

# 利用高灵敏的无自旋交换弛豫原子磁力仪 实现脑磁测量

黄圣洁, 张桂迎, 胡正琿, 林强\*

浙江工业大学理学院生物与医学物理信息技术协同创新中心, 浙江 杭州 310023

**摘要** 设计了基于无自旋交换弛豫(SERF)的高灵敏度非低温铷原子磁力仪,其灵敏度在 15 Hz 处达到了  $6 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。利用此 SERF 磁力仪,在屏蔽筒内测量了人脑视觉皮层在睁眼和闭眼状态下的磁场差异。该 SERF 磁力仪采用抽运-探测双光模式,与单光配置相比,双光 SERF 磁力仪可以实现更高的灵敏度,并且不需要额外的磁场调制,因此省略了采集系统中复杂的锁相放大器。这种装置更有利于实现小型化的全头脑磁图传感器阵列。

**关键词** 测量; 原子磁力仪; 无自旋交换弛豫; 脑磁图

中图分类号 O562

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201845.1204006

## Human Magnetoencephalography Measurement by Highly Sensitive SERF Atomic Magnetometer

Huang Shengjie, Zhang Guiying, Hu Zhenghui, Lin Qiang\*

*Collaborative Innovation Center for Bio-Med Physics Information Technology, Zhejiang University of Technology,  
College of Science, Hangzhou, Zhejiang 310023, China*

**Abstract** A highly sensitive noncryogenic rubidium magnetometer based on spin exchange relaxation free (SERF) is designed, whose sensitivity at 15 Hz is  $6 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ . With this SERF magnetometer, the difference in the human brain magnetic field induced by eye opening and closing is recorded inside the shielded barrel. This SERF magnetometer is operated in double light mode with a pump-probe arrangement. Compared with single beam arrangement, this SERF magnetometer can achieve a higher sensitivity and does not require any extra magnetic modulation. Thus, the complexity of the acquisition system is reduced and the lock-in amplifier is not needed any more. Moreover, this kind of configuration is easily adapted to miniaturize the sensor array for the future whole-head magnetoencephalography equipment.

**Key words** measurement; atomic magnetometer; spin exchange relaxation free; magnetoencephalography

**OCIS codes** 120.1880; 020.1335; 140.5560; 170.3880

## 1 引言

人类的大脑活动会使大脑外部产生电场和磁场,医生可通过监测这些电磁场的波动诊断疾病<sup>[1-2]</sup>。脑电图已经被广泛应用于测量大脑活动的电压波动。然而,由于缺乏获得脑磁图(MEG)的测量工具,因此对脑磁的研究还不充分<sup>[3]</sup>。与电信号不同,人体组织磁导率几乎是均匀的,这使得磁信号的传播不受生物组织的影响,因此 MEG 更适合检测生物学现象<sup>[4]</sup>。

在过去的几十年里,测量脑磁最常用的仪器是超导量子干涉(SQUID)磁力仪<sup>[5]</sup>,人类首张 MEG 就是用高灵敏度的 SQUID 磁力仪获得的<sup>[6]</sup>。虽然 SQUID 磁力仪已经达到了脑磁场测量所需的灵敏度,但在实际应用中仍存在一些缺点。一方面,因为磁场强度与距离呈反平方关系,头皮与传感器之间的距离减半,测量的脑磁场信号幅度将增加 4 倍,所以传感器要尽可能接近被测脑区的头皮表面;但是,SQUID 磁力仪必须工作在液氮冷却的条件下,因此头皮表面与传感器

收稿日期: 2018-06-26; 修回日期: 2018-07-17; 录用日期: 2018-08-24

基金项目: 国家自然科学基金(61727821,61475139)、青年科学基金(11704335)

\* E-mail: qlin@zjut.edu.cn

之间的最小距离为 3~6 cm。另一方面,在低温条件下工作的 SQUID 磁力仪会消耗液氮,商用多通道 SQUID 脑磁系统的运行成本每年会超过数十万美元,如此高的运行成本也限制了 MEG 的研究与发展。近年来,随着激光技术的进步,涌现出多种基于原子和激光相互作用的光学抽运原子磁力仪<sup>[7-9]</sup>,其中基于无自旋交换弛豫(SERF)的原子磁力仪引起了广泛关注<sup>[10-11]</sup>。原子磁力仪的灵敏度受横向自旋弛豫时间的限制,其中一个重要的弛豫过程就是由原子之间相互碰撞引起的自旋交换弛豫。然而,在外磁场非常低的情况下(约 nT),单个原子的自由拉莫尔进动频率将远小于原子间的自旋交换频率,因此尽管自旋交换碰撞是去相干的过程,但是在远小于一个自由进动周期的时间段内,大量的碰撞使得每个原子能够按照统计学分布达到布居几率的热平衡,这样总的原子自旋反而以一个非常稳定的频率进动,从而彻底消除了自旋交换弛豫。目前,SERF 磁力仪的灵敏度几乎可以超过 SQUID 磁力仪而成为最灵敏的磁场传感器,灵敏度可以达到  $1 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$  以下<sup>[12]</sup>。更重要的是,SERF 磁力仪不需要低温的工作条件,节省了液氮的昂贵费用,其运行成本大大缩减;没有体积庞大的杜瓦瓶,SERF 磁力仪可以更加灵活<sup>[13]</sup>。首先,SERF 磁力仪的尺寸比 SQUID 磁力仪小得多,因此不需要昂贵的大型屏蔽室,只要屏蔽筒即可。此外,传感器可以放置得离大脑皮层更近。鉴于此,国际上已有几个研究小组利用 SERF 磁力仪检测人脑磁场<sup>[14-19]</sup>。尽管 SERF 磁力仪 MEG 系统目前还比不上 SQUID 磁力仪 MEG 系统,但是基于 SERF 的 MEG 系统具有非常好的发展前景。

本文设计并研制了一套在抽运-探测双光模式下运行的铷原子 SERF 磁力仪。与单光 SERF 磁力仪相比,双光 SERF 磁力仪可以实现更高的灵敏度,并且不需要额外的磁场调制,这样不仅节约了传感器探头的空间,利于小型化,而且省去了信号采集系统中复杂的锁相环。目前,SERF 磁力仪的带宽可以达到 12 Hz,可以实现  $6 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$  的单通道灵敏度。使用自制的 SERF 磁力仪记录了在睁眼、闭眼状态下人脑视觉皮层区磁场的差异,证明了利用 SERF 磁力仪实现脑磁测量的可行性。

## 2 SERF 原子磁力仪的研制

### 2.1 SERF 原子磁力仪的基本原理

碱金属原子磁力仪使用碱金属原子(如钾、铷、

铯等)蒸气为媒介,利用原子、磁场和光的相互作用实现对磁场的精密测量。图 1 为 SERF 原子磁力仪的原理示意图。利用一束频率与原子共振的圆偏振光将原子极化。待测外磁场能够改变原子的极化状态,使原子的磁矩绕外磁场偏转(拉莫尔进动)。利用一束频率与原子共振或者远失谐的激光,并基于原子对激光的吸收或者法拉第旋转检测原子磁矩的变化,以得到磁场的大小。SERF 磁力仪通过高温使碱金属蒸气达到较高密度,同时保证其处于弱磁场中,从而抑制自旋交换弛豫,实现了很高的低频磁场灵敏度。

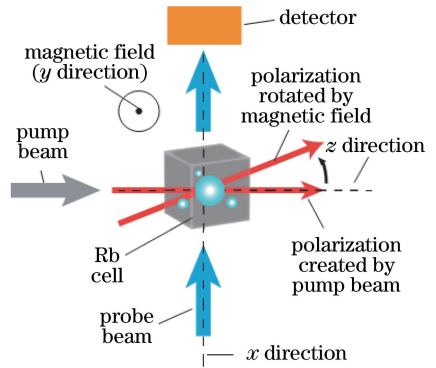


图 1 SERF 原子磁力仪原理图

Fig. 1 Schematic of SERF atomic magnetometer

### 2.2 磁力仪的装置

铷原子 SERF 磁力仪的实验装置如图 2 所示。铷原子气室是一个边长为 5 cm 的立方体,其中充有

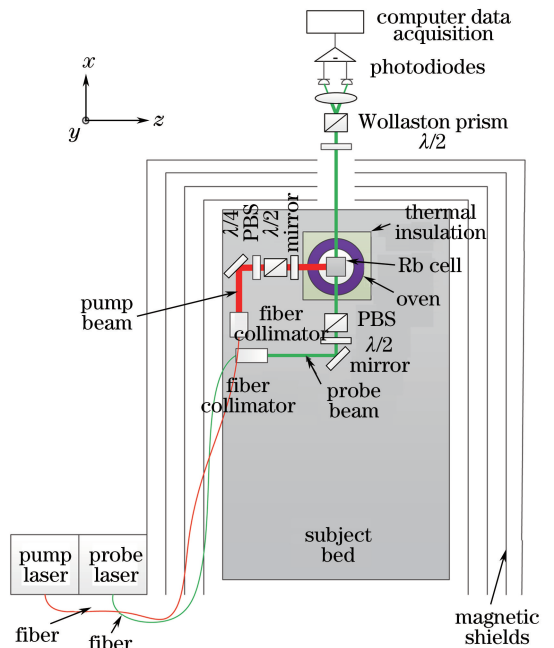


图 2 SERF 磁力仪装置图

Fig. 2 Setup of SERF magnetometer

约  $8 \times 10^4$  Pa 作为缓冲气体的氦气和  $4 \times 10^3$  Pa 作为淬灭气体的氮气。缓冲气体可以减少铷原子与未镀膜气室壁之间的碰撞,从而减少碰壁导致的弛豫。淬灭气体可以减小辐射俘获,从而提高抽运效率<sup>[20]</sup>。气室放置在特制的圆柱形氧化铝加热炉中,加热炉周围缠绕高电阻非磁性的加热线,通过 17 kHz 交流电加热铷气室,这种方法可以避免加热电流的电磁干扰,将气室加热到 150 °C,使气室中铷原子的原子数密度达到  $1 \times 10^{14}$  cm<sup>-3</sup>。在这样高的原子密度下,自旋交换碰撞频率足够确保磁力仪工作在 SERF 状态下。SERF 磁力仪安装在 4 层坡莫合金磁屏蔽筒内,屏蔽筒最内层的直径和长度分别为 0.8 m 和 2.4 m。屏蔽环境磁场后,屏蔽筒最内侧的剩余磁场仅为 2 nT。坡莫合金所带来的约翰逊噪声可表示为<sup>[21]</sup>

$$\delta B_{\text{noise}} = \frac{\mu_0 \sqrt{\kappa T \sigma h}}{r} \sqrt{\frac{2G}{3\pi}}, \quad (1)$$

式中: $\mu_0$  和  $\kappa$  分别为真空磁导率和玻尔兹曼常数; $T$  为温度; $\sigma = 1.6 \times 10^6$  Ω<sup>-1</sup>·m<sup>-1</sup> 为坡莫合金的电导率; $G$  为取决于屏蔽筒几何形状的常数,这里取 0.46;实验中  $h = 2$  mm 和  $r = 80$  cm 分别为实验中最内层屏蔽筒的厚度和半径。根据(1)式,磁屏蔽筒内由约翰逊电流所限制的磁噪声约为 2 fT/√Hz。实验中抽运光沿  $z$  轴传播,其波长调谐至铷原子 D1 线的共振波长 794.966 nm,从而减少光偏移。探测光沿  $x$  轴传播,其波长失谐至 795.180 nm。两束光都通过保偏光纤耦合到磁屏蔽筒内。光纤输出后,抽运光和探测光的直径通过特定的平凸透镜分别扩束到 20 mm 和 7 mm。铷原子抽运光通过一个偏振分光棱镜(PBS)和一个 1/4 波片变成圆偏振极化铷原子。探测光通过 PBS 后成为线偏振光,用于检测偏振旋转。目前,只有一个平衡探测器用于测试 SERF 磁力仪的性能。气室内充满限制铷原子扩散的缓冲气体,所以气室的不同空间部位可作为单独的测量单元来实现多通道系统。因此,若扩大探测光束并使用二维光电二极管阵列,即可实现可共享大多数光学元件的多通道系统。

探测光的法拉第旋光角  $\theta$  可表示为<sup>[22]</sup>

$$\theta = \frac{\pi}{2\Delta\nu} n l r_e c P_x f, \quad (2)$$

式中: $l$  为有效探测光路的长度; $n$  为铷原子密度; $r_e$  为电子的经典半径; $c$  为光速; $f$  为 D1 线的振子强度; $\Delta\nu$  为探测光 D1 线的失谐频率,远大于由缓冲气体和淬灭气体引起的压致展宽; $P_x$  为  $x$  方向上

极化矢量的稳态分量,可以从 Bloch 方程推出<sup>[23]</sup>:

$$P_x = P_0 \frac{B_x B_z - B_y \Delta B}{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2 + \Delta B^2}, \quad (3)$$

式中  $P_0$  为在没有外部磁场时光抽运产生的极化量, $B_x$ 、 $B_y$  和  $B_z$  分别为  $x$ 、 $y$  和  $z$  方向上的磁场, $\Delta B$  为总的横向自旋弛豫率。从(3)式可以看出, $P_x$  为一个色散函数,只对  $B_y$  的变化敏感。因此,为了便于装置的小型化,实验中仅在氧化铝加热炉上安装了一个  $y$  方向的亥姆霍兹线圈。亥姆霍兹线圈可以实现对  $B_y$  的补偿。

噪声功率密度谱(PSD)的结果如图 3 所示。通过光谱分辨率为 1 Hz 的频谱分析仪对平衡探测器的输出做快速傅里叶变换并获得噪声 PSD。为了将观测到的电压噪声转换为磁场噪声,在  $y$  方向施加一个小的振荡场  $B_y = B_1 \cos(\omega t)$ ,其中  $B_1 = 31.9$  pT, $\omega = 2\pi \times 15$  Hz。噪声 PSD 中 50 Hz 的峰是由交流屏蔽不完善造成的。从图 3 中可以看出,SERF 磁力仪在 15 Hz 处的灵敏度为 6 fT/√Hz,仍然高于根据(1)式预测的约翰逊噪声。光子噪声(红色虚线)是通过挡住抽运光并重新平衡探测光获得,这表明磁力仪中的主要噪声可能来源于屏蔽筒内部的磁场波动和机械振动。

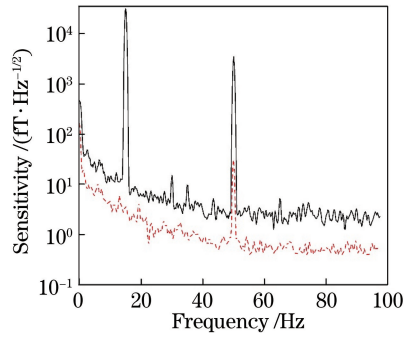


图 3 SERF 磁力计的磁场灵敏度

Fig. 3 Magnetic field sensitivity of SERF magnetometer

图 4 为磁力仪的频率响应,通过施加在磁力仪上不同频率的  $B_y$  获得,振荡场的振幅与之前的灵敏度测试相同,为 31.9 pT。利用一阶低通滤波器的公式  $A/\sqrt{f^2+B^2}$  拟合频率响应曲线,获得的截止频率约为 12 Hz。频率响应取决于横向自旋弛豫速率<sup>[24]</sup>,可以通过提高光抽运速率提升频率响应。

### 3 实验结果及分析

为了检验磁力仪性能,设计了测量被测者在睁眼、闭眼状态下视觉皮层脑磁场的实验,装置如图 5 所示。被测者为一名 25 岁的健康男性志愿者,由于

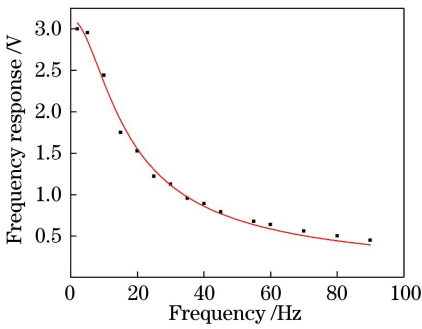


图 4 SERF 磁力仪的频率响应

Fig. 4 Frequency response of SERF magnetometer

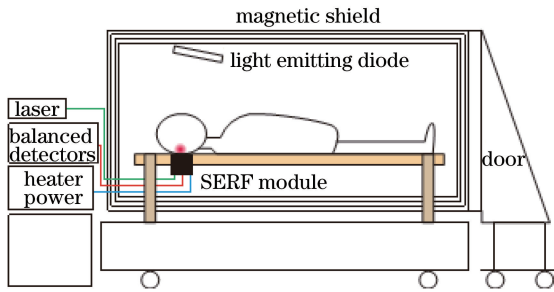


图 5 MEG 测量的实验装置

Fig. 5 Experimental setup for MEG measurement

人脑视觉中枢位于大脑枕叶,为了让传感器尽可能接近头皮表面,将传感器放置在环氧板床上,被测人员平躺在环氧板上,后脑紧贴着传感器。将 10 mm 厚的微孔陶瓷绝热材料放置在接触面,覆盖一层薄的通有流动水的冷却垫,使头皮接触磁力仪位置的温度维持在室温。铷原子气室与头皮的距离为 3 cm。对传感器进行加固,防止被测者移动传感器。将用于提示睁眼、闭眼的发光二极管安装在人平躺时的额前位置。

控制发光二极管以一定周期进行亮暗交替,时间间隔为 4 s,被测者利用发光二级光的亮暗控制自身睁眼或闭眼。发光二极管由函数发生器控制,重复操作 200 次(亮 100 次,暗 100 次)。被测者感知上方二极管的工作状态,当二极管发光时睁开眼睛,二极管变暗时闭上眼睛。SERF 磁力仪的采样频率为 500 Hz,测量时间为 800 s。发光二极管指导被测者睁眼 4 s,闭眼 4 s。睁眼和闭眼诱发的脑磁差异主要体现在 8~13 Hz 波段的阿尔法波,因此数据要先经过一个 8~13 Hz 的带通滤波。采集 100 组 8 s 的信号,在同一时刻对数据做纵向方差,再做一个 4 Hz 的低通滤波,得到的方差如图 6 所示。

从图 6 中可以看出,被测者做出睁眼动作(发光二极管亮)1 s 之后,方差显著衰减。随后,在被测者闭上眼睛约 1 s 后,差异恢复到原本数值。因此,可

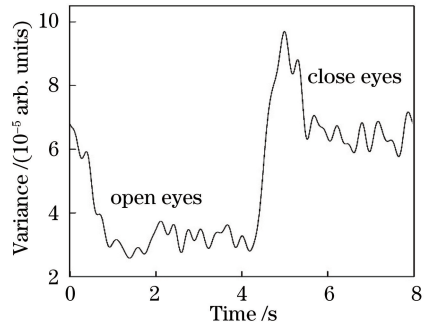


图 6 磁力仪测得信号在 8~13 Hz 频带的方差

Fig. 6 Variance of signal at 8-13 Hz measured by magnetometer

以明显看出人在睁眼和闭眼时脑磁信号的显著差异。一般地,与某些事件有关的自发性节律振荡的衰减称为事件相关去同步(ERD)<sup>[25]</sup>,这是大脑活动明显的现象之一。可以发现图 6 中的 ERD 与睁闭眼有关,证实了磁力仪完全可以分辨睁眼和闭眼产生的大脑磁场变化。

## 4 结 论

研制了一个单通道的非低温铷 SERF 磁力仪,它可以在没有磁场调制的直流模式下工作,其灵敏度达到了  $6 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。利用自行研制的 SERF 磁力仪,可以清楚地检测到在睁眼和闭眼诱发下大脑磁场的微小差异。所报道的双光配置的 SERF 磁力仪结构简单,不需要额外的磁场调制,因此利于实现小型化,并且后续的信号采集系统因不需要复杂的锁相环也变得非常简单。目前,本课题组正在进行多通道梯度配置和 SERF 磁力仪的小型化研究。多通道梯度配置可将 SERF 磁强仪的灵敏度再提高一个数量级,并显著消除共模背景磁场的漂移。一套低成本全脑的 SERF 磁力仪装置将会给 MEG 研究打开一个全新的视野。

## 参 考 文 献

- [1] Cheyne D, Bostan A C, Gaetz W, *et al.* Event-related beamforming: a robust method for presurgical functional mapping using MEG[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2007, 118(8): 1691-1704.
- [2] Colon A J, Ossenblok P, Nieuwenhuis L, *et al.* Use of routine MEG in the primary diagnostic process of epilepsy[J]. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 2009, 26(5): 326-332.
- [3] Gratta C D, Pizzella V, Tecchio F, *et al.* Magnetoencephalography: a noninvasive brain imaging method with 1 ms time resolution[J].

- Reports on Progress in Physics, 2001, 64(12): 1759-1814.
- [4] Cohen D, Cuffin B N. Demonstration of useful differences between magnetoencephalogram and electroencephalogram[J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1983, 56(1): 38-51.
- [5] Hamalainen M, Hari R, Ilmoniemi R J, *et al.* Magnetoencephalography: theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain[J]. *Reviews of Modern Physics*, 1993, 65(2): 413-497.
- [6] Cohen D. Magnetoencephalography: detection of the brain's electrical activity with a superconducting magnetometer[J]. *Science*, 1972, 175(4022): 664-666.
- [7] Liang S Q, Yang G Q, Xu Y F, *et al.* Simultaneously improving the sensitivity and absolute accuracy of CPT magnetometer[J]. *Optics Express*, 2014, 22(6): 6837-6843.
- [8] Budker D, Gawlik W, Kimball D F, *et al.* Resonant nonlinear magneto-optical effects in atoms[J]. *Physical Review*, 2002, 74(4): 1153-1201.
- [9] Yang A L, Yang G Q, Cai X M, *et al.* A laser pump-re-pump atomic magnetometer [J]. *Chinese Physics B*, 2013, 22(12): 120702.
- [10] 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.
- [11] Happer W, Tang H. Effect of rapid spin exchange on the magnetic-resonance spectrum of alkali vapors[J]. *Physical Review A*, 1977, 16(5): 1877-1891.
- [12] 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.
- [13] Sander T H, Preusser J, Mhaskar R, *et al.* Magnetoencephalography with a chip-scale atomic magnetometer[J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(5): 981-990.
- [14] Xia H, Ben-Amar Baranga A, Hoffman D, *et al.* Magnetoencephalography with an atomic magnetometer[J]. *Applied Physics Letters*, 2006, 89(21): 211104.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] Sheng J W, Wan S G, Sun Y F, *et al.* Magnetoencephalography with a Cs-based high-sensitivity compact atomic magnetometer[J]. *Review of Scientific Instruments*, 2017, 88(9): 094304.
- [20] 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.
- [21] Kornack T W, Smullin S J, Lee S K, *et al.* A low-noise ferrite magnetic shield[J]. *Applied Physics Letters*, 2007, 90(22): 223501.
- [22] Smullin S J, Savukov I M, Vasilakis G, *et al.* Low-noise high-density alkali-metal scalar magnetometer [J]. *Physical Review A*, 2009, 80(33): 033420.
- [23] 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.
- [24] Kominis I K, Kornack T W, Allred J C, *et al.* A subfemtotesla multichannel atomic magnetometer[J]. *Nature*, 2003, 422(6932): 596-599.
- [25] Hansen P C, Kringelbach M L, Salmelin R. MEG: an introduction to methods [M]. Oxford: Oxford University Press, 2010: 35, 169.