

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2025.03.0010

## 面向无创脑-机接口的耳脑电电极研究进展

李广利<sup>1</sup>, 刘熊浩岚<sup>1</sup>, 陈娜羽<sup>1</sup>, 许谭妙<sup>2</sup>, 刘苹<sup>2</sup>

(1. 湖南工业大学 生命科学与化学学院, 湖南 株洲 412007; 2. 株洲市人民医院 老年病科, 湖南 株洲 412000)

**摘要:** 脑-机接口(brain-computer interface, BCI)研究中, 头皮表面头发限制了传统头皮脑电(electroencephalogram, EEG)电极采集脑神经信号的能力, 耳脑电电极避免与头发的接触, 能够采集到与头皮相当的 EEG 信号, 为 EEG 信号采集带来了新突破口。本文系统梳理了近年来耳 EEG 电极的研究进展, 重点介绍了各类耳内电极和耳周电极的设计原理和关键性能, 分析了耳 EEG 电极与传统头皮 EEG 电极相比的优势和局限性, 探讨了克服这些局限性的方法, 并对耳 EEG 电极的未来发展方向进行了展望, 指出了其面临的机遇与挑战。

**关键词:** 脑-机接口; EEG 信号; 耳脑电电极; 耳内电极; 耳周电极

**中图分类号:** R318; TP399 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-024X(2025)03-0080-11

### Recent advances on ear-EEG electrodes for non-invasive brain-computer interfaces

LI Guangli<sup>1</sup>, LIU Xionghaolan<sup>1</sup>, CHEN Nayu<sup>1</sup>, XU Tanmiao<sup>2</sup>, LIU Ping<sup>2</sup>

(1. College of Life Science and Chemistry, Hunan University of Technology, Zhuzhou 412007, Hunan Province, China;  
2. Department of Geriatrics, Zhuzhou People's Hospital, Zhuzhou 412000, Hunan Province, China)

**Abstract:** In the research of brain-computer interface (BCI), the hair on the scalp surface restricts the ability of traditional scalp electroencephalogram (EEG) electrodes to capture neural signals. Ear-EEG electrodes effectively avoid contact with hair and can collect EEG signals comparable to those obtained from the scalp, offering a novel approach to EEG signal acquisition. This article systematically reviews the recent progress in ear-EEG electrodes and systematically reviewed, focusing on their design principles and key performance of various in-ear electrodes and around-ear electrodes. It also discusses the advantages and limitations of ear-EEG electrodes compared with traditional scalp EEG electrodes, as well as methods to address these limitations. Furthermore, this review prospects for the future development directions of ear-EEG electrodes, pointing out the opportunities and challenges they face.

**Key words:** brain-computer interface (BCI); electroencephalogram (EEG) signal; ear-EEG electrode; in-ear electrode; around-ear electrode

脑电(electroencephalogram, EEG)是人类了解大脑功能的主要途径之一。相较于其他脑成像技术, EEG 具有无创、低成本、高时间分辨率等突出优势, 在医学诊断、神经认知研究和脑-机接口(brain-computer interface, BCI)等领域应用广泛<sup>[1-2]</sup>。EEG 电极放置于大脑头皮表面, 主要负责 EEG 信号的获取, 是基于 EEG 信号的 BCI 系统首个关键环节, 直接影响 BCI 系统的信号输入质量。众所周知, 阻抗低且稳定的电极-皮肤界面对获得高质量 EEG 信号至关重要<sup>[3]</sup>。现有 EEG 电极主要放置于有发区的头皮表面, 如何克服毛发影响

构建稳定的电极-皮肤界面已成开发 EEG 电极的核心问题<sup>[3-4]</sup>。根据电极-皮肤界面电解质的体积, 传统的头皮 EEG 电极主要分为湿电极、半干电极和干电极 3 类<sup>[5-6]</sup>。湿电极通过在电极与头皮界面注入导电胶(或导电膏), 电极-皮肤阻抗低且稳定(接触阻抗通常低于 5 k $\Omega$ ), 信噪比(SNR)高, 已成为目前临床和科研实验室的 EEG 信号采集的“金标准”。然而, 湿电极准备过程繁琐耗时, 且导电胶易变干。显然, 湿电极难以满足日常生活场景 BCI 应用需求。干电极无需使用任何外加电解质, 佩戴更为方便舒适, 但电极-皮肤阻抗较

收稿日期: 2025-04-01

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(62176089); 湖南省自然科学基金优秀青年项目(2023JJ20024); 湖南省自然科学基金医卫联合项目(2024JJ7651; 2024JJ9551)

通信作者: 李广利(1987—), 男, 博士, 副教授, 博士生导师, 主要研究方向为无创脑-机接口电极。E-mail: guangli010@hut.edu.cn

高, EEG 信号易受环境或运动伪迹干扰<sup>[7-9]</sup>。针对干、湿电极难以兼顾信号质量和佩戴方便舒适性, 笔者课题组在国际上率先提出半干电极概念, 通过电解质缓释材料释放微量的电解质润湿头皮, 进而建立阻抗相对稳定的电极-皮肤界面<sup>[10-11]</sup>。半干电极已在国内多家康复 BCI 系统运用, 解决了 BCI 应用落地的关键难题。但半干电极的信号质量仍然受头发影响较大, 特别是头发稠密的被试需要拨开头发, 仍难以满足“即戴即采”的要求。总之, 传统的头皮 EEG 电极(湿、半干和干电极)均难以满足长程 EEG 记录和日常生活场景应用的需求<sup>[12]</sup>。

传统头皮 EEG 电极因受头发阻隔、电极接触阻抗不稳定等问题, 长期面临信号质量衰减及用户舒适度不足的双重挑战。近年来, 为突破这一技术瓶颈, 研究者提出将 EEG 采集区域转移至耳部无毛发覆盖区域, 由此衍生出耳 EEG (Ear-EEG) 电极新技术。相较于传统头皮电极, 耳 EEG 电极通过耳道或耳周皮肤直接接触, 可显著降低电极-皮肤界面阻抗, 提升信号采集的稳定性和信噪比。此外, 其微型化设计兼具佩戴隐蔽性与适配性, 可无缝集成于助听器、无线耳机等可穿戴设备, 为日常生活场景 BCI 应用提供了新路径<sup>[13]</sup>。然而, 耳部解剖结构限制了电极的空间排布, 导致信号来源集中于颞叶区域<sup>[14]</sup>, 在空间分辨率与全脑信号覆盖能力上存在固有局限, 这为 EEG 信号溯源分析及多模态研究带来挑战。根据耳电极的放置位置可以将其分为两大类: 耳内电极 (In-Ear) 和耳周电极 (Around-Ear)<sup>[15-16]</sup>。其中, 耳内电极采集耳道或耳甲区域的 EEG 信号, 相较于耳周电极, 具有较高隐蔽性、佩戴舒适性及生物相容性等优势, 适合癫痫监测、睡眠追踪等长期监测和日常生活场景的 BCI 应用; 耳周电极依托耳廓外周区域采集 EEG 信号, 在信号覆盖区域和信噪比方面较耳内电极更具优势。本综述将系统总结耳 EEG 电极的设计原理、关键性能、评价方法, 同时客观分析耳 EEG 电极的优势和局限性, 并对其未来发展方向进行展望。

## 1 耳内电极

耳内电极的早期概念起源于 Looney 等<sup>[17]</sup>将 Ag/AgCl 电极集成于个性化设计的耳机装置中, 其电极布局以右耳垂作为参考电极、下颌为接地电极, 用于实现 EEG 信号的稳定采集。同时构建了首套耳内电极系统, 实验验证其在睁/闭眼范式下采集的 EEG 信号与传统头皮 EEG 电极具有显著的相关性和时频域一致性。这一突破性工作为耳 EEG 电极技术的后续发展提

供了重要理论依据。表 1 总结不同耳内电极的电极位点、通道数目、材料工艺和信号质量。基于耳内电极的功能实现原理, 耳内电极主要可分为以下 4 类: 个性化耳内电极 (基于耳道 3D 扫描等定制)、通用耳内电极 (适配标准耳道形态)、黏弹性耳内电极 (利用柔性材料自适应贴合) 和集成式耳机电极 (与耳机/耳塞一体化设计)。

### 1.1 耳内电极设计

#### 1.1.1 个性化耳内电极

个性化耳内电极是通过个性化制造技术实现耳道形态适配的 EEG 信号采集装置, 其核心在于利用 3D 扫描、打印、倒模等技术构建耳道生物特征模型, 通过定制化电极结构实现电极与耳道的完美贴合, 维持稳定的电极-皮肤界面。因此, 这类电极可有效缓解电极和耳道皮肤的摩擦, 抑制运动伪影和接触噪声产生, 在提升 EEG 信号质量的同时兼顾佩戴舒适性和隐蔽性。

图 1 所示为个性化和通用型耳内脑电电极。个性化耳内电极早期研发主要基于耳塞, Looney 团队<sup>[17]</sup>率先采用的 3D 打印耳道印模技术研制个性化耳塞并集成 3 个 AgCl 电极构建传感模块 (图 1(a))。为优化制造工艺和降低生产成本, 后续研究聚焦可塑性材料的创新应用。Jeong 等<sup>[18]</sup>开发模塑塑料珠成型技术制作耳道印模 (图 1(b)), 并在其表面涂覆银浆实现导电功能。Kappel 等<sup>[19]</sup>则在生物相容性弹性硅胶耳膜基体上涂覆氧化铱涂层构建个性化耳内电极 (图 1(c)), 在 12 名受试者中系统评估了听觉稳态反应 (ASSR)、稳态视觉诱发电位 (SSVEP)、失匹配负波 (MMN) 和  $\alpha$  波调制等脑电范式, 验证了该耳内电极 EEG 信号的采集可靠性。尽管电极嵌入柔软耳塞上, 但刚性电极材料在长期佩戴中仍会造成皮肤磨损和压迫, 舒适性仍需改善。Wang 等<sup>[20]</sup>通过 3D 打印硬质丙烯酸塑料耳内支架并在其表面嵌入 6 个无源银电极 (4 个电极位于耳道中, 2 个电极位于外耳的耳甲部分) 制备耳内电极 (图 1(d))。该耳内电极为湿电极技术 (即使用前采用磨砂凝胶对皮肤进行预处理并在电极部位涂抹导电胶), 电极-皮肤阻抗低于 10 k $\Omega$ , 显著提升了 EEG 信号质量。赵慧庆<sup>[21]</sup>设计了导电银布/聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 复合耳内电极 (图 1(e)), 但电极-皮肤阻抗较高 (50~175 k $\Omega$ ), SSVEP 分类准确率都低于 60%。为了降低电极-皮肤阻抗, 该课题组通过集成 PDMS 水凝胶和 Ag/AgCl 烧结电极研制了个性化定制的凝胶耳内电极<sup>[21]</sup>, 凝胶耳内电极-皮肤阻抗比导电银布耳内电极低且稳定 (20~40 k $\Omega$ ), 且分类准确率随着刺激时长

表 1 不同耳内电极对比

Tab.1 Comparison of different in-ear electrodes

电极类型	电极位置	导联数目	制备工艺	基底材料	电极材料	EEG 信号质量	参考文献
个性化耳内电极	耳道	3	3D 打印	—	AgCl	与邻近头皮电极的频谱相干性较高, 而与距离较远的头皮电极的相干系数较低	[17]
	耳道	—	耳道倒模	塑料	导电银浆	注意力识别准确率为 81.28%	[18]
	ExA、ExB、ExC、ExE、ExI、ExT	6	—	硅橡胶	Ti/IrO <sub>2</sub>	ASSR 谐波幅值下降大约 10 dB	[19]
	耳道、耳廓	6	3D 打印	聚丙烯酸塑料	Ag	SSVEP 准确率为 (87.44±8.62)%, 信息传输速率(ITR)为(15.71±5.10)bits/min	[20]
	耳道	4	耳道倒模	PDMS	导电银布	SSVEP 分类准确率为 60%	[21]
	耳道	4	耳道倒模	PDMS	盘状 Ag/AgCl+水凝胶	SSVEP 分类准确率为(62.0±14.5)%	[21]
	耳道、耳甲腔和耳廓	17	3D 打印	—	AgCl	20 Hz 的 ASSR 响应波略高于功率谱噪声水平	[22-23]
	耳道、耳甲腔	5	印刷-粘合-组装工艺	—	Ag	睁-闭眼识别准确率高于 60%	[24]
	耳道	3	—	硅橡胶	导电硅橡胶	相较于个性化耳电极 ASSR 的 SNR 比低 10~15 dB	[25]
	耳道、耳甲腔	6	热成型	聚碳酸酯	Ag	相较于头皮脑电极 ASSR 的 SNR 低 9 dB	[26]
通用型耳内电极	耳道、耳甲腔	6	3D 打印, 电镀	RS-F2-TO15-01 树脂	化学镀 Au	嗜睡检测准确率达到 93.9%~95.4%	[27-28]
	耳道	1	3D 扫描, 倒模	碳硅复合材料	碳硅复合材料	ASSR 功率谱和信噪比与镀金电极相当	[29]
	耳道	16	PCB 板	PCB 板	镀 Ag	闭眼任务可观察到清晰的 $\alpha$ 节律	[30]
	耳道	—	—	导电橡胶	导电橡胶	SSVEP 与枕区头皮电极的相关系数为 0.89	[31]
	耳道	—	—	形状记忆聚合物	导电金线和聚酰亚胺银涂层尼龙交织弹性纤维	SSVEP 的分类准确率为 95%	[32]
	耳道	2	—	记忆泡沫	—	ASSR 的 SNR 与头皮电极相当, 约为 10 dB	[33]
	耳道	2	—	记忆泡沫	导电布	在区分清醒和睡眠的睡眠评分与头皮电极的相关性 Kappa 值为 0.6	[34]
	耳道	2	3D 打印, 倒模	硅橡胶	银导电环氧树脂	P300 最高分类准确率为 95.61%	[35]
	耳道	1	—	橡胶	银黏合布料	ASSR 响应可见但不明显; MMN 范式右耳 EEG 与头皮 T8 电极在 $\theta$ 、 $\alpha$ 和 2~30 Hz 频段相关系数分别为 0.886 5、0.912 0 和 0.893 1	[36]
	耳道、耳甲腔	5	—	—	Ag/AgCl	ASSR 分类准确率为 70%~75%, 低于头皮电极(90%~95%)	[37]
入耳式耳机或耳塞电极	耳道	1	材料填充, 压缩成型	非导电硅胶	玻璃镀银导电硅橡胶	AAR 试验, 闭眼时 8~12 Hz 出现明显的 $\alpha$ 波	[38]
	耳道	1	倒模	CNT/PDMS	CNT/PDMS	能有效记录 $\alpha$ -节律、N100 AEP、SSVEP 和 ASSR 响应, 但幅值低于头皮湿电极	[39]

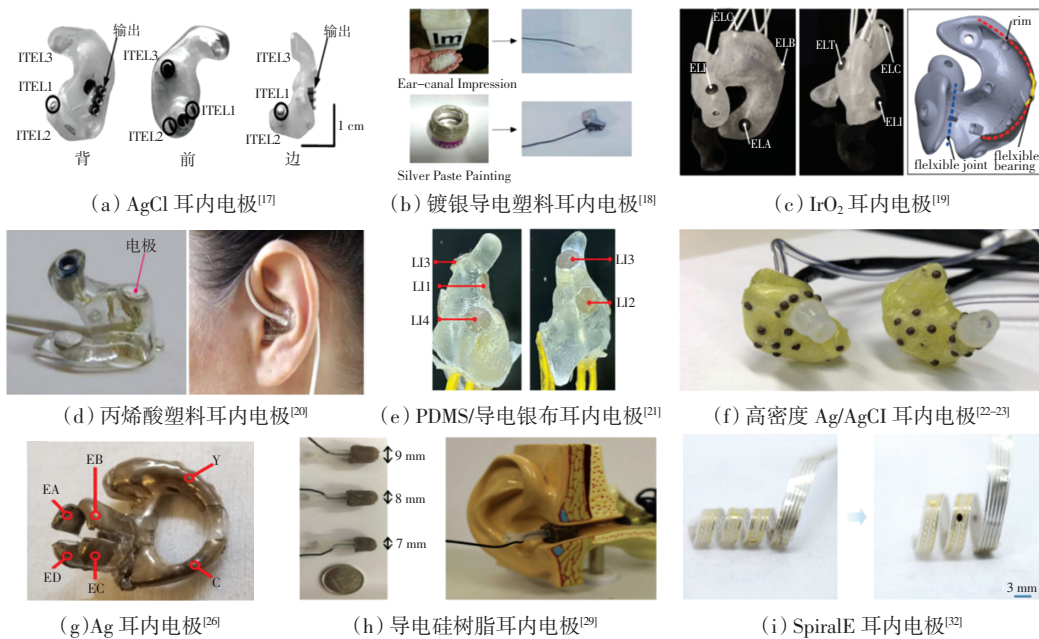


图 1 个性化和通用型耳内脑电电极

Fig.1 Personalized and generic in-ear EEG electrodes

缓慢增加。值得关注的是,Paul 等<sup>[22-23]</sup>采用高密度 Ag/AgCl 干电极阵列(17 通道,  $\Phi = 2$  mm)和个性化 CAD 建模技术,通过三维激光扫描构建适配耳道和耳甲形态的电极系统(图 1(f)),显著提高了佩戴的舒适度,电极与耳朵皮肤能共形接触。

除了监测 EEG 信号,定制化入耳式耳机还可集成多模态系统。2023 年,Xu 等<sup>[24]</sup>在定制的人耳式耳机上创新集成多模态传感系统,不仅可适合不同个体之间不规则的耳朵解剖结构,还可同时监测大脑活动和汗液中的乳酸含量。基于耳道内的功能映射实现传感器的优化布局,电生理电极朝向汗液分泌较少的颞叶(减少信号干扰),而电化学电极朝向汗液分泌较多的耳屏区域。为了解决被试耳朵形状的解剖差异以及圆弧耳机头与耳道之间的几何不匹配问题,电生理可拉伸银电极采用三维结构,而 3 个平面电化学电极表面覆盖聚乙烯醇水凝胶以增强汗液富集。入耳式多模态传感系统采用印刷-粘合-组装一体化流程,实现快速低成本制造,器件兼具高机械弹性和紧凑空间利用率。该系统支持同步监测 EEG、眼电(EOG)、皮肤电活动(EDA)及汗液乳酸浓度,兼具高信噪比与实时无线传输能力,为长期健康监测、BCI 及神经疾病诊疗提供了便携、微侵入性的解决方案。

尽管个性化耳内电极技术展现了穿戴舒适度和高信噪比,但存在个性化定制导致的边际成本递增、复杂制造工艺限制量产、解剖适配性与通用性固有矛盾等瓶颈。

### 1.1.2 通用型耳内电极

个性化耳内电极通过优化电极-皮肤接触界面可显著降低接触阻抗并抑制运动伪影,从而显著提升 EEG 信号质量。然而定制化过程涉及复杂的耳道建模与精密加工工艺,存在耗时久、成本高等产业化瓶颈。在此背景下,通用型耳内电极技术应运而生,其核心目标是在保证信号采集效能的前提下实现规模化生产。

2013 年,Kidmose 等<sup>[25]</sup>率先开发了基于生物相容性硅橡胶的锥形耳塞结构,其外表面集成 3 个导电硅橡胶电极单元,首次验证了通用型耳内电极的可行性。相较个性化耳电极,该电极的 EEG 信号质量略微逊色。随后 Kaveh 等<sup>[26]</sup>采用热成型技术结合 Ag 喷涂工艺构建了 6 电极系统(图 1(g)),其中 4 个  $60 \text{ mm}^2$  的电极置于耳道中;2 个  $4 \text{ cm}^2$  的电极置于耳甲上分别用作参考电极和接地电极。然而该耳内电极长时间佩戴不舒适,为此该团队通过采用柔性树脂材料缓解了长期佩戴不适问题<sup>[27]</sup>。值得注意的是,该团队在 2023 年进一步实现了无线耳电极脑电监测系统的集成开发<sup>[28]</sup>。

EEG 信号采集经常面临噪声和伪影干扰的技术瓶颈。在受控实验室条件下,此类干扰可通过环境约束和操作规范实现有效抑制,但在自然状态的现实场景则难以规避。其中生理伪影源于受试者自身的生理活动,其核心干扰源包括肌肉活动、眼球运动以及睁/闭眼等自主行为<sup>[40]</sup>。耳道作为动态生物腔体,其形态特征受下颌运动调控呈现显著变化。受下颌运动影响,耳道几何构型在开颌-闭颌状态间发生周期性形变,这种生物力学特性易诱发电极-皮肤界面的接触阻抗波动,进而产生运动伪迹和基线漂移。因此,电极定位须优选耳甲腔形变缓冲区域,通过解剖学特征匹配,实现在咀嚼、言语等颌位动态变化过程中电极阵列仍能维持稳定的接触压力。针对耳道动态形变引发的运动伪影,2021 年,Valentin 等<sup>[29]</sup>通过 3D 扫描技术确定了两处最佳电极放置区域,并研制了碳硅复合材料的通用耳内电极(图 1(h))。该通用耳内电极有 3 种不同尺寸可供选择,用户可选择适合自己耳道的尺寸。实验表明,该装置在佩戴舒适度上弱于定制化耳内电极。在性能方面,导电硅胶电极阻抗明显高于镀金电极阻抗,但两者获得的 ASSR 信噪比相当。Paul 等<sup>[30]</sup>开发了一种通用无线入耳式电生理采集设备(weDAQ),可同时采集耳内 EEG 信号等多种生理数据。该系统的入耳式装置创新采用 2 个印刷电路板(PCB)组成“鳄鱼夹”通用设计,每个 PCB 设有 8 个直径为 2 mm、厚度为 0.4 mm 的半圆形 Ag/AgCl 涂层干电极。其独特的螺旋式狭窄设计,可以让“鳄鱼”下颚变得灵活,从而确保电极紧密舒适地贴合耳道。Mouli 等<sup>[31]</sup>使用直径为 3~4 mm 厚的导电橡胶作为电极,该电极能采集 4 种不同闪烁频率的 SSVEP,且耳内采集的 EEG 信号可与头皮枕区采集的 EEG 信号相媲美。

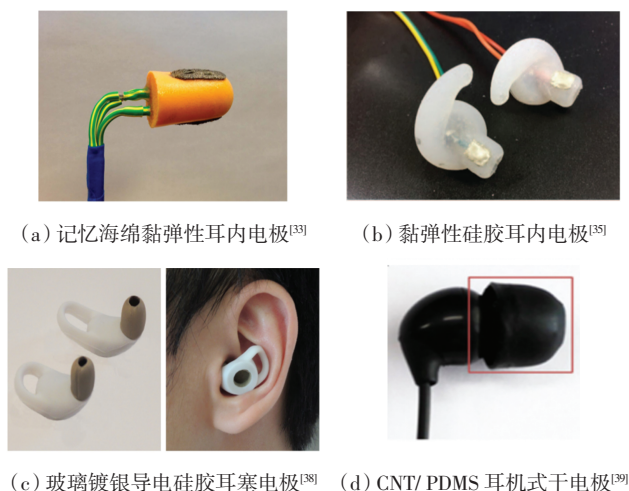
针对入耳式电极刚性支撑体不能自适应变形贴合耳道问题,Wang 等<sup>[32]</sup>集成电热驱动层、EEG 传感层和双层形状记忆聚合物研制了 SpiralE 入耳式电极(图 1(i)),可在电热驱动下自适应地沿着耳道螺旋扩展,以确保与耳道贴合接触。考虑到用户耳道形状大小各异且内部结构曲折,SpiralE 以压缩形状引入耳道,通过施加由外部电场产生的焦耳加热触发形状记忆效应,导致 SpiralE 扩展成具有较大半径的预定螺旋形状。由于预定螺旋半径大于耳道半径,因此在形状恢复过程中,SpiralE 将受到耳道壁的阻碍从而适应耳道的形状,有效解决了用户的个体差异性和耳道复杂性的问题。刺激移除后,SpiralE 冷却到体温后仍可自支撑在耳道内壁上从而实现贴合适应。尽管 SpiralE 变形过程中电极温度将升至  $50 \text{ }^\circ\text{C}$ ,得益于耳道内空气对

流,皮肤感知实际温度约为 40 ℃,不会对皮肤造成不适与伤害。更重要的是,在插入-变形-采集-取出过程中,SpiralE 的模量呈现降低-增加-降低的变化,不仅确保在 EEG 信号采集过程中与耳道的密切接触,而且减少了在扩展和取出过程中对耳道壁摩擦引起的不适感。在无校准的 40 目标的在线 SSVEP 拼写实验中,参与者在 9 目标的 SSVEP 范式 BCI 分类并键入目标短语的离线准确率高达 95%。

相较于个性化耳内电极,通用耳内电极无需根据个人耳道形状定制电极,具有制造周期短、成本低、适合规模化生产、适用人群广等突出优势。尽管在个体适配精度和长期佩戴舒适性方面仍存在提升空间,但其平衡了性能与成本的特性为可穿戴 BCI 的普及提供了关键技术支撑。

### 1.1.3 黏弹性耳内电极

黏弹性耳电极主要由记忆泡沫、硅胶等黏弹性材料制成,其独特的应力松弛特性可实现耳道三维曲面的自适应贴合。该设计通过优化界面接触力学,在提升佩戴舒适度的同时,有效抑制运动伪迹,提高 EEG 信号的稳定性和信噪比。图 2 所示为黏弹性耳内电极、入耳式耳机电极和入耳式耳塞电极。



(a) 记忆海绵黏弹性耳内电极<sup>[33]</sup>

(b) 黏弹性硅胶耳内电极<sup>[35]</sup>

(c) 玻璃镀银导电硅胶耳塞电极<sup>[38]</sup>

(d) CNT/PDMS 耳机式干电极<sup>[39]</sup>

图 2 黏弹性耳内电极、入耳式耳机电极和入耳式耳塞电极  
Fig.2 Viscoelastic intra-ear electrode, in-ear earbud electrode, and in-ear earplug electrode

2015 年, Goverdovsky 等<sup>[33]</sup>结合记忆泡沫基体和镀银尼龙/弹性纤维复合导电织物开发了第一款黏弹性耳内电极(图 2(a))。该电极基材为黏弹性泡沫,可吸收大小机械形变产生的运动伪影。2017 年,该团队对其进行了改进,集成记忆泡沫基材、微型麦克风和导电织物电极开发了多模态黏弹性通用耳电极<sup>[34]</sup>。在插入耳内之前,用少量生理盐水溶液润湿导电织物。电极放置于耳道内还可以维持低蒸发率,有效防止生理

盐水的蒸发,从而长时间维持低且稳定的接触阻抗。该电极不仅可以持续监测耳道内的神经电活动,还可以持续监测心脏和呼吸活动。Kaongoen 等<sup>[35]</sup>通过在 3D 打印的硅胶耳塞表面嵌入银导电环氧树脂电极开发了一款黏弹性耳内电极(图 2(b)),每个耳塞伸入耳道部分的顶部和底部各设有 2 个电极,顶部电极用于 EEG 信号采集,底部 2 个电极分别作为参考和接地电极。柔性硅胶材料制成的耳塞无需定制,即可适应不同用户的耳道,提高了通用性和舒适度。

黏弹性耳内电极在佩戴舒适度和与耳道解剖结构的适配方面具有突出优势。然而,相较于个性化或通用型耳机设计方案,采用耳塞结构的黏弹性耳内电极存在以下技术瓶颈:首先,黏弹性耳塞缺乏耳甲腔固定结构,当电极导线与信号处理模块连接时,在头部运动或外力牵引下易发生耳塞滑脱;其次,耳塞式设计引发的全耳道闭塞效应会显著削弱空气传导声波,可能对用户的日常听觉感知与言语交流产生干扰;此外,受限于耳塞有限的接触表面,在需要集成参考电极与接地电极以构建耳内全导联测量系统时,多通道电极排布面临空间约束难题。

### 1.1.4 入耳式耳机或耳塞电极

开发通用入耳式电极的另一种策略是借鉴传统入耳式耳机或耳塞的设计理念。2018 年, Athavipach 等<sup>[36]</sup>通过集成通用耳机橡胶听筒和 7 mm × 10 mm 银黏性织物研制了一款单通道耳机式电极,电极制造成本显著降低,每件仅为 3 美元。2021 年, Paul 等<sup>[37]</sup>开发了一款 3 通道耳机式电极,每只耳机式电极的耳塞部分设有 3 个 Ag/AgCl 干电极以及椭圆形参比电极和接地电极, Ag/AgCl 干电极围绕耳道圆周等间距分布。Dong 等<sup>[38]</sup>采用玻璃镀银导电硅胶制作低成本耳塞式电极(规模生产成本仅为 0.2 美元)(图 2(c)),且额外设计一个非导电硅胶支撑部分,从而增加了电极在耳道内的稳定性以消除运动伪影。Hoon 等<sup>[39]</sup>开发了一种基于碳纳米管和聚二甲基硅氧烷复合材料(CNT/PDMS)的耳机式干电极(图 2(d)),其形状与商用入耳式耳机的橡胶帽相似。PDMS 的柔性、生物相容性和高透气性赋予电极出色的舒适性和私密性。尽管接触阻抗要略高于 Ag/AgCl 湿电极,但肌电、心电、脑电等生物电信号质量与湿电极相当。

不同于黏弹性耳塞设计,耳机式电极设有外部结构可固定耳机,从而克服与耳塞相关的设计挑战。此外,耳机式设计可更大范围覆盖耳部,可在外耳区域布置参比和接地电极,实现全耳内记录体系构建。此外,耳机或耳塞式电极具有较高的舒适度和隐密性,

且不会影响声音传导。

## 1.2 耳内电极导联和定位

EEG 通道数是设计可穿戴 EEG 采集系统时需重点考虑的因素之一。较少的通道虽能降低采集系统的制造成本和 EEG 信号处理与分析的计算负荷,但高密度通道可提升 EEG 的空间分辨率,从而可能获得更优的检测效果。如表 1 所示,由于受耳内结构紧凑的限制,多数耳内电极通道数较少,单个耳内电极通常少于 8 通道。也有部分研究尝试开发高密度耳内脑电电极。Kappel 等<sup>[41]</sup>通过在个性化耳塞上均匀嵌入 15 根镀 IrO<sub>2</sub> 钛针,首次开发了高密度耳内电极。Paul 等<sup>[22-23]</sup>进一步对其改进优化,在每侧耳塞上集成 17 个 Ag/AgCl 微电极以替代 IrO<sub>2</sub> 电极。利用高密度耳内电极,研究人员可将耳内 EEG 信号与头皮 EEG 信号进行对比,探究不同大脑皮层信号源在耳部的映射关系,有望为特定应用筛选最佳的电极位点。

耳内脑电电极的定位尚未形成国际统一标准,耳内电极初创团队提出了一种精细的电极定位方法<sup>[42]</sup>,具有重要参考价值。该方法将电极标记为 EXY(X 为 L 或 R,分别代表左、右耳;Y 为 A-L 的字母,如 ERA、ERB、……ERL),其中 A、B、C 对应耳甲腔的上、中、下区域,D 对应耳垂,其余 8 个电极以不同角度均匀分布于耳道内(从耳道后部 E 点开始按顺时针向后排列)。笔者强烈建议未来研究采用该定位体系,以确保耳内电极研究具有可比较性。目前多数研究将参考电极与接地电极置于耳甲腔(EXA、EXB、EXC),其与大脑的距离远大于耳道电极。然而,一些研究仍采用额外电

极(通过独立导线连接至耳垂、耳周或乳突区域)作为参考或接地点。为了实现佩戴隐蔽性,笔者建议开发集成参考和接地电极的全耳内装置。

## 2 耳周电极

耳周电极是指放置于耳朵周围区域的电极,典型区域涵盖耳后、耳廓以及乳突位置。相对于耳道与耳甲腔易因下颌运动产生变形导致电极与皮肤的摩擦而产生运动伪影<sup>[42-45]</sup>,耳后和耳廓区位置更加平坦,更有利于 EEG 信号采集。耳周电极可用于 ASSR、SSVEP 等范式检测,同时还能用于应激评估、实时癫痫发作检测、汽车驾驶疲劳检测。Wang 等<sup>[46]</sup>于 2012 年首次提出耳周电极概念,通过非毛发区(颈部、面部)与耳后区的 EEG 信号的定量对比实验,揭示耳后区电极信噪比明显高于颈部和面部电极,并验证了耳后区域电极采集 SSVEP 的信噪比可与头皮枕区电极相媲美,为耳周电极的发展奠定了基础。在技术实现层面,Debener 等<sup>[16]</sup>于 2015 年开发的柔性丝网印刷电极阵列 cEE Grid 具有里程碑意义,融合湿电极的稳定接触特性与干电极的便捷性优势,构建了轻量化、佩戴舒适的采集系统,其隐蔽式设计开创了可穿戴 BCI 新范式。表 2 总结了不同耳周电极的电极位点、通道数目、材料工艺和信号质量。根据设计原理,耳周电极主要分为 C 型环状耳周电极、头戴式耳机电极、眼镜耳周电极和头带耳周电极。

表 2 不同耳周电极的对比

Tab.2 Comparison of different around-ear EEG electrodes

电极类型	电极位置	导联数目	制备工艺	基底材料	电极材料	信号质量	参考文献
C 型环状耳周电极	耳后	10	丝网印刷	—	Ag/AgCl	能有效记录睁闭眼以及听觉诱发 ERP,分类准确率约为 70%	[16]
	cR1、cR2、cR3、cR4、cR4a、cR4b、cR5、cR6、cR7、cR8	10	3D 打印	硅橡胶	IrO <sub>2</sub>	能采集统计学显著的 ASSR 响应,且 C 形环状干耳周电极 SNR 显著高于入耳式干电极	[47]
	耳后	10	柔性 PCB 板	聚酰亚胺	镀金电极	能有效记录预期的睁闭眼、ERP、SSVEP 和 ASSR 响应,ASSR 信噪比为 14.5 dB	[48]
头戴式耳机电极	耳后	10	3D 打印	聚乳酸塑料	泡沫凝胶	离线试验中所有被试的 BCI 分类准确率均显著高于随机水平	[49]
眼镜耳周电极	F7、F8、T3、T4	4	—	—	—	实时监测癫痫发作,灵敏度率为 93.80%,特异性为 93.37%	[50]
头带耳周电极	耳后、眼周、鼻梁	5	蜡模铸造 3D 打印	尼龙塑料	92.5% Ag	—	[51]
	L1、L2、L3、R1、R2、R3、REF、GND	3	—	软硅胶	泡沫凝胶	语言想象 BCI 平均分类准确率为 38.2%,显著高于随机水平(20%),但略低于头皮脑电电极 43.1%	[52]
头带耳周电极	耳后、前额	4	柔性 PCB 板	—	泡沫凝胶	Stroop 色词和心算试验均呈现显著的时频特征,应激分类准确率为 77.9%	[53]

## 2.1 耳周电极的设计

### 2.1.1 C型环状耳周电极

图3所示为耳周电极。Debener等<sup>[16]</sup>开发的柔性丝网印刷电极阵列cEEGrid如图3(a)所示。近年来,C型环状耳周电极得到了进一步发展。Bertelsen等<sup>[47]</sup>开发了一款基于硅橡胶的环状耳周电极(图3(b)),其表面设有10个直径为3.5 mm的IrO<sub>2</sub>电极位点。Guermami等<sup>[48]</sup>开发了一种隐蔽式无创系统,该系统的耳后电极由8个镀金盘状电极(直径5 mm)和矩形参考电极以及接地电极组成(图3(c)),并且电极上覆盖着

商用可重复使用的黏性凝胶贴片,可以降低皮肤-电极阻抗。Valentin等<sup>[29]</sup>使用专业石膏对耳朵周围的解剖曲面进行建模,并对其进行3D扫描得到与耳后结构相似的模型,然后用柔性丙烯酸树脂3D打印出C型环状耳周电极基体,在耳后区域嵌入导电硅胶电极即可得到C型环状耳周电极(图3(d))。为了实现电极与皮肤稳定接触,电极采用V型折叠结构设计,利用弹簧将耳后导电硅胶电极支撑在耳廓背面。此外,还增设一个环绕耳廓的挂钩,可将耳后电极固定在其合适的位置。



图3 耳周电极

Fig.3 Around-ear electrodes

### 2.1.2 头戴式耳机电极

为了实现采集系统的便捷性和舒适性,研究者巧妙将耳周电极与信号处理模块一体化集成到头戴式耳机。Kaongoen等<sup>[49]</sup>设计了一款基于8通道耳周电极的BCI-家电交互系统,其中信号采集装置为头戴式耳机(图3(e)),耳机外壳采用聚乳酸塑料3D打印而成。每个耳罩设有5个直径为14 mm的泡沫凝胶电极(其中一个为参考电极或接地电极),支撑条带松紧可调,既方便佩戴又提升了电极和皮肤的贴合度。

### 2.1.3 眼镜耳周电极

除了头戴式耳机,还有将耳周电极与信号处理模块一体化集成的眼镜。2018年,Sopic等<sup>[50]</sup>开发了一款基于眼镜的癫痫发作检测系统e-Glass(图3(f)),该系

统创新性地将4个耳周电极(国际10-20脑电定位系统F7、F8、T3和T4)集成到眼镜腿上。该系统创新了穿戴形式,不仅方便患者佩戴,同时减少患者的社会羞耻感。Kosmyna等<sup>[51]</sup>开发了一款基于眼镜的汽车驾驶监测系统(图3(g)),该系统同时在眼镜上集成2个EEG电极、2个眼电(EOG)电极以及1个参考电极。眼镜支架的腿端为EEG电极,鼻托则为EOG电极,均由纯银制成,眼镜的鼻梁处另设一块银板作为参比电极。眼镜框架由柔性尼龙塑料制成,能确保电极与皮肤紧密接触。

### 2.1.4 头带耳周电极

与一体化头戴式耳机、眼镜类似,头带耳周电极也是将可穿戴信号采集系统与信号处理系统进行一

体化集成,提高了穿戴的便捷性。Kaongoen 等<sup>[52]</sup>开发了一种基于一体化头带的语音图像 BCI 系统(图 3(h)),该穿戴式头带覆盖用户耳后并包裹在后脑勺上,头带耳后部分集成柔性硅胶制成 C 形耳后电极阵列,设有 4 个直径为 14 mm 的可拆卸泡沫凝胶电极(其中 1 个为参比或接地电极)。该头带佩戴方便舒适,不需要使用任何导电溶液或导电膏,准备时间短(约 3 min),电极-皮肤阻抗低至 15 k $\Omega$ ,且能维持低阻抗水平长达 6 h。而且,基于耳周电极的语音图像 BCI 性能不逊于头皮脑电极。Ahn 等<sup>[53]</sup>开发了一款基于可穿戴头带的多生理信号应激评估系统(图 3(i)),可同时监测双通道 EEG 和单通道心 ECG 信号。该头带的耳后区域设有 2 个电极和 1 个接地电极,参比电极位于头带的前额部,所有电极均为医用凝胶电极。

## 2.2 耳周电极导联和定位

与耳内电极类似,耳周电极通道数与定位缺乏统一的规范,尚未形成国际标准化方法。基于 cEEGrid 电极阵列的单侧耳周设备设有 10 个电极(双侧耳共 20 通道)<sup>[48]</sup>,而其他耳周 EEG 设备的通道数通常较少,单侧耳周电极数多为 2~5 个。混合电极阵列 trEEGrid 由 9 个电极组成,其中 4 个分布于耳周区域,3 个位于眼部周围用于记录眼电(EOG)信号,2 个置于下巴附近用于记录口周肌电(EMG)信号。头戴式耳机 EEG 设备通常集成 4~5 个电极,而覆盖区域较窄的眼镜式或头带式设计单侧仅配置 1~2 个电极。

尽管耳周脑电电极尚未形成国际定位标准,但很多研究借鉴 cEEGrid 研究团队的定位方法,即采用字母“L”或“R”分别表示左、右耳,后接数字(如 R1、R2、…、R8),按照从前上方向后下方的顺序依次标记电极。该方法虽具有一定的参考价值,但仍有待优化以建立统一标准。首先,定位体系应扩展至耳前区域,完整定义环绕耳部的椭圆区域;其次,可参照传统头皮 EEG 的国际 10-20 定位系统,基于椭圆区域长轴/短轴的百分比距离确定电极位置。该方法可确保电极阵列制造过程中电极相对位置的一致性,同时适配不同头围尺寸的个性化需求。参考电极与接地电极通常放置于乳突附近。但部分 C 形环状电极阵列将阵列中心电极作为参考或接地电极,对应于耳后肌群。此外,某些融合耳周与其他区域电极的混合 EEG 系统<sup>[51,53]</sup>则使用前额、鼻梁等耳外电极作为参考或接地电极。相较于耳内 EEG 设备,耳机、眼镜、头带等耳周设备覆盖范围更广,可将耳外电极灵活融入穿戴设计,兼具功能性与美观性。无论是耳内电极还是耳周电极,通常参考电极距离记录电极较近,采集到的 EEG 信号幅值相对较低。为了消除参考电极对 EEG 信号质量的影响,笔者

建议对 EEG 数据进行重参考,将其重新映射至其他参考点,从而实现 EEG 信号质量的提升。

## 3 耳电极的机遇与挑战

随着 BCI 技术从实验室走向产业化,其社会价值在医疗健康、人机交互等领域日益凸显。在无创 BCI 技术中,耳脑电极凭借其独特的结构优势,展现出比传统头皮电极更强的场景适配性。首先,耳电极通过微型化设计与耳道贴合,解决了传统头戴设备的显性化问题,在保障信号质量的同时,兼顾佩戴隐蔽性与舒适性,为日常生活场景下的长期监测提供了可能。其次,由于耳记录电极和参比电极间距更短,且耳道骨骼结构较颅骨结构更厚<sup>[54]</sup>,因此耳电极采集的 EEG 信号幅值低于头皮电极(平均约低 20 dB)。然而,耳电极 EEG 信号的 SNR 与头皮电极相当,这表明耳电极并不会影响 EEG 信号质量。目前,耳电极已突破单一信号检测的局限,已涵盖 ASSR<sup>[42]</sup>、 $\alpha$  波功率衰减<sup>[42]</sup>、听觉注意力状态<sup>[55-56]</sup>、专注力状态<sup>[57]</sup>、睡眠质量评估<sup>[58]</sup>、SSVEP<sup>[59]</sup>、听觉事件相关电位<sup>[60]</sup>等多维度生理指标,其性能边界正从基础 EEG 监测向听力学和助听器技术<sup>[61-62]</sup>、糖尿病患者低血糖检测<sup>[63]</sup>、儿童癫痫监测<sup>[64]</sup>、日常生活交流<sup>[20,65]</sup>等应用场景延伸。更具潜力的是,耳电极与助听器、智能耳机的集成,或将推动 BCI 技术从“被动监测”向“主动干预”升级,为神经退行性疾病早期筛查、糖尿病管理等提供实时闭环解决方案。

尽管耳电极具备显著优势,但其技术成熟度仍受限于两大核心问题:信号覆盖范围和噪声干扰。一方面,耳电极的信号源集中于颞叶区,与头皮电极的全局覆盖相比,其空间分辨率存在天然局限,导致部分低频信号捕获能力不足;另一方面,耳道骨骼结构的物理屏障虽降低了眨眼伪影,却放大了颌部肌肉运动引起的肌电干扰<sup>[59]</sup>,尤其在动态场景下易造成信号失真。针对这些问题,当前技术路线聚焦于两大优化方向:一是复合化设计,通过耳电极与头皮电极的协同部署,扩展信号采集范围并提升信噪比;二是材料与结构创新,例如开发高导电柔性材料以降低电极-皮肤界面阻抗,或利用 3D 打印技术定制解剖适配性电极,从而增强长期佩戴稳定性。此外,信号处理及算法层面的突破也将成为提升耳电极实用性的关键。例如,发展 EEG 信号估计新技术实现仅使用耳电极获取的 EEG 数据估计特定脑区的 EEG 信号;开发先进的降噪和伪影移除算法对可穿戴设备同样至关重要。

耳脑电电极的终极目标在于实现“无感化”电生理监测—即在不干扰用户行为的前提下,完成高精

度、全天候的数据采集。这一愿景需依赖材料科学(如自黏附水凝胶、柔性高导电材料)、柔性微电子技术(如超低功耗芯片)与先进BCI算法(降噪、去伪影)的跨学科融合。若能在信号保真度、设备续航及成本控制上取得平衡,耳脑电电极有望成为下一代智能可穿戴设备的标配,推动BCI技术从医疗康复向教育、娱乐、工业等泛化场景渗透,真正重塑人机共生的未来图景。

#### 4 结束语

本文系统总结了无创耳电极的发展路径、主要类型以及导联和定位。根据耳电极的位置将其分为“耳内电极”和“耳周电极”两大类,并详细说明了各类耳电极的制作方法、关键性能,客观分析了其优缺点。同时,对耳脑电电极的未来发展方向进行了展望,指出了其面临的机遇与挑战。耳电极的研究仍处于早期阶段,但其展现出在现实生活应用中的巨大潜力。未来研究应侧重于耳电极的实际应用,推动其在医疗、人机交互等领域的广泛应用。

#### 参考文献:

- [1] MACHADO S, ARA ÚJO F, PAES F, et al. EEG-based brain-computer interfaces: An overview of basic concepts and clinical applications in neurorehabilitation[J]. *Reviews in the Neurosciences*, 2010, 21(6): 451-468.
- [2] ELDEEB S, SUSAM B T, AKCAKAYA M, et al. Trial by trial EEG based BCI for distress versus non distress classification in individuals with ASD[J]. *Scientific Reports*, 2021, 11(1): 6000.
- [3] LI G L, WANG S Z, DUAN Y Y. Towards gel-free electrodes: A systematic study of electrode-skin impedance[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2017, 241: 1244-1255.
- [4] SHEN G C, GAO K P, ZHAO N, et al. A novel flexible hydrogel electrode with a strong moisturizing ability for long-term EEG recording[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2021, 18(6):066047.
- [5] LI G L, WU J T, XIA Y H, et al. Review of semi-dry electrodes for EEG recording[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2020, 17(5):051004.
- [6] 周哲昊, 陈娜羽, 刘熊浩岚, 等. 无创脑-机接口电极研究进展[J/OL]. *湘潭大学学报(自然科学版)*, 2025: 1-19. (2025-03-07). <https://kns.cnki.net/KCMS/detail/detail.aspx?filename=XYDZ20250305003&dbname=CJFD&dbcode=CJFQ>. ZHOU Z H, CHEN N Y, LIU X H L, et al. Research progress of noninvasive brain-computer interface electrodes[J/OL]. *Journal of Xiangtan University (Natural Science Edition)*, 2025: 1-19. (2025-03-07). <https://kns.cnki.net/KCMS/detail/detail.aspx?filename=XYDZ20250305003&dbname=CJFD&dbcode=CJFQ> (in Chinese).
- [7] LI G L, WU J T, XIA Y H, et al. Towards emerging EEG applications: A novel printable flexible Ag/AgCl dry electrode array for robust recording of EEG signals at forehead sites[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2020, 17(2): 026001.
- [8] LIAO L D, WANG I J, CHEN S F, et al. Design, fabrication and experimental validation of a novel dry-contact sensor for measuring electroencephalography signals without skin preparation[J]. *Sensors*, 2011, 11(6):5819-5834.
- [9] GROZEA C, VOINESCU C D, FAZLI S. Bristle-sensors: Low-cost flexible passive dry EEG electrodes for neurofeedback and BCI applications[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2011, 8(2): 025008.
- [10] LI G L, ZHANG D, WANG S Z, et al. Novel passive ceramic based semi-dry electrodes for recording electroencephalography signals from the hairy scalp[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2016, 237: 167-178.
- [11] LI G L, WANG S Z, LI M Z, et al. Towards real-life EEG applications: Novel superporous hydrogel-based semi-dry EEG electrodes enabling automatically charge-discharge electrolyte[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2021, 18(4):046016.
- [12] LIN S, JIANG J J, HUANG K, et al. Advanced electrode technologies for noninvasive brain-computer interfaces[J]. *ACS Nano*, 2023, 17(24): 24487-24513.
- [13] KOSMYNA N, MORRIS C, NGUYEN T, et al. AttentivU: Designing EEG and EOG compatible glasses for physiological sensing and feedback in the car[C]//*Proceedings of the 11th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications*. Utrecht Netherlands: ACM, 2019: 355-368.
- [14] MIKKELSEN K B, KIDMOSE P, HANSEN L K. On the key-hole hypothesis: High mutual information between ear and scalp EEG[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2017, 11: 341.
- [15] KIDMOSE P, LOONEY D, UNGSTRUP M, et al. A study of evoked potentials from ear-EEG[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2013, 60(10): 2824-2830.
- [16] DEBENER S, EMKES R, DE VOS M, et al. Unobtrusive ambulatory EEG using a smartphone and flexible printed electrodes around the ear[J]. *Scientific Reports*, 2015, 5: 16743.
- [17] LOONEY D, PARK C, KIDMOSE P, et al. An in-the-ear platform for recording electroencephalogram[C]//2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Boston, MA, USA:IEEE, 2011: 6882-6885.
- [18] JEONG D H, JEONG J, CHAE Y, et al. Identification of attention state for menu-selection using in-ear EEG recording[C]//2017 5th International Winter Conference on Brain-Computer Interface (BCI). Gangwon, Korea:IEEE, 2017: 112-114.
- [19] KAPPEL S L, RANK M L, TOFT H O, et al. Dry-contact electrode ear-EEG[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engi-*

- neering, 2019, 66(1): 150–158.
- [20] WANG Y T, NAKANISHI M, KAPPEL S L, et al. Developing an online steady-state visual evoked potential-based brain-computer interface system using EarEEG[C]//2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Milan, Italy:IEEE, 2015: 2271–2274.
- [21] 赵慧庆. 便捷式耳电极制备及其在脑机接口中的应用[D]. 北京:北京印刷学院, 2023.
- ZHAO H Q. Preparation of portable ear electrode and its application in brain-computer interface[D]. Beijing: Beijing Institute of Graphic Communication, 2023(in Chinese).
- [22] PAUL A, AKININ A, LEE M S, et al. Integrated in-ear device for auditory health assessment[C]//2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Berlin, Germany: IEEE, 2019: 56–59.
- [23] PAUL A, DEISS S R, TOURTELOTTE D, et al. Electrode-skin impedance characterization of in-ear electrophysiology accounting for cerumen and electrodermal response[C]//2019 9th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER). San Francisco, CA, USA:IEEE, 2019: 855–858.
- [24] XU Y C, DE LA PAZ E, PAUL A, et al. In-ear integrated sensor array for the continuous monitoring of brain activity and of lactate in sweat[J]. Nature Biomedical Engineering, 2023, 7(10): 1307–1320.
- [25] KIDMOSE P, LOONEY D, JOCHUMSEN L, et al. Ear-EEG from generic earpieces: A feasibility study[C]//2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Osaka, Japan:IEEE, 2013: 543–546.
- [26] KAVEH R, DOONG J, ZHOU A, et al. A wireless, multi-electrode, user-generic ear EEG recording system[C]//2019 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS). Nara, Japan:IEEE, 2019: 1–4.
- [27] SCHWENDEMAN C, KAVEH R, MULLER R. Drowsiness detection with wireless, user-generic, dry electrode ear EEG[C]//2022 44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Glasgow, Scotland, United Kingdom:IEEE, 2022: 9–12.
- [28] KAVEH R, SCHWENDEMAN C, PU L, et al. Wireless ear EEG to monitor drowsiness[J]. Nature Communications, 2024, 15(1): 6520.
- [29] VALENTIN O, VIALLET G, DELNAVAZ A, et al. Custom-fitted in- and around-the-ear sensors for unobtrusive and on-the-go EEG acquisitions: development and validation[J]. Sensors, 2021, 21(9): 2953.
- [30] PAUL A, LEE M, XU Y C, et al. A versatile in-ear biosensing system for continuous brain and health monitoring[C]//2022 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (IS-CAS). Austin, TX, USA:IEEE, 2022: 620–624.
- [31] MOULI S, PALANIAPPAN R, MOLEFI E, et al. In-ear electrode EEG for practical SSVEP BCI[J]. Technologies, 2020, 8(4): 63.
- [32] WANG Z H, SHI N L, ZHANG Y C, et al. Conformal in-ear bioelectronics for visual and auditory brain-computer interfaces[J]. Nature Communications, 2023, 14(1): 4213.
- [33] GOVERDOVSKY V, LOONEY D, KIDMOSE P, et al. In-ear EEG from viscoelastic generic earpieces: Robust and unobtrusive 24/7 monitoring[J]. IEEE Sensors Journal, 2016, 16(1): 271–277.
- [34] GOVERDOVSKY V, VON ROSENBERG W, NAKAMURA T, et al. Hearables: Multimodal physiological in-ear sensing[J]. Scientific Reports, 2017, 7(1): 6948.
- [35] KAONGOEN N, JO S. An auditory P300-based brain-computer interface using Ear-EEG[C]//2018 6th International Conference on Brain-Computer Interface (BCI). Gangwon, Korea:IEEE, 2018: 1–4.
- [36] ATHAVIPACH C, PAN-NGUM S, ISRASENA P. Development of low-cost in-the-ear EEG prototype[C]//2018 15th International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering (JCSSE). Nakhonpathom, Thailand: IEEE, 2018: 1–6.
- [37] PAUL A, HOTA G, KHALEGHI B, et al. Attention state classification with in-ear EEG[C]//2021 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS). Berlin, Germany: IEEE, 2021: 1–5.
- [38] DONG H, MATTHEWS P M, GUO Y K. A new soft material based in-the-ear EEG recording technique[C]//2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando, FL, USA: IEEE, 2016: 5709–5712.
- [39] HOON L J, MIN L S, JIN B H, et al. CNT/PDMS-based canal-typed ear electrodes for inconspicuous EEG recording [J]. Journal of Neural Engineering, 2014, 11(4): 046014.
- [40] KAPPEL S L, LOONEY D, MANDIC D P, et al. Physiological artifacts in scalp EEG and ear-EEG[J]. Biomedical Engineering Online, 2017, 16(1): 103.
- [41] KAPPEL S L, KIDMOSE P. High-density ear-EEG[C]//2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Jeju, Korea: IEEE, 2017: 2394–2397.
- [42] KIDMOSE P, LOONEY D, MANDIC D P. Auditory evoked responses from ear-EEG recordings[C]//2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. San Diego, CA, USA:IEEE, 2012: 586–589.
- [43] OLIVEIRA R J, HAMMER B, STILLMAN A, et al. A look at ear canal changes with jaw motion[J]. Ear and Hearing, 1992, 13(6): 464–466.
- [44] GRENNES M J, OSBORN J, LEE WELLER W. Mapping ear canal movement using area-based surface matching[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2002, 111(2):

- 960-971.
- [45] DARKNER S, LARSEN R, PAULSEN R R. Analysis of deformation of the human ear and canal caused by mandibular movement[C]// Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2007. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2007: 801-808.
- [46] WANG Y T, WANG Y J, CHENG C K, et al. Measuring steady-state visual evoked potentials from non-hair-bearing areas[C]//2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. San Diego, CA, USA:IEEE, 2012: 1806-1809.
- [47] BERTELSEN A R, BLADT H, CHRISTENSEN C B, et al. Generic dry-contact ear-EEG[C]//2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Berlin, Germany:IEEE, 2019: 5552-5555.
- [48] GUERMANDI M, BENATTI S, KARTSCH MORINIGO V J, et al. A wearable device for minimally-invasive behind-the-ear EEG and evoked potentials[C]//2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS). Cleveland, OH, USA: IEEE, 2018: 1-4.
- [49] KAONGOEN N, CHOI J, JO S. A novel online BCI system using speech imagery and ear-EEG for home appliances control[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2022, 224: 107022.
- [50] SOPIC D, AMINIFAR A, ATIENZA D. E-glass: A wearable system for real-time detection of epileptic seizures[C]//2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (IS-CAS). Florence, Italy:IEEE, 2018: 1-5.
- [51] KOSMYNA N, MORRIS C, NGUYEN T, et al. AttentivU: Designing EEG and EOG compatible glasses for physiological sensing and feedback in the car[C]//Proceedings of the 11th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications. Utrecht, Netherlands:ACM, 2019: 355-368.
- [52] KAONGOEN N, CHOI J, JO S. Speech-imagery-based brain-computer interface system using ear-EEG[J]. Journal of Neural Engineering, 2021, 18(1): 016023.
- [53] AHN J W, KU Y, KIM H C. A novel wearable EEG and ECG recording system for stress assessment[J]. Sensors, 2019, 19(9): 1991.
- [54] MIKKELSEN K B, KAPPEL S L, MANDIC D P, et al. EEG recorded from the ear: Characterizing the ear-EEG method[J]. Frontiers in Neuroscience, 2015, 9: 438.
- [55] BLEICHNER M G, MIRKOVIC B, DEBENER S. Identifying auditory attention with ear-EEG: cEEGrid versus high-density cap-EEG comparison[J]. Journal of Neural Engineering, 2016, 13(6): 066004.
- [56] FIEDLER L, WÖSTMANN M, GRAVERSEN C, et al. Single-channel in-ear-EEG detects the focus of auditory attention to concurrent tone streams and mixed speech[J]. Journal of Neural Engineering, 2017, 14(3): 036020.
- [57] KAONGOEN N, JO S. An ear-EEG-based brain-computer interface using concentration level for control[C]//2020 8th International Winter Conference on Brain-Computer Interface (BCI). Gangwon, Korea:IEEE, 2020: 1-4.
- [58] MIKKELSEN K B, VILLADSEN D B, OTTO M, et al. Automatic sleep staging using ear-EEG[J]. Biomedical Engineering Online, 2017, 16(1): 111.
- [59] GUGER C, ALLISON B, LEUTHARDT E C. Brain-Computer Interface Research: A State-of-the-Art Summary-2[M]. Berlin: Springer, 2014.
- [60] KIDMOSE P, LOONEY D, MANDIC D P. Auditory evoked responses from ear-EEG recordings[C]//2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. San Diego, CA, USA:IEEE, 2012: 586-589.
- [61] KIDMOSE P, RANK M L, UNGSTRUP M, et al. A Yabus-style experiment to determine auditory attention[C]//2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. Buenos Aires, Argentina: IEEE, 2010: 4650-4653.
- [62] MIRKOVIC B, DEBENER S, JAEGER M, et al. Decoding the attended speech stream with multi-channel EEG: Implications for online, daily-life applications[J]. Journal of Neural Engineering, 2015, 12(4): 046007.
- [63] JUHL C B, HØJLUND K, ELSBORG R, et al. Automated detection of hypoglycemia-induced EEG changes recorded by subcutaneous electrodes in subjects with type 1 diabetes: The brain as a biosensor[J]. Diabetes Research and Clinical Practice, 2010, 88(1): 22-28.
- [64] DUUN-HENRIKSEN J, MADSEN R E, REMVIG L S, et al. Automatic detection of childhood absence epilepsy seizures: Toward a monitoring device[J]. Pediatric Neurology, 2012, 46(5): 287-292.
- [65] WANG Y T, WANG Y J, JUNG T P. A cell-phone-based brain-computer interface for communication in daily life[J]. Journal of Neural Engineering, 2011, 8(2): 025018.

#### 本文引文格式:

李广利,刘熊浩岚,陈娜羽,等. 面向无创脑-机接口的耳脑电电极研究进展[J]. 天津工业大学学报, 2025, 44(3): 80-90.

LI G L, LIU X H L, CHEN N Y, et al. Recent advances on ear-EEG electrodes for non-invasive brain-computer interfaces[J]. Journal of Tiangong University, 2025, 44(3): 80-90 (in Chinese).