

DOI:10.3724/SP.J.1008.2008.01316

锁骨三维有限元模型的建立及生物力学分析

杨志勇¹,程黎明^{1*},涂 熙²,刘传安¹,曾至立¹

1. 同济大学附属同济医院骨科,上海 200065
2. 同济大学桥梁工程系,上海 200092

[摘要] **目的:**建立正常锁骨有限元模型,并模拟锁骨轴向受力状态下应力分布及应变特征,为锁骨的生物力学研究提供数值分析模型。**方法:**通过CT扫面正常成年男性右侧锁骨,获得连续断层图片,导入Simpleware医学建模软件生成实体模型后,应用通用有限元分析软件ANSYS 10.0,进行网格划分、材料属性赋值生成有限元模型。约束边界条件,模拟锁骨轴向受力状态进行加载,得出锁骨有限元模型上的应力分布与应变结果。**结果:**建立的锁骨有限元模型节点共62 182个、四面体单元40 878个。锁骨在轴向载荷状态下应力集中主要位于锁骨干中1/3区域,且下表面应力集中现象较上表面明显。**结论:**应力分析结果解释了锁骨骨折好发于中1/3的原因,并且发现主要应力集中于下表面,锁骨产生断裂的弯矩位于冠状面,提示临床内固定治疗锁骨中段骨折时,钢板放置于上表面能有效抵抗产生的弯矩,避免内固定失败。有限元分析法可较好分析锁骨的生物力学特点。

[关键词] 锁骨;有限元分析;生物力学

[中图分类号] R 683.411 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2008)11-1316-04

Three dimensional finite element modeling of clavicle and the related biomechanics analysis

YANG Zhi-yong¹,CHENG Li-ming^{1*},TU Xi²,LIU Chuan-an¹,ZENG Zhi-li¹

1. Department of Orthopaedics, Tongji Hospital, Tongji University, Shanghai 200065, China
2. Department of Bridge Engineering, Tongji University, Shanghai 200092

[ABSTRACT] **Objective:** To establish a three dimensional finite element model of normal clavicle and calculate the stress and strain distribution on the clavicle under the axial load, so as to provide a numerical model for analysis of biomechanical behaviors. **Methods:** The right clavicle of a healthy normal male was scanned by CT and serial sections were obtained. Then the CT images were fed into the Simpleware and ANSYS software to create the model through a serial steps including meshing, assigning the material attribution, restricting the freedom and simulating axial loading. The result of stress distribution and response of the model was obtained. **Results:** The established model had 62 182 nodes and 40 878 tetrahedral units. The stress mainly concentrated within the middle 1/3 part of the clavicle under axial loading, and the stress on the inferior surface was obviously higher than that on the superior surface. **Conclusion:** The stress distribution analysis explains the reason why the middle 1/3 region of clavicle is prone to fracture. The stress mainly focuses on the inferior surface and the bending movement leading to clavicle fracture is located on the coronal plane, indicating that placement of plate in the superior surface can effectively balance the bending movement and avoid fixation failure during internal fixation of middle segment clavicle fracture. In a word, finite element analysis can be used to effectively investigate the biomechanic characteristics of clavicle.

[KEY WORDS] clavicle; finite element analysis; biomechanics

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2008, 29(11):1316-1319]

锁骨骨折临床上较为常见,占成人骨折的4%,引发骨折的绝大多数因素为肩部受到直接暴力^[1]。流行病学研究发现约81%的锁骨骨折发生于锁骨干中1/3^[2-3],目前对于其发生的生物力学机制的研

究较多,但仅限于体外尸体标本实验,计算生物力学方面研究较少,本实验通过建立锁骨有限元模型,计算锁骨在肩部轴向外力作用下的应力分布及应变特征,现将结果报告如下。

[收稿日期] 2008-04-16 **[接受日期]** 2008-06-25

[作者简介] 杨志勇,硕士生。

* 通讯作者(Corresponding author). Tel:021-66111283, E-mail: chlm.d@163.com

1 材料和方法

1.1 材料 DELL Precision 460 工作站; Windows XP Professional 操作系统; ANSYS 10.0 通用有限元分析软件(美国 ANSYS 公司); Simpleware 医学图像处理软件(英国 Simpleware 公司)。16 排螺旋 CT 机(GE LightSpeed16, 美国通用公司)。

1.2 获取锁骨 CT 扫描图像数据 47 岁健康成年男性志愿者 1 名, 对该名志愿者询问病史, 排除锁骨疾患后行右侧锁骨螺旋 CT 扫描, 扫面电压 120 kV, 电流 261.5 mA, 骨组织窗设定值为: 窗宽 2 000、窗位 500, 获得层厚为 0.625 mm 的连续断层 CT 图片 119 张, 以 DICOM 格式存储入计算机。

1.3 建立锁骨三维有限元模型 将存储的 DICOM 格式图片直接导入 Simpleware 软件, 按照人体标准解剖学坐标确立模型空间坐标系, X 轴为冠状轴, Y 轴为矢状轴, Z 轴为垂直轴。设定骨骼 CT 灰度阈值为 842~2 671, 进行阈值提取后, 生成锁骨实体模型, 导入至 ANSYS 10.0 软件, 并进一步行网格划分, 生成具有 10 个节点的 Solid92 四面体单元(图 1), 这种单元上的每个节点有 3 个自由度, 适合形状不规则的有限元模型, 可以很好地拟合锁骨的自由网格划分。依据 CT 值, 将划分好的单元进行材料属性赋值, 生成有限元模型。在应力不超过锁骨极限强度值时, 锁骨的应力-应变关系同许多工程材料相似, 呈线性, 因此假设锁骨为连续、均质、各向同性的线弹性材料, 材料参数依据 Rho 等^[4]建立的 CT 扫描灰度与骨密度、弹性模量之间的方程: $Density = 1.067 \times gray\ value - 961.608$ 和 $E-Modulus = 0.01 \times density^{1.86}$ 进行赋值(图 2)。

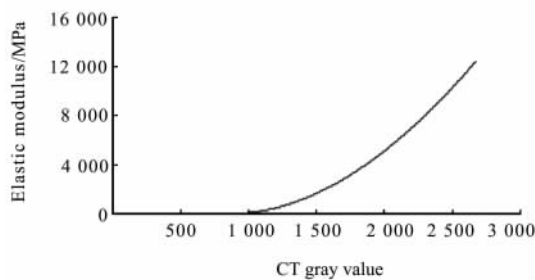


图 2 锁骨材料力学参数与 CT 灰度值的函数关系

Fig 2 Relationship between the material mechanics attribute and the CT gray value

1.4 加载求解 对模型进行边界约束, 设定胸锁关节处的节点自由度(线位移和角位移)为 0。锁骨受力情况复杂, 生理状态时处于力学平衡态, 当受外力作用后, 平衡遭受破坏, 引起锁骨的变形。本实验为了与体外生物力学结果相验证, 使用 Duprey 等^[5]测得的锁骨平均断裂载荷, 模拟其负荷加载方法, 对锁骨进行 1 480 N 自外侧向内侧的轴向集中力加载, 并进行求解。

求解完成后, 进入 ANSYS 软件通用后处理器, 获得锁骨轴向载荷下的结构反应, 得出锁骨表面应力、应变等值图及变形图。

1.5 验证有限元模型 通过比较实体模型与 CT 三维重建及解剖标本的形态, 计算结果对比已报道的实验力学结果来验证所建立的有限元模型的有效性。

2 结果

2.1 锁骨有限元模型 所建立的锁骨实体模型(图 3)及有限元模型(图 4)外形逼真, 并且可以进行任意旋转、缩放、切割的多角度观察, 有限元模型节点共 62 182 个、四面体单元 40 878 个。

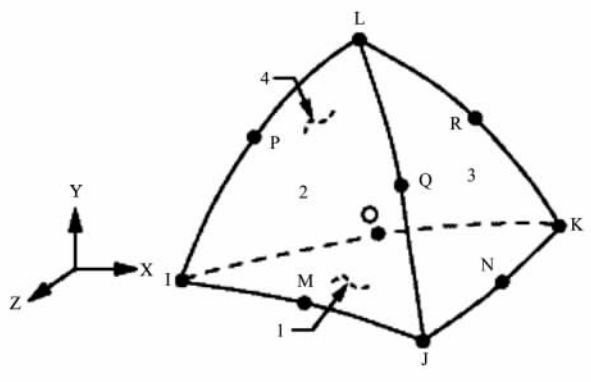


图 1 10 节点 Solid92 四面体单元解析图

Fig 1 Solid92 element, 10-Node tetrahedral structural geometry

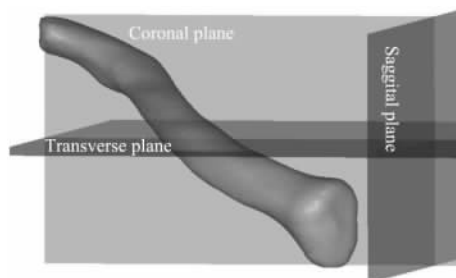


图 3 正常锁骨实体模型

Fig 3 Solid model of the clavicle



图4 正常锁骨有限元模型
Fig 4 Finite element model of clavicle

2.2 有限元计算结果 施加1 480 N轴向载荷于

锁骨有限元模型后,计算获得 Von Mises 应力等值图分布(图 5A),从图中可见锁骨表面应力整体比较均匀,应力值多数小于 788 MPa,在锁骨干中 1/3 处存在较高应力集中区,且前方较上表面应力集中现象更明显(图 5B、5C),上表面应力大小在 1 576 ~ 2 363 MPa 范围内,下表面应力大小在 788 ~ 3 938 MPa,局部应力突变可高达 4 350 MPa。应力集中区的断面图示骨皮质内部同样产生较大的应力集中现象(图 5D)。第一主应变等值图(图 5E)发现,较高应变集中于锁骨干中 1/3 处略偏胸锁关节侧。胸锁关节处线位移的计算结果为 0。

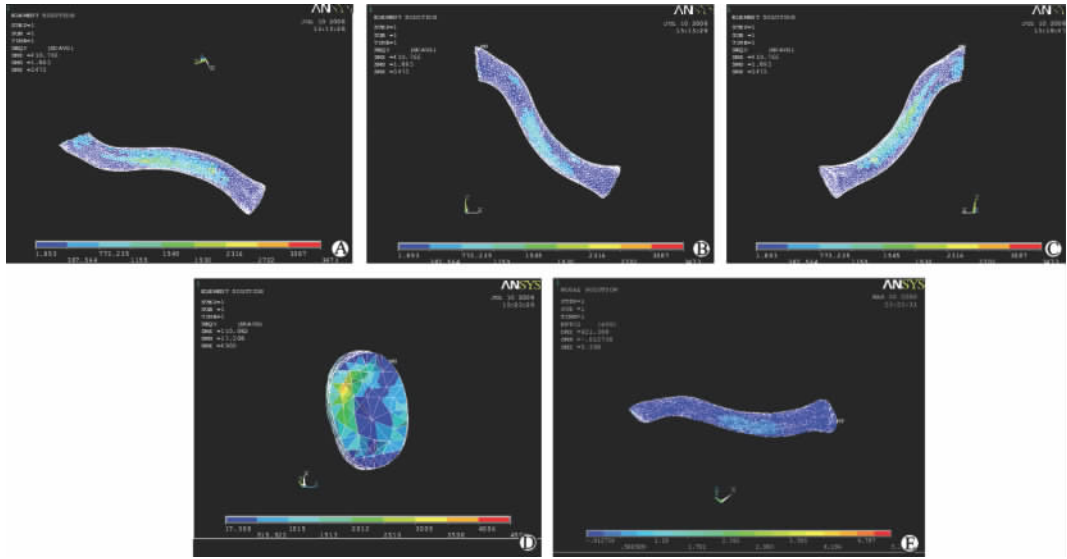


图5 施加1 480 N轴向载荷于正常锁骨有限元模型后获得的 Von Mises 应力分布图
Fig 5 Distribution of Von Mises stress after applying 1 480 N axial load

A: Contourogram; B: Superior surface; C: Inferior surface; D: Elements of middle transverse model; E: Contourogram of local 1st principal strain

3 讨论

3.1 锁骨有限元模型的特点及有效性 锁骨三维有限元模型划分网格时,采用了三维 10 节点 Solid 92 四面体单元,将实体模型划分成 40 878 个互相连接的单元,用每个小单元的力学特征的总体效果来反映锁骨的整体力学特征,共 62 182 个节点,高度精细划分,本研究采用了 DELL Precision 460 工作站有足够的计算机内存和数据存储,从数据源上保证了建模的准确性和精确性。模型的建立依据逆向工程原理,通过对序列连续 CT 图片处理,建立三维实体模型。螺旋 CT 具有扫描时间短,避免产生运动伪影的优点;生成的图像以 DICOM 格式保存,避免使用信息有损耗的. JPEG 格式;并且在整个研究过程中,始终对数据进行自动识别采集,从数据源头上最大程度地减少了人为误差,同时从位移的计算

结果来看,胸锁关节处位移为 0,符合实验设计要求。目前国内外未见应用有限元法分析锁骨的生物力学的文献报道,故本实验通过与 2000 年 Hararongroj 等^[6]及 2008 年 Duprey 等^[5]报道的锁骨体外生物力学实验结果对比进行验证。在 Hararongroj 等^[6]的实验中,12 具新鲜锁骨标本进行轴向加载直至断裂,测得的平均断裂载荷值为 1 526 N,骨折发生于锁骨中 1/3 内外侧弧移行处,且观察到锁骨前上方为张应力,后下方为压应力。Duprey 等^[5]所测结果与其相似。本文建立的有限元模型,在同样的加载方式下,所得应力分布情况与以上生物力学实验结果一致,验证了模型建立以及负荷加载的合理性与有效性。

3.2 有限元法在锁骨生物力学评价中的意义 对锁骨进行生物力学评价一般采用体外实验法,但存在着诸多的缺点,如尸体标本有限、实验条件要求

高、特殊力学加载难以实现等。并且由于个体差异所致实验结果的可重复性差^[5], 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。有限元计算法虽然已广泛开始应用于生物力学研究领域, 但建模困难却是一直制约其进一步在骨科领域深入的关键问题。人体骨骼结构复杂, 直接生成法构建的模型与真实骨骼外形匹配欠佳, 故目前多数实验改为通过第三方建模软件生成实体模型, 利用与有限元分析软件的通用接口建立有限元模型。本实验利用 CT 图像构建锁骨三维有限元模型具有无损伤性、数据可重复使用性以及生物力学分析的个体化等优点, 可为临床治疗锁骨骨折提供一种指导内固定及预测骨折预后的良好方法。尽管有限元法通过不断增加划分节点与单元的数量以及更准确地赋予单元材料属性, 使模拟结果与真实情况进一步逼近, 但由于无法完全模拟锁骨生理状态下的复杂受力环境及骨骼材料的各向异性, 故与真实情况仍存在一定误差, 仍需要对骨骼的材料力学特性及锁骨生理受力特点进一步研究。

3.3 锁骨体轴向载荷的应力与应变特征 有限元计算结果显示, 对于轴向载荷的结构反映, Von Mises 应力集中分布于锁骨体中 1/3 处, 即内外侧弧形交界区域, 根据材料力学中的第四强度理论, 可认为该处为“结构危险区”, 易发生骨折, 这一结果合理地解释了临床上锁骨骨折好发于锁骨体中 1/3 处的现象^[2]。由于需要与体外生物力学实验进行对比验证, 有限元模型分析类型使用静力学分析, 虽然静力学分析的结果对比动力学分析的结果偏于保守, 但静力分析在整体上反映结构的承载能力, 预测结构的危险区域。同时, 计算结果显示: 在锁骨中段, 下表面应力集中趋势较上表面明显, 说明在锁骨断裂过程中, 锁骨下表面首先断裂的风险更大, 上下表面结构内力的大小不平衡形成 Z 轴(身体垂直轴)上的弯矩。在临床内固定治疗锁骨中段骨折时, 钢板放置于上表面还是前方能对锁骨稳定性发挥最佳稳定效应一直存在争论, Iannotti 等^[7]和 Celestre 等^[8]通过体外实验得出将钢板放置于上表面时锁骨的断裂刚度及强度均大于钢板放置于前方或前下方状态, 但其未进一步解释产生这种效应的原因。本实验的计算结果显示, 由于应力集中于锁骨的下表面, 钢板固定在上表面可以最大限度地抵抗断裂弯矩, 使固

定后的锁骨具有更稳定的生物力学性能; 如果固定于前方, 钢板不能有效抵抗弯矩, 同时还会形成部分扭转力矩, 容易引发内固定失败。尽管少有文献关注锁骨内 1/3 骨折病例, 但 Throckmorton 等^[9]报道了锁骨内 1/3 骨折的比例仍占有锁骨骨折病例中的 9.3%, 且均为较大暴力所致。从本实验的计算结果来看锁骨内 1/3 局部仍有散在的应力集中区, 不难理解引起该处骨折需要较大的暴力。结合应力与应变等值图分析, 我们发现, 应力集中区域位于锁骨体中 1/3 偏外侧, 而应变较大的区域位于中 1/3 偏内侧, 产生这种计算结果的原因还有待进一步研究。

[参考文献]

- [1] 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: 353-358.
- [2] Postacchini F, Gumina S, De Santis P, Albo F. Epidemiology of clavicle fracture[J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2002, 11: 452-456.
- [3] Zlowodzki M, Zelle B A, Cole P A, Jeray K, McKee M D, Evidence-Based Orthopaedic Trauma Working Group. Treatment of acute midshaft clavicle fractures: systematic review of 2 144 fractures: on behalf of the Evidence-Based Orthopaedic Trauma Working Group[J]. *J Orthop Trauma*, 2005, 19: 504-507.
- [4] Rho J Y, Hobatho M C, Ashman R B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone[J]. *Med Eng Phys*, 1995, 17: 347-355.
- [5] Duprey S, Bruyere K, Verriest J P. Influence of geometrical personalization on the simulation of clavicle fractures[J]. *J Biomech*, 2008, 41: 200-207.
- [6] Harnroongroj T, Tantikul C, Keatkor S. The clavicular fracture: a biomechanical study of the mechanism of clavicular fracture and modes of the fracture[J]. *J Med Assoc Thai*, 2000, 83: 663-667.
- [7] Iannotti M R, Crosby L A, Stafford P, Grayson G, Goulet R. Effects of plate location and selection on the stability of midshaft clavicle osteotomies: a biomechanical study[J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2002, 11: 457-462.
- [8] Celestre P, Roberston C, Mahar A, Oka R, Meunier M, Schwartz A. Biomechanical evaluation of clavicle fracture plating techniques: does a locking plate provide improved stability[J]? *J Orthop Trauma*, 2008, 22: 241-247.
- [9] Throckmorton T, Kuhn J E. Fractures of the medial end of the clavicle[J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2007, 16: 49-54.

[本文编辑] 尹 茶