

# 帕金森病患者步态测量与定量分析\*

文 龙<sup>1</sup> 钱晋武<sup>1</sup> 沈林勇<sup>1</sup> 章亚男<sup>1</sup>

## 摘要

**目的:**提取帕金森病患者步态运动学和时空参数,通过实验分析找到可以作为步态量化评估的特征参数,为医生提供康复评估的依据。

**方法:**本文采用基于刚体的虚拟标识点方法在受试者下肢解剖学关键点设置标识点获取其步态信息。受试者被分为开机组(DBS ON)、关机组(DBS OFF)和对照组(Control),运动捕捉仪记录受试者多个步态周期的虚拟标识点三维坐标。提取包括关节角度、支撑相比率、双支撑相比率、步态周期时间、步频、步长和步速等在内的步态运动学及时空参数。对三组步态特征参数进行单因素一元方差分析。

**结果:**各组间下肢各关节角度变化范围、支撑相比率、双支撑相比率、步长和步速差异均有显著性( $P<0.01$ ),且随受试者症状的减轻,关节角度变化范围、步长和步速有显著递增趋势 (DBS OFF<DBS ON<Control),支撑相比率和双支撑相比率有显著递减趋势(DBS OFF>DBS ON>Control)。

**结论:**基于刚体的虚拟标识点可以准确测量人体步态。提取出的关节角度变化范围、支撑相比率、双支撑相比率,步长和步速均可作为帕金森病患者康复评估的依据。

**关键词** 帕金森病;步态测量;步态分析;定量分析;运动学;康复评估

中图分类号:R742.5,R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2014)-07-637-05

Gait measurement and quantitative analysis in patients with Parkinson disease/WEN Long, QIAN Jinwu, SHEN Linyong, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2014, 29(7): 637—641

## Abstract

**Objective:** To extract the gait kinematics parameters and spatio-temporal parameters of patients with Parkinson disease, to find the characteristic parameters as the guidance of rehabilitation assessment for doctors.

**Method:** A method of image markers based on rigid body was introduced to obtain the gait data. Participants were divided into groups of three different status:DBS ON, DBS OFF and Controls,and the subjects' gaits were recorded by a motion capture instruments. Gait kinematics and spatiotemporal parameters including joints angle, stance time ratio,double support time ratio, gait cycle time,cadence,stride length,gait velocity were extracted.

**Result:** One-way analysis of variance of gait parameters showed joints angle rotation range, stance time ratio, double support time ratio, gait cycle time, stride length, and stride velocity all had significant difference( $P<0.01$ ), and as the symptom relief, the value of joints angle rotation range, gait cycle time, stride length, and stride velocity became higher (DBS OFF<DBS ON<Controls), and the value of stance time ratio, double support time ratio became lower (DBS OFF>DBS ON>Controls).

**Conclusion:** Analysis based on experiments showed that the method proposed here was an effective way to measure gait parameters, which could be used in patients with Parkinson disease for quantitative rehabilitation assessment. The value of extracted parameters could be the quantitative rehabilitation assessment guidance of patients with Parkinson disease.

**Author's address** School of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai,200072

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2014.07.010

\*基金项目:国家自然科学基金项目(面上项目,重点项目,重大项目)

1 上海大学机电工程与自动化学院,上海,200072

作者简介:文龙,男,硕士研究生;收稿日期:2013-08-20

**Key word** Parkinson disease; gait measurement; gait analysis; quantitative analysis; kinematics; rehabilitation assessment

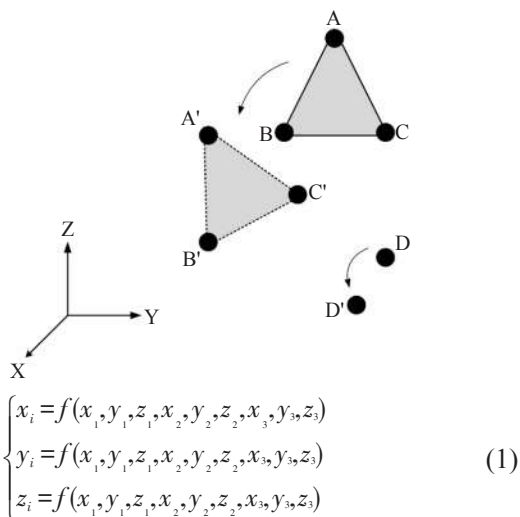
帕金森病综合征,又称震颤麻痹综合征,是中老年人群中最为常见的神经系统疾病之一,其主要症状包括静止性震颤、肌强直、运动迟缓,以及动作失稳等<sup>[1]</sup>。针对疾病的成因,医学上提出多种多巴胺药物替代疗法,包括左旋多巴、多巴胺受体激动剂、COMT抑制剂等<sup>[2]</sup>,而针对病程较长,症状严重的患者,在药物辅助治疗的基础之上,通过深部脑刺激(deep brain stimulation, DBS)手术减轻帕金森病患者症状。临床上,对帕金森病患者病情的评估主要采用统一帕金森病评级量表(unified Parkinson disease rating scale, UPDRS)<sup>[3]</sup>。此评价方法主要依赖主治医生观察和患者自我感觉,带有较强的主观性。帕金森病的发病年龄主要集中在60岁左右,随着人口老龄化时代的到来,该病的发病率呈逐年上升的趋势<sup>[4]</sup>。因此,寻找有效的方法评价帕金森病患者的步态特征,为临床治疗与康复评估提供有价值的信息,逐渐成为国内外研究人员和临床医生关注的热点。国内外研究人员对步态时空参数、动力学参数、运动学参数,以及下肢表面肌电信号等进行分析<sup>[6-15]</sup>,为帕金森病患者的康复评估提供量化支撑。多数研究机构根据人体解剖学关键点,设置主动或被动红外标识点获取受试者步态信息。但是,由于某些关键部位标识点不易粘贴,运动过程中的某些部位标识点会被遮挡,皮肤弹性导致标识点与皮肤之间会发生相对滑动,严重影响测量精度<sup>[16]</sup>。基于刚体的虚拟标识点的步态测量方法,能够有效降低皮肤滑动带来的测量误差。设立实验组与对照组,实验组包括DBS ON与DBS OFF两组,提取每组步态特征参数,比较组间差异,寻找能显著表征步态变化的参数,借此对患者步态进行评估。

## 1 方法

### 1.1 虚拟点定义原理

假设 $A(x_1, y_1, z_1)$ ,  $B(x_2, y_2, z_2)$ ,  $C(x_3, y_3, z_3)$ 为刚体上不共线三点,  $D(x_i, y_i, z_i)$ 为同一刚体上的任意一点,如图1所示。则 $D$ 点坐标可与 $A, B, C$ 三点坐标构成如下关系式:

图1 虚拟标识点坐标定义原理示意图



当刚体的空间位置发生变动时,标识点 $A, B, C$ ,  $D$ 变为 $A', B', C', D'$ 。由于同一刚体上,标识点间相对位置不变,即式(1)描述的函数关系仍然成立,此时将 $A', B', C'$ 点坐标值代入式(1)可求得 $D'$ 点坐标。

基于上述结论,我们可以制作至少带有3个标识点的刚体模块,通过探针确定虚拟标识点(即 $D$ 点)位置,虚拟标识点相对于刚体的空间位置固定,因此,虚拟标识点的坐标可由刚体上可被拍摄到的三个实体标识点坐标确定。运动过程中,即使虚拟点的位置处在盲区,该点的位置坐标仍可被确定。

### 1.2 实验设计

帕金森病患者11例,男5例,女6例,平均年龄 $(63.64 \pm 5.87)$ 岁。病患均来自于上海市长海医院。正常人5例,男3例,女2例,平均年龄 $(60 \pm 10.2)$ 岁。参加实验的正常人均无运动异常。

如图2所示,依据解剖学原理,我们在单侧下肢股骨大转子,股骨上外髁,腓骨下头外踝,近节趾骨,跟骨结节外侧突处定义五个虚拟标识点<sup>[17]</sup>由于这些解剖学关节处都存在骨骼粗隆,辨识容易,增加了标识点重复设置的准确性和可重复性。虚拟点1和虚拟点2由固定在大腿前侧的刚体1确定。虚拟点3、虚拟点4和虚拟点5由固定在足面的刚体2确定。

如图3所示,进行步态测试时,受试者以平时的

图2 刚体及虚拟标识点设置

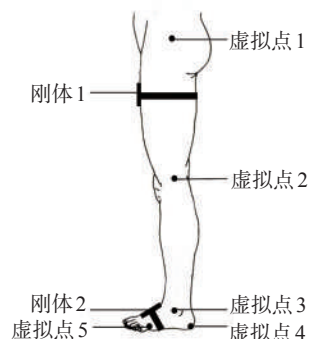


图3 步态测量实验



自然步态面对NDI运动捕捉仪行走,由运动捕捉仪捕捉受试者身上粘贴的标识点在每一时刻的位置。NDI运动捕捉仪正对受试者,刚体的运动范围全部处于位置传感器的测试范围之内。①设置红外标识点,完成后检验标识点是否位于传感器测量范围内。②向受试者介绍测试方法、操作过程及注意事项,并记录受试者性别、年龄、身高、体重等信息。③受试者正面面对运动捕捉仪,以自我感觉最为舒适步态自原远离运动捕捉仪的位置开始行走。④受试者步行超出传感器感知范围后,即刻返回。

DBS的工作状态可通过体外仪器进行控制,且在开机(DBS ON)情况下,患者的症状较轻。本实验中,PD患者将进行两组实验,首先进行DBS开机状态下的步态测量,再进行关机状态(DBS OFF)下的步态测量,两次实验时间间隔一般为0.5—1h<sup>[18]</sup>。实验设备采用加拿大NDI公司的Optotrak Certus System。

## 2 数据处理

数据处理过程主要采用Matlab软件编程实现。

### 2.1 步态参数提取与标准化

由于一次测量包括多个连续的步态周期,在计算步态时空参数之前,需要对原始的实验数据进行周期划分。通常认为足跟首次着地到同侧足跟再次着地之间为一个完整的步态周期,我们以足跟点坐标为依据划分步态周期。人体下肢的运动主要在矢状面内进行(YOZ平面),因此仅考虑髋关节和膝关节的屈曲/伸展自由度以及踝关节背屈/跖屈自由度。我们提取出的步态运动学与时空参数见表1。

表1 步态参数类型与描述

| 步态参数         | 描述                    |
|--------------|-----------------------|
| <b>运动学参数</b> |                       |
| 髋关节转角范围      | 单步态周期内髋关节变化角度极差       |
| 膝关节转角范围      | 单步态周期内膝关节变化角度极差       |
| 踝关节转角范围      | 单步态周期内踝关节变化角度极差       |
| 支撑相比率        | 支撑相时间与步态周期时间比值        |
| 双支撑相比率       | 双支撑相时间与步态周期时间比值       |
| <b>时空参数</b>  |                       |
| 步态周期时间       | 单个周期持续时间              |
| 步长           | 足跟着地处到同侧足跟再次着地处间的线性距离 |
| 步速           | 步行线性距离与时间之比           |
| 步频           | 1min内步态周期数            |

受试人群的个体差异,身高等因素会对步态参数值产生不同程度的影响,为了减小个体差异对实验结果造成的误差,Hof<sup>[19]</sup>提出了对步长,步速,步频等参数的无量纲标准化,本文借助这一方法对上述提取到的步态参数进行标准化处理。

### 2.2 步态参数统计分析

我们采用箱线图来描述三组实验数据。图4为提取出的步态运动学和时空参数绘制成的箱线图。从图中我们可以发现,DBS ON,DBS OFF和Control组的各关节转角幅度值、支撑相比率、双支撑相比率,步长和步速都存在不同程度的差异,为了确定这些差异是否是由受试者状态差异而引起的,我们对DBS ON,DBS OFF和Control的步态参数值进行的组间单因素方差分析,如果 $P$ 值小于0.05,则对比双方存在显著差异。见表2。

## 3 结果与讨论

### 3.1 步态运动学参数分析

本实验提取的步态运动学参数包括下肢各关节转角范围,支撑相比率以及双支撑相比率。由表2可以看出,关机状态下(DBS OFF),患者下肢髋关

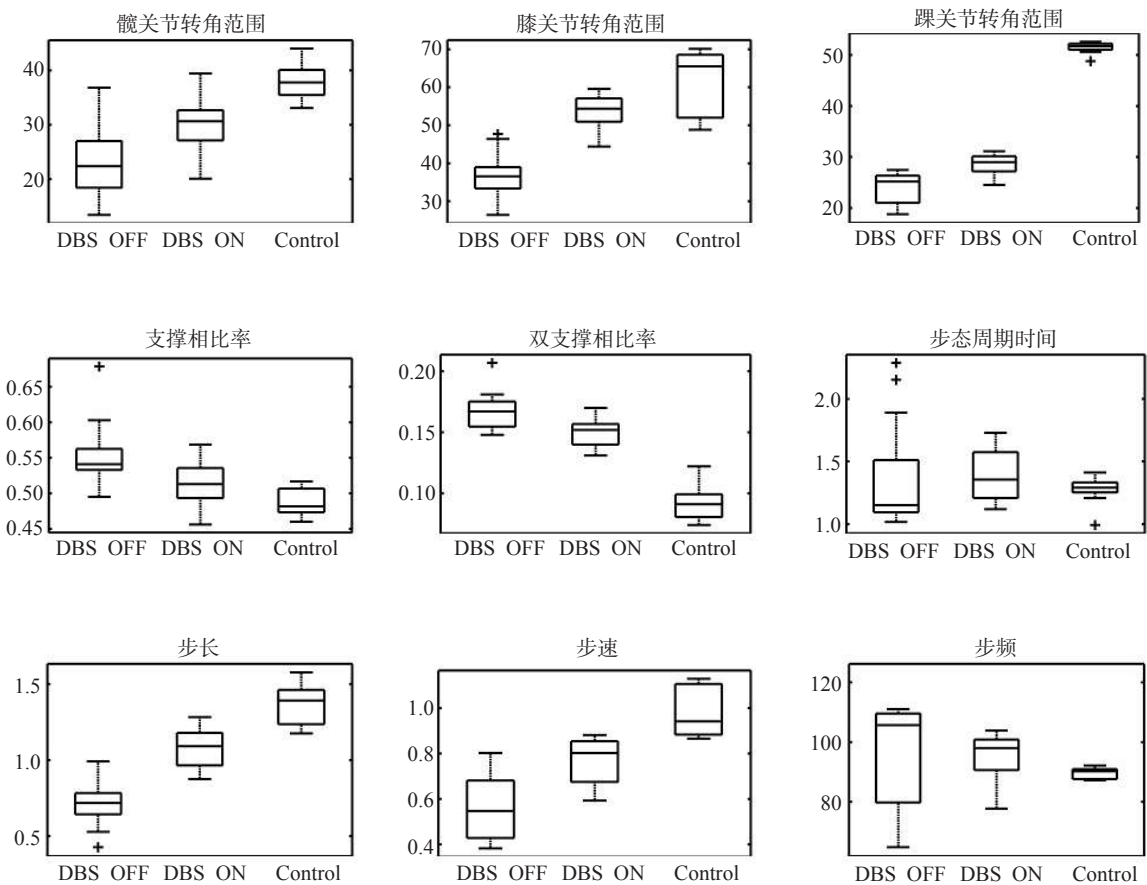
表2 DBS ON/OFF及对照组步态参数值 ( $\bar{x}\pm s$ )

| 步态参数    | DBS OFF组    | DBS ON组    | Control组    |
|---------|-------------|------------|-------------|
| 步态周期时间  | 1.3±0.3     | 1.35±0.20  | 1.28±0.07   |
| 步长      | 0.7±0.1     | 1.07±0.13  | 1.36±0.12   |
| 步速      | 0.57±0.15   | 0.76±0.11  | 0.98±0.12   |
| 步频      | 96.51±19.56 | 94.62±8.88 | 89.53±1.95  |
| 髋关节转角范围 | 17.35±2.04  | 27.05±2.64 | 40.31±1.86  |
| 膝关节转角范围 | 41.47±6.00  | 53.93±4.01 | 67.56±1.89  |
| 踝关节转角范围 | 23.77±2.95  | 28.48±1.83 | 50.76±4.19  |
| 支撑相比率   | 0.56±0.049  | 0.51±0.031 | 0.49±0.020  |
| 双支撑相比率  | 0.17±0.018  | 0.16±0.019 | 0.096±0.018 |

节转角范围显著小于正常组( $P<0.01$ )。开机状态下(DBS ON),患者的关节转角范围仍显著小于正常组( $P<0.01$ ),但与DBS OFF组对比,已有显著提高( $P<0.01$ )。膝关节和踝关节的转角范围也存在这一现象。帕金森病患者肌肉僵直,静止性震颤等症状导致下肢各关节的运动范围严重受限,因而转角范围明显小于正常人,而DBS能够改善患者运动能

力,使得患者在DBS ON状态下的转角幅度显著大于DBS OFF状态,更加接近正常人。DBS OFF组的支撑相比率显著高于Control组( $P<0.05$ )。DBS ON组的支撑相比率同样显著高于Control组( $P<0.05$ ),但低于DBS OFF组。DBS OFF组的双支撑相比率显著高于Control组( $P<0.01$ )。DBS ON组的双支撑相比率仍显著高于Control组( $P<0.01$ ),但与DBS OFF组相比有显著降低( $P<0.01$ )。帕金森病患者支撑相比率与双支撑相比率的显著增大是由于患者步行稳定性差,需要增加支撑时间来保证平衡。通过对DBS OFF,DBS ON及Control组的下肢关节转角范围的对比,我们发现,随着受试者症状的减轻(DBS OFF组受试者症状最为严重,DBS ON组受试者较轻,Control组受试者无帕金森病症状),上述关节角度参数有显著的上升趋势(DBS OFF<DBS ON<Control),而支撑相比率,双支撑相比率则

图4 步态运动学和时空参数绘制成的箱线图





呈下降趋势(DBS OFF>DBS ON>Control)。

### 3.2 步态时空参数分析

由表2,DBS OFF组的步长显著小于Control组( $P<0.01$ ),DBS ON组的步长为 $1.07\pm 0.13$ ,与关机状态下的参数值相比有显著的提高,但仍然小于正常组的 $1.36\pm 0.12$ 。关节转角幅度受限直接影响到步长,因为关节活动范围变小导致足部难以升高到一定高度以完成完整的步态,表现为患者跨步长显著减小,甚至表现出拖拽步态。受步长缩短的影响,患者的步速较之正常人也有显著减小<sup>[19]</sup>。DBS OFF组步速仅为 $0.57\pm 0.15$ ,显著小于Control组的 $0.94\pm 0.11$ ,但DBS ON组的步速为 $0.76\pm 0.11$ ,与DBS OFF组相比有着显著的提高( $P<0.01$ )。多数情况下,帕金森病并未影响到人体对步频的调节能力,而表2中患者的步频与对照组步频间无显著差异,该结果与国外研究人员早先得出的结论相符<sup>[21]</sup>。通过对DBS OFF,DBS ON和Control组的步态时空参数的对比,我们发现随着受试者帕金森病症状的减轻,步长和步速参数值差异明显且呈现上升趋势(DBS OFF<DBS ON<Control)。

本文利用基于虚拟标识点的步态测量方法,并设计实验分别测量帕金森病患者与正常人步态,提取出关节角度、支撑相比率、双支撑相比率、步态周期、步频、步长,步速等步态特征参数。基于实验及分析,上述参数均可作为帕金森病患者康复评估的依据。

### 参考文献

- [1] Parkinson J. An Essay on the Shaking Palsy[M]. London: Sherwood-Neely and Jones,1817.
- [2] Salarian A, Russmann H, Vingerhoets JG, et al. Gait Assessment in Parkinson's Disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring[C]. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, 2004, 51(8):1434—1435.
- [3] Fahn S, Elton RL. "Unified parkinson's disease rating scale," in recent developments in Parkinson's disease [J]. McMillan Health Care, 1987(2):153—163.
- [4] Patricka SK, Denington AA, Gauthier MJA, et al. Quantification of the UPDRS rigidity scale[C]. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, 2001:31—41.
- [5] 袁立伟,王健. 帕金森病患者的步态特征[J].中国康复医学杂志, 2010, 25(6):586—587.
- [6] Zijlstra W, Hof AL. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking[J]. Gait and Posture, 2003(18): 1—10.
- [7] Barth J, Klucken J, Kugler P, et al. Biometric and Mobile Gait Analysis for Early Diagnosis and Therapy Monitoring in Parkinson's Disease[C]. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS. Boston, Massachusetts USA. 2011.
- [8] Ferrarin M, Lopiano L, Rizzone M, et al. Quantitative analysis of gait in Parkinson's[J].Gait Posture, 2002(16):135—148.
- [9] Morris M E, McGinley J, Huxham F. et al. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in parkinson's disease [J]. Gait Posture, 1999(18):461—483.
- [10] Rao AK, Gillman A, Louis ED. Quantitative gait analysis in essential tremor reveals impairments that are maintained into advanced age[J]. Gait Posture, 2011, 34(1):1—13.
- [11] 王萍萍, 王俊.去趋势互相关分析:一种新的步态分析方法[J].生物医学工程, 2012, 29(6):1193—1195.
- [12] Seong-Beom Koh, Kun-Woo Park, Dae-Hie Lee, et al. Gait Analysis in Patients With Parkinson's Disease: Relationship to Clinical Features and Freezing[J]. Journal of Movement Disorders, 2008.10, 1(2):59—64.
- [13] Okuno R, Fujimoto S, Akazawa J, et al. Analysis of spatial temporal plantar pressure pattern during gait in Parkinson's disease[C]. 30th Annual International IEEE EMBS Conference. Vancouver, British Columbia, Canada.2008.
- [14] Fatmehsari YR, Bahrami F. Lempel-Ziv Complexity Criteria for Nonlinear Analysis of Gait in Patients with Parkinson's Disease[C]. 18th Iranian Conference on BioMedical Engineering. 2011:137—140.
- [15] Rissanen SM, Kankaanpää M, Meigal A, et al. Surface EMG and acceleration signals in Parkinson's disease: feature extraction and cluster analysis[J]. Med Biol Eng Comput, 2008, 46(9):849—858.
- [16] Cappozzo A, Catani F, Leardini A, et. al. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artifacts [J]. Clinical Biomechanics.1996, 11(2): 90—100.
- [17] Zijlmans JCM, Poels PJE, Duysens J, et al. Quantitative Gait Analysis in Patients with Vascular Parkinsonism[J]. Movement Disorders, 1996, 11(5): 501—508.
- [18] Temperli P, Ghika J, Villemure JG, et al. How do Parkinsonian signs return after discontinuation of subthalamic DBS [J]. Neurology, 2003, 60:78—81.
- [19] Hof AL. Scaling gait data to body size[J]. Gait & Posture, 1996, 4(222):1—3.
- [20] Morris ME, Iansek R, Matyas TA, et al. The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease[J]. Brain, 1994 (117): 1161—1182.
- [21] Morris ME, Iansek R, Matyas T A, et al. Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease [J], Journal of Neurology, 1994,57(12): 1532—1534.