

股骨颈动力交叉钉与空心拉力钉对 Pauwels Ⅲ型股骨颈骨折治疗稳定性的有限元分析

陈纪宝¹ 鞠玉亮¹ 管士伟¹ 杨家凤¹ 周峰¹ 张晋¹ 刘炜¹ 盈梅²

【摘要】 目的 采用三维有限元方法分析股骨颈动力交叉钉系统(FNS)与空心拉力螺钉对 Pauwels Ⅲ型股骨颈骨折治疗稳定性的影响。方法 选择1名25岁健康男性志愿者,既往身体健康,X线检查未见髋关节发育异常,行髋关节CT薄层扫描,收集其股骨中上段影像学数据,并将其导入到医学三维重建软件Mimics 19.0中,得到原始股骨三维模型;并在Geomagic Wrap 2017软件中进行逆向优化,同时构建股骨皮质骨与松质骨结构;后导入至Solidworks 2017软件中建立Pauwels Ⅲ型股骨颈骨折三维模型;同时使用Solidworks2017软件,按照临床中内固定尺寸建立FNS模型及空心拉力螺钉模型,同时建立其与Pauwels Ⅲ型股骨颈骨折的组合模型,从而建立股骨颈骨折4种治疗模型(模型1:FNS主钉临床标准点位植入模型;模型2:FNS主钉偏斜于标准点植入模型;模型3:3枚倒三角平行空心拉力螺钉植入模型;模型4:2枚平行空心拉力螺钉植入模型);最后在ANSYS17.0软件中进行网格划分、施加载荷和数据计算,分析各模型股骨与内固定的应力分布、应力峰值、最大位移及下肢外旋应力下位移情况,每个三维有限元模型在相应区域范围内均匀采点20个,记录每个位点的相应数值。结果 (1)4种内固定模型在不同压力下股骨颈骨折远近端应力值模型1最大,但骨折端应力差值最小,其次为模型3;(2)4种内固定模型在不同压力下股骨近端应力模型1最小;(3)4种内固定模型中的模型1与模型2内固定应力明显较其余两种高;(4)4种内固定模型中不同压力股骨颈轴线(X轴)位移及水平(Z轴)位移随压力增加位移大,模型1最小,其次为模型3;(5)4种内固定模型中的股骨颈矢状位(Y轴)位移模型3最小,其次为模型1;(6)4种模型在下肢外旋应力下,股骨颈矢状位(Y轴)位移模型1与3较其余两种小。结论 FNS标准植入治疗股骨颈骨折表现出优秀的支撑、抗内翻、抗旋转及抗外旋应力作用,3枚倒三角平行空心拉力螺钉同样表现出优秀的支撑、抗内翻、抗旋转及抗外旋应力作用,其支撑及抗内翻应力作用较股骨颈动力交叉钉系统略差。同时发现,不合理的股骨颈动力交叉钉植入位置,对其治疗股骨颈骨折稳定性影响较大,能明显降低其抗旋转及抗外旋能力。

【关键词】 股骨颈动力交叉钉系统; 空心拉力螺钉; 股骨颈骨折; 内固定系统; 生物力学

Finite element analysis of the effect of the FNS and CCS on the stability of Pauwels Ⅲ femoral neck fracture Chen Jibao¹, Ju Yuliang¹, Guan Shiwei¹, Yang Jiafeng¹, Zhou Feng¹, Zhang Jin¹, Liu Wei¹, Ying Mei².

¹Department of Orthopaedics, The NO 1 Hospital of Tai'an, Tai'an 271000, China; ²Department of Digestive, The Second Affiliated Hospital of Shandong First Medical University, Tai'an 271000, China

Corresponding Author: Ying Mei, Email: cjb2004.163.com@163.com

【Abstract】 Objective Three dimensional finite element method was used to analyze the effect of FNS and CCS on the stability of Pauwels Ⅲ femoral neck fracture. **Methods** A 25-year-old healthy male volunteer who X-ray examination showed no abnormal hip development was selected to undergo Hip CT thin layer scan and collect the imaging data of the middle and upper segment of femur, then his data were imported into the medical 3D reconstruction software Mimics 19.0 to obtain the original 3D model of femur and performed in Geomagic Wrap 2017 software to simultaneously construct the cortical bone and cancellous bone structure of the femur. Then it was imported into Solidworks 2017 software to establish the three dimensional model of Pauwels Ⅲ femoral neck fracture. At the same time, using the Solidworks 2017 software to establish the FNS model and the hollow lag screw model according to the clinical internal fixation

size, and the combination model with Pauwels III type femoral neck fracture was established, so as to establish four treatment models for femoral neck fracture (model 1: clinical standard spot implantation model of FNS nail. Model 2: FNS main nail implantation model deviated from the standard point; Model 3: Three inverted triangle parallel hollow lag screw implantation model. Model 4: parallel hollow lag screw implantation model). Finally, ANSYS17.0 software was used to perform mesh division, load application and data calculation. Stress distribution, stress peak value, maximum displacement and displacement under external rotational stress of femur and internal fixation of each model were analyzed. 20 points were uniformly selected in each three dimensional finite element model within the corresponding region, and corresponding values of each site were recorded. **Results** (1) In the 4 models under different pressures, the stress value of proximal and distal end of femoral neck fracture was the largest in Model 1, but the stress difference of fracture end was the smallest, followed by Model 3. (2) In the 4 models, the proximal femur stress of model 1 was the smallest under different pressures of different internal fixation models. (3) In the 4 models, the internal fixation stress of model 1 and Model 2 is obviously higher than that of the other two models. (4) In the 4 models, the axial (X-axis) and horizontal (z-axis) displacements of femoral neck under different pressures in different internal fixation models were larger with the increase of pressure, and the model 1 was the smallest, followed by Model 3. (5) In the 4 models, femoral neck sagittal (Y-axis) displacement model 3 was the smallest, followed by model 1. (6) In the 4 models, under the external rotational stress of lower limbs, the sagittal (Y-axis) displacement of femoral neck model 1 and 3 were smaller than the other two models. **Conclusion** Standard implant therapy of femoral neck fracture with FNS showed excellent support, varus resistance, resistance to rotation and extorsion stress resistance, three nabra parallel hollow tension screw also showed a good support, varus resistance, resistance to rotation and extorsion stress resistance, in its support and resistance to stress the femoral neck slightly less power cross nail system. At the same time, it was found that the improper placement of FNS had a great influence on the stability of the treatment of femoral neck fracture, and significantly reduced the anti-rotation and anti-external rotation ability of the screw.

【Key words】 FNS; CCS; Femoral neck fracture; Internal fixation system; Biomechanics

股骨颈骨折是临床最常见髋部骨折之一,可发生于各个年龄段,可由车祸高能外力或跌伤低能外力等导致,约占全身骨折的3.58%,占髋部骨折的54%^[1]。内固定包括空心加压螺钉、锁定钢板、滑动髋螺钉、内侧支撑钢板加螺钉等多种方法,都可以对患者进行解剖复位和坚强固定,以最大限度地减少骨不连和骨坏死等并发症的可能性^[2]。目前空心螺钉内固定是股骨颈骨折内固定治疗的主流术式,其中“倒品字”型三枚空心加压螺钉(cannulated compression screw, CCS)固定一直是FNF内固定的标准方法^[3]。Hawks等^[4]研究指出,倒品字型固定方式上方两根平行螺钉应力更加集中且载荷更大,而下方垂直于骨折断端的螺钉所承受的应力载荷较小,有利于螺钉滑动加压,促进骨折愈合。Aminian等^[5]研究指出,多枚松质螺钉治疗垂直剪切型股骨颈骨折具有创伤小、失血量少、恢复快等优点。但是,由于半螺纹钉螺纹部分把持在股骨头内部,股骨侧骨折块可沿螺杆部分滑动,可持续对骨折断端进行滑动加压,易致术后颈短缩发生,从而造成术后股骨颈短

缩。因此,为避免股骨颈骨折术后股骨颈短缩,许多学者不断展开研究,包括:探索不同数量及排列方式的螺钉,不同螺钉类型,不同的内固定方式及不断改进内固定器械。因此近年来,由瑞士Depuy Synthes公司研制了股骨颈动力交叉钉系统(femoral neck system, FNS),该系统具有防旋、防滑、抗剪切,实现骨折断端加压的作用,是一种治疗股骨颈骨折较新的内固定系统。Stoffel等^[6]通过尸体实验证实FNS较DHS对骨折具有稳定性,但目前,国内外关于FNS临床应用的报道较少。因此,本实验通过有限元生物力学分析,探索FNS与CCS不同固定方式对Pauwels III型FNF术后稳定性的影响,为临床如何选择FNS与CCS治疗FNF提供一定理论基础。

资料与方法

一、一般资料

2020年10月于山东省泰安市第一人民医院收集1名25岁成年健康男性志愿者,体重60 Kg,获取

其股骨近端原始CT数据(层厚0.5 mm),并经X线检查未见髌关节发育异常。志愿者对实验知情同意并签署知情同意书。实验经山东省泰安市第一人民医院医学伦理委员会审核通过(审批号:2020-163)。

二、实验方法

(一)建立股骨模型采用 Siemens 64 排螺旋CT自髌关节至股骨上部进行扫描得到二维横断图像(层厚0.5 mm),将CT图像存储为医学数字成像和通信(DICOM)格式文件,输出到医学三维重建软件Mimics 19.0中,通过使用区域增长、蒙版编辑等命令建立出原始股骨三维模型,将模型输出为STL格式文件,后导入到Geomagic Wrap 2017软件中对原始模型进行优化:去除特征、降噪、网格划分和拟合曲面处理,并构建得到股骨松质骨与皮质骨的三维模型(本实验采用等距方法建立股骨皮质骨,定义皮质骨后5 mm),以STEP格式文件输出。将完成优化的模型STEP文件输入到Solidworks2017软件中,通过组合建立出皮质骨和松质骨结构,重建出符合人体结构的股骨模型。

(二)建立股骨颈骨折模型将股骨模型整合到Solidworks 2017软件中,首先通过股骨颈轴线建立一个基准面,然后创建一个切割平面,该切割平面约在股骨颈中心附近并与横断面约70°的角度,从而模拟出Pauwels III型股骨颈基底部骨折。

(三)内固定模型的建立

使用Solidworks 2017软件,按照临床上应用的内固定尺寸大小建模建立了FNS内固定模型,FNS

设计:130° CCD角,螺栓直径10 mm,防旋螺丝直径6.4 mm,锁紧螺丝直径:5.0 mm,锁定的主钉和防旋螺钉成角7.5°(图1)。同样,在Solidworks 2017软件建立拉力螺钉模型(长度90 mm、直径6.5 mm)。后将FNS内固定模型及拉力钉模型与股骨颈骨折模型分别组合,形成4种组合模型(模型1:FNS主钉植入点位于股骨颈轴位中心略偏前,主钉与股骨颈颈干角平行;模型2:FNS主钉植入点位于股骨颈轴位中后1/3,主钉植入大于股骨颈颈干角;模型3:3枚倒三角平行空心拉力螺钉植入模型;模型4:2枚平行空心拉力螺钉植入模型)(图2~5)。由于本实验的重点与螺纹无关,因此将螺纹截面简化为实心圆柱体以简化模型。锁定板和螺钉由钛合金材料组成。随后,将完整的模型导入到ANSYS 17.0软件中进行材料属性赋予、建立坐标系、边界条件约束、载荷分配和网格划分。每个装配体都由四面体单元划分网格。

(四)材料参数

实验假设所有模型均为连续、各向同性和均匀的线弹性材料,表1列出了3种模型的材料参数。

(五)加载负荷与约束条件

为了更好地模型人体站立时期的状态,股骨远端下表面被完全固定。在有限元模型中,于股骨头中心分别施加相当于人体重量1倍、2倍、3倍的力量,即600 N、1200 N、1800 N,从而模拟人站立、行走、单足站立时受力情况。同时,固定股骨头端,于股骨远端给予50 N的扭矩,模拟人体卧床期间外旋下肢时的受力情况。根据前人的研究中的接触方法

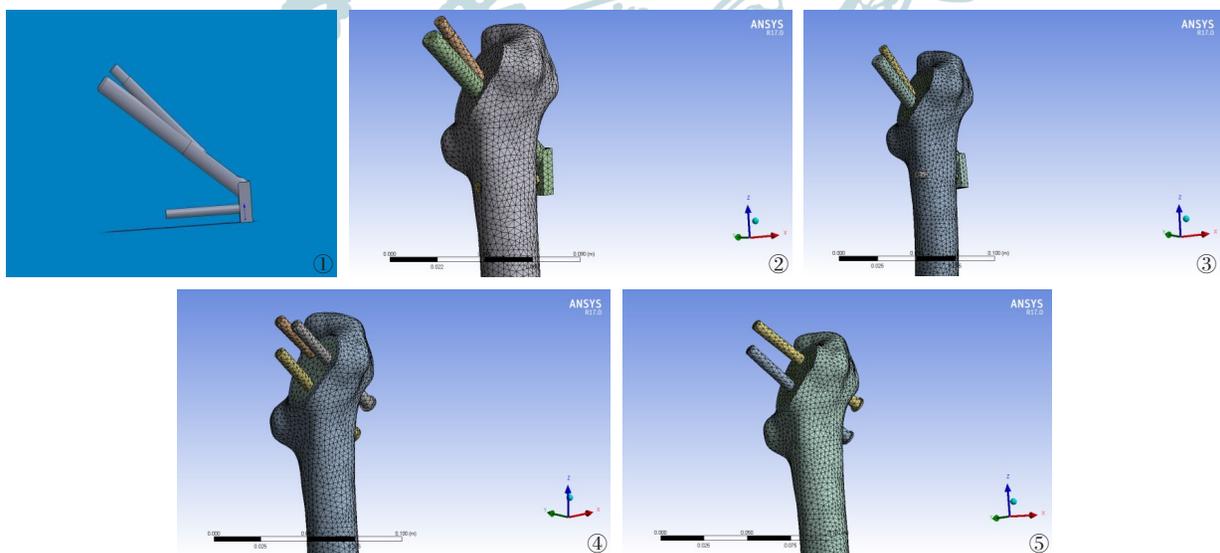


图1~5 FNS模型及4种内固定装置模型结构示意图 图1 FNS模型 图2 FNS主钉临床标准点位植入模型 图3 FNS主钉偏斜于标准点位植入模型 图4 3枚倒三角平行空心拉力螺钉植入模型 图5 2枚平行空心拉力螺钉植入模型

表1 建立模型的有限元材料参数

项目	钛合金	股骨皮质骨	股骨松质骨
弹性模量 (MPa)	110 000	16 800	840
泊松比	0.33	0.30	0.29

设定接触关系^[7-9],在内固定螺钉和股骨骨折远端之间形成绑定接触,在内固定螺钉和股骨骨折近端之间形成摩擦接触,摩擦系数为0.3,在骨折表面上使用摩擦接触,摩擦系数为0.46。同时在模型中新建坐标系,改坐标系X轴平行于股骨颈轴线方向,Y轴为股骨颈矢状位。见图6~9。

三、主要观察指标

在有限元分析中,分别评估并比较每组模型中的骨折远近应力、股骨转子区域应力、内固定物的应力分布,同时分析股骨头顶端及底端、大转子及小转子、内固定远近端在X、Y、Z位移情况。见图10。

结 果

一、股骨近端应力分布及峰值

Pauwels III 股骨颈骨折4种内固定模型股骨颈骨折端应力峰值均集中在骨折线内下侧,靠近股骨距附近,且骨折远端应力较骨折近端应力大,股骨近端应力在股骨转子下内侧股骨区域受力较大。4种模型骨折端应力及股骨近端应力随着压力的增加应力逐渐增加,模型2股骨颈骨折远近端的应力最小,说明:增加内固定的颈干角可能会增加内固定物对骨折断端的支撑作用,但同时减少了骨折端的滑动加压作用,有可能不利于骨折的愈合。见图11~

14、表2。

二、内固定装置应力分布及峰值

Pauwels III 股骨颈骨折4种内固定模型内固定装置的应力峰值主要集中在骨折线附近的螺钉表面,且随着受力的增加,内固定物的应力随之增大。模型3螺钉所受应力较为均匀,应力较为分散。模型1、模型2 FNS 中主钉与绞索钉交叉位置处应力相对集中较为集中,这与内固定设计有关,说明内固定物对骨折具有强有力的支撑作用,可避免骨折术后股骨颈内翻畸形。见图15~18、表2。

4种模型中应力主要集中在骨折线附近的螺钉中间表面。由于结构的特殊性,股骨颈内固定系统的主钉与锁定防旋螺钉使用同一个套筒分出,同时存在一个大小为7.5°的角度,所以当轴向载荷加载时最大应力不可避免地集中在两钉连接处。从应力分析结果可看出,模型3中3枚平行钉具有良好的分散应力作用。模型2中内固定物随着受力的增加内固定物的应力增加明显,说明不合理的FNS植入会导致内固定物不合理的应力集中,从而导致固定失败。模型1中随受力的增加FNS应力逐渐增加,没有出现模型2中内固定物应力的剧烈增加,说明良好的FNS植入位置可增加骨折端的支撑作用避免术后股骨颈内翻畸形,同时骨折断端适当的滑动加压作用可有利于骨折愈合。因此,本实验可看出模型1具有良好的骨折端支撑及滑动加压作用,模型3、4与模型1无明显统计学意义,模型2表现最差。

三、股骨头顶端及底端、大转子及小转子在X、Y、Z位移情况

Pauwels III 股骨颈骨折4种内固定模型的股骨

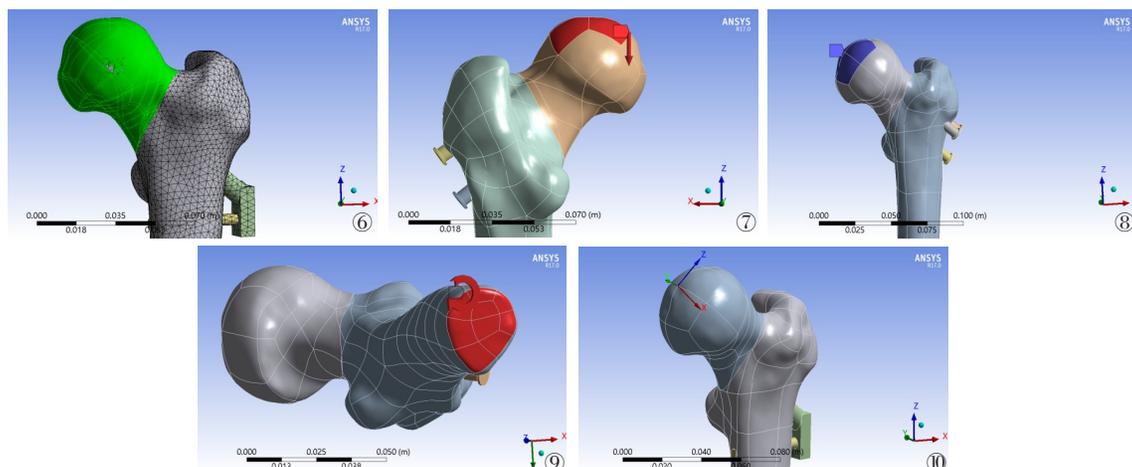


图6 股骨颈骨折模型及划分网格 图7 施加模拟身体应力模型 图8 模拟卧床下肢外旋时股骨头端固定 图9 模拟卧床下肢外旋时股骨远端施加扭矩 图10 以股骨颈轴向为中心新建坐标系

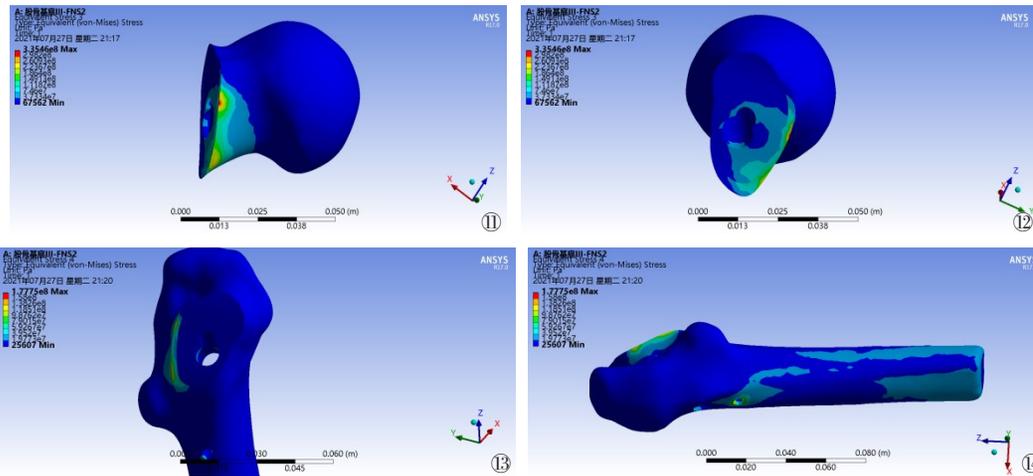


图11 股骨颈骨折远端应力-1 图12 股骨颈骨折远端应力-2 图13 股骨颈骨折近端应力 图14 股骨近端应力

表2 4种模型在不同压力下股骨受力情况(MPa)

模型	股骨颈骨折远端应力			股骨颈骨折近端应力		
	600 N	1 200 N	1 800 N	600 N	1 200 N	1800N
模型1	11.45386	23.91664	24.29216	11.45336	12.95344	10.69717
模型2	3.60427	8.06508	10.36483	2.13098	4.27886	6.08006
模型3	6.17659	12.39628	17.4280	5.79731	10.03664	16.93355
模型4	7.02202	13.74441	19.84120	5.23930	10.53577	13.87589

模型	股骨近端应力			内固定物应力		
	600 N	1 200 N	1 800 N	600 N	1 200 N	1800N
模型1	5.97083	10.38206	18.99462	319.1380	420.8526	467.69
模型2	10.88660	26.55775	38.26970	296.4705	667.3040	1043.905
模型3	14.61439	29.40810	42.41825	54.14505	109.7546	158.745
模型4	14.69940	28.58825	44.46165	78.00855	162.1180	238.7985

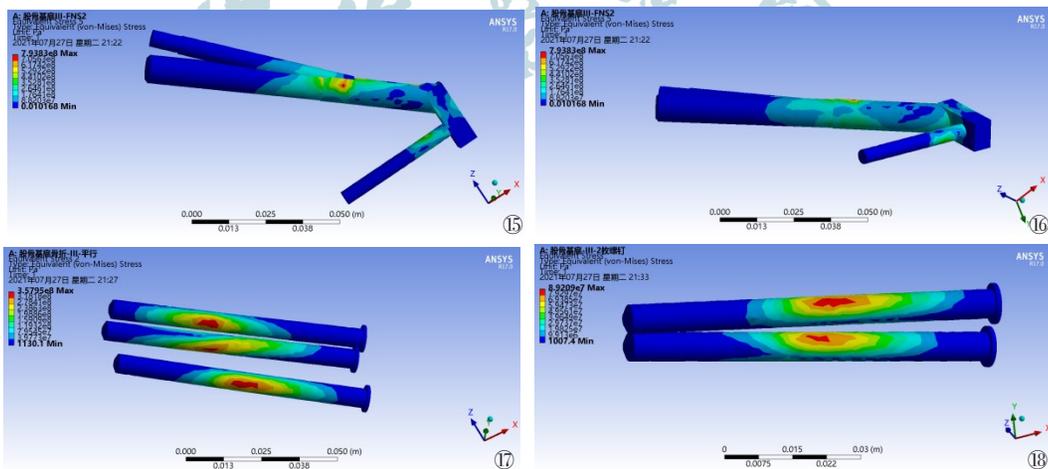


图15 FNS应力-1 图16 FNS应力-2 图17 空心钉应力-1 图18 空心钉应力-1

在 X、Y、Z 轴方向位移峰值主要集中在股骨头顶端。模型1在不同压力下股骨头顶端及底端在 X 轴方向位移间变化及 Z 轴方向位移最小,与其余模型

位移有统计学意义。模型2股骨头顶端及底端在 X 轴方向位移间变化及 Z 轴方向位移最大,与其余模型有统计学意义。模型3在不同压力下股骨头顶端

与底端Y轴方向位移变化中的差值最小,与其余3种有统计学意义。模型2在不同压力下股骨头顶端与底端Y轴方向位移变化中的差值最大,与其余3种有统计学意义。同样,在50 N外旋力的作用下,模型1与模型3大转子与小转子间在Y轴方向的位移差值较小,模型2差值最大,之间差异有统计学意义。见图19~27、表3~6。

4种内固定模型的骨折及内固定装置最大位移主要在股骨头及螺钉顶部。不同压力下,骨折及内固定在X轴及Z轴方向变化,模型1最小,模型2最大,说明良好的FNS植入具有良好的对抗骨折断端内翻的作用,空心螺钉的抗内翻应力作用较FNS差。同时也发现,不合理的FNS植入会明显降低其对抗骨折内翻应力的作用。不同压力下,在Y轴方

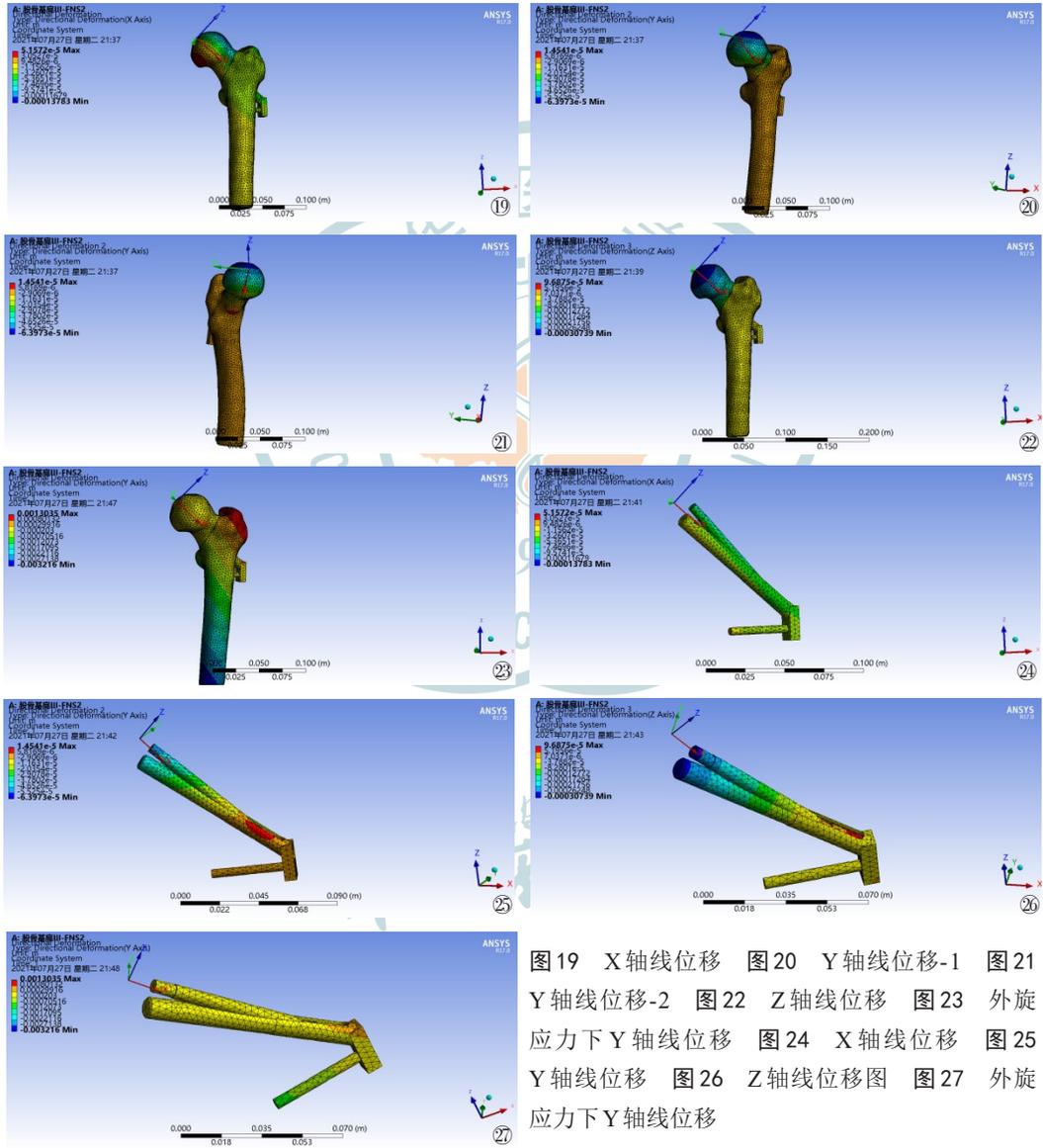


图19 X轴线位移 图20 Y轴线位移-1 图21 Y轴线位移-2 图22 Z轴线位移 图23 外旋应力下Y轴线位移 图24 X轴线位移 图25 Y轴线位移 图26 Z轴线位移图 图27 外旋应力下Y轴线位移

表3 4种模型在不同压力下股骨X轴位移情况(m e⁻⁴)

模型	股骨头顶端			股骨头底端		
	600 N	1 200 N	1 800 N	600 N	1 200 N	1 800 N
模型1	-1.27255	-2.32395	-3.51778	0.32721	0.58103	0.87636
模型2	-10.53531	-21.96715	-32.82205	-0.92939	-0.88830	-1.35181
模型3	-7.44349	-27.27845	-41.74450	-3.52479	-18.50650	-27.73115
模型4	-7.83535	-16.32005	-24.56610	-3.01741	-5.33722	-8.00037

表4 4种模型在不同压力下股骨Y轴位移情况(m e⁻⁴)

模型	股骨头顶端			股骨头底端		
	600 N	1 200 N	1 800 N	600 N	1 200 N	1 800 N
模型1	-0.61792	-1.17222	-1.7465	-0.11998	-0.19115	-0.28492
模型2	-3.17630	-6.21335	-8.98944	0.02407	0.57519	0.93990
模型3	0.54763	1.09737	1.68924	0.53326	1.07426	1.58154
模型4	-1.7145	-0.37704	-0.63027	0.61856	1.24592	1.97360

表5 4种模型在不同压力下股骨Z轴位移情况(m e⁻⁴)

模型	股骨头顶端			股骨头底端		
	600 N	1 200 N	1 800 N	600 N	1 200 N	1 800 N
模型1	-2.87416	-5.49614	-8.09949	-0.22201	-0.41855	-0.59079
模型2	-22.82190	-46.44785	-69.74930	-5.23113	-11.5150	-17.71175
模型3	-13.37605	-12.97270	-19.6490	-5.30123	4.11800	-6.69171
模型4	-14.18325	-28.25150	-43.75160	-5.75149	-11.10475	-16.45035

表6 4种模型在外旋应力下股骨Y轴位移情况(m e⁻⁴)

模型	股骨头顶端	股骨头底端
模型1	10.37017	-2.66748
模型2	67.00985	-14.26926
模型3	12.42275	-2.01658
模型4	19.80450	-3.87201

向位移,3枚空心螺钉表现出良好的抗旋转能力,其次时标准FNS植入模型,模型2和模型4抗旋转作用较差,且随受力的增加其抗旋转能力越差,说明2枚空心螺钉及不合理的FNS植入的抗旋转能力较差。

讨论

股骨颈骨折是临床常见的疾病,发病率约占全身骨折3.6%,髋部骨折的53%,且发病率呈逐年增长的趋势。李佳等^[10]对比分析了中国中西部地区2010至2011年60岁以上股骨颈骨折流行病学,发现老年股骨颈骨折以女性多见,中部地区以76~80岁年龄段构成比最高,西部地区以71~75岁年龄段构成比最高;中、西部均以85岁以上年龄段构成比最低。同样董天华等^[11]对中国南方9所医院和北方12所医院2010年至2011年60岁以上人群股骨颈骨折流行病学进行对比,发现两个地区均是76~80年龄段的患者所占的比例最高,并且各个年龄阶段女性患者均多于男性。两个地区的骨折高发类型均是Garden III型,但南方地区该型所占比例更高。股骨

颈骨折后股骨颈短缩、骨不连、股骨头坏死等是股骨颈骨折病人后期最常面临的严重并发症^[12]。旋股内侧动脉,旋股外侧动脉,小凹动脉是股骨头的三个主要来源。研究表明,股骨颈骨折后作为股骨头主要血液供应来源的上支持动脉系容易受到破坏,髂动脉网和下支持动脉成为维持股骨头血供的重要结构。因此,在手术中加强对这些关键结构的保护,如钻孔和内植物的置入在靠近股骨头中心区域,可能有助于减少骨内血管系统的医源性损伤^[13]。同时,髋关节重力传导是沿股骨颈内侧及小转子传导,其中压力骨小梁、股骨矩起重要作用,因此恢复颈干角和前倾角是骨折复位中两个重要参数,Mei等^[14]进行的有限元分析实验结果也说明了术中恢复前倾角的重要性。

对于股骨颈骨折的治疗,高于65岁的患者通常考虑行人工关节置换,使其尽快恢复日常活动,避免坠积性肺炎、深静脉血栓形成的相关并发症。然而,对于年轻人股骨颈骨折,临床中并不常见通常是由于高能创伤引起。年轻人手术方式的选择性也相对局限,内固定手术仍是首要考虑的治疗方式。内固

定方式中,空心拉力螺钉是最常用的固定方式,张迪峰等^[15]认为该固定方式具有创伤小、血供医源性破坏小、固定强度适用于大部分股骨颈骨折等优点,并且螺钉的空心结构可以降低关节腔内压力。邱旭升等^[16]回顾性收集南京大学医学院附属鼓楼医院2006年至2015年间有完整随访资料的老年无移位型股骨颈骨折患者42例,患者接受空心加压螺钉内固定手术的平均年龄为(72±5)岁(65~85岁),发现对于老年无移位型股骨颈骨折,空心加压螺钉固定是一种值得推荐的治疗方法。同样吴建国等^[17]前瞻性收集2012年3月至2017年5月江苏省宜兴市中医医院采用闭合复位空心螺钉内固定治疗的65岁以上老年股骨颈骨折及65岁以下股骨颈骨折患者,比较分析发现应用空心螺钉内固定治疗老年股骨颈骨折仍可获得低年龄组股骨颈骨折一样的治疗效果。同样有研究表明,植钉方向影响着骨折的固定效果,以平行于颈干角置钉具有明显的优势,其次为低于颈干角置钉,最差为高于颈干角置钉。股骨颈缩短是空心螺钉固定术中最常见的并发症,过度的缩短导致股骨距缩短、外展肌肉群乏力、髋关节功能障碍。

因此,临床学者们不断探索新的钉板及髓内钉固定系统,以寻求更牢靠的固定效果。以动力髌螺钉为代表的钉板系统本身具有良好的强度,在一时期内常被推荐用于股骨颈基底型骨折^[18]。但经过临床应用,学者不断发现单独使用动力髌螺钉不能有效抗股骨头旋转,使股骨头发生旋转移位^[19]。

为解决内固定器械中的不足,内固定系统不断改进。FNS是近年来由瑞士Depuy Synthes公司研制,该系统具有防旋、防滑、抗剪切,可实现骨折断端加压的作用,是一种治疗股骨颈骨折较新的内固定系统,并逐渐应用于临床。杨亚军等回顾分析2019年1月至2020年4月期间股骨颈骨折手术患者,通过回顾性分析得出FNS治疗股骨颈骨折创伤小,与空心螺钉内固定相比可减少术中透视次数,可获得满意近期疗效^[20]。Hu等^[21]回顾性分析2017年至2020年期间收治的年龄小于60岁的年轻股骨颈骨折手术治疗患者,指出对于股骨颈骨折年轻人群,空心加压螺钉固定与FNS固定均可获得良好的临床效果,但是FNS具有更好的整体稳定性。同样Nibe等^[22]回顾性分析了2006年至2020年期间收治的年龄大于65岁股骨颈骨折患者术后治疗效果,结果提示,较其他内固定治疗相比,对于年龄大于65岁的老年

患者FNS具有较短的手术时间并且具有较小的再手术率。可以看出,FNS作为近几年研发的新型内固定器材,在临床中应用逐渐增加,关于FNS的临床报告逐渐增多,其具有更微创的手术技术、更少的组织损伤和更好的血供保护,同时表现出了良好的应力支撑及整体稳定性。但临床中不合理的应用同样会降低治疗效果,为此本实验采用有限元分析方法研究FNS内固定系统与空心钉系统在治疗Pauwels III型股骨颈骨折时对骨折治疗稳定性影响的生物力学分析,同时也比较了在FNS植入不理想情况下FNS对股骨颈骨折治疗稳定性的影响。

本实验结果显示FNS在标准植入点(植入点在股骨轴线中心及偏前,方向与股骨颈干角一致)时,FNS可发挥良好的应力支撑及抗骨折内翻、旋转及外旋应力的效果,对股骨颈骨折治疗具有良好的整体稳定性。其次为3枚平行空心钉固定骨折,其较FNS具有更好的抗旋转能力,可能与空心钉的分散分布有关,但是其对骨折的支撑及抗内翻作用较FNS差,这也是空心钉固定术后容易出现股骨颈短缩及髓内翻的主要原因。同时也可以看出,FNS的不合理应用(植入点在股骨轴线偏后,方向较股骨颈干角大)会明显降低其抗骨折内翻、旋转及外旋应力的效果,是股骨颈骨折愈合较差。2枚空心钉固定同样具有较差的抗骨折内翻、旋转及外旋应力的作用,同样会股骨颈骨折术后并发症。因此,FNS对股骨颈骨折具有良好的固定效果,但临床中需要规范应用。

本实验应用有限元分析存在一定的局限性:(1)模型假设股骨为均质、连续和各向同性弹性材料且股骨皮质骨等距建模的基础上进行的,与人体实际骨质有区别,所以结果可能受一定影响。但是,本实验研究目的为不同植钉点对骨折受力的影响,所以这样的设置可以认为是合理的。(2)该骨折模型为Pauwels III型股骨颈骨折,但是骨折断端无明显移位,为理想状态下的骨折,与临床实际有差别。因此,本实验只能通过不同模型的应力及位移大小来判断内固定稳定性之间的差别。

总之,本实验建立4种不同固定股骨颈骨折的模型并通过分析骨折及内固定物的应力及各方向位移情况发现:FNS系统治疗股骨颈骨折具有良好的抗内翻、支撑及抗旋转能力,相比之下,3枚空心螺钉固定较FNS具有更好的抗旋转能力,但其支撑及抗内翻作用较FNS弱。同时发现,不规范应用

FNS,可使骨折固定效果明显减弱。因此,通过本实验,希望可以为FNS在临床的规范应用提供一定指导作用。然而,FNS植入时具有更多的骨质破坏,在后期内固定物取出术后,残留钉道对股骨转子下再骨折的影响需要进一步研究。

参 考 文 献

- 1 Florschütz AV, Langford JR, Haidukewych GJ, et al. Femoral neck fractures: current management [J]. *J Orthop Trauma*, 2015, 29(3): 121-129.
- 2 Thuan V Ly 1, Marc F Swiontkowski. Management of femoral neck fractures in young adults [J]. *Indian J Orthop*, 2008, 42(1): 3-12.
- 3 Yang JJ, Lin LC, Chao KH, et al. Risk factors for nonunion in patients with intracapsular femoral neck fractures treated with three cannulated screws placed in either a triangle or an inverted triangle configuration [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2013, 95(1): 61-69.
- 4 Hawks MA, Kim H, Strauss JE, et al. Does a trochanteric lag screw improve fixation of vertically oriented femoral neck fractures? A biomechanical analysis in cadaveric bone [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2013, 28(8): 886-891.
- 5 Aminian A, Gao F, Fedoriw WW, et al. Vertically oriented femoral neck fractures: mechanical analysis of four fixation techniques [J]. *J Orthop Trauma*, 2007, 21(8): 544-548.
- 6 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 hipscrew and cannulated screws [J]. *J Orthop Trauma*, 2017, 31(3): 131e7.
- 7 Zhou L, Lin J, Huang A, et al. Modified cannulated screw fixation in the treatment of Pauwels type III femoral neck fractures: A biomechanical study [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2020, 74: 103-110.
- 8 Li J, Yin P, Zhang L, et al. Medial anatomical buttress plate in treating displaced femoral neck fracture a finite element analysis [J]. *Injury*, 2019, 50(11): 1895-1900.
- 9 Sensoz E, Ozkal FM, 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.
- 10 李佳, 刘勃, 刘松, 等. 中国中西部地区2010至2011年60岁以上股骨颈骨折流行病学对比 [J/CD]. *中华老年骨科与康复电子杂志*, 2018, 4(1): 38-42.
- 11 董天华, 李石伦, 于沂阳, 等. 中国南方和北方地区2010-2011年60岁以上人群股骨颈骨折流行病学对比 [J/CD]. *中华老年骨科与康复电子杂志*, 2017, 3(5): 310-313.
- 12 毕郑刚, 王旭明. 再谈老年股骨颈骨折的手术治疗策略 [J]. *中华外科杂志*, 2019, 57(11): 804-806.
- 13 Zhao D, Qiu X, Wang B, et al. Epiphyseal arterial network and inferior retinacular artery seem critical to femoral head perfusion in adults with femoral neck fractures [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2017, 475(8): 2011-2023.
- 14 Mei J, Liu S, Jia G, 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.
- 15 张迪峰, 余霄, 庞清江. 股骨颈骨折空心钉内固定有限元分析的研究进展 [J]. *中国骨科临床与基础研究杂志*, 2018, 10(4): 247-251.
- 16 邱旭升, 戚晓阳, 陈一心, 等. 空心加压螺钉治疗老年无移位型股骨颈骨折的长期随访研究 [J/CD]. *中华老年骨科与康复电子杂志*, 2019, 5(1): 9-12.
- 17 吴建国, 尹律平, 蔡玉钦. 应用空心螺钉治疗老年股骨颈骨折的疗效 [J/CD]. *中华老年骨科与康复电子杂志*, 2019, 5(4): 196-200.
- 18 Panteli M, Rodham P, Giannoudis PV. Biomechanical rationale for implant choices in femoral neck fracture fixation in the non-elderly [J]. *Injury*, 2015, 46(3): 445-452.
- 19 Luttrell K, Beltran M, Collinge CA. Preoperative decision making in the treatment of high-angle "vertical" femoral neck fractures in young adult patients: an expert opinion survey of the Orthopaedic Trauma Association's membership [J]. *J Orthop Trauma*, 2014, 28(9): e221-e225.
- 20 杨亚军, 马涛, 张小钰, 等. 股骨颈动力交叉钉系统治疗股骨颈骨折近期疗效 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2021, 35(5): 539-543.
- 21 Hu H, Cheng J, Feng M, et al. Clinical outcome of femoral neck system versus cannulated compression screws for fixation of femoral neck fracture in younger patients [J]. *J Orthop Surg Res*, 2021, 16(1): 370.
- 22 Nibe Y, Matsumura T, Takahashi T, et al. A comparison between the femoral neck system and other implants for elderly patients with femoral neck fracture: A preliminary report of a newly developed implant [J]. *J Orthop Sci*, 2021: S0949-2658(21)00153.

(收稿日期: 2021-12-21)

(本文编辑: 吕红芝)

陈纪宝, 鞠玉亮, 管士伟, 等. 股骨颈动力交叉钉与空心拉力钉对Pauwels III型股骨颈骨折稳定性的有限元分析 [J/CD]. *中华老年骨科与康复电子杂志*, 2022, 8(2): 65-73.