

文章编号:1004-7220(2016)03-0266-06

上、下楼梯步态参数变化特征研究

张峻霞^{1,2}, 窦树斐^{1,2}, 苏海龙^{1,2}, 曹琳^{1,2}

(1. 天津科技大学 机械工程学院, 天津 300222; 2. 天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室, 天津 300222)

摘要: **目的** 采集上、下楼梯过程中健康人体下肢运动学、动力学功能参数,为外骨骼助行器实现上、下楼梯这一运动形式的步态轨迹设计和驱动元件选型提供数据支持。**方法** 设计常规楼梯实验装置,利用三维运动捕捉系统和三维测力台系统同步测量方法测量上、下楼梯时踝、膝、髋关节运动信息,应用 SPSS 统计软件和 Origin 绘图软件分析下肢运动特点,并对比分析上、下楼梯时下肢的功能参数。**结果** 通过实验获得健康青年人在上、下楼梯时下肢关节在矢状面关节角度、关节力矩随步态变化规律及活动极限值,上楼时踝、膝、髋关节角度依次为 $-10.66^{\circ} \sim 13.26^{\circ}$ 、 $6.85^{\circ} \sim 88.92^{\circ}$ 、 $1.31^{\circ} \sim 50.18^{\circ}$,下楼时踝、膝、髋关节角度依次为 $-37.42^{\circ} \sim 27.18^{\circ}$ 、 $9.83^{\circ} \sim 95.53^{\circ}$ 、 $8.01^{\circ} \sim 31.62^{\circ}$ 。上、下楼梯时所需最大踝、膝、髋关节力矩依次为 1.788 、 1.121 和 $0.946 \text{ N} \cdot \text{m}/\text{kg}$ 。**结论** 上、下楼梯时人体下肢步态参数随步态变化趋势与关节运动范围显著不同。助行器步态规划要针对上、下楼梯单独设计,驱动元件的选型上要满足上、下楼梯时各关节的最大力矩需求。

关键词: 上楼梯; 下楼梯; 关节角度; 关节力矩; 步态分析

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.03.266

Variation characteristics of gait parameters during stair ascent and descent

ZHANG Jun-xia^{1,2}, DOU Shu-fei^{1,2}, SU Hai-long^{1,2}, CAO Lin^{1,2} (1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. Tianjin Key Laboratory of Integrated Design and On-line Monitoring for Light Industry & Food Machinery and Equipment, Tianjin 300222, China)

Abstract: Objective To collect the kinematics and kinetics functional parameters of healthy human lower limbs during stair ascent and descent, so as to provide data for designing the gait trajectory and selecting the driving components of the exoskeleton walker to achieve the motion of stair climbing. **Methods** Common staircase as an experimental setup was designed, and the three-dimensional (3D) motion capture system and 3D force plate were used to simultaneously measure the ankle, knee, hip motion information during stair ascent and descent. The movement characteristics of the lower limb during stair climbing was analyzed by SPSS statistical software and Origin graphics software, and the functional parameters during stair ascent and decent were also compared and analyzed. **Results** The joint angle at the sagittal plane, joint moment variation with gait and activity limits in lower limbs of healthy youth during stair ascent and descent were obtained by the experiment. The ranges of motion in ankle, knee and hip joints during stair ascent were $-10.66^{\circ} \sim 13.26^{\circ}$, $6.85^{\circ} \sim 88.92^{\circ}$, $1.31^{\circ} \sim 50.18^{\circ}$, while those during stair descent were $-37.42^{\circ} \sim 27.18^{\circ}$, $9.83^{\circ} \sim 95.53^{\circ}$, $8.01^{\circ} \sim 31.62^{\circ}$. The maximum ankle, knee and hip joint moment during stair ascent and descent were 1.788 , 1.121 , $0.946 \text{ N} \cdot \text{m}/\text{kg}$, respectively. **Conclusions** The gait parameters variation with gait and the joint range of motion in human lower limb were significantly different during stair ascent and descent. Separate design targeting at stair ascent or stair descent is required for gait

收稿日期:2015-09-28; 修回日期:2015-11-23

基金项目:高等学校博士学科点专项科研基金项目(20131208110005),天津市科技支撑计划项目(14ZCZDSY00010)。

通信作者:张峻霞, E-mail: zjx@tust.edu.cn。

planning of walking aids, and the selection of driving element should consider the maximum moment in each joint during stair ascent and descent.

Key words: Stair ascent; Stair descent; Joint angle; Joint moment; Gait analysis

外骨骼装置是一种穿戴式人机一体化的机械装置^[1],旨在协助人们行走,帮助有行动障碍的弱势群体提高生活能力。迄今为止,国内外研制的外骨骼助行装置已成功实现多种路况行走,其步态规划多是基于数学模型这一经典控制方式。然而,数学模型与实际误差较大,基于模型控制的助行装置难以满足穿戴舒适性的要求^[2-3]。因此,实验测量方法在该类装置设计中的优越性日益明显。目前应用实验测量方法探讨人体下肢运动规律的研究多针对平地行走这一路况,有关上、下楼梯的实验研究相对较少,并且实验结果难以用于指导助行装置设计。分析原因如下:①关于上、下楼梯研究的目的主要是病理成因探究、治疗效果评价和影响楼梯行走步态的外界因素探究,研究对象多为疾病患者^[4-6];②国内针对健康人上、下楼梯时下肢生物力学特性的研究较少,而国外研究结果不能代表我国人群的运动特性。

本文应用实验测量方法研究我国健康人上、下楼梯时下肢关节功能参数随步态变化的规律,以指导外骨骼助行装置楼梯行走步态轨迹规划及驱动元件选型。下肢关节活动复杂,同时发生在3个平面上,但在矢状面的活动度最大,本研究将基本的生物力学分析简化为矢状面发生的运动,仍然可以解释各关节主要运动^[5]。

1 对象和方法

1.1 样本

实验对象为10名男性健康青年大学生,年龄(24 ± 0.87)岁,身高(174 ± 4.77)cm,体重(71.73 ± 8.63)kg。所有受试者在过去6个月无下肢外伤史,未进行过任何类型的下肢手术,无背部或骨盆疾病,无神经肌肉疾病或平衡问题。研究方案、实验设计符合伦理学要求,且在受试者知情同意下实施本研究。

1.2 实验设备及行走条件

采用光学动作捕捉系统(VICON Motion Systems, 英国),采集频率为100 Hz;三维测力台(AMTI, 美

国)3台,采集频率为1 kHz,能够与VICON系统同步。楼梯依据居民建筑中楼梯标准尺寸设计,共4阶,楼梯宽度、阶高、阶深分别为0.80、0.18、0.28 m,且在3个台阶上放有AMTI测力台,具体测试环境如图1所示。摄像机理想摆放位置是尽量保证每台摄像机采集到全部标记点在整个活动范围的运动轨迹,但由于本实验活动范围较大、实验空间有限,难以满足上述条件,依据2个摄像机即可确定空间一点位置,调整摄像机位置使各标记点至少有3台摄像机完成对应标记点全运动过程采集,以保证数据采集范围的最优化。

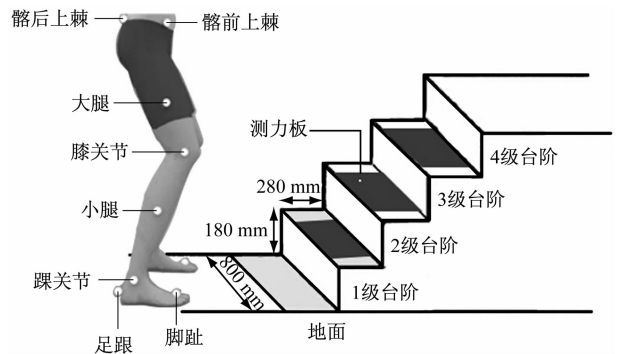


图1 标记点位置及实验环境示意图

Fig.1 Schematic diagram of surface marker location and experimental environment

1.3 实验过程

(1) 实验开始前需对VICON三维光学运动捕捉系统进行校正,对VICON系统进行环境标定。向受试者试说明实验内容,以确保受试者正确理解实验过程并进行熟悉性练习。

(2) 采集并记录受试者的年龄、身高、体重、下肢长等基本信息之后,受试者换上实验专用服,随后在其身上粘贴16个反光标记点,标记点的粘贴位置如图1所示。左、右腿除大腿及小腿位置标记点为左高右低外,其他标记点左右对称。

(3) 受试者重复完成上、下楼梯动作。为了统一步态,所有受试者被要求每种路况下的每次行走都是左脚踏在第1块力板上。测量10次,在正式测

试之前先进行2次实验,以使受试者适应实验条件,不做记录。

1.4 数据处理与分析

采用美国加州 Rancho Los Amigos (RLA) 医学中心 RLA 步态分析方法^[7-8]。该方法认为,步态周期内有3个基本任务,即承受体重、单腿站立和迈步向前,该3个基本任务又可细分为8个独立时期。本文结合实验所用设备,最终将步态周期划分为5个时刻点4个阶段:① 支撑足任一部分开始着地→预承重期,② 对侧下肢离开地面→支撑期,③ 对侧下肢开始着地,④ 支撑腿即将离地→摆动期,⑤ 支撑腿再次开始着地(因为本文涉及上、下楼梯,步态周期的开始时刻脚掌着地点各不相同,正常步态中足跟为最先着地,在异常步态中,可能是全足也可能是足尖,故未详细说明接触点)。实际步态周期划分如图2所示,红色为左侧下肢,绿色为右侧下肢。

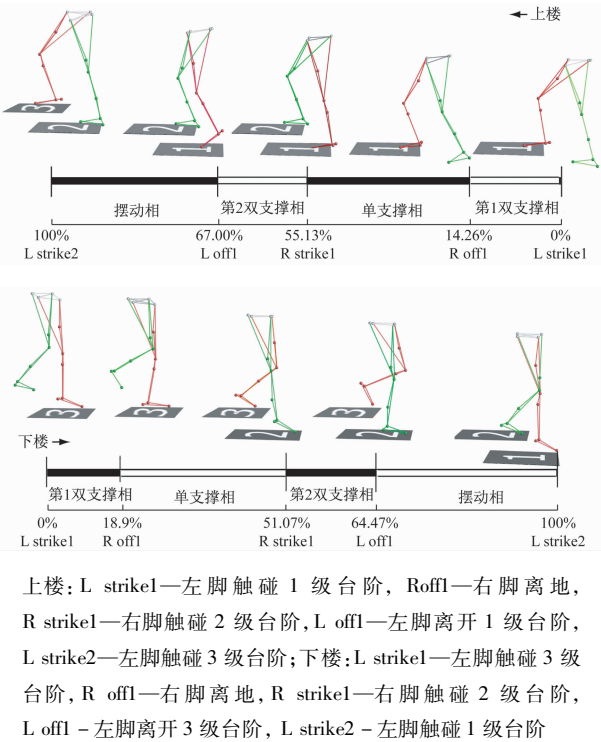


图2 步态周期划分

Fig.2 Phase division of a gait cycle

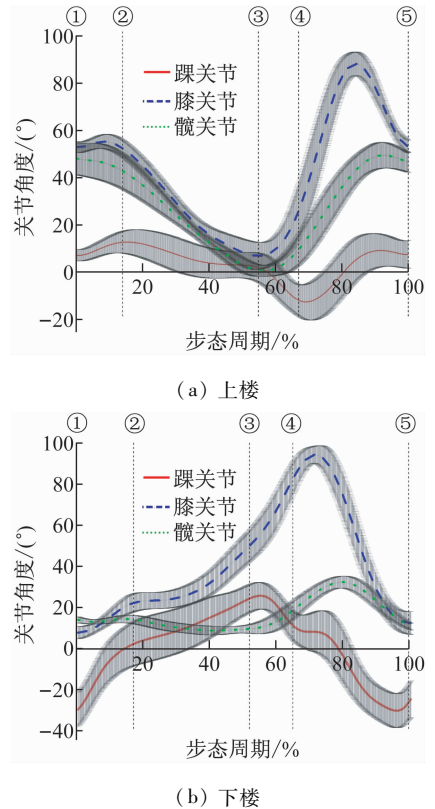
在 VICON Polygon 软件中得到实验结果,导出 ASCII 格式并输入到 SPSS 软件中进行统计分析。本研究的功能参数主要有关节角度、地面支反力和关节力矩,所有数据均以平均值及标准差形式表示。

在左、右下肢对称^[9]的前提下,对左侧下肢进行分析。在统计分析前,需要对数据进行标准化处理,以排除个体差异性的影响。将跨步标准化为步态周期,使0%对应支撑腿首次触地,100%对应同侧足再次触地;垂直地面支反力、关节力矩对体重进行标准化^[10]。使用 Origin 绘图软件描绘参数随步态变化的趋势,使用软件 SPSS 20.0 对楼梯和平地行走特殊时刻参数进行单因素方差分析,显著性检验标准为 $P < 0.05$ 。在进行单因素方差分析时,需要满足方差齐次性检验。如果不满足方差齐次性,则选择非参数检验中的独立样本检验。

2 实验结果分析

2.1 上、下楼梯时关节角度-时间曲线分析

图3所示为上、下楼梯时踝、膝、髋关节在矢状面的关节角度-时间曲线。其中,横坐标代表一个完整步态周期,纵坐标正向代表踝关节背屈以及膝、髋



①—左脚刚接触台阶,②—右脚刚离开台阶,③—右脚刚接触下一台阶,④—左脚刚离开台阶,⑤—左脚刚接触下一台阶

图3 上、下楼梯时踝、膝、髋关节角度-时间曲线

Fig.3 Joint angle-time curve in ankle, knee and hip joint during stair ascent and descent (a) Stair ascent, (b) Stair descent

关节的屈曲,负向代表踝关节跖屈以及膝、髋关节的伸展。线条代表样本均值,灰色区域代表样本方差。

上楼时:左脚刚踏上1级台阶时踝关节处于背屈状态,背屈角度随着重心向左转移逐渐增大。当右脚离地时,踝关节产生一个较大背屈角度 13.26° ,单支撑相和第2双支撑相期间踝关节由背屈向跖屈转变;当左脚再次踏上台阶时,产生最大跖屈角度 10.66° ,摆动相踝关节由跖屈逐渐向背屈转变进入下一步态周期。膝、髋关节在整个步态周期均处于屈曲状态。从右脚逐渐离地到触碰2级台阶,膝、髋关节均由屈曲逐渐伸展到最小屈曲角度 6.85° 、 1.31° 。从左脚逐渐离地到触碰3级台阶,膝关节屈曲角度逐渐增大,在摆动相达到最大屈曲角度 88.92° 后逐渐伸展进入下一步态周期;髋关节由最小屈曲状态逐渐增大屈曲角度,摆动相后期产生最大屈曲角度 50.18° 。

下楼时:起始时刻左脚触碰台阶,踝关节处于跖屈状态;随着摆动腿向下一级台阶迈步,踝关节逐渐向背屈转变。当摆动腿触碰下一级台阶后,踝关节产生最大背屈角度 27.18° ;随后左脚逐渐离开台阶向下一级台阶迈步,在此过程中踝关节由背屈向跖屈转变,摆动相产生最大跖屈角度 37.42° 。支撑相阶段,膝关节屈曲角度逐渐增大,摆动前期产生最大膝关节屈曲角度 95.53° ,摆动中后期膝关节逐渐伸展。髋关节由步态开始的屈曲小幅伸展,在摆动腿触碰下一级台阶时产生最小屈曲角度 9.83° ,从左腿离地到左脚提升至最高点时形成最大屈曲角度 31.62° ,摆动后期又开始逐渐伸展。

2.2 上、下楼梯时最大关节角度对比分析

表1所示为上、下楼梯时下肢各关节角度极限值及关节角度对比结果。上、下楼梯时各个角度极限均有显著差异($P < 0.01$),具体表现为:下楼时踝、膝关节的极限角度显著大于上楼时,髋关节最大屈曲角度上楼时显著大于下楼时,最小屈曲角度下楼时显著大于上楼时。无论上楼还是下楼,膝关节都不伸展;髋关节在下楼时不伸展,上楼时可能会伸展。

2.3 上、下楼梯时动力学(地面支反力)分析

图4所示为上、下楼梯时地面支反力-时间曲线。上、下楼梯时的地面支反力均呈双峰波形,两峰值均超过重力,且在两峰值间有一个小于重力的波

表1 上、下楼梯时踝、膝、髋关节角度($\bar{x} \pm s, n=10, ** P < 0.01$)

Tab. 1 Angles of ankle, knee and hip joints during stair ascent and descent

| 关节状态 | 关节角度/ $(^\circ)$ | | P |
|---------|------------------|------------------|-----------|
| | 上楼 | 下楼 | |
| 踝关节背屈 | 13.26 ± 5.36 | 27.18 ± 7.79 | 0.000 1** |
| 踝关节跖屈 | 10.66 ± 7.31 | 37.42 ± 1.68 | 0.000 4** |
| 膝关节最大屈曲 | 88.92 ± 4.64 | 95.53 ± 3.74 | 0.006 0** |
| 膝关节伸展 | — | — | — |
| 膝关节最小屈曲 | 6.85 ± 5.34 | 9.83 ± 1.15 | 0.000 2** |
| 髋关节最大屈曲 | 50.18 ± 5.75 | 31.62 ± 2.04 | 0.000 2** |
| 髋关节伸展 | 2.17 ± 0.75 | — | — |
| 髋关节最小屈曲 | 1.31 ± 0.94 | 8.01 ± 1.12 | 0.000 4** |

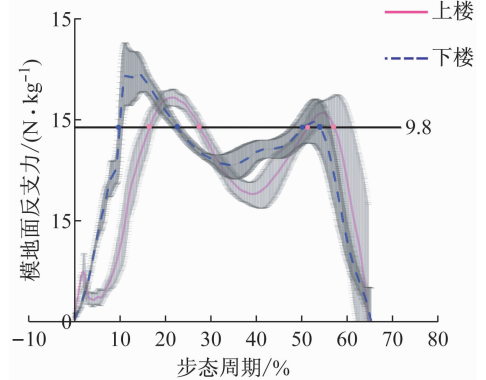


图4 上、下楼梯时支撑相地面支反力-时间曲线

Fig. 4 Vertical ground reaction force-time curves in stance phase during stair ascent and descent

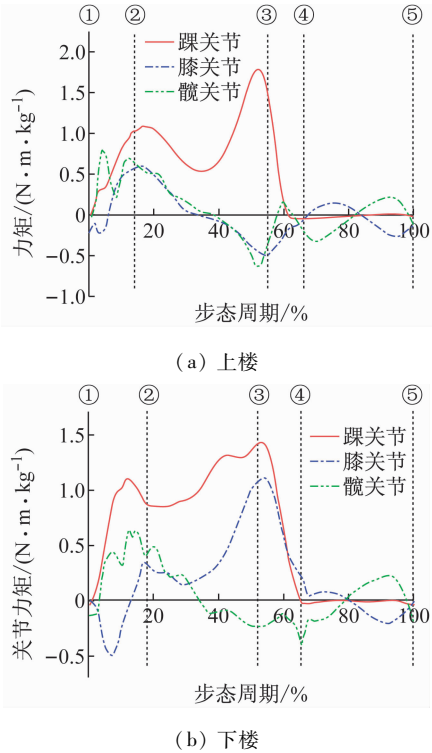
谷。从图4可知,上、下楼梯时站立相期间第1个波峰分别发生在步态周期的19.96%和12.94%,第2个波峰分别发生在步态周期的54.95%和52.10%。结果表明,上楼梯时地面支反力峰值发生时刻明显晚于下楼时。

上楼梯时地面支反力的第1、2次峰值分别为 (11.21 ± 0.44) 、 (10.96 ± 1.01) N/kg,下楼时地面支反力的第1、2次峰值分别为 (12.68 ± 1.21) 、 (10.19 ± 0.69) N/kg。上、下楼梯第1峰值组间比较结果为0.079,第2峰值组间比较结果为0.380。上楼第1、2峰值组内比较结果为0.587,下楼第1、2峰值组内比较结果为0.001。组间比较结果表明,上楼和下楼时的第1、2峰值间均无显著差异。组内比较结果表明,下楼时第1、2峰值有显著差异,表现

为第1峰值大于第2峰值,而上楼时第1、2峰值无显著差异。

2.4 上、下楼梯时动力学(关节力矩)分析

图5所示为上、下楼梯时膝、踝、髋关节在矢状面的关节力矩-时间曲线。在上、下楼梯时,踝关节力矩随步态周期变化趋势大致相同,均为先增大后减小、再增长到峰值后快速减小、最后趋于平稳。



①—左脚刚接触台阶,②—右脚刚离开台阶,③—右脚刚接触下一台阶,④—左脚刚离开台阶,⑤—左脚刚接触下一台阶

图5 上、下楼梯时关节力矩-时间曲线

Fig.5 Joint moment-time curve during stair ascent and descent

(a) Stair ascent, (b) Stair descent

上、下楼梯时,绝大部分站立相踝关节力矩为正,形成背屈力矩;在对侧下肢离开地面和开始着地时出现踝关节力矩峰值,第2个峰值为整个步态周期最大踝关节屈曲力矩。在站立相前阶段髋关节力矩为正,形成屈曲力矩,后一阶段为负,形成伸展力矩;在支撑相髋关节力矩由伸展逐渐转为屈曲,无论伸展还是屈曲力矩均较小,最大屈曲力矩出现在第1支撑区,最大伸展力矩出现在对侧下肢开始着地时。上、下楼梯时,在膝关节对侧下肢离开地面时出现屈曲力矩峰值,对侧下肢开始着地时下楼时出现

屈曲力矩峰值,上楼时出现伸展力矩峰值,下楼时的伸展力矩出现在第1支撑相。

主观上感觉上楼时应该需要更大的关节力矩,然而实验表明,上、下楼梯时所需踝关节最大背屈力矩、膝关节最大屈曲力矩和髋关节最大伸展力矩有显著差异($P < 0.01$),其他力矩对比结果无显著差异($P > 0.05$)。上楼时踝关节最大背屈力矩是下楼时的1.2倍;下楼时所需膝关节屈曲力矩是上楼时的1.8倍;上楼时所需髋关节力矩是下楼时的1.4倍。楼梯行走时,踝关节所需最大力矩为上楼时最大背屈力矩1.788 N·m/kg,膝关节所需最大力矩为下楼时最大屈曲力矩1.121 N·m/kg,髋关节所需最大力矩为上楼时最大屈曲力矩0.946 N·m/kg(见表2)。

表2 上、下楼梯时关节力矩($\bar{x} \pm s, n=10, **P < 0.01$)

Tab.2 Joint moment during upstairs and downstairs

| 关节状态 | 力矩/(N·m·kg ⁻¹) | | P |
|---------|----------------------------|---------------|----------|
| | 上楼 | 下楼 | |
| 踝关节最大背屈 | 1.788 ± 0.118 | 1.508 ± 0.108 | 0.005 ** |
| 踝关节最大跖屈 | 0.438 ± 0.004 | 0.053 ± 0.019 | 0.376 |
| 膝关节最大屈曲 | 0.627 ± 0.106 | 1.121 ± 0.059 | 0.001 ** |
| 膝关节最大伸展 | 0.515 ± 0.055 | 0.515 ± 0.091 | 0.992 |
| 髋关节最大屈曲 | 0.946 ± 0.187 | 0.787 ± 0.106 | 0.121 |
| 髋关节最大伸展 | 0.699 ± 0.063 | 0.495 ± 0.085 | 0.003 ** |

3 讨论

本文对上、下楼梯过程中下肢踝、膝、髋关节矢状面的运动参数进行测量,并通过三维测力台对上、下楼梯步态周期进行时相划分,得出上、下楼梯时3个关节的关节角度、关节力矩、地面支反力随步态变化规律,并分析上、下楼梯两种运动方式的差异性。

Protopapadak等^[11]研究表明,上、下楼梯时膝关节最大屈曲角度分别为93.92° ± 7.40°、90.52° ± 7.11°,上、下梯时髋关节最大屈曲角度分别为65.06° ± 7.16°、39.96° ± 7.810°;上楼时踝关节跖屈力矩为1.45 N·m/kg、膝关节屈曲力矩为0.51 N·m/kg、髋关节屈曲力矩为0.76 N·m/kg,下楼时踝关节跖屈力矩为1.38 N·m/kg、膝关节屈曲力矩0.46 N·m/kg、髋关节屈曲力矩0.52 N·m/kg。唐刚等^[12]测量并分析中国人上楼梯

过程中下肢关节角度变化,上楼时膝关节最大屈曲角度为 91.4° ,髌关节最大屈曲角度为 66.7° ,踝关节最大背屈角度为 22.4° 、最大跖屈角度为 20.8° 。本文研究结果中各关节角度运动趋势同上述研究结果保持一致;数值上,较文献[11]结果相比最小有 5° 差异,最大有 15° 差异,较文献[12]结果相比最小有 2° 差异,最大有 10° 差异。研究表明,楼梯倾斜角度、台阶高度、体重、速度都会对步态参数产生影响^[5-6,13-14],结果的差异性便可以得到解释。

本文所得关节角度研究结果可直接作为外骨骼助行装置上、下楼梯时步态规划的控制输入,使得该装置的模拟关节按照本研究测得关节角度-时间曲线运动,从而实现上、下楼梯的动作模拟。通过关节力矩分析,获得要完成上、下楼梯各关节所需的最大力矩。已知力矩、特殊时刻关节角度和下肢长度,可以计算得出所需关节力,进而指导助行装置驱动元件的选型,保证能够带动装置按步态规划完成动作。地面支反力的研究一方面为上、下楼梯步态时相划分的依据,另一方面可用于外骨骼装置模拟人行走的效果检测。本研究将人体上肢视为相对下肢的固定刚体,忽略了人体上肢摆动对运动的影响。实际上,行走过程中上肢摆动对于行走的影响也不容忽视。因此,后续可以进行全身运动特性的研究。

参考文献:

- [1] 杨灿军,陈鹰,路甬祥.人机一体化智能系统理论及应用研究探索[J].机械工程学报,2000,36(6):42-47.
- [2] 王海燕,李贻斌.双足机器人动态上下楼梯的规划与控制[J].山东大学学报(工学版),2014,44(1):57-62.
- [3] 宋宪玺,周烽,梁青,等.双足机器人上楼梯步态的规划与控制[J].计算机仿真,2011,28(4):176-180.
- [4] 周博,李世明,于云飞,等.脑瘫青少年下台阶步态的运动

- 学分析[J].鲁东大学学报:自然科学版,2013,29(4):366-370+376.
- [5] Spanjaard M, Reeves ND, van Dieeen JH, et al. Influence of step-height and body mass on gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair ascent [J]. J Biomech, 2008, 41(5): 937-944.
- [6] Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations [J]. Gait Posture, 2002, 15(1): 32-44.
- [7] 王劲松,王令军,王婷,等.不同步速下人体步态规律的测量与研究[J].传感器与微系统,2008,27(9):43-45.
- [8] 耿艳利,杨鹏,刘作军,等.下肢运动信息采集与运动仿真[J].医用生物力学,2013,28(2):154-159.
Geng YL, Yang P, Liu ZJ, et al. Data acquisition and motion simulation of lower limb [J]. J Med Biomech, 2013, 28(2):154-159.
- [9] 刘玉娇.快速力量训练对优势侧与非优势侧腿力量素质影响效果的研究[D].西安:西安体育学院硕士学位论文,2010.
- [10] Nadeau S, McFadyen BJ, Malouin F. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: What are the challenges compared to level walking? [J]. Clin Biomech, 2003, 18(10): 950-959.
- [11] Protopapadak A, Drechsler WI, Cramp M, et al. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals [J]. Clin Biomech, 2007, 22(2): 203-210.
- [12] 唐刚,魏高峰,周海,等.测量并分析上楼梯过程中下肢关节角变化[J].医用生物力学,2011,26(5):460-464.
Tang G, Wei GF, Zhou H, et al. Measurement and analysis of the joint angle in lower limb during stair ascent [J]. J Med Biomech, 2011, 26(5): 460-464.
- [13] 张亚强.不同重量书包对肥胖儿童上下楼梯时步态及足底受力影响的研究[D].济南:山东体育学院硕士学位论文,2011.
- [14] 袁刚,张木勋,王中琴,等.正常人足底压力分布及其影响因素分析[J].中华物理医学与康复杂志,2004,26(3):156-159.