

针对多发性硬化症病人的综合步态分析

霍炎^{1,2}, 栗苹¹, Jiping HE²

1. 北京理工大学机电学院, 北京 100081

2. 亚利桑那州立大学神经接口设计中心, 美国坦普 85281

摘要 设计了一个针对多发性硬化症患者的三维步态分析实验, 利用三维光学捕捉系统对实验被试身体不同部位标记点的三维坐标进行追踪和记录, 成功发现了多个步态参数发生的变化, 这些变化不仅能反映实验被试细微的步态功能上的变化, 而且还与接受治疗的时间密切相关。此套基于步态数据的量化评估体系能够弥补目前广泛应用的评估方法主观和不够准确的缺点, 为临床医生改进治疗方案以及制定更加有效的治疗方法提供帮助。

关键词 量化; 多发性硬化症; 三维步态分析; 步态功能

中图分类号 Q819

文献标识码 A

doi 10.3981/j.issn.1000-7857.2012.05.001

Gait Analysis on the Multiple Sclerosis Patients

HUO Yan^{1,2}, LI Ping¹, HE Jiping²

1. School of Mechatronic Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China

2. Center for Neural Interface Design, Arizona State University, Tempe 85281, AZ, USA

Abstract A study focused on the 3D gait analysis for the multiple sclerosis patients is designed. A 3D motion capture system is used to track the changes in gait performance involving the selected parameters before and after the treatment, and some changes of multiple gait parameters are successfully found. These changes reflect the subtle functional changes of the patients, and it is also found that the subtle functional changes are closely related to the treatment time. The quantities evaluation based on the gait data is able to compensate the disadvantages caused by the currently widely used evaluations. These objective assessments will assist the clinicians with making more effective treatment decisions and with facilitating new treatment development.

Keywords quantification; multiple sclerosis; 3D gait analysis; gait function

0 引言

多发性硬化症(Multiple Sclerosis, MS)是目前在非外伤导致的神经性残疾中占有很大比例的中枢神经系统疾病之一^[1]。然而令人遗憾的是人们至今还不了解多发性硬化症的病因和病机, 在该疾病的治疗方面仍然缺乏能够减缓或者阻止该疾病不断恶化的治疗方法, 因此为了进一步探索有效的治疗方法和治疗手段, 针对多发性硬化症患者接受治疗后康复效果的评估就显得尤为重要。

目前, 临床应用广泛的针对多发性硬化症患者的运动功能评估方法仍以扩展残疾状况评分^[2](Expanded Disability Status Scale, EDSS)为代表的一类基于量表评分的定性评估方法, 这类方法虽然能够为病人的运动功能状况提供一个比较全面的评估, 但其结论相对主观, 且不能够精确地反映疾病

进程以及不同疾病进程下运动功能的细微变化^[3-4], 所以应用客观准确的量化评估方法对多发性硬化症病人运动功能进行分析研究成为近年来神经康复领域的研究热点^[5-8]。

调查显示, 对于像多发性硬化症这一类渐进性神经功能失调患者来说, 步态功能的失调是他们最为苦恼的症状之一, 同时也是他们最希望改善的运动功能^[9]。为了给多发性硬化症的治疗方法提供一个针对步态功能治疗效果的量化依据, 本文使用美国 Motion Analysis 公司的三维光学步态分析系统对病人接受治疗前后的步态功能进行综合分析对比。三维步态分析系统是目前比较理想的对多发性硬化症病人进行步态功能量化评估的方法之一^[10-15]。国内目前还没有完全自主的三维步态分析系统, 临床医生和研究人员仍然仅凭肉眼、秒表、米尺等近乎原始的方法对患者的步态功能进行分析

收稿日期: 2011-11-04; 修回日期: 2011-12-26

作者简介: 霍炎, 博士研究生, 研究方向为多维神经元信号分析, 电子信箱: huoyan1107@163.com; 栗苹(通信作者), 教授, 研究方向为数字信号处理, 电子信箱: liping85@bit.edu.cn; HE Jiping(通信作者), 教授, 研究方向为神经控制理论、神经接口技术以及机器人与虚拟现实研究, 电子信箱: jiping.he@asu.edu

及评估^[16],这种局面严重制约了中国康复研究水平的提高和发展,阻碍了三维步态分析技术在中国的开展、普及和应用。

1 实验被试与实验方法

1.1 实验被试

本研究由位于美国亚利桑那州的梅奥医院(Mayo Clinic)和亚利桑那州立大学(Arizona State University, ASU)的研究人员共同设计并完成。参与本研究的实验被试包括 2 名被诊断为多发性硬化症的病人,在病人选择方面基于以下原则。

(1) 均为原发-进展型多发性硬化(Primary-progressive MS, PPMS)或继发-进展型多发性硬化(Secondary-progressive MS, SPMS)病人,并且以步态功能的失调为主要症状。

(2) 病人的 EDSS 得分在 4.5(能够独立行走 300m)到 6.0(在单边的协助下能够行走 100m)之间,且检查和记录显示病人在过去 12 个月中扩展残疾状况评分发生了 1 分的改变。

(3) 计划对病人进行去甲强的松龙(Methylprednisolone)静脉注射的治疗方法(1000mg/dx5d)。

(4) 年龄介于 21 到 65 岁之间。

(5) 在临床医生和研究人员看来,病人不存在会影响整个步态分析研究的身体或者神经上的异常。

所有参与本研究的实验被试均对整个实验过程以及试验方法知情并且同意接受实验,同时签署了知情同意书。整个实验设计以及实验过程分别通过了梅奥医院和亚利桑那州立大学相关机构检查委员会的检查和批准。

1.2 实验方法

本实验在位于亚利桑那州立大学的多模态智能感应实验室中进行。该实验室采用的步态光学智能采集系统来自美国 Motion Analysis 公司,该系统包括了 10 台红外线摄像机,负责接受标记点反射回的红外线从而达到空间定位的目的,其设置如图 1 所示。该采集系统使用 EVaRT 软件对数据进行记录分析。

一组共 20 个反射标记点(图 2)安放在实验被试身上,这 20 个反射标记点位于人体重要的关节和肢体处,通过这 20 个标记点可以建立实验被试的立体模型,如图 2 所示。实验设计的行走路线包括不同方向的直行、向左和向右的缓弯和急弯。在每一次实验过程中,10 台红外线摄像机将分别在实验被试的 5 个步态片段中追踪每一个标记点的 2D 运动轨迹,并利用整合的 2D 视频序列恢复出每一个标记点的 3D 运动轨迹。根据每一个标记点的 3D 运动轨迹,最终还原实验被试的人体模型运动轨迹。随后,计算并分析实验被试在治疗前后各个关节及肢体的运动参数是否发生了变化,如果发生了变化,这种变化又有怎样的神经康复学意义。这些客观的量化评估结果将被提供给临床医生,为其改进治疗方案以及制定更加有效的治疗方法提供量化依据。

两位实验被试按照以下程序完成了所有的测量和实验过程:实验被试 1 总共参与了 2 次步态实验,分别是治疗前一周和治疗后一周;实验被试 2 总共参与了 3 次步态实验,

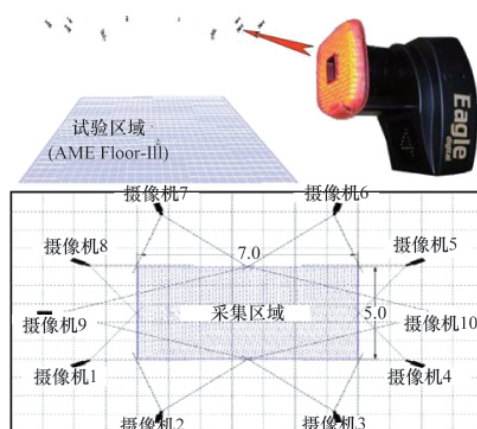


图 1 10 台 Eagle 红外摄像机的摆放位置及其组成的光学信号采集系统的探测覆盖区域

Fig. 1 Illustration of the experimental configuration for 10 Eagle cameras and their covered area

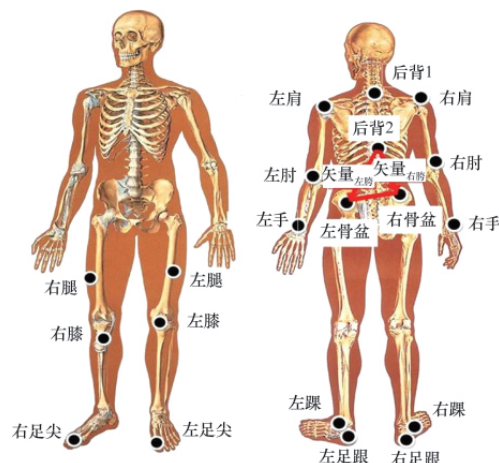


图 2 20 个标记点的安放位置

Fig. 2 Illustration of 20 markers placement

分别是治疗前一周、治疗后一周和治疗后 3 个月。每一次实验,实验被试都按照实验设计路线行走多遍(3—5 遍),他们被要求以他们最自然的行走方式(步速、步频等)来进行实验。实验被试在每次行走之前都得到了足够的休息,以保证其能够从疲劳状态中恢复。本研究只对实验被试直行过程中的步态参数进行分析。

1.3 数据处理

实验被试身上的 20 个标记使得多个重要关节以及手、足的运动轨迹能够在三维空间内重建。为了达到此目的,首先将全局坐标系变换成身体坐标系,如图 3 所示,实验被试行走过程中正面的朝向为 z 轴的指向,身体左侧方向为 x 轴指向,垂直于地面向上为 y 轴指向。整个变换的过程如下:

(1) 寻找实验被试面对的方向

实验被试的正面朝向是其后背上的 3 个标记所确定的平面的正交矢量,将其定义为 $V_{\text{面向}}$,如图 2 所示,其值由 $V_{\text{右肩}}$ 和 $V_{\text{左肩}}$ 的矢量积计算得到

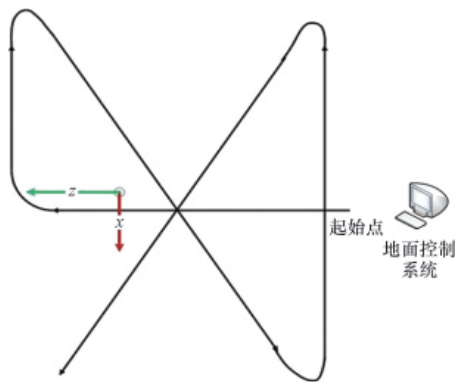


图3 步态评价实验行走路线

Fig. 3 Walking path for gait performance evaluation

$$V_{\text{面向}} = V_{\text{右膝}} \times V_{\text{左膝}} \quad (1)$$

(2) 变换矩阵的计算

以 $\{x_c, y, z_c\}$ 表示全局坐标系中标记的坐标, $\{x', y, z'\}$ 表示在自身坐标系的坐标。由于两个坐标系的 y 轴是一样的, 变换被简化为二维平面的变换。于是变换矩阵 $trans = \begin{bmatrix} c & s \\ -s & c \end{bmatrix}$ 由以下计算得到:

$$[V_{\text{面向}} \cdot x, V_{\text{面向}} \cdot z] \begin{bmatrix} c & s \\ -s & c \end{bmatrix} = [norm([V_{\text{面向}} \cdot x, V_{\text{面向}} \cdot z]), 0] \quad (2)$$

这样, 所有的标记坐标就能够从全局坐标系变换到身体坐标系中。

(3) 特征提取

(a) 手部位置信息。左手和右手标记的坐标位于身体坐标系, 其运动速度可由两帧图像位置变化计算得出。

(b) 骨盆位置信息。骨盆的位置信息由左骨盆和右骨盆两个标记坐标的均值投影到地面上所得。

(c) 脚部活动范围。实验被试首先要在全局坐标系下进行定标, 选取实验被试在做校准的过程中 T 姿态 (T-pose) 下的一帧图像, 如图 4 所示。为了根据 T 姿态计算实验被试

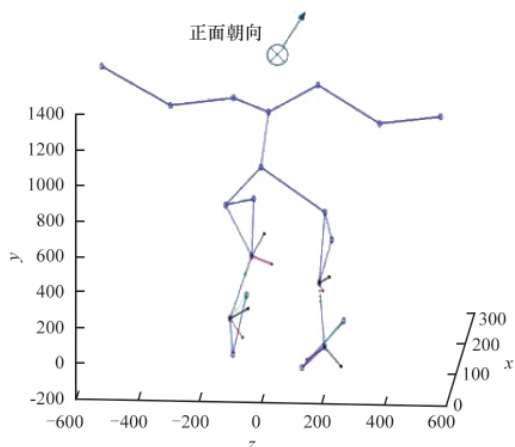


图4 校准运动追踪系统坐标系时的 T 姿态 (T-pose)

Fig. 4 Neutral T-pose for the calibration of the motion capture coordinate system

的脚部活动范围, 需要进行以下的坐标系变换过程。

(d) 建立位于腿部和脚部的子坐标系。从如图 4 所示的人体三维模型中看到 4 个子坐标系, 它们分别为: 左腿、左脚、右腿和右脚。建立这些子坐标系的方法如下。

左腿坐标系, 利用位于左骨盆、左膝和左踝的标记点创建子坐标系:

$$V_{\text{左腿}1} = V_{\text{左踝}} - V_{\text{左膝}} \quad (3)$$

$$V_{\text{左腿}2} = V_{\text{左骨盆}} - V_{\text{左膝}} \quad (4)$$

该子坐标系的 z 轴是 $V_{\text{左腿}1}$ 和 $V_{\text{左腿}2}$ 的矢量积, 在图 5 中由黑色的矢量表示, 即

$$V_{\text{左腿}z} = \text{cross}(V_{\text{左腿}2}, V_{\text{左腿}1}) \quad (5)$$

$V_{\text{左腿}z}$ 应该指向身体的右侧。

接下来, y 轴由连接左膝盖和左踝关节的矢量确定, 即

$$V_{\text{左腿}y} = V_{\text{左踝}} - V_{\text{左膝}} \quad (6)$$

x 轴是 $V_{\text{左腿}y}$ 和 $V_{\text{左腿}z}$ 的矢量积:

$$V_{\text{左腿}x} = \text{cross}(V_{\text{左腿}y}, V_{\text{左腿}z}) \quad (7)$$

对所有的坐标轴 $V_{\text{左腿}x}$ 、 $V_{\text{左腿}y}$ 、 $V_{\text{左腿}z}$ 进行标准化处理。

左脚坐标系, 用位于左踝、左足尖和左足跟的标记点创建子坐标系:

$$V_{\text{左脚}1} = V_{\text{左足尖}} - V_{\text{左踝}} \quad (8)$$

$$V_{\text{左脚}2} = V_{\text{左足跟}} - V_{\text{左踝}} \quad (9)$$

对应创建左腿子坐标系的过程创建 $V_{\text{左脚}x}$ 、 $V_{\text{左脚}y}$ 和 $V_{\text{左脚}z}$ 。

同样, 右腿和右脚的子坐标系也可以建立。

计算脚的子坐标系到腿的子坐标系的变换矩阵: 以 $X_{\text{体}}$ 代表身体坐标系中的一点, $X_{\text{腿}}$ 和 $X_{\text{脚}}$ 分别为腿部和脚部子坐标系中的点, $T_{\text{腿体}}$ 和 $T_{\text{脚体}}$ 分别是腿部和脚部子坐标系向身体坐标系统转化的变换矩阵, $T_{\text{脚腿}}$ 是从脚部子坐标系到腿部子坐标系的变换矩阵, 于是

$$\begin{cases} X_{\text{体}} = T_{\text{腿体}} X_{\text{腿}} \\ X_{\text{体}} = T_{\text{脚体}} X_{\text{脚}} \\ X_{\text{腿}} = T_{\text{脚腿}} X_{\text{脚}} \end{cases} \Rightarrow T_{\text{脚腿}} = T_{\text{脚体}}^{-1} T_{\text{腿体}} \quad (10)$$

计算脚部子坐标系对应 T 姿态坐标系的变换矩阵: 以 $T_{\text{脚腿}N}$ 来表示 T 姿态时从脚部向腿部坐标系进行变换的变换矩阵, 用来计算脚步运动范围的变换矩阵

$$T = T_{\text{脚腿}N}^{-1} T_{\text{腿体}}^{-1} T_{\text{脚体}} \quad (11)$$

在完成坐标系的转换之后, 就可以根据记录的实验被试身上各标记点的位置信息来进行各个参数的计算分析了。

2 结果

对参与实验的 2 名实验被试身上的 20 个标记点的位置信息进行追踪和记录, 根据这 20 个标记点的位置信息在三维空间内重建了实验被试的立体模型, 并还原了其整个步态实验的过程。分别对 2 名实验被试接受治疗前以及接受治疗后的步态参数进行分析和对比。

实验被试 1 治疗前后的双脚步长对比如图 5 所示, 其中左列的子图代表接受治疗之前, 而右列则代表接受治疗之

后,图中红色和绿色的点分别代表选取的54步中右脚和左脚的跨步长。将第一行两幅图中淡蓝色矩形覆盖区域置于相同比例的坐标系中从而得到第二行的两幅图,图中红色和绿色的横虚线分别代表了右脚和左脚54步跨步长的均值。从图5可以看出,相比接受治疗前,实验被试接受治疗后一周双脚的跨步长均出现了明显的增长。

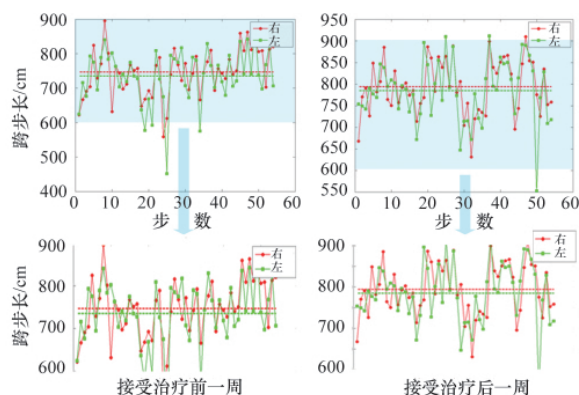


图5 治疗前后实验被试1的双脚步长

Fig. 5 Comparison between the stride lengths before and after the treatment for the patient one

图6为实验被试1接受治疗前后手部和脚部在步行过程中多步的运动轨迹对比图。图6中左列的子图为接受治疗前各部位的运动轨迹,而右列则为接受治疗后一周的运动轨迹,所考察的身体部位的运动轨迹从上到下分别为左脚向前摆动的轨迹、左脚内旋-外旋摆动的角度的轨迹、左手侧向运动的轨迹以及右手上下运动的轨迹。对比图清晰地显示出,

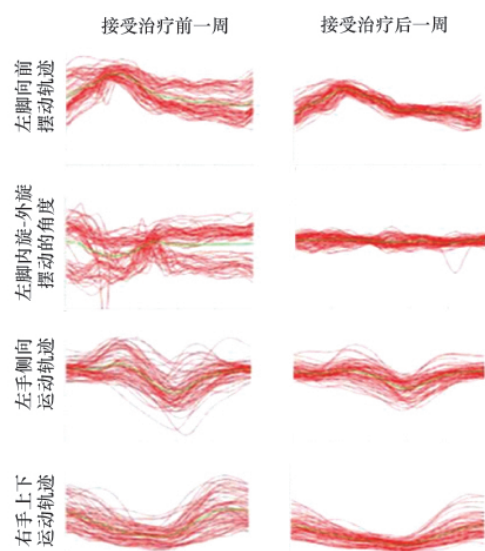


图6 治疗前后实验被试1手部和脚部的运动轨迹

Fig. 6 Comparison between the hand and foot trajectories of the patient one before and after the treatment

在步行过程中,实验被试身上的这些标记点的运动轨迹在接受治疗后很短的时间内都变得更加一致,也就是说在接受治疗后这些部位在行走过程中的稳定性和一致性显著增强了。

图7为实验被试2在3个不同时期的平均步行速率对比图。接受治疗前一周、接受治疗后一周和接受治疗后3个月的平均行走速率和标准差分别由红色、蓝色、绿色的点和误差棒所代表。不难发现,实验被试2接受治疗后一周的行走速度变快了,而治疗后3个月实验被试2的行走速度又有了明显的降低,甚至略低于接受治疗以前;同时,实验被试2在接受治疗前的行走速度变化比较大,而接受治疗之后其多个行走速度样本的标准差显著变小,意味着其行走速度的稳定性更高;治疗后3个月,实验被试2行走速率的稳定性较刚接受治疗后有所降低,但仍然明显好于接受治疗前。

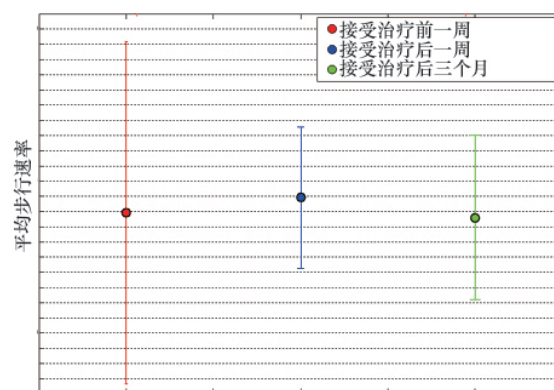


图7 实验被试2不同时期的平均行走速度对比

Fig. 7 Average walking velocities for the patient two before and after the treatment

图8为不同时期位于实验被试2脚部的3个标记点在一歩过程中的运动轨迹投影图,投影平面为其身体坐标系的yz平面。左、右脚的数据分别由位于左列和右列的子图代表。这里需要指出的是,实验被试2的症状主要表现为右下肢的运动功能缺陷,而其左下肢则相对正常。从该实验被试典型的步子中选出其中有代表性的一步进行分析:位于图8左边的3幅子图描述了位于左脚的3个标记点在3个不同时期完成一步的运动轨迹图,从中可以看到其左脚在治疗前后行走过程中的姿态模式是相对固定的,最高点由位于脚后跟的标记点获得,其次是踝关节,最后则是位于脚尖的标记点。右边3幅子图所呈现的右脚的姿态模式则有明显的区别,从中可以看到在接受治疗以前,整个一步的过程里,最高点位于脚尖处,然后分别是踝关节和脚后跟;接受治疗一周后,实验被试步行过程中的右脚姿态模式发生了改变,最高点位于脚后跟,其次是踝关节,最后则是脚尖,这种模式与左脚的姿态模式相当类似;在接受完治疗3个月后的实验中,实验被试步行过程中的右脚姿态模式又发生了改变,从最高到最低位置依次为踝关节、脚尖和脚后跟。

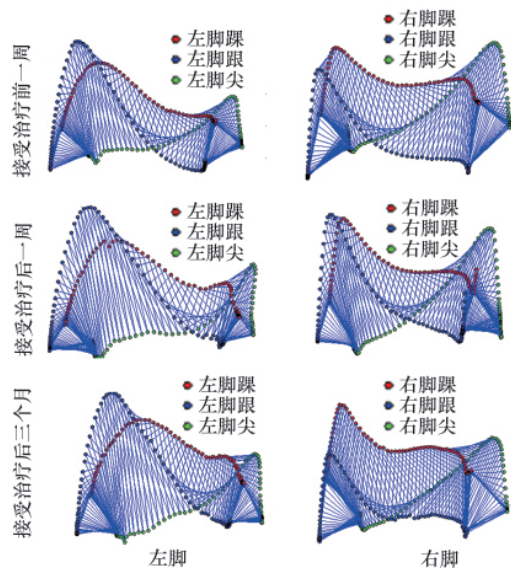


图 8 实验被试 2 不同时期的脚部运动轨迹

Fig. 8 Comparison between the foot trajectory for the patient two before and after the treatment

3 讨论

目前, 针对多发性硬化症病人步态参数的研究非常少, 本文利用步态光学智能采集系统对多发性硬化症病人的步态信息进行捕捉和分析, 发现了不同步态参数在病人接受治疗前后变化的特点。

对于实验被试 1, 在刚刚接受完治疗之后, 其双脚的跨步长均有一定程度的增长, 且其手、足在步行过程中的运动轨迹更加趋于一致。说明该治疗方案对其步态功能起码在短期内有较为积极的影响。实验被试 2 在刚刚接受完治疗后步行速度有了提高, 但是在治疗后 3 个月其行走速度又下降到了接受治疗前的水平。脚部步行姿态的分析结果与实验被试 2 的右下肢存在明显的运动功能缺陷这一症状相吻合, 在接受治疗后一周, 实验被试 2 步行过程中的右脚获得了与左脚类似的姿态, 意味着由于治疗右脚在姿态控制功能上发生了改善。但是在治疗后 3 个月, 其右脚的姿态又回到了类似接受治疗前的模式。对比左脚和右脚的姿态模式, 认为实验被试 2 在步行过程中右脚存在脚后跟位置过低而脚尖位置过高的姿态控制问题。该治疗方案仍然在短期内对实验被试 2 的步态功能有促进作用, 但是其疗效最多不超过 3 个月。

4 结论

目前针对神经系统损伤病人的运动功能评估仍然以定性评估为主, 这种方法主观且不能反应运动功能上细微的变化, 本文使用近年发展起来的三维动作捕捉系统对多发性硬化症病人的步态功能进行分析。分析结果显示, 这套实验方法能够达到对人体步态功能进行量化评估的目的, 并能够对

细微的参数变化进行有效的识别。研究表明, 这套量化评估办法完全可以推广到以检验运动功能治疗(药物、康复训练等)效果为目的的神经系统损伤病人的动作、姿态识别研究中来, 从而利用这些客观准确的评估结果为临床医生改进治疗方案以及制定更加有效的治疗方法提供帮助。

参考文献 (References)

- [1] Bjartmar C, Kidd G, Mörk S, *et al*. Neurological disability correlates with spinal cord axonal loss and reduced N-acetyl aspartate in chronic MS patients[J]. *Annu Neurol*, 2000, 48(6): 893-901.
- [2] Kurtzke J F. Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS) [J]. *Neurology*, 1983, 33 (11): 1444-1452.
- [3] Amato M P, Portaccio E. Clinical outcome measures in multiple sclerosis [J]. *J Neurol Sci*, 2007, 259(1): 118-222.
- [4] D'Souza M, Kappos L, Czaplinski A. Reconsidering clinical outcomes in multiple sclerosis: Relapses, impairment, disability and beyond [J]. *J Neurol Sci*, 2008, 274(1): 76-79.
- [5] Givon U, Zeilig G, Achiron A. Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal-spatial parameters using GAITRite functional ambulation system[J]. *Gait Posture*, 2009, 29(1): 138-142.
- [6] Kalron A, Dvir Z, Achiron A. Walking while talking-difficulties incurred during the initial stages of multiple sclerosis disease process [J]. *Gait Posture*, 2010, 32(3): 332-335.
- [7] Sosnoff J J, Goldman M D, Motl R W. Real-life walking impairment in multiple sclerosis: Preliminary comparison of four methods for processing accelerometry data[J]. *Mult Scler*, 2010, 16(7): 868-877.
- [8] Sosnoff J J, Weikert M, Dlugonski D, *et al*. Quantifying gait impairment in multiple sclerosis using GAITRite™ technology [J]. *Gait Posture*, 2011, 34(1): 145-147.
- [9] Thoumie P, Lamotte D, Cantalloube S, *et al*. Motor determinants of gait in 100 ambulatory patients with multiple sclerosis [J]. *Mult Scler*, 2005, 11(4): 485-491.
- [10] Gorton G, Hebert D, Goode B. Assessment of the kinematic variability between 12 Shriners motion analysis laboratories [J]. *Gait & Posture*, 2001, 13(3): 247.
- [11] Kadaba M P, Ramakrishnan H K, Wootten M E, *et al*. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait [J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 1989, 7(6): 849-860.
- [12] Eve L, McNee A, Shortland A. Extrinsic and intrinsic variation in kinematic data from the gait of healthy adult subjects [J]. *Gait & Posture*, 2006, 24: S56-S57.
- [13] Murphy A, McGinley J, Tirosh O. Reliability of kinematic gait measurements in adult hemiplegic stroke [C]//Proceedings of the 12th Annual Gait and Clinical Movement Analysis Society, 2007.
- [14] Schwartz M H, Rozumalski A. A new method for estimating joint parameters from motion data [J]. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38: 107-116.
- [15] Reinbolt J A, Schutte J F, Fregly B J, *et al*. Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization[J]. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38(1): 621-626.
- [16] 易南, 王冰水, 李玲, 等. 脑性瘫痪患儿硬足矫正形器的制作及应用 [J]. *现代康复*, 2001, 5(10): 42-43.

Yi Nan, Wang Bingshui, Li Ling, *et al*. *Modern Rehabilitation*, 2001, 5 (10): 42-43.

(责任编辑 马宇红, 代丽)