腹端置入,贴近外围的皮质骨

1.2 材料参数

本文分析的空心螺钉采用医用钛合金制作。目前对股骨材料进行赋值,通常采用 Mimics 提供的股骨经验公式或利用已知模板进行划分,相比之下后者运算量小,能够更加便捷地通过 CT 阈值区分皮质骨与松质骨,且不用担心光滑后凹陷及突出部分的赋值问题,故本文采用第 2 种方式对股骨材料进行赋值。将 HyperMesh 14.0 绘制的股骨体网格导入 Mimics 17.0 中,并在 Mimics 中通过编辑

DICOM 图像分别将股骨皮质骨、股骨头松质骨、股骨颈松质骨部分提取并绘制。在材料界面根据文献赋予不同弹性模量与泊松比^[13],股骨皮质骨、股骨头松质骨、股骨颈松质骨以及内固定物的弹性模量分别设定为 168、0.84、0.62、110 GPa,泊松比分别设定为 0.30、0.29、0.29、0.33。空心螺钉与股骨均采用 Solid 185 单元。

1.3 载荷与边界条件

1.3.1 载荷条件 本分析模型考虑体质量 70 kg 患者在单足站立时内固定及骨折端的受力情况。采用简化模型,忽略外展肌力与股外侧肌力的作用,可能对实验结果带来一定的影响,故载荷条件为在股骨头与髌臼接触处施加沿轴向向下 700 N 轴向应力。

1.3.2 边界条件 假设骨折面完全断裂,且处于完全接触的状态,骨折面接触为有摩擦接触(friction),设定其摩擦系数为 0.2,螺钉与股骨钉道为绑定接触,接触位置的关系定义为约束(bonded),股骨远端截面上的所有节点做全约束。

2 结果

2.1 股骨颈头侧、股骨颈干侧以及内固定物应力分析

计算分析表明,对于 3 种不同的 Pauwels 分型,股骨颈头侧、股骨颈干侧以及内固定物的应力分布均有类似规律,故仅以 Pauwels III 型为例进行分析。

由图 3 应力分布可知,股骨颈头侧与股骨颈干侧应力集中在骨折面及骨折线的边缘,其中最大应力点处于钉道与骨折面的交界处;内固定物的应力集中在骨折面,最大应力点位于骨折面与内固定物的下方。

国际内固定研究学会(AO/ASIF)提出,股骨颈骨折的内固定物设计原理应保留轴向的压应力,从而有利于骨折的愈合^[14]。骨重建的定量研究也表明,一定应力能够促进骨组织生长愈合。Frost^[15]实验研究发现,当 $\epsilon = 1 \sim 1.5$ 、 $\sigma > 20$ MPa 时,骨组织发生生长;而当 $\epsilon > 3$ 、 $\sigma > 60$ MPa 时,骨组织发生损伤。基于上述原则,从图 3 可以看出,股骨颈头侧及干侧应力峰值最大的是模型 1(两根钉平行置钉)固定方式且小于 60 MPa,没有达到

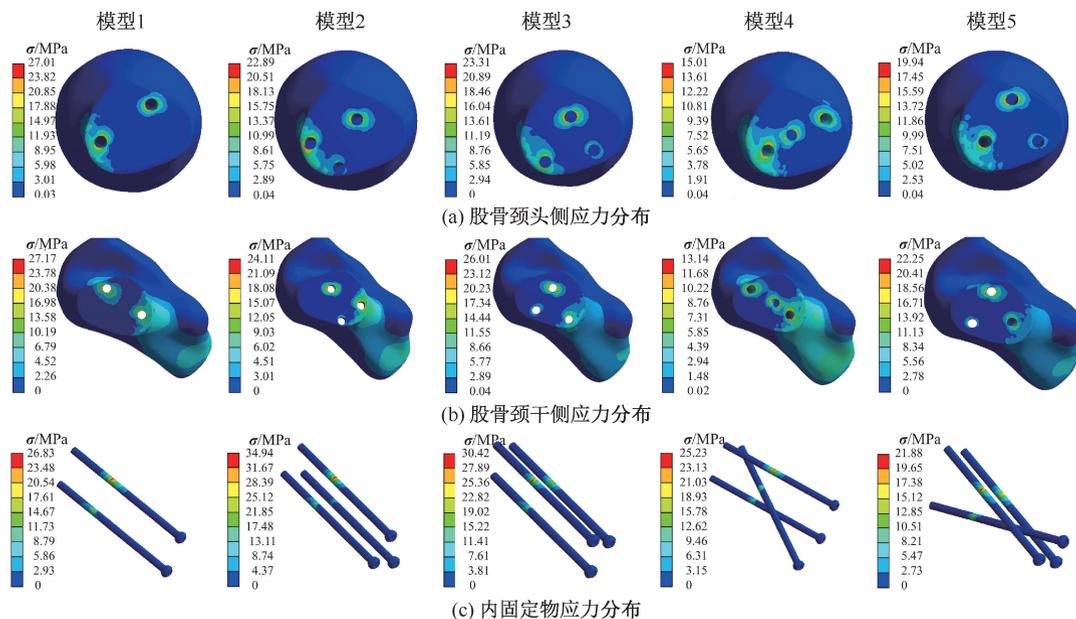


图3 Pauwels III型骨折应力云图

Fig.3 Stress distributions of Pauwels III fracture (a) Stress distribution on head side of femoral neck, (b) Stress distribution on stem side of femoral neck, (c) Stress distribution on internal fixation

骨损伤标准。内固定物的应力峰值则对应了内固定物断裂与损坏的概率,应力峰值越小,发生断裂损坏的概率越小。内固定物应力峰值最小的是交叉置钉固定方式。

由股骨颈头侧、内固定物应力分布比较可知,模型1固定方式的内固定物应力峰值小于股骨头侧的应力峰值,即内固定物没有达到支撑的作用,该固定方式发生二次骨折的概率较高。相比之下,模型3(倒三角置钉)固定方式下股骨颈头侧应力虽然小于两根平行钉,但是内固定物应力峰值大于股骨头侧及干侧应力峰值,能够起到支撑作用,且应力分散更为明显,即骨折端更具稳定性。因此,倒三角置钉固定方式的固定效果优于两根钉平行置钉固定方式。

此外,就模型4(强斜置钉)固定方式而言,虽然其内固定物的应力峰值大于模型5(交叉置钉)固定方式,但是模型5固定方式下内固定物应力峰值同时也高于股骨颈头侧与干侧的应力峰值,故与模型5固定方式相比更加安全。

对比本文计算分析得到的3种不同Pauwels分型骨折应力数据可知,Pauwels I、II型骨折分型中,模型5(交叉置钉)固定方式的内固定物所受到

的应力峰值最小,模型3(倒三角置钉)固定方式在股骨颈头侧与干侧的应力峰值最大。此外,随着Pauwels角增加,股骨颈头侧、干侧及内固定物的应力峰值逐渐增大,其主要原因是螺钉与骨折线的角度越接近垂直,股骨头受到压力时垂直于水平面的剪切力会逐渐增加,内固定物分散应力的能力逐渐变弱,从而导致各处应力峰值上升。内固定物的弹性模量远高于股骨的弹性模量,故当有载荷施加在股骨头上时,会发生应力遮挡效应,即股骨受力较小,而应力峰值均集中在内固定物上(见图4)。

2.2 股骨头位移分析

本文计算分析表明,对于3种不同的Pauwels分型,股骨头位移峰值均有类似的规律,故仅以Pauwels III型为例进行分析。由Pauwels III型股骨头在5种不同内固定模式下的位移分布可知,位移最大的区域位于股骨头顶端,且呈同心圆式向下递减,股骨颈断面的微量动量也遵循该规律,但在内固定物周边有一定的偏移。股骨头位移反映了模型股骨抗内翻的能力,且位移越小,发生股骨颈短缩的几率越低。基于这一准则,并结合图5可以看出,对于Pauwels III型骨折分型而言,采用模型2(正三形置钉)固定方式时,股骨头的位移最大,其

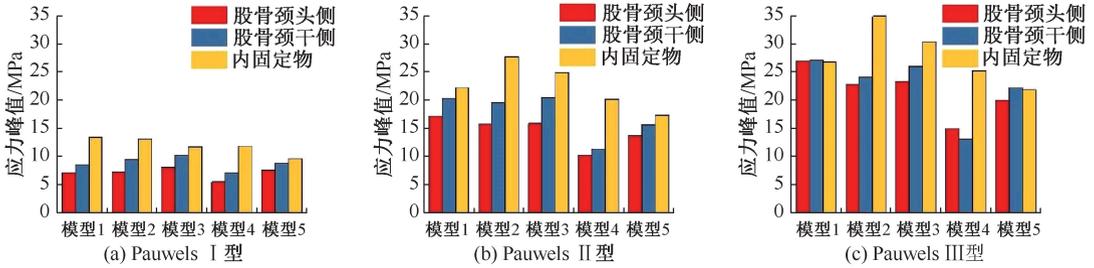


图4 不同 Pauwels 分型骨折应力峰值对比

Fig.4 Comparison of peak stress for different Pauwels fractures (a) Pauwels I, (b) Pauwels II, (c) Pauwels III

抗内翻能力最弱,发生股骨颈短缩的几率最高;而采用模型4(强斜置钉)固定方式时,股骨头位移最小,抗内翻能力最强,发生股骨颈短缩的几率最低。

股骨颈的两个断面微动量则反映了骨折端的稳定性,断面微动量越小,骨折端越稳定,骨折愈合率越高。

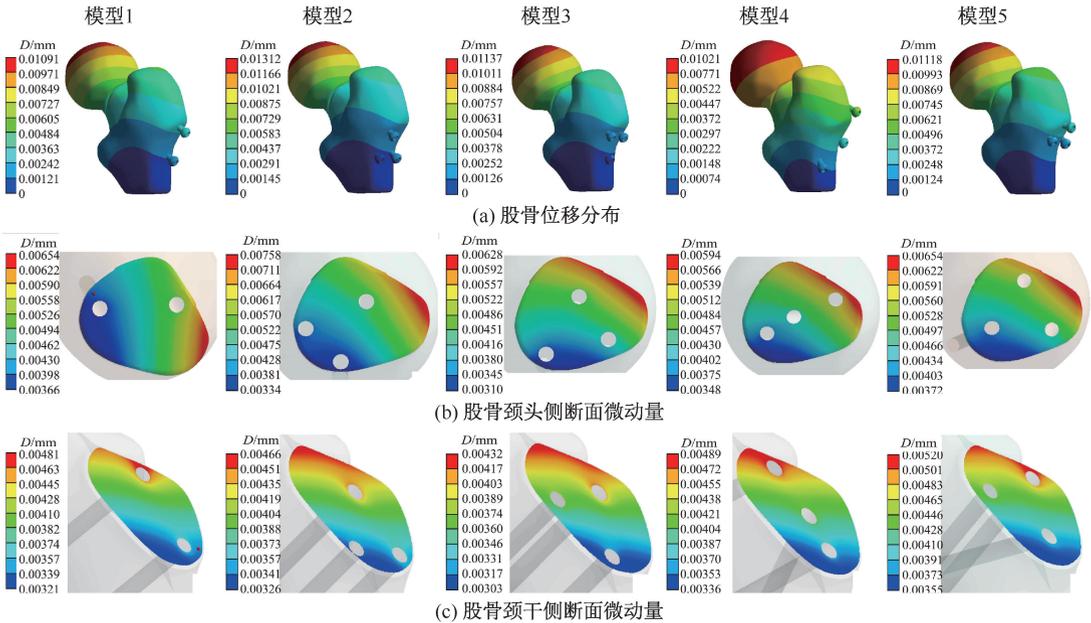


图5 Pauwels III型骨折位移分布云图

Fig.5 Displacement distributions of Pauwels III fracture (a) Displacement distribution on femoral neck, (b) Displacement distribution of head side on femoral neck, (c) Displacement distribution on stem side of femoral neck

通过3种不同 Pauwels 分型所对应的股骨头位移峰值对比可知,对于 Pauwels I 型骨折,模型4(强斜置钉)固定方式下股骨头的位移峰值最小,即骨折端更加稳定,发生股骨颈短缩的概率更小。对于 Pauwels II 型骨折,模型5(交叉置钉)固定方式下股骨头峰值位移最小。此外,整体而言,无论采用何种固定方式,Pauwels I 型股骨头的位移峰值均最小,而 Pauwels III 型股骨头的位移峰值均最大,表明 Pauwels 角越大,越不利于骨折愈合(见图6)。

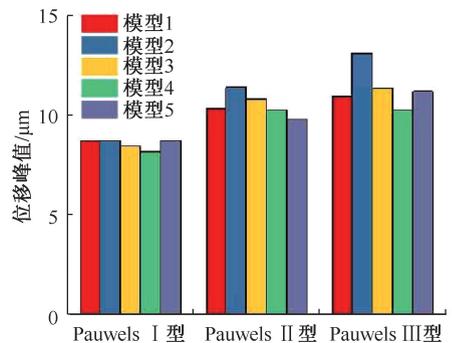


图6 不同 Pauwels 分型骨折位移峰值对比

Fig.6 Comparison of peak displacement for different Pauwels fractures

3 讨论与结论

对于 Pauwels I 型股骨骨折,交叉置钉固定方式内固定物的应力峰值最小,倒三角置钉固定方式在股骨颈头侧与干侧的应力峰值最大,强斜置钉(“F”形技术)固定方式下股骨头的位移峰值最小。本研究表明,两根平行钉固定方式、正三角置钉固定方式以及交叉置钉固定方式在固定效果上均差于强斜置钉固定方式与倒三角固定方式,且强斜置钉固定方式最能降低该型股骨颈骨折的股骨短缩率。

对于 Pauwels II 型股骨骨折,交叉置钉固定方式内固定物的应力峰值最小,两根平行钉固定方式在股骨颈头侧的应力峰值最大,倒三角置钉固定方式在股骨颈干侧的应力峰值最大,交叉置钉固定方式下股骨头峰值位移最小。本研究表明,正三角置钉固定方式的固定效果不如两根钉固定方式和倒三角固定方式,内固定物的断裂或损坏概率也最高,故不建议使用正三角置钉的固定方式。交叉置钉的固定方式最能降低该型股骨颈骨折的股骨短缩率。

对于 Pauwels III 型股骨骨折,交叉置钉与强斜置钉固定方式下内固定物的应力峰值最高,两根平行钉与倒三角置钉的固定方式在股骨颈头侧与干侧的应力峰值最大。本研究表明,两根平行钉与交叉置钉固定方式不适合 Pauwels III 型股骨骨折的固定,倒三角置钉固定方式的愈合率高,强斜置钉(“F”形技术)固定方式最能降低该型股骨颈骨折的股骨短缩率。

对于股骨颈骨折的固定效果可以从以下几个方面来判断:股骨颈头侧的应力可以促进骨折的愈合,但是压力过大则会导致股骨颈短缩;股骨颈干侧应力也可以促进骨折的愈合,但是应力峰值越大,二次骨折的风险越大;内固定物的应力峰值决定内固定物断裂或变形的几率,应力峰值越大,风险越高;股骨头位移则反映了内固定物能够防止股骨颈短缩的能力。

对于股骨颈骨折的内固定,临床上面临的最大问题在于其术后的不愈合,从而导致股骨头缺血性坏死及股骨颈短缩^[16]。为了减小股骨颈骨折术后的不愈合及股骨颈短缩的几率,内固定需要为股骨

提供下述良好的力学环境:①能够降低骨折端的剪切应力;②内固定拥有足够的抗扭转作用;③在股骨颈骨折处提供轴向加压。临床结果表明,正三角置钉固定的股骨颈短缩发生率为 56%^[17],倒三角置钉固定的骨折愈合率达到 88.9%^[18],强斜置钉固定的愈合率达到 98.86%^[9]。这些规律与本文的分析结果一致,从而表明本文针对不同内固定方式与不同分型股骨颈骨折的有限元仿真分析结果,可以为临床应用提供可靠的理论依据。

本文通过有限元分析分别对 3 种类型骨折与 5 种空心螺钉排列固定方式进行仿真,尚存在下述不足:①实验采用简化模型,骨折对象的建模不包含关节、肌肉、韧带等部分,也未考虑肌肉力对实验的影响,故对计算结果有一定影响;②股骨颈骨折断面不会是光滑的截面,且大部分股骨颈骨折的老年人存在骨质疏松症状,这两项因素在有限元建模时难以考虑;③内固定仅限于两根钉和 3 根钉的固定方式,后续分析中还可以进一步扩展。

参考文献:

- [1] NAPOLI N, SCHWARTZ AV, PALERMO L, et al. Risk factors for subtrochanteric and diaphyseal fractures: The study of osteoporotic fractures [J]. *J Clin Endocrinol Metab*, 2013, 98(2): 659-667.
- [2] 孙中伟. 股骨颈骨折分型的研究进展[J]. *中国医药指南*, 2017, 15(13): 34-35.
- [3] 常文举, 丁海. 股骨近端解剖与生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 188-192.
CHANG WJ, DING H. Advances in anatomy and biomechanics of the proximal femur [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 188-192.
- [4] SLOBOGAN GP, SPRAGUE SA, SCOTT T, et al. Complications following young femoral neck fractures [J]. *Injury*, 2015, 46(3): 484-491.
- [5] ZHANG Y, TIAN L, YAN Y, et al. Biomechanical evaluation of the expansive cannulated screw for fixation of femoral neck fractures [J]. *Injury*, 2011, 42(11): 1372-1376.
- [6] ODEN ZM, SELVITELLI DM, BOUXSEIN ML. Effect of local density changes on the failure load of the proximal femur [J]. *J Orthop Res*, 1999, 17(5): 661-667.
- [7] FILIPOV O. Biplane double-supported screw fixation (F-technique): A method of screw fixation at osteoporotic fractures of the femoral neck [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2011, 21(7): 539-543.
- [8] FILIPOV O, GUEORGUIEV B. Unique stability of femoral

- neck fractures treated with the novel biplane double-supported screw fixation method: A biomechanical cadaver study [J]. *Injury*, 2015, 46(2): 218-226.
- [9] 许景红, 汤志辉, 毛成鹏, 等. “F”形空心钉内固定技术治疗股骨颈骨折的有限元分析[J]. *实用骨科杂志*, 2018, 24(6): 516-518.
- [10] 程培焱. 不同数量和排列方式的空心拉力螺钉治疗股骨颈骨折的有限元分析[D]. 石家庄: 河北医科大学, 2017.
- [11] 任栋, 程培焱, 宋朝晖, 等. 不同数量和空间构型的空心拉力螺钉治疗股骨颈骨折的有限元分析[J]. *中华创伤杂志*, 2017, 33(9): 815-822.
- [12] 张浩, 史雪峰, 杨春宝, 等. 三枚与四枚螺钉置入治疗 Pauwels III型股骨颈骨折的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2016, 20(26): 3897-3902.
- [13] 张晟. 五种内固定方式用于不同 Pauwels 分型股骨颈骨折的有限元分析[D]. 南京: 南京医科大学, 2013.
- [14] 罗炯, 王满宜. AO/ASIF(国际内固定研究学会)及其对全球骨折手术的影响[J]. *中华创伤骨科杂志*, 2002, 4(3): 240-240.
- [15] FROST HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians [J]. *Angle Orthod*, 2004, 74(1): 3-15.
- [16] 盛伟, 纪爱敏, 陈长胜, 等. 基于正交试验的股骨干骨折内固定系统螺钉布局的参数化研究[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(1): 62-69.
- SHENG W, JI AM, CHEN CS, *et al*. Parametric study on screw layout of internal fixation system of femoral shaft fracture based on orthogonal experiment [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(1): 62-69.
- [17] WEIL YA, KHOURY A, ZUAITER I, *et al*. Femoral neck shortening and varus collapse after navigated fixation of intracapsular femoral neck fractures [J]. *J Orth Trauma*, 2012, 26(1): 19-23.
- [18] 赵庭波, 吉璐宏, 唐欢. 正三角和倒三角排列治疗中青年股骨颈骨折疗效比较[J]. *实用骨科杂志*, 2016, 22(4): 372-375.