

## 多腔体心脏磁场模型的研究与应用\*

朱俊杰<sup>1)</sup> 蒋式勤<sup>1)†</sup> 王伟远<sup>1)</sup> 赵晨<sup>1)</sup> 王永良<sup>2)</sup> 李文生<sup>3)</sup> 权薇薇<sup>4)</sup>

1)(同济大学电子与信息工程学院, 控制科学与控制工程系, 上海 201804)

2)(中国科学院上海微系统与信息技术研究所, 上海 200050)

3)(复旦大学上海医学院数字医学研究中心, 上海市医学图像处理与计算机辅助手术重点实验室, 上海 200032)

4)(瑞金医院心内科, 上海交通大学医学院, 上海 200025)

(2013年10月28日收到; 2013年12月20日收到修改稿)

利用核磁共振图像 (MRI) 中提取的人体和心脏边界, 根据边界元方法 (BEM) 建立了一个考虑左、右心房和心室的多腔体心脏磁场模型. 分析了用该模型得到的 36 通道心脏磁场数据和特定时刻的磁场图. 并在此基础上, 研究了完全性右束支传导阻滞 (CRBBB) 和完全性左束支传导阻滞 (CLBBB) 病人 ST-T 段的心脏电活动. 结果显示, 用移动单电流偶极子模拟的单束支电兴奋传导所产生的磁场图与用超导量子干涉器 (SQUID) 测量的 CRBBB/CLBBB 病人数据绘制的心脏复极时的心磁图 (MCG) 十分相似. 结果表明, 该多腔体心脏 BEM 模型可用于 CLBBB/CRBBB 病人心脏磁场逆问题的研究. 此外, 文中给出了两个评价指标: 测量平面上多腔体与单腔体的心脏磁场强度极大值之比, 以及两种模型的 36 个测量点上磁场强度均方根之比. 分析表明, 多腔体心脏模型更贴近人体心脏的实际情况. 该模型中心脏组织电导率参数的取值, 以及等效电流偶极子的位置和个数决定了磁场的强度和分布.

**关键词:** 边界元模型, 心磁图, 心脏电活动, 左、右束支传导阻滞

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

**DOI:** 10.7498/aps.63.058703

## 1 引言

目前, 利用超导量子干涉器 (superconducting quantum interference device, SQUID) 测量技术, 通过无创的、非接触的且无外加激励的方式, 可以测量到人体胸腔表面微弱的磁感应信号, 并用心磁图 (magnetocardiography, MCG) 表示. 其目的是通过心脏外部的磁场信号获取心脏内部电活动的信息, 探索早期诊断心脏疾病, 以及可视化心脏电活动的新方法.

MCG 研究涉及心脏磁场的正问题与逆问题. 心磁正问题包括人体躯干-心脏的建模, 以及分布源产生磁场的求解; 心磁逆问题则是用心磁检测

数据反演产生该磁场的源分布. 人体心脏模型是研究心脏磁场问题的关键. 目前, 这种模型的建立通常是根据人体解剖学和心脏电生理学, 采用有限元法 (finite element method, FEM)、边界元法 (boundary element method, BEM)、有限体元法 (finite volume method, FVM) 等. 其中, BEM 方法可以在保持较高计算精度的基础上, 极大地减少计算量, 因此, 在心脏磁场研究中得到了广泛应用.

躯干-心脏模型最早用于心电研究. 1983 年 Gulrajani 和 Mailloux 建立了一个包含心室内血块、肺, 以及骨骼肌肉层的躯干模型<sup>[1]</sup>. 1999 年 Plonsey 指出, 心脏电活动过程中, 传导介质和器官边界对体表测量到的电位有很大影响, 因此, 确定传导介质和器官的边界对心电研究十分重要<sup>[2]</sup>. 心

\* 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)、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

脏磁场传导介质根据复杂程度的不同,可分为无穷大均匀介质、有界均匀介质和有界非均匀介质<sup>[3]</sup>.

MCG的早期研究中, Geselowitz等推导了心脏内部电流源与产生磁场的关系<sup>[4,5]</sup>. 1987年, Sarvas在此基础上给出了准静态条件下非均匀介质中对称导体内、外磁场的基本方程, 并指出, 对称体积中的电导率对外部磁场没有贡献<sup>[6]</sup>. 1991年, Nenonen等用移动单电流偶极子对10例WPW综合症(Wolff-Parkinson-White syndrome, WPW)病人心室过早兴奋的位置定位时, 使用了人体躯干的BEM模型, 考虑了人体躯干和心脏的边界. 结果显示, 该模型对定位精度起到了改进的作用<sup>[7]</sup>. 1998年, Czapski和Ramon用核磁共振图像(magnetic resonance imaging, MRI)的解剖信息建立了一个高分辨率的躯干-心脏BEM模型, 并用该模型产生的数据与实测心磁图数据进行了比较. 结果说明, 实测心脏磁场的大部分特征可以用仿真数据合理地表示<sup>[8,9]</sup>. 同年, Fischer等用同心球BEM模型的计算结果与解析解的结果进行了比较, 验证了该方法的有效性<sup>[10]</sup>. 同年, Purcell等研究了人体器官边界对电流偶极子产生的电势及磁场的影响, 他们所用模型中包含了躯干、肺及腔内血液. 研究表明, 边界对人体表面磁场强度的大小具有较大影响, 但对其分布形态(topology)影响不大<sup>[11]</sup>. 2002年, Haueisen等研究了BEM模型对心脏内部不同深度及区域中电流偶极子源定位的影响. 他们所用模型包含躯干、肺及左右心室. 研究表明, 这种BEM模型有较好的定位效果. 但是, 从电生理学和解剖学的角度来看, 还需进一步研究BEM模型对源重构的影响<sup>[12]</sup>. 2007年, Stenroos等人开发了一个基于准静态容积导体BEM模型的Matlab软件包<sup>[13]</sup>, 并用该软件研究了心脏组织中的传导问题, 给出了基于边界的躯干-心脏磁场传导的计算公式.

早期关于人体电导率的研究指出, 人体器官的电导率是变化的, 因此, 躯干-心脏BEM模型中器官电导率通常是一定区间内的值. 1943年Kaufman等研究结果给出心脏电导率的最大值是0.483 S/m<sup>[14]</sup>; 1996年Gabriel等研究心脏电导率最小值的结果是0.0537 S/m<sup>[15]</sup>. 1943年Burger等研究人体躯干电导率最大值的结果是0.241 S/m<sup>[16]</sup>, 1963年Rush等得到的最小值结果是0.216 S/m<sup>[17]</sup>. 2010年Keller等研究结果表明, 人体躯干的电导率的典型值为0.216 S/m, 心脏电导率典型值为0.0537 S/m<sup>[18]</sup>.

1995年Malmivuo等, 以及1996年Czapski等研究了人体各器官组织的电导率, 以及心脏四个腔体的电导率<sup>[3,19,20]</sup>. 早期的参考文献指出, 心脏内部四个腔体, 即心室和心房, 内部充满血液时的电导率为0.4—1.0 S/m, 通常取0.4或0.7 S/m<sup>[21,22]</sup>.

上述种种研究说明, 边界元方法在建立人体躯干-心脏模型时被普遍采用, 其中, 组织边界和电导率对体外磁场的影响是近似的. 多个腔体的心脏磁场BEM模型研究相对较少, 有考虑左、右心室的研究的报告, 其电导率的取值范围大致为: 心脏0.0537—0.483 S/m, 躯干0.216—0.241 S/m, 心室内电导率0.4—1.0 S/m<sup>[12]</sup>. 由于电导率不同, 以及模型复杂程度不同, 上述文献中对其模型效果的评价也不完全相同.

本文研究了一种从人体MRI图像中提取躯干及心脏边界的方法, 并用边界元方法建立了一个包括左、右心房和心室的多腔体躯干-心脏模型, 其中未考虑影响相对较小的肺的作用. 利用该模型, 我们还研究了完全性右束支传导阻滞(complete right bundle branch block, CRBBB)和完全性左束支传导阻滞(complete left bundle branch block, CLBBB)病人的心脏电活动. 分析了电流偶极子位于心脏不同位置, 以及心脏电导率不同情况时产生的磁场, 比较了仿真结果和实测MCG数据的磁场图和电流偶极子位移的差别. 并且模拟了心脏单束支的兴奋传导, 与实测CLBBB/CRBBB病人复极期间的磁场图进行了比较. 研究结果表明, 两者磁场图的正负极分布非常相似, 因此, 该模型是有效的. 同时也说明, 心磁源重构的结果可以反映CLBBB/CRBBB病人复极期间的心脏电活动.

## 2 方 法

### 2.1 非均匀介质有界导体的电磁场方程

1987年Sarvas给出了可用于生物磁场研究的非均匀介质下的电磁场方程. 空间磁场 $\mathbf{B}(\mathbf{r})$ 可用关于电流密度 $\mathbf{J}^i$ 的积分方程表示<sup>[4]</sup>为

$$\begin{aligned} \mathbf{B}(\mathbf{r}) &= \frac{\mu_0}{4\pi} \int_G \mathbf{J}^i(\mathbf{r}') \times \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dV' \\ &\quad - \frac{\mu_0}{4\pi} \sum_{j=1}^K (\sigma'_j - \sigma''_j) \int_{S_j} \mathbf{V}(\mathbf{r}') \mathbf{n}(\mathbf{r}') \\ &\quad \times \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dS_j \\ &= \mathbf{B}_0(\mathbf{r}) + \mathbf{B}_{\text{vol}}(\mathbf{r}), \end{aligned} \quad (1)$$

其中,  $\mathbf{r}'$  表示电流密度  $\mathbf{J}^i$  的位置.  $G$  为非均匀介质的有界导体. 边界面  $S_j, j = 1, \dots, K$ , 把  $G$  分为内部电导率  $\sigma = \sigma_j$  的  $n$  个子区域  $G_j, j = 1, \dots, K$ .  $V$  为边界面上的电位.  $\sigma'_j$  和  $\sigma''_j$  分别表示  $S_j$  内部和外部的电导率.  $\mathbf{n}$  是边界面  $\partial G_j$  上的单位外法线向量.  $\mathbf{B}_0(\mathbf{r})$  是  $\mathbf{J}^i$  在均匀空间中  $\mathbf{r}$  点产生的磁场,  $\mathbf{B}_{\text{vol}}$  为容积电流产生的磁场.  $\mu_0$  为真空磁导率.

1971年, Vladimirov 给出了计算有界导体上电位  $V$  的积分方程<sup>[23]</sup>

$$\mathbf{V}(\mathbf{r}) = \frac{2\sigma}{\sigma'_k + \sigma''_k} \mathbf{V}_0(\mathbf{r}) - \sum_{j=1}^n \frac{(\sigma'_j - \sigma''_j)}{2\pi(\sigma'_k + \sigma''_k)} \times \int_{S_j} \mathbf{V}(\mathbf{r}') \mathbf{n}(\mathbf{r}') \cdot \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dS_j, \quad (2)$$

其中,  $\sigma$  为  $\mathbf{J}^i$  所在区域的电导率,  $\mathbf{V}_0$  为无穷大均匀介质中源电流密度在边界上  $\mathbf{r}$  点产生的电位.

### 2.2 躯干-心脏边界的提取

我们从MRI中提取了人体躯干及心脏内部四个腔体的边界信息, 即将人体冠状面的MRI图像分成若干层, 可以得到每一层的躯干、心脏及其四个腔体的边界曲线, 它由若干节点组成. 如, 第六层中躯干的节点数为63个, 心脏的节点数为34个, 四个腔体的节点数共计69个. 图1是MRI图像第四层的心脏边界提取方法示意图.

我们将整个人体躯干分为10层, 共741个节点. 心脏分9层, 254个节点. 心脏内部四个腔体分别是33, 60, 128和97个节点. 相对几何体构造的边界而言, 从MRI图像中提取的器官边界更加符合人体电生理学与人体解剖学原理, 因此, 通过边界元方法计算得到的心脏磁场更接近实际情况.

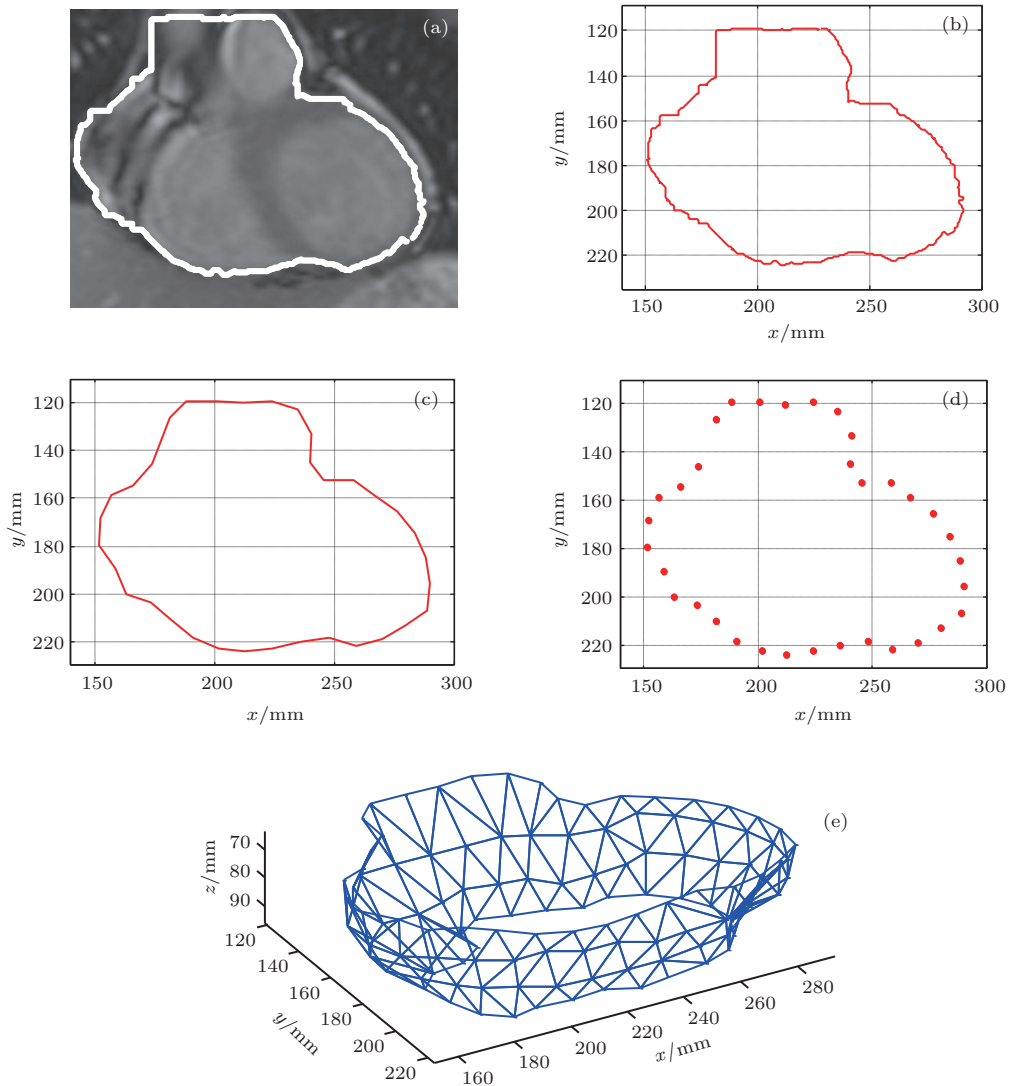


图1 MRI冠状面的心脏边界提取示意图 (a) 心脏MRI; (b) 提取边界闭合曲线; (c) 曲线平滑处理; (d) 节点对应的空间坐标; (e) 该层节点与相邻层组成的三角形单元

### 2.3 人体-心脏的多腔体边界元模型

四个腔体的人体-心脏BEM模型需要考虑多个腔体对心脏电活动产生磁场的影响, 比单腔体模型复杂, 但是, 建立BEM模型的原理大致相同 [24-26].

#### 2.3.1 计算分布电流源产生的磁场

边界元方法是一种求解积分方程的数值方法. 用BEM建立四个腔体的人体-心脏BEM模型, 需要分别计算(2)式中每个腔体边界面 $S_j$ 上的电位, 以及(1)式中的磁场. 人体-心脏模型中所有的边界面上的电位与分布电流密度的关系可用矩阵形式表示 [13,27] 为

$$\mathbf{V} = \mathbf{T}_v \mathbf{V}_0 = \mathbf{T}_v \mathbf{T}_{j \rightarrow v} \mathbf{Q}, \quad (3)$$

其中,  $\mathbf{V}_0$  是无穷大均匀介质边界面上的电位,  $\mathbf{T}_v$  是计算边界面上电位的传递矩阵.  $\mathbf{T}_{j \rightarrow v}$  是计算无穷

大均匀介质边界面上电位  $\mathbf{V}_0$  的传递矩阵.  $\mathbf{Q}$  为分布电流源的偶极矩. 空间  $\mathbf{r}$  点的磁场强度 [13]

$$\begin{aligned} \mathbf{B}(\mathbf{r}) &= \mathbf{B}_0(\mathbf{r}) + \mathbf{B}_{V_{01}}(\mathbf{r}) = \mathbf{T}_{j \rightarrow b} \mathbf{Q} + \mathbf{T}_{v \rightarrow b} \mathbf{V} \\ &= (\mathbf{T}_{j \rightarrow b} + \mathbf{T}_{v \rightarrow b} \mathbf{T}_v \mathbf{T}_{j \rightarrow v}) \mathbf{Q} = \mathbf{L} \mathbf{Q}, \quad (4) \end{aligned}$$

其中,  $\mathbf{L}$  为导联场矩阵.  $\mathbf{T}_{v \rightarrow b}$ ,  $\mathbf{T}_{j \rightarrow b}$ ,  $\mathbf{T}_v$  和  $\mathbf{T}_{j \rightarrow v}$  矩阵由人体-心脏BEM模型计算得到. 空间磁场强度与  $\mathbf{L}$  参数中所包含的人体躯干和心脏边界内外电导率的大小有关.

#### 2.3.2 人体-心脏多腔体BEM模型

人体躯干-心脏多腔体BEM模型如图2所示.

图2模型中用蓝色表示躯干, 浅红色表示心脏, 深红色为四个腔体. 其中, 躯干部分由1479个三角形单元组成, 心脏由504个三角形单元组成, 四个腔体分别由62, 115, 252和190个三角形单元组成.

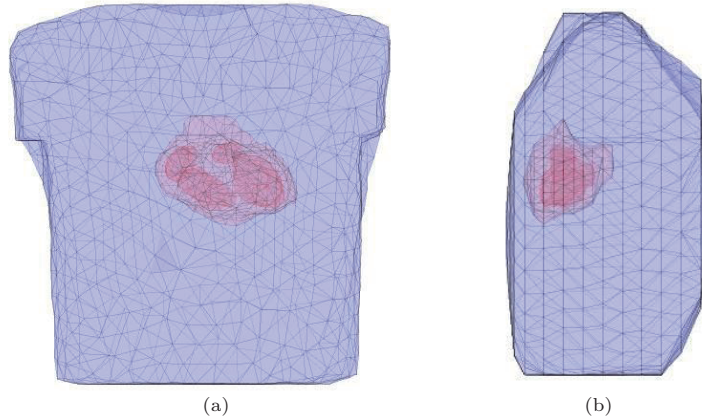


图2 (网刊彩色) 人体-心脏多腔体BEM模型 (a) 正面; (b) 左侧面

## 3 仿真实验

本研究中用两个技术指标评价了多腔体BEM模型的作用, 组织电导率对磁场强度的影响, 以及BEM模型中单个电流偶极子的位置与产生磁场的关系等. 仿真中, 测量平面为坐标系的XOY平面, 测量平面向下是Z轴的正方向, 躯干-心脏BEM模型为卧姿. 36个磁信号测量点以6×6阵列分布在20 cm×20 cm的测量平面上.

### 3.1 多腔体BEM模型的评价指标

1) 多腔体与单腔体心脏磁场极大值之比:

$$k_1(\sigma_j) = B_{z1 \max}(\sigma_j) / B_{z0 \max}(\sigma_j). \quad (5)$$

2) 多腔体与单腔体心脏磁场在36个测点上磁场强度的均值之比

$$k_2(\sigma_j) = \sqrt{\sum_{i=1}^{36} B_{z1i}^2(\sigma_j)} / \sqrt{\sum_{i=1}^{36} B_{z0i \inf}^2}. \quad (6)$$

(5)和(6)式中,  $B_{z0}$  为单腔体心脏模型中单电流偶极子在测点*i*产生的磁场信号.  $B_{z1}$  为四个腔体的心脏模型中单电流偶极子产生的磁场信号.  $\sigma_j$  为第*j*个电导率取值 ( $j = 1, \dots, 7$ ) 对应的心脏内部电导率.  $B_{z0 \max}$  和  $B_{z1 \max}$  分别为单腔体和多腔体模型的磁场强度最大值.  $B_{z0 \inf}$  为单腔体心脏模型中电流偶极子在检测平面上的磁场强度. 假定四个腔体内部的电导率不随时间变化, 根据参考文献 [21, 22], 可将  $\sigma_j$  设定为 (0, 0.0537, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8) S/m. 假定真空时, 四个腔体的内部

电导率为0 S/m. 假定把心脏看作一个整体, 四个腔内的电导率同心脏电导率0.0537 S/m. 考虑四个腔内都充满血液, 电导率由小到大为0.4—0.8 S/m. 此外, 设定躯干电导率为0.216 S/m, 心脏电导率0.0537 S/m. 两个指标的计算结果如图3所示. 图中坐标的横轴表示电导率的大小, 不同颜色的纵轴分别表示  $k_1$  和  $k_2$  参数的大小.

由图3可见, 采用两种不同的BEM模型时, 单电流偶极子产生的磁场强度随给定的腔体内电导率  $\sigma_j$  变化. 当四个腔体的电导率的变化从0.4—0.8 S/m时, 模型产生的磁场分布会发生明显变化. 也就是说, 参数  $k_2$  对心脏与腔内电导率比例的增大十分敏感. 当心脏具有多个腔体时, 能更好地反映体内组织电导率不同所引起的外部磁场强度变化. 因此, 模型中考虑心房和心室, 将心脏按照实际情况划分为多个腔体是有必要的. 参数  $k_1$  对腔体中电导率增大不太敏感, 模型磁场强度受组织电导率影响较小. 也就是说, 如果用心脏磁场的极大值重构电流源可以得到较好的源定位精度, 因为心脏磁场的极大值中已经包含了组织电导率最大变化的信息.

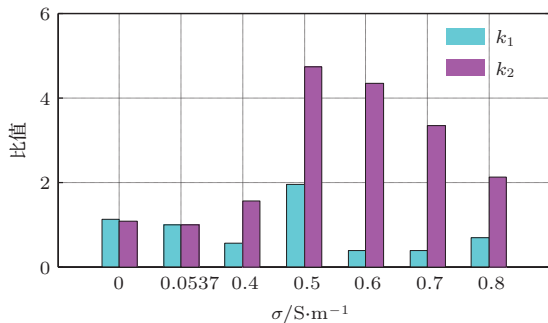


图3 多/单腔体模型中电导率与单电流偶极子产生的磁场强度的参数评价

### 3.2 模型的磁场图分析

假定人体心脏BEM模型中的电导率设为: 躯干0.216 S/m, 心脏0.0537 S/m, 四个腔体0.6 S/m. 心脏内部存在一个单电流偶极子时, 我们分析了模型产生的磁场图. 偶极子的坐标(模型坐标系下)及偶极矩如表1所示. 每个电流偶极子的偶极矩根据一组实测心电(electrocardiography, ECG)信号的大小赋值. 这样可以得到每个偶极子在测量平面上的一组心动周期的磁场数据. 设R峰处的ECG大小为  $R_{ECG}$ . 图4中显示了该电流偶极子的平面位置坐标和偶极矩的方向. 图中数字代表偶极子的序

号, 箭头代表偶极矩的方向.

表1 给定电流偶极子的坐标与偶极矩

电流偶极子 序号	坐标 $(x, y, z)$ /mm	偶极矩大小 / $\mu V$
1	(158.8, 169, 60)	$(R_{ECG}, 0, 0)$
2	(178.8, 169, 60)	$(R_{ECG}, 0, 0)$
3	(216.8, 176.1, 60)	$(R_{ECG}/\sqrt{2}, R_{ECG}/\sqrt{2}, 0)$
4	(208.8, 195, 60)	$(R_{ECG}, 0, 0)$
5	(236.8, 218, 60)	$(-R_{ECG}/\sqrt{2}, R_{ECG}/\sqrt{2}, 0)$

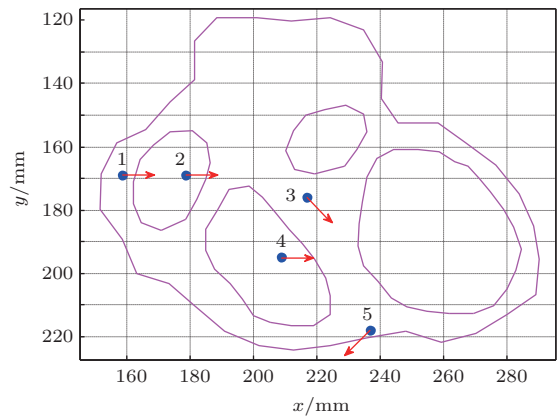


图4 心脏内部5个给定单电流偶极子的坐标和偶极矩方向

首先, 用实测的心电信号(图5(a))给5个单电流偶极子的偶极矩赋值, 并在每个坐标点处产生一组单周期的磁场数据, 如图5(b)—(f)所示. 其中标出了QRS波群和ST-T时间段.

由图5可见, 这5个电流偶极子的仿真数据与一组给定的ECG数据具有很好的对应关系. 其中, QRS波群的仿真数值最大, ST-T段的相对较小, 与实测的MCG数据相当符合. 此外, data 1—3的最大值均大于data 4和5的最大值, 且在同一时刻data 1, 3和5的磁场最大值大于最小值, data 2和4是最小值大于最大值, 可见, 人体心脏BEM模型中心脏内不同位置上的5个电流偶极子产生的磁场数据都是不对称的.

通过分析特定时刻5组数据的时空信息和磁场分布图可见, 由data 2—data 5得到的R峰处(312 ms)模型磁场图与一组SQUID测量到的正常人的data 1均有一定的差别, 如图6所示. 这说明模型数据的磁场分布与模型中电流偶极子的位置, 偶极矩的大小和方向, 以及电导率的取值, 甚至电流偶极子的个数有关.

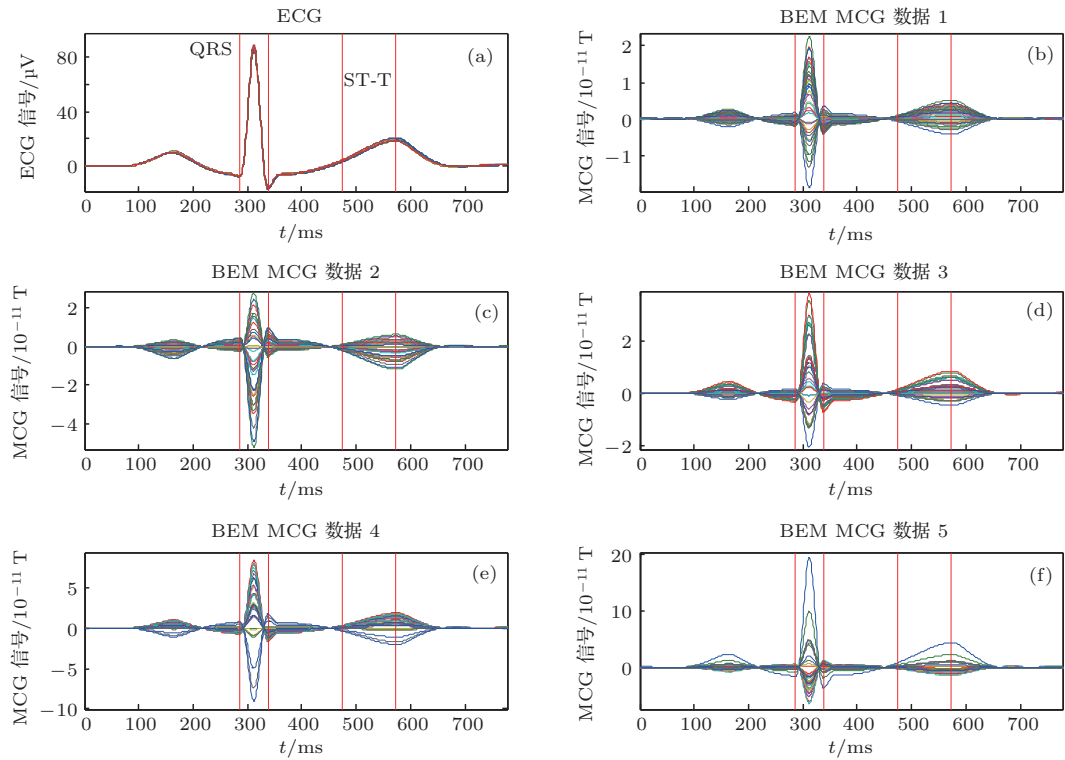


图5 模型中5个单电流偶极子在测量平面产生的磁场曲线

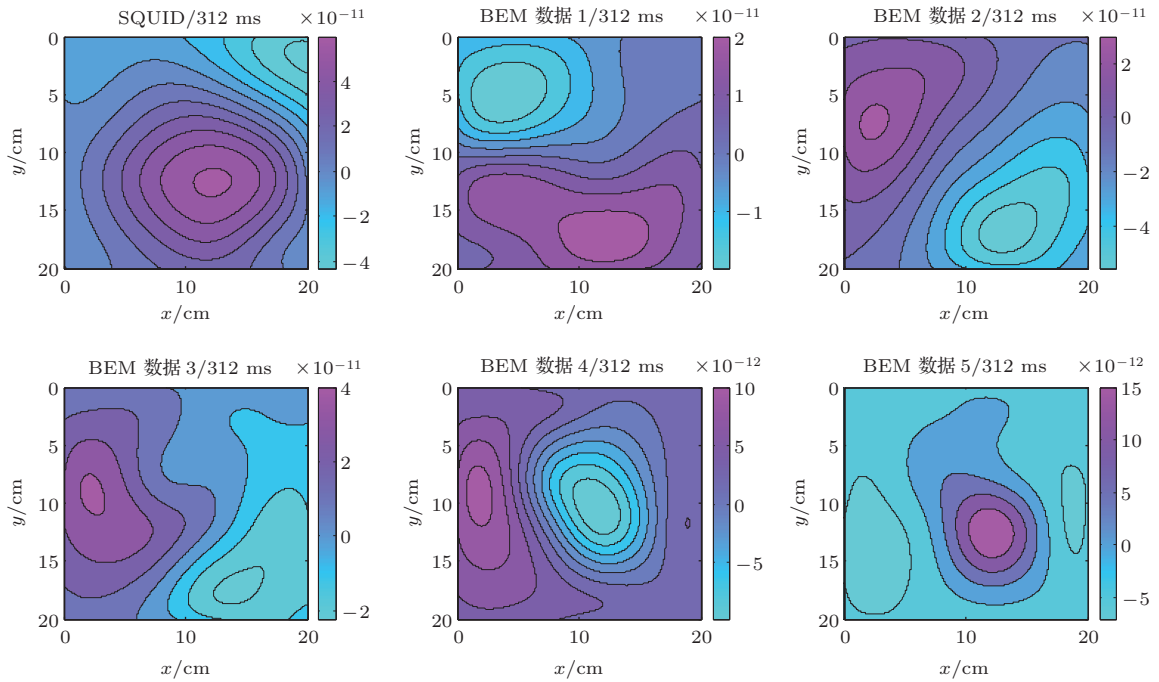


图6 单电流偶极子分别在R峰处(312 ms)产生的模型磁场图与实测MCG图的比较

#### 4 CRBBB/CLBBB病人的心脏电活动

该研究中我们利用人体心脏BEM模型, 分别

研究了心脏单束支兴奋传导过程中磁场分布的变化, 并与实测CRBBB/CLBBB的MCG数据进行了比较. 图7是心脏四个腔体和心脏左(a)、右(b)束支, 以及模拟兴奋传导的移动电流偶极子的示意图. 假定电流偶极子的深度是6.38 cm.

为了研究心脏T波段的兴奋传导, 图7中(a)和(b)取左、右传导束支的一部分. 其中, 单电流偶极子的移动方向相反. 人体-心脏BEM模型中分别设置电导率: 躯干0.241 S/m, 心脏0.0537 S/m, 四个腔体均为0.4 S/m. 用图7(a)和(b)的模型数据得到的磁场图如图8和图9所示. 其中‘+’为磁场最大值点, ‘-’为磁场最小值点.

图10给出了实测CRBBB(a)和CLBBB(b)病人的MCG数据的磁场图其对应ST-T段四个时刻如图11所示.

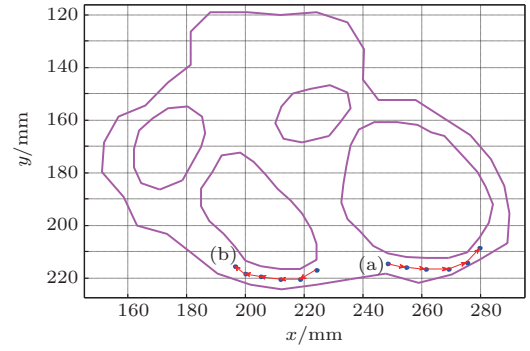


图7 心脏左(a), 右(b)束支中移动电流偶极子的示意图

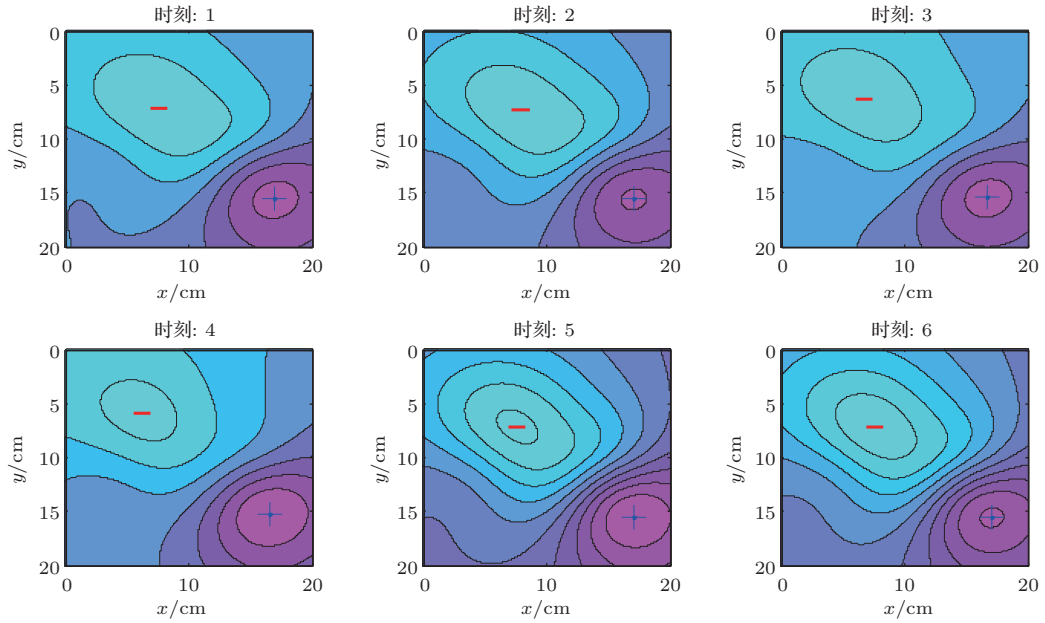


图8 左束支(a)的模型数据的磁场图

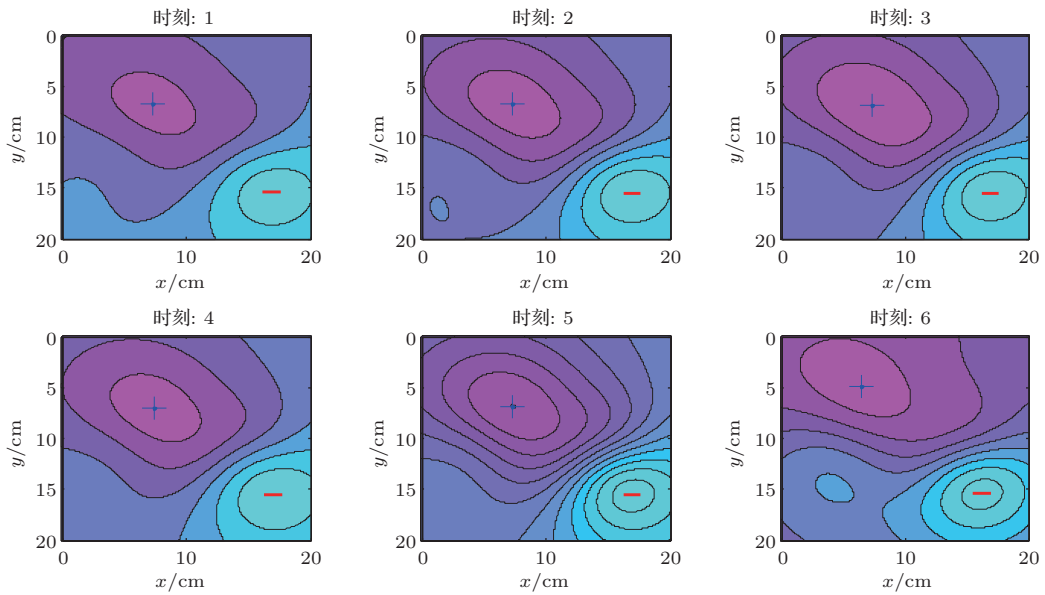


图9 右束支(b)的模型数据的磁场图

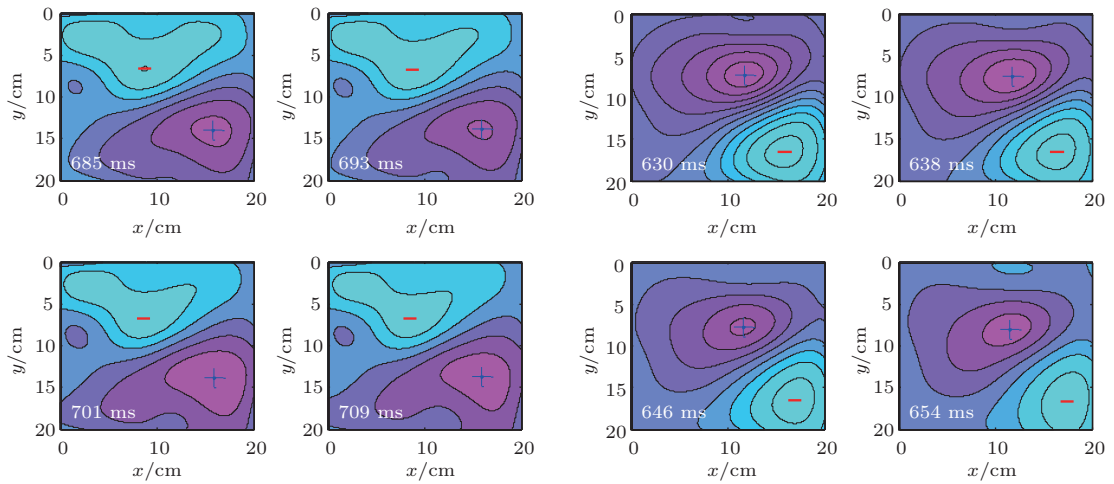


图10 CRBBB(a)与CLB BB(b)的四个时刻的MCG数据磁场图

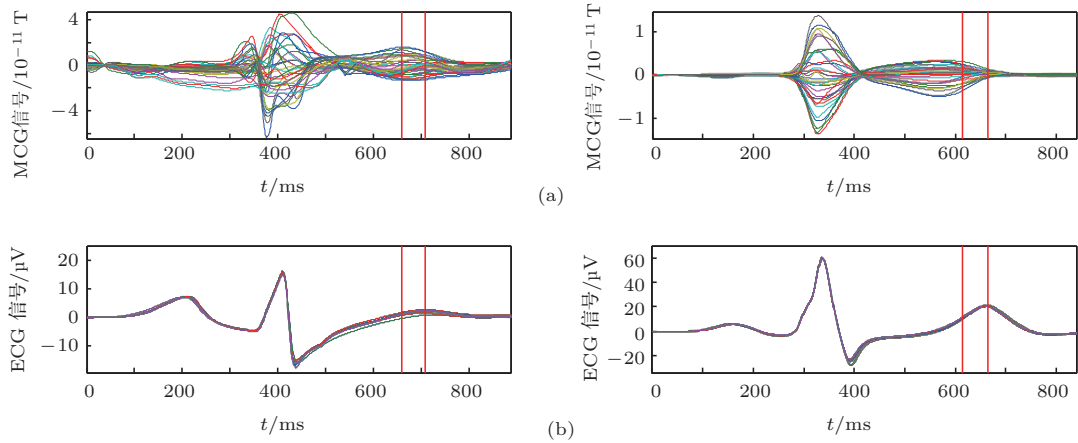


图11 CRBBB与CLB BB病人MCG数据中对应的时刻 (a) 36通道MCG曲线; (b) 36通道ECG曲线

由图10可见, CLB BB/CRBBB病人实测MCG数据复极时间段的磁场图与人体-心脏BEM模型得到的左、右束支传导阻滞情况的磁场图的正负极分布十分相似。

### 5 讨论与结论

本文根据非均匀介质中磁场计算的原理, 利用电导率不同的介质交界面上的电势关系方程, 并通过提取人体胸部的MRI图像的边界信息, 建立了一个有左、右心房和心室的四个腔体的BEM模型. 研究结果说明, 用该模型得到的36通道仿真数据及其磁场图反映了实测MCG数据的特点. 模型数据的磁场分布与模型中对应的单电流偶极子的位置, 偶极矩的大小和方向, 以及电导率的取值有关.

两个评价指标  $k_1$  和  $k_2$  的分析说明, 参数  $k_2$  对

心脏与腔内电导率比值的增大十分敏感. 当心脏具有多个腔体时, 能更好地反映体内组织电导率不同所引起的外部磁场强度变化. 因此, 模型中考虑心房和心室, 将心脏按照实际情况划分为多个腔体是必要的. 参数  $k_1$  对腔体中电导率增大不太敏感, 模型磁场强度受组织电导率影响较小. 也就是说, 如果用心脏磁场的极大值重构电流源可以有较好的源定位精度, 可能是因为心脏磁场的极大值中包含了组织电导率最大变化的信息. 虽然心脏电活动十分复杂, 但是, 若已知实测MCG数据在特定时刻的磁场分布特征, 有可能不断完善人体-心脏BEM模型.

文中还在该模型的基础上分析了左、右束支传导阻滞情况下的磁场图, 并与实测CLB BB和CRBBB病例对应的ST-T段的MCG图进行了比较. 结果说明, 利用该模型得到的仿真数据与实测的CLB BB/CRBBB数据在复极时间段的磁场



图的两极分布相当符合. 因此, 多腔体心脏BEM模型将有助于心脏兴奋传导疾病中的单束支传导阻滞和CLBBB/CRBBB病例源重构的研究. 该模型中组织电导率的大小及其变化对外部测量磁场的影响, 以及多偶极子源重构的问题尚需深入研究<sup>[28]</sup>.

## 参考文献

- [1] Gulrajani R M, Mailloux G E 1983 *Circulation Research* **52** 45
- [2] Plonsey R 1999 *Bioelectric phenomena* (Wiley Online Library)
- [3] Malmivuo J, Plonsey R 1995 *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields* (USA: Oxford University Press) pp187–188
- [4] Geselowitz D B 1970 *IEEE Transactions on Magnetics* **6** 346
- [5] Geselowitz D B, Miller W I 1973 *IEEE Transactions on Magnetics* **9** 392
- [6] Sarvas J 1987 *Phys. Med. Biol.* **32** 11
- [7] Nenonen J, Katila T, Leinio M, Montonen J, Makijarvi M, Siltanen P 1991 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **38** 648
- [8] Czapski P, Ramon C, Haueisen J, Huntsman L L, Nowak H, Bardy G H, Leder U, Yongmin K 1998 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **45** 1313
- [9] Ramon C, Czapski P, Haueisen J, Huntsman L L, Nowak H, Bardy G H, Leder U, Yongmin K, Nelson J A 1998 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **45** 1323
- [10] Fischer G, Tilg B, Wach P, Lafer G, Rucker W 1998 *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **55** 99
- [11] Purcell C J, Stroink G, Horacek B M 1998 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **35** 671
- [12] Haueisen J, Schreiber J, Brauer H, Knosche T R 2002 *IEEE Transactions on magnetics* **38** 1045
- [13] Stenroos M, Mäntynen V, Nenonen J 2007 *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **88** 256
- [14] Kaufman W, Johnston F D 1943 *American Heart Journal* **26** 42
- [15] Gabriel S, Lau R W, Gabriel C 1996 *Phys. Med. Biol.* **41** 2271
- [16] Burger H C, van Milaan J B 1943 *Acta Medica Scandinavica* **114** 584
- [17] Rush S, Abildskov J A, Mcfee R 1963 *Circulation Research* **12** 40
- [18] Keller D U J, Weber F M, Seemann G, Dossel O 2010 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **57** 1568
- [19] Czapski P, Ramon C, Huntsman L L, Bardy G H, Kim Y 1996 *Phys. Med. Biol.* **41** 1247
- [20] Czapski P, Ramon C, Haueisen J, Huntsman L L, Nowak H, Bardy G H, Leder U, Yongmin K 1998 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **45** 1313
- [21] Kaufman W, Johnston F D 1943 *American Heart Journal* **26** 42
- [22] Schwan H P, Kay C F 1956 *Circulation Research* **4** 664
- [23] Geselowitz D B 1967 *Biophysical Journal* **7** 1
- [24] Vladimirov V S 1971 *Equations of Mathematical Physics* (New York: Marcel Dekker) pp302–305
- [25] Finlayson B A, Scriven L E 1966 *Applied Mechanics Reviews* **19** 735
- [26] Finlayson B A 1972 *The method of weighted residuals and variational principles* (Academic Press New York)
- [27] Wang W Y, Zhao C, Lin Y Z, Zhang S L, Xie X M, Jiang S Q 2013 *Phys. Med. 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]
- [28] Tang F K, Hua N, Lu H, Tang X Z, Wang Q, Ma P 2011 *Chin. Phys. B* **20** 010702

# Research and application of multi-chamber heart magnetic field model\*

Zhu Jun-Jie<sup>1)</sup> Jiang Shi-Qin<sup>1)†</sup> Wang Wei-Yuan<sup>1)</sup> Zhao Chen<sup>1)</sup> Wang Yong-Liang<sup>2)</sup>  
Li Wen-Sheng<sup>3)</sup> Quan Wei-Wei<sup>4)</sup>

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

2) (*Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200050, China*)

3) (*Digital Medical Research Center, Shanghai Medical College of Fudan University, Shanghai Key Laboratory of Medical Imaging Computing and Computer Assisted Intervention, Shanghai 200032, China*)

4) (*Department of Cardiology, Rui Jin Hospital and College of Medicine, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200025, China*)

( Received 28 October 2013; revised manuscript received 20 December 2013 )

## Abstract

A multi-chamber heart magnetic field model with two atria and two ventricles, boundaries of which were picked up from a magnetic resonance imaging, was established based on the boundary element method (BEM). Moreover, the model-based 36-channel cardiac magnetic field data and magnetic field maps at a specific time were analyzed. We also studied the heart electrical activity during ST-T segment from patients with complete right bundle branch block (CRBBB) and complete left bundle branch block (CLBBB) by the model, respectively. Results show that the model-based magnetic field map generated by the electrical excitation with a moving single current dipole in single bundle branch is similar to the magnetocardiogram (MCG) of the CRBBB/CLBBB patient acquired using a superconducting quantum interference device (SQUID) in cardiac repolarization. It demonstrates that the multi-chamber heart BEM model can be used to study cardiac magnetic inverse problem of CLBBB/CRBBB patient. In addition, two evaluation criteria are given as follows: the ratio of the maximum on the magnetic field strength measurement plane in the multi-chamber model to that in the single-chamber model; and the ratio of root mean squares of the magnetic field strength at the 36 measurement points of the two models. This result indicates that the magnetic field maps generated by the multi-chamber heart model are close to the measured MCG maps. In this model, the strength and topography of the magnetic field lie in the conductivity parameters of cardiac tissues, the position and the number of the equivalent current dipoles.

**Keywords:** boundary element method (BEM) model, magnetocardiography (MCG), cardiac electrical activity, complete left/right bundle branch block (CLBBB/CRBBB)

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

**DOI:** 10.7498/aps.63.058703

---

\* Project supported 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 (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).

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