

文章编号:1004-7220(2016)06-0548-08

新型锁定钢板与 AO-PHILOS 钢板固定肱骨近端四部分骨折的三维有限元分析

章伟¹, 芮碧宇², 潘焱², 傅士平¹, 张明³, 张云龙², 薛培璘², 陈云丰²

(1. 上海市第八人民医院 骨科, 上海 200235; 2. 上海交通大学附属第六人民医院 骨科, 上海 200233;

3. 武汉市普爱医院 骨科, 武汉 430033)

摘要: **目的** 比较分别使用新型锁定钢板固定和 AO-PHILOS 钢板固定肱骨近端四部分骨折的生物力学表现。 **方法** 建立肩关节、肱骨近端四部分及骨折内固定三维有限元模型。通过有限元分析,比较两种骨折内固定模型在肩关节 4 种外展不同功能位置时应力、位移分布情况。 **结果** 肩关节外展 0°、30°、60°、90°时,新型锁定钢板的最大位移分别为 6.644、7.079、5.850、3.005 mm,而 AO-PHILOS 钢板的最大位移分别为 6.293、6.826、5.774、3.023 mm。两种内固定的最大位移在变化中接近,表明在固定肱骨近端骨折中的稳定性无明显差别。肩关节外展 0°、30°、60°、90°时,新型锁定钢板的最大 Von Mises 应力分别为 1 033.0、904.1、888.1、1 062.0 MPa,而 AO-PHILOS 钢板的最大 Von Mises 应力分别为 743.1、692.4、486.4、393.5 MPa。在不同肩关节外展位过程中,两者总体应力都在逐渐减小,但新型锁定钢板应力减小的范围较大,相对来说,应力分散传递明显。 **结论** 新型锁定钢板和 AO-PHILOS 钢板内固定治疗肱骨近端四部分骨折时,应力分布差异不明显,都表现出稳定的固定效果。但对于有骨质疏松且同时合并大、小结节的肱骨近端骨折时,新型锁定钢板独特的解剖设计及固定效果更具有优势。

关键词: 肱骨近端骨折; 内固定; 锁定钢板; AO-PHILOS 钢板; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.06.548

Three-dimensional finite element analysis on the novel locking plate and AO-PHILOS plate for fixing four-part proximal humeral fractures

ZHANG Wei¹, RUI Bi-yu², PAN Yao², FU Shi-ping¹, ZHANG Ming³, ZHANG Yun-long², XUE Pei-lin², CHEN Yun-feng² (1. Department of Orthopaedics, the Eighth People's Hospital, Shanghai 200235, China; 2. Department of Orthopaedics, the Sixth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200233, China; 3. Department of Orthopaedics, Puai Hospital, Wuhan 430033, China)

Abstract: **Objective** To compare biomechanical performance of four-part proximal humeral fractures fixed by novel locking plate or by AO-PHILOS plate. **Methods** The finite element fixation models of both the novel locking plate and AO-PHILOS plate for four-part proximal humeral fractures were established, respectively. The maximum Von Mises stress and displacement under 4 different functional positions of shoulder abduction in the two fixation models were compared by finite element analysis. **Results** The maximum displacement in shoulder abduction of 0°, 30°, 60°, 90° were 6.644, 7.079, 5.850, 3.005 mm, respectively, in novel locking plate fixation model, and 6.293, 6.826, 5.774, 3.023 mm, respectively, in AO-PHILOS plate fixation model. Since the maximum displacements in both fracture fixation models were similar, it indicated that there was no significant difference in the

收稿日期:2015-12-05; 修回日期:2016-02-02

基金项目:上海市自然科学基金项目(13DZ940702)。

通信作者:陈云丰,副教授,硕士研究生导师,E-mail:drchenyf@aliyun.com。

stability for fixing proximal humeral fracture. The maximum Von Mises stress in shoulder abduction of 0° , 30° , 60° , 90° were 1 033.0, 904.1, 888.1, 1 062.0 MPa in novel locking plate fixation model, while in AO-PHILOS plate fixation model, it showed 743.1, 692.4, 486.4, 393.5 MPa, respectively. During the process of shoulder abduction, the total stress in both fracture fixation models gradually decreased, but the new locking plate decreased in a larger range, showing an obvious stress dispersion. **Conclusions** Both the novel locking plate and AO-PHILOS plate can be used as internal fixation treatment for complex four-part proximal humeral fractures with no significant difference in stress distribution, and both showing a stable fixation effect. For fixing proximal humeral fractures with osteoporosis combined with the great and less tuberosity, the novel locking plate has an advantage over AO-PHILOS plate due to its unique anatomical wings and better fixing effect.

Key words: Proximal humeral fractures; Internal fixation; Locking plate; AO-PHILOS plate; Finite element analysis

肱骨近端骨折是临床常见骨折,发生率占全身骨折的 4% ~ 5%^[1]。在肱骨近端骨折患者中,年龄大于 60 岁的患者比例超过 70%^[2]。研究报告显示,在 1990 ~ 2010 年期间,65 岁以上肱骨近端骨折患者的发病率增加了 28%^[3]。目前,临床对移位、不稳定的肱骨近端骨折常采用手术治疗,常用的内固定物有克氏针、张力带、髓内钉及锁定钢板等,以肱骨近端锁定钢板固定较为常见^[4]。切开复位锁定钢板治疗肱骨近端骨折有很多优点,如成角固定、固定更稳定、患者可早期康复锻炼、肩袖损伤少等^[5],且临床治疗效果也较好^[6]。在治疗复杂的肱骨近端骨折中,当合并有大结节骨折时,骨折块在冈上肌、冈下肌及小圆肌的牵拉作用下势必向后上方分离、移位;若骨块未能解剖复位,则可导致冈上肌、冈下肌和小圆肌长度短缩,肌肉张力下降,引起弹性减弱,从而导致肩袖肌收缩力不强,肩关节外展乏力、内收外旋功能下降、肩关节不稳定^[7]。且大结节骨块向上移位后畸形愈合,易导致继发性肩关节撞击征的发生,引起肩关节疼痛;而小结节骨折块在肩胛下肌的作用下向内移位,未解剖复位会导致肩关节内旋乏力,进一步限制肩关节的内旋运动,使肩关节产生持久的疼痛^[8]。这些均导致肩关节功能不同程度的受限,影响患者的工作和生活^[9]。基于此,本课题组设计及研发出新型肱骨近端锁定钢板(专利号:200920213303.6),该新型设计的肱骨近端锁定钢板对小结节骨折块的固定稳定性较普通固定方法明显增强,具有同时固定大、小结节骨折块的优势。本文选择目前临床运用较为广泛及获得较为满意的治疗效果的 AO-PHILOS 钢板(DePuy Synthes 公司,美国)与新型钢板开展对比研究,进一步验证

钢板的生物力学特性,完善钢板的性能,以期更好解决临床复杂肱骨近端骨折中大、小结节骨折块的固定问题,为临床治疗肱骨近端骨折的内固定选择提供更好的生物力学依据。

1 建模与计算

1.1 建模

1.1.1 建立实体模型 选择 1 名 29 岁健康男性志愿者,身高 175 cm,体重 80 kg。经 X 线检查排除肩关节损伤、肿瘤、畸形等病变。采用 32 层螺旋 CT (Siemens 公司,德国)从上颈椎到胸椎中段以 2 mm 层厚扫描,获得 CT 图片资料。采用 Mimics 10.1 进行肩胛骨、肱骨表面和内部髓腔的三维几何重建。以 600 灰度值为界限区分皮质骨和松质骨^[10],但由于软骨成像不是很清晰,本文中关节面所涉及软骨均为松质骨。将 Mimics 10.1 重建的 STL 模型导入 Geomagic 12.0 中进行曲面重建,构建三维有限元实体模型。

1.1.2 网格划分及材料属性设定 将构建好的骨骼在有限元前处理软件 HyperMesh 10.0 中完成重新装配,采用二阶十节点四面体单元进行网格划分。设定材料属性为线弹性,接触界面均为紧密连接,肱骨皮质骨、松质骨^[10]、肩胛骨^[11]均采用 C3D4 单元;韧带^[12]采用具有弹性的一维桁架单元(truss element),肩关节的 5 条主要韧带(孟肱上韧带、孟肱中韧带、孟肱下韧带、孟肱后韧带、肩袖韧带)采用四边形壳单元。对肱骨皮质骨、肱骨松质骨、韧带、肩胛骨及内固定采取分别赋值的方法。具体材料的相关属性见表 1。

1.1.3 建立有限元分析模型 基于本课题组前期

对肩关节尸体标本的肱骨近端解剖形态结构研究^[14],根据所得相关解剖学数据描绘出大小结节于肱骨近端止点,制作标准的肱骨近端四部分骨折模型(大、小结节骨折),外科颈骨折参照 Lawrence

等^[15]报道的方法制作。建立包括肩关节、肱骨近端四部分骨折模型以及 AO-PHILOS 钢板、新型肱骨近端锁定钢板骨折内固定模型(见图 1)。

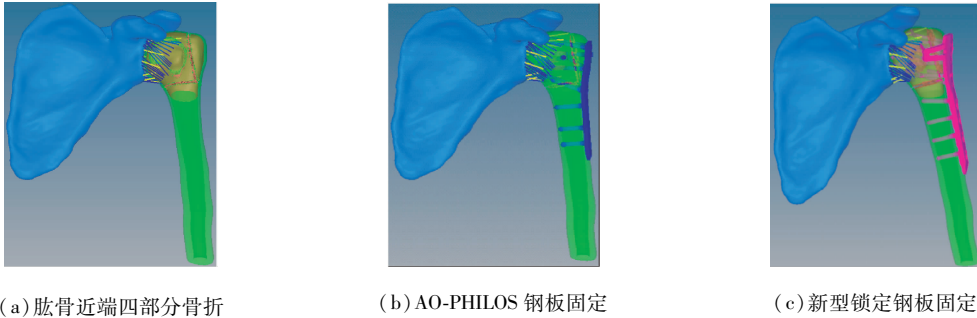


图1 有限元分析模型

Fig. 1 Finite element analysis models (a) Four-part proximal humeral fracture model, (b) AO-PHILOS plate fixation model, (c) Novel locking plate fixation model

表1 材料相关属性

Tab. 1 Mechanical properties of materials

结构	弹性模量/GPa	泊松比	单元数	节点数
肱骨皮质骨 ^[10]	20.00	0.30	121 366	32 116
肱骨松质骨 ^[10]	0.10	0.26	69 671	15 653
肩胛骨 ^[11]	9.00	0.30	98 215	24 536
韧带 ^[12]	0.15	0.30	315	534
钢板(Ti6Al4V) ^[13]	120.00	0.30	17 633	5 705

1.2 计算

1.2.1 载荷与边界条件 在 ABAQUS 6.9 中对各模型施加相同的约束及加载条件,分别进行模型的有限元分析计算。限制肩胛骨及肱骨,在肩关节盂建立局部坐标系, X 轴指向肩胛骨冠状面, Y 轴指向肩胛骨水平面, Z 轴指向肩胛骨矢状面。通过建立耦合单元(coupling element)耦合肱骨大、小结节表面,施加3个方向的载荷,以模拟解剖方向肩袖肌收缩力的情况。

1.2.2 肩袖肌力量值的参数设计及加载方向 主要通过模拟牵拉肩袖肌(冈上肌、肩胛下肌、冈下肌+小圆肌),分别于不同的解剖方向进行加载。在牵拉过程中,取肩袖肌在生理状况下产生的最大收缩力进行牵拉测试。Keating 等^[16]研究发现,冈下肌和小圆肌产生的收缩力分别达到 97、40 N,故

取两者和的近似值 150 N。Hughes 等^[17]研究表明,肩关节外展时,冈上肌产生的最大收缩力为 117 N; Heckman 等^[18]研究发现,肩胛下肌的最大收缩力为 225 N。根据 Apreleva 等^[19]报道的方法,对肩袖肌各方向施加载荷,分别模拟3个方向的最大收缩力。如图 2 所示,冈上肌(黄色)作用方向与 Y 轴顺时针方向成 172° 夹角,肩胛下肌(蓝色)作用方向与 Y 轴顺时针方向成 122° 夹角,冈下肌+小圆肌(粉色)作用方向与 Y 轴顺时针方向成 129° 夹角。用耦合单元分别连接3组肌肉于肱骨止点及肩胛骨起点的中点,在中点上施加载荷。

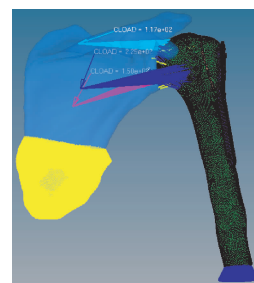


图2 肩袖肌的加载方向及载荷

Fig. 2 Loading direction and load on rotator cuff muscles

1.2.3 评价指标 获得两种骨折内固定模型的最大位移、最大 Von Mises 应力、位移及应力分布云图,并进行比较。

2 结果

2.1 两种内固定模型最大位移比较

由图 3 所示的两种内固定模型的最大位移云图可知,肩关节外展 0° 、 30° 、 60° 、 90° 时,新型锁定钢板的最大位移分别为 6.644、7.079、5.850、3.005 mm,

而 AO-PHILOS 钢板的最大位移分别为 6.293、6.826、5.774、3.023 mm。在不同肩关节外展过程中,随着肩袖肌牵拉作用,两种内固定最大位移均在减小,符合肩关节解剖的生理特性;而且两种内固定的最大位移在变化中接近,表明在固定肱骨近端骨折中的稳定性无明显差别。

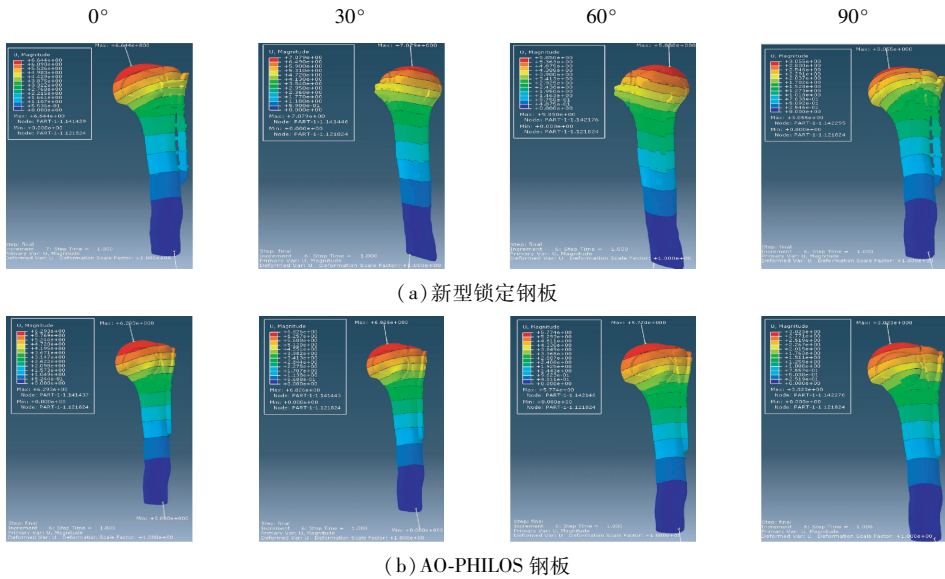


图 3 不同肩关节外展位下两种骨折内固定模型最大位移云图

Fig.3 Contour of the maximum displacement for two fracture fixation models under different positions of shoulder abduction

(a) Novel locking plate fixation model, (b) AO-PHILOS plate fixation model

2.2 两种内固定模型最大 Von Mises 应力比较

由图 4 所示的两种内固定模型最大 Von Mises 应力云图可知,肩关节外展 0° 、 30° 、 60° 、 90° 时,新型锁定钢板的最大 Von Misses 应力分别为 1 033.0、904.1、888.1、1 062.0 MPa,而 AO-PHILOS 钢板的最大 Von Misses 应力分别为 743.1、692.4、486.4、393.5 MPa。在不同肩关节外展位过程中,新型锁定钢板与 AO-PHILOS 应力主要集中在钢板的内侧距,两者总体应力都在逐渐减小,但新型锁定钢板应力减小的范围较大,相对来说,应力分散传递明显。单枚螺钉固定的应力较新型锁定钢板的小结节翼固定大,集中更为明显;而新型锁定钢板固定小结节骨折,应力分散明显。

2.3 两种内固定模型 Von Mises 应力比较

如图 5 所示,在不同肩关节外展位过程中,肱骨近端表面总体应力分布均匀,但新型锁定钢板固定小结节骨折块中应力相对分散;两种内固定模型总

体应力集中明显,表明两种内固定物在固定肱骨近端骨折时所获得效果稳定,但应力遮挡明显。

3 讨论

3.1 锁定钢板在肱骨近端骨折临床治疗优势

肱骨近端骨折临床治疗过程中,Neer 三部分及四部分复杂肱骨近端骨折占有相当的比例;其临床治疗极具挑战性,治疗上尚无统一标准。Burkhart 等^[20] 研究显示,临床许多证据支持个性化治疗肱骨近端骨折。临床约 80% 的肱骨近端骨折为微小移位骨折,无移位或轻度移位的肱骨近端骨折采用非手术治疗通常能取得满意的疗效^[21]。复杂的骨折若采用保守治疗,其治疗效果并不十分理想,患肩通常疼痛明显,功能活动效果不佳,从而影响患者的生活质量。Olerud 等^[22] 研究发现,对于三部分肱骨近端骨折,采取保守治疗的患者肩关节功能、活动度及生活质量等均劣于锁定钢板内固定治疗。锁定钢板

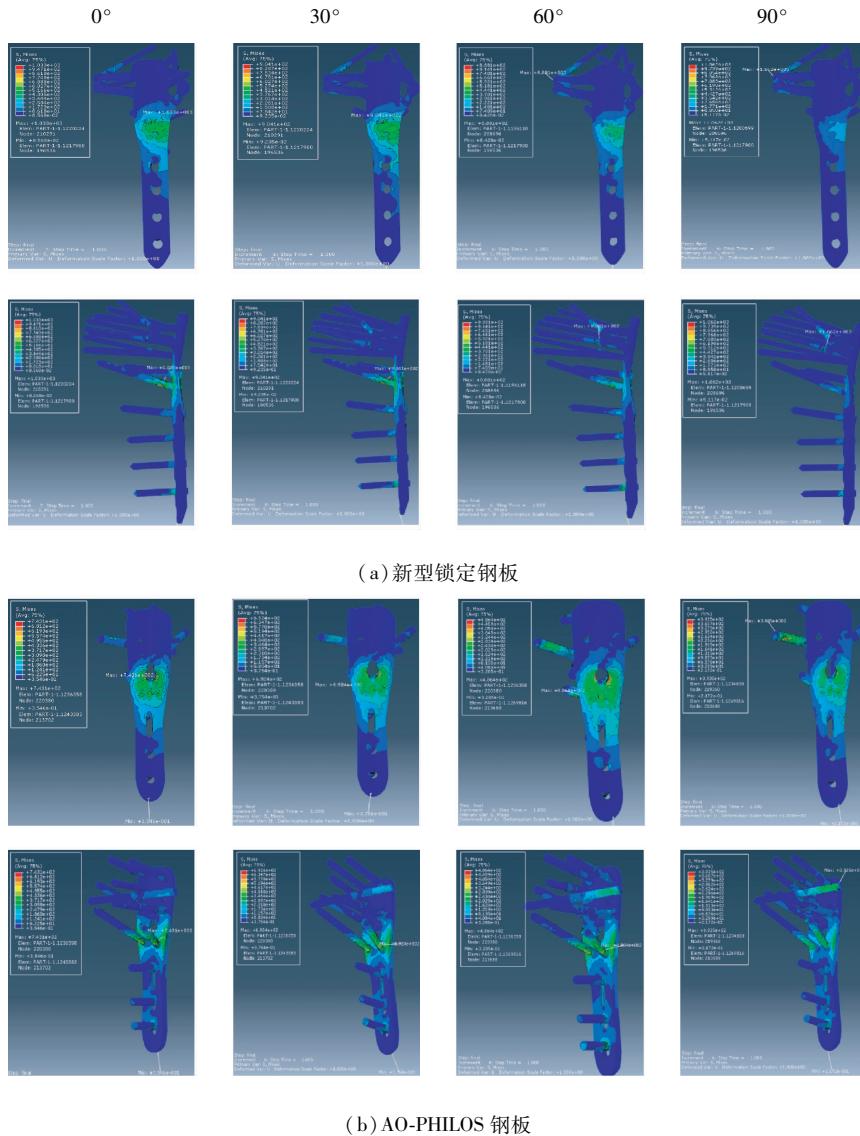


图4 不同肩关节外展位下两种内固定模型最大 Von Mises 应力分布云图

Fig. 4 Contour of the maximum Von Mises stress for two fracture fixations models under different positions of shoulder abduction

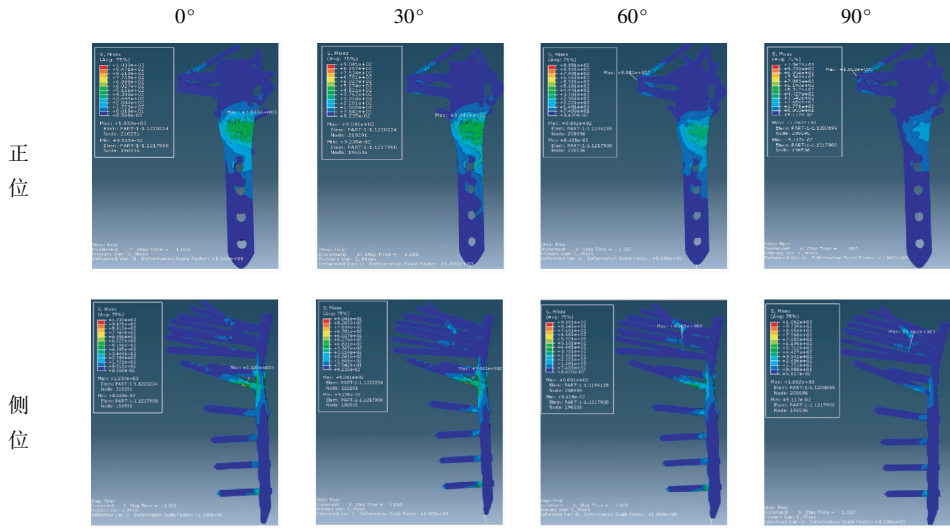
(a) Novel locking plate fixation model, (b) AO-PHILOS plate fixation model

常用于治疗移位、不稳定的肱骨近端骨折,具有成角固定、固定更牢靠及允许早期功能锻炼等优点,较适用于骨质疏松性骨折^[5],患者肩袖损伤少,可早期康复锻炼^[5]。对于使用微创接骨板技术(minimally invasive plate oseoyntesis, MIPO)治疗肱骨近端骨折,已获得满意的临床和影像学结果^[23],故在临床上使用较为广泛,目前已成为治疗移位、不稳定肱骨近端骨折的首选内固定器械。Ockert等^[24]为期10年的锁定钢板治疗有移位肱骨近端骨折随访结果表明,大多数患者肩关节功能表现出优良的结果。因

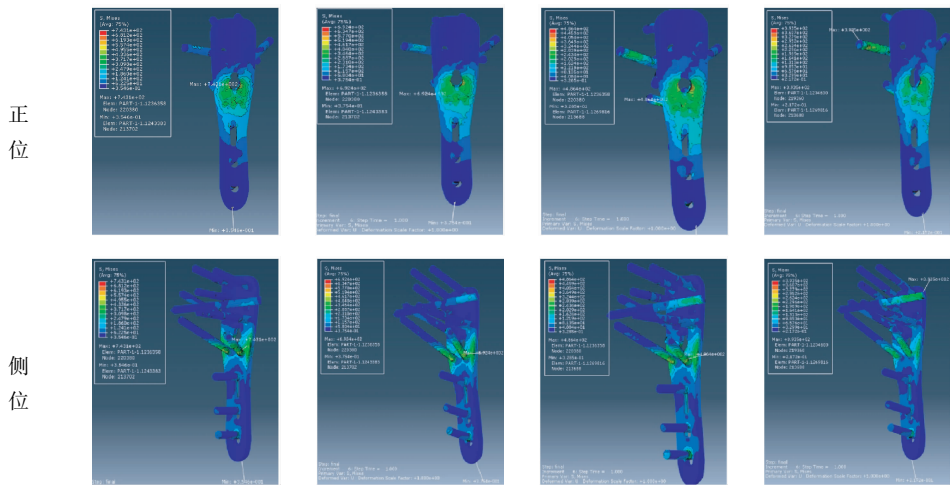
此,锁定钢板在治疗肱骨近端骨折有其独特的优势及价值。

3.2 肩关节及肱骨近端四部分骨折三维有限元分析

肩关节是全身活动范围最大的关节^[7]。肩的运动范围大,组成部分较多,且这些部分在大小和形状上均有很大的个体差异,解剖结构复杂,任何一个功能动作的完成,往往有多部分参与协作完成;同时,肩关节因其特殊的骨性对合关系,其稳定性与周围的动力性软组织结构(肌肉、肌腱、关节囊等)密切相关^[19]。因此,在临床实验操作过程中对肩关



(a) 新型锁定钢板



(b) AO-PHILOS 钢板

图 5 不同肩关节外展位下两种骨折内固定模型 Von Mises 应力分布云图

Fig.5 Contour of the Von Mises stress for two fracture fixation models under different positions of shoulder abduction

(a) Novel locking plate fixation model, (b) AO-PHILOS plate fixation model

节进行特定状态的力学状况分析较为困难。目前, 肩关节及肱骨近端的生物力学研究一般采用体外实验的方法。但体外实验存在诸多的缺点, 如尸体标本有限、实验条件要求高、模拟正常的生理状态力学加载难以实现; 另一方面, 尸体标本是在体外状态下进行测定, 因而同体内状态相比, 会丢失部分力学信息, 对结果造成一定的偏倚; 此外, 目前试验力学所测定的主要是肩关节骨表面的点应力、应变等数值, 而结构的内部力学状况无法得知; 并且由于个体差异所致实验结果的可重复性差^[25], 使实验结果对临

床治疗效果缺乏较好的吻合性和具体的指导意义。随着有限元方法在骨科领域的广泛开展与应用, 肩关节三维有限元分析的优越性日显突出, 它可以模拟肩关节不同的病理状况, 分析其异常的应力场, 从而探讨肩关节病变的生物力学原因。建立正常的肩关节或肱骨近端骨折模型成为研究肩关节及肱骨近端骨折生物力学的首选。本课题组根据 Feerick 等^[26]提出的方法, 对所建有限元模型的力学测试进行验证, 符合文献报道方法。因此, 有必要进一步完善所建新型肱骨近端锁定钢板内固定骨折的三维有

限元模型,验证其生物力学稳定性。

3.3 两种内固定骨折模型生物力学研究

比较两种内固定最大 Von Mises 应力发现,在不同肩关节外展位过程中,两者总体应力都逐渐减小,但新型锁定钢板应力减小的范围较大,相对来说,应力分散传递明显。在不同肩关节外展位方向, AO-PHILOS 钢板在承受载荷时应力均小于钛合金屈服强度(850 MPa),而新型锁定钢板最大应力大于或接近于 850 MPa,超出其材料的屈服强度,会发生屈服^[27]。比较两种内固定应力分布比较发现,在肩关节外展 0°、30°、60° 时,新型锁定钢板与 AO-PHILOS 钢板固定模型的应力都集中于内侧距,无明显差别;但单枚螺钉固定应力集中,而新型锁定钢板大、小结节侧翼应力分布均匀。肩关节外展 90° 时,新型锁定钢板与 AO-PHILOS 钢板固定模型的应力都集中于内侧距, AO-PHILOS 钢板应力集中范围大于新型锁定钢板,差异明显;单枚螺钉固定应力集中,而新型锁定钢板集大、小结节侧翼应力分布均匀。肩关节外展 0°、30°、60°、90° 时,两种内固定方式固定骨折在肩关节的外展活动中最大位移接近,两者在不同肩关节外展位总体位移无明显统计学差异,说明两种内固定物在固定肱骨近端骨折时所获得的效果稳定。

3.4 新型肱骨近端锁定钢板的临床应用及优势

在本研究中,新型肱骨近端锁定钢板近端主干螺钉锁定方向的设计,具有多角度成角稳定;钢板近端主干螺钉锁定方向的设计与肱骨头骨密度的分布紧密相结合;更加注重钢板近端肱骨头内侧柱支撑螺钉的设计,采用的 3 枚内侧支撑螺钉重建内侧柱支撑设计,其生物力学稳定性优于未重建肱骨近端内侧柱支撑,更符合目前临床治疗骨折的特点。同时,该钢板两侧叶独特设计,几乎能够覆盖大、小结节的大部分面积而不压迫肩袖肌止点,适用于合并或单纯大、小结节骨折的复杂肱骨近端骨折,对于患者术后的肩关节的活动影响将明显减少。钢板近端也保留了一些缝合孔,能够为缝线提供附着点,这尤其适用于合并有肩袖肌止点撕脱骨折,而无法采用螺钉固定的情况。新型锁定钢板与 AO-PHILOS 钢板及螺钉应力集中主要体现在内侧距,同时亦表明临床中重建内侧柱的重要性。在随着肩关节外展变化过程中,两种内固定的钢板及螺钉的应力均在逐

渐减小,但新型锁定钢板及螺钉的应力减小更加明显,应力分散传递显著。因此,该新型肱骨近端锁定钢板在治疗复杂肱骨近端骨折的患者中更具有优势,其有效的生物力学稳定性特点,将在临床中运用更加广泛。

4 结论

综上所述,新型锁定钢板与 AO-PHILOS 钢板在治疗肱骨近端四部分骨折时,肱骨近端表面的应力总体分布均匀,差异不明显,应力都集中钢板内侧距,均表现出稳定的固定效果,两者亦存在应力遮挡效应。而且,新型设计的肱骨近端锁定钢板对大、小结节骨折块的固定时所产生的应力分布较单枚螺钉固定均匀,具有同时固定大、小结节骨折块的优势,在临床治疗中适用于治疗合并大和(或)小结节骨折的三、四部分的复杂肱骨近端骨折。因此,对于有骨质疏松且同时合并大、小结节的肱骨近端骨折时,新型锁定钢板独特的解剖设计及固定效果更具有优势,将为临床提供更好的内固定选择。

参考文献:

- [1] BENGNER U, JOHNNELL O, REDLUND-JOHNELL I. Changes in the incidence of fracture of the upper end of the humerus during a 30-year period. A study of 2125 fractures [J]. Clin Orthop Relat Res, 1988, 231: 179-182.
- [2] SUDKAMP N, BAYER J, HEPP P, *et al.* Open reduction and internal fixation of proximal humeral fractures with use of the locking proximal humerus plate. Results of a prospective, multicenter, observational study [J]. J Bone Joint Surg Am, 2009, 91(6): 1320-1328.
- [3] KHATIB O, ONYEKWELU I, ZUCKERMAN JD. The incidence of proximal humeral fractures in New York State from 1990 through 2010 with an emphasis on operative management in patients aged 65 years or older [J]. J Shoulder Elbow Surg, 2014, 23(9): 1356-1362.
- [4] AARON D, SHATSKY J, PAREDES JC, *et al.* Proximal humeral fractures: Internal fixation [J]. Instr Course Lect, 2013, 62: 143-154.
- [5] FRIESS DM, ATTIA A. Locking plate fixation for proximal humerus fractures: A comparison with other fixation techniques [J]. Orthopedics, 2008, 31(12): 301-305.
- [6] BRUNNER F, SOMMER C, BAHRIS C, *et al.* Open reduction and internal fixation of proximal humerus fractures

- using a proximal humeral locked plate: A prospective multi-center analysis [J]. *J Orthop Trauma*, 2009, 23(3): 163-172.
- [7] GOLDSTEIN B. Shoulder anatomy and biomechanics [J]. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2004, 15(2): 313-349.
- [8] HARDEMAN F, BOLLARS P, DONNELLY M, *et al.* Predictive factors for functional outcome and failure in angular stable osteosynthesis of the proximal humerus [J]. *Injury*, 2012, 43(2): 153-158.
- [9] GRUSON KI, RUCHELSMAN DE, TEJWANI NC. Isolated tuberosity fractures of the proximal humeral: Current concepts [J]. *Injury*, 2008, 39(3): 284-298.
- [10] DUPREY S, BRUYERE K, VERRIEST JP. Human shoulder response to side impacts: A finite element study [J]. *Computer Methods Biomech Biomed Engin*, 2007, 10(5): 361-370.
- [11] 沈翔. 肩胛骨三维有限元模型的建立和应力分布的研究 [D]. 长沙: 中南大学硕士学位论文, 2006.
- [12] TADA S, STEGAROIU R, KITAMURA E, *et al.* Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis [J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2003, 18(3): 357-368.
- [13] FEERICK EM, KENNEDY J, MULLETT H, *et al.* Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures [J]. *Med Eng Phys*, 2013, 35(6): 712-722.
- [14] 朱乃锋, 张睿, 陈云丰, 等. 肱骨近端骨折手术安全区的解剖学研究及临床意义. *中国临床解剖学杂志*, 2011, 29(2): 168-170.
- [15] LAWRENCE R, HUFF MD, PHILLIP A, *et al.* Proximal humeral fracture fixation: A biomechanical comparison of two constructs [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013, 22(1): 129-136.
- [16] KEATING JF, WATERWORTH P, SHAW-DUNN J, *et al.* The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1993, 75(1): 137-140.
- [17] HUGHES RE, AN KN. Force analysis of rotator cuff muscles [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1996, 330: 75-83.
- [18] HECKMAN DS, HOOVER SA, WEINHOLD PS, *et al.* Re-pair of lesser tuberosity osteotomy for shoulder arthroplasty: Biomechanical evaluation of the Backpack and Dual Row techniques [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011, 20(3): 491-496.
- [19] APRELEVA M, PARSONS IM 4th, WARNER JJ, *et al.* Experimental investigation of reaction forces at glenohumeral joint during active abduction [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2000, 9(5): 409-417.
- [20] BURKHART KJ, DIETZ SO, BASTIAN L, *et al.* The treatment of proximal humeral fracture in adults [J]. *Dtsch Arztebl Int*, 2013, 110(35-36): 591-597.
- [21] VALLIER HA. Treatment of proximal humerus fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2007, 21(7): 469-476.
- [22] Olerud P, Ahrengart L, Ponzer S, *et al.* Hemiarthroplasty versus nonoperative treatment of displaced 4-part proximal humeral fractures in elderly patients: A randomized controlled trial [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011, 20(7): 1025-1033.
- [23] SOHN HS, SHIN SJ. Minimally invasive plate osteosynthesis for proximal humeral fractures: Clinical and radiologic outcomes according to fracture type [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2014, 23(9): 1334-1340.
- [24] OCKERT B, SIEBENBÜRGER G, KETTLER M, *et al.* Long-term functional outcomes (median 10 years) after locked plating for displaced fractures of the proximal humerus [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2014, 23(8): 1223-1231.
- [25] DUPREY S, BRUYERE K, VERRIEST JP. Influence of geometrical personalization on the simulation of clavicle fractures [J]. *J Biomech*, 2008, 41(1): 200-207.
- [26] FEERICK EM, KENNEDY J, MULLETT H, *et al.* Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures [J]. *Med Eng Phys*, 2013, 35(6): 712-722.
- [27] 曾浪青, 陈云丰, 张长青, 等. 重建钢板与钛制弹性钉两种内固定方式治疗锁骨中段骨折的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2013, 28(4): 441-447.
- ZENG LQ, CHEN YF, ZHANG CQ, *et al.* Finite element analysis on titanium elastic nail and reconstruction plate fixation for midshaft clavicular fractures [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(4): 441-447.