

## 非均匀电磁介质中的等效源重构\*

赵晨 蒋式勤† 石明伟 朱俊杰

(同济大学, 电子与信息工程学院, 上海 201804)

(2013年11月28日收到; 2013年12月26日收到修改稿)

本文提出了一种用于等效源重构的磁场极值信号法. 并通过给定不同的电流偶极子作为信号源, 仿真研究了多腔体心脏磁场模型及非均匀介质情况下等效源重构的精度. 分析了体电导对心脏磁场的影响, 以及磁场极值信号反映的体电导作用. 文中将该方法与其他四种源估计方法: 磁场梯度极值法、Nelder-Mead单纯形算法、信赖域反射算法和粒子群优化算法作了比较. 分析了这些方法的源重构精度和计算所需时间. 结果表明, 这种针对非均匀介质情况提出的心脏磁场逆问题求解方法有一定的实用价值.

**关键词:** 心磁图, 逆问题, 心脏模型, 体电导

**PACS:** 87.85.-d, 87.85.Pq, 87.85.Tu, 87.85.Ng

**DOI:** 10.7498/aps.63.078702

## 1 引言

心脏等效电流偶极子 (equivalent current dipole, ECD) 求解方法的研究目的是提取心脏电活动的有用信息. 从最初的源定位、源估计, 到生物电活动成像方法的研究逐步深入<sup>[1-9]</sup>. 尤其是等效电流偶极子解与心脏-躯干模型相结合的成功应用<sup>[10-16]</sup>. 早期的源定位方法是通过最小化模型产生的磁场图和体表测量的心磁图 (magnetocardiography, MCG) 之间的偏差. Nelder-Mead单纯形法 (Nelder-Mead simplex method, NM)<sup>[17]</sup> 是一种可用来求解心磁逆问题的局部最优化算法<sup>[18]</sup>. 粒子群优化 (particle swarm optimization, PSO) 算法是1995年 Kennedy 等开发的一种演化计算技术<sup>[19]</sup>. 它从随机解出发, 通过迭代寻找全局最优解, 具有精度高、收敛快、易实现等特点. PSO 算法已被多次用于解决脑电活动的源重构问题<sup>[20,21]</sup>. 信赖域反射 (trust region reflective, TRR) 算法是1996年 Coleman 基于内反射 (interior reflective) 牛顿法提出的一种子空间信赖域方法, 用于解决带有简单约

束的非线性函数最小化问题<sup>[22]</sup>. 近年来也被应用于脑的电磁逆问题研究<sup>[23,24]</sup>.

人们用边界元方法 (boundary element method, BEM) 或有限元方法 (finite element method, FEM) 建立了心脏-躯干的边界元或有限元模型, 并研究人体介质对心脏磁场的影响. 在脑电研究中人们发现各向异性的白质电导率对脑电图 (electroencephalography, EEG) 和脑磁图 (magnetoencephalography, MEG) 的源定位精度影响较小, 但对于等效偶极子方向和强度的影响却是明显的<sup>[18]</sup>.

在心脏磁场的正问题研究中, 人们借助核磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 建立了高分辨率的心脏-躯干边界元模型, 并通过仿真实验证明了利用该模型产生的数据可以重现大部分实测心脏磁场的特征<sup>[16,25]</sup>. 但是, 如何量化体电导对测量磁场影响, 提高源重构的精度, 便于临床应用, 仍然是具有挑战性的问题.

本研究中, 我们发现 T 波段心磁信号最大值和最小值只在很少测点出现, 如图 1 所示. 这时心磁

\* 国家自然科学基金 (批准号: 60771030)、国家高技术研究发展计划 (批准号: 2008AA02Z308)、上海市重点基础研究发展计划 (批准号: 08JC1421800)、上海市重点学科建设项目 (批准号: B004)、和信息功能材料国家重点实验室 (中国科学院上海微系统与信息技术研究所) 开放课题和上海市医学图像处理与计算机辅助手术重点实验室开放课题 (批准号: 13DZ2272200-2) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: sqjiang@tongji.edu.cn

图与无限大均匀介质情况下的磁场图不同, 磁场分布不再对称, 磁场强度最大值与最小值的绝对值也不相等. 可以认为, 这是体电导对磁场的作用. 因此, 我们提出了一种根据心磁图最大值和最小值求解ECD的新方法, 并用多腔体心脏磁场模型研究了该方法的有效性. 本研究的有关内容已在2011年第8届国际无创心脑功能源成像研讨会暨第8届国际生物电磁学会议(NFSI & ICBEM 2011)和2012年国际生物医学工程和生物技术会议(ICBEB 2012)中口头报告[26,27].

本文第二部分我们针对心磁图T波测量信号

的特征, 提出了一种ECD重构方法. 第三部分给出了该方法重构ECD的结果. 并用边界元多腔体心脏磁场模型和无限大均匀介质情况下的数值仿真测试了该方法的性能. 此外, 我们还将该方法与另外四种源估计方法: 极值法、NM, TRR和PSO作了比较. 分析了这些方法的源重构精度和计算所需时间. 目的是说明该方法和磁场梯度极值法对于非均匀介质的磁场有较好的源重构结果. 文中还讨论了体电导对心脏磁场的影响, 以及磁场极值信号反映的体电导作用.

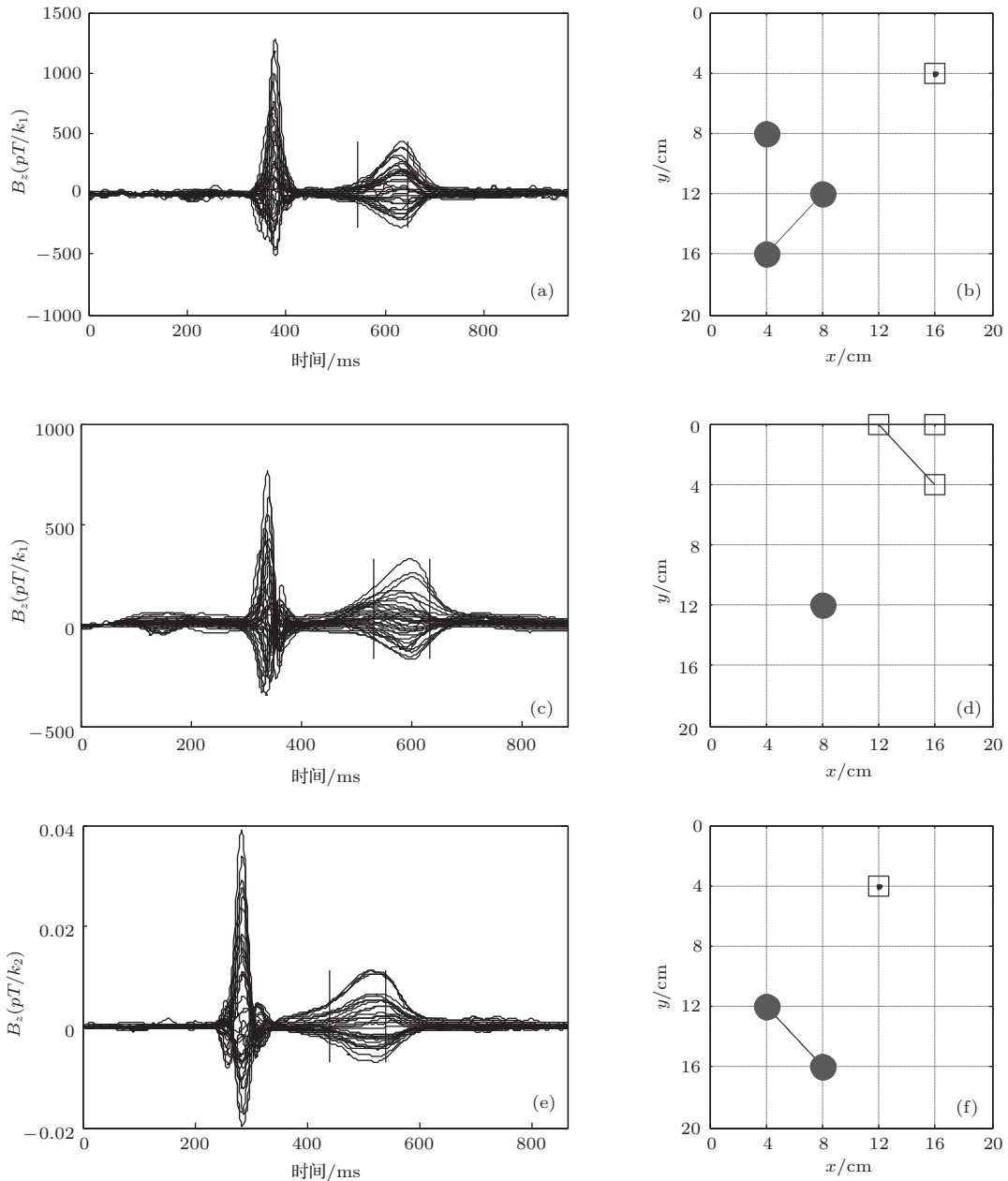


图1 心磁测量信号及其T波100 ms中极值点位置的变化 (a), (c), (e) 36通道MCG测量信号及T波100 ms区间 ( $k_1$  和  $k_2$  是不同的缩放系数); (b), (d), (f) T波100 ms中极值点位置的变化 (黑色圆点是最大值, 白色方块是最小值)

## 2 方 法

### 2.1 等效源重构的磁场极值信号法

根据 Biot-Savart 定律, 电流密度  $\mathbf{J}(\mathbf{r}') = \mathbf{J}^i(\mathbf{r}') + \sigma \mathbf{E}$  产生的磁感应强度在准静态近似条件下可表示为<sup>[28]</sup>

$$\begin{aligned} \mathbf{B}(\mathbf{r}) &= \frac{\mu_0}{4\pi} \int_G (\mathbf{J}^i(\mathbf{r}') + \sigma \mathbf{E}) \times \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dv' \\ &= \frac{\mu_0}{4\pi} \int_G \mathbf{J}^i(\mathbf{r}') \times \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dv' \\ &\quad + \frac{\mu_0}{4\pi} \int_G \sigma \mathbf{E} \times \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dv' \\ &= \mathbf{B}_\infty(\mathbf{r}) + \mathbf{B}_{\sigma E}(\mathbf{r}), \end{aligned} \quad (1)$$

其中,  $\mathbf{B}_\infty$  表示电流密度  $\mathbf{J}^i$  在无限大均匀介质中产生的磁感应强度.  $\mathbf{r}$  和  $\mathbf{r}'$  分别为场点和源点的位置向量.  $\mathbf{B}_{\sigma E}$  表示由欧姆电流  $\sigma \mathbf{E}$  所产生的磁感应强度.  $\sigma$  表示心脏-躯干的常数电导率.  $\mathbf{E}$  表示电场强度.  $\mu_0$  表示真空磁导率.

当用多通道超导量子干涉器 (superconducting quantum interference device, SQUID) 测量垂直于人体胸腔表面的磁场信号. 假设测量平面与笛卡尔坐标系的  $XOY$  平面重合. 无限大均匀介质中  $\mathbf{B}_\infty(\mathbf{r})$  的  $Z$  方向分量可表示为<sup>[11,28]</sup>

$$\begin{aligned} B_z(x, y) &= \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{(y - y_0) Q_x - (x - x_0) Q_y}{((x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + z_0^2)^{3/2}}, \end{aligned} \quad (2)$$

其中,  $(x_0, y_0, z_0)$  为 ECD 的空间坐标.  $Q_x$  和  $Q_y$  表示 ECD 偶极矩  $\mathbf{Q}$  的  $X$  和  $Y$  分量.

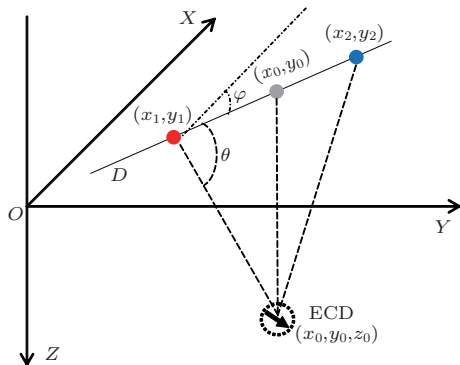


图2 ECD 与测量平面上磁感应强度最大值和最小值位置的示意图

ECD 的位置  $(x_0, y_0, z_0)$  与测量平面上磁感应强度最大值  $B_{z \max}$  位置  $(x_1, y_1, 0)$  和最小值  $B_{z \min}$

位置  $(x_2, y_2, 0)$  间的关系如图 2 所示. 图中测量平面上磁感应强度最大值的位置  $(x_1, y_1, 0)$  与最小值的位置  $(x_2, y_2, 0)$  的连线为  $D$ . 它与  $X$  轴的夹角为  $\varphi$ .  $D$  与最大值位置  $(x_1, y_1, 0)$  到偶极子位置  $(x_0, y_0, z_0)$  的夹角为  $\theta$ . 由图可得

$$x_0 = x_1 + z_0 \frac{\cos \varphi}{\tan \theta} \operatorname{sgn}(x_2 - x_1), \quad (3)$$

$$y_0 = y_1 + z_0 \frac{\sin \varphi}{\tan \theta} \operatorname{sgn}(y_2 - y_1), \quad (4)$$

$$\begin{aligned} |Q| &= \frac{Q_x}{\sin \varphi} \operatorname{sgn}(y_1 - y_2) \\ &= \frac{Q_y}{\cos \varphi} \operatorname{sgn}(x_2 - x_1), \end{aligned} \quad (5)$$

$$\theta = \arcsin \frac{\sqrt{6}}{3}. \quad (6)$$

因为

$$B_{z \max} = B_z(x_1, y_1) = \frac{\mu_0 |Q|}{6\sqrt{3}\pi z_0^2}, \quad (7)$$

测量平面上任意点  $(x', y') \in D$  的  $Z$  方向磁感应强度可表示为

$$\begin{aligned} B_z(x', y') &= B_{z \max} \frac{3\sqrt{3}z_0^2}{2} \left( \frac{z_0}{\sqrt{2}} - (y' - y_1) \sin \varphi \right. \\ &\quad \left. - (x' - x_1) \cos \varphi \right) \\ &\quad \times \left( (x' - x_1)^2 + (y' - y_1)^2 \right. \\ &\quad \left. - \sqrt{2}z_0((x' - x_1) \cos \varphi \right. \\ &\quad \left. + (y' - y_1) \sin \varphi) + \frac{3}{2}z_0^2 \right)^{-3/2}. \end{aligned} \quad (8)$$

ECD 的坐标  $(x_0, y_0, z_0)$  及偶极矩  $\mathbf{Q}$  在  $XOY$  平面的投影  $(Q_x, Q_y)$  满足 (3) 到 (8) 式, 但是不能够直接解方程组, 我们采用数值计算的方法解决此问题. 从测量平面上磁感应强度最大值  $B_{z \max}$  的位置  $(x_1, y_1, 0)$  开始, 沿直线  $D$  可以搜索到同时满足 (3) 到 (8) 式的点  $(x_0, y_0, 0)$ , 并解出  $z_0, Q_x$  和  $Q_y$ . 同理, 当测量信号中仅包含最小值  $B_{z \min}$  时, 也可用类似的方法求解源参数. (8) 式是非线性方程, 可以得到两组解. 我们可以根据偶极子深度  $z_0$  的取值范围选择合理的解.

### 2.2 体电导对心脏磁场的影响

用多通道 SQUID 测量到的正常人的 T 波心磁图通常是双极的. 图 3(a) 中的最大和最小值不相等, 与 ECD 在无限大均匀介质中产生的对称分布的磁场图有较大差别. 可以认为, 是个体心脏组织结构和体电导率的差别, 使得心磁图中磁感应强度的最大值与最小值不同. 由图 3 可知, 假设心磁图

是双极的, (1) 式中的  $B_{\sigma E}$  的  $Z$  方向分量  $B_{z\sigma E}$  可表示为

$$\begin{aligned} B_{z\sigma E} &= |B_{z\max}| - \frac{1}{2}(|B_{z\max}| + |B_{z\min}|) \\ &= \frac{1}{2}(|B_{z\max}| - |B_{z\min}|) \\ &= \frac{1}{2}(B_{z\max} + B_{z\min}). \end{aligned} \quad (9)$$

也就是说, 可以将测量心磁图的最大值或最小值减去  $B_{z\sigma E}$ , 再按照磁场最大和最小值相等的情况求解 ECD. 这样, 2.1 节中的求解过程被简化, 直接求最大值点和最小值点连线中点即可. 这种方法只需使用少量测点的数据 (最大值和最小值) 即可重构 ECD, 相对于使用多通道数据的优化方法来说, 计算耗时明显减少.

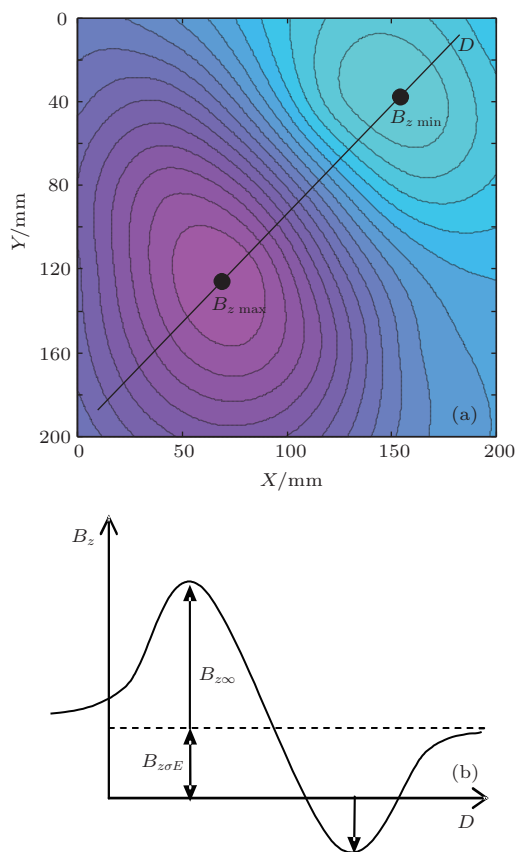


图3 (a) 双极心磁图, 其中直线  $D$  为磁感应强度最大值  $B_{z\max}$  和最小值  $B_{z\min}$  的连线; (b) 磁感应强度  $B_z$  沿直线  $D$  变化, 其中  $B_{z\infty}$  是电流密度在无限大均匀介质中产生的磁感应强度  $B_{\infty}$  的  $Z$  分量,  $B_{z\sigma E}$  是欧姆电流产生的磁感应强度  $B_{\sigma E}$  的  $Z$  分量

### 3 结果

我们在无限大均匀介质和多腔体心脏-躯干模型的基础上, 仿真研究了这种源重构方法 (下文中“最值法”) 的能力. 并与另外四种方法: 极值法、

NM, TRR 和 PSO, 比较了它们源定位的精度和计算时间. 其中, 极值法是一种用梯度极值信号进行源重构的方法 [9]. 后三种是对多通道测量数据进行最小二乘拟合的优化方法. 本研究中, 磁场测量平面大小为  $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ , 测点呈  $6 \times 6$  阵列排列. 最值法和极值法对测量数据采用同样的三次样条插值.

#### 3.1 无限大均匀介质

本研究中, 将心脏范围内随机产生的电流偶极子作为磁场信号源, 并用五种方法比较了无限大均匀介质情况下 ECD 重构的结果. 目的是分析这五种方法源重构结果的平均误差和计算耗时. 由图 4 可见, 这五种方法的源定位误差都不到 1 cm, 相比之下 NM, TRR 和 PSO 的定位精度略高, 偶极矩误差较小, 但计算时间明显较长, 最值法和极值法的计算耗时相对较小, 但均方根误差明显较大. 这说明测量磁场有可能受到了欧姆电流的影响.

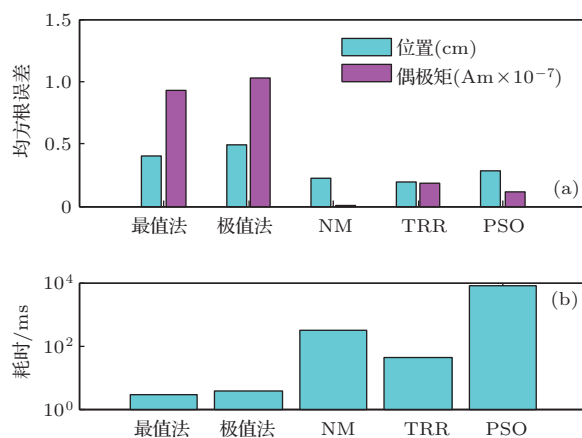


图4 无限大均匀介质情况下五种方法源重构的结果 (a) 位置和偶极矩的误差; (b) 计算耗时

#### 3.2 多腔体心脏磁场模型

图 5 是用心脏 MRI 数据建立的多腔体心脏磁场边界元模型的示意图 [16], 该模型包括心脏的左、右心房和左、右心室. 电导率分别为: 心腔内  $0.6\text{ S/m}$ , 心肌  $0.0537\text{ S/m}$ , 躯干  $0.216\text{ S/m}$ .

我们用心肌范围内随机产生的电流偶极子作为磁场信号源, 并用五种方法比较了采用分块均匀多腔体心脏模型的 ECD 重构结果. 如图 6 所示, 五种方法重构的偶极矩误差都较大, 定位误差相对无限大介质情况也有所增大. 但前两种方法的定位精

度高于后三种, 计算速度也远高于其他几种方法.

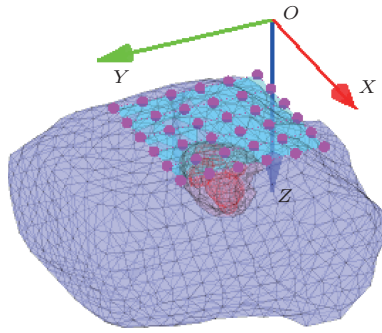


图5 多腔体心脏磁场模型及磁场测量平面示意图

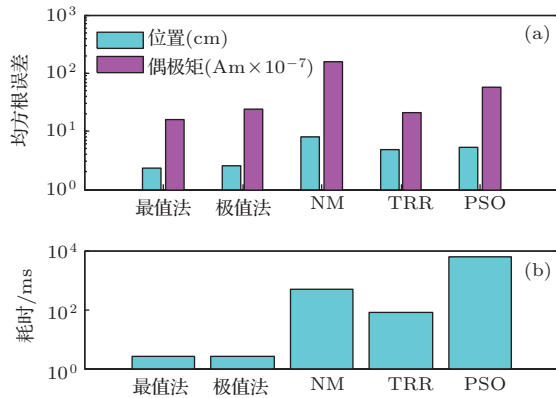


图6 用多腔体模型时五种方法的源重构结果 (a) 位置和偶极矩的误差; (b) 计算耗时

## 4 讨论与结论

由图4和图6五种源重构方法仿真结果比较可见, 相比无限大均匀介质的情况, 用多腔体心脏磁场模型时重构源的位置和偶极矩误差明显增大. 这说明体电导对心脏磁场的作用是明显的. 前两种方法能够根据磁场最大值和最小值的变化, 减少重构电流偶极子的位置和偶极矩误差, 因此, 在源重构精度和计算耗时方面是有优势的. 最值法和极值法的源重构误差和计算耗时差别不大. 这两种方法存在源定位误差和偶极矩误差的主要原因是实际测量到的心磁图最大值和最小值往往与实际情况有偏差, 其大小取决于相邻两个测点的间距. 测量数据的插值也可能引起磁场边缘数据变化异常.

总而言之, 心磁图的临床应用需要有一种或多种有效的源重构方法. 无论是用于源定位, 还是用于源重构和心脏电活动的可视化, 源重构的精度和计算耗时都需要考虑. 本文提出的重构等效电流偶极子的最值法可用于个体电导率有差别或电导率

不确定的情况. 但是, 这种方法要求尽可能准确地测量到心脏磁场的最大和最小值信号. 此外, 心脏电活动的成像需要采用重构多个等效源的方法. 本方法还需要通过临床试验进一步取得统计分析的数据.

本文作者感谢张懿教授、谢晓明教授及其团队、王乐民教授、罗明教授、权微微医生和李文生医生为本研究提供的帮助. 感谢中科院上海微系统所和上海瑞金医院对本研究的大力支持. 感谢王伟远博士和顾嘉期硕士在本研究前期工作中做出的贡献.

## 参考文献

- [1] Bruder H, Killmann R, Moshage W, Weismuller P, Achenbach S, Bommel F 1994 *Phys. Med. Biol.* **39** 655
- [2] Sekihara K, Nagarajan S S, Poeppel D, Marantz A, Miyashita Y 2001 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **48** 760
- [3] Kim K, Lee Y H, Kwon H, Kim J M, Bae J H 2006 *Comput. Biol. Med.* **36** 253
- [4] Im U Bin, Kwon S S, Kim K, Lee Y H, Park Y K, Youn C H, Shim E B 2008 *Prog. Biophys. Mol. Biol.* **96** 339
- [5] Jazbinsek V, Kosch O, Steinhoff U, Trontelj Z, Trahms L 2001 *Biomed. Tech. Eng.* **46** 141
- [6] Wang Q, Ma P, Lu H, Tang X Z, Hua N, Tang F K 2009 *Chin. Phys. B* **18** 5566
- [7] Bing L, Wang W Y, Wang Y L, Jiang S Q 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 118703 (in Chinese)[邴璐, 王伟远, 王永良, 蒋式勤 2013 物理学报 **62** 118703]
- [8] Wang W Y, Zhao C, Lin Y Z, Zhang S L, Xie X M, Jiang S Q 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 148703 (in Chinese)[王伟远, 赵晨, 林玉章, 张树林, 谢晓明, 蒋式勤 2013 物理学报 **62** 148703]
- [9] Zhu J J, Jiang S Q, Wang W Y, Zhao C, Wu Y H, Luo M, Quan W W 2013 *Chinese Phys. B* (in press)
- [10] Purcell C J, Stroink G 1991 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **38** 82
- [11] Nenonen J, Purcell C J, Horacek B M, Stroink G, Katila T 1991 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **38** 658
- [12] Ramon C, Casem M 1999 *Phys. Med. Biol.* **44** 2551
- [13] Haueisen J, Schreiber J, Brauer H, Knosche T R 2002 *IEEE Trans. Magn.* **38** 1045
- [14] He B, Li G, Zhang X 2003 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **50** 1190
- [15] Shou G, Xia L, Jiang M, Dou J 2011 *IEEE Trans. Magn.* **47** 2224
- [16] Zhu J J, Jiang S Q, Wang W Y, Zhao C, Wang Y L, Li W S, Quan W W 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 058703 (in Chinese) [朱俊杰, 蒋式勤, 王伟远, 赵晨, 王永良, 李文生, 权薇薇 2014 物理学报 **63** 058703]
- [17] Nelder J A, Mead R 1965 *Comput. J.* **7** 308
- [18] Gullmar D, Haueisen J, Reichenbach J R 2010 *Neuroimage* **51** 145

- [19] Kennedy J, Eberhart R 1995 *Proceedings of ICNN'95-International Conference on Neural Networks* (Vol. 4) Perth, Australia, November 27, 1995—December 1, 1996 p1942
- [20] Ahirwal M K, Kumar A, Singh G K 2013 *Swarm Evol. Comput.* **300** 1
- [21] Shirvany Y, Edelvik F, Jakobsson S, Hedström A, Persson M 2013 *Appl. Soft Comput.* **13** 2515
- [22] Coleman T F, Li Y 1996 *SIAM J. Optim.* **6** 418
- [23] Irimia A 2005 *J. Phys. A. Math. Gen.* **38** 8123
- [24] Bucker H M, Beucker R, Rupp A 2008 *SIAM J. Sci. Comput.* **30** 2905
- [25] Czapski P, Ramon C, Hauelsen J, Huntsman L L, Nowak H, Bardy G H, Leder U, Yongmin K, Kim Y 1998 *Biomed. Eng. IEEE Trans.* **45** 1313
- [26] Jiang S, Shi M 2011 *2011 8th International Symposium on Noninvasive Functional Source Imaging of the Brain and Heart and the 2011 8th International Conference on Bioelectromagnetism Banff*, Canada, May 13—16, 2011 p35
- [27] Zhao C, Zhang W, Jiang S 2012 *2012 International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology Macao, China*, May 28—30, 2012 p897
- [28] Sarvas J 1987 *Phys. Med. Biol.* **32** 11

## Equivalent source reconstruction in inhomogeneous electromagnetic media\*

Zhao Chen Jiang Shi-Qin<sup>†</sup> Shi Ming-Wei Zhu Jun-Jie

(School of Electronics and Information Engineering, Tongji University, Shanghai 201804, China)

( Received 28 November 2013; revised manuscript received 26 December 2013 )

### Abstract

In this paper, a method that uses magnetic extreme signals for equivalent source reconstruction is presented. Through simulation of specific current dipoles given as the sources of magnetic field signals, the feasibility of a multi-chamber heart model is investigated and the accuracy analysis of equivalent source reconstruction in inhomogeneous media is conducted. The magnitude of the magnetic extreme signals is indicative of the influence of volume conductor on the cardiac magnetic field is analyzed. The method is compared with other four methods which are the method of magnetic gradient extreme signals, the Nelder-Mead algorithm, the trust region reflective algorithm, and the particle swarm optimization algorithm against the criteria in terms of accuracy of source reconstruction and computation time of the algorithm. Results show that the method is practically useful for solving inverse cardiac magnetic field problems.

**Keywords:** magnetocardiography, inverse problem, heart model, volume conductor

**PACS:** 87.85.-d, 87.85.Pq, 87.85.Tu, 87.85.Ng

**DOI:** 10.7498/aps.63.078702

\* Project supported in part by the National Natural Science Foundation of China (Grant No 60771030), the National High Technology Research and Development Program of China (Grant No 2008AA02Z308), the Shanghai Science and Technology Development Foundation, China (Grant No 08JC1421800), the Shanghai Leading Academic Discipline Project (Grant No B004), the Open Project of State Key Laboratory of Function Materials for Information (Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, Chinese Academy of Sciences), and the Key Laboratory of Medical Imaging Computing and Computer Assisted Intervention of Shanghai (Grant No. 13DZ2272200-2).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: [sqjiang@tongji.edu.cn](mailto:sqjiang@tongji.edu.cn)