

# 双臂操作无动力式助行器的使用对人体上肢的影响

杨洁萌<sup>1,2</sup>, 莫中军<sup>2</sup>, 郭俊超<sup>2</sup>, 季润<sup>1,2</sup>, 陶春静<sup>1\*</sup>, 樊瑜波<sup>1\*</sup>

1. 北京航空航天大学生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京市生物医学工程高精尖创新中心, 生物与医学工程学院, 医学科学与工程学院, 北京 100191
2. 国家康复辅具研究中心民政部人体运动分析与康复技术重点实验室, 北京市老年功能障碍康复辅助技术重点实验室, 北京 100176

**摘要** 从运动学、动力学、肌肉活动强度的角度分析了双臂操作的无动力助行器对使用者上肢的影响, 探讨了双臂操作的无动力助行器的使用与人体上肢损伤的联系, 并比较了改变此类助行器结构参数对上肢的影响。

**关键词** 助行器; 老年人; 上肢; 运动学; 生物力学

据统计, 到2050年全球65岁及以上人口预计将超过20亿, 80岁及以上人口将超过10亿, 人口老龄化已经成为一个世界性问题<sup>[1]</sup>。人口预测显示中国老年人口将于2035、2050年分别达到4.12亿、4.80亿<sup>[2]</sup>。整体来说我国老年群体具有规模大、增速快、失衡化和慢病多等特点。随着老龄化日益严重, 高龄老人、失能和半失能老人的健康和护理需求明显增加, 使我国面临着更为严峻的挑战<sup>[3-4]</sup>。

其中主要问题是, 老年人的身体功能衰退、自主活动能力减弱, 特别是行动能力的退化将严重影响老年人生活质量<sup>[5-6]</sup>。

行动障碍老年人的生活方式通常为静卧少动、静坐少动等, 活动量不足影响生理系统的新陈代谢是导致老年人心血管疾病、代谢性疾病、骨骼肌肉异常等慢性病发生发展的危险因素<sup>[7]</sup>。同时, 随着这些疾病的发展又将加快老年人生理机能的进一

收稿日期: 2023-03-02; 修回日期: 2023-04-21

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(12072081); 中央级公益性科研院所基本科研业务费专项(118009001000160001)

作者简介: 杨洁萌, 博士研究生, 研究方向为康复工程, 电子信箱: yjmaline@163.com; 樊瑜波(通信作者), 教授, 研究方向为生物力学、康复工程、血流动力学等, 电子信箱: yubofan@buaa.edu.cn; 陶春静(共同通信作者), 研究员, 研究方向为康复工程、机械工程等, 电子信箱: chunjingtao@buaa.edu.cn

引用格式: 杨洁萌, 莫中军, 郭俊超, 等. 双臂操作无动力式助行器的使用对人体上肢的影响[J]. 科技导报, 2023, 41(21): 127-133; doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2023.21.012

步衰退,导致骨肌系统、神经系统功能退化,在站立和行走过程中出现重心不稳、肢体活动能力和协调能力下降甚至跌倒损伤等现象,使老年人行动能力进一步下降,造成恶性循环<sup>[8-9]</sup>。因此,维持运动功能、延缓老年人行动能力衰退具有重要意义。助行器是辅助使用者行走的支撑器具<sup>[10]</sup>,运动功能衰退的老人在行走时选择适当的助行器具可以增强自身的稳定性,是保持安全行走的重要手段<sup>[11]</sup>。助行器通过支撑一定比例的体重可减少下肢负荷、增强行走稳定性、促进行走独立性,进而促进人体血液循环、提高新陈代谢、增强心肺功能、预防骨质疏松症等<sup>[12-14]</sup>。

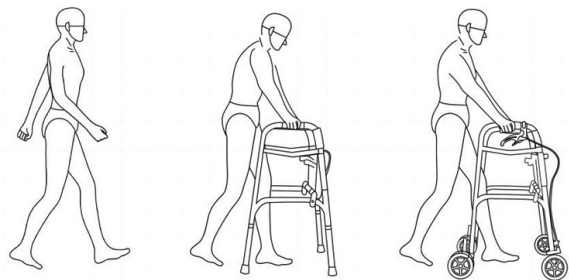
助行器按使用方式可分为单臂操作助行器和双臂操作助行器 2 类<sup>[15]</sup>,按操作力源可分为动力助行器、功能性电刺激助行器、无动力助行器 3 类<sup>[16]</sup>。其中无动力助行器因其价格便宜、操作简单、便携性好等特点在需求人群中最为常用。单臂操作的无动力助行器,如拐杖、腋拐等,因支撑点少,所以在承重和稳定性方面相对较差<sup>[17]</sup>;双臂操作的助行器,如框式助行器、轮式助行器等,由 4 个支脚提供了稳定的支撑结构,在老年人人群中应用较为广泛<sup>[18-21]</sup>。然而,双臂操作无动力式助行器的使用虽然能够减轻使用者下肢的负担,但这种行走方式改变了上肢的受力模式,增加了使用者上肢的负荷,长期使用可能会导致上肢损伤或疾病,如肌腱炎、骨关节炎、腕管综合症及上肢疼痛等<sup>[22-26]</sup>。同时,助行器的选择或使用不当也会对人体产生不良影响<sup>[27]</sup>,甚至会给使用者带来伤害<sup>[28-29]</sup>。

本研究通过归纳使用双臂操作无动力式助行器时人体上肢关节运动、关节力学和上肢肌肉活动的特征,探讨该助行模式对上肢的生物力学改变及可能对上肢产生的不良作用,概述现有研究中通过调整助行器结构参数对上肢影响的改变情况。

## 1 助行器的使用对人体上肢的影响

当人体自然行走时,上肢会出现不自主摆动,并在每个步态周期中反复屈伸<sup>[30]</sup>。Murray 等<sup>[31]</sup>阐述了“臂-腿协同”关系,即在同侧或对侧脚跟触地瞬

间,肩部和肘部运动方向发生旋转,且人体肩关节反转时刻与脚跟着地时间密切相关,而肘关节转向时间则略慢,约有 0.3~0.4 s 延迟。这是由于在步行过程中,上肢提供了有目的的反作用力矩,上肢伸展的同时下肢摆动向前,使身体旋转位移最小<sup>[32-33]</sup>。当使用双臂操作无动力式助行器时,人体的行走方式发生显著的改变,进而影响上肢关节受力和肌肉的活动特征(图 1)。



(a) 自然行走 (b) 使用框式助行器行走 (c) 使用轮式助行器行走

图 1 自然行走与使用助行器行走方式对比

### 1.1 助行器的使用对上肢关节运动的影响

助行器的使用令人体上肢运动范围发生明显变化,且不同结构的助行器对于上肢关节运动影响不同。Crosbie 等<sup>[34-35]</sup>通过对 10 名健康被试者的上肢运动角度比较发现,使用框式助行器时,人体活动受到助行器刚性框架约束,上肢运动方向具有对称性。Simoneau 等<sup>[36]</sup>通过三维运动捕捉系统采集了健康被试者使用框式助行器时的上肢运动数据,发现当助行器触地时肩关节屈曲约 20°、肘关节屈曲约 40°、腕关节伸展约 12°,当被试者脚跟着地时,肩关节约后伸 10°,肘关节约屈曲 30°、腕关节伸展至最大角度约 35°,当助行器被抬离地面并向前移动时,肘关节产生最大约 50°屈曲角度。Katherine 等<sup>[37]</sup>实验发现具有常规助行器 1 个月以上使用经历的脑瘫患者在使用轮式助行器时肘关节表现为在矢状面上屈曲,前臂旋前,腕关节则向后伸且向尺侧偏斜。Guo 等<sup>[38]</sup>根据老年人使用轮式助行器的实验数据提出,在使用轮式助行器过程中双上肢关节活动范围减小,手臂摆动范围和效率均降低,极易对老年人平衡能力造成干扰。由此可见,使用框式助行器时,使用者需提起助行器向前摆

动,导致上肢关节活动范围变大;使用轮式助行器时,使用者需推动助行器前行,上肢与助行器位置相对固定,因而使上肢关节活动范围变小。

### 1.2 助行器的使用对上肢关节力学特征的影响

多项相关研究证明了使用助行器支撑体重时,上肢承担的身体重力明显增加。例如,下肢损伤患者所需上肢力量最高可达到体重的85%,脊髓损伤的患者使用助行器时所需上肢力量最高可达到体重的100%<sup>[13]</sup>。Tung等<sup>[39]</sup>发现健康被试者使用轮式助行器时上肢在平衡测试中的稳定力矩约增加31.7%,并指出使用轮式助行器过程中上肢优先参与身体平衡控制且发挥重要作用。Bachschmidt等<sup>[40]</sup>实验发现,当被试者右侧腿负重50%并使用助行器时,矢状面肘关节伸展力矩最大,冠状面肩关节内收力矩最大。Simoneau等<sup>[36]</sup>在被试者仅左脚承重并使用框式助行器行走的实验中发现,被试者左脚蹬离期身体重量通过上肢转移到助行器,肩关节屈曲力矩逐渐增大,峰值约(0.16±0.06) N/kg,同时肘关节伸展力矩增大,峰值约(0.18±0.08) N/kg,这与Bachschmidt等<sup>[40]</sup>的发现基本一致。Tat等<sup>[41]</sup>通过对7名不同年龄健康被试者使用助行器的实验数据统计分析发现,肩部、肘部和腕部均在矢状面上产生的关节力矩最大,其中肩部力矩最大时刻为被试者迈入助行器时,肘关节力矩最大时刻发生在被试者提起助行器向前摆动时;其中肩关节力矩变化与Simoneau等<sup>[36]</sup>的实验结论基本一致,但对于肘关节力矩变化结论则有差异。因此可知,使用轮式助行器和框式助行器时上肢关节力矩均发生明显改变。使用轮式助行器时,上肢支撑力矩增加;使用框式助行器时上肢关节力矩在矢状面变化最为明显,在步态摆动期,肩关节屈曲力矩逐渐增大至峰值以支撑身体重量且该峰值约可达到初始值的数倍,肘关节力矩也会发生明显变化,但关于变化趋势尚未形成一致的研究结论。

### 1.3 助行器的使用对上肢肌肉的影响

在评价双臂操作无动力式助行器对上肢肌肉活动影响方面,Baniasad等<sup>[42]</sup>记录了1名经过22个月训练可在助行器帮助下独立行走的脊髓损伤患者使用框式助行器时躯干和上、下肢16块肌肉的

肌电图,发现肩带肌群的激活有助于腿部力量的卸载和平稳落地,这与正常步态中的上肢轻微动作有很大不同。他们在另一项研究<sup>[43]</sup>中分析了8名经过6个月助行器辅助行走训练后的脊髓损伤患者使用框式助行器时的肌电信号,发现被试者在一个步态周期中不同肌肉组织的肌电信号强度不同,在平衡调整期,对侧三角肌、背阔肌、斜方肌、竖脊肌、髂肋肌和腰方肌的肌电信号强度明显增高;在助行器推进期,双侧肱三头肌、背阔肌、竖脊肌和髂肋肌以及同侧的腹内斜肌和对侧的三角肌和腹直肌的肌电信号明显增高;在抬腿期,主要表现为骨盆和躯干的旋转以及上肢的受力运动,双侧肱三头肌、三角肌、同侧的胸大肌、背阔肌、竖脊肌、髂肋肌、腹外斜肌、腹内斜肌肌电信号最为明显;在摆动期,肌电信号最明显的是同侧胸大肌、背阔肌、竖脊肌、髂肋肌、腰方肌、腹外斜肌和腹直肌以及对侧的肱三头肌、三角肌和斜方肌。Suica等<sup>[44]</sup>对比了19名年龄分布在22~70岁健康被试者正常行走和使用轮式助行器辅助行走时的臀大肌、臀中肌、股直肌、胫骨前肌和腓肠肌的肌电信号并用SwayStar系统测量了L2和L3椎体的角速度值,发现使用轮式助行器辅助行走后下肢肌群的肌电活动强度显著性减少,而躯干在矢状面和冠状上的摆动未呈现显著性差异,因此提出使用轮式助行器时身体的稳定性可能是通过上肢力量获得。

双臂操作无动力式助行器的使用导致步行时所需的上肢肌肉力量明显增加,尤其使用框式助行器时上肢肌群的肌电信号在支撑期和摆动期均表现出强度高和持续时间长的特点。因此,应根据使用者不同肌肉力量特征适配不同类型的助行器并制定肌肉强化计划,且需在现有研究基础上增加对助行器使用时上肢不同部位肌肉活动强度的对比研究,如肩部肌肉和前臂肌肉在助行器步态周期中的特征研究,从而选择性地强化躯干和上肢肌肉力量,用以改善步态参数,延缓疲劳的发生。

## 2 助行器的使用与上肢损伤的关系

助行器的使用明显改变了上肢关节的生物力

学特征,如运动学、动力学特征值以及肌肉活动强度,对上肢肌骨系统产生了一定影响并可能导致上肢损伤<sup>[45-46]</sup>,如表1所示。

表1 助行器的使用与上肢损伤

助行器类型	使用现象	可能损伤情况
框式助行器	上肢承担转移的重量,负荷增加	肩痛、上肢神经压迫 <sup>[13,45-48]</sup>
	上肢关节重复应力	关节炎、关节挛缩 <sup>[49-50]</sup>
	腕部偏斜角度增加	易导致手腕受伤 <sup>[5]</sup>
轮式助行器	步幅、步频变小,人体姿势前倾、重心改变,上肢摆动位置受限及上肢承重增加	长期使用易出现上肢活动不足和关节僵硬,影响老年人心理 <sup>[38]</sup>

框式助行器的使用令人体上肢关节运动范围和负荷增加。有研究提出,被试者在使用框式助行器的过程中手臂的负荷增加且受到重复应力,长期使用易引发关节损伤,如关节炎、关节挛缩<sup>[37,47-48]</sup>。Khodadadi等<sup>[49]</sup>指出助行辅具使下肢负荷转移到上肢从而导致肩痛发生率较高,而且较多患者在使用助行器时存在困难<sup>[50]</sup>。Yeh等<sup>[5]</sup>对健康老年人使用助行器时的腕部偏斜角度及受力情况进行了分析,指出在此种累积性重复运动时手腕应保持在中立位置,若腕部偏位则可能导致手腕受伤。

轮式助行器的使用可能会引起上肢关节僵硬、跌倒等问题。如Guo等<sup>[38]</sup>提出轮式助行器使用时使用者步幅、步频变小、上肢摆动位置受限、承重增加,长期使用易出现上肢活动不足和关节僵硬的情况,需要及时康复干预;同时轮式助行器使用过程中高度不适,人体姿势前倾、重心改变、上肢僵硬和对助行器的精神依赖等都可能引起老年人跌倒。

对比文献可知,使用助行器使上肢运动角度、关节力、关节力矩、肌肉活动强度等发生了明显改变,对上肢肌骨系统产生了一系列影响,并极有可能导致上肢受到损伤,引发上肢关节疼痛等病症。因此,明确助行器使用过程对上肢关节损伤的生物力学机制,帮助患者选择合适的步行辅助设备并培

训其正确使用,对于预防长期使用助行器造成的上肢损伤非常重要。

### 3 助行器结构参数对上肢的影响

为减少使用助行器对上肢的损伤,研究者们尝试从高度、宽度和助行器扶手的握持角度来改变助行器结构参数,并分析结构改变后对上肢的影响。

在高度调整方面,朱文玥<sup>[51]</sup>研究了不同高度助行器对高龄老年人步态、上肢作用力和系统稳定性的影响,发现调整助行器高度对老年人步态未造成影响,但助行器高度越高时所需上肢支撑力越大,提出对于使用助行器时合并有肩关节疼痛病症的患者则可以采用降低助行器高度的方式减轻肩关节负担。然而Yang等<sup>[52]</sup>发现使用不同高度的助行器时,脑瘫患者会有不同的步态参数表现,但和助行器高度变化未呈现线性相关,因此提出临床使用规范中将平行于股骨大转子的高度定为助行器标准高度忽略了不同个体间的差异性。Hambrook等<sup>[53]</sup>同样对不同高度的助行器进行了对比研究,计算了5种条件下的助行器两侧受力和矢状面内肘部的关节力矩,研究发现每种模式下肘部产生的关节力矩不同,助行器较高和距身体位置较远的模式下产生的力矩最大。

在宽度调整方面,Thies等<sup>[54]</sup>以养老院内老年人为研究对象,分别采集了老年人使用标准宽度框架和超窄宽度框架时的足底压力、助行器上的压力以及足部和助行器的相对位置。经分析发现,当助行器宽度变窄时,助行器上所承受重力减小,不利于保持老年人行走稳定性。

在助行器握持角度方面,Tat等<sup>[55]</sup>通过增加支撑杆的形式加高了助行器扶手高度,并使扶手可实现在矢状面内 $0^{\circ}$ ~ $90^{\circ}$ 的变化,在水平面内 $0^{\circ}$ ~ $360^{\circ}$ 的变化,经对比实验结果发现,助行器握持角度改变后,上肢关节运动角度无显著性差异,但肘关节的屈伸角度与使用原始助行器时有所不同;肘关节在矢状面力矩有所改善,但其余关节力矩变化不大;调整结构后助行器受力约有30%的增加,且应力不再集中在手掌。

由上可知,改变助行器结构后确实可使上肢的生物力学特征发生变化,但相关结论尚不统一。同时,助行器宽度和握持角度的调整虽然可改变上肢关节的力和力矩,但对上肢关节是否可产生有利影响还未进一步证实,后续可以考虑从关节内应力变化进行量化分析。

## 4 结论

老年人使用双臂操作无动力式助行器辅助行走是提高其行走能力和平衡能力的有效方法,但助行器的使用对人体上肢产生了较大影响。使用框式助行器将明显增加上肢关节活动范围、矢状面关节力矩、上肢肌肉活动强度,长期使用可能诱发关节炎、肩痛等症状;使用轮式助行器引起上肢关节活动范围变小、支撑力矩增大、肌肉力量增加,长期使用可能引起关节僵硬等症状。为减少使用助行器引发的上肢关节疾病,现有研究分别从助行器的高度、宽度和握持角度等设计参数探讨了助行器对上肢肌骨系统的生物力学影响,但相关的研究尚不足以为助行器优化设计提供支撑。并且,由于缺乏对关节内部生物力学特征的探索,助行器导致上肢损伤的机制机理尚不明确。研究助行器结构设计参数对上肢肌骨系统的生理活动、关节运动、组织内的应力应变等生物力学特征的影响,探索其与潜在上肢损伤的关系,能够为助行器的优化设计和使用规范提供依据,是助行器未来的主要研究方向之一。

### 参考文献(References)

- [1] Papadopoulos D. The role of well-Being, spirituality, and religiosity for successful aging in late life: A brief review [J]. *Advances in Aging Research*, 2020, 9(2): 23-31.
- [2] 杜鹏, 李龙. 新时代中国人口老龄化长期趋势预测[J]. *中国人民大学学报*, 2021, 35(1): 96-109.
- [3] 李志宏. “十四五”时期积极应对人口老龄化的形势及国家战略对策[J]. *老龄科学研究*, 2020, 8(8): 3-21.
- [4] 邓大松, 李玉娇. 医养结合养老模式: 制度理性、供需困境与模式创新[J]. *新疆师范大学学报(汉文哲学社会科学版)*, 2018, 39(1): 107-114.
- [5] Yeh P C, Yee L G. Using walker during walking: A pilot study for health elder[J]. *Work*, 2012, 41(6): 2081-2085.
- [6] Charette C, Best K L, Smith E M, et al. Walking aid use in Canada: Prevalence and demographic characteristics among Community-Dwelling users[J]. *Physical Therapy*, 2018, 98(7): 571-577.
- [7] 崔德刚, 邱芬, 邱服冰, 等. 基于 ICF 老年人身体活动与功能康复的 Scoping 综述[J]. *中国康复理论与实践*, 2021, 27(4): 394-404.
- [8] Aboutorabi A, Arazpour M, Bahramizadeh M, et al. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: A literature review[J]. *Aging Clinical and Experimental Research*, 2016, 28(3): 393-405.
- [9] Sudarsky L. Gait disorders: Prevalence, morbidity, and etiology[J]. *Advances in Neurology*, 2001, 87: 111-117.
- [10] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会. 助行器具分类和术语: GB/T 14730—2008[S]. 北京: 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会, 2008.
- [11] 卫生部疾病预防控制局. 老年人跌倒干预技术指南[R]. 北京: 卫生部疾病预防控制局, 2011.
- [12] Bradley S M, Hernandez C R. Geriatric assistive devices [J]. *American Family Physician*, 2011, 84(4): 405-411.
- [13] Bateni H, Maki B E. Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences [J]. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2005, 86(1): 134-145.
- [14] Ishikura T. Biomechanical analysis of weight bearing force and muscle activation levels in the lower extremities during gait with a walker[J]. *Acta Medica Okayama*, 2001, 55(2): 73-82.
- [15] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会. 康复辅助器具 分类和术语: GB/T 16432—2016[S]. 北京: 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会, 2016.
- [16] 黄海晶, 王志彬, 金鸿宾. 助行器的演变与发展[J]. *中国矫形外科杂志*, 2006, 14(18): 1397-1399.
- [17] 王宝亭, 耿鸿武. 中国医疗器械行业发展报告(2019) [M]. 北京: 社会科学文献出版社, 2019: 157-167.
- [18] 于连甲. 助行器的功能与分类[J]. *中国康复*, 1996, 11(4): 180-182.
- [19] Martins M M, Santos C P, Frizzera-Neto A, et al. Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2012, 60(4): 548-562.
- [20] Sehgal M, Jacobs J, Biggs W S. Mobility assistive device

- use in older adults[J]. *American Family Physician*, 2021, 103(12): 737-744.
- [21] Fareed N, Southerland L T, Rao B M, et al. Geriatric assistive devices improve older patient engagement and clinical care in an emergency department[J]. *The American Journal of Emergency Medicine*, 2021, 46: 656-658.
- [22] Dozono K A, Hachisuka A B, Wada F B, et al. Peripheral neuropathies in nonparetic upper extremities of stroke patients induced by excessive use of a walking device[J]. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 2015, 24(8): 1841-1847.
- [23] Stevens J C, Beard C M, O'Fallon W M, et al. Conditions associated with carpal tunnel syndrome[J]. *Mayo Clinic Proceedings*, 1992, 67(6): 541-548.
- [24] Maki B E S H, Holliday P J, Topper A K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population[J]. *Journal of Gerontology*, 1994, 49(2): M72-M84.
- [25] Ely D D, Smidt G L. Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders[J]. *Physical Therapy*, 1977, 5: 507-512.
- [26] McQuade K J, Finley M, Oliveira A S. Upper extremity joint stresses during walker assisted ambulation in post-surgical patients[J]. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2011, 15(4): 332-337.
- [27] 蒋梦蝶, 戴付敏, 徐娟娟, 等. 老年人移动辅助器具的使用现状及影响因素[J]. *护理学杂志*, 2019, 34(1): 23-27.
- [28] Liu H H, Eaves J, Wang W, et al. Assessment of canes used by older adults in senior living communities[J]. *Archives of Gerontology & Geriatrics*, 2011, 52(3): 299-303.
- [29] Liu H H. Assessment of rolling walkers used by older adults in senior-living communities[J]. *Geriatr Gerontol Int*, 2009, 9(2): 124-130.
- [30] Perry Jacquelin, Burnfield Judith M. 步态分析——正常和病理功能[M]. 姜淑云, 译. 2版. 上海: 上海科学技术出版社, 2018.
- [31] Murray M P, Kory R C, Clarkson B H. Walking patterns in healthy old men[J]. *Journal of Gerontology*, 1969, 24(2): 69.
- [32] Elftman H. The Function of the arms in walking[J]. *Human Biology*, 1939, 11(4): 529-535.
- [33] Pontzer H, Holloway T J H, Holloway R J H, et al. Control and function of arm swing in human walking and running[J]. *Journal of Experimental Biology*, 2009, 212(4): 523-534.
- [34] Crosbie J. Comparative kinematics of two walking frame gaits[J]. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1994, 20(4): 186-192.
- [35] Crosbie J. Kinematics of walking frame ambulation[J]. *Clinical Biomechanics*, 1993, 8(1): 31-36.
- [36] Simoneau G, Hambrook G, Bachschmidt R, et al. Quantifying upper extremity efforts when using a walking frame: Pediatric Gait[C]//*Pediatric Gait: A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*. Piscataway: IEEE, 2000, doi:10.1109/PG.2000.858900.
- [37] Katherine A K, Kelly M B S, Joseph K, et al. Upper extremity joint dynamics during walker assisted gait: A quantitative approach towards rehabilitative intervention [J]. *Journal of Experimental & Clinical Medicine*, 2011, 3(5): 213-217.
- [38] Guo Y, Zhao Y, Salem Y, et al. Postural effect on gait characteristics by using rolling walkers[J]. *Geriatric Nursing*, 2020, 41(6): 916-920.
- [39] Tung J Y, Gage W H, Zabjek K F, et al. Frontal plane standing balance with an ambulation aid: Upper limb biomechanics[J]. *Journal of Biomechanics*, 2011, 44(8): 1466-1470.
- [40] Bachschmidt R A, Harris G F, Simoneau G G. Walker-assisted gait in rehabilitation: A study of biomechanics and instrumentation[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2001, 9(1): 96-105.
- [41] Tat C C, Jauw V L, Parasuraman S. Kinematics and kinetics studies on upper extremity during walking frame ambulation[M]. Berlin, Heidelberg: Springer, 2012: 206-215.
- [42] Baniasad M, Farahmand F, Arazpour M, et al. Role and significance of trunk and upper extremity muscles in walker-assisted paraplegic gait: A case study[J]. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 2018, 24(1): 18-27.
- [43] Baniasad M, Farahmand F, Arazpour M, et al. Kinematic and electromyography analysis of paraplegic gait with the assistance of mechanical orthosis and walker[J]. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 2020, 43(6): 854-861.
- [44] Suica Z, Romkes J, Tal A, et al. Walking with a four wheeled walker (rollator) significantly reduces EMG lower-limb muscle activity in healthy subjects[J]. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2016, 20(1): 65-73.
- [45] Requejo P S, Wahl D P, Bontrager E L, et al. Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait[J].

- Medical Engineering & Physics, 2005, 27(1): 19–29.
- [46] Jain N B M M, Higgins L D M, Katz J N M M, et al. Association of shoulder pain with the use of mobility devices in persons with chronic spinal cord injury[J]. *PM & R*, 2010, 2(10): 896–900.
- [47] Haubert L L, Gutierrez D D, Newsam C J, et al. A comparison of shoulder joint forces during ambulation with crutches versus a walker in persons with incomplete spinal cord injury[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2006, 87(1): 63–70.
- [48] Melis E H, Torres-Moreno R, Barbeau H, et al. Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury[J]. *Spinal Cord*, 1999, 37(6): 430–439.
- [49] Khodadadi M, Baniasad M A, Arazpour M, et al. Designing instrumented walker to measure upper-extremity's efforts: A case study[J]. *Assistive Technology*, 2019, 31(5): 267–275.
- [50] Thies S B, Bates A, Costamagna E, et al. Are older people putting themselves at risk when using their walking frames?[J]. *BMC Geriatrics*, 2020, 20(1): 11–90.
- [51] 朱文玥. 助行器参数对虚弱老人步行生物力学之影响[D]. 台北: 台湾阳明大学, 2006.
- [52] Yang H, Chih Y, Lin H, et al. The effects of posterior walkers of different heights on gait performance among children with spastic diplegic cerebral palsy[J]. *Taipei City Medical Journal*, 2011, 8(2): 97–115.
- [53] Hambrook G W, Simoneau G G, Bachschmidt R A, et al. Biomechanical effect of changes in walker height and position on sagittal plane elbow dynamics for rehabilitation purposes[C]//Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. Piscataway: IEEE, 1998, doi: 10.1109/IEMBS.1998.745227.
- [54] Thies S B, Russell R, Al-Ani A, et al. An investigation of the effects of walking frame height and width on walking stability[J]. *Gait & Posture*, 2020, 82: 248–253.
- [55] Tat C C, Parasuraman S, Ahamed Khan M K A, et al. Walking support system for Ageing Community[C]//International Conference on Recent Trends in Electrical, Control and Communication. Piscataway: IEEE, 2018, doi: 10.1109/RTECC.2018.8625641.

## Effects of bimanual operated unpowered walking aids on upper extremities

YANG Jiemeng<sup>1,2</sup>, MO Zhongjun<sup>2</sup>, GUO Junchao<sup>2</sup>, JI Run<sup>1,2</sup>, TAO Chunjing<sup>1\*</sup>, FAN Yubo<sup>1\*</sup>

1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, School of Biological Science and Medical Engineering, School of Engineering Medicine, Beihang University, Beijing 100191, China
2. Key Laboratory of Human Motion Analysis and Rehabilitation Technology of the Ministry of Civil Affairs, Beijing Key Laboratory of Rehabilitation Technical Aids for Old-Age Disability, National Research Centre for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China

**Abstract** Walking aids can effectively ameliorate or keep the walking ability and balance ability of the elderly individuals. However, long-term assisted walking will have adverse effects on the musculoskeletal system of the upper extremities. This paper reviews the effects of bimanual-operated unpowered walking aids on the user's upper extremities from the perspectives of kinematics, kinetics and electromyography, along with a brief overview of the relationship between unpowered walking aids use and upper extremities injuries. The effects of changing the walking aids construction on the upper extremities are compared and further summarized. This work could provide a theoretical reference for the personalized designing and instructions of walking aids for the elderly individuals.

**Keywords** walking aids; elderly individuals; upper extremities; kinematics; biomechanics ●



(责任编辑 刘志远)