

文章编号:1004-7220(2013)06-0665-06

体操跳马助跳板的动力学特征

吴成亮^{1,2}, 郝卫亚², 李旭鸿³, 于佳彬⁴, 辛振芳⁵

(1. 重庆三峡学院 体育与健康学院, 重庆 404100; 2. 国家体育总局 体育科学研究所, 北京 100061;
3. 浙江体育科学研究所, 杭州 310004; 4. 北京体育大学, 北京 100084; 5. 北京理工大学, 北京 100081)

摘要: **目的** 对国际体操联合会指定的正式比赛用助跳板进行动力学分析, 建立监测跳马踏板相互作用力的新方法, 为诊断踏板技术提供科学的理论依据。 **方法** 应用材料力学理论推导 GYMNOVA 软、硬两种助跳板弹簧弹性系数, 并对助跳板进行静力学、动力学测试和计算机仿真实验验证。静力学测试: 采用成 90° 夹角的 2 台摄像机, 对助跳板在 160、180、210 和 230 kg 重物作用下的变形进行拍摄, 采样频率 600 Hz; 动力学测试: 1 名受试者从高为 1.25 m 的平台上分别对两种助跳板进行落地反跳(drop jump, DJ)实验, 1 台摄像机对 DJ 动作进行拍摄, 采样频率 300 Hz, 助跳板变形情况拍摄与静力学测试方法相同。3 台摄像机都用二维框架标定, 由 SIMI MOTION 软件解析获得助跳板不同载荷条件下的高度和速度变化以及 DJ 实验中人体重心的垂直加速度变化。计算机仿真: 对动力学测试中助跳板 DJ 实验进行计算机建模与仿真。 **结果** 获得两种助跳板力—位移方程 $F = kx + cx$ 。静力学实验时不同重物作用下助跳板下压高度与方程计算值相近。采用力—位移方程所得 DJ 过程中踏板垂直反作用力曲线与通过人体重心加速度获得的踏板垂直反作用力曲线高度相关, 复相关系数 > 0.86。 **结论** 建立了基于高速摄像获得助跳板下压高度和速度的踏板垂直反作用力的测量方法, 该方法可快速简便地监测跳马踏板过程中运动员与助跳板相互作用力, 为跳马技术动作科学保障提供新手段, 对跳马运动损伤预防具有积极作用。

关键词: 跳马; 落地反跳; 助跳板; 动力学; 仿真

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Kinetic characteristics of gymnastic vault springboard

WU Cheng-liang^{1,2}, HAO Wei-ya², LI Xu-hong³, YU Jia-bin⁴, XIN Zhen-fang⁵

(1. Department of Physical Education, Chongqing Three Gorges University, Chongqing 404100, China; 2. China Institute of Sport Science, General Administration of Sports of China, Beijing 100061, China; 3. Zhejiang Institute of Sport Science, Hangzhou 310004, China; 4. Beijing Sport University, Beijing 100084, China; 5. Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)

Abstract: **Objective** To analyze the dynamics of vault springboard designated to using in formal competitions by the Federation International de Gymnastique (FIG), and find a new method measuring the reaction force of the springboard, so as to provide scientific supports for diagnosis of its take-off technique. **Methods** The stiffness values of GYMNOVA soft and hard springboards were derived by method of material mechanics, then the springboards were then tested with static, dynamic experiments and computer simulations. In the static experiment, two video cameras with the sample frequency of 600 Hz were placed at a 90° angle to capture the deformation of the springboards under the loads of 160, 180, 210 and 230 kg, respectively. In the dynamic experiment, a volunteer performed drop jump (DJ) from a 1.25 m high platform onto the hard and soft springboards, respectively, while a camera was employed to capture the deformation at the sample frequency of 300 Hz. All the three cameras were calibrated using a 2-dimensional framework, and the changes of the board height, velocity under different loads and acceleration of center of mass (COM) of the human body in DJ experiment were all obtained by digiti-

收稿日期:2012-11-04; 修回日期:2013-01-20

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10972062), 国家体育总局体育科学研究所基本科研业务费(13-02)。

通信作者:郝卫亚, 研究员, 博士研究生导师, E-mail:haoweiy@ciiss.cn。

zing the videos using SIMI MOTION software. Finally, modeling and computer simulation were performed to simulate the DJ in the dynamic experiment. **Results** The equation $F = kx + cx'$ describing force-displacement of both the springboard was obtained. The depressing displacements of the board under different loads in the static experiment were close to those calculated by the equation. The vertical reaction force curve in DJ calculated by the equation was highly correlated to that obtained by acceleration of COM. The coefficient of multiple correlation was all greater than 0.86. **Conclusions** The study developed a new method for measuring the vertical reaction force of the springboard based on board depressing displacement and velocity with the help of high-speed camera. This method, which can be employed with convenience to rapidly monitor the board reaction force during take-off, provides scientific supports for enhancement of vaulting techniques and plays an active role in prevention of vaulting injuries.

Key words: Vault; Drop jump; Springboard; Kinetics; Simulation

踏板技术是体操跳马中的关键技术。运动员从助跑获得动能和水平方向上的冲量,踏板过程将水平方向的冲量转化为垂直方向的动量和角动量,将动能转化为一部分势能^[1]。运动员还需依靠自身力量主动蹬踏踏板来获得更大的反作用力。踏板是能量及动量转化的主要阶段,实现了力与速度的转化和转移。研究踏板过程中人与助跳板相互作用力,对跳马踏板训练意义重大。要测量跳马踏板过程中人与助跳板的相互作用力,通常是在助跳板下放置测力台或在其上安装加速度传感器,但这些设备在跳马训练和比赛中难以实施,目前很难有方法对这个力进行监测。在助跳板的国际标准中,通常采用重物冲击方法对助跳板的力学性能进行测试^[2],它使用圆柱冲击块在0.8 m高度自由下落冲击踏板上不同的点;冲击块上安装的传感器将记录冲击的加速度、位移与时间的变化关系,以此来测试助跳板的力学性能。国标中用的冲击块是质量均匀的刚体,与人体形态及质量分布差异很大,且人在踏跳时身体姿态及重心都会发生改变,故该测试与人踏跳的方式相差甚远。Sano等^[3]采用高速摄像和测力台,对跳马踏板反作用力开展研究,建立踏板反作用力的简化模型。Mills等^[4]对一名男子跳马落地进行仿真研究,获得落地垂直反作用力峰值及达到峰值的时间。另外,计算机仿真技术在动力学方面的研究越来越受到人们的重视^[5]。苏杨等^[6]对游泳运动员的起跳进行仿真研究,仿真获得的运动员双足与地面相互作用力与测力台结果相近。谈诚等^[7]开展人体在冲击力作用下的仿真模型研究,仿真结果稍大于实验结果,峰值差异约10%。王旻等^[8]采用仿真软件 AnyBody 建立半蹲式跳伞着陆

模型,模拟人从0.32 m高的平台跳落,仿真半蹲式跳伞的着陆动作。吴成亮等^[9]建立跳马过程中人—器械动力学关系的计算机仿真研究方法,探讨“毬子转体180°”类跳马动作在踏跳时的力学特征。目前已有研究的过程相对复杂,推导繁琐,通常对研究设备要求非常高,多为接触式,会对人体运动造成一定干扰,不适于监测跳马训练和比赛现场踏板反作用力。

为了找到一种简单、无干扰、可以运用于跳马训练和比赛中对人与助跳板相互作用力进行监测的方法,本文首先对国际体操联合会(FIG)指定的正式比赛用板的力-位移关系进行理论推导,获得助跳板的弹性系数,用静力学测试验证弹性系数;用计算机仿真实验获得助跳板的阻尼系数,从而获得助跳板力-位移方程,并根据该方程计算助跳板的反作用力;最后用人体重心加速度计算的力对该方程计算的力进行验证。通过这些研究,实现快速准确地监测踏板反作用力,以期对诊断踏板技术提供科学的理论依据。

1 研究对象与方法

1.1 实验对象

法国产 GYMNOVA 助跳板,软、硬板各一块,它是国际体操联合会在2012年奥运会跳马比赛中指定用板,运动员可选择其中之一。

1.2 研究方法

1.2.1 助跳板弹性系数公式推导 用材料力学理论对弹簧的刚度(弹性系数)进行公式推导(本文助跳板弹簧均为圆柱弹簧)^[10]:

$$k = \frac{F}{\lambda} = \frac{Gd^4}{8D_2^3n} \quad (1)$$

式中: k 为弹性系数; F 为弹簧所受的载荷, λ 为弹簧在受载荷 F 时所产生的变形量; G 为弹簧材料的切变模量(60Si2Mn 弹簧钢,8 000 kg/mm), d 为弹簧丝直径; D_2 为弹簧直径, n 为弹簧有效圈数。

图1所示为助跳板的侧面观,软、硬助跳板尺寸相同,每块助跳板都有5个弹簧(A处2个,B处3个),但是弹簧丝直径不同;助跳板的弹簧为并联,当弹簧并联时,若有 n 个弹簧 $k_1, k_2 \dots, k_i \dots, k_n$ 组合时,整体弹性系数为^[11]:

$$k_{\text{并}} = \sum_{i=0}^n k_i$$

由于助跳板弹簧位置不同,A处和B处弹簧的等效弹性系数不同。若图1中B处弹簧弹性系数 $k_B = k$ (为基准),那么A处(等效至B处)后)弹簧弹性系数为:

$$k_A = k \frac{\tan a \times OA}{\tan b \times OB} \quad (2)$$

因为 $\angle a$ 和 $\angle b$ 差异非常小,根据测量计算得出: $1 \leq \frac{\tan a}{\tan b} \leq 1.078$,助跳板弹簧下压越深,这个比值越接近1,故式(2)可以简写成:

$$k_A = k \frac{\tan a \times OA}{\tan b \times OB} \approx k \frac{OA}{OB} = 0.8k \quad (3)$$

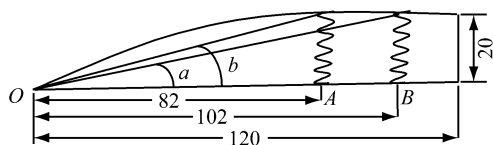


图1 助跳板侧面示意图及尺寸(单位:cm)

Fig.1 Schematic diagram of the springboard and its dimension

如图1所示,A处有2个弹簧,B处有3个弹簧,由式(3)得到单个助跳板的弹性系数为:

$$k_{\text{total}} = 2k_A + 3k_B = 4.6k \quad (4)$$

同样,若图1中A处弹簧弹性系数 $k_A = k$ (为基准),则B处(等效至A处)后)弹簧弹性系数为: $k_B = k \frac{\tan b \times OB}{\tan a \times OA}$,因此, $k_{\text{total}} = 5.73k$,故而起跳点位置的选择对助跳板等效刚度的影响范围在 $4.6k$ (等效到B点)~ $5.73k$ (等效到A点)范围内,本文将落点选在靠近助跳板的B位置。

在助跳板受到动态下压的过程中,除有弹簧弹性力外,还有结构系统的阻尼力 $F_{\text{阻尼力}} = cx$ 。阻尼力

与助跳板弹簧下压速度大小成正比,与速度方向相反。因此,助跳板对人的垂直反作用力为:

$$F = F_{\text{弹性力}} + F_{\text{阻尼力}} = kx + cx \quad (5)$$

式中: F 为助跳板垂直反作用力; k 为理论推导的助跳板总弹性系数; x 为助跳板下压高度; c 为助跳板阻尼系数; \dot{x} 为助跳板下压速度。

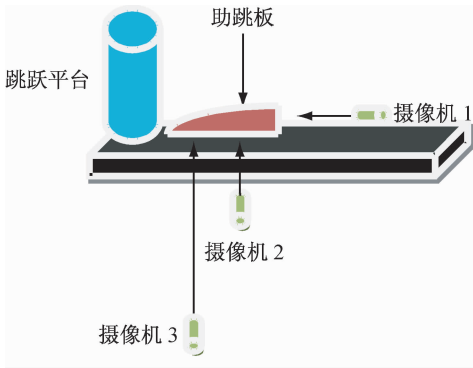
1.2.2 助跳板测试 实验对象及仪器如图2(a)所示位置安放,跳跃平台高1.25 m,摄像机1、2采样频率为600 Hz,摄像机3采样频率为300 Hz。摄像机1在助跳板正前方约5 m,摄像机2在助跳板侧面约5 m,两机高0.5 m。摄像机3在助跳板侧面约15 m,机高1.5 m。给助跳板相应位置贴上标志点(每块助跳板面对摄像机的正面和侧面各贴4个),并测量助跳板正面和侧面上下两标志点的高度。摄像机都采用二维标定框架对助跳板进行标定。实验过程中3台摄像机位置固定,前2台摄像机记录助跳板的下压位移,摄像机3记录人体的运动。1名28岁男性受试者,身高165 cm,体重60 kg,穿黑色紧身裤,在他的主要关节中心(踝、膝、髋、肩)分别贴上标志点。

(1) 静态测试:标定软、硬两块助跳板原始高度,依次将160、180、210和230 kg重物平放于软硬两块助跳板上,施加载荷位置见图2(b)。摄像机1、2拍摄助跳板下压高度,直至重物完全稳定。

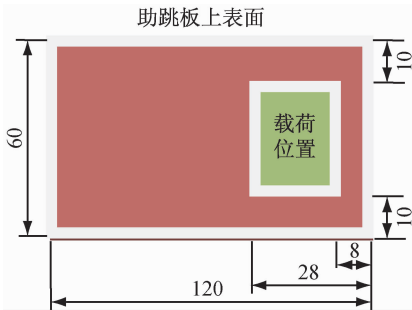
(2) 动态测试:1名受试者分别对软、硬两块助跳板进行落地反跳(drop jump, DJ)实验。受试者双手叉腰,自然站立于高1.25 m的跳跃平台上,无初速度踏跳到助跳板上,并迅速跳离助跳板。正式实验前,受试者分别对软、硬两块助跳板进行5次DJ预实验,保证每次DJ动作的准确性。正式实验受试者每种助跳板DJ测试3次,3台摄像机同时拍摄。

(3) 运动学分析:将3台摄像机拍摄的视频,由运动分析软件SIMI MOTION解析。通过摄像机1、2的视频解析,获得软、硬两块助跳板不同载荷条件下的高度及速度变化。通过摄像机3的视频解析,获得DJ实验中人体重心的垂直加速度变化。选用扎齐奥尔斯基人体模型计算人体重心,该模型较适合中国人的情况^[11]。所有数据都用低通滤波(截断频率10 Hz)进行滤过。

(4) 计算机仿真:根据多体动力学原理,利用



(a)



(b)

图2 跳马助跳板力学测试现场拍摄示意图(a)和静态测试施加荷载位置(b)(单位:cm)

Fig.2 Illustration of the dynamic experiment on springboard (a) and loading position of the static test (b)

ADAMS/ LifeMod 软件建立 19 环节的人体模型,各环节之间由不同自由度的铰链连接,共有 50 个自由度,选择中国人体模型库,对受试者进行个性化建模(包括性别、身高、体重和年龄等个性参数),再根据体操器械中国国家标准建立与人体相接触的助跳板^[2](GB/T 23121—2008),对动态测试中的 DJ 动作进行计算机仿真实验(见图 3)。

有关助跳板弹簧阻尼系数 c ,暂时没相关文献报道。本文通过 LifeMod 软件进行计算机仿真实验,对助跳板仿真模型的阻尼系数 c 进行不断修改,反复模拟优化,使最后出现的助跳板的力值曲线尽量平滑,从而获得近似的阻尼系数。

表1 软、硬助跳板弹簧特征参数及刚度

Tab.1 Spring physical parameters of the soft and hard springboards

助跳板弹簧	弹簧丝直径, d/mm	弹簧直径, D_2/mm	有效圈数, $n/\text{圈}$	切变模量, $G/(\text{kg} \cdot \text{mm}^{-1})$	弹性系数, $k/(\text{N} \cdot \text{mm}^{-1})$
软板弹簧	7.5	90	6	8 000	9
硬板弹簧	8	90	6	8 000	12

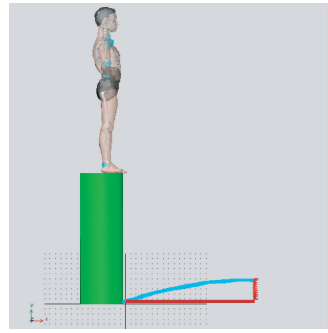


图3 助跳板 DJ 实验的计算机仿真模型

Fig.3 Computer simulation model for DJ experiment on springboard

1.2.5 曲线相似度分析 曲线的相似性使用复相关系数(coefficient of multiple correlation, CMC)进行评价。复相关系数定义为:

$$CMC = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \frac{(Y_{ij} - \bar{Y}_j)^2}{n(m-1)}}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \frac{(Y_{ij} - \bar{Y})^2}{n(n-1)}}}$$
 (6)

式中: m 为曲线的条数, n 为每条曲线所含点的数量; Y_{ij} 为第 i 条曲线的第 j 个点, \bar{Y}_j 为 m 条曲线的第 j 个点的平均值, \bar{Y} 是 m 条曲线 n 个数据点的总体平均值。分子: 数据关于行平均值 \bar{Y}_j 的方差(变异性); 分母: 数据关于总体均值的方差。因此, 当各组曲线非常相似的时候, 方差比会趋向于 0, CMC 便接近于 1。0 ~ 0.25 表明曲线间没有相似性; 0.25 ~ 0.50 较小相似度; 0.50 ~ 0.75 中度相似度; 大于 0.75 高度相似度^[12-13]。

2 结果

2.1 材料力学理论推导结果

如表 1 所示, 通过对弹簧测量和式(1)计算得到单个弹簧弹性系数 k , 再根据式(4)计算得到软、硬助跳板弹簧弹性系数分别为 42.2 和 55.2 kN/m。助跳板下压力与下压高度的方程为:

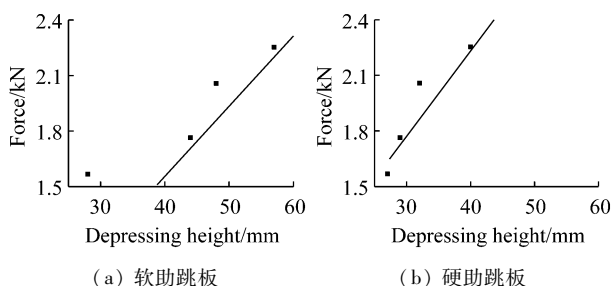
$$F_{\text{软}} = 42\ 200\ x \quad (7)$$

$$F_{\text{硬}} = 55\ 200\ x \quad (8)$$

式中: F 为助跳板弹性力; x 为助跳板下压高度。

2.2 静力学测试结果

如图4所示,散点表示GYMNOVA软、硬两种助跳板分别在160、180、210和230 kg的静态压力下助跳板下压的高度变化。直线是材料力学理论推导的结果,可以看到图中的散点基本分布在直线的两侧,这一结果较好地对本节2.1节推导的结果做了有效的验证。因此,通过材料力学方法推导的助跳板弹簧弹性系数具有较好的可靠性。



“·”静态压力实验结果,“—”根据式(7)和(8)所作直线

图4 不同助跳板静力学测试结果与理论计算结果对比

Fig.4 Comparison between experimental results and theoretical calculation for springboards (a) Soft springboard, (b) Hard springboard

2.3 动力学测试结果

图5所示为利用式(5)计算得到的助跳板垂直反作用力曲线,采用的是助跳板上板侧面图1中B点正上方标志点的数据,因为该点位置与DJ实验中的人的落点靠近。另外,助跳板正面两标志点的数据表明,DJ实验中助跳板左右方向晃动很小,为了简

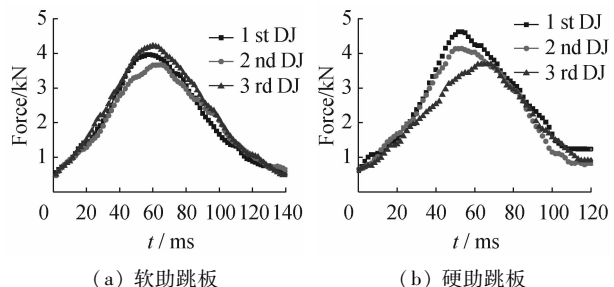


图5 DJ实验中利用板下压高度和速度所得垂直反作用力曲线

Fig.5 Vertical reaction force of the springboards based on the depressing height and velocities during the DJ experiment

(a) Soft springboard, (b) Hard springboard

化计算,忽略助跳板左右晃动带来的影响。

助跳板两侧有两条软帆布带牵拉,使弹簧具有一定的初始下压度。踏板的开始阶段,助跳板并没有下压位移。图5中力值是根据板体下压高度和速度计算而来,时间都从板体下压开始算起;而图6是通过人体重心加速度获得垂直反作用力,时间从力值为0开始算起。因此,图6横轴时间会长于图5。

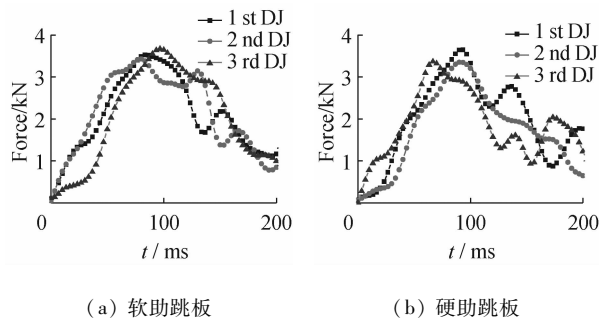


图6 DJ实验中利用人体重心加速度所得垂直反作用力曲线

Fig.6 Vertical reaction force of the springboards based on the accelerations of center of mass of human body during the DJ experiments (a) Soft springboard, (b) Hard springboard

2.4 两种方法计算踏板反作用力的比较

如图7所示,助跳板3次DJ实验中,采用两种不同方法得到的垂直反作用力值。通过式(6)计算获得图7中软板和硬板DJ实验中两种方法得到的垂直反作用力曲线复相关系数CMC:软板两曲线CMC=0.91,硬板两曲线CMC=0.87。

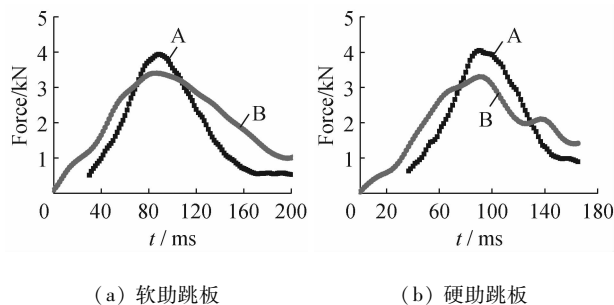


图7 3次DJ实验中两种不同方法得到的垂直反作用力平均值

Fig.7 The average vertical reaction force of the springboards obtained by two different ways in three DJ experiments (a) Soft springboard, (b) Hard springboard

A-利用高度和速度所得垂直反作用力平均值,B-利用人体重心加速度所得垂直反作用力平均值

3 讨论

如图5所示,根据式(5)计算得出在DJ实验中助跳板对人的垂直反作用力。从图5曲线可以看出,当力值达到500 N以上时,助跳板才会发生下压变形,这是因为助跳板两侧的软帆布带使其弹簧本身就有一定的下压量,软帆布带具有防止助跳板过度反弹、防止弹簧脱落作用。软板和硬板各自的3次DJ实验结果都非常接近,垂直反作用力曲线呈单峰型,峰值两边的曲线近似对称。软板3条曲线峰值平均值为3.952 kN(6.7倍体重),硬板的为4.062 kN(6.8倍体重)。软板达到峰值的平均时间为67 ms,硬板的为50 ms。这一结果与吴成亮等^[9]跳马过程中人-器械动力学关系的研究结果(踏板力峰值6.5倍体重,达到峰值时间56 ms)大致处于同一范围。说明本文DJ动作与跳马踏板动作相近,可以用DJ实验所获数据反映跳马踏板作用力实际情况,对跳马踏板反作用力测试有很好的适用性。另外,硬板的垂直反作用力及峰值都要大于软板,说明硬板在更短的时间内可以产生更大的垂直反作用力。软板优点在于较容易控制,适合体重或力量较小的女子运动员。

Sano等^[3]采用高速摄像方法获取加速度,采样频率为500 Hz,得到的加速度与用加速度计算所获结果误差在4.5%以内,说明用高速摄像方法来获得加速度是可行的,当然理论上采样频率越高误差越小。图6曲线呈多峰型,每条曲线的第一峰都为峰,主峰之前为曲线上升段、之后为下降段。主峰短暂下降后,又有小的上升,提示人体在主动蹬踏踏板以获得更大的反作用力。对于软板,3次DJ实验结果比较接近,3条曲线峰值平均值为3.545 kN,达到峰值的平均时间为87 ms;这一研究结果与图5结果非常相似,只是达到峰值的时间多20 ms,原因在于图5中曲线力并不是从0开始的。

如图7所示,曲线A力峰值比曲线B的大,且曲线B上升和下降更平缓。软板两曲线力峰值相差537 N(相对差异13.6%),硬板两曲线力峰值相差747 N(相对差异18.4%)。这可能由于DJ实验中,人体姿态及软组织本身的弹性对助跳板的反弹力存在缓冲,有一部能量被人体吸收,使得曲线B更为平缓,且峰值更低。而曲线A是通过助跳板下

压高度来计算反作用力,不能很好反映出这一点。尽管如此,从两助跳板的复相关系数来看,软板两曲线 $CMC = 0.91 > 0.75$,硬板两曲线 $CMC = 0.87 > 0.75$,呈高度相似,说明用式(5)和用人体重心加速度所得垂直反作用力曲线一致性较好。

综合以上分析,通过方程 $F = kx + c\dot{x}$ 计算获得踏板垂直反作用力符合跳马踏板动作规律,且与人体重心加速度所得力值接近,该方法具有较好的有效性。

4 结语

本文应用材料力学理论推导GYMNOVA助跳板弹簧弹性系数,通过计算机仿真实验获得助跳板弹簧阻尼系数,从而推导出人在踏板时助跳板垂直反作用力方程 $F = kx + c\dot{x}$ 。通过该方程,运用高速摄像机捕捉踏板时助跳板下压高度和速度,实现对踏板垂直反作用力的监测。该方法具有简单快捷、非接触特点,对跳马训练和比赛没有干扰,故可以运用于跳马运动训练实践中。该方法的应用将为诊断踏板技术提供理论依据,对踏板运动损伤的预防也具有积极意义。然而,该方法还存在一定局限性。首先实验受试者只有一名,不能排除实验结果存在一定偶然性;其次,对助跳板采用的是DJ实验,与真实跳马踏板有一定差异。因此,今后研究要重点放在开发出能够自动检测踏板反作用力的非接触式软硬件系统,实现实时监测,并应用于日常的运动训练之中。另外,还可以对运动员-助跳板动力学关系进行研究,为国际体操联合会改进助跳板提供科学依据。

参考文献:

- [1] 弗拉基米尔 M·扎齐奥斯基. 运动生物力学[M]. 北京: 人民体育出版社, 2004: 531-554.
- [2] GB/T 23121—2008. 中华人民共和国国家标准助跳板[S].
- [3] Sano S, Ikegami Y, Nunome H, et al. The continuous measurement of the springboard reaction force in gymnastic vaulting [J]. J Sports Sci, 2007, 25(4): 381-391.
- [4] Mills C, Pain MTG, Yeadon MR. Reducing ground reaction forces in gymnastics' landings may increase internal loading [J]. J Biomech, 2009, 42(6): 671-678.

- [6] Sengupta DK. Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain [J]. *Neurol India*, 2005, 53(4): 466-474.
- [7] Putzier M, Schneider SV, Funk JF, et al. The surgical treatment of the lumbar disc prolapse: Nucleotomy with additional transpedicular dynamic stabilization versus nucleotomy alone [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2005, 30(5): E109-114.
- [8] Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, et al. Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: An in vitro study of intradiscal pressure [J]. *Eur Spine*, 2006, 15(8): 1276-1285.
- [9] Niosi CA, Zhu QA, Wilson DC, et al. Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: An in vitro study [J]. *Eur Spine*, 2006, 15(6): 913-922.
- [10] 章筛林, 石志才. 腰椎非融合置入物及其置入技术[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, 12(17): 3333-3336.
- [11] Awasthi D. Juxtafusional outcomes with the dynamic posterior lumbar instrumentation [C]//World Spine III Congress. Rio de Janeiro, Brazil: North American Spine Society, 2005.
- [12] 张忠民, 金大地, 陈建庭. 动态内固定与坚强内固定治疗退变性腰椎疾患的对比研究[J]. *中华外科杂志*, 2008, 46(5): 346-349.
- [13] Yasumasa Y, Toshiya T, Takamitsu T, et al. Treatment of patients more than 70 years old with spondylolisthesis or degenerative lumbar scoliosis with the twinflex flexible spinal instrumentation for lumbar fusion [J]. *J Chugoku-Shikoku Orthop Association*, 2005, 17(2): 185-190.
- [14] Korovessis P, Papazisis Z, Koureas G, et al. Rigid, semi-rigid versus dynamic instrumentation for degenerative lumbar spinal stenosis: A correlative radiological and clinical analysis of short-term results [J]. *Spine*, 2004, 29(7): 735-742.
- [15] Kim YS, Zhang HY, Moon BJ, et al. Nitinol spring rod dynamic stabilization system and Nitinol memory loops in surgical treatment for lumbar disc disorders; Short-term follow up [J]. *Neurosurg Focus*, 2007, 22(1): E10-E11.
- [16] Sengupta DK, Herkowitz HN, Hochschuler S, et al. Loads sharing characteristics of two novel soft stabilization devices in the lumbar motion segments: A biomechanical study in cadaver spine [C]// Proceedings of Spine Arthroplasty Society Annual Conference. Scottsdale, USA; [s. n.], 2003.
- [17] 何其臻. 腰椎后路动态内固定器的研发与应用[D]. 西安: 第四军医大学硕士学位论文, 2010.
- [18] Xu HZ, Wang XY, Chi YL, et al. Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006, 21(4): 330-336.
- [19] Schmoelz W, Onder U, Martin A, et al. Non-fusion instrumentation of the lumbar spine with a hinged pedicle screw rod system: An in vitro experiment [J]. *Eur Spine J*, 2009, 18(10): 1478-1485.
- [20] Ponnappan RK, Serhan H, Zarda B, et al. Biomechanical evaluation and comparison of polyetheretherketone rod system to traditional titanium rod fixation [J]. *Spine*, 2009, 9(3): 263-267.
- [21] Bruner HJ, Guan Y, Yoganandan N, et al. Biomechanics of polyaryletherketone rod composites and titanium rods for posterior lumbosacral instrumentation [J]. *J Neurosurg Spine*, 2010, 13(6): 766-772.
- [22] 吴亚俊. 新型腰椎动态内固定系统的生物力学研究[D]. 沈阳: 中国医科大学博士学位论文, 2010.
- [23] Justin K. Scheer, BS, Jessica A. et al. Biomechanical analysis of osteotomy type and rod diameter for treatment of cervicothoracic kyphosis [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2011, 36(8): E519-523.
- [24] Kim HJ, Kim YH, Park KW, et al. Biomechanical efficacies of pedicle screw fixation with various rod diameters combined with posterior interbody fusion [C]//Proceedings of ORS 2011 Annual Meeting. Long Beach, USA; [s. n.], 2011.

(上接第 670 页)

- [5] 郝卫亚. 人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(2): 97-103.
- Hao WY. Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(2): 97-103.
- [6] 苏杨, 钱竞光, 宋雅伟. LIFEMOD 在运动生物力学中的应用[J]. *南京体育学院学报*, 2007, 6(4): 1-3.
- [7] 谈诚, 张春林, 郑亮. 冲击力作用下人体动态响应变化[J]. *机械工程学报*, 2006, 42(增): 161-163.
- [8] 王畅, 牛文鑫, 何艳, 等. 面向逆向动力学仿真驱动和验证的半蹲式跳伞着陆实验研究[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(4): 257-261.
- Wang Y, Niu WX, He Y, et al. Experimental study on the half-squat parachute landing for driving and validating the inverse dynamic simulation [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 257-261.
- [9] 吴成亮, 郝卫亚. 跳马过程中人一器械动力学关系的研究[J]. *中国体育科技*, 2011, 47(6): 25-29.
- [10] 成大先. 弹簧设计手册(第五版)[M]. 北京: 化学工业出版社, 2010: 20-28.
- [11] 李世民. 人体环节惯性参数研究[J]. *中国运动医学杂志*, 2004, 23(4): 413-416.
- [12] 李翰君, 童丽平, 周兴龙, 等. 下肢运动影像解析与高速红外运动捕捉系统实验数据的比较[J]. *北京体育大学学报*, 2011, 34(1): 126-128.
- [13] Yu B. Effect of external marker sets on between-day repeatability of knee kinematics and kinetics in stair climbing and level walking [J]. *Res Sports Med*, 2003, 11(4): 209-218.