

DOI: 10.7652/xjtuxb201907023

个体化骨肌多体动力学和有限元联合建模的 肩胛骨锁定板生物力学评估方法

范勋健^{1,2}, 陈臻贤^{2,3}, 曹卓⁴, 夏志辉¹, 陈军⁴, 靳忠民^{2,5}

(1. 中国工程物理研究院机械制造工艺研究所, 621900, 四川绵阳; 2. 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室, 710049, 西安; 3. 长安大学公路建设技术与装备教育部重点实验室, 710064, 西安;
4. 空军军医大学第二附属医院骨科, 710038, 西安; 5. 西南交通大学机械学院, 610031, 成都)

摘要: 为解决难以在体内生理载荷条件下评估植入物力学性能的问题,建立了个体化骨肌多体动力学联合有限元建模方法,在个体抬高运动体内载荷状况下调查肩胛骨骨折板的设计和生物力学性能。以一例个体的相关数据为材料,基于骨肌多体动力学软件 Anybody 和有限元软件 Abaqus,建立与个体上肢相对应的骨肌多体动力学模型和肩胛骨骨折固定有限元模型,模拟右臂外展 90° 和前屈 45° 运动;采用骨肌多体动力学方法,预测个体体内所有的肌肉力和关节力,然后将预测的肌肉力和关节力加载至肩胛骨骨折固定有限元模型,调查新设计骨折板的生物力学性能,并与传统重建板进行了对比。结果表明:在右臂外展和前屈运动中,最大盂肱关节接触力分别为 428 N 和 379 N;2.6 mm 厚度新设计骨折板的最大范氏应力分别为 118 MPa 和 113 MPa,均小于 3 mm 厚度重建板的最大范氏应力 128 MPa 和 142 MPa。与传统的植入物失效评估方法相比,个体化联合建模方法增加考虑了个体的解剖差异和体内生理载荷状况,允许在个体日常活动体内载荷下调查植入物的生物力学性能,可为假体设计、医生手术和术后康复提供理论指导。

关键词: 个体化;肩胛骨锁定板;体内载荷;骨肌多体动力学;有限元;生物力学

中图分类号: TH122 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2019)07-0168-09

Combined Musculoskeletal Multi-Body Dynamics and Finite Element Investigation for Customized Scapular Locking Plate

FAN Xunjian^{1,2}, CHEN Zhenxian^{2,3}, CAO Zhuo⁴, XIA Zhihui¹, CHEN Jun⁴, JIN Zhongmin^{2,5}

(1. Institute of Mechanical Manufacturing Technology, China Academy of Engineering Physics, Mianyang, Sichuan 621900, China;
2. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;
3. Key Laboratory of Road Construction Technology and Equipment, Chang'an University, Xi'an 710064, China;
4. Department of Orthopedics, the Second Affiliated Hospital of Medical University of the Air Force, Xi'an 710038, China;
5. School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China)

Abstract: A combined method of customized musculoskeletal multi-body dynamics (MBD) and finite element (FE) modelling is proposed to overcome the difficulties for evaluating the failure of implant under in vivo physiological loading conditions. Following the related data from an adult male, the subject-specific upper extremity musculoskeletal MBD model and the corresponding scapular fracture fixation FE model are established to simulate arm abduction and forward flexion movements with the musculoskeletal MBD software AnyBody and the FE software Abaqus. The

glenohumeral joint forces and all muscle forces calculated by the MBD analysis are applied to the FE model, and von Mises stresses are obtained to investigate the validity of the new-designed locking plate compared with the traditional reconstruction plate under in vivo physiological loading conditions. The maximum glenohumeral joint forces reach 428 N and 379 N observed at 90° of abduction and 45° of flexion respectively. The corresponding maximum Von Mises stresses of the 2.6 mm thickness new-designed plate with values of 118 MPa and 113 MPa, are lower than those of the 3 mm thickness traditional reconstruction plate with values of 128 MPa and 142 MPa. The combined method of musculoskeletal MBD and FE modelling allows to consider subject-specific anatomical differences and provide in vivo loading conditions for biomechanical investigation of implants, which contributes to improve prosthetic design, surgical operation and postoperative recovery.

Keywords: subject-specific; scapular locking plate; in vivo loading; musculoskeletal multi-body dynamics; finite element; biomechanics

目前,取出物分析和数值仿真是植入物临床前失效评估的重要手段。取出物分析成本高、周期长,数值仿真能有效弥补实验方法的局限性,便于参数化研究^[1-2]。数值仿真中的有限元方法已广泛用于骨折板的生物力学分析,但由于体内载荷环境复杂,以往采用的由文献或者简单实验确定的简化边界条件不符合体内的生理载荷状况^[3-4]。Behren等发现了单一的静态加载不足以表示人体运动过程的受力情况^[5]。Duda等证实了仿真结果高度依赖边界条件,考虑全部肌肉力与仅考虑主要肌肉力计算的骨应变差异高达26%^[6]。

人体骨骼肌肉多体动力学建模系统允许考虑患者骨骼和肌肉的个体差异,可以同时计算体内关节力和力矩、肌肉力和韧带力,为预测人体日常活动下的体内载荷提供了平台^[7-8]。最近,研究人员采用骨肌建模方法联合有限元方法,调查人体下肢在步行和骑自行车运动中股骨^[9]以及植入物(骨折板^[10]和人工髋关节^[11])的受力。具体来讲,采用多体动力学方法预测人体日常活动下的生理载荷,并将其作为有限元分析的边界条件计算植入物的应力应变。这种联合建模方法能够在人体日常活动时体内生理载荷下,评估植入物的生物力学性能,相比以往采用简化边界条件更符合人体真实的力学环境,为改善植入物的临床效果提供了途径。但是,这些研究都没有考虑个体的解剖差异。Gerus等的研究表明,相比采用通用的骨肌模型,个体化的骨肌建模可以将膝关节的内侧接触力预测精度提高47%,将外侧接触力预测精度提高7%^[12]。Pellikaan等开发和验证了骨变形缩放技术,允许更好的缩放通用骨肌模型来匹配个体的骨解剖特征^[13]。

肩胛骨在肩关节的运动中有重要作用,肩胛骨如果固定不动,上臂只能主动抬高至60°,因此丧失肩胛骨活动时,肩部活动至少减少1/3^[14-15]。同时,肩胛骨为扁平状不规则骨,术中复位固定困难,选择合适的内固定物对肩胛骨体部碎片的复位及骨折愈合具有重要意义^[15-17]。目前,肩胛骨体部骨折的内固定物存在以下3点不足^[14-18]:①钢板非整体结构,难以对抗剪力;②没有合适的外型,需要手术预弯,增加了手术难度,降低了钢板强度;③通常采用盆骨重建板,厚度为3~3.5 mm,过厚。针对上述问题,本文拟设计一种专用于肩胛骨体部复杂骨折的一体式锁定钢板,该钢板具有以下优点:①采用整体结构抵抗剪力;②外型符合肩胛骨体部的解剖特点;③厚度满足肩胛骨生物力学要求。

针对临床上肩胛骨骨折板的现存问题,本文采用个体化骨肌多体动力学和有限元联合建模方法,建立患者个体化的骨肌多体动力学模型和肩胛骨骨折固定有限元模型,在体内生理载荷下调查肩胛骨体部骨折板的力学性能,从而为肩胛骨体部骨折板的设计提供理论依据,也为医生手术提供一定的参考。

1 骨肌多体动力学与有限元建模方法

本文采用骨肌多体动力学联合有限元方法调查肩胛骨骨折板的生物力学性能,技术路线如图1所示,具体步骤包括:①个体化骨肌建模,提取个体CT数据建立肩关节的三维实体模型,采用基于骨解剖点的骨变形缩放技术和肌肉募集准则,将Anybody通用上肢模型精确缩放成与中国人体相匹配的上肢骨骼肌肉模型;②个体化骨肌动力学建模,采集并处理个体的三维运动学数据,并将其输入骨

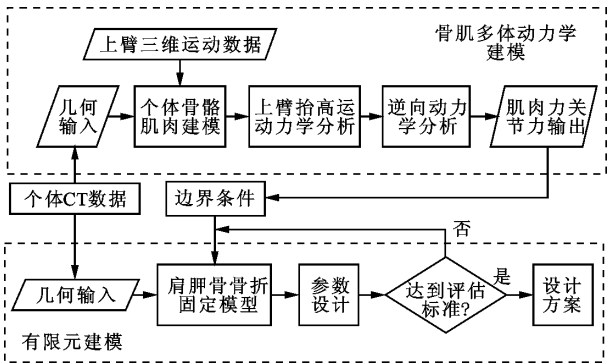


图 1 骨肌多体动力学和有限元方法联合建模技术路线图

肌模型,通过多体逆向动力学方法计算上臂抬高运动中肩膀的肌肉力、关节力和力矩;③肌肉力和关节力输出转换,编程提取骨肌动力学软件计算的附着于肩胛骨上的全部肌肉力和关节力,输出转换为能被有限元软件采用的边界条件;④肩胛骨骨折固定有限元建模,建立与个体相对应的肩胛骨骨折固定有限元模型,将所有附着于肩胛骨上的肌肉力和关节力加载至有限元模型,在体内生理载荷下对比一体式骨折板与传统重建板的力学性能。相比以往的植入物失效预测方法,本文方法采用患者体内真实

表 1 肩胛骨受力的加载点标识、最大受力幅值和肌肉生理载荷面积

肩胛骨受力类型	加载点标识	F_x/N		F_y/N		F_z/N		肌肉生理载荷面积/mm ²
		外展	前屈	外展	前屈	外展	前屈	
		90°	45°	90°	45°	90°	45°	
孟肱关节接触力	1.1~1.8	-369	-273	204	235	74	119	
肩锁关节接触力	2	-93	-68	-61	-241	106	84	
肩胛胸壁滑动面作用力	3.1,3.2	22	18	13	11	101	60	
喙锁锥状韧带力	4	5	140	3	200	-3	-85	
喙锁斜方韧带力	5	77	170	36	92	-22	-40	
喙肱肌力	6	67	6	-59	-73	25	30	93
肱二头肌力	7	60	6	-38	-33	15	28	175
三角肌力	8.1~8.6	380	99	-170	-150	-120	-29	136
冈下肌力	9.1~9.6	54	168	-10	-27	-9	-29	136
肩胛提肌力	10.1~10.4	5	2	4	5	-4	-4	86
胸大肌力	11	2	2	1	1	1	1	130
柱状肌力	12	3	3	3	3	2	2	80
菱形肌力	13	-2	-1	4	3	-3	-2	252
前锯肌力	14.1~14.5	60	55	-50	-19	-88	-39	191
肩胛下肌力	15	207	80	103	30	-52	-10	250
冈上肌力	16.1~16.6	70	43	-24	-17	-10	-4	78
大圆肌力	17.1~17.6	5	5	2	3	-3	-5	50
小圆肌力	18.1~18.6	2	8	1	1	1	3	52
斜方肌力	19.1~19.6	-40	-47	-16	-22	-13	-8	146

注: F_x 、 F_y 、 F_z 分别为 x 、 y 、 z 方向的最大受力。

的生理载荷评估骨折板的生物力学性能,结果更加可靠。本文建立的个体化骨肌多体动力学模型和肩胛骨骨折固定有限元载荷模型见图 2,图 2b 中各点为载荷加载点标识,有限元模型中所有肩胛骨受力的加载点标识、最大幅值和肌肉的生理载荷面积见表 1。

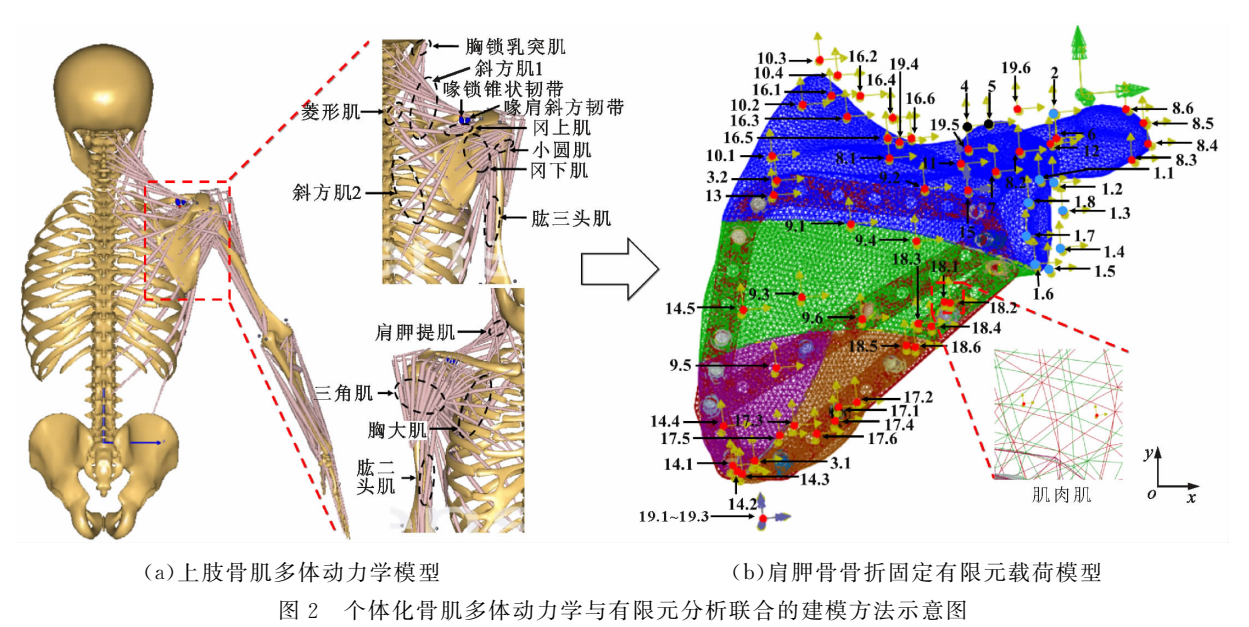
2 个体上肢骨骼肌肉多体动力学分析

2.1 实验数据

与空军军医大学第二附属医院合作采集了一例中国成年男性的相关实验数据进行建模和研究。该男子年龄 26 岁、身高 1.73 m、体重 65 kg、胸腔宽 0.278 m、上臂长 0.282 m、前臂长 0.276 m。采集的实验数据包括个体右侧肩胛骨和肱骨的 CT 数据(层厚 0.6 mm、矩阵 512×512,视野 385 mm×385 mm)、个体右臂匀速外展和前屈的三维运动学数据。以上数据由西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室 VICON 三维运动捕捉系统采集。

2.2 个体化上肢骨肌多体动力学建模

2.2.1 骨肌模型的个体化精确缩放 在 Anybody 6.0.7 软件中,通过修改软件提供的通用模型(模型



库版本 1.6.3,代表欧洲人的平均身体尺寸)来建立个体化上肢骨肌多体动力学模型^[19]。采用的 Anybody 上肢骨肌动力学模型已经过文献的广泛验证,并用于预测日常活动下肩膀的肌肉力和关节力^[20-23]。利用 Mimics 16.0 和 Geomagic 13.0 软件反求 CT 数据中个体肩胛骨和肱骨的三维实体几何模型,结果如图 3 所示。

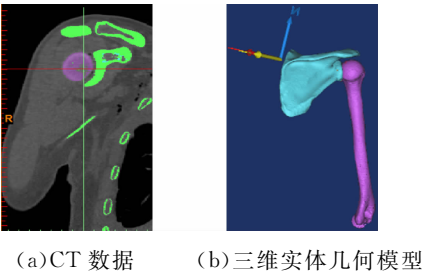


图 3 个体肩胛骨和肱骨三维实体建模

采用 Meshlab 1.3.2 软件在个体肩胛骨和肱骨几何表面确定骨解剖点,在 Anybody 通用模型中的肩胛骨和肱骨表面选取对应的骨解剖点。根据选取的骨解剖点信息和骨几何精确缩放技术,将通用模型右侧的肩胛骨和肱骨进行个体化缩放。首先,通过仿射变换将通用模型的骨骼(待缩放骨)粗略缩放成个体的骨骼几何(目标骨);然后,基于非线性径向基插值函数对骨骼几何进行精确缩放,同时定义边界函数优化缩放效果;最后,基于骨解剖点和反向刚性转换,将缩放后骨的参考坐标系由个体 CT 数据的坐标系转换为 Anybody 骨肌建模系统中的坐标系。缩放中使用的非线性径向基插值函数缩放方程^[24-26]为

$$f(y) = \sum_{j=1}^n c_j \phi(\|y - x_j\|) + p^q(y) \quad (1)$$

式中: f 表示缩放后的模型解剖点; ϕ 表示非线性径向基插值函数; c_j 是 ϕ 的系数,根据目标骨和待缩放骨的骨解剖点计算得到; $\|y - x_j\|$ 表示目标点与中心点之间的距离; q 是多项式 p 的阶数。个体化精确缩放后的肩关节骨骼模型如图 4 所示。

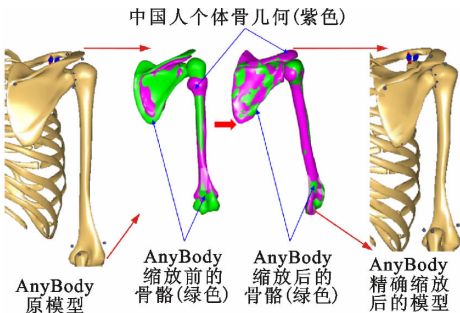


图 4 个体化肩关节精确缩放

由于肌肉通过起始点和插入点依附在骨骼上,进行骨骼缩放的同时,骨骼上的肌肉附着点和肌肉形状也需要根据骨骼几何进行调整,从而更符合个体的真实解剖。肌肉的缩放遵循线性几何缩放定理^[27],公式为

$$s = Sp + t \quad (2)$$

式中: s 是被缩放后的点的位置向量; S 是缩放矩阵; p 表示初始点的位置; t 是平移向量。

对模型中未缩放的骨骼体节按照长度-质量-脂肪缩放准则进行缩放,依据个体身高、体重和脂肪比例调整骨骼长度和肌肉强度。身高体重相似两个人,脂肪比例高的人肌肉强度低,人体的脂肪比例 F

的具体计算公式^[28]为

$$F=100(-0.09+0.014\ 9B-0.000\ 09B^2)\left\{\begin{array}{l} \\ B=M/H^2 \end{array}\right\} \quad (3)$$

式中: B 表示身体质量指数; M 表示人体体重; H 表示人体身高。在Anybody骨肌建模系统中,计算每束肌肉的强度时都会乘以表1中对应的生理横截面积。

2.2.2 运动学数据采集及处理 Anybody通用模型符合欧洲人的运动习惯,利用Vicon三维运动数据采集系统获得个体右臂外展90°和前屈45°的运动学数据,采集过程见图5。将采集的个体运动数据以C3D格式导入精确缩放后的个体骨肌模型,进行运动学参数优化,并计算上肢各关节的运动角和手位移等数据,作为逆向动力学分析的输入。

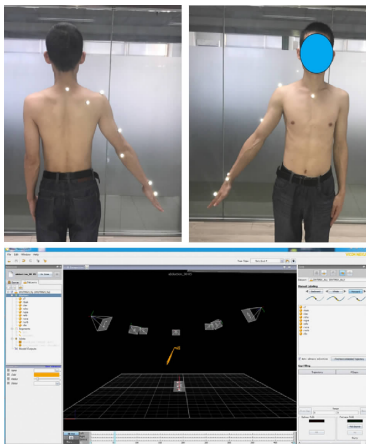
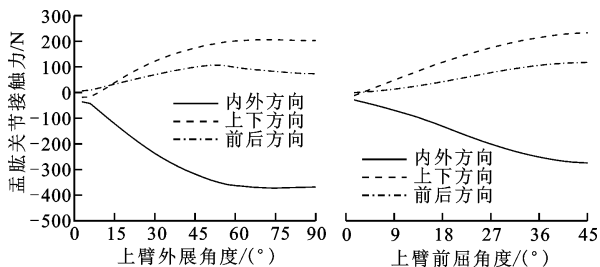
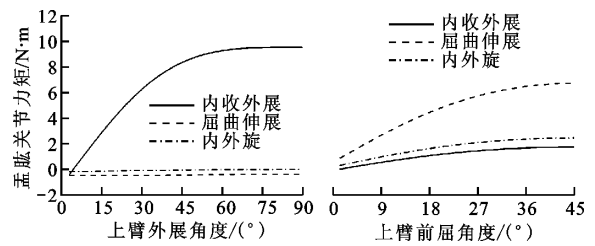


图5 个体右臂抬高时的三维运动数据采集过程

2.2.3 个体右臂抬高运动逆向动力学分析 将运动学分析计算的关节角等数据结合牛顿第二定律与肌肉募集准则进行逆向动力学分析,计算得到的肩关节力和力矩如图6所示,可以看出:上臂外展运动中,盂肱关节力和力矩在外展90°时达到最大值,分别为428 N和10.3 N·m,盂肱关节力最大值大约等于人的体重;上臂前屈45°运动中,盂肱关节力和力矩的最大值分别为379 N和7.4 N·m。预测的盂肱关节力和力矩与实验测量结果^[20-23]一致。



(a)外展和前屈运动的盂肱关节接触力



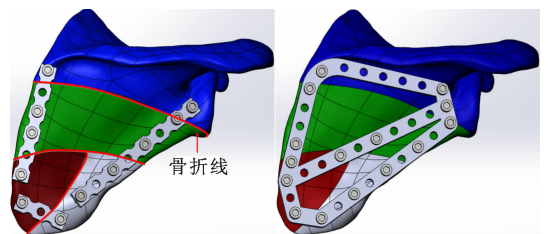
(b)外展和前屈运动的盂肱关节力矩

图6 右臂外展90°和前屈45°的盂肱关节接触力和力矩

3 个体肩胛骨骨折固定生物力学评估

3.1 肩胛骨骨折固定实体建模

肩胛骨骨折固定的三维装配模型在SolidWorks 2013中完成,断裂的肩胛骨分别由传统重建板固定和新设计的一体式骨折板固定,建立的三维模型如图7所示。依据肩胛骨解剖和骨折手术治疗原则,新设计骨折板的外形近似三角形,该设计由资深的骨科临床医生确定。钢板的设计参数包括:螺钉直径5 mm、螺孔间距13 mm、钢板宽度10 mm、钢板厚度3 mm。重建板的设计参数依据文献^[29]进行设定:螺钉直径5 mm、螺孔间距13 mm、钢板宽度10 mm、钢板厚度3 mm。骨折形式由骨科医生确定,模拟肩胛骨体部粉碎性骨折,钢板和螺钉的植入位置及数量由医生确定。

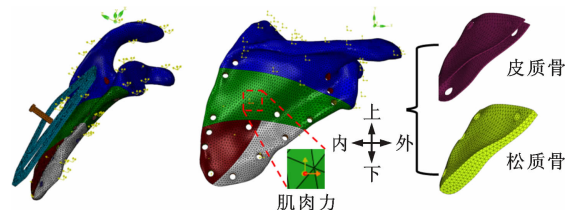


(a)传统重建板 (b)一体式骨折板

图7 采用重建板和一体式骨折板的肩胛骨骨折固定三维模型

3.2 肩胛骨骨折固定有限元建模

采用Abaqus 6.14建立肩胛骨骨折固定有限元模型,结果如图8所示。肩胛骨模型考虑了皮质骨和松质骨,根据文献^[3],肩胛骨皮质骨的厚度为



(a)肩胛骨骨折固定 (b)载荷模型 (c)皮质骨和松质骨

图8 肩胛骨骨折固定有限元模型

0.6 mm,本文采用从骨表层向内偏置 0.6 mm 模拟皮质骨,剩余部分为松质骨,骨质参数见表 2, E 为弹性模量。相比以往采用向外偏置模拟皮质骨,内加皮质骨的方法确保了骨头真实的几何维度,保证了仿真结果的准确性。骨折板和螺钉采用钛合金(TiAl_6V_4)材料,该材料具有良好生物相容性,弹性模量为 115 GPa,泊松比为 0.3^[30]。

表 2 骨质参数

骨质	E/MPa	泊松比 ν
松质骨 ^[3,31]	194.4(x 方向)	0.26
	342.1(y 方向)	
	212.8(z 方向)	
皮质骨 ^[3,31]	16 000	0.3

通过 HyperMesh 13.0 建立肩胛骨骨折固定网格模型。骨折板和螺钉的网格大小由网格敏感性分析确定,分别选择 0.5 mm、1 mm 和 1.5 mm 的网格尺寸。网格敏感性分析表明:与 0.5 mm 网格相比,采用 1 mm 网格的最大范氏应力相对偏差小于 5%,而 1.5 mm 网格的偏差大于 5%;采用 1 mm 网格的计算时间是 0.5 mm 网格的一半。综合考虑计算精度和效率,确定骨折板和螺钉的网格大小为 1 mm,对应单元数分别为 15 765 和 15 356。肩胛骨的网格敏感性分析显示:网格大小从 1 mm 增加到 2 mm,最大范氏应力的变化小于 5%。为了缩短计算时间,采用 2 mm 网格,皮质骨和松质骨的网格单元数分别是 17 432 和 112 345。

有限元载荷采用个体骨肌模型计算的右臂外展和前屈运动中体内的生理载荷,包括盂肱关节力和力矩以及所有附着于肩胛骨表面上的 225 个肌肉力。肌肉力和关节力及力矩分别作用在肌肉附着点和关节点上,为了避免应力集中,每个肌肉附着点和关节点(见图 2)与肩胛骨表面临近区域相耦合。根据文献[1],肩膀运动时肩峰相对固定,故在肩峰处设定全约束。

根据文献[3]、文献[30-31],断裂骨段间和骨板与骨界面间设置为面面接触,摩擦因数分别为 0.15 和 0.4。因为锁定钢板的螺钉能够紧固连接,螺钉与螺孔和骨头间采用绑定连接。

3.3 肩胛骨骨折板的生物力学分析

为了评估骨折板的力学性能,采用最大范氏应力作为量化指标,选取传统重建板作为优化的参照标准,通过与重建板进行对比分析来考察设计的有效性,完成一体式骨折板的厚度和宽度设计。一体

式骨折板和重建板的初始厚度为 3 mm、宽度为 10 mm,本文先后调查了两种骨折板在右臂外展 90°和前屈 45°运动下的生物力学性能。在骨折板的设计优化过程中,遵循控制变量原则。

在右臂外展 90°运动下进行骨折板的设计,骨折板和螺钉的范氏应力云图如图 9 所示。对于骨折板的厚度设计,可以分析得出:3 mm 厚一体式骨折板的最大范氏应力(106 MPa)相比 3 mm 厚重建板的最大范氏应力(128 MPa)减小了 17.2%,表明一体式骨折板的初始设计有效;最大范氏应力的位置出现在肩胛骨关节盂附近,说明外展运动中骨折板在关节盂处容易发生断裂,也证实了之前的临床观察^[32]和数值研究^[33-34]结果;2.6 mm 厚一体式骨折板的最大范氏应力(118 MPa)相比 3 mm 厚重建板的最大范氏应力(128 MPa)下降了 7.8%,表明一体式骨折板的厚度优化有效;最大范氏应力位置仍出现在肩胛骨关节盂附近。

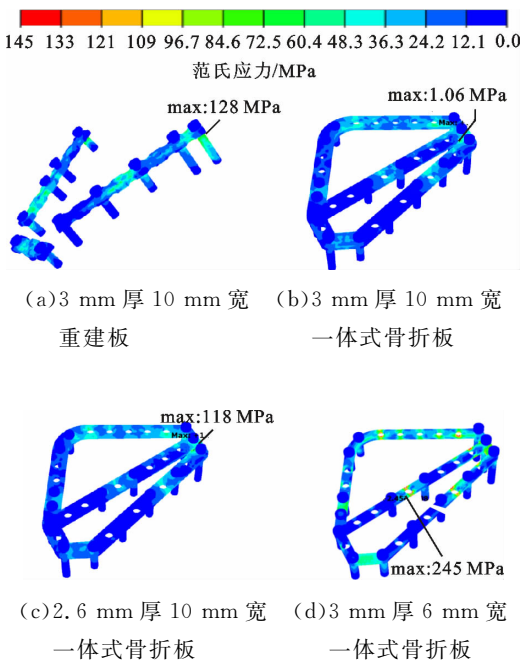


图 9 外展 90°时重建板和一体式骨折板的范氏应力云图

对于骨折板的宽度设计,分析可以得出:10 mm 宽一体式骨折板的最大范氏应力(106 MPa)小于 10 mm 宽重建板的的最大范氏应力(128 MPa),表明一体式骨折板的初始设计有效;6 mm 宽的一体式骨折板的最大范氏应力(245 MPa)大于 10 mm 宽重建板的最大范氏应力(128 MPa),表明 6 mm 宽度一体式骨折板的力学性能相比重建板差;同时,最大范氏应力位置发生了变化,大约出现在肩胛骨体部居中的位置。由此可知,右臂外展 90°运动时,厚度

2.6 mm、宽度 10 mm 的一体式骨折板为目前最优设计。

在右臂前屈 45° 运动下,将外展运动中获得的一体式骨折板的有效设计方案与重建板进行对比分析,骨折板和螺钉的范氏应力云图如图 10 所示,可以分析得出:3 mm 和 2.6 mm 厚的一体式骨折板的最大范氏应力分别为 96 MPa 和 113 MPa,与传统重建板的最大范氏应力(142 MPa)相比分别下降 32.4% 和 20.4%。综上,右臂外展 90° 和前屈 45° 运动时,厚度 2.6 mm 和宽度 10 mm 为一体式骨折板的理想的参数组合。

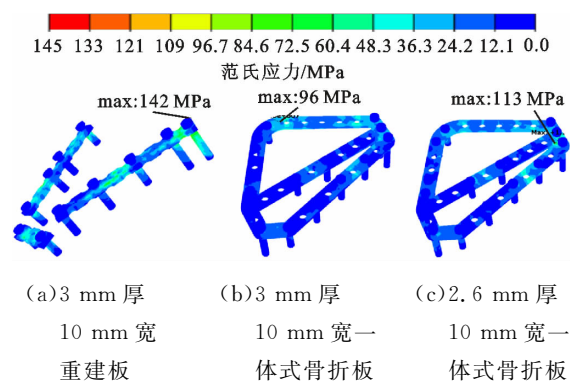


图 10 前屈 45° 时重建板和一体骨折板的范氏应力云图

同时,本文考察了重建板和一体式骨折板(厚 2.6 mm、宽 10 mm)的骨折固定模型在外展 90° 和前屈 45° 时的肩胛骨综合位移,对比分析了两种固定方式的稳定性,并与正常肩胛骨的位移进行比较,结果发现:在外展 90° 时,重建板、一体式骨折板固定和正常肩胛骨的最大综合位移分别是 1.14 mm、1.07 mm 和 0.86 mm;在前屈 45° 时,重建板、一体式骨折板固定和正常肩胛骨的最大综合位移分别是 2.17 mm、2.11 mm 和 1.89 mm。分析可知,一体式骨折板相比重建板在固定复杂肩胛骨骨折时,其一体式结构具有更好的抗弯和抗扭性能,能够对骨折断端提供更加稳定的把持力和更牢靠的固定^[35-36]。

4 结 论

在人体生物力学数值研究中,真实的边界条件是确保仿真结果准确可靠的关键因素^[5-6],但是之前的研究多采用简化的边界条件^[3-4]。本文建立的个体化骨肌多体动力学和有限元分析联合建模方法,允许在个体患者体内生理载荷状况下评估植入物的力学性能,确保仿真结果更加真实合理。本文得出的主要结论如下。

(1)建立了个体化上肢骨肌多体动力学和肩胛

骨骨折固定有限元联合模型,应用于调查上臂不同抬高运动体内载荷状况下一体式肩胛骨骨折板和传统重建板的生物力学性能差异。

(2)2.6 mm 厚 10 mm 宽一体式骨折板相比 3 mm 厚 10 mm 宽重建板具有更好的生物力学性能,外展和前屈运动中骨折板的最大范氏应力分别下降了 7.8% 和 20.4%。

(3)与传统植入物失效评估方法相比,该方法允许考虑个体的解剖学差异和体内生理载荷状况,能够在个体日常活动体内载荷状况下调查植入物的生物力学性能,为假体设计、手术技术和术后康复提供了理论依据。

参考文献:

- [1] 王劲,张雪林,李树祥,等. CT 三维重建技术对肩胛骨骨折的诊断价值 [J]. 中华骨科杂志, 2003, 23(10): 615-618.
WANG Jin, ZHANG Xuelin, LI Shuxiang, et al. Three-dimensional surface shaded display and volume rendering techniques of CT in diagnosis of scapular fractures [J]. Chinese Journal of Orthopaedics, 2003, 23(10): 615-618.
- [2] 章莹,尹庆水,万磊,等. 数字技术在创伤骨科的应用: 临床数字骨科(一) [J]. 中国骨科临床与基础研究杂志, 2011, 3(2): 113-119.
- [3] MAUREL N, DIOP A, GRIMBERG J. A 3D finite element model of an implanted scapula: importance of a multiparametric validation using experimental data [J]. Journal of Biomechanics, 2005, 38: 1865-1872.
- [4] COUTEAU B, MANSAT P, ESTIVALZES E, et al. Finite element analysis of the mechanical behavior of a scapula implanted with a glenoid prosthesis [J]. Clinical Biomechanics, 2001, 16(7): 566-575.
- [5] BEHRENS B A, NOLTE I, WEFSTAEDT P, et al. Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: influence of the boundary conditions [J]. Biomedical Engineering Online, 2009, 8(1): 7.
- [6] DUDA G N, HELLER M, ALBINGER J, et al. Influence of muscle forces on femoral strain distribution [J]. Journal of Biomechanics, 1998, 31: 841-846.
- [7] VAN DER HELM F C T, VEEGER H E J, PRONK G M, et al. Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system [J]. Journal of Biomechanics, 1992, 25: 129-144.
- [8] VAN DER HELM F C T. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism [J].

- Journal of Biomechanics, 1994, 27(5): 527-55.
- [9] WAGNER D W, DIVRINGI K, OZCAN C, et al. Combined musculoskeletal dynamics/structural finite element analysis of femur physiological loads during walking [J]. Multidiscipline Modeling in Materials and Structures, 2010, 6(4): 417-437.
 - [10] FAN X, CHEN Z, JIN Z, et al. Parametric study of patient-specific femoral locking plates based on a combined musculoskeletal multibody dynamics and finite element modeling [J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part H Journal of Engineering in Medicine, 2017, 232(2): 114-126.
 - [11] MEENA V K, KUMAR M, PUNDIR A, et al. Musculoskeletal-based finite element analysis of femur after total hip replacement [J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part H Journal of Engineering in Medicine, 2016, 230(6): 553-560.
 - [12] GERUS P, SARTORI M, BESIER T F, et al. Subject-specific knee joint geometry improves predictions of medial tibiofemoral contact forces [J]. Journal of Biomechanics, 2013, 46(16): 2778-2786.
 - [13] PELLIKAAN P, VAN DER KROGT M M, CARBONE V, et al. Evaluation of a morphing based method to estimate muscle attachment sites of the lower extremity [J]. Journal of Biomechanics, 2014, 47(5): 1144-1150.
 - [14] HARDEGGER F H, SIMPSON L A, WEBER B G. The operative treatment of scapular fractures [J]. Orthopaedic Biomechanics Maternal & Clinical Study, 2004, 66(5): 725-31.
 - [15] 朱通伯, 戴尅戎. 骨科手术学 [M]. 2版. 北京: 人民卫生出版社, 2000: 5-540.
 - [16] 贾健. 肩胛骨骨折的分类及手术治疗 [J]. 中华骨科杂志, 2003, 23(2): 100-104.
JIA Jian. Classification and surgical treatment of scapula fractures [J]. Chinese Journal of Orthopaedics, 2003, 23(2): 100-104.
 - [17] 叶小雨, 林初勇, 赖宪良, 等. 肩胛骨骨折的分类及治疗方法的选择 [J]. 临床骨科杂志, 2009, 12(2): 420-422.
YE Xiaoyu, LIN Chuyong, LAI Xianliang, et al. Classification and treatment options of scapula fractures [J]. Journal of Clinical Orthopaedics, 2009, 12(2): 420-422.
 - [18] PRAMOD B V, SURENA N, SAMIR M. Fractures of the scapula: diagnosis, indications, and operative technique [J]. Advances in Orthopedics, 2012(3): 129-32.
 - [19] DAMSGAARD M, RASMUSSEN J, CHRISTENSEN S T, et al. Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system [J]. Simulation Modeling Practice and Theory, 2006, 14: 1100-1111.
 - [20] NOLTE A, AUGAT P, RASMUSSEN J. Analysis of the muscle and joint forces in the shoulder joint using the anybody simulation model [J]. Journal of Biomechanics, 2008, 41: 492.
 - [21] BERGMANN G, GRAICHEN F, BENDER A, et al. In vivo glenohumeral contact forces: measurements in the first patient 7 months postoperatively [J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40(10): 2139-2149.
 - [22] NIKOOYAN A, VEEGER H, WESTERHOFF P, et al. Validation of the delft shoulder and elbow model using in-vivo glenohumeral joint contact forces [J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(15): 3007-3014.
 - [23] BERGMANN G, GRAICHEN F, BENDER A, et al. In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction [J]. Journal of Biomechanics, 2011, 44(8): 1543-1552.
 - [24] AnyBody. Anyscript tutorials/scaling [M]. Aalborg, Denmark: Anybody Technology, 2016: 321.
 - [25] 陈真贤. 个体化全膝关节置换的骨肌多体动力学建模方法及应用研究 [D]. 西安: 西安交通大学, 2016: 34.
 - [26] 孙永安, 王鹤鸣. 国人肩胛骨、肱骨部分数据的测量比较 [J]. 南京医科大学学报(自然科学版), 2000, 20(5): 387-388.
SUN Yongan, WANG Heming. Comparison of the Chinese scapula and humerus data [J]. Acta Universitatis Medicinalis Nanjing, 2000, 20(5): 387-388.
 - [27] RASMUSSEN J, ZEE M, DAMSGAARD M, et al. A general method for scaling musculo-skeletal models [C]//Proceedings of 2005 International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. Aalborg, Denmark: Aalborg University, 2005: 1-3.
 - [28] FRANKENFIELD D C, ROWE W A, COONEY R N, et al. Limits of body mass index to detect obesity and predict body composition [J]. Nutrition, 2001, 17(1): 26-30.
 - [29] BURKE C S, ROBERTS C S, NYLAND J A, et al. Scapular thickness-implications for fracture fixation [J]. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2006, 15(5): 645-648.
 - [30] GRUJICIC M, ARAKERE G, XIE X, et al. Design-optimization and material selection for a femoral-fracture fixation-plate implant [J]. Materials & Design, 2010, 31: 3463-3473.

- [31] MANSAT P, BAREA C, HOBATHO M C, et al. Anatomic variation of the mechanical properties of the glenoid [J]. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1998, 7(2): 109-115.
- [32] WILLIAMS G, NARANJA J, KLIMKIEWICZ J, et al. The floating shoulder: a biomechanical basis for classification and management [J]. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2001, 83(8): 1182-1187.
- [33] GUPTA S, VAN DER HELM F C T. Load transfer across the scapula during humeral abduction [J]. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(7): 1001-1009.
- [34] 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: 中南大学湘雅二医院, 2006: 14.
- [35] SHIH K S, HSU C C, HSU T P. A biomechanical investigation of the effects of static fixation and dynamization after interlocking femoral nailing: a finite element study [J]. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 2012, 72(2): 46-53.
- [36] 李峰, 吴华. 基于 DICOM 数据构建股骨三维有限元模型的精确力学分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2013, 17(30): 5483-5489.
- LI Feng, WU Hua. Precise mechanical analysis on the femoral three-dimensional finite element model constructed based on DICOM data [J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2013, 17(30): 5483-5489.

(编辑 陶晴)

(上接第 98 页)

- [3] 张一兵, 吕建军, 袁广辉. 发动机空心气门振荡传热特性的多相流数值模拟 [J]. *汽车工程*, 2016, 38(12): 1467-1470.
- ZHANG Yibing, LÜ Jianjun, YUAN Guanghui, et al. Multiphase flow numerical simulation on the oscillating heat transfer characteristics of engine hollow valves [J]. *Automotive Engineering*, 2016, 38(12): 1467-1470.
- [4] CERDOUN M, CARCASI C, GHENAIET A. An approach for the thermal analysis of internal combustion engines' exhaust valves [J]. *Applied Thermal Engineering*, 2016, 102: 1095-1108.
- [5] YONG Y, REDDY M, JARRETT M, et al. CFD modeling of the multiphase flow and heat transfer for piston gallery cooling system; SAE 2007-01-4128 [R]. Washington, DC, USA; SAE, 2007: 3-7.
- [6] BAEK H K, LEE S W, HAN D, et al. Development of valvetrain system to improve knock characteristics for gasoline engine fuel economy; SAE 2014-01-1639 [R]. Washington, DC, USA; SAE, 2014.
- [7] KOBAYASHI T, HASHIMOTO I, HASHIMOTO R, et al. Comparison of heat transfer performance among solid, hollow and sodium encapsulated engine valves [C]// The Irago Conference 2013. Maryland, USA; AIP Publishing, 2014: 97-101.
- [8] COOPER D, THOMBY J, BLUNDELL N, et al. Design and manufacture of high performance hollow engine valves by additive layer manufacturing [J]. *Materials and Design*, 2015, 69: 44-55.
- [9] BUSH J E, LONDON A L. Design data for cocktail shaker cooled pistons and valves; SAE 1965-650727 [R]. Washington, DC, USA; SAE, 1965: 457-459.
- [10] ZENKLUSEN F, COENCA M, PUCK A. Sodium cooling efficiency in hollow valves for heavy duty engines; SAE 2018-01-0368 [R]. Washington, DC, USA; SAE, 2018: 3-5.
- [11] 王峰, 关庆, 龙李超, 等. 发动机气门测温试验方法及应用 [J]. *装备机械*, 2017(4): 39-43.
- WANG Feng, GUAN Qing, LONG Lichao, et al. The test methods and application of the engine valves temperature measurement [J]. *Equipment Machinery*, 2017(4): 39-43.
- [12] 张薇, 柴之龙, 谷华, 等. 天然气发动机气门温度场研究及精度验证 [J]. *汽车工艺与材料*, 2013(9): 66-69.
- ZHANG Wei, CHAI Zhilong, GU Hua, et al. Valves temperature field research and accuracy verification of natural gas engine [J]. *Automobile Technology & Material*, 2013(9): 66-69.
- [13] 杨世铭, 陶文铨. 传热学 [M]. 北京: 高等教育出版社, 2006: 256-259.
- [14] WOSCHNI G. A universally applicable equation for the instantaneous heat transfer coefficient in the internal combustion engine; SAE 1967-670931 [R]. Washington, DC, USA; SAE, 1967: 3073.
- [15] 陶文铨. 数值传热学 [M]. 西安: 西安交通大学出版社, 2001: 347-353.

(编辑 荆树蓉)