

P波间期的心脏电流源重建及电活动磁成像

周大方 蒋式勤 赵晨 Peter van Leeuwen

Current source reconstructing and magnetic imaging of cardiac electrical activity during P-wave

Zhou Da-Fang Jiang Shi-Qin Zhao Chen Peter van Leeuwen

引用信息 Citation: [Acta Physica Sinica](#), 68, 138701 (2019) DOI: 10.7498/aps.68.20190005

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190005>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

用于心脏电活动成像的空间滤波器输出噪声抑制方法

The method of suppressing spatial filter output noise-power gain for cardiac electrical activity imaging

物理学报. 2018, 67(15): 158702 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20180294>

用晚钠电流终止心脏中的螺旋波和时空混沌

Terminating spiral wave and spatiotemporal chaos in cardiac tissues by using late sodium current

物理学报. 2017, 66(13): 138201 <https://doi.org/10.7498/aps.66.138201>

低频振荡电位的能量和相位稳定性与偶极子电流活动相关性的仿真

Simulation on relationship between power/phase stability of low frequency oscillatory potentials and activity of dipole current

物理学报. 2015, 64(14): 148701 <https://doi.org/10.7498/aps.64.148701>

通过抑制波头旋转消除心脏中的螺旋波和时空混沌

Eliminating spiral wave and spatiotemporal chaos in cardiac tissues by suppressing the rotation of spiral wave tip

物理学报. 2018, 67(24): 248201 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20181291>

Fresnel波带片编码成像的高分辨重建

High-resolution reconstruction of Fresnel zone plate coded imaging

物理学报. 2017, 66(5): 054203 <https://doi.org/10.7498/aps.66.054203>

通道调制型偏振成像系统的偏振参量重建

Reconstruction of polarization parameters in channel modulated polarization imaging system

物理学报. 2016, 65(13): 130202 <https://doi.org/10.7498/aps.65.130202>

P 波间期的心脏电流源重建及电活动磁成像*

周大方¹⁾ 蒋式勤^{1)†} 赵晨¹⁾ Peter van Leeuwen²⁾

1) (同济大学电子与信息工程学院, 上海 201804)

2) (维藤/黑尔德克大学健康学院, 德国维藤 D-58448)

(2019 年 1 月 2 日收到; 2019 年 4 月 25 日收到修改稿)

用超导量子干涉仪在人体胸腔表面测量的磁场数据重建心脏电流源及其成像, 是一种无创获取心脏电活动信息的新技术。由于 P 波间期的心脏磁信号比 R 波峰值弱, 信噪比较低, 本文提出了一种可提高分布源空间谱估计强度对比度 (IIC) 的波束成形方法。该方法分两步: 1) 在空间滤波器的加权矩阵中引入导联场矩阵, 使滤波器输出估计对磁场电流源及其分布比较敏感。通过求解逆问题, 可以改进重建分布源强度的对比度; 2) 通过设置源强度阈值, 提取每个时刻重建源中偶极矩强度极大的电流源, 消除其他位置上相对弱的伪源, 可提高 P 波间期电流源重建的精度。文中采用理论分析与仿真试验, 比较 IIC 与 3 种其他电流源重建方法的性能。结果表明, IIC 的单源空间谱估计的强度对比度较高, 电流源重建精度相对较好。文中还分析了 2 个健康人的 61 通道心磁测量数据, 以及他们 P 波间期的心脏电活动成像。与其他 3 种方法相比, IIC 的电流源成像结果最优。能够显示健康人 P 波峰时刻心房的电活动较心室强。P 波间期右心房除极时, 心脏电活动具有方向特征。

关键词: 心脏电活动, 磁成像, 逆问题, 空间滤波器, 电流源重建

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

DOI: 10.7498/aps.68.20190005

1 引言

1970 年, Cohen 等^[1] 利用超导量子干涉仪 (superconducting quantum interference device, SQUID) 在人体胸腔表面无接触、无创地测量到了心脏磁场图 (magnetocardiogram, MCG)。心脏磁场十分微弱 (约 10^{-12} Tesla), 远低于地球磁场 (约 10^{-6} Tesla)。SQUID 的优点是^[2,3]: 心磁测量无需外加激励, 无需接触式电极, 受试个体完全无损, 操作方便。尤其是测量磁信号的时间分辨率高 (≤ 1 ms)。目前, SQUID 测量 MCG 信号的多通道系统已从早期的 4 通道发展到 300 通道。利用心磁

图无创获取心脏功能信息的研究也取得了实质的进展^[4–7]。虽然心磁图的研究比心电图 (electrocardiogram, ECG) 推迟了 80 多年, 但是, 心脏/磁信号同生共源, 心磁图研究可以作为心电图的一种补充。MCG 对心脏的切向电流 (tangential current) 和再入电流 (reentrant current) 较为敏感, 可提供心脏的功能信息^[3,8]。

重建磁场电流源需要求解场–源逆问题^[9,10]。近 20 年脑磁 (magnetoencephalogram, MEG)^[11–13] 和脑电 (electroencephalogram, EEG)^[14,15] 的研究中发展了一种基于空间滤波器的重建分布电流源的方法。该方法给研究对象划分网格, 并在每个网格交点上构造一个空间滤波器。然后, 重建滤波器

* 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)、上海市科学技术发展基金 (批准号: 08JC1421800)、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开放项目 (批准号: SKL2013010) 和复旦大学上海医学院上海市医学图像计算与计算机辅助干预重点实验室开放项目 (批准号: 13DZ2272200-2) 资助的课题。

† 通信作者。E-mail: sqjiang@tongji.edu.cn

位置上电流源的偶极矩, 获取分布源空间谱的信息。研究表明, 重建分布源的精度与空间滤波器的输出噪声有关^[16,17]。虽然心磁测量是在屏蔽室内完成的, 但是, 在信号测量、数据处理和心脏电流源重建的环节中, 仍需采用抑制噪声的方法^[18–22], 尤其是当P波间期信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)较低(≤ 30 dB)的时候。

最小方差波束成形(minimum variance beamforming, MVB)是一种改进的空间滤波方法^[11]。为了提高重建电流源的精度, MVB采用了空间滤波器的输出总功率最小化和噪声空间谱强度归一化, 以及在线调整权矩阵中测量磁信号的自适应技术^[23,24]。因此, MVB重建电流源的精度比非自适应的最小范数空间滤波(minimum norm spatial filtering, MN)方法高^[25,26]。Sekihara等^[11,18]还提出了一种可降低MVB空间滤波器输出噪声功率的信号子空间投影方法, 并将其用于脑功能的磁源定位。脑磁源定位的方法需要假设脑的有效电流源数目少于磁场测量通道的数目, 以及综合导联场矩阵(composite lead-field matrix)是列满秩的。然而, 由于心脏结构复杂且有动态变化, 一般情况下这两个条件不能同时满足^[17]。为此, 我们曾经提出了一种抑制空间滤波器输出噪声功率增益(suppressing spatial filter output noise-power gain, SONG)的波束成形, 可用于R波峰时刻心脏电活动成像^[27]。

对心脏P波间期电活动无创成像的难点是P波心脏磁信号比R波峰弱, 信噪比较低。针对这一问题, 本文提出了一种基于空间滤波器的可提高分布源空间谱估计强度对比度(improving intensity contrast of distributed source spatial spectrum estimation, IIC)的波束成形。因为分布源模型中导联矩阵表示传感器阵列对一个源所在位置的测量灵敏度, 所以, IIC方法在空间滤波器的加权矩阵中引入导联场矩阵, 可以使滤波器输出估计对磁场电流源及其分布比较敏感, 从而改进分布源强度的对比度。再通过设置源强度阈值, 提取每个时刻重建源中偶极矩强度极大的电流源, 就可以消除其他位置上相对弱的重建分布源与超出心脏范围的伪源, 提高P波间期电流源重建的精度。文中给出了IIC方法单源重建的理论分析与仿真实验, 并比较了该方法与MVB和SONG电流源重建方法的性能。文中还用2个健康人的P波段

61通道心脏磁场测量数据重建心脏电流源, 并分析了IIC方法的成像结果。

2 方 法

2.1 磁场分布源的模型及其空间谱估计

假设SQUID系统在人体胸腔表面测量到的心脏磁场由n个呈网格分布的电流源产生。测量面上第k通道的心磁测量信号用标量 $b_k(t)$ 表示, 则t时刻c通道阵列信号的列向量可用 $\mathbf{b}(t) = [b_1(t), b_2(t), \dots, b_c(t)]^T$ 表示。磁场与分布源的关系模型可用如下线性方程表示^[13,16]:

$$\mathbf{b}(t) = \sum_{j=1}^n [\mathbf{L}_j(t) \mathbf{q}(t, \mathbf{r}_j)] + \mathbf{v}(t), \quad (1)$$

其中 $\mathbf{q}(t, \mathbf{r}_j) = q(t, \mathbf{r}_j) \boldsymbol{\eta}(t, \mathbf{r}_j)$, ($j = 1, 2, \dots, n$)表示n个分布源的偶极矩。 $\mathbf{r}_j = (x_j, y_j, z_j)$, ($j = 1, 2, \dots, n$)表示源空间的任意网格点位置。 $q(t, \mathbf{r}_j) = \sqrt{\text{tr}[\mathbf{q}(t, \mathbf{r}_j) \mathbf{q}(t, \mathbf{r}_j)^T]}$ 表示源偶极矩的强度, $\text{tr}[\cdot]$ 表示矩阵的迹。 $\boldsymbol{\eta}(t, \mathbf{r}_j)$ 是源偶极矩的方向, $\boldsymbol{\eta}(t, \mathbf{r}_j) = [\eta_X(t, \mathbf{r}_j), \eta_Y(t, \mathbf{r}_j), \eta_Z(t, \mathbf{r}_j)]^T$ 。 \mathbf{L}_j 是磁场的导联矩阵, $\mathbf{L}_j = [\mathbf{l}_{j,X}, \mathbf{l}_{j,Y}, \mathbf{l}_{j,Z}]$, 其分量 $\mathbf{l}_{j,\zeta} = [l_{j,1}^\zeta, l_{j,2}^\zeta, \dots, l_{j,c}^\zeta]^T$, ($\zeta = X, Y$ 或 Z), 表示单位电流源在任意测量位置上的作用, 也是一个源所在任意位置上的测量灵敏度^[24]。假设测量信号的噪声 $\mathbf{v}(t)$ 为高斯白噪声, 满足 $E(\mathbf{v}) = \mathbf{0}$ 和 $E(\mathbf{v}\mathbf{v}^T) = \sigma_0^2 \mathbf{I}$, 其中 σ_0^2 是噪声的输入功率^[2,13,17]。

心脏电活动是一个随机过程^[3,17], 故文中假设电流源的偶极矩 $\mathbf{q}(t, \mathbf{r}_j)$ 是一个随机变量, 简记为 \mathbf{q}_j 。n个分布源的空间谱可表示为

$$S = \left\{ \varsigma \left| \varsigma = \sqrt{E[\text{tr}(\mathbf{q}_j \mathbf{q}_j^T)]} \right. \right. \\ \left. \left. = \sqrt{\text{tr}[E(\mathbf{q}_j \mathbf{q}_j^T)]}, (j = 1, 2, \dots, n) \right\} \right., \quad (2)$$

其中, $\text{tr}[E(\mathbf{q}_j \mathbf{q}_j^T)]$, ($j = 1, 2, \dots, n$)开方后表示源偶极矩强度均值的空间分布。

本文利用空间滤波器方法重建产生磁场的电流源。已知空间滤波器的输入是测量信号向量 \mathbf{b} , 输出是需要计算的电流源偶极矩估计 $\hat{\mathbf{q}}_j$ 。它们的关系可用线性加权运算表示^[13,24]:

$$\hat{\mathbf{q}}_j = \mathbf{W}_j^T \mathbf{b}, (j = 1, 2, \dots, n), \quad (3)$$

其中 \mathbf{W}_j 是滤波器的加权矩阵。由(2)式和(3)式

可得分布源的空间谱估计为

$$\begin{aligned}\hat{S} &= \left\{ \varsigma \left| \varsigma = \sqrt{\text{tr} [\mathbf{E}(\hat{\mathbf{q}}_j \hat{\mathbf{q}}_j^T)]} \right. \right. \\ &= \sqrt{\text{tr} [\mathbf{W}_j^T \mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T) \mathbf{W}_j]}, (j = 1, 2, \dots, n) \right\}. \quad (4)\end{aligned}$$

2.2 IIC 波束成形方法

本文在 MVB^[12] 和 SONG^[27] 的基础上, 提出一种 IIC 波束成形方法. 目的是通过提高分布源强度的对比度, 减小 P 波间期信号噪声的影响.

2.2.1 滤波器的加权矩阵与比较

$$\mathbf{W}_{j,\text{IIC}} = \mathbf{U} \mathbf{W}_{j,\text{SONG}} = \mathbf{U} \mathbf{V} \mathbf{W}_{j,\text{MVB}} = \frac{\mathbf{L}_j [\mathbf{L}_j^T [\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{L}_j]^{-1} \mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j [\mathbf{L}_j^T [\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{L}_j]^{-1}}{\sqrt{\text{tr} [(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}} \quad (5)$$

其中实对称阵 $\mathbf{U} = \mathbf{L}_j [\mathbf{L}_j^T [\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{L}_j]^{-1} \mathbf{L}_j^T$. 将表示测量灵敏度的导联矩阵 \mathbf{L}_j 引入权矩阵 $\mathbf{W}_{j,\text{IIC}}$, 可以使滤波器的输出估计对磁场电流源及其分布比较敏感.

根据实对称矩阵有关定理^[28, 29]可以证明, (5)式中的实对称阵 \mathbf{U} 是一个“特征值不大于 1, 矩阵的迹小于其阶数”的低迹的半正定阵. 且有

$$\|\mathbf{U} \mathbf{V} \mathbf{W}_j\|_{\text{F}} \leq \|\mathbf{V} \mathbf{W}_j\|_{\text{F}} \leq \|\mathbf{W}_j\|_{\text{F}}, \quad (6)$$

其中 $\|\bullet\|_{\text{F}}$ 表示矩阵的 F 范数. $\|\mathbf{W}_j\|_{\text{F}} = \sqrt{\text{tr} [\mathbf{W}_j^T \mathbf{W}_j]}$, $\mathbf{W}_j \neq \mathbf{0}$. 令 (6) 式中 $\mathbf{W}_j = \mathbf{W}_{j,\text{MVB}}$, 再将 (5) 式代入 (6) 式, 可得:

$$\begin{aligned}\sqrt{\text{tr} [\mathbf{W}_{j,\text{IIC}}^T \mathbf{W}_{j,\text{IIC}}]} &\leq \sqrt{\text{tr} [\mathbf{W}_{j,\text{SONG}}^T \mathbf{W}_{j,\text{SONG}}]} \\ &\leq \sqrt{\text{tr} [\mathbf{W}_{j,\text{MVB}}^T \mathbf{W}_{j,\text{MVB}}]}. \quad (7)\end{aligned}$$

如果空间滤波器的输入 \mathbf{v} 是高斯白噪声, $\mathbf{E}(\mathbf{v} \mathbf{v}^T) = \sigma_0^2 \mathbf{I}$, 则分布源空间谱的强度估计 $\hat{\varsigma}_j^v = \sqrt{\text{tr} [\mathbf{W}_j^T \mathbf{E}(\mathbf{v} \mathbf{v}^T) \mathbf{W}_j]} = \sqrt{\sigma_0^2 \text{tr} [\mathbf{W}_j^T \mathbf{W}_j]}$. 由 (7) 式可见, 当空间滤波器的输入 \mathbf{v} 是高斯白噪声时,

MVB 和 SONG 的滤波权矩阵分别为^[12,27]:

$$\begin{aligned}\mathbf{W}_{j,\text{MVB}} &= \frac{[\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{L}_j [\mathbf{L}_j^T [\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{L}_j]^{-1}}{\sqrt{\text{tr} [(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}} , \\ \mathbf{W}_{j,\text{SONG}} &= \mathbf{V} \mathbf{W}_{j,\text{MVB}} = \frac{\mathbf{L}_j [\mathbf{L}_j^T [\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{L}_j]^{-1}}{\sqrt{\text{tr} [(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}} ,\end{aligned}$$

其中 $\mathbf{V} = \mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)$.

为了改进分布源强度的对比度, 本文在此基础上, 构造了 IIC 的滤波权矩阵:

IIC 方法降低了空间滤波器的输出噪声功率增益 $\text{tr} [\mathbf{W}_j^T \mathbf{W}_j]$ 和输出噪声功率 $\sigma_0^2 \text{tr} [\mathbf{W}_j^T \mathbf{W}_j]$, 且降噪性能比 SONG 和 MVB 好.

2.2.2 空间谱估计强度对比度的分析

由于多源空间谱估计分析的困难, 本文分析了用 IIC 方法的单电流源空间谱估计. 首先定义波束成形方法的点扩散函数 $\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)$ ^[12,27] 为任意空间位置 \mathbf{r}_j 上对电流源强度估计的归一化. 假设任意位置 \mathbf{r}_j 上分布源和 \mathbf{r}_s 上给定单电流源 s 的强度估计分别为 $\hat{\varsigma}_j$ 和 $\hat{\varsigma}_s$. $\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)$ 简记为 $\bar{\phi}_j = \hat{\varsigma}_j / \hat{\varsigma}_s$. 并定义源强度的对比度 $\psi_j = [\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)|_{\mathbf{r}_j=\mathbf{r}_s}] / [\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)|_{\mathbf{r}_j \neq \mathbf{r}_s}]$. $\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)|_{\mathbf{r}_j=\mathbf{r}_s} \equiv 1$. $\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)|_{\mathbf{r}_j \neq \mathbf{r}_s}$ 与源强度的对比度 $\psi_j = 1 / [\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)|_{\mathbf{r}_j \neq \mathbf{r}_s}]$ 成反比.

由 (1) 式和 (5) 式可知, 如果单电流源 s 的偶极矩方向 $\boldsymbol{\eta}_s$ 已知, IIC 的空间滤波器权矩阵将退化为 $\mathbf{w}_{j,\text{IIC}} = \mathbf{l}_j [\mathbf{l}_j^T [\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{l}_j]^{-1} \mathbf{l}_j^T \mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T) \mathbf{w}_{j,\text{MVB}}$. 任意位置 \mathbf{r}_j 的导联向量 $\mathbf{l}_j = \mathbf{L}_j \boldsymbol{\eta}_s$, (4) 式表示的 IIC 的空间谱估计为

$$\hat{S}_{\text{IIC}} = \left\{ \varsigma \left| \varsigma = \sqrt{\frac{\text{tr} \left\{ [\mathbf{l}_j^T [\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{l}_j]^{-4} [\mathbf{l}_j^T [\mathbf{E}(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)] \mathbf{l}_j] (\mathbf{l}_j^T \mathbf{l}_j)^2 \right\}}{\text{tr} [(\mathbf{l}_j^T \mathbf{l}_j)^{-1}]}} , (j = 1, 2, \dots, n) \right. \right\}. \quad (8)$$

令空间滤波器的输入功率信噪比 $\alpha = (\sigma_s^2 / \sigma_0^2)(\mathbf{f}^\top \mathbf{f})$ ^[12,27], 其中 $\sigma_s^2 = E(q_s^2)$ 是给定单源的功率, σ_0^2 是噪声输入功率, $\mathbf{f} = \mathbf{l}_s$ 是 \mathbf{r}_s 位置上给定单源 s 的导联. 并将 $E(\mathbf{b}\mathbf{b}^\top) = \sigma_0^2 \mathbf{I} + \sigma_s^2 \mathbf{f}\mathbf{f}^\top$ ^[12] 代入(8)式, 得到 IIC 的单源空间谱强度估计:

$$\hat{\phi}_{j,\text{IIC}} = \frac{\sigma_0^{-5}(1+\alpha)^2 \sqrt{1+\alpha \cos^2(\mathbf{l}_j, \mathbf{f})}}{[1+\alpha(1-\cos^2(\mathbf{l}_j, \mathbf{f}))]^2}, \quad (9)$$

其中 $\cos(\mathbf{l}_j, \mathbf{f}) = \frac{\mathbf{l}_j^\top \mathbf{f}}{\sqrt{\mathbf{l}_j^\top \mathbf{l}_j} \sqrt{\mathbf{f}^\top \mathbf{f}}}$. 由(9)式和 $\bar{\phi}_j = \sqrt{\hat{\phi}_{j,\text{IIC}}}$, 可得 IIC 的点扩散函数:

$$\bar{\phi}_{j,\text{IIC}} = \frac{\sqrt{[1+\alpha \cos^2(\mathbf{l}_j, \mathbf{f})] / [1+\alpha]}}{[1+\alpha(1-\cos^2(\mathbf{l}_j, \mathbf{f}))]^2}. \quad (10)$$

同理可得, SONG 和 MVB 的点扩散函数 $\bar{\phi}_{j,\text{SONG}}$ 和 $\bar{\phi}_{j,\text{MVB}}$ 分别为^[27]:

$$\bar{\phi}_{j,\text{SONG}} = \frac{\sqrt{[1+\alpha \cos^2(\mathbf{l}_j, \mathbf{f})] / [1+\alpha]}}{1+\alpha(1-\cos^2(\mathbf{l}_j, \mathbf{f}))}, \quad (11)$$

$$\bar{\phi}_{j,\text{MVB}} = \frac{1}{\sqrt{1+\alpha(1-\cos^2(\mathbf{l}_j, \mathbf{f}))}}. \quad (12)$$

比较 MVB, SONG 和 IIC 三种方法的点扩散函数 $\bar{\phi}_j$, 得到以下关系:

$$\begin{aligned} \bar{\phi}_{j,\text{IIC}} &= \bar{\phi}_{j,\text{SONG}} \bar{\phi}_{j,\text{MVB}}^2 \\ &= \bar{\phi}_{j,\text{MVB}}^4 \sqrt{[1+\alpha \cos^2(\mathbf{l}_j, \mathbf{f})] / [1+\alpha]}. \end{aligned} \quad (13)$$

令 $\alpha > c > 1$ 和 $0 \leq |\cos(\mathbf{l}_j, \mathbf{f})| \leq 1$ ^[12,27], 由(11)式—(13)式可得:

$$\begin{aligned} \sqrt{\frac{1}{(1+\alpha)^5}} &\leq \bar{\phi}_{j,\text{IIC}} \leq \bar{\phi}_{j,\text{MVB}}^4 \sqrt{\frac{1}{(1+\alpha)^3}} \\ &\leq \bar{\phi}_{j,\text{SONG}} \leq \bar{\phi}_{j,\text{MVB}}^2 \sqrt{\frac{1}{1+\alpha}} \leq \bar{\phi}_{j,\text{MVB}} \leq 1, \end{aligned} \quad (14)$$

和

$$0 < \bar{\phi}_{j,\text{IIC}}|_{\mathbf{r}_j \neq \mathbf{r}_s} < \bar{\phi}_{j,\text{SONG}}|_{\mathbf{r}_j \neq \mathbf{r}_s} < \bar{\phi}_{j,\text{MVB}}|_{\mathbf{r}_j \neq \mathbf{r}_s} < 1. \quad (15)$$

可见, 这 3 种波束成形方法中, IIC 的单源空间谱估计强度的对比度最高, 即

$$1 < \psi_{j,\text{MVB}} < \psi_{j,\text{SONG}} < \psi_{j,\text{IIC}} < +\infty. \quad (16)$$

2.2.3 局部强度极大电流源提取

本文在改进空间谱估计对比度的基础上, 采用了设置源强度阈值, 提取每个时刻重建分布源中局部强度极大电流源的方法. 这是因为在重建磁场分布源时, 需要消除环境噪声和计算误差引起的大量分布的重建弱源与重建的伪源(可能超出心脏范围). 本文假设源空间中每个分布源的最小邻域中包括 26 个其他分布源, 图 1 中它们的位置分别用红色和蓝色表示. 并用每个时刻空间谱估计的最大强度 $\hat{\zeta}_{\max} = \max_{j=1,2,\dots,n} \sqrt{\text{tr}[\mathbf{E}(\hat{\mathbf{q}}_j \hat{\mathbf{q}}_j^\top)]}$ 作为提取局部极大源的阈值 $\gamma = \hat{\zeta}_{\max} \times \beta$ 的基数, 其中比例系数 β 可根据经验确定. 这样, 改进源强度对比度后, 可以通过设定阈值, 消除部分重建的伪源与大量较弱的重建分布源. 最后, 利用那些局部强度极大的电流源来研究心脏的电活动.

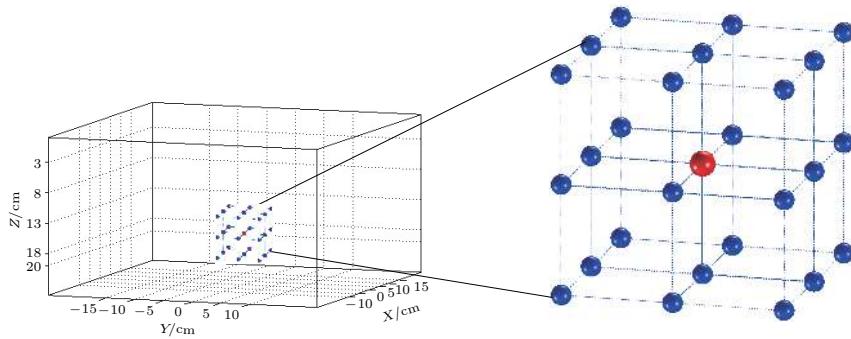


图 1 分布源位置及指定的 26 个邻域位置, 分别用红色和蓝色表示

Fig. 1. The position of the source and 26 specified adjacent positions are shown in red and blue colors, respectively.

3 心脏电活动的仿真与成像

电活动的仿真与成像是指用仿真的磁场数据重建电流源, 并记录电流源在空间中的位移, 给出

源位移随时间变化的图像. 目的是检验用局部强度极大电流源近似磁场电流源, 以及重建电流源在空间中的移动模拟电活动成像的效果. 本文将根据重建电流源中伪源的个数、重建源的误差、以及成像

结果中电活动的方向, 分析比较 IIC, SONG, MVB 以及一种非空间滤波算法即信赖域反射 (trust region reflective, TRR) 方法的仿真与成像的结果. TRR 是一种单电流源重建方法 [30,31], 它通过最小化磁场残差的范数和迭代更新, 求解等效的单电流源 [32].

3.1 仿真数据

假设包含心脏的人体躯干是沿坐标系 Z 轴水平分层的导体 (horizontally layered conductor, HLC), 心脏-躯干模型如图 2(a) 所示. 层间电导率之差与该处静电势的乘积被称作二次电流密度, 其方向与沿 Z 方向测量的心脏磁场平行 [17]. 根据毕奥萨法尔定律, 导体中二次电流密度产生的磁场可

以忽略 [10]. 对图 2(a) 中包含心脏在内的导体

$$\begin{aligned} G^0 = \{(x, y, z) | x \in [-10.5, 15.5] \text{ cm}, \\ y \in [-15.5, 10.5] \text{ cm}, z \in [2.5, 20.5] \text{ cm}\} \end{aligned}$$

划分网格, 由 (1) 式可得, 间距为 1 cm 的网格交点将构成一个 $n=12168$ 的分布源空间.

3.1.1 磁场导联场矩阵

参照 Magnes 1300C 生物磁强计系统 [2], 假设仿真的 1 kHz 磁场数据是在胸腔表面用 61 通道环状阵列传感器沿 Z 方向测量的. 如图 2(a) 所示, r_1^c, \dots, r_{61}^c 是通道 $k = 1, \dots, 61$ 的磁信号测量位置, 故 (1) 式中的磁场导联矩阵 $\mathbf{L}_j = [l_{j,X}, l_{j,Y}, l_{j,Z}]$, ($j = 1, 2, \dots, n$) 可计算如下 [17]:

$$\begin{cases} \mathbf{l}_{j,\zeta} = [l_{j,1}^\zeta, l_{j,2}^\zeta, \dots, l_{j,c}^\zeta]^T, (\zeta = X, Y, Z) \\ l_{j,k}^X = \frac{(y_k^c - y_j)}{|r_k^c - \mathbf{r}_j|^3}, l_{j,k}^Y = \frac{-(x_k^c - x_j)}{|r_k^c - \mathbf{r}_j|^3}, l_{j,k}^Z = 0, (k = 1, 2, \dots, c; c = 61) \end{cases}, \quad (17)$$

其中 $\mathbf{r}_k^c - \mathbf{r}_j = [x_k^c - x_j, y_k^c - y_j, z_k^c - z_j]$ 表示系统坐标中任意位置 $\mathbf{r}_j = (x_j, y_j, z_j)$ 到第 k 通道测量位

置 $\mathbf{r}_k^c = (x_k^c, y_k^c, z_k^c)$ 的位移. 图 2(b) 和图 2(c) 是分布电流源的磁场导联 $l_{j,k}^\zeta$ 的曲线. 图中横坐标是分

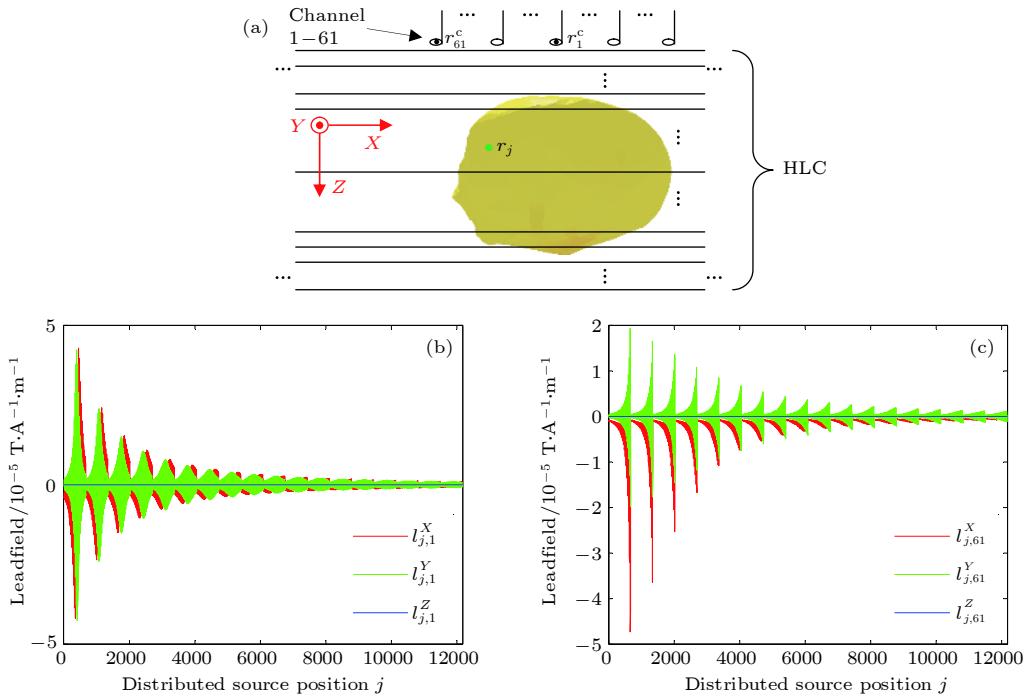


图 2 (a) 水平分层导体. 其中黑色直线表示分层躯干的边界, 黄色椭圆体表示心脏; (b), (c) 测量通道 1 和 61 的磁场导联 $l_{j,k}^\zeta$, ($\zeta = X, Y, Z$) 曲线. 其中红、绿和蓝色分别表示 X , Y 和 Z 方向导联的曲线

Fig. 2. (a) The horizontally layered conductor (HLC), where the black line indicates the boundary of HLC, and the yellow spheroid the heart; (b),(c) The X , Y and Z lead-field based plots of channels 1 and 61 are expressed in red, green and blue, respectively.

布源所在位置 (distributed source position) \mathbf{r}_j 的下标 j . 当分布源远离测量通道位置时, $l_{j,k}^\zeta$ 取值趋于零.

3.1.2 仿真的 61 通道磁场数据

首先, 用已知偶极矩强度的单或双电流源产生模拟心脏的磁场. 为简单起见, 假定该单或双电流源通过了源空间中的直线参考路径, 用于仿真沿参考路径的电活动. 因为 P 波间期心脏电活动的强度先增后减, 所以用半周期正弦函数近似描述该单或双电流源偶极矩强度的变化^[17]:

$$q(t, \mathbf{r}_p) = \sin [\omega (t - \tau_{\mathbf{r}_p})], t \in \left[\tau_{\mathbf{r}_p}, \tau_{\mathbf{r}_p} + \frac{T}{2} \right], \quad (18)$$

其中 \mathbf{r}_p 是参考路径上某个分布源的位置. $\tau_{\mathbf{r}_p}$ 是电流源出现在位置 \mathbf{r}_p 的时刻. ω 是弧度频率, 正弦函数的周期 $T = 2\pi/\omega$. 根据 P 波间期人体心脏的心房和心室肌中电活动的最大速度约 1 m/s^[33], 令直线参考路径上相邻位置间电流源移动的时间 $\Delta t = \tau_{\mathbf{r}_{p+1}} - \tau_{\mathbf{r}_p} = 0.01$ s, 以及移动速度 (moving velocity) $MV = |\mathbf{r}_{p+1} - \mathbf{r}_p| / \Delta t \approx 1$ m/s. 其中 \mathbf{r}_p 与 \mathbf{r}_{p+1} 表示直线参考路径上相邻位置的前后. 当 $\tau_{\mathbf{r}_p} \leq t < \tau_{\mathbf{r}_{p+1}}$ 时, 电流源出现在位置 \mathbf{r}_p , 其偶极矩强度 $q(t, \mathbf{r}_p)$ 按照半周期正弦函数先增后减. 当 $t = \tau_{\mathbf{r}_{p+1}}$ 时, 该电流源到达位置 \mathbf{r}_{p+1} , 其偶极矩强度 $q(t, \mathbf{r}_{p+1})$ 将先增加后减小至 0.

然后, 在给定单或双电流源偶极矩和计算相应磁场导联矩阵的基础上, 61 通道的仿真磁场数据可用下式计算:

$$\mathbf{b}(t) = \sum_{\mathbf{r}_p} [\mathbf{L}_p \mathbf{q}(t, \mathbf{r}_p)] + \mathbf{v}(t), \quad (19)$$

其中 $\mathbf{b}(t) = [b_1(t), b_2(t), \dots, b_{61}(t)]^T$ 是 61 通道磁场测量信号. $\mathbf{q}(t, \mathbf{r}_p) = q(t, \mathbf{r}_p) \boldsymbol{\eta}(t, \mathbf{r}_p)$ 表示单或双电流源的偶极矩. \mathbf{L}_p 是单或双电流源的磁场导联矩阵. \mathbf{v} 为高斯白噪声, 根据文中 P 波间期心磁测量信号的信噪比给定.

如第 2 节所述, 利用 61 通道的仿真磁场数据求解逆问题, 即可得到分布源的空间谱. 再从中提取局部偶极矩强度极大的电流源作为重建电流源, 并给出其沿给定参考路径位移的图像.

3.2 仿真结果 1

假设参考路径 1 是一条起止点坐标为 $P_s = (7, 5, 6)$ cm 和 $P_e = (-3, -5, 16)$ cm 的空间直线.

如图 3(a)—图 3(e) 中黑色圆圈所示, 该路径上相邻分布源的间距为 $\sqrt{3}$ cm. 单电流源通过参考路径上相邻位置的时间 $\Delta t = 0.01$ s, 速度 $MV = 0.01\sqrt{3}/0.01 = \sqrt{3} \approx 1.73$ m/s. 图 3(b)—图 3(e) 给出了 $SNR = 20$ dB 时, 用上述 4 种方法得到的重建电流源和电活动成像结果. 图中可见, 用 IIC 每个时刻重建的电流源沿着参考路径 1 上的黑圈移动. 黑圈中的绿色由浅到深表示时间变化. 在该参考路径以外, IIC 出现的伪源最少, SONG 与 TRR 的结果次之.

表 1 中比较了上述 4 种方法的仿真结果中的分布电流源估计误差, 分别考虑了无噪声以及信噪比 SNR 为 30 与 20 dB 的情况. 表 1 中 E_X , E_Y , E_Z 和 $E = \sqrt{E_X^2 + E_Y^2 + E_Z^2}$ 分别表示 X , Y , Z 方向分布电流源估计的根均方误差和总误差. 无噪声时, IIC, SONG 和 TRR 的源估计误差较小. MVB 的误差相对较大. $SNR = 30$ dB 时, 相比其他方法, IIC 可以降低误差 E . $SNR = 20$ dB 时, IIC 的单源估计误差 $E = 1.19$ cm, 比其他方法小. 如图 3 所示, IIC 能够仿真单源沿参考路径的电活动, 伪源数量最少, 单源重建的精度相对其他方法要好.

3.3 仿真结果 2

假设参考路径 2 包括两条起止点坐标分别为 $[P_{s1}, P_{e1}] = [(7, 5, 6), (7, -5, 6)]$ cm 和 $[P_{s2}, P_{e2}] = [(-3, 5, 16), (-3, -5, 16)]$ cm 的空间直线. 如图 4(a)—图 4(e) 中黑圈所示, 这两条路径上相邻分布源的间距均为 1 cm. 仿真中, 令两个电流源分别通过各自参考路径上相邻位置的时间 $\Delta t = 0.01$ s, 速度 $MV = 0.01/0.01 = 1$ m/s. 其中一个电流源比另一个电流源提前 0.005 s 开始移动. 图 4 给出了 $SNR = 20$ dB 时, 4 种方法的仿真结果和电活动成像. 图中可见, 用 IIC 每个时刻重建的电流源沿参考路径 2 中的黑圈移动. 黑圈中的绿色由浅到深表示时间变化. 在该参考路径以外, IIC 出现的伪源最少, 明显优于其他 3 种方法.

表 2 比较了上述 3 种空间滤波方法仿真结果中的分布电流源估计误差, 分别考虑了无噪声以及信噪比 SNR 为 30 与 20 dB 的情况. TRR 是一种非空间滤波的等效单源重建方法, 表中未列出. 从表 2 可见, 信噪比对双电流源估计的误差有影响. 表中用 IIC 方法同时估计两个电流源的误差较小, 而用 SONG 和 MVB 的估计误差相对较大. $SNR =$

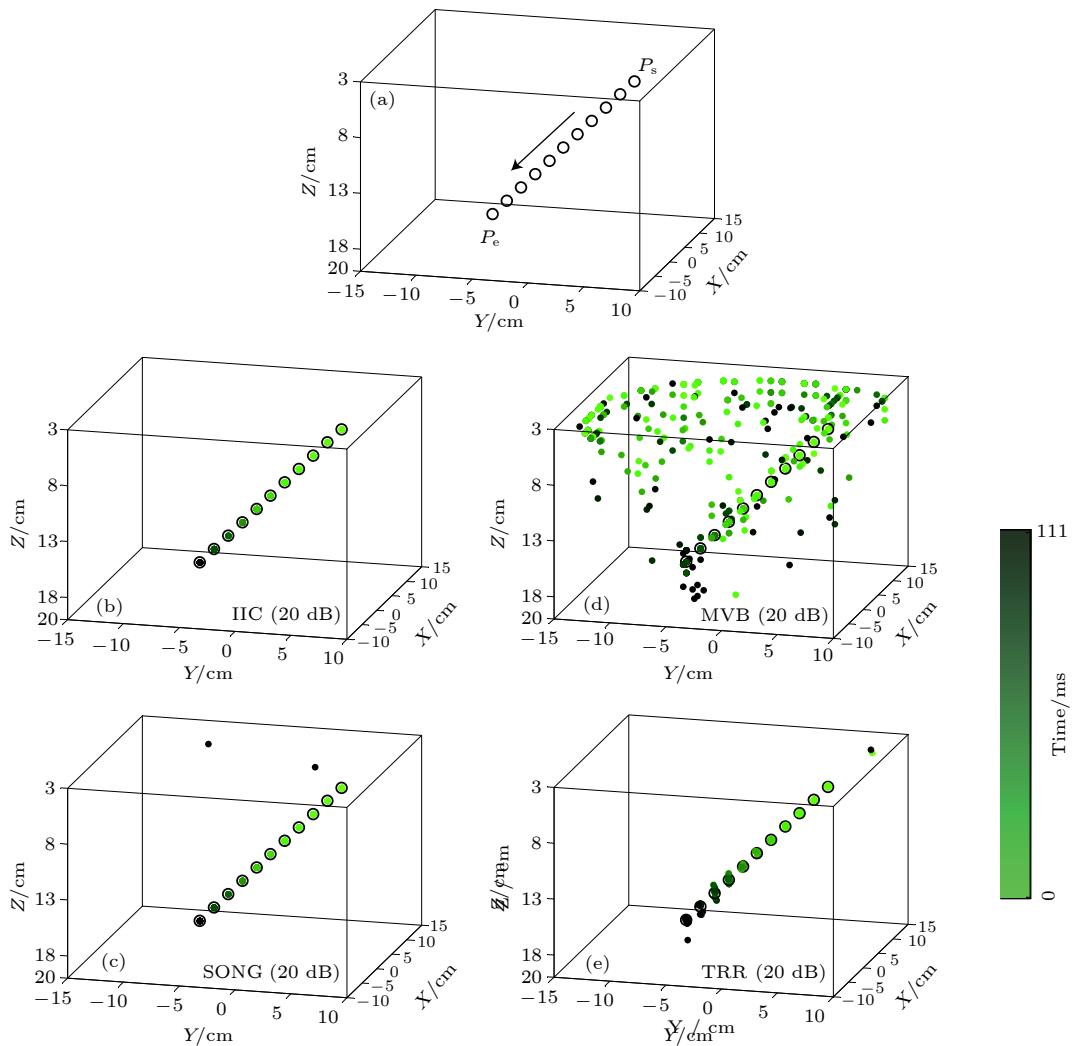


图 3 (a) 黑色圆圈○和箭头表示沿直线方向的参考路径 1; (b)–(e) 是 SNR = 20 dB 时, IIC, SONG, MVB 和 TRR 方法的源重建结果. 黑圈中的浅绿色到深绿色表示重建电流源位置随时间的变化

Fig. 3. (a) The black circles ○ and arrow indicate the reference path 1 along the straight line; (b)–(e) The results of the current source reconstruction using IIC, SONG, MVB and TRR methods when SNR is 20 dB. The green points at different color levels denote the reconstructed source locations at different times.

20 dB 时, IIC 的双电流源估计误差最大值 $E = 2.44 \text{ cm}$, 比其他方法小. 当 SNR = 30 dB 时, IIC 的双电流源估计误差相对 SNR=20 dB 时小. 如图 4 所示, IIC 亦能够仿真双电流源沿参考路径的电活动, 伪源数量较少, 其双电流源重建的精度相对其他方法要高.

4 心脏电活动的磁成像

本文利用 P 波间期采集的磁场信号, 分析了健康人 A 和 B 的心脏电活动及其成像结果. 这些数据是在磁屏蔽室内用 Magneis 1300C 61 通道生物磁强计系统沿 Z 方向测量的. 信号采样频率 1 kHz^[2]. 假设 P 波间期心磁测量信号及其噪声的

平均功率为 P_s 和 P_v , 则信噪比 $\text{SNR} = 10 \lg [P_s/P_v]$. 计算可得健康人 A 和 B 测量信号的 P 波间期信噪比 $\text{SNR} \in [20, 30] \text{ dB}$.

图 5 中给出了健康人 A 和 B 的 P 波峰值 (P_{peak}) 时刻心磁信号的源空间谱估计强度等高线图. 经归一化处理后的等高线值用色标表示. 图中比较了用 IIC, SONG 和 MVB 三种空间滤波方法重建电流源的结果. 为了显示人体心脏及其房室的相对位置, 图中给出了一个健康人的心脏核磁共振影像 (magnetic resonance imaging, MRI) 冠状位 (coronal) 和水平位 (transverse) 视图, 将其作为图 5 中的 XY 与 XZ 面视图, 并分别与 A 和 B 的测量坐标系配准. 图 5(c) 和图 5(d) 中 A 和 B 的心

表 1 参考路径 1 对应的单源估计误差

Table 1. The error of single source estimation correspond to the reference path 1.

参数设置		方法	单源估计误差/cm			
MV/m/s	SNR/dB		E	E_X	E_Y	E_Z
$\sqrt{3}$	无噪声	IIC	1.29	0.75	0.75	0.75
		SONG	1.27	0.74	0.74	0.74
		MVB	1.39	0.80	0.80	0.80
		TRR	0.72	0.52	0.24	0.43
	30	IIC	1.37	0.79	0.79	0.79
		SONG	1.73	1.13	0.81	1.04
		MVB	5.76	3.08	3.73	3.12
		TRR	1.50	0.83	0.17	1.24
	20	IIC	1.19	0.68	0.68	0.68
		SONG	1.67	1.17	0.69	0.98
		MVB	6.73	4.04	3.88	3.74
		TRR	2.13	1.17	1.26	1.26

房内, 用绿色三角形表示了冠状位与水平位面的交点(0, -9, 10)和(0, -6, 10)cm.

图 5(c) 和图 5(d) 中给出了 P_{peak} 时刻重建电流源的结果. IIC 图中, 黄红色标和紧密环绕的等高线表示较强电流源均集中在 A 和 B 的心房. 健康人心房内的电活动较心室内强. 这与 P_{peak} 时刻健康人的心房正在除极, 而心室尚未开始除极有关^[33,34]. 然而, SONG 的等高线扩散到了心脏以外, 不像 IIC 那样集中, 说明 SONG 的空间谱强度估计的对比度相对较低, 影响了重建电流源的精度. MVB 的等高线图显示, 心脏内外有很多无规律和强弱不同的伪源. 重建电流源误差相对较大是 MVB 电活动成像结果不理想的主要原因.

图 6(c) 和图 6(d) 是健康人 A 和 B 的 P 波前半段 ($P_{\text{onset}}—P_{\text{peak}}$, P_{onset} 是 P 波起点) 电活动成像结果. 图中用圆点表示重建源的位置, 其中颜色由浅红到深红表示重建源位置随时间的变化. 图 6(c) 和图 6(d) 中 IIC 的结果显示, P 波前期健康人右心房除极时电活动从右心房的右上方向左移动. 这与右心房的右上方靠近窦房结, 右心房的左侧靠近右心室有关^[33]. 由于 P 波后半段 ($P_{\text{peak}}—P_{\text{end}}$, P_{end} 是 P 波终点) 的磁信号比较复杂, 心房内电活动成像的特征不明显, 故文中没有图示. 图

6(c) 和图 6(d) 中, SONG 与 IIC 的电活动成像结果类似, A 和 B 的心房外各有少量重建的伪源. 图 6(c) 中 IIC 和 SONG 显示, 虽然心脏 P 波前期磁信号呈单调上升, 但是 $P_{\text{onset}}—P_{\text{peak}}$ 间期电活动的

方向有变化. 从起始时刻 P_{onset} 到结束时刻 P_{peak} , 重建源移动方向如图中绿色箭头所示. MVB 的成像结果比较模糊, 所以 A 和 B 的心房内电活动特征不明显. TRR 是一种重建等效单源的方法, 所以图 6(c) 和图 6(d) 中显示, 等效单电流源是从右上向左下移动的^[32]. 实验研究结果显示, IIC 图 6 中 P 波间期健康人 A 和 B 心脏内分别有 14 个和 26 个极大电流源. 相比其他方法超出心脏范围的伪源较少. IIC 和 SONG 的成像结果显示了健康人右心房中电活动的方向.

5 讨 论

用 MVB, SONG 和 IIC 研究源重建的结果表明, MVB 采用的空间滤波器噪声空间谱强度归一化方法, SONG 采用的抑制空间滤波器输出噪声功率增益方法, 以及 IIC 采用的上述两种方法, 可以不同程度地抑制噪声的影响, 改进重建电流源的精度. 表 1、表 2 和图 3、图 4 的仿真结果表明, IIC 方法优于 MVB 和 SONG. 由 (14) 式和 (15) 式可知, IIC 空间谱估计的源强度对比度 $\psi_{j,\text{IIC}} = 1 / [\bar{\phi}_{j,\text{IIC}}|_{r_j \neq r_s}] \geq \psi_{j,\text{MVB}}^4$, 比 MVB 源强度对比度大.

本文采用在滤波权矩阵中引入导联场矩阵的方法, 研究了有多个电流源的情况. 图 3 和图 4 的仿真结果说明, IIC 可以较好地消除重建源中的弱源与伪源, 改进了 2 个源重建的精度. 然而, 当多

表 2 参考路径 2 对应的双电流源估计误差

Table 2. The error of two sources estimation correspond to the reference path 2.

参数设置		方法	一条路径的源估计误差/cm				另一路径的源估计误差/cm			
MV/m/s	SNR/dB		E	E_X	E_Y	E_Z	E	E_X	E_Y	E_Z
1	无噪声	IIC	1.71	1.07	0.80	1.07	0.82	0	0.82	0
		SONG	1.70	1.07	0.79	1.07	1.05	0.47	0.81	0.47
		MVB	2.73	0.85	2.45	0.84	2.80	1.53	1.66	1.64
		TRR	*	*	*	*	*	*	*	*
	30	IIC	1.73	1.06	0.86	1.06	1.76	1.03	0.80	1.18
		SONG	1.98	1.09	1.26	1.07	2.18	1.33	1.01	1.40
		MVB	5.00	2.47	4.15	1.30	4.93	1.84	3.27	3.20
	20	TRR	*	*	*	*	*	*	*	*
		IIC	1.66	0.96	0.92	1.00	2.44	1.52	1.38	1.32
		SONG	6.51	2.26	6.01	1.04	4.13	2.04	3.01	1.96
		MVB	5.62	2.58	4.84	1.24	5.20	2.05	3.57	3.17
		TRR	*	*	*	*	*	*	*	*

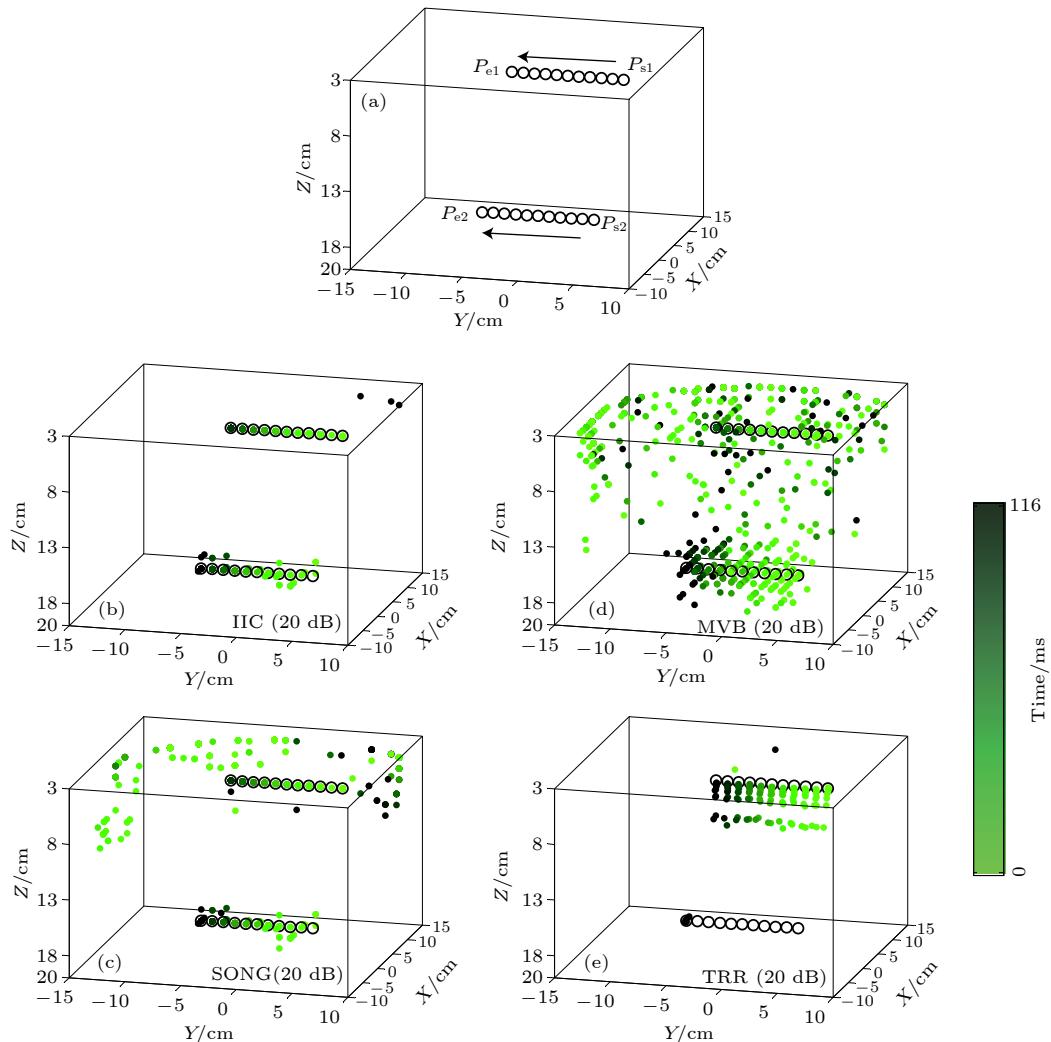


图 4 (a) 黑色圆圈○和箭头表示沿直线方向的参考路径 2; (b)–(e) SNR = 20 dB 时, IIC, SONG, MVB 和 TRR 方法的源重建结果. 黑圈中的浅绿色到深绿色表示重建电流源位置随时间的变化

Fig. 4. (a) The black circles ○ and arrow indicate the reference path 2 along the straight line; (b)–(e) The results of the current source reconstruction using IIC, SONG, MVB and TRR methods when SNR is 20 dB. The green points at different color levels denote the reconstructed source locations at different times.

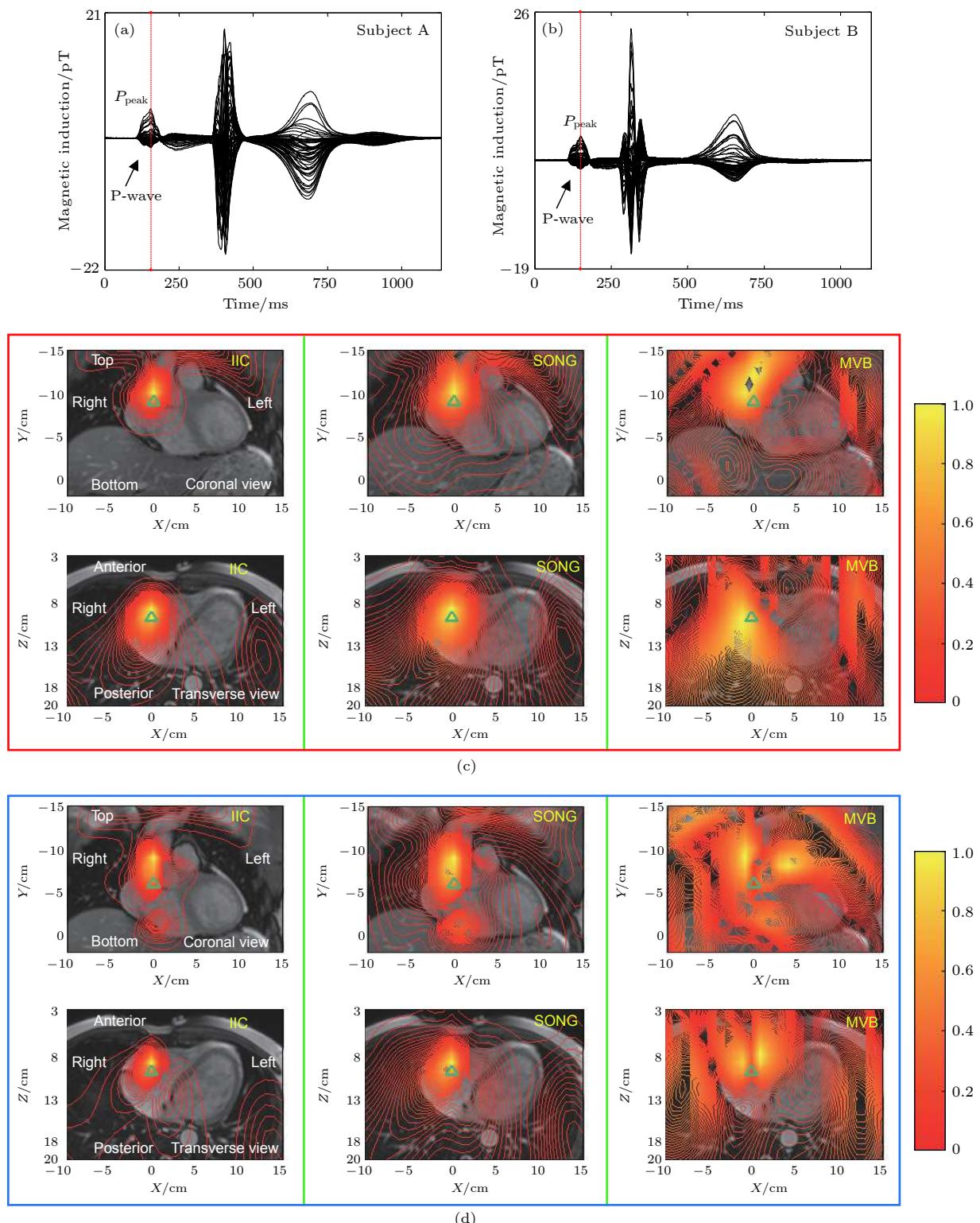


图 5 (a), (b) 健康人 A 与 B 的单周期 61 通道心脏磁场信号及其 P_{peak} 时刻; (c), (d) 用 IIC, SONG 与 MVB 方法得到的 2 个健康人 P_{peak} 时刻源空间谱强度的 XY 与 XZ 面等高线图

Fig. 5. (a),(b) The 61-channel MCG signals and P_{peak} time of single-cycle from healthy subjects A and B; (c),(d) The XY and XZ based spatial spectrum intensity contours from subjects A and B at P_{peak} using IIC, SONG or MVB.

个电流源的偶极矩方向变化时, 多源重建的精度还需要深入研究。

IIC 采用提高空间谱估计的源强度对比度和提

取偶极矩极大源的方法去除重建的伪源。从图 3—图 6 的源重建和电活动成像结果可见, 这种方法比其他方法要好。仿真和实测成像的结果中, 根据经

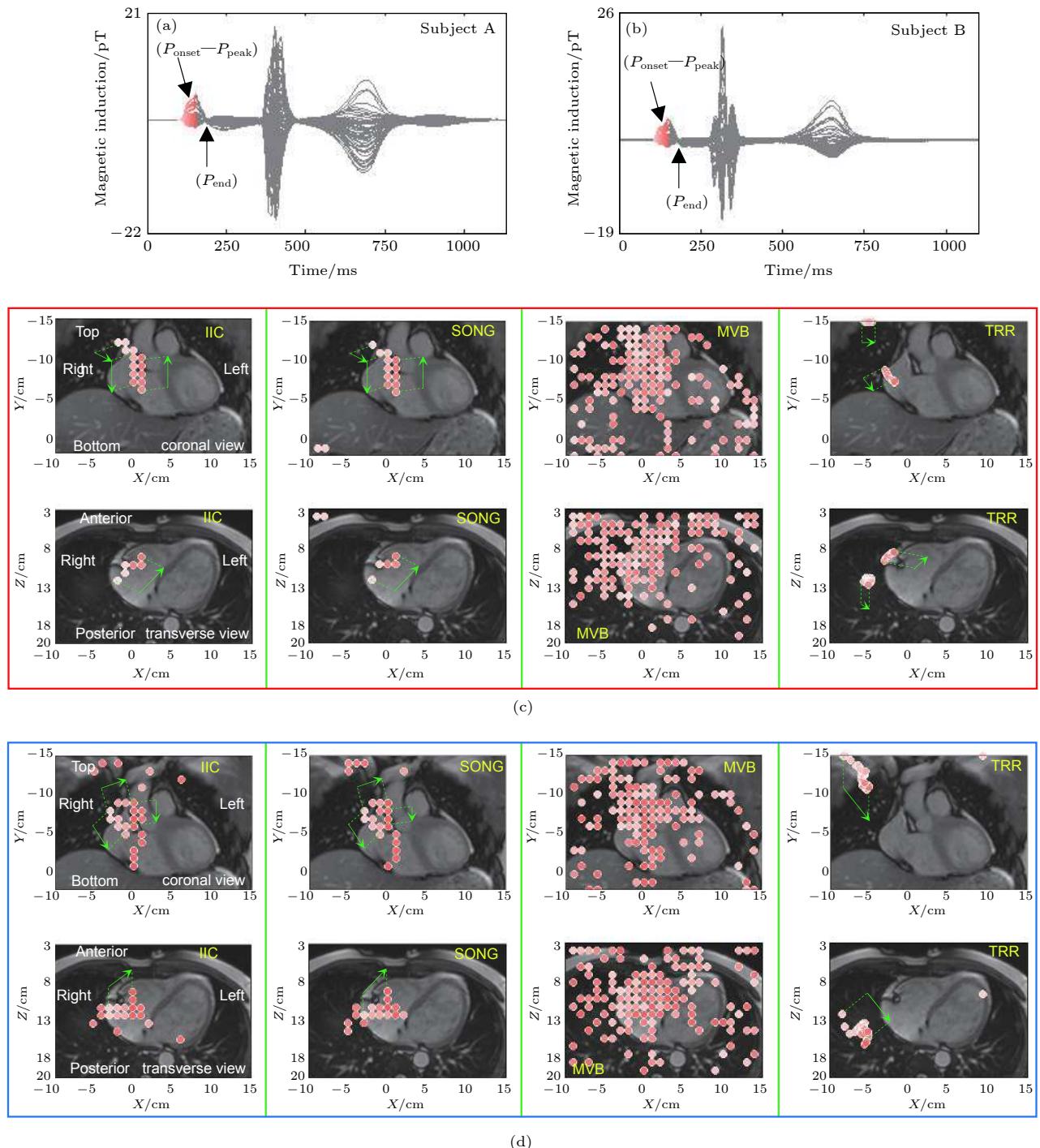


图 6 (a), (b) 健康人 A 与 B 的单周期 61 通道心脏磁场信号及其 $P_{\text{onset}}-P_{\text{peak}}$ 段; (c), (d) 用 IIC, SONG, MVB 和 TRR 得到的 2 个健康人的 $P_{\text{onset}}-P_{\text{peak}}$ 段的心脏电流源重建结果. 圆点中的浅红色到深红色表示重建电流源随时间的位置变化. 绿色箭头表示电活动的方向

Fig. 6. (a),(b) 61-channel MCG signal and $P_{\text{onset}}-P_{\text{peak}}$ segment of single-cycle from healthy subjects A and B; (c), (d) The cardiac current sources reconstruction of subjects A and B in $P_{\text{onset}}-P_{\text{peak}}$ segment using IIC, SONG, MVB or TRR. The reconstructed current sources change the color from white to red with time. The green arrow shows the direction of electrical activity.

验, 重建源强度的阈值 γ 分别等于当前时刻电流源空间谱的最大强度估计 $\hat{\gamma}_{\max}$ 的 0.01% 和 1%. 图 6 中用 IIC 时, 健康人 A 的瞬时极大源数最多是 2 个, 健康人 B 的最多是 4 个.

图 5 中 2 个健康人的 IIC 的电活动成像结果显示, 参照 MRI 中人体心脏与其左右房室的位置, 用黄色表示的 P_{peak} 时刻较强电流源均集中在他们的右心房. 图 6 中红色圆点表示 $P_{\text{onset}}-P_{\text{peak}}$ 期间

强度极大源也集中在右心房。他们右心房的电活动均比左心房强。这与右心房靠近窦房结,即心脏电兴奋的起搏点,以及健康人右心房的电兴奋早于左心房相符合^[33]。图6(c)中IIC和SONG的电活动成像结果显示,虽然 $P_{\text{onset}}-P_{\text{peak}}$ 间期心磁信号单调上升,但是,这时电活动的方向有变化。可能这与参考文献[33]指出的“心脏肌纤维的走向呈螺旋状,以及在纤维的走向上,肌电阻率较低,肌电活动较强”有关。图6中未能给出左心房电活动的成像结果,可能与心脏磁场只有Z轴方向的信号测量有关。

我们还用IIC方法分析了2个病人的数据^[4]。他们心脏左、右冠状动脉严重狭窄,P波间期心房电活动与健康人明显不同。可能是心脏冠脉严重狭窄引起心肌缺血,他们的心房电活动相对较弱,未显示出心房中电活动的方向。因此,文中没有给出病人的电活动成像结果,有关问题还需要深入研究。

6 结 论

本文针对心脏P波间期电流源重建及心脏电活动成像的问题,提出了一种可提高分布源空间谱估计强度对比度(IIC)的波束成形方法。该方法在空间滤波权矩阵中引入导联场矩阵,可以改进分布源空间谱强度的对比度,有降低滤波器输出噪声功率增益的作用。再根据经验设置源强度阈值,提取重建分布源中偶极矩强度极大的电流源,可以去除重建源中相对较弱的分布源和心脏范围以外的伪源。可以提高P波间期电流源重建的精度。文中对4种方法的理论分析,源重建仿真和电活动成像结果的比较可见,IIC方法将有助于P波间期的心脏电流源重建和电活动的成像。对有局部心肌缺血的病人,心脏电活动成像的问题有待深入研究。

感谢中国科学院上海微系统与信息技术研究所的张懿教授,谢晓明教授和孔祥燕教授及张树林博士对本研究的支持和技术交流。

参 考 文 献

- [1] Cohen D, Edelsack E A, Zimmerman J E 1970 *Appl. Phys. Lett.* **16** 278
- [2] Van Leeuwen P, Hailer B, Lange S, Klein A, Geue D, Seybold K, Poplutz C, Grönemeyer D 2008 *Phys. Med. Biol.* **53** 2291
- [3] Zhang S L, Wang Y L, Wang H W, Jiang S Q, Xie X M 2009 *Phys. Med. Biol.* **54** 4793
- [4] Chen T, Zhao C, Jiang S Q, van Leeuwen P, Grönemeyer D 2014 *Sci. Bull.* **59** 1123
- [5] Li M, Zhang C Y, Zhang S L, Chen W, Lu L, Wang Y, Kong X Y 2017 *Chin. J. Low Temp. Phys.* **39** 4 (in Chinese) [李明, 张朝祥, 张树林, 陈威, 鲁丽, 王毅, 孔祥燕 2017 低温物理学报 **39** 4]
- [6] Zhao C, Jiang S Q, Wu Y H, Zhu J J, Zhou D F, Hailer B, Grönemeyer D, van Leeuwen P 2017 *IEEE J. Biomed. Health* **22** 495
- [7] Tao R, Zhang S L, Huang X, Tao M F, Ma J, Ma S X, Zhang C X, Zhang T X, Tang F K, Lu J P, Shen C X, Xie X M 2018 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **66** 1658
- [8] Zhang S L, Zhang G F, Wang Y L, Zeng J, Qiu Y, Liu M, Kong X Y, Xie X M 2013 *Sci. Bull.* **58** 2917
- [9] Tripp J H 1983 *Biomagnetism: An Interdisciplinary Approach* (New York: Springer) p101
- [10] Sarvas J 1987 *Phys. Med. Biol.* **32** 11
- [11] Sekihara K, Nagarajan S S, Poeppel D, Marantz A 2002 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **49** 1534
- [12] Sekihara K, Sahani M, Nagarajan S S 2005 *NeuroImage* **25** 1056
- [13] Sekihara K, Nagarajan S S 2005 *Modeling and Imaging of Bioelectrical Activity: Principles and Applications* (New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers) p213
- [14] Van Veen B, Van Drongelen W, Yuchtman M, Suzuki A 1997 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **44** 867
- [15] Gramfort A, Strohmeier D, Haueison J, Hämäläinen M S, Kowalski M 2013 *NeuroImage* **70** 410
- [16] Wang W Y, Jiang S Q, Zhou D F, Zhu J C, Yan Y R, Quan W W 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 248701 (in Chinese) [王伟远, 蒋式勤, 周大方, 朱嘉辰, 闫玉蕊, 权薇薇 2014 物理学报 **63** 248701]
- [17] Ha T, Kim K, Lim S, Yu K K, Kwon H 2015 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **62** 60
- [18] Nenonen J, Pesola K, Hänninen H, Lauerma K, Takala P, Mäkelä T, Mäkipääri M, Knuuti J, Toivonen L, Katila T 2001 *J. Electrocardiol.* **34** 37
- [19] Kobayashi K, Uchikawa Y, Nakai K, Yoshizawa M 2004 *IEEE Trans. Magn.* **40** 2970
- [20] Kim K, Lee Y, Kwon H, Kim J, Bae J 2006 *Comput. Biol. Med.* **36** 253
- [21] Zhu J J, Jiang S Q, Wang W Y, Zhao C, Wu Y H, Luo M, Quan W W 2014 *Chin. Phys. B* **23** 048702
- [22] Chen M, Jiang S, Bing L, Zhao C, Hailer B, Grönemeyer D, Van Leeuwen P 2015 *Sci. Bull.* **60** 1235
- [23] Brookes M J, Vrba J, Robinson S E, Stevenson C M, Peters A M, Barnes G R, Hillebrand A, Morris P G 2008 *NeuroImage* **39** 1788
- [24] Kumihashi I, Sekihara K 2010 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **57** 1358
- [25] Nakai K, Kawazoe K, Izumoto H, Tsuboi J, Oshima Y, Oka T, Yoshioka K, Shozushima M, Suwabe A, Itoh M, Kobayashi K, Shimizu T, Yoshizawa M 2005 *Int. J. Cardiovasc Imaging* **21** 555
- [26] Nakai K, Izumoto H, Kawazoe K, Tsuboi J, Fukuhiro Y, Oka T, Yoshioka K, Shozushima M, Itoh M, Suwabe A, Yoshizawa M 2006 *Int. J. Cardiovasc Imaging* **22** 573
- [27] Zhou D F, Zhang S L, Jiang S Q 2018 *Acta Phys. Sin.* **67** 158702 (in Chinese) [周大方, 张树林, 蒋式勤 2018 物理学报 **67** 158702]
- [28] Gross J, Ioannides A A 1999 *Phys. Med. Biol.* **44** 2081
- [29] Horn R A, Johnson C R 2013 *Matrix Analysis* (New York:

- Cambridge University Press) p49, p139, p231
- [30] Coleman T F, Li Y 1993 *SIAM J. Optim.* **6** 418
- [31] Coleman T F, Li Y 1994 *Math. Program.* **67** 189
- [32] Zhao C, Jiang S Q, Shi M W, Zhu J J 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 078702 (in Chinese) [赵晨, 蒋式勤, 石明伟, 朱俊杰 2014 物理学报 **63** 078702]
- [33] Malmivuo J, Plonsey R 1995 *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields* (New York: Oxford University Press) p165
- [34] Durrer D, Van Dam R T, Freud G E, Janse M J, Meijler F L, Arzbaecher R C 1970 *Circulation* **41** 899

Current source reconstructing and magnetic imaging of cardiac electrical activity during P-wave^{*}

Zhou Da-Fang¹⁾ Jiang Shi-Qin^{1)†} Zhao Chen¹⁾ Peter van Leeuwen²⁾

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

2) (Faculty of Health, University of Witten/Herdecke, Witten D-58448, Germany)

(Received 2 January 2019; revised manuscript received 25 April 2019)

Abstract

The current source reconstruction and magnetic imaging is a new technique to non-invasively obtain spatial information regarding cardiac electrical activity using magnetocardiogram (MCG) signals measured by the superconducting quantum interference device (SQUID) on the human thorax surface. Using MCG signals to reconstruct distributed current sources needs to solve the inverse problem of magnetic field. The beamforming is a type of spatial filter method that has been used for distributed source reconstruction and source imaging in electroencephalogram (EEG) and magnetoencephalogram (MEG). In this paper, the dipole moment of distributed current source is estimated with corresponding each spatial filter based on the cardiac source field model. The purpose is to enhance the intensity contrast of the dipole moment of distributed current sources in distributed source spatial spectrum estimation with beamforming, so that the reconstructed-pseudo sources beyond the heart can be removed for imaging cardiac electric activity well.

A new beamforming method of improving intensity contrast (IIC) of distributed source spatial spectrum estimation is developed for imaging cardiac electric activity in P-wave, due to cardiac magnetic signals in P-wave lower than that of the peak value of R-wave, which has a relatively low signal-to-noise ratio (SNR). For enhancing the accuracy of current source reconstruction in P-wave, the IIC divided into two steps: firstly, to introduce the lead-field matrix, which represents the measurement sensor-array sensitivity to magnetic field current sources, into a weight matrix of the spatial filter for making the output estimation of the filter more sensitive to the current source distribution, so as to improve the intensity contrast of the reconstructed distributed sources. Secondly, by setting a threshold of source intensity from experience, to extract the reconstructed source with locally-maximal dipole strength at each time for eliminating the relatively weak pseudo sources in other locations, so as to enhance the accuracy of current source reconstruction during P-wave. In this paper, the IIC and three other methods, including minimum variance beamforming (MVB), suppressing spatial filter output noise-power gain (SONG) and trust region reflective (TRR), are compared by using the

* 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 Foundation for Development of Science and Technology, China (Grant No. 08JC1421800), the Open Project of State Key Laboratory of Function Materials for Information, Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, Chinese Academy of Sciences, China (Grant No. SKL2013010), and the Open Project of Key Laboratory of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention of Shanghai, Shanghai Medical College of Fudan University, China (Grant No. 13DZ2272200-2)

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

theoretical analysis and simulation experiments of MCG current source reconstruction during P-wave. The results show that the IIC has higher intensity contrast of the single source spatial spectrum estimation, and possesses better accuracy of the current source reconstruction. The 61-channel MCG signals of two healthy subjects and their imaging of cardiac electrical activity during P-wave also are analyzed. The result shows that the IIC is better than the other three methods. It is indicated that two healthy subjects have stronger electrical activity in the atrium than that in the ventricle at Ppeak time, also that the electrical activity has the direction feature when the right-atrium is depolarized during P-wave.

In summary, the IIC is useful for imaging the cardiac electrical activity. However, it is needed to carry out a further research on patients with local myocardial ischemia and left or right coronary artery stenosis, and to establish the evaluation index for imaging of cardiac electrical activity in such patients.

Keywords: cardiac electrical activity, magnetic imaging, inverse problem, spatial filter, current source reconstruction

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

DOI: [10.7498/aps.68.20190005](https://doi.org/10.7498/aps.68.20190005)