

文章编号:1004-7220(2020)03-0347-09

全膝关节置换前后患者下肢肌骨模型 步态模拟与分析

刘佳耕^{1,2}, 闫松华^{1,2}, 曾纪洲^{3*}, 张宽^{1,2*}

(1.首都医科大学 生物医学工程学院,北京 100069; 2.首都医科大学 临床生物力学应用基础研究北京市重点实验室,北京 100069; 3.首都医科大学附属北京潞河医院 骨关节外科,北京 101149)

摘要:目的 比较分析全膝关节置换患者术前、术后步态周期站立相下肢肌肉激活规律和膝关节受力。方法 基于 OpenSim 平台建立 1 名健康受试者和 3 名单侧全膝关节置换(total knee arthroplasty, TKA)患者术前、术后下肢肌骨模型。使用三维动作捕捉系统和测力台采集受试者步行期间下肢运动学数据和地面反作用力作为输入参数,模拟计算下肢肌肉激活和膝关节受力。**结果** 肌骨模型计算结果与基于三维动作捕捉系统的逆动力学计算结果基本一致。不同于健康受试者,患者股直肌在承重反应期、支撑相中期激活,3 名患者术后股四头肌的激活时间与激活程度较术前明显不同。患者 TKA 术前关节受力峰值为 3.15、2.95、3.43 倍身体质量(body weight, BW),支撑相中期维持 2 倍 BW 以上载荷。TKA 术后关节受力峰值分别 2.09、2.48 和 3.73 倍 BW。**结论** 所建肌骨模型计算结果具有一定的可靠性,该模型今后可为 TKA 治疗提供生物力学的辅助手段。

关键词:全膝关节置换;步态周期;肌骨模型;肌肉激活;关节力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.03.013

Gait Simulation and Analysis of Lower Limb Musculoskeletal Model before and after Total Knee Arthroplasty

LIU Jiageng^{1,2}, YAN Songhua^{1,2}, ZENG Jizhou³, ZHANG Kuan^{1,2}

(1. School of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China; 2. Beijing Key Laboratory of Fundamental Research on Biomechanics in Clinical Application, Capital Medical University, Beijing 100069, China; 3. Department of Orthopaedic Surgery, Beijing Luhe Hospital, Capital Medical University, Beijing 101149, China)

Abstract: Objective To compare and analyze the lower limb muscle activity and knee joint force during the stance periods of gait cycle in patients with osteoarthritis before and after total knee arthroplasty (TKA). **Methods**

Based on the OpenSim platform, lower extremity musculoskeletal models of one healthy subject and three patients with osteoarthritis before and after TKA were established. A three-dimensional (3D) motion capture system and a force platform were used to collect the lower limb kinematic data and the ground reaction force during walking, which were used as input parameters to simulate the lower limb muscle activation and knee joint forces. **Results** The results from the musculoskeletal model were consistent with the results by inverse dynamics

收稿日期:2019-09-16; 修回日期:2019-11-27

基金项目:国家自然科学基金项目(31771018)

通信作者:张宽,教授,E-mail: kzhang@ccmu.edu.cn;曾纪洲,主任医师,E-mail: zengjizhou@sina.com

* 为共同通信作者

based on the 3D motion capture system. The patient's rectus femoris was activated in the loading response and mid stance phases, which was different from that of healthy subject. The activation timing and amplitude of the quadriceps muscle in 3 patients were significantly different before and after TKA. The peak joint forces of 3 patients before TKA were 2.95, 3.15 and 3.43 times of body weight (BW) with the constant load of more than 2 times of BW during stand phase. The peak joint force after TKA were 2.09, 2.48 and 3.96 times of BW respectively. The joint force was not improved and the knee function did not reach the normal level six months after TKA. **Conclusions** The results of the established musculoskeletal model have certain reliability, and this model can provide a biomechanical auxiliary method for TKA surgery in the future.

Key words: total knee arthroplasty (TKA); gait cycle; musculoskeletal mode; muscle activation; joint force

全膝关节置换术(total knee arthroplasty, TKA)是缓解膝关节疼痛、矫正下肢畸形、使关节炎患者恢复日常活动能力的有效方法。近年来,手术有效性不断提高,假体使用寿命在 15 年以上的情况占 95%^[1],但仍有 11%~19% 患者对手术效果不满意,认为术后膝关节功能未能恢复正常^[2-3]。同时,约 6% 患者需进行翻修手术^[4],常见原因是假体失稳和聚乙烯垫磨损^[5],这与关节的运动和承载有关。因此,了解膝关节受力对假体设计、临床治疗、患者康复评估等具有较重要意义。

如何测量关节内受力一直是个难题。D' Lima 等^[6]采用植入型传感器关节假体测量日常活动中胫骨平台受力,测量结果准确,但该方法成本高,无法广泛应用,也不能探讨不同实验方案的生物力学影响。使用传感胶片测量关节受力的尸体研究易忽略解剖结构及运动学影响^[7]。相比之下,计算机模型能重现人体解剖结构,模拟人体运动,故适用范围广。Knight 等^[8]通过对膝关节假体模型施加 ISO 14243-2 步态载荷计算力学响应,但该研究忽略了真实关节活动与个体解剖特征。Woiczinski 等^[9]使用尸体实验机结合有限元方法,在固定肌肉力下模拟下蹲的膝关节,但该研究未体现运动中肌肉作用力变化。膝关节受力是身体质量 (body weight, BW)、惯性、地面反力及肌肉作用和软组织平衡等因素共同作用的结果。肌肉的作用,特别是负责膝关节运动的跨关节肌肉被认为是影响关节受力的主要因素^[10-11]。单独的肌肉在运动中的作用力难以无创测量,表面肌电信号能间接判断肌肉功能的时程和相对强度,不能直接反映力的大小,且易受实验环境和操作的影响,如相邻肌肉间的干扰导致偏差。近年来,计算机肌骨模型被许多学者用以研

究人体不同活动下肌肉产生的作用力以及关节间的相互作用^[12-16]。Adouni 等^[14]建立了较完整的膝关节有限元-肌骨模型,定义了不连续的边界预测肌肉力和软骨应力,但连续的分析更有助于关节问题的研究。王成焘^[15]开发“中国力学虚拟人”中国标准人体骨肌系统,奠定了我国人体下肢生物力学研究基础。陈瑛贤等^[16]建立具有较全面膝关节生物力学特征的 TKA 下肢肌骨模型,模拟 1 名受试者的右转步态,针对该受试者的研究不足以表现临床问题中患者的差异性。此外,近年来对 TKA 肌骨模型的研究多集中在术后假体关节力学分析上,往往忽略手术前后患者下肢功能的变化。

本文基于 OpenSim 3.3 平台建立健康人和 3 名单侧 TKA 患者术前、术后的下肢肌骨模型,预测步态周期支撑相下肢肌肉激活和膝关节受力,比较患者与健康人、患者与患者间的差异,分析患者术前、术后的膝关节功能。

1 实验方法

1.1 实验对象

招募 1 名健康受试者和 3 名拟做单侧 TKA 重度膝骨关节炎患者作为受试者。健康受试者无下肢畸形,无神经运动系统疾病。患者根据 CT 和 MR 影像诊断为患重度膝骨关节炎,无其他运动神经系统疾病,能独立行走 100 m,手术植入后稳定型假体(XM,北京春立正达医疗器械股份有限公司)。Judd 等^[17]研究表明,TKA 患者的肌肉功能在手术后 6 个月基本恢复到术前水平,于术后 6 个月再次进行实验数据采集。本研究已获首都医科大学伦理委员会批准,受试者均签署知情同意书。受试者基本信息见表 1。

表 1 受试者基本资料

Tab.1 Basic data of the subjects

受试者	年龄/岁	身高/m	BW/kg	步速/(m·s ⁻¹)	
				术前	术后
健康	51	1.76	76.5	1.31	—
患者 1	79	1.79	62.0	0.39	0.23
患者 2	73	1.58	73.8	0.79	0.65
患者 3	70	1.58	60.0	1.06	1.04

1.2 实验数据采集

于步态实验室中采集受试者行走时下肢运动学参数和地面反作用力。共 21 个反光标记点(髌前上棘, 大腿前侧, 股骨内、外侧髁, 小腿前侧, 内、外踝, 脚趾 1、趾 5, 足跟左右各 1 个, 髌后上连线中点 1 个)贴于下肢体表, 受试者在直线跑道上以自适应步速行走, 使用 6 摄像头 Motion Analysis 三维运动捕捉系统(Motion Analysis 公司, 美国)记录行走时下肢的运动学数据, 采集频率 120 Hz。跑道中连续放置两台三维测力平台(Kistler 公司, 瑞士), 测量行走中的地反力, 采集频率 120 Hz。

1.3 下肢肌骨模型

本文肌骨模型基于 Rajagopal 等^[18]模型进行改进, 该模型由 22 个铰接刚体组成, 下肢部分共 20 个自由度, 骨盆包括 6 个自由度, 髋关节 3 个旋转自由度, 足踝 3 个自由度以及膝关节屈伸自由度。模型包括 80 个无质量肌肉-肌腱单元, 均为 Hill 肌肉模型^[19]。

1.4 下肢模型重建

根据 4 名受试者下肢影像学数据完成个体化下肢三维重建。CT 扫描层厚 1 mm, 图像输入 Mimics 15.0 重建, 使用 Rapidform xor 3 软件完成患者的术前、术后股骨和胫骨建模, 根据手术记录和 X 光片定位股骨髁假体、聚乙烯衬垫以及胫骨平台假体几何模型, 假体数字几何模型由春立正达公

司提供。重建后的患侧下肢模型 STL 文件导入 OpenSim 替换原模型的下肢几何结构, 确定关节坐标位置, 完成定位。

1.5 模型缩放和计算

根据受试者静止站立标记点空间信息测量的各体节长度, 由原始模型标记点空间信息计算出模型初始体节长度, 根据两者的比例, 对模型未替换部分进行缩放, 得到个体化新的符合受试者体长特征的肌骨模型。肌肉附着点、模型质心坐标和惯性矩也同时成比例缩放。

步态实验标记轨迹作为模型逆运动学运算的输入, 通过求解每个时间帧的最小标记误差的加权最小二乘法^[20], 将模型定位在最匹配实验标记坐标数据的姿势, 解出运动的关节广义坐标(角度、速度等)。广义坐标和步态中地反力作为逆动力学输入, 计算受试者膝关节屈伸合力矩。

残差缩放旨在减小因建模、缩放和标记设置会导致的非物理补偿力, 从而减少误差影响。它会使模型运动与地反力保持一致, 并给出需要调整的身体节段的质量和质心的坐标, 使后续肌肉力计算结果更符合实际。残余力和系统外力的关系如下:

$$\mathbf{F}_{\text{external}} = \sum_{i=1}^{\text{segment}} m_i \mathbf{a}_i - \mathbf{F}_{\text{residual}}$$

其中: $\mathbf{F}_{\text{external}}$ 是地反力减去 BW 后的力; \mathbf{a}_i 是第 i 个身体部分的质心加速度, m_i 是该部分的质量; $\mathbf{F}_{\text{residual}}$ 是残余力, 公式同样适用力矩。理想情况要求计算结果中残余力为 0, 但往往无法实现, 实际情况认为残余力达到近 0 的阈值范围即匹配较好, 此时对质量分布和质心坐标的调整也可接近忽略(见图 1)。

使用计算肌肉控制(computed muscle control,

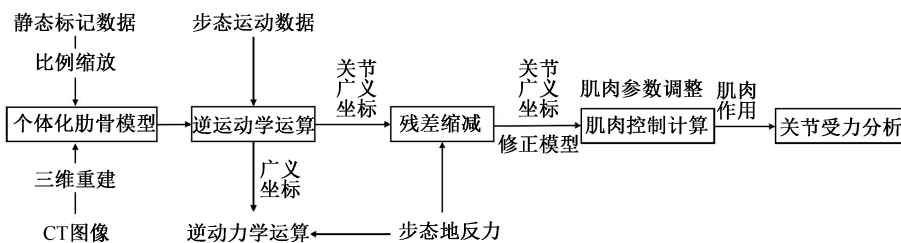


图 1 肌骨模型建模及计算过程

Fig.1 Musculoskeletal model modeling and calculation process

CMC)算法计算受试者肌肉激活,表现为通过求解未知肌肉作用力,驱动肌肉骨骼模型的广义坐标朝着实验的运动轨迹运行。在 Hill 模型中,肌力是最大等长力的函数,而年龄是影响最大等长力的最主要因素之一^[21]。原模型肌肉最大等长力数值由青年人参与实验测得,本研究中受试者年龄较大,基于年龄-肌肉最大等长力曲线^[22],估算受试者下肢肌肉最大等长力(见表2),对模型对应参数进行修改。

表2 主要跨膝关节肌肉最大等长力

Tab.2 Maximum isometric force of the main cross-knee muscles

肌肉	最大等长力/N			
	健康	患者1	患者2	患者3
股二头肌长头	1 313	787	856	1 052
半腱肌	591	327	395	473
半膜肌	2 200	1 320	1 105	1 760
股内侧肌	2 747	1 648	1 378	2 198
股中间肌	1 697	1 018	848	1 357
股外侧肌	5 148	3 089	2 574	4 119
腓肠肌	3 115	1 869	2 257	2 492
股直肌	2 191	1 315	1 795	1 753

此外,肌力对最佳肌腱长度变化也十分敏感,需要对每一个体进行最佳肌腱长度校准。根据 CMC 求解的肌腱长度,计算步态期间肌腱长度的平均值,将均值设置为最佳肌腱长度的用户定义值,即最佳纤维长度等于 Hill 模型中收缩单元的长

度^[23]。最后,地面反力、运动学参数的实验结果和计算肌肉结果共同作为已知量,由正向运动学求解膝关节胫骨平台法向接触力。

1.6 结果分析

主要考察步态的支撑相,整个支撑相按 100% 计算,即单侧脚跟着地为 0%,该侧脚尖离地为 100%。为验证模型计算的准确性,使用 Pearson 相关系数比较 Motion 系统计算膝关节屈伸合力矩与 OpenSim 逆动力学计算结果的相关性。比较健康人 CMC 结果与 Perry 等^[24]针肌电实验测得的健康人步态周期肌肉激活结果,肌肉激活率按每一时刻肌肉产生的力量与最大等长力的比值计算。结合均方根差值(root mean square deviation, RMSD)和 Pearson 相关系数比较术前、术后肌肉激活的差异。比较胫股关节接触力的计算结果与使用传感器关节假体测量的结果^[25-26]。

2 结果

2.1 关节力矩

图2所示为1名健康受试者和3名患者术前膝关节屈伸力矩。两系统下,力矩计算结果的趋势和大小上基本一致,4组曲线的 Pearson 相关系数分别为 0.971、0.976、0.933 和 0.970。3名患者术后膝关节屈伸力矩比较得到的 Pearson 相关系数分别为 0.979、0.848 和 0.873。

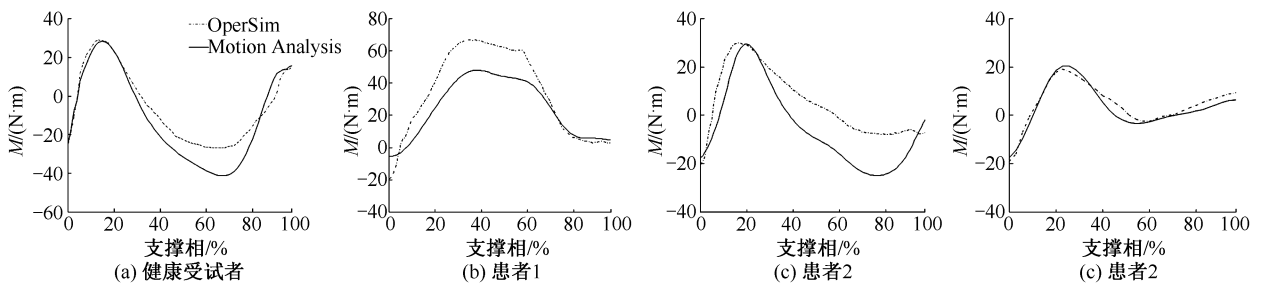


图2 OpenSim 与 Motion 计算膝关节屈伸力矩比较

Fig.2 Comparison of OpenSim and Motion for calculating knee flexion and extension torque (a) Healthy subject, (b) Patient 1, (c) Patient 2, (d) Patient 3

2.2 肌肉激活

图3所示为健康受试者计算肌肉控制激活结果与 Perry 等^[24]健康人针肌电实验肌肉激活结果比较,表3列出了开始激活、结束激活和峰值出现的时刻。两者肌肉作用产生的时间区间和峰值出

现时间基本接近。

患者与健康受试者股直肌激活时间差别较大。患者1、2股直肌在承重反应期激活,患者1、3股直肌在支撑相中期也有激活,患者3激活程度小于患者1。患者1股内侧肌、股外侧肌、股中间肌支撑相

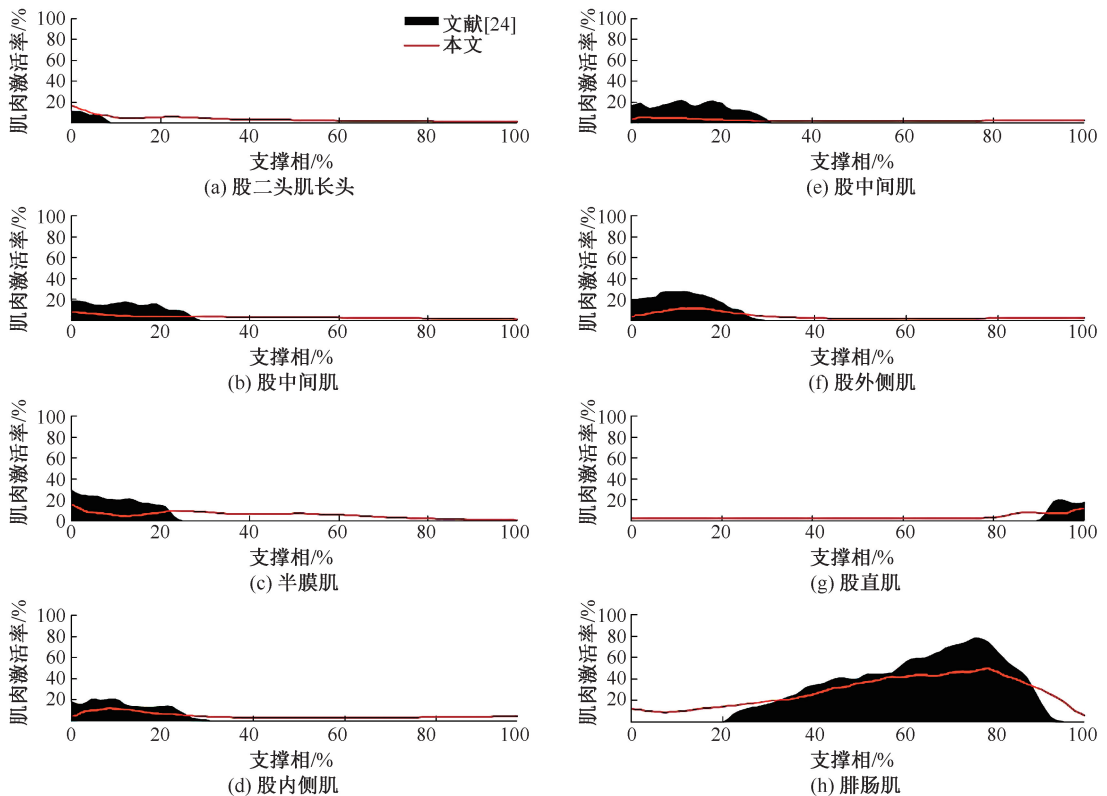


图3 OpenSim 计算健康人肌肉激活与文献[24]针肌电实验结果比较

Fig.3 Comparison of muscle activation results from a healthy subject based on OpenSim and needle electromyography reported in literature[24] (a) Biceps femoris, long head, (b) Semitendinosus, (c) Semimembranosus, (d) Vastus medialis, (e) Vastus intermedius, (f) Vastus lateralis, (g) Rectus femoris, (h) Gastrocnemius

表3 模拟计算和针肌电实验肌肉激活开始、结束和峰值时刻

Tab.3 Simulation and needle electromyography experiments for the start, end and peak moments of muscle activation

肌肉	激活开始时刻/%		激活结束时刻/%		峰值时刻/%	
	模拟计算	文献[24]实验	模拟计算	文献[24]实验	模拟计算	文献[24]实验
股二头肌长头	0	0	13	11	0	0
半腱肌	0	0	39	30	0	0
半膜肌	0	0	32	26	0	0
股内侧肌	0	0	34	29	12	10
股中间肌	0	0	38	32	5	12
股外侧肌	0	0	31	28	14	12
腓肠肌	8	20	97	90	75	72
股直肌	84	91	100	100	98	96

中期的激活明显不同于健康受试者。患者腓肠肌激活后的峰值较健康人更小, 腓绳肌表现为触地后激活强度不断降低(见图4)。

3名患者股直肌的TKA前后RMSD相对较大($0.066 < \text{RMSD} < 0.187$), 相关系数相对较小($-0.389 < r < 0.339$), 表示手术前后患者股直肌激活变化最大。患者1股四头肌(除股直肌)手术前后

激活变化较小($\text{RMSD} < 0.057, r > 0.804$), 患者2、3股四头肌激活变化较大($0.026 < \text{RMSD} < 0.090, -0.388 < r < 0.155$), 患者的腓绳肌手术前后的激活变化相对较小(见表4)。

3.3 关节受力

健康受试者胫股关节接触力为0.89~2.88倍BW, 受力曲线为双峰形态, 第1、2峰值分别为

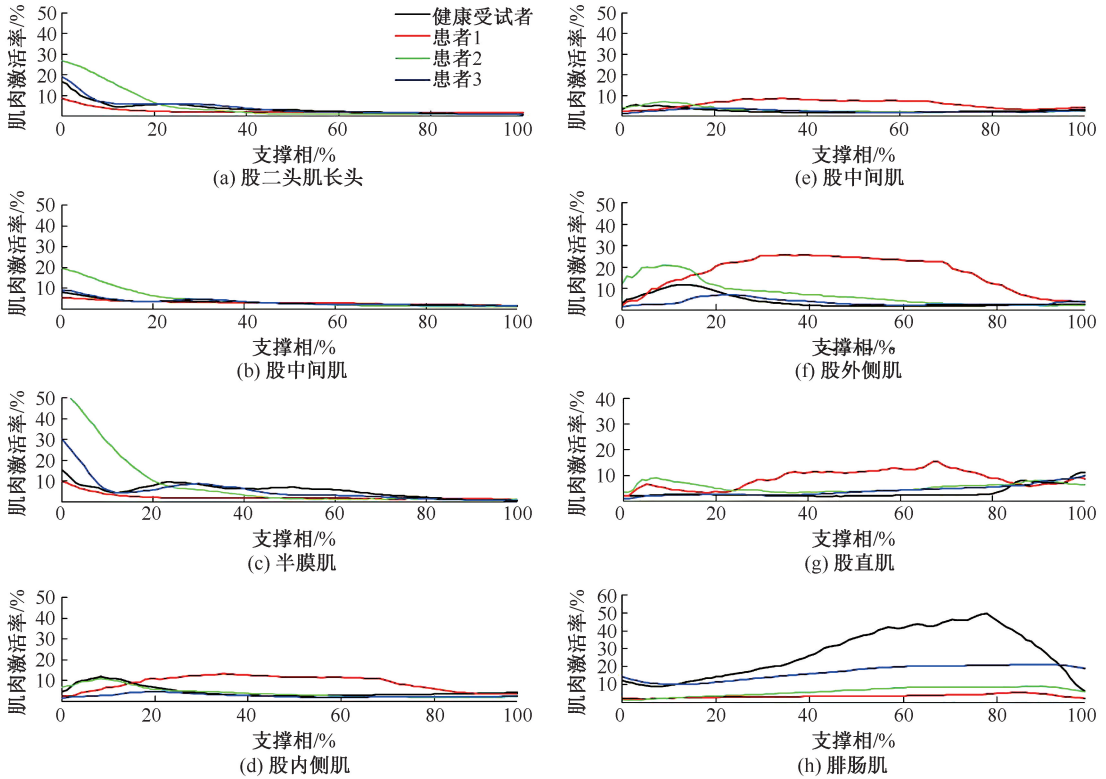


图4 健康人与患者术前肌肉激活比较

Fig.4 Comparison of muscle activation between the healthy subject and preoperative patients (a) Biceps femoris, long head, (b) Semitendinosus, (c) Semimembranosus, (d) Vastus medialis, (e) Vastus intermedius, (f) Vastus lateralis, (g) Rectus femoris, (h) Gastrocnemius

表4 术前、术后肌肉激活均方根差值和 Pearson 相关系数

Tab.4 Root mean square deviation and Pearson correlation coefficient of muscle activation before and after surgery

肌肉	患者1		患者2		患者3	
	RMSD	r	RMSD	r	RMSD	r
股二头肌长头	0.009	0.711	0.078	0.791	0.039	0.916
半腱肌	0.004	0.953	0.035	0.959	0.032	0.937
半膜肌	0.022	0.790	0.014	0.904	0.048	0.829
腓肠肌	0.050	0.402	0.033	0.486	0.056	0.361
股直肌	0.066	-0.146	0.187	-0.389	0.115	0.339
股外侧肌	0.037	0.917	0.090	-0.195	0.068	0.112
股内侧肌	0.057	0.804	0.041	-0.224	0.032	0.155
股中间肌	0.026	0.831	0.026	-0.388	0.027	0.073

2.88、2.43 倍 BW。患者 1 术前支撑相关节受力为 0.70~3.15 倍 BW,患者 2 为 0.993~2.950 倍 BW,患者 3 为 1.10~3.42 倍 BW。患者 1、2 的受力曲线无双峰形态, 膝关节在支撑相中期维持约 3 倍 BW 承载。患者 3 关节受力在承重反应期后出现了较高的峰值(3.42 倍 BW), 之后关节受力下降, 支

撑相中期维持在 1.94 倍 BW 以上[见图 5(a)]。

图 5(b) 比较了患者术后关节受力和传感器假体测量关节力。患者 1、2 术后膝关节受力较术前分别减小了 33.3% 和 19.5%, 术后受力曲线无双峰形态, 在支撑相中期维持了约 2.0、2.4 倍 BW 的承载。患者 3 术后在承重反应期后出现了 3.73 倍 BW 的峰值, 在支撑相中期受力下降至 1.94 倍 BW, 在支撑相末期上升到 2.61 倍 BW 的第 2 个峰值。

3 讨论

本文基于 OpenSim 平台建立基于受试者特征的下肢肌骨模型, 模拟计算 1 名健康受试者和 3 名单侧 TKA 患者术前、手术后 6 个月的跨关节肌肉激活和关节力。模型中对最佳肌腱长度进行校准, 基于年龄调整最大等长力个体化设置, 能更合理地估算运动中的肌肉作用和关节接触力, 但由于疼痛等

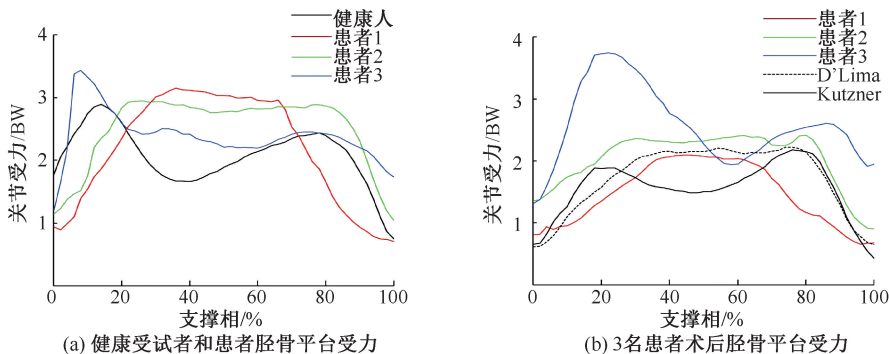


图5 受试者胫骨平台受力

Fig.5 Tibial plateau force of all subjects (a) Tibial plateau force of healthy subject and patients with osteoarthritis, (b) Postoperative tibial plateau forces in three patients

原因,无法通过实验对患者进行最大等长力测试,模型初始参数根据健康青年人实验测量^[18]。

模型计算健康人肌肉激活与 Perry 等^[24] 针肌电实验结果接近,本文结果对于健康受试者步态中主要跨膝关节肌肉活动的重现程度较高。Perry 等^[24] 针肌电实验结果是多名受试者的测量平均值,不同的肌肉也是不同受试者的测试结果,而本文计算结果基于 1 名受试者的数据,可能导致了本文模拟结果与实验结果存在一定的幅值差异。本研究

中,健康人与患者之间、患者术前与术后之间股四头肌激活的差异在各肌群中最为明显。股四头肌是最主要的伸膝关节肌肉,结合实验测量患者术前、术后支撑相膝关节屈伸活动异常(见图 6),说明患者膝关节在步行中的屈伸功能不足,股四头肌功能未达健康人水平,无法保障正常行走功能,这与文献^[17,27]中对于术后下肢肌群功能恢复需要 6 个月的判断不同,本文认为手术后 6 个月,患者仍需进一步康复以恢复下肢功能。

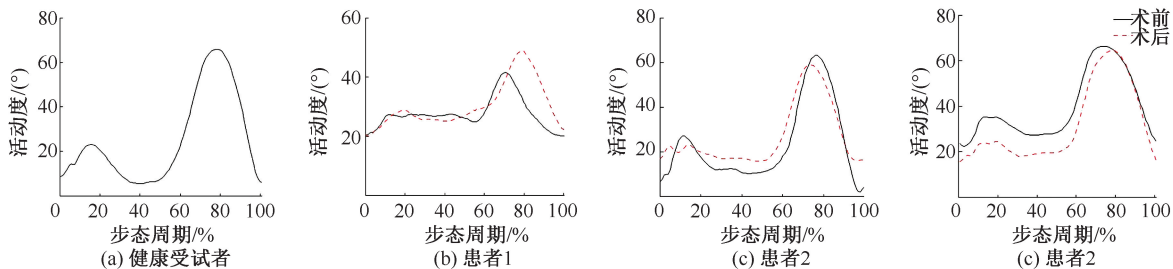


图6 1个步态周期中膝关节屈伸活动度

Fig.6 Knee flexion and extension activity in a gait cycle (a) Healthy subject, (b) Patient 1, (c) Patient 2, (d) Patient 3

植入传感器假体测得 TKA 受试者的关节接触力近年来被认为是可以参考的^[25-26,28], 3 名患者术前和健康受试者步态支撑相的胫股关节接触力结果符合对步态中膝关节接触力的估计范围。对比健康受试者与 3 名患者的关节接触力,双峰曲线被认为是符合健康人特征的胫股关节受力模式。本研究中,患者胫股关节受力无明显波峰和波谷,支撑相中期保持在 2~3 倍 BW,不同于健康人,终末期膝关节关节炎患者存在胫股关节接触力异常现象。TKA 6 个月后,患者 1、2 胫股骨关节受力出现不同

程度的降低,但曲线趋势并未发生明显变化,出现这种结果的原因更可能是受试者术前、术后步速变化产生的影响,而非手术改变了受力。D'Lima 等^[29] 研究表明,受试者胫股关节接触力与步速正相关。患者 3 术前、术后 6 个月步速无明显变化,膝关节受力并没有明显减小,可能是术后康复程度个体差异造成的。3 名患者术后行走关节受力未能接近健康人水平,说明术后 6 个月并未真正改善胫股关节的受力。

本文重点研究受试者步态周期支撑相的肌肉

激活和关节受力,忽略了摆动相,是因为膝关节主要承重阶段在支撑相,摆动相关节受力相对较小,这在 Kutzner 等^[26]的研究中有所体现。本文设置受试者下肢模型的膝关节活动度为具有屈伸自由度的铰链模型,未还原正常膝关节6自由度,因为膝关节在步态周期中主要表现为矢状面屈伸运动。由于人体脂肪厚度、标记点粘贴误差等原因,可能会导致 Motion 系统记录较小活动范围的膝关节内外旋、内外翻运动失准^[30],仅考虑屈伸运动也是为避免存在误差的关节活动导致最终结果的失真。Marra 等^[31]研究发现,铰链模型对于垂直胫骨平台方向接触力的预测与多自由度模型相比无较大出入。

4 结语

本文基于 OpenSim 平台建立下肢肌骨模型,对受试者肌肉激活和关节受力进行模拟计算。研究发现,患者股四头肌术前、术后激活规律与健康人不同,胫股关节受严重的膝关节炎影响,受力异常。术后6个月屈伸能力、关节受力未得到较大改善。本文开发的肌骨模型计算结果与基于三维动作捕捉系统的逆动力学计算结果基本一致,模型具有一定的可靠性。今后通过完善和优化模型,可为全膝关节置换的手术规划和疗效评估提供生物力学的辅助手段。

参考文献:

- [1] VESSELY MB, WHALEY AL, HARMSSEN WS, *et al.* The Chitranjan Ranawat Award: Long-term survivorship and failure models of 1000 cemented condylar total knee arthroplasties [J]. *Clin Orthop Relat R*, 2006, 452(452): 28-34.
- [2] BOURNE RB, CHESWORTH BM, DAVIS AM, *et al.* Patient satisfaction after total knee arthroplasty: Who is satisfied and who is not? [J]. *Clin Orthop Relat R*, 2010, 468(1): 57-63.
- [3] KEUDELL V, SODHA S, COLLINS J, *et al.* Patient satisfaction after primary total and unicompartmental knee arthroplasty: An age-dependent analysis [J]. *Knee*, 2009, 21(1): 180-184.
- [4] PABINGER C, BERGHOLE A, BOEHLER N, *et al.* Revision rates after knee replacement: Cumulative results from worldwide clinical studies versus joint registers [J]. *Osteoarthr Cartilage*, 2013, 21(2): 263-268.
- [5] GHOMRAWI HM, KANE RL, EBERLY LE, *et al.* Patterns of functional improvement after revision knee arthroplasty [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91(12): 2838-2845.
- [6] D' LIMA DD, PATIL S, STEKLOV N, *et al.* Tibial forces measured *in vivo* after total knee arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2006, 21(2): 255-262.
- [7] STEINBRUCK A, SCHRODER C, WOICZINSKI M, *et al.* Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An *in vitro* comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design [J]. *Clin Biomech*, 2016, 33: 42-48.
- [8] KNIGHT LA, SAIKAT P, COLEMAN JC, *et al.* Comparison of long-term numerical and experimental total knee replacement wear during simulated gait loading [J]. *J Biomech*, 2007, 40(7): 1550-1557.
- [9] WOICZINSKI M, BRUCK AS, WEBER P, *et al.* Development and validation of a weight-bearing finite element model for total knee replacement [J]. *Comput Method Biomech*, 2016, 19(10): 1033-1045.
- [10] HERZOG W, LONGINO D, CLARK A. The role of muscles in joint adaptation and degeneration [J]. *Langenbeck Arch Surg*, 2003, 388(5): 305-315.
- [11] SASAKI K, NEPTUNE R. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking [J]. *J Biomech*, 2010, 43(14): 2780-2784.
- [12] 马青川, 肖丽英, 李志昌, 等. 单侧全膝关节置换术后两下肢受力不对称性的影响因素[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(1): 89-93.
MA QC, XIAO LY, LI ZC, *et al.* Factors affecting asymmetrical lower extremity loading after unilateral total knee arthroplasty [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(1): 89-93.
- [13] 茆军兵, 贾晓红, 王人成, 等. 头部前屈运动过程中颈肌特性的研究[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(5): 577-581.
MAO JB, JIAO XH, WANG RC, *et al.* Neck muscle activity during head flexion [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(5): 577-581.
- [14] ADOUNI M, SHIRAZI-ADL A, SHIRAZI R. Computational biodynamics of human knee joint in gait: From muscle forces to cartilage stresses [J]. *J Biomech*, 2012, 45(12): 2149-2156.
- [15] 王成焱. 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.
- [16] 陈瑛贤, 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.
- [17] JUDD DL, ECKHOFF DG, STEVENS-LAPSLEY J. Muscle strength loss in the lower extremity following total knee arthroplasty [J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 2012, 91(3): 220-230.
- [18] RAJAGOPOI A, DEMBIA CL, DEMERS MS, *et al.* Full body musculoskeletal model for muscledriven simulation of human gait [J]. *IEEE T Bio-Med Eng*, 2016, 63(10): 2068-2079.
- [19] ZAJAC FE. Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control [J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 1989, 17(4): 359-411.
- [20] LU TW, O'CONNOR JJ. Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimization with joint constraints [J]. *J Biomech*, 1999, 32(2): 129-134.
- [21] MURRAY MP, GARDNER GM, MOLLINGER LA, *et al.* Strength of isometric and isokinetic contractions: Knee muscle of men aged 20-86 [J]. *Phys Ther*, 1980, 60(4): 412-419.
- [22] DANNESKIOLD-SAMSOE B, BARTELS EM, BULOW PM, *et al.* Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender [J]. *Acta Physiol*, 2009, 197(673): 61-68.
- [23] SARASWAT P, ANDERSEN MS, MACWILLIAMS BA. A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis [J]. *J Biomech*, 2010, 43(9): 1645-1652.
- [24] PERRY J, BURNFIELD JM. Gait analysis: Normal and pathological function [M]. Pomona: Slack Incorporated, 2010.
- [25] D'LIMA DD, PATIL S, STEKLOV N, *et al.* *In vivo* knee moments and shear after total knee arthroplasty [J]. *J Biomech*, 2007, 40(Suppl 1): 11-17.
- [26] KUTZNER I, HEINLEIN B, GRAICHEN F, *et al.* Loading of the knee joint during activities of daily living measured *in vivo* in five subjects [J]. *J Biomech*, 2010, 43(11): 2164-2173.
- [27] MIZNER RL, PETTERSON SC, STEVENS JE, *et al.* Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2005, 87(5): 1047-1053.
- [28] MUNDERMANN A, DYRBY CO, D'LIMA, *et al.* *In vivo* knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement [J]. *J Orthop Res*, 2008, 26(9): 1167-1172.
- [29] D'LIMA DD, PATIL S, STEKLOV N, *et al.* The Chitranjan Ranawat Award: *In vivo* knee forces after total knee arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat R*, 2005, 440: 45-49.
- [30] REINSCHMIDT C, VAN DEN BOGERT AJ, NIGG B, *et al.* Effect of skin movement on analysis of skeletal knee joint motion during running [J]. *J Biomech*, 1997, 30(7): 729-732.
- [31] MARRA MA, VANHEULE V, FLUIT R, *et al.* A subject-specific musculoskeletal modeling framework to predict *in vivo* mechanics of total knee arthroplasty [J]. *J Biomech Eng*, 2015, 137(2): 020904.