

小波变换在心磁信号处理中的应用^{*}

赵 莉^{1,2)} 冯 稷¹⁾ 翟光杰¹⁾ 张利华¹⁾

¹⁾中国科学院物理研究所,北京 100080)

²⁾中国科学院研究生院,北京 100039)

(2004 年 6 月 8 日收到,2004 年 11 月 14 日收到修改稿)

噪声的消除一直是微弱信号检测和处理中尤为重要的一个环节.从小波变换的角度出发,利用了小波变换在时、频两域都具有表征信号局部特征的能力,对心磁信号这种典型的微弱信号进行了消噪处理.实验中的心磁数据是单通道高温超导量子干涉磁强计测得.理论分析和实验结果表明,这种方法能有效地提高输出信噪比,同时也适合于其他非平稳信号的消噪.

关键词:小波变换,心磁,消噪

PACC:8740,7270

1. 引 言

心磁信号^[1]作为心脏电生理活动的一种表现形式,已经越来越受到人们的关注.由于其中包含了大量的生理和病理信息,在临床医学以及心血管领域的研究中具有重要价值.心磁信号属于典型的非平稳性信号,采集过程中受到较强的背景噪声干扰,如何从信号中提取有用的心磁信息是极其困难但又非常诱人的课题.

目前,主要采用的消噪手段^[2]分为硬件技术和软件技术.硬件技术主要包括:磁屏蔽室、磁梯度计等.软件技术主要包括:叠加平均法、传统数字滤波器(如陷频滤波器)等.

传统的滤波手段如叠加平均法和数字滤波法等都存在相应的不足.叠加平均法需要以同步的心电信号作为参照,采集一段时间后再进行叠加平均,然而取定时间周期进行平均,便会忽略信号在平均时间以内的细节特征.另一种方法即数字滤波法(包括高通、低通、带通及梳状数字滤波器等),在消除干扰的同时,不可避免会将信号本身所具有的共同频率上的成分也给滤除了.

近年来,不断成熟的小波变换为非平稳信号的消噪处理提供了一条重要的手段.傅里叶变换是以

在两个方向上都无限伸展的正弦波作为正交基函数进行展开的.而小波变换是采用有限宽度的基函数,这些函数便被称为小波,基于它们的变换便称为小波变换.

2. 小波变换原理

传统的信号分析和数字滤波技术是建立在傅里叶变换基础上的,由于傅里叶变换使用的是全局变换,因此无法同时表述信号的时域、频域性质.而小波变换是一种信号的时间-频率分析方法,具有多分辨率分析^[3]的特点.它在时域和频域都具有表征信号局部特征的能力,是一种窗口大小可以改变,即时间窗和频率窗都可以改变的时频局部化分析方法.在低频部分具有较高的频率分辨率和较低的时间分辨率,而在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率.换言之,小波变换具有对信号的自适应性.

小波变换是通过把待分析的信号 $f(t)$ 用基本小波 $\Psi(x)$ 进行尺度伸缩和位移得到的.将基本小波通过尺度伸缩和平移产生小波序列 $\Psi_{a,b}$,其中 a 和 b 分别被称为尺度参数和平移参数,

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right). \quad (1)$$

^{*} 中国科学院知识创新工程(批准号:KJ951-A1-104)资助的课题.

[†] 通讯联系人.

信号的连续小波变换定义为

$$W_f(a, b) = \chi(a, b) = \int f(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt, \quad (2)$$

式中“*”表示共轭, W_f 为小波变换符号。(2)式的含义是将函数 $f(t)$ 以小波 $\Psi_{a,b}$ 展开. 小波逆变换为

$$f(t) = \iint \chi(a, b) \Psi_{a,b}(t) db da. \quad (3)$$

在信号处理中, 一般采用离散小波变换. 离散小波变换定义为

$$\begin{aligned} a &= a_0^m, \\ b &= nb_0 a_0^m, \end{aligned} \quad (4)$$

式中 $m, n \in \mathbb{Z}$ (\mathbb{Z} 为整数集), $a_0, b_0 > 0$. 此时

$$\Psi_{m,n}(t) = a_0^{-m/2} \Psi(a_0^{-m} t - nb_0). \quad (5)$$

在计算机的实现中应用二进制离散, 对于二进制离散小波变换, $a_0 = 2, b_0 = 1$. 令 $a = 2^j (j \in \mathbb{Z})$, 这样的小波变换 $W_{2^j}^i f(x)$ 就称做信号 $f(x)$ 的二进离散小波变换, 其定义形式为

$$W_{2^j}^i f(x) = \frac{1}{2^j} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \Psi\left(\frac{t-x}{2^j}\right) dx. \quad (6)$$

对数字信号 $f(n)$ 进行二进制小波变换, 应用 Mallat 算法. 该算法在小波变换中的地位很重要, 相当于傅里叶变换中的 FFT 算法. 它是将函数按照不同频率通道的成分分解. 将离散的采样信号 $f(n)$ 表示为 $C^{(j)}(n) (n \in \mathbb{Z})$. $\Psi_{m,n}(t)$ 用一组离散的滤波器 H 和 G 来表示: $H = \{h_l\} (l \in \mathbb{Z}), G = \{g_l\} (l \in \mathbb{Z})$, 其中 H 为低通滤波器, G 为高通滤波器, 则信号有如下分解:

$$\begin{aligned} C^{(j)}(n) &= \sum_{l \in \mathbb{Z}} h_l C^{(j-1)}(n - 2^{j-1}l), \\ D^{(j)}(n) &= \sum_{l \in \mathbb{Z}} g_l C^{(j-1)}(n - 2^{j-1}l), \end{aligned} \quad (7)$$

式中 j 为分解次数.(7)式的分解如图 1 所示.

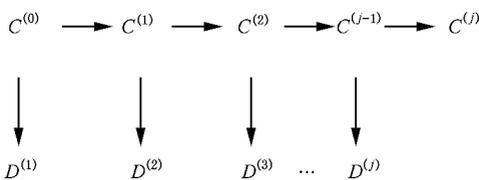


图 1 Mallat 算法分解

图 1 中各级 $D^{(j)}$ 为信号在尺度 j 下的离散细节信号, 各级 $C^{(j)}$ 为信号在尺度 j 级分辨率下对信号的平滑逼近.

设 $C^{(j)}$ 和 $D^{(j)}$ 已知, 那么重构算法如下:

$$C^{(j-1)} = H^* C^{(j)} + G^* D^{(j)}. \quad (8)$$

称 H^*, G^* 分别为分解算子 H, G 的对偶算子, 它们是分解的逆过程.

图 2 所示为小波变换快速算法流程中信号在各尺度所占频带示意图. 假设原始信号频带为 $0-f_i$ kHz, h_j 和 g_j 分别为理想的半带低通和半带高通滤波器, h 和 g 将信号分解为低半带 $S_{2^{j+1}}^d f$ 和高半带 $W_{2^{j+1}}^d f$. 比如, 原始信号 $S_2^d f$ 占据频带为 $0-f_i$ kHz, 经 h, g 滤波之后, $S_2^d f$ 占据频带 $0-f_i/2$ kHz, $W_2^d f$ 则为 $f_i/2-f_i$ kHz.

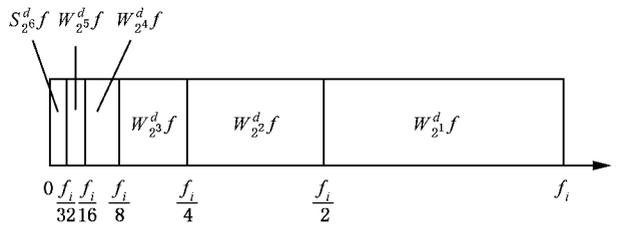


图 2 小波变换域内信号所占频率示意图

小波变换等效为一组带通滤波器^[4], 其中心频率随着变换尺度的增大向低频移动. 某一频段的信号能量只在某一特定尺度上的小波变换中占主导地位. 若将信号中的最高频率成分看作为 1, 则各层小波分解便是带通或低通滤波器.

对于包含噪声的心磁信号, 噪声的频率较高, 而心磁信号本身的频率相对较低. 信号中的低频部分即为我们需要提取的心磁信号, 在小波分析中, 则对应着最大的尺度小波变换的低频系数. 从频率方面理解, 尺度分解中的低频部分随着层次的增加, 它含有的高频信息会随之减少, 即背景噪声中的高频部分被消除.

因此, 应用小波变换对原始信号进行一定层数的分解后, 便可将噪声和心磁信号分离达到消噪的目的. 分解的层数一般由数据量和预计可以达到满意结果的情况决定. 本文中, 采用分解尺度 $j = 5$, 计算程序基于 Matlab 6.0 系统实现.

3. 基于小波变换的心磁信号分析

3.1. 心磁信号的采集与噪声分析

实验中利用本所研制的单通道直流高温超导量子干涉 (SQUID) 磁强计, 在屏蔽室内测量人体心脏跳动产生的磁信号. 心磁原始信号采集完毕后被一

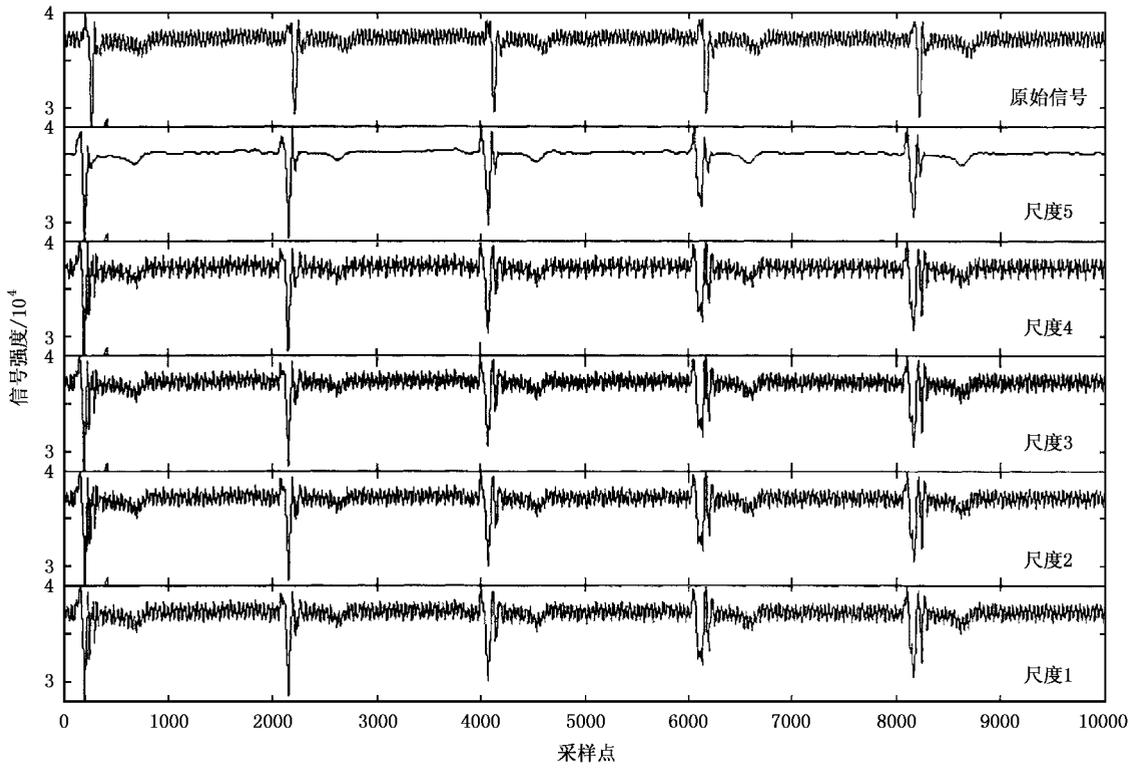


图 3 心磁信号小波变换不同尺度低频重构

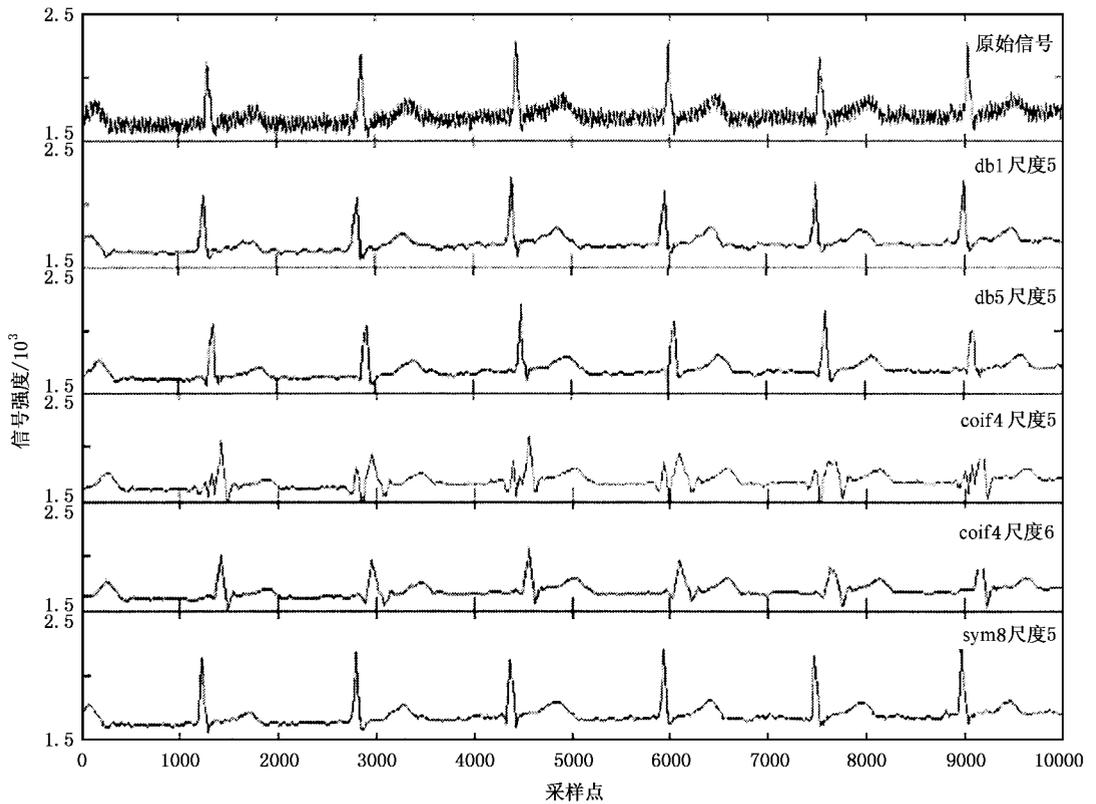


图 4 选择不同的小波函数低频重构对比

个 12 bit 的模数(A/D)转换器转变为数字信号. 输入计算机后将这些数据进行小波变换从而实现消噪处理. 采集速率为 2 kHz. 图 3—图 8 为实验结果, 图中纵坐标所示为心磁信号强度, 每 100 个数据单位

对应着信号的强度为 $1.17 \mu\text{T}$ (该数值由实验系统本身标定所得) 横坐标代表采集的数据点, 从左至右按时间序列排列. 数据长度为 65536, 为了说明方便起见, 图中截取了部分数据点.

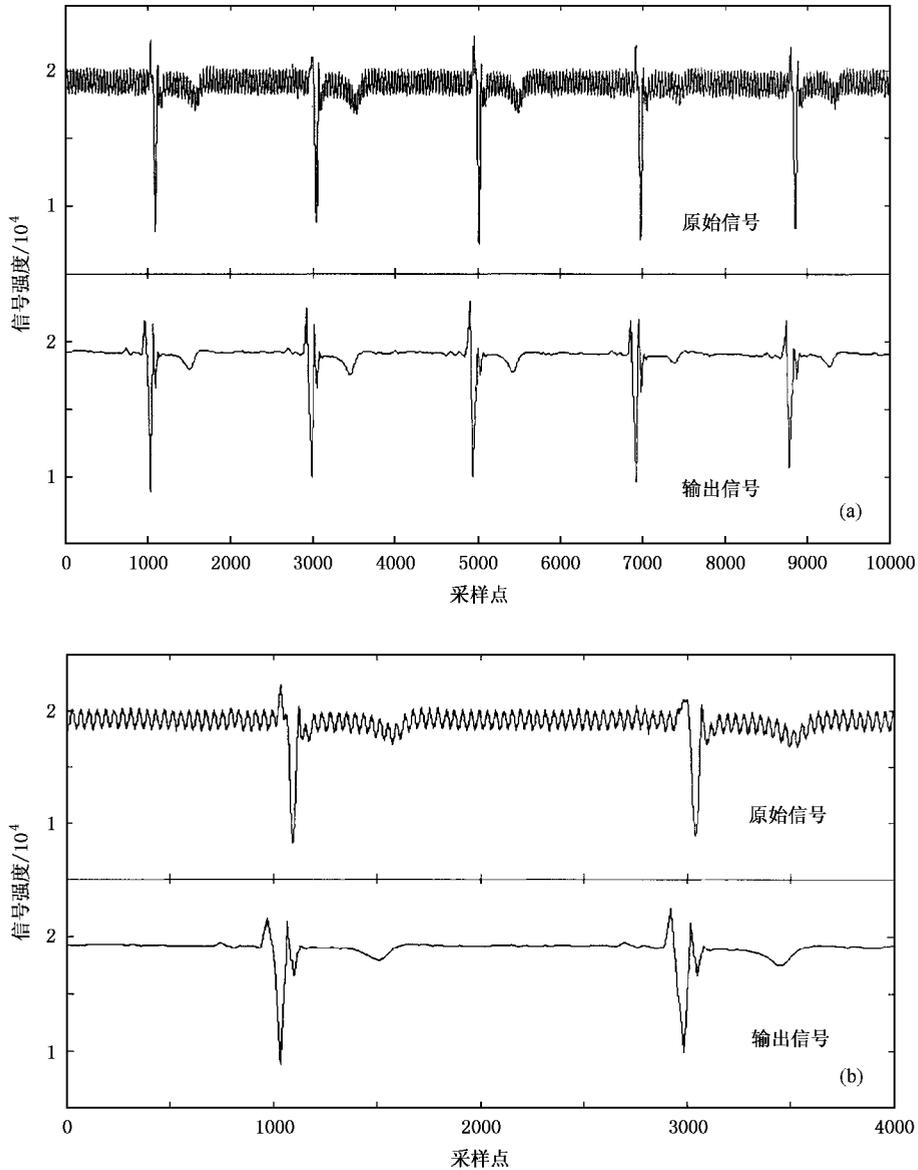


图 5 原始信号及小波消噪后重构信号(小波函数 symlet8) (b)为(a)的局部放大图

对于采集到的原始心磁数据主要存在着工频干扰和白噪声干扰两类噪声. 工频干扰是在频率为 50 Hz 的工业电源及其各倍频上的一族正弦信号; 白噪声干扰是由于地磁场、环境背景噪声产生的干扰.

本文采用了多尺度一维小波分解再对低频部分进行重构的方法对心磁信号进行了消噪处理, 有效地消除了工频干扰和白噪声干扰.

3.2. 心磁信号处理结果

在实验过程中, 我们选用 coif 3 小波函数, 采用单通道高温超导心磁仪所采集到的原始心磁信号作为实验信号, 并以 10000 个采样点为一组分段处理. 大多数的心磁信号能量在 3—40 Hz 之间, 则大多数 QRS 成分能量在尺度 4 和尺度 5, 最大在尺度 5. 将信号进行尺度 5 分解, 然后在不同尺度上进行低频

部分重构(图3),便能滤除高频噪声干扰实现良好的滤波效果.图3为单通道高温超导心磁仪所采集到的一段心磁信号波形滤波处理后重构信号的波形.由图3可以看出,由于P波所含的高频分量小,

滤波对其影响较小,而S波含有高频分量,即在小波变换的第一、第二层细节中必含有QRS波有用成分,因此滤波对S波的影响较大.

由图3可以看到,心磁信号中的两种主要干扰

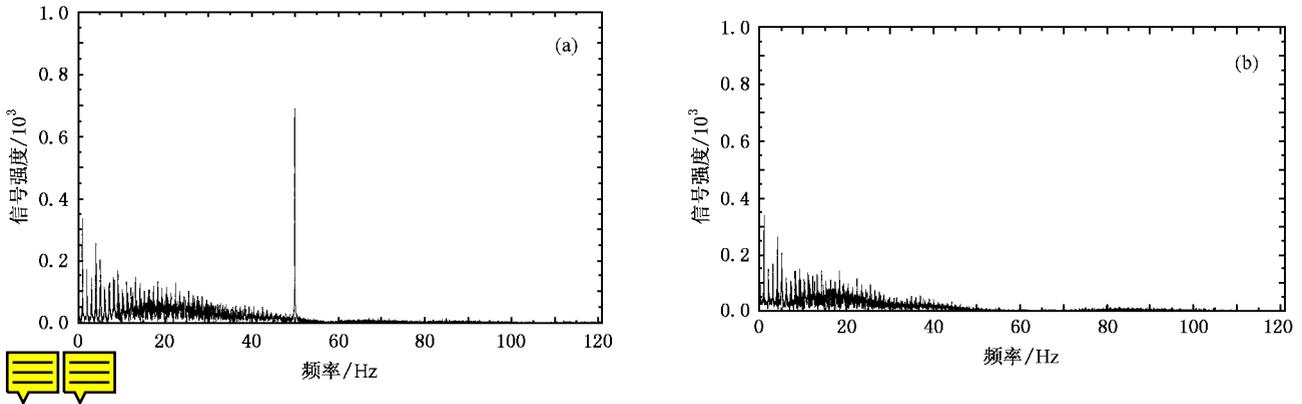


图6 小波函数 symlet8 输入(a)和输出(b)信号频谱

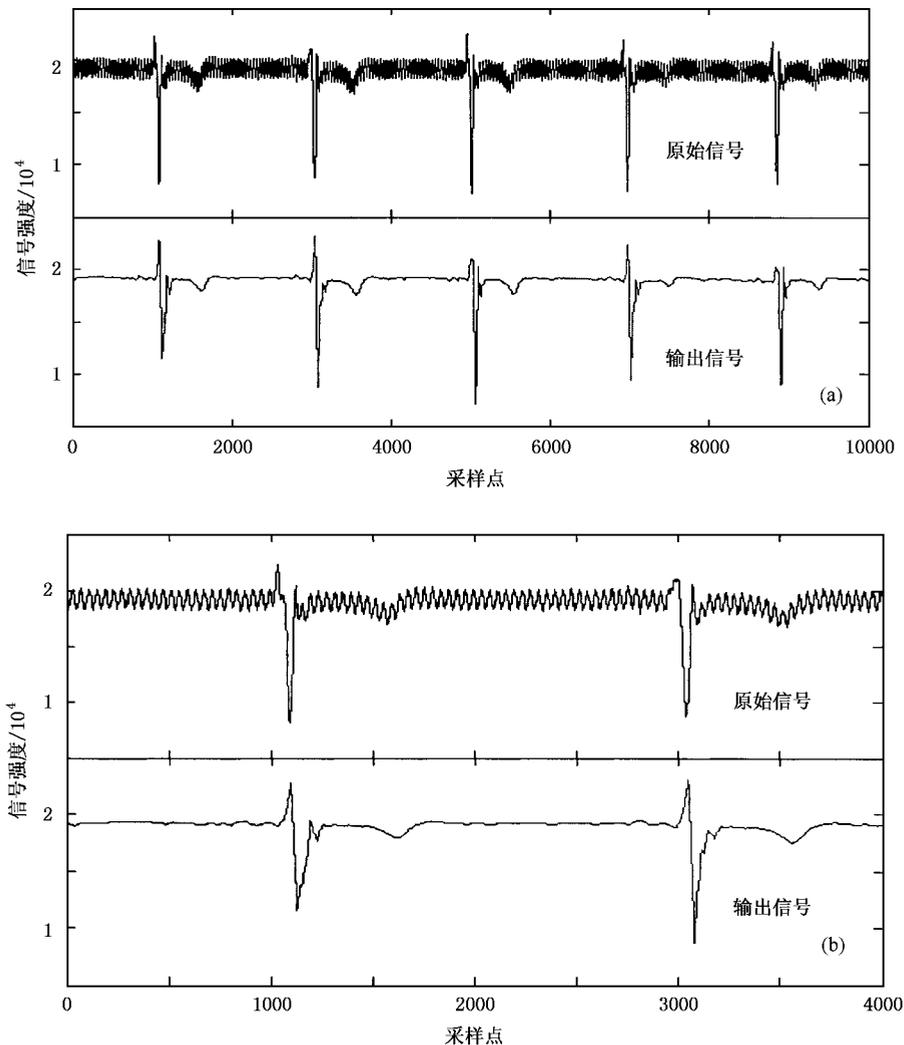


图7 原始信号及小波消噪后重构信号(小波函数 db5)(b)为(a)的局部放大图

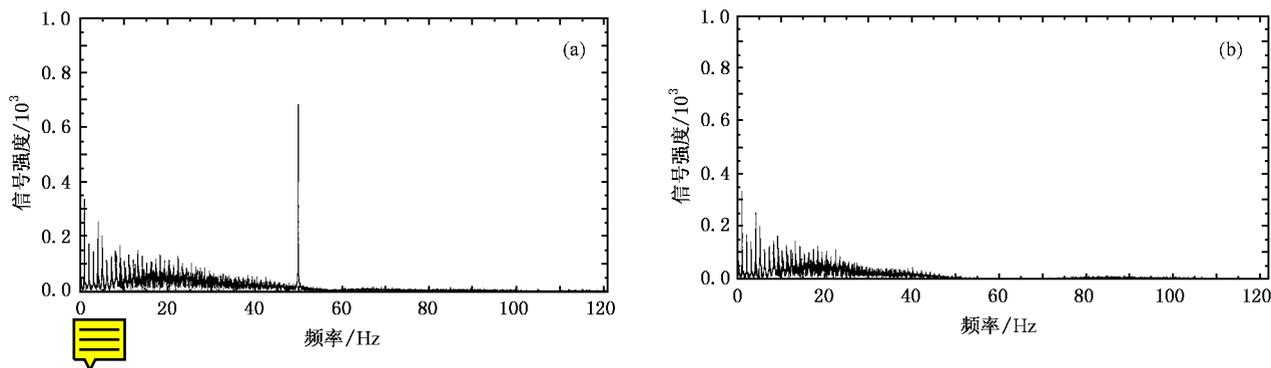


图 8 db5 的输入 (a) 和输出 (b) 信号频谱

噪声被得到有效的抑制.从实验结果来看,利用小波变换进行心磁信号消噪,克服了传统消噪手段的不足,消噪后心磁信号的 P、Q、R、S、T 波形基本保持原有特征.

与标准傅里叶变换相比,小波变换中所用到的小波函数具有不唯一性.对于最优小波基的选取目前主要采用通过信号处理的结果来判定.为了尝试找到心磁信号消噪处理的最优小波基,本文又采用了 db1、db5、coif4、sym8 等小波对心磁信号分别进行处理,如图 5 所示.由图 4 可见,从波形失真的角度考虑,采用 coif4 小波函数时,在尺度 5 和尺度 6 下波形失真都较明显,db1、db5 小波都能较好地实现滤波效果,且波形失真较小.

采用 Matlab 语言编写算法程序,该程序将采集到的心磁含噪信号作为输入信号,然后选择不同的小波函数对含噪信号进行消噪处理.

下面给出采用 symlet8 和 db5 小波函数的消噪结果(由于篇幅所限,未列出采用 db1 小波的详细讨论).

采用小波函数 symlet8,尺度 5 进行分解重构,得到结果如图 5 所示.图 6 为输入、输出信号频谱.采用 db5 小波函数,进行尺度 5 的分解和重构,如图 7 所示.图 8 为输入、输出信号频谱.

4. 讨 论

针对以上采用 symlet8 和 db5 小波的实验结果,将进行下述讨论.

从滤波前后的 P 波和 QRS 波的幅度相对变化等角度看,symlet8 小波具有优于 db5 小波的消噪效果,图 8(b) 中 R 波出现了较大的波形失真.从信噪比提高的角度看,本文中采用的几种小波函数均可

以有效地用于心磁信号的消噪处理.

需要指出的是,本文并非采用了小波消噪分析的标准步骤,即按照阈值量化的方法将高频系数进行量化再与低频系数一起进行重构的方法,而是直接采用了类似强制消噪处理的方法,将高频部分全部滤除,只对低频部分进行重构.原因是这种方法简单,易于实现心磁系统要求的实时处理,重构后的信号也比较平滑,但也容易丢失信号的部分有用成分.由于本文所采用方法的限制,心磁信号本身也包含有很陡的变化,从而使得在多尺度小波变换的低频部分中,Q、R、S 波具有一定程度的失真,因为信号中本身的陡峭变化部分也被当作高频进行了相应的滤除.从实验结果看,该方法能基本满足我们对于心磁信号消噪的要求.

5. 结 论

本文将小波变换这种信号分析方法应用于心磁信号的消噪处理,突破了传统消噪手段的相应不足,得到了良好的消噪效果.同时,小波变换实现心磁信号滤波具有算法简单、便于计算机实时处理等特点.由于干扰频带与心磁信号的频率范围相重叠,在消除干扰时应注意保留真实信号,因此,根据心磁信号的特点,如何使得有用的心磁信号完全从干扰噪声中分离出来是需要重点研究的内容.通过比较文中采用不同的小波函数分析结果可知,从提高信噪比的角度考虑,本文中采用的几种小波函数均可以有效地用于心磁信号的消噪处理,它们能有效地消除 50 Hz 工频干扰,并较好地保留了原始信号的频谱特性.从波形失真角度考虑,采用小波函数 symlet8 较适于对心磁信号进行消噪处理,对于 QRS 波波形失真较小.小波分析也可以被应用到诸如波形检测^[5]、

波形定位等诸多方面,故而在心磁信号的分析 and 处理中将有更加广泛的应用前景.

- [1] Zhang K Z , Liu H Y , Wu J 1998 *Electrocardiographic Informatics* (Beijing : Scientific and Technical Documents Publishing House) pp 509—524 (in Chinese) [张开滋、刘海洋、吴 杰 1998 心电信息学 (北京 科学技术出版社) 第 509—524 页]
- [2] Zhao L , Chen G H , Zhang L H *et al* 2004 *Acta Phys. Sin.* **53** 4420 (in Chinese) [赵 莉、陈赓华、张利华等 2004 物理学报 **53** 4420]
- [3] Mallat S G 1989 *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* **11** 7
- [4] Meyer Y 1993 *Wavelet : Algorithms and Application* (Philadelphia : SIAM Publisher)
- [5] Deng Y , Shi W K , Liu Q 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 759 (in Chinese) [邓 勇、施文康、刘 琪等 2002 物理学报 **51** 759]

Wavelet transformation for magnetocardiography signal *

Zhao Li^{1,2)} Feng Ji¹⁾ Zhai Guang-Jie¹⁾ Zhang Li-Hua¹⁾

¹⁾*Institute of Physics , Chinese Academy of Sciences , Beijing 100080 , China)*

²⁾*Graduate School of the Chinese Academy of Sciences , Beijing 100039 , China)*

(Received 8 June 2004 ; revised manuscript received 14 November 2004)

Abstract

How to extract the magnetocardiographic (MCG) signals from the noisy background is the key of MCG signal processing. In this paper , wavelet transformation is adopted to recover the MCG signals , acquired by using the high T_c dc-SQUID magnetometer developed at our institute. The results of this work show that this method is much more effective than other methods used before and can be implemented in the MCG system for routing operation. This method can also be used in noise cancellation of other non-stationary signals.

Keywords : wavelet transform , magnetocardiographic , de-noising

PACC : 8740 , 7270

* Project supported by the Knowledge Innovation Program of Chinese Academy of Sciences (Grant No. KJ CX2-W4).