

基于小波变换与基于短时傅立叶变换的超声多普勒血流信号 时频分布比较研究

张榆锋^{1,2} 郭振宇² 李 厅² 周 屹¹¹(云南大学信息学院电子工程系, 昆明 650091)²(美国乔治华盛顿大学电子与计算机科学系,)

Research on Doppler Blood Flow Spectra Analysis Based on the STFT and the WT

ZHANG Yu-Feng^{1,2} GUO Zhen-Yu² LEE Ting² ZHOU Yi¹¹(Department of Electronic Engineering, Information School, Yunnan University, Kunming 650091)²(Department of Electrical and Computer Engineering, The George Washington University, U. S. A)

摘 要: 本研究讨论了一种改进的 Morlet(MMORL)小波变换在分析超声多普勒血流信号时的优点。用小波变换和短时傅立叶变换计算得出时频分布与理论的时频分布进行了比较。结果得出小波变换能提供较好的时频分辨率的折中效果,能产生更精确的平均频率和带宽。

关键词: 多普勒; 时频分布; 短时傅立叶变换; 小波变换

Key words: doppler; time-frequency representation; short-time Fourier transform; wavelet transform

中图分类号 R318.01 文献标识码 D 文章编号 0258-8021(2005)01-107-03

引言

超声多普勒在临床医学中有广泛的应用,如胎儿血流的研究和动脉粥样硬化疾病的诊断^[1,2]。多普勒超声血流信号是一个非平稳高斯随机过程,它的时频分布与血流速度及其变化有密切的关系。

短时傅立叶变换(STFT)是最常见的用来估计超声多普勒血流信号时频分布的方法。但是该方法要求信号在一个短的时间间隔内是平稳的。因为要同时兼顾频率分辨率和时间分辨率。但频率分辨率的提高会导致时间分辨率的降低。为了更精确地定量分析超声多普勒血流信号用以诊断心血管疾病,其它研究者^[3,4]用各种小波分析了多普勒血流信号的特性,但是这些都不全面。在本研究中使用了一种改进的 Morlet(MMORL)小波变换,并讨论它在分析超声多普勒血流信号时的性能的改进。使用模拟颈动脉超声多普勒血流信号并且使用最优的计算参数研究了用小波变换和短时傅立叶变换计算得出的时频分布及相关参数并与理论的时频分布进行了

比较。

1 方法

1.1 窗和小波的选择

在用 STFT 分析多普勒血流信号时,参考了 G. Tognola 的研究^[5],采用了 $\alpha = 3$ 的高斯窗来做 STFT 的分析。而 WT 的时间和频率分辨率不是固定不变的,G. Tognola 的研究中给出的小波^[5]

$$\varphi_{\sigma,f_0}(t) = e^{-t^2/2\sigma^2} e^{-i2\pi f_0 t} \quad (1)$$

其中 $\sigma = 5$ 的改进的 Morlet 小波具有最好的时间频率分辨率,用它来分析平均频率在 1000Hz 到 3000Hz 的多普勒血流信号。

1.2 信号的产生和处理方法

用 Mo 和 Cobbold 的方法^[6]模拟了正常颈动脉的单向多普勒信号,并用随机数发生器提供了(0,1)上均匀分布的随机值。改变随机种子,从而得到 100 个根据心脏循环周期而产生的颈动脉多普勒血流信号的实现。在仿真中采用了一个普通患者的最大频率波形,频率范围为 1350Hz 到 5000Hz。信号的

采样频率设置为 20kHz, 高于 Nyquist 采样率。心拍周期为 1s。

对于 STFT, 设信号为 $x(t)$, 则加窗信号 $x(t)w(t-\tau)$ 的 FFT 为

$$X_r(f) = \int_{-T/2}^{T/2} x(t)w(t-\tau)e^{-j2\pi ft} dt \quad (2)$$

相应的离散短时傅立叶变换为

$$DX_n(k) = \sum_{i=n-\frac{N}{2}}^{i=n+\frac{N}{2}} x(i)w(i-n)e^{-j\frac{2\pi k}{N}i} \quad (3)$$

则基于 STFT 方法的时频分布为:

$$SPEC(n, k) = |DX_n(k)|^2 \quad (4)$$

其中 n, k 分别表示离散的时间和频率, N 为窗的长度, 对每 10ms 间隔使用高斯窗 ($\alpha=3$), 由 (4) 式计算多普勒时频分布。

对于 WT, 信号 $x(t)$ 的时频分布为:^[9]

$$WTFT(n, k) = \left| \sqrt{\frac{k\Delta f}{f_0}} \sum_{i=n-\frac{M}{2}}^{i=n+\frac{M}{2}} x(i) \varphi\left(\frac{k\Delta f}{f_0}(i-n)\right) \right|^2 \quad (5)$$

又由 (1) 得

$$\varphi\left(\frac{k\Delta f}{f_0}(i-n)\right) = e^{-\frac{\left(\frac{k\Delta f}{f_0}(i-n)\right)^2}{2\sigma^2}} \cdot e^{-j2\pi k\Delta f(i-n)} \quad (6)$$

将 (6) 代入 (5) 得:

$$WTFR(n, k) = \left| \sqrt{\frac{k\Delta f}{f_0}} \sum_{i=n-\frac{M}{2}}^{i=n+\frac{M}{2}} x(i+n) \right|^2$$

$$e^{-\frac{\left(\frac{k\Delta f}{f_0}\right)^2}{2\sigma^2}} \cdot e^{-j2\pi k\Delta f} \quad (7)$$

用 (4) 估计 78.125Hz 到 6015.625Hz 范围内的功率谱, 其中频率增量 $\Delta f = 78.125\text{Hz}$, $f_0 = 10\text{kHz}$, 与 STFT 相似, 时间增量为 10ms, 在一个心脏周期内计算 100 个功率谱。

1.3 性能评价

在本研究中, 100 个信号的 STFT 和 WT 的时频分布被计算出来并进行了集合平均, 计算并比较了估计的和理论的时频分布的不同平均频率 $f_m(t)$ 和频谱带宽 $FBW(t)$, 它们分别定义为:

$$f_m(t) = \frac{\int fE(t, f) df}{\int E(t, f) df}$$

$$FBW(t) = f_{\max}(t) - f_{\min}(t) \quad (8)$$

其中, $E(t, f)$ 为信号时频分布的总集合平均。 $f_{\max}(t)$ 和 $f_{\min}(t)$ 分别对应集合平均的时频分布的最大和最小频率波形。

2 结果

图 1 给出了理论的和用 STFT、WT 估计出的时频分布。从图也可以看出图 (c) 中的 WT 更接近于理论的功率谱。

图 2 给出了理论的和估计的集合平均时频分布的平均频率和频谱带宽波形。很明显, WT 提供了

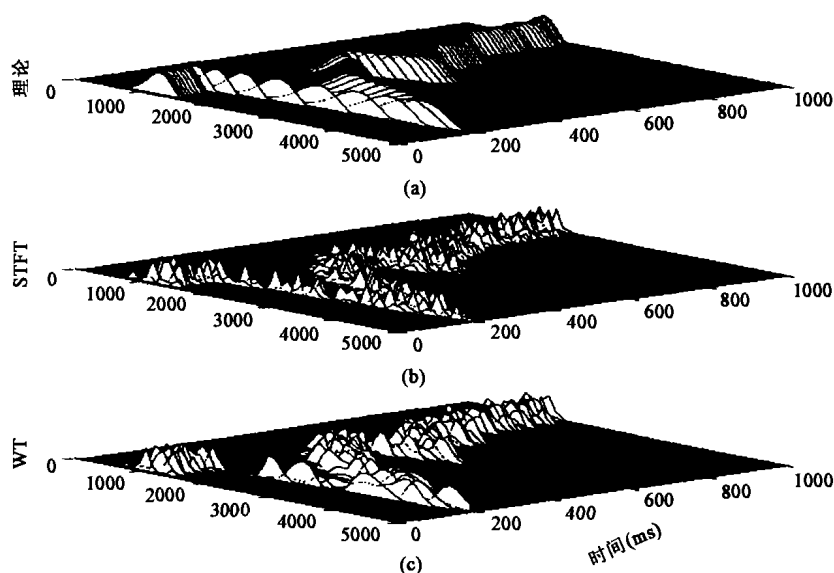


图 1 一个心跳周期仿真信号的时频分布

(a) 理论表示; (b) 基于 STFT; (c) 基于 WT

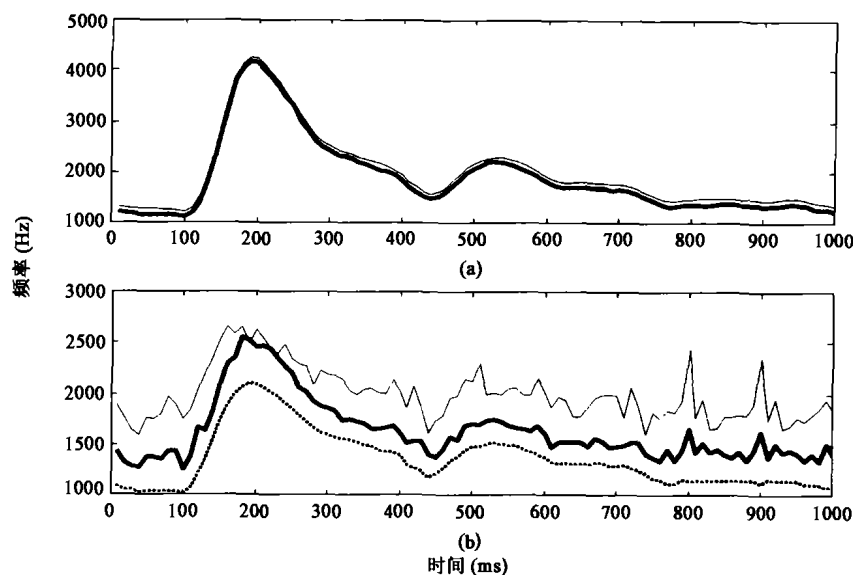


图2 一个心跳周期内,100个仿真信号集合平均时频分布的

(a)平均频率;(b)带宽。虚点线代表理论值;细线代表基于STFT的值;粗线代表基于WT的值

比STFT更精确的平均频率和带宽,由于平均频率波形被用于测量血流量,这一结果表明在血流测量方面,使用WT将比STFT更精确。

3 结论

用改进的Morlet小波($\sigma = 5$)在分析多普勒血流信号比用STFT具有明显优点。它能提供较好的时间频率分辨率的折中效果,并能产生更精确的时频分布。此外它还能提供令人满意的平均频率和带宽,能更精确地跟踪血流速度的变化。

参考文献

[1] Cannon SR, Richards KL, Rollwitz WT. Digital Fourier techniques in the diagnosis and quantification of aortic stenosis with pulse-Doppler echocardiography. *J. Clin. Ultrasound* 1982; **10**: 101 - 107.

[2] Kalman PG, Johnston KW, Zuech P, *et al.* In vitro comparison of alternative methods for quantifying the severity of Doppler spectral broadening for the diagnosis of carotid arterial occlusive disease. *Ultrasound Med Biol.* 1985; **11**(3):435 - 440.

[3] Matani A, Oshiro O, Chihara K. Doppler signal processing of blood flow using a wavelet transform. *Jpn. J. Appl. Phys.* 1996; **35**: 3131 - 3134.

[4] Keeton PIJ, Schlindwein FS. Application of wavelets in Doppler ultrasound. *Sensor Review* 1997; **17**(1):38 - 45.

[5] Tognola G, Grandori F, Ravazzani P. Wavelet analysis of click-evoked otoacoustic emissions. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1998; **45**(6):686 - 696.

[6] Mo LYL, Cobbold RSC. A nonstationary signal simulation model for continuous wave and pulsed Doppler ultrasound. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.* 1989; **36**:522 - 530.

[7] Daubechies I. The wavelet transforms time-frequency localization and signal analysis. *IEEE Trans. Inform. Theory* 1990; **36**:961 - 1005.