



DOI:10.12404/j.issn.1671-1815.2504976

引用格式:陈炜,官志鹏,季润,等.助行模式对下肢运动学的影响[J].科学技术与工程,2026,26(26):11200-11211.

Chen Wei, Guan Zhipeng, Ji Run, et al. Influence of walking aid modes on lower limb kinematics[J]. Science Technology and Engineering, 2026, 26(26): 11200-11211.

医药、卫生

助行模式对下肢运动学的影响

陈炜^{1,2}, 官志鹏^{1,2}, 季润^{3*}, 杨洁萌³

(1. 天津理工大学天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 天津 300384; 2. 机电工程国家级实验教学示范中心(天津理工大学), 天津 300384; 3. 国家康复辅具研究中心, 民政部康复辅助器具重点实验室, 北京 100176)

摘 要 随着全球人口老龄化进程加速,老年人群体下肢功能衰退引发的行动不便问题日益凸显,助行器作为改善移动能力、提升行走安全性的关键康复辅助器具,其与使用者下肢运动学特征的适配性成为研究焦点。然而,当前不同类型及结构参数助行器与老年人髋、膝、踝关节活动的动态协调机制尚未明确,导致个性化适配缺乏充分理论支撑。通过量化分析不同助行器类型(框式/轮式)及结构参数(高度/宽度)对老年人下肢运动学特征的影响,探究助行模式与下肢关节活动的动态适配机制,为助行器个性化适配提供理论依据。研究招募 6 名健康老年人,采用 Vicon 光学运动捕捉系统结合 OpenSim 仿真平台,采集独立行走、轮式助行器(5 种宽度×5 种高度)和框式助行器(5 种宽度×5 种高度)任务下的下肢关节运动学数据,定量分析髋、膝、踝关节的屈伸角度及角速度变化。结果显示,髋关节方面,助行器会限制其活动自由度,其中框式助行器 H50(高于标准 5.0 cm)和 W60(1.5 倍肩宽)配置下,步态最接近自然状态;轮式助行器在该配置下,髋屈曲角速度降幅≤10%,步态推进能力更优。膝关节层面,框式助行器显著限制屈曲角度(降幅 15%~20%),而轮式助行器 H50 和 W40(等肩宽)配置下,屈曲范围达 $-60.41^{\circ}\sim-5.95^{\circ}$,角速度接近独立行走水平。踝关节表现为,轮式助行器 H0W50(标准高度+1.25 倍肩宽)和 W70(1.75 倍肩宽)配置的活动范围最大($-8.4^{\circ}\sim18.13^{\circ}$);框式助行器采用 H50 配置时,可实现稳定性与灵活性的平衡。综上,框式助行器通过限制关节活动增强稳定性,适合平衡能力差、步速缓慢的老年人(推荐 H50+W60 配置);轮式助行器更利于维持关节运动自然性,适合需较高步态灵活性的用户(推荐 H50+W40 配置),研究结果为个性化康复辅助器具设计及适配策略提供了实证依据。

关键词 助行器; 下肢; 运动分析; 步态优化; 康复辅助器具

中图法分类号 R318;

文献标志码 A

Influence of Walking Aid Modes on Lower Limb Kinematics

CHEN Wei^{1,2}, GUAN Zhi-peng^{1,2}, JI Run^{3*}, YANG Jie-meng³

(1. Tianjin Key Laboratory of Advanced Electromechanical System Design and Intelligent Control, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China;
2. National Experimental Teaching Demonstration Center of Electromechanical Engineering, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China;
3. National Research Center for Rehabilitation Aid, Key Laboratory of Rehabilitation Aids of the Ministry of Civil Affairs, Beijing 100176, China)

[Abstract] With the accelerating global aging process, the problem of mobility impairment caused by lower limb function decline in the elderly population has become increasingly prominent. As a key rehabilitation assistive device to improve mobility and walking safety, the adaptability of walkers to the lower limb kinematic characteristics of users has become a research focus. However, the dynamic coordination mechanism between current walkers of different types and structural parameters and the activities of the hip, knee, and ankle joints of the elderly remains unclear, resulting in a lack of sufficient theoretical support for personalized adaptation. This study aimed to explore the dynamic adaptation mechanism between ambulation modes and lower limb joint movements by quantitatively analyzing the effects of different mobility aid types (frame-type/wheel-type) and structural parameters (height/width) on the lower limb kinematic characteristics of elderly individuals, thereby providing a theoretical basis for the personalized adaptation of mobility aids. Six healthy elderly participants were recruited, and the Vicon optical motion capture system combined with the OpenSim simulation platform was employed to collect lower limb joint kinematic data under three conditions: independent walking, walking with

收稿日期: 2025-07-03; 修订日期: 2026-02-11

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(52175001, 62373010)

第一作者: 陈炜(1973—)女,汉族,河北张家口人,博士,教授。研究方向:机器人动力学与控制,特种机器人。E-mail:chenwynn@163.com。

* 通信作者: 季润(1985—),男,汉族,北京人,博士,工程师。研究方向:康复工程。E-mail:573968854@qq.com。

wheel-type mobility aids (5 widths $\times$ 5 heights), and walking with frame-type mobility aids (5 widths $\times$ 5 heights). Changes in the flexion-extension angles and angular velocities of the hip, knee, and ankle joints were quantitatively analyzed. The results show that for the hip joint, mobility aids restrict its range of motion. Under the configuration of frame-type mobility aids with H50 (5.0 cm higher than the standard height) and W60 (1.5 times the shoulder width), the gait is closest to the natural state. For wheel-type mobility aids under the same configuration, the reduction in hip flexion angular velocity is 10% or less, resulting in better gait propulsion capability. At the knee joint, frame-type mobility aids significantly limit the flexion angle (with a reduction of 15% ~ 20%). In contrast, under the configuration of wheel-type mobility aids with H50 and W40 (equal to the shoulder width), the knee flexion range ranges from -60.41° to -5.95° , and the angular velocity is close to that of independent walking. Regarding the ankle joint, the wheel-type mobility aids configured with H0W50 (standard height + 1.25 times the shoulder width) and W70 (1.75 times the shoulder width) exhibit the largest range of motion (-8.4° to 18.13°). For frame-type mobility aids, the H50 configuration achieves a balance between stability and flexibility. In conclusion, frame-type mobility aids enhance stability by restricting joint movements, making them suitable for elderly individuals with poor balance and slow walking speed (the H50 + W60 configuration is recommended). Wheel-type mobility aids are more conducive to maintaining the naturalness of joint movements, thus being suitable for users requiring higher gait flexibility (the H50 + W40 configuration is recommended). This study provides empirical evidence for the design of personalized rehabilitation assistive devices and adaptation strategies.

[**Keywords**] walkers; lower limbs; kinematic analysis; gait optimization; rehabilitation assistive devices

随着人口老龄化的加剧,行动障碍已成为制约老年人群生活质量的核心问题^[1]。中国60岁及以上人口已突破3亿,行动障碍人群达4400万,跌倒位居65岁以上老年人伤害致死原因首位,占意外死亡总数的67.3%^[1]。助行器作为改善老年人行动能力、降低跌倒风险的关键康复辅具,其个人适配性、智能化与功能设计将直接影响使用安全性与自主性,已经成为康复工程、生物力学及老年医学领域的研究焦点^[2-4]。值得注意的是,助行器的研发需要依靠多学科技术支撑,如柴利娟等^[5]提及的机械结构优化、智能传感技术等,均可为助行器性能提升提供重要参考。

助行器的合理使用对老年人步态优化与行动恢复具有重要意义。临床研究表明,适配的助行器可有效分担下肢载荷、提升平衡稳定性、辅助步态康复训练和促进行动功能恢复^[6]。老年骨折患者在骨折联盟服务(fracture liaison service, FLS)模式下,若配合助行器进行康复训练,可显著提高术后活动能力并降低二次骨折风险^[5];针对老年患者,助行器的规范使用可以显著降低跌倒风险,确保术后康复与安全^[7];对于高龄老年人,助行器的使用可以弥补肌肉力量衰退、平衡能力下降的短板,也能拓展使用者的行动范围^[8]。然而,现有助行器的设计仍存在许多局限:其一,传统助行器多基于通用标准开发,缺乏对老年人群生物力学特征的精准适配,导致部分用户出现上肢疲劳、步态异常等情况^[4];其二,现有助行器在多场景使用的动态适配技术仍不够成熟,如在室内转向、斜坡行走等场景下适用性受限^[9];其三,部分助行器机动性差、侧向稳定性不足等设计缺陷,反而成为老年人群跌倒诱因^[10];同时,社区环境的非线性特征也间接影响了助行器使用效果,因此土地利用混合

度、设施邻近性等因素也应作为助行器适配考虑因素^[11]。

近年来,学术界围绕老年人助行器的类型优化、参数适配及智能化升级展开系列研究。在类型优化方面,多功能集成已成为趋势,冉静^[12]设计了坐姿转换助行器,其整合了升降座椅与助行功能,能满足居家场景多元化需求;罗雪怡等^[13]提出了一种腋下支撑式助行康复训练系统,它能够实现单双拐和助行器转换,并将防跌倒报警、地面投影导航等集成在一起,确保使用者的安全;杨江华等^[14]利用可编程控制器设计一种利用轨道传输技术的老式住宅楼道助行系统,解决了无电梯单元内老年人上下楼的问题。Yang^[4]的助行器参数适配研究发现,助行装置高度、宽度和扶手倾斜角度等因素对人体步态参数有明显的影响,其中使用轮式助行器可以将老年人的肩关节屈伸幅度降低79.92%;Sakano等^[15]提出了膝关节伸直肌力是影响老年患者行走能力的重要因子,该指标的临界值为28.5%;马越等^[16]研究发现,随着年龄的增长,老年人的双足失稳程度也随之增高,且女性和男性的髌膝关节屈曲变化角有明显的不同,这为助行器的设计提供了生物力学依据。

基于此,现通过实验与仿真相结合的方式,探究不同助行器类型(框式/轮式)与其结构参数(高度/宽度)对老年人下肢运动学特征的影响。采用Vicon光学运动捕捉系统结合OpenSim仿真平台,采集健康老年人在独立行走及多种助行器配置下的下肢关节运动数据,重点分析髌、膝、踝关节的屈伸角度和角速度变化,以揭示助行模式与下肢运动学参数之间的动态适配机制,从而为助行器的个性化设计、适配策略及康复实践提供实证依据与理论支撑。

1 下肢肌骨系统运动机制、建模与仿真

1.1 下肢肌骨系统运动机制

下肢肌骨系统是人体运动的重要基础,其健康状况直接影响个体的行走能力、平衡控制以及步态稳定性,如图 1 所示。下肢肌骨系统与关节运动是生物力学领域的重要研究内容,涵盖了骨骼、肌肉、肌腱、韧带等结构与关节运动之间的相互作用和协调机制^[17-19]。下肢肌骨系统为人体提供支撑、稳定和运动能力,而关节运动则是这些结构功能发挥的直接表现。它们之间的关系密切,肌骨系统的健康状况直接影响关节的运动范围、稳定性和效率。

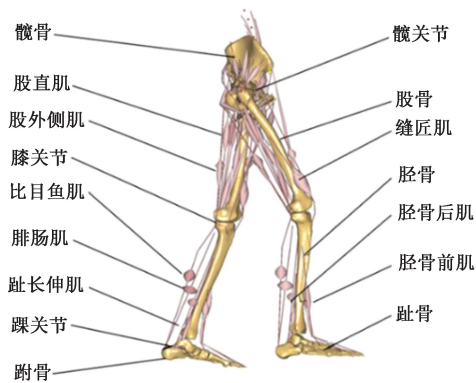


图 1 下肢肌骨系统结构图
Fig. 1 Schematic diagram of the musculoskeletal system of the lower extremities

1.2 下肢关节运动范围

正常步态下的关节数据展示了人体在运动过程中的协调性与平衡性。了解人体正常步态下的关节数据及髋膝踝屈曲角度范围,对于分析助行器对下肢运动学影响具有重要意义,如表 1 所示。这些数据不仅有助于评估助行器的有效性,还可以指导助行器的设计和优化,制定个性化的康复方案。

通过对比使用助行器前后髋、膝、踝关节的屈曲角度范围,可以评估助行器在改善患者步态方面的有效性。如果助行器能够使患者的关节运动更接近正常范围,则说明其具有较好的康复效果。基于正常步态下的关节数据,设计师可以根据这些数据来优化助行器的结构、材料和功能,以更好地适应老年人的运动需求,提高其行走稳定性和舒适性。每位老年人的下肢运动学参数可能存在差异,通过测量和分析其下肢的关节数据,康复师可以制定个性化的康复方案,针对性地训练患者的髋、膝、踝关节,以达到最佳的康复效果。此外,异常的关节运动可能导致关节磨损、疼痛等并发症。因此,通过监测患者使用助行器后的关节数据,可以及时发现并纠正异常运动模式,从而预测和预防潜在的健康问题。

表 1 人体正常步态下关节数据
Table 1 Joint data during normal human gait

关节数据	变化范围/(°)
髋屈伸角度	-23.75 ~ 20.07
髋外展角度	-6.68 ~ 5.34
髋旋转角度	-9.50 ~ 6.87
膝屈伸角度	-69.57 ~ 1.90
踝跖屈角度	-9.10 ~ 13.69

1.3 实验准备

1.3.1 实验目的与研究方法

通过人体运动捕捉与力学测量技术,系统评估无动力式助行器(轮式与框式)在不同结构参数(高度与宽度)配置下对下肢运动学与生物力学特征的影响。采用实验室控制试验设计,在标准化环境中引导受试者以特定步态完成一系列助行任务,具体实验方法包括:①三维运动捕捉系统(vicon vantage V5)获取关节位移和角度;②变量控制设计中,通过系统调节助行器的高度与宽度,形成多个实验条件组合,以观察各结构参数变化对运动输出的影响。

以 OpenSim 建模平台为后续分析提供高质量运动学输入数据,最终通过逆动力学计算与肌肉激活分析,建立助行器参数与生物力学响应之间的量化关系。整体研究流程体现了实验测量与仿真分析相结合的研究策略。

1.3.2 实验对象与标记点配置

实验对象的纳入标准和排除标准如表 2 所示。实验前,由实验人员详细告知受试者本次实验目的和详细过程,询问受试者既往病史并观察确认受试者无关节活动受限情况,进行助行器使用培训,并由受试者签署知情同意书。研究内容严格遵守了伦理原则,并在研究开始前获得了伦理委员会的审查和批准(编号:S20220304)。根据受试者纳入和排除标准,共选取 6 名老年人,年龄(64.50 ± 3.39 岁)、身高($161 \text{ cm} \pm 2.23 \text{ cm}$)、体重($60.67 \text{ kg} \pm 5.68 \text{ kg}$)、腿长($90.10 \text{ cm} \pm 0.75 \text{ cm}$)、肩宽($39.75 \text{ cm} \pm 0.71 \text{ cm}$)为实验对象。

实验准备阶段严格遵循标准化流程,具体包括以下关键步骤:首先,采用 Vicon Nexus 2.12 运动捕捉系统软件完成人体形态学参数测量;其次,依据 Vicon Plug-in Gait Full body 全身生物力学模型的标准规范,在受试者体表相应解剖毕业位置精准粘贴直径 14 mm 的被动式反光标记球,共计 39 个标记点,如图 2 所示,各个标记点对应的中文名称如表 3 所示;随后,对运动捕捉系统进行严格的三维空间标定与精度校准;最后,对受试者进行助行器具使用的规范化训练。这一系列准备工作确保了运动捕捉数据的准确性和可靠性。

表 2 受试者纳入和排除标准

Table 2 Inclusion and exclusion criteria for subjects

分类	序号	受试者纳入标准
纳入标准	1	年龄介于 60 ~ 70 岁
	2	无头部创伤、神经、肌肉、骨或关节疾病并对日常活动有影响的相关病史
	3	无明显视力问题或听觉缺损
	4	双手能自主执行操作物体动作,且为右利手
	5	可不使用辅助器具独立正常行走 10 m 以上
	6	身体特征符合身高 160 cm ± 3 cm、肩高(肩峰至地面距离)130 cm ± 2 cm、肩宽 40 cm ± 1 cm、腿长 90 cm ± 1 cm
排除标准	1	使用心脏节律器、明显心律不齐、感染、肿瘤及血液等内科疾病的患者
	2	有头部创伤、神经、肌肉、关节或者骨科的相关病史并对日常行动有影响
	3	有严重视力低下(矫正视力低于 0.4 或有无法清楚视物之眼科疾病)、听觉缺损
	4	无法稳定站立者
	5	无法自填书面问卷者

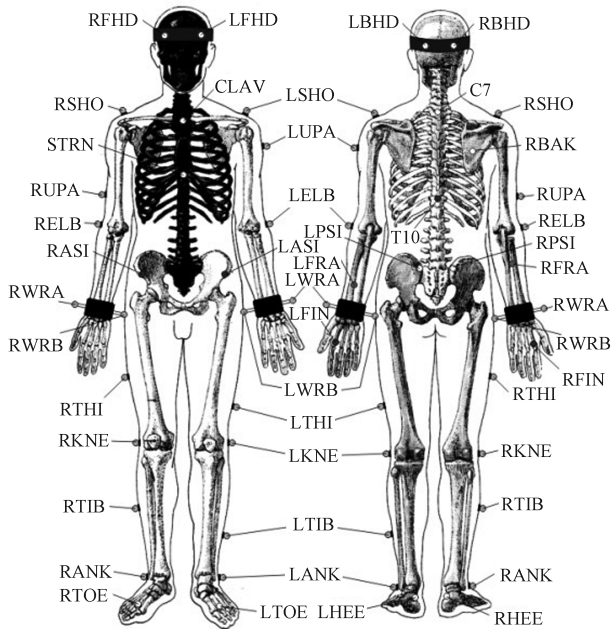


图 2 Plug-in Gait Full body 模型标记点示意图

Fig. 2 Schematic diagram of marker points for the Plug-in Gait Full body model

2 实验与分析

2.1 实验方法

通过定量化的分析,探索不同助行器助行模式对老年人下肢运动学参数的影响。采用对比实验方法,主要比较受试者在不同助行器辅助下(图 3)的下肢关节运动学表现。实验任务具体分为以下几项。

表 3 标记点对应中文名称

Table 3 The corresponding Chinese name of the marker point

标记点	中文名称
FHD	前额标记点(额部/太阳穴)
BHD	后头部标记点(枕部)
CLAV	锁骨标记点(颈静脉切迹)
STRN	胸骨标记点(胸骨体)
C7	第 7 颈椎棘突标记点
T10	第 10 胸椎棘突标记点
BAK	肩胛标记点(肩胛骨区域)
SHO	肩峰标记点
UPA	上臂标记点(肱骨干中段)
ELB	肘关节标记点(肱骨外上髁)
FRA	前臂标记点(桡骨干中段)
WRA	腕关节内侧标记点(桡骨茎突)
WRB	腕关节外侧标记点(尺骨茎突)
FIN	手部标记点(第 2 掌骨/中指掌指关节)
ASI	髌前上棘标记点
PSI	髌后上棘标记点
THI	大腿标记点(股骨干中段)
KNE	膝关节标记点(股骨外上髁)
TIB	小腿标记点(胫骨干中段)
ANK	踝关节标记点(外踝尖)
HEE	足跟标记点(跟骨结节)
TOE	足尖标记点(第 2 跖骨头背侧)

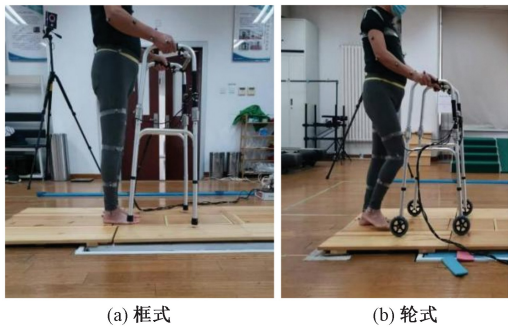


图 3 框式与轮式助行器

Fig. 3 Frame-type and wheeled walkers

(1)独立行走:该任务要求受试者在没有使用任何辅助工具的情况下,单独行走穿越一段水平步道。

(2)使用框式助行器:在该任务中,受试者将使用不同规格的框式助行器进行行走,如图 3(a)所示。具体来说,实验设置了 5 种不同宽度的框式助行器,这些助行器宽度分别为:与肩宽等宽(40 cm, W40)、1.25 倍肩宽(50 cm, H0W50)、1.50 倍肩宽(60 cm, W60)、1.75 倍肩宽(70 cm, W70)和 2.00 倍肩宽(80 cm, W80)。此外,还根据股骨大转子高度调整了助行器的规格,分别设置为标准宽度,低于股骨大转子 5.0 cm (H-50)、低于股骨大转子

2.5 cm (H-25)、标准高度,以及高于股骨大转子 2.5 cm (H25) 和 5.0 cm (H50) 的不同配置。受试者将使用这些助行器通过水平步道进行行走。

(3)使用轮式助行器:受试者也将分别使用不同规格的轮式助行器进行行走,实验设置的规格与框式助行器相同,如图 3(b)所示。受试者将依次使用不同配置的轮式助行器通过水平步道进行行走。

通过以上 3 个任务,实验考虑了多种助行器配置,并确保了足够的实验样本以提高数据的可靠性与可重复性。

2.2 数据采集及分析

为了获得精确的运动学数据,采用 Vicon 光学运动捕捉系统。该系统基于高频率的标记点跟踪技术,能够精准地记录每个关节的空间坐标,进而计算出各关节的角度变化。

受试者在进行行走任务时,系统会实时记录受试者在步态中的运动轨迹,采集各关节的三维空间位置数据。这些数据包括关节的空间坐标(X 、 Y 、 Z),并且可以获得每个关节在不同时刻的位置变化。在每次实验任务中,系统采集的数据都被存储为一组时序数据,包含受试者步态的动态变化信息。接下来,利用 OpenSim 仿真软件,将采集到的运动数据导入到仿真平台,如图 4 所示。

基于逆向运动学和动力学原理,OpenSim 可重建人体各关节的三维运动学模型,并输出关节角度-时间序列数据,这些数据构成后续分析的基础数据集。为进一步量化关节运动特征,在获取角度数据的基础上,通过数值微分方法计算关节角速度参数。具体而言,采用中心差分法对离散的角度数据进行一阶求导运算,其物理意义表征了关节运动的瞬时变化速率。在微分运算前,所有原始数据均经过低通滤波预处理,以确保计算结果的稳定性与可靠性。

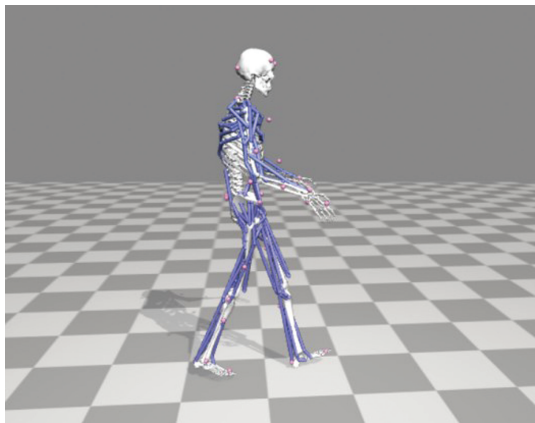


图 4 Opensim 运动仿真
Fig. 4 Opensim motion simulation

2.3 实验结果

2.3.1 不同助行模式的髋前屈伸角度及变化速率

由表 4 和表 5 可知,髋关节的屈伸角度变化较大,宽度改变时,最大屈伸角度范围为 $24.15^{\circ} \sim 37.14^{\circ}$ 。考虑到在支撑阶段和摆动阶段之间,髋关节的屈伸对步态的步幅和步伐速度具有重要影响,这里助行器的改变对于步幅和步速有着较大影响。

对于框式助行器(图 5),H-50 高度限制髋旋转,H50 提供较大自由度且接近正常步态,H25 ~ H50 自由度递增;H50 速度慢,H25 屈曲速度更低。宽度方面,W40 提升髋旋转自由度,W60 增强稳定性但降低灵活性,W70 扩大旋转范围助于自然步态,W80 过宽限制横向运动且未提升灵活性,H0W50 角度变化适中。

对于轮式助行器(图 6),H-50 角度范围适中,平衡稳定与灵活,适合初学者;H50 角度变化大但可能导致步态不稳,且屈曲速度快。宽度上,W40 接近正常步态但稳定性弱,W60 平衡灵活与稳定,W70 模拟自然步态并提供横向稳定且屈曲速度快,W80 适合均衡需求用户,H0W50 角度控制好但自由度低。

表 4 髋前屈伸角度

Table 4 Flexion and extension angles of the hip joint		
助行模式	变化范围/ $(^{\circ})$	
	框式	轮式
H-50	10.23 ~ 33.93	- 10.73 ~ 27.15
H-25	3.43 ~ 32.27	- 12.91 ~ 25.51
H25	4.55 ~ 36.39	- 15.24 ~ 26.03
H50	6.43 ~ 30.53	- 12.99 ~ 27.67
H0W50	18.29 ~ 32.43	- 12.59 ~ 26.09
W40	2.85 ~ 29.03	- 15.99 ~ 27.16
W60	4.10 ~ 34.47	- 15.63 ~ 28.94
W70	4.43 ~ 37.14	- 15.10 ~ 24.15
W80	4.04 ~ 33.48	- 13.64 ~ 28.02

表 5 髋前屈伸角速度

Table 5 Flexion and extension angular velocity of the hip joint		
助行模式	最大值/ $[(^{\circ}) \cdot s^{-1}]$	
	框式	轮式
H-50	- 68.09 $\pm$ 11.62	- 104.27 $\pm$ 24.15
H-25	- 47.06 $\pm$ 7.20	- 92.55 $\pm$ 16.41
H25	- 52.67 $\pm$ 13.90	- 99.86 $\pm$ 18.58
H50	- 62.41 $\pm$ 10.21	- 91.36 $\pm$ 23.54
H0W50	- 60.17 $\pm$ 18.20	- 94.76 $\pm$ 26.45
W40	- 59.77 $\pm$ 6.24	- 97.17 $\pm$ 21.22
W60	- 56.10 $\pm$ 9.87	- 93.69 $\pm$ 19.53
W70	- 44.60 $\pm$ 16.65	- 105.77 $\pm$ 18.25
W80	- 33.09 $\pm$ 13.46	- 103.19 $\pm$ 14.98

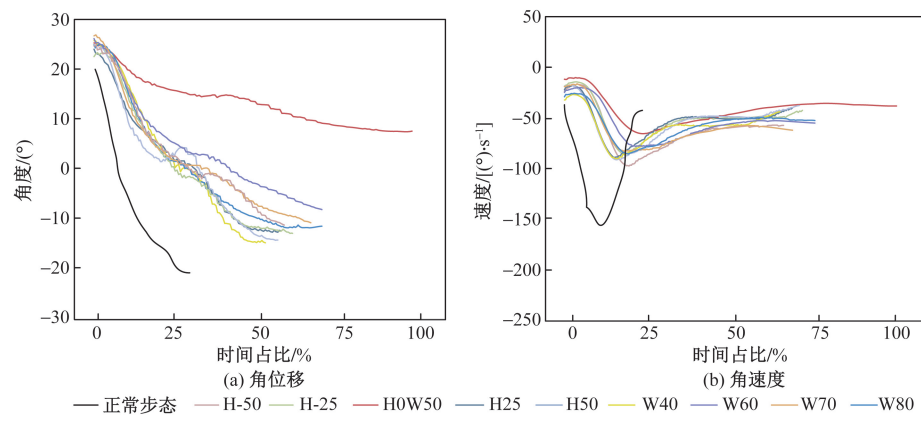


图 5 髋关节屈曲运动角位移、角速度对比图(框式助行器)

Fig. 5 Comparison of angular displacement and angular velocity of hip joint flexion movement (frame-type walker)

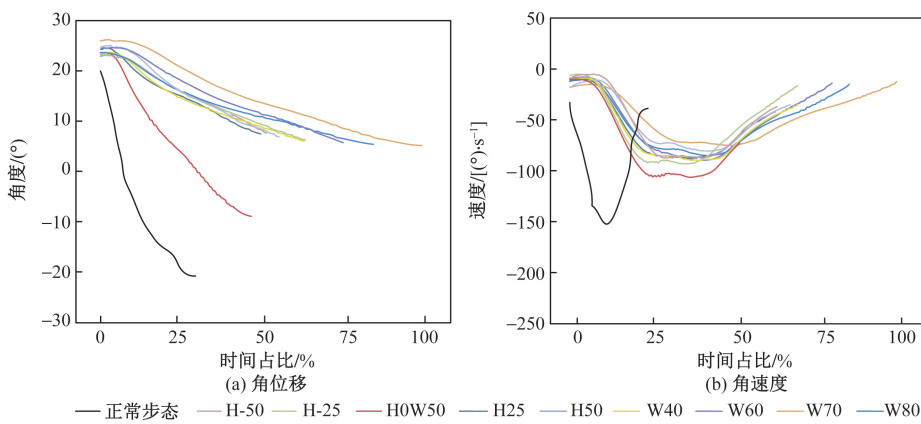


图 6 髋关节屈曲运动角位移、角速度对比图(轮式助行器)

Fig. 6 Comparison of angular displacement and angular velocity of hip joint flexion movement (wheeled walker)

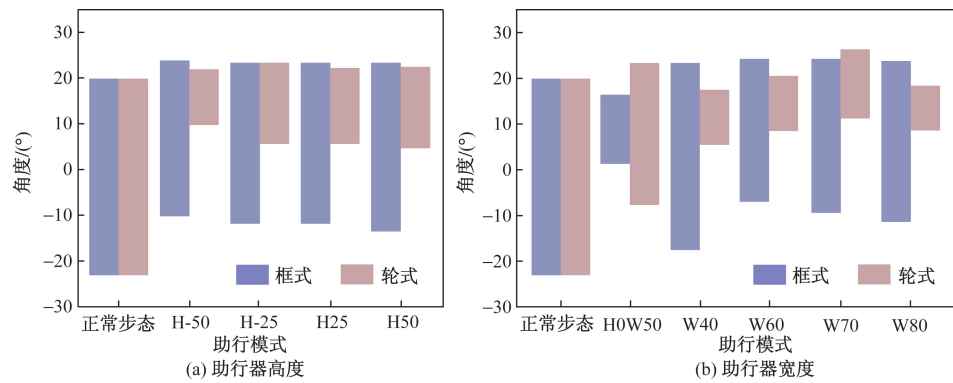


图 7 助行模式对髋关节屈曲运动角位移的影响

Fig. 7 Effect of ambulation modes on the angular displacement of hip joint flexion movement

由图 7 和图 8 可知,助行模式下,髋关节屈曲角度与正常步态存在差异。助行器高度方面,高度增加时角度范围总体减小,说明高助行器可缓解髋关节活动受限;但 H-50 条件下,框式助行器使髋关节角度显著低于正常步态,表明过低高度会限制步态。宽度方面,窄框式助行器(W40)的髋关节角位移更接近正常,宽助行器(W60 及以上)则抑制运动自由度,在轮式助行模式下更明显。

角速度分析显示,助行模式使髋关节角速度整体降低,影响运动节奏。高度变化对髋关节运动速度影响小;宽度增加时,角速度整体下降,轮式助行器在 W60 及以上降幅显著,表明宽助行器会削弱步态推进能力。框式助行器角速度下降幅度较小,虽能提供相对自然的运动模式,但可能导致步态稳定性降低。

2.3.2 不同助行模式的膝屈伸角度及变化速率

膝关节屈曲角度的变化在步态控制中起到至

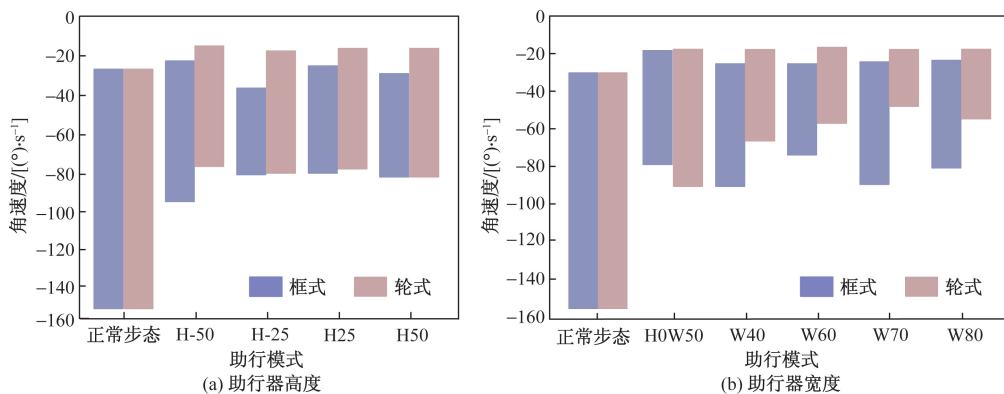


图8 助行模式对髋关节屈曲运动角速度的影响

Fig. 8 Effect of ambulation modes on the angular velocity of hip joint flexion movement

关重要的作用,尤其在支撑相阶段,适度的膝关节屈曲不仅有助于缓冲地面反作用力、减少冲击,而且有利于维持身体的垂直稳定性与连续步态的流畅性。在摆动相过程中,膝关节的屈伸也直接关系到下肢的抬升效率与脚步落地的协调性,进而影响整体的步态自然性,如表6和表7所示。例如,在高度改变时(H-25~H25),两种助行器使用者均表现出较大的屈曲角度范围(框式: $-53.87^{\circ} \sim -3.31^{\circ}$; 轮式: $-57.57^{\circ} \sim -7.45^{\circ}$),但在屈伸角度和速度上有所差异,这种差异可能反映了两种助行器在缓冲机制上的不同特性。

对于框式助行器(图9),H50和W60配置下,膝关节屈曲角度变化大,兼具稳定性与自然步态,尤其在复杂路况下能缓解关节不适;H25和H50整体屈曲角度变化小但绝对值大。H50和W60的屈曲速度快,利于维持自然步态;W40和H0W50则约束膝关节运动速度,可能导致步伐缓慢、步态不协调。

对于轮式助行器(图10),H50的膝关节屈曲角度变化范围大,可减轻关节压力、提升舒适度;W40和W70同样提供较大的屈曲角度变化区间。H50的屈曲速度表现突出,赋予膝关节高灵活性;H0W50为保障稳定性限制了屈曲速度,一定程度影响步态流畅性。

从图11和图12中可以看出,在不同助行模式下,膝关节屈曲角度均较正常步态有所降低,说明助行器的使用在一定程度上限制了膝关节的屈曲运动。此外,助行器高度和宽度的变化对角位移影响较为接近,并不会随着高度和宽度变化而产生明显的波动。在角速度方面,正常步态的角速度明显高于助行模式,进一步证实助行器对膝关节运动自由度的约束作用。轮式助行模式的角速度范围整体略低于框式模式,说明轮式助行器可能在一定程度上提供了更大的稳定性。同样的,

表6 膝关节屈伸角度

Table 6 Flexion and extension angles of the knee joint

助行模式	变化范围/ $(^{\circ})$	
	框式	轮式
H-50	$-60.96 \sim -7.07$	$-59.50 \sim -6.62$
H-25	$-53.87 \sim -4.37$	$-57.57 \sim -4.87$
H25	$-53.99 \sim -3.31$	$-59.49 \sim -7.45$
H50	$-53.69 \sim -2.13$	$-55.15 \sim -3.30$
H0W50	$-53.57 \sim -4.63$	$-58.31 \sim -4.01$
W40	$-52.86 \sim -3.61$	$-60.41 \sim -5.95$
W60	$-60.95 \sim -4.67$	$-53.72 \sim -2.86$
W70	$-53.87 \sim -1.85$	$-60.35 \sim -4.11$
W80	$-55.46 \sim -4.25$	$-58.87 \sim -3.06$

表7 膝关节屈伸速度

Table 7 Flexion and extension angular velocity of the knee joint

助行模式	最大值/ $[(^{\circ}) \cdot s^{-1}]$	
	框式	轮式
H-50	-296.70 ± 32.56	-296.71 ± 18.99
H-25	-275.63 ± 19.56	-275.63 ± 21.64
H25	-286.17 ± 25.36	-286.17 ± 28.06
H50	-301.68 ± 37.21	-301.69 ± 27.33
H0W50	-292.02 ± 42.36	-255.93 ± 34.23
W40	-288.33 ± 35.62	-288.34 ± 30.49
W60	-272.59 ± 29.65	-272.59 ± 25.58
W70	-289.09 ± 30.46	-289.09 ± 28.89
W80	-273.91 ± 27.99	-273.92 ± 27.92

随着高度和宽度的变化,角速度受到的影响并不显著。

2.3.3 不同类型助行器的踝跖屈角度及变化速率

踝关节的跖屈角度变化反映了步态的推进阶段,尤其是在脚掌推离地面时,如表8和表9所示。适度的跖屈角度帮助提供推力,支持步态的推进速度。在正常步态中,踝关节从初始接触地面时的背屈状态,逐渐过渡到支撑中期的中立位,最终在蹬离阶段达到最大跖屈角度,这一变化过程形成了类似“弹簧-质量”系统的能量转换机制。

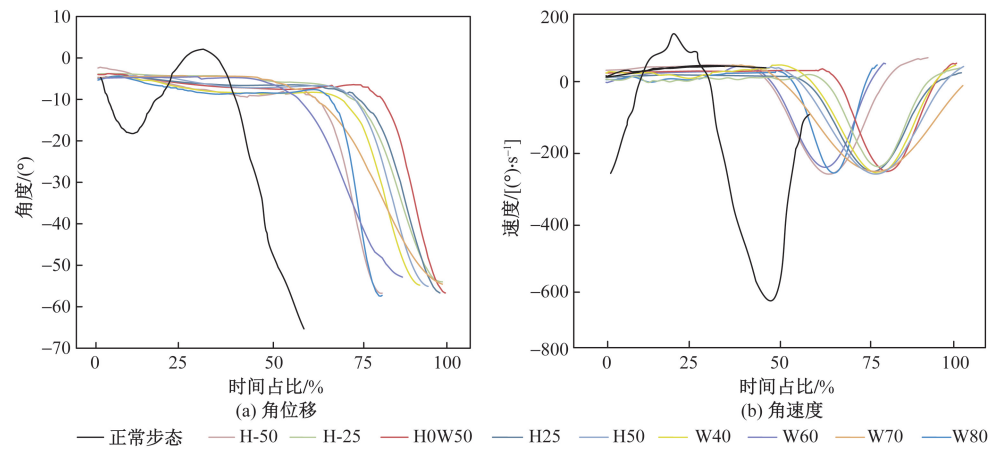


图9 膝关节屈曲运动角位移、角速度对比图(框式助行器)

Fig. 9 Comparison of angular displacement and angular velocity of knee joint flexion movement (frame-type walker)

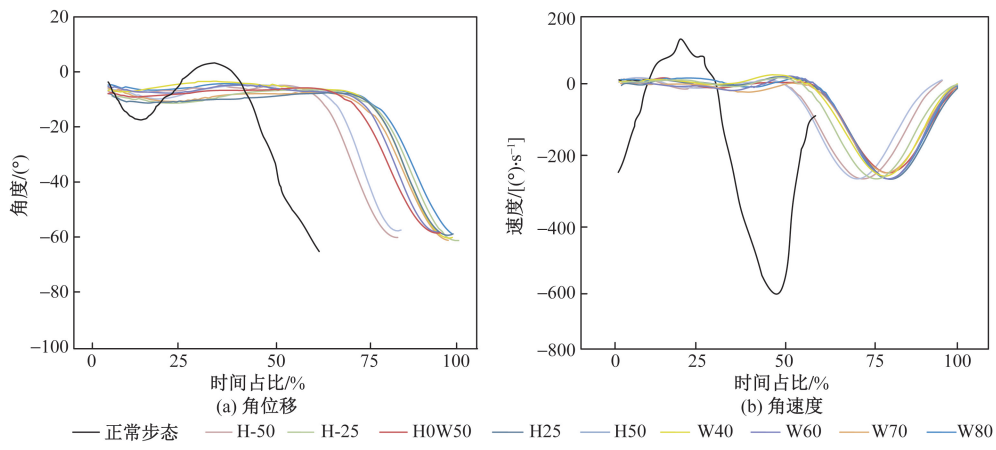


图10 膝关节屈曲运动角位移、角速度对比图(轮式助行器)

Fig. 10 Comparison of angular displacement and angular velocity of knee joint flexion movement (wheeled walker)

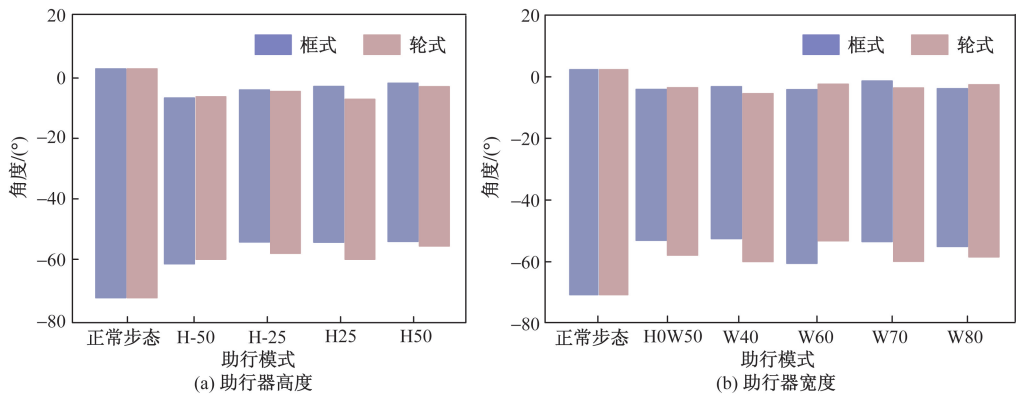


图11 助行模式对膝关节屈曲运动角位移的影响

Fig. 11 Effect of ambulation modes on the angular displacement of knee joint flexion movement

适度的跖屈角度(通常介于 $15^{\circ} \sim 25^{\circ}$)能够有效激活小腿三头肌、胫后肌等肌群,通过肌肉收缩产生向后下方的作用力,借助牛顿第三定律反推人体向前移动,直接影响步行速度与步长参数。若跖屈角度不足,可能导致蹬地无力,造成步频代偿性增加、步长缩短,降低步态效率;而过度跖屈则会增加跟腱、足底筋膜的负荷,提升运动损伤风险。因此,在助行器设计与步态康复训练中,精准调控踝关节跖屈角度,可以优化步态质量、提升行走安全性。

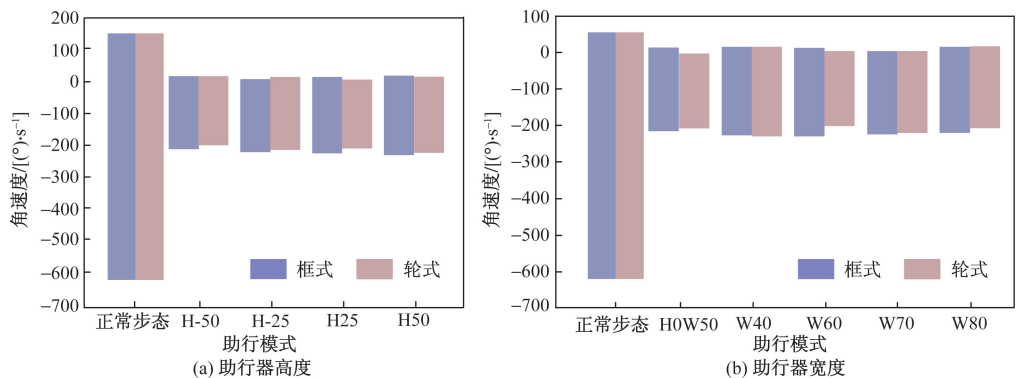


图 12 助行模式对膝关节屈曲运动角速度的影响

Fig. 12 Effect of ambulation modes on the angular velocity of knee joint flexion movement

表 8 踝关节屈伸角度

助行模式	变化范围/(°)	
	框式	轮式
H-50	3.31 ~ 12.89	-17.15 ~ 14.25
H-25	1.97 ~ 11.89	-13.08 ~ 15.81
H25	1.33 ~ 10.94	-11.48 ~ 17.26
H50	2.53 ~ 11.37	-10.76 ~ -0.96
H0W50	1.30 ~ 14.89	-8.40 ~ 18.13
W40	5.41 ~ 14.90	-15.35 ~ 17.44
W60	1.47 ~ 14.32	-13.73 ~ -1.29
W70	5.96 ~ 12.14	-11.06 ~ 17.24
W80	1.49 ~ 11.09	-4.92 ~ 16.92

表 9 踝关节屈伸速度

助行模式	最大值/[(°) · s ⁻¹]	
	框式	轮式
H-50	-67.46 ± 15.65	-123.73 ± 26.35
H-25	-12.55 ± 6.36	-197.91 ± 24.75
H25	-56.92 ± 17.36	-203.84 ± 16.24
H50	-20.32 ± 5.37	-269.39 ± 33.48
H0W50	-86.05 ± 16.32	-169.41 ± 16.89
W40	-38.10 ± 8.65	-252.04 ± 28.46
W60	-61.20 ± 11.24	-219.89 ± 24.22
W70	-86.15 ± 21.02	-200.43 ± 19.61
W80	-97.64 ± 17.89	-182.73 ± 23.47

对于框式助行器(图 13),H50 踝关节角度变化适中,屈曲速度平稳;H25 角度小、速度慢,但稳定性佳;相较 H0W50 等设计,H50 角度支持好、速度快,兼顾灵活与自由。

对于轮式助行器(图 14),H50 屈曲角度灵活,助力自然步态;H25 变化范围大,平衡自由与稳定;W40 活动空间足,灵活性强;H0W50 角度范围最大,平衡灵活与稳定;W70 活动范围和灵活性突出;W80 灵活性表现均衡。

由图 15 和图 16 可知,助行模式下,踝关节跖屈

角位移与正常步态差异显著。高度方面,框式助行器高度越低,踝关节跖屈角度受限越大,而轮式助行器对踝关节约束不明显。宽度方面,宽助行器(如 W80)抑制踝关节运动,影响步态对称与稳定。

角速度分析显示,助行模式降低踝关节运动速度,改变步态节奏。框式助行器中,H-50 和 H-25 高度下,角速度下降明显;宽度增加时,尤其在 W60 及以上,角速度显著降低,削弱足部推进能力。相比之下,轮式助行器角速度降幅较小,运动流畅性更佳。

3 研究分析与讨论

3.1 助行模式与下肢关节角度适配机制

综合考虑髋关节前屈伸角度的变化范围、曲线平滑性及对步态的影响,针对框式与轮式助行器推荐如下:框式助行器中,H50 + W60 配置为髋关节提供自然运动范围,兼顾步幅与稳定性;H50 配置在保障膝关节高稳定性的同时,维持良好活动范围;同样是 H50 配置,在踝关节角度变化上表现适中,适配需支撑且追求步态流畅的老年人。轮式助行器方面,H50 + W60 对髋关节前屈伸角度优化最佳,提升步态效率,适合髋关节活动受限者;H50 + W40 可扩大膝关节屈曲范围,减少关节压力;H0W50 踝关节角度变化范围最大,满足灵活步态需求,W70 则在灵活性与稳定性间取得平衡,适配不同步速需求。

3.2 助行模式与下肢关节角速度适配机制

综合髋、膝、踝关节屈曲速度及老年人步态需求,助行器选择需依个体灵活性、平衡与支撑需求而定:追求高灵活与自由度,W70 轮式(髋关节)、H50 与 W40 轮式(膝关节)、H25 或 W40 轮式(踝关节)是优解;平衡灵活与稳定,可选用 H50 框式(全关节适用)、W60 轮式(髋关节)、H0W50 轮式(踝关节);侧重稳定支撑,H25 框式(髋关节)、H50

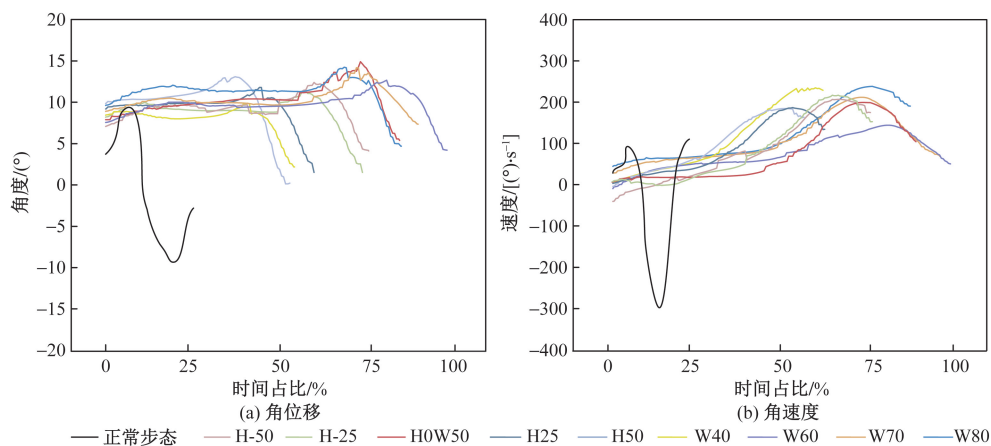


图 13 踝跖屈运动角位移、角速度对比图(框式助行器)

Fig. 13 Comparison of angular displacement and angular velocity of ankle plantar flexion movement (frame-type walker)

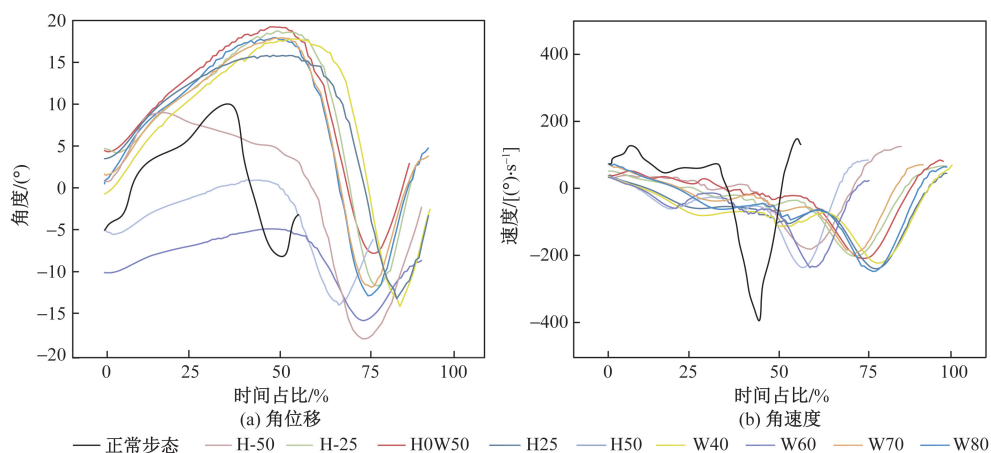


图 14 踝跖屈运动角位移、角速度对比图(轮式助行器)

Fig. 14 Comparison of angular displacement and angular velocity of ankle plantar flexion movement (wheeled walker)

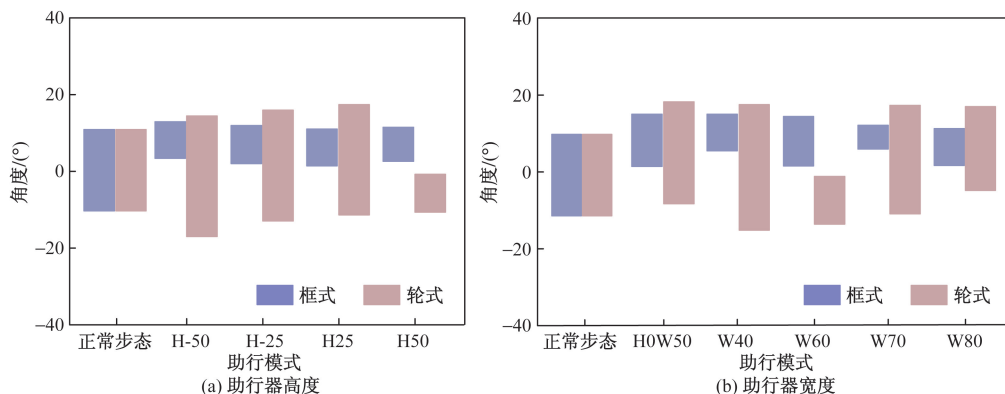


图 15 助行模式对踝跖屈运动角位移的影响

Fig. 15 Effect of ambulation modes on the angular displacement of ankle plantar flexion movement

框式(膝关节与踝关节)凭借适中或较慢屈曲速度,降低摔倒风险,保障步态平稳。

3.3 助行模式与下肢运动学的综合适配机制

选择助行器需兼顾下肢关节角度及变化速率,平衡步态优化与行走安全。框式助行器以刚性结构增强稳定性,适合步速慢、平衡性差的老年人,如 H50

与 W60 型号可优化髋关节运动范围,但可能限制膝、踝关节活动,导致步态僵硬。轮式助行器侧重灵活性,滚动设计扩大关节活动空间,H50 与 W40 型号优化膝关节屈曲性能,提升步态流畅性;H0W50 与 W70 型号增加踝关节活动范围,适配步伐快、需求自由度高的用户。如 H50 框式兼顾稳定与自然,W70 轮式

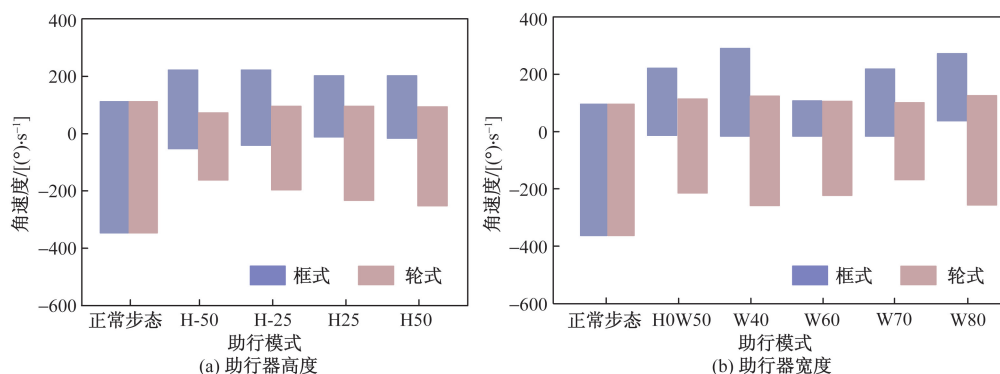


图 16 助行模式对踝跖屈运动角速度的影响

Fig. 16 Effect of ambulation modes on the angular velocity of ankle plantar flexion movement

凭借高踝关节屈曲速度支持灵活步态,体现助行器设计与下肢运动学的协同优化作用。

4 结论

定量分析了框式与轮式助行器及其配置对老年人下肢运动学参数的影响。实验发现,助行器类型和配置显著影响髋、膝、踝关节的屈伸角度及角速度。框式助行器中,H50、W60 的配置使髋关节运动较自然,H50 配置的膝关节稳定性佳,踝关节表现适中,适合步态慢、平衡差的老年人。轮式助行器中,H50、W60 组合利于髋关节活动,H50、W40 组合增加膝关节灵活性,H0W50、W70 组合提升踝关节自由度,更适合追求灵活自然步态的老年人。研究表明,框式助行器通过限制步幅保障安全但影响流畅性,轮式助行器则能优化推进效率。选择助行器需综合个体需求与下肢关节运动参数,以实现步态优化与安全平衡。

参 考 文 献

[1] 曾杰,王剑,邓汶圃,等. 安行侠——基于跌倒检测与应急呼叫系统的多功能老年智慧助行器[J]. 中国科技信息, 2025(23): 88-91.
Zeng Jie, Wang Jian, Deng Wenpo, et al. Anxingxia: a multi-functional smart walker for the elderly based on fall detection and emergency call system[J]. China Science and Technology Information, 2025(23): 88-91.

[2] 刘卓,李思妍. 基于融合科技接受模型的老年助行器设计[J]. 机械设计, 2026, 43(1): 234-240.
Liu Zhuo, Li Siyan. Elderly walker design based on an integrated technology acceptance model[J]. Journal of Machine Design, 2026, 43(1): 234-240.

[3] Rohor P, Frizera A, Zimerer C, et al. Effects of smart walker-assisted gait in real-world vs. virtual reality on heart rate variability and blood pressure in elderly: a randomized cross-over study[J]. Journal of Bodywork & Movement Therapies, 2025, 45: 319-331.

[4] Yang J M, Mo Z J, Zhang Y Y, et al. The effects of walking aids on shoulder joint kinematics in older persons: an initial study[J].

BMC Geriatrics, 2023, 23(1): 743-756.

[5] 柴利娟,苗洁. 骨折联盟服务(FLS)对老年股骨粗隆间骨折患者功能预后及生存率的影响[J]. 科学技术与工程, 2025, 25(28): 11932-11937.
Chai Lijuan, Miao Jie. Impact of fracture liaison service (FLS) on functional outcomes and survival rate in elderly patients with intertrochanteric fractures[J]. Science Technology and Engineering, 2025, 25(28): 11932-11937.

[6] 马善新,郑建玲,程健,等. 悬吊保护下佩戴智能助行器主动辅助偏瘫患者行走: 随机对照试验(英文)[J]. 中国组织工程研究, 2026, 30(12): 3075-3082.
Ma Shanxin, Zheng Jianling, Cheng Jian, et al. Active walking assistance with a smart walker under suspension protection for patients with hemiplegia: a randomized controlled trial[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2026, 30(12): 3075-3082.

[7] 李翔洁,黄庆艳,蒋萍. 老年骨科手术病人跌倒风险感知的潜在剖面分析[J]. 全科护理, 2025, 23(21): 4187-4191.
Li Xiangjie, Huang Qingyan, Jiang Ping. Latent profile analysis of fall risk perception in elderly orthopedic surgical patients[J]. Chinese General Practice Nursing, 2025, 23(21): 4187-4191.

[8] Shree T D, Manoharan K, Masilamani M, et al. Assessment of intrinsic capacity using step 2 assessment tools of the integrated care for older people (ICOPE) care in the elderly population living in the Chengalpattu region[J]. Aging Clinical and Experimental Research, 2026, 38(1): 40-50.

[9] Howe L, Prince T, Yasser S, et al. Comparison of gait between walking up and down an incline with a walking device in older adults[J]. Geriatric Nursing, 2023, 53: 141-145.

[10] Nickerson K A, Diaz K, Muir B C. Circumstances of falls among older adult walker users in long-term care and the associated walker design deficits[J]. Assistive Technology: the Official Journal of RESNA, 2023, 36(3): 248-253.

[11] 陈春,匡新晖,唐弋. 基于GBRT模型的建成环境对老年人步行活动的非线性影响: 以重庆市渝中区为例[J]. 科学技术与工程, 2025, 25(9): 3905-3913.
Chen Chun, Kuang Xinhui, Tang Yi. Nonlinear influence of the built environment on elderly walking activities based on GBRT model: a case study of Yuzhong District, Chongqing[J]. Science Technology and Engineering, 2025, 25(9): 3905-3913.

[12] 冉静. 居家情境下老年人坐姿转换助行器设计研究[D]. 杭州: 浙江科技大学, 2025.

- Ran Jing. Design research of a sit-to-stand walker for the elderly in home settings[D]. Hangzhou: Zhejiang University of Science and Technology, 2025.
- [13] 罗雪怡, 孙梦雪, 张采秋, 等. 腋下支撑式助行康复训练系统的创新设计[J]. 体育视野, 2025(12): 143-145.
- Luo Xueyi, Sun Mengxue, Zhang Caiqiu, et al. Innovative design of an underarm support walker rehabilitation training system[J]. Sports Vision, 2025(12): 143-145.
- [14] 杨江华, 马国钧, 卢绍群, 等. 基于 PLC 的老旧居民楼楼梯助行系统设计[J]. 现代制造技术与装备, 2025, 61(3): 171-173.
- Yang Jianghua, Ma Guojun, Lu Shaoqun, et al. Design of a stair walking assistance system for old residential buildings based on PLC[J]. Modern Manufacturing Technology and Equipment, 2025, 61(3): 171-173.
- [15] Sakano Y, Murata S, Goda A, et al. Factors influencing the use of walking aids by frail elderly people in senior day care centers[J]. Healthcare, 2023, 11(6): 858.
- [16] 马越, 王新. 不同年龄中老年人群行走过程下肢姿势控制变化的生物力学特征[J]. 科学技术与工程, 2024, 24(30): 12885-12893.
- Ma Yue, Wang Xin. Biomechanical characteristics of lower limb postural control changes during walking in middle-aged and elderly populations of different ages[J]. Science Technology and Engineering, 2024, 24(30): 12885-12893.
- [17] 董浩. 基于 OpenSim 的下肢肌骨运动系统生物力学研究[D]. 北京: 北京化工大学, 2023.
- Dong Hao. Biomechanical research on lower limb musculoskeletal system based on OpenSim[D]. Beijing: Beijing University of Chemical Technology, 2023.
- [18] 李泽亚, 卢斌, 李奇. 下肢肌肉力量训练对内侧间室膝关节炎生物力学影响的研究进展[J]. 中国康复, 2025, 40(1): 45-49.
- Li Zeya, Lu Bin, Li Qi. Research progress on the biomechanical effects of lower limb muscle strength training on medial compartment knee osteoarthritis[J]. Chinese Journal of Rehabilitation, 2025, 40(1): 45-49.
- [19] 高驰. 老年人行走过程中非侵入式下肢肌肉力研究[D]. 长春: 吉林大学, 2024.
- Gao Chi. Research on non-invasive lower limb muscle force in the elderly during walking[D]. Changchun: Jilin University, 2024.