

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2210608

自适应跑步机人机跳跃交互稳定性分析与控制

钱宇阳, 杨开明, 朱 煜

(清华大学精密超精密制造装备及控制北京市重点实验室 北京 100084)

摘 要: 自适应跑步机是虚拟现实环境中用于人机交互的重要设备, 为了丰富其应用场景, 针对跳跃运动模式下的交互控制技术展开研究。针对人体跳跃落地稳定性分析问题, 综合考虑下肢骨骼及关节肌肉的联合作用, 提出一种变刚度弹簧倒立摆模型, 实验结果显示所提模型能够有效实现质心运动过程建模及跳跃稳定域分析, 稳定性判断准确率为 93.0%。在此基础上, 为了提升交互过程中的人体落地稳定性, 提出自适应跑步机跳跃交互控制策略, 仿真和实验结果表明, 所提方法能够有效提升人体落地稳定性。同时, 所提方法能够有效降低下肢关节扭矩, 膝关节峰值扭矩由 230 N/m 降低到 210.7 N/m, 踝关节峰值扭矩由 143.6 N/m 降低到 131 N/m, 可期减小人体跳跃落地过程中的运动损伤风险。

关键词: 人体跳跃落地模型; 稳定性分析; 自适应跑步机; 控制策略

中图分类号: TH701 TP273 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Stability analysis and control of the jumping interaction in self-paced treadmills

Qian Yuyang, Yang Kaiming, Zhu Yu

(Beijing Key Laboratory of Precision/Ultra-precision Manufacturing Equipment and Control,
Tsinghua University, Beijing 100084, China)

Abstract: Self-paced treadmill is the key human-robot interactive equipment for virtual reality. The current study focuses on the jumping interaction control technology for self-paced treadmill to enrich the application scenarios. For the purpose to analyze the stability of human jump landing, a novel variable stiffness spring-mass loaded inverted pendulum model is proposed, which takes into account the combined effects of lower limb bones and joint muscles. Experimental results show that the proposed model can realize the modeling of the mass center motion trajectory and the analysis of the jumping stable domain, the accuracy of stability recognition is 93.0%. Based on the proposed model and the stability analysis, the jumping interaction control strategies for the self-paced treadmill are proposed to improve human stability during jumping landing. The simulation and experimental results show that the proposed method can improve the stability of human jump landing significantly. Meanwhile, the proposed method reduces the torque of lower limb joints effectively. The peak torque of the knee joint reduces from 230 N/m to 210.7 N/m, and the peak torque of the ankle joint reduces from 143.6 N/m to 131 N/m, which is expected to lower the risk of injury.

Keywords: human jump landing model; stability analysis; self-paced treadmill; control strategy

0 引 言

自适应跑步机能够根据用户的运动意图自动改变其输出响应, 在保证用户运动稳定性的同时, 维持其位置始终处于安全范围内^[1-3]。结合虚拟现实 (virtual reality, VR) 技术, 自适应跑步机能够打破物理空间的限制, 为用户在虚拟世界中的探索提供无限可能, 在康复医

疗^[3-5]、军事训练^[6]、游戏娱乐等领域都有广阔的应用前景。此外, 受到新冠疫情的影响, 人们对高质量居家生活的需求愈发凸显^[7-8], 自适应跑步机也有望给人们提供更加丰富的日常锻炼和休闲娱乐体验。

为了满足用户对于交互模式多样性的需求, 2021 年 Virtuix 公司发布了一款名为 Omni One 的被动式人机运动交互设备, 该设备能够实现行走、倒退、奔跑、跳跃、下蹲等复杂的交互动作。该平台通过腰部固定装置和低摩

擦的碗形底面实现用户位移抵消,用户在交互过程中受束缚较多,步态不自然。自适应跑步机作为典型的主动式交互平台,无需辅助支撑装置,能够给用户带来更加自然、舒适的交互体验,但其交互模式相对单一,当前研究主要集中在行走交互模式中^[3,9-13],对于转向^[14]、急停^[15]等交互模式略有涉及。因此,丰富自适应跑步机下的运动交互模式对于丰富其应用场景,提高用户的沉浸感体验至关重要,目前该领域尚无相关研究报道。

区别于行走、奔跑等运动模式,跳跃运动给交互过程中的人体稳定性带来较大挑战。为了实现自适应跑步机跳跃运动模式人机交互,需要建立人体跳跃落地过程中的运动模型以分析其稳定性条件,并在此基础上设计交互控制策略,保证良好的交互体验。

由于人体结构及控制十分复杂,完备的神经-骨骼-肌肉模型^[16-17]难以应用于实际工程中,而简化的抽象模型仅需少量参数就能描述人体质心的运动过程,并与实验结果保持较高的一致性^[18],因而被广泛应用于人体运动分析及足式机器人控制中^[19-21]。典型的模型包括线性倒立摆模型^[22](linear inverted pendulum model, LIP)和弹簧-质心倒摆立模型^[19](spring-mass loaded inverted pendulum model, SLIP)等。此外,学者们也在上述模型基础上进行了拓展,如三维拓展^[23-24]和关节拓展^[25-26]等。基于上述模型,学者们提出了外推质心法(extrapolated center of mass, XCOM)^[20]、足部落地估计法(foot placement estimation, FPE)^[27]、虚拟摆动点模型(virtual pivot point, VPP)^[28]等方法来分析运动稳定性。然而,上述运动模型及其稳定性分析方法都是针对行走/奔跑运动模式建立的,无法直接应用于跳跃运动。

针对跳跃模式下的质心运动分析问题, Hellmers等^[29]将人体视为二阶振荡系统,采用数据拟合的方法分析质心运动,但此类方法不具有一般性,也无法为稳定性分析提供有效指导。White等^[30]验证了连续跳跃过程中跳跃频率与下肢等效刚度的关系,但该研究无法对单次跳跃落地的质心运动过程进行建模。

为了解决人体跳跃落地过程稳定性分析问题,本文提出了一种变刚度弹簧倒立摆模型,该模型综合考虑跳跃落地过程中下肢关节肌肉与骨骼的联合作用,对地面反作用力及扭矩进行建模。在稳定性分析基础上,提出了自适应跑步机跳跃交互控制策略,通过控制跑步机加速度,提高人体落地过程中的稳定性。

1 人体跳跃落地稳定性分析

1.1 变刚度弹簧倒立摆模型

本文建立了变刚度弹簧倒立摆模型如图1所示,该模型对人体矢状面的运动进行分析,忽略了上半身的运

动,将人体简化为质量为 m 的质心和无质量的大腿、小腿及脚掌,左右两部分下肢被视为对称的,并等效为一个整体,脚掌和小腿通过踝关节连接,大腿和小腿通过膝关节连接。考虑到人体大腿与小腿的长度差异不大,为了简化分析,两者被视为等长的,长度均为 l ;质心到脚踝连线与水平方向的夹角为 θ ,距离为 r 。以地面为参照建立坐标系,水平方向为 x 轴,垂直方向为 y 轴,对质心运动过程进行分析,质心速度可表示为 (v_x, v_y) 。

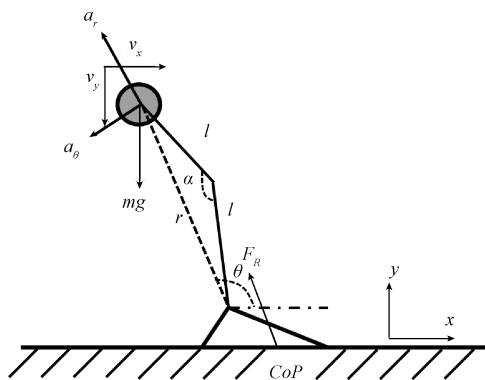


图1 变刚度弹簧倒立摆模型

Fig. 1 Variable stiffness spring-mass loaded inverted pendulum model

落地后质心运动过程可分解为绕着脚踝的转动(周向)及沿着质心与脚踝连线方向的平动(径向)。运动过程中,踝关节的主要作用是通过改变足底压力中心位置(center of pressure, CoP)来调节周向扭矩^[31],抵抗水平初速度以实现周向稳定;膝关节的主要作用是通过改变地面反作用力的大小,抵抗重力和垂直方初速度以实现径向稳定,两者综合作用使得质心能够恢复到稳定状态。因此,该模型的关键点在于如何对足底压力中心位置和地面反作用力大小进行估计。

1) 足底压力中心变化模型

首先考虑周向稳定性,为了探究足底压力中心的变化规律,忽略质心的径向运动,采用倒立摆模型^[20]进行分析,其动力学模型可表示为:

$$(u - x) \approx -\frac{r}{g}\ddot{x} = -\frac{\ddot{x}}{w_0^2} \quad (1)$$

式中: $w_0 = \sqrt{g/r}$; u 为足底压力中心位置; x 为质心水平位置。考虑到质心摆动角度相对较小,采用水平方向速度对质心周向速度进行近似。由式(1)可知,质心水平方向加速度取决于足底压力中心与质心在水平方向投影的相对位置,若足底压力中心处于质心前方,则质心向后加速度;反之亦然。设落地瞬间质心水平位置为 x_0 ,速度为 v_0 ,足底压力中心位置为 u ,对式(1)进行拉氏变换,求解该二阶线性常微分方程,

求解过程如下:

$$X(s) = \frac{x_0 - u}{s^2 - w_0^2} + \frac{v_0}{s^2 - w_0^2} + \frac{u}{s} \quad (2)$$

$$x(t) = u + (x_0 - u) \cosh(w_0 t) + \frac{v_0}{w_0} \sinh(w_0 t) \quad (3)$$

式中: $\sinh$ 和 $\cosh$ 为双曲函数, 分别表示为 $\sinh x = (e^x - e^{-x})/2$, $\cosh x = (e^x + e^{-x})/2$ 。运动过程中, 若质心水平位置超出足底压力中心, 则会导致模型向前摔倒。因此, 要使质心在周向达到稳定状态, 则对于 $\forall t > 0$ 都需满足式(4)。

$$(x_0 - u) \cosh(w_0 t) + \frac{v_0}{w_0} \sinh(w_0 t) \leq 0 \quad (4)$$

由于 $-1 < \tanh(w_0 t) < 1$, 稳定条件可进一步简化为:

$$x_0 + \frac{v_0}{w_0} \leq u \quad (5)$$

由式(5)可得, 若足底压力中心位置始终满足 $u = x + v_x/w_0$, 则质心能够在周向达到临界稳定状态。鉴于人体能够根据自身姿态动态调整足底压力中心位置, 本文将该临界稳定条件作为足底压力中心的实时变化规律。此外, 压力中心位置还需符合足底支撑边界的物理约束。综上, 跳跃落地过程中的足底压力中心实时位置可表示为:

$$\begin{cases} u = x + \frac{v_x}{w_0} \\ u = \min(u_{\max}, \max(u_{\min}, u)) \end{cases} \quad (6)$$

式中: $u_{\max}$ 和 $u_{\min}$ 为足底支撑边界位置, 取决于实际脚掌大小。

2) 等效变刚度弹簧阻尼模型

为了对径向运动进行分析, 将大腿和小腿视为等刚度的直线弹簧(刚度取决于骨骼刚度), 将膝关节视为扭簧(扭矩随膝关节弯曲角度线性变化), 三者共同作用决定了等效腿(质心到踝关节连线)的刚度。随着关节弯曲角度的变化, 等效刚度也会随模型结构变化。为了得到其变化规律, 对等效腿的瞬时刚度进行分析, 建立计算模型如图2所示。

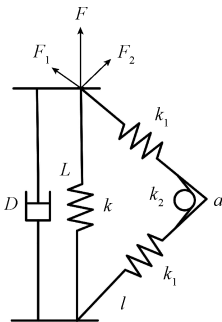


图2 等效刚度计算模型

Fig. 2 Calculation model for the equivalent stiffness

任意时刻, 质心到脚踝的距离可表示为:

$$L = 2l \sin(\alpha/2) \quad (7)$$

式中: L 表示等效腿长度; l 表示大腿及小腿长度; α 为膝关节弯曲角度。为了计算瞬时刚度, 考虑微小变化量情况:

$$\Delta L = 2 \sin(\alpha/2) \Delta l + l \cos(\alpha/2) \Delta \alpha \quad (8)$$

考虑等效力不存在切向的分量:

$$\begin{cases} F_1 \cos(\alpha/2) = F_2 \sin(\alpha/2) \\ F = F_1 \sin(\alpha/2) + F_2 \cos(\alpha/2) \end{cases} \quad (9)$$

由式(9)及刚度计算公式可得:

$$\frac{\Delta F}{k} = \frac{2 \sin(\alpha/2) \Delta F_1}{k_1} + \frac{l^2 \cos(\alpha/2) \Delta F_2}{k_2} \quad (10)$$

由式(9)和(10)可得:

$$k = \frac{k_1 k_2}{2 k_2 \sin^2(\alpha/2) + k_1 \cos^2(\alpha/2) / l^2} \quad (11)$$

式中: k_1 为骨骼刚度; k_2 为肌肉刚度。考虑两种特殊情况, 当 $\alpha = \pi$ 时, 下肢完全直立, 此时 $k = k_1/2$, 膝关节不起作用, 该刚度等于两个刚度为 k_1 的弹簧串联刚度; 当 $\alpha = 0$ 时, 膝关节完全弯曲, 此时骨骼不提供支持作用, $k = k_2/l^2$, 该刚度等于扭簧的等效刚度。

此外, 由于质心在下降和上升过程中, 肌肉分别作离心和向心运动, 肌肉的刚度在下降阶段应大于上升阶段^[32]。若肌肉刚度不发生变化, 系统能量将在势能和动能之间相关转化, 导致质心在径向不断震荡。为了模拟能量的耗散, 补偿弹性势能的损失, 在质心上升阶段引入阻尼使得系统能够达到渐进稳态。考虑质心下落到最低点后的再平衡过程, 将整个系统视为弹簧阻尼系统, 其微分方程为:

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + D \frac{dx}{dt} + kx = 0 \quad (12)$$

为了模拟实际的人体跳跃过程, 保证系统达到渐进稳定的条件为阻尼系数 $D = 2 \sqrt{km}$, 考虑到所提模型的刚度参数随关节角度变化, 本文选取下落阶段最低点和最高点刚度的平均值作为近似。综上, 地面反作用力计算公式如下:

$$F_R = \begin{cases} k(r_0 - r), & 0 \leq t < t_{\min} \\ k(r_0 - r) - D\dot{r}, & t > t_{\min} \end{cases} \quad (13)$$

式中: F_R 为地面反作用力大小, k 为等效刚度, 其计算过程如式(11)所示, $t_{\min}$ 为质心下落到最低点的时间。

3) 动力学模型

基于足底压力中心变化模型及等效变刚度弹簧阻尼模型, 可以计算出地面反作用力及扭矩, 并采用拉格朗日方程建立动力学模型分析质心运动过程:

$$L = \frac{1}{2} m (\dot{r}^2 + r^2 \dot{\theta}^2) - mgr \sin \theta \quad (14)$$

式中: L 为拉格朗日函数; (r, θ) 为以脚踝为原点的质心位置极坐标。该系统具有两个自由度, 由拉格朗日方程可得:

$$\begin{cases} m\ddot{r} - m\dot{\theta}^2r + mg\sin\theta = F_R \\ mr^2\ddot{\theta} + 2mr\dot{r}\dot{\theta} + mgl\cos\theta = F_Ru\sin\theta \end{cases} \quad (15)$$

式中: F_R 为地面反作用力大小; u 为足底压力中心位置; $mgl\cos\theta$ 和 $F_Ru\sin\theta$ 分别为地面反作用力和重力产生的扭矩; $2mr\dot{r}\dot{\theta}$ 为科里奥利产生的扭矩。

1.2 模型验证

为了验证模型有效性, 进行人体跳跃实验, 4 名健康受试者 (年龄 31.5 ± 4.6 岁, 身高 172.3 ± 4.8 cm, 体重 65 ± 10.8 kg) 自愿参加本次实验并签署知情同意书, 所有受试者均无神经肌肉系统疾病或下肢损伤病史。实验过程中, 采用 Kinect 传感器 (Microsoft Azure @ 30 Hz) 捕捉 32 个人体关节点位置, 并引入汉纳范环节参数模型^[33], 对质心位置进行实时解算; 采用足底压力鞋垫 (Moticon

OpenGo @ 50 Hz) 测量足底压力分布, 并计算地面反作用力及足底压力中心位置。

1) 刚度参数拟合

为了确定模型中的刚度参数, 进行垂直跳跃实验。每位受试者被要求进行 20 次垂直跳跃, 每次跳跃恢复稳定后保持静止 3~5 s, 采用阈值检测的进行跳跃过程划分, 将地面反作用力出现上升沿的瞬间作为落地时刻的标记, 等效刚度的计算及拟合过程如图 3 所示。为了计算等效刚度, 记录每次跳跃过程中的等效腿压缩长度, 并通过地面反作用力和压缩长度的比值计算等效刚度, 计算结果如图 3(a) 所示, 其中实线表示同一个实验对象多次跳跃实验下参数的平均值随落地时间变化的规律, 阴影区域表征标准差的变化。由图 3(a) 可知, 等效腿刚度在下落阶段随着压缩长度增加而变小直到达到最大压缩长度, 在上升阶段随着压缩长度的减小而增大, 且下落阶段刚度大于上升阶段, 符合所提模型等效刚度的变化规律。

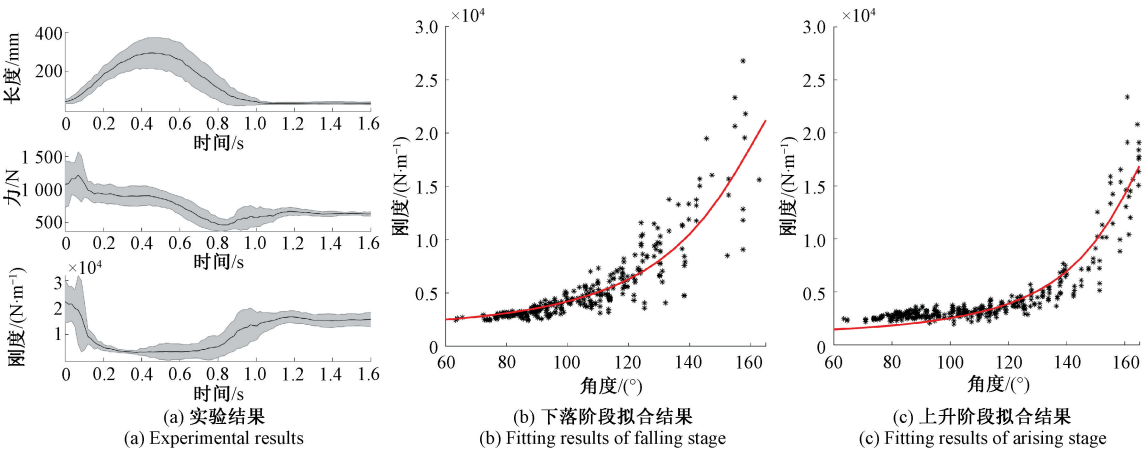


图 3 跳跃落地过程中下肢等效刚度计算及拟合过程

Fig. 3 The calculation and fitting process of lower limb equivalent stiffness during jump landing

下肢肌肉在下落阶段和上升阶段分别处于离心和向心运动状态, 其刚度存在较大差异, 因而以质心达到最大压缩距离为分界点将数据分为两部分进行拟合。图 3(b) 和 (c) 为两个阶段的刚度拟合结果, 其中散点表征实验记录的落地后不同时刻等效刚度值与膝关节角度的关系。为了确定实验对象的刚度参数, 根据式 (11) 进行最小二乘拟合, 由于式 (11) 为非线性方程, 将其转化为二元线性方程进行拟合, 图 3(b)、(c) 曲线为拟合结果。不同实验对象的拟合结果如表 1 所示, 由表 1 可知, 每个对象的骨骼刚度在两个阶段差异较小, 上升阶段相较于下落阶段略有减小, 而膝关节肌肉刚度在下落阶段远大于上升阶段, 符合肌肉离心运动的规律, 实验结果验证了所提等效刚度模型的有效性。

表 1 不同受试者等效刚度拟合结果

Table 1 The fitting results of equivalent stiffness for different subjects							
受试者 编号	年龄	身高 /cm	体重 /kg	骨骼刚度 k_1 /($\text{kN} \cdot \text{m}^{-1}$)		膝关节刚度 k_2 /($\text{N} \cdot \text{m}/^\circ$)	
				离心	向心	离心	向心
1	26	178	74	47.45	44.65	7 412	4 655
2	37	170	52	31.76	29.85	4 561	3 171
3	33	167	72	52.71	49.53	8 788	4 544
4	30	174	60	31.11	29.36	6 166	4 432

2) 质心运动及稳定域分析

在确定刚度参数的基础上,对人体跳跃落地后的质心运动规律进行验证。实验过程中,受试者按照其个人意愿进行 50 次向前跳跃,记录每次跳跃过程中的质心和脚踝的位置。为了获得可靠的分析结果,本文选取两个对稳定性影响最大的初始参数作为因变量进行分析,即落地瞬间质心与脚踝水平方向位置差和水平方向初速度。由于人体跳跃存在较大随机性,初始条件难以控制,采用 K-means 方法对初始参数进行聚类,对每一类数据分别计算其均值和标准差,保留初值在一个标准差范围内的跳跃数据作为一组实验参照。

质心运动过程仿真与实验结果的对比曲线如图 4 所示,其中实线及其阴影部表示实验结果的平均值及标准差,虚线为相同初始参数下的仿真结果。由图 4 可知,所提模型的仿真结果在相同初始参数下与实验结果整体保持一致,验证了所提模型对于分析质心运动的有效性。

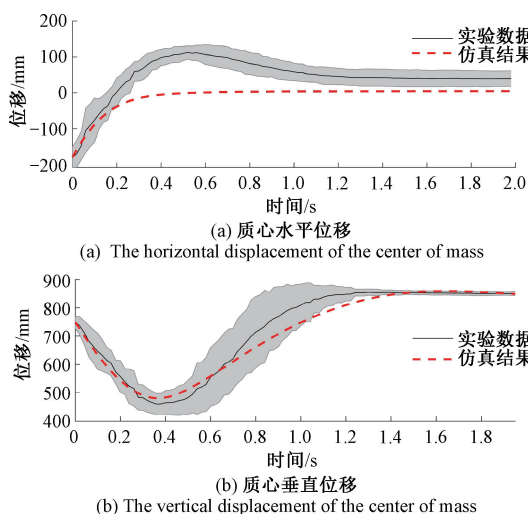


图4 质心运动过程实验结果

Fig. 4 Experimental results of the motion of the center of mass

实验结果有如下两个细节略有差异:(1)实验结果中质心水平方向位移存在一定超调而仿真结果趋于渐进稳定;(2)实验结果在上升阶段速度略快于仿真结果。导致差异 1 的原因是实际落地过程中从脚跟着地到足部完全接触地面需要一定时间,该过程中足底压力中心可变化范围受限;而仿真中认为落地瞬间足底压力中心可达到最前方,导致初始时刻水平方向稳定扭矩相对较大,进而使得质心在水平方向更快的趋于稳定。导致差异 2 的原因是为了模拟肌肉在离心运动和向心运动过程中刚度的差异,防止模型产生振荡,引入了阻尼项使得质心能够在上升阶段实现渐进稳定,而阻尼的存在也会使得质心上升的速度变慢。

在自由跳跃实验的基础上,对跳跃稳定域进行验证。本文将稳定条件定义为落地后无足部落脚点变化及上半身调整动作,受试者 1 跳跃稳定域仿真与实验的对比结果如图 5 所示,其中星号表示稳定跳跃,叉号表示不稳定跳跃,阴影区域表示仿真结果的稳定域,由图 5 可知,仿真所获得的稳定域能够较好的评价跳跃稳定性,稳定性判断准确率为 93.0%。在相同的落地初速度下,水平方向速度越大,越容易失稳。由于本文对稳定域的因变量作了降维度处理,且人体跳跃具有较大的主观性与随机性,稳定边界必然会存在一定程度的混淆。

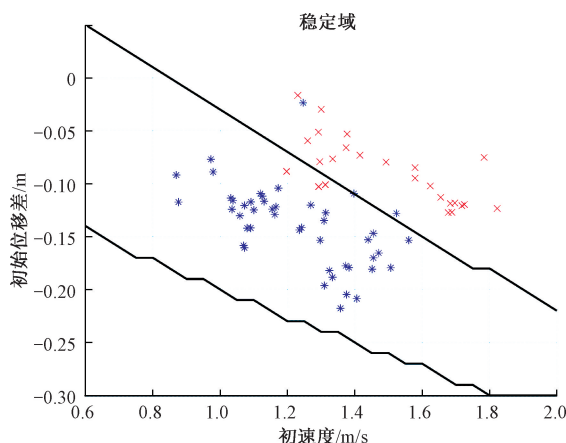


图5 稳定域分析结果

Fig. 5 Results of the stable domain analysis

2 跳跃交互控制策略

为了保证跳跃交互过程中的人体稳定性,在所提模型及稳定性分析的基础上,对交互控制策略进行研究。实际跳跃过程可被分为起跳、飞行、落地 3 个阶段,其中起跳阶段人体下蹲并蓄力,在爆发力的推动下向上向前运动直至离开跑步机,若该阶段跑步机存在加速度则会对起跳过程产生干扰,因此控制系统应当在该阶段保持跑步机加速度为 0,使得人体与跑步机保持相对静止,保证顺利起跳。

飞行阶段人体在初速度和重力的作用下作斜上抛运动,与跑步机无接触,跑步机可以通过改变运动速度来降低落地时刻的速度差,以提高落地稳定性。但这也可能导致人体跳跃前后参照系速度发生变化,与日常跳跃经验不符,使得用户难以适应速度的变化,给神经肌肉系统带来负担,对交互体验产生负面作用。因此,控制系统在飞行阶段仍应保持跑步机加速度为 0,以保证落地过程符合用户日常认知。

落地阶段是人体跳跃过程中最重要的稳定性调节阶段,该阶段人体与跑步机完全接触,可以通过对跑步机加速度的控制,在人体不易察觉的前提下提高跳跃的稳定

性,尽可能减少落地后落脚点调整的可能性,保证交互的安全性和用户的沉浸感体验。

2.1 控制策略设计及其仿真分析

为了提高落地阶段的稳定性,本文在变刚度弹簧倒立摆模型的基础上,设计了人机交互系统动力学模型如图6所示。落地瞬间脚踝与跑步机被视为固连,具有相同的运动速度,跑步机具有水平方向加速度,相对人体是一个非惯性系,可以通过对跑步机加速度的控制给人体施加非惯性力,以提高落地后的人体稳定性。

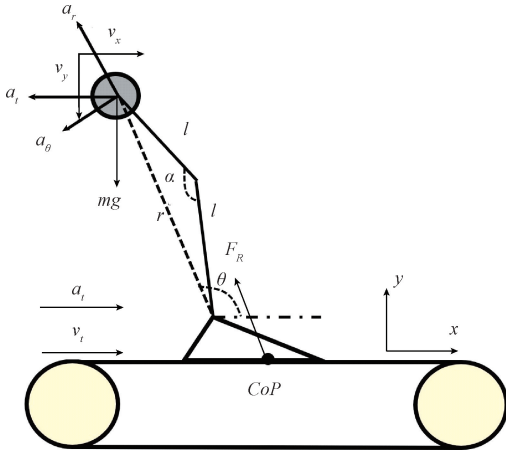


图6 跳跃交互模式下的动力学模型

Fig. 6 The dynamical model of the jumping interaction mode

基于所提跳跃落地模型,对自稳定力(在没有外界扰动下人体实现自身稳定性所需要的力)进行分析,提出力补偿控制策略。考虑到跑步机仅提供水平方向的惯性力,该方法通过跑步机加速度产生的惯性力来等效一部分人体跳跃落地过程中自稳定力在水平方向的分量,控制策略如下:

$$a_t = -k_j(F_r(x + wv_x)\sin\theta/mr) \quad (16)$$

式中: a_t 为跑步机加速度; k_j 为补偿因子; F_r 为模型计算出的地面反作用力; $x + wv_x$ 为不受足底支撑边界限制的足底压力中心位置(式(6))。

为了发挥力补偿控制策略的性能,需要对每个对象的模型参数进行准确测量,流程复杂,实现难度较高。为了提高控制策略鲁棒性,借鉴水平方向稳定力补偿的思路,本文提出启发式的缓冲控制策略。考虑到日常生活中沙地是主要的跳跃缓冲设施,该策略通过跑步机模拟沙地在水平方向对人体的缓冲作用来提高交互的稳定性,控制策略如下:

$$a_t = \text{sign}(v_x - v_t)f(v_x - v_t)^2(e^{k_f t} - 1) \quad (17)$$

式中: $\text{sign}(\cdot)$ 表示取正负号函数; v_x 和 v_t 分别表示质心水平速度和跑步机速度; $f(v_x - v_t)^2$ 用于模拟沙地对于人体在水平方向的阻尼作用; f 为阻尼系数; $(e^{k_f t} - 1)$ 用

于模拟“吃沙深度”(人体与沙子接触的体积表征量),深度越深,阻尼作用越强,该项初始为0并随着时间呈指数增长, k_f 为其时间系数。无论采用何种控制策略,系统的动力学方程可改写为:

$$\begin{cases} m\ddot{r} - m\dot{\theta}^2 r + mg\sin\theta = F_R - ma_t\cos\theta \\ mr^2\ddot{\theta} + 2mr\dot{r}\dot{\theta} + mgl\cos\theta = F_R u\sin\theta - ma_t\sin\theta \end{cases} \quad (18)$$

式(18)求解出来的质心运动轨迹都是质心相对脚踝(跑步机坐标系)的相对运动轨迹。

基于动力学模型分别对力补偿控制和缓冲控制策略进行仿真分析,为了在提高稳定性的同时尽可能减少对用户的干扰,仿真参数不宜过大,经过参数整定取 $k_j = 0.25$, $f = 10$, $k_f = 1.5$, 仿真结果如图7所示。

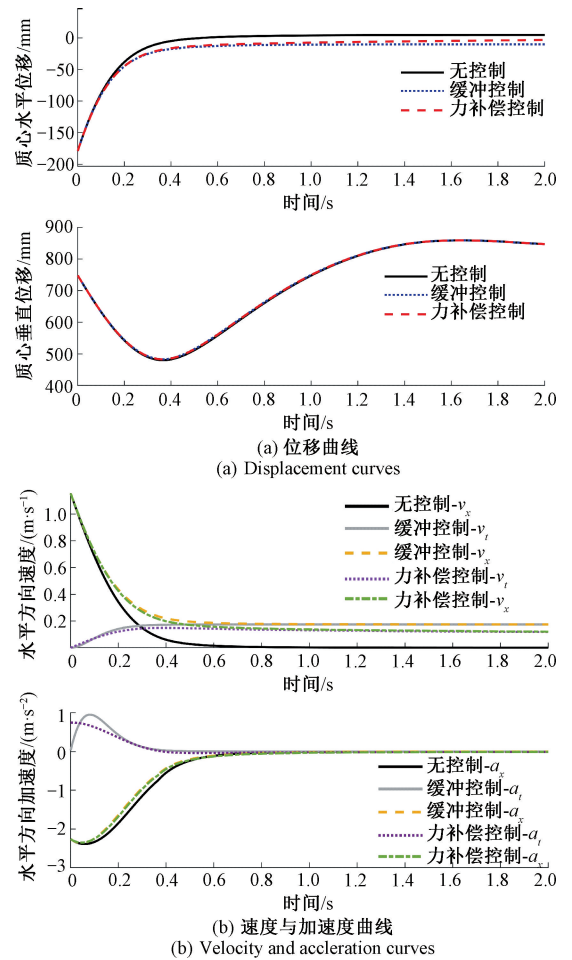


图7 不同控制策略下的仿真结果对比

Fig. 7 Simulation results of different control strategies

图7(a)为质心相对脚踝的位移曲线,由于控制所引入的惯性力仅施加在水平方向,质心在径向的运动轨迹几乎不受控制的影响;而水平方向在补偿力和缓冲力的作用下,能够更快的达到稳定状态。图7(b)为质心和跑步机水平方向的绝对速度与加速度曲线,其中 v_x 与 v_t 分

别表示质心与跑步机速度, a_x 与 a_t 分别表示质心与跑步机加速度。由图 7(a) 可知, 在控制器的作用下, 跑步机速度逐渐增加而质心速度逐渐减小, 并在稳定后趋于一致, 相较于无控制跳跃, 两种控制策略下的质心水平速度更快的达到平衡; 由图 7(b) 可知, 在两种控制策略的作用下, 跑步机对人体自稳定力进行一定程度的补偿, 对人体稳定性起到了促进作用。不同之处在于, 力补偿控制产生的惯性力随人体自稳定力变化, 而缓冲控制产生的惯性力初始状态为 0, 并随着时间推移而增加, 最后随着速度差降低逐渐减小为 0。

跳跃稳定域对比结果如图 8 所示, 结果表明力反馈控制通过对自稳定力的精确计算, 能够同时拓展稳定域的上下界, 且补偿参数越大, 稳定域也越大。当然, 补偿系数过大也会导致人体无法适应, 对沉浸感体验产生副作用。缓冲控制能够有效增加稳定域上界, 跳跃落地初速度越大, 对稳定域的提升越明显; 但是, 如果人体落地瞬间本身存在向后倾倒的趋势, 在缓冲力的作用下, 更容易失稳, 因此该控制策略对稳定域下界略有影响。然而, 人体实际跳跃过程中, 除了追求跳跃极限距离的跳远运动外, 其初始状态一般不会出现下界附近, 缓冲控制给稳定域下界的损失带来的影响一定程度上可忽略。

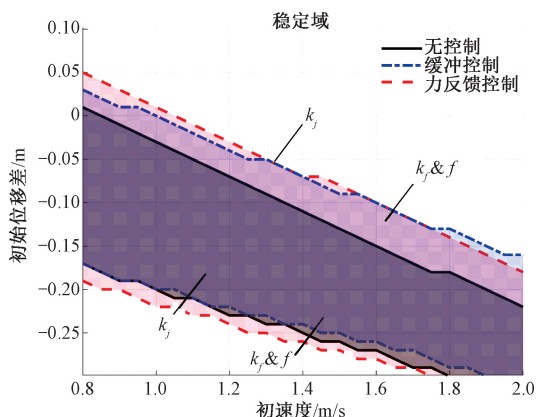


图 8 控制策略稳定域对比分析

Fig. 8 Stable domain analysis of different control strategies

综上所述, 所提的两种控制策略都能够很好的提升跳跃落地过程中的质心稳定性, 力补偿控制在稳定域提升方面具有优势, 但模型较为复杂, 难以应用到工程实际中; 而缓冲控制方法简单, 鲁棒性较高, 且落地瞬间无加速度, 更符合日常经验, 对用户感知影响更小。因此, 在后续实验中将采用缓冲控制作为跳跃运动模式的交互控制策略。

2.2 跳跃交互控制策略实验验证

采用缓冲控制策略进行实验验证, 控制器参数 $f = 10$, $k_f = 1.5$, 缓冲控制策略下的跑步机速度与加速度及质心绝对速度的实时曲线如图 9 所示, 落地瞬间跑步

机加速度为 0, 并随着时间推移和速度差的变化, 先增加后减小为 0; 跑步机速度逐渐增加, 质心速度在自稳定力和跑步机加速度所产生的惯性力的综合作用下逐渐减小, 最终与跑步机速度相等, 实验结果与仿真结果保持一致。

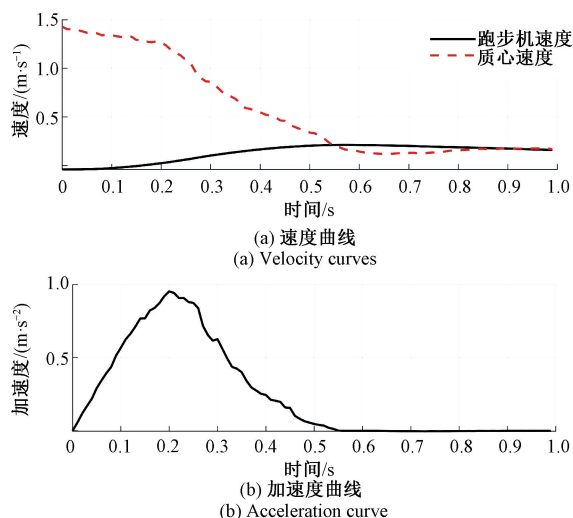


图 9 跳跃控制实验速度与加速度曲线

Fig. 9 Velocity and acceleration curves of buffering control

缓冲控制与无控制下质心的运动对比结果如图 10 所示, 其中实线与虚线分别表征无控制和缓冲控制下参数的平均值, 阴影部分表征其标准差的范围。由图 10 可知, 在缓冲控制策略的作用下, 水平方向更快趋于稳定 (垂直虚线标记了质心平均速度小于 0.05 m/s 的时刻), 质心在垂直方向运动几乎无差异, 在缓冲控制策略下质心下降高度略有降低。实验结果与仿真结果保持一致, 验证了所提策略对于提升水平方向稳定性的作用。

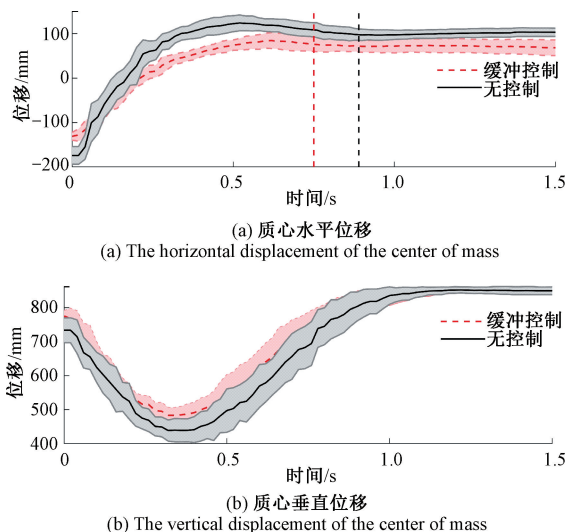


图 10 缓冲控制实验质心位移曲线对比

Fig. 10 The trajectory of center mass of buffering control

稳定域的对比结果如图 11 所示,其中实线和虚线分别表示无控制与缓冲控制的稳定域边界,散点标记为跳跃落地瞬间人体的初始状态,叉形和星形标记分别表示无控制下的不稳定和稳定跳跃,圆圈标记表示缓冲控制下的稳定跳跃。由图 11 可知,在缓冲控制的作用下,即使初始时刻质心相对脚踝水平方向位置更加靠前,用户也不会出现不稳定性的情况,与仿真结果保持一致,验证了所提缓冲控制策略对提升落地稳定性的作用。

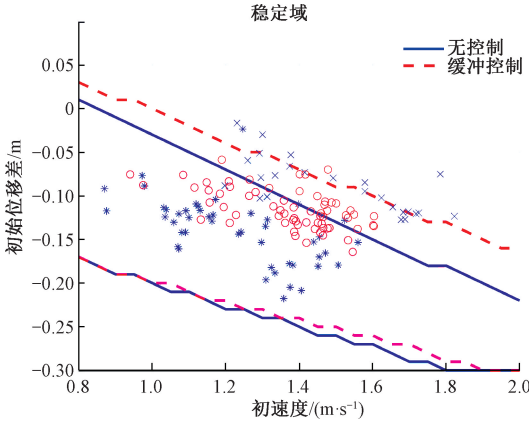


图 11 跳跃稳定域实验结果

Fig. 11 Experimental results of the stable domain

2.3 运动损伤风险评价

现有研究表明,关节肌腱损伤在慢性运动损伤中占据了相当大的比例,尤其在排球、篮球等对跳跃时肌肉的收缩速度与力量有较高要求的运动中;肌肉离心运动过程中的关节扭矩及其变化速度是肌腱炎的重要诱因^[32]。本文所提的跳跃交互控制策略能够对人体自稳定力进行一定补偿,可期降低运动损伤风险。为了评估该作用,采用逆动力学对跳跃落地过程关节扭矩进行分析。建立了多体逆动力学模型^[34]如图 12 所示。模型中人体各个部分用 $1, \dots, n$ 进行表示, m_i, r_i, a_i 表示各部分的质量、质心

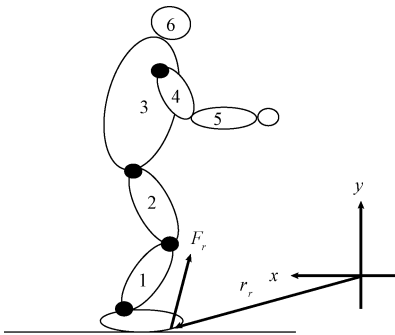


图 12 多体逆动力学模型

Fig. 12 The multi-body inverse dynamic model

的位置和加速度, I_i, β_i 表示各部分转动惯量和角加速度, r_{ik} 表示连接第 k 部分和第 l 部分的关节位置, F_r, r_r 表示地面反作用力和足底压力中心的位置, M_r 表示地面反作用扭矩。

首先,将各部分视为整体进行分析可知:

$$\begin{cases} F_r = \sum m_i a_i - \sum m_i g \\ r_r \times F_r + M_r = - \sum r_i \times m_i g + \\ \sum r_i \times m_i a_i + \sum I_i \beta_i \end{cases} \quad (19)$$

考虑系统对于任一运动点 P 的动力学方程:

$$F_r \times r_p = \sum (m_i a_i \times r_p) - \sum (m_i g \times r_p) \quad (20)$$

由式(19)和(20)可得:

$$(r_r - r_p) \times F_r + M_r = - \sum [(r_i - r_p) \times m_i g] + \sum [(r_i - r_p) \times m_i a_i] + \sum I_i \beta_i \quad (21)$$

考虑任意关节,将人体分为上下两个部分,对下半部分进行分析,则该关节的扭矩可表达为:

$$M_{lk} = - (r_r - r_{lk}) \times F_r - \sum [(r_i - r_{lk}) \times m_i g] + \sum [(r_i - r_{lk}) \times m_i a_i] + \sum I_i \beta_i \quad (22)$$

通过 Kinect 和足底压力鞋垫分别测出人体各部分的加速度与角加速度及地面反作用力,对关节扭矩进行计算。

关节扭矩对比结果如图 13 所示,在施加控制后膝关节与踝关节扭矩有了明显的降低,膝关节峰值扭矩由 230 N/m 降低到 210.7 N/m,踝关节峰值扭矩由 143.6 N/m 降低到 131 N/m。实验结果表明,所提控制策略能够减小落地过程人体实现自稳定所需的关节扭矩,在提升稳定性的同时,有望降低跳跃落地过程中肌肉离心运动带来的运动损伤风险。

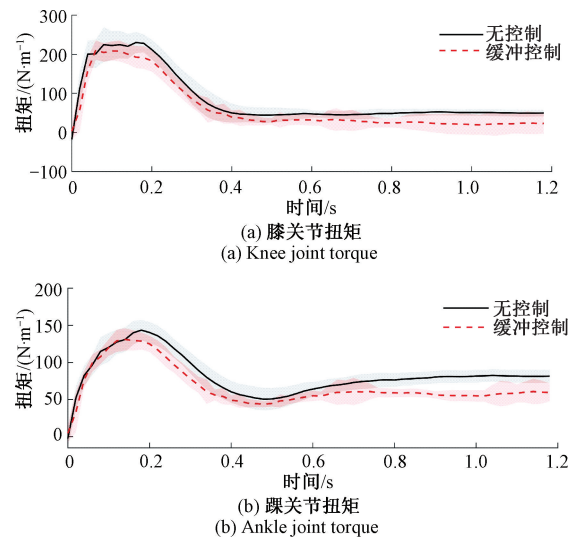


图 13 关节扭矩对比

Fig. 13 The comparison of joints torque

3 结 论

本文提出了变刚度弹簧倒立摆模型对人体跳跃落地过程进行建模,该模型综合考虑了人体下肢骨骼和关节肌肉的联合作用,实现了质心运动过程及跳跃稳定域分析,并通过人体跳跃实验验证了所提模型有效性。

基于所提模型及稳定性分析结果,本文提出了自适应跑步机跳跃交互控制策略,并通过仿真分析了控制策略的优劣势。实验结果表明,所提方法能够有效提高人体跳跃落地后的稳定性。逆动力学分析实验结果显示所提方法能够显著减小膝关节和踝关节的峰值扭矩,有望降低跳跃落地过程中的运动损伤风险。

参考文献

- [1] LICHTENSTEIN L, BARABAS J, WOODS R L, et al. A feedback-controlled interface for treadmill locomotion in virtual environments[J]. *ACM Transactions on Applied Perception*, 2007, 4(1): 17.
- [2] VON ZITZEWITZ J, BERNHARDT M, RIENER R. A novel method for automatic treadmill speed adaptation[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007, 15(3): 401-409.
- [3] YOON J, PARK H S, DAMIANO D L. A novel walking speed estimation scheme and its application to treadmill control for gait rehabilitation [J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2012, 9(1): 62.
- [4] SLOOT L H, HARLAAR J, VAN DER KROGT M M. Self-paced versus fixed speed walking and the effect of virtual reality in children with cerebral palsy[J]. *Gait & Posture*, 2015, 42(4): 498-504.
- [5] SCHERER M. Gait rehabilitation with body weight-supported treadmill training for a blast injury survivor with traumatic brain injury[J]. *Brain Injury*, 2007, 21(1): 93-100.
- [6] DARKEN R P, COCKAYNE W R, CARMEIN D. The omni-directional treadmill: A locomotion device for virtual worlds[C]. *Proceedings of the ACM Symposium on User Interface Software and Technology 10th Annual Symposium UIST '97*, 1997: 213-221.
- [7] AMBROSINO P, FUSCHILLO S, PAPA A, et al. Exergaming as a supportive tool for home-based rehabilitation in the COVID-19 pandemic era[J]. *Games for Health Journal*, 2020, 9(5): 311-313.
- [8] HAIDER Z, AWEID B, SUBRAMANIAN P, et al. Telemedicine in orthopaedics and its potential applications during COVID-19 and beyond: A systematic review[J]. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 2020, 28(6): 1357633-20938241.
- [9] WANG W, YANG K M, ZHU Y, et al. Speed adaptation and acceleration ripple suppression of treadmill user system using a virtual force moment balance model[J]. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 2020, 42(2): 322-329.
- [10] SLOOT L H, VAN D, HARLAAR J. Self-paced versus fixed speed treadmill walking [J]. *Gait & Posture*, 2013, 39(1): 478-484.
- [11] HEJRATI B, CRANDALL K L, HOLLERBACH J M, et al. Kinesthetic force feedback and belt control for the treadport locomotion interface[J]. *IEEE Transactions on Haptics*, 2015, 8(2): 176-187.
- [12] 万晨晖, 杨开明, 汪伟, 等. 基于 Kinect 的自适应跑步机行走速度估计方法[J]. *仪器仪表学报*, 2019, 40(10): 219-226.
- WAN CH H, YANG K M, WANG W, et al. Walking speed estimation for self-paced treadmill based on Kinect[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019, 40(10): 219-266.
- [13] 崔文琪, 李峰. 下肢康复机器人系统中的跑步机速度跟随自适应控制方法[J]. *现代制造工程*, 2013(9): 30-34.
- CUI W Q, LI F. Adaptive control strategy for treadmill speed in lower limb rehabilitation robot system [J]. *Modern Manufacturing Engineering*, 2013(9): 30-34.
- [14] DE LUCA A, MATTONE R, GIORDANO P R, et al. Control design and experimental evaluation of the 2D cyber walk platform [C]. *IEEE RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2009.
- [15] ASL H J, SANG-HUN P, JUNGWON Y. An intelligent control scheme to facilitate abrupt stopping on self-adjustable treadmills [C]. *2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2018.
- [16] GEYER H, SEYFARTH A. Neuromuscular control models of human locomotion[C]. *Humanoid Robotics: A Reference*, 2019: 979-1007.
- [17] GEYER H, HERR H. A muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, 18(3): 263-273.
- [18] FULL R J, KODITSCHEK D E. Templates and anchors: Neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land[J]. *Journal of Experimental Biology*, 1999, 202(23): 3325-3332.
- [19] GEYER H, SEYFARTH A, BLICKHAN R. Spring-mass running: Simple approximate solution and application to

- gait stability[J]. *Journal of Theoretical Biology*, 2005, 232(3): 315-328.
- [20] HOF A L, GAZENDAM M, SINKE W E. The condition for dynamic stability [J]. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38(1): 1-8.
- [21] COLLINS S, RUINA A, TEDRAKE R, et al. Efficient bipedal robots based on passive-dynamic walkers [J]. *Science*, 2005, 307(5712): 1082-1085.
- [22] WISSE M, ATKESON C G, KLOIMWIEDER D K. Dynamic stability of a simple biped walking system with swing leg retraction[C]. *Fast Motions in Biomechanics and Robotics: Optimization and Feedback Control*, 2006: 427-443.
- [23] SEIPEL J E, HOLMES P. Running in three dimensions: Analysis of a point-mass sprung-leg model [J]. *International Journal of Robotics Research*, 2005, 24(8): 657-674.
- [24] PEUKER F, SEYFARTH A, GRIMMER S. Inheritance of SLIP running stability to a single-legged and bipedal model with leg mass and damping[C]. 4th IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob) / Symposium on Surgical Robotics, 2012: 395-400.
- [25] MAYKRANZ D, SEYFARTH A. Compliant ankle function results in landing-take off asymmetry in legged locomotion[J]. *Journal of Theoretical Biology*, 2014, 349: 44-49.
- [26] RUMMEL J, SEYFARTH A. Stable running with segmented legs [J]. *International Journal of Robotics Research*, 2008, 27(8): 919-934.
- [27] MILLARD M, WIGHT D, MCPHEE J, et al. Human foot placement and balance in the sagittal plane [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2009, 131(12): 121001.
- [28] MAUS H M, LIPFERT S W, GROSS M, et al. Upright human gait did not provide a major mechanical challenge for our ancestors [J]. *Nature Communications*, 2010, 1(6): 70.
- [29] HELLMERS S, FUDICKAR S, DASENBROCK L, et al. A model-based approach for jump analyses regarding strength and balance the human as an oscillating system[C]. 10th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, 2017: 354-375.
- [30] WHITE R E, MACDONALD J H G, ALEXANDER N A.

A nonlinear frequency-dependent spring-mass model for estimating loading caused by rhythmic human jumping[J]. *Engineering Structures*, 2021, DOI: 10.1016/j.engstruct.2021.112229.

- [31] WINTER D A. Human balance and posture control during standing and walking[J]. *Gait & Posture*, 1995, 3(4): 193-214.
- [32] BISSELING R W, HOF A L, BREDEWEG S W, et al. Are the take-off and landing phase dynamics of the volleyball spike jump related to patellar tendinopathy? [J]. *British Journal of Sports Medicine*, 2008, 42(6): 483-489.
- [33] HANAVAN E P. A personalized mathematical model of human body [J]. *Journal of Spacecraft and Rockets*, 1966, 3(3): 446-448.
- [34] HOF A L. An explicit expression for the moment in multibody systems[J]. *Journal of Biomechanics*, 1992, 25(10): 1209-1211.

作者简介



钱宇阳, 2017 年于大连理工大学获得学士学位, 现为清华大学博士研究生, 主要研究方向为人体运动模式识别、步态稳定性分析和自适应跑步机控制。

E-mail: qyy17@mails.tsinghua.edu.cn

Qian Yuyang received his B.Sc. degree from Dalian University of Technology in 2017. He is currently a Ph.D. candidate at Tsinghua University. His main research interests include locomotion recognition, gait stability analysis and self-paced treadmill control.



杨开明(通信作者), 分别在 1992 年和 1998 年于郑州大学获得学士学位和硕士学位, 2005 年于清华大学获得博士学位, 现为清华大学副研究员, 主要研究方向为精密运动控制、超精密机械系统建模与仿真、控制系统软件研发、机电系统集成。

E-mail: yangkm@tsinghu.edu.cn

Yang Kaiming (Corresponding author) received his B.Sc. degree and M.Sc. degree both from Zhengzhou University in 1992 and 1998, and Ph.D. degree from the Tsinghua University in 2005, respectively. He is currently an associate research fellow at Tsinghua University. His main research interests include precision motion control, ultraprecision mechanical system modeling and simulation, control system software R&D, and mechatronic system integration.