

负载横移扰动下人体步态频率变化特性

刘艺格, 刘凯, 唐必伟, 罗晶, 庞牧野

(武汉理工大学自动化学院, 430070, 武汉)

摘要: 为了研究人体行走时适应负载横向动态干扰的机制,从而设计可靠的穿戴式机器人辅助策略,提出采用基于双自由度受迫振动模型构建人-负载耦合系统。基于机械振动原理分析人-负载耦合系统特性,给出不同行走频率对人和负载位移的影响,提出人体通过调节行走频率适应负载横移扰动影响的假设;搭建负载横向动态干扰人体行走实验平台,获得实验对象无负重行走以及负载横向扰动下的肌肉协同特征及腿部激励频率,并与仿真结果进行对比分析。实验结果表明:负载横移扰动下人体行走是一个适应性调整并最后进入动态稳定的过程。其中,在负重情况下的人体上肢躯干摆动幅度比无负重情况下摆动增幅大60%,人体通过调整行走频率以及相关肌群肌肉协同策略来减少负载横向动态干扰带来的上肢躯干摆动影响。在负重情况下,不同行走速度的步态频率均趋向于人-负载耦合系统的固有频率,设定常速频率与固有频率相同,慢速下行走到达稳态时腿部激励频率上升4.30%,快速下腿部激励频率下降2.71%,负重下的行走控制策略与无负重下的行走控制策略相比发生了改变,以适应负载横移扰动带来的影响。

关键词: 负载横移;适应性调整;人-负载耦合;负重行走

中图分类号: TP15 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtuxb202403015 **文章编号:** 0253-987X(2024)03-0162-10

Study on the Characteristics of Human Gait Frequency Under Load Fore-Aft Disturbance

LIU Yige, LIU Kai, TANG Biwei, LUO Jing, PANG Muye

(School of Automation, Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China)

Abstract: To investigate the mechanism of humans' adapting to the load fore-aft dynamic interference during walking and design a reliable wearable assistive robot strategy, a human-load coupling system is modeled as a two-degree-of freedom forced vibration system in this study. Firstly, based on the principles of mechanical vibration, the characteristics of the human-load coupling system is analyzed to examine the influence of different walking frequencies on human and load displacement. A hypothesis is proposed that humans adapt to the influence of load fore-aft disturbance by adjusting their walking frequency. Then, an experimental platform of load fore-aft dynamic disturbance is built to examine the muscle synergy characteristics and leg excitation frequencies of subjects walking without any added load and under load fore-aft disturbance. Compared with simulation results, the experimental results show that human walking under load

收稿日期: 2023-06-01。 作者简介: 刘艺格(2002—),女,本科生;庞牧野(通信作者),男,副教授,硕士生导师。

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(62203341)。

网络出版时间: 2023-11-30

网络出版地址: <https://link.cnki.net/urlid/61.1069.t.20231129.1046.004>

fore-aft disturbance is a process of adaptive adjustment that eventually reaches dynamic stability. Specifically, under loaded conditions, the amplitude of upper limb and trunk swing is amplified by more than 60% compared to unloaded conditions. The influence of load fore-aft dynamic disturbance on upper limb and trunk swing is reduced by adjusting the walking frequency and muscle synergies. Under loaded conditions, the walking frequencies at different walking speeds tend to converge towards the natural frequency of the human-load coupling system. When the walking frequency is set to be equal to the natural frequency, the leg excitation frequency increases by 4.30% during slow walking and decreases by 2.71% during fast walking when reaching a steady state. The walking control strategy is changed compared to unloaded conditions to adapt to the influence of load fore-aft disturbance.

Keywords: load traverse; adaptive adjustment; human-weight-bearing coupling; walking with weights

负重行走是军事工业、灾难救援等职业领域中普遍存在的作业活动。然而,负载过重或长时间负重可能导致人体多种损伤。相关医学研究结果表明:长时间负重行走,易出现脚部的水泡、应力性骨折、下肢关节疼痛和背部肌肉拉伤、腰椎间盘突出等疾病。随着科学技术发展,研究机器人辅助人体行走已成为热点。目前已有外骨骼、弹性背包、外肢体等机器人设备^[1-3]。在行走时负载会对身体造成具有显著峰值波动的额外荷载作用。这种作用会改变身体重心位置,影响负重者原有控制策略,因此需要人体主动调整行走控制策略以保持平衡和稳定。

人在负重条件下行走的步态研究涉及行走速度、负重量以及负重方式等多变量的相互作用^[4-5]。Birrell等^[6]收集了三维下肢运动学和时空参数来评估搬运32 kg负载对步态的影响,发现增加负荷会显著降低膝关节和骨盆的运动范围,降低优选步幅,增加双支撑时间。Menz等^[7]调查了以不同速度和在不同表面上行走时头部和骨盆的加速模式,发现人体会选择合适的步行速度和步长以减小加速度模式的可变性水平并保持运动平稳。Fischer等^[8]研究发现负重会对行走时的肌肉活动和步态参数产生显著影响。随着负重增加,受试者的步幅和步速显著降低,步态周期显著增加。从以上研究可以看出,负重行走对步态的时空参数产生了显著影响。在躯干角度和摆动时间等方面,多数研究结论相同。然而,对于下肢关节角及步频、步长的变化,不同研究的结果之间存在一定的矛盾,这些矛盾的原因主要与受试对象行走速度的不同有关,因此在负重行走研究中,行走速度被认为是影响行走策略变化的重要因素。

现有研究多集中于负载对系统质量或者垂直方

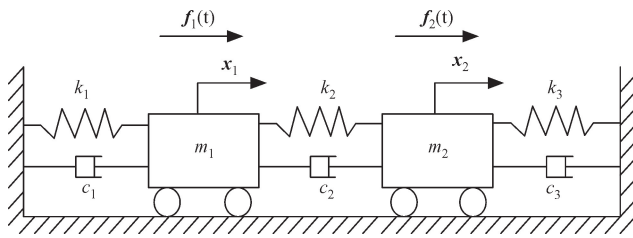
向的重心位置带来的影响,而关于负载水平方向动态持续扰动研究还很少见。众多研究者采用了多种模型对负重情况进行建模。Ackerman和Seipel^[9]用一个简易二自由度模型来近似计算悬挂负载时行走的能量消耗,在低悬挂阻尼、高负载质量和快速行走速度下,弹性悬挂负载可以更有效地减少步行的能量消耗。Martin和Li^[10]设计的一种新型背包能够允许携带的负载在水平方向上振荡。实验结果表明,携带振荡负载可以减少水平和垂直方向上负载运输的加速力。Yang等^[11]从理论分析和实验验证了摆动负载的生物力学和能量效应,发现与典型的刚性背包相比,摆荡负载能够减少前后腿冲量和支撑腿的机械能。

本文就负载横移扰动下人体行走策略的适应性调节机制展开研究。依据双自由度受迫振动系统对人-负载耦合系统进行建模和仿真。采用表面肌电图(surface electromyography, sEMG)^[12]和肌肉协同技术分析人类对负载横向动态干扰的适应性机制。本文实验结果可为外骨骼控制算法设计提供参考。

1 人-负载耦合系统建模及运动仿真

1.1 基于双自由度振动模型的负重行走机理建模

人在行走时会形成振动,且人体振动与步态稳定性和平衡控制有关。负重行走的过程类似于有阻尼的双自由度系统受迫振动。图1所示为一个双自由度弹簧-质量系统。系统中质量块 m_1 和 m_2 只限于在水平光滑平面上作往复直线运动, m_1 和 m_2 在任一瞬间位置只要用 x_1 和 x_2 两个独立坐标就可以确定,因此系统具有两个自由度。



x_1, x_2 —两质量块位移; k_1, k_2, k_3 —弹簧刚度;
 c_1, c_2, c_3 —阻尼系数; $f_1(t), f_2(t)$ —激振力。

图1 双自由度弹簧-质量系统

Fig.1 Double degrees of freedom spring-mass system

对每一个质量块建立如下的动力学微分方程

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1 + (c_1 + c_2) \dot{x}_1 - c_2 \dot{x}_2 + (k_1 + k_2) x_1 - k_2 x_2 = f_1(t) \\ m_2 \ddot{x}_2 - c_2 \dot{x}_1 + (c_2 + c_3) \dot{x}_2 - k_2 x_1 + (k_2 + k_3) x_2 = f_2(t) \end{cases} \quad (1)$$

将上述微分方程组表示成矩阵形式,则有

$$\begin{bmatrix} m_1 & 0 \\ 0 & m_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_1 + c_2 & -c_2 \\ -c_2 & c_2 + c_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 \\ -k_2 & k_2 + k_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_1(t) \\ f_2(t) \end{bmatrix} \quad (2)$$

可写为以下更为一般的简化形式,即

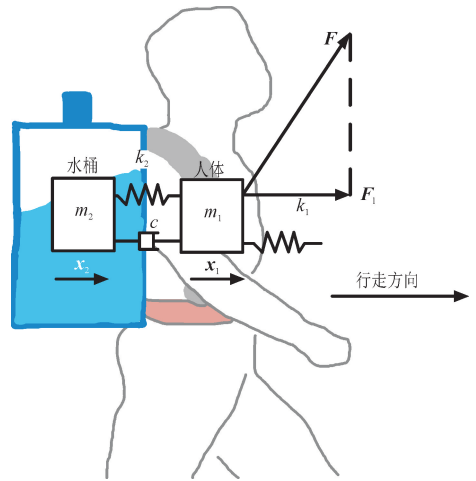
$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{X}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{X}} + \mathbf{K}\mathbf{X} = \mathbf{F}(t) \quad (3)$$

式中: $\mathbf{M}$ 为质量矩阵; $\mathbf{C}$ 为阻尼矩阵; $\mathbf{K}$ 为刚度矩阵; $\ddot{\mathbf{X}}$ 为加速度向量; $\dot{\mathbf{X}}$ 为速度向量; $\mathbf{X}$ 为位移向量; $\mathbf{F}(t)$ 为激振力向量。在上述各矩阵中,质量矩阵为对角形,所以惯性力不耦合;刚度矩阵为对称形,两个方程都有 x_1 和 x_2 项,所以弹性力耦合。

本文实验场景为人背负背包在跑步机上行走。背包中放置一体积为 18.9 L 的水桶,装水 10 L,约为水桶总体积的一半,从而保证行走时水有足够的晃动空间,形成前后横移扰动。当装水量过多时,前后扰动效果消失,变为垂直方向扰动;当装水量过少时,负载对人体作用力较小,肌肉激活度变化不明显。当人行走时,水桶里的水会随人体质心速度变化而前后晃动。把人和水桶分别视为两个质量块。在前后方向,因为水的晃动这两个质量块相互耦合。将这种作用机制抽象成弹簧阻尼,便可构成人-负载双自由度耦合系统模型,如图 2 所示。

依据模型可建立系统微分方程

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1 + c(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + k_1 x_1 + k_2 (x_1 - x_2) = F_1 \\ m_2 \ddot{x}_2 - c(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - k_2 (x_1 - x_2) = 0 \end{cases} \quad (4)$$



m_1 —人体质量; m_2 —水桶质量; k_1 —腰腹刚度; k_2 —水桶刚度;
 c —阻尼系数; $\mathbf{F}$ —人体受到的地面反作用力;
 F_1 —人体受到的地面反作用力的水平分力。

图2 人-水桶的双自由度耦合系统模型

Fig.2 Double degrees of freedom coupled system model for the human-bucket

式中: F_1 为人体所受地面反作用力的水平分力^[13-14],若考虑人体行走始终只有单脚与地面接触,则地面对人体在水平方向的作用力可表示为

$$F_1 = F_1 \sin(2\pi t/\tau) + F_2 \sin(4\pi t/\tau) \quad (5)$$

式中: τ 为人体行走时摆动相时间,与腿部摆动频率有关。为简化分析,不考虑水的阻尼作用,即 $c = 0$,设式(3)的稳态解为

$$\begin{cases} x_1 = A \sin(2\pi t/\tau) + B \sin(4\pi t/\tau) \\ x_2 = C \sin(2\pi t/\tau) + D \sin(4\pi t/\tau) \end{cases} \quad (6)$$

式中: A 和 B 为地面反作用力正弦激励下人体上肢躯干位移的激励振幅; C, D 为人体对水桶的作用力正弦激励下水桶位移的激励振幅。记 $\omega_1 = 2\pi/\tau, \omega_2 = 4\pi/\tau$, 则

$$\begin{cases} A = \frac{(k_2 - m_2 \omega_2^2) F_1}{(k_1 + k_2 - m_1 \omega_2^2)(k_2 - m_2 \omega_2^2)} \\ B = \frac{(k_2 - m_2 \omega_1^2) F_2}{(k_1 + k_2 - m_1 \omega_1^2)(k_2 - m_2 \omega_1^2)} \end{cases} \quad (7)$$

将式(7)代入式(5)可得人体上肢躯干位移 x_1 的稳态解。

1.2 人-负载耦合模型运动仿真

为分析人-负载之间的相互作用,需对人-负载的位移进行定量分析。对人-负载双自由度系统建模进行运动仿真^[15]。

对于式(3)所示二阶微分方程,需将其降维以解方程。首先改写成如下形式

$$\begin{cases} \ddot{x}_1 = \left(-\frac{k_1 + k_2}{m_1}\right)x_1 + \left(-\frac{c}{m_1}\right)\dot{x}_1 + \frac{k_2}{m_1}x_2 + \frac{c}{m_1}\dot{x}_2 + \frac{F_1}{m_1} \\ \ddot{x}_2 = \frac{k_2}{m_2}x_1 + \frac{c}{m_2}\dot{x}_1 + \left(-\frac{k_2}{m_2}\right)x_2 + \left(-\frac{c}{m_2}\right)\dot{x}_2 \end{cases} \quad (8)$$

引入如下向量 $\mathbf{X}, \dot{\mathbf{X}}$

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} x_1 \\ \dot{x}_1 \\ x_2 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix}, \dot{\mathbf{X}} = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \ddot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \ddot{x}_2 \end{bmatrix} \quad (9)$$

则式(7)可改写成如下矩阵形式

$$\dot{\mathbf{X}} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\frac{k_1+k_2}{m_1} & -\frac{c}{m_1} & \frac{k_2}{m_1} & \frac{c}{m_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{k_2}{m_2} & \frac{c}{m_2} & -\frac{k_2}{m_2} & -\frac{c}{m_2} \end{bmatrix} \mathbf{X} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{m_1} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \mathbf{F}_1 \quad (10)$$

建立式(10)的数学模型,采用四阶龙格-库塔法进行数值计算。仿真参数设置人体总质量 $M=70\text{ kg}$,人体躯干部位占人体总质量的比例约为 43.6% ,则人体躯干质量 $m_1=30.5\text{ kg}$,水桶质量 $m_2=10\text{ kg}$ 。

人体正常步态周期约为 $0.95\sim1.35\text{ s}$ ^[16],一个步态内摆动相约占步态周期的 40% ,可算出一个步态内摆动相持续时间 τ 的范围是 $[0.38, 0.54]\text{ s}$,人体受迫激励频率的范围是 $[1.18, 2.63]\text{ Hz}$ 。取 $k_1=6\,000\text{ N/m}$, $k_2=22.5\text{ N/m}$, $c=0\text{ N}\cdot\text{s/m}$,人体上肢躯干和负载的初始位移设为 0 m ,初始速度均为 0 m/s ,可得系统固有频率 $\omega=(k_2/m_2)^{1/2}=1.5\text{ rad/s}$ 。分别设置不同的人体受迫激励频率,可得响应仿真结果如图 3 所示。

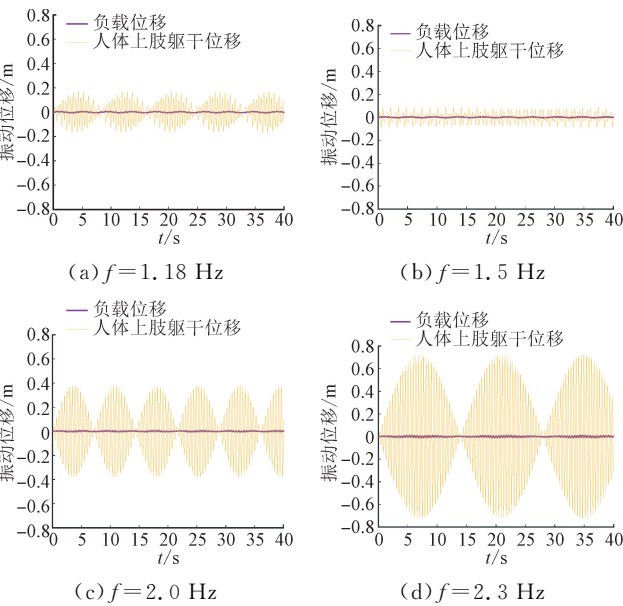


图 3 不同腿部激励频率下的振动位移响应

Fig. 3 Vibrational displacement response at different leg excitation frequency

由图 3 可知,当腿部激励频率 $f=1.5\text{ Hz}$ 时,人体上肢躯干位移波动幅度最小,在 $[-0.1, 0.1]\text{ m}$ 内波动。已知系统的固有频率为 1.5 Hz ,当腿部激励力的频率恰好等于系统的固有频率时,激振力激起负载共振。二者作用在人体上的力相互抵消,人体上肢躯干的振幅理论上将变为 0 。实际仿真结果可以看出,此时人体上肢躯干振幅最小,而对于其他腿部激励频率,激起的负载晃动产生的力与激振力相互叠加,导致上肢躯干振动更加剧烈。仿真结果中未发现负载的位移有特别大的变化。若负载位移波动幅度较大,会加剧人体背部负担。人体上肢躯干的位移波动幅度较大时,人体摆动剧烈,躯干稳定性变差。由仿真结果可以推断,人体可通过调节受迫激励频率来保证躯干摆动幅度和负载位移幅度均在合理范围内,调节受迫激励频率即调节摆动相持续时间以及腰腹刚度。

2 负重行走实验方案

描述人类行走行为可以通过运动学、动力学和肌电图(electromyography, EMG)3 种类型的数据。运动学数据包括身体各部位的位移和方向、关节角和时空步态参数;动力学数据包括地面反作用力,下肢关节力矩和功率、动能和势能;肌电图与肌肉纤维收缩有关,由肌电信号来分析^[17]。

本文采用表面肌电采集方式来记录肌电信号。表面肌电能采集到多个肌肉信号,通常用于进行多肌肉活动时的肌肉分析^[18]。人体负重行走由全身肌肉参与完成,需要多关节协同配合。因此需要选取合适的肌肉进行实验肌电信号的测量。本文选取竖脊肌(erector spinae, ES),腹直肌(rectus abdominis, RA),股二头肌长头(biceps femoris, BF),胫骨前肌(tibialis anterior, TA),腓肠肌(gastrocnemius, GA)共计 5 块肌肉作为实验观测肌肉^[19]。肌电信号的采集过程如图 4 所示^[20]。除实验过程中对肌肉电信号进行采集外,还额外采集了 5 块肌肉的最大自主收缩(maximal voluntary contraction, MVC)。

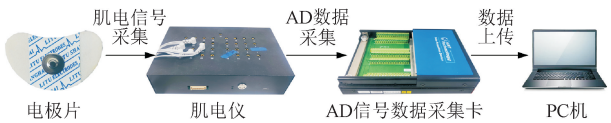


图 4 肌电信号的采集过程

Fig. 4 The EMG signal acquisition process

本实验采用上肢躯干摆动角来表征人体上肢躯干振动位移。假设人体上肢躯干质量全部集中在上

肢躯干质心处。上肢躯干摆动如图 5 所示,上肢躯干长度为 L ,摆动角为 θ ,上肢从状态 s_1 摆动至状态 s_2 ,人体上半身质心振动位移为 x 。当摆动角较小时,振动位移 x 可用弧长来表示,即

$$x = \pi\theta/180L \tag{11}$$

此时上肢躯干的振动位移与摆动角呈线性关系。

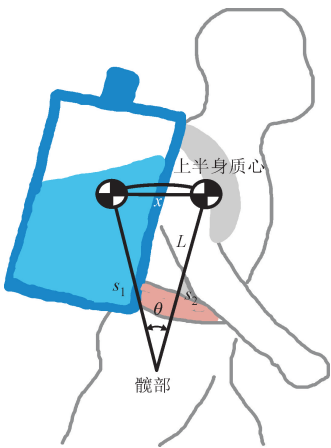
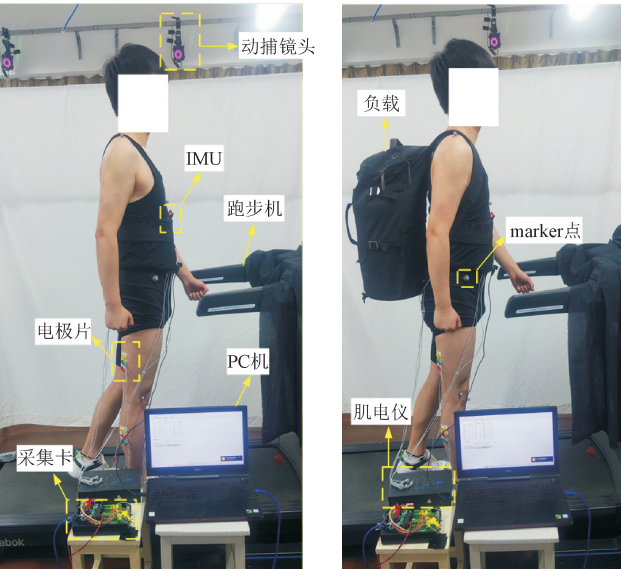


图 5 上肢躯干摆动示意图

Fig. 5 Schematic diagram of the upper limb trunk swing

测量上肢躯干摆动角采用惯性测量单元 (inertial measurement unit, IMU)。IMU 通过绑带固定在实验者胸口,位置保持与胸口平行,经 USB 连接线接至上位机。

基于 IMU 采集单元、肌电信号采集电路以及红外动作捕捉系统,可搭建人体负重行走实验平台。人体负重行走实验场景如图 6 所示。实验平台分为两个模块。第一个模块是人体-负载耦合模块,由人



(a) 无负重行走 (b) 负重行走

图 6 人体负重行走实验场景

Fig. 6 Experimental scenario

体和一个装有水桶的背包组成。第二个模块是采集模块,包括肌电仪、数据采集卡、IMU、动作捕捉单元以及上位机。数据采集卡和肌电仪的采集频率是 1 kHz,IMU 单元采集频率是 100 Hz,动作捕捉系统的捕捉频率是 50 Hz。三者之间独立运行,因此采集的数据需进行同步,数据同步流程如图 7 所示。

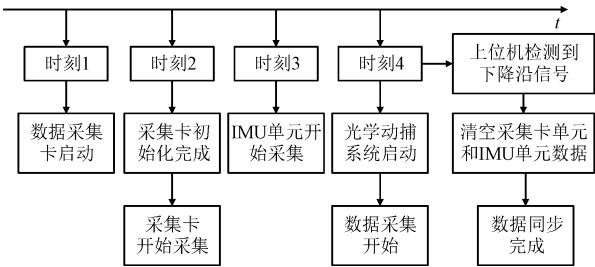


图 7 实验数据同步采集流程图

Fig. 7 Experimental data synchronization collection flowchart

选取了 6 名受试者进行实验,受试者均为成年男性,年龄为 (25 ± 2) 岁,身高为 (175.6 ± 10.0) cm,体重为 (66.8 ± 8.8) kg,腿长为 (87.5 ± 5.0) cm,且运动功能正常,无任何疾病。他们的行走习惯不同,即行走时的步长、步频等具有差异,从而提高实验的可靠性,保证实验结论的准确性。实验前确保实验者无肌肉疲劳现象,以免对肌电信号产生影响。每次实验分为两组,即对照组和实验组。对照组要求受试者在无负重状态下在跑步机上自然行走;实验组要求受试者在背负水桶状态下在跑步机上行走。两组实验均需在 2.0、2.8、3.6 km/h 3 种步行速度下进行。

3 实验结果分析

3.1 人体行走策略变化表征

本文通过肌肉协同分析来对人体行走策略的变化进行分析。肌肉协同分析是指通过科学的测试和评估,分析人体在进行特定动作时各个肌肉群之间的协同作用和力量分配情况^[21-22]。通常采集多个肌肉的 EMG 信号,并将其转化为一个肌肉激活矩阵,可分解为权重矩阵与协同元矩阵的乘积,即肌肉协同提取^[23]。本文选择非负矩阵分解 (non-negative matrix factorization, NMF) 算法进行肌肉协同分析。

NMF 算法可将一个非负矩阵分解成两个非负重构矩阵,其数学模型描述如下

$$\mathbf{V} = \mathbf{WH} + \mathbf{E}, \mathbf{V} \in \mathbf{R}^{s \times t}, \mathbf{W} \in \mathbf{R}^{s \times n}, \mathbf{H} \in \mathbf{R}^{n \times t}$$

(12)

式中: s 为参与运动的肌肉总数; n 为协同元总数; t 为运动总时长; $\mathbf{V}$ 是肌电数据矩阵; $\mathbf{W}$ 是权重矩阵; $\mathbf{H}$ 是协同元矩阵; $\mathbf{E}$ 是分解误差。NMF 算法保证分解出的矩阵元素均非负,这与肌肉协同数据特性相符合。引入的误差矩阵 $\mathbf{E} \in \mathbf{R}^{s \times t}$,通过交替迭代缩小误差,使 $\mathbf{WH}$ 不断逼近 $\mathbf{V}$ 。

在对肌电矩阵进行分解前需先确定协同元数。由于本实验采集肌肉数较少,当协同元数为 2 时即可满足方差贡献率(variance accounted for,VAF)阈值要求。

依据动作捕捉系统获取的行走运动学数据,将每组实验结果提取出 11 组完整步态时间区间。定义一个完整步态周期的起始时刻为右脚脚跟落地时刻,结束时刻为左脚脚尖离地时刻。从实验者开始行走提取第一个完整步态时间区间。连续提取 5 个完整步态区间为 1 组,间隔 10 s 提取下一组,共提取 11 组。提取完成后根据肌电数据采集频率和动作捕捉系统采集频率的关系,提取出对应完整步态区间的肌电数据。利用 NMF 算法对 55 个完整步态区间的肌电数据进行分解得到 55 对权重矩阵 $\mathbf{W}$ 和协同元矩阵 $\mathbf{H}$ 。对每组的 5 个权重矩阵进行平均值处理得到均值权重矩阵 $\mathbf{W}_i$,以消除肌电数据瞬时

动态变化影响。

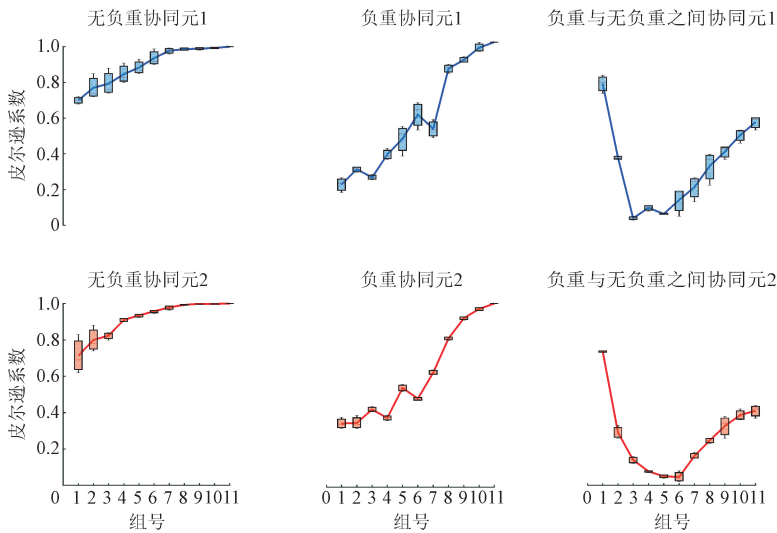
为评估人体在负重与无负重情况下行走策略是否发生改变,本文采用皮尔逊相关系数 r 来评估两组肌肉均值权重矩阵是否相似。由下式计算两个肌肉($\mathbf{W}_1$ 和 $\mathbf{W}_2$) 的皮尔逊系数矩阵

$$\mathbf{r}_{\mathbf{W}_{12}} = \frac{n \sum_{i=1}^n \mathbf{W}_{1i} \mathbf{W}_{2i} - \sum_{i=1}^n \mathbf{W}_{1i} \sum_{i=1}^n \mathbf{W}_{2i}}{\sqrt{n \sum_{i=1}^n \mathbf{W}_{1i}^2 - (\sum_{i=1}^n \mathbf{W}_{1i})^2} \sqrt{n \sum_{i=1}^n \mathbf{W}_{2i}^2 - (\sum_{i=1}^n \mathbf{W}_{2i})^2}}$$

(13)

本文中 $n = 2$ 。采用皮尔逊系数矩阵 $\mathbf{r}$ 的元素 $r(1,1)$ 作为两块肌肉的协同元 1 之间的相关系数,元素 $r(2,2)$ 作为两块肌肉的协同元 2 之间的相关系数。不同时间段两个协同元的相关系数均大于 0.8 时,说明这两个时间段内肌肉的协同控制方式相似,即人体的行走策略相似;反之,若小于 0.8,则说明人体肌肉协同方式发生了改变,行走策略出现了调整。

本文假设每组实验经过一段时间行走后达到动态平衡,即第 11 组(约开始 3 min 后)的 $\mathbf{W}_i$ 作为基准权重矩阵^[24]。计算每组均值权重矩阵与基准权重矩阵之间的皮尔逊系数矩阵,通过肌肉协同分析绘制 6 位实验者在慢速、常速^[24]和快速下的无负重、负重及负重与无负重相同组号下均值权重之间的皮尔逊系数箱型图,如图 8 所示。



(a)慢速情况下

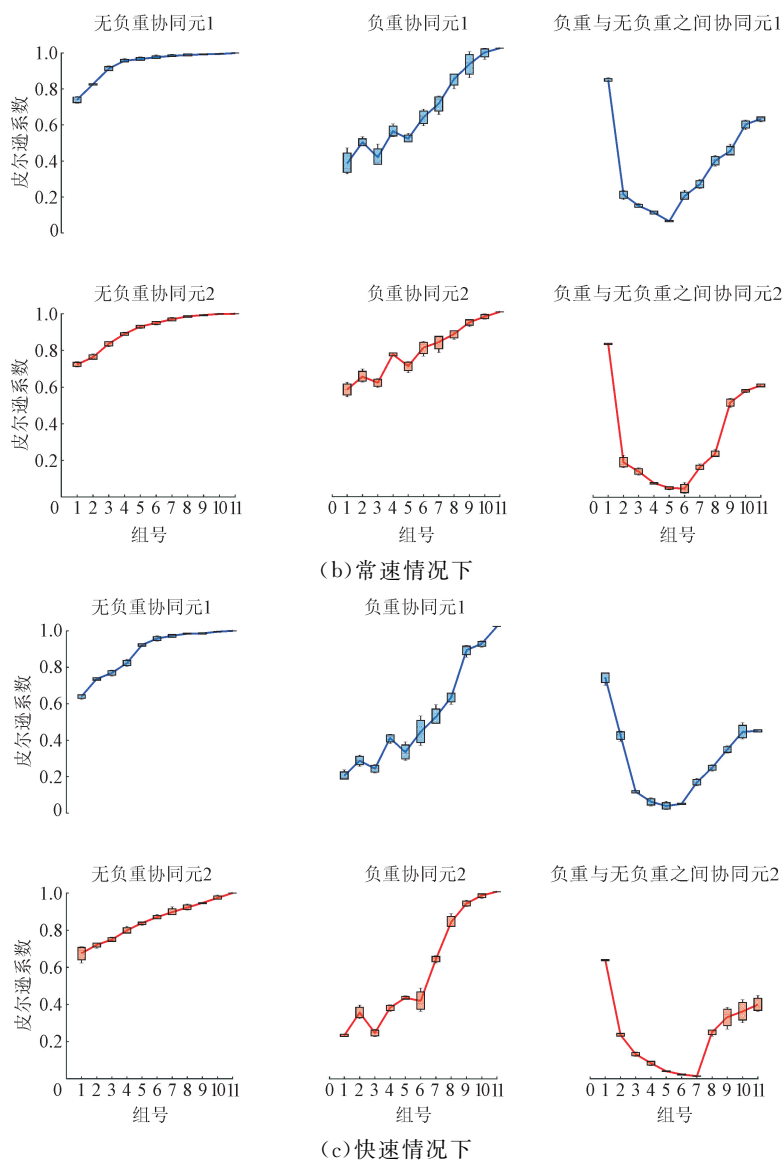


图 8 3 种速度下的皮尔逊系数箱型图

Fig. 8 Box plots of Pearson coefficient at three velocities

实验者在常速无负重行走时,协同元 1 和协同元 2 分别在第 2 组和第 3 组时皮尔逊系数达到 0.8 以上,即在 40 s 后已进入动态平衡状态。在常速负重行走时,行走初期协同元之间的皮尔逊系数较低,随着时间增加,开始振荡上升。在第 8 组时两协同元的皮尔逊系数均达到 0.8 以上,即在 125 s 后达到动态平衡。与无负重相比,负重情况下由于负载动态扰动,实验者进入动态平衡所需时间长。实验组和对照组在行走末期皮尔逊系数均大于 0.8,证明实验者通过适应性调节使肌肉协同在结构上趋于稳定^[25]。

在常速下负重与无负重之间进行分析,两协同元的皮尔逊系数变化趋势均为先减小再回升。刚开始行走时水桶内水的晃动较小,对实验者的影响小,

行走策略无太大差别。随着行走继续,人体与负载的耦合作用持续影响,皮尔逊系数迅速下降,控制策略发生改变。实验者通过不断调整行走控制策略来适应负载横移带来的影响。一段时间后人体适应了负载影响,控制策略趋向于无负重状态,皮尔逊系数上升。最终两协同元的皮尔逊系数约为 0.6,表明行走达到动态稳定后负重与无负重的行走策略类似,但仍有所改变。

在慢速和快速下,皮尔逊系数的变化趋势与常速相似,但在行走初期(前 4 组)慢速和快速的皮尔逊系数均低于常速的皮尔逊系数。由后续频率分析可知,慢速和快速下实验者腿部激励频率处于使躯干振动幅度较大的频率范围内。为减小上肢躯干摆动幅度,实验者对行走策略进行调整,因此初期皮尔

逊系数较低。

3.2 腿部激励频率分析

IMU 单元采集的实验者上肢躯干摆动角数据结果见表 1。无负重情况下,上肢躯干在慢速、常速、快速下的摆动角均值分别为 6.46°、7.42°、8.67°。负重情况下,上肢躯干在慢速、常速、快速下的摆动角均值分别为 13.10°、12.22°、14.03°,分别比无负重情况下增大了 102.8%、64.6%、61.8%。由结果可知,负重后人-负载耦合系统整体摆动角增大。由于负重后整体重心后移,人体为保持身体平衡,躯干主动前倾。在无负重状态下,实验者行走时摆动角均值随速度增大而增大;而在负重状态下,快速组的摆动角均值最大,慢速组的摆动角均值大于常速组均值。依据双自由度振动模型分析结果可知,人-负载耦合系统具有两个共振频率,慢速和快速下实验者与水桶之间的耦合作用导致上肢躯干的摆动角增大。

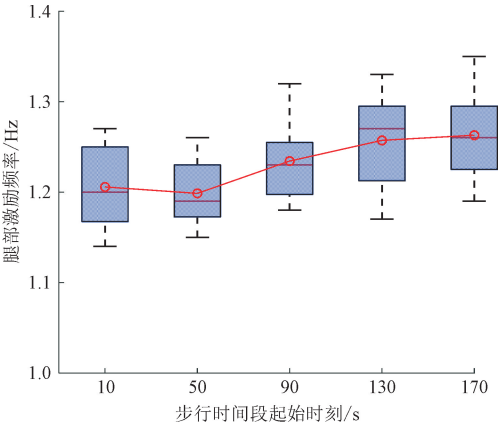
表 1 上肢躯干摆动角均值

Table 1 Mean value of the trunk swing angle of upper limbs

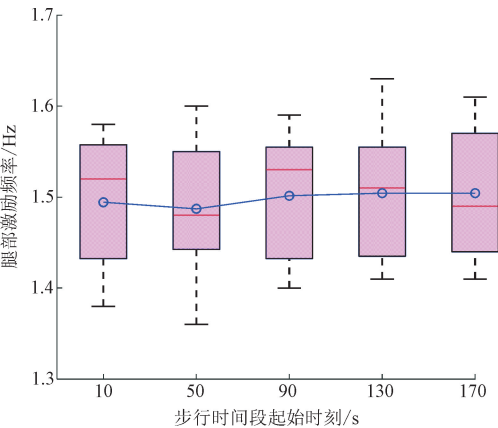
编号	摆动角均值/(°)					
	无负重			负重		
	慢速	常速	快速	慢速	常速	快速
1	6.41	7.21	8.23	13.08	12.91	14.36
2	6.18	8.14	8.65	12.95	11.25	13.87
3	6.89	7.56	8.74	13.26	11.88	13.98
4	6.23	7.39	8.89	13.14	12.43	14.21
5	5.96	6.79	8.91	13.39	12.86	14.03
6	6.47	7.42	8.67	12.78	11.97	13.75

根据光学捕捉系统的实验者足部轨迹信息计算实验者在负重时不同时间段下腿部激励频率。取 10、50、90、130 和 170 s 作为起始时刻。利用 6 组实验者在行走过程中的数据绘制出 5 个起始时刻的腿部激励频率箱型图如图 9 所示。由图 9(a)和图 9(c)可知,在慢速行走与快速行走时,实验者的腿部激励频率在行走初期与末期不相同。在慢速下腿部激励频率均值在行走初期为 1.209 Hz,行走末期为 1.261 Hz,增大了 4.30%,整体呈上升趋势。在快速下腿部激励频率均值在行走初期为 2.105 Hz,行走末期为 2.048 Hz,减小了 2.71%,整体呈下降趋势。这说明实验者在负重行走过程中调整了自身腿部激励频率以适应重心后移。由图 9(b)可知,常速行走时,实验者腿部激励频率均值集中在(1.5±0.01)Hz,基本保持不变。根据人-负载耦合模型,本文认为在慢速行走和快速行走下,实验者的腿部激励频率处在使得人体上肢躯干振动位移较大的作

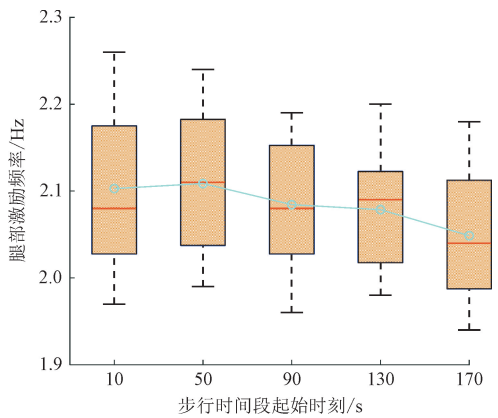
用频率范围内。为保持行走时躯干的稳定性,实验者通过调整腿部的激励频率使上肢躯干摆动幅度减小。常速行走时,实验者腿部激励频率处在使人体上肢振动位移较小的作用频率范围。由图 9 可见,实验者在常速负重行走过程中摆动频率基本保持不变,且处在使得上肢位移较低的频率范围;而慢速和快速下实验者均朝着利于减小上肢躯干摆动幅度的腿部激励频率调整。



(a) 慢速行走



(b) 常速行走



(c) 快速行走

图 9 3 种速度下腿部激励频率箱型图及分布
Fig. 9 Box plots and distribution of leg excitation frequency at three speeds

4 结 论

本文研究重点围绕横向负载移动人体行走适应性调节策略展开,主要从横移负载与人体建模仿真及负载横移扰动下人体行走实验两方面展开研究。分别完成了人-水桶耦合作用的建模仿真、数据采集方案设计、实验平台搭建及实验数据分析,得到如下结论。

(1)与无负重行走相比,背负水桶行走后,人体肌肉协同结构发生显著变化。行走初期实验者趋向于使用类似无负重的行走策略。随着行走继续,实验者调整了原有行走控制策略,以适应横移负载带来的持续影响。在达到动态稳定后,实验者适应了负载影响,控制策略接近无负载状态,但仍有较大差别。

(2)负重后人-负载耦合系统整体重心后移,人体为保持平衡上肢躯干主动前倾。人与负载相耦合作用使躯干整体摆动角变大,但随着负重行走持续,上肢躯干摆动幅度逐渐减小。相较慢速与快速行走,常速行走状态下,上肢躯干摆动幅度最小。人体通过调整腿部激励频率来减小躯干摆动幅度,从而减小横移负载对躯干造成的影响。

本文通过双自由度受迫振动模型计算获得的频率变化规律,可对外骨骼助力策略设计提供参考。在设计外骨骼面临负载持续横移扰动时,要将等效腿部激励频率考虑进参数设计中。若外骨骼涉及腰部助力,需考虑腰部刚度控制,使人体主动抵抗横移负载对躯体的影响。

参考文献:

- [1] BASTIEN G J, WILLEMS P A, SCHEPENS B, et al. Effect of load and speed on the energetic cost of human walking [J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2005, 94(1): 76-83.
- [2] LIM J, PALMER C J, BUSA M A, et al. Additional helmet and pack loading reduce situational awareness during the establishment of marksmanship posture [J]. *Ergonomics*, 2017, 60(6): 824-836.
- [3] 丁逸苇,涂利娟,刘怡希,等.可穿戴式下肢外骨骼康复机器人研究进展 [J]. *机器人*, 2022, 44(5): 522-532.
DING Yiwei, TU Lijuan, LIU Yixi, et al. Progress of wearable lower-limb exoskeleton rehabilitation robots [J]. *Robot*, 2022, 44(5): 522-532.
- [4] MALOIY G M O, HEGLUND N C, PRAGER L M, et al. Energetic cost of carrying loads: have African women discovered an economic way? [J]. *Nature*, 1986, 319(6055): 668-669.
- [5] CAPPELLINI G, IVANENKO Y P, POPPEL R E, et al. Motor patterns in human walking and running [J]. *Journal of Neurophysiology*, 2006, 95(6): 3426-3437.
- [6] BIRRELL S A, HASLAM R A. The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and spatio-temporal parameters [J]. *Ergonomics*, 2009, 52(10): 1298-1304.
- [7] 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.
- [8] FISCHER A G, DEBBI E M, WOLF A. Effects of body weight unloading on electromyographic activity during overground walking [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2015, 25(4): 709-714.
- [9] ACKERMAN J, SEIPEL J. A model of human walking energetics with an elastically-suspended load [J]. *Journal of Biomechanics*, 2014, 47(8): 1922-1927.
- [10] MARTIN J P, LI Qingguo. Altering compliance of a load carriage device in the medial-lateral direction reduces peak forces while walking [J]. *Scientific Reports*, 2018, 8(1): 13775.
- [11] YANG Lianxin, XU Yuning, ZHANG Kuangen, et al. Allowing the load to swing reduces the mechanical energy of the stance leg and improves the lateral stability of human walking [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2021, 29: 429-441.
- [12] COPACI D, SERRANO D, MORENO L, et al. A high-level control algorithm based on sEMG signalling for an elbow joint SMA exoskeleton [J]. *Sensors*, 2018, 18(8): 2522.
- [13] ALEXANDER R M, JAYES A S. Fourier analysis of forces exerted in walking and running [J]. *Journal of Biomechanics*, 1980, 13(4): 383-390.
- [14] JAMES C R, ATKINS L T, YANG H S, et al. Kinematic and ground reaction force accommodation during weighted walking [J]. *Human Movement Science*, 2015, 44: 327-337.
- [15] FEBBO M, VERA S A. Optimization of a two degree of freedom system acting as a dynamic vibration absorber [J]. *Journal of Vibration and Acoustics*, 2008, 130(1): 011013.
- [16] SUTHERLAND D H, OLSHEN R, COOPER L, et al. The development of mature gait [J]. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1980, 62(3): 336-353.

- [17] DEL VECCHIO A, HOLOBAR A, FALLA D, et al. Tutorial: analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2020, 53: 102426.
- [18] HOFSTE A, SOER R, SALOMONS E, et al. Intramuscular EMG versus surface EMG of lumbar multifidus and erector spinae in healthy participants [J]. *Spine*, 2020, 45(20): E1319-E1325.
- [19] 张军, 李建喜, 夏钰坤, 等. 行走过程中人体下肢受力模型的建立与验证 [J]. *西安交通大学学报*, 2015, 49(9): 134-140.
ZHANG Jun, LI Jianxi, XIA Yukun, et al. Establishment and verification of a mechanical model for analyzing the forces acted on lower limb during walking [J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2015, 49(9): 134-140.
- [20] 陈江城, 张小栋. 人体下肢行走关节连续运动表面肌电解码方法 [J]. *西安交通大学学报*, 2016, 50(6): 61-67.
CHEN Jiangcheng, ZHANG Xiaodong. Surface electromyography decoding for continuous movement of human lower limb during walking [J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2016, 50(6): 61-67.
- [21] SIMON S R, MANN R A, HAGY J L, et al. Role of the posterior calf muscles in normal gait [J]. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1978, 60(4): 465-472.
- [22] 王乐军, 陆爱云, 牛文鑫, 等. 运动性肌肉疲劳诱发拮抗肌活动变化的特征及机制研究现状与思考 [J]. *中国运动医学杂志*, 2014, 33(7): 735-745.
WANG Lejun, LU Aiyun, NIU Wenxin, et al. Characteristics and mechanism of the activity of induced muscle fatigue [J]. *Chinese Journal of Sports Medicine*, 2014, 33(7): 735-745.
- [23] 谢平, 李欣欣, 杨春华, 等. 基于表面肌电非负矩阵分解与一致性的肌间协同-耦合关系研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2017, 36(2): 150-157.
XIE Ping, LI Xinxin, YANG Chunhua, et al. Research on the intermuscular synergy and coupling analysis based on surface EMG nonnegative matrix factorization-coherence [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2017, 36(2): 150-157.
- [24] DE-LEÓN-GÓMEZ V, LUO Qiuyue, KALOUGUINE A, et al. An essential model for generating walking motions for humanoid robots [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2019, 112: 229-243.
- [25] VAN VEEN B, MONTEFIORI E, MODENESE L, et al. Muscle recruitment strategies can reduce joint loading during level walking [J]. *Journal of Biomechanics*, 2019, 97: 109368.

(编辑 武红江)