面向腰椎肌电信号监测的柔性可穿戴传感器及其诊断与康复应用

作者简介：张铭轩，博士研究生在读，西交利物浦大学芯片学院，江苏苏州太仓，215400
通讯作者：陆骐峰，副教授，西交利物浦大学芯片学院，江苏苏州太仓，215400

Flexible and wearable sensors for lumbar EMG monitoring with their applications in diagnosis and rehabilitation

Author Profile: Zhang Mingxuan, PhD student, School of Chips, Xi'an Jiaotong Liverpool University, Taicang, Suzhou, Jiangsu 215400
Corresponding author: Lu Qifeng, Associate Professor, School of Chips, Xi'an Jiaotong Liverpool University, Taicang, Suzhou, Jiangsu 215400

摘要：腰椎疾病已成为全球范围内的公共健康负担，尤其在久坐生活方式普遍的年轻人群中发病率持续上升。传统影像学手段（MRI、CT）往往只能在出现不可逆损伤后检测出病变，缺乏早期预警功能。表面肌电图（sEMG）因其安全、简便和实时反馈等优势，近年来在腰椎健康监测与康复中展现出巨大潜力，有望为疾病的评估与干预提供客观量化依据。本文旨在综述sEMG在腰椎健康监测与康复中的研究进展与挑战，为构建客观量化的诊疗体系提供参考。

关键词：腰椎疾病，久坐，表面肌电，客观量化，康复治疗

Abstract Lumbar spine disorders have become a global public health burden, especially in youngers with prolonged sitting lifestyles. Conventional imaging techniques (MRI and CT) can often detect lesions only after irreversible damage has occurred, which lacks early warning capability. Surface electromyography (sEMG) is safe, simple, and provides real-time feedback. In recent years, it has shown great potential in lumbar health monitoring and rehabilitation, which is expected to provide objective and quantitative evidence for disease evaluation and intervention. Therefore, this paper aims to review the research progress and challenges of sEMG in lumbar health monitoring and can provide references for the objective and quantitative diagnosis and treatment system.

Keywords lumbar disorders, prolonged sitting, surface sEMG, objective quantification, rehabilitation therapy

一、引言

腰椎疾病已成为不容忽视的健康问题，且在久坐生活方式日益普遍的背景下，其患病率在年轻人群中呈现出更加突出的趋势。同时，一些研究通过孟德尔随机化（MR）分析发现，日常工作中长时间面对电脑等久坐行为与椎间盘退变存在显著的因果关系（OR ≈ 2.10），且这一关联不受身体质量指数 (BMI)、吸烟等其他因素的影响 [1-2]。目前，全球已有超过 4.8 亿成年人罹患腰椎疾病，尤以主力就业年龄人群为主。这一数据不仅反映了腰椎结构性疾病的高发性，也凸显了久坐工作方式所带来的重大公共健康负担 [3-5]。

表面肌电图（Surface Electromyography, sEMG）是一种通过贴附在皮肤表面的非侵入式电极，记录肌肉因神经驱动而产生的电生理活动的技术，主要反映的是浅层肌肉的整体电位变化，即众多运动单位动作电位在时间和空间上的叠加 [6-7]。sEMG 由于无需穿刺肌肉，具有简便、安全和无创的优势，常用于评估肌肉的激活程度、疲劳状态以及协同模式，并在运动科学、康复治疗及生物医学研究中得到了广泛应用 [8–10] 如图 1 所示。针对上述问题和表面肌电的特点，本文将进一步聚焦 sEMG 在腰椎健康监测和康复领域的应用。

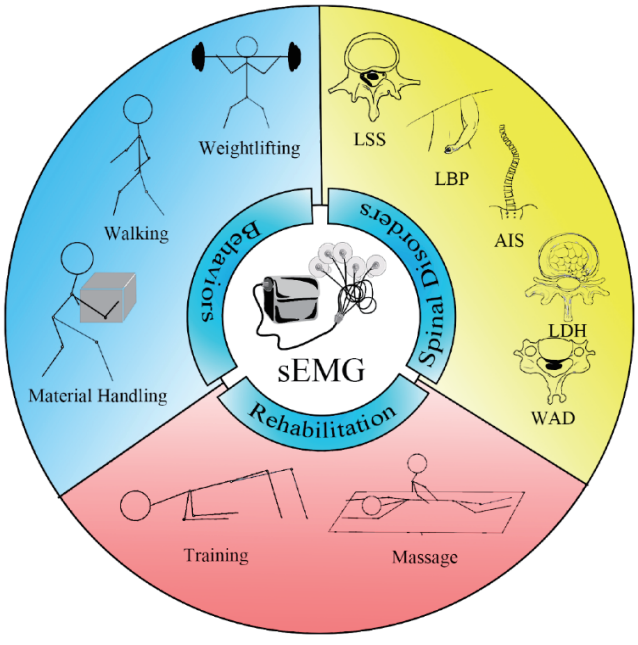


图 1：基于 sEMG 评估椎旁肌肉。AIS：青少年特发性脊柱侧弯；LBP：腰痛；LSS：腰椎管狭窄症；LDH：腰椎间盘突出症；WAD：挥鞭样损伤相关疾病 [11]。

二、sEMG 在腰椎疾病诊疗中的作用

（一）sEMG 对腰椎疾病的预警

腰椎间盘突出症（Lumbar disc herniation, LDH）是临床常见病、多发病。近年来，随着人们生活水平的提高和生活方式的改变，LDH 的发病率不断上升，且呈现出年轻化趋势 [12–13]。然而，传统影像学手段（如 MRI、CT）多在出现明显症状或不可逆损伤后才可检测出腰椎病变，存在一定的延后性和被动性。为解决这一问题，本团队提出了一种基于柔性网格电极与原位凝胶化水凝胶的新型表面肌电图传感器柔性肌电贴片（FES）（图 2A-B 所示）。该传感器利用体温触发的溶胶到凝胶转变过程，充分填充皮肤微小褶皱，使其粘附力较传统电极提高 15 倍，界面阻抗降低至 40 kΩ/cm^2（10 Hz），肌电信号信噪比达 23.28 dB。依托与人体皮肤之间形成的稳定双电层电容结构，传感器可在久坐过程中捕捉腰背肌群的细微肌电信号，呈现出商业电极难以捕捉的多峰肌电信号特征，并可结合机器学习实现超过 90% 的疲劳状态分类准确率。这一成果为 LDH 的早期诊断与动态监测提供了可行路径，推动腰椎疾病管理由“被动治疗”向“主动预警”转变 [14]。因此，柔性 sEMG 传感器不仅弥补了传统影像学的滞后性，更使腰椎疾病的管理从事后诊断逐步走向实时监测与主动预警。

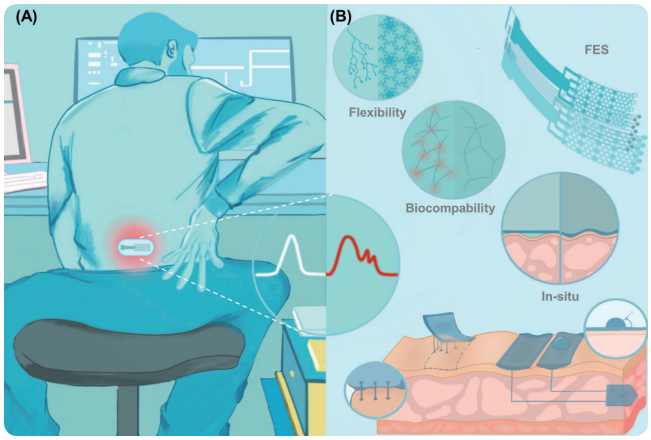


图 2：柔性肌电贴片 FES 示意图。(A) 在长时间久坐状态下实现稳定的肌电信号监测，并展示了非疲劳状态与疲劳状态下肌电信号的对比；(B) FES 由聚酰亚胺（PI）层包覆的铜（Cu）导电层和原位成胶的水凝胶界面组成，表现出优异的柔韧性和生物相容性 [14]。

（二）基于 sEMG 的腰椎疾病临床诊断

在创新传感器探索之外，表面肌电图（sEMG）同样可以在腰椎间盘突出症（LDH）的临床诊疗中能够提供客观量化的数据支持，其平均诊断准确率可达 84%。同时，大量临床

研究进一步证实了 sEMG 在疗效评估和治疗方案优化中的重要价值 [12-13]。如图 3A 所示，杜文静等人以 LDH 患者为研究对象，采用 sEMG 在不同动作（前屈、后伸、侧屈）下对腰部肌群的共收缩特征进行检测，并与健康对照组进行对比分析。如图 3B 所示，LDH 患者在运动过程中存在显著异常的肌肉协同模式，表现为对抗性肌肉激活水平明显升高，共收缩比例失衡，同时，sEMG 信号复杂度显著下降。研究指出，这些特征反映了 LDH 患者存在代偿性的神经肌肉控制障碍。由此可见，sEMG 能够敏感地捕捉运动控制异常，并为康复训练提供客观依据，在揭示 LDH 功能障碍机制及优化治疗方案方面具有重要的应用价值 [12-13]。

LDH 最常发生于 L4-L5 与 L5-S1 节段，这两个节段因承载负荷大、活动度高，最易发生椎间盘退变与突出，进而压迫相邻的 L5 或 S1 神经根，导致如拇趾背伸无力或足趾跖屈无力等典型神经功能障碍。基于这一病理机制，李伟等选取 47 例 LDH 患者，通过 sEMG 采集胫骨前肌与腓肠外侧肌信号（图 3C），并如图 3D 所示提取 RMS、峰值时间、功率谱频率等特征，构建逻辑回归诊断模型。结果显示，该模型在区分 L5 与 S1 神经根受压方面的准确率达 93.6%，显著优于单纯 MRI 检查的 87.2%。这提示 sEMG 可作为 MRI 的有力补充工具，为 LDH 的精准诊断与个体化治疗提供可靠依据 [15-16]。

除了在诊断和疗效评估中展现出价值，sEMG 也广泛应用于 LDH 患者功能性运动控制能力的量化研究。王伟等人通过步态实验分析 LDH 患者在行走过程中的竖脊肌激活模式（图 3F），发现其肌电 RMS 值显著降低，MF（中值频率）与 MPF（平均功率频率）亦呈下降趋势，提示肌肉疲劳与神经控制减弱，如图 3G 所示。此外，LDH 患者在步态支撑期表现出明显的肌电激活不对称，尤其在病灶侧肌群中更为突出，反映出其脊柱动态稳定性下降。该研究将 sEMG 的应用从静态拓展至真实功能活动场景，强调了其在评估 LDH 运动控制缺陷、优化康复训练路径中的重要作用 [17-18]。

以上研究均表明，sEMG 不仅能够捕捉肌肉在运动或姿势变化过程中即时的电生理信号，还能够以量化指标的形式反映腰椎相关肌群的功能状态。这一优势使其在临床诊疗中比传统的 MRI、CT 等静态影像学手段更具前置性与动态性，为疾病的早期筛查和功能障碍评估提供了更加客观的证据。由此，腰椎疾病的诊断范式正逐步实现从单纯依赖“静态影像”向兼顾“动态功能评估”的转变，不仅有助于精准揭示病变与肌肉功能的关系，也为个体化治疗方案的制定与康复效果的实时监测奠定了基础。

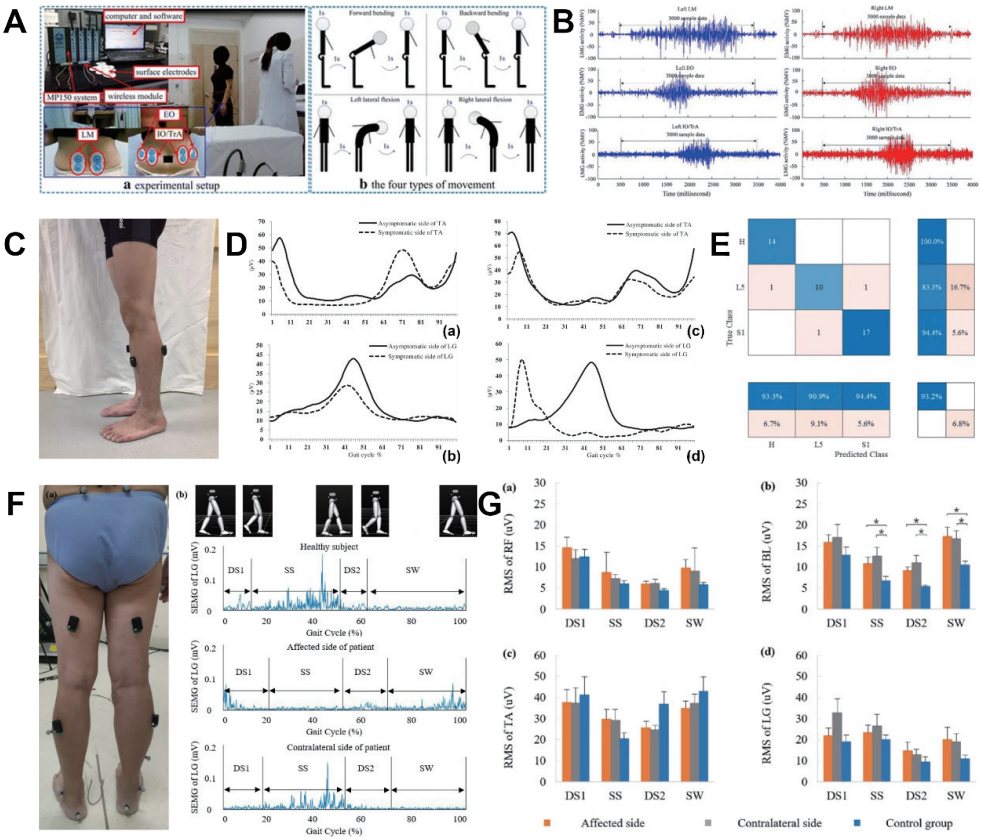


图 3：sEMG 在腰椎结构性疾病的诊断应用。（A-B）：腰椎间盘突出症评估中的实验设计与典型 sEMG 模式 [13]；（C-D）：基于 sEMG 的诊断框架：腰椎间盘突出症中的电极布置与步态期间神经根受压的典型肌电图（LDH 患者与对照组）[15]；（E）：整合肌电图参数的基于随机森林的诊断模型 [16]；（F-G）：腰椎间盘突出患者步态过程中实验设置与下肢 sEMG（LDH 患者与对照组）[17-18]。

三、sEMG 在腰椎疾病康复过程中的应用

（一）sEMG 融合保守治疗的诊疗思路

在腰椎疾病的药物保守治疗与理疗干预过程中，sEMG 不仅能作为功能评估工具，还可用于个体化康复干预的反馈与监测。历史研究指出，EMG 生物反馈训练可以帮助患者感知并调节肌肉活动，例如通过“下调过度紧张肌群”或“激活功能低下肌肉”，从而有效改善慢性下腰痛患者的肌肉功能状态，在实际操作中，EMG 可提供即时的视觉或声音反馈，使患者能够在理疗师引导下更精准地完成核心稳定和肌肉协调训练。

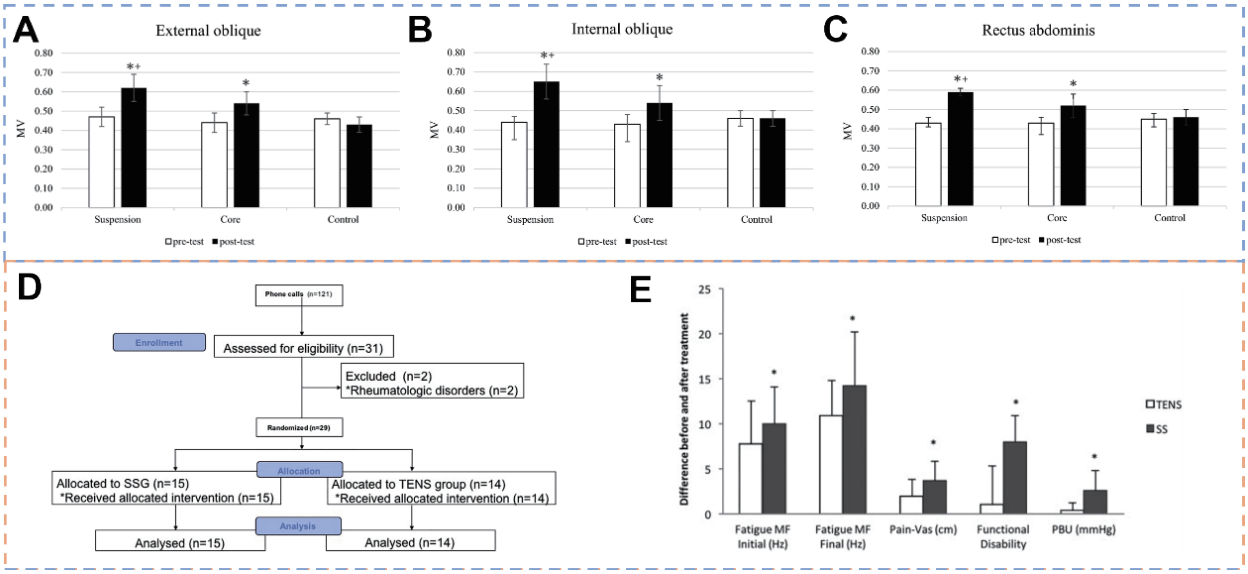
慢性下腰痛不仅表现为肌肉无力或结构性损伤，更关键的是神经 - 肌肉控制的障碍。Gerold 等人指出，sEMG 可用于识别核心肌群的激活延迟与协同失调，并作为康复训练中的实时反馈工具，帮助患者调节肌肉使用模式，改善脊柱稳定性。该研究强调，sEMG 的引入不仅提升了评估的客观性，也增强了干预的个体化与有效性 [19]。

进一步地，Mohebbi Rad 等人开展的一项前瞻性临床试验采用 sEMG 对比分析了悬吊训练与核心稳定训练在 LDH 患者康复中的成效。如图 4A-C 所示，研究通过 sEMG 实时监测腹直肌（RA）、内腹斜肌（IO）、外腹斜肌（EO）和竖脊肌（ES）的肌电信号，评估训练前后肌肉激活程度的变化。结果显示，经过连续 8 周的训练，患者核心肌群的 EMG 激活水平显著提高，且悬吊训练在 RA、IO 与 EO 三块肌肉上的电活动提升幅度明显优于核心稳定训练，同时在疼痛缓解方面也取得更显著的改善。该研究不仅验证了不同训练方法的康复效果，更凸显了 sEMG 在康复评估与训练反馈中的重要作用。通过客观、量化的数据帮助精准识别目标肌群功能改善情况，为康复方案的个体化优化提供了科学依据 [20]。

同时，如图 4D 所示，Ramos 等人的随机对照研究进一步比较了经皮神经电刺激（TENS）与核心稳定训练在 LDH 患者中的疗效。结果显示，TENS 虽能在短期内有效缓解疼痛，但对腰多裂肌（LM）疲劳改善、腹横肌（TrA）激活能力提升及功能障碍恢复均无显著作用；相较之下，核心稳定训练不仅显著减轻疼痛，还改善了 LM 抗疲劳性、增强了 TrA 激活能力，并有效降低了功能障碍水平（图 4E）。值得注意的是，该研究通过 sEMG 客观监测了 LM 疲劳参数和 TrA 收缩情况，从而量化了肌肉功能改善的幅度。这一结果提示，稳定性训练在 LDH 的保守康复治疗中不仅具有更全面和持久的优势，同时也表明 sEMG 在疗效评估与训练反馈中的关键价值 [21]。

此外，Ratajczak 等人近期在一项针对慢性腰痛女性患者的研究中，将牵引治疗与生物标志物分析相结合，进一步扩展了 sEMG 的应用场景。研究显示，牵引疗效的响应者在治疗前表现出较差的屈伸肌肉控制模式（如伸展期 MBA 偏低、FER 偏高），同时炎症相关因子（IL-2、IL-4、IL-10、adipsin）水平较高。值得关注的是，IL-4 首次被提出为预测疼痛缓解和肌电活动改善的潜在生物标志物。该研究强调，sEMG 与血液炎症指标的结合不仅能揭示康复治疗中的客观变化，还为未来实现个体化康复干预和疗效预测提供了新思路 [22]。综上，sEMG 不仅能作为腰椎疾病康复中的实时反馈工具，还能与临床和分子指标结合，为个体化诊疗和疗效预测提供坚实支持。

综上所述，sEMG 作为一种能够实时采集和量化肌肉活动的技术，不仅为康复训练提供了客观、可追踪的反馈工具，还使康复过程逐步摆脱传统依赖医师经验和患者主观感受的模式，向以数据为核心的科学化管理转变。在此基础上，康复训练能够实现更加精准的过程评估与效果监测，并推动干预方式从被动依赖转向主动调控，从而显著提升康复治疗的针对性与效率。



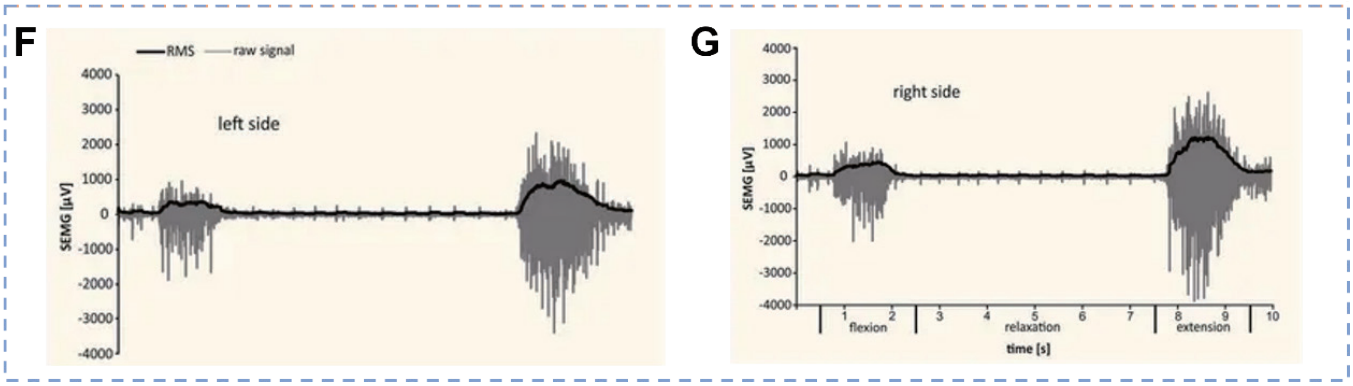
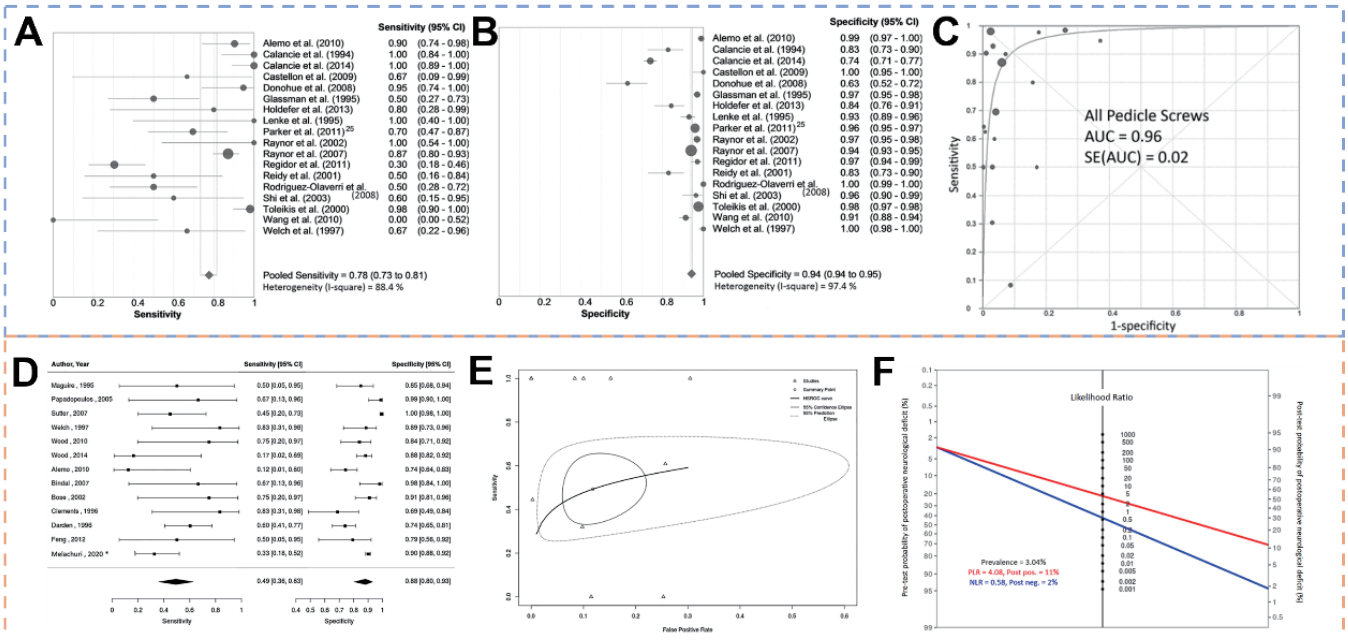


图 4：EMG 在药物保守治疗过程中的作用。(A-C)：腰椎间盘突出症患者悬吊训练与核心稳定训练干预下腹部肌群（腹外斜肌、腹内斜肌、腹直肌）表面肌电激活变化对比 [20]；(D-E)：腰椎间盘突出症患者中经皮神经电刺激（TENS）与核心稳定训练的研究流程与疗效比较：研究分组设计（D）及干预后肌电参数、疼痛与功能改善对比结果（E）[21]；(F-G）牵引治疗前后腰痛患者 sEMG 记录结果长肌群在屈曲 - 伸展任务中的 sEMG 原始信号与 RMS 变化 [22]。

（二）sEMG 在手术治疗过程中的量化支持

1. sEMG 对术中神经功能监测与风险预警

在腰椎融合术中，术中触发型肌电图（triggered EMG, t-EMG）已被广泛应用于椎弓根螺钉置入过程中，用于评估螺钉与神经根的功能接近性。Mikula 等人的系统综述与荟萃分析表明，t-EMG 在检测螺钉错位时具有较高特异性（约 94%）和中等敏感性（约 78%）（如图 5A-B 所示），并指出最佳应用参数为 10-12 mA 阈值与 300 us 脉冲时长，尤其在腰椎水平表现最佳（图 5C）[23]。进一步地，Reddy 等人聚焦于临床结局，在 13 项研究、2236 名患者的荟萃分析中发现，术中出现低阈值反应的患者术后神经缺损风险显著增加（约 7.4 倍），而如图 5D-E t-EMG 的特异度和阴性预测值分别高达 88% 与 98%，证实了其在预测术后神经并发症方面的重要价值（图 5F）[24]。在脊柱不同节段的研究中，如图 5G-I 所示，Min 等人对青少年特发性脊柱侧弯患者的前瞻性研究显示，阈值 ⩾ 6 mA 的螺钉在术后 CT 中有 90.3% 的可靠性被证实为安全 [25]；而 Samdani 等（2011）在 937 枚胸椎螺钉的分析中则发现，t-EMG 在 T2-T9 的敏感性较低（仅 28%），但在 T10-T12 水平的识别率可达 86%，提示其在胸椎不同水平的应用效果存在差异 [26]。此外，Raynor 等人对 4857 枚腰椎螺钉的研究进一步量化了阈值分级与螺钉错位风险的关系：⩽ 4 mA 时螺钉内侧突破概率高达 54%，而 ⩽ 2.8 mA 时则达到 100%，提出了基于分级阈值的临床参考标准 [27]。这些研究从参数优化、节段差异及临床结局三个层面共同证明了 t-EMG 在术中作为螺钉安全性评估的重要辅助手段。



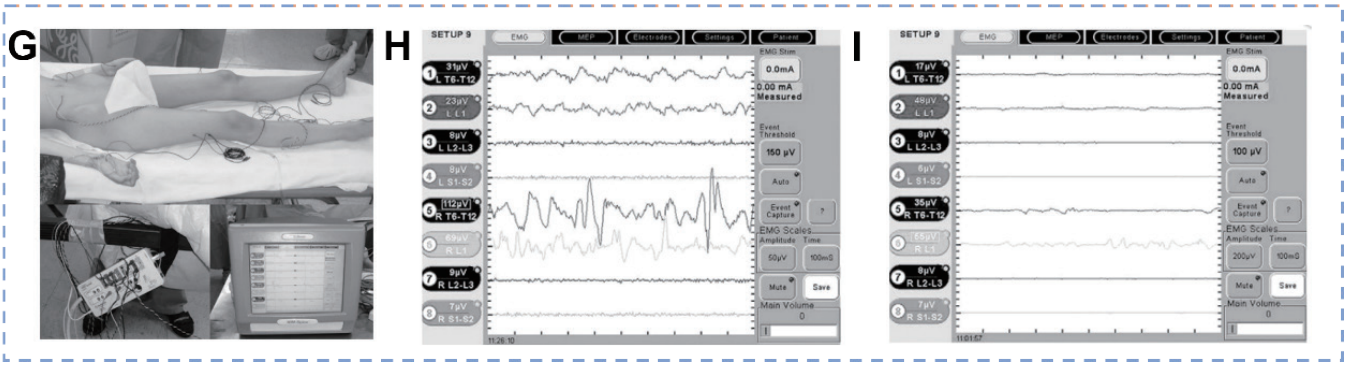


图 5：sEMG 在手术治疗中的作用：术中触发 EMG 用于腰椎融合术中。(A-C)：术中触发型表面肌电图(tEMG)在椎弓根螺钉置入准确性检测中的诊断效能：敏感性、特异性与 ROC 曲线结果整合 [23]；(D-F) 术中触发型肌电图(tEMG)在椎弓根螺钉置入准确性检测中的循证结果：(D) 敏感性与特异性森林；(E) 汇总 ROC 曲线(HSROC) [24]；(F) Fagan 规范。(G-I) 术中触发型肌电图（tEMG）在椎弓根螺钉置入中的技术原理、临床应用 [25]。

2. sEMG 对术后康复评估与功能恢复追踪

手术后，EMG 在康复训练中的作用尤为显著。它不仅可作客观评价手术后肌肉功能恢复的工具，还能为患者提供实时反馈，促进肌肉控制模式的矫正和恢复。研究指出，相较于传统的观察评估和主观测试，EMG 特征能更有效捕捉术后运动控制行为的细微差异，从而提升康复训练的精准性与效果。Wojtysiak 等人的研究便表明，针极 EMG 与运动诱发电位（MEP）等神经生理学方法能够在腰骶椎间盘突出症患者术后敏感地反映神经功能改善情况，如图 6A-C 所示，其中 MEP 的根传导时间尤其能揭示临床难以察觉的恢复过程，提示 EMG 在疗效随访和功能恢复评估中的独特价值 [28]。

李永忠等人的研究进一步补充了这一点，他们利用 sEMG 系统地评估了经皮椎间孔镜下腰椎间盘切除术（PELD）患者在术前与术后 4 周的竖脊肌电活动特征，重点分析了屈曲 - 松弛现象（Flexion-Relaxation Phenomenon，FRP）的变化。结果显示，术前患者在屈曲末端往往缺乏正常的“肌电静默”，表现为竖脊肌 RMS 水平持续升高，而术后 FRP 比率（FRR）显著升高（1.14 到 11.7），提示多数患者重新出现了正常的放松反应。同时，如图 6D-F，最大随意屈曲（MVF）阶段的过度 EMG 激活显著下降（33.1 到 3.8 mV），伸展相的肌电活动增强，说明肌群的神经肌肉控制模式得到明显重建。进一步相关性分析表明，FRR 的改善与疼痛缓解（VAS）、功能改善（QBPDS）及躯干活动度（ROM）的提升呈显著相关。该研究表明，sEMG 不仅能够揭示术前腰背肌的异常激活模式，还能客观量化 PELD 术后神经肌肉功能恢复的动态过程，为术后康复随访提供了关键的生物学指标 [29]。

Lener 等人开展了一项前瞻性随机对照试验，将腰椎间盘突出症（LDH）术后患者随机分为常规物理治疗组和 sEMG 触发的多通道电刺激（sEMG-SES）组。常规组接受常规的康复训练，而实验组患者通过监测自身肌电信号来触发电刺激，实现主动参与和功能激活，训练目标包括深层稳定肌强化、神经肌肉控制改善和姿势调节训练。结果显示，sEMG-SES 组在疼痛缓解（VAS）、功能改善（QBPDS）以及核心肌群激活水平方面的改善均显著优于对照组，且该方法表现出更高的目标指向性和个体响应性。研究结论表明，sEMG-SES 干预能够为术后康复提供实时反馈与精确肌群激活，从而有效提升康复训练的效果 [30]。

与此同时，Tarnanen 等人利用 sEMG 对腰椎融合术后患者在执行多种中立位脊柱控制练习（Neutral Spine Control，NSC）时的肌肉激活模式进行了监测，涵盖腹直肌（RA）、外腹斜肌（EO）、竖脊肌（ES）和多裂肌（MF）。结果发现，不同练习对肌群的激活模式存在差异：双侧肩关节伸展时腹直肌激活最强（约 51% MVIC）；单侧肩水平内收与单膝跪位髋伸展则对外腹斜肌招募效果最佳（约 46-48% MVIC）；而竖脊肌和多裂肌则在双侧肩关节屈曲及改良罗马椅（Biering-Sorensen）练习中达到最高水平，激活幅度达 60-104% MVIC，超过了力量增强训练的推荐阈值。值得注意的是，所有练习中疼痛反应普遍较低（VAS 平均 3-16），明显低于患者平时的疼痛水平。这些结果不仅证明了 NSC 练习在腰椎融合术后具有安全性和可行性，也凸显了 sEMG 在精确量化不同训练动作对核心和伸肌群招募效果上的关键作用 [31]。

这进一步说明，sEMG 不仅能够动态揭示患者术后恢复的轨迹，还能通过量化数据支持康复过程中的实时评估与决策，从而赋能个体化康复方案的制定与优化。由此，康复模式正逐步实现从传统的被动随访向主动管理和精准干预的跨越，提升了临床康复的科学性与有效性。

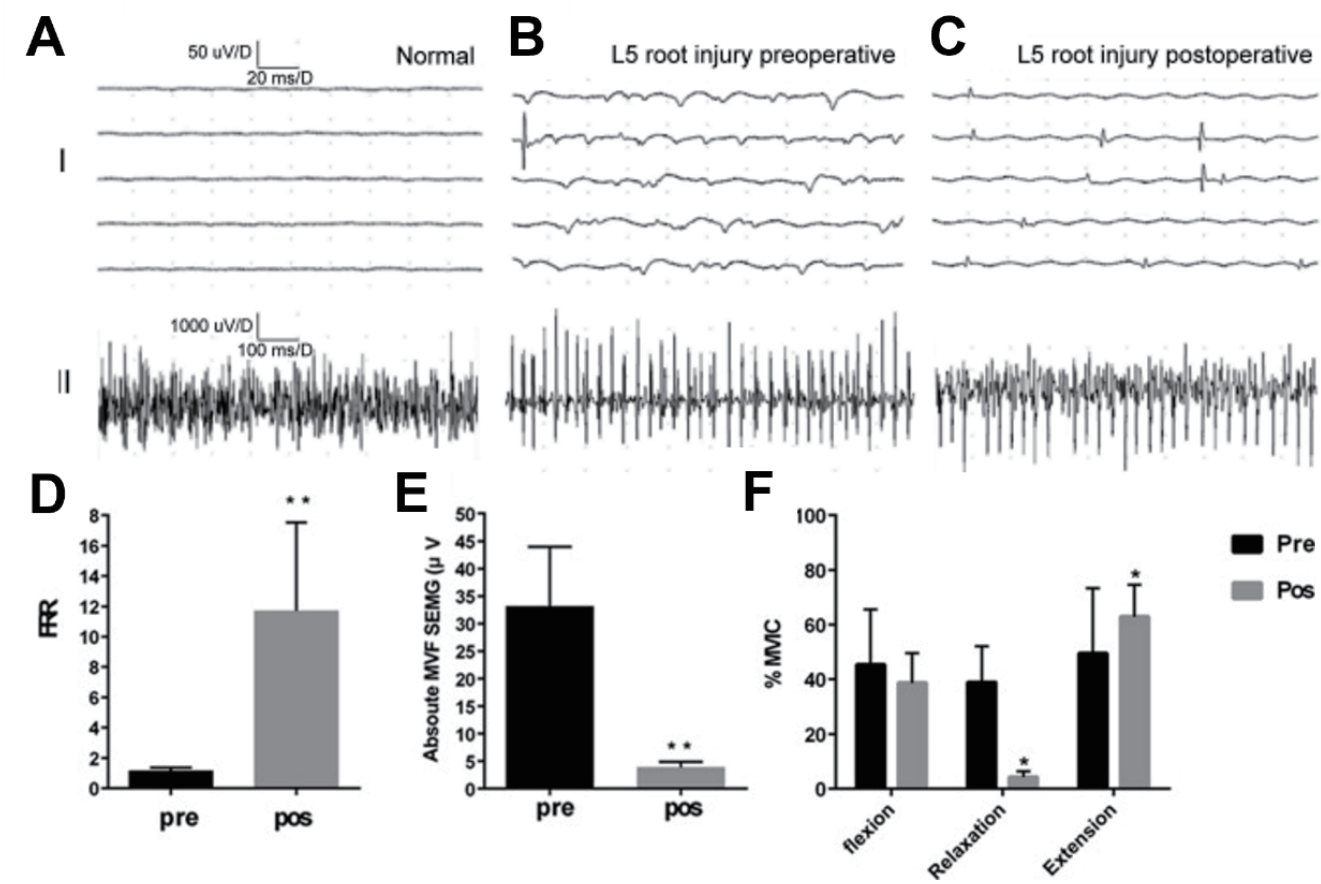


图 6：sEMG 在手术后康复过程中的作用。(A-C)：术前术后 EMG 与 MEP 评估腰骶神经根功能变化 [27]；(D-F): 经皮椎间孔镜下腰椎间盘切除术（PELD）患者术前与术后 4 周竖脊肌 sEMG 特征变化：屈曲 - 松弛比率（FRR）、最大随意屈曲（MVF）阶段 RMS 值及不同运动阶段的归一化 EMG[28]。

四、诊断与康复应用中的挑战与障碍

尽管 sEMG 因其无创性和操作简便被广泛应用于运动与康复研究，但其在深层肌肉活动评估方面存在显著局限。sEMG 电极主要记录浅层肌肉的电活动，深层信号往往因组织传导衰减而减弱，且容易受到邻近肌群的跨肌干扰（crosstalk）影响，从而难以准确区分目标肌群的真实电活动。Okubo 等人的研究对此提供了直接证据：在比较腹横肌（TrA）和多裂肌（MF）时，他们发现 sEMG 与针极 EMG 在 MF 上具有较好的一致性，而在 TrA 上则存在明显偏差。具体表现为 sEMG 对 TrA 活动的估计显著高于针极 EMG，且随运动强度增加偏差更大，其主要原因在于信号受到了相邻内腹斜肌（IO）的干扰。该结果证明，在评估深层肌肉功能时，sEMG 的应用仍存在局限性 [32]。

尽管 sEMG 在运动与康复研究中具有重要应用价值，但其信号质量与可比性常受到个体差异的显著影响。已有研究表明，皮下脂肪厚度会削弱电信号的传导并降低信号幅值，皮肤与电极界面的导电特性会影响阻抗水平，进而改变信号稳定性，而肌肉大小、纤维排列方向及结构差异则可能导致不同个体间的 EMG 特征存在较大偏差。这些因素共同增加了不同受试者间数据比较与结果解读的复杂性。Fuentes del Toro 与 Aranda-Ruiz 在系统评估 sEMG 归一化方法的研究中进一步指出，sEMG 幅值存在固有的个体变异，其大小不仅取决于神经肌肉招募情况，还与被试的解剖学和生理学差异密切相关。研究强调，皮下脂肪厚度、皮肤阻抗及肌肉特性差异会显著影响 sEMG 的幅值和一致性，因此在临床和实验应用中必须结合适当的归一化策略（如 MVC、RVC 或动态归一化方法），以减少个体差异带来的偏倚并提升信号的可靠性 [33]。

电极位置对 sEMG 信号的一致性和可靠性也具有显著影响。即便是电极在不同测量间的轻微移动，也会导致时域特征（如 RMS、信号幅值）出现明显波动，从而削弱重复测试的稳定性。

Ochia 与 Cavanagh 的研究表明，在长时段的重复测量中，部分肌肉的 RMS 值波动幅度较大，其主要原因并非肌肉生理状态的变化，而是电极放置位置及其附着状态的细微差异 [34]。这一结果提示时域特征对电极位置敏感，可能导致跨时段比较存在偏倚。近期，Hodossy 等人通过高密度肌电（HD-sEMG）系统系统评估了电极位置偏移对步态预测模型的影响，结果显示即使是微小的电极偏移，也会显著降低信号一致性和预测精度 [35]。值得注意的是，虽然部分频域特征表现出相对稳定性，但仍不足以抵消整体可靠性的下降。

因此，未来柔性 sEMG 技术若能在深层信号检测、跨个体信号一致性以及评价体系标准化等关键瓶颈上取得突破，将有望真正推动腰椎健康管理的范式转变，使其从以往的被动治疗全面迈向以主动干预和精准调控为核心的新模式。

五、临床转化路径与现实挑战

尽管柔性可穿戴 sEMG 传感器在实验室研究和早期临床探索中已展现出较大潜力，但其真正实现临床落地仍面临诸多现实障碍。首先，设备标准化不足是主要瓶颈。不同研究团队在电极材料、信号采集与处理方法上差异较大，缺少统一的行业标准，使得多中心研究之间难以比较和验证，这与软体和柔性机器人在医疗应用中的转化难题高度一致 [36]。其次，注册审批与合规流程复杂。柔性传感器往往既涉及医疗器械监管，又包含智能算法，导致审批路径更为复杂；而且其安全性、长期稳定性和患者依从性仍需在更大规模临床试验中加以验证 [36]。此外，医保支付政策的缺位也是限制其推广的重要原因。许多创新型传感器虽在科研和早期临床试点中显示出价值，但由于缺乏明确的医保报销支持，医院在引入时常面临经济激励不足的问题。类似的情况在运动医学领域的生物医学传感器转化中也被广泛报道，研究指出医保支付和商业模式创新是临床推广的关键因素 [37]。

在应用层面，医护人员的认知与培训不足同样影响了技术的普及。相较于传统影像学，sEMG 数据的解读需要新的知识体系和培训路径，如果医护缺乏相关技能，就难以在诊疗和康复中发挥传感器的最大价 [37]。

因此，未来柔性 sEMG 从实验室走向临床需要多方协同：一方面，应推动设备标准化和信号解读规范的建立，确保跨中心结果的可比性；另一方面，需加快审批与支付政策的完善，为临床引入创造条件；同时，加强医护培训与患者教育，提升技术可操作性与可接受性。只有当科研创新与临床需求在制度和应用层面实现有效衔接，柔性 sEMG 传感器才能真正成为推动腰椎健康管理范式转变的重要工具。

六、小结

总体而言，sEMG 在腰椎结构性疾病的诊断与康复中展现出较大潜力，但其应用仍受多重因素限制。临床上，医护人员对该技术的认知与操作培训不足，影响了推广和使用的积极性；技术层面，信号易受皮肤电阻、邻近肌肉干扰及电极放置偏差影响，难以保证稳定性与可重复性；此外，缺乏统一的信号解读标准和跨中心的规范流程，使得不同研究和临床结果之间难以对比和验证；同时，现有设备多偏实验性，缺少简便、友好的临床化产品，限制了在日常诊疗中的普及。值得注意的是，高密度表面肌电作为新兴技术，能够通过空间分布信息揭示腰椎相关肌群的激活模式和协同关系，为疾病分型和康复评估提供更精细化的指标。未来，唯有在教育培训体系的完善、核心技术的持续优化、标准化体系的建立以及设备性能的不断改良等方面实现突破，并充分结合高密度肌电在空间分辨率和信息获取上的优势，sEMG 才能真正突破现有局限，更加广泛而深入地服务于腰椎疾病的早期诊断与康复实践。由此，腰椎健康管理模式将逐步完成从传统“被动治疗”向以实时监测和精准干预为核心的“主动管理”范式转变，为个体化医疗与智慧康复提供坚实支撑。

参考文献

[1]Y. Qiu, X. Wei, Y. Tao, B. Song, M. Wang, and Z. Yin, et al., “Causal association of leisure sedentary behavior and cervical spondylosis, sciatica, intervertebral disk disorders, and low back pain: A Mendelian randomization study,” Front. Public Health, vol. 12, p. 1284594, 2024, doi: 10.3389/fpubh.2024.1284594.

[2]B. Wan, N. Ma, and W. Lu, “Evaluating the causal relationship between five modifiable factors and the risk of spinal stenosis: A multivariable Mendelian randomization analysis,” PeerJ, vol. 11, p. e15087, 2023, doi: 10.7717/peerj.15087.

[3]L. M. Belfi, A. O. Ortiz, and D. S. Katz, “Computed tomography evaluation of spondylolysis and spondylolisthesis in asymptomatic patients,” Spine, vol. 31, no. 24, pp. E907-E910, 2006, doi: 10.1097/01.brs.0000245947.31473.0a.

[4]T. Soler and C. Calderón, "The prevalence of spondylolysis in the Spanish elite athlete," Am. J. Sports Med., vol. 28, no. 1, pp. 57-62, 2000, doi: 10.1177/03635465000280012101.

[5]L. Kalichman, D. H. Kim, L. Li, A. Guermazi, V. Berkin, and D. J. Hunter, "Spondylolysis and spondylolisthesis: Prevalence and association with low back pain in the adult community-based population," Spine, vol. 34, no. 2, pp. 199-205, 2009, doi: 10.1097/BRS.0b013e31818edcfd.

[6]C. J. De Luca, "The use of surface electromyography in biomechanics," J. Appl. Biomech., vol. 13, no. 2, pp. 135-163, May 1997, doi: 10.1123/jab.13.2.135.

[7]H. Liu, W. Dong, Y. Li, F. Li, J. Geng, and M. Zhu, et al., "An epidermal sEMG tattoo-like patch as a new human-machine interface for patients with loss of voice," Microsyst. Nanoeng., vol. 6, no. 1, p. 16, 2020, doi: 10.1038/s41378-019-0127-5.

[8]S. Yang, J. Cheng, J. Shang, C. Hang, J. Qi, and L. Zhong, et al., "Stretchable surface electromyography electrode array patch for tendon location and muscle injury prevention," Nat. Commun., vol. 14, no. 1, p. 6494, 2023, doi: 10.1038/s41467-023-42149-x.

[9]G. Ren, M. Zhang, L. Zhuang, L. Li, S. Zhao, and J. Guo, et al., "MRI and CT compatible asymmetric bilayer hydrogel electrodes for EEG-based brain activity monitoring," Microsyst. Nanoeng., vol. 10, no. 1, p. 156, 2024, doi: 10.1038/s41378-024-00805-2.

[10]M. Zhang, M. Hao, B. Liu, J. Chen, G. Ren, and Y. Zhao, et al., "Recent progress of hydrogels in brain–machine interface," Soft Sci., vol. 4, no. 4, 2024, doi: 10.20517/ss.2024.34.

[11]M. Suo, L. Zhou, J. Wang, H. Huang, J. Zhang, and T. Sun, et al., "The application of surface electromyography technology in evaluating paraspinal muscle function," Diagnostics, vol. 14, no. 11, p. 1086, 2024, doi: 10.3390/diagnostics14111086.

[12]S. Qie, W. Li, X. Li, X. Chen, W. Gong, and J. Xi, et al., "Electromyography activities in patients with lower lumbar disc herniation," J. Back Musculoskelet. Rehabil., vol. 33, no. 4, pp. 589-596, 2020, doi: 10.3233/BMR-181308.

[13]W. Du, H. Li, O. M. Omisore, L. Wang, W. Chen, and X. Sun, "Co-contraction characteristics of lumbar muscles in patients with lumbar disc herniation during different types of movement," Biomed. Eng. Online, vol. 17, no. 1, p. 8, 2018, doi: 10.1186/s12938-018-0443-2.

[14]M. Zhang, M. Hao, G. Ren, Y. Zhao, C. Lv, and Y. Xia, et al., "Flexible electromyography sensor with in situ gelation hydrogel for early diagnosis of lumbar spine diseases," InfoMat, doi: 10.1002/inf2.70066.

[15]Y. Liu, C. Zheng, J. Miao, H. Chen, H. Quan, and S. Yan, et al., "Diagnosis of compressed nerve root in lumbar disc herniation patients by surface electromyography," Orthop. Surg, vol. 10, no. 1, pp. 47-55, 2018, doi: 10.1111/os.12362.

[16]H. Wang, Y. Wang, Y. Li, C. Wang, and S. Qie, "A diagnostic model of nerve root compression localization in lower lumbar disc herniation based on random forest algorithm and surface electromyography," Front. Hum. Neurosci., vol. 17, p. 1176001, 2023, doi: 10.3389/fnhum.2023.1176001.

[17]P. Sbriccoli, F. Felici, A. Rosponi, et al., "Exercise induced muscle damage and recovery assessed by means of linear and non-linear sEMG analysis and ultrasonography," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 11, no. 2, pp. 73-83, 2001, doi: 10.1016/S1050-6411(00)00042-0.

[18]W. Wang, H. Wei, R. Shi, et al., "Dysfunctional muscle activities and co-contraction in the lower-limb of lumbar disc herniation patients during walking," Sci. Rep., vol. 10, no. 1, p. 20432, 2020, doi: 10.1038/s41598-020-77150-7.

[19]G. R. Ebenbichler, L. I. E. Oddsson, J. Kollmitzer, et al., "Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation," Med. Sci. Sports Exerc., vol. 33, no. 11, pp. 1889-1898, 2001, doi: 10.1097/00005768-200111000-00014.

[20]Y. Mohebbi Rad, M. R. Fadaei Chafy, and A. Elmieh, "Is the novel suspension exercises superior to core stability exercises on some EMG coordinates, pain and range of motion of patients with disk herniation?," Sport Sci. Health, vol. 18, no. 2, pp. 567-577, 2022, doi: 10.1007/s11332-021-00848-2.

[21]L. A. V. Ramos, B. Callegari, F. J. R. França, et al., "Comparison between transcutaneous electrical

nerve stimulation and stabilization exercises in fatigue and transversus abdominis activation in patients with lumbar disk herniation: a randomized study," J. Manipulative Physiol. Ther., vol. 41, no. 4, pp. 323-331, 2018, doi: 10.1016/j.jmpt.2017.10.010.

[22]M. Ratajczak, M. Waszak, E. Śliwicka, et al., "In search of biomarkers for low back pain: Can traction therapy effectiveness be prognosed by surface electromyography or blood parameters?," Front. Physiol., vol. 14, p. 1290409, 2023, doi: 10.3389/fphys.2023.1290409.

[23]A. L. Mikula, S. K. Williams, and P. A. Anderson, "The use of intraoperative triggered electromyography to detect misplaced pedicle screws: A systematic review and meta-analysis," J. Neurosurg. Spine, vol. 24, no. 4, pp. 624-638, 2016, doi: 10.3171/2015.6.SPINE141323.

[24]R. P. Reddy, R. Chang, D. V. Coutinho, et al., "Triggered electromyography is a useful intraoperative adjunct to predict postoperative neurological deficit following lumbar pedicle screw instrumentation," Glob. Spine J., vol. 12, no. 5, pp. 1003-1011, 2022, doi: 10.1177/21925682211018472.

[25]W.K. Min, H.J. Lee, W.J. Jeong, C.W. Oh, J.S. Bae, and H.S. Cho, et al., "Reliability of triggered EMG for prediction of safety during pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis surgery," Asian Spine J., vol. 5, no. 1, pp. 51–57, 2011, doi: 10.4184/asj.2011.5.1.51.

[26]A. F. Samdani, M. Tantorski, P. J. Cahill, A. Ranade, S. Koch, and D. H. Clements, et al., "Triggered electromyography for placement of thoracic pedicle screws: Is it reliable?," Eur. Spine J., vol. 20, no. 6, pp. 869–874, 2011, doi: 10.1007/s00586-010-1653-x.

[27]B. L. Raynor, L. G. Lenke, K. H. Bridwell, et al., "Correlation between low triggered electromyographic thresholds and lumbar pedicle screw malposition: Analysis of 4857 screws," Spine, vol. 32, no. 24, pp. 2673-2678, 2007, doi: 10.1097/BRS.0b013e31815a524f.

[28]M. Wojtysiak, J. Huber, A. Wiertel-Krawczuk, et al., "Pre- and postoperative evaluation of patients with lumbosacral disc herniation by neurophysiological and clinical assessment," Spine, vol. 39, no. 21, pp. 1792-1800, 2014, doi: 10.1097/BRS.0000000000000510.

[29]Y. Li, X. Zhang, J. Dai, et al., "Changes in the flexion-relaxation response after percutaneous endoscopic lumbar discectomy in patients with disc herniation," World Neurosurg., vol. 125, pp. e1042-e1049, 2019, doi: 10.1016/j.wneu.2019.01.238.

[30]S. Lener, C. Wipplinger, S. Hartmann, et al., "The influence of surface EMG-triggered multichannel electrical stimulation on sensomotoric recovery in patients with lumbar disc herniation: Study protocol for a randomized controlled trial (RECO)," Trials, vol. 18, no. 1, p. 566, 2017, doi: 10.1186/s13063-017-2310-z.

[31]S. P. Tarnanen, M. H. Neva, K. Häkkinen, et al., "Neutral spine control exercises in rehabilitation after lumbar spine fusion," J. Strength Cond. Res., vol. 28, no. 7, pp. 2018-2025, 2014, doi: 10.1519/JSC.0000000000000334.

[32]Y. U. Okubo, K. Kaneoka, A. Imai, et al., "Comparison of the activities of the deep trunk muscles measured using intramuscular and surface electromyography," J. Mech. Med. Biol., vol. 10, no. 4, pp. 611-620, 2010, doi: 10.1142/S0219519410003599.

[33]S. Fuentes del Toro and J. Aranda-Ruiz, "The impact of normalization procedures on surface electromyography (sEMG) data integrity: A study of bicep and tricep muscle signal analysis," Sensors, vol. 25, no. 9, p. 2668, 2025, doi: 10.3390/s25092668.

[34]R. S. Ochia and P. R. Cavanagh, "Reliability of surface EMG measurements over 12 hours," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 17, no. 3, pp. 365-371, 2007, doi: 10.1016/j.jelekin.2006.01.003.

[35]B. K. Hodossy, A. S. Guez, S. Jing, et al., "Leveraging high-density EMG to investigate bipolar electrode placement for gait prediction models," IEEE Trans. Hum.-Mach. Syst., vol. 54, no. 2, pp. 192-201, 2024, doi: 10.1109/THMS.2024.3371099.

[36]S. Xu, J. Kim, J. R. Walter, R. Ghaffari, and J. A. Rogers, "Translational gaps and opportunities for medical wearables in digital health," Sci. Transl. Med., vol. 14, no. 666, p. eabn6036, Oct. 12, 2022, doi: 10.1126/scitranslmed.abn6036.

[37]D. R. Seshadri, S. Magliato, J. E. Voos, and C. Drummond, "Clinical translation of biomedical sensors for sports medicine," J. Med. Eng. Technol., vol. 43, no. 1, pp. 66–81, 2019, doi: 10.1080/03091902.2019.1612474.