

基于Jack人机仿真的下肢康复助行器设计与优化

姚奇志¹, 黄琳^{1*}, 梁德连¹, 贺蔷薇¹, 姚湘¹, 毛建赞²

¹南华大学松霖建筑与设计艺术院产品设计系, 湖南 衡阳

²湖南理工职业技术学院智能制造学院, 湖南 湘潭

收稿日期: 2025年12月5日; 录用日期: 2026年1月15日; 发布日期: 2026年1月22日

摘要

目的: 为提高行动不便者使用移动辅具的适配性, 提出一种下肢康复助行器改良设计。方法: 通过对下肢康复助行器的使用流程进行分析, 确定其使用姿态问题, 使用Jack仿真软件构建患者模型, 模拟分析关键场景下的可触域、行动域、姿势负荷及能耗, 并基于模拟结果对座便板、轮组结构、扶手高度与角度以及靠背支撑等部件进行优化设计。结果: 优化后, 患者对坐姿切换、座便器使用及助行器辅助行走这3个关键动作的操作步骤减少, 姿势负荷降低, 证明改良设计的人机工程学性能优异。结论: 下肢康复助行器的人机改良案例为医疗康复产品设计提供了人机仿真参考, 同时验证了Jack仿真技术在产品设计中的实用性和高效性。

关键词

助行器设计, Jack仿真, 人机工程仿真, 产品设计

Design and Optimization of Lower Limb Rehabilitation Walker Based on Jack Human-Machine Simulation

Qizhi Yao¹, Lin Huang^{1*}, Delian Liang¹, Qiangrong He¹, Xiang Yao¹, Jianyun Mao²

¹Department of Product Design, Songlin School of Architecture and Design Arts, University of South China, Hengyang Hunan

²School of Intelligent Manufacturing, Hunan Vocational Institute of Technology, Xiangtan Hunan

Received: December 5, 2025; accepted: January 15, 2026; published: January 22, 2026

*通讯作者。

文章引用: 姚奇志, 黄琳, 梁德连, 贺蔷薇, 姚湘, 毛建赞. 基于 Jack 人机仿真的下肢康复助行器设计与优化[J]. 设计进展, 2026, 11(1): 12-24. DOI: 10.12677/sheji.2026.111002

Abstract

Objective: To improve the adaptability of mobile assistive devices for people with limited mobility, an improved design of a lower limb rehabilitation walker is proposed. **Methods:** By analyzing the usage process of the lower limb rehabilitation walker, the usage posture problems were identified. A patient model was constructed using Jack simulation software, and simulations were conducted to analyze the reachable area, movement range, posture load, and energy consumption of the patient in key usage scenarios. Based on these analysis results, targeted design optimizations were made to components such as the seat board, front and rear wheels, handrails, and backrest of the lower limb rehabilitation walker. **Results:** After analyzing the optimized design, it was found that the number of operation steps for the patient in three key actions—sitting posture switching, toilet seat usage, and assisted walking with the walker—was reduced, and the patient's posture load was decreased, indicating good ergonomics of the improved design. **Conclusion:** Through the case of human-machine improvement of the lower limb rehabilitation walker, a reference case for human-machine simulation in the design of medical rehabilitation products is provided, and the practicality and high efficiency of Jack simulation technology are further demonstrated.

Keywords

Walker Design, Jack Simulation, Ergonomic Simulation, Product Design

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

下肢疾病(包括但不限于骨关节炎、骨折、下肢软组织损伤等) [1]发病率随人口老龄化加剧, 下肢康复助行器作为行动不便者重要的移动辅助工具, 对患者辅助支撑、保持平衡、提高行走能力、改善关节功能和加快康复速度具有显著作用。然而助行器的使用也存在一些局限性和问题, 如使用不当可能导致步态异常, 增加能耗, 甚至增加跌倒风险, 正确的助行器选配至关重要。

现有研究多聚焦外观设计或单一功能实现, 缺乏对助行器在动态使用全过程中的人体生物力学特性、人机工程学适配与使用者主观舒适度的系统性分析。这种研究的局限性导致现有产品常常难以满足不同体型、不同康复阶段用户的真实需求, 特别是在坐姿切换、如厕、行走支撑等关键使用场景中, 普遍存在操作步骤繁琐、姿势负荷过大、能量效率低下等问题。为实现从“功能效益”到“体验效益”的转化, 需要引入更科学、更系统的人因工程设计方法, 人机仿真技术。然而, 该技术在医疗康复辅具, 尤其是下肢康复助行器领域的深入应用与实践案例尚显不足。

本研究针对下肢康复助行器进行人机环境构建并结合人机工程仿真分析工具确定患者使用产品的舒适域值, 为下肢康复助行器设计提供可行性参考。

2. 设计改良方法

Jack 仿真软件是款虚拟人机交互工具, 集三维仿真、数字人体模型及人因工效分析于一体[2]。由美国宾夕法尼亚大学和西门子工业软件有限公司联合开发[3]。张雪等利用 Jack 分析工具, 构建仿真运动环境, 融入数字模型, 分析其下肢屈伸康复锻炼过程, 得出相关产品尺寸范围, 为康复训练产品参数设定

提供依据[4]。周华等运用 Jack 的人因功效分析功能,分析大学生臂展可达性、腰椎舒适性及取物难易度,辨别大学宿舍储物设施缺陷,并提出优化方案[5]。本文运用此方法在下肢康复助行器方案设计后期进行方案评估,通过数字手段模拟患者的使用场景,根据仿真结果检验设计的合理性。

对一款具备坐姿如厕与辅助站立行走功能的下肢康复助行器进行系统设计(详见图 1),识别关键使用姿态问题,并通过分析静态姿势舒适度和行走过程步态仿真的腰椎受力,优化结构参数,提升安全性、舒适性及易用性。

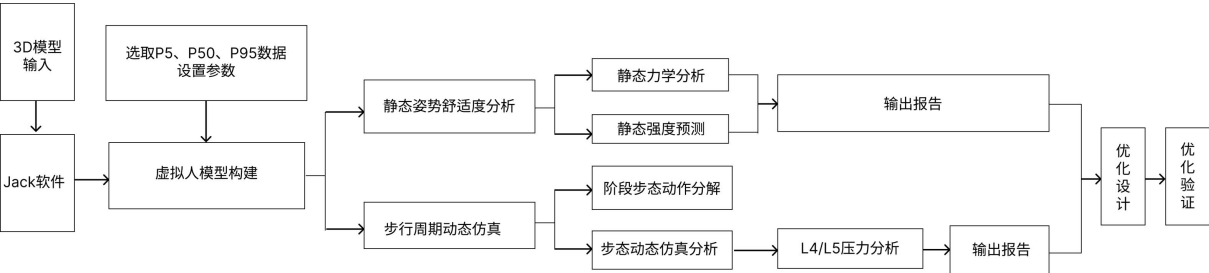


Figure 1. Design process of Jack's realistic fusion
图 1. Jack 仿真相融合的设计流程

3. 设计改良方法

3.1. 下肢康复助行器使用流程分析

本研究基于用户体验地图构建“患者 - 空间 - 助行器”行为轨迹模型以挖掘用户深层需求[6]。选取南华大学附属南华医院为研究场景,实地观察其训练全程,划分使用流程如下:下床准备、康复行走状态、座便器使用及拆卸状态、休息状态与上床准备,详见图 2。

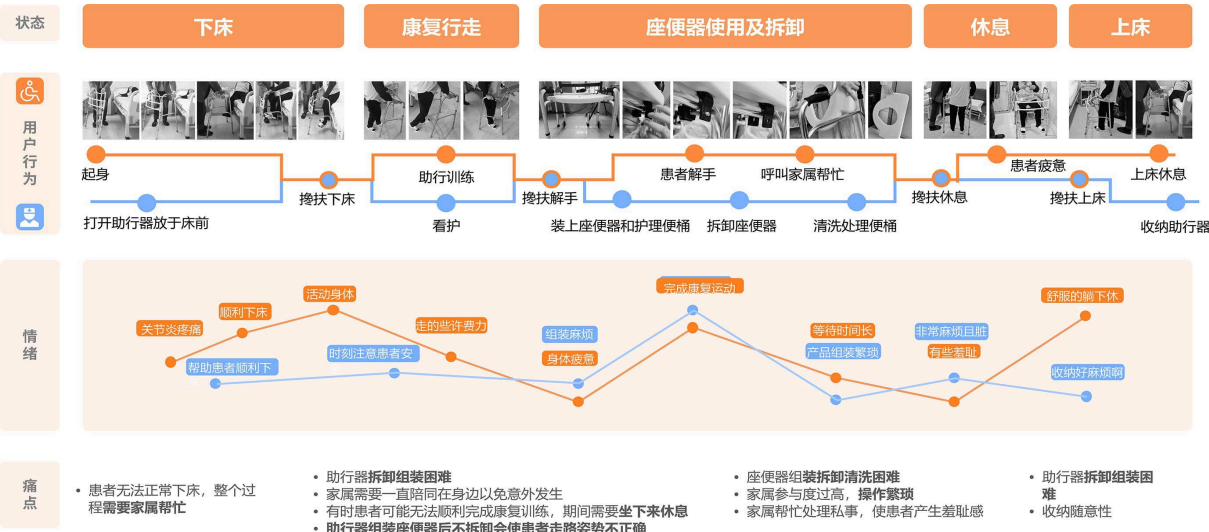


Figure 2. Analysis of the patient experience map
图 2. 患者体验地图分析

1) 下床准备时, 家庭照护者先把折叠的助行器展开, 置于病床前。患者要确认坐起无眩晕不适, 方可扶助行器站起。下床时, 照护者双手抵住助行器扶手保持其稳定, 患者再慢慢、安全地下床。

- 2) 康复行走状态，患者需在家庭照护者的陪护下完成助行训练。康复行走的过程中动作规范：先把助行器摆在身体前约 20 cm 处，身体保持站立姿态，不要翘屁股膝关节伸直，行走时先迈手术腿再迈非手术腿如此循环。
- 3) 座便器使用状态，患者需家庭照护者安装座便器及护理便桶，确保其高度合适且放置安全。患者解手后，家庭照护者需清理便桶，并将便桶及座便板拆卸，以免影响患者后续康复行走训练。
- 4) 休息状态分站立休息和坐休息两个姿态。康复行走时，患者保持站立姿势，靠双手支撑在助行器上休息；坐姿休息状态，家庭照护者需将座便板安装上后坐使用，在结束休息状态时将其拆卸，避免阻碍康复训练进程。
- 5) 上床准备，患者在助行器的辅助下步行至病床边，助行器由家庭照护者收纳整理。

3.2. 数字人体模型构建

3.2.1. 静态模型

针对患者人机仿真需求，依据国内成年人(18~75 岁)不同百分位男女典型体型参数展开建模。主要参考《GB/T10000-2023 中国成年人人体尺寸》及胡海滔[7]的测量数据，整理形成相关尺寸数据表(表 1)。构建通用性仿真人体模型，选取身高体重处于第 5 百分位女性(P5 女，身高 148.2 cm，体重 42 kg)作为小体型代表、第 50 百分位男性(P50 男，身高 167.8 cm，体重 59 kg)作为中体型代表和第 95 百分位男性(P95 男，身高 177.5 cm，体重 75 kg)作为大体型代表，覆盖约 90%群体，见图 3。

Table 1. Relevant size data of the P5 female, P50 male, and P95 male simulation humans
表 1. P5 女、P50 男、P95 男仿真人的相关尺寸数据

参数	P5 女(1482 mm)	P50 男(1678 mm)	P95 男(1775 mm)	数据来源
肩高	1210	1367	1429	GB/T 10000-2023
肩宽	363	431	469	GB/T 10000-2023
肘高(自然下垂)	954	1024	1096	GB/T 10000-2023
手功能高(站姿)	650	720	780	胡海滔(2005)
坐姿膝高	458	493	554	GB/T 10000-2023
小腿加足高	382	413	448	GB/T 10000-2023
上臂长	289	315	338	GB/T 10000-2023
前臂长	216	238	247	GB/T 10000-2023
臀宽	363	431	469	GB/T 10000-2023
髋关节角度(°)	90~100	90~100	90~100	胡海滔(2005)

然而，此组合也存在局限性：首先，它主要基于人体尺寸，对肥胖、肌肉萎缩等病理性体型变化覆盖不足；其次，P50 百分位虽具统计代表性，但可能无法精准反映特定康复患者群体的平均体型；最后，样本未包含第 95 百分位女性或第 5 百分位男性等交叉组合，可能遗漏部分极端但真实存在的用户体型。本研究通过设定可调节范围(如座椅、扶手高度)来部分弥补此局限，未来研究可增加样本多样性与针对性测量。

3.2.2. 动态模型

Jack 仿真中可触域、可达域、姿势负荷分析等[8]，可获取行动不便患者使用下肢康复助行器的人体

工程学信息。根据图 3 人体模型的身体特征、身高分布、腰椎前弯角度、脊柱曲率和关节活动范围调整模型。针对患者行走、坐、站立姿势，建立仿真运动模型，模拟下肢肌力下降：上肢力量设为正常成年水平的 60%~80%保证支撑与抓握能力，下肢力量降至 40%~60%模拟功能退化。在 Jack 软件中导入上述参数，生成具备关节角度限制和肌肉激活度预设特点的动态模型，能复现 18~75 岁人群使用助行器时的代偿姿势，(见图 4)，为评估相关指标提供生物力学依据。

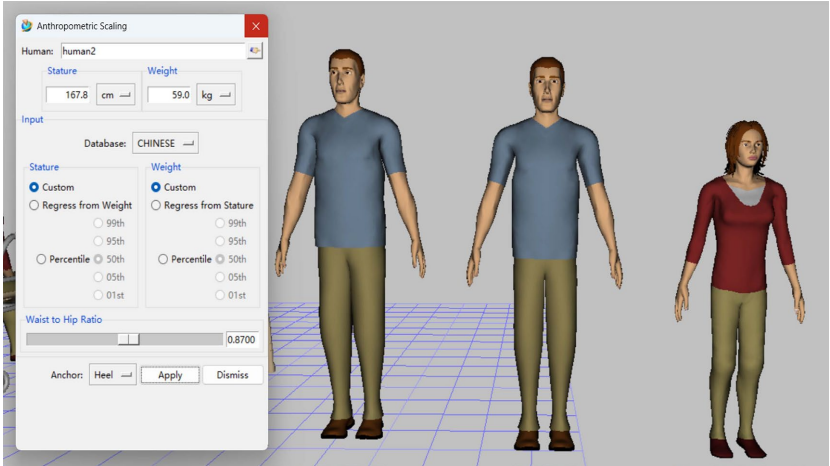


Figure 3. Establishment of P5 female, P50 male and P95 male anthropomorphic models
图 3. P5 女、P50 男和 P95 男仿真真人模型建立

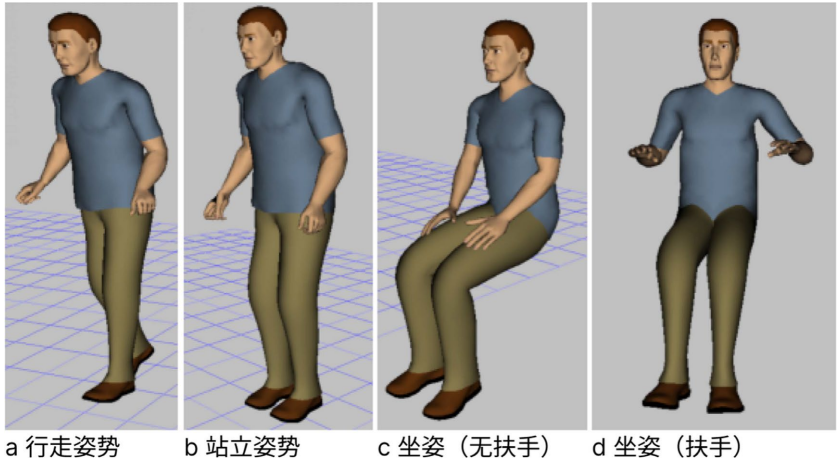


Figure 4. Key postures
图 4. 关键姿态

3.3. 患者可触域分析

通过人体姿态分析[9]确定患者在使用过程中的最佳人机交互状态，并对其工效进行评定。结合图 2 可知，患者在使用下肢康复助行器全流程中，其扶手和座便板是使用频率较高的部件，设计时需保证这些部件在患者的最佳操作空间内。借助 Jack 的 Research Zones 分析工具进行验证[10]。站姿状态，手部扶在把手上；坐姿状态手部可触碰到座便板，先将收纳的座便板放平，并设置到合适高度，让人体坐在上面，双手放在扶手位置。通过对整个手臂的活动域跟踪记录，得到球形包络数据，即患者手部可触域。如图 5 可知，助行器两侧扶手、座便板顶部放平收纳处均位于球面包络区域内，满足患者的可触域需求。

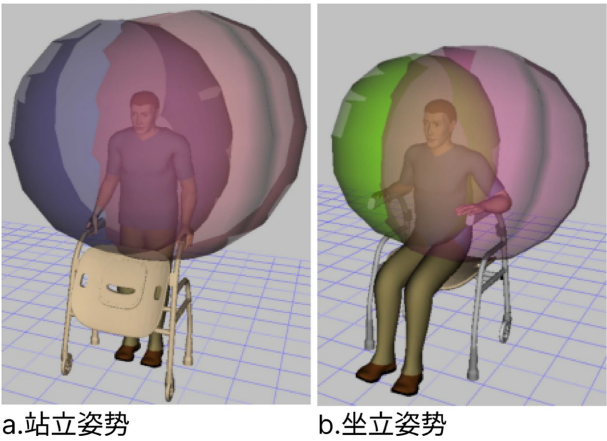


Figure 5. Analysis of the reachable region of the patient
图 5. 患者可达域分析

3.4. 患者下肢可达域分析

结合人体行走时足部落地阶段[11]，7 个步态周期[12]，及患者在康复行走状态中的动作规范要求，进行患者下肢康复训练的步态周期仿真分析。其步态周期可分解为 7 个时期：a 初始着地、b 承重反应期、c 支撑中相期、d 支撑相末期、e 摆动相早期、f 摆动相中期、g 摆动相末期[13]。为使产品更适用于患者康复行走情景，取用患者完整的 7 个步态周期研究，如图 6(a)~(g)所示(下肢康复助行器行走状态步态周期总体视图)，可获得患者下肢可达域数据，如表 2 所示。

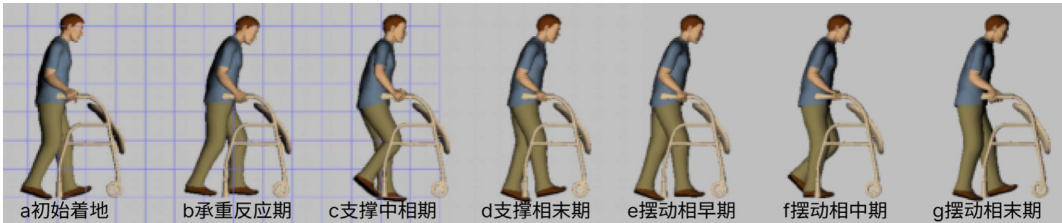


Figure 6. Overall view of the gait cycle during walking with lower limb rehabilitation walking aid
图 6. 下肢康复助行器行走状态步态周期总体视图

3.5. 患者姿势负荷分析

基于 Jack 动态仿真，采用图 4 的行走姿态，设定 0.5 m/s 直线行走 10 m。用 Animation 工具完整复现 7 个步态周期动作，重点利用 Lower Back Analysis 监测 L4/L5 节段动态负荷变化，验证助行器动态使用的生物力学舒适性，见表 2，并满足式(1)~(2) [14]。

Table 2. Decomposition of walking cycle actions during walking with assistive devices
表 2. 使用助行器行走过程的步行周期动作分解

步行周期	动作描述	关键参数
a	一侧足跟轻触地面，助行器前轮同步前移，躯干微前倾，双手轻扶扶手控制平衡，重心位于后脚支撑面，膝关节微屈，模拟缓慢触地的步态。	助行器前轮前移距离、躯干前倾角度
b	全脚掌着地，身体重心快速转移至该侧下肢，助行器支撑力瞬时增加，扶手受力增加，膝关节屈曲，缓冲地面冲击力，降低腰椎负荷。	扶手受力

续表

c	重心完全转移至支撑腿，对侧下肢开始抬离地面，助行器保持静止支撑，躯干直立，扶手高度 919mm 适配肘部自然弯曲。	扶手高度
d	支撑腿足跟抬离地面，身体重心向前移动，助行器前轮再次前移，为摆动相做准备，膝关节逐渐伸直，扶手受力降低，重心过渡流畅。	助行器前轮前移距离、扶手受力
e	对侧下肢向前摆动，助行器保持稳定，仿真通过扶手轻微借力维持平衡。	扶手受力
f	下肢摆动至最大幅度，膝关节逐渐伸直，脚尖朝前，助行器与身体同步前移，双手短暂脱离扶手，验证助行器稳定性。	助行器移动速度
g	摆动腿足跟即将着地，膝关节微屈为下一周期做准备，助行器前轮停止移动，完成一个完整步行周期。	完整步行周期耗时

$$\text{总支撑力公式: } F_n = G \quad (1)$$

$$\text{分力合成公式: } F_n = F_{n1} + F_{n1'} + F_{n2} + F_{n2'} \quad (2)$$

式中： F_{n1} 、 $F_{n1'}$ 为左右手支撑力(方向竖直向下)， F_{n2} 和 $F_{n2'}$ 为左右脚支撑力(方向竖直向上)， G 为人体重力(如图 7 示例)。

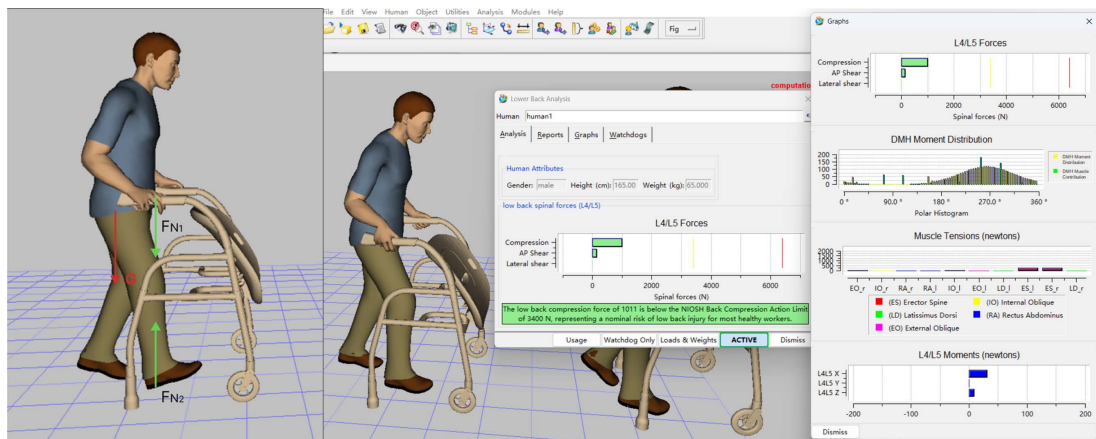


Figure 7. Static analysis diagram of P50 male in stage (a) and the force distribution of L4/L5 at P50 male in stage (b)
图 7. P50 男在阶段(a)静力学分析图和 P50 男在阶段(b)时的 L4/L5 受力情况

通过调节扶手高度(650~900 mm)进行参数化仿真，以 P50 男(59 kg)为例，假设仿真人为匀速运动，当扶手高度设置为 900 mm 时，患者双手双脚平均受力，即受力大小分别为被测仿真人体重的 1/4 [15]。根据式(1)，其步行过程中总支撑力 $F_n = G = 590$ N。根据式(2)各肢体支撑力为 $F_{n1} = F_{n1'} = F_{n2} = F_{n2'} = 1/4 F_n = 147.5$ N。在 Lower Back Analysis 显示，阶段 b 时 L4/L5 压力为 1101 N，远低于 NIOSH 3400 N 的安全阈值，如图 7 所示。

综合表 3 数据，所有测试对象各高度下 L4/L5 压力均符合安全标准[16]，但差异显著。P95 男在支撑中相期(c 阶段)平均负荷 2335 N，较 P50 男高 25%；而 P5 女在 900 mm 高度因适配差出现异常负荷。最佳扶手高度因体型而异，P50 男和 P5 女最优为 735 mm，而 P95 男则需要 850~900 mm。此外，引入动态高度调节可降低 c 阶段腰椎负荷 18%~22% (所有用户 c 期负荷应低于 2500 N 椎间盘损伤阈值)，能显著提升安全性。

Table 3. The force distribution (N) of L4/L5 at each stage for P5 females, P50 males, and P95 males
表 3. P5 女、P50 男、P95 男各阶段的 L4/L5(N)受力情况

患者类型	扶手高度 (mm)	a 初始着 地	b 承重反 应期	c 支撑中 相期	d 支撑相 末期	e 摆动相 早期	f 摆动相 中期	g 摆动相 末期
P5 女	650	1342	1089	1527	842	798	917	1015
	735	1215	912	1368	715	692	786	892
	900	1486	1243	1672	968	903	1035	1127
P50 男	650	1927	1186	2043	872	842	912	1083
	735	1821	1098	1935	825	809	827	1009
	900	1732	1011	1866	797	777	827	945
P95	650	2415	1728	2583	1327	1265	1428	1553
	735	2187	1521	2349	1198	1143	1287	1392
	900	1936	1326	2075	1053	1012	1137	1216

3.6. 患者能量消耗分析

下肢康复助行器需满足坐姿如厕和站立支撑两种交互模式的舒适性要求。借助 Jack 的静态力学分析和静态强度预测工具分别对这两种姿势进行舒适度分析时，将座椅高度和扶手高度设置为变量，以验证座椅高度和扶手高度在调节范围内的合理性。依据表 1 以及 18~75 岁人群身高特性，座椅高度的验证范围设计为 400~600 mm，扶手高度的验证范围设计为 650~900 mm。

3.6.1. 坐姿静态力学分析

用 Jack 静态力学分析评估 400~600 mm 座椅高度的舒适性[17]，图 8 结果显示：P95 男和 P50 男 500 mm 高度坐姿较优，而 P5 女在该高度脚踝负荷达 69% (低于 75%安全阈值)，有悬空失衡问题。综合数据，P5 女适宜 400~500 mm，P95 男适合 500~600 mm。ForceSolver 工具用红黄绿三色标识风险等级：红色表示姿势风险(如 P5 女 500 mm 脚踝负荷)，绿色为安全范围(P50 男 500 mm 各指标正常)。考虑采用 400~600 mm 可调座椅设计，适配不同体型用户，确保坐姿稳定和关节安全。方案可覆盖 90%用户，避免脚踝过载等损伤。

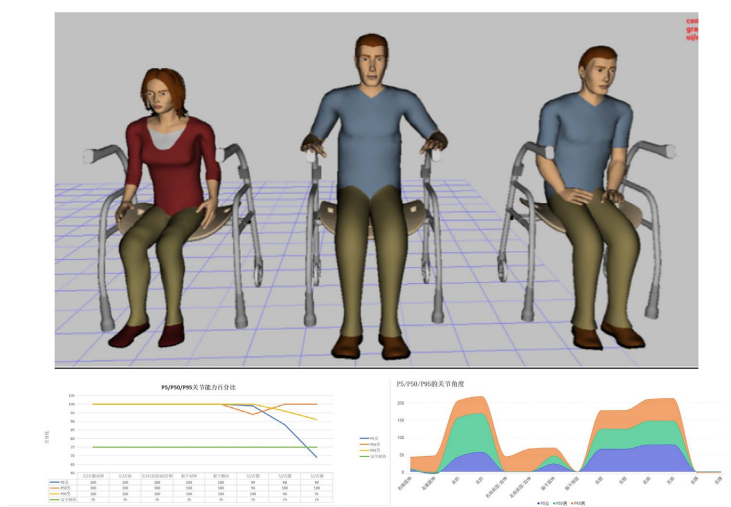


Figure 8. Static postures of P5, P95, and P50 (a) and static mechanical analysis diagram (b)
图 8. P5/P95/P50 坐姿静态(a)及静态力学分析图(b)

3.6.2. 站姿静态强度预测

基于表 1 并借助 Jack 仿真的静态强度预测工具，分析 P5 女、P50 男、P95 男在 650~900 mm 扶手高度下的关节强度值百分比、角度、关节转矩及平均强度值站立舒适度。图 9 评估显示：P5 女在 900 mm 时肩外展达 45° (超出 30°安全阈值)，易致肩部疲劳；P50 男 735 mm 时关节负荷最小；P95 男在 900 mm 时各指标最优。通过对比腕关节扭矩(≤ 25 N·m)、肩外展角($\leq 30^\circ$)和肘屈曲角($120^\circ\sim 135^\circ$) [16]三项关键指标评估最佳扶手高度。表 4 数据：P5 女在 650 mm 和 900 mm 高度关节负荷大，735 mm 相对适宜但仍需微调；P50 男在 735 mm 高度各关节指标最优；P95 男则更适合 900 mm 高度。综合分析，扶手高度基准范围设为 735~900 mm 最合理，可进一步高度可调并精细化设置，适配更多体型，确保舒适度。

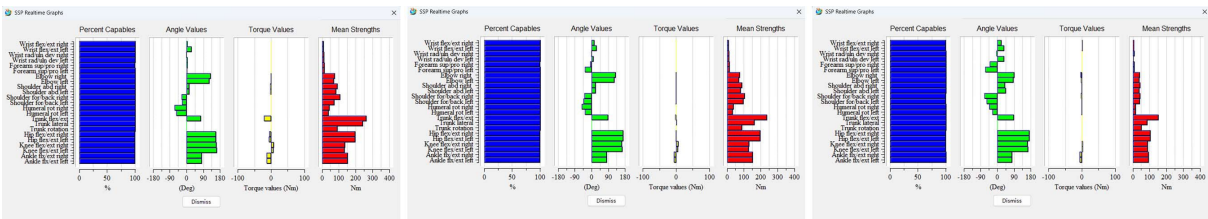


Figure 9. Prediction analysis diagram of standing static strength for P95/P50/P5
图 9. P95/P50/P5 的站立静态强度预测分析图

Table 4. Comfort level of handrail height for P95 males, P50 males, and P5 females in the standing support position
表 4. P95 男、P50 男、P5 女在站立支撑状态下扶手高度舒适度

	P5 女			P50 男			P95 男		
	腕关节扭 矩(Nm)	肘关节屈 曲角度(°)	肩关节外 展角度(°)	腕关节扭 矩(Nm)	肘关节屈 曲角度(°)	肩关节外 展角度(°)	腕关节扭 矩(Nm)	肘关节屈 曲角度(°)	肩关节外 展角度(°)
650 mm	7~9	150~160	35~45	4~6	130~140	20~30	2~4	110~120	10~20
735 mm	4~6	130~140	20~30	2~4	120~130	15~25	3~5	120~130	15~25
900 mm	9~11	110~120	40~50	4~6	110~120	25~35	3~5	120~130	15~25

3.7. 总结

综合来看，通过 Jack 仿真系统性分析，确定了下肢康复助行器关键设计参数。座椅高度设为 400~600 mm 可调，能覆盖 90%患者，避免踝关节悬空或膝过度屈曲。扶手高度在 735~900 mm 安全区间，P5 女最优 735 mm，P50 男 735~790 mm，P95 男 850~900 mm。动态步态负荷中，腰椎峰值压力集中在 c 期，P95 男 650 mm 时达 2583 N (接近 3400 N 损伤阈值)，优化到 900 mm 后降至 2075 N，降幅 19.7%。采用可调节结构设计，优化座椅和扶手高度，能降腰椎负荷 20%、关节损伤风险 35%，结合动态调节适配步态负荷变化，提升产品安全性和舒适性。

4. 下肢康复助行器设计改良实践

根据市场上现有下肢康复用助行器的基本结构和功能调研，结合人机仿真所得数据，所设计的助行器结构可概括为支撑框架、座椅模块和操控系统三部分。

4.1. 外观与人体工学优化

整体造型兼顾医疗实用与人体工学之美，线条简洁流畅，无过多繁杂装饰，扶手采用圆润弧形设计，捏感舒适。座椅采用贴合人体工学的曲面设计，并巧妙增设卡槽，既赋予患者舒适坐感，又实现座椅与

助行器的浑然一体，强化整体稳固性。

4.2. 便捷性与安全性提升

座便结构设计上，座便卡扣突出，与支撑杆连接于座板底面，增强结构稳固性且方便患者使用座便功能。座板通过阻尼转轴可自由平稳转动，便于患者坐和起身，操作便捷。优化轮子配置，摒弃原产品轮子单一不灵活的弊端，采用多个可拆卸重力轮，省力方便，部分轮子具自锁功能，坐时自动锁定，保障使用安全。

4.3. 产品实用性增强

优化设计减少了助行器的零部件数量，降低成本的同时，减少了故障发生几率，提高了产品可靠性。而且在保证功能的前提下，优化了助行器造型，使其更贴合患者使用需求，提升了整体实用性，详见图 10。

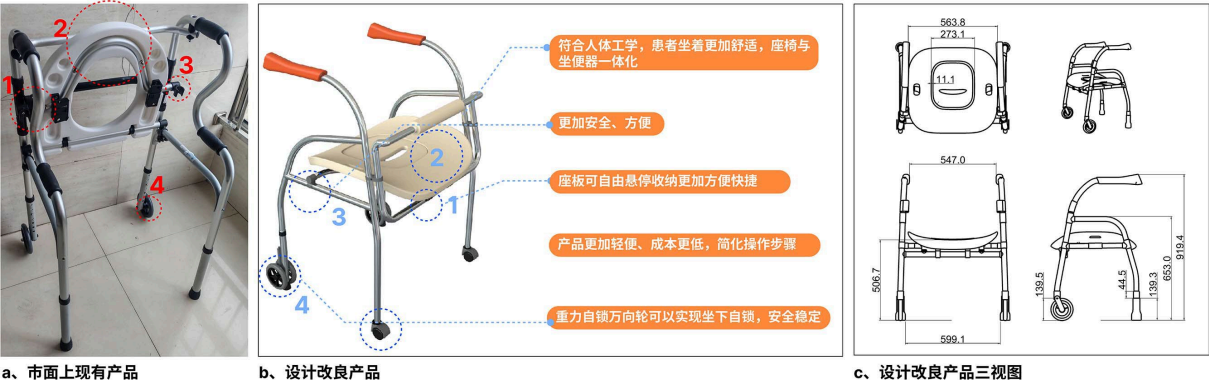


Figure 10. Design practice
图 10. 设计实践

5. 优化后的方案验证

5.1. 优化后的可达域分析

患者手部可达域仿真分析，如图 11 所示。优化后的助行器两侧扶手、座便板、座便板顶部收纳处均在手臂球面包络区域内，优化后的下肢康复助行器满足患者的空间可达域人机尺寸。

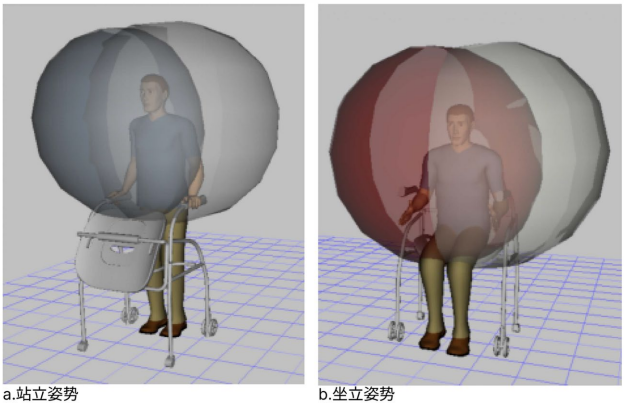


Figure 11. Analysis of the reachable region of the patient
图 11. 患者可达域分析

5.2. 优化后的姿势负荷分析

通过 Jack 动态仿真分析，用 Lower Back Analysis 监测 L4/L5 节段动态负荷变化，验证优化后助行器动态使用的生物力学舒适性。如表 5，所有测试对象在优化后各高度下 L4/L5 压力均达标。动态高度调节时，c 阶段腰椎负荷比优化前降 18%~22%，所有用户 c 期负荷都在 2500 N 椎间盘损伤阈值下，安全性显著提升。

Table 5. The force conditions of L4/L5 (N) at each stage before and after optimization

表 5. 优化前后的各阶段的 L4/L5 (N)受力情况

患者类型	优化前后	扶手高度(mm)	a 初始着地	b 承重反应期	c 支撑中相期	d 支撑相末期	e 摆动相早期	f 摆动相中期	g 摆动相末期
P5 女	前	735	1215	912	1368	715	692	786	892
	后	735	467	519	498	452	448	467	529
P50 男	前	735	1821	1098	1935	825	809	827	1009
	后	735	700	624	704	521	524	492	599
P95 男	前	900	1936	1326	2075	1053	1012	1137	1216
	后	900	744	754	755	665	655	676	721

5.3. 优化后的能量消耗分析

优化后坐姿舒适度仿真分析结果如图 12 所示：P5 女脚踝负荷从 69%提升为 100%，坐姿稳定性和关节安全性提升。对比优化前后的站姿舒适度数值(表 6)，以腕关节扭矩($\leq 25\text{ N}\cdot\text{m}$)、肩外展角($\leq 30^\circ$)和肘屈曲角($120^\circ\sim 135^\circ$)为关键指标，坐姿舒适度明显改善。

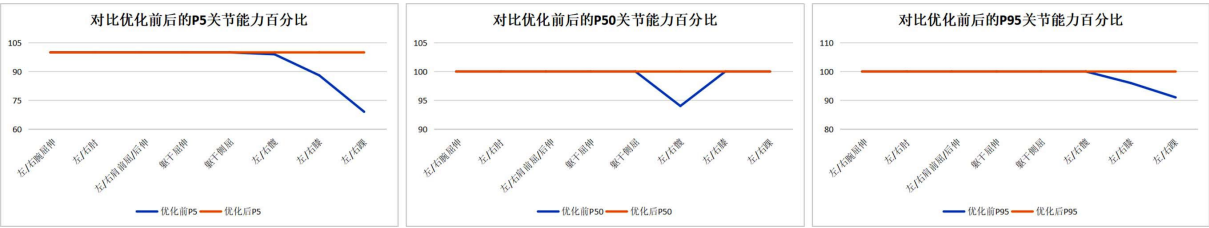


Figure 12. Static biomechanical analysis diagrams of the sitting postures before and after optimization for P5, P95, and P50
图 12. P5/P95/P50 的优化前后坐姿静态力学分析图

Table 6. Comfort level in standing posture before and after optimization

表 6. 优化前后在站姿状态下舒适度

用户类型	扶手高度	优化前后	关键指标		
			腕关节扭矩(Nm)	肘关节屈曲角度($^\circ$)	肩关节外展角度($^\circ$)
P5 女	735	前	4~6	130~140	20~30
		后	0.5~0.8	120~125	15~20
P50 男	735	前	2~4	120~130	15~25
		后	0.3~0.6	110~115	10~15
P95 男	900	前	3~5	120~130	15~25
		后	0.1~1	110~115	10~15

本研究经仿真与实物测试验证优化方案有效性。仿真显示：优化座椅使 P5 女性踝关节负荷降低 14%，P95 男性腰椎压力减少 18%；调整扶手高度(P5 女 735 mm/P95 男 880 mm)后，腰椎峰值负荷控制在 2100 N 内，符合标准；关节指标改善(腕扭矩 ≤ 5 Nm，肩外展 $\leq 25^\circ$)。实物测试中，10 名受试者反馈座椅舒适度提升(90%认可)，起身时间缩短 40% (5.2 s 缩短到 3.1 s)；安全性增强(斜坡零侧翻，防滑性 +50%)；操作便捷性提高(座便板一键翻转成功率 100%，步骤简化 30%)，达成“易用性”设计目标，详见表 7。

Table 7. Verification results of optimization scheme
表 7. 优化方案验证结果

优化维度	舒适度改善		安全性提升	
实物图片				
具体表现	坐姿体验	操作便捷	结构稳固性	轮子安全性
仿真结果	人体工学曲面座椅设计。仿真人体模型坐时压力分布更均匀，提升坐姿舒适性。	座板阻尼转轴自由转动。操作时，仿真人膝关节屈伸角度在正常区间内，符合人体自然运动范围。	仿真模拟日常晃动、轻微碰撞时，助行器整体变形量相比优化前减少约 20%，降低因结构松动致患者摔倒风险。	多个可拆卸重力自锁轮。在不同地面环境模拟测试中，优化后的助行器侧翻风险降低，稳定性提升。
实物测试结果	受试者反馈座椅压力分布均匀，长时间使用无明显不适。	实际操作中膝关节活动自然，转轴阻尼效果良好，无卡顿。	实物承重测试显示结构无明显变形，抗晃动能力显著增强。	实地测试中自锁轮响应灵敏，斜坡和湿滑路面未出现侧翻。
改进效果	坐姿舒适度显著提升。	操作便捷性有所提高。	结构稳固性提升，摔倒风险下降。	侧翻风险降低，稳定性提升。

6. 结论与展望

本研究用 Jack 仿真技术优化助行器设计，构建 P5 女、P50 男、P95 男的仿真人体模型，验证了座椅、扶手高度等关键参数合理性。结果表明，优化后助行器静态坐姿下腰椎压力降低，步行周期 L4/L5 负荷均<3400 N，符合 NIOSH 标准，结构变形量减少 20%、侧翻风险降低 30%，舒适性与安全性提升。未来可拓展 Jack 在助行器智能化场景应用，如步态自适应调节，结合传感器动态优化支撑力，推动助行器从功能型向精准适配型升级，针对失能、半失能群体开发可调节模块化产品，助力医疗康复设备的适老化革新，提升银发群体的行动自主性与生活尊严。

致 谢

衷心感谢课题组老师与同门的支持，感谢南华大学附属南华医院康复科提供的实践帮助。感谢家人的无私付出，以及评审专家的宝贵意见。本研究承蒙国家自然科学基金资助，特此致谢！

基金项目

国家自然科学基金(52375269)；湖南省自然科学基金资助项目(2024JJ8083)。

注 释

文中所有图片均为作者自绘。

参考文献

- [1] 李伟星, 沈林艺, 李宏云. 下肢疾病助行器使用现状: 对患者的影响、选配策略及未来展望[J]. 中国运动医学杂志, 2025, 44(1): 78-84.
- [2] 王建伟, 张建敏. 基于 Jack 的农机驾驶室人机工程学分析及仿真[J]. 农机化研究, 2018, 40(6): 246-251+256.
- [3] 刘力卓, 张文, 何明, 等. 基于人机工程学的牙科椅舒适度改善研究[J]. 工业工程, 2018, 21(3): 100-108.
- [4] 李孟牛, 李亚军. 基于 JACK 的老年人下肢屈伸康复系统绩效仿真分析[J]. 工业工程设计, 2020, 2(3): 73-79.
- [5] 黎维, 罗诗琦, 刘少宇. 基于 Jack 仿真系统的大学宿舍储物设施改良研究[J]. 现代信息科技, 2023, 7(4): 148-152.
- [6] 姚湘, 颜祺芳, 刘俊. 基于服务蓝图的文创产品用户体验设计研究及实践[J]. 包装工程, 2021, 42(24): 140-146.
- [7] 胡海滔, 李志忠, 肖惠, 等. 北京地区老年人人体尺寸测量[J]. 人类工效学, 2006(1): 39-42.
- [8] 欧阳霜平, 姚湘, 吕紫薇, 等. 基于 Jack 仿真的飞机除冰舱人机工程设计与优化[J]. 包装工程, 2024, 45(4): 49-57.
- [9] 姚湘, 刘俊, 毛建赞, 等. 空间站卫生间人机仿真评估与实践[J]. 包装工程, 2023, 44(4): 165-170+187.
- [10] 李园园, 景嘉繁, 刘杭杭. 基于 JACK 的下拉式飞机行李箱人机工效分析[C]//中国航空学会. 第六届中国航空科学技术大会论文集. 2023: 1772-1781.
- [11] Wang, X.Y., Guo, S., Qu, B., et al. (2020) Design of a Passive Gait-Based Ankle-Foot Exoskeleton with Self-Adaptive Capability. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 33, Article No. 49. <https://doi.org/10.1186/s10033-020-00465-z>
- [12] Jain, T.S., Noori, M., Rencis, J.J., Anderson, A., Noori, N. and Hazelwood, S. (2024) Finite Element Analysis of the Bearing Component of Total Ankle Replacement Implants during the Stance Phase of the Gait Cycle. *BioMedInformatics*, 4, 1949-1978. <https://doi.org/10.3390/biomedinformatics4030107>
- [13] 闫翔宇. 面向膝关节支撑减荷的柔性驱动外骨骼设计与分析[D]: [硕士学位论文]. 秦皇岛: 燕山大学, 2024.
- [14] 朱桐, 宋端树, 张善超, 等. 基于 Jack 的老年电动代步车人机工程设计与优化[J]. 包装工程, 2024, 45(4): 107-114.
- [15] 石元伍, 江书圻. 动力式老年人助行人机工程设计与优化[J]. 机械设计, 2018, 35(2): 105-108.
- [16] 王年文, 陈明含, 谭晓萌, 等. 座式下肢康复训练机器人人机舒适度设计[J]. 包装工程, 2021, 42(20): 125-131.
- [17] 马智, 薛红军, 苏润娥. 基于 Jack 的人体建模与人机工效分析[J]. 航空计算技术, 2008(1): 97-100.