

心脏磁场分布电流源重构及其精度分析*

王伟远¹⁾ 赵晨¹⁾ 林玉章¹⁾ 张树林²⁾ 谢晓明²⁾ 蒋式勤^{1)†}

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)

(2013年2月25日收到; 2013年3月27日收到修改稿)

用测量到的心脏磁场信号重构其电流源是一种无创揭示心脏电活动的方法. 心脏电活动的时空信息可视化, 将有助于心脏功能的研究和心脏疾病诊断. 本文通过仿真实验研究了一种减时窗波束形成器对分布时变电流源的重构能力, 以及源重构结果与心室兴奋传播的关系. 采用元胞自动机模拟心室的兴奋传播, 产生分布随时间变化的电流源, 并用边界元法构建了一个心脏-躯干模型, 模拟体电导的作用. 仿真结果表明, 这种减时窗波束形成器能够重构分布时变电流源, 并达到较好的精度. 将方法和无穷大均匀介质导联矩阵用于一例正常人的心脏磁场信号分析, 其结果可以反映心室兴奋传播的基本特征.

关键词: 心磁图, 源重构, 边界元, 波束形成器

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

DOI: 10.7498/aps.62.148703

1 引言

用心脏磁场测量信号重构心脏的电流源, 也称之为心脏电流源重构 (current source reconstruction, CSR), 是一种无创揭示心脏电活动的方法^[1-3]. 其目的是通过求解心脏磁场逆问题, 使心脏电活动的时空信息可视化, 从而无创研究心脏功能和诊断心脏疾病.

目前, 我国和许多发达国家已经能够通过多通道超导量子干涉器 (superconducting quantum interference device, SQUID) 完全无创地、非接触地测量微弱的心脏磁场 (约为 10^{-12} T)^[3-6], 得到记录体表心脏磁感应强度的心磁图 (magnetocardiography, MCG). 心磁图对切向电流比较敏感, 而临床常用的心电图 (electrocardiography, ECG) 对心脏的法向电流比较敏感, 因此, 心磁图可以与临床常用的心电图互为补充^[3]. 目前, 心磁图已被用于一些心脏疾病的早期诊断, 如, 缺血性心脏病^[7,8] 和心肌梗塞等^[9,10].

波束形成器 (beamformer) 是一种源估计的方

法, 曾被用于脑电图 (electroencephalography, EEG) 和脑磁图 (magnetoencephalography, MEG) 的源估计. 1997年, van Veen等^[11] 将线性约束最小方差 (linear constraint minimum variance, LCMV) 波束形成器引入脑电研究. 1999年, Robinson和Vrba^[12] 在 LCMV 波束形成器的基础上, 利用测量噪声的统计特性对测量磁场的协方差矩阵进行处理, 提出了一种合成孔径磁场测定法 (synthetic aperture magnetometry, SAM), 并用于脑的功能源定位. 2001年, Sekihara等^[13] 在研究 LCMV 和 Borgiotti-Kaplan 波束形成器的基础上, 提出了一种特征空间投影 (eigenspace projection, EP) 的方法, 能够有效地抑制噪声. 2006年, Kim等^[14] 将 SAM 方法用于心脏源重构, 提出一种用独立成分分析 (independent component analysis, ICA) 预处理的方法来解决相关源的问题, 并用该方法定位了 WPW 综合征患者的传导旁路. 2007年, Kim和Im^[15,16] 提出了一种新的空间滤波方法 (separative surface potential activity beamformer, sSPAB), 通过分离体表电位活动的区域, 研究了心脏的折返电流. 2012年, 我们在分析心磁信号自相关性的基础上, 针对心脏电流分布变

* 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开放基金资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: sqjiang@tongji.edu.cn

化快的特点, 在分布电流源模型的基础上, 提出了一种减时窗 (reduced time window, RTW) 波束形成器^[17].

本文通过仿真实验和一组实测心磁数据的分析, 研究了这种 RTW 波束形成器对分布时变电流源的重构能力. 仿真中, 我们用元胞自动机 (cellular automaton, CA) 构建了一个二维的心室兴奋传播模型, 可以模拟分布随时间变化的电流源. 此外, 还用边界元方法 (boundary element method, BEM) 构建了一个心脏 - 躯干模型, 可以模拟体电导的作用. 最后, 用该方法对一例正常人的心磁数据进行了分析.

2 方法

2.1 电磁场方程

文献 [18—20] 给出了可用于生物磁场研究的准静态电磁场方程:

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

其中, G 为内部电导率分块连续的有界导体, \mathbf{B} 为 G 外部的测量磁场, \mathbf{V} 表示边界面 S_j , $j = 1, \dots, K$ 上的电压, \mathbf{J}^i 为 G 内部的电流密度, σ'_j 和 σ''_j 分别为 S_j 内外的电导率, \mathbf{B}_0 是 \mathbf{J}^i 在无穷大均匀介质中产生的磁场, \mathbf{B}_{vol} 表示容积电流产生的磁场, μ_0 是真空磁导率.

边界电压 \mathbf{V} 对应的积分方程为

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

其中, σ_s 为 \mathbf{J}^i 所在区域的电导率, \mathbf{n} 为边界面上单位外法线向量, \mathbf{V}_0 为 \mathbf{J}^i 在无穷大均匀介质中产生的电位:

$$\mathbf{V}_0(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma_s} \int_G \mathbf{J}^i(\mathbf{r}') \cdot \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} d\mathbf{v}'. \quad (3)$$

2.2 边界元法

边界元法是磁场正问题计算中常用的数值方法. 为了研究生物磁场的正问题和逆问题, 2007 年,

Stenroos 等^[21] 用边界元法构建了用于解决生物磁场容积导体问题的 Matlab 库. 2010 年到 2011 年, 我国唐发宽等^[22,23] 用边界元方法构建了一个基于同心球的 心脏 - 躯干模型.

边界元法根据连续变量可近似离散化的思想, 把对整个求解域中的积分简化为边界上的积分, 从而大大地降低了求解问题的维数. 在心脏磁场的研究中, 假定电流密度 \mathbf{J}^i 可用等效的电流偶极子表示, 即 \mathbf{r}_0 处的电流密度 $\mathbf{J}^i(\mathbf{r}_0) = \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_0) \mathbf{Q}_0$. 其中, $\delta(\mathbf{r})$ 是 Dirac 函数, $\mathbf{Q}_0 = \int_{G_0} \mathbf{J}^i(\mathbf{r}) d\mathbf{v}$, 是 \mathbf{r}_0 处偶极子的偶极矩, G_0 是 \mathbf{r}_0 所在的邻域^[22]. 假设分布源模型中有 M 个偶极子, 那么, 所有偶极子的偶极矩可以用一个 $3M \times 1$ 的向量 \mathbf{Q} 表示. 根据边界元方法, 我们将躯干划分为 P 个三角形单元, 每个单元上的物理量用该单元中心点上的物理量表示, 则方程 (1) 可近似表示为^[21]

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_{\text{vol}} = \mathbf{T}_{j \rightarrow b} \mathbf{Q} + \mathbf{T}_{v \rightarrow b} \mathbf{V}, \quad (4)$$

其中, \mathbf{B} , \mathbf{B}_0 和 \mathbf{B}_{vol} 是 $N \times 1$ 向量, N 是磁信号测点的个数. \mathbf{V} 是 $P \times 1$ 向量, $\mathbf{T}_{j \rightarrow b}$ 是 $N \times 3M$ 矩阵, $\mathbf{T}_{v \rightarrow b}$ 是 $N \times P$ 矩阵.

用加权余量法可以求得 \mathbf{V} 与 \mathbf{V}_0 的关系

$$\mathbf{V} = \mathbf{T}_v \mathbf{V}_0 = \mathbf{T}_v \mathbf{T}_{j \rightarrow v} \mathbf{Q}, \quad (5)$$

其中, \mathbf{T}_v 是 $P \times P$ 矩阵, $\mathbf{T}_{j \rightarrow v}$ 是 $P \times 3M$ 矩阵. 将方程 (5) 代入方程 (4), 可得

$$\mathbf{B} = (\mathbf{T}_{j \rightarrow b} + \mathbf{T}_{v \rightarrow b} \mathbf{T}_v \mathbf{T}_{j \rightarrow v}) \mathbf{Q} = \mathbf{L} \mathbf{Q}, \quad (6)$$

其中, $\mathbf{L} = \mathbf{T}_{j \rightarrow b} + \mathbf{T}_{v \rightarrow b} \mathbf{T}_v \mathbf{T}_{j \rightarrow v}$, 是 $N \times 3M$ 矩阵, 表示导联场矩阵, 它反映了传感器阵列的敏感性, 并与传导介质有关. 通常, 线性方程组 (6) 被用来近似描述分布电流及其产生磁场之间的关系, 其中包含 N 个方程, 有 $3M$ 个未知数. 一般情况下, $N \ll 3M$, 因此, 该方程组是欠定的, 没有唯一解.

2.3 LCMV 波束形成器

波束形成器是一种空间滤波器方法. 与时域带通滤波器类似, 该方法在感兴趣的位置构造波束形成器, 通过其输出的强弱来确定源所在的位置, 可以避免直接求解欠定方程组 (6).

LCMV 波束形成器的输出可表示为对测量磁场信号的加权求和^[11]:

$$\hat{\mathbf{Q}}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{W}^T(\mathbf{r}) \mathbf{B}(t), \quad (7)$$

其中, $\mathbf{W}(\mathbf{r})$ 是波束形成器的权参数矩阵, 它的求解服从如下数学描述:

$$\begin{aligned} & \min_{\mathbf{w}(\mathbf{r})} \text{tr}[\mathbf{W}^T(\mathbf{r})\mathbf{C}_b\mathbf{W}(\mathbf{r})] \\ & \text{subject to } \mathbf{W}^T(\mathbf{r})\mathbf{L}(\mathbf{r}) = \mathbf{I}, \end{aligned} \quad (8)$$

其中, $\text{tr}\{\cdot\}$ 表示矩阵 $\{\cdot\}$ 的迹, \mathbf{C}_b 为测量磁场的协方差矩阵, $\mathbf{L}(\mathbf{r})$ 为 \mathbf{r} 点的导联矩阵, \mathbf{I} 为 3×3 单位阵. 用拉格朗日乘法可以得到满足 (8) 式的解 [11]

$$\mathbf{W}(\mathbf{r}) = \mathbf{C}_b^{-1}\mathbf{L}(\mathbf{r}) [\mathbf{L}^T(\mathbf{r})\mathbf{C}_b^{-1}\mathbf{L}(\mathbf{r})]^{-1}. \quad (9)$$

波束形成器输出的标准化方差为

$$\widehat{\text{Var}}(\mathbf{r}) = \frac{\text{tr}\{[\mathbf{L}^T(\mathbf{r})\mathbf{C}_b^{-1}\mathbf{L}(\mathbf{r})]^{-1}\}}{\text{tr}\{[\mathbf{L}^T(\mathbf{r})\mathbf{C}_n^{-1}\mathbf{L}(\mathbf{r})]^{-1}\}}, \quad (10)$$

其中, \mathbf{C}_n 可取为单位对角协方差矩阵. $\widehat{\text{Var}}$ 是关于测点位置的函数, 其值的大小可以判断该处的源是否活跃.

2.4 减时窗波束形成器

在脑磁场的源定位研究中, 假设源分布位置是固定的 [11]. 但是, 心脏有所不同, 电兴奋传播时, 等效电流源的分布范围及强度是随时间变化的. 因此, 我们提出了一种减时窗波束形成器, 即用少量相关性较强的磁场采样信号来估计协方差矩阵. RTW 波束形成器的输出方程为

$$\hat{\mathbf{Q}}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{W}^T(\mathbf{r}, t)\mathbf{B}(t), \quad (11)$$

其中, 权矩阵 $\mathbf{W}(\mathbf{r}, t)$ 不仅是关于位置的函数, 也是时间的函数. 我们定义 g 个相关性较高的磁场采样信号组成一个观测矩阵 $\mathbf{B}_\tau = [\mathbf{b}_\tau(1), \mathbf{b}_\tau(2), \dots, \mathbf{b}_\tau(g)]$, $\bar{\mathbf{b}}_\tau = \frac{1}{g} \sum_{i=1}^g \mathbf{b}_\tau(i)$. 一般情况下, 观测矩阵中的向量个数小于等于测点个数, 即 $g < N$. 那么, 测量磁场的协方差矩阵为

$$\mathbf{C}_{\tau}(t) = \frac{1}{g-1} \sum_{i=1}^g [\mathbf{b}_\tau(i) - \bar{\mathbf{b}}_\tau] [\mathbf{b}_\tau(i) - \bar{\mathbf{b}}_\tau]^T, \quad (12)$$

正则化后的协方差矩阵为

$$\mathbf{C}_{\tau r}(t) = [\mathbf{C}_{\tau}(t) + \gamma\mathbf{I}], \quad (13)$$

其中, γ 为正则化参数.

2.5 特征空间投影

根据测量磁场协方差矩阵特征值大小的不同, 可以将矩阵分为信号子空间和噪声子空间. 假设

协方差矩阵 \mathbf{C}_b 的特征值为 $[v_1, \dots, v_p, |v_{p+1} \dots v_N]$, 对应的特征向量为 $[\mathbf{e}_1, \dots, \mathbf{e}_p, |\mathbf{e}_{p+1} \dots \mathbf{e}_N]$, 其中, $[v_1, \dots, v_p]$ 远大于其他特征值, 因此, 可以记 $\mathbf{E} = [\mathbf{e}_1, \dots, \mathbf{e}_p]$. 经过特征空间投影的权矩阵为 [13]

$$\mathbf{W}_{ep}(\mathbf{r}) = \mathbf{E}\mathbf{E}^T\mathbf{W}(\mathbf{r}). \quad (14)$$

特征空间投影处理能够明显地提高波束形成器抑制高斯白噪声的能力.

2.6 分布源的元胞模型

元胞自动机 A 可表示为

$$A = (L, d, S, N, f), \quad (15)$$

其中, L 为元胞空间, d 为元胞空间的维数, S 为元胞状态的集合, N 为某个邻域内所有元胞的集合, f 为映射规则 [24]. 为了模拟心室在二维平面上的兴奋传播, 我们根据元胞自动机方法 [25], 构造了一个分布时变的源模型.

3 仿真实验

3.1 仿真源

我们用 1454 个元胞构建了一个分布时变的源模型, 可以模拟室间隔及左右心室的兴奋传播. 图 1 是对应 165 ms 时刻的元胞状态图. 每个元胞有三种可能的状态: 静息状态, 除极和复极状态. 最初兴奋的元胞从起始兴奋区中的元胞中随机产生, 根据给定的规则, 兴奋向邻近的元胞传播 [24]. 为了防止元胞重复兴奋, 设置了元胞的不应期.

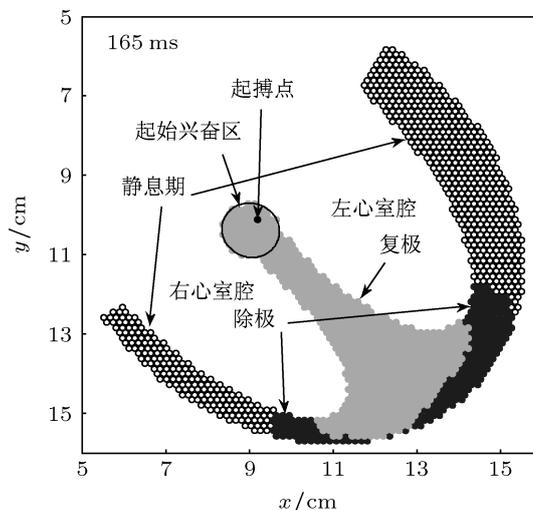


图 1 二维心室兴奋传播模型的元胞状态图

3.2 心脏 - 躯干模型

根据边界元方法, 我们建立了一个由四个几何体组成的心脏 - 躯干模型. 该模型及坐标系如图 2 所示. 其中, 椭圆柱表示躯干, 两个对称的椭球表示肺部, 一个较小的椭球表示心脏. 图中圆点表示磁信号的测量点, 呈 6 行 6 列排列, 间隔 5 cm, 分布于 $25\text{ cm} \times 25\text{ cm}$ 的平面上. 坐标原点所在位置用较大的点表示. 本模型中, 躯干、心脏和两肺几何体的边界面上分别生成了 2144, 220, 128, 128 个三角形单元.

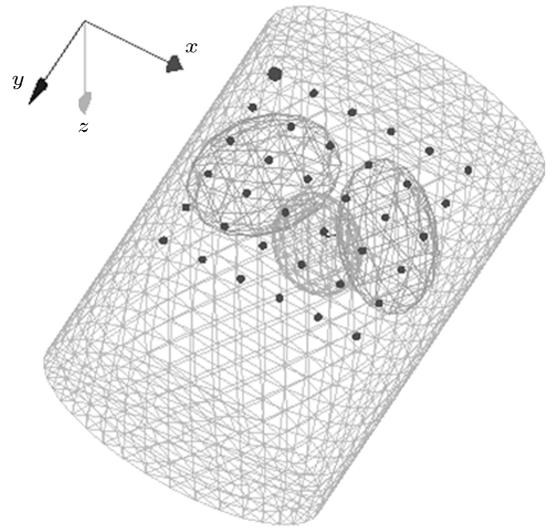


图 2 心脏 - 躯干模型的示意图

4 仿真结果及讨论

我们用 RTW 波束形成器对心脏 - 躯干模型产生的仿真磁场进行源重构, 并对时窗为 11 ms 时的结果进行了分析. 如图 3 所示, 第 33 ms 时室间隔

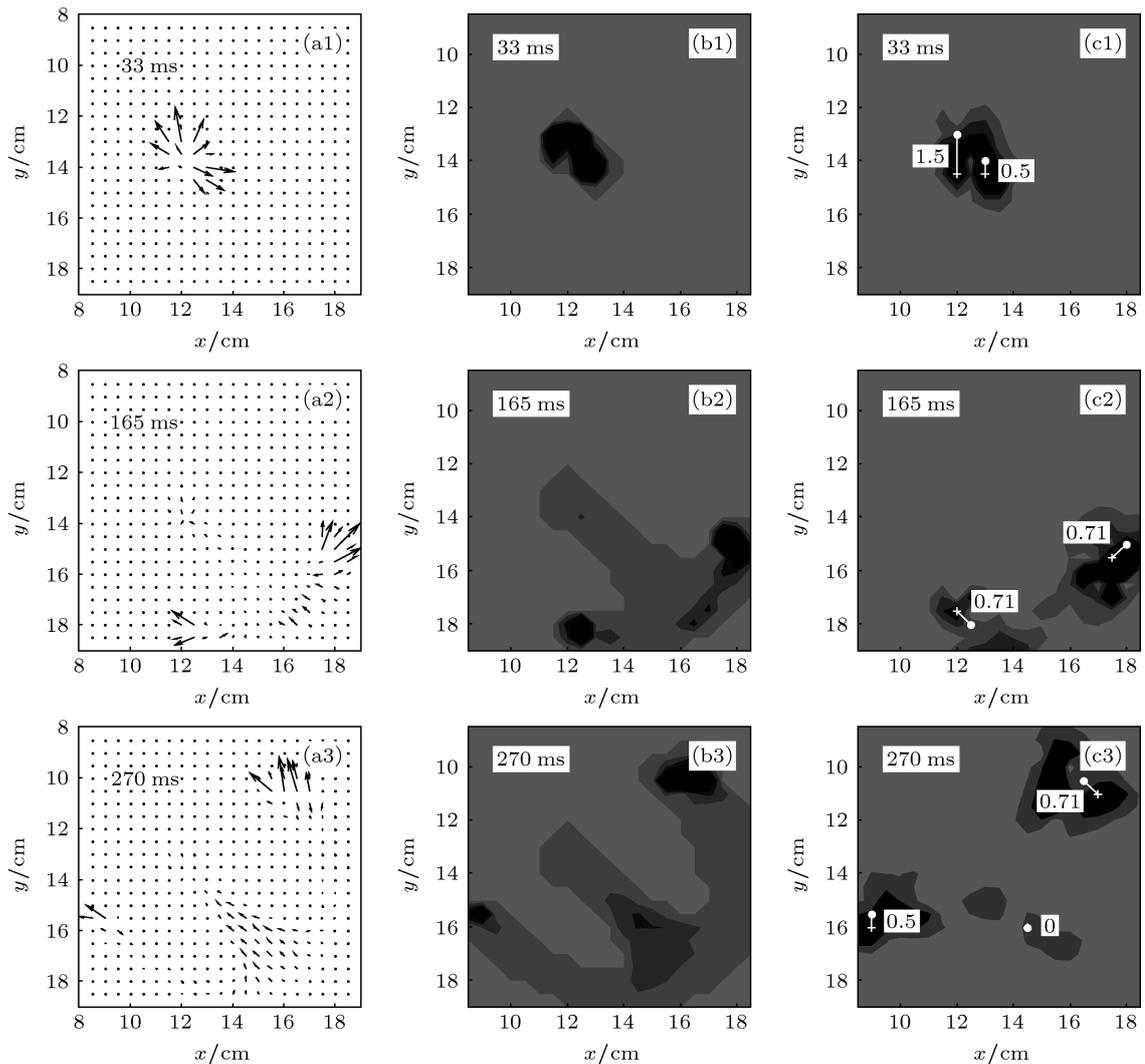


图 3 时窗为 11 ms 时的仿真结果 (a) 给定的电流源箭头图; (b) 给定的电流源强度分布图; (c) 重构的电流源强度分布图; (b) 和 (c) 中的颜色深浅表示源的强弱; (c) 中 “•” 表示电流最强的位置, “+” 表示重构电流源强度最大的位置, 数字为两者之间的距离, 单位为 cm

有一个电活动区域, 包括两组相邻的“兴奋元胞”. 该区域中源矩较强的重构电流源与“兴奋元胞”的中心位置分别存在 1.5 和 0.5 cm 的误差. 到第 165 ms 时, 靠近心底的左右心室壁各有一个电活动区域. 在这两个区域中, 较强的重构源矩的估计误差为 0.71 cm. 第 270 ms 时, 有三个明显的电活动区域, 其中左心室壁对应的源矩最强, 右心室壁的次之, 室间隔的最弱, 估计误差分别为 0.71, 0.5 和 0 cm.

减时窗波束形成器在该时窗范围内重构的电流源的方向和强度与某个时刻给定源的方向和强度是有差别的. 但是, 从仿真结果可见, 减时窗波束形成器能够重构移动的源, 反映了源分布随时间变化的特点, 且估计误差很小.

5 实测心磁数据的分析

我们以一组正常人的心磁数据为例, 分析了 RTW 波束形成器的源重构能力. 其心磁信号的时间曲线如图 4 所示. 所用的导联矩阵对应无穷大均匀介质的情况, 时窗宽度为 9 ms.

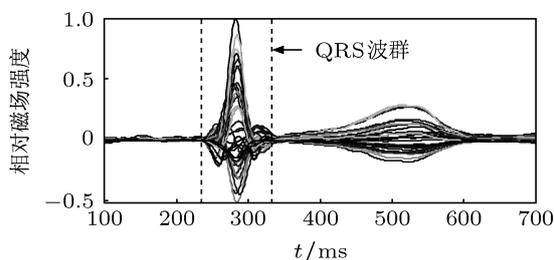


图 4 心磁信号的时间曲线

用 RTW 波束形成器在 QRS 波段的三维源重构结果如图 5(a) 所示. 图 5(b) 是 X-Y 平面上最强重构电流源随时间的变化. 不同时刻的源强度用不同颜色及其深浅表示. 由图 5 可见, 这组数据反映的心脏电活动有以下特点 [26].

1) 室间隔和左心室先兴奋. 对应图 5(a) 的 Q 波之前存在两个较强的源. 图 5(b) 中蓝色系的点处于室间隔和左心室的位置.

2) 右心室的兴奋滞后于左心室. 图 5(a) 中 R 峰之前的主要兴奋区域为左心室, 之后转移至右心室. 图 5(b) 中绿色和黄色系的点出现在右心室.

3) 最晚兴奋的区域靠近心底. 图 5(b) 中暗红色的点都集中在该区域.

以上分析说明, 用该心磁数据重构的电流源具有时变和分布的特点, 与心室兴奋传播的规律基本符合. 这组结果是用对应无穷大均匀介质的导联矩阵计算的. 如何根据个体情况确定源重构的导联矩阵, 尚需深入研究.

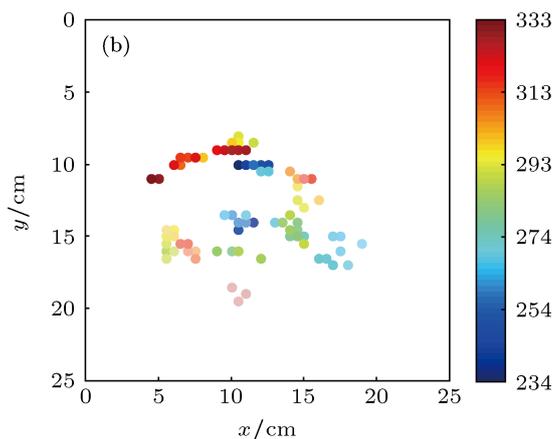
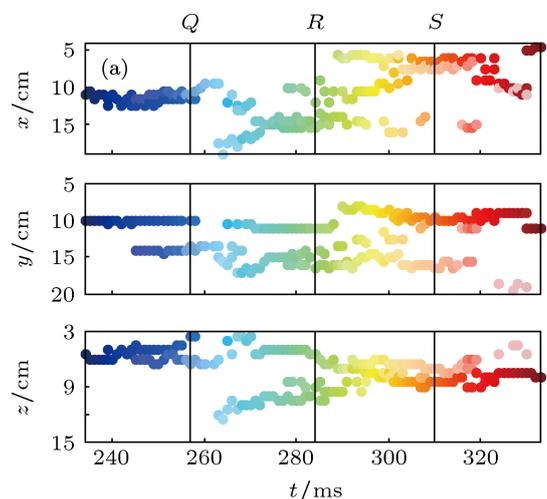


图 5 重构电流源反映的心脏电活动 (a) 时间曲线; (b) x-y 平面图

6 结论

用心脏磁场信号重构的分布电流源是否能够反映复杂的心脏电活动, 磁成像结果是否具有电生理意义是我们所关心的问题. 本文通过元胞自动机方法建立了分布时变的电流源模型, 并用心脏-躯干模型产生的磁场进行了仿真研究. 检验了减时窗波束形成器重构分布电流源的能力. 文中还分析了一个正常人的 QRS 段心磁数据. 用减时窗波束形成器得到的结果说明, 重构的电流源可以反映心室兴奋传播的特点, 具有一定的电生理意义. 体电导不确定性对源重构结果的影响有待深入研究.

- [1] Nenonen J, Katila T, Leinio M, Montonen J, Makijarvi M, Siltanen P 1991 *Biomed. Engin. IEEE Trans.* **38** 648
- [2] Ziolkowski M, Haueisen J, Leder U 2002 *Biomed. Engin. IEEE Trans.* **49** 1379
- [3] De Melis M, Tanaka K, Uchikawa Y 2010 *Magnet. IEEE Trans.* **46** 1203
- [4] Cohen D, Edelsack E A, Zimmerman J E 1970 *Appl. Phys. Lett.* **16** 278
- [5] Andrä W, Nowak H 2007 *Magnetism in Medicine: A Handbook* (Weinberin: Wiley-VCH)
- [6] Zhang S L, Wang Y L, Wang H W, Jiang S Q, Xie X M 2009 *Phys. Med. Biol.* **54** 4793
- [7] Tolstrup K, Madsen B E, Ruiz J A, Greenwood S D, Camacho J, Siegel R J, Gertzen H C, Park J W, Smars P A 2006 *Cardiology* **106** 270
- [8] Lim H K, Chung N, Ko Y G, Lee Y H, Park Y K 2009 *Magnet. IEEE Trans.* **45** 2890
- [9] On K, Watanabe S, Yamada S, Takeyasu N, Nakagawa Y, Nishina H, Morimoto T, Aihara H, Kimura T, Sato Y, Tsukada K, Kandori A, Miyashita T, Ogata K, Suzuki D, Yamaguchi I, Aonuma K 2007 *Circul. J. Official J. Jpn. Circul. Soc.* **71** 1586
- [10] Van Leeuwen P, Hailer B, Beck A, Eiling G, Grönemeyer D 2011 *Ann. Noninvas. Electrocardiol.* **16** 379
- [11] van Veen B D, van Drongelen W, Yuchtman M, Suzuki A 1997 *Biomed. Engin. IEEE Trans.* **44** 867
- [12] Robinson S E, Vrba J 1999 *Recent Adv. Biomagnet.* 302
- [13] Sekihara K, Nagarajan S S, Poeppel D, Marantz A, Miyashita Y 2000 *Biomed. Engin. IEEE Trans.* **48** 760
- [14] Kim K, Lee Y H, Kwon H, Kim J M, Bae J 2006 *Comput. Biol. Med.* **36** 253
- [15] Kim K, Kim D, Shim E B, Lee Y H, Kwon H, Park Y K 2007 *Noninvasive Functional Source Imaging of the Brain and Heart and the International Conference on Functional Biomedical Imaging Hangzhou, China, 12–14 October, 2007*
- [16] Im U B, Kwon S S, Kim K, Lee Y H, Park Y K, Youn C H, Shim E B 2008 *Prog. Biophys. Molecular Biol.* **96** 339
- [17] Wang W Y, Zhou D F, Jiang S Q 2012 *International Conference on System Simulation Shanghai, China, Apri 6–9 2012*, p293
- [18] Plonsey R 1969 *Biomagnetic Phenomena* (New York: McGraw-Hill)
- [19] Geselowitz D 1970 *Magnet. IEEE Trans.* **6** 346
- [20] Sarvas J 1987 *Phys. Med. Biol.* **32** 11
- [21] Stenroos M, Mäntynen V, Nenonen J 2007 *Comput. Methods and Programs Biomed.* **88** 256
- [22] Tang F K, Wang Q, Hua N, Tang X Z, Lu H, Ma P 2010 *Chin. Phys. B* **19** 1674
- [23] Tang F K, Wang Q, Hua N, Lu H, Tang X Z, Ma P 2011 *Chin. Phys. B* **20** 1674
- [24] Amoroso S, Patt Y N 1972 *J. Comput. Syst. Sci.* **6** 448
- [25] Wei D 1997 *Prog. Biophys. Molecular Biol.* **67** 17
- [26] Wang C S 2007 *Basic and Clinical Cardiac Conduction System* (Beijing: Tsinghua University Press) pp81–84 (in Chinese) [王成山 2007 心脏传导系统基础与临床 (北京: 清华大学出版社) 第 81—84 页]

Distributed current source reconstruction of magnetocardiography and its accuracy analysis*

Wang Wei-Yuan¹⁾ Zhao Chen¹⁾ Lin Yu-Zhang¹⁾ Zhang Shu-Lin²⁾
Xie Xiao-Ming²⁾ Jiang Shi-Qin^{1)†}

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

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

(Received 25 February 2013; revised manuscript received 27 March 2013)

Abstract

Reconstructing cardiac current source by magnetocardiogram signal is a noninvasive method of revealing cardiac electrical activity. The visualization of spatial and temporal information about cardiac electrical activity will be conducive to the analysis of the heart function and the diagnosis of heart disease. In this paper, the capability of reconstructing distribution of current sources, whose distribution is changed over time, is studied by a reduced time window (RTW) beamformer, and the relationship between source reconstruction results and ventricular excitation propagation is analyzed in simulation. The cellular automaton is used to simulate ventricular excitation propagation and to generate the current sources. Moreover, a heart-torso model is constructed by the boundary element method to simulate the effect of the volume conductor. The simulation results show that the RTW beamformer can provide a good accuracy of reconstructing the distribution of current sources. The RTW beamformer is also used to analyze a normal subject with the lead field of infinite homogeneous medium. The results demonstrate that they reflect the basic characteristic of ventricular excitation propagation.

Keywords: magnetocardiography, source reconstruction, boundary element method, beamformer

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

DOI: 10.7498/aps.62.148703

* 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 Key Development Program for Basic Research of Shanghai, China (Grant No. 08JC1421800) and Shanghai Leading Academic Discipline Project, China (Grant No. B004).

† Corresponding author. E-mail: sqjiang@tongji.edu.cn