

不同运动方式干预 90 天头低位卧床后的行走步态特征研究

Effects of Different Exercises during 90-Day Head-Down Tilt Bed Rest on Post-Bed Rest Walking Gait

余诗琦¹, 李文炯², 许贻林³, 项晓琰³, 查晓璐¹, 李志利^{2*}, 袁鹏^{1*}

¹ 上海体育大学, 上海 200438

² 中国航天员科研训练中心, 北京 100094

³ 江苏省体育科学研究所, 南京 210033

*通讯作者: 李志利, 袁鹏

Email: li_zhili777@163.com (李志利), limid_yp@126.com (袁鹏)

摘要: 背景: 头低位卧床是人体模拟失重研究的常见方法, 长期处于头低位卧床状态导致人体步态发生适应性改变, 包括步态周期、关节角度和肌肉激活等方面, 从而可能降低日常活动和任务执行的效率和稳定性。因此, 航天员需要建立有效的运动锻炼防护方案, 以维持或提升关键任务能力并支持更长任务周期。目的: 探究头低位卧床 (HDBR) 及不同运动方式干预对人体行走步态生物力学和下肢肌肉激活的影响。方法: 36 名受试者进行 90 天头低位卧床实验, 随机分为 5 组, A 组 (对照组, 8 人, 无干预)、B 组 (7 人, HDBR+有氧锻炼)、C 组 (7 人, HDBR+高负荷抗阻锻炼)、D 组 (7 人, HDBR+有氧锻炼+低负荷抗阻锻炼)、E 组 (7 人, HDBR+有氧锻炼+高负荷抗阻锻炼), 受试者于卧床前 1 天、起床后 3 天、起床后 24 天进行测试。通过步态分析和表面肌电分析评估不同组别受试者在各个时间段的步态、下肢关节生物力学和下肢肌肉激活情况。结果: 1) 长期卧床显著影响单支撑期时间、双支撑期时间、摆动期时间、步频、髋关节最小角度、髋关节最大角度、膝关节最小角度、膝关节最大角度、膝关节角位移、踝关节最小角度、踝关节最大角度和下肢主要肌肉激活水平 ($P<0.05$); 2) 单支撑期时间、双支撑期时间、步频、步长、步速、踝关节最小角度、踝关节角位移、腓肠肌内侧和比目鱼肌激活水平组间有显著差异 ($P<0.05$)。结论: 1) HDBR 后行走步态适应性改变主要表现为支撑期时间增加、摆动期时间减小和步频降低, 提示运动控制策略向提高稳定性方向调整。2) 运动锻炼干预效果主要体现在改善踝关节运动和增强小腿部分肌肉激活水平, 但对髋关节和膝关节的运动及大腿肌

肉激活水平的改善效果不明显。在所有锻炼方案中，高负荷抗阻锻炼是维持并恢复下肢行走步态运动表现的重要手段，且将有氧锻炼与高负荷抗阻锻炼相结合的方式改善效果最好。3) 恢复效果显示，下肢运动功能在 BR+24 天时仍未完全恢复，但踝关节运动表现的恢复速度快于髋关节和膝关节。

关键词：模拟失重、卧床、行走步态、关节角度、表面肌电

Abstract

Background: Head-down bed rest (HDBR) is a common method for simulating microgravity. Prolonged HDBR leads to adaptive changes in the gait cycle, joint angles, and muscle activation. These changes may affect the efficiency and stability of daily activities and task execution. Therefore, it is necessary to optimize exercise countermeasure protocols to preserve astronauts' ability to perform critical tasks and extend mission duration.

Objective: To investigate the effects of HDBR and different exercise training interventions on walking gait biomechanics and lower limb muscle activation.

Methods: Thirty-six participants underwent a 90-day HDBR and were randomly divided into five groups: Group A (control group, 8 participants, no exercise training), Group B (7 participants, HDBR + aerobic training), Group C (7 participants, HDBR + high-load resistance training), Group D (7 participants, HDBR + aerobic training + low-load resistance training), and Group E (7 participants, HDBR + aerobic training + high-load resistance training). Gait and surface electromyography analysis were conducted 1 day before bed rest (BR-1), 3 days after getting up (BR+3), and 24 days after getting up (BR+24).

Results: 1) Test time significantly affected the single support phase, double support phase, swing phase, step rate, minimum and maximum hip angles, minimum and maximum knee angles, knee range of motion (ROM), minimum and maximum ankle angles, and activation of major lower limb muscles ($P < 0.05$). 2) Group significantly influenced the single-support phase and double-support phase, step rate, step length, walking speed, minimum ankle angle, ankle ROM, medial gastrocnemius activation, and soleus activation ($P < 0.05$).

Conclusion: 1) Adaptive changes in walking gait were characterized by longer support phase, shorter swing phase, and reduced step rate, reflecting a shift in motor control strategy toward greater stability. 2) Exercise training interventions primarily improved

ankle motion and enhanced activation of calf muscles, but had limited effects on hip and knee motion and thigh muscle activation. Among all training protocols, high-load resistance training was crucial for maintaining and recovering lower limb walking gait, especially when combined with aerobic training. 3) At BR+24, lower-limb function had not fully returned to baseline, and ankle recovery was faster than hip and knee recovery.

Keywords: Simulated microgravity, bed rest, walking gait, joint angle, EMG

前言

各国的航天机构致力于实现长期载人太空探索计划,探究因失重造成的人体各项适应性变化是航天医学研究的重要内容之一。由于实际的太空环境研究条件受限,在地面上进行的模拟失重实验为载人航天提供了重要的研究数据^[1]。其中,利用-6°头低位卧床(Head Down Bed Rest, HDBR)是模拟长期失重环境的主要措施之一^[2]。这种模拟方式使人体运动系统、心血管系统、神经系统等多个方面的改变接近真实的失重环境,现已被广泛应用于航天医学研究。

在 HDBR 环境下,人体运动控制能力^[3]和感觉运动能力^[4]下降,长时间适应 HDBR 环境可使人体运动功能发生改变。在 HDBR 期间,因肌肉萎缩^[5]、立位耐力不良^[6]、空间定向障碍^[4]、平衡能力下降^[7]等因素影响,人体步态生物力学可出现明显变化,增加跌倒风险^[8],并且 HDBR 期间骨量丢失^[9]可增加跌倒骨折风险。因此,探究 HDBR 后步态生物力学的变化规律,有助于人体快速适应地球重力环境并进行正常的日常活动。

目前,运动锻炼干预已成为对抗失重环境对肌肉骨骼系统影响的重要措施,其主要由力量或耐力以及二者相结合的锻炼模式构成,采用的设备包括功率自行车、跑台、抗阻装置、拉力器等^[10]。卧床模拟失重环境期间各种运动锻炼干预方式会对人体解剖结构、生理、心理等多个方面产生潜在影响^[11],但对起床后运动表现影响效果的理解仍有待深入研究。过去的研究大多采用中短期 HDBR (5-45 天),并且仅对比对照组(无任何运动锻炼干预)HDBR 后的部分步态参数发生变化,如运动耐受时间^[12]、姿势稳定性^[8]、步长、步速、步态周期、足底压力、足底冲量、部分肌肉平均功率频率^[13]等。而且 HDBR 对步态生物力学影响的相关研究较为缺乏,说明该领域尚需进一步补充步态时空参数、下肢关节运动学和下肢各肌群激活水平变化的相关数据以全面了解 HDBR 后人体生物力学步态特征的变化规律以及运动锻炼的干预效果。

因此，本研究采用 90 天-6°HDBR 模拟失重环境模型探究不同运动锻炼方式干预影响，通过对 HDBR 环境下不同运动锻炼干预方式对行走步态生物力学特征的研究，以期为长期失重环境下航天员的健康评估和康复锻炼提供重要参考。

1 研究对象与方法

1.1 样本量估计

本研究采用 G*Power 3.1 软件进行先验样本量估计（ANOVA: Repeated measures, within-between interaction）。设定显著性水平 $\alpha = 0.05$ ，检验效能 $1 - \beta = 0.80$ ，组别数 = 5，测量次数 = 3。效应量设定为中等效应（Cohen's $f = 0.25$ ），测量间相关系数取 0.5，非球形校正 ϵ 假设为 1。计算得出满足统计学意义所需的总样本量至少为 30 例。考虑到 90 天卧床实验的复杂性及潜在的脱落风险，本研究最终实际纳入 36 名受试者（A 组 8 人，B、C、D、E 组各 7 人），样本规模足以确保交互效应检验的可靠性。

1.2 研究对象

36 名男性青年受试者经过严格的体检筛选，存在骨关节疾病、神经系统疾病、心肺系统疾病、心理疾病、传染病等可能影响实验结果的受试者将被排除。随机分为五个组：A 组（对照组，8 人，不做任何干预）、B 组（7 人，HDBR+有氧锻炼）、C 组（7 人，HDBR+高负荷抗阻锻炼）、D 组（7 人，HDBR+有氧锻炼+低负荷抗阻锻炼）、E 组（7 人，HDBR+有氧锻炼+高负荷抗阻锻炼），具体运动锻炼方案参见 Wang 等人^[14]综述。所有受试者在详细了解参与研究的目的、收益和潜在风险后，均提交了书面知情同意书。

表1 受试者基本信息

Table 1 Demographic information

	年龄 (y)	身高 (cm)	体重 (kg)
A (n=8)	33.375±6.523	166.875±4.155	64.600±8.140
B (n=7)	33.571±6.079	168.000±3.697	64.386±8.289
C (n=7)	32.000±6.506	166.857±4.180	60.300±6.908
D (n=7)	29.571±4.429	168.571±3.359	63.543±4.713
E (n=7)	31.286±3.200	168.429±2.637	63.829±5.470
F	0.629	0.373	0.457
P	0.646	0.826	0.767

注：连续变量采用单因素方差分析（F）；P 为相应检验的显著性水平。

1.3 实验流程

受试者接受 90 天-6°头低位卧床干预，卧床期间日常生活活动及运动锻炼均在-6°头低位的状态下进行，起床后则在直立状态下进行。受试者于卧床（Bed Rest, BR）前 1 天（BR-1 天）、起床后 3 天（BR+3 天）、起床后 24 天（BR+24 天）进行 3 次步态生物力学测试。受试者在一块长 6m、宽 1m 的步道上行走，测试之前均进行 2-3 次常速自然行走以调整步态和熟悉测试环境。受试者从起点到终点的常速自然行走动作需完全在步道上完成，每两次测试期间有 30s 左右的调整时间。采集 3 次有效动作，有效动作包括：动作均在步道上完成；步态相对均匀，没有明显的调整步幅或同手同脚；整个过程中没有 Marker 球脱落或遮挡。

1.4 数据采集

采用 10 台 BTS 红外线光学动作捕捉分析系统（BTS SMART DX, BTS Bioengineering, Italy）捕捉反光标记 Marker 球，采样频率为 100Hz。反光 Marker 球粘贴方案参考 Helen Hayes MM 贴点方案（见图 1），共 22 个 Marker 球：包括躯干 3 个、骨盆 3 个、大腿 2 个、小腿 2 个、踝关节 2 个、足部 4 个。具体为肩峰×2（l shoulder、r shoulder），第七颈椎（c7），髂前上棘×2（l asis、r asis）、第二骶椎（sacrum）、外踝×2（l mall、r mall）、内踝×2（l mall m、r mall m）、足跟×2（l heel、r heel），第三跖趾关节×2（l met、r met）（图 1）。Delsys 无线表面肌电（Trigno, Delsys®, Inc., Natick, MA）用于采集表面肌电信号，采样频率为 2000Hz。表面肌电粘贴于受试者右侧半腱肌、股二头肌、股直肌、股内侧肌、股外侧肌、腓肠肌内侧、腓肠肌外侧、比目鱼肌和胫骨前肌。



图1 步态测试静态标定示意图

Figure 1 Static calibration diagram for gait test

利用 BTS SMART Capture 采集软件采集静态标定文件和动态行走步态文件，保存形式为 tdf。将 tdf 文件导入 BTS SMART Tracker 进行反光点的识别，识别完成后以 C3D 的格式导出。将 C3D 格式文件导入 Visual3D 生物力学数据处理软件（v6.01.36, USA），应用 BTS 自带人体骨骼模型“HH MM.mdh”建立人体骨骼。采用零滞后四阶递归巴特沃斯滤波器滤波，滤波频率为 6Hz^[15]，并计算下肢关节运动学数据。

1.5 指标定义与计算方法

1.5.1 步态事件与步态周期划分

基于足踝部标记点的运动学数据，在 Visual3D 中识别关键步态事件：同侧足跟着地与同侧足趾离地。以相邻两次同侧足跟着地之间的时间定义为一个完整步态周期。支撑期为足跟着地至同侧足趾离地，摆动期为同侧足趾离地至下一次同侧足跟着地。双支撑期定义为两足同时接触地面的时间段；单支撑期定义为仅一足支撑的时间段。各时期持续时间以秒表示，并可同时换算为步态周期百分比（%步态周期）。

1.5.2 步态时空参数计算

步频定义为单位时间内步数（步/s）；步速为单位时间内行走的位移（m/s）；步长为同侧足相邻两次足跟着地时足跟标记点在行走方向上的位移（m）。每名受试者每个时间点采集 3 次有效步态，取均值用于统计分析。

1.5.3 下肢关节角度定义与提取

将 C3D 文件导入 Visual3D 并调用 BTS 人体骨骼模型“HH MM.mdh”建立骨盆、大腿、小腿与足段的刚体段坐标系，采用欧拉角描述相邻节段的相对转动。本研究主要报告矢状面角度，关节角度按步态周期归一化（%步态周期），并从每个周期中提取：最小角度、最大角度及角位移。

1.5.4 无线表面肌电的指标定义与计算

利用 MATLAB 软件（MATLAB R2018a, The MathWorks, MA, USA）计算各肌肉激活水平平均方根振幅（Root Mean Square, RMS）。采用零滞后四阶递归巴特沃斯滤波器对原始肌电进行带通滤波去除各种伪信号，滤波频率 20-500Hz^[16]。再进行全波整流，将肌电信号取绝对值，保留所有原始肌电信息。最后利用 6Hz 低通滤波^[17]，除去非再生部分信号，以平滑趋势代替。

1.6 统计方法

本文的数据均以平均值 $\pm$ 标准差的形式表示。使用 SPSS 27.0 (SPSS 27.0, IBM, USA) 统计学分析软件对行走步态下肢关节生物力学和肌肉激活水平等指标进行统计学检验, 显著性水平设定为 $\alpha=0.05$ 。采用方差分析评估各组受试者年龄, 身高, 体重之间是否存在差异。采用混合设计的重复测量方差分析 (3 个测试时间*5 种干预方式) 评价测试时间和运动锻炼干预方式对行走步态时空、下肢关节运动学和肌肉表面肌电指标的影响, 若不存在交互作用则进行测试时间和干预方式主效应分析, 若存在交互作用则进行简单效应分析, 事后检验采用 Bonferroni 法进行两两比较。

采用一维统计参数映射 (statistical parametric mapping, SPM) 中的开源 SPM1d 脚本进行统计, 对 A 组 (对照组, 不做任何运动锻炼干预) 各个测试时间的髋关节、膝关节和踝关节支撑期的关节角度进行单因素重复测量方差分析, 并对各个时间段进行两两比较。SPM{F} 的黑色实线表示 F 统计量值 (主效应), SPM{F} 的红色实线表示 F 统计量值 (交互效应), SPM{t} 的黑色实线表示 t 统计量值, 红色水平虚线表示显著性临界阈值, 当黑色实线超过红色水平虚线时 (即灰色阴影区域), 表示该时间段存在显著差异 ($P<0.05$)。

2 结果

2.1 步态时空指标

2.1.1 步态周期

测试时间和组别的交互效应对单支撑期时间、摆动期时间和完整步态周期时间无统计学意义 ($P>0.05$)。单支撑期时间 ($F=40.853, P<0.001$) 和摆动期时间 ($F=14.562, P<0.001$) 在不同测试时间有显著差异, 事后检验显示, BR-1 天的单支撑期时间显著小于 BR+3 天 ($P<0.001$) 和 BR+24 天 ($P<0.001$); BR+3 天的摆动期时间显著小于 BR-1 天 ($P<0.001$) 和 BR+24 天 ($P=0.002$)。单支撑期时间在不同组别有显著差异 ($F=2.687, P=0.038$), 事后检验显示, A 组的单支撑期时间显著大于 E 组 ($P=0.005$)。

测试时间和组别的交互效应对双支撑期时间有统计学意义 ($P<0.05$)。简单效应分析显示, A 组的双支撑期时间 BR+3 天显著大于 BR-1 天 ($P<0.001$) 和 BR+24 天 ($P=0.002$), BR+3 天 A 组的双支撑期时间显著大于 C 组 ($P<0.001$)、D 组 ($P=0.012$) 和 E 组 ($P<0.001$), BR+3 天 B 组的双支撑期时间显著大于 C

组（ $P=0.004$ ）。

表2 常速行走步态周期比较（s）

Table 2 Comparison of gait cycle at normal-speed walking speed (s)

测试时间	组别	单支撑期时间	双支撑期时间	摆动期时间	完整步态周期时间
BR-1	A 组	0.533±0.053	0.104±0.026	0.443±0.034	1.079±0.100
	B 组	0.559±0.047	0.124±0.021	0.434±0.027	1.117±0.081
	C 组	0.540±0.050	0.111±0.009	0.443±0.026	1.094±0.072
	D 组	0.520±0.037	0.107±0.014	0.413±0.035	1.040±0.079
	E 组	0.513±0.035	0.103±0.013	0.427±0.036	1.043±0.073
BR+3	A 组	0.689±0.058	0.149±0.037	0.376±0.024	1.066±0.087
	B 组	0.671±0.084	0.134±0.032	0.400±0.040	1.090±0.091
	C 组	0.627±0.036	0.104±0.019	0.400±0.044	1.090±0.079
	D 组	0.650±0.093	0.124±0.039	0.397±0.017	1.053±0.070
	E 组	0.624±0.039	0.113±0.023	0.397±0.024	1.001±0.064
BR+24	A 组	0.641±0.057	0.120±0.017	0.399±0.029	1.040±0.082
	B 组	0.664±0.058	0.121±0.026	0.420±0.032	1.084±0.080
	C 组	0.641±0.042	0.119±0.020	0.407±0.033	1.049±0.065
	D 组	0.633±0.032	0.114±0.011	0.400±0.017	1.033±0.041
	E 组	0.614±0.043	0.100±0.020	0.403±0.024	1.017±0.062
交互效应		0.686	0.039	0.556	0.955
P 值	测试时间	<0.001	0.008	<0.001	0.308
	组间	0.038	0.008	0.391	0.100

2.1.2 步频、步长、步速

测试时间和组别的交互效应对步频、步长和步速无统计学意义（ $P>0.05$ ）。步频在不同测试时间之间有显著差异（ $F=51.592$, $P<0.001$ ），事后检验显示，BR-1 天的步频显著大于 BR+3 天（ $P<0.001$ ）和 BR+24 天（ $P<0.001$ ）。步频（ $F=2.764$, $P=0.034$ ）、步长（ $F=4.590$, $P=0.002$ ）和步速（ $F=5.443$, $P<0.001$ ）在不同组别

之间有显著差异，事后检验显示，A 组的步频（ $P=0.002$ ）、步长（ $P<0.001$ ）和步速（ $P=0.001$ ）显著小于 E 组。

表3 常速行走步态时空指标比较

Table 3 Comparison of spatiotemporal parameters at normal-speed walking gait

测试时间	组别	步频 (步/s)	步长 (m)	步速 (m/s)
BR-1	A 组	1.895±0.199	1.304±0.094	1.203±0.185
	B 组	1.801±0.150	1.303±0.086	1.170±0.108
	C 组	1.866±0.182	1.295±0.051	1.195±0.089
	D 组	1.910±0.129	1.317±0.167	1.315±0.121
	E 组	1.957±0.131	1.339±0.098	1.290±0.117
BR+3	A 组	1.461±0.120	1.103±0.100	1.044±0.109
	B 组	1.509±0.189	1.317±0.098	1.222±0.130
	C 组	1.599±0.088	1.292±0.034	1.271±0.086
	D 组	1.566±0.224	1.269±0.157	1.218±0.226
	E 组	1.607±0.098	1.380±0.111	1.339±0.159
BR+24	A 组	1.486±0.129	1.267±0.086	1.211±0.103
	B 组	1.516±0.142	1.317±0.103	1.209±0.118
	C 组	1.565±0.100	1.330±0.069	1.257±0.077
	D 组	1.584±0.080	1.336±0.124	1.254±0.117
	E 组	1.635±0.114	1.391±0.101	1.348±0.156
P 值	交互效应	0.836	0.230	0.296
	测试时间	<0.001	0.086	0.604
	组间	0.034	0.002	<0.001

2.2 下肢关节运动学指标

测试时间和组别的交互效应对髋关节最小角度（伸髋）、最大角度（屈髋）和角位移无统计学意义（ $P>0.05$ ）。髋关节最小角度（ $F=21.877$ ， $P<0.001$ ）和最大角度（ $F=18.826$ ， $P<0.001$ ）在不同测试时间之间有显著差异，事后检验显示，BR-1 天的髋关节最小角度和最大角度显著大于 BR+3 天和 BR+24 天（均为 $P<0.001$ ）。髋关节最小角度、最大角度和角位移在不同组别之间无显著影响（ $P>0.05$ ）。

表4 常速行走步态髋关节角度指标比较（°）

Table 4 Comparison of hip joint angle at normal-speed walking gait (°)

测试时间	组别	最小角度	最大角度	角位移
BR-1	A 组	-5.241±4.201	39.423±4.591	44.664±3.489
	B 组	-0.346±5.599	44.634±7.648	44.979±4.939
	C 组	-0.330±5.241	46.142±5.231	46.471±3.761

BR+3	D 组	-6.153±8.623	39.365±7.015	45.518±5.262
	E 组	-4.658±5.519	41.594±3.772	46.252±4.057
	A 组	-13.944±6.070	30.650±7.660	45.917±3.917
	B 组	-12.530±9.322	33.158±6.923	45.006±5.151
	C 组	-14.889±6.061	31.956±5.382	46.431±3.366
	D 组	-14.873±6.220	29.136±8.160	45.504±6.042
	E 组	-18.024±9.247	31.099±10.116	50.243±4.934
	A 组	-11.139±3.377	34.553±4.493	45.692±3.585
	B 组	-12.811±5.169	34.619±3.748	47.431±6.809
	C 组	-11.784±4.369	34.388±4.138	45.847±4.528
BR+24	D 组	-9.560±5.693	35.128±8.261	44.689±5.194
	E 组	-14.287±4.379	33.026±3.014	47.313±4.501
	交互效应	0.488	0.788	0.957
	测试时间	<0.001	<0.001	0.904
	组间	0.268	0.149	0.351

测试时间和组别的交互效应对膝关节最小角度（伸膝）、最大角度（屈膝）和角位移无统计学意义（ $P>0.05$ ）。膝关节最小角度（ $F=5.538$, $P=0.013$ ）、最大角度（ $F=4.215$, $P=0.032$ ）和角位移（ $F=6.543$, $P=0.007$ ）在不同测试时间之间有显著差异,事后检验显示,BR-1 天的膝关节最小角度显著小于 BR+3 天($P=0.040$), BR-1 天的膝关节最大角度显著小于 BR+24 天 ($P=0.015$), BR+3 天的膝关节角位移显著小于 BR-1 天 ($P=0.011$) 和 BR+24 天 ($P=0.003$)。膝关节最小角度、最大角度和角位移在不同组别之间无显著影响 ($P>0.05$)。

表5 常速行走步态膝关节角度指标比较 (°)

Table 5 Comparison of knee joint angle at normal-speed walking gait (°)

测试时间	组别	最小角度	最大角度	角位移
BR-1	A 组	-73.056±6.045	-5.845±3.420	67.210±5.523
	B 组	-76.303±4.326	-5.492±4.273	70.811±2.150
	C 组	-75.485±2.755	-5.917±5.047	69.568±5.016
	D 组	-73.116±5.278	-6.196±2.861	66.920±3.824
	E 组	-74.025±1.528	-3.706±4.900	70.319±3.897
BR+3	A 组	-67.777±7.156	-3.894±5.177	68.821±7.374
	B 组	-72.074±4.358	-3.435±7.448	71.555±2.968
	C 组	-70.280±5.977	-2.687±5.924	68.183±6.624
	D 组	-71.971±3.158	-3.361±4.477	73.318±5.986
	E 组	-66.207±11.026	-1.077±5.968	72.564±3.246
BR+24	A 组	-71.211±2.553	-3.438±3.991	67.773±4.187
	B 组	-71.740±5.863	-2.571±3.934	69.169±3.577

	C 组	-72.573±5.079	-2.619±5.715	69.955±5.797
	D 组	-73.139±4.101	-1.432±3.528	71.707±3.979
	E 组	-70.319±5.517	-1.548±1.882	68.771±4.652
P 值	交互效应	0.819	0.999	0.726
	测试时间	0.013	0.032	0.007
	组间	0.251	0.634	0.467

测试时间和组别的交互效应对踝关节最大角度（背屈）和角位移无统计学意义（ $P>0.05$ ）。踝关节最大角度在不同测试时间之间有显著差异（ $F=6.177$ ， $P=0.009$ ），事后检验显示，BR+3 天的踝关节最大角度显著大于 BR+24 天（ $P=0.003$ ）。踝关节角位移在不同组别之间有显著差异（ $F=8.371$ ， $P<0.001$ ），事后检验显示，A 组的踝关节角位移显著小于 B 组（ $P=0.001$ ）、C 组（ $P<0.001$ ）、D 组（ $P=0.008$ ）、E 组（ $P<0.001$ ）。

测试时间和组别的交互效应对踝关节最小角度（跖屈）有统计学意义（ $P=0.035$ ）。简单效应分析显示，A 组的踝关节最小角度 BR-1 天显著小于 BR+3 天（ $P=0.003$ ），B 组的踝关节最小角度 BR-1 天显著小于 BR+3 天（ $P=0.014$ ），BR+3 天 A 组的踝关节最小角度显著大于 B 组（ $P=0.001$ ）、C 组（ $P<0.001$ ）、D 组（ $P=0.013$ ）和 E 组（ $P<0.001$ ），BR+24 天 A 组的踝关节最小角度显著大于 C 组（ $P=0.011$ ）和 E 组（ $P=0.003$ ）。

表6 常速行走步态踝关节角度指标比较（°）

Table 6 Comparison of ankle joint angle at normal-speed walking gait (°)

测试时间	组别	最小角度	最大角度	角位移
BR-1	A 组	60.852±4.953	87.633±2.992	26.782±4.305
	B 组	64.202±5.134	91.105±2.776	26.903±5.554
	C 组	59.390±5.846	89.340±2.747	29.950±4.835
	D 组	59.090±6.900	86.650±6.090	27.560±4.478
	E 组	59.735±6.035	87.666±3.424	27.930±5.311
BR+3	A 组	73.342±5.034	92.490±4.080	22.680±2.562
	B 组	61.660±3.982	89.563±4.623	32.366±4.343
	C 组	57.938±5.846	87.910±2.496	29.737±3.957
	D 组	62.726±8.931	91.475±3.272	29.865±5.072
	E 组	55.720±5.646	87.579±2.728	33.381±3.819
BR+24	A 组	65.490±8.668	88.434±3.889	22.943±5.999
	B 组	57.815±3.865	87.906±3.086	30.091±1.879
	C 组	56.500±2.383	86.284±2.276	29.785±2.551
	D 组	58.028±5.868	86.766±4.648	28.738±5.254
	E 组	53.518±8.235	85.061±3.963	31.542±5.047

	交互效应	0.035	0.253	0.217
P 值	测试时间	0.032	0.009	0.693
	组间	<0.001	0.138	<0.001

BR-1 天和 BR+3 天的 A 组支撑期髋关节角度在 55.62%-81.34%之间有显著差异，BR-1 天和 BR+24 天的 A 组支撑期髋关节角度在 54.79%-72.98%之间有显著差异，在 BR+3 天和 BR+24 天之间无显著差异（见图 2）。

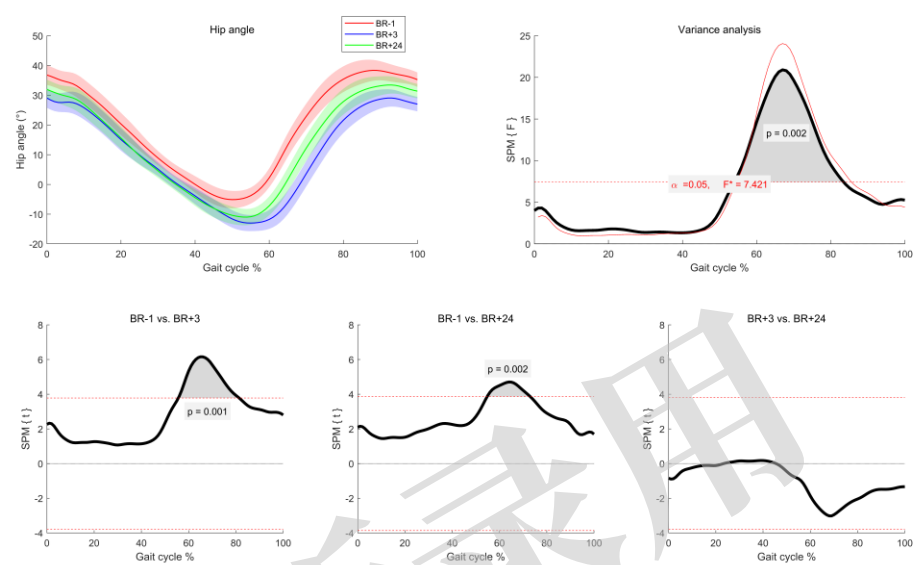


图2 A 组不同测试时间支撑期髋关节角度曲线的比较（BR-1 vs BR+3 vs BR+24）

Figure 2 Comparison of hip joint angle curves during stance phase at different test time points in group A (BR-1 vs BR+3 vs BR +24)

BR-1 天和 BR+3 天的 A 组支撑期膝关节角度在 49.92%-67.69%、83.84%-91.37%之间有显著差异，BR-1 天和 BR+24 天的 A 组支撑期膝关节角度在 50.99%-67.32%、78.61%-92.48%之间有显著差异，在 BR+3 天和 BR+24 天之间无显著差异（见图 3）。

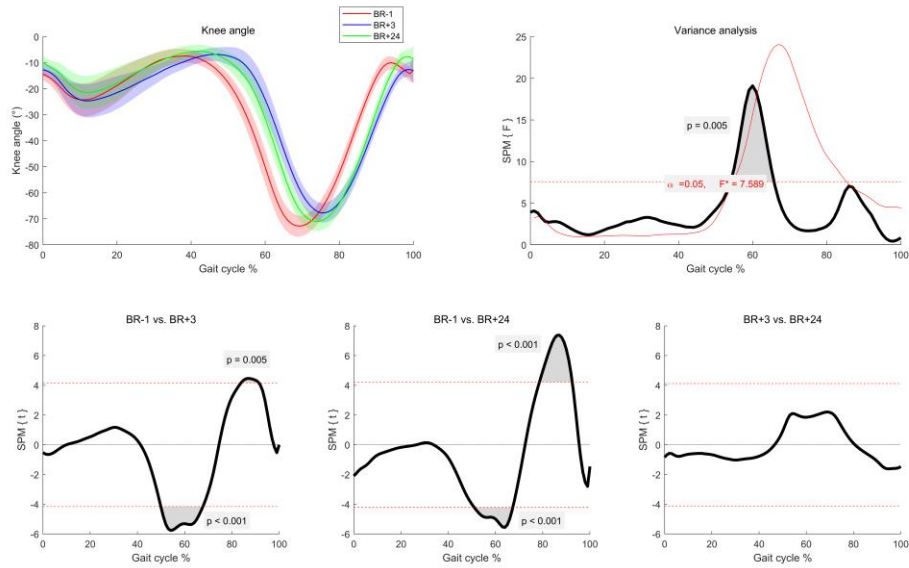


图3 A 组不同测试时间支撑期膝关节角度曲线的比较（BR-1 vs BR+3 vs BR+24）

Figure 3 Comparison of knee joint angle curves during stance phase at different test time points in group A (BR-1 vs BR+3 vs BR+24)

BR-1 天和 BR+3 天的 A 组支撑期踝关节角度在 54.16%-65.41%、84.07%-88.59%之间有显著差异，在 BR-1 天和 BR+24 天之间和 BR+3 天和 BR+24 天之间无显著差异（见图 4）。

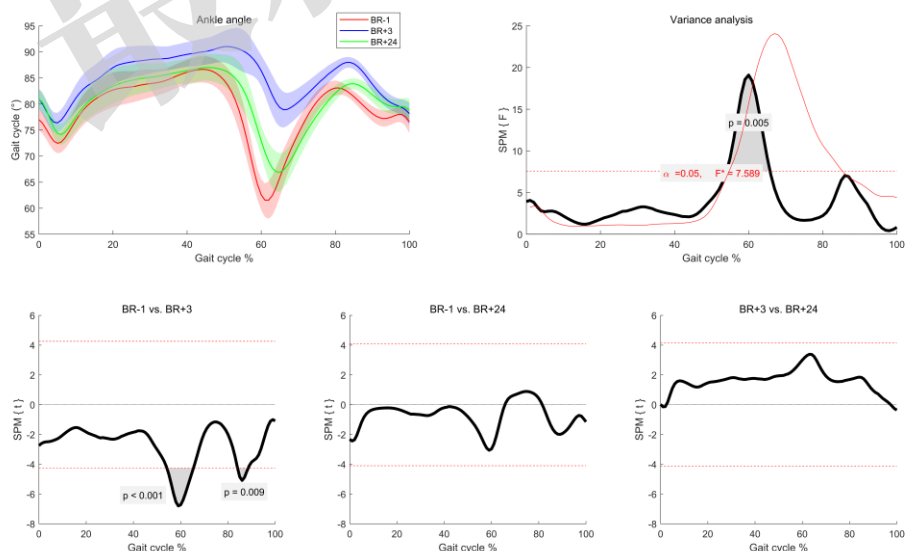


图4 A 组不同测试时间支撑期踝关节角度曲线的比较（BR-1 vs BR+3 vs BR+24）

Figure 4 Comparison of ankle joint angle curves during stance phase at different test

time points in group A (BR-1 vs BR+3 vs BR +24)

2.3 表面肌电图指标

测试时间和组别的交互效应对半腱肌、股二头肌、股直肌、股内侧肌和股外侧肌激活水平无统计学意义 ($P>0.05$)。半腱肌 ($F=7.543$, $P=0.004$)、股二头肌 ($F=3.901$, $P=0.039$)、股直肌 ($F=3.896$, $P=0.039$)、股内侧肌 ($F=30.174$, $P<0.001$) 和股外侧肌 ($F=20.148$, $P<0.001$) 激活水平在不同测试时间之间有显著差异, 事后检验显示, BR-1 天的半腱肌、股二头肌和股直肌激活水平显著小于 BR+24 天 (分别为 $P=0.001$ 、 $P=0.015$ 、 $P=0.016$), BR-1 天的股内侧肌和股外侧肌激活水平显著小于 BR+3 天和 BR+24 天 (均为 $P<0.001$)。半腱肌、股二头肌、股直肌、股内侧肌和股外侧肌激活水平在不同组别之间无显著影响 ($P>0.05$)。

表7 常速行走步态大腿肌肉激活水平指标比较 (mV)

Table 7 Comparison of thigh muscle activation levels during normal-speed walking gait (mV)

测试时间	组别	半腱肌	股二头肌	股直肌	股内侧肌	股外侧肌
BR-1	A 组	0.012±0.004	0.013±0.009	0.006±0.003	0.012±0.008	0.011±0.005
	B 组	0.021±0.016	0.021±0.018	0.005±0.003	0.016±0.009	0.011±0.006
	C 组	0.024±0.011	0.020±0.021	0.006±0.007	0.011±0.004	0.010±0.005
	D 组	0.014±0.008	0.013±0.010	0.022±0.041	0.013±0.005	0.011±0.004
	E 组	0.023±0.016	0.017±0.009	0.032±0.070	0.016±0.008	0.012±0.006
BR+3	A 组	0.022±0.023	0.019±0.011	0.026±0.023	0.037±0.022	0.028±0.011
	B 组	0.019±0.016	0.014±0.004	0.012±0.011	0.027±0.016	0.027±0.012
	C 组	0.036±0.022	0.019±0.010	0.016±0.011	0.029±0.018	0.035±0.021
	D 组	0.026±0.017	0.022±0.011	0.016±0.010	0.028±0.022	0.027±0.014
	E 组	0.026±0.013	0.023±0.014	0.025±0.027	0.038±0.018	0.037±0.020
BR+24	A 组	0.049±0.035	0.026±0.018	0.047±0.038	0.043±0.027	0.035±0.017
	B 组	0.031±0.018	0.032±0.026	0.019±0.015	0.024±0.021	0.024±0.014
	C 组	0.032±0.020	0.023±0.011	0.048±0.060	0.022±0.009	0.024±0.008
	D 组	0.034±0.034	0.027±0.013	0.015±0.020	0.027±0.022	0.022±0.008
	E 组	0.032±0.012	0.022±0.011	0.044±0.031	0.032±0.015	0.033±0.006
P 值	交互效应	0.352	0.602	0.502	0.839	0.645
	测试时间	0.004	0.039	0.039	<0.001	<0.001
	组间	0.800	0.968	0.253	0.901	0.170

测试时间和组别的交互效应对腓肠肌内侧、腓肠肌外侧、比目鱼肌、胫骨前肌激活水平无统计学意义 ($P>0.05$)。腓肠肌内侧 ($F=5.406$, $P=0.014$)、腓肠肌外侧 ($F=6.408$, $P=0.008$)、比目鱼肌 ($F=11.617$, $P<0.001$)、胫骨前肌 ($F=24.481$,

P<0.001) 激活水平在不同测试时间之间有显著差异, 事后检验显示, BR-1 天的腓肠肌内侧、腓肠肌外侧、比目鱼肌、胫骨前肌激活水平显著小于 BR+3 天(分别为 P=0.010、 P=0.002、 P<0.001、 P=0.003), BR-1 天的腓肠肌内侧、比目鱼肌、胫骨前肌激活水平显著小于 BR+24 天(分别为 P=0.012、P<0.001、P<0.001), BR+3 天胫骨前肌激活水平显著小于 BR+24 天(P=0.002)。腓肠肌内侧(F=3.348, P=0.014)和比目鱼肌(F=6.408, P=0.008)激活水平在不同组别之间有显著差异, 事后检验显示, A 组的腓肠肌内侧激活水平显著小于 D 组(P=0.013)和 E 组(P=0.004), A 组的比目鱼肌激活水平显著小于 C 组(P<0.001)和 E 组(P=0.001)。

表8 常速行走步态小腿肌肉激活水平指标比较 (mV)

Table 8 Comparison of shank muscle activation levels during normal-speed walking gait (mV)

测试时间	组别	腓肠肌内侧	腓肠肌外侧	比目鱼肌	胫骨前肌
BR-1	A 组	0.041±0.018	0.031±0.011	0.017±0.008	0.026±0.009
	B 组	0.063±0.046	0.030±0.019	0.018±0.008	0.024±0.011
	C 组	0.049±0.030	0.029±0.010	0.026±0.016	0.027±0.012
	D 组	0.053±0.047	0.024±0.013	0.022±0.008	0.035±0.018
	E 组	0.058±0.032	0.039±0.020	0.019±0.008	0.026±0.011
BR+3	A 组	0.060±0.034	0.040±0.016	0.024±0.012	0.047±0.026
	B 组	0.101±0.123	0.056±0.036	0.036±0.030	0.035±0.014
	C 组	0.097±0.059	0.073±0.053	0.051±0.019	0.046±0.022
	D 组	0.124±0.085	0.065±0.063	0.053±0.039	0.051±0.027
	E 组	0.153±0.119	0.225±0.271	0.049±0.022	0.053±0.012
BR+24	A 组	0.074±0.048	0.053±0.034	0.029±0.017	0.074±0.034
	B 组	0.128±0.055	0.068±0.035	0.058±0.032	0.075±0.067
	C 组	0.088±0.048	0.070±0.015	0.048±0.019	0.053±0.022
	D 组	0.104±0.055	0.044±0.016	0.045±0.023	0.055±0.025
	E 组	0.144±0.082	0.092±0.053	0.044±0.010	0.079±0.056
P 值	交互效应	0.690	0.197	0.360	0.772
	测试时间	0.014	0.008	<0.001	<0.001
	组间	0.038	0.068	0.034	0.813

3 讨论

本研究在 90 天 HDBR 前后评估了步态时空参数、下肢关节角度及表面肌电, 并比较了不同锻炼对抗措施的效果。总体结果显示: HDBR 后步态稳定性下降(支撑相关时相延长、摆动期时间缩短、步频降低), 并伴随髋/膝/踝在支撑末期及摆动相关阶段的角度调节异常; 起床后早期(BR+3)下肢肌电激活整体升高,

提示以更高神经肌肉驱动补偿肌力下降；不同锻炼方案中，高负荷抗阻锻炼及其与有氧锻炼的组合对步态时空参数、踝关节活动度及小腿肌群激活的改善更为突出，而对髌、膝关节及大腿肌群改善有限；至 BR+24 部分指标呈恢复趋势，但髌、膝关节相关功能仍未完全恢复。

3.1 头低位卧床的适应性改变

与 BR-1 相比，HDBR 后步态周期时相调整表现为单支撑期时间和双支撑期时间增加、摆动期时间减小，这意味着卧床后受试者的步态稳定性降低，需要更长的时间支撑来维持平衡，这与虚弱人群采用的降低步速、降低步幅、延长双支撑相^[18]的动作控制策略类似，可能与 HDBR 期间中枢神经系统对新的环境和感觉输入产生适应有关^[19]。研究显示 HDBR 可引起大脑运动皮层、躯体感觉皮层和前庭皮层的功能发生显著变化^[20]。因此，HDBR 后重新直立行走时平衡与动作控制能力下降^[8]。

为单独分析完整步态周期中下肢关节角度的变化曲线，本研究用一维统计参数映射（SPM）对 A 组（对照组，无干预）各个测试时间的髌关节、膝关节和踝关节支撑期角度曲线进行分析。对照组 HDBR 对下肢关节运动功能的影响主要在支撑相末期和摆动期。BR-1 和 BR+3 髌关节角度的变化差异主要表现在支撑期的 55.62%-81.34%，整体表现为屈髌不足。HDBR 对于髌关节的影响相对较小，可能归因于 HDBR 后大腿肌群萎缩要低于小腿肌群。在 Shackelford 等人^[21]17 周的 HDBR 实验中，比目鱼肌和腓肠肌等小腿肌肉体积减少百分比（28.1%-29.3%），大于股四头肌、缝匠肌、大腿内收肌、股二头肌等大腿肌肉（7.5%-15.8%）。BR-1 和 BR+3 踝关节角度的变化差异在支撑期的 54.16%-65.41%、84.07%-88.59%，整体表现为跖屈不足，这种变化可能是跖屈肌群力量不足导致踝关节跖屈角度减小。研究表明 HDBR 后胫骨前肌萎缩 12%-13.6%、腓肠肌萎缩 13.8%-28%、比目鱼肌萎缩 19%-28.6%^[22-25]。由此可见，跖屈肌群萎缩程度更高，由此造成了本研究中踝关节跖屈不足的现象。与以往研究相比，本研究在支撑末期出现的跖屈不足（蹬伸阶段输出下降）在方向上具有一致性，提示踝关节推进能力下降可能是 HDBR 后步态策略改变的重要机制之一。BR-1 和 BR+3 膝关节角度变化曲线的差异在支撑期的 49.92%-67.69%和 83.84%-91.37%，整体表现为屈膝及伸膝动作延迟，这种变化可能是股四头肌与小腿三头肌共同作用的结果。在摆动前期踝关节跖屈肌群的活动加速了足跟上抬和胫骨前移，膝关节开始被动屈曲^[26]。由于

小腿三头肌尤其是比目鱼肌的严重萎缩,造成踝关节跖屈角度减小,进而影响了膝关节的屈曲过程。此外,在摆动中期到末期时股四头肌需确保膝关节完全伸展以满足承重期体重突然下降,但 HDBR 后股四头肌体积或横截面积减少^[27],从而造成伸膝力量不足,并表现为伸膝时相延迟。因此,膝关节运动的时相延迟可能反映了踝推进不足与股四头肌力量下降的耦合效应,可以解释本研究中远端变化对近端关节控制的传递性影响。

此外, BR+3 天的表面肌电测试结果显示,行走步态的下肢肌肉激活均整体增加。长时间卧床休息会导致神经系统对肌肉激活模式的改变,整个步态周期中会以相对较高水平的肌肉激活以补偿肌肉无力^[28]。但谈诚等人^[13]的研究中,卧床前后股直肌、腓肠肌内侧和腓肠肌外侧虽然表现出了疲劳(平均功率频率显著下降),但是肌肉激活指标没有变化。这一差异可能与步行速度不同有关:谈诚等人^[13]研究中卧床后步行速度低于本研究,而较低步速通常对应较低的肌肉激活水平。人体会在不同速度下调整运动控制策略;当以极低速度步行时,步态控制策略可能从行走模式向姿势控制模式转变,进而导致肌肉激活水平、时序及协调模式出现差异^[29]。因此,本研究与谈诚等人研究在肌肉激活水平上的差异可能源于任务条件(如步速差异)与控制策略不同,而非结论相互矛盾。

3.2 不同干预方案的效果差异

本研究共五个组, A 组(对照组,无干预)、B 组(HDBR+有氧锻炼)、C 组(HDBR+高负荷抗阻锻炼)、D 组(HDBR+有氧锻炼+低负荷抗阻锻炼)和 E 组(HDBR+有氧锻炼+高负荷抗阻锻炼)。结果显示,运动锻炼对单支撑期时间、双支撑期时间、步频、步长、步速、踝关节最小角度、踝关节角位移、腓肠肌外侧激活水平以及比目鱼肌激活水平有显著影响。以往研究表明,卧床期间的运动锻炼可有效缓解肌肉力量、肌肉体积、肌纤维类型、肌肉组成成分等方面的损失^[30-34]。由于步态变异性与肌肉力量密切相关,运动锻炼有助于维持肌肉特性^[35],从而为长时间卧床后人体行走步态的维持提供相关支持。上述既往证据与本研究中锻炼主要改善踝-小腿相关指标的结果在方向上基本一致。

在不同干预方案中,高负荷抗阻锻炼可能是 HDBR 后维持并恢复运动表现的重要手段,而有氧锻炼和高负荷抗阻锻炼相结合的综合锻炼方案可能是各个方案中最佳的恢复手段。五个组别之中, E 组在相对较多的方面显示出了积极的改善效果,包括双支撑期时间、步频、步长、步速、踝关节最小角度、踝关节角位

移、腓肠肌外侧激活水平、比目鱼肌激活水平，这些积极效果可能归因于 E 组采用了有氧锻炼结合高负荷抗阻锻炼的干预方式。E 组的有氧锻炼包括长跑、冲刺跑和功率自行车，抗阻运动包括飞轮抗阻深蹲、提踵、耸肩和前臂弯举。研究表明，在卧床期间进行有氧锻炼组和抗阻锻炼组防止了大腿围损失（对照组下降 7%，抗阻锻炼组下降 2%，有氧锻炼组下降 0.6%），以及小腿围的损失（对照组下降 10%，抗阻锻炼组下降 7%，有氧锻炼组下降 5%）^[34]。有氧锻炼通过长时间、重复性的下肢运动，能够有效提高神经肌肉的协调性和肌耐力，而高负荷抗阻锻炼则可增加肌肉力量，为行走提供动力，从而进一步提升运动表现。锻炼效果次之的是 C 组，锻炼效果最差的是 B 组、D 组。B 组为有氧锻炼，D 组为有氧锻炼结合低负荷抗阻锻炼（弹力带抗阻），其作用却逊于 C 组的高负荷抗阻锻炼。这一结果提示单一的有氧锻炼以及低负荷抗阻锻炼的改善效果有限，卧床导致的运动功能下降和肌肉萎缩可能需要高负荷抗阻或有氧锻炼结合高负荷抗阻的综合锻炼方案才能产生显著效果。与既往仅有氧或低负荷抗阻措施相比，本研究的补充价值在于，在同一 HDBR 条件下直接比较多种锻炼组合，结果提示“高负荷抗阻”是关键要素，而“有氧+高负荷抗阻”具有更稳定的综合获益。

3.3 重力恢复后的阶段性进展

本研究于起床后 24 天（BR+24 天）再次进行了测试，部分行走步态的生物力学参数已呈现恢复趋势，尤其是踝关节的恢复效果最为显著，提示踝关节的相关功能对重力恢复的响应更敏感。步态时空参数上，BR+24 天的行走步态支撑期时间与卧床前（BR-1）相比仍存在差异，且步频仍未完全恢复至基线水平，但是摆动期时间恢复到卧床前水平。这提示在 BR+24 天时，受试者的行走步态稳定性有所改善，但仍需更长的支撑期来调整姿势以维持平衡。从关节角度的变化来看，从 BR+3 天到 BR+24 天，踝关节的最小角度和最大角度以及膝关节的最小角度呈恢复趋势，但髋关节最小角度和最大角度以及膝关节的最大角度在 BR+24 天仍未恢复，表明在 BR+24 天下肢的运动功能仍未完全恢复，但踝关节的恢复速度要快于髋关节和膝关节。表面肌电测试结果显示，下肢肌肉的激活整体呈现增加趋势。长时间卧床导致肌肉萎缩，行走时需以相对较高水平的肌肉激活以补偿肌肉无力^[28]，这种较高水平的肌肉激活现象在 BR+24 天持续保持，表明在 BR+24 天时神经肌肉系统仍在适应运动模式和运动负荷需求的变化。本研究中的运动锻炼仅对踝关节运动、腓肠肌内侧激活水平和比目鱼肌激活水平有显著影

响。由于下肢抗阻锻炼主要是深蹲、提踵，并且足部与跑步机、功率自行车、飞轮抗阻装置或地面直接相接触，锻炼刺激可能更集中于踝-小腿功能链，从而有助于改善踝关节的灵活性和小腿的肌肉力量，同时感觉和作用力的输入又均通过足部传递至下肢，这可能可以进一步解释本研究中踝关节恢复相对较快的结果。然而，由于追踪测试的时间间隔较短，目前尚无法明确下肢功能完全恢复的临界时间点及潜在的滞后效应。

4 结论与建议

90 天头低位卧床模拟失重后，人体行走的运动控制策略发生改变，表现为支撑期增加、摆动期减小和步频降低，这些改变提示 HDBR 后人体的步态稳定性降低。运动锻炼干预可以改善踝关节运动，并加强小腿部分肌肉（腓肠肌内侧和比目鱼肌）激活水平，但对于髋关节和膝关节运动及大腿肌群（半腱肌、股二头肌、股直肌、股内侧肌和股外侧肌）的改善效果有限。高负荷抗阻锻炼是维持和恢复运动表现的重要手段，特别是将有氧锻炼与高负荷抗阻锻炼相结合的方式，能够显著提升运动功能改善效果。在 BR+24 天时，下肢运动功能仍未完全恢复，但踝关节恢复速度要快于髋关节和膝关节。尽管如此，在 BR+24 天时下肢肌肉激活水平仍然保持在较高水平，这表明神经肌肉系统仍在适应运动模式和运动负荷需求的变化。

据此，建议采用高负荷且多样化的锻炼组合优化恢复过程，以提高受试者的运动功能和肌肉激活水平。针对髋关节和膝关节的运动锻炼方案需要进一步优化，并且应逐步纠正错误的下肢动作模式和调整锻炼强度和-content，以促进肌肉激活逐步恢复到卧床前的状态。

本研究仍存在一定的局限性。研究样本为男性青年，且恢复随访周期较短，结论的普适性与对长期恢复轨迹（临界恢复时间点、潜在滞后效应）的推断仍受限制。此外，-6°头低位卧床虽可模拟失重效应，但与真实太空环境仍存在差异。后续研究建议纳入更广泛人群（如女性、不同体能与健康状态者），延长追踪周期并结合多维指标建立恢复动态模型，同时推进地面模拟与在轨任务的对照验证，以完善长期任务的系统性防护与康复方案。

参考文献

[1] JIANG Yifan, QIAO Bing, ZHAO Ying. Review of reduced gravity simulation for

- astronaut training[J]. *Manned Spaceflight*, 2018, **24**(2): 227-237 (江一帆, 乔兵, 赵颖. 航天员低重力运动模拟训练方法与研究综述[J]. 载人航天, 2018, **24**(2): 227-237)
- [2] HARGENS A R, VICO L. Long-duration bed rest as an analog to microgravity[J]. *Journal of Applied Physiology*, 2016, **120**(8): 891-903
- [3] MILLER C A, KOFMAN I S, BRADY R R, *et al.* Functional task and balance performance in bed rest subjects and astronauts[J]. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 2018, **89**(9): 805-815
- [4] TAYS G D, MCGREGOR H R, LEE J K, *et al.* The effects of 30 minutes of artificial gravity on cognitive and sensorimotor performance in a spaceflight analog environment[J]. *Frontiers in Neural Circuits*, 2022, **16**: 784280
- [5] QAISAR R, KARIM A, ELMOSELHI A B. Muscle unloading: a comparison between spaceflight and ground - based models[J]. *Acta Physiologica*, 2020, **228**(3): e13431
- [6] HOENEMANN J N, MOESTL S, VAN HERWAARDEN A E, *et al.* Effects of daily artificial gravity training on orthostatic tolerance following 60-day strict head-down tilt bedrest[J]. *Clinical Autonomic Research*, 2023, **33**(4): 401-410
- [7] MACKENZIE S W, SMITH C P, TREMBLAY M F, *et al.* Bed rest impairs the vestibular control of balance[J]. *The Journal of Physiology*, 2024, **602**(12): 2985-2998
- [8] MULDER E, LINNARSSON D, PALOSKI W H, *et al.* Effects of five days of bed rest with and without exercise countermeasure on postural stability and gait[J]. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 2014, **14**(3): 359-366
- [9] AUSTERMANN K, BAECKER N, ZWART S R, *et al.* Effects of antioxidant supplementation on bone mineral density, bone mineral content and bone structure in healthy men during 60 days of 6° head - down tilt bed rest: results from a randomised controlled trial[J]. *Nutrition Bulletin*, 2023, **48**(2): 256-266
- [10] ZHANG Keying, ZHANG Bing, LIU Shujuan, *et al.* Onboard physical training in weightless environment: a review[J]. *Medical Journal of Chinese People's Liberation Army*, 2017, **42**(10): 925-929 (张可盈, 张冰, 刘书娟, 等. 航天在轨失重环境条件下的体能训练[J]. 解放军医学杂志, 2017, **42**(10): 925-929)
- [11] HEDGE E T, PATTERSON C A, MASTRANDREA C J, *et al.* Implementation of exercise countermeasures during spaceflight and microgravity analogue studies: developing countermeasure protocols for bedrest in older adults (BROA)[J]. *Frontiers in Physiology*, 2022, **13**: 928313
- [12] LIU Bingkun, ZHU Yu, LI Zhili, *et al.* Effects of 30 d - 6° head down bed rest on male aerobic capacity and its protection strategy[J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 2014, **27**(4): 235-240 (刘炳坤, 祝郁, 李志利, 等. 30 天-6°头低位卧床对男性有氧运动能力的影响及其防护策略(英文)[J]. 航天医学与医学工程, 2014, **27**(4): 235-240)
- [13] TAN Cheng, XIA Yongming, ZHAO Qi, *et al.* Changes of free walk gait pattern after 45-day head-down bed rest[J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 2013, **26**(6): 467-470. (谈诚, 夏永明, 赵琦, 等. 45 天-6°头低位卧床对自由行走步态特性的影响[J]. 航天医学与医学工程, 2013, **26**(6): 467-470)

- [14]WANG L J, LI Z L, LIU S J, *et al.* The Astronaut Center of China 90-d head-down bed rest: overview, countermeasures, and effects[J]. *Space: Science & Technology*, 2023, 3: 0023
- [15]MACLEAN M K, FERRIS D P. Human muscle activity and lower limb biomechanics of overground walking at varying levels of simulated reduced gravity and gait speeds[J]. *PLoS One*, 2021, **16**(7): e0253467
- [16]PEEL S A, SCHROEDER L E, WEINHANDL J T. Lower extremity muscle contributions to ACL loading during a stop-jump task[J]. *Journal of Biomechanics*, 2021, **121**: 110426
- [17]LI Yuzhang. Application of Surface Electromyography in Sports[M]. Shanghai: Fudan University Press, 2015: 61-61 (李玉章. 表面肌电在体育中的应用[M]. 上海: 复旦大学出版社, 2015: 61)
- [18]SCHWENK M, HOWE C, SALEH A, *et al.* Frailty and technology: a systematic review of gait analysis in those with frailty[J]. *Gerontology*, 2013, **60**(1): 79-89
- [19]YUAN P, KOPPELMANS V, REUTER - LORENZ P, *et al.* Vestibular brain changes within 70 days of head down bed rest[J]. *Human Brain Mapping*, 2018, **39**(7): 2753-2763
- [20]CASSADY K, KOPPELMANS V, REUTER-LORENZ P, *et al.* Effects of a spaceflight analog environment on brain connectivity and behavior[J]. *NeuroImage*, 2016, **141**: 18-30
- [21]SHACKELFORD L C, LEBLANC A D, DRISCOLL T B, *et al.* Resistance exercise as a countermeasure to disuse-induced bone loss[J]. *Journal of Applied Physiology*, 2004, **97**(1): 119-129
- [22]BELAVÝ D L, OHSHIMA H, RITTWEGER J, *et al.* High-intensity flywheel exercise and recovery of atrophy after 90 days bed-rest[J]. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 2017, **3**(1): e000196
- [23]MIOKOVIC T, ARMBRECHT G, GAST U, *et al.* Muscle atrophy, pain, and damage in bed rest reduced by resistive (vibration) exercise[J]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2014, **46**(8): 1506-1516
- [24]CAVANAGH P R, RICE A J, NOVOTNY S C, *et al.* Replacement of daily load attenuates but does not prevent changes to the musculoskeletal system during bed rest[J]. *Bone Reports*, 2016, **5**: 299-307
- [25]KRAINSKI F, HASTINGS J L, HEINICKE K, *et al.* The effect of rowing ergometry and resistive exercise on skeletal muscle structure and function during bed rest[J]. *Journal of Applied Physiology*, 2014, **116**(12): 1569-1581
- [26]PERRY J, BURNFIELD J M. Gait Analysis: Normal and Pathological Function[M]. JIANG Shuyun, trans. Shanghai: Shanghai Scientific and Technical Publishers, 2017: 60-61 (PERRY J, BURNFIELD J M. 步态分析: 正常和病理功能[M]. 姜淑云, 译. 上海: 上海科学技术出版社, 2017: 60-61)
- [27]MARUSIC U, NARICI M, SIMUNIC B, *et al.* Nonuniform loss of muscle strength and atrophy during bed rest: a systematic review[J]. *Journal of Applied Physiology*, 2021, **131**(1): 194-206

- [28] ARAKAWA T, OTANI T, KOBAYASHI Y, *et al.* 2-D forward dynamics simulation of gait adaptation to muscle weakness in elderly gait[J]. *Gait & Posture*, 2021, **85**: 71-77
- [29] SARCHER A, CARCREFF L, MOISSENET F, *et al.* Consistency of muscle activation signatures across different walking speeds[J]. *Gait & Posture*, 2024, **107**: 155-161
- [30] MURACH K A, MINCHEV K, GROSICKI G J, *et al.* Myocellular responses to concurrent flywheel training during 70 days of bed rest[J]. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 2018, **50**(9): 1950-1960
- [31] PLOUTZ-SNYDER L L, DOWNS M, RYDER J, *et al.* Integrated resistance and aerobic exercise protects fitness during bed rest[J]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2014, **46**(2): 358-368
- [32] TRAPPE T A, BURD N A, LOUIS E S, *et al.* Influence of concurrent exercise or nutrition countermeasures on thigh and calf muscle size and function during 60 days of bed rest in women[J]. *Acta Physiologica*, 2007, **191**(2): 147-159
- [33] FERRANDO A A, TIPTON K D, BAMMAN M M, *et al.* Resistance exercise maintains skeletal muscle protein synthesis during bed rest[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1997, **82**(3): 807-810
- [34] ROBIN A, WANG L J, CUSTAUD M A, *et al.* Running vs. resistance exercise to counteract deconditioning induced by 90-day head-down bedrest[J]. *Frontiers in Physiology*, 2022, **13**: 902983
- [35] MARTINIKORENA I, MARTÍNEZ-RAMÍREZ A, GÓMEZ M, *et al.* Gait variability related to muscle quality and muscle power output in frail nonagenarian older adults[J]. *Journal of the American Medical Directors Association*, 2016, **17**(2): 162-167

作者简介



余诗琦 女，上海体育大学博士研究生，主要研究方向为运动生物力学。



李志利（通讯作者） 男，中国航天员科研训练中心研究员，长期从事航天医学研究工作，主要研究方向聚焦于失重环境对人体生理机能的影响及防护技术。



袁鹏（通讯作者） 男，上海体育大学竞技运动学院研究员，长期从事竞技体育科技工作，主要研究方向聚焦运动技能诊断、损伤预防与康复、体医融合健康促进。