

基于FES主动康复训练控制系统设计与仿真*

李鹏峰^{1,2}, 侯增广¹, 张峰^{1,2}, 陈翼雄^{1,2}, 李庆玲¹, 谭民¹

1. 中国科学院自动化研究所, 复杂系统与智能科学实验室, 北京, 100190

2. 中国科学院研究生院, 北京, 100190

摘要: 本文研究利用功能性电刺激(FES)与运动训练相结合的方法对截瘫患者(SCI)进行康复训练。利用FES对患者肌肉施加一定频率和幅值的电刺激能使肌肉收缩产生肌力,进而完成训练动作。FES能有效防止截瘫患者肌肉萎缩,并对截瘫患者产生良好康复训练效果。本文着重点在于利用多通道FES对人体下肢施加电刺激,从而控制多肌群产生肌力并相互配合完成康复训练动作。为了模拟人体,本文首先建立了一个三维人体肌骨模型,并在此之上仿真研究控制利用多通道FES实现踏车运动。本文设计的控制器分为内外两层:外层控制器基于模糊控制,根据期望轨迹控制产生多肌群需要产生的目标转矩;内层控制为反馈及前馈控制组成的复合控制器,控制多通道FES强度刺激多个肌群产生力矩,从而跟踪目标转矩。为了提供内层控制算法需要的导数信息,本文利用跟踪微分器跟踪目标转矩并得到其近似二阶导数信息。文章最后给出了相关仿真研究结果。仿真结果表明了本文控制算法的有效性。

关键词: 康复, FES, 非线性控制, 模糊控制, 跟踪微分器

A Simulation Study of an FES Based Rehabilitation Control System*

LI Peng-Feng^{1,2}, HOU Zeng-Guang¹, ZHANG Feng^{1,2}, CHEN Yi-Xiong^{1,2}, LI Qing-Ling¹, TAN Min¹

1. Laboratory of Complex Systems and Intelligence Science, Institute of Automation, CAS, Beijing 100190, P. R. China

2. Graduate School of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, P. R. China

Abstract: This paper studies the use of functional electrical stimulation (FES) method with movement in patients with paraplegia (SCI) for rehabilitation. When FES is applied to the muscles in patients with certain frequency and amplitude of electrical stimulation, the stimulated muscles generate contraction strength. The use of FES can effectively prevent muscle atrophy in patients with paraplegia, and produce good rehabilitation results. This paper is focused on the use of multi-channel FES to lower extremity and the control of multi-muscle to generate rehabilitation movements. Because of the complexity of human motion, this paper has established a three-dimensional musculoskeletal model of the human body. Based on this model, the control of multi-channel FES to achieve cycling has been simulated. The controller designed in this paper is divided into two layers: the outer layer is based on fuzzy control method and it generates desired torque which is needed for cycling movement; the inner layer is a composite controller based on feedforward and PID control, and this layer control of multi-channel FES stimulate muscles to produce desired torque for tracking purposes. The controller of the inner layer uses tracking differentiator to obtain derivative information for the control system. Finally, the simulation results provided shows the effectiveness of the proposed method.

Key Words: Rehabilitation, FES, Nonlinear Control, Fuzzy Control, Tracking-Differentiator

1 引言(Introduction)

针对截瘫患者康复需求,除了传统康复疗法如物理疗法、运动疗法外,目前也开始研究利用一些新型康复疗法。新型康复疗法即利用一些新技术辅助截瘫患者进行康复治疗,强调患者的主动因素,从而使康复训练更加科学规范。这些新技术包括利用人体表面肌电信号(EMG)以及功能性电刺激(FES)[1]等。本文的着重点即在于研究利用多通道FES并结合运动疗法对截瘫患者进行康复运动训练。本文首先建立了人体三维肌骨模型作为康复训练仿真研究平台。这个人体三维肌骨模型将人体骨骼系统看作是16连杆机构,并利用Hill肌肉模型模拟人体上下肢186块主要骨骼肌。由于Hill模型需要大量人体肌肉生理参数,本文查阅相关国内外文献为人体主要骨骼肌建立生理参数数据库。

利用所建立的仿真平台,本文利用FES刺激模型骨骼肌产生肌力,进而实现特定的康复训练动作。在

康复训练动作的选取上,综合考虑安全性、复杂性以及有效性等因素,本文参考了相关文献并最终选定踏车运动作为训练动作。踏车运动是一种常规康复训练运动,它具有简单易实现、安全的特点,并且具有良好的康复效果,因而应用比较广泛。利用FES结合踏车运动训练方面,国外也有不少研究结果[2][3][4][5]。目前大部分研究是利用机构带动人体下肢实现踏车运动,并根据正常人肌肉激活时序来施加固定模式功能性电刺激。此类方法利用机构带动和人体肌肉发力共同实现踏车运动,因而可以称作半主动康复训练方法。本文目的则在于研究一种主动康复训练方法,即完全利用人体下肢肌肉产生力量实现踏车运动。由于人体复杂性如肌肉生理参数的不确定性、肌肉萎缩程度、疲劳过程以及可能出现的痉挛现象[6],控制人体肌肉特别是截瘫患者萎缩肌肉产生力量并实现踏车运动的过程将会十分复杂,充满不确定性。因而针对此类复杂和不确定的控制对象,本文要设计的康复训练控制方法必须具有较强的自适应性、鲁棒性以及抗干扰能力。

*此项工作得到国家自然科学基金(60775043)、国家863计划(2009AA04Z201)和中国科学院“科技助残行动计划”(KGCX2-YW-618)资助。

因此根据整个系统的特点以及控制要求,本文采取分而治之的策略研究设计了主动踏车运动训练的控制系统。本文设计的控制器分为内外两层。由于患者个体差异性,整个系统的动力学模型参数是不确定的。因而,外层控制器以模糊控制方法为基础,利用模糊控制算法得到完成期望运动轨迹所需要的期望关节力矩。内层控制器利用反馈及前馈控制组成的复合控制器对多通道FES进行控制,从而产生关节力矩并跟踪期望关节力矩,最终实现踏车运动。本文最后根据输入能量最小化及肌肉疲劳度最小化原则,对内层控制器得到的多通道FES刺激输入进行优化并最终得到各个通道刺激强度。

2 神经肌骨模型 (Musculo-Skeletal Model)

为了模拟人体肌肉骨骼系统从而提供仿真研究平台,本文建立了人体三维肌骨模型。此模型包括16连杆,用来模拟人体骨骼系统。模型包括了186块骨骼肌,由于模拟人体主要骨骼肌。其中模型下肢包括86块骨骼肌。为了便于控制,根据下肢骨骼肌在踏车运动时屈伸作用,本文将下肢肌肉分成左右各7个肌群共14个肌群。每个肌群包含的肌肉在运动时对邻近关节如髋关节或膝关节起到相同作用,如屈肌或伸肌。

骨骼肌模型为Hill肌肉模型 [8] [9] [10]。该模型将人体骨骼肌及肌腱近似为直线段,线段各个端点代表着此肌肉与骨骼的连接点。线段位置及方向代表了此肌肉在人体内部位置及延伸方向。线段长度总和代表肌肉长度,其导数信息则代表了肌肉伸缩速度。每个肌肉Hill数学模型由三阶非线性方程描述。根据这组方程,肌肉力量由肌肉长度、伸缩速度、肌肉激活度等多项因素决定。施加功能电刺激时,肌肉激活度由FES刺激脉冲频率、幅值和脉宽决定。肌肉激活度由一阶非线性方程描述 [7]。

出于方便及安全因素考虑,康复训练时患者的双腿将会被套上安全护具。由于套上护具,患者足部与踏车踏板固连起来且踝关节被限制为90°,如图1。

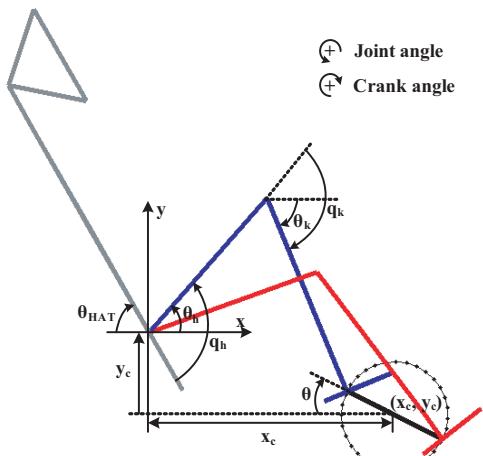


图1 FES踏车模型关节角度及运动学。连杆基点选择在髋关节原点,踏车曲柄中心点坐标为(x_c, y_c)

如此下肢运动将会被限制在纵平面上,整个下肢与踏车系统剩下1个自由度。用踏车曲柄转角 θ 表示这

个自由度。髋关节角为 θ_h ,膝关节 θ_k 分别表示为肢体连杆与水平线之间夹角,且可表示为:

$$\theta_h = \theta_h(\theta) \quad (1)$$

$$\theta_k = \theta_k(\theta) \quad (2)$$

连杆之间角度 q_h 和 q_k 可表示如下:

$$q_h(\theta) = \theta_h - \theta_{HAT} \quad (3)$$

$$q_k(\theta) = \theta_k - \theta_h \quad (4)$$

其中 θ_{HAT} 为躯干和水平线之间夹角。由于整个机构具有对称性且左右两侧相位差为 π ,所以有:

$$\theta_{rh} = \theta_{lh}(\theta - \pi) \quad (5)$$

$$\theta_{rk} = \theta_{lk}(\theta - \pi) \quad (6)$$

根据欧拉-拉格朗日法则及虚功原理可求得踏车模型的动力学方程

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial E_T}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial E_T}{\partial \theta} + \frac{d E_V}{d \theta} = Q, \quad (7)$$

其中 E_T 和 E_V 分别为模型的动能和势能; Q 为广义力且可表示为各关节力矩以及踏车曲柄摩擦力矩之和:

$$Q = M_{lh} f_{lh} + M_{rh} f_{rh} - F_f r \\ + M_{lk} (f_{lh} - f_{lk}) + M_{rk} (f_{rh} - f_{rk}) \quad (8)$$

其中 M_{lh} , M_{lk} , M_{rh} 和 M_{rk} 为左右两侧髋、膝关节力矩; F_f 表示踏车曲柄摩擦力; r 表示踏车曲柄半径。

3 控制方法 (Control Methods)

由于控制对象复杂性,本文采取分而治之策略来进行控制。为了便于控制FES电刺激肌肉力矩,本文首先将人体模型下肢主要骨骼肌分成左右各7个肌群。划分肌群的原则是根据各个肌群在临近关节的作用而定,即肌群肌肉收缩时对关节的屈伸作用。同一肌群里的肌肉施加的FES电刺激强度是相同的,因而具有相同的肌肉激活度。其次,本文设计控制器分为内外两层。外层控制器利用模糊控制算法根据踏车运动状态计算需要人体下肢肌群产生的主动期望力矩。内层控制器设计为复合控制器,利用跟踪微分器获取期望力矩导数信息,之后再利用反馈及前馈控制算法产生需要的FES电刺激强度。最后基于能量最小化及肌群疲劳度最小化原则,利用带约束最小二乘优化求解方法对14通道FES强度进行优化分配。

3.1 FES踏车动力学控制 (FES Cycling Dynamics Control)

FES踏车动力学方程可以表示为状态方程形式

$$x^{(n)} = f(x, \dot{x}, \dots, x^{(n-1)}) + lu \quad (9)$$

$$y = x \quad (10)$$

其中 f 为未知方程, b 为常数。令

$$\Lambda = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 1 \\ -k_n & -k_{n-1} & -k_{n-2} & \dots & -k_1 \end{bmatrix}, b = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \\ l \end{bmatrix}$$

其中选择 $K = (k_n, k_{n-1}, \dots, k_1)^T$, 使得多项式 $s^n + k_1 s^{n-1} + \dots + k_n$ 所有根部都在复平面左半平面上。

模糊控制器可以表示为:

$$u_D = u_D(x | \alpha) \quad (11)$$

其中 u_D 为模糊系统输出, α 为系数矢量。

假设 $F_i^{l_i}$, $l_i=1, 2, \dots, m_i$, $i=1, 2, \dots, n$, 为第 i 个输入上的模糊集, 且其 If-Then 模糊规则语句如下 [11]:

$$\begin{aligned} R^k : & \text{IF } x_1 \text{ is } F_1^{l_1} \text{ and } \dots \text{ and } x_n \text{ is } F_n^{l_n} \\ & \text{THEN } u_D \text{ is } C^k \quad (k=1, 2, \dots, m) \end{aligned}$$

其中 C^k 为定义在实数域 R 上的模糊集, $N = \prod_{i=1}^n m_i$ 为模糊规则数目。基于乘积推理机、单值模糊化器以及中心平均值解模糊化器, 模糊系统输出可以表示为:

$$u_D(x | \alpha) = \frac{\sum_{l_1=1}^{m_1} \dots \sum_{l_n=1}^{m_n} \bar{y}_u^{l_1 \dots l_n} \left[\prod_{i=1}^n \mu_{F_i}^{l_i}(x_i) \right]}{\sum_{l_1=1}^{m_1} \dots \sum_{l_n=1}^{m_n} \left[\prod_{i=1}^n \mu_{F_i}^{l_i}(x_i) \right]} \quad (12)$$

其中 $\mu_{F_i}^{l_i}$ 为模糊集的隶属关系式, $F_i^{l_i}$, $\bar{y}_u^{l_1 \dots l_n}$ 为当 C^k 取最大值时的点。引入模糊基函数, 公式(12)表示如下:

$$u_D(x | \alpha) = w^T \xi(x) \quad (13)$$

其中 w 为系数行列式, ξ 定义如下:

$$\xi_{l_1 \dots l_n}(x) = \frac{\prod_{i=1}^n \mu_{F_i}^{l_i}(x_i)}{\sum_{l_1=1}^{m_1} \dots \sum_{l_n=1}^{m_n} \left[\prod_{i=1}^n \mu_{F_i}^{l_i}(x_i) \right]}. \quad (14)$$

如果有足够的模糊规则, 则式(13)的模糊系统能以任何精度逼近一紧致集上连续函数 [11]。根据这个特点, 可以利用模糊系统建立控制器, 并且根据控制目标和内部变量的有界性选择合适自适应率。

本文模糊规则数量为8, 模糊集隶属度曲线如图2。

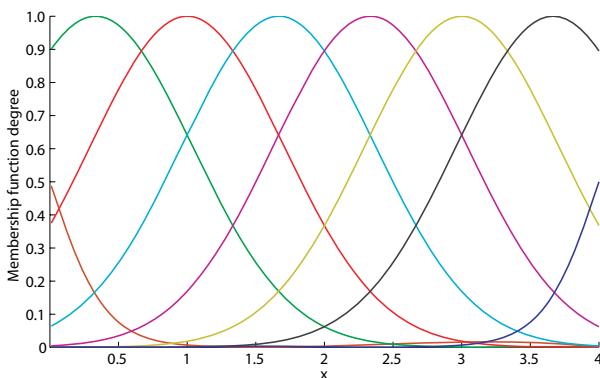


图 2 模糊集隶属度曲线

假设 P 是正定矩阵且满足李雅普诺夫方程:

$$\Lambda^T P + P \Lambda = -\Phi \quad (15)$$

其中 Φ 为一任意 $n \times n$ 正定矩阵。模糊控制系统的自适应率可表示为

$$\dot{w} = \gamma e^T P b \xi(x) \quad (16)$$

其中 γ 为正数; e 为控制系统跟踪误差。

FES踏车系统的期望转矩 τ_d 如下所示:

$$\tau_d = u_D(x | \alpha). \quad (17)$$

3.2 肌群力矩控制 (Torque Control of Muscle Groups)

由外层控制器算法计算得到人体下肢完成踏车运动需要的期望转矩, 接下来的目标则是控制多通道FES刺激下肢肌群产生实际转矩。如果实际转矩能一直跟踪外层控制器计算的期望转矩, 则人体下肢能实现连续踏车运动。

3.2.1 FES电刺激肌群力矩产生 (Torque Generation of FES Stimulated Muscle Groups)

截瘫患者不同程度地存在肌肉萎缩。施加相同强度FES电刺激, 截瘫患者产生的肌力比正常人要小且不同患者产生的力量大小也不同。假设同一肌群内肌肉萎缩程度相同, 引入 η 表示肌肉萎缩程度, t_{ij} 表示第 i 个肌群第 j 块肌肉的标准FES刺激强度。基于Hill肌肉模型, 第 i 个肌群第 j 块肌肉产生的力量为:

$$\begin{aligned} F_{ij}^M &= (1 - \eta_{ij}) F_{ij}^{\max} L_{ij}^*(\theta) V_{ij}^*(\theta, \dot{\theta}) a_{ij} \\ &= F_{ij}(\theta, \dot{\theta}) a(t_{ij}), \end{aligned} \quad (18)$$

其中 $a(t_{ij})$ 为第 i 个肌群第 j 块肌肉的激活度。则第 i 个肌群第 j 块肌肉在踏车曲柄处产生转矩如下:

$$M_{ij} = M_{ij}^H \frac{dq_h}{d\theta} + M_{ij}^K \frac{dq_k}{d\theta} = M_{ij}^{\max}(\theta, \dot{\theta}) a(t_{ij}) \quad (19)$$

其中 M_{ij}^H 、 M_{ij}^K 分别为由第 i 个肌群第 j 块肌肉在分别在髋关节和膝关节处产生的转矩。 $M_{ij}^{\max}(\theta, \dot{\theta})$ 为当第 i 个肌群第 j 块肌肉的激活度 $a(t_{ij}) = a_{\max}$ 的时候, 在踏车曲柄处所能产生的最大转矩。

因而, 踏车曲柄总力矩为

$$M_{crank} = \sum_{i=1}^{N_{GP}} \sum_{j=1}^{N_{MP}^{Gp,i}} M_{ij} = \sum_{i=1}^{N_{GP}} M_i^{\max}(\theta, \dot{\theta}) a(t_i) \quad (20)$$

其中 $M_i^{\max}(\theta, \dot{\theta})$ 为第 i 个肌群的激活度 $a(t_i) = a_{\max}$ 时在踏车曲柄处所能产生的最大力矩。由于整个人体模型的复杂性, 难于获取 $M_i^{\max}(\theta, \dot{\theta})$ 解析式。因而本文利用多层感知机拟合 $M_i^{\max}(\theta, \dot{\theta})$, 并利用极限学习机(ELM)算法进行离线训练 [12]。

3.2.2 控制方案设计 (Control System Design)

假设

$$y = \hat{M}_1^{\max} a_1 + \hat{M}_2^{\max} a_2 + \dots + \hat{M}_{14}^{\max} a_{14} \quad (21)$$

$$u = \hat{M}_1^{\max} t_1 + \hat{M}_2^{\max} t_2 + \dots + \hat{M}_{14}^{\max} t_{14} \quad (22)$$

其中 t_i 为第*i*个通道标准化FES刺激强度，这个参数需要求取； $a_i = a(t_i)$ 为第*i*个肌群的激活度； y 为踏车曲柄转矩输出； u 为伪转矩输入。肌群转矩产生系统可表示如下：

$$c_3 \ddot{y} + c_2 \dot{y} + c_1 y + \Omega(\dot{a}, \ddot{a}) = u \quad (23)$$

其中 $\Omega(\dot{a}, \ddot{a})$ 为振荡衰减扰动。如果忽略 $\Omega(\cdot)$ ，肌群力矩产生系统传递函数可表示为：

$$G(s) = \frac{1}{b_2 s^2 + b_1 s + 1} \cdot \frac{1}{T_{del}s + 1} \quad (24)$$

其中 b_2 和 b_1 为与钙离子动力学时间常数 T_{Ca} 相关的系数。

如图3，为了控制肌群力矩产生系统，本文设计了结合反馈控制和前馈控制的复合控制系统。利用跟踪

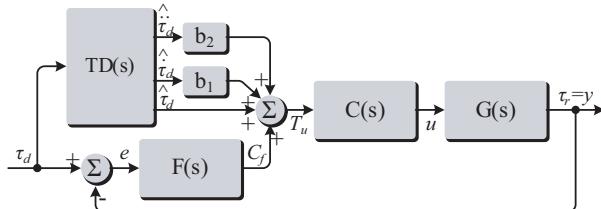


图3 复合控制器。其中 $TD(s)$ 为前馈控制， $F(s)$ 为反馈控制， $C(s)$ 为肌肉激活延迟补偿器

微分器[13]获得期望转矩导数信息后，可得控制信号输入为：

$$T_u = k_g \left(k_p e + k_i \int edt + k_d \dot{e} \right) + b_2 \hat{\tau}_d + b_1 \hat{\tau}_d + \hat{\tau}_d$$

其中 $e = \tau_d - \tau_r$ 且 τ_r 为肌群产生的实际力矩。 k_g 为反馈控制器增益。最后，利用肌肉激活延迟补偿器可得控制输入为：

$$u = T_{del} \frac{dT_u}{dt} + T_u \quad (25)$$

其中 T_{del} 为肌肉激活延迟时间常数。

3.3 多通道FES强度优化分配 (Multi-channel FES Intensities Optimization)

由(22)，肌群力矩产生系统的伪转矩输入如下：

$$u = \hat{M}_1^{\max} t_1 + \hat{M}_2^{\max} t_2 + \dots + \hat{M}_{14}^{\max} t_{14}$$

其中 \hat{M}_i^{\max} 为由多层次感知机拟合的第*i*个肌群所能产生的最大踏车曲柄转矩。 u 可由(25)计算得到。

定义

$$\hat{M} = [\hat{M}_1^{\max}, \hat{M}_2^{\max}, \dots, \hat{M}_{14}^{\max}]^T \quad (26)$$

$$T = [t_1, t_2, \dots, t_{14}]^T \quad (27)$$

其中 $t_i \in [0, t_{\max}]$ ， $t_{\max} = 0.9$ 。

基于FES输入能量最小化以及肌肉疲劳度最小化原则，FES刺激强度分配问题变成带约束最小二乘优化求解问题，可表示如下：

$$\min_T \left\{ T^T T \mid \hat{M}^T T = u \right\} \quad (28)$$

因而，可得到如下解

$$T = \frac{u \hat{M}}{\hat{M}^T \hat{M}}. \quad (29)$$

由于 $T \in [0, t_{\max}]$ ，如果 $t_i \leq 0$ 则 $t_i = 0$ ，如果 $t_i \geq t_{\max}$ 则 $t_i = t_{\max}$ 。将优化求解过程一直进行下去直到所有通道的标准FES刺激强度 t_i 被求得为止。

4 仿真结果 (Simulation Results)

本文选取肌群萎缩程度为 $\eta = 40\%$ 。其它的一些仿真基本参数如表1。

表1 踏车曲柄及控制系统相关参数

踏车曲柄	控制器参数									
	I_c	r_{crank}	模糊控制器			反馈控制器				
N·m	γ	k_1	k_2	k_q	k_g	k_i	k_p	k_d		
0.1	0.13		100.0	1.0	10.0	150.0	200.0	1	0.08	0.0016

其中 γ 为自适应权值调整增益系数；Lyapunov方程参数矩阵为 $\Lambda = [0, -k_1; 1, -k_2]$ 且 $Q = [k_q, 0; 0, k_q]$ 。

为了衡量控制系统的稳定性及鲁棒性，仿集中将多个参数在原值基础上变化了至少50%以测试控制系统性能。名义参数仿真结果以及肌群疲劳度鲁棒性测试结果将会在后面给出。仿真基于MATLABTM平台，微分方程求解利用自适应Runge-Kutta-Fehlberg数值积分方法。

4.1 自动生成FES刺激强度 (Auto-generated FES Intensities)

踏车曲柄期望转速 $\dot{\theta}_d^*$ 设定为 π rad/s (30rpm)，这对于截瘫患者来说这是比较适宜的转速。仿真结果如图4到图8。从图上可以看出，由于踏车运动为周期性运动，所有仿真结果曲线也呈周期性变化。之所以这样有两个原因：一是因为目标运动本身为周期性运动，二是因为模糊控制器控制目标为角度跟踪误差。

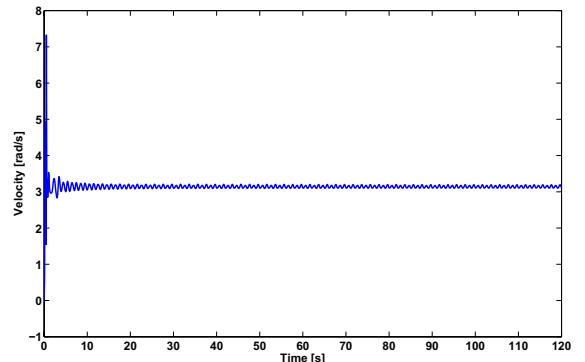


图4 曲柄转速曲线

如图5，肌群力矩产生控制系统拥有较好的控制性能。控制系统利用反馈和前馈控制，根据目标跟踪误差能较好地控制人体模型下肢多个肌群产生力矩。产生的实际力矩能较好地跟踪期望力矩，从而能顺利地

完成连续踏车运动。在整个控制系统中，模糊控制器起到了较大的作用。另外，整个控制系统能较好地补偿肌肉激活度延迟，从而取得较好控制结果。

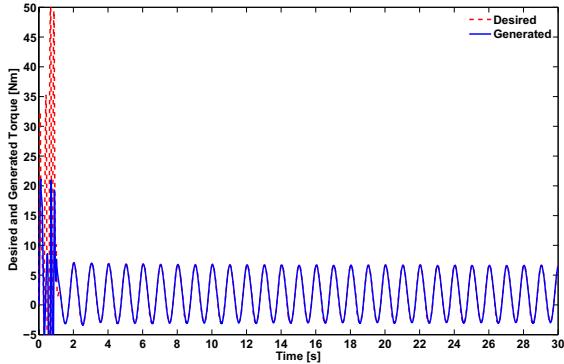


图 5 多肌群力矩产生控制系统的跟踪性能

图6中表示的是标准化多通道FES电刺激强度变化曲线。从图上可以看出，各个通道FES电刺激强度也是随着时间以及踏车曲柄角度呈周期性变化。这个仿真结果表明当人体下肢髋关节和膝关节运动到一定角度时，控制器会给予各个通道肌群一定刺激时序。而这个时序类似于正常人体中枢神经系统在实现踏车运动时给予下肢肌群的刺激时序。从这个方面来说，本文研究的FES控制系统功能类似于人体中枢神经系统功能，因而整个系统能顺利实现连续踏车运动。

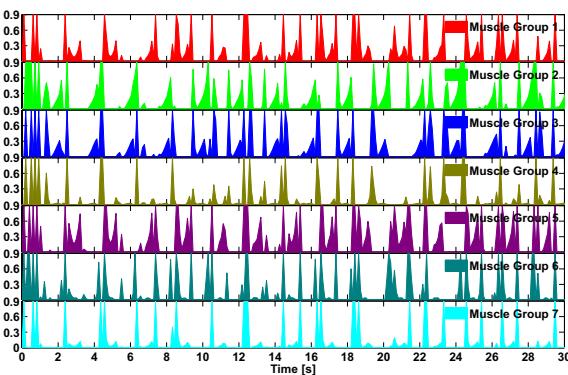


图 6 标准化FES刺激强度变化曲线图（左下肢肌群）

根据(29)，肌群电刺激强度基本上与这个肌群所能产生的最大转矩成正比。而FES刺激强度的最小化则会使肌肉激活度及疲劳度最小化。因而，本文设计的控制系统使截瘫患者能长时间地进行连续踏车运动。如图7和图8，仿真结果表明控制系统的这个特点。

4.2 系统对肌肉疲劳度的鲁棒性 (Robustness to Muscle Fatigue)

人体肌群疲劳度时间常数 T_{fat} 范围为18s到25s。但对于截瘫患者，由于肌群深度萎缩，其疲劳度时间常数远远小于正常人。截瘫患者肌群疲劳度时间常数极

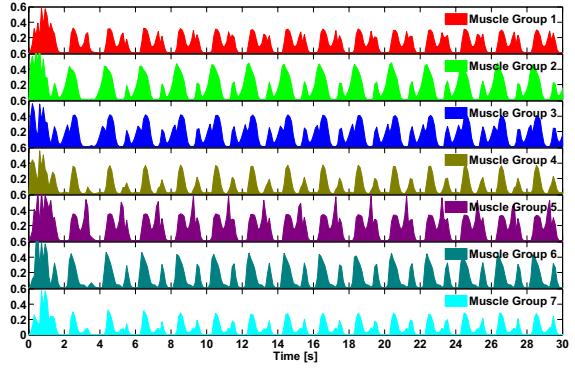


图 7 肌群激活度曲线图（左下肢肌群）

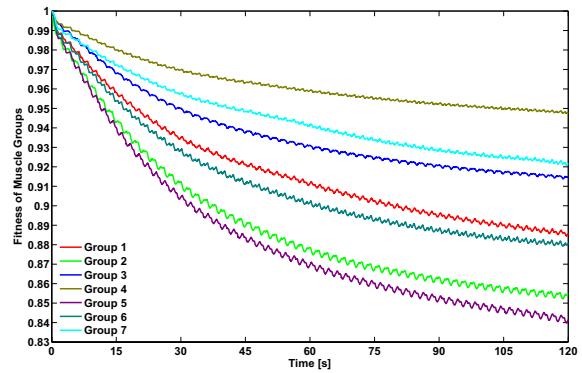


图 8 肌群适应度曲线图（左下肢肌群）

限值可达到4s左右[6]。因而，本文设计的控制系统能对患者肌肉疲劳进行补偿，从而确保踏车运动连续性和持久性。为了验证系统疲劳度补偿性能，控制器应能在截瘫患者极限疲劳度时间常数的条件下实现连续FES踏车运动。仿真结果如图9到图11所示。从图中可以看出，控制系统即使在极限疲劳度时间常数下依然能取得较好的控制结果。

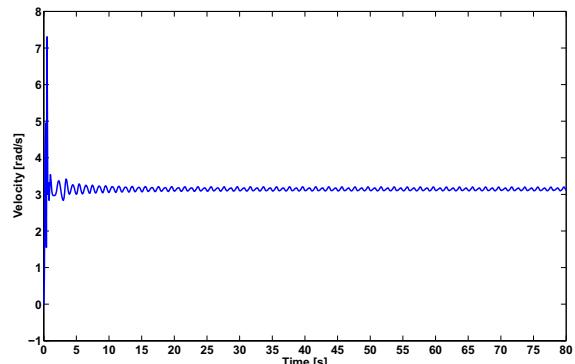


图 9 疲劳度测试：曲柄速度曲线

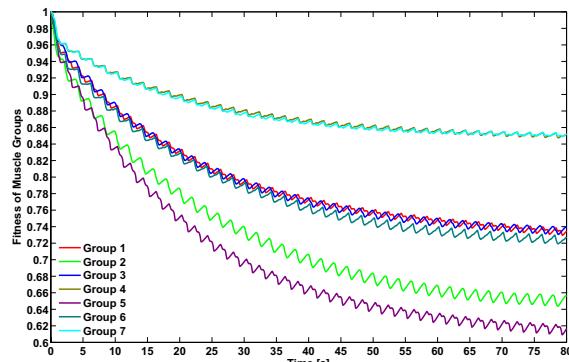


图 10 疲劳度测试：肌群适应度曲线

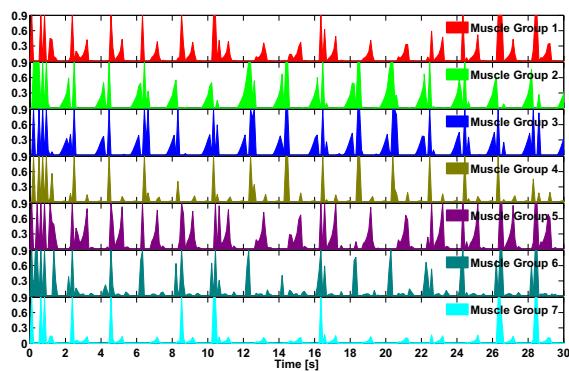


图 11 疲劳度测试：标准化肌群FES刺激强度曲线

5 总结 (Conclusion)

本文基于模糊控制设计了一个FES踏车控制系统。为了能对控制系统进行仿真，本文建立了一个个体三维肌骨模型。在此平台基础上，本文根据患者下肢的肌肉作用将多块主要骨骼肌分成14个肌群。同时利用多层感知机拟合各个肌群处于最大激活度时在踏车曲柄处所能产生的转矩。本文在模糊控制的基础上设计了一个自动产生FES刺激强度的控制系统。控制系统分为两层：外层为动力学控制系统，内层为多肌群力矩控制系统。外层控制器根据踏车曲柄的角度以及转速，利用模糊控制算法计算得到系统需要的期望转矩。由于外层控制器得到的期望转矩解析式难于获得，因而难于得到其导数信息。本文利用跟踪微分器获取期望转矩到导数信息，并在利用此信息基础上根据肌群力矩产生方程设计了内层控制器。内层控制器为复合控制系统，综合利用反馈控制以及前馈控制。内层控制算法最终计算得到的是多通道FES刺激强度。

本文最后基于输入能量最小化及肌群疲劳度最小化原则，对多通道FES刺激强度进行优化分配，并最终得到优化后的各个通道FES刺激强度。将FES电刺激强度输入仿真模型，整个控制系统能实现连续的FES主动踏车运动。文章最后部分给出了仿真结果。仿真结果表明了本文设计的控制系统有效性，并且对截瘫患者肌肉疲劳度的鲁棒性能。未来工作包括对本文控制

方案的进一步研究与改进，以及实际临床试验验证本文设计的控制方案。同时也应该进一步考虑一些其他问题，如肌群划分原则、人体姿态等因素对控制系统性能的影响。

参考文献 (References)

- [1] W. T. Liberson, H. J. Holmquest, D. Scot, and M. Dow, "Functional electrotherapy: Stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients", *Arch. Phys. Med. Rehab.*, 1961, 42: 101-105.
- [2] J. Szecsi, C. Krewer, F. Müller, and A. Straube, "Functional electrical stimulation assisted cycling of patients with subacute stroke: Kinetic and kinematic analysis", *Clinical Biomechanics* 2008, 23: 1086-1094.
- [3] T. A. Perkins, N. N. Donaldson, N. A. C. Hatcher, I. D. Swain, and D. E. Wood, "Control of leg-powered paraplegic cycling using stimulation of the lumbo-sacral anterior spinal nerve roots", *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2002, 10(3): 158-164, 2002.
- [4] K. J. Hunt, B. Stone, N. O. Negård, T. Schauer, M. H. Fraser, A. J. Cathcart, C. Ferrario, S. A. Ward, and S. Grant, "Control Strategies for Integration of Electric Motor Assist and Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Cycling—Utility for Exercise Testing and Mobile Cycling", *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2004, 12(1): 89-101.
- [5] M. Gföhler and P. Lugner, "Dynamic simulation of FES-cycling: influence of individual parameters", *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2004, 12(4): 398-405.
- [6] C. S. Kim, G. M. Eom, K. Hase, G. Khang, G. R. Tack, J. H. Yi, and J. H. Jun, "Stimulation Pattern-Free Control of FES Cycling: Simulation Study", *IEEE Trans. Systems, Man, And Cybernetics—Part C: Application And Reviews*, 2008, 38(1): 125-134.
- [7] R. Riener and T. Fuhr, "Patient-Driven Control of FES-Supported Standing Up: A Simulation Study", *IEEE Trans. Rehabilitation Engineering*, 1998, 6(2): 113-124.
- [8] H. Hatze, "A Myocybernetic Control Model of Skeletal Muscle", *Biol. Cybernetics*, 1977, 25: 103-119.
- [9] N. Ogihara and N. Yamazaki, "Generation of Human Bipedal Locomotion by a Bio-mimetic Neuro-musculo-skeletal Model", *Biological Cybernetics*, , 2001, 84(1): 1-11.
- [10] K. Hase and N. Yamazaki, "Computer Simulation Study of Human Locomotion with a Three-Dimensional Entire-Body Neuro-Musculo-Skeletal Model: I. Acquisition of Normal Walking", *JSME International Journal Series C*, 2002, 45(4): 1040-1050.
- [11] L. X. Wang, "Adaptive Fuzzy Systems and Control: Design and Stability Analysis", *Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ*, 1994.
- [12] G. B. Huang, Q. Y. Zhu, and C. K. Siew, "Extreme Learning Machine: Theory and Applications", *Neuroncomputing*, 2006, 70(1-3): 489-501.
- [13] 韩京清.自抗扰控制技术-估计补偿不确定因素的控制技术.北京: 国防工业出版社, 2008.