

基于心磁信号的心脏电流偶极子阵列成像 及相关性质的研究*

王 倩¹⁾²⁾ 马 平^{1)†} 华 宁²⁾ 陆 宏²⁾ 唐雪正²⁾ 唐发宽^{2)‡}

1) (北京大学物理学院, 人工微结构和介观物理国家重点实验室, 北京 100871)

2) (中国人民解放军第 309 医院心内科, 北京 100091)

(2009 年 7 月 7 日收到; 2009 年 7 月 29 日收到修改稿)

超导量子干涉器 (SQUID) 能探测到微弱的心脏磁场信号. 通过对所得的心磁信号进行分析, 可为许多心脏疾病的诊断提供依据. 利用心磁信号, 采用极小范数最小二乘法 (MNLS) 对心脏的电流偶极子阵列进行重建, 从而实现了心脏内部等效电流源的成像. 在使用 MNLS 进行电流偶极子阵列反演重建的过程中, 反演所需的心磁信号, 分别由单电流偶极子和电流多极子作为激发源模拟得到, 以及由 SQUID 实际测量得到. 同时, 对不同心磁信号反演得到的电流偶极子的分布规律进行了分析. 此外, 还给模拟的人体外心磁信号施加了均匀噪声和随机噪声, 研究不同信噪比的均匀噪声和随机噪声对电流偶极子阵列重建的影响.

关键词: 心磁信号, 超导量子干涉器, 电流偶极子阵列重建, 极小范数最小二乘法

PACC: 8740, 0650

1. 引 言

心脏内心肌细胞膜内外的离子运动会形成生物电流. 该生物电流会在人体体表激发电势, 在人体外激发磁场. 体表电势分布和体外磁场分布可分别通过心电图 (ECG)^[1, 2] 和心磁图 (MCG)^[3-8] 表现出来. 由于人体心磁信号非常微弱, 大约为几十个皮特斯拉, 需要使用对微弱磁信号十分敏感的超导量子干涉器 (SQUID) 进行测量. 对于获得的心磁信号, 不但可以由 MCG 直观判断心脏电生理活动的情况, 还可以利用反演得到的相关参数对心脏电生理活动进行表征.

若想获取心脏电生理活动的相关参数, 就需建立合适的心脏功能模型. 从 20 世纪 60 年代开始, 陆续有研究人员提出一系列的心脏功能模型, 如单电流偶极子模型, 多个电流偶极子模型, 电流多偶极子模型, 电流偶极子阵列模型等^[9-12], 并通过反演计算获得了这些模型的特征参数. 随着计算技术的发展和运用, 人们开始考虑心脏及其周围组织、器官的实际结构, 发展出边界元 (BEM)、有限元

(FEM) 等方法, 并将这些方法与心脏功能模型相结合, 从而更真实、更全面地反应了心脏电生理活动的基本特征.

本文采用心脏的电流偶极子阵列模型, 利用极小范数最小二乘法 (MNLS), 对电流偶极子阵列进行重建成像. 成像所需的心磁信号通过模拟和实际测量得到. 同时, 还给模拟的心磁加入了噪声, 考虑均匀噪声和随机噪声对成像效果的影响.

2. 方 法

2.1. 心磁的正问题

心脏电生理活动产生生物电流 $\mathbf{J}(\mathbf{r}')$, 若 $\mathbf{J}(\mathbf{r}')$ 分布在心脏内的 Ω 区域内, 则由其产生的磁场可由 Biot-Savart 定律得到

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\Omega} \frac{\mathbf{J}(\mathbf{r}') \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} d\mathbf{r}'. \quad (1)$$

在测量人体外心磁时, 一般只对垂直测量平面的心磁信号进行测量, 则在场点 \mathbf{r}_i 测得的心磁与电流源呈线性关系^[12], 即

* 国家重点基础研究发展计划 (批准号: 2006CB61007)、国家自然科学基金 (批准号: 10674006) 和国家高技术研究发展计划 (批准号: 2007AA03Z238) 资助的课题.

† 通讯联系人. E-mail: maping@pku.edu.cn

‡ 通讯联系人. E-mail: tfk616@yahoo.com.cn

$$\mathbf{B}_i = \int_{\Omega} \mathbf{L}_i(\mathbf{r}') \cdot \mathbf{J}(\mathbf{r}') d\mathbf{r}' \quad (i = 1, 2, \dots, m), \quad (2)$$

$$\mathbf{L}_i(\mathbf{r}') = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}') \times \mathbf{e}_i}{|\mathbf{r}_i - \mathbf{r}'|^3}, \quad (3)$$

其中 m 表示测量点的个数, \mathbf{e}_i 表示测量点 \mathbf{r}_i 处测量平面的单位法向量. 在生物磁学中矢量场 $\mathbf{L}_i(\mathbf{r}')$ 被称为导程场, 表征 \mathbf{r}_i 处的测量线圈对 \mathbf{r}' 处的电流密度的敏感程度, 由测量平面、电流源的几何性质和测量线圈的方位决定.

在这里对心脏的模型加以简化. 假设心脏内的生物电流分布在一个厚度为 h , 平行于测量平面的薄层内. 这个薄层被均匀划分为 n 个单元网格, \mathbf{r}_i 处单元网格的面积为 ΔS_j , 则(2)式中的积分就被离散化为求和的形式

$$\mathbf{B}_i = \sum_{j=1}^n \mathbf{L}_i(\mathbf{r}_j') \cdot \mathbf{J}(\mathbf{r}_j') h \Delta S_j' \quad (i = 1, 2, \dots, m), \quad (4)$$

其中 $\mathbf{J}(\mathbf{r}_j) h \Delta S_j'$ 的量纲为 $\text{A} \cdot \text{m}$, 可被视为一个电流偶极子 \mathbf{Q}_j . 则(1)式可被离散化, 表示成矩阵形式

$$\mathbf{b} = \mathbf{L}\mathbf{q}, \quad (5)$$

其中, 磁场 $\mathbf{b} = (B_1, B_2, \dots, B_m)^T$ 是一个 $m \times 1$ 维的列向量, $\mathbf{q} = (Q_1, Q_2, \dots, Q_n)^T$, 且 \mathbf{r}_i 处的电流偶极子 $\mathbf{Q}_j = (Q_{jx}, Q_{jy}, Q_{jz})$. 因此 \mathbf{q} 是一个 $3n \times 1$ 维的列向量, 为所有 n 个电流偶极子的集合, 而 \mathbf{L} 是 $3n \times m$ 维的导程场.

2.2. 超定系统和欠定系统的极小范数最小二乘解

对于(5)式, \mathbf{q} 是待求量, 若 $m > 3n$, 则方程的个数多于待求量的个数, 此系统称为超定系统, 没有一般意义上的解. 若 $m < 3n$, 则方程的个数小于待求量的个数, 此系统称为欠定系统, 原则上有无数组解. 真实情况下, 系统或者超定, 或者欠定. 即便如此, 仍可以找到一组最佳的近似解 $\hat{\mathbf{q}}$, 来代替真实解 \mathbf{q} , 使得, 残数 $\Delta^2 = \|\mathbf{b} - \mathbf{L}\hat{\mathbf{q}}\|^2$, 和范数 $\|\hat{\mathbf{q}}\|^2$ 均取极小值. 这种方法称为 MNLS. 残数极小保证解的存在性, 范数最小保证解的唯一性. 所以, 这个近似解 $\hat{\mathbf{q}}$ 可表示为

$$\hat{\mathbf{q}} = \mathbf{L}^{-1}\mathbf{b}, \quad (6)$$

其中, \mathbf{L}^{-1} 是 \mathbf{L} 的逆矩阵, 用奇异值分解 (SVD) 的方法^[13]. \mathbf{L} 可被分解为

$$\mathbf{L} = \mathbf{U} \mathbf{\Lambda} \mathbf{V} = \sum_{k=1}^K \lambda_k \mathbf{u}_k \mathbf{v}_k^T, \quad (7)$$

其中, λ_k 是矩阵 \mathbf{L} 的奇异值, K 是 \mathbf{L} 的秩. \mathbf{U} 和 \mathbf{V} 是酉矩阵, 它们的子矩阵 \mathbf{u}_k 和 \mathbf{v}_k 分别是 \mathbf{L} 的左奇异向量和右奇异向量. 由此, \mathbf{L}^{-1} 可表示为

$$\mathbf{L}^{-1} = \sum_{\lambda_k \neq 0} \lambda_k^{-1} \mathbf{v}_k \mathbf{u}_k^T. \quad (8)$$

由此得到超定或欠定心磁系统 $\mathbf{L}\mathbf{q} = \mathbf{b}$ 的 MNLS 解 $\hat{\mathbf{q}} = \mathbf{L}^{-1}\mathbf{b}$.

3. 结 果

基于以上方法, 将心脏内的生物电流分布等效于一个平面层内的电流偶极子阵列. 采用 MNLS 法, 对某一时刻人体外测量平面上所有结点的磁场信号进行反演, 即可得到成像平面上的电流偶极子阵列的分布.

测量平面由 $M \times M$ 个正方形网格的结点构成, 最近邻结点间距为 a . 成像平面由 $N \times N$ 个电流偶极子构成, 最近邻电流偶极子间距为 δ . 测量平面和成像平面互相平行, 相距为 η . 对于以上这些参数的选取都应该按照实际情况确定. 测量平面和成像平面的具体结构见图 1.

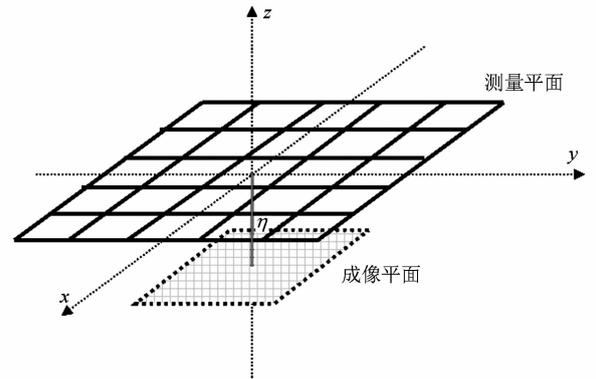


图 1 直角坐标系中的测量平面和成像平面

测量平面上的磁场信号, 既可以通过选取不同心脏模型由计算机模拟得到, 也可以通过 SQUID 实际测量得到. 本文考虑由单电流偶极子和电流多极子模型激发的磁场, 和由我们自主研发的高温超导单通道 SQUID 心磁图系统实际测量得到的磁场.

3.1. 单电流偶极子激发磁场的成像

心脏的电流源可以等效为一个单电流偶极子. 这是表征心脏电生理活动的一个最基本模型, 能够较好地反应一个心动周期内 QRS 和 T 波段电生理活动的最基本特征. 所以先选择单电流偶极子作为磁场的激发源. 选取参数如下. 单电流偶极子的坐标为 $(0, 0, -0.1) \text{ m}$, 大小为 $(p_x, p_y) = (10^{-6}, 10^{-6}) \text{ Am}$, p_z 对由图 1 所示的测量方式测得的磁场没有影响, 不予考虑. 测量平面 $M = 6$, $a = 0.04 \text{ m}$, 成像平面 $N = 14$, $\delta = 0.005 \text{ m}$, $\eta = 0.1 \text{ m}$, 单电流偶

极子置于成像平面上. 在此基础上, 模拟测量平面上激发的磁场, 如图 2 所示. 由单电流偶极子激发的磁场反演得到的电流偶极子阵列, 如图 3 所示.

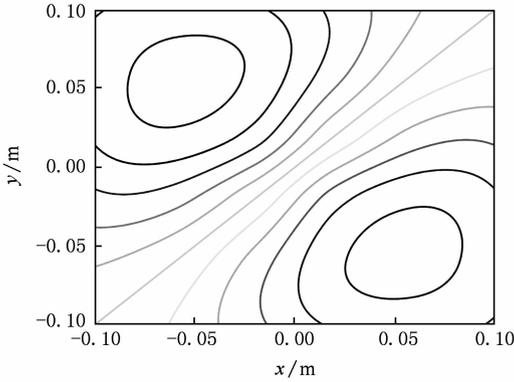


图 2 单电流偶极子在测量平面上激发的磁场

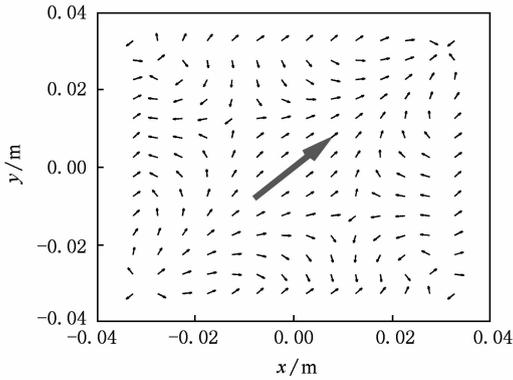


图 3 以单电流偶极子作为激发源的电流偶极子阵列重建成像 (大箭头表示电流偶极子)

由图 3 可以看出, 电流偶极子阵列中偶极子的取向呈对称性分布, 靠近激发源的区域, 偶极子取向一致性较好, 基本与激发源的取向一致; 远离激发源的区域, 偶极子间相互影响, 取向一致性较弱.

3.2. 电流多偶极子激发磁场的成像

电流多偶极子模型是比单电流偶极子模型更为精确的心脏功能模型, 在 QRS 和 T 波段能更好地反应心脏电生理活动的基本特征. 本文只考虑展开到一级项的电流多极子作为激发源的电流偶极子阵列成像. 将电流多极子展开到一级项时, 总的磁场由电流偶极子、电流四极子、磁偶极子激发的磁场构成. 其参数包括: 电流偶极子大小 (p_x, p_y) , 电流四极子张量的 4 个分量 $(A_{21}, B_{21}, A_{22}, B_{22})$, 磁偶极子的大小 (m_x, m_y, m_z) , 电流多极子的位置 (x_0, y_0, z_0) .

选取参数如下. $(p_x, p_y) = (10^{-6}, 10^{-6}) \text{ Am}$, $(A_{21}, B_{21}, A_{22}, B_{22}) = (10^{-7}, 10^{-7}, 10^{-7}, 10^{-7}) \text{ Am}^2$, $(m_x, m_y, m_z) = (10^{-7}, 10^{-7}, 10^{-7}) \text{ Am}^2$, $(x_0, y_0, z_0) = (0, 0, -0.1) \text{ m}$, 测量平面 $M = 6$, $a = 0.04 \text{ m}$, 成像平面 $N = 14$, $\delta = 0.005 \text{ m}$, $\eta = 0.1 \text{ m}$, 电流多偶极子置于成像平面上. 在这些参数的基础上, 模拟测量平面上激发的磁场, 如图 4 所示. 由电流多极子激发的磁场反演得到的电流偶极子阵列, 如图 5 所示. 图 5 中, 阵列中的电流偶极子的取向比较凌乱, 原因是磁偶极子和电流四极子修正项的影响, 加剧了电流多极子阵列成像的复杂性.

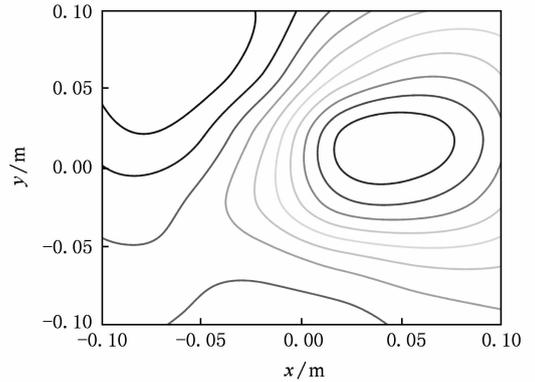


图 4 电流多极子在测量平面上激发的磁场

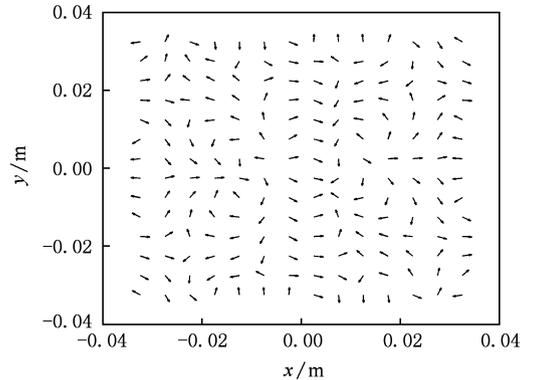


图 5 以电流多极子作为激发源的电流偶极子阵列重建成像

3.3. 实测磁场的成像

上面两种情况都是通过建立模型模拟磁场, 然后反演得到电流偶极子阵列. 这里使用自主研发的单通道 SQUID 心磁图系统对人体外心磁进行了实时测量, 并由实测信号进行反演. 图 6 所示为一个心动周期内, R 峰附近的某一时刻 $t = 0.27 \text{ s}$ 的心磁图, 由心脏附近的 6×6 点的心磁构成. 利用这 36 点的心磁信号进行电流偶极子阵列反演, 得图 7. 由

于实际测得的心磁信号受到噪声的干扰,所以成像时,电流偶极子方向分布比较不规则. 随后将讨论噪声对电流偶极子阵列成像的影响.

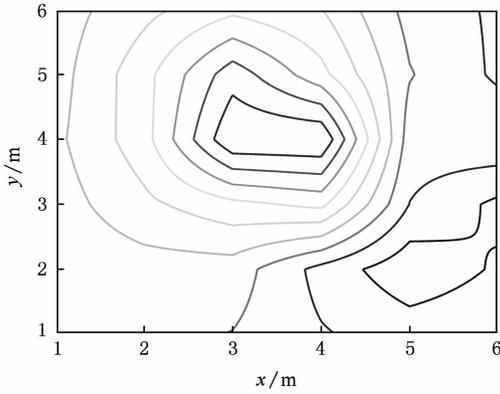


图 6 $t = 0.27\text{s}$ 时的实测心磁分布图

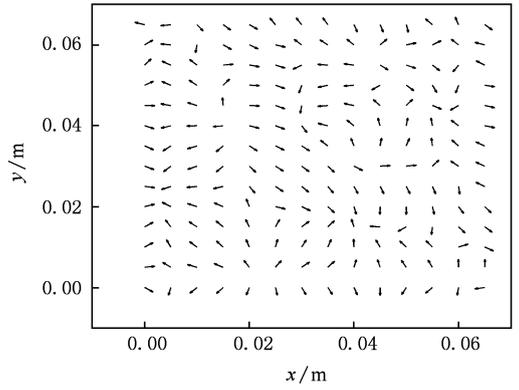


图 7 $t = 0.27\text{s}$ 时由实测心磁信号得到的电流偶极子阵列重建成像

3.4. 含噪声磁场的成像

我们将讨论均匀噪声和随机噪声两种简单噪

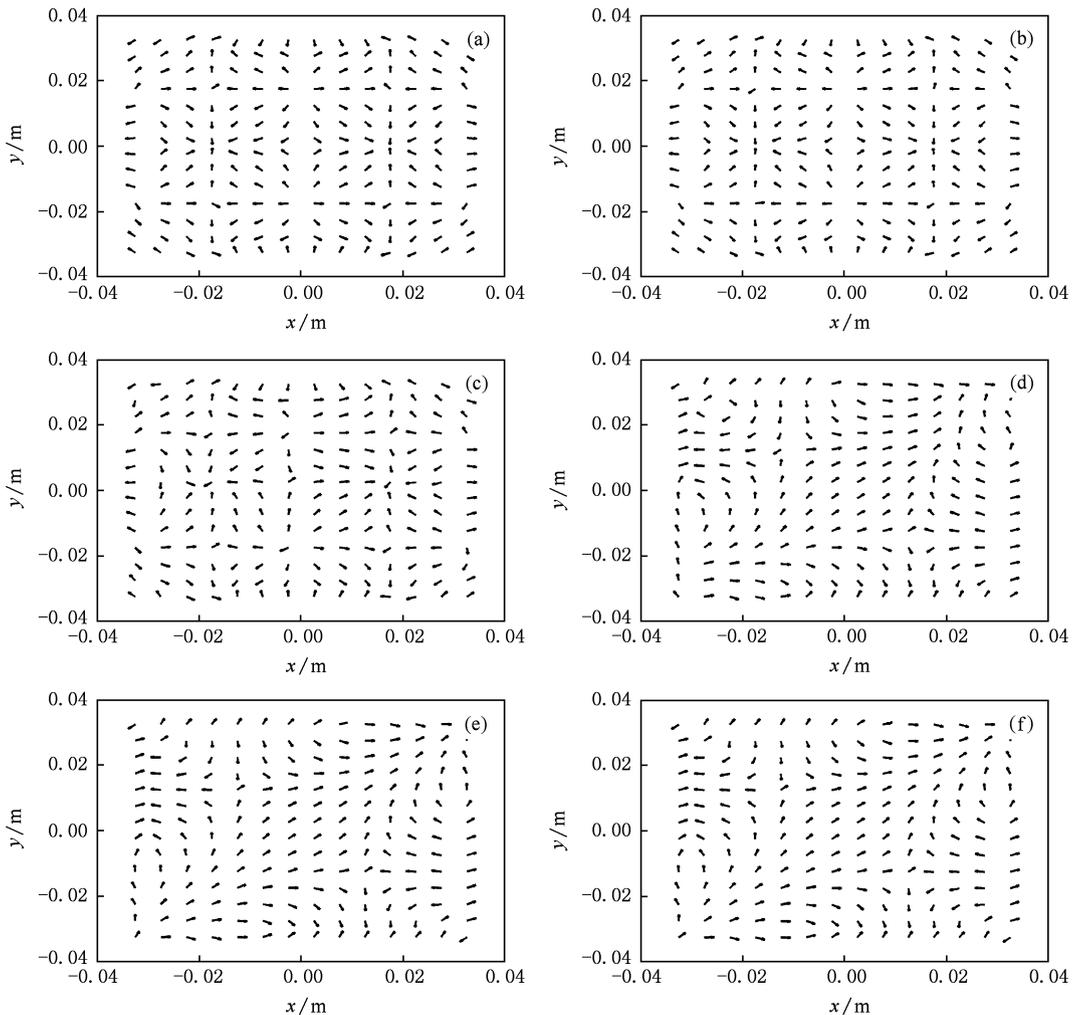


图 8 不同信噪比均匀噪声影响下的电流偶极子阵列重建成像 (a)19.34 dB,(b)39.34 dB,(c)59.34 dB,(d)79.34 dB,(e)99.34 dB,(f)119.34 dB

声对电流偶极子阵列成像的影响. 采用的激发源为单电流偶极子, 成像的相关参数与 3.1 节相同.

3.4.1. 含均匀噪声磁场的成像

图 8 为不同信噪比的均匀噪声影响下的电流偶极子阵列成像比较图. 我们加入的均匀噪声信噪比分别为 19.34, 39.34, 59.34, 79.34, 99.34, 119.34 dB. 从图中可以看出: 磁场的信噪比较小时, 电流偶极子阵列中偶极子的取向受噪声影响较大, 有两行和两列的电流偶极子在此种噪声的影响下几乎与 x 轴和 y 轴平行, 围成了一个矩形区域, 区域内和外的电流偶极子均呈对称性分布. 随着信噪比的提高, 所有电流偶极子又形成了关于激发源呈对称分布的趋势. 特别, 当信噪比接近或大于 80 dB 时, 均匀

噪声对电流偶极子阵列成像的影响不大.

3.4.2. 含随机噪声磁场的成像

图 9 为不同信噪比的随机噪声影响下的电流偶极子阵列成像比较图. 随机噪声是通过使用 Matlab 软件中的随机数发生器得到的. 随机数发生器虽然产生的是伪随机数, 但是对随机噪声的模拟几乎没有影响. 我们加入的随机噪声信噪比分别为 26.24, 44.09, 63.58, 84.23, 103.88, 123.13 dB. 从图中可以看出: 低信噪比时, 阵列中电流偶极子的取向比较凌乱, 随着信噪比的提高, 所有电流偶极子也形成了关于激发源呈对称分布的趋势. 而且与均匀噪声的情况相似, 当信噪比接近或大于 80 dB 时, 随机噪声对电流偶极子阵列成像的影响不大.

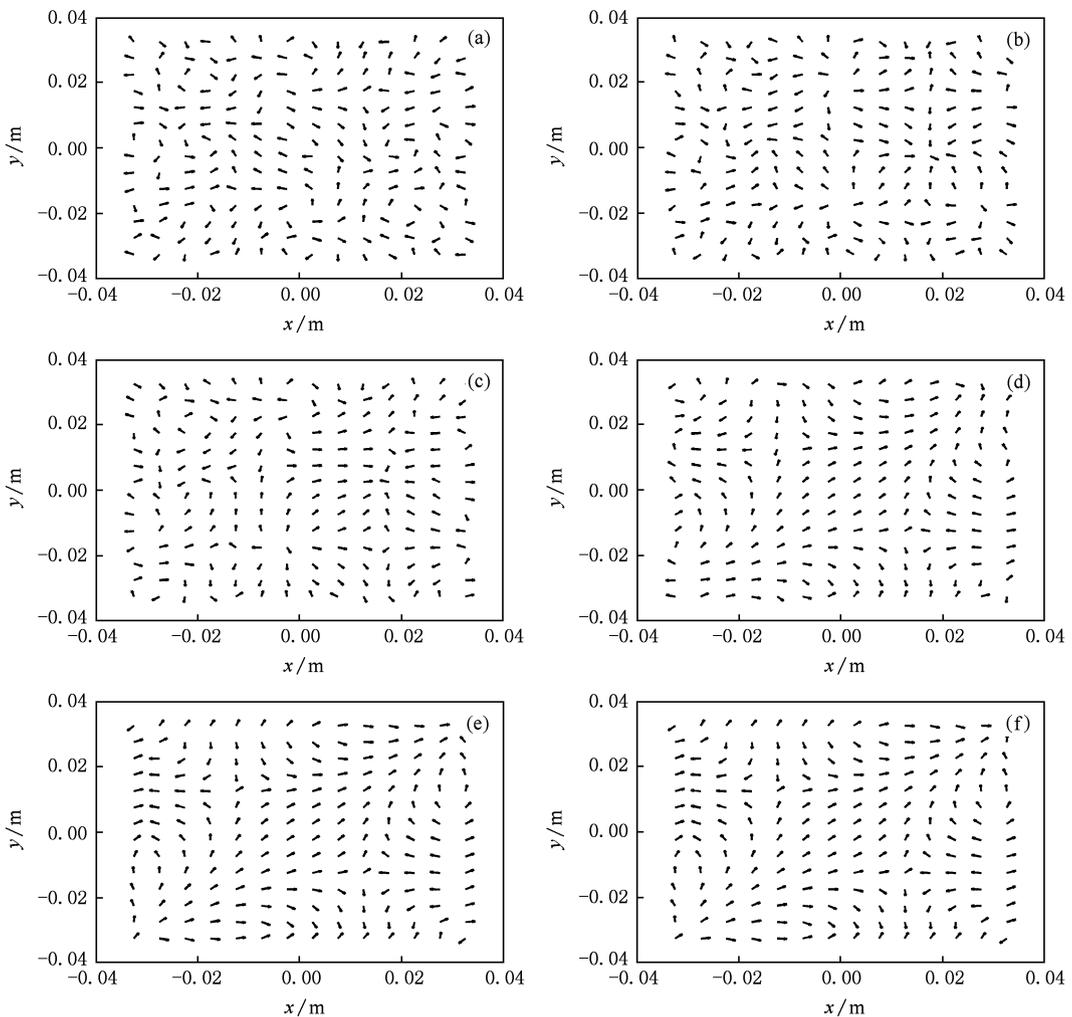


图 9 不同信噪比随机噪声影响下的电流偶极子阵列重建成像 (a) 26.24 dB, (b) 44.09 dB, (c) 63.58 dB, (d) 84.23 dB, (e) 103.88 dB, (f) 123.13 dB

我们研发的 SQUID 心磁图系统的信噪比已经可以达到 80 dB, 但是由于还没有模拟其他种类噪声的影响, 所以暂时无法评估实验室环境下的噪声对电流偶极子阵列成像的影响.

4. 结 论

本文给出了三种磁场的电流偶极子阵列反演

成像情况,这三种磁场分别是:单电流偶极子和电流多偶极子激发的磁场,以及通过 SQUID 实际测得的磁场. 其中,单电流偶极子激发的磁场的反演成像比较规则,偶极子阵列中的电流偶极子取向关于激发源呈对称分布,且离激发源越远,电流偶极子的取向越偏离激发源的方向. 对于电流多极子激发的磁场和实际测得的磁场的反演成像,偶极子阵列中的电流偶极子的取向较不规则,前者是由于磁偶极子和电流四极子修正的影响,后者受影响的原因

较多,但主要的是测量过程中噪声的影响. 所以我们又讨论了两种噪声对成像结果的影响. 这两种噪声分别是均匀噪声和随机噪声. 通过对比不同信噪比下的成像情况,发现在信噪比接近或大于 80 dB 时,这两种噪声对成像效果的影响很小. 但是,由于没有讨论其他种类噪声的影响,在实际测量时,是否信噪比接近或大于 80 dB 时,综合噪声就对成像效果的影响很小,尚有待探索.

- [1] Geselowitz D B 1967 *Biophys. J.* **7** 1
- [2] Geselowitz D B 1988 *Comprehensive Electrocardiography* (Oxford: Pergamon) p181—195
- [3] Zhang Y, Wolters N, Lomparski D 2003 *IEEE Trans. Appl. Supercon.* **13** 3862
- [4] Kosch O, Meindl P, Steinhoff U, Trahms L 2001 *Biomag 2000, Proceeding of the 12th International Conference on Biomagnetism*, Espoo, Finland 2001 p553
- [5] Ma P, Yao K, Xie F X, Zhang S Y, Deng P, He D F, Zhang F, Liu L Y, Nie R J, Wang F R, Wang S Z, Dai Y D 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 224 (in Chinese) [马平、姚坤、谢飞翔、张升原、邓鹏、何东风、张凡、刘乐园、聂瑞娟、王福仁、王守证、戴远东 2002 物理学报 **51** 224]
- [6] Liu X Y, Xie F X, Meng S C, Ma P, Yang T, Nie R J, Wang S Z, Wang F R, Dai Y D 2003 *Acta Phys. Sin.* **52** 2580 (in Chinese) [刘新元、谢飞翔、孟树超、马平、杨涛、聂瑞娟、王守证、王福仁、戴远东 2003 物理学报 **52** 2580]
- [7] Zhao L, Chen G H, Zhang L H, Huang X G, Zhai G J, Li J W, Tang Y L, Feng J 2004 *Acta Phys. Sin.* **53** 4420 (in Chinese) [赵莉、陈庚华、张利华、黄旭光、翟光杰、李俊文、汤玉林、冯稷 2004 物理学报 **53** 4420]
- [8] Liu X Y, Xie B Q, Dai Y D, Wang F R, Li Z Z, Ma P, Xie F X, Yang T, Nie R J 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 1937 (in Chinese) [刘新元、谢柏青、戴远东、王福仁、李壮志、马平、谢飞翔、杨涛、聂瑞娟 2005 物理学报 **54** 1937]
- [9] Lutkenhoner, Lehnertz B K, Hoke M, Pantev C 1991 *Acta Otolaryngol.* **491** 94
- [10] Burghoff M, Stainhoff U, Haberkorn W, Koch H 1997 *IEEE Trans. Appl. Supercon* **7** 3465
- [11] Ramon C, Meyer M G, Nelson A C, Spelman F A, Lamping J 1993 *IEEE Trans. Biomed. Engng.* **40** 317
- [12] Wang J Z, Williamson S J, Kaufman L 1992 *IEEE Trans. Biomed. Engng.* **39** 665
- [13] Hughett P 1995 *Ann. Biomed. Engng.* **23** 506

The reconstruction of cardiac current dipole array based on cardiac magnetic signals and the studies on its relative characteristics *

Wang Qian¹⁾²⁾ Ma Ping^{1)†} Hua Ning²⁾ Lu Hong²⁾ Tang Xue-Zheng²⁾ Tang Fa-Kuan^{2)‡}

1) (Department of Physics, State Key Laboratory for Artificial Microstructure and Mesoscopic Physics, Peking University, Beijing 100871, China)

2) (Department of Cardiology, the 309th Hospital of People's Liberation Army, Beijing 100091, China)

(Received 7 July 2009; revised manuscript received 29 July 2009)

Abstract

Superconducting quantum interference device (SQUID) can detect weak cardiac magnetic signals. By analyzing those detected cardiac magnetic signals can we provide the evidence for the diagnosis of cardiac diseases. In this paper, we reconstruct the cardiac current dipole array using minimum-norm least-squares method (MNLS), thus realize the imaging of equivalent cardiac current sources. In the process of doing inverse computation using MNLS for current dipole array reconstruction, we assume that the cardiac current sources are distributed in a plane layer in human heart and the cardiac magnetic signals needed for inverse computation are obtained with three methods: the simulation based on single current dipole and current multipole models, and the realistic measurements by SQUID. Using the three methods for obtaining the cardiac magnetic signals, we discuss the distributive characteristics of current dipoles from the inverse computation. Besides, we also add the constant noise and random noise to the cardiac magnetic signals and consider their influences on the reconstruction of current dipole array.

Keywords: cardiac magnetic signals, superconducting quantum interference device, current dipole array reconstruction, minimum-norm least-squares method

PACC: 8740, 0650

* Project supported by the State Key Development Program for Basic Research of China (Grant No. 2006CB601007), the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 10674006) and the National High Technology Research and Development Program of China (Grant No. 2007AA03Z238).

† Corresponding author. E-mail: maping@pku.edu.cn

‡ Corresponding author. E-mail: tfk616@yahoo.com.cn