

## 无创传感器技术在吞咽障碍评估中的应用进展

王连<sup>1</sup> 王双<sup>1</sup> 古娇<sup>1</sup> 刘小芹<sup>3</sup> 窦祖林<sup>2</sup> 吴永超<sup>1</sup>

<sup>1</sup>华中科技大学同济医学院附属协和医院康复医学科, 武汉 430022; <sup>2</sup>广州中山大学附属第三医院康复医学科, 广州 510630; <sup>3</sup>四川大学华西第二医院康复医学科, 成都 610041

通信作者: 吴永超, Email: wuyongchao@hotmail.com; 窦祖林, Email: douzul@163.com

**【摘要】** 吞咽障碍作为多种疾病的常见并发症, 显著增加了误吸、吸入性肺炎及营养不良等事件的发生风险, 严重影响患者的功能预后, 故对吞咽功能进行早期筛查及动态评估至关重要, 然而现有评估方法难以实现对吞咽功能的动态监测。近年来兼具便携性、无创性与实时监测优势的传感器技术为解决上述问题提供了新思路, 已成为吞咽障碍治疗领域的研究热点。本文通过系统综述无创传感器技术在吞咽障碍评估中的应用进展, 并分析当前挑战及展望未来趋势, 以期为该技术的临床应用提供参考。

**【关键词】** 吞咽障碍; 无创传感器; 评估

**基金项目:** 国家自然科学基金(82272617); 广州市科技计划项目重点研发计划(2023B03J1234)

**Funding:** National Natural Science Foundation of China(82272617); Guangzhou Science and Technology Programme Key R&D Programmes(2023B03J1234)

DOI: 10.3760/cma.j.cn421666-20251016-00921

吞咽障碍是由于下颌、双唇、舌、软腭、咽喉、食管等器官结构和/或功能受损, 导致食物和/或液体无法安全、有效地从口腔运送至胃部<sup>[1-2]</sup>。吞咽障碍是多种疾病的常见并发症, 可导致误吸、吸入性肺炎及营养不良等严重后果, 并显著延长住院时间, 增加医疗费用, 给患者家庭带来沉重的经济负担<sup>[3-4]</sup>。相关研究表明, 早期筛查及评估吞咽障碍并给予及时干预可降低相关并发症的发生风险, 促进吞咽功能和整体功能恢复<sup>[5]</sup>。

目前, 临床针对吞咽障碍的评估方法主要包括临床评估及仪器评估。临床评估方法便于操作, 但其准确性易受环境、患者配合度以及评估者专业水平等多方面因素影响, 且误吸漏诊率较高<sup>[6]</sup>。仪器评估方法包括视频透视吞咽造影检查(video-fluoroscopic swallowing study, VFSS)、纤维内窥镜吞咽检查(fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing, FEES)等, 这些方法为吞咽功能评估提供了重要的客观依据<sup>[7-8]</sup>, 但亦存在一定局限性, 如 VFSS 检查依赖大型设备, 且存在辐射风险; FEES 虽无辐射风险、便于床旁检查, 但会出现“白屏”现象(即食物黏附于镜头处, 致使视野被遮挡), 容易导致误吸漏诊<sup>[9]</sup>。

吞咽障碍患者的吞咽功能随病情进展而发生动态变化<sup>[10]</sup>, 即使在同一次评估中, 患者进食相同容积及黏度的食团, 其吞咽行为也可能表现不一<sup>[11-12]</sup>。因此, 仅凭单次评估并不足以全面反映患者的吞咽功能。然而目前无论是临床评估还是仪器评估, 均只能提供单一时间点的吞咽功能信息, 难以持续动态监测患者在日常进食过程中的吞咽功能改变。近年来, 无创传感器因其便携、低成本、无辐射以及可实现吞咽功能动态监测等优势, 已成为吞咽障碍领域的研究热点之一。另外, 随着人工智能技术与信号处理技术的快速发展, 多模态传感器数据融合及智能算法分析为提升吞咽障碍评估的准确性及有效率提供了重要辅助手段, 进一步推动了无创传感器技术在吞咽障碍评估中的应用。

鉴于现有评估方法的局限性, 发展基于无创传感器的动态

监测技术已成为吞咽障碍评估领域的迫切需求与重要趋势。本文旨在综述各类无创传感器在吞咽障碍评估中的应用现状, 并展望其未来发展方向, 为改进吞咽功能评估的精准性、动态性及实时性提供参考。

### 无创传感器的分类及其在吞咽障碍评估中的应用

在吞咽障碍评估中, 常用的无创传感器主要包括表面肌电图、加速度计、声学传感器以及呼吸传感器等。这些传感器可分别或联合记录吞咽过程中的关键生理信号, 如相关肌群肌电活动、喉上抬运动、吞咽声音以及吞咽-呼吸协调性等, 为吞咽障碍评估提供了重要工具。

#### 一、表面肌电图

表面肌电图(surface electromyography, sEMG)是最早应用于吞咽障碍研究领域的工具之一, 主要通过贴附于颈前/颈下皮肤的电极捕捉吞咽相关肌群的生物电信号, 从而量化肌肉收缩的幅度、时序及协调性等。如 Sakai 等<sup>[13]</sup>发现, 肌少症性吞咽障碍患者在吞咽过程中, 其颈下肌群 sEMG 信号持续时间显著延长、振幅增高, 提示患者存在代偿性肌肉激活模式。但传统 sEMG 存在一定的局限性, 如 McKeown 等<sup>[14]</sup>指出, 周围肌肉的电活动可能干扰目标电极的信号采集, 即“串扰”问题, 导致难以准确解读源信号。

为克服传统 sEMG 在空间分辨率及信号“串扰”方面的不足, 高密度表面肌电(high-density surface electromyography, HD-sEMG)技术应运而生。HD-sEMG 通过多通道、小间距电极阵列, 提高了信号的空间分辨率及拓扑映射能力, 为研究吞咽相关肌肉的协同模式提供了新手段。如 Zhu 等<sup>[15]</sup>开发的 HD-sEMG 系统(共 96 个电极, 电极间距 15 mm)可记录颈前区吞咽相关肌电活动的空间分布范围, 为建立正常吞咽的肌电生理参考模型提供了基础; Zhang 等<sup>[16-17]</sup>研制的可拉伸高密度 sEMG 贴片具备高延展性及低模量, 能紧密贴合颈部曲面, 在吞咽过

程中实现了信号稳定采集,并结合卷积神经网络对 11 类吞咽任务的分类准确率高达 80%。Zhao 等<sup>[18]</sup>设计的基于 PEDOT:PSS 水凝胶的嵌入式 HD-sEMG 传感器,可有效抑制运动伪差,显著提升信噪比及信号稳定性。尽管 sEMG 与 HD-sEMG 均属于表面肌电技术,但后者凭借高空间分辨率及多通道同步采集能力,在吞咽障碍的精确定位、机制研究等方面更具优势。

## 二、加速度计

喉上抬是保障吞咽安全性及有效性的重要生理机制。相关研究表明,吞咽障碍患者常伴有喉上抬功能受损,导致误吸风险显著增加。因此,如何客观、准确地量化喉上抬运动,对于吞咽障碍的筛查与误吸风险的识别具有重要意义。

加速度计通常贴附于颈部环状软骨部位,可有效捕捉吞咽过程中喉上抬运动<sup>[19]</sup>。早期研究多采用单轴加速度计,通过记录前-后 (anterior-posterior, A-P) 方向的振动信号识别吞咽事件。相关研究表明,加速度信号峰值与喉部上抬幅度显著相关,且健康人与吞咽障碍患者的信号模式存在明显差异。然而,由于喉部运动涵盖 A-P 及上-下 (superior-inferior, S-I) 方向等多维动作,单轴加速度计难以全面捕捉吞咽动作的生物力学特征,因此双轴加速度计被逐渐广泛应用。如 Lee 等<sup>[20]</sup>通过时域及时频分析发现,A-P 与 S-I 轴信号具有不同统计特性,且 S-I 轴信号包含独特的吞咽动力学信息。Sejdic 等<sup>[21]</sup>进一步指出,约半数双轴信号具有平稳性,且双轴间存在统计学依赖性。基于双轴加速度信号,Steele 等<sup>[22]</sup>开发的分类器在区分安全与不安全吞咽方面达到 90% 敏感性及 77% 特异性。

随着传感器技术的发展,三轴加速度计在吞咽障碍监测中的应用也日趋广泛,它能够同步采集矢状面、冠状面及横断面三个维度的加速度数据,为吞咽障碍评估提供了多维度的时序与模式信息。该技术在量化吞咽生理参数方面展现出巨大的潜力,如 Shu 等<sup>[23]</sup>通过融合三轴加速度信号并建立线性混合模型,成功预测了上食管括约肌的开放程度;Mao 等<sup>[24]</sup>则利用深度学习技术处理三轴信号,实现了对舌骨运动轨迹的有效追踪。上述研究充分证实,三轴加速度计数据中蕴含着丰富的、与吞咽动力学相关的关键信息。然而,该技术的临床应用仍面临诸多挑战,一方面是加速度信号易受头部转动、身体姿态变化及说话等非吞咽动作的干扰<sup>[25]</sup>;另一方面,加速度计所测量的是喉部及其周围结构组织的复合运动参数,目前尚难以从中精确解耦并提取出特定解剖结构的独立运动信息。

## 三、声学传感器

在吞咽过程中,食团的推送、会厌翻转及喉前庭关闭等事件均会引发特定的声音振动。相关研究表明,安全吞咽与非安全吞咽所产生的声学特征具有显著差异<sup>[26]</sup>。在临床实践中,评估者通常将听诊器置于患者颈部监测吞咽时的声学特征,用以辅助判断是否发生误吸<sup>[27]</sup>。然而,传统颈部听诊法的评估结果高度依赖听诊者的个人经验,导致不同评估者间的一致性较低,影响了结果的可靠性<sup>[28-29]</sup>。

近年来声学传感器技术进入高速发展阶段。有学者认为,接触式麦克风可作为颈部听诊器的有效替代设备,可用于监测吞咽时声音变化<sup>[30-31]</sup>。相较于传统听诊器,接触式麦克风能更清晰地捕捉吞咽过程中的声学特征,甚至包括一些人耳无法感知的声学信息<sup>[32]</sup>。此外,其较强的抗干扰性能有助于提高吞咽声信号的信噪比及稳定性。通过信号处理技术对所采集的吞

咽声音信息进行特征提取及分析,为吞咽障碍的客观评估提供了一种更加可靠的无创监测工具。后续有研究引入高分辨率颈部听诊方法,如联合采用高灵敏度接触式麦克风与加速度计同步采集声音及振动信号,能有效提升识别吞咽事件的精度与鲁棒性<sup>[32-35]</sup>。与此同时,特征提取与参数化分析研究也逐渐增多,例如吞咽声音的标准差、偏度、频谱质心和带宽等均可用于评定健康人与神经退行性疾病患者的吞咽状态<sup>[34]</sup>。

近年来随着机器学习及深度学习的发展,声学方法逐步迈入智能化阶段。相关研究表明,将声学信号与加速度计信号相结合,可自动识别吞咽事件并区分安全吞咽与不安全吞咽,部分模型针对特定数据集的判断准确率超过 95%<sup>[32]</sup>。此外,Frakking 等<sup>[31]</sup>通过自动语音识别方法实现对儿童误吸事件的高敏感度识别,Kim 等<sup>[30]</sup>则提出利用进食后语音结合卷积神经网络实现远程预测误吸风险。这些研究均提示,声学传感器技术与人工智能技术结合不仅在实验室环境中表现出较高的准确性,也具备向临床床旁及居家监测场景推广的潜力。

声学传感技术已从早期的可行性探索,逐渐发展到高分辨率采集和智能化识别阶段,能客观、无创地获取吞咽过程中的关键声学信号,并在一定程度上实现对误吸的自动识别。尽管目前仍存在样本量较小、采集标准不一及外部验证有限等问题,但随着传感器性能的提升及多中心研究的不断深入,声学传感器有望成为吞咽障碍筛查及动态监测的重要补充工具。

## 四、呼吸传感器

吞咽与呼吸在生理功能上必须保持高度协调,这也是保障吞咽安全性及有效性的重要基础。相关研究发现,吞咽障碍患者常伴有吞咽-呼吸协调性受损<sup>[36-38]</sup>,提示监测吞咽-呼吸协调性对评估吞咽障碍程度具有重要价值。近年来有学者发现,呼吸传感器与其它传感器(如加速度计、接触式麦克风、表面肌电等)联用,可提供吞咽-呼吸模式及吞咽呼吸暂停这些重要信息,为实时监测吞咽-呼吸协调性提供了有效手段<sup>[39-40]</sup>。

常见的呼吸传感器包括:①鼻导管——将该设备置于鼻孔处,通过检测鼻气流来识别呼吸相及监测呼吸暂停时长,其优势包括信号直观且时间分辨率较高;然而有研究者指出,鼻导管传感器在应用于经口呼吸或慢性阻塞性肺疾病患者时信号容易丢失<sup>[41]</sup>。针对此类患者,通常需佩戴口鼻分隔面罩或呼吸感应体积描记绑带以获取可靠信号。②呼吸感应体积描记绑带——该设备通过分别环绕于胸、腹部的电感线圈,连续监测呼吸时胸、腹部周径变化,适用于长时间动态监测;但呼吸感应体积描记绑带对短暂呼吸暂停的识别精度低于鼻导管传感器<sup>[42]</sup>。

## 五、其它传感器

颈部生物电阻抗 (bioimpedance, BI) 技术通过施加微安级恒流,能实时监测咽喉组织电导率的瞬间变化,以此表征由喉部上抬及咽壁收缩所主导的吞咽时空特征。Schultheiss 等<sup>[43-44]</sup>基于 BI 谷深度与斜率构建首个吞咽-头动判别模型,对 31 例健康者及 41 例吞咽障碍患者测试后发现,该模型敏感度为 96.1%,特异度为 97.1%,并证实谷值与 VFSS 舌骨位移高度密切相关 ( $r=0.81$ )。Ohashi 等<sup>[45]</sup>进一步研究发现,BI 对吞咽事件的分类准确率高达 98.1%,与声音信号相当且优于 EMG,其跨个体重现性  $\kappa=0.914$ ,为自发吞咽频率筛查提供了高鲁棒性指标。

表 1 各类传感器的主要功能特点及优缺点分析

传感器类型	功能特点	优/缺点
表面肌电图	将电极贴附于颈前/颈下皮肤处,记录吞咽相关肌群的肌电活动	无创、便携、可动态监测,但存在“串扰”问题,空间分辨率有限
高密度表面肌电图	具有多通道、小间距电极阵列,拓扑映射能力强,能以高空间分辨率记录吞咽肌电活动	高空间分辨率,信号稳定,适用于复杂曲面,但设备相对复杂,成本较高
加速度计	贴附于颈前环状软骨或甲状软骨处,用于记录喉部运动信号	有助于量化喉部不同维度的运动情况,但易受头部运动干扰,难以解耦复合运动
接触式麦克风	监测吞咽过程中所产生的声音信号	可捕捉人耳无法感知的声学信息,信噪比较高,但仍受到周围环境及患者因素影响
鼻导管	置于鼻孔处检测鼻气流,与其它传感器联用可监测吞咽-呼吸协调性	佩戴方便,时间分辨率高,适用于短时间动态监测,但应用于经口呼吸患者时信号容易丢失
呼吸感应体积描记绑带	能监测胸、腹部运动,与其它传感器联用可监测吞咽-呼吸协调性	适用于长时间动态监测呼吸信号,但在识别短暂呼吸暂停时准确性较鼻导管低
生物电阻抗	能监测咽喉组织电导率的瞬间变化,以表征与喉上抬及咽壁收缩相关的生物学特征	可作为监测自发吞咽频率的重要指标之一
压电传感器	为柔性贴片,能将吞咽过程中喉部运动的机械位移情况实时转换为可记录的电压波形	有助于量化吞咽相关参数,是重要的辅助工具之一

压电传感器是另一种重要的无创监测技术。将此类传感器固定于颈部甲状软骨部位,能将吞咽过程中喉部机械位移实时转换为可记录的电压波形。Ertekin 等<sup>[46]</sup>应用该技术成功记录到肌萎缩侧索硬化症患者存在喉上抬延迟及食管上括约肌提前关闭等异常动力学特征。Natta 等<sup>[47]</sup>开发的柔性氮化铝压电贴片传感器,可同时输出特征性的双相电压峰,为量化吞咽持续时间、吞咽频率及吞咽启动延迟等重要指标提供了便利,为实现便捷、非侵入性的客观吞咽功能评估开辟了新途径。目前临床或科研正使用的各种传感器的主要功能及优缺点详见表 1。

### 多模态传感器融合在吞咽障碍评估中的应用

吞咽是一种复杂的生理运动<sup>[48]</sup>,单一传感器往往难以全面捕捉吞咽过程中的重要信息。因此,有学者提出联合应用多种传感器同步监测吞咽及呼吸运动,以更准确、有效地筛查吞咽障碍和识别误吸。如 Inoue 等<sup>[49]</sup>同时监测了喉部运动、吞咽声音和呼吸信号,发现相较于单一信号,多源信号融合在区分健康个体的正常吞咽与吞咽障碍患者的异常吞咽模式方面表现出更好的效果。但该研究的样本量较小,且患者间异质性较大,这可能在一定程度上影响结果的普适性。此外,该研究主要探讨的是多源信号融合在区分吞咽障碍患者异常吞咽与健康个体正常吞咽时的应用效果,关于该方法在识别吞咽障碍患者误吸及非误吸方面的价值目前仍鲜见报道。

当前多源传感器信号融合技术在吞咽障碍筛查与误吸监测中的应用尚处于初步探索阶段,相关研究较为缺乏。此外基于客观条件限制,现有研究纳入的吞咽障碍患者异质性较高,而针对脑卒中等特定病因的深入研究仍显匮乏。鉴于不同病因所致吞咽障碍的病理生理机制及临床表现存在显著差异,其体表信号的时序特征也有所不同。因此,为减少疾病异质性对结果的干扰,未来研究有必要在特定疾病人群中进行深入探索。

### 结语

综上所述,无创传感技术在吞咽障碍评估方面展现出巨大的应用潜力,为实现客观、动态的量化监测提供了可行性工具,有望成为未来临床实践中不可或缺的辅助诊疗手段。当前该研究领域仍面临着重大挑战和发展机遇:首先在方法标准化方面,关于传感器的选型、佩戴位置等尚未统一,亟需建立公认的标准方案,并依托大规模、多中心临床研究进行验证;其次在技术创新方面,未来的突破点是将多模态传感系统与柔性电子、可穿戴设备深度融合,以期在全面捕获生理信息的同时,显著提升佩戴舒适度与患者依从性;最后在临床转化方面,核心挑战与机遇并存,需要通过更紧密的医工交叉合作,确保研发方向精准锚定临床需求,从而将实验室成果高效转化为实用、可靠的诊疗工具。

**利益冲突** 所有作者声明不存在利益冲突

### 参考文献

- [1] Labeit B, Michou E, Hamdy S, et al. The assessment of dysphagia after stroke: state of the art and future directions [J]. *Lancet Neurol*, 2023, 22(9): 858-870. DOI: 10.1016/S1474-4422(23)00153-9.
- [2] Jones CA, Colletti CM, Ding MC. Post-stroke dysphagia: recent insights and unanswered questions [J]. *Curr Neurol Neurosci Rep*, 2020, 20(12): 61. DOI: 10.1007/s11910-020-01081-z.
- [3] Dziewas R, Michou E, Trapl-Grundschober M, et al. European stroke organisation and european society for swallowing disorders guideline for the diagnosis and treatment of post-stroke dysphagia [J]. *Eur Stroke J*, 2021, 6(3): LXXXIX-CXV. DOI: 10.1177/23969873211039721.
- [4] Labeit B, Kremer A, Muhle P, et al. Costs of post-stroke dysphagia during acute hospitalization from a health-insurance perspective [J]. *Eur Stroke J*, 2023, 8(1): 361-369. DOI: 10.1177/23969873221147740.
- [5] Hines S, Kynoch K, Munday J. Nursing interventions for identifying and managing acute dysphagia are effective for improving patient outcomes:

- a systematic review update [J]. *J Neurosci Nurs*, 2016, 48 ( 4 ) : 215-223. DOI: 10.1097/JNN.0000000000000200.
- [ 6 ] Cohen DL, Roffe C, Beavan J, et al. Post-stroke dysphagia: a review and design considerations for future trials [J]. *Int J Stroke*, 2016, 11 ( 4 ) : 399-411. DOI: 10.1177/1747493016639057.
- [ 7 ] Scharitzer M, Schima W, Walshe M, et al. ESSD-ESGAR best practice position statements on the technical performance of videofluoroscopic swallowing studies in adult patients with swallowing disorders [J]. *Eur Radiol*, 2025, 35 ( 6 ) : 3169-3180. DOI: 10.1007/s00330-024-11241-1.
- [ 8 ] Helliwell K, Hughes VJ, Bennion CM, et al. The use of videofluoroscopy (VFS) and fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing (FEES) in the investigation of oropharyngeal dysphagia in stroke patients: a narrative review [J]. *Radiography*, 2023, 29 ( 2 ) : 284-290. DOI: 10.1016/j.radi.2022.12.007.
- [ 9 ] Chitose SI, Fukahori M, Kurita T, et al. Relationship between swallowing pressure and saliva residue on endoscopic evaluation in pharyngeal dysphagia [J]. *Laryngoscope*, 2024, 134 ( 8 ) : 3519-3526. DOI: 10.1002/lary.31358.
- [ 10 ] Sejdic E, Steele CM, Chau T. Classification of penetration-aspiration versus healthy swallows using dual-axis swallowing accelerometry signals in dysphagic subjects [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2013, 60 ( 7 ) : 1859-1866. DOI: 10.1109/TBME.2013.2243730.
- [ 11 ] Bath PM, Scutt P, Love J, et al. Pharyngeal electrical stimulation for treatment of dysphagia in subacute stroke: a randomized controlled trial [J]. *Stroke*, 2016, 47 ( 6 ) : 1562-1570. DOI: 10.1161/STROKEAHA.115.012455.
- [ 12 ] Power ML, Hamdy S, Goulermas JY, et al. Predicting aspiration after hemispheric stroke from timing measures of oropharyngeal bolus flow and laryngeal closure [J]. *Dysphagia*, 2009, 24 ( 3 ) : 257-264. DOI: 10.1007/s00455-008-9198-4.
- [ 13 ] Sakai K, Nakayama E, Rogus-Pulia N, et al. Submental muscle activity and its role in diagnosing sarcopenic dysphagia [J]. *Clin Interv Aging*, 2020, 15 : 1991-1999. DOI: 10.2147/CIA.S278793.
- [ 14 ] McKeown MJ, Torpey DC, Gehm WC. Non-invasive monitoring of functionally distinct muscle activations during swallowing [J]. *Clin Neurophysiol*, 2002, 113 ( 3 ) : 354-366. DOI: 10.1016/s1388-2457 ( 02 ) 00007-x.
- [ 15 ] Zhu M, Yu B, Yang W, et al. Evaluation of normal swallowing functions by using dynamic high-density surface electromyography maps [J]. *Biomed Eng Online*, 2017, 16 ( 1 ) : 133. DOI: 10.1186/s12938-017-0424-x.
- [ 16 ] Zhang D, Chen Z, Xiao L, et al. Correction: stretchable and durable HD-sEMG electrodes for accurate recognition of swallowing activities on complex epidermal surfaces [J]. *Microsyst Nanoeng*, 2023, 9 : 146. DOI: 10.1038/s41378-023-00621-0.
- [ 17 ] Zhang D, Chen Z, Xiao L, et al. Stretchable and durable HD-sEMG electrodes for accurate recognition of swallowing activities on complex epidermal surfaces [J]. *Microsyst Nanoeng*, 2023, 9 : 115. DOI: 10.1038/s41378-023-00621-0.
- [ 18 ] Zhao N, Yang HJ, Shen GC, et al. MEMS-based wearable, flexible embedded high-density sensor with self-adhesive PEDOT:PSS gel for hd-sEMG monitoring [J]. *IEEE Sens*, 2023, 23 : 11016-11024.
- [ 19 ] Zoratto DC, Chau T, Steele CM. Hyolaryngeal excursion as the physiological source of swallowing accelerometry signals [J]. *Physiol Meas*, 2010, 31 ( 6 ) : 843-855. DOI: 10.1088/0967-3334/31/6/008.
- [ 20 ] Lee J, Steele CM, Chau T. Time and time-frequency characterization of dual-axis swallowing accelerometry signals [J]. *Physiol Meas*, 2008, 29 ( 9 ) : 1105-1120. DOI: 10.1088/0967-3334/29/9/008.
- [ 21 ] Sejdic E, Steele CM, Chau T. Understanding the statistical persistence of dual-axis swallowing accelerometry signals [J]. *Comput Biol Med*, 2010, 40 ( 11-12 ) : 839-844. DOI: 10.1016/j.combiomed.2010.09.002.
- [ 22 ] Steele CM, Sejdic E, Chau T. Noninvasive detection of thin-liquid aspiration using dual-axis swallowing accelerometry [J]. *Dysphagia*, 2013, 28 ( 1 ) : 105-112. DOI: 10.1007/s00455-012-9418-9.
- [ 23 ] Shu K, Coyle JL, Perera S, et al. Anterior-posterior distension of maximal upper esophageal sphincter opening is correlated with high-resolution cervical auscultation signal features [J]. *Physiol Meas*, 2021, 42 ( 3 ) : 03. DOI: 10.1088/1361-6579/abe7cb.
- [ 24 ] Mao S, Zhang Z, Khalifa Y, et al. Neck sensor-supported hyoid bone movement tracking during swallowing [J]. *Soc Open Sci*, 2019, 6 ( 7 ) : 181982. DOI: 10.1098/rsos.181982.
- [ 25 ] Sejdic E, Komisar V, Steele CM, et al. Baseline characteristics of dual-axis cervical accelerometry signals [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38 ( 3 ) : 1048-1059. DOI: 10.1007/s10439-009-9874-z.
- [ 26 ] Dudik JM, Kurosu A, Coyle JL, et al. A statistical analysis of cervical auscultation signals from adults with unsafe airway protection [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2016, 13 : 7. DOI: 10.1186/s12984-015-0110-9.
- [ 27 ] Dudik JM, Kurosu A, Coyle JL, et al. A comparative analysis of DB-SCAN, K-means, and quadratic variation algorithms for automatic identification of swallows from swallowing accelerometry signals [J]. *Comput Biol Med*, 2015, 59 : 10-18. DOI: 10.1016/j.combiomed.2015.01.007.
- [ 28 ] Shem KL, Castillo K, Wong SL, et al. Diagnostic accuracy of bedside swallow evaluation versus videofluoroscopy to assess dysphagia in individuals with tetraplegia [J]. *PM R*, 2012, 4 ( 4 ) : 283-289. DOI: 10.1016/j.pmrj.2012.01.002.
- [ 29 ] Jaghbeer M, Sutt AL, Bergstrom L. Dysphagia management and cervical auscultation: reliability and validity against FEES [J]. *Dysphagia*, 2023, 38 ( 1 ) : 305-314. DOI: 10.1007/s00455-022-10468-8.
- [ 30 ] Kim JM, Kim MS, Choi SY, et al. Prediction of dysphagia aspiration through machine learning-based analysis of patients' postprandial voices [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2024, 21 ( 1 ) : 43. DOI: 10.1186/s12984-024-01329-6.
- [ 31 ] Frakking TT, Chang AB, Carty C, et al. Using an automated speech recognition approach to differentiate between normal and aspirating swallowing sounds recorded from digital cervical auscultation in children [J]. *Dysphagia*, 2022, 37 ( 6 ) : 1482-1492. DOI: 10.1007/s00455-022-10410-y.
- [ 32 ] Khalifa Y, Coyle JL, Sejdic E. Non-invasive identification of swallows via deep learning in high resolution cervical auscultation recordings [J]. *Sci Rep*, 2020, 10 ( 1 ) : 8704. DOI: 10.1038/s41598-020-65492-1.
- [ 33 ] Lazareck LJ, Moussavi Z. Swallowing sound characteristics in healthy and dysphagic individuals [J]. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2004, 2004 : 3820-3823. DOI: 10.1109/IEMBS.2004.1404070.
- [ 34 ] Donohue C, Khalifa Y, Perera S, et al. A preliminary investigation of whether HRCA signals can differentiate between swallows from healthy people and swallows from people with neurodegenerative diseases [J]. *Dysphagia*, 2021, 36 ( 4 ) : 635-643. DOI: 10.1007/s00455-020-10177-0.
- [ 35 ] He Q, Perera S, Khalifa Y, et al. The association of high resolution cer-

- vical auscultation signal features with hyoid bone displacement during swallowing[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2019, 27(9): 1810-1816. DOI: 10.1109/TNSRE.2019.2935302.
- [36] Rangwala R, Saadi R, Lee JJ, et al. Respiratory-swallow coordination in individuals with parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis[J]. J Parkinsons Dis, 2023, 13(5): 681-698. DOI: 10.3233/JPD-230057.
- [37] Hopkins-Rossabi T, Armeson KE, Zecker SG, et al. Respiratory-swallow coordination and swallowing impairment in head and neck cancer[J]. Head Neck, 2021, 43(5): 1398-1408. DOI: 10.1002/hed.26609.
- [38] Martin-Harris B, Garand K, McFarland D. Optimizing respiratory-swallowing coordination in patients with oropharyngeal head and neck cancer[J]. Perspect ASHA Spec Interest Groups, 2017, 2(13): 103-110. DOI: 10.1044/persp2.SIG13.103.
- [39] Rattanajajaroen P, Kongpolprom N. Effects of high flow nasal cannula on the coordination between swallowing and breathing in postextubation patients, a randomized crossover study[J]. Crit Care, 2021, 25(1): 365. DOI: 10.1186/s13054-021-03786-0.
- [40] Yagi N, Oku Y, Nagami S, et al. Inappropriate timing of swallow in the respiratory cycle causes breathing-swallowing discoordination[J]. Front Physiol, 2017, 8: 676. DOI: 10.3389/fphys.2017.00676.
- [41] Cross E, Guiu HE, Macrae P. Measurement of respiratory-swallowing coordination using an oronasal facemask in healthy individuals[J]. Exp Physiol, 2024, 109(11): 1955-1966. DOI: 10.1113/EP092025.
- [42] O'Brien MK, Botonis OK, Larkin E, et al. Advanced machine learning tools to monitor biomarkers of dysphagia: a wearable sensor proof-of-concept study[J]. Digit Biomark, 2021, 5(2): 167-175. DOI: 10.1159/000517144.
- [43] Schultheiss C, Schauer T, Nahrstaedt H, et al. Automated detection and evaluation of swallowing using a combined EMG/bioimpedance measurement system[J]. Sci World J, 2014, 2014: 405471. DOI: 10.1155/2014/405471.
- [44] Schultheiss C, Schauer T, Nahrstaedt H, et al. Evaluation of an EMG bioimpedance measurement system for recording and analysing the pharyngeal phase of swallowing[J]. Eur Arch Otorhinolaryngol, 2013, 270(7): 2149-2156. DOI: 10.1007/s00405-013-2406-3.
- [45] Ohashi M, Aoyagi Y, Ito S, et al. Comparison of electromyography, sound, bioimpedance, and high-resolution manometry for differentiating swallowing and vocalization events[J]. Med Eng Phys, 2023, 115: 103980. DOI: 10.1016/j.medengphy.2023.103980.
- [46] Ertekin C, Aydogdu I, Yuceyar N, et al. Pathophysiological mechanisms of oropharyngeal dysphagia in amyotrophic lateral sclerosis[J]. Brain, 2000, 123(1): 125-140. DOI: 10.1093/brain/123.1.125.
- [47] Natta L, Guido F, Algieri L, et al. Conformable AlN piezoelectric sensors as a non-invasive approach for swallowing disorder assessment[J]. ACS Sens, 2021, 6(5): 1761-1769. DOI: 10.1021/acssensors.0c02339.
- [48] Sasegbon A, Hamdy S. The anatomy and physiology of normal and abnormal swallowing in oropharyngeal dysphagia[J]. Neurogastroenterol Motil, 2017, 29(11). DOI: 10.1111/nmo.13100.
- [49] Inoue K, Yoshioka M, Yagi N, et al. Using machine learning and a combination of respiratory flow, laryngeal motion, and swallowing sounds to classify safe and unsafe swallowing[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2018, 65(11): 2529-2541. DOI: 10.1109/TBME.2018.2807487.

(修回日期: 2025-11-22)

(本文编辑: 易浩)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

## 中华医学会期刊管理部关于一稿两投和重复发表问题的处理原则

一稿两投(一稿多投)是指同样的文稿或实质性内容相同的文稿投寄给两个或两个以上的媒体。重复发表是指同样的文稿或实质性内容相同的文稿在两个或两个以上的媒体发表,无论是印刷版媒体还是电子媒体。

中华医学会系列期刊作为我国重要的医学信息源期刊,原则上不接受一稿两投或重复发表的论文,读者在这些期刊上所阅读的论文基本上都是原始的、首发的,除非声明是按作者和编辑的意图重新发表的。这一立场符合中国和国际版权法、道德规范及资源使用的成本效益原则。但这一政策并不妨碍下列论文向中华医学会系列期刊投稿:(1)已经被其他刊物退稿的论文;(2)发表初步报告后再发表完整的论文,如已在其他刊物或专业学术会议的论文汇编上发表过摘要;(3)在专业学术会议上宣读过,但并未在其他刊物或会议汇编上全文发表或准备全文发表。因此,作者在向中华医学会系列期刊投稿时,必须就以前是否投寄过或发表过同样或类似的文稿向编辑部作充分的说明,以免造成一稿两投或重复发表。如果文稿中部分内容已经发表,作者应在新的文稿中明确指出有关内容并列出相应的参考文献,同时将以前发表的文稿寄给编辑部,以便编辑部决定如何处理新的文稿。

如果出现一稿两投现象,且作者在投稿时没有作这方面的说明,编辑部将立即退稿;如果编辑部在发表前没有了解一稿两投的情况而造成重复发表,编辑部将在本刊发表有关该文稿系重复发表的声明。对于一稿两投或重复发表的情况,编辑部将向作者所在单位和该领域的其他科技期刊进行通报,同时,中华医学会系列期刊两年内将拒绝接受该论文第一作者所撰写的其他文稿。

作者向中华医学会系列期刊投稿并收到编辑部回执后3个月未接到退稿,则表明该稿件仍在处理中,如果作者欲投寄其他刊物,应事先与编辑部联系并征得编辑部的同意。作者向大众媒体、政府机构或生产厂商初步报告已被中华医学会系列期刊录用但尚未发表的论文的科学内容,是违反中华医学会系列期刊政策的,除非该论文报道的内容涉及到治疗方面的重大突破或对大众健康的严重危害,如药物、疫苗、其他生物制品、医疗器械等的严重副作用。在上述情况下提前透露文稿的内容,不影响该论文的发表,但应事先与编辑部讨论并征得同意。