

## 一种应用于心磁噪声抑制的选择性平均方法研究\*

刘明<sup>1)2)</sup> 张树林<sup>2)</sup> 李华<sup>2)</sup> 邱阳<sup>2)</sup> 曾佳<sup>2)</sup> 张国峰<sup>2)</sup>  
王永良<sup>2)</sup> 孔祥燕<sup>2)†</sup> 谢晓明<sup>2)</sup>

1) (中国科学技术大学信息学院电子科学技术系, 合肥 230027)

2) (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, 上海 200050)

(2012年10月29日收到; 2012年12月10日收到修改稿)

在心磁信号探测中, 抑制环境噪声是提取心磁信号的关键. 为了提高心磁信号的信噪比, 信号平均得到了广泛地使用. 然而, 由于局部干扰噪声的存在, 对整段数据进行平均的传统方法不可避免地会带来心磁信号的失真. 本文通过采取模版匹配的方式, 提出了一种选择性平均方法. 结果显示, 本方法能有效剔除带有低频波动、脉冲毛刺等干扰的数据段, 获取高质量的平均心磁信号.

**关键词:** 心磁, 信号平均, 噪声抑制, 信噪比

**PACS:** 85.25.Dq, 07.55.Ge, 87.85.Ng, 87.57.-s

**DOI:** 10.7498/aps.62.098501

## 1 引言

心磁信号来源于人体心肌细胞离子流动产生的空间磁场<sup>[1]</sup>, 其强度非常微弱, 如此微弱的信号使其极易受到外界干扰的影响, 如随机噪声、低频波动、脉冲、高频毛刺等. 为了抑制这些干扰噪声, 通常需要对多周期心磁信号进行平均处理<sup>[2]</sup>.

信号平均是生物医学信号处理中抑制噪声最常用的方法之一<sup>[3]</sup>. 心磁信号平均处理中, 通常是通过采集同步心电信号, 以心电信号的  $R$  峰为基准将整个心磁数据进行单周期的分段, 然后进行平均. 最直接的方法是进行全段数据的平均, 该方法虽然可以有效地抑制噪声, 但是由于局部干扰的存在, 尤其是在无屏蔽环境下, 不可避免地将这些干扰噪声引入到最后的平均结果中, 造成平均结果发生失真, 影响了信号的准确度. 为此, Kim 等提出了一种统计全通道信号均方根识别  $R$  峰的平均方法<sup>[4]</sup>, 该方法要求数据为多通道同步采集且信噪比较高, 不适用于信噪比相对较差或者少数几个通道的多点扫描系统. 除此之外, DiPietroPaolo 等提出的聚类

分析法<sup>[5]</sup>, 它是将每一个信号段按照信号特征划分为树形结构进行分析, 复杂度较大, 大规模数据处理中效率较低.

针对以上问题, 本文提出了一种选择性平均方法, 采用模版匹配的方式剔除信号中存在明显噪声干扰的信号周波, 从而极大的提高了获取心磁信号的真实可靠性.

## 2 选择性平均方法

选择性平均方法是一种通过模版匹配的方式剔除部分干扰周波进行平均的方法. 图 1 给出了具体的算法流程, 分为如下三步:

1) 将待处理信号进行直接平均处理, 获得的平均信号结果作为初级模板.

2) 计算每一原始分段周波信号与初级模板之间的相似系数, 与设定的初阈值进行比较, 识别并剔除波形变化较大的周波段, 将保留下来的周波段进行平均, 获得数据作为最终模板信号.

通过最大相关差值法 (maximum correlation difference method, MCD) 估计模板信号的自相关函数

\* 中国科学院知识创新工程重要方向项目 (批准号: KGXC2-YW-906, KGXC2-EW-105) 和中国科学院“百人计划”项目资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: xykong@mail.sim.ac.cn

及模板与被检信号的互相关函数之间的相似度来实现模板匹配<sup>[6]</sup>. 相似系数代表两者之间的相似程度, 定义为

$$\gamma = 1 - \delta,$$

$\delta$  为差值系数, 反映了当前信号与模板信号在各时间点上的形状差异, 表示为

$$\delta = \frac{\max \left| \sum_{k=0}^{N-1} C_k C_{k+n} - \sum_{k=0}^{N-1} C_k X_{k+n} \right|}{\sum_{k=0}^{N-1} C_k^2},$$

$$n = 0, 1, 2, \dots, N-1, 0 \leq \delta \leq 1,$$

其中,  $C_k$  为模板信号,  $X_k$  为被检信号. 在波形识别过程中, MCD 方法与最大相关系数方法相比, 对信号的幅度变化及波宽更为敏感, 对于波形变化的识别能力更强.

阈值大小决定了模板信号的优劣, 选择合适的阈值是十分关键的. 为了避免出现过选择现象, 采用相对阈值, 其定义为

$$\text{Gate} = \mu \times \gamma_{\text{mean}}, \quad 0 \leq \mu \leq 1,$$

其中,  $\gamma_{\text{mean}}$  为相似系数序列的均值,  $\mu$  为强度因子, 可以根据实际数据的情况进行选择.

3) 以最终模版代替初级模版, 重复步骤 2), 获取最终的平均心磁信号.

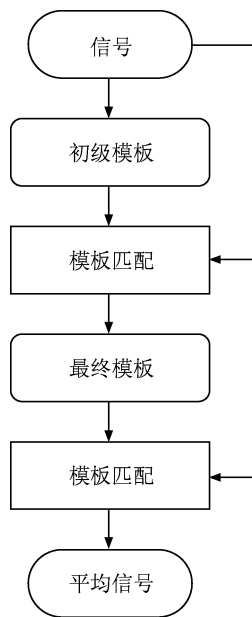


图 1 选择性平均方法流程图

### 3 实验方法及结果讨论

首先, 在理想 MCG 数据的基础上叠加合成扰动干扰作为分析对象, 通过 MATLAB 进行理想仿真定量评估选择性平均方法, 如图 2 所示. 定义扰动强度 (disturbance strength, DS) 为扰动正向幅度  $d$  与 MCG 信号  $R$  峰幅度的比值, 即  $DS = d/R$ . 考虑在不同 DS 下, 比较信号平均结果与理论平均结果之间的相关系数  $r_{xy}$ 、相似系数  $\gamma$ 、标准差  $\sigma$  及平均信号  $R$  峰与  $T$  峰的比值  $R/T$ .

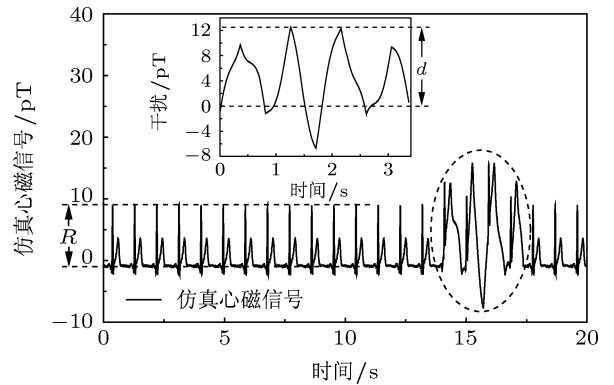


图 2 合成低频扰动的仿真 MCG 信号 (内插图为叠加的低频扰动)

表 1 给出了理想情况的仿真结果. 随着干扰强度的增大, 直接平均结果与理论值的相关度降低、误差增大、 $R/T$  比值降低, 信号发生失真. 同等条件下, 采用选择性平均方法可以有效判断出存在干扰的异常周波并在平均过程中剔除, 所得平均结果与理论值保持一致. 比较表中的相关系数与相似系数, 可以看到, 相似系数的灵敏度较高, 在波形识别中具有显著优势.

表 1 理想仿真实验参数结果

干扰强度	相关系数	相似系数	标准偏差	$R/T$ 比值
0.00	1.000	1.000	0.00	2.20024
0.25	0.998	0.932	0.15	2.05018
0.50	0.991	0.845	0.30	1.92197
0.75	0.981	0.739	0.45	1.81118
1.00	0.970	0.614	0.60	1.71450
1.25	0.956	0.470	0.74	1.62938

为了进一步证明选择性平均方法的作用, 采用心电信号驱动线圈产生模拟心磁信号<sup>[7]</sup>, 所得模拟信号更贴近真实的心磁信号. 理想情况下, 经多周期平均的模拟心磁信号与心电驱动信号是一致的.

图 3(a) 给出了驱动信号及预处理后的多周期模拟心磁信号, 经过模板匹配, 可识别出存在明显干扰的周波.

为便于与驱动心电信号进行直接对比, 图 3(b) 给出了以各自平均信号的 R 峰为基准的归一化结果, 包括直接平均心磁信号、选择平均心磁信号、被剔除周波的平均心磁信号及参考信号. 其中, 参考信号为归一化后的驱动心电信号, 添加了一定的偏移. 从图中被剔除周波归一化平均曲线可以看到, 直接平均结果在波形上与该曲线存在一定的关联, 是造成波形失真的直接来源. 对比参考信号, 直接平均结果在 P 波及 T 波段出现了失真. 相比于直接平均, 选择性平均可以有效地识别存在局部干扰的周波并进行剔除, 从而抑制干扰噪声的影响. 图 3(b) 的内插图给出了各归一化平均心磁信号与参考信号之间的差值曲线, 可以看到, 选择平均结果的误差最小, 更接近理想参考值.

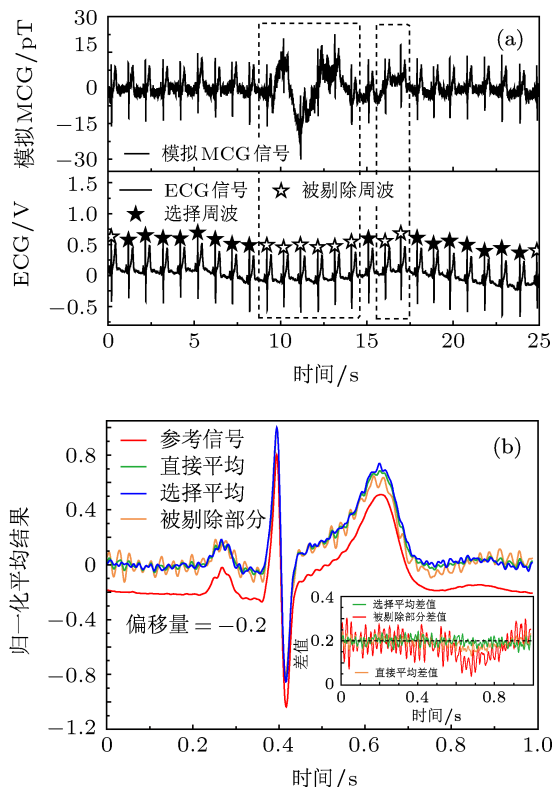


图 3 模拟 MCG 信号的选择性平均结果 (a) 干扰周波的识别; (b) 归一化多周期平均结果 (内插图为归一化心磁信号扣除参考信号的差值)

最后, 将选择性平均方法应用于真实心磁信号的处理. 图 4(a) 给出了真实测量的多周期心磁信号及同步心电信号. 可以看到, 选择性平均方法同样可以有效地识别信号中存在干扰的周波. 图 4(b) 分别给出了直接平均心磁信号、选择性平均心磁信

号以及被剔除部分的平均心磁信号. 从中可以看出, 相对比直接平均和选择性平均结果, 被剔除部分存在明显的干扰, 造成直接平均结果产生一定的畸变, 尤其是相对较弱的 T 波段. 选择性平均结果则大大抑制了外界干扰带来的影响, 可更加真实的反映实际心磁信号的特征.

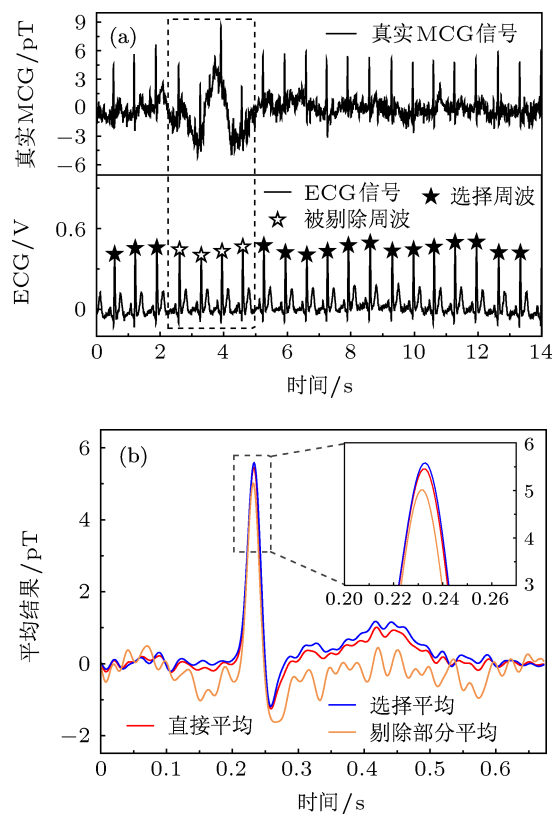


图 4 真实 MCG 信号 (a) 模板匹配选择结果; (b) 信号平均结果

除了以上列出的局部低频扰动, 选择性平均方法同样适用于其他类型的噪声干扰, 如脉冲、信号毛刺、局部异常等. 图 5 给出了存在信号毛刺、脉冲干扰的真实心磁信号的选择剔除实例.

针对心磁信号采集及处理中出现的各种干扰情况, 本方法可以通过改变相对阈值确定筛选的强度, 具有灵活度大、适应性强等优点. 多周期平均处理中, 影响平均结果质量的一个重要因素是信号参与相干平均的周波数. 当周波数较大时, 局部信号的影响则被弱化. 因此, 当信号采集的时间足够长、干扰较弱时, 直接平均与选择平均所得结果的差异较小. 如何根据实际情况确定合适的信号长度、参与信号平均的周波数, 从而获得高信噪比的平均信号, 对于进一步完善心磁信号平均方法具有重要参考价值.

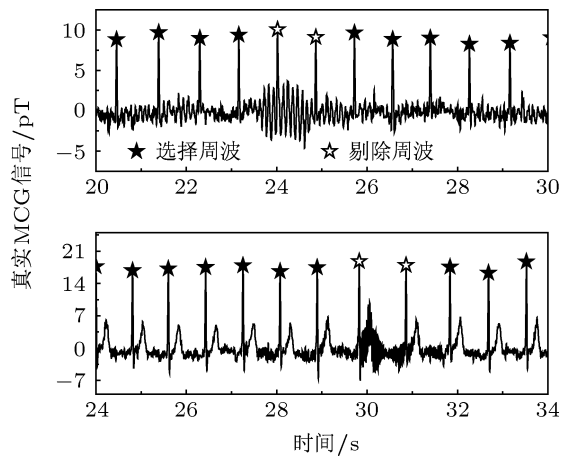


图5 基于选择平均方法的其他噪声干扰的选择剔除实例

## 4 结论

针对心磁信号中的多周期平均处理, 本文利用 MCD 方法进行模板匹配, 采用预挑选的方式确定信号模板, 提出了一种选择性平均方法. 通过理想仿真, 模拟实验和真实数据处理, 本方法可以有效地识别并剔除低频、毛刺、脉冲等心磁测量中常见的干扰, 从而得到高质量的平均心磁信号. 与传统的直接平均方法相比, 本文中的选择性平均在实际信号处理中的灵活度更大, 适应性更强.

- [1] Pizzella V, Penna S D, Gratta C D, Romani G L 2011 *Supercond. Sci. Technol.* **14** R79-R114
- [2] Sternickel K, Braginski A I 2006 *Supercond. Sci. Technol.* **19** S160
- [3] Yang F S, Gao S K 1988 *Biomedical Signal Processing* (Beijing: Higher Education Press) p276 (in Chinese) [杨福生, 高上凯 1988 生物医学信号处理 (北京: 高等教育出版社) 第 276 页]
- [4] Kim K, Lee Y H, Kwon H, Kim J M, Kim I S, Park Y K 2004 *Neurology and clinical Neurophysiology* **42** 1

- [5] DiPietroPaolo D, Muller H P, Erne S N 2005 *Phys. Med. Biol.* **50** 2415
- [6] Cheng X M, Lin J S, Zhang Z G 1999 *Chinese J. Biomed. Eng.* **18** 89 (in Chinese) [程小明, 林金森, 张正国 1999 中国生物医学工程学报 **18** 89]
- [7] Zhang S L, Wang Y L, Wang H W, Jiang S Q, Xie X M 2009 *Phys. Med. Biol.* **54** 4793

# Study of a selective averaging method for magnetocardiography-based noise suppression\*

Liu Ming<sup>1)2)</sup> Zhang Shu-Lin<sup>2)</sup> Li Hua<sup>2)</sup> Qiu Yang<sup>2)</sup>  
Zeng Jia<sup>2)</sup> Zhang Guo-Feng<sup>2)</sup> Wang Yong-Liang<sup>2)</sup>  
Kong Xiang-Yan<sup>2)†</sup> Xie Xiao-Ming<sup>2)</sup>

1) ( *Electronic Science and Technology Department, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China* )

2) ( *State Key Laboratory of Functional Materials for Informatics, Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200050, China* )

( Received 29 October 2012; revised manuscript received 10 December 2012 )

## Abstract

Noise suppression is a key technique in retrieving weak magnetic signal from human heart. In order to improve the signal-to-noise ratio (SNR) of magnetocardiography (MCG) signals, signal average method is widely used. However, due to the existence of local environmental interference, averaging the whole section data would unavoidable bring distortion to the average signal. In this paper, the authors proposed a kind of selective average method by using the template matching. The results showed that this method can effectively eliminate the data section with interference such as low frequency fluctuation, pulse burr etc. Thus averaging MCG signal with high SNR and fidelity will be obtained.

**Keywords:** magnetocardiograph, signal average, noise suppression, signal-to-noise ratio

**PACS:** 85.25.Dq, 07.55.Ge, 87.85.Ng, 87.57.-s

**DOI:** 10.7498/aps.62.098501

---

\* Project supported by the Key Program in Innovation Engineering Project of the Chinese Academy of Sciences (Grant Nos. KGXC2-YW-906, KGXC2-EW-105), and the 'One Hundred' Talents Project of the Chinese Academy of Sciences, China.

† Corresponding author. E-mail: xykong@mail.sim.ac.cn