

# 股四头肌与腓绳肌在痉挛性偏瘫步态中拮抗收缩的动态肌电图研究

中国康复研究中心 恽晓平\* 刘永斌  
加拿大女王大学 Sandra J. Olney

**摘要** 本文目的是提出拮抗收缩曲线 (Co-Contraction Profile, CCP) 的客观评价方法, 并用来测量中风患者步行中作用于膝关节的主动肌和拮抗肌的拮抗收缩水平。应用表面肌电图记录 9 例正常人, 6 例痉挛性偏瘫患者的股四头肌和腓绳肌在步行中的肌电活动。结果显示, 痉挛性偏瘫患者的 CCP 水平除在负重期与正常人的 CCP 达到同样的高峰水平外, 在站立相的大部分时期及迈步相的后期均较正常人的 CCP 水平显著增高 ( $P<0.05$ )。这表明 CCP 评定方法客观, 具有能够揭示拮抗收缩模式变异原因的显著特点, 可作为痉挛治疗前后评价的一种方法。

**关键词** 拮抗收缩曲线; 步态; 偏瘫; 评价; 动态肌电图

## 1 前言

拮抗收缩是指在同一个平面上作用于同一关节的主动肌和拮抗肌的同时收缩<sup>[1]</sup>。在正常情况下, 它参与协调运动和稳定关节的各种活动<sup>[2-3]</sup>; 当某些原因使得高级中枢神经系统受到损害时 (如中风), 则可能出现作用于某一关节的拮抗收缩的异常变化。迄今为止, 对步行中拮抗收缩的评定尚无令人满意的方法<sup>[1,4]</sup>, 对中风病人步行中的拮抗收缩的评价则更是缺乏。本文旨在提出拮抗收缩的评定方法; 并用这种方法评定中风后痉挛性偏瘫患者步行中作用于膝关节的股四头肌和腓绳肌所产生的异常拮抗收缩水平。

## 2 材料与方法

### 2.1 研究对象

痉挛性偏瘫患者的选择标准为: 1) 经 CT 证实为脑血管意外患者; 2) 测试前两周未服用任何抗痉挛药物; 3) 能独立地行走 10 个步行周期; 4) 既往无双下肢手术及肌肉损伤史。病例选自中国康复研究中心, 共 6 例, 其中男 5 例, 女 1 例。年龄范围 47—65 岁。肢体痉挛的临床评价采用

Ashworth 修正量表。其临床特征见表 1。正常对照组 9 例, 其中男 6 例, 女 3 例。年龄范围 54—69 岁。所有受试者无双下肢神经肌肉损伤史; 关节活动度及肌力均正常。测试肌群为股内侧肌、股外侧肌、内侧腓绳肌和外侧腓绳肌。

表 1 痉挛性偏瘫患者的临床特征 (n=6)

受试者	性别	年龄 (岁)	患侧	病程 (天)	Ashworth 分 级
1	男	65	右	384	2
2	男	58	左	192	3
3	男	47	左	192	1+
4	男	52	右	261	3
5	男	56	右	429	2
6	女	52	右	264	3

### 2.2 仪器

动态 EMG 信号检测采用动态 EMG 检测系统。系统主要硬件包括 Ag—AgCl 表面电极, 4 导肌电图仪, 12 位 A/D 转换器, 286 微机 (带 287 协处理器) 及示波器等。

一个脚踏开关系统用于区分步行周期的站立相和迈步相。脚踏开关分别贴置于

\* 邮政编码: 100077 北京  
收稿日期: 1996—03—26

受试侧足跟和脚趾处,以信号标记足首次着地(initial contact)以及足趾离地(toe off)的时间。

三维运动学数据采用 VICON 运动分析系统而获得。

### 2.3 实验步骤

检测在中国康复研究中心运动分析实验室进行。表面电极安装于对照组受试者的右下肢,偏瘫受试者的患侧下肢。首先对受试者电极安装部位(股内侧肌,股外侧肌,内侧腓绳肌,外侧腓绳肌及胫骨表面)进行皮肤处理,然后将每一对 Ag—AgCl 表面电极沿肌腹纵向贴置。一个参考电极置于胫骨表面。脚踏开关贴置于受试侧足底。关节反光标记分别置于受试侧髌前上棘、大转子、股骨外上髁、外踝及第五跖骨头。

为使受试者表现其典型步态,受试者在熟悉测试环境及过程后才开始进行检测。要求每一受试者赤脚在水平走台上行走 4 次,每次行走至少包含 5 个完整的步行周期。对照组受试者被要求在节拍器控制下行走(步频为 63—72 步/分),节拍器速度与痉挛性偏瘫患者组的平均行走速度相匹配;痉挛性偏瘫患者在其自选速度下行走。

行走中的 EMG 及脚踏开关信号应用 AD 软件采集同步记录。EMG 信号由 Ag—AgCl 表面电极获得,通过肌电图仪放大后,经 A/D 转换器转换为数字信号,输入 286 微机并储存于软盘中。EMG 信号的采样频率为 500Hz,采集信号长度为 6 秒。身体各部分的空间位置变化经 3D—VICON 系统记录,模拟信号经 A/D 转换为数字信号后,储存于 PDP—11/50 计算机的磁盘中待分析。

### 2.4 数据处理

#### 2.4.1 EMG 及运动学资料的处理

经 A/D 转换后的原始 EMG 信号采

用 DADiSP3.01 软件进行处理。原始 EMG 信号经全波整流,采用截止频率为 3Hz 的低通滤波器滤波后产生包络线 EMG。将每一步行周期的时间标准定为 100%。每一周期的包络线 EMG 采样点数为 64。应用自编软件计算膝关节在步行周期中的角度位置变化,采样率同 EMG。

#### 2.4.2 拮抗收缩的 EMG 表现—CCP

本文所提出的拮抗收缩分布曲线(Co-contraction profile, CCP)是在包络线 EMG 曲线的基础上产生的。示意图(图 1)说明了 CCP 的产生原理。它在时间概念上是主动肌和拮抗肌同时收缩所产生的包络线 EMG 重叠的部分,其高低水平为同时收缩产生的包络线 EMG 重叠部分的上界。

计算 EMG 拮抗收缩水平的公式如下:

$$\text{EMG 拮抗收缩水平} = \frac{(Q+H) - |Q-H|}{2}$$

公式中, Q 和 H 分别代表股四头肌和腓绳肌在步行周期中所产生的瞬时肌电活动。根据股四头肌和腓绳肌在步行周期中每一点的 EMG 拮抗收缩水平而绘制成拮抗收缩分布曲线(CCP)。EMG 曲线进行归一化处理。数值 1 表明股四头肌和腓绳肌在某一点上产生的拮抗收缩为 100%,而 0 则意味着无拮抗收缩产生。

#### 2.4.3 统计学处理

所有数据进行均值和标准差计算。对照组与痉挛性偏瘫组平均步速进行均数 t 检验,对照组和痉挛性偏瘫组行走所产生的 CCP 结果亦做均数 t 检验。

### 3 结果

#### 3.1 行走速度

各组行走速度的均值,标准差及统计学比较见表 2。结果显示痉挛性偏瘫组的平均行走速度与对照组行走速度无显著性差异 ( $P>0.05$ )。

表 2 对照组和痉挛性偏瘫组的平均行走速度

速度 (m/s)	对照组 (n=9)	偏瘫组 (n=6)	P 值
$\bar{X} \pm SD$	$0.51 \pm 0.10$	$0.44 \pm 0.16$	$t=0.9963$ $P>0.05$

### 3.2 CCP

图 2 为对照组正常人和痉挛性偏瘫组

患者在行走周期中股四头肌与腓绳肌所产生的均值 CCP。统计学比较, 相差显著的时期为阴影部分。结果显示, 正常人和痉挛性偏瘫患者在步行中产生的拮抗收缩, 在大部分站立相以及迈步相后期的一小部分中均有显著性差异, 总占时约为步行周期的 50%。

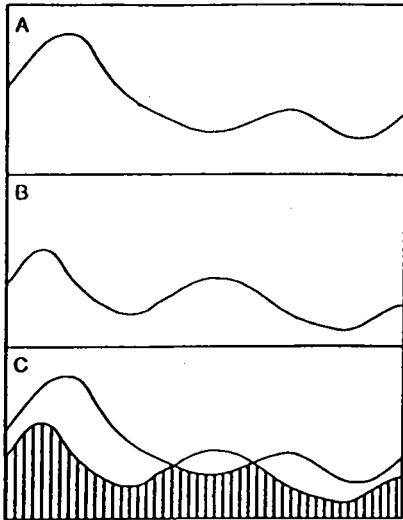


图 1 股四头肌和腓绳肌的动态 EMG 及 CCP 产生的示意图。

A—股四头肌; B—腓绳肌; C—股四头肌和腓绳肌的 EMG 拮抗收缩 (栅栏线示), 粗线标示 CCP 水平

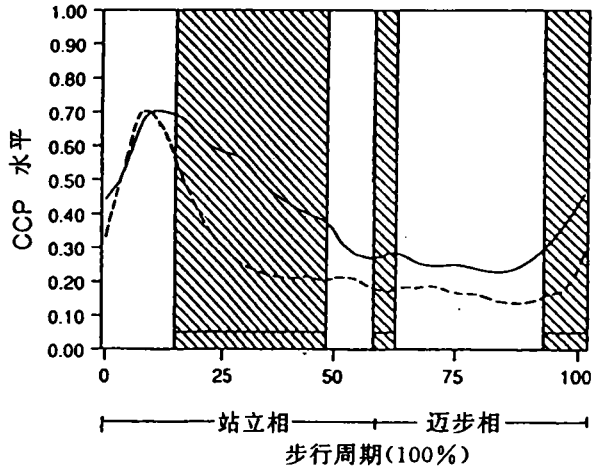


图 2 正常人和痉挛性偏瘫患者步行周期中的 CCP 比较

虚线—正常人 CCP 均值曲线; 实线—痉挛性偏瘫患者 CCP 均值曲线; 斜线—痉挛性偏瘫患者与正常人之间 CCP 具有显著性差异的部分。

## 4 讨论

### 4.1 拮抗收缩的生理功能和正常模式

Baratta 等<sup>[3]</sup> (1988) 应用 EMG 和 Cybex 对 7 例正常人和 17 例运动员进行了在大力缓慢等速关节负荷运动下, 膝关节伸屈肌活动情况的研究。其研究结果显示主动肌与拮抗肌的拮抗收缩有助于关节韧带维持关节稳定性, 同时在分散关节面压力负荷以及调节关节的机械阻抗等方面起到必要的调节性作用。这一研究支持了 Falconer 和 Winter<sup>[4]</sup> (1985) 所提出的观点, 即主动肌和拮抗肌的相互作用并非是

一简单的交互抑制/兴奋支配机制, 它也是功能需要而产生的一种生理现象。图 2 中虚线为正常人行走中所产生的拮抗收缩均值曲线 (CCP)。正常人的 CCP 模式显示出拮抗收缩水平的增高出现在步行周期站立相的负重期 (从足跟首次着地到膝关节达到站立屈曲峰值的一段时间, 约占步行周期的 15%), 峰值达 0.7, 站立中期后 CCP 迅速下降并维持在 0.25—0.15 之间。这一结果解释了为什么在负重期支撑腿能够成功地在一个很小的支撑面上承受身体的重量而不致跪倒。在正常人步行的负重过程

中，股四头肌作为主动肌而进行离心性收缩以控制膝关节屈曲程度；与此同时，拮抗肌腓绳肌的收缩活动水平随主动肌的活动增加而增加以达到抗衡（图 3）。其相互作用的结果表现为拮抗收缩水平的提高，并因此使站立腿膝关节在负重期的稳

定性增加。在站立相中后期及迈步相前中期，支撑腿的负重任务减轻并完成，CCP 则表现为低平台水平。正常人的 CCP 模式更进一步证实了拮抗收缩是与生理功能密切相关的理论。

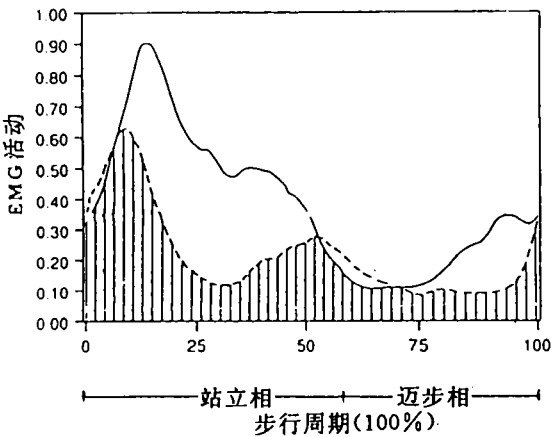


图 3 一正常人行走时股四头肌和腓绳肌的包络线 EMG

实线—腓绳肌；虚线—股四头肌；栅栏线部分—股四头肌和腓绳肌产生的拮抗收缩

4.2 痉挛性偏瘫患者的异常拮抗收缩

与正常人拮抗收缩模式形成鲜明对照，痉挛性偏瘫患者步行时股四头肌和腓绳肌所产生的拮抗收缩曲线在步行周期的 10% 的时间概念上达到了峰值 (0.7) 后并没有象正常人拮抗收缩模式那样陡然下降，而是在站立中期形成缓慢下降的斜坡 (0.7—0.4 之间，图 2)。因而其拮抗收缩水平比以正常人近似速度行走时的 CCP 明显增高。图 4 为一例中风后有严重痉挛患者的股四头肌和腓绳肌在行走中的 EMG 曲线。它记录了这一对拮抗肌在一个步行周期中不同时相的 EMG 活动水平。从 EMG 波形可见，尽管股四头肌肌电活动在负重期达到了与正常人同期的近似峰值 (0.9)，但股四头肌和腓绳肌的活动在站立相中期和迈步相却异常增加并延

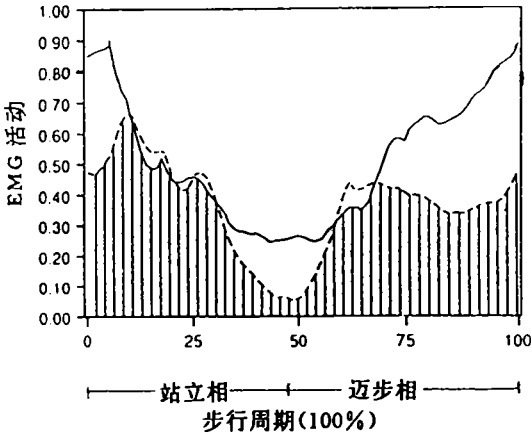


图 4 一痉挛性偏瘫患者行走时股四头肌和腓绳肌的包络线 EMG

长。此时腓绳肌收缩活动的增加是为了试图对抗伸肌（股四头肌）痉挛的一种反应。其结果必然是拮抗收缩的异常增加，CCP 水平增高。这种异常增高的拮抗收缩产生的后果之一是患侧下肢膝关节 ROM 减小或消失。图 5 为同一受试者在步行周期中膝关节活动范围的轨迹图。由图可见，膝关节运动范围明显减少至小于 20 度（正常运动范围约为 60 度）。患者因此而表现为患侧下肢僵硬，站立相后期膝关节完全伸展，迈步相因足趾离地（foot clearance）后向前摆动困难，加之足下垂而出现划圈步态。

4.3 CCP 表示法的应用

这一初步研究首次提出了使用 EMG 拮抗收缩分布曲线 (CCP) 作为评价和解释

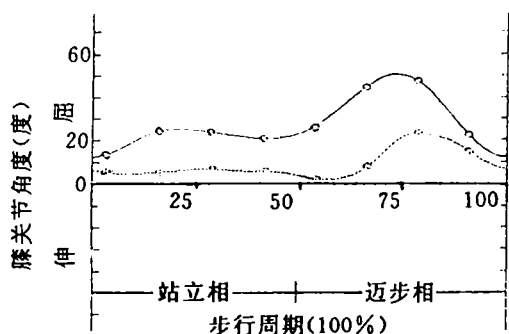


图 5 一痉挛性偏瘫患者步行周期中膝关节角度位移轨迹图(虚线)

实线—正常人步行周期中膝关节角度位移轨迹图

股四头肌和腓绳肌同时收缩的一种客观且直观的测定方法。由于 CCP 表达法使得步行周期中股四头肌和腓绳肌的拮抗收缩水平能够在其所经历的每一个点上得以测定和体现,因而采用此种方法具有若干优点。首先,根据正常的 CCP 模式,可直观地判断受试者的 CCP 形态和水平是否异常,并能指出异常所在,进一步检查这对拮抗肌的 EMG 活动曲线,则可揭示出异常的根源。此外,这种方法对于评定中风后下肢痉挛具有潜在的临床应用价值。痉挛是中风恢复阶段中最常见的异常

表现之一,是一个干扰运动控制引起运动障碍的复杂现象。其在被动运动时表现为牵张反射增加,而在随意运动中则出现拮抗肌群的拮抗收缩异常增加<sup>[1]</sup>。对于痉挛的评定,临床现有的方法主要是检查牵张反射和阵挛。限于检查时须保持休息位,其结果并不能反映随意运动过程中动态肌张力的变化规律及由痉挛所引起的功能损伤的程度。由于中枢神经系统损伤部位和损伤程度的不同,每一个痉挛性偏瘫患者的拮抗收缩模式表现也不尽相同。而 CCP 的优势正在于能够反映并揭示这种差异,同时也监测了随意运动中痉挛的动态变化。因此,CCP 对确定治疗方案、判断某种抗痉挛方法的治疗效果应当具有临床指导意义。

## 5 结论

这一研究提出了评定作用于膝关节的股四头肌和腓绳肌所产生的拮抗收缩的方法。痉挛性偏瘫患者的 CCP 水平比正常人的 CCP 水平为高,其结果在体征上表现为患侧下肢僵硬,迈步相形成划圈步态。CCP 检测拮抗收缩水平不但直观,而且可揭示异常拮抗收缩的原因所在。可视为随意运动中评价痉挛的一种工具。对于确定治疗方案及疗效评价具有指导意义。

## 6 参考文献

- 1 Olney S J. Quantitative evaluation of co-contraction of knee and ankle muscles in normal walking. In: Winter D A, Patla A E, Wells R (Eds.). Biomechanics X. Chicago: Human Kinetics Press, 1984.
- 2 Gatev V. Role of inhibition in the development of motor co-ordination in early childhood. Developmental Medicine and Child Neurology, 1972, 14: 336.
- 3 Baratta R, Solomonow M, Zhou B H, et al. Muscular coactivation: The role of the antagonist, musculature in maintaining knee stability. American Journal of Sports Medicine, 16: 113.
- 4 Falconer K, Winter D A. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. Electromyogram Clinical Neurophysiology, 1985, 25: 135.
- 5 Fung J, Barbeau H. A dynamic EMG profile index to quantify muscular activation disorder in spastic paraparetic gait. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1989, 73: 233.

**A Dynamic EMG Study on Co-contraction of Quadriceps and Hamstrings in Spastic Hemiplegic Gait/Yun Xiaoping, Olney S J, Liu Yongbin// Chinese Journal of Rehabilitation Theory & Practice. —1996, 2 (2): 70~75**

**Abstract** The purpose of this study was to propose a co-contraction profile (CCP) to assess co-contraction of agonist and antagonist muscles about the knee in spastic hemiplegic gait. Surface EMG was recorded from quadriceps and hamstrings of 9 able-bodied subjects and 6 spastic hemiplegic subjects following stroke. Results showed that CCPs were high during weight bearing both in able-bodied subject walking and in subjects with spastic hemiplegia. However, they were higher in most part of stance phase and late swing phase in spastic hemiplegics compared to able-bodied subjects ( $P < 0.05$ ). The study concluded that co-contraction profiles provide descriptive information on the sources of variation in co-contraction, particularly in co-contraction in assessment of spastic hemiparetic subjects following stroke.

**Key words** co-contraction profile; gait; hemiplegia; assessment; dynamic EMG.