

文章编号: 1005-5630(2021)06-0077-10

DOI: 10.3969/j.issn.1005-5630.2021.06.013

SERF 原子磁强计最新进展及应用综述

王 宇, 赵惟玉, 康翔宇, 李 筠, 高秀敏, 李 阳

(上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200093)

摘要: 超高灵敏度磁场测量具有重要的科学和经济意义。利用原子自旋效应进行物理量的精密测量已成为近年来实验物理领域的一种重要手段, 其中无自旋交换弛豫(SERF)原子磁强计因其具备的超高灵敏度而备受关注。碱金属气室是 SERF 原子磁强计的灵敏核心, 原子源种类决定了其测量灵敏度的极限。将 SERF 原子磁强计的研究成果按照碱金属原子源分类总结, 分析其研究方法, 综述其研究进展以及在实际应用中所取得的突破, 对 SERF 原子磁强计有待进一步拓展的方向和所面临的挑战进行展望, 对该领域未来的研究有重要的参考意义与实用价值。

关键词: 无自旋交换弛豫(SERF); 原子磁强计; 弱磁检测; 脑磁图(MEG)

中图分类号: TH 741 **文献标志码:** A

The latest development and application of SERF atomic magnetometer: A Review

WANG Yu, ZHAO Weiyu, KANG Xiangyu, LI Jun, GAO Xiumin, LI Yang

(School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of
Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Ultra-high sensitivity magnetic field measurement is of great scientific and economic significance. Precision measurement of physical quantities using atomic spin effect has become an important means in the field of experimental physics in recent years, among which spin-exchange relaxation free(SERF) atomic magnetometer has attracted much attention because of its ultra-high sensitivity. The alkali metal cell is the sensitive core of SERF atomic magnetometer, and the type of atomic source determines the limit of sensitivity. This paper summarized research results of the SERF atomic magnetometer in accordance with the alkali metal atoms source classification summary, analysis of the research methods, the research progress and the breakthrough obtained in practical application, the development requirement and challenges of SERF atomic magnetometer.

收稿日期: 2021-09-18

基金项目: 国家重点研发计划(2018YFC1313803)

作者简介: 王 宇(1997—), 女, 硕士研究生, 研究方向为智能传感技术与弱磁测量。E-mail: 962452508@qq.com

通信作者: 李 阳(1988—), 男, 讲师, 研究方向为超高灵敏极弱磁测量。E-mail: liyang@usst.edu.cn

Keywords: spin-exchange relaxation free (SERF); atom magnetometer; weak magnetic inspection; magnetoencephalography (MEG)

引 言

自中国古代以航海为目的发明指南针以来,磁场的探测与测量便成为人类了解物理世界的主要方法之一,对人类文明具有重要意义。基于原子自旋效应的超高灵敏磁场测量装置是当代原子物理、矢量光学、精密仪器等前沿学科交叉领域发展融合的产物。原子磁场测量技术伴随着量子传感、信息、仪器仪表等技术发展而来,是新一代超高灵敏度磁场测量技术的发展方向。弱磁检测磁强计主要包括磁通门磁强计、超导量子干涉仪(superconducting quantum interference device, SQUID)和原子磁强计等。磁通门磁强计受限于线圈的几何结构,极限分辨率一般只能达到纳特斯拉量级;SQUID因其高灵敏度广泛应用于各领域,但由于其需要液氮杜瓦瓶来保持低温,导致磁强计体积增大、不易于小型化且成本昂贵;原子磁强计是一种用于探测外磁场作用下碱金属蒸气极化变化的光学仪器,可在较小的磁屏蔽室下工作,且能够利用许多常见的探测器元件,以相对较低的成本在多通道配置中工作,形成梯度检测以提高灵敏度。

无自旋交换弛豫(spine-exchange relaxation free, SERF)原子磁强计是一种运行在SERF态下的新型碱金属原子磁强计,灵敏度不受自旋交换弛豫的影响,是目前最敏感的传感器,并且具有非低温操作、易于小型化、高空间分辨率等优点。1957年, Bell等^[1]通过实验验证了 Dehmelt^[2]所提出的磁场强度可由观察碱原子自旋进动来确定的理论。Happer等^[3-4]于1973年发现当自旋交换率远远大于拉莫尔进动频率时,自旋交换弛豫会被抑制,并在高原子密度、小尺寸气室的碱蒸气中观测到200Hz的磁共振线,随后于1977年推导出这一现象的理论解释。自2002年普林斯顿大学科研人员^[5-6]首次实现原子的无自旋交换弛豫(SERF)态,并于2003年实现灵敏度足以测量脑磁场信号的SERF磁强计后,世界各地许多科研团队都致力于SERF原子磁强计的

研究。

1 SERF 原子磁强计工作原理

SERF原子磁强计工作原理如图1所示,一束圆偏振泵浦光照射进碱金属原子气室后,碱金属原子从基态跃迁到激发态^[7],碱金属原子产生自旋极化。

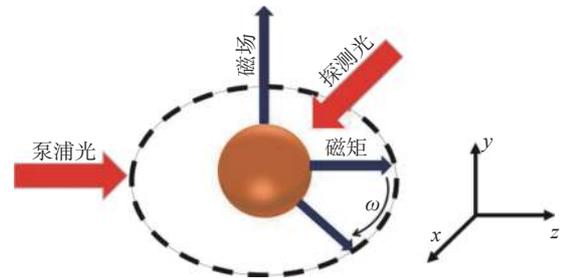


图 1 SERF 原子磁强计的工作原理示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the working principle of SERF atomic magnetometer

在外界弱磁场的作用下,碱金属原子会发生拉莫尔进动^[8-9],另一束线偏振探测光垂直于泵浦光照射进碱金属气室,用于检测原子自旋的拉莫尔进动,外界磁场强度与拉莫尔进动频率之间的关系为

$$\omega = \gamma \|B\| \quad (1)$$

式中: ω 为拉莫尔进动频率; B 为外界磁场强度; $\| \cdot \|$ 表示范数; γ 为碱原子磁旋比。原子磁强计测量磁场中自旋极化原子的拉莫尔进动频率就可间接得到磁场的大小,从而达到了磁场测量的目的。

原子磁强计基本灵敏度由散粒噪声 δB 限制,其表达式为

$$\delta B = \frac{1}{\gamma \sqrt{n T_2 V t}} \quad (2)$$

式中: n 为原子数密度; T_2 为横向自旋弛豫时间; V 为测量体积; t 为测量时间。

在自旋进动足够慢的SERF体系中,即 $\omega/R_{SE} \ll 1$,其中 ω 是拉莫尔进动频率, R_{SE} 是自旋交换率,SERF原子磁强计中原子自旋的动力

学过程可以用 Bloch 方程来描述^[8], 即

$$\frac{d}{dt}S = \frac{1}{q} \left[\gamma^e B \times S + R_p \left(\frac{1}{2} s z - S \right) - R_{rel} S \right] \quad (3)$$

式中: S 为抽运光束的光子极化率; q 为减速因子; γ^e 为电子旋磁比; B 为外加磁场矢量; R_p 为光抽运速率; s 为电子自旋矢量; z 为抽运光方向的单位矢量。 R_{rel} 为除光抽运速率外的所有退偏振速率之和。

在无磁场干扰的理想条件下, 可以得到平衡自旋极化 S_0 , 其表达式为^[10]

$$S_0 = \frac{s R_p}{2(R_p + R_{rel})} \quad (4)$$

此外, 为了简化运算过程, 引入一个无量纲的参数 β , 其表达式为

$$\beta = \frac{\gamma^e}{R_p + R_{rel}} \quad (5)$$

当磁场变化缓慢时, 可将 dS/dt 设为 0, 即可求得方程的稳态解为

$$\begin{cases} S_x = S_0 \frac{\beta(B_x B_z + B_y)}{1 + \beta^2(B_x^2 + B_y^2 + B_z^2)} \\ S_y = S_0 \frac{\beta(B_y B_z - B_x)}{1 + \beta^2(B_x^2 + B_y^2 + B_z^2)} \\ S_z = S_0 \frac{1 + \beta^2 B_z^2}{1 + \beta^2(B_x^2 + B_y^2 + B_z^2)} \end{cases} \quad (6)$$

式中, B_x 、 B_y 、 B_z 和 S_x 、 S_y 、 S_z 分别表示 x 轴、 y 轴和 z 轴的磁感应强度和原子极化率。通过该式可以得到不同方向原子自旋极化率与磁场之间的关系, 在实验中使用原子磁强计检测三个方向的原子自旋极化率即可测得磁场。

2 研究进展

对于 SERF 原子磁强计, 通常需要较高的温度来保证高饱和蒸气密度以实现 SERF 态, 以及尽可能小的温度梯度来使原子极化更为均匀。碱金属气室是超高灵敏磁场和惯性测量的灵敏核心, 原子源种类决定了测量灵敏度的极限。SERF 磁强计气室内的碱金属原子通常为钾原

子、铷原子、铯原子或者其杂化构成。本文根据碱金属蒸气源对 SERF 磁强计的研究进行分类。

2.1 钾原子 SERF 磁强计

普林斯顿大学前期主要针对钾原子 SERF 磁强计进行研究。Allred 等^[5] 在 2002 年将钾原子 SERF 磁强计加热到 190 °C, 首次实现 SERF 态, 磁强计灵敏度为 10 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$, 在生物磁成像方面很有潜力; 2003 年, Kominis 等^[6] 将钾原子 SERF 磁强计加热到 180 °C, 测量体积为 0.3 cm³, 灵敏度为 0.54 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$; Dang 等^[11] 在 2010 年将钾原子 SERF 磁强计加热到 200 °C, 测量体积为 0.45 cm³, 灵敏度为 0.16 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$, 该磁强计可广泛应用于探索古地磁、磁性纳米粒子的检测^[12]、核磁共振^[13]、和弱高温铁磁排序^[14] 等领域, 且在对弱磁场岩石样品测量时, 灵敏度优于 SQUID 磁强计。

Gusarov 等^[15-17] 于 2009 年将钾原子 SERF 磁强计加热到 180 °C, 利用光电二极管阵列对垂直于探测激光束的气室进行逐层抽运, 实现了三维场的测量, 测量体积为 2 cm³, 灵敏度为 20 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$; 于 2018 年采用析因设计技术, 提高了钾原子 SERF 磁强计单气室内磁场分布的测量精度, 适用于测量电流磁偶极子形成的交流磁场和静电磁场; 于 2019 年优化了多通道校准技术和信号处理方法, 在存在残余磁场的情况下精确测量三维磁场分布, 并可进行多位置测量。2015 年, 日本京都大学 Kamada 等^[18] 将钾原子 SERF 磁强计加热到 180 °C, 通过一个探测光束的磁光旋转直接获得气室内两个不同测量区域的差分输出, 降低环境磁噪声, 提高了 SERF 态光泵梯度仪的灵敏度和信噪比。

2018 年, 北京航空航天大学刘学静等^[19] 将钾原子 SERF 磁强计加热到 200 °C, 钾原子数密度约为 $7.14 \times 10^{16} \text{ cm}^{-3}$, 利用贝尔布卢姆磁强计^[2] 中采用的偏振调制技术来确定 SERF 线宽, 用液晶调制器来调制泵浦光的偏振, 减小了获取横向弛豫的拟合误差。2019 年, 赵俊鹏等^[20] 通过最大化零场谐振信号的一阶微分值来实现沿泵浦方向和探头方向的磁场同步补偿, 使用磁强计的直流响应补偿垂直于泵-探头平面的磁场, 为获取最佳补偿分辨率, 其将钾原子 SERF 磁强

计加热到 200 °C，最终对探头、泵浦和垂直于泵浦-探头平面方向的补偿分辨率分别为 9 pT, 7 pT 和 0.05 pT。随后，其又将钾原子 SERF 磁强计^[21]加热到 170 °C，钾原子数密度约为 $3.7 \times 10^{13} \text{ cm}^{-3}$ ，并从旋进频率的慢化因子中提取自旋极化，利用瞬态响应精确测量了磁强计自旋极化及分布，不受气室光学深度影响。2021 年，Xing 等^[22]提出了一种基于噪声分离的探头特征模型，并在钾原子 SERF 磁强计系统进行实验，证明了主要噪声类型随信号频率而变化，阐明了噪声源成分，使抑制过程更有针对性以提高灵敏度，可用于原子磁强计的调制、微分或吸收探测系统。

2.2 铷原子 SERF 磁强计

威斯康星大学麦迪逊分校学者^{[9][23-24]}致力于研究铷原子 SERF 磁强计，该校学者于 2006、2012、2019 年将铷原子 SERF 磁强计加热到 188 °C、140-180 °C、175 °C，分别达到 60 fT/√Hz、6~11 fT/√Hz 和 10 fT/√Hz 的灵敏度。2010 年，在桑迪亚国家实验室^[25]，铷原子 SERF 磁强计被加热到 190 °C，实现了优于 5 fT/√Hz 的灵敏度。同年，在美国国家标准与技术研究所 (NIST)，铷原子 SERF 磁强计^[26]被加热到 200 °C，实现了 5 fT/√Hz 的灵敏度。2014 年，在韩国标准科学研究院 (KRISS)，一台多通道铷原子 SERF 磁强计^[27]被加热到 180 °C，实现了 4 fT/√Hz 的梯度灵敏度。2018 年，英国诺丁汉大学 Boto 等人^[28]将铷原子 SERF 磁强计加热到 150 °C，达到 15 fT/√Hz 的灵敏度。

2017 年，东南大学 Wu 等^[29]将铷原子 SERF 磁强计加热至 140 °C，在缓冲压力为 0.2、0.88、2.35 amg 时，磁强计分别达到 900、500 和 150 fT/√Hz 的灵敏度，证明了高压缓冲气体可有效减少因气室尺寸变小而产生的壁面碰撞。2018 年，东南大学 Ji 等^[30]设将采用芯片级球型气室的铷原子 SERF 磁强计加热到 150 °C 后，分别在三种不同压力缓冲气体下测量该球型气室中铷原子的计划寿命，测量结果均优于平面气室，实现了 60 fT/√Hz 的灵敏度。2019 年，吉林大学 Zhang 等^[31]通过阻尼振荡曲线拟合测得的频率和磁场增量，测量弱极化碱金属蒸气的旋磁比，快速识别 SERF 磁强计中铷原子的工作状态，实

现 30 fT/√Hz 的灵敏度，为在便携式平台上构建超灵敏原子磁强计提供了可能。2020 年，北京航空航天大学 FANG 等^[32]为了同时实现超空间分辨率和超高磁场灵敏度，提出了一种将数字微镜器件作为空间光调制器的 25 通道铷原子 SERF 原子磁强计，将其加热到 160 °C，平均灵敏度约为 25 fT/√Hz，适用于磁性显微镜技术中观察材料的微特性。同年，东南大学 Liu 等^[33]设计了一种基于 MEMS 的铷原子 SERF 磁强计，实现了弱磁信号的测量，为磁强计小型化研究做出贡献。此外，北京未磁科技有限公司推出以铷原子同位素作为传感系综的商用多通道零场原子磁力计，灵敏度为 20~25 fT/√Hz，可应用于生物医疗、地球物理、安全检测、军事国防等领域实现高灵敏度磁场测量。

2.3 铯原子 SERF 磁强计

2008 年，加州大学伯克利分校的一种铯原子 SERF 磁强计^[34]被加热到 103 °C，达到 40 fT/√Hz 的灵敏度，铯原子蒸气浓度约为 $1.7 \times 10^{13} \text{ cm}^{-3}$ ；2014 年，该校 Patton 等^[35]介绍了一种去除技术噪声后灵敏度可达 12 fT/√Hz 的全光法铯原子磁强计，其通过有效地沿正交轴调制磁场、解调磁共振频率来增加矢量能力，利用蒸气室中的非线性磁光旋转来测量磁场的大小和方向。2014 年北京航空航天大学房建成等^[36-37]将铯原子 SERF 梯度仪加热到 120 °C，通过附加的法拉第旋转调制器抑制探测光束强度噪声与热噪声，采用双光束差来消除共模非磁性技术噪声，实现了 14 fT/√Hz 的梯度灵敏度；并于 2015 年将铯原子 SERF 磁强计加热到 85 °C，实现了 55 fT/√Hz 的单通道灵敏度。2016 年，意大利锡耶纳大学 Bevilacqua 等^[38]研发了一种灵敏度为 100 fT/√Hz 的多通道铯原子 SERF 磁强计，发现气室加热到 45 °C 后，铯原子蒸气密度开始增加。该磁强计能够在探测光束横截面上进行偏振测量，使在不同基线和顺序上进行差分测量和梯度检测成为可能。2017 年，北京大学科研人员^[39]将一铯原子磁强计加热到 120 °C，实现 10 fT/√Hz 的灵敏度，其中铯原子密度约为 $5 \times 10^{13} \text{ cm}^{-3}$ ，该磁强计可用于探测人类神经元磁场。

2.4 钾-铷原子 SERF 磁强计

气室中含有两种或两种以上的碱原子的磁强计称为混合抽运磁强计,该磁强计利用自旋交换光抽运^[40]实现电子自旋极化,即泵浦光偏振一种原子,该原子极化后再对另外一种原子进行复极化,具有减小光深和均匀自旋极化^[41]的优点。目前,关于混合抽运 SERF 磁强计的研究主要为钾-铷原子 SERF 磁强计,其气室内的碱金属密度比是磁强计设计的重要参数。

普林斯顿大学的 Romalis 等^[42]于 2010 年偶然发现被微量铷原子污染的钾原子泵浦的灵敏度高于纯净钾原子,首次演示了混合泵式原子磁强计。日本京都大学的 Ito 等^[43-45]于 2011-2013 年针对钾-铷原子混合抽运磁强计进行系统性研究,确定了钾-铷杂化原子的泵浦效率大于单个原子,泵浦钾原子探测铷原子的敏感度最高,实现了 $30 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的超高灵敏度磁强计,并且应用速率方程对混合磁强计的性理论研究后得出当钾原子与铷原子密度比为 1:200 时,能够获得最佳的灵敏度。2016 年, Ito 等^[46]在考虑了自旋极化空间分布的影响时研究了钾-铷原子 Bloch 方程,进一步确定钾原子与铷原子的最佳密度比为 1:400,其中钾原子密度为 $3 \times 10^{19} \text{ m}^{-3}$,其可使输出信号最大化,提高了空间均匀性。

2014 年,北京航空航天大学^[47]钾-铷原子 SERF 磁强计在加热温度为 $195 \text{ }^\circ\text{C}$ 时实现了 $5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的梯度灵敏度。2018 年, Li 等^[48]将钾-铷原子双轴 SERF 磁强计加热到 $180 \text{ }^\circ\text{C}$,利用传递函数分析法研究其频率响应与动力学特性,通过磁场优化后灵敏度为 $15 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$; Han 等^[49]将钾-铷原子密度比为 1:180 的全光法 SERF 原子磁强计加热到 $200 \text{ }^\circ\text{C}$,提出检测原子拉莫尔进动频率的声光调制检测法,通过在大光斑上选取几个点来扩大探测光束的尺寸,实现了 $14 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的磁场灵敏度,适用于小型多通道原子磁强计;李阳等^[50]将钾-铷原子密度比为 1:180 的 SERF 磁强计加热到 $210 \text{ }^\circ\text{C}$,采用左右圆偏振光磁补偿法快速确定交流位移零点,使用混合光泵浦法消除了交流位移。随后其又在研究中^[51]发现钾-铷混合气室的碱金属最佳密度比为 1:277,并通过调整配比优化泵浦激光参数

使磁强计灵敏度达到 $0.68 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2019 年, QUAN 等^[52]将钾-铷原子密度比为 1:70 的 SERF 磁强计加热到 $200 \text{ }^\circ\text{C}$,并用多基因遗传规划算法对其噪声建模后进行降噪,显著提高了磁强计在低频频段的灵敏度,从而提高磁场测量系统精度。

2.5 小结

碱金属原子饱和蒸气压各不相同,因此其所需加热温度不同。表 1 列出了上述文章中较有代表性的一些不同碱金属原子的加热温度和实测灵敏度值。由表 1 可以看出,在相同密度下,钾原子所需加热温度较高,铯原子所需加热温度较低,因此铯原子 SERF 磁强计更适用于低温应用领域。在单一碱金属原子磁强计中,基于钾原子的 SERF 磁强计灵敏度最高,其次是铷原子与铯原子。在混合抽运磁强计中,主要为关于钾-铷原子混合抽运 SERF 磁强计的研究,并已实现极高灵敏度,展现出其实用价值与优良前景。

表 1 不同碱金属原子的加热温度及其实测灵敏度
Tab. 1 Heat temperature and measured sensitivity of different alkali metal atoms

碱金属原子	加热温度/ $^\circ\text{C}$	实测灵敏度/ $(\text{fT}\cdot\text{Hz}^{-1/2})$	年份	参考文献
钾	180	0.54	2003	[6]
钾	200	0.16	2010	[11]
铷	200	5	2010	[26]
铷	180	4	2014	[27]
铷	150	15	2018	[28]
铯	103	40	2008	[34]
铯	85	55	2015	[37]
铯	120	10	2017	[39]
钾-铷	195	5	2014	[47]
钾-铷	180	15	2018	[48]
钾-铷	190	0.68	2019	[51]

3 应用前景

SERF 原子磁强计具有较高的灵敏度,对超高精度磁场测量具有重要意义,广泛应用于生物

医学、古地磁探索^[10]、航空磁探测^[31]、宇宙轴子自旋进动实验、探测类磁场效应^[53]等领域。其中，宇宙轴子自旋进动实验指通过核磁共振技术测量由轴子或轴子样粒子暗物质引起的核自旋振荡扭矩，SERF 磁强计因在低频区具有高灵敏度而在该领域十分有竞争力。2017 年，王涛等^[54]将 SERF 原子磁强计引入到宇宙轴子自旋进动实验，通过使用超导磁通变压器有效地消除大磁场以保证其 SERF 态，该磁强计灵敏度约为 $1 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ，可用于宇宙轴子自旋进动实验的核磁共振检测。此外，在 SERF 态下工作的核自旋共磁强计^[55-56]

具备探测惯性旋转和抑制环境磁场干扰的能力，在导航领域前景优良。在 SERF 磁强计的众多应用中，最具潜力的是在生物医学领域进行生物磁场测量，下面将详尽描述其在该领域的研究情况。

SERF 磁强计在生物医学中主要应用于心磁图(MCG)和脑磁图(MEG)。心磁图是研究心脏生物活性的重要手段，通过磁强计记录心脏活动引起的弱磁场变化来可视化心肌活动，是一种无接触、无创的成像技术。脑磁图是一种通过测量头皮神经电流产生的磁场实现人脑的电生理直接成像的脑功能成像技术。通常使用超导量子干涉仪检测心脏和脑部弱磁信号，但其必须安装在液氮杜瓦瓶中，成本昂贵、体积庞大。测量时需真空空间^[28]将磁强计与头皮分隔开，会因个体差异性而影响测量效果，还限制了婴儿及无法控制自己行为的特殊患者进行检测。SERF 原子磁强计在实现超高精度磁场测量时可以规避以上问题，正在成为磁成像领域的有力工具，在生物磁场测量中发挥着越来越重要的作用。

2003 年，Kominis 等^[6]通过简单的多通道操作成功获取了脑磁场信号，使个体大脑皮层模块的非侵入性研究成为了可能。SERF 磁强计于 2006 年左右达到与超导量子干涉仪相当的灵敏度和空间分辨率，普林斯顿大学 Xia 等^[57]使用钾原子 SERF 磁强计检测并绘制听觉刺激诱发的脑磁场，采用线性光电探测阵列获得六通道脑信号，其梯度灵敏度达到 $3.5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ，该磁强计亦可应用于心磁图等生物磁测量。2012 年，威斯康星大学麦迪逊分校 Wyllie 等^[23]采用每个磁强计可独立定位的四通道 SERF 原子磁强计成功获得成人心磁图。该校学者于 2019 年^[27]通过在

泵浦方向上施加一个小直流偏置场和一个梳状流 π 脉冲实现了一种新型 SERF 矢量磁强计，抑制了 $1/f$ 探针噪声，能够在两个方向进行同步检测，使多个传感器进行精确梯度测量成为可能，尤其适用于快速心磁图等生物磁学应用领域。2020 年，中国科学院张树林和曹宁^[58]利用两个光泵磁强计在 SERF 态下构造了一个合成梯度仪，分别以两个独立的磁强计作为信号传感器和参考传感器来实现梯度测量，有效地抑制残留的环境场，达到了小于 $70 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的灵敏度，成功测量了 MCG 信号。

脑磁场比心磁场的磁信号要弱 100 倍左右，所以检测起来将会更有挑战性，桑迪亚国家实验室在该研究领域成果颇多。在 2010 年，Johnson 等^[25]使用光纤耦合的铷原子 SERF 磁强计测量人脑磁场，该磁强计的泵浦与检测光束参数可通过独特的双色泵浦探测技术进行调整和优化，成功探测到了正中神经和听觉刺激的脑磁响应信号。2016 年，Colombo 等^[59]研究了一种采用无源衍射光学元件的四通道光泵浦原子磁强计，无源衍射光学元件将一束入射激光分为四束，简化光学组件的对准，向每个一阶光斑提供近似相同的激光功率，使各通道磁场均匀性增强，实现了小于 $5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的梯度灵敏度，适用于脑磁图领域。2017 年，Borna 等^[60]开发了一种由 20 光泵磁强计通道在 SERF 态下探测人类脑磁场的脑磁图系统，通过在平均诱发波形中识别标准峰，实现了对听觉和触觉的脑磁信号的高质量记录，为全头覆盖的更多通道 SERF 磁强计阵列的发展提供了可能。该团队^[61]于 2019 年研制了一种用于检测任意电流分布产生的磁场图的脉冲光泵 SERF 磁强计阵列，该阵列具有 24 个 OPM 通道，灵敏度为 $0.8 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ，成功重建了平面二维线圈的电流密度图像，展现了光泵式 SERF 磁强计在生物磁成像领域的出色潜力。

2014 年，韩国标准科学研究院 Kim 等^[27]在一种几何结构中测量径向磁场作为距离源的函数，在另一种几何结构使用相同的传感器测量磁场的两个切向分量，优化了 MEG 检测多通道系统，该磁强计梯度灵敏度可达 $4 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ，成功地测量和定位人类大脑活动的听觉诱发场。2017 年，北京大学 Sheng 等^[39]使用一种基于铯 (Cs)

的泵浦-探针双光束结构 SERF 磁强计来探测人类神经元磁场,灵敏度约为 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, 展现了其在脑磁图应用中的可能性。2018年,浙江工业大学黄圣洁等^[62]设计了高灵敏度非低温铷原子 SERF 磁强计,其灵敏度在 15 Hz 处达到了 $6 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, 清楚地检测到在睁眼与闭眼诱发时大脑磁场的微小差异,有利于实现小型化的全头脑磁图传感器阵列。同年,该高校 Zhang 等^[63]开发了一种基于单个气室的小型多通道原子磁强计,每个通道均可实现 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的灵敏度,可清晰的观察到听觉诱发的反应,有实现特定大脑区域的超精细功能成像的潜力。英国诺丁汉大学 Boto 等^[28]使用美国 QuspIn 公司出品的商用多通道光泵式 SERF 磁强计阵列进行脑磁探测,首次实现了人在运动状态下的脑磁测量,展示了可穿戴神经成像准确评估大脑功能的能力。2019年,中国科学院和云南大学合作研制了一种微型四通道光泵式 SERF 原子磁强计^[64],在每个通道都观测到稳态视觉诱发电位反应,灵敏度均优于 $6 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, 其高分辨率足够 MEG 应用。随后,该团队杜鹏程等^[65]用该磁强计对健康受试者的稳态视觉诱发电位 (SSVEP) 信号的磁场进行检测,梯度灵敏度为 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, 证明其在生物磁场测量和脑机接口中应用潜力巨大。2020年,波兰华沙理工大学科研人员^[66]为美国 QuspIn 公司零场光泵式 SERF 磁强计 (Gen-1) 设计了一套基于方形亥姆霍兹线圈的低成本三轴补偿系统,减少了磁屏蔽室内的静态环境场,提升了磁强计性能,该系统适用于人体生物磁场测量。

4 结 论

综上所述, SERF 原子磁强计在技术上的研究已较为成熟,近几年来主要转向针对于应用方向的研究,并且在诸多领域都取得丰硕的研究成果,与脑科学的结合已成为重要发展方向。其中,关于 SERF 原子磁强计小型化的工作在科研和产业化两方面都有很大进展,多通道 SERF 磁强计在生物磁场测量上的优质潜力更是有目共睹,尤其是在心磁图与脑磁图方面,使非侵入性的心脏与脑部检测有了突破性进展。SERF 原子

磁强计具有广阔的应用前景,对生物医学,地磁勘探、航空探测、磁性纳米粒子检测、宇宙轴子自旋进动实验等众多领域的发展具有重要的推动作用。

目前, SERF 磁强计的灵敏度尚未达到极限,小型化 SERF 原子磁强计的灵敏度仍有提升空间,尽管其已实现了极高灵敏度,但相比于实验室大装置 SERF 磁强计来说还有一定差距。其次, SERF 原子磁强计的成本还有降低空间,基于 MEMS 的气室研究将进一步降低其气室成本,以便于更好地进行脑科学等相关应用的研究,促进其发展。此外, SERF 原子磁强计应用时基本上仍需要处在无磁环境的屏蔽房内,因此解决其在地磁环境下的应用也很重要,这将使其扩展更广泛的应用领域,如磁异常探测、军事反潜等。

参考文献:

- [1] BELL W E, BLOOM A L. Optical detection of magnetic resonance in alkali metal vapor[J]. *Physical Review Journals Archive*, 1957, 107(6): 1559 – 1565.
- [2] DEHMELT H G. Modulation of a light beam by precessing absorbing atoms[J]. *Physical Review Journals Archive*, 1957, 105(6): 1924 – 1925.
- [3] HAPPER W, TANG H. Spin-exchange shift and narrowing of magnetic resonance lines in optically pumped alkali vapors[J]. *Physical Review Letters*, 1973, 31(5): 273 – 276.
- [4] HAPPER W, TAM A C. Effect of rapid spin exchange on the magnetic-resonance spectrum of alkali vapors[J]. *Physical Review A*, 1977, 16(5): 1877 – 1891.
- [5] ALLRED J C, LYMAN R N, KORNACK T W, et al. High-sensitivity atomic magnetometer unaffected by spin-exchange relaxation[J]. *Physical Review Letters*, 2002, 89(13): 130801.
- [6] KOMINIS I K, KORNACK T W, ALLRED J C, et al. A subfemtotesla multichannel atomic magnetometer[J]. *Nature*, 2003, 422(6932): 596 – 599.
- [7] GHOSH R K. Spin exchange optical pumping of neon and its applications[D]. Princeton: Princeton University, 2009.
- [8] SELTZER S J. Developments in alkali-metal atomic magnetometry[D]. Princeton: Princeton University,

- 2008.
- [9] LI Z M, WAKAI R T, WALKER T G. Parametric modulation of an atomic magnetometer[J]. *Applied Physics Letters*, 2006, 89(13): 134105.
- [10] 康翔宇, 徐俊, 范正焜, 等. 基于 SERF 原子磁强计的三轴磁场顺序补偿方法研究 [J]. *光学仪器*, 2021, 43(4): 47 – 54.
- [11] 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.
- [12] CHEMLA Y R, GROSSMAN H L, POON Y, et al. Ultrasensitive magnetic biosensor for homogeneous immunoassay[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2000, 97(26): 14268 – 14272.
- [13] LEDBETTER M P, SAVUKOV I M, BUDKER D, et al. Zero-field remote detection of NMR with a microfabricated atomic magnetometer[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2008, 105(7): 2286 – 2290.
- [14] YOUNG D P, HALL D, TORELLI M E, et al. High-temperature weak ferromagnetism in a low-density free-electron gas[J]. *Nature*, 1999, 397(6718): 412 – 414.
- [15] GUSAROV A, LEVRON D, PAPERNO E, et al. Three-dimensional magnetic field measurements in a single SERF atomic-magnetometer cell[J]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2009, 45(10): 4478 – 4481.
- [16] GUSAROV A, BARANGA A B A, LEVRON D, et al. Accuracy enhancement of magnetic field distribution measurements within a large cell spin-exchange relaxation-free magnetometer[J]. *Measurement Science and Technology*, 2018, 29(4): 045209.
- [17] GUSAROV A, BARANGA A B A, LEVRON D, et al. Measurement of the spatial magnetic field distribution in a single large spin-exchange relaxation-free vapor cell[J]. *Applied Physics B*, 2019, 125(1): 19.
- [18] KAMADA K, ITO Y, ICHIHARA S, et al. Noise reduction and signal-to-noise ratio improvement of atomic magnetometers with optical gradiometer configurations[J]. *Optics Express*, 2015, 23(5): 6976 – 6987.
- [19] LIU X J, DING M, LI Y, et al. Transverse relaxation determination based on light polarization modulation for spin-exchange relaxation free atomic magnetometer[J]. *Chinese Physics B*, 2018, 27(7): 073201.
- [20] ZHAO J P, LIU G, LU J X, et al. A non-modulated triaxial magnetic field compensation method for spin-exchange relaxation-free magnetometer based on zero-field resonance[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 167557 – 167565.
- [21] ZHAO J P, DING M, LU J X, et al. Determination of spin polarization in spin-exchange relaxation-free atomic magnetometer using transient response[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2020, 69(3): 845 – 852.
- [22] XING B Z, SUN C, LIU Z A, et al. Probe noise characteristics of the spin-exchange relaxation-free (SERF) magnetometer[J]. *Optics Express*, 2021, 29(4): 5055 – 5067.
- [23] WYLLIE R, KAUER M, SMETANA G S, et al. Magnetocardiography with a modular spin-exchange relaxation-free atomic magnetometer array[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2012, 57(9): 2619 – 2632.
- [24] ZHIVUN E, BULATOWICZ M, HRYCIUK A, et al. Dual-axis π -pulse magnetometer with suppressed spin-exchange relaxation[J]. *Physical Review Applied*, 2019, 11(3): 034040.
- [25] JOHNSON C, SCHWINDT P D D, WEISEND M. Magnetoencephalography with a two-color pump-probe, fiber-coupled atomic magnetometer[J]. *Applied Physics Letters*, 2010, 97(24): 243703.
- [26] GRIFFITH W C, KNAPPE S, KITCHING J. Femtotesla atomic magnetometry in a microfabricated vapor cell[J]. *Optics Express*, 2010, 18(26): 27167 – 27172.
- [27] KIM K, BEGUS S, XIA H, et al. Multi-channel atomic magnetometer for magnetoencephalography: a configuration study[J]. *Neuroimage*, 2014, 89: 143 – 151.
- [28] 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.
- [29] WU L, SHANG J T, JI Y, et al. Influence of buffer-gas pressure inside micro alkali vapor cells on the performance of chip-scale SERF magnetometers[J]. *IEEE Transactions on Components, Packaging and Manufacturing Technology*, 2018, 8(4): 621 – 625.
- [30] JI Y, SHANG J T, GAN Q, et al. Improvement of sensitivity by using microfabricated spherical alkali vapor cells for chip-scale atomic magnetometers[J].

- IEEE Transactions on Components, Packaging and Manufacturing Technology, 2018, 8(10): 1715 – 1722.
- [31] ZHANG X, QIN J N, WANG Y Z, et al. A fast identification on the spin-exchange relaxation-free regime of atomic magnetometer exploiting measurement on gyromagnetic ratio[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2019, 68(4): 1157 – 1164.
- [32] FANG X J, WEI K, ZHAO T, et al. High spatial resolution multi-channel optically pumped atomic magnetometer based on a spatial light modulator[J]. *Optics Express*, 2020, 28(18): 26447 – 26460.
- [33] LIU K N, SHANG J T, ZHANG J, et al. Microfabricated SERF atomic magnetometers for measurement of weak magnetic field[C]//2020 IEEE 70th Electronic Components and Technology Conference (ECTC). Orlando: IEEE, 2020: 991 – 996.
- [34] LEDBETTER M P, SAVUKOV I M, ACOSTA V M, et al. Spin-exchange-relaxation-free magnetometry with Cs vapor[J]. *Physical Review A*, 2008, 77(3): 033408.
- [35] PATTON B, ZHIVUN E, HOVDE D C, et al. All-optical vector atomic magnetometer[J]. *Physical Review Letters*, 2014, 113(1): 013001.
- [36] FANG J C, WAN S A, QIN J, et al. Spin-exchange relaxation-free magnetic gradiometer with dual-beam and closed-loop Faraday modulation[J]. *Journal of the Optical Society of America B*, 2014, 31(3): 512 – 516.
- [37] FANG J C, LI R J, DUAN L H, et al. Study of the operation temperature in the spin-exchange relaxation free magnetometer[J]. *Review of Scientific Instruments*, 2015, 86(7): 073116.
- [38] BEVILACQUA G, BIANCALANA V, CHESSA P, et al. Multichannel optical atomic magnetometer operating in unshielded environment[J]. *Applied Physics B*, 2016, 122(4): 103.
- [39] SHENG J W, WAN S A, SUN Y F, et al. Magnetoencephalography with a Cs-based high-sensitivity compact atomic magnetometer[J]. *Review of Scientific Instruments*, 2017, 88(9): 094304.
- [40] APPELT S, BARANGA B A, ERICKSON C J, et al. Theory of spin-exchange optical pumping of ^3He and ^{129}Xe [J]. *Physical Review A*, 1998, 58(2): 1412 – 1439.
- [41] LI J D, QUAN W, ZHOU B Q, et al. SERF atomic magnetometer –recent advances and applications: a review[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(20): 8198 – 8207.
- [42] ROMALIS M V. Hybrid optical pumping of optically dense alkali-metal vapor without quenching gas[J]. *Physical Review Letters*, 2010, 105(24): 243001.
- [43] ITO Y, OHNISHI H, KAMADA K, et al. Effect of spatial homogeneity of spin polarization on magnetic field response of an optically pumped atomic magnetometer using a hybrid cell of k and Rb atoms[J]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2012, 48(11): 3715 – 3718.
- [44] ITO Y, OHNISHI H, KAMADA K, et al. Development of an optically pumped atomic magnetometer using a K-Rb hybrid cell and its application to magnetocardiography[J]. *AIP Advances*, 2012, 2(3): 032127.
- [45] ITO Y, OHNISHI H, KAMADA K, et al. Rate-equation approach to optimal density ratio of K-Rb hybrid cells for optically pumped atomic magnetometers[C]//2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Osaka: IEEE, 2013: 3254-3257.
- [46] ITO Y, SATO D, KAMADA K, et al. Optimal densities of alkali metal atoms in an optically pumped K–Rb hybrid atomic magnetometer considering the spatial distribution of spin polarization[J]. *Optics Express*, 2016, 24(14): 15391 – 15402.
- [47] FANG J C, WANG T, ZHANG H, et al. Optimizations of spin-exchange relaxation-free magnetometer based on potassium and rubidium hybrid optical pumping[J]. *Review of Scientific Instruments*, 2014, 85(12): 123104.
- [48] XING L, QUAN W, FAN W F, et al. Field optimization method of a dual-axis atomic magnetometer based on frequency-response and dynamics[J]. *Measurement Science and Technology*, 2018, 29(5): 055005.
- [49] YAO H, LI Y, MA D Y, et al. Acousto-optic modulation detection method in an all-optical K-Rb hybrid atomic magnetometer using uniform design method[J]. *Optics Express*, 2018, 26(22): 28682 – 28692.
- [50] LI Y, DING M, LIU X J, et al. Suppression method of AC-stark shift in SERF atomic magnetometer[J]. *IEEE Photonics Journal*, 2018, 10(5): 5300207.
- [51] LI Y, LIU X J, CAI H W, et al. Optimization of the alkali-metal density ratio in a hybrid optical pumping atomic magnetometer[J]. *Measurement Science and Technology*, 2019, 30(1): 015005.

- [52] QUAN W, LIU F, FAN W F. A new method for reduction of atomic magnetometer noise based on multigene genetic programming[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 67438 – 67445.
- [53] KIM Y J, CHU P H, SAVUKOV I. Experimental constraint on an exotic spin- and velocity-dependent interaction in the sub-meV range of axion mass with a spin-exchange relaxation-free magnetometer[J]. *Physical Review Letters*, 2018, 121(9): 091802.
- [54] WANG T, KIMBALL D F J, SUSHKOV A O, et al. Application of spin-exchange relaxation-free magnetometry to the cosmic axion spin precession experiment[J]. *Physics of the Dark Universe*, 2018, 19: 27 – 35.
- [55] FAN W F, QUAN W, ZHANG W J, et al. Analysis on the magnetic field response for nuclear spin co-magnetometer operated in spin-exchange relaxation-free regime[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 28574 – 28580.
- [56] CHU P H, KIM Y J, SAVUKOV I. Search for exotic spin-dependent interactions with a spin-exchange relaxation-free magnetometer[J]. *Physical Review D*, 2016, 94(3): 036002.
- [57] XIA H, BARANGA B A, HOFFMAN D, et al. Magnetoencephalography with an atomic magnetometer[J]. *Applied Physics Letters*, 2006, 89(21): 211104.
- [58] ZHANG S L, CAO N. A synthetic optically pumped gradiometer for magnetocardiography measurements[J]. *Chinese Physics B*, 2020, 29(4): 040702.
- [59] COLOMBO A P, CARTER T R, BORNA A, et al. Four-channel optically pumped atomic magnetometer for magnetoencephalography[J]. *Optics Express*, 2016, 24(14): 15403 – 15416.
- [60] BORNA A, CARTER T R, GOLDBERG J D, et al. A 20-channel magnetoencephalography system based on optically pumped magnetometers[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2017, 62(23): 8909 – 8923.
- [61] BORNA A, CARTER T R, DEREGO P, et al. Magnetic source imaging using a pulsed optically pumped magnetometer array[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2019, 68(2): 493 – 501.
- [62] 黄圣洁, 张桂迎, 胡正琿, 等. 利用高灵敏的无自旋交换弛豫原子磁力仪实现脑磁测量 [J]. *中国激光*, 2018, 45(12): 1204006.
- [63] ZHANG G Y, HUANG S J, LIN Q. Magnetoencephalography using a compact multichannel atomic magnetometer with pump-probe configuration[J]. *AIP Advances*, 2018, 8(12): 125028.
- [64] LI J J, DU P C, FU J Q, et al. Miniature quad-channel spin-exchange relaxation-free magnetometer for magnetoencephalography[J]. *Chinese Physics B*, 2019, 28(4): 040703.
- [65] DU P C, LI J J, YANG S J, et al. Observing the steady-state visual evoked potentials with a compact quad-channel spin exchange relaxation-free magnetometer[J]. *Chinese Physics B*, 2019, 28(4): 040702.
- [66] JODKO-WŁADZIŃSKA A, WILDNER K, PAŁKO T, et al. Compensation system for biomagnetic measurements with optically pumped magnetometers inside a magnetically shielded room[J]. *Sensors*, 2020, 20(16): 4563.

(编辑: 钱紫衡)