

·康复医学工程·

模拟上肢截肢者走跑步态特征研究

孙 泊¹ 危小焰²

摘要 目的:探讨上肢截肢者基本运动的步态特征与正常人步态特征的差异,进一步阐明上肢运动在人体基本运动中的作用机制。**方法:**实验中采用 Motion analysis system 红外自动跟踪捕捉系统和 Kistler Force Plate 进行同步运动学和动力学测试。通过对正常人的手臂进行限制约束,对上肢截肢者进行模拟实验。**结果:**通过对手臂约束前后对比分析发现约束前后部分步态参数存在显著差异。**结论:**在行走时步态参数差异较小,跑动时差异较显著;补偿运动^[1]主要发生在躯干、骨盆、摆动腿;慢走时摆臂有利于增大垂直方向的作用力,快跑时没有手臂的摆动在脚着地时向后的阻力增大。

关键词 模拟;上肢截肢者;补偿运动;步态;三维;运动特征

中图分类号:R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2007)-05-0446-04

Characteristics of walking and running of upper extremity amputee/SUN Bo,WEI Xiaoyan//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine,2007,22(5):446—449

Abstract Objective:To investigate the difference of basic movement gait character between normal person and upper extremity amputee,more to clarify the function principles of upper limb movement during normal human body movement procedure.**Method:**Motion analysis system and Kistler Force Plate were applied to measure synchronizing data of kinematics and kinetics in the experiment. This experiment simulated upper extremity amputee by restricting arms of normal person.**Result:**Some of the gait parameter is evidently difference between normal person and upper extremity amputee.**Conclusion:**Walking step parameter between normal person and arm restrained person has no statistical different,but running contrary; Movement compensation occurs mainly on upper trunk,pelvis,and swing leg. Swing arms can enhance the pressure in vertical aspect when slow walking,resistance increase at the point of the heel touchdown if no arms swing when fast run.

Author's address Physical Education of Liaocheng University,Liaocheng,252059

Key words simulation;upper extremity amputee;gait;3-D movement;basic movement characteristic

步态研究一直是人类运动生物力学和康复医学研究的热点之一。人体在运动过程中之所以能够平稳、准确、协调地完成某种动作是由于整个人体各个环节相互作用相互配合的结果,其中下肢运动功能起决定的作用,但上肢的相向摆动、屈伸以及躯干的屈伸、扭转也起着重要的作用,本实验丰富了步态研究。

1 对象与方法

1.1 研究对象

实验对象是上海体育学院 2002 级体育教育专业,男性健康青年志愿者 20 例。所有受试者无上下肢神经及肌肉骨骼病史,年龄(20.7 ± 1.7)岁,身高为(175.14 ± 3.39)cm,体重(65.14 ± 2.48)kg。在实验进行之前,告诉其实验的目的及整个实验过程并在获得其同意的前提下进行了实验。

1.2 实验仪器

Motion Analysis 测试系统,共有 4 个红外捕捉镜头,Kistler Force Plate 一台,节拍器一台,DV 摄

像机一台,约束带。

1.3 实验过程

实验地点是上海体育科学研究所运动生物力学实验室。根据课题的要求和拍摄的实际情况需要,整个实验过程要求受试对象采用两种情况:一种是不加束缚自由的直线走和跑,另一种是加束缚限制的直线走和跑。得出数据对这两种情况下的运动进行分析。束缚的方法是:要求受试对象两臂弯曲、向上交叉于胸前,然后用一条有弹性的黑色宽带绕其周围,加以束缚,要求松紧适度。在试验对象身上放置 22 个标记。测试前一小时开机预热:拍摄定标框架,确定三维比例尺。Motion Analysis System 的采样频率为 120frame/s,测力台的采样频率为 1000Hz,采样时间为 5s,两机同步。在走跑过程中,受试者左脚踏测力台,用节拍器对步频进行适当的限制,常速、快

1 聊城大学体育学院,聊城,252059

2 上海体育学院运动科学系

作者简介:孙泊,男,硕士,讲师

收稿日期:2006-05-08

走、慢跑、快跑^[2]分别对应节拍器的频率为 100 次/min、120 次/min、160 次/min、180 次/min, 每一次脚着地节拍器就打击一次, 也就是预定这 4 种步态周期分别约在 1.20s、1.00s、0.75s、0.67s。

1.4 数据处理

数据计算采用 Excel 软件和自编程序, 使用 SPSS11.5 进行统计分析。在表格中所采用的数据均为平均数±标准差表示^[3]。

1.5 步态参数^[4]

在实验分析中共定义和计算了 34 个角度, 其中有 4 点定义一个角度, 3 点定义一个角度, 2 点连线与空间 XYZ 轴的夹角, 一条直线与面的夹角。本文只是列出了部分角进行分析。

肩髋角: 左右肩峰连线和左右股骨大转子连线的夹角。

躯干角: 第七颈椎和第一骶椎上沿连线与 XYZ 三个轴的空间夹角。

骨盆扭转角: 两髂前上棘的连线在水平面的投影与 X 轴(前进的方向)的夹角。

骨盆侧倾角: 两髂前上棘的连线在水平面的投影与 Y 轴(左右方向)的夹角。

骨盆前后倾角: 第一骶椎上沿和两髂前上棘中点的连线与 YZ 平面(人体的额状面所对应的三维框架坐标平面)的夹角。

髋关节角: 肩峰、股骨大转子、股骨上髁连线的夹角。

膝关节角: 股骨大转子、股骨上髁、外踝连线的夹角。

踝关节角: 股骨上髁、外踝、第二跖骨头连线的夹角。

2 结果

2.1 走与跑的归一化步长

见表 1。归一化步长: 步长与自身身高的比值。在数据归一化后, 走的过程中对手臂约束和不加约束步长无显著性差异, 约束后对于跑影响较大, 有摆臂的跑动的步长大于手臂受约束的步长。慢跑时约束后的步长为正常步长的 92.23%, 快跑时约束后的步长为正常步长的 94.57%。

2.2 手臂约束前后运动速度的变化

表 1 步长归一化后约束前后 ($\bar{x}\pm s, m$)		
运动方式	正常	约束
常速走	0.81±0.10	0.81±0.04
快走	0.82±0.10	0.81±0.04
慢跑	0.95±0.06	0.88±0.06 ^②
快跑	0.97±0.07	0.89±0.07 ^①

手臂不加约束的正常运动和手臂约束时比较: ① $P<0.05$; ② $P<0.01$

见表 2。手臂约束后, 在快走时, 虽然速度有所减小, 但约束前后速度没有显著性差异。慢跑时具有显著性的差异($P<0.05$); 快跑时具有显著性的差异, 约束后的慢跑时的平均步长为正常步速的 92.17%, 约束后的快跑时的平均步长为正常步速的 95.62%, 说明在跑动时手臂受到约束后速度减小。

表 2 约束前后运动速度的变化 ($\bar{x}\pm s, m/s$)		
运动方式	正常	约束
常速走	1.28±0.22	1.28±0.16
快走	1.44±0.21	1.40±0.15 ^①
慢跑	2.32±0.22	2.14±0.26 ^①
快跑	2.67±0.26	2.56±0.27 ^①

①手臂不加约束的正常运动和手臂约束时比较 $P<0.05$

2.3 手臂自由摆动与约束时身体各关节角位移的比较

2.3.1 常速走时脚跟着地和离地时刻手臂约束前后身体各角度比较: 测试时受试者在行进时左脚踏测力台, 脚跟着地和脚尖离地是指左脚, 右腿为摆动腿。

由表 3 可以看出, 以比较慢的速度自然行走的时候, 手臂是否受到约束在脚跟着地时刻, 身体的各关节角度没有太大变化。躯干角在约束前后有显著性差异, 和 X 轴的夹角由 81°变为 84°, 角度增大了 3°, 对于躯干和 Z 轴由自由不加约束的情况下由 9°变为 6°, 说明躯干在 XZ 平面(身体的矢状面)内, 在约束的情况下上体伸。这可能不是手臂摆不摆动引起的, 而是可能是由于手臂束缚导致身体的后仰。

由表 3 可知在脚尖离地时刻, 约束前后躯干角有显著性差异, 躯干角的变化和脚跟着地时的变化类似; 右大腿和 Z 轴、右小腿和 Y 轴的夹角在约束前后有显著差异。

2.3.2 慢跑时脚跟着地和离地时刻手臂约束前后身体各角度比较: 由表 4 可知, 慢跑脚着地时刻约束前后身体发生变化的角度有: 骨盆扭转角、右膝转角、右小腿和 X 轴的空间夹角。右膝关节的角度在约束后增大, 由 138°变为 144°, 角度增加了 6°, 右小腿和 X 轴的空间夹角减小, 而右大腿和 XYZ 轴的夹角没有显著性的变化, 由此看来, 右膝关节角度的变化主要是由于小腿空间位置的变化而引起的, 摆不摆臂直接影响了小腿的摆动, 小腿折叠的程度减小。骨盆侧倾角在手臂约束以后减小了 7°。

在脚尖离地时刻约束前后身体各环节具有显著差异的角度有: 躯干和 Y 轴的空间夹角、右膝转角、右大腿和 X 轴、Z 轴的空间夹角、骨盆扭转角。骨盆扭转角增加了 6°, 由于其在脚跟着地时夹角减小 7°, 说明在慢跑时约束后骨盆扭转角明显增大。右膝转角增加了 6°, 由于右大腿和 X 轴的夹角增加了

表3 常速走时脚跟着地和脚尖离地时刻约束前后各角度比较

(°, $\bar{x} \pm s$)

角度名称	夹角	脚跟着地时刻		脚尖离地时刻	
		正常	约束	正常	约束
肩髋角		15.62±7.51	14.68±7.15	19.19±3.36	17.05±7.36
躯干角	X轴	81.24±1.47	84.18±1.67 ^①	82.84±1.73	86.22±1.82 ^②
	Y轴	90.17±2.13	90.52±1.77	88.56±2.52	90.02±1.88
	Z轴	9.01±1.52	6.08±1.75 ^①	7.66±2.01	4.17±1.96 ^②
右膝关节转角		165.70±3.39	166.90±1.27	168.30±5.27	165.20±4.27
右大腿	X轴	105.10±3.47	106.80±1.36	70.70±4.26	68.85±5.06
	Y轴	85.55±1.58	85.26±1.56	84.15±1.91	84.17±1.04
	Z轴	164.10±3.49	162.40±1.34	159.60±3.97	157.90±4.69 ^①
右小腿	X轴	119.00±3.97	119.70±3.14	81.34±3.71	81.90±4.62
	Y轴	83.95±1.94	83.92±1.69	84.28±1.60	85.22±1.17 ^①
	Z轴	150.10±3.81	49.50±3.23	169.10±2.30	170.30±4.11
骨盆扭转角		93.21±6.27	90.97±2.96	80.18±5.77	83.32±5.99
骨盆侧倾角		89.79±2.25	90.89±2.48	86.82±1.99	88.24±2.62
骨盆前后倾角		89.05±5.65	86.66±5.19	89.78±6.20	88.35±5.50

手臂不加约束的正常运动和手臂约束时比较: ① $P<0.05$; ② $P<0.01$

表4 慢跑时脚跟着地和脚尖离地时刻手臂约束前后各角度比较

(°, $\bar{x} \pm s$)

角度名称	夹角	脚跟着地时刻		脚尖离地时刻	
		正常	约束	正常	约束
肩髋角		14.51±7.25	13.61±6.99	18.35±4.78	17.97±6.00
躯干角	X轴	73.71±2.89	74.83±2.53	74.14±2.43	75.24±2.81
	Y轴	88.61±1.49	87.82±1.78	86.80±1.46	88.14±0.84 ^①
	Z轴	16.44±2.81	15.47±2.33	16.29±2.27	14.91±2.78
右膝关节转角		137.78±2.38	144.27±1.40 ^①	139.29±13.32	145.50±15.50 ^①
右大腿	X轴	101.39±3.27	102.89±3.05	67.56±4.11	69.80±3.81 ^①
	Y轴	86.59±3.68	84.73±2.72	84.29±1.60	85.31±1.06
	Z轴	167.86±3.17	166.01±2.61	156.71±4.09	158.88±3.79 ^①
右小腿	X轴	143.13±4.82	138.41±4.27 ^②	108.06±12.26	103.73±13.64 ^①
	Y轴	85.68±3.28	87.25±1.65	85.09±2.87	83.30±1.26
	Z轴	126.33±5.17	131.57±4.18 ^②	160.00±10.66	161.16±9.37
骨盆扭转角		90.34±5.90	83.07±4.91 ^②	87.41±4.40	93.02±3.79 ^①
骨盆侧倾角		90.60±2.92	92.12±2.12	88.09±2.72	88.53±3.87
骨盆前后倾角		80.80±6.52	80.23±7.15	80.78±8.00	79.98±7.11

手臂不加约束的正常运动和手臂约束时比较: ① $P<0.05$; ② $P<0.01$

3°,右小腿和X轴的夹角减小5°,右膝关节角度的增大是由于右大腿和右小腿的位置引起的,小腿折叠的程度减小,可见没有手臂的摆动会影响到摆动腿的摆动。躯干和Y轴的夹角增加了2°,可能是由于躯干的晃动引起的。

2.4 典型角位移特征

2.4.1 手臂约束前后骨盆扭转角度的变化:由图1—2可以看出,在整个步态周期,走的过程中骨盆扭转角没有显著性的差异,由图3—4显示在跑的过程中约束后的曲线振幅加大,说明手臂约束后骨盆扭转角度变化的幅度较大。

2.4.2 手臂约束前后肩髋角度比较:由图5—8看出在这4种步态模式的整个步态周期,约束前后肩髋

角角位移曲线的振幅基本上没有变化,表示手臂受到约束后并没有加大躯干上部的扭转来补偿两臂的摆动,由上面的统计结果表明肩髋角的角位移在约束前后没有显著性的变化,而且变异系数大于12.5%,数据的离散程度较大,可能是存在着较大的个体差异。

由于在跑动时骨盆扭转角在约束前后具有显著性的差异,变异系数较小(<0.125),可以认为,人体在较快速度运动时是通过包括骨盆在内的整个躯干的扭转来补偿的。

2.5 手臂约束前后动力学特征分析

2.5.1 慢走时手臂约束前后特征值比较:约束前垂直方向的平均力 $F_z=0.89 \pm 0.01$ 倍的体重,约束以后

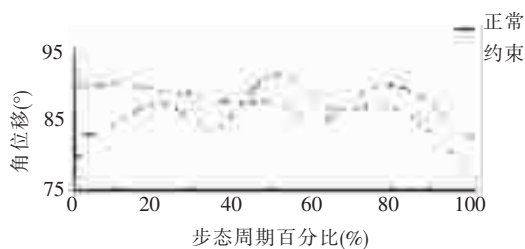


图1 常速走时骨盆扭转角约束前后比较

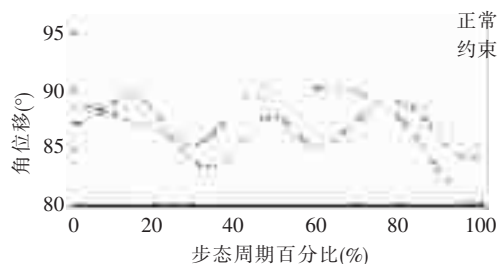


图2 快走时骨盆扭转角约束前后比较

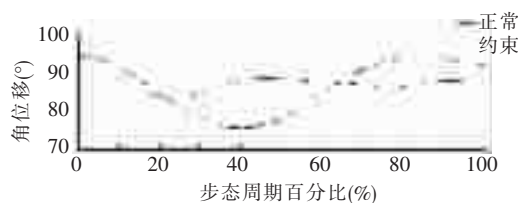


图 3 慢跑时骨盆扭转角约束前后比较

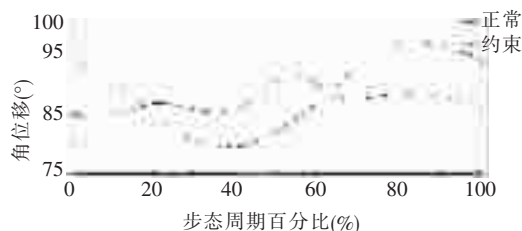


图 4 快跑时骨盆扭转角约束前后比较

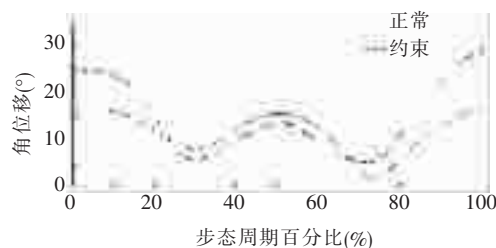


图 5 常速走时肩髋角约束前后比较

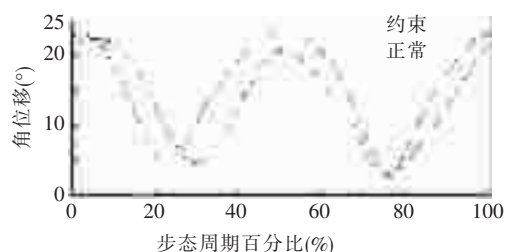


图 6 快走时肩髋角约束前后比较

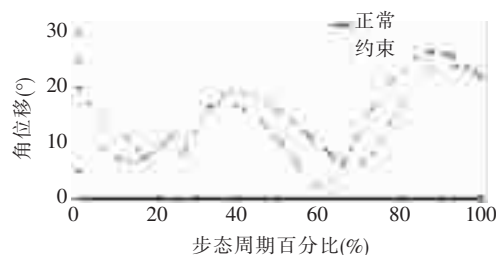


图 7 慢跑时肩髋角约束前后比较

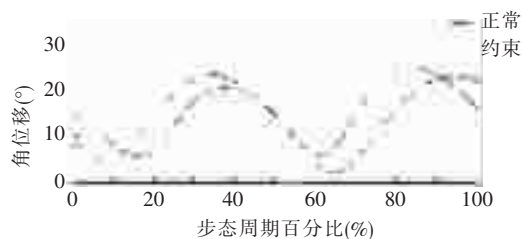


图 8 快跑时肩髋角约束前后比较

垂直方向的平均力 $F_z=0.86\pm0.02$ 倍的体重, 经 t 检验 $P=0.033<0.05$, 两组具有显著性的差异。表明摆臂有利于增大垂直方向的作用力。

2.5.2 跑动时手臂约束前后特征值比较: 在快速跑动时, 手臂约束前后脚前支撑峰值也就是水平向后的最大值, 其中约束前的前支撑峰值 $F_x=0.25\pm0.12$ 倍的体重, 约束后力的峰值 $F_x=0.32\pm0.12$ 倍的体重, $P=0.000<0.01$, 具有非常显著性的差异, 前支撑约束前的平均值 $F_x=0.05\pm0.051$ 倍的体重, 约束后前支撑的平均值 $F_x=0.15\pm0.06$ 倍的体重, 其中 $P=0.024<0.05$ 具有显著性差异, 说明约束以后在身体前支撑阶段峰值和均值都有所增加, 表明没有手臂的摆动在脚着地时向后的阻力增大, 能量损失增加。

3 结论

由于人体多环节的补偿, 在行走步态模式下, 手臂约束后行走的步长和步速与正常的步长和步速差异不显著; 在慢跑的步态模式下, 手臂受到约束后的

步长和步速可达到正常步长的 92.23%、92.17%。

为了实现手臂约束后的行走与跑动, 人体其他关节会有相应的补偿运动, 是通过多个环节的补偿来实现的, 各环节对协调运动的贡献是不同的, 约束后对于行走影响较小, 对于跑影响较大, 运动补偿主要发生在躯干、骨盆和摆动腿。

慢走时摆臂有利于增大垂直方向的作用力, 快跑时没有手臂的摆动在脚着地时向后的阻力增大, 能量损失增加。

参考文献

- [1] 武明, 季林红, 金德闻, 等. 人体跖趾关节弯曲对行走步态特征的影响[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2002, 42(8): 1053—1056.
- [2] 王人成, 朱德有, 莫明军, 等. 行走和跑步两种步态模式的实验分析[J]. 康复工程, 2002, 17(4): 233—235.
- [3] 全国统计方法应用标准化技术委员会. 数据的统计处理和解释[M]. 杭州: 浙江大学出版社, 1991. 24.
- [4] Giannini S, Catani F, Benedetti MG, et al. Gait analysis methodologies and clinical applications [M]. Amsterdam: IOS Press, 1994.