

·临床研究·

脑卒中患者步行能力与下肢三维运动学及动力学相关性分析*

毛玉蓉¹ 李乐¹ 陈正宏¹ 肖湘¹ 黄东锋^{1,2}

摘要

目的:通过对脑卒中偏瘫患者下肢三维运动学和动力学的分析,寻找偏瘫患者步态特点,比较分析步行能力与运动学和动力学之间的关系,从运动力学角度探讨偏瘫患者异常步行的原因,寻找康复治疗中需解决的关键问题。

方法:选择首次脑卒中后可以独立步行10m以上的右侧偏瘫患者20例为实验组,正常健康中老年人16例为对照组。采用Vicon和AMT OR6-7进行三维步态运动学和动力学检测和分析。

结果:实验组与正常对照组比较,脑卒中患者与健康中老人在步频、跨步时间、双腿支撑时间、步时、离地比率、步长、跨步长和步速同侧比较差异有显著性意义($P<0.05$),患侧离地占步态周期百分比和健侧单腿支撑时间实验组与对照组比较差异有显著性意义($P<0.05$)。矢状面上同侧髋关节伸展角度、膝关节屈曲角度和踝关节背伸及跖屈角度比较差异都有显著性意义($P<0.05$)。同侧髋关节屈伸力矩、同侧膝关节伸直力矩和患侧踝关节背伸力矩实验组和对照组相比差异有显著性意义($P<0.05$),步行能力(步速)与患侧髋关节伸展、健侧膝关节屈曲、双侧膝关节伸展、双侧踝关节背伸和跖屈角度相关,均有显著性意义($P<0.05$);同时也和双侧髋关节屈伸、膝关节伸展和踝关节背伸力矩相关($P<0.01$)。

结论:①步长是脑卒中偏瘫患者步态异常的重要参考指数;②髋关节和膝关节伸展,踝关节背伸和跖屈是步态异常的重要表现;③下肢髋关节和膝关节屈伸肌群和踝关节背伸肌群的力量是影响步行能力的重要因素。

关键词 脑卒中;三维步态分析;步行能力;运动力学;康复治疗

中图分类号:R743.3,R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2012)-05-0442-06

Correlation analysis between gait function and three dimension kinematic and kinetic parameters of lower limb in stroke patients/MAO Yurong, LI Le, CHEN Zhenghong, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2012, 27(5): 442-447

Abstract

Objective:To analyze the correlation between gait function and three dimension(3D) kinematic and kinetic parameters of lower limb in stroke patients and explore the cause and kinetic characteristics of hemiparetic gait, and to find the key points of the intervention in rehabilitation therapy.

Method: Twenty patients after first stroke with right hemiparesis were recruited. These patients were accorded with the criteria that the subjects can walk 10m independently. Sixteen healthy elder subjects were selected as control group. Vicon system with force plate was used in gait, 3D kinematic and kinetic analysis.

Result: Compared to the control group, there were significant differences($P<0.05$) in spatiotemporal (cadence, stride time, double support time, step time, opposite foot off, step length, stride length and walking speed) and kinematic parameters (hip extension, knee flexion and ankle dorsiflexion and plantarflexion) of affected lower limb of stroke patients. For kinetic parameters, compared with control group there were significant differences of hip and

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2012.05.013

*基金项目:国家自然科学基金资助项目(30973165)

1 中山大学附属第一医院康复医学科运动重建实验室,广州,5100810;2 通讯作者

作者简介:毛玉蓉,女,副主任治疗师;收稿日期:2011-12-15

knee joint extension time of unaffected side, ankle joint dorsiflexion time of affected side($P<0.05$). There were significant correlation between the gait function and the stride length, lower limb kinematic and kinetic data ($P<0.05$)

Conclusion: ①Stride length is an important reference to evaluate the gait changes in patients after stroke. ②Hip and knee joint extension, ankle joint dorsiflexion and plantarextension are the substantial expressions in hemiparetic gait. ③The muscles' strength of hip joint, knee joint and dorsiflexion of ankle joint are the key factors impacting the gait functions in stroke patients.

Author's address Motor Recovery Laboratory of Rehabilitation of Medicine, The First Affiliated Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou, 510080

Key word stroke;three dimension gait analysis; gait function; kinetics; rehabilitation treatment

在脑卒中偏瘫患者步态的检查、评估中,除常用的评估量表外,目前更加注重运动学和动力学的评定,对脑卒中偏瘫的三维步态量化分析中有关步长、步频和步速等关系的研究及关节运动角度变化等已有不少研究报导^[1-2],但结合步行中运动学和动力学的变化,探讨其相关性来进行步态的分析报导很少^[3],了解其运动和力的相关性对康复治疗的指导具有重要意义。本研究采用同侧偏瘫患者,分析时空参数、运动学和运动动力学的变化,除探讨其上述三方面的双侧对称和不对称性及与正常对照外,侧重将运动学和动力学相结合来探讨其步行能力与运动学和动力学的相互关系,分析偏瘫患者步行能力与下肢哪些关节参数相关,以期步态训练提供量化指标,从而指导康复治疗方案的制定。

1 资料与方法

1.2 方法

1.2.1 实验方法:采用英国 Vicon 三维运动 Nexus 检测系统检测运动学参数:6部 MX13 红外线摄像机固定于室内墙上进行动作捕捉,采样频率为 100Hz,16 颗直径 25mm 的反光球粘贴于被检查者的双侧髂前上棘和髂后上棘、双下肢外侧大腿中点、膝关节线、外侧小腿中点、外踝、脚后跟和第 2 跖骨头。动力学检测采用美国 AMT OR6-7 测力板 2 块(规格为 464mm × 508mm × 83mm),采集频率为 1000Hz。两

1.1 研究对象

本研究选择 2008 年 1 月—2011 年 6 月在中山大学附属第一医院康复医学科住院的脑卒中右侧偏瘫患者共 20 例,男 15 例,女 5 例,其中脑出血 9 例,脑梗死 11 例;年龄 42—70 岁,平均 54.25 ± 8.24 岁;全部患者均为第一次脑卒中 1—3 个月之间单侧偏瘫的患者,均经 CT 和/或 MRI 检查和临床确诊脑出血或脑梗死,诊断符合 1995 全国脑血管病会议标准^[4],入选标准为能独立或监护下平地步行 10m 以上。排除其他影响步行的肌肉骨关节疾患(如:骨折、骨性关节炎等)和神经系统疾患(如:震颤、不自主运动、帕金森病等)。其他除外条件有严重认知障碍、严重心肺疾患等不能完成和不能配合检查者。同时选取年龄、性别、体重和身高等相匹配的健康中老年人 16 例作为正常对照组,其中男 11 例,女 5 例,年龄 (55.33 ± 10.53) 岁。两组一般资料见表 1。

表 1 两组一般资料比较

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

| 组别 | 例数 | 体重(kg) | 身高(mm) | 腿长(mm) | 膝宽(mm) | 踝宽(mm) |
|-----|----|-------------------|---------------------|--------------------|--------------------|------------------|
| 实验组 | 20 | 62.92 ± 10.76 | 1654.17 ± 88.36 | 786.25 ± 58.31 | 103.25 ± 11.12 | 70.00 ± 6.03 |
| 对照组 | 16 | 63.00 ± 12.22 | 1647.19 ± 62.98 | 840.00 ± 44.52 | 108.33 ± 12.30 | 73.33 ± 4.88 |
| P 值 | | 0.753 | 0.717 | 0.734 | 0.755 | 0.805 |

膝宽:股骨内外髁体表直线距离;踝宽:内外踝体表直线距离

者同时同步进行采集。

全部 20 例患者和 16 例正常中老年人穿紧身衣,穿习惯性鞋。先对系统的摄像头和力台进行校正,再通过粘贴于被检查者身上的 16 颗反光球对被检测者进行静态建模,然后在长约 11m 装有测力台的地面上以常态方式进行平地来回步行共 10—20 次左右。

1.2.2 数据采集和观察:从收集的数据中选择步行时双下肢刚好分别踩在不同的力台上的一个步态周

期作为研究范围,每位被检查者取4—5个步态周期进行处理。将抓捕的运动学和力学图像由Vicon中央处理器进行运动学和动力学同步化,左右侧同步化,力矩经标准化;通过Nexus的Pipeline运行,自动生成c3d,由Polygon分析软件将采集的每个步态周期的c3d形式以临床软件包将关节角度等运动学参数输出,由力台测得的地面反作用力经生物力学模型反向计算得到髋、膝、踝关节力矩数据。

时空参数:收集其步频、步速、步长、跨步长及下肢支撑时间等。运动学参数选取矢状面上髋关节、膝关节和踝关节在摆动期和站立期的屈伸峰值进行比较。动力学参数主要观察髋关节、膝关节和踝关节在矢状面上力矩的偏离峰值。同时对步行能力(步速)与下肢关节运动屈伸幅度峰值和力矩峰值的相关性进行比较分析。

1.3 统计学分析

实验组与对照组时空参数、下肢关节矢状面上屈伸峰值和力矩偏离峰值采用成组配对t检验。步行能力与运动学和动力学相关性分析采用双变量相关分析(Bivariate)。以上统计分析均采用统计软件SPSS15.0进行数据分析。设显著性水平为 $P < 0.05$,采用双侧检验。

2 结果

2.1 时空参数

实验组的步频和步速明显减低,步长和跨步长明显缩短,而双腿支撑时间明显延长,健侧和患侧与正常对照组相比都有显著性意义。而在一个步态周期中,左右支撑时间所占百分比及右侧单腿支撑时间与正常对照相比无显著性意义,而实验组双下肢时空参数中除步长左右比较有显著性意义外,其余各参数健侧和患侧下肢比较差异无显著性意义。见表2,与左侧比较 $P < 0.05$ 。

2.2 下肢运动学参数及步行能力与其相关性比较

下肢关节运动屈曲和伸展峰值比较,髋关节屈曲角度和站立期膝关节伸直角度实验组与对照组无显著性意义,而髋关节伸展、膝关节屈曲及踝关节背伸和跖屈峰值实验组与对照组差异有显著性意义,但步行中实验组左右下肢矢状面上运动学参数比较差异无显著性意义。实验组步行能力(步速)与右侧

髋关节伸展($R = -0.402$)和左侧膝关节屈曲($R = 0.364$)相关,并和双侧的膝关节伸展($R = -0.385, -0.704$)和踝关节背伸($R = -0.300, -0.308$)、跖屈($R = -0.653, -0.725$)相关,均有显著性意义($P < 0.05$),见表3—4。

2.3 下肢动力学参数及步行能力与其相关性比较

下肢关节力矩峰值比较,实验组左膝关节屈曲和踝关节背伸力矩峰值和对照组差异无显著性意义,双踝关节跖屈峰值实验组与对照组差异无显著性,其他差异有显著性意义。实验组步行能力与左右下肢膝关节屈曲峰值和双侧踝关节跖屈峰值无明显相关外,其余都相关,差异有显著性意义($P < 0.01$),见表5—6、图1。

表2 实验组与对照组时空参数比较 ($\bar{x} \pm s$)

| | 实验组 | 对照组 | P值 |
|-----------|--------------------------|---------------|-------|
| 步频(步/min) | | | |
| 左侧 | 78.05 ± 27.57 | 107.92 ± 8.06 | 0.000 |
| 右侧 | 78.17 ± 28.91 | 107.82 ± 7.53 | 0.000 |
| 跨步时间(s) | | | |
| 左侧 | 1.89 ± 1.16 | 1.12 ± 0.09 | 0.000 |
| 右侧 | 1.94 ± 1.22 | 1.12 ± 0.08 | 0.000 |
| 对侧腿离地期(%) | | | |
| 左侧 | 18.23 ± 14.38 | 12.79 ± 15.52 | 0.032 |
| 右侧 | 19.44 ± 20.03 | 10.56 ± 3.09 | 0.004 |
| 对侧腿支撑期(%) | | | |
| 左侧 | 51.43 ± 8.34 | 49.49 ± 2.48 | 0.111 |
| 右侧 | 49.52 ± 8.97 | 50.78 ± 2.67 | 0.167 |
| 步时(s) | | | |
| 左侧 | 0.94 ± 0.73 | 0.56 ± 0.05 | 0.001 |
| 右侧 | 0.95 ± 0.56 | 0.55 ± 0.05 | 0.000 |
| 单腿支撑时间(s) | | | |
| 左侧 | 0.59 ± 0.38 | 0.41 ± 0.18 | 0.004 |
| 右侧 | 0.53 ± 0.35 | 0.45 ± 0.05 | 0.203 |
| 双腿支撑时间(s) | | | |
| 左侧 | 0.74 ± 0.79 | 0.26 ± 0.17 | 0.000 |
| 右侧 | 0.79 ± 0.83 | 0.23 ± 0.08 | 0.000 |
| 离地比率(%) | | | |
| 左侧 | 66.28 ± 10.47 | 60.01 ± 3.98 | 0.000 |
| 右侧 | 65.65 ± 7.59 | 60.47 ± 3.45 | 0.000 |
| 跨步长(m) | | | |
| 左侧 | 0.78 ± 0.27 | 1.07 ± 0.12 | 0.000 |
| 右侧 | 0.76 ± 0.29 | 1.06 ± 0.12 | 0.000 |
| 步长(m) | | | |
| 左侧 | 0.37 ± 0.15 | 0.53 ± 0.07 | 0.000 |
| 右侧 | 0.41 ± 0.15 ^① | 0.53 ± 0.06 | 0.000 |
| 步速(m/s) | | | |
| 左侧 | 0.56 ± 0.33 | 0.96 ± 0.14 | 0.000 |
| 右侧 | 0.55 ± 0.34 | 0.96 ± 0.13 | 0.000 |

①与左侧比较 $P > 0.05$

表3 实验组与对照组下肢关节矢状面上运动峰值比较 ($\bar{x} \pm s, ^\circ$)

| | 实验组 | 对照组 | P值 |
|---------|---------------|---------------|-------|
| 髋关节屈曲峰值 | | | |
| 左下肢 | 26.68 ± 9.82 | 25.69 ± 6.29 | 0.490 |
| 右下肢 | 25.41 ± 7.89 | 24.37 ± 7.40 | 0.833 |
| 髋关节伸展峰值 | | | |
| 左下肢 | 4.21 ± 26.25 | 12.55 ± 7.03 | 0.033 |
| 右下肢 | 2.76 ± 24.89 | 14.18 ± 8.44 | 0.003 |
| 膝关节屈曲峰值 | | | |
| 左下肢 | 46.45 ± 15.42 | 60.07 ± 9.45 | 0.000 |
| 右下肢 | 46.34 ± 10.93 | 56.80 ± 10.46 | 0.000 |
| 膝关节伸直峰值 | | | |
| 左下肢(+) | 4.50 ± 7.06 | 3.98 ± 5.89 | 0.429 |
| 右下肢(+) | 4.17 ± 10.38 | 0.54 ± 8.28 | 0.052 |
| 踝关节背伸峰值 | | | |
| 左下肢 | -1.13 ± 6.06 | 8.90 ± 7.94 | 0.000 |
| 右下肢 | 0.041 ± 3.71 | 8.82 ± 5.47 | 0.000 |
| 踝关节跖屈峰值 | | | |
| 左下肢 | 13.72 ± 12.49 | 22.94 ± 24.77 | 0.026 |
| 右下肢 | 11.76 ± 9.77 | 17.84 ± 9.69 | 0.003 |

表5 实验组与对照组下肢矢状面屈伸力矩峰值比较 ($\bar{x} \pm s, \text{Nm/kg}$)

| 力矩 | 实验组 | 对照组 | P值 |
|--------|--------------|--------------|-------|
| 髋关节高峰值 | | | |
| 左下肢 | 0.33 ± 0.24 | 0.61 ± 0.42 | 0.000 |
| 右下肢 | 0.36 ± 0.29 | 0.65 ± 0.42 | 0.001 |
| 髋关节低峰值 | | | |
| 左下肢 | -0.64 ± 0.45 | -0.88 ± 0.81 | 0.036 |
| 右下肢 | -0.43 ± 0.31 | -0.89 ± 0.60 | 0.000 |
| 膝关节高峰值 | | | |
| 左下肢 | 0.61 ± 0.43 | 0.78 ± 0.63 | 0.088 |
| 右下肢 | 0.40 ± 0.31 | 0.50 ± 0.49 | 0.037 |
| 膝关节低峰值 | | | |
| 左下肢(+) | -0.21 ± 0.21 | -0.42 ± 0.26 | 0.000 |
| 右下肢(+) | -0.25 ± 0.21 | -0.46 ± 0.36 | 0.002 |
| 踝关节高峰值 | | | |
| 左下肢 | 0.88 ± 0.49 | 1.09 ± 0.65 | 0.099 |
| 右下肢 | 0.80 ± 0.56 | 1.24 ± 0.79 | 0.013 |
| 踝关节低峰值 | | | |
| 左下肢 | -0.36 ± 0.49 | -0.39 ± 0.41 | 0.606 |
| 右下肢 | -0.23 ± 0.34 | -0.23 ± 0.39 | 0.445 |

3 讨论

正常人直立步行中双下肢交替负重,身体重心也随躯干前移对称左右移动,双侧肢体有节律地运动,关节屈伸及时间和空间等步态参数左右具有良好的对称性。脑卒中偏瘫患者由于患侧肢体的肌肉力量、张力和运动协调等障碍,使其出现步行时步态的不稳定,步速较慢,左右下肢关节运动角度和步态参数的不对称及耗能的增加等特征。

表4 步速与下肢关节矢状面上运动学相关性比较 (R)

| | 步速 | P值 |
|---------|--------|-------|
| 髋关节屈曲峰值 | | |
| 左下肢 | -0.087 | 0.537 |
| 右下肢 | -0.085 | 0.544 |
| 髋关节伸展峰值 | | |
| 左下肢 | -0.245 | 0.077 |
| 右下肢 | -0.402 | 0.003 |
| 膝关节屈曲峰值 | | |
| 左下肢 | 0.364 | 0.007 |
| 右下肢 | 0.169 | 0.227 |
| 膝关节伸直峰值 | | |
| 左下肢 | -0.385 | 0.004 |
| 右下肢 | -0.704 | 0.000 |
| 踝关节背伸峰值 | | |
| 左下肢 | -0.300 | 0.029 |
| 右下肢 | -0.308 | 0.025 |
| 踝关节跖屈峰值 | | |
| 左下肢 | -0.653 | 0.000 |
| 右下肢 | -0.725 | 0.000 |

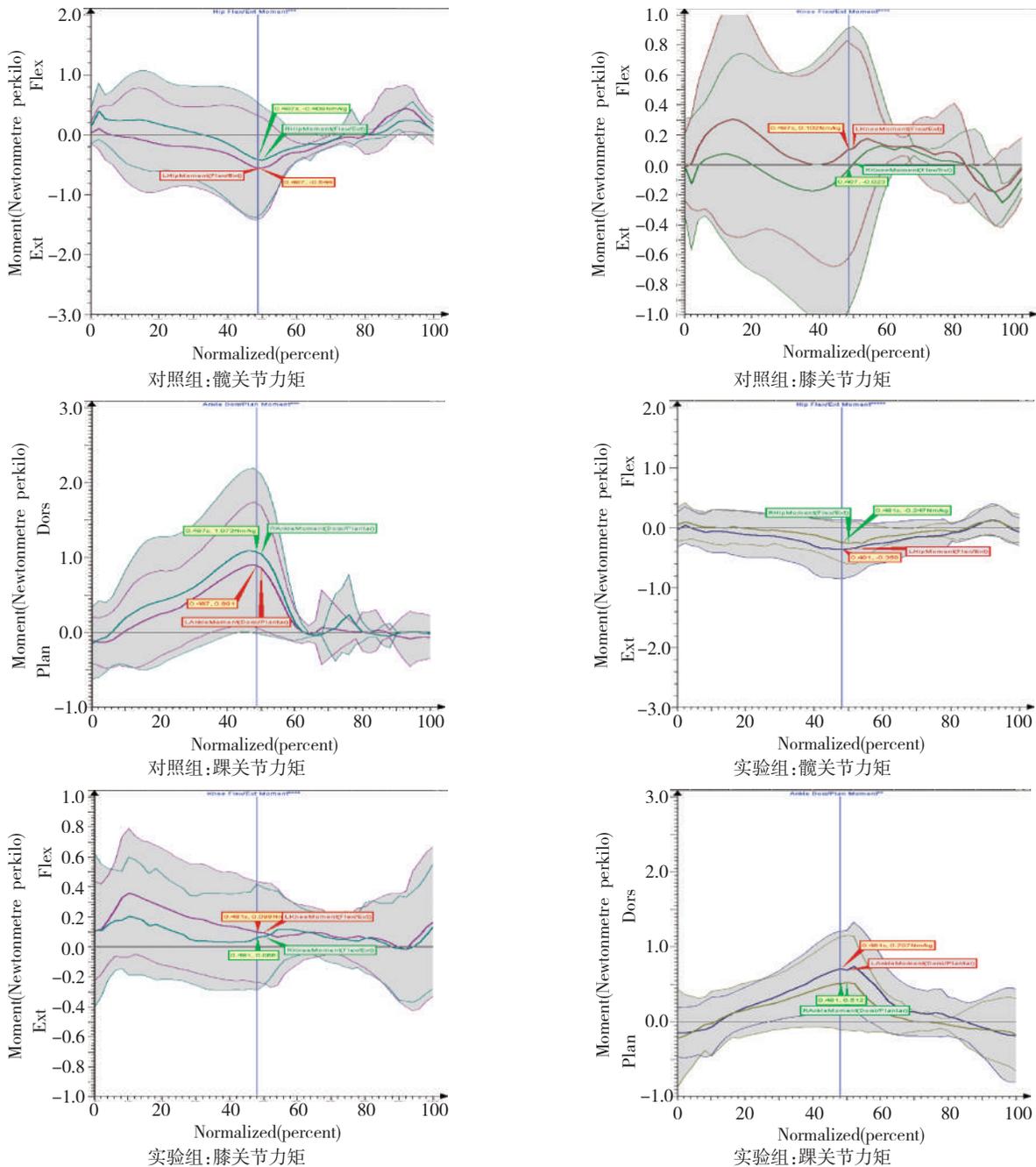
表6 步速与下肢关节矢状面上动力学相关性比较 (R)

| 力矩 | 步速 | P值 |
|---------|--------|-------|
| 髋关节屈曲峰值 | | |
| 左下肢 | 0.708 | 0.000 |
| 右下肢 | 0.682 | 0.000 |
| 髋关节伸展峰值 | | |
| 左下肢 | -0.357 | 0.009 |
| 右下肢 | -0.557 | 0.000 |
| 膝关节屈曲峰值 | | |
| 左下肢 | -0.231 | 0.096 |
| 右下肢 | -0.308 | 0.025 |
| 膝关节伸直峰值 | | |
| 左下肢 | -0.427 | 0.001 |
| 右下肢 | -0.585 | 0.000 |
| 踝关节背伸峰值 | | |
| 左下肢 | 0.409 | 0.002 |
| 右下肢 | 0.543 | 0.000 |
| 踝关节跖屈峰值 | | |
| 左下肢 | 0.110 | 0.433 |
| 右下肢 | 0.054 | 0.702 |

时空参数常用于脑卒中患者步态模式的临床检查,时空参数的不对称性和运动恢复、步行速度和跌倒风险系数等相关^[5],右侧偏瘫患者则显示更加异常的步态参数。而本研究也采用单侧(右侧)偏瘫患者进行三维步态检测,其结果与正常对照发现其步频、步长和步速都明显减慢,而单腿和双腿支撑时间都明显延长,但一个步态周期中单腿支撑时间左右所占百分比与正常对照相一致。而双下肢性运动参

图1 实验组和对照组下肢一个步态周期中矢状面上下肢关节力矩变化

(屈曲+,伸展-)



数的对称性中只有步长的比较,左右下肢有显著性意义,其余左右下肢都无明显差别,这与Brandstater和Titianova等人的报导不一致^[6-7],有可能我们选取的是早期脑卒中患者,双侧肢体时间和空间的不称性不像慢性期患者因长时间的肌力下降、张力异常和下肢肌肉肌腱挛缩和松弛等引起步态参数左右明

显的不对称。而步长的不对称可以反映肢体障碍程度、步行能力(步速和地面推力)^[5,8]。因此本研究实验中实验组与正常对照组时空参数比较出现多参数的异常,但实验组左右侧比较只是步长双侧不对称,因此在脑卒中患者临床步态检测中,无需正常对照,步长是一项可以作为反映偏瘫步行能力的有效指标。

本研究侧重分析步行能力与下肢各关节运动学、动力学的关系。各关节的运动是通过相关肌群的收缩和放松产生关节运动,步行中下肢关节同样也是通过主要肌群的运动而引起,所以运动和力密切相关,而力矩是动力学研究中较常用的指标,在三维运动力学中,矢状面(侧面)也是下肢关节运动角度较大的关节面,临床研究中也常用,所以本研究主要分析矢状面下肢关节的运动力学:①髋关节的双侧屈曲峰值与正常对照差异无显著意义,与自身步行能力也不相关,但力矩与正常对照差异有显著意义,与步行能力也呈正相关,结合运动角度和力矩,说明步行中需改善的是双侧屈髋的力量而不是关节活动度;而髋关节伸展角度及力矩和正常对照差异有显著意义,与步行能力都呈负相关,说明髋关节伸展角度和伸髋肌群的力量都需改善。②膝关节的屈曲峰值与正常对照差异有显著意义而伸展不明显,这可能与正常组因步速快于实验组,正常膝关节的屈曲角度大于患者,而伸展角度减小相关,所以患侧下肢屈曲幅度与步行能力无关,而伸展角度及力矩则双侧都呈负相关,在步行能力的改善中需加强患侧伸膝活动度和双侧伸膝肌群的肌力。③平地步行踝关节与正常对照及自身步行能力的比较中,患侧踝背伸角度和力矩都与其步行能力高度相关,而跖屈方面只是运动角度相关,说明在踝关节康复治疗中改善背伸的活动度和背伸肌力两者都很重要,而踝关节跖屈运动中重点是改善其关节活动度而不是肌肉力量。这方面的实验观察病例和数据还在进一步积累。

4 结论

步长的不对称是自身步态参数中很重要的参考

指数。在脑卒中偏瘫步态的表现中,患侧下肢肌群的力量中除踝关节跖屈外,其余都是影响步行能力的重要因素,而关节活动度中髋关节和膝关节的伸展和踝关节的背伸、跖屈也是影响步行能力的重要因素。健侧下肢近端髋关节和膝关节肌群的肌力对步行能力也有影响。同时通过运动角度、力矩与步行能力相关性比较,能准确判别下肢关节中运动角度和关节作用力的关系。

参考文献

- [1] Olney SJ, Richards CL. Hemiplegic gait following stroke: Part I. Characteristics[J]. *Gait Posture*, 1996,4:136—148.
- [1] 徐光青,兰月,毛玉璐,等. 脑卒中患者步行时下肢运动的三维运动学研究[J]. *中华医学杂志*,2007,87:2889—2892.
- [3] Nathan D, Natalie B, Diane N, et al. Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2008, 1, 5:19.
- [4] 全国脑血管病会议. 各类脑血管疾病诊断要点[J]. *中华神经科杂志*,1996,29:379—380.
- [5] Balasubramanian CK, Bowden MC, Neptune RR, et al. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2007,88(1):43—49.
- [6] Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, et al. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1983,64:583—587.
- [7] Titianova EB, Tarkka IM. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction[J]. *J Rehabil Res Dev*, 1995,32:236—244.
- [8] Allen JL, Kautz SA, Neptune RR. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking[J]. *Gait Posture*, 2011,33(4): 538—543.