



## 跑步运动中下肢刚度的应用与研究进展 Application and Research Progress of Lower Limbs Stiffness in Running

赵虎<sup>1</sup>, 霍洪峰<sup>1,2\*</sup>

ZHAO Hu<sup>1</sup>, HUO Hongfeng<sup>1,2\*</sup>

**摘要:** 通过检索下肢刚度以及跑步运动中下肢刚度特征相关中英文文献,对跑步运动中下肢刚度特征进行系统总结归纳。研究表明:人在跑步过程中可直接计算的下肢刚度类型有垂直刚度( $K_{\text{vert}}$ )、腿刚度( $K_{\text{leg}}$ )和关节刚度( $K_{\text{joint}}$ ),其中 $K_{\text{vert}}$ 已被多项研究证明与跑速具有显著相关性;下肢刚度和跑步损伤之间的关系是多方面的,依据不同跑步运动的特点提高运动员下肢刚度调节能力可以提高成绩和降低损伤。研究认为:下肢刚度和跑步性能之间的关系是复杂的,跑步运动中下肢刚度的研究仍存在局限性,起跑和加速阶段的下肢刚度有待研究,将下肢刚度与足部结构评估关联应用于实训,将有助于提高运动表现以及降低运动损伤。

**关键词:** 下肢刚度;跑步;足弓

**Abstract:** Through searching lower limbs stiffness and characteristics of lower limbs stiffness in running in relevant in English and Chinese, the study systematically summarized the lower limbs stiffness characteristics in the running. Results show that there are three types of lower limbs stiffness which can be directly calculated when people are running: Vertical stiffness ( $K_{\text{vert}}$ ), leg stiffness ( $K_{\text{leg}}$ ) and joint stiffness ( $K_{\text{joint}}$ ), in which  $K_{\text{vert}}$  has been proofed to have significant correlation with running speed in a number of studies. The relationship between lower limbs stiffness and running injuries are various. Lower limbs stiffness adjustment according to characteristics of different running can improve performance and reduce the injury. Conclusions: The relationship between lower limbs stiffness and running performance is complex. The research on lower limbs stiffness in running is still limited, and the lower limbs stiffness in starting and accelerating stage remains to be studied. The application of the lower limbs stiffness and the evaluation of foot structure in practical training will be helpful to improve sports performance and reduce sports injuries.

**Keywords:** lower limbs stiffness; running; foot arch

**中图分类号:** G804.6 **文献标识码:** A

### 基金项目:

河北省科技支撑项目(16275709);  
河北省体育局体育科技研究项目  
(20191019)

### 第一作者简介:

赵虎(1993-),男,在读硕士研究生,主要研究方向为运动生物力学, E-mail: zhaohu45@fox.com。

### \*通信作者简介:

霍洪峰(1981-),男,高级实验师,硕士,硕士研究生导师,主要研究方向为运动生物力学, E-mail: hhf413@163.com。

### 作者单位:

1. 河北师范大学,河北石家庄 050024;

2. 河北省人体运动生物信息测评重点实验室,河北石家庄 050024

1. Hebei Normal University, Shijiazhuang 050024, China;

2. Hebei Provincial Key Lab of Measurement and Evaluation in Human Movement and Bioinformation, Shijiazhuang 050024, China.

跑可以被定义为单腿交替向前的跳跃运动,跑的过程中,双腿交替支撑身体质量,在支撑阶段下肢被压缩,此时肌肉、骨骼、关节、韧带等能够储存弹性势能,在随后的推进阶段这些储存的能量被利用(Morin, 2018)。为了从宏观角度描述和分析这种类似弹簧般的特性,生物力学和生理学专家将人体下肢肌肉、肌腱、韧带和骨骼等组织整合为一个弹簧-质量模型,同时引入刚度概念,即材料或结构在受力时抵抗弹性变形的能力,并通过力与形变量的比值来计算( $F=kx$ ,  $F$ 为施加的力,  $x$ 为形变量,  $k$ 为刚度值),刚度大则变形小,刚度小则变形大(Latash et al., 1993)。在跑步过程中可直接计算的刚度类型有3种:垂直刚度( $K_{\text{vert}}$ )、腿刚度( $K_{\text{leg}}$ )和关节刚度( $K_{\text{joint}}$ )。下肢整体刚度特征已经被证明在多种运动中与运动表现密切相关,例如,跳跃和跑步,在这些牵张-缩短循环(stretch-shortening-cycle, SSC)活动中,为了有效储存和再利用弹性能量,需要一定的下肢刚度。运动员如果能表现出更强的刚性特征,会在地面接触的缓冲阶段储存更多弹

性能量,并在蹬地有效利用储存的能量,从而提高跑步速度和跳跃高度。虽然一定的下肢刚度是必要的,但过高或过低的刚度都可能导致损伤(Butler et al., 2003)。王嘉瑛等(2020)调查发现,跑步爱好者下肢损伤的发生率超过 50%,其中膝关节损伤最多,其次为踝关节和足。 $K_{joint}$ 与过劳损伤和退行性疾病有关,与刚度较高的关节相比,更柔顺的关节将更大程度地减轻施加在关节上的负载(Hamill et al., 2014)。

下肢刚度和跑步性能之间的关系是复杂的。有研究发现, $K_{vert}$ 和 $K_{joint}$ 随跑步速度的增加而增加,为了提高跑步表现应该增加 $K_{vert}$ 和 $K_{joint}$ ,更大的刚度将有助于抵抗下半身在着陆阶段的塌陷,并提高蹬地时力的传递效率,进而维持更高的步频(Hobara et al., 2010)。相反, $K_{leg}$ 随着跑步速度保持恒定或降低。但也有研究认为,通过提高腿部顺应性可提高牵张-缩短循环(stretch-shortening-cycle SSC)弹性能量的存储和利用,进而提高跑步表现(Brughelli et al., 2008)。目前,国内鲜见对下肢刚度与跑步运动之间关系的系统综述。因此,本研究主要对国内外关于跑与下肢刚度领域的研究文献进行系统检索,并分析探讨下肢刚度与跑的关系。

## 1 研究对象与方法

检索中国知网、维普期刊和超星期刊等中文数据库,关键词为“下肢刚度”或含“腿刚度”或含“关节刚度”或含“下肢生物力学”或含“着地方式”或含“足弓”或含“跑”或含“鞋”,检索设定在题目、摘要及关键词。检索 Web of Science 等英文数据库,关键词为“lower extremity stiffness” OR “lower limbs stiffness” OR “lower stiffness” OR “lower-body stiffness” OR “vertical stiffness” OR “leg stiffness” OR “joint stiffness” AND “Human running” OR “foot” OR “arch” OR “injury”。时间设定为 1990 年 1 月—2020 年 6 月。

### 1.1 文献入选标准

1) 文献所述内容包含下肢刚度模型; 2) 研究内容涉及跑的下肢刚度研究或生物力学相关研究; 3) 运动方式或测试方式以跑为主; 4) 受试者年龄不小于 18 岁。

### 1.2 文献筛选

将检索到的文献用 NoteExpress 软件剔除重复文章; 通过阅读标题进行初次筛选,删除与主题无关的文献; 阅读余下文献的摘要,排除综述、与研究内容不相关、非实验类文献; 将复筛后获得的文献进行全文阅读,排除缺乏相关数据的文献,最终纳入文献 18 篇(图 1)。

## 2 结果

跑步运动中下肢刚度的研究大多为国外文献,国内鲜见相关研究,研究对象多为有训练经验者,对无训练经验者的研究较少。本研究主要探究跑步运动中下肢刚度的特征,因此将文献中有 $K_{vert}$ 、 $K_{leg}$ 、 $K_{joint}$ 3个指标的文献进行综述。

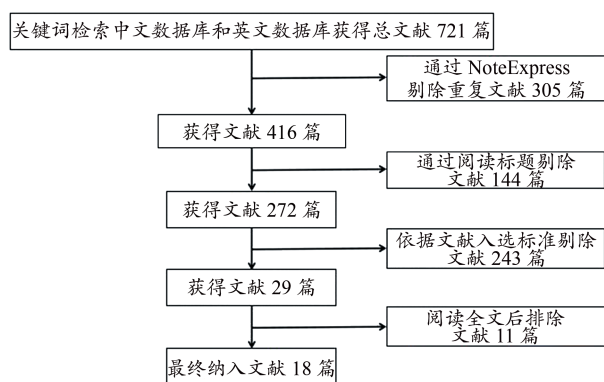


图 1 文献检索及筛选流程

Figure 1. Literature Retrieval and Screening Process

### 2.1 下肢刚度模型的测量

$K_{vert}$ 适用于评估跑类运动支撑期的腿弹簧特性; $K_{leg}$ 适用于分析行走和跑运动; $K_{joint}$ 适用于研究关节连接处的问题。 $K_{vert}$ 已被证明具有最高的可靠性,并且与 $K_{leg}$ 相比较, $K_{vert}$ 对高速跑步性能的变化更敏感(Hobara et al., 2010)。

#### 2.1.1 $K_{vert}$

$K_{vert}$ 通常用于描述下肢在垂直面的运动,近似于整个身体在地面反作用力下的变形程度(Maloney et al., 2018)。当前,常用的 $K_{vert}$ 模型及其计算方法有 3 种(表 1):方法 1 由 Morin 等(2005)提出,将地面反力与时间的图像看作正弦函数,建模得出;方法 2 由 McMahon 等(1987)提出,该方法假设质心的位置在触地和腾空不变,对垂直速度进行积分,此时积分常数为 0,  $\Delta y$  由积分曲线最值之差得出;方法 3 适用于运动频率基本不变的情况,如节拍器下的连续跳跃,该方法假设垂直力曲线为正弦曲线,其峰值出现在支撑时相的中点。除了早期出现的冲击峰值外,这是一个合理的假设,利用振动周期和被测物体的质量计算 $K_{vert}$ (Cavagna et al., 1988)。Hobara 等(2014)采用上述 3 种方法测试受试者在 2.2、2.6、3.0 和 3.4 Hz 连续垂直跳跃的 $K_{vert}$ ,发现 3 种方法计算出的 $K_{vert}$ 均随跳跃频率的增加而增加,在不同跳跃频率下,方法 2 和 3 得出的 $K_{vert}$ 无显著性差异,但都显著高于方法 1 的计算值。实际上,垂直地面反作用力(vertical ground reaction force, vGRF)在有效接触期间类似于钟形。但是,当依据正弦波对 vGRF 建模时,在支撑阶段的前半部分,该模型并未显示出以 1 倍体质量边界上的不同斜率为特征的钟形轮廓(图 2)。因此,方法 1 通过正弦波模拟很可能会限制其精度,其值可能会比其他方法小(Dalleau et al., 2004)。

#### 2.1.2 $K_{leg}$

$K_{leg}$ 常用测量方法有 4 种(表 2)。McMahon 等(1990)在弹簧质量模型的基础上结合走和跑的运动规律建立 $K_{leg}$ 模型(图 3),即方法 1 采用的模型。方法 2 依据正弦曲线对力-时间曲线建模得出。Morin 等(2005)对方法 2 与方法 1 计算的刚度值进行比较,差值为 0.67%~6.93%。

模型3是对模型2的修正,由Bullimore等(2006)通过数学建模得出(图4)。在水平跑步过程中,足与地面之间的作用力点在典型步态支撑阶段不是固定点,而是向前移动(Lee et al., 1998)。模型3考虑了足底压力中心移动的特征,更加符合人体下肢实际运动情况。Bullimore等(2006)

研究发现,是否有力点移动,人体下肢运行机制都非常相似,但是力点平移会导致较低的GRF峰值和每步较少的机械功,因此力点平移的出现使人类能够以更低GRF奔跑。模型4(图5)是Blum等(2009)提出的一种基于时间参数的方法。

表1  $K_{\text{vert}}$ 测量方法  
Table 1 Method of Measuring  $K_{\text{vert}}$

方法	模型	额外计算	参数
1	$K_{\text{vert}} = \frac{F_{\text{max}}}{\Delta y}$	$F_{\text{max}} = mg \frac{\pi}{2} \left( \frac{t_f}{t_c} + 1 \right)$ $\Delta y = -\frac{F_{\text{max}} \times t_c^2}{m \times \pi^2} + \frac{g \times t_c^2}{8}$	$F_{\text{max}}$ :反作用力峰值 $\Delta y$ :重心位移变化量 $t_f$ :腾空时间 $t_c$ :支撑时间
2	$K_{\text{vert}} = \frac{F_{\text{max}}}{\Delta y}$	$\Delta y$ :对速度积分求出 $F_{\text{max}}$ :测力台测出	$F_{\text{max}}$ :反作用力峰值 $\Delta y$ :重心位移变化量
3	$K_{\text{vert}} = m \times \omega_0^2$	—	$\omega_0$ :振动频率

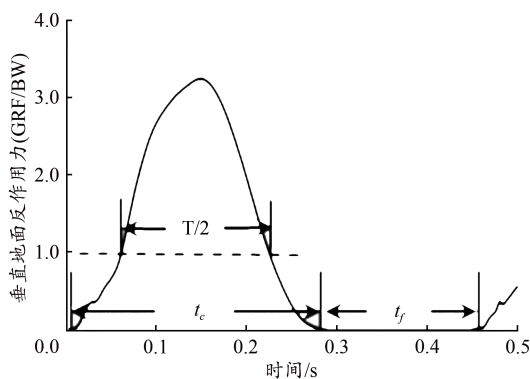


图2 垂直跳跃时力时间曲线图(Hobara et al., 2014)  
Figure 2. Force Time Graph during Vertical Jump  
(Hobara et al., 2014)

注: $t_c$ 为接触时间; $t_f$ 为腾空时间。

### 2.1.3 $K_{\text{joint}}$

$K_{\text{joint}}$ 定义为抵抗关节屈伸或旋转变化的能力。式(1)基于关节力矩-关节角度关系,通过力矩和角度变化量的比值计算(Farly et al., 1998);式(2)由Arampatzis等(1999)建立,通过功和角度值计算。具体计算公式如下:

$$K_{\text{joint}} = \frac{\Delta M}{\Delta \theta} \quad (1)$$

$$K_{\text{joint}} = \frac{2W}{\Delta \theta^2} \quad (2)$$

式中, $\Delta \theta$ 为关节角度的变化量, $\Delta M$ 为关节力矩的变化, $W$ 为关节作功的负值。

下肢刚度已经成为评估下肢力学性能的重要参数,但仍具有局限性,一般主要在下肢矢状面的运动,而人体运动还包括外展、内收以及组合形式等。Morin(2018)建立的模型仅需要一台智能手机就能完成数据的收集,为教练通过下肢刚度指导训练提供了可能,但它只适用于12~

28 km/h的速度范围。总之,应依据运动特点和可用的实验室资源,选择合适的下肢刚度模型来解决相应问题。

## 2.2 跑步运动中下肢刚度的特征

### 2.2.1 跑速与下肢刚度的关系

$K_{\text{vert}}$ 已被研究证明与跑速具有显著相关性,在本研究所检索到的文献中有7篇涉及不同跑速下肢刚度特征研究(表3)。Hiroaki等(2010)对8名男性运动员进行400 m跑测试(最大努力)中发现,跑速在50~100 m时达到顶峰,中后期不断下降, $K_{\text{vert}}$ 表现出与跑速相似的变化, $K_{\text{leg}}$ 在第一个50 m间隔达到峰值,并在接下来的50 m间隔保持不变。Morin等(2007)进一步研究发现, $K_{\text{leg}}$ 的变化主要与支撑时间的长短有关,支撑时间是 $K_{\text{leg}}$ 主要决定因素。

$K_{\text{joint}}$ 与跑速的关系则较为复杂。Jin等(2018)要求受试者以6种不同速度[1.8~3.8 m/s(递增0.4 m/s)]测试,当运行速度增加时,踝、膝、髌关节的刚度都趋于增加,在跑的支撑阶段,踝关节起主导作用,膝关节和髌关节在跑的摆动阶段占主导地位。Kuitunen等(2011)研究发现,7.00~9.73 m/s短跑中,膝关节刚度随着速度的提高而增加,踝关节刚度保持恒定,但是并不能表明踝关节和膝关节刚度与跑速之间具有相关性。在低速跑时,跑步者经常用脚后跟到前脚掌的跑步方式;而在高速跑,通常采用前脚掌着地的方式,脚跟甚至不与地面接触,这种步态的差异可能是造成不同速度下肢刚度差异的因素之一。在短跑中观察到,随着速度的增加,跖屈肌和背屈肌之间以及膝伸肌和膝屈肌之间的共同收缩将使关节和整条腿的刚度提高,以应对着陆时的冲击(Hortobágyi et al., 2000)。踝关节或膝关节的刚度似乎不是提高跑步速度的限制因素,踝关节刚度的增加可能是为了提高力的传导,膝关节刚度增加主要维持运动的平稳。

表2  $K_{leg}$  测量方法  
Table 2 Method of Measuring  $K_{leg}$

序号	模型	额外计算	参数
1	$K_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta L}$	$\Delta L = \Delta y + L_0 \times (1 - \cos\theta_0)$ $\theta_0 = \sin^{-1}\left(\frac{\mu \times t_c}{2L_0}\right)$ $F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1\right)$	$F_{max}$ :反作用力峰值 $\Delta y$ :重心位移变化量 $L_0$ :腿的初长度 $\Delta L$ :腿的形变量 $\theta_0$ :触地角 $\mu$ :水平速度 $t_c$ :支撑时间
2	$K_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta L}$	$F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1\right)$ $\Delta L = L_0 - \sqrt{L_0^2 - \left[\frac{(v \times t_c)^2}{2}\right]} + \Delta y$ $\Delta y = \frac{F_{max} \times t_c^2}{m \times \pi^2} + \frac{g \times t_c^2}{8}$	$F_{max}$ :反作用力峰值 $\Delta y$ :重心位移变化量 $L_0$ :腿的初长度 $\Delta L$ :腿的形变量 $v$ :水平速度 $t_c$ :支撑时间 $t_f$ :腾空时间
3	$K_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta L}$	$F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1\right)$ $\Delta L = L_0 - \sqrt{L_0^2 - \left[\frac{(vt_c - d)^2}{2}\right]} + \Delta y$ $\Delta y = -\frac{F_{max} \times t_c^2}{m \times \pi^2} + \frac{g \times t_c^2}{8}$	$F_{max}$ :反作用力峰值 $\Delta y$ :重心位移变化量 $L_0$ :腿的初长度 $\Delta L$ :腿的形变量 $v$ :水平速度 $t_c$ :支撑时间 $t_f$ :腾空时间 $d$ :修正系数 1) 1.5~5.0 m/s 的速度下为 $(0.157 \pm 0.006)m$ ; 2) $18\%L_0$
4	$K_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta L}$	$F_{max} = \left(mg \frac{\pi}{4}\right) \frac{1}{DF}$ $DF = \frac{t_c}{2(t_c + t_f)}$ $\Delta L = L_0 + \frac{F_{max} \times t_c^2}{m \times \pi^2} - \frac{g \times t_c^2}{8} - L_0 \times \sin \alpha_{TD}$	$F_{max}$ :反作用力峰值 $L_0$ :腿的初长度 $\Delta L$ :腿的形变量 $t_c$ :支撑时间 $t_f$ :腾空时间 $\alpha_{TD}$ :触地角

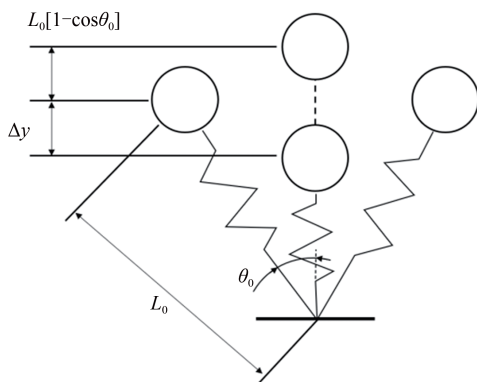


图3  $K_{leg}$  弹簧质量模型(McMahon et al., 1990)  
Figure 3. Spring Mass Model of  $K_{leg}$  (McMahon et al., 1990)

有效存储和再利用弹性能量需要一定的下肢刚度, 更高刚度特性的运动员在与地面接触时存储更多的弹性能量, 在离开地面时能量的转化率更高, 从而提高跑步速度和跳跃高度。

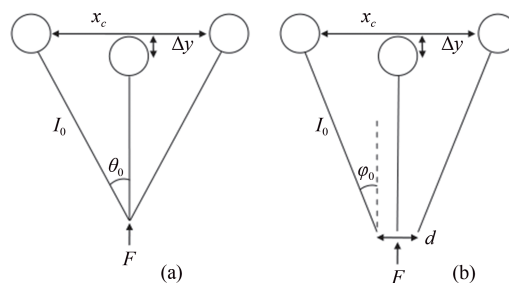


图4 弹簧质量模型(Bullimore et al., 2006)

Figure 4. Spring Mass Model (Bullimore et al., 2006)

注:(a)为传统的弹簧质量模型;(b)为包含力转换点的弹簧质量模型。 $F$ 为垂直地面反力; $\theta_0$ 、 $\phi_0$ 为触地角; $\Delta y$ 为重心位移变化量; $d$ 为力点平移距离。

### 2.2.2 疲劳对下肢刚度的影响

从力学角度出发, 在牵张-缩短循环中, 跑步者下肢的肌肉肌腱结构交替储存和释放弹性能量, 下肢可以被描述为承受身体质量的弹簧, 不同运动形式造成的疲劳

对下肢刚度产生不同影响。在本研究所检索到的文献中,有6篇涉及不同疲劳诱导方式对下肢刚度的影响,包括长跑和短跑造成的疲劳(表4)。García-Pinillos等(2020)以22名男性耐力运动员为受试者,研究60 min尽力跑后疲劳对步态特征和下肢刚度的影响,疲劳后受试者表现出更长的支撑时间和更短的腾空时间, $K_{\text{vert}}$ 保持不变, $K_{\text{leg}}$ 降低,表明在长跑运动中后期通过保持步频来维持 $K_{\text{vert}}$ 很重要。Morin等(2011)对24 h持续跑的测试发现,从4 h开始受试者步频显著增加,支撑时间显著增加到结束无变化,腾空时间无显著性变化, $K_{\text{vert}}$ 和 $K_{\text{leg}}$ 明显增加。24 h的测试观察到的跑步力学变化几乎与García-Pinillos等(2020)的测试结果完全相反,这可能是因为诱导疲劳的方式不同:24 h跑中神经和肌肉的疲劳程度要远大于60 min跑,在超长时间跑过程中较高的下肢刚度能够减少下肢着陆时的振荡进而降低损伤的风险。Tavernite等(2020)对越野赛跑(女5 km,男8 km)的研究发现,在越野跑后24 h内 $K_{\text{vert}}$ 显著降低,48 h后恢复到赛前水平,疲劳引起的肌肉功能降低与下肢弹簧特征的改变有关,下肢弹簧被调节到更高的刚度以抵抗运动产生的震荡,进而调整跑步时的能量消耗来适应疲劳。

Morin等(2006)在连续4次100 m短跑测试中发现,在第一个100 m中,跑速变化明显;在接下来的3次短跑

中,步频和支撑时间显著降低,最大速度和平均速度分别降低。在第一个100 m, $K_{\text{vert}}$ 、 $K_{\text{leg}}$ 保持不变,接下来3次短跑中, $K_{\text{vert}}$ 显著降低, $K_{\text{leg}}$ 保持不变,表明在短跑后期通过保持更快的步频来获得较高的 $K_{\text{vert}}$ 对于保持速度有重要意义。短跑运动员和长跑运动员下肢刚度对比发现,短跑运动员有更高的 $K_{\text{vert}}$ 和膝关节与踝关节刚度,膝关节刚度是两组之间 $K_{\text{vert}}$ 差异的主导因素。通过EMG进一步发现,这种差异可能归因于不同类型运动员肌肉或肌腱的固有刚度(Hobara et al., 2008)。

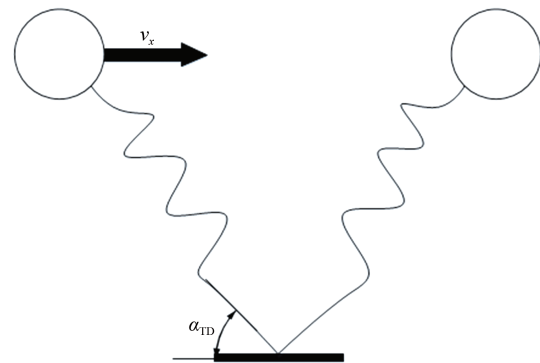


图5 跑弹簧质量模型(Blum et al., 2009)

Figure 5. Spring Mass Model of Run (Blum et al., 2009)

注: $\alpha_{\text{TD}}$ 为触地角; $v_x$ 为水平速度。

表3 不同跑速人体下肢刚度特征

Table 3 Stiffness Characteristics of Human Lower Limbs at Different Running Speeds

研究文献	受试者	实验设计	测量刚度	下肢刚度特征
侍书琼, 2019	20名有跑步习惯, 青年男性	受试者先后用慢速(2.5±0.2)m/s、中速(3.25±0.20)m/s、快速(4.0±0.2)m/s以及高、低步频在测力台上进行跑步测试	$K_{\text{leg}}$	受试者在慢速和中速跑时, 高频组 $K_{\text{leg}}$ 比低频组小, 在快速跑时相反。主动蹬伸阶段, 在3种速度下, 高频组 $K_{\text{leg}}$ 比低频组小
袁川等, 2018	8名男性锻炼爱好者, (22.67±1.79)岁	受试者在跑台上分别完成为期4 min, 0%、±7%、±10.5%、±14.1% 7种坡度条件下6、8、10 km/h 3种速度走跑运动	$K_{\text{vert}}$ $K_{\text{leg}}$	随着坡度和速度的增加, $K_{\text{vert}}$ 和 $K_{\text{leg}}$ 呈递增现象, 速度越大其上升幅度越大, 两者之间变化趋势基本一致。上坡走跑运动 $K_{\text{vert}}$ 和 $K_{\text{leg}}$ 明显高于水平条件的走跑运动, 下坡则相反; 高速运动 $K_{\text{vert}}$ 和 $K_{\text{leg}}$ 明显高于低速
Jin et al., 2018	10名身体健康的受试者, (23.0±5.3)岁	受试者以6种不同的速度跑步, 1.8~3.8 m/s(间隔0.4 m/s), 每阶段75 s	$K_{\text{踝}}$ 、 $K_{\text{膝}}$ 、 $K_{\text{踝}}$	当运行速度增加时, 所有3个关节的刚度趋于增加
Hiroaki et al., 2010	8名男性运动员, (22.4±3.2)岁	室外田径跑道上进行400 m跑步测试(尽最大努力)	$K_{\text{vert}}$ $K_{\text{leg}}$	跑速在50~100 m时达到顶峰, 并在冲刺的中后期不断下降, $K_{\text{vert}}$ 在50~100 m时达到顶峰, 并在冲刺的中后期不断下降。 $K_{\text{leg}}$ 在第一个50 m间隔时达到峰值, 并在接下来的50 m间隔时保持不变
Morin et al., 2007	10名有运动习惯的男性受试者, (28.6±6.4)岁	以3.33 m/s在跑步机上进行的2 min的跑步测试, 共6次, 期间步频±30%	$K_{\text{leg}}$	$K_{\text{leg}}$ 随步频的增加提高
Morin et al., 2006	8名体育专业男生[(23±4)岁, 非短跑专业]	在田径跑道上进行连续4次100 m短跑测试	$K_{\text{vert}}$ $K_{\text{leg}}$	$K_{\text{vert}}$ 与平均前进速度之间存在显著的正线性关系。后3次短跑中, $K_{\text{vert}}$ 、步频和接触时间均明显降低, $K_{\text{leg}}$ 保持不变
Kuitunen et al., 2002	10名男性短跑运动员, (23±4)岁	分别以70%、80%、90%和100%的相对速度(7.00~9.73 m/s)在测力台上进行跑步测试	$K_{\text{膝}}$ 、 $K_{\text{踝}}$	随着速度的提高, 踝关节刚度保持恒定, 膝关节刚度增加

表 4 疲劳前后人体下肢刚度特征

Table 4 Stiffness Characteristics of Human Lower Limbs before and after Fatigue

研究文献	受试者	实验设计	测量刚度	下肢刚度特征
García-Pinillos et al., 2020	22 名训练有素的男性耐力运动员, (34.0±7.5) 岁	受试者热身以后以 12 km/h 在跑台上进行 3 min 跑步测试, 随后进行 60 min 最大距离计时跑, 再以 12 km/h 进行 3 min 的跑步测试	$K_{vert}$ $K_{leg}$	$K_{vert}$ 无显著变化, $K_{leg}$ 显著降低
Jake et al., 2020	22 名大学生越野跑运动员 [男性 13 名, 女性 9 名, (19.5±1.4) 岁]	每位受试者在越野赛跑 (女 5 km, 男 8 km) 前 24 h 及赛后 48 h 采用跳跃方式对 $K_{vert}$ 进行评估	$K_{vert}$	受试者 $K_{vert}$ 在比赛后 24 h 内明显下降, 但在比赛后 48 h 又恢复到基线水平
Hiroaki et al., 2010	8 名男性运动员, (22.4±3.2) 岁	室外田径跑道上进行 400 m 跑步测试 (尽最大努力)	$K_{vert}$ $K_{leg}$	跑速在 50~100 m 时达到顶峰, 并在冲刺的中后期不断下降, $K_{vert}$ 在 50~100 m 时达到顶峰, 并在冲刺的中后期不断下降。 $K_{leg}$ 在第一个 50 m 间隔时达到峰值, 并在接下来的 50 m 间隔时保持不变。 $K_{vert}$ 与跑速之间存在显著的线性正相关关系
Morin et al., 2007	10 名健康有丰富耐力跑经验的男性 [(40.4±7.9) 岁, $\dot{V}O_{2max}$ 为 (52.8±5.7) mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ]	以 10 km/h 在跑台上进行 24 h 跑步测试, 每 2 h 收集运动学和动力学数据	$K_{vert}$ $K_{leg}$	第 4 h 开始步频显著增加, 支撑时间显著增加到结束无变化, 腾空时间无显著性变化。 $K_{vert}$ 和 $K_{leg}$ 明显增加
Jean et al., 2007	9 名训练有素的跑步者 (2 名女性和 7 名男性)	在室内田径跑道进行 2 000 m (最快速度) 跑步测试	$K_{vert}$ $K_{leg}$	2 000 m 跑引起的疲劳对 $K_{leg}$ 和 $K_{vert}$ 没有影响
Morin et al., 2006	8 名体育专业男生 [(23±4) 岁, 非短跑专业]	在田径跑道上进行连续 4 次 100 m 短跑测试	$K_{vert}$ $K_{leg}$	$K_{vert}$ 与每一步的平均 100 m 速度和平均前进速度之间存在显著的正线性关系。 随后 3 次短跑中, $K_{vert}$ 、步频和接触时间均明显降低, $K_{leg}$ 保持不变

2.2.3 不同足型和着地方式对下肢刚度的影响

足是跑过程中人体与地面的界面, 足弓结构是导致跑步者下肢刚度差异的一个因素, 足的结构可以通过对膝盖的影响来改变下肢刚度。在高足弓 (HA) 个体中, 内侧纵弓的高度增加使足后旋增加, 因此, 在整个跑步的支撑阶段, 脚的旋前程度可能会降低, 足的旋前与胫骨内旋和膝关节屈曲有关, 足旋前的减少可能会导致膝关节屈曲的减少, 膝关节的活动范围对下肢关节的整体矢状面位移的贡献最大, 进而使下肢刚度提高 (Mcclay et al., 1997)。在本研究所检索到的文献中, 有 5 篇涉及足弓形态及不同步态对下肢刚度的影响 (表 5)。Williams 等 (2004) 对比低足弓 (LA) 跑者与 HA, 表现出更高的  $K_{vert}$  和  $K_{膝}$ , HA 跑步者的支撑时间更短, 重心的垂直改变量较小, 这些增加的刚度伴随膝关节屈曲角度的减少和垂直载荷率的增加, 使运动损伤风险提高。Powell 等 (2014) 相似研究发现, HA 跑者的踝关节刚度显著高于 LA 跑者, 但是 LA 跑者足弓的弹性能量利用高于 HA 跑者。Williams 等 (2001) 研究表明, 与 HA 跑步者相比, LA 跑者下肢软组织损伤更多。

从  $K_{joint}$  角度出发, 有研究探讨了矢状面踝关节和膝关节的相对刚度。提示, 着地过程中  $K_{joint}$  的变化部分与足着地类型有关 (刘宇等, 2008)。Hamill 等 (2014) 选取前掌着地 (FF) 和后跟着地 (RF) 跑者各 20 名, 以 3.5 m/s±5.0% 的速度在 25 m 跑道上进行 10 次试验。研究发现, 不同步

态下  $K_{joint}$  不同, 但同一步态下两组  $K_{joint}$  相似; 与 RF 跑者相比, FF 跑者的膝关节刚度更高、踝关节刚度较低; RF 跑者的地面反作用力表现出两个峰值, FF 跑者为一个峰值, 在缓冲期垂直负荷加载率 RF 表现得更高。与僵硬的关节相比, 柔顺的关节将更大程度地吸收足-地冲击的能量, 能量吸收可以通过踝关节或膝关节, 或两者兼而有之。在 FF 跑步中, 为了保持下肢姿势, 相对僵硬的膝盖是必要的。当转变脚步模式时, 运动员将重新组织控制策略, 以适应下肢关节的能量吸收。显然, 无论采用何种脚步模式, 都会发生脚底碰撞, 但是并没有确切证据表明哪种着地方式更安全。在另一项研究中, Laughton 等 (2003) 计算了同时使用 RF 和 FF 模式跑步的自然 RF 跑步者的  $K_{joint}$ , 以确定在矫形跑步时的减震效果。研究发现, 在矫正和非矫正条件下, 改变脚步模式时, 脚踝和膝盖之间的刚度值也会发生相似变化。Miller 等 (2009) 认为, 着地模式的选择是特定于任务的, 即如果跑步者想要提高跑步经济性, 或者想要跑得快, 或者想要冲刺, 那么他们应该为每个任务选择最合适的足迹模式。

2.2.4 运动表面、运动鞋对下肢刚度的影响

人体在不同材质运动表面运动时, 会根据运动表面硬度的改变来调整自身的下肢刚度值和肢体位置。肌电分析发现, 运动表面材质的硬度与肌肉的激活程度呈正相关, 下肢刚度值随接触表面硬度的减小而增大, 以保持运动时整体动作的一致 (苏荣海等, 2019)。本研究所检

索到的文献中有3篇涉及运动表面、鞋对下肢刚度的影响(表6)。朱雨等(2019)研究了11名受试者在水泥地面和塑胶地面4种不同切换方式的下肢生物力学特征,发现与单一运动表面跑步相比,在不同运动表面切换跑步时更

容易引起膝关节刚度的减小,使跑者下肢受伤风险提高,尤其是膝关节。下肢刚度受到运动表面硬度的影响,两者呈相反的关系,但运动表面硬度与下肢刚度之和总是维持在恒定的范围内(刘宇等,2008)。

表5 不同足型及步态人体下肢刚度特征

Table 5 Stiffness Characteristics of Human Lower Limbs with Different Foot Types and Gaits

研究文献	受试者	实验设计	测量刚度	下肢刚度特征
杨洋,2018	30名男性跑步爱好者	实验组15名,对照组15名,均以3.33 m/s速度通过跑道。对照组:按照受试者习惯的跑姿进行跑步训练,训练时长同实验组。实验组:采用中等强度的自选速度进行跑步,要求其在着地时采用前掌触地方式,整个训练过程持续10~45 min,共12周,每周3次	$K_{leg}$	训练后,对照组与实验组的 $K_{leg}$ 都显著增加,实验组 $K_{leg}$ 增加值显著高于对照组
Hamill et al., 2014	20名习惯后跟着地(RF)跑步者(13名男性和7名女性)和20名习惯前掌着地(FF)跑者(14名男性和6名女性),年龄(25.9±6.1)岁	每个参与者采用习惯性跑步模式以3.5 m/s±5.0%的速度在25 m跑道上测试	$K_{髌}$ 、 $K_{踝}$	不同步态下 $K_{joint}$ 不同,但同一步态下两组 $K_{joint}$ 相似。在FF模式中发现, $K_{髌}$ 更高, $K_{踝}$ 较低,而在RF模式中发现相反情况
Powell et al., 2014	10名高足弓(HA)和10名低足弓(LA)运动员	自选合适的速度进行5次赤脚跑	$K_{踝}$	HA跑者 $K_{踝}$ 显著高于LA跑者
Williams et al., 2004	20名HA和20名LA受试者	受试者沿着25 m的跑道以3.35 m/s的速度跑步	$K_{leg}$ $K_{髌}$	HA跑者的 $K_{leg}$ 和 $K_{髌}$ 值明显高于LA跑者
Fabrice et al., 1998	32位健康有训练经历的男性跑者	受试者在30 m跑道上赤脚跑步	$K_{leg}$	将跑步者分为开足和闭合足,组中开足的 $K_{leg}$ 小于闭合足

表6 运动表面、运动鞋对下肢刚度的影响

Table 6 Influence of Sports Surfaces and Sports Shoes on Lower Limb Stiffness

研究文献	受试者	实验设计	测量刚度	下肢刚度特征
朱雨,2019	11名普通男性大学生,(22.8±3.0)岁	以(3.33±0.15)m/s的速度采用4种运动表面切换方式进行跑步测试:1)从塑胶到塑胶运动表面;2)从水泥到水泥运动表面;3)从塑胶到水泥运动表面;4)从水泥到塑胶运动表面	$K_{髌}$ 、 $K_{踝}$	运动表面切换组与不切换组对比, $K_{joint}$ 具有显著性差异
Juha et al., 2018	12名健康男性	受试者穿着传统控制跑鞋和高度缓冲运动鞋以10 km/h和14.5 km/h两种速度进行跑步测试	$K_{leg}$	随着速度的提高,跑鞋缓冲性能越好, $K_{leg}$ 越高
Mark et al., 2006	9名健康成人,(28.0±6.8)岁,(71.6±12.9)kg	受试者在3种鞋类条件(赤脚、极简鞋、缓冲跑鞋)下以2.2 Hz的频率跳跃以及2种速度(2.23 m/s和3.58 m/s)在相同鞋类条件下跑步	$K_{vert}$	从赤脚到穿着极简鞋和缓冲鞋, $K_{vert}$ 显著提高

运动鞋的软硬程度也会影响下肢刚度,受试者在穿软质鞋底的时候,下肢刚度明显提高(Smith et al., 2002)。Bishop等(2006)研究了9名受试者分别穿着极简鞋和缓冲运动鞋以及赤脚跑步时下肢生物力学特征,发现穿鞋跑步时跑步者的背屈更多,但脚踝的活动范围比赤脚跑步时少,从赤脚到缓冲鞋 $K_{vert}$ 显著增加。梅齐昌等(2015)的研究也发现类似结果,赤足跑者一般采用前脚掌着地方式,穿鞋跑者多采用脚跟着地方式。Kulmala等(2018)研究了12名健康男性受试者在10.0和14.5 km/h两种跑速下分别穿着一般鞋和高缓冲性能跑鞋下肢生物力学特性,发现高缓冲性能的跑鞋改变了跑步时腿弹簧的特性,增强

冲击负荷,具有更高的 $K_{leg}$ ,高速跑(14.5 km/h)更为明显,地面反作用力峰值和加载速率分别增加了10.7%和12.3%。上述结论可解释虽然运动鞋的缓冲能力越来越好,但因跑步而受伤的人群比例并没有明显改变的原因。

### 3 结论

将人体下肢建模为简单的弹簧质量模型,利用量化的刚度能够很好地描述跑步运动中下肢的力学特性。1)在跑步过程中可直接计算的下肢刚度类型中,随着速度的提高, $K_{vert}$ 增加更为显著, $K_{leg}$ 随跑速提高略微增加或保持不变, $K_{joint}$ 与跑速的关系较为复杂,膝关节刚度对于跑速

的变化比较敏感,高速跑时较高的踝关节刚度更有利于力的传递;2)人体下肢刚度会根据不同的运动及疲劳方式产生适当调节,特别是针对高强度重复性 SSC 动作至疲劳时,通过提高步频来维持  $K_{\text{vert}}$ ,有助于提高运动表现;3)除自身生理结构外,运动表面、鞋等对下肢刚度也会产生影响,跑者会根据不同的表面以及鞋的软硬程度自动改变腿的刚度,来保持下肢总刚度的恒定,进而减少损伤。

#### 4 不足与展望

下肢刚度模型已被用来描述和预测运动员在各种情况下的力学行为,但存在一定局限:1)跑步运动中下肢刚度的测量大多在实验室进行,需要昂贵科研设备支持,但是大多数运动场所不具备这样的条件,很难用于实际测试,受试者需要在测力板或在装有测力板的跑步机上进行测试,这种测量只是模拟真实的运动条件。2)下肢刚度模型主要用于评估矢状面的运动,所以测量数据的准确性一定程度上取决于受试者的运动方式和矢状面的稳定能力;其次下肢刚度模型并不适用于起跑和猛然加速阶段。3)下肢刚度计算方式很多,测量下肢刚度方法的差异可能会使研究的有效性受到质疑。

未来针对跑步运动中下肢刚度的研究可以考虑以下方向:1)当前下肢刚度模型并不适用于起跑阶段和快速加速阶段,进而无法评估这两个阶段的下肢刚度特征,需要新的模型来弥补这一空缺;2)因为足弓的特性有助于腿部的弹性特征,足弓刚度的差异可能影下肢刚度,今后的研究应侧重于足部和下肢刚度的单独测量,并将其与不同运动负荷条件下的足部结构评估联系起来;3)影响下肢刚度和提高跑步性能的最佳训练方法还不清楚,以上研究将有助于提高运动表现和降低运动损伤。

#### 参考文献:

刘宇,魏勇,2008.运动科学领域的下肢刚度研究[J].上海体育学院学报,32(5):31-35.

梅齐昌,顾耀东,李建设,2015.基于足部形态特征的跑步生物力学分析[J].体育科学,35(6):34-40.

苏荣海,李少杰,徐茂洲,2019.下肢刚度模型的测量与应用[J].山东体育学院学报,35(4):87-93.

王嘉瑛,李令岭,马梁,等,2020.跑步爱好者运动损伤的调查与分析[J].昆明医科大学学报,41(1):151-157.

朱雨,2019.跑步时运动场地表面切换对下肢生物力学特征影响的研究[D].北京:北京体育大学.

ARAMPATZIS A, BRUGGEMANN G P, METZLER V, 1999. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running [J]. *J Biomech*, 32(12): 1349-1353.

BISHOP M, FIOLOKOWSKI P, CONRAD B, et al., 2006. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics [J]. *J Athl Training*, 41(4): 387-392.

BLUM Y, LIPFERT S W, SEYFARTH A, 2009. Effective leg stiff-

ness in running[J]. *J Biomech*, 42(14): 2400-2405.

BRUGHELLI M M B E, CRONIN J, 2008. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness[J]. *Sports Med*, 38(8): 648-657.

BULLIMORE S R, BURN J F, 2006. Consequences of forward translation of the point of force application for the mechanics of running [J]. *J Theoretical Biol*, 238(1):211-219.

BUTLER R J, CROWELL H P, DAVIS I M, 2003. Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury [J]. *Clin Biomech*, 18(6): 511-517.

CAVAGNA G A, FRANZETTI P, HEGLUND N C, et al., 1988. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates[J]. *J Physiol*, 399(1):81-92.

GARCÍA-PINILLOS F, CARTÓN-LLORENTE A, JAÉN-CARRILLO D, et al., 2020. Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running?[J]. *Gait Posture*, (76):259-263.

HAMILL J, GRUBER A H, DERRICK T R, 2014. Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns[J]. *Eur J Sport Sci*, 14(2):130-136.

HOBARA H, IMOUE K, GOMI K, et al., 2010. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint[J]. *J Sci Med Sport*, 13(2): 256-261.

HOBARA H, INOUE K, GOMI K, et al., 2010. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint[J]. *J Sci Med Sport*, 13(2): 256-261.

HOBARA H, INOUE K, KOBAYASHI Y, et al., 2014. A comparison of computation methods for leg stiffness during hopping[J]. *J Appl Biomech*, 30(1): 154-159.

HOBARA H, KIMURA K, OMURO K, et al., 2008. Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes[J]. *J Biomech*, 41(3): 506-514.

HORTOBÁGYI T, DEVITA P, 2000. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging [J]. *Electromyogr Kinesiol*, 10(2):117-126.

JIN L, HAHN M E, 2018. Modulation of lower extremity joint stiffness, work and power at different walking and running speeds[J]. *Hum Mov Sci*, 58:1-9.

KUITUNEN S, OGISO K, KOMI P V, 2011. Leg and joint stiffness in human hopping[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 21(6):159-167.

KULMALA J, KOSONEN J, NURMINEN J, et al., 2018. Running in highly cushioned shoes increases leg stiffness and amplifies impact loading[J]. *Sci Rep*, doi: 10.1038/s41598-018-35980-6.

LATASH M L, ZATSIORSKY V M, 1993. Joint stiffness: Myth or reality?[J]. *Hum Movement Sci*, 12(6): 653-692.

LAUGHTON C A, DAVIS M C, HAMILL J, 2003. Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running[J]. *J Appl Biomech*, 19(2):153-168.

LEE C R, FARLEY C T, 1998. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running[J]. *J Exp Biol*, 201(Pt 21): 2935-2944.

MALONEY S J, FLETCHER I M, 2018. Lower limb stiffness testing in athletic performance: A critical review[J]. *Sports Biomech*, 20(1): 109-130.

MCCLAY I, MANAL K, 1997. Coupling parameters in runners with



- normal and excessive pronation [J]. *J Appl Biomech*, 13 (1): 109-124.
- MCMAHON T A, CHENG G C, 1990. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? [J]. *J Biomech*, 23 (Suppl 1): 65-78.
- MCMAHON T A, VALIANT G, FREDERICK E C, 1987. Groucho running [J]. *J Appl Physiol*, 62(6): 2326-2337.
- MILLER R H, RUSSELL E M, GRUBER A H, et al., 2009. Foot-strike pattern selection to minimize muscle energy expenditure during running: A computer simulation study [C]//Annual meeting of American Society of Biomechanics in State College. PA, American Society of Biomechanics.
- MORIN J B, DALLEAU G, KYROLAINEN H, et al., 2005. A simple method for measuring stiffness during running [J]. *J Appl Biomech*, 21(2): 167-180.
- MORIN J B, JEANNIN T, CHEVALLIER B, et al., 2006. Spring-mass model characteristics during sprint running: Correlation with performance and fatigue-induced changes [J]. *Int J Sports Med*, 27(2):158-165.
- MORIN J B, SAMOZINO P, ZAMEZIATI K, et al., 2007. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running [J]. *J Biomech*, 40(15): 3341-3348.
- MORIN J, SAMOZINO P, MILLET G Y, 2011. Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h Run [J]. *Med Sci Sports Exer*, 43(5): 829-836.
- MORIN J, 2018. A Simple Method for Measuring Lower Limb Stiffness During Running [M]//Biomechanics of Testing and Training: Innovative Concepts and Field Methods. Switzerland: Springer: 165-193.
- POWELL D W, WILLIAMS D S B, WINDSOR B, et al., 2014. Ankle work and dynamic joint stiffness in high- compared to low-arched athletes during a barefoot running task [J]. *Hum Movement Sci*, 34:147-156.
- SMITH G, WATANATAD P, 2002. Adjustment to vertical displacement and stiffness with changes to running footwear stiffness [J]. *Med Sci Sports Exer*, 34(5):178.
- TAVERNITE J P, MORAN M F, 2020. Lower extremity stiffness in collegiate distance runners pre- and post-competition [J]. *J Hum Kinet*, 71(1): 69-77.
- WILLIAMS D S, DAVIS M C, SCHOLZ J P, et al., 2004. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners [J]. *Gait Posture*, 19(3):263-269.
- WILLIAMS D S, MCCLAY I S, HAMILL J, 2001. Arch structure and injury patterns in runners [J]. *Clin Biomech*, 16(4): 341-347.
- (收稿日期:2020-06-18; 修订日期:2022-04-11; 编辑:尹航)

## 欢迎订阅 2023 年《中国体育科技》

《中国体育科技》(月刊)96页/期,国际流行大16开,胶版印刷,国内定价25.00元/期,300.00元/套。

### 订阅办法:

1. 通过国家体育总局体育科学研究所科技书刊部订购,汇款方式:

(1) 邮局汇款:100061 北京市东城区体育馆路11号国家体育总局体育科学研究所科技书刊部 刘婵收(请在汇款单“附言”中注明订阅杂志的名称、期号和订购数量)

(2) 银行汇款:户名:国家体育总局体育科学研究所,开户行:中国工商银行北京体育馆路支行,账号:0200008109088090158(注明:订阅人姓名,订阅杂志的名称、期号和订购数量)

2. 各地邮局均可订阅:

《中国体育科技》(月刊)邮发代号:82-684

3. 联系电话:010-87182591 E-mail:bjb@ciss.cn