

# 射频 SQUID 心磁图数据自适应滤波研究\*

刘新元<sup>1)</sup> 谢柏青<sup>1)</sup> 戴远东<sup>2)</sup> 王福仁<sup>2)</sup> 李壮志<sup>2)</sup> 马平<sup>2)</sup> 谢飞翔<sup>2)</sup> 杨涛<sup>2)</sup> 聂瑞娟<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup> 北京大学信息科学技术学院, 北京 100871)

<sup>2)</sup> 北京大学物理学院, 人工微结构和介观物理国家重点实验室, 北京 100871)

(2004 年 9 月 8 日收到, 2004 年 12 月 13 日收到修改稿)

研究了滤除 50 Hz 工频干扰的几种自适应算法, 并应用于射频超导量子干涉仪(SQUID)心磁图仪采集的心磁数据 50 Hz 滤波中. 对算法的性能进行了计算机仿真比较. 结果表明, 带 50 Hz 干扰的 SQUID 心磁信号通过自适应噪声对消法, 干扰得到了很好的抑制.

关键词: SQUID, 心磁图, 自适应滤波, 噪声消除

PACC: 8740, 0755, 8780, 7400

## 1. 引言

生物磁特别是心磁测量是近些年来超导量子干涉仪(SQUID)应用研究的一个热点<sup>[1]</sup>. 为了提高生活质量, 心脏病的早期诊断愈加重要. 人们普遍认为, 早期的心肌缺血可以逐步演化为严重的心肌坏死, 进而引起心肌梗塞. 然而通常早期心肌缺血的病人并没有明显的症状, 心电图(ECG)也较为正常, 甚至有些心肌梗塞前的病人在心绞痛过后做的 ECG, 和正常 ECG 相比也没有太多的异常, 因此往往会造成诊断和治疗的延误. 近年来, 采用 SQUID 的心磁图(MCG)测量研究取得了很多进展<sup>[2,3]</sup>. SQUID 磁强计是一种微弱磁场的测量仪器, 灵敏度很高, 自 1970 年 Cohen 等<sup>[4]</sup>首次用于心磁测量后, 一直是主要的心磁测量仪器. MCG 与 ECG 相比有它的独到之处, 后者测量的是心脏电信号在体表产生的电位差, 得到的是体表面上的信息, 而前者测量的是空间的磁场信号. MCG 还可以探测到体内环电流产生的磁场, 而环流在体表没有电位差的反映, 不可能被 ECG 测到. 所以 MCG 比 ECG 包含了更多反映心脏功能的信息. 人们希望 MCG 能够比 ECG 更早地预测心肌梗塞, 作为医生判断心脏疾病的基本手段. 这也是近年来人们努力发展 MCG 研究的主要原因, 而

SQUID 也在心磁测量研究中得到了很快的发展.

在使用 SQUID 测量微弱磁场的时候, 即在心磁信号的采集过程中, 环境噪声常常是干扰测量的一个重要因素. 心磁信号峰值一般是 50—100 pT 左右. 在普通的实验室或市区, 低频磁噪声干扰约为几个纳特斯拉( $10^{-9}$  T), 是人体心脏信号的 100 倍左右, 特别是 50 Hz 市电及其谐波的干扰强度更大, 达到  $10^{-8}$  T 甚至  $10^{-7}$  T 量级, 是人体心脏信号的  $10^3$  倍到  $10^4$  倍左右. 为抵消如此强的低频背景场, 一方面需要采用 SQUID 一阶或二阶梯度计, 甚至矢量梯度计<sup>[5]</sup>来减弱干扰, 另一方面还可以采用低通、高通和陷波等数字滤波器及相应的数据处理技术做心磁数据的噪声处理来进一步提高信噪比. 最好是将 SQUID 梯度计、数字滤波器和数据处理技术相结合, 得以更好地提高 SQUID 心磁信号的信噪比.

本文介绍的自适应滤波算法是一种数据处理技术, 我们将它应用于 SQUID 心磁图仪数据的 50 Hz 滤波中. 比较并实现了几种滤除 50 Hz 工频干扰的自适应算法. 通过计算机仿真, 结果表明, 带 50 Hz 干扰的 SQUID 心磁信号通过噪声对消方法, 其干扰得到了很好的抑制.

## 2. 自适应滤波算法

自适应滤波器实际上是一种能够自动调整自身

\* 国家重点基础研究发展规划(批准号: G1999064609)、国家高技术研究发展计划(批准号: 2002AA306412)和国家自然科学基金(批准号: 10274004)资助的课题.

参数的特殊滤波方法<sup>[6]</sup>,在设计时不需要事先知道关于输入信号和噪声的统计特性的知识,它能在工作过程中逐渐“了解”或“估计”出所需的统计特性,并以此为依据自动调整自身的参数以满足某种准则的要求,达到最佳滤波效果.一旦输入信号的统计特性发生变化,它又能跟踪这种变化随时自动调整参数,使滤波性能重新达到最佳.因此自适应滤波器具有“自动调节”和“跟踪”的能力.在用 SQUID 进行心磁测量的过程中,当外界干扰或噪声的中心频率和频谱宽度在不断变化时,采用中心频率及抑制带宽跟随杂波频率变化的自适应滤波器将获得很大的好处.自适应滤波技术自发展以来,形成了多种算法.常用的有最小均方(LMS)算法、递推最小二乘(RLS)算法及最大信噪比准则等.

### 2.1. LMS 算法

LMS 算法是在滤波器的输出信号与期望输出信号之间的均方误差  $E[e^2(n)]$  最小的原则下求解,通过调整自适应滤波的权系数向量,使均方误差达到最小.通常采用 Widrow 和 Hoff 提出的 LMS 算法<sup>[6]</sup>,用瞬时平方误差代替均方误差,可得出权系数矢量的迭代公式,

$$w(n+1) = w(n) + 2\mu \times e(n)x(n), \quad (1)$$

式中  $n = 1, 2, 3, \dots$  为时间序列; $x(n)$  为  $n$  时刻的参考噪声输入信号; $e(n)$  为  $n$  时刻的输出误差信号,也是系统的输出信号; $w(n)$  为自适应滤波器在  $n$  时刻的权系数矢量; $\mu$  为步长因子.

LMS 算法的优点是有较高的计算速率,但由于它的步长因子  $\mu$  在收敛过程中保持不变,所以这种算法中稳态误差(要求  $\mu$  较小)与收敛速度(要求  $\mu$  较大)之间是互相矛盾的.

### 2.2. 归一化自适应最小均方(NLMS)算法

NLMS 算法与 LMS 算法的不同点在于它们的滤波器权系数  $w(n)$  的表达式,NLMS 算法权系数矢量的递推公式为

$$w(n+1) = w(n) + \alpha(n) \times e(n)x(n), \quad (2)$$

式中  $\alpha(n)$  为变步长的收敛参数,NLMS 算法用变化的  $\alpha(n)$  取代了 LMS 算法中固定的步长因子  $\mu$ . 根据  $n$  时刻采样的参考噪声大小来实时调整  $\alpha(n)$  的大小,从而同时保证了快速收敛和较小的稳态误差.

### 2.3. RLS 算法

RLS 算法是基于最小二乘准则为依据的算法.

决定自适应滤波器的权系数矢量  $w(n)$ ,使估计误差的加权平方和  $\epsilon(n) = \sum_{i=1}^n \lambda^{n-i} \times [e(i)]^2$  最小. RLS 算法收敛速度快,且收敛性能与输入信号的频谱特性无关,但是计算复杂、存储量大.

### 2.4. 噪声对消法

在很多情况下,待测心磁信号经常被一个正弦或余弦  $A \cos(\omega_0 t + \varphi)$  形式的噪声所干扰,例如 50 Hz 市电干扰. Widrow 等<sup>[7]</sup>介绍了一种自适应单频噪声抵消电路,图 1 是这种噪声对消器原理图.在图 1 中,被测信号  $s(n)$  在传输过程中受到噪声  $g(n)$  的干扰,形成含噪信号  $d(n) = s(n) + g(n)$ , $x(n)$  是在测量点附近测到的 50 Hz 干扰信号,作为自适应系统的参考噪声输入,它与噪声  $g(n)$  线性相关,但大小不同.信号  $s(n)$  与噪声  $g(n)$  和  $x(n)$  均不相关,自适应滤波器输出是  $y(n)$ ,系统输出  $e(n)$  为

$$e(n) = d(n) - y(n) = s(n) + g(n) - y(n). \quad (3)$$

由于  $s(n)$  与  $g(n)$  不相关,因此由(3)式可得输出信号  $e(n)$  的均方值为  $E(e^2) = E(s^2) + E(g - y)^2$ .

当调整加权系数矢量  $w_{1j}(n)$  和  $w_{2j}(n)$  的值,要使均方误差  $E(g - y)^2$  最小时,只需使  $E(e^2)$  最小即可.当滤波器输出信号  $y(n)$  为噪声  $g(n)$  的最佳估计时,可使系统输出信号  $e(n)$  为原信号  $s(n)$  的最佳估计,从而达到噪声抵消的目的.自适应噪声对消的原理是:通过自适应过程调节参考噪声输入信号  $x(n)$  的幅度和相位,使其逼近主输入信号中的噪声,从而达到噪声抵消的目的.

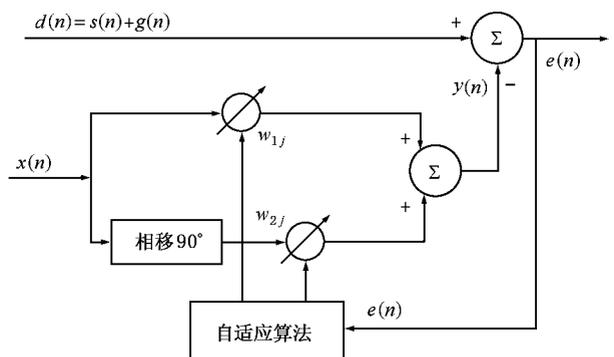


图 1 单频噪声对消原理图

### 3. 算法的计算机仿真模拟与性能分析

我们用自行设计的 SQUID 射频心磁测量系统在北京白家疃国家地震台零磁空间集中采集了几十例人体胸前 36 点的心磁图数据. 胸前 36 点是指将人体胸前区域分为  $6 \times 6$  个方格, 记为  $A_1, A_2, \dots, A_6; B_1, B_2, \dots, B_6; \dots; F_1, F_2, \dots, F_6$ . 这种划分方法被国际生物磁专题讨论会推荐为心磁图测量上的国际标准. 我们采用了变步长的 LMS 算法、RLS 算法和变步长的自适应噪声对消法三种算法来处理这批数据, 以便消除正常信号中的 50 Hz 干扰成分. 用

数据处理软件 Matlab 进行了计算机仿真. 由于缺少与心磁信号同时采集的 50 Hz 市电噪声信号, 我们用 50 Hz 带阻滤波器从与心磁信号同时采集的心电信号中滤出 50 Hz 成分作为参考噪声输入.

#### 3.1. 变步长的 LMS 算法计算机模拟

图 2(a) 是 06 号被测者 D4 点心磁信号采用变步长 LMS 自适应滤波算法前后的波形. 从 LMS 算法滤波过程中的仿真输出信号可见, 时间从零开始进行自适应滤波, 到 2000 ms 时 50 Hz 干扰已得到较大的抑制. 约经过 3 个心跳信号 (约 2000 ms) 的长度, 信号中的 50 Hz 干扰才能被较好滤除.

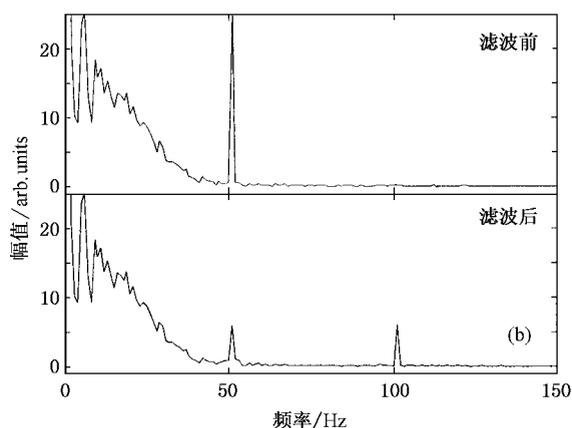
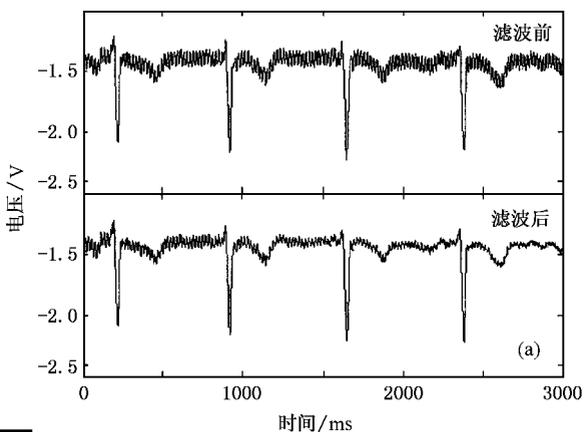


图 2 06 号被测者 D4 点心磁信号采用变步长 LMS 自适应滤波算法前后的波形和频谱图 (a) 滤波前后心磁信号波形图, (b) 滤波前后心磁信号频谱图

图 2(b) 是滤波前后信号的频谱图. 本文中的频谱均为在 2000 ms 之后电压信号的频谱变换结果. 由图 2(b) 可见, 滤波后 50 Hz 干扰强度从 25 个单位

被抑制到约 6 个单位, 低端的频率成分经过滤波后没有明显变化. 滤波后却产生了一定强度的 100 Hz 谐波干扰, 造成了新的频率失真.

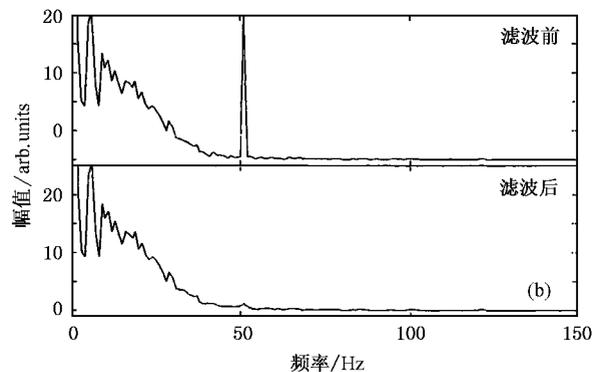
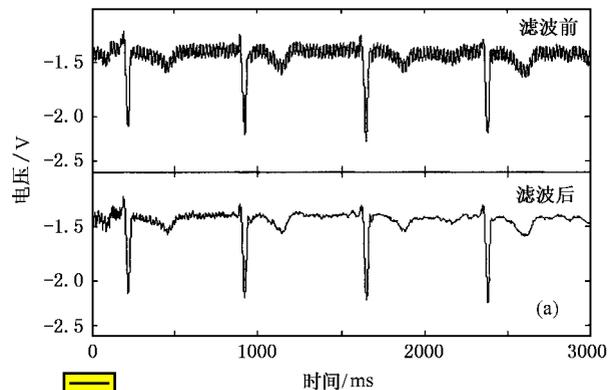


图 3 06 号被测者 D4 点心磁信号采用 RLS 自适应滤波算法前后的波形和频谱图 (a) 滤波前后心磁信号波形图, (b) 滤波前后心磁信号频谱图

### 3.2. RLS 算法计算机模拟

图 3 是 06 号被测者 D4 点心磁信号采用 RLS 算法滤波前后波形和频谱图. 从时域上看, 约经过 2 个心跳信号的长度就可较好地抑制 50 Hz 干扰, 比 LMS 算法快(约 1500 ms). 从频谱上看, RLS 算法有效抑制了 50 Hz 干扰的频率分量, 将 50 Hz 干扰强度从 25 个单位抑制到约 2 个单位, 几乎看不出 100 Hz 谐波, 对其他有用频率分量也没有影响.

### 3.3. 变步长的自适应噪声对消法计算机模拟

在第 2.4 节中介绍的自适应噪声对消法采用的

是固定步长的算法. 最小均方算法中有定步长和变步长两种情况, 经过理论分析和仿真实验可知, 变步长算法效果更好. 本文采用变步长的自适应噪声对消法进行计算机模拟.

图 4(a) 是 06 号被测者者 D4 点心磁信号采用噪声对消法滤波前后波形和频谱图. 从时域上看, 约经过 500 ms 的时间(0.5 个心跳信号的长度)就可将 50 Hz 噪声信号抑制得很小, 比 LMS 和 RLS 算法都快. 从频谱图可见, 将 50 Hz 干扰强度从 25 个单位抑制到几乎为零, 也没有产生 100 Hz 谐波干扰, 对其他有用信号分量也没有显著影响.

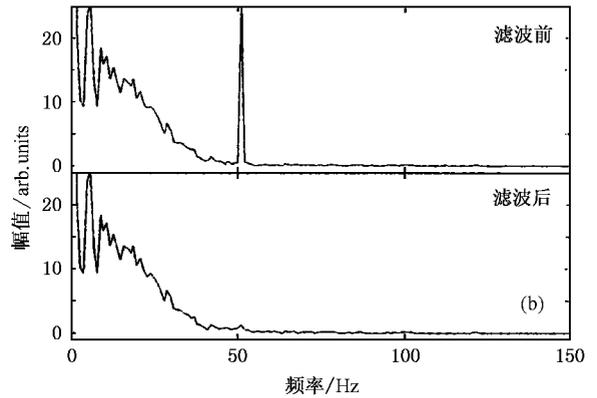
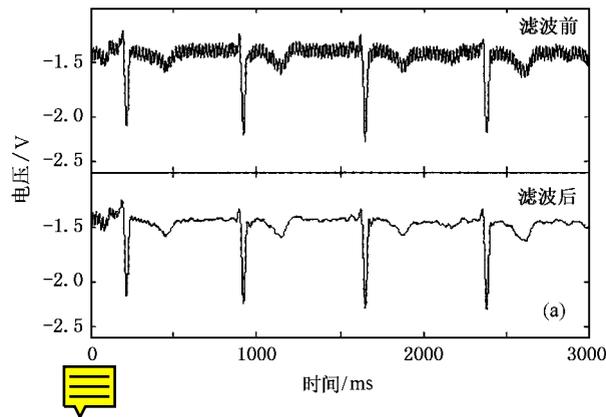


图 4 06 号被测者 D4 点心磁信号采用变步长噪声对消法滤波前后的波形和频谱图 (a) 滤波前后心磁信号波形图 (b) 滤波前后心磁信号频谱图

比较三种算法的仿真结果可以看出, 变步长的自适应噪声对消法是自适应过程最快、抑制 50 Hz 干扰最强, 同时又不产生新的谐波干扰的最为理想的方法.

为进一步考察此方法的性能, 我们选取了同一被测者(06 号)在 6 个不同测试点的 SQUID 心磁数据进行滤波, 结果见表 1 和图 5. 还选取了不同被测者(6 人)在相同测试点(D4)的 SQUID 心磁数据进行 50 Hz 滤波处理, 结果见表 2 和图 6.

表 2 不同被测者在 D4 点的 SQUID 心磁信号滤波前后的 50 Hz 频谱分量

被测者	01 号	02 号	03 号	04 号	05 号	06 号
滤波前分量/arb. units	18.99	29.20	8.91	20.63	18.99	19.56
滤波后分量/arb. units	0.47	0.47	0.84	0.30	0.47	0.73

表 1 同一被测者不同测试点的 SQUID 心磁信号滤波前后的 50 Hz 频谱分量

测试点	A4	B4	C4	D4	E4	F4
滤波前分量/arb. units	29.20	21.29	16.74	23.33	7.85	15.09
滤波后分量/arb. units	0.47	2.02	0.32	0.58	0.90	0.37

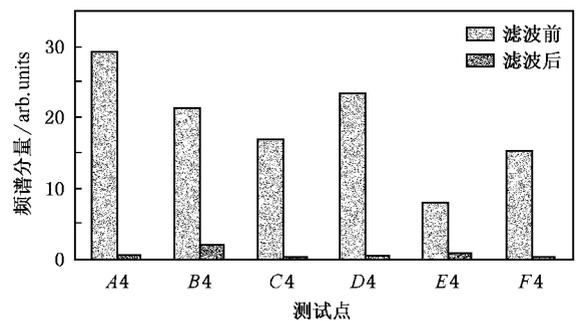


表 1 和表 2 分别列出了 SQUID 心磁信号滤波前

图 5 06 号被测者不同测试点的 SQUID 心磁信号滤波前后比较

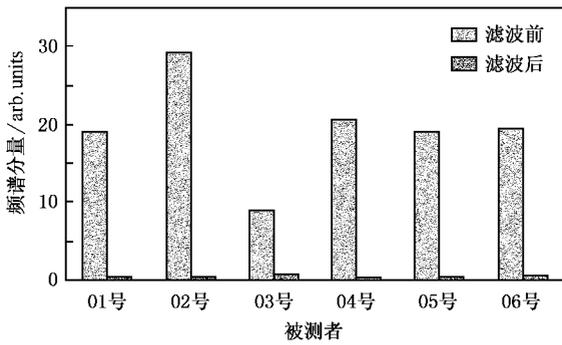


图 6 不同被测者同一测试点 SQUID 心磁信号滤波前后比较

和滤波后的 50 Hz 频谱幅度,图 5 和图 6 用直方图的形式直观地显示了滤波前后的结果.从图中可以看出,自适应滤波后各点的 50 Hz 频谱分量均得到了强烈的抑制.由此可见,变步长噪声对消除抑制 50 Hz 工频干扰对于不同的被测者和不同的测试点效果都是较为理想的.

## 4. 讨 论

我们对在白家疃零磁空间测得的多组 SQUID

心磁数据用 Matlab 数据处理软件做了变步长的 LMS 算法、递归最小二乘 RLS 算法和自适应噪声对消除的计算机滤波仿真.结果显示,变步长的 LMS 算法和递归最小二乘 RLS 算法虽然对 50 Hz 有所抑制,但会产生一定的 100 Hz 谐波干扰,或者到达稳态的时间较长(约 2000 和 1500 ms).而变步长的自适应噪声对消除对 50 Hz 干扰抑制明显,几乎没有产生 100 Hz 谐波成分,到达稳态的时间最短(约 500 ms),是三种算法中最为理想的方法.我们用变步长的自适应噪声对消除处理了 12 名被测者胸前 36 点的 SQUID 心磁信号,均可达到较为满意的滤波效果.

噪声抵消法之所以滤波效果最为明显,我们认为这是由于自适应系统的参考噪声输入  $x(n)$  是在测量点附近测到的 50 Hz 干扰信号,它与噪声信号  $g(n)$  线性相关.由于自适应网络中加入了  $90^\circ$  相移支路,所以当调整权系数矢量  $w_1(n)$  和  $w_2(n)$  时,可以从相位和振幅两个方面调整自适应滤波器输出  $y(n)$ ,使在最佳原则下滤波器输出信号  $y(n)$  为噪声  $g(n)$  的最佳估计值,从而使系统输出信号  $e(n)$  为原信号  $s(n)$  的最佳估计,达到噪声抵消的目的.

- [ 1 ] Zhao J G , Wen G H , Liu C L *et al* 1999 *Acta Phys. Sin.* **48** 973 ( in Chinese ) [ 赵见高、温戈辉、刘传林等 1999 物理学报 **48** 973 ]
- [ 2 ] Ma P , Yao K , Xie F X *et al* 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 224 ( in Chinese ) [ 马平、姚坤、谢飞翔等 2002 物理学报 **51** 224 ]
- [ 3 ] Chaikovsky I , Llutay M , Sosnitsky V *et al* 2000 *Proc. BIOMAG 96* ( New York : Springer ) p444
- [ 4 ] Cohen D , Edelsack E A , Zimmerman J E 1970 *Appl. Phys. Lett.*

16 278

- [ 5 ] Zhang F , He D F , Xie F X *et al* 1999 *J. Low-Temp. Phys.* **21** 447 ( in Chinese ) [ 张凡、何东风、谢飞翔等 1999 低温物理学报 **21** 447 ]
- [ 6 ] Gong Y H 1989 *Adaptive Filter* ( Beijing : Electronic Industry Press ) ( in Chinese ) [ 龚耀寰 1989 自适应滤波 ( 北京 : 电子工业出版社 ) ]
- [ 7 ] Widrow B , Goodlin R C *et al* 1975 *Proc. IEEE* **63** 1692

# Adaptive noise cancellation for SQUID-based magnetocardiogram \*

Liu Xin-Yuan<sup>1)</sup> Xie Bai-Qing<sup>1)</sup> Dai Yuan-Dong<sup>2)</sup> Wang Fu-Ren<sup>2)</sup> Li Zhuang-Zhi<sup>2)</sup>  
Ma Ping<sup>2)</sup> Xie Fei-Xiang<sup>2)</sup> Yang Tao<sup>2)</sup> Nie Rui-Juan<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>*School of Electronics Engineering and Computer Science, Peking University, Beijing 100871, China*

<sup>2)</sup>*State Key Laboratory of Mesoscopic Physics, Department of Physics, Peking University, Beijing 100871, China*

( Received 8 September 2004 ; revised manuscript received 13 December 2004 )

## Abstract

This paper presents the implementation about adaptive noise cancellation by providing several kinds of algorithms with the objective of removing the 50 Hz noise from magnetocardiogram ( MCG ) based on SQUID. The computer simulation results of the algorithms are given for comparison. The result shows that 50 Hz power line noise in MCG taken by SQUID has been fairly well eliminated by an adaptive noise canceller.

**Keywords :** SQUID , magnetocardiogram , adaptive filtering , noise cancellation

**PACC :** 8740 , 0755 , 8780 , 7400

---

\* Project supported by the State Key Development Program for Basic Research of China ( Grant No. G1999064609 ), the National High Technology Development Program of China ( Grant No. 2002AA306412 ), and the National Natural Science Foundation of China ( Grant No. 10274004 ).