

文章编号:1004-7220(2016)03-0235-07

肿瘤型膝关节置换后股骨-假体-胫骨 复合体生物力学响应

莫富灏¹, 杜敏¹, 刘傥², 王星生¹, 张祥洪²

(1. 湖南大学 汽车车身先进设计制造国家重点实验室, 长沙 410082; 2. 中南大学 湘雅二医院, 骨科, 长沙 410011)

摘要: **目的** 研究肿瘤型铰链式膝关节置换术后股骨-假体-胫骨复合体正常站立状态下的生物力学响应, 探讨病人术后发生股骨穿孔的原因, 为肿瘤型铰链式人工膝关节假体的优化设计与制造提供理论基础。 **方法** 兼顾 CT 及三维光学扫描数据建立股骨远端骨肉瘤瘤段切除肿瘤膝关节置换后的病人股骨-假体-胫骨有限元模型, 并进行相关有效性验证, 从而进一步分析人体站立状态下股骨-假体-胫骨复合体的应力分布及应力遮挡现象。 **结果** (1) 在站立加载状态下, 相对胫骨, 股骨的应力明显更大且集中分布趋势显著, 股骨前 1/3 区域应力较大, 呈现应力遮挡效应。(2) 由于模型基于临床病人几何及骨质特征建立, 股骨应力集中位置与临床中病人股骨穿孔位置接近, 表明在施加自身重力状态下可能发生与病人病症一致的股骨损伤行为。 **结论** 肿瘤型铰链式膝关节假体植入后, 由于假体髓针深入骨髓腔, 正常站立状态下亦对骨髓腔产生一定的压力; 由此产生的应力遮挡效应以及假体髓针与特定骨髓腔的匹配情况均可能引起股骨应力集中, 从而将可能引起股骨开裂, 甚至穿破, 影响手术质量。建议术前优化假体设计以减轻或避免此类现象, 从而减少术后患者的并发症发生率。

关键词: 肿瘤; 膝关节置换; 应力分布; 应力遮挡; 有限元分析; 生物力学响应

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.03.235

Biomechanical responses of the femur-prosthesis-tibia complex after tumor-type artificial knee replacement

MO Fu-hao¹, DU Min¹, LIU Tang², WANG Xing-sheng¹, ZHANG Xiang-hong² (1. State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University, Changsha 410082, China; 2. Department of Orthopedics, the Second Xiangya Hospital, Central South University, Changsha 410011, China)

Abstract: Objective By studying biomechanical responses of the femur-prosthesis-tibia complex under normal standing condition after tumor-type hinged knee arthroplasty, to investigate the cause of femoral perforation in patients after knee arthroplasty, so as to provide a theoretical basis for optimal design and manufacturing of tumor-type hinged artificial knee prosthesis. **Methods** By coupling CT and 3D optical scanning, the finite element model of the subject-specific femur-prosthesis-tibia complex was established and was validated regarding its availability, so as to analyze stress distribution and stress shielding phenomenon of the complex in standing position. **Results**

(1) Under the loading state of standing, the stress on the femur was significantly larger than that on the tibia, and presented an evident concentration phenomenon. The proximal 1/3 of femoral shaft presented a larger stress, with a stress shielding effect. (2) As the model was based on geometry and bone characteristics of the patient in clinic, the location of femur stress concentration was close to that of femur perforation in the patient, which indicated that femur injury behavior might occur when its own gravity was applied such as the patient condi-

收稿日期:2015-11-03; 修回日期:2015-12-16

基金项目:国家自然科学基金项目(51405150)。

通信作者:刘傥, 讲师, E-mail: liutang1204@126.com。

tion. **Conclusions** After implantation of the tumor-type hinged artificial knee prosthesis, the prosthesis marrow needle goes deep into marrow cavities, which brings certain pressure to the marrow cavities even under normal standing condition. The produced stress shielding effect and the match of the prosthesis marrow needle to the marrow cavity are all likely to cause stress concentration on the femur, even make femur crack or perforation, and eventually affect the surgery quality. Thus, the prosthesis design should be carefully optimized before surgery in order to reduce or avoid such phenomenon that is related to the postoperative complication rate.

Key words: Tumor; Knee arthroplasty; Stress distribution; Stress shielding; Finite element analysis; Biomechanical response

骨肉瘤是起源于成骨组织的恶性肿瘤,发生部位主要为四肢长骨的两端,好发于膝关节周围,尤其是股骨远端最为常见^[1]。对于肢体恶性骨肿瘤,保肢手术已成为一种规范化的治疗方式,而目前人工假体置换在保肢重建中应用最为广泛^[2]。肿瘤假体置换术后,较常见的并发症有感染、假体松动、脱位、断裂、假体周围骨折等^[3-6]。虽然有学者认为,肿瘤假体置换术后股骨前侧骨皮质穿破损伤属于假体周围骨折的一种,但鲜有报道对其损伤机制进行深入探讨。

目前,三维有限元建模分析方法正逐步应用于医学领域,广泛应用于人体损伤机制、人工假体、医疗器械设计等医用生物力学的分析^[7-9]。本研究针对股骨远端骨肉瘤瘤段切除肿瘤膝关节置换术后股骨前侧骨皮质穿破损伤,采用三维有限元方法从生物力学角度分析股骨-假体-胫骨复合体的动力学响应及应力分布情况,探讨肿瘤膝关节置换术后股骨前侧骨皮质穿破损伤机制,从而为肿瘤型膝关节植入物的结构设计优化以及术中假体的植入方式提供理论基础,对减轻患者痛苦及避免相应并发症的发生具有重要的临床意义。

1 材料和方法

1.1 病例资料

回顾性研究中南大学湘雅二医院 2003 ~ 2013 年股骨远端骨肉瘤行瘤段切除肿瘤膝关节置换术后股骨前侧骨皮质穿破损伤的病例 9 例,其中男性 7 例,女性 2 例,年龄 13 ~ 27 岁,平均 18.3 岁。患者从肿瘤膝关节置换到股骨前侧骨皮质穿破损伤时间为 3.5 ~ 8.9 年,平均 6.7 年。

1.2 模型建立

基于 1 名 15 岁女性志愿者(体重约为 45 kg),股骨远端骨肉瘤行瘤段切除肿瘤膝关节置换后患者

的双下肢全长 CT 扫描(层厚为 1 ~ 1.5 mm,层距为 5 mm),通过医学建模软件 Mimics 提取股骨、胫骨的详细几何特征,并采用逆向工程软件 Geomagic 进一步进行松弛和平滑处理,使其更接近实际状态,从而得到股骨、胫骨的实体几何模型[见图 1(a)]。

肿瘤型膝关节假体主要成分由髓针、胫骨平台垫片、胫骨平台等部分构成,髓针与胫骨平台通过锁紧螺母、三通以及三通轴连接,可以如膝关节一般弯曲。人体 CT 扫描过程中,胫骨平台垫片所用的德国高分子量聚乙烯材料部分及受骨水泥填充的影响,无法清晰分辨膝关节假体周围的轮廓。因此,选取与患者体内同一厂家同一型号的肿瘤型膝关节假体进行三维光学扫描(型号规格 ATOS Core 200,精度 50 μm)建模,并通过 Geomagic 反求建立假体几何模型[见图 1(b)]。之后,将股骨-胫骨模型及假体模型根据 CT 扫描数据进行配合,以 2 mm 单元尺寸为目标划分几何体,并对应生成四面体单元以建立股骨-假体-胫骨复合体有限元模型。

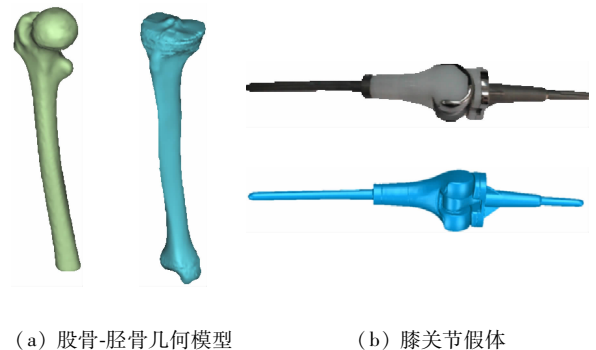


图 1 股骨-胫骨及膝关节假体几何模型

Fig. 1 Geometric model of femur-tibia and knee prosthesis

(a) Femur-tibia geometric model, (b) Knee prosthesis

肿瘤膝关节在人体采用骨水泥固定,骨水泥是一种具有自凝特性的生物材料,与骨和假体之间无

化学连接,是通过机械连接传递载荷的材料,用于填充骨与植入物间隙或骨腔^[10]。为使模型更接近实际,通过股骨、胫骨与假体的配合模型,填充长骨干内侧面与假体外轮廓之间的间隙,生成骨水泥填充区域。

1.3 模型材料赋值

由于长骨各部分密度及微观结构的差异,其机械特性也表现出明显的差异性。将股骨和胫骨的三维网格模型分别导入 Mimics 中,根据 CT 图像中骨骼不同部位的灰度值定义材料属性。根据如下理论公式可计算得到各部位的骨骼密度及弹性模量:

$$\rho = -13.4 + 1.017 HU$$

$$E = -388.8 + 5.925 \rho \quad (1)$$

式中: HU 为骨骼在 CT 中的灰度值; ρ 为骨骼密度; E 为弹性模量。

本研究中肿瘤膝关节假体模型主要分为髓针、胫骨平台垫片和胫骨平台三部分,其材料分别为医用钛合金、德国超高分子量聚乙烯和钴铬钼合金,假体及骨水泥材料属性参考文献[11-12]。骨骼、假体及骨水泥材料属性参数见表 1。

表 1 骨骼、假体及骨水泥材料属性参数

Tab. 1 Material parameters of the bone, prosthesis and bone cement

模型	$\rho / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	泊松比	E / GPa	
股骨	股骨头松质	214.5	0.30	0.127
	股骨头皮质	321.4	0.36	1.904
	股骨颈	621.3	0.32	3.681
	股骨干	921.2 ~ 1 521.0	0.36	5.458 ~ 9.012
胫骨	胫骨两端松质	100.0	0.30	0.490
	胫骨两端皮质	390.0	0.36	2.300
	胫骨骨干	700.0 ~ 1 600.0	0.36	4.200 ~ 9.600
髓针	4.5×10^3	0.32	113.000	
假体	胫骨平台垫片	960.0	0.30	0.500
	胫骨平台	8.8×10^3	0.32	70.000
骨水泥	1 190.0	0.28	0.300	

1.4 股骨模型有效性验证

为获得相对准确且接近实际的有效仿真数据,在应用有限元模型前需对其进行有效性验证。股骨验证采用文献[13]中报道的静压实验数据,股骨头为近似站立姿态放置,且下端固定,在加载处垫有聚

甲基丙烯酸甲酯(PMMA)树脂材料的垫块,其加载速度为 0.5 m/s,直至股骨头产生失效。根据试验中的加载条件进行加载。

在文献[13]的 18 组实验中,17 组的骨折部位出现在股骨头下方,其载荷峰值区间为 3.5 ~ 15.0 kN,均值为 (8.4 ± 3.0) kN。在仿真分析中,失效亦最先出现在股骨颈部(见图 2),并向股骨粗隆侧延伸,载荷峰值为 6.95 kN。结果表明,股骨上端模型在断裂时载荷峰值及骨折发生部位都与实验有较好的对应。因此,本文建立的股骨模型可用于后续分析。

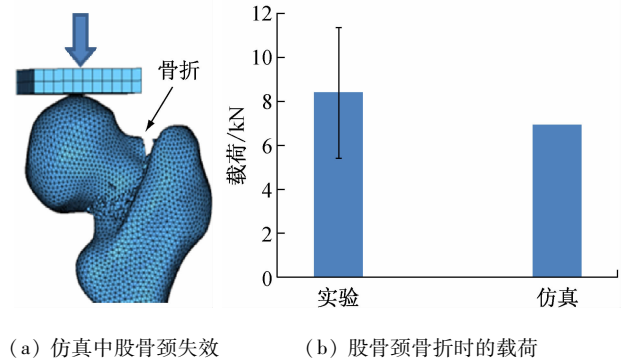


图 2 股骨头静压实验结果与仿真分析对比

Fig. 2 Comparison of femoral head hydrostatic test with simulation analysis (a) Failure of femoral neck in simulation, (b) Load of femoral neck fracture

2 假体装配和施加边界条件及载荷

2.1 肿瘤膝关节假体装配

股骨远端骨肉瘤瘤段切除肿瘤膝关节置换中,股骨段一般从肿瘤边界以远 2 ~ 5 cm 平面截取,防止肿瘤因切除不干净而复发;胫骨截骨与胫骨的机械轴垂直,具体的截骨量应参照术前计划。术中尽量保证下肢力线良好,因为下肢力线偏移会导致负荷传导紊乱,以致假体磨损、松动^[14]。

将完成材料赋值的股骨-胫骨模型和假体模型进行装配。根据假体下端力线与胫骨机械轴平行原则植入肿瘤膝关节假体。首先,要准确找到胫骨机械轴,以确保假体放置的准确性。之后,分别在模型中标记出膝关节中点及胫骨平台最外侧以及踝关节中点,两点连线即确定为胫骨机械轴。将假体准确装配,并且同时将骨水泥配合生成于股骨腔与假体

以及胫骨腔与假体之间。

2.2 边界条件及载荷

为模拟正常直立站立状态下的膝关节力学行为,不考虑股骨的屈伸运动。因此,在模型中约束股骨的屈伸运动,不限制其他方向的运动,并且固定胫骨远端部分。根据此 CT 扫描病人的体重沿股骨轴向在股骨上端向下施加 225 N 的载荷,将这些力分布在股骨与髌部相结合部分的股骨头上端区域(见图 3)。

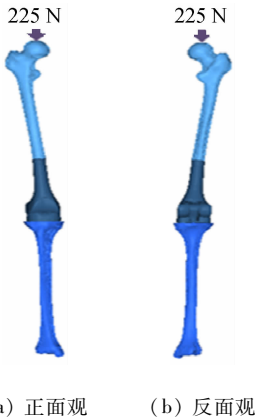


图3 膝关节上端施加载荷模型示意图

Fig.3 Schematic diagram of the knee prosthesis model applied with load on the top (a) Front view, (b) Rear view

3 计算结果分析与讨论

3.1 股骨-胫骨应力分析

图4所示为股骨、胫骨模型在施加 225 N 站立载荷情况下的应力分布。相对胫骨,股骨的应力明显更大且集中分布趋势显著。股骨干中间靠近股骨头部分应力较大,出现明显应力集中现象,且此位置以上区域应力明显大于以下部分。经测量,225 N 载荷下出现应力集中的位置位于胫骨平台以上 269 mm 处,而患者 CT 显示由胫骨平台以上约 261 mm 处(见图 5)开始一直延伸到假体柄顶端呈现不同程度的股骨穿孔损伤。仿真结果与病人股骨前侧骨皮质穿破损伤一致。由此说明,股骨腔与假体柄在人体自重下的相互作用将引起应力集中现象,从而可能在反复加载中引起股骨骨皮质穿破损伤。

仿真分析中,225 N 载荷下股骨的最大应力为 71.5 MPa,应力从股骨颈开始向下传导,在股骨干

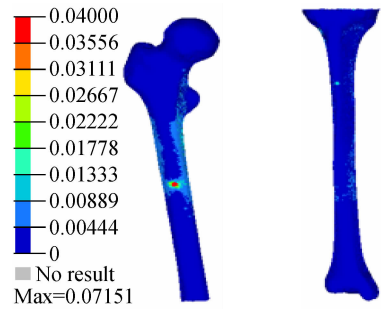


图4 施加载荷下股骨和胫骨的应力分布

Fig.4 Stress distributions on the femur and tibia under applied load

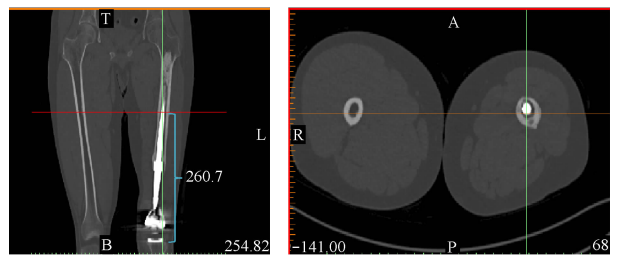


图5 CT 扫描中显示的股骨穿破损伤

Fig.5 Femoral puncture injury displayed by CT scan

中部迅速集中,导致股骨干中上部接近假体柄顶端位置成为应力集中高发区;而 225 N 载荷下胫骨在此过程中最大应力为 23.74 MPa,胫骨平台附近出现轻微的应力集中现象,但胫骨的最大应力相对较小,在重复加载中不易引起二次损伤。综上所述,整体应力分布中股骨应力亦明显大于胫骨,推测胫骨骨髓腔较直,而股骨骨髓腔相对有一定的弯曲;从而导致与假体柄的匹配中股骨局部区域曲率匹配不适合,引起局部压力集中而造成。由于局部集中压力的存在,假体柄与骨髓腔之间的摩擦力亦会偏大,两者结合反复作用则可能引起股骨骨皮质发生损伤。因此,针对特定的病人,必要的假体优化设计能提供更好的手术效果,有效减轻或避免并发症。

3.2 肿瘤膝关节假体柄应力分析

由于假体材料的弹性模量远远大于骨骼的弹性模量,膝关节假体置换后假体会承受一定的载荷,而通过假体传递到股骨-胫骨的载荷会相应减小,引起应力遮挡效应。即当两个不同弹性模量的单体组合成一个机械系统加载时,发生载荷、应力、应变的重新分配,高弹性模量单体承担较多载荷,导致低弹性模量单体少承担或者不承担载荷^[15-16]。图 6 所示

为膝关节假体柄的应力分布。对比股骨-胫骨的应力分布可知,假体柄的应力明显更大,由其承受整体的载荷亦可能更大。假体柄靠近顶端部分应力集中明显达最大值,进一步证明股骨与假体柄在此处相互作用引起的局部力较大,推测这是造成股骨前侧骨皮质穿孔损伤的重要原因。

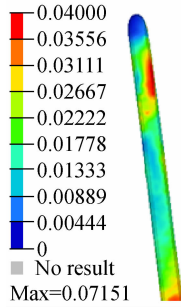


图6 膝关节假体柄应力分布

Fig.6 Stress distributions on knee prosthesis

此外,由于肿瘤膝关节置换术会切除人体部分肌肉,由此引起的人体肌肉力分配的改变需进一步确认,且针对特定病人差异性较大。而本研究未考虑肌肉力的作用,会影响全面估计骨损伤的风险。后续研究将继续关注肿瘤膝关节置换后人体肌肉力作用的改变及其对假体的影响。

4 结语

肿瘤膝关节置换术不同于普通膝关节置换术,其涉及因素更多,过程也更为复杂。本研究基于特定患者实际骨结构及特征建立股骨远端骨肉瘤瘤段切除肿瘤膝关节置换术后股骨-假体-胫骨复合体三维有限元模型,分析其在人体正常站立状态下的应力分布,初步探讨患者术后发生股骨前侧骨皮质穿孔的原因,从而为肿瘤型人工膝关节假体的优化设计与制造提供理论基础及技术支持。结果表明,由于股骨与假体柄的曲率匹配不恰当,造成局部压力集中,导致该区域股骨磨损加剧,从而逐步引起股骨前侧骨皮质损伤。术前如能优化设计假体结构,尤其是优化设计假体柄的曲率及长度,将在一定程度上优化股骨的受力状态,减小应力集中风险,从而减轻或避免患者术后发生并发症。因此,将来有必要进一步研究如何优化假体结构设计以避免类似术后骨损伤现象发生。

参考文献:

- [1] 赵思桥, 郭征, 王臻, 等. 肿瘤型膝关节假体置换术后近期再次手术的原因分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2014, 15(6): 1375-1379.
- [2] Okita Y, Tatematsu N, Nagai K, et al. Compensation by nonoperated joints in the lower limbs during walking after endoprosthetic knee replacement following bone tumor resection [J]. J Clin Biomech, 2013, 28(8): 898-903.
- [3] Jeys LM, Kulkarni A, Grimer RJ, et al. Endoprosthetic reconstruction for the treatment of musculoskeletal tumors of the appendicular skeleton and pelvis [J]. J Bone Joint Surg Am, 2008, 6: 1265-1271.
- [4] Balke M, Ahrens H, Streitbürger A, et al. Modular endoprosthetic reconstruction in malignant bone tumors: Indications and limits [J]. Recent Results Cancer Res, 2009, 179: 39-50.
- [5] Biau D, Faure F, Katsahian SJ, et al. Survival of total knee replacement with a megaprosthesis after bone tumor resection [J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88(6): 1285-1293.
- [6] Wirganowicz PZ, Eckardt JJ, Dorey FJ, et al. Etiology and results of tumor endoprosthesis revision surgery in 64 patients [J]. Clin Orthop, 1999, 358: 64-74.
- [7] Ural A, Bruno P, Zhou B, et al. A new fracture assessment approach coupling HR-pQCT imaging and fracture mechanics-based finite element modeling [J]. J Biomech, 2013, 46(7): 1305-1311.
- [8] Ascenzi M-G, Kawas NP, Lutz A, et al. Individual-specific multi-scale finite element simulation of cortical bone of human proximal femur [J]. J Comput Phys, 2013, 244: 298-311.
- [9] 王昊森, 郝智秀, 林剑浩, 等. 基于有限元方法的全髋关节假体个体化选型分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(3): 219-226.
Wang HS, Hao ZX, Lin JH, et al. Individualized selection of total hip prosthesis based on finite element method [J]. J Med Biomech, 2014, 29(3): 219-226.
- [10] 姜海波, 葛世荣. 骨水泥与置换髋关节的界面力学计算[J]. 机械工程材料, 2008, 32(1): 24-26.
- [11] Kayabasi O, Erzincanli F. Finite element modeling and analysis of a new cemented hip prosthesis [J]. Adv Eng Softw, 2006, 37(7): 477-483.
- [12] 郝葆青, 尹光福, 余飞. CAP 骨水泥与 PMM A 水泥的应力分布评价[J]. 中国口腔种植学杂志, 2004, 9(1): 165-169.