

锚钉数量及位置对肩关节 Bankart 损伤修复强度影响的有限元分析

周恩昌¹, 殷浩², 唐萍¹, 张玉岩¹, 李邦国¹

(1.聊城市第二人民医院骨科, 山东 临清 252601; 2.合肥市第一人民医院关节外科, 安徽 合肥 230000)

【摘要】 目的:通过有限元分析的方法,研究不同锚钉数量及位置对肩关节 Bankart 损伤修复强度影响。方法:利用逆向建模技术,将包含正常成人志愿者肩关节的三维 CT 数据,导入 Mimics 10.0、Geomagic 2012 软件中对相关组织进行重建,然后在 Hypermesh 13.0 软件中进行网格划分,赋予材料属性,在 Abaqus 6.14 中调整 MPC 约束的位置及数量,建立 A 模型(正常对照模型)、B 模型(Bankart 损伤对照模型)、C 模型(1 枚锚钉)、D 模型(2 枚锚钉)、E 模型(3 枚锚钉)、F 模型(4 枚锚钉),6 种工况的肩关节有限元模型。添加肱骨外旋及前移载荷,模拟肩关节前向不稳的恐惧试验。结果:(1)正常情况下,伴随着肱骨头的外旋下盂肱韧带复合体出现皱褶,并且在其前后束止点周围出现明显的应力集中。(2)Bankart 损伤导致下盂肱韧带前束应力增大 52.33%、后束增大 45.67%,游离部分关节孟唇出现不均匀剪应力降低。(3)锚钉修复的各模型中,锚钉部位均出现明显的应力集中,并能够减小前后束韧带的应力,其中 C、D 模型与 B 模型比较差异无统计学意义($P>0.05$),E、F 模型与 B 模型比较差异有统计学意义($P<0.05$)。结论:在修复 Bankart 损伤时,应用 1 枚或 2 枚锚钉能够减小下盂肱韧带前后束的应力,但如外旋角度较大时,在锚钉位置产生的应力集中明显增大,增加修复失败的风险。而应用 3 枚或 4 枚锚钉,能够通过锚钉之间的“负荷共享”效应增强对下盂肱韧带约束,并且减少锚钉自身的应力,从而确保肩关节的前方稳定,为患者的早期康复提供力学环境。

【关键词】 肩关节; Bankart 损伤; 有限元分析

DOI:10.3969/j.issn.1003-0034.2018.12.012

Finite element analysis of the influence of anchorage number and location on Bankart repair strength of shoulder joint ZHOU En-chang*, YIN Hao, TANG Ping, ZHANG Yu-yan, and LI Bang-guo. *Department of Orthopaedics, the Second People's Hospital of Liaocheng, Linqing 252601, Shandong, China

ABSTRACT Objective: To study the influence of the number and position of anchor nails on the Bankart repair by the finite element analysis. **Methods:** The 3D CT data of shoulder joints including normal adult volunteers were imported into Mimics 10.0 and Geomagic 2012 software to reconstruct the related tissues, and then meshed in Hypermesh 13.0 software to give material attributes. The position and number of MPC constraints were adjusted in Abaqus 6.14 to establish finite element model of shoulder joint under 6 working conditions including A model (normal control model), B model (Bankart damage control model), C model (1 anchor), D model (2 anchors), E model (3 anchors), F model (4 anchors). The humerus external rotation and forward load were added to simulate the fear test of the shoulder joint forward instability. **Results:** (1) Normally, the inferior glenohumeral ligament complex accompanied by the external rotation of the humerus head has a wrinkle and a significant stress concentration around its anterior and posterior bundle terminations. (2) The stress of the anterior bundle and posterior bundle of the inferior glenohumeral ligament were increased by 52.33% and 45.67% respectively after Bankart's injury. (3) In each model of anchor repair, the stress concentration was obvious at the anchor site, and the stress of anterior and posterior bundle ligaments could be reduced; there were no obvious differences between C, D models and B model ($P>0.05$), and there were significant differences between E, F models and B model ($P<0.05$). **Conclusion:** One or two anchors can reduce the stress of the anterior and posterior bundles of the inferior glenohumeral ligament in the repair of Bankart's injury, but when the angle of rotation is large, the stress concentration in the anchor position increases significantly, leading to the increases of the risk of failure. The application of three or four anchors can enhance the constraints on the inferior glenohumeral ligament and reduce the stress of the anchor itself through the "load sharing" effect between anchors, so as to ensure the stability of the shoulder joint and provide a mechanical environment for the early rehabilitation of patients.

KEYWORDS Shoulder joint; Bankart damage; Finite element analysis

Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2018, 31(12): 1136-1139 www.zggszz.com

通讯作者:周恩昌 E-mail:878390121@qq.com

Corresponding author:ZHOU En-chang E-mail:878390121@qq.com

随着关节镜技术的发展,镜下缝合锚钉修复技术治疗 Bankart 损伤得到广泛应用,影响术后治疗效果的关键因素是锚钉的置入位置及数量,多数报道认为应最少置入 3 枚锚钉^[1]。但亦存在置入 1 枚^[2]、3 枚或 4 枚锚钉^[3]进行修复的临床报道。本研究通过有限元分析的方法研究锚钉位置及数量对肩关节前下孟唇及关节囊修复强度的影响。

1 资料与方法

1.1 肩关节模型的构建

选取经 X 线片检查确定肩关节形态正常的健康志愿者 1 名,34 岁,男性,身高 174 cm,体重 75 kg。排除肩部外伤史、骨关节畸形或代谢性疾病。采用 128 排螺旋 CT 对该志愿者行左侧肩关节外展 90°薄层扫描,扫描层厚 0.625 mm,图像格式存储为 DICOM 格式文件导入医学三维重建软件 Mimics 10.0。根据组织的灰度值,通过区域分割,得到肱骨近端、肩胛骨的人体骨骼模型,以点云格式导入 Geomagic studio2012。对模型进行除噪点、平滑等处理,拟合出骨骼的 NURBS 曲面,再导入 Hypermesh 13.0 划分网格,将骨骼及关节孟唇划分为四面体 C3D4 单元,下孟肱韧带及关节囊划分为壳体 S3R 单元,共 49 068 个节点,258 220 个单元。将生成的三维模型导入 Abaqus 6.14,所有结构的材料属性为各项同性线弹性材料。关节囊及韧带的弹性模量 10.1 MPa、泊松比 0.4;皮质骨的弹性模量 1.34×10^4 MPa、泊松比 0.3;关节软骨的弹性模量 0.3×10^4 MPa,泊松比 0.3(图 1)。

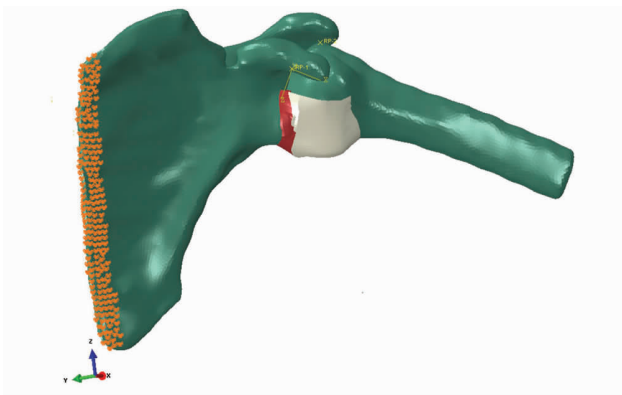


图 1 左侧肩关节外展 90°位模型

Fig.1 Left shoulder joint abduction 90 degree model

在肩关节孟及相对应的关节孟唇的节点上设置 MPC 约束进行 Tie 绑定模拟锚钉固定。调整约束位置及 MPC 的数量,建立 A 模型(正常对照模型)、B 模型(Bankart 损伤对照模型)、C 模型(8 点钟位置安装 1 枚锚钉)、D 模型(7-8 点钟位置安装 2 枚锚钉)、E 模型(6-9 点钟位置安装 3 枚锚钉)、F 模型(6-9 点钟位置安装 4 枚锚钉),6 种工况的肩关节有

限元模型(图 2)。

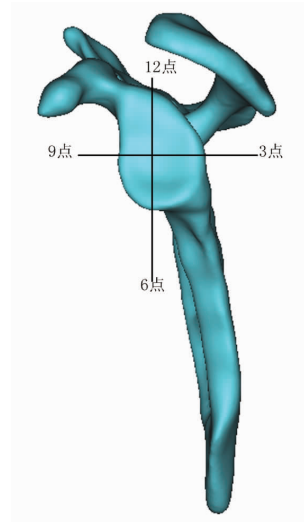


图 2 左侧关节孟定位图

Fig.2 Left glenoid localization

1.2 边界条件及加载

将肩胛骨内侧缘作为边界条件固定模型。加载方式模拟肩关节前向不稳检查恐惧试验(Crank test),即在外展 90°位,上臂绕自体中心轴外旋并给予一定的前向推力。

1.3 统计学处理

所有数据采用 SPSS 19.0 统计学软件进行统计学分析。定量资料采用均数±标准差($\bar{x} \pm s$)表示。选取 6 个模型中,下孟肱韧带复合体在 6-9 点钟止点位置周围的 10 个节点,应用配对 *t* 检验对研究对象在不同外旋角度下的平均应力进行统计学比较,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 下孟肱韧带复合体在不同模型中的应力分布

结果显示在 A 模型中,下孟肱韧带复合体的应力集中在远近端附着点,伴随着肱骨头的外旋,环绕肱骨头发生皱褶,使应力集中在下孟肱韧带的前后束止点周围(图 3a)。与之相比,在 B 模型(Bankart 损伤模型)中的,下孟肱韧带前后束附近的应力较 A 模型前束增大 52.33%、后束增大 45.67%,游离部分关节孟唇出现不均匀剪应力(图 3b)。锚钉固定的各模型中,在锚钉固定点对应的下孟肱韧带复合体上均出现明显的应力集中,与 C、D 模型相比,在 E、F 模型中应力集中区分布趋向均匀(图 3c, 3d, 3e, 3f)。

2.2 不同模型的外旋角度对锚钉在下孟肱韧带前后束固定点周围应力分布

在各模型中,外旋角度对锚钉在下孟肱韧带前后束固定点周围应力分布结果见表 1。除 9 点钟外

旋 30°外, B 模型其余外旋角度对锚钉在下孟肱韧带前后束固定点周围应力均大于 A 模型。C、D 模型与 B 模型比较差异均无统计学意义。E、F 模型各外旋角度对锚钉在下孟肱韧带前后束固定点周围应力均

小于 B 模型。

3 讨论

Bankart 损伤发生导致了前下方孟唇被孟肱下韧带复合体(前束及关节囊)在关节孟附着处撕裂,

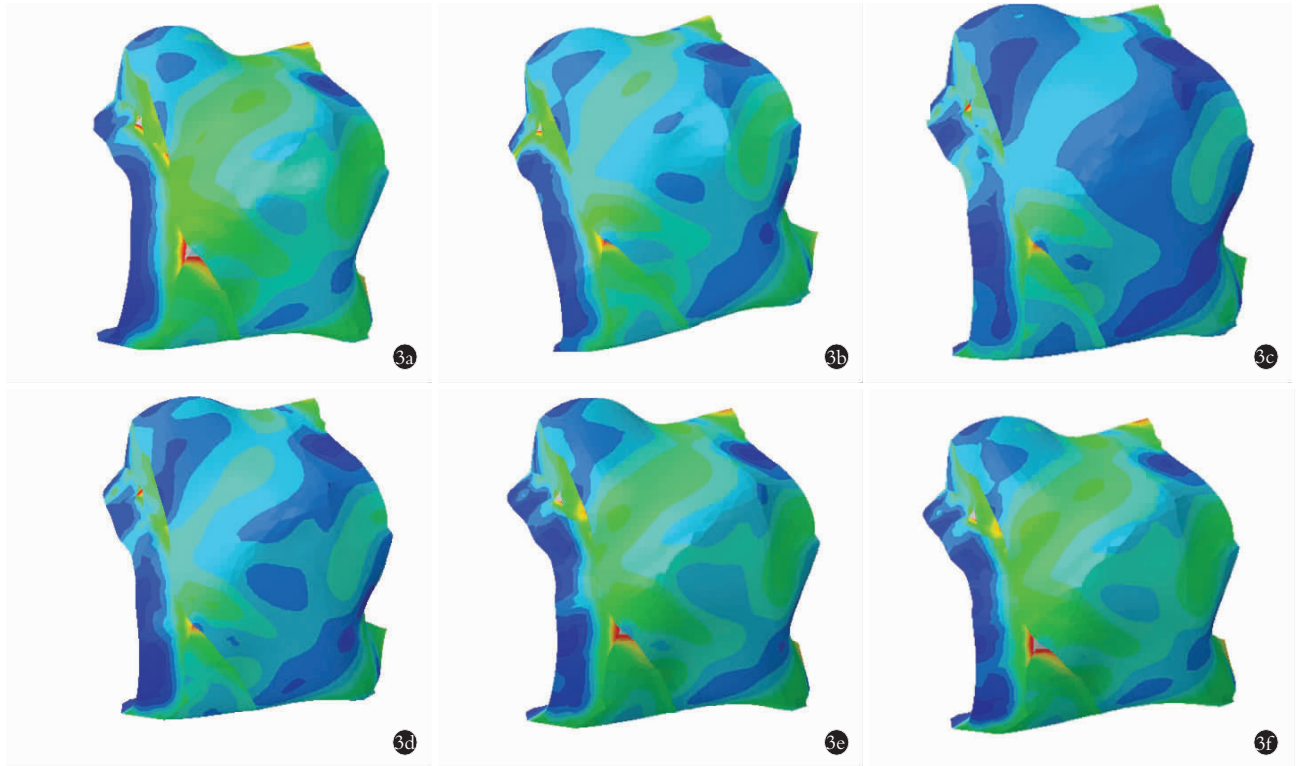


图 3 下孟肱韧带复合体在 A(3a)、B(3b)、C(3c)、D(3d)、E(3e)、F(3f)模型中的 Mises 应力分布

Fig.3 Mises stress distribution of the lower glenohumeral ligament complex in A(3a), B(3b), C(3c), D(3d), E(3e), F(3f)models

表 1 不同模型的外旋角度对锚钉在下孟肱韧带前后束固定点周围应力分布结果($\bar{x}\pm s$, MPa, n=10)

Tab.1 Stress distribution around anchorage in the anterior and posterior fixate sites of the lower glenohumeral ligament with different models of external rotation angle($\bar{x}\pm s$, MPa, n=10)

模型	9 点钟位置			6 点钟位置		
	30°	60°	90°	30°	60°	90°
A 模型	1.96±0.63	8.33±1.13	17.37±2.21	1.69±0.67	7.72±1.87	16.31±1.53
B 模型	2.48±0.44 ^{a1}	10.2±2.22 ^{a2}	23.46±3.45 ^{a3}	2.99±1.34 ^{a4}	12.38±2.03 ^{a5}	23.76±1.57 ^{a6}
C 模型	2.24±0.39 ^{b1}	10.83±1.51 ^{b2}	20.79±2.36 ^{b3}	2.03±1.27 ^{b4}	11.32±0.82 ^{b5}	21.95±3.15 ^{b6}
D 模型	2.11±0.56 ^{b7}	10.69±1.37 ^{b8}	19.87±1.51 ^{b9}	1.94±1.21 ^{b10}	10.54±1.36 ^{b11}	20.52±4.36 ^{b12}
E 模型	1.91±0.51 ^{b13}	8.41±1.42 ^{b14}	17.16±2.47 ^{b15}	1.67±0.34 ^{b16}	9.14±1.41 ^{b17}	16.63±1.48 ^{b18}
F 模型	1.93±0.64 ^{b19}	8.31±1.52 ^{b20}	16.61±1.08 ^{b21}	1.48±0.42 ^{b22}	8.92±1.83 ^{b23}	15.41±3.17 ^{b24}

注:与 A 模型比较, ^{a1}t=2.14, P=0.46; ^{a2}t=2.37, P=0.027; ^{a3}t=4.72, P=0.000; ^{a4}t=2.74, P=0.013; ^{a5}t=5.34, P=0.000; ^{a6}t=5.82, P=0.000。与 B 模型比较, ^{b1}t=1.29, P=0.213; ^{b2}t=0.74, P=0.467; ^{b3}t=2.02, P=0.058; ^{b4}t=1.644, P=0.117; ^{b5}t=1.53, P=0.143; ^{b6}t=1.62, P=0.121; ^{b7}t=1.64, P=0.117; ^{b8}t=0.59, P=0.559; ^{b9}t=1.84, P=0.082; ^{b10}t=1.86, P=0.077; ^{b11}t=5.82, P=0.000; ^{b12}t=1.93, P=0.068; ^{b13}t=2.67, P=0.015; ^{b14}t=2.14, P=0.045; ^{b15}t=4.69, P=0.000; ^{b16}t=3.02, P=0.007; ^{b17}t=4.14, P=0.000; ^{b18}t=12.23, P=0.000; ^{b19}t=2.23, P=0.037; ^{b20}t=2.22, P=0.039; ^{b21}t=5.91, P=0.000; ^{b22}t=3.40, P=0.003; ^{b23}t=4.003, P=0.000; ^{b24}t=7.46, P=0.000

Note: Compared to A model, ^{a1}t=2.14, P=0.46; ^{a2}t=2.37, P=0.027; ^{a3}t=4.72, P=0.000; ^{a4}t=2.74, P=0.013; ^{a5}t=5.34, P=0.000; ^{a6}t=5.82, P=0.000。Compared to B model, ^{b1}t=1.29, P=0.213; ^{b2}t=0.74, P=0.467; ^{b3}t=2.02, P=0.058; ^{b4}t=1.644, P=0.117; ^{b5}t=1.53, P=0.143; ^{b6}t=1.62, P=0.121; ^{b7}t=1.64, P=0.117; ^{b8}t=0.59, P=0.559; ^{b9}t=1.84, P=0.082; ^{b10}t=1.86, P=0.077; ^{b11}t=5.82, P=0.000; ^{b12}t=1.93, P=0.068; ^{b13}t=2.67, P=0.015; ^{b14}t=2.14, P=0.045; ^{b15}t=4.69, P=0.000; ^{b16}t=3.02, P=0.007; ^{b17}t=4.14, P=0.000; ^{b18}t=12.23, P=0.000; ^{b19}t=2.23, P=0.037; ^{b20}t=2.22, P=0.039; ^{b21}t=5.91, P=0.000; ^{b22}t=3.40, P=0.003; ^{b23}t=4.003, P=0.000; ^{b24}t=7.46, P=0.000

从而导致肩关节外展 90°时,由于前下方缺乏静力性结构维持,肱骨头会出现前下滑移或再脱位。

目前,关节镜下应用带线锚钉修复 Bankart 损伤已经为临床医师所公认,但在锚钉置入的数量上还存在争议^[4]。Boileau 等^[3]认为置入≤3 枚锚钉存在复发性关节不稳的风险,因而建议置入 4 枚螺钉。Levy 等^[2]报道用 1 枚锚钉进行荷包缝合的方法成功进行 36 例肩关节镜下 Bankart 修复术。Witney-Lagen 等^[5]对 114 例关节镜下 1 枚锚钉修复肩关节不稳进行 4 年随访发现,用 1 枚锚钉亦能取得良好的稳定性,同时提出术中应将锚钉置于 4 点钟方向,2 股缝合线分别固定 3 点钟和 6 点钟方向。Sisto 等^[6]报道,在 Bankart 修复术失败的患者中,87%的锚钉没有放置在 4 点钟方向。

针对前下孟肱韧带复合体的有限元研究存在一维线性单元^[7]、二维壳单元^[8]、三维六面体或四面体单元^[9]3 种模型。一维线性单元模型无法体现关节囊与肱骨近端的解剖特征及关节运动过程中关节囊的皱褶变形,目前已很少应用。三维六面体或四面体单元模型,虽然在解剖特征上可以充分显示肱骨近端与关节囊的连接关系,但在进行大变形分析时,由于部分单元会发生反转变形,而使模型很难收敛。二维壳单元模型不仅对关节囊与骨骼的连接关系进行充分的仿真,而且实现了关节囊的变形。本研究建立的有限元模型中,骨骼及关节孟唇使用三维四面体单元,韧带及关节囊使用二维壳单元。

本研究发现正常模型中,下孟肱韧带复合体其关节孟唇附着处出现均匀的应力分布,并伴随着肱骨外旋,在下孟肱韧带前后束出现较大的应力集中,这与 Benjamin 的试验结果相一致^[8]。与 A 模型比较 B 模型中,孟唇损伤区域的前、后端出现较大的应力集中,并在游离的孟唇产生切向应变,并且外旋角度增大,前后端应力越集中,在外旋 90°时,前束增大 52.33%、后束增大 45.67%。比较安装锚钉后各模型的应力分布可以发现,与 B 模型比较,在外旋 30°时,C、D 模型中下孟肱韧带前束应力分别减少 9.82%、16.58%,E、F 模型中下孟肱韧带前束应力分别减少 28.79%、27.46%;在外旋 60°时,C、D 模型中下孟肱韧带前束应力分别减少 3.41%、13.24%,E、F 模型中下孟肱韧带前束应力分别减少 33.17%、

34.77%。外旋 90°时,C、D 模型中下孟肱韧带前束应力分别减少 18.54%、28.68%,E、F 模型中下孟肱韧带前束应力分别减少 36.71%、41.24%。

上述结果提示,由于 Bankart 损伤导致下孟肱韧带在 6~9 点范围内游离,肱骨外旋会导致在损伤前后缘附着点韧带的应力集中,1 枚或 2 枚锚钉修复能够减小下孟肱韧带前后束的应力,但随着外旋角度增加,其控制作用逐步减弱,并且会在锚钉上产生较大的应力集中。而 3 枚或 4 枚锚钉能够通过锚钉之间的“负荷共享”效应增强对下孟肱韧带约束,并且减少锚钉自身的应力,从而确保肩关节的前方稳定,为患者的早期康复,提供力学环境。

参考文献

- [1] 王岩,译.坎贝尔骨科手术学[M].第12版.北京:人民军医出版社,2013:2304.
WANG Y, translation. Campbell Operative Orthopaedics [M]. 12th Edition. Beijing: People's Military Medical Press, 2013: 2304. Chinese.
- [2] Levy O, Matthews T, Even T. The "Purse-String" technique: an arthroscopic technique for stabilization of anteroinferior instability of the shoulder with early and medium-term results [J]. Arthroscopy, 2007, 23(1): 57-64.
- [3] Boileau P, Villalba M, Héry JY, et al. Risk factors for recurrence of shoulder instability after arthroscopic Bankart repair [J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88(8): 1755-1763.
- [4] 肇刚,刘玉杰.孟肱关节不稳定的最新诊治进展[J].中国骨伤, 2014, 27(2): 172-176.
ZHAO G, LIU YJ. Latest progress on diagnosis and treatment of glenohumeral instability [J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2014, 27(2): 172-176. Chinese with abstract in English.
- [5] Witney-Lagen C, Perera N, Rubin S, et al. Fewer anchors achieves successful arthroscopic shoulder stabilization surgery: 114 patients with 4 years of follow-up [J]. J Shoulder Elbow Surg, 2013, 23(3): 382-387.
- [6] Sisto DJ. Revision of failed arthroscopic bankart repairs [J]. Am J Sports Med, 2007, 35(4): 537-541.
- [7] Novotny JE, Beynon BD, Nichols CE. Modeling the stability of the human glenohumeral joint during external rotation [J]. J Biomech, 2000, 33(3): 345-354.
- [8] Ellis BJ, Debski RE, Moore SM, et al. Methodology and sensitivity studies for finite element modeling of the inferior glenohumeral ligament complex [J]. J Biomech, 2007, 40(3): 603-612.
- [9] Gardiner JC, Weiss JA. Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading [J]. J Orthop Res, 2003, 21(6): 1098-1106.

(收稿日期:2017-11-01 本文编辑:连智华)