

# 小波变换去噪方法在多谱勒胎儿心率提取中的应用研究\*

张榆锋<sup>1Δ</sup> 曹毅<sup>1,2</sup> 章克信<sup>3</sup> 余炜<sup>1</sup> 施心陵<sup>1</sup>

1(云南大学 信息学院 电子工程系,昆明 650091)

2(重庆社会工作职业学院 电子与信息技术系,重庆 400055)

3(昆明医学院 第二附属医院,昆明 650091)

**摘要** 为了从超声多谱勒胎音信号中提取胎音信号,获得平滑的胎心率曲线,并计算胎心率,必须去除信号提取过程中的各种干扰和噪声。对平均频移算法获得的多谱勒信号的平均频率曲线采用小波变换中的五层强制去噪方法,使后续的相关计算能得到平滑的胎音信号,从而方便计算胎儿的心率。通过对实际超声多谱勒胎音信号的处理,获得了较好的结果,提取出了稳定、平滑的胎心率曲线,较准确地计算出了胎心率。

**关键词** 多谱勒 胎心率 小波变换 小波消噪

## The Doppler Fetal Heart Rate Detection with Wavelet Transform

Zhang Yufeng<sup>1Δ</sup> Cao Yi<sup>1,2</sup> Zhang Kexin<sup>3</sup> Yu Wei<sup>1</sup> Shi Xinling<sup>1</sup>

1(Department of Electronical Engineering, Information School, Yunnan University, Kunming 650091, China)

2(Department of Electronic & Information Technology, Chongqing Social Work Professional College, Chongqing 400055, China)

3(The Second Affiliated Hospital of Kunming Medical College, Kunming 650091, China)

**Abstract** Various interference and noises should be eliminated while picking up the signal of fetal heart rate from the Doppler fetal signal in order to obtain smooth curve of the fetal heart Doppler signal and so to figure out the fetal heart rate. In this study, the mean frequency shift curve estimated from the Doppler fetal signals was smoothed using wavelet transform. The results showed that the fetal-heart rate obtained by computing from the autocorrelation waveform based on the smoothed mean frequency shift curve was more accurate than that based on unsmoothed curve.

**Key words** Doppler ultrasound Fetal heart rate Wavelet transform Wavelet-based denoising

## 1 引言

利用超声多谱勒检测胎音信号是目前获得胎儿心率的重要方法,然而,由于母体子宫内是一个极其复杂的运动系统:胎儿心脏运动,有母体子宫血管内血液的流动,子宫肌肉收缩运动,胎儿体内自身的血液循环以及胎儿在子宫内的运动——胎动等<sup>[1]</sup>,因此,超声波的回波中就有很多复杂的干扰成分,从而导致提取胎儿心脏运动信号相当困难,使得整个信号提取过程中得到的信号不稳定,极易受到外界各种因素的影响。另一方面,在信号提取过程中,采用了各种算法,如平均频移自相关算法<sup>[2]</sup>,在算法的过程中要对信号截短,这时将产生新的频率成分,这对

获得平滑的胎音信号曲线也是一种较严重的干扰。所以,在胎音信号提取过程中,如何针对干扰的不同特征以及提取不同特征信号时采用有效的去噪方法显得非常重要。目前通常采用的去噪方法有:模拟滤波、相干平均、空间叠加平均、自适应滤波等技术<sup>[3]</sup>。模拟滤波器随着温度变化和元件老化将产生“温漂”与“时漂”使信号失真;其误差决定于元件的允许误差,较难以控制。相干平均、空间叠加平均、自适应滤波等要依赖于噪声信号的先验知识。所以,常规滤波器对胎音信号的提取存在以上问题,必须寻求一种新的去噪方法,经过研究发现,将小波变换应用于胎音信号提取过程中的去噪,克服了以上滤波方法的缺点,并收到了较好的效果。

基于小波变换的多分辨分析技术在信号去噪技术中有明显的优点,特别是二进小波对信号的分析具有变焦距的作用,如世界著名的小波分析学者

\* 云南省自然科学基金资助项目(2002C0002Z)和云南省科技计划资助项目(2002PY10)

Δ 通讯作者。E-mail: yfengzhang@yahoo.com

Inrid Daubechies 构造的 Daubechies 小波函数具有正则性,而且正则性随序号  $N$  的增加而增加<sup>[4]</sup>,这对消噪处理中避免信号移相和重构获得较好的平滑效果是非常有用的。

我们以平均频移自相关算法提取胎音信号<sup>[2]</sup>为背景,研究并提出了在信号处理中对平均频移算法获得的多谱勒信号的平均频率曲线采用小波变换中的 5 层强制去噪方法。经过对实际超声多谱勒胎音信号的处理,获得了较好的结果,提取到了稳定、平滑的胎心率曲线,极大地提高了整个信号处理系统的抗干扰能力以及系统的自适应噪声环境的能力。

## 2 数学背景

### 2.1 二进小波变换及其快速算法

设  $\Psi(x)$  为一母小波,即满足  $\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t)dt=0$ ,则  $L^2(R)$  上的二进小波变换定义为:

$$W_{2^j}f(x)=f*\Psi_{2^j}(x)=\int f(t)\Psi_{2^j}(x-t)dt \quad (1)$$

式中:  $\Psi_{2^j}(x)=2^{-j}\Psi(2^{-j}x)$ 。

若小波  $\Psi(x)$  满足  $A\leq\sum_{j=-\infty}^{+\infty}|\hat{\Psi}(2^j\omega)|^2\leq B$ ,这里  $\hat{\Psi}(\omega)$  是  $\Psi(x)$  的傅立叶变换,  $A$ 、 $B$  为常数,则一定存在重建小波  $\chi(x)$  使函数  $f(x)$  可以从它的二进小波变换中恢复:

$$f(x)=\sum_{j=-\infty}^{+\infty}W_{2^j}f*\chi_{2^j}(x)=f*\varphi(x)+\sum_{j=-\infty}^0W_{2^j}f*\chi_{2^j}(x) \quad (2)$$

式中:  $\chi(x)$  为重构小波函数,其 Fourier 变换满足:

$$\sum_{j=-\infty}^{+\infty}\hat{\Psi}(2^j\omega)\hat{\chi}(2^j\omega)=1$$

$\varphi(x)$  为尺度函数,其 Fourier 变换满足:

$$|\hat{\varphi}(\omega)|^2=\sum_{j=1}^{\infty}\hat{\Psi}(2^j\omega)\hat{\chi}(2^j\omega)$$

以下是计算离散信号  $S^d f$  在各个尺度  $2^j$  的离散小波变换的算法。 $S^d f$  分解为  $S_{2^{j+1}}^d f$  和  $W_{2^{j+1}}^d f$ 。

```

j=0
while(j<J)
W_{2^{j+1}}^d f=S_{2^j}^d f * G_j
S_{2^{j+1}}^d f=S_{2^j}^d f * H
j=j+1
end of while

```

小波反变换算法从离散二进小波重建  $S^d f$ ,在每个尺度  $2^j$ ,它从  $S_{2^{j+1}}^d f$  和  $W_{2^{j+1}}^d f$  重构  $S_{2^j}^d f$ 。

```

j=J
while(j>0)
S_{2^{j-1}}^d f=W_{2^j}^d f * K_{j-1}+S_{2^j}^d f * \hat{H}_{j-1}
j=j-1
end of while

```

以上为  $\hat{H}$  的 Fourier 变换,  $H$ 、 $G$ 、 $K$  为:

$$\begin{cases} H(\omega)=e^{j\omega/2}(\cos(\omega/2))^{2n+1} \\ G(\omega)=4je^{j\omega/2}\sin(\omega/2) \\ K(\omega)=\frac{1-|H(\omega)|^2}{G(\omega)} \end{cases}$$

### 2.2 多分辨分析

多分辨分析(Multi-Resolution Analysis)从空间的概念上形象地说明了小波的多分辨特性,图 1 为三层多分辨分析树结构图,从图中可以看出多分辨分析只是对低频部分进行进一步的分解,而高频部分则不予考虑。分解具有关系:  $S=CA3+CD3+CD2+CD1$ ,这里只是以三层分解进行说明,如果要进一步的分解,则可以把低频部分  $CA3$  分解成低频部分  $CA4$  和 高频部分  $CD4$ ,以后再分解可依此类推。

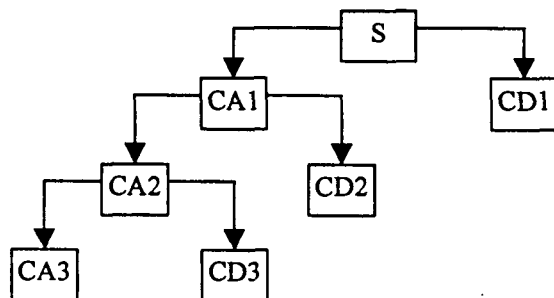


图 1 三层多分辨分析树结构图

Fig 1 Structure of the three-level-resolution and analysis tree

## 3 小波变换消噪原理

一个含有噪声的一维信号的模型可以表示成如下的形式:

$$s(i)=f(i)+e(i) \quad i=1,2,\cdots,n-1$$

式中:  $f(i)$  为真实信号;  $e(i)$  为高斯白噪声  $N(0,1)$ ;  $s(i)$  为含噪的信号。

基于小波变换的去噪方法是先将带有噪声的信号通过小波变换展开为小波级数,然后通过门限方法抽取“重要”的小波系数,再把去噪后的小波系数经小波逆变换重建未知信号的逼近。

一般说来,一维信号的消噪过程可分为三个步

骤:(1)一维信号的小波分解:选择一个小波并确定分解的层次  $N$ , 然后对信号  $s$  进行小波分解。(2)小波分解高频系数的阈值量化:对第 1 层到第  $N$  层的每一层高频系数选择一个阈值进行量化处理。(3)一维小波的重构:根据小波分解的第  $N$  层的低频系数和经过量化处理后的第 1 层到第  $N$  层的高频系数进行一维信号的小波重构。

#### 4 小波变换对超声多谱勒胎音信号的消噪

##### 4.1 平均频移自相关算法提取胎音信号方法简介<sup>[2]</sup>

用一个宽度为  $N$  的矩形窗从超声多谱勒胎音信号中截取一段信号, 对该信号进行傅立叶变换得到其频谱, 计算该频谱中的平均频率, 计算式如下:

$$\bar{f} = \frac{\sum_{k=1}^N S(k) \cdot f(k)}{\sum_{k=1}^N S(k)} \quad (3)$$

式中:  $f(k)$  为  $k$  点处对应的频率值;  $S(k)$  为窗口内信号的频谱;  $N$  为窗口宽度。频率  $\bar{f}$  为反映了窗口内信号的平均频率大小。将上述矩形窗在时域里向后移动一个点, 得到另一段长度为  $N$  的数据, 利用上式 (3) 的计算方法求得下一时刻的平均频率, 该平均频率值作为时频分布的下一时刻频率值; 如此下去, 可得到整个数据序列的平均频率曲线  $\bar{f}(i), i=1, 2, 3, \dots$ 。该曲线反映了超声多谱勒胎音信号的频偏随时间的变化规律。

最后利用自相关算法从平均频率曲线中提取胎儿心脏跳动曲线。

##### 4.2 小波去噪方法

根据前面引言的分析, 超声多谱勒信号中含有许多噪声, 其中随机噪声的频带很宽, 与超声多谱勒信号的频率重叠, 但是, 由于噪声几乎是处处奇异的, 小波变换下噪声的平均幅值与尺度因子成反比, 平均模极大值个数与成反比, 即噪声的能量随尺度的增大迅速减小。信号多数情况下光滑性要好一些, 在较小的若干尺度上, 信号的小波变换随尺度的增大幅值不会减小。同时, 噪声在不同尺度上的小波变换是高度不相关的, 信号的小波变换则一般具有很强的相关性, 相邻尺度上的局部模极大值几乎出现在相同的位置上, 并且有相同的符号<sup>[5,6]</sup>。所以, 利用

小波变换的特点, 可以较好地噪声和信号分离, 从而实现消噪目的。

根据引言知道超声多谱勒胎音信号中含有很多噪声, 同时由于在采用平均频移算法获取平均频率曲线时, 利用窗口对信号进行截短, 产生了新的频率成分, 这是新的噪声, 所有这些噪声成分使平均频率曲线变得不光滑, 成为了平均频率曲线的干扰信号, 因此, 得到的平均频率曲线是很不光滑的, 如果此时直接进行相关处理, 虽然能提取信号的频率特征, 但是, 得到的相关曲线仍然有毛刺, 不便于计算机识别和计算胎心率, 所以, 应将平均频率曲线进行滤波。这时关心的是如何尽量将平均频率曲线光滑, 而不管高频信号 (因为这些高频分量对于后面的分析属于噪声), 所以, 可以将信号进行多层分解, 滤掉全部的高频分量, 故可以采用强制去噪方法: 即将小波分解得到的  $N$  层高频系数置零, 然后将其它的低频系数进行小波重构。经过实际分析处理, 发现在对平均频率曲线进行 5 层分解, 实行 5 层强制去噪 (图 1 中的 CD1~CD5 全部置零) 时, 能较好地保留低频胎音信号的同时得到较为平滑的曲线, 同上选择 Daubechies 系列中的 sym8 作为分解小波, 结果见图 2, 使以后的相关算法提取胎心率曲线得以顺利进行。

#### 5 实验结果分析与讨论

作为对比研究, 将经未去噪的平均频率曲线进行相关, 得到如图 2(d) 所示曲线, 从图中肉眼不方便辨认信号的平滑质量, 但是在对相关信号进行计算机计算其周期时就显现出来了, 经计算得其周期点数如下表 1 所示。

很明显, 未经滤波处理得到的相关曲线有多处不平滑, 出现了异常峰值。这里简单介绍计算周期的方法: (1) 判断曲线正向峰值点: 假设  $x(k)$  为峰值, 则  $x(k) - x(k-1) \geq 0$  且  $x(k) - x(k+1) \geq 0$ , 计算机寄存  $k$  值; (2) 相邻波峰为一周期: 用相邻峰点处的值相减, 即得周期点数。

在用小波变换去噪过程中, 两个关键得因素是小波函数的选择及阈值的选择, 但目前尚无针对实际问题应采用何种选择的理论依据, 一般的处理方式都是试探法, 本研究过程中, 也是通过大量的实

表 1 经滤波处理和未经滤波处理得到的相关信号的周期 (采样点数)

Table 1 Comparison of the cycle of correlating signals, denoised versus undenoised

|            |     |     |     |     |     |     |     |     |     |     |    |     |   |    |     |  |
|------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|----|-----|---|----|-----|--|
| Denoised   | 149 | 151 | 150 | 148 | 141 | 151 | 150 | 135 | 195 | 116 |    |     |   |    |     |  |
| Undenoised | 153 | 150 | 2   | 140 | 150 | 143 | 155 | 19  | 48  | 2   | 66 | 183 | 7 | 11 | 108 |  |

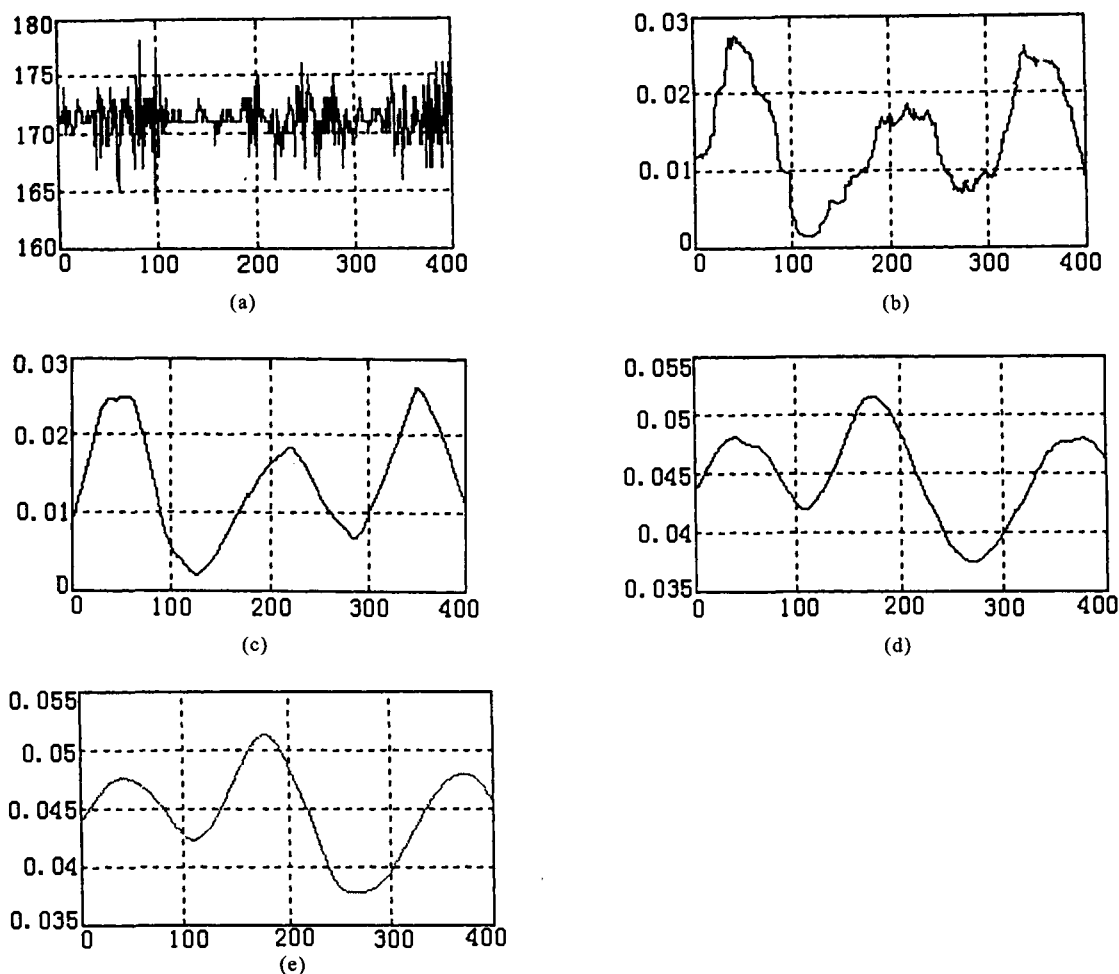


图 2 信号处理过程中得到的曲线

(a)原始超声波多谱勒胎音信号;(b)平均频率曲线;(c)滤波后的平均频率曲线;(d)未滤波的相关曲线;(e)滤波后的相关曲线  
图中 Y 轴是信号幅度值,X 轴是采样点(时间)

Fig 2 The curve from the process of signal dealing with

(a)original fetal heart signal from Doppler ultrasound; (b) mean frequency of the curve; (c) denoised mean frequency of the curve; (d) undenoised correlating curve; (e) denoised correlating curve

验,一方面对某一个超声多谱勒胎音信号进行不同的小波函数及阈值的试探实验,以确定小波函数及阈值的选择,另一方面是对选定的小波函数及阈值去处理大量的超声多谱勒胎音信号,以验证所选小波函数及阈值的可靠性和准确性,经过这两方面的反复试探,最后确定了文中的选择方法:选择 sym8 小波和强制去噪方式(即阈值为零)。

### 参 考 文 献

- 1 Zhang CY, Zhang SJ, Gao SK. An improved atuo-correlation method for doppler fetal heart rate measurement. Journal of Biomedical Engineering, 2001;18(3): 434 [张翠英,张尚军,高上凯. 一种用于测量胎儿心率的改进自相关算法. 生物医学工程学杂志, 2001;18(3): 434]
- 2 Caoyi, Zhang YF, Chen JH, Shi XL. The research of a new method for abstracting the fetal heart rate from the doppler

ultrasound signal. Beijing Biomedical Engineering, 2003;22(2): 89 [曹毅,张榆峰,陈建华等. 一种多谱勒胎音信号提取方法的研究. 北京生物医学工程, 2003;22(2): 89]

- 3 Zhang TG. Application of computer in the biomedical engineering. V2. 0. Beijing: Science Press, 2000;99-109 [庄天戈 编著. 计算机在生物医学中的应用. 第二版. 北京: 科学出版社, 2000: 99-109]
- 4 Hu CH, Zhang JB, Xia J, et al. Analysis & design of system based on Matlab-wavelet transform. Xi'an: Xidian University Press, 1999;7-8 [胡昌华,张军波,夏军等. 基于 MATLAB 的系统分析与设计——小波分析. 西安: 西安电子科技大学出版社, 1999: 7-8]
- 5 Mallat S, Hwang W L. Singularity detection and processing with wavelet. IEEE Trans on Information Theory, 1992;38(2): 617
- 6 Mallat S, Zhang S. Characterization of signals from multiscale edges. IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992;14(7): 710

(收稿: 2002-12-31 修回: 2003-05-16)