

约束手臂摆动对健康青年人步态时空参数的影响*

金 怡¹ 张文通³ 孟殿怀^{2,3,4}

摘要

目的:明确约束手臂摆动对健康青年人步态时空参数的影响,探讨手臂摆动在步行中的作用。

方法:选取健康青年人36例,其中男性18例,女性18例,平均年龄(22.72 ± 3.54)岁,平均身高(167.35 ± 9.15)cm,平均体重(63.62 ± 16.29)kg。利用Gait Watch三维步态分析系统采集受试者在自然步态、双肢体侧、双肢体前、双肢体后、左肢体侧、左肢体前、左肢体后、右肢体侧、右肢体前、右肢体后共10种状态下的步态时空参数。不同约束状态均随机进行测试。分析不同约束手臂状态下步态时空参数同自然步态之间的差异。

结果:不同手臂约束摆动状态下,步态周期、步频、步幅、步速、左步长、右步长、双支撑相同自然步态相比差异无显著性意义($P > 0.05$)。左肢体侧、左肢体前、左肢体后三种约束条件下左支撑相、左摆动相同自然步态相比差异有显著性意义($P < 0.05$);左肢体后、右肢体侧、右肢体前、右肢体后四种手臂约束条件下右支撑相、右摆动相与自然步态相比差异有显著性意义($P < 0.05$)。

结论:约束左侧手臂摆动后左下肢支撑相时间缩短,摆动相时间延长;约束右侧手臂摆动后右下肢支撑相时间延长,摆动相时间缩短。

关键词 手臂摆动;青年人;步态分析;时空参数

中图分类号:R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2017)-11-1227-04

The influence of constrained arms swing on temporal and spatial gait parameters in healthy young adults/
JIN Yi, ZHANG Wentong, MENG Dianhuai//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2017, 32(11):
1227—1230

Abstract

Objective: To explore the influence of constrained arms swing on temporal and spatial gait parameters in healthy young adults.

Method: Thirty-six healthy young persons (18 male, 18 female; age: 22.72 ± 3.54 years; height: 167.35 ± 9.15 cm; weight: 63.62 ± 16.29 kg) were recruited for this study. All subjects received gait analysis by the Gait Watch analyses system. All subjects walked combined with 10 walking conditions (the arms swinging naturally, the arms constrained in front of the abdomen, the arms constrained in back of the abdomen, the left arm constrained in body side, the left arm constrained in front of the abdomen, the left arm constrained in back of the abdomen, the right arm constrained in body side, the right arm constrained in front of the abdomen and the right arm constrained in back of the abdomen). Walking conditions were randomly set during the experiment. The differences of the temporal and spatial gait parameters were analyzed and compared.

Result: There was not significant difference of the temporal and spatial gait parameters (gait cycle, stride frequency, stride length, step velocity, step length, left step, right step, double support phase) between arm constrained and the arms swinging naturally. The left support phase and left swing phase showed significantly difference with the left arm constrained in body side, the left arm constrained in front of the abdomen and the

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.11.004

*基金项目:2015年江苏省干部保健科研课题(BJ15011)

1 江苏省省级机关医院,南京,210024; 2 南京医科大学第一附属医院; 3 江苏盛泽医院; 4 通讯作者

作者简介:金怡,女,副主任医师; 收稿日期:2016-03-05

left arm constrained in back of the abdomen compared with arms swinging naturally. The right support phase and right swing phase showed significantly difference with the left arm constrained in back of the abdomen, the right arm constrained in body side, the right arm constrained in front of the abdomen and the right arm constrained in back of the abdomen compared with arms swinging naturally.

Conclusion: The left support phase was shorten and left swing phase was prolonged with the left arm constrained, while the right support phase was prolonged and right swing phase was shorten with the right arm constrained.

Author's address Department of Rehabilitation Medicine, Jiangsu Province Official Hospital, Nanjing, 210024

Key word arm swing; young adults; gait analysis; temporal and spatial gait parameters

手臂摆动是维持人体正常步行的最基本要素之一。正常人步行时手臂会自然前后摆动,表面肌电图的研究发现步行时伴随手臂摆动会有周期性的肩部肌肉收缩^[1],证实手臂摆动并不完全是惯性被动运动的结果,同时受到神经系统的主动调节。目前普遍认为,步行过程中手臂摆动产生的扭矩可以抵消身体中轴扭转力、减小重心偏移程度^[2],利于提高步行稳定性和增加步行效率。限制手臂摆动,将会对步态相关参数和能量消耗等产生影响。本研究的目的是探讨不同约束手臂摆动形式对健康青年人步态时空参数的影响。

1 对象与方法

1.1 研究对象

研究对象为2015年6月—10月,南京医科大学第一附属医院康复医学中心与江苏盛泽医院康复科实习学生。纳入标准:①年龄18—30岁;②既往无任何可能影响步行的中枢或周围神经系统疾病;③无任何可能影响步行的心脑血管疾病;④无任何可能影响步行的四肢及脊柱疾病;⑤双侧手臂可以自然摆动,并且日常步行时手臂为自然摆动状态;⑥可以约束手臂行走,并不会对其产生恐惧;⑦经过研究人员讲解后,充分理解实验流程,并签署知情同意书。排除标准:①妊娠状态;②身体质量指数(body mass index, BMI) > 28。共招募符合上述条件的受试者36例,其中男性18例,女性18例,平均年龄(22.72±3.54)岁,平均身高(167.35±9.15)cm,平均体重(63.62±16.29)kg。

1.2 研究设备

采用Gait Watch三维步态分析系统(章和电气设备有限公司生产)进行步态分析测试。该系统由

7个高精度实时采集传感器和一台笔记本电脑主机组成。传感器中有加速度计、陀螺仪等测量组件与高性能嵌入式微处理器。采样频率500Hz。电脑主机中安装有Gait Watch步态分析采集软件(软件版本2.3.7),测试时传感器实时将人体三维运动数据通过蓝牙传输到软件中进行分析。

1.3 步态分析方法

根据Gait Watch三维步态分析操作手册要求,选定一条长12m的走道作为步态分析走道,并在起点和终点做好标记。首先进行环境校准,要求北偏角<20°。然后使用绑带将7个传感器分别安装在受试者骶骨、双侧股骨外侧中部、双侧胫骨内侧中部与双侧脚背处,并进行姿态校准。测试时受试者面朝环境校准方向站立,点击步态分析软件开始测试按钮,出现相应关节角度曲线后,要求受试者以自然步速行走。受试者走完12m规定距离后,停止步行,点击结束测试按钮结束测试。软件会自动分析受试者相关步态时空参数。正式测试前,受试者需在走道上行走数次以适应环境。

1.4 手臂约束形式

①自然步态:不约束手臂摆动,受试者以自然步态步行。②双臂体侧:受试者双臂自然放置于身体两侧,步行时双侧手臂均不摆动。③双臂体前:步行时双手交叉置于腹前。④双臂体后:步行时双臂交叉置于躯干背侧。⑤左臂体侧:步行时左臂自然放置于身体左侧不摆动,右臂自然摆动。⑥左臂体前:步行时左臂置于体前,右臂自然摆动。⑦左臂体后:步行时左臂置于躯干背侧,右臂自然摆动。⑧右臂体侧:步行时右臂置于体前,左臂自然摆动。⑨右臂体前:步行时右臂置于体前,左臂自然摆动。⑩右臂体后:步行时右臂置于躯干背侧,左臂自然摆动。共

10种步行方式,除自然摆臂步态外的其他9种手臂约束形式。

1.5 实验流程

开始前向受试者详细解释本实验流程及不同手臂约束摆动方法,保证受试者充分理解实验意图。进行步态测试时要求受试者身着平常衣物,步态分析由一名受过专业训练的医师进行。受试者手臂约束条件随机选取。每种手臂约束条件均进行两次分析。

1.6 统计学分析

用SPSS 19.0版软件进行统计学分析。计量资料符合正态分布的均以均数±标准差表示。采用 t 检验比较不同手臂约束条件下步态时空参数与自然

步态下的差异。

2 结果

不同手臂约束摆动状态下,步态周期、步频、步幅、步速、左步长、右步长、双支撑相同自然步态相比差异无显著性意义($P>0.05$)。左臂体侧、左臂体前、左臂体后三种约束条件下左支撑相、左摆动相同自然步态相比差异有显著性意义($P<0.05$)。左臂体后、右臂体侧、右臂体前、右臂体后四种手臂约束条件下右支撑相、右摆动相同自然步态相比差异有显著性意义($P<0.05$)。见表1。

表1 不同手臂约束状态下步态时空参数

($\bar{x}\pm s$)

约束状态	自然	双臂体侧	双臂体前	双臂体后	左臂体侧	左臂体前	左臂体后	右臂体侧	右臂体前	右臂体后
步态周期(s)	1.06±0.019	1.05±0.020	1.06±0.018	1.05±0.017	1.04±0.016	1.05±0.017	1.04±0.016	1.04±0.015	1.04±0.016	1.05±0.016
步频(步/分钟)	114.11±1.99	114.61±2.09	113.94±1.89	114.50±1.87	115.33±1.71	115.22±1.83	115.72±1.77	115.50±1.67	115.83±1.75	115.17±1.74
步幅(cm)	126.11±1.78	128.33±2.74	124.33±2.02	127.67±2.06	130.06±3.11	129.28±2.07	124.67±4.67	129.78±1.43	130.89±2.15	131.39±3.21
步速(cm/s)	119.72±1.86	122.61±3.02	118.11±2.43	121.72±2.22	124.94±3.19	123.89±2.05	119.83±4.62	124.83±1.87	126.06±2.53	126.06±3.77
左步长(cm)	63.00±0.93	64.22±1.39	61.72±1.05	63.11±1.04	64.67±1.59	62.61±1.36	61.61±2.30	64.67±0.76	65.06±1.20	64.94±1.52
右步长(cm)	63.17±0.88	64.11±1.35	62.89±1.11	64.50±1.27	65.67±1.57	66.67±1.42	62.94±2.38	65.17±0.76	65.72±1.09	66.33±1.73
左支撑相(%)	59.67±0.27	59.61±0.18	59.67±0.20	59.28±0.23	58.78±0.27 ^①	58.94±0.21 ^①	58.78±0.31 ^①	59.22±0.27	59.33±0.29	59.33±0.16
左摆动相(%)	40.33±0.27	40.39±0.18	40.33±0.20	40.72±0.23	41.22±0.27 ^①	41.06±0.21 ^①	41.22±0.31 ^①	40.78±0.27	40.67±0.29	40.67±0.16
右支撑相(%)	59.50±0.20	59.28±0.24	59.56±0.20	59.72±0.23	59.94±0.29	60.11±0.16	60.22±0.25 ^①	60.33±0.21 ^①	60.50±0.19 ^①	60.39±0.22 ^①
右摆动相(%)	40.50±0.20	40.72±0.24	40.44±0.20	40.28±0.23	40.06±0.29	39.89±0.16	39.78±0.25 ^①	39.67±0.21 ^①	39.50±0.19 ^①	39.61±0.22 ^①
双支撑相(%)	19.00±0.41	18.83±0.35	19.06±0.36	19.06±0.37	18.72±0.45	18.95±0.32	18.72±0.47	19.33±0.40	19.72±0.31	19.72±0.27

与自然步态相比:① $P<0.05$

3 讨论

手臂摆动是维持正常步态的重要因素之一,临床常见因各种疾病导致手臂限制摆动的情况,如肩周炎、上肢截肢、骨折、肩肘关节挛缩等;同时,脑卒中、脑外伤等脑部损伤患者常因上肢瘫痪而不同程度地影响偏瘫侧手臂摆动。因此,了解不同约束摆臂情况下步态时空参数的变化,不仅可以确定患者的损伤状况,还可以辅助制定相应的康复训练计划。目前研究者普遍认为手臂摆动对人体步行过程中姿势控制、能量消耗起到积极作用,是神经控制调节人体步行模式的重要途径之一。早期关于手臂摆动的研究多集中于手臂摆动是如何发生的。Wannier T^[3]发现人体在步行、四肢爬行、游泳时上下肢周期性活动之间存在1:1、2:1、3:1、4:1、5:1的固有频率关系,若下肢运动因为某种因素受阻,则这种节律会自动发生适应性变化。Dietz V^[4]利用表面肌电图研究发现,步行站立中期给予胫神经电刺激后上肢三角

肌、肱二头肌出现补偿性收缩,而在站立或坐位时则没有观察到上肢近端肌肉收缩,研究者认为这说明在步行时上肢屈肌与下肢伸肌活动之间存在某种神经调节机制,可能是人类早期四足爬行遗留的神经调节机制。

传统观念认为手臂是伴随胸廓运动而被动运动,但最近的研究证实手臂摆动控制中除了惯性运动之外还有肌肉主动收缩^[5-6],当对侧下肢首次触地时手臂摆动到最高点,此时三角肌中束和后束收缩,手臂开始反方向运动^[7]。手臂摆动产生的扭矩则可以抑制躯干的轴向旋转,国内研究发现约束手臂的摆动后,胸廓—骨盆的相对运动较自然状态更趋于同相,并且此时胸廓—骨盆的相对运动不随步行速度增加而增加,表明手臂摆动在躯干水平旋转运动协调中起重要的作用^[8]。Yang HS等^[9]则发现,约束手臂摆动后身体重心在垂直线上的摆动幅度增加,表明手臂摆动在躯干垂直运动控制中同样起重要作用。

约束手臂摆动后身体重心摆动幅度增加,可能导致步行能量消耗的增加。许光旭等^[10-11]比较了不同步行步频、手臂摆动频率等因素对步态的影响,发现适宜速度、自然状态摆臂条件下所消耗的能量最低。Yizhar 等人也发现,约束手臂摆动后能量消耗比正常摆臂增加约 12%^[12]。

一般而言,同侧肢体步行时支配上下肢的神经活动是在彼此独立又相互联系的条件下去进行的,约束手臂摆动必然带来相应肢体下肢出现相应改变。本研究通过比较不同手臂约束状态下步态时空参数与自然步态之间的差别,希望进一步明确手臂摆动在正常步态中的作用。研究结果表明,约束双臂摆动(双臂体侧、双臂体后、双臂体前)后步态相关参数同自然步态之间没有显著差异;但约束左侧手臂摆动后左下肢支撑相时间缩短,摆动相时间延长;约束右侧手臂摆动后右下肢支撑相时间延长,摆动相时间缩短。具体而言,约束左臂摆动后(左臂体侧、左臂体前、左臂体后),左侧摆动相较自然步态时显著延长,同时左侧支撑相显著缩短;约束右臂摆动后(右臂体侧、右臂体前、右臂体后),右侧摆动相较自然步态显著缩短,同时右侧支撑相显著延长。这些变化,可能是因为约束手臂摆动后,相关下肢肌肉运动发生了一系列的适应性变化。

本研究未区分性别、身高等个性化因素,仅研究了正常青年人约束手臂后的运动学变化中的时空参数变化,尚未进一步分析其肢体阶段性运动参数变化;同时,偏瘫患者、老年人等对象的具体表现也有待进一步研究。

参考文献

- [1] Kuhtz-Buschbeck JP, Jing B. Activity of upper limb muscles during human walking[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2012, 22(2):199—206.
- [2] Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, et al. The effects of arm swing on human gait stability[J]. J Exp Biol, 2010, 213(Pt 23):3945—3952.
- [3] Wannier T, Bastiaanse C, Colombo G, et al. Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities[J]. Exp Brain Res, 2001, 141(3):375—379.
- [4] Dietz V, Fouad K, Bastiaanse CM. Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion[J]. Eur J Neurosci, 2001, 14(11):1906—1914.
- [5] Pontzer H, Holloway JH 4th, Raichlen DA, et al. Control and function of arm swing in human walking and running[J]. J Exp Biol, 2009, 212(Pt 4):523—534.
- [6] Barthelemy D, Nielsen JB. Corticospinal contribution to arm muscle activity during human walking[J]. J Physiol, 2010, 588(Pt 6):967—979.
- [7] Ballesteros ML, Buchthal F, Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking[J]. Acta Physiol Scand, 1965, (63):296—310.
- [8] 吴文华,林晓聪.手臂摆动对行走时躯干运动协调的影响[J].福建医科大学学报,2010,44(5):315—319.
- [9] Yang HS, Atkins LT, Jensen DB, et al. Effects of constrained arm swing on vertical center of mass displacement during walking[J]. Gait Posture, 2015, 42(4):430—434.
- [10] 许光旭.健康青年人步行效率分析——肌肉谐振规律的前驱研究[J].中华物理医学与康复杂志,2009,31(4):253—255.
- [11] 许光旭.生物谐振规律对步行效率影响的前驱研究[J].中国康复医学杂志,2008,(12):1092—1094.
- [12] Yizhar Z, Boulos S, Inbar O, et al. The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men[J]. Int J Rehabil Res, 2009, 32(2):115—123.