

人体受冲击后向后翻倒的动力学仿真

柴夏萍 焦群英

(中国农业大学 理学院, 北京 100083)

摘要 将人体简化为关于矢状面对称的三刚体力学模型,肌肉、韧带和肌腱等生理组织的作用简化为作用在关节上的力矩,采用 Kane 方法建立动力学方程;对人体向后翻倒的过程进行计算机模拟,运用自适应格式的四阶 Runge-Kutta 方法计算数值解。结果表明:小腿角速度越大,倒地经历的时间越短,受到的地面冲量越大;大腿角速度越大,倒地经历的时间越长,受到的地面冲量越小。利用倒地时地面对人体的冲量可进一步分析骨盆在地面冲击力作用下的应力分布,对骨盆损伤的预防和诊断治疗起指导作用。

关键词 人体模型; 关节力矩; 后翻; 地面冲量

中图分类号 TB 18; Q 66

文章编号 1007-4333(2006)01-0075-05

文献标识码 A

Dynamics simulation of the human body backward fall

Chai Xiaping, Jiao Qunying

(College of Science, China Agricultural University, Beijing 100083, China)

Abstract In order to simulate the backward fall of human body to the ground after a force impact on the body from forward, a dynamics model of human body with three rigid bodies which were symmetry by sagittal plane was developed. The function of muscle, ligament and tendon were simplified as the force moment on the joint. Using Kane method to establish the dynamical equation. Using self-adapted Runge-Kutta method to obtain the numerical solution. The results brought to light the relationship between angular velocity of thigh or angular velocity of thin and kinematics parameters. The parameters include the time from impact to fall, the angle of trunk and floor and impulse of ground. It has been shown that the larger angular speed is, the shorter time during stand to fall. Mechanical research of pelvis can be carried out by using the impulse of ground. The result was useful for protection of human pelvis.

Key words human body model; torque of joint; backward fall; impulse of ground

研究人体从事的各种运动模式对于体育训练、动作优化、预防损伤有重要意义。国外已有对跑步、划艇及滑雪起跳时的人体运动进行的研究^[1];南非的 Hatze 比较系统地建立了 17 刚体的人体模型,对跳远的起跳动作进行了研究^[2]。国内刘延柱对人体步行的稳定性进行了数值分析^[3],并建立了人体纵跳的简单模型^[4]。在计算机模拟方面,洪嘉振等编制了 DKMB 多体软件用于研究跳水、跳高过程中人体的运动情况。目前对人体运动的研究大多采用实验方法^[5-8],通过实验测量人体的运动学参数,进

行动作的优化,并利用有限元分析人体具体部位(如颈部、脊椎)的受力,而通过设定人体惯性参数及关节力矩,利用数值方法计算人体的运动学参数进而模拟人体运动的研究较少。本研究采用 Kane 方法建立三刚体人体模型的动力学方程,设定人体惯性参数及关节力矩,对人体受正向冲击力作用后向后翻倒的过程进行模拟。

1 人体后倒模型的建立

人体在行进过程中受到与运动方向相反的冲击

收稿日期: 2005-07-05

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(10472132)

作者简介: 柴夏萍, 硕士研究生; 焦群英, 教授, 博士生导师, 主要从事生物力学和固体力学领域的研究, E-mail: jiaoqy@cau.edu.cn

力作用时,会试图减缓自身的行进速度,此时人体质心的位移和速度会发生较大改变,同时神经系统通过对肌肉、肢体等的控制试图保持稳定;老人、孕妇等特殊人群受到冲击时由于身体协调性较差,极易使质心的状态超过某一稳定极限而导致摔倒^[9]。

根据人体后倒的特点,可以认为后倒过程中人体在做平面运动,将人体简化为由3个刚体组成的系统(图1):各个环节以 B_i ($i=1,2,3$)表示,其中 B_1 代表小腿和足, B_2 表示大腿, B_3 代表头、躯干及上肢。各个环节通过人体的椎骨或各种关节相联结。模型中将这联结简化为铰链,铰链处用 O_i ($i=1,2,3$)表示,其中 O_1 代表踝关节, O_2 代表膝关节, O_3 代表髋关节。所用到的人体惯性参数选用《GB/T 17245—2004 成年人人体惯性参数》中提供的数据。

此外,肌肉、韧带和肌腱等生理组织的作用处理为作用在刚体上的力或力矩。这样就把人体的后倒过程简化为3个刚体所组成的链状多刚体系统的平面运动。

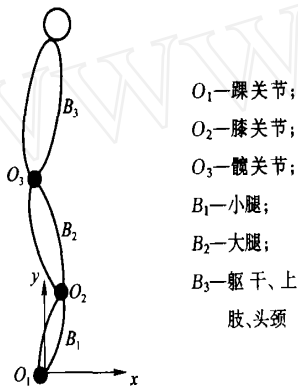


图1 人体后倒简化模型

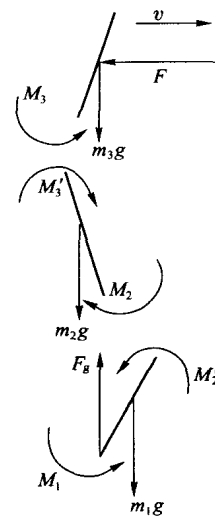
Fig. 1 Simplified model of the human body backward falling

2 人体各部分刚体的受力分析

人体各部分刚体除受自身重力作用外,还受到肌肉力(转换为作用在关节处的关节力矩)、地面作用力及外界冲击力的作用。人体各部分刚体的受力分析见图2。

2.1 踝、膝、髋关节力矩的计算

从生物力学角度看,人体环节的运动可假设为肌肉收缩引起环节相对关节的转动,而肌肉对关节所产生的肌力矩是环节转动的动力。



M_1 、 M_2 (M_2)、 M_3 (M_3)—踝、膝、髋关节关节力矩; m_1 、 m_2 、 m_3 —各部分刚体的质量; F_g —地面对足的作用力; F —人体受到的冲击力

图2 人体各部分刚体受力示意图

Fig. 2 Forces and moments applied to the rigid bodies

关节周围附着组织对关节的作用可简化为关节力矩,反映关节周围组织所有主动或被动作用的总体效果,是由关节肌肉产生的力矩、关节接触力产生的力矩以及韧带产生的力矩的总合^[10],本研究中关节力矩只考虑关节肌肉对关节所产生的肌力矩。肌肉产生的肌力矩由肌肉力和肌力臂2个因素决定。20世纪30年代, Hill 提出了计算肌肉力的希尔方程,确定了肌肉力与肌肉收缩速度之间的关系^[11]。本研究中,没有考虑肌肉收缩的初长度、收缩速度以及肌肉的兴奋与疲劳程度。在肌肉长度及肌肉附着点已知的条件下,根据肌肉生理横切面积即可确定肌肉力。肌力臂是关节中心到肌肉力作用线的垂直距离,肌肉力作用线由肌肉的起止坐标决定,因此关节转动时,肌力臂会随着各关节转角的变化而改变。

经简化,本模型中只考虑运动过程中下肢各关节(髋关节、膝关节、踝关节)的运动情况,因此计算关节力矩时只考虑下肢8组主要肌肉:臀大肌、腓绳肌、股直肌、股四头肌群、腓肠肌、趾长屈肌、比目鱼肌、胫骨前肌对关节产生的力矩,其中臀大肌、股直肌对髋关节产生关节力矩,股直肌、腓绳肌、股四头肌、腓肠肌对膝关节产生关节力矩,腓肠肌、比目鱼肌、胫骨前肌、趾长屈肌对踝关节产生关节力矩。各主要肌肉的生理横切面积及肌肉力见表1。

表 1 人体下肢主要肌肉的生理横切面积及肌肉力
Table 1 Cross-sectional area and muscle force of major muscles

项目	臀大肌	腓绳肌	股直肌	股四头肌	腓肠肌	趾长屈肌	比目鱼肌	胫骨前肌
横切面积/cm ²	47.34	47.68	22.38	120.67	46.5	4.6	66.1	10.9
男性肌肉力/N	4 268.17	4 298.83	2 017.8	10 879.61	4 192.44	414.74	5 959.58	982.74
女性肌肉力/N	3 293.92	3 317.57	1 557.2	8 396.22	3 235.47	320.07	4 599.24	758.42

注：单位面积肌肉产生的肌肉力：男性 9.2 kg/cm²，女性 7.1 kg/cm² [11-14]

2.2 地面对足作用力的计算

根据文献 [15]，地面对足的作用力为

$$\left. \begin{aligned} F_g &= A_c [ax_1^b + cx_1^d v_1^e] & x_1 > 0 \\ F_g &= 0 & x_1 = 0 \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

其中： A_c 为一常数，通常取 2.0； x_1 为足底位移（变形）； v_1 为变形速度； a 、 b 、 c 、 d 、 e 是跟鞋底硬度有关的参数，具体取值见表 2 [15]。

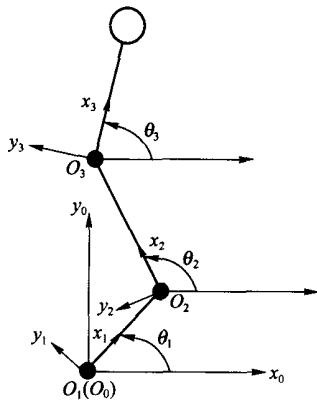
表 2 不同鞋底硬度下地面作用力参数的选择

Table 2 The parameters used for ground reaction models of two pairs of shoes with different sole hardness of shoes

鞋底	a	b	c	d	e
软鞋底	1.0×10^6	1.56	2.0×10^4	0.73	1.0
硬鞋底	1.0×10^6	1.38	2.0×10^4	0.75	1.0

3 人体系统动力学方程的建立

设 x_i ($i = 1, 2, 3$) 轴均为沿相邻两铰接点的连线，选取 x_i 轴与 x_0 轴的夹角 θ_i ($i = 1, 2, 3$) 为广义坐标（图 3）。其中 θ_1 为 x 轴正向到小腿的转角， θ_2



x_0, y_0 —整体坐标系； $x_1, y_1, x_2, y_2, x_3, y_3$ — B_1, B_2, B_3 的局部坐标系； $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ — x 轴正向到 B_1, B_2, B_3 的转角

图 3 局部坐标系与整体坐标系及广义坐标示意图

Fig. 3 Local coordinates system, total coordinates system and generalized coordinates of human body

为 x 轴正向到大腿的转角， θ_3 为 x 轴正向到躯干、头、上肢组成的刚体的转角。根据 Kane 方法可得到整个系统的动力学方程 [16]

$$\left. \begin{aligned} K^{(r)} + K^{*(r)} &= 0 & r = 1, 2, 3 \\ \dot{r} &= u_r \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

其中： $K^{(r)}$ 为作用在第 r 个刚体上的广义主动力， $K^{*(r)}$ 为作用在第 r 个刚体上的广义惯性力， u_i 为伪速度。式 (2) 中有 9 个参量： θ_i, u_i, M_i ($i = 1, 2, 3$)，当关节力矩 M_i 给定时，可求出 θ_i 和 u_i 。

4 人体受冲击后倒过程的模拟和数值计算

给定人体简化模型中各部分刚体的惯性参数及关节力矩后，通过设定人体受冲击力作用时各部分刚体的位置和速度，利用数值方法可以计算出人体后倒过程中人体模型上各点在任一瞬间的位置，模拟出人体向后翻倒的过程。

此处需要确定的初始参数有 θ_i 和 u_i ($i = 1, 2, 3$) 以及人体受到外界的冲击力 F 。由于尚无关于不同运动速度下人体各关节角度、角速度的研究结果，因此本研究选用不同的初始角度、角速度数据进行模拟，并对结果进行比较。

初始情况下，人上身稍稍前倾，膝盖稍弯的姿势向前运动，选取初始角度 θ_1, θ_2 和 θ_3 分别为 0.9、2.2 和 0.87 rad [17]；人体在行走和奔跑过程中，躯干与 x 轴的夹角保持不变 [18]，因此躯干的角速度为 0，只需设定下肢的初始角速度。分别对给定小腿角速度而大腿角速度变化，以及给定大腿角速度而小腿角速度变化的情况进行模拟。大腿和小腿的初始角速度按文献 [17] 的实验数据取值。外界的冲击力设为 500 N，作用点位于躯干、头和上肢组成的刚体的质心。设足底与地面的摩擦力足够大，人体后倒过程中水平方向无滑移，即后倒在原地完成，人体整体的质心位置发生改变，但足与地面的接触点不变。人体与地面碰撞时受到的冲量由式 (3) [19] 确定

$$I_z \dot{\theta}_2 - I_z \dot{\theta}_1 = m_i (S_i) \quad (3)$$

其中: I_z 为刚体对 z 轴的转动惯量; ω_1 和 ω_2 分别表示碰撞前后刚体的角速度; m_i 为刚体质量; S_i 为作用在刚体上的外碰撞冲量。

4.1 大腿上提时人体受外力冲击的模拟结果及分析

大腿上提即步态周期中的摆动前期,髌、膝关节不断增加屈曲度,使得足以弧形上提^[20],此时大腿

和小腿的角速度方向相反。给定大腿或小腿受冲击后倒开始时刻的初始角速度,人体倒地时的运动学参数随小腿初始角速度或大腿初始角速度变化的模拟结果见表3。以后倒开始时刻小腿角速度 $\omega_1 = 1.6 \text{ rad/s}$,大腿角速度 $\omega_2 = -2.5 \text{ rad/s}$ 为例,后倒过程模拟见图4。

大腿上提人体受到冲击力发生后倒的过程中,

表3 大腿上提人体倒地时运动学参数随小腿或大腿角速度的变化

Table 3 Kinematics parameters for different angular speeds of thin or thigh, while human body was compacted at prophase-swig

参数	小腿初始角速度/(rad/s) (大腿初始角速度 = -2.5 rad/s)					大腿初始角速度/(rad/s) (小腿初始角速度 = 1.5 rad/s)				
	0.6	1.0	1.4	1.8	2.2	-0.4	-0.8	-1.2	-1.6	-2.0
撞击至倒地的时间 t/s	0.050 6	0.049 9	0.049 4	0.048 6	0.048 1	0.051 6	0.051 2	0.050 8	0.050 4	0.049 7
地面冲量 $S/(N \cdot s)$	4.954 4	5.115 9	4.966 8	4.976 1	4.989 8	4.314 0	4.463 9	4.463 0	4.542 4	4.657 3
膝关节力矩 $M_2/(N \cdot m)$	-576.31	-576.42	-576.90	-576.10	-576.88	-577.46	-577.09	-576.37	-575.84	-576.71
髌关节力矩 $M_3/(N \cdot m)$	-328.75	-329.87	-330.77	-328.20	-331.40	-350.29	-345.39	-340.25	-335.13	-335.67
上身与地面夹角 γ/rad	2.606	2.590	2.600	2.605	2.589	2.510	2.535	2.547	2.567	2.557

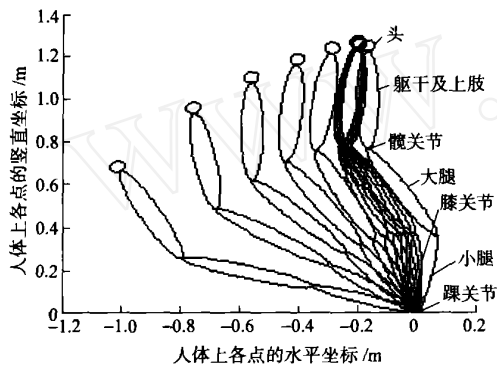


图4 人体后倒过程示意图

Fig. 4 Backward fall of human body

大腿初始角速度(数值)或小腿的初始角速度越大,膝关节和髌关节力矩增大得越快,踝关节力矩受初始角速度的影响较小。表明人体后倒的速

度越快,肌肉发挥的抗倾覆作用就越大,这与人的神经系统反射是一致的。对于踝关节,关节力矩等于引起该关节力矩的肌肉产生的肌肉力与肌力臂的乘积;由于引起踝关节力矩的肌肉大多是单关节肌肉,因此肌力臂受运动状况的影响很小,整个后倒过程中踝关节力矩变化较小。

大腿初始角速度(绝对值)或小腿的初始角速度越大,人体倒地经历的时间越短,受到的地面冲量越大,触地瞬间人体质心距地面的垂直距离越小。

4.2 大腿下压时人体受外力冲击的模拟结果及分析

大腿下压即步态周期的摆动中期,膝踝屈曲度不断减小,而髌关节继续屈曲^[20]。此时大腿和小腿的角速度方向相同,给定大腿或小腿的角速度,人体运动学参数的模拟结果见表4。

表4 大腿下压人体倒地时运动学参数随小腿或大腿角速度的变化

Table 4 Kinematics parameters for different angular speeds of thin or thigh, while human body was compacted at deceleration

参数	小腿初始角速度/(rad/s) (大腿初始角速度 = 2.5 rad/s)					大腿初始角速度/(rad/s) (小腿初始角速度 = 1.5 rad/s)				
	0.2	0.8	1.4	1.6	2.0	0.4	0.8	1.2	1.6	2.0
撞击至倒地的时间 t/s	0.057 5	0.056 4	0.055 0	0.054 5	0.053 8	0.052 7	0.053 1	0.053 6	0.054 0	0.054 5
地面冲量 $S/(N \cdot s)$	3.397 7	3.409 0	3.458 4	3.485 7	3.512 3	3.993 6	3.878 2	3.828 2	3.659 7	3.620 8
膝关节力矩 $M_2/(N \cdot m)$	-576.71	-577.41	-577.91	-577.29	-577.70	-576.55	-576.85	-576.73	-576.72	-576.54
髌关节力矩 $M_3/(N \cdot m)$	-374.76	-374.75	-375.39	-372.45	-379.066	-354.42	-358.90	-361.40	-365.31	-367.54
上身与地面夹角 γ/rad	2.396	2.395	2.391	2.411	2.369	2.490	2.468	2.467	2.441	2.441

大腿下压人体受到冲击力发生后倒的过程中, 大腿初始角速度或小腿的初始角速度越大, 膝关节和髌关节关节力矩增大得越快, 踝关节关节力矩受初始角速度的影响较小。表明人体后倒的速度越快, 肌肉发挥的抗倾覆作用就越大, 这跟人的神经系统反射是一致的。对于踝关节, 关节力矩等于引起该关节力矩的肌肉产生的肌肉力与肌力臂的乘积; 由于引起踝关节力矩的肌肉大多是单关节肌肉, 因此肌力臂受运动状况的影响很小, 整个后倒过程中踝关节力矩变化较小。

小腿的初始角速度越大, 人体倒地经历的时间越短, 受到的地面冲量越大, 触地瞬间人体质心距地面的垂直距离越小。大腿初始角速度越大, 人体倒地经历的时间越长, 受到的地面冲量越小, 触地瞬间人体质心距地面的垂直距离越小。

5 结束语

本研究采用 Kane 方法建立人体运动的动力学方程, 避免了对人体系统复杂的内力计算, 计算机运行时间减少。对人体后倒过程进行模拟时, 运用自适应格式的四阶 Runge-Kutta 方法, 计算结果有较好的稳定性。模拟结果表明: 在大腿上提或下压角速度一定的情况下, 小腿角速度越大, 倒地所经历的时间越短, 受到的地面冲量越大, 触地瞬间人体质心距地面的垂直距离越大; 在小腿上提角速度一定的情况下, 大腿的角速度越大, 倒地所经历的时间越短, 受到的地面冲量越大, 触地瞬间人体质心距地面的垂直距离越大。在小腿下压角速度一定的情况下, 大腿的角速度越大, 倒地所经历的时间越长, 受到的地面冲量越小, 触地瞬间人体质心距地面的垂直距离越小。人体后倒的速度越快, 膝关节和髌关节关节力矩增大越快, 踝关节整个后倒过程中关节力矩变化较小。

在确定了人体从触地瞬间到速度完全减为 0 经历的时间后, 即可求出臀部受到的冲击力, 从而分析碰撞时骨盆上的应力分布, 研究人体后倒引起的骨盆损伤问题。

参 考 文 献

[1] 郑秀媛. 现代运动生物力学[M]. 北京: 国防工业出版社, 2002: 210~216

- [2] Hatze H. The inverse dynamics problem of neuromuscular control[J]. *Biological Cybernetics*, 2000, 82: 133~141
- [3] 刘延柱, 徐俊. 人体步行的稳定性[J]. *应用力学学报*, 1996, 13(4): 22~28
- [4] 刘延柱. 原地跳跃的动力学问题[J]. *上海交大学报*, 1987(3): 93~98
- [5] Chao E Y, Rim K. Application of optimization principle in determining the applied moments in human leg joints during gait[J]. *Journal of Biomechanics*, 1973, 6: 497~510
- [6] Spagele T, Kistner A, Gollhofe A r. Modelling, simulation and optimization of a human vertical jump[J]. *Journal of Biomechanics*, 1999, 32: 521~530
- [7] Marek Wojtyra. Multibody simulation model of human walking[J]. *Mechanics Based Design of Structure and Machines*, 2003, 31(3): 357~379
- [8] 张爱平, 陈日齐. 人类腰段脊柱三维有限元模型的建立[J]. *中国临床康复*, 2002, 6(12): 1734~1735
- [9] 武明. 人体运动平衡策略的研究[D]. 北京: 清华大学, 2002
- [10] 单大卯. 人体下肢肌肉功能模型及其应用的研究[D]. 上海: 上海体育大学, 2003
- [11] 体育学院、系教材编审委员会. 运动生物力学[M]. 北京: 人民体育出版社, 1981
- [12] 薛黔, 李名扬, 李志义. 人小腿肌构筑学研究[J]. *解剖学杂志*, 1997, 20(6): 528~531
- [13] 薛黔, 李名扬, 李志义. 人大腿肌构筑学研究[J]. *四川解剖学杂志*, 1997, 5(4): 193~196
- [14] 薛黔, 李名扬, 李志义, 等. 小腿三头肌构筑学研究[J]. *解剖学报*, 1995, 26(1): 1~4
- [15] Wen L, Benno M, Nigg. A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running[J]. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33: 219~224
- [16] 袁士杰, 吕哲勤. 多刚体系统动力学[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 1992
- [17] 张晓羽. 人体纵跳力学模型[D]. 北京: 北京师范大学, 2003
- [18] 王人成, 朱德有, 莫明军, 等. 行走和跑步两种步态模式的实验分析[J]. *中国康复医学杂志*, 2002, 17(4): 233~235
- [19] 官飞, 李苹, 罗远祥. 理论力学[M]. 第 4 版. 北京: 高等教育出版社, 1995
- [20] 郑秀媛. 现代运动生物力学[M]. 北京: 国防工业出版社, 2002: 400~401