

# 基于表面肌电信号特征的肝豆状核变性 下肢肌张力障碍临床评估研究

许 芸<sup>1,2</sup>, 汪世靖<sup>1,2</sup>, 赵 蕊<sup>1,2</sup>, 朱 凌<sup>1,2</sup>, 夏 昆<sup>2</sup>, 韩永升<sup>2,3</sup>

**摘 要:** **目的** 分析肝豆状核变性,也称 Wilson 病(WD)下肢肌张力障碍患者表面肌电信号的特征,探讨表面肌电图(sEMG)作为 WD 下肢肌张力障碍评估工具的可行性。**方法** 纳入 36 例 WD 下肢肌张力障碍患者(观察组)以及 20 例 WD 无下肢肌张力障碍患者(对照组),同时选取 20 例正常人作为健康组。sEMG 采集受试者行走状态下胫骨前肌、腓肠肌、股直肌的 AEMG、MF、MPF、iEMG 值, Spearman 秩相关分析双下肢股直肌 iEMG 值与日常生活能力量表(ADL)、肝豆状核变性神经系统部分量表(UWDRS-I)、肌张力障碍量表(BFMDRS)、改良 Ashworth 量表以及 10 m 步行时间之间的相关性,并计算比较观察组与健康组两侧同名肌肉的对称指数(SI),最后将观察组的 SI 值同样与量表评分、步行时间进行相关性分析。**结果** 3 组受试者的 iEMG 值以及股直肌的所有肌电值之间均有显著差异( $P<0.05$ ),观察组股直肌 iEMG 值与 ADL 量表之间呈负相关,与肌张力障碍相关量表以及 10 m 步行时间呈正相关,说明股直肌 iEMG 值可反映 WD 下肢肌张力障碍的严重程度。同时,观察组与健康组双侧肌肉的 SI 值具有显著差异( $P<0.05$ ),观察组肌肉的 SI 值同样与 ADL 量表之间呈负相关,与其他变量呈正相关,表示 WD 下肢肌张力障碍具有不对称性,不对称程度与其肌张力障碍程度存在正相关。**结论** sEMG 在评估 WD 患者下肢肌张力障碍中具有应用价值,作为 WD 下肢肌张力障碍的评估工具使用具有可行性。

**关键词:** 肝豆状核变性; 下肢; 肌张力障碍; 表面肌电图

中图分类号:R742.4

文献标识码:A

**Clinical assessment of lower limb dystonia in hepatolenticular degeneration based on surface electromyography signal features** XU Yun, WANG Shijing, ZHAO Rui, et al. (Graduate School of Anhui University of Chinese Medicine, Hefei 230000, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the features of surface electromyography (sEMG) signals in patients with lower limb dystonia and hepatolenticular degeneration, also known as Wilson disease (WD), as well as the feasibility of sEMG as an assessment tool for lower limb dystonia in WD. **Methods** A total of 36 WD patients with lower limb dystonia (observation group) and 20 WD patients without lower limb dystonia (control group) were enrolled, and 20 normal subjects were enrolled as healthy group. The sEMG technique was used to measure the AEMG, MF, MPF, and iEMG values of the anterior tibial muscle, the gastrocnemius muscle, and the rectus femoris muscle in the walking state, and a Spearman's rank correlation analysis was used to investigate the correlation of the iEMG value of the rectus femoris muscle in both lower limbs with Activities of Daily Living (ADL), the neurological subscale of Unified Wilson's Disease Rating Scale (UWDRS-I), the Burke-Fahn-Marsden Dystonia Rating Scale (BFMDRS), the Modified Ashworth Scale, and 10-meter walking time. The observation group and the healthy group were compared in terms of the symmetry index (SI) of the same-named muscles on both sides, and the correlation of SI value with scale scores and walking time was analyzed for the observation group. **Results** There were significant differences in iEMG values and all electromyography values of the rectus femoris muscle between the three groups ( $P<0.05$ ). In the observation group, the iEMG value of the rectus femoris muscle was negatively correlated with the ADL scale and was positively correlated with dystonia-related scales and 10-meter walking time, suggesting that the iEMG value of the rectus femoris muscle could reflect the severity of lower limb dystonia in WD. Meanwhile, there were significant differences in the SI values of bilateral muscles between the observation group and the healthy group ( $P<0.05$ ), and for the observation group, the SI values of the muscles were negatively correlated with the ADL scale and were positively correlated with other variables, suggesting that lower limb dystonia in WD was asymmetric, and the degree of asymmetry was positively correlated with the degree of dystonia. **Conclusion** This study shows that sEMG has a certain application value in assessing lower limb dystonia in WD patients and can be used as an assessment tool for lower limb dystonia in WD.

**Key words:** Hepatolenticular degeneration; Lower limbs; Dystonia; Surface electromyography

收稿日期:2024-08-15;修订日期:2025-01-10

**基金项目:**安徽省临床医学研究转化专项(202204295107020047);安徽省中医药传承创新科研项目(2022CCZD05);新安医学与中医药现代化研究所“揭榜挂帅”项目(2023CXMMTCM002);安徽中医药大学校级科研项目(2021sfylc33)

**作者单位:**(1. 安徽中医药大学研究生院,安徽 合肥 230000;2. 安徽中医药大学神经病学研究所附属医院四病区,安徽 合肥 230000;3. 皖南医学院,安徽 芜湖 241000)

**通信作者:**韩永升, E-mail:hyssp@126.com

肝豆状核变性 (hepatolenticular degeneration, HLD), 也称 Wilson 病 (Wilson disease, WD), 是由 ATP7B 基因缺陷导致的一种常染色体隐性遗传疾病<sup>[1]</sup>。肌张力障碍是 WD 患者常见症状之一, 其中下肢的肌张力障碍会使 45%~75% 的 WD 患者存在步态障碍<sup>[2]</sup>。下肢肌张力障碍目前尚无明确的定量评估, 其评估通常取决于对特征性临床表现的识别, 并结合量表、肌电图及其他临床检查进行综合判断<sup>[3,4]</sup>。表面肌电 (surface electromyography, sEMG) 信号代表肌肉功能的特征, 可以描绘出患者步态中肌肉收缩的时间和水平, 提供有关肌肉活动的信息, 分析这一信号可以为临床提供相关评估信息<sup>[5]</sup>。本研究现对 36 例 WD 下肢肌张力障碍患者的表面肌电信号特征进行分析, 同时与 20 例 WD 无下肢肌张力障碍患者以及 20 例健康人群进行对照, 并结合量表等指标对其生活质量、神经肌肉运动功能以及其他累及部位进行进一步分析, 以期提高临床医生对此的认识, 完善其临床评估。

## 1 资料与方法

### 1.1 研究对象

1.1.1 观察组 选择 2024 年 1 月—2024 年 9 月安徽中医药大学神经病学研究所附属医院的肝豆状核变性下肢肌张力障碍住院及门诊患者, 共 36 例。纳入标准: 符合 2022 年《肝豆状核变性诊疗指南》<sup>[6]</sup> 的“肝豆状核变性”诊断标准以及 2020 年《肌张力障碍诊断中国专家共识》<sup>[7]</sup> 中关于“下肢肌张力障碍”的诊断标准, 同时具备以下条件: (1) 下肢肌张力明显增加, 改良 Ashworth 量表  $\geq 1$  分 (3 级); 有能力独立行走 10 m 以上; 功能性行走类别量表 (FAC)  $\geq 3$  级; (2) 3 个月内未服用任何治疗肌张力障碍或者精神疾病的药物; (3) 无其他严重的神经或精神疾病; (4) 签署知情同意书, 自愿参加本研究者。排除标准: (1) 既往有严重的神经或精神病史; (2) 最近 6 个月有 BoNTA 注射史; (3) 改良 Ashworth 量表评分  $> 4$  分 (6 级); (4) 妊娠及备孕期的患者; (5) 严重营养不良, 一般情况差; (6) 严重肝损伤; (7) 因各种原因失访者。本研究为观察性研究, 已对患者身份匿名处理。

1.1.2 对照组 同期于安徽中医药大学神经病学研究所附属医院就诊的肝豆状核变性无肌张力障碍患者, 共 20 例。纳入标准: 符合“肝豆状核变性”诊断标准, 同时具备以下条件: (1) 下肢肌张力正常, 改良 Ashworth 量表为 0 级; 有能力独立行走 500 m 以上; 功能性行走类别量表 (Functional Ambulation Category Scale, FAC) 为 5 级; (2) ADL 量表  $\geq 90$  分; (3) 无其他严重的神经或精神疾病; (4) 签署知情同意书, 自愿参加本研究者。

1.1.3 健康组 同时选取 20 例健康、无外伤病史、性别、年龄、BMI 匹配的正常人作为健康对照

组 (简称健康组)。

### 1.2 研究方法

1.2.1 资料收集 通过电子病历系统检索收集患者的临床基本资料, 包括: 性别、年龄、身高体重、BMI、发病年龄、病程、铜蓝蛋白、血清铜、24 h 尿铜, 并由 1 名经验丰富的医师对所有患者进行 BFMDRS 量表、ADL 量表、UWDRS-I 量表、Ashworth 量表评估, 同时记录其 10 m 步行时间。(1) BFMDRS (Burke-Fahn-Marsden 肌张力障碍) 评分: 本量表由运动评分量表和功能障碍评分量表两部分组成。运动评分量表总分为 120 分, 即总分=单项评分之和 (单项评分=触发因子\*程度因子\*权重); 功能障碍评分总分为 30 分, 即总分=单项评分之和。体现肌张力障碍及其对运动功能的影响, 分值越高, 功能障碍越严重。(2) 日常生活力量量表 (Activities of Daily Living, ADL): 包括进食、沐浴、修饰、穿衣、大便控制、小便控制、如厕、床椅转移、平地行走、上下楼梯 10 项内容, 满分 100 分, 体现对于日常生活自理能力的影响。(3) 统一肝豆状核变性评分量表 (Unified Wilson's Disease Rating Scale, UWDRS): 选择了神经系统部分 (UWDRS-I), 对肝豆状核变性患者的神经系统进行评分, 总分 208 分, 分数越高提示神经功能损伤越重。(4) 改良肌痉挛量表 (改良 Ashworth 量表), 共 6 级, 分级越高, 提示肌张力、痉挛越严重。(5) 10 m 步行时间: 让受试者从 0 m 开始, 以平常自然的步行速度行走, 共行走 3 次, 记录 3 次的步行时间, 后取平均值。

1.2.2 表面肌电图记录 (1) 实验仪器: 美国产 NORAXON. Telemyo2400T 表面肌电图仪。(2) 检测状态: 行走, 测试前告知患者测试程序, 考虑年龄、肌力、耐力等原因限制, 操作均以受试者所能耐受的最大限度为准。(3) 检测方法: 检查前向所有观察组和对照组患者说明检查目的、方法。所有操作均由同一位有丰富经验的操作者在常温室环境下完成。开始前嘱患者呈坐位, 对贴电极片部位进行备皮, 包括对局部毛发旺盛处进行脱毛、75% 乙醇棉球擦拭, 以尽量减少电极与检测皮肤的接触电阻, 并尽量避免电极发生移动及受到外力压迫导致误差产生。每个电极的轴线与肌束方向平行, 两个电极之间距离 2 cm。待所有电极片同时贴置完成, 信号基线趋于平稳, 可进行测试。表面电极片 (上海韩洁电子科技有限公司) 贴置位置为: 股直肌 (rectus femoris, RF), 位于髌骨上缘与髌前上棘连线的中点; 胫骨前肌肌腹 (tibialis anterior, TA), 起于胫腓骨上端骨间膜前面, 止于内侧楔骨内面、第一跖骨底, 以及内侧腓肠肌 (medial gastrocnemius, MG), 位于股骨内上髁与跟骨结节连线上 1/3 处。随后嘱患者行走, 往返 5 m, 共 10 m, 记录其肌电信号。(4) 信号处理: 原始肌电图信号首先利用软件自带的信号处理

中的全波整流及平滑功能进行处理,后由系统分析得出表面肌电图报告并获得参考指标值。(5)观察参数:平均肌电值(average electromyogram, AEMG)是一定时间内瞬时肌电图振幅的平均值,其意义与运动单位募集和兴奋节律的同步化有关。反映肌电信号随时间进行强弱变化的积分肌电值(integrated electromyogram, iEMG)、反映肌肉功能状态即疲劳程度的中值频率(median frequency, MF)和平均功率频率(mean power frequency, MPF)。

1.2.3 对称指数 对称指数(symmetry index, SI)能反映双侧肌肉在完成同一动作时的差异性特征,也指双侧肢体的对抗肌群在相同收缩形式下的差异性表现。SI 值越大,则说明两侧肌肉的放电量差异越大,越不对称。本研究中 SI 具体算法为:

$$SI = \left| \frac{(\text{右侧}iEMG - \text{左侧}iEMG)}{0.5 \times (\text{右侧}iEMG + \text{左侧}iEMG)} \right| \times 100\%$$

1.2.4 统计学分析 采用 SPSS 26.0 统计软件进行数据处理与分析,以及 Kolmogorov-Smirnov 检验验证数据是否符合正态分布,呈正态分布的计量资料以( $\bar{x} \pm s$ )表示,呈非正态分布的计量资料以中位数和(四分位数间距)[ $M(P_{25}, P_{75})$ ]表示;两组组间比较采用 Mann-Whitney  $U$  检验,3 组间比较采用 Kruskal-Wallis  $H$  秩和检验,后再进行多重比较;相关性采用 Spearman 秩相关分析。以  $P \leq 0.05$  为差异有统计学意义。

## 2 结果

### 2.1 一般资料

3 组受试者一般资料的比较发现,年龄( $P=0.206$ )、性别( $P=0.115$ )、身高( $P=0.183$ )、体重( $P=0.930$ )、BMI( $P=0.064$ )等差异均无统计学意义( $P>0.05$ ),3 组之间均衡可比;观察组与对照组间发病年龄( $P=0.247$ )、病程( $P=0.884$ )、铜蓝蛋白( $P=0.166$ )、血清铜( $P=0.197$ )、24 h 尿铜( $P=0.973$ )差异无统计学意义,同样可比(见表 1)。

表 1 3 组患者基线资料比较

| 资料                      | 观察组                              | 对照组                              | 健康组                              | 统计值            | $P$ 值 |
|-------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------|-------|
| 年龄(岁)                   | 26.28 $\pm$ 8.42 <sup>a</sup>    | 29.8 $\pm$ 6.32 <sup>a</sup>     | 27.8 $\pm$ 3.95 <sup>a</sup>     | $H=3.160$      | 0.206 |
| 性别                      |                                  |                                  |                                  |                |       |
| 男性[ $n(\%)$ ]           | 23(63.89)                        | 11(55.00)                        | 7(35.00)                         | $\chi^2=4.331$ | 0.115 |
| 女性[ $n(\%)$ ]           | 13(36.11)                        | 9(45.00)                         | 13(65.00)                        |                |       |
| 身高(m)                   | 1.70(1.64, 1.76) <sup>b</sup>    | 1.68 $\pm$ 0.09 <sup>a</sup>     | 1.66 $\pm$ 0.07 <sup>a</sup>     | $H=3.391$      | 0.183 |
| 体重(kg)                  | 59.49 $\pm$ 11.08 <sup>a</sup>   | 59.00 $\pm$ 7.26 <sup>a</sup>    | 59.00(52.25, 69.50) <sup>b</sup> | $H=0.143$      | 0.930 |
| BMI(kg/m <sup>2</sup> ) | 20.30(19.21, 21.45) <sup>b</sup> | 21.79 $\pm$ 1.96 <sup>a</sup>    | 21.54(19.87, 22.56) <sup>b</sup> | $H=5.484$      | 0.064 |
| 发病年龄(岁)                 | 15.31 $\pm$ 4.39 <sup>a</sup>    | 18.29 $\pm$ 7.26 <sup>a</sup>    | —                                | $Z=-1.157$     | 0.247 |
| 病程(年)                   | 8.00(2.00, 18.50) <sup>b</sup>   | 11.52 $\pm$ 8.89 <sup>a</sup>    | —                                | $Z=-0.146$     | 0.884 |
| 铜蓝蛋白(mg/L)              | 37.20(32.25, 53.75) <sup>b</sup> | 42.15(36.25, 55.93) <sup>b</sup> | —                                | $Z=-1.385$     | 0.166 |
| 血清铜( $\mu$ mol/L)       | 1.82(1.28, 2.80) <sup>b</sup>    | 2.48 $\pm$ 1.03 <sup>a</sup>     | —                                | $Z=-1.291$     | 0.197 |
| 24 h 尿铜( $\mu$ g/24 h)  | 146.60 $\pm$ 42.00 <sup>a</sup>  | 141.5(101.6, 201.8) <sup>b</sup> | —                                | $Z=-0.034$     | 0.973 |

注:a 表示数据格式为( $\bar{x} \pm s$ ),b 表示数据格式为  $M(P_{25}, P_{75})$ 。

### 2.2 3 组行走状态下左下肢各肌肉的肌电信号比较

观察组、对照组与健康组受试者常态行走,3 组左下肢胫骨前肌的 iEMG 值之间有显著差异( $P<0.05$ );腓肠肌的 AEMG、MF、iEMG 值之间有显著差异( $P<0.05$ );其中股直肌的 AEMG、MF、MPF、iEMG 值之间均有显著差异( $P<0.05$ ),代表性较好。多重比较结果显示:观察组与对照组在胫骨前肌 iEMG、腓肠肌 MF、AEMG 以及股直肌的 4 个值上的差异达到显著水平( $P<0.05$ ),观察组与健康组在胫骨前肌、腓肠肌和股直肌的 iEMG,以及股直肌的 AEMG 值上有显著差异( $P<0.05$ );其他组间比较无显著差异(见表 2)。

### 2.3 3 组行走状态下右下肢各肌肉的肌电信号比较

观察组、对照组与健康组受试者常态行走,3 组右下肢胫骨前肌的 iEMG 值之间有显著差异( $P<0.05$ );腓肠肌的 MF、iEMG 值之间有显著差异( $P<0.05$ );同样股直肌的 AEMG、MF、MPF、iEMG 值之间均有显著差异( $P<0.05$ )。多重比较结果显示:观察组与对照组在胫骨前肌 iEMG 和腓肠肌 iEMG、MF 值上的差异达到显著水平( $P<0.05$ ),观察组与健康组在胫骨前肌、腓肠肌的 iEMG,以及股直肌的 4 个值上有显著差异( $P<0.05$ );其他组间比较无显著差异(见表 3)。

表2 3组左下肢各肌肉的肌电信号比较

| 左侧 | 变量              | 观察组                                                   | 对照组                                              | 健康组                                                | H值     | P值     |
|----|-----------------|-------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|----------------------------------------------------|--------|--------|
| TA | AEMG( $\mu$ V)  | 26.49(14.98,50.69) <sup>b</sup>                       | 21.22 $\pm$ 6.42 <sup>a</sup>                    | 21.34 $\pm$ 6.40 <sup>a</sup>                      | 2.771  | 0.250  |
|    | MF(Hz)          | 0.03(0.02,0.10) <sup>b</sup>                          | 0.05(0.02,0.10) <sup>b</sup>                     | 0.04(0.02,0.06) <sup>b</sup>                       | 2.792  | 0.247  |
|    | MPF(Hz)         | 1.26(0.97,1.47) <sup>b</sup>                          | 1.32 $\pm$ 0.19 <sup>a</sup>                     | 1.25(1.16,1.41) <sup>b</sup>                       | 0.868  | 0.647  |
|    | iEMG( $\mu$ Vs) | 423.6(271.00,62.10) <sup>*<math>\Delta</math>b</sup>  | 226.30 $\pm$ 97.48 <sup>*a</sup>                 | 250.90 $\pm$ 80.84 <sup><math>\Delta</math>a</sup> | 22.170 | <0.001 |
| MG | AEMG( $\mu$ V)  | 10.33(7.44,16.23) <sup>*b</sup>                       | 18.60(8.66,22.37) <sup>*b</sup>                  | 9.04 $\pm$ 2.18 <sup>a</sup>                       | 12.310 | 0.002  |
|    | MF(Hz)          | 0.13(0.03,0.67) <sup>*b</sup>                         | 0.78(0.71,0.80) <sup>*b</sup>                    | 0.23(0.08,0.90) <sup>b</sup>                       | 17.860 | <0.001 |
|    | MPF(Hz)         | 1.29(1.11,1.53) <sup>b</sup>                          | 1.53(1.19,1.65) <sup>b</sup>                     | 1.42 $\pm$ 0.35 <sup>a</sup>                       | 1.444  | 0.485  |
|    | iEMG( $\mu$ Vs) | 199.40(115.00,381.20) <sup><math>\Delta</math>b</sup> | 178.50(110.30,253.40) <sup>b</sup>               | 105.50 $\pm$ 24.27 <sup><math>\Delta</math>a</sup> | 15.870 | <0.001 |
| RF | AEMG( $\mu$ V)  | 7.73(5.82,15.60) <sup>*<math>\Delta</math>b</sup>     | 4.74(2.33,5.54) <sup>*<math>\Delta</math>b</sup> | 4.04 $\pm$ 1.43 <sup><math>\Delta</math>a</sup>    | 24.790 | <0.001 |
|    | MF(Hz)          | 0.02(0.01,0.10) <sup>*b</sup>                         | 0.28(0.09,0.76) <sup>*b</sup>                    | 0.05(0.02,0.08) <sup>b</sup>                       | 21.400 | <0.001 |
|    | MPF(Hz)         | 1.09(0.68,1.49) <sup>*b</sup>                         | 1.43(1.17,2.14) <sup>*b</sup>                    | 1.12(1.02,1.29) <sup>b</sup>                       | 12.690 | 0.001  |
|    | iEMG( $\mu$ Vs) | 130.50(88.99,273.40) <sup>*<math>\Delta</math>b</sup> | 49.63 $\pm$ 31.54 <sup>*a</sup>                  | 41.31(37.25,55.98) <sup><math>\Delta</math>b</sup> | 36.660 | <0.001 |

注:TA,胫骨前肌;MG,腓肠肌;RF,股直肌;AEMG,平均肌电值;iEMG,积分肌电值;MF,频率中值;MPF,平均功率频率。观察组与对照组\* $P<0.05$ ;观察组与正常组 $\Delta P<0.05$ 。a表示数据格式为( $\bar{x}\pm s$ ),b表示数据格式为[ $M(P_{25},P_{75})$ ]。

表3 3组右下肢各肌肉的肌电信号比较

| 右侧 | 变量              | 观察组                                                    | 对照组                               | 健康组                                                   | H值     | P值     |
|----|-----------------|--------------------------------------------------------|-----------------------------------|-------------------------------------------------------|--------|--------|
| TA | AEMG( $\mu$ V)  | 23.63(15.44,36.47) <sup>b</sup>                        | 27.27 $\pm$ 8.37 <sup>a</sup>     | 16.51(14.87,33.74) <sup>b</sup>                       | 3.498  | 0.173  |
|    | MF(Hz)          | 0.03(0.01,0.06) <sup>b</sup>                           | 0.06(0.02,0.09) <sup>b</sup>      | 0.05(0.02,0.06) <sup>b</sup>                          | 5.768  | 0.055  |
|    | MPF(Hz)         | 1.30 $\pm$ 0.38 <sup>a</sup>                           | 1.22(1.16,1.36) <sup>b</sup>      | 1.34 $\pm$ 0.18 <sup>a</sup>                          | 0.867  | 0.648  |
|    | iEMG( $\mu$ Vs) | 452.70(304.20,598.90) <sup>*<math>\Delta</math>b</sup> | 281.60 $\pm$ 116.40 <sup>*a</sup> | 217.20(169.90,395.20) <sup><math>\Delta</math>b</sup> | 16.090 | <0.001 |
| MG | AEMG( $\mu$ V)  | 14.07 $\pm$ 7.60 <sup>a</sup>                          | 13.38(9.50,32.30) <sup>b</sup>    | 10.49 $\pm$ 2.62 <sup>a</sup>                         | 5.333  | 0.069  |
|    | MF(Hz)          | 0.11(0.03,0.63) <sup>*b</sup>                          | 0.77(0.58,0.84) <sup>*b</sup>     | 0.33(0.10,0.74) <sup>b</sup>                          | 15.550 | <0.001 |
|    | MPF(Hz)         | 1.34(0.98,1.57) <sup>b</sup>                           | 1.46(1.22,1.64) <sup>b</sup>      | 1.19(1.12,1.44) <sup>b</sup>                          | 5.013  | 0.081  |
|    | iEMG( $\mu$ Vs) | 232.90(150.60,381.30) <sup><math>\Delta</math>b</sup>  | 153.50(97.09,204.80) <sup>b</sup> | 124.80 $\pm$ 38.29 <sup><math>\Delta</math>a</sup>    | 16.410 | <0.001 |
| RF | AEMG( $\mu$ V)  | 10.74(5.42,14.84) <sup><math>\Delta</math>b</sup>      | 7.40 $\pm$ 2.47 <sup>a</sup>      | 5.22(4.79,7.51) <sup><math>\Delta</math></sup>        | 13.070 | 0.001  |
|    | MF(Hz)          | 0.03(0.02,0.09) <sup><math>\Delta</math>b</sup>        | 0.02(0.01,0.07) <sup>b</sup>      | 0.02(0.01,0.03) <sup><math>\Delta</math>b</sup>       | 7.397  | 0.024  |
|    | MPF(Hz)         | 1.15 $\pm$ 0.39 <sup><math>\Delta</math>a</sup>        | 0.95 $\pm$ 0.20 <sup>a</sup>      | 0.79 $\pm$ 0.12 <sup><math>\Delta</math>a</sup>       | 18.570 | <0.001 |
|    | iEMG( $\mu$ Vs) | 185.00(80.18,276.70) <sup>*<math>\Delta</math>b</sup>  | 78.33 $\pm$ 37.28 <sup>*a</sup>   | 69.53 $\pm$ 19.05 <sup><math>\Delta</math>a</sup>     | 26.450 | <0.001 |

注:TA,胫骨前肌;MG,腓肠肌;RF,股直肌;AEMG,平均肌电值;iEMG,积分肌电值;MF,频率中值;MPF,平均功率频率。观察组与对照组\* $P<0.05$ ;观察组与正常组 $\Delta P<0.05$ 。a表示数据格式为( $\bar{x}\pm s$ ),b表示数据格式为[ $M(P_{25},P_{75})$ ]。

2.4 观察组双侧股直肌肌电信号 iEMG 值与 ADL 量表、UWDRS-I 量表、BFMDRS 量表、Ashworth 量表以及 10 m 步行时间的相关性分析

由上述 3 组下肢肌肉的肌电信号比较结果可知,股直肌的肌电信号在所有肌肉中具有代表性,而 iEMG 值在四个值中的差异性最为显著,故现将双侧股直肌的 iEMG 值与 ADL 量表、UWDRS-I 量表、BFMDRS 量表、Ashworth 量表以及 10 m 步行时间进行相关性分析。Spearman 秩相关分析显示,观察组双侧股直肌 iEMG 值与 ADL 量表之间呈负相关,提示自理能力越好,股直肌 iEMG 值越小( $r_L=-0.338$ ,  $P=0.044$ ;  $r_R=-0.439$ ,  $P=0.007$ );与 UWDRS-I 量表、BFMDRS 量表以及 Ashworth 量表具有正相关,提示

肌张力障碍越严重, iEMG 值越大( $r_{Lu}=0.487$ ,  $P=0.003$ ;  $r_{Ru}=0.432$ ,  $P=0.009$ ;  $r_{Lb}=0.548$ ,  $P=0.001$ ;  $r_{Rb}=0.533$ ,  $P=0.001$ ;  $r_{La}=0.384$ ,  $P=0.021$ ;  $r_{Ra}=0.324$ ,  $P=0.021$ );与 10 米步行时间之间亦为正相关,提示肌张力障碍越严重,步行速度越慢( $r_L=0.345$ ,  $P=0.040$ ;  $r_R=0.346$ ,  $P=0.039$ )(见表 4)。

2.5 观察组与健康组各肌肉对称指数(SI)的比较

因 iEMG 值在所有肌电信号中具有明显的代表性,并且以往常通过 iEMG 值定量研究异常协同模式中主动肌与拮抗肌间的关系<sup>[8]</sup>,故本研究选用 iEMG 值计算出观察组与健康组各肌肉的对称指数。表 5 列出了观察组与健康组双下肢各肌肉的 SI 值比较结

果,观察组各肌肉 SI 值明显大于健康组,两组间差异均具有统计学意义( $P<0.05$ )。结果表明 WD 下肢肌

张力障碍具有不对称性。

表 4 观察组双侧 RF iEMG 值与 ADL、UWDRS-I、BFMDRS、Ashworth 量表以及 10 m 步行时间的相关性

| 组别                   | ADL(分) |       | UWDRS-I(分) |       | BFMDRS(分) |       | 改良 Ashworth(级) |       | 10 m 步行时间(s) |       |
|----------------------|--------|-------|------------|-------|-----------|-------|----------------|-------|--------------|-------|
|                      | r 值    | P 值   | r 值        | P 值   | r 值       | P 值   | r 值            | P 值   | r 值          | P 值   |
| RF(L)iEMG( $\mu$ Vs) | -0.338 | 0.044 | 0.487      | 0.003 | 0.548     | 0.001 | 0.384          | 0.021 | 0.345        | 0.040 |
| RF(R)iEMG( $\mu$ Vs) | -0.439 | 0.007 | 0.432      | 0.009 | 0.533     | 0.001 | 0.335          | 0.046 | 0.346        | 0.039 |

注:RF,股直肌;iEMG,积分肌电值;L,左;R,右。

表 5 观察组与健康组各肌肉对称指数(SI)的比较结果

| iEMG( $\mu$ Vs) | 变量 | 观察组                          | 对照组                          | Z 值    | P 值   |
|-----------------|----|------------------------------|------------------------------|--------|-------|
| SI              | TA | 0.31(0.10,0.52) <sup>b</sup> | 0.18 $\pm$ 0.10 <sup>a</sup> | -2.223 | 0.026 |
|                 | MG | 0.46(0.25,0.80) <sup>b</sup> | 0.34 $\pm$ 0.22 <sup>a</sup> | -1.984 | 0.047 |
|                 | RF | 0.58 $\pm$ 0.31 <sup>a</sup> | 0.38(0.32,0.53) <sup>b</sup> | -2.069 | 0.039 |

注:SI,对称指数;TA,胫骨前肌;MG,腓肠肌;RF,股直肌;iEMG,积分肌电值。数据格式为  $a(\bar{x}\pm s)$ ,数据格式为  $b[M(P_{25},P_{75})]$ 。

2.6 对称指数(SI)与 ADL 量表、UWDRS-I 量表、BFMDRS 量表、Ashworth 量表以及 10 m 步行时间的相关性分析

已知 WD 下肢肌张力障碍具有不对称性的同时我们将观察组各肌肉 SI 值与各量表进行相关性分析。结果显示 SI 值与 ADL 量表之间呈负相关,提示肌肉活动的不对称性越大,自理能力越差( $r_{TA}=-0.487, P=0.003; r_{MG}=-0.379, P=0.022; r_{RF}=-0.654, P<0.001$ );

与 UWDRS-I 量表、BFMDRS 量表、Ashworth 量表以及 10 m 步行时间之间呈正相关,提示肌肉活动的不对称性越大,肌张力障碍程度越重,步行功能越差( $r_{uTA}=0.349, P=0.037; r_{uMG}=0.342, P=0.041; r_{uRF}=0.332, P=0.048; r_{bTA}=0.496, P=0.002; r_{bMG}=0.460, P=0.005; r_{bRF}=0.348, P=0.037; r_{ATA}=0.660, P<0.001; r_{AMG}=0.570, P<0.001; r_{ARF}=0.854, P<0.001; r_{TTA}=0.496, P=0.002; r_{TMG}=0.334, P=0.046; r_{TRF}=0.722, P<0.001$ )(见表 6)。

表 6 对称指数(SI)与 ADL、UWDRS-I、BFMDRS 量表以及 10 m 步行时间的相关性

| 观察组 | 变量 | ADL(分) |       | UWDRS-I(分) |       | BFMDRS(分) |       | 改良 Ashworth(级) |        | 10 m 步行时间(s) |        |
|-----|----|--------|-------|------------|-------|-----------|-------|----------------|--------|--------------|--------|
|     |    | r 值    | P 值   | r 值        | P 值   | r 值       | P 值   | r 值            | P 值    | r 值          | P 值    |
| SI  | TA | -0.487 | 0.003 | 0.349      | 0.037 | 0.496     | 0.002 | 0.660          | <0.001 | 0.496        | 0.002  |
|     | MG | -0.379 | 0.022 | 0.342      | 0.041 | 0.460     | 0.005 | 0.570          | <0.001 | 0.334        | 0.046  |
|     | RF | -0.654 | 0.000 | 0.332      | 0.048 | 0.348     | 0.037 | 0.854          | <0.001 | 0.722        | <0.001 |

注:SI,对称指数;TA,胫骨前肌;MG,腓肠肌;RF,股直肌。

### 3 讨论

肌张力障碍是 WD 患者常见症状之一,通常是单侧起病,但随着疾病的发展,最终可能导致躯干、颈部或四肢的异常姿势<sup>[9,10]</sup>。其中,下肢肌张力障碍与站立和行走功能有着密切的关系,下肢肌张力障碍可引起足与地面接触不良,影响站立姿势平衡性,并可导致行走困难。2017 年 Delphi 指南<sup>[11]</sup>提出在下肢肌张力障碍中最常见的为马蹄内翻足、膝屈曲、过伸膝、大腿/臀部内收、脚/脚踝及足底屈曲、屈曲脚趾和纹状体脚趾。目前基于临床观察发现 WD 患者下肢肌张力障碍表现形式复杂,且远远多于上述常见

类型,给临床评估带来诸多挑战。

目前,针对 WD 下肢肌张力障碍的评估方法主要为临床观察、量表评分、针极肌电图等<sup>[12]</sup>。临床观察结果一致性和准确性差,与观察者临床经验密切相关,受主观影响因素大。量表评估主要有改良 Ashworth 量表和 BFMDRS 量表,可用于评价肌张力障碍及其对运动功能的影响,但评估结果同样会受到检查者主观因素影响<sup>[13]</sup>。针极肌电图适用于记录深层肌肉的电活动,精确度高,但其为有创性,不适合长时间监测。表面肌电图(sEMG)是一种用于评估体表肌肉功能的安全、无创、客观、实用的检测技

术,易于被患者接受,它可以直观地评估受检肌肉的功能,目前已广泛运用于卒中患者的肌肉功能评估<sup>[14]</sup>。近年来,随着神经电生理技术和人工智能技术的不断发展,表面肌电技术采集的信号更加稳定,数据的处理更快捷、全面,可以弥补传统针极肌电图有创以及无法在功能活动过程中进行动态检测的不足,对于受累肌肉的功能评估、辅助制定康复治疗方

案均具有重要的价值<sup>[15]</sup>。相关研究表明,sEMG中肱二头肌和肱三头肌的iEMG值可反映帕金森病患者肌强直的程度和不对称性,可作为PD患者肌强直程度的量化评估指标<sup>[16]</sup>。此外,有研究借助sEMG计算出双下肢肌肉的SI值,显示不对称程度与平衡功能存在正相关,从而用于预测脑卒中下肢痉挛患者的平衡功能<sup>[17]</sup>。本研究结果发现,双下肢股直肌的iEMG值均表现出统计学差异,且与肌张力障碍程度量表呈正相关,根据上述特点,提示可将股直肌iEMG值作为WD下肢肌张力障碍的量化评估指标。本研究还发现,观察组与健康组的SI值具有显著差异,说明WD下肢肌张力障碍具有不对称性,随后我们将观察组SI值与上述量表进行相关性分析后显示,观察组SI值与自理能力呈负相关,与其他肌张力障碍程度量表呈正相关,即SI值越大,则其相对应的肌张力障碍程度越重,患者的自理能力越差。

本研究的结果支持了sEMG在评估WD患者下肢肌张力障碍中的潜在应用价值。sEMG参数的变化反映了WD患者肌肉活动的异常,这些异常可能与基底神经节的损伤和肌肉控制的丧失有关<sup>[18]</sup>。而肌张力障碍仍然是肉毒杆菌毒素(botulinum toxin, BT)治疗的最重要的适应证之一,通过sEMG技术对WD患者肌张力障碍的量化评估,亦为BT等治疗提供了客观依据。此外,sEMG还可以作为监测WD患者运动功能改善的指标,帮助评估治疗效果。然而,本研究也存在一定的局限性。(1)样本量较小,存在较大的抽样误差,可能使部分结果存在偏倚,未来研究应扩大样本规模,以提高研究的可靠性和代表性。(2)肌张力障碍患者肌肉活动的高度变异性、出汗、脂肪厚度等,是导致肌电参数不稳定的因素<sup>[19,20]</sup>,故sEMG检测过程中应尽量避免此类因素的干扰。(3)本研究未对sEMG参数与WD患者的临床症状进行详细的相关性分析,未来研究可以进一步探讨sEMG参数与临床症状之间的关系。

**伦理学声明:**本研究方案经安徽中医药大学神经病学研究所附属医院伦理委员会审批(批号:2024-SYSFYSY-09),患者均签署知情同意书。

**利益冲突声明:**所有作者均声明不存在利益冲突。

**作者贡献声明:**许芸负责设计论文、数据收集、分析以及论文撰写;汪世靖负责论文构思过程、数据收集;赵蕊负责统计学分析;朱凌负责文献查阅、论

文结果讨论;夏昆负责论文文字润色;韩永升负责论文设计、指导撰写论文并最后定稿。

### [参考文献]

- [1] Litwin T, Gromadzka G, Członkowska A. Gender differences in Wilson's disease[J]. J Neurol Sci, 2012, 312(12): 31-35.
- [2] Pfeiffer RF. Wilson's disease[J]. Handb Clin Neurol, 2011, 100: 681-709.
- [3] Jinnah HA. The dystonias[J]. Continuum (Minneapolis), 2019, 25(4): 976-1000.
- [4] Albanese A, Bhatia K, Bressman SB, et al. Phenomenology and classification of dystonia: a consensus update[J]. Mov Disord, 2013, 28(7): 863-873.
- [5] 王亚薇, 杨阳, 李耀民. 表面肌电图在步态分析中的应用[J]. 中国中西医结合外科杂志, 2021, 27(3): 538-541.
- [6] 中华医学会肝病学会遗传代谢性肝病协作组. 肝豆状核变性诊疗指南(2022年版)[J]. 中华肝脏病杂志, 2022, 30(1): 9-20.
- [7] 中华医学会神经病学分会, 中华医学会神经病学分会帕金森病及运动障碍学组. 肌张力障碍诊断中国专家共识[J]. 中华神经科杂志, 2020, 53(1): 8-12.
- [8] 赵晨钰, 毕胜, 卢茜, 等. 脑卒中恢复期患者肘关节最大等长性屈伸运动时肩肘肌群表面肌电信号特征性研究[J]. 中国康复医学杂志, 2018, 33(9): 1036-1042.
- [9] Balint B, Mencacci NE, Valente EM, et al. Dystonia[J]. Nat Rev Dis Primers, 2018, 4(1): 37.
- [10] Lorincz MT. Neurologic Wilson's disease[J]. Ann N Y Acad Sci, 2010, 1184: 173-187.
- [11] Esquenazi A, Alfaro A, Ayyoub Z, et al. OnabotulinumtoxinA for lower limb spasticity: guidance from a Delphi panel approach[J]. PM R, 2017, 9(10): 960-968.
- [12] 张媛, 杨楠楠, 严伟倩, 等. 肌张力障碍诊断与治疗研究进展[J]. 中国现代神经疾病杂志, 2017, 17(1): 18-22.
- [13] 武慧丽, 李建国. BFMDRS量表[J]. 中华神经外科杂志, 2013, 29(9): 960.
- [14] Paniello RC, Park A. Effect on laryngeal adductor function of vincristine block of posterior cricoarytenoid muscle 3 to 5 months after recurrent laryngeal nerve injury[J]. Ann Otol Rhinol Laryngol, 2015, 124(6): 484-489.
- [15] Rissanen SM, Koivu M, Hartikainen P, et al. Ambulatory surface electromyography with accelerometry for evaluating daily motor fluctuations in Parkinson's disease[J]. Clin Neurophysiol, 2021, 132(2): 469-479.
- [16] 刘再朝, 焦悦, 李娟, 等. 表面肌电图对评估帕金森病肌强直的作用[J]. 中国现代神经疾病杂志, 2024, 24(3): 158-163.
- [17] 郑保, 刘一文, 汪宗保, 等. 脑卒中后下肢痉挛患者表面肌电参数与平衡功能关系研究[J]. 康复学报, 2023, 33(3): 202-207.
- [18] Dressler D, Adib Saberi F, Rosales RL. Botulinum toxin therapy of dystonia[J]. J Neural Transm, 2021, 128(4): 531-537.
- [19] Keloth SM, Radcliffe PJ, Raghav S, et al. Differentiating between Parkinson's disease patients and controls using variability in muscle activation during walking[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2020, 2020: 3158-3161.
- [20] Biering-Sørensen F, Nielsen JB, Klinge K. Spasticity-assessment: a review[J]. Spinal Cord, 2006, 44(12): 708-722.

引证本文:许芸,汪世靖,赵蕊,等.基于表面肌电信号特征的肝豆状核变性下肢肌张力障碍临床评估研究[J].中风与神经疾病杂志,2025,42(1):13-18.