

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2212040

基于 GA-SVR 模型的肌力康复电刺激系统的设计研究*

隋修武^{1,2} 梁天翼^{1,2} 杨静文^{1,2}

(1.天津工业大学机械工程学院 天津 300387; 2.天津市现代机电装备技术重点实验室 天津 300387)

摘要: 为了实现康复电刺激系统治疗参数的个性化定制及实时调整,提出了一种基于调制中频电刺激的下肢肌力康复闭环电刺激系统。设计低频调制中频刺激电路,基于遗传算法建立了电刺激参数与膝关节角度之间的支持向量机回归预测模型,并搭建基于模糊内模控制 PID 的闭环反馈系统,以达到更精确稳定的参数设置效果。通过膝关节运动实验表明,被试者在无痛感的前提下更接近预期的关节运动轨迹,30 组膝关节运动角度与预期值最大均方根误差为 10.21°,最小均方根误差为 5.48°。相比传统低频电刺激,肌电平均振幅具有 20 μV 以上提升。本文提出的电刺激系统参数可实现因人而异,且可根据闭环反馈结果进行实时调整,该系统能有效活化肌肉、提升肌力,在肌力康复步态训练中有较好的应用前景。

关键词: 低频调制中频电刺激;GA-SVR 回归预测模型;模糊内模 PID 反馈;膝关节运动控制;肌力康复

中图分类号: TP202 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 416.6030

Design and research of electrical stimulation system for muscle strength rehabilitation based on GA-SVR model

Sui Xiuwu^{1,2} Liang Tianyi^{1,2} Yang Jingwen^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering, Tian Gong University, Tianjin 300387, China;

2. Tianjin Modern Electromechanical Equipment Technology Key Laboratory, Tianjin 300387, China)

Abstract: In order to realize the personalized customization and real-time adjustment of the therapeutic parameters of the rehabilitation electrical stimulation system, a closed-loop electrical stimulation system for lower limb muscle strength rehabilitation based on modulated medium frequency electrical stimulation was proposed in this paper. A low-frequency modulation and medium-frequency stimulation circuit was designed, and a support vector machine regression prediction model between the electrical stimulation parameters and the angle of the knee joint was established based on the genetic algorithm. A closed-loop feedback system based on fuzzy internal model control PID was built to achieve a more accurate and stable parameter setting effect. The knee motion experiment showed that the subjects were closer to the expected joint motion trajectory without pain. The maximum root mean square error between the knee motion Angle and the expected value in the 30 groups was 10.21°, and the minimum root mean square error was 5.48°. Compared with traditional low-frequency electrical stimulation, the mean amplitude of myoelectric stimulation was increased by more than 20 microvolts. The parameters of the electrical stimulation system proposed in this paper can be realized from person to person, and can be adjusted in real time according to the closed-loop feedback results. The system can effectively activate muscles and improve muscle strength, and has a good application prospect in the gait training of muscle strength rehabilitation.

Keywords: low frequency modulation medium frequency electrical stimulation; GA-SVR regression prediction model; fuzzy internal model PID feedback; knee motion control; muscle rehabilitation

0 引言

脑卒中疾病多发于中老年群体中,但近年来,其发病群

体呈现出低龄化趋势^[1]。脑卒中患者的中枢神经系统和肌肉间的通讯通路被破坏,导致患者运动控制能力减弱或者丧失、肢体运动障碍甚至瘫痪^[1-2]。如何提高患者运动执行

收稿日期:2022-11-11

* 基金项目:中国航空科学基金(201729Q2001)项目资助

力以恢复损失的运动功能,提升患者的肌力大小,是康复学研究领域的一个十分重要的研究方向。

肌力是指肢体作随意运动时肌肉收缩的力量。以医学手段对下肢运动功能障碍患者的肌肉进行刺激,依靠肌肉收缩带动膝关节运动^[3],以此来完成下肢康复训练的方法是当前下肢肌力治疗领域常用的康复方式。Sun 等^[4]通过频率差电阻断层扫描评估肌肉电刺激对人类小腿肌肉的有效性,实验检测在肌肉电刺激的作用下,人类小腿肌肉的反应明显高于训练前,证明采用该刺激器可以有效提高下肢骨骼肌活性。Yang 等^[5]使用高度稳定的 MXene 纳米片进行生物传感和电刺激。该系统由用于高效诊断的集成微芯片生物传感器和用于治疗的医疗元件组成,基于可穿戴 MXene 纳米片的微针可以感知人体手臂肌肉收缩产生的微小电位差,可以监测与神经肌肉异常相关的疾病,例如重症肌无力。Honda 等^[6]研发的带状电极骨骼肌肉电刺激器(B-SES),可以对患者下肢所有骨骼肌同时进行刺激,并且借助正电子发射断层扫描技术对刺激进行效果分析,实验证明采用该刺激器可以有效提高下肢骨骼肌活性。陈龙等^[7]针对传统被动强化肢体运动康复训练手段单一及训练策略缺乏客观评价参数指导等问题,设计了右上肢运动想象融合不同强度功能性电刺激的实验任务范式,结果表明基于电刺激系统的康复训练模式更有助于激活运动皮层。天津大学^[8]研究的助行电刺激系统,是以受试者膝关节作为研究对象,提出基于蚁群及遗传算法的控制算法,使得角度误差及平均误差维持在 5° 以内,并通过实验验证了该系统的有效性及其可行性。孟琳等^[9]提出功能性电刺激干预的目的是对运动障碍的人群进行功能性地步态恢复与康复治疗,为后续研究提供了理论基础。

常见的功能性电刺激是利用低频脉冲电流来刺激一组或多组肌肉^[10],诱发肌肉运动或模拟正常的自主运动,以达到改善或恢复被刺激肌肉或肌群功能的目的^[10-11]。然而,由于人体皮肤和组织对频率较低脉冲具有较大的阻抗,低频电无法深入人体组织深处^[11-12],且持续输入低频电会产生强烈痛感。传统电刺激器无法满足患者下肢刺激的参数多元化及因人而异的要求,且开环系统参数设置固定,不能随患者的康复状态进行实时调整,故本文引入调制中频电疗法(modulated middle frequency electrotherapy, MFE),MFE 是应用频率 1~10 kHz 脉冲电流治疗疾病的方法,与低频电相比,人体组织对中频电的阻抗较小,因此中频电作用到更深的组织。中频电流作用于人体时,电极下没有酸碱产物产生^[13],出现肌肉收缩时患者没有疼痛的感觉。另外,本文引入支持向量机回归预测模型(support vector regression, SVR),更好地表达电刺激脉冲与人体膝关节运动的非线性关系,并利用遗传算法(genetic algorithm, GA)对模型进行优化,获得在预设电刺激下的预期运动轨迹,为后续电刺激效果评价提供前馈控制。本文还设计了基于模糊内模 PID 闭环反馈系统,运动状态可准确及时反馈至电

刺激系统,使得电刺激参数可做出实时调整,以实现更加科学有效、舒适安全的肌力康复治疗。

1 材料与方法

1.1 低频调制中频电刺激平台的设计

本文采用自主设计的低频调制中频电刺激平台,电刺激系统主控芯片采用 ATmega128,采用 DDS 直接数字式频率合成技术产生波形^[14]。全平台包括电刺激脉冲产生模块、PC 上位机人机交互模块、电刺激实验与信息采集模块等,可实现 2.5k、4k、5k 频率中频波的产生,并根据需求可实现低频三角波、方波、正弦波对某一设定强度中频波进行幅值调制。通过电极刺激试验者股四头肌,以实现膝关节运动控制,以膝关节运动角度作为肌力直观监测指标完成实验评价。

1.2 GA-SVR 回归预测模型的建立

为准确的描述肌肉动态特性,需要对肌肉进行建模,但由于肌肉特性在不同人、不同时间、不同运动状况下均为非线性且有较大差异,因此通过非线性模型对其进行表征可实现较好的效果^[15]。本文采用 SVR 模型来建立电刺激参数与运动状态间的非线性关系,并引入 GA 进行参数寻优。在本文中设电刺激实验数据集为: $\{x_i, y_i\}, (i = 1, 2, \dots, l)$, $x_i \in R^n$ 为第 i 个输入, $y_i \in R$ 为相对应的第 i 个输出, l 为样本数量总和。利用 SVR 模型,将样本映射到高维空间,该非线性方程可表示为:

$$f(x) = \omega \cdot \phi(x) + b \quad (1)$$

其中, x 为输入, $\phi(x)$ 为非线性映射函数, ω 为权重, b 为方程截距。参考结构风险最小化原则,式(1)可等效为优化问题:

$$\frac{1}{2} \|\omega\|^2 + C \frac{1}{l} \sum_{i=1}^l L_i(y_i, f(x_i)) \quad (2)$$

式中: L_i 称为损失函数, C 称为惩罚因子, C 越大,则越重视离群点^[16]。为了使 SVR 更具稀疏性,在式(1)中引入不敏感损失函数 ϵ ,为纠正出现的不规则因子,引入松弛变量 ξ_i, ξ_i^* ,得:

$$\min \frac{1}{2} \|\omega\|^2 + C \sum_{i=1}^l (\xi_i + \xi_i^*) \quad (3)$$

$$\text{s. t. } \begin{cases} y_i - \omega \cdot \phi(x_i) - b \leq \epsilon + \xi_i \\ \omega \cdot \phi(x_i) + b - y_i \leq \xi_i^* \\ \xi_i, \xi_i^* \geq 0, i = 1, 2, \dots, l \end{cases} \quad (4)$$

将回归问题转化为求解最小化问题,将拉格朗日乘法算子引入方程,即可转换为:

$$\max R(a_i^*, a_i) = -\frac{1}{2} \sum_{i=1}^l (a_i^* - a_i)(a_i^* - a_i) \varphi(x_i) \varphi(x_j) - \sum_{i=1}^l a_i (y_i + \epsilon) + \sum_{i=1}^l a_i^* (y_i - \epsilon) \quad (5)$$

且同时满足以下条件:

$$\sum_{i=1}^l (a_i - a_i^*) = 0, 0 \leq a_i, a_i^* \leq C \quad (6)$$

其中, a_i, a_i^* 为拉格朗日乘法算子, 同时可推导出 ω 的表达式为:

$$\omega = \sum_i^l (a_i - a_i^*) \phi(x_i) \quad (7)$$

对上述凸二次规划问题进行求解, 并获得 SVR 表达式为:

$$f(x) = \omega \cdot \phi(x) + b = \sum_i^l (a_i - a_i^*) K(x_i, x) \quad (8)$$

式中: $K(x_i, x) = \phi(x_i) \cdot \phi(x_j)$ 为核函数。 $f(x)$ 为预测结果的输出。

径向基核函数(radial basis function, RBF)的关键参数分别为核宽度 σ 、惩罚参数 C 及损失函数 ϵ [17]。本文选择 GA 对 SVR 模型进行参数优化, 将生物进化原理融合至 3 个优化参数形成的编码串联群体中, 通过遗传算法的选择、交叉及变异按照适应度来对个体进行迭代处理, 直至达到寻优的目的。

对于遗传算法参数的选择, 并没有确定且统一的定量规定。种群数量的选择应满足计算量小、对求解有利的原则, 本文选取种群最大数量为 20; 交叉概率与变异概率分别选择 0.4 和 0.001, 保证各个局部解周围不会过于集中或分散。最后, 设置的循环次数即最大进化代数选择 100。

通过实验获取建立 SVR 模型所需数据, 按照安规标准将中频电流下人体阻抗定为 500Ω [18], 电极输出端电压大小确定为 20 V。以 20 Hz 为低频信号频率初始值, 以 1 Hz 为单位递增直至 40 Hz, 利用递增频率的正弦波分别对 2.5k、4k、5k 中频正弦波进行调制, 共 60 组实验, 将每组实验电刺激下膝关节运动角度进行测量保存。通过 MATLAB 软件建立 SVR 膝关节运动角度预测模型, 其实际输出与模型输出的仿真结果如图 1 所示。

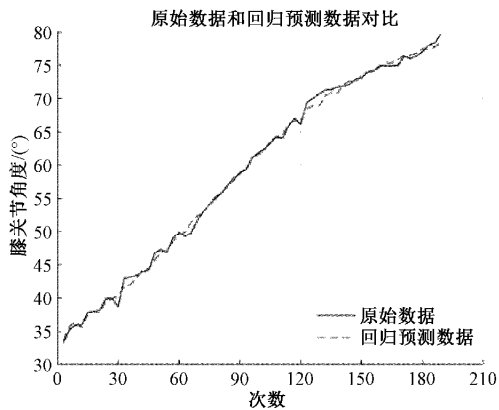


图 1 SVR 模型仿真结果

1.3 模糊内模 PID 控制器的设计

电刺激参数与膝关节运动角度已经建立了对应的非线性关系, 当输入自设定的电刺激参数时, 模型会给出理想状态下膝关节的预期运动轨迹。在实际实验过程当中, 由于患者肌肉疲劳或皮肤组织阻抗过大等因素, 有可能会造成实际运动轨迹与预期运动轨迹出现偏差的情况, 为保证理

想的电刺激效果, 需要对电刺激脉冲的强弱进行调整, 使实验者的运动状态贴合预期。

PID 反馈是将系统误差的比例、积分、微分通过线性计算作用于被控对象 [19], 关于 PID 控制器输入与输出的关系式表达为:

$$u(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) dt + \frac{T_d de(t)}{dt} \right] \quad (9)$$

式中: $c(t)$ 为控制器输出信号, $e(t)$ 为控制器输出片偏差, K_p 为比例常数, T_i 为积分时间常数, T_d 为微分时间常数。

内模控制主要由内模模型、滤波器及控制算法 3 部分构成 [20], 其中 $r(s)$ 为控制系统输入, $G_{IMC}(s)$ 为内模控制器, $G_P(s)$ 为被控对象, $G_M(s)$ 为内部模型, $d(s)$ 为扰动输入, $y(s)$ 为控制系统输出, 系统响应输出 $y(s)$ 传递函数为:

$$y(s) = \frac{G_{IMC}(s)G_P(s)}{1 + G_{IMC}(s)G_P(s) - G_M(s)} r(s) + \frac{1 - G_{IMC}(s)G_M(s)}{1 + G_{IMC}(s)G_P(s) - G_M(s)} d(s) \quad (10)$$

由式(10)可知, 系统处于稳定状态的充分必要条件:

$$\frac{1}{G_{IMC}(s)} + [G_P(s) - G_M(s)] = 0 \quad (11)$$

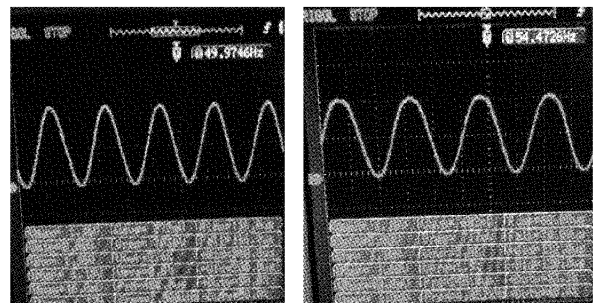
由式(11)可知, 当 $G_P(s) = G_M(s)$ 时, 估计模型与对象模型相匹配, 提升了系统鲁棒性。

假设误差 x 的基本论域为 $[a, b]$, 误差的模糊子集论域为 $\{-n, -n+1, \dots, 0, \dots, n-1, n\}$, 则误差的量化因子为: $K_e = \frac{n}{X_e}$ 、 $K_{ec} = \frac{n}{X_{ec}}$, 式中 n 为被划分档数, 量化因子 K_e 、 K_{ec} 为系统的灵敏度影响因子, 将模糊控制引入内模 PID 控制器当中, 可实现模糊内模 PID 控制系统的建立。

2 实验及结果

2.1 基本波形的产生评测实验

为了直观准确地观察验证电刺激器的波形, 利用示波器对波形进行监测。经过大量实验测量数据表明, 该刺激器可以及时准确且平稳的实现各种预期波形, 2.5k 中频正弦脉冲如图 2(a)所示, 4k 中频正弦脉冲如图 2(b)所示, 5k 中频正弦脉冲如图 2(c)所示, 低频调制 5k 中频波如图 2(d)所示。



(a) 2.5k 中频正弦脉冲

(b) 4k 中频正弦脉冲

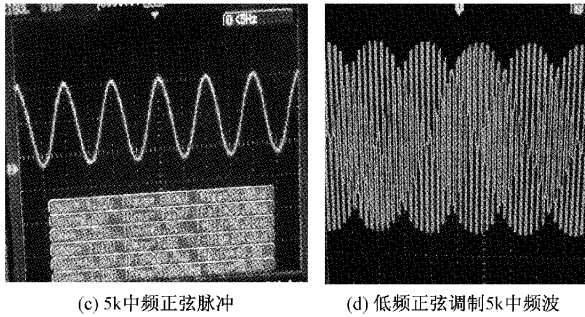
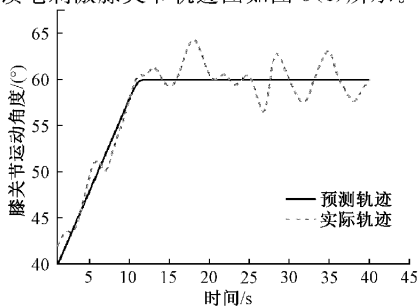


图 2 基本波形产生评测部分

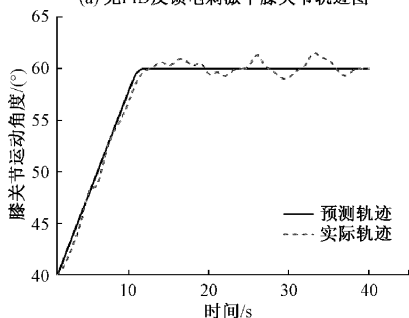
2.2 模糊内模 PID 反馈系统实验验证

本文选择的模糊 PID 控制器为双输入、三输出,输入为偏差与偏差变化率,输出为 P 、 I 、 D 3 个参数,以 K_p 、 T_i 及 T_d 为代表,双输入 E 与 EC 的论域设为: $\{-6, -5, -4, -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6\}$,因膝关节角度变化范围较小,因此本文输入输出语言值均选择为 7 级,分别为负大(NL)、负中(NM)、负小(NS)、零(ZO)、正小(PS)、正中(PM)、正大(PL),输入偏差与变化率模糊隶属函数采用高斯型,输出部分的模糊隶属函数采用三角函数。

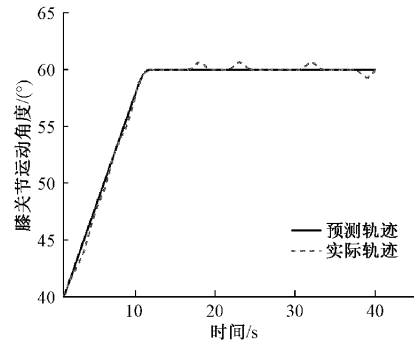
根据上述参数整定原则,PID 控制器的参数选定为 $k_p = 1.1$ 、 $k_i = 1.3$ 、 $k_d = 0.001$ 。为减少最终预测结果的误差,GA-SVR 模型的最优参数选择为 $\omega = 1.52$ 、 $b = 0.085$ 。为验证本文模糊内模 PID 反馈系统控制效果,对仿真结果与无 PID 反馈及加传统 PID 反馈进行对比。实验前设定期望角度范围为 $40^\circ \sim 70^\circ$,并根据 SVR 模型得到响应的电刺激参数,通过实际轨迹与期望轨迹偏差来判定反馈控制效果。无 PID 反馈电刺激膝关节轨迹图如图 3(a)所示,传统 PID 反馈电刺激膝关节轨迹图如图 3(b)所示,模糊内模 PID 反馈电刺激膝关节轨迹图如图 3(c)所示。



(a) 无PID反馈电刺激下膝关节轨迹图



(b) 传统PID反馈电刺激下膝关节轨迹图

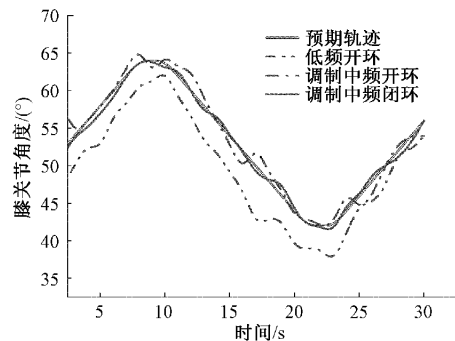


(c) 模糊内模PID反馈电刺激下膝关节轨迹图

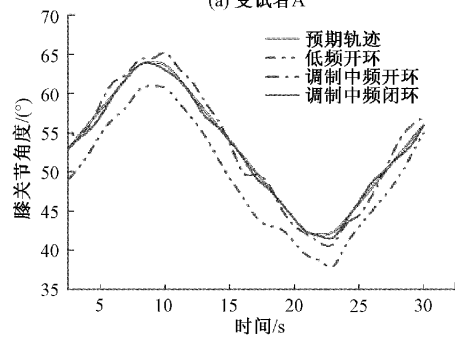
图 3 不同反馈下膝关节轨迹图

2.3 膝关节控制实验验证

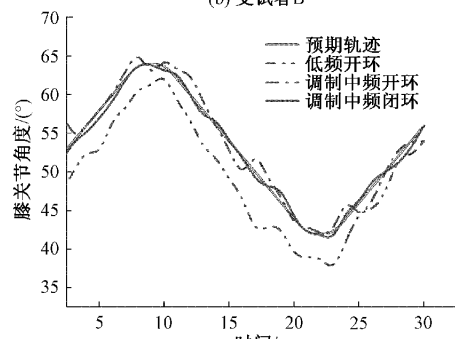
为验证调制中频闭环电刺激系统的优越性,将 4 名实验人员(A、B、C、D)进行 3 组膝关节控制实验,分别为传统低频开环电刺激、无闭环反馈的调制中频电刺激、调制中频闭环电刺激实验,用角度传感器将膝关节运动角度进行实时采集并存储。4 名试验者的实验结果如图 4 所示。



(a) 受试者A



(b) 受试者B



(c) 受试者C

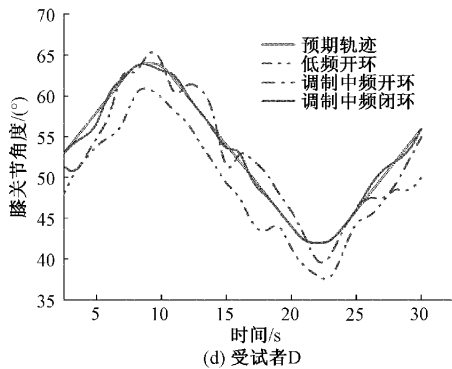


图4 4名试验者实验对比结果

为进一步验证电刺激平台的精准性,选择另外5位实验人员(两位70后男导师,两位大三女同学,一位研三男同学),将低频正弦调制中频正弦波的电压控制在20V,中频正弦的强度值固定在4kHz,低频正弦的频率值选择以20Hz为初始值,以5Hz为累加值递增至40Hz再递减至20Hz,此过程定为一个周期,周期时长设置为20s,按此条件值连续进行3个周期电刺激,在充足休息的前提下,每位试验者进行6次实验,利用上述方法对五位同学的实验数据进行均方根误差(root mean square error, RMSE)计算,具体误差结果汇总如表1所示。

表1 预测值与实际值的均方根误差计算结果(°)

次数	受试者				
	1	2	3	4	5
1	5.96	6.36	8.05	7.34	8.76
2	7.85	8.13	7.39	8.69	7.10
3	9.03	10.02	8.29	6.46	8.49
4	6.54	7.89	9.34	8.37	7.94
5	10.21	8.36	7.79	7.83	9.37
6	5.48	7.39	9.65	9.34	10.17

如表1统计结果所示,5位同学中6次实验结果的最大RMSE为10.21°,最小RMSE为5.48°,而实际值角度的范围在20°~80°之间,因此表明该模型可以准确的建立电刺激参数与人体膝关节运动角度的非线性关系,有较高的分析价值。

肌力是指肌肉成肌群产生张力导致静态或动态收缩的能力,也可视为肌肉收缩所产生的力量。运动单位的激活及其释放速率被认为是与肌力相关的重要因素之一^[21]。为实现电刺激对肌力提升效果的客观评价、避免因医生经验及患者主观感受产生的评估误差,本章节引入表面肌电信号(surface electromyography, sEMG),通过对电刺激前后肌电信号对比来实现对肌肉激活度的定量评估,进而对肌力的提升水平进行评判。

采用根据LabVIEW自主编写的单通道肌电信号采集

系统,将采集到的肌电信号进行实时显示、存储。实验者未使用电刺激的原始肌电信号与滤波后肌电信号如图5(a)所示,使用传统开环低频电刺激下滤波前后的肌电信号如图5(b)所示,使用调制中频闭环电刺激后滤波前后肌电信号如图5(c)所示。

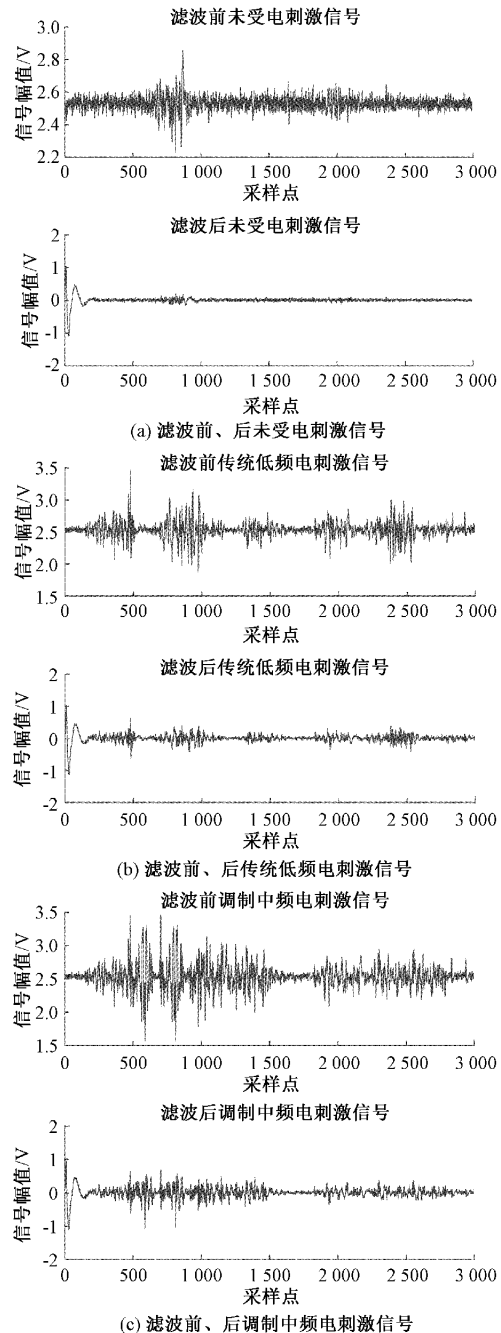


图5 3组原始肌电信号与滤波后肌电信号

肌电平均振幅(electromyography average amplitude, AEMG)是最能反映信号振幅变化的特征性指标^[21-22],用来反映肌肉活动时运动单位激活的数量、参与活动的运动单位类型以及同步化程度,也是用来表征肌力大小的有效

特征。本文利用 AEMG 作为电刺激过程中试验者的 sEMG 评估参数。3 组 AEMG 的值如表 2 所示。

表 2 AEMG 值统计表

AEMG/ μ V		
无电刺激	开环电刺激	闭环电刺激
74.63 \pm 16.75	105.86 \pm 28.72	125.96 \pm 28.34

由表 2 可知,对肌肉给予电刺激可有效激活肌肉纤维电位变化,且相同试验者在受调制中频闭环电刺激的肌电信号 AEMG 值明显优于受传统低频电刺激时的 AEMG 值,说明同等频率下,本文提出的调制中频电刺激可达人体组织深处,有更高肌肉活化价值,可有效提升患者肌力大小。

3 结 论

本文主要出发点为基于脑卒中患者肌力康复电刺激的闭环控制问题,在自主设计的低频调制中频电刺激平台的基础上,提出了 GA-SVR 模型代替传统肌肉模型来表征肌肉动态特性,来作为整体实验的前馈控制,然后,为实现闭环系统的设计,提出了模糊内模 PID 控制,通过条件反馈提高系统的跟踪性能,最后,基于搭建的低频调制中频电刺激平台,设计并完成多组对比实验。实验数据表明,利用 GA-SVR 模型进行膝关节角度预测,5 名志愿者的各 6 次实验结果的最大 RMSE 为 10.21°,最小 RMSE 为 5.48°,而实际值角度的范围在 20°~80°之间,因此表明该模型可以准确的建立电刺激参数与人体膝关节运动角度的非线性关系,有较高的分析价值;调制中频闭环电刺激下的膝关节运动角度 RMSE 始终控制在 10%之内,满足课题要求;对 4 名试验者的 3 组去噪肌电信号进行 AEMG 对比分析,受调制中频闭环电刺激的试验者的 AEMG 值比受同等参数下传统开环低频电刺激的试验者的 AEMG 值普遍高 20 μ V 以上。各项指标均表明本文提出的中频调制闭环电刺激系统具有较高的精确性,且使试验者较好的肌力恢复效果,具有一定的实用性。

参考文献

- [1] 李子洁,刘婷婷,吴铮,等.电刺激在脑卒中后运动功能障碍治疗中的研究进展[J].医学综述,2021,27(14):2796-2801.
- [2] 吴族勇,李策,白玉龙.低频电刺激治疗脑卒中后足下垂内翻的研究进展[J].中国康复理论与实践,2015,31(3):260-263.
- [3] 段娜,李瑞.神经肌肉电刺激联合肌氧监测指导下抗阻训练治疗中风后偏瘫患者的临床研究[J].临床研究,2022,30(10):178-181.
- [4] SUN B, BAIDILLAH M R, DARMA P N, et al. Evaluation of the effectiveness of electrical muscle stimulation on human calf muscles via frequency difference electrical impedance tomography [J]. Physiological Measurement, 2021, 42(3): 035008.
- [5] YANG Y C, LIN Y T, YU J S, et al. MXene nanosheet-based microneedles for monitoring muscle contraction and electrostimulation treatment[J]. ACS Applied Nano Materials, 2021, 4(8):7917-7924.
- [6] HONDA Y, TANAKA N, KAJIWARA Y, et al. Effects of the belt electrode skeletal muscle electrical stimulation system on lower extremity skeletal muscle activity: Evaluation using positron emission tomography[J]. Journal of Orthopaedic Science Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association, 2016, 21(1):53-56.
- [7] 陈龙,张磊,王仲朋,等.功能性电刺激对运动想象皮质活动的影响研究[J].电子测量与仪器学报,2019,40(2):75-81.
- [8] 陈妮,范泽平,曹欣燃,等.基于 AVMD 的非线性经颅电刺激伪迹去除方法[J].电子测量与仪器学报,2022,36(6):30-41.
- [9] 孟琳,BERND P, HENRIK G. 功能性电刺激在步态功能恢复中的技术进展(英文)[J].仪器仪表学报,2017,38(6):1319-1334.
- [10] 陈妮,覃玉荣,孙鹏飞.基于脑电自回归预测的实时相位估计方法[J].电子测量与仪器学报,2020,34(6):183-190.
- [11] 杜敏安.中频电子治疗仪的波形研究与设计[J].医疗装备,2019,22(1):4-7.
- [12] 封洲燕,陈丹,肖乾江.一种闭环式神经电刺激系统的设计[J].仪器仪表学报,2012,33(2):279-285.
- [13] 万燕.中频脉冲治疗仪联合综合康复护理对脑卒中偏瘫患者康复效果的影响[J].黑龙江医学,2022,46(12):1489-1491.
- [14] 王晨光,孙运强,刘鸿宇.基于 ATmega48 的脑深部电刺激器(DBS)刺激信号发生模块设计[J].国外电子测量技术,2012,31(8):61-63,67.
- [15] 林毅.一种基于 SVR 回归的机场航迹预测方法[J].信息通信,2019(7):58-59.
- [16] 张丹丹,丛岩.基于支持向量回归机 SVR 的钻削力在线预测分析[J].重庆理工大学学报(自然科学),2018,32(12):88-92,169.
- [17] 徐树媛,张永波,孙灏东,等.基于 RBF 核 ϵ -SVR 的导电裂隙带高度预测模型研究[J].安全与环境学报,2021,21(5):2022-2029.
- [18] 尹晓亮.基于 FPGA 的人体阻抗测量系统研究与实现[D].北京:北方工业大学,2022.
- [19] 张皓,高瑜翔.前馈反馈 Smith 预估模糊 PID 组合温度控制算法[J].中国测试,2020,46(11):132-138,168.
- [20] 张伟,段仁全,张定国.功能性电刺激抑制震颤中的模

糊自适应 PID 控制研究[J]. 机电一体化, 2014, 20(5): 3-6, 20.

[21] 李金峰, 张巧云, 张元鸣飞, 等. 一种运用定量超声技术进行肌力评定的新方法[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2020, 42(9): 843-846.

[22] 钟嘉漫, 黄竞杰, 刘付懿斐, 等. 髌骨软化症患者膝关节

等速肌力测试[J]. 中国康复理论与实践, 2022, 28(4): 379-383.

作者简介

隋修武(通信作者), 博士, 副教授, 主要研究方向为智能控制、人机交互、康复机器人等。

E-mail: L326650432@163.com