

基于多时窗波束形成器方法的心脏磁场信号分析

王伟远 蒋式勤 周大方 朱嘉辰 闫玉蕊 权薇薇

Magnetocardiogram signal analysis based on multiple time windows beamformer method

Wang Wei-Yuan Jiang Shi-Qin Zhou Da-Fang Zhu Jia-Chen Yan Yu-Rui Quan Wei-Wei

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, **63**, 248702 (2014) DOI: 10.7498/aps.63.248702

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.248702>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2014/V63/I24>

---

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

改进的相对转移熵的癫痫脑电分析

[Analysis on relative transfer of entropy based on improved epileptic EEG](#)

物理学报.2014, 63(21): 218701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.218701>

基于 Kendall 改进的同步算法癫痫脑网络分析

[An improved synchronous algorithm based on Kendall for analyzing epileptic brain network](#)

物理学报.2014, 63(20): 208705 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.208705>

颠倒睡眠状态调制心率变异性信号的功率谱和基本尺度熵分析

[Analysis on power spectrum and base-scale entropy for heart rate variability signals modulated by reversed sleep state](#)

物理学报.2014, 63(19): 198703 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.198703>

基于多时窗波束形成器方法的心脏磁场信号分析

[Magnetocardiogram Signal Analysis Based on Multiple Time Windows Beamformer Method](#)

物理学报.0, (): 248701-248701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.248701>

基于改进功率谱熵的抑郁症脑电信号活跃性研究

[Activity analysis of depression electroencephalogram based on modified power spectral entropy](#)

物理学报.2014, 63(17): 178701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.178701>

# 基于多时窗波束形成器方法的心脏磁场信号分析\*

王伟远<sup>1)</sup> 蒋式勤<sup>1)†</sup> 周大方<sup>1)</sup> 朱嘉辰<sup>1)</sup> 闫玉蕊<sup>1)</sup> 权薇薇<sup>2)</sup>

1) (同济大学电子与信息工程学院, 上海 201804)

2) (上海交通大学医学院瑞金医院心内科, 上海 200025)

(2014年8月1日收到; 2014年9月14日收到修改稿)

提出了一种多时窗的波束形成器, 可以从多通道心脏磁场测量数据中估计强、弱和持续时间长短不同的等效电流源. 这种心脏电活动可视化技术将有助于相关心脏疾病的诊断. 通过两个已知电流源的仿真实验说明了这种方法的可行性. 并通过一个完全左束支传导阻滞和一个完全右束支传导阻滞病人的心脏QRS段磁场测量数据的源估计结果及其二维电兴奋传播图的比较, 分析了用这种成像方法揭示的心脏电生理现象.

**关键词:** 心磁图, 源估计, 波束形成器, 信号分析

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

**DOI:** 10.7498/aps.63.248702

## 1 引言

目前, 通过超导量子干涉仪 (superconducting quantum interference device, SQUID) 可以完全无创、无接触式地检测微弱的心脏磁场<sup>[1-6]</sup>. 心磁图 (magnetocardiography) 已被作为一种早期诊断缺血性心脏病<sup>[7,8]</sup> 和心肌梗塞等<sup>[9,10]</sup> 的工具. 如何利用心磁图数据, 进一步反演心脏的电活动, 获取心脏等效电流源的时空信息, 实现心脏电兴奋传导可视化图像的临床应用是国际上心磁图研究面临的巨大挑战.

近年来, 国际上脑电 (EEG)、脑磁和心电、心磁测量数据的逆问题求解和电活动成像研究<sup>[7-16]</sup> 中, 主要采用分布源模型<sup>[11-13]</sup>. 这种线性化模型中, 导联矩阵的维数与测量平面上测点的个数  $M$  及源空间中所有可能的源的个数  $L$  有关, 维数很高, 运算复杂且耗时. 这种场源关系中  $M \ll L$ , 通常需要采用优化算法求解欠定的逆问题, 且最优解往往需要在计算速度和精度方面采取折中. 此外, 确定每个源点在测量平面上的影响系数, 包括体电

导的影响, 是保证源估计精度及其电生理意义的关键<sup>[14-16]</sup>.

波束形成器是一种基于空间滤波理论的源估计方法. 该方法通过对指定位置的源构造滤波器, 提取该区域的源强度, 同时抑制来自其他位置的“噪声”影响. 采用分布源模型估计测量磁场对应的电流源时, 用波束形成器方法的好处是可以避免直接求解欠定方程. 1997年, Van Veen等<sup>[17]</sup> 将线性约束最小方差 (linear constraint minimum variance, LCMV) 波束形成器引入 EEG 研究. 此后, 多人致力于波束形成器和空间滤波方法的深入研究, 例如, 脑功能源定位<sup>[11]</sup>、磁信号噪声的抑制<sup>[12]</sup>、对预激综合症患者传导旁路定位<sup>[13]</sup> 和心脏折返电流<sup>[18,19]</sup> 的临床研究等. 2012年, 我们针对 QRS 段心脏电活动变化快的特点, 根据心脏磁场信号的自相关性, 提出了一种减时窗 (reduced time window, RTW) 波束形成器<sup>[20]</sup>, 并用心脏边界元模型分析了这种 RTW 波束形成器对分布时变电流源的重构能力<sup>[21]</sup>. LCMV 波束形成器方法是利用整个磁场数据序列估计其协方差矩阵, 从而得到源定位结果; 而本文方法是用给定时窗上的心脏磁场数据估

\* 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

计其自相关矩阵,可以得到电流源分布随时间变化的结果.

本文在此基础上提出了一种用多时窗波束形成器估计磁场电流源的新方法. 利用仿真数据研究了这种方法估计强、弱和持续时间长短不同的电流源的结果,得到了该方法可用于心磁信号分析的结论. 文中还用完全左束支传导阻滞 (CLBBB) 与一个完全右束支传导阻滞 (CRBBB) 病人心脏 QRS 段的磁场测量数据研究了心脏的电兴奋传导,并给出了相应的二维电兴奋传播图. 通过分析和比较可见,两者的结果均反映了较为明显的电生理现象.

## 2 方 法

### 2.1 心脏磁场的分布源模型

如果一个  $N$  通道心脏磁场测量系统,其采样频率为  $f$ ,采样总数为  $K$ ,则磁场测量数据可用矩阵  $\mathbf{X} \in \mathbb{R}^{N \times K}$  表示. 假设心脏中感兴趣区域内电流偶极子源的个数为  $L$ ,第  $l$  个源的空间位置为  $r_l$  ( $l = 1, 2, \dots, L$ ). 在  $k$  时刻该电流源的偶极矩  $\mathbf{m}(r_l, k)$  是一个  $3 \times 1$  向量,被定义为<sup>[22]</sup>

$$\mathbf{m}(r_l, k) = q(k)\boldsymbol{\mu}(r_l, k), \quad (1)$$

其中,  $q(k)$  表示偶极矩的强度,  $\boldsymbol{\mu}(r_l, k)$  是一个空间单位向量,表示该偶极矩的方向. 那么,  $k$  时刻的磁场测量矩阵可表示为

$$\mathbf{x}(k) = \sum_{l=1}^L \mathbf{H}(r_l)\mathbf{m}(r_l, k) + n(k), \quad (2)$$

其中,  $\mathbf{H}(r_l) = [h_\xi(r_l), h_\zeta(r_l), h_\eta(r_l)]$  为  $N \times 3$  导联矩阵,  $\mathbf{H}(r_l)$  的第 1, 第 2 和第 3 列分别表示方向为  $(1\ 0\ 0)^T$ ,  $(0\ 1\ 0)^T$  和  $(0\ 0\ 1)^T$  的单位强度偶极矩在  $N$  个测点上的响应;  $n(k)$  为环境噪声与系统的通道噪声之和.

### 2.2 多时窗波束形成方法

波束形成器是一种空间滤波方法<sup>[17]</sup>. 用波束形成器可以估计空间任意位置  $r$  上电流源的偶极矩大小. 假设  $\mathbf{x}$  和  $\mathbf{y}$  分别是空间滤波器的输入和输出,用线性空间滤波器可表示为

$$\mathbf{y}(r, k) = \mathbf{W}^T(r)\mathbf{x}(k), \quad (3)$$

其中,  $\mathbf{W}(r)$  是  $N \times 3$  的权矩阵,其求解方法如下<sup>[17]</sup>:

$$\min_{\mathbf{w}(r)} \text{tr}(\mathbf{C}_y) = \min_{\mathbf{w}(r)} \text{tr}(\mathbf{W}^T(r)\mathbf{C}_x\mathbf{W}(r)), \quad (4)$$

$$\mathbf{W}^T(r)\mathbf{H}(r) = \mathbf{I}, \quad (5)$$

其中,  $\mathbf{C}_y$  是滤波器输出的协方差矩阵,  $\mathbf{C}_x$  是滤波器输入的协方差矩阵,  $\text{tr}(\cdot)$  表示矩阵  $(\cdot)$  的迹. LCMV 波束形成器中权矩阵的最优解为

$$\mathbf{W}(r) = \mathbf{C}_x^{-1}\mathbf{H}(r)[\mathbf{H}^T(r)\mathbf{C}_x^{-1}\mathbf{H}(r)]^{-1}. \quad (6)$$

该权矩阵是指定位置上电流偶极子对各滤波器输出的影响系数. 也就是说,除了指定位置之外,其他位置上的滤波器输出端的响应功率之和最小.

将 (6) 式代入 (4) 式,并用噪声的空间谱归一化处理,可以得到电流源偶极矩的估计为<sup>[20]</sup>

$$\widehat{\text{Var}}_n(r) = \frac{[\mathbf{H}^T(r)\mathbf{C}_x^{-1}\mathbf{H}(r)]^{-1}}{[\mathbf{H}^T(r)\mathbf{C}_n^{-1}\mathbf{H}(r)]^{-1}}, \quad (7)$$

其中,  $\mathbf{C}_n$  为噪声  $n$  的协方差矩阵. 当各通道的测量信号不相关时  $\mathbf{C}_n = \mathbf{I}$ .

由 (7) 式可见, LCMV 方法得到的是电流源位置的函数,其结果反映的是全部  $K$  个采样数据对应的等效源分布,不能体现源分布的动态变化. 因此,我们针对心脏内部等效电流源的强度及分布随时间变化的特点,提出了一种 RTW 波束形成器<sup>[20]</sup>. 将少量相关性较强的心磁测量数据定义为一个长度为  $\tau$  的时窗,组成  $\mathbf{X}$  矩阵,并估计当前时刻的相关矩阵. RTW 波束形成器的输出方程为

$$\mathbf{y}_\tau(r, k) = \mathbf{W}_\tau^T(r, k)\mathbf{x}(k). \quad (8)$$

与 LCMV 波束形成器的权矩阵不同, RTW 波束形成器的权矩阵  $\mathbf{W}_\tau^T(r, k)$  不仅是电流源位置的函数,也是与时间有关的函数:

$$\begin{aligned} \mathbf{W}_\tau(r, k) &= \mathbf{R}_{x\tau reg}^{-1}(k)\mathbf{H}(r)[\mathbf{H}^T(r)\mathbf{R}_{x\tau reg}^{-1}(k)\mathbf{H}(r)]^{-1}. \end{aligned} \quad (9)$$

$k$  时刻心磁信号的正则化相关矩阵

$$\mathbf{R}_{x\tau reg}(k) = [\mathbf{R}_{x\tau}(k) + \gamma\mathbf{I}], \quad (10)$$

其中,  $\gamma$  为正则化参数,  $\mathbf{R}_{x\tau}(k)$  为相关矩阵<sup>[20]</sup>. 将 (9) 式中的  $\mathbf{W}_\tau(r, k)$  替代 (4) 式中的  $\mathbf{W}(r)$ ,即可通过一个时窗中的心磁测量数据得到电流源偶极矩的估计,从而反映源活动的变化.

心磁信号具有非平稳性和周期性,而且一个心动周期中典型的 P 波, QRS 波和 T 波段信号的相关性差别较大<sup>[20]</sup>. 因此,可以用多个数据长度不同的

时窗分别估计强、弱和持续时间长短不同的电流源,与心脏复杂电活动中等效电流源的强弱变化和电流源的快、慢移动相对应. 理论上, 时窗的宽度可取  $\tau \leq K$ . 本研究中我们通过一个仿真实例研究了窗宽的选取方法.

### 3 仿真实验

假设有两种电流源, 一种源的持续时间较短, 但瞬时偶极矩较强, 另一种源持续时间相对较长, 但瞬时偶极矩较弱, 如图 1(a) 和 (b) 所示. 这两个电流源位于测量平面下 8 cm 处, 偶极矩的强度分别在  $(0.38 - 0.011, 0.38 + 0.10)$  和  $(0.86 - 0.15, 0.86 + 0.14)$  范围内变化. 采样数据的长度是 100 ms, 电流源 1 持续时间为 60 ms, 电流源 2 持续时间为 3 ms.

仿真中, 我们分别计算了时窗宽度  $TW = 3-25$  ms 的源估计结果. 为了说明问题, 我们分析了取三个不同时窗的情况. 当  $TW = 15$  ms 时, 只能估计持续时间短、平均偶极矩强的源 2, 如图 2(a) 所示. 当  $TW = 17$  ms 时, 先估计出强度相对较大的源 1, 接着估计出持续时间短、瞬时强度大于源 1 的源 2, 如图 2(b) 所示. 当  $TW = 19$  ms 时, 源 2 的强度相对源 1 明显减小, 如图 2(c) 所示. 仿真结果

表明, 如果两个已知电流源的强、弱和持续时间长短差别较大, 可以通过三个或更多不同的时窗对测量数据进行准确的源估计. 如果改变仿真条件, 当两个已知电流源的强度、间距和持续时间较为接近时, 有可能出现一个“伪源”. 也就是说, 当磁场图只有一到两个波峰或波谷时, 多时窗波束形成器可以准确估计两个差别相对较大的电流源. 如果有“伪源”出现, 可以根据该“伪源”的强度及其相对零磁场线的位置加以区分.

### 4 心磁成像

为了便于比较, 我们用多时窗波束形成器方法研究了一个 CLBBB 和一个 CRBBB 病人的心脏 QRS 段磁场测量数据的源估计, 用窗宽分别为 3, 7, 11 和 15 ms 的磁场数据的源估计结果组成了一系列的心脏二维兴奋传播图. 这种成像方法有助于观察心脏电兴奋的传导过程及其反映的电生理现象. 这两组磁场测量数据都是用 4 通道超导量子干涉器系统在无屏蔽情况下在医院记录的, 如图 3 和图 4 所示. 采样频率为 1 kHz. 图 3 和 4 中, (a) 是两个病人的心磁和心电测量数据, (b) 是 QRS 段的电流源估计结果及其冠状面的二维兴奋传播图.

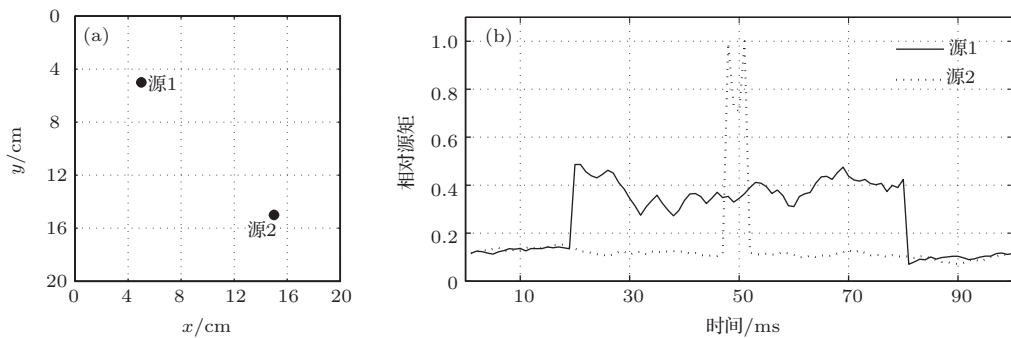


图 1 两个偶极矩强度和持续时间不同的仿真电流源

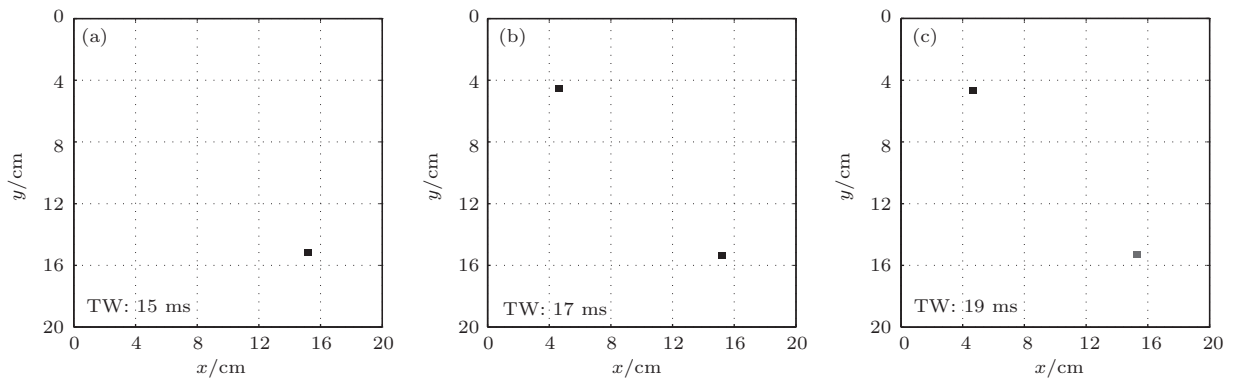


图 2 三种时窗的源估计结果 (a)  $TW = 15$  ms; (b)  $TW = 17$  ms; (c)  $TW = 19$  ms

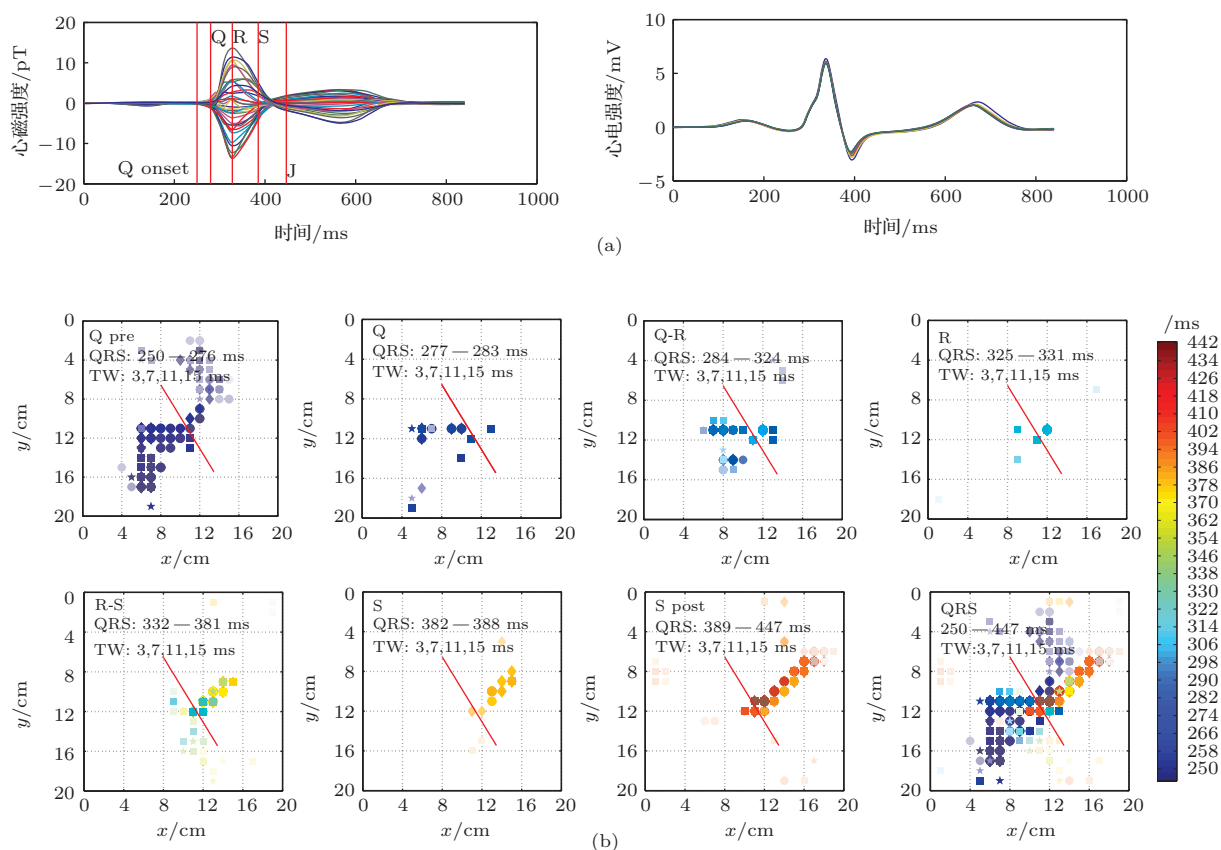


图3 (网刊彩色) CLBBB病人的QRS段二维兴奋传播图 (a) CLBBB病人的心磁测量数据; (b) 二维兴奋传播图

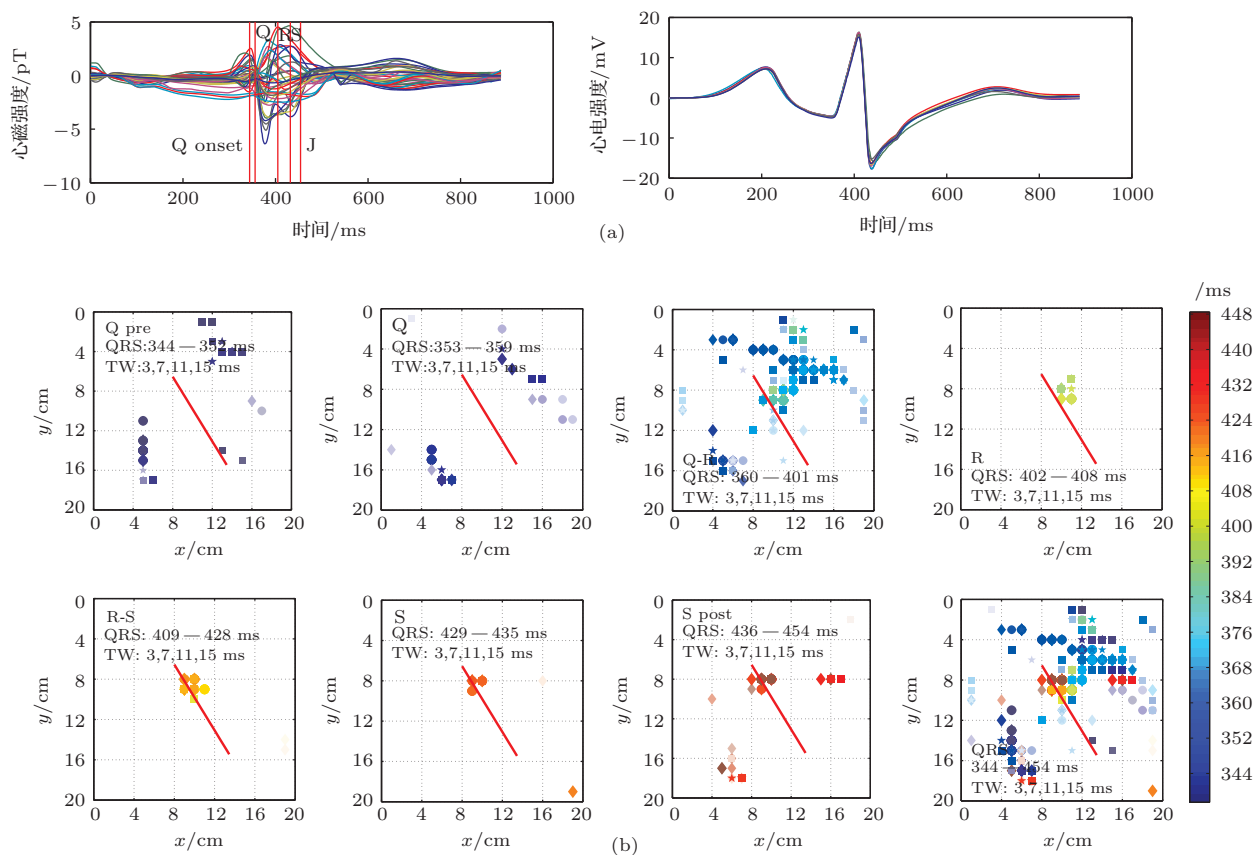


图4 (网刊彩色) CRBBB病人的QRS段二维兴奋传播图 (a) CRBBB病人的心磁测量数据; (b) 二维兴奋传播图



每组8个图,其中7个图分别对应QRS段中的Q峰前期、Q峰间期、Q-R间期、R峰间期、R-S间期、S峰间期和S峰后期。Q, R, S时刻由相应的心电图确定。图中估计源的颜色表示出现的顺序,如右侧的色标所示。第8个图是由源估计得到的整个QRS段的二维兴奋传播图。其中,不同颜色的圆点表示按照时间顺序出现的电流源,可以表示心脏的电兴奋传导过程及有关的电生理现象。

由图3可见,Q-R间期和之前,CLBBB病人右心室的电活动比左心室强(见红线左下方),R峰结束之后左心室的电活动继续存在(见红线右边),符合左心室传导阻滞的现象,左心室的电兴奋传导缓慢,持续时间较长。图4中CRBBB病人的情况与CLBBB病人不同,在Q Wave以及S-Post期间右心室有较强的电活动,其他时刻右心室的电活动不明显。一般正常人右心室兴奋是在左心室电活动变弱之后,因此,这个病人有右束支传导阻滞的现象。

## 5 讨 论

本文使用的是4通道SQUID测量系统在无屏蔽情况下记录的36个测点上的心磁信号<sup>[23]</sup>。虽然环境干扰会影响用源估计方法成像的质量,但是两个不同病人QRS段的二维兴奋传播图还是一定程度上反映了各自的电生理现象,可能揭示一些完全传导阻滞病人的电兴奋传导特点和路径,有助于临床医学的研究。值得注意的是,完全左、右束支传导阻滞病人在Q峰前期和Q峰间期就有比较明显的电活动,这段时间的心电信号往往相对较弱。

由于该SQUID测量系统记录的是测量平面上的磁场的Z方向分量的大小,本方法估计的源深度对Z方向的噪声影响比较敏感,因此,文中尚未提供矢状面和横截面的兴奋传播图。我们认为,可以通过心磁测量数据的电流源估计和二维兴奋传播图来研究心脏的电活动。目前,还需要统计分析大量的病例数据,不断完善这种心脏电活动可视化技术。

## 6 结 论

本文提出了一种多时窗的波束形成器,可以从多通道心脏磁场测量数据中估计强、弱和持续时间长短不同的等效电流源。这种源估计方法通过了仿真研究。文中给出了用该方法对一个CLBBB和一个CRBBB病人数据成像后的二维电兴奋传播图,

可以反映各自的电生理现象。这种心脏电活动可视化技术将有助于相关心脏疾病的诊断。

感谢张懿教授、谢晓明教授及其团队、王乐民教授、罗明教授和李文生医生为本研究提供的帮助。感谢中国科学院上海微系统所、上海瑞金医院和上海市医学图像处理与计算机辅助手术重点实验室对本研究的支持。

## 参考文献

- [1] Cohen D, Edelsack E A, Zimmerman J E 1970 *Appl. Phys. Lett.* **16** 278
- [2] Nenonen J, Katila T, Leinio M, Montonen J, Makijarvi M, Siltanen P 1991 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **38** 648
- [3] Ziolkowski M, Haueisen J, Leder U 2002 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **49** 1379
- [4] Andrä W, Nowak H 2007 *Magnetism in Medicine: A Handbook* (2 Ed.) (Berlin: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA) pp101–163
- [5] Zhang S L, Wang Y L, Wang H W, Jiang S Q, Xie X M 2009 *Phys. Med. Biol.* **54** 4793
- [6] de Melis M, Tanaka K, Uchikawa Y 2010 *IEEE Trans. Magn.* **46** 1203
- [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 K H, Chung N, Ko Y G, Lee Y H, Park Y K 2009 *IEEE Trans. Magn.* **45** 2890
- [9] On K, Watanabe S, Yamada S, Takeyasu N, Nakagawa Y, Nishina H, Morimoto T, Aihara H, Kimura T, Sato Y 2007 *Circulation Journal: Official Journal of the Japanese Circulation Society* **71** 1586
- [10] Leeuwen P V, Hailer B, Beck A, Eiling G, Grönemeyer D 2011 *Ann. Noninvas. Electro.* **16** 379
- [11] Robinson S E, Vrba J 1999 *The 11th International Conference on Biomagnetism* (Sendai: Tohoku University Press) p302
- [12] Sekihara K, Nagarajan S S, Poeppel D, Marantz A, Miyashita Y 2000 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **48** 760
- [13] Kim K, Lee Y, Kwon H, Kim J, Bae J 2006 *Comput. Bio. Med.* **36** 253
- [14] Xia L 1995 *Ph. D. Dissertation* (Hangzhou: Zhejiang University) (in Chinese) [夏灵 1995 博士学位论文(杭州:浙江大学)]
- [15] Tang F K, Hua N, Lu H, Tang X Z, Wang Q, Ma P 2011 *Chin. Phys. B* **20** 010702
- [16] Zhang C, Shou G F, Lu H, Hua N, Tang X Z, Xia L, Ma P, Tang F K 2013 *Chin. Phys. B* **22** 90701
- [17] Van Veen B D, van Drongelen W, Yuchtman M, Suzuki A 1997 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **44** 867
- [18] Kim K, Kim D, Shim E B, Lee Y H, Kwon H, Park Y K 2007 *The Joint Meeting of the 6th International Symposium on Noninvasive Functional Source Imaging of the Brain and Heart & the International Conference on Functional Biomedical Imaging* Hangzhou, China October 12–14, 2007 p316

- [19] Im U B, Kwon S S, Kim K, Lee Y H, Park Y K, Youn C H, Shim E B 2008 *Prog. Biophys. Mol. Bio.* **96** 339
- [20] Wang W Y, Zhou D F, Jiang S Q 2012 *International Conference on System Simulation* Shanghai, China, April 6–9, 2012 p293
- [21] 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]
- [22] Ravan M 2014 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **61** 535
- [23] Zhu J J, Jiang S Q, Wang W Y, Zhao C, Wu Y H, Luo M, Quan W W 2013 *Chin. Phys. B* **22** 048702

## Magnetocardiographic signal analysis based on multiple time windows beamformer method\*

Wang Wei-Yuan<sup>1)</sup> Jiang Shi-Qin<sup>1)†</sup> Zhou Da-Fang<sup>1)</sup> Zhu Jia-Chen<sup>1)</sup>  
Yan Yu-Rui<sup>1)</sup> Quan Wei-Wei<sup>2)</sup>

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

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

( Received 1 August 2014; revised manuscript received 14 September 2014 )

### Abstract

A beamformer method based on multiple time windows is proposed to estimate the equivalent current sources of different strength and duration from multi-channel magnetocardiography data. This technique of visualizing cardiac electric activities will be a great help to the diagnosis of relevant heart diseases. Feasibility of this beamformer method has been proved by simulation experiments of two known sources. Source estimation results and two-dimensional excitation propagation diagrams of a complete left bundle branch block and a complete right bundle branch block patients during QRS complex are taken to be compared. The revealed characteristics of their electrophysiological phenomena are analyzed.

**Keywords:** magnetocardiography, source estimation, beamformer, signal analysis

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

**DOI:** 10.7498/aps.63.248702

\* 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, China (Grant No. 08JC1421800), the Shanghai Leading Academic Discipline Project, China (Grant No. B004), the Open Project of State Key Laboratory of Function Materials for Information, China (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, China (Grant No. 13DZ2272200-2).

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