

## 亚急性卒中患者的功能性踏车运动：动力学和运动学分析

**摘要：背景** 踏车对于早期卒中平衡能力差的患者来说是一种安全有效的运动方式，当其联合功能性电刺激时会更加有效。踏车联合功能电刺激能有效改善亚急性期偏瘫患者功能，我们的主要研究目的是确定二者联合使用时可量化的生物力学参数。同时我们也将明确哪些患者更适合这样的训练。

**方法：**本研究选取 39 例亚急性卒中偏瘫患者（平均卒中时间 10.9 周），在等长测试中我们记录了主动踏车和电刺激辅助下踏车产生的扭矩曲线。在最大刺激强度下，主动踏车和电刺激辅助踏车以 30 秒的间隔交替进行。我们同时也对踏车运动的做功、流畅度和协调性三项指标做了评价。

**结果：**26%的受试者在功能性电刺激下踏车运动的流畅性得到了改善。只有 8%和 10%患者分别提高了他们的力量和运动的对称性。踏车流畅性和个人产生电磁转矩能力密切相关 (Spearman 秩相关系数= 0.66, P = 0.001)。

**解释：**踏车运动流畅度是电刺激改善患者功能最敏感的参数，这种改善取决于电刺激所能诱发产生扭矩的大小，同时也与患者对电刺激的耐受强度相关。

**关键词：**偏瘫，功能性电刺激，踏车，流畅度，等长力矩，刺激强度

## 1 引言

行走需具备两个重要条件：一是有足够的肌肉力量能稳定髋关节和膝关节，二是需要足够的躯干力量控制坐站。

卒中后部分肌肉出现无力或张力增高，主动肌和拮抗肌之间收缩不平衡，造成患者姿势的不平衡和肢体运动的不协调，从而患者无法正常行走和踏车。所以卒中早期，由于患者无法保持平衡和直立，很少进行步态训练。

踏车训练可以让患者重新学习精细运动和协调运动，同时该训练还有很多其他好处：提高氧耗量、训练耐力、提高抗阻能力、降低收缩期血压。持久的踏车运动也可以防止肌肉萎缩和废用，并逐渐提高肌肉力量。另外，踏车也是一种坐姿训练，对于平衡欠佳的患者来说，这无疑是最安全有效的训练方式。

功能性电刺激（FES）和踏车运动相结合的治疗手段，主要用于诱发瘫痪侧肌肉的主动运动。在中风早期康复阶段使用该方法可以短时间内获得较大的疗效。但是，目前该方法治疗亚急性脑卒中的生物力学参数是未知的。

在保留站立和行走能力的慢性偏瘫患者使用功能性电刺激后的研究中，多数学者主要评测的参数是步速、步频和生理消耗指数。

完全性脊髓损伤患者使用功能性电刺激辅助踏车的训练时，偏重于肌肉力量训练和运动协调性的提高。这和心血管训练类似，都与机械活动的输出功率相关。

直接提高机械功率并不适用于所有踏车训练的患者，必须考虑到一下三个方面（1）：某些卒中患者有部分感觉保留，可能患有卒中后疼痛综合征，所以肌肉电刺激的强度必须被控制；（2）：中风患者往往还保留相当大的力量，即使没有功能电刺激的辅助，也可以主动踏车；（3）这些患者由于单侧肌肉的无力或者肌张力过高常常会产生不协调的运动模式。

本研究的主要目的是确定功能电刺激辅助踏车运动改善亚急性偏瘫患者功能的生物力学参数。我们将通过比较自主踏车和电刺激下踏车的生物力学参数（等长扭矩、输出功率、踏车流畅性、协调性）来得到这些指标。

本研究的第二个目标是解释为什么功能电刺激辅助踏车能够可以改善患者的生物力学参数。我们假设生物力学参数的改善主要依赖电刺激诱发的扭矩，而扭矩的大小又取决于患者能耐受的最大刺激强度和双腿主动运动产生的扭矩。

## 2 方法

### 2.1. 实验对象

研究选取39例亚急性偏瘫患者，平均年龄68.7岁(SD 10.9)，平均病程10.9周(SD 5.9)，表1是受试者的基本情况，患者的平均Barthel指数为28.1（SD 19）。纳入患者具备以下特点：他们功能障碍程度从轻度损害到行动完全依靠轮椅不等（功能性步行评估平均得分0.8，SD 1.1）；多数患者不能独立站立，因此不适宜平板训练；所有患者伸膝的时候有轻度肌张力

增高（改良Ashworth肌张力评分1.2，SD 1.1）；部分感觉保留；能够简单的执行命令。

Table 1  
Study participants

ID	Age	Gender	Time since stroke (w)	Paretic side	Standing coordination	Functional ambulation classification (5)	Barthel-Index (100)	Sensibility LE: touch, pain, vibration	Modified Ashworth Scale
1	61	m	5	R	FU	1	15	(-)(-)(-)	1+
2	74	m	24	R	n.m.	0	55	n.m.	1
3	79	m	4	R	SS	0	20	(x)(x)(-)	1
4	77	f	8	L	FU	1	40	(x)(x)(x)	1
5	73	f	14	L	SS	0	50	(-)(-)(-)	0
6	74	m	8	R	FU	0	30	(-)(-)(-)	3
7	48	f	4	R	SS	1	42	(-)(-)(-)	1
8	63	m	12	L	SS	1	30	(-)(-)(-)	1
9	77	m	12	R	SS	1	15	(x)(x)(-)	1
10	78	m	9	L	FU	2	25	(-)(x)(-)	1
11	54	f	13	R	FS	2	65	n.m.	1
12	53	m	7	R	FU	2	50	(-)(-)(-)	1+
13	78	f	5	L	n.m.	0	15	(o)(o)(o)	1+
14	78	m	8	L	FU	1	40	(-)(-)(-)	1
15	71	m	11	R	SS	0	25	(x)(x)(x)	0
16	57	m	9	L	FU	0	30	(-)(-)(-)	2
17	56	m	14	L	n.m.	0	5	(-)(-)(-)	3
18	76	m	16	R	FU	2	30	(-)(-)(-)	2
19	76	m	12	R	SU	0	5	(-)(-)(-)	2
20	71	m	11	L	FU	1	20	(-)(-)(-)	0
21	89	f	24	R	SU	1	40	(x)(x)(-)	0
22	77	m	5	L	FS	1	35	(?)(x)(-)	1
23	60	f	4	L	SU	0	5	(x)(x)(-)	1+
24	60	f	9	L	n.m.	0	30	(-)(-)(-)	0
25	74	f	4	R	SU	0	30	(-)(-)(-)	1
26	81	m	19	L	n.m.	0	0	(-)(-)(-)	1+
27	78	m	24	L	n.m.	0	20	(-)(-)(-)	0
28	60	m	12	L	SU	1	35	(-)(-)(?)	2
29	81	f	12	R	n.m.	0	0	n.m.	4
30	72	f	7	L	FS	3	25	(x)(x)(-)	1
31	71	f	6	L	FU	0	15	(x)(x)(-)	1
32	50	f	5	R	n.m.	0	5	(-)(-)(o)	1+
33	61	m	11	R	FS	4	65	(-)(x)(-)	1+
34	73	m	11	L	SU	0	5	(-)(-)(?)	1+
35	72	m	4	R	SS	n.m.	40	(x)(x)(x)	1
36	76	f	14	L	SS	1	10	(-)(-)(-)	0
37	67	m	25	R	SU	0	35	n.m.	n.m.
38	69	m	11	R	FS	3	55	(x)(x)(-)	1
39	41	f	6	R	FU	0	40	(x)(-)(-)	0

表1: 纳入患者基本情况。缩写含义: LE, 下肢; (x) 正常; (-) 中等程度减少; (-) 明显减少; (0)不存在; (?)无法确定; n.m., 未测; FS: 无辅助站立稳定; FU: 无辅助站立不稳; SU: 辅助站立不稳; SS: 辅助站立稳定。

## 2.2. 实验设计

参与这个横向研究的每个受试者先做一次静测试，再做动态试验。

## 2.3. 刺激部位和功率（Stimulation）

在踏车测功仪上给予患者的股四头肌和腘绳肌电刺激。等长测试时，我们只给予患侧的股四头肌电刺激。大小为4.5 \* 9.5 cm<sup>2</sup>的电极片放置在每块肌肉的近端和远端（Flextrode, Krauth + Timmermann Ltd., Hamburg, Germany）。我们用8通道的电刺激器（Motionstim, Krauth + Timmermann Ltd., Hamburg, Germany）（方波，频率20 Hz；最大脉冲幅度127mA；恒定的脉冲宽度300 uS）。该刺激参数是目前认为最适宜的参数。

在踏车等长测试和测力试验中，刺激器给予患侧肌肉适当的刺激，使肌肉收缩达到可以蹬车的力量。一些研究人员认为低强度的刺激可以提高踏车力量，然而大部分研究认为最大刺激才能提高力量。因此本实验中我们给予受试者能耐受的最大刺激。

## 2.4. 等长测试（Isometric measurements）

我们用固定的三轮车作为等长测量工具，腿部用矫形器固定在矢状面运动，传感器收集患者双腿作用在脚踏板的压力（o-tec Ltd. Kraft- und Leistungssysteme, Bensheim, Germany），

当压力分别为20.6, 31.7 and 63.4牛顿的时候记录和校准。正常压力是1千牛顿，与之相应的曲柄扭矩是0.15牛·米。踝关节固定90度，通过小腿和踝足矫形器限制患者的下肢在矢状面上活动。

最大电刺激患侧股四头肌群，产生了最大踏车力量。三轮车的曲轴角度可以手动设置，约 100 度的曲轴角度可以使双腿产生最大等长力矩。记录左腿最大扭矩在曲柄角 75，100 和 125 度（右腿的相应值分别为 255，280，和 305 度）。首先在固定的曲轴转角位置产生最大的等长等距扭矩并记录下峰值。然后嘱患者放松，电刺激强度由 5mA 逐渐增大至最大耐受强度。记录下电刺激下的峰值扭矩及相应的电流强度。计算其平均峰值扭矩和刺激强度

## 2.5. 测功仪测量（Ergometric measurements）

我们在固定的电磁制动器（TACX 1680, TACX Ltd., BW Wassenaar, Holland）上完成动态测试。传感器记录下扭矩从0.15牛·米到7.30牛·米时各个参数，该范围患者以40 - 80 rpm的转速蹬车10分钟，患者可以耐受而无筋疲力尽感。首先患者自主尽力蹬车两分钟适应，接下来8分钟每30秒交替一次尽力自主踏车和电刺激辅助踏车。在每个30秒运动周期中的后15秒我们记录相应的数据。视觉可感知的蹬车流畅度（僵硬指数，roughness index, RI, 见下述）在可以测得的最小差异是10，因此在8次运动记录值中我们找出最小差异值为10的次数。我们指导患者尽量做到平稳踏车。记录曲柄角位置和切向力、步频、扭矩、流畅性和对称性。步频依靠曲柄转速来计算。Chen等学者提出的测量蹬踏流畅度的方法，他们所记录的是沿踏车周期起伏的曲线。最高级为10级，代表最平滑的曲线（图1a）。

僵硬指数（The roughness index, RI）的定义为每个瞬时转速的曲率总和：

$$RI = \sum_1^{360} dR/ds,$$

R是瞬时速度，S是曲柄位置（角度）。在较为平滑的运动中，RI值接近0。为了描述运动的对称性，Chen等学者又提出了对称指数（symmetry index, SI）的概念。用以下公式计算双下肢活动中曲轴运动轨迹相关系数：

$$SI = \max_j |c_{xx}(j)|,$$

j表示在360°一周的运动中两个曲轴力矩峰值对应的角度差。最高的SI值是1，表示最高的运动对称性（图1b）。Chen等学者用肌电图间接的评估力矩并计算得出SI。

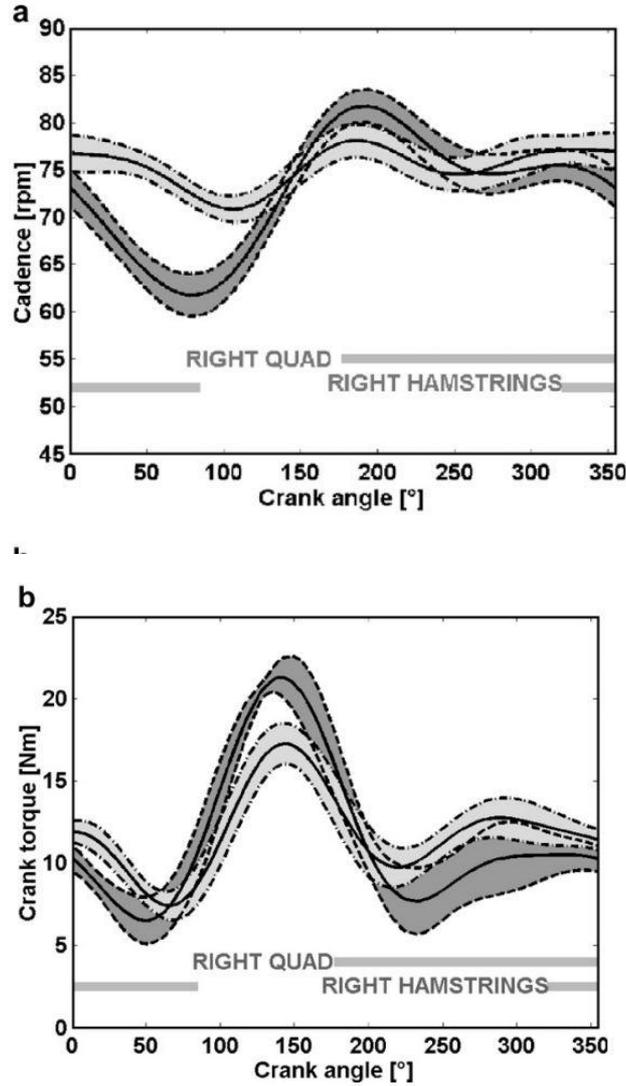


图1a: 步频(转速)变化曲线, b: 曲柄扭矩变化曲线。灰带代表主动运动, 黑带代表电刺激下运动。虚线和实线分别构成的阴影部分表示在平均基线上的加减。0度表示左后方曲柄的起始位置, 灰色水平线分别代表电刺激的股四头肌和腘绳肌的时刻。在图1b所示中, 该患者为右侧肢体偏瘫, 单纯的主动踏车运动中产生不对称的扭矩, SI的均值为0.11 (SD0.03), 而在电刺激辅助下SI的均值为0.2 (SD 0.09), 因此电刺激辅助对运动的对称性是有益的 ( $p=0.04$ )。在图1b所示中, 患者单纯主动蹬车的RI值43 (SD 4), 而在电刺激下RI值是23 (SD 4), 有统计学意义 ( $p=0.04$ )。

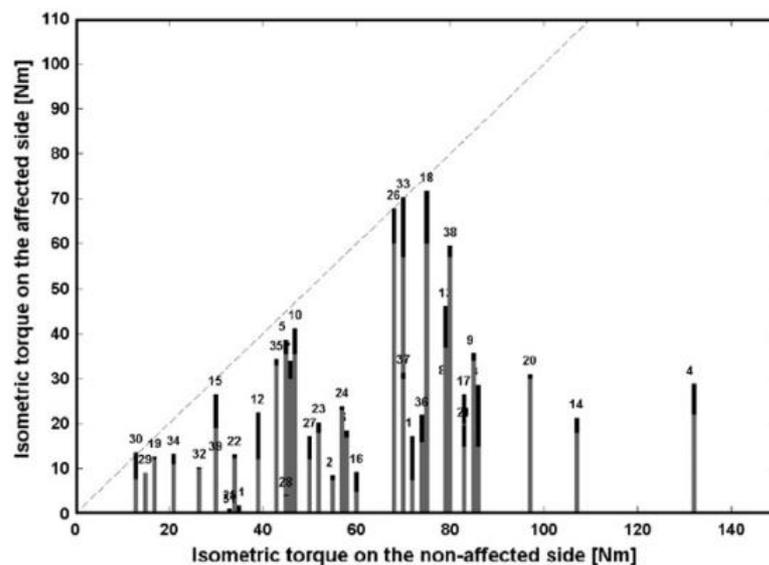
## 2.6. 统计分析 (Statistical analysis)

用相关分析和回归分析来确定患者双腿主动产生的扭矩和电诱发产生的扭矩之间的关系以及电诱发扭矩和最大耐受刺激强度之间的关系。我们用回归和相关分析评估功能性电刺激对踏车做功、僵硬程度 (RI) 和对称性 (SI) 的影响。我们使用配对秩和检验和spearman相关和回归分析计算各个参数。所有统计用Statistics Toolbox in Matlab V.6.1.0. 完成(The MathWorks Inc, Natick, USA)。

### 3. 结果

#### 3.1. 等长测量 (Isometric measurements)

图2显示了双侧主动踏车和电刺激辅助下患侧踏车时诱发的曲柄扭矩,该图显示了两侧下肢运动中产生力矩的对称程度。正常人的曲线如图是一条虚线:  $x=y$ 。但是即使是完全健康的人,双腿用力也未必对称。约有39%的偏瘫患者健侧和患侧不对称 (SD 25, 范围 0 - 88%), 因为随意扭矩在健侧 (均数57 N m, SD 27) 和患侧 (均数21 N m, SD 16) 都有较大的变异性。电刺激扭矩平均值为4.0 N m (SD 4.1, 范围 0 - 13.6 N m)。最大扭矩在最大刺激强度 60.8 mA (SD 30.0)时获得。



图二: 条状图编码都代表患者编号。灰色柱表示主动踏车等长扭矩: 横坐标代表健侧, 纵向代表患侧。黑色条形代表患侧肢体在电刺激下踏车诱发扭矩。虚线表示标准的对称扭矩, 用  $y = x$  表示。

#### 3.2. 测功仪测试 (Ergometric measurements)

##### 3.2.1. 功率 (Power)

受试者主动踏车平均功率为51瓦, 电刺激踏车平均功率53瓦。只有三名患者的功率在电刺激下显著升高 (18, 33, 36号患者)。

##### 3.2.3 流畅性 (Smoothness)

受试者的流畅性用RI值评估, 在有电刺激辅助下, RI值从主动收缩时的43.8 (SD 20.4) 下降至 37.6 (SD 16.8)。综合分析RI值改善为 6.2 (SD 11.7)。图3分析显示, 在功能性电刺激下 (平均强度 83 mA, SD 27), 39例患者中有10名踏车流畅度显著改善 ( $P < 0.05$ ), 仍有29名患者的RI无明显变化。踏车的流畅度数据显示, 主动蹬踏的曲轴转速低于电刺激辅助下踏车转速。电诱发力矩越大的患者, 其流畅度越高。29名流畅度无明显改善的患者其电诱发力矩很小。

### 3.2.4. 协调性 (Symmetry)

主动踏车和电刺激辅助踏车的SI值分别是0.13 (SD 0.11) 和0.18 (SD 0.14)。电刺激踏车的SI值增加了0.04, 主动踏车39位患者中只有4名平均协调值增加。因此做功能力的改善( $\Delta P$ ) 和电刺激辅助下踏车协调性的改善 ( $\Delta SI$ ) 没有相关性。

### 3.2.5. 踏车流畅度改善和电刺激诱发力矩变化值的关系

分析所有受试者数据, 踏车流畅度( $\Delta RI$ )和电刺激产生的等长力矩 ( $\Delta T$ )密切相关, (斯皮尔曼等级相关系数=0.66,  $P = 0.001$ )。相应的线性回归分析表明,  $\Delta RI$ 方差的70%可由 $\Delta T$ 方差很好的解释。图3表明, 受试者可以分为两组: RI显著改善组(10例) 和没有改善(29例)。如果只对这10名RI显著改善患者进行相关性分析的话, 皮尔曼等级相关系数达0.94。而RI无改善组的 $\Delta RI$  and  $\Delta T$  无相关性 ( $P > 0.1$ )。

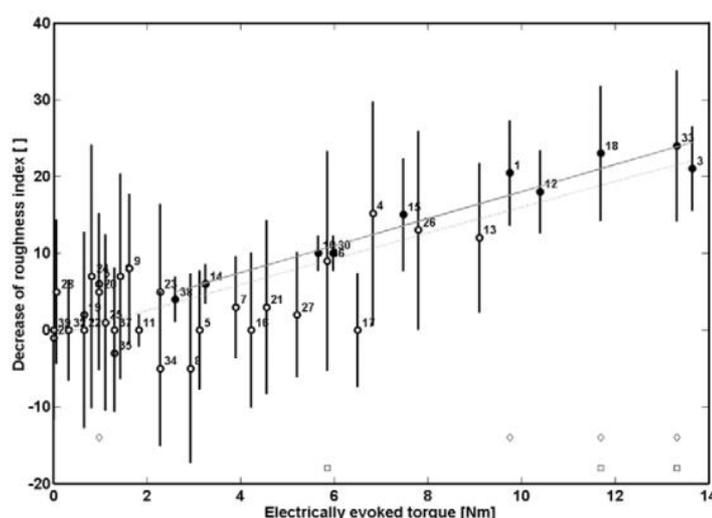


图3: 踏车流畅度改善( $\Delta RI$ )和电刺激诱发力矩变化值( $\Delta T$ )的关系图。圆圈数字代表患者编号。实心圈表示 $\Delta RI$ 有显著差异, 空心圈表示 $\Delta RI$ 无显著差异。进行两次回归分析: 灰色虚线表示所有39例患者的回归分析结果, 灰色连续线表示RI显著改善患者的回归分析结果。4位患者显著改善了流畅度 (菱形表示), 3位患者显著改善了做功 (方框表示)。

## 4. 讨论

有研究表明踏车运动可以提高脊髓损伤患者耐力和力量, 但是只有在功能性电刺激辅助下更流畅的踏车才能取得显著疗效。

一直以来我们都不清楚踏车运动的生物力学参数, 现在已经明确, 对于偏瘫患者来说, 踏车的流畅度 (RI值) 是最敏感和最合适的参数

电刺激辅助踏车训练的39例亚急性偏瘫患者, 有10名患者僵硬度 (RI) 显著下降, 3-4名患者运动对称性和力量有所提高 (约占总数的8%—10%), 因此, 虽然功能性电刺激辅助踏车运动可以改善偏瘫患者的功能, 但是我们的试验结果并不像先前文献中描述的那样乐观。之所以产生这种差异可能是由于先前研究纳入的试验对象较少, 且是慢性偏瘫患者 (13例平均卒中后25月的患者), 而我们的试验选取了平均卒中后10.9周的患者。

定量运动学分析显示，在51w的负荷下主动踏车流畅性较差(平均RI值 43.8, SD 20.4) , 这和Chen等人的研究不符合。他们认为RI值在32-43、负荷90 - 180 W 时才会有踏车的不流畅。因为卒中后早期患者的患侧腿无力，只能承受少量负荷的踏车运动。同时健侧腿可以充分帮助患腿完成踏车。大多数情况下，功能性电刺激并没有给患侧腿提供很大的帮助，主要是健侧腿辅助下完了踏车。因此电刺激患侧时，力量提高的很少。

动力学分析显示主动踏车时用力明显不对称 (平均SI值0.13, SD 0.11)。此外，给患者患腿予以额外刺激后SI改善并不明显(39个患者中只有4例有改善)，此结果和Chen等人的研究不一致。产生这样的原因可能和我们对于SI值定义的不同有关系。关于对称指数，先前的研究用线性肌电信号 ( linear envelope EMG) 推算，而我们的研究使用动态力矩作为SI的计算依据。依靠肌电信号推算SI值需要复杂的装置记录脉冲电信号，这在偏瘫患者踏车运动中应用时是困难的。

关于力量 and 对称性是否得以改善的问题在许多研究中多次被提出。Yan等人发现亚急性偏瘫患者为期三周的每周五次、每次30分钟的功能电刺激，使患者等长收缩力明显增加。因需要长期的功能电刺激来提高患者的力量、协调性和流畅度。

本研究的第二个目标是确定为什么部分患者卒中后早期康复可以改善蹬踏流畅度 (39位患者中有10位等到了改善) 而其他患者却不行。这个问题的答案将明确功能性电刺激辅助踏车训练对哪些偏瘫患者最合适。

图3表明，在研究偏瘫患者的踏车运动动力学时必须考虑到两种不同机制。29名无改善的患者一般能耐受的刺激强度也较低，诱发的扭矩较小。这些患者中我们只观察到了没有统计学意义的运动学参数改善，这也许是由于电刺激在这些患者中容易诱发疼痛造成的。其余10名患者的动力学显著改善主要归功于机械因素：电刺激后肌肉顺应性增加，激活瘫痪肌肉产生较大的力矩。这主要取决于个体对刺激的敏感度，同时还取决于健侧腿的蹬车的力矩。由于每个人对刺激的耐受度不同，可以推算出多大的刺激可以产生最大的扭矩。亚急性中风患者患腿大约有50%肌肉可以激活，我们研究发现可以在患侧下肢所能产生的最大力矩平均值是42 Nm，而其中只有10%的力矩 (4Nm) 可以由20 Hz, 61 mA的电流刺激诱发。这是目前我们所知道的引起最小疼痛、诱发最大力矩的电流参数。

## 5. 结论

相比较增加力量而言，功能电刺激联合踏车可以使亚急性卒中患者的运动流畅性获得更多的改善。因此对于亚急性卒中患者来说，功能性电刺激辅助踏车运动训练可加强患者下肢力量的平衡、提高踏车的控制能力。从生物力学来看，功能电刺激辅助踏车训练对于大约四分之一的早期卒中患者是一个有益的治疗。

还需要进一步研究明确是否长期反复的生物力学刺激比单纯的感觉刺激更有效。