

# 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

胡保华<sup>1</sup> 穆景颂<sup>2</sup> 朱宗俊<sup>3</sup> 赵鹏鹏<sup>1</sup> 王勇<sup>1</sup>

**摘要** 针对目前临床痉挛评定主观性大, 信度与效度有待提高的问题, 提出了一种新的基于牵张反射阈值的痉挛评定方法, 利用关节角加速度变化判定牵张反射阈值, 通过设计相应装置检验了牵张反射阈值在上肢痉挛评定中的信度与效度, 并探讨了加速度变化在上肢痉挛评定中的信度与效度. 4 位检查者利用改良 Ashworth 量表 (Modified Ashworth scale, MAS) 及该痉挛检测装置对招募的 22 例伴随有上肢痉挛症状的受试者进行了痉挛评定. 将评定过程中采集的牵张反射阈值以及加速度平均变化值 (Acceleration mean variance, AMV) 与 MAS 评分进行相关性分析, 显示牵张反射阈值数据与 MAS 评分显著相关, 相关性满足 ( $r = -0.831 \sim -0.953, P < 0.05$ ), AMV 与 MAS 评分相关性满足 ( $r = 0.665 \sim 0.900, P < 0.05$ ). 它们重测信度分别满足 ( $r = 0.890 \sim 0.962, P < 0.05$ ) 和 ( $r = 0.632 \sim 0.928, P < 0.05$ ). 实验结果表明该方法及装置可为痉挛评定提供一种实用的定量分析手段.

**关键词** 痉挛, 牵张反射阈值, 加速度, 改良 Ashworth 量表

**引用格式** 胡保华, 穆景颂, 朱宗俊, 赵鹏鹏, 王勇. 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. 自动化学报, 2018, 44(1): 129–139

**DOI** 10.16383/j.aas.2018.c160240

## Upper Limb Spasticity Evaluation Based on Stretch Reflex Threshold: Method, Device, Validity and Reliability

HU Bao-Hua<sup>1</sup> MU Jing-Song<sup>2</sup> ZHU Zong-Jun<sup>3</sup> ZHAO Peng-Peng<sup>1</sup> WANG Yong<sup>1</sup>

**Abstract** Clinical methods for spasticity evaluation are criticized as subjective, and their validity and reliability remain to improve. This study is to present a new evaluation method for accurate and reliable evaluation of spasticity based on a stretch reflex threshold which is obtained from the acceleration and angle data. A corresponding device is designed to test the validity and reliability of the stretch reflex threshold in spasticity assessment, and further study is conducted to discuss the validity and reliability of acceleration mean variance (AMV). Spasticity is evaluated in 22 subjects with upper limb spasticity using the constructed portable device and the modified Ashworth scale (MAS) by four evaluators. The results of correlation analysis show that there is a strong negative correlation ( $r = -0.831 \sim -0.953, P < 0.05$ ) between MAS and the stretch reflex threshold. Also, the correlation coefficient between the MAS and AMV is ( $r = 0.665 \sim 0.900, P < 0.05$ ). Their test-retest reliabilities are ( $r = 0.890 \sim 0.962, P < 0.05$ ) and ( $r = 0.632 \sim 0.928, P < 0.05$ ). These results demonstrate that the method and device may provide a quantitative and practical way for spasticity measurement.

**Key words** Spasticity, stretch reflex threshold, acceleration, modified Ashworth scale (MAS)

**Citation** Hu Bao-Hua, Mu Jing-Song, Zhu Zong-Jun, Zhao Peng-Peng, Wang Yong. Upper limb spasticity evaluation based on stretch reflex threshold: method, device, validity and reliability. *Acta Automatica Sinica*, 2018, 44(1): 129–139

收稿日期 2016-03-01 录用日期 2016-11-17  
Manuscript received March 1, 2016; accepted November 17, 2016

国家自然科学基金 (41076061), 科技部中小企业创新基金 (11C26214402042) 资助

Supported by National Natural Science Foundation of China (41076061), and Ministry of Science and Technology of Small and Medium-sized Enterprise Innovation Fund (11C26214402042)

本文责任编辑 王卫群

Recommended by Associate Editor WANG Wei-Qun

1. 合肥工业大学机械工程学院 合肥 230009 2. 安徽省立医院康复医学科 合肥 230036 3. 安徽中医药大学第一附属医院针灸康复科 合肥 230031

1. School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009 2. Department of Rehabilitation Medicine, Anhui Provincial Hospital, Hefei 230036 3. De-

partment of Acupuncture & Rehabilitation Department, First Affiliated Hospital of Anhui University of Traditional Chinese Medicine, Hefei 230031

肌肉痉挛 (Spasticity) 是一种伴随中枢神经系统损伤, 如脑卒中 (Stroke), 帕金森病 (Parkinson's disease, PD) 等出现的运动功能障碍<sup>[1-2]</sup>. 目前国际广泛接受的痉挛定义为: 一种因牵张反射兴奋性增高所致的肌肉张力增高并以腱反射亢进为特征的运动障碍<sup>[3]</sup>. 在临床以及科研中, 痉挛的评定均起着至关重要的作用, 如康复方案的制定, 缓解痉挛药物剂量的调整, 以及康复治疗作用的研究等, 均要求医生对肌张力做出客观、精确的评定<sup>[4-6]</sup>.

但是长期以来, 痉挛等级评定主要依靠医生的主观判断, 缺乏量化指标<sup>[7]</sup>. 目前临床上应用最为广泛的是改良 Ashworth 量表 (Modified Ashworth scale, MAS), 其优点是应用简便, 无需器械辅助, 易于临床实现, 但 MAS 本身属于定性描述且结果主观性强, 不能满足客观、精确评定的要求<sup>[8-11]</sup>.

为解决这一问题, 目前国内外主要进行了两方面的研究. 1) 利用等速训练系统或者简易装置联合表面肌电仪, 通过检测肘关节屈伸过程中肘关节扭矩、表面肌电信号和关节角度, 探求可定量评定痉挛的方法与装置<sup>[12-15]</sup>. 2) 通过研究上肢痉挛过程中肘关节阻力矩、角度等数据变化, 根据上肢痉挛模型开发可模拟上肢痉挛过程的系统以供医师训练<sup>[16-18]</sup>. 方法 1) 虽然可以客观评定痉挛, 但其操作繁琐、不便于临床操作. 方法 2) 提供了可模拟训练系统, 但其本质仍然是主观评定, 不能直接进行痉挛评估.

牵张反射是机械负荷牵引肌肉时引起相反方向的肌肉收缩反应, 它的感受器为肌梭和高尔基腱器官<sup>[19]</sup>. 牵张反射受中枢神经系统调节, 中枢神经系统损伤导致痉挛后, 由于失去大脑皮质及其他高级中枢的抑制, 牵张增益获得增加, 牵张反射阈值降低<sup>[2]</sup>. 痉挛评定中所指的牵张反射阈值是指被动牵伸过程中牵张反射获得增加, 即关节阻力矩突然变大的关节角度值<sup>[20]</sup>. 已有研究表明牵张反射阈值可以作为痉挛评价的重要指标之一<sup>[12, 21-22]</sup>. 本文依据医生根据经验被动牵伸上肢评定肘关节痉挛时角度以及加速度数据判定牵张反射阈值, 操作简单, 易于临床推广.

综上所述, 本文分析了上肢痉挛过程, 建立了上肢痉挛简易模型, 提出了一种基于牵张反射阈值的痉挛评定方法, 利用上肢肘关节从屈曲可达最大角度至伸展可达最大角度 (屈肌痉挛评定) 以及肘关节从伸展可达最大角度至屈曲可达最大角度 (伸肌痉挛评定) 过程中肘关节角加速度以及角度数据定量判断痉挛等级, 并依据此方法设计了评定装置, 通过实验分析了该方法与 MAS 结果的相关性及可重复性以验证其效度与信度.

## 1 上肢肘关节痉挛模型建立与分析

为了更客观地判断上肢痉挛病人痉挛等级, 必须深刻了解上肢痉挛发生过程. 针对上肢肘关节痉挛, 结合 MAS、实验以及文献 [17, 23-24], 本文将上肢肘关节痉挛分为两个主要过程, 以牵张反射阈值为临界点, 牵张反射阈值发生以前肘关节可看作为线性弹簧阻力系统:

$$\tau_1 = I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\theta \quad (1)$$

其中,  $\tau_1$  表示牵张反射阈值之前的肘关节阻力矩,  $I$  表示肘关节转动惯量,  $b$  表示系统阻尼系数,  $k$  表示系统弹性系数,  $\theta$  表示肘关节运动角度.

式 (1) 所满足的上肢肘关节阻力矩规律结束于上肢运动的牵张反射阈值. 肘关节运动至牵张反射阈值时, 牵张反射增益增加导致肘关节阻力矩出现类似阶跃响应的突变. 根据以上关系, 可以写出牵张反射阈值发生时肘关节阻力矩为

$$\tau_{2-1} = \Delta\tau + \tau_{1-\text{end}} \quad (2)$$

其中,  $\tau_{2-1}$  表示牵张反射阈值后第一阶段的阻力变化情况,  $\tau_{1-\text{end}}$  表示牵张反射阈值前一阶段结束时肘关节阻力矩,  $\Delta\tau$  表示牵张反射阈值发生时阻力矩突变增大值.

式 (2) 所满足的过程结束后, 肘关节阻力矩恢复到式 (1) 的状态, 此时肘关节阻力矩  $\tau_{2-2}$  满足式 (1).

式 (1) 和 (2) 所反映出的痉挛过程, 可以完全描述出与本文痉挛评定相关的信息, 本文以此痉挛模型为基础进行痉挛评定装置设计.

考虑到痉挛评定结果会受到速度影响, 检测过程中需要尽量保持匀速. 当肘关节做屈伸运动时, 肘关节受肘关节阻力矩以及检查者动力矩综合作用, 根据角加速度与扭矩的关系, 可得肘关节角加速度为

$$\varepsilon = \frac{M}{J} \quad (3)$$

其中,  $\varepsilon$  表示肘关节角加速度,  $M$  表示肘关节所受综合力矩,  $J$  表示上肢转动惯量.

在牵张反射阈值前, 检查者根据经验牵伸肘关节最大限度使其匀速转动,

$$M_{\text{动}} = \tau_{\text{阻}}, \varepsilon = 0 \quad (4)$$

其中,  $M_{\text{动}}$  表示检查者动力矩,  $\tau_{\text{阻}}$  表示被动运动过程中肘关节阻力矩.

此时, 肘关节阻力矩满足:

$$\tau_{\text{阻}} = b\dot{\theta} + k\theta \quad (5)$$

检查者根据经验最大限度确保  $M_{\text{动}} = \tau_{\text{阻}}$ , 且  $M_{\text{动}}$  在屈伸过程中不会突变.

当肘关节被动运动到牵张反射阈值  $\theta_p$  时, 由式 (2) 可得此时阻力矩为  $\Delta\tau + \tau_{1-\text{end}}$ , 则肘关节角加速度值为

$$\varepsilon_p = \frac{M_{\text{动}} - (\Delta\tau + \tau_{1-\text{end}})}{J} \quad (6)$$

其中,  $\varepsilon_p$  表示肘关节运动至牵张反射阈值时的角加速度.

由式 (1)~(6) 可得角加速度变化

$$\Delta\varepsilon = -\frac{\Delta\tau}{J} \quad (7)$$

其中,  $\Delta\varepsilon$  表示牵张反射阈值时角加速度变化值。

通过式 (7) 可以得出: 1) 角加速度跟随肘关节阻力矩变化而变化, 结合肘关节角度可判定出牵张反射阈值; 2) 角加速度变化可反映出肘关节运动至牵张反射阈值时阻力矩变化情况。

## 2 装置检测原理与本体设计

### 2.1 装置检测原理

根据上述痉挛模型建立与分析, 设计了如图 1 所示的痉挛检测装置。考虑到利用角度传感器所得的角度信号估计计算加速度信号会造成噪声放大, 且会带来相位延迟, 数据处理较为麻烦<sup>[25-26]</sup>, 因此利用惯性传感器检测肘关节伸展以及屈曲过程中上肢前臂切向线加速度评定痉挛, 其输出与角加速度关系为

$$\ddot{\theta} = \frac{(a_{\text{out}} - g \times \cos \alpha)}{L} \quad (8)$$

其中,  $a_{\text{out}}$  表示惯性传感器输出线加速度数值,  $L$  表示惯性传感器距离肘关节长度,  $g$  表示重力加速度,  $\alpha$  表示检测过程中上肢前臂与水平面夹角。

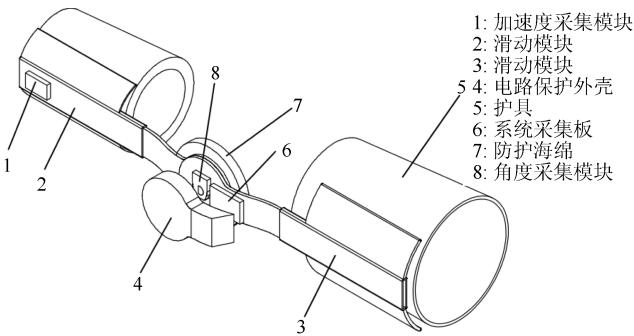


图 1 装置示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the device

在牵张反射阈值以前, 肘关节做匀速运动, 处理可得惯性传感器输出:

$$a_{\text{out-pre}} = g \times \cos \alpha \quad (9)$$

其中,  $a_{\text{out-pre}}$  表示牵张反射阈值前惯性传感器输出线加速度数值。

当牵伸至牵张反射阈值时, 肘关节阻力矩突然增大导致肘关节角加速度突然变化, 由式 (6)~(9) 处理可得此时惯性传感器输出加速度数据为

$$a_p = -L \times \left( \frac{\Delta\tau}{J} \right) + g \times \cos \alpha \quad (10)$$

其中,  $a_p$  表示运动至牵张反射阈值时的惯性传感器输出加速度数值。

由式 (7)~(9) 处理可得牵张反射阈值时惯性传感器输出加速度变化值为

$$\Delta a = \left( \frac{-L}{J} \right) \times \Delta\tau \quad (11)$$

其中,  $\Delta a$  表示牵张反射阈值时与角加速度变化值成正比关系的前臂线加速度变化值。

由式 (7)~(11) 可得: 惯性传感器输出线加速度数据结合肘关节角度数据可判定出牵张反射阈值, 且线加速度可反映出关节阻力矩变化情况。因此, 利用本装置惯性传感器输出线加速度数据以及角度数据即可判定牵张反射阈值和牵张反射阈值发生时肘关节阻力变化情况, 从而可实现痉挛的定量评定。

### 2.2 装置本体设计

设备材料选取塑料以及轻质铝合金, 最大限度减小设备重量对实验的影响; 装置与上肢固定部分设计依据人体工程学, 弧度设计保证其与上肢轮廓相符, 易与上肢贴合固定; 为减少实验设备对病人以及检查者的干扰, 惯性传感器数据输出采用蓝牙无线技术; 肘关节转动部位使用高速轴承, 同时角度检测采用非接触式磁电编码器避免测量时摩擦力造成肘关节阻力变大; 考虑到痉挛评测容易受到环境影响, 在病人关键部位均有海绵防护; 根据受试者不同肢体长度设计了可伸缩装置, 避免了肢体长度不同造成的不适; 可伸缩防护绑带确保运动过程中装置不会松动。

## 3 研究对象与实验过程

### 3.1 研究对象

22 名符合入选标准的成年人 (平均年龄 = 49 岁, 男性 18 名, 女性 4 名, 左患侧 14 名, 右患侧 8 名, 屈肌痉挛患者 17 名, 伸肌痉挛患者 5 名, 安徽省立医院 14 名, 安徽中医药大学第一附属医院 8 名) 被招募进行实验, 每个患者在实验前签署了实验研究知情同意书, 受试者个人相关信息如表 1 所示。

入选标准: 1) 脑卒中及脑损伤所致上肢痉挛患者; 2) 可独立保持坐位; 3) 肘关节屈伸范围至少为 90°; 4) 能够配合检查, 完成简单的指示。

排除标准: 1) 一个月前曾参加过其他临床实验; 2) 伴有其他周围神经或中枢神经系统疾患; 3) 伴有其他可影响上肢肘关节运动骨骼疾病; 4) 不适合此穿戴设备者; 5) 认知障碍, 不能配合检查的患者。

表 1 受试者个人相关信息  
Table 1 Demographic characteristics of the participants

病例	年龄	病程	性别	患侧	患病部位	痉挛肌群	ROM (°)		MAS Test		MAS Retest		
							Test	Retest	E1	E2	E1	E2	
A	S1	64	6 月	男	右	左侧脑梗塞	屈肘肌群	96	104	0	0	0	0
	S2	60	7 月	女	右	左侧脑梗死	屈肘肌群	120	126	0	0	0	0
	S3	66	3 月	男	左	右侧脑梗死	伸肘肌群	100	104	2	2	2	2
	S4	68	3 月	男	左	右侧脑栓塞	屈肘肌群	132	124	1	1	1	1
	S5	66	4 月	女	左	右侧脑梗塞	屈肘肌群	113	114	1.5	1.5	1.5	1.5
	S6	37	2 月	男	左	右侧脑出血	屈肘肌群	114	117	1	1	1	1
	S7	73	3 月	男	右	左侧脑梗塞	屈肘肌群	105	113	0	0	0	0
	S8	51	2 月	男	左	右侧脑梗塞	屈肘肌群	94	99	1	1	1	1
	S9	45	2 月	女	左	右侧脑出血	屈肘肌群	100	101	2	2	2	2
	S10	30	2 月	女	左	右侧脑梗塞	屈肘肌群	106	106	1.5	1.5	1.5	1.5
	S11	62	6 月	男	左	右侧脑梗塞	伸肘肌群	130	135	3	3	3	3
	S12	68	3 月	男	左	右侧脑栓塞	伸肘肌群	123	125	3	3	3	3
	S13	37	2 月	男	左	右侧脑出血	伸肘肌群	114	117	2	2	2	2
	S14	51	2 月	男	左	右侧脑梗塞	伸肘肌群	98	100	1.5	1.5	1.5	1.5
B	S15	32	14 月	男	左	右侧脑出血	屈肘肌群	128	129	1.5	1.5	1.5	1.5
	S16	37	15 月	男	右	左侧脑梗塞	屈肘肌群	118	120	2	2	2	2
	S17	39	2 年	男	右	左侧脑出血	屈肘肌群	103	106	0	0	0	0
	S18	21	2 年	男	右	左脑挫裂伤	屈肘肌群	110	110	3	3	3	3
	S19	41	15 天	男	左	右侧脑出血	屈肘肌群	101	100	1.5	1.5	1.5	1.5
	S20	30	9 月	男	左	右侧脑出血	屈肘肌群	110	115	1	1	1	1
	S21	46	1 年	男	右	左侧脑出血	屈肘肌群	143	145	1.5	1.5	1.5	1.5
	S22	54	1 月	男	右	左侧脑梗死	屈肘肌群	132	136	1	1	1	1

A: 安徽省立医院, B: 安徽中医药大学第一附属医院; ROM: range of motion; E1~E4: Evaluator1~4, 检查者 1~4; S1~S22: Subject1~22, 受试者 1~22; MAS Test: 第一次 MAS 评分, MAS Retest: 三天后 MAS 评分.

### 3.2 实验过程

为减小环境因素对痉挛评定结果的影响, 每次评定均在同一时间段、同一地点, 每个受试者取坐姿体位确保处于放松状态才能接受评定. 如图 2 和图 3 所示, 测试时受试者取坐姿中立位, 检查者在受试者患侧上肢穿戴评定装置, 确保角度采集模块中角度传感器的轴心与肘关节中心 (肱骨外上髁) 一致, 装置固定端与上臂长轴一致, 移动端与前臂长轴一致, 同时固定绑带保证运动过程中装置不会松动, 以保证装置旋转轴和肘关节旋转轴同轴; 需确保加速度采集模块所测线加速度为肘关节屈伸过程中加速度传感器所在点的前臂切向线加速度; 确保防护海绵正确安装防止肢体擦伤并保证测量过程舒适. 确认受试者完全放松, 方可进行痉挛评定.

检查者根据经验以适宜的速度对每一位受试者进行上肢 MAS 评分. MAS 将痉挛等级由低至高分为 0~4 分, 为方便统计分析, 量表中“1+”在本文中记为“1.5”.

每家医院分别由两位检查者进行痉挛评定, 评定过程中检查者之间不可交流, 评估完成后独立记录评分结果, 交予研究者进行数据统计分析.



图 2 利用本装置进行上肢痉挛评定  
Fig. 2 Assessment of spasticity by our device

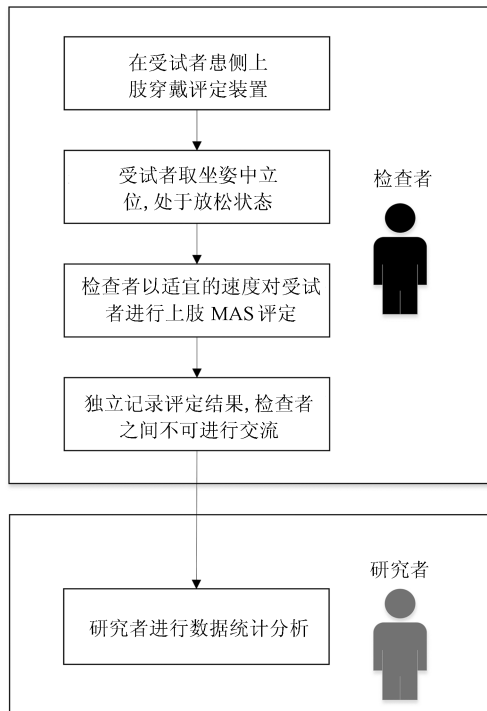


图3 本文实验流程图

Fig. 3 The flow chart of the experiment

## 4 数据采集与分析

### 4.1 数据采集系统

采集系统主控芯片采用 32 位 ARM 单片机 (STM32F103ZE), 肘关节角度数据利用角速度传感器 (P3022, 12 位分辨率) 通过 12 位 A/D 转换器采集至主控系统板, 加速度数据由惯性传感器采集模块采集, 通过蓝牙无线传输至主控系统板, 数据采集频率均为 1 000 Hz. 惯性传感器 MPU6050 数据采集精度高 (分辨率  $6.1 \text{E}-5 \text{g}$ ) 且功耗合理 (工作电流 6 mA), 满足实验要求. 实验采集数据在上肢痉挛评定过程中由主控系统板实时传输至上位机采集系统. 上位机采集系统可实时显示肘关节角度、角速度以及加速度曲线, 速度曲线可提供视觉反馈以辅助检查者对速度的控制; 并可以保存肘关节角度、角速度以及加速度数据以供研究者研究分析牵张反射阈值以及加速度数据与 MAS 的相关性.

### 4.2 痉挛判定信息提取

图 4 所示为伸展评定受试者 S16 屈肌痉挛周期内肘关节角度变化以及线加速度变化情况.  $r_0$  所示为伸展起始区域, 具体表现为角度变大, 加速度突然增大然后趋于平缓变化,  $t_1 - t_2$  区域即是由于肘关节阻力突变所导致的加速度突变区域,  $t_1$  表示加速度突变开始时刻,  $t_2$  表示加速度突变结束时刻.  $r_3$

所示为伸展结束区域, 具体表现在角度变化趋于平缓且增大趋势消失. 考虑到线加速度与角加速度成正比关系, 为后续计算方便, 取图 4 所示加速度突变区域  $t_1 - t_2$  线加速度变化平均值 (Acceleration mean variance, AMV) 分析其与 MAS 的相关性.

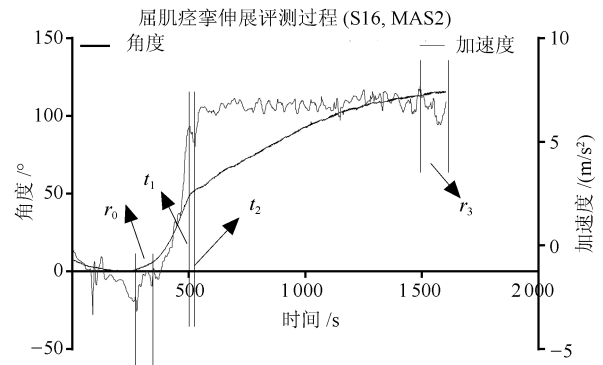


图4 一个伸展周期内肘关节运动参数变化

Fig. 4 Change of motion parameter during an extension period

#### 4.2.1 牵张反射阈值

屈肌痉挛评定过程中, 将屈曲最大角度定为  $0^\circ$ , 以此为起点, 肘关节被动伸展至牵张反射阈值时, 肘关节阻力矩突然变大, 根据加速度-力矩关系, 加速度会呈现如  $t_1 - t_2$  区域所示的下降趋势. 加速度突变区域起点对应的角度即是关节阻力矩开始突变的角速度, 因此可取此角度为牵张反射阈值  $\theta_p$ , 对应图 4 中为  $t_1$  时刻角度.  $\theta_{rom}$  表示检测过程中上肢肘关节的关节活动度, 定义为屈曲最大角度至伸展最大角度活动范围, 取  $\theta_p/\theta_{rom}$  定量评定痉挛. 伸肌痉挛评定过程中, 取伸展最大角度定为  $0^\circ$ , 以同样的方法得到牵张反射阈值.

#### 4.2.2 加速度信息提取

如图 4 所示, 惯性传感器会受到重力影响, 因此实验过程中加速度突变区域的数据包含重力影响的成分. 根据 MAS, 肘关节被动运动到牵张反射阈值时会突然“卡住”, 此时肘关节运动范围在很小的一个范围, 结合  $t_1 - t_2$  加速度变化情况, 以  $t_1$  时刻加速度值  $f(t_1)$  为基准, 根据下式求出  $t_1$  至  $t_2$  期间加速度变化平均值分析其与 MAS 评分的关系.

$$AMV = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \{|f(t_1) - f(t)|\} dt \quad (12)$$

其中,  $f(t_1)$  表示  $t_1$  时刻加速度值,  $f(t)$  表示  $t_1 - t_2$  加速度突变区域加速度实际变化情况.

通过上述方法获得 22 位患者第一次以及三天后的测试数据记录, 如表 2 所示.

表 2 第一次以及三天后测试结果  
Table 2 Experimental result at test and at retest

受试者	Test						Retest					
	$\theta_p$	$\theta_p/\theta_{rom}$	AMV	$\theta_p$	$\theta_p/\theta_{rom}$	AMV	$\theta_p$	$\theta_p/\theta_{rom}$	AMV	$\theta_p$	$\theta_p/\theta_{rom}$	AMV
A	E1			E2			E1			E2		
S1	96	1.00	0	96	1.00	0	104	1.00	0	104	1.00	0
S2	120	1.00	0	120	1.00	0	126	1.00	0	126	1.00	0
S3	38	0.38	0.698	34	0.34	0.423	50	0.48	0.596	46	0.44	0.624
S4	64	0.48	0.412	93	0.70	0.392	70	0.56	0.321	80.63	0.65	0.469
S5	64	0.57	0.910	50	0.44	0.862	58	0.51	0.867	68	0.60	0.453
S6	75	0.66	0.192	64	0.56	0.182	62	0.53	0.260	75	0.64	0.175
S7	105	1.00	0	105	1.00	0	113	1.00	0	113	1.00	0
S8	71	0.76	0.526	56	0.60	0.421	54	0.55	1.501	47	0.47	0.479
S9	36	0.36	0.636	30	0.30	0.584	27	0.27	0.673	23	0.23	0.702
S10	50	0.47	0.498	44	0.42	0.455	53	0.50	0.426	55	0.52	0.452
S11	27	0.21	0.565	33	0.25	0.627	22	0.16	1.421	40	0.30	0.526
S12	23	0.19	1.268	25	0.20	0.746	46	0.37	0.837	29	0.23	1.105
S13	22	0.19	0.412	30	0.26	0.536	33	0.28	0.459	40	0.34	0.381
S14	42	0.43	0.526	46	0.47	0.469	49	0.49	0.450	55	0.55	0.502
B	E3			E4			E3			E4		
S15	54	0.42	0.380	80	0.63	0.485	64	0.50	0.325	65	0.50	0.416
S16	57	0.38	0.440	48	0.41	0.648	68	0.57	0.574	51	0.43	0.464
S17	103	1.00	0	103	1.00	0	106	1.00	0	106	1.00	0
S18	38	0.35	1.172	28	0.25	0.947	29	0.26	0.804	37	0.34	2.828
S19	42	0.42	0.206	50	0.50	0.258	55	0.55	0.249	37	0.37	0.225
S20	63	0.57	0.364	60	0.55	0.426	74	0.64	0.378	68	0.59	0.301
S21	60	0.42	0.628	70	0.49	0.450	53	0.37	0.459	50	0.34	0.416
S22	74	0.56	0.488	87	0.66	0.598	66	0.49	0.450	77	0.57	0.459

注:  $\theta_p(^{\circ})$ ; AMV(m/s<sup>2</sup>).

表 3  $\theta_p/\theta_{rom}$  及 Amv 与 MAS 的相关性  
Table 3 The correlation between the MAS scores and  $\theta_p/\theta_{rom}$  and between the MAS scores and AMV

相关性 分析结果	装置数据	MAS 评分			
		相关系数		<i>P</i>	
		Test	Retest	Test	Retest
E1	$\theta_p/\theta_{rom}$	-0.944	-0.918	<i>P</i> < 0.05	<i>P</i> < 0.05
	AMV	0.821	0.665	<i>P</i> < 0.05	<i>P</i> < 0.05
E2	$\theta_p/\theta_{rom}$	-0.953	-0.931	<i>P</i> < 0.05	<i>P</i> < 0.05
	AMV	0.841	0.864	<i>P</i> < 0.05	<i>P</i> < 0.05
E3	$\theta_p/\theta_{rom}$	-0.855	-0.846	<i>P</i> < 0.05	<i>P</i> < 0.05
	AMV	0.857	0.900	<i>P</i> < 0.05	<i>P</i> < 0.05
E4	$\theta_p/\theta_{rom}$	-0.940	-0.831	<i>P</i> < 0.05	<i>P</i> < 0.05
	AMV	0.873	0.813	<i>P</i> < 0.05	<i>P</i> < 0.05

### 4.3 统计分析

利用统计软件 SPSS21.0 对评定指标进行统计学分析以验证装置的效度与信度. 对于所有的统计分析, 均采用 Pearson 相关性分析, 显著性水平设为  $P < 0.05$ .

#### 4.3.1 效度分析

利用 Pearson 相关系数分析 MAS 与 AMV 及  $\theta_p/\theta_{rom}$  的相关性, 以检测装置效度, 验证装置定量评价痉挛等级的有效性. 分析结果如表 3 及图 5 和图 6 所示. 结果表明  $\theta_p/\theta_{rom}$  和 AMV 均与 MAS

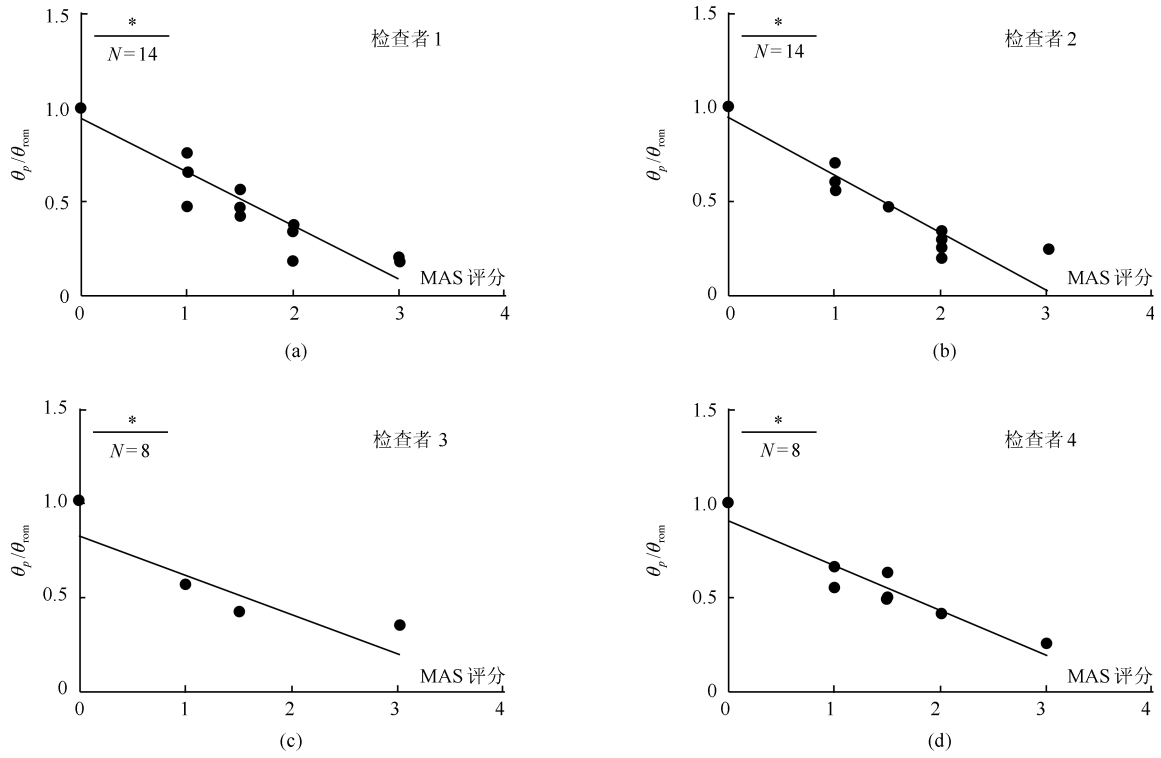


图 5 每位检查者  $\theta_p/\theta_{rom}$  与 MAS 评分散点图,  $*P < 0.05$ ,  $N$  表示受试者个数

Fig. 5 Scatterplots of the MAS vs.  $\theta_p/\theta_{rom}$  of each evaluator,  $*P < 0.05$ ,  $N$  is the number of the subjects

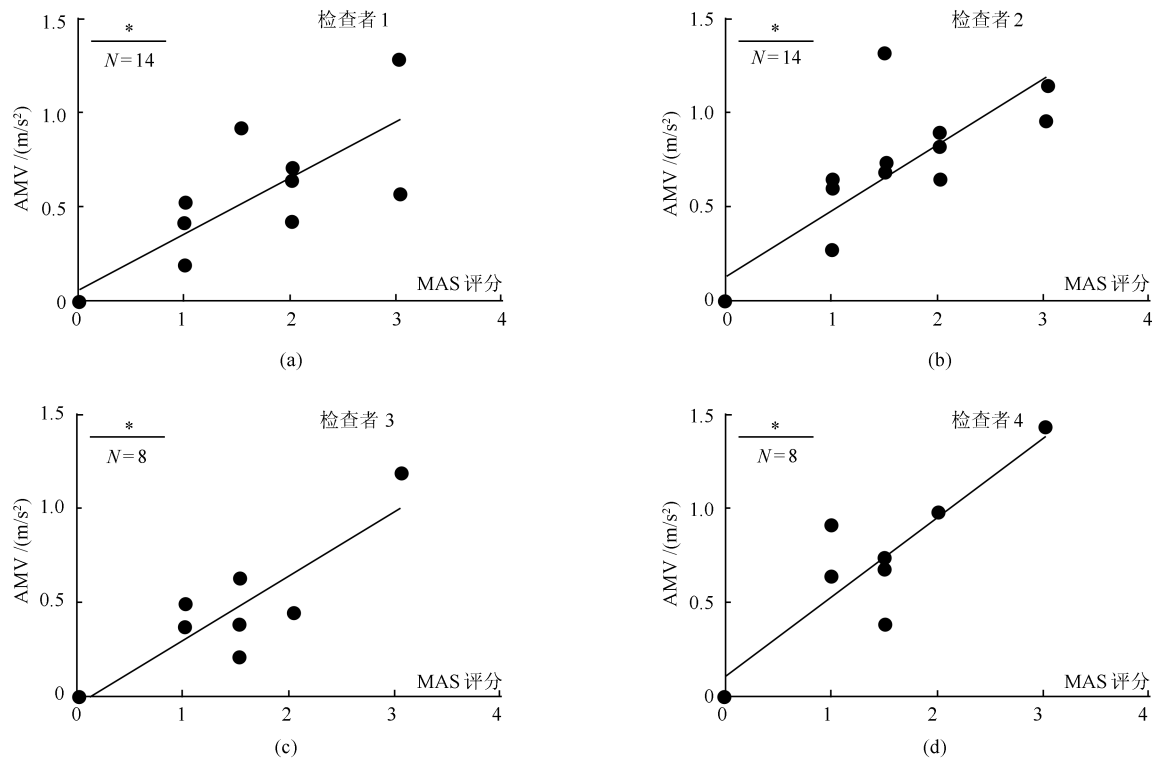


图 6 每位检查者 AMV 与 MAS 评分散点图,  $*P < 0.05$ ,  $N$  表示受试者个数

Fig. 6 Scatterplots of the MAS vs. AMV of each evaluator,  $*P < 0.05$ ,  $N$  is the number of the subjects

评分显著相关,  $\theta_p/\theta_{rom}$  与 MAS 评分相关性满足 ( $r = -0.831 \sim -0.953, *P < 0.05$ ), AMV 与 MAS 评分相关性满足 ( $r = 0.665 \sim 0.900, *P < 0.05$ ).

4.3.2 重测信度分析

利用 Pearson 相关系数对牵张反射阈值以及 AMV 第一次以及三天后两次测试结果进行相关性分析以检验其信度, 验证装置定量评价痉挛等级的可重复性.

如表 4 及图 7 和图 8 所示, 分析结果表明第一次和三天后装置 AMV 相关系数满足 ( $r = 0.632 \sim 0.928; *P < 0.05$ ),  $\theta_p/\theta_{rom}$  相关系数满足 ( $r = 0.890 \sim 0.962; *P < 0.05$ ), 统计结果表明该装置具有很高的重测信度, 稳定性良好.

4.3.3 统计分析结果

通过上述效度信度分析, 该装置在上肢痉挛的评定方面表现出了较好的效度和重测信度, 可作为检测上肢痉挛的有效手段.

4.3.4 装置结果验证实验

随机选取安徽省立医院两名上肢屈肌痉挛患者, 由同一医生采用 MAS 以及本装置进行上肢痉挛评定, 以上述实验结果为基础, 分别取

$\sqrt{(\Delta\theta)^2}$ 、 $\sqrt{(\Delta a)^2}$ 、 $\sqrt{(\Delta\theta)^2 + (\Delta a)^2}$  为最小值时对应的痉挛等级为受试者痉挛等级, 式中  $\Delta\theta$  表示随机抽取患者与上述受试者  $\theta_p/\theta_{rom}$  差值,  $\Delta a$  表示随机抽取患者与上述受试者 AMV 差值, 具体结果如表 5 所示.

结果表明牵张反射阈值数据以及加速度数据都可以在一定程度上判断受试者的 MAS 评分. 以本次样本数为例, 利用牵张反射阈值数据预测痉挛等级成功率为 100%, 加速度数据成功率为 75%.

表 4  $\theta_p/\theta_{rom}$  及加速度重测相关系数

Table 4 The test-retest reliability of  $\theta_p/\theta_{rom}$  and AMV

相关性分析结果	重测相关参数	
	相关系数	P 值
E1	$\theta_p/\theta_{rom}$	0.938 $P < 0.05$
	AMV	0.632 $P < 0.05$
E2	$\theta_p/\theta_{rom}$	0.962 $P < 0.05$
	AMV	0.824 $P < 0.05$
E3	$\theta_p/\theta_{rom}$	0.890 $P < 0.05$
	AMV	0.928 $P < 0.05$
E4	$\theta_p/\theta_{rom}$	0.912 $P < 0.05$
	AMV	0.796 $P < 0.05$

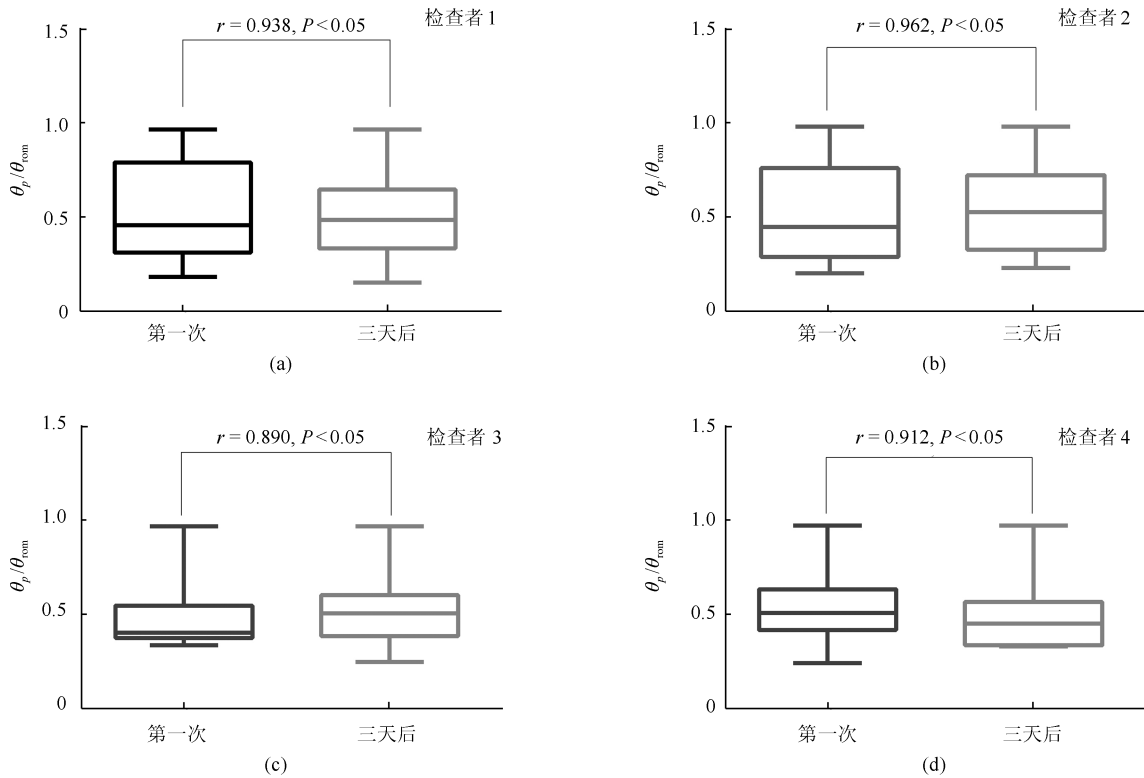


图 7 每位检查者  $\theta_p/\theta_{rom}$  重测关系图

Fig. 7 The test-retest reliability of  $\theta_p/\theta_{rom}$  of each evaluator



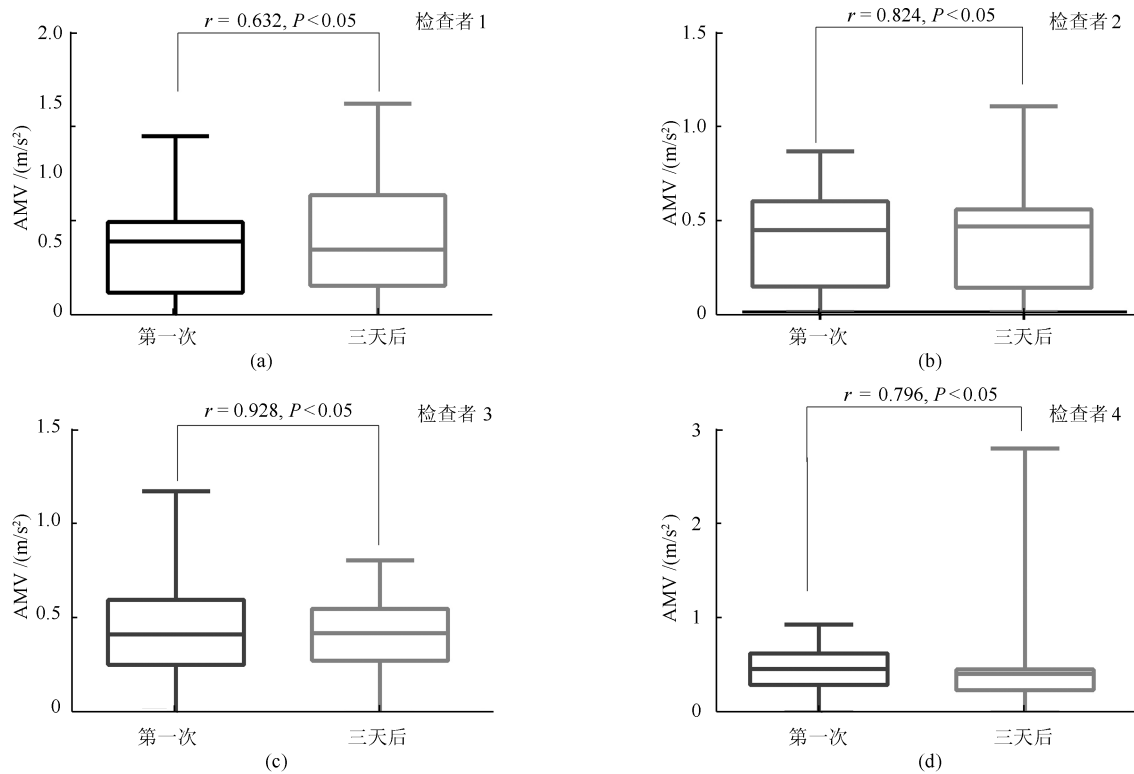


图 8 每位检查者 AMV 重测关系图

Fig. 8 The test-retest reliability of AMV of each evaluator

表 5 装置结果验证

Table 5 Result validation of device

受试者	年龄 (岁)	患病部位	患侧	装置结果		装置预测 MAS			MAS 评分
				$\theta_p/\theta_{rom}$	AMV	$\sqrt{(\Delta\theta)^2}$	$\sqrt{(\Delta a)^2}$	$\sqrt{(\Delta\theta)^2 + (\Delta a)^2}$	
S1	57	右侧脑出血	左侧	0.65	0.320	1	1	1	1
S2	46	左侧脑干梗塞	右侧	0.49	0.435	1.5	2	1.5	1.5

## 5 结论与讨论

1) 本研究的创新性是利用上肢痉挛评定过程中加速度变化判定牵张反射阈值并结合 AMV 定量评定痉挛, 该方法可以在一个测试周期内通过角度以及加速度数据得到患者牵张反射阈值以及 AMV, 从而实现痉挛的定量评定。

2) 利用基于该方法的实验装置测试了 22 位上肢痉挛成年患者。实验结果表明该系统牵张反射阈值数据  $\theta_p/\theta_{rom}$  与 MAS 评分显著相关, 相关性系数为 ( $r = -0.831 \sim -0.953, P < 0.05$ )。本文所提出的测试系统可量化痉挛评定过程中加速度变化数据, 分析 AMV 与 MAS 评分相关性系数为 ( $r = 0.665 \sim 0.900, P < 0.05$ )。同时比较第一次与第二次评定结果, 统计结果显示相

关性分别为 ( $r = 0.890 \sim 0.962, P < 0.05$ ) 和 ( $r = 0.632 \sim 0.928, P < 0.05$ )。说明该测试系统具有较好的信度和效度, 能够定量反映出痉挛的程度。

3) 与传统的 0~4 级别 MAS 评定相比, 该方法可以更加精细地划分痉挛等级。以本次实验受试者 S4 与 S6 第一次评测结果为例, 两名受试者 MAS 评分均为 1 级, 但是受试者 S4 的  $\theta_p/\theta_{rom}$  明显小于受试者 S6 且 AMV 明显大于 S6, 说明 S4 痉挛程度在 MAS 评分 1 的基础上明显高于受试者 S6。

4) 对比图 6 与图 5: 加速度数据在反应受试者痉挛等级相关性分析结果小于牵张反射阈值, 且差异较大。考虑到不同受试者体质不同, 基础的牵张反射水平不同, 同时长期痉挛会导致肘关节周围软组

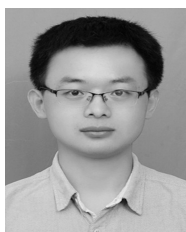
织粘连,造成被动活动阻力不同程度的增加,因此会出现 MAS 高等级痉挛患者其牵张反射增益小于低等级痉挛患者的情况,使得 AMV 与 MAS 的相关性出现图 6 所示的情况.对此,课题组下一步将继续增大统计量,并跟踪同一受试者在不同康复期的加速度数据变化情况,进一步验证加速度数据在痉挛评定中的信度与效度.

5) 本实验中 MAS 评分为 3 级以及 3 级以上受试者数目的缺少,在一定程度上削弱了本文相关性分析的说服力,在以后的研究中需要进一步完善.同时,下一步将采用被动装置通过控制算法实现匀速牵伸,取代人工评定.

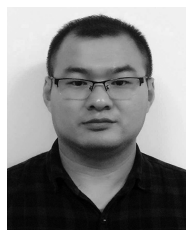
## References

- 1 Bar-On L, Molenaers G, Aertbeliën E, Monari D, Feys H, Desloovere K. The relation between spasticity and muscle behavior during the swing phase of gait in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 2014, **35**(12): 3354–3364
- 2 Wang Guang-Zhi. The advancing of quantitative assessment of spasticity. *Modern Rehabilitation*, 2000, **4**(5): 650–652 (王广志. 肌肉痉挛定量评估的研究进展. *现代康复*, 2000, **4**(5): 650–652)
- 3 Feldman R G, Young R R, Koella W P. *Spasticity: Disordered Motor Control*. Chicago: Year Book Medical Publishers, 1980. 485–495
- 4 Ishikawa S, Okamoto S, Isogai K, Akiyama Y, Yanagihara N, Yamada Y. Wearable dummy to simulate joint impairment: severity-based assessment of simulated spasticity of knee joint. In: Proceedings of the 2013 IEEE/SICE International Symposium on System Integration. Kobe, Japan: IEEE, 2013. 300–305
- 5 Gracies J M, Brashear A, Jech R, McAllister P, Banach M, Valkovic P, Walker H, Marciniak C, Deltombe T, Skoromets A, Khatkova S, Edgley S, Gul F, Catus F, De Fer Beatrice B, Vilain C, Picaud P. 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. *The Lancet Neurology*, 2015, **14**(10): 992–1001
- 6 Kim J-H, Park H-S, Damiano D L. Accuracy and reliability of haptic spasticity assessment using HESS (Haptic Elbow Spasticity Simulator). In: Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS. Boston, USA: IEEE, 2001. 8527–8530
- 7 Li Xue-Ping, Cheng Kai, Zhou Jun, Yang Ting, Yu Jun-Long, Chen An-Liang, Zhang Hong-Fei. Clinical assessment of muscle spasticity in stroke patients with surface electromyography and isokinetic assessment. *China Journal of Modern Medicine*, 2010, **20**(4): 605–608, 611 (李雪萍, 程凯, 周俊, 杨婷, 于俊龙, 陈安亮, 张红飞. 表面肌电联合等速测试评定肌痉挛的临床研究. *中国现代医学杂志*, 2010, **20**(4): 605–608, 611)
- 8 Klingels K, De Cock P, Molenaers G, Desloovere K, Hue-naerts C, Jaspers E, Feys H. Upper limb motor and sensory impairments in children with hemiplegic cerebral palsy. Can they be measured reliably? *Disability and Rehabilitation*, 2010, **32**(5): 409–416
- 9 Fleuren J F M, Voerman G E, Erren-Wolters C V, Snoek G J, Rietman J S, Hermens H J, Nene A V. Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 2010, **81**(1): 46–52
- 10 Mehrholz J, Wagner K, Meissner D, Grundmann K, Zange C, Koch R, Pohl M. 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
- 11 Kaya T, Goksel K A, Gunaydin R, Koc A, Altundal E U. Inter-rater reliability of the modified Ashworth scale and modified modified Ashworth scale in assessing poststroke elbow flexor spasticity. *International Journal of Rehabilitation Research*, 2011, **34**(1): 59–64
- 12 Kim K S, Seo J H, Song C G. Portable measurement system for the objective evaluation of the spasticity of hemiplegic patients based on the tonic stretch reflex threshold. *Medical Engineering & Physics*, 2011, **33**(1): 62–69
- 13 Abdollahi I, Taghizadeh A, Shakeri H, Eivazi M, Jaberzadeh S. The relationship between isokinetic muscle strength and spasticity in the lower limbs of stroke patients. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2014, **19**(2): 284–290
- 14 Wu Y N, Park H-S, Ren Y P, Deborah G-S, Chen J J, Zhang L Q. Measurement of elbow spasticity in stroke patients using a manual spasticity evaluator. In: Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference. New York, USA: IEEE, 2006. 3974–3977
- 15 Song Fan, Zhang Feng, Zhu Yu-Lian, Shen Jian, Bai Yu-Long, Li Fang, Hu Yong-Shan, Wu Yi. Research of the correlation between the isokinetic parameters and the modified Ashworth scores in spasticity measurement. *Chinese Journal of Rehabilitation Medicine*, 2008, **23**(7): 615–617 (宋凡, 张峰, 朱玉连, 沈建, 白玉龙, 李放, 胡永善, 吴毅. 等速测试指标与改良 Ashworth 法用于评定肌痉挛的相关性研究. *中国康复医学杂志*, 2008, **23**(7): 615–617)
- 16 Fujisawa T, Takagi M, Takahashi Y, Inoue K, Terada T, Kawakami Y, Komeda T. Basic research on the upper limb patient simulator. In: Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Noordwijk, The Netherlands: IEEE, 2007. 48–51
- 17 Park H-S, Kim J-H, Damiano D L. Development of a haptic elbow spasticity simulator (HESS) for improving accuracy and reliability of clinical assessment of spasticity. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2012, **20**(3): 361–370
- 18 Takhashi Y, Komeda T, Koyama H, Yamamoto S, Arimatsu T, Kawakami Y, Inoue K, Ito Y. Development of an upper limb patient simulator for physical therapy exercise. In: Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Zurich, Switzerland: IEEE, 2011. 1117–1120

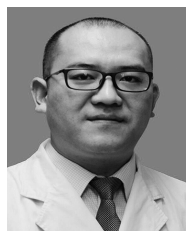
- 19 Li Lin, Ji Zhong-Qiu, Li Yan-Xia, Liu Wei-Tong. Correlation between joint position sense reproduce test, the threshold of detection of movement test and force sense reproduce test. *Journal of TUS*, 2016, **31**(1): 36–40  
(李林, 纪仲秋, 李艳霞, 刘威彤. 关节角度重置法、运动最小阈值测量法和力量重现法的相关性研究. 天津体育学院学报, 2016, **31**(1): 36–40)
- 20 Calota A, Feldman A G, Levin M F. Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device. *Clinical Neurophysiology*, 2008, **119**(10): 2329–2337
- 21 Pandyan A D, Price C I M, Rodgers H, Barnes M P, Johnson G R. Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity. *Clinical Biomechanics*, 2001, **16**(10): 859–865
- 22 Pandyan A D, Price C I M, Barnes M P, Johnson G R. A biomechanical investigation into the validity of the modified Ashworth scale as a measure of elbow spasticity. *Clinical Rehabilitation*, 2003, **17**(3): 290–294
- 23 McCrea P H, Eng J J, Hodgson A J. Linear spring-damper model of the hypertonic elbow: reliability and validity. *Journal of Neuroscience Methods*, 2003, **128**(1–2): 121–128
- 24 Grow D I, Wu M N, Locastro M J, Arora S K, Bastian A J, Okamura A M. Haptic simulation of elbow joint spasticity. In: Proceedings of the 2008 Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. Nevada, USA: IEEE, 2008. 475–476
- 25 Han Jing-Qing. From PID technique to active disturbances rejection control technique. *Control Engineering of China*, 2002, **9**(3): 13–18  
(韩京清. 从 PID 技术到“自抗扰控制”技术. 控制工程, 2002, **9**(3): 13–18)
- 26 Han Jian-Da, Tan Da-Long, Jiang Xin-Song. Joint acceleration feedback control for direct-drive robot decoupling. *Acta Automatica Sinica*, 2000, **26**(3): 289–295  
(韩建达, 谈大龙, 蒋新松. 直接驱动机器人关节加速度反馈解耦控制. 自动化学报, 2000, **26**(3): 289–295)



**胡保华** 合肥工业大学机械工程学院博士研究生. 2012 年获南昌大学学士学位. 主要研究方向为信号处理与康复机器人.  
E-mail: hanyu19900205@126.com  
(**HU Bao-Hua** Ph.D. candidate at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. He received his bachelor degree from Nanchang University in 2012. His research interest covers signal processing and rehabilitation robot.)



**穆景颂** 安徽省立医院康复医学科主治医师. 2010 年获得安徽医科大学硕士学位. 主要研究方向为神经疾患康复.  
E-mail: ahslymjs@163.com  
(**MU Jing-Song** Attending doctor in the Department of Rehabilitation Medicine, Anhui Provincial Hospital. He received his master degree from Anhui Medical University in 2010. His main research interest is neurological rehabilitation.)



**朱宗俊** 安徽中医药大学第一附属医院针灸康复科主治医师. 2006 年获得安徽医科大学学士学位. 主要研究方向为神经疾患康复.  
E-mail: azyzjj@163.com  
(**ZHU Zong-Jun** Attending doctor in the Department of Acupuncture & Rehabilitation Department, First Affiliated Hospital of Anhui University of Traditional Chinese Medicine. He received his bachelor degree from Anhui Medical University in 2006. His main research interest is neurological rehabilitation.)



**赵鹏鹏** 合肥工业大学机械工程学院硕士研究生. 2014 年获得三峡大学学士学位. 主要研究方向为康复机器人.  
E-mail: zpphfy@126.com  
(**ZHAO Peng-Peng** Master student at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. She received her bachelor degree from China Three Gorges University in 2014. Her main research interest is rehabilitation robot.)



**王勇** 合肥工业大学机械工程学院教授. 2008 年获得合肥工业大学博士学位. 主要研究方向为机械设计, 传感及测量技术, 服务机器人. 本文通信作者.  
E-mail: simenkouwang@sina.com  
(**WANG Yong** Professor at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. He received his Ph.D. degree from Hefei University of Technology in 2008. His research interest covers mechanical design, sensor and testing technology, and service robots. Corresponding author of this paper.)