

DOI: 10.13382/j.jemi.B2003273

基于肢体加速度和关节角度参数检测的痉挛状态定量评定研究*

韩李伟^{1,2} 穆景颂³ 朱宗俊⁴ 杜明家¹ 肖飞云^{1,2} 王勇^{1,2}

(1. 合肥工业大学 机械工程学院 合肥 230009; 2. 合肥工业大学 智能互联系统安徽省实验室 合肥 230009;
3. 安徽省立医院 康复医学科 合肥 230036; 4. 安徽中医药大学第一附属医院 针灸康复科 合肥 230031)

摘要:针对脑卒中患者痉挛状态难以精准量化评定的问题,提出了基于加速度和角度信号的痉挛状态量化评定方法,并研制了痉挛状态量化评定装置。通过分析患者肢体加速度和关节角度信号数据,提取加速度突变点对应的关节角度 θ_p 及关节活动度 θ_{rom} ,计算 θ_p/θ_{rom} 值用于痉挛状态等级评定。使用改良 Ashworth 量表(modified Ashworth scale, MAS)和本装置对 27 名受试者进行临床实验,并针对不同肌肉群采用不同的痉挛状态检测方法。将 MAS 等级与 θ_p/θ_{rom} 值进行相关性分析,结果表明 θ_p/θ_{rom} 值可用于痉挛状态评估,且该装置具有很好的效度,相关性满足 $r=-0.869, P<0.05$ 。基于 MAS 和 θ_p/θ_{rom} 值重新修正表示痉挛状态的 MAS 等级,结果表明修正后的 MAS 各等级之间具有显著差异($P<0.001$),可以实现痉挛状态量化评定。

关键词:加速度;关节角度;MAS;痉挛状态等级;量化评定

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

Quantitative evaluation of spasticity based on joint acceleration and angle parameters detection

Han Liwei^{1,2} Mu Jingsong³ Zhu Zongjun⁴ Du Mingjia¹ Xiao Feiyun^{1,2} Wang Yong^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China; 2. Intelligent Interconnected Systems Laboratory of Anhui Province, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China; 3. Department of Rehabilitation Medicine, Anhui Provincial Hospital, Hefei 230036, China; 4. Department of Acupuncture and Rehabilitation, The First Affiliated Hospital of Anhui University of Chinese Medicine, Hefei 230031, China)

Abstract: A quantitative assessment method of spasticity based on the fusion of acceleration and angle signals is proposed and corresponding device is developed to solve the difficult problem of accurate quantitative assessment of spasticity in stroke patients. By analyzing the limb acceleration and joint angle signal data, the joint angle (θ_p) and joint mobility (θ_{rom}) corresponding to the acceleration mutation point are extracted, and the θ_p/θ_{rom} value is calculated for the evaluation of spasticity status. The modified Ashworth scale (MAS) and the device were used in clinical experiments on 27 subjects, and different spasm detection methods were used for different muscle groups. The correlation analysis between MAS level and θ_p/θ_{rom} value shows that θ_p/θ_{rom} value can be used to assess spasticity state, and the device has good validity, the correlation meets $r=-0.869, P<0.05$. Based on MAS and θ_p/θ_{rom} values, the MAS grade indicating spasticity state was modified again. The results showed that there was significant difference between the modified MAS grades ($P<0.001$), which could realize quantitative evaluation of spasticity state.

Keywords: acceleration; joint angle; modified Ashworth scale(MAS); spasticity level; quantitative evaluation

收稿日期: 2020-06-29 Received Date: 2020-06-29

* 基金项目: 科技部中小企业创新基金(11C26213402042)、合肥工业大学校级项目(JZ2016YYP0066)、中央高校基本科研业务费专项(JZ2020HGTA0081)、中央高校基本科研业务费专项(JZ2020HGQA0196)资助

0 引言

痉挛状态 (spasticity) 是一种因牵张反射兴奋性过度所致的、以速度依赖的紧张性牵张反射增强,同时伴有夸大的肌肉痉挛,是上运动神经元综合症的一种表现^[1-2]。痉挛状态通常发病于多发性硬化和脊髓损伤导致的脑卒中等疾病上,其特点是肌肉过度活动,如果不及时给予干预,将导致肌肉及软组织的挛缩^[3]。在患者的康复治疗和康复训练中,精准可靠的痉挛状态评定起到至关重要的作用^[4-5],它也是确定介入治疗效果的重要依据指标,包括康复项目、肉毒杆菌毒素注射和骨科手术等^[6-7]。

目前,用于评测痉挛状态等级的临床改良 Ashworth 量表(modified Ashworth scale, MAS)和改良 Tardieu 量表应用最为广泛,虽然这两种量表使用简单,但由于其主要依赖于检测者拉伸受试者肢体过程中所感受到的阻力特性,评分高度依赖于主观感受,故痉挛状态临床评估的准确性和可靠性较低^[8-9]。为了能够客观量化痉挛状态等级,研究者们提出了评定指标并设计了相应的评定装置,Ardabili 等^[10]采用 Cybex 等速测力计分析脑卒中患者和健康受试者在被动屈伸过程中肘关节角度和被动抗扭力矩数据;Maneski 等^[11]采用摆锤实验诱发肌肉的拉伸从而触发痉挛反应,将小腿第 1 次正弦运动的振幅作为痉挛度的测量值;文献[12-15]设计的痉挛状态量化评定系统,分析患者牵张反射起始点前后表面肌电信号的时域信息。但这些评定方法因为评定指标不易获取、评定装置结构复杂、操作难和价格昂贵等原因不适用于临床及家庭应用^[16]。

当上运动神经元损伤的患者的患侧肢体受外力匀速牵拉时,肢体会产生痉挛状态的反应,此时所对应的拮抗肌或运动神经元开始收缩时的关节角度,即肢体被动牵拉过程中关节阻力矩突然变大时的关节角度便是牵张反射阈值^[17]。经实验人员对有神经损伤的痉挛受试者的研究表明,牵张反射阈值是有效且符合评定痉挛状态的值^[18-19]。

综上所述,考虑到评定方法的简便、准确、实用性,本文选择了牵张反射阈值作为痉挛状态的评定指标。设计了基于加速度和关节角度信号的可穿戴的痉挛状态量化评定装置,获取肢体被动牵拉过程中上肢前臂或下肢小腿切向线加速度及关节角度数值,分析痉挛状态牵张反射阈值,重新修正 MAS 等级,实现量化评定痉挛状态等级,并通过临床实验进行验证。

1 原理

1.1 装置设计

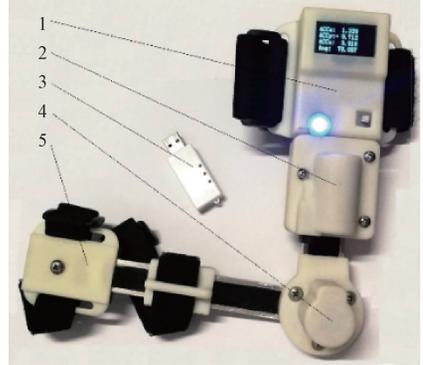
当患者关节阻力矩变化时,关节角加速度会随之发

生变化,但通过角度传感器的关节角度数据计算角加速度会带来相位延迟和噪声放大,故利用加速度传感器获取上肢前臂或下肢小腿的切向线加速度来反映出关节阻力矩变化情况^[20]:

$$\Delta a = \frac{-L \times \Delta \tau}{I} \quad (1)$$

式中: Δa 表示牵张反射阈值时与角加速度变化值成正比关系的线加速度变化值; L 表示加速度传感器距离肘关节或膝关节的长度; $\Delta \tau$ 表示关节阻力矩变化值; I 表示肢体的转动惯量。

因此本装置是通过加速度传感器获取肢体的切向线加速度变化数据,通过角度传感器获取关节的角度变化数据,实现对牵张反射阈值的获取。装置设计符合人体工程学,整体设计为 L 型可活动结构,适合肘关节和膝关节处佩戴,易于操作、简洁实用,且装置不需要与人体皮肤直接接触。装置在连接杆处选用铝合金材料,而其余模块均选择树脂材料,以最大限度的减少装置重量。为使装置便捷化且具有高精度,加速度传感器选用 6 轴姿态加速度传感器,其体积小、精度高、集成度高,角度传感器选用霍尔式无触点设计,其动态噪声小、分辨率高、结构小。制作的痉挛状态评定装置实物如图 1 所示。



1.控制电路板; 2.电源; 3.蓝牙; 4.角度传感器; 5.加速度传感器

图 1 痉挛状态评定装置

Fig. 1 Spasticity assessment device

1.2 数据采集

基于 STM32F103RCT6 微处理器的控制,角度传感器旋转 $0^\circ \sim 360^\circ$ 对应输出模拟电压 $0 \sim 3 \text{ V}$,并通过微处理器 A/D 转换的 12 bits 分辨率接口进行实时的模数转换;通过微处理器的串口传输,采集加速度传感器 X/Y/Z 三轴的实时数据。设置加速度传感器的回传速率,使微处理器采集一次加速度数据,采集一次角度数据,保证了加速度传感器和角度传感器数据采集的实时同步性。由于肢体在运动过程中的频率较低,故本研究设计的采样频率为 100 Hz,满足数据实时完整采集的需要。实验采集的数据实时通过 HC-05 蓝牙转串口模块发送到电脑的

上位机采集系统,并实时显示在 OLED 显示屏上。

2 实验

2.1 研究对象

实验研究对象的入选标准如下:1) 脑卒中或者脑损伤所致的肢体痉挛状态的患者;2) 受试者意识清醒,能够理解并配合检测者完成实验内容,可独立完成坐姿、仰卧和侧卧体位;3) 受试者肘关节及膝关节的关节活动范围大于 90°;4) 受试者在要求的被动牵拉速度范围内,可实现对肘关节及膝关节的被动牵拉运动。

实验研究对象的排除标准如下:1) 受试者上下肢体肌肉出现挛缩的现象;2) 受试者患有关节疼痛的其他疾病,或者肘关节及膝关节有损伤;3) 受试者肢体被动拉伸时,肘关节及膝关节伴有疼痛感;4) 受试者无法穿

戴此设备,或者具有认知困难等疾病,不能配合检测者完成实验内容。

27 名符合标准的脑卒中患者(平均年龄为 48.7±16.05 岁,男性 20 名,女性 7 名,左患侧 16 名,右患侧 11 名,中国科学技术大学附属第一医院 14 名,安徽中医药大学第一附属医院 13 名)被招募进行临床实验,每位患者在实验前均知情同意,并签署了临床实验研究知情同意书,实验中病例用受试者(Subjects, S)标识。其中有 22 名受试者(中国科学技术大学附属第一医院 14 名,安徽中医药大学第一附属医院 8 名),检测了坐姿体位下其上肢屈肘肌群的痉挛状态数据,受试者个人相关信息如表 1 所示。其余 5 名受试者(安徽中医药大学第一附属医院 5 名),检测了坐姿或仰卧或侧卧体位下其上肢屈肘肌群和下肢伸膝肌群的痉挛状态数据,受试者个人相关信息如表 2 所示。

表 1 22 名受试者的上肢 MAS 等级

Table 1 22 subjects' upper limb MAS grade

病例	年龄	病程	性别	患侧	MAS		病例	年龄	病程	性别	患侧	MAS	
					Test	Retest						Test	Retest
S1	64	6 月	男	右	0	0	S12	68	3 月	男	左	3	3
S2	60	7 月	女	右	0	0	S13	37	2 月	男	左	2	2
S3	66	3 月	男	左	2	2	S14	51	2 月	男	左	1+	1+
S4	68	3 月	男	左	1	1	S15	32	14 月	男	左	1+	1+
S5	66	4 月	女	左	1+	1+	S16	37	15 月	男	右	2	2
S6	37	2 月	男	左	1	1	S17	39	24 月	男	右	0	0
S7	73	3 月	男	右	0	0	S18	21	24 月	男	右	3	3
S8	51	2 月	男	左	1	1	S19	41	1 月	男	左	1+	1+
S9	45	2 月	女	左	2	2	S20	30	9 月	男	左	1	1
S10	30	2 月	女	左	1+	1+	S21	46	12 月	男	右	1+	1+
S11	62	6 月	男	左	3	3	S22	54	1 月	男	右	1	1

注:S1~S14 为中国科学技术大学附属第一医院;S15~S22 为安徽中医药大学第一附属医院;Test 为第一次评定;Retest 为 3 d 后重新评定

表 2 5 名受试者的上下肢 MAS 等级

Table 2 5 subjects' upper and lower limb MAS grade

病例	年龄	病程	性别	患侧	屈肘肌群 MAS		伸膝肌群 MAS	
					坐姿	仰卧	仰卧	侧卧
S23	53	3 月	男	右	1	1	1+	1
S24	72	4 月	女	左	1	1	1	0
S25	47	3 月	男	右	1+	1	1+	1+
S26	53	3 月	女	左	1+	1+	1+	1+
S27	13	14 月	女	右	1	0	1	0

2.2 实验方法

本临床实验采用两种痉挛状态等级评定方法,包括生物力学定量评定和临床评估。在检测者匀速牵拉受试者患侧肢体时,痉挛状态定量评定装置实时采集受试者肢体运动过程中的数据;同时,检测者根据 MAS 主观评定受试者的痉挛状态等级。

因不同肌肉群的痉挛状态等级不同,故针对不同肌

肉群检测时需采取不同姿态。检测上肢屈肘肌群痉挛状态等级时,受试者保持坐姿体位或仰卧体位下进行,检测者将受试者上肢肢体从最大弯曲姿势伸展到最大伸展姿势,检测肱二头肌的痉挛状态等级;检测下肢伸膝肌群痉挛状态等级时,受试者保持仰卧体位或侧卧体位下进行,检测者将受试者下肢肢体从最大伸展姿势弯曲到最大弯曲姿势,检测股四头肌或比目鱼肌的痉挛状态等级。

为了减少外部因素对痉挛状态评定结果的干扰,实验过程中由同一位检测者在同一地点对不同受试者进行痉挛状态等级评定。检测人员为具有 3 年以上痉挛状态评定经验的医生,熟练掌握 MAS 的评定步骤及要求。对受试者不同姿态下的痉挛状态检测,时间间隔为 3 min,需重复检测时,时间间隔为 3 min,每次检测均匀速牵拉受试者肢体 3 次。临床实验之前,受试者没有剧烈运动,肢体保持完全放松,检测者为受试者穿戴痉挛状态量化评定装置。

2.3 实验过程

在检测受试者上肢屈肘肌群的痉挛状态等级时,受试者保持坐姿体位或仰卧体位下进行。坐姿体位时,受试者保持端正坐姿,让肢体处于完全放松状态,检测者一只手固定其肘关节,另一只手握其腕关节,使腕关节处于中立位,随后匀速牵拉受试者的患侧上肢,使其从弯曲的最大角度至伸展的最大角度,实验过程如图 2 所示。

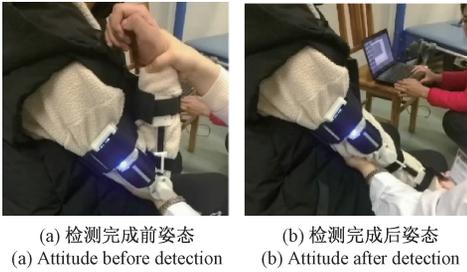


图 2 受试者坐姿体位上肢痉挛状态评定过程
Fig. 2 Evaluation process of subject's upper limb spasticity in sitting position

仰卧体位时,受试者平躺在康复床上,上肢贴附在身体的两侧,全身关节自然放松,检测者一只手固定其肘关节,另一只手握其腕关节,使其腕关节处于中立位,随后匀速牵拉受试者的患侧上肢,使其从弯曲的最大角度至伸展的最大角度,实验过程如图 3 所示。

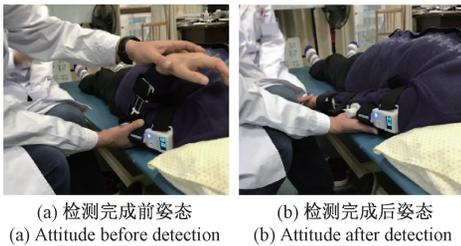


图 3 受试者仰卧体位上肢痉挛状态评定过程
Fig. 3 Evaluation process of subject's upper limb spasticity in supine position

在检测受试者下肢伸膝肌群的痉挛状态等级时,受试者保持仰卧体位或侧卧体位下进行。仰卧体位时,检测受试者的股四头肌痉挛状态。受试者平躺在康复床上,下肢维持膝关节的伸展姿势,检测者一只手固定其膝关节,另一只手握其踝关节,其患侧肢体悬浮在空中,随后匀速牵拉受试者的患侧下肢,使其从伸展的最大角度至弯曲的最大角度,实验过程如图 4 所示。

侧卧体位时,检测受试者的比目鱼肌痉挛状态。受试者侧身躺在康复床上,髋关节与水平面呈 45° 屈曲位,其患侧肢体在上方,头和躯干在一条直线上。检测者一只手固定其膝关节,另一只手握其踝关节,匀速牵拉受试者的患侧下肢,使其从伸展的最大角度至弯曲的最大角



图 4 受试者仰卧体位下肢痉挛状态评定过程
Fig. 4 Evaluation process of subject's lower limb spasticity in supine position

度,实验过程如图 5 所示。检测者评定的受试者 MAS 等级如表 1 和 2 所示。



图 5 受试者侧卧体位下肢痉挛状态评定过程
Fig. 5 Evaluation process of subject's lower limb spasticity in lateral position

3 实验数据提取与分析

3.1 实验数据提取

在受试者上肢屈肘肌群的痉挛状态评定过程中,将肘关节弯曲的最大角度定义为 0°,由弯曲到完全伸直的角度范围定义为肘关节活动度 θ_{rom} ,被动牵拉时肘关节阻力矩突变点对应的角度定义为牵张反射阈值 θ_p ;在受试者下肢伸膝肌群的痉挛状态评定过程中,将膝关节伸直的最大角度定义为 0°,由伸直到弯曲的角度范围定义为膝关节活动度 θ_{rom} ,被动牵拉时膝关节阻力矩突变点对应的角度定义为牵张反射阈值 θ_p 。

加速度传感器的 Y 轴数值,表示为肢体在受外力被动牵拉运动时上肢前臂或下肢小腿的切向线加速度值。因此,本研究是基于加速度传感器 Y 轴的数值和关节角度数值分析受试者的痉挛状态等级。受试者 S26 仰卧体位下,下肢屈膝运动的 Y 轴加速度和膝关节角度数据部分变化过程如图 6 所示。

利用数学软件 MATLAB 2016a 计算受试者的 θ_{rom} 值、 θ_p 值和 θ_p/θ_{rom} 值。首先找出角度数据的最大值,即为关节角度的活动范围 θ_{rom} 值;因为直接求取加速度突变点会有多个局部极大值,容易造成判断失误,所以将加速度数据进行积分得到对应的速度数据,受试者 S26 的

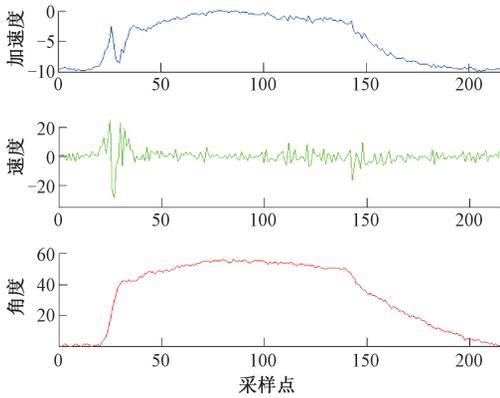


图6 受试者 S26 仰卧体位下肢部分数据变化分析过程

Fig. 6 Analysis of data changes of lower limbs in S26 supine position

对应段速度变化过程如图 6 所示,将得到的速度数据通过数据加窗分析的方式,求得加速度的突变点,加速度突变点对应时间点的角度值即为牵张反射阈值 θ_p 的值;最后计算出 θ_p/θ_{rom} 的值。

受试者 S1~S22 的 θ_p 值、 θ_{rom} 值和 θ_p/θ_{rom} 值如表 3 所示。同理,安徽中医药大学第一附属医院的 5 名受试者,在不同体位下针对不同肌群的 θ_p 值、 θ_{rom} 值和 θ_p/θ_{rom} 值如表 4 所示。由表 1~4 数据可知, θ_p/θ_{rom} 值在 MAS 等级 1 和 1+之间,1+和 2 之间,2 和 3 之间存在严重的混淆现象,表明 MAS 等级评定存在一定的主观性。

3.2 效度分析

利用统计学数据分析软件 (SPSS 25.0),采用 Pearson 积差相关系数分析 θ_p/θ_{rom} 值与 MAS 等级之间的

表 3 22 名受试者的上肢 θ_p/θ_{rom} 值

Table 3 22 subjects' upper limb θ_p/θ_{rom} values

病例	Test			Retest			病例	Test			Retest		
	$\theta_p/(\circ)$	$\theta_{rom}/(\circ)$	θ_p/θ_{rom}	$\theta_p/(\circ)$	$\theta_{rom}/(\circ)$	θ_p/θ_{rom}		$\theta_p/(\circ)$	$\theta_{rom}/(\circ)$	θ_p/θ_{rom}	$\theta_p/(\circ)$	$\theta_{rom}/(\circ)$	θ_p/θ_{rom}
S1	96	96	1.00	104	104	1.00	S12	23	123	0.19	46	125	0.37
S2	120	120	1.00	126	126	1.00	S13	22	114	0.19	33	117	0.28
S3	38	100	0.38	50	104	0.48	S14	42	98	0.43	49	100	0.49
S4	64	132	0.48	70	124	0.56	S15	54	128	0.42	64	129	0.49
S5	64	113	0.57	58	114	0.51	S16	57	118	0.38	68	120	0.57
S6	75	114	0.66	62	117	0.53	S17	103	103	1.00	106	106	1.00
S7	105	105	1.00	113	113	1.00	S18	38	110	0.35	29	110	0.26
S8	71	94	0.76	54	99	0.55	S19	42	101	0.42	55	100	0.55
S9	36	100	0.36	27	101	0.27	S20	63	110	0.57	74	115	0.64
S10	50	106	0.47	53	106	0.50	S21	60	143	0.42	53	145	0.37
S11	27	130	0.21	22	135	0.16	S22	74	132	0.56	66	136	0.49

表 4 5 名受试者的上下肢 θ_p/θ_{rom} 值

Table 4 5 subjects' upper and lower limb θ_p/θ_{rom} values

病例	上肢坐姿			上肢仰卧			下肢仰卧			下肢侧卧		
	$\theta_p/(\circ)$	$\theta_{rom}/(\circ)$	θ_p/θ_{rom}									
S23	50.5	101.0	0.50	74.0	118.0	0.63	27.1	59.7	0.45	43.3	80.7	0.54
S24	64.4	97.8	0.66	104.0	121.0	0.86	79.3	79.3	1.00	77.7	77.7	1.00
S25	74.2	90.1	0.82	86.1	100.1	0.86	21.7	46.9	0.46	20.2	74.0	0.27
S26	55.0	81.0	0.68	73.9	101.0	0.73	29.4	60.2	0.49	37.5	74.6	0.50
S27	105.2	119.8	0.88	123.0	123.0	1.00	36.3	67.6	0.54	90.0	90.0	1.00

相关性,验证装置的效度。基于表 3 和表 4 中 27 名受试者的 64 例 θ_p/θ_{rom} 值数据,绘制临床评定的 MAS 等级箱式图,为方便计算,MAS 等级中 1+用 1.5 代替,MAS 等级箱式图如图 7 所示。 θ_p/θ_{rom} 值与 MAS 等级之间相关性满足 $r = -0.869 (P < 0.05)$,表明该装置在痉挛状态量化评定中表现出很好的效度, θ_p/θ_{rom} 值可以用于定量评定患者的痉挛状态等级。同时,由图 7 可以看出 1.5 级与 2 级,2 级与 3 级之间 θ_p/θ_{rom} 值有交叉,表明检测者进行 MAS 等级评定时存在主观性影响,不能精准评定痉挛状态等级。

3.3 痉挛状态量化评定

检测者根据 MAS 评定痉挛状态等级时的评定标准为牵拉患者肢体时感受到的阻力与关节角度,而这便是本文所求的牵张反射阈值,即数据化后的 θ_p/θ_{rom} 值。检测者根据 θ_p/θ_{rom} 值重新评定患者的痉挛状态等级,作为修正后的 MAS 等级,以弱化痉挛状态评定过程中的主观因素。 θ_p/θ_{rom} 值与修正后的 MAS 等级如表 5、6 所示,通过前节所述方法分析 θ_p/θ_{rom} 值与修正后的 MAS 各等级之间的相关性,结果如图 8 所示。由图 8 可知,修正后的 MAS 各等级之间具有显著差异性, $P = 0.00 (P < 0.001)$,

各 MAS 等级对应的 θ_p/θ_{rom} 值之间无明显混淆交叉,修正后的 MAS 等级相比修正前更具有有效性。因此,本文在 MAS 评定时引入 θ_p/θ_{rom} 值实现了痉挛状态量化评定。

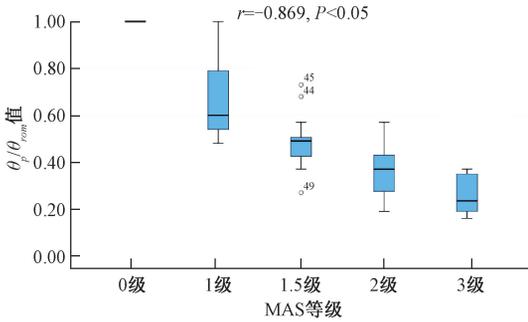


图 7 θ_p/θ_{rom} 值与 MAS 等级箱式图

Fig. 7 θ_p/θ_{rom} values and MAS grade box diagram

表 5 22 名受试者的上肢 θ_p/θ_{rom} 值与修正后的 MAS 等级
Table 5 22 subjects' upper limb θ_p/θ_{rom} values and modified MAS level

病例	Test		Retest		病例	Test		Retest	
	θ_p/θ_{rom}	MAS	θ_p/θ_{rom}	MAS		θ_p/θ_{rom}	MAS	θ_p/θ_{rom}	MAS
S1	1.00	0	1.00	0	S12	0.19	3	0.37	2
S2	1.00	0	1.00	0	S13	0.19	3	0.28	2
S3	0.38	2	0.48	2	S14	0.43	2	0.49	2
S4	0.48	2	0.56	1+	S15	0.42	2	0.49	2
S5	0.57	1+	0.51	1+	S16	0.38	2	0.57	1+
S6	0.66	1+	0.53	1+	S17	1.00	0	1.00	0
S7	1.00	0	1.00	0	S18	0.35	2	0.26	2
S8	0.76	1+	0.55	1+	S19	0.42	2	0.55	1+
S9	0.36	2	0.27	2	S20	0.57	1+	0.64	1+
S10	0.47	2	0.50	2	S21	0.42	2	0.37	2
S11	0.21	3	0.16	3	S22	0.56	1+	0.49	2

表 6 5 名受试者的上下肢 θ_p/θ_{rom} 值与修正后的 MAS 等级

Table 6 5 subjects' upper and lower limb θ_p/θ_{rom} values and modified MAS level

病例	上肢坐姿		上肢仰卧		下肢仰卧		下肢侧卧	
	θ_p/θ_{rom}	MAS	θ_p/θ_{rom}	MAS	θ_p/θ_{rom}	MAS	θ_p/θ_{rom}	MAS
S23	0.50	1+	0.63	1+	0.45	2	0.54	1+
S24	0.66	1+	0.86	1	1.00	0	1.00	0
S25	0.82	1	0.86	1	0.46	2	0.27	2
S26	0.68	1+	0.73	1+	0.49	2	0.50	1+
S27	0.88	1	1.00	0	0.54	1+	1.00	0

4 结论

本文针对脑卒中患者痉挛状态难以精准量化评定,以及现有定量评定痉挛状态的研究不适用于临床和家庭应用的问题,研制了一款基于加速度传感器和角度传感

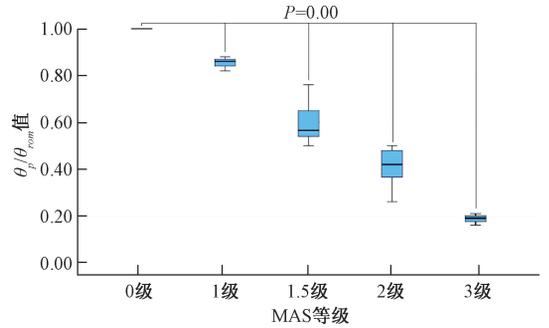


图 8 θ_p/θ_{rom} 值与修正后的 MAS 等级箱式图

Fig. 8 θ_p/θ_{rom} values and modified MAS grade box diagram

器的痉挛状态量化评定装置。获取受试者痉挛状态发生时上肢前臂或下肢小腿线加速度突变点所对应的关节角度,分析 θ_p/θ_{rom} 值与 MAS 等级之间的相关性,结果表明该装置具有很好的效率, θ_p/θ_{rom} 值可用于痉挛状态评估;不同 MAS 等级间 θ_p/θ_{rom} 值有交叉,表明 θ_p/θ_{rom} 值与 MAS 各等级之间无显著差异,MAS 评定痉挛状态等级主观性较大。基于 MAS 和 θ_p/θ_{rom} 值,检测者重新修正痉挛状态患者的 MAS 等级,结果显示可以有效弱化评定过程中检测者的主观性影响,能够在检测过程中基于本装置完成痉挛状态量化评定。因此,本文所设计的简易装置可引入临床与家庭应用中,为量化痉挛状态等级提供参考,提高 MAS 应用的准确性。

参考文献

- [1] SOMMERFELD D K, GRIPENSTEDT U, WELMER A-K. Spasticity after stroke: An overview of prevalence, test instruments, and treatments [J]. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2012, 91 (9): 814-820.
- [2] HU X G, SURESH N L, CHARDON M K, et al. Contributions of motoneuron hyperexcitability to clinical spasticity in hemispheric stroke survivors [J]. Clinical Neurophysiology, 2015, 126(8): 1599-1606.
- [3] SHEEAN G, MCGUIRE J R. Spastic Hypertonia and Movement Disorders: Pathophysiology, Clinical Presentation, and Quantification [J]. PM&R, 2009, 1(9): 827-833.
- [4] 吴毅. 脑卒中精准康复 [J]. 中国现代神经疾病杂志, 2017, 17(3): 161-165.
WU Y. Precision rehabilitation in stroke [J]. Chinese Journal of Contemporary Neurology and Neurosurgery, 2017, 17(3): 161-165.
- [5] STEVENSON V, PLAYFORD D. Neurological rehabilitation and the management of spasticity [J]. Medicine, 2012, 40(9): 513-517.
- [6] GRACIES J M, BRASHEAR A, JECH R, et al. Safety

- and efficacy of abobotulinumtoxinA for hemiparesis in adults with upper limb spasticity after stroke or traumatic brain injury: a double-blind randomised controlled trial [J]. *The Lancet Neurology*, 2015, 14 (10): 992-1001.
- [7] LIN Y C, LIN I L, CHOU T F A, et al. Quantitative evaluation for spasticity of calf muscle after botulinum toxin injection in patients with cerebral palsy: A pilot study [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2016, 13(1):1-11.
- [8] FLEUREN J F M, VOERMAN G E, ERRENWOLTERS C V, et al. Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity [J]. *Journal of neurology neurosurgery and psychiatry*, 2010, 81(1):46-52.
- [9] MEHRHOLZ J, WAGNER K, MEISSNER D, et al. Reliability of the modified Tardieu scale and the modified Ashworth scale in adult patients with severe brain injury: a comparison study. *Clinical Rehabilitation*, 2015, 19(7): 751-759.
- [10] ARDABILI N S, ABDOLLAHI I, KHORRAMYMEHR S, et al. Quantitative evaluation of spasticity at the elbow of stroke patients [C]. *Biomedical Engineering. IEEE*, 2012, pp. 131-136.
- [11] MANESKI L P, ALEKSIĆ A, ĆOBELJIĆ R, et al. A new method and instrumentation for analyzing spasticity [J]. *IETI Transactions on Ergonomics and Safety*, 2017, 1(1):12-27.
- [12] 杜明家,胡保华,肖飞云,刘正士,王勇. 基于经验模态分解的牵张反射起始点检测研究[J]. *电子测量与仪器学报*, 2020, 34(4):27-32.
- DU M J, HU B H, XIAO F Y, et al. Stretch reflex onset detection based on empirical mode decomposition [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2020, 34(4):27-32.
- [13] HU B H, ZHANG X F, WANG Y. Spasticity measurement based on the HHT marginal spectrum entropy of sEMG using a portable system: A preliminary study [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018, 26(7):1424-1434.
- [14] 胡保华. 上肢痉挛状态定量评定方法研究 [D]. 合肥: 合肥工业大学, 2018.
- HU B H. Research on method of quantitative assessment of upper limb spasticity [D]. Hefei: Hefei University of Technology, 2018.
- [15] 胡保华,吴平平,穆景颂,等. 基于sEMG与K-means聚类的上肢痉挛状态定量评定方法[J]. *电子测量与仪器学报*, 2018, 32(6):53-63.
- HU B H, WU P P, MU J S, et al. Quantitative evaluation method of upper limb spasticity based on sEMG signals and K-means clustering algorithm [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2018, 32(6):53-63.
- [16] 黄馨云,吴梦蝶,姜淑云,等. 脑卒中后上肢痉挛性瘫痪客观评定方法的研究进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2018, 33(12):1473-1478.
- HUANG X Y, WU M D, JIANG SH Y, et al. Research progress of objective assessment method for spastic paralysis of upper extremity after stroke [J]. *Chinese Journal of Rehabilitation Medicine*, 2018, 33(12):1473-1478.
- [17] PARK H S, KIM J, DAMIANO D L. Development of a haptic elbow spasticity simulator (HESS) for improving accuracy and reliability of clinical assessment of spasticity [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, 2012, 20(3): 361-370.
- [18] MUSAMPA N K, MATHIEU P A, LEVIN M F. Relationship between stretch reflex thresholds and voluntary arm muscle activation in patients with spasticity [J]. *Experimental Brain Research*, 2007, 181(4):579-593.
- [19] GERMANOTTA M, TABORRI J, ROSSI S, et al. Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in children with cerebral palsy using the PediAnklebot [J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2017, 11(227):1-11.
- [20] 胡保华,穆景颂,朱宗俊,等. 基于牵张反射阈值的上肢痉挛评定方法与装置及其效度信度研究[J]. *自动化学报*, 2018, 44(1):129-139.
- HU B H, MU J S, ZHU Z J, et al. Upper limb spasticity evaluation based on stretch reflex threshold: method, device, validity and reliability [J]. *Acta Automatica Sinica*, 2018, 44(1):129-139.

作者简介



韩李伟, 2019年于唐山学院获得学士学位,现为合肥工业大学硕士研究生,主要研究方向为信号处理与康复机器人。

E-mail: 3150471669@qq.com

Han Liwei received B. Sc. from Tangshan College in 2019. Now he is a M. Sc. candidate at Hefei University of Technology. His main research interests include signal processing and rehabilitation robot.

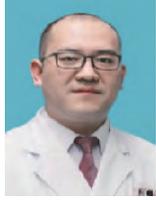


穆景颂, 2010年于安徽医科大学获得硕士学位,现为安徽省立医院康复医学科主治医师,主要研究方向为神经疾患康复。

E-mail: ahslymjs@163.com

Mu Jingsong received M. Sc. from Anhui

Medical University in 2010. Now he is an attending physician in the Department of Rehabilitation Medicine of Anhui Provincial Hospital. His main research interest is neurological rehabilitation.



朱宗俊, 2006 年于安徽医科大学获得硕士学位, 现为安徽中医药大学第一附属医院针灸康复科主治医师, 主要研究方向为神经疾患康复。

E-mail: azyzjj@163.com

Zhu Zongjun received M. Sc. from Anhui Medical University in 2006. Now he is the attending physician of Department of Acupuncture and Rehabilitation in the First Affiliated Hospital of Anhui University of Chinese Medicine. His main research interest is neurological rehabilitation.



杜明家, 2016 年于沈阳理工大学获得学士学位, 现为合肥工业大学硕士研究生, 主要研究方向为信号处理、康复机器人。

E-mail: 1391286320@qq.com

Du Mingjia received B. Sc. from Shenyang Ligong University in 2016. Now he is a M. Sc. candidate at Hefei University of Technology. His

main research interests include signal processing and rehabilitation robot.



肖飞云, 2018 年于合肥工业大学获得博士学位, 现为合肥工业大学讲师, 主要研究方向为信号处理、康复机器人。

E-mail: 1041117326@qq.com

Xiao Feiyun received Ph. D. from Hefei University of Technology in 2018. Now he is a lecturer at Hefei University of Technology. His main research interests include signal processing and rehabilitation robot.



王勇(通信作者), 2008 年于合肥工业大学获得博士学位, 现为合肥工业大学教授, 博士生导师, 主要研究方向为机械设计、传感及测量技术和康复机器人。

E-mail: simenkouwang@sina.com

Wang Yong (Corresponding author) received his Ph. D. from Hefei University of Technology in 2008. Now he is a professor and Ph. D. supervisor at Hefei University of Technology. His main research interests include mechanical design, sensing and measurement technology, and rehabilitation robot.