

高灵敏度微型光学原子磁力仪研究进展

吴梓楠, 赵正钦, 温钟平, 覃添, 欧中华, 周晓军, 刘永, 岳慧敏*

电子科技大学光电科学与工程学院电子薄膜与集成器件国家重点实验室, 四川 成都 610054

摘要 磁场作为磁性物质的基本特性之一, 备受人们关注, 在军事、医疗、工业等领域都有着广泛的应用。对高灵敏度微型光学原子磁力仪的基本原理、发展进程和应用前景进行了梳理。阐述了微型光学原子磁力仪的工作机理及系统组成, 论述了原子气室制作方法及优化方法、原子气室加热方法、磁场信号检测等关键技术的发展历程, 对高灵敏度微型光学原子磁力仪的最新研究进展进行综述, 并对微型光学原子磁力仪的应用前景进行了展望。

关键词 原子与分子物理学; 光学原子磁力仪; 塞曼效应; 微型化; 高灵敏; 磁场探测

中图分类号 O562.4

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP57.230002

Research Progress on High Sensitivity and Miniature Optical-Atomic Magnetometer

Wu Zinan, Zhao zhengqin, Wen Zhongping, Qin Tian, Ou Zhonghua,
Zhou Xiaojun, Liu Yong, Yue Huimin*

State Key Laboratory of Electronic Thin Films and Integrated Devices, School of Optoelectronic Science and Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu, Sichuan 610054, China

Abstract As one of the basic characteristics of magnetic materials, magnetic field has attracted people's attention, and has been widely used in military, medicine, industry, and other field. The basic principles, development process, and application prospects of the high sensitivity micro-optical-atomic magnetometer are sorted out. First, the working mechanism and system composition of the miniature optical-atomic magnetometer are described. Second, the development processes of key technologies such as atomic gas cell fabrication and optimization methods, atomic gas cell heating methods, and magnetic field signal detection methods are discussed. Finally, the latest research progress of the magnetometer is reviewed, and the application prospects of the miniature optical-atomic magnetometer are prospected.

Key words atomic and molecular physics; optical-atomic magnetometer; Zeeman effect; micromation; high sensitivity; magnetic field detection

OCIS codes 020.1335; 020.7490; 060.1155; 060.2310

1 引言

磁场作为磁性物质的基本特性之一, 在几千年前就被古人所发现, 战国时期发明的司南被认为是人类历史上最原始的磁场探测仪器^[1]。12 世纪初, 我国已经将磁罗盘用于远航。对于存在的物质来说, 不管是原子、分子等微观物质, 还是船舶、星系等宏观物质, 都蕴含着丰富的磁场信息。随着科技的发展, 人

类对物质磁场的研究不断深入, 磁场测量技术成为研究物质特性、探索未知世界的一种有效手段, 在军事、工业、医学、地球科学、基础物理研究等领域都有着广泛的应用。在军事领域^[2-4], 磁探测技术可在人造卫星的空间探测、舰载机与导弹的导航、深水潜艇定位、鱼雷和水雷的引信等领域的隐藏探测与反侦察方面发挥重要作用; 在医学领域^[5-7], 磁探测技术可以探测脑部、心脏等神经组织引起的磁场变化, 对该变化进

收稿日期: 2020-04-09; 修回日期: 2020-05-28; 录用日期: 2020-06-11

基金项目: 国家自然科学基金(61875035)、四川省科技计划(2018JY0579)

* E-mail: yuehuimin@uestc.edu.cn

行记录并成像,及时发现异常部位和潜在的病变,以提前预防;在工业领域^[8-9],磁探测技术可以通过探测和研究不同位置处的磁异常来发现矿产资源分布、研究地质结构。此外,高精度的磁探测技术在太空探测、海洋安全等领域有着重要作用,也是搜索沉船、失事飞机等水下磁性物体最常用的手段。

目前,主流的磁力仪有磁通门磁力仪、光泵原子磁力仪、核子旋进磁力仪、光纤弱磁传感磁力仪、超导量子干涉磁力仪(SQUID)以及光学原子磁力仪等。磁通门磁力仪^[10-11]是基于法拉第电磁感应原理制作而成,其体积小、重量轻、功耗低,灵敏度可达 $1 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。光泵原子磁力仪主要基于原子的塞曼效应,在光泵浦的作用下,通过加入一定能量的电磁波使原子产生磁光共振,根据所加电磁波频率得到待测磁场的大小。光泵原子磁力仪^[12]灵敏度高、无零点漂移、响应快,在空间探测、地球物理勘探以及磁异常监控等方面有着广泛的应用。核子旋进磁力仪^[13]通过测量质子磁矩在磁场中自由进动的频率实现对磁场的测量。光纤弱磁传感磁力仪通过测量光纤中磁场的变化实现对磁场的测量,1980年Yariv和Winsor^[14]提出利用磁致伸缩材料对光纤的扰动来改变光波相位,从而实现对微弱磁场的探测。2018年,沈涛等^[15]将单根光纤的马赫-曾德尔模间干涉结构和双臂马赫-曾德尔干涉结构相结合,实现模间干涉的马赫-曾德尔磁场磁力仪。SQUIDs^[16-18]使用两个约瑟夫森结组成的回路来测量磁通量,灵敏度可以达到 $1 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$,是目前商用产品中灵敏度最高的,超高的灵敏度使其可以实现对心脏、脑部等部位的磁场测量,但是其必须工作在低温环境下以提供超导条件。因此,该仪器需要液氮制冷装置,且笨重的仪器、昂贵的售价以及高昂的维护成本都限制了它的普及。随着原子物理学的发展,基于无自旋交换弛豫(SERF)机制的磁力仪在2002年被Allred等^[19]提出。在该机制下,超高的碱金属粒子数密度使得碱金属之间的自旋交换弛豫不再影响磁力仪的灵敏度。由于SERF磁力仪通常采用全光学结构,因此其也被称为全光学原子磁力仪。光学原子磁力仪的出现给人们带来曙光,其不仅在灵敏度上可以媲美SQUIDs,而且拥有更小的体积、更低的功耗,在军事探潜、生物测量等领域有着巨大的应用潜力。

2 基本原理

光学原子磁力仪是一种基于原子自旋光学测量

的磁场测量仪器,其通过测量碱金属原子极化在磁场中的变化来实现对磁场的测量^[20]。光学原子磁力仪的物理学过程大致分为以下三个阶段:1)自旋极化的产生;2)外磁场B施加在极化和弛豫过程上的力矩导致的稳态极化;3)自旋极化变化的光学测量。

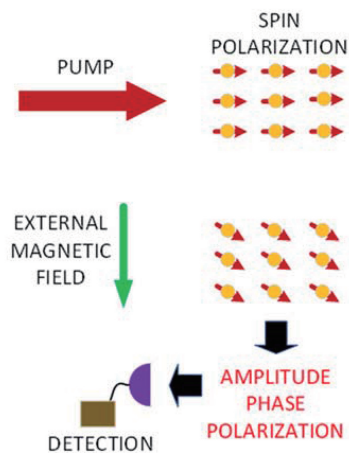


图1 光学原子磁力仪的物理学过程示意图
Fig. 1 Physical process diagram of optical-atomic magnetometer

2.1 自旋极化产生

在光泵浦作用下,光子与碱金属原子相互作用,泵浦光光子的角动量被转移到碱金属原子上,从而产生宏观极化效果。该过程与泵浦光的泵浦速率以及各种弛豫机制息息相关,碱金属原子的平衡自旋极化可以表示为

$$S_0 = S_\infty \frac{\gamma_{\text{pump}}}{\gamma_{\text{pump}} + \gamma}, \quad (1)$$

式中: γ_{pump} 表示光泵浦速率; γ 表示自旋弛豫速率; S_∞ 表示最大自旋极化($\lim_{\gamma_{\text{pump}} \gg \gamma} S_\infty \rightarrow 1$)。

2.2 原子与磁场相互作用

对于拥有基态角动量 F 的已极化原子系综来说,外加磁场会与原子系综发生相互作用。外磁场在原子自旋上施加的力矩使得原子自旋以一定频率绕外加磁场进动,该进动频率 ω_L 由拉莫尔进动频率表征:

$$\omega_L = \frac{g_F \mu_B}{\hbar} |B_0| = \gamma_F |B_0|, \quad (2)$$

式中: B_0 为外加磁场大小; μ_B 为玻尔磁子; \hbar 为约化普朗克常数; ω_L 表示拉莫尔进动频率; g_F 、 γ_F 分别表示朗德因子和基态原子的旋磁比。

2.3 自旋极化变化的光学测量

磁场引起的自旋极化的变化会导致碱金属原子系综光学特性的改变,这种光学特性的改变又会引

起探测光束特征的改变。以泵浦光和探测光相同的情况为例(或者二者平行,本文主要讨论这种情况,其他情况可根据相似的方法类推),磁场信息可以从以下几种方法来获取:1)测量穿过介质的探测光的功率;2)测量穿过介质的探测光的偏振特性;3)测量由探测光束引起的荧光强度;4)测量荧光的斯托克斯分量;5)测量反射探测光的功率(或偏振特性)。这些方法中,方法1)、2)的测量简单,易于实现,使用频率较

高,其他几种方法使用的频率较低^[21-23]。本文主要以方法1)为例,介绍光学原子磁力仪的工作方式。

碱金属原子系综的动力学过程是非常复杂的,原子与外磁场的相互作用、原子与光子的相互作用、原子与原子气室壁的相互作用以及原子之间的相互作用等因素都会对原子自旋的动力学过程产生影响。密度矩阵(DM)可以很好地描述上述过程,在碱金属原子气室中,原子自旋极化随时间的演化可表示为

$$\begin{aligned} \frac{d\rho}{dt} = & a_{\text{hf}} \frac{[\mathbf{I} \cdot \mathbf{S}, \rho]}{i\hbar} + \mu_{\text{B}} g_{\text{S}} \frac{[\mathbf{B} \cdot \mathbf{S}, \rho]}{i\hbar} + \frac{\varphi(1 + 4\langle \mathbf{S} \rangle \cdot \mathbf{S}) - \rho}{T_{\text{SE}}} + \\ & \frac{\varphi - \rho}{T_{\text{SD}}} + R[\varphi(1 + 2\mathbf{s} \cdot \mathbf{S}) - \rho] + D \nabla^2 \rho, \end{aligned} \quad (3)$$

式中: \mathbf{B} 表示磁场矢量; \mathbf{S} 表示电子的自旋矢量; \mathbf{s} 表示光泵浦矢量; \mathbf{I} 表示原子核角动量; a_{hf} 表示超精细常数; T_{SE} 表示自旋交换碰撞时间; T_{SD} 表示自旋破坏时间; R 表示光泵浦速率; ρ 是密度矩阵; $\varphi = \rho/4 + \mathbf{S} \cdot \rho \mathbf{S}$; $[\]$ 表示对易算符; g_{S} 为电子的朗德 g 因子。(3)式右边第一项表示电子和原子核的超精细相互作用,第二项表示电子和外磁场之间的塞曼效应,其余项依次为自旋交换、自旋破坏、光泵浦和扩散项。

DM的解可以用来解释光学原子磁力仪观察到的许多现象,但遗憾的是,其只有数值解。在SERF机制下,整个原子系综以相同的速率进动和弛豫,原子自旋极化演化过程可以通过Bloch方程来描述:

$$\begin{pmatrix} \frac{dS_x}{dt} \\ \frac{dS_y}{dt} \\ \frac{dS_z}{dt} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} S_x \\ S_y \\ S_z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \gamma_2 S_x \\ \gamma_2 S_y \\ \gamma_1 (S_z - S_0) \end{pmatrix}, \quad (4)$$

式中: S_0 表示光泵浦产生的自旋极化; γ_1 、 γ_2 分别表示纵向弛豫速率和横向弛豫速率; $\mathbf{S} = (S_x, S_y, S_z)$; $\mathbf{B} = (B_x, B_y, B_z)$ 。通过引入稳态条件 $\frac{d\mathbf{S}}{dt} = 0$,可求得自旋矢量 \mathbf{S} 的稳态解:

$$\begin{aligned} S_x &= S_0 \frac{\gamma_2 B_y + B_x B_z}{\gamma_2^2 + B_z^2 + \frac{\gamma_2}{\gamma_1} (B_x^2 + B_y^2)}, \\ S_y &= S_0 \frac{B_y B_z - \gamma_2 B_x}{\gamma_2^2 + B_z^2 + \frac{\gamma_2}{\gamma_1} (B_x^2 + B_y^2)}, \\ S_z &= S_0 \frac{B_z^2 + \gamma_2^2}{\gamma_2^2 + B_z^2 + \frac{\gamma_2}{\gamma_1} (B_x^2 + B_y^2)}. \end{aligned} \quad (5)$$

(5)式为外磁场作用下原子极化 \mathbf{S} 各个分量的稳态值。自旋的纵向分量 S_z 通常为当泵浦光与探测光相同或平行时SERF磁力仪的响应信号,自旋的横向分量 S_x 或 S_y 通常为泵浦光与探测光相互垂直时SERF磁力仪的响应信号。通过对原子自旋在探测光方向的投影进行光学测量,就可以实现对磁场的探测。

从(5)式可以看出,为了最大化SERF磁力仪的灵敏度,必须对所有磁场分量都进行调零。磁场调零操作不仅可以显著增强SERF磁力仪的响应信号,还可以减小由泵浦光和探测光的频率和振幅波动带来的光移噪声。这是因为光移噪声可以等效为一个虚构磁场^[24],通过对磁场进行调零可以消除光移噪声,该光移噪声现象也被称为交流斯塔克效应(AC Stark Effect)。

3 系统结构研究进展

高灵敏度微型光学原子磁力仪因其超高的灵敏度和相对较小的体积和功耗而备受人们关注^[25-27]。在过去20年间,微型光学原子磁力仪有了长足的发展,通过减小原子气室的体积^[28-29]、改善加热方法^[30]或者对部件进行集成^[31]等方式,人们将磁力仪的体积由m量级减小至mm量级、功耗由W量级减小至mW甚至 μW 量级。在传统的原子磁力仪系统中,碱金属原子之间的自旋交换弛豫成为了限制系统灵敏度的主要因素,为了减小自旋交换弛豫的影响,人们提出了所谓的SERF机制。该机制最早由Happer和Wijngaarden^[32]提出,在SERF机制下,自旋交换速率远大于原子系综的拉莫尔进动频率。为了达到这个条件,可以通过提高碱金属原

子蒸气密度和减小磁场来实现。对原子气室进行加热可以有效提高原子蒸气密度,对磁力仪系统进行磁屏蔽可以有效消除环境磁场。此时对于微型光学原子磁力仪来说,金属原子与气室壁相互作用产生的自旋破坏碰撞弛豫代替碱金属原子之间的自旋交换弛豫,成为了限制微型光学原子磁力仪的灵敏度的主要因素。为了减弱金属原子与气室壁的碰撞带来的影响,在原子气室内部填充缓冲气体^[33-34]和在原子气室表面涂覆石蜡等材料^[35-36]都是可行的方法。

微型光学原子磁力仪的结构如图 2 所示,主要包含光源、光传播路径、磁屏蔽装置、碱金属原子气室、线圈、光电探测器、信号采集与处理装置以及其他所需光学和电学设备。光源部分包含了泵浦光和加热光两种光源。典型的泵浦光路如下所示:泵浦光由一个分布式反馈激光器(DFB)产生并通过保偏光纤传输,之后通过一个线偏振片使得输出激光成为线偏振光,再通过透镜对线偏振光进行扩束,形成

一个具有一定宽度的平行激光束,最后通过一个 1/4 波片产生圆偏振光并将其传输到碱金属原子气室,从而使原子气室内的碱金属原子沿泵浦方向产生极化。加热光由激光器产生,其在空间中与泵浦光同轴传输。原子气室的前后表面都粘贴彩色滤光片,该材料可以吸收加热光并升温,以此来实现对原子气室的加热。碱金属原子气室是一个 mm 量级的硅-玻璃器件,内部填充有足量的碱金属原子和一定量的缓冲气体氮气。钾、铷、铯等碱金属原子都是优质的选择,灵敏度从高到低依次为钾、铷、铯。相比于氦气,氮气拥有更小的扩散系数且能够作为淬灭气体使用,因此在微型原子气室中通常使用氮气作为缓冲气体。原子气室外部绕有三对亥姆霍兹线圈,以补偿外部磁场和产生调制信号。原子气室输出的光信号被后面的光电探测器接收并转化为电信号,经锁相放大器后进入信号采集与处理装置中。整个磁力仪系统放置在 5 层磁屏蔽筒内,以消除环境磁场带来的干扰。

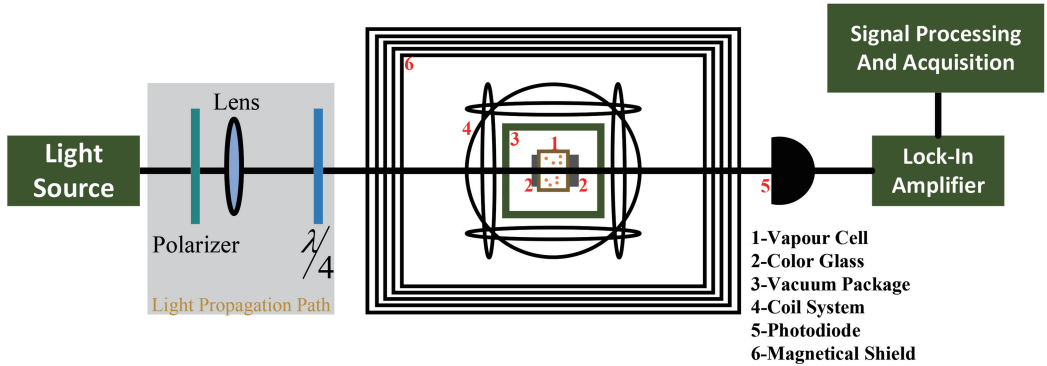


图 2 磁力仪系统结构图

Fig. 2 Structural diagram of magnetometer system

3.1 泵浦光源

原子气室内部的碱金属原子极化遵循:

$$P = \tanh\left(\frac{g_s \mu_B B}{2k_B T}\right), \quad (6)$$

式中: P 为极化系数; B 为外磁场强度; g_s 为电子 g 因子; μ_B 为波尔磁子; k_B 为玻尔兹曼常数。从(6)式可以看出,在自然情况下, P 的值很小,以地磁场(强度约 0.025 mT)为例, P 约为 10^{-7} 。实现大极化效果的方法通常有两种:一种方法是外加大磁场(很难实现),另一种方法则是采用光泵浦技术。光泵浦过程如图 3 所示,为了简化,这里忽略了核自旋,只考虑电子自旋的光泵浦。处于基态 $^2S_{1/2}$ 子能级 $m_j = -1/2$ 上的原子吸收入射的光子,并跃迁至激发态 $^2P_{1/2}$ 子能级($m_j = +1/2$),基于角动量守恒

定理,该过程中光子角动量被转移到原子上。基于选择定律,处于基态 $^2S_{1/2}$ 子能级 $m_j = +1/2$ 上的原子不能吸收光子。处于激发态的原子由于自发辐射跃迁,重新回到基态,且回到两个子能级的概率相同。这样周而复始,最终原子都处于基态 $^2S_{1/2}$ 子能级 $m_j = +1/2$,从而实现原子的宏观极化。更多的相关资料可以查阅文献^[37]。

在选择泵浦光源的时候,有以下三点需要注意^[38]:

- 1) 泵浦光源必须能够调谐至碱金属原子的跃迁频率区间。
- 2) 泵浦光源需要工作在单一频率上,这意味着需使用单纵、横模的激光器作为光源。通常来说,激光器的带宽也是一个重要的指标,在自然环境下,碱

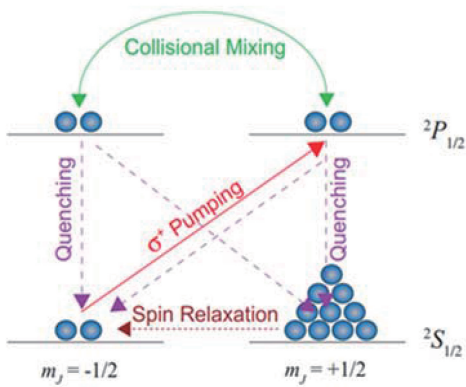


图3 电子自旋光泵浦示意图, σ^+ 表示左旋圆偏振光^[10]

Fig. 3 Diagram of electron spin optical pump. σ^+ represents left circularly polarized light^[10]

金属的线宽为 4~6 MHz, 因此对于真空环境下的原子气室, 激光器带宽需低于 1 MHz。对于填有缓冲气体的原子气室, 碱金属原子与缓冲气体的碰撞导致线宽增加, 此时激光器线宽可小于 100 MHz。

3) 激光器的老化和模式跳变性能需能够支持长时间将激光频率锁定在某一个特定频率上, 基于此, 激光稳频是必不可少的, 包括光频率稳频和光功率稳频。

3.2 微型碱金属原子气室

3.2.1 微型原子气室腔体制作

原子气室是整个磁力仪系统的核心部件, 其内部碱金属原子填充的种类直接决定整个磁力仪的灵敏度, 缓冲气体的种类和浓度也会对灵敏度产生影响。原子气室腔体有以下几个功能^[39]: 1) 给碱金属原子提供特定空间, 从而使得其易于被激光泵浦; 2) 原子气室隔绝了外部的水分、氧气等有可能污染碱金属原子的反应性物质; 3) 阻止了氮气和氦气等非反应性物质的进出, 减少了碱金属原子频率的跃迁。

微型原子气室与常见原子气室的不同之处在于: 其尺寸非常小, 仅为 mm 量级。相比于大气室, 微型气室内部自旋弛豫速率更高, 对磁力仪的灵敏度影响更大。为了提高磁力仪的灵敏度, 原子气室需工作在 SERF 机制下。在该机制下, 碱金属原子密度极高 ($>10^{14} \text{ cm}^{-3}$) 且外部磁场强度极低 ($<10 \text{ nT}$), 从而使得碱金属原子之间的自旋交换弛豫速率远大于碱金属原子的拉莫尔进动频率, 此时自旋交换弛豫机制不再影响原子的极化和磁力仪系统的灵敏度。常见的原子气室制作方法有两种: 玻璃吹制法^[4(a)]和基于微机电加工技术 (MEMS) 的 MEMS 工艺法。

1) 玻璃吹制法

2003 年, Knappe^[40] 采用玻璃吹制法制备了 mm 量级的原子气室, 其步骤如下所述: (1) 使用 CO_2 激光器将空芯玻璃纤维的一端融合起来; (2) 在空芯玻璃纤维侧壁开一个孔, 用来连接填充管; (3) 将空芯玻璃纤维的另一端也融合起来; (4) 连接填充管, 将碱金属原子和缓冲气体填充进去; (5) 完成填充, 将器件密封。原子气室实物图如图 4(b) 所示, 其内部尺寸为 $\Phi 1 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$, 外部尺寸为 $\Phi 1.5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$, 由该微型原子气室制作的原子钟在 1 s 积分时间内的频率稳定性优于 5.5×10^{-10} 。该方法使用空芯玻璃纤维作为材料, 极大地减小了体积, 而作为加热设备的 CO_2 激光器也能够提供足够高的温度。2019 年中国科技大学的李辉等^[41] 利用玻璃吹制法制作原子气室, 其外形为 $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ 的立方体, 气室壁厚约为 1 mm, 因密封而产生的烧结痕迹位于其中一个外表面上, 长约 5 mm。文献^[42-44] 等也使用相似的技术完成微型原子气室的制作。

2) MEMS 工艺法

早期的微型原子气室制作大多采用上述的玻璃吹制法, 但其存在以下几个缺点: (1) 不能实现批量生产, 耗时费力; (2) 该方法制作的原子气室表面留有烧结痕迹, 不平整的表面使得其难以同现有仪器完美匹配; (3) 该方法不能完全控制所制备的原子气室的形状、大小以及气体填充浓度完全一致, 不适合应用到阵列传感器中。基于此, 人们更青睐于基于 MEMS 工艺制作的原子气室。

基于 MEMS 工艺制作原子气室的过程结合了深反应离子刻蚀技术 (DRIE)^[45] 和阳极键合技术^[46], 具体流程图如图 5 所示:

(1) 取一块完整的硅片, 对其进行清洗并抛光, 再使用 DRIE 刻蚀出预想的图形; (2) 采用阳极键合技术, 将硼酸玻璃与硅片的一面键合在一起, 形成预制腔结构; (3) 在预制腔内填充碱金属原子和缓冲气体; (4) 再次采用阳极键合技术, 将硅片的另一面与玻璃键合在一起, 形成封闭的三明治结构。

2004 年, 美国国家标准技术研究院 (NIST) 制作的微型原子气室^[47] 如图 6 所示, 其内部大小仅为 1 mm^3 。

2006 年, 美国普林斯顿大学的 Gong 等^[48] 通过将玻璃和硅片加热至 $500 \text{ }^\circ\text{C}$ 并施加 +1000 V 的电压完成原子气室的制作, 其内部尺寸为

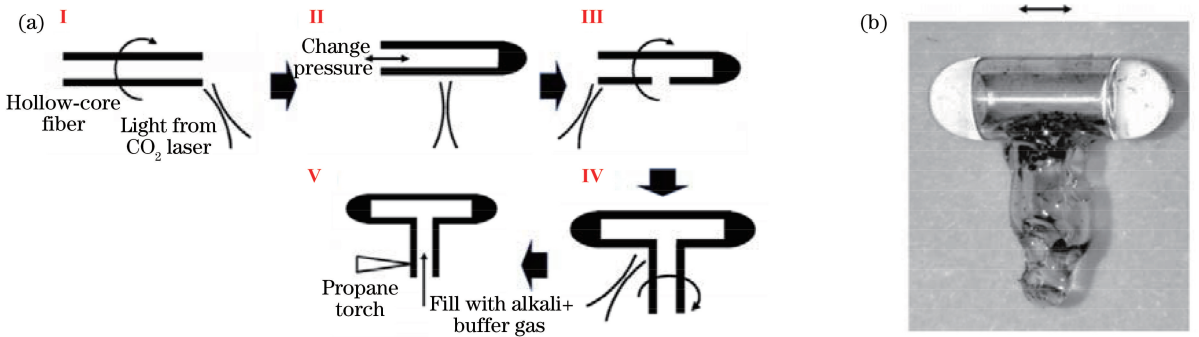


图 4 玻璃吹制法步骤图以及原子气室实物图^[40]。(a)玻璃吹制法步骤图;(b)原子气室实物图,黑色箭头表示 1 mm

Fig. 4 Step diagram of glass blowing method, and physical drawing of atomic vapor cell^[40].

(a) Step diagram of glass blowing method; (b) physical drawing of atomic vapor cell. The black arrow indicates 1 mm

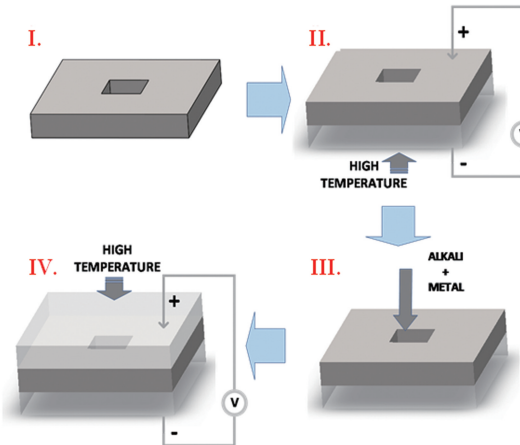


图 5 MEMS 工艺制作原子气室的流程图^[45]

Fig. 5 Flow chart of atomic vapor cell fabrication based on MEMS^[45]

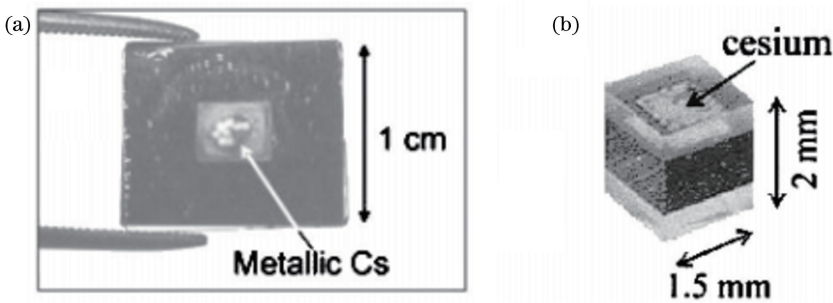


图 6 原子气室俯视图和原子气室实物图^[47]。(a)原子气室俯视图;(b)原子气室实物图

Fig. 6 Top view of atomic vapor cell and physical drawing of atomic vapor cell^[47]. (a) Top view of atomic vapor cell;

(b) physical drawing of atomic vapor cell

$\Phi 2.5 \text{ mm} \times 2.5 \text{ mm}$ 。2016 年, Kitching 等^[29] 利用 MEMS 工艺制作原子气室, 实现了一种紧凑低成本的芯片级封装, 从而实现各种国际单位(比如安培、开尔文等)的精确测量, 这种仪器可以帮助人们在各种场景中进行校准。

通过控制刻蚀深度和面积, 人们可以很容易地得到预期的原子气室, 这使得基于 MEMS 工艺制作的原子气室逐渐取代玻璃吹制法制作的原子气室。

3.2.2 碱金属填充方法

在上述微型原子气室制作流程中, 最难实现的无疑是碱金属原子和缓冲气体填充的部分。碱金属原子的性质极其活泼, 容易与大气中的水蒸气和氧气发生化学反应, 因此碱金属填充对环境的要求极为严苛(真空或厌氧环境), 碱金属的纯净度、缓冲气体的浓度等因素都会直接对系统灵敏度产生影响。目前主流的填充方法有: 碱金属单质直接填充法、化

学反应法和光加热/分解法等。

1) 碱金属单质直接填充法

碱金属单质直接填充法是在惰性环境下(比如工业厌氧手套箱中),通过吸管将纯碱金属转移到预制腔中,然后在无氧无水环境下利用阳极键合技术将原子气室键合密封。纯碱金属可以通过购买获得,由于其性质活泼,通常被密封在玻璃安瓿瓶中。除了购买纯碱金属之外,通过化学反应也可在实验室制备纯碱金属。

2005年 Knappe 等^[49]利用直接填充法制作了内部大小为 1 mm^3 的原子气室,在 1000 s 的积分时间内测量的频率不稳定性为 6×10^{-12} ,长时频率漂移低于 $5 \times 10^{-11}\text{ d}^{-1}$ 。具体流程图如图 7 所示:1)在真空环境下以 $300\text{ }^\circ\text{C}$ 的温度烘焙预制腔和覆盖玻璃;2)在玻璃安瓿瓶中使叠氮化钡和碱金属氯化物发生反应,产生钡、氯、碱金属原子和氮气(被抽走);3)通过玻璃吸管将碱金属移到预制腔中;4)填充适当的缓冲气体,并进行第二次键合,完成密封。

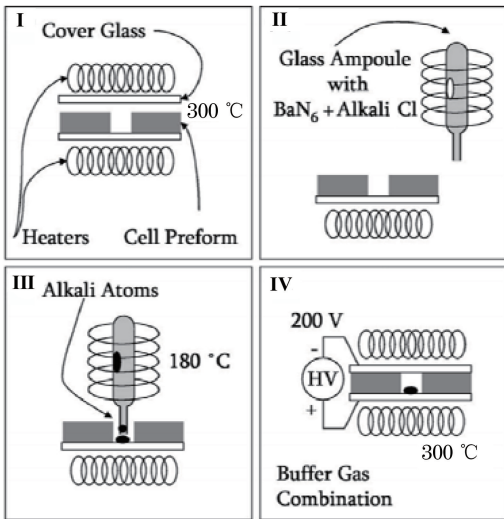


图 7 碱金属直接填充法流程图^[49]

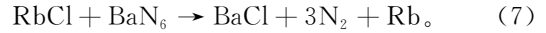
Fig. 7 Flow chart of alkali metal direct filling method^[49]

2013年,清华大学的尤政等^[50]提出一种基于两步低温阳极键合工艺的碱金属蒸气腔室制作方法,该方法使用由惰性石蜡包覆的微量碱金属来进行填充,为了在填充时不损坏石蜡,引入了两步阳极键合方法:第一步键合预制腔,键合电压小于缓冲气体的击穿电压;第二步键合在大气中进行,将电压增加至 $+1200\text{ V}$ 以提高密封强度。完成密封后,使用高功率激光进行局部加热来释放碱金属,原子气室表面形成石蜡涂覆层,从而延长碱金属原子的极化寿命。该方法制作的原子气室的最小尺寸为 $4\text{ mm} \times 4\text{ mm} \times 2\text{ mm}$,漏气率为 $2.8 \times 10^{-7}\text{ Pa} \cdot \text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$,

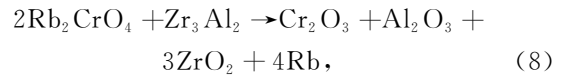
键合率达 95% 以上。

2) 化学反应法

化学反应法主要利用含碱化合物与还原剂的反应来生成碱金属单质。例如,碱金属氯化物可以同叠氮化钡反应生成碱金属单质,反应条件为 $150 \sim 250\text{ }^\circ\text{C}$,反应式如下:



(7)式反应所需温度不高,易于实现,但会在生成物中引入气体,破坏系统的真空环境。在更高温度下,会有如下反应式:



该反应所需温度为 $500\text{ }^\circ\text{C}$ 左右。除此之外,还可以利用以下反应式:

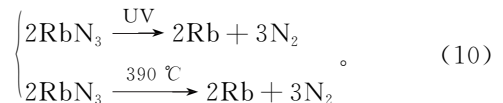


2009年,北京大学的 Su 等^[51]利用化学反应法制备了微型原子气室,其流程图如图 8 所示。整个过程需在真空环境中进行,气压为 $4.5 \times 10^{-4}\text{ Pa}$ 。在 $90\text{ }^\circ\text{C}$ 时测得的相干布局囚禁(CPT)信号的共振宽度为 1.7 kHz ,对比度为 1.5% 。经过优化之后,CPT 信号的共振宽度增大至 7 kHz ,对比度为 10% ^[52]。

2017年 Maurice 等^[53]研制出了一种有机-无机混合的膏体,该膏体由钼酸铯(Cs_2MoO_4)、铅-铝合金粉末、稳定剂以及黏合剂组成。这种膏体一旦在常温下沉积和干燥,就可以加热的方式进行固结。之后采用高功率激光器对该膏体进行加热,即可分解膏体并获得碱金属铯原子。这种膏体可随便变换形状,相比于一般固定外形的化学前体,使用起来更为方便。

3) 光加热/分解法

光加热/分解法释放碱金属单质的化学式为



2015年,李新坤等^[54]利用光分解法制备了微型原子气室。该方案采用了改进的玻璃/硅片/玻璃三层晶圆气密封装工艺,在完成玻璃/硅片两层晶圆键合后,采用倾斜角度溅射的方法在玻璃/硅片键合结构的背面(即玻璃面)和侧边镀制了一定厚度的铝金属膜,将电学接触引导至硅片,然后进行第二次阳极键合,以此来增加原子气室的强度。在紫外灯辐射 70 h 后,通过测量透射光谱观察到了吸收峰,证实了碱金属单质的存在。

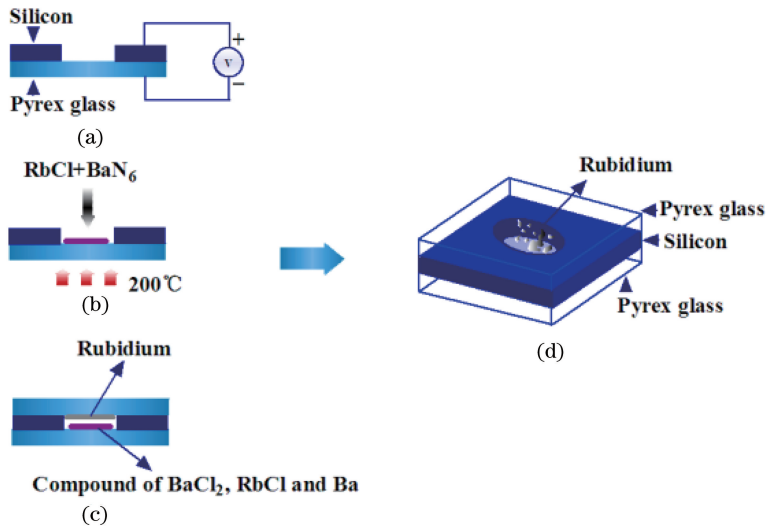


图 8 化学反应法制备原子气室流程图^[51]

Fig. 8 Flow chart of atomic vapor cell fabrication by chemical reaction method^[51]

2017 年 Karlen 等^[55]通过紫外分解叠氮化铷完成微型原子气室的制备,通过在气室内部包覆氧化铝,从而提高微型原子气室的寿命,使得其寿命超过 10 年,其实物图如图 9 所示。

除此之外,碱金属单质也可以从富含碱金属离子的材料中提取,比如玻璃和陶瓷^[56-57],其原理类似于锂离子电池的制备。表 1 对各种填充方法的优缺点进行了总结。

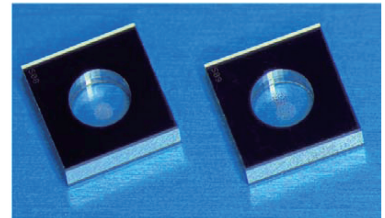


图 9 紫外(UV)分解前(左)、分解后(右)的微型原子气室^[55]
Fig. 9 Miniature atomic vapor cell before (left) and after (right) UV decomposition^[55]

表 1 各种碱金属填充方法的对比

Table 1 Comparison of different alkali metal filling methods

Filling method	Advantage	Disadvantage
Alkali metal direct filling method	High purity, no impurities	Process is difficult Introduce impurities,
Chemical reaction method	Easy to operate	buffer gas concentration is difficult to control, and
Light heating/decomposition method	Easy to operate, no impurities	reaction time is long

3.2.3 微型原子气室性能的优化

由于微型原子气室中的碱金属原子工作在 SERF 机制下,微型原子气室中碱金属原子密度极高,碱金属与原子气室壁的频繁碰撞会增加碱金属原子的自旋破坏碰撞弛豫,导致极化寿命缩短,进而降低整个磁力仪系统的灵敏度。针对此问题,研究人员提出了两种方法。一种是在原子气室内部涂覆材料,从而减少碱金属原子与气室壁的碰撞。石蜡是目前已知最合适的材料,2005 年,加州大学伯克利分校的 Graf 等^[58]在原子气室壁上涂覆石蜡,石蜡在碱金属原子与气室壁碰撞超过 10000 次时不发生退极化,但是该材料在 60~80 °C 时会融化,因此

不能工作在高温环境下。2006 年,普林斯顿大学的 Seltzer 等^[59]使用十八烷基三氯硅烷(OTS)来涂覆原子气室,其允许原子与气室壁碰撞 2000 次且可以工作在 170 °C 的高温下。涂覆气室能够提供更大的光旋转信号,降低磁场梯度对自旋极化寿命的影响以及对泵浦探测光功率的依赖,但工艺要求高、难度大。

另一种方法是在原子气室内部填充缓冲气体。2018 年,Kitching^[39]对缓冲气体的填充进行了详细分析,认为对于 cm 量级尺寸的原子气室,最优的缓冲气体压强为几十 Torr,对于 mm 量级尺寸的原子气室,最优的缓冲气体压强为几百 Torr,在最优缓

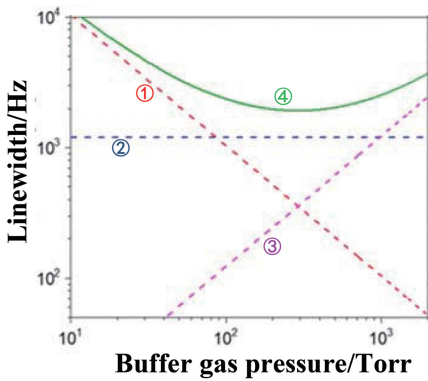


图 10 超精细线宽和缓冲气体压强关系图^[39]

Fig. 10 Relationship between ultra-fine linewidth and buffer gas pressure^[39]

缓冲气体压强下,碱金属原子弛豫速率与原子气室尺寸成反比。图 10 展示了在温度为 85 °C、缓冲气体为氮气、圆柱形⁸⁵Rb 原子气室长和直径均为 1 mm 的情况下,碱金属原子线宽与缓冲气体压强的关系图。从图中可以看出,最优的气体压强在 300 Torr 附近。缓冲气体压强不宜过大,这是因为碱金属原子与缓冲气体分子的碰撞本质上是电子的碰撞,会导致光跃迁展宽,其展宽典型值约为 20 MHz/Torr。图 10 中虚线①代表碱金属原子与气室壁碰撞的影响,虚线②表示碱金属原子之间自旋交换碰撞对线宽的影响,虚线③代表碱金属原子与缓冲气体分子之间碰撞对线宽的影响,实线④代表总的线宽。

3.3 加热方式

根据文献[60]所述,线偏振光偏振面旋转角与碱金属原子粒子数密度成正比,而温度每升高 10 °C,碱金属原子粒子数密度提升 1 倍,碱金属原子粒子数密度与温度的关系如图 11 所示。为了给原子气室加热,目前主流的加热方式有交流电加热、间断电加热、光加热和热气流加热,其各自的优缺点如表 2 所示。在光学原子磁力仪系统中,所有部件都应该尽量减少磁噪声的引入。因此,如何实现无磁加热是研究重点。

交流电加热的调制频率应远大于磁力仪的工作带宽,一般达几十 kHz。2007 年 Schwindt 等^[61]利用钢锡氧化物(ITO)来加热原子气室,为了最大程度地减少由 ITO 加热电流带来的磁噪声,在加热片表面刻画出电流流经路径,并使用两个 ITO 组成一个整体且使两块 ITO 表面的电流流经路径互为镜像。2010 年,该小组继续优化交流电加热方式,

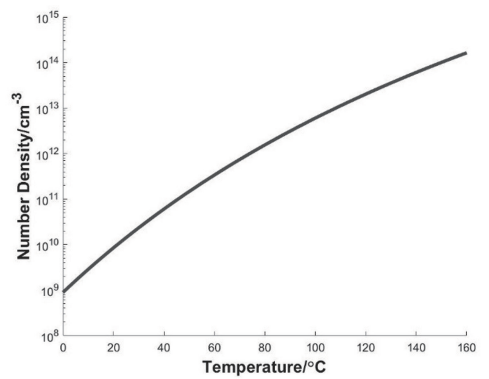


图 11 碱金属原子粒子数密度与温度的关系图

Fig. 11 Relationship between number density of alkali metal atoms and temperature

利用 20 kHz 的交流电,将铷原子气室加热至 ~190 °C,碱金属原子粒子数密度达到 $6 \times 10^{14} \text{ cm}^{-3}$ ^[62]。

间断电加热采用直流电作为电源,在原子气室加热的过程中磁力仪系统关闭,停止加热后,磁力仪系统才开始工作。2009 年,美国普林斯顿大学的 Shah 和 Romalis^[63]将原子气室放置在使用高阻钛合金电加热的氮化硼烤箱中,成功将原子气室加热至 200 °C,其加热电流的开关频率为 0.02 ~ 0.2 Hz,占空比为 50%。

光加热利用激光器来实现加热。2008 年 Preusser 等^[64]采用波长为 915 nm 的二极管激光器将原子气室加热至 90 °C。2012 年 Mhaskar 等^[65]利用彩色滤光片吸收特定波长的特性,使用 1550 nm 波长的激光作为光源,将原子气室加热至 150 °C。该研究中,原子气室的前、后两个通光面上分别粘有 0.25 mm 和 1 mm 厚的彩色滤光片,从而使前、后两片滤光片对 1550 nm 波长激光的吸收一致,从而保证加热的均匀性。为了减小原子气室的热辐射,最大程度地保证原子气室温度的稳定性,该研究在真空环境中将原子气室封装在硅-玻璃框架中,并使用低放气环氧树脂将原子气室固定在 50 μm 厚的聚酰亚胺材料上。

在光学原子磁力仪的早期研究中,热气流加热方案被广泛采用,文献[66-68]等都使用过该方法。热气流加热装置结构简单,不会引入磁噪声,但庞大的体积限制了其发展。

上述 4 种主流原子气室加热方案中,光加热以其设计简单、易于集成且不会引入额外的磁噪声等优点,成为微型原子磁力仪的首选加热方案。

表 2 不同加热方式对比
Table 2 Comparison of different heating methods

Heating method	Advantage	Disadvantage
Alternating current heating	High speed, good stability	Introduce additional magnetic noise
Interruption current heating	High speed, no additional magnetic noise	Unable to measure continuously, large temperature drift
Light heating	No additional magnetic noise, easy to integrate	Unable to heat large atomic vapor cell due to low power
Hot air flow heating	No additional magnetic noise, simple structure	Low speed, large volume

3.4 信号检测

在微型光学原子磁力仪中,人们通过对自旋极化的光学检测来获得磁场信息。目前主要的光

学检测方法有两种:基于透射光检测的吸收测量^[69]和基于线偏振光顺磁旋转检测的相移测量^[70]。

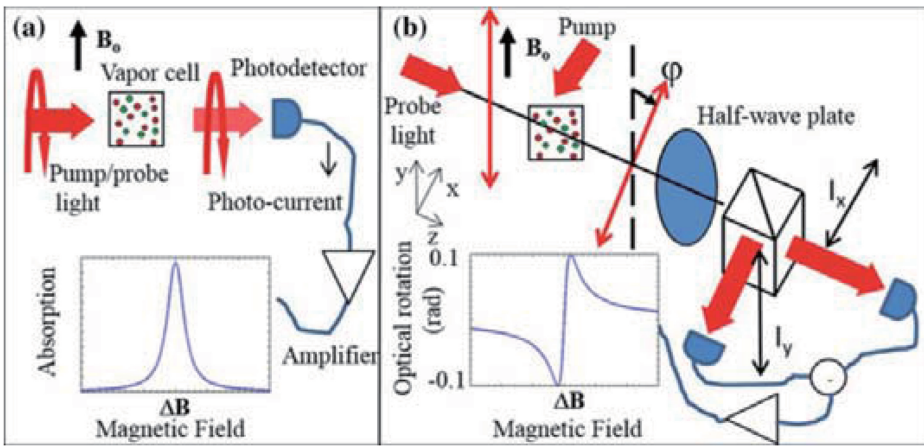


图 12 光学检测方案。(a)吸收测量^[69];(b)相移测量^[70]

Fig. 12 Optical detection schemes. (a) Absorption detection^[69]; (b) phase-shifting detection^[70]

3.4.1 吸收测量

吸收测量的方案如图 12(a)所示,该方法通过检测光电探测器上电流的变化来实现吸收测量。此时,

磁力仪信号与自旋极化沿光束传播方向上的投影 S_z 有关。以一束圆偏振光为例,当该光束沿泵浦 z 方向穿过碱金属原子气室时,出射光功率可表示为^[71]

$$P = P_0 \cdot \exp \left\{ -\kappa_0^{\text{unpol}} \cdot \left(1 - \frac{3}{2} S_z \right) \cdot L \cdot \exp \left[-\frac{(\omega - \omega_0)^2}{2\Gamma_D^2} \right] \right\}, \quad (11)$$

式中: P 表示出射光功率; P_0 表示入射光功率; κ_0^{unpol} 表示非极化时原子蒸气的峰值吸收系数; L 表示碱金属原子气室的厚度; ω 、 ω_0 分别表示激光频率和碱金属原子共振频率; Γ_D 表示多普勒宽度。为了测量 S_z ,假定入射激光为共振激光(即 $\omega = \omega_0$),对(11)式取对数得

一个平衡偏振片来检测非共振线偏振光的顺磁旋转特性。该方法可以消除激光自身光强涨落带来的光强度噪声且可以单独控制泵浦光和探测光的参数,相比于吸收方案具有更高的灵敏度。该方案中泵浦光和探测光呈正交分布,泵浦光为处于碱金属原子 D1 线的圆偏振光,探测光为处于碱金属原子 D2 线的线偏振光(假设探测光沿 x 方向),该线偏振光通过原子气室后的旋转角为

$$\theta = \frac{\pi}{2} n L' \gamma c S_x f_{D_2} \{ \text{Im} [V(\nu - \nu_{D_2})] \}, \quad (13)$$

$\ln P = \ln P_0 - \kappa_0^{\text{unpol}} L + \left(\frac{3}{2} \kappa_0^{\text{unpol}} L \right) \cdot S_z$, (12)
从(12)式可以看出激光功率 P 与 S_z 呈线性关系,通过测量激光功率即可得到 S_z ,再结合(5)式可获得磁场信息。

3.4.2 相移测量

式中: n 为碱金属粒子数密度; L' 为探测光在原子气

相移测量的方案如图 12(b)所示,该方法通过

室内传播的距离; γ 表示旋磁比; c 表示光速; f_{D_2} 为振荡因子; $\text{Im}[V(\nu - \nu_{D_2})]$ 表示沃伊特(Voigt)线型的虚部。

由于相移检测是通过检测线偏振光的顺磁旋转角来实现测量的,因此顺磁旋转角检测系统的灵敏度直接决定了微型原子磁力仪系统的灵敏度。假设入射激光的光强为 I_0 ,则从平衡探测器输出的两束激光光强 I_1, I_2 分别为

$$\begin{cases} I_1 = I_0 \cos^2\left(\frac{\pi}{4} - \theta\right) = \frac{I_0}{2}(1 + \sin 2\theta) \\ I_2 = I_0 \cos^2\left(\frac{\pi}{4} + \theta\right) = \frac{I_0}{2}(1 - \sin 2\theta) \end{cases}, \quad (14)$$

式中: θ 为顺磁旋转角, $\theta \ll 1$ 。

对两束光进行差分处理,可得

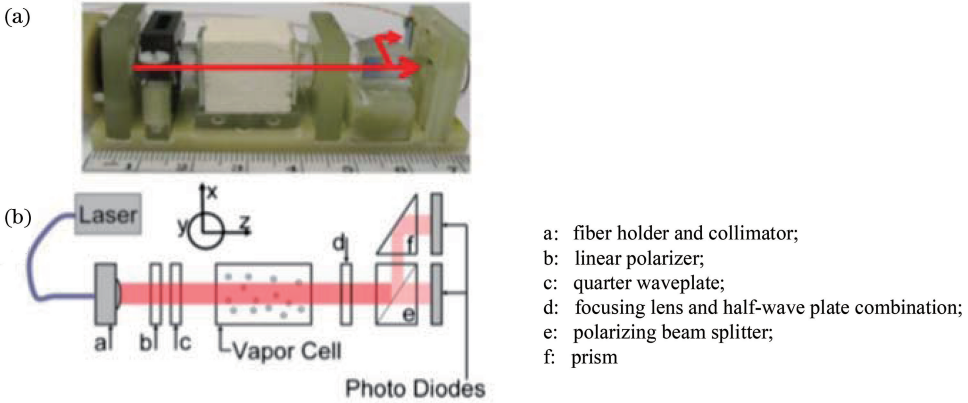


图 13 传感头实物图和原理示意图^[63]。(a)传感头实物图;(b)原理示意图

Fig. 13 Physical drawing and schematic diagram of sensor head^[63]. (a) Physical drawing of sensor head;
 (b) schematic diagram

3.5 磁屏蔽

对于工作在 SERF 状态下的磁力仪系统来说,低磁场环境是必要条件之一。根据国外相关研究,要想达到 SERF 状态,剩余磁场通常需低于 10 nT。整个磁力仪系统通常放置在磁屏蔽筒内,磁屏蔽筒的主要功能是消除地磁场和环境杂散磁场带来的影响,给磁力仪的模拟测量和标定提供必要的空间。磁屏蔽筒通常由高磁导率的铁磁性材料制成,比如坡莫合金、铁镍合金等,现有的商用磁屏蔽筒可以将剩余磁场屏蔽至 1 nT 以下。

从(5)式可以看出,外磁场为 0 时,灵敏度最高。磁屏蔽筒虽可以将地磁场屏蔽至 nT 量级,但剩余磁场依然存在。因此除了磁屏蔽筒之外,原子气室外通常安装有补偿线圈系统,该线圈系统起到消剩磁和调制的作用。2008 年 Seltzer^[72]利用三轴线圈系统实现了消剩磁的功能,他们通过调整 y 方向的磁场,使直流磁力仪信号处于共振色散曲线的零

$$V = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} = \sin 2\theta \approx 2\theta, \quad (15)$$

该处理方式可以消除激光自身光强涨落带来的光强度噪声,当该顺磁旋转角为交变信号时,可以采用锁相的方法来获取待测信号。文献[60]使用该方法获得了 10^{-7} rad 的角度测量灵敏度,该方法足以满足微型高灵敏度原子磁力仪的测量要求。

Shah 和 Romalis^[63]曾使用一束非共振椭圆偏振光来实现分光检测,如图 13 所示。该椭圆偏振光可以被分解成圆偏振光和线偏振光,其中圆偏振光部分用来对碱金属原子进行泵浦,线偏振光部分用来对自旋旋转角进行探测,由此实现了光学原子磁力仪的分光检测。该原子气室大小仅为 $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$,测磁灵敏度达到 $7 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。

点交叉处,从而使得磁场分量归零,同时他们使用交叉调制方案使得另外两个方向的磁场归零。文献[73-75]也使用了类似的方法。

三轴线圈系统体积大,并不适用于微型光学原子磁力仪。相比于三轴线圈,鞍形线圈具有结构简单、体积小、能耗低且其特有的异性结构能很好地契合圆柱形等优点,非常适合应用到微型磁力仪系统中。2016 年,东南大学的张红^[76]认为磁场均匀性要求在 1% 时,一对鞍形线圈产生的磁场均匀区在轴向上的长度约为 20 mm,在径向的长度约为 20 mm;磁场均匀性要求在 10% 时,一对鞍形线圈产生的磁场均匀区在轴向上的长度约为 30 mm,在径向的长度约为 28 mm。由此可见,对于微型设备来说,鞍形线圈是一个很好的解决方案。2017 年,NIST 采用微型传感头制作了微型光泵磁力仪,仪器内部使用了两对亥姆霍兹线圈和两对鞍形线圈以对磁场进行补偿和调制,传感头尺寸为 $\Phi 12 \text{ mm} \times 60 \text{ mm}$,灵敏

度可达 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ^[77]。

4 高灵敏度微型光学原子磁力仪的最新发展

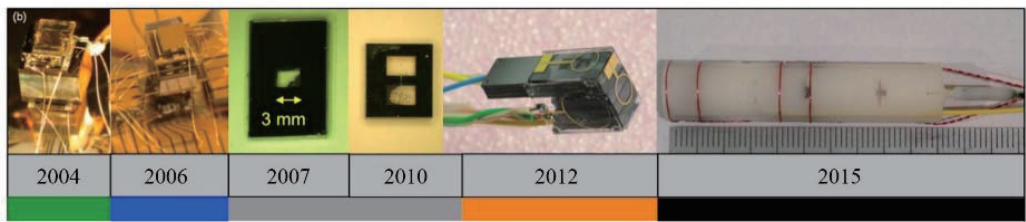
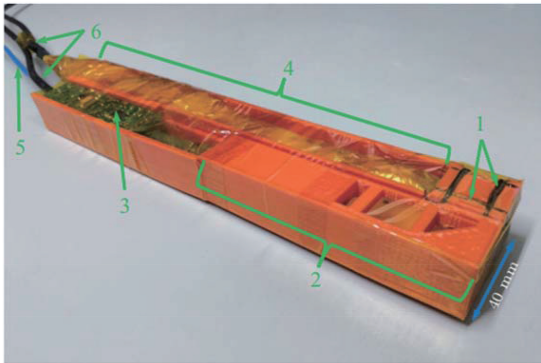
高灵敏度微型光学原子磁力仪的宗旨就是在不损失器件性能的情况下,尽可能地缩小体积、降低功耗。相比于传统原子磁力仪,微型光学原子磁力仪因碱金属原子气室较小,所需功耗和封装体积都更小,有利于便携式设备的研发。国内外的许多研究机构都在光学原子磁力仪的微型化和高灵敏度方面做了大量的工作,比如国外的普林斯顿大学^[78]、NIST^[79]、加州大学伯克利分校^[80]等,国内的北京大学^[81]、浙江大学^[82]、北京航空航天大学^[83]等。其中 NIST 在高灵敏度微型光学原子磁力仪领域起步早,对该研究领域的发展有着不可忽视的贡献。2004 年,NIST 报道了世界上第一台芯片级 CPT 磁力仪^[84],随后 NIST 又相继研发了 $M_x(M_z)$ 磁力仪^[85]、Bell-Bloom 磁力仪^[86]、基于 SERF 机制的微型光泵原子磁力仪^[87]。

CPT 磁力仪是通过光学方法来产生磁共振的,因此不会产生额外的磁噪声,但其需要引入一个 GHz 量级的本地振荡,额外硬件和信号处理设备的引入加大了 CPT 磁力仪操作的复杂性。相比较而言, $M_x(M_z)$ 磁力仪操作更为简单。根据文献^[20]所述, M_z 磁力仪用于探测自旋极化沿 z 轴时的分量, M_x 磁力仪用于探测正交的自旋极化分量(比如 x 方向)。2007 年,NIST 制作的 M_x 磁力仪在 $1\sim 100 \text{ Hz}$ 范围内的测磁灵敏度达到 $5 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ^[85]。 M_x 磁力仪系统中的射频线圈在某些应用场景中成为其短板^[88],比如射频线圈用于阵列传感器中时会在各个器件之间引起串扰,或者射频线圈和探头光束之间的对齐误差导致偏置误差。之后人们结合 CPT 磁力仪和 M_x 磁力仪的优势,发明了一种新的磁力仪,这就是通常所说的 Bell-Bloom 磁力仪。Bell-Bloom 磁力仪通过调节光泵浦速率来驱动自旋进动。光泵浦速率可以通过调节泵浦光的失谐、功率或偏振来实现^[20,89]。2012 年,NIST^[90] 制作的 Bell-Bloom 磁力仪使用尺寸为 1 mm^3 的原子气室作为传感气室,在 $11.4 \mu\text{T}$ 的剩磁下, 10 kHz 带宽内的测磁灵敏度低于 $10 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。目前,灵敏度最高的磁力仪当属 SERF 磁力仪。该磁力仪的特点是具有极高的碱金属密度,并且可工作在低磁场环境下。由于对自旋交换弛豫展宽的抑制效果极佳,SERF 磁力仪中碱金属原子的极化寿命很长,其灵

敏度通常低于 $1 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$,并且理论预测其极限灵敏度可达 $2 \text{ aT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ^[91]。2007 年,Shah 等^[92]报道了一种微型 SERF 光学原子磁力仪,该磁力仪利用单光束同时进行泵浦和探测,极大地缩小了系统的体积,其原子气室尺寸为 $3 \text{ mm}\times 2 \text{ mm}\times 1 \text{ mm}$,系统灵敏度为 $70 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$,首次证明了在 mm 量级尺寸下也可以实现 fT 量级的灵敏度。2010 年 Griffith 等^[93]经过优化之后,采用经典的泵浦光与探测光相垂直的方案,得到的灵敏度达到 $5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2012 年,Mhaskar 等^[65]报道的微型 SERF 原子磁力仪摒弃了传统的电加热方式,利用 140 mW 的 1550 nm 激光成功地将微型原子气室加热至 $150 \text{ }^\circ\text{C}$,系统灵敏度达到 $5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2015 年,Alem 等^[33]报道了一种阵列式原子磁力仪,使用 25 个微型原子气室组合成阵列,并完成了心磁图的测量。2017 年 Sheng 等^[77]制作得到单光束 SERF 磁力仪,采用频率为 1.79 kHz 、振幅为 100 nT 的调制信号实现了 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的测磁灵敏度。图 14 记录了近 10 年来 NIST 微型原子磁力仪的演化历史。

除了 NIST,国外其他研究机构也做了大量的工作。2003 年,普林斯顿大学报道了微型 SERF 光学原子磁力仪,其测量传感头体积仅为 0.3 cm^3 ,测磁灵敏度达到 $0.54 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2012 年,美国威斯康星大学物理系联合医学物理系研制出了基于 SERF 原子磁力仪阵列的心磁图仪^[94],该仪器具有四通道结构,可以应用于诸如胎儿大脑以及心脏等生物体的磁场测量,灵敏度约为 $6\sim 11 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2018 年,英国斯特拉斯克莱德大学研制了微型铯原子磁力仪^[95],其气室厚度为 1.5 mm ,在 500 Hz 带宽内噪声水平为 $16 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2017 年,德国马斯克普朗克固体研究所研制了铷 M_x 原子磁力仪^[96],其原子气室尺寸为 $\Phi 26 \text{ mm}\times 20 \text{ mm}$,灵敏度为 $0.6 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。

国内相关研究起步较晚,最早关于原子磁力仪的报道是在 2009 年^[97]。2019 年 He 等^[81]研制了 SERF 铯磁力仪,其原子气室尺寸为 $4 \text{ mm}\times 4 \text{ mm}\times 4 \text{ mm}$,传感头尺寸为 $2.5 \text{ cm}\times 2.7 \text{ cm}\times 15 \text{ cm}$,在 $4\sim 10 \text{ Hz}$ 范围内的灵敏度为 $20 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$,在 $10\sim 30 \text{ Hz}$ 范围内的灵敏度为 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2019 年 Li 等^[98]研制了四通道微型光泵原子磁力仪,如图 15 所示,其气室尺寸为 $8 \text{ mm}\times 8 \text{ mm}\times 8 \text{ mm}$,传感头尺寸为 $2 \text{ cm}\times 4 \text{ cm}\times 19 \text{ cm}$,将原子气室加热至 $160 \text{ }^\circ\text{C}$,得到 $25\sim 100 \text{ Hz}$ 范围

图 14 NIST 提出的微型传感头制作演化历程^[26]Fig. 14 Evolution of miniature sensor head proposed by NIST^[26]图 15 中国科学院研制的微型光泵原子磁力仪^[98]Fig. 15 Miniature optical pump atomic magnetometer proposed by Chinese Academy of Sciences^[98]

内的噪声水平低于 $6 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2019 年王旭桐^[99]研制了小型化 SERF 原子磁力仪,使用的气室尺寸为 $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$,整套系统的灵敏度为 $90 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。

5 应用前景

5.1 生物测量

人类的心磁强度在 pT 量级,脑磁强度在 fT 量级,传统的磁力仪无法响应这种微弱的磁场变化。SQUID 作为商用灵敏度最高的磁场测量设备,一直以来都广泛地应用在生物测量领域。但是磁屏蔽室的需求、超低的温度需求、超高的维护费用、庞大的体积以及昂贵的设备,都使得人们开始寻求更佳替代品。微型光学原子磁力仪不仅具有低功耗、小体积的优点,在灵敏度方面更是超过 SQUID 成为最灵敏度的测磁设备,受到人们的广泛关注^[100]。Baillet^[101]指出基于光学原子磁力仪的脑磁图系统是当前公认的下一代生物测量系统,脑磁图相关的研究论文已在神经科学研究中占据 5%。

2003 年开始^[102],人们使用光泵原子磁力仪进行心磁研究。2006 年 Xia 等^[103]利用工作在 SERF 状态下的钾原子磁力仪对脑磁进行了测量,其在 10 Hz 处的灵敏度可达 $3.5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2014 年 Alem 等^[104]报道了一种微型光学原子磁力仪,其可

- 1: five sets of Helmholtz coils;
- 2: optical section;
- 3: low noise preamplifier;
- 4: heaters covered by Kapton tape;
- 5: optical fiber;
- 6: Farrow cables

以探测出癫痫的脑磁图,在 $10 \sim 50 \text{ Hz}$ 范围内经平均处理后的灵敏度低于 $25 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。2015 年 Kamada 等^[105]报道了微型光学原子磁力仪,其探头尺寸为 $8.3 \text{ cm} \times 9.5 \text{ cm} \times 19 \text{ cm}$,灵敏度为 $21 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$,他们利用该磁力仪在 3 层屏蔽室内对睁眼、闭眼时大脑神经的响应弱磁信号进行研究,并对比了 SQUID 测试结果,证实了微型光学原子磁力仪在生物测量领域的可行性。2016 年 Bota 等^[106]使用多通道光泵原子磁力仪完成脑磁图的测量,其传感头距离头皮 4 mm。2017 年 Sheng 等^[107]利用微型 SERF 磁力仪获得由听力刺激引发的大脑初级听力皮层活动的弱磁信号,其探头大小为 $2.5 \text{ cm} \times 2.7 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$,所获信号幅值是 SQUID 的 4 倍。

5.2 太空勘探

微型光学原子磁力仪在行星科学上也有应用。这些设备都是基于 M_x 或者 M_z 的工作模式,并且集成了硅蓝宝石(SOS)CMOS 加热芯片。2016 年 Korth 等^[108]研发了空间标量磁力仪,其原子气室体积仅为 1 mm^3 ,样机总质量小于 500 g 且功耗低于 1 W,可以工作在 M_x 和 M_z 两种模式下,在 1 Hz 附近实现了 $15 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的测磁灵敏度。

5.3 潜在应用

经过多年发展,光学原子磁力仪的种类越来越多,可应用的场景也越来越广。近年来,矢量光学原

子磁力仪^[109-110]和阵列式光学原子磁力仪^[111]逐渐崭露头角。2014年Patton等^[80]报道了一种全光学矢量原子磁力仪,其振幅灵敏度为 $12\text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$,角度灵敏度为 $10\ \mu\text{rad}/\sqrt{\text{Hz}}$,该设备可应用于磁场敏感的基本物理实验,比如中子的电偶极矩测量。2017年,哈尔滨工程大学的Sun等^[112]研制了全光学矢量铯原子磁力仪,其振幅灵敏度为 $80\text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$,角度灵敏度为 $0.1\ (^{\circ})/\sqrt{\text{Hz}}$,可以应用到地磁导航等领域。2017年Alem等^[111]报道了阵列式光学原子磁力仪,该仪器包含了25个微型光学原子磁力仪,每个传感气室的尺寸为 $1.5\text{ mm}\times 1.5\text{ mm}\times 1.5\text{ mm}$,整个传感头的横截面积小于 1 cm^2 ,在地磁场环境下可获得 $24\text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的测磁灵敏度,该设备可以应用到脑磁测量等生物医疗领域。

6 结束语

从最初的标量磁力仪到现在的矢量磁力仪,从最初的单气室磁力仪到现在的阵列式磁力仪,经过近20年的发展,微型光学原子磁力仪在目前的磁场测量领域崭露头角。

对高灵敏度微型光学原子磁力仪的工作原理和发展现状进行了介绍。介绍了高灵敏度微型光学原子磁力仪的工作原理,分别介绍了高灵敏度微型光学原子磁力仪的系统组成部件,包括碱金属原子气室、光路、光源、磁屏蔽等,接着对该领域的研究进展进行了总结并展望了其应用前景。

目前光学原子磁力仪还远未达到其灵敏度极限,人们依旧有很多的工作可以做。除了减小磁力仪的体积和功耗外,寻求新的检测方法、拓展磁力仪的测量范围等也是磁力仪未来的发展方向。可以预见的是,磁力仪的总体研究还是不断地朝着实用化方向发展。

参 考 文 献

[1] Huang X. Empirical research on the loadstone spoon "Si Nan" in ancient China[J]. Studies in the History of Natural Sciences, 2017, 36(3): 361-386.
黄兴. 天然磁石勺“司南”实证研究[J]. 自然科学史研究, 2017, 36(3): 361-386.

[2] Liu T. A summary of the current situation and development of aviation anti submarine[J]. China New Telecommunications, 2019, 21(8): 74-77.
刘腾. 航空反潜的现状和发展综述[J]. 中国新通信, 2019, 21(8): 74-77.

[3] Dong P, Sun Z, Zou N Y, et al. The situation and development trend of foreign magnetic exploration submarine equipment [J]. Ship Science and Technology, 2018, 40(11): 166-169.
董鹏, 孙哲, 邹念洋, 等. 国外磁探潜装备现状及发展趋势[J]. 舰船科学技术, 2018, 40(11): 166-169.

[4] Wang G Y, Ma H Y, Zhang Y Q. Magnetic gradient target positioning method of airborne MAD submarine detection [J]. Ordnance Industry Automation, 2011, 30(1): 32-34, 38.
王光源, 马海洋, 章尧卿. 航空磁探仪探潜目标磁梯度定位方法[J]. 兵工自动化, 2011, 30(1): 32-34, 38.

[5] Wang X F, Sun X P, Zhao X C, et al. Progress in biomagnetic signal measurements with ultra-sensitive atomic magnetometers[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(2): 0207012.
王晓飞, 孙献平, 赵修超, 等. 超灵敏原子磁力计在生物磁应用中的研究进展[J]. 中国激光, 2018, 45(2): 0207012.

[6] Baranga A B A, Hoffman D, Xia H, et al. An atomic magnetometer for brain activity imaging [C]// 14th IEEE-NPSS Real Time Conference, 2005, June 4-10, 2005, Stockholm, Sweden. New York: IEEE Press, 2005: 417-418.

[7] Liu G, Li X, Sun X, et al. Ultralow field NMR spectrometer with an atomic magnetometer near room temperature [J]. Journal of Magnetic Resonance, 2013, 237: 158-163.

[8] Wu S G, Tan Y H, Zhou J P. Application of G-880 cesium optical-pump marine magnetometer to marine engineering detection[J]. Marine Sciences, 2006, 30(5): 5-9.
吴水根, 谭勇华, 周建平. 铯光泵磁力仪(G880)在海洋工程勘探方面的应用[J]. 海洋科学, 2006, 30(5): 5-9.

[9] Kuroda M, Yamanaka S, Isobe Y. Detection of plastic deformation in low carbon steel by SQUID magnetometer using statistical techniques [J]. NDT & E International, 2005, 38(1): 53-57.

[10] Maire P L, Bertrand L, Munsch M, et al. Aerial magnetic mapping with an unmanned aerial vehicle and a fluxgate magnetometer: a new method for rapid mapping and upscaling from the field to regional scale[J]. Geophysical Prospecting, 2020, 68(7): 2307-2319.

[11] Ding H J, Sui H T. The recent progress of the

- Fluxgate Magnetometer and sensor[J]. *Progress in Geophysics*, 2004, 19(4): 743-745.
- 丁鸿佳, 隋厚堂. 磁通门磁力仪和探头研制的最新进展[J]. *地球物理学进展*, 2004, 19(4): 743-745.
- [12] Zhang C D. Recent advances in the research and development of quantum magnetometers [J]. *Geophysical and Geochemical Exploration*, 2005, 29(4): 283-287.
- 张昌达. 量子磁力仪研究和开发近况[J]. *物探与化探*, 2005, 29(4): 283-287.
- [13] Zhang C D, Dong H B. A review of quantum magnetometers[J]. *Chinese Journal of Engineering Geophysics*, 2004, 1(6): 499-507.
- 张昌达, 董浩斌. 量子磁力仪评说[J]. *工程地球物理学报*, 2004, 1(6): 499-507.
- [14] Yariv A, Winsor H V. Proposal for detection of magnetic fields through magnetostrictive perturbation of optical fibers [J]. *Optics Letters*, 1980, 5(3): 87-89.
- [15] Shen T, Sun B C, Feng Y. Mach-Zehnder interference all-fiber sensor for measurement of magnetic field and temperature [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2018, 26(6): 1338-1345.
- 沈涛, 孙滨超, 冯月. 马赫-曾德尔干涉集成化的全光纤磁场与温度传感器[J]. *光学精密工程*, 2018, 26(6): 1338-1345.
- [16] Kleiner R, Koelle D, Ludwig F, et al. Superconducting quantum interference devices: State of the art and applications[J]. *Proceedings of the IEEE*, 2004, 92(10): 1534-1548.
- [17] Cr  t   D, S  ne A, Labb   A, et al. Evaluation of Josephson junction parameter dispersion effects in arrays of HTS SQUIDs[J]. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, 2018, 28(7): 1-6.
- [18] Hong T, Wang H, Zhang Y, et al. Flux modulation scheme for direct current SQUID readout revisited [J]. *Applied Physics Letters*, 2016, 108(6): 062601.
- [19] 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.
- [20] Grosz A, Haji-Sheikh M J, Mukhopadhyay S C. High sensitivity magnetometers [M]. Cham: Springer International Publishing, 2017.
- [21] Fescenko I, Weis A. Imaging magnetic scalar potentials by laser-induced fluorescence from bright and dark atoms[EB/OL]. (2014-04-08)[2020-04-09]. <https://arxiv.org/abs/1404.2215>.
- [22] Weis A, Sautenkov V A, H  nsch T W. Observation of ground-state Zeeman coherences in the selective reflection from cesium vapor [J]. *Physical Review A*, 1992, 45(11): 7991-7996.
- [23] Gross B, Papageorgiou N, Sautenkov V, et al. Velocity selective optical pumping and dark resonances in selective reflection spectroscopy [J]. *Physical Review A-Atomic, Molecular, and Optical Physics*, 1997, 55(4): 2973-2981.
- [24] Appelt S, Ben-Amar Baranga A, Young A R, et al. Light narrowing of rubidium magnetic-resonance lines in high-pressure optical-pumping cells [J]. *Physical Review A*, 1999, 59(3): 2078-2084.
- [25] Gao X M, Zeng X Y, Shan X Z, et al. The research progress of K atomic magnetometer [J]. *Optical Instruments*, 2018, 40(2): 85-94.
- 高秀敏, 曾祥培, 单新治, 等. K原子磁力仪的发展[J]. *光学仪器*, 2018, 40(2): 85-94.
- [26] Knappe S, Alem O, Sheng D, et al. Microfabricated optically-pumped magnetometers for biomagnetic applications[J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2016, 723: 012055.
- [27] Budker D, Romalis M. Optical magnetometry[J]. *Nature Physics*, 2007, 3(4): 227-234.
- [28] Kitching J, Knappe S, Shah V, et al. Microfabricated atomic magnetometers and applications[C]//2008 IEEE International Frequency Control Symposium, May 19-21, 2008, Honolulu, HI, USA. New York: IEEE Press, 2008: 789-794.
- [29] Kitching J, Donley E A, Knappe S, et al. NIST on a chip: Realizing SI units with microfabricated alkali vapour cells [J]. *Journal of Physics: conference Series*, 2016, 723: 012056.
- [30] Krzyzewski S P, Perry A R, Gerginov V, et al. Characterization of noise sources in a microfabricated single-beam zero-field optically-pumped magnetometer [J]. *Journal of Applied Physics*, 2019, 126(4): 044504.
- [31] Schwindt P, Lindseth B J, Knappe S, et al. Chip scale atomic magnetometers [C] // 2006 IEEE International Magnetism Conference (INTERMAG), May 8-12, 2006, San Diego, CA, USA. New York: IEEE Press, 2006: 386.
- [32] Happer W, Wijngaarden W A. An optical pumping primer[J]. *Hyperfine Interactions*, 1987, 38(1/2/3/4): 435-470.
- [33] Alem O, Sander T H, Mhaskar R, et al. Fetal

- magnetocardiography measurements with an array of microfabricated optically pumped magnetometers [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2015, 60 (12): 4797-4811.
- [34] Dellis A T, Shah V, Donley E A, et al. Low helium permeation cells for atomic microsystems technology [J]. *Optics Letters*, 2016, 41 (12): 2775-2778.
- [35] Jarvis K N, Devlin J A, Wall T E, et al. Blue-detuned magneto-optical trap [J]. *Physical Review Letters*, 2017, 120(8): 083201.
- [36] Colangelo G, Ciurana F M, Bianchet L C, et al. Simultaneous tracking of spin angle and amplitude beyond classical limits [J]. *Nature*, 2017, 543 (7646): 525-528.
- [37] 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.
- [38] 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.
- [39] Kitching J. Chip-scale atomic devices [J]. *Applied Physics Reviews*, 2018, 5(3): 031302.
- [40] Knappe S, Velichansky V L, Robinson H G, et al. Compact atomic vapor cells fabricated by laser-induced heating of hollow-core glass fibers [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2003, 74 (6): 3142-3145.
- [41] Li H, Jiang M, Zhu Z N, et al. Calibration of magnetic field measurement ability of rubidium xenon atomic magnetometer system [J]. *Acta Physica Sinica*, 2019, 68(16): 160701.
- 李辉, 江敏, 朱振南, 等. 铷-氙气室原子磁力仪系统磁场测量能力的标定 [J]. *物理学报*, 2019, 68 (16): 160701.
- [42] Knappe S, Velichansky V, Robinson H G, et al. Atomic vapor cells for miniature frequency references [C] // *IEEE International Frequency Control Symposium and PDA Exhibition Jointly with the 17th European Frequency and Time Forum*, 2003. Proceedings of the 2003, May 4-8, 2003, Tampa, FL, USA. New York: IEEE Press, 2003: 31-32.
- [43] Yang W, Conkey D B, Wu B, et al. Atomic spectroscopy on a chip [J]. *Nature Photonics*, 2007, 1(6): 331-335.
- [44] Balabas M V, Budker D, Kitching J, et al. Magnetometry with millimeter-scale antirelaxation-coated alkali-metal vapor cells [J]. *Journal of the Optical Society of America B*, 2005, 23 (6): 1001-1006.
- [45] Xu G B, Huang H, Zhan M H, et al. Experimental evaluation of inductively coupled plasma deep silicon etching [J]. *Chinese Journal of Vacuum Science and Technology*, 2013, 33(8): 832-835.
- 许高斌, 皇华, 展明浩, 等. ICP 深硅刻蚀工艺研究 [J]. *真空科学与技术学报*, 2013, 33(8): 832-835.
- [46] Du C, Liu C R, Yin X, et al. Research status and influencing factors of anodic bonding [J]. *Materials Science and Technology*, 2018, 26(5): 82-88.
- 杜超, 刘翠荣, 阴旭, 等. 阳极键合研究现状及影响因素 [J]. *材料科学与工艺*, 2018, 26(5): 82-88.
- [47] Liew L A, Knappe S, Moreland J, et al. Microfabricated alkali atom vapor cells [J]. *Applied Physics Letters*, 2004, 84(14): 2694-2696.
- [48] Gong F, Jau Y, Jensen K, et al. Electrolytic fabrication of atomic clock cells [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2006, 77(7): 076101.
- [49] Knappe S, Gerginov V, Schwindt P D D, et al. Atomic vapor cells for chip-scale atomic clocks with improved long-term frequency stability [J]. *Optics Letters*, 2005, 30(18): 2351-2353.
- [50] You Z, Ma B, Ruan Y, et al. Microfabrication of MEMS alkali metal vapor cells for chip-scale atomic devices [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2013, 21(6): 1440-1446.
- 尤政, 马波, 阮勇, 等. 芯片级原子器件 MEMS 碱金属蒸气腔室制作 [J]. *光学精密工程*, 2013, 21(6): 1440-1446.
- [51] Su J, Ke D, Zhong W, et al. Microfabrication of ^{85}Rb vapor cell for chip-scale atomic clocks [C] // *2009 IEEE International Frequency Control Symposium Joint with the 22nd European Frequency and Time Forum*, April 20-24, 2009, Besancon, France. New York: IEEE Press, 2009: 1016-1018.
- [52] Zhang C, Zhang S Y, Guo D Z, et al. Micro Rb atomic vapor cells for the chip-scale atomic clock [C] // *2014 IEEE International Frequency Control Symposium (FCS)*, May 19-22, 2014, Taipei, Taiwan, China. New York: IEEE Press, 2014: 1-3.
- [53] Maurice V, Rutkowski J, Kroemer E, et al. Microfabricated vapor cells filled with a cesium dispensing paste for miniature atomic clocks [J].

- Applied Physics Letters, 2017, 110(16): 164103.
- [54] Li X K, Wang F F, Liang D C, et al. Fabrication of chip-scale alkali metal cells [J]. Science in China (Information Sciences), 2015, 45(5): 693-700.
李新坤, 王飞飞, 梁德春, 等. 芯片级铷原子气室的制备[J]. 中国科学(信息科学), 2015, 45(5): 693-700.
- [55] Karlen S, Gobet J, Overstolz T, et al. Lifetime assessment of RbN₃-filled MEMS atomic vapor cells with Al₂O₃ coating [J]. Optics Express, 2017, 25(3): 2187-2194.
- [56] Burt R C. Sodium by electrolysis through glass[D]. Pasadena: California Institute of Technology, 1926.
- [57] Kang S, Mott R P, Gilmore K A, et al. A low-power reversible alkali atom source [J]. Applied Physics Letters, 2017, 110(24): 244101.
- [58] Graf M T, Kimball D F, Rochester S M, et al. Relaxation of atomic polarization in paraffin-coated cesium vapor cells[J]. Physical Review A, 2005, 72(2): 023401.
- [59] Seltzer S J, Meares P J, Romalis M V. Synchronous optical pumping of quantum revival beats for atomic magnetometry [EB/OL]. (2006-11-01) [2020-04-09]. <https://arxiv.org/abs/physics/0611014>.
- [60] Sun W M, Liu S Q, Zhao W H. Optical atomic magnetometer [M]. Harbin: Harbin Engineering University Press, 2015.
孙伟民, 刘双强, 赵文辉. 光学原子磁力仪[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学出版社, 2015.
- [61] Schwindt P D D, Lindseth B, Knappe S, et al. Chip-scale atomic magnetometer with improved sensitivity by use of the Mx technique [J]. Applied Physics Letters, 2007, 90(8): 081102.
- [62] Schwindt P D D, Johnson C N. A two-color pump probe atomic magnetometer for magnetoencephalography [C] // IEEE 2010 International Frequency Control Symposium, June 2-4, 2010, New York: IEEE Press, 2010: 371-375.
- [63] Shah V, Romalis M V. Spin-exchange relaxation-free magnetometry using elliptically polarized light [J]. Physical Review A, 2009, 80(1): 013416.
- [64] Preusser J, Gerginov V, Knappe S, et al. A microfabricated photonic magnetometer [C] // Sensors, 2008 IEEE, October 26-29, 2008, Lecce, Italy. New York: IEEE Press, 2008: 344-346.
- [65] Mhaskar R, Knappe S, Kitching J. A low-power, high-sensitivity micromachined optical magnetometer [J]. Applied Physics Letters, 2012, 101(24): 241105.
- [66] Qiang H, Kang X, Zongjun H, et al. A non-magnetic temperature controlling system applied in atomic magnetometer [J]. Advanced Materials Research, 2013, 760/761/762: 896-900.
- [67] 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.
- [68] Schwindt P, Johnson C N. Atomic magnetometer for human magnetoencephalography [R]. [S.l.]: [s.n.], 2010.
- [69] 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.
- [70] Jiménez-Martínez R, Knappe S, Kitching J. An optically modulated zero-field atomic magnetometer with suppressed spin-exchange broadening [J]. The Review of Scientific Instruments, 2014, 85(4): 045124.
- [71] Castagna N, Weis A. Measurement of longitudinal and transverse spin relaxation rates using the ground-state Hanle effect [J]. Physical Review A, 2011, 84(5): 053421.
- [72] Seltzer S J. Developments in alkali-metal atomic magnetometry [D]. Princeton: Princeton University, 2008.
- [73] Dong H F, Fang J C, Zhou B Q, et al. Three-dimensional atomic magnetometry [J]. The European Physical Journal Applied Physics, 2012, 57(2): 21004.
- [74] Dong H F, Lin H B, Tang X B. Atomic-signal-based zero-field finding technique for unshielded atomic vector magnetometer [J]. IEEE Sensors Journal, 2013, 13(1): 186-189.
- [75] Huang H C, Dong H F, Chen L, et al. Single-beam three-axis atomic magnetometer [J]. Applied Physics Letters, 2016, 109(6): 062404.
- [76] Zhang H. Magnetic noise suppression methods and experiment researches based on ultrahigh sensitive SERF atomic magnetometer [D]. Nanjing: Southeast University, 2016.
张红. SERF 超高灵敏磁场测量装置磁噪声抑制方法与实验研究[D]. 南京: 东南大学, 2016.
- [77] Sheng D, Perry A R, Krzyzewski S P, et al. A

- microfabricated optically-pumped magnetic gradiometer [J]. *Applied Physics Letters*, 2017, 110(3): 031106.
- [78] Dang H, 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.
- [79] Perry A R, Sheng D, Krzyzewski S P, et al. Microfabricated optically-pumped magnetic arrays for biomedical imaging [J]. *Proceeding of SPIE*, 2017, 10119: 101190V.
- [80] Patton B, Zhivun E, Hovde D, et al. All-optical vector atomic magnetometer [J]. *Physical Review Letters*, 2014, 113: 013001.
- [81] He K, Wan S, Sheng J, et al. A high-performance compact magnetic shield for optically pumped magnetometer-based magnetoencephalography [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2019, 90(6): 064102.
- [82] Zhang B. Research on the compact optically pumped Cs atomic magnetometer [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2015.
张斌. 小型化铯光泵原子磁力仪研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2015.
- [83] Liu X J, Yang Y H, Ding M, et al. Single-fiber Sagnac-like interferometer for optical rotation measurement in atomic spin precession detection [J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2019, 37(4): 1317-1324.
- [84] Schwindt P D D, Knappe S, Shah V, et al. Chip-scale atomic magnetometer [J]. *Applied Physics Letters*, 2004, 85(26): 6409-6411.
- [85] Soheilian A, Ranjbaran M, Tehrani M M. Position and direction tracking of a magnetic object based on an M_x -atomic magnetometer [J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 1294.
- [86] Jimenez-Martinez R, Griffith W C, Wang Y J, et al. Sensitivity comparison of m_x and frequency-modulated Bell-Bloom Cs magnetometers in a microfabricated cell [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2010, 59(2): 372-378.
- [87] Kitching J, Knappe S, Griffith W C, et al. Uncooled, millimeter-scale atomic magnetometers with femtotesla sensitivity [C] // *Sensors*, 2009 IEEE, October 25-28, 2009, Christchurch, New Zealand. New York: IEEE Press, 2009: 1844-1847.
- [88] Pollinger A, Ellmeier M, Magnes W, et al. Enable the inherent omni-directionality of an absolute coupled dark state magnetometer for e. g. scientific space applications [C] // 2012 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, May 13-16, 2012, Graz, Austria. New York: IEEE Press, 2012: 33-36.
- [89] Grujić Z D, Weis A. Atomic magnetic resonance induced by amplitude-, frequency-, or polarization-modulated light [EB/OL]. (2013-05-28) [2020-04-06]. <https://arxiv.org/abs/1305.6574>.
- [90] Jiménez-Martínez R, Griffith W C, Knappe S, et al. High-bandwidth optical magnetometer [J]. *Journal of the Optical Society of America B*, 2012, 29(12): 3398-3403.
- [91] Kominis I K, Kornack T W, Allred J C, et al. A subfemtotesla multichannel atomic magnetometer [J]. *Nature*, 2003, 422(6932): 596-599.
- [92] Shah V, Knappe S, Schwindt P D D, et al. Subpicotesla atomic magnetometry with a microfabricated vapour cell [J]. *Nature Photonics*, 2007, 1(11): 649-652.
- [93] Griffith W C, Knappe S, Kitching J. Femtotesla atomic magnetometry in a microfabricated vapor cell [J]. *Optics Express*, 2010, 18(26): 27167-27172.
- [94] Wyllie R, Kauer M, Smetana G S, et al. Magnetocardiography with a modular spin-exchange relaxation-free atomic magnetometer array [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2012, 57(9): 2619-2632.
- [95] Hunter D, Piccolomo S, Pritchard J D, et al. Free-induction-decay magnetometer based on a microfabricated Cs vapor cell [J]. *Physical Review Applied*, 2018, 10(10): 014002.
- [96] Arnold D, Siegel S, Grisanti E, et al. A rubidium M_x -magnetometer for measurements on solid state spins [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2017, 88(2): 023103.
- [97] Li S G. Investigation on the atomic magnetometer [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2009.
李曙光. 原子磁力仪的研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2009.
- [98] 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): 145-149.
- [99] Wang X T. Development of miniaturized spin-exchange relaxation-free atomic magnetometer [D].

- Kunming: Yunnan University, 2019.
- 王旭桐. 小型化 SERF 型原子磁强计的研制[D]. 昆明: 云南大学, 2019.
- [100] Huang S J, Zhang G Y, Hu Z H, et al. Human magnetoencephalography measurement by highly sensitive SERF atomic magnetometer[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(12): 1204006.
- 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.
- [101] Baillet S. Magnetoencephalography for brain electrophysiology and imaging [J]. Nature Neuroscience, 2017, 20(3): 327-339.
- [102] Bison G, Wynands R, Weis A. A laser-pumped magnetometer for the mapping of human cardiomagnetic fields[J]. Applied Physics B, 2003, 76(3): 325-328.
- [103] Xia H, Ben-Amar Baranga A, Hoffman D, et al. Magnetoencephalography with an atomic magnetometer[J]. Applied Physics Letters, 2006, 89(21): 211104.
- [104] Alem O, Benison A M, Barth D S, et al. Magnetoencephalography of epilepsy with a microfabricated atomic magnetode[J]. The Journal of Neuroscience, 2014, 34(43): 14324-14327.
- [105] Kamada K, Sato D, Ito Y, et al. Human magnetoencephalogram measurements using newly developed compact module of high-sensitivity atomic magnetometer [J]. Japanese Journal of Applied Physics, 2015, 54(2): 026601.
- [106] Boto E, Bowtell R, Fromhold K P, et al. On the potential of a new generation of magnetometers for MEG: a beamformer simulation study. [J]. PLoS One, 2016, 11(8): 0157655.
- [107] Sheng J W, Wan S G, Sun Y F, et al. Magnetoencephalography with a Cs-based high-sensitivity compact atomic magnetometer[J]. The Review of Scientific Instruments, 2017, 88(9): 094304.
- [108] Korth H, Strohbahn K, Tejada F, et al. Miniature atomic scalar magnetometer for space based on the rubidium isotope ^{87}Rb [J]. Journal of Geophysical Research: Space Physics, 2016, 121(8): 7870-7880.
- [109] Khvalin A L. A vector magnetometer for measuring weak fields[J]. Measurement Techniques, 2015, 57(10): 1184-1188.
- [110] Bison G, Bondar V, Schmidt-Wellenburg P, et al. Sensitive and stable vector magnetometer for operation in zero and finite fields [J]. Optics Express, 2018, 26(13): 17350-17359.
- [111] Alem O, Mhaskar R, Jiménez-Martínez R, et al. Magnetic field imaging with microfabricated optically-pumped magnetometers [J]. Optics Express, 2017, 25(7): 7849-7858.
- [112] Sun W M, Huang Q, Huang Z J, et al. All-Optical Vector Cesium Magnetometer[J]. Chinese Physics Letters, 2017, 34(5): 058501.