·康复工程·

肌电控制康复机器人协助的脑卒中患者肘关节康复训练的多参数评价*

孙 睿[1] 宋 嵘[1,3] 汤启宇[2]

摘要

目的:探索在肌电控制机器人协助的脑卒中偏瘫患者肘关节康复训练中,有关肘关节电生理、动力学、运动学等多项参数的变化情况,并为脑卒中评估提供更加全面的定量评估方法。

方法:本研究募集了8例偏瘫患者,对其分别进行了20次肌电控制机器人辅助的肘关节康复训练,在实验过程中记录了肱二头肌与肱三头肌的肌电信号,肘关节力矩信号和角度信号。

结果:训练后Fugl-Meyer上肢功能评测值显著大于训练前(P<0.05),Ashworth量表值显著小于训练前(P<0.05);在最大自主等长收缩(MVC)实验中,肘关节屈曲与伸展的MVC力矩显著大于训练前(P<0.01);三头肌的力矩-肌电比显著大于训练前(P<0.05);在无辅助跟踪运动中肘关节运动角度和目标角度均方根误差(RMSE)显著小于训练前(P<0.05)。

结论:肌电控制康复机器人肘关节康复训练从关节力矩、肌肉效率、运动精度等多个方面改善偏瘫患者的运动功能。以上参数从多角度定量反映了偏瘫患者运动功能状态,具有应用于临床运动功能评估的潜在价值。

关键词 肌电;康复机器人;偏瘫;脑卒中;肘关节

中图分类号:R743.3,R496 **文献标识码**:A **文章编号**:1001-1242(2012)-09-0802-06

Quantitative evaluation of motor function recovery process in chronic stroke patients during myoelectric controlling robot-assisted elbow training/SUN Rui,SONG Rong,TANG Qiyu//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2012, 27(9): 802—807

Abstract

Objective: To investigate the changes in electrophysiological, kinetic and kinematical parameters during myoelectric controlling robot-assisted elbow training in stroke patients, and to provide a more comprehensive and quantitative evaluation method.

Method: Eight subjects with chronic upper extremity paresis after stroke attended a 20-session elbow training using a myoelectric controlling robot. EMG of biceps and triceps, elbow torques and angle signals were recorded synchronously during the experiment.

Result: After the 20-session training, there were statistically significant improvements in Ashworth scale and Fugl-Meyer scale for elbow(P<0.05). After training in maximal voluntary isometric contraction(MVC) experiment, elbow flexion, and extension MVC torques increased significantly (P<0.01). The moment torque-EMG ratio of triceps increased significantly(P<0.05). Root mean square error(RMSE) between target angle and motion angle also decreased significantly (P<0.05).

Conclusion: The myoelectric controlling robot-assisted elbow training could improve joint moment torques, muscle efficiency, and motion accuracy for stroke patients. These parameters could quantitatively reflect motor function of

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2012.09.004

*基金项目:中山大学中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(3161266)

1 中山大学工学院,广州,510275; 2 香港理工大学工程学院; 3 通讯作者

作者简介:孙睿,女,硕士研究生; 收稿日期:2012-06-08

stroke patients from different aspects, and possesed the potential value in applied in clinical evaluation of motor function.

Author's address School of Engineering, Sun Yat-Sen University, 510275

Key word electromyogram; rehabilitation robot; hemiplegia; stroke; elbow

我国现有脑卒中患者至少700万人,每年新发性脑卒中至少200万人[1]。美国每年新发和复发性脑卒中70万人,女性比男性的发病率高出3%[2]。大部分渡过急性期的偏瘫患者需要进行连续密集的药物治疗和康复训练,上肢康复训练有助于减轻中枢神经系统损伤造成的上肢瘫痪,提高运动功能。除了目前临床广为采用的物理治疗外,基于视觉反馈的机器人辅助训练可以实现任务导向和长时间重复训练,有助于减轻训练难度,增强运动协调性,改善运动功能。如麻省理工大学研发的MIT-Manus[3],它可以辅助单边肩肘关节运动,实验证明,它应用于康复训练中可以帮助偏瘫患者提高运动功能。ARM guide[4]可以辅助患者进行伸手臂运动,Bi-Manu-Track[5]通过提取上肢肌肉的肌电信号,辅助双侧肩肘关节进行主动训练,以上的研究表明康复机器人可以为偏瘫患者提供连续密集的康复训练,加快运动功能恢复,减轻康复治疗师的工作强度。

为了有效指导偏瘫康复治疗,就必须对损伤程度做定量的评估。目前,国内外理疗师通常采用量表对脑卒中后偏瘫患者的运动功能损伤程度进行评估,如Brunnstrom[6]所提倡的运动恢复评价、Fugl-Meyer量表[7]、RMI运动指数[8]、Neurological scale评估[9]。近年来日本学者Chino等[10]研制了一种新的评估方法:脑卒中病损评估法(SIAS)。然而,量表依赖于康复治疗师的个体判断,是一种半定量的评估方法,不足以反映运动恢复的微小变化。目前,很多学者通过设计相关参数对偏瘫患者进行定量评估。如Cheng等[11]通过RMSE, ISJ 和IEMG等参数评价训练前后偏瘫患者运动功能的恢复。Katarzyna 等[12]通过二头肌与三头肌的相干函数评价偏瘫患者与正常人在肌肉协调性上的差异。Loredana等[13]通过运动角度,运动范围和加速度等参数分析训练前后运动精准程度的差异。上述参数均取得了较好的评估结果,但是它们均只涉及单一方面,并未考虑将多参数揉合对偏瘫患者运动恢复状况给出综合定量的评价。

康复训练任务的完成质量不仅取决于关节最大发力能力,也取决于肌肉激活程度,Tesch等[14]于1990年提出了神经肌肉效率的概念,是指在同一肌肉兴奋水平下,个体将肌肉兴奋性转化为肌力或者关节力矩的能力。Hortobagyi等[15]曾证明关节炎患者较正常人下肢伸肌的神经肌肉效率低。Glykeria等[16]也研究发现在从坐姿到直立实验中,患有关节炎的妇女下肢伸肌和屈肌的神经肌肉效率较正常妇女低。偏瘫患者康复训练过程中由于大脑皮质神经修复再生和功能代偿而导致肌力上升,运动协调性恢复,可能会使神经肌肉效率有所上升。另外,流畅平滑是正常人运动的重要特性,也是衡量偏瘫患者运动损伤程度的一个重要指标[17]。Rohrer等[18]于2002年描述了在机器人辅助的康复训练过程中上肢运动平滑度的变化情况。Derek等[19]也通过计算速度极大值数目的方法评估偏瘫患者与健康人在上臂伸展运动中运动平滑度的差异性。此外,一些相关报道也证明偏瘫患者在关节力矩[20]、肌电幅度[21]、肌肉共同收缩程度等[22]参数上与正常人存在着显著的差异。

本研究通过肌电控制的康复机器人辅助给予偏瘫患者20次肘关节屈曲伸展康复训练,同时,康复机器人本身携带了很多高精度传感器,可以在训练过程中记录受测者的电生理、动力学、运动学等多方面信号,目的在于结合力矩-肌电比、均方根误差、角急动度、最大肘关节力矩等多个有效参数与量表从多角度综合评价偏瘫患者康复训练过程中运动功能恢复情况。为偏瘫患者的运动描述和康复的内在机制研究提供了有用的信息。

1 方法

1.1 实验过程

本实验中,我们募集了8例慢性期脑卒中后偏瘫患者,其中7例为男性,1例为女性。平均年龄50.9岁,年龄范围在39—62岁。平均脑卒中病程为(5.7±4.2)年。受试者的入选标准:①受测者是由于

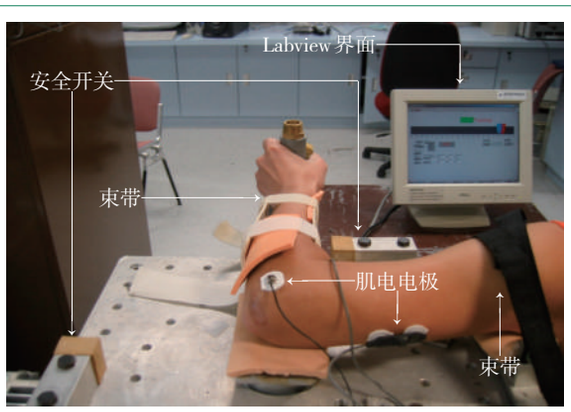
单侧脑损伤造成的偏瘫，从脑卒中的发生到实验数据采集的时间至少6个月；②受试者没有视力、认知或注意力方面的缺陷；③受测者肱二头肌与肱三头肌具有可测量的肌电信号。

受测者均接受了一项肌电控制康复机器人辅助的肘关节训练计划。该计划由20次训练组成，在6周内全部完成，每周至少进行3次，最多进行5次。训练过程中，受测者保持坐姿，躯干固定于椅背，上臂固定，肩关节外展90°，见图1。前臂平放置于一个运动平台上，运动平台的转动中心与肘关节在一条直线上。受测者面前放置的显示器用于实时反馈肘关节角度。第一步，受测者将肘关节的初始角度维持在90°，做屈曲和伸展的MVC实验，每项实验重复3次，每个持续5s，在此过程中分别记录下肘关节力矩、肱二头肌与三头肌的肌电信号。第二步，受测者在无辅助的情况下控制肘关节跟随目标轨迹进行伸展和屈曲运动，运动范围0°—90°（中立零位法）。第三步，重复第二步，但在伸展过程中，机器人根据归一化后的肌电包络信号同比提供辅助力矩，根据三头肌的最大自主等长收缩（maximal voluntary isometric contraction，MVC）力矩同比提供恒定的负载力矩。在屈曲过程中，机器人仅提供与二头肌MVC力矩同比的负载。在此过程中，记录下二头肌和三头肌的肌电信号、肘关节力矩、肘关节角度用于后续分析[23]。

1.2 数据处理

本研究所用到的量表包括Fugl-Meyer上肢运动功能评测和Ashworth量表，用于评估上肢运动功能和肘关节相关肌肉的肌电。另外，我们还对以下几个参数进行显著差异分析：

图1 受测者体位



1.2.1 MVC力矩：通过找出二头肌与三头肌最大主动收缩实验过程中的最大肘关节力矩得到，该参数反映的是肘关节发力能力。

1.2.2 力矩-肌电比：

$$MEratio = \frac{\sum_{i=1}^{N} moment\ (i)}{\sum_{i=1}^{N} EMG_{bf}(i)} \quad (1)$$

其中，$moment(i)$是在i点时刻对应的肘关节力矩，EMG_{bf}是对原始肌电信号滤波整流求包络后所得到的曲线，N为所选有效数据窗长度。力矩-肌电比反映了同一肌肉兴奋水平下，个体将肌肉兴奋性转化肘关节力矩的能力。

1.2.3 肘关节角度与目标角度的均方根误差：

$$RMSE = sqrt(\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(angle_i - \overline{angle}_i)^2) \quad (2)$$

其中：N是所选有效数据窗长度；$angle_i$是i时刻对应肘关节实际角度；$\overline{angle}_i$是i时刻目标角度。均方根误差反映了患者肘关节目标跟踪运动的运动精度。

1.2.4 关节角急动度均方根（root mean square，RMS）：

$$RMSJ = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}J(i)^2} \quad (3)$$

其中$J(i)$是在i点时刻对应的关节角度，N为所选有效数据窗长度。关节角急动度的均方根反映了运动过程中关节运动的平滑程度。

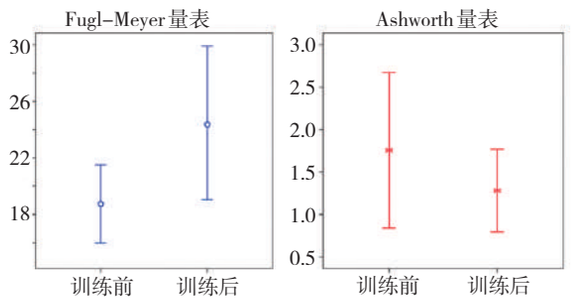
应用SPSS软件对受测者训练前与训练后的Fugl-Meyer上肢功能评测值，Ashworth量表，三头肌与二头肌的MVC力矩，力矩肌电比，肘关节角度与目标角度的均方根误差和关节角急动度的均方根进行统计分析。应用配对t检验在95%置信度下对训练前和训练后的以上6个参数进行显著差异检验，并通过线性回归分析研究了这6个参数与训练时间之间是否具有线性关系。

2 结果

2.1 Fugl-Meyer和Ashworth量表

见图2。通过配对t检验对比发现，训练前后Fugl-Meyer分值存在显著差异（P=0.019），训练后比

图2 训练前后Fugl-Meyer上肢功能评测量表与Ashworth量表评分的变化情况



训练前增加了29.9%。通过配对t检验对比发现,训练前后Ashworth分值存在明显的差异(P=0.037),训练后比训练前下降了23.4%。

2.2 MVC力矩

见图3。通过线性回归分析后发现MVC力矩与训练时间具有显著的线性关系(P<0.001; a=0.751),其中a为线性方程斜率。配对t检验结果表明,三头肌MVC力矩在第20次训练与第1次训练时相比具有显著的差异(P=0.006),且上升了78.91%。通过线性拟合后与训练时间具有显著的线性关系(P<0.001; a=0.433)。配对t检验结果表明,二头肌MVC力矩在第20次训练与第1次训练时相比具有显著的差异(P=0.012)且上升了37.01%。

2.3 力矩肌电比

见图4。通过线性回归分析后发现,三头肌的力矩肌电比与时间呈现显著的线性关系(P=0.004, a=0.339),而二头肌的力矩肌电比与时间并没有显著的线性关系(P=0.897, a=-0.017)。通过配对t检验对比第1次训练与第20次训练的力矩肌电比的差异发现,三头肌的力矩肌电比在训练前后具有显著差异(P=0.045),训练后比训练前上升了71.8%。二头肌的力矩肌电比在训练前后没有显著差异(P=0.181),训练后比训练前上升了15.7%。

2.4 运动精度

见图5。线性回归分析表明,均方根误差(root mean square error, RMSE)与训练时间呈现显著的线性关系(P=0.004,a=0.339)。此外,我们通过配对t检验对比第1次训练与第20次训练的平均均方根误差后发现训练前后存在着显著差异(P=0.014),训练后比训练前下降了61.5%。

图3 20次训练过程中,在三头肌MVC实验和二头肌MVC实验中肘关节力矩的变化情况

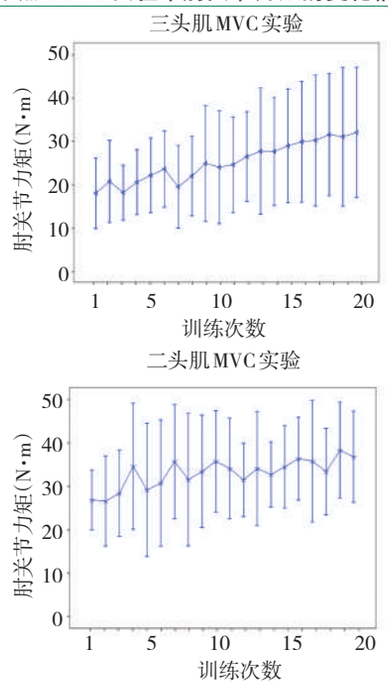
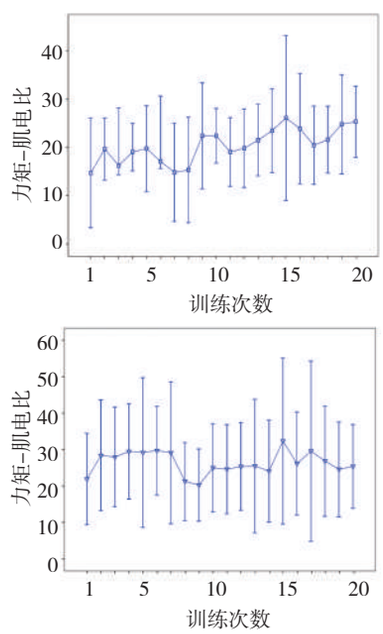


图4 20次训练过程中,在三头肌MVC实验和二头肌MVC实验中力矩肌电比的变化情况



2.5 运动平滑度

见图6。通过对20个平均值以及训练时间进行线性回归分析发现,关节角急动度的均方根与训练时间没有表现出明显的线性关系(P=0.329, a=4.522)。另外,通过配对t检验对比第1次训练与第

图5　20次训练过程中，在无辅助实验中实际肘关节运动角度和目标角度的均方根误差的变化情况

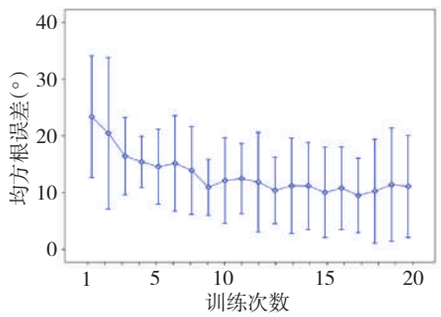
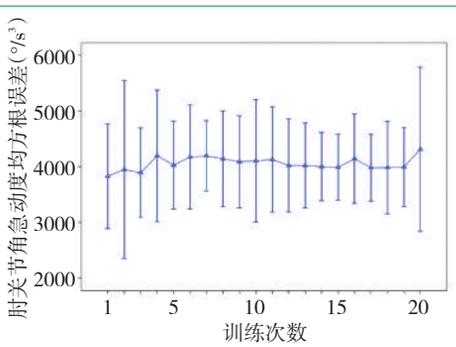


图6　20次训练过程中，在无辅助实验中肘关节角度均方根的变化情况



20次训练的平均角关节角急动度的均方根后发现，第1次和第20次训练存在没有明显的著差异（P=0.494），第20次训练比第1次训练上升了12.6%。

3　讨论

目前偏瘫临床康复广为应用的评估方法是量表评估。近些年来，为了提供精度更高的评估方法，学者们尝试着将有关运动系统的各种各样的参数引入到评估方法中去，其中，Bowden等[24]主要研究的是肌肉兴奋性和肌电的异常协同状态，并且分析了肌电参数与量表的相关性。Claudia Casellato等[25]通过运动捕捉系统分析偏瘫患者康复前和康复后运动学参数的改变情况。Vlugt等[26]分析了偏瘫患者和正常人的运动力学参数的差异，并且分析了该参数与量表的相关性。基于前人的各项研究成果，本研究对8例脑卒中后偏瘫患者进行了20次肌电控制康复机器人辅助的肘关节康复训练，研究了康复过程肘关节有关电生理学，动力学以及运动学方面的参数的变化情况，并通过结合量表、关节力矩、力矩肌电比，肘关节目标角度与运动角度均方根误差和关节角急动度均方根等多项参数综合反映患者训练后运动功能恢复程度。本研究一方面证明了肌电控制康复机器人辅助的肘关节康复训练从运动精准程度，神经肌肉效率等多个方面改善了偏瘫患者的运动功能，另一方面也为这些参数应用于临床评估提供了依据。

脑卒中导致大脑对低级中枢的调节失去控制，原始反射被释放，正常运动的传导受到干扰而产生的异常的运动模式。不少文献已证明了脑卒中后偏瘫患者的肌肉兴奋性弱[27]，同关节的拮抗肌异常协同[28]。然而偏瘫患者处于不同时期的患者肌肉的兴奋性变化很大，单一从肌电信号上不足以描述运动协调性的混乱情况。有研究[29—30]提出过一系列神经肌肉骨骼模型指出，肌肉兴奋性与关节力矩存在一定的关系。于是我们将肌电信号与关节力矩信号结合起来研究单位幅度肌电信号下关节发力能力。从研究结果中可以看到，二头肌的肌肉效率并没有增加，但是二头肌和三头肌的MVC力矩均有所增长。这可能由于训练过程中肌肉兴奋性和肌肉效率对关节力矩的增加均有所贡献而导致的。另一方面，运动学参数是运动系统各项因素综合的输出表现，本文选择了两个参数用于衡量运动质量，肘关节运动角度与目标角度的均方根误差和关节角急动度的均方根。其中肘关节运动角度与目标角度的均方根误差反映了肘关节的运动精度，它与患者的运动范围和运动协调性均有关系，实验结果表明，训练过程中运动精度有较大幅度的改善。Flash和Hogan[31—32]在其模型中提出正常人自然主动的运动是流畅平滑的。偏瘫患者肌肉痉挛降低了运动的流畅平滑的程度[33]，一些研究也证明了在康复训练过程中运动平滑度有所上升[34]，然而在本研究结果中运动角度有所上升，说明运动平滑度有所下降。这可能是由于本研究采用的运动是目标跟踪实时反馈运动，在运动过程中患者需要根据目标角度与肘关节运动角度的差异不断的调节肘关节角度，与Brandon 所用到的实验运动有所差异而造成的。

本研究虽然证明了康复过程中偏瘫患者在肌电、动力学、运动学方面的运动功能均有所改善。然而运动平滑度在训练过程中的变化情况，以及其内

在机制尚未研究清楚,我们期望通改进实验条件,减小机器人机械摩擦对受测者自然运动所带来的干扰,从而进一步对运动平滑度进行研究。以上肌电、动力学、运动学三个方面的参数结合起来,可以对偏瘫患者的运动系统的受损程度做一个较为全面的概括。此外,本研究的研究结果有可能作为更加敏感的临床评估参数,辅助康复治疗师准确掌握患者恢复情况,从而合理制定康复治疗计划。

参考文献

[1] 国家卫生部心血管病防治研究中心.中国心血管病报告2008—2009[M].北京:中国大百科全书出版社,2010.

[2] American Heart Association, American Stroke Association. Heart Disease and Stroke Statistics-2004 Update[EP/OL]. http://www.americanheart.org/downloadable/heart/1072969766940HSStats2004Update.pdf. Accessed 2004.

[3] Krebs HI, Volpe BT, Ferraro M, et al. Robot-aided neurorehabilitation: from evidence-based to science-based rehabilitation[J]. Top Stroke Rehabil, 2002, 8(4):54—70.

[4] Reinkensmeyer DJ, Schmit BD, Rymer WZ. Assessment of active and passive restraint during guided reaching after chronic brain injury[J]. Ann Biomed Eng, 1999, 27(6):805—814.

[5] Hesse S, Schulte-Tigges G, Konrad M, et al. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2003, 84(6):915—920.

[6] 朱庸连.神经康复学[M].北京:人民军医出版社, 2001.219—228.

[7] Fugl Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, et al. The post-stroke hemiplegic patient, a method for evaluation of physical performance[J]. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 1975, 7: 13—31.

[8] Wilson BA, Cockburn J, Baddeley AD. The Rivermead Behavioral Memory Test [M]. Titchfield: Thames valley Test Company, 1985.

[9] Cote R, Battista RN, Wolfson S, et al. The Canadian neurological scale: Validation and relibility assesment[J]. Neurology, 1989, 39(5): 638—643.

[10] Chino N,Melvin JL. Functional evaluation of stroke patients [M]. Tokyo:Springer-Verlag, 1995:19—31.

[11] Cheng HS, Ju MS, Lin CCK. Improving Elbow torque output of stroke patients with assistive torque controlled by EMG signals[J]. J Biomech Eng, 2003, 125: 881—886.

[12] Katarzyna KS, Yin F, Ken H, et al. Weakening of synergist muscle coupling during reaching movement in stroke patients [J]. Neurorehabil Neural Repair, 2011, 25: 359—368.

[13] Zollo L, Rossini L, Bravi M, et al. Quantitative evaluation of upper-limb motor control in robot-aided rehabilitation[J]. Med Biol Eng Comput, 2007, 49(10):1131—1144.

[14] Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR, et al. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions[J]. Acta Physiol Scand, 1990, 138(3): 263—271.

[15] Hortobagyi T, Garry J, Holbert D, et al. Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis[J]. Arthritis Rheum, 2004, 51(4): 562—569.

[16] Glykeria P, Eleftherios K, Ioannis GA. Neuromuscular ef fi ciency during sit to stand movement in women with knee osteoarthritis[J]. J Electromyogr Kines, 2011, 689—694.

[17] Platz T, Denzler P, Kaden B, et al. Motor learning after recovery from hemiparesis[J]. Neuropsychologia, 1994, 32(10): 1209—1223.

[18] Rohrer B, Fasoli S, Krebs HI, et al. Movement smoothness changes during stroke recovery[J]. J Neurosci, 2002, 22: 8297—8304.

[19] Derek GK, Alicia NM, Leonard EK, et al. Alterations in reaching after stroke and their relation to movement direction and impairment severity[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2002, 83:702—707.

[20] Jan SG, Jurriaan HG, Alfred CS, et al. Spinal reflex properties in the long term after stroke[J]. J Electromyogr Kines, 2012, 234—242.

[21] Fimland MS, Moen PM, Hill T, et al. Neuromuscular performance of paretic versus non-paretic plantar flexors after stroke[J]. Eur J Appl Physiol, 2011, 111:3041—3049.

[22] Nathan N, Marlena P, Diane N, et al. Quantification of functional weakness and abnormal synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke[J]. J Neuroengineering Rehabil, 2006, 3: 17.

[23] Rong S, Kai-yu T, Xiaoling H, et al. Assistive control system using continuous myoelectric signal in robot-aided arm training for patients after Stroke[J]. IEEE T Neur Sys Reh, 2008, 16(4):371—379.

[24] Mark GB, David JCS, Steven AK. Evaluation of abnormal synergy patterns poststroke: relationship of the Fugl-Meyer assessment to hemiparetic locomotion[J]. Neurorehab Neural Re, 2010, 24(4): 328—337.

[25] Claudia C, Simona F, Marta G, et al. Simultaneous measurements of kinematics and fMRI: compatibility assessment and case report on recovery evaluation of one stroke patient[J]. J NeuroEng Rehabil, 2010, 7:49.

[26] Erwin V, Jurriaan HG, Kim ES, et al. The relation between neuromechanical parameters and Ashworth score in stroke patients[J]. J NeuroEng Rehabil, 2010, 7:35.

[27] Han H, Nienke H, Carla N, et al. Energy expenditure of stroke patients during postural control tasks[J]. Gait & Posture, 2010, 321—326.

[28] John WC, Stuart AY, Dobrivoje SS. Coactivation of ankle muscles during stance phase of gait in patients with lower limb hypertonia after acquired brain injury[J]. Clin Neurophysiol, 2012,123(8):1599—1605.

[29] Manal K, Buchanan TS. A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electomyograms[J]. J Biomech, 2003, 36 :1197—1202.

[30] Delp SL, Loan JP. A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures[J]. Comput Biol Med, 1995, 25:21—34.

[31] Flash T, Hogan N. The coordination of arm movements: an experimentally con fi rmed mathematical model[J]. J Neurosci, 1985, 5:1688—1703.

[32] Wiegner AW, Wierzbicka MM. Kinematic models and human elbow flexion movements: quantitative analysis[J]. Exp Brain Res, 1992, 88:665—673.

[33] Alt Murphy M, Willén C, Sunnerhagen KS. Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2011, 25(1):71—80.

[34] Brandon R, Susan F, Hermano IK, Richard H, et al. Movement smoothness changes during stroke recovery[J]. J Neurosci, 2002, 22(18):8297—8304.