

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2022.10.017

医学信号处理与医学仪器

基于信号子空间主特征向量的心磁源重构

李浩然, 朱俊杰

河南理工大学电气工程与自动化学院, 河南 焦作 454000

【摘要】利用人体表面测量的磁场数据无创成像心脏电活动中,在信噪比较低时,使用最小方差波束形成(MVB)方法对心磁信号进行源重构,该方法的降噪能力有限。本研究提出基于信号子空间主特征向量的波束形成(ISPEB)方法,该方法在SPEB方法的基础上增加了约束矩阵,采用基于主特征向量的信号子空间投影和噪声空间谱强度归一化的策略,约束空间滤波器输出的噪声功率及其增益,并补偿信号主特征向量对噪声空间谱强度分布均匀性的影响。通过实验比较SPEB、ISPEB、MVB方法的性能,结果表明ISPEB方法的源重构结果优于SPEB方法和MVB方法。最后,采用SPEB、ISPEB和MVB分别对两名健康受试的61通道R波峰时刻心脏磁场数据进行源重构成像,结果表明SPEB方法和ISPEB方法都有较好的源重构效果,源重构的精度较高。

【关键词】心脏电活动;心磁图;逆问题;波束形成

【中图分类号】R318;TN911.73

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)10-1280-07

Magnetocardiogram source reconstruction based on principal eigenvector of signal subspace

LI Haoran, ZHU Junjie

School of Electrical Engineering and Automation, Henan Polytechnic University, Jiaozuo 454000, China

Abstract: In the noninvasive imaging of cardiac electrical activity using magnetic field data measured on human body surface, when the signal-to-noise ratio is low, the minimum variance beamforming (MVB) method has poor ability of noise reduction in the reconstruction of the source of cardiac magnetic signal. Herein an improved beamforming method based on the principal eigenvector of signal subspace (ISPEB) which combines constraint matrix with SPEB method is proposed. The strategies of signal subspace projection and noise spatial spectral intensity normalization based on principal eigenvector are adopted for constraining the noise power and its gain output by spatial filter, and compensating the effect of signal principal eigenvector on the uniformity of noise spatial spectral intensity distribution. By comparing the performance of SPEB, ISPEB and MVB, the results show that ISPEB is superior to SPEB and MVB in source reconstruction. Finally, SPECB, ISPEB and MVB are separately used to conduct source reconstruction imaging on 61 channel R wave peak time cardiac magnetic field data of two healthy individuals, and the results showed that both SPECB and ISPEB perform well in source reconstruction and had high accuracy for source reconstruction.

Keywords: cardiac electrical activity; magnetocardiogram; inverse problem; beamforming

前言

心脏磁场研究的发展离不开超导量子干涉仪的成功研制,利用测量到的心脏磁场数据重构心脏的电流源,可视化心脏电流空间分布一直是心脏电生

理活动逆向问题研究的重点和难点^[1-5]。在心磁源重构的研究中有很多重构心脏电流源的方法,利用高精度的源重构算法重构心脏电流源,分析心脏电兴奋时电流分布的情况,可视化心脏电活动的传导过程,这一研究对心脏疾病的早期预防和诊断有重要的意义^[6-7]。

波束形成器是一种常被用于心磁图和脑磁图源重构的成像方法。1997年, Van Veen等^[8]在脑电研究的过程中利用线性约束最小方差波束形成(Minimum Variance Beamforming, MVB)方法对脑电信号源进行了定位;2001年, Sekihara等^[9]提出信号子空间特征投影的方法,并将该方法用于脑磁源定位的

【收稿日期】2022-05-25

【基金项目】国家自然科学基金(6217012561)

【作者简介】李浩然, 硕士研究生, 研究方向: 图像处理技术及应用, E-mail: 2329404023@qq.com

【通信作者】朱俊杰, 博士研究生, 讲师, 研究方向: 生物医学信号处理, E-mail: junjiezh@hpu.edu.cn

研究中;2006年, Kim等^[10]提出一种独立成分分析的预处理方法, 利用该方法对预激综合征患者的传导旁路进行定位;2011年, 王伟远等^[11-13]针对QRS波段心脏电活动变化快的特点, 研究时间窗宽度、源移动速度以及信号噪声对源重构精度的影响;2014年, 赵晨等^[14]提出一种用于等效源重构的磁场极值信号法, 该方法可以用于在非均匀介质的情况下求解心磁逆问题;2018年, 周大方等^[15]提出一种抑制空间滤波器噪声输出功率增益的波束形成方法, 该方法具有很好的噪声抑制能力, 提高了重建分布电流源偶极矩强度估计的源分辨率。

本研究提出一种改进的基于信号子空间主特征向量的波束形成(Improved Signal-subspace Principal Eigenvector based Beamforming, ISPEB)方法, 此方法约束了空间滤波器输出的噪声功率和增益, 补偿了信号主特征向量对噪声空间分布均匀性的影响。仿真实验中, 通过SPEB和ISPEB方法对心磁仿真数据进行源重构, 估计其对应的分布电流源空间谱。最后采用MVB、SPEB和ISPEB方法对2例沿z轴正向测量的健康受试的单周期61通道心脏磁场数据进行源重构成像, 并比较不同两种方法的电活动成像结果。

1 波束形成方法

1.1 问题的提出

假设SQUID系统在人体胸腔表面测量到的心脏磁场由 n 个呈网格状分布的电流源偶极子源产生^[16-20], 则检测平面对应的电流源模型可以用如下线性方程表示:

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

其中, $\mathbf{b}(t) = [b_1(t), b_2(t), \dots, b_c(t)]^T$ 是 t 时刻 c 通道阵列信号的列向量; $\mathbf{q}(t, \mathbf{r}_j) = q(t, \mathbf{r}_j) \boldsymbol{\eta}(t, \mathbf{r}_j) (j = 1, 2, \dots, n)$ 表示 n 个分布电流源的偶极矩; $\mathbf{r}_j = (x_j, y_j, z_j) (j = 1, 2, \dots, n)$ 表示电流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; $\boldsymbol{\eta}(t, \mathbf{r}_j) = [\eta_x(t, \mathbf{r}_j), \eta_y(t, \mathbf{r}_j), \eta_z(t, \mathbf{r}_j)]^T$ 是源偶极矩的方向; $\mathbf{v}(t)$ 是 t 时刻测量的噪声向量。下文中, $q(t, \mathbf{r}_j)$ 、 $\boldsymbol{\eta}(t, \mathbf{r}_j)$ 、 $\mathbf{q}(t, \mathbf{r}_j)$ 、 $\mathbf{v}(t)$ 和 $\mathbf{b}(t)$ 将简写为 q_j 、 $\boldsymbol{\eta}_j$ 、 \mathbf{q}_j 、 \mathbf{v} 和 \mathbf{b} 。

本研究使用空间滤波的方法重建心脏电流源, 将心脏磁场测量数据 $\mathbf{b}(t)$ 作为空间滤波器的输入, 估计的分布源的偶极矩 $\hat{\mathbf{q}}(t, \mathbf{r}_j) (j = 1, 2, \dots, n)$ 为输出, 空

间滤波可用加权的线性运算表示:

$$\hat{\mathbf{q}}(t, \mathbf{r}_j) = \mathbf{W}(t, \mathbf{r}_j)^T \mathbf{b}(t) \quad (2)$$

其中, $\mathbf{W}(t, \mathbf{r}_j)^T$ 是空间滤波的权矩阵, 式(2)可简写为:

$$\hat{\mathbf{q}}_j = \mathbf{W}_j^T \mathbf{b} \quad (3)$$

MVB方法的基本原理是先用空间滤波技术重建心脏的分布电流偶极子源, 根据可描述电流源偶极矩平均强度的分布电流源空间谱估计, 对心脏电流源成像。电流源偶极矩与该位置上的电流源强度有关。

将 $\text{tr}[E(\hat{\mathbf{q}}_j \hat{\mathbf{q}}_j^T)] (j = 1, 2, \dots, n)$ 记作 $\hat{P}_j (j = 1, 2, \dots, n)$, 带入式(3), 得到空间滤波器的总输出功率为:

$$\hat{P}_j = \text{tr}[\mathbf{W}_j^T E(\mathbf{b} \mathbf{b}^T) \mathbf{W}_j] \quad (4)$$

其中, $\text{tr}[\cdot]$ 表示矩阵的迹。假设式(1)中测量信号的噪声 $\mathbf{v}(t)$ 为高斯白噪声, 满足 $E(\mathbf{v}) = 0$ 与 $E(\mathbf{v} \mathbf{v}^T) = \sigma_0^2 \mathbf{I}$, σ_0^2 是滤波器噪声输入功率, \mathbf{I} 是单位阵。将式(1)和 $E(\mathbf{v}) = 0, E(\mathbf{v} \mathbf{v}^T) = \sigma_0^2 \mathbf{I}$ 带入式(4), \hat{P}_j 可以表示为:

$$\hat{P}_j = \text{tr} \left\{ \mathbf{W}_j^T E \left[\left[\sum_{i=1}^n (\mathbf{L}_i \mathbf{q}_i) \right] \left[\sum_{i=1}^n (\mathbf{L}_i \mathbf{q}_i)^T \right]^T \right] \mathbf{W}_j \right\} + \sigma_0^2 \text{tr}[\mathbf{W}_j^T \mathbf{W}_j] \quad (5)$$

其中, 前一项为空间滤波器输出的所有电流源偶极矩 \mathbf{q}_i 对应功率和; 后一项 $\sigma_0^2 \text{tr}[\mathbf{W}_j^T \mathbf{W}_j]$ 是滤波器输出噪声功率, 其中 $\text{tr}[\mathbf{W}_j^T \mathbf{W}_j]$ 是输出噪声功率的增益。对式(5)开方, 可得估计的电流源偶极矩平均强度空间谱:

$$\hat{S} = \left(\left| \zeta \right| \sqrt{\text{tr} \left\{ \mathbf{W}_j^T E \left[\left[\sum_{i=1}^n (\mathbf{L}_i \mathbf{q}_i) \right] \left[\sum_{i=1}^n (\mathbf{L}_i \mathbf{q}_i)^T \right]^T \right] \mathbf{W}_j + \sigma_0^2 \text{tr}[\mathbf{W}_j^T \mathbf{W}_j] \right\}} \right), (j=1, 2, \dots, n) \quad (6)$$

式(6)中估计的电流源空间谱也可以估计为:

$$\hat{S} = \left(\left| \zeta \right| \sqrt{\text{tr}[\mathbf{W}_j^T E(\mathbf{b} \mathbf{b}^T) \mathbf{W}_j]} \right), (j = 1, 2, \dots, n) \quad (7)$$

最小化空间滤波器输出的总功率 \hat{P}_j , 归一化空间滤波器输出的噪声空间谱强度, 得到MVB方法的空间滤波权矩阵:

$$\mathbf{W}_{j, \text{MVB}} = \frac{[E(\mathbf{b} \mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{L}_j^T [\mathbf{L}_j^T E(\mathbf{b} \mathbf{b}^T) \mathbf{L}_j]^{-1}}{\sqrt{\text{tr}[(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}} \quad (8)$$

其中, $\sqrt{\text{tr}[(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}$ 是每个分布源位置的噪声空间谱强度的归一化参数, 可以降低噪声空间谱对源空间谱估计的影响。噪声空间谱强度是指 \mathbf{b} 单位输出功率的高斯白噪声或式(7)中二阶特征矩阵 $E(\mathbf{b} \mathbf{b}^T) = \mathbf{I}$

时的空间谱估计强度。

SPEB重建分布源方法的滤波权矩阵以MVB滤波权矩阵为基础。将MVB权矩阵 $\mathbf{W}_{j,\text{MVB}}$ 的列向量投影到信号子空间主特征向量 \mathbf{x}_1 为基的一维子空间,可得到新的矩阵:

$$\mathbf{W}_{j,1} = \mathbf{x}_1 \mathbf{x}_1^T \mathbf{W}_{j,\text{MVB}} \quad (9)$$

其中, \mathbf{x}_1 是对称阵 $E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T)$ 最大特征值 λ_1 ($\lambda_1 \in (0,1)$)对应的主特征向量。满足 $\mathbf{x}_1^T \mathbf{x}_1 = 1$,属于信号子空间。将式(9)带入式(7),令 $E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T) = \mathbf{I}$,对MVB的权矩阵 $\mathbf{W}_{j,\text{MVB}}$ 使用信号子空间主特征向量投影策略后,新的噪声空间谱强度为:

$$\frac{\sqrt{\text{tr}[(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1} \mathbf{L}_j^T \mathbf{x}_1 \mathbf{x}_1^T \mathbf{L}_j (\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}}{\sqrt{\text{tr}[(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}} \quad (10)$$

用式(10)对应的参数标准化权矩阵 $\mathbf{W}_{j,1}$,归一化每个分布源位置的空间滤波器输出的噪声空间谱强度,使其重新分布均匀,归一化后的SPEB空间滤波器权矩阵为:

$$\mathbf{W}_{j,\text{SPEB}} = \frac{\mathbf{W}_{j,1}}{\sqrt{\text{tr}[(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1} \mathbf{L}_j^T \mathbf{x}_1 \mathbf{x}_1^T \mathbf{L}_j (\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}} / \sqrt{\text{tr}[(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]} \quad (11)$$

1.2 ISPEB方法

本研究提出ISPEB方法,令空间滤波权矩阵为:

$$\mathbf{W}_{j,\text{ISPEB}} = \mathbf{V} \mathbf{W}_{j,\text{SPEB}} = \frac{\mathbf{L}_j [\mathbf{L}_j^T [E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T)]^{-1} \mathbf{L}_j]^{-1}}{\sqrt{\text{tr}[(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1} \mathbf{L}_j^T \mathbf{x}_1 \mathbf{x}_1^T \mathbf{L}_j (\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]}} \quad (12)$$

可以证明,其中的实对称矩阵 $\mathbf{V} = E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T)(\mathbf{x}_1 \mathbf{x}_1^T)^{-1}$ 是一个对空间滤波器输出功率有影响的矩阵。由式(9)可知,因为最大特征值 λ_1 相比其他特征值,受噪声影响最小,故可以采用该功率较小的滤波权矩阵来增强分布源重建与空间谱估计的抗噪能力。因此,ISPEB方法中输出噪声功率增益可以表示为:

$$\text{tr}[\mathbf{W}_{j,\text{ISPEB}}^T \mathbf{W}_{j,\text{ISPEB}}] = \text{tr}[\mathbf{W}_{j,\text{SPEB}}^T \mathbf{V}^T \mathbf{V} \mathbf{W}_{j,\text{SPEB}}] \quad (13)$$

对式(13)使用施瓦兹不等式可以得知,ISPEB方法可以更好地降低空间滤波器的输出噪声增益,将 $E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T) = \mathbf{I}$ 带入式(8)、(11)和(12)可知,ISPEB、SPEB和MVB的噪声空间谱强度都相等,等于1。综上所述,ISPEB方法可以约束噪声空间谱对分布源空间谱的影响和滤波器输出功率的增益,相对于MVB和SPEB方法,ISPEB方法可以提高估计空间谱的分辨率。

1.3 ISPEB方法的分析与比较

由于多电流源重建问题比较复杂,采用波束形成方法进行电流源的空间谱估计决定了电活动成像的分辨能力^[21-24]。本研究比较了ISPEB和SPEB单电流源重建的源分辨率。

由式(2)可知,当单电流源偶极矩的方向已知后,空间滤波器的源偶极矩估计退化为源偶极矩的强度估计 $\hat{q}_j = \mathbf{w}_j^T \mathbf{b}$,其中, \hat{q}_j 和 \mathbf{w}_j 是退化后空间滤波器的输出和权向量。由式(7)可知,任意位置的单电流源空间谱强度估计为 $\hat{\zeta}_j = \sqrt{\text{tr}[\mathbf{W}_j^T E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T) \mathbf{W}_j]}$ 。假设给定单电流源S在单源 \mathbf{r}_s 位置上的强度估计为 $\hat{\zeta}_s$ 。定义任意位置 \mathbf{r}_j ($j = 1, 2, \dots, n$)上的点扩散函数为 $\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)$,归一化后的估计空间谱可以表示为 $\bar{\phi} = \hat{\zeta}_j / \hat{\zeta}_s$ 。

由式(12)可知,单源重建时,采用的空间滤波权向量为:

$$\mathbf{W}_{j,\text{ISPEB}} = E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T)(\mathbf{x}_1 \mathbf{x}_1^T)^{-1} \mathbf{W}_{j,\text{SPEB}} \quad (14)$$

由式(7)和(14)可得ISPEB方法的单源重构的空间谱强度估计:

$$\hat{\zeta}_{j,\text{ISPEB}} = \frac{\sqrt{\text{tr}\left\{\mathbf{L}_j^T [E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T) \mathbf{L}_j]^{-2} [\mathbf{L}_j^T [E(\mathbf{b}\mathbf{b}^T) \mathbf{L}_j] \mathbf{L}_j]\right\}}}{\lambda_1 \text{tr}[(\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1} |\mathbf{L}_j^T \mathbf{x}_1|^2 (\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)^{-1}]} \quad (j=1, 2, \dots, n) \quad (15)$$

其中, \mathbf{L}_j 是电流源产生的磁场列向量。将式(15)进行化简,得到ISPEB的空间谱估计强度表示如下:

$$\hat{\zeta}_{j,\text{ISPEB}} = \frac{\sigma_0^3 (1 + \alpha)^2 \sqrt{1 + \alpha \cos^2(\mathbf{L}_j \mathbf{f})}}{\alpha \lambda_1 \sqrt{\lambda_1}} \frac{\sqrt{\sigma_1} \sqrt{\lambda_1 - \sigma_0^2} \sqrt{\mathbf{f}^T \mathbf{f}}}{1 + \alpha [1 - \cos^2(\mathbf{L}_j \mathbf{f})]} \quad (16)$$

归一化后的点扩散函数为:

$$\bar{\phi}_{j,\text{ISPEB}} = \frac{\sqrt{1 + \alpha \cos^2(\mathbf{L}_j \mathbf{f})}}{(1 + \alpha) [1 + \alpha [1 - \cos^2(\mathbf{L}_j \mathbf{f})]]} \quad (17)$$

同理可得SPEB的点扩散函数:

$$\bar{\phi}_{j,\text{SPEB}} = \frac{1}{1 + \alpha [1 - \cos^2(\mathbf{L}_j \mathbf{f})]} \quad (18)$$

比较式(17)和(18),有:

$$\bar{\phi}_{j,\text{ISPEB}} = \bar{\phi}_{j,\text{SPEB}} \frac{\sqrt{1 + \alpha \cos^2(\mathbf{L}_j \mathbf{f})}}{(1 + \alpha)} \quad (19)$$

通常,由于所有测量通道上的理想磁场信号平均功率大于噪声平均功率,所以可以令 $\alpha = \left(\frac{\sigma_s^2}{\sigma_0^2}\right)(\mathbf{f}^T \mathbf{f}) > c > 1$,根据施瓦兹不等式 $(\mathbf{L}_j^T \mathbf{f})^2 \leq (\mathbf{L}_j^T \mathbf{L}_j)(\mathbf{f}^T \mathbf{f})$,可知 $0 \leq |\cos(\mathbf{L}_j \mathbf{f})| \leq 1$,由此,根据式(18)

和(19)可得:

$$0 < \bar{\phi}_{j, \text{ISPEB}} < \bar{\phi}_{j, \text{SPEB}} \leq 1 \quad (20)$$

当 $\mathbf{r}_j = \mathbf{r}_s$ 时, 点扩散函数 $\bar{\phi}_{j, \text{SPEB}}$ 可以取到最大值 1, 但此时 $\bar{\phi}_{j, \text{ISPEB}}$ 仍然小于 1, 所以 $\bar{\phi}_{j, \text{ISPEB}}$ 永远小于 1, 即比 $\bar{\phi}_{j, \text{SPEB}}$ 小。当 $\mathbf{r}_j \neq \mathbf{r}_s$ 时, 其他空间位置上, ISPEB 方法的点扩散函数仍然小于 SPEB 方法的点扩散函数, 点扩散函数 $\bar{\phi}_j$ 可以反映空间其他位置的估计强度影响大小, $\bar{\phi}_{j, \text{ISPEB}}$ 取值小, 说明单源对邻域的影响扩散小。定义空间谱估计的单源分辨率为 $\psi_j = 1/\left[\bar{\phi}(\mathbf{r}_j)|\mathbf{r}_j \neq \mathbf{r}_s\right]$, 将式(20)带入该式, 得到:

$$1 < \psi_{j, \text{SPEB}} < \psi_{j, \text{ISPEB}} < +\infty \quad (21)$$

因此, 相比于 SPEB 方法, ISPEB 方法有着更好的源分辨率。

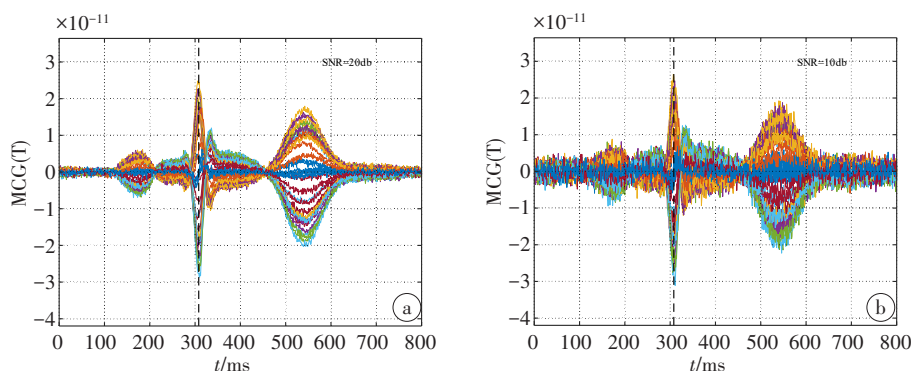


图1 双电流源偶极子仿真的61通道磁场数据

Figure 1 61 channel magnetic field data of dual current source dipole simulation

图2是3种方法对双电流源偶极子重构得到的空间谱强度估计经过归一化处理后的等高线表示, 图中的“×”表示给定的源位置。可以看出, 在 20 dB 的信噪比下, SPEB 和 ISEPB 方法明显比 MVB 方法有着较好的源重构能力; 在 10 dB 的信噪比下, ISPEB 方法有着最好的源重构能力。在低信噪比情况下, ISPEB 方法的源重构能力最强。

图3是SPEB和ISPEB方法对双电流源偶极子重构的噪声输出功率增益抑制比。当信噪比为 20 dB 时, SPEB 方法的噪声输出功率增益抑制比为 627~657, ISPEB 方法的噪声输出功率增益抑制比为 1625~1 780; 当信噪比为 10 dB 时, SPEB 方法的噪声功率增益抑制比为 635~657, ISPEB 方法的噪声输出功率抑制比为 1 662~1 780。通过对比分析可知, 当信号的信噪比从 20 dB 下降到 10 dB 时, ISPEB 方法的抑制能力更突出, 因此, 在多电流偶极子源重构中 ISPEB 方法的噪声抑制能力和源分辨能力更好。

2 仿真与实验

2.1 仿真数据和相关源重构

相关电流源时比较难分辨, 本研究利用仿真的磁场数据, 比较了 MVB、SPEB 和 ISPEB 方法估计相关电流源的能力。

在仿真实验中, 采用双电流偶极子仿真产生 61 通道的磁场数据(图1), 在 3 组仿真数据中分别加入信噪比为 10 dB 和 20 dB 高斯白噪声, 源模型均在检测平面下 8 cm 处, 检测平面范围为 20 cm×20 cm。分别用 3 种方法对双电源偶极子进行源重构, 并分析 3 种源重构的精度, 采用重构出的电流源极矩强度较大的位置与给定电流源的位置误差和重构电流源的分布面积作为评价源重构精度指标。

2.2 心脏电活动成像

本文使用的心磁图数据采集协议已得到当地伦理委员会批准, 同时, 受检者给出了书面知情同意书。对两名健康受试的 61 通道心脏磁场数据进行源重构分析。图4是两组健康者的心脏磁场数据图, 在整个心脏活动中, 心脏磁场信号的 R 峰时刻心脏电活动较为剧烈, 此时心室内电活动比心房的电活动强, 易于观察。分别用 MVB、SPEB 和 ISPEB 这 3 种方法对两名健康受试的心脏磁场数据 R 峰时刻进行源重构。

图5给出了两名健康受试实测心脏磁场数据的源重构结果, 图中方框表示给定的源位置。可以看出, MVB 方法重构出的心脏电流源分布效果最差, 心脏磁场信号中的噪声严重影响了源重构的结果。在信噪比较低的情况下, SPEB 和 ISPEB 方法都有较好的成像结果。在 R 峰时刻, 健康受试的心房除极已结束, 心室正处于除极期, 心室内黄色表示的电活动强度比心房内红色表示的电活动强度高, 心室与心房

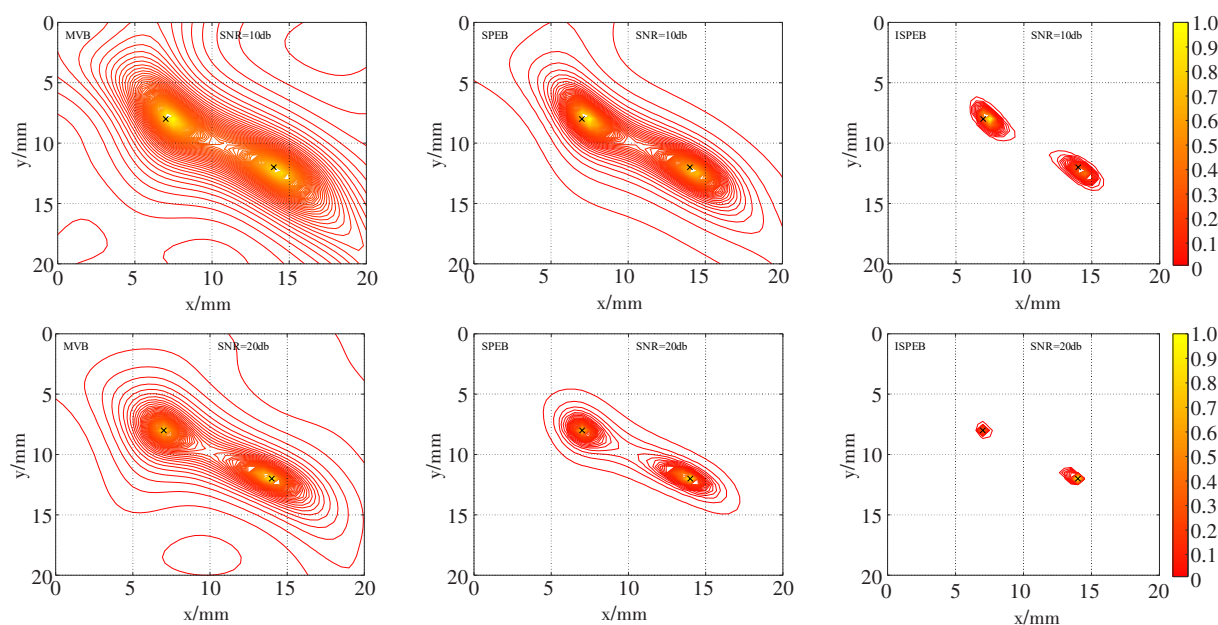


图 2 仿真磁场源重构结果

Figure 2 Reconstruction results of simulated magnetic field source

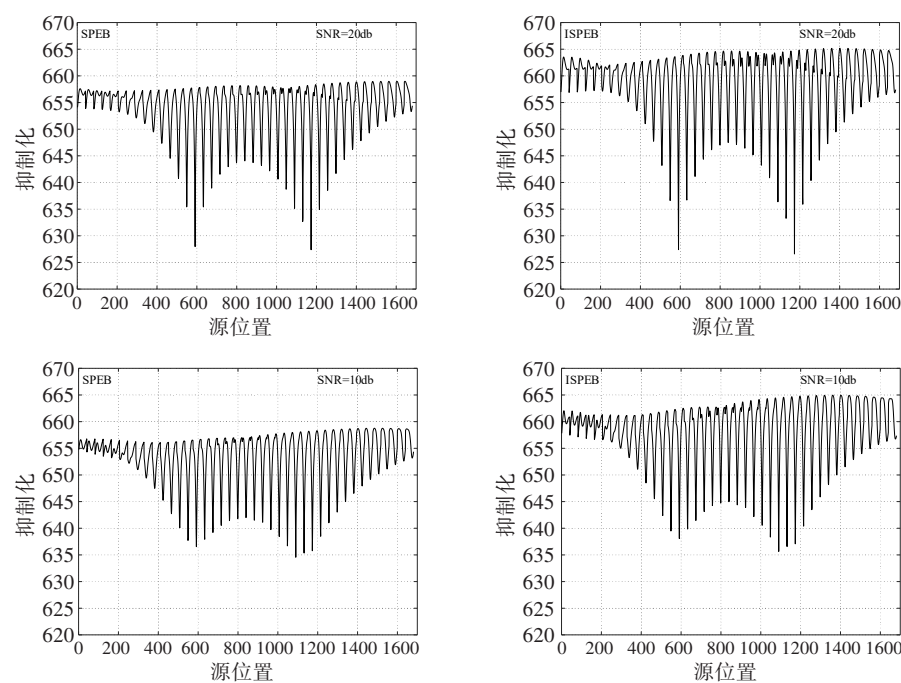


图 3 噪声输出功率增益抑制比

Figure 3 Noise output power gain suppression ratio

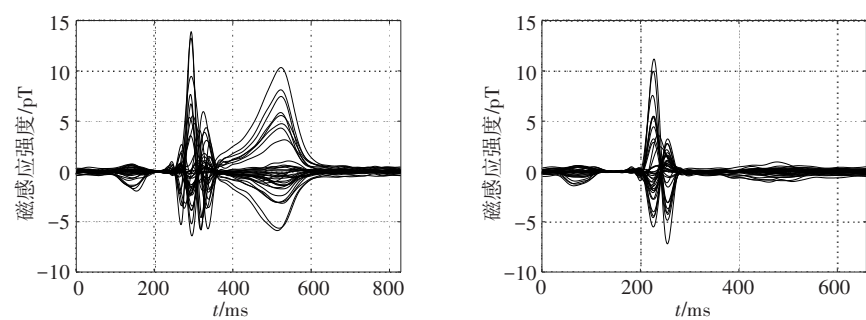


图 4 两组健康人的实测心脏磁场数据图

Figure 4 Measured cardiac magnetic field data of two healthy individuals

的源强度对比度增强了,心室电流源在心脏范围内的分布及其电活动成像的清晰度也改善了。MVB方

法成像结果比较模糊,上述电活动特征不明显;而SPEB方法和ISPEB方法都有较好的清晰度。

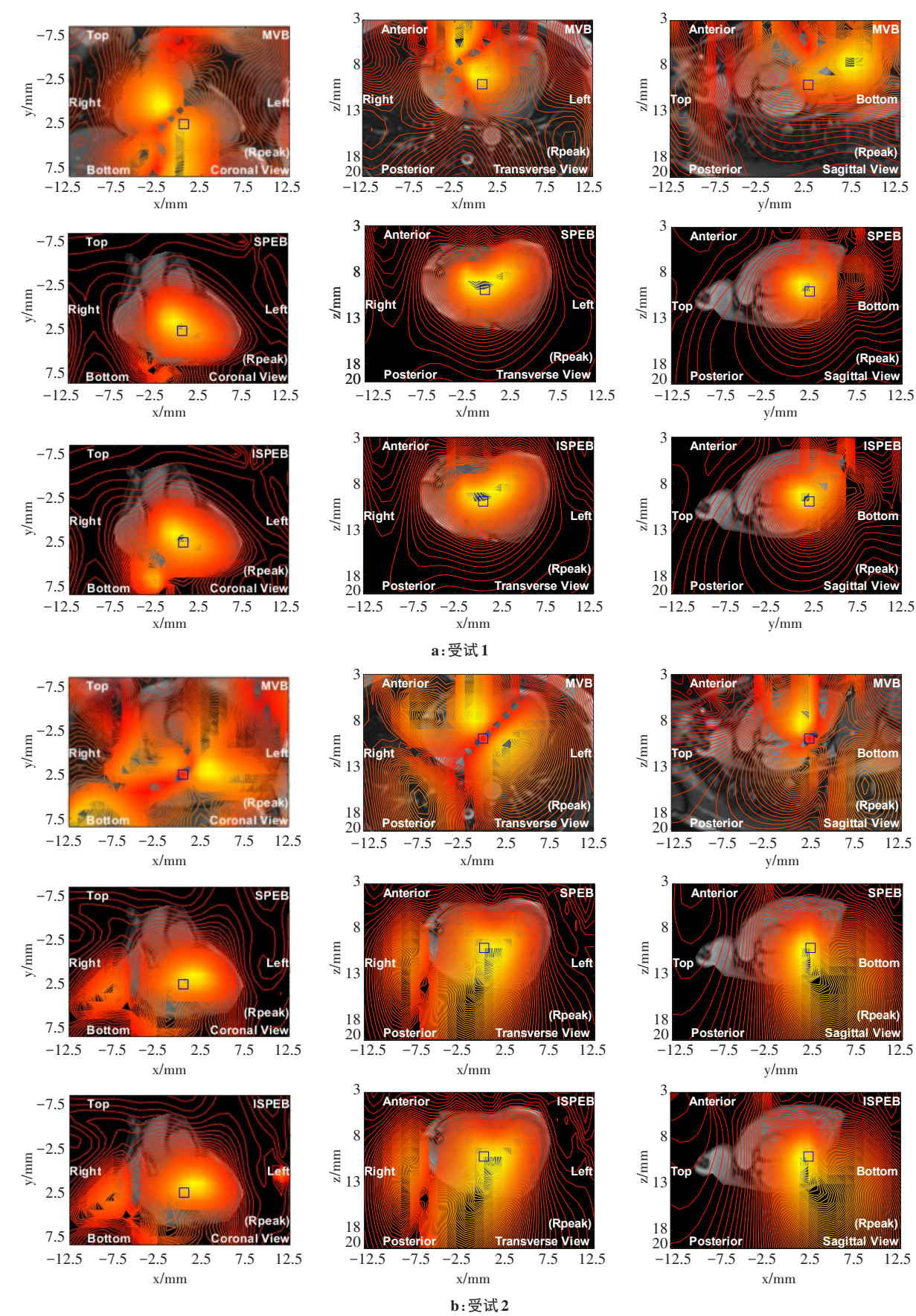


图5 实测心脏磁场R峰时刻的源重构结果

Figure 5 Source reconstruction results at measured R-peak of cardiac magnetic field

3 结 论

本研究在MVB方法和SPEB方法的基础上,在SPEB方法的权矩阵上添加了一个约束矩阵,使其在信噪比较低的情况下有着较好的成像结果,ISPEB方法利用一种低迹半正定矩阵构造了一个滤波器权矩阵,可以有效地降低噪声功率增益,提高重建分布电流源偶极矩强度,即提高电流源空间谱估计的源分辨能力。实验结果和分析比较表明,当信噪比较低时,ISPEB方法在3种方法中有着最好的成像结果,当信噪比较低时,可以采用ISPEB方法进行成像。

【参考文献】

- [1] 刘明,徐小峰,王永良,等.超导量子干涉器件读出电路中匹配变压器的传输特性研究[J].物理学报,2013,62(18):473-477.
Liu M, Xu XF, Wang YL, et al. Study on transmission characteristics of matching transformer in readout circuit of superconducting quantum interference device[J]. Acta Physica Sinica, 2013, 62(18): 473-477.
- [2] 韩昊轩,张国锋,张雪,等.低噪声超导量子干涉器件磁强计设计与制备[J].物理学报,2019,68(3):138501.
Han HX, Zhang GF, Zhang X, et al. Design and fabrication of low-noise superconducting quantum interference device magnetometer[J]. Acta Physica Sinica, 2019, 68(3): 138501.
- [3] Zimmerman JE, Frederick NV. Miniature ultrasensitive superconducting magnetic gradiometer and its use in cardiography and other applications[J]. Appl Phys Lett, 1971, 19(1):16-19.
- [4] Zhang SL, Liu YB, Liu M, et al. A room-temperature pre-calibration procedure for gradiometer sifting[J]. Chinese Phys Lett, 2011, 28(3): 038501.
- [5] De Melis M, Tanaka K, Uchikawa Y. Magnetocardiography signal reconstruction with reduced source space based on current source variance[J]. IEEE Trans Magn, 2010, 46(5): 1203-1207.
- [6] Zhang SL, Zhang GF, Wang YL, et al. A novel superconducting quantum interference device for biomagnetic measurements[J]. Sci Bull, 2013, 58(24): 2917-1919.
- [7] Koichiro K, Yoshinori U. Development of a high spatial resolution SQUID magnetometer for biomagnetic measurement[J]. IEEE Trans Magn, 2003, 39(5): 3378-3380.
- [8] Van Veen BD, Van Drongelen W, Yuchtman M, et al. Localization of brain electrical activity via linearly constrained minimum variance spatial filtering[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1997, 44(9): 867-880.
- [9] Sekihara K, Nagarajan SS, Poeppel D, et al. Reconstructing spatio-temporal activities of neural sources using an MEG vector beamformer technique[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2001, 48(7): 760-771.
- [10] Kim K, Lee Y, Kwon H, et al. Independent component analysis for synthetic aperture magnetometry in magnetocardiography[J]. Comput Biol Med, 2006, 36(3): 253-261.
- [11] Wang W, Zhou D, Jiang S. Study of beamformer technique with reduced time window for moving current source reconstruction[C]. International Conference on System Simulation, Shanghai: Tongji University, 2012: 194-197.
- [12] 王伟远,赵晨,林玉章,等.心脏磁场分布电流源重构及其精度分析[J].物理学报,2013,62(24):1-7.
Wang WY, Zhao C, Lin YZ, et al. Distributed current source reconstruction of magnetocardiography and its accuracy analysis[J]. Acta Physica Sinica, 2013, 62(24): 1-7.
- [13] 王伟远,蒋式勤,周大方,等.基于多时窗波束形成器方法的心脏磁场信号分析[J].物理学报,2014,63(24):284702.
Wang WY, Jiang SQ, Zhou DF, et al. Magnetocardiographic signal analysis based on multiple time windows beamformer method[J]. Acta Physica Sinica, 2014, 63(24): 284702.
- [14] 赵晨,蒋式勤,石明伟,等.非均匀电磁介质中的等效源重构[J].物理学报,2014,63(7):78702.
Zhao C, Jiang SQ, Shi MW, et al. Equivalent source reconstruction in inhomogeneous electromagnetic medium[J]. Acta Physica Sinica, 2014, 63(7): 78702.
- [15] 周大方,张树林,蒋式勤.用于心脏电活动成像的空间滤波器输出噪声抑制方法[J].物理学报,2019,68(13):158702.
Zhou DF, Zhang SL, Jiang SQ. The method of suppressing spatial filter output noise-power gain for cardiac electrical activity imaging[J]. Acta Physica Sinica, 2019, 68(13): 158702.
- [16] Kumihashi I, Sekihara K. Array-gain constraint minimum-norm spatial filter with recursively updated gram matrix for biomagnetic source imaging[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2010, 57(6): 1358-1365.
- [17] Chen T, Zhao C, Jiang SQ. Noninvasively diagnosing coronary artery disease with 61-channel MCG data[J]. Sci Bull, 2014, 59(11): 1123-1128.
- [18] Edelman BJ, Baxter B, He B. EEG source imaging enhances the decoding of complex right hand motor imagery tasks[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2016, 63(1): 4-14.
- [19] Van Vliet M, Chumerin N, De Deyne S, et al. Single-trial ERP component analysis using a spatio-temporal LCMV beamformer[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2016, 63(1): 55-66.
- [20] Haufe S, Nikulin VV, Müller KR, et al. A critical assessment of connectivity measures for EEG data: a simulation study[J]. Neuroimage, 2013, 64(1): 120-133.
- [21] 朱俊杰,蒋式勤,王伟远,等.多腔体心脏磁场模型的研究与应用[J].物理学报,2014,63(5):446-455.
Zhu JJ, Jiang SQ, Wang WY, et al. Research and application of multi-chamber cardiac magnetic field model[J]. Acta Physica Sinica, 2014, 63(5): 446-455.
- [22] Woehrle H, Krell M, Straube S, et al. An adaptive spatial filter for user-independent single trial detection of event-related potentials[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2015, 62(7): 1696-1705.
- [23] Costa F, Batatia H, Chaari L, et al. Sparse EEG source localization using bernoulli laplacian priors[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2015, 62(12): 2888-2898.
- [24] Babadi B, Obregonhenao G, Lamus C, et al. A subspace pursuit-based iterative greedy hierarchical solution to the neuromagnetic inverse problem[J]. Neuroimage, 2014, 87(3): 427-443.

(编辑:谭斯允)