

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1904936

基于肌电与肌动同步解析的肌肉痉挛评测方法*

王辉^{1,2}, 黄品高^{1,2}, 张元康³, 高超³, 李光林¹

(1. 中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055; 2. 中国科学院大学深圳先进技术学院 深圳 518055; 3. 深圳市润谊泰益科技有限公司 深圳 518000)

摘要: 肌肉痉挛是常见的运动功能障碍疾病,通过肌电与肌动双模信息同步解析进行肌肉痉挛定量评估具有重要意义。本文针对同步获取高信噪比肌电与肌动信号的难点,提出一种抗工频干扰、轻量加速度计信号校正的肌电与肌动双模信息同步解析方法,设计了无线多通道肌电和肌动信号同步采集系统。与常见科学仪器 Delsys 系统对比,所提系统肌电信噪性能与 Delsys 相似(均 20 dB 左右),肌动信号有效频带(0~20 Hz)能量显著高于 Delsys;对所提系统进行临床测试,健康志愿者主动屈肘时屈肌肌电信噪比约 20 dB;3 名改良 Ashworth 评分(MAS)分别为 1 级,1+级与 2 级患者归一化肌电指标分别为 0.54 ± 0.05 , 0.59 ± 0.04 和 0.62 ± 0.01 , 屈肌肌动信号均方根值分别为 $2.69 \pm 1.04 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$, $3.19 \pm 1.13 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$, $4.89 \pm 1.19 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$, 肌电与肌动信息均可有效区分患者痉挛等级。因此所提方法可用于肌肉痉挛评测及肢体运动功能监测。

关键词: 肌电;肌动;痉挛评估;同步解析;工频干扰

中图分类号: R318 TH77 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 3106110

Muscle spasticity assessment method based on EMG and MMG synchronous analysis

Wang Hui^{1,2}, Huang Pingao^{1,2}, Zhang Yuankang³, Gao Chao³, Li Guanglin¹

(1. Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China;

2. Shenzhen College of Advanced Technology, University of Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China;

3. Shenzhen Runyitaiyi Technology Co., Ltd., Shenzhen 518000, China)

Abstract: Muscle spasticity is a common disorder of motor function. The electromyogram (EMG) and mechanomyogram (MMG) dual-model information synchronous analysis has significant importance for the quantitative assessment of muscle spasticity. Aiming at the difficulty of synchronously acquiring the EMG and MMG signals with high signal-to-noise ratio (SNR), in this paper a synchronous analysis method of EMG and MMG dual-mode information with anti-power frequency interference and light accelerometer signal correction is proposed, and a wireless multi-channel EMG and MMG signal synchronous acquisition system is designed. Compared with the commonly used commercial EMG and MMG synchronous acquisition system (Delsys system), the EMG signal to noise ratio performance of the self-developed system is similar to that of the Delsys system (both about 20 dB), and the effective frequency band (0~20 Hz) energy of the MMG signal is obviously higher than that of Delsys. The clinic test of the self-developed system was conducted. For the healthy subject, the EMG signal to noise ratio of active elbow flexion is about 20 dB. For the three patients (muscle spasticity levels are 1, 1+ and 2 respectively, according to the modified Ashworth scale), the normalized EMG indexes are 0.54 ± 0.05 , 0.59 ± 0.04 , 0.62 ± 0.01 , respectively (mean \pm std). The flexor MMG RMS (root mean square, RMS) of the three patients are $2.69 \pm 1.04 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$, $3.19 \pm 1.13 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ and $4.89 \pm 1.19 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$, respectively. Using the self-developed system, the EMG and MMG information can be effectively used to grade the level of spasticity. The test results demonstrate that the proposed method can be used for muscle spasticity assessment and limb movement function monitoring.

Keywords: electromyogram (EMG); mechanomyogram (MMG); spasticity assessment; synchronous analysis; power-line frequency interference

收稿日期:2019-04-04 Received Date:2019-04-04

* 基金项目:国家自然科学基金(61603375,U1613222)资助项目

0 引 言

人体肌肉痉挛是脑皮层或脊髓上运动神经元损伤的表现之一,主要特征为速度依赖性的肌张力反射增高^[1],约 1/3 的脑中风幸存者会遗留肌肉痉挛^[2]。定量评测人体肌肉痉挛状况对于肌肉痉挛的临床诊疗和居家康复训练均很重要。肌肉痉挛的常用临床评估方法是半定量的改良的 Ashworth 评分(modified ashworth scale, MAS),将痉挛等级划分为 6 个等级(0~4,共 6 级),完全依赖医师的主观判断^[3]。表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)和肌动信号(mechanomyography, MMG)在痉挛肌肉活动时会发生异常^[2,4]。研究上常通过解析痉挛患者单一模态信息进行肌肉痉挛定量评测,目前缺乏能同步解析肌电和肌动信号的方法,难以同时了解肌肉痉挛的电特性和力学特性两方面互补的信息^[5]。

获取高信噪比的肌电和肌动信号是肌肉痉挛定量评测的一个关键问题。表面肌电信号易被检测,但是其信噪比不高,易受工频干扰和人体位移影响。常见的提高肌电信噪比的方法如滤波器优化设计、工频陷波器设计等^[6-7],但存在电路复杂,成本高昂等缺陷。肌动信号反映了肌肉活动的力学特性^[8],通常利用惯性测量单位采集加速度(accelerometer, ACC)信号来表征 MMG 较为方便,但要求测量传感器必须很轻^[9],否则较高频率,较小幅度的 MMG 信号会被掩盖。

同步解析肌肉痉挛患者的肌电和肌动信号是开展肌肉痉挛定量评测的另一个关键问题。大多数肌肉痉挛定量评测均基于肌电信号或生物力学信号的单独或联合解析,较少利用肌动信息。作者使用一对结抗肌归一化肌电指标^[10],采用表面肌电积分值和均分根值评估上肢肱二头肌痉挛后的治疗效果^[11],其意义在于定量解析痉挛肌肉或肌群的肌电信息。利用表面肌电,关节角度和力矩信息联合进行痉挛定量评估^[12],以及利用可穿戴的两通道肌电和角度传感器进行肌肉痉挛监测^[5],其意义在于同步解析肌电和关节运动信息。Wang 等^[13]曾提出利用 EMG 和 MMG 双模信号,通过模式识别方法进行痉挛定量评估,初步开展了同步解析肌电和肌动双模信息,但缺乏肌电与肌动信号同步采集方法的研究。

为此,本文提出一种基于肌电与肌动双模信息同步解析的肌肉痉挛定量评测方法。该方法通过两阶模数混合抗混叠滤波,优化设计前端采集电路,肌电电极优化等提高肌电信号质量,通过信号主动屏蔽驱动,数据无线 WiFi 传输等方式降低工频干扰,提高肌电信噪比;通过对惯性传感单元进行轻量化设计,加速度计信号校正获取可靠肌动信号;采用统一时钟控制各采集模块和无线 WiFi 传输的方式保证多通道信号的同步性;利用协同肌

肌电归一化指标作为肌电信号特征,肌动信号均方根值作为肌动信号特征,实现痉挛肌肉肌电和肌动信息的同步解析。本文方法具有成本低、使用方便,便携、可准确可靠检测肌电与肌动信号等优点。

1 肌电肌动信号噪声特性分析与双模信号解析方法

针对肌电噪声特性采取多种对应措施,提高肌电信号的信噪比;通过分析惯性测量单元加速度计信号噪声模型,采取基于椭圆拟合的加速度计信号校准算法,提高肌动信号的质量^[14];通过肌电和肌动信号特征分析,进行双模信息同步解析。

1.1 肌电信号噪声模型与信噪比提升方法

表面肌电检测的主要干扰包括电极阻抗变化,运动干扰,工频干扰等,本文采用了抗混叠滤波,主动屏蔽,特制柔性金属干电极等一系列提高肌电信噪比的方法。具体措施如表 1 所示。

表 1 表面肌电检测的主要干扰与本研究的应对措施
Table 1 Major interferences in sEMG detection and the countermeasures of this study

干扰类型	干扰来源	本研究应对措施
电极阻抗	皮肤油脂、汗液	抗混叠滤波,前端放大电路优化
运动干扰	接触阻抗变化,电极位移等	设计柔性电极,改进贴附方式
电磁干扰	50 Hz 工频,周围电磁环境干扰	采用主动屏蔽驱动,右腿驱动,电池供电,电路板布线隔离等

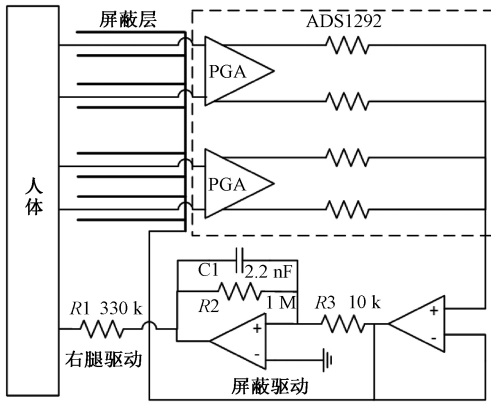
1) 抗混叠滤波器

二阶模数混合抗抗混叠滤波器采用第一阶模拟滤波,第二阶数字滤波的方式工作。模拟滤波器的截止频率为 $Kf_s/2$, 数字滤波去负责消除 $f_s/2$ 到 $Kf_s/2$ 间的噪声。肌电信号的采样频率为 1 kHz,过抽样比 $K=128$ 。因此,抗混叠模拟低通滤波器截止频率满足:

$$\frac{Kf_s}{2} = \frac{128 \times 1 \text{ kHz}}{2} = 64 \text{ kHz} \quad (1)$$

2) 右腿驱动电路和主动屏蔽驱动电路

工频干扰一般是指来自 50 Hz 交流市电供电系统的电磁噪声。由于肌电信号微弱,其有效频带涵盖了 50 Hz 的工频干扰频率,而工频干扰幅度较大,通常其幅度大于肌电本身的幅度,因此工频干扰会严重影响肌电采集系统的信噪比。主动屏蔽驱动将所有输入信号平均后的电压经过驱动以后又施加到输入电极及其导线的屏蔽层上,反馈到人体如图 1 所示。

图1 右腿驱动和主动屏蔽电路设计^[3]Fig.1 Circuit design for right leg driving and active shielding^[3]

1.2 肌动信号噪声模型与校准算法

通过惯性测量单位 IMU 加速度计信号来采集肌动信号 MMG, 其误差主要有 3 种: 噪声(白噪声和随机游走噪声), 尺度因子误差和轴偏差。加速度计的噪声模型如下式表示:

$$a^o = T \times K \times (a^s + b + n) \quad (2)$$

式中: 上标 O 表示正交的参考坐标系; S 表示非正交的坐标系; T 表示轴偏差的变换矩阵; K 表示尺度因子; a^s 表示真实值; b 表示偏差; n 表示白噪声。 n 为高斯白噪声, 主要由 AD 转换引起的外部噪声; b 为随机游走噪声, 由传感器内部构造, 温度等综合影响。尺度误差来源于数字量转换为加速度物理量时的误差。轴偏差来源于将测量量从非正交坐标系(加速度计的实际坐标系)转化为正交坐标系(世界坐标系), 如图 2 所示。

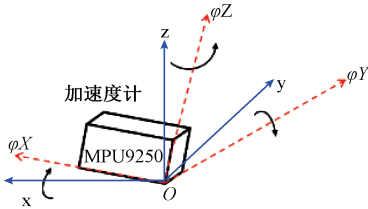


图2 加速度计轴偏差

Fig.2 The accelerator axis bias

肌肉发生形变, 产生机械振动时, 贴在肌肉上的加速度计的信号会发生变化, 表现为肌动信号, 其解算直接受加速度计本身的误差和校准精度影响。由于静止姿态下加速度计信号的向量和顶点会落在一个近似的椭球面上, 因此加速度计校正一般基于最小二乘拟合(Gauss-Newton 算法)拟合球面数据进行椭球拟合^[14], 基本思路可表示为已知椭球球面, 如何求取椭球球心和轴长。

$$\|X - C\| \mathbf{M} \|X - C\|^T = 1 + \mathbf{C} \mathbf{M} \mathbf{C}^T \quad (3)$$

式中: $X = [xyz]$ 表示加速度计坐标点; $C = [c_x, c_y, c_z]$ 表示椭球球心坐标; \mathbf{M} 表示变换矩阵, 如下:

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} l_1 & 0 & 0 \\ 0 & l_2 & 0 \\ 0 & 0 & l_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_4 & a_5 \\ a_4 & a_2 & a_6 \\ a_5 & a_6 & a_3 \end{bmatrix} \quad (4)$$

其中, r 表示椭球轴长。

1.3 肌电与肌动信息双模同步解析方法

分别计算静息状态和活动状态下的肌电峰峰值: $peak_rest$, $peak_active$, 定义肌电信号峰值信噪比为:

$$SNR = 20 \times \log \left(\frac{peak_active}{peak_rest} \right) \quad (5)$$

肌肉痉挛直观表现为被动运动时拮抗肌的阻尼增大, 主动肌异常激活。根据前期研究结果^[3, 10], 本文采用两种肌电评价指标: 1) 归一化肌电指标, 被动屈肘过程中拮抗肌(肱三头肌, *triceps brachii*, *TB*)和主动肌(肱二头肌, *biceps brachii*, *BB*)的均方根值比值作为肌肉痉挛程度的评价指标, 记为 $Index_1$; 2) 肌肉共激活系数, 拮抗肌的积分肌电值除以拮抗肌和主动肌积分肌电值的均值, 记为 $Index_2$ 。

$$Index_1 = \frac{Ant-RMS}{AG-RMS + Ant-RMS} \quad (6)$$

$$Index_2 = 2 * \frac{IEMG_{Ant}}{IEMG_{Ant} + IEMG_{AG}} \quad (7)$$

式中: $A_{nt}-RMS$, $AG-RMS$ 分别表示拮抗肌和主动肌的肌电均方根值; $IEMG_{Ant}$, $IEMG_{AG}$ 分别表示拮抗肌和主动肌的积分肌电值。

类似地, 肌动信号采用拮抗肌均方根值作为其特征指标, 分别计算肱二头肌和肱三头肌肌动信号均方根值。

2 实验与测试

2.1 系统设计与实现

本系统包括肌电信号采集和肌动信号采集两个硬件模块, 下位机 STM8 控制程序和上位机 MATLAB 程序两个软件模块, 系统设计与实现方法详见文献[3]。本系统所使用的控制芯片为 STM8L151F3, 肌电采集芯片为 ADS1292R, 肌动采集芯片为高集成度惯性测量单元 MPU9250 芯片。同时为确保系统的轻量化, 肌电采集使

用特制柔性金属干电极,肌电信号采集模块采用柔性 PCB 组装和柔性 PCB 引线方式,肌电采集模块总质量不到 1 g。肌电前端采集电路具体结构如图 3 所示。

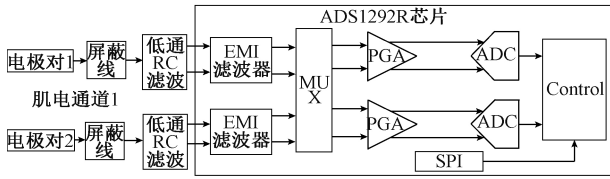


图 3 肌电采集模拟前端结构设计

Fig.3 Analog front-end structure design for EMG acquisition

本系统采用统一高精度时钟和各模块组网通过 WiFi 无线传输的方式保证多通道肌电和肌动信号的同步,通过 SPI 总线控制 4 个 ADS1292R 芯片实现肌电信号的同步采集。由于本系统肌动信号的采样频率为肌电信号的采样频率的一半,同时 WiFi 传输方式本身具有较高的信号传输速率,从而保证了多通道肌电和肌动信号的同步性。

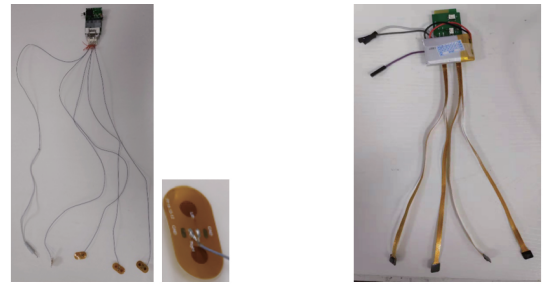
2.2 实验环境

试验对象包括一例年轻健康男性志愿者,3 例脑梗后偏瘫的上肢肌肉痉挛患者(肌肉痉挛等级分别为 MAS 1 级,1+级和 2 级,均为右利手,右侧脑梗,左侧肢体偏瘫)。本试验方案经中国科学院深圳先进技术研究院伦理委员会批准。目前临床上用的只有常见科研仪器 Delsys(型号 Trigno Wireless System,德国)具备同步采集肌电和肌动信号的能力,所以比较测试本系统(HSSAD)和 Delsys 设备的性能。本系统 EMG 和 ACC 信号的采样频率分别是 1 000 Hz 和 500 Hz。Delsys 系统每个传感器可同步采集表面肌电和加速度信号,重约 20 g,其 EMG 和 ACC 信号的采样频率分别是 1 926 和 148.2 Hz。

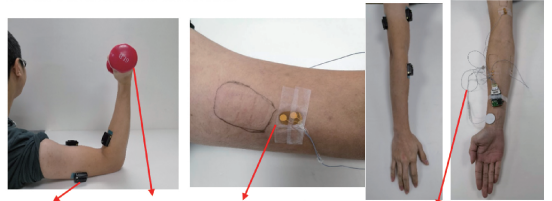
2.3 实验方案

第一部分系统信噪比测试实验,利用自研系统和 Delsys 系统同时采集健康志愿者肌电信号,比较两个系统的肌电信噪比。将本系统特制 4 通道肌电电极和 4 个 Delsys 传感器相邻贴到健康志愿者肱二头肌、肱三头肌,肱桡肌,尺侧屈肌的肌腹,手握哑铃执行屈肘-伸肘主动运动,重复 3 次,每个动作任务间隔 30 s 确保不发生肌肉疲劳。间隔 3 天,再重复测试一次。

第二部分临床测试实验,医师匀速被动牵拉肌肉痉挛患者肘部诱发其牵张反射异常(约 80°/s,重复 3 次,间隔 1 min),产生肌肉痉挛,对肌电和肌动信号进行同步解析。肌电电极和肌动信号传感器固定在患者肱二头肌和肱三头肌肌腹,测试场景如图 4、5 所示。



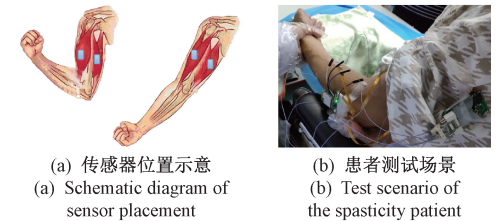
(a) 无线 4 通道肌电采集模块及柔性电极; (b) 无线 4 通道肌动采集模块; (a) Wireless four channel EMG acquisition module and flexible electrodes; (b) Wireless four channel MMG acquisition module;



(c) 健康志愿者测试场景 (c) Experiment scenario for healthy volunteer

图 4 自研 HSSAD 系统实物图与测试场景

Fig.4 The photo and test scenarios of the self-developed HSSAD system



(a) 传感器位置示意 (a) Schematic diagram of sensor placement (b) 患者测试场景 (b) Test scenario of the spasticity patient

图 5 肌肉痉挛患者测试场景

Fig.5 Test scenario of spasticity patient

3 结果与讨论

3.1 信号同步性测试

将 4 通道肌电模块接入同一个输入信号,分析每个模块采集到的波形的相位偏移量。通过统计 594 组数据的波形偏移量,得到系统的时间偏差如图 6 可见,只有 6 个数据点波形的时间偏差大于 0.5 ms,系统的同步性满足设计要求。

3.2 肌电信号信噪比测试

如表 2 所示,提取志愿者肱二头肌、肱三头肌、肱桡肌、尺侧腕屈肌 4 块肌肉的肌电信号进行系统信噪比测试,计算 3 次重复屈肘任务的肌电峰值信噪比的平均值。

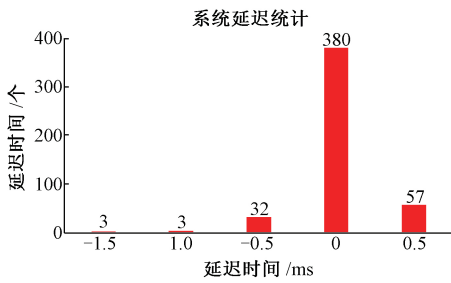


图6 肌电模块同步性测试结果

Fig.6 The synchronization test results of EMG module acquisition

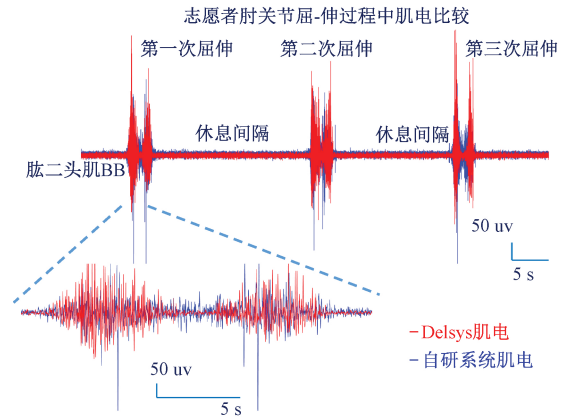


图7 HSSAD与Delsys设备肌电时域波形对比

Fig.7 EMG time domain waveform comparison between HSSAD and Delsys devices

表2 本系统HSSAD与常用科研仪器Delsys肌电峰值SNR比较(单位: dB)

Table 2 EMG peak SNR comparison between HSSAD and Delsys devices (Unit: dB)

	Day 1		Day 4	
	HSSAD	Delsys	HSSAD	Delsys
肱二头肌	20.1	23.4	21.5	24.0
肱三头肌	20.2	23.3	21.4	24.5
肱桡肌	18.1	21.2	18.5	20.9
尺侧腕屈肌	18.7	20.4	18.1	20.3
平均值:	19.3	22.1	19.9	22.4

如表2和图7所示,本系统的肌电基线噪声与信噪比均可以与Delsys系统比较,第一次测试系统信噪比分别为:19.3±1.0 dB, 22.1±1.5 dB;间隔3天第二次测试系统信噪比分别为19.9±1.8 dB, 22.4±2.1 dB,本系统HSSAD与Delsys系统的肌电信噪比相差约2 dB。分析志愿者第一次测试的肱二头肌肌电发现,自研系统HSSAD和Delsys的峰值信噪比分别为:20.1, 23.4 dB;基线噪声峰峰值分别约为: [-15 μV, 15 μV], [-12 μV, 12 μV]。隔3天两次重复测量,4通道肌电峰值信噪比结果差异不大,具备一致性。

3.3 肌动信号测试

通过让惯性测量单元在X, Y, Z 3轴方向上转动,静止在不同的姿态,采集相应的加速度数据点来进行加速度计校正。对加速度误差校正结果进行直观验证,可见经最小二乘椭圆拟合校正后3轴加速度计的数据分布接近椭球,符合预期,如图8所示。

已知肌动信号有效频带一般在20 Hz以内,最高频率一般不超过20 Hz^[15]。比较志愿者屈肘活动状态通过自研系统和Delsys系统同步采集的肱二头肌肌动信号的时域波形和频谱,结果如图9所示(其他3个通道结果类似)。相比Delsys系统,自研系统能采集到较高频率的肌动信息,且有效频带(0~20 Hz)范围内的能量显著较大。

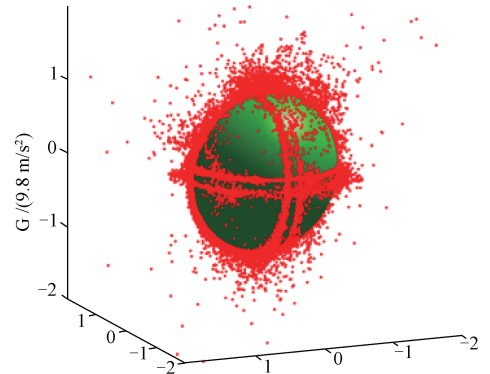


图8 肌动信号误差校正测试结果

Fig.8 Error correction test result of MMG signal

由此可见本系统能可靠采集肌动信号。

健康志愿者屈肘过程中自研设备与Delsys设备肌动信号波形与频谱比较

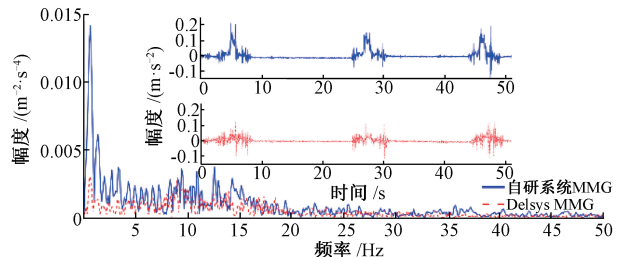


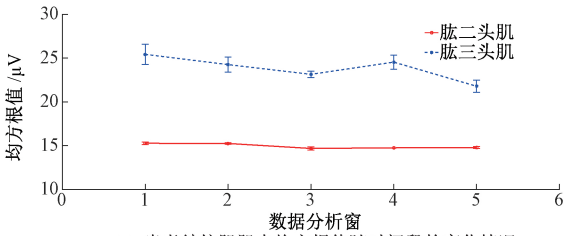
图9 自研系统与Delsys设备肱二头肌肌动信号波形与频谱比较

Fig.9 MMG waveform and spectrum comparison between HSSAD and Delsys devices for the biceps brachii of a spasticity patient

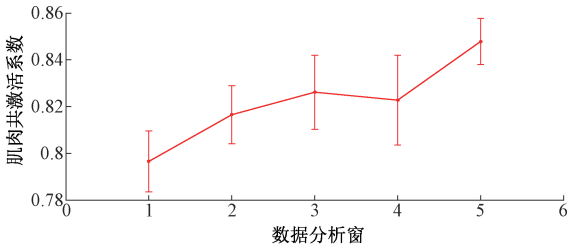
3.4 同步解析肌电和肌动信号定量评测肌肉痉挛

上肢肌肉痉挛患者 sub01, sub02, sub03 屈肌痉挛等

级分别为 2 级、1+级和 1 级,记为 MAS 2, MAS 1+, MAS 1。患者每次被动屈肘任务时长约为 1.5 s,取 0.5 s 为一个分析窗长,数据点重复 50%,则每次屈肘任务得到 5 段分析数据,分析 3 次被动屈肘任务时肌电特征的平均值和标准差随时间段的变化。以 sub03 患者为例,可以发现,被动屈肘过程中拮抗肌后半段肌电幅度变大,主动肌肌电基本保持不变;同时肌肉共激活系数也随时间段变大,符合肌肉痉挛的生物力学特征,如图 10 所示。



(a) 患者拮抗肌肌电均方根值随时间段的变化情况
(a) The changing of EMG RMS of a pair of antagonists for the patient vs. time period



(b) 患者肌肉共激活系数随时间段的变化情况
(b) The changing of muscle coactivation coefficient of the patient vs. time period

图 10 肌肉痉挛患者肌电特征随时间段的变化规律 (以患者 sub03 为例)

Fig.10 The changing of EMG characteristics vs. time period for the patient with muscle spasticity (taking patient sub03 as an example)

如图 11 所示,可以明显发现肌电指标和肌动指标在不同等级的痉挛患者间存在明显差异。MAS 1 级、MAS 1+级、MAS 2 级患者归一化肌电指标分别为 0.54 ± 0.05 、 0.59 ± 0.04 和 0.62 ± 0.01 ,肌肉共激活系数分别为 0.82 ± 0.04 、 0.85 ± 0.04 和 0.89 ± 0.05 ;屈肌肱二头肌肌动信号均方根值分别为 2.69 ± 1.04 、 3.19 ± 1.13 、 $4.89 \pm 1.19 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$,肱三头肌肌动信号均方根值分别为 3.34 ± 1.48 、 4.41 ± 1.32 、 $5.25 \pm 1.53 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ 。可见,解析肌电与肌动信息均可有效区分患者痉挛等级。

4 结 论

本文提出了一种基于抗工频干扰、轻量加速度计信号校正的肌电与肌动双模信息同步解析方法。通过两阶模数混合滤波模型构建,主动屏蔽驱动,前端肌电信号放大电路优化,电池供电,信号无线传输等方法降低工频干

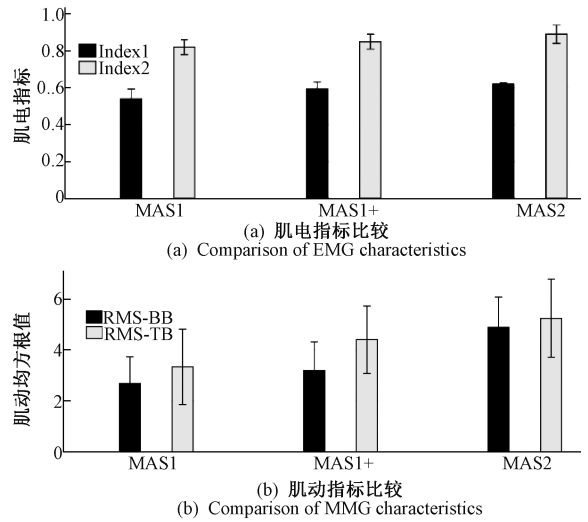


图 11 3 名不同等级的痉挛患者的肌电指标和肌动指标比较
Fig.11 Comparison of the EMG and MMG characteristics among three patients with different spasticity grades

扰,提高肌电信噪比;通过对惯性测量单位进行轻量化设计,对加速度计信号进行基于最小二乘椭圆拟合的校正,获取可靠的肌动信号。测试结果表明本系统的肌电信号质量与 Delsys 类似,信噪比可相比较,且本系统肌动信号包含更多有效细节信息,有效频段更宽;临床验证表明,本系统可准确可靠采集人体肌肉肌电信号与肌动信号,可区分患者肌肉痉挛的等级^[3]。本研究将面向肢体运动功能评测临床需求^[16],提高系统的可靠性^[17],下一步工作包括:将惯性测量单元与肌电电极集成为一个传感单位;开展惯性测量单元传感器姿态解算和肢体关节角度估计等^[18-19]。

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] FRANCISCO G E, MCGUIRE J R. Poststroke spasticity management [J]. Stroke, 2012, 43(11) : 3132-3136.

[3] 王辉. 上肢肌肉痉挛功能评定与神经康复方法研究 [D]. 深圳:中国科学院大学(中国科学院深圳先进技术研究院), 2019.

Wang H. Study of spasticity assessment and neurorehabilitation methods for limb muscle function [D]. Shenzhen: Shenzhen College of Advanced Technology,

- University of Chinese Academy of Sciences, 2019.
- [4] 白敬, 宋爱国, 李会军, 等. 基于工作空间测量的居家脑卒中患者上肢康复训练评估系统[J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(4): 74-81.
- BAI J, SONG AI G, LI H J, et al. Upper extremity rehabilitation training and assessment system for home stroke patients based on workplace measurement [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(4): 74-81.
- [5] MCGIBBON C A, SEXTON A, JONES M, et al. Quantitative clinical assessment of muscle spasticity using wearable sensors [C]. CMBES Proceedings, 2012, 35: .
- [6] 乐琨, 徐胤, 薛卉. sEMG 测量电路在外骨骼上肢康复机器人中的应用 [J]. 机械制造与自动化, 2017, 46(2): 146-149.
- LE J, XU Y, XUE H. Application of sEMG measuring circuit in exoskeleton upper limb rehabilitation robot [J]. Machine Building & Automation, 2017, 46(2): 146-149.
- [7] 姜言冰, 纪宁, 杨子健, 等. 基于屏蔽驱动的工频干扰抑制技术研究 [J]. 集成技术, 2016, 5(6): 1-9.
- JIANG Y B, JI N, YANG Z J, et al. The study of reducing power-line interferences based on shielding technologies [J]. Journal of Intergration Technology. 2016, 5(6): 1-9.
- [8] ISLAM M A, SUNDARAJ K, AHMAD R B, et al. Longitudinal, lateral and transverse axes of forearm muscles influence the crosstalk in the mechanomyographic signals during isometric wrist postures [J]. PLoS ONE, 2014, 9(8): e104280.
- [9] WATAKABE M, MITA K, AKATAKI K, et al. Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2003, 41(2): 198-202.
- [10] WANG L, GUO X, PENG F, et al. A new EMG-based index towards the assessment of elbow spasticity for post-stroke patients [C]. International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 2017: 3640.
- [11] ZHU W, ZHENG G, GU Y, et al. Clinical efficacy and sEMG analysis of a new traditional Chinese medicine therapy in the treatment of spasticity following apoplectic hemiparalysis [J]. Acta Neurologica Belgica, 2014, 114(2): 125-129.
- [12] BAR-ON L, AERTBELIEN E, WAMBACQ H, et al. A clinical measurement to quantify spasticity in children with cerebral palsy by integration of multidimensional signals [J]. Gait & Posture, 2013, 38(1): 141-147.
- [13] WANG H, WANG L, XIANG Y, et al. Assessment of elbow spasticity with surface electromyography and mechanomyography based on support vector machine [C]. International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 2017: 3860.
- [14] TURNER D A, ANDERSON I J, MASON J C, et al. An algorithm for fitting an ellipsoid to data [J/OJ]. Methods, 1999: 1-12. [http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?](http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.36.2773) doi = 10.1.1.36.2773doi = 10.1.1.36.2773.
- [15] CÈ, RAMPICHINI S, ESPOSITO F. Novel insights into skeletal muscle function by mechanomyography: from the laboratory to the field [J]. Sport Sciences for Health, 2015, 11(1): 1-28.
- [16] 邱石, 杜义浩, 王浩, 等. 基于 sEMG 的下肢运动解析方法研究 [J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(2): 30-37.
- QIU SH, DU Y H, WANG H, et al. Research on lower limb kinematic analysis method based on sEMG [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(2): 30-37.
- [17] SIN M, KIM W-S, CHO K, et al. Improving the test-retest and inter-rater reliability for stretch reflex measurements using an isokinetic device in stroke patients with mild to moderate elbow spasticity [J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2018, 39: 120-127.
- [18] ZHANG S Y, GUO SH X, GAO B F, et al. Muscle strength assessment system using semg-based force prediction method for wrist joint [J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2016, 36(1): 121-131.
- [19] 张立国, 赵金阁, 金梅, 等. 一种基于平面约束的偏瘫恢复运动评价方法 [J]. 仪器仪表学报, 2015,

36(2): 310-317.

ZHANG L G, ZHAO J G, JIN M, et al. Evaluation of the hemiplegia patient movement recovery process based on plane constraint [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(2): 310-317.

作者简介



王辉, 2007 年于西安交通大学获得学士学位, 2010 年于上海交通大学获得硕士学位, 2019 年于中国科学院大学获得博士学位。现为中国科学院深圳先进技术研究院助理研究员, 主要研究方向为神经康复工程。

E-mail: wanghui@siat.ac.cn

Wang Hui received his B.Sc. degree from Xi'an Jiaotong University in 2007, M.Sc. degree from Shanghai Jiaotong University in 2010 and Ph. D. degree from University of Chinese Academy of Sciences in 2019. Now, he is an assistant researcher

in Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences. His main research interest is neurorehabilitation engineering.



李光林(通信作者), 1983 年于山东大学获得学士学位, 1988 年于山东大学获得硕士学位, 1997 年于浙江大学获得博士学位。中国科学院深圳先进技术研究院研究员, 研究方向为神经康复工程、神经机器接口、生物医学信号处理。

E-mail: gl.li@siat.ac.cn

Li Guanglin (corresponding author) received his B.Sc. degree in 1983 and M.Sc. degree in 1988 both from Shandong University, and received Ph. D. degree from Zhejiang University in 1997. Now, he is a research fellow in Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences. His current research interest covers neurorehabilitation engineering, neural-machine interfaces, biomedical signal processing.