



头皮表面拉普拉斯技术研究与应用*

罗睿心^{1,2)} 郭思影¹⁾ 李心怡¹⁾ 赵雨禾¹⁾ 郑春厚^{1,2)} 许敏鹏^{1,3)**} 明 东^{1,3)}⁽¹⁾ 天津大学医学工程与转化医学研究院, 天津 300072; ⁽²⁾ 天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;⁽³⁾ 脑机交互与人机共融海河实验室, 天津 300072)

摘要 脑电图 (electroencephalography, EEG) 是一种无创、高时间分辨率的大脑活动监测技术。然而, 受到容积传导效应的影响, EEG 的空间分辨率较低, 难以精准定位大脑神经元活动。头皮表面拉普拉斯技术 (surface Laplacian, SL) 通过估计头皮表面电位的二阶空间导数, 得到反映头皮下径向电流活动情况的头皮表面拉普拉斯电位 (Laplacian EEG, LEEG)。SL 技术能够衰减来自远端容积传导的信号, 减少模糊效应, 有效提升了 EEG 的空间分辨率, 有望推动神经工程领域实现突破性进展。为厘清 SL 技术的理论、技术和应用进展, 本文系统梳理了表面拉普拉斯估计算法和同心圆环拉普拉斯电极的发展, 阐述了其在静息节律、视觉相关电位、运动相关电位及感觉运动节律等方面的典型应用, 最后总结了该技术的优势和不足并展望其未来发展方向, 以期促进 SL 技术的深入研究和广泛应用。

关键词 脑电图, 头皮表面拉普拉斯技术, 空间分辨率

中图分类号 R318, Q189, Q1

DOI: 10.16476/j.pibb.2024.0355

CSTR: 32369.14.pibb.20240355

脑电图 (electroencephalogram, EEG) 是大脑皮层中神经元群体同步放电的总和, 经硬脑膜、颅骨等介质传播后被头皮放置的圆盘电极所记录^[1]。相较于血液动力学测量、微电极测量、电磁学测量等脑信息采集方式, EEG 具有低成本、无创和高时间分辨率的优势, 被普遍应用于临床诊断、脑机接口和神经科学研究等领域^[2-3]。

然而, EEG 是活动电极与参考电极的电位差, 其参考依赖特性为 EEG 波形的解释带来歧义, 并且可能会额外引入参考噪声污染^[4]。此外, 头皮 EEG 信号来源于容积传导过程 (volume conduction, VC), 不同偶极子产生的电流经过介质传导、扩散和混叠后到达头皮表面, 无法准确反映电极位置下特定偶极子的局部活动^[5]。因此, 当前 EEG 信号的空间分辨率较低, 难以精准表达大脑的精细活动信息, 阻碍了脑电图技术的进一步发展与应用。

自 1975 年起, 头皮表面拉普拉斯 (surface Laplacian, SL) 技术的提出为提升 EEG 空间分辨率开辟了新路径^[6]。拉普拉斯算子本质是头皮表面电位的二阶空间导数, 可看作具有空间选择性的

高通滤波器^[4]。头皮表面拉普拉斯电位 (Laplacian EEG, LEEG) 具有明确的物理意义, 反映了头皮下径向电流的活动情况, 正值表示从大脑流向头皮的电流 (“源”), 负值表示从头皮流向大脑的电流 (“汇”)^[7]。LEEG 具有参考独立、高空间分辨率特性, 能够衰减来自远端容积传导的信号, 减少模糊效应, 强调局部源活动^[8]。上述优势使得 SL 技术成为挖掘高分辨率神经特性的重要工具, 受到研究人员的广泛关注。

当前, 利用 SL 技术获得 LEEG 电位的方式主要分为两种: 一种是基于表面拉普拉斯估计算法的间接测量法, 即电流源密度估计 (current source density, CSD)^[9]; 一种是基于同心圆环拉普拉斯电极的直接测量法 (concentric ring electrode, CRE)^[10]。CSD 通过数学算法对传统圆盘电极采集的 EEG 信号进行拉普拉斯变换, 从而间接估计 LEEG 电位^[7, 9]。Hjorth 等^[6]最早提出的表面拉普

* 国家自然科学基金 (62122059, 81925020) 资助项目。

** 通讯联系人。

Tel: 022-83612122, E-mail: xmp52637@tju.edu.cn

收稿日期: 2024-08-01, 接受日期: 2024-09-30

拉斯估计算法仅需目标电极与邻近电极的有限差分运算,实施简单,但受到电极数量和间距均匀性等因素影响。为克服离散化缺陷,CSD研究逐渐引入了插值^[11]、现实几何^[5, 12]等技术,进一步提升LEEG估计效果。近年来衍生的CRE技术采用了新型同心圆环电极结构,典型结构包括准双极^[13]、双极^[8]和三极^[14]等。CRE技术经过多环信号的差分采集直接测量LEEG信号,无需繁琐、耗时的计算过程。CRE采集得到的LEEG信号微弱,幅值仅达到nV级别,通常需要配置专用的有源CRE电极^[15]或前端放大系统^[16]。综上所述,CSD方法和CRE技术均能有效获得LEEG信号。

近年来,SL技术已在静息节律^[17-18]、事件相关电位^[19]、事件相关同步化/去同步化^[20]等领域得到应用,相关研究表明了SL技术相对于EEG的潜在优势及其普遍适用性。为厘清LEEG的发展现状,本文系统梳理了SL技术的原理及进展,归纳了其在静息节律、视觉相关电位、运动相关电位及感觉运动节律等方面的研究与应用现状,最后探讨了当前SL技术的优劣势及未来发展方向,以期促进头皮表面拉普拉斯技术实现进一步突破与应用。

1 头皮表面拉普拉斯技术

1.1 基本原理

以头皮某点 P 处为原点建立局部空间正交坐标系, x 轴表示与表面相切的水平方向, y 轴表示与表面相切的竖直方向, z 轴为垂直头皮表面的法线方向。令 $\text{Grad}()$ 和 $\text{Div}()$ 分别表示梯度和散度,则 P 点处电压梯度的散度被定义为 $\text{Div}(\text{Grad}(V))$,能够衡量该点处场源或场汇情况^[21]。脑电活动通常起源于颅骨内部,头皮表面不存在任何活动源,因此:

$$\text{Div}(\text{Grad}(V)) = \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = 0 \quad (1)$$

式中, $\frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = -\frac{\partial E}{\partial z} = -\rho \frac{\partial j_z}{\partial z}$, E 代表电场, j_z 代表电流密度, ρ 为电阻率。将 $\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2}$ 定义为 P 点处电压的表面拉普拉斯变换 $\text{Lap}_s(V)$ ^[22]:

$$\text{Lap}_s(V) = \rho \frac{\partial j_z}{\partial z} = \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} \quad (2)$$

由此可见, $\text{Lap}_s(V)$ 是头皮表面电位的二阶空间导数,反映该点处径向流入流出头皮的微小电流

变化,与颅骨内电流源的存在密切相关^[21]。SL的技术路径及应用领域总结如图1所示。

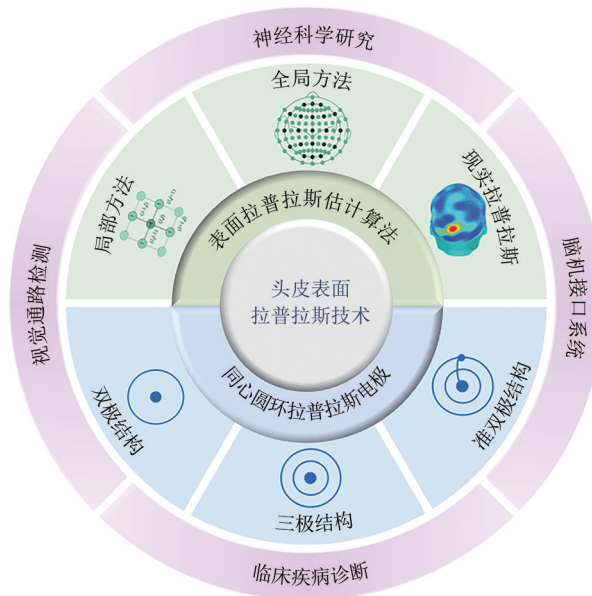


Fig. 1 Technology paths and application areas for SL

图1 SL技术路径及应用领域

1.2 表面拉普拉斯估计算法

表面拉普拉斯估计算法(CSD)在传统圆盘电极检测到EEG信号后,通过数学算法对其进行拉普拉斯变换,从而间接测量LEEG电位。当前,CSD算法可以大致划分为3类,即局部方法(local methods)^[6]、全局方法(global methods)^[23]和现实拉普拉斯方法(realistic Laplacian methods)^[12](图2)。

局部方法基于拉普拉斯算子的有限差分式,假设头皮表面局部近似平坦,使用周围局部区域内的部分电极信号来计算目标电极处的LEEG电位^[6]。早在1975年,Freeman等^[24]采用一维的局部“斜率-斜率”测量方法,将计算简化为每个电极的电位减去相邻两个电极电位的一半。Hjorth等^[6]将这种有限差分方法从一维拓展到二维,不同电极位置可以映射到规则的方形网格,通过减去所有相邻位置的电位加权和来估计LEEG电位。使用更多的邻近电极能够得到更精准的LEEG估算,常见的五点法(five-point method, FPM)和九点法(nine-point method, NPM)分别是LEEG的2阶和4阶近似^[22]。相邻电极与目标电极之间的间距会影响

LEEG的空间频率高通特性^[25], 依据间距差异又可细分为最近邻法、次邻近法等^[26]。为了解决平面假设与真实头部形状的误差问题, Lai等^[27]推导得到了球面模型和平面模型下局部方法的比例系数差异, 为球面局部方法提供了理论基础。局部方法是一种离散化运算, 实施简单, 然而其性能受到邻近电极数量和间距等影响, 并且难以对网格边界处进行有效估计^[21]。

全局方法使用所有电极信号进行插值运算后对连续函数求解二阶空间导数, 以克服离散化缺陷^[23]。该类方法可通过优化插值算法改进其性能, 例如径向基函数(radial-basis)^[28]、多项式(polynomial)^[29]、平滑样条函数(smoothing spline)^[11, 30-31]等。当前使用最广泛的平滑球面样条方法采用了球坐标系中的半径、极角和方位角(r, θ, φ)来表示电极位置, 其优势在于可直接求解拉普拉斯算子在球几何条件下的简单表达式^[30]。球面样条插值效果会受到样条灵活性和正则化常数等多个参数的影响, 其中样条灵活性 m 表示球面样条函数与实际数据的拟合程度, 而正则化常数 λ 用于降低插值方法对噪声的敏感性^[4]。He等^[11]围绕如何合理确定样条参数的关键问题, 开发了一种逼真几何样条SL方法, 将需要确定的样条参数数量减少到一个, 有效降低了基于样条函数插值估计LEEG电位的应用难度。全局方法是“无网格

(mesh-free)”的连续SL估计, 有效地缓解了局部方法的离散化误差, 但采用的球体模型无法拟合真实头部形状^[21]。

现实拉普拉斯方法结合磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)等先进成像技术建立真实的头部模型, 在此基础上通过全局方法估计LEEG^[5, 12, 32-33]。Babiloni等^[34]对比了普通球体模型和真实头部模型估计LEEG的差异, 结果表明在真实头部模型下得到的LEEG脑地形图焦斑面积更小, 信号可分离性更强, 估计效果显著优于球体模型。为了便于表示MRI扫描重建的头部模型, Deng等^[5, 12]提出可将表面离散为三角形网格后直接计算LEEG, 而无需复杂的表面拟合过程。现实拉普拉斯方法可适用于任意形状的头皮, 具有更加精准的LEEG估计, 但建立真实头部模型需要配置相应的成像设备, SL估计过程的运算复杂度也较高。

CSD方法能够实现对LEEG的有效估计, 需考虑估计精度和运算复杂度之间的关系^[4]。相较于基于有限差分运算的局部方法, 进行插值求解或采用真实头模型能够有效提高LEEG的估计精度(现实拉普拉斯方法>全局方法>局部方法)。但与此同时, 算法的运算复杂度也会显著提升(现实拉普拉斯方法>全局方法>局部方法), 从而影响LEEG估计的实时性能。

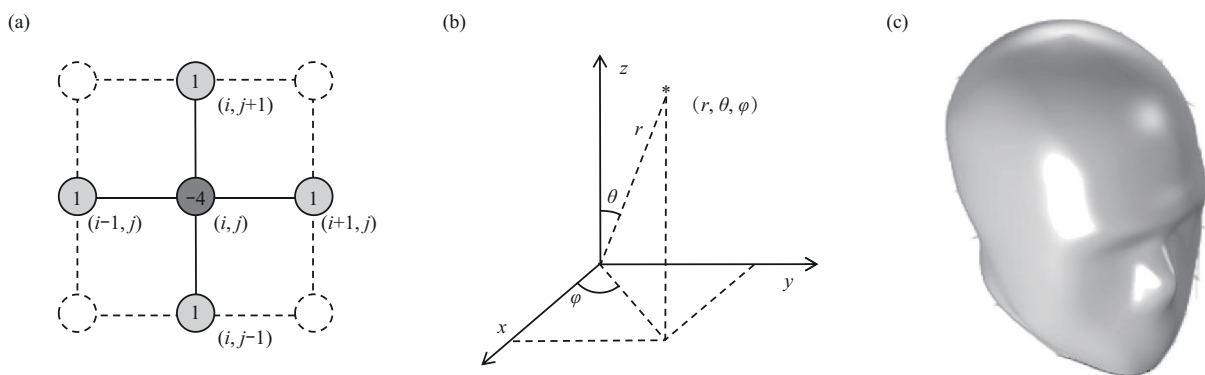


Fig. 2 Examples of current source density methods

图2 表面拉普拉斯估计算法示意图

(a) 局部方法中邻近电极的定义。(b) 全局方法中球面坐标系建立。(c) 现实拉普拉斯方法中的真实头部模型。图中 i, j 代表二维坐标系中的点坐标, r, θ, φ 分别代表球坐标系中的半径、极角和方位角。

1.3 同心圆环拉普拉斯电极

同心圆环拉普拉斯电极(CRE)由CSD中的局部方法发展而来, 采用新型同心圆环电极代替传统圆盘电极, 通过在采集端对多环信号进行差分采

集从而直接测量LEEG^[10]。依据同心圆环结构不同, 可分为双极CRE^[8]、准双极CRE^[13]、三极CRE^[13]和多极CRE^[35]等(图3)。

双极CRE是FPM的圆周积分运算形式, 由一

个中央导电圆盘和一个导电圆环组成，两者之间绝缘不导通^[8]。令圆环半径为 r ，圆盘平均电势为 V_0 ，圆环平均电势为 V_1 ，则中央点 p 处的LEEG近似为式(3)^[10]。Johnston等^[36]研究表明，圆环半径的大小对双极CRE测量结果有显著影响，当忽略中央圆盘面积这一参数时，随着CRE圆环半径逐渐变小，其测量值的精度更高。若考虑中央圆盘面积的影响，当圆盘与圆环面积相等时，与电极相连的放大器差分输入端的阻抗保持一致，可提高采集的共模抑制比^[15]。

$$\text{Lap}_p \cong \frac{4}{r^2} (V_1 - V_0) \quad (3)$$

三极CRE是NPM的圆周积分运算形式，由一个中央导电圆盘、一个中间导电圆环和一个外周导电圆环构成，三者之间绝缘不导通^[13]。令中间圆环和外周圆环的半径分别为 r 和 $2r$ ，圆盘平均电势为 V_0 ，中间圆环平均电势为 V_1 ，外周圆环平均电势为 V_2 ，则中央点 p 处的LEEG近似为式(4)^[10]。准

双极CRE将三极CRE的中央圆盘和外周圆环用导线短接使其电势相等，但采集时容易短接串扰。Besio等^[37]通过仿真实验证实，相较于双极CRE和准双极CRE，三极CRE具有显著更高的精度和灵敏度。当前，三极CRE应用最为广泛，其阻抗、材料和尺寸等逐渐得到了优化^[38-39]。Shen等^[38]发现，使用Signa凝胶能有效降低头皮与电极之间的阻抗，且耗时更少。Wang等^[39]开发了一种基于自粘石墨烯凝胶的柔性可穿戴三极CRE，进一步改善与头皮的连接。在尺寸参数方面，传统计算方式将圆盘近似为点、圆环近似为线，未考虑圆盘半径和圆环宽度的影响^[40]。为此，Makeyev等^[14, 41]通过有限元建模仿真方法，综合优化了包含圆盘半径和圆环宽度在内的三极CRE尺寸参数，将SL估计的相对误差降低了一半以上。

$$\text{Lap}_p \cong \frac{1}{3r^2} [16(V_1 - V_0) - (V_2 - V_0)] \quad (4)$$

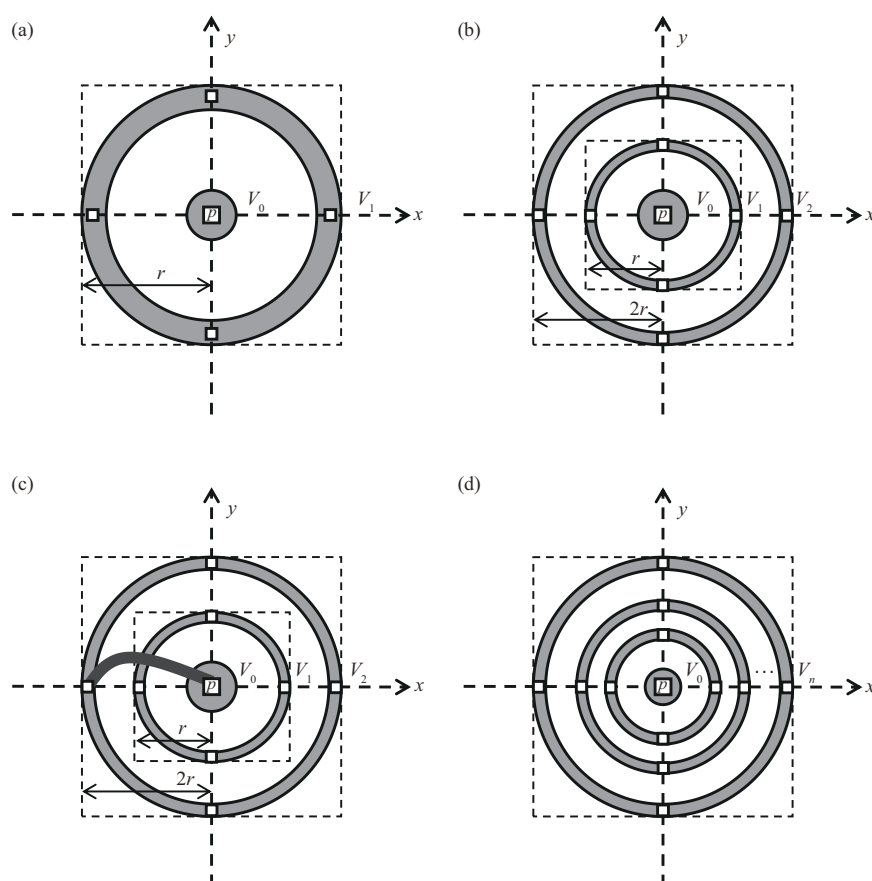


Fig. 3 Examples of concentric ring electrodes

图3 同心圆环拉普拉斯电极示意图

(a) 双极CRE结构示例。(b) 三极CRE结构示例。(c) 准双极CRE结构示例。(d) 多极CRE结构示例。图中 p 为中心点， r 代表圆环半径大小， V_0 代表中心圆盘的电势， $V_1 \dots V_n$ 代表外周圆环的电势。

多极 CRE 由 n 个导电同心圆环构成, 理论上 SL 估计精度应随着 n 的增加而增加^[35]。2013 年, Makeyev 等^[42]首次提出了一种用 $n \geq 2$ 的 $(4n+1)$ 点法估计 $n+1$ 环电极 LEEG 的方法, 并以四极 CRE 为例进行了数值计算。为了简化运算过程, Makeyev 等^[35]通过推导基于方形 Vandermonde 矩阵反演的显式公式, 得到了任意环数的新型多极 CRE 进行 SL 估计的一般方法。使用该方法能够推导出线性增加/减少环间距离的三极 CRE ($n=2$) 和四极 CRE ($n=3$), 与恒定环间距离 CRE 相比能够有效减少截断误差^[43-44]。随后, 研究者进一步解决了五极 CRE ($n=4$) 和六极 CRE ($n=5$) 的环间距离优化问题, 为新型多极 CRE 设计提供了理论基础^[45]。

CRE 采集的 LEEG 信号具有高空间分辨率特性^[18, 46], 其性能受到圆环数量、电极尺寸等参数影响。虽然 SL 的理论估计精度会随着圆环数量的增加而显著提高 (多极 > 三极 > 双极 > 准双极), 但所需前置放大器的硬件电路的复杂程度也会随之增大 (多极 > 三极 > 准双极 $\approx$ 双极)^[10], 因此现有多极 CRE 研究仍以计算机仿真优化为主。选择合适的电极尺寸能够平衡 CRE 的信噪比 (signal-to-noise ratio, SNR) 和空间分辨率。电极尺寸越大, SL 估计误差增大、空间分辨率下降; 但电极尺寸越小, 采集 LEEG 幅值较弱、SNR 下降^[14]。

2 头皮表面拉普拉斯电位

2.1 静息节律

静息脑电反映无外界刺激时大脑活动的基本状态, 常被用于检验 CRE 采集的有效性^[17, 39, 47]。通过计算睁眼或闭眼时大脑 α 节律的相对能量差值, 可量化 CRE 相较于圆盘电极的 SNR 提升情况^[17, 39]。Haddix 等^[17]提出闭眼相关 α 节律调节 (eye closure task-related alpha rhythm modulation, ARM) 指标, 并证实三极 CRE 采集 LEEG 信号的 ARM 显著优于传统 EEG。2024 年, Stuart 等^[47]使用三极 CRE 系统采集分析了睡眠状态下脑信号各频段的相对功率, 结果显示 LEEG 在 δ 频带的相对功率更高、在其他频带更低, 并且地形图显示出分布更集中的空间差异。

此外, SL 技术还可增强与脑疾病相关的异常静息脑电特征识别^[48-49]。三极 CRE 在癫痫检测方面显示出广阔的应用潜力, 被证实能够降低采集信号的肌电干扰、提高信噪比, 从而提高对表征癫痫

发作和致癫痫区的高频震荡 (high-frequency oscillations, HFO) 的检测能力^[18, 48, 50]。注意缺陷多动障碍 (attention-deficit hyperactivity disorder, ADHD) 的明显特征是静息节律中的慢波 (θ 频带) 能量升高, 而快波 (β 频带) 能量降低^[49]。Ponomarev 等^[51]认为 ADHD 的频谱差异可能会被容积传导过程掩盖, 因此采用 CSD 方法将 EEG 变换为 LEEG, 显著提高了健康对照组与 ADHD 患病组在不同频带下能量差异的灵敏度。在疲劳检测方面, Qin 等^[52]将应用 CSD 后得到的径向电流作为源信号, 通过有向传递函数构建疲劳状态定向脑网络, 为揭示疲劳潜在神经机制提供了理论依据。

2.2 视觉相关电位

视觉相关电位 (visual-evoked potential, VEP) 是对外部视觉刺激信息处理后形成的大脑电位变化, 包括 C1、P1、N1、P2 等反映初级视觉皮层感知的早期成分, P3、N400 等与高级认知功能相关的晚期成分, 以及固定频率的节律性刺激诱发的稳态 VEP (steady-state VEP, SSVEP)^[53]。SL 技术可以增强 VEP 的空间与时间分辨能力, 并提升信号的 SNR, 现多应用于视野检测和疾病诊断。

SL 技术削弱容积传导效应的优势增强了 VEP 的空间分辨率, 能够对视觉诱发皮层源进行有效映射^[54]。早期研究发现, P1 成分的 EEG 脑地形图聚焦呈大范围、弥散性分布, 而对应的 LEEG 脑地形图清晰显示了位于两侧半球视觉皮层的两个偶极子源, 并且在左/右刺激时表现出视觉对侧占优特性^[11, 46, 54]。2023 年, 许敏鹏等^[8]利用自研双极 CRE 采集了 14~30 Hz 的单频率 SSVEP 信号, 其能量地形图结果也获得了相似的结论。利用此优势, Srinivasan 等^[55]应用 SL 技术识别了 SSVEP 的浅层局部源, 揭示了 SSVEP 是由相对平稳的局部源和广泛存在的分布源共同产生的这一神经机制。在时间分辨率方面, SL 技术缓解了容积传导造成的时间进程混合, 能够对 VEP 的潜伏期、相位等实现精准估计^[56]。经过 CSD 变换后, 不同导联下 VEP 波形的形状和时间进程显著不同, 特别是 P1 成分潜伏期在导联间呈现明显差异^[56]。基于此, Petrov 等^[57]成功分离了 VEP 不同皮层源的时间进程, 证实高级视觉皮层的反馈能够促进初级视觉皮层的再激活。Tsoneva 等^[58]在探究高频 SSVEP 相位传播模式时, 应用 CSD 方法解决了传统 EEG 的相位偏移问题, 由此发现了刺激频率与 SSVEP 相位传播速度的关系。此外, SL 技术还可以通过抑制肌电

等噪声来提高VEP信噪比,信号质量优于无论单极或双极记录下的EEG^[59-60]。

视野检测应用方面,SL技术可增强视觉通路检测时多焦视觉诱发电位(multifocal visual evoked potential, mfVEP)等的识别^[60-62]。在此类应用中,假设在头皮枕区沿同一轴线均匀排布了LO、Oz、RO三个电极,通常计算 $2Oz-(RO+LO)$ 获得一维SL估计可代替传统双极记录方式。Baseler等^[61]最早在电生理视野检测中探索了该方法的可行性,发现采用一维SL估计可以显著提高mfVEP的SNR,并且放置在枕区右侧的电极能够记录到左视野刺激诱发的更高幅值信号,显示出更精确的视野映射关系。Mackay等^[60]进一步应用一维SL估计实现了快速和高敏感度的儿童视力评估,SL技术减小了记录到达到固定阈值的VEP信号时的检测时间(detection time, DT),更适用于注意力集中困难、需要快速评估的儿童群体。

疾病诊断应用方面,与认知功能相关的VEP晚期成分常作为脑疾病特征,而SL技术能够增强患者与正常对照组之间的特征差异。应用CSD方法后,抑郁症患者的P3成分能量激活水平显著低于健康对照组,且这种差异在右前额叶区域最大^[63]。2024年,Gao等^[64]研究发现,在奖励反馈处理阶段,抑郁症患者的后验反馈P3成分能量激活显著降低,基于实验结果进一步探讨了SL技术在抑郁症诊断中的优势。对于精神分裂症,CSD方法揭示了患者在言语工作记忆任务中,左侧顶颞叶P3源减弱及前额区慢波活动异常,表明与编码和早期存储相关的前额-顶颞网络功能受损^[65]。此外,SL技术在自闭症谱系障碍^[66]、酗酒症^[67]等疾病上同样证实有效。

2.3 运动相关电位及感觉运动节律

运动想象/运动执行过程与运动功能区具有精细的映射关系,不同任务诱发大脑产生具有不同空间模式的脑电响应,其主要特征包括:以运动相关电位(movement-related potential, MRP)为主的波形特征,和以事件相关去同步/同步(event-related(de)synchronization, ERD/ERS)等感觉运动节律变化为主的能量特征^[68]。SL技术改善了运动想象/执行所产生的MRP特征,能够显著提升其识别性能,多应用于构建脑机接口(brain-computer interface, BCI)系统。

对于能量特征,周鹏等^[22]绘制了三极CRE采集LEEG信号的平均功率谱图,发现左右手运动想

象时在大脑对侧出现明显的ERD现象。Tang等^[20]在拍手、想象拍手、跺脚、想象跺脚4项任务中也观察到相似的现象。值得注意的是,这些研究尚未发现SL技术在增强ERD/ERS能量特征上的优势^[20, 22]。而对于波形特征,SL技术被证实能够显著改善MRP的SNR、互信息与相关性等指标。MRP信号的SNR指标通常被定义为信号波形峰值能量与噪声能量的比值。研究表明,相较于传统圆盘电极,准双极CRE、双极CRE和三极CRE采集的MRP信号均具有显著更高的SNR,其中三极CRE效果最佳,实现了高达4倍的SNR提升^[13, 69]。跨导联的互信息(mutual information, MI)和相关性(coherence)用于衡量不同电极间信号的相关程度,其值越低表征空间分辨能力越高。Babiloni等^[70]对左/右手运动想象任务下的MRP应用了全局CSD方法,首次证实了SL技术可以提升MRP的空间选择性。随后,研究发现三极CRE记录的MRP信号具有更低的MI和相关性^[13, 69, 71],尤其在区分单个手指的运动想象/执行任务时具有明显优势^[72]。MI和相关性的降低表明SL技术减少了不同导联信号之间的冗余信息,有望促进分类精度的提升。

BCI系统应用方面,SL技术通过提高信噪比、降低互信息及相关性,改善了MRP的信号质量和可分性,能够增强BCI系统的分类正确率、信息传输速率(information transfer rate, ITR)等性能指标^[73]。一些研究中采用CSD方法成功提升了运动想象BCI数据的识别效果,但这种方式计算复杂且时间成本高,会影响在线BCI系统的实时性能^[26, 74]。2014年,Boudria等^[75]首次采用三极CRE搭建了左/右手运动想象任务下的在线BCI系统来实现一维光标移动控制。该研究结果表明,三极CRE采集的LEEG信号比传统EEG实现了更可靠的控制,8名用户的平均分类准确率分别为70.2%和59.1%。为了实现更精细的手指运动识别,Pham等^[16]开发了一种新型深度学习模型,以运动执行过程和静息状态下的频谱做差后作为模型输入,将不同手指运动任务下LEEG信号的分类准确率提升至96.4%。

3 头皮表面拉普拉斯技术优势与不足

3.1 头皮表面拉普拉斯技术优势

传统EEG记录的是多个神经元区域和网络活动在时间和空间上的重叠,会造成脑信号的空间特

性模糊、时间进程扭曲^[4]。同时, EEG易与工频噪声等非生理伪迹、心电、肌电等生理伪迹发生混叠, 污染有用信号特征^[10]。而SL技术是一种基于拉普拉斯原理的新型脑电体系, 有效克服了EEG的上述不足, 其优势可归纳为以下几个方面:

a. 参考独立

EEG通常记录的是活动电极和参考电极之间的相对电压。一方面, 不同的参考选择可能会产生不同的波形和头皮分布, 因而很难在不同研究之间直接比较分析结果^[7]; 另一方面, 并不存在完全电中性的理想参考点, EEG中同时记录了两个位置的电活动, 容易引入参考电极处采集到的噪声信号。而SL技术获得的LEEG信号是头皮径向电流的无参考估计, 其极性表示相对于头皮表面的径向电流方向^[7]。因此, LEEG反映的是唯一的、具有特定物理意义的大脑电活动变化, 不受参考电极的影响。

b. 高空间分辨率

SL技术广受认可的核心优势是通过拉普拉斯算子衰减了容积传导效应, 增强高空间频率的局部特征, 提高了EEG的空间分辨率^[8]。Nunez等^[76]研究指出, 传统EEG的空间分辨率通常低于5 cm, 而CSD方法得到的LEEG能够达到1~3 cm。此外, Koka等^[69]发现, 三极CRE采集信号的空间选择性相较于传统圆盘电极提高了约2.5倍。具有高空间分辨率特性的SL技术被证实能够显著改善空间地形的焦斑大小^[8]、导联间互信息^[71]、相关性^[72]等参数。因此, LEEG常用于识别局部源活动, 特别是临床应用中与对照组的不同皮层激活模式有望作为潜在的疾病标志物 (biomarkers)^[9, 48, 64]。

c. 高时间分辨率

除了空间特性被模糊之外, EEG在时间维度上也混合了多种潜在的源活动, 使得其时间分辨率通常低于理论假设。特别是在ERP研究中, 从EEG叠加平均后获得的ERP波形中直接推测大脑活动的时间进程是不可靠的, 因为皮层源的时间混合会引起潜伏期估计误差、甚至产生虚假潜伏期差异^[56-57]。Burle等^[56]开展仿真实验说明了容积传导对头皮EEG时间进程的影响, 同时在多个EEG数据集上对比了CSD前后的波形、潜伏期及地形图, 证实了SL技术具有更好的时空特性。Tenke等^[77]探究了SL技术下脑电节律的相位特性, 结果表明, LEEG较传统EEG而言能够精准保留脑电活动的相位差信息。

d. 源连接分析

由于容积传导过程会产生“伪连接”, 电极层面的功能性连接计算不能有效反映脑区之间的协同关系, 而源层面的连接性分析能够更精准分析大脑网络^[78]。SL技术是计算源连接 (source connectivity, SC) 的重要工具之一, 通常采用CSD估计LEEG电位之后再计算连接性指标^[78]。Debnath等^[79]在探究青少年ADHD患病组与正常对照组在功能性连接方面的差异时, 采用了CSD方法抑制容积传导效应后再计算加权相位滞后指数 (weighted phase-lag index, WPLI)。基于此思路, Bakhtyari等^[49]将CSD处理后计算得到的动态连接张量作为神经网络模型输入特征来实现ADHD检测, 应用SL变换后平均准确率从98.50%提高到99.35%。以上研究证实, SL技术能够提高大脑连接性分析的有效性。

e. 抑制噪声干扰

SL技术具有高通空间滤波特性, 能够衰减头皮上低空间频率的非生理或生理伪迹, 尤其在抑制振幅高、频率宽的肌肉伪迹方面具有应用优势^[18, 80]。因此, SL技术可显著改善信号质量, 被证实闭眼 α 波、VEP、MRP、癫痫等方面提升了信号SNR。

3.2 头皮表面拉普拉斯技术不足

在理论原理方面, SL技术通常被认为对于深层源或分布式偶极子层的活动不敏感。一些研究者担忧SL技术的空间高通特性可能会损失头皮上较大范围存在的低空间频率电位, 过滤与大规模皮质活动相关的信息, 因此仅将其当作常规EEG采集分析的附加技术^[77]。Nunez等^[81]建议采用EEG和LEEG结合的多分辨率技术, 即EEG测量具有广泛分布空间尺度的活动, 同时LEEG用于定位高空间分辨率特征。另一些研究者对此持有不同的观点, 认为SL技术有望成为脑电研究的主流技术, 希望通过开展实验打消此顾虑。例如, Tenke等^[77]的研究中采用正弦波形模拟了固定节律的深层源和分布式偶极子层, 认为SL技术并未损害深层源和分布源的幅度、相位和相干性等特征。这一争论尚无统一结论, 其本质是探讨LEEG可以多大程度上代表真正大脑活动的核心问题, 对于SL技术的发展至关重要。

在技术路径方面, 表面拉普拉斯估计算法和同心圆环拉普拉斯电极都面临一些需要解决的技术难点。CSD算法涉及插值、求导等步骤, 运算复杂

度较高,处理大规模数据时计算资源消耗大、耗时长。其计算过程需要明确EEG电极记录位置,现实拉普拉斯方法还需要MRI等成像设备提供真实的头部模型^[21]。此外,CSD从多导联EEG中估计二阶空间导数,因此电极需满足数量和密度要求。通常建议覆盖整个头部(数量>64个)、密集分布(间距<2 cm)的导联配置以获得可靠的CSD结果^[4]。相比之下,CRE电极通过环间差分直接获得LEEG,使用简单,无额外的计算负担。同时,其测量不受电极数量和密度限制,能够减轻脑机接口等应用场景的导联配置负担。然而,CRE采集的是多个环间的差分信号,幅值相较普通EEG减弱近1个数量级(nV),对采集硬件系统性能的要求更高^[10]。现阶段CRE研究以电极结构设计和电路开发为主,在真实人体上开展的应用研究仍然较少。

4 总结与展望

本文系统综述了头皮表面拉普拉斯技术的核心

理论基础、基本实现路径,以及其在静息节律、视觉相关电位、运动相关电位及感觉运动节律方面的典型应用。在此基础上,总结了SL技术在无创脑电活动采集中的潜在优势,同时客观地指出了当前SL技术发展面临的挑战。

依据本文调研结果可知,当前SL技术聚焦如何求解头皮电位二阶空间导数的问题,衍生出两种获得LEEG的技术路径:一是间接估计LEEG的CSD,二是直接测量LEEG的CRE。如表1所示,CSD多用于神经科学研究、疾病检测、视力检测等应用场景,这些场景需要对LEEG进行高精度估计,但对运算处理的实时性没有严格限制。全局方法是CSD中最常用的方式,相较于局部方法能够实现更精准地估计,而相较于现实拉普拉斯方法无需额外的成像设备辅助。CRE多用于脑机接口等对数据处理实时性有严格要求的应用场景。在现有CRE研究中,三极CRE因其具有最佳的检测性能而被广泛使用,在确保信号采集质量的同时,其专用前置放大器的复杂度也在相对可接受范围内。

Table 1 Summary of scalp surface Laplace potential studies

表1 头皮表面拉普拉斯电位研究归纳

类别	文献	SL技术	应用领域	主要研究结果
静息脑电	Ponomarev等 ^[51]	CSD 全局方法	疾病诊断	CSD对于区分ADHD患者和健康对照组的频谱特征更敏感
	Qin等 ^[52]	CSD 全局方法	神经科学研究	基于CSD的定向脑网络揭示了疲劳时前额区接收后脑信息能力减弱的神经机制
	Haddix等 ^[17]	CRE 三极结构	/	与传统圆盘电极相比,三极CRE更容易检测到静息节律的动态变化
	Wang等 ^[39]	CRE 三极结构	/	基于柔性自黏石墨烯凝胶的新型三极CRE能够记录到脑电中的 α 节律
	Stuart等 ^[47]	CRE 三极结构	神经科学研究	三极CRE有助于评估睡眠状态下大脑活动的局部差异,右侧顶叶的 β 频带激活明显
	Aghaei-Lasboo等 ^[18]	CRE 三极结构	疾病诊断	使用三极CRE减少了噪声,提高了癫痫发作事件的检出率
	Besio等 ^[50]	CRE 三极结构	疾病诊断	三极CRE记录到表征早期癫痫发作和致癫痫区的高频振荡特征
视觉诱发电位	Zhang等 ^[59]	CSD 局部方法	/	相较于EEG参考方式,CSD获得的SSVEP信噪比最高
	Mackay等 ^[60]	CSD 局部方法	视力检测	一维SL在儿童视力检测应用中提供了更高灵敏度和更快的VEP检测
	Baseler等 ^[61]	CSD 局部方法	视力检测	一维SL衰减了容积传导效应,增强了局部电流源,并改善了mfVEP的信噪比
	Burle等 ^[56]	CSD 全局方法	/	CSD能够提高时间分辨率,得到的P100成分潜伏期在不同导联间具有更明显的差异
	He等 ^[11]	CSD 全局方法	神经科学研究	全视野视觉刺激下P100成分地形图显示出左右半球的对称双源,左视野刺激激活右侧半球源活动
	Srinivasan等 ^[55]	CSD 全局方法	神经科学研究	SSVEP是由相对平稳的局部源和广泛存在的分布源共同产生
	Petrov等 ^[57]	CSD 全局方法	神经科学研究	高级视觉区域的反馈显著影响早期视觉区域的再激活

续表1

类别	文献	SL技术	应用领域	主要研究结果
运动相关电位及感觉运动节律	Kayser等 ^[65]	CSD 全局方法	疾病诊断	精神分裂症患者在语言工作记忆中的编码和早期存储过程受损
	Milne等 ^[66]	CSD 全局方法	疾病诊断	自闭症谱系障碍患者的P100潜伏期及振幅的变异性更大
	Kamarajan等 ^[67]	CSD 全局方法	疾病诊断	酗酒症患者在反应激活和抑制过程中的P3波幅显著减小, CSD地形图与健康对照组差异显著
	Houston等 ^[63]	CSD 现实拉普拉斯方法	疾病诊断	女性抑郁症患者的P300成分振幅降低, 该差异在右前额叶区域最大
	许敏鹏等 ^[8]	CRE 双极结构	/	双极CRE采集信号的地形图可分辨出大脑左右半球两个独立的SSVEP源活动
	Liu等 ^[46]	CRE 三极结构	/	三极CRE比传统的圆盘电极能够更好地分离VEP源
	Mcfarland等 ^[26]	CSD 局部方法	脑机接口	在区分左/右手运动执行/想象任务时, 次邻近法优于最邻近法
	Babiloni等 ^[70]	CSD 局部方法	脑机接口	采用少量电极进行CSD估计同样能够增强左/右手运动想象任务的识别效果
	Rathee等 ^[74]	CSD 全局方法	脑机接口	CSD方法优于EEG共平均参考, 增强了运动想象BCI的识别性能
	Besio等 ^[13]	CRE 准双极、双极、三极结构	/	三极CRE采集的MRP信号的信噪比和空间选择性优于准双极和双极CRE
	Koka等 ^[69]	CRE 双极、三极结构	/	三极CRE采集的MRP信号具有更高的信噪比、更低的跨导联互信息
	周鹏等 ^[22]	CRE 三极结构	脑机接口	左右手运动想象任务中, 三极CRE采集信号观察到大脑对侧区域出现ERD现象
	Besio等 ^[73]	CRE 三极结构	脑机接口	左/右手运动执行任务中, 三极CRE采集信号的分类准确率明显高于圆盘电极
	Tang等 ^[20]	CRE 三极结构	脑机接口	拍手、想象拍手、跺脚、想象跺脚任务中, 三极CRE采集信号观察到大脑对侧区域出现ERD现象
	Alzahrani等 ^[72]	CRE 三极结构	脑机接口	在区分不同手指的运动执行/想象任务时, 三极CRE显著增强了信号特征和识别效果

Boudria等 ^[75]	CRE 三极结构	脑机接口	采用三极CRE实现了基于运动想象BCI的一维鼠标光标实时控制
Pham等 ^[16]	CRE 三极结构	脑机接口	手指运动脑电分类任务中, 三极CRE采集信号的分类准确率优于传统圆盘电极

未来, 仍需从理论原理和技术路径方面展开深入研究。首先, 需通过数值仿真、物理场建模、水箱实验等方式, 进一步探究偶极子深度、方向、分布范围等对 LEEG 的影响, 明确 SL 技术反映真实脑信息的程度和范围。其次, CSD 优化的重点在于同时提升估计精度和简化运算。需优化插值和估计算法来提升 LEEG 估计精度, 减少对通道数量的依赖, 实现更精细的大脑源活动映射。采用高效的运算策略, 降低运算复杂度, 从而减少运算时间成本。最后, CRE 研究仍需优化电极结构、尺寸等, 重点开发低噪声、高共模抑制比的专用前置放大电路, 并实现整体系统的微型化设计。同时, 受限于硬件技术条件, 当前采用 CRE 采集真实人体脑电

的研究仍然较少, 需进一步开展理论性实验探究并探索更多潜在应用场景。

SL 技术为无创高时空分辨率脑信息采集提供了新路径, 有效解决了现有脑电采集系统的参考依赖、容积传导等问题, 有望推动脑科学研究和临床应用实现突破性进展。

参 考 文 献

- [1] Xu M, He F, Jung T P, *et al.* Current challenges for the practical application of electroencephalography-based brain-computer interfaces. *Engineering*, 2021, 7(12): 1710-1712
- [2] Herrmann C S. Human EEG responses to 1-100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena. *Exp Brain Res*, 2001,

- 137(3/4): 346-353
- [3] Luo R, Xiao X, Chen E, *et al.* Almost free of calibration for SSVEP-based brain-computer interfaces. *J Neural Eng*, 2023, **20**(6): 066013
 - [4] Kayser J, Tenke C E. Issues and considerations for using the scalp surface Laplacian in EEG/ERP research: a tutorial review. *Int J Psychophysiol*, 2015, **97**(3): 189-209
 - [5] Deng S, Winter W, Thorpe S, *et al.* EEG Surface Laplacian using realistic head geometry. *Int J Bioelectromagn*, 2011, **13**(4): 173-177
 - [6] Hjorth B. An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1975, **39**(5): 526-530
 - [7] Kayser J, Tenke C E. On the benefits of using surface Laplacian (current source density) methodology in electrophysiology. *Int J Psychophysiol*, 2015, **97**(3): 171-173
 - [8] 许敏鹏, 丁茹梦, 郑春厚, 等. 基于头皮拉普拉斯脑电电极的高空间分辨率 SSVEP 信号采集与分析研究. *信号处理*, 2023, **39**(8): 1455-1464
Xu M P, Ding R M, Zheng C H, *et al.* *J Signal Process*, 2023, **39**(8): 1455-1464
 - [9] Kamarajan C, Pandey A K, Chorlian D B, *et al.* The use of current source density as electrophysiological correlates in neuropsychiatric disorders: a review of human studies. *Int J Psychophysiol*, 2015, **97**(3): 310-322
 - [10] 许敏鹏, 张泽旭, 蔡雨, 等. 面向脑机接口的拉普拉斯电极研究综述. *信号处理*, 2023, **39**(8): 1331-1342
Xu M P, Zhang Z X, Cai Y, *et al.* *J Signal Process*, 2023, **39**(8): 1331-1342
 - [11] He B, Lian J, Li G. High-resolution EEG: a new realistic geometry spline Laplacian estimation technique. *Clin Neurophysiol*, 2001, **112**(5): 845-852
 - [12] Deng S, Winter W, Thorpe S, *et al.* Improved surface Laplacian estimates of cortical potential using realistic models of head geometry. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2012, **59**(11): 2979-2985
 - [13] Besio W G, Koka K, Aakula R, *et al.* Tri-polar concentric ring electrode development for Laplacian electroencephalography. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2006, **53**(5): 926-933
 - [14] Makeyev O, Ye-Lin, Prats-Boluda G, *et al.* Comprehensive optimization of the tripolar concentric ring electrode based on its finite dimensions model and confirmed by finite element method modeling. *Sensors*, 2021, **21**(17): 5881
 - [15] 李刚, 王立丽, 王越, 等. 脑电有源拉普拉斯电极设计. *数据采集与处理*, 2006, **21**(4): 487-491
Li G, Wang L L, Wang Y, *et al.* *J Data Acquis Process*, 2006, **21**(4): 487-491
 - [16] Pham T, Adhikari K, Besio W G. Deep learning-based classification of finger movements using tEEG and EEG signals// *IEEE. 2023 IEEE World AI IoT Congress (AIIoT)*. Seattle, WA, USA: IEEE, 2023: 120-126
 - [17] Haddix C, Al-Bakri A F, Besio W, *et al.* A comparison of EEG alpha rhythm detection by tripolar concentric ring electrodes and conventional disk electrodes// *IEEE. 2018 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology* (ISSPIT). Louisville, KY, USA: IEEE, 2018: 68-72
 - [18] Aghaei-Lasboo A, Inoyama K, Fogarty A S, *et al.* Tripolar concentric EEG electrodes reduce noise. *Clin Neurophysiol*, 2020, **131**(1): 193-198
 - [19] Kayser J, Tenke C E. Principal components analysis of Laplacian waveforms as a generic method for identifying ERP generator patterns: II. adequacy of low-density estimates. *Clin Neurophysiol*, 2006, **117**(2): 369-380
 - [20] Tang K T. Do Tripolar Concentric Ring Electrodes Record Sensorimotor Rhythms Better? [D]. Adelaide, Australia: College of Science and Engineering, Flinders University, 2021
 - [21] Carvalhaes C, de Barros J A. The surface Laplacian technique in EEG: theory and methods. *Int J Psychophysiol*, 2015, **97**(3): 174-188
 - [22] 周鹏, 曹红宝, 熊屹, 等. 一种新型拉普拉斯电极的设计及其在脑机接口中的应用. *传感技术学报*, 2007, **20**(9): 2108-2112
Zhou P, Cao H B, Xiong Y, *et al.* *Chin J Sens Actuat*, 2007, **20**(9): 2108-2112
 - [23] Perrin F, Bertrand O, Pernier J. Scalp current density mapping: value and estimation from potential data. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1987, **34**(4): 283-288
 - [24] Freeman J A, Nicholson C. Experimental optimization of current source-density technique for anuran cerebellum. *J Neurophysiol*, 1975, **38**(2): 369-382
 - [25] McFarland D J, McCane L M, David S V, *et al.* Spatial filter selection for EEG-based communication. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1997, **103**(3): 386-394
 - [26] McFarland D J. The advantages of the surface Laplacian in brain-computer interface research. *Int J Psychophysiol*, 2015, **97**(3): 271-276
 - [27] Lai Y, Yao D. Local Laplacian estimate on spherical head surface. *Chin J Electron*, 2009, **18**(4): 681-685
 - [28] Zhai Y, Yao D. A radial-basis function based surface Laplacian estimate for a realistic head model. *Brain Topogr*, 2004, **17**(1): 55-62
 - [29] Wang K, Begleiter H. Local polynomial estimate of surface Laplacian. *Brain Topogr*, 1999, **12**(1): 19-29
 - [30] Perrin F, Pernier J, Bertrand O, *et al.* Spherical splines for scalp potential and current density mapping. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1989, **72**(2): 184-187
 - [31] Zhai Y, Yao D. Realistic geometry Laplacian: a moderate spline estimation approach// *IEEE. Proceedings of 2005 First International Conference on Neural Interface and Control*. Wuhan, China: IEEE, 2005: 156-158
 - [32] Bortel R, Sovka P. Potential approximation in realistic Laplacian computation. *Clin Neurophysiol*, 2013, **124**(3): 462-473
 - [33] Babiloni F, Cincotti F, Carducci F, *et al.* Spatial enhancement of EEG data by surface Laplacian estimation: the use of magnetic resonance imaging-based head models. *Clin Neurophysiol*, 2001, **112**(5): 724-727
 - [34] Babiloni F, Babiloni C, Fattorini L, *et al.* Performances of surface Laplacian estimators: a study of simulated and real scalp potential distributions. *Brain Topogr*, 1995, **8**(1): 35-45
 - [35] Makeyev O, Ding Q, Besio W G. Improving the accuracy of

- Laplacian estimation with novel multipolar concentric ring electrodes. *Measurement*, 2016, **80**: 44-52
- [36] Johnston P R, Kilpatrick D. An asymptotic estimate for the effective radius of a concentric bipolar electrode. *Math Biosci*, 1999, **161**(1/2): 65-82
- [37] Besio W, Aakula R, Koka K, *et al.* Development of a tri-polar concentric ring electrode for acquiring accurate Laplacian body surface potentials. *Ann Biomed Eng*, 2006, **34**(3): 426-435
- [38] Shen I, Walkosz M, Besio W. Tripolar concentric ring electrode electroencephalography using signa gel for impedance matching// *IEEE. 2014 40th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)*. Boston, MA, USA: IEEE, 2014: 1-2
- [39] Wang Z, Zhao N, Shen G, *et al.* MEMS-based flexible wearable tri-polar concentric ring electrode array with self-adhesive graphene gel for EEG monitoring. *IEEE Sens J*, 2023, **23**(3): 3137-3146
- [40] Makeyev O, Lee C, Besio W G. Proof of concept Laplacian estimate derived for noninvasive tripolar concentric ring electrode with incorporated radius of the central disc and the widths of the concentric rings. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2017, **2017**:841-844
- [41] Makeyev O, Ye-Lin Y, Prats-Boluda G, *et al.* Finite element method modeling to confirm the results of comprehensive optimization of the tripolar concentric ring electrode based on its finite dimensions model. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2021, **2021**: 7244-7247
- [42] Makeyev O, Ding Q, Kay S M, *et al.* Toward improving the Laplacian estimation with novel multipolar concentric ring electrodes//*IEEE. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Osaka, Japan: IEEE, 2013: 1486-1489
- [43] Makeyev O, Besio W G. Analytic assessment of Laplacian estimates *via* novel variable interring distances concentric ring electrodes//*IEEE. Proceedings of the 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Orlando, FL, USA: IEEE, 2016. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591132
- [44] Makeyev O, Besio W G. Improving the accuracy of Laplacian estimation with novel variable inter-ring distances concentric ring electrodes. *Sensors (Basel)*, 2016, **16**(6): 858
- [45] Makeyev O, Lee A, Begay A. Solving the inter-ring distances optimization problem for pentapolar and sextopolar concentric ring electrodes based on the negligible dimensions model of the electrode. *Eng Proc*, 2021, **10**(1): 8
- [46] Liu X, Makeyev O, Besio W. Improved spatial resolution of electroencephalogram using tripolar concentric ring electrode sensors. *J Sens*, 2020, **2020**: 6269394
- [47] Stuart N, Manners J, Kempes E, *et al.* Tripolar concentric ring electrodes for capturing localised electroencephalography signals during sleep. *J Sleep Res*, 2024, **33**(6): e14203
- [48] Makeyev O, Musngi M, Lee F, *et al.* Recent advances in high-frequency oscillations and seizure onset detection using laplacian electroencephalography *via* tripolar concentric ring electrodes. *Proceedings*, 2018, **2**(3): 117
- [49] Bakhtyari M, Mirzaei S. ADHD detection using dynamic connectivity patterns of EEG data and ConvLSTM with attention framework. *Biomed Signal Process Contr*, 2022, **76**: 103708
- [50] Besio W G, Martínez-Juárez I E, Makeyev O, *et al.* High-frequency oscillations recorded on the scalp of patients with epilepsy using tripolar concentric ring electrodes. *IEEE J Transl Eng Health Med*, 2014, **2**: 2000111
- [51] Ponomarev V A, Mueller A, Candrian G, *et al.* Group independent component analysis (gICA) and current source density (CSD) in the study of EEG in ADHD adults. *Clin Neurophysiol*, 2014, **125**(1): 83-97
- [52] Qin Y, Hu Z, Chen Y, *et al.* Directed brain network analysis for fatigue driving based on EEG source signals. *Entropy*, 2022, **24**(8): 1093
- [53] 肖晓琳. 基于微弱事件相关脑电特征的脑—机编解码关键技术及应用研究[D]. 天津: 天津大学, 2020
- Xiao X L. Research on Key Technologies and Applications of Brain-computer Coding and Decoding Based on Weak Event-related EEG Characteristics[D]. Tianjin: Tianjin University, 2020
- [54] Lian J, Li G, Sasaki H, *et al.* A simulation and experimental study of 3D scalp spline Laplacian mapping//*IEEE. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Chicago, IL, USA: IEEE, 2002: 2350-2353
- [55] Srinivasan R, Bibi F A, Nunez P L. Steady-state visual evoked potentials: distributed local sources and wave-like dynamics are sensitive to flicker frequency. *Brain Topogr*, 2006, **18**(3): 167-187
- [56] Burle B, Spieser L, Roger C, *et al.* Spatial and temporal resolutions of EEG: is it really black and white? A scalp current density view. *Int J Psychophysiol*, 2015, **97**(3): 210-220
- [57] Petrov Y, Nador J, Qian J. VEP correlates of feedback in human cortex. *PLoS One*, 2012, **7**(12): e51791
- [58] Tsoneva T, Garcia-Molina G, Desain P. SSVEP phase synchronies and propagation during repetitive visual stimulation at high frequencies. *Sci Rep*, 2021, **11**(1): 4975
- [59] Zhang Y, Valsecchi M, Gegenfurtner K R, *et al.* Laplacian reference is optimal for steady-state visual-evoked potentials. *J Neurophysiol*, 2023, **130**(3): 557-568
- [60] MacKay A M, Hamilton R, Bradnam M S. Faster and more sensitive VEP recording in children. *Doc Ophthalmol*, 2003, **107**(3): 251-259
- [61] Baseler H A, Sutter E E, Klein S A, *et al.* The topography of visual evoked response properties across the visual field. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1994, **90**(1): 65-81
- [62] Unterlauff J D, Meigen T. Amplification of the mfVEP signal-to-noise ratio by a Laplacian analysis. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2008, **49**(13): 5376-5376
- [63] Houston R J, Bauer L O, Hesselbrock V M. Depression and familial risk for substance dependence: a P300 study of young women. *Psychiatry Res*, 2003, **124**(1): 49-62
- [64] Gao Y, Panier L Y X, Gameroff M J, *et al.* Feedback negativity and feedback-related P3 in individuals at risk for depression: comparing surface potentials and current source densities. *Psychophysiology*, 2024, **61**(2): e14444
- [65] Kayser J, Tenke C E, Gates N A, *et al.* ERP/CSD indices of

- impaired verbal working memory subprocesses in schizophrenia. *Psychophysiology*, 2006, **43**(3): 237-252
- [66] Milne E. Increased intra-participant variability in children with autistic spectrum disorders: evidence from single-trial analysis of evoked EEG. *Front Psychol*, 2011, **2**: 51
- [67] Kamarajan C, Porjesz B, Jones K A, *et al.* Alcoholism is a disinhibitory disorder: neurophysiological evidence from a go/No-go task. *Biol Psychol*, 2005, **69**(3): 353-373
- [68] 王坤. 脑—机接口中运动意图诱发脑电响应的关键特征强化与识别[D]. 天津: 天津大学, 2020
Wang K. Enhancement and Recognition of Key Features of EEG Response Induced by Exercise Intention in Brain-computer Interface[D]. Tianjin: Tianjin University, 2020
- [69] Koka K, Besio W G. Improvement of spatial selectivity and decrease of mutual information of tri-polar concentric ring electrodes. *J Neurosci Methods*, 2007, **165**(2): 216-222
- [70] Babiloni F, Cincotti F, Bianchi L, *et al.* Recognition of imagined hand movements with low resolution surface Laplacian and linear classifiers. *Med Eng Phys*, 2001, **23**(5): 323-328
- [71] Besio W, Koka K. Mutual information of tri-polar concentric ring electrodes. *ConfProc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2006: **2006**:1106-9
- [72] Alzahrani S I, Anderson C W. A comparison of conventional and tri-polar EEG electrodes for decoding real and imaginary finger movements from one hand. *Int J Neural Syst*, 2021, **31**(9): 2150036
- [73] Besio W G, Cao H, Zhou P. Application of tripolar concentric electrodes and prefeature selection algorithm for brain-computer interface. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2008, **16**(2): 191-194
- [74] Rathee D, Raza H, Prasad G, *et al.* Current source density estimation enhances the performance of motor-imagery-related brain-computer interface. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2017, **25**(12): 2461-2471
- [75] Boudria Y, Feltane A, Besio W. Significant improvement in one-dimensional cursor control using Laplacian electroencephalography over electroencephalography. *J Neural Eng*, 2014, **11**(3): 035014
- [76] Nunez P L, Silberstein R B, Cadusch P J, *et al.* A theoretical and experimental study of high resolution EEG based on surface Laplacians and cortical imaging. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1994, **90**(1): 40-57
- [77] Tenke C E, Kayser J. Surface laplacians (SL) and phase properties of EEG rhythms: simulated generators in a volume-conduction model. *Int J Psychophysiol*, 2015, **97**(3): 285-298
- [78] Hassan M, Wendling F. Electroencephalography Source Connectivity: aiming for high resolution of brain networks in time and space. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2018, **35**(3): 81-96
- [79] Debnath R, Miller N V, Morales S, *et al.* Investigating brain electrical activity and functional connectivity in adolescents with clinically elevated levels of ADHD symptoms in alpha frequency band. *Brain Res*, 2021, **1750**: 147142
- [80] Fitzgibbon S P, DeLosAngeles D, Lewis T W, *et al.* Surface Laplacian of scalp electrical signals and independent component analysis resolve EMG contamination of electroencephalogram. *Int J Psychophysiol*, 2015, **97**(3): 277-284
- [81] Nunez P L, Srinivasan R X. *Electric Fields of the Brain: the Neurophysics of EEG*. Oxford, USA: Oxford University Press, 2006

Research and Application of Scalp Surface Laplacian Technique*

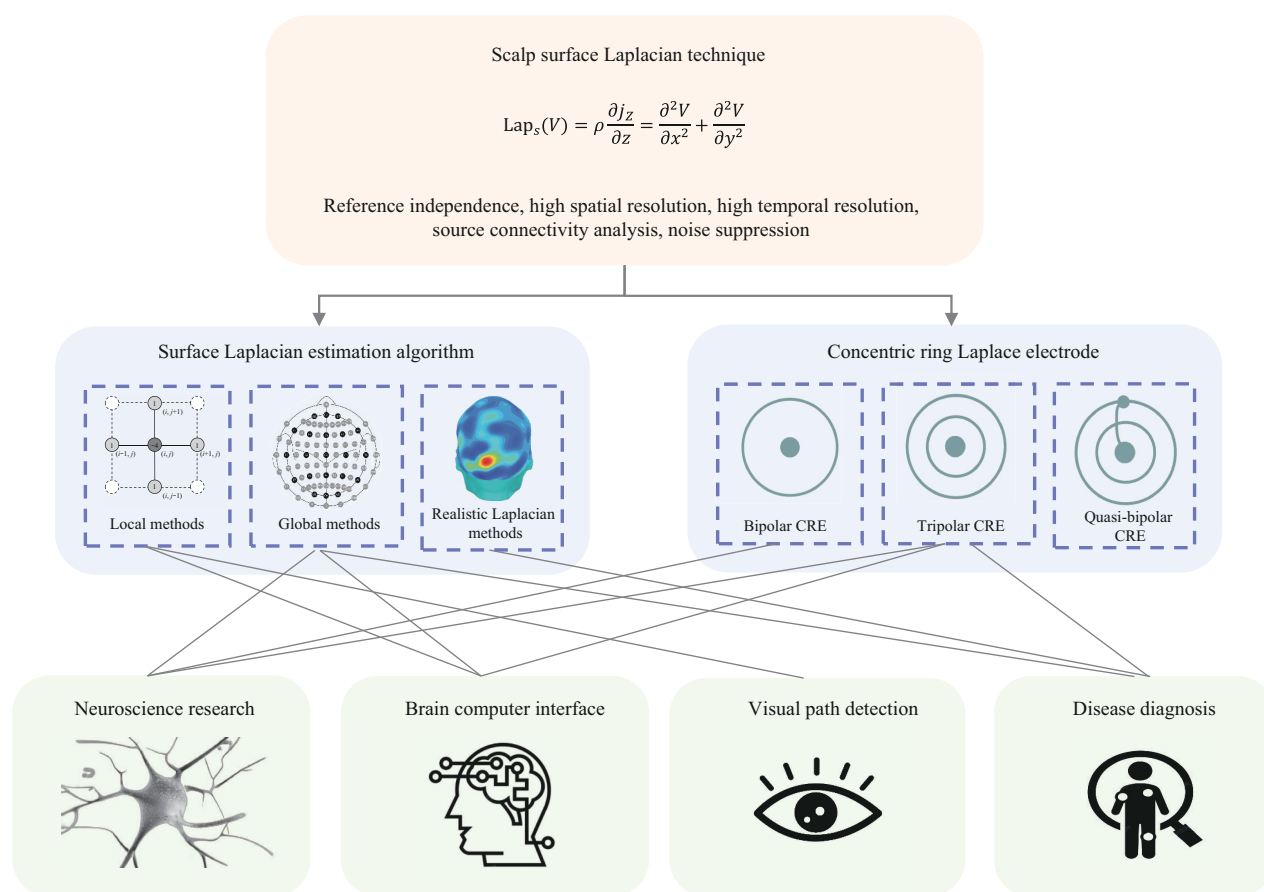
LUO Rui-Xin^{1,2)}, GUO Si-Ying¹⁾, LI Xin-Yi¹⁾, ZHAO Yu-He¹⁾, ZHENG Chun-Hou^{1,2)},
XU Min-Peng^{1,3)**}, MING Dong^{1,3)}

¹⁾Academy of Medical Engineering and Translational Medicine, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

²⁾School of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

³⁾Haihe Laboratory of Brain-computer Interaction and Human-machine Integration, Tianjin 300072, China)

Graphical abstract



Abstract Electroencephalogram (EEG) is a non-invasive, high temporal-resolution technique for monitoring brain activity. However, affected by the volume conduction effect, EEG has a low spatial resolution and is difficult to locate brain neuronal activity precisely. The surface Laplacian (SL) technique obtains the Laplacian

* This work was supported by grants from The National Natural Science Foundation of China (62122059, 81925020).

** Corresponding author.

Tel: 86-22-83612122, E-mail: xmp52637@tju.edu.cn

Received: August 1, 2024 Accepted: September 30, 2024

EEG (LEEG) by estimating the second-order spatial derivative of the scalp potential. LEEG can reflect the radial current activity under the scalp, with positive values indicating current flow from the brain to the scalp (“source”) and negative values indicating current flow from the scalp to the brain (“sink”). It attenuates signals from volume conduction, effectively improving the spatial resolution of EEG, and is expected to contribute to breakthroughs in neural engineering. This paper provides a systematic overview of the principles and development of SL technology. Currently, there are two implementation paths for SL technology: current source density algorithms (CSD) and concentric ring electrodes (CRE). CSD performs the Laplace transform of the EEG signals acquired by conventional disc electrodes to indirectly estimate the LEEG. It can be mainly classified into local methods, global methods, and realistic Laplacian methods. The global method is the most commonly used approach in CSD, which can achieve more accurate estimation compared with the local method, and it does not require additional imaging equipment compared with the realistic Laplacian method. CRE employs new concentric ring electrodes instead of the traditional disc electrodes, and measures the LEEG directly by differential acquisition of the multi-ring signals. Depending on the structure, it can be divided into bipolar CRE, quasi-bipolar CRE, tripolar CRE, and multi-pole CRE. The tripolar CRE is widely used due to its optimal detection performance. While ensuring the quality of signal acquisition, the complexity of its preamplifier is relatively acceptable. Here, this paper introduces the study of the SL technique in resting rhythms, visual-related potentials, movement-related potentials, and sensorimotor rhythms. These studies demonstrate that SL technology can improve signal quality and enhance signal characteristics, confirming its potential applications in neuroscientific research, disease diagnosis, visual pathway detection, and brain-computer interfaces. CSD is frequently utilized in applications such as neuroscientific research and disease detection, where high-precision estimation of LEEG is required. And CRE tends to be used in brain-computer interfaces, that have stringent requirements for real-time data processing. Finally, this paper summarizes the strengths and weaknesses of SL technology and envisages its future development. SL technology boasts advantages such as reference independence, high spatial resolution, high temporal resolution, enhanced source connectivity analysis, and noise suppression. However, it also has shortcomings that can be further improved. Theoretically, simulation experiments should be conducted to investigate the theoretical characteristics of SL technology. For CSD methods, the algorithm needs to be optimized to improve the precision of LEEG estimation, reduce dependence on the number of channels, and decrease computational complexity and time consumption. For CRE methods, the electrodes need to be designed with appropriate structures and sizes, and the low-noise, high common-mode rejection ratio preamplifier should be developed. We hope that this paper can promote the in-depth research and wide application of SL technology.

Key words electroencephalography, surface Laplacian, spatial resolution

DOI: 10.16476/j.pibb.2024.0355

CSTR: 32369.14.pibb.20240355