

文章编号:1004-7220(2013)04-0441-07

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

曾浪清, 陈云丰, 张长青, 曾炳芳, 王磊, 宋文奇, 张闻, 刘燕洁, 章伟
(上海交通大学附属第六人民医院 骨科, 上海 200233)

摘要: **目的** 应用有限元方法分析锁骨中段骨折分别采用钛制弹性钉(titanium elastic nail, TEN)髓内固定和重建钢板固定后的应力分布、最大应力。**方法** 利用 Mimics 软件对锁骨的 CT 数据进行三维重建, 建立无损锁骨、锁骨中段骨折, 分别采用 TEN 髓内固定和重建钢板固定的三维有限元模型。运用 Abaqus 6.9 软件对建立的模型进行有限元分析, 模拟锁骨远端 250 N 轴向载荷及 250 N 垂直载荷下, 计算三者锁骨远端位移、最大应力及应力分布等情况。**结果** 轴向载荷下锁骨远端轴向位移为 TEN 固定模型(0.23 mm) > 无损锁骨模型(0.14 mm) > 重建钢板固定模型(0.11 mm), 垂直载荷下锁骨远端垂直位移为 TEN 固定模型(5.12 mm) > 无损锁骨模型(3.71 mm) > 重建钢板固定模型(2.25 mm)。轴向载荷锁骨最大应力为 TEN 固定模型(33.1 MPa) > 重建钢板固定模型(18.7 MPa) > 无损锁骨模型(15.5 MPa); 垂直载荷锁骨最大应力为 TEN 固定模型(146.3 MPa) > 无损锁骨模型(64.1 MPa) > 重建钢板固定模型(56.1 MPa)。两种载荷下 TEN 固定模型锁骨的应力分布均与无损锁骨模型较接近; 垂直载荷下重建钢板固定模型锁骨的应力分布与无损锁骨模型明显不同。内植物最大应力, 轴向载荷为 TEN 固定模型(191.5 MPa) > 重建钢板固定模型(52.3 MPa), 垂直载荷为 TEN 固定模型(1 248.0 MPa) > 重建钢板固定模型(421.7 MPa)。**结论** TEN 髓内固定治疗简单的锁骨中段骨折, 锁骨应力分布更接近于正常锁骨, 但其骨折端锁骨及 TEN 应力均较大。重建钢板固定锁骨中段骨折, 其固定效果更稳定, 但应力遮挡效应更明显。因此, 对于简单移位的锁骨中段骨折, 建议采用 TEN 髓内固定治疗, 但术后早期患肩应避免过度锻炼及持重。

关键词: 锁骨骨折; 内固定; 钛制弹性钉; 重建钢板; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Finite element analysis on titanium elastic nail and reconstruction plate fixation for midshaft clavicular fractures

ZENG Lang-qing, CHEN Yun-feng, ZHANG Chang-qing, ZENG Bing-fang, WANG Lei, Song Wen-qi, Zhang Wen, LIU Yan-jie, ZHANG Wei (Department of Orthopaedics, the Sixth People's Hospital, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200233, China)

Abstract: Objective To analyze the stress distribution and peak stress on midshaft clavicular fractures fixed by titanium elastic nail (TEN) or reconstruction plate, respectively. **Methods** CT data of the clavicle was adopted to reconstruct the intact clavicle model and the midshaft clavicular fracture models with the TEN and reconstruction plate fixation by using Mimics software. All the three-dimensional finite element models were analyzed using Abaqus 6.9 software. The distal displacement, the peak stress and stress distribution on the distal clavicle under the axial load (250 N) and vertical load (250 N) were calculated for the three models. **Results** The axial displacement of the distal clavicle under the axial load showed TEN (0.23 mm) > intact clavicle (0.14 mm) > reconstruction plate (0.11 mm), respectively. While the vertical displacement of the distal clavicle under the vertical

收稿日期:2012-08-15; 修回日期:2012-10-17

基金项目:上海市自然科学基金项目(12ZR1422300)

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

load was 5.12 mm for TEN, 3.71 mm for intact clavicle and 2.25 mm for reconstruction plate, respectively. But the peak stress of the clavicle under the axial load was 33.1 MPa for TEN, 18.7 MPa for reconstruction plate, and 15.5 MPa for intact clavicle model, respectively. And the peak stress under the vertical load was 146.3, 64.1, 56.1 MPa in the TEN, intact clavicle model, and reconstruction plate model, respectively. The stress distribution in TEN model under both kinds of loads was similar to that in intact clavicle model, while under the vertical load, the stress distribution in reconstruction plate model was clearly different with that in intact clavicle model. For the implants under the axial load, the peak stresses were 191.5, 52.3 MPa in the TEN model and reconstruction plate model, respectively, and the peak stress on implants under the vertical load was 1 248.0, 421.7 MPa in the TEN model and reconstruction plate model, respectively. **Conclusions** The TEN for treating midshaft clavicular fractures showed a stress distribution similar to the intact clavicle, with a higher peak stress and a higher peak implant stress at the fracture site. The reconstruction plate fixation for midshaft clavicular fractures was shown to be more stable, but with obvious stress shielding. Therefore, TEN is generally preferable for treating the simple displaced fractures of midshaft clavicle. However, the ipsilateral shoulder should avoid excessive exercise and weight bearing in the early postoperative period.

Key words: Clavicle fractures; Internal fixation; Titanium elastic nail (TEN); Reconstruction plate; Finite element analysis

锁骨骨折是临床常见创伤性骨折,约占全身骨折的2.6%~5%^[1],锁骨中段骨折约占锁骨骨折的80%。无移位或微小移位的锁骨中段骨折常采用非手术治疗,移位、不稳定及合并神经血管损伤的锁骨中段骨折常采用手术治疗^[2-3]。其手术治疗方法多样,钢板固定和钛制弹性钉(titanium elastic nail, TEN)髓内固定是两种常用的治疗方法。国内外众多学者报告钢板及TEN治疗移位锁骨中段骨折,两者功能结果及并发症无差异^[4-6]。众多学者对钢板固定锁骨中段骨折进行了相关生物力学研究^[7-9],而针对TEN髓内固定锁骨中段骨折的生物力学研究鲜有报道。因此,本研究旨在通过有限元分析研究TEN髓内固定锁骨中段骨折的应力大小、分布情况等力学性能,并与无损锁骨、锁骨中段骨折采用重建钢板固定进行比较,为临床TEN髓内固定治疗锁骨中段骨折提供可靠的生物力学依据。

1 建模与计算

1.1 建模

1.1.1 三维有限元模型的建立 ① 选取1名29岁健康成年男性志愿者(身高175 cm,体重77 kg),经X线检查排除锁骨损伤、肿瘤、畸形等病变。经CT扫描(上颈椎至胸椎中段,2 mm层厚)获得该志愿者左侧锁骨的CT资料。② 三维几何模型的重建:采用Mimics软件进行锁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](见图1)。③ 构建实体模型:Mimics重建的STL模型导入Geomagic软件进行曲面重建,构建实体模型。

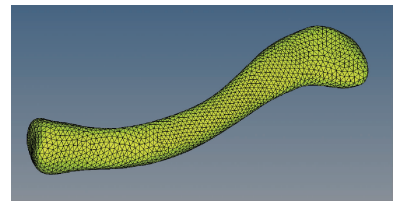


图1 锁骨几何模型

Fig.1 Geometric model of the clavicle

1.1.2 网格划分及材料属性设定 构建好的骨骼在Hypermesh 10.0软件中完成重新装配,采用二阶10节点4面体单元进行网格划分。材料设定为线性弹性,接触界面均设定为紧密连接。按文献[10]中报道对皮质骨、松质骨及内植物采取分别赋值的方法,具体见表1。

表1 材料相关属性

Tab.1 Mechanical properties of bone and implants

结构名称	弹性模量/GPa	泊松比	单元数	节点数
皮质骨	17	0.3	14 793	4 287
松质骨	1	0.3	2 840	2 844
钢板(Ti6Al4V)	110	0.33	23 782	6 690
弹性钉(Ti6Al4V)	110	0.33	8 560	2 762

1.1.3 建立有限元分析模型 本研究共建立3种模型:①无损锁骨模型(见图2(a))。②重建钢板固定模型:锁骨中段横行骨折(骨折间隙为1 mm)重建钢板固定(见图2(b))。7孔重建钢板附于锁骨上表面,骨折断端各3枚锁定螺钉固定^[11]。③TEN

固定模型:锁骨中段横行骨折(骨折间隙为1 mm)TEN固定(直径2.5 mm)(见图2(c))。TEN附于锁骨髓腔,并适应其髓腔形态,弹性钉头部置入锁骨远端,弹性钉尾部位于锁骨胸骨端并折弯^[12]。

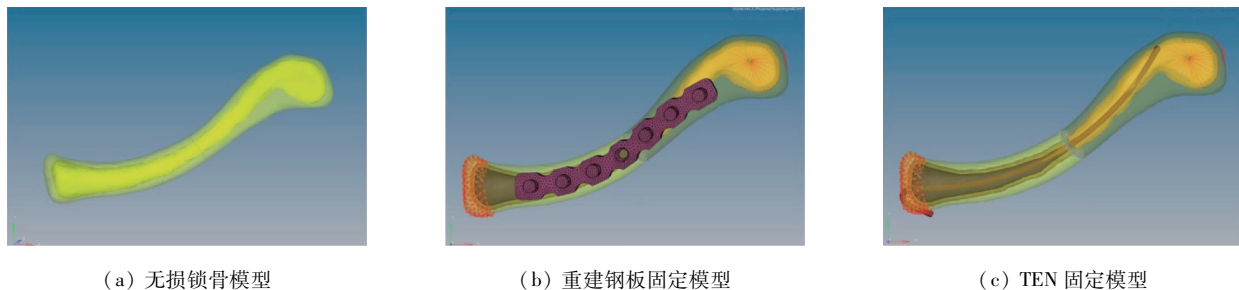


图2 锁骨有限元分析模型

Fig.2 Finite element model of the clavicle (a) The intact clavicle model, (b) The reconstruction plate model, (c) The TEN model

1.2 计算

1.2.1 载荷与边界条件 在Abaqus 6.9软件中进行有限元分析计算。限制锁骨胸骨端,并通过建立Coupling单元耦合锁骨远端上表面和外表面,施加两个方向的定载荷,忽略胸锁关节的细微的力量传导^[11],用以模拟锁骨和内植物在体内受力情况。两个加载条件载荷均为静态、大小250 N,且均匀分布于锁骨远端15 mm表面的节点上^[11](见图3)。

① 轴向载荷:方向从锁骨远端向近端,类似外伤肩部受撞击时锁骨的受力情况^[13]。

② 垂直载荷:模拟上肢重力作用于锁骨远端,是日常生活中锁骨受力的主要方面^[14]。

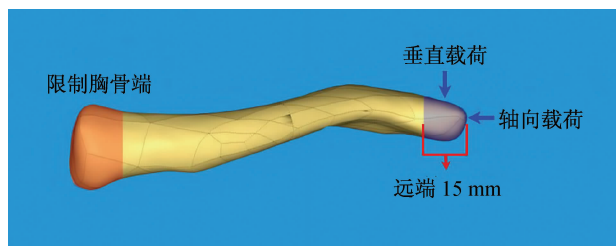


图3 载荷加载示意图

Fig.2 Schematic of the loading mode

1.2.2 计算 对上述3种有限元模型施加相同的约束条件,分别进行计算。

1.2.3 评价指标 各模型锁骨远端15 mm在载荷方向上的位移,锁骨及内植物的Von Mises应力分

布及最大Von Mises应力。分别于锁骨近端1/4处、近端1/2处(锁骨近端的断面)、远端1/2处(锁骨远端的断面)及远端1/4处取锁骨横截面,运算各截面的平均Von Mises应力。

2 结果

2.1 锁骨远端15 mm位移

轴向载荷下轴向位移: TEN固定模型(0.23 mm) > 无损锁骨模型(0.14 mm) > 钢板固定模型(0.11 mm)。

垂直载荷下垂直位移: TEN固定模型(5.12 mm) > 无损锁骨模型(3.71 mm) > 钢板固定模型(2.25 mm)。

2.2 3个模型锁骨的Von Mises应力分布(见图4)

2.2.1 轴向载荷

无损锁骨模型:载荷沿着锁骨平缓传递,由于锁骨呈“S”形,在锁骨中段最细处出现明显的应力集中现象,并向两端缓慢过渡。

重建钢板固定模型:由于锁骨中段骨折,正常的力学传导机制中断,锁骨应力分布主要集中于骨折的两个断端周围及锁骨近端,两断端应力最集中。

TEN固定模型:锁骨应力分布主要集中于骨折的两个断端,向锁骨两端过渡。

2.2.2 垂直载荷

无损锁骨模型:锁骨中段应力分布较集中,其次为近端,远端应力分散。

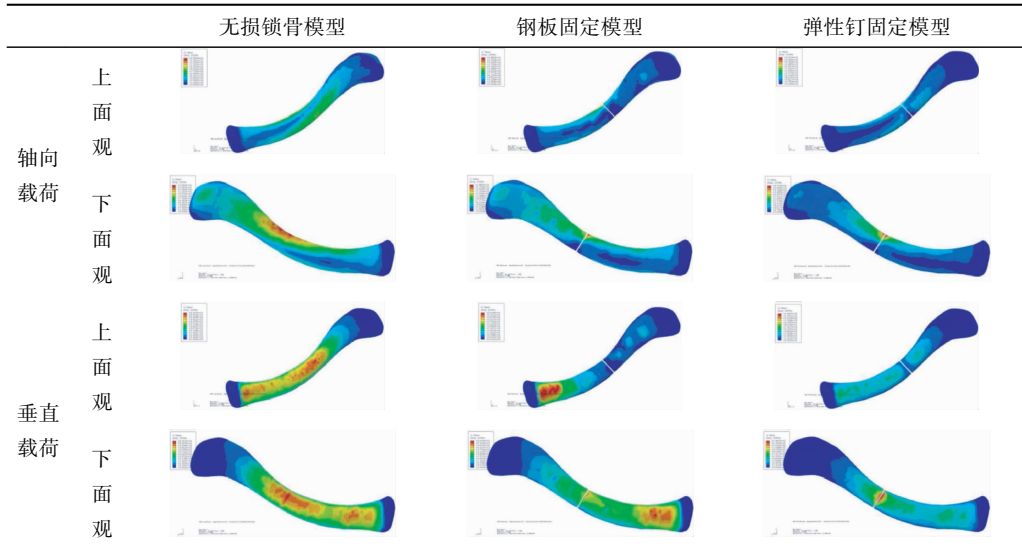


图4 3个模型锁骨的 Von Mises 应力分布图

Fig.4 Von Mises stress distributions on three finite element models of the clavicle

重建钢板固定模型:锁骨近端、钢板最近端螺钉周围出现明显的应力集中现象,此部位锁骨最大应力比无损锁骨的略大,锁骨中段及远端应力分散。其应力分布与无损锁骨模型明显不同。

TEN 固定模型:锁骨中段骨折断端应力分布最集中,其次为锁骨近端,锁骨远端应力较分散。其应力分部较接近于无损锁骨模型。

2.3 3个模型锁骨的最大 Von Mises 应力及各截面的平均 Von Mises 应力(见表2)

轴向载荷:TEN 固定模型(33.1MPa) > 重建钢板固定模型(18.7 MPa) > 无损锁骨模型(15.5 MPa)。

垂直载荷:TEN 固定模型(146.3 MPa) > 无损锁骨模型(64.1 MPa) > 重建钢板固定模型(56.1 MPa)。

两种载荷下锁骨各截面的平均 Von Mises 应力详见表2。轴向载荷下,3个模型各截面的平均 Von Mises 应力均表现为近端 1/2 截面和远端 1/2 截面大,而近端 1/4 截面和远端 1/4 截面小。垂直载荷下,无损锁骨模型和 TEN 固定模型表现为近端 1/2 截面和远端 1/2 截面大,而近端 1/4 截面相对小,远端 1/4 截面最小;而重建钢板固定模型由于应力分布明显不同,表现为近端 1/4 截面最大、并向远端各截面平均 Von Mises 应力逐渐减小。

表2 锁骨和内植物最大 Von Mises 应力、锁骨各截面的平均 Von Mises 应力

Tab.2 Peak Von Mises stress in the clavicle and the implants, and average Von Mises stress in different clavicular sections

模型	轴向载荷/ MPa						垂直载荷/ MPa					
	最大应力		锁骨各截面平均应力				最大应力		锁骨各截面平均应力			
	锁骨	内植物	近端 1/4	近端 1/2	远端 1/2	远端 1/4	锁骨	内植物	近端 1/4	近端 1/2	远端 1/2	远端 1/4
无损锁骨模型	15.5	—	2.3	5.5	7.7	4.1	64.1	—	23.7	28.1	29.4	13.3
钢板固定模型	18.7	52.3	1.8	6.25	9.3	3.8	56.1	421.7	28.1	23.4	15.6	11.2
TEN 固定模型	33.1	191.5	2.1	12.5	9.8	4.3	146.3	1 248.0	25.0	70.3	48.8	16.6

2.4 内植物的 Von Mises 应力分布(见图5)

两种载荷下,均可见重建钢板中段出现应力集中,并向两端缓慢过渡;均可见骨折断端弹性钉出现明显的应力集中现象,其应力比钢板应力显著增加,

向两端快速过渡。

2.5 内植物的最大 Von Mises 应力

轴向载荷:TEN 固定模型(191.5 MPa) > 重建钢板固定模型(52.3 MPa)。

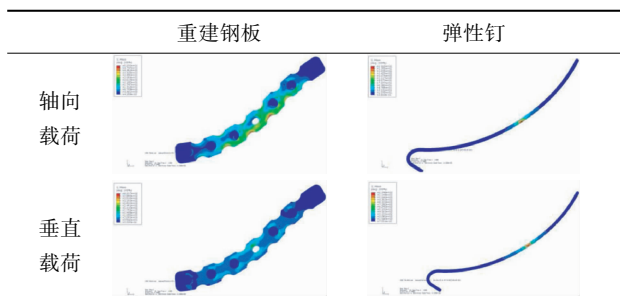


图5 两个模型内植物的 Von Mises 应力分布
Fig.5 Von Mises stress distribution on the implants in two models

垂直载荷: TEN 固定模型(1 248.0 MPa) > 重建钢板固定模型(421.7 MPa)。

TEN 固定模型在垂直载荷下最大应力明显大于钛合金屈服强度 850 MPa^[15], 远超其材料的屈服强度, 会发生屈服。

3 讨论

重建钢板与 TEN 是治疗移位锁骨中段骨折常用的有效的治疗方法, 它们具有各自的特点及适应症。重建钢板固定属于绝对稳定固定, 具有刚性固定的优点; 但常需较大的切口, 有骨折端暴露范围大、切口瘢痕、钢板突出于皮下^[16] 及术后患者对临床疗效满意度低^[4] 等缺点。对于移位、非粉碎性锁骨中段骨折, 采用 TEN 进行髓内固定是一种微创^[17-18] 有效的治疗方法; 具有美观、骨折愈合率及患者满意度高等优点^[3]; 但亦有无法静态锁定、术后可能发生髓内钉移位、皮肤刺激征^[2] 及不适用于治疗复杂骨折等缺点。陈云丰等^[4] 采用 TEN 或重建钢板治疗 141 例 OTA 分型为 A 型和 B 型的锁骨中段骨折患者, 随访发现 TEN 组患者术后 6 个月 Constant 肩关节评分和上肢、肩、手功能障碍 (DASH) 评分优于重建钢板组患者, 患者对术后肩部外形及综合结果较重建钢板组更满意, 但术后 2 年两组患者 Constant 肩关节评分和 DASH 评分无差异, 并发症发生率亦无差异。Houwert 等^[6] 亦报道采用髓内固定治疗移位锁骨中段骨折与采用钢板治疗相比较, 两者功能恢复及并发症无差异。因此, Hubner 等^[19] 认为钢板适合于治疗复杂、粉碎性锁骨中段骨折, 而髓内钉更适合于治疗简单的移位锁骨中段骨折。

众多学者对钢板固定锁骨中段骨折进行了生物力学研究^[7-9], 但对于 TEN 髓内固定锁骨中段骨折尚无相关生物力学研究。近年来有限元分析在骨科领域得到广泛运用^[20], 本研究通过有限元分析对 TEN 髓内固定锁骨中段骨折进行生物力学研究, 结果发现: ① 两种载荷下, 锁骨远端 15 mm 在载荷方向上的位移, 均为 TEN 固定模型最大、其次为无损锁骨模型, 重建钢板固定模型最小, 说明重建钢板固定稳定性较 TEN 大; ② 两种载荷下, 无损锁骨模型中段均出现较明显的应力集中, 这与临床上锁骨骨折多发于锁骨中段相吻合^[21], TEN 固定模型中锁骨的最大应力均明显大于重建钢板固定模型, 这主要是由于 TEN 固定的稳定性弱而重建钢板固定稳定性强的缘故; ③ 两种载荷下, TEN 固定模型的锁骨应力分布均和 4 个截面的平均应力分布形态与无损锁骨模型较接近; 重建钢板固定模型在轴向载荷下锁骨应力分布和 4 个截面的平均应力分布形态与无损锁骨模型较接近, 但在垂直载荷下锁骨应力分布和 4 个截面的平均应力分布形态与无损锁骨模型明显不同, 此时钢板最近端螺钉周围出现明显的应力集中, 其近端 1/4 截面平均 Von Mises 应力最大, 并向远端各截面逐渐减小, 说明其具有明显的应力遮挡效应; ④ 两种载荷下, TEN 最大应力均大于重建钢板, 且 TEN 的应力分布主要集中于骨折断端, 垂直载荷下 TEN 最大应力在明显大于钛合金屈服强度, 会发生屈服。

根据本研究结果, 认为 TEN 髓内固定锁骨中段骨折, 锁骨的应力分布更接近于正常锁骨, 其微创内固定、骨折端血供保护好, 且可获生物学固定, 故采用 TEN 髓内固定治疗简单移位的锁骨中段骨折是一种有效的治疗方法, 值得临床推广运用。在垂直载荷下, TEN 最大应力远超过其材料的屈服强度, 这与本研究设定的垂直载荷值较大有关; 正常情况下上肢重量远达不到 250 N, 提示 TEN 治疗锁骨中段骨折术后早期患肢应避免过度锻炼及持重。因此, 建议 TEN 治疗锁骨中段骨折术后 4 周内患肩外展、前举勿超过 90° 及持重, 以减少骨折端及 TEN 的应力, 避免内置物失败和移位; 4 周后摄 X 线平片, 骨折部分愈合后可进行活动范围更大的功能锻炼。重建钢板治疗锁骨中段骨折, 固定效果更稳定, 但应力遮挡效应更明显, 且术中骨折端暴露范围大、术后

具有钢板突出皮下及手术疤痕明显等并发症。因此,对于简单移位的锁骨中段骨折,更适合采用TEN髓内固定技术,对于复杂、粉碎性骨折则适合采用重建钢板固定。

Robertson等^[7]研究表明,将钢板放置于锁骨前下表面较钢板放置于锁骨上表面具有更强的抗扭稳定性,但抗弯曲稳定性更差。Kontautas等^[8]研究亦发现,重建钢板放置于锁骨前下表面较钢板放置于锁骨上表面抗弯曲稳定性更差。Favre等^[11]对重建钢板治疗锁骨中段骨折,钢板放置于锁骨前下表面与上表面进行有限元分析研究,发现模拟自身上肢重量时,前者锁骨及钢板的最大应力均小于后者;模拟肩部受撞击力量时,前者锁骨及钢板的最大应力均大于后者;前者锁骨应力分布更接近于正常锁骨。基于此,Favre建议治疗普通患者的锁骨中段骨折,宜将钢板放置于锁骨前下表面,而治疗肩部易受撞击伤的患者(如冰球运动员)则宜将钢板放置于锁骨上表面。Favre并未对TEN髓内固定锁骨中段骨折进行有限元分析研究,而TEN治疗简单移位的锁骨中段骨折也是目前临床上常用的治疗方法,故本文采用有限元分析研究弥补了这个缺陷,为TEN髓内固定治疗锁骨中段骨折提供了生物力学依据。本研究无损锁骨模型及重建钢板固定模型在两种载荷下锁骨的应力分布与Favre等^[11]研究中相同模型的结果相似。

本研究尚存在一些局限。本文构建的是理想简单的锁骨中段骨折模型,而临床中其骨折类型变化多端;两种载荷下有限元模型的应力分析忽略了正常生理条件下附着于锁骨的韧带及肌肉的作用;锁骨远端250 N的载荷是基于Favre等^[11]的研究设定的,与正常生理条件下锁骨远端的受力大小可能不同,但轴向负荷与模拟上肢重力的垂直负荷是日常生活中锁骨最常见的两种受力情况^[22-23],其具体值目前尚无明确报道^[8, 24]。尽管存在一些局限,本研究在相同的条件下比较了TEN与重建钢板固定锁骨中段骨折的生物力学表现,结果具有一定的可靠性,为TEN髓内固定锁骨中段骨折提供了生物力学依据,有助于指导锁骨中段骨折的临床治疗。

4 结语

综上所述,TEN髓内固定治疗简单移位的锁骨

中段骨折,锁骨应力分布更接近于正常锁骨,但其骨折断端锁骨及TEN应力均较大。重建钢板固定锁骨中段骨折,其固定效果更稳定,但应力遮挡效应明显。因此,对于简单移位的锁骨中段骨折,建议采用TEN髓内固定治疗,可获生物学固定,但术后早期患肩应避免过度锻炼及持重。

参考文献:

- [1] Postacchini F, Gumina S, De Santis P, *et al.* Epidemiology of clavicle fractures [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2002, 11(5): 452-456.
- [2] van der Meijden OA, Gaskill TR, *et al.* Treatment of clavicle fractures: Current concepts review [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012, 21(3): 423-429.
- [3] Toogood P, Horst P, Samagh S, *et al.* Clavicle fractures: a review of the literature and update on treatment [J]. *Phys Sportsmed*, 2011, 39(3): 142-150.
- [4] 陈云丰,张弛,魏海峰,等. 钛制弹性钉与重建钢板在治疗移位锁骨中段骨折中的临床疗效比较[J]. *中华创伤骨科杂志*, 2010, 12(11): 1006-1009.
- [5] Assobhi JE. Reconstruction plate versus minimal invasive retrograde titanium elastic nail fixation for displaced midclavicular fractures [J]. *J Orthop Traumatol*, 2011, 12(4): 185-192.
- [6] Houwert RM, Wijdicks FJ, Steins Bisschop C, *et al.* Plate fixation versus intramedullary fixation for displaced mid-shaft clavicle fractures: A systematic review [J]. *Int Orthop*, 2012, 36(3): 579-585.
- [7] Robertson C, Celestre P, Mahar A, *et al.* Reconstruction plates for stabilization of mid-shaft clavicle fractures: Differences between nonlocked and locked plates in two different positions [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2009, 18(2): 204-209.
- [8] Kontautas E, Pijadin A, Vilkauskas A, *et al.* Biomechanical aspects of locking reconstruction plate positioning in osteosynthesis of transverse clavicle fracture [J]. *Medicina (Kaunas)*, 2012, 48(2): 80-83.
- [9] Little KJ, Riches PE, Fazzi UG. Biomechanical analysis of locked and non-locked plate fixation of the clavicle [J]. *Injury*, 2012, 43(6): 921-925.
- [10] Tupis TM, Altman GT, Altman DT, *et al.* Femoral bone strains during antegrade nailing: A comparison of two entry points with identical nails using finite element analysis [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2012, 27(4): 354-359.
- [11] Favre P, Kloen P, Helfet DL, *et al.* Superior versus antero-inferior plating of the clavicle: A finite element study

- [J]. *J Orthop Trauma*, 2011, 25(11): 661-665.
- [12] 陈云丰, 敖荣广, 陈宇杰, 等. 钛制弹性髓内钉治疗成人锁骨中段骨折的临床评价[J]. *中华创伤骨科杂志*, 2008, 10(10): 936-939.
- [13] Nowak J, Mallmin H, Larsson S. The aetiology and epidemiology of clavicular fractures. A prospective study during a two-year period in Uppsala, Sweden [J]. *Injury*, 2000, 31(5): 353-358.
- [14] Harrington MA Jr, Keller TS, Seiler JG 3rd, *et al.* Geometric properties and the predicted mechanical behavior of adult human clavicles [J]. *J Biomech*, 1993, 26(4-5): 417-426.
- [15] 王卫民, 林劭华, 李雷, 等. 外科植入物用 Ti6Al4V(ELI)合金棒材的成分、组织和力学性能[J]. *中国有色金属学报*, 2010, 20(z1): 555-559.
- [16] Wijdicks FJ, Van der Meijden OA, Millett PJ, *et al.* Systematic review of the complications of plate fixation of clavicle fractures [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2012, 132(5): 617-25.
- [17] 陈云丰, 陈宇杰, 柴益民, 等. 钛制弹性髓内钉治疗成人锁骨中段骨折中的初步报告[J]. *中华创伤骨科杂志*, 2007, 9(10): 944-946.
- [18] Tamg YW, Yang SW, Fang YP, *et al.* Surgical management of uncomplicated midshaft clavicle fractures: A comparison between titanium elastic nails and small reconstruction plates [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012, 21(6): 732-740.
- [19] Hübner EJ, Hausschild O, Südkamp NP, *et al.* Clavicle fractures--is there a standard treatment [J]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2011, 78(4): 288-296.
- [20] 王冬梅, 董谢平, 张琳琳. 侧向冲击载荷作用下股骨-骨盆复合体的生物力学响应[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(6): 502-507.
- Wang DM, Dong XP, Zhang LL. Biomechanical response of the pelvis femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(6): 502-507.
- [21] Robinson C. Fractures of the clavicle in the adult. Epidemiology and classification [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1998, 80(3): 476-484.
- [22] Brouwer KM, Wright TC, Ring DC. Failure of superior locking clavicle plate by axial pull-out of the lateral screws: A report of four cases [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2009, 18(1): e22-25.
- [23] Kloen P, Sorkin AT, Rubel IF, *et al.* Anteroinferior plating of midshaft clavicular nonunions [J]. *J Orthop Trauma*, 2002, 16(6): 425-430.
- [24] Werner CM, Favre P, van Lenthe HG, *et al.* Pedicled vascularized rib transfer for reconstruction of clavicle nonunions with bony defects: Anatomical and biomechanical considerations [J]. *Plast Reconstr Surg*, 2007, 120(1): 173-180.