

基于最大摩擦因数的下肢肌无力者滑跌步态特性分析

苏海龙^{1,2}, 张峻霞¹, 王新亭¹, 张芸芸¹, 王 泽¹

(1. 天津科技大学机械工程学院, 天津 300222; 2. 天津大学机械工程学院, 天津 300072)

摘要: 针对老年人行走过程滑跌现象的频繁发生, 提出了利用改进的所需最大摩擦因数及 COM(center of mass)波动值来分析滑跌过程的方法. 该方法以基于 Kane 方程的仿生下肢行走动力学模型为基础, 能够实现行走过程动力学参数值的快速检测, 能对行走过程的任一瞬时平衡状态进行分析, 并据此判断和验证滑动和跌倒过程的临界值, 建立了老年人滑跌步态的理论基础. 通过肌力正常与肌无力老年人的行走步态实验数据比较, 下肢肌力不足的老年人, 因其神经肌肉控制力下降, 步态姿势趋于不稳定, 发生滑倒的概率更高. 步态分析实验数据表明, 该方法能够对滑跌过程进行准确描述.

关键词: 老年人; 步态分析; 滑跌; Kane 方程; 肌无力

中图分类号: Q811.8 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-6510(2011)03-0043-05

Analysis of Slips and Falls Gaits Characteristics of Lower Extremities' Myasthenia Based on RCOF

SU Hai-long^{1,2}, ZHANG Jun-xia¹, WANG Xin-ting¹, ZHANG Yun-yun¹, WANG Ze¹

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China;

2. School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract: To investigate the frequent slips and falls in older adults of myasthenic lower extremities, a method was proposed that could analyze the process of slips and falls with the modified peak of required coefficient of friction(RCOF) and the amplitude of the center of mass(COM). This method, based on the Kane's equations dynamic model of the lower extremities, can be used to rapidly detect dynamic parameters in each gait cycle, and analyze every instantaneous balance status during walking. According to the results, the critical point thresholds of slips and falls have been judged and verified and the theoretical groundwork for slips and falls' gaits in older adults of myasthenic lower extremities has been established. By comparing the walking experimental data between no myasthenia and myasthenic older people, myasthenic older people's gaits became more and more unstable because of the declined quality of neuromuscular control. For it, slips and falls more easily occur on myasthenia older people. The experimental data show that the method can well and effectively describe the process of slips and falls.

Keywords: older adults; gait analysis; slips and falls; Kane's equations; myasthenia

随着年龄的增加, 正常成年人特别是老年人群会出现肌力下降及关节活动度减小的现象, 尤其是下肢肌力不足导致的平衡能力下降和步态失稳会直接影响到人体的活动能力, 从而造成滑跌的危险. 据统计^[1-3], 跌倒概率随着年龄递增, 80 岁以上的老年人跌倒的年发生率高达 50%左右, 5%~15%的跌倒会造

成脑部损伤、软组织损伤、骨折和脱臼等伤害, 是一个必须引起重视的老年保健问题. 而且, 由于跌倒导致损伤会引起大量的治疗费用, 因此, 探索老年人跌倒的危险因素, 可以为开展老年跌倒的预防和制定老年保健措施提供依据, 为研制和开发适用的助行装置奠定基础, 最终达到提高老年人生活质量的目的.

收稿日期: 2010-12-13; 修回日期: 2011-01-19

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(50975204); 天津科技大学科学研究基金资助项目(20090201)

作者简介: 苏海龙(1976—), 男, 吉林人, 副教授, 博士研究生, suhailong@tust.edu.cn.

对于老年人的步态行为,学者们已经进行了大量的研究工作. Tang 等^[4]对比了老年人和青年人在行走过程中产生滑动时的不同反应,结果发现反应时间慢和肌肉强度小是导致老年人更容易摔倒的主要因素. Meyer 等^[5]研究了老年人行走动态稳定性的生物力学影响因素,在行走过程中其肢体的运动学及动力学参数状态与年轻人有很大不同,利用此特性的相关生物力学参数可以对滑跌现象进行预测和干预,并给出了老年人在合理肌力控制下的步态水平. Kemoun 等^[6]研究了未发生滑跌现象老年人的步态运动学及动力学特征,并由此给出了滑跌现象发生的预期参数值. 发生滑跌者,其步速更慢,并多倾向于使用双脚支撑,脚踝和臀部的摆动范围减小,延长支撑相的周期. Didomenico 等^[7]研究了脚接触地面后脚后跟的滑动位移与滑跌事件主观评价之间的联系,给出了发生滑动 30 ~ 100 mm 时滑动距离与滑跌主观评级间的 Pearson 系数为 -0.17,利用此主观评级系数可以近似预测滑跌现象的发生. 杨建坤等^[8]研究了在行走过程中脚跟触地时刻发生意外滑动时健康受试者和单侧大腿假肢穿戴者所采取的应急反应平衡策略及其在假肢设计中的应用.

本文在总结已有工作的基础上,结合 Kane 方程下肢动力学模型,分析和比较了下肢肌力正常的老年人和下肢肌无力老年人的滑跌步态过程,给出了滑动过程的修正临界最大摩擦因数计算方法及跌倒过程的身体平衡反应要素.

1 步态模型

人体下肢由髌骨、股骨、髌骨、胫骨、腓骨和足骨组成,包括人体最大的三个关节:髌关节、膝关节和踝关节. 髌关节是人体最大、最稳定的关节之一,属典型的球臼关节,膝关节是滑膜关节,踝关节属屈戌关节. 人体下肢肌骨模型属于 3 连杆 3 转动关节模型,假设实验过程中被测下肢髌关节中心相对惯性参考系匀速运动,即满足 $\dot{x}_s = \dot{y}_s = \text{const}$, 则其自由度为 6, 髌关节 3 个, 膝关节 1 个, 踝关节 2 个. 为便于建立下肢行走动力学模型, 设下肢各部分为等效连杆, 具有分布质量, 其质心位于杆件几何中心. 下肢行走模型结构及运动参数定义如图 1 所示. 图 1 中, (x_s, y_s) 为下肢与人体躯干球窝连接关节中心的广义坐标, $\theta_i (i=1,2,\dots,6)$ 分别为大腿、小腿和踝关节角度的广义坐标; $m_i, l_i, J_i (i=1,2,3)$ 分别为大腿、小腿和足

部等效杆件的质量、长度及转动惯量.

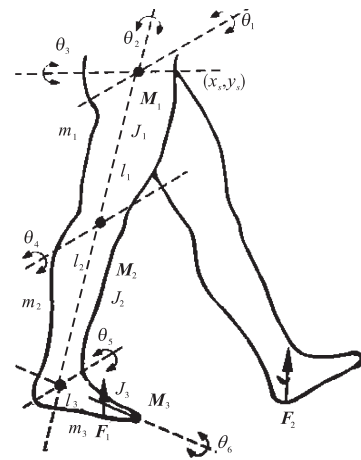


图 1 下肢行走模型参数

Fig.1 Parameters about lower extremities walking model

采用拉格朗日动力学方程建立 3 杆下肢行走模型的动力学方程式^[9-10]

$$J(q)\ddot{q} = B(q, \dot{q}, G, M, F) \quad (1)$$

式中: $J(q) \in \mathbf{R}^{6 \times 6}$ 为下肢惯性矩阵; $q = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6]^T$ 为 6 自由度广义坐标列阵; $G = [G_1, G_2, G_3]^T = [m_1g, m_2g, m_3g]^T$ 为下肢重力矩阵; $M = [M_1, M_2, M_3]^T$ 为下肢关节内驱动力矩; F 为测力台地面反力列阵, $F = [F_1, F_2]^T$. 人体步行是左右腿交替着地的周期性运动, 以上所列右腿动力学方程同样适合左腿.

正常步行是以一侧足跟着地到再次着地为一步行周期, 一个周期分为足跟与地面接触时的支撑期和足趾离开地面时的摆动期, 支撑期占步行周期总时间的 60%, 摆动期占 40%. 步态运动基本上是在矢状面内完成的, 一个完整的步态可以分为支撑相和摆动相.

2 滑跌机理

人在行走过程中发生滑跌现象包括两个阶段: 滑动过程和跌倒过程. 滑动过程是指人在正常行走过程中, 由于自身平衡控制力下降、身体姿势失稳、肢体功能缺失及所穿鞋的材质、路面湿滑、路面不平整等原因所造成的重心失稳现象; 而跌倒过程是指行走过程中, 行走个体由于滑动现象发生而导致的身体姿势及重心失去控制的一系列后续反应过程. 滑动未必导致跌倒, 但跌倒前必然发生了滑动, 为研究滑跌步态过程, 将滑跌现象也分为两个阶段来处理.

为研究滑跌过程的动力学参数, 引入 Kane 方程, 加入关节转角的“广义速度”, 便于将动力学微

分方程进行降阶处理, 满足实时计算的要求. 图 2 为基于 Kane 方程的人体下肢行走过程仿生模型, 图中参数说明如下: (1) 下标中 L、R 分别表示左、右腿, H、K、A 分别表示髋关节 (hip joint)、膝关节 (knee joint) 和踝关节 (ankle joint); (2) C_{Ri} 和 C_{Li} 表示各杆件质心位置 ($i=1,2,3$); (3) 设髋关节回转中心的正交单位矢量为 h_i ($i=1,2,3$), 其定义与惯性参考系 O 的正交单位矢量一致, 其关系见表 1. 对大腿杆、小腿杆与足部杆, 依次设有一组正交单位矢量 k_{Li} 、 k_{Ri} 、 a_{Li} 、 a_{Ri} 、 e_{Li} 、 e_{Ri} ($i=1,2,3$), 下标为 1 的单位矢量分量指向杆长方向; (4) 各广义坐标转角为各杆单位矢量分量与杆长方向夹角.

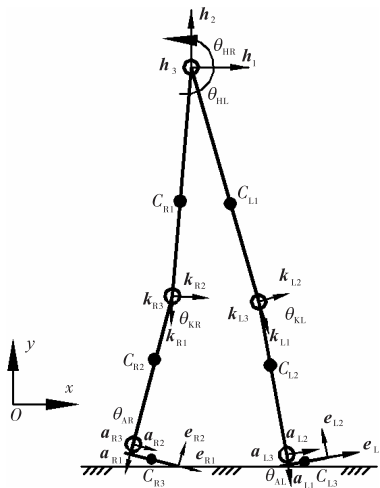


图 2 基于 Kane 方程的下肢行走模型参数

Fig.2 Walking parameters about lower extremities based on Kane equations

表 1 单位矢量 o_i 和 h_i 的关系

Tab.1 Unit vector relationship between o_i and h_i

	o_1	o_2	o_3
h_1	1	0	0
h_2	0	1	0
h_3	0	0	1

假设 3 杆质心位置与各关节回转中心距离为 r_1 、 r_2 和 r_3 , 根据各单位矢量间的关系, 利用 Kane 方程列写下肢行走模型动力学方程. 如图 2 所示, 为简化处理, 且不影响分析结果的准确性, 考虑到行走过程中踝关节的内收、外展及髋关节的旋内、旋外和内收、外展角度较小, 因此, 髋关节只保留屈伸一个自由度, 踝关节只保留跖屈一个自由度, 这样, 下肢模型就变为 3 自由度动力学模型.

两侧腿动力学模型方程相似, 这里仅列写右腿侧

方程. 选取 3 广义速度如下:

$$u_h = \dot{\theta}_{HR}, u_k = \dot{\theta}_{KR}, u_a = \dot{\theta}_{AR} \quad (2)$$

大腿杆、小腿杆及足部杆的角速度分别为

$$\omega_h = u_h h_3, \omega_k = u_k k_{L3}, \omega_a = u_a a_{L3} \quad (3)$$

各杆质心速度可由各杆角速度与相关杆回转半径及单位矢量得到, 具体方法可参照文献[9]. 这里直接列写包含广义主动力(矩)、广义惯性力(矩)及地面测力台反力(矩)的 Kane 动力学方程组:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^3 F_{C_{Ri}} + F_{C_{Ri}}^* = 0 \\ \sum_{i=1}^3 M_{C_{Ri}} + M_{C_{Ri}}^* = 0 \end{cases} \quad (4)$$

式中: $F_{C_{Ri}}$ 、 $F_{C_{Ri}}^*$ 为模型右下肢各关节质心 C_{Ri} 所受广义主动力和广义惯性力; $M_{C_{Ri}}$ 、 $M_{C_{Ri}}^*$ 为模型右下肢各关节质心 C_{Ri} 所受广义主动力矩和广义惯性力矩 ($i=1,2,3$); 左下肢同理可列. 根据式(4)可确定 3 个未知量 u_h 、 u_k 、 u_a , 这样, 就可以确定在行走过程中任意瞬时的运动状态. 根据步态周期中每个阶段的模型瞬时平衡状态, 可以得到关于下肢各关节的转角、力矩及髋关节质心位置, 由此, 可以对滑动和跌倒步态进行阶段分析, 得到关于滑跌步态的基本运动学和动力学参数.

2.1 基于所需最大摩擦因数的滑动过程

人体行走过程中是否发生滑动由所需摩擦因数 (required coefficient of friction, f_{RCOF}) 来判断, 其峰值称为所需最大摩擦因数 $f_{RCOF_{max}}$. 所需最大摩擦因数是指: 正常行走过程中, 在不发生滑动的情况下, 鞋底与地面之间必须提供的最大摩擦因数. 它完全由人体的步态特征决定, 和地面条件没有任何关系. 当所需最大摩擦因数大于地面所能提供的真实摩擦因数 $f_{REAL_{max}}$ 时, 则发生滑动; 当所需最大摩擦因数小于地面所能提供的摩擦因数时, 则不发生滑动. 所需最大摩擦因数将人体步态特征综合体现在了地面反力上, 因而可以作为滑动危险性的判断标准.

根据 3 杆人体下肢行走模型, 建立最大摩擦因数与人体关节内部力矩及地面反力之间的关系, 根据关系式在实验中反求人体关节间力矩及滑动过程的动力学参数. 依据前述动力学方程, 参照文献[8], 对行走过程的所需最大摩擦因数进行改进, 以右腿为例, 利用式(5)和式(6)来计算该因数.

$$f_{RCOF_{max}} = \max\left(\frac{F_2 / \|F_2\| \cdot e_{R2}}{F_{C_{R3}} / \|F_{C_{R3}}\| \cdot e_{R1}}\right) \quad (5)$$

$$f_{\text{REAL}_{\max}} = \max\left(\frac{\mathbf{F}_2 / \|\mathbf{F}_2\| \cdot \mathbf{e}_{L2}}{\mathbf{G}_3 / \|\mathbf{G}_3\| \cdot \mathbf{e}_{L1}}\right) \quad (6)$$

式中: \mathbf{F}_2 为右脚地面支反力; $\mathbf{F}_{C_{R3}}$ 为右腿足部杆关节内驱动力; \mathbf{e}_{R1} 和 \mathbf{e}_{R2} 分别为右腿足部杆末端单位矢量. 上述公式包含了足部杆与地面反力及踝关节背屈和跖屈的角度关系, 在一定意义上体现了滑动临界状态时人体姿态参数与滑动现象发生的关系. 通过式(4)得到任意瞬时位置人体行走姿态参数, 代入式(5)计算后取其最大值, 即可求出所需最大摩擦因数, 与式(6)计算所得真实摩擦因数比较, 即可判断某一步态周期内滑动发生的可能性.

2.2 跌倒过程 COM 变化特性

在行走周期中, 已经发生滑动现象, 且当人体重心超出行走重心分布范围时, 人体进入“易跌倒”区域, 最后是否跌倒, 取决于步态个体的反应情况. 人体行走过程是一个时刻保持瞬时动态平衡的过程, 人体重心会随着行走过程而呈现规律的波动变化, 但稳定行走过程的质心位置对于行走个体而言, 有一个确定的变化范围, 当行走个体的质心位置在某一瞬时超出了这一范围, 则表明其已经发生滑动甚至跌倒. 这一范围的给出是经过多个实验对象多次大量重复实验而得到的结果, 且对不同年龄群体其值略有区别. 经实验检验, 其判断准确率为 85% 左右. 由于神经系统从接受到反馈存在较大时滞 (0.15 ~ 0.25 s), 故人体足底压力中心 (COP, center of plantar) 和人体总质心 (COM, center of mass) 间的协调控制是由关节刚度来完成的, 刚度控制随着关节角度变化立即启动, 使 COP 和 COM 几乎同时同向移动, 而且 COP 移动的幅值较 COM 更大, 其差值与 COM 的水平加速度成正比. 由于 COM 位置与髋关节回转中心在行走过程中可看作刚性连接, 且运动状态基本类似, 所以可由髋关节回转中心来计算 COM 值:

$$\begin{cases} \mathbf{v}_{C_{R3}} = r_1 u_h \mathbf{h}_1 + r_2 u_h \mathbf{h}_2 + r_3 u_k \mathbf{a}_{R2} + r_3 u_a \mathbf{e}_{R2} \\ \mathbf{F}_{C_{R3}} = \frac{\partial \mathbf{v}_{C_{R3}}}{\partial u_a} \cdot \mathbf{G}_3 \end{cases} \quad (7)$$

式中: $r_i (i=1,2,3)$ 分别为大腿杆、小腿杆及足部杆质心与各关节回转中心距离; $\mathbf{F}_{C_{R3}}$ 为足部杆广义主动力 (包含测力台支反力); 其他参数参考图 2. 式(7)确定了行走过程的任意瞬态地面反力与髋关节中心位置绝对速度间的关系, 在此基础上, 利用式(8)对应于不同的行走个体再进行相应的 COM 位置补偿, 即可求出任意瞬时 COM 的数值.

$$y_{\text{COM}} = \int_0^{t_c} (u_h \mathbf{h}_1 r_1 \cos \theta_{HR}) dt + l_0 \quad (8)$$

式中: y_{COM} 为质心坐标; t_c 为步态实验截止时刻; l_0 为固定补偿均值, 成年男性取 0.183 m, 成年女性取 0.151 m^[10].

3 实验

实验对象共 56 人, 平均年龄为 64.52 岁 (最小 60 岁, 最大 72 岁), 其中男性 42 人, 女性 14 人. 分为 2 组: (1) 过去 1 年中从未发生滑跌现象的老年人 1 组, 该组进行正常行走过程参数的采集; (2) 过去 1 年中至少有 5 次或以上轻微滑跌现象发生, 经医生诊断有较明显的下肢肌无力特征的老年人 1 组, 该组进行滑跌过程参数的采集. 这些老人均属于退休人员, 且生活完全可以自理, 没有其他对于日常行走活动有影响的器质性疾病. 在实验进行前对老人专门进行了心理辅导及临床医学检查, 在实验中利用专用的保护装置进行滑跌现象发生后的安全防护.

行走过程运动参数测量采用美国 Polhemus 公司的 Liberty 电磁跟踪系统及英国 Vicon 三维运动分析系统 (附 T20 红外高频摄像头), 利用 3 块 AMTI 测力板 (0.4 m × 0.6 m) 进行行走过程的地面反力检测, 并利用 Matlab7.04 Simulink 控制工具箱进行滑跌步态仿真, 并计算不同时刻其步态参量.

选用的标准老年人下肢模型物理参数值如下: 大腿参数为 $l_1 = 0.4833 \text{ m}$, $r_1 = 0.5l_1$, $m_1 = 7.924 \text{ kg}$, $J_3 = 0.167 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$; 小腿参数为 $l_2 = 0.4083 \text{ m}$, $r_2 = 0.5l_2$, $m_2 = 3.466 \text{ kg}$, $J_2 = 0.139 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$; 足部参数为 $l_3 = 0.2495 \text{ m}$, $r_3 = 0.5l_3$, $m_3 = 1.143 \text{ kg}$, $J_3 = 0.063 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$. 相关物理参数定义见图 1.

实验数据主要采自躯干、髋、膝及踝关节的标记点, 根据下肢行走动力学模型关节力及力矩公式, 结合地面反力计算在正常行走及滑跌发生状态下各关节的瞬时运动状态. 表 2 为实验中所得到的 2 组摩擦因数的对比情况, 从表中可知, 由于下肢肌力不足影响了肌无力老年人的步态特征, 进而导致其所需最大摩擦因数减小, 相比肌力正常老年人更容易发生滑跌.

表 3 为 COM 波动值比较表, 从计算数据可知, 由于下肢肌无力老年人的神经肌肉控制力下降, 步态趋向于不稳定, 且发生滑跌后的平衡恢复力也在逐步下降, 其 COM 值的波动较肌力正常老人要大, 说明其在步态摆动相部分的身体姿态平衡更加难以控制, 整个步态姿势表现的更加不稳定, 发生滑跌的概率也更高. 图 3 给出了两组实验对象在一个步态周期中

y_{COM} 值变化情况,摆动相和支撑相的交相处,特别是摆动相的初期(步态开始后的 0.26 ~ 0.40 s),步态纵向波动较大,此时 $f_{RCOF_{max}}$ 值较大(0.096),而地面提供的 $f_{REAL_{max}}$ 较小(0.083),肌无力老年人在此处开始发生滑动和跌倒。

表 2 行走过程的摩擦因数对比

Tab.2 Comparison of friction coefficient during walking

实验对象	行走过程	$f_{RCOF_{max}}$	$f_{REAL_{max}}$
肌力正常老人	支撑相	0.139	0.151
	摆动相	0.106	0.125
	滑动临界点	—	—
肌无力老人	支撑相	0.128	0.146
	摆动相	0.096	0.118
	滑动临界点	—	0.083

表 3 行走过程的 COM 变化特性

Tab.3 Changes in properties of COM during walking

实验对象	行走过程	COM 波动 最小值/cm	COM 波动 最大值/cm
肌力正常老人	支撑相	1.53	1.64
	摆动相	3.62	4.07
肌无力老人	支撑相	1.61	1.73
	摆动相	4.03	4.29

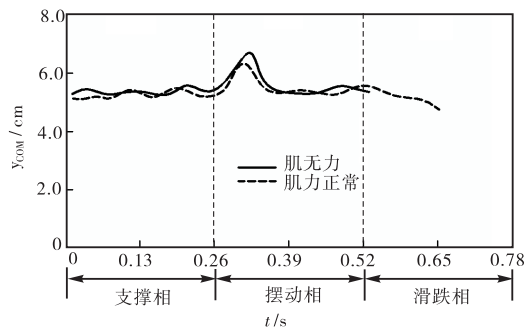


图 3 y_{COM} 步态曲线

Fig.3 Gaits curve of y_{COM}

4 结 语

基于下肢肌力正常及肌无力老年人的“滑跌”过程分析,建立了行走过程中发生滑跌现象的动力学模型,给出了判断滑动发生所需最大摩擦因数的新计算方法,通过动力学模型推导了 COM 位置计算公式,并用实验进行了具体判断和验证。

实验表明:利用所需最大摩擦因数可对滑跌过程行为发生结果进行判断,步态姿势调整后有利于提高最大摩擦因数;行走过程 COM 变化特性曲线可对人体行走步态进行分析,可为人体下肢助行机构的设计提供理论参考。

老年人滑跌现象的原因多种多样^[1],包括下肢器质性病变,肌肉神经控制力减退,本体及前庭感觉能力下降等等,本文从客观角度对行走动力学模型及 COM 波动分布情况加以分析,以后研究的重点将放在进一步考虑肌无力老年人行走时的主观感受,并结合其滑跌时的平衡反应来研究如何防止滑跌现象的发生。

参考文献:

- [1] 陈君,石凤英,李泽萍,等. 预测老年人跌倒危险的平衡和步态功能性评定研究进展[J]. 中国康复医学杂志,2004,19(9):713-715.
- [2] Rice D P, MacKenzie E J. Cost of injury in the United States: a report to Congress[R]. San Francisco, CA: Institute for Health & Aging, University of California and Injury Prevention Center, The Johns Hopkins University, 1989.
- [3] Englander F, Hodson T J, Terregrossa R A. Economic dimensions of slip and fall injuries[J]. Journal of Forensic Sciences, 1996, 41(5):733-746.
- [4] Tang P F, Woollacott M H. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults[J]. Journal of Gerontology: series A, 1998, 53(6):M471-M480.
- [5] Meyer G, Ayalon M. Biomechanical aspects of dynamic stability[J]. European Review of Aging and Physical Activity, 2006(3):29-33.
- [6] Kemoun G, Thoumie P, Boisson D, et al. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly [J]. Journal of Rehabilitation Medicine, 2002, 34:278-283.
- [7] Didomenico A, McGorry R W, Chang C C. Association of subjective ratings of slipperiness to heel displacement following contact with the floor[J]. Applied Ergonomics, 2007, 38:533-539.
- [8] 杨建坤. 大腿假肢穿戴者在滑倒过程中的平衡策略研究及其应用[D]. 北京:清华大学精密仪器与机械学系,2006:25-30.
- [9] 苏海龙,张峻霞,张建国,等. 基于任务需求的仿生手臂在线协调控制技术[J]. 高技术通讯,2009,19(2):162-167.
- [10] Arnold E M, Ward S R, Lieber R L, et al. A model of the lower limb for analysis of human movement[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2010, 38(2):269-279.
- [11] Verghese J, Ambrose A F, Lipton R B, et al. Neurological gait abnormalities and risk of falls in older adults[J]. Journal of Neurology, 2010, 257(3):392-398.