

步态滑跌过程中人体下肢关节运动的力学效应研究

赵骋飞*, 李丽娜, 苏海龙, 王春鹏

天津科技大学机械工程学院, 天津

收稿日期: 2024年6月13日; 录用日期: 2024年7月22日; 发布日期: 2024年7月31日

摘要

本文通过建立步态模型并结合试验验证, 研究在水平步道行走受扰发生滑移后, 滑动腿足跟接触步道时刻至非滑动腿足跟接触步道时刻内人体下肢髋关节、膝关节和踝关节运动的力学效应。本文募集10名健康青年男性受试者进行试验, 采集分析了在油面步道环境行走时发生滑移后自主恢复平衡和滑倒两种情况下的人体下肢关节角度和关节力矩变化规律。综合步态模型和步态试验, 对人体发生滑跌过程中下肢关节力矩和关节角度变化趋势和机理作了详细的研究和分析。本文的研究成果为人体避免滑跌损伤和下肢助行装置及康复辅具的开发设计提供了科学的理论支撑。

关键词

滑跌, 步态分析, 关节运动

Study on the Mechanical Effects of Lower Limb Joint Movement during Gait Slip and Fall

Chengfei Zhao*, Lina Li, Hailong Su, Chunpeng Wang

School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin Key Laboratory of Integrated Design and On-Line Monitoring for Light Industry & Food Machinery and Equipment, Tianjin

Received: Jun. 13th, 2024; accepted: Jul. 22nd, 2024; published: Jul. 31st, 2024

Abstract

In this paper, a human gait model was established and validated by experiments. Mechanical ef-

*通讯作者。

fects of hip joint, knee joint and ankle joint in human lower limb from sliding leg heel contacting trail to non-slip leg heel contacting trail were studied, when the human body walked on the horizontal footpath and disturbed to slipping. A total of 10 healthy young male volunteers were enrolled in the trail, collected and analyzed the changes in joint angles and joint torques of the lower limbs of the human body under two conditions: autonomous recovery of balance after slipping and slipping during walking in the oil surface trail environment. Combining the gait model and trail, the trend and mechanism of joint torque and joint angle of lower limb during sliding process were studied and analyzed in detail. The research findings could provide a scientific theory to support the development of avoiding injury for slipping and designing of devices lower limb working aids and rehabilitation aids.

Keywords

Slip and Fall, Gait Analysis, Joint Movement

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

行走是一种日常生活中常见的人类运动，是人体瞬时动态平衡连续传递的运动过程，这个过程需要肌肉和骨骼的协同作用控制各关节的运动进行实时动态调整人体的质心。在正常行走过程中往往受到外界环境干扰而使步态失稳。据调查，目前导致人体步态失稳最常见的外界干扰是地面湿滑[1]。由于湿滑的外界干扰而引起的跌倒是职业环境中严重的安全问题之一[2]。有文献指出，滑倒是工业部门主要的意外事故，达到职业意外伤害的一半[3]。在社会生活中滑倒造成的损伤也占到家庭事故的 20%，公共场所事故的 18%。美国国家安全委员会的调查统计显示，2002 年仅在美国由于跌倒造成至少 12,900 名成年人死亡，并且至少 1,016,700 名因滑倒而造成损伤的成年人接受治疗[4]。

为了制定有效的防滑策略，有必要了解滑动后成功恢复平衡和终止跌倒之间的人体内在本质属性的区别[5]。

本文将下肢骨骼简化为六杆的倒立摆物理模型，通过建立数学模型和计算，得出人体水平直线步道行走时单支撑相水平方向与垂直方向的惯性力表达式，然后再对单支撑相进行受力分析得出摩擦力与人体平衡的关系，最后对身体下肢运动状态的分析，对人体发生滑跌过程中下肢关节力矩和关节角度变化趋势和机理作了详细的研究和分析。试验结果和模型推论相一致。因此，验证了本文所建立模型的有效性。本文的研究结果可为下肢助行装置的研发、防滑跌损伤和康复训练提供一定的参考依据。

2. 步态模型构建

2.1. 步态运动学特性

本文假设人体各个环节都是刚体，人体质心运动轨迹可以看作以右足踝关节为圆心，身体质心 m 到踝关节的距离为半径 l 的圆弧，质心位置先升高再降低，其简化模型如图 1 所示。

图 1 中， G 为竖直向下的重力， F_{gt} 为切向惯性力， F_{gn} 为法向惯性力， N 为垂直向上的地面支反力， f 为沿 X 轴负方向的摩擦力。

根据人体行走过程质心的运动轨迹，本文将人体平衡站立假设为倒立摆模型[6] [7]。下面运用数学模

型对此进行讨论分析。在此运动过程中, 质心在圆弧轨迹上切向受力为 $G\sin\theta$, θ 为人体质心与足底压力中心的连线与铅垂线的夹角。质心的切向加速度为 a_t , 根据牛顿第二定律 $F = ma$ 可以得出 $G\sin\theta = ma_t$, 下面对此式进行计算。式中 a_t 为:

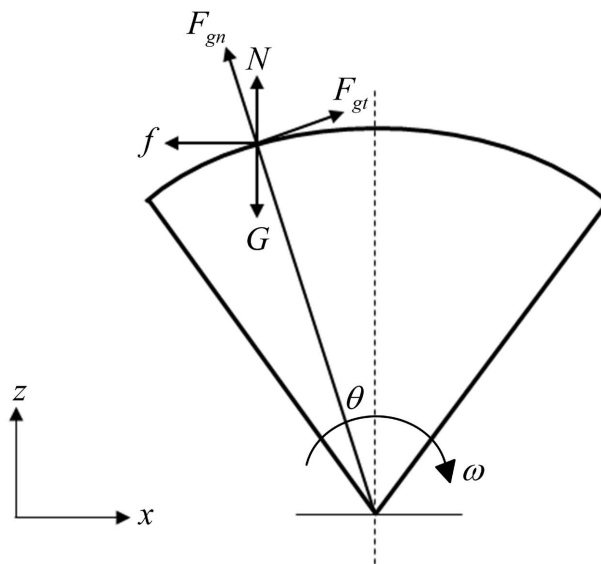


Figure 1. Simplified model of centroid motion in walking
图 1. 行走过程质心运动简化模型图

$$a_t = \frac{d^2 q}{dt^2} l \quad (1)$$

所以得到人体质心运动的微分方程为:

$$\frac{d^2 \theta}{dt^2} - \frac{g}{l} \sin \theta = 0 \quad (2)$$

取 θ 的最大值 $\theta = \arcsin \frac{r}{l}$, r 为步长的一半, 一般成年人的步长为(0.5~0.8 m), 中国人的平均身高为 1.67 m [8]。所以 θ 的最大值为 $\theta = \arcsin \frac{0.4}{1.67} \approx 14^\circ$, 当 $\sin \theta \approx \theta$ 时误差小于 1%, 所以这里可以认为 $\sin \theta = \theta$ 。所以式(2)可以写为:

$$\frac{d^2 \theta}{dt^2} - \frac{g}{l} \theta = 0 \quad (3)$$

计算此方程得其通解为:

$$\theta = A_1 e^{\sqrt{\frac{g}{l}} t} + A_2 e^{-\sqrt{\frac{g}{l}} t} \quad (4)$$

两个边界条件分别看作为 $t = 0$ 时 $\theta = \frac{r}{l}$, $t = T_1$ 时 $\theta = -\frac{r}{l}$, 并且令 $\frac{r}{l} = C_1$, $\sqrt{\frac{g}{l}} = C_2$ 。代入上式可以得到常数项为:

$$A_1 = \frac{C_1 (1 + e^{-C_2 T_1})}{e^{C_2 T_1} - e^{-C_2 T_1}}, \quad A_2 = -\frac{C_1 (1 + e^{C_2 T_1})}{e^{C_2 T_1} - e^{-C_2 T_1}} \quad (5)$$

再把常数项 A_1 和 A_2 带回式(4)中求出 θ 的表达式为:

$$\theta = A_1 e^{C_2 t} + A_2 e^{-C_2 t} = \frac{C_1(1+e^{-C_2 T_1})}{e^{C_2 T_1} - e^{-C_2 T_1}} e^{C_2 t} - \frac{C_1(1+e^{C_2 T_1})}{e^{C_2 T_1} - e^{-C_2 T_1}} e^{-C_2 t} \quad (6)$$

对式(6)进行简化, 由双曲正弦函数 $e^{C_2 T_1} - e^{-C_2 T_1} = 2sh(C_2 T_1)$, 因此可简化为:

$$\begin{aligned} \theta &= \frac{C_1(1+e^{-C_2 T_1})}{2sh(C_2 T_1)} e^{C_2 t} - \frac{C_1(1+e^{C_2 T_1})}{2sh(C_2 T_1)} e^{-C_2 t} = \frac{C_1}{2sh(C_2 T_1)} \left[(1+e^{-C_2 T_1}) e^{C_2 t} - (1+e^{C_2 T_1}) e^{-C_2 t} \right] \\ &= \frac{2C_1}{2sh(C_2 T_1)} \left\{ sh(C_2 t) + sh\left[C_2(t-T_1)\right] \right\} = \frac{C_1}{sh\frac{C_2 T_1}{2}} sh\left[C_2\left(t-\frac{T_1}{2}\right)\right] \end{aligned} \quad (7)$$

2.2. 步态动力学特性

人体步行运动是一个连续动态平衡过程, 可以根据达朗贝尔原理将动力学问题用静力学的方法进行求解。在运动的任一瞬间可以在物体上虚加一个惯性力, 与主动力和约束力形成一个平衡力系。设质心质量为 m , 加速度为 a , 作用在质心上的主动力为 F , 约束力为 F_N , 由牛顿第二定律有

$$F + F_N - ma = 0 \quad (8)$$

上式中的 $-ma$ 就是惯性力, 惯性力的大小为质心质量与加速度的乘积, 方向与加速度方向相反。因此人体在步行过程中受到的外力有重力、地面摩擦力、地面支反力、空气阻力及虚加的惯性力。由于试验环境中空气流速小, 受试者步行速度慢, 因此空气阻力的数值很小, 在本文的分析中可以忽略不计。根据达朗贝尔原理在人体步行的过程中的静力学受力表达式为

$$G + F_N + f + F_g = 0 \quad (9)$$

式(9) G 为重力, F_N 为地面支反力, f 为地面摩擦力, F_g 为惯性力。惯性力 F_g 可分解为切向惯性力和法向惯性力, 切向惯性力为 $F_{gt} = ma_t$, 法向惯性力为 $F_{gn} = ma_n$ 。

$$\text{切向加速度: } a_t = \frac{d^2\theta}{dt^2} l = \frac{C_1 C_2^2}{sh\frac{C_2 T_1}{2}} sh\left[C_2\left(t-\frac{T_1}{2}\right)\right] l = g\theta \quad (10)$$

$$\begin{aligned} a_n &= \left(\frac{d\theta}{dt}\right)^2 l = \frac{C_1^2 C_2^2}{sh^2\frac{C_2 T_1}{2}} ch^2\left[C_2\left(t-\frac{T_1}{2}\right)\right] l \\ \text{法向加速度: } & \left(\theta^2 + \frac{C_1^2}{sh^2\frac{C_2 T_1}{2}} \right) \end{aligned} \quad (11)$$

求得切向加速度与法向加速度后便可求得切向惯性力与法向惯性力, 其大小为:

$$\text{切向惯性力: } F_{gt} = ma_t = G\theta \quad (12)$$

$$\text{法向惯性力: } F_{gn} = ma_n = G \left(\theta^2 + \frac{C_1^2}{sh^2\frac{C_2 T_1}{2}} \right) \quad (13)$$

本文要研究人体步行过程中矢状面的运动, 要将惯性力分解为 X 方向与 Z 方向的分力, X 方向的惯性力为 F_{gx} , Z 方向的惯性力为 F_{gz} 。

$$\begin{aligned}
 F_{gx} &= F_{gt} \cos \theta - F_{gn} \sin \theta = F_{gt} \left(1 - 2 \sin^2 \frac{\theta}{2}\right) - F_{gn} \sin \theta \approx F_{gt} \left(1 - \frac{\theta^2}{2}\right) - F_{gn} \theta \\
 &= G \theta \left(1 - \frac{\theta^2}{2}\right) - G \left(\theta^2 + \frac{C_1^2}{sh^2 \frac{C_2 T_1}{2}}\right) \theta = G \left[\theta - \frac{\theta^3}{2} - \theta^3 - \frac{C_1^2}{sh^2 \frac{C_2 T_1}{2}} \theta\right] \\
 f = F_{gx} &= G \left[\left(1 - \frac{C_1^2}{sh^2 \frac{C_2 T_1}{2}}\right) \theta - \frac{3\theta^3}{2} \right]
 \end{aligned} \tag{14}$$

$$\begin{aligned}
 F_{gz} &= F_{gt} \sin \theta + F_{gn} \cos \theta = F_{gt} \sin \theta - F_{gn} \left(1 - 2 \sin^2 \frac{\theta}{2}\right) \\
 &\approx F_{gt} \theta - F_{gn} \left(1 - \frac{\theta^2}{2}\right) = G \theta^2 - G \left(\theta^2 + \frac{C_1^2}{sh^2 \frac{C_2 T_1}{2}}\right) \left(1 - \frac{\theta^2}{2}\right) \\
 &= G \left[2\theta^2 + \frac{C_1^2}{sh^2 \frac{C_2 T_1}{2}} - \frac{\theta^4}{2} - \frac{C_1^2}{2sh^2 \frac{C_2 T_1}{2}} \theta^2 \right] \\
 &= G \left[\left(2 - \frac{C_1^2}{2sh^2 \frac{C_2 T_1}{2}}\right) \theta^2 - \frac{\theta^4}{2} + \frac{C_1^2}{sh^2 \frac{C_2 T_1}{2}} \right]
 \end{aligned} \tag{15}$$

从(14)和(15)两式中可以得出 F_{gx} 和 F_{gz} 均与 θ 成正相关。

2.3. 滑跌步态动力学分析

本文要研究人体在行走时的滑跌步态，因此要先分析在滑跌时的受力情况。在本文研究所选的人体步态的单支撑相内，受力情况如图 2 所示。以质心 O 为坐标系原点建立坐标系 XOZ，X 轴的正方向为人体运动方向，Z 轴的正方向为垂直于 X 轴向上。

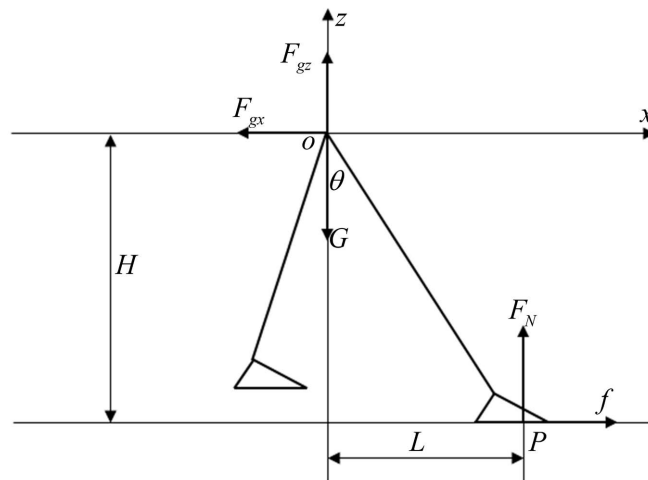


Figure 2. Force analysis of single support phase
图 2. 单支撑相受力分析图

人体所受到的外力如图 2 所示：竖直向下的重力 G ，垂直向上的惯性力 F_{gz} ，沿 X 轴负方向的惯性力 F_{gx} ，垂直向上的地面支反力 F_N ，沿 X 轴正方向的摩擦力 f 。要保持身体的平衡，这一阶段人体所受的外力和力矩均要处于平衡，因此可得力学方程如下：

$$\begin{cases} F_{gx} - f = 0 \\ F_N + F_{gz} - G = 0 \\ fH - F_N L = 0 \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} f = F_{gx} \\ F_N = G - F_{gz} \\ \frac{f}{F_N} = \frac{L}{H} = \tan \theta \end{cases} \quad (16)$$

在人体步行过程中若不发生打滑，则要求式中的摩擦力 f 小于地面与受试者足部接触面所提供的最大静摩擦力 f_{max} 。因此平衡行走所需的摩擦力 f 越小，接触面提供的静摩擦力越大，则行走发生打滑情况的可能性就越小，否则发生打滑情况的可行性就会越大。由于 $f = F_{gx} = ma_{gx}$ ，因此在行走过程中惯性力越大或加速度越大，则需要的摩擦力越大，发生打滑情况的可能性越大。

$$\frac{f}{F_N} = \tan \theta = \text{RCOF} \quad (17)$$

式(17)中的 RCOF 是在人体行走过程中不出现打滑情况时，摩擦力 f 与正压力 F_N 的比值，也就是安全行走所需要的摩擦系数。由 $\text{RCOF} = \tan \theta$ ，可知此摩擦系数的大小取决于人体质心与足底压力中心的连线与铅垂线的夹角 θ ，其中 θ 角越大则所需的摩擦力越大，也就越容易出现打滑现象。

2.4. 滑跌步态模型构建

本文研究内容为人体下肢，人体下肢由髌骨、股骨、髌骨、腓骨、胫骨及足骨构成的框架，并且骨骼之间形成三大关节：髌关节 Hip joint (H)、膝关节 Knee joint (K)、踝关节 Ankle joint (A)。各个骨骼与关节由肌肉连接，由肌肉的收缩驱动关节的转动使身体运动。对于简化的下肢多杆运动学模型，关节的内驱动力矩对整个步态模型来说为内力，其外在主动动力为测力台或者步道的反作用力及自身重力。

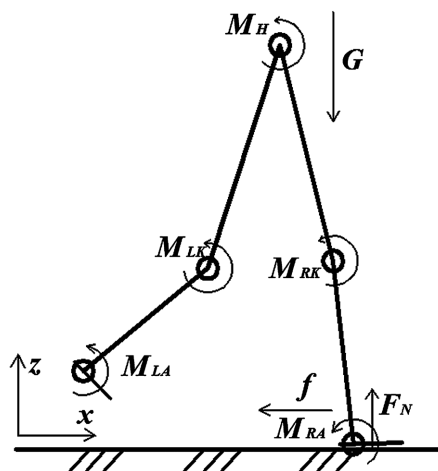


Figure 3. Gait model
图 3. 步态模型图

由于身体在进入一个步态周期时足跟触地时身体为制动状态，加速度向后惯性力向前，水平方向忽略其他阻力后只有摩擦力。所以摩擦力在触地时是向后的，这时若地面所提供的摩擦力小于平衡行走所需的摩擦力，足部便向前滑动身体相对向后倾倒[9]。所以以下的分析均假设身体发生打滑时为相对踝关

节向后倾倒。如图 3 所示的步态模型，将运动方向为右设为正方向，分析各关节运动对身体质心位置的改变情况。设定 RA 点为定点相对于地面为静止不动，模型便可以看作绕定点转动的多杆机构，杆 RK-RA 为主动杆，通过其运动参数可以计算其他杆件的运动情况。设其有初始角速度 ω_{ra} ，角加速度为 α_{ra} 。然后分析 H 点的运动情况，H 点为髋关节的简化点，髋关节与身体质心的相对运动较小，因此 H 点的运动情况可以近似看作身体质心的运动。

首先忽略 RK 点与 H 点的驱动力矩对右膝关节的运动进行分析，RK-RA 为绕定点转动的刚体长度为 l_1 ，RK 点的切向速度为 v_{rkt} ，切向加速度为 a_{rkt} ，法向加速度为 a_{rkn} 。对这三个参数求解为：切向速度 $v_{rkt} = \omega_{ra} l_1$ ，切向加速度 $a_{rkt} = \alpha_{ra} l_1$ ，法向加速度 $a_{rkn} = \omega_{ra}^2 l_1$ 。现在假设 M_{RA} 的方向为顺时针方向，根据 RK 点的运动学参数求此时的 H 点的运动学参数，对 H 点的速度分析如图 4 所示。

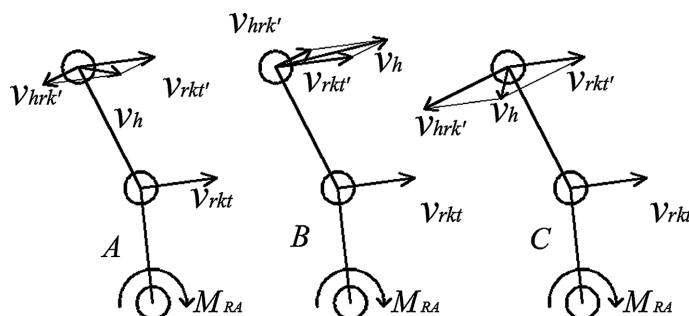


Figure 4. Velocity analysis of hip joint
图 4. 髋关节速度分析图

如图 4 所示，可以运用刚体在平面运动基点法将 H 点随 RK 的平移与绕 RK 转动的速度合成 H 点的运动速度 v_h 的值。其大小为：

$$v_h = v_{hrk'} + v_{rkt'} \quad (18)$$

v_h 的大小与方向会出现图 4 中 A、B、C 三种情况，本文分开进行讨论。A 情况时，H 点相对于 RK 点做逆时针方向的转动，但是其产生的向左的速度分量不足以改变 v_h 正负，H 点的运动趋势仍然是向右方向，为正方向。B 情况时，H 点相对于 RK 点做顺时针方向的转动，H 点的运动趋势是向右方向，为正方向。C 情况时，H 点相对于 RK 点做逆时针方向的转动，但是其产生的向左的速度分量可以改变 v_h 正负，H 点的运动趋势是向左方向，为负方向。C 情况髋关节 H 带动身体质心向左运动，会使人体质心与足底压力中心的连线与铅垂线的夹角 θ 变大，使 RCOF 增大，因此人体容易滑倒的可能性增大。如假设 M_{RA} 的方向为逆时针方向，由于人体的膝关节的生理特征限制 H-RK 杆不能相对 RK-RA 杆向右弯曲，这就说明 RK-RA 杆向左转动时会使 θ 角变大，同样是发生打滑的不稳定现象。

下面对 H 点的加速度进行分析，分析由于身体的内力作用改变运动状态对加速度有何影响，从而推论出对人体行走时惯性力与所需摩擦力的影响。这里分析 M_{RA} 的方向为顺时针方向时 H 点的加速度，如图 5 所示。

a_h 的大小与方向会出现图 5 中 A、B、C 三种情况，本文分开进行讨论。当出现 A 情况时，角加速度 a 为逆时针，但是其产生的向左的加速度分量不足以改变 a_h 正负，但是这个速度分量会增大行走时的惯性力从而增大发生打滑的可能性。B 情况角加速度 a 为顺时针，产生正方向的加速度可以减小惯性力。C 情况时， a_h 的方向发生改变为负方向，相较 B 情况更大程度上的增加了行走时的惯性力。并且这个加速度的大小可以改变 H 点的加速度反向与图 4 中的 C 情况一致，是一种不稳定的情况。

由图 4 和图 5 可以分析出当与地面接触脚发生打滑时，为了保持身体平衡要使 H 点速度有相对向前运动的趋势，但是由于人体的膝关节的生理特征限制 H-RK 杆不能相对 RK-RA 杆向右弯曲。因此可以认为

时, 即当外部力矩驱使膝关节发生屈曲时, 膝关节内部所产生的伸膝力矩。Liu 等[10]调查了平衡恢复过程中年龄对下肢关节力矩的影响, 结果表明在反应发生至平衡恢复过程中, 老年人依靠额状面和矢状面的关节力矩较多, 而年轻人则主要依靠矢状面的关节力矩。因此针对本试验中受试者的具体情况, 主要考虑受试者矢状面内的关节力矩与关节角度作为研究指标。

4. 试验结果与分析

本文是基于步态分析, 对人体行走滑跌现象进行研究, 对比分析恢复平衡与跌倒之间人体下肢关节角度和关节力矩参数的变化情况及差异性, 探究在步态滑跌过程中人体下肢关节运动的力学效应对恢复平衡有何作用与影响。所有受试者全部完成实验, 对实验所得下肢髋关节角度(angle of hip joint)、膝关节角度(angle of knee joint)、踝关节角度(angle of ankle joint)和髋关节力矩(hip joint torque)、膝关节力矩(knee joint torque)、踝关节力矩(ankle joint torque)进行标准化和求解平均值, 所得结果均采用(均数±标准差)的形式表示, 所得结果采用 Origin 进行绘图。

4.1. 关节角度

将人体步态滑移恢复平衡与跌倒两试验组髋关节、膝关节和踝关节矢状面的关节角度数据进行时间标准化, 求多组试验的数据进行均值处理, 做成变化曲线图。

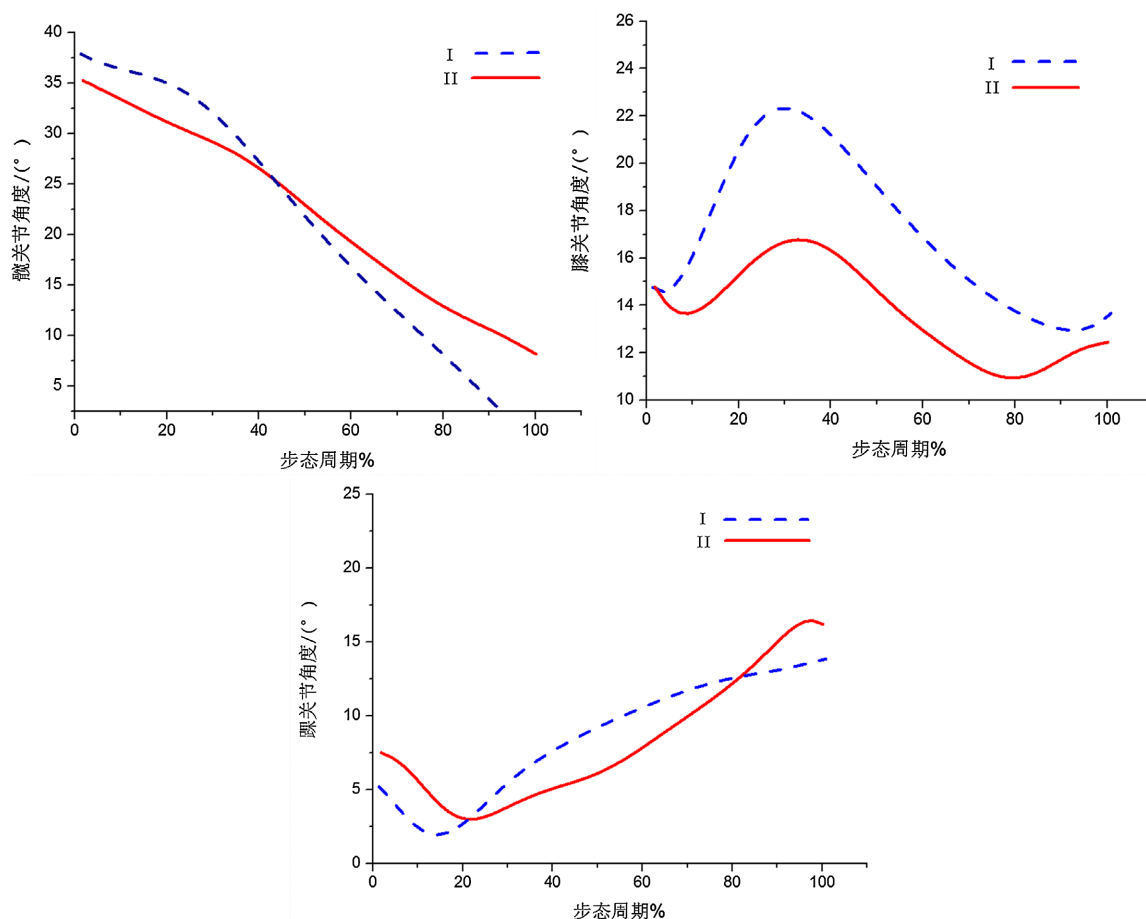


Figure 6. Comparison of joint angle of perturbed leg

图 6. 滑动腿关节角度对比图

如图 6 所示, 发生意外滑移时, 在滑动腿足跟接触步道时刻到非滑动腿足跟接触步道时刻(第一双支撑相与单支撑相)期间, 自主恢复平衡试验组(I 组)和滑倒试验组(II 组)进行比较, 可得结果如下:

(1) I 组的髌关节屈曲角度大于 II 组, 当这个步态滑跌的过程进行到所选区间大于 40% 时, I 组髌关节的屈曲角度快速下降。可以得知此时为滑动腿单支撑期, 为了使身体恢复平衡滑动腿会激活髌关节的伸展肌群使其收缩减小髌关节的屈曲角度, 而跌倒试验组的屈曲角度变化较慢, 说明髌关节的伸展肌群在这个过程中并未激活或者激活较小终至滑倒。

(2) 膝关节传递负荷, 参与运动, 辅助动量守恒, 并为腿部活动提供力偶。膝关节是人体最大, 也是最复杂的关节, 它由胫骨关节和髌骨关节组成双关节机构。I 组和 II 组的膝关节角度变化趋势基本一致, 但是 II 组膝关节角度小于 I 组, 对比结果表明滑跌过程中膝关节角度减小。

(3) 踝关节和足部的生物力学相当复杂且彼此关系紧密。足部是整个下肢运动系统的一部分, 对步态平稳顺畅有重要作用。踝关节将承重由下肢传递到足部, 决定着足部在地面上的定位。I 组和 II 组踝关节角度变化趋势基本一致, 在 0%~20% 时间内 I 组踝关节角度小于 II 组, 在 20%~80% 时间内 I 组踝关节角度大于 II 组, 然后 II 组大于 I 组。

4.2. 关节力矩

试验对所有关节力矩幅值进行标准化, 标准化的方法为用采集到的试验数据除以受试者的体重和腿长, 以便对 10 组受试者的关节力矩进行统计分析。

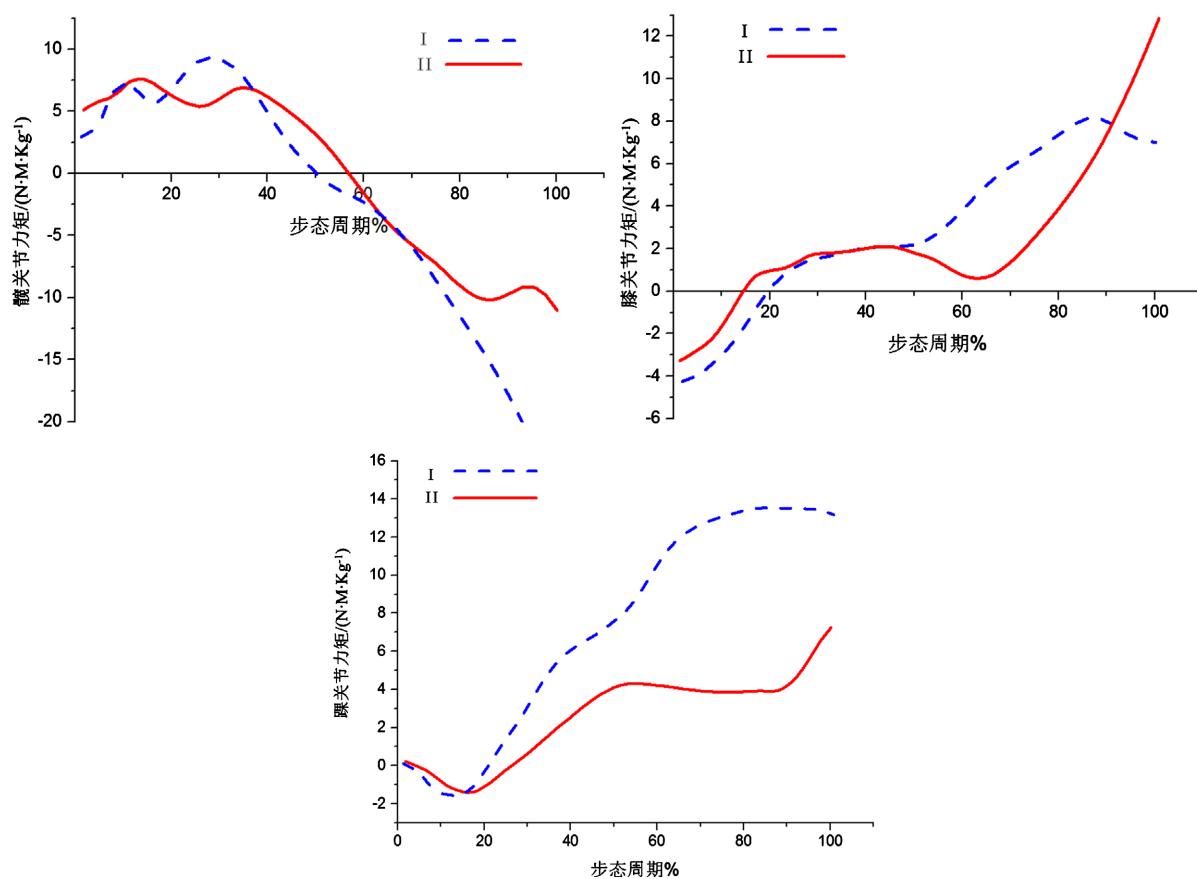


Figure 7. Comparison of joint torque of perturbed leg

图 7. 滑动腿关节力矩对比图

如图 7 所示, 发生意外滑移时, 在滑动腿足跟接触步道时刻到非滑动腿足跟接触步道时刻(第一双支撑相与单支撑相)期间, 自主恢复平衡试验组(I 组)和滑倒试验组(II 组)相比较, 可得结果如下:

(1) I 组髋关节关节力矩和 II 组变化趋势基本相同, 但是 I 组需要更大的屈曲力矩。进入滑动腿单支撑时其髋关节的屈曲力矩以更快的速率降低, 并且在 50% 时转变为伸展力矩并最终其值更大。

(2) I 组膝关节关节力矩和 II 组变化趋势大致相同, 但是 I 组膝关节力矩变化比 II 组稍慢。20% 后的时刻膝关节的力矩为屈曲力矩, 在 40% 后的时刻滑动腿单独支撑时, 成功恢复平衡的试验组较跌倒试验组拥有更大膝关节屈曲力矩。这说明在步态滑跌过程中, 为了保持身体的平衡需要更大的膝关节屈曲力矩, 带动膝关节的屈曲运动趋势。

(3) I 组踝关节关节力矩和 II 组踝关节力矩在步态周期的前 20% 期间变化趋势相同且大小基本相等, 在 20% 之后 I 组明显大于 II 组。这说明在步态滑跌过程中踝关节的背屈运动更加有助于平衡的恢复。

5. 数据对比分析

现有的人体行走平衡理论认为, 当人体的质心垂直投影 COM 在双脚的支撑区间 BOS 内便可维持身体平衡[9]。通过建立人体行走的运动模型, 分析得出在发生滑跌时判断身体滑跌程度。之后进行试验检测人体滑跌时下肢关节运动的变化情况, 对比成功恢复与跌倒试验之间数据的差异性。将检测分析与理论分析结果相比较是否相符。

对髋关节角度对比会发现: I 组(自主恢复平衡)与 II 组(滑倒)相比, 两者髋关节均呈屈曲状态, 但 II 组屈曲角度更小。滑倒时, 质心向下后移, 导致髋关节屈曲角度减小, 质心垂直投影超出 BOS, 引发滑倒。

对髋关节力矩对比会发现: 髋关节屈曲力矩有小幅波动且呈下降趋势, 伸展力矩增大, 使髋关节从屈曲转为伸展, 质心向上前移, 维持身体直立。进入单支撑阶段, 屈曲力矩快速降低, 50% 时转为伸展力矩并达最大。说明滑跌时, 髋关节屈曲角度和力矩均减小。

对膝关节角度变化对比会发现: 膝关节角度表现为屈曲角度, 当滑动腿足跟着地时, 膝关节处于伸膝状态。在滑移瞬间, 人体质心向后下移动, 膝关节开始屈曲。

对膝关节力矩变化对比会发现: 滑移瞬间, 膝关节力矩仍为伸膝力矩。但随着人体通过屈膝运动维持质心在 BOS 内, 膝关节屈曲角度增加。20% 时刻后, 膝关节转为屈曲力矩, 结合髋关节伸展, 使人体恢复直立。自主恢复平衡组(I 组)需更大屈曲力矩, 表明步态滑跌时, 保持平衡需更大膝关节屈曲角度和力矩。

对踝关节角度对比分析会发现: 自主恢复平衡组(I 组)与滑倒组(II 组)对比, I 组前 20% 背屈角度小, 之后增大, 并在 17% 时背屈角度、屈曲力矩开始上升。滑移时, 踝关节由背屈转为跖屈, 背屈角度减小, 跖屈力矩增大。大约 17% 时, 随着髋关节伸展和膝关节屈曲, 人体质心前移, 背屈角度增大, 跖屈力矩减小, 转为背屈力矩, 增大足地接触面积和接触力, 以减缓或停止滑动。

6. 结论

本文从步态模型分析入手, 结合试验结果得出以下结论:

(1) 本文建立的人体下肢六杆刚体步态模型有效。滑跌时, 惯性力随质心与足底压力中心连线与铅垂线夹角增大而增大, 导致 RCOF 增大, 引发滑跌。

(2) 滑移瞬间, 髋关节屈曲角度和力矩减小。质心偏移出 BOS, 滑动腿髋关节伸展肌群激活, 伸展力矩增大, 维持身体平衡。

(3) 膝关节在滑移瞬间开始屈曲, 屈膝肌群使伸膝向屈曲转变, 结合髋关节伸展, 维持身体平衡。

(4) 滑移瞬间, 踝关节背屈, 质心后移激活跖屈肌群, 跖屈力矩增大, 背屈角度减小。随髋关节伸展和膝关节屈曲, 质心前移, 踝关节背屈角度增大, 跖屈力矩减小, 直至背屈力矩增大, 增大足地接触面积和力, 减小滑动速度, 维持身体平衡。

参考文献

- [1] Zhang, L., Zu, Y.F., Fan, J., *et al.* (2016) Structure Design and Analysis of Aid Walking Mechanism for a Lower Limb Rehabilitation Robot. *Computer Aided Drafting, Design and Manufacturing*, **26**, 25-29.
- [2] Zhang, B., Shao, C., Li, Y., Tan, H. and Jiang, D. (2019) Dynamic Simulation Analysis of Humanoid Robot Walking System Based on ADAMS. *Journal of Shanghai Jiaotong University (Science)*, **24**, 58-63. <https://doi.org/10.1007/s12204-019-2040-3>
- [3] 徐欢欢, 何育民, 孙朝阳, 郭超. AnyBody 环境下人体步态的逆向动力学研究[J]. 机械科学与技术, 2019, 38(12): 1819-1824.
- [4] Burnfield, J.M. and Powers, C.M. (2006) Prediction of Slips: An Evaluation of Utilized Coefficient of Friction and Available Slip Resistance. *Ergonomics*, **49**, 982-995. <https://doi.org/10.1080/00140130600665687>
- [5] 沈凌, 孟青云, 喻洪流. 基于虚拟样机技术的下肢假肢结构设计及仿真[J]. 工程设计学报, 2011(1): 34-7+47.
- [6] Yang, E.C. and Mao, M. (2014) Analytical Model for Estimating Intersegmental Forces Exerted on Human Lower Limbs during Walking Motion. *Measurement*, **56**, 30-36. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2014.06.021>
- [7] Geursen, J.B., Altena, D., Massen, C.H. and Verduin, M. (1976) A Model of the Standing Man for the Description of His Dynamic Behavior. *Agressologie*, **17**, 63-69.
- [8] 吴剑, 李建设. 人体行走时步态的生物力学研究进展[J]. 中国运动医学杂志, 2002, 21(3): 305-307.
- [9] Maki, B.E. and McIlroy, W.E. (2006) Control of Rapid Limb Movements for Balance Recovery: Age-Related Changes and Implications for Fall Prevention. *Age and Ageing*, **35**, ii12-ii18. <https://doi.org/10.1093/ageing/af1078>
- [10] Liu, J. and Lockhart, T.E. (2009) Age-Related Joint Moment Characteristics during Normal Gait and Successful Reactive-Recovery from Unexpected Slip Perturbations. *Gait & Posture*, **30**, 276-281. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.005>