

· 康复医学工程 ·

减重步行训练机器人步态规划方法的研究*

程方¹ 王人成¹ 贾晓红¹ 陈鹏¹ 王爱明¹

摘要 目的:探讨减重步行训练机器人的步态规划方法。**方法:**设计了3组健康人步态分析实验,包括步长不变、改变步频行走实验、步频不变、改变步长行走实验和电动跑步机与平地行走对比实验,并对7名健康实验者的步态轨迹数据进行对比分析。**结果:**将髌膝关节角度曲线对步态周期进行归一化处理后,通过对比分析得出如下规律:步长不变、改变步频时步态轨迹不发生改变;步频不变、增大步长时步态轨迹中髌膝关节角度曲线随之呈非线性增大;电动跑步机与平地行走时步态轨迹基本相同,可用平地步态轨迹对减重步行训练机器人进行步态规划。**结论:**可以利用一组标准参考步态轨迹来进行减重步行机器人的步态规划,通过改变有关参数来产生不同步频和步长的运动轨迹,从而满足康复训练的要求。

关键词 减重步行训练;步态规划;机器人

中图分类号:R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2008)-10-0916-03

Gait programming algorithm for the gait training robot used in PBWST/CHENG Fang, WANG Rencheng, JIA Xiaohong, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2008, 23(10):916—918

Abstract Objective: To explore a kind of gait programming algorithm for the gait training robot used in partial body weight support training (PBWST). **Method:** Seven healthy adults completed gait analysis comparative experiments in 3 different situations: first, changing step frequency with constant step length; second, changing step length with constant step frequency; third, walking on treadmill and ground. **Result:** According to comparative analysis of the data normalized with gait cycle, 3 rules were obtained: if step length was kept constant, the gait trajectory was affected little by the change of step frequency; if step frequency was kept constant, the angle curve of hip and knee increased nonlinearly with the accretion of step length; treadmill gait and ground gait were basically the same. **Conclusion:** On the basis of these rules, it indicates that a set of standard reference data of gait trajectory can be used for the gait programming of gait training robot used in PBWST. Using this approach, new gait trajectories for different requirements of gait frequency or gait length are generated rapidly by changing related parameters.

Author's address Intelligent and Biological Machinery Studio of the State Key Laboratory of Tribology, Tsinghua University, Beijing, 100084

Key words partial body weight support training; gait programming; robot

减重步行训练机器人是一种替代物理治疗师辅助患者进行减重步行训练的康复机器人^[1]。它的结构形式之一是外骨骼式机械腿,外骨骼式机械腿带动人体下肢完成行走训练。减重步行训练机器人辅助训练的目的在于帮助患者进行运动再学习和步态重建,正确的运动模式是保证训练效果的重要前提,为患者制定运动训练模型应尽量符合患者患病前或健康人普遍的运动模式^[2]。

对于外骨骼式减重步行训练机器人的运动控制而言,步态轨迹是一组由步态周期中髌膝关节角度曲线经等时间间隔采样得到的角度序列:

$$\varphi(c, k) = \begin{bmatrix} c_1, c_2, c_3, \dots, c_n \\ k_1, k_2, k_3, \dots, k_n \end{bmatrix} \quad (1)$$

c 代表髌关节角度, k 代表膝关节角度, n 是采样点数。

但是步态轨迹受到诸多因素的影响,即使是健康人,由于年龄、性别、胖瘦、高矮、行走习惯等原因,其步态轨迹也存在差异。因此,本文通过步态分析实验,探讨了一种减重步行训练机器人步态轨迹规划方法。

1 对象与方法

临床上减重步行训练主要有三个特点:用减重系统减重;在电动跑步机上(医用跑台)进行行走;能够根据患者的病情和康复进程进行不同步速的

* 基金项目:国家自然科学基金资助项目(50575122);国家科技支撑计划资助项目(2006BAI22B03)

1 清华大学摩擦学国家重点实验室智能与生物机械分室,北京,100084

作者简介:程方,男,硕士研究生

收稿日期:2008-06-10

行走^[3-5]。

改变步速可以通过改变步长或步频来实现。为了获得正常人步态受步长、步频及行走环境影响的规律,探讨减重步行机器人步态规划方法,进行了步态分析实验。

1.1 研究对象

实验对象为7名健康成年男子,均为学生,年龄为21—25岁,下肢腿长范围为74—86cm。所有受试者均无下肢肌肉、骨骼疾患,无神经疾患及严重的心肺疾患。

1.2 实验设备

本实验采用由清华大学精密仪器系康复工程研究中心研制的步态分析系统。该步态分析系统的硬件主要包括数字摄像机、标志点、视频采集卡等。采样频率50Hz。摄像机垂直于人行走方向摆放,距离5m。步态分析系统的配套软件可以对人体运动进行图像处理、标志点识别和坐标变换,从而得到关节位置和角度。

1.3 实验过程

为了分别研究某一因素对步态轨迹的影响,设计不同步频、不同步长及平地与电动跑步机行走3种情况下的步态分析对比实验。根据健康人步长和步频的范围,将实验对象的步长设为0.4m、0.6m、0.8m三组,步频分为100步/min、66步/min、50步/min三组,与之对应的步态周期则为1.2s、1.8s和2.4s。实验过程中步长由地面所贴的距离标识线指示,步频由电子节拍器提示。

首先进行步频对步态轨迹影响实验,实验时保持步长不变,每一名实验对象分别按照三种步频在平地步行;其次进行步长对步态轨迹影响实验,实验时保持步频不变,每一名实验对象分别按照三种步长在平地步行;最后进行跑步机步态与平地步态的对比实验。从前面两组实验情况来看,大多数实验者反映以步长为0.6m和步频100步/min行走时,步态最为舒适自然,因此跑步机步态与平地步态对比实验时选择这组步长与步频的组合。

2 实验结果与讨论

对上述步态分析实验所获取的7名实验者的步态轨迹对步态周期进行归一化处理,得到以步态周期百分比为横轴坐标的关节角度曲线。

2.1 步长相同、步频不同时的髌膝关节角度曲线

图1所示为一名实验者在步长为0.6m,步频分别为100步/min、67步/min和50步/min时的髌、膝关节角度曲线。从图上可以看到,在步长相同,步频

不同时各关节角度曲线基本相同。由计算得到三种步频下,三组髌关节角度曲线之间的相关系数为 $R=(0.97602,0.92437,0.96895)$,平均值为0.95644;三组膝关节角度曲线之间的相关系数为 $R=(0.98987,0.98441,0.98884)$,平均值为0.98770。

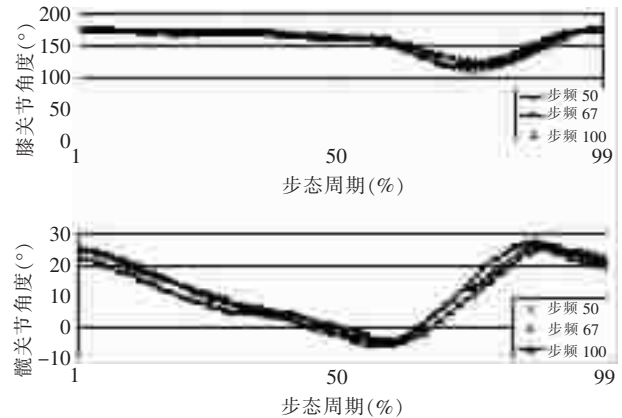


图1 相同步长、不同步频时的髌膝关节角度曲线

在本组实验中,7名实验者在步长相同,步频不同时的髌膝关节角度曲线的相关系数如表1所示。

表1 7名实验者在相同步长、不同步频时

步长(m)	髌膝关节角度曲线相关系数 ($\bar{x} \pm s$)	
	髌关节角度曲线之间 相关系数	膝关节角度曲线之间 相关系数
0.4	0.94356±0.03048	0.97762±0.01246
0.6	0.95315±0.02654	0.97363±0.00914
0.8	0.92493±0.02863	0.95438±0.02399

通常在步态分析中,正常人步态轨迹的相关系数大于0.9即可认为两个步态轨迹相同。因此从本实验结果来看,可以认为在步长不变的情况下,改变步频不影响步态轨迹。同时因为步频的改变,使步态周期随之改变,因而如果角度序列值中采样点数不变,则数据点之间时间间隔 Δt 随步频呈反比例变化。

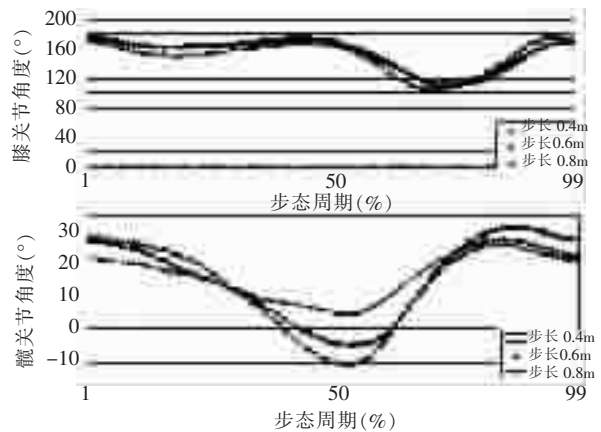


图2 相同步频、不同步长时的髌膝关节角度曲线

2.2 步频相同,步长不同时的髌膝关节角度曲线

图2所示为一名实验者在步频为100步/min,步长分别为0.4m、0.6m和0.8m时的髌、膝关节角度

曲线。

从图2中可以看到,在步频不变、步长增加的情况下,髋、膝关节角度曲线变化趋势基本保持不变,但各关节摆动幅度随着步长增加而增大。当步长从0.4m依次增大到0.6m和0.8m时,髋关节摆动角度范围从22.5°增加到36.3°和41.6°;膝关节摆动相最大屈曲角度从54.2°增加到62.5°和69.6°。

在本组实验中,7名实验者在步频相同,步长不同的髋膝关节角度摆动范围变化情况如表2所示:

表2 7名实验者在步频相同步频、不同步长时的髋膝关节角度变化情况

实验者	髋关节摆动角度范围(°)			膝关节摆动角度范围(°)		
	0.4m	0.6m	0.8m	0.4m	0.6m	0.8m
A	25.7	29.1	32.4	46.8	56.9	62.3
B	24.8	27.9	32.7	56.1	64.8	71.2
C	22.3	33.5	40.9	49.1	58.2	65.9
D	25.2	30.6	33.7	37.4	45.4	52.3
E	23.6	26.4	29.3	48.6	58.7	62.6
F	25.3	28.2	32.1	42.4	55.3	64.5
G	24.7	28.5	33.8	57.1	63.1	67.8

对表2结果进行分析发现,随着步长的增加,髋膝关节的摆动角度范围也随之增加。但是这种增加是非线性的,且不同人之间存在一定差异。胡雪艳等人在对90名正常人进行步态分析后得出结论:步长与髋、膝关节最大屈曲角度及摆动角度范围呈明显相关性^[6-11],这与本实验结论一致。

因此在进行减重步行训练机器人的步态规划时,如果要增大步长,则须增大髋膝关节角度值,使关节摆动角度范围随步长一定量增加,但是这种增加是非线性的。

2.3 跑步机步态与平地步态的髋膝关节角度曲线

图3所示为步态分析系统测得的一名实验者以步长为0.6m、步长为100步/min在平地与跑步机上行走时髋膝关节角度曲线。

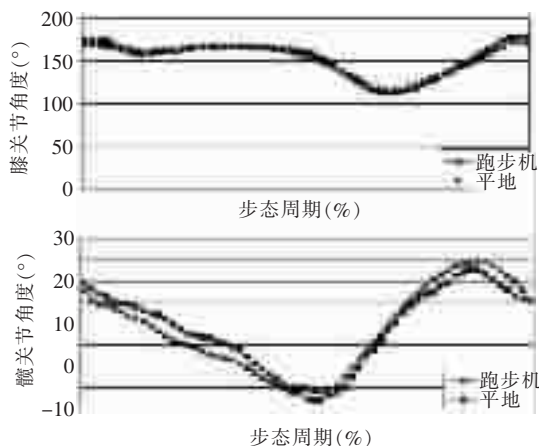


图3 平地与跑步机上行走时髋膝关节角度曲线

从实验所测得的髋膝关节角度曲线可以看到7名实验者在跑步机和平地行走时,髋膝关节角度曲线的相似度很高,计算其角度曲线之间的相关系数,发现其均大于0.95。由此可以认为平地行走和跑步机上行走时步态轨迹基本一致,因此可以用平地行走所采集的步态轨迹数据用于机器人在跑步机上的行走步态控制。

3 结论

为了对减重步行训练机器人的训练步态轨迹进行规划,本实验对步频、步长以及平地与跑步机行走三个因素进行了研究。通过实验发现:①在步长不变的情况下,改变步频并不改变髋膝关节角度的大小,只改变数据点之间的时间间隔。②在步频不变的情况下,改变步长会导致步态轨迹发生变化。步长增加时,髋膝关节角度随之呈非线性增加。③跑步机上行走的步态轨迹与平地行走的步态轨迹基本一致。

上述实验结果表明,可以选择一组正常人平地行走的髋膝关节角度曲线作为参考步态轨迹。根据以上规律对该组数据进行调整,就可以生成减重步行训练机器人所需要的不同步频或步长的步态轨迹,满足患者不同的训练需要。

参考文献

- [1] 程方,王人成,贾晓红,等.减重步行康复训练机器人研究进展[J].中国康复医学杂志,2008,23(4):366—368.
- [2] 缪鸿石,朱辅连.脑卒中的康复评定与治疗[M].北京:华夏出版社,1996.
- [3] 霍速,纪树荣.减重步行训练的临床应用[J].中国康复理论与实践,2003,9(2):115—118.
- [4] 黄晓琳,王平,王伟,等.脑卒中偏瘫患者减重平板步行训练的临床应用研究[J].中华物理医学与康复杂志,2003,25(9):544—547.
- [5] 孙丽.早期脑卒中偏瘫患者减重平板步行训练中的平板速度调节[J].中国康复医学杂志,2005,(10):756—757.
- [6] 胡雪艳,恽晓平,郭忠武,等.正常成人步态特征研究[J].中国康复理论与实践,2006,12(10):855—857.
- [7] Robison JI, Smidt GL. Quantitative gait evaluation in the clinic [J]. Phys Ther, 1981,61:351.
- [8] Davis RB, Ounpuu S, Tyburski DJ, et al. A Comparison of two-dimensional and three-dimensional techniques for the determination of joint rotation angles [C]. Proceedings of the International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement, Montreal, Canada, 1991: 67—70.
- [9] Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait [M]. Ontario: University of Waterloo Press, 1987: 38—39.
- [10] Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait [J]. Hum Mov Sci, 1984,3:51.
- [11] 卓大宏.中国康复医学[M].北京:华夏出版社,1990.