

衰老进程中老年人下肢刚度变化的研究进展

李福有, 郭成根, 徐浩然, 李华帅, 孙璞

(北京师范大学 体育与运动学院, 北京 100875)

摘要: 下楼梯、走路以及跑步是日常生活中的常见动作,但对于功能衰退的老年人却容易导致跌倒或受伤,且人体为了应对各种情况以避免摔倒,最先启动的运动神经保护机制是下肢刚度的调节。基于此,本研究通过中国知网、万方、Google Scholar、Web of Science 等数据库,以主题为老年人、下肢刚度等关键词检索并收集相关研究成果,总结不同动作任务中下肢刚度变化的异同点。研究表明,对可控因素进行干预能够改善下肢刚度的变化从而预防老年人跌倒。但由于相关研究较少,未来仍需要深入探究运动干预对老年人下肢刚度的影响,以得到更加可靠的规律性特征和依据。

关键词: 下肢刚度; 动作任务; 老年人; 衰老

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.025

Research Progress on Changes of Lower Limb Stiffness in Older Adults During Ageing

LI Fuyou, GUO Chenggen, XU Haoran, LI Huashuai, SUN Pu

(College of Physical Education and Sports, Beijing Normal University, Beijing 100875, China)

Abstract: Walking downstairs and running are common actions in daily life; however, older adults with functional decline are prone to falls or injuries. To cope with various situations and avoid falls, the first neuroprotective motor mechanism activated by the body is the regulation of lower limb stiffness. Hence, this study retrieved and collected relevant research results from databases such as China Knowledge, Wanfang, Google Scholar, and Web of Science, using key words such as elderly and lower limb stiffness, and summarized the similarities and differences in changes in lower limb stiffness in different action tasks. The findings show that interventions on controllable factors can improve changes in lower limb stiffness to prevent falls in older adults. However, owing to the small number of related studies, it is necessary to further investigate the effects of action interventions on lower limb stiffness in older adults to obtain reliable regularity features and references.

Key words: lower limb stiffness; action tasks; older adults; aging

下楼梯、走路以及跑步是日常生活中的常见动作,其主要通过下肢主动力与被动力之间复杂的交互作用来完成人体与外界环境互动^[1]。具体表现为人体根据中枢神经系统调节下肢肌肉活动,并通过改变髋、膝、踝等关节角度来调节平衡。但是,对

于运动功能衰退的老年人,同样的外在因素却容易导致跌倒或受伤^[2]。研究显示,人体为了应对各种状况以避免跌倒,最先启动的运动保护机制是下肢刚度的调节,并依靠关节位移与力的动态互动来完成这种反应^[3]。

收稿日期:2023-02-05; 修回日期:2023-03-26

基金项目:北京市社会科学基金项目(20YTB012),北京师范大学青年教师基金项目(2020NTSS39)

通信作者:孙璞,教授,博士生导师,E-mail:sunpu@bnu.edu.cn

下肢刚度作为当下生物力学的热点话题一直备受关注。但一方面,下肢刚度的相关研究大多集中在竞技体育领域,研究内容包括刚度与运动表现及疲劳等影响关系探讨^[4-5];另一方面,部分涉及衰老与下肢刚度变化的研究由于对刚度的定义、计算方式、测试方法不同,导致研究结果可能存在一定差异^[6]。有研究显示,相较于年轻人,老年人跑步着地时具有较大的下肢垂直刚度^[7];另有研究则发现,老年人具有更小的踝关节刚度^[8]。此外,运动干预的介入是否会改变老年人下肢刚度的调节能力,其变化机制如何,仍缺乏清晰的认识。

在健康中国背景下,无论是横向上惠及全人群还是纵向上覆盖全生命周期,都会提及老年人健康问题。基于此,本文对国内外衰老与下肢刚度的相关研究进行详细梳理,探究衰老过程中老年人下肢刚度特征及运动干预对其影响,为预防老年人摔倒、提高老年人生活质量提供理论依据与参考。

1 资料与方法

1.1 文献检索

中文以“下肢刚度”“腿刚度”“关节刚度”“肌肉刚度”“被动刚度”“下肢生物力学”“弹簧-质量模型”和“老年人”“衰老”为关键词,在中国知网、万方等数据库进行检索。英文以“lower extremity stiffness”“lower limb stiffness”“lower stiffness”“leg stiffness”“joint stiffness”“muscle stiffness”“passive stiffness”“lower limb biomechanics”“spring-mass model”和“elderly”“aging”“age-related”为关键词,在 Google Scholar、Web of Science、PubMed 数据库进行检索。

1.2 纳入与排除标准

文献纳入标准:①发表时间 1992~2022 年,且发表在经过同行评议的国内外重要的中英文期刊上;②研究内容涉及老年人相关的下肢刚度或生物力学研究;③研究对象为年龄超过 60 岁的健康老年人。

文献排除标准:①不符合纳入标准的文献;②综述类文献或学位论文;③非英文或中文文献。

1.3 数据提取

排除重复文献后共检索到 428 篇文献;通过阅读题目与摘要不符合要求的文献 231 篇,剩余 197 篇;

根据文献入选标准剔除 163 篇文献,最后阅读全文剔除 13 篇文献,最终获得 21 篇文献。提取每篇文献的受试者数据(样本量、年龄、国家)以及结局指标。

2 结果

2.1 老年人相关下肢刚度模型

“刚度”一词来源于物理学中的胡克定律:物体发生形变所需的力同比例常数以及物体发生形变的距离相关^[9],故刚度就是外加负荷与物体弹性形变之比,常用来描述人体运动特征或神经肌肉功能^[10]。

为了区分不同刚度之间的关系,进一步分为肌肉肌腱单元(muscle-tendon unit, MTU)刚度和外显刚度(apparent stiffness)。MTU 刚度包括主动刚度与被动刚度,主动刚度与 MTU 结构的内力有关,通过调节内力可主动改变 MTU 刚度,而被动刚度与结构本身有关是结构的固有刚度,主动刚度与被动刚度之比越大,结构的变刚度能力就越大;外显刚度包括垂直刚度(K_{vert})、腿刚度(K_{leg})和关节刚度(K_{joint})与动作本身有关,是运动中肌肉协同激活水平等因素的综合外在表现。

下肢刚度作为观察运动过程中下肢工作特征,其主要是在实验室条件下通过测力台、光学运动捕捉系统、等速测力仪以及超声影像系统等测试手段,根据动作任务的需要,完成不同下肢刚度模型的参数测量。本研究检索到老年人相关下肢刚度模型如表 1 所示。

2.2 老年人下肢刚度特征

2.2.1 跳跃过程中下肢刚度 跳跃作为矢状面上主导的运动,拥有简单易操作等特点,被认为是简单弹簧-质量模型代表,是评估下肢刚度最简单有效的方法^[11],也是探讨后续下肢刚度变化的基础。关于跳跃过程中 K_{vert} 的研究表明,如果垂直地面反作用力峰值和质心位移的相关性大于 0.8,则人体可以假设为弹簧-质量模型^[12]。Hobara 等^[13]通过对比老年人和年轻人在不同跳跃频率下的下肢生物力学特征验证了该假设,两组垂直地面反作用力与质心位移之间的相关性均大于 0.8,表明跳跃过程中下肢弹簧-质量模型同样适用于老年人。

关于跳跃过程中下肢刚度变化,以往研究结果并不完全一致。一项研究发现,老年人与年轻人之间的 K_{vert} 不存在显著性差异^[14];而另一项研究指

表 1 衰老相关下肢刚度模型

Tab. 1 Aging-related lower limb stiffness model

类型	下肢刚度	概念界定	模型	参数计算	备注
外显刚度	垂直刚度 (K_{vert})	描述人体在矢状面运动时,身体质心在垂直地面反作用力(F_{max})下产生的位移(Δy),大多用于质心在垂直方向上的运动状态。多用于跌落跳、反向纵跳以及原地重复跳跃中,少数用于走或跑动中的研究。	$K_{\text{vert}} = \frac{F_{\text{max}}}{\Delta y}$	F_{max} :通过测力台获得 Δy :通过力-时间曲线积分获得	F_{max} :垂直地面反作用力峰值
			$K_{\text{vert}} = \frac{F_{\text{max}}}{\Delta y}$	F_{max} :通过测力台获得 Δy :通过动作捕捉系统获得	Δy :质心位移变化量
	腿刚度 (K_{leg})	描述人体在任何平面或方向上,腿部在垂直地面反作用力(F_{max})下产生的位移(ΔL),多用于走、跑或有方向性跳跃的研究中,其在原地跳跃过程中的刚度值近似等于垂直刚度。	$K_{\text{leg}} = \frac{F_H}{\Delta L}$ $K_{\text{leg}} = \frac{F_{\text{max}}}{\Delta L}$	$F_H = F_{\text{max}} - (W_t + W_s)$ $\Delta L = L - (L_1^2 + L_2^2 - 2L_1 \times L_2 \times \cos\theta_1)$ $F_{\text{max}} = mg \times \frac{\pi}{2} \left(\frac{T_f}{T_c} + 1 \right)$ $\Delta L = \Delta y + L \times (1 - \cos\theta_2)$	F_H :施加于髌关节的力 F_{max} :垂直地面反作用力峰值 W_t, W_s :大、小腿重力 ΔL :腿部形变量 L :腿的初长度 L_1, L_2 :大、小腿长度 Δy :质心位移变化量 θ_1 :膝关节屈曲角度 θ_2 :触地角度 T_f, T_c :腾空、支撑时间
	关节刚度 (K_{joint})	关节刚度描述人体在运动过程中抵抗关节屈伸或旋转变化的能力,包括髌关节刚度($K_{\text{髌}}$)、膝关节刚度($K_{\text{膝}}$)、踝关节刚度($K_{\text{踝}}$)。	$K_{\text{joint}} = \frac{\Delta M}{\Delta \theta}$ $K_{\text{joint}} = \frac{2W}{\Delta \theta^2}$	ΔM :通过逆动力学计算获得 $\Delta \theta$:通过动作捕捉系统获得 W :通过功率对时间积分获得 $\Delta \theta$:通过动作捕捉系统获得	ΔM :关节力矩的变化 $\Delta \theta$:关节角度的变化 W :关节做功
MTU 刚度	MTU 主动刚度	MTU 结构在主动力(ΔF)的作用下产生的动态变化,其与结构的内力有关,通过调节内力可主动改变 MTU 刚度。	$K_{\text{主动}} = \frac{\Delta F}{\Delta L}$	ΔF :通过等速测力仪获得 ΔL :通过超声影像技术获得	ΔF :主动力矩变化 ΔL :MTU 动态变化
	MTU 被动刚度	MTU 结构在被动载荷(ΔF)的作用下产生被动刚度以抵抗自身应变,是结构的固有刚度。	$K_{\text{被动}} = \frac{\Delta F}{\Delta L}$	ΔF :通过等速测力仪获得 ΔL :通过动作捕捉系统获得	ΔF :被动力矩变化 ΔL :MTU 动态变化

出,反向纵跳期间,老年人表现出更低的 $K_{\text{vert}}^{[15]}$ 。究其原因,可能与选择不同测量方法有关,部分研究采用反向纵跳作为下肢刚度的测量方法,虽然可以在涉及 MTU 单元的离心阶段计算刚度,但反向纵跳期间下肢并不能与地面之间产生冲击力,不能很好反映运动过程中的下肢刚度。因此, Maloney 等^[10]建议,在跌落跳或重复跳跃等涉及下肢与地面产生冲击的跳跃任务中,测量下肢刚度更合理。另外, Hoffrén 等^[16-17]通过跳跃测试发现,老年人在制动阶段虽表现更高的肌肉共激活,但 $K_{\text{踝}}$ 却显著降低,表明 $K_{\text{踝}}$ 降低并不完全由衰老导致,而是由于老年人趋向于更安全的控制策略从而在接触地面瞬间改变踝关节位置,导致关节角度增加,进而降低着陆时的冲击。

2.2.2 走或跑动中下肢刚度 弹簧-质量模型同样

被用于描述步态力学^[18],且步态任务相较于跳跃更能满足老年人的日常活动需求。尽管走和跑的运动形式有所不同,但结果一致认为,与年轻人相比,老年人在步态过程中具有更高的 K_{leg} 、 K_{vert} 和更低的 K_{joint} 。Powell 等^[7]在跑步实验中发现,老年人在跑动过程中表现出更高的 K_{vert} 和更低的 $K_{\text{膝}}$ 和 $K_{\text{踝}}$ 。Krupenevich 等^[8]进一步通过实验检验小腿三头肌激活对 $K_{\text{踝}}$ 的调节作用,发现在相同激活条件下,老年人表现出更低的 $K_{\text{踝}}$ 。由此可知,老年人在走或跑动过程中常采用不同于年轻人的下肢生物力学模式以寻求最小化的代谢成本,从而弥补衰老引起的下肢力量和功能的降低。

在一项纵向研究中, Karamanidis 等^[19-20]研究衰老带来的小腿三头肌和股四头肌的机械特性变化,结果发现,与年轻人相比,老年人表现出更低的股

四头肌 MTU 刚度,而小腿三头肌 MTU 刚度却没有显著变化,表明人体不同肌腱之间的特性差异可能与生理功能有关。与小腿三头肌相比,股四头肌刚度的变化更大,随着年龄的增长,膝关节处产生高强度爆发性动作相对减少,缓慢的步态成为日常生活中下肢主要动作模式,故膝关节在爆发性动作与缓慢步态之间机械负荷的减少程度明显大于踝关节^[21]。虽然 MTU 主动刚度差异可能对下肢刚度有一定影响,但这些不同力学之间的潜在互补机制可能与老年人独特的下肢生物力学模式有关,具体表现为老年人在步态过程中,采用更短的步长^[22]和更小的膝关节屈曲角度^[23]。因此,老年人在步态过程中更依赖骨骼来吸收负荷,这可能会使老年人在运动过程中容易受到应力性损伤。

2.2.3 下阶梯过程中下肢刚度 伴随着肌肉力量和感觉运动功能的生理性衰退,探寻老年人下阶梯过程中下肢刚度的变化能够有效预防跌倒。研究一致认为,老年人在下阶梯过程中的 K_{leg} 显著高于年轻人,并且老年人在该过程中表现出更高的肌肉预激活和拮抗肌共激活比例。Lark 等^[24]通过对比老年人和年轻人在下阶梯过程中的 $K_{膝}$ 和 $K_{踝}$ 发现,下台阶过程中老年人表现出更大的踝背屈角度和更低的关节扭矩,表明老年人 $K_{踝}$ 显著低于年轻人,但 $K_{膝}$ 并未表现出显著差异。Hortobagyi 等^[25-26]进一步运用逐步回归分析发现,踝关节对 K_{leg} 的贡献率为 43%,而膝关节对 K_{leg} 的贡献率仅为 3%,表明踝关节在老年人下肢刚度的变化中起关键作用。

运动前的肌肉预激活代表了一种前馈和预期的姿势控制机制^[27]。在高冲击力等着地动作中,肌肉预激活的主要目的是增加关节稳定性^[28],具体表现为老年人通过增强拮抗肌的协同作用以维持平衡。Hsu 等^[29]研究发现,为了减少跌倒,老年人倾向于通过共同收缩膝关节伸/屈肌和减小膝关节屈曲角度来增加下肢刚度,而这在一定程度上补偿衰老引起的运动神经功能不足,包括肌肉力量下降和本体感觉能力下降^[30]。另有研究进一步指出,老年人在下台阶过程中保持脚平放在台阶上的时间比年轻人更长,老年人似乎将身体重心的水平位置保持在更靠近踝关节的位置,从而降低所需的踝关节扭矩,进而降低 $K_{踝}$ 以维持身体平衡。

2.3 运动干预对下肢刚度影响

当前检索到的关于老年人下肢刚度的干预方法包括姿势控制训练、动态平衡训练、拉伸训练、力量训练以及太极拳干预等。可以有效促进老年人下肢刚度的干预方法包括静态拉伸训练和平衡训练,且研究大多聚焦在踝关节刚度和腓绳肌被动刚度上。

2.3.1 静态拉伸对下肢刚度的影响 在运动过程中,MTU 结构在被动载荷的作用下产生被动刚度以抵抗自身的应变,内在阻力越小,被动刚度越低^[31]。被动刚度作为 MTU 结构的固有刚度已被证明随着年龄增长而增加,且可能对老年人姿势控制能力产生负面影响^[32-33]。Haab 等^[34]通过为期 10 周的静态拉伸练习证明,静态拉伸能够显著降低老年人腓绳肌被动刚度。有研究通过 3 种不同实验设计探索急性静态拉伸对老年人腓绳肌被动刚度影响,结果亦表明,急性静态拉伸练习能够显著降低老年人腓绳肌的被动刚度,且干预效果存在延迟效应^[31,35-36]。进一步将方案细化为以恒定角度和以恒定张力为主拉伸练习,结果表明,以恒定张力为主拉伸方案更有效。

2.3.2 平衡训练对下肢刚度的影响 $K_{踝}$ 增加被认为是老年人跌倒的重要因素之一^[37]。下肢具有类弹簧特征,刚度增加表明顺应性降低,加载于弱化其他方向额外力量的相关结构的载荷也会随之减少^[38]。因此,根据人体的平衡倒置钟摆理论,需要通过降低 $K_{踝}$ 以产生更多垂直方向以外其他方向的力量,用于抵消外部载荷以维持机体平衡^[39]。事实上, $K_{踝}$ 增加除了与关节活动度和力量下降有关之外,更多的是年龄增加使关节本体感觉能力发生变化,从而导致平衡能力下降,最终引发老年人跌倒问题。Kim 等^[40]通过对比训练前后 $K_{踝}$ 发现,相较于力量训练,平衡训练能够显著降低老年人 $K_{踝}$,而力量训练则无显著变化。平衡训练能够显著提高神经肌肉的控制能力,在提高关节力量的同时,修复本体感受器的正常感知和传递功能,从而提高关节稳定性。

3 总结与展望

准实验设计是探究老年人在不同运动任务中下肢刚度变化的主要研究方法,测试手段主要有测力台、光学运动捕捉系统、等速测力仪以及超声影

像系统等。实验任务包括原地跳跃、步行、跑步以及下阶梯等动作,实验参数主要为下肢外显刚度和MTU 刚度。研究表明,尽管衰老带来了肌肉力量和感觉运动功能的生理性衰退,但下肢刚度模型依旧适用于老年人。老年人在运动期间采用更高的肌肉预激活比例,通过调节主动肌与拮抗肌的协同作用以增加 K_{leg} ,从而弥补衰老引起的运动神经功能的不足;老年人的 $K_{膝}$ 和 $K_{踝}$ 均低于年轻人,这种 K_{joint} 的下降并不完全由衰老所致,而是由于老年人趋向于更安全的控制策略(相对较低的 K_{joint} 和 MTU 被动刚度可能更有利于老年人维持自身平衡,以防止跌倒和损伤,从而满足日常生活的需求),且老年人更倾向于通过调节踝关节动力学来改变这种策略。

下肢刚度定义不够明确、测试仪器和实验设计不同以及实验参数选择不够全面,导致目前的可靠性研究结果较为有限。 K_{leg} 、 $K_{踝}$ 和下肢 MTU 刚度在不同运动任务中呈现出一致的特征,然而 $K_{膝}$ 在不同运动任务中存在不同的研究结果。对于运动干预效果研究,静态拉伸练习能够降低老年人 MTU 被动刚度,而平衡训练同样能够降低 $K_{踝}$ 从而提高运动过程中的姿势控制能力。鉴于以往文献随访时间较短,最长为 12 周,难以证明长期效果,且干预研究数量较少,无法准确验证该结论,尚不能证明其他干预方法的有效性。未来应该着重关注运动干预对老年人下肢刚度的影响,以得到更加可靠的规律性特征和依据。

未来针对老年人下肢刚度的研究可以考虑以下方向:① 运动反应通过调整外部扰动的刚度启动,因此,在特定任务期间的研究结果可能并不能较好反映神经肌肉系统调节腿部刚度的能力,未来仍需要研究来证明老年人最大随意收缩时下肢刚度变化以及这种变化与特定任务期间刚度变化之间的关系;② 相对较高的下肢刚度有助于提高运动效率,而相对较低的下肢刚度有助于更好完成姿势控制,故可能存在 1 个合适的刚度阈值,使老年人更安全有效地完成日常活动;③ 多数研究的样本量普遍较小,且部分研究并未采用随机对照实验设计,这在一定程度上降低了研究的有效性,且缺乏足够的证据说明老年人下肢刚度变化存在性别差异。因此,识别老年人潜在的影响因素(如性别、

视觉、听觉)与下肢刚度的关系,设计有针对性的干预方案,准确实施可复制的随机对照试验,是未来探讨老年人下肢刚度的方向和目标。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:李福有负责论文撰写;郭成根、徐浩然、李华帅负责数据收集与提取;孙璞负责论文指导及修改。

参考文献:

- [1] 魏勇, 刘宇. 衰老与感觉运动功能、下肢刚度研究进展[J]. 中国运动医学杂志, 2008, 27(5): 667-669.
- [2] DEWOLF AH, SYLOS-LABINI F, CAPPELLINI G, *et al.* Neuromuscular age-related adjustment of gait when moving upwards and downwards [J]. *Front Hum Neurosci*, 2021, 15: 749366.
- [3] HOUK JC. Regulation of stiffness by skeletomotor reflexes [J]. *Annu Rev Physiol*, 1979, 41(1): 99-114.
- [4] 刘卉, 于冰, 张力文, 等. 竞技体育运动生物力学研究现状与趋势[J]. 医用生物力学, 2021, 36(4): 491-501.
LIU H, YU B, ZHANG LW, *et al.* Research status and trends in competitive sports biomechanics [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(4): 491-501.
- [5] 赵虎, 霍洪峰. 跑步运动中下肢刚度的应用与研究进展[J]. 中国体育科技, 2022, 58(10): 63-71.
- [6] 苏荣海, 李少杰, 徐茂洲. 下肢刚度模型的测量与应用[J]. 山东体育学院学报, 2019, 35(4): 87-93.
- [7] POWELL DW, WILLIAMS DSB. Changes in vertical and joint stiffness in runners with advancing age [J]. *J Strength Cond Res*, 2018, 32(12): 3416-3422.
- [8] KRUPENEVICH RL, CLARK WH, SAWICKI GS, *et al.* Older adults overcome reduced triceps surae structural stiffness to preserve ankle joint quasi-stiffness during walking [J]. *J Appl Biomech*, 2020, 36(4): 209-216.
- [9] SERPELL BG, SCARVELL JM, PICKERING MR, *et al.* Vertical stiffness is not related to anterior cruciate ligament elongation in professional rugby union players [J]. *BMJ Open Sport Exerc Med*, 2016, 2(1): 1-8.
- [10] MALONEY SJ, FLETCHER IM. Lower limb stiffness testing in athletic performance: A critical review [J]. *Sports Biomech*, 2018(5): 109-130.
- [11] HOBARA H, INOUE K, KOBAYASHI Y, *et al.* A comparison of computation methods for leg stiffness during hopping [J]. *J Appl Biomech*, 2014, 30(1): 154-159.
- [12] PADUA DA, CARCIA CR, ARNOLD BL, *et al.* Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping [J]. *J Motor Behav*, 2005, 37(2): 111-126.
- [13] HOBARA H, KOBAYASHI Y, YOSHIDA E, *et al.* Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2015,

- 25(2): 305-309.
- [14] WANG L. The kinetics and stiffness characteristics of the lower extremity in older adults during vertical jumping [J]. *J Sports Sci Med*, 2008, 7(3): 379-386.
- [15] LIU Y, PENG CH, WEI SH, *et al.* Active leg stiffness and energy stored in the muscles during maximal counter movement jump in the aged [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2006, 16(4): 342-351.
- [16] HOFFREN M, ISHIKAWA M, RANTALAINEN T, *et al.* Age-related muscle activation profiles and joint stiffness regulation in repetitive hopping [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2011, 21(3): 483-491.
- [17] HOFFREN M, ISHIKAWA M, KOMI PV. Age-related neuromuscular function during drop jumps [J]. *J Appl Physiol*, 2007, 103(4): 1276-1283.
- [18] PANAGIOTIS P, GIORGOS D, GIORGOS P. Reliability of leg and vertical stiffness during high speed treadmill running [J]. *J Appl Biomech*, 2017, 33(2): 160-165.
- [19] KARAMANIDIS K, ARAMPATZIS A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: Effect of aging and physical activity [J]. *J Exp Biol*, 2005, 208(20): 3907-3923.
- [20] KARAMANIDIS K, ARAMPATZIS A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running [J]. *J Biomech*, 2006, 39(3): 406-417.
- [21] ARAMPATZIS, ADAMANTIOS, FALK S, *et al.* Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2001, 11(5): 355-364.
- [22] FUKUCHI RK, DUARTE M. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners [J]. *J Sports Sci*, 2008, 26(13): 1447-1454.
- [23] DEVITA P, FELLIN REBECCA E, SEAY JOSEPH F, *et al.* The relationships between age and running biomechanics [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2016, 48(1): 98-106.
- [24] LARK SD, BUCKLEY JG, BENNETT S, *et al.* Joint torques and dynamic joint stiffness in elderly and young men during stepping down [J]. *Clin Biomech*, 2003, 18(9): 848-855.
- [25] HORTOBAGYI T, DEVITA P. Muscle pre-and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2000, 10(2): 117-126.
- [26] HORTOBAGYI T, DEVITA P. Altered movement strategy increases lower extremity stiffness during stepping down in the aged [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 1999, 54(2): 63-70.
- [27] 袁鹏, 许贻林, 王丹, 等. 不同助跑速度条件下 45°急停变向动作的膝和踝关节肌肉激活特征分析[J]. *体育科学*, 2018, 38(8): 49-58.
- [28] HEWETT TE, ZAZULAK BT, MYER GD, *et al.* A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes [J]. *Br J Sports Med*, 2005, 39(6): 347-350.
- [29] HSU MJ, WEI SH, YU YH, *et al.* Leg stiffness and electromyography of knee extensors/flexors: Comparison between older and younger adults during stair descent [J]. *J Rehabil Res Dev*, 2007, 44(3): 429-436.
- [30] CHEN X, QU X. Age-related differences in the relationships between lower-limb joint proprioception and postural balance [J]. *Hum Factors*, 2019, 61(5): 702-711.
- [31] MATSUO S, SUZUKI S, IWATA M, *et al.* Changes in force and stiffness after static stretching of eccentrically-damaged hamstrings [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2015, 115(5): 981-991.
- [32] PALMER TB, FARROW AC, AGU-UDEMBA C, *et al.* The time course of passive stiffness responses following an acute bout of static stretching in healthy, elderly men [J]. *Physiother Theor Pr*, 2022, 38(5): 695-703.
- [33] HANDRAKIS JP, SOUTHARD VN, ABREU JM, *et al.* Static stretching does not impair performance in active middle-aged adults [J]. *J Strength Cond Res*, 2010, 24(3): 825-830.
- [34] HAAB T, WYDRA G. The effect of age on hamstring passive properties after a 10-week stretch training [J]. *J Phy Ther Sci*, 2017, 29(6): 1048-1053.
- [35] PALMER TB. Acute effects of constant-angle and constant-torque static stretching on passive stiffness of the posterior hip and thigh muscles in healthy, young and old men [J]. *J Strength Cond Res*, 2019, 33(11): 2991-2999.
- [36] PALMER TB, AGU-UDEMBA C, PALMER BM. Acute effects of static stretching on passive stiffness and postural balance in healthy, elderly men [J]. *Phys Sportsmed*, 2018, 46(1): 78-86.
- [37] HO CY, BENDRUPS AP. Ankle reflex stiffness during unperceived perturbation of standing in elderly subjects [J]. *J Gerontol A Bio Sci Med Sci*, 2002, 57(9): B344-B350.
- [38] 张燊, 傅维杰, 刘宇. 不同着地冲击模式的下肢生物力学研究[J]. *体育科学*, 2016, 36(1): 59-66.
- [39] 井兰香, 尹兆友, 朱青, 等. 间歇静态拉伸训练对跖屈肌神经-生物力学特征的急性和慢性影响[J]. *天津体育学院学报*, 2018, 33(6): 508-515.
- [40] KIM S, LOCKHART T. Lower limb control and mobility following exercise training [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2012, 9: 15.