文章编号:1004-7220(2015)01-0030-08

冲击载荷作用下运动员下肢动态响应的逆向动力学仿真

刘述芝[1], 胡志刚[2], 张 健[3]
(1. 重庆大学 体育学院, 重庆 400044; 2. 河南科技大学 医学技术与工程学院, 洛阳 471003;
3. 上海硅步科学仪器有限公司, 上海 200030)

摘要: 目的 分析冲击载荷作用下羽毛球运动员下肢关节肌肉的动态响应变化。**方法** 基于 AnyBody Modeling System 软件建立人体肌骨模型,采用实测表面肌电信号进行验证,以运动捕捉系统和测力台测量数据进行模型驱动,对羽毛球右前场蹬跨步上网过程中下肢肌肉肌力、关节力和关节力矩进行逆向动力学仿真与分析。**结果** 所建人体下肢肌骨模型经肌电信号验证有效。羽毛球蹬跨步上网过程中,髋、踝关节 Z 方向内力峰值显著高于 X 和 Y 方向内力峰值,而膝关节 X 方向内力峰值显著高于 Y 和 Z 方向内力峰值;缓冲期,髋关节 X、Y、Z 方向依次表现为内收力矩、伸髋力矩和内旋力矩,膝关节 X、Y、Z 方向依次表现为外展力矩、屈膝力矩、外旋力矩,踝关节 X、Y 方向依次表现为内翻力矩、跖屈力矩,且髋、膝、踝关节 X 方向力矩峰值显著高于 Y 和 Z 方向;股外侧肌、股二头肌、胫骨前肌、腓肠肌内侧在对抗地面冲击载荷时的肌力发挥较大,股直肌、半膜肌、比目鱼肌发挥的作用相对较小。**结论** 建立的下肢肌骨模型可为冲击载荷作用下运动员下肢生物力学特性分析提供技术平台。为避免运动损伤,类似羽毛球前场蹬跨步上网冲击动作中尤其要重视触地瞬间地面反作用力载荷对髋、膝、踝关节前后及内外侧方向生物力学性质的影响,同时在对羽毛球运动员进行专项训练时切勿忽视对股外侧肌、股二头肌、胫骨前肌的专项力量发展。

关键词: 冲击载荷; 肌骨模型; 动态响应; 下肢; 逆向动力学仿真
中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A
DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.01.030.

Inverse dynamics simulation on lower limb responses from badminton athlete under impact loads

LIU Shu-zhi[1], HU Zhi-gang[2], ZHANG Jian[3] (1. *Institute of Physical Education*, *Chongqing University*, *Chongqing* 400044, *China*; 2. *Medical Technology and Engineering College*, *Henan University of Science and Technology*, *Luoyang* 471003, *China*; 3. *Shanghai Gaitech Scientific Instruments Co. Ltd*, *Shanghai* 200030, *China*)

Abstract: Objective To analyze the badminton athletes' dynamic responses in their lower limbs under impact loads. **Methods** A human musculoskeletal model was established based on AnyBody Modeling System software and verified by measuring surface electromyography (EMG). The muscle force, joint force, joint torque of lower limbs during right Front-Court Lunge Step in badminton were studied by inverse dynamic simulation and analysis through Vicon motion capture system and force platform. **Results** The musculoskeletal model was validated to be effective by EMG. During right Front-Court Lunge Step in badminton, the force peak of the hip and ankle joint in Z direction was larger than that in X and Y direction, and the force peak of the knee joint in X direction was larger than that in Y and Z direction. During buffer period, the hip joint in X, Y, Z direction showed adduction, extension and internal rotation torque, respectively, the knee joint in X, Y, Z direction showed abduction, flexion

收稿日期:2014-04-17; 修回日期:2014-07-19
基金项目:重庆大学2012年中央高校基本科研业务专项经费项目(CQDXWL-2012-101)。
通信作者:刘述芝, E-mail:lyiwlyf@163.com。

and external rotation torque, respectively, and the ankle joint in *X*, *Y* direction showed varus and plantar flexion torque, respectively. The peak torque of the hip, knee and ankle joint in *X* direction was significantly larger than that in *Y* and *Z* direction. Vastus lateralis, biceps femoris, anterior tibial and medial gastrocnemius played a larger role against the ground reaction, while rectus femoris, semitendinosus, soleus played a relatively smaller role against the ground reaction. **Conclusions** The established musculoskeletal model in the study can provide a technical platform to analyze athletes' biomechanical properties of lower limbs under impact loads. To avoid sport injuries, more attention should be paid to the effect from ground reaction force load at touchdown instant on hip, knee and ankle joints in anteroposterior and mediolateral direction during footwork similar to Front-Court Lunge Step in badminton, and at the same time, the strength training of vastus lateralis, biceps femoris, anterior tibial and medial gastrocnemius of badminton players should not be ignored during specialized training.

Key words: Impact load; Musculoskeletal model; Dynamic response; Lower limb; Inverse dynamic simulation

步法是羽毛球运动的灵魂,在比赛中运动员只有根据对方来球进行快速灵活多变的步法转换,才能以合理的方式有效地予以还击,获取比赛得分。羽毛球移动步法的多变性是造成运动员下肢损伤的主要原因[1],故针对羽毛球运动的步法进行生物力学研究具有重要意义。在羽毛球运动的所有步伐中,左右前场蹬跨步上网接球使用频率非常高[2],同时在该步伐运动过程中要求运动员以最快的速度跨步向前上网,运动员下肢受到地面较大反作用冲击载荷,这种类似频繁的较高载荷往往导致运动员下肢的生物力学特性发生改变。AnyBody Modeling System 人体建模仿真软件是针对完整肌骨系统进行逆向动力学分析的软件,可以分析人体模型在各种环境下各块肌肉、骨骼和关节的受力、变形以及肌腱的弹性性能、拮抗肌的作用等[3],通过分析数值模拟结果进而评估人体各部分功能状况。基于此,本研究以羽毛球右前场蹬跨步(right Front-Court Lunge Step)为例,应用该仿真软件平台探讨在地面反作用冲击载荷下运动员下肢的动态响应变化,旨在为运动员预防损伤和专项力量训练科学化提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 下肢肌骨建模与优化算法

为了进行羽毛球运动员下肢动态响应的逆行动力学分析,首先必须建立人体肌骨模型。AnyBody 可以针对不同尺寸的人体生成相应的肌肉骨骼模型,调用系统内置或自定义的缩放准则函数对系统中由丹麦 Aalborg University 开发的默认模型(25 bones and 500 muscles)进行缩放。本研究采用中国成年人人体尺寸 GB 10000—88 标准缩放函数,输入受试者的身高(175 cm)、体重(65 kg)以及各体节尺寸参数建立肌骨模型。模型组成元素主要为骨盆、髋膝踝关节和下肢主要肌肉、骨骼、韧带。由于下肢肌肉数目多、结构复杂,力学特性参数难以获得,在此采用 AnyBody 软件中 AnyMuscleModel 肌肉模型,即通过定义的已得到验证的肌肉强度计算肌肉力[4]。建模过程主要包含设定基本坐标点、设置人体几何参数、肌骨物理特征参数以及下肢运动参数、确定缩放比例等。图 1 所示为 AnyBody 环境下羽毛球运动员前场蹬跨步上网过程中关键时相运动员躯干及下肢肌骨模型姿态。

在人体逆向动力学分析中,肌骨系统均存在肌力数目大于肌骨模型自由度带来的肌肉冗余问题,故必须通过优化算法求解肌力。本研究采用 AnyBody Modeling System 中基于逆向动力学的静态优化方法,即如下所示的优化模型[5-7]:

$$\min\ G(F^{\mathrm{M}})$$

$$G(F^{\mathrm{M}}) = \max(A_i^{\mathrm{M}}) = \max\left(\frac{F_i^{\mathrm{M}}}{N_i}\right)$$

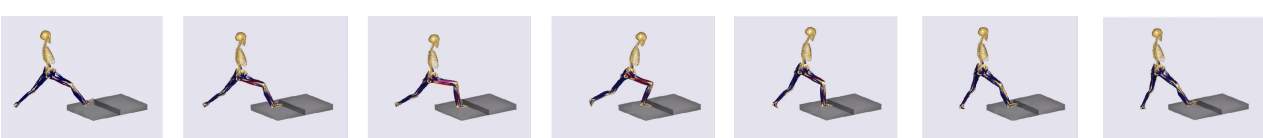


图 1 蹬跨步上网关键时相运动员肌骨模型姿态

Fig. 1 The musculoskeletal model posture of key phase during right Front-Court Lunge Step of athlete

$$\boldsymbol{C}F^{M}=R$$

$$0\leqslant F_i^{M}\leqslant N_i,\ i=1,2,\cdots,n^{M}$$

该优化模型基于肌肉疲劳与其活动度直接相关的假设,认为肌力分配遵循最大活动度最小优化准则,保证最小疲劳程度,即在考虑各块肌肉强度不同的情况下,尽可能在肌肉之间平均分配载荷。模型中 F^{M} 为肌肉力,N_i 为肌肉强度,即肌肉最佳长度下所能提供的最大力,A_i^{M} 为肌肉活动度,即肌肉力与其强度的比值,$\boldsymbol{C}$ 为系统系数矩阵,R 为系统所受外力(本研究为地面反作用力),n^{M} 为模型中肌肉数目。

为了实现对 AnyBody 建立的肌骨模型对象进行驱动,需要对肌骨模型的运动进行定义。通过 C3D-to-AnyScript 转化程序导入国际标准格式运动捕捉数据和测力台力学数据,建立运动学驱动器,用以驱动人体模型。具体方法是利用运动学 C3D 文件中的各标记点(marker)驱动人体骨骼上对应的特征点,仿真人体动作,并计算人体髋、膝、踝关节的角位移,再利用角位移(所有受试者数据进行时间归一化处理后的平均值)驱动骨肌系统,进而计算出肌肉力、关节力等数据。

1.2 实验室数据采集

实验室数据测试的受试者为7名体育学院羽毛球专业学生,其中一级运动员1名,二级运动员6名,年龄(21.7±0.95)岁,身高(175±5.1) cm,体重(64.5±8.6) kg;所有受试者健康状况良好,下肢无关节损伤。

运动学数据采用 Vicon Motion System 人体运动学测量与分析系统采集,采样频率为0.1 kHz。8个红外摄像头感应位于右侧髂结节、髂前上棘、大转子、膝关节内上髁、膝关节外上髁、内踝、外踝、脚跟、脚尖等直径为14 mm的球形标记点。动力学数据由 Kistler 9287B 三维测力台进行采集,采样频率为1 kHz。测力台内置信号放大器,通过数模转换器连接 VICON 系统实现同步。

另外,为了定性验证模型输出的肌肉力和肌肉活动度的动力学特征,对相应肌肉的生理电活动进行测试。数据由美国 Noraxon 系统采集,采样频率为1 kHz,采集的表面肌肉为:股外侧肌(vastus lateralis, VL)、股直肌(rectus femoris, RF)、股内侧肌(vastus medialis, VM)、股二头肌(biceps femoris, BF)、半腱肌(semitendinosus, ST)、腓肠肌外侧(gastrocnemius lateralis, GL)、腓肠肌内侧(gastrocnemius medialis, GM)、比目鱼肌(soleus, SL)、胫骨前肌(tibialis anterior, TA)。表面肌电信号(electromyography, EMG)与运动学数据采用外同步采集。正式实验之前对受试者所测肌肉逐一进行最大自主收缩(maximum voluntary contraction, MVC)测试,用于 EMG 指标的标准化。

实验前运动员在室内跑步机上进行充分热身后更换实验专用服装和羽毛球鞋,而后进行右下肢骨性标志上标记点的粘贴。实验时要求运动员在模拟羽毛球场中场位置做好启动的准备姿势,当听到实验指挥员的口令后,采用高速3步蹬跨步步法模拟上网接球动作;要求第3跨步时运动员右下肢落于测力台的中心位置,成功采集5次重复动作数据。以运动员蹬跨步脚脚跟触及力台至后退脚尖离地最高为冲击时段(见图1),并进行数据截取作为分析讨论的依据。

1.3 数据处理与统计

运动学和动力学原始数据采用 Visual 3D 软件解析获取,采用 Origin 7.5 软件 Smooth 和 Interpolation 菜单对数据进行平滑和时间标准化处理,获取下肢关节角度和地面反作用力数据,另用体重对反作用力数据进行标准化处理。采用美国 Noraxon 公司专用信号处理软件 MyoResearch 对原始肌电信号数据进行整流、带通滤波(10~500 Hz)、低通滤波(截止频率3 Hz)后与 MVC 作肌电归一化处理。运用 AnyBody 软件逆向动力学相关模块计算下肢关节力、关节力矩和肌肉力。另用体重对关节力进行标准化处理。经软件处理后,所有受试者的运动学和动力学数据均表示为均数±标准差。

2 结果

2.1 下肢关节角度

根据运动员跨步腿膝关节角度变化,以膝关节最大屈曲角度,即时间轴上30%时刻为关键点将运动员蹬跨步上网动作划分为两个阶段,分别为重心前移缓冲阶段和重心后移蹬伸阶段(见图2)。整个过程中髋膝踝关节角度变化趋向基本一致。缓冲前期踝关节首先背屈,用以减少地面撞击。

2.2 地面反作用力载荷

图3所示为运动员在右前场蹬跨步上网过程中

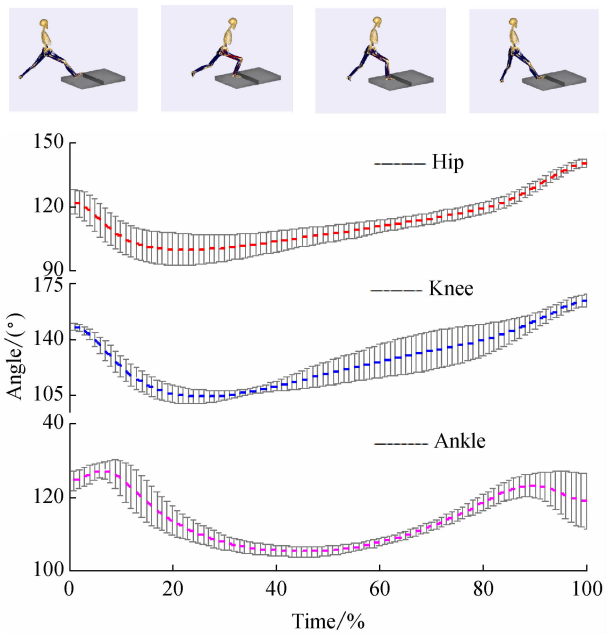


图 2　典型动作时相与下肢关节角度同步图

Fig. 2　Simultaneous graph of joint angles in lower limbs and typical action phase

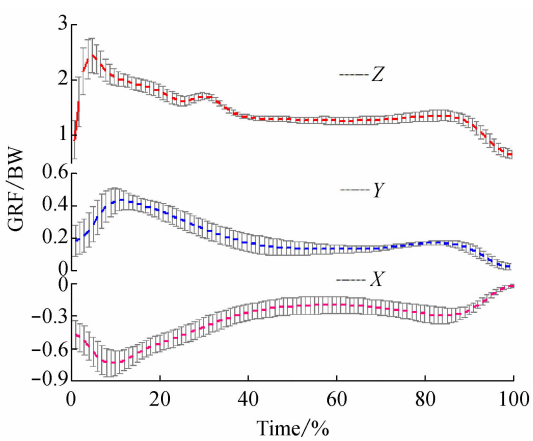


图 3　地面反作用力变化曲线

Fig. 3　Ground reaction force (GRF) curve

下肢在 Z、Y、X 方向上所受的地面反作用力冲击载荷。缓冲阶段 Z 方向反作用力载荷第 1、2 峰值分别为体重(body weight, BW)的 2.5 倍和 1.8 倍左右。缓冲前期 X、Y、Z 方向反作用力载荷均达到第 1 峰值,在羽毛球运动中这一相对较高的频繁冲击载荷对运动员下肢生物力学性能改变产生重要影响。在完整动作周期内,X、Y、Z 方向反作用力载荷均表现为"双峰"或"多峰"形状,且随着人体运动速度减小和身体重心的后移,X、Y、Z 方向反作用力载荷整体呈减小趋势,直至向后蹬伸末期达到最小值,说明在蹬跨步上网过程中需要重点关注缓冲前期。

2.3　仿真模型验证

为了验证下肢肌骨模型仿真的有效性,本文根据文献[3-4,7,12]中提出的验证方法,通过对所测下肢相应肌肉 EMG 进行整流、滤波、包络和归一化处理后,与仿真输出的肌肉激活程度(activity)进行相关分析,相关系数为 0.53 ±0.29,这一结果与 Zee 等[4]的研究结果接近。同时以股内侧肌为代表,实测 EMG 激活度与仿真输出的肌肉激活度曲线形状一致(见图 4),基本可以确定本研究所建立的下肢肌骨模型具有有效性。

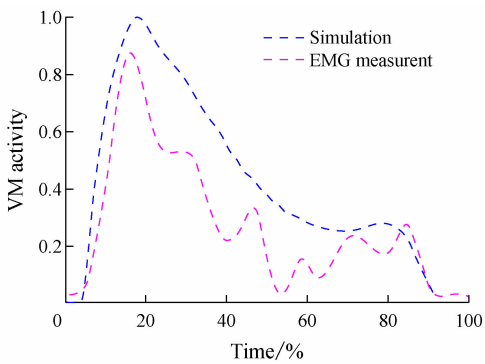


图 4　实测股内侧肌激活度与仿真输出肌肉激活程度比较

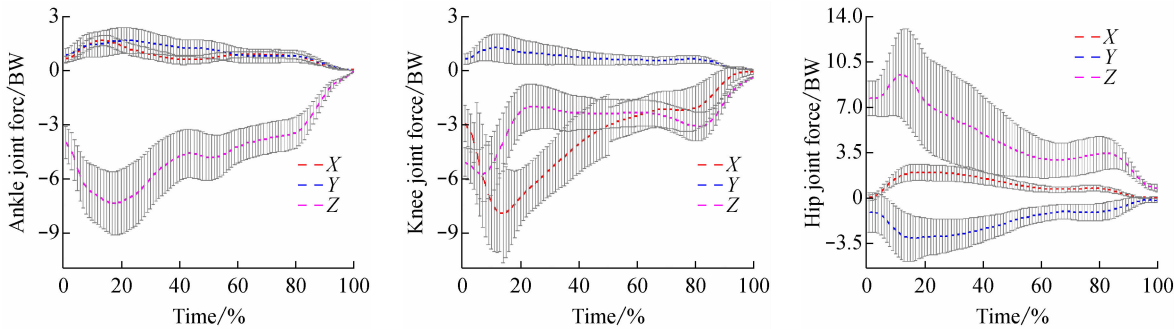
Fig. 4　Comparison of measured vastus medialis (VM) activation and simulated muscle activation

2.4　下肢关节内力

图 5 所示为根据运动捕捉系统和三维压力测量系统采集的数据,仿真计算和归一化后获取的羽毛球运动员蹬跨步上网过程中踝、膝、髋关节内力的变化曲线。在完整动作周期内,X 方向髋、踝关节内力变化趋势一致,Y 方向踝、膝关节内力变化趋势一致,Z 方向髋、膝、踝关节内力变化趋势表现出明显差异。就曲线上关节内力峰值大小比较而言,膝关节 X 方向内力峰值显著高于髋、踝关节 X 方向内力峰值,Y 方向髋、膝、踝内力峰值没有显著差异。Z 方向髋关节内力峰值显著高于膝、踝关节。无论 X、Y、Z方向,髋、膝、踝关节内力在缓冲前期均达到第 1 峰值。随着运动员身体重心后移,髋、膝、踝关节内力逐渐减小,直至趋向于 0。

2.5　下肢关节力矩

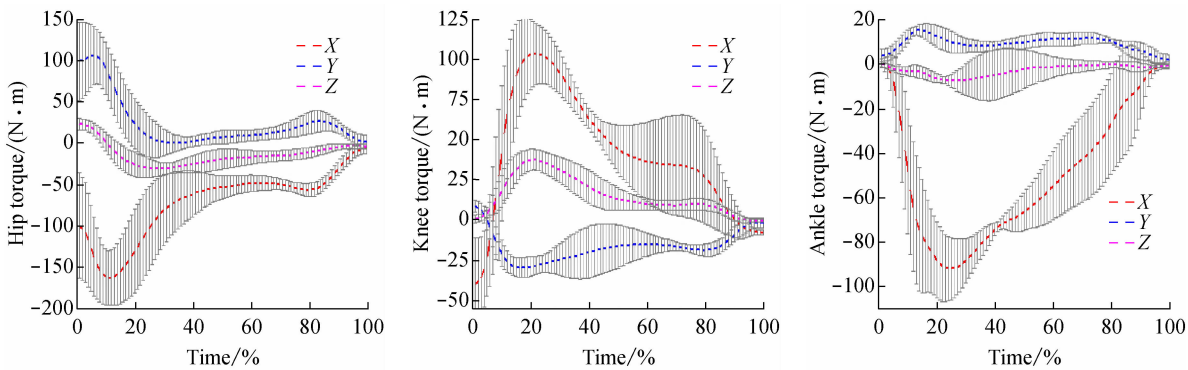
图 6 所示为仿真计算和归一化后获取的羽毛球



(a) 踝关节 (b) 膝关节 (c) 髋关节

图5 下肢关节力变化曲线

Fig. 5 Force curve of lower limbs (a) Ankle joint, (b) Knee joint, (c) Hip joint



(a) 髋关节 (b) 膝关节 (c) 踝关节

图6 下肢关节力矩变化曲线

Fig. 6 Torque curve of lower limbs (a) Hip joint, (b) Knee joint, (c) Ankle joint

运动员蹬跨步上网过程中踝、膝、髋关节力矩的变化曲线。就单关节而言,X、Y、Z 方向上的力矩值逐渐减小。在完整动作周期内,髋关节 X 方向主要表现为内收力矩,Y 方向主要表现为伸髋力矩,而 Z 方向缓冲期首先表现为内旋力矩而后为外旋力矩;膝关节 X 方向缓冲期主要表现为外展力矩,Y 方向缓冲期首先表现为屈膝力矩而后为伸膝力矩,Z 方向主要表现为外旋力矩;踝关节 X 方向主要表现为内翻力矩,且力矩值先增大后减小,Y 方向首先表现为跖屈力矩而后为背伸力矩。就关节之间力矩比较而言,髋关节无论 X、Y、Z 方向蹬伸期力矩值逐渐减小,髋、膝、踝关节力矩变化趋势一致,且髋、膝、踝关节 X 方向力矩峰值显著高于 Y 和 Z 方向。

2.6 下肢主要肌肉力

由模型验证结果可知,本研究所建立的仿真模型具有有效性,故通过逆向仿真输出羽毛球运动员蹬跨步上网过程中跨步腿主要肌群相对于地面冲击载荷的平均响应和动态响应变化。由图7可知,股外侧肌(VL)、股二头肌(BF)、胫骨前肌(TA)、腓肠肌(GL,GM)应对地面反作用力冲击载荷时发挥出更大的肌力,股直肌(RF)、半腱肌(ST)、比目鱼肌(SL)发挥的作用相对较小。

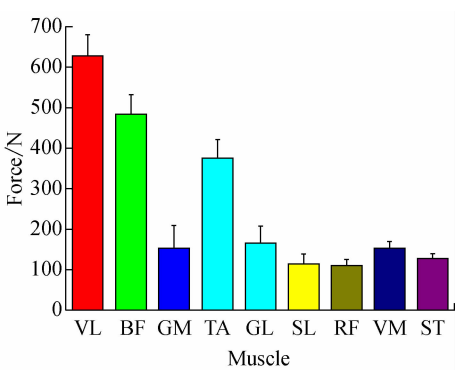
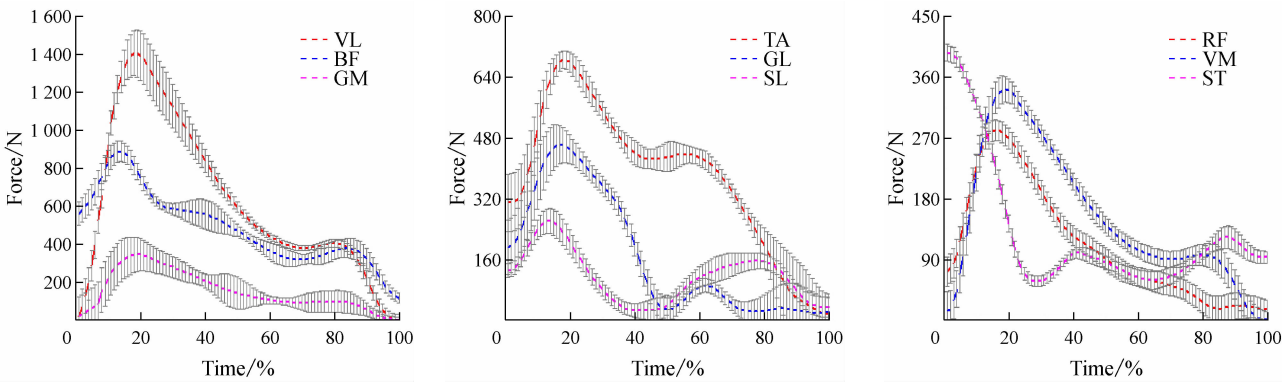


图7 蹬跨步上网过程中下肢主要肌力均值

Fig. 7 Average muscle force of lower limbs during Front-Court Lunge Step

图 8 所示为羽毛球运动员蹬跨步上网过程中下肢肌肉相对于地面冲击载荷的动态仿真结果输出。除半腱肌(ST)外,其他所有仿真的肌肉均在动作周期 20% 时刻左右肌力发挥到最大值,而后大部分肌肉的肌力变化成“双峰”或者“多峰”状态下降,腓肠肌外侧(GL)、比目鱼肌(SL)、半腱肌(ST)等在身体重心后移时呈递增态势。



(a) 股外侧肌、股二头肌和腓肠肌　(b) 胫骨前肌、腓肠肌外侧和比目鱼肌　(c) 股直肌、股内侧肌和半腱肌

图 8　蹬跨步上网过程中下肢肌力动态变化

Fig. 8　Dynamic change of lower limb force during Front Court Lunge Step　(a) VL, BF, GM muscles, (b) TA, GL, SL muscles, (c) RF, VM, ST muscles

3　分析与讨论

人体运动的复杂性和测量技术的局限性限制了对真实人体运动规律的探索与揭示,故在体育科学领域,人体运动生物力学建模与仿真现已成为研究人体运动的重要方法。针对冲击载荷作用下羽毛球运动员下肢肌肉动态响应的计算仿真,建立相应人体肌骨模型是研究的首要步骤。AnyBody 建模系统从 AnyBody 人体模型库中选取人体模型(肌肉、骨骼和关节点),运动驱动或运动采集数据作为输入,通过内置的独特的优化算法和逆动力学求解器,计算人体模型中各个肌肉和关节的受力、变形、肌腱弹性能量、拮抗肌肉运动等对工作人体有用的特征[8]。本研究基于 AnyBody 软件和运动环境建立运动员躯干和下肢三维模型,并结合动作捕捉和足底压力测量得到的运动员运动力学数据进行人体系统仿真分析,输出关节力、关节力矩和肌肉力逆向动力学数据。由于在对人体进行逆向动力学仿真时,必须通过优化方法来解决肌力数目大于肌骨模型自由度带来的冗余问题,采用 AnyBody Modeling System 中基于逆向动力学多项式优化模型(其中 P 值为 3[5]),能有效增大肌肉协同性,保证骨肌系统较好的鲁棒性和肌肉募集的稳定性。

模型有效性与否直接影响仿真结果的可靠性。有研究认为,可以通过同步测量肌肉活动时的 EMG 与 AnyBody 逆向动力学分析的肌肉激活度结果进行对比的方法去验证模型的有效性,两者之间存在一定的相关性[3-4,12]。本研究采用类似方法,通过对所测下肢相应肌肉 EMG 进行整流、滤波、包络和归一化处理后与仿真输出的肌肉激活程度进行比较,平均相关系数为 0.53 ± 0.29,在一定程度上可以认为本研究所建模型具有仿真有效性。虽然事实上 EMG 与肌肉受力并没有非常确定的关系,而且 EMG 测量的影响因素很多,但是通过对 EMG 活动性的测量来定性验证模型肌肉力的逆向动力学仿真结果依然具有重要的意义[9-11]。

羽毛球运动员以接近本人最大移动速度的情况下蹬跨步上网产生较大的地面反作用力冲击载荷,虽然与踏跳、高处垂直下落等动作所产生的冲击载荷特性有一定区别,但是由该动作产生的频繁载荷足以使下肢生物力学特性发生改变。Nigg[14] 研究表明,人体在着地 50 ~ 75 ms 后肌肉骨骼系统能够主动反应协助减小冲击力,而在 50 ~ 75 ms 之前产生的冲击力只能靠人体的结构去吸收。因此,较大

的反作用力变化率是下肢冲击损伤的比较重要的因素。结合本研究地面垂直反作用力曲线分析不难发现,在运动员上步脚蹬地初期,所受地面撞击力第1、2峰值分别为体重的2.5倍和1.8倍左右,且跨步腿触地后极短时间内垂直反作用力上升到第1峰值,说明反作用力变化率较大。为了缓冲蹬跨步上网地面给予下肢相对较大冲击载荷,运动员下肢关节和肌肉也快速做出动态响应。关节力矩表示控制某一关节的肌肉群(主动肌与对抗肌群)的紧张程度,是跨关节所有肌肉(包括主动肌与对抗肌)的综合作用表现,它能够直接反映各关节肌群在动作中的作用和肌群的活动特点。由于向前缓冲时作用于足底较大的地面反作用力方向通过膝关节中心的前方产生使膝关节伸的力矩,此时膝关节屈肌(股后肌群)进行主动收缩,产生相应的屈膝力矩,抵抗由地面反作用力产生的伸膝力矩,以避免膝关节过伸。虽然屈膝力矩在整个膝关节力矩曲线仅占很小份额,但是它对羽毛球运动员来说具有十分重要的意义,主要用来对抗触地瞬间强大的伸膝力矩。因此,在进行力量训练的过程中要加强股后肌群的专项化训练,避免因股后肌群力量不足而导致的肌肉损伤。在缓冲期产生较大屈膝力矩的同时也产生较大的外展力矩,根据解剖学原理,当膝关节被猛烈外展时可导致胫侧副韧带部分或者全部撕裂的危险。在蹬跨步上网接球过程中,踝关节主要表现为跖屈力矩,以对抗因反作用力力矩导致的踝关节背屈,同时在整个动作周期还表现为内翻力矩,且在缓冲前期达到力矩峰值。因此,在平时训练过程中要强化外侧副韧带的力量。股外侧肌、股二头肌、腓肠肌内侧、胫骨肌对抗地面反作用力发挥的作用比较明显,这与文献[13]中对该动作EMG的研究结果相一致。在蹬地后半期,运动员身体重心逐渐后移,下肢所受冲击载荷更多的是运动员由于重心回移所克服的主动冲击产生的,且随着人体运动速度的降低而逐渐减小,此时期股外侧肌、股二头肌、比目鱼肌、腓肠肌内侧、胫骨前肌发挥肌力较大。综合考虑,在整个蹬跨步上网过程中,股外侧肌、股内侧肌、股二头肌、胫骨前肌、腓肠肌内侧对抗地面冲击载荷时的响应速度和幅度较大。由于蹬跨步是羽毛球运动员比赛和训练过程中使用频率非常高的步法,也容易因此而受运动损伤暂停比赛和训练,为避免类似运动损伤的发生,在进行专项身体素质训练的时候要重点发展上述肌肉的专项力量。

4 结论

本研究采用AnyBody Modeling System建立羽毛球运动员下肢肌骨模型,并利用同步表面肌电信号活动对模型进行验证。通过系统内优化算法和运动学和测力台数据驱动仿真输出羽毛球蹬跨步上网过程中下肢冗余肌力分配、关节力、关节力矩,为蹬跨步上网过程中了解下肢生物力学特性变化提供了更为精确的方法。同时,本模型不仅可以用于分析冲击作用下下肢的前后屈运动,还可以进一步分析扭转、蹬伸以及复合作用等其他运动项目在常速或者高速情况时下肢肌肉、关节等的动态响应变化,进而为分析冲击载荷作用下下肢肌肉功能和专项力量训练的科学化及防止肌肉拉伤提供生物力学依据。模型验证是仿真计算非常重要的步骤,本研究基于表面肌电信号的验证可能存在方法上的不足,后续研究中将采用其他验证方法对本模型进行佐证。为避免运动损伤,类似羽毛球前场蹬跨步上网冲击动作中尤其要重视触地瞬间地面反作用力载荷对髋、膝、踝关节前后及内外侧方向生物力学性质的影响,同时在对羽毛球运动员进行专项训练时切勿忽视对股外侧肌、股二头肌、胫骨前肌的专项力量发展。

参考文献:

[1] 李擎, 王人卫, 李建平, 等. 优秀羽毛球运动员运动创伤的流行病学调查与分析[J]. 上海体育学院学报, 2009, 33(2): 70-73.

[2] 魏勇. 运动鞋对羽毛球典型步法中跖趾关节和后足稳定性的影响[J]. 体育科学, 2009, 29(10): 89-96.

[3] Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, *et al*. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System [J]. Simul Model Practice Theory, 2006, 14(3): 1100-1111.

[4] Zee MD, Falla D, Farina D, *et al*. A detailed rigid-body cervical spine model based on inverse dynamics [J]. J Biomech, 2007, 40(S2): S284.

[5] 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, Jia XH, Wang RC, *et al*. Neck muscle activity during head flexion [J]. J Med Biomech, 2012, 27(5):

577-581.

[6] 丁晨, 王君泽, 高瞻. 基于 AnyBody 的汽车驾驶中人体腿部逆向动力学仿真[J]. 中国生物医学工程学报, 2013, 32(1): 124-128

[7] 贾晓红, 茆军兵, 王人成, 等. 头盔质量和质心对军机飞行员颈部肌力的影响[J]. 医用生物力学, 2012, 27(4): 416-420.
Jia XH, Mao JB, Wang RC, *et al.* Effect of helmet mass and mass center on neck muscle strength in military pilots [J]. J Med Biomech, 2012, 27(4): 416-420.

[8] 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.
Hao WY. Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement [J]. J Med Biomech, 2011, 26(2): 97-104.

[9] Cogley RM, Archambault TA, Fibeger JF, *et al.* Comparison of muscle activation using various hand positions during the push-up exercise [J]. J Strength Cond Res, 2005, 19(3): 628-633.

[10] Erdemir A, Mclean S, Herzog W, *et al.* Model-based estimation of muscle forces exerted during movements [J]. Clin Biomech, 2007, 22(2): 131-154.

[11] Signorile JF, Zink AJ, Szwed SP. A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the lat pull-down [J]. J Strength Cond Res, 2002, 16(4): 539-546.

[12] Kim T, Lee K, Kwon J. Design improvement of the smith machine using simulation on musculoskeletal model [J]. Inter J CAD/CAM, 2012, 12(1): 1-7.

[13] Tsail CL. The surface EMG activity of the lower extremities in badminton footwork [C]//Proceedings of XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports. Salzburg: [s. n.], 2006.

[14] Nigg BM. The validity and relevance of tests used for the assessment of sports surfaces [J]. Med Sci Sports Exerc, 1990, 22(1): 131-139.

《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行,以积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2012 年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2011 年版)。

本刊为双月刊,每双月 25 日出版,16 开本,96 页,国内统一连续出版物号 CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号 ISSN 1004-7220;定价每期 15.00 元,全年 90.00 元,由邮局向全国征订发行,邮发代号 4 – 633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路 639 号 200011

电话:(021)23271133;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@163.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn