

·临床研究·

太极拳右“野马分鬃”正误动作中伸、屈膝肌肌力特征的计算机仿真分析

宋和胜¹ 钱竞光²

摘要

目的:本文通过计算机模拟计算太极拳右“野马分鬃”阶段正确与错误动作下膝关节周围各肌肉肌力的变化情况,从而探讨太极拳练习过程中膝关节疼痛的原因。

方法:本研究中选取练习太极拳在8年以上,级别在七级以上,无下肢伤病的运动员9例进行正确、错误动作各演练3次。利用Vicon红外捕捉系统和AMTI测力台记录运动过程中运动学数据和动力学数据,通过Visual3D软件把运动学和动力学数据转换成OpenSim识别的数据格式,通过OpenSim模型进行肌力计算,从而分析膝关节周围肌肉力量在动作中的变化情况。

结果:正确动作中膝关节屈曲角度大于错误动作,这与太极拳裁判员的判断相反;正确动作中踝关节外旋角度小于错误动作,这与太极拳裁判员的判断一致。错误动作中右膝关节的伸肌力量降低,特别是股外侧肌($P < 0.05$),而后腿即左腿膝关节的股直肌肌力增加明显($P < 0.05$),而其他肌肉的肌力减小明显($P < 0.05$);屈肌主要表现为股二头肌肌力在错误动作中增加明显。

结论:膝关节的屈曲角度的大小不能作为判断“野马分鬃”动作正确与否的标准,而踝关节的外旋角度过大可以作为判定动作错误的标准。伸肌力量减弱,膝关节在弯曲状态下不稳,同时具有外旋功能的屈肌肌力增加导致膝关节受外旋力作用,长期受到向外剪切力作用,由此可能引发膝关节慢性劳损或炎症,导致膝关节疼痛。

关键词 太极拳;计算机模拟;OpenSim;膝关节

中图分类号:G852.11,R493 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2020)-05-0566-09

Modeling on the extend and flexor muscle strength of knee in correct and incorrect Taichi motion/SONG Hesheng, QIAN Jingguang//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2020, 35(5): 566—574

Abstract

Objective: To compare the muscle strength of knee between the correct and incorrect Taichi motion, to find the possible cause the knee pain of Tai Chi, and prevent such kind of injure effectively.

Method: The nine subjects who have practiced Taichi for more than eight years, and they played the correct and incorrect motion three times each. A Vicon system and three AMTI force plates were synchronously used to collect the kinematics and the ground reaction forces(GRF). And then, the Vision 3D software was used to compute the net joint torque and angle, and exported the OpenSim file. The OpenSim model was used to analyze the muscle force and clarify the reason of knee pain in the Taichi motion.

Result: In incorrect motion, the right knee extensor strength was reduced, especially the vastus lateralis($P < 0.05$). In the left knee, the rectus femoris strength increased significantly($P < 0.05$), while the other muscles strength decreased significantly($P < 0.05$). For the flexor muscles, the biceps femoris increased significantly in the incorrect motion.

Conclusion: It is the ankle excessive external rotation angle, not the knee flexion angle, which was used to judge the correct or incorrect motion of the "wild horse bristle". The weakness of extensor muscle strength,

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2020.05.011

1 上海体育学院,上海市,200438; 2 南京体育学院

第一作者简介:宋和胜,男,讲师(现工作单位:贵州师范大学体育学院);收稿日期:2016-12-29

and the stronger external rotation muscle strength of the knee in the bent state may cause the knee pain when doing the Taichi motion. But the exact mechanism needs further study.

Author's address Shanghai University of Sport, 200438

Key word Taichi; OpenSim; modeling; knee

太极拳作为中华文化的瑰宝,其健身的作用越来越受到世人的关注。全世界太极拳的爱好者也越来越多,这不仅仅是因为练习太极拳能修身养性,更重要的是练习太极拳能对一些慢性疾病起到辅助治疗的作用。李甬中教授研究发现,练习太极拳能改善帕金森患者的平衡能力,降低跌倒风险^[1]。练习太极拳也能改善脑卒中患者的步态,提高平衡能力^[2]。此外,练习太极拳还能增加全身血氧含量,改善心肺功能,对慢性心血管病具有积极的预防与治疗作用^[3]。但练习太极拳时动作错误也会带来一些损伤。据调查,越来越多的太极拳者出现膝关节疼痛^[4],但跟随太极拳传人练习可以有效降低膝关节疼痛的发生率^[5]。而出现膝关节疼痛的原因可能与动作不规范造成股四头肌肌力增加、膝关节屈曲角度增加、髌骨外移、软骨磨损、滑膜肿胀有关^[6-8]。身体重心的高低也影响膝关节稳定性,太极拳练习时“低架”动作更容易造成膝关节损伤^[9]。从力学角度看,“野马分鬃”错误动作下膝关节受到的外展和外旋力矩更大^[10]。多数教练员认为太极拳练习中出现膝关节疼痛与动作错误有关,错误动作主要表现在两个方面即膝关节超过脚尖和膝外旋过大。而正确动作与错误动作状态下,膝关节周围肌肉在运动过程中的工作状态并不是十分清楚。本文通过计算机建模仿真分析,探索错误动作状态下膝关节周围肌力特征与正常状态下肌力特征之间的差异,从而一定程度上揭示太极拳练习者膝关节疼痛的原因。

1 资料与方法

1.1 一般资料

本实验选取从事太极拳练习8年以上的男性受试者9例,近半年来无下肢损伤史,具体信息见表1。

1.2 太极拳“野马分鬃”动作正确与错误的界定

右野马分鬃正确动作:左脚尖例扣踏实,上体微左转,重心移至左腿上,同时左掌收于胸前掌心向下;右手经提前向左划弧于胸前,掌心向上,两掌心相对成抱球状;右脚收回成丁字步,目视左手。左野马分鬃与之相反。

错误动作类型一:踝外旋即脚尖外旋,足的长轴线与动作前行方向的夹角过大。

错误动作类型二:重心过度前移,即前移结束时膝关节垂直投影超过脚尖。

错误动作类型三:转脚阶段,转角过大。

1.3 实验仪器

红外捕捉系统:本实验采用南京某高校英国Vicon Motion System公司生产的红外高速运动捕捉系统,此系统包含12个500万像素的V5型号摄像头。实验时利用该系统对粘贴在人体规定位置的58个直径为12mm Marker球,以100Hz的速度记录运动时的运动轨迹。Marker点分别为头部4个、肩峰、肱骨内外上髁、桡骨突、尺骨突、手背、尾椎、髂脊、髂前上脊、大腿三追踪点、股骨外侧髁、股骨内侧髁、小腿三追踪点、内外踝、足跟、第一与第五脚趾。

三维测力台:美国AMTI公司生产的AMTI测力台2块[长×宽×高:(60×60×10)cm],内置放大器,可以测试人体静态和动态下的三维力。本研究中采样频率为1000Hz。

采集与分析软件:运动学和地面反作用力通过Vicon系统提供的Nexus2.2系统采集,并进行前期剪切、补点处理,并导出C3D文件。通过Visual 3D软件读取C3D文件,并对其进行建模和进行运动学和动力学数据计算与输入,并把计算好的运动学与动力学数据导入计算机仿真OpenSim软件,进行后期计算机仿真研究。

表面肌电信号采集:使用美国16通道无线遥测表面肌电系统(USA Normaxon Telemetry DTS16),采样频率4000Hz。

1.4 OpenSim计算机仿真步骤

OpenSim件是基于C++和JAVA语言为基础开发

表1 受试者基本信息

例数	身高(cm)	体重(kg)	练习年限	级别
9	169±3.46	65±4.36	10.11±1.36	七—八级

($\bar{x} \pm s$)

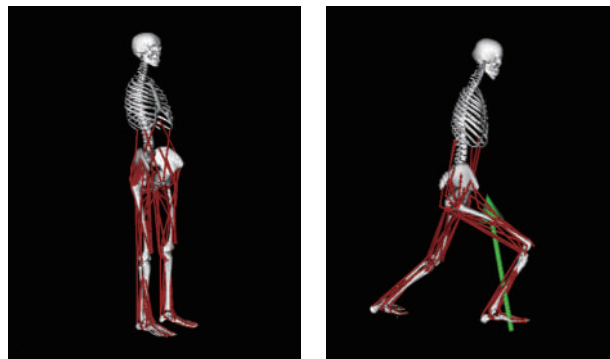
的一款应用于肌肉模型开发、模拟仿真与分析的开放性软件。通过OpenSim 软件能动态模拟人体运动,从而研究骨骼肌几何形态、关节运动学特征、肌肉—肌腱性质以及肌肉产生的关节力及力矩^[11]。OpenSim 计算机仿真主要有以下五个步骤:模型缩放、逆向动力学、残差计算、动态优化和正向动态仿真。本研究中主要集中在模型缩放、残差计算和动态优化三个方面,计算出膝关节屈肌和伸肌力量。

1.4.1 计算机模型:本文采用Delp2007年建立的包含92块肌肉,19个自由度的下肢肌肉模型^[12]。屈膝肌肉主要有股二头肌长头、股二头肌短头、股薄肌、外侧腓肠肌、内侧腓肠肌、缝匠肌、半膜肌、半腱肌,伸膝肌主要为股直肌、骨中间肌、骨外侧肌、股内侧肌。

1.4.2 数据准备:通过Visual 3D软件建立静态模型,然后连接动态运动文件,通过软件输出运动学与动力学文件,此文件主要包含有Marker点坐标和环节质量信息的ScaleSet.xml和Scale.xml文件,包含运动信息的.mot和地面反作用力的grf.xml四个文件。通过Visual3d软件建立静态模型时通过受试者的身高和体重对模型进行各环节的长度计算和质量分布计算,为OpenSim的模型缩放提供数据来源,通过图1静态模型中各参数对OpenSim模型进行缩放计算得到图2中的静态模型。图1中的运动信息通过.mot文件和grf.xml文件为残差计算和动态优化(computer muscle control,CMC图2)提供运动学数据和地面反作用力数据。

1.4.3 模型缩放:DELP通过身高180cm,体重75kg建立通用模型,为了比配研究对象的身高体重需要对通用模型进行缩放,使模型的环节长度和环节质量与研究对象的实际长度和质量相匹配。模型缩放

图2 OpenSim 静态模型与动态模型



采用人体骨性标志点处Marker点坐标与模型中理论性骨性标志点的坐标进行最小二乘法求解理论性最小值,从而对模型进行缩放^[11]。

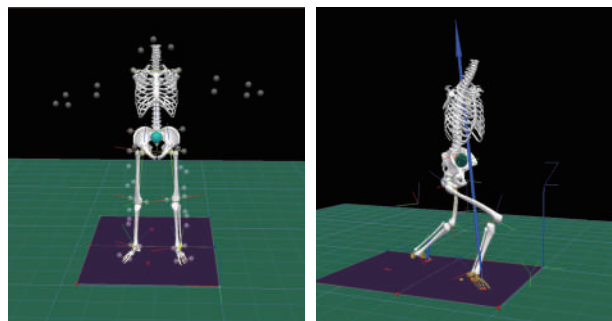
1.4.4 残差计算:OpenSim 逆向动力学通过地面反作用力,并结合环节质量、环节质心加速度和回转半径,通过逆向动力学计算方法计算关节力矩,然后通过力臂与力矩以及肌肉横截面积进行静态或动态优化,从而计算出肌肉力。因此,消除非地面反作用力干扰至关重要。在残差计算过程中可以通过调节运动轨迹和环节质量,以达到残差最小。

1.4.5 动态优化:优化的目的在于把关节力以最优的方案分配到各肌肉。常用的静态优化方法受自由度的影响,在多个自由度情况下,由于运动方程和优化方程的增多会出现冗余问题,使计算无法完成或耗时过多。而OpenSim团队提出肌肉计算机控制的动态优化模式,此种方法包括前馈和反馈两部分,从而大大提高计算速度,并保证计算结果的优化,从而大大提高优化效率。

1.5 数据处理与统计分析

运动学数据通过LAWPASS通道进行滤波,截断频率为13Hz。AMTI数据采用数据LAWPASS通道进行滤波,截断频率为20Hz^[13]。应用Origin9.0中插值法对数据进行标准化为101个数据。对表面肌电数据进行带通滤波,截断频率为10—450Hz^[14];截取肌电振幅最大的30s数据的平均值为参照基准,对肌电图进行标准化。为了消除个体之间肌肉质量差异对肌肉力量的影响,本文中采用受试者体重对股四头肌、股后肌群、股薄肌、阔筋膜张肌、腓肠肌进行标准化。数据表述成均数±标准差形式,正误动

图1 Visual 3D静态模型与Visual 3D动态模型



作之间数据采用探索分析进行正态检验,正态数据进行重复检测,非正态数据进行对数转换,然后进行配对 t 检测,验证肌肉激活程度时采用多列相关求相关系数, $P<0.05$ 表示差异具有显著性意义。

1.6 模型验证

计算机动力学模型仿真研究的关键在于模型的计算结果的可靠性。目前模型的验证主要集中在两个方面,一是通过实验室直接测得地面反作用力与计算机模拟计算的结果进行比较,从而研究模型在力学计算中的可靠性,比如在LifeMOD建模研究中通常利用实验室测得数据与LifeMOD计算出来的数据进行复相关分析,相关系数的大小来确定模型的可靠性^[15-17]。二是通过表面肌电数据与计算机模拟得到的肌肉力进行比较,其相关程度大小来确定模拟计算所得肌肉力的可靠性,比如Anybody仿真研究中,应用表面肌电积分肌电值与模拟所得的肌肉激活度进行相关分析,从而判断计算机模型的可靠性^[18]。OpenSim模拟研究中主要通过RRA计算调整模型,从而使模型计算结果更加可靠,也有学者常采用上述方法进行验证OpenSim计算结果的可靠性^[19]。本文采用RRA计算结果与表面肌电数据对模拟结果的可靠性进行验证,从而保证模拟结果的可靠性。

1.6.1 残差计算结果与分析:力的残差是指通过牛顿第二定律即加速度推算出来的力与实验室测出来的力(地面反作用力)之间的误差,其误差的大小关系到模拟计算的精确度^[20]。因此,残差计算的目的在于使实验室测得的地面反作用力与计算机模拟计算出来的关节运动学数据达到最佳匹配水平,从而为静态优化或动态优化提供力学基础。如果残差过大会因为非地面反作用力引起的干扰过大而影响优化的结果。一般要求关节角度的RMS小于 2.5° ,关节位移小于2cm,以及残差力峰值小于20N,平均值小于10N(表2)。如果残差值超过评价范围,需要对其进行调整,直到其值达到可接受范围。在模拟过程中须对每一个人的模拟进行RRA计算,调整模型,图3为其中一人的RRA计算结果展示以及调整说明。

通过调整模型中环节长度和环节质量在整个人体的分布情况,从而减小残差。从图3(a)、(b)中的角度变化值来看,从躯干转动角、关节角的角度偏移

表2 剩余残差评定表

阈值	好	一般	差
最大残差力(N)	0—10	10—25	>25
RMS残差力(N)	0—5	5—10	>10
最大残差力矩(Nm)	0—50	50—75	>75
RMS残差力矩(Nm)	0—30	30—50	>50
最大便宜误差(cm)	0—2	2—5	>5
RMS偏移误差(cm)	0—2	2—4	>4
最大偏移角度($^\circ$)	0—2	2—5	>5
RMS偏移角度($^\circ$)	0—2	2—5	>5

最大值小于1,符合表2中关于角度偏移中“好”等级的判断。图3(c)中 F_y 的最大值大于40N,表明模型需要调整,需要改变 F_y 方向的参数,从而得到图3(d)中的结果,这时除了 F_y 处于“较好”水平外,其他方向的力、力矩都处于“好”水平,表示模型调整成功,可以进行逆向动力学、静态优化和动态优化等步骤的计算。值得注意的是,不应执着于某一指标的残差值要达到最高标准,因为在调试某一值时同时也会影响其他指标,当一个值达到理想标准时,其他指标的残差会增加,应保证大多数指标的优越性。

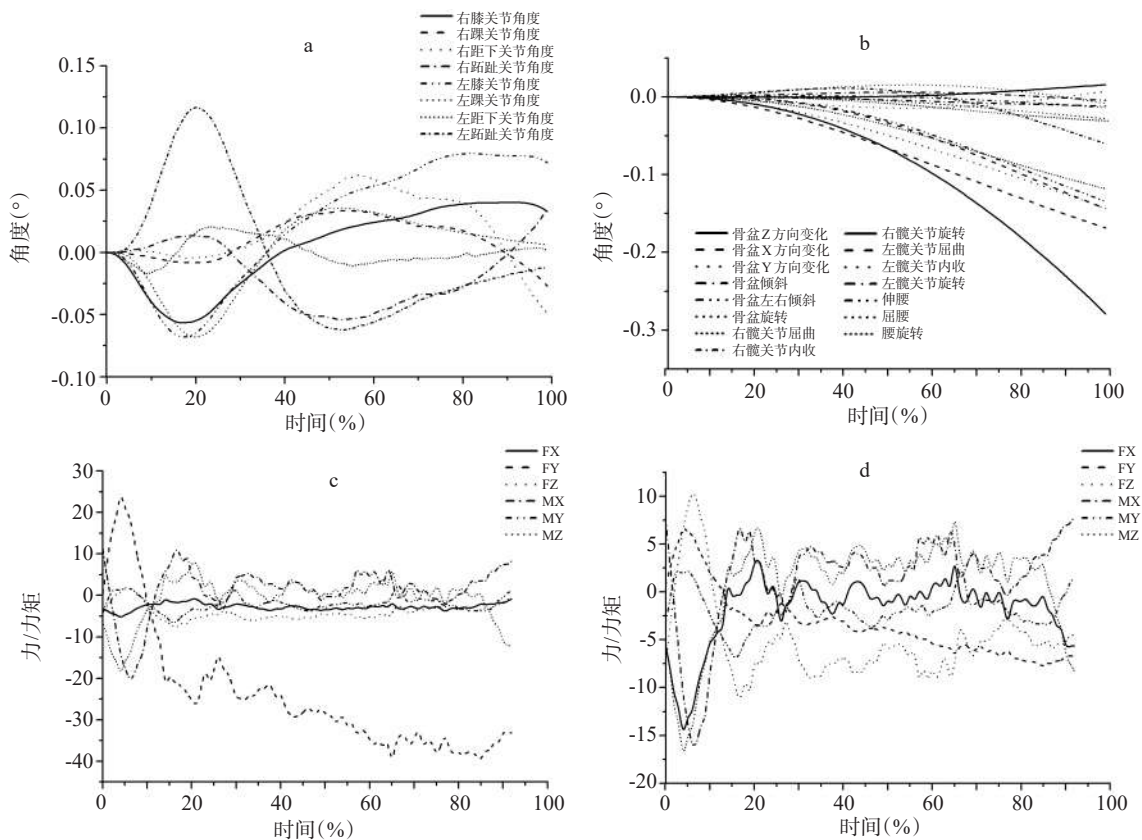
1.6.2 CMC计算肌力验证:肌肉激活程度是指肌肉活动产生的肌力与该肌肉最大肌力之间的比值,肌肉激活程度越大其肌力越大。表面肌电低通滤波后整流所得线性包络线一定程度上反映肌肉活动的肌力大小。在验证计算机模拟计算所得肌力可靠性中,采用计算模拟的所得肌肉激活程度与表面肌电图包络性进行比较,如若两者之间相关性高,则计算机模拟所得肌力可靠。本研究中采取一人CMC动态模拟的所得股直肌和外侧腓肠肌激活程度为例,与表面肌电包络线对比验证,说明模拟计算的可靠性。OpenSim计算所得股直肌激活程度与EMG测得数据之间的相关系数为0.858,外侧腓肠肌激活程度与EMG数据比较相关系数为0.835,从相关性系数看,OpenSim的计算所得肌力数据可靠。见图4。

2 结果

2.1 正误动作界定的验证

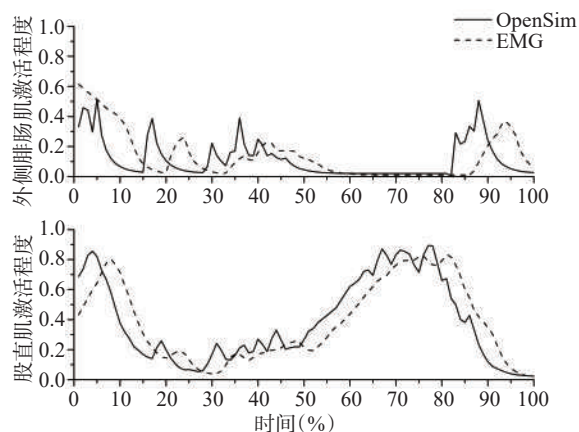
太极拳裁判认为太极拳练习过程中重心前移阶段膝关节屈曲度过大,膝关节屈曲最大时其垂直投影超过脚尖为错误动作之一。本研究中,国家级裁判认为的正确动作和错误动作中,膝关节的屈曲的最大角度却出现相反的结果,反而是错误动作中膝

图3 RRA 计算及调整后结果



(a)、(b)调整后模型计算出的角度误差;(c)为未调整前力/力矩的残差值;(d)调整后的力/力矩残差值。

图4 OpenSim通过CMC计算所得肌肉激活程度与EMG包络线比较



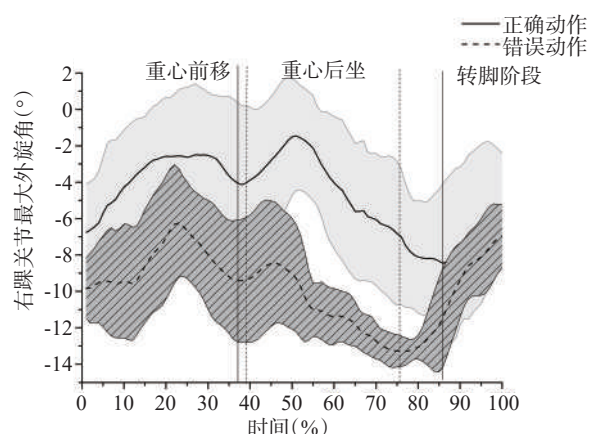
关节屈曲最大角度小。从表3数据显示,正确动作中重心前移阶段膝关节屈曲最大角度约76°,错误动作中其屈曲角度大约为65°。有学者研究认为正

确动作膝关节屈曲度大于错误动作,但是其研究中屈曲角度最大为40°^[10],显然存在错误。膝关节屈曲角度越大,膝关节超过脚尖的可能性越大,所以通过膝关节屈曲度,即膝关节超过脚尖来判定动作的正确与否值得商榷。转脚阶段膝关节转脚角度过大也是太极拳错误动作的特征之一。表3中膝关节的外旋角度看,正确动作中最大外旋角度约为14°,而错误动作则更大,达30°左右。踝关节外旋角度过大可能是造成太极拳训练中膝关节受损的一个重要原由。从图5数据显示,重心前移、重心后坐、转脚阶段三个阶段右踝外旋的角度都高于正确动作($P < 0.05$)。因此,通过膝关节和踝关节外旋角度大小来判断动作正误比较合适。

2.2 膝关节周围肌肉肌力特征

重心前移阶段相关肌力特点:从表4看,正确动作下股直肌的力量比错误动作下的股直肌肌力小,特别是后支撑腿(左膝)股直肌在错误动作下的力量

图5 正误动作中各阶段踝关节外旋角度变化



明显大于正确动作时的股直肌力量($P < 0.05$)。而股外侧肌、股内侧肌以及股中间肌都表现出正确动作中的肌力大于错误动作中的肌力($P < 0.05$)。重心前移阶段,重心由左脚过渡到右脚,随着重心前移,股直肌的肌力逐渐减小,股内侧肌、股中间肌和股外侧肌的肌力逐渐增加,膝关节屈曲最大时其肌力也达到最大。左膝关节则相反,左膝关节的角度由屈变伸,随着屈曲角度的减小,股内侧肌、股中间肌和骨外侧肌肌力逐渐减小。正确动作与错误动作比较,“野马分鬃”重心前移阶段正确动作中右、左膝关节伸肌肌力明显高于错误动作($P < 0.05$),尤其股外侧肌为主,屈曲角度越大其肌力越大,这可能与重心前移阶段膝关节轻度外旋有关。

重心后坐阶段肌力特点:重心后坐阶段,重心由前脚(右脚)过渡到后脚(左脚),此时左脚为主要承受负荷的环节,也是分析的重点。分析发现,正确动作与错误动作比较,峰值肌力没有显著性差异(表5)。虽然峰值肌力方面没有显著性差异。但是在整个后坐的运动中,膝关节伸肌肌力在正、误动作中有一定的区别,伸肌肌力随着后坐膝关节屈曲角度增加而增加,正确动作中股内侧肌、股中间肌、股外侧肌的肌力比错误动作中的肌力大。但是,错误动作中股直肌的肌力大于正确动作。

转脚阶段肌力特点:转脚阶段身体重心逐渐从在后的左脚过渡到在前的右脚,故右脚伸肌肌力逐渐增加,屈肌肌力也逐渐增加;左脚伸肌肌力在转脚阶段逐渐降低,屈肌肌力也逐渐降低。右脚股直肌

肌力呈现下降趋势,在转脚阶段右膝伸肌做退让工作,伸膝肌中股外侧肌逐渐成为主要伸膝肌。正确动作与错误动作比较,错误动作中股直肌、股外侧肌肌力大于正确动作。但是,错误动作中股直肌肌力峰值明显大于正确动作(表6)。从屈肌肌力来看,错误动作中股二头肌短头、内侧腓肠肌、外侧腓肠肌、缝匠肌肌力明显大于正确动作,正确动作中半膜肌和股二头肌长头肌力较大;错误动作中股二头肌短头、缝匠肌肌力峰值显然高于正确动作(表7)。与重心前移阶段、重心后坐阶段比较,转脚阶段错误动作中的屈肌肌力明显要比正确动作的屈肌肌力大,差异较为显著。

表3 正误动作中膝关节屈曲最大角度与外旋最大角度($\bar{x} \pm s, ^\circ, n=9$)

	正确动作	错误动作	<i>t</i>	<i>P</i>
膝关节屈曲最大角度	-76.33±5.06	-65.62±3.29	-5.32	0.00
膝关节最大外旋角度	-13.65±2.44	-30.96±1.73	17.36	0.00

注:膝关节屈为负,伸为正,外旋为负,内旋为正

表4 重心迁移阶段伸膝肌峰值肌力对比($\bar{x} \pm s, N/kg, n=9$)

肌肉	正确动作	错误动作	<i>t</i>	<i>P</i>
右侧股直肌	10.96±2.11	11.62±1.59	-0.71	0.489
右侧股中间肌	11.31±1.45	9.90±0.76	2.41	0.030
右侧股外侧肌	21.24±2.15	18.76±1.77	2.51	0.025
右侧股内侧肌	11.32±0.63	10.21±1.04	2.55	0.023
左侧股直肌	9.45±2.29	12.94±2.23	-3.08	0.008
左侧股中间肌	11.89±0.71	9.99±0.61	5.70	0.000
左侧股外侧肌	26.72±2.03	20.10±2.34	6.03	0.000
左侧股内侧肌	13.89±1.15	10.33±1.29	5.83	0.000

注:膝关节屈为负,伸为正,外旋为负,内旋为正

表5 重心后坐阶段正、误动作中左膝关节周围肌肉肌力峰值变化($\bar{x} \pm s, N/kg, n=9$)

肌肉	正确动作	错误动作	<i>t</i>	<i>P</i>
右侧股直肌	11.70±0.86	12.36±2.31	-0.75	0.463
右侧股中间肌	10.08±0.99	9.19±1.14	1.65	0.121
右侧股外侧肌	18.67±2.17	16.82±2.88	1.43	0.172
右侧股内侧肌	9.39±1.25	8.49±1.59	1.26	0.227
左侧股二头肌长头	2.28±0.49	1.89±0.78	1.16	0.264
左侧股二头肌短头	2.60±0.96	2.17±0.72	1.01	0.327
左侧股薄肌	0.17±0.05	0.19±0.06	-0.88	0.396
左侧内侧腓肠肌	10.23±1.47	9.10±3.23	0.90	0.382
左侧外侧腓肠肌	4.74±0.73	5.24±0.72	-1.39	0.185
左侧缝匠肌	0.53±0.17	0.42±0.13	1.48	0.161
左侧半膜肌	1.99±0.56	1.78±0.56	0.54	0.608
左侧半腱肌	1.00±0.22	0.77±0.37	1.52	0.150

注:膝关节屈为负,伸为正,外旋为负,内旋为正

表6 转脚阶段伸膝肌峰值肌力对比 ($\bar{x}\pm s$, N/kg, n=9)

肌肉	正确动作	错误动作	<i>t</i>	<i>P</i>
右侧股直肌	6.47±2.72	10.14±1.68	-3.25	0.006
右侧股中间肌	8.69±0.88	7.87±0.97	1.79	0.095
右侧股外侧肌	15.14±1.52	13.70±1.54	1.88	0.081
右侧股内侧肌	7.23±1.06	6.76±0.85	-0.97	0.350
左侧股直肌	14.27±0.73	15.72±2.10	-1.82	0.102
左侧股中间肌	10.20±0.51	10.15±0.64	0.14	0.888
左侧股外侧肌	19.44±1.14	19.25±2.54	0.19	0.852
左侧股内侧肌	10.51±1.68	9.82±1.42	0.88	0.389

表7 转脚阶段屈膝肌峰值肌力对比 ($\bar{x}\pm s$, N/kg, n=9)

肌肉	正确动作	错误动作	<i>t</i>	<i>P</i>
左侧股二头肌长头	3.94±0.73	4.63±1.07	-1.52	0.149
左侧股二头肌短头	7.03±2.02	10.46±0.59	-4.60	0.002
右侧股薄肌	0.18±0.05	0.07±0.10	5.76	0.001
右侧内侧腓肠肌	5.61±1.21	5.45±1.52	0.22	0.822
右侧外侧腓肠肌	2.63±0.79	3.11±1.23	-0.93	0.368
右侧缝匠肌	1.42±0.37	2.21±0.11	-5.74	0.000
右侧半膜肌	5.66±0.75	4.66±0.75	1.99	0.066
右侧半腱肌	1.53±0.27	1.52±0.37	0.03	0.975
左侧股二头肌长头	1.00±0.65	0.67±0.42	1.19	0.253
左侧股二头肌短头	2.23±0.99	1.435±0.64	1.90	0.077
左侧股薄肌	0.14±0.09	0.11±0.06	0.80	0.435
左侧内侧腓肠肌	13.44±1.39	12.21±2.53	1.20	0.247
左侧外侧腓肠肌	6.09±1.00	6.21±0.83	-0.27	0.790
左侧缝匠肌	0.59±0.16	0.86±0.51	-1.44	0.170
左侧半膜肌	0.66±0.27	0.64±0.39	0.09	0.924
左侧半腱肌	0.65±0.28	0.36±0.24	2.26	0.040

3 讨论

研究表明,经常练习太极拳可以改善肌肉力量和本体感觉,比如伸膝的股四头肌肌力向心收缩和离心收缩的肌力都有所增加,同时膝关节本体感觉也有所提高^[21-23]。通过本体感觉的提高,可以改善练习者的协调性和姿势稳定性^[24]。太极拳练习中讲究动静结合、虚实相间,动作柔和缓慢,在练习肌肉的同时,也可以放松肌肉,缓解疼痛,如缓解腰痛,改善膝关节骨性关节炎疼痛^[25-26]。在康复训练中,康复医生也常常利用太极拳来训练患者,从而改善其运动能力,比如改善脑卒中患者的步速以及平衡能力,改善帕金森患者的平衡能力,提高其生活自理能力^[1, 27-28]。但是,调查研究发现,因练习太极拳而引起膝关节疼痛的患者逐渐增多。练习太极拳过程中出现膝关节疼痛的原因还不是很清楚,并对此现象的研究不多见。太极拳传人、太极拳裁判、太极拳教师们认为动作错误是膝关节疼痛的原因之一^[4, 10, 29-30]。

实验室的运动学和动力学分析可以分析运动的外在表现和一定程度上揭示运动的动力学因素。但是,没有一个准确的方法来测试运动过程中肌肉的肌力变化情况,即使肌电图能一定程度上反映肌肉的活动状态。表面肌电反映的是表面电极附近肌肉的动作电位的情况,非某一特定肌肉也非肌力的直接表现。为了进一步了解肌肉在运动中表现,可以通过计算机仿真中的优化计算进行分析。而今用于运动领域的计算机仿真软件主要有 Anybody、LifeMOD 以及 OpenSim。其中 Anybody 和 LifeMOD 为商业软件,花费巨大。而 OpenSim 为免费开放性软件,所有学者都可以根据自己需要进行开发与分享^[11]。OpenSim 基于 HILL 方程以及肌肉横截面积、肌纤维长度—力曲线、激活程度进行定义模型,通过剩余残差计算来调整运动学与外力之间的关系,从而使得力与运动完美结合,然后通过静态或肌肉计算机控制(动态优化)进行肌肉分配,从而计算各肌肉的肌力、肌纤维长度、肌腱受力等力学参数^[12, 31]。计算机模拟研究的关键在于模型的可靠性,在 LifeMod 研究中通常利用固定高低下落时测力台记录的 GRF 数据与模拟计算得出的数据进行相关研究,从而验证模型可靠性^[17]。而 OpenSIM 研究中通常会采用现有模型,例如本文中采用的是 DELP2007 年建立的模型,其模型本身已经通过了验证,在具体的应用中,采用表面肌电数据与 OpenSim 模拟所得肌肉激活程度和 RRA 控制两方法进行模型验证。RRA 验证时需参照 OpenSim 官网给定的标准表即表2。图3数据显示本研究中的剩余残差计算结果合理,可以进行优化计算。本文中采用 CMC 进行动态优化,动态优化所得肌肉的激活程度与表面肌电包络线之间达到高度相似,相似度大于 0.8(图4),表明进行 CMC 动态模拟所得肌力可靠。CMC 计算解决了静态优化的关于激活程度、长度—速度曲线等不足,也解决了其他动态优化的冗余问题。本文中通过 CMC 计算膝关节股四头肌,股二头肌、半腱半膜肌、股薄肌、缝匠肌、腓肠肌。

太极拳练习中以“野马分鬃”为基础,其由右野马分鬃和左野马分鬃组成。野马分鬃动作主要有重心前移、重心后坐、转脚三个阶段,本研究中以右野马分鬃为对象。太极拳练习中出现膝关节疼痛的现

象,此种现象可能与练习过程中膝关节过屈,膝关节、踝关节过度外旋有关。太极拳练习中膝关节过屈或转脚过程中膝关节、踝关节外旋角度过大称为错误动作。肌肉共同收缩是指在运动过程中主动肌与拮抗肌协调收缩,共同维持关节的刚度,以确保动作的顺利完成^[32]。错误动作中膝关节伸肌肌力较弱,从而膝关节稳定性不够,可能造成膝关节疼痛。在运动中脚着地前需要保持膝关节处于伸直状态,伸膝与屈膝肌肉共同收缩为着地缓冲做准备。从表4显示,太极拳重心迁移时右膝保持微屈状态,正确动作屈曲更多,这一点与陶萍的研究相似^[10],但本研究中屈曲度更大。表4、表5数据表示,错误动作膝关节的伸肌肌力比正确动作小,这一点与他人的研究不一样。通过逆向动力学计算出来的膝关节净力矩来看,错误动作的伸膝净力矩要比正确动作大,这可能与肌肉力矩是净力矩中的一部分有关。由此,在错误动作中伸膝肌肌力不足,导致膝关节刚度不足,从而使得膝关节不稳,从而使得膝关节在外力作用更容易受伤。膝关节处于伸直状态时只能围绕额状轴进行屈伸运动,而处于屈曲状态时膝关节具有一定外展内收,以及内旋外旋运动。股二头肌止于腓骨头,在膝关节屈曲状态下,股二头肌收缩可以屈膝关节也具有一定外旋膝关节的作用。半腱半膜肌止于胫骨近端内侧,当屈膝时,半腱肌和半膜肌能使小腿轻度内旋。因此,在屈膝时,股二头肌与半腱半膜肌共同组成了小腿外旋和外旋的一对主动与拮抗肌,其共同收缩保证膝关节在屈曲状态下的稳定性。股薄肌、缝匠肌也具有一定内旋小腿的作用,但其肌纤维少,表现出来的绝对肌力相对较小,对膝关节的内旋作用有限。错误动作中股二头肌肌力大于正确动作,而半腱半膜肌的肌力减小,股薄肌肌力减小而缝匠肌增加。这可能不足以抵抗股二头肌的力量的增加从而引起的膝关节在屈曲状态下的外旋,这与关于“野马分鬃”动力学研究中的错误动作外旋力矩增加一致^[10]。左膝关节则无此种表现。由此可以推断,股二头肌力量增加,伸膝肌力量、半腱半膜肌等肌力减弱可能是错误动作引起膝关节疼痛的原因。

重心后坐阶段重心在左脚,右脚受力逐渐减小。对于右野马分鬃来说,重心后坐阶段右脚不是研究重点,也不是造成右膝关节疼痛的主要原因。

转脚阶段,右膝关节承载的剪切负荷可能造成膝关节的疼痛。在右野马分鬃转脚阶段,错误动作中股直肌、股外侧肌肌力比正确动作的肌力大,股直肌主要在于伸膝,而股外侧肌除伸膝作用外还有一定的外展作用。膝关节疼痛的原因有三,一位膝关节辅助结构的损伤,二是关节炎、滑膜炎,三是劳损或神经源疼痛^[33],太极拳练习中膝关节疼痛可能与膝关节辅助结构损伤或劳损有关。错误动作中股外侧肌、股二头肌短头、内侧腓肠肌、外侧腓肠肌、缝匠肌肌力明显大于正确动作,由此可能引起膝关节外展,外旋受力增加,从而增加膝关节外侧副韧带或半月板的承受的负荷增加,因此劳损可能性增加,也可能引起膝关节关节炎或滑膜炎,长久以来引起膝关节疼痛。从膝关节外展角度来看,错误动作中膝关节外展角度明显大于正确动作,且外旋角度也较大,与外展、外旋肌肉的肌力相互印证,表明膝关节的疼痛可能由外旋、外展肌力额外增加有关。

太极拳练习中常有练习者表现出膝关节疼痛的现象,学者、太极拳教练、太极拳裁判都认为“野马分鬃”中重心前移阶段膝关节屈曲度过大,转脚阶段转脚角度过大有关。本研究中,并没有显示出错误动作中膝关节屈曲度大于正确动作,而转脚阶段则表现出错误动作转脚角度大于正确动作。从肌力角度来看,正确动作与错误动作之间的差异主要集中在转脚阶段。

4 结论

①正确动作中膝关节屈曲角度大于错误动作,故不能直接应用膝关节屈曲角度的大小来衡量正确与错误动作;正确动作中膝关节、踝关节外旋角度小于错误动作,踝关节外旋角度易于观察,故参照踝关节外旋角度来判定正确与错误动作较为合适。②通过OpenSim研究太极拳运动是可行的。只是在进行模拟研究的时候要注意对RRA进行调控,尽量把力及力矩的最大误差值调整到最佳评价范围内。通过表面肌电可以成功验证OpenSim计算机肌肉控制分析所得结果。③太极拳练习过程中错误动作的重心前移阶段右腿的膝关节伸肌力量减小,屈肌特别是股二头肌的力量增加导致膝关节受到外旋力矩的影响,可能是造成膝关节疼痛的原因之一。④太

极拳练习过程中错误动作的转脚阶段右腿的膝关节股直肌,股外侧肌肌力大,屈肌肌力也较大,导致错误动作中转脚阶段膝关节所受外展、外旋肌力增加,可能造成膝关节附属结构劳损,或者滑膜炎、关节炎,从而引起膝关节疼痛。

参考文献

- [1] Fuzhong L, Per H, Kathleen F, et al. Tai chi and postural stability in patients with Parkinson's disease[J]. N Engl J Med, 2012, 366(6):511—519.
- [2] Yoshinaga S, Cai D. Tai Chi Quan and stroke prevention and rehabilitation[J]. International Journal of Integrative Medicine, 2013,30(1):1—5.
- [3] Taylor-Lipiae RE. Tai Ji Quan as an exercise modality to prevent and manage cardiovascular disease: A review [J]. Journal of Sport & Health Science, 2014, 3(1):43—51.
- [4] 朱东, 李立, 邱丕相, 等. 上海市区太极拳练习者膝关节疼痛调查分析[J]. 中国运动医学杂志, 2011, 30(9):82—84.
- [5] 郭旭峰. 太极拳练习导致膝关节痛的流行病学调查[D]. 上海: 上海体育学院, 2010.
- [6] 汪晓瑞, 吴晓杰. 太极拳引起膝关节损伤及预防的生物力学分析[J]. 辽宁体育科技, 2012, 34(3):32—35.
- [7] 徐伟军, 李英奎. 杨式太极拳练习者髌骨外移现象及其纠正[J]. 北京体育大学学报, 2008, 31(10):1424.
- [8] 秦华. 老年人习练太极拳膝关节疼痛产生原因及预防[J]. 渭南师范学院学报, 2012, 27(2):92—95.
- [9] 朱雅敏. 太极拳运动中膝关节损伤机制和预防[J]. 体育与科学, 2002, 23(2):59—60.
- [10] 陶萍, 于璐. 太极拳基础动作“野马分鬃”膝关节运动学、关节负荷及肌肉活动的特征比较[J]. 体育科学, 2014, 9:49—55.
- [11] 宋和胜, 钱竞光, 唐潇. 基于软件OpenSim的人体运动建模理论及其应用领域概述[J]. 医用生物力学, 2015, 30(4): 373—379.
- [12] Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(11):1940—1950.
- [13] Steele KM, Van Der Krogt MM, Schwartz MH, et al. How much muscle strength is required to walk in a crouch gait?[J]. Journal of biomechanics, 2012, 45(15): 2564—2569.
- [14] Sartori M, Reggiani M, Farina D, et al. EMG-driven forward-dynamic estimation of muscle force and joint moment about multiple degrees of freedom in the human lower extremity[J]. PloS one, 2012, 7(12):e52618.
- [15] Qian JG, Li Z, Zhang H, et al. Effectiveness of selected fitness exercises on stress of femoral neck using musculoskeletal dynamics simulations and finite element model[J]. J Hum Kinet, 2014, 41:59—70.
- [16] 李旭鸿, 郝卫亚, 于佳彬, 等. 基于LifeMod对跳马过程中体操运动员—落地垫动力学关系的计算机仿真[J]. 体育科学, 2013, 33(3):81—87.
- [17] 于佳彬, 郝卫亚, 周兴龙. 纵跳落地动作地面反作用力计算机仿真方法的研究[J]. 天津体育学院学报, 2013, 28(6): 497—501.
- [18] 纪仲秋, 李旭龙, 姜桂萍, 等. AnyBody仿真和验证的太极拳训练中下肢生物力学特征[J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(9):799—805.
- [19] 黄尚军. 落地动作中ACL载荷评估的四种计算方法对比研究[D]. 上海:上海体育学院, 2017.
- [20] Jacobson BH, Chen HC, Cashel C, et al. The effect of T'ai Chi Chuan training on balance, kinesthetic sense, and strength[J]. Perceptual & Motor Skills, 1997, 84(1):27—33.
- [21] Lan C, Lai JS, Chen SY, et al. Tai Chi Chuan to improve muscular strength and endurance in elderly individuals: a pilot study[J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2000, 81(5):604—607.
- [22] Tsang WW, Hui-Chan CW. Effects of tai chi on joint proprioception and stability limits in elderly subjects[J]. Medicine&Science in Sports & Exercise, 2003, 35(12):1962—1971.
- [23] 屈铭喆. 太极拳猫步锻炼对老年人肢体运动功能的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2017, 39(9):691—693.
- [24] 牛文鑫, 张胜年, 常桐博, 等. 太极拳典型动作的生物力学分析及其康复应用研究[C]. 第十二届全国生物力学学术会议暨第十四届全国生物流变学学术会议论文摘要汇编, 2018
- [25] Lai Z, Zhang Y, Lee S, et al. Effects of strength exercise on the knee and ankle proprioception of individuals with knee osteoarthritis[J]. Research in Sports Medicine, 2018, 26(2):138—146.
- [26] Cho YH. Effects of tai Chi on pain and muscle activity in young males with acute low back pain[J]. Journal of physical therapy science, 2014, 26(5):679—681.
- [27] Hart J, Kaner H, Gilboa-Mayo R, et al. Tai Chi Chuan practice in community-dwelling persons after stroke[J]. International Journal of Rehabilitation Research, 2004, 27(4): 303—304.
- [28] Au-Yeung SS, Hui-Chan CW, TANG JC. Short-form Tai Chi improves standing balance of people with chronic stroke[J]. Neuro Rehabilitation & Neural Repair, 2009, 23 (5):515—522.
- [28] 陶萍, 刘云发. 太极拳“野马分鬃”正误动作的膝关节动力学特征[J]. 上海体育学院学报, 2016, 40(6):84—90.
- [30] 赵双印, 张旭东, 齐文华, 等. 杨氏太极拳运动引发练习者膝关节疼痛的原因[J]. 中国临床康复, 2005, 9(16):182—183.
- [31] Thelen DG, Anderson FC. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(6):1107—1115.
- [32] 魏勇, 刘宇. 肌肉共同收缩研究进展[J]. 中国体育科技, 2009, 45(5):54—59.
- [33] 谢子康, 瞿玉兴, 赵洪, 等. 膝关节疼痛常见病因机制分析[J]. 现代生物医学进展, 2010, 10(22):4395—4396.