

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2210685

肌电调制结合迭代学习控制的足下垂 FES 系统*

王兆轩^{1,2}, 李玉榕^{1,2}, 陈楷^{1,2}

(1. 福州大学电气工程与自动化学院 福州 350108; 2. 福建省医疗器械和医药技术重点实验室 福州 350108)

摘要:足下垂是指由于神经控制功能障碍导致踝关节无法产生背屈以致足尖上抬不完全或不能的现象。功能性电刺激(FES)作为纠正足下垂步态的治疗方法,通过低频脉冲刺激胫骨前肌引起肌肉收缩,使踝关节产生背屈动作,达到矫正足下垂的目的。本文提出了基于肌电(EMG)调制和迭代学习控制(ILC)的FES输出强度调制方法,利用小腿角速度信号通过动态BP神经网络预测健康步态胫骨前肌肌电信号,以脚尖俯仰角作为反馈信号通过ILC输出参考肌电信号,与神经网络预测的肌电信号加权平均得到修正后的肌电信号,最后利用肌肉激活特性调制FES输出。实验表明开环肌电调制模式下的脚尖俯仰角仅有17°左右,而在闭环调制模式下,脚尖俯仰角最大角度达到了21°左右。本文设计的FES控制系统可以帮助足下垂患者进行康复训练。

关键词:功能性电刺激;足下垂;迭代学习控制;肌电信号

中图分类号: TP391.4 TH77 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.40

FES system for foot drop based on EMG modulation combined with iterative learning control

Wang Zhaoxuan^{1,2}, Li Yurong^{1,2}, Chen Kai^{1,2}

(1. College of Electrical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China;
2. Fujian Key Laboratory of Medical Instrument and Pharmaceutical Technology, Fuzhou 350108, China)

Abstract: Foot drop is the phenomenon that ankle joint cannot produce dorsiflexion and the toe lifting is incomplete or impossible due to nerve control dysfunction. The functional electrical stimulation (FES) is used as a treatment method to correct foot drop gait, which uses low-frequency pulse to stimulate tibialis anterior to cause muscle contraction and dorsiflexion of ankle joint. The FES output intensity modulation method based on EMG modulation and iterative learning control (ILC) is proposed in this article. The angular velocity signal of the lower leg is used to predict the EMG of tibialis anterior in healthy gait through the dynamic BP neural network, and the toe pitch is used as feedback signal to output the reference EMG through ILC. The reference EMG and the EMG predicted by neural network are weighted-average to obtain the modified EMG. Finally, the FES output is modulated by the muscle activation characteristics. The experimental results show that the toe pitch angle in open-loop EMG modulation mode is only about 17°. Through the closed-loop modulation mode, the maximum toe pitch angle is about 21°. By analyzing experimental data. It can be concluded that the system can help patients with foot drop to carry out rehabilitation training.

Keywords: functional electrical stimulation; foot drop; iterative learning control; electromyography

0 引言

近年来我国脑卒中患病率呈不断上升趋势,2020年我国40岁及以上人群中患脑卒中人数约为1780万左

右^[1]。脑卒中可以破坏运动中枢与肢体之间的神经联系,严重损坏患者的肢体运动功能。下肢偏瘫是脑卒中引起的最常见的损伤之一,由于腓总神经功能障碍导致踝关节无法产生背屈动作而使脚尖无法自主上抬的现象,医学上称之为足下垂(foot drop, FD)^[2-3]。足下垂患

者行走时脚尖不能自主上抬导致足尖拖地,这种异常步态容易使患者失去平衡而跌倒。足下垂患者大幅下降的下肢运动能力,不仅对个人造成巨大影响,也给家庭带来负担^[4]。因此足下垂患者康复具有重大意义^[5-6]。

由于足下垂患者通常仍然保留完好的外周神经和肌肉组织,这使得患者允许使用功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)技术来恢复其失去的运动功能^[7]。根据大脑神经可塑性和运动功能再学习理论,利用 FES 辅助足下垂患者行走,可以改善运动功能,更有很大几率帮助患者重建神经通路^[8]。FES 技术应用于足下垂的重点在于对输出电刺激强度的控制,以辅助患者实现具有自然步态的步行。

当前应用于临床治疗的商用表面垂足刺激器,如 Odstock^[9]、NESSL300^[10]、Walkaid^[11]等国外产品和讯丰通 XFT-2001D^[12]、德长 DC-L-500^[13]等国内产品的输出强度均为启停控制,输出强度曲线使用固定的梯形刺激包络。这种刺激包络会存在大量的刺激盲区和冗余刺激,前者会增加跌倒风险,后者容易引发肌肉疲劳。并且预设的固定刺激参数也不能补偿肌肉在不同环境与刺激下的时变特性所带来的扰动。为了避免梯形刺激包络带来的弊端,有研究利用健康人完整自然步态下肢骨前肌的肌电信号预设 FES 输出强度曲线^[14]。但这种方法输出强度无法根据患者行走时的实时步态信息进行自适应调整。因此本课题组以小腿角速度信号反映实时步态,提出了一种基于角速度预测自然步态的肌电,调制电刺激输出强度的方法^[15]。但这种肌电调制方式本质上属于开环方式,没有对足下垂患者最关键的脚尖离地情况进行检测和闭环反馈控制。闭环 FES 系统能够自动调节刺激强度,跟踪期望轨迹(如踝关节轨迹或脚尖俯仰角)^[16]。由于康复训练的重复性和周期性等特点,迭代学习控制(iterative learning control, ILC)在 FES 闭环控制系统中得到广泛应用。Nahrstaedt 等^[17]首次将 ILC 应用于胫骨前肌,对踝关节角度达到了一定的跟踪效果。胡鸿越等^[18]利用迭代学习算法构建柔性下肢外骨骼控制器,实现精确的力轨迹追踪。Freeman 等^[19]将机械装置与基于 ILC 的 FES 控制器结合在一起,进行上肢康复,该研究中需要进行复杂的上肢生物力学建模。另外,现在研究中 ILC 设计闭环控制器是以步态周期中最大的踝关节角度作为系统的期望角度,没有对整个步态周期进行精细控制。这种方法易产生比实际需要更大的刺激强度,加速肌肉疲劳。

因此,本文提出基于肌电调制和迭代学习控制的 FES 输出强度调制方法,并研制穿戴式 FES 治疗仪,通过实验验证了所提方法的优越性。

1 基于肌电调制和 ILC 的 FES 输出强度调制方法

1.1 问题分析

人类大脑对肢体的运动控制是由大脑产生的主动意愿信号通过神经传递到外周的运动神经元,从而控制肌肉收缩,带动关节运动以完成各项动作。同时通过视觉、嗅觉、听觉、味觉反馈给大脑以进行下一步的动作。无论是基于自主肌电调制的电刺激输出前馈控制方法,还是基于踝关节角度的 ILC 反馈控制方法,都不足以体现人类本身的运动控制系统。因此,类比于大脑运动控制机制,本文提出基于肌电调制前馈和迭代学习反馈控制相结合的 FES 输出强度调制方法,采用 BP 神经网络离线建立小腿角速度信号与肌电信号的数学模型,在线时根据实时步态预测自然步态所需的自主肌电,并基于 ILC 设计以脚尖俯仰角信号为反馈信号的闭环控制方案以补偿所预测的肌电信号,进行 FES 输出强度调制,辅助足下垂患者行走。同时在 ILC 控制方案设计中,考虑对整个步态周期进行精细控制,在保证脚尖完全离地的前提下,尽量延缓疲劳。

1.2 总体框架

本文提出的 FES 输出强度调制方法如图 1 所示。足下垂患者由于脚尖拖地而导致步态异常甚至无法自主行走,因此脚尖俯仰角就能反应患者在行走过程中是否有脚尖拖地的现象,本文将脚尖俯仰角作为 ILC 的反馈信号。首先在患者行走过程中利用一个惯性传感单元 IMU 1 实时采集小腿角速度信号 $\omega_p(k+1)$,利用小腿角速度信号 $\omega_p(k+1)$ 通过 BP 神经网络预测健康人胫骨前肌肌电信号 $EMG(k+1)$ 。同时以脚尖俯仰角 $pitch_p(k+1)$ 作为反馈信号,与期望脚尖俯仰角 $pitch_d$ 比较得到误差 $e(k+1)$,与上一周期的肌电信号 $EMG_s(k)$ 共同输入到闭环 PID 型 ILC 控制器得到参考肌电信号 $EMG_f(k+1)$ 。将 ILC 控制器输出的肌电信号 $EMG_f(k+1)$ 与神经网络模型预测的肌电信号 $EMG(k+1)$ 按一定的权值 α (本文选取为 0.3) 相加得到最终的肌电信号控制量 $EMG_s(k)$ 。最后使用基于肌肉激活程度的电刺激强度调制方法对肌电信号 $EMG_s(k)$ 脉宽调制得到脉宽 $PW(k)$,作用于胫骨前肌。这种基于肌电调制和 ILC 的 FES 输出强度调制方法不仅能够根据患者行走时的脚尖俯仰角信息修正预测的肌电信号,使胫骨前肌实现类似自然步态的激活模式,也能在很大程度上防止在患者行走过程中脚尖拖拽而造成跌倒,从而帮助患者完成步态的自适应行走。

1.3 基于动态 BP 神经网络的肌电信号预测模型

健康人的胫骨前肌在一个步态周期中的激活水平处于一个相对固定的激活模式,足下垂患者由于神经损

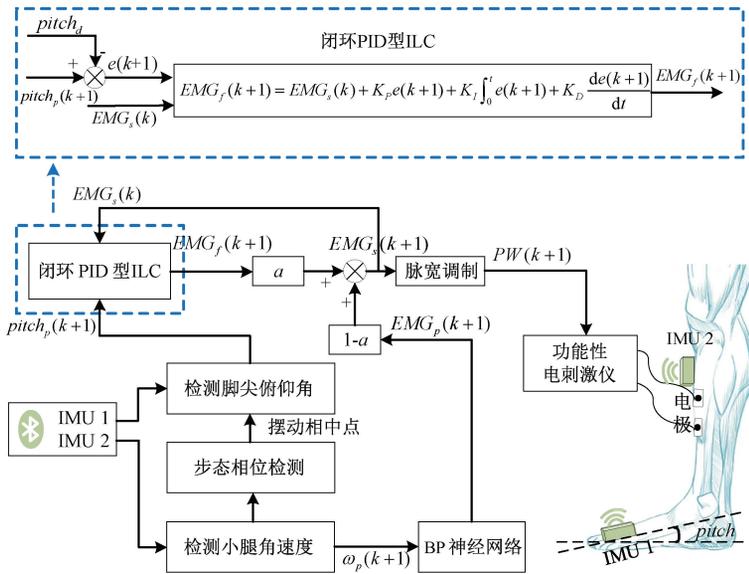


图1 肌电调制结合 ILC 的 FES 输出强度调制方法

Fig. 1 FES output intensity modulation method of EMG modulation combined with ILC

伤等原因胫骨前肌无法自主激活,为了使足下垂患者的胫骨前肌在步行过程中以类似健康人的激活模式激活,需要预测健康人在此步态下的肌电信号,进而实现电刺激强度的自适应调整。本文使用反向传播(back-propagation, BP)神经网络建立角速度信号与肌电信号之间的数学模型,并通过粒子群算法(particle swarm optimization, PSO)作为优化 BP 神经网络权值、阈值参数的方法。同时,本文选用带有惯性权重的改进 PSO 来优化 BP 神经网络的权值、阈值参数。

本文将学习因子根据经验取相同值 2,惯性权重因子最大值 ω_{\max} 取为 0.8,最小值 ω_{\min} 取为 0.4,进化代数 M 设为 50。粒子种群大小 N 一般设置为 20~50,但 BP 神经网络需要求解的粒子维度较大,选择过小的粒子种群大小不利于发现全局最优解,因此将粒子种群大小 N 设置为 50。对于 BP 神经网络,将隐含层节点转移函数选为正切 S 型(tansig)函数,输出层节点转移函数选为线性(purelin)函数,训练函数选择基于 Levenberg-Marquardt 算法的训练函数(trainlm)。对于输入节点个数、隐含层数与隐含层节点个数分别选为 6 个、1 层和 20 个,其中 6 个输入节点代表连续 6 个时刻的角速度信号作为网络的输入信号。按照上述参数设置使用 PSO 对 BP 神经网络进行训练,利用均方误差(mean-square error, MSE)和回归系数(regression coefficient, R)评估神经网络的性能。其中均方误差计算公式为:

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^N (\hat{X}_i - X_i)^2}{N} \quad (1)$$

回归系数描述了两个变量之间的密切程度,目的在于检验两个变量共同变化的程度,其计算公式为:

$$R = \frac{N \sum_{i=1}^N (\hat{X}_i \times X_i) - \sum_{i=1}^N \hat{X}_i \sum_{i=1}^N X_i}{\sqrt{N \sum_{i=1}^N (\hat{X}_i)^2 - \left(\sum_{i=1}^N \hat{X}_i\right)^2} \sqrt{N \sum_{i=1}^N (X_i)^2 - \left(\sum_{i=1}^N X_i\right)^2}} \quad (2)$$

其中, N 表示样本总数, \hat{X}_i 表示第 i 个模型输出, X_i 表示第 i 个实验数据。

1.4 基于闭环 PID 型 ILC 的 FES 控制方案

1) 期望脚尖俯仰角的选取

健康人在一个步态周期中的小腿角速度 and 脚尖俯仰角的变化曲线如图 2 所示。

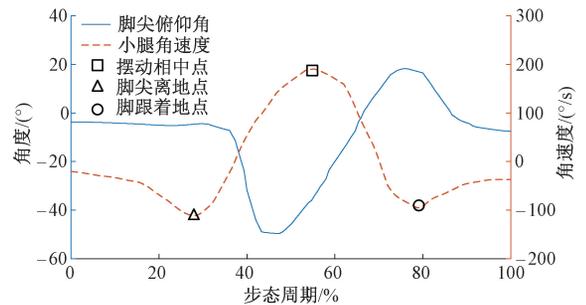


图2 健康步态下的小腿角速度和脚尖俯仰角
Fig. 2 The shank angular velocity and toe pitch angle of healthy gait

摆动相从脚尖离地点开始到脚跟着地点结束,当角速度到达正峰值的时候达到摆动相中点。分析图 2 可知,在脚尖离地点到摆动相中点期间,脚尖俯仰角处于

0°以下,意味着此时仅仅是膝盖抬起开始向前迈步,所需要的刺激强度较小,因此在这个期间仅需要使用肌电调制方法调制输出强度就能满足需求。

摆动相中点之后,脚尖俯仰角持续增大,在脚跟着地点附近达到正峰值,之后由于已经脚跟着地,脚尖自然放下着地而回到站立相完成一个步态周期。因此在摆动相中点和脚跟着地点之间需要保证足够的脚尖俯仰角,即在摆动相中点之后需要保证足够的刺激强度,而由于刺激和肌肉收缩之间有 10~50 ms 的延迟^[20],摆动相中点到脚跟离地点只有 0.5 s 左右的时间,因此在过了摆动相中点之后就可以利用 ILC 进行期望轨迹的跟踪。本文选取最大俯仰角 20°,根据上述分析,设计的期望轨迹如图 3 所示。

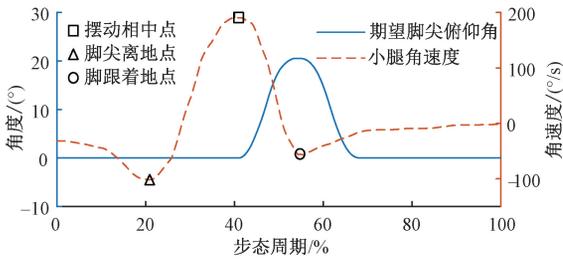


图 3 ILC 反馈控制方案期望脚尖俯仰角度
Fig. 3 The desired toe pitch angle of ILC feedback control scheme

2) 摆动相中点检测

本文利用小腿角速度检测摆动相中点。为了克服角速度信号的抖动,将连续 15 个角速度信号先进行平均值的求取作为当前时刻的角速度信号,再将连续 3 个角速度信号用于判断。若当前最新角速度信号大于 5°/s 且连续的 3 个角速度值依次大于之前的角速度信号则表明角速度信号开始出现波峰,若波峰值(角速度信号)大于 50°/s 即可判断为摆动相中点。同理,当角速度信号小于 -5°/s 且连续的 3 个角速度值依次小于之前的角速度信号时则出现波谷,波谷值(角速度信号)小于 -20°/s 即可判断为脚跟着地。

3) 脚尖俯仰角检测

本文利用患者步行过程中的脚尖俯仰角作为 ILC 控制的反馈信号,通过惯性测量单元检测加速度和角速度通过互补滤波算法解算角度。

4) 闭环 PID 型 ILC 控制算法

本文选用闭环 PID 型 ILC 设计足下垂 FES 系统实时控制算法,以此补偿所预测的肌电信号。迭代学习是通过将当前时刻输入与当前时刻输出误差进行叠加并存储起来作为下一周期同一时刻的系统输入,本质上是在寻找具有重复运动性质事件中的规律。闭环 PID 型 ILC 系

统更新控制输入变量的方式为第 $k+1$ 次运行的控制输入变量等于系统第 k 次运行的控制输入变量和系统第 $k+1$ 次运行输出误差的 PID 校正项之和,如下式:

$$u_{k+1}(t) = u_k(t) + K_p e_{k+1}(t) + K_I \int_0^t e_{k+1}(t) + K_D \frac{de_{k+1}(t)}{dt} \quad (3)$$

其中, K_p 、 K_I 和 K_D 为比例、积分和微分系数。

对于 ILC 控制的系统,经过若干个周期数的迭代后,输出轨迹能够比较准确地跟踪期望轨迹,但第 1 个周期的误差大。而 PID 控制系统在第一周期就能稳定跟踪期望踝关节轨迹。本文结合两个控制方法在第 1 个控制周期使用 PID 控制,在第 2 个周期之后使用 ILC 控制进行轨迹跟踪法。实现在患者步行过程中通过实时检测踝关节角度等步态信息对预测的肌电信号进行修正并基于脚尖俯仰角实现对 FES 输出强度的闭环调节。

1.5 基于肌肉激活特性的 FES 调制方式

利用小腿角速度通过 BP 神经网络模型预测出肌电信号并经过 ILC 控制器修正之后,需要根据肌电信号调制电刺激输出强度。对于健康人而言,当电刺激强度较小时,肌肉并没有被激活,电刺激强度大于阈值后肌肉才开始被激活。随着电刺激强度增加到耐受值时,继续增加电刺激强度肌肉激活水平也不会再明显提高。基于上述肌肉激活特性,参考本文前期的 FES 调制方式^[21],将一个步态周期中胫骨前肌自然激活曲线的最小值设置为阈值,最大值设置为耐受值,其余值比例换算成介于阈值和耐受值大小之间的值。闭环控制频率设定为 20 Hz,即在一个步态周期调制内 20 次脉宽,调制结果如图 4 所示。

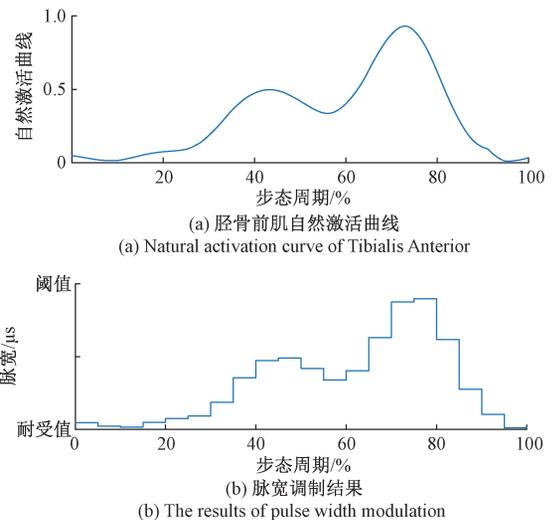


图 4 FES 调制方式

Fig. 4 FES modulation method

1.6 穿戴式 FES 治疗仪

1) 穿戴式 FES 治疗仪设计方案

FES 应输出双极性脉冲为避免单极性电脉冲刺激造成肌肉疲劳或产生不适感;为应用于辅助患者步行,治疗仪需满足小巧轻便以及可穿戴性的需求;为应用在闭环 FES 系统中,需能够实时采集角速度和角度信号以及实时调节刺激参数。同时为方便使用,以手机 APP 作为上位机,在 APP 上实现指令控制与数据传输。本文根据以上功能需求,进行设计功能性电刺激治疗仪。

2) 穿戴式 FES 治疗仪测量精度验证

足下垂 FES 控制系统以踝关节角度或脚尖俯仰角作为反馈信号调节电刺激输出强度,因此角度测量的准确度至关重要。本文利用 Trigno Lab 无线信号采集系统进行功能性电刺激仪样机角度准确度的测试,Trigno Lab 系统具有多通道肌电采集电极,每个采集电极均配有一个精密的三轴陀螺仪和三轴加速度计,采样频率为 148.15 Hz,同时还有双轴测角仪准确测量角度。将装置一与 Trigno Lab 的肌电采集电极、测角仪的一轴固定在同一平面,将装置二与测角仪的另一轴固定在同一平面,如图 5 所示。

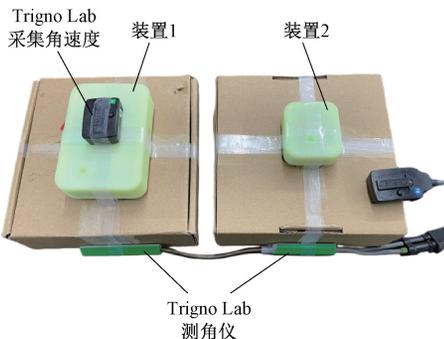


图 5 角度测量实验设置

Fig. 5 Experimental setup of angle measurement

将它们绕 x 轴按任意角度随机转动 30 s,记录装置 1 采集的角速度信号与肌电采集电极采集的角速度信号如图 6 所示,计算两条曲线之间的回归系数 $R=0.969$ 。记录两个装置共同采集的角度信号与测角仪采集的角度信号如图 7 所示,计算两条曲线之间的回归系数 $R=0.982$ 。

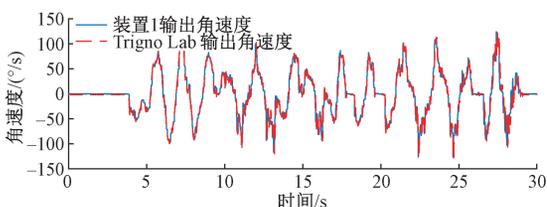


图 6 角速度测量信号结果对比

Fig. 6 Comparison of angular velocity results

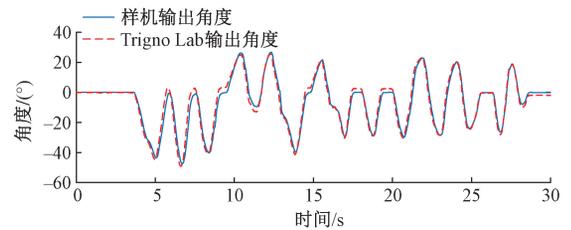


图 7 角度测量信号结果对比

Fig. 7 Comparison of angular measurement results

对于两个不同的角度测量方式,由于各部件的放置位置的差异以及转动过程中各部件之间可能会发生相对位移,测量结果并不会完全一样,但是其误差在可接受范围内,表明 FES 治疗仪样机能够准确地采集角速度和角度信号,满足系统要求。

2 实验

2.1 实验设置

本文招募 5 名健康受试者和 1 名足下垂患者进行相关实验,其中健康人来自在校大学生,足下垂患者来自课题研究合作单位福建医科大学附属第一医院康复科。本实验在开展前均对实验方案进行了详细认真地设计,对于健康受试者将实验方案进行详细介绍并告知实验注意事项。对于足下垂患者,在开展实验前将实验方案与患者主治医生认真讨论,并由主治医生判断是否合理以及无副作用,在确保安全可靠的情况下对患者开展实验。所有受试者在实验前均由患者本人或患者亲属签署了知情同意书,受试者的基本信息如表 1 所示。

表 1 受试者信息

Table 1 The information of Subjects

受试者	性别	年龄	健康状况	具体病况
S1	男	25	健康	无
S2	男	23	健康	无
S3	男	24	健康	无
S4	女	25	健康	无
S5	男	24	健康	无
I1	男	59	足下垂	脑梗死恢复期 左侧肢体障碍

2.2 步态采集实验

以患者行走过程中角速度信号预测健康人的肌电信号,其前提是建立健康人角速度信号与肌电信号的数学模型。招募 5 名健康受试者(S1~S5)进行步态数据采集实验,每位受试者采集 10 个步态周期的角速度信号和肌电

信号数据。本实验使用 Trigno Lab (DELSYS INC., USA) 无线信号采集系统进行小腿角速度和胫骨前肌肌电信号的采集。实验时将肌电信号传感器贴于受试者胫骨前肌肌腹处,另一个采集电极贴于小腿上方,如图 8 所示。受试者根据节拍器保持匀速行走,避免摇晃与步态不稳。分别对采集到的肌电信号和角速度信号进行全波整流、低通滤波(截止频率 4 Hz)与重采样(100 Hz)处理。



图 8 步态数据采集实验

Fig. 8 The acquisition experiment of gait data

2.3 患者助行实验

1) 实验内容

招募一名足下垂患者 I1 进行 FES 助行实验。实验开始前同样使用酒精棉片对胫骨前肌表面皮肤进行擦拭消毒,分别将功能性电刺激仪的装置 1 和装置 2 通过绑带绑在小腿上方和脚尖处,装置 2 通过电极线连接电极片贴于患者与健康人胫骨前肌肌腹两端;使用 Trigno Lab 无线信号采集系统采集患者行走时的胫骨前肌肌电信号,将肌电采集电极贴于胫骨前肌肌腹处。助行实验分为 3 个部分进行:(1) 预实验确认阈值和耐受值;(2) 助行时仅仅使用肌电调制方式进行输出脉宽调制(以下简称开环肌电调制模式);(3) 助行时利用本文所提出的基于肌电调制和 ILC 的 FES 输出强度调制方法进行输出脉宽调制(以下简称闭环自适应模式)。实验设置如图 9 所示。



图 9 实验设置

Fig. 9 Experimental setup

2) 实验评估方法

利用外部产生的电刺激脉冲直接刺激肌肉而产生的肌电信号是电诱发产生的肌电信号 (evoked electromyography, eEMG),通常称为 M 波^[22]。而在电刺激下,由于刺激电流在人体组织与人体皮肤间会形成电场,流过刺激电极后将会形成刺激伪迹 (stimulation artifacts, SA)^[23],因此这时采集到的肌电信号是由 M 波与 SA 组成的混叠信号。本文采用课题组前期的研究文献^[24]提出的屏蔽法和模板法结合的方法滤除 SA,得到纯净的 M 波信号,对 M 波信号进行全波整流、低通滤波(6 阶巴特沃斯低通滤波,截止频率 4 Hz)与重采样(100 Hz)处理。

助行实验采用两个不同的控制模式进行,本文通过对比不同控制模式下一个步态周期内的脚尖俯仰角变化情况与 M 波量化后的肌肉累积效应曲线作为助行实验的评估指标。采用 1-范数对 M 波进行量化计算

3 结果与分析

3.1 肌电信号预测模型泛化能力测试

采用留一法将 4 位受试者的数据全部进行训练,剩下 1 位进行测试,计算 MSE 和 R 验证神经网络个体间泛化能力,结果如表 2 所示。

表 2 个体间泛化能力

Table 2 Generalization ability between individuals

受试者	MSE	R
S1	0.029 0	0.830 5
S2	0.025 9	0.849 8
S3	0.020 4	0.862 1
S4	0.019 9	0.870 1
S5	0.021 2	0.860 9

结果表明所建立的 BP 神经网络预测精度满足要求,能够根据小腿角速度信号预测胫骨前肌肌电信号,且误差在可接受范围内。其中一例训练样本的拟合曲线如图 10 所示。

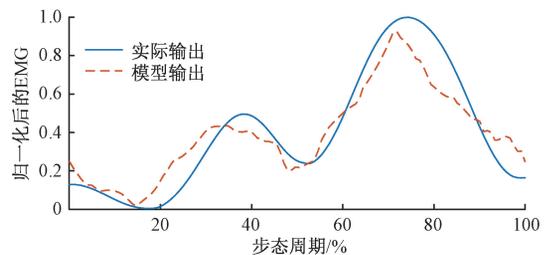


图 10 模型输出与实际输出对比

Fig. 10 The comparison between the model output and the actual output

3.2 患者实验结果与分析

对患者 I1 进行预实验,确定患者在 30 mA、20 Hz 的刺激脉冲下的阈值为 80 μs ,耐受值为 200 μs ,并以此按 1.5 小节所述 FES 调制方式调制患者行走时的刺激脉宽。患者在开环肌电调制模式下辅助行走,行走过程中采集的脚尖俯仰角、胫骨前肌肌电信号量化后的 M 波包络分别如图 11(a)、(b)所示,可以看出前两个步态周期的中脚尖俯仰角的最大角度为 17°左右,但第 3 个步态周期仅为 12°左右。此时图 11(b)中采集到的第 3 个周期胫骨前肌 M 波包络也处于比较小的状态,表明此时肌肉激活水平未能达到理想状态,导致脚尖俯仰角过小,可能会有脚尖拖地风险而造成跌倒。分析其原因可知开环肌电调制模式单纯以小腿角速度信号预测肌电信号,并从肌电信号调制输出脉宽。但当患者本身患肢摆动比较困难引起身体摇晃时,将导致角速度信号与正常步态过程中的角速度信号有所差别,此时预测的肌电信号可能会偏小,调制的脉宽输出也会偏小,由于缺少反馈信号,就以此脉宽强度刺激胫骨前肌,导致肌肉激活水平过低。

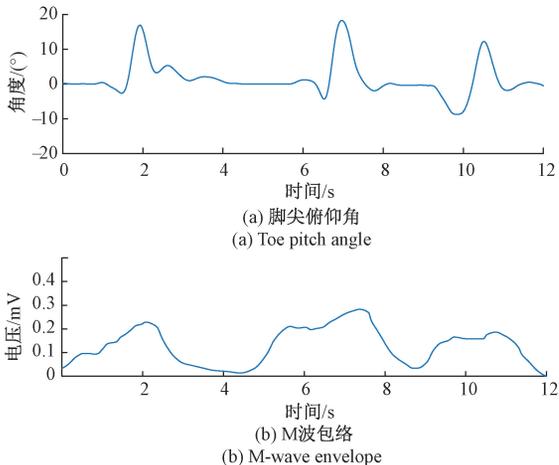


图 11 患者在开环肌电调制模式下行走时的步态数据
Fig. 11 Gait data of patients walking in open-loop EMG modulation mode

相比之下,患者在闭环自适应模式下行走过程中采集的脚尖俯仰角、胫骨前肌肌电信号量化后的 M 波包络分别如图 12(a)、(b)所示。对于自适应模式,考虑到踝关节角度在一个步态周期内的变化比较复杂,而且本文是在摆动相中点之后才进行期望轨迹的跟踪,此时脚尖俯仰角同样可以代表当前踝关节背屈的程度。因此本文以脚尖最大俯仰角 20°调制期望轨迹,由图 12(a)可知脚尖最大俯仰角基本都在 20°左右。其中,第 1 个步态周期稍低于 20°,但在第 2 个周期开始,由于 ILC 的修正作用,从图 12(b)可知 M 波开始增大,说明第 2 个周期开始

胫骨前肌的激活水平在提高以保证足够的踝关节背屈角度,进而保证足够的脚尖俯仰角。

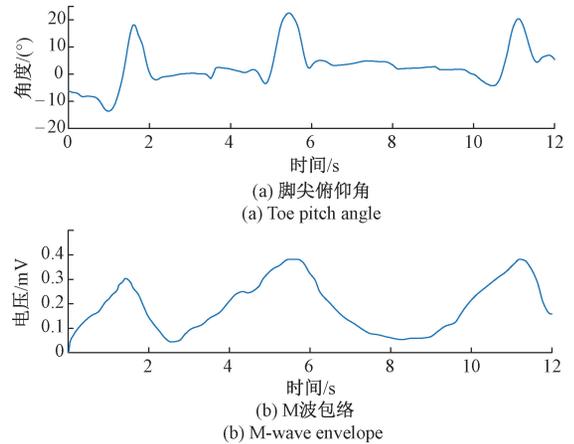


图 12 患者在闭环自适应模式下行走时的步态数据
Fig. 12 Gait data of patients walking in closed-loop adaptive mode

对比图 11(b)和图 12(b)可知,虽然在闭环自适应模式下受试者的胫骨前肌 M 波包络和在开环肌电调制模式下的曲线变化规律基本一致,但在闭环自适应模式下受试者的胫骨前肌 M 波包络整体来看明显大于开环肌电调制模式下的 M 波包络。分析其原因解释为开环肌电调制模式仅仅使用小腿角速度预测肌电信号,不具备实时反馈步态信息来实时调整输出的情况,而闭环自适应模式以脚尖俯仰角作为反馈信号,当行走过程中脚尖俯仰角最大值达不到期望角度时就会在开环肌电调制方式的基础上产生反馈值,从而增加输出脉宽达到补偿输出强度的目的。计算健康人正常行走时、患者在无 FES 下自主行走时以及患者在不同助行模式下行走时各个步态周期之间脚尖俯仰角的平均值,结果如图 13 所示。由图 13 可知健康人正常步态在脚尖离地后负方向的俯仰角比两种助行模式下的俯仰角都要大得多,达到 -30°以上。分析原因可解释为本实验的患者由于本身站立有些困难,在患肢迈步时不能依靠健侧支撑身体,因此迈步时身体没有明显前倾,而是在迈步完成脚跟着地后才将整个身体重心前移,因此患者在脚尖离地之后脚尖俯仰角没有特别大的负方向角度。当患者步态到达摆动相中点后,在闭环自适应模式下开始检测实际脚尖俯仰角并通过 ILC 调节输出强度,最大角度达到了 21°左右,而开环肌电调制模式下的脚尖俯仰角仅有 17°左右。结果表明开环肌电调制模式虽然在一定程度上也能使患者的脚尖俯仰角呈现健康步态的变化趋势,但其大小不确定,较容易出现俯仰角过小的情况,而闭环自适应模式相比开环肌电调制模式能使患者的脚尖俯仰角更接近于健康步态过程的脚尖俯仰角。

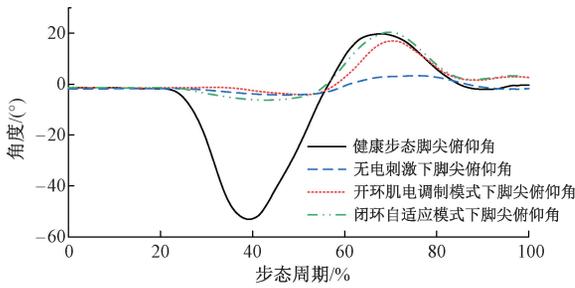


图 13 不同模式下的脚尖俯仰角

Fig. 13 The toe pitch angle under different modes

4 结 论

本文从在患者行走时基于脚尖俯仰角实现对 FES 输出强度的闭环调节的角度出发,提出了基于肌电调制和 ILC 的 FES 输出强度调制方法,搭建了完整的 FES 控制系统,并招募患者进行治疗,取得了良好的成效。但由于招募患者的数量较少,本文也将在后续招募更多的患者进行实验,进而改进控制系统,使该系统具有更好的普适性。

参考文献

- [1] 王陇德, 彭斌, 张鸿祺, 等. 《中国脑卒中防治报告 2020》概要[J]. 中国脑血管病杂志, 2022, 19(2): 136-144.
WANG L D, PENG B, ZHANG H Q, et al. Brief report on stroke prevention and treatment in China, 2020[J]. Chinese Journal of Cerebrovascular Diseases, 2022, 19(2): 136-144.
- [2] 盛逸澜, 余波, 瞿强, 等. 脑卒中后足下垂的康复评定与治疗新进展[J]. 按摩与康复医学, 2019, 10(4): 65-68.
SHENG Y L, YU B, QU Q, et al. Latest development: Rehabilitation assessment and treatment for foot drop after stroke [J]. Chinese Manipulation and Rehabilitation Medicine, 2019, 10(4): 65-68.
- [3] 龚英, 石国风. 脑卒中后足下垂的中西医结合康复治疗研究进展[J]. 中国疗养医学, 2021, 30(8): 808-811.
GONG Y, SHI G F. Research progress on rehabilitation treatment of foot prolapse after stroke by traditional Chinese medicine and western medicine [J]. Chinese Journal of Convalescent Medicine, 2021, 30(8): 808-811.
- [4] 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.
MENG L, BERND P, HENRIK G. Technical

developments of functional electrical stimulation to restore gait functions: Sensing, control strategies and current commercial systems [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(6): 1319-1334.

- [5] SELFSLAGH A, SHOKUR S, CAMPOS D, et al. Noninvasive, brain-controlled functional electrical stimulation for locomotion rehabilitation in individuals with paraplegia[J]. Scientific Reports, 2019, 9(1): 1-17.
- [6] MARIETTA L, JULIE E, PAULA C, et al. Habitual functional electrical stimulation therapy improves gait kinematics and walking performance, but not patient-reported functional outcomes, of people with multiple sclerosis who present with foot-drop [J]. PLoS ONE, 2014, 9(8): 3368-3376.
- [7] 张英健, 王国强, 安忠诚, 等. 脊髓损伤电刺激治疗的研究进展[J]. 中华创伤杂志, 2019, 35(11): 1044-1050.
ZHANG Y J, WANG G Q, AN ZH CH, et al. Research progress of electrical stimulation for spinal cord injury[J]. Chinese Journal of Trauma, 2019, 35(11): 1044-1050.
- [8] 诺曼·道伊奇. 闫佳(译). 唤醒大脑: 神经可塑性如何帮助大脑自我疗愈[M]. 北京: 机械工业出版社, 2016.
DOIDGE N, LU J (translated). The brain's way of healing: Remarkable discoveries and recoveries from the frontiers of neuroplasticity[M]. Beijing: China Machine Press, 2016.
- [9] JAKE A, JESSICA R. A scoping review of neuromuscular electrical stimulation to improve gait in cerebral palsy: The arc of progress and future strategies[J]. Frontiers in Neurology, 2019, 10(1): 887-900.
- [10] GARETH Y, SAMIT C. A survey on foot drop and functional electrical stimulation[J]. International Journal of Intelligent Robotics and Applications, 2019, 3(1): 4-10.
- [11] VIVIANE R, LUCIELI T, ISADORA L, et al. Therapeutic effectiveness of a single exercise session combined with Walk Aide functional electrical stimulation in post-stroke patients: A crossover design study[J]. Neural Regeneration Research, 2021, 16(5): 805-812.
- [12] 骆明军, 陈星宇. 神经肌肉定位仪辅助低频脉冲电刺激对脑卒中足下垂的疗效观察[J]. 中国医疗器械信息, 2018, 24(17): 132-135.
LUO M J, CHEN X Y. Effect of neuromuscular locator assisted low frequency pulse electrical stimulation on foot drop in stroke patients [J]. China Medical Device

- Information, 2018, 24(17): 132-135.
- [13] 王建晖. 智能助行仪对脑卒中足下垂患者步行功能的改善作用[J]. 中国临床新医学, 2016, 9(4): 321-323.
WANG J H. Influence of easywalk system on walking ability of stroke patients with foot drop [J]. Chinese Journal of New Clinical Medicine, 2016, 9 (4) : 321-323.
- [14] ZHAN L, DAVID G, DAVID A, et. al. A hybrid functional electrical stimulation for real-time estimation of joint torque and closed-loop control of muscle activation[J]. European Journal of Translational Myology, 2016, 26(3): 193-196.
- [15] 陈建国, 杨徐, 李玉榕. 角速度信号在功能性电刺激系统步态分段算法中的应用[J]. 福州大学学报(自然科学版), 2018, 46(2): 216-222.
CHEN J G, YANG X, LI Y R. Angular velocity signal applied to gait segmentation algorithm in functional electrical stimulation system [J]. Journal of Fuzhou University(Natural Science Edition), 2018, 46 (2) : 216-222.
- [16] MELO P, SILVA M, MARTINS J, et al. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies[J]. Clinical Biomechanics, 2015, 30(2): 101-113.
- [17] NAHRSTAEDT H, SCHAUER T, SHALABY R, et al. Automatic control of a Drop-Foot stimulator based on angle measurement using bioimpedance [J]. Artificial Organs, 2010, 32(8): 649-654.
- [18] 胡鸿越, 胡立坤, 刘贻达, 等. 一种柔性下肢外骨骼控制策略研究[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(3): 184-191.
HU H Y, HU L K, LIU Y D, et al. Control method for the soft lower limb exosuit [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(3): 184-191.
- [19] FREEMAN C T, ROGERS E, HUGHES A M, et al. Iterative learning control in health care: Electrical stimulation and robotic-assisted upper-limb stroke rehabilitation [J]. IEEE Control Systems Magazine, 2012, 32(1): 18-43.
- [20] 裴子文, 徐霞, 陈建. 电-机械延迟: 神经肌肉传导之关键[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(24): 3931-3936.
PEI Z W, XU X, CHEN J. Electromechanical delay is a key to neuromuscular transmission[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2017, 21 (24) : 3931-3936.
- [21] 丁建华. 足下垂功能性电刺激仪的研制与应用[D]. 福州: 福州大学, 2020.
DING J H. Development and application of functional electrical stimulator for foot drop [D]. Fuzhou: Fuzhou University, 2020.
- [22] HAYASHIBE M. Evoked electromyographically controlled electrical stimulation[J]. Frontiers in Neuroscience, 2016, 10: 335-341.
- [23] ZHAN L, DAVID G, DAVID A, et al. Real-time closed-loop functional electrical stimulation control of muscle activation with evoked electromyography feedback for spinal cord injured patients[J]. International Journal of Neural Systems, 2018, 28(6): 644-657.
- [24] LI Y R, CHEN J, YANG Y. A method for suppressing electrical stimulation artifacts from electromyography[J]. International Journal of Neural Systems, 2019, 29(6): 1-15.

作者简介



王兆轩, 2021 年于南昌航空大学获得学士学位, 现为福州大学硕士研究生, 主要研究方向为功能性电刺激。

E-mail: wangzx093fu@163.com

Wang Zhaoxuan received his B. Sc. degree from Nanchang Hangkong University in 2021.

He is currently a master student at Fuzhou University. His main research interests include functional electrical stimulation.



李玉榕(通信作者), 1994 年于福州大学获得学士学位, 1997 年于浙江大学获得硕士学位, 2001 年于浙江大学获得博士学位, 现为福州大学教授, 并且从 2007 年起为福建省医疗器械和医药技术重点实验室成员。主要研究方向为基于脑电与肌电信号的智能人机接口技术。

E-mail: liyurong@fzu.edu.cn

Li Yurong (Corresponding author) received her B. Sc. degree from Fuzhou University in 1994, M. Sc. degree and Ph. D. degree both from Zhejiang University in 1997 and 2001, respectively. She is currently a professor at Fuzhou University. Since 2007. She is the member of Fujian Key Laboratory of Medical Instrument & Pharmaceutical Technology. Her main research interests include intelligent main-machine interface technology based on EEG and EMG signals.