

## 躯干不同负重方式对人体步行的生物力学影响

赵功赫, 曲峰, 杨辰, 万祥林, 李秋捷

(北京体育大学 运动生物力学教研室, 北京 100084)

**摘 要:** 研究躯干采用不同负重方式时人体行走的步态特征, 探讨躯干不同负重方式对步态的影响, 为日常行走的负重方式的选择或仿生机器人的设计提供参考。选用 10 名普通男性大学生为受试者, 佩戴特制负重架, 分别进行躯干基础负重、躯干前负重和躯干后负重 3 种状态下的行走, 采用 Kistler 三维测力台、Motion 红外高速运动捕捉系统同步采集运动学、动力学数据。结果显示, 在行走过程中与后负重相比, 前负重显著增加了步宽、重心的水平摆动幅度、踝最大背屈角度、最大伸髋角度、最大伸髋力矩、髋正功、最大伸膝力矩、膝负功, 显著减小了步长、躯干前后倾幅度、踝最大跖屈力矩。结论认为, 人体前负重行走时, 具有更小的步长和更大的步宽, 会造成更多的能量消耗; 躯干的向后倾斜, 腰背部肌肉更容易疲劳, 长此以往, 更容易造成下腰痛的发生; 同时, 大腿肌肉用力增大, 消耗更多的能量, 长时间行走, 大腿肌肉会更快疲劳; 在设计前负重两足步行机器人时也应适当调整相应参数, 增大驱动力, 满足更多能量消耗。

**关 键 词:** 运动生物力学; 负重方式; 步行; 躯干

中图分类号: G804.6 文献标志码: A 文章编号: 1006-7116(2017)02-0128-07

### Biomechanical effects of different ways of trunk load bearing on human walking

ZHAO Gong-he, QU Feng, YANG Chen, WAN Xiang-lin, LI Qiu-jie

(Department of Sports Biomechanics, Beijing Sport University, Beijing 100084, China)

**Abstract:** In order to study the characteristics of the gait of human walking when the trunk is loaded in different ways, and to probe into the effects of different ways of trunk load bearing on the gait, the authors selected 10 ordinary university students as the testees, who wore a specially made load rack and walked respectively under such 3 conditions as trunk basic load bearing, trunk front load bearing and trunk back load bearing, used a Kistler 3D force measuring platform and an infrared high speed motion capture system to synchronously collect kinematic and dynamic data. The authors revealed the following findings: during walking, as compared with back load bearing, front load bearing significantly increased step width, horizontal swinging amplitude of center of gravity, maximum ankle dorsiflexion angle, maximum hip extension angle, maximum hip extension moment, hip positive work, maximum knee extension moment and knee negative work, and significantly decreased step length, trunk back and forth leaning amplitude, and maximum ankle plantar flexion moment. The authors drew the following conclusions: when walking with front load bearing, the human body has a smaller step length and a bigger step width, which will cause more energy consumption; the leaning backward of the trunk makes lower back muscles fatigue more easily, and tends to cause the occurrence of lower back pain and if it keeps happening; in the mean time, thigh muscles increase power exertion, consume more energy, fatigue faster when walking for a long time; when designing a biped walking robot with front load bearing, the designer should appropriately adjust corresponding parameters and increase driving power, so as to meet more energy consumption.

**Key words:** sports biomechanics; way of load bearing; walking; trunk

收稿日期: 2016-06-16

基金项目: 国家高技术研究发展计划(863 计划)。

作者简介: 赵功赫(1993-), 男, 硕士, 研究方向: 运动生物力学。E-mail: zhaoh3663@126.com

负重行走往往发生在人们的日常生活中,如上班、上学、登山、野外拓展、物品搬运、军人行军等。而负重行走时有负重物作用于人体,身体和重物的总质心必然会发生改变,从而人体会做出一系列的身体姿势调整,来保持身体的平衡及稳定<sup>[1]</sup>。长期负重行走,易导致足底损伤、应力性骨折、下肢关节疼痛和腰背肌肉损伤等<sup>[2-4]</sup>。对不同负重方式步态变化研究,可以更深入认识脊柱的稳定控制机理以及下肢关节的力学行为,进而减少损伤<sup>[4-7]</sup>。

现在,很多搭地铁、公交车的人,为了安全,会把双肩背包反过来背,放在胸前,相当于躯干前负重,而长期胸前负重是否会对身体有所影响呢?近年,两足步行机器人大量涌现,模仿人类对平衡稳定性的控制,机器人完成行走、站立等各种动作,均需要身体各部分的复杂配合;机器人在完成负重行走时,躯干和下肢的驱动模式也是不同的,比如胸前搬运重物行走、背负飞行器行走,而对人体负重行走的运动学和动力学分析,对于两足步行机器人的设计具有重要意义。

目前,国内外关于人体负重行走的生物力学研究还多集中于背部负重行走,有关躯干前负重行走步态的研究较少。躯干前负重步行方式,为保持行走的平衡和稳定,其步态必然会做出相应调整。本研究旨在对躯干前、后负重方式下的步态特征进行生物力学分析,用可靠的运动学、动力学参数来评价两种负重方式,一方面可以为仿生机器人的设计和控制提供依据,另一方面也对日常背包方式的选择、登山拓展负重方式以及军队负重行军等方面具有重要意义。

## 1 研究方法

### 1.1 受试者

10 名普通男性大学生年龄:( $22.8 \pm 1.9$ )岁;身高:( $174.1 \pm 3.1$ )cm;体质量:( $67.1 \pm 6.2$ )kg,均习惯穿欧码 42 的鞋,实验前 24 h 内未进行剧烈活动,且无神经系统和运动系统疾病。

### 1.2 数据采集与处理

本研究通过特制的负重架来改变负重方式(见图 1)。负重架自重 9.5 kg,前部扶手部位可固定受试者上臂运动,前后可固定杠铃片以制造负重效果同时改变前、后负重方式。受试者分别完成基础负重(仅佩戴负重架)、前负重(在负重架前方固定 10 kg 杠铃片)和后负重(在负重架后方固定 10 kg 杠铃片)3 种方式行走。

采用 8 镜头红外高速运动捕捉系统(Motion Analysis Raptor-4, USA, 200 Hz)与三维测力台(Kistler 9281CA, Switzerland, 1 000 Hz)同步采集步行中的运动学、动力学数据。受试者身上共贴 29 个反光标志点

(头顶点、头前和后点、右侧肩胛下角、第 4、5 腰椎之间、两侧肩峰、两侧肱骨外上髁、两侧尺骨茎突和桡骨茎突中点、两侧大腿前侧中部、两侧股骨外上髁、两侧股骨内上髁、两侧胫骨粗隆、两侧内踝、两侧外踝、两侧足尖和足跟)。



图 1 负重架及佩戴方式

测试时,受试者佩戴负重架,双手约束在前部扶手上,距离测力台约 10 m,听到口令后受试者在规定速度下( $1.5 \pm 0.2$ )m/s)自然走过测试区域(见图 2),通过便携式测速系统(Newtest Powertimer, Finland)监控速度,两个测速仪红外发射装置置于测力台一侧,二者间距 3 m。在规定速度下,受试者以正常步态、无任何步伐调整并以左脚着在台面上视为一次有效测试,按随机顺序完成 3 种负重方式下的测试,每种方式下采集 3 次有效数据。



图 2 负重行走测试示意图

采集的所有标志点三维坐标采用 Butterworth 低通滤波法进行平滑,截断频率 10 Hz。数据用 Cortex2.1.0.1103 以及 Microsoft Office Excel 2007、MATLAB R2009a 等软件进行计算处理。根据标志点坐标建立人体环节坐标系<sup>[8]</sup>,其中膝关节转动中心为股骨

内外上髌中点,踝关节转动中心为内外踝的中点,髌关节转动中心根据 Bell 等<sup>[9]</sup>的研究计算获得。采用欧拉角的方法计算髌、膝、踝的三维角度,采用逆动力学的方法<sup>[10]</sup>计算关节的三维净力矩,其中人体惯性参数采用 DeLeva<sup>[11]</sup>修正后的 Zatsiorsky-Seluyanovs 人体惯性参数。关节功率为关节净力矩与关节角速度的乘积,采用梯形法计算关节功率对时间积分获得关节功。对于下肢关节运动学、动力学参数,本研究仅分析人体矢状面数据,对下肢动力学参数除以体重进行标准化处理,并对各指标按一个步态周期(左足跟着地到左足跟再次着地)进行标准化处理。

组间参数采用单因素重复测量方差分析进行比较,后续采用 LSD 检验方法,以  $P<0.05$  作为差异显著性水平,所有数据应用 SPSS17.0 软件分析。

## 2 研究结果

### 2.1 时空参数

前负重行走步长显著小于后负重行走( $P<0.05$ ),步宽显著大于后负重行走( $P<0.05$ ),约增加了 41.76%,前负重和后负重行走时摆动相百分比显著小于基础负重行走( $P<0.05$ ),而前负重和后负重行走之间的摆动相百分比和支撑相百分比差异无显著性( $P>0.05$ )(见表 1)。

表 1 不同负重状态行走时步态时空参数( $\bar{x} \pm s$ )

负重方式	n/人	步长/cm	步宽/cm	步频/(步·s <sup>-1</sup> )	摆动相百分比/%	支撑相百分比/%
基础负重	10	74.96±2.88 <sup>2)</sup>	6.77±3.18 <sup>2)</sup>	2.02±0.14	0.385±0.013 <sup>1)2)</sup>	0.620±0.014 <sup>1)2)</sup>
后负重	10	74.92±3.30 <sup>3)</sup>	6.97±3.45 <sup>3)</sup>	2.00±0.14	0.366±0.008 <sup>1)</sup>	0.638±0.008 <sup>1)</sup>
前负重	10	72.89±4.37 <sup>2)3)</sup>	8.97±3.44 <sup>2)3)</sup>	2.03±0.13	0.367±0.012 <sup>2)</sup>	0.638±0.012 <sup>2)</sup>

1)基础负重与后负重相比,  $P<0.05$ ; 2)基础负重与前负重相比,  $P<0.05$ ; 3)后负重与前负重相比,  $P<0.05$

### 2.2 重心运动特征

前负重行走时重心水平摆动幅度显著大于后负重行走( $P<0.05$ ),前负重行走时重心左右摆动幅度显著大于

基础负重行走( $P<0.05$ ),后负重行走时重心的上下摆动幅度显著小于基础负重行走( $P<0.05$ ),而 3 种状态下行走,重心上下摆动幅度无显著性差异( $P>0.05$ )(见表 2)。

表 2 不同负重状态行走时重心摆动幅度( $\bar{x} \pm s$ )

负重方式	n/人	左右摆动(BH)	上下摆动(BH)
基础负重	10	0.019±0.009 <sup>1)2)</sup>	0.028±0.004
后负重	10	0.015±0.006 <sup>1)3)</sup>	0.027±0.004
前负重	10	0.022±0.009 <sup>2)3)</sup>	0.028±0.004

1)基础负重与后负重相比,  $P<0.05$ ; 2)基础负重与前负重相比,  $P<0.05$ ; 3)后负重与前负重相比,  $P<0.05$

### 2.3 躯干运动特征

前负重行走时躯干前后倾幅度显著小于后负重行走( $P<0.05$ ),与基础负重行走相比无显著性差异

( $P>0.05$ ),后负重行走时躯干的前后倾幅度显著大于基础负重行走( $P<0.05$ ),躯干旋转幅度显著小于基础负重行走( $P<0.05$ )(见表 3)。

表 3 不同负重状态行走时躯干相关参数检测结果( $\bar{x} \pm s$ )

(°)

负重形式	n/人	前倾最大值	前倾最小值	前后倾幅度	内旋最大值	内旋最小值	躯干旋转幅度
基础负重	10	0.18±4.40 <sup>1)2)</sup>	-2.61±3.94 <sup>1)2)</sup>	2.79±1.00 <sup>1)</sup>	5.25±3.71	-6.20±3.97 <sup>1)</sup>	11.45±4.27 <sup>1)</sup>
后负重	10	4.11±3.83 <sup>1)3)</sup>	0.41±4.08 <sup>1)3)</sup>	3.70±0.83 <sup>1)3)</sup>	5.37±5.51	-4.43±4.38 <sup>1)3)</sup>	9.80±4.96 <sup>1)</sup>
前负重	10	-2.53±3.62 <sup>2)3)</sup>	-5.43±3.42 <sup>2)3)</sup>	2.90±1.09 <sup>3)</sup>	5.11±3.63	-5.67±3.37 <sup>3)</sup>	10.78±4.02

1)基础负重与后负重相比,  $P<0.05$ ; 2)基础负重与前负重相比,  $P<0.05$ ; 3)后负重与前负重相比,  $P<0.05$

### 2.4 下肢运动学、动力学参数

1)前负重、后负重与基础负重行走时踝关节在矢状面的运动学、动力学参数检测结果(见表 4)表明,与后负重相比,前负重行走时,角度最小值(踝最大跖屈角度)显著减小( $P<0.05$ ),角度最大值(最大背屈角度)显著增大( $P<0.05$ ),力矩最大值(最大跖屈力矩)显著减

小( $P<0.05$ );前负重、后负重行走与基础负重行走相比,大部分指标表现出显著性差异( $P<0.05$ ),但 3 种负重状态下踝关节在矢状面的活动幅度和力矩最小值(最大背屈力矩) 差异无显著性 ( $P>0.05$ )。

不同负重状态行走时踝关节在一个步态周期内的矢状面角度、力矩、功率变化曲线如图 3 所示。

表 4 不同负重状态行走时踝关节矢状面相关参数检测结果

负重形式	n/人	角度最大值/(°)	角度最小值/(°)	活动幅度/(°)	力矩最大值/(Nm·kg <sup>-1</sup> )	力矩最小值/(Nm·kg <sup>-1</sup> )	功率最大值/(W·kg <sup>-1</sup> )	功率最小值/(W·kg <sup>-1</sup> )	正功/(J·kg <sup>-1</sup> )	负功/(J·kg <sup>-1</sup> )
基础负重	10	4.35±2.54 <sup>1)</sup>	-30.03±4.70 <sup>1)</sup>	34.38±3.75	1.56±0.13 <sup>1)2)</sup>	-0.32±0.09	2.68±0.34 <sup>1)2)</sup>	-1.41±0.40 <sup>1)2)</sup>	0.17±0.03 <sup>1)2)</sup>	-0.21±0.07 <sup>1)2)</sup>
后负重	10	3.59±2.71 <sup>1)3)</sup>	-31.10±4.94 <sup>1)3)</sup>	34.69±3.67	1.76±0.13 <sup>1)3)</sup>	-0.34±0.08	2.99±0.42 <sup>1)</sup>	-1.63±0.66 <sup>1)</sup>	0.21±0.04 <sup>1)</sup>	-0.24±0.08 <sup>1)</sup>
前负重	10	4.46±2.85 <sup>3)</sup>	-30.25±5.25 <sup>3)</sup>	34.71±3.88	1.69±0.16 <sup>2)3)</sup>	-0.35±0.07	3.16±0.56 <sup>2)</sup>	-1.66±0.50 <sup>2)</sup>	0.20±0.04 <sup>2)</sup>	-0.24±0.08 <sup>2)</sup>

1)基础负重与后负重相比,  $P<0.05$ ; 2)基础负重与前负重相比,  $P<0.05$ ; 3)后负重与前负重相比,  $P<0.05$

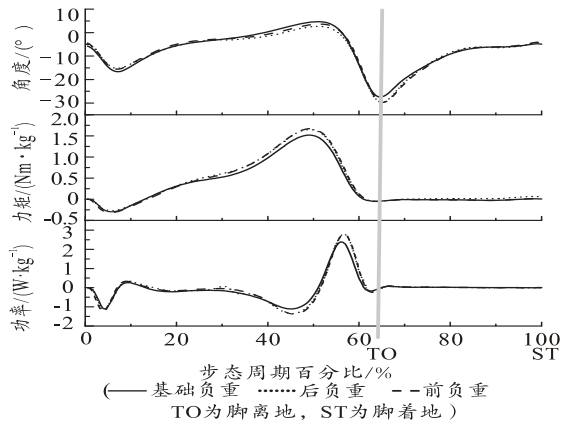


图 3 不同负重状态行走的步态周期中踝关节矢状面角度、力矩、功率( $n=10$ 人)

2)前负重、后负重与基础负重行走时膝关节在矢状面的运动学、动力学参数结果(见表 5)表明, 与后负重相比, 前负重行走时, 角度最大值(膝最大屈角)显著增大( $P<0.05$ ), 力矩最大值(最大伸膝力矩)显著增大( $P<0.05$ ), 膝关节功率最小值显著增大( $P<0.05$ ), 膝关节负功显著增大( $P<0.05$ ); 前负重、后负重行走与基础负重相比, 大部分指标表现出显著性差异( $P<0.05$ ), 但 3 种负重状态下膝关节力矩最小值(最大屈膝力矩) 差异无显著性( $P>0.05$ )。

不同负重状态行走时膝关节在一个步态周期内的矢状面角度、力矩、功率变化曲线如图 4 所示。

表 5 不同负重状态行走时膝关节矢状面相关参数检测结果

负重形式	n/人	角度最大值/(°)	角度最小值/(°)	活动幅度/(°)	力矩最大值/(Nm·kg <sup>-1</sup> )	力矩最小值/(Nm·kg <sup>-1</sup> )	功率最大值/(W·kg <sup>-1</sup> )	功率最小值/(W·kg <sup>-1</sup> )	正功/(J·kg <sup>-1</sup> )	负功/(J·kg <sup>-1</sup> )
基础负重	10	71.71±4.71 <sup>1)2)</sup>	4.74±3.67 <sup>1)2)</sup>	66.97±4.10 <sup>1)2)</sup>	1.27±0.27 <sup>1)2)</sup>	-0.57±0.14	1.49±0.40 <sup>1)2)</sup>	-3.40±1.01 <sup>1)2)</sup>	0.17±0.05 <sup>1)2)</sup>	-0.50±0.06 <sup>1)2)</sup>
后负重	10	72.20±4.84 <sup>1)3)</sup>	4.14±3.95 <sup>1)</sup>	68.06±4.10 <sup>1)</sup>	1.60±0.23 <sup>1)3)</sup>	-0.58±0.14	1.87±0.39 <sup>1)</sup>	-3.91±1.05 <sup>1)3)</sup>	0.22±0.07 <sup>1)</sup>	-0.53±0.05 <sup>1)3)</sup>
前负重	10	73.45±4.42 <sup>2)3)</sup>	4.26±3.88 <sup>2)</sup>	69.19±4.12 <sup>2)</sup>	1.73±0.24 <sup>2)3)</sup>	-0.59±0.21	1.99±0.46 <sup>2)</sup>	-4.54±1.57 <sup>2)3)</sup>	0.23±0.07 <sup>2)</sup>	-0.59±0.09 <sup>2)3)</sup>

1)基础负重与后负重相比,  $P<0.05$ ; 2)基础负重与前负重相比,  $P<0.05$ ; 3)后负重与前负重相比,  $P<0.05$

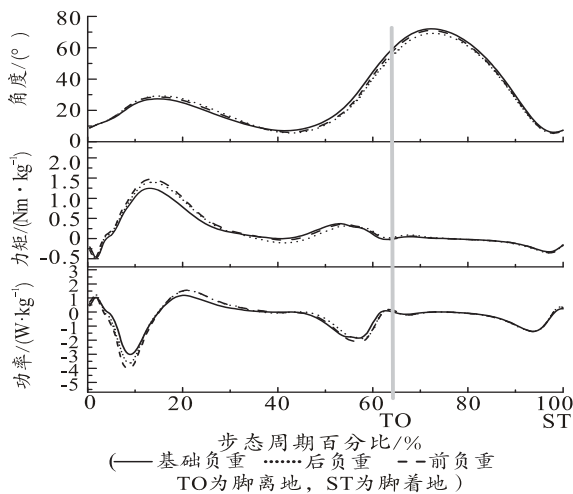


图 4 不同负重状态行走的步态周期中膝关节矢状面角度、力矩、功率( $n=10$ 人)

3)前负重、后负重与基础负重行走时髋关节在矢状面的运动学、动力学参数结果(表 6)表明, 与后负重相比, 前负重行走时, 角度最大值(最大屈髋角度)显著减小( $P<0.05$ ), 角度最小值(最大伸髋角度)显著增大( $P<0.05$ ), 力矩最大值(最大伸髋力矩)显著增大( $P<0.05$ ), 髋关节正功显著增大( $P<0.05$ )。与基础负重行走相比, 前负重和后负重行走的角度最大值(最大屈髋角度)、髋关节活动幅度、功率最大值均显著增大( $P<0.05$ ); 与基础负重行走相比, 前负重行走的角度最小值(最大伸髋角度)显著增大( $P<0.05$ ), 而后负重行走的角度最小值(最大伸髋角度)无显著性变化( $P>0.05$ )。

不同负重状态行走时髋关节在一个步态周期内的矢状面角度、力矩、功率变化曲线如图 5 所示。

表 6 不同负重状态行走时髌关节矢状面相关参数检测结果

负重形式	n/ 人	角度最大值 /(°)	角度最小值 /(°)	活动幅度 /(°)	力矩最大值 /(Nm·kg <sup>-1</sup> )	力矩最小值 /(Nm·kg <sup>-1</sup> )	功率最大 值/(W·kg <sup>-1</sup> )	功率最小 值/(W·kg <sup>-1</sup> )	正功 /(J·kg <sup>-1</sup> )	负功 /(J·kg <sup>-1</sup> )
基础负重	10	38.64±6.84 <sup>1)2)</sup>	-11.25±6.14 <sup>2)</sup>	49.89±3.07 <sup>1)2)</sup>	1.34±0.25 <sup>2)</sup>	-1.11±0.23	1.74±0.44 <sup>1)2)</sup>	-1.09±0.25 <sup>1)</sup>	0.27±0.08 <sup>2)</sup>	-0.19±0.06
后负重	10	42.85±4.47 <sup>1)3)</sup>	-11.49±5.85 <sup>3)</sup>	54.34±2.96 <sup>1)</sup>	1.33±0.28 <sup>3)</sup>	-1.08±0.25	1.87±0.44 <sup>1)</sup>	-1.22±0.54 <sup>1)</sup>	0.28±0.09 <sup>3)</sup>	-0.20±0.07
前负重	10	40.71±4.48 <sup>2)3)</sup>	-13.14±6.19 <sup>2)3)</sup>	53.85±3.57 <sup>2)</sup>	1.48±0.33 <sup>2)3)</sup>	-1.12±0.30	1.86±0.42 <sup>2)</sup>	-1.12±0.31	0.30±0.08 <sup>2)3)</sup>	-0.19±0.07

1)基础负重与后负重相比,  $P<0.05$ ; 2)基础负重与前负重相比,  $P<0.05$ ; 3)后负重与前负重相比,  $P<0.05$

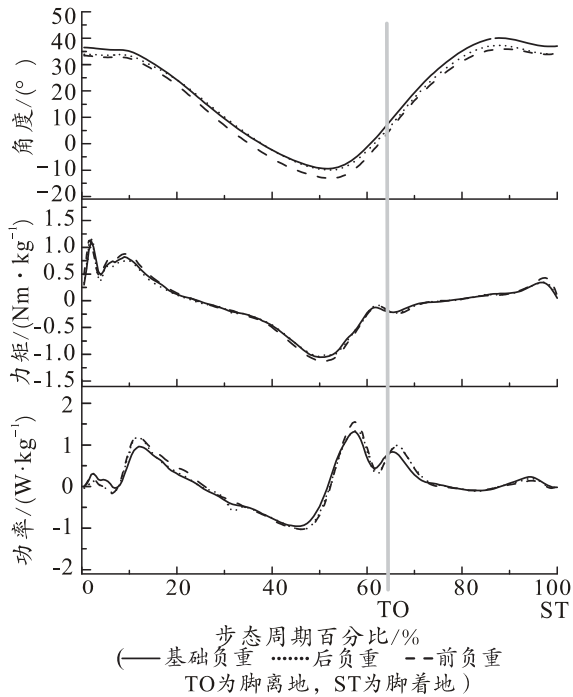


图 5 不同负重状态行走的步态周期中髌关节矢状面角度、力矩、功率( $n=10$ 人)

### 3 讨论

1)在本实验中,前负重行走时,步长显著减小,步宽显著增大,步宽相比后负重行走与基础负重行走分别增加了 28.69%、32.50%,因为本研究控制了步速,受试者为了保持固定的行走速度,通过步长的减小和步宽的增大来提高行走的稳定性,而后负重行走与基础负重行走步长和步宽上差异没有显著性,说明后负重行走所带来的人体失稳的效应不如前负重强。

Donelan<sup>[12]</sup>认为,更大步态参数的变化会导致更多的能量消耗,例如减小 32%步宽变化率,将会减小 5.7%的能量消耗,分析其原因,步宽变化率的增大会增大每一步之间的转换所需要的能量,而积极的稳定需要适度的代谢成本。因此本实验中,前负重行走时,更大的步宽意味着有更大的能量消耗。有文献指出,步宽会随着负重的增加而增加,以加强行走的稳定性,这与本实验的研究结果相同。Menz<sup>[13]</sup>认为增大步宽可

以避免将身体的线性动量转化为角动量影响躯干的稳定性,保持平衡。因此在设计前负重机器人的时候,适当减小步长,增大步宽,可以提高步态的稳定性,同时应加大驱动力,满足更多的能量消耗。Attwells 等<sup>[14]</sup>通过实验证实,较高的载荷会使步长减小,这与本研究结果基本相同,前负重行走时步长显著小于基础负重行走,后负重行走步长小于基础负重行走,但不显著,推测当后负重重量增加,差异就会更加明显。也有学者认为负重对于步长的影响较小<sup>[15-16]</sup>,这可能与本实验对步速进行了控制有关。

前负重和后负重行走时支撑相百分比均大于基础负重行走,表明负重这一干扰因素会造成支撑期的增长和摆动期降低,这与 Charteris<sup>[17]</sup>的研究结果相同。这是因为人体在负重过程中随着负重的增加,势必会利用更多的支撑相来维持稳定,而减小摆动期,由于摆动期的比例降低,摆动腿加速摆动落地,势必会造成步长的减小,这些变化使人体加快形成一个动态平衡体系。前负重和后负重的支撑相百分比没有差异,说明这两种负重状态并不会造成支撑相和摆动相的改变。提示在机器人仿真研发中,负重增加时,应该相应延长支撑相,而前负重和后负重时,不用改变机器人的支撑相和摆动相。

2)在本实验中,前负重行走会增大重心在水平面内左右方向的偏移,而后负重行走减小重心在水平面内左右方向的偏移,表明前负重行走时身体重心更趋于不稳,而在后负重行走时具有更强的稳定控制能力。分析其原因,可能是由于前负重行走时,躯干的旋转幅度增大,从而造成了重心左右摆动增大,也可能是由于下肢各关节的角度、力矩发生改变,致使重心产生波动,还可能与下肢各关节额状面和冠状面的运动学、动力学参数的改变有关。

3)在本实验中,躯干的不同负重方式造成了完全不同的躯干运动特征,前负重时,身体和负重物的总质心会向前方偏移,因此躯干通过后倾调整总质心位置,保持稳定,在本实验中,前负重时躯干始终处于后伸位;而后负重相反。前负重行走时躯干的前后倾幅度显著小

于后负重,与基础负重行走相比没有差异,而后负重行走时躯干前后倾幅度显著大于基础负重行走。

Kinoshita<sup>[15]</sup>就不同负重方式对行走步态的影响研究发现,背部背包造成躯干更大的前倾,而躯干前后均匀负重可以大大减小不必要的前倾,并且更接近于正常行走,而本研究中前负重行走时躯干的前后倾幅度显著小于后负重,更接近于基础负重的行走,而后负重行走时躯干的前后倾幅度显著大于基础负重行走,这一结果,与 Kinoshita 就不同负重方式对行走步态的影响的研究结果一致。从解剖学的角度来分析,躯干后伸的能力本身就小于躯干前屈的能力,而前负重躯干又处于后伸位,因此相比后负重,躯干前后倾幅度会减小;另一方面,前负重时,躯干处于后伸位,此时躯干周围肌肉收缩力更强,放电更多,具有更好地稳定控制能力,但长时间的话,躯干的肌肉更容易疲劳。

Zetterberg 等<sup>[18]</sup>研究证明,躯干试图前屈时主要是腹侧肌活动较强,背侧肌活动较弱;试图后伸时背侧竖脊肌活动最大,腹侧肌也表现出一定的活动。范帅等<sup>[19]</sup>研究发现外部负荷大小、位置不同时,躯干的神经肌肉控制也会不同,负荷在身体前方时,腰背肌为主要做功肌,而负荷在身体后方时,腰背肌和腹肌的贡献比率接近相等。因此,在前负重时,腰背肌为主要做功肌,更容易疲劳。本研究在前负重时,身体是处于后伸位的,黄强民等<sup>[4]</sup>研究躯干在不同位置下负重时的肌电活动发现,外部负重物的位置对躯干稳定性影响较大,尤其在身体后伸位时,负重增加,腰部闪动次数增多,更容易造成下腰痛的发生。

前负重时,躯干会有更大的后倾角度,而后负重时躯干会有更大的前倾角度,躯干角度的相应调整的目的,均是使其重心更加靠近支撑面中心,提高步态稳定性,同时也可减小外部负重物的偏心力矩的作用。这也说明躯干的前倾和后倾对于保持步态稳定性具有重要意义。这也提醒我们,当机器人在进行前负重或者后负重的行走时,需要躯干的运动特征进行相应的调整。

4)在本实验中,前负重和后负重两种行走模式之间比较下肢各个关节角度、力矩后发现,在支撑末期,外部力矩使踝关节背屈逐渐增大,因此踝关节内部产生逐渐增大的跖屈力矩与之对抗,此时踝关节的跖屈力矩与踝关节的跖屈肌结构的被动拉长有关,而前负重行走时,踝关节最大背屈角度显著增大,最大跖屈力矩均显著减小,说明踝关节周围肌群收缩减弱。髌关节最大屈曲角度发生在摆动末期,随后脚跟着地,髌关节产生伸肌力矩拉动身体质心向前,此时髌关节

的伸肌力矩与髌关节伸肌的向心收缩有关,而前负重行走造成髌关节最大屈曲角度显著减小、最大伸肌力矩显著增大,说明伸肌群收缩加强。

关节净力矩是与肌肉作用效果等效,肌力矩所做的功将影响系统的机械能,当关节净力矩与关节角速度方向相同时关节功率为正值,肌肉向心收缩做正功,意味着能量被肌肉产生出来并向肢体传递;当关节净力矩与关节角速度方向相反时关节功率为负值,肌肉离心收缩做负功,这时外力对肌肉所做的功为总功,意味着能量由肢体环节流向肌肉,被肌肉吸收。行走时负功主要使肢体在抵抗重力时吸收能量,正功使人体向前运动,不管是正功还是负功,肌肉收缩都要消耗能量。在支撑相的初期即足触地的缓冲阶段,外部力矩要让膝关节屈曲的时候,膝关节内部产生一个很大的伸膝力矩,与关节角速度方向相反,膝关节周围肌肉做负功吸收能量,前负重行走时的伸膝力矩最大值以及膝关节负功显著大于后负重行走,这可能造成膝关节承受更大的冲击力,膝关节损伤风险增大,同时伸膝肌群离心收缩更大,吸收更多能量,更容易疲劳。而在离地蹬伸阶段,力是通过下肢各关节肌肉收缩释放,肌肉做正功,其中髌关节做正功最多,释放能量最多,贡献最大。而前负重造成髌关节做正功显著大于后负重行走,伸肌群收缩更大、用力更多,可能造成髌关节蹬伸肌群更容易疲劳。因此在设计前负重机器人的时候,应加大下肢的驱动力,满足更多的能耗。

在设计前负重的机器人或者进行机器人前负重的时候,应该适当减小步长,增加步宽,躯干适当向后倾斜,从而增加稳定性,同时应加大下肢的驱动力,满足更多的能量消耗。对比躯干前、后负重的步态,人体前负重行走时,具有更大的步宽,会造成更多的能量消耗;而躯干的向后倾斜,长时间下去,腰背部肌肉更容易疲劳,更容易造成下腰痛的发生;同时,大腿肌肉用力增大,消耗更多的能量,长时间行走,大腿肌肉会更快疲劳。因此,建议日常生活中负重尽量选择在背部。

## 参考文献:

- [1] 宋丽华,陈民盛. 人体负重行走的生物力学研究及前景[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(41): 7771-7777.
- [2] 付茂柱. 新兵基础训练中下肢应力性骨折的防治对策探讨[J]. 海军医学杂志, 2007(3): 237-238.
- [3] 李壮志,陈玉娟,李立,等. 不同载荷书包对小学

- 生身体姿势及足底压力的影响[J]. 中国学校卫生, 2015, 36(2): 174-176.
- [4] 黄强民, 王凤湖, 范帅. 静态姿势下均匀负重和非负重时躯干和表面肌电活动[J]. 医用生物力学, 2012, 27(4): 369-374.
- [5] 吴剑, 李建设. 人体行走时步态的生物力学研究进展[J]. 中国运动医学杂志, 2002, 21(3): 305-307.
- [6] 周有礼, 周伯禧, 游家源, 等. 妊娠妇女步态的动力学分析[J]. 医用生物力学, 2001, 16(2): 65-69.
- [7] 赵美雅, 倪义坤, 田山, 等. 行走过程中不同背包负重方式对人体生理参数的影响[J]. 医用生物力学, 2015, 30(1): 8-13.
- [8] KADABA M P, RAMAKRISHNAN H K, WOOTTEN M E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking[J]. J Orthop Res, 1990, 8(3): 383-392.
- [9] BELL A L, BRAND R A, PEDERSEN D R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks[J]. Human Movement Science, 1989, 8(1): 3-16.
- [10] FRANKEL B, BRESLER J P. The forces and moments in the leg during level walking[J]. Journal of Applied Mechanics, 1950, 72: 26-27.
- [11] DE LEVA P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters[J]. J Biomech, 1996, 29(9): 1223-1230.
- [12] DONELAN J M, SHIPMAN D W, KRAM R, et al. Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking[J]. J Biomech, 2004, 37(6): 827-835.
- [13] MENZ H B, LORD S R, FITZPATRICK R C. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces[J]. Gait Posture, 2003, 18(1): 35-46.
- [14] ATTWELLS R L, BIRRELL S A, HOOPER R H, et al. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait[J]. Ergonomics, 2006, 49(14): 1527-1537.
- [15] KINOSHITA H. Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait[J]. Ergonomics, 1985, 28(9): 1347-1362.
- [16] MARTIN P E, NELSON R C. The effect of carried loads on the walking patterns of men and women[J]. Ergonomics, 1986, 29(10): 1191-1202.
- [17] CHARTERIS J. Comparison of the effects of backpack loading and of walking speed on foot-floor contact patterns[J]. Ergonomics, 1998, 41(12): 1792-1809.
- [18] ZETTERBERG C, ANDERSSON G B, SCHULTZ A B. The activity of individual trunk muscles during heavy physical loading[J]. Spine, 1987, 12(10): 1035-1040.
- [19] 范帅, 黄强民, 王凤湖, 等. 双手提放前后重物时躯干肌电活动规律[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 410-417.

