

深蹲动作下三连杆模型的对比分析

潘正晔, 王虹, 蔺世杰, 郑伟涛

(武汉体育学院 国家体育总局体育工程重点实验室, 武汉 430079)

摘要:目的 探讨三连杆模型用于深蹲动作互动动力学分析的合理性,明确三连杆模型与 Visual 3D 计算关节力矩的差异来源。方法 选取 8 名受试者,通过 Vicon 获取深蹲动作运动学数据,采用拉格朗日第二类方程建立三连杆动力学方程,基于 Mathematica 编程计算获取关节力矩,与 Visual 3D 下肢链节段模型计算结果进行对比分析,并采用复相关系数(coefficient of multiple correlation, CMC)评价两者的相似程度。结果 8 名受试者髋、膝关节 CMC 均大于 0.85,踝关节 CMC 在 0.50~0.85 之间,三连杆动力学方程和 Visual 3D 计算的关节力矩在髋、膝关节处高度相似,在踝关节处仅呈现中度相似性。结论 三连杆模型可用于深蹲动作的关节力矩分析以及进一步的环节互动动力学分析,但应当考虑由地面反作用力引起的互动力矩(外力矩)对踝关节力矩的影响。

关键词:深蹲;三连杆模型;关节力矩;互动力矩

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.06.002

Comparative Analysis of Three-Link Model in Deep Squatting

PAN Zhengye, WANG Hong, LIN Shijie, ZHENG Weitao

(Key Laboratory of Sports Engineering, General Administration of Sports of China, Wuhan Sports University, Wuhan 430079, China)

Abstract: **Objective** To discuss rationality of the three-link model used in analysis on interactive dynamics of deep squatting, and clarify the source of differences in calculation of joint torque by three-link model and Visual 3D. **Methods** Eight subjects were selected to obtain kinematic data of the squat motion through Vicon. The second Lagrangian equation was used to establish the three-link dynamic equation. The joint torque was calculated based on the Mathematica programming. The results were compared with the calculation results of lower limb chain segment model by Visual 3D, and the similarity between the two results was evaluated by the coefficient of complex correlation (CMC). **Results** The CMC of hip joint and knee joint from 8 subjects was larger than 0.85, and the CMC of ankle joint was between 0.50-0.85. The joint torque calculated by three-link dynamic equation and Visual 3D was highly similar in hip joint and knee joint, and there was only a moderate similarity in ankle joint. **Conclusions** The three-link model can be used in further analysis on interactive dynamics of deep squatting, but the influence of interactive moment caused by ground reaction force (external moment) on ankle torque should be considered.

Key words: deep squatting; three-link model; joint torque; interactive moment

人体由于具有多环节链的力学特性而常在生物力学研究中被简化为铰接多连杆系统^[1-2]。通过构建多连杆模型可以直接获取人体各关节互动力矩表达式,有利于多关节运动的动力学耦合以及协调性分析,故在多关节运动控制研究领域具有独特的优势^[3-6]。但采用该方法建立的人体模型环节数量较少,与实际人体解剖结构存在一定差别,计算结果也无法精确反映人体真实力学环境,进而导致在采用多连杆系统对特定运动进行互动动力学分析时往往会受到质疑^[7]。Koozekanani 等^[8]在将站立动作简化为四连杆模型时提出,虽然将足部与地面的接触简化为铰接关节不会影响姿势动态控制,但人体重心移动仍会对模型计算结果造成一定误差。Huang 等^[9]在构建短跑动作下肢三连杆模型时将地面反作用力(ground reaction force, GRF)相对于踝关节中心的互动力矩作为影响关节力矩的重要因素来考虑。目前基于多连杆模型的互动动力学分析较多,而鲜有关于多连杆系统的验证性研究。因此,特定动作下多连杆系统计算结果的有效性验证分析具有重要意义。

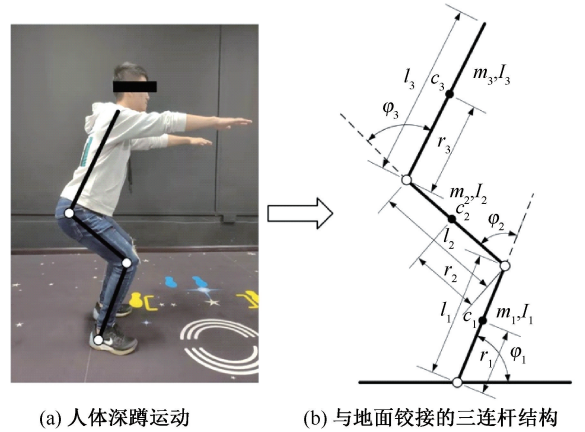
深蹲是典型的左右侧肢体同相多关节运动,主要表现为矢状面的运动形式,与三连杆运动较为接近^[10]。此外,下蹲作为人体基本的动作形式之一,广泛地存在于日常生活和康复训练当中^[11]。基于此,本文将深蹲动作简化为三连杆结构,并计算分析其关节力矩的主要特征,通过与 Visual 3D 逆动力学计算得到的关节力矩比较,探讨两者的差异来源以及三连杆模型能否进一步用于互动动力学分析,以期采用三连杆模型进行深蹲动作多关节运动控制研究以及互动动力学分析提供理论基础。

1 方法

1.1 三连杆模型构建及求解

深蹲动作同时发生在 3 个平面上,但以矢状面的活动度最大,故将生物力学分析简化到矢状面内的运动仍可以解释各关节主要运动。深蹲过程中双侧足部固定,忽略运动产生的微小形变,双侧小腿、大腿及躯干可近似为分别绕踝、膝、髋关节定轴转动的刚体。本文将人体深蹲简化为与地面铰接的三连杆模型,各杆件均为刚体且关节不做功,作为一个复合非线性倒立摆,其 3 根连杆分别对应深

蹲动作下小腿、大腿和躯干节段(见图 1)。图 1(b)中, l_1 、 l_2 、 l_3 分别为小腿、大腿和躯干的长度; m_1 、 m_2 、 m_3 分别为小腿、大腿和躯干的质量; r_1 、 r_2 、 r_3 分别为远端关节到小腿、大腿和躯干质心的距离; g 为重力加速度; φ_1 、 φ_2 、 φ_3 分别为各节段间的相对角; I_1 、 I_2 、 I_3 分别为小腿、大腿和躯干的质心转动惯量; c_1 、 c_2 、 c_3 分别为小腿、大腿和躯干的质心位置。



(a) 人体深蹲运动

(b) 与地面铰接的三连杆结构

图 1 用于深蹲分析的三连杆模型

Fig.1 Three-link model for squat analysis (a) Body squat, (b) Three-link model hinged to the ground

拉氏方程作为一种最小方程数法,通过该方法得到的运动方程中不含约束反力,仅包含在各关节处做功的关节力矩和对应的运动学变量^[12]。根据图 1 的三自由度系统,第二类拉格朗日方程可列为:

$$\begin{pmatrix} T_{mus1} \\ T_{mus2} \\ T_{mus3} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_{1,1} & I_{1,2} & I_{1,3} \\ I_{2,1} & I_{2,2} & I_{2,3} \\ I_{3,1} & I_{3,2} & I_{3,3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\varphi}_1 \\ \ddot{\varphi}_2 \\ \ddot{\varphi}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} v(\varphi, \dot{\varphi})_1 \\ v(\varphi, \dot{\varphi})_2 \\ v(\varphi, \dot{\varphi})_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} G(\varphi)_1 \\ G(\varphi)_2 \\ G(\varphi)_3 \end{pmatrix} \quad (1)$$

式中: T_{musi} ($i = 1, 2, 3$) 分别表示踝、膝、髋关节力矩^[7]。 $I_{i,j}$ 表示关节 j 处的角加速度对关节 i 处力矩的贡献,根据矩阵对称性,仅需要 6 个元素即可确定整个矩阵,包括 3 个惯性项($I_{1,1}$ 、 $I_{2,2}$ 、 $I_{3,3}$) 和 3 个互动惯性项($I_{1,2}$ 、 $I_{1,3}$ 、 $I_{2,3}$) :

$$\begin{aligned} I_{1,1} = & I_1 + m_1 r_1^2 + I_2 + m_2 (l_1^2 + r_2^2 + \\ & 2l_1 r_2 C_2) + I_3 + m_3 (l_1^2 + l_2^2 + r_3^2 + \\ & 2l_1 r_2 C_2 + 2l_1 r_3 C_{12} + 2l_2 r_3 C_3) \end{aligned} \quad (2)$$

$$I_{2,2} = I_2 + m_2 r_2^2 + I_3 + m_3 (l_2^2 + r_3^2 + 2l_2 r_3 C_3) \quad (3)$$

$$I_{3,3} = I_3 + m_3 r_3^2 \quad (4)$$

$$I_{1,2} = m_2 (r_2^2 + l_1 r_2 C_2) + I_2 + m_3 (l_2^2 + r_3^2 + l_1 l_2 C_2 + l_1 r_3 C_{12} + 2l_2 r_3 C_3) + I_3 \quad (5)$$

$$I_{1,3} = m_3 (r_3^2 + l_1 r_3 C_{23} + l_2 r_3 C_3) + I_3 \quad (6)$$

$$I_{2,3} = m_3 (r_3^2 + l_2 r_3 C_3) + I_3 \quad (7)$$

$v(\varphi, \dot{\varphi})_i$ 表示离心力和科氏力对连杆运动的影响, 各离心项和科氏力项为:

$$v(\varphi, \dot{\varphi})_1 = - [(m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) S_2 + m_3 l_1 r_3 S_{23}] (2\dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_2 + \dot{\varphi}_2^2) - (m_3 l_1 r_3 S_{23} + m_3 l_2 r_3 S_3) (2\dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_3 + 2\dot{\varphi}_2 \dot{\varphi}_3 + \dot{\varphi}_3^2) \quad (8)$$

$$v(\varphi, \dot{\varphi})_2 = - [(m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) S_2 + m_3 l_1 r_3 S_{23}] \dot{\varphi}_1^2 - m_3 l_2 r_3 S_3 (2\dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_3 + 2\dot{\varphi}_2 \dot{\varphi}_3 + \dot{\varphi}_3^2) \quad (9)$$

$$v(\varphi, \dot{\varphi})_3 = (m_3 l_1 r_3 S_{23} + m_3 l_2 r_3 S_3) \dot{\varphi}_1^2 + m_3 l_2 r_3 S_3 (2\dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_3 + \dot{\varphi}_2^2) \quad (10)$$

$G(\varphi)_i$ 表示重力对连杆运动的影响, 各重力项如下:

$$G(\varphi)_1 = m_1 g r_1 C_1 + m_2 g (l_1 C_1 + r_2 C_{12}) +$$

$$m_3 g (l_1 C_1 + l_2 C_{12} + r_3 C_{123}) \quad (11)$$

$$G(\varphi)_2 = m_2 g r_2 C_{12} + m_3 g (l_2 C_{12} + r_3 C_{123}) \quad (12)$$

$$G(\varphi)_3 = m_3 g r_3 C_{123} \quad (13)$$

式中: S_{ijk} 、 C_{ijk} 分别表示 $\sin(\varphi_i + \varphi_j + \varphi_k)$ 和 $\cos(\varphi_i + \varphi_j + \varphi_k)$ 。由式(5)~(10)可计算任一关节处运动对其余两处关节所带来的互动影响。为与前人研究^[13]对比验证方程正确性和物理意义, 将方程进一步转化为状态-空间方程:

$$\mathbf{T} = [\mathbf{I}^e(\varphi)] \ddot{\varphi} + \mathbf{V}(\varphi, \dot{\varphi}) + \mathbf{G}(\varphi) \quad (14)$$

式中: \mathbf{T} 为关节力矩; $[\mathbf{I}^e(\varphi)]$ 为运动链的惯性阵; $\ddot{\varphi}$ 为关节角加速度向量; $\mathbf{V}(\varphi, \dot{\varphi})$ 为离心力和科氏力向量项; $\mathbf{G}(\varphi)$ 为重力向量项。通过式(3)可完全由运动学数据($\varphi, \dot{\varphi}, \ddot{\varphi}$)逆推得到三连杆关节力矩数据(T_1, T_2, T_3)。

基于国标《GBT7245-4 成年人人体惯性参数》确定深蹲实验受试者体节段长度和质量定义, 三连杆动力学参数如表1所示。为简化模型计算, 连杆3仅采用人体躯干转动惯量。虽然在计算关节力矩时存在一定误差, 但对采用多连杆模型进行互动动力学分析并无影响。

表1 三连杆模型动力学参数^[14]

Tab.1 Dynamic parameters of three link model

体节段	质心位置/m	回转半径/m	质量(男)/kg	质量(女)/kg	转动惯量/(kg·m ²)
躯干(l_3)	$c_3 = 0.660l_3$	$R_3 = 0.830l_3$	$m_3 = 0.44M$	$m_3 = 0.438M$	$I_3 = m_3 * R_3^2$
大腿(l_2)	$c_2 = 0.433l_2$	$R_2 = 0.540l_2$	$m_2 = 0.14M$	$m_2 = 0.14M$	$I_2 = m_2 * R_2^2$
小腿(l_1)	$c_1 = 0.433l_1$	$R_1 = 0.528l_1$	$m_1 = 0.036M$	$m_1 = 0.044M$	$I_1 = m_1 * R_1^2$

1.2 实验数据采集

选取8名武汉体育学院学生作为受试者。其中, 男性5人, 身高(176.3±4.3) cm, 体质量(61.0±4.2) kg, 年龄(21.2±1.5)岁; 女性3人, 身高(162.0±3.0) cm, 体质量(50±5.7) kg, (21.0±1.3)岁。确认无任何下肢疾病, 6个月内未受到任何下肢运动损伤。

采用8台红外高速摄像头(T40, Vicon公司, 英国, 采样频率200 Hz)和三维测力台(9260AA6, Kistler公司, 瑞士, 采样频率1 kHz)完成每名受试者深蹲动作的运动学和动力学原始信号采集, 每名受试者需采集成功3次。由同一实验人员为8名受试者粘贴36个直径为14 mm的标记点以完成对下肢

各节段的定义^[15](见图2)。

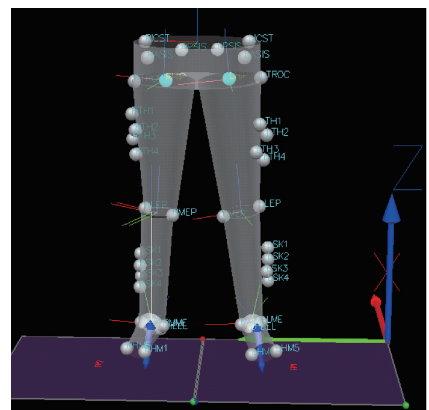


图2 实验贴点方案及 Visual 3D 节段类型

Fig.2 Marker protocol and Visual 3D segment type

根据 Escamilla 等^[16]的研究,将膝关节屈曲超过 100°的下蹲定义为深蹲。深蹲规则参考美国无药举重协会(American Drug Free Powerlifting Association, ADFPA)的规定^[17]。

1.3 数据处理

基于 Mathematica 软件完成三连杆模型关节力矩计算,利用内置 Low-pass Filter 函数对运动学和动力学数据进行滤波,运动学、动力学数据截止频率分别为 10、75 Hz^[18]。

采用 Visual 3D™(C-Motion 公司,美国)建立下肢链节段模型,对原始运动学数据及 Kistler 测力台三维力数据进行处理和逆向动力学计算分析。各关节力矩均相对于近侧节段坐标系计算,环节几何学数据基于 Hanavan 模型计算^[19]。采用 Butterworth 低通滤波器滤波,运动学及动力学数据截止频率选取同上。

1.4 评价参数

选取经体质量×身高标准化后的关节力矩作为评价指标,将三连杆动力学方程的计算结果与 Visual 3D 矢状面的计算结果进行对比分析。关节力矩定义为远端节段相对于近端节段的力矩,方向沿实验室坐标系 Y 轴为正。此外,为便于比较分析,将整个深蹲过程归一化为 100%。

1.5 数据分析

使用 SPSS 21.0 软件进行统计分析,数据用均值±标准差表示。采用复相关系数(coefficient of multiple correlation, CMC)评价三连杆模型计算结果与 Visual 3D 计算结果的拟合程度^[20]。此外,选用平均绝对误差(mean average error, MAE)和均方根误差(root mean square error, RMSE)均值作为额外评估两者误差的标准^[21],MAE 和 RMSE 公式如下:

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |T_{vi} - T_{vi}| \quad (15)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (T_{vi} - T_{vi})^2} \quad (16)$$

式中: T_{vi} 是第 i 个三连杆关节力矩; T_{vi} 是第 i 个 Visual 3D 关节力矩; n 为数据总帧数。

2 结果与讨论

2.1 三连杆关节力矩特征分析

图 3 所示为基于深蹲运动学数据的三连杆各

关节力矩曲线。8 名受试者下肢各关节力矩的变化趋势较为相似。在深蹲 0%~10% 阶段,各关节力矩均表现为屈曲作用以引导下蹲动作的开始,髌、踝关节为正值,而膝关节为负值。在 10%~90% 阶段,为对抗运动链整体重力并维持协调,各关节力矩从屈曲力矩转向伸展力矩,髌、踝关节为负值,而膝关节为正值。在 90%~100% 阶段,各关节力从伸展力矩重新转向屈曲力矩,以抵消身体惯性并保持站立姿势,髌、踝关节为正值,而膝关节为负值。整个深蹲过程仅开始和结束阶段需要较小的屈曲力矩引导,其余阶段均由伸展力矩主导。

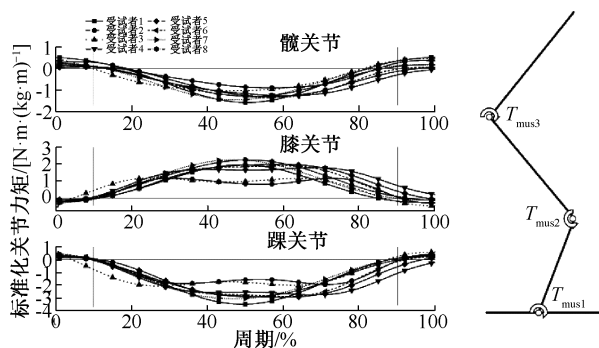


图 3 深蹲动作下三连杆各关节力矩曲线

Fig.3 Torque curves for each joint of three-link in deep squatting

此外,踝关节力矩在下肢 3 个关节力矩中变化最大,这从另一个角度反映了多连杆控制模式^[21]。各关节对连杆的控制从上到下逐渐增多,如连杆 3 的运动除了受到髌关节的直接控制外,还间接受到膝、踝关节控制,并且这种间接控制对连杆 3 的影响远大于直接控制,表现为关节力矩峰值从髌关节(-1.19 ± 0.18)、膝关节($+1.44 \pm 0.32$)到踝关节(-2.28 ± 0.30)逐级递增。

2.2 三连杆关节力矩差异性分析

图 4 所示为由 Visual 3D 和三连杆动力学方程计算出的 8 名受试者在深蹲过程中下肢各关节力矩均值曲线对比。两种计算结果在髌、膝关节较为相似,踝关节则相差较大。在深蹲 15%~85% 阶段,三连杆动力学方程计算的髌、膝关节力矩相比 Visual 3D 计算的力矩稍大,但两条曲线整体拟合度较高($CMC_{hip} = 0.972$; $CMC_{knee} = 0.986$),差异性较小($RMSE_{hip} = 0.268$, $MAE_{hip} = 0.225$; $RMSE_{knee} = 0.252$, $MAE_{knee} = 0.233$);而对于踝关节,由 Visual 3D 下肢链节段模

型计算出的力矩在整个深蹲过程中趋于 0 (-0.068 ± 0.07), 整个下蹲过程中均为负值, 两条曲线的离散程度较高 ($CMC_{\text{ankle}} = 0.67$), 差异性较大 ($RMSE_{\text{ankle}} = 1.435$, $MAE_{\text{ankle}} = 1.248$)。

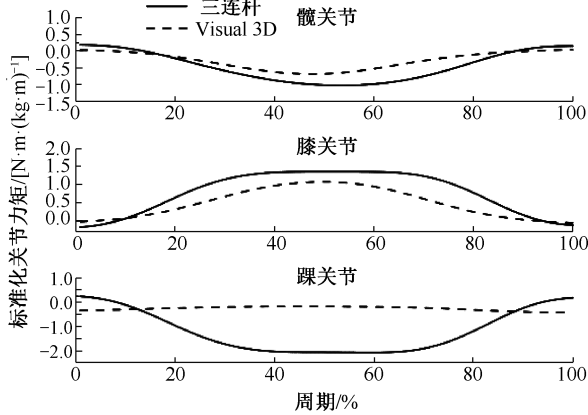


图4 两种方法计算8名受试者下肢各关节力矩均值曲线对比
Fig.4 Comparison of the mean joint torque curves for lower limbs of 8 subjects calculated by two methods

从图4中可以看出, 两种计算结果在踝关节处差异较大。从力矩含义的角度来看, Visual 3D 计算出的踝关节力矩在整个深蹲过程中均为伸展作用以防止出现“塌陷”, 下蹲动作仅由膝、髋关节处的屈曲力矩引导; 而三连杆模型中的踝关节力矩与膝、髋关节趋势相同, 下蹲动作由3个关节共同引导。从建模的角度而言, 三连杆中的连杆1与地面铰接且关节1做定轴转动, GRF 由于作为理想约束力而不做功, 故在动力学方程中关节力矩 (T_1, T_2, T_3) 完全由运动学数据 ($\varphi, \dot{\varphi}, \ddot{\varphi}$) 逆推得到[见式(12)]。而在实际的深蹲运动中, 虽然小腿同样绕踝关节做定轴转动, 但 Koozekanani 等^[8] 研究发现, 即使足部静止不动, 足底压力中心位置也会随着躯干及上肢姿势改变而改变。

如图5所示, 虽然在深蹲过程中要求受试者足部不能有任何移动, 但足底压力中心的位置会随着身体重心移动而改变。在下蹲过程的前半段(0%~50%), 人体重心后移, 为保持平衡, 左右足的压力中心也会随之后移; 在起身过程中(50%~100%), 人体重心前移, 足底压力中心也会随之向前移动, 整个变化过程类似抛物线, 主要突变时段与两种方法差异区域的时段(17%~87%)相同。

作用于足底压力中心处的 GRF 会相对于踝关

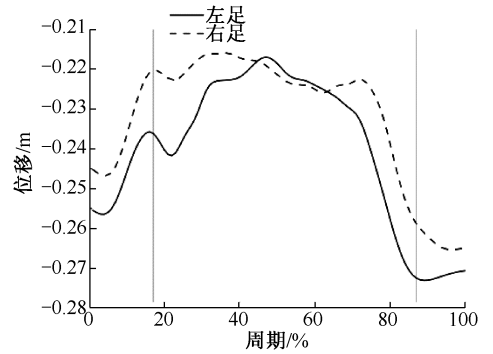


图5 8名受试者下蹲过程中足底压力中心在x方向的位置变化均值

Fig.5 Mean changes of plantar pressure center in x direction for 8 subjects during squatting

节中心产生互动力矩, 该力矩在下蹲过程中会随着压力中心的移动而逐渐增大^[9]。踝关节处的力矩实际上由关节力矩、由 GRF 引起的互动力矩以及膝、髋关节处角加速度产生的互动力矩共同构成, 并且由于受到地面的限制, 踝关节力矩变化通常较小^[22]。

从算法上讲, Visual 3D 中使用的链式多刚体下肢模型将足部作为单刚体考虑, 在踝关节逆动力学计算时就将由 GRF 引起的互动力矩考虑在内, 故 Visual 3D 计算得出的踝关节力矩实际上并不包含由 GRF 导致的互动力矩, 计算公式如下:

$$\tau_a = \tau_f^l - \tau_{\text{GRF}} - \mathbf{r}_{a,\text{GRF}} \cdot \mathbf{F}_{\text{GRF}} + \mathbf{r}_{a,f} \cdot m_f(\mathbf{a}_f - \mathbf{g}) \quad (17)$$

式中: τ_a 为踝关节力矩; τ_f^l 为踝关节净力矩, τ_{GRF} 为 GRF 力矩; $\mathbf{r}_{a,\text{GRF}} \cdot \mathbf{F}_{\text{GRF}}$ 是 GRF 相对于踝关节中心的互动力矩。式(4)在计算 τ_a 时消除了由 GRF 引起的互动力矩的影响。将该公式沿踝关节向膝、髋关节递推可得:

$$\tau_j = \sum_{s=1}^m \tau_j^s + \mathbf{r}_{j,s} \cdot m_s(\mathbf{a}_s - \mathbf{g}) - \tau_{\text{GRF}} - \mathbf{r}_{j,\text{GRF}} \cdot \mathbf{F}_{\text{GRF}} \quad (18)$$

式中: $\mathbf{r}_{j,\text{GRF}}$ 是关节j到GRF作用点的矢量; $\mathbf{r}_{j,s}$ 为关节j到节段质心的矢量; m 为节段数量。从式(18)中可以看出, 由 Visual 3D 计算得出的关节力矩都不包含由 GRF 引起的互动力矩, 在数值上相比于三连杆动力学方程计算出的关节力矩较小。三连杆模型在建模时将 GRF 作为理想约束力, 假设三连杆的运动完全由关节力矩贡献, 导致由三连杆动力学方

程得到的关节力矩实际上包含了由 GRF 引起的互动力矩的贡献,故表现在数值上与 Visual 3D 计算得出的踝关节力矩相比较较大。

虽然通过三连杆动力学方程计算出的踝关节力矩由于未考虑由 GRF 引起的互动力矩而与实际存在较大误差,但膝、髌关节力矩与 Visual 3D 计算结果仍有较大一致性。为进一步明确三连杆模型用于深蹲动作的合理性,对 8 名受试者在不同模型下关节力矩的计算结果采用 CMC 进行评价(见表 2)。

表 2 8 名受试者两种计算结果的复相关系数

Tab.2 CMC of two calculation results from 8 subjects

受试者	髌关节	膝关节	踝关节
1	0.952±0.04	0.923±0.03	0.671±0.05
2	0.931±0.03	0.992±0.02 ^{a,b}	0.584±0.03
3	0.884±0.03	0.923±0.03	0.820±0.04
4	0.964±0.02 ^b	0.981±0.01 ^{a,b}	0.603±0.02
5	0.873±0.03	0.901±0.02	0.762±0.03
6	0.950±0.01 ^{a,b}	0.954±0.02 ^b	0.514±0.02
7	0.961±0.02 ^b	0.972±0.01 ^{a,b}	0.573±0.02
8	0.942±0.03	0.930±0.04	0.544±0.03

注:CMC=0~0.25,无相似性;CMC=0.50~0.75,中度相似性;CMC=0.75~1,高度相似性;^a RMSE<0.3;^b MAE<0.3

由 Visual 3D 链节段模型和三连杆模型计算出的髌关节(0.93±0.03)、膝关节(0.94±0.03)力矩曲线 CMC 均大于 0.85,表明 8 名受试者的两条力矩曲线高度相似。而踝关节力矩(0.63±0.10)曲线 CMC 在 0.50~0.82 之间,两条力矩曲线仅表现出中度相似性。

综上所述,三连杆模型得出的髌、膝关节力矩具有较高的准确性,而踝关节力矩差异性较大。模型中踝关节与地面的铰接处理会忽略由 GRF 引起的互动力矩对各关节力矩的贡献,导致关节力矩在数值上偏大。

两种模型计算结果的差异性不仅来源于由 GRF 引起的互动力矩,也和模型的惯性参数有着密切联系。本研究为简化计算,忽略手臂等对躯干运动的影响,势必会对关节力矩的计算造成一定误差。此外,虽然深蹲主要表现为矢状面的运动,但深蹲形式的改变在 3 个平面内均会产生显著变化,探讨不同深蹲模式的三维互动力矩变化具有重要意义。在进一步研究中,将考虑连杆模型三维互动力矩的计算,以期更深入地探讨不同深蹲形式下多关节运动控制的规律。

3 结论

本文采用第二类拉格朗日方程构建并验证适用于深蹲动作的三连杆动力学方程。与 Visual 3D 结果相比,三连杆模型得出的髌、膝关节力矩具有较高的准确性,而踝关节力矩具有较大差异。在实际深蹲过程中,作用于压力中心处的 GRF 会对下肢各关节产生互动力矩,该差异正是由忽略 GRF 引起的互动力矩对踝关节力矩的贡献造成。可采用该模型对髌、膝关节进行互动动力学分析,但对于踝关节应当考虑由 GRF 引起的互动力矩所造成的影响,否则会造成较大误差。

参考文献:

- [1] GRIBBLE PL, OSTRY DJ. Compensation for interaction torques during single- and multi-joint limb movement [J]. *J Neurophysiol*, 1999, 82(5): 2310-2326.
 - [2] SLAWINSKI J, BONNEFOY A, ONTANON G, et al. Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters [J]. *J Biomech*, 2010, 43(8): 1494-1502.
 - [3] ZAJAC FE, GORDON ME. Determining muscle's force and action in multi-articular movement [J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 1989, 17(1): 187-230.
 - [4] ZERNICKE RF, SCHNEIDER K, BUFORD JA. Intersegmental dynamics during gait: Implications for control [J]. *Adv Psychol*, 1991, 78(5): 187-204.
 - [5] 刘宇. 生物力学在运动控制与协调研究中的应用 [J]. *体育科学*, 2010, 30(11): 62-73.
 - [6] KETCHAM CJ, DOUNSKAIA NV, STELMACH GE. Multi-joint movement control: The importance of interactive torques [J]. *Prog Brain Res*, 2004, 143(21): 207-218.
 - [7] ZATSORSKY VM. Kinetics of human motion [M]. USA: Human Kinetics, 2002: 394-408.
 - [8] KOOZEKANANI SH, BARIN K, MCGHEE RB, et al. A recursive free-body approach to computer simulation of human postural dynamics [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1983, 30(12): 787-792.
 - [9] HUANG L, LIU Y, WEI S, et al. Segment-interaction and its relevance to the control of movement during sprinting [J]. *J Biomech*, 2013, 46(12): 2018-2023.
 - [10] 张乐, 宫赫, 刘海波, 等. 深蹲的国内外最新生物力学研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(6): 566-571.
- ZHANG L, GONG H, LIU HB, et al. Research progress in biomechanics of deep squat [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(6): 566-571.

- [11] TOUTOUNGI DE, LU TW, LEARDINI A, *et al.* Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises [J]. *Clin Biomech*, 2000, 15(3): 176-187.
- [12] HEMAMI H, JASWA VC. On a three-link model of the dynamics of standing up and sitting down [J]. *IEEE Trans Syst Man Cyber*, 1978, 8(2): 115-120.
- [13] PUTNAM CA. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations [J]. *J Biomech*, 1993, 26(S1): 125-135.
- [14] 梁国星, 梁宇航, 李志利, 等. 基于牛顿-欧拉动力学方程的人体下肢动力学分析[J]. *航天医学与医学工程*, 2017, 30(6): 24-30.
- [15] 夏锐, 张希妮, 傅维杰. 两种疲劳方案对落地时下肢运动学和冲击力时频特征的影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 427-435.
- XIA R, ZHANG XN, FU WJ. Effects of two fatigue protocols on lower extremity kinematics and time/frequency-domain characteristics of impact forces during drop landing [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 427-435.
- [16] ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, LOWRY TM, *et al.* A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2001, 33(6): 984-998.
- [17] SMITH SM, COCKBURN RA, HEMMERICH A, *et al.* Tibiofemoral joint contact forces and knee kinematics during squatting [J]. *Gait Posture*, 2008, 27(3): 376-386.
- [18] WINTER DA. Biomechanics and motor control of human movement [M]. USA: John Wiley & Sons Inc., 2009:14-43.
- [19] BRANDON SCE, DELUZIO KJ. Robust features of knee osteoarthritis in joint moments are independent of reference frame selection [J]. *Clin Biomech*, 2011, 26(1): 65-70.
- [20] 李旭鸿, 郝卫亚, 吴成亮, 等. 基于 LifeMod 对跳马运动员推手动作动力学的仿真研究[J]. *中国体育科技*, 2014, 50(6): 53-58.
- [21] 袁晓平, 郑明星, 杜正, 等. 基于不同刚体模型对老年女性步态的仿真研究 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 495-500.
- YUAN XP, ZHENG MX, DU Z, *et al.* A simulation study of gait in elderly women based on different rigid-body models [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(6): 495-500.
- [22] ZAJAC FE, GORDON ME. Determining muscle's force and action in multi-articular movement [J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 1989, 16(6): 187-230.