

多通道心磁系统标定方法研究*

张永升¹⁾²⁾ 邱阳²⁾ 张朝祥²⁾ 李华²⁾ 张树林²⁾
王永良²⁾ 徐小峰²⁾ 丁红胜¹⁾ 孔祥燕^{2)†}

1)(北京科技大学物理系, 北京 100083)

2)(中国科学院上海微系统与信息技术研究所, 信息功能材料国家重点实验室, 上海 200050)

(2014年4月14日收到; 2014年7月8日收到修改稿)

在多通道超导量子干涉器件(SQUID)磁探测系统中, 磁场-电压转换系数($\partial B/\partial V$)是系统的一个重要参数. 由于SQUID器件和读出电路之间不可避免地存在差异性, 因此对传感器系统进行系统标定(每个通道的单独标定)显得十分重要. 本文采用PCB板印制圆形线圈对36通道心磁系统进行标定, 并与传统的亥姆霍兹方形线圈产生均匀场的标定方法进行比较. 结果显示, PCB圆形线圈的标定结果在1.46—1.73 pT·mV⁻¹之间, 亥姆霍兹方形线圈标定的结果大都在1.56—1.64 pT·mV⁻¹之间, 结果基本一致.

关键词: 超导量子干涉器件, 磁探测, 磁场-电压转换系数, 系统标定

PACS: 85.25.Dq, 07.55.Ge, 87.85.Pq, 87.57.-s

DOI: 10.7498/aps.63.228501

1 引言

超导量子干涉器件(superconducting quantum interference device SQUID)^[1]是目前为止灵敏度最高的磁传感器, 可用于探测大小为飞特(10⁻¹⁵ T)量级的微弱磁场. 因此SQUID器件被广泛用于生物磁的探测^[2], 心磁测量便是其中应用之一^[3]. 在多通道SQUID心磁系统中, 磁场-电压转换系数($\partial B/\partial V$)十分重要, 每个通道探测磁场的大小就是根据此通道的输出电压 V_o 和磁场-电压转换系数得到的. 由所得的磁场值可以进行心磁功能成像, 如等磁图、伪电流密度图、空间波组图、时间波组图等^[4]. 如果转换系数的标定不够精确, 则会对测量结果产生较大误差, 从而影响分析结果. $\partial B/\partial V$ 的大小又是由每个通道的SQUID器件和放大读出电路共同决定的(图1是SQUID直读电路的原理图), SQUID的磁通-电压转换系数为($\partial\Phi/\partial V$), 电路总的放大倍数 N , 输出电压为 $V_o = N\Phi_a(\partial V/\partial\Phi)$. 其中 Φ_a 是耦合到SQUID环

路中的外接磁通. 目前常用的标定方法: 1) 利用长导线或者圆形线圈产生磁场, 根据毕奥-萨法尔定律计算在SQUID处产生磁场的大小^[5]; 2) 基于线圈产生均匀场的方法进行SQUID标定^[6]. 这两种方法都存在不足之处: 方法1 需要知道SQUID在杜瓦中的精确位置, 而且标定效率低, 适合于通道数较少的系统; 方法2 要求构筑均匀度合适的均匀场, 需要足够大的线圈装置, 标定不方便, 而且不适于系统集成.

为了提高标定的精度和效率, 本文采用PCB圆形线圈的标定方法, 同时对比了亥姆霍兹线圈^[7]产生均匀场的方法.

2 标定方法与原理

2.1 圆形PCB线圈标定

根据毕奥-萨法尔定律, 求得圆形线圈在其轴线上的磁场大小为

$$B_z = \frac{\mu_0}{2} \frac{R^2 I}{(R^2 + r_0^2)^{3/2}}, \quad (1)$$

* 中国科学院知识创新工程重要方向项目(批准号: KG CX2-EW-105)和中国科学院“百人计划”项目资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: xykong@mail.sim.ac.cn

其中 R 为圆形线圈的半径, r_0 为场点到圆心的距离. 再由毕奥-萨法尔定律可得圆形线圈在 (x, y, h) 处产生磁场在 Z 方向的大小^[5] 为

$$B_z = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(R - x \cos \theta - y \sin \theta) R d\theta}{[(x - R \cos \theta)^2 + (y - R \sin \theta)^2 + h^2]^{\frac{3}{2}}}. \quad (2)$$

由(2)式数值计算得到圆形线圈电流在线圈上方 Z 方向磁场的分布, 如图2所示.

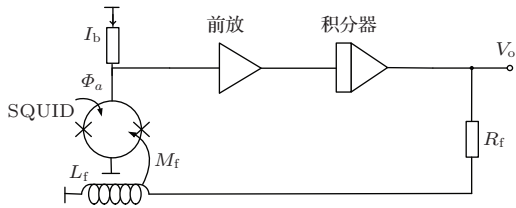


图1 SQUID 直读电路原理图

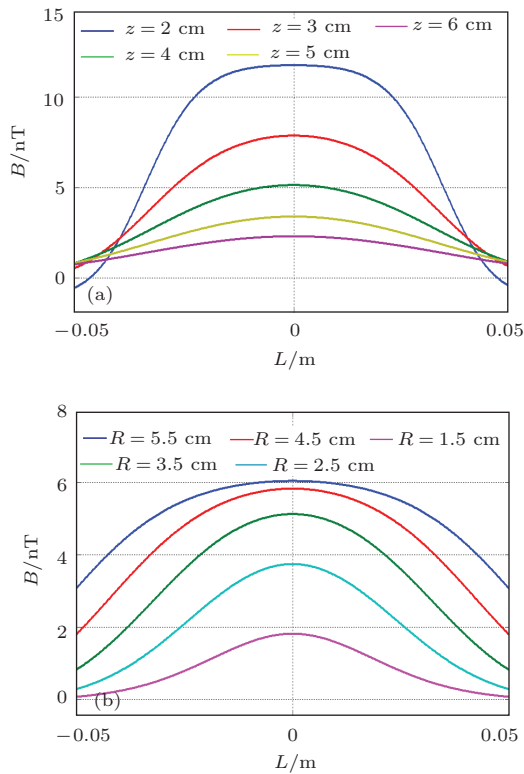


图2 (网刊彩色) 圆形线圈磁场分布 (a) $R = 3.5$ cm 时 Z 方向磁场在 Z 轴不同位置沿 x 轴的分布; (b) $Z = 4$ cm 时 Z 方向磁场在 R 为不同值时沿 x 轴的分布

对于单通道的 SQUID 传感器系统, 由于 SQUID 在液氦杜瓦里面, 无法得知 SQUID 在杜瓦中的确切位置, 可用小线圈标定位置. 由图2可知, 线圈足够小时, 将圆形小线圈放置于杜瓦底部, 对线圈施加一个幅值已知的正弦信号, 移动圆形小线圈的位置, 当系统输出电压最大时, 则 SQUID 传

感器位于圆形小线圈的正上方. 将标定线圈相对于杜瓦底部增加一个距离 a , 由(1)式联立方程可求得磁场电压转换系数 K .

对多通道心磁系统, 分别对每个通道进行标定会增加标定的复杂度和标定时间. 我们采用绝对标定与相对标定相结合的方法, 被标定的是排列为 6×6 方形矩阵的 36 通道 SQUID 系统, 利用印制在 PCB 板上的圆形线圈产生的磁场关于其轴线具有高度对称性. 如图3(b)所示, 将圆形大线圈置于杜瓦底部中心, 按照对称性将 36 通道传感器阵列分成 6 组, 每个虚线圆圈穿过的通道为一组, 每组探测到大线圈产生的磁场是相同的. 将每组中有数字编号的通道选作绝对标定通道, 其电压响应作为参考值, 其余通道的电压响应与本组参考通道的响应电压相比, 获得相对标定系数 α_x , 完成对系统的相对标定. 绝对标定将每组的参考通道, 即图中有数字编号的通道选为绝对标定的通道, 对这六个通道进行绝对标定. 绝对标定时需要降低一个高度 a , 人为降低不可避免地存在手动误差, 实验中采用 2 cm 厚的环氧材料来间隔两块 PCB 板(如图5所示), 采用 PCB 印制的线圈, 尽量减少人为误差, 增加实验的精确度.

2.2 亥姆霍兹线圈产生的均匀标定场

构建均匀场进行系统标定是本文实验所采用的另一种方法. 为传感器探头所处的区域提供均匀度一定的磁场, SQUID 传感器探测到的磁场大小近似相同, 则根据已知磁场的大小和传感器电压的输出, 即可求得每个通道的 $\partial B / \partial V$.

亥姆霍兹线圈是构建均匀场的方法之一, 另外考虑到具体的加工、安装以及定位的简便性, 我们采用方形亥姆霍兹线圈. 将方形线圈在其中心轴线 (Z) 方向产生的磁场做泰勒展开, 得

$$B_z = B(0) + z \left(\frac{\partial B}{\partial z} \right)_{z=0} + \frac{z^2}{2!} \left(\frac{\partial^2 B}{\partial z^2} \right)_{z=0} + \frac{z^3}{3!} \left(\frac{\partial^3 B}{\partial z^3} \right)_{z=0} + \nabla.$$

因为 B_z 是关于 x 和 y 的偶函数, 故奇次项为 0, 为使 B_z 在较大的范围内保持均匀度, 故可使二次项为 0, 则有 $\frac{\partial^2 B}{\partial z^2} = 0$, 即两个线圈产生的 z 方向磁场拐点处为 0:

$$\frac{d^2 B}{dz^2}(z) = -\frac{2\mu_0 I a^2}{\pi} \times \left\{ \begin{aligned} & \left[\frac{[a^2 + (z - d/2)^2][2a^2 + (z - d/2)^2][5a^2 + 9(z - d/2)^2] - (z - d/2)^2[5a^2 + 3(z - d/2)^2][11a^2 + 7(z - d/2)^2]}{[a^2 + (z - d/2)^2]^3[2a^2 + (z - d/2)^2]^{5/2}} \right. \\ & \left. + \frac{[a^2 + (z + d/2)^2][2a^2 + (z + d/2)^2][5a^2 + 9(z + d/2)^2] - (z + d/2)^2[5a^2 + 3(z + d/2)^2][11a^2 + 7(z + d/2)^2]}{[a^2 + (z + d/2)^2]^3[2a^2 + (z + d/2)^2]^{5/2}} \right] \end{aligned} \right\}, \quad (3)$$

由(3)式求得 $d/2 = 0.5445a$.

方形亥姆霍兹线圈在 Z 方向产生磁场的大小为^[8]

$$B_z = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \left\{ \begin{aligned} & \left[\frac{(a-x)}{(a-x)^2 + (0.5d+z)^2} \cdot \left[\frac{a+y}{\sqrt{(a-x)^2 + (0.5d+z)^2 + (a+y)^2}} \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{a-y}{\sqrt{(a-x)^2 + (0.5d+z)^2 + (a-y)^2}} \right] \right. \\ & \left. + \frac{(a-x)}{(a-x)^2 + (0.5d-z)^2} \cdot \left[\frac{a+y}{\sqrt{(a-x)^2 + (0.5d-z)^2 + (a+y)^2}} \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{a-y}{\sqrt{(a-x)^2 + (0.5d-z)^2 + (a-y)^2}} \right] \right. \\ & \left. + \frac{(a+x)}{(a+x)^2 + (0.5d+z)^2} \cdot \left[\frac{a-y}{\sqrt{(a+x)^2 + (0.5d+z)^2 + (a-y)^2}} \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{a+y}{\sqrt{(a+x)^2 + (0.5d+z)^2 + (a+y)^2}} \right] \right. \\ & \left. + \frac{(a+x)}{(a+x)^2 + (0.5d-z)^2} \cdot \left[\frac{a-y}{\sqrt{(a+x)^2 + (0.5d-z)^2 + (a-y)^2}} \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{a+y}{\sqrt{(a+x)^2 + (0.5d-z)^2 + (a+y)^2}} \right] \right. \\ & \left. + \frac{(a+y)}{(a+y)^2 + (0.5d+z)^2} \cdot \left[\frac{a+x}{\sqrt{(a+x)^2 + (0.5d+z)^2 + (a+y)^2}} \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{a-x}{\sqrt{(a-x)^2 + (0.5d+z)^2 + (a+y)^2}} \right] \right. \\ & \left. + \frac{(a+y)}{(a+y)^2 + (0.5d-z)^2} \cdot \left[\frac{a+x}{\sqrt{(a+x)^2 + (0.5d-z)^2 + (a+y)^2}} \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{a-x}{\sqrt{(a-x)^2 + (0.5d-z)^2 + (a+y)^2}} \right] \right. \\ & \left. + \frac{(a-y)}{(a-y)^2 + (0.5d+z)^2} \cdot \left[\frac{a-x}{\sqrt{(a-x)^2 + (0.5d+z)^2 + (a-y)^2}} \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{a+x}{\sqrt{(a+x)^2 + (0.5d+z)^2 + (a-y)^2}} \right] \right. \\ & \left. + \frac{(a-y)}{(a-y)^2 + (0.5d-z)^2} \cdot \left[\frac{a-x}{\sqrt{(a-x)^2 + (0.5d-z)^2 + (a-y)^2}} \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{a+x}{\sqrt{(a+x)^2 + (0.5d-z)^2 + (a-y)^2}} \right] \right] \end{aligned} \right\}. \quad (4)$$

将亥姆霍兹线圈产生磁场的大小分别沿 X 轴、 Y 轴仿真可得图 4(a), 从图中可得亥姆霍兹线圈在中心区域能够产生较好的均匀磁场, X, Y 方向上磁场大小的衰减较 Z 方向缓. 在 $Z = 0.1 \text{ m}$ 处仿真可得亥姆霍兹线圈产生的三维磁场分布, 如图 4(b)

所示.

36 通道心磁系统如图 3 所示, 是 6×6 正方形分布的探头, 探头间距为 3.8 cm . 覆盖的区域大小为 $19 \text{ cm} \times 19 \text{ cm}$, 则产生大小 $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ 均匀度为 0.002 的均匀场, 便能够较好地满足实验标定的

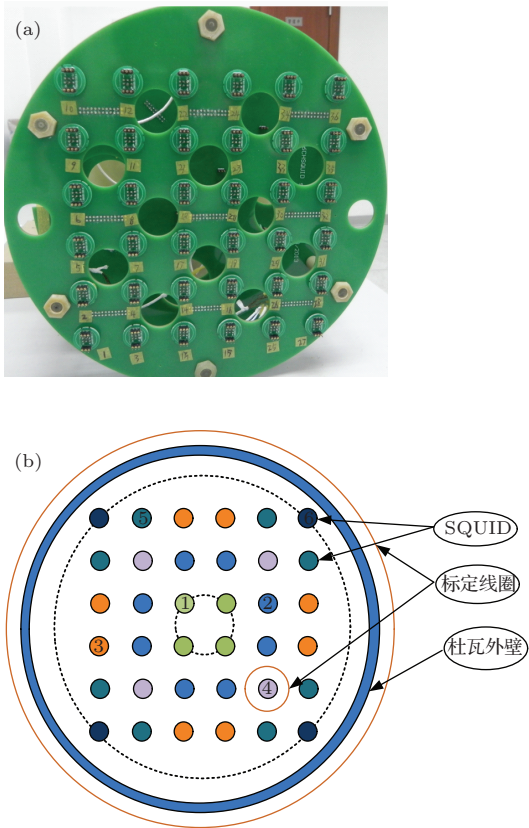


图3 36通道心磁系统分布 (a) 探头实物图; (b) 相对标定分组图

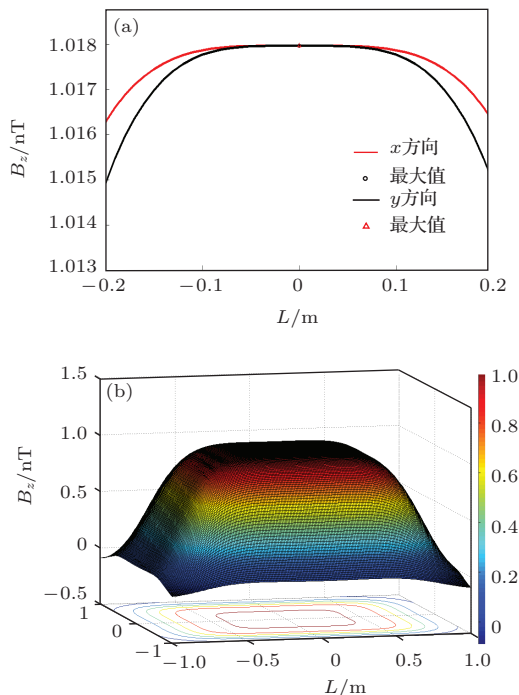


图4 (网刊彩色) 方形亥姆霍兹线圈磁场分布 (a) 亥姆霍兹线圈在 z, x 方向的磁场分布; (b) 亥姆霍兹线圈在 $Z = 0.1$ m 处, xy 平面上的磁场分布

需求. 可根据 $|[B_z(0.1, 0.1, 0.1) - B_z(0, 0, 0)]/B_z(0, 0, 0)| \approx 0.002$, 在 $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ 的

区域内都满足实验要求, 由(1)式可得在大小为 $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ 的区域内均匀度, 如表1所示.

表1 均匀度的分布

均匀度 δ	0.05	0.02	0.01	0.002	0.001
半边长 a/m	0.282	0.375	0.4275	0.675	0.8768

3 实验与标定结果

3.1 PCB线圈标定

将标定装置(如图5所示)放置于杜瓦底部下方, 利用校准线将杜瓦与PCB板对齐, 微调转动PCB板, 36通道心磁系统输出对应频率的电压峰值最大时传感器位于线圈中心的正上方. 分别对两层板的十二个小线圈和一个大线圈分别施加13 Hz的正弦波信号, 记录其电压输出, 利用(1)式求解可得每组选作绝对标定参考通道的磁场-电压转换系数 K , 由其他通道的相对转换系数 α_x , 则 $K \times \alpha_x$ 即为每个通道的磁场-电压转换系数.

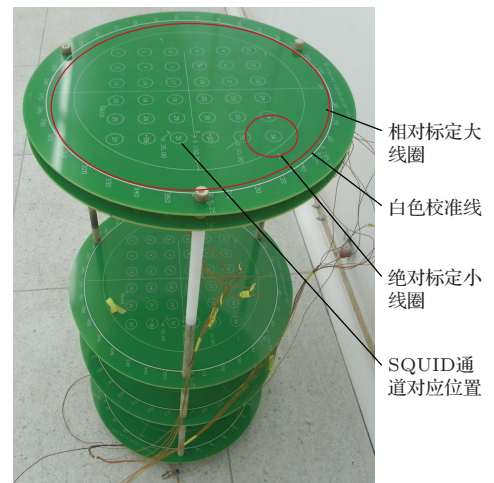


图5 PCB线圈标定实物图

3.2 方形亥姆霍兹线圈标定

实验中加工了 Z 方向边长大小为 175 cm ($a = 87.5 \text{ cm}$) 正方形线圈, 采用电阻率较低的直径为 1 mm 铜线进行绕制, 匝数为10匝, 如图6所示.

由于工程加工过程中不可避免地存在工程误差, 所以要对亥姆霍兹线圈进行均匀度标定. 为了减少地磁场对测量结果的干扰, 将亥姆霍兹线圈放置于磁屏蔽室内(图6所示), 利用Mag-03MS500磁通门对亥姆霍兹线圈产生的磁场进行测量, 得到

20 cm × 20 cm 大小的测试平面均匀度 $\delta \leq 0.0052$. 引起均匀度测量值与理论值差别的主要原因为磁通门的本征测量灵敏度、测量引入的误差和亥姆霍兹线圈的工程误差也是原因之一.

亥姆霍兹线圈放置于磁屏蔽室内, 将杜瓦放置于亥姆霍兹线圈的中心位置, 给亥姆霍兹施加 13 Hz 的正弦信号, 产生 nT 量级的磁场, 输入的电压 V 、线圈的电阻 R 和亥姆霍兹线圈的边长 $2a$ 为已知量, 由 (4) 式便可求得线圈在中心位置处产生磁场的大小 B , 根据心磁系统每个通道的输出电压做傅里叶变换便可获得所有信号在 $f = 13$ Hz 频率下的幅值 A , 磁场-电压转换系数为 $K = \frac{B}{A}$, 实验所获得的每个通道的磁场-电压转换系数 K 如图 7 所示.

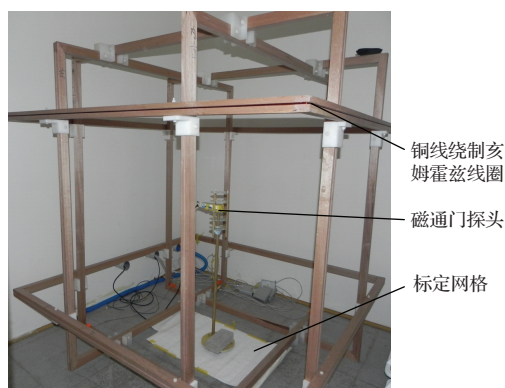


图 6 放在磁屏蔽室中标定的亥姆霍兹线圈

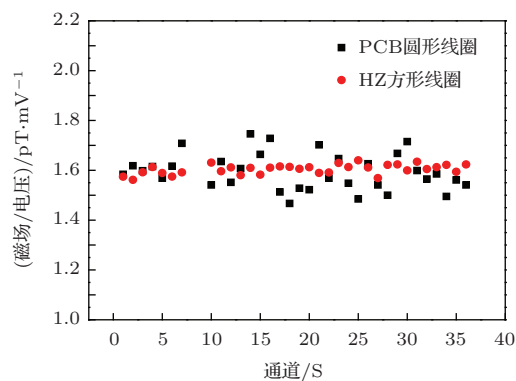


图 7 PCB 圆形线圈和亥姆霍兹方形线圈标定结果对比

3.3 标定结果与分析

将 PCB 圆形线圈标定的实验结果和亥姆霍兹线圈产生均匀场的标定结果对比, 如

图 7 所示. PCB 线圈标定的结果大小在 1.46—1.73 pT·mV⁻¹ 之间, 亥姆霍兹线圈标定的结果大都在 1.56—1.64 pT·mV⁻¹ 之间, 引起 PCB 标定结果较亥姆霍兹线圈分散的主要原因包括: 1) PCB 板标定线圈对位置的敏感度较高, 标定小线圈要尽量处于所标定通道的正下方; 2) 标定装置的机械要求较高, 两层 PCB 板的间距要尽量保持精确.

4 结 论

本文对多通道心磁系统的磁场-电压转换系数进行了标定, 同时对本文提出的绝对标定与相对标定相结合的 PCB 圆形线圈的标定方法与方形亥姆霍兹线圈产生均匀场方法进行了试验和对比. 亥姆霍兹线圈的标定结果虽然较集中, 但实验装置较大, 降低了实验的便捷性. PCB 圆形线圈的标定方法, 提高了标定的效率, 实验装置较简便, 易于系统集成和标定, 实验结果虽然较亥姆霍兹线圈的方法有所发散, 但主要是标定线圈的定位和机械原因, 这些不足有待进一步改进.

参考文献

- [1] John C, Alex I B 2004 *The SQUID Handbook Vol.1 Fundamentals and Technology of SQUIDS and SQUID Systems* (Weinheim: Wiley-Vch Verlag GmbH & Co. K-GaA) p137
- [2] Zhang S L, Zhang G F, Wang Y L, Liu M, Li H, Qiu Y, Zeng J, Kong X Y, Xie X M 2013 *Chin. Phys. B* **22** 128501
- [3] Kong X Y, Zhang S L, Wang Y L, Zeng J, Xie X M 2012 *Phys. Procedia* **36** 286
- [4] Brisinda D, Meloni A M, Fenici R 2004 *Neurology and Clinical Neurophysiology* **2004** 8
- [5] Ornelas P H, Bruno A C, Barbosa Hall C, Andrade Lima E, Costa Ribeiro P 2003 *Supercond Sci Technol* **16** 427
- [6] Lee S G, Kang C S, Chang J W 2007 *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **17** 2
- [7] Alldred J C, Scollar I 1967 *J. Sci. Instrum.* **44** 755
- [8] Tan X, Liu J, Yin J L, Li Q D 2011 *J. Magn. Mater. Dev.* **43** 52 (in Chinese) [谭曦, 刘军, 殷建玲, 李清东 2011 磁性材料与器件 **43** 52]

Multi-channel magnetocardiography system calibration*

Zhang Yong-Sheng¹⁾²⁾ Qiu Yang²⁾ Zhang Chao-Xiang²⁾ Li Hua²⁾ Zhang Shu-Lin²⁾
Wang Yong-Liang²⁾ Xu Xiao-Feng²⁾ Ding Hong-Sheng¹⁾ Kong Xiang-Yan^{2)†}

1) (*Department of Physics, University of Science and Technology, Beijing 100083, China*)

2) (*State Key Laboratory of Functional Materials for Informatics, Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200050, China*)

(Received 14 April 2014; revised manuscript received 8 July 2014)

Abstract

The field-to-voltage transfer coefficient ($\partial B/\partial V$) is an important parameter of the multi-channel superconducting quantum interference device (SQUID) magnetic detecting system. The SQUID devices and the readout circuits have the inevitable differences among different channels, so the accurate calibration of system channels is rather significant. In this paper, We first used the circular PCB coils for 36-channel MCG system calibration, and the other one is based on a traditional method in which a uniform field is produced by square Helmholtz coil. The calibration data show that the results are basically the same. The calibrated $\partial B/\partial V$ values using circular PCB coils are in a range from 1.46–1.73 pT·mV⁻¹. And those of square Helmholtz coils are mostly within a range from 1.56–1.64 pT·mV⁻¹.

Keywords: superconducting quantum interference device, magnetic detect, field-to-voltage transfer coefficient, calibration of system channels

PACS: 85.25.Dq, 07.55.Ge, 87.85.Pq, 87.57.-s

DOI: 10.7498/aps.63.228501

* Project supported by the Knowledge Innovation Program of the Chinese Academy of Sciences (Grant No. KGCX2-EW-105), and the One Hundred Person Project of the Chinese Academy of Sciences.

† Corresponding author. E-mail: xykong@mail.sim.ac.cn