

AnyBody 仿真和验证的太极拳训练中 下肢生物力学特征*

纪仲秋¹ 李旭龙¹ 姜桂萍^{1,2} 刘刚¹

摘要

目的:利用仿真建模系统和三维测力台对完成太极拳中的弓步和马步动作时,人体支撑腿主要肌肉和膝关节的受力以及支撑稳定性进行研究,并通过表面肌电进行验证。

方法:使用FAB系统采集5名受试者的运动学参数用以建立模型,并通过三维测力台和表面肌电系统对不同动作的动力学及肌电特征进行分析。

结果:①完成不同幅度弓步动作时,比目鱼肌和股二头肌的受力分别为75.19N,215.81N和274.30N,明显高于马步动作。②完成最大幅度弓步和马步动作时,膝关节垂直受力分别为-1454.80N和-498.12N,前后方向的受力分别为-1886.60N和-1947.30N。③股直肌、股内侧肌和股二头肌的肌肉活性仿真结果同积分肌电之间显著相关,相关系数分别为0.900,0.922和0.852。

结论:完成马步动作时,主要发力的肌肉是股直肌和股内侧肌。而完成弓步动作时,比目鱼肌和股二头肌的发力也明显增加,且完成大幅度的弓步动作时,膝关节产生的压缩载荷和剪切载荷很大。同时,大腿肌群中的股直肌、股内侧肌和股二头肌的肌肉活性仿真结果同积分肌电之间一致性较高。

关键词 仿真;太极拳;生物力学;表面肌电;逆向动力学

中图分类号:R318.01, R454 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2014)-09-0799-07

A biomechanical research of lower limbs in taichiquan with simulation and modeling system/JI Zhongqiu, LI Xulong, JIANG Guiping, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2014, 29(9): 799—805

Abstract

Objective: By using simulation and modeling system and force platform to study the support stability of bow-like stance and horse-like stance in taichiquan of different movement ranges. Meanwhile simulation research on main lower limb muscles and joint forces were verified by surface electromyography(sEMG).

Method: Five subjects' kinematics parameters were captured by FAB system in order to build the simulation model and analyze the kinetics and sEMG characteristics by force platform and sEMG system.

Result: ① In different ranges of bow-like stance, the forces of soleus (SO) and biceps femoris (BF) were 75.19N, 215.81N and 274.30N respectively, which were higher than those in horse-like stance. ② In largest range of bow-like stance and horse-like stance the distal-proximal forces of knee were -1454.80N and -498.12N respectively, the anterior-posterior forces were -1886.60N and -1947.30N respectively. ③ The correlations among muscle activity simulation and IEMG of rectus femoris (RF), vastus medialis (VM) and biceps femoris (BF) were significant, the correlation indexes were 0.900, 0.922 and 0.852 respectively.

Conclusion: In horse-like stance of taichiquan, the main muscle force came from RF and VM. However, in bow-like stance of taichiquan the force of SO and BF raised also. When doing large range bow-like stance,

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2014.09.001

*基金项目:教育部人文社科课题(09YJA880013);2012年度北京师范大学教学建设与改革项目(12-01-13)

1 北京师范大学体育与运动学院,北京,100875; 2 通讯作者

作者简介:纪仲秋,男,教授;收稿日期:2013-09-09

the compression load and shear load of knee were very large. Meanwhile the consistency between simulation results of muscle activity and IEMG were better in RF, VM and BF.

Author's address College of P.E and Sports, Beijing Normal University, Beijing, 100875

Key word simulation; taichiquan; biomechanics; surface electromyography; inverse dynamic

以24式太极拳作为开展较为普及的太极拳训练套路,具有很高的健身价值。长时间坚持太极拳训练,能改善心血管系统、免疫系统、呼吸系统和运动系统的功能^[1-2],尤其是在防止老年人跌倒方面,太极拳训练更是具有很好的预防作用^[3]。但是,如果训练方法不当,很容易导致膝关节损伤的发生。因此,对于太极拳训练时膝关节肌肉和关节受力的研究十分重要。目前对于太极拳的生物力学研究主要集中于理论分析和受试者的动作测量两个方面^[4-6],也有太极拳造成膝关节损伤原因的探讨^[7-8]。因研究中涉及人体膝关节肌肉骨骼系统的变化情况,单纯的理论分析往往缺乏数据支持,而通过传统测量方法进行受试者的动作测量又很难得到肌肉受力和关节受力的情况。相比之下,计算机仿真研究被认为是一项有效的技术手段^[9]。

目前国内应用计算机仿真技术研究太极拳动作中膝关节受力的文章尚不多见,对仿真结果同真实情况之间的验证性研究也较少。因此,本研究旨在利用AnyBody仿真建模系统和三维测力台对完成24式太极拳中的弓步和马步动作时人体支撑腿主要肌肉和膝关节的受力以及支撑稳定性进行研究,并通过表面肌电进行验证。从而探究完成不同太极拳动作时人体膝关节的受力特征,为科学训练提供理论指导。

1 对象与方法

1.1 研究对象

5名男性受试者志愿参加本实验,年龄:(24.5±1.7)岁,身高:(176.7±3.8)cm,体重:(73.2±3.5)kg。受试者均进行过至少4个月的24式太极拳训练,对动作要领有较好的理解。受试者在测试前,排除下肢严重外伤和神经功能障碍,并测量躯干、上臂、前臂、大腿、小腿和足部长度等主要形态学指标。

1.2 研究方法

1.2.1 模型的建立:本研究以AnyBody5.2自带模型库中的Standing Model为基础进行修改,取5名受

试者的身高、体重以及主要形态学指标的平均值,利用考虑质量和脂肪比例的Scaling Length MassFat函数进行模型的比例缩放,重力场取9.81N/kg^[10]。利用AnyBody系统提供的最优化方案解决肌肉募集冗余问题^[11-12]。

为了将站立模型修改成弓步和马步模型,需要运动学数据的参照。本研究利用加拿大的FAB无线运动捕捉系统,将无线惯性传感器固定于受试者躯干、骨盆、上臂、前臂、大腿和小腿上,采集受试者右膝关节微屈、膝关节投影接近脚尖、膝关节投影超过脚尖三个弓步位置上,以及膝关节微屈、正常姿势以及膝关节接近90°三个马步位置上,动作稳定后3s内的人体关节角度(髋关节、膝关节、踝关节、肘关节、腕关节、肩关节)。取每个姿势中5名受试者同一关节角度的平均值用以修改模型,从而得到6种姿势下的仿真模型。输出右侧小腿腓肠肌、比目鱼肌、胫骨前肌和股直肌、股内侧肌、股二头肌等主要肌群的受力、肌肉活性和膝关节受力情况。

为了便于分析,本研究中取各个肌群中主要发力肌束的平均值来近似代表肌群的受力情况。仿真分析中的肌肉模型采用AnyBody软件中的简单肌肉模型,通过定义的肌肉强度计算肌力,肌肉强度参数为常数且已得到验证^[13]。

1.2.2 动力学测试:受试者首先双脚站立在一块美国Kistler三维测力台上称量体重,然后右脚单脚踩在测力台上完成不同动作。采集动作稳定后3s内,XYZ三个方向上的分力,以及压力中心(center of pressure, COP)的轨迹,用以研究不同姿势下,右腿的支撑体重百分比及稳定性情况。其中,支撑体重百分比=右侧支撑腿垂直方向上的分力/体重×100%。

1.2.3 肌电测试:使用美国Noraxon表面肌电测试系统记录受试者完成不同姿势的弓步和马步动作时,右侧下肢胫骨前肌、腓肠肌内侧、腓肠肌外侧、股直肌、股内侧肌和股二头肌6块主要肌肉的肌电数据。采集时间3s,采集频率1000Hz。对原始肌电信

号进行翻正、滤波(带通滤波 10—450Hz)和平滑(RMS, 50ms)处理后,输出肌肉 3s 内的积分肌电(integral electromyography, IEMG)值。取每个姿势中 5 名受试者同一块肌肉的积分肌电平均值进行分析,从而得到 6 种姿势下的肌肉放电情况。

1.3 统计学分析

利用 SPSS 17.0 对实验数据进行分析检验。动力学和积分肌电数据进行单因素方差分析,采用 Duncan 法进行事后比较,结果均以平均数±标准差表示。积分肌电数据与通过仿真模型计算得出的肌肉活性之间进行 Pearson 相关分析。

2 结果

2.1 人体模型姿势分析

表 1 所示为通过 FAB 系统采集到的不同弓步和马步姿势下,受试者右侧髋关节和膝关节的关节角度的平均值及标准差。本研究中,膝关节角度是指外踝、腓骨头、大转子三点之间连线的夹角。髋关节角度是指腓骨头、大转子、肩峰三点之间连线的夹角。其中,弓步 1 到弓步 3 分别代表了受试者在膝关节微屈、膝关节投影接近脚尖以及膝关节投影超过脚尖三个位置的姿势。马步 1 到马步 3 分别代表了受试者在膝关节微屈、正常姿势以及膝关节接近 90° 三个位置的姿势。

通过将每个姿势中 5 名受试者同一关节角度的平均值输入 AnyBody 人体模型,得到如图 1—2 所示的仿真模型,为了加快逆向动力学运算速度,模型中只对下肢肌肉的受力进行分析。

表 1 完成不同动作时髋、膝关节角度平均值 ($\bar{x}\pm s, ^\circ$)

动作	弓步 1	弓步 2	弓步 3	马步 1	马步 2	马步 3
右膝角度	144.0±4.5	123.0±7.8	111.0±9.4	128.5±5.5	110.0±8.2	93.0±11.5
右髋角度	143.8±6.7	125.6±8.6	114.1±9.8	145.1±6.9	124.7±8.4	109.1±10.8

图 1 弓步动作 2 仿真模型右视图

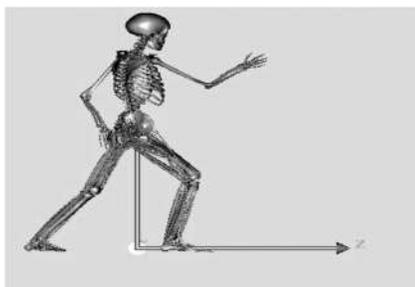
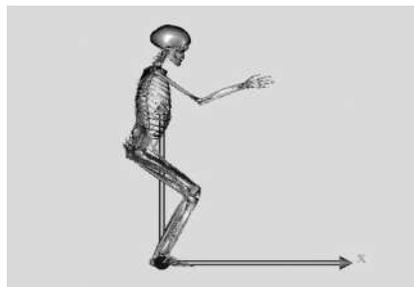


图 2 马步动作 2 仿真模型右视图

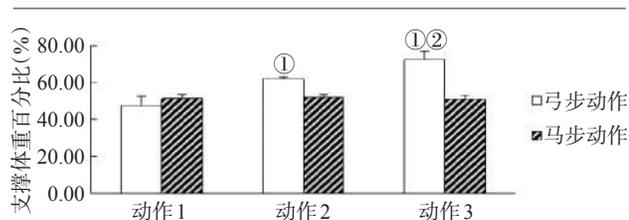


2.2 右侧下肢受力的动力学分析

图 3 所示为完成不同动作时右侧下肢的承重情况。在完成右弓步动作时,动作 2 同动作 1 相比右腿承重百分比显著上升。动作 3 同动作 1 和动作 2 相比,右腿承重百分比也分别有显著上升。完成马步动作时,左右腿承重比较对称,且随着动作幅度的增加没有明显变化,基本保持在 50% 左右。

图 4—5 所示为完成不同幅度的弓步和马步动作时右侧支撑腿的 COP 位移绝对值。在弓步动作中测力台的 X 轴和 Y 轴分别与人体的额状轴和矢状轴平行。在马步动作中测力台的 X 轴和 Y 轴分别与人体的矢状轴和额状轴平行。可以看出,在弓步动

图 3 完成不同动作时右侧下肢承重情况



①与同类型中动作 1 相比 $P < 0.05$;
②与同类型中动作 2 相比 $P < 0.05$

作中,完成弓步 3 时,右腿前后和左右方向上的 COP 位移绝对值较弓步 2 和弓步 1 相比显著增加。在马步动作中,马步 2 和马步 3 同马步 1 相比,在人体前

图4 不同弓步动作右腿 COP变化图

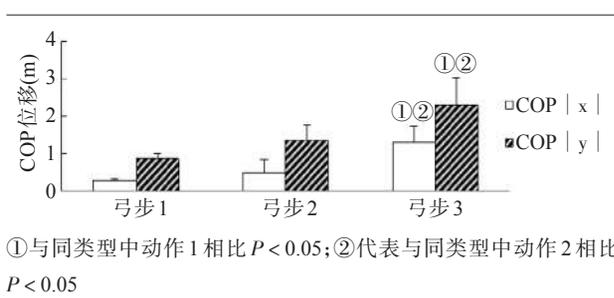
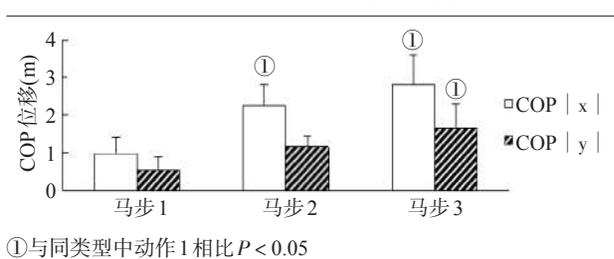


图5 不同马步动作右腿 COP变化图



后方向的COP位移绝对值上显著增加,而这两个动作之间差异不具有显著性。马步3同马步1相比,在人体左右方向的COP位移绝对值上显著增加。

2.3 右侧下肢肌力的仿真分析

表2所示为在不同姿势下人体右侧下肢主要肌群的逆向动力学计算结果。从不同动作的角度来看,完成弓步动作时,比目鱼肌和股二头肌的受力要明显高于马步动作。股直肌和股内侧肌受力情况比较相似。从不同动作幅度来看,弓步动作中,随着幅度不断增大,表2中所示肌群的受力都在不断增大。其中,当从弓步1变化到弓步2时,比目鱼肌的受力增加了约3倍,变化十分明显。股直肌和股内侧肌的受力增加情况比较均匀。而股二头肌长头受力则在从弓步2变化到弓步3时有了大幅度增加。马步动作中,随着动作幅度增加,比目鱼肌受力逐渐减少,当膝关节接近90°时,受力为0。股二头肌长头始终处于放松状态。股直肌和股内侧肌受力不断增加。

表3所示为在不同姿势下人体右侧下肢主要肌群的肌肉活性计算结果。从不同动作的角度来看,完成弓步动作时比目鱼肌和股二头肌的肌肉活性要明显高于马步动作。股直肌和股内侧肌的肌肉活性变化情况在两个动作中比较相似。从不同动作幅度

来看,弓步动作中,当膝关节微屈时,股直肌的肌肉活性最大。当膝关节投影接近脚尖时,比目鱼肌的肌肉活性最大。当弓步幅度最大时,股内侧肌的肌肉活性最大。在马步动作中,随着动作幅度的增加,比目鱼肌的肌肉活性逐渐减小,当膝关节屈度接近90°时,该肌群的肌肉活性为0。而在3个马步姿势中,股二头肌长头的肌肉活性基本都为0,证明该肌群在完成马步动作时基本处于放松状态。而股直肌和股内侧肌随着动作幅度的增大,肌肉活性不断增大,其中股内侧肌又要大于股直肌。

2.4 右侧下肢膝关节受力的仿真分析

表4所示为在完成不同幅度的弓步和马步动作时,右侧下肢膝关节所受的力和力矩情况。从中可以看出,在完成弓步动作时,膝关节所受的横向力整体较小并伴有方向的变化。垂直力和前后力方面,随着动作幅度的增加,两者都在增加,当膝关节投影超过脚尖时,前后受力大于垂直受力。轴向力矩也伴有方向的变化,当动作幅度较小时,膝关节受到内旋力矩,随着动作幅度的加大,膝关节所受力矩变为外旋力矩。屈曲力矩方面,随着动作幅度的增加,力矩值不断增大。在完成马步动作时,膝关节所受的横向力方向一致。垂直力和前后力方面,随着动作幅度的增大,垂直力逐渐减小而前后力不断增大。轴向力矩和屈曲力矩的变化规律同弓步动作相同。

2.5 右侧下肢的积分肌电及相关性分析

从表5中可以看出,完成弓步动作时,随着幅度的增加,腓肠肌内外侧这两块肌肉的积分肌电值变化并不明显。而胫骨前肌、股直肌、股内侧肌和股二头肌的积分肌电值在膝关节投影超过脚尖时,都有了较大幅度的提高,较前两个动作相比差异都具有显著性。在完成马步动作时,腓肠肌内外侧的积分肌电变化同样不显著。胫骨前肌在马步2和马步3时的积分肌电较马步1相比具有显著性差异。而大腿的三块肌肉在马步3时的积分肌电较马步1相比具有显著性差异。

为了检验通过AnyBody仿真建模方法计算出的肌肉活性同实际积分肌电数据之间的一致性程度。本研究对6种姿势下右侧下肢主要肌肉的肌肉活性(表3中所示数据)和6种姿势下右侧下肢主要肌肉的积分肌电(表5中所示数据)这两组数据进行

了Pearson相关分析。其中,由于比目鱼肌位于腓肠肌下面,无法通过表面肌电直接测量其肌电信号,故在此用腓肠肌内外侧的肌电信号间接反映比目鱼肌的放电情况。而胫骨前肌,由于其肌肉活性在各种姿势下都为0,故无法进行相关分析。从图6中可以

看出,股直肌的相关系数为0.900, $P=0.014$ 。股内侧肌的相关系数为0.922, $P=0.009$ 。股二头肌的相关系数为0.852, $P=0.031$ 。比目鱼肌外侧和内侧的相关系数分别为0.775和0.749,但 P 值均 >0.05 。

表2 右侧下肢主要肌群受力仿真结果 (N)

动作	弓步1	弓步2	弓步3	马步1	马步2	马步3
比目鱼肌外侧	75.19	215.81	274.30	16.48	3.33	0.00
比目鱼肌内侧	77.36	232.09	266.45	21.52	20.31	0.00
股直肌	61.21	91.90	138.65	67.18	96.66	142.56
股内侧肌	39.79	76.42	125.42	63.99	100.30	128.86
股二头肌长头	96.81	137.07	255.94	6.71	0.00	0.00

注:胫骨前肌和腓肠肌内外侧的受力在各个姿势下都为0,故不在表中显示。

表3 右侧下肢主要肌群肌肉活性仿真结果 (N)

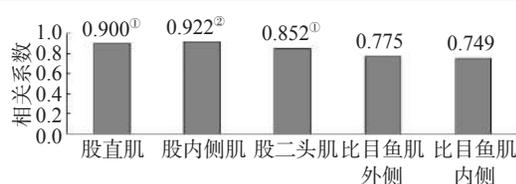
动作	弓步1	弓步2	弓步3	马步1	马步2	马步3
比目鱼肌外侧	9.73	27.93	35.48	2.13	0.44	0.00
比目鱼肌内侧	9.12	27.35	31.40	2.54	2.39	0.00
股直肌	15.69	23.56	35.54	17.22	24.77	33.08
股内侧肌	12.70	24.40	40.04	20.43	32.03	41.14
股二头肌长头	13.18	18.67	34.85	0.91	0.00	0.00

注:胫骨前肌和腓肠肌内外侧的肌肉活性在各个姿势下都为0,故不在表中显示。

表4 右侧下肢膝关节受力仿真结果

动作	横向力(N)	垂直力(N)	前后力(N)	轴向力矩(N·M)	屈曲力矩(N·M)
弓步1	-1.53	-992.08	-534.42	4.82	-28.71
弓步2	20.13	-1168.60	-1143.50	-1.01	-45.32
弓步3	13.31	-1454.80	-1886.60	-2.32	-60.82
马步1	-2.82	-933.20	-987.05	2.82	-46.03
马步2	-5.63	-840.72	-1599.60	-0.66	-59.96
马步3	-32.42	-498.12	-1947.30	-4.00	-63.84

图6 肌肉活性和积分肌电的相关性分析



①在0.05水平(双侧)上显著相关;②在0.01水平(双侧)上显著相关

表5 右侧下肢主要肌肉积分肌电结果

($\bar{x} \pm s, \mu V \cdot s$)

动作	胫骨前肌	腓肠肌内侧	腓肠肌外侧	股直肌	股内侧肌	股二头肌
弓步1	10.56±2.55	40.95±27.09	45.32±35.81	19.67±7.94	56.75±44.27	10.75±4.99
弓步2	14.02±4.33	50.80±41.47	48.59±40.73	55.11±10.60	116.20±40.97	46.26±6.89 ^①
弓步3	20.85±0.62 ^②	77.27±29.31	65.51±47.67	123.10±31.04 ^②	193.32±59.07 ^②	72.61±6.35 ^②
马步1	9.72±1.46	36.70±29.53	40.75±25.27	42.27±8.34	63.84±25.88	11.48±2.57
马步2	10.31±0.54 ^①	44.55±33.62	45.76±30.73	84.46±14.61 ^①	119.27±28.74	18.67±3.33
马步3	11.61±0.99 ^①	50.45±41.54	48.90±39.82	181.65±34.93 ^②	150.20±2.67 ^①	27.36±4.21 ^①

与同类型中动作1相比:① $P < 0.05$;与同类型中动作2相比:② $P < 0.05$

3 讨论

3.1 弓步和马步动作的动力学特征

在完成马步动作时,左右腿的支撑较为均衡,基本都维持在50%,且不随动作幅度变化而变化。而弓步动作更多地靠前腿支撑体重,且随着动作幅度的增加,前腿的承重量也不断增加。同时,随着动作幅度的增加,右侧支撑腿的COP在前后和左右两个方向上的位移都不断增大。说明随着动作幅度的增加,支撑稳定性逐渐降低。特别是在完成膝盖投影超过脚尖时,稳定性下降尤为显著。由于完成弓步和马步动作时,膝关节处于屈曲状态,这时膝

关节两侧副韧带松弛,膝关节稳定性下降。支撑的不稳定会引起下肢肌肉、韧带、关节的高度紧张并加大关节的负重。膝关节长时间处于这种高度紧张状态下,承受超重负荷,就可能引起肌肉、关节和韧带的劳损^[4]。进而出现髌骨劳损、半月板损伤及侧副韧带损伤等运动损伤^[15]。

3.2 弓步和马步动作的膝关节受力特征

垂直力会对膝关节产生一个压缩载荷,这一载荷过大会造成膝关节的压缩性损伤^[16]。前后方向的作用力主要对膝关节产生剪切载荷,这一载荷主要由膝关节前交叉韧带承担。有研究表明,人体膝关

节前交叉韧带的最大强度为 $(2160\pm 157)N^{[17]}$ 。本研究,当进行最大幅度的弓步和马步动作时,膝关节前后力绝对值分别为1886.6N和1947.3N,虽然处于前交叉韧带可承受的范围之内,但长期承受大强度的载荷还是会对前交叉韧带造成慢性劳损与松弛。特别是在完成膝关节投影超过脚尖的马步动作时,压缩载荷和剪切载荷都很大,最容易对膝关节造成伤害。因此,不建议初学者或关节力量不足者经常采用大幅度的弓步和马步动作,尤其应尽量减少膝关节超越脚尖的马步动作。

目前关于弓步和马步状态下膝关节受力大小范围的仿真研究报道并不多见。在与之相似的研究中,Worsley P等^[18]研究了从坐到站过程中膝关节的受力情况,其中最大横向力为 (0.12 ± 0.07) 倍体重,垂直力为 (1.55 ± 0.72) 倍体重,前后力为 (1.64 ± 0.73) 倍体重,屈曲力矩为 (0.06 ± 0.03) 倍体重。在本研究中,完成与坐起动作相似的马步动作时,横向力为0.04倍体重,垂直力为0.68倍体重,前后力为2.66倍体重,屈曲力矩为0.09倍体重。基本属于可以接受的范围,说明模型仿真计算结果可信。

3.3 弓步和马步动作的支撑腿肌肉受力特征

AnyBody的仿真结果显示,在完成马步动作时,主要发力的肌肉是股直肌和股内侧肌,其他肌肉基本处于放松状态。而在完成弓步动作时,除了股直肌和股内侧肌外,比目鱼肌和股二头肌的发力也明显增加。这说明完成弓步动作需要更多的肌肉进行协调配合。

受训练者完成弓步和马步动作的过程,也是一个不断保持身体静态平衡的过程。这就对受训练者的下肢力量提出了一定要求。有研究表明,肌肉力量会影响平衡能力,肌力较差者平衡功能也较差,且力量训练能够提高人体平衡能力^[19-20]。本研究发现,随着动作幅度的增加,完成弓步和马步动作时股直肌和股内侧肌的肌肉活性都有了较大升高。不断增大的肌肉活性最终以肌肉力的形式作用于膝关节上,增加了膝关节损伤的风险。为了防止疲劳积累造成的损伤,应当在训练后通过适当的方法缓解疲劳,增强平衡控制能力^[21]。

3.4 仿真结果与肌电信号的一致性特征

积分肌电是指肌电图曲线所包络的面积,在一

定程度上反映了一定时间内肌肉中运动单位的放电总量^[22]。在某些情况下,表面肌电同肌肉受力之间存在相关性^[23-24]。但也没有非常确定的关系^[25]。目前关于弓步和马步状态下,下肢受力的仿真结果同肌电信号一致性的研究并不多见。在与之相似的研究中,Enguo Cao等^[26]发现腓肠肌、比目鱼肌和股直肌的一致性情况较好。Ali N等^[27]发现股直肌和股内侧肌的一致性较好,而胫骨前肌的一致性较差。

本研究发现,在完成不同姿势的动作时,大腿肌群的股直肌、股内侧肌和股二头肌的肌肉活性同积分肌电之间显著相关,而小腿肌群的比目鱼肌内外侧的肌肉活性同积分肌电之间不具有显著性相关。说明大腿肌群肌肉活性的仿真结果同肌电数据之间的一致性要高于小腿肌群。生物力学分析中,仿真样本数要求不高,要增加的是每一样本多次运算;并且样本数计算相关系数有意义值,随样本数减少而增大,因此,计算结果具有显著性意义。

3.5 本研究存在的问题

首先,在进行仿真计算时,胫骨前肌在完成两种动作时受力都为0,这是因为在完成弓步和马步动作时踝关节背屈,胫骨前肌被压缩,而在AnyBody建模系统中肌肉不能产生推力。同时,同为小腿三头肌组成部分的腓肠肌,不论是内侧和外侧受力也都为0。而与它功能相似的比目鱼肌却在不同幅度的弓步动作中受力有了显著变化。这可能是因为,AnyBody系统在进行逆向动力学分析时所遵循的“最大肌肉活性最小化”标准,保证了没有其他的多余肌肉募集,否则会导致较小的肌肉最大活性。

另外,小腿肌群的肌肉活性仿真结果同积分肌电之间一致性较差,这一结果是由于AnyBody模型本身的局限性所致。通过AnyBody系统建立的固定姿势模型是绝对静止的,也是肌肉发力最优化的。但是,在实际情况中,人体的绝对静止是不存在的,而是会绕自己的平衡点不停地晃动^[28]。尤其是在膝关节屈曲状态下,支撑并不稳定,这就需要不断的肌肉发力来调整平衡。

综上所述,本研究发现完成马步动作时,主要发力的肌肉是股直肌和股内侧肌。而完成弓步动作时,比目鱼肌和股二头肌的发力也明显增加。当完成大幅度的弓步动作时,支撑稳定性降低,膝关节产

生的压缩载荷和剪切载荷很大,容易造成损伤。完成不同弓马步动作时,大腿肌群中股直肌、股内侧肌和股二头肌的肌肉活性仿真结果同积分肌电之间一致性较高,而小腿肌群中比目鱼肌内外侧的一致性较低。

参考文献

- [1] 王雪芹. 太极拳的生理医学效应研究进展[J]. 中国体育科技, 2011,47(4):113—114.
- [2] Field T. Tai Chi research review[J]. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 2011, 17(3):141—146.
- [3] Logghe IH, Verhagen AP, Rademaker AC, et al. The effects of Tai Chi on fall prevention, fear of falling and balance in older people: a meta-analysis[J]. *Preventive Medicine*, 2010, 51(3—4):222—227.
- [4] Ge W, Wei L, Juvena H, et al. Spatial, temporal and muscle action patterns of Tai Chi gait[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004, 14(3): 343—354.
- [5] 武冬,刘卉. 杨式大架太极拳主要动作的生物力学特征分析[J]. 北京体育大学学报,2001,24(1):41—44.
- [6] 黄强民,刘庆广,张胜年,等. 太极拳蹬腿动作的下肢肌电活动规律、关节运动类型和平衡控制特征[J]. 体育科学,2009,29(7): 55—56.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 郝卫亚. 人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展[J]. 医用生物力学,2011,26(2):97—104.
- [10] 刘书朋,司文,严壮志,等. 基于 AnyBodyTM 技术的人体运动建模方法[J]. 生物医学工程学进展,2010,31(3):132—133.
- [11] Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, et al. A-nalysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System[J]. *Simul Model Pract Theory*, 2006, 4(8): 1100—1111.
- [12] 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—579.
- [13] Mark Z, Lone H, Christian W, et al. A generic detailed rigid-body lumbar spine model[J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(6): 1219—1227.
- [14] 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.
- [15] 张建东,袁洪杰,郭娜. 武术运动中膝关节损伤的生理学及生物力学分析[J]. 山西师大体育学院学报,2006,21(3):126—127.
- [16] 纪仲秋. 运动生物力学[M]. 桂林:广西师范大学出版社, 2005.15—16.
- [17] Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, et al. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing[J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, 22(3):625—632.
- [18] Worsley P, Stokes M, Taylor M. Predicted knee kinematics and kinetics during functional activities using motion capture and musculoskeletal modeling in healthy older people [J]. *Gait Posture*, 2011, 33(2):268—273.
- [19] 姚波,金建明,霍文璟,等. 老年人下肢伸膝肌力对平衡功能的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志,2006,28(7):466—468.
- [20] Mohammadi V, Alizadeh M, Gaieni A. The effects of six weeks strength exercises on static and dynamic balance of young male athletes. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 2012, 31: 247—250.
- [21] 纪仲秋,李旭龙. 电刺激穴位按摩对局部运动疲劳后姿势控制能力恢复的影响[J]. 医用生物力学,2013,28(3):13—19.
- [22] 曲峰. 运动员表面肌电信号与分形[M]. 北京:北京体育大学出版社,2008.4—5.
- [23] Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2009, 24(3):225—235.
- [24] Linnamo V, Strojnik V, Komi PV. Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles[J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2006, 96(6):672—678.
- [25] 王旸,牛文鑫,何艳,等. 面向逆向动力学仿真驱动和验证的半蹲式跳伞着陆实验研究[J]. 医用生物力学,2010,25(4):260—261.
- [26] Enguo C, Yoshio I, Tao L. Estimation of lower limb muscle forces during human sit-to-stand process with a rehabilitation training system[C]. Hong Kong: Biomedical and Health Informatics, 2012: 1018—1019.
- [27] Ali N, Andersen MS, Rasmussen J, et al. The application of musculoskeletal modeling to investigate gender bias in non-contact ACL injury rate during single-leg landings[J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2013, 2(6):5—6.
- [28] 钱京京. 武术套路、健美操、中长跑对大学生动态平衡能力影响的对比分析[D]. 北京:首都体育学院,2011.5—6.