

一种改善蹲伏步态膝关节控制的功能性电刺激系统

Sam Khamis, Raz Martikaro, Shlomo Wientroub, Yoram Hemo, Shlomo Hayek

摘要

背景：蹲伏步态是脑瘫（CP, cerebral palsy）儿童的主要矢状面异常状态。它被定义为整个站立阶段过度踝关节背屈和膝关节和髌关节屈曲的组合。据我们所知，功能性电刺激（FES, Functional Electrical Stimulation）尚未用于降低 CP 受试者蹲伏步态的严重程度，或帮助下肢伸展。

目的：评估 FES 对股四头肌的短期和长期影响，以防止蹲伏步态，并在支撑相实现踝关节屈曲，膝关节和髌关节伸展。

方法：对一名被诊断患有脑瘫双瘫[大运动功能分类系统（GMFCS）II 级]的 18 岁男孩进行评估。NESS L300_ Plus 神经假体系统为股四头肌提供电刺激。使用测量步态运动学和时空参数的八摄像机系统进行三维步态分析，同时受试者仅使用地面反应踝足矫形器（GRAFO）并使用 FES 装置行走。

结果：使用 FES 装置行走时，患者膝关节伸展在站立中期增加，并且在支撑相增加膝关节最大伸展。此外，在调整 FES 装置后，患者能够立即以“摆过步”模式上下楼梯。

结论：本报告表明，股四头肌的 FES 可能会影响膝关节伸展的姿势并减少蹲伏步态，这取决于髌关节足够的被动运动范围，膝关节伸展和跖屈。这些结果需要进一步研究加以验证。

关键词：脑瘫、蹲伏步态、功能性电刺激

引言

脑瘫（CP, cerebral palsy）是儿童上运动神经元损伤的最常见原因，引起肌肉痉挛和肌腱挛

缩，最终形成骨骼变形、肌肉萎缩及精细运动控制功能的丧失。Rodda 等人和 Kerr Graham 提出了一种算法，用来分类痉挛性双瘫患者的矢状面步态模式[1, 2]。蹲伏步态是该类患者矢状面步态的主要异常状态，通常将其定义为整个支撑相过度踝关节背屈和膝、髋关节屈曲的组合。这种步态在患有严重双侧脑瘫和四肢瘫的儿童中很常见。蹲伏步态在青少年的生长发育过程中往往进展迅速。行走辅助工具对于改善蹲伏步态至关重要[3]。

蹲伏步态产生的可能原因有以下几点：骨骼畸形导致的杠杆臂功能障碍[4, 5]，屈髋肌群过度紧张[6-9]以及肌肉萎缩[5, 10-13]。蹲伏步态产生的最常见原因是小腿三头肌过伸，导致下肢小腿三头肌伸展功能的显著减弱[3]。蹲伏步态也有可能是 CP 儿童残疾的自然发展过程。[1, 3]

有些患者为了纠正严重的蹲伏步态，接受了多层次的外科矫形手术[14, 15]。手术干预的结果各不相同[13, 16]。目前对于蹲伏步态的治疗方案选择十分有限，且大多依赖于传统保守治疗。加强伸肌力量，尤其是臀大肌，可能有助于改善髋、膝关节的伸展功能[13]。

矫形器的使用对于预防蹲伏步态至关重要。矫形器，如地面反应踝足矫形器(GRAFO, Ground Reaction Ankle Foot Orthotics)，可用于增强膝关节的伸展功能。这类矫形器常常会引起不适、局部疼痛和功能障碍。为了使 GRAFO 类矫形器有效工作，杠杆臂必须调节在正常值范围内[17]。

功能性电刺激(FES)是一种众所周知的康复干预措施，多年来被用于增强行走过程中的肌肉群。该系统的目的是在适当的时间增强适当的肌肉群。因此，刺激器与步态周期之间的准确同步至关重要。FES 主要用于控制踝背屈肌肉以防止摆动相的足下垂[18, 19]。腓神经 FES

由于其可行性强、操作简单、步态同步性强而被广泛使用。

本研究的目的是评估股四头肌 FES 对于预防蹲伏步态、实现支撑相踝关节跖屈和髌膝关节伸展的短期及长期效应。评估对象为患有蹲伏步态的双侧脑瘫儿童。

方法

受试者及试验方案

受试者是一名被诊断患有双侧脑瘫[大运动功能分类系统 (GMFCS) II 级]，没有认知障碍的 18 岁男孩，具有独立的日常生活能力。过去 9 年时间里，他佩戴了双侧的 GRAFO 并且使用双侧四脚手杖辅助室外步行。当他在室内时，他无需任何矫形器就可以行走。需要长途转移时，他会使用轮椅或者电动车。他对目前状况的主要不满有以下几点：肌肉萎缩，长时间站立和行走有困难，上下楼梯有困难以及对矫形器的依赖。临床检查提示他有双侧髌关节屈曲挛缩 (Thomas 试验 25°)，双侧膝关节被动伸展欠 5° ，双侧主动伸膝欠 30° ，中足严重过度旋前，导致足外侧过度前移。徒手肌力测定显示有严重的肌肉萎缩：双侧髌关节伸肌无力 (2/5)，双侧膝关节伸肌无力 (4/5)，小腿三头肌无力 (2/5)。没有发现患有高位髌骨的证据。

FES

我们使用的是 NESS L300_ Plus 神经假性刺激系统(Bioness Inc., Valencia, CA, USA)，该系统向腓总神经、腓绳肌和股四头肌提供电刺激 (Fig. 1)。本次试验我们使用 NESS 系统对股四头肌进行电刺激。正如 Hausdorff 和 Ring [21]所述，这个系统主要由三个通过射频信号进行通信的组件：(1) 一个远程装置使得患者可以控制该系统；(2) 一个将电极包绕在大腿上的集成电刺激装置(两个椭圆形布电极一上一下包绕大腿放置于股四头肌上方用以伸展膝

关节，近端 130*75mm，远端 120*63mm) [22]; (3) 一个放置于足底的的压力步态传感器，用于检测脚跟和脚趾的离地。使用一定的算法分析步态传感器的数据，然后将信息传输到刺激单元，以在适当的时间和精确的步态周期诱发膝关节伸展[10]。必要的时候临床医师可以使用掌上电脑 (PDA) 来调节刺激强度、脉冲频率和步态参数。根据临床医师的设定，大腿刺激 (股四头肌) 可以在步态周期的任何一段开始和结束[22]。

Fig. 1 The NESS L300[®] Plus neuroprosthesis system (NESS Ltd., Ra'anana, Israel), generating electrical stimulations to the quadriceps muscles



步态分析系统

我们使用一套 8 个摄像头组成的频率 100Hz 的摄像系统 (Vicon MX Giganet motion analysis system, Oxford Metrics, UK) 及一个 3.5m-3.5m-2.5m 的捕获器进行三维步态分析。根据 Vicon 基于 Murali Kadaba 和 Helen Hayes 医院的研究工作[23, 24]开发的生物力学模型 Plug-In-Gait，在解剖标志上放置反光标志来捕捉步态表现。

评估方案

在“步态实验室”的初步评估 (T1)，即使用三维系统分析受试者赤足并佩戴他的 GRAFOs 在 12 米长的人行道上进行自选速度步行的步态。

在初步评估后 2 个月 (T2)，受试者的股四头肌上安装了一个 FES 装置。在调试阶段，我们设置了恰当的刺激参数和刺激时间。股四头肌刺激时间被设定在足跟着地之后到摆动前期。电刺激使用对称波形，相位持续时间为 300 μ s，脉冲频率为 40 Hz，强度为 40 ma。安装 FES

装置后，受试者在数据采集之前练习了 20 分钟戴装置行走。完成调试阶段后，受试者使用该系统的跑步机上进行训练。受试者每日佩戴装置步行 25 分钟，并坐着训练 20 分钟。两个月后，他每天用 FES 设备行走 30 分钟，并且爬两段楼梯。经过 6 个月的训练 (T3)，他在步态实验室接受了评估。

在 T2 阶段，受试者分别在装配 FES 和不装配 FES 的情况下接受评估 (仅在穿鞋状态)。在 T3 阶段，受试者分别在 4 种情况下接受评估：赤足 (不佩戴任何装置)、佩戴 GRAFOs、装配 FES 和仅穿鞋不装配 FES 状态)。我们的目的是在整个支撑相和站立中期比较不同条件下和不同佩戴装置对于最大膝、髌关节伸展和踝关节跖屈的影响。比较时空参数以评估功能效应。除了步行步态评估之外，在 T2 和 T3 阶段我们评估了他上下楼梯的能力。

结果

表 1、2 和 3 总结了受试者在步态实验室记录的运动学结果与正常发育人群 (typically developed, TD) 的比较。Fig. 2 显示了 T3 阶段左右膝关节的矢状面运动。

Table 1 Sagittal plane kinematic measures of the knee at T1 [mean \pm standard deviation (SD)] compared to typically developed (TD) subjects (mean \pm SD)

	T1				TD
	Barefoot		GRAFO		
	Left	Right	Left	Right	
Maximal knee extension at midstance (°)	36.35 (1.29)	32.08 (1.98)	39.64 (2.40)	34.01 (1.78)	8.95 (1.89)
Maximal knee extension at the stance phase (°)	33.01 (0.08)	30.74 (0.98)	36.24 (1.83)	32.15 (1.55)	8.86 (2.15)

Table 2 Sagittal plane kinematic measures of the ankle and knee at T2 compared to TD subjects (mean \pm SD)

	T2				TD
	Shod		FES		
	Left	Right	Left	Right	
Maximal dorsiflexion at midstance (°)	21.50 (0.95)	16.18 (0.37)	19.17 (1.95)	15.60 (0.72)	17.61 (1.22)
Maximal dorsiflexion at the stance phase (°)	31.44 (0.29)	24.43 (1.11)	28.80 (0.55)	21.74 (0.933)	19.19 (1.83)
Maximal knee extension at midstance (°)	39.16 (0.96)	37.36 (1.33)	33.23 (0.35)	36.26 (0.85)	8.95 (1.89)
Maximal knee extension at the stance phase (°)	38.63 (1.09)	37.23 (1.22)	32.36 (0.67)	34.44 (0.16)	8.86 (2.15)

Table 3 Sagittal plane kinematic measures of the ankle and knee at T3 compared to TD subjects (mean \pm SD)

	T3						TD
	GRAFO		Shod		FES		
	Left	Right	Left	Right	Left	Right	
Maximal dorsiflexion at midstance ($^{\circ}$)	18.55 (1.55)	15.53 (1.54)	14.05 (1.59)	16.25 (1.19)	11.18 (0.84)	15.78 (0.29)	17.61 (1.22)
Maximal dorsiflexion at the stance phase ($^{\circ}$)	25.55 (0.38)	21.37 (0.71)	31.44 (1.58)	30.75 (0.55)	30.32 (1.20)	30.44 (0.25)	19.19 (1.83)
Maximal knee extension at midstance ($^{\circ}$)	38.03 (1.12)	34.99 (0.67)	34.99 (0.86)	35.22 (1.44)	33.42 (1.58)	33.45 (1.50)	8.95 (1.89)
Maximal knee extension at the stance phase ($^{\circ}$)	36.69 (1.38)	34.26 (0.45)	33.71 (0.64)	34.29 (1.47)	32.65 (1.09)	31.04 (0.75)	8.86 (2.15)

T1 阶段，赤足与 GRAFOs 的比较 (表 1)

在 T1 阶段，受试者表现出严重的蹲伏步态模式，站立中期左膝弯曲 36.35° ，右膝弯曲 32.08° 。

在 T1 阶段，佩戴 GRAFOs 无法改善膝关节的运动能力。膝关节伸展度在站立中期有所减少，支撑相膝关节最大伸展度也有下降。在站立中期左膝弯曲度增加了 3.29° ，右膝弯曲度增加了 1.93° ，而支撑相的最大膝关节伸展度则下降了 3.23° (左侧) 和 1.41° (右侧)。在 T3 阶段也发现了相似的结果。

T2 阶段，仅穿鞋与佩戴 FES 的比较 (表 2)

在 T2 阶段，受试者装配 FES 装置行走时，站立中期时踝关节跖屈度和膝关节伸展度有所增加 (左踝 2.33° ，右踝 0.58° ，左膝 5.93° ，右膝 1.1°)，支撑相时膝关节最大伸展度和踝关节跖屈度也有所增加 (左踝 2.64° ，右踝 2.69° ，左膝 6.27° ，右膝 2.79°)。支撑相时，没有发现髌关节水平的改变。

T3 阶段，佩戴 FES 与佩戴 GRAFOs、仅穿鞋的比较 (表 3)

在 T3 阶段的站立中期，相较于佩戴 GRAFOs，当患者仅穿鞋子时左膝的伸展程度更大 (前者 38.03° ，后者 34.99°)。右侧未发现任何变化。但是，在支撑相仅穿鞋子的受试者的踝关节最大背屈度增加 (左侧增加 5.89° ，右侧增加 9.38°)，表明 GRAFOs 的最大作用发生在站立末期。

在 T3 阶段，相较于仅穿鞋、佩戴 GRAFOs，当受试者佩戴 FES 设备行走时，在站立中期时膝关节伸展度及在支撑相时最大膝关节伸展度均有所改善(以下为支撑相最大膝关节伸展时的关节角度，左和右)：FES 组 32.65°、31.04°；仅穿鞋组 33.71°、34.29°；佩戴 GRAFOs 组 36.69°、34.26°。在 T2 阶段也发现了相似的结果。但是，未发现髌关节运动学的改变。

时空参数 (表 4)

Table 4 Spatiotemporal parameters measures at T3 compared to TD subjects (mean ± SD)

	GRAFO 3		NESS off 3		NESS on 3		TD
	Right	Left	Right	Left	Right	Left	
Walking speed (m/s)	0.67 (0.03)	0.67 (0.05)	0.59 (0.03)	0.61 (0.03)	0.74 (0.02)	0.73 (0.02)	1.39
Step length (m)	0.52 (0.02)	0.52 (0.03)	0.52 (0.03)	0.5 (0.01)	0.55 (0.03)	0.56 (0.00)	0.74
Cadence (steps/min)	76.2 (2.24)	76.2 (3.16)	69.79 (1.47)	72.29 (0.44)	77.77 (1.47)	78.36 (3.46)	111

T3 阶段的时空参数显示，与光足行走相比，佩戴 FES 和佩戴 GRAFOs 均能提升行走速度(分别是：左：0.57、0.73、0.67m/s，右：0.55、0.74、0.67m/s)。当佩戴 FES 设备行走时，由于步长和节奏的增加，速度达到最高。比较 T3 阶段和 T2 阶段佩戴 FES 组时，我们发现 T3 阶段受试者的步行速度、步频更快和步幅更长。

上下楼梯

在 T2 阶段，患者能够以“摆至步”的方式上下楼梯，而在佩戴 FES 装置后，患者立即能够以“摆过步”的方式上下楼梯。在 T3 阶段也观察到这种效应。此外，在 T3 阶段，他可以在任何情况下“摆过步”上下楼梯。

讨论

据我们所知，这是第一份比较股四头肌 FES 装置与 GRAFO 装置短期和长期效应的研究，目的是降低 CP 受试者的蹲伏步态严重程度，并帮助其增加下肢伸展度。这是利用高速发展的 FES 技术，改善 CP 儿童步态和功能的第一步。本次研究受试者的步态是典型的蹲蹲伏步态，即在整个支撑相髌、膝关节过度屈曲和踝背屈。在过去的 9 年时间里，他在两根四脚拐

杖的帮助下，穿戴 GRAFOs 实现室外步行。但是，对于 GRAFOs 装置，他仍经常对长时间站立和行走带来的肌肉疲劳感到不满。

尽管 GRAFOs 相较于赤足和仅穿鞋，并没有显著改善下肢伸展功能，受试者仍然更喜欢穿戴 GRAFOs 装置。令人惊讶的是，在对比 GRAFOs 和仅穿鞋时，他的膝盖运动学仍然显示出蹲伏步态。在这种情况下，矫形器似乎仅仅阻止了下肢屈曲，而不是促进下肢伸展。受试者穿着高跟的标准运动鞋，这可能引起胫骨前倾，从而导致各个下肢关节的下肢屈曲。通过身体前倾，借助 GRAFOs 矫形器，并且在本体感觉反馈的帮助下，受试者也能达到上述效果，而不是促进他的膝关节达到伸展位。

与先前的研究结果一致，本研究发现支撑相时在固定踝足矫形器 (AFO) 或 GRAFOs 装置的帮助下，脑瘫患者膝关节屈曲并没有减少。Hayek 等人的研究[25]表明，在单足支撑时使用固定和关节式 AFO 的痉挛性双瘫脑瘫儿童，踝关节背屈和膝关节屈曲角度没有变化。Abel 等人的研究[26]表明，对于有马蹄足和外翻扁平足畸形的痉挛性双瘫脑瘫患者，支撑相时穿戴固定 AFO 无法改变膝关节的姿势。Rethlefsen 等人的研究[27]也表明，对于使用固定或关节式 AFO 的痉挛性双瘫的患者，在支撑相，膝关节位置没有变化。矫形器对我们的研究对象屈膝步态的有限影响可以用他严重的足外侧前移来解释。过度的足外翻会导致杠杆臂功能障碍，从而降低矫形器的效率[17]。本研究结果与 Postans 和 Granat[28]一致。他们发现在站立中期到末期，膝关节伸展度立即增加；然而他们没有报告确切的数据，因此无法进行比较。此外，他们没有评估日常使用 FES 和穿戴 FES 设备训练后的长期效果，也没有对仅穿鞋行走和佩戴 GRAFO 装置进行比较。

从运动学角度比较所有穿戴装置的情况，我们可以得出，FES 有利于提高患者在支撑相伸展

膝盖的能力。电刺激主要影响膝关节，对踝关节影响较小，而对髌关节没有影响。相较于 GRAFOs，受试者更喜欢 FES，因为在没有过度的矫形器帮助就能使下肢获得更大的伸展能力。此外，FES 给了他主动用力和伸展膝关节的感觉，而不是被动地依赖矫形器。然而，受试者所描述的“获得更强壮的肌肉力量”的效果应进一步评估确定。此外，最令人印象深刻的效果是 FES 增加了患者步行或站立的时间，并帮助他实现了更直立的姿势。在试验的 6 个月期间，这些效果持续存在。积极的影响可以归因于图 2 所示的趋势，这表明他能够在整个支撑相实现更高的膝盖伸展度。据患者报告，由于坐位状态下装置与大腿相连时造成的不适感，他们在 FES 装置使用过程中遇到了一些困难。

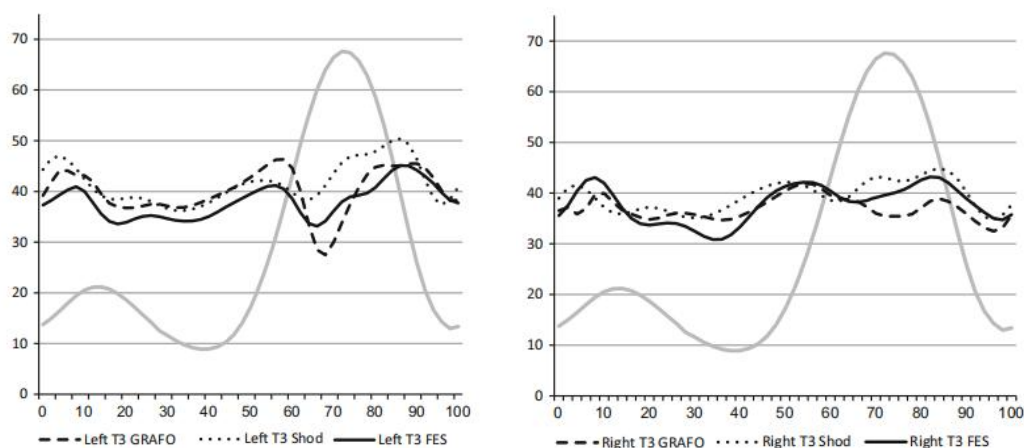


Fig. 2 Sagittal plane movements of the left and right knee at T3 compared to typically developed (TD) subjects' data (gray line). Dotted line shod, dashed line ground reaction ankle foot orthotic (GRAFO), solid line functional electrical stimulation (FES)

应该强调的是，FES 将通过增加肌肉力量以对抗阻碍膝关节伸展的阻力来帮助实现膝关节伸展。伸展阻力可以是较短的肌腱或关节挛缩，如膝关节或髌关节屈曲挛缩，这在蹲伏步态中很常见。我们的受试者有 5°的膝关节屈曲挛缩和髌关节屈曲挛缩（Thomas 试验 15°）。在严重挛缩的情况下，FES 效应可能是有限的。

在 T3 阶段，行走速度增加，表明患者随着时间的推移逐步适应了 FES 装置。随着步幅的增

加，行走速度加快。随着训练时间的推移，可能仅在左侧发现了延滞效应。电刺激对患者上下楼梯功能的影响是立竿见影的，不需要再训练。在 T2 阶段，当他适应 FES 装置后，上下楼梯的方式立即从“摆至步”优化为“摆过步”。这是通过从支撑足及其伸展能力获得更多力量而不是依靠设备来实现的。然而，我们并没有发现上下楼梯的运动学改变。在 T3 阶段发现了上下楼梯的延滞效应。受试者能够在所有条件下（使用 FES 或不使用）以“摆过步”的方式上下楼梯。这似乎不仅是因为股四头肌肌力的增强，也不是因为运动学习效应。

结论

本项报告表明，股四头肌的功能性电刺激（FES）可能对实现膝关节伸展和减少蹲伏步态具有重要作用，这取决于髌、膝关节伸展和踝关节跖屈有足够的被动运动范围。由于功能的提高和肌力增强的感觉，患者满意度很高。所观察到的积极效应表明，FES 作为一种改善蹲伏步态患者步态运动学和功能干预手段具有十分强大的潜力。这些结果仍需进一步研究加以验证。