

文章编号:1004-7220(2019)06-0608-07

# 基于 nmsBuilder 和 OpenSim 建立个性化骨肌模型及其验证

崔伟玲, 陈维毅, 王长江, 郭媛

(太原理工大学 生物医学工程学院, 太原 030024)

**摘要:**目的 利用 nmsBuilder 和 OpenSim 两款软件构建个性化全膝关节置换(total knee replacement, TKR)术后骨骼肌肉多体动力学模型,并用弹跳式和内推式两种步态对构建模型进行验证分析。**方法** 利用患者骨骼数据,通过 nmsBuilder 建立骨骼实体、骨标点和肌肉标点,从而自动生成对应参考系统和肌肉,将 nmsBuilder 生成的骨肌模型导入 OpenSim 先后执行逆向运动学、静态优化和膝关节接触力分析,最后通过弹跳式和内推式两种步态对模型进行模拟分析,并与实验测量值进行对比验证。**结果** 除了外侧关节接触力,模型预测的胫股关节接触力幅值和趋势与实验获得数据对比有很好的一致性,构建的骨骼肌肉多体动力学模型可以被用于膝关节研究。**结论** 利用患者骨骼信息建立的骨肌模型通过输入标记点位置和地面反作用力,可以同时预测出内侧、外侧以及总胫股关节接触力。研究思路可为 TKR 患者设计个性化膝关节假体提供参考。

**关键词:**全膝关节置换;骨肌模型;多体动力学;逆向运动学;静态优化

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.06.007

## Establishment and Verification of Personalized Musculoskeletal Model Based on nmsBuilder and OpenSim

CUI Weiling, CHEN Weiyi, WANG Changjiang, GUO Yuan

(College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China)

**Abstract: Objective** To establish a personalized musculoskeletal multi-body dynamics model of total knee replacement (TKR) by two software nmsBuilder and OpenSim, and verify this established model by using bouncy and medthrust gait patterns. **Methods** Based on skeletal data from a patient, the body, skeletal landmark clouds and muscular landmark clouds were established for automatically generating reference systems and muscles. The musculoskeletal model generated by nmsBuilder was introduced into OpenSim, and inverse kinematics, static optimization and knee joint force analysis were performed successively. Finally, the model was driven by bouncy gait and medthrust gait respectively, and the results were compared with experimental measurements. **Results** Except for the lateral joint contact forces, the predicted magnitude and trend of knee joint contact forces by the model had a good agreement with the experimental data, and the constructed skeletal muscle multi-body dynamics model could be used for knee joint research. **Conclusions** The established musculoskeletal multi-body dynamics model could predict the medial, lateral and total tibiofemoral joint contact forces simultaneously by inputting the marker positions and the ground reaction forces. The research ideas of this study can provide references for designing personalized knee prostheses for TKR patient.

**Key words:** total knee replacement (TKR), musculoskeletal model; multibody dynamics; inverse kinematics; static optimization

收稿日期:2018-09-23;修回日期:2019-01-15

基金项目:国家自然科学基金项目(11472185,11772214)

通信作者:陈维毅,教授,博士研究生导师,E-mail: chenweiyi211@163.com;王长江,教授,博士研究生导师,E-mail:727649260@qq.com

膝关节置换(total knee replacement, TKR)手术是治疗膝关节疾病和损伤的一种有效手段。随着该技术不断发展成熟,越来越多患者愿意接受 TKR 手术。因此,研究患者手术前后膝关节接触力、周围软组织以及术后假体失效,有利于提升 TKR 手术技术和假体设计优化。但鉴于体内研究的局限性,构建一个可以预测受力的多体动力学骨肌模型就尤为重要。基于多体动力学的骨肌模型已被广泛用来分析正常和不正常步态状态下走、跑、跳、上下楼等日常生理活动<sup>[1-5]</sup>。

虽然国际上已开发了 ADAMS 和 AnyBody 等相对成熟的骨肌多体动力学软件<sup>[6-7]</sup>,但是在构建患者术前术后个性化骨肌多体动力学模型方面还存在一些问题。因为这些软件所应用的个性化骨肌建模基于患者骨长和质量等属性对广义模型进行缩放实现,而该方法最大的局限性就是未考虑患者个体的骨骼和假体几何特征以及个体因为缩放造成肌肉起始点、插入点不准确等问题,而这些因素对精确预测结果会产生很大影响。随着人们对生活质量要求的提高,根据患者 TKA 术前步态和骨骼几何数据设计出个性化的假体十分必要。

本文针对目前各种软件骨肌建模不擅长个性化的问题,基于 nmsBuilder<sup>[8]</sup>建立了与 OpenSim<sup>[9-10]</sup>可以对接的患者术后多体动力学骨肌模型。利用所建骨肌模型采取静态优化方法对弹跳式(bouncy)<sup>[11]</sup>和内推式(medthrust)<sup>[12]</sup>两种步态类型进行胫股关节接触力预测,并与仪表化膝关节假体测得的胫股关节接触力进行比较分析,以验证该方法建模的有效性,为个性化骨肌建模以及根据膝关节疾病患者术前骨骼几何数据进行假体设计提供理论支持。

## 1 材料和方法

### 1.1 骨肌建模及验证流程

基于 nmsBuilder 和 OpenSim 两款软件构建骨肌模型及验证的流程图和建模关键步骤如图 1、2 所示。参照 OpenSim 广义模型的肌肉插入点和附着点信息在建好的骨骼架上构建 Hill 模型的肌肉<sup>[13-14]</sup>。nmsBuilder 生成的骨肌模型以几何文件 .vtp 格式和模型以 .osim 格式在 OpenSim 软件中可视

化。通过实用文本编辑软件 Notepad++ 按照 Lerner 等<sup>[15]</sup>的研究方法对模型进行编辑,使得骨肌模型可以同时计算内侧、外侧和总的胫股关节接触力。最终骨肌模型的骨盆有 3 个自由度,髋关节有 3 个转动自由度,膝、踝关节只有 1 个转动自由度。

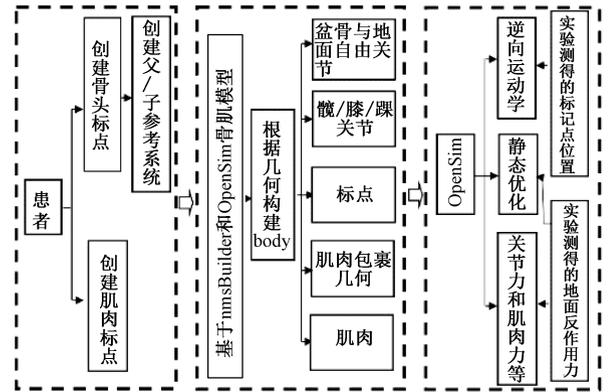


图1 nmsBuilder 和 OpenSim 建立个性化骨肌模型流程图

Fig.1 Workflow of creating the musculoskeletal model by nmsBuilder and OpenSim

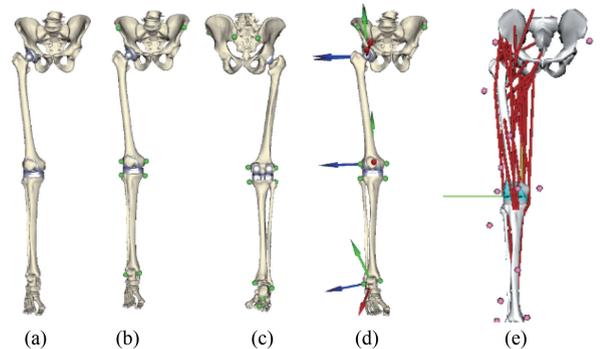


图2 nmsBuilder 和 OpenSim 建模简要步骤 (a) STL 几何文件导入 nmsBuilder, (b) 建立骨骼标点后的前视图, (c) 建立骨骼标点后的后视图, (d) 基于骨骼标点形成的髋关节、膝关节和踝关节参考系统, (e) 形成 .osim 文件并导入 OpenSim 软件

Fig.2 Brief steps for building models by nmsBuilder and OpenSim

(a) STL files imported in nmsBuilder, (b) Front view after creating skeletal anatomical landmarks, (c) Rear view after creating skeletal anatomical landmarks, (d) Hip, knee and ankle joint reference systems defined from skeletal landmarks, (e) Generat. osim file and import OpenSim

### 1.2 患者步态实验数据

采用在线发布的患者步态实验测量数据 (<https://simtk.org/home/kneeloads>), 构建个体化 TKR 骨肌多体动力学模型。挑选代号为 JW 男性患者(年龄 83 岁, 身高 166 cm, 体质量 68 kg)作为研

究对象,该患者右腿除了TKR手术,也进行了全髌关节置换手术。患者置换的是DePuy公司生产的PFC Sigma后交叉韧带保留型膝关节假体。手术时,医生将第1代仪化表植入到患者体内,测量右膝胫股关节接触力<sup>[16]</sup>。本文采用JW患者的步态数据,包括弹跳式步态类型(选取5组步态数据,分别为bouncy 1、4、5、8、9)和内推式步态类型(选取5组步态数据,分别为medthrust 2、3、6、11、12)。根据右脚是否接触地面,将1个步态周期分为支撑相和摆动相。研究表明,正常人支撑相和摆动相分别约占步态周期60%和40%,其中0%和100%表示右脚脚后跟着地和下一次该脚后跟着地<sup>[17]</sup>。本文分别将实验和模型预测结果周期化处理后进行对比。患者实验测得数据通过matlab程序将.C3D文件转换为可应用于OpenSim软件的.trc文件(标记点空间轨迹数据)和.mot文件(地面反作用力和肌电信号数据)。

### 1.3 逆向运动学

逆向运动学旨在计算出模型与实验数据最佳匹配的关节角度,是静态优化、逆向动力学、残差最小化等的基础分析。逆向运动学通过对每个时间分析步的实验和模型三维标记点进行加权最小二乘法计算,且将该值控制到最小<sup>[18-19]</sup>,即

$$\min_q \left[ \sum_{i=1}^{\text{markers}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i^{\text{model}}\|^2 + \sum_{j=1}^{\text{coordinates}} \omega_j (q_j^{\text{exp}} - q_j^{\text{model}})^2 \right] \quad (1)$$

式中: $q$ 为关于广义坐标系统的矢量; $x_i^{\text{exp}}$ 为实验测得的标记点*i*位置; $x_i^{\text{model}}$ 为标记点*i*模型中的位置; $q_j^{\text{exp}}$ 为坐标系统*j*的实验值; $q_j^{\text{model}}$ 为坐标系统*j*的模拟值;标记点和坐标系统的权重分别用 $w_i$ 和 $\omega_j$ 表示。

### 1.4 静态优化

在多体动力学的骨肌模型中,比较难解决的问题是关于肌肉残余问题,本文通过静态优化对模型进行肌肉分析。静态优化利用式(2)通过已知的各刚体运动求解产生这种状态下的各肌肉力,由于解的不唯一性,OpenSim通过目标函数(3)将参与计算的肌肉活性总和取最小值,以求得最优解<sup>[10]</sup>。

$$\sum_m^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m)] r_{m,j} = C_j \quad (2)$$

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^2 \quad (3)$$

式中: $n$ 为模型中肌肉数量; $a_m$ 为肌肉某时刻的活性水平; $l_m$ 为肌肉纤维长度; $v_m$ 为肌肉收缩速度; $r_{m,j}$ 为肌肉关于*j*关节轴的力臂; $\tau_j$ 为作用在第*j*个关节轴上的力; $f(F_m^0, l_m, v_m)$ 为关于软组织收缩函数。

### 1.5 模型胫股关节接触力

OpenSim可以利用逆向运动计算出的步态关节角度,静态优化计算出的各肌肉力,实验测得的地面反作用力作为输入,利用牛顿-欧拉公式计算胫股关节接触力<sup>[4, 20]</sup>:

$$\mathbf{R}_{\text{knee}} = [\mathbf{M}]_{\text{tibia}} \mathbf{a}_{\text{tibia}} - (\mathbf{R}_{\text{ankle}} + \sum \mathbf{F}_{\text{muscles}} + \mathbf{F}_{\text{gravity}}) \quad (4)$$

式中: $\mathbf{R}_{\text{knee}}$ 为胫股关节接触力; $[\mathbf{M}]_{\text{tibia}}$ 为胫骨的惯性属性; $\mathbf{a}_{\text{tibia}}$ 为胫骨的线性加速度和角加速度; $\mathbf{R}_{\text{ankle}}$ 为脚传递到胫骨的力; $\mathbf{F}_{\text{muscles}}$ 为相关肌肉力; $\mathbf{F}_{\text{gravity}}$ 为地面反作用力。本文地面反作用力直接作用于胫骨远端,故 $\mathbf{R}_{\text{ankle}} = 0$ 。

### 1.6 实验胫股关节接触力

在nmsBuilder和Notepad++中建好的骨肌模型在OpenSim软件中可视化后,取选中的每个步态实验数据分别驱动该模型,即先后执行逆向运动学、静态优化和膝关节接触力分析,比较分析得到的胫股关节接触力与实验测得胫股关节接触力,以验证该模型的有效性。

为了评估模型预测结果,本文将模型预测的胫股关节接触力与实验测得的结果进行对比分析。由于实验测量结果不能和模拟结果直接对比,故实验采样数据根据Zhao等<sup>[3]</sup>拟出的如下回归方程计算胫股关节接触力:

$$F_m = c_1 F_{\text{am}} + c_2 F_{\text{pm}} + c_3 F_{\text{al}} + c_4 F_{\text{pl}} \quad (5)$$

$$F_1 = (1 - c_1) F_{\text{am}} + (1 - c_2) F_{\text{pm}} + (1 - c_3) F_{\text{al}} + (1 - c_4) F_{\text{pl}} \quad (6)$$

$$F_t = F_m + F_1 \quad (7)$$

式中: $F_m$ 为内侧接触力; $F_1$ 为外侧接触力; $F_t$ 为总的胫股关节接触力; $c_i$ 为回归系数, $c_1 = 0.9871$ ,  $c_2 = 0.9683$ ,  $c_3 = 0.0387$ ,  $c_4 = 0.0211$ ;  $F_{\text{am}}$ 、 $F_{\text{pm}}$ 、 $F_{\text{al}}$ 、 $F_{\text{pl}}$ 为仪表化假体通过传感器测得的力,这些力传感器的具体位置如图3所示。

为了进一步探测模型预测接触力的精度,引入平均偏差(mean average deviation, MAD)、均方根偏差(root mean squared deviation, RMSD)、归一化均

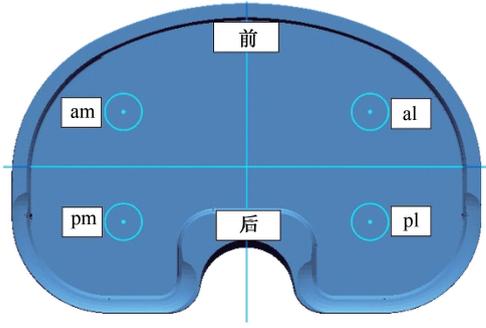


图3 仪化表传感器在胫骨托盘上的位置

Fig.3 Location of instrumental sensor on the tibial tray

方根偏差 (normalized root mean squared deviation, NRMSD) 幅值误差 (amplitude error,  $M$ )、相位误差 (phase error,  $P$ )、综合误差 (comprehensive error,  $C$ )<sup>[21]</sup> 作为评估量, 量化分析实验和模拟结果。其中,  $M$ 、 $P$ 、 $C$  值越小, 说明两条曲线的重合度越高。

$$MAD = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k |m_i - d_i| \quad (8)$$

$$RMSD = \sqrt{\frac{1}{k} \sum_{i=1}^k (m_i - d_i)^2} \quad (9)$$

$$NRMSD = \frac{RMSD}{\Delta} \times 100\% \quad (10)$$

$$M = \left[ \frac{\int_{t_1}^{t_2} m_i^2(t) dt}{\int_{t_1}^{t_2} d_i^2(t) dt} \right]^{1/2} - 1 \quad (11)$$

$$P = \frac{1}{\pi} \arccos \left\{ \frac{\int_{t_1}^{t_2} m_i(t) d_i(t) dt}{\left[ \int_{t_1}^{t_2} m_i^2(t) dt \right]^{1/2} \cdot \left[ \int_{t_1}^{t_2} d_i^2(t) dt \right]^{1/2}} \right\} \quad (12)$$

$$C = \sqrt{M^2 + P^2} \quad (13)$$

式中:  $m_i$  和  $d_i$  表示第  $i$  个分析步对应的模型预测值和和实验值;  $k$  表示对应步态分析步的总数;  $m_i(t)$  和  $d_i(t)$  表示步态时刻  $t$  时对应的模型预测值和实验值;  $t_1$  为起始时间,  $t_2$  为结束时间。

## 2 结果

利用构建的 JW 患者术后个性化骨肌模型, 分别对弹跳式和内推式两种步态类型进行股膝关节接触力预测, 并与相对应的实验值对比。结果表明, 模型预测的总体幅值和趋势与实验结果基本一致。内侧接触力, 内推式步态支撑相早期和晚期两个峰值处的误差 (第 1、2 峰值分别为 2、52 N) 远小于弹跳式步态类型 (第 1、2 峰值分别为 205、156 N 误差); 外侧接触力, 两个步态的第 1 峰值模型预测值都与实验测量值有较大偏差, 而第 2 峰值两者都与实验值相近 (弹跳式步态相差 67 N, 内推式步态相差 73 N); 总膝关节力, 弹跳式步态第 1、2 峰值误差分别为 197、310 N, 内推式步态的第 1、2 峰值误差分别为 33、181 N (见图 4)。

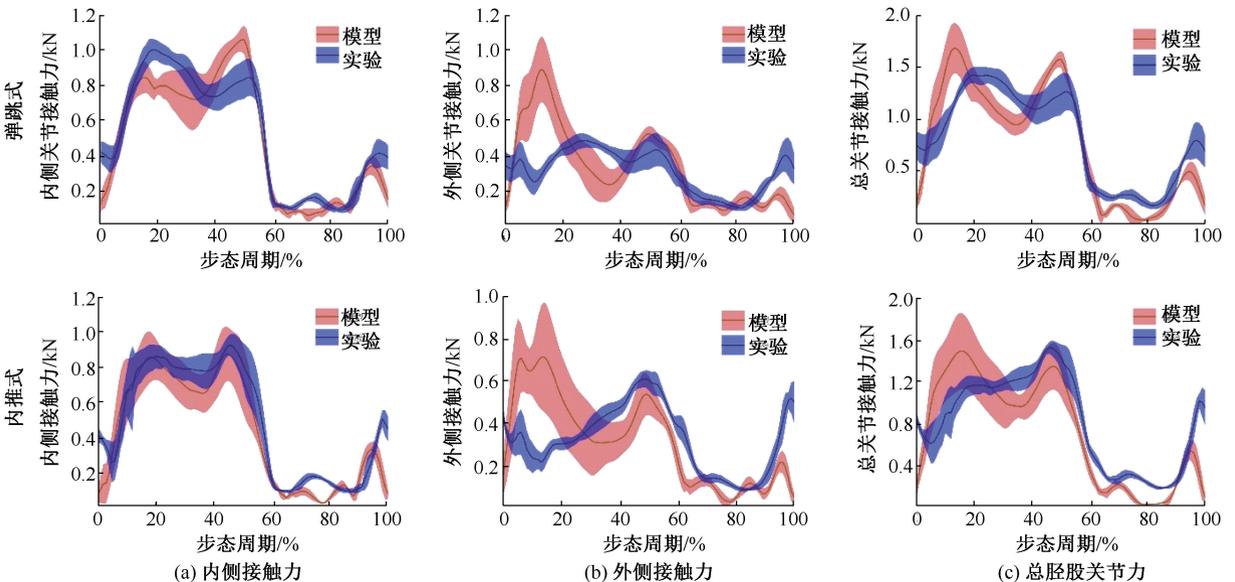


图4 两种步态下股膝关节接触力实验与模拟值对比

Fig.4 Comparison between experiment measured and model predicted tibiofemoral contact forces under two gaits

(a) Medial contact forces, (b) Lateral contact forces, (c) Total tibiofemoral forces

弹跳式步态类型和内推式步态类型的外侧接触力幅值误差、相位误差和综合误差都远大于内侧接触力和总胫股关节接触力的误差。

该患者弹跳式步态类型的幅值、相位以及综合误差如下：

内侧	$-0.13 < M < 0.01$ $0.05 < P < 0.09$ $0.06 < C < 0.13$
外侧	$-0.08 < M < 0.71$ $0.15 < P < 0.19$ $0.016 < C < 0.74$
总值	$-0.04 < M < 0.18$ $0.07 < P < 0.09$ $0.07 < C < 0.21$

该患者内推式步态类型的幅值、相位以及综合误差如下：

内侧	$-0.31 < M < 0.02$ $0.06 < P < 0.07$ $0.07 < C < 0.31$
外侧	$-0.42 < M < 0.51$ $0.16 < P < 0.21$ $0.17 < C < 0.55$
总值	$-0.38 < M < 0.16$ $0.09 < P < 0.11$ $0.01 < C < 0.39$

表1所示为两种步态下模型预测与实验测量值评估指标对比。

表1 两种步态下模型预测与实验测量值评估指标对比

Tab.1 Comparison of evaluation indices predicted by models and measured by experiments under two gaits

编号	弹跳式步态							编号	内推式步态						
	MAD/N	RMSD/N	NRMSD/%	M	P	C	MAD/N		RMSD/N	NRMSD/%	M	P	C		
1	内侧	94.83	129.60	13.89	-0.13	0.05	0.13	2	内侧	114.15	142.66	15.22	0.02	0.07	0.07
	外侧	149.77	226.84	43.23	0.14	0.16	0.21		外侧	146.60	208.26	38.42	0.08	0.18	0.20
	总值	227.35	289.15	20.24	-0.04	0.08	0.09		总值	218.71	289.64	20.76	0.03	0.09	0.10
4	内侧	135.43	172.83	17.07	-0.05	0.09	0.10	3	内侧	183.06	212.33	22.20	-0.31	0.06	0.31
	外侧	146.95	216.30	55.98	0.35	0.16	0.38		外侧	209.24	242.30	44.19	-0.42	0.21	0.47
	总值	245.08	301.73	22.58	0.07	0.09	0.12		总值	347.07	433.19	29.17	-0.38	0.09	0.39
5	内侧	98.35	140.64	14.67	0.04	0.07	0.08	6	内侧	93.71	129.84	15.23	-0.01	0.07	0.07
	外侧	166.73	211.05	45.92	-0.08	0.20	0.22		外侧	209.37	316.11	63.93	0.51	0.20	0.55
	总值	240.67	280.59	20.50	-0.04	0.09	0.10		总值	286.26	384.93	28.87	0.16	0.11	0.20
8	内侧	118.71	149.59	14.71	-0.01	0.07	0.07	11	内侧	92.85	130.33	15.01	-0.05	0.06	0.08
	外侧	124.99	160.67	38.67	0.07	0.15	0.16		外侧	144.54	204.97	34.75	0.07	0.16	0.17
	总值	188.03	228.20	17.36	-0.01	0.07	0.07		总值	227.41	298.80	22.95	-0.01	0.09	0.09
9	内侧	94.64	119.26	12.52	-0.02	0.06	0.06	12	内侧	97.93	137.17	15.61	-0.05	0.07	0.09
	外侧	194.47	301.08	80.53	0.71	0.19	0.74		外侧	152.59	217.05	35.21	0.19	0.16	0.24
	总值	256.48	335.88	25.95	0.18	0.09	0.21		总值	249.82	309.51	21.10	0.03	0.09	0.10

### 3 讨论

本文基于多体动力学建模理论,利用nmsBuilder和OpenSim两款软件构建患者TKR术后骨肌多体动力学模型。该模型通过输入标记点位置和地面反作用力,可以同时预测出内侧、外侧以及总胫股关节接触力。利用弹跳式和内推式两种步态类型对模型进行驱动,并计算胫股关节接触力。结果表明,模型预测和实验结果对比有较高的一致性,故构建的个体化多体动力学骨肌模型可用于膝关节研究。模型预测的外侧胫股关节接触力

明显大于实验测量结果,推测该患者进行全髌关节置换时大腿部分肌肉受损,而本模型并没有对受损肌肉进行强度衰减。

本文建立的术后个性化骨肌模型还存在以下局限性,有待进一步改进:①由于OpenSim添加韧带后输出的结果精度不是很高,故未考虑韧带对胫股关节接触力的作用。②肌肉通过对骨骼进行约束以达到承载和支配人体运动,而实际手术时,置换假体会对膝关节周围的肌肉造成不同程度的损伤,对模型中的肌肉力进行强度衰减,可以有效提高模型预测值的精度。③nmsBuilder在构建可

以导入 OpenSim 的模型文件时,依靠视觉安放骨标点和肌肉标志点本身存在很大偏差,依靠这些标志点形成的子参考系统和父参考系统会进一步放大这些误差,从而影响计算结果精度。④ 利用骨肌模型进行步态分析时,由于系统文件太大,有时会导致计算失败。为了计算稳定高效,本文将该模型的骨盆换成广义模型的骨盆,并去除患者的脚实体,直接将地面反作用力施加到胫骨远端。虽然这样操作可以大大减少工作量,但对预测结果精度会产生一定影响。⑤ OpenSim 构建的模型属于刚体,运行计算进行的是刚体之间力的传递,与实际情况并不相符。

AnyBody 是目前应用相对广泛且比较成熟的多体动力学骨肌建模分析软件,提供的多种肌肉类型、缩放类型以及求解分析类型使其预测结果相对于其他软件而言更高,但其科研成本太高。而软件 OpenSim 在研究多体动力学方面会更经济,且自定义功能会更强。

## 4 结语

本文的思路可以被用来设计个性化膝关节假体。由于走路习惯的影响,患者术后步态情况在很大程度上与术前相近,故在分析各种因素(磨损、校准、翻转等)对胫股关节接触力的影响时,由于技术上不支持获得不同情况下的步态数据,研究者都会假设患者的步态是一种惯性活动。因此,搜集患者的术前步态数据和骨骼图像可以为该患者寻找最适合的假体。更进一步而言,可以设计出适合该患者的个性化假体。通过患者术前步态数据和骨骼几何数据,利用本文介绍的建模流程构建个性化骨肌模型,利用其他软件对骨骼进行虚拟“切割手术”并置换假体,可以针对患者进一步进行个性化分析研究。

## 参考文献:

[ 1 ] 李新宇,王长江,陈维毅. 一种新型膝关节假体在步态过程中接触应力的有限元仿真[J]. 医用生物力学, 2017, 32(6): 494-499.  
LI XY, WANG CJ, CHEN WY. Finite element simulation of contact stress on a novel total knee prosthesis during gait cycle [J]. J Med Biomech, 2017, 32(6): 494-499.

[ 2 ] 陈琪贤,王玲,李涤尘,等. 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[J]. 医用生物力学, 2015, 30(5): 397-403.

CHEN ZX, WANG L, LI DC, et al. Musculoskeletal multi-body dynamic simulation on patient-specific total knee replacement during right-turn gait [J]. J Med Biomech, 2015, 30(5): 397-403.

- [ 3 ] ZHAO D, BANKS SA, D' LIMA DD, et al. In vivo medial and lateral tibial loads during dynamic and high flexion activities [J]. J Orthop Res, 2010, 25(5): 593-602.
- [ 4 ] STEELE KM, DEMERS MS, SCHWARTZ MH, et al. Compressive tibiofemoral force during crouch gait [J]. Gait Posture, 2012, 35(4): 556-560.
- [ 5 ] LERNER ZF, HAIGHT DJ, DEMERS MS, et al. The effects of walking speed on tibiofemoral loading estimated via musculoskeletal modeling [J]. J Appl Biomech, 2014, 30(2): 197-205.
- [ 6 ] LIU YS, TSAY TS, WANG TC. Muscles force and joints load simulation of bicycle riding using multibody models [J]. Procedia Eng, 2011, 13(1): 81-87.
- [ 7 ] 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.
- [ 8 ] VALENTE G, CRIMI G, VANELLA N, et al. Nmsbuilder: Freeware to create subject-specific musculoskeletal models for opensim [J]. Comput Methods Programs Biomed, 2017, 152: 85-92.
- [ 9 ] SETH A, SHERMAN M, REINBOLT JA, et al. OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange [J]. Procedia lutam, 2011, 2(1): 212-232.
- [ 10 ] DELP SL, ANDERSON FC, ARNOLD AS, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2007, 54(11): 1940-1950.
- [ 11 ] RAZU S, GUESS TM. EMG-driven forward dynamics simulation to estimate in vivo joint contact forces during normal, smooth, and bouncy gait [J]. J Biomed Eng, 2017, 140(7): 071012.
- [ 12 ] WALTER JP, D'LIMA DD. Decreased knee adduction moment does not guarantee decreased medial contact force during gait [J]. J Orthop Res, 2010, 28(10): 1348-1354.
- [ 13 ] THELEN DG. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults [J]. J Biomech Eng, 2003, 125(1): 70.
- [ 14 ] ARNOLD EM, WARD SR, LIEBER RL, et al. A model of the lower limb for analysis of human movement [J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38(2): 269-279.
- [ 15 ] LERNER ZF, DEMERS MS, DELP SL, et al. How tib-

- iofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces [J]. J Biomech, 2015, 48(4): 644-650.
- [16] 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.
- [17] VAUGHAN CL, DAVIS BL, O'CONNOR JC. Dynamics of human gait [M]. USA: Hum Kinet Pub, 1999.
- [18] PIZZOLATO C, REGGIANI M, MODENESE L, *et al.* Real-time inverse kinematics and inverse dynamics for lower limb applications using OpenSim [J]. Comput Method Biomec, 2017, 20(4): 436-445.
- [19] D'SOUZA A, VIJAYAKUMAR S, SCHAAL S. Learning inverse kinematics [C]//Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Maui: IEEE, 2001.
- [20] DEMERS MS, PAL S, DELP SL. Changes in tibiofemoral forces due to variations in muscle activity during walking [J]. J Orthop Res, 2014, 32(6): 769-776.
- [21] SPRAGUE MA, GEERS TL. Spectral elements and field separation for an acoustic fluid subject to cavitation [J]. J Comp Phys, 2003, 184(1): 149-162.

· 致读者 ·

## 论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前言必须开门见山、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx水平”或“填补xx空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过250字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体重、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长、繁琐、不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有 $P$ 值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论、包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。

本刊编辑部