

文章编号:1004-7220(2015)05-0397-07

全膝关节置换个体化患者右转步态的 骨肌多体动力学仿真

陈真贤¹, 王玲¹, 李涤尘¹, 靳忠民^{1,2}

(1. 西安交通大学 机械制造系统工程国家重点实验室, 西安 710054;

2. Institute of Medical and Biological Engineering, School of Mechanical Engineering, University of Leeds, Leeds, UK)

摘要: **目的** 构建个体化患者全膝关节置换(total knee replacement, TKR)的骨肌多体动力学模型,模拟患者下肢右转步态时体内膝关节的生物力学行为。**方法** 以1位具体患者的相关数据为材料,基于骨肌动力学仿真软件AnyBody及其依赖于力的运动学建模方法,建立与患者相对应的TKR下肢骨肌多体动力学模型,并对患者的右转步态进行模拟。通过逆动力学分析右转步态,同时预测患者膝关节接触力、关节运动、肌肉活性和韧带力。**结果** 模型预测的胫骨-股骨关节内、外侧接触力的均值均方根误差分别为285、164 N,相关系数分别为0.95和0.61,预测的髌骨接触力均值最大值为250 N。模型预测的接触力和肌肉活性与患者实验测量结果基本一致。此外,模型预测的胫骨-股骨的伸展弯曲、内外旋和内外翻运动的均值分布范围分别为 $3^{\circ} \sim 47^{\circ}$ 、 $-3.4^{\circ} \sim 1.5^{\circ}$ 、 $0.2^{\circ} \sim -1.5^{\circ}$,胫骨-股骨的前后、上下和内外侧平移的运动范围分别为2.6~9.0 mm、1.6~3.2 mm、4.2~5.2 mm。模型还预测了内、外侧旁系韧带力和后交叉韧带力,其最大值分别为190、108、108 N。**结论** 所开发的模型能够预测人工膝关节体内生物力学行为,为后续研究膝关节假体临床失效问题提供强有力的计算平台。

关键词: 人工膝关节; 全膝关节置换; 右转步态; 骨肌多体动力学; 接触力; 肌肉活性

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.05.397

Musculoskeletal multi-body dynamic simulation on patient-specific total knee replacement during right-turn gait

CHEN Zhen-xian¹, WANG Ling¹, LI Di-chen¹, JIN Zhong-min^{1,2} (1. State Key Laboratory for Manufacturing System Engineering, School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China; 2. Institute of Medical and Biological Engineering, School of Mechanical Engineering, University of Leeds, Leeds, UK)

Abstract: Objective To develop a musculoskeletal multi-body dynamic model of the patient-specific total knee replacement (TKR), and to simulate knee joint biomechanical characters of the patient during right-turn gait. **Methods** Based on the musculoskeletal dynamic software AnyBody and the method of force-dependent kinematics as well as the related data from a patient with TKR, the corresponding patient-specific lower extremity musculoskeletal multi-body dynamic model was constructed and then used to simulate the right-turn gait of the patient. The knee contact forces, motion, muscle activations and ligament forces were predicted simultaneously by inverse dynamics analysis on such right-turn gait. **Results** The root mean square error of the predicted average tibiofemoral medial contact force and lateral contact force were 285 N and 164 N, respectively, and the correlation coefficients

收稿日期:2015-01-13; 修回日期:2015-03-04

基金项目:国家自然科学基金项目(51205303, 51323007), 国家科技支撑计划项目(2012BAI18B00), 中央大学基础研究基金项目, 中国高等教育博士课程研究基金项目。

通信作者:王玲, 副教授, 博士研究生导师, Tel: (029)83395187; E-mail: menlwang@mail.xjtu.edu.cn.

were 0.95 and 0.61, respectively. The predicted average patellar contact force was 250 N. The predicted contact forces and muscle activations were consistent with those *in vivo* measurements obtained from the patient. In addition, the model also predicted the average range of tibiofemoral rotations of flexion-extension, internal-external, varus-valgus as 3° - 47° , -3.4° - 1.5° , 0.2° - -1.5° , and the average range of tibiofemoral translations of anterior-posterior, inferior-superior, medial-lateral as 2.6-9 mm, 1.6-3.2 mm, 4.2-5.2 mm, respectively. The predicted average peak value of the medial, lateral collateral ligament force and posterior cruciate ligament force were 190, 108, 108 N, respectively. **Conclusions** The developed model can predict *in vivo* knee joint biomechanics, which offers a robust computational platform for future study on the failure mechanisms of knee prosthesis in clinic.

Key words: Artificial knee joint; Total knee replacement (TKR); Right-turn gait; Musculoskeletal multi-body dynamics; Contact force; Muscle activation

我国有超过 3 600 万骨关节炎患者^[1],据保守估计每年有 10 多万患者接受人工膝关节置换手术。目前,人工膝关节置换是治疗骨关节炎和帮助患者恢复日常活动的有效途径。尽管人工膝关节假体的寿命达到 15~20 年,但是磨损和松动等临床问题依然制约着人工膝关节的使用寿命。并且随着患者年轻化,患者对人工膝关节寿命和功能提出更高的要求。而体内膝关节运动、动力学承载、肌肉和韧带等软组织的稳定作用与人工膝关节假体的失效有着直接的关系。因此,探讨日常活动下体内关节接触力、关节运动、肌肉和韧带作用对研究人工膝关节假体失效机制和改善关节假体性能具有重要的意义。

Fregly 等^[2]将带有力传感器的人工膝关节置入患者体内研究日常步态下膝关节的力学承载,但是该方法试验成本高、风险大,不能进行例如关节手术错位、假体设计等因素对关节生物力学影响的研究。尽管人工膝关节有限元模型已被广泛应用于膝关节接触力学和运动的预测^[3-4],但是模型仅考虑了膝关节局部的力学环境,而忽略整个下肢解剖结构及运动学影响,例如肌肉对关节力学和运动学的贡献。随着大量的人体下肢骨骼肌肉多体动力学模型被开发,同时预测和评估关节力学承载和肌肉作用成为可能。王成焘等^[5-6]开发“中国力学虚拟人”中国标准人体骨肌系统,为研究我国人体下肢生物力学奠定了基础。耿艳利等^[7]建立人体下肢 3D 模型与生物力学模型,并进行运动学和动力学仿真。但是,大多数人体下肢骨肌模型采用简化的铰链式膝关节模型,没有考虑真实的关节结构和形变。而一个理想的人工膝关节计算机模型应该整合完整下肢骨骼肌肉多体动力学模型、人工膝关节几何接触变形模型和韧带模型,以同时预测肌肉作用、韧带力、关节接

触力学和运动。目前有关这方面的研究比较匮乏。Andersen 等^[8]基于 AnyBody 人体骨肌建模系统提出依赖于力的运动学(force-dependent kinematics, FDK)建模方法,可以在人体下肢骨肌模型中考虑复杂膝关节几何及韧带模型,以同时预测膝关节内外侧关节接触力与膝关节运动。Chen 等^[9]采用 FDK 方法建立人工膝关节置换的个体化患者骨肌多体动力学模型,该模型包括完整的下肢骨肌模型、人工膝关节几何接触模型和韧带模型,同时预测评估正常平地直走步态下胫骨-股骨关节内外侧接触力、髌骨-股骨关节接触力、胫骨-股骨关节运动和肌肉活性。然而,除了平地直走,右转或左转运动也是人们生活中不可或缺的日常运动,但是关于人工膝关节右转或左转运动时体内生物力学的研究鲜有文献报道。

本文基于 AnyBody 骨肌建模系统,建立全膝关节置换(total knee replacement, TKR)的个体化患者下肢骨肌多体动力学模型。该模型在下肢骨肌力学环境下考虑人工膝关节几何接触和韧带结构,同时通过所开发的模型模拟患者的右转步态,并预测胫骨-股骨关节和髌骨-股骨关节接触力、肌肉活性、胫骨-股骨关节相对运动以及内、外侧旁系韧带和后交叉韧带力。

1 材料和方法

1.1 患者实验数据

采用 1 名成年男性(身高 180 cm, 体重 75 kg, 左腿 TKR)的相关实验数据进行建模和后续研究,数据来自公开发布的网络在线数据库^[2](<https://simtk.org/home/kneeloads>),包括植入的人工膝关节假体 CT 数据(股骨部件、胫骨衬垫、胫骨托盘和髌

骨衬垫)、患者左腿下肢骨骼 CT 数据(股骨、胫骨、髌骨、腓骨)、步态标记运动轨迹 C3D 格式文件数据等,同时还包括患者步态中被仪表化人工膝关节假体记录的胫骨-股骨关节内、外侧接触力,以及由肌电仪器测量的 15 束肌肉的肌电信号数据。

1.2 TKR 下肢骨肌多体动力学模型的构建

运用人体骨肌多体动力学软件 AnyBody 6.0,通过修改软件提供的通用模型构建 TKR 个体化患者三维下肢骨肌多体动力学模型。更多关于 AnyBody 通用模型的详细情况在文献[10-11]中已有报道,下文着重介绍本文所建模型的具体开发过程。

(1) 通过 Mimics 15.0 和 Geomagic 12.0 软件从患者 CT 数据反求膝关节假体的三维几何模型以及 TKA 手术前后胫骨、股骨的三维几何模型(见图 1)。

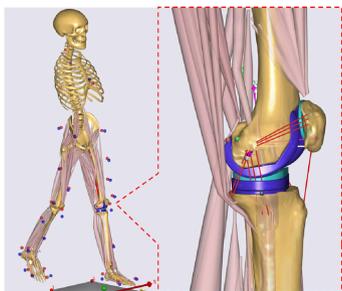


图 1 TKR 个体化患者肌肉骨骼多体动力学模型

Fig.1 Patient-specific musculoskeletal multi-body dynamic model of TKR

(2) 从患者术前股骨、胫骨几何表面选择和采集解剖学骨标记点空间位置信息,同时从 AnyBody 通用模型的左腿股骨、胫骨几何表面采集对应骨标记点的空间位置信息。然后,基于所获取的骨标记点信息对 AnyBody 通用模型的左腿股骨、胫骨通过个体化缩放定律进行个体化骨变形缩放。骨变形的同时,左腿所有相关肌肉和韧带附着点在个体化骨变形缩放过程中被调整,以更符合个体化患者的这些解剖特征,而右腿的骨几何模型等解剖特征通过镜像变化被同时缩放。

(3) 将患者术后的骨几何模型和人工膝关节假体几何模型以 STL 格式导入 AnyBody 中。根据髌、膝、踝关节中心位置对导入的几何模型进行定位和关节匹配。缩放后模型的左腿几何模型被导入的几

何模型所替换。

(4) 将患者步态标记 C3D 运动数据导入修改后的下肢模型,进行模型的运动学参数优化。除修改股骨、胫骨体节,对模型其他骨骼体节根据患者的身高、体重和步态标记位置按照长度-质量-脂肪缩放定律进行缩放。同时,在运动学优化过程中计算盆骨、髋关节运动角及脚的空间位移。

(5) 定义人工膝关节接触模型。去除原有的膝关节铰链式关节定义,然后根据 FDK 方法重新定义新的 6 个自由度的胫骨-股骨关节和 5 个自由度的髌骨-股骨关节。其中,由于髌骨胫骨肌腱的刚性约束,髌骨-股骨关节垂直方向的平移自由度被约束。然后,根据弹性基理论建立胫骨-股骨假体部件、髌骨-股骨假体部件间的接触模型。利用线性力-渗透体积定律^[12]计算接触对间的接触力。模型考虑了人工膝关节假体的接触压力模量(Pressure Module),根据 Fregly 等^[13]的推导这一参数被定义为接触应力的方程:

$$\text{Pressure Module} = pA/dA = \frac{(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)h} \cdot \frac{2p_0}{\varepsilon_0 \left[1 + n \left(\frac{p}{p_0} \right)^{n-1} \right]} \quad (1)$$

式中: p 和 d 分别为接触压力和渗透深度, A 为单位接触面积, ν 和 h 分别为泊松比和胫骨衬垫厚度。基于非线性超高分子量聚乙烯材料的试验应力应变数据^[14], $\varepsilon_0 = 0.0597$, $p_0 = 18.4 \text{ MPa}$, $n = 3$ 。步态周期内胫骨衬垫的接触应力为 $5 \sim 25 \text{ MPa}$ ^[15-17],故钴铬钼金属假体和超高分子量聚乙烯衬垫间的接触压力模量经计算为 124 GN/m^3 。

(6) 针对膝关节建立韧带模型,包括后交叉韧带、内、外侧旁系韧带、后内侧韧带和内、外侧髌骨股骨韧带。所有韧带采用分段力-位移相对关系的非线性弹性单元进行模拟:

$$f = \begin{cases} 0.25k\varepsilon^2/\varepsilon_1, & 0 \leq \varepsilon \leq 2\varepsilon_1 \\ k(\varepsilon - \varepsilon_1), & \varepsilon > 2\varepsilon_1 \\ 0, & \varepsilon < 0 \end{cases} \quad (2)$$

$$\varepsilon = (L - L_0)/L_0, \quad L_0 = L_r/(\varepsilon_r + 1) \quad (3)$$

式中: f 为作用力; k 为韧带刚度; ε_1 为非线性应变参数 0.03 ; ε 为韧带在力作用下的应变; L 为韧带长度; L_0 为韧带零载荷长度,主要取决于韧带的初始长度 L_r 和参考应变 ε_r 。

韧带的材料参数见表1。

表1 膝关节韧带材料参数^[18]

Tab.1 Material parameter of the knee ligaments

韧带	k/kN	ε_r
后交叉韧带前束	9.00	-0.24
后交叉韧带后束	9.00	-0.03
内侧旁系韧带前束	2.75	0.04
内侧旁系韧带中束	2.75	0.04
内侧旁系韧带后束	2.75	0.03
外侧旁系韧带前束	2.00	-0.25
外侧旁系韧带中束	2.00	-0.05
外侧旁系韧带后束	2.00	0.08
后内侧旁系韧带前束	1.00	-0.18
后内侧旁系韧带后束	1.00	-0.04
内侧髌股骨韧带	2.00	0.03
外侧髌股骨韧带	2.00	0.03

1.3 模拟与评估

以实验的测力台测量数据和运动学优化过程计算的盆骨-髌关节运动角和脚的空间位移作为输入条件,驱动构建的个性化患者下肢肌肉骨骼模型进

行右转步态的逆动力学模拟。在逆动力学分析中采用3次多项式肌肉招募准则。最后,同时计算和输出胫骨-股骨关节的内部运动、胫骨-股骨关节内、外侧接触力、髌骨-股骨接触力、肌肉活性和膝关节韧带力。

为了评估模型的预测结果,将预测的胫骨-股骨关节接触力和肌肉活性与患者实验测得的数据进行对比分析。模型模拟患者3次右转步态运动,预测结果以平均值和分布范围的方式呈现。

2 结果

2.1 接触力

图2所示为模型预测的胫骨-股骨、髌骨-股骨关节接触力与患者体内测量值的对比结果,图中阴影部分表示3次右转步态的分布范围。从整体的幅值和趋势来看,预测结果和实验测量结果基本一致。模型预测的胫骨-股骨关节内、外侧接触力和总接触力的均值均方根误差分别为285、164、359 N,相关系数分别为0.95、0.61、0.92,预测结果取得了一个合理的精度。模型同时预测了股骨-髌骨关节接触力,站立相和摆动相均值最大值分别为200、250 N。

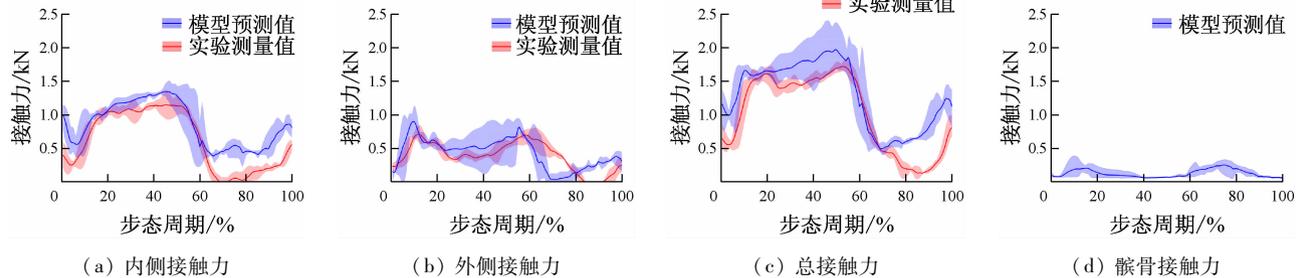


图2 右转步态时预测的胫骨股骨关节总接触力和髌骨接触力

Fig.2 Predicted tibio-femoral contact force and patellar contact force during right-turn gait

(a) Medial contact force, (b) Lateral contact force, (c) Total contact force, (d) Petellar contact force

2.2 肌肉活性

图3所示为右转步态时模型预测的肌肉活性和患者体内测量值的对比结果,图中阴影部分表示3次右转步态的分布范围。模型预测的半膜肌、股二头肌、股内、外侧肌、内、外侧腓肠肌、比目鱼肌、大收肌、臀大肌肌肉活性与实验值有相似的趋势,而股直肌、阔筋膜张肌、腓骨长肌和缝匠肌在趋势上有较大的误差。

2.3 关节运动

图4所示为模型预测的患者右转步态时胫骨股骨关节内部3个方向的平移运动和3个旋转运动。股骨相对于胫骨的伸展弯曲、内外旋和内外翻运动的均值分布范围分别为 $3^\circ \sim 47^\circ$ 、 $-3.4^\circ \sim 1.5^\circ$ 、 $0.2^\circ \sim -1.5^\circ$ 。股骨相对于胫骨的前后、上下和内外侧平移的运动范围分别为 $2.6 \sim 9.0 \text{ mm}$ 、 $1.6 \sim 3.2 \text{ mm}$ 、 $4.2 \sim 5.2 \text{ mm}$ (见图4)。

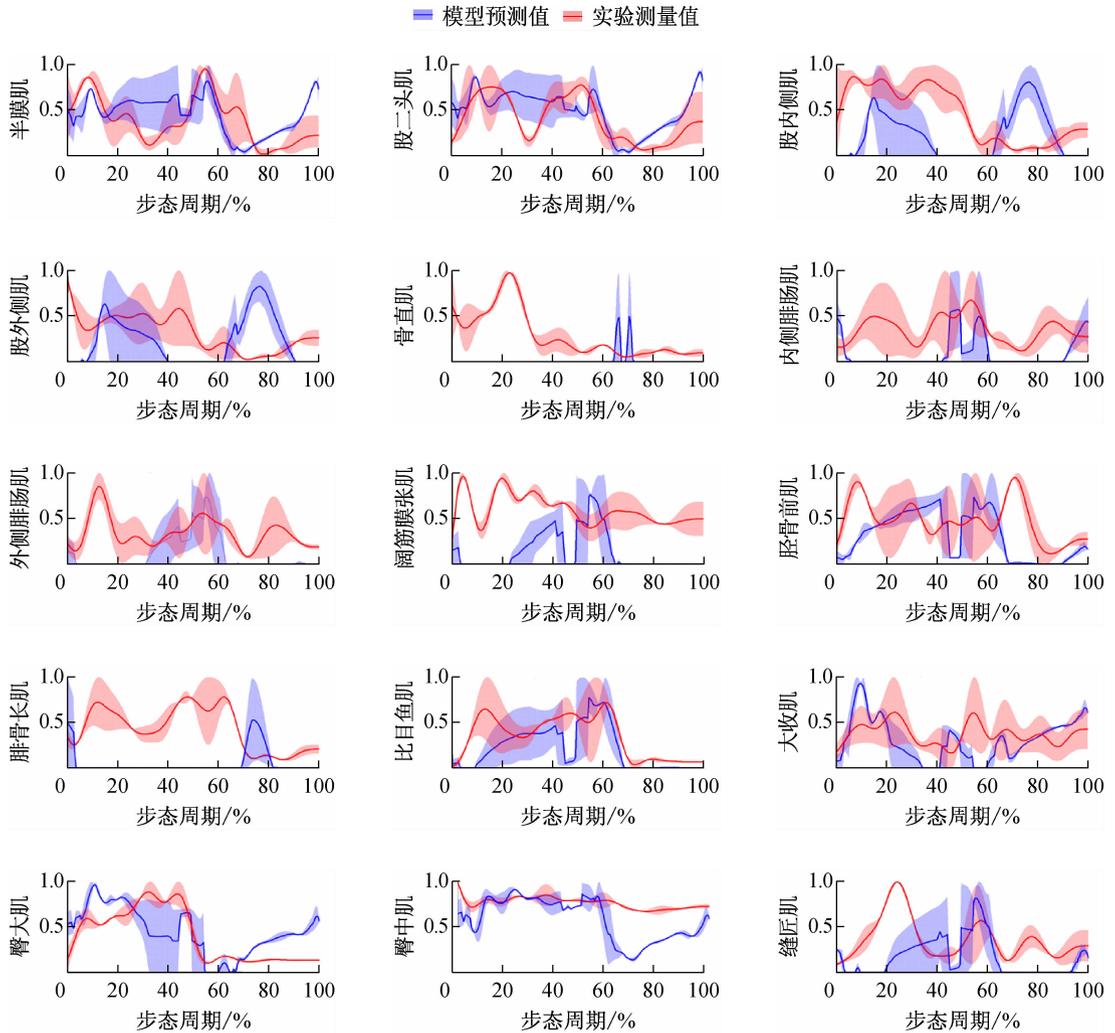
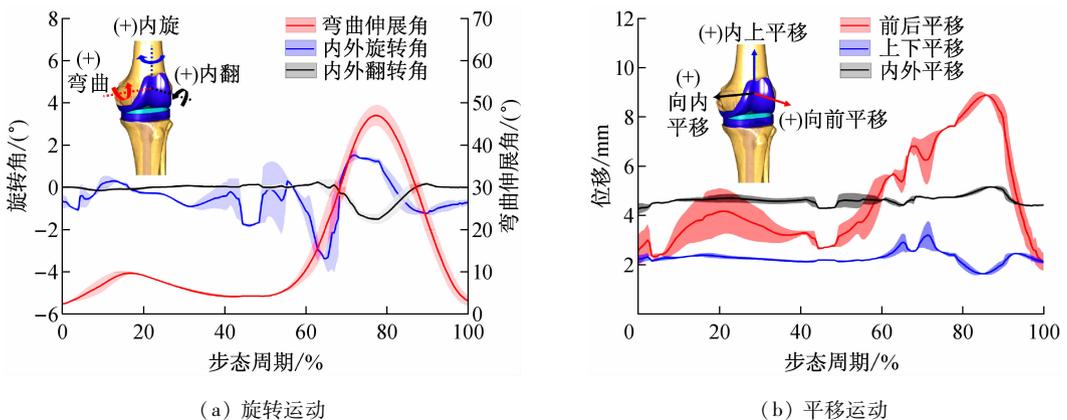


图3 右转步态时模型预测和测量的肌肉活性对比

Fig.3 Comparison of the predicted and measured muscle activations during right-turn gait



(a) 旋转运动

(b) 平移运动

图4 右转步态时模型预测的胫骨-股骨关节运动

Fig.4 Predicted tibio-femoral joint motions during right-turn gait (a) Rotation, (b) Translation

2.4 韧带力

图5所示为模型预测的患者右转步态时内、外侧旁系韧带力和后交叉韧带力,其最大值分别为190、108、108 N。

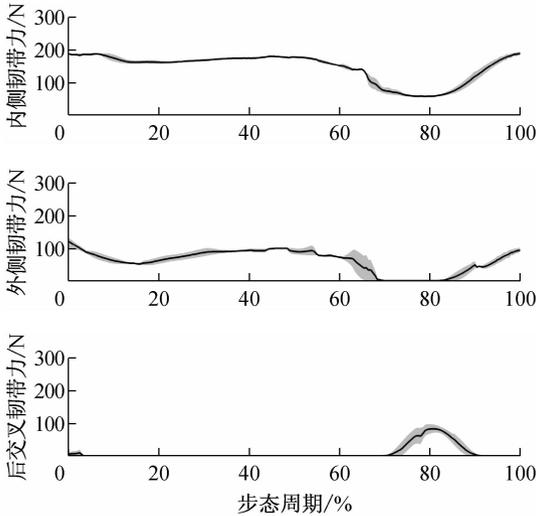


图5 右转步态时模型预测的膝关节韧带力

Fig. 5 Predicted knee ligament forces during right-turn gait

3 讨论

本文通过开发TKR个体化患者下肢骨肌多体动力学模型,为探讨和分析人工膝关节在体内的生物力学行为提供有效平台。同时,模型预测的结果充分反映了患者右转步态时关节接触力、关节运动、肌肉活性和韧带力变化,可增进对右转步态时体内膝关节动力学的理解和认知。

定量研究人工膝关节体内的接触力学对分析假体磨损和松动失效具有重要的作用。本文模型预测的胫骨-股骨关节接触力与实验值基本一致。但是由于逆动力学条件下的肌肉求解冗余等问题,导致预测结果高估于实验值。此外,胫骨-股骨内侧接触力在站立相趋势比较平缓,没有出现直走步态时的双波峰趋势。同时,模型预测的右转步态时髌骨-股骨关节接触力最大值为390 N,要低于Ward等^[19]报道的直走步态时400~800 N。

关节运动是影响人工膝关节在人体内功能性能的一个重要参数,但是当前量化地掌握人工膝关节体内运行依然是一个挑战。本文所开发的模型具有预测人工膝关节体内运动的潜力,但是预测的结果

缺乏实验结果的对比评估,故模型对关节体内运动预测的有效性和精度需要进一步的评估研究。

从预测的肌肉活性可知,有些肌肉束的预测值与实验值相比存在误差。这可能是因为AnyBody模型中很多肌肉被分为很多束,而患者测量肌电信号时的电极被贴在相关肌肉群附件,模型和实验不能很好一致,故导致了对比误差。模型还预测了膝关节周围韧带在右转步态时的韧带力。由于缺乏右转步态时韧带力的报道,仅将模型预测结果与Kia等^[20]预测的直走步态时的结果进行对比,两者具有相近的趋势和幅值,故模型可以被应用于韧带损伤等临床问题的研究。

尽管所开发的模型为研究人工膝关节体内生物力学提供了一个强大的虚拟平台,但是模型依然存在很多局限性。首先,模型骨骼体节在个体化缩放时骨几何模型表面的骨标记点为手动选取,由于模型反求和骨标记点选取不精确,会产生个体化模型的缩放误差,从而导致肌肉附着点不能精确调整,最终影响肌肉力臂,给预测结果带来误差。其次,模型韧带在骨骼几何模型上的插入点根据解剖学描述确定,韧带位置的不准确也有可能引入模型计算误差。模型的这些局限性应在未来研究中加以改善和优化。

4 结语

本文采用新颖的FDK建模方法构建了一个TKR个体化患者下肢骨肌多体动力学模型,同时预测右转步态时膝关节接触力、膝关节运动、肌肉活性和韧带力。通过对比评估模型预测以及实验获得的关节接触力、肌肉活性,证明模型模拟右转步态的有效性和精度。该方法和模型可以用于人工膝关节临床问题的计算研究。

参考文献:

- [1] 葛世荣, 王成焘. 人体生物摩擦学的研究现状与展望[J]. 摩擦学学报, 2005, 25(2): 186-191.
- [2] Fregly BJ, Besier TF, Lloyd DG, *et al.* Grand challenge competition to predict in vivo knee loads [J]. J Orthop Res, 2012, 30(4): 503-513.
- [3] Baldwin MA, Clary CW, Fitzpatrick CK, *et al.* Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics [J]. J Biomech, 2012, 45(3): 474-483.

- [4] 王海鹏,王友,容可,等. 三维有限元法分析膝关节内侧副韧带的生物力学功能[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 40-45.
Wang HP, Wang Y, Rong K, *et al.* Three-dimensional finite element analysis on biomechanical functions of medial collateral ligament in knee joint [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 40-45.
- [5] 王成焘. 中国力学虚拟人[J]. 医用生物力学, 2006, 21(3): 172-178.
Wang CT. Mechanical virtual human of China [J]. *J Med Biomech*, 2006, 21(3): 172-178.
- [6] 王成焘,王冬梅,白雪岭,等. “中国力学虚拟人”研究及应用[J]. 生命科学, 2010, 22(12): 1235-1240.
- [7] 耿艳利,杨鹏,刘作军,等. 下肢运动信息采集与运动仿真[J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 154-170.
Geng YL, Yang P, Liu ZJ, *et al.* Data acquisition and motion simulation of lower limb [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(2): 154-170.
- [8] Andersen MS, Rasmussen J. Total knee replacement musculoskeletal model using a novel simulation method for non-conforming joints [C]//Proceedings of the International Society of Biomechanics Conference. Brussels: [s. n.], 2011.
- [9] Chen Z, Zhang X, Ardestani MM, *et al.* Prediction of in vivo joint mechanics of an artificial knee implant using rigid multi-body dynamics with elastic contacts [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2014, 228(6): 564-575.
- [10] 刘书朋,司文,严壮志,等. 基于 AnyBody TM 技术的人体运动建模方法[J]. 生物医学工程学进展, 2010, 31(3): 131-134.
- [11] Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, *et al.* Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System [J]. *Simul Model Pract Th*, 2006, 14(8): 1100-1111.
- [12] AnyBody. “Anyscript Reference Manual/Any Force Surface Contact” [R]. Aalborg: AnyBody Technology.
- [13] Bei YH, Fregly BJ. Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics [J]. *Med Eng Phys*, 2004, 26(9): 777-789.
- [14] Cripton PA. Compressive characterization of ultra high molecular weight polyethylene with applications to contact stress analysis of total knee replacements [D]. Kingston: Queen’s University, 1993.
- [15] Godest AC, Beaugonin M, Haug E, *et al.* Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis [J]. *J Biomech*, 2002, 35(2): 267-275.
- [16] Laz PJ, Pal S, Fields A, *et al.* Effects of knee simulator loading and alignment variability on predicted implant mechanics: A probabilistic study [J]. *J Orthop Res*, 2006, 24(12): 2212-2221.
- [17] DLima DD, Steklov N, Fregly BJ, *et al.* In vivo contact stresses during activities of daily living after knee arthroplasty [J]. *J Orthop Res*, 2008, 26(12): 1549-1555.
- [18] Blankevoort L, Kuiper J, Huiskes R, *et al.* Articular contact in a three-dimensional model of the knee [J]. *J Biomech*, 1991, 24(11): 1019-1031.
- [19] Ward SR, Powers CM. The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking [J]. *Clin Biomech*, 2004, 19(10): 1040-1047.
- [20] Kia M, Stylianou AP, Guess TM. Evaluation of a musculoskeletal model with prosthetic knee through six experimental gait trials [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(3): 335-344.