

文章编号:1004-7220(2018)06-0551-07

后仰跌倒人体撞击加速度及冲量分析

宁梓涵^{1a}, 高熲祺^{1a}, 陈志遥^{1b}, 樊星雨^{1a}, 侯文生^{1a,2}

(1. 重庆大学 a. 生物医学工程系, b. 软件学院, 重庆 400044; 2. 重庆市医疗电子工程技术研究中心, 重庆 400044)

摘要:目的 测评后仰跌倒过程中身体不同部位冲击加速度的空间分布及时间累积特性。方法 招募20~22岁健康青年男、女志愿者各4名,利用3轴加速度传感器测得后仰跌倒全过程头、胸、腰、左/右大臂/手/足、左/右前/后髌、左/右股骨头、骶骨、尾骨的3轴加速度,以第1峰值片段的加速度信号幅度矢量(signal magnitude vector, SMV)进行多项式拟合,分析跌倒过程中全身冲击加速度分布,以及后仰跌倒时头部、髌部相关位点的失重时间、总跌倒时间、SMV峰值、触地相对冲量等跌倒冲击力学参数。结果 左/右后髌、头部后仰跌倒过程中的SMV峰值与相对冲量显著高于其他部位($P < 0.05$);左/右后髌部与地面平行的加速度较大;左/右后髌、左/右股骨头、骶骨、尾骨的转动变换角显著大于其他部位($P < 0.05$)。且后仰跌倒过程中,各检测位点均表现出与矢状面呈 $53.58^\circ \pm 6.75^\circ$ 的滑动趋势。结论 头部与髌关节是后仰跌倒过程中易受伤部位,其失重时间(0.26 ± 0.05)s可作为保护装置最长启动时间;跌倒过程在左/右后髌、左/右股骨头、骶骨、尾骨表现出的大变换角可能是造成扭伤的重要原因。

关键词:跌倒;加速度;冲击加速度;跌倒保护;冲量分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.06.012

Analysis on Impact Acceleration and Impulse During Backward Falling

NING Zihan^{1a}, GAO Manqi^{1a}, CHEN Zhiyao^{1b}, FAN Xingyu^{1a}, HOU Wensheng^{1a,2}

(1. a. Department of Biomedical Engineering, b. Department of Software Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China; 2. Chongqing Engineering Research Center of Medical Electronics Technology, Chongqing 400044, China)

Abstract: Objective To evaluate the characteristics of spatial distribution and time accumulation of impact acceleration at different parts of human body during backward falling process. **Methods** Four healthy men and four healthy women (20-20 years old) were enrolled. The tri-axial acceleration on head, chest, left/right arm/hand/foot, left/right front/back hip, left/right femur head, sacrum and coccyx throughout the backward falling were measured by ADXL335 tri-axial acceleration sensor. Systemic acceleration distribution of backward falling was polynomial fitted by signal magnitude vector (SMV) of its first peak. Besides, parameters of impulse mechanics such as zero-g time, total falling time, peak SMV, relative pressure impulse of the vulnerable sites (head, hip and its related sites) were also calculated. **Results** Compared with the other parts of the body, the peak SMV and relative impulses of left/right back hip and head were significantly higher ($P < 0.05$). Acceleration that paralleled to the ground in left/right back hip was also relatively large. The rotational transform angles of left/right back

收稿日期:2017-12-08; 修回日期:2018-02-01

基金项目:国家自然科学基金项目(NSFC31470953),重庆大学大学生科研训练计划(CQU-SRTP-2016354),重庆教改项目(163010)

通信作者:侯文生,博士研究生导师,E-mail: w. s. hou@cqu.edu.cn

hip, left/right femur head, sacrum and coccyx were significantly larger ($P < 0.05$). In addition, during the process of falling backward to the ground, a sliding tendency toward the sagittal plane $53.58^\circ \pm 6.75^\circ$ occurred at all testing sites. **Conclusions** Head and hips are vulnerable during backward falling, and their zero-g time (0.26 ± 0.05) s can be used as the longest starting time of falling protection devices. The large change angle of left/right hip, left/right femoral head, sacrum and coccyx may be the important cause of the sprain during backward falling.

Key words: falling; acceleration; impact acceleration; falling protection; impulse analysis

人口老龄化是健康中国战略面临的重大挑战。据统计,截止2015年,我国65岁以上的人口数量已达到14.386亿人^[1],且至2050年预计将达到42.073亿人^[2]。随着中国人口老龄化形势加剧,老年人安全问题已不容忽视,而这其中意外跌倒正成为导致老年人伤残、失能直至死亡的主要原因之一^[3]。据调查,发生跌倒的老年人中5%~10%会导致骨折,而发生骨折的老年人中有90%由于跌倒所致^[4],故研究和认识跌倒过程中的生物力学问题对有效防护有重要意义。

有关意外跌倒对肢体和脊柱损伤的研究已受到高度重视。目前,国内外学者多从解剖学机制^[5]、有限元分析^[6-9]研究跌倒过程中髌部的受创情况。然而,跌倒过程是一个多位点受力过程,从流行病学角度的统计病例发现,意外跌倒导致损伤的常见部位主要集中在髌部、腕部、脊柱、头部^[10-12],故对于跌倒过程中头部等其他部位的受力过程还有待深入认识。微型3轴加速度传感器ADXL335已在物体运动状况描述^[13]、动态受力测量^[14]等方面得到成功应用,为检测意外跌倒行为中不同身体部位的受力情况提供了有效方法。冲量是反映物体受力对时间的积分过程,目前已被用来量化描述人体部位受力及能量转换过程^[15-17]。跌倒撞击对身体造成的损伤是由于各受力部位与其接触面的机械力学作用^[18]。本文通过测定后仰跌倒过程中不同身体部位的加速度变化,分析主要受力部位冲击加速度的时间变化以及作用力的时间累积等特性,为后仰跌倒时易受创部位的保护装置设计提供数据支撑。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

在大学生中招募20~22岁青年男、女志愿者各

4名。其中,男性志愿者身高(173.67 ± 1.95) cm,体质量(60.55 ± 1.95) kg;女性志愿者身高(160.00 ± 2.51) cm,体质量(51.35 ± 2.97) kg。所有志愿者均健康状况良好,无骨骼、肌肉或运动神经方面的疾病,且均为右利手。研究方案、实验设计符合伦理学要求,受试者清楚实验目的和流程,且均已签署实验知情同意书。

1.2 实验数据采集

课题组设计搭建了基于3轴加速度传感器ADXL335的跌倒加速度监测系统。其中,ADXL335(ADI公司,美国)是一种带有信号调理电路的高精度模拟三轴加速度传感器,可以用于检测静态重力加速度以及运动、冲击或振动导致的动态加速度。传感器模块输出信号由固定于受试者正面胸前的MSP430F149(Texas Instruments公司,美国)主控板($11.6 \text{ cm} \times 7.5 \text{ cm}$)实施读取,单片机内置ADC12模块以150 Hz采样3轴加速度数据,并利用UART串口通信同步发送数据至上位机;利用魔术贴将传感器ADXL335固定人体各测试位点。防护设备为高密度软体海绵垫($2.0 \text{ m} \times 1.5 \text{ m} \times 0.2 \text{ m}$)。实验场地由重庆大学综合健身中心提供,地面平整且无倾斜。

1.3 实验过程

通过预实验探究后仰跌倒触地时人体全身冲击加速度分布情况,选取头、胸、腰、左/右大臂、左/右手、左/右足作为测量位点,经全身受力分布分析后,判定头部与髌关节为极易受创部位。在此基础上,选取头、左/右前髌骨、左/右后髌骨、左/右前股骨头、左/右后股骨头、骶骨、尾骨作为测量位点,进一步分析易受创部位后仰跌倒时受力的时空分布情况。

标定测量位点,并测量各位点长度坐标,将其除以身高归一化,完成位点定位。将传感器包裹泡

沫防护层,并固定于标定后的测量位点,保证人体竖直站立时加速度传感器的左手坐标系中 y 轴垂直地面向下。志愿者由静止竖直站立自由后仰跌倒于海绵垫上至身体完全静止,记录此过程 3 轴加速度数据,每人每位点重复测量 5 次。

1.4 数据处理

1.4.1 预处理 跌倒过程中传感器拾取的信号由自编 MATLAB 2014a 程序进行预处理、特征提取。

将各位点 3 轴加速度数据进行小波软阈值消噪处理,去除由传感器电路及轻微机械振动等造成的高频噪声。将原 3 轴信号进行 4 层分解,利用 MATLAB 中小波默认阈值消噪函数 `ddencmp` 找到默认阈值 $\text{thrx} = 0.3925$,并选择对近似分量进行阈值处理^[13]。全加速度计算公式为:

$$a_i = a_{ig} + a_{is}, \quad i = x, y, z \quad (1)$$

式中: a_{ig} 和 a_{is} 分别为重力、运动加速度。提取 3 次趋势项,从而获得重力加速度 3 个轴分量 a_{ig} , 并进一步得到运动加速度的 3 个轴分量 $a_{is} (i = x, y, z)$ 。

如图 1 所示,后仰跌倒时加速度信号可分为 5 个阶段。其中, S_1 、 S_2 为非跌倒静止时段, W 为失重时段, P 为触地时出现的加速度第 1 峰值段, V 为振动时段。

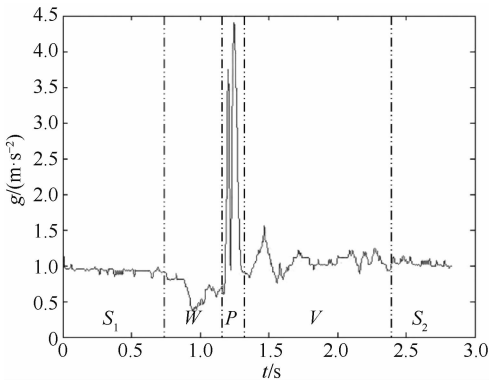


图 1 后仰跌倒加速度信号分时段示意图

Fig. 1 Time separation diagram of backward falling acceleration signal

人体加速度向量幅值 (signal magnitude vector, SMV)^[19] 以及 SMV 短时能量 E_n 计算公式为:

$$\text{SMV} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (2)$$

$$E_n = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \text{SMV}^2(k) h_R(n-k)$$

$$h_R = \begin{cases} 1, & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (3)$$

式中: a_x 、 a_y 、 a_z 为 3 轴加速度。利用短时能量方差法对加速度时间序列进行端点识别,截出跌倒全过程片段与加速度第 1 峰值片段,其截断短时能量方差阈值分别为 100 与 40 000。

1.4.2 人体全身冲击加速度分布情况 由牛顿第二定律公式

$$|\mathbf{F}| = m|\mathbf{a}| \quad (4)$$

可知,人体受力 $|\mathbf{F}|$ 与全加速度幅值 $|\mathbf{a}|$ 成正比,即与 SMV 成正比,故冲击加速度可以反映位点受力情况。

为得到后仰跌倒触地时人体全身冲击加速度分布情况,计算预实验加速度数据中 P 时段平均 SMV (average of signal magnitude vector, aSMV),利用 t 检验准则 (罗曼诺夫斯基准则)^[20] 进行异常数据剔除,以左手至右手顺序及左/右足至头顺序分别进行 1 次横向 5 次多项式回归与两次纵向 5 次多项式回归,获得全身 aSMV 分布。分析全身 aSMV 分布并结合文献 [21-23] 中人体骨折阈值,判定头部与髋关节处是极易受创部位。

1.4.3 易受创部位跌倒冲击加速度特性分析 将头部、髋关节相关部位的实验数据按上述方法进行预处理并截取加速度数据各片段,得到相应位点失重时间 (W 段时长)、总跌倒时长 ($W + P + V$ 段时长)、SMV 峰值、相对冲量 $|\dot{\mathbf{I}}|$ (P 时段上 SMV 关于时间的积分)。利用软件 MATLAB 2014a 对上述各变量数据进行统计描述,均以均值 \pm 标准差表示,各组数据间进行单因素方差分析,后采用 F 检验进行两两比较, $P < 0.05$ 表示两组间的差异具有统计意义。

3 轴加速度计能够给出高可靠、高精度的方位信息^[24]。在跌倒过程中,加速度传感器坐标系 (系 a) 随人体倾角变化,故建立静止地面坐标系 (系 b),其中 xy 平面与水平地面重合, z 轴垂直于地面向上,原 y 轴与现 y 轴处于同一平面上 (见图 2)。

进行坐标系变换时, $\mathbf{j}_x \mathbf{j}_y \mathbf{j}_z$ 为系 b 3 坐标轴于系 a 中的向量坐标, $\mathbf{n}_x \mathbf{n}_y \mathbf{n}_z$ 为其对应单位向量。 a_x 、 a_y 、 a_z 为传感器测得的 3 轴加速度,是重力加速度与运动加速度的矢量和;其中,重力加速度在系 a 中的坐标为 (x_0, y_0, z_0) 。由此,可求得测量位点与

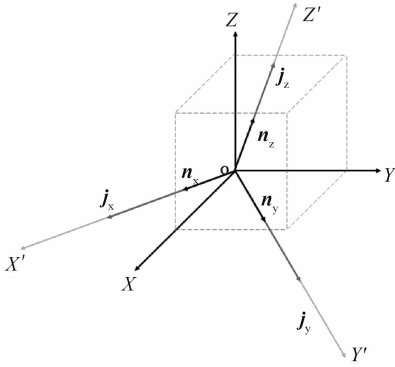


图2 坐标系变换示意图(系 a: x'-y'-z'; 系 b: x-y-z)

Fig.2 Schematic of coordinate transformation diagram

地面所呈夹角 C [见式(5)], 以及测量位点处加速度在静止地面坐标系(系 b) 上的投影大小 A_x, A_y, A_z [见式(6)、(7)].

$$\theta = \arccos \frac{\sqrt{a_x^2 + a_y^2}}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}}$$

$$C = \pi/2 - \theta \quad (5)$$

$$\left. \begin{aligned} \mathbf{j}_x &= (-y_0/x_0, 1, 0) \\ \mathbf{j}_y &= (x_0, y_0, -x_0^2 - y_0^2/z_0) \\ \mathbf{j}_z &= (x_0, y_0, z_0) \\ \mathbf{n}_x &= (n_{x1}, n_{x2}, n_{x3}) \\ \mathbf{n}_y &= (n_{y1}, n_{y2}, n_{y3}) \\ \mathbf{n}_z &= (n_{z1}, n_{z2}, n_{z3}) \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

$$\left. \begin{aligned} x_i &= a_i n_{i1}, \quad y_i = a_i n_{i2}, \quad z_i = a_i n_{i3} \\ A_x &= |x_x + x_y + x_z| \\ A_y &= |y_x + y_y + y_z| \\ A_z &= |z_x + z_y + z_z| \\ (i &= x, y, z) \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

设 C_p 与 C_e 分别为仰跌倒 SMV 峰值时与后仰跌倒结束时测量位点与地面所呈夹角, 则可以通过计算变换角 $\Delta C = C_p - C_e$ 反映测量位点触地后的扭转程度; 除以 V 时段时长 (Δt_V), 即得到单位变换角 ΔC_0 . A_z 反映人体后仰跌倒触地时测量位点收到垂直地面的冲击大小, A_x 与 A_y 的合投影 A_{xy} 大小反映触地时人体相对地面水平滑动趋势大小, 即人体触地时测量位点的擦伤程度。进一步计算 A_{xy} 与人体矢状面的夹角 φ , 可以得到该时刻测量位点水平滑动趋势的方向。

冲量是反映力对时间的累积效应的物理量, 可以有效描述后仰跌倒触地时地面对人体的冲击程度^[16]。根据牛顿第二定律 [见式(4)], 可得冲量为:

$$\mathbf{I} = \int_{t_1}^{t_2} \mathbf{F}(t) dt \quad (8)$$

为避免个人体重对测试指标的影响, 采用相对冲量 $\dot{\mathbf{I}}$ 。结合及 SMV 定义式 [见式(2)], $|\dot{\mathbf{I}}|$ 的计算式为:

$$|\dot{\mathbf{I}}| = \frac{|\dot{\mathbf{I}}|}{m} = \int_{t_1}^{t_2} \text{SMV} dt \quad (9)$$

式中: $t_1 \sim t_2$ 为 P 时段 (见图 1); m 为人体质量, 使得此量表征人体触地时所受合力的相对冲量。

2 结果

2.1 后仰跌倒触地时全身冲击加速度分布情况

后仰跌倒触地时, 3 个 aSMV 回归方程系数如表 1 所示。其中, x 为归一化的身体坐标。后仰跌倒触地时, 人体左右主肢体各点 aSMV 无明显差异; 从足至头触地 aSMV 逐渐增大, 表明受创情况愈发严重 (见图 3)。

表 1 aSMV 回归方程系数

Tab.1 Regression equation coefficient of aSMV

回归部位与方向	x^5	x^4	x^3	x^2	x^1	常数项
左手至右手	-12.477 1	23.295 8	-12.016 9	0.764 9	0.568 3	0.540 2
左足至头	-20.618 9	44.152 8	-28.340 7	3.853 9	1.328 8	0.270 8
右足至头	-19.226 4	40.570 1	-24.962 5	2.320 5	1.771 0	0.195 4

结合文献 [21-23], 后仰跌倒触地时髌关节处所受冲击 $0.49 g$, 已接近女性髌关节骨折阈值 (0.55 ± 0.10) g/cm^2 。临床统计显示, 1/4 髌骨骨

折的老年人在 6 个月之内死亡^[23], 可见髌关节区域应为后仰跌倒时的重点保护区域。同时, 在后仰跌倒触地时头部受冲击最为严重, 达 $0.74 g$, 也应定

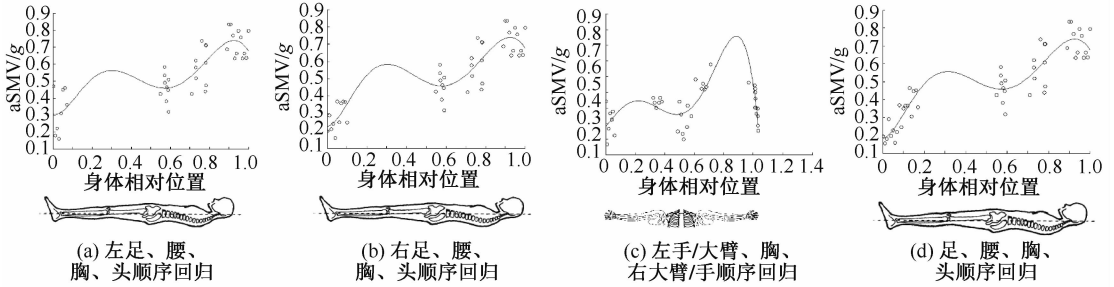


图3 aSMV值5次多项式回归结果

Fig.3 Results of aSMV regression with 5-order polynomial (a) Left foot, waist, chest and head; (b) Right foot, waist, chest and head; (c) Left hand, left arm, chest, right arm and right hand; (d) Feet, waist, chest and head

为重点保护区。

2.2 后仰跌倒过程中头、髌关节处冲击加速度特性分析

进一步认识后仰跌倒易受创区域(头部、髌关节)的受力时空分布情况。各相关位点的失重时间(W 段时长)与总跌倒时长($W+P+V$ 段时长)分别

为 (0.26 ± 0.05) 、 (1.34 ± 0.18) s,均无显著性差异。左/右后髌、头部后仰跌倒过程中的SMV峰值与相对冲量 $|I|$ 显著高于其他部位($P < 0.05$);左/右后髌、髌骨、尾骨的变换角显著大于其他部位($P < 0.05$);左/右后髌、左/右股骨头、髌骨、尾骨的单位变换角显著大于其他部位($P < 0.05$,见图4)。

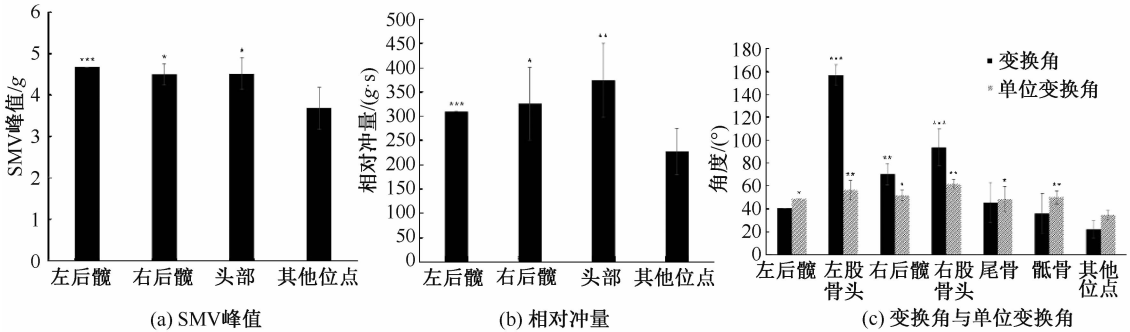


图4 后仰跌倒加速度相关参数比较(与其他位点比较, * $P < 0.05$, ** $P < 0.02$, *** $P < 0.01$)

Fig.4 Comparison of the acceleration-related parameters during backward falling (a) SMV peak value, (b) Relative impulse, (c) Change angles and the unit change angles

在静止地面坐标系上的投影 A_z 与合投影 A_{xy} 如表2所示。各位点水平加速度矢量与人体矢状面的夹角 $\varphi(53.58^\circ \pm 6.75^\circ)$ 无显著性差异。

3 讨论

后仰跌倒是日常常见的突发性损伤行为,易造成软组织挫伤、骨折甚至更加严重的人体损伤或疾病,对于老年人群体来说更为危险。对后仰跌倒时人体各位点的冲击加速度的空间分布以及时间累积特性进行分析,有利于量化跌倒过程中人体受创情况,能为跌倒防护装置的开发提供数据支撑。

表2 后仰跌倒触地时静止地面坐标系上的投影 A_z 与合投影 A_{xy}
 Tab.2 Projection on the stationary ground coordinate A_z and A_{xy} during backward falling

部位	A_z	A_{xy}
左前髌	2.16 ± 0.30	2.89 ± 0.31
左后髌	3.24 ± 0.35	4.20 ± 0.83
左股骨头	2.00 ± 0.44	2.54 ± 0.35
右前髌	1.95 ± 0.29	3.95 ± 0.33
右后髌	3.10 ± 1.07	3.53 ± 0.98
右股骨头	1.69 ± 0.30	3.32 ± 0.97
尾骨	4.20 ± 0.83	3.06 ± 0.15
头	2.54 ± 0.55	3.03 ± 0.49
髌骨	2.41 ± 0.68	2.90 ± 0.73

目前关于跌倒过程中全身易受创部位的研究大多基于从流行病学角度出发的病例统计。有研究者分别于不同地域开展调查,并未得到统一的结论^[10-12]。本文从生物力学角度出发,利用各测量位点(均匀分布于全身)处的3轴加速度得到了后仰跌倒触地时全身冲击加速度分布情况,结合阮彩莲等^[23]研究得到的各位点骨折阈值,判定头部^[25]、髋关节处已濒近骨折阈值,为极易受创部位,应予以保护。本文结果与覃朝晖等^[10]通过病例统计所得到的结果大致相符。

为使跌倒保护装置更好地发挥作用,本文通过分析实验数据提取了跌倒过程中头部及髋关节相关位点运动参数的时间变化及空间分布。其中,各位点失重时间与总跌倒时长比较均无显著性差异,表明跌倒保护装置各位点可同时启动,最长准备时间(从启动至完全保护状态)等于失重时间,最短保持时间(从启动到恢复启动前状态)等于总跌倒时长。根据文献^[26-27]中的研究结果,保护气囊可以在110~120 ms内完成充气,本文所提到的最长准备时间在产品中已有体现。

冲量是作用力的时间累积,意外跌倒的直接伤害是身体相关部位与地面撞击,作用力和撞击过程中的冲量共同反映跌倒过程可能造成的意外伤害。如图3所示,各主要位点相对冲量与SMV峰值具有高相关性,左/右后髋、头部后仰跌倒过程中的SMV峰值与相对冲量显著高于其他部位($P < 0.05$),表明左/右后髋、头部受到撞击远高于其他部位,但由于髋关节对撞击的耐受能力低于头部,临床上更多观察到髋关节受损^[5,10-12];同时,左/右后髋在地面上的加速度投影大小亦排于所有位点前3名内,应在该处保护装置上加强防擦伤功能。虽然头部发生骨骼损伤的几率较低,但跌倒过程中,头部与地面撞击受力及其时间累积可能引起脑血流急剧变化,增加了脑血管受损的风险,故在设计跌倒防护装置时要重点考虑头部、左/右后髋、尾骨的保护。另外,左/右后髋、左/右股骨头、骶骨、尾骨的单位变换角显著大于其他部位($P < 0.05$),应予以防扭伤保护。此外,后仰跌倒触地时,各位点均体现出与矢状面呈 $53.58^\circ \pm 6.75^\circ$ 的滑动趋势,可在防护装置设计时尽量予以抵消。

本研究通过检测分析意外跌倒过程中身体各

部分冲击加速度的空间分布,为认识跌倒撞击受伤及其防护提供了实验证据,从撞击受力的时间累积效应进一步评估了后仰跌倒触地时人体易受创部位。利用相对冲量表征具体部位跌倒触地时的受创情况,较于前人工作中单纯用合力表征的做法,相对冲量更契合受创机制。本研究的局限性如下:①受试人群较少,且利用健康青年模拟老年人跌倒的情况存在一定偏差;②实验设计受试者由竖直站立状态自由后仰跌倒,跌倒前人体无初速度,且受试者具有一定程度的心理准备,这些原因使得此模式较日常生活中的意外跌倒情况有所差异,所得实验结果与实际情况有所出入。后续研究可考虑行进中跌倒、从一定高度处跌倒、跌倒至非水平平面等丰富的实验跌倒模式,使得实验结果更加贴近实际;并可利用实验数据进一步开展防护装置设计及检测测试对意外跌倒的保护作用。

致谢:感谢重庆大学综合健身中心提供场地。

参考文献:

- [1] 中国人民共和国国家统计局. 国家数据. 年度数据[EB/OL]. <http://data.stats.gov.cn/easyquery.htm?cn=C01&zbs=A0303&sj=2015>.
- [2] 韩京清,姚翠珍. 中国1990~2050年老龄人口预测[J]. 中国人口科学, 2001(S1): 125-126
- [3] SUGIHARA T, MISHIMA S, TANAKA M, *et al.* Physical ability estimation and falling in the elderly [J]. *J Phys Ther Sci*, 2006, 18(2): 137-141.
- [4] PEETERS G, SCHOOR NM, LIPS P. Fall risk: The clinical relevance of falls and how to integrate fall risk with fracture risk [J]. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 2009, 23(6): 797-804.
- [5] 王书军,王丽霞,李桂兰. 老年人髋部骨折的机制及其防护垫的设计[J]. 中医正骨, 2008, 20(9): 22.
- [6] 孙培栋. 侧方跌倒高度及髋保护器对髋部冲击影响的实验及有限元分析[D]. 广州: 南方医科大学, 2014.
- [7] FORD CM, KEAVENY TM, HAYES WC. The effect of impact direction on the structural capacity of the proximal femur during falls [J]. *J. Bone Miner Res*, 1996, 11(3): 377-383.
- [8] CASALENA JA, BADRE-ALAM A, OVAERT TC, *et al.* The Penn State Safety Floor: Part II-Reduction of fall-related peak impact forces on the femur [J]. *J Biomech Eng*, 1998, 120(4): 527-532.
- [9] ROBINOVITCH SN, MCMAHON TA, HAYES WC. Force

- attention in trochanteric soft tissue during impact from a fall [J]. *J Orthop Res*, 1995, 13(6): 956-962.
- [10] 覃朝晖, 于普林. 老年人跌倒与骨折的风险及其预防[J]. *中国实用内科*, 2011, 31(1): 28-30.
- [11] 李延红, 仲伟鉴, 王春芳, 等. 上海市居民跌倒伤害的流行特征[J]. *环境与职业医学*, 2014, 31(11): 834-840.
- [12] 袁红, 易光辉. 四川省城乡居民医院监测跌倒情况分析[J]. *伤害医学*, 2015, 4(2): 23-26.
- [13] 葛哲学, 陈仲生. *Matlab 时频分析计数及其应用*[M]. 北京: 人民邮电出版社, 2006.
- [14] VOGT P, KUHN J. Analyzing free fall with a smartphone acceleration sensor [J]. *Phys Teach*, 2012, 50(3): 182-183.
- [15] 谈诚, 夏永明, 曹毅, 等. 模拟不同重力环境下步态运动的足底受力分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 200-205.
TAN C, XIA YM, CAO Y, et al. Analysis on plantar force parameters of gait under different simulated gravities [J], *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 200-205.
- [16] 井兰香, 刘宇. 不同负重超等长训练动作下肢各关节角冲量及做功分析[J]. *山东体育学院学报*, 2013, 29(2): 59-63.
- [17] 杜文娅, 孙越颖, 高峰, 等. 不同频率振动刺激对排球运动员力量及平衡能力影响的实验研究[J]. *成都体育学院学报*, 2017, 43(6): 103-108.
- [18] PARTRIDGE R, VIRK AS, ANTOSIA RE. Causes and patterns of injury from ladder falls[J]. *Acad Emerg Med*, 1998, 5(1): 31-34.
- [19] NOURY N. A smart sensor for the remote follow up of activity and fall detection of the elderly[C] //Proceedings of 2nd Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology. Madison: IEEE, 2002: 314-317.
- [20] 王岩, 隋思涟. *试验设计与 MATLAB 数据分析*[M]. 北京: 清华大学出版社, 2012
- [21] ZMUDA JM, CAULEY JA, GLYNN NW, et al. Posterior-anterior and lateral dual-energy X-ray absorptiometry for the assessment of vertebral osteoporosis and bone loss among older men [J]. *J Bone Miner Res*, 2000, 15(7): 1417-1424.
- [22] 邱贵兴, 陈宾, 翁习生, 等. 老年骨质疏松性骨折主要部位的骨折阈值测定研究[J]. *中华医学杂志*, 2005, 85(16): 1113-1116.
- [23] 阮彩莲, 侯海斌. 老年骨质疏松性骨折不同部位 BMD 及骨折阈值分析[J]. *中国骨科临床与基础研究杂志*, 2014, 6(2): 95-98.
- [24] 臧爱云, 原魁, 严志刚, 等. 磁传感器在导航系统中的应用[J]. *高技术通讯*, 2004, 14(10): 53-57.
- [25] 毛征宇, 李泽民, 牛文鑫, 等. 不同载荷作用下头部生物力学响应仿真分析[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 532-547.
MAO ZY, LI ZM, NIU WX, et al. The simulation analysis on biomechanical responses of human head under different loading conditions [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(6): 532-547.
- [26] 翁恒, 申圳, 王振亚, 等. 一种自动保护及呼救的人体智能气囊[J]. *信息通信*, 2012, 122(6): 67-68.
- [27] TAMURA T, YOSHIMURA T, UCHIDA M, et al. A wearable airbag to prevent fall injuries [J]. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2009, 13(6): 910-914.