

文章编号:1004-7220(2020)01-0101-07

模拟低重力下步态行走的下肢生物力学分析

杨洪瑞, 罗诗瑶, 尚坤, 刘东岳, 马加炉
(中国航天员科研训练中心 人因工程重点实验室, 北京 100094)

摘要:目的 研究重力水平对步态行走时下肢关节运动的影响规律。方法 设计一种可随动悬吊式低重力模拟装置用于不同重力水平的模拟,利用运动捕捉系统和三维测力台对12名受试者在正常重力(1 G)、火星重力(1/3 G)及月球重力(1/6 G)下步态行走时下肢关节运动参数进行测量。结果 重力水平降低后,髋、膝关节矢状面的活动范围显著减小($P<0.01$),踝关节矢状面的活动范围显著增加($P<0.05$),1 G重力下髋、膝关节、踝关节矢状面的活动范围分别为45.2°、67.7°、32.5°,1/6 G重力下髋、膝、踝关节矢状面的活动范围分别为25.1°、50.8°、42.4°。低重力环境下,下肢关节在矢状面上的关节力和力矩明显减小($P<0.01$)。结论 本研究得到的低重力下步态行走规律与以往使用跑步机得到的研究结果大体相同。航天员在地面可以使用跑步机在低重模拟装置的帮助下开展针对性的月面行走训练。

关键词:模拟低重力;步态分析;下肢关节;运动学;动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.01.020

Biomechanical Analysis of Lower Limbs during Walking under Simulated Reduced Gravity

YANG Hongrui, LUO Shiyao, SHANG Kun, LIU Dongyue, MA Jialu

(National Key Laboratory of Human Factors Engineering, China Astronauts Research and Training Center, Beijing 100094, China)

Abstract: Objective To investigate the influence of gravity levels on lower limb motions during human walking. **Methods** A suspended microgravity simulation system was designed for the experiment. Kinetic parameters from lower limb joints of twelve volunteers during walking were measured by the motion capture system and 3D force plate under simulated Mars gravity (1/3 G), lunar gravity (1/6 G) and earth gravity (1 G). **Results** Under simulated Mars and lunar gravity, the ranges of motion (ROMs) of hip and knee joints in sagittal plane significantly decreased ($P<0.01$) while the ROMs of ankle joints obviously increased ($P<0.05$). The ROMs of hip, knee and ankle joints in sagittal plane under earth gravity were 45.2°, 67.7°, 32.5°, respectively, while the ROMs of hip, knee and ankle joints under lunar gravity were 25.1°, 50.8°, 42.4°, respectively. In addition, the force and torque of lower limb joints in sagittal plane under lower gravity also decreased significantly ($P<0.01$). **Conclusions** The results obtained by this study were almost the same as the research findings obtained by using treadmill. Astronauts can use the treadmill and microgravity simulation system for walking exercises under lunar gravity on the earth.

Key words: simulated reduced gravity; gait analysis; lower limb joints; kinematics; kinetics

收稿日期:2018-09-25; 修回日期:2019-01-31

基金项目:载人航天预先研究项目(020301)

通信作者:杨洪瑞,助理研究员,E-mail: yanghr77@163.com

20世纪60、70年代,美国通过“阿波罗计划”首次实现了载人登月,航天员穿着阿波罗登月服首次实现月面行走。阿波罗计划之后,国外关于低重力下步态行走规律进行了大量研究。Carr等^[1-2]对穿着航天服和不穿航天服下的步态参数进行对比,分析研究穿着航天服对月球重力下步态行走规律的影响。Minetti等^[3-4]通过分析阿波罗登月视频资料发现,在阿波罗任务中航天员月面行走时更倾向于采用跳跃的方式。Ackermann等^[5]采用仿真分析方法对月面行走采用跳跃方式的原因进行深入研究,他们建立了一种基于骨肌系统的生理模型,通过计算机预测模拟方法研究不同重力水平下的步态行走策略,发现低重力水平下采用跳跃的策略比采用走、跑策略的效率更高。除了研究重力水平对步态行走方式选择的影响,国外学者针对降低重力水平对步态行走时机械能转化^[6]、走跑转换速度^[7]以及人体运动能力^[8]的影响也进行了大量研究。国内关于低重力下步态行走规律的研究起步较晚,研究方向主要集中在低重力对运动学参数的影响。例如:乔兵等^[9]利用ADAMS动力学仿真软件对不同重力水平下步态行走特点进行仿真分析,谈诚等^[10]利用吊篮系统和足底力系统研究不同重力水平对步态时相参数、力学参数以及步态平衡性等指标的影响。

目前,国内外关于低重力下步态行走规律的试验研究主要使用低重力模拟装置在跑步机上完成测试。这种方法存在的主要问题是,跑步机自身会对行走步态产生影响^[11],导致研究结果与真实低重力步行规律存在一定偏差。本文利用一种改进的可随动悬吊式低重力模拟装置,采用更加接近真实低重力下步行工况的方法,研究不同重力环境对步态行走时下肢关节角度、关节力、关节力矩等生物力学参数的影响。

1 方法

1.1 样本

从本单位招募12名受试者,其中男性9名,女性3名。受试者基本信息如下:年龄(26.8±1.8)岁,身高(172.1±6.5)cm,体质量(68.4±10.7)kg。所有受试者身体健康状况良好,下肢没有接受过手术、近半年无受伤史,下肢关节、肌肉无病变。为了

保证试验过程中受试者下肢肌肉状态良好,要求所有受试者在试验开始前24h内不能从事任何剧烈运动。

1.2 试验设备与方案

本研究专门设计了一种可随动的悬吊式低重力模拟装置(见图1),该装置主要工作原理与国内外研究普遍采用的悬吊式低重力模拟装置^[6-7,10]一致,通过受试者身体上的悬吊绳抵消重力实现不同重力水平的模拟。不同的是,本研究使用的装置通过增加滑轨与移动平台组合实现了配重悬吊系统的随动功能,能够最大程度地模拟真实的步态行走工况。

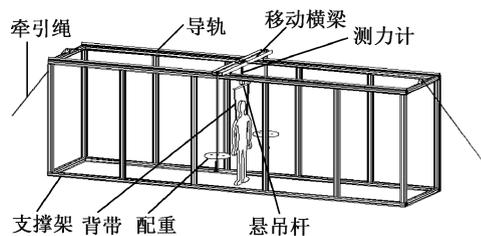


图1 悬吊式低重力模拟装置示意图

Fig.1 Schematic of the suspended microgravity simulation system

实验中使用8镜头Motion Analysis Raptor-4红外运动捕捉系统(Motion Analysis公司,美国)采集反光标志点的三维坐标,采样频率为200 Hz。受试者身体上共设置21个反光标记点,分别位于左右髂前上棘、L4~5腰椎棘突中点、左右髂后上棘、左右大腿前侧中部、股骨外侧髁、股骨内侧髁、小腿前侧、腓骨外髁、胫骨内髁、足尖、足跟。

使用Kistler 9281CA三维测力台(Kistler Instrumente AG公司,瑞士)与运动捕捉系统同步采集地面反作用力,测力台的长度为0.6 m,宽度为0.4 m,采样频率为1 kHz。大地坐标系在标定运动空间的过程中建立,原点为测力台端点(O点),沿测力台长轴为x轴,行进方向为x轴正方向;沿测力台短轴为y轴,行进方向向左为y轴正方向;垂直向上为z轴正方向。

1.3 数据处理

为了保证测量结果能够真实反映低重力下步态行走特点,要求受试者在实验开始前进行0.5 h低重力步行适应性训练,在正式实验中受试者行走

10 m 步态平稳后开始测量。实验中,当系统采集到全部标记点并且受试者足着地位置为测力台中部时,认为试验数据有效。为减小实验误差,每位受试者至少采集 3 次有效数据,分别处理后求均值,作为该受试者的步态参数进行统计分析。

数据处理时以垂直地面反作用力大于 10 N 时刻作为足跟着地时刻,以垂直地面反作用力小于 10 N 的时刻作为足尖离地时刻。从足跟着地时刻到足尖离地时刻称为支撑期,从足尖离地到足跟再次着地称为摆动期。足跟着地到同侧足跟再次着地定义为 1 个步态周期,并且对不同受试者的步态周期进行归一化处理。

依据文献[12]中的方法建立下肢各环节的三维坐标系,采用 Butterworth 低通滤波法^[13]对采集到的反标记点的三维坐标进行平滑,截断频率为 13.3 Hz,并使用 Cortex 2.6 软件(Motion Analysis 公司,美国)进行数据处理。髋关节中心通过 Bell 等^[14]的计算方法计算得到,膝关节中心为内、外膝点的中点,踝关节中心为内、外踝点的中点。

下肢关节角度为相邻两个环节局部坐标系之间的卡尔丹角,定义为远侧环节相对于近侧环节的运动,首先绕 X 轴转动得到屈伸角度,然后绕 Y 轴转动得到内收外展角度,最后绕 Z 轴转动得到内旋外旋角度。环节局部坐标系中 X 轴定义为额状轴, Y 轴定义为矢状轴, Z 轴定义为垂直轴。人体正常站立,两脚与肩同宽,躯干、大腿、小腿这 3 个环节处于同一直线、足和小腿的夹角呈 90°时,将髋、膝的屈伸角度记为 0°,踝关节屈伸角度记为背屈 90°。采用反向动力学方法计算关节力及关节力矩。

数据处理过程中,为消除受试者个体差异的影响,对关节力和关节力矩数据进行标准化处理。本文中的关节力均为研究对象下肢各关节上所受关节力与其体质量的比值;关节力矩均为研究对象下肢各关节上所受关节力矩与其体质量和身高乘积的比值。

采用单因素重复测量方差分析方法分析不同重力水平对步态参数的影响,差异分析采用 LSD 检验方法, $P < 0.05$ 表示达到统计学显著性差异水平,所有统计分析应用 SPSS 17.0 完成。

由于步态行走时下肢运动形式主要为矢状面关节运动,本文主要针对下肢关节矢状面测量及计

算结果展开分析讨论。

2 结果

2.1 重力水平对步态时相参数的影响

表 1 为不同重力水平下摆动相在整个步态周期中所占比例。与正常重力水平(1 G)相比,火星重力下(1/3 G)摆动相在整个步态周期中所占比例明显降低($P = 0.018$),而月球重力下(1/6 G)摆动相在整个步态周期中所占比例显著增加($P = 0.020$)。

表 1 不同重力水平下步态时相参数的变化

Tab.1 Swing phase changes of gait under different gravities

参数	1 G	1/3 G	1/6 G
摆动相占比/%	38±4	36±8 ^a	42±6 ^a
支撑相占比/%	62±4	64±8 ^a	58±6 ^a

注:^a与正常重力比较, $P < 0.05$

2.2 不同重力环境对下肢关节角度的影响

2.2.1 髋关节 步态行走时,重力水平对髋关节矢状面的关节活动角度有显著影响(见表 2)。与正常重力水平(1 G)相比,火星重力(1/3 G)及月球重力(1/6 G)下髋关节伸展最大角度显著降低($P = 0.014$),髋关节屈曲最大角度有所降低,但是未达到统计学显著性差异水平($P = 0.430$)。

表 2 不同重力水平下步态行走时下肢关节角度

Tab.2 Joint angle of hip, knee and ankle during walking under different gravities

关节角度/(°)		1 G	1/3 G	1/6 G
髋	伸展最大角	18.1±11.8	10.8±13.5	3.6±14.6 ^a
	屈曲最大角	27.1±16.6	19.8±11.7	21.5±14.0
	活动范围	45.2±10.5	31.8±8.7 ^a	25.1±7.7 ^a
膝	屈曲最大角	70.0±7.3	59.5±10.1 ^a	59.9±7.6 ^a
	屈曲最小角	2.2±7.0	6.6±7.0	9.2±8.6 ^a
	活动范围	67.7±6.1	53.0±6.5 ^a	50.8±9.8 ^a
踝	背屈最小角	57.7±6.3	50.7±12.8	49.2±14.2
	背屈最大角	90.2±4.4	93.9±5.0	91.6±5.9
	活动范围	32.5±6.6	43.2±12.3 ^a	42.4±13.2 ^a

注:^a与正常重力比较, $P < 0.05$

进一步研究发现,重力水平降低后,支撑相阶段髋关节最大屈曲角度、最大伸展角度及关节活动范围均显著减小[见图 2(a)]。

2.2.2 膝关节 步态行走时,重力水平对膝关节矢状面的关节活动角度有显著影响。与正常重力相比,火星重力及月球重力下膝关节屈曲最大角度均显著降低($P = 0.005$)、月球重力下膝关节屈曲最小

角度显著增加($P=0.035$),火星重力下膝关节屈曲最小角度有所增加,但未达到显著性差异水平($P=0.169$)。重力水平降低后,膝关节矢状面的关节活动范围明显减小($P=0.000$),但是火星重力与月球重力之间无显著差异($P=0.496$)。

地球重力下,1个步态周期内膝关节屈曲运动关节角度的变化趋势呈现出显著的“双峰现象”,重力水平降低后,“双峰现象”消失[见图2(b)]。

2.2.3 踝关节 步态行走时,重力水平对踝关节矢状面的关节活动角度有较大影响,重力水平降低后,踝关节背屈最小角度有所降低、矢状面的关节活动范围明显增加($P=0.025$)。对比不同重力下踝关节角度变化趋势可以发现,重力水平降低后,足跟着地时踝关节背屈角度增加,足尖离地时踝关节跖屈角度增加,摆动相末期踝关节跖屈角度增加[见图2(c)]。

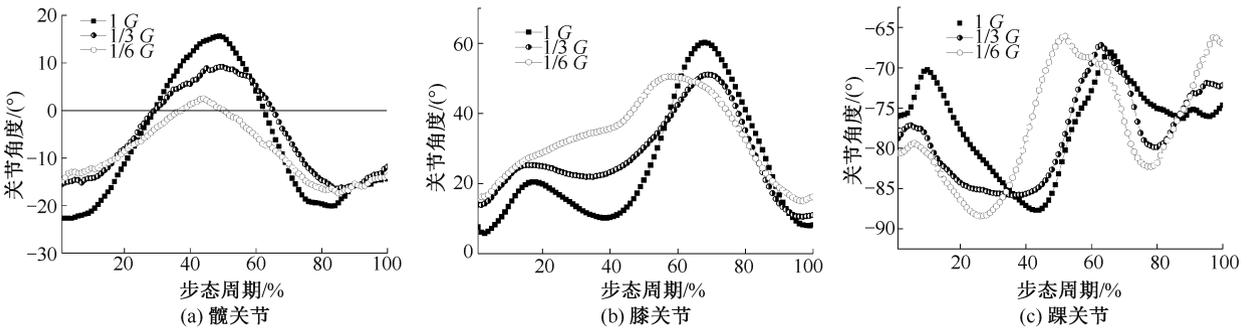


图2 不同重力水平下步态行走时矢状面上不同关节角变化曲线(纵坐标正方向分别代表髋关节伸展、膝关节屈曲、踝关节跖屈)

Fig.2 Curves of different joint angles in sagittal plane within one gait cycle under different gravities (a) Hip joint, (b) Knee joint, (c) Ankle joint

2.3 不同重力环境对下肢关节力/关节力矩的影响

2.3.1 关节力 从表3可以看出,重力水平降低后,髋、膝、踝关节的伸展运动最大关节力明显减小(髋关节 $P=0.004$; 膝关节 $P=0.000$; 踝关节 $P=0.000$),屈曲运动最大关节力也显著降低(髋关节 $P=0.008$; 膝关节 $P=0.000$; 踝关节 $P=0.005$)。

与火星重力相比,月球重力下踝关节跖屈关节力显著降低($P=0.015$),背屈关节力没有显著差异($P=0.529$)。此外,火星与月球重力下髋关节、膝关节屈伸运动关节力均没有显著差异($P>0.05$)。

进一步研究发现,下肢关节屈伸运动的最大关节力与重力水平有明显的比例关系,线性相关系数 R 基本都在 0.99 以上[见图3(a)]。

表3 不同重力水平下步态行走时下肢关节力

Tab.3 Joint force of the hip, knee and ankle during walking under different gravities

关节		关节力/(N · kg ⁻¹)		
		1 G	1/3 G	1/6 G
髋	最大屈曲	3.69±1.75	2.14±0.91 ^a	2.35±0.82 ^a
	最大伸展	3.67±1.78	2.07±0.91 ^a	1.81±1.26 ^a
膝	最大伸展	3.43±0.96	1.31±0.54 ^a	0.75±0.46 ^a
	最大屈曲	1.07±0.35	0.58±0.18 ^a	0.53±0.26 ^a
踝	最大背屈	0.24±0.04	0.19±0.05 ^a	0.18±0.03 ^a
	最大跖屈	9.34±2.48	3.73±1.11 ^{ab}	2.02±0.80 ^{ab}

注:^a与正常重力(1 G)比较, $P<0.05$; ^b与火星重力(1/3 G)比较, $P<0.05$

2.3.2 关节力矩 从表4可以看出,重力水平降低后,髋、膝、踝关节的伸展最大力矩及屈曲最大力矩均显著降低(髋关节 $P=0.001$; 膝关节 $P=0.000$; 踝关节 $P=0.009$),其中髋关节伸展最大力矩降低幅度最大,超过了 90%,屈曲最大力矩降低幅度最小,但是也接近 50%。火星重力与月球重力相比,髋、膝、踝关节屈伸运动关节力矩并没有显著差异($P>0.05$)。

与关节力测试结果类似,下肢关节屈伸运动的最大关节力矩与重力水平也呈现出显著的比例关系,线性相关系数 R 均在 0.98 以上[见图3(b)]。

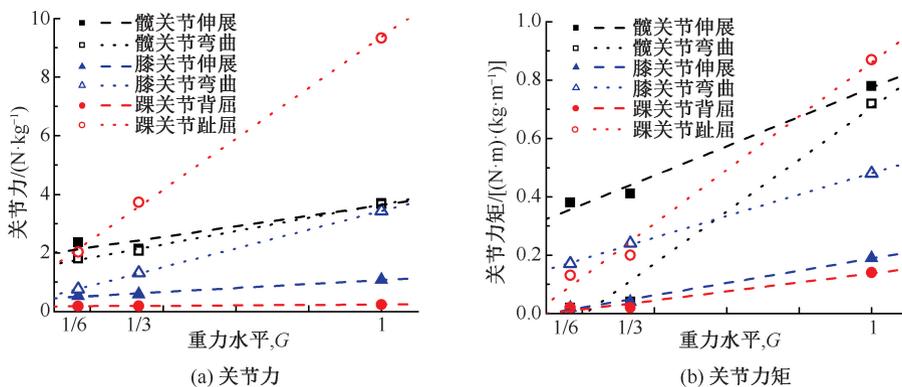


图3 不同重力水平下步态行走时下肢关节力、关节力矩变化曲线

Fig.3 Curves of force and torque in limb joints at sagittal plane under different gravities (a) Joint force, (b) Joint torque

表4 不同重力水平下步态行走时下肢关节力矩

Tab.4 Joint torque of the hip, knee and ankle during walking under different gravities

关节	力矩/[N·m·(kg·m) ⁻¹]	重力水平, G		
		1 G	1/3 G	1/6 G
髋	最大伸展	0.72±1.21	0.04±0.11 ^a	0.02±0.15 ^a
	最大屈曲	0.78±0.43	0.41±0.17 ^a	0.38±0.08 ^a
膝	最大屈曲	0.19±0.17	0.04±0.05 ^a	0.02±0.03 ^a
	最大伸展	0.48±0.15	0.24±0.12 ^a	0.17±0.09 ^a
踝	最大跖屈	0.87±0.51	0.20±0.06 ^a	0.13±0.05 ^a
	最大背屈	0.14±0.18	0.02±0.02 ^a	0.02±0.01 ^a

注:^a与正常重力(1 G)比较, P<0.05

3 讨论

3.1 重力环境对步态行走时下肢关节运动的影响

步态时相参数能够直观地反映步态行走特点。本研究发现,重力水平从1 G降低到1/6 G,摆动相在整个步态周期所占比例从38%增加至42%,这一结果与目前国内外多数研究的结论一致^[10,15-16]。Sylos-Labini等^[15]研究发现,重力水平从1 G降低到0.16 G时,摆动相占比从31%增加至42%,与本研究相比增加幅度更大,这一现象可能与跑步机的使用有关。值得注意的是,本研究发现重力水平从1 G降低到1/3 G,摆动相在整个步态周期所占比例反而有所降低,与谈成等^[10]的研究结果正好相反。Rosano等^[17]研究表明,大脑运动中枢会参与步态运动过程,他们通过试验发现步长缩短和双足支撑期延长与大脑相应运动的皮质功能区有关。因此,本文推测当重力水平下降较小时,受运动中枢控制的影响,不同人在面对低重力时采取的策略不同,导

致1/3 G下测量结果有差异,这些推测有待进一步研究证实。

本研究发现,重力水平对步行时下肢关节运动角度的影响主要体现在:①重力水平降低后,髋关节支撑相最大屈曲角度、最大伸展角度及关节活动范围均显著减小;②低重力环境下,膝关节屈伸运动范围显著减小,屈伸运动角度在整个步态周期内的变化趋势由“双峰”变为“单峰”;③重力水平降低后,整个步态周期内踝关节屈伸活动范围增加。Sylos-Labini等^[15]分别采用垂直悬吊和水平悬吊的方式研究低重力对步态行走运动学的影响,所得的研究结果与本文结果基本一致。该研究还发现,相同重力水平下(1 G),步行速度由5 km/h降低至2 km/h时,也发生了髋关节和膝关节运动范围减小、膝关节屈伸运动“双峰”变化趋势消失等现象。通过以上结果可以看出,降低重力水平与降低步行速度对步态行走的影响一致^[4,7,18]。研究表明,不同重力下走跑转换速度以及最佳步行速度与重力水平之间的关系可以用弗劳德数等式 $Fr = v^2/gL$ 描述(其中:Fr为弗劳德常数;v为步行速度;g表示重力水平;L为受试者腿长)。并且从Minetti等^[4]的研究结果可知,不同重力水平下最佳步行速度的实测值与根据弗劳德数等式计算的理论值能够较好吻合。对此,本文认为,下肢在步态行走中主要有两方面的作用,一是提供能量(即做功),二是维持重心。从能量需求的角度来看,降低重力水平与降低运动速度对能量的需求都会降低,下肢做功减小,故人们在应对时也会采取类似的策略,即在这

两种情况下会表现出相同或相近的步态行走规律。从维持重心的角度来看,膝关节在支撑相的屈伸运动能够减小重心波动,保持步态平稳^[19]。重力水平降低后,膝关节屈伸运动减小,必然会导致步态行走时重心波动增加,步态稳定性变差,这一推测也在 Griffin 等^[6]的研究结果中得到证实。

此外,重力水平对下肢关节力及关节力矩也有显著的影响,下肢髌、膝、踝关节屈伸运动的最大关节力及最大关节力矩与重力水平之间呈现出显著的线性关系。Ivanenko 等^[20]的研究结果表明,随着重力水平的降低,步态行走时下肢关节力会成比例地降低,与本研究的结论一致。

3.2 跑步机对低重力步态行走的影响

通过上文的对比分析可以发现,本研究得到的重力水平对下肢关节运动的影响规律与以往研究结果基本一致,区别在于使用跑步机后重力水平对下肢关节运动的影响幅度有变化。直观地看,跑步机上行走与在地面上行走的最大区别在于,地面行走时行走方向、速度、加速度受人的主观意识控制,而在跑步机上行走时行走方向、速度、加速度会受到跑步机的被动约束^[11]。从现有的研究结果来看,跑步机对步态行走的影响主要体现在以下几个方面:① 跑步机会影响步态时相参数^[21-22],跑步机上跑步时步频加快、步长缩短、步态周期减小、支撑期增加;② 跑步机会影响步态运动学参数^[11,23],跑步机上跑步时膝关节弯曲角度更大,髌关节伸展角度变小、弯曲角度变大;③ 跑步机会影响步态动力学参数^[24],跑步机上跑步时最大地面反作用力小于地面行走。国内外研究对于跑步机对步态时相参数的影响已经基本达成共识:人在跑步机上行走时,为了保证身体重心稳定,会让摆动腿提前着地,增加双足与地的接触时间。但是,对于跑步机对运动学参数和动力学参数的影响,目前尚无定论。

本文研究发现,1 G 重力下在跑步机行走与地面步行相比,摆动相占比大幅降低,从 38% 降低至 31%,与已有的研究结果一致;1/6 G 重力下在跑步机行走与地面步行相比,摆动相占比相同,均为 42%,表明重力水平降低后,低重力对步行的影响占主导作用,跑步机的影响相对较小。

4 结论

本文使用一种随动式低重力模拟装置研究重力水平对步态行走的影响,通过对比不同重力环境下髌、膝、踝关节的关节角度、关节力、关节力矩,分析研究重力环境对步态行走时下肢关节运动的影响规律。对比分析结果表明,本研究得到的低重力下步态行走规律与以往使用跑步机得到的研究结果大体相同,跑步机对低重力步行的影响较小,故航天员在地面可以使用跑步机在低重模拟装置的帮助下开展针对性的月面行走训练。本文研究结果也为未来深空探测时航天员步行辅助机构的设计提供依据。

参考文献:

- [1] CARR CE, NEWMAN DJ. Space suit bioenergetics: Framework and analysis of unsuited and suited activity [J]. *Aviat Space Envir Med*, 2007, 78(11): 1013-1022.
- [2] CARR CE, MAGEE J. The Apollo number; Space suits, self-support, and the walk-run transition [J]. *PloS One*, 2009, 4(8): 1-7.
- [3] MINETTI AE. Invariant aspects of human locomotion in different gravitational environments [J]. *Acta Astronaut*, 2001, 49(3-10): 191-198.
- [4] MINETTI AE. Biomechanics-walking on other planets [J]. *Nature*, 2001, 409(6819): 467-469.
- [5] ACKERMANN M, BOGERT AJ. Predictive simulation of gait at low gravity reveals skipping as the preferred locomotion strategy [J]. *J Biomech*, 2012, 45(7): 1293-1298.
- [6] GRIFFIN TM, TOLANI NA, KRAM R. Walking in simulated reduced gravity: Mechanical energy fluctuations and exchange [J]. *J Appl Physiol*, 1999, 86(1): 383-390.
- [7] KRAM R, DOMINGO A, FERRIS DP. Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed [J]. *J Exp Biol*, 1997, 200(4): 821-826.
- [8] RAICHLEN DA. The effects of gravity on human walking: A new test of the dynamic similarity hypothesis using a predictive model [J]. *J Exp Biol*, 2008, 211(17): 2767-2772.
- [9] 乔兵, 陈卓鹏. 航天员低重力步行训练被动物骨骼机器人模拟[J]. *宇航学报*, 2014, 35(4): 474-480.
- [10] 谈诚, 夏永明, 曹毅等. 模拟不同重力环境下步态运动的足底受力分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 200-205.
- [11] TAN C, XIA YM, CAO Y, et al. Gait analysis on plantar force under different simulated gravities [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 200-205.
- [11] 黄守刚. 人在平地与跑步机上行走时下肢关节运动差异性研

- 究[D], 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2015.
- [12] YU B, GABRIEL D, NOBLE L, *et al.* Estimate of the optimum cut off frequency for the butter worth low-pass digital filter [J]. *J Appl Biomech*, 1999, 15(3): 319-329.
- [13] 时会娟, 吴肖杰, 李翰君, 等. 鞋跟高度对青年女性下楼梯步态的影响[J], *医用生物力学*, 2015, 30(3): 256-263.
SHI HJ, WU XJ, LI HJ, *et al.* The influence of heel height on gait of young females during stair descent [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(3): 256-263.
- [14] REIZE P, MULLER O, MOTZNY S, *et al.* Prediction of the location of the centre of rotation of the hip joint external landmarks [J]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2006, 144(5): 492-496.
- [15] SYLOS-LABINI F, IVANENKO YP, CAPPELLINI G, *et al.* Changes of gait kinematics in different simulators of reduced gravity [J]. *J Motor Behav*, 2013, 45(6): 495-505.
- [16] WITT JK, PERUSEK GP, LEWANDOWSKI BH, *et al.* Locomotion in simulated and real microgravity: Horizontal suspension vs parabolic flight [J]. *Aviat Space Envir Md*, 2010, 81(12): 1092-1099.
- [17] ROSANO C, AIZENSTEIN H, BRACH J, *et al.* Gait measures indicate underlying focal gray matter atrophy in the brain of older adults [J]. *J Gerontol*, 2008, 63(12): 1380-1388.
- [18] DONELAN JM, KRAM R. The effect of reduced gravity on the kinematics of human walking: A test of the dynamic similarity hypothesis for locomotion [J]. *J Exp Biol*, 1997, 200(24): 3193-3201.
- [19] JESSICA R, JAMES G. *Human walking* [M]. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [20] IVANENKO YP, GRASSO R, MACELLARI V, *et al.* Control of foot trajectory in human locomotion: Role of ground contact forces in simulated reduced gravity [J]. *J Neurophysiol*, 2002, 87(6): 3070-3089.
- [21] 张美珍, 曲峰. 跑台和地面上跑动时的生物力学分析[J]. *北京体育大学学报*, 2011, 34(11): 55-57.
- [22] 李建微, 李晓雯, 陈崇成. 跑步机平台下人体运动参数分析[J]. *现代计算机*, 2012(7): 10-13.
- [23] SALAMI MS, MAKNOH FN, OMAR N, *et al.* A biomechanical analysis of walking and running on a treadmill in different level of inclined surfaces [C]//*Proceedings of 2012 International Conference on Biomedical Engineering (ICOBE)*. Macau: [s.n.], 2012: 308-311.
- [24] RILEY PO, PAOLINI G, DELLA CU, *et al.* A kinetic comparison of over ground and treadmill walking in healthy subjects [J]. *Gait Posture*, 2007, 26(1): 17-24.