

骨质疏松性肱骨近端骨折 PMMA 骨水泥强化螺钉钢板固定的有限元分析

王伟斌,袁欣华,扶青松,韩欣攸

(中国科学院大学宁波华美医院,浙江 宁波 315010)

【摘要】 目的:借助有限元分析的方法探讨肱骨近端聚甲基丙烯酸甲酯(polymethyl methacrylate,PMMA)骨水泥强化螺钉钢板固定对骨质疏松性肱骨近端骨折内固定稳定性的影响。方法:制作肱骨近端 2 部分骨折伴干骺端骨缺损的不稳定肱骨近端骨折数字化模型,分别建立肱骨近端骨水泥强化螺钉钢板固定及普通螺钉钢板固定的有限元模型,分析螺钉周围松质骨应力、整体刚度、钢板最大应力及螺钉最大应力。结果:肱骨近端骨水泥强化螺钉钢板固定的头端 6 枚螺钉周围松质骨最大应力分别为:1 号钉 1.07 MPa,2 号钉 0.43 MPa,3 号钉 1.16 MPa,4 号钉 0.34 MPa,5 号钉 1.99 MPa,6 号钉 1.57 MPa,普通螺钉钢板固定为:1 号钉 2.68 MPa,2 号钉 0.67 MPa,3 号钉 4.37 MPa,4 号钉 0.75 MPa,5 号钉 3.30 MPa,6 号钉 2.47 MPa。两组模型的整体刚度分别为:骨水泥结构 448 N/mm、普通结构 434 N/mm。钢板的最大应力均出现在结合孔:骨水泥结构 701 MPa、普通结构 420 MPa。螺钉的最大应力均出现在 4 号钉的尾端:骨水泥结构 284 MPa、普通结构 240.8 MPa。结论:通过有限元分析的方法证实肱骨近端 PMMA 骨水泥强化螺钉钢板固定骨质疏松性肱骨近端骨折能有效减少螺钉周围松质骨应力,增强骨折术后初始稳定性,从而防止螺钉穿出及肱骨头塌陷的发生。

【关键词】 肱骨近端骨折; 骨水泥; 螺钉强化; 有限元分析

中图分类号:R683.41

DOI:10.12200/j.issn.1003-0034.2023.03.013

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Finite element analysis of PMMA bone cement reinforced screw plate fixation for osteoporotic proximal humeral fracture

WANG Wei-bin, YUAN Xin-hua, FU Qing-song, HAN Xin-you (Hua Mei Hospital, University of Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315010, Zhejiang, China)

ABSTRACT Objective With the help of finite element analysis, to explore the effect of proximal humeral bone cement enhanced screw plate fixation on the stability of internal fixation of osteoporotic proximal humeral fracture. **Methods** The digital model of unstable proximal humeral fracture with metaphyseal bone defect was made, and the finite element models of proximal humeral fracture bone cement enhanced screw plate fixation and common screw plate fixation were established respectively. The stress of cancellous bone around the screw, the overall stiffness, the maximum stress of the plate and the maximum stress of the screw were analyzed. **Results** The maximum stresses of cancellous bone around 6 screws at the head of proximal humeral with bone cement enhanced screw plate fixation were 1.07 MPa for No.1 nail, 0.43 MPa for No.2 nail, 1.16 MPa for No.3 nail, 0.34 MPa for No.4 nail, 1.99 MPa for No.5 nail and 1.57 MPa for No.6 nail. These with common screw plate fixation were: 2.68 MPa for No.1 nail, 0.67 MPa for No.2 nail, 4.37 MPa for No.3 nail, 0.75 MPa for No.4 nail, 3.30 MPa for No.5 nail and 2.47 MPa for No.6 nail. Overall stiffness of the two models is 448 N/mm for bone cement structure and 434 N/mm for common structure. The maximum stress of plate appears in the joint hole: 701MPa for bone cement structure and 420MPa for common structure. The maximum stress of screws appeared at the tail end of No.4 nail: 284 MPa for bone cement structure and 240.8 MPa for common structure. **Conclusion** Through finite element analysis, it is proved that the proximal humerus bone cement enhanced screw plate fixation of osteoporotic proximal humeral fracture can effectively reduce the stress of cancellous bone around the screw and enhance the initial stability after fracture operation, thus preventing from penetrating out and humeral head collapsing.

KEYWORDS Proximal humeral fracture; Bone cement; Screw reinforcement; Finite element analysis

基金项目:宁波市自然科学基金(编号:2016A610145;2016A610142)

Fund program: Ningbo Natural Science Foundation(No.2016A610145; No.2016A610142)

通讯作者:袁欣华 E-mail:13566562481@163.com

Corresponding author: YUAN Xin-hua E-mail:13566562481@163.com

肱骨近端骨折约占所有骨折的 5%，占肱骨骨折的 45%^[1]。主要发生于老年骨质疏松人群。目前存在多种手术方法，包括髓内、髓外固定和肩关节置换^[2-3]。手术内固定的主要目的在于提供良好的初始稳定性，便于早期功能锻炼。但是骨质疏松患者的螺钉把持力明显下降，导致内固定的初始稳定性下降^[4]。随着锁定钢板在肱骨近端的广泛应用，内固定初始稳定性有所提升，但仍有 13% 的内固定失效^[5-6]。多项生物力学实验证明肱骨近端骨水泥强化螺钉钢板固定能有效提升初始稳定性^[7-9]。一项临床研究也同样证实，肱骨近端骨水泥强化螺钉钢板固定能减少术后早期复位丢失及螺钉穿出^[10]。但目前尚无相关有限元研究。本文拟通过有限元分析的方法，探讨肱骨近端聚甲基丙烯酸甲酯(polymethyl methacrylate, PMMA) 骨水泥强化螺钉钢板固定对骨质疏松性肱骨近端骨折内固定稳定性的影响，进一步证明其在提高内固定初始稳定性方面的作用，为临床应用提供参考。

1 资料与方法

1.1 CT 三维重建肱骨近端模型获取

选择 1 名 65 岁女性，体重 55 kg，影像检查及临床排除畸形，无创伤及手术史，行肩关节薄层 CT 扫描，将 CT 扫描图像数据导入 Mimics 21.0 软件中，确定坐标轴方向，并且根据 CT 灰度值提取目标骨轮廓。对该模型经过包覆(warped)以及光滑(smoothed)处理，获得 STL 格式文件的几何模型。为了在通用三维建模软件 UG 中使上述人体肱骨模型与钛合金钢板模型相配合，因此需要将 STL 格式文件的点云模型在 Geomagic Studio 进行转换，并导出 STP 格式的三维几何模型。见图 1。

1.2 建立肱骨近端骨折内固定的有限元模型

1.2.1 钛合金锁定钢板、螺钉及骨水泥结构网格模型 手术中所使用的钛合金钢板为曲面结构，并带有锁定螺纹。正常钛合金螺钉为实心钉(直径 3.5 mm)，但注射骨水泥的钛合金螺钉为空心结

构(外径 3.5 mm, 内径 1.7 mm, 距离末端 2 mm 处有 3 个侧向开孔)。实心钉头端距关节面 5~7 mm, 长度为偶数; 空心钉长度在正常实心钉长度的基础上再短 4 mm。设置骨水泥结构为半径 4.5 mm、高度 6.8 mm 的圆柱体结构, 体积 0.5 ml, 由于骨水泥与骨小梁紧密结合, 因此可视骨水泥与骨骼接触区域在变形时有相同的位移, 分析时将骨水泥处理成如图 2 中所示的结构。为了获得良好的网格质量, 在有限元网格前处理软件 Hypermesh2020 中划分网格。锁定钢板、钛合金螺钉以及骨水泥结构的有限元网格图见图 2。

1.2.2 整体装配示意图以及材料属性 制作肱骨近端二部分不稳定性骨折, 外科颈处缺损 1 cm^[11]。复

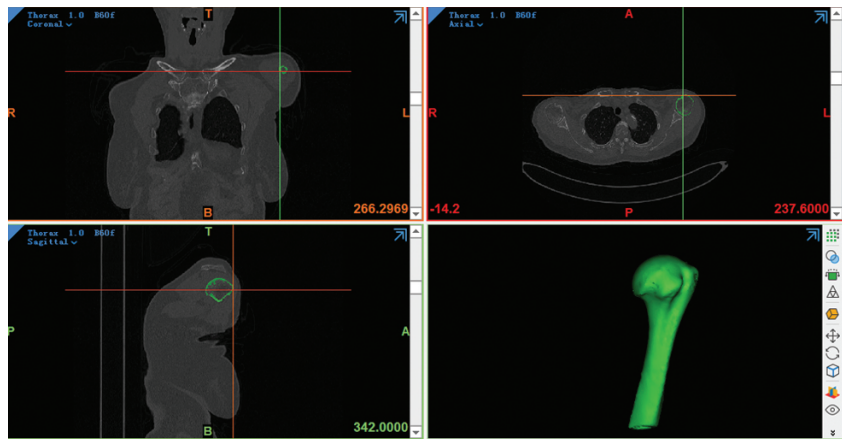


图 1 Mimics 软件中提取人体三维肱骨模型

Fig.1 Extraction of three-dimensional humerus model from mimics software

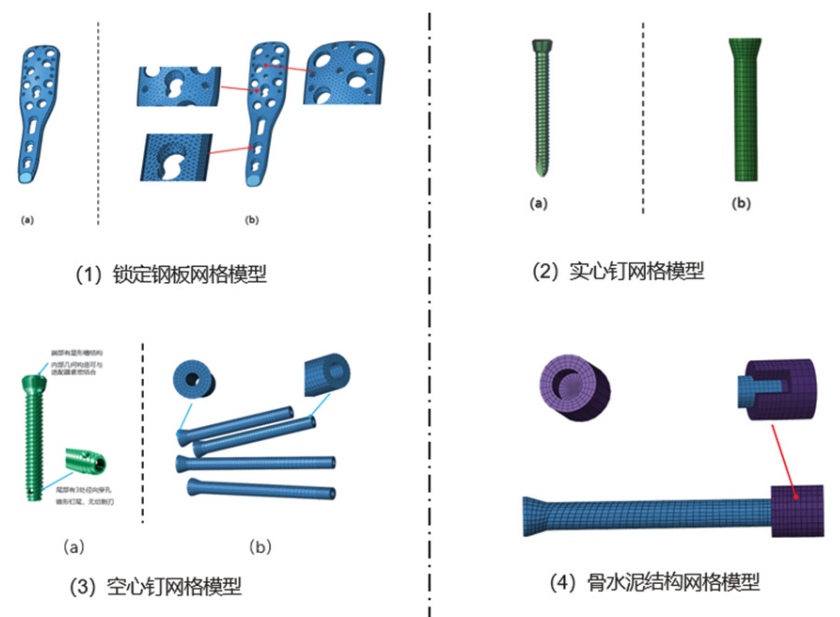


图 2 钛合金锁定钢板及螺钉网格模型

Fig.2 Titanium locking plate and screw grid model

位后钢板螺钉内固定。为了后续有限元分析材料赋值方便,将骨折处以上部分视为松质骨区域,将骨折处以下部分视为皮质骨区域。有限元分析中皮质骨和松质骨模型见图 3。

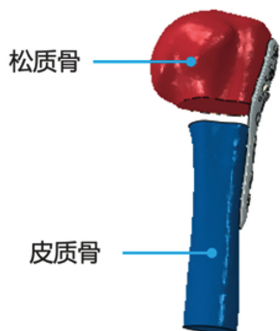
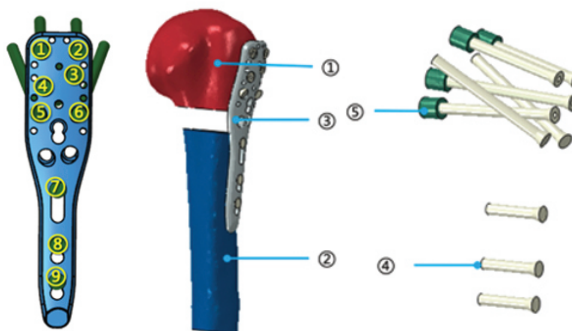


图 3 有限元分析中皮质骨和松质骨模型

Fig.3 Cortical and cancellous bone models in finite element analysis

由于需要定量分析骨水泥强化对肱骨近端术后提升的影响,选定不同钢钉作为对比分析,比较不同部位施加骨水泥结构后模型应力的变化。增加骨水泥结构的钛合金钢钉位置见图 4, 各个部件的材料参数以及网格类型见表 1^[12]。



注:①为松质骨;②为皮质骨;③为钛合金钢板;④为锁定头螺钉;⑤为骨水泥

图 4 骨水泥结构的钛合金钢钉位置

Fig.4 Location of titanium nails on bone cement structure

表 1 各个部件的材料参数以及网格类型

Tab.1 Material parameters and grid types of each component

编号	名称	弹性模量	泊松比	单元类型	网格数量
①	松质骨	660 MPa	0.2	C3D10	238 621
②	皮质骨	8 844 MPa	0.26	C3D10	149 206
③	钛合金钢板	114 GPa	0.33	C3D10	27 645
④	锁定头螺钉	114 GPa	0.33	C3D8	19 725
⑤	骨水泥	2 300 MPa	0.45	C3D8	2 064
共计					437 261

1.3 边界条件以及载荷

约束肱骨远端 X、Y、Z、RX、RY、RZ 6 个自由度,模型整体倾斜 25°并在加载区域施加 300 N 的竖向载荷,模拟术后肩关节辅助功能锻炼的受力情况^[13]。有限元分析的边界条件和加载示意图见图 5。

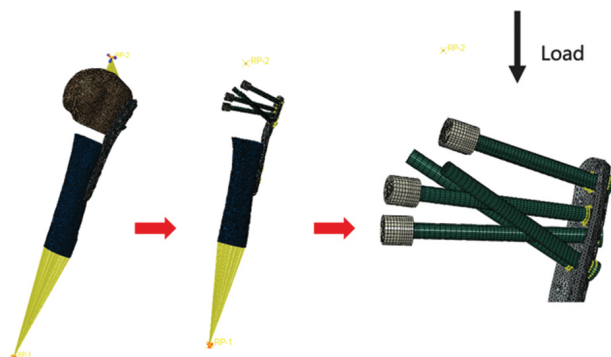


图 5 有限元分析中边界条件和加载示意图

Fig.5 Schematic diagram of boundary conditions and loading in finite element analysis

1.4 观测指标

对有限元模型进行有效性验证后,观测并比较近端螺钉周围松质骨的 Von Mises 应力,同时观测两种结构的整体刚度、钢板的最大 Von Mises 应力及螺钉的最大 Von Mises 应力。

2 结果

2.1 结构整体变形分析

结构抵抗变形能力的大小由结构的刚度决定。对于本项目中增加了骨水泥结构的螺钉与普通螺钉在相同边界条件下,施加相同的力,结构整体的承载能力也有所不同。对两条刚度曲线进行拟合可以得到无骨水泥的普通结构的刚度为 434 N/mm,而增加了骨水泥的骨水泥结构的刚度为 448 N/mm。不同固定螺钉下结构整体的刚度见图 6。

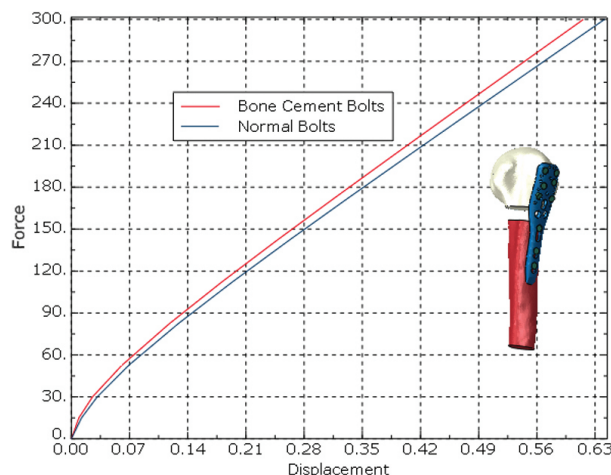


图 6 不同固定螺钉下结构整体的刚度

Fig.6 Stiffness of the whole structure under different fixing screws

2.2 钢板及螺钉最大应力

通过观察两个结构中钢板及螺钉的应力云图,发现钢板应力均集中在结合孔的部位,其中骨水泥结构的钢板最大应力为 701 MPa,普通结构的钢板最大应力为 420 MPa。对所有螺钉的最大应力进行分析发现,2 个结构中 4 号钉尾部的应力最大,其中骨水泥结构中 4 号钉最大应力为 284 MPa,普通结构中 4 号钉最大应力为 240.8 MPa。两种结构的整体应力云图见图 7、图 8。

2.3 不同位置螺钉周围松质骨应力分析

为了比较增加骨水泥结构螺钉和普通螺钉支撑下的肱骨近端螺钉附近的应力大小,对①-⑥号螺钉钉位置附近的松质骨应力做了汇总(图 9),为了方便在后处理中提取与螺栓接触的肱骨内部结构的应力,在有限元计算时增加了厚度为 0.001 mm 的蒙皮,同时在结果提取时统一设定应力云图的上下限数值以便于相互比较。

图 9 中:1 号位置处骨水泥结构周围松质骨最大应力只有 1.07 MPa,而普通螺钉周围松质骨最大应力为 2.68 MPa,骨水泥结构的增强使得该位置处松质骨最大应力减小了 60.1%。2 号位置处骨水泥结构周围松质骨最大应力为 0.43 MPa,而普通螺钉的周围松质骨最大应力为 0.67 MPa,骨水泥结构的增

强使得该位置处松质骨最大应力减小了 35.8%。3 号位置处骨水泥结构的周围松质骨最大应力为 1.16 MPa,而普通螺钉的周围松质骨最大应力为 4.37 MPa,骨水泥结构的增强使得该位置处松质骨最大应力减小了 73.4%。4 号位置处骨水泥结构的周围松质骨最大应力为 0.34 MPa,而普通螺钉的周围松质骨最大应力为 0.75 MPa,骨水泥结构的增强使得该位置处松质骨最大应力减小了 54.7%。由于 5 号位置处螺钉没有骨水泥,但是 1~4 号螺钉骨水泥依然对 5 号区域的周围松质骨最大应力产生影响,比较骨水泥结构的螺钉和普通结构螺钉的周围松质骨最大应力,可以发现骨水泥结构的周围松质骨最大应力只有 1.99 MPa,而普通螺钉的周围松质骨最大应力为 3.30 MPa,骨水泥结构的增强使得该位置处周围松质骨最大应力减小了 39.7%。同样,对于 6 号位置而言,骨水泥结构的周围松质骨最大应力只有 1.57 MPa,而普通螺钉的周围松质骨最大应力为 2.47 MPa,骨水泥结构的增强使得该位置处周围松质骨最大应力减小了 36.4%。见表 2。

3 讨论

尽管肱骨近端骨折的内固定方式不断发展,但肱骨头螺钉的牢固锚定仍是这些内固定方式的薄弱环节,也是导致内固定失效的主要原因^[7]。目前增加



图 7 骨水泥结构的钢板及螺钉应力云图

Fig.7 Stress nephogram of plate and screws with bone cement structure



图 8 普通结构的钢板及螺钉应力云图

Fig.8 Stress nephogram of plate and screws of common structure

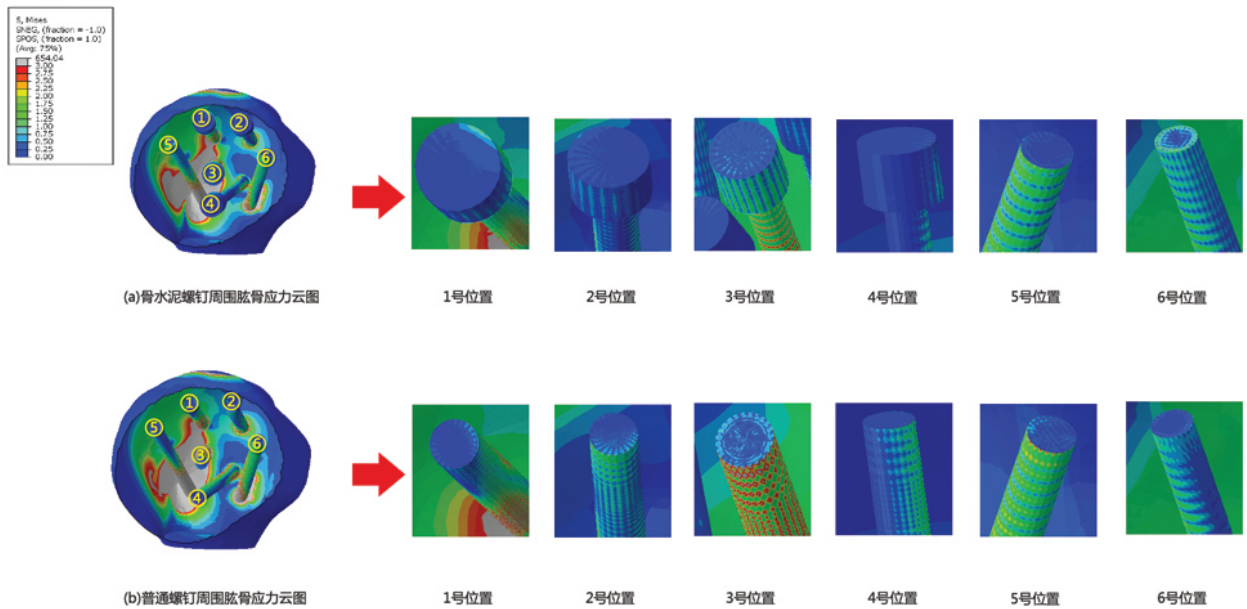


图 9 不同钛合金螺钉位置处的肱骨应力云图
Fig.9 Stress nephogram of humerus at different titanium screw positions

表 2 不同 6 个位置螺钉周围松质骨最大应力汇总
Tab.2 Summary of maximum stress of cancellous bone around screws in 6 different positions

位置编号	骨水泥螺钉固定/MPa	普通钛合金螺钉/MPa	应力变化/%
1	1.07	2.68	60.1
2	0.43	0.67	35.8
3	1.16	4.37	73.4
4	0.34	0.75	54.7
5	1.99	3.30	39.7
6	1.57	2.47	36.4

内固定术后的初始稳定性的方法主要有以下几种：肱骨距螺钉，空腔骨替代物或自体骨填充，髓内腓骨植入及螺钉头端骨水泥强化^[14-15]。肱骨距螺钉能有效增强肱骨近端的内侧支撑，但部分患者可能因为骨骼较小或者术者内固定放置问题导致肱骨距螺钉无法植入或者无法植入至正确位置^[16]。肱骨近端骨折常与骨质疏松相关，骨折后肱骨头骨质压缩导致头下形成巨大空腔，影响稳定性。不同的学者应用不同的材料对空腔进行填充，包括硫酸钙骨水泥、磷酸钙骨水泥、PMMA 以及自体髂骨，均能有效提升肱骨近端骨折的稳定性，但是存在植入困难、影响骨折愈合等问题。髓内植入腓骨能有效增强肱骨近端骨折内固定术后的初始稳定性，而且在骨折愈合后能进一步增强局部的稳定性，但是很多医院无法获取腓骨以及价格昂贵的问题导致该方法推广困难。

肱骨近端螺钉头端骨水泥强化固定的使用不需

要改变原有手术的操作流程，仅需更换部分螺钉为空心螺钉然后进行骨水泥强化即可，是一个比较简便的办法。2012 年 UNGER 等^[9]通过 12 对共 24 件新鲜冷冻肱骨近端标本制作肱骨近端 3 部分骨折伴干骺端 1 cm 骨缺损不稳定骨折模型。作者将标本分成普通螺钉钢板固定组及骨水泥强化螺钉钢板固定组，分别进行整体弯曲测试及轴向旋转测试。结果发现骨水泥强化螺钉钢板组的最大整体弯曲应力及最大轴向旋转应力均较对照组高，而且存在统计学意义。2013 年 KATHREIN 等^[11]通过新型肩关节生物力学测试仪对 6 对新鲜冷冻肱骨近端进行测试，同样证实使用骨水泥强化螺钉钢板固定肱骨近端骨折较普通螺钉钢板固定有更大的抗弯曲能力。本文通过建立肱骨近端 2 部分骨折伴干骺端 1 cm 骨缺损的不稳定肱骨近端骨折有限元模型，对螺钉周围松质骨最大应力进行分析，可以看到骨水泥结构中所有 6 枚螺钉的周围松质骨最大应力均较普通结构有不同程度的减少。即使 2 枚没有进行骨水泥强化的螺钉周围骨质也因为其他螺钉的稳定性增强，而应力相对减少。螺钉周围松质骨最大应力减少，说明在同等力情况下螺钉对周围松质骨的破坏减少，能有效减少螺钉的松动、稳定肱骨头，从而减少螺钉穿出、肱骨头塌陷内翻的发生，提高肱骨近端骨折内固定术后的初始稳定性。这样的实验结果也在临床研究中得到证实。2018 年 KATHAGEN 等^[10]回顾性分析 24 例应用肱骨近端骨水泥强化螺钉钢板内固定治疗的肱骨近端骨折，发现 24 例均未发生螺钉穿出。作者进一步通过性别、年龄及骨折类型匹配

24 例应用普通肱骨近端钢板螺钉治疗的肱骨近端骨折,对两组病例进行对比分析发现普通螺钉钢板固定组的螺钉穿出率在 16.6%,明显高于骨水泥强化螺钉钢板组。2019 年 SIEBENBURGER 等^[17]回顾性分析 55 例进行手术治疗的肱骨近端骨折,其中 39 例进行了螺钉骨水泥强化。骨水泥强化固定组的总体并发症发生率为 12.8%,普通螺钉固定组的总体并发症发生率为 16.3%。其中骨水泥强化固定组内固定失效为 5.1%,普通螺钉固定组为 10.9%。

通过对整体结构刚度的分析发现骨水泥螺钉强化固定组较普通螺钉固定组有略微的提升。因为有限元分析中螺钉和骨界面是固定的,因此结构的整体刚度主要来自钢板,所有两组结构的刚度没有太大的差别。不过这也证实肱骨近端空心螺钉的使用并没有降低钢板螺钉固定的整体强度。另外通过对钢板的整体应力分析发现钢板应力集中部位位于结合孔的位置,这也是临床研究发现最容易出现钢板断裂的位置,间接证实了本实验有限元模型的准确性。

综上所述,本研究通过有限元的方法证实 PM-MA 骨水泥强化螺钉钢板固定骨质疏松性肱骨近端骨折能有效减少螺钉对周围骨质的应力,从而减少术后螺钉穿出、肱骨头塌陷等相关并发症,提升肱骨近端骨折术后的疗效。但临床应用效果需要进一步大样本的随机对照研究进行证实。

参考文献

- [1] COURT-BROWN C M, CAESAR B. Epidemiology of adult fractures: a review[J]. *Injury*, 2006, 37(8): 691-697.
- [2] HELMY N, HINTERMANN B. New trends in the treatment of proximal humerus fractures[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2006, 442: 100-108.
- [3] 蒋电明, 苏保. 肱骨近端骨折治疗方法选择与现状[J]. *中国骨伤*, 2014, 27(12): 975-979.
JIANG D M, SU B. Present status and choice of treatment for proximal humeral fractures[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2014, 27(12): 975-979. Chinese.
- [4] KWON B K, GOERTZEN D J, O'BRIEN P J, et al. Biomechanical evaluation of proximal humeral fracture fixation supplemented with calcium phosphate cement[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2002, 84(6): 951-961.
- [5] RÖDERER G, ERHARDT J, GRAF M, et al. Clinical results for minimally invasive locked plating of proximal humerus fractures[J]. *J Orthop Trauma*, 2010, 24(7): 400-406.
- [6] SUDKAMP N, BAYER J, HEPPP, 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.
- [7] KAMMERLANDER C, NEUERBURG C, VERLAAN J J, et al. The use of augmentation techniques in osteoporotic fracture fixation[J]. *Injury*, 2016, 47(Suppl 2): S36-S43.
- [8] RÖDERER G, SCOLA A, SCHMÖLZ W, et al. Biomechanical in vitro assessment of screw augmentation in locked plating of proximal humerus fractures[J]. *Injury*, 2013, 44(10): 1327-1332.
- [9] UNGER S, ERHART S, KRALINGER F, et al. The effect of in situ augmentation on implant anchorage in proximal humeral head fractures[J]. *Injury*, 2012, 43(10): 1759-1763.
- [10] KATTHAGEN J C, LUTZ O, VOIGT C, et al. Cement augmentation of humeral head screws reduces early implant-related complications after locked plating of proximal humeral fractures[J]. *Obere Extremität*, 2018, 13(2): 123-129.
- [11] KATHREIN S, KRALINGER F, BLAUTH M, et al. Biomechanical comparison of an angular stable plate with augmented and non-augmented screws in a newly developed shoulder test bench[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2013, 28(3): 273-277.
- [12] 刘炎, 葛鸿庆, 管华, 等. 内侧柱缺失型肱骨近端骨折不同固定方式的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2020, 24(9): 1384-1389.
LIU Y, GE H Q, GUAN H, et al. Finite element analysis of different fixation methods for poor medial column support proximal humeral fracture[J]. *Chin J Tissue Eng Res*, 2020, 24(9): 1384-1389. Chinese.
- [13] VARGA P, GRUNWALD L, INZANA J A, et al. Fatigue failure of plated osteoporotic proximal humerus fractures is predicted by the strain around the proximal screws[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 75: 68-74.
- [14] SCHLIEHMANN B, WAHNERT D, THEISEN C, et al. How to enhance the stability of locking plate fixation of proximal humerus fractures? An overview of current biomechanical and clinical data[J]. *Injury*, 2015, 46(7): 1207-1214.
- [15] BIERMANN N, PRALL W C, BOCKER W, et al. Augmentation of plate osteosynthesis for proximal humeral fractures: a systematic review of current biomechanical and clinical studies[J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2019, 139(8): 1075-1099.
- [16] 郭秀武, 樊健, 袁锋. 内侧柱是否使用螺钉支撑对锁定钢板治疗肱骨近端骨折的疗效比较[J]. *中国骨伤*, 2016, 29(6): 509-512.
GUO X W, FAN J, YUAN F. Comparison of clinical effect on locking plate for proximal humeral fracture with or without application of inferomedial screw[J]. *China J Orthop Traumatol*, 2016, 29(6): 509-512. Chinese.
- [17] SIEBENBURGER G, HELFEN T, BIERMANN N, et al. Screw-tip augmentation versus standard locked plating of displaced proximal humeral fractures: a retrospective comparative cohort study[J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2019, 28(7): 1326-1333.

(收稿日期: 2021-06-20 本文编辑: 王玉蔓)