

文章编号: 1004-7220(2022)05-0832-07

衰弱状态和步行速度对老年人下肢关节运动学特征的影响

张红倩^{1a}, 王巍^{1b}, 代新年², 王立端^{1a}, 许湘苹^{1a}

(1. 潍坊医学院 a 康复医学院, b 基础医学院, 山东 潍坊 261053; 2. 青岛阜外医院 康复医学中心, 山东 青岛 266034)

摘要:目的 研究衰弱状态和步行速度对老年人步行时下肢关节运动学特征的影响。方法 招募 59 名 60 岁及以上老年人, 根据衰弱指数清单将受试者分为非衰弱组、衰弱前组和衰弱组, 采用 Xsens MVN 运动捕捉惯性传感器采集 3 组老年人慢速、习惯速度、快速行走时的运动学数据, 应用双因素重复测量方差分析比较不同衰弱状态和步速下老年人行走时的下肢关节运动学特征差异。结果 衰弱组老年人的年龄显著高于非衰弱组 ($P < 0.01$), 膝关节最大屈角、膝关节和踝关节活动范围 (range of motion, ROM) 显著低于非衰弱组和衰弱前组 ($P < 0.05$); 同时, 衰弱组老年人踝关节最大跖屈角显著低于非衰弱组 ($P < 0.05$); 随着步速增加, 衰弱组老年人的单支撑相时间显著增加 ($P < 0.05$), 3 组老年人髋关节矢状面最大角及其 ROM、膝关节最大屈角、踝关节最大跖屈角及其 ROM 显著增加 ($P < 0.05$), 双支撑相时间、踝关节最大背屈角度和膝关节 ROM 显著减小 ($P < 0.05$); 所有关节角度中只有髋关节最大伸角及其 ROM、膝关节最大屈角在慢速与习惯速度之间出现显著差异 ($P < 0.05$)。相关性分析显示, 衰弱前组和衰弱组老年人不同速度步行时髋、膝关节 ROM 均显著正相关 ($P < 0.01$), 衰弱组老年人在习惯速度和快速行走时膝、踝关节 ROM 显著正相关 ($P < 0.05$)。结论 随着衰弱程度的进展, 老年人下肢关节矢状面角度持续降低, 主要集中于膝、踝关节。在行走时两个关节间同步性增强, 自由度降低, 但在提高步行速度时, 衰弱状态基本不影响老年人的步行策略。研究结果有助于对衰弱老年人群进行筛查及康复指导。

关键词: 衰弱状态; 步行速度; 惯性传感器; 下肢关节; 运动学; 老年人

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.010

Effects of Frailty State and Walking Speed on Kinematic Characteristics of Lower Limb Joints in Older Adults

ZHANG Hongqian^{1a}, WANG Wei^{1b}, DAI Xinnian², WANG Liduan^{1a}, XU Xiangping^{1a}

(1a. School of Rehabilitation Medicine, 1b. School of Basic Medicine, Weifang Medical University, Weifang 261053, Shandong, China; 2. Rehabilitation Medical Center, Qingdao Fuwai Hospital, Qingdao 266034, Shandong, China)

Abstract: Objective To observe the effects of frailty state and walking speed on kinematic characteristics of lower limb joints in older adults. **Methods** A total of 59 old people aged 60 and above participated in this study. The subjects were divided into non-frailty, pre-frailty, and frailty groups by the Kihon Checklist. The Xsens MVN motion capture inertial sensor was used to collect kinematic data from three groups of older adults during walking at slow, customary and fast speeds, and two-way repeated-measures analysis of variance was performed to determine the difference of kinematic characteristics between three groups of older adults walking under different

收稿日期: 2021-12-07; 修回日期: 2022-01-24

通信作者: 王立端, 讲师, E-mail: wangliduan@wfm.edu.cn

frailty states and at different speeds. **Results** The age of frailty group was significantly older than that of non-frailty group ($P < 0.01$). The maximum knee flexion angle and range of motion (ROM) of knee and ankle joints in frailty group were significantly smaller than those in non-frailty group and pre-frailty group ($P < 0.05$), and the maximum plantar-flexion angle of the ankle joint in frailty group was significantly smaller than that in non-frailty group ($P < 0.05$). With walking speed increasing, the single support time of frailty group increased significantly ($P < 0.05$), the maximum hip flexion and extension angle, the maximum knee flexion angle, the maximum ankle plantar-flexion angle, the hip and ankle ROMs in three groups were significantly increased ($P < 0.05$), the double support time, the maximum ankle dorsiflexion angle, the knee ROM were significantly decreased ($P < 0.05$), and only the maximum hip extension angle, the hip ROM and the maximum knee flexion angle showed significant differences between slow speed and customary speed ($P < 0.05$). Correlation analysis showed that the hip and knee ROMs were significantly positively correlated in pre-frailty group and frailty group at different walking speeds ($P < 0.01$), the knee and ankle ROMs were significantly positively correlated in frailty group at customary and fast walking speeds ($P < 0.05$). **Conclusions** With the change of frailty state, the sagittal plane angle of lower limb joints in older adults decreased continuously, mainly concentrating on knee and ankle joints. The synchronization between the two joints were enhanced, and the degree of freedom was decreased during walking. With the increase of walking speed, older adults under different frailty states adopted the same walking strategy. These results are helpful for screening and rehabilitation guidance of the frailty population.

Key words: frailty; walking speed; inertial sensor; lower limb joints; kinematics; older adults

根据 2020 年人口普查统计结果,我国 60 岁及以上老年人口占比上升,老龄化程度进一步加深^[1]。随着年龄增长,老年人步行能力下降,这是导致老年人疾病、失能及死亡的独立危险因素^[2]。与年轻人相比,老年人的步态出现速度缓慢、步长缩短且变异性增加、步行稳定性下降等特征^[3-5]。

虽然实际年龄与生理年龄具有相关关系,但是实际年龄相同老年人的健康状况及身体功能状态却经常差别很大^[6-7]。为解释老年人群中的这种差异,出现了衰弱(frailty)的概念。衰弱与增龄相关,其特征为生理储备能力和适应能力进行性下降,被认为是老龄化面临的巨大挑战之一。如果在衰弱状态早期阶段识别并干预,其发展可以逆转^[8]。保持正常步态是一个极其复杂的过程,需要多系统的协调和整合,任何一个紊乱都将影响步态特征,从而引起步态异常^[9]。因此,衰弱状态可能影响老年人步态特征。同时,如果能够明确衰弱导致的步态特征变化,可以进一步用于衰弱状态的识别与干预。

步行速度是影响步态特征的一个重要因素。研究表明,快速行走时下肢矢状面各关节角度峰值增大^[10-11]。与相对健康的老年人相比,衰弱老年人身体各系统功能进一步退化,在增加速度的步行

中,是否仍然能够通过增加下肢矢状面关节角度的步行策略完成动作任务并不明确。本文探讨衰弱状态和步行速度对老年人步行时下肢关节运动学特征的影响,研究结果有助于更好理解衰弱老年人的步行机制,为衰弱状态的诊断和干预提供参考依据。

1 对象和方法

1.1 受试者

从社区及养老服务中心招募 59 名年龄为 60 岁以上的老年人。纳入标准:① 无严重行动障碍,在不使用任何助行器情况下可行走 10 m 以上;② 无明显神经肌肉系统疾病;③ 意识清楚,与调查者沟通无障碍。④ 自愿签署知情同意书。排除标准:① 严重下肢疾病;② 严重听力障碍。

老年人衰弱状态使用衰弱指数清单(Kihon checklist, KCL)来判断^[12]。已有证据证实 KCL 量表对衰弱预测的有效性,强烈建议使用于社区和临床实践中^[13]。该量表共 25 个条目,分为 7 个维度:体力、营养、饮食、社交、记忆、情绪和生活方式。回答“是”“否”分别得分为 1、0,得分越高表明衰弱程度越高。其中,量表得分低于 3 分为非衰弱状态,3~7 分为衰弱前状态,高于 8 分为衰弱状态^[14]。依

据该量表将受试者分为 3 组:非衰弱组 20 例(男 10 例,女 10 例);衰弱前组 20 例(男 8 例,女 12 例);衰弱组 19 例(男 8 例,女 11 例),见表 1。

表 1 受试者基本信息

Tab. 1 Subject Information

参数	总计	非衰弱组	衰弱前组	衰弱组
年龄/岁	74.5±9.3	69.7±8.2	74.4±8.5	79.7±8.7
身高/cm	161.2±8.2	162.6±8.2	161.3±8.1	159.4±8.3
体重/kg	70.5±11.5	73.3±10.9	68.3±9.6	69.7±13.9
BMI/ (kg·m ⁻²)	27.1±3.5	27.6±2.6	26.3±3.5	27.6±4.3

注: BMI (body mass index) 为身体质量指数。

1.2 仪器设备

采用惯性传感器系统(100 Hz, MVN Awinda, Xsens 公司, 荷兰)采集受试者不同速度行走时的下肢运动学特征。该系统在测量行走过程中的下肢关节矢状面角度有较高的重复性^[15]。通过蓝牙将信号传输到配对软件 Xsens MVN 中, 并进行进一步计算。

1.3 测试流程

测试场地设置 10 m 走道, 所有受试者均进行 3 种速度测试, 分别为习惯速度、快速和慢速。测试前, 向受试者讲解测试流程及注意事项, 并穿着统一的运动鞋。根据 MVN 用户手册指南^[16], 由同一人将 7 个传感器分别放置于受试者双下肢的脚背侧、胫骨结节下方、大腿外侧中间、第 5 腰椎和第 1 骶椎间(见图 1)。

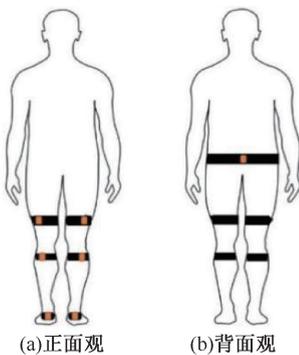


图 1 传感器放置位置

Fig. 1 Sensor placement position (a) Front view, (b) Back view

测试前, 在软件中输入受试者身高、体重以形成对应的身体模型, 指导受试者执行姿势校准, 确

保传感器和身体节段对应后^[16], 要求受试者走动 30 s 以熟悉测试流程并完成设备的校准。正式测试时, 要求受试者听从指令, 沿着走道以自然的姿势直线行走 10 m。受试者需要随机完成习惯速度、快速、慢速 3 种速度的步行测试, 指导语分别为: 您日常行走的速度; 在保证安全的前提下, 您着急去卫生间的速度; 您散步时的速度。受试者按照要求完成步行且数据采集成功则认为测试有效, 每个速度采集 3 次有效数据。

1.4 数据处理

使用 Xsens MVN 软件进行数据处理。1 个步态周期定义为足跟着地到同侧足跟再次着地的时间, 足跟着地时刻和足尖离地时刻通过软件的接触点(contact)进行识别。关节角度的计算使用欧拉角的方法^[16]。本研究中的关节角度包括 1 个步态周期内髌、膝、踝关节矢状面角度的最大与最小值, 关节 ROM 定义为最大与最小值的差值。研究选取每个速度测试中效果最好的 1 次, 并从中选取 3 个步态周期(为了排除启动阶段的影响, 从第 5 个单步后选取)进行分析与计算, 每个指标均计算 3 个步态周期的平均值。

1.5 数据统计

采用单因素方差分析确定 3 组受试者的年龄、身高、体重、BMI 有无差异。使用双因素重复测量方差分析确定衰弱状态和步行速度对时间参数、关节角度和关节 ROM 的影响, 其中步行速度为组内因素, 衰弱状态为组间因素。若衰弱状态与步行速度的交互作用显著, 则进行简单效应分析; 若交互作用不显著, 则使用主效应分析的结果, 后续两两比较采用 Bonferroni 检验方法。使用 Pearson 相关分析确定髌、膝关节 ROM 以及膝、踝关节 ROM 的相关性。所有数据使用 SPSS 23.0 软件进行统计分析。

2 结果

衰弱组老年人的年龄显著大于非衰弱组 ($P=0.002$), 身高、体重及 BMI 无显著差异。非衰弱组老年人慢速、习惯速度、快速步行时的速度分别为 (1.12 ± 0.26) 、 (1.24 ± 0.28) 、 (1.49 ± 0.27) m/s, 衰弱前组分别为 (1.01 ± 0.33) 、 (1.18 ± 0.35) 、 (1.42 ± 0.41) m/s, 衰弱组分别为 (0.84 ± 0.28) 、 (1.00 ± 0.28) 、 (1.29 ± 0.37) m/s。

2.1 时间参数

结果表明,仅单支撑相的时间受步行速度和组别交互作用影响($P=0.048$)。进一步简单效应分析结果显示,衰弱组老年人在习惯速度($P=0.023$)和快速行走($P=0.040$)时单支撑相时间均显著大于慢速,习惯速度和快速相比不显著($P=0.999$)。

表 2 3组老年人不同速度行走时间参数、下肢矢状面关节角度

Tab.2 Time parameters and lower limb angles during walking at different speeds for three groups of older adults

参数	非衰弱组			衰弱前组			衰弱组		
	慢速	习惯速度	快速	慢速	习惯速度	快速	慢速	习惯速度	快速
单支撑相/%	47.0±2.0	47.0±1.0	47.0±2.0	47.0±2.0	47.0±2.0	47.0±2.0	45.0±3.0	47.0±3.0 ^a	47.0±2.0 ^a
双支撑相/%	7.0±3.0	7.0±0.03	6.0±2.0 ^{ab}	7.0±4.0	7.0±3.0	5.0±2.0 ^{ab}	10.0±5.0	7.0±4.0	6.0±2.0 ^{ab}
髋关节屈/(°)	29.6±5.0	29.9±4.8	31.8±5.1 ^{ab}	29.0±4.0	29.8±5.1	31.6±5.2 ^{ab}	27.0±3.9	27.5±4.6	29.3±5.0 ^{ab}
髋关节伸/(°)	-7.0±3.1	-7.4±3.2 ^a	-7.9±3.5 ^{ab}	-6.8±4.9	-7.7±4.5 ^a	-7.8±4.5 ^{ab}	-5.2±2.6	-6.1±2.7 ^a	-6.8±2.4 ^{ab}
髋关节 ROM/(°)	36.6±6.1	37.2±6.2 ^a	39.8±6.1 ^{ab}	35.7±6.4	37.5±7.1 ^a	39.4±6.9 ^{ab}	32.2±5.0	33.6±5.7 ^a	36.1±6.0 ^{ab}
膝关节屈/(°)	58.3±7.6	58.9±7.0 ^a	58.9±6.1 ^a	56.6±6.9	57.3±7.3 ^a	57.6±6.9 ^a	49.7±7.1 ^{*#}	50.7±8.0 ^{*#a}	52.0±7.7 ^{*#a}
膝关节伸/(°)	-0.9±3.6	-1.2±3.4	-0.7±4.2	0.6±3.5	0.4±3.2	0.6±3.3	1.2±3.2	0.7±3.5	1.2±3.2
膝关节 ROM/(°)	59.8±5.4	60.0±6.5	59.0±6.5 ^{ab}	57.0±6.8	56.9±7.2	56.0±6.8 ^{ab}	50.7±8.4 ^{*#}	50.0±8.2 ^{*#}	48.4±7.1 ^{*#a}
踝关节跖屈/(°)	-18.4±5.5	-18.9±5.7	-21.7±4.9 ^{ab}	-16.2±7.1	-17.4±6.6	-19.1±7.1 ^{ab}	-12.2±6.3 [*]	-13.3±6.2 [*]	-14.5±7.3 ^{*#a}
踝关节背屈/(°)	14.8±3.1	14.8±2.5	13.8±2.9 ^{ab}	13.6±4.1	13.6±3.9	12.6±4.7 ^{ab}	13.0±2.4	12.8±2.2	11.9±3.0 ^{ab}
踝关节 ROM/(°)	33.2±6.5	33.6±6.4	35.5±5.4 ^a	29.8±5.4	31.0±5.8	31.7±5.8 ^a	25.2±7.3 ^{*#}	26.0±6.7 ^{*#}	26.4±8.2 ^{V#a}

注:a,b分别表示与慢速、习惯速度相比, $P<0.05$;*、#分别表示与非衰弱组、衰弱组相比, $P<0.05$ 。

2.2 关节角度极值

结果表明,步行速度和组别对髋、膝、踝关节角度极值的交互作用均不显著($P>0.05$)。主效应分析结果表明,髋关节最大屈角受速度影响。后续检验结果表明,老年人在快速行走时显著大于慢速($P<0.001$)和习惯速度($P<0.001$),慢速和习惯速度相比不显著($P=0.060$)。髋关节最大伸角在快速行走时显著大于慢速($P<0.001$)和习惯速度($P=0.019$),习惯速度行走显著大于慢速($P=0.010$)。

膝关节最大屈角分别受组别和步行速度单因素影响。后续检验结果表明,衰弱组老年人膝关节最大屈角显著小于非衰弱组($P=0.003$)和衰弱前组($P=0.019$),非衰弱组和衰弱前组不显著($P=0.999$)。习惯速度($P=0.019$)和快速($P=0.002$)行走时该指标显著大于慢速,习惯速度和快速相比不显著($P=0.174$)。

踝关节最大跖屈角度分别受组别和步行速度单因素影响。后续检验结果表明,衰弱组老年人行走时显著小于非衰弱组($P=0.006$),衰弱组和衰弱前组、非衰弱组和衰弱前组比较不显著($P>0.05$)。快速行

非衰弱组和衰弱前组老年人单支撑相时间不受速度的影响。双支撑相时间不受衰弱状态的影响,仅受速度单因素影响($P=0.001$)。后续检验结果表明,老年人慢速($P=0.001$)和习惯速度($P=0.024$)行走时显著大于快速,慢速和习惯速度相比不显著($P=0.283$),见表2。

走时显著大于慢速($P<0.001$)和习惯速度($P<0.001$),慢速和习惯速度相比不显著($P=0.063$)。

踝关节最大背屈角度受速度单因素影响。后续检验结果表明,老年人快速行走时显著小于慢速($P<0.001$)和习惯速度($P=0.001$),慢速和习惯速度相比不显著($P=0.999$),见表2。

2.3 关节 ROM

结果表明,步行速度和组别对髋、膝、踝 ROM 的交互作用均不显著($P>0.05$)。主效应分析结果表明,髋关节 ROM 受速度单因素影响,快速行走时该指标显著大于慢速($P<0.001$)和习惯速度($P<0.001$),且习惯速度行走显著大于慢速($P=0.004$)。

膝关节 ROM 分别受组别和步行速度的单因素影响。后续检验结果表明,衰弱组老年人行走时该指标显著小于非衰弱组($P<0.001$)和衰弱前组($P=0.008$),非衰弱组和衰弱前组相比不显著($P=0.531$)。老年人快速行走时该指标显著小于慢速($P=0.001$)和习惯速度($P<0.001$),慢速和习惯速度相比不显著($P=0.999$)。

踝关节 ROM 分别受组别和步行速度的单因素影响。后续检验结果表明,衰弱组老年人行走时该

指标显著小于非衰弱组 ($P = 0.001$) 和衰弱前组 ($P = 0.044$), 非衰弱组和衰弱前组相比不显著 ($P = 0.311$)。老年人快速行走时该指标显著大于慢速 ($P < 0.001$), 快速和习惯速度、慢速和习惯速度比较不显著 ($P > 0.05$)。

皮尔逊相关分析结果表明, 衰弱前组和衰弱组老年人在 3 种速度行走时髋、膝关节 ROM 均呈显著正相关关系 ($P < 0.01$), 衰弱组老年人在习惯速度 ($P < 0.01$) 和快速 ($P < 0.05$) 行走时膝、踝关节 ROM 呈显著正相关关系 (见图 2)。

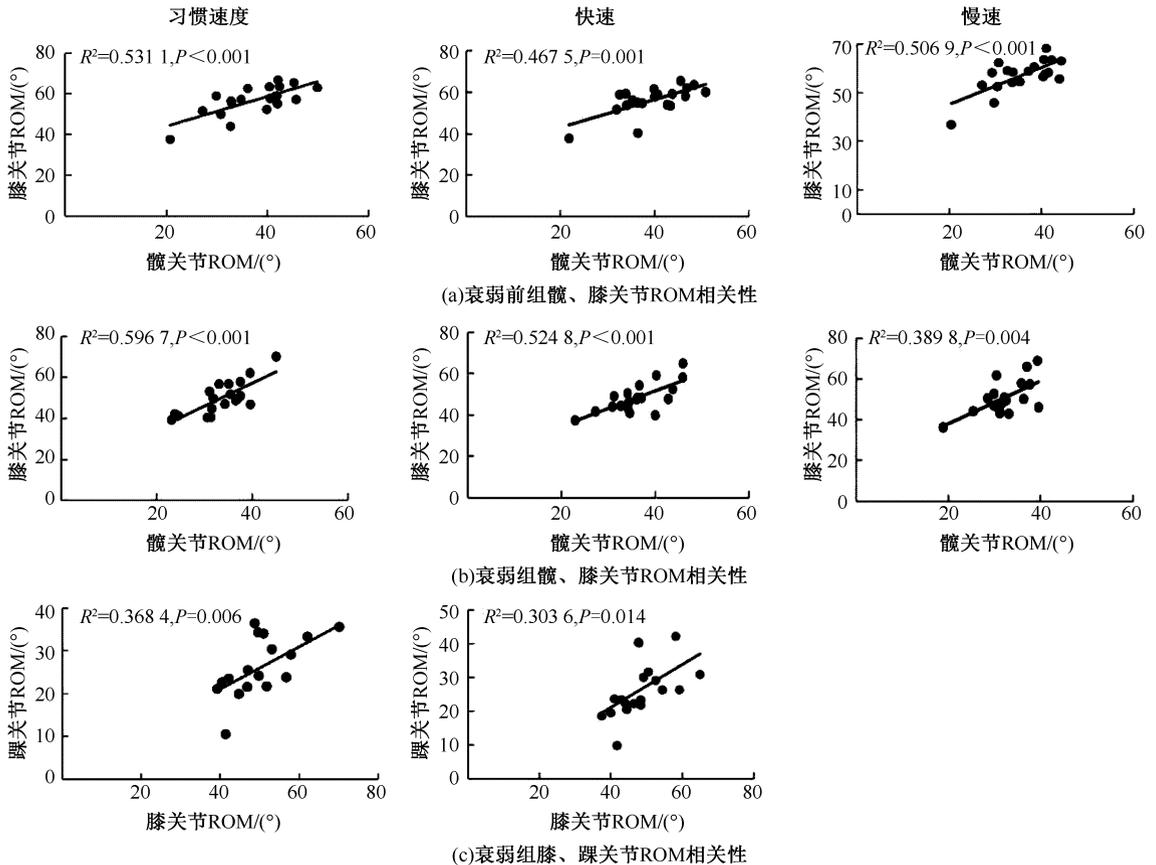


图 2 相关性分析

Fig. 2 Correlation analysis (a) Correlation between ROMs of the hip and knee in pre-frailty group, (b) Correlation between ROMs of the hip and knee in frailty group, (c) Correlation between ROMs of the knee and ankle in frailty group

3 讨论

本文主要对比不同衰弱状态老年人在不同速度行走时下肢运动学特征的差异。结果表明, 衰弱状态对步行特征的影响主要表现在膝、踝关节。衰弱组老年人膝关节最大屈曲角度、膝关节和踝关节 ROM 显著低于非衰弱组和衰弱前组; 同时, 衰弱组老年人踝关节最大跖屈角度显著低于非衰弱组。衰弱前组与非衰弱组的下肢关节角度无显著差异。下肢矢状面关节角度减小表明衰弱老年人行走时为了保持稳定, 导致摆动腿的抬起高度降低。研究

表明, 相对于年轻人, 老年人在步行时表现为较低的髋、膝、踝关节 ROM、髋关节屈伸极值、膝关节屈伸极值和踝关节跖屈极值^[17-18]。结合研究结果可进一步认为, 随着老年人衰弱状态的出现, 膝、踝关节在矢状面内的关节角度及 ROM 比其他老年人进一步减小。一方面, 这可能与肌肉力量下降有关。研究表明, 与健康老年人相比, 衰弱老年人膝关节屈肌、踝关节屈伸肌肌力显著下降^[19]。另一方面, 该结果可以为衰弱的早期识别及康复训练提供理论依据。研究认为, 衰弱人群步行时步速降低^[20]。本研究结果进一步表明, 步速的降低可能与膝、踝

关节运动学特征改变有直接关系。在衰弱人群的康复训练及运动干预中,如何保持膝、踝关节角度及 ROM 可能是一个重要的切入点。进一步相关分析的结果提示,随着衰弱状态的发生,老年人步行时两个关节之间的同步性增强。动作控制中的动态系统理论认为,人体运动模式是在解剖约束、环境因素和动作任务的基础上,由神经肌肉系统协同组织完成,这种组织形式能够降低系统自由度和复杂性^[21]。基于此,可以推测随着衰弱状态的出现,神经肌肉控制能力下降,人体运动的自由度减少,并可能进一步导致步速下降。本文结果表明,非衰弱组与衰弱前组老年人单个关节的步行特征无显著差异,两个关节之间的相对运动则存在差异,提示两个关节之间的相对运动可能对衰弱前期老年人的识别更敏感。未来研究可以从两个关节的相对运动角度对比两组老年人的关键特征。

人类通常会根据环境和任务需求调整步态以适应各种速度行走,故本文设置了3个速度。本文结果显示,步行速度虽然影响老年人的步行特征,但是除了单支撑相的时间,不同衰弱状态老年人在提高步速的过程中基本采用相同的步行策略,衰弱状态不影响老年人的增速策略。本文认为,导致该结果的原因可能与测试选取的速度有关。本研究中的3个速度均基于受试者自我感觉,增加速度对受试者神经肌肉骨骼系统增加的挑战也基本相同。因此,衰弱状态未影响增速策略。

速度对步态特征的影响主要表现在快速行走中。在快速行走时,老年人双支撑相时间减小,髋关节屈伸极值及其 ROM、膝关节最大屈角,踝关节最大跖屈角及其 ROM 显著增加,踝关节最大背屈角和膝关节 ROM 减小,只有髋关节最大伸角和 ROM、膝关节最大屈角在慢速与习惯速度之间出现显著差异。该研究结果与文献[22]中 Meta 分析的结果相似,与儿童和年轻人相比,老年人运动学指标受速度的影响较小,只在快速度下才能观察到差异。一方面,快速的步行任务对老年人肌肉骨骼系统挑战更大;另一方面,老年人群步速降低,对慢速行走的影响较小^[23]。Kerrigan 等^[24]研究发现,增加行走速度时,健康老年人的髋关节最大伸角减小,该结果与本文结果不同。本文发现,多数老年人处

于衰弱前或衰弱状态,衰弱的发生导致老年人膝踝关节 ROM 减小;增加步速时,髋关节最大伸角的增加可能是一种代偿策略。

本研究的局限性如下:①由于受试者身体及测试条件的限制,未采集老年人步行时的动力学数据,无法全面判断衰弱状态和步行速度对老年人步行特征的影响。②为了保证测试的安全性,选取的3种步行速度均基于老年人自我感受,虽与目前的部分研究相一致,但是无法确定在固定的步行速度时,衰弱状态是否对老年人步行特征有相同的影响。在未来研究中,建议在保证安全的条件下加入动力学数据的测试,有助于进一步解释衰弱老年人运动学特征出现的原因;同时,由于步行速度影响步态特征,建议在未来测试中加入固定步行速度的测试,以便进一步确定衰弱老年人步态特征变化是否受步速下降的影响。

4 结论

衰弱状态对老年人步行特征的影响主要表现在膝、踝关节,提示在对衰弱人群的康复训练及运动干预中,可以从保持膝、踝关节角度及关节 ROM 切入。随着衰弱状态的出现,老年人两个关节之间运动的同步性增强,运动的自由度可能降低。此外,在提高步行速度时,不同衰弱状态老年人基本采用相同的步行策略。

参考文献:

- [1] 第七次全国人口普查主要数据公布 人口总量保持平稳增长 [J]. 西北人口, 2021, 42(3): 127.
- [2] PERERA S, PATEL KV, ROSANO C, et al. Gait speed predicts incident disability: A pooled analysis [J]. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2016, 71(1): 63-71.
- [3] PARASKEVOUDI N, BAALCI F, VATAKIS A. "Walking" through the sensory, cognitive, and temporal degradations of healthy aging [J]. Ann N Y Acad Sci, 2018, 1426(1): 72-92.
- [4] ABDUL JABBAR K, SEAH WT, LAU LK, et al. Fast gait spatiotemporal parameters in adults and association with muscle strength-The Yishun study [J]. Gait Posture, 2021, 85: 217-223.
- [5] 胡飞, 顾冬云, 戴尅戎, 等. 基于非线性时间序列法研究人体步行稳定性 [J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 51-57.

- analysis of gait stability during walking [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 51-57.
- [6] MITNITSKI AB, GRAHAM JE, MOGILNER AJ, *et al.* Frailty, fitness and late-life mortality in relation to chronological and biological age [J]. *BMC Geriatr*, 2002, 2: 1.
- [7] MORLEY JE, MILLER DK, PERRY HM, *et al.* Anorexia of aging, leptin, and the mini nutritional assessment [J]. *Nestle Nutr Workshop Ser Clin Perform Programme*, 1999, 1: 67-77.
- [8] BORTONE I, SARDONE R, LAMPIGNANO L, *et al.* How gait influences frailty models and health-related outcomes in clinical-based and population-based studies: A systematic review [J]. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*, 2021, 12(2): 274-297.
- [9] KOJIMA G, TANIGUCHI Y, ILIFFE S, *et al.* Transitions between frailty states among community-dwelling older people: A systematic review and meta-analysis [J]. *Ageing Res Rev*, 2019, 50: 81-88.
- [10] LELAS JL, MERRIMAN GJ, RILEY PO, *et al.* Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed [J]. *Gait Posture*, 2003, 17(2): 106-112.
- [11] HANLON M, ANDERSON R. Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics [J]. *Gait Posture*, 2006, 24(3): 280-287.
- [12] TAO A, ZHANG Y, QIU X, *et al.* Simplified Chinese translation of the Kihon checklist [J]. *Geriatr Gerontol Int*, 2020, 20(6): 643-644.
- [13] SAMPIO PYS, SAMPAIO RAC, YAMADA M, *et al.* Systematic review of the Kihon Checklist: Is it a reliable assessment of frailty? [J]. *Geriatr Gerontol Int*, 2016, 16(8): 893-902.
- [14] SATAKE S, SENDA K, HONG YJ, *et al.* Validity of the Kihon checklist for assessing frailty status [J]. *Geriatr Gerontol Int*, 2016, 16(6): 709-715.
- [15] AL-AMRI M, NICHOLAS K, BUTTON K, *et al.* Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity [J]. *Sensors*, 2018, 18(3): 719.
- [16] Xsens Technologies Wireless Awinda Sensor. MVN User Manual; User Guide MVN, MVN BIOMECH MVN Link, MVN Awinda [EB/OL]. <https://fccid.io/QILMTW2-3A7G6/User-Manual/Users-Manual-2695756>.
- [17] JUDGE JO, DAVIS RB, OUNPUU S. Step length reductions in advanced age: The role of ankle and hip kinetics [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 1996, 51(6): M303-M312.
- [18] ANDERSON DE, MADIGAN ML. Healthy older adults have insufficient hip range of motion and plantar flexor strength to walk like healthy young adults [J]. *J Biomech*, 2014, 47(5): 1104-1109.
- [19] BUCKINX F, REGINSTER JY, PETERMANS J, *et al.* Relationship between frailty, physical performance and quality of life among nursing home residents: The SENIOR cohort [J]. *Aging Clin Exp Res*, 2016, 28(6): 1149-1157.
- [20] CLEGG A, YOUNG J, ILIFFE S, *et al.* Frailty in elderly people [J]. *Lancet*, 2013, 381(9868): 752-762.
- [21] VAN OPSTAL AJ. Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior [J]. *J Cogn Neurosci*. 1996, 8(4): 385-386.
- [22] FUKUCHI CA, FUKUCHI RK, DUARTE M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: A systematic review and meta-analysis [J]. *Syst Rev*, 2019, 8(1): 153.
- [23] NUTT JG. Classification of gait and balance disorders [J]. *Adv Neurol*, 2001, 87: 135-141.
- [24] KERRIGAN DC, TODD MK, DELLA CROCE U, *et al.* Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998, 79(3): 317-322.