

文章编号:1004-7220(2017)03-0242-06

锁骨骨折复位拉伸力优化加载方案的模拟分析

赵永信¹, 李欣欣¹, 李鼎斌², 毛汉领¹, 陈 邑¹, 易忠安¹

(1. 广西大学 机械工程学院, 南宁 530004; 2. 广西骨伤医院 骨伤科, 南宁 530012)

摘要: **目的** 探讨锁骨骨折复位拉伸力的外部加载最优方案,为锁骨骨折外固定器的优化设计提供力学参考。**方法** 利用志愿者肩部 CT 扫描数据通过 Mimics 软件建立人体左侧肩部的三维模型。为了更好地模拟实际人体肩部,在模型中添加韧带组织并考虑肌肉组织的约束,建立复位拉伸力模拟分析的实验模型。通过 3 组仿真实验,分别模拟分析复位拉伸力方向、作用点位置的影响及取值范围,采用正交试验法综合模拟多种外部载荷情况下人体肩部模型锁骨部位获得的复位拉伸力。**结果** 当外固定器加载在肩部合力方向在水平面的投影与冠状轴的夹角 $\theta > 45^\circ$ 时,锁骨获得复位拉伸力,且随着夹角越大拉伸力越大。外固定器加载在肩部合力方向在矢状面的投影与矢状轴的夹角 $\eta = 30^\circ \sim 45^\circ$ 时,锁骨复位拉伸力最大。外固定器在肩部作用的位置离锁骨水平位置越远,锁骨复位拉伸力就越大。**结论** 正交试验结果表明,产生最佳复位拉伸力的参数组合为 $\theta = 65^\circ$, $\eta = 50^\circ$,施加在人体肩部肱骨头中心。

关键词: 锁骨骨折; 有限元分析; 拉伸力; 仿真实验

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.03.006

Simulation analysis on optimal loading scheme of resetting tensile stress for clavicular fracture

ZHAO Yong-xin¹, LI Xin-xin¹, LI Ding-bin², MAO Han-ling¹, CHEN Yi¹, YI Zhong-an¹

(1. College of Mechanical Engineering, Guangxi University, Nanning 530004, China; 2. Department of Orthopaedics and Traumatology, Guangxi Orthopedic and Traumatology Hospital, Nanning 530012, China)

Abstract: **Objective** To investigate the optimal scheme about the external loading of resetting tensile stress for clavicular fracture, so as to provide some mechanical references for optimal design of external fixators for clavicular fracture. **Methods** The shoulder CT scanning data from a volunteer were used to establish the three-dimensional model of human left shoulder by Mimics software. In order to better simulate the actual human shoulder, the ligament tissues were added in the model and the constraints of muscles were considered, and the experimental model for simulation analysis on resetting tensile stress was established. By 3 simulation experiments, the impacts from directions of resetting tensile stress, positions of action points and value ranges were simulated and analyzed, respectively. The resetting tensile stresses obtained from clavicle of the shoulder model under various external loading cases were simulated by orthogonal test methods. **Results** When the θ (angle between the horizontal plane projection of shoulder force which was loaded by external fixator and the coronal axis) was greater than 45° , clavicle could obtain the resetting tensile stress, which became greater with the angle θ increasing. When η (angle between the sagittal plane projection of shoulder force which was loaded by external fixator and the sagittal axis) was $30^\circ \sim 45^\circ$, the resetting tensile stress of clavicle was the maximum. The farther the position on which the loads from external fixator was exerted from the horizontal position of clavicle, the larger the resetting tensile stress of clavicle was. **Conclusions** The results of orthogonal test show that the optimal resetting tensile stress is produced with parameter combination of $\theta = 65^\circ$, $\eta = 50^\circ$, acting on the center of humerus head of the shoulder.

Key words: Clavicular fracture; Finite element analysis; Tensile stress; Simulation experiment

收稿日期:2016-06-29; 修回日期:2016-09-03

基金项目:国家自然科学基金项目(51365006, 51445013), 广西科学研究与技术开发技术项目课题(桂科攻 0632007-2E)。

通信作者:毛汉领,教授,博士研究生导师, E-mail: maohl79@gxu.edu.cn。

锁骨骨折是比较常见的骨折类型,成年人造成锁骨骨折的主要原因是交通事故损伤和跌伤,在多发损伤中容易使肋骨受到牵连。附着在锁骨上的肌肉主要有锁骨内侧的胸锁乳突肌以及外侧的胸大肌。发生锁骨骨折后,这两块肌肉牵引锁骨,使内侧锁骨骨折端向上后移动,外侧锁骨骨折端向前下移动,从而产生锁骨的错位^[1]。

本文利用 Mimics 17.0 软件对志愿者 CT 扫描数据进行处理后得到人体左侧肩部的三维模型,并将其导入 SolidWorks 2014 三维建模软件中,参考韧带研究数据,在软件中对导入的三维模型添加韧带,最后将其导入 ANSYS Workbench 16.0 中进行网格划分,得到人体肩部有限元模型,并建立复位拉伸力模拟实验模型。通过设置合理约束、多种不同载荷的正交模拟试验,分析使得锁骨产生最佳复位拉伸力的外部加载荷的最优方案。

1 人体肩部有限元模型的建立

1.1 人体肩部骨骼模型

随机选取 1 名男性志愿者(年龄:32 岁;身高 170 cm),获得其上身 CT 扫描数据。经过检查 CT 扫描图像确认锁骨、肩胛骨和肱骨健康无异常后,将得到的 DICOM 文件导入 Mimics 17.0 软件中。通过区域增长、空洞填充配合遮罩编辑工具手工、逐帧地修补,得到锁骨、肩胛骨和肱骨的遮罩,通过光滑处理和减少三角片处理初步优化模型质量得到模型后,通过主工具栏的有限元分析(FEA/CFD)中的 Remesh 按钮进入 3-matic 模块中,对模型进一步优化处理。在 3-matic 模块进行光滑处理、光滑边缘处理、减少三角片、自动表面处理和优化三角片质量等处理后,对模型进行三角片自相交检测,确定三角片的质量都达到要求后,创建体网格,导出 igs 文件。

1.2 添加肩部韧带

肩部的韧带组织包括肩锁韧带、喙锁韧带、喙肩韧带三部分。其中,喙锁韧带包括斜方韧带和锥形韧带,肩锁韧带是肩锁关节的组成部分,另外还有连接肩部和肱骨的盂肱关节。何鸿陶等^[2]对肩锁关节进行解剖和生物力学分析,得到肩部韧带的尺寸和位置。Keener 等^[3]也解剖了肩锁关节,研究肩锁韧带的结构和作用。本文在 SolidWorks 2014 中利用拉伸草图的方法建立韧带。将 igs 文件导入

SolidWorks 2014 进行模型重建后,得到含有 3 块分离骨头的零件文件。经过剖视图检验过实体状态和骨骼相互间的分离状态,结合实体状态和仿真实际情况添加韧带及关节。考虑到患者伤肩一侧手臂在锁骨骨折护理时期不能有大幅度运动,将肱骨与肩胛骨连接为一个实体。肩锁韧带由上关节囊韧带和下关节囊韧带组成,边缘呈轻微的圆形配合锁骨远端和肩峰的形状。斜方韧带与锥形韧带为垂直关系,斜方韧带在外侧,锥形韧带在内侧。斜方韧带从喙突上端外侧近似水平延伸至锁骨外侧下端,锥形韧带呈锥形,以喙突上端为底部引出螺旋上升到锁骨外 1/3 处的中下方。喙肩韧带两端分别包裹住肩峰和喙突,中间处较薄甚至有部分缺失,形状呈三角形。简化韧带的建立,用矩形草图的拉伸放样创建喙肩韧带、喙锁韧带;用槽口草图的拉伸创建肩锁韧带。重建后肩锁韧带、斜方韧带、锥形韧带、喙锁韧带尺寸分别为:10.5 mm × 7.5 mm × 2.0 mm, 11 mm × 5 mm × 7 mm, 10 mm × 5 mm × 4 mm, 15 mm × 2 mm × 32 mm。

1.3 添加韧带后的人体肩部骨骼有限元模型

杨晓霞等^[4]对国内外关于韧带材料特性的研究进行归纳,目前最贴近韧带材料性能的描述是不可压缩的超弹性材料——Neo-Hookean 材料,并有一个弹性势能函数,可推导其应力和应变。刘君等^[5]给出的 Neo-Hookean 材料的势能函数表达式为:

$$W = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (1)$$

式中: I_1 为第 1 应变不变量; J 为体积比; d 为材料不可压缩系数; μ 为材料的剪切模量。桂斌捷^[6]将韧带的材料特性定义为:弹性模量 34 MPa,泊松比 0.39。骨骼的材料特性与骨密度有关,Rho 等^[7]确定骨骼材料特性与 CT 扫描灰度值的函数关系式为:

$$D = 1.067 \times g - 961.608 \quad (2)$$

$$E = 0.01 \times D^{1.86} \quad (3)$$

陈锦安等^[8]测试了骨骼的弹性模量和剪切模量等参数,伍贤平等^[9]统计不同国家和地区各种族人群的骨密度参考值。参考上述研究资料,将韧带与骨骼视为各向同性的弹性材料处理,其中韧带的弹性模量为 34 MPa、泊松比为 0.39,骨骼的骨密度

为 0.7 g/cm^3 、弹性模量为 1.6 GPa 、泊松比为 0.3 。最终得到整体有限元模型包括 $16\ 985$ 个单元、 $31\ 801$ 个节点,其中锁骨有限元模型包括 $3\ 662$ 个单元、 $6\ 498$ 个节点,建立了复位拉伸力模拟分析的实验模型。

2 复位拉伸力的模拟试验分析

在建立人体肩部模型时,考虑到本文研究的是外载荷如何作用肩关节使得锁骨处产生复位拉伸力,故其内部关节的作用力均可以忽略,设定约束条件为:① 锁骨的内侧端即锁骨的胸锁关节面所有节点的自由度为 0 ;② 锁骨内部的肩锁关节、盂肱关节

的自由度为 0 ;③ 肩胛骨前侧的 Y 轴方向线位移为 0 ;④ 肩胛骨达到平衡后会受到一个冠状轴 (X 轴) 方向上的位移约束。

锁骨骨折后,锁骨内侧受胸锁乳突肌作用往后上偏移,外侧受胸大肌作用往前下偏移,则理想的锁骨拉伸应力应分别集中在锁骨内侧的前下方和外侧的后上方。因此,设定初始方向为 Y 轴正向,加载在肱骨上的面载荷 $F = 100 \text{ N}$,约束位置和载荷位置见图 1(a)。如图 1(b)、(c) 所示,设 θ 为 F 在 XOY 平面(水平面)上与 Y 轴(矢状轴)正方向的夹角(取逆时针方向为正), η 为 F 在 YOZ 平面(矢状面)上与 Y 轴正方向的夹角(取逆时针方向为正)。

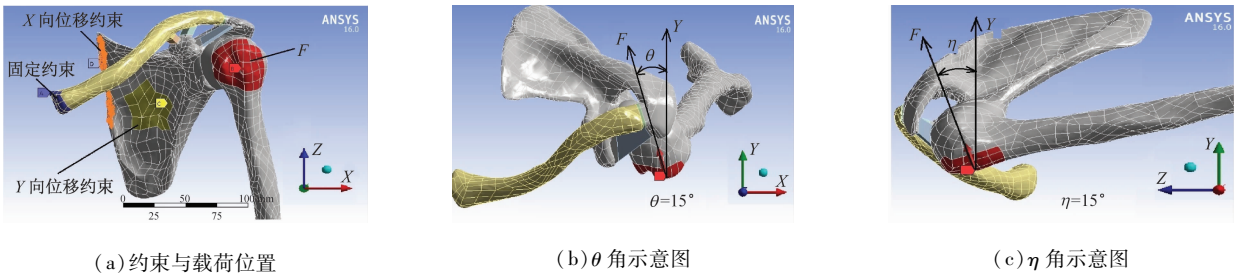


图 1 模型的边界设定

Fig. 1 Boundary setting of the model (a) Constraint and load position, (b) Schematic of θ angle, (c) Schematic of η angle

设置 3 组模拟仿真实验。

实验 1 设定 $F = 100 \text{ N}$, $\eta = 0^\circ$, $\theta = -75^\circ$ 、 -60° 、 -45° 、 -30° 、 -15° 、 0° 、 15° 、 30° 、 45° 、 60° 、 75° , 观察锁骨上拉应力分布的变化。锁骨应力分布情况如图 2(a) 所示。由图 2(a) 可知:

(1) 当 $\theta = -75^\circ \sim 45^\circ$ 且逐渐增大 θ 时, 锁骨外侧拉应力(图中红色区域)在锁骨的前侧, 锁骨内侧拉应力在锁骨的后侧。这个方位正好与锁骨骨折错位的方向相同, 导致锁骨错位更加严重, 不利于复位。

(2) 当 $\theta = 45^\circ \sim 60^\circ$ 时, 锁骨应力分布在此范围内迎来了一次突变, 锁骨拉应力向外端上侧聚集, 可以明显看到锁骨外侧拉应力(红色区域)在锁骨的后侧, 此时拉应力分布和锁骨错位的方向相反, 有利于锁骨骨折的复位。而载荷作用力方向指向肩胛骨内侧约束位置的 θ 值正好落在 $45^\circ \sim 60^\circ$ 范围内, 故锁骨复位拉伸力的获得可能与肩胛骨的约束有关。

设定 $F = 200, 300, 400, 500 \text{ N}$ 共计 4 个对照组, 得到锁骨最大拉应力[见图 2(b)]。随着 θ 的逐渐

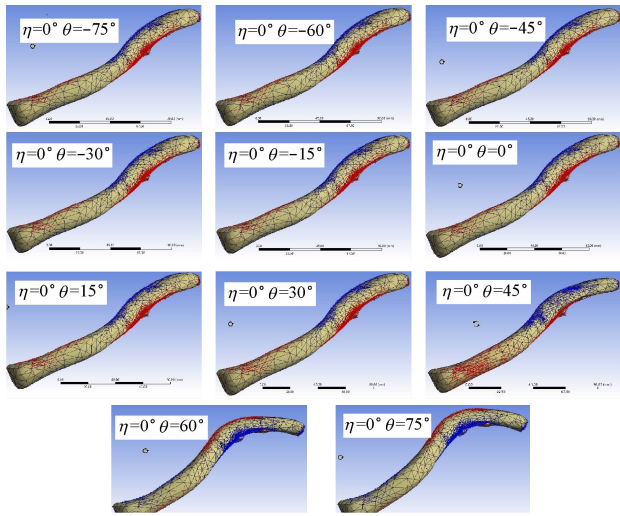
增加, 拉应力越来越大, 而且在 $\theta > 45^\circ$ 后拉应力变为正值, 说明其拉应力分布方位是使得锁骨产生复位拉伸力的合适方位, 图 2(b) 的结果与图 2(a) 的结果一致, $\theta > 45^\circ$ 时所产生的拉应力与前文提到的理想载荷方向一致。

鉴于拉应力随 θ 增大而增大, 考虑到外固定作用的载荷时 $\theta < 90^\circ$, 故最佳 θ 取值范围应在 $60^\circ \leq \theta < 90^\circ$ 。

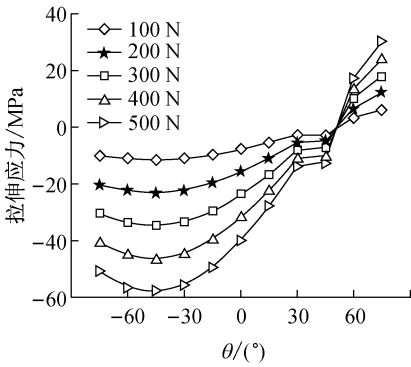
实验 2 设定 $F = 100 \text{ N}$, $\theta = 0^\circ$, $\eta = -75^\circ$ 、 -60° 、 -45° 、 -30° 、 -15° 、 0° 、 15° 、 30° 、 45° 、 60° 、 75° , 得到锁骨应力分布变化[见图 3(a)]。由图 3(a) 可见, 拉应力分布变化并不明显, 说明 η 值对锁骨拉应力的分布影响并不大。

设定 $F = 200, 300, 400, 500 \text{ N}$ 共计 4 个对照组, 得到锁骨最大拉应力[见图 3(b)]。 $\eta = -75^\circ \sim 45^\circ$ 时, 锁骨应力变化不大; $\eta > -30^\circ$ 时, 锁骨拉应力增大; 当 $\eta = 30^\circ \sim 45^\circ$ 时, 锁骨获得最大的拉应力。

实验 3 在肱骨上端处, 根据载荷作用位置沿 X 轴方向距锁骨中心的距离, 由远至近、设置 6 个不



(a) 应力分布



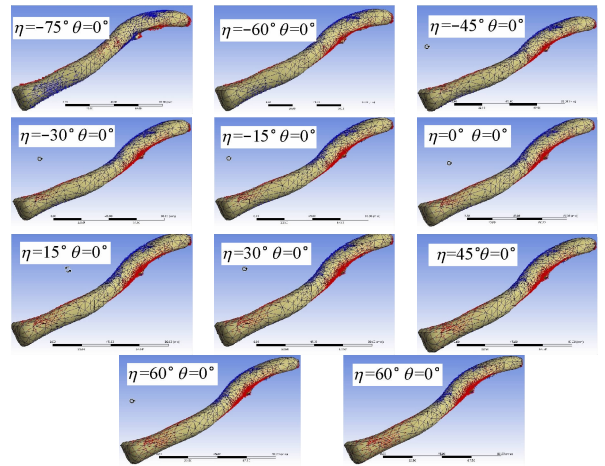
(b) 拉应力变化曲线

图2 θ 值对锁骨应力分布的影响和锁骨拉应力变化曲线

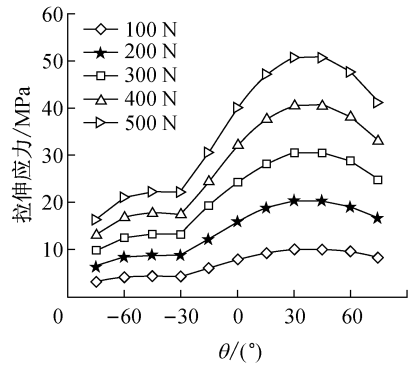
Fig.2 Effect of θ value on stress distribution and tensile stress curve of clavicle (a) Stress distributions, (b) Stress curve

同位置,分别标记为1,2,⋯,6,分别在各个位置沿Y轴正向加载 $F = 100\text{ N}$ 的小面积作用载荷,观察载荷距离锁骨的作用位置对锁骨拉应力分布和大小影响。同时设置 $F = 200, 300, 400, 500\text{ N}$ 共计4个对照组。

由于在保持其他因素不变的情况下,改变载荷面积大小会对锁骨应力的分布产生影响。为了减少受载荷面积大小因素的影响,在设置不同位置的载荷时,应使其作用面积大小尽可能相等。而在 ANSYS Workbench 16.0 环境中,难以实现在这种导入的不规则曲率实体中选取面积大小完全相同区域作为载荷作用面。因此,选取面积大小尽可能一致的网格作为作用面。各作用面位置的选取和面积如图4(a)所示,锁骨应力分布情况见图4(b)。从



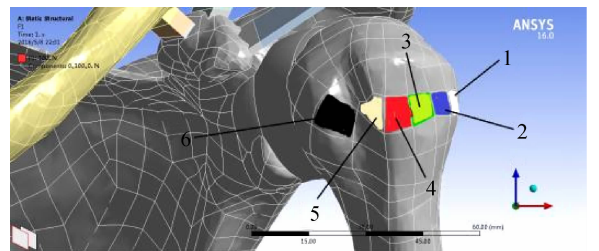
(a) 应力分布



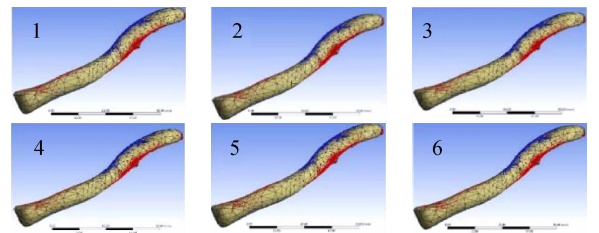
(b) 拉应力变化曲线

图3 η 值对锁骨应力分布的影响和锁骨拉应力变化曲线

Fig.3 Effect of η value on stress distribution and tensile stress curve of clavicle (a) Stress distributions, (b) Stress curve



(a) 各载荷作用面



(b) 应力分布

图4 不同作用位置及面积示意图和载荷位置对锁骨应力分布的影响
 Fig.4 Schematic of different function positions and areas and effect of loading position on stress distribution of clavicle

(a) Function surface of each loading, (b) Stress distributions

图4(b)可以看出,载荷作用位置沿 X 轴方向离锁骨的距对锁骨拉应力分布影响不大。

图5所示为增加对照组后锁骨最大拉应力对比曲线。载荷作用位置沿 X 轴的方向离锁骨越远,获得的锁骨拉伸力就越大。

实验4 从以上研究可以看出,影响复位拉伸力主要有3个因素(θ 、 η 、位置 S),而且初步研究也明确其基本取值范围。采用正交试验法,设计1个3因素3水平的 L_9 正交试验($\theta = 65^\circ、75^\circ、85^\circ, \eta = 30^\circ、40^\circ、50^\circ, S = 1、3、5$),正交表如表1所示。在 $F_1 = 500\text{ N}$ 时,第3组正交试验($\theta = 65^\circ、\eta = 50^\circ、S = 5$)能产生最佳的锁骨骨折复位拉伸力(见图6)。

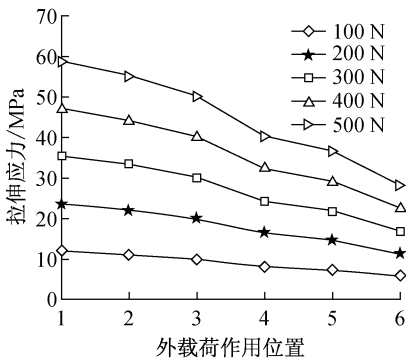


图5 锁骨拉应力变化曲线

Fig. 5 Tensile stress curve of clavicle

表1 L_9 正交表

Tab. 1 L_9 orthogonal table

试验组序号	θ	H	S	组合水平
1	1	1	1	$\theta_1 \eta_1 S_1$
2	1	2	2	$\theta_1 \eta_2 S_2$
3	1	3	3	$\theta_1 \eta_3 S_3$
4	2	1	2	$\theta_2 \eta_1 S_2$
5	2	2	3	$\theta_2 \eta_2 S_3$
6	2	3	1	$\theta_2 \eta_3 S_1$
7	3	1	3	$\theta_3 \eta_1 S_3$
8	3	2	1	$\theta_3 \eta_2 S_1$
9	3	3	2	$\theta_3 \eta_3 S_2$

3 讨论

1972年, Brlelmans 开启了使用有限元法分析骨骼的先例^[10]。随后,有关人体肩锁关节及上肢骨的

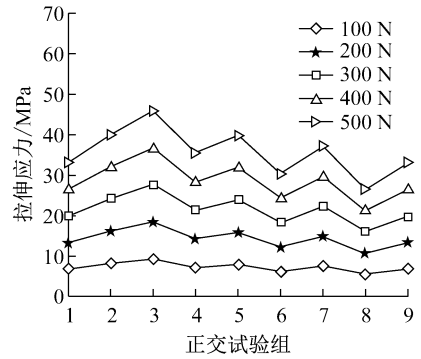


图6 正交试验结果

Fig. 6 Results of the orthogonal test

研究大量开展,例如:重建肩锁关节的三维模型并进行生物力学分析^[4],肩胛骨^[11]、锁骨^[6,12-13]的三维建模和应力分布研究,建立肩部模型并进行运动学分析^[14]。有关建立人体其他区域模型的研究也多见报道。黄艳华等^[15]介绍了通过逆向工程技术进行人体骨骼模型三维重建的多种方法与途径,并以颅骨及股骨为实例,详细介绍实施重建的过程,运用相应的重建结果证明了其方法的正确性与可行性;胡辉莹等^[16]建立了人体胸廓有限元计算机模型,并对模型进行模拟胸部按压应力分析,用以验证其有效性。国外有研究者建立了肩部的三维有限模型,并进行应力评估^[7,17-19];章思炎等^[20]通过对锁骨的三维有限元分析计算,分析了4种复位方式的力学特性;结果表明,锁骨骨折的优良复位与其约束支反力、应力场和位移场都有关系。张兴平等^[21]研究复位固定器对桡骨远端骨折的牵引力。曾浪清等^[22]重建了无损锁骨、锁骨中段骨折的三维模型,并分析比较两种特定内固定方法所产生的应力分布和最大应力。虽然上述大部分研究通过 Mimics 软件得到了人体锁骨或人体肩部模型,也分析了其他骨骼骨折后复位固定器产生的牵引力,但是均未涉及利用人体肩部有限元模型来分析锁骨骨折后产生复位的最佳拉伸力的外部加载问题。

为了获得锁骨骨折后复位处理的复位拉伸力外部加载的优化方案,本文综合应用 Mimics 17.0 和 SolidWorks 软件,建立了带有韧带的人体肩部的三维模型,将其导入到 ANSYS 中进行网格划分后获得其三维有限元模拟实验分析模型。为了描述载荷的方向,引入 θ 和 η 两个参数,分别表示载荷在人体垂

直面和冠状面的角度。采用正交试验法,分析锁骨拉应力的分布、大小和最大拉应力随着载荷角度和力的作用点的变化,得出如下结论:

(1) 当外固定器加载在肩部合力方向在水平面的投影与矢状轴的夹角 $\theta > 45^\circ$ 时(合力投影方向向后向内),锁骨获得复位拉伸力,且随着夹角越大拉伸力越大。

(2) 外固定器加载在肩部合力方向在矢状面的投影与矢状轴的夹角 $\eta = -75^\circ \sim -30^\circ$ 时(合力投影方向向上向后),锁骨复位拉伸力变化不大; $\eta = 30^\circ \sim 45^\circ$ 时,锁骨复位拉伸力最大。

(3) 外固定器在肩部作用的位置离锁骨水平位置越远时,锁骨复位拉伸力就越大。

(4) 正交试验结果表明,产生最佳复位拉伸力的参数组合为 $\theta = 65^\circ$ 、 $\eta = 50^\circ$ 、 $S = 5$ 。

本文对锁骨骨折复位拉伸力的分析将为锁骨骨折外固定器的优化设计提供力学参考。但本文针对所研究的问题对模型做了诸多简化,如韧带的材料特性方面以及肌肉等软组织的处理。由于目前还没有一个适合肌肉的材料模型,有限元方法还不能很好地应用在这些软组织上。而这方面的研究将会让有限元分析更接近实际,对指导临床工作具有重要意义。

参考文献:

[1] 陈阳,马剑雄,马信龙. 锁骨骨折的研究进展[J]. 中国骨与关节外科, 2011, 4(5): 411-416.

[2] 何鸿陶,陈云丰. 肩锁关节解剖和生物力学分析[J]. 实用骨科杂志, 2010, 16(10): 767-769.

[3] KEENER JD. Acromioclavicular joint anatomy and biomechanics [J]. Oper Techn Sport Med, 2014, 22(3): 210-213.

[4] 杨晓霞. 人体肩锁关节三维建模及生物力学分析[D]. 上海:上海交通大学硕士学位论文, 2012.

[5] 刘君. 生物组织超弹性行为有限元分析[D]. 北京:北京工业大学硕士学位论文, 2007.

[6] 桂斌捷,刘德宝. 锁骨三维模型构建和力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2009, 13(30): 5827-5830.

[8] 陈锦安,李嘉宝,邢浩旭. 人体骨骼力学特性探讨[J]. 暨南大学学报:自然科学与医学版, 1999(1): 74-78.

[9] 伍贤平,廖二元,刘忠厚. 不同国家和地区各种族人群骨密度参考值及其相互比较[J]. 中国骨质疏松杂志, 2007, 13(1): 1-21.

[10] 商跃进. 有限元原理与 ANSYS 应用指南[M]. 北京:清华大学出版社, 2005.

[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] 阮国模,苏忠良,苏佳灿,等. 锁骨三维模型的构建及其生物力学意义[C]. 杭州:2012年浙江省骨科学术年会, 2012: 1.

[13] 杨志勇,程黎明,涂熙,等. 锁骨三维有限元模型的建立及生物力学分析[J]. 第二军医大学学报, 2008, 29(11): 1316-1319.

[14] 虞汉中. 虚拟人肩部模型建立与运动学分析[D]. 武汉:武汉理工大学硕士学位论文, 2011.

[15] 黄艳华,孙文磊,姜宏. 基于逆向工程技术的人体骨骼模型重建技术研究[J]. 计算机应用与软件, 2009, 26(11): 168-170.

[16] 胡辉堂,钟世镇,张美超,等. 人体胸廓三维有限元模型的建立及应力分析研究[J]. 中国急救医学, 2007, 27(12): 1098-1100.

[17] METAN SS, KRISHNA P, MOHANKUMAR GC. FEM model an effective tool to evaluate von Mises stresses in shoulder joint and muscles for adduction and abduction [J]. Procedia Mater Sci, 2014, 5: 2090-2098.

[7] RHO JY, HOBATHO MC, ASHMAN RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone [J]. Med Eng Phys, 1995, 17(5): 347-355.

[18] VAN DER HELM FCT. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism [J]. J Biomech, 1994, 27(5): 551-569.

[19] VICECONTI M, ZANNONI C, PIEROTTI L. TRI2SOLID: An application of reverse engineering methods to the creation of CAD models of bone segments[J]. Comput Meth Prog Bio, 1998, 56(3): 211-220.

[20] 章思炎,周慎杰,隋福生,等. 锁骨复位的三维力学分析[J]. 医用生物力学, 1994, 9(1): 26-33.

ZHANG SY, ZHOU SJ, SUI FS, et al. Three-dimensional mechanical analysis of the reduction of clavicle fracture [J]. J Med Biomech, 1994, 9(1): 26-33.

[21] 张兴平,钟红刚,孟和. 复位固定器治疗桡骨远端骨折的在体力学测试[J]. 医用生物力学, 2013, 28(3): 300-303.

Zhang XP, ZHONG HG, MENG H. Biomechanical test *in vivo* on reduction fixator for treating distal radius fractures [J]. J Med Biomech, 2013, 28(3): 300-303.

[22] 曾浪清,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 fracture [J]. J Med Biomech, 2013, 28(4): 441-447.