

- 781-783. Chinese.
- [6] MEI J, LIU S W, JIA G Y, et al. Finite element analysis of the effect of cannulated screw placement and drilling frequency on femoral neck fracture fixation[J]. *Injury*, 2014, 45(12):2045-2050.
- [7] CHEUNG J T M, ZHANG M, LEUNG A K L, et al. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study[J]. *J Biomech*, 2005, 38(5):1045-1054.
- [8] LI J T, WANG M L, LI L T, et al. Finite element analysis of different configurations of fully threaded cannulated screw in the treatment of unstable femoral neck fractures[J]. *J Orthop Surg Res*, 2018, 13(1):272.
- [9] SAMSAMI S, SABERI S, SADIGHI S, et al. Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in young adults: experimental and numerical investigations[J]. *J Med Biol Eng*, 2015, 35(5):566-579.
- [10] KALHOR M, BECK M, HUFF T W, et al. Capsular and pericapsular contributions to acetabular and femoral head perfusion[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91(2):409-418.
- [11] DOU B, MEI J, WANG Z Y, et al. Histological observation of the retinacula of weibrecht and its clinical significance[J]. *IJO*, 2018, 52(2):202-208.
- [12] KAMATH V, GUPTA C. Morphological study on distribution of nutrient foramina in femoral neck in relation to retinacula of weibrecht with its surgical implications[J]. *J Orthop*, 2022, 31:57-60.
- [13] FAWCETT E. Retinacula of weibrecht. what is their function? [J]. *J Anat Physiol*, 1895, 30(Pt 1):53-58.

(收稿日期:2022-10-07 本文编辑:连智华)

Pauwels III型股骨颈骨折骨缺损不同内固定方案的生物力学分析

苏志豪^{1,2}, 谭宏莉³, 徐子环^{1,2}, 李鹏飞^{1,2}, 王永钦^{1,2}, 李双², 倪明^{2,4}

(1.上海理工大学健康科学与工程学院,上海 200093;2.上海市浦东新区人民医院骨科,上海 201299;3.海安市中医院康复科,江苏 海安 226600;4.上海交通大学医学院附属瑞金医院骨科,上海 200025)

【摘要】 目的:探究不同内固定治疗 Pauwels III型股骨颈骨折骨缺损的生物力学特征,为骨折治疗提供参考。方法:基于 CT 图像建立 Pauwels III型股骨颈骨折模型,包括单纯骨折和骨折骨缺损两种特征,模拟 4 种内固定,即倒置空心螺钉(inverted cannulated screw, ICS)、ICS+内侧板、股骨颈系统(femoral neck system, FNS)和 FNS+内侧板。测量并比较不同骨折模型在 2 100 N 轴向载荷下的应力分布、模型刚度和位移情况。结果:ICS 和 FNS 固定时,峰值应力集中于螺钉与骨折端接触位置,FNS 的峰值应力高于 ICS;与内侧板联用后,峰值应力转移至内侧板,且应力增大,ICS 的增加幅度大于 FNS。在骨折类型相同的情况下,FNS 固定的刚度高于 ICS。与骨缺损模型相比,骨折模型在相同内固定时刚度更高。内侧支撑板的使用可增加模型的刚度,但 ICS 模型的增加幅度超过 FNS 模型。ICS 固定模型的骨折端位移超过 FNS 模型。结论:对于 Pauwels III型股骨颈骨折骨缺损模型,FNS 较 ICS 具有更好的生物力学性能。ICS+内侧板有助于增强治疗的稳定性,但建议采用非锁定板;FNS 具有抗扭转功能,无须与内侧板联用。

【关键词】 股骨颈骨折; 骨缺损; 有限元分析; 内侧板; 股骨颈系统

中图分类号:R687.3; R318.01

DOI:10.12200/j.issn.1003-0034.2023.03.012

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Biomechanical analysis of four internal fixations for Pauwels III femoral neck fractures with defects

SU Zhi-hao^{1,2}, TAN Hong-li³, XU Zi-huan^{1,2}, LI Peng-fei^{1,2}, WANG Yong-qin^{1,2}, LI Shuang², NI Ming^{2,4} (1. School of Health Science and Engineering, Shanghai University of Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopaedics, Shanghai Pudong New Area People's Hospital, Shanghai 201299, China; 3. Department of Rehabilitation, Haian Hospital of Traditional Chinese Medicine in Jiangsu Province, Haian 226600, Jiangsu, China; 4. Department of Orthopaedics, Ruijin Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200025, China)

ABSTRACT Objective To investigate the biomechanical characteristics of different internal fixations for Pauwels type III

基金项目:上海市浦东新区新兴交叉学科-数字骨科项目(编号:PWXx2020-08);上海市科委港澳合作项目(编号:21410760200)

Fund program:Emerging Interdisciplinary-Digital Orthopedics Project in Pudong New Area, Shanghai(No.PWXx2020-08); Shanghai Science and Technology Commission Hong Kong and Macao Cooperation Project (No.21410760200)

通讯作者:倪明 E-mail:gendianqing@163.com

Corresponding author:NI Ming E-mail:gendianqing@163.com

femoral neck fracture with defect, and provide reference for the treatment of femoral neck fracture. **Methods** Three-dimensional (3D) finite element models of femoral neck fractures were established based on CT images, including fracture and fracture with defects. Four internal fixations were simulated, namely, inverted cannulated screw (ICS), ICS combined with medial buttress plate, the femoral neck system (FNS) and FNS combined with medial buttress plate. The von Mises stress, model stiffness and fracture displacements of fracture models under 2 100 N axial loads were measured and compared. **Results** When femoral neck fracture was fixed by ICS and FNS, the peak stress was mainly concentrated on the surface of the screw near the fracture line, and the peak stress of FNS is higher than that of ICS; When the medial buttress plate was combined, the peak stress was increased and transferred to medial buttress plate, with more obvious of ICS fixation. For the same fracture model, the stiffness of FNS was higher than that of ICS. Compared with femoral neck fracture with defects, fracture model showed higher stiffness in the same internal fixation. The use of medial buttress plate increased model stiffness, but ICS increased more than FNS. The fracture displacement of ICS model exceeded that of FNS. **Conclusion** For Pauwels type III femoral neck fracture with defects, FNS had better biomechanical properties than ICS. ICS combined with medial buttress plate can better enhance fixation stability and non-locking plate is recommended. FNS had the capability of shear resistance and needn't combine with medial buttress plate.

KEYWORDS Femoral neck fracture; Bone defect; Finite element analysis; Medial buttress plate; Femoral neck system

Pauwels III 型股骨颈骨折多见于青壮年骨折,在垂直方向存在严重不稳,且合并有不同程度的骨缺损,给手术治疗带来极大困难,是“未被解决的临床问题”^[1-5]。随着新型手术方案,如股骨颈系统(femoral neck system, FNS)和内侧支撑钢板(Buttress 钢板)的推出,青壮年股骨颈骨折的疗效略有提高,但骨折不愈合等并发症依然难以避免^[6-7]。评估新型内固定治疗股骨颈骨折的生物力学特征,有助于选择合适的治疗方案。本研究拟通过构建 Pauwels III 型股骨颈骨折骨缺损的有限元模型,评估不同内固定的生物力学特征,为骨折治疗提供参考。

1 材料与方法

1.1 股骨内固定模型构建

对 1 名男性志愿者(年龄 30 岁,身高 172 cm,体重 70 kg)进行股骨计算机断层成像扫描(Computed Tomography, CT),扫描设备为 GE 公司 CT750 HD (Computed Tomography 750 High Definition)。图像层厚 0.5 mm,层距 1 mm。志愿者股骨无畸形、外伤及手术史扫描前已告知相关信息,并签订知情同意书。本研究通过上海市浦东新区人民医院伦理委员会通过伦理审批(编号:pry2020-080)。

将 CT 图像以 Dicom 格式导入 Mimics 21.0(Ma-

terialise, 比利时)重建股骨点云模型,经 Geomagic Warp 2017(Geomagic, 美国)进行曲面光滑以及尖锐三角面优化,构建 NUBRS 曲面,再导入到 SolidWorks 2017 软件(Dassault Systemes, 美国)。通过布尔运算建立了皮质骨和松质骨的三维模型,并进行股骨近端模型重组。

根据既往研究^[8],构建 Pauwels III 型股骨颈骨折模型,Pauwels 角为 70°。为模拟骨缺损,在股骨颈下方移除 1 个 30°的楔形骨块,后侧移除 1 个 15°的楔形骨块(见图 1a-1b)。

使用 SolidWorks 2017 软件,根据内固定几何形态构建数字模型:倒置空心钉(inverted cannulated screws, ICS), ICS+内侧板, FNS, FNS+内侧板(见图 2)。在 ICS 模型中,螺钉直径 7.3 mm、螺纹长度 16 mm,螺钉尖端距离股骨头软骨面 5 mm。由于本研究的重点与螺纹无关,螺纹部分简化为光滑表面(见图 2a-2b)。在 FNS 模型中,直径 10 mm 的滑动髌螺钉与锁定板成 130°角放置,直径 6.4 mm 的锁定抗旋转螺钉与滑动髌螺钉成 7.5°夹角;在远端,采用 2 枚 5 mm 锁定螺钉固定(图 2e-2h)。内侧钢板为 2.7 mm 的 3 孔内侧板,采用 3 枚锁定螺钉固定(见图 2c-2d、2g-2h)。内侧板的放置位置参考既往

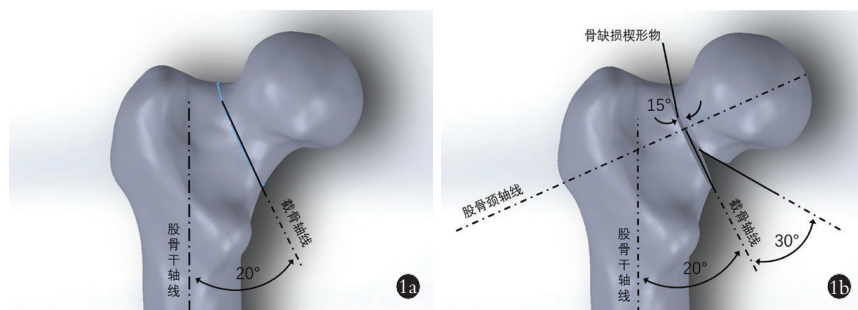


图 1 股骨模型 1a. 股骨颈骨折模型 1b. 骨缺损股骨模型

Fig.1 Femur model 1a. Femoral neck fracture model 1b. Femoral neck fracture model with defects

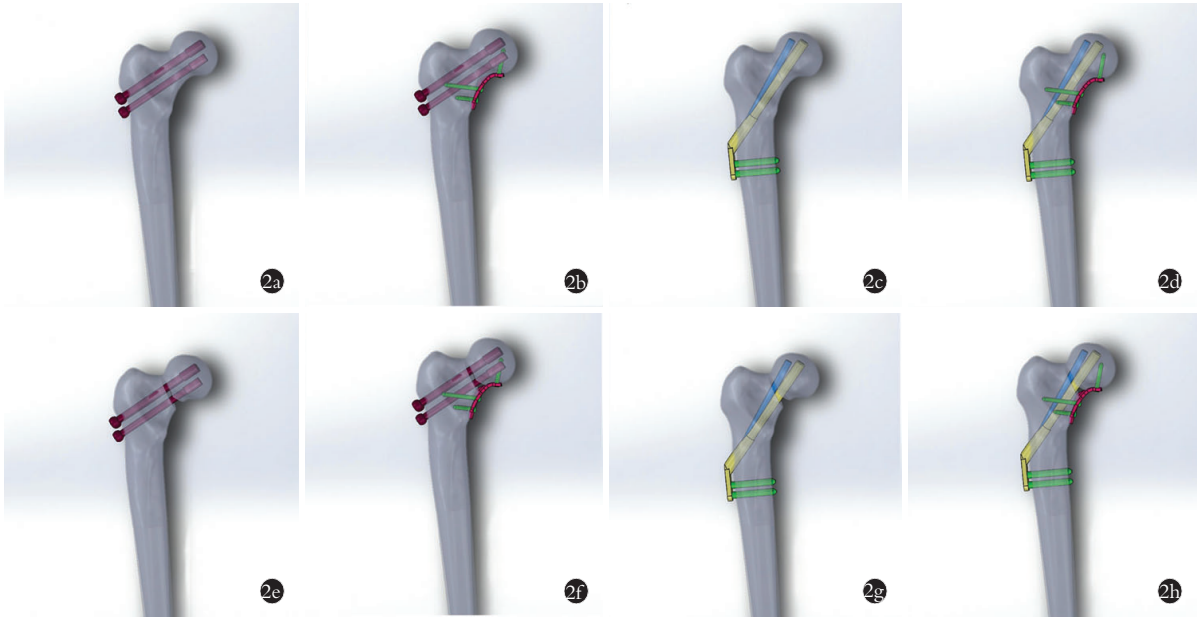


图 2 股骨内固定模型 2a. 骨折模型 ICS 固定 2b. 骨折模型 ICS+内侧板固定 2c. 骨折模型 FNS 固定 2d. 骨折模型 FNS+内侧板固定 2e. 骨缺损模型 ICS 固定 2f. 骨缺损模型 ICS+内侧板固定 2g. 骨缺损模型 FNS 固定 2h. 骨缺损模型 FNS+内侧板固定

Fig.2 Femoral neck fracture fixation model 2a. Fracture model with ICS fixation 2b. Fracture model with ICS+medial buttress plate fixation 2c. Fracture model with FNS fixation 2d. Fracture model with FNS+medial buttress plate fixation 2e. Fracture defects model with ICS fixation 2f. Fracture defects model with ICS+medial buttress plate fixation 2g. Fracture defects model with FNS fixation 2h. Fracture defects model with FNS+medial buttress plate fixation

报道^[9]。

1.2 材料属性及网格重建

实验假设所有内固定模型均为连续、各向同性和均匀的线弹性材料^[10],根据既往研究^[11],材料参数设定见表 1。

表 1 材料参数
Tab.1 Material parameters

材料	杨氏模量/(E·MPa ⁻¹)	泊松比/ ν	密度/(g·cm ⁻³)
皮质骨	16 800	0.30	0.2
松质骨	840	0.20	0.55
钛合金	105 000	0.35	4.51

1.3 网格重建

构建的股骨模型的网格平均尺寸采用 2 mm,在股骨与螺钉之间的接触面周围对网格进行细化,最小尺寸控制在 1 mm 以上。另外,在对内固定进行有限元模型建立时,为了同时兼备螺钉的实际结构和模型计算规模,其网格平均尺寸采用 1 mm,最小控制在 0.4 mm 以上。网格与节点总数的详细信息见表 2。最终得到的整个分析对象的有限元模型。

1.4 加载负荷与约束条件

为了模型人体站立状态,股骨远端限制 6 个自由度(见图 3)。将相当于 3 倍体重的 2 100 N 载荷力

表 2 网格与节点总数的详细信息

Tab.2 Numbers of units and nodes

单位:个

模型类型	ICS	ICS+内侧板	FNS	FNS+内侧板
骨折股骨				
网格	352 486	417 769	386 512	421 238
节点	225 367	263 574	256 587	271 599
骨缺损股骨				
网格	336 578	386 578	367 854	401 328
节点	201 936	246 351	235 418	253 215

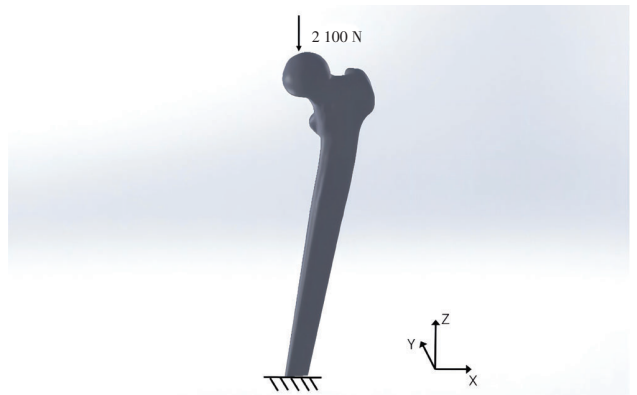


图 3 载荷模型

Fig.3 Boundary and loading conditions

引入股骨头的中心^[12],力的矢量在冠状面上与股骨干轴成 13°,矢状面上与成 8°夹角^[13]。根据既往研究中的接触方法设定接触关系^[14-16],锁定螺钉和股骨之间为绑定接触,内固定之间为摩擦接触,摩擦系数 0.30;骨折接触面为摩擦接触,摩擦系数 0.46。

1.5 模型验证

通过与 GIORDANO 等^[17]的股骨标本生物力学试验进行对比,验证有限元模型的准确性。两组试验的载荷和边界条件一致。标本试验中,采用 ICS 固定的模型的平均刚度为 132.0 N/mm,有限元模型的刚度为 125.3 N/mm。考虑到标本模型的差异,两者结果类似,证明了有限元模型的可靠性。

2 结果

2.1 骨折模型应力分布

2.1.1 股骨颈的应力分布 考虑应力对骨折愈合的影响,主要关注股骨颈骨折端、股骨距和股骨头的应力分布情况。股骨近端应力峰值集中在股骨颈下方,靠近股骨距(见图 4)。不同模型的峰值应力见表 3。与 ICS 固定模型相比,FNS 固定时峰值应力更大。使用内侧板固定后,模型的应力也显著增大。与单纯骨折模型相比,骨折骨缺损模型的应力峰值更高,应力分布更集中,表明股骨颈有更大的短缩可能。

2.1.2 内固定应力特征 ICS 峰值应力主要集中在螺钉与骨折端接触部位;FNS 峰值应力主要集中在

表 3 股骨头最大等效应力
Tab.3 The maximum stress of femoral head
单位:MPa

参数	ICS	ICS+内侧板	FNS	FNS+内侧板
骨折模型	46.72	178.3	62.1	139.8
骨缺损模型	54.01	209.4	187.7	206.5

于主钉与防旋螺钉连接处,其次为主钉与骨折端连接部位。使用内侧钢板增强固定后,峰值应力转移至钢板,尤其是钢板与骨折端相接触位置(见图 5)。从应力云图可以看出,FNS 的应力分布比 ICS 更均匀,这表明 FNS 在股骨近端应力及应力分布传导方面优于 ICS 组,有益于骨折愈合。

从应力大小看,FNS 的峰值应力高于 ICS,最大值为 507.1 MPa。使用内侧板固定后,内固定的峰值应力均增加,但 ICS 的增加幅度远超过 FNS。与单纯骨折模型相比,骨缺损模型的内固定应力峰值更高,最大应力为 691.9 MPa,为 ICS+内侧板固定模型。不同模型的峰值应力见表 4。

2.2 骨折模型的刚度与位移

2.2.1 不同模型的刚度 不同模型的刚度见表 5。在骨折类型相同的情况下,FNS 固定模型的刚度高于 ICS。与骨缺损模型相比,骨折模型采用相同内固定时,刚度更高。内侧支撑板的使用可增加模型的刚度,但 ICS 模型的增加幅度超过 FNS 模型。对于骨

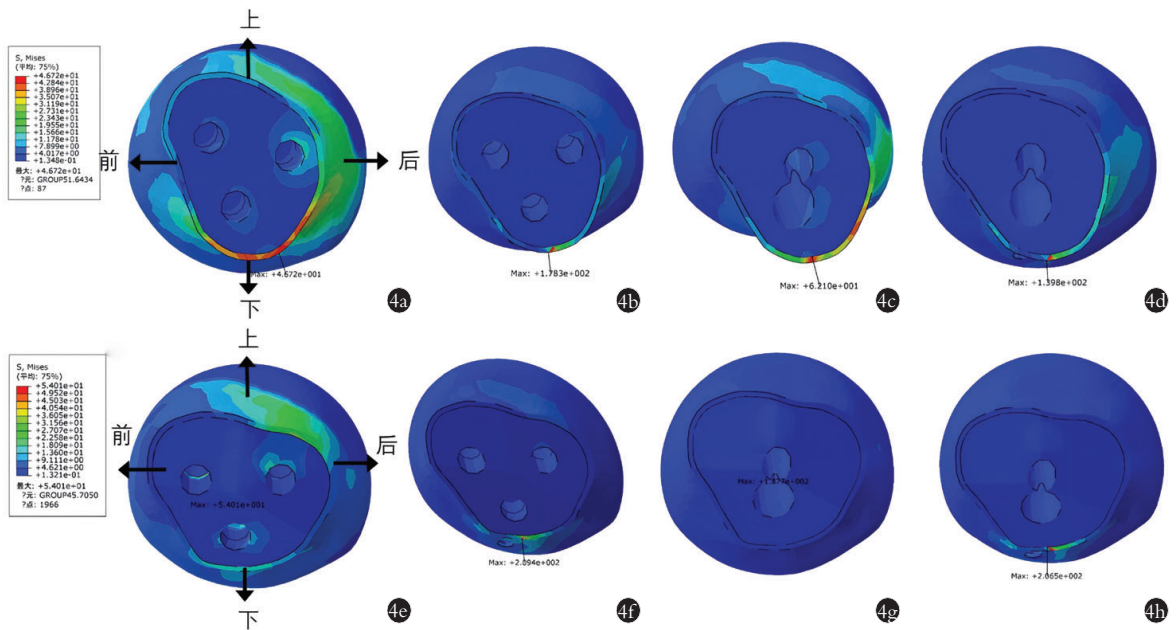


图 4 股骨头应力分布 4a. 骨折模型 ICS 固定 4b. 骨折模型 ICS+内侧板固定 4c. 骨折模型 FNS 固定 4d. 骨折模型 FNS+内侧板固定 4e. 骨缺损模型 ICS 固定 4f. 骨缺损模型 ICS+内侧板固定 4g. 骨缺损模型 FNS 固定 4h. 骨缺损模型 FNS+内侧板固定

Fig.4 Stress distribution of femoral head 4a. Fracture model with ICS fixation 4b. Fracture model with ICS+medial buttress plate fixation 4c. Fracture model with FNS fixation 4d. Fracture model with FNS+medial buttress plate fixation 4e. Fracture defects model with ICS fixation 4f. Fracture defects model with ICS+medial buttress plate fixation 4g. Fracture defects model with FNS fixation 4h. Fracture defects model with FNS+medial buttress plate fixation

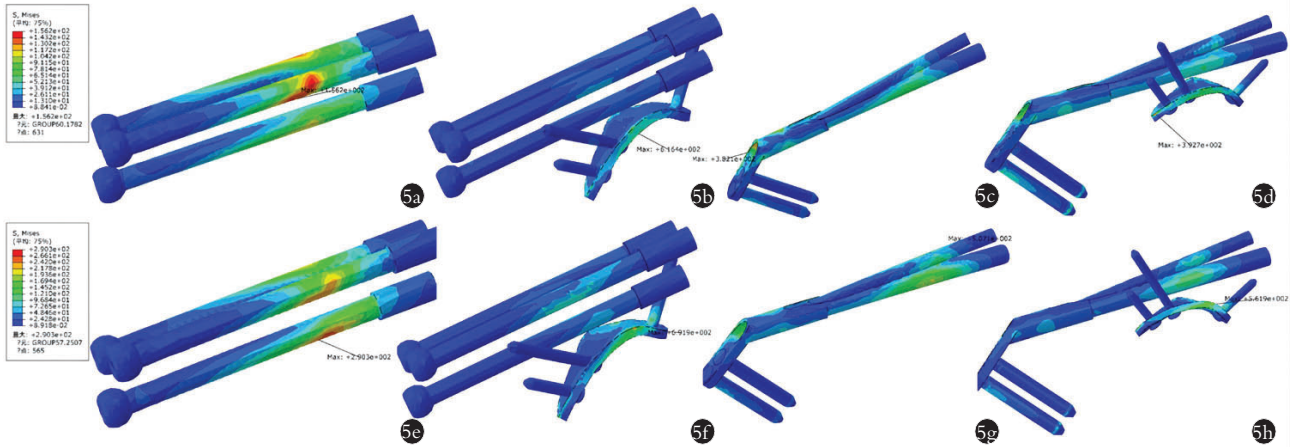


图 5 内固定模型应力分布 5a. 骨折模型 ICS 固定 5b. 骨折模型 ICS+内侧板固定 5c. 骨折模型 FNS 固定 5d. 骨折模型 FNS+内侧板固定 5e. 骨缺损模型 ICS 固定 5f. 骨缺损模型 ICS+内侧板固定 5g. 骨缺损模型 FNS 固定 5h. 骨缺损模型 FNS+内侧板固定

Fig.5 Von Mises stress (VMS) values of the internal fixation components 5a. Fracture model with ICS fixation 5b. Fracture model with ICS+medial buttress plate fixation 5c. Fracture model with FNS fixation 5d. Fracture model with FNS+medial buttress plate fixation 5e. Fracture defects model with ICS fixation 5f. Fracture defects model with ICS+medial buttress plate fixation 5g. Fracture defects model with FNS fixation 5h. Fracture defects model with FNS+medial buttress plate fixation

表 4 内固定最大等效应力

Tab.4 The maximum stress of internal fixation

参数	单位:MPa			
	ICS	ICS+内侧板	FNS	FNS+内侧板
骨折模型	156.2	616.4	382.1	392.7
骨缺损模型	290.3	691.9	507.1	661.9

折和骨缺损模型,ICS+内侧板后的刚度分别为 ICS 固定的 129.3%和 124.9%。对于 FNS 固定,骨折和骨缺损模型联合内侧板后,刚度分别增加为前者的 104.4%和 106.1%。

表 5 股骨颈骨折内固定模型刚度

Tab.5 The stiffness of femoral neck fracture fixation model

参数	单位:N/mm			
	ICS	ICS+内侧板	FNS	FNS+内侧板
骨折模型	125.3	162.1	215.2	224.7
骨缺损模型	102.6	128.2	185.2	196.6

2.2.2 骨缺损模型骨折端位移 骨折端的位移可影响骨折愈合,尤其是在骨折缺损的情况下。本研究在骨缺损模型骨折端两侧等距确定 10 对标志点,测量加载前后标志点的距离变化,用以评估股骨颈骨折端位移。结果发现,ICS 组、ICS 内侧板组、FNS 组和 FNS 内侧板组的骨折端位移分别为(0.455±0.003)、(0.315±0.002)、(0.300±0.003)、(0.206±0.001) mm。

3 讨论

3.1 股骨颈骨折骨缺损的形态研究

股骨颈骨折约占全身骨折的 3.6%,占髋部骨折的 53%^[18]。股骨颈骨折按照骨折线的走行可分为

Pauwels I、II、III 型,Pauwels 角越大,骨折在受垂直方向的剪切力越大。王永钦等^[7]通过骨折地图对 159 例青壮年股骨颈的骨折特征进行了分析,发现 Pauwels II、III 型的比例为 92.5%;股骨颈骨折线沿头颈交界区环形分布,股骨颈上方骨折线密集,下方分散,26 例患者存在骨缺损,位于股骨颈后侧。COLLINGE 等^[19]对 136 例青壮年股骨颈骨折特征进行分析,发现 96%患者的骨折为粉碎性且伴骨缺损,游离骨块(直径>1.5 cm)多位于股骨颈下方(94%)和后侧(84%)。ZHU 等^[20]通过虚拟复位技术对股骨颈骨折骨缺损的形态特征进行定量分析,发现平均骨缺损体积为 4 448 mm³,患者年龄、性别、骨折位置均可影响骨缺损形态。WANG 等^[21]对 Pauwels III 股骨颈骨折的骨折特征进行分析,发现可进一步分为外侧型、中间型和内侧型 3 种亚型,用来指导骨折治疗。股骨颈骨折骨缺损以后方最常见,这可能与股骨颈骨折受伤机制有关。跌倒时股骨头由于前关节囊及髂股韧带牵拉而相对固定,股骨头向后旋转,后侧皮质撞击髌臼,同时承受经大转子传递的侧方暴力,造成股骨颈骨折并向前成角,导致后侧骨缺损。

3.2 骨折骨缺损的生物力学研究

骨折骨缺损即使通过手术治疗也会改变原有肢体的力学结构,导致局部应力集中,力学强度下降,骨折不愈合或延迟愈合等^[22]。RUPPRECHT 等^[23]通过尸体试验测试股骨颈骨折后下方骨缺损模型的力学性能,发现非缺损模型髓内钉固定比缺损模型的最大平均股骨失效载荷高出 19%。张斌等^[24]通过对成人股骨标本进行股骨颈内侧骨缺损模拟,结果发现当股骨转子内侧壁碟形骨块缺损面积与小转子投

影面积百分比达 45.8%及以上时,对内固定后股骨转子间骨折端的稳定性产生明显影响,且随着缺损面积的增加,相同加压下骨折位移亦呈线性增加。

既往研究发现随着缺损程度增加,股骨近端力学传导及稳定性发生明显改变^[25]。股骨近端为典型的悬臂梁结构,对于内下方骨缺损患者,股骨近端生物力学性能发生明显改变。骨缺损还增加骨折解剖复位的难度,导致股骨近端力学传导偏离原有骨小梁,骨小梁承受的剪应力或压应力显著增加,若其超过生理负荷可导致股骨头内松质骨骨小梁出现微骨折,这种不良刺激长期存在,微骨折不能修复,就会发生股骨头坏死和塌陷^[26]。

3.3 本研究发现与生物力学意义

骨缺损会严重降低股骨颈骨折手术固定的稳定性^[27],通过研发新型手术材料增加骨折治疗的稳定性是临床研究热点。FNS 在 2017 年上市,由锁定钢板、螺栓和防旋螺钉 3 部分组成,防旋螺钉和螺栓之间形成 7.5° 夹角,具有防旋功能,锁定螺栓和防旋螺钉为滑动设计,具有 20 mm 滑动距离,可以术中加压。STOFFEL 等^[8]采用试验比较 FNS 与 ICS 及 DHS 治疗 Pauwels III 型股骨颈骨折的生物力学稳定性,结果显示 FNS 的稳定性优于 ICS,与 DHS 相比无明显差异。在本研究中发现 FNS 治疗股骨颈骨折时,无论股骨颈骨折有无缺损,它的稳定性都优于 ICS,主要表现在它有更高的刚度、更小骨折端位移。在骨缺损模型中,这 2 项指标略有下降,但是 FNS 相对于 ICS 的稳定性优势仍未改变。与 ICS 模型相比,FNS 固定时材料的应力相对较高,这是因为 FNS 不是一个整体,螺栓与抗旋螺钉存在连接间隙,当承受轴向载荷时应力会集中在装置连接处。但是通过观察应力云图,可以发现 FNS 内固定应力分布较 ICS 更均匀,这表明 FNS 具有更好的力传导性,可为骨折愈合创造有益的力学环境。

为进一步提高 Pauwels III 型股骨颈骨折固定的稳定性,COLLINGE 等^[19]构思了将内侧支撑板整合到股骨颈移位骨折的治疗中,用以对抗剪切力,获得稳定性轴向载荷^[28]。本研究中证明了内侧板有助于增加内固定模型的稳定性。对于 ICS 固定模型,内侧板联合 ICS 治疗股骨颈模型的刚度增加了 29.3%,在骨缺损模型中刚度约提升了 24.9%。同时,骨缺损模型使用内侧板后,股骨颈骨折端位移从 0.45 mm 下降到 0.32 mm,有助于防止股骨颈短缩畸形,具有重要的临床意义。需要指出的是,内侧板的使用导致内固定应力显著增加,且集中在骨折线附近的内侧板上,其原因可能与采用的锁定钢板有关。锁定钢板会限制股骨近端骨折沿螺钉方向的滑动,导致了应

力集中和急剧增加。因此,在使用内侧钢板增强固定时,需选用非锁定钢板。

对于 FNS 固定模型,支撑钢板的使用也有助于增加刚度,但增加的幅度较小。对于股骨颈骨折模型和骨缺损模型,刚度分别增加了 4.4% 和 6.1%,这可能是由于 FNS 已经具有相当的抗剪切能力,内侧板的生物力学意义相对较小。但内侧板的使用导致内固定的应力明显增加,尤其对于骨缺损模型,内固定的峰值应力从 507.1 MPa 增加至 661.9 MPa,过高的峰值应力可导致金属疲劳或断裂。尽管采用非锁定钢板可以降低应力集中,但考虑到 FNS 的治疗费用明显高于 ICS,且内侧板对治疗的稳定性意义较小,因此,FNS 固定时,不建议联合内侧板固定治疗。

3.4 本研究局限

本文通过有限元分析分别对 2 种类型骨折与 4 种固定方式进行仿真,尚存在下述不足:试验采用简化模型,骨折建模不包含关节、肌肉、韧带等部分,对计算结果会有一定影响;股骨颈骨折断面不是光滑的截面,部分股骨颈骨折患者存在骨质疏松,这两项因素在有限元建模时未考虑,后续分析中还可以进一步扩展。未来需要开展临床研究来验证生物力学的结果,并探讨骨折延迟愈合、不愈合、股骨头坏死和复杂假体置换的风险。

参考文献

- [1] KLOP C, WELSING P M J, COOPER C, et al. Mortality in British hip fracture patients, 2000–2010: a population-based retrospective cohort study[J]. *Bone*, 2014, 66: 171–177.
- [2] JAYA RAJ J, KOW R Y, GANTHEL ANNAMALAI K, et al. Outcomes of femoral neck fractures in young patients and the factors associated with complications: a multicenter study from Malaysia [J]. *Cureus*, 2021, 13(9): e18110.
- [3] NI M, LV M L, SUN W J, et al. Fracture mapping of complex intra-articular calcaneal fractures[J]. *Ann Transl Med*, 2021, 9(4): 333.
- [4] NORDSLETTEN L, MEYER H E, et al. Hip fracture incidence is decreasing in the high incidence area of Oslo, Norway [J]. *Osteoporos Int*, 2012, 23(10): 2527–2534.
- [5] 张英泽. 股骨颈骨折治疗方案选择策略与进展[J]. *中国骨伤*, 2015, 28(9): 781–783.
ZHANG Y Z. Selection strategy and progress on the treatment of femoral neck fractures[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2015, 28(9): 781–783. Chinese.
- [6] 倪明, 孙万驹, 叶晔. 内侧支撑钢板辅助固定治疗青壮年股骨颈骨折的研究进展[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2020, 34(11): 1454–1457.
NI M, SUN W J, YE Y. Research progress of medial buttress plate assisted fixation for femoral neck fractures in young adults[J]. *Chin J Reparative Reconstr Surg*, 2020, 34(11): 1454–1457. Chinese.
- [7] 王永钦, 徐子环, 李鹏飞, 等. 基于骨折地图技术的青壮年股骨颈骨折特征分析[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2022, 36(9): 1078–1083.
WANG Y Q, XU Z H, LI P F, et al. Characteristics of femoral neck

- fractures in young and middle-aged adults based on fracture mapping technology[J]. Chin J Reparative Reconstr Surg, 2022, 36(9): 1078–1083. Chinese.
- [8] STOFFEL K, ZDERIC I, GRAS F, et al. Biomechanical evaluation of the femoral neck system in unstable pauwels III femoral neck fractures; a comparison with the dynamic hip screw and cannulated screws[J]. J Orthop Trauma, 2017, 31(3): 131–137.
- [9] PUTNAM S M, COLLINGE C A, GARDNER M J, et al. Vascular anatomy of the medial femoral neck and implications for surface plate fixation[J]. J Orthop Trauma, 2019, 33(3): 111–115.
- [10] STOCKTON D J, LEFAIVRE K A, DEAKIN D E, et al. Incidence, magnitude, and predictors of shortening in young femoral neck fractures[J]. J Orthop Trauma, 2015, 29(9): e293–e298.
- [11] 李英周, 叶锋, 万蕾, 等. 改良经皮加压钢板治疗 Pauwels III 型股骨颈骨折的疗效分析[J]. 中国骨伤, 2018, 31(2): 120–123. LI Y Z, YE F, WAN L, et al. Treatment of Pauwels type III femoral neck fractures with modified percutaneous compression plate[J]. China J Orthop Traumatol, 2018, 31(2): 120–123. Chinese.
- [12] VAN HOUCKE J, SCHOUTEN A, STEENACKERS G, et al. Computer-based estimation of the hip joint reaction force and hip flexion angle in three different sitting configurations[J]. Appl Ergon, 2017, 63: 99–105.
- [13] GOFFIN J M, PANKAJ P, SIMPSON A H. The importance of lag screw position for the stabilization of trochanteric fractures with a sliding hip screw: a subject-specific finite element study[J]. J Orthop Res, 2013, 31(4): 596–600.
- [14] ZHOU L, LIN J M, HUANG A F, et al. Modified cannulated screw fixation in the treatment of Pauwels type III femoral neck fractures: a biomechanical study[J]. Clin Biomech, 2020, 74: 103–110.
- [15] LI J, YIN P B, ZHANG L C, et al. Medial anatomical buttress plate in treating displaced femoral neck fracture a finite element analysis[J]. Injury, 2019, 50(11): 1895–1900.
- [16] SENSOZ E, OZKAL F M, ACAR V, et al. Finite element analysis of the impact of screw insertion distal to the trochanter minor on the risk of iatrogenic subtrochanteric fracture[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2018, 232(8): 807–818.
- [17] GIORDANO V, ALVES D D, PAES R P, et al. The role of the medial plate for Pauwels type III femoral neck fracture: a comparative mechanical study using two fixations with cannulated screws[J]. J Exp Ortop, 2019, 6(1): 18.
- [18] JOHNELL O, KANIS J A. An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures[J]. Osteoporos Int, 2006, 17(12): 1726–1733.
- [19] COLLINGE C A, MIR H, REDDIX R. Fracture morphology of high shear angle vertical femoral neck fractures in young adult patients[J]. J Orthop Trauma, 2014, 28(5): 270–275.
- [20] ZHU X Z, HAN C X, AI Z S, et al. A quantitative study of bone defects in displaced femoral neck fractures based on virtual reduction techniques[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2022, 222: 106958.
- [21] WANG K Y, NI M, LIAO P, et al. Fracture morphology and biomechanical characteristics of Pauwels III femoral neck fractures in young adults[J]. Injury, 2021, 52(11): 3227–3238.
- [22] DAVIDOVITCH R I, JORDAN C J, EGOL K A, et al. Challenges in the treatment of femoral neck fractures in the nonelderly adult[J]. J Trauma, 2010, 68(1): 236–242.
- [23] RUPPRECHT M, GROSSTERLINDEN L, SELLENSCHLOH K, et al. Internal fixation of femoral neck fractures with posterior comminution[J]. Int Orthop (SICOT), 2011, 35(11): 1695–1701.
- [24] 张斌, 常军, 杨志刚, 等. 内侧壁缺损面积对股骨转子间骨折经皮加压钢板固定术后断端稳定性影响的实验研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2016, 18(1): 61–65. ZHANG B, CHANG J, YANG Z G, et al. Effect of the area of paries medialis defect on the stability of fracture ends after percutaneous compression plating for femoral intertrochanteric fracture[J]. Chin J Orthop Trauma, 2016, 18(1): 61–65. Chinese.
- [25] MEDDA S, SNOAP T, CARROLL E A. Treatment of young femoral neck fractures[J]. J Orthop Trauma, 2019, 33(Suppl 1): S1–S6.
- [26] AI Z S, JIANG C H, GAO Y S, et al. Logistic regression analysis of factors associated with avascular necrosis of the femoral head following femoral neck fractures in middle-aged and elderly patients[J]. J Orthop Sci, 2013, 18(2): 271–276.
- [27] TANG Y F, ZHANG Z, WANG L M, et al. Femoral neck system versus inverted cannulated cancellous screw for the treatment of femoral neck fractures in adults: a preliminary comparative study[J]. J Orthop Surg Res, 2021, 16(1): 504.
- [28] KEMKER B, MAGONE K, OWEN J, et al. A sliding hip screw augmented with 2 screws is biomechanically similar to an inverted triad of cannulated screws in repair of a Pauwels type-III fracture[J]. Injury, 2017, 48(8): 1743–1748.

(收稿日期: 2022-10-19 本文编辑: 王玉蔓)