

经皮电神经刺激在机器人辅助上肢运动训练中对表面肌电信号的影响^{*}

黄立男¹ 陈宏伟¹ 叶晓勤² 季林红^{1,3} 谢雁鸣²

摘要

目的:通过表面肌电信号 sEMG 分析,研究经皮电神经刺激 TENS 对机器人辅助运动训练 sEMG 变化的规律性,以便于研究其对训练效果的影响。

方法:对 4 名健康男性进行两轮各 20min 机器人辅助上肢自主循迹运动训练,并分别在其中一轮运动的过程中结合 TENS。实验过程中采集 sEMG,并以希尔伯特-黄变换 HHT 方法得到平均频率 MNF 进行评定。

结果:持续的 TENS 对肱二头肌在运动训练过程中的 MNF 谷值均值的变化率有较明显影响,而有刺激和没有刺激的运动训练中的 MNF 谷值回归线的截距和斜率的变化率则没有明显规律性。同一刺激模式下,不同肌肉所受的影响并不相同,肱桡肌和肱三头肌上没有明显的规律性。

结论:在机器人辅助上肢自主循迹运动训练的过程中加入 TENS 对某些上肢肌肉有兴奋作用。但是,持续同一刺激对不同肌肉有不同的刺激效果,因此针对运动训练的不同动作阶段,应对不同的肌肉给予相对应的刺激,而不是单纯地给予持续的刺激。

关键词 康复机器人;机器人辅助训练;经皮电神经刺激;表面肌电图;循迹训练

中图分类号:R496 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2010)-10-0963-07

The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on surface electromyography during robot-assisted upper limb motor training/WONG Lapnam, CHEN Hongwei, YE Xiaoqin, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2010, 25(10): 963—969

Abstract

Objective: To investigate the influences of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on variation of surface electromyogram (sEMG) during robot-assisted motor training.

Method: Four healthy male human enlisted as volunteer for the study were assigned to two group. Each group received two 20min-cycles of robot-assisted upper limb voluntary trajectory tracking motor training and received TENS in one of the cycles respectively. The sEMG of upper limb muscle were recorded and the mean frequency (MNF) of sEMG calculated by Hilbert-Huang Transform (HHT) were evaluated.

Result: Sustaining TENS carried significant regularity to variability of the mean of MNF's trough in biceps brachii muscle during motor training, yet no significant regularities on intercept and slope of linear regression of MNF's trough between stimulation cycle and non-stimulation cycle. Under the same stimulation each muscle had different influence, no significant regularities were found in brachioradialis and triceps brachii muscles.

Conclusion: Combination of TENS and robot-assisted upper limb voluntary trajectory tracking motor training provided excitative effect on some upper limb muscles. Yet a sustaining same stimulation might provide diverse effects to different muscle. Therefore, in certain motion period choosing appropriate stimulation model to stimulate certain

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2010.10.009

^{*} 基金项目:清华大学摩擦学国家重点实验室自主研究项目(SKLT08C03)

1 清华大学摩擦学国家重点实验室智能与生物机械分室,北京,100084; 2 中国中医科学院中医临床基础医学研究所; 3 通讯作者
作者简介:黄立男,男,硕士研究生; 收稿日期:2010-03-16

muscles is recommended, and yet not-sustaining monotone TENS stimulation model.

Author's address Division of Intelligent and Biomechanical System, State Key Laboratory of Tribology, Tsinghua University, Beijing, 100084

Key words rehabilitation robot; robot-assisted training; transcutaneous electrical nerve stimulation; surface electromyogram; trajectory tracking tasks

康复机器人是康复工程领域一个重要的研究方向,其作为脑卒中后偏瘫患者运动康复的手段具有一定的优势:①不会受到治疗师水平和状态的影响,可以排除人为因素,保证训练过程中的效率和强度;②机器人具有可控可调的特性,对评价训练参数和康复效果的关系提供便利,易于对训练参数进行优化以获得最佳治疗方案。国内外有关康复机器人的研究已经达到了一定的水平,但要使康复机器人能够在临床中得到广泛的应用,尚需要进行有关控制系统优化、疗效量化评价、轨迹机理分析等多个方面的研究。另外,康复机器人并不能完全模仿康复医师的治疗过程,普通的治疗方案不一定适用,需重新制定一套适合机器人辅助治疗的训练处方。目前,康复机器人的研究重点也已从单纯的机械设计向上述几个方向转移。

常规偏瘫康复治疗中,治疗师对患者实施的是综合性疗法,即在运动训练时施加如压力、振动和按摩等刺激因素。除此之外,热敷、冷敷、电刺激(electrical stimulation)等也是常用的外部刺激治疗手段。英国的 Burridge JH 等在一份综述中指出^[1],适当的神经肌肉刺激(neuromuscular stimulation, NMS)在偏瘫患者的运动康复中具有正面效果,可作为辅助疗法运用到常规康复治疗中。其中,经皮电神经刺激(transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS)是一种已经被广为使用且运用时间很长的刺激疗法,技术上较为成熟。作为一种非侵入式的刺激手段,操作较为简单,有利于推广至中小型医院和患者家中,最早主要用于镇痛,近十多年来开始运用到偏瘫的康复治疗中,随着功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)以及结合了中国传统医学理论的穴位电刺激(electro-acupuncture, EA)等有针对性的电针刺激方式的出现及其相关研究的进行,电刺激被发现在降低肌肉痉挛^[2-4]、改善局部循环、改善感觉反馈、促进患者对肌肉支配能力的恢复和提高肌力等方面具有一定的作用^[5,11,15]。

单独地使用电刺激并不能明显地提高患者的运动功能或改善其生存能力^[6],因为电刺激虽然可以暂时性地改变痛阈、活化神经及肌肉、刺激大脑皮质等^[7-10]。但当停止刺激后,效果会随时间逐渐减弱,因此应该在运动训练的同时,给予适当的电刺激。

另外,在文献[12-13]中可知,不论是 FES 或 EA,当将其结合到面向作业的训练方式中后,其康复治疗的效果都比单纯地实施面向作业训练要好。研究表明^[12],电刺激能改善感觉-运动功能,从而改善自主运动能力。由此可见,电刺激与运动功能恢复相结合的训练应该以自主运动为主。

英国南安普敦大学的 Freeman CT 等^[14-18]于 2007 年起开发了一款结合了 FES 的机器人辅助脑卒中上肢康复治疗平台及其控制算法,相关的研究中指出,在循迹训练(trjectory tracking tasks)中运用 FES,能带动患者残留的自主意向,并最终改进患者对其患肢的自主控制能力。该项研究亦为电刺激与机器人辅助结合训练平台的研发提供了依据。

本文将对现有机器人平台(图 1)^[19-20]的功能进行扩展,增加外部刺激模块,将 TENS 运用到机器人辅助上肢自主运动训练中,研究训练过程中 sEMG 变化的规律性,以助于了解电刺激与康复机器人结合训练对上肢运动训练的影响。

图 1 多姿态训练的康复机器人平台



1 对象与方法

1.1 研究对象

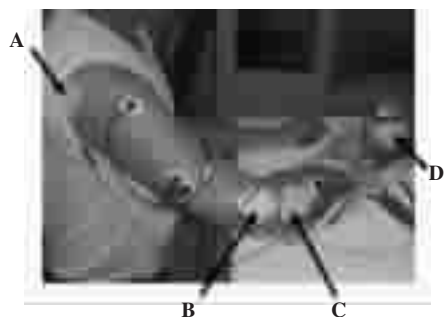
4 名健康男性,年龄 (24.75 ± 1.25) 岁,身高 (173.5 ± 3.5) cm,体重 (67.25 ± 5.25) kg,惯用手均为右手。所有研究对象活动能力正常,没有对电、导电胶及硅胶产生过敏反应的情况。实验进行前研究对象没有进行过任何剧烈运动,没有肌肉或神经系统的损伤,无其他疾病,没有服用过任何药物或酒精类饮品。

1.2 电刺激方法

非侵入式的电刺激与侵入式的效果相当^[21],而后者会造成伤害,不易被接受,容易引起抵触,而且操作不便。近年的研究发现^[22-23],适当的电极尺寸和电极间距已经可以刺激较深的皮下神经。另一方面,侵入式电刺激不利于与自主运动训练结合使用,而不正确地使用侵入式的针刺疗法可能会对神经肌肉造成损害,且容易引起传染病的传播。因此,本研究将只采用经皮电刺激进行。

实验使用 50mm×50mm 硅胶电极,电极每两个一对,分别为正极和负极。实验时对研究对象施予 100Hz 的连续脉冲电刺激,电流在 50mA 以下,刺激强度以实验对象耐受程度为准。刺激点如图 2 所示,在 A、B、C、D 四点放置电极片,以刺激整个受训肢体。本研究在中国中医科学院研究员的指导下进行刺激点选取。

图 2 电刺激时刺激点示意图



实验过程中,研究对象坐在机器人平台前,上身被固定在座椅上,受训上肢则固定在机器臂上,以使其身体保持固定的位姿。在进行循迹训练的过程中,作业面从始至终保持水平,肢体高度以对象胸前为准,期间机器人将给予一定的阻力,使实验对象在带

阻力的情况下进行自主运动,阻力矩从始至终保持一致,取研究对象最大随意收缩(maximal voluntary contractions, MVC)的 3%,训练轨迹为直线。轨迹尺寸则依照实验对象的活动域设置。机器人系统在循迹运动的过程中,会实时地评判实验对象运动的轨迹,当实验对象所划的肢体偏离预定轨迹至一定程度时,系统会控制机器臂予以纠正。

实验时,实验对象被分成 A 和 B 两组,两组都进行 20min 的循迹训练,其中前后 2min 为 sEMG 采集期间,中段 16min 为干涉期间(intervention period),sEMG 采集的肌肉为肱桡肌、肱二头肌、肱三头肌、三角肌(前、中、后)共 6 路通道,实验结束后再根据肌肉在动作中的参与及受刺激情况来选择要分析的 sEMG。在干涉期间,A 组被施予持续的电刺激,而 B 组则不给予刺激。随后,A 组和 B 组都进行 30min 的休息,然后重复上述的循迹训练。但此次训练过程的干涉期间,A 组将不再接受电刺激,改为由 B 组接受持续的电刺激。整个实验流程中共有 4 个采集期间。实验时机器人的显示器上会有光标在要依循的轨迹旁边指导对象运动的速度,所有对象将依据相同的光标速度进行运动。

1.3 测量仪器

本研究采用 Noraxon Myosystem-2400 表面肌电信号采集仪,Noraxon 固定间距肌电片(间距为 20mm),采样频率为 1500Hz。该仪器为无线传输,不会有工频干扰。采集仪在采集 sEMG 的同时,还会采集由机器人平台上的位移跟踪器所发出的位置信息,以准确地记录患者进行循迹训练时机器臂的运动情况,方便进行后续的分析。

1.4 评价方法

本研究将对实验中采集到的 sEMG 相对幅值和平均频率(mean frequency, MNF)进行分析,评价电刺激对这两个 sEMG 特征的影响,从而了解电刺激对上肢自主运动康复训练的影响。其中,MNF 一般可用于研究肌肉细胞间的传导速率,传导速率较低时,MNF 会向低频率偏移。近年来希尔伯特-黄变换(Hilbert-Huang transform, HHT)开始运用于肌电信号的处理过程中,国内外文献中^[24-27]已知有用 HHT 处理 sEMG 来评价肌肉疲劳度的研究,近年来亦有研究人员^[34]开始利用 sEMG 的时频分布来评价肌肉

痉挛的程度。

HHT 是一种出现于 1998 年的信号处理方法, 由 N.E.Huang 等人提出^[28], 该方法通过经验模式分解(empirical mode decomposition, EMD)将 sEMG 从高频至低频分解为数个固有模态函数(intrinsic mode function, IMF), 然后进行希尔伯特变换, 从而得到信号的瞬时频率。这种分析方法适合非线性和非平稳信号的分析, 且便于进行降噪。本研究中采用的 EMD 程序是由法国的 G.Rilling 等^[29]所开发并公开发布的 MATLAB 源码程序。

2006 年, 上海交通大学的谢洪波和王志中^[25-26]用 HHT 方法对 sEMG 的 MNF 进行分析, 在他们的研究中指出, 用 HHT 方法分析静态负荷的 sEMG, 如 MVC, 其变异系数(coefficient of variation, CoV)较低, 说明用这种方法来分析静态负荷的 sEMG 有较好的鲁棒性。本研究使用谢洪波等人在文献中提出的算法来分析 sEMG 的 MNF, 该算法以由 EMD 所得各 IMF 对应的峰幅值的平方为权重来计算 MNF, 因此在对静态动作时的 sEMG 进行分析时具有降噪的能力。然而, 在分析动态运动的 sEMG 时, 没有运动时的 MNF 会受到高频噪声的影响而向高频值偏移, 这并不能反映肌肉的实际状况。因此, 应该取 MNF 的谷值作为用于分析肌肉活动状况的有效值。另外, 文献 [33] 中在分析周期性收缩时的 sEMG 的中频(median frequency, MF)时, 对 MF 进行了低通滤波, 以便取得每个肌肉收缩时所对应的 MF 峰值, 从而得到各动作的 MF 的回归线。本研究采用 Matlab 软件中的平滑滤波对所得 MNF 进行处理, 以便得到 MNF 的谷值, 并最终取得肌肉在每次动作的 MNF 回归线。

2 结果

2.1 数据选取与处理

本研究电刺激时所选择的主要刺激的位置有肱桡肌(brachioradialis)、肱二头肌(biceps)、肱三头肌(triceps), 而在直线循迹的运动训练中, 肱桡肌、肱二头肌、肱三头肌都有参与, 因此针对肱桡肌、肱二头肌、肱三头肌这 3 块肌肉进行分析。分析过程中, 先对原始的肌电信号去除直流分量以消除干扰, 并进行全波整流, 然后再通过 Butterworth 低通滤波得到

sEMG 的包络线。消除直流分量后的 sEMG 亦会用于以 HHT 方式取得 MNF。

2.2 MNF 与 sEMG 幅值的关系

实验中, 对象 1 和 3 属于 A 组, 对象 2 和 4 属于 B 组, 刺激期间如表 1—3 中灰色部分所示, 实验中由于在显示器上有光标指导对象的运动速度, 所以所有对象以相同的速度进行循迹运动, 在采集期间内的运动周期是相同的。图 3 表示了 A 组对象 1 的肱桡肌在第 2 采集期间的运动状况, 图中从上至下分别为康复机器人的机器臂位置、sEMG 包络线和 MNF。可以看出, sEMG 包络图的峰值与 MNF 的谷值基本上是互相对应。

2.3 电刺激对各肌肉 MNF 的影响

各实验对象在实验流程中各采集期间的 MNF

表 1 sEMG 在各采集期间的 MNF 谷值均值

实验对象	肱桡肌 谷值均值(Hz)	肱二头肌 谷值均值(Hz)	肱三头肌 谷值均值(Hz)	刺激期间
第 1 采集期间	59.31	65.96	65.84	第二轮
第 2 采集期间	57.38	64.74	63.72	
第 3 采集期间	58.06	64.53	67.58	
第 4 采集期间	59.14	63.95	66.67	
第 1 采集期间	116.06	61.62	94.02	第一轮
第 2 采集期间	111.49	66.96	77.12	
第 3 采集期间	120.53	66.56	87.06	
第 4 采集期间	118.05	65.63	93.58	
第 1 采集期间	63.35	67.43	63.22	第二轮
第 2 采集期间	55.72	65.31	67.34	
第 3 采集期间	52.65	60.85	66.24	
第 4 采集期间	53.69	63.00	71.04	
第 1 采集期间	59.34	58.43	67.03	第一轮
第 2 采集期间	58.63	57.32	54.71	
第 3 采集期间	59.34	68.49	61.13	
第 4 采集期间	59.03	63.24	58.31	

注: 各实验对象在每轮运动中 MNF 谷值的均值, 灰色区域表示对实验对象给予了刺激。

图 3 A 组对象 1 的肱桡肌在第 2 采集期间的运动状况

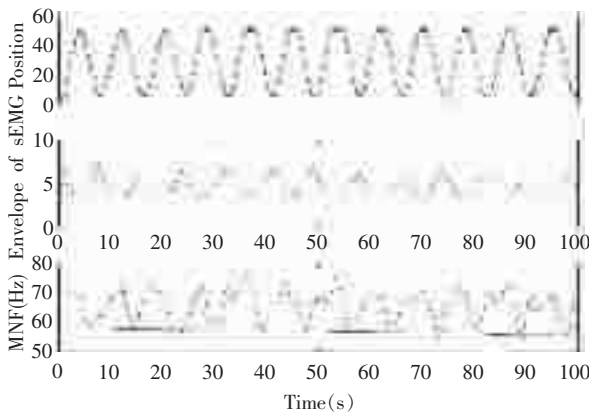




表 2 sEMG 在各采集期间的 MNF 谷值回归线相关参数

实验对象		肱桡肌		肱二头肌		肱三头肌		刺激期间
		截距(Hz)	斜率(Hz/s)	截距(Hz)	斜率(Hz/s)	截距(Hz)	斜率(Hz/s)	
1	第 1 采集期间	62.14	-0.0102	64.49	0.0062	66.09	-0.0008	第二 轮
	第 2 采集期间	57.81	-0.0048	64.42	0.0009	64.49	-0.0026	
	第 3 采集期间	58.59	-0.0043	65.29	-0.0033	66.36	0.0044	
	第 4 采集期间	58.01	0.0045	63.75	0.0006	65.61	0.0045	
2	第 1 采集期间	114.08	0.0086	61.73	-0.0011	87.80	0.0285	第一 轮
	第 2 采集期间	114.49	-0.0110	70.62	-0.0126	79.10	-0.0071	
	第 3 采集期间	119.83	0.0044	65.45	0.0036	85.56	0.0064	
	第 4 采集期间	117.32	0.0034	64.17	0.0052	89.99	0.0134	
3	第 1 采集期间	65.58	-0.0077	67.27	0.0002	61.85	0.0039	第二 轮
	第 2 采集期间	56.37	-0.0023	63.71	0.0072	67.43	-0.0005	
	第 3 采集期间	53.40	-0.0028	61.61	-0.0034	66.36	-0.0003	
	第 4 采集期间	56.68	-0.0094	70.63	-0.0294	69.98	0.0044	
4	第 1 采集期间	59.40	-0.0001	60.64	-0.0083	66.36	0.00436	第一 轮
	第 2 采集期间	58.95	-0.0012	58.34	-0.0044	52.68	0.00737	
	第 3 采集期间	58.98	0.0013	70.16	-0.0067	58.68	0.01026	
	第 4 采集期间	58.68	0.0015	65.94	-0.0103	58.95	-0.0023	

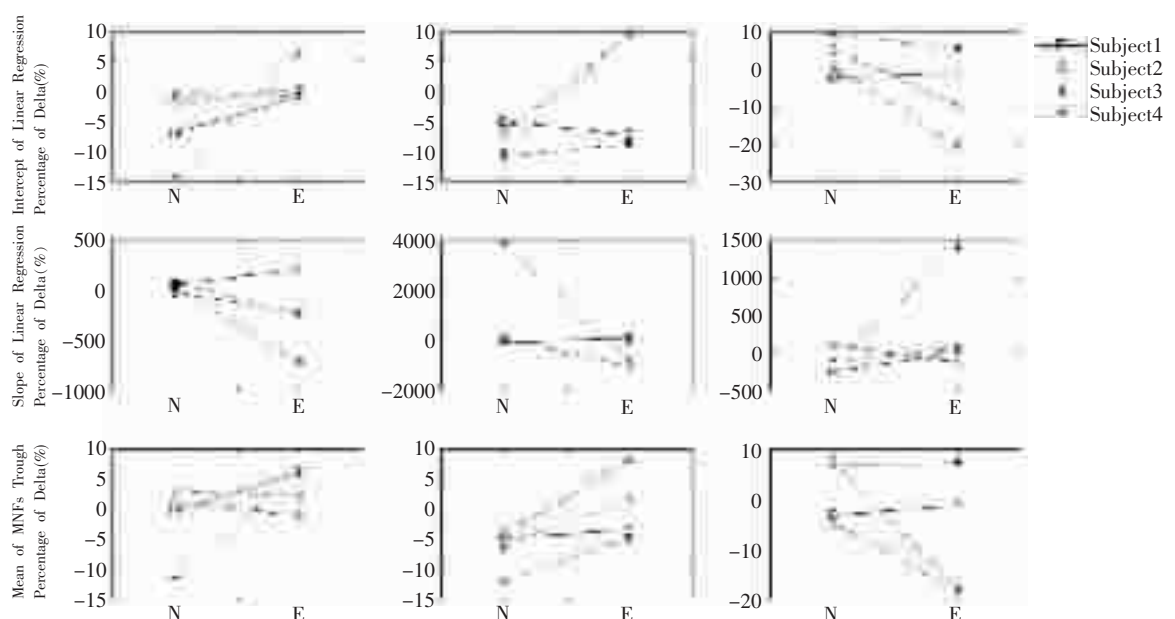
注:每轮运动中 MNF 谷值回归线的斜率及截距,灰色区域表示对实验对象给予了刺激。

表 3 sEMG 在各采集期间的 MNF 谷值相关参数的变化率

实验对象		肱桡肌			肱二头肌			肱三头肌		
		截距	斜率	均值	截距	斜率	均值	截距	斜率	均值
1	无刺激	-6.98	52.3	-3.27	-0.10	-85.1	-1.84	-2.42	-245	-3.22
	有刺激	-1.00	203	1.85	-2.36	118	-0.90	-1.14	2.24	-1.35
2	无刺激	0.36	-228	-3.94	14.39	-1056	8.66	-9.91	-125	-17.97
	有刺激	-2.10	-21.1	-2.06	-1.95	44.7	-1.40	5.17	109	7.49
3	无刺激	-14.03	69.8	-12.03	-5.29	3871	-3.14	9.02	-114	6.52
	有刺激	6.14	-241	1.96	14.64	-764	3.54	5.45	1386	7.24
4	无刺激	-0.77	-714	-1.20	-3.79	47.3	-1.91	-20.63	69.1	-18.37
	有刺激	-0.51	14.9	-0.51	-6.01	-53.0	-7.66	0.45	-123	-4.63

注:每轮运动中后 100s 相对前 100s 的 MNF 谷值回归线的斜率、截距以及谷值均值的变化率。

图 4 实验对象肱桡肌、肱二头肌和肱三头肌的 MNF 变化情况



图表中 N 表示没有接受刺激的变化率,E 表示有接受刺激的变化率。从上而下分别为 MNF 谷值回归线的截距、斜率以及谷值均值。

谷值的均值见表1。为了进一步研究每个肌肉收缩周期的 MNF 变化情况,取各肌肉在每个收缩周期的 MNF 谷值作回归线,相关参数如表2所示。图4表示了所有实验对象在有刺激与没有刺激的自主循迹运动中,肱桡肌、肱二头肌和肱三头肌的 MNF 各项参数的变化情况。可以看出,有电刺激参与的自主循迹运动训练中,肱二头肌的前后 MNF 谷值均值的变化趋势相对没有电刺激的运动存在明显的规律性,其 MNF 的谷值均值在刺激后的下降速度出现变化,所有实验对象的变化率均出现了明显的上升趋势。肱桡肌和肱三头肌的谷值均值变化率则没有明显规律。各肌肉在各运动时期内的 MNF 回归线斜率和截距都没有明显的变化规律。

3 讨论

进行同样的自主循迹运动时,前100s和后100s之间的 sEMG 变化趋势在施予刺激和没有施予刺激的运动中具有一定的规律性,说明电刺激对某些肌肉的功能或特性有一定的影响。从表1和表3中可以看出,A组和B组实验对象的肌二头肌 MNF 谷值均值在有刺激的运动中,其下降的速度有所减缓,在有些实验对象身上出现了向高频段偏移的现象。MNF 可以反映出肌肉细胞间的传递速率,传递速率越低,MNF 值则会越低。由于肌肉内乳酸的浓度会使肌肉细胞间的 pH 值降低,进而使传递速率下降,因此 MNF 常用于评价肌肉的疲劳程度^[24]。然而,上述的现象可能未必反映出刺激后肌肉的疲劳情况得以缓解。研究指出^[32],电刺激所引发的肌肉收缩同样会造成疲劳,只是会与自主收缩的疲劳有所不同。虽然持续的电刺激所引起的肌肉颤动可能会促进血液循环,加快肌肉乳酸等物质的代谢,但与普通用于缓解肌肉疲劳机械振动的方式^[31]不同,电刺激所引发的非自主收缩亦会产生乳酸等代谢产物,这可能会有抵消的作用。从表2、表3和图4中可以看出,MNF 谷值回归线的斜率和截距并没有一个明显的变化规律,而 sEMG 的另一项频率指标——中频(MF)的峰值回归线的斜率和截距可以作为分析周期性运动中肌肉疲劳的一个指标^[33]。由此可见,MNF 谷值均值下降速度的减缓或偏向高频段的现象可能与肌肉的疲劳程度没有直接关系,这种现象的出现可

能是因为电刺激对肌梭中的传入神经纤维具有兴奋作用,激活了较多的运动神经元参与活动^[11]。电刺激能直接对大脑皮质产生影响^[9-10],对于脑卒中患者而言,由于其脑部神经受到损害,造成运动功能出现缺失,因此需要通过康复训练,使其能利用患者对患肢残余的支配能力,重构运动功能。通过电流对患者的神经及肌肉进行刺激,令更多的运动神经元参与运动,能促进运动功能再学习的过程^[5]。因此,电刺激应该可以作为一种辅助的治疗手段,添加到机器人辅助上肢运动康复中。

在实验过程中,各肌肉虽然接受相同的电刺激,但不同肌肉接受刺激后的变化并不相同,如图4所示,肱二头肌中所出现的 MNF 谷值均值下降速度的减缓或偏向高频段的现象较另外两块肌肉明显且在A组和B组中的结果比较一致。肱桡肌和肱三头肌则无法观察出明显的 MNF 谷值均值变化规律,这可能说明了在同一动作下,各肌肉在运动过程中的参与程度及其扮演不同的角色(主动肌或拮抗肌)并不相同,电刺激的效果受到刺激时肌肉的活动方式和状态的影响。先前的研究已经发现^[30],在周期性直线循迹运动中,肱桡肌的参与程度比其他两块肌肉要小,而肱二头肌和肱三头肌则分别在拉直线和推直线时才有较大的参与。电刺激本身会对肌肉产生非自主收缩,既可以作为运动过程中的辅助,亦可以视为是一种阻抗,这要由肢体的位姿或运动意向来决定。由此说明,肌肉处于不同状态下接受相同的刺激,其效果会有不同的。外部刺激与运动结合的训练方式中,应该根据受训肢体在运动过程中的各肌肉的参与程度与活动状态,以及不同运动阶段时肢体的位姿或运动意向,制定相应的刺激方案和刺激顺序,对不同的肌肉或部位给予相应的刺激。

4 结论

本研究在现有的机器人训练的基础上,添加了电刺激模块,并进行了相关的实验。结果表明,持续的电刺激在上肢循迹运动时对肱二头肌的 sEMG 有一定的影响,具有一定的兴奋作用,应可作为上肢循迹运动时的辅助疗法。而在同一个运动训练中,电刺激对不同肌肉有不同的影响,这种差异可能会影响训练时的效果。因此,在整个运动过程的不同动作阶

段以及受训肢体处于不同位姿时,应对不同的肌肉给予相对应的刺激,而不是单纯地给予持续的刺激。康复机器人在实现实时控制刺激模式这一功能时具有一定的优势,将来的研究将进一步完善电刺激与康复机器人结合平台的系统。

参考文献

- [1] Burridge JH, Ladouceur M. Clinical and therapeutic applications of neuromuscular stimulation: A review of current use and speculation into future developments [J]. *Neuromodulation*, 2001, 4(4):147—154.
- [2] Levin MF, Hui-Chan CW. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1992, 85(2):131—142.
- [3] Bakhtary AH, Fatemy E. Does electrical stimulation reduce spasticity after stroke? A randomized controlled study[J]. *Clinical Rehabilitation*, 2008, 22(5):418—425.
- [4] Mukherjee M, McPeak LK, Redford JB, et al. The effect of electro-acupuncture on spasticity of the wrist joint in chronic stroke survivors [J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2007, 88(2):159—166.
- [5] de Kroon JR, Ijzerman MJ, Chae J, et al. Relation between stimulation characteristics and clinical outcome in studies using electrical stimulation to improve motor control of the upper extremity in stroke[J]. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2005, 37(2):65—74.
- [6] Johansson BB, Haker E, von Arbin M, et al. Acupuncture and transcutaneous nerve stimulation in stroke rehabilitation: a randomized, controlled trial[J]. *Stroke*, 2001, 32(3):707—713.
- [7] Barr JO, Nielsen DH, Soderberg GL. Transcutaneous electrical nerve stimulation characteristics for altering pain perception[J]. *Physical Therapy*, 1986, 66(10):1515—1521.
- [8] Chae J, Bethoux F, Bohine T, et al. Neuromuscular stimulation for upper extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia[J]. *Stroke*, 1998, 29(5):975—979.
- [9] Rushton DN. Functional electrical stimulation and rehabilitation—an hypothesis [J]. *Medical Engineering and Physics*, 2003, 25(1):75—78.
- [10] Rushton DN. Functional electrical stimulation[J]. *Physiological Measurement*, 1997, 18(4):241—275.
- [11] 朱镛连. 神经康复学[M]. 北京:人民军医出版社, 2001.
- [12] Ng SS, Hui-Chan CW. Transcutaneous electrical nerve stimulation combined with task-related training improves lower limb functions in subjects with chronic stroke [J]. *Stroke*, 2007, 38(11):2953—2959.
- [13] Alon G, Levitt AF, McCarthy PA, McCarthy. Functional electrical stimulation enhancement of upper extremity functional recovery during stroke rehabilitation: a pilot study[J]. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2007, 21(3):207—215.
- [14] Freeman CT, Hughes AM, Burridge JH, et al. A robotic workstation for stroke rehabilitation of the upper extremity using FES [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2009, 31(3):364—373.
- [15] Freeman CT, Hughes AM, Burridge JH, et al. An experimental facility using functional electrical stimulation for stroke rehabilitation of the upper limb[C]. In: *Proceedings of 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007: 393—400.
- [16] Freeman CT, Hughes AM, Burridge JH, et al. Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation[J]. *Control Engineering Practice*, 2009, 17(3): 368—381.
- [17] Freeman CT, Hughes AM, Burridge JH, et al. A model of the upper extremity using FES for stroke rehabilitation[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2009, 131(3):031011.
- [18] Hughes AM, Freeman CT, Burridge JH, et al. Shoulder and elbow muscle activity during fully supported trajectory tracking in neurologically intact older people[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, 19(6):1025—1034.
- [19] 陈里宁. 实现多位姿训练的上肢康复机器人平台的研制[D]. 北京:清华大学, 2008.
- [20] 王子羲, 陈里宁, 姚重阳, 等. 上肢机器人辅助康复治疗中变换作业面对复合运动训练的影响[J]. *中国康复医学杂志*, 2009, 24(1): 65—67.
- [21] Ulett GA, Han S, Han JS. Electroacupuncture: mechanisms and clinical application [J]. *Biological Psychiatry*, 1998, 44(2): 129—138.
- [22] Kuhn A, Keller T, Micera S, et al. Array electrode design for transcutaneous electrical stimulation: a simulation study [J]. *Medical Engineering and Physics*, 2009, 31(8):945—951.
- [23] Kuhn A, Keller T, Lawrence M, et al. The influence of Electrode Size on Selectivity and Comfort in Transcutaneous Electrical Stimulation of the Forearm[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, [Epub ahead of print].
- [24] Cifrek M, Medved V, Tonkovic S, et al. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics [J]. *Clinical Biomechanics*, 2009, 24(4):327—340.
- [25] Xie H, Wang Z. Mean frequency derived via Hilbert-Huang transform with application to fatigue EMG signal analysis[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2006, 82(2): 114—120.
- [26] 谢洪波. 基于非线性与时频分析理论的表面肌电信号特征信息提取与分类研究[D]. 上海:上海交通大学, 2006.
- [27] Peng B, Jin X, Min Y, et al. The study on the sEMG signal characteristics of muscular fatigue based on the Hilbert-Huang Transform [C]. In: *Proceedings of the 6th International Conference on Computational Science*, 2006, 140—147. Reading, England.
- [28] Huang NE, Shen Z, Long SR, et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for non-linear and non stationary time series analysis [C]. In: *Proceedings of the Royal Society of London*, 1998, 454:903—995. London, England.
- [29] Rilling G, Flandrin P, Goncalves P. On Empirical Mode Decomposition and its algorithms [C]. *IEEE-EURASIP Workshop on Nonlinear Signal and Image Processing NSIP-03*, 2003, Grado, Italy.
- [30] 郭立云. 神经康复机器人辅助训练轨迹的评价与规划方法研究[D]. 北京:清华大学, 2006.
- [31] Roberto Casale, Haim Ring, Alberto Rainoldi. High frequency vibration conditioning stimulation centrally reduce myoelectrical manifestation of fatigue in healthy subjects [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, 19(5):998—1004.
- [32] 王国祥, 岳春林. 随意运动与电刺激诱发胫骨前肌疲劳过程中肌电图的变化特征[J]. *体育学刊*, 2007, 14(1):56—59.
- [33] Mario Cifrek, Stanko Tonkovi, Vladimir Medved. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions [J]. *Measurement*, 2000, 27(2): 85—92.
- [34] 牟洪雨. 人体运动功能评估的表面肌电信号分析[D]. 北京:清华大学, 2003.