

· 康复工程 ·

基于肌电和惯性传感器数据融合的脑卒中患者上肢够物运动定量评估*

刘 霏¹ 谢 斌² 黄 真² 叶世伟^{1,3} 吴健康¹ 王才丰¹ 黄 帅¹

摘要

目的:探讨融合肌电和惯性传感数据的量化脑卒中患者上肢运动评估方法的有效性。

方法:实验联合使用微型惯性传感器和多通道肌电传感器,同步采集了20例脑卒中患者(患者组)和年龄匹配的10名老年人(健康组)的肌电及运动数据,融合这两种数据分别进行了分组统计学分析和典型个例分析。

结果:患者组的运动学参数与健康组比较差异有显著性意义,并且运动学参数与肌电参数之间有着较高的相关性。运动参数所反映出的异常运动模式与肌电所反映出的情况相一致,肌电数据能用于解释异常运动模式的原因。

结论:本量化康复评估方法可以实时、定量和可视化地进行临床分析和诊断治疗。

关键词 微传感器人体运动捕获;肌电;上肢康复

中图分类号:R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2013)-07-0632-06

A study on quantitative evaluation method of upper limb during reaching in post-stroke patients based on the fusion of EMG and inertia micro-sensor data/LIU Fei, XIE Bin, HUANG Zhen, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2013, 28(7): 632—637

Abstract

Objective: To explore the effectiveness of rehabilitation assessing method in stroke patients during upper limb reaching based on the fusion of EMG and inertial sensing data.

Method: In experiment inertial micro-sensor and multi-channel EMG sensor were combined together to synchronously collect the EMG and motion data from 20 stroke patients(patients group) and 10 age-matched old people (healthy group).

Result: Packet statistical analysis and typical case analysis were done by fusing EMG and motor data. The difference of kinematic parameters between patients group and healthy group had statistical significance, and kinematic parameters had high correlation with EMG parameters. Abnormal movement patterns reflected by motion parameters were consistent with the circumstances reflected by EMG parameters. And the EMG parameters could explain the cause why the movement patterns were abnormal. Typical case analysis could accurately reflect all joint angles and the coordination between six muscles at any time during upper limb reaching process.

Conclusion: The experiment proved the effectiveness and value of this quantitative rehabilitation assessment method. This method can perform the real-time, quantitative and visualized clinical analysis and diagnosis which is of great significance in clinical applications.

Author's address Chinese Academy of Sciences, No.95 Zhongguancun East Road, Haidian Dist, Beijing, 100190

Key word micro-sensor motion capture; EMG; rehabilitation of upper limb

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.07.009

*基金项目:国家自然科学基金资助项目(81272166)

1 中国科学院研究生院,北京,100190; 2 北京大学第一医院; 3 通讯作者

作者简介:刘霏,女,硕士; 收稿日期:2012-12-17

脑卒中是导致运动残疾的主要疾病,致残率高。在中国,脑卒中发病率为219/10万,每年新增患者约200万^[1],而在欧美约为160/10万^[2]。目前,下肢康复治疗已取得了肯定的效果,但在上肢康复治疗中,只有不到15%的患者可完全康复,有一半患者身体不能恢复实用功能^[3],这对患者日常生活、重返工作岗位都造成严重影响。上肢运动功能主要包括够物和操作两部分,而在日常生活中大于50%的技能都与够物有关^[4]。因此,研究健康人及脑卒中患者够物运动中的肌电和运动学特征成为上肢康复的关键,对临床康复治疗策略的制定和优化具有重要的指导意义。

脑卒中患者神经肌肉功能状态及其康复效果评价是目前康复医学基础和临床研究的重要问题^[5]。临床上长期以来一直使用肌力分级评定和肌肉痉挛度评定等方法对康复效果进行评估,但上述方法过度依赖于医生的主观性,检测结果难以精确定量,使其应用受到限制^[6]。澳大利亚昆士兰大学Barker等和英国南汉普顿大学卫生科学院Hughes等^[7-8]通过借助机械臂支撑,对脑卒中患者上肢水平面上向前伸肘的二维运动相关肌电特征进行了研究。研究提示利用表面肌电信号结合运动参数可以反映上肢运动中相关肌群间相互配合情况及肌肉收缩特性。但是由于方法上的限制,该研究是在去除重力下的特定二维运动,这与实际功能性的三维运动有着一定差距。加拿大不列颠哥伦比亚大学的McCrea等^[9]采用表面肌电和光电电子技术研究脑卒中患者瘫痪上肢实际够物运动中肩关节的三维运动特征。该系统虽然对三维运动的跟踪精度高,但对场地要求严格,不能有标记遮挡,后续处理复杂,且成本较高^[10]。目前应用最广泛的惯性传感器是荷兰XSens公司生产的MTx,R.Perez等,利用MTx搭建上肢运动跟踪系统测量受试者在够物运动过程中上肢肩关节、肘关节和腕关节的关节角,并将其测量结果与基于视频的设备BTS SMART-D的结果进行对比,实验证明了基于惯性微传感器的上肢运动跟踪系统用来解决康复问题的可行性^[11]。但作者只是简单地用MTx测量患者运动过程中的关节角,没有其他的运动学指标,并且没有形成一套完整的康复系统。

综上所述,以上几种方法均存在一定弊端。因

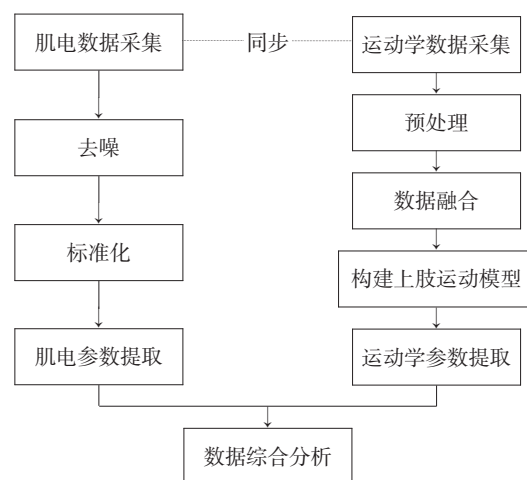
此,本文采用近年来新兴的微型惯性传感器人体运动捕获技术和多通道肌电采集和分析技术^[12],将多个肌群的肌电信号与同步采集的高精度运动数据融合起来,研究和分析健康人与患者的肌电和运动学特征。

1 方法

1.1 整体处理流程

如图1所示,整个数据的处理流程为:首先使用微传感器人体运动捕获设备和多通道肌电采集仪,同时同步地采集受试者在够物运动过程中的运动学数据和肌电数据。对采集来的肌电数据经过滤波器去噪再对其进行归一化处理,消除个体间的差异,最后提取出待分析的相关肌电参数。而获取到的原始运动学数据经过预处理去噪后,再将多维数据融合成四元数以表示空间中的位置信息。通过构建起的上肢运动模型,从单个传感器的运动信息扩展到整个上肢,完成运动轨迹的跟踪。最后再提取出待分析的参数。根据参数的意义,对比和分析健康人与患者的肌电及运动学参数,从而量化、深入、准确地发现患者在运动过程中的问题所在。

图1 整体处理流程图



1.2 运动学数据处理流程及参数选取

运动学数据的获取采用中科院无线传感网络实验室自主研发的微型传感器上肢运动捕获装置(图2)进行采集。设备包含有4个ANALOG惯性测量单元,分别附着在手背、前臂、上臂和脊柱上。整个身

体传感网络整体的实现流程如下:每个传感器获取数据后发送给主控板;由主控板整合打包,再通过蓝牙将数据发送至PC机;然后通过系统解包处理得到位置信息并驱动三维模型实时运动(图3);最终对整个运动过程的数据进行处理提取出运动学参数。

图2 微型传感器上肢运动捕获装置

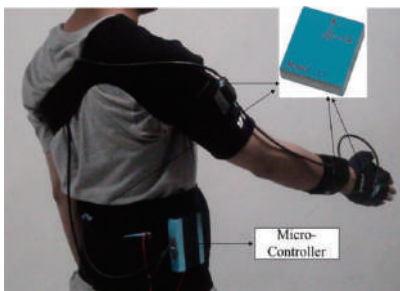


图3 上肢运动捕获效果图



每个ANALOG惯性测量单元,包括3轴加速计,3轴陀螺仪,3轴磁力计,分别测量三维的加速度、三维的角速度以及三维的磁场强度。单个传感器方位的精确估计主要包含数据预处理和四元数融合算法两个部分,其中数据预处理包括了校准和低通滤波去噪。系统采用扩展贝叶斯网络理论,即两级贝叶斯网络来进行估计传感器的运动状态。去噪后的数据通过多模型数据融合算法来融合传感器的输出值,得到实时的传感器姿态信息后,再根据上肢运动模型把单个传感器的跟踪扩展到多个传感器,并以此建立人体上肢运动跟踪系统。

整个过程需要分3步完成:①滤波得到四元数,是表征传感器坐标系和全局坐标系之间的旋转,计算跟踪的是关节的旋转角度和位置,是身体坐标系相对于全局坐标系的旋转角度。因此需要把传感器相对于全局坐标系的四元数转换成身体坐标系相对于全局坐标系的四元数。②将上肢看作是通过关节相联的一个刚体系统,人体上肢便可用层次结构模

型来描述,脊柱为根节点,它的子节点为肩关节,肩关节的子节点为肘关节,而肘关节的子节点为腕关节,腕关节为手臂模型的末端。③根据层次结构模型可以通过四元数的旋转算法来计算特定关节的位置,公式如下:

$$P_c^G = P_f^G + q^{GB} \otimes L^B \otimes q^{GB*} \quad (1)$$

公式中, P_c^G, P_f^G 分别是子关节和父关节在全局坐标系中的位置, q^{GB} 是父关节的姿态四元数, L^B 是身体坐标系中父子关节间的肢体长度。求的上肢各关节的姿态和位置后,便实现了上肢运动跟踪系统。

为了对运动过程和运动质量进行定量分析,本文从够物运动过程中提取了一系列特征参数:运动幅度、角度分散度、平滑度、运动强度、躯干平衡度^[13]。

运动幅度是指在够物运动过程中关节变化的角度,它反映的是受试者的最大运动能力,数值越小表明运动能力越弱,即运动受损程度越严重。关节角可通过以下公式得到:

$$\theta = \cos^{-1} \langle (P_{ce} - P_{fe}), (P_{cs} - P_{fs}) \rangle \quad (2)$$

公式中, P_{ce}, P_{fe} 分别为动作开始时父关节和子关节的位置, P_{cs} 是动作结束时动作结束时子关节的位置。根据公式(1)可将公式(2)简化为

$$\theta = \cos^{-1} \langle q_c^{GB} \otimes L^B \otimes q_c^{GB*}, q_f^{GB} \otimes L^B \otimes q_f^{GB*} \rangle \quad (3)$$

上述公式可以证明,关节角跟手臂的长度无关。

角度分散度是患者运动轨迹和真实轨迹之间的夹角,它表征了运动的发散程度,该数值偏离正常范围越多表明患者对运动轨迹的控制能力越差。计算公式如下:

$$PDE = \frac{\sum_{i=1}^n \left\{ \begin{array}{ll} 0, & \text{if } x_i \leq x_{i-1} \\ \cos^{-1} \frac{\vec{P} \cdot \vec{T}}{|\vec{P}|}, & \text{if } x_i > x_{i-1} \end{array} \right\}}{\sum_{i=1}^n \left\{ \begin{array}{ll} 0, & \text{if } x_i \leq x_{i-1} \\ 1, & \text{if } x_i > x_{i-1} \end{array} \right\}} \quad (4)$$

其中 $\vec{P}$ 是患者运动过程中关节测量位置相对于关节初始位置间的向量,而 $\vec{T}$ 是理论运动轨迹上的单位向量。

平滑度反映的是运动过程中出现的不自觉的停顿,即震颤的情况,该数值偏离正常范围越多表明患者在运动过程中上肢的抖动情况越严重。计算公式如下:

$$S = \frac{1.0 \times 10^8}{|jerk_x| \cdot |jerk_y| \cdot |jerk_z|} \quad (5)$$

其中 $jerk_i$ 为相应轴 i 上加速度变化率,通过对关节位置的三次微分得到,

$$jerk_i = \frac{((P_{t+1}^i - P_t^i) - (P_t^i - P_{t-1}^i)) - ((P_{t+2}^i - P_{t+1}^i) - (P_{t+1}^i - P_t^i))}{\Delta t^3} \quad (6)$$

分子是为了方便参数比较而添加的放大系数,整个运动动作中的平滑度取各时刻瞬时平滑度的均值得到。

运动强度是加速度的均方根 (root mean square, RMS),用来表示患者运动能力的缺失程度,计算公式如下:

$$rms = \sqrt{\sum_{i=1}^N acc_i^2 / N} \quad (7)$$

其中 acc_i 表示第 i 采样时刻加速度的模值。

躯干平衡度是反映患者由于运动能力缺失而表现出来的非正常的躯干代偿情况,该数值超出正常范围越多表明躯干的代偿情况越严重。计算公式如下:

$$C_{trunk} = \frac{\max\{|Roll(\phi)|, |Pitch(\theta)|, |Yaw(\varphi)|\}}{90^\circ} \cdot 100\% \quad (8)$$

其中 $Roll(\phi)$, $Pitch(\theta)$, $Yaw(\varphi)$ 是躯干的四元数转换来的欧拉角。

1.3 肌电数据处理流程及参数选取

肌电数据的处理流程如下:①通过多通道肌电仪采集够物运动过程的肌电原始信号。②对采集来的肌电信号进行预处理,即去除噪声。由于胸大肌靠近心脏,因此其肌电信号受到心电信号的影响较为明显,而心电信号的大部分功率谱落在 0—40Hz,所以使用频率范围 50—250Hz 的切比雪夫带通滤波器对胸大肌肌电信号进行滤波。另外,肌电信号的主要频率范围为 0—500Hz,而其余几块肌肉的肌电信号通过 IIR 对其进行 10—500Hz 带通滤波,完成对原始信号的去噪处理^[14]。③对去噪后的肌电数据进行归一化。此外还采集了每个人在最大自主收缩力 (maximum volunteer contraction, MVC) 下所有待测肌肉的表面肌电信号,信号采集时间为 4s,用此数据对去噪后的肌电信号进行归一化处理,消除个体间的差异性。④提取待分析的肌电参数。

肌电在特征分析中主要选取的参数是:肌肉的平均做功百分比、肌肉痉挛程度、肌肉做功随时间的变化过程。

肌肉做功百分比是指在完成某一动作时一定时间内,某一块肌肉的积分肌电值占参与该动作中全部肌肉积分肌电总值的百分比,可以反映一块肌肉在完成一个动作中的比重或者重要性^[15]。

积分肌电值 (integrated electromyogram, IEMG) 是指一定时间内肌肉中参与活动的运动单位放电总量,Skold 等^[16]采用表面肌电检测脊髓损伤导致下肢痉挛患者发现其肌肉的 IEMG 同测得的 Ashworth 分级呈明显正相关。因此使用完成够物运动过程的 IEMG 的值来衡量肌肉的痉挛程度。

1.4 实验流程

以下将从实验对象、实验设备、待测肌肉、实验过程等几个部分做一个详细介绍,并通过实验来实现及验证上文所述的方法。

实验对象为 30 位成年人,分为两组:患者组 20 人,健康组 10 人。年龄在 40—70 岁。患者入选标准:首次脑卒中发病,病程 ≤ 6 个月,上肢功能障碍程度为肩可自主抬起至少 30° 的患者。

肌电信号采集设备采用芬兰 ME6000 多通道双极肌电记录系统,电极采用 Ag/AgCl 一次性心电电极。运动数据的采集使用中科院无线传感网络实验室自主研发的微型传感器人体运动捕获系统。两个软件使用同一台电脑运行,当运动捕获系统点击开始采集的按钮之后将会触发 MegaWin 系统同时在采集的窗口上打一个标记,当点击运动捕获系统结束按钮时也会在 MegaWin 上再打一个标记。运用此种方法做到了两种数据采集的绝对同步性,保证了后期的数据融合分析。

在运动捕获设备穿戴好后开始捕获之前,需要受试者在初始位置保持静止 5s,这个过程就避免了不同受试者因穿戴时传感器位置不同而导致的差异性。整个够物动作测量的为个人从初始位置到够物最终位置的相对运动过程,因此在初始化时是以个人的初始位置为起始点来计算相对的空间位移,因此可以消除不同受试者间的个体差异性。

根据健康人体解剖学中上肢够物运动中各关节诸肌肉的部位和作用,以及肌电信号采集的有效性,

选择以下肌肉为待测肌肉:斜方肌、胸大肌、三角肌前组、三角肌中组、肱二头肌、肱三头肌。

实验内容为有目标的定向够物。受试者坐位,背部靠椅背。目标摆放在受试者肩前屈 90° 肘充分伸展、前臂旋后 0° (拇指朝上)时手在矢状面前伸能触到的位置。当测试人员给出开始的指示时,受试者开始做上述动作,并在达到力所能及的最高点时保持3s,然后测试人员会给出结束指示,患者可放下手臂进行休息。开始指示的同时开始记录下运动过程中的肌电信号和运动数据。当测试人员指示结束时,停止肌电和运动学记录。实验过程中健康人用右侧上肢,患者用患侧上肢完成待测动作,每个动作重复3次,为避免疲劳,每两次动作间间隔3min。

2 结果与讨论

2.1 健康组与患者组运动学参数统计分析

首先对健康组和患者组的所有运动学数据求均值,再使用两样本间秩和检验法来评估以上运动学参数在患者和健康人之间的统计差异性。然后根据够物运动的特点,提取出在患者和健康人之间具有显著的统计学差异的运动学特征参数($P<0.05$),如表1所示,其中肘关节运动幅度是对每组中所有受试者肘屈曲的最大角度求均值。

运动学参数	健康组	患者组	P
肘关节运动幅度	19.16 ± 3.02	31.40 ± 6.71	<0.01
上臂角度分散度	2.36 ± 1.17	9.23 ± 5.38	<0.01
上臂平滑度	0.75 ± 0.21	0.95 ± 0.22	<0.01
上臂运动强度	3.87 ± 1.31	2.32 ± 1.78	<0.05
躯干平衡度	0.67 ± 0.38	1.74 ± 1.62	<0.01

所选出的具有统计学差异的运动学参数反映出了患者在进行够物运动过程中普遍存在的一些异常情况:从肘关节运动幅度看,患者在够物运动过程中有明显的屈肘情况;从上臂角度分散度来看,患者在够物运动过程中上臂的运动轨迹与健康人的运动轨迹有着非常明显的差异,上肢偏离了矢状面;从上臂和小臂的平滑度来看,患者在运动过程中上肢都出现了一定程度的抖动;同时从躯干平衡度可以发现,患者普遍表现出了非正常的躯干代偿情况。

通过运动学参数所反映出来的上述异常的运动模式主要由肌肉的不协调或痉挛等问题所致,以此为根据提取对应的肌电参数,与肘关节运动幅度、上臂角度分散度、上臂平滑度、小臂平滑度这几方面参数做相关性分析。对20名患者取运动参数及对应同步采集的肌电参数求三次重复够物运动各项的均值,再对运动及肌电参数进行Spearman相关性分析($P<0.05$),见表2。

表2 运动学参数与肌电参数相关性

运动参数	肌电参数	r	P
肘关节运动幅度	肱二头肌与肱三头肌做功比值	0.846	<0.01
上臂角度分散度	三角肌前组与三角肌中组做功比值	0.915	<0.01
上臂平滑度	肱二头肌做功百分比	0.812	<0.01
上臂运动强度	三角肌前组做功百分比	0.673	<0.05

通过表2中的结果可以发现:患者在够物运动过程中表现出的明显的屈肘情况主要是由于引起屈肘的肱二头肌与伸肘的肱三头肌之间的肌电活性比值的异常所致;而上臂在够物运动过程中明显偏离正常的运动轨迹这一问题与三角肌前组和三角肌中组间的比值有着很高的相关性;而上臂肌肉痉挛出现的明显抖动主要由于肱二头肌的痉挛所致;患者在够物过程中运动强度较弱主要是由于三角肌前组的肌无力所致。

以上从运动学角度反映出了患者存在的一些异常的运动模式,而从肌电参数的角度不仅解释说明了此种异常运动模式的出现的可能原因,而且证明了两组参数之间有着较高的相关性,使得对脑卒中患者的各项特征分析得以更加的全面和具体,并且为后期通过所有特征进行数字化、量化的训练方案制定与康复效果评估做了很好的铺垫。

2.2 典型个例分析

从健康人和患者中分别挑出来一个典型做个例分析,通过个例分析可以揭示出论文所述的方法可以对受试者的整个运动过程中肌电及运动数据的变化过程做以分析,以更深入和详细地揭示个人所表现出的问题所在。两个受试者的个人信息见表3。

图4—5是典型患者和健康人在重复三次够物运动的过程中同步记录下来数据求均值所得,图的上半部分是六块肌肉做功随时间变化的过程,而下半部分是肩、肘、腕三个关节运动角度变化的过程。

表3 个人信息表

	健康人	患者
年龄	52	56
身高(cm)	170	168
体重(kg)	70	70
病情	无	基底核梗死
Brunnstrom(上肢)	无	3
Brunnstrom(手)	无	3

图4 患者积分肌电值及多关节角度变化

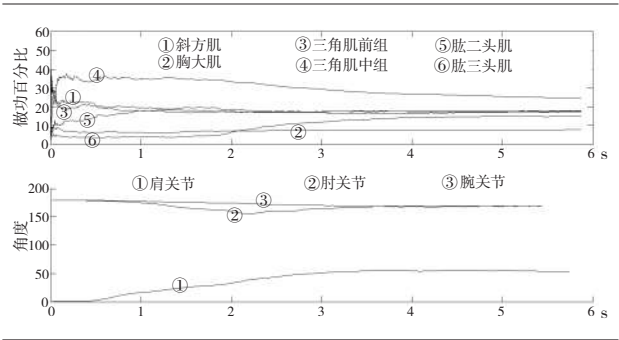
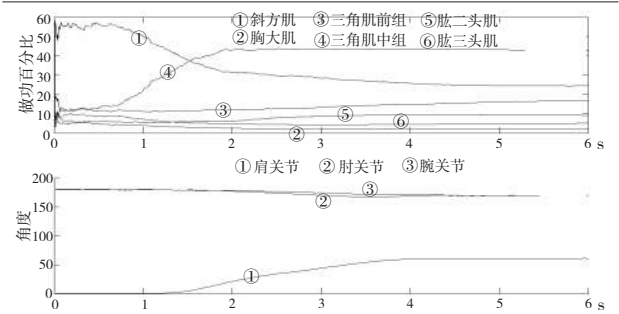


图5 健康人积分肌电值及多关节角度变化



通过对图4和图5对比分析,可以发现:①患者在抬起上肢的过程中肘关节的角度出现了先变小再变大的情况,即该患者出现了先屈肘再伸肘够物的此种异常运动模式,而与此同时患者的肱二头肌做功明显高于健康人且肱三头肌做功也呈上升趋势,表现出上肢的屈肌协同模式;②随着肩关节角度的变大,即该患者上肢的抬起,三角肌中组做功百分比呈明显上升趋势并在肩关节角度不变的区间保持在一个较高的做功状态,甚至超过了三角肌前组,此问题可能由于患者三角肌前组无力导致肩前屈困难,进而出现三角肌中组代偿性过度兴奋;③患者的做功百分比曲线和三个关节的角度变化曲线中都有明显的抖动,可能由于患者在运动过程中尤其是保持肩前屈至一定角度时,上肢会出现抖动的情况,说明患者

的肌耐力不足,要将肌肉放电保持在一个稳定状态较为困难。

3 结论

本研究联合使用微型惯性传感器和多通道肌电,同步化采集了20名患者和10名健康人的肌电及运动学数据,研究并定量分析了在实际够取物体这一功能性三维运动过程中,上肢各肌群间的协调情况与相关的运动学特征。通过对所有患者及健康人的统计分析和对典型个例分析,可以发现患者运动过程中的异常模式及造成此种异常模式的原因,验证了此种康复评估分析方法的有效性和价值。此种方法在临床上具有重要的意义,可以更有针对性地进行康复训练,同时也为临床分析患者影响上肢功能的关键性限制因素提供了重要依据。

本研究局限在于,对耸肩情况只能从肌电角度分析而从运动学角度尚未提出相应数。此外,将来还可进一步融合所有参数建立起与Brunnstrom、Ashworth等量表对应的等级关系,便可对患者在进行康复评估之后进行等级的区分和判定,为制定有针对性的训练方案提供科学依据。

参考文献

[1] 饶明俐主编. 中国脑血管病防治指南[M].北京:人民卫生出版社, 2007.

[2] Larry BG, Chery DB, Robert JA, et al. Guideline for the primary prevention of stroke[J]. Stroke, 2011, 42:517—584.

[3] Heart Disease and Stroke Statistics-2009 update, American Heart Association. [http://www.americanheart.org/statistics\[EK/OL\]](http://www.americanheart.org/statistics[EK/OL]).

[4] vad der Putten JJMF, Hobart JG, Freeman JA, et al. Measuring change in disability after inpatient rehabilitation: comparison of the responsiveness of the Barthel index and the functional independence measure[J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 1999, 66(4):480—484.

[5] Lee MY, Wong MK, Tang FT, et al. New quantitative and qualitative measures on functional mobility prediction for stroke patients [J]. J Med Eng Techno, 1998, 22(1):14—24.

[6] Ashby P, Nailis A, Hunter J. The evaluation of spasticity [J]. Can J Neural Sci, 1987, 14(3):497—500.

[7] Barker RN, Brauer S, Carson R, et al. Training-induced changes in the pattern of triceps to biceps activation during reaching tasks after chronic and severe stroke[J]. Exp Brain Res, 2009, 196:483—496.

[8] Hughes AM, Freeman CT, Burrige JH, et al. Shoulder and elbow muscle activity during fully supported trajectory tracking in people who have had a stroke [J]. Journal of Electro-

(下转第647页)