

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2514523

SERF-MEG 源定位性能评估方法研究*

崔书豪¹, 宋欣达^{1,2}, 齐胜杰¹, 王 政¹, 薛顺丞¹

(1. 北京航空航天大学大科学装置研究院零磁科学中心 北京 100191;

2. 杭州极弱磁场重大科技基础设施研究院 杭州 310051)

摘 要:在人脑磁信号成像研究中,由于大脑内部神经源活动的空间位置和方向等先验信息难以直接获取,使得阵列式无自旋交换弛豫(SERF)磁强计系统在脑磁图(MEG)成像中的性能表现难以获得直观、可重复的评估结果。针对这一问题,提出了一种描述人脑局部神经元活动的方法是使用包含位置和方向信息的等效电流偶极子。在此前提下,设计了一款支持多角度,包含 25 个不同方位处等效电流偶极子的仿人脑物理干模型,用于提供可控且已知的磁源信息。同时提出了一种 SERF-MEG 系统的联合最优方向估计方法,实现了不同信噪比下单个偶极子方向的联合估计。进一步地,围绕所构建的物理模型生成了空间分辨率为 3 mm 的潜在磁源空间,并利用 7 通道阵列式 SERF 磁强计系统开展偶极子的位置与方向定位实验。实验结果表明,在已知磁源条件下,该 SERF 磁强计阵列对模型偶极子位置的平均定位误差为 16.86 mm,平均角度误差为 15.35°。这表明创建包含已知磁源的仿人脑物理模型方法可以对更多通道阵列式 SERF 磁强计系统用于 MEG 成像进行可行性评价,并能够为不同通道配置下的系统设计与优化提供可靠依据。此外,该模型具有良好的可重复性,可用于对 SERF-MEG 系统的定期校准,性能一致性验证与运行维护。总体而言,所提出的物理模型与方向估计方法为阵列式 SERF 磁强计在脑磁成像应用的性能评价和工程实现提供了参考价值。

关键词: 仿人脑物理干模型;联合最优方向估计方法;定位误差;方向误差;可行性评价

中图分类号: TH89 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.8060

Research on performance evaluation methods of SERF-MEG source localization

Cui Shuhao¹, Song Xinda^{1,2}, Qi Shengjie¹, Wang Zheng¹, Xue Shuncheng¹

(1. Research Institute of Large Scientific Installations, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. Hangzhou Institute of Extremely Weak Magnetic Field Major National Science and Technology Infrastructure, Hangzhou 310051, China)

Abstract: In human magnetoencephalography (MEG) research, the spatial location and orientation information of neural sources inside the human are difficult to obtain directly, making it challenging to intuitively and repeatedly evaluate the performance of spin-exchange relaxation-free (SERF) magnetometer array systems for magnetoencephalography (MEG) imaging. To address this issue, neuronal activity in the human brain can be modeled using equivalent current dipoles (ECDs) characterized by explicit position and orientation information. Based on this premise, we designed a brain-like physical dry phantom supporting multiple orientations with 25 ECDs at different positions, thereby providing controllable and known magnetic source information. Furthermore, a joint optimal orientation estimation method was proposed to simultaneously estimate the single dipole orientation under different signal-to-noise ratios. A potential source space of 3 mm resolution was created within the phantom, and dipole localization experiment was constructed using a 7-channel-SERF magnetometer array. Experimental results showed that, under known-source conditions, the SERF array achieves a mean localization error of 16.86 mm and an average orientation error of 15.35°. These findings indicate that constructing a physical phantom with known magnetic sources provides an effective approach for evaluating the feasibility of multi-channel SERF magnetometer arrays for MEG imaging, and offers a reliable basis for optimizing design under different channel configurations. In addition, the proposed physical phantom exhibits good repeatability and can be employed for routine calibration, performance consistency verification and operational maintenance of SERF-MEG systems. Overall, the physical phantom and orientation estimation method presented in the study provide

收稿日期:2025-09-22 Received Date: 2025-09-22

* 基金项目: 国家科技重大专项(2021ZD0300403)项目资助

reference value for performance assessment and engineering implementation of SERF magnetometer array in MEG imaging.

Keywords: brain-like physical dry phantom; joint optimal orientation estimation method; localization error; orientation error; feasibility evaluation

0 引言

脑磁图 (magnetoencephalography, MEG) 由于具有较高的时间分辨率和空间分辨率^[1], 且与头皮表面平行的切向电流更加敏感^[2], 因而可以作为脑电 (electroencephalogram, EEG) 功能成像的重要补充手段。传统脑磁测量技术主要分为多匝感应线圈^[3]和超导量子干涉仪 (superconducting quantum interference device, SQUID) 技术^[4], 且目前商业化脑磁图探测灵敏度可达 $2 \sim 3 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, 通道数量可达 $200 \sim 300$, 且可覆盖全脑尺度范围的成熟系统^[5], 然而, 由于 SQUID 工作时的核心物理机制——约瑟夫森效应和超导电流干涉只能在超导态下实现, 因此需要一个额外的液氮冷却装置为其提供低温环境。这样一方面提高了系统的设计成本, 另一方面使得传感器无法仅靠头皮以获得高强度的磁场信号, 难以适应不同的测量需求。近年来, 无自旋交换弛豫 (spin-exchange relaxation-free, SERF) 磁强计的快速发展为解决 SQUID 的不足之处提供了有力手段^[6], 在实验室条件下, SERF 磁强计已经能够取得 $0.16 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的灵敏度^[7], 且具备小型化集成条件, 目前已有多个团队开展了使用阵列式 SERF 原子磁强计系统进行脑磁测量的研究^[8-9]。

MEG 测量应用中基本的源定位性能评估方法是偶极子的定位。为了便于数学分析, 大脑中的真实源活动通常用等效电流偶极子 (equivalent current dipoles, ECDs) 来描述, 此外, 由于大脑的复杂性, 准确知道一个磁源活动的具体位置十分困难, 磁源真值信息的未知性进一步加大了脑磁源定位精度的评估难度。基于以上两点, 构造一个已知磁源信息的仿人脑物理模型来评估 MEG 系统的源定位精度是一种可行的、低成本评价手段。通过在已知磁源处施加激励产生磁场信号, 并从测得的磁场信号中求解逆问题来估计偶极子的相关信息, 将其与已知的真实信息相比较, 二者之间的差异可作为 MEG 系统定位精度的重要指标。

基于以上思想, 本文采用自定义的脑磁诱发物理模型作为已知磁源, 使用 7 通道阵列式 SERF 原子磁强计系统作为磁场探测装置, 并创新性地设计了一种联合最优方向估计方法进行时域下的源估计。最后, 通过仿真和实验研究, 验证了所提方案的可行性, 并对 SERF 传感器的校准方法研究^[10-11]提供了指导意义。

1 已知磁源信息的仿人脑物理干模型

在大脑皮层, 锥体细胞空间排列相对整齐, 方向一致且数量庞大, 同步活动时不同位置处形成的跨膜电流在宏观上可以近似为多个方向一致的电流偶极子。一个电流偶极子由一对大小相等、方向相反的点电流源组成, 二者的组合可以用一个向量来表征, 该向量称为电流偶极矩, 即:

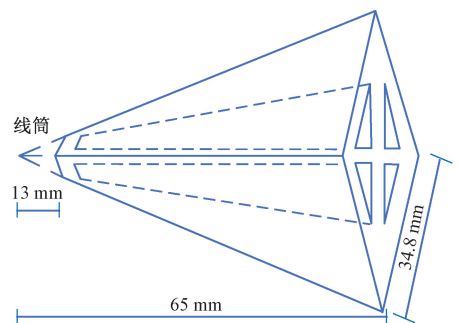
$$\mathbf{Q} = I\mathbf{d} \quad (1)$$

式中: I 为电流强度; \mathbf{d} 为从负电流源指向正电流源的位移向量; \mathbf{Q} 为电流偶极矩。在数学上, 它能描述远离电流源点时产生的电场和磁场分布。

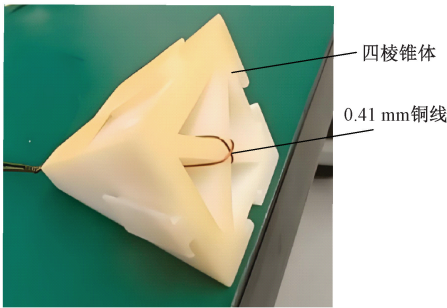
在物理模型中, 如果将电流通电线圈设计为等腰三角形形状, 且三角形底边无穷小, 那么三角形就可以近似为两个距离极小的元素构成, 对线圈施加电流后, 两侧电流大小相等, 方向相反, 即可近似构成一个等效偶极子。将多个等效偶极子以一个近似于球状的分布方式进行排列, 即可模拟人脑大脑皮层下不同位置的偶极子分布情况。

偶极子形状确定后, 需要根据线圈形状来设计仿人脑物理模型, 本文选取管状四棱锥体作为模型的单个组成单元, 使用直径为 0.41 mm 的导线缠绕于四棱锥体内侧, 同时将四棱锥体拼接起来, 即可构成完整的物理模型。单个锥体单元的结构和实物分别如图 1(a) 和 (b) 所示, 物理模型整体结构和实物分别如图 2(a) 和 (b) 所示。

根据人脑尺寸大小, 模型共由 25 个管状四棱锥体构成, 每个锥体可支持缠绕两个正交线圈, 总共可支持 50 个等效电流偶极子, 且偶极子的分布呈现出规律性。



(a) The structure diagram of single tubular quadrilateral pyramid



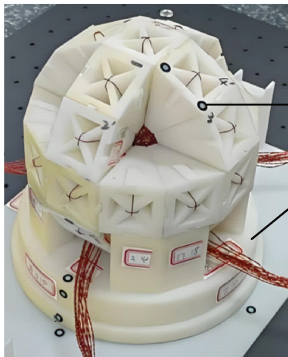
(b) 单个四棱锥体实物
(b) The physical diagram of single tubular quadrilateral pyramid

图 1 单个四棱锥体结构和实物

Fig. 1 The structure diagram and physical diagram of single tubular quadrilateral pyramid



(a) 完整模型结构
(a) The structure diagram of whole model



(b) 完整模型实物
(b) The physical diagram of whole model

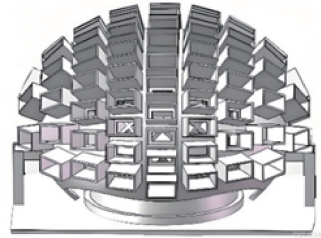
图 2 完整脑模型结构和实物

Fig. 2 The structure diagram and physical diagram of whole human brain physical model

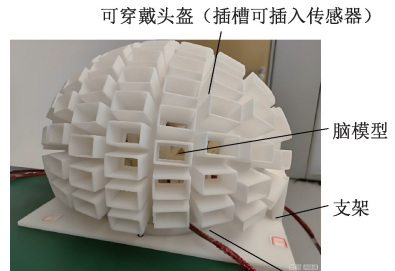
模型的加工方式选择 3D 打印,其加工误差理论值可达到 $5\text{ }\mu\text{m}$,加工工艺为立体光固化技术,材料为液态光敏树脂,该材料具有固化速度快、粘度低、力学性能好等特性。

传感器的阵列排布方式是模型设计时应考虑的另一个问题,为了便于受试者检测和适用于更广泛的人群,一种可行的方法是将阵列式传感器系统设计为可穿戴式,这不仅需要传感器的小型化,同时需要设计一种贴合人

脑头型的多通道阵列排布装置,使得传感器的几何分布与人脑表面相匹配^[12]。本文设计了一款支持传感器多角度放置的仿人脑头盔模型,配合固定支架使头盔模型和人脑物理模型保持固定的位置关系,整体装置结构如图 3(a)所示,实物如图 3(b)所示。整个装置尺寸设计为 $29\text{ cm}\times 18\text{ cm}\times 20\text{ cm}$,既可以满足小型磁屏蔽桶内放置,又可以放置在大型磁屏蔽房内。



(a) 整体装置结构
(a) The structure diagram of whole device



(b) 整体装置实物
(b) The physical diagram of whole device

图 3 整体装置示意图

Fig. 3 The structural diagram and physical picture of whole device

2 模型磁源真实信息获取方法

由于后续利用原子磁强计阵列进行磁源定位需要以磁源真实信息作为对比基准,因此,磁源真实信息的获取显得尤为关键。本文选取电流偶极子底边中点作为真实源位置的理论值,头盔插槽内表面中点为传感器位置的理论值,底边中线矢量方向作为真实源方向。由于整个物理模型是单体装配而成,为了评估装配误差,使用高精度三坐标测量仪作为测量工具对模型进行坐标点位置测试,其测量精度可以达到 μm 级,测试流程为:

1) 使用 Kabsch 配准算法将可穿戴头盔模型与物理模型放在同一坐标系下,为便于测量仪测量,本文定义以物理模型底座上表面的圆心为坐标原点,建立右手坐标系作为基准坐标系,示意图如图 4 所示。

2) 按顺序依次测量每个锥体外表面中点,每个点测量 3 次,取平均值作为该点的实际测量坐标,将该值与设

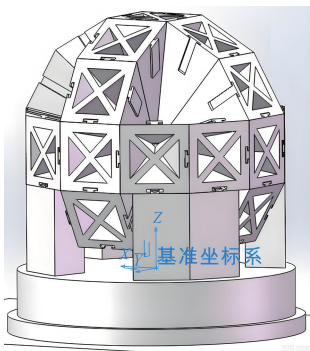


图 4 基准坐标系示意图

Fig. 4 The diagram of reference coordinate system

计值进行对比,得到真实磁源的位置误差,测量示意图和误差结果分别如图 5 和 6 所示。

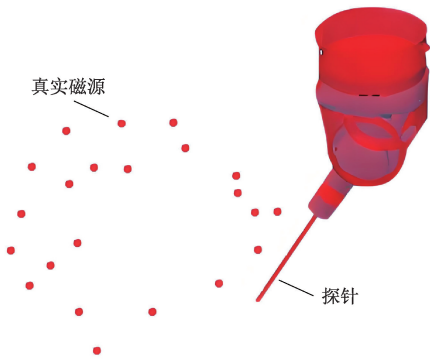


图 5 磁源坐标测量示意图

Fig. 5 The schematic diagram for measuring the source point coordinates

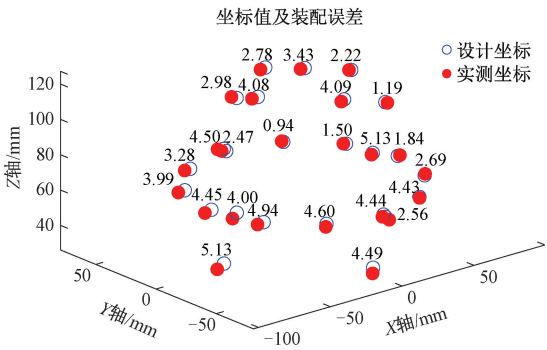


图 6 源点坐标值及误差结果

Fig. 6 The diagram of coordinate values and errors of source points

使用同样的方法测出方向向量与真值误差,计算结果如表 1 所示。

表 1 源的方向向量与误差

Table 1 The direction vector of the sources and errors

| 序号 | 测量与设计值方向误差/(°) |
|----|----------------|
| 1 | 2.56 |
| 2 | 3.13 |
| 3 | 3.62 |
| 4 | 3.87 |
| 5 | 3.08 |
| 6 | 4.05 |
| 7 | 3.27 |
| 8 | 2.23 |
| 9 | 2.96 |
| 10 | 3.38 |

3) 对人脑物理模型的坐标和方向向量测试完成后,在支架上放置好头盔模型来确定传感器的位置,以便在空间中计算磁场分布。具有单位振幅的电流偶极子在传感器处产生的磁场称为引导场,由于使用理论公式计算引导场时观测位置被当作理想点处理,而传感器本身具有体积大小,因此需要估计一个可以代表传感器本身所在位置的理想点坐标。本文选取可穿戴头盔插槽内表面中点的位置作为传感器的近似点计算传感器的位置坐标,由于该点在实际模型中并不存在,本文通过测量内表面的 4 个顶点的实际坐标值,每个坐标值测量 3 次,然后通过取平均方式计算得出中点的实际坐标值,并将实际测量值与估计值相比较,得到传感器的位置误差如图 7 所示。

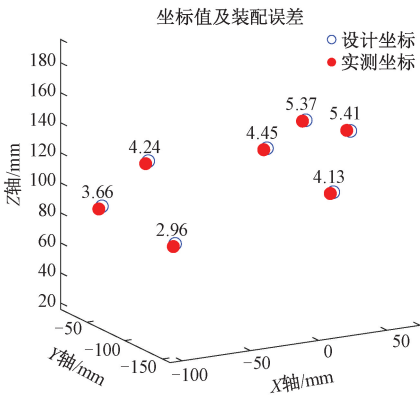


图 7 传感器位置与误差示意图

Fig. 7 The diagram of coordinate values and errors of sensors

源点与传感器的位置误差共同构成整体装置的系统误差,整套装置系统误差约为 5 mm 左右,且主要来源于系统装配误差。

3 脑磁正向建模方法研究

脑磁正向建模的目的是建立源活动到传感器测量的磁场信号之间的传导关系,即引导场的计算。若一个单位振幅的电流偶极子 \mathbf{q} 在位置为 \mathbf{r}_i 的传感器处的引导场记为 $\mathbf{l}_i(\mathbf{p}_q, \mathbf{o}_q)$, 则传感器处的矢量磁场可表示为:

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}_i) = \mathbf{l}_i(\mathbf{p}_q, \mathbf{o}_q) \mathbf{q} \quad (2)$$

通常将构建的正向模型称为体积导体模型, 对于一个已经创建好的头模型而言, 正向建模的主要步骤为:

1) 首先是头模型的建立, 头模型用于描述脑内神经源产生的电流在头部各组织中的传播方式, 当前, 头模型的创建方法有很多, 从简单的球模型^[13]到复杂的边界元 (bound element model, BEM) 模型^[14]、有限元 (finite element model, FEM) 模型^[15]。针对本文中所设计的物理模型, 由于在设计时并未考虑大脑中不同组织之间的传导差异, 故选用单球模型作为体积导体模型。为了将物理模型中的所有偶极子全部包括在头模型内, 本文设置物理模型的几何中心为原点, 半径为 70 mm 作球, 整体效果图如图 8 所示。

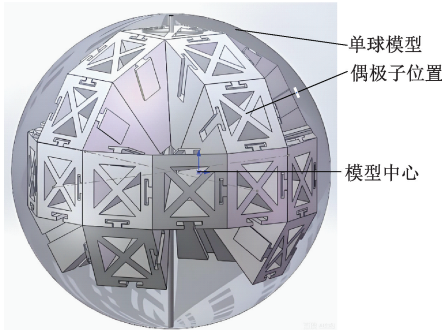


图 8 头模型与内部源的分布方式示意图

Fig. 8 The diagram of brain model and distribution pattern of internal sources

2) 头模型建立后, 建立自定义源模型, 自定义人脑物理模型已包含 50 个真实源。然而, 为了保证定位精度, 一般要提高潜在源点的数量, 源点数量越多, 分辨率越高, 定位精度通常也就越好。本文首先提取出包络物理模型潜在点的矩形区域的边界点, 设置分辨率为 3 mm 生成潜在源点, 与真实源点一同构成潜在源空间, 源点的分布如图 9 所示。

3) 源模型、头模型和传感器位置确定之后, 即可进行引导场的求解。引导场求解的数学原理为:

在大脑中, 神经元被外界刺激激活而产生的电流称为原在电流, 该电流可以引起空间中电荷密度的变化进而产生电场, 在该电场的作用下驱动产生新的电流, 称为体积电流。原在电流和体积电流共同构成一个传导回

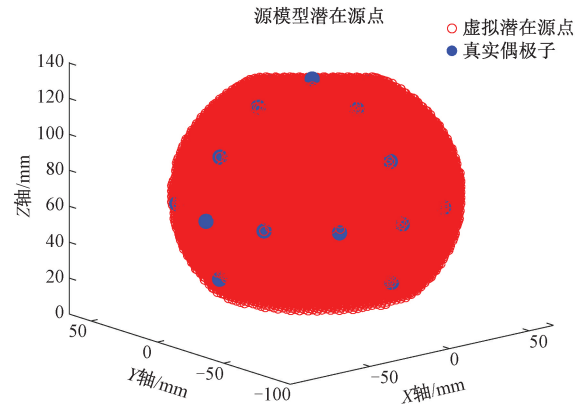


图 9 真实偶极子与潜在偶极子的位置分布

Fig. 9 The distribution diagram of true dipoles and potential dipoles

路。假设在源位置 \mathbf{r}_0 处的电流密度为 $\mathbf{J}(\mathbf{r}_0)$, 则:

$$\mathbf{J}(\mathbf{r}_0) = \mathbf{J}^p(\mathbf{r}_0) + \mathbf{J}^s(\mathbf{r}_0) = \mathbf{J}^p(\mathbf{r}_0) + \sigma(\mathbf{r}_0) \mathbf{E}(\mathbf{r}_0) \quad (3)$$

式中: $\sigma(\mathbf{r}_0)$ 和 $\mathbf{E}(\mathbf{r}_0)$ 分别为该位置的电导率和电场。通常在脑磁研究中, 感兴趣的信号频段一般低于 100 Hz, 此时电场与磁场的时间导数均可忽略不计^[16], 电场 \mathbf{E} 可以表示为一标量势 φ 的梯度, 即 $\mathbf{E} = -\nabla \varphi$ 。此时, 式(3)可以简化为:

$$\mathbf{J}(\mathbf{r}_0) = \mathbf{J}^p(\mathbf{r}_0) - \sigma(\mathbf{r}_0) \nabla \varphi(\mathbf{r}_0) \quad (4)$$

根据经典电磁学原理, 准静态近似下磁场的解可由毕奥-萨伐尔定律给出, 即:

$$\begin{aligned} \mathbf{B}(\mathbf{r}) &= \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \int \frac{\mathbf{J}(\mathbf{r}_0) \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}_0)}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|^3} dV_{\text{brain}} = \\ &= \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \int \frac{\mathbf{J}^p(\mathbf{r}_0) \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}_0)}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|^3} dV_{\text{brain}} - \\ &= \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \int \frac{\sigma(\mathbf{r}_0) \nabla \varphi(\mathbf{r}_0) \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}_0)}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|^3} dV_{\text{brain}} \end{aligned} \quad (5)$$

式中: \mathbf{r} 为观测点的位置; \mathbf{r}_0 为偶极子的位置, 在球模型中, 如果将原在电流视为位于 \mathbf{r}_0 处的电流偶极子 \mathbf{Q} , 式(5)的解可以表示为:

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi F^2} (F \mathbf{Q} \times \mathbf{r}_0 - \mathbf{Q} \times \mathbf{r}_0 \cdot \mathbf{r} \nabla F) \quad (6)$$

式中: $F = R(rR + r^2 - \mathbf{r} \cdot \mathbf{r}_0)$; $r = |\mathbf{r}|$; $\mathbf{R} = \mathbf{r} - \mathbf{r}_0$; $R = |\mathbf{R}|$; $\nabla F = (r^{-1} R^2 + R^{-1} \mathbf{R} \cdot \mathbf{r} + 2R + 2r) \mathbf{r} - (R + 2r + R^{-1} \mathbf{R} \cdot \mathbf{r}) \mathbf{r}_0$ 。

式(6)表明, 在球模型中, 当电流偶极子为径向时, 有 $\mathbf{Q} \times \mathbf{r}_0 = 0$, 这时 $\mathbf{B}(\mathbf{r}) = 0$, 即径向电流偶极子为静默源, 它对脑外磁场无贡献。

真实的头部形状并非理想球模型, 径向源对磁场的贡献不会完全被体积电流抵消。但是, 相比于头皮表面

平行的切向源,脑磁图对径向源的敏感性不高,故可用式(6)来作为引导场计算的理论公式。

使用仿真实验验证式(6)计算的可行性,对单个偶极子施加频率为 1 mA 的电流激励信号,使用式(6)计算磁源在给定传感器位置处的磁场值作为理论磁场值,并与实测磁场值进行比较。实测磁场值和其与理论磁场的误差分别如图 10 和 11 所示。

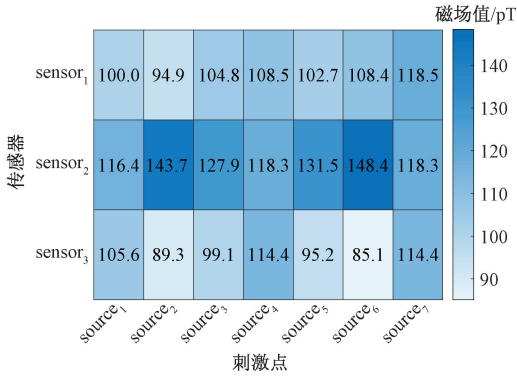


图 10 部分传感器实测磁场值

Fig. 10 The measurement field data of some sensors

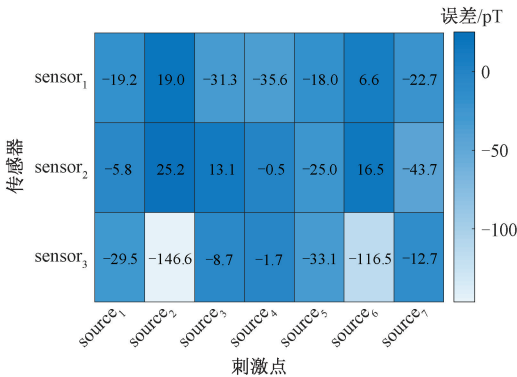


图 11 实测磁场与理论磁场误差

Fig. 11 The error between theoretical field data and metrical field data

可以看出,除极个别数据外,多次实测磁场数据都落在理论值的 73% ~ 125% 内,平均磁场误差大小为 10.89 pT。误差来源可能与传感器的理想点位置选取、模型理论公式的近似等因素有关。

4 MEG 逆问题求解方法

MEG 逆问题,是指在已知大脑外部由脑磁图传感器记录的磁场分布,以及给定的头部导电模型的条件下,估计或重建这些磁场产生的神经电流源的空间位置、方向与强度的数学问题。由于传感器数目有限且潜在源空间维度高,不同的源分布可能导致相同或几乎相同的外部

磁场模式,因此,该问题本质上是一个欠定的、病态的反问题。研究脑磁逆问题通常需要结合先验约束或特定的优化准则来获得稳定且具有生理合理性的解。线性约束最小方差法 (linearly constrained minimum variance, LCMV)^[17] 通过构建一个空间滤波器使目标源点的单位增益通过,同时最小化输出方差,其本质上是对信号的能量进行扫描。而多重信号分类算法 (multiple signal classification, MUSIC)^[18] 则根据测量信号的协方差矩阵将其划分为信号子空间和噪声子空间,并利用信号子空间与引导场的匹配程度来确定源点的位置和方向。两者各有优势, MUSIC 算法在估计源方向时效果往往比 LCMV 算法更好,但同时信号信噪比的要求也更高。由于实验所采用不同传感器间采集信号信噪比有明显差异,本文选取 LCMV 算法作为偶极子位置定位的算法,同时引入了联合最优方向估计方法 (LCMV-MUSIC hybrid, LM-MH),即在 LCMV 算法搜索出最大源所在位置的局部区域后再使用 MUSIC 算法对局部区域下的潜在源位置进行源方向的估计,然后取最优解作为最终估计的源方向。其数学原理为:

首先对每个潜在源位置构建一组空间滤波器:

$$W(q_0) = [L(q_0)^T C^{-1} L(q_0)]^{-1} L^T(q_0) C^{-1} \quad (7)$$

式中: $L(q_0)$ 代表在位置 q_0 处的偶极子的引导场矩阵; C 为测得磁场数据的协方差矩阵。那么此时,滤波后的信号协方差矩阵就可以表示为:

$$\tilde{C}(q_0) = L(q_0) C L^T(q_0) = L^T(q_0) C^{-1} L(q_0) \quad (8)$$

根据协方差矩阵即可得到最大功率位置:

$$r_{\max} = \arg \max_{r \in R^3} \text{tr}(\tilde{C}(q_0)) \quad (9)$$

式中: R^3 为潜在源分布的三维区域。则算法定位的位置误差大小为:

$$d = \|r - r_{\max}\| \quad (10)$$

构建向量 $Q = [x_1, x_2, x_3]$, 即可作为 LCMV 方法估计的源方向向量。其中, $[x_1, x_2, x_3]$ 的来源方式为:

$$\text{diag}(\tilde{C}(r_{\max})) = \begin{bmatrix} x_1 & & \\ & x_2 & \\ & & x_3 \end{bmatrix} \quad (11)$$

然后定义局部搜索区域:

$$\Omega = \{r \in R^3 : \|r - r_{\max}\| < 3\} \quad (12)$$

接下来计算 MUSIC 算法下源估计的方向向量, MUSIC 算法根据真实源数目,将其分为信号子空间和噪声子空间,假设实测数据下测量协方差矩阵的最大特征值对应的特征向量为 U_s , 则投影矩阵可定义为:

$$P_s = U_s U_s^T \quad (13)$$

此时使用 MUSIC 算法计算的方向估计为:

$$Q_2 = q \text{ subject to } \max_{\|q\|=1} \frac{\|P_s L(r) q\|^2}{\|L(r) q\|^2} \quad (14)$$

式中: \mathbf{q} 为电流偶极子; $\mathbf{L}(\mathbf{r})$ 为在位置 \mathbf{r} 处的引导场矩阵, 最终估计的源方向为:

$$\mathbf{q} = \arg \max_{\mathbf{q} \in [\mathbf{Q}_1, \mathbf{Q}_2]} \text{Fit}(\mathbf{q}_{\text{true}})$$

(15)

式中: \mathbf{q}_{true} 为设计的真实源方向。

本文采用实验室 7 通道阵列式传感器系统开展实验, 每个传感器为单通道, 整个装置被放置在磁屏蔽筒中^[19]以隔绝外部环境磁场, 磁强计探测到磁场值将其转换为电信号输出, 采集多通道信号进行后续源定位, 实验测试示意图如图 12 所示^[20]。

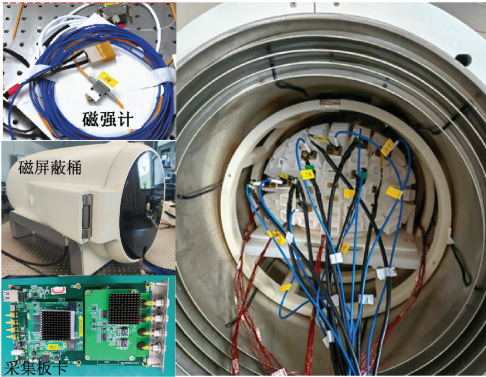


图 12 实验测试示意图
Fig. 12 Experiment test diagram

整个实验原理如图 13 所示。实验中采用搭载 ZYNQ 处理器的采集板卡实现磁强计的信号采集与驱动控制功能, 使用信号发生器产生幅值为 1 V, 频率为 30 Hz 的交变电压, 经过阻值为 1 kΩ 的电阻转接板后变成有效值为 1 mA 的交变电流并施加在单个物理线圈上, 最后根据采集的电压信号计算出磁场信号, 然后不断改变刺激的位置, 选取其中 2 个不同位置的源点并对其进行可视化, 如图 14 所示。

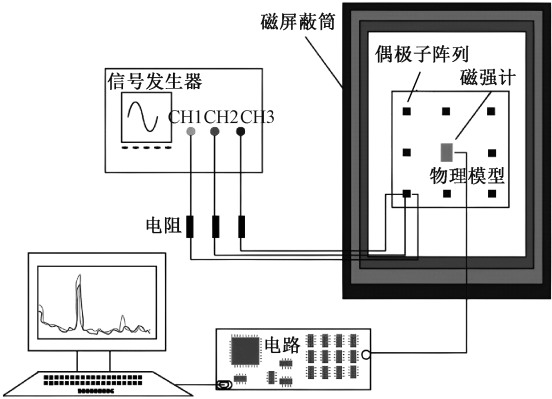
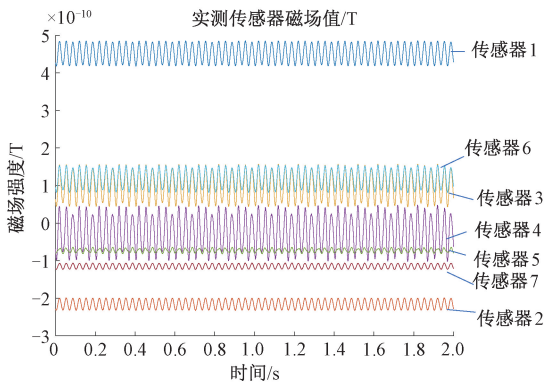
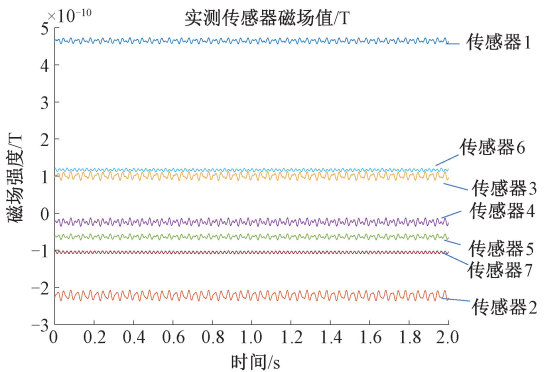


图 13 实验原理
Fig. 13 Experimental schematic diagram



(a) 刺激源点1磁场数据
(a) Magnetic field data for source point 1



(b) 刺激源点2磁场数据
(b) Magnetic field data for source point 2

图 14 不同位置处传感器实测磁场值
Fig. 14 The magnetic field data measured by sensors for different points

最终源定位位置结果如表 2 所示。

表 2 源的位置估计值和理论值
Table 2 The estimated value and theoretical value of location (mm)

| 理论坐标 | 估计坐标 | 位置误差 |
|-------------------------|-------------------------|-------|
| (-3.45, -34.42, 118.34) | (-5.03, -32.68, 118.04) | 2.37 |
| (30.51, -0.40, 118.80) | (21.97, -20.68, 124.04) | 22.62 |
| (57.05, -0.64, 94.08) | (63.97, -11.68, 76.04) | 22.25 |
| (-3.36, -0.57, 127.31) | (-14.03, 12.32, 118.04) | 19.13 |
| (-3.36, -0.57, 127.31) | (-5.03, 9.32, 118.04) | 13.66 |
| (54.87, 33.34, 62.00) | (54.97, 39.32, 43.04) | 19.88 |
| (-2.33, 33.92, 117.14) | (-8.03, 18.32, 115.04) | 16.74 |
| (57.33, -1.80, 28.13) | (63.97, 3.32, 43.04) | 17.10 |
| (-69.36, 0.14, 61.04) | (-62.03, -20.68, 55.04) | 22.87 |
| (-60.21, 33.14, 61.30) | (-62.03, 21.32, 61.04) | 11.96 |

角度估计结果如表 3 所示, 位置误差和方向误差如图 15 所示。

表 3 源的方向估计值和理论值
Table 3 The estimated value and theoretical value of direction

| 理论方向向量 | 估计方向向量 | 角度误差/(°) |
|----------------------|-----------------------|----------|
| (0.020,0.999,-0.020) | (0.330,0.940,0.050) | 19.18 |
| (0.996,0.030,-0.010) | (0.960,0.240,0.170) | 15.92 |
| (-0.100,0.993,0.050) | (0.080,0.990,0.160) | 10.56 |
| (0.995,0.070,-0.070) | (0.860,0.430,0.28) | 29.98 |
| (0.000,1.000,0.000) | (0.050,0.999,0.000) | 2.14 |
| (0.050,0.050,-0.995) | (0.150,-0.210,-0.970) | 15.81 |
| (0.980,0.030,0.20) | (0.840,0.540,0.080) | 31.19 |
| (0.000,1.000,0.000) | (0.100,0.990,0.000) | 5.79 |
| (0.070,0.07,-0.998) | (0.190,-0.260,-0.950) | 19.40 |
| (0.000,0.000,1.000) | (0.000,0.020,0.999) | 1.40 |

法研究。使用 7 通道阵列式 SERF 磁强计系统验证了该方法作为评价手段的有效性,为后续基于更精确物理模型的源定位性能评估奠定了基础。此外,由于 MEG 传感器普遍需要定期校准,研究源定位性能评估方法对系统功能层面传感器校准方法的研究提供了有效的量化手段。

参考文献

[1] FRED A L, KUMAR S N, KUMAR HARIDHAS A, et al. A brief introduction to magnetoencephalography (MEG) and its clinical applications[J]. Brain Sciences, 2022, 12(6) : 788.

[2] IIVANAINEN J. On-scalp magnetoencephalography: Theory, implementation and measurements[D]. Espoo, Finland: Aalto University, 2020.

[3] COHEN D. Magnetoencephalography: Evidence of magnetic fields produced by alpha-rhythm currents [J]. Science, 1968, 161(3843) : 784-786.

[4] COHEN D. Magnetoencephalography: Detection of the brain's electrical activity with a superconducting magnetometer[J]. Science, 1972, 175(4022) : 664-666.

[5] HARI R, SALMELIN R. Magnetoencephalography: From SQUIDS to neuroscience: Neuroimage 20th anniversary special edition [J]. NeuroImage, 2012, 61(2) : 386-396.

[6] 宋欣达,任雯,索宇辰,等. 单光束 SERF 磁强计三轴磁场解耦磁补偿校准方法[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(6) :55-62.

SONG X D, REN W, SUO Y CH, et al. Sequential magnetic compensation calibration method of single beam SERF magnetometer based on three-axis magnetic field decoupling[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(6) :55-62.

[7] DANG H B, MALOOF A C, ROMALIS M V. Ultrahigh sensitivity magnetic field and magnetization measurements with an atomic magnetometer [J]. Applied Physics Letters, 2010, 97(15) : 151110.

[8] BOTO E, MEYER S S, SHAH V, et al. A new generation of magnetoencephalography: Room temperature measurements using optically-pumped magnetometers [J]. NeuroImage, 2017, 149: 404-414.

[9] BOTO E, HOLMES N, LEGGETT J, et al. Moving magnetoencephalography towards real-world applications with a wearable system[J]. Nature, 2018, 555(7698) : 657-661.

[10] QI SH J, SONG X D, JIA L, et al. The impact of channel density, inverse solutions, connectivity metrics

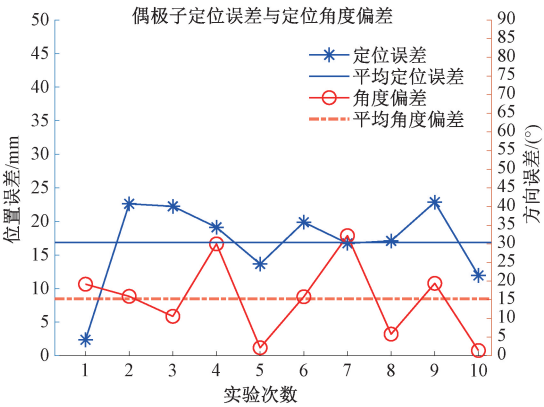


图 15 实测位置误差和角度误差

Fig. 15 Measured position errors and angle errors

实验结果表明,偶极子在设计物理模型中的平均定位误差约为 16.86 mm,角度误差约为 15.14°。对于误差来源,一方面实验使用的阵列式传感器系统为 7 通道,数量相对较少;另一方面,由于线圈缠绕过程中存在体积大小,真实偶极子和传感器位置的选取也并非存在唯一标准。因此,后续拟采用更多的阵列式传感器系统进行实验,同时设计更加精确的头物理模型和不同位置拟合进行源定位精度的评估工作。

5 结 论

本研究针对阵列式 SERF-MEG 传感器系统在脑磁源定位精度评估缺乏已知磁源装置信息的问题,提出一种利用已知磁源位置和方向,激发信号可控的人脑物理模型作为阵列式 SERF 磁强计装置用于 MEG 源定位性能评价手段,并基于该装置进行 MEG 正向建模与源定位算

- and calibration errors on OPM-MEG connectivity analysis: A simulation study [J]. *NeuroImage*, 2025, 308: 121056.
- [11] QI SH J, SONG X D, JIA L, et al. Investigating the effects of calibration errors on the spatial resolution of OPM-MEG beamformer imaging[J]. *NeuroImage*, 2025, 310: 121078.
- [12] HILL R M, BOTO E, HOLMES N, et al. A tool for functional brain imaging with lifespan compliance [J]. *Nature Communications*, 2019, 10(1): 4785.
- [13] SARVAS J. Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 1987, 32(1): 11-22.
- [14] FUCHS M, DRENCKHAHN R, WISCHMANN H, et al. An improved boundary element method for realistic volume-conductor modeling [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1998, 45(8): 980-997.
- [15] VORWERK J, CHO J H, RAMPP S, et al. A guideline for head volume conductor modeling in EEG and MEG[J]. *NeuroImage*, 2014, 100: 590-607.
- [16] ILMONIEMI R J, SARVAS J. *Brain signals: Physics and mathematics of MEG and EEG* [M]. Cambridge, MA: Mit Press, 2019.
- [17] HAUKE O, STENROOS M, TREDER M S. Towards an objective evaluation of EEG/MEG source estimation methods-the linear approach [J]. *NeuroImage*, 2022, 255: 119177.
- [18] XU C B, WANG J SH, YIN SH X, et al. A focusing MUSIC algorithm for baseline-free Lamb wave damage localization[J]. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 2022, 164: 108242.
- [19] FANG X J, MA D Y, SUN B W, et al. A high-performance magnetic shield with MnZn ferrite and mu-metal film combination for atomic sensors[J]. *Materials*, 2022, 15(19): 6680.
- [20] 郑梦羚, 宋欣达, 周斌权, 等. SERF 原子磁强计自适应参数标定方法研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2022, 43(9): 1-9.
- ZHENG M L, SONG X D, ZHOU B Q, et al. Research on the adaptive parameter calibration method of SERF atomic magnetometer [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2022, 43(9): 1-9.

作者简介



崔书豪, 2023 年于天津大学获得生物医学工程学士学位, 现为北京航空航天大学硕士研究生, 主要研究方向为阵列式 SERF 原子磁强计脑磁源定位性能评估方法。
E-mail: csh20020126@163.com

Cui Shuhao received his B. Sc. degree from Tianjin University in 2023. He is currently a master student at Beihang University. His main research interest includes performance evaluation method of SERF-MEG source localization.



宋欣达 (通信作者), 2004 年于太原理工大学获得学士学位, 2011 年于太原理工大学获得硕士学位, 2016 年于北京航空航天大学获得博士学位, 现为北京航空航天大学副研究员, 主要研究方向为基于 SERF 的极弱磁场测量技术和基于弱磁检测的生物医学工程技术。

E-mail: songxinda@buaa.edu.cn

Song Xinda (Corresponding author) received his B. Sc. and M. Sc. degrees both from Taiyuan University of Technology in 2004 and 2011, and his Ph. D. degree from Beihang University in 2016. He is currently an associate researcher at Beihang University. His main research interests include SERF-based ultra-weak magnetic field measurement technology and biomedical engineering technology based on weak magnetic detection.