

基于 FES cycling 训练的刺激模式的设计与研究*

姜洪源¹ 魏 伟¹ 马长波¹

摘要 **目的:**提出一种基于 FES cycling 训练的刺激模式的设计方法,使训练者在训练过程中腿部肌肉能够协调运动,获得较高的运动效率。**方法:**对训练中的蹬踏运动结构进行建模,同时结合腿部肌肉运动的动力学模型,对运动中的运动效率进行分析,以运动过程中的平均功率作为目标函数进行优化,获取运动效率最高的刺激模式。**结论和结果:**得到一种运动效率更高的刺激模式,同时也为不同结构形式的 FES cycling 刺激模式的设计提供了一种较为通用的方法。

关键词 功能性电刺激脚踏车训练系统;刺激模式;动力学;模型

中图分类号:R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2007)-02-0147-04

Research on the stimulation pattern which is based on FES cycling train/JIANG Hongyuan, WEI Wei, MA Changbo//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2007, 22(2): 147—150

Abstract Objective:To establish a method of designing stimulation pattern which is based on FES cycling training and make trainees' leg muscle work fluently with high efficiency.**Method:**First step is to obtain the cycling system's model and muscle dynamic model, and then to analyse the efficiency during the exercise, and finally is to use the average efficiency as a objective function to optimize and get the stimulation pattern which has the maximal efficiency.**Result and Conclusion:**Obtain the stimulation pattern which is more efficient than that has been used, and it establishes a general designing method which can obtain stimulation pattern among different FES cycling system.

Author's address School of Mechatronic Engineering, Harbin Institute of Technology, Harbin, 150001

Key words FES cycling; stimulation pattern; dynamics; model

FES-Cycling (功能性电刺激脚踏车训练系统)是一种人体下肢功能重建的专用机电系统,已经受到世界各国相关领域的专家学者的重视。同 FES 的站立、行走系统相比,通过刺激腿部肌肉完成脚踏车运动更易于实现,而且大量的研究结果表明 FES 脚踏车训练可以明显改善脊髓损伤患者的健康状况。

在这个系统中,截瘫患者可以通过周期性地刺激膝关节和髋关节大肌肉群来实现下肢的周期性运动。为了使患者能够平滑有效地进行蹬踏运动,对肌肉实行电刺激的时序就显得格外重要,是 FES-Cycling 系统中必不可少的前期工作,这一时序就是本文所要研究的刺激模式。因为各 FES-Cycling 研究小组之间使用实验装置有所差异,所以各种不同系统刺激模式有所不同。如何获得行之有效的刺激模式也就成了一个重要问题。获得刺激模式有多种方法,本文研究中采用将动力学同人体肌肉模型结合进行刺激模式设计,是一种优化训练效率为目标的理想设计方法。

方法。但是实验过程中发现基于 EMG 方法得到的刺激时序同所需的刺激时序之间有所差异,效果不理想^[1]。而现有的动力学方法却忽视了工作效率的影响,为此本文用动力学方法结合肌肉模型,进行系统刺激模式设计。

刺激模式的设计过程如图 1 所示,具体的设计思路为:首先是输入设计中一些必需的基本参数(人体尺寸、实验装置尺寸等),然后将这些参数导入已

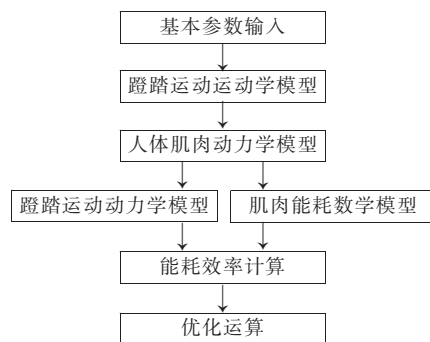


图 1 刺激模式设计流程图

1 刺激模式的设计思路

目前关于 FES-Cycling 系统的刺激模式的设计较为通用的有肌电信号测试法(EMG)和动力学分析

* 基金项目:国家自然科学基金项目(50575053)

1 哈尔滨工业大学机电工程学院,哈尔滨市,150001

作者简介:姜洪源,男,教授

收稿日期:2006-03-14

经建立好的蹬踏结构动力学模型, 获取下肢各部分的运动状态; 接下来将得到的运动状态同肌肉动力学模型结合, 计算肌肉瞬时的工作情况 (如输出力矩、收缩速度), 并依此工作情况使用蹬踏运动动力学模型和肌肉能耗模型进行有效功和肌肉自身能耗计算; 经过上述运算就很容易得到运动过程中的能耗效率, 最后, 进行优化设计, 得到刺激模式, 并保证在该模式下的训练能够取得最大的平均效率。

2 数学模型的建立

2.1 蹬踏运动的运动学和动力学模型

实验装置为一三轮车蹬踏机构, 在进行 FES Cycling 的训练过程中, 为防止患者下肢摆动过大造成控制上的问题和肌体的损伤, 提高运动的稳定性和安全性, 通过一脚踝固定装置对踝关节进行约束, 让患者的双脚同脚踏车的踏板固连在一起, 左右腿分别在一个平面内运动, 患者蹬踏运动的结构分析如图 2 所示。

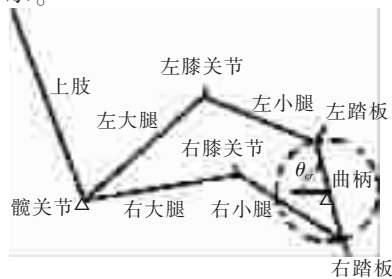


图 2 蹬踏运动结构

图中对蹬踏运动进行了相应的简化, 将大腿和小腿简化为杆件, 髋关节和膝关节简化为平面铰链, 加上曲柄以及两个踏板中的铰链, 整个系统可以作为一个五杆机构进行分析。系统运动件数量 $n=5$, 平面低副数量 $P_L=7$, 平面高副数量 $P_H=0$ 。由自由度计算公式: $f=n \times 3 - P_L \times 2 - P_H \times 1$, 可得系统自由度 $f=1$ 。在单自由度系统中, 选择曲柄的角度 θ_{cr} 作为系统的广义坐标进行分析, 并定义左踏板处于左侧水平位置时 $\theta_{cr}=0$ 。

通过分析, 可以知道, 左腿和右腿的蹬踏运动均是循环运动, 他们的区别在于有一个相位差 π , 假设左腿的运动相对于右腿的超前 π 。分析时可以先对左腿的运动进行分析, 然后代入相位差 π 即可获得右腿的运动情况。

如图 3 所示, 设大腿、小腿和曲柄同水平线之间的夹角为 $\theta_1, \theta_2, \theta_3$, 大腿、小腿和曲柄长度为 L_1, L_s, L_{cr} , 以髋关节位置为原点建立坐标系, 并取曲柄中心点坐标为 (x_c, y_c) 。建立方程组:

$$\begin{cases} L_1 \cos \theta_1 + L_s \cos \theta_2 + L_{cr} \cos \theta_3 = x_c \\ L_1 \sin \theta_1 + L_s \sin \theta_2 + L_{cr} \sin \theta_3 = y_c \end{cases} \quad (1)$$

从图 3 可得 θ_3 同 θ_{cr} 之间关系为 $\theta_3 = -\theta_{cr}$, 代入

(1) 得

$$\begin{cases} L_1 \cos \theta_1 + L_s \cos \theta_2 + L_{cr} \cos \theta_{cr} = x_c \\ L_1 \sin \theta_1 + L_s \sin \theta_2 - L_{cr} \sin \theta_{cr} = y_c \end{cases} \quad (2)$$

将 (2) 式分别除以 L_s 得

$$\begin{cases} \frac{L_1}{L_s} \cos \theta_1 + \cos \theta_2 + \frac{L_{cr}}{L_s} \cos \theta_{cr} = \frac{x_c}{L_s} \\ \frac{L_1}{L_s} \sin \theta_1 + \sin \theta_2 - \frac{L_{cr}}{L_s} \sin \theta_{cr} = \frac{y_c}{L_s} \end{cases} \quad (3)$$

假设

$$a = \frac{L_1}{L_s} \quad b = \frac{y_c + L_{cr} \sin \theta_{cr}}{L_s} \quad c = \frac{x_c - L_{cr} \cos \theta_{cr}}{L_s}$$

经推导得

$$\theta_1 = \begin{cases} \pi - \arcsin\left(\frac{a^2 + b^2 + c^2 - 1}{2a\sqrt{b^2 + c^2}}\right) - \arctan \frac{c}{b} & \theta_{cr} \in [0, \pi] \\ -\arcsin\left(\frac{a^2 + b^2 + c^2 - 1}{2a\sqrt{b^2 + c^2}}\right) - \arctan \frac{c}{b} & \theta_{cr} \in \left[\frac{1}{\pi}, 2\pi\right] \end{cases}$$

同理可以得到

$$\theta_2 = \begin{cases} \arcsin\left(\frac{d^2 + e^2 + f^2 - 1}{2d\sqrt{e^2 + f^2}}\right) - \arctan \frac{f}{e} & \theta_{cr} \in [0, \pi] \\ -\pi + \arcsin\left(\frac{d^2 + e^2 + f^2 - 1}{2d\sqrt{e^2 + f^2}}\right) - \arctan \frac{f}{e} & \theta_{cr} \in \left[\frac{1}{\pi}, 2\pi\right] \end{cases}$$

$$d = \frac{L_s}{L_l} \quad e = \frac{y_c + L_{cr} \sin \theta_{cr}}{L_l} \quad f = \frac{x_c + L_{cr} \cos \theta_{cr}}{L_l}$$

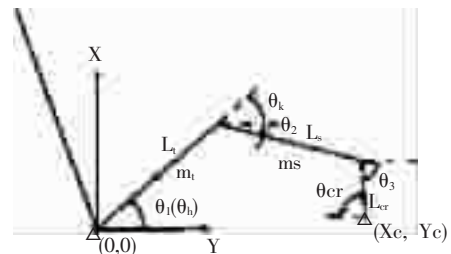


图 3 运动模型中的参数

通过上述计算得到了各杆角度的关系。在人体的蹬踏运动过程中髋关节和膝关节的角度至关重要, 如图 3 所示, $\theta_h = \theta_1, \theta_k = \theta_1 - \theta_2$, 用函数表示它们同 θ_{cr} 之间的关系: $\theta_h = f_h(\theta_{cr}), \theta_k = f_k(\theta_{cr})$ 。

根据虚功原理可知 $\Delta W = Q_{cr} \times \delta \theta_{cr}$, 又有 $\Delta W = M_h \delta \theta_k + M_k \delta \theta_k + F_f \delta d$ (M_h : 髋关节力矩, M_k : 膝关节力矩, F_f : 加载力)

$$\text{其中 } \delta \theta_h = \frac{df_h(\theta_{cr})}{d\theta_{cr}} \delta \theta_{cr}, \delta \theta_k = \frac{df_k(\theta_{cr})}{d\theta_{cr}} \delta \theta_{cr}$$

$$\delta d = k \times r \delta \theta_{cr}$$

$$\Delta W = Q_{cr} \times \delta \theta_{cr}$$

$$= M_h \frac{df_h(\theta_{cr})}{d\theta_{cr}} \delta \theta_{cr} + M_k \frac{df_k(\theta_{cr})}{d\theta_{cr}} \delta \theta_{cr} + F_f k \times r \delta \theta_{cr}$$

$$\therefore Q_{cr} = M_h \frac{df_h(\theta_{cr})}{d\theta_{cr}} + M_k \frac{df_k(\theta_{cr})}{d\theta_{cr}} + F_f k \times r$$

所以髋关节和膝关节到曲柄的力矩传递系数为 $df_h(\theta_{cr})/d\theta_{cr}, df_k(\theta_{cr})/d\theta_{cr}$ 。

2.2 肌肉动力学模型

根据 Robert Riener 等^[2-3]提出的使用 FES 方法辅助人体站立的数学模型和神经肌肉刺激膝关节生物力学模型,建立了肌肉动力学模型。目的是求出肌肉在运动过程中产生的力矩。

2.2.1 肌肉力的计算:在肌肉力的计算过程中主要考虑的有 4 个因素,如图 4 所示。

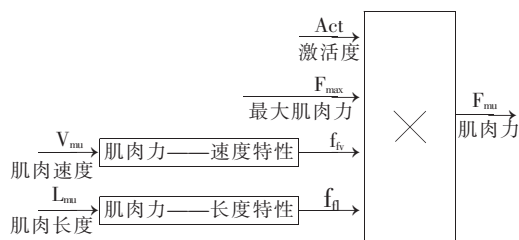


图 4 肌肉力计算

①肌肉激活程度:表示肌肉活跃情况,它同刺激信号脉冲宽度和频率及肌肉自身特性有关。②肌肉速度因素:表示肌肉输出力与肌肉瞬时速度之间的关系。③肌肉长度因素:表示肌肉输出力与肌肉瞬时长度之间的关系。④最大肌肉力:表示肌肉运动过程中能够产生的最大力,它是人体肌肉的自身固有特性,可用仪器测出。

2.2.2 肌肉输出力矩:大小等于肌肉力同该肌肉在关节上的力臂之积, $M=F_{mu} \times ma$ 。

2.3 肌肉能耗数学模型

根据 B. R. Umberger^[4]对生理能量消耗的阐述,将肌肉在运动过程中产生的能量分为四个部分:肌肉刺激所需能量(h_A),维持肌肉状态所需能量(h_M),肌肉伸缩产生的能量(h_{SL})和肌肉做功消耗的能量(W_{CE})。通过研究发现 h_A 、 h_M 可以一起计算,记为 h_{AM} 。

3 刺激模式设计结果

刺激模式的设计目的是使得患者在训练过程中做功效率最高,因此本文采用的方法是使用优化算法对各肌肉群分别确定刺激范围,使它们在各自刺激范围内平均工作效率达到最高。FES Cycling 中瞬时工作效率的计算: $\eta=P_{cr}/P_{me}$ ^[5], P_{cr} 为肌肉传递到曲柄处的功率, P_{me} 为肌肉消耗的功率。 $P_{cr}=Mo \times \theta_{cr}$, $P_{me}=E \times m$ 。在这里只考虑肌肉做正功的部分,因为只有在这段时间内肌肉获得了主动训练,优化选用的目标

函数为运动平均效率: $\frac{1}{Angle} \int_{A_1}^{A_2} \eta d\theta_{cr}$,其中 Angle、 A_1 、 A_2 分别代表刺激的间隔、初始角度和终止角度。

为保证较好的训练效果,选用人体下肢的三个肌肉群来完成所设计的蹬车运动,它们分别是 gluteus(臀大肌),quadriceps(股四头肌),hamstrings(腓

肌)。选用的人体模型,身高 176cm,体重 68kg,大腿长 52cm,小腿长 47cm,人体躯干具体参数选取依据 V. Zatsiorsky^[6]的文章;脚踏车模型参数根据实际测量得到,曲柄长 17cm,坐位同曲柄中心距离 80cm,脚踏车座椅靠背的倾斜角度为 50°;假设肌肉激活度为 1,脚踏车曲柄角速度为 30rpm。将参数输入在 Matlab 下的模型,得到结果如图 5—6 所示。

根据已有的文献^[7-9],选定刺激的角度间隔为:臀大肌为 90°,腓肌为 80°,股四头肌为 100°。优化后结果见表 1。

考虑到肌肉在刺激过程中的延迟,对每块肌肉的刺激时间要相应前移。一般认为延迟时间为 0.1s,由于蹬踏运动速度为 30rpm,超前的角度为 18°,由此得到表 2 的刺激角度范围,这里得到的是左腿刺激范围,而右腿要在此基础上加 180°。

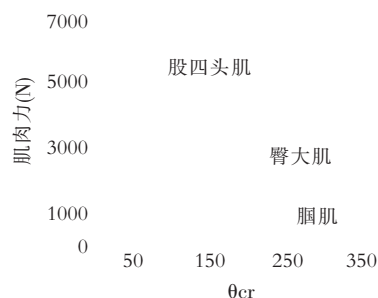


图 5 肌肉力与曲柄角度关系

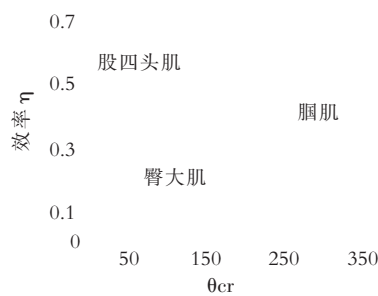


图 6 肌肉工作效率与曲柄角度关系

表 1 优化计算结果

肌肉	刺激间隔	起始角度	平均效率
臀大肌	90°	86.55°	0.4858
腓肌	80°	188.14°	0.4798
股四头肌	100°	48.85°	0.4830

表 2 最终的刺激模式 (°)

肌肉	起始角度	终止角度
臀大肌	68.55	158.55
腓肌	170.14	250.14
股四头肌	30.85	130.85

4 结论

本文从动力学的角度结合人体肌肉学模型,为 FES cycling 实验中刺激模式提供了一种较为通用的设计方法,该刺激模式具有运动效率高,通用性强等特点。各实验室可以结合自身的实验装置和不同

的实验者使用该方法确定一种较为适用的刺激模式,走出 FES Cycling 训练的第一步。但是在设计中使用的一些人体肌肉参数会有所差异,因此实际设计中还要针对患者的肌肉状况做一些相应测量。

参考文献

- [1] Petrofsky JS,Phillips CA,Almeida J,et al.Aerobic trainer with physiological monitoring for exercise in paraplegic patient[J].J Clin Eng,1985,10,307—314,
- [2] Riener R,Fuhr T.Patient-driven control of FES-supported standing up [J].IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering,1998,6,2.
- [3] Riener R,Quintern J,Schmidt G.Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation [J].J Biomechan,29,1157—1167,1996.
- [4] Umberger BR,Gerritsen KGM,Martin PE. A model of human muscle energy expenditure[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering,2003,6(2):99—111.
- [5] Idso ES,Johansen TA,Hunt KJ .Finding the metabolically optimal stimulation pattern for FES-cycling. 9th Annual Conference of the International FES Society[C].Bournemouth,UK.2004.
- [6] Zatsiorsky V,Seluyanov V.The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body,Int. Series Biomechan.,Biomechanics VIII -B,Matsui and Kobayashi,Eds. Human Kinetics,Champaign,IL,4B,1983,1152—1159.
- [7] Chen JJ,Yu NY,Huang DG,et al. Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation[J].IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering,1997,5 (2):158—168.
- [8] Perkins TA,Donaldson N,deN.,Fitzwater R,et al. Leg powered paraplegic cycling system using surface functional electrical stimulation[C].Workshop on FES.(Vienna,Austria),2001.
- [9] Hunt KJ,Stone B,Negard N,et al. Control strategies for integration of electric motor assist and functional electrical stimulation in paraplegic cycling: utility for exercise testing and mobile cycling [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,2004,12,(1):89—101.

(上接 124 页)

CAM-1 mRNA 和蛋白表达明显减少 (与模型组相比 $P<0.01$)。

本实验通过测定 MPO 的活性作为白细胞的标记物,发现假手术组 MPO 微量表达,在脑缺血再灌注损伤后 12h 在脑皮质和纹状体组织中积聚增加表达,24h 表达继续增加,再灌注后 48h 达到高峰,说明中性白细胞的浸润是始于缺血再灌注后 12h,2 天达到高峰,与文献报道的中性白细胞在缺血脑组织的浸润始于再灌注损伤 6h,24—48h 达高峰相一致^[1]。这表明脑缺血再灌注后存在炎症性损伤,正是白细胞造成的这种继发性脑损伤,为缺血性脑血管病的治疗提供了“第二时间窗”的可能。早期针刺治疗后 MPO 活性显著减轻,ICAM-1 mRNA 和蛋白表达明显减少,说明针刺可以抑制再灌注后中性粒细胞的浸润,继而阻断再灌注后的炎症级联反应发挥其神经元保护作用。

参考文献

- [1] Yamagami S, Tamura M, Hayshi M, et al. Differential production of MCP-1 and cytokine-induced neutrophil chemoattractant in the ischemic brain after transient focal ischemia in rats[J].J Leukoc Biol, 1999, 65: 744—749.
- [2] Zea Longa EL, Weinstein PR, Carlson S,et al. Reversible middle cerebral artery occlusion without craniectomy in rats[J]. Stroke,1989,20(1):84—91.
- [3] 华兴邦,李辞蓉,周浩良,等.大鼠穴位图谱的研制[J].实验动物与动物实验,1991,(1):1—3.
- [4] Blann A,Kumar P,Krupinski J,et al. Soluble intercellular adhesion molecule-1,E-selection, vascular cell adhesion molecule-1 and von willebrand factor in stroke[J].Blood Coagul Fibrinolysis, 1999,10:277—284.
- [5] Zhang RL,Chopp M, Zaloga C ,et al. The temporal profiles of ICAM-1 protein and mRNA expression after transient MCA occlusion in the rat [J].Brain Research,1995,682(1):182—186.
- [6] Wang XK, Feuerstein GZ. Induced expression of adhesion molecules folling focal brain ischemia[J].J Neurotrauma,1995,12: 825—832.