

基于平移不变离散小波的多普勒血流信号杂波抑制

李鹏, 冀晓燕, 喻罡, 卞正中

(西安交通大学生命科学与技术学院, 710049, 西安)

摘要: 针对由血管壁和慢速运动组织产生的杂波会严重影响超声多普勒低速血流成分频谱估计的准确性问题, 根据超声多普勒血流信号及杂波的特征, 提出基于平移不变离散小波变换的抑制杂波方法, 分别对仿真和实际超声颈动脉血流信号进行实验, 并与高通滤波和离散小波变换方法进行比较. 结果表明: 经过平移不变离散小波变换方法抑制杂波后, 信号的声谱图质量及性能指标均有明显改善, 其中低速血流相对误差仅为 4.86%, 与高通滤波方法的相对误差 10.28% 和离散小波方法的相对误差 7.26% 相比, 相对误差分别减小了 5.42% 和 2.4%, 低速血流成分频谱估计的准确性得到了提高.

关键词: 平移不变离散小波变换; 超声多普勒; 血流信号; 杂波抑制; 频谱估计

中图分类号: TP274.53 **文献标识码:** A **文章编号:** 0253-987X(2007)04-0402-05

Rejection of Clutter in Doppler Blood Flow Signals Based on Translation Invariant Discrete Wavelet Transform

Li Peng, Ji Xiaoyan, Yu Gang, Bian Zhengzhong

(School of Life Science and Technology, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: The clutter originating from the vibrated vascular wall and slowly moving tissue influences seriously the accuracy of the frequency spectrum estimation of the ultrasound low blood flow signal. A method based on the translation invariant discrete wavelet transform (TIDWT) was proposed for clutter rejection according to the characteristics of the Doppler blood flow signal and clutter. Both simulated and *in vivo* Doppler carotid signals were tested. The results were compared with those of the high pass filter (HPF) and the discrete wavelet transform (DWT). The experiments show that the improvement including the spectrogram and performance parameters obtained by TIDWT over the other methods was notable, the relative error of low velocity blood signal was only 4.86%, and reduced by 5.42% and 2.4% compared with 10.28% of HPF and 7.26% of DWT respectively, thus the low velocity blood estimation accuracy is improved obviously.

Keywords: translation invariant discrete wavelet transform; Doppler ultrasound; blood signal; clutter rejection; spectrum estimation

血管壁和慢速运动组织产生的低频高幅值杂波是影响超声多普勒血流信号特别是低速血流频谱估计的重要因素. 传统去杂波方法是有限和无限冲击响应高通滤波器(HPF)^[1], 然而超声多普勒信号是血流信号和杂波的叠加, 并且血流信号的低频部分

在杂波频率范围部分重叠, 所以 HPF 在去除杂波的同时也去除了低速血流成分, 增加了低速血流成分估计的误差. 为了提高估计的准确性, 研究人员提出许多去杂波新方法, 基于主元分析(PCA)的非线性滤波方法^[2]使低速血流估计准确性得到提高, 但

是这种方法要求合理选择短时窗,并且保证所划分的各段信号相互独立,匹配跟踪(MP)方法^[3]的局限性使算法的实现非常复杂,高幅值杂波成分也可以在时频域去除^[4].由于血流的脉动变化导致杂波频移范围变化,使时频域的血流成分和杂波成分分离困难,此外,短时傅里叶变换(STFT)的窗展宽效应使这种方法的应用受到限制.基于多尺度的小波方法^[4]在血管壁有较大位移时,低速血流估计的准确性会有提高,而在血管壁位移较小时,低速血流估计的准确性难以提高.

由于超声多普勒血流信号具有似高斯特征^[5],本文提出基于平移不变离散小波变换(TIDWT)的方法实现超声多普勒血流信号的杂波抑制,不仅有效地去除了杂波,提高了低速血流成分估计的精度,而且克服了正交离散小波变换具有平移变异性、易产生混叠等缺点^[6].

1 TIDWT 去杂波的原理及实现

1.1 TIDWT 及其平移不变性

一个函数 $f \in L^2(R)$ 通过小波系数 $\psi_{j,k}$ 展开为

$$f = \sum_{j,k} \langle \psi_{j,k}, f \rangle \psi_{j,k} \quad j, k \in \mathbf{Z} \quad (1)$$

在尺度函数 $\{\phi_{j,k}\}$ 和小波函数 $\{\psi_{j,k}\}$ 张成空间的投影表示为^[7]

$$f = P_{j_0} f + \sum_{j \geq j_0} Q_j f \quad (2)$$

正交离散小波变换(DWT)具有平移变异性,而TIDWT通过计算所有可能平移的正交小波变换系数,然后平均这些小波系数来实现,具有平移不变性,并且是非正交的、冗余的^[8].函数 $f \in L^2(R)$ 的TIDWT的冗余投影 $P_k[f]$ 和 $Q_k[f]$ 表示为^[9]

$$f = P_{j_0}[f] + \sum_{j \geq j_0} Q_j[f] \quad (3)$$

$P_k[f]$ 和 $Q_k[f]$ 用 ϕ 和 ψ 的自相关函数 Φ 和 Ψ 表示为

$$P_k[f](y) = 2^j \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \Phi(2^j(x-y)) dx \quad (4)$$

$$Q_k[f](y) = 2^j \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \psi(2^j(x-y)) dx \quad (5)$$

由于 $P_k[f]$ 和 $Q_k[f]$ 具有平移不变性

$$P_k[f(\bullet + \delta)](y) = P_k[f](y + \delta) \quad (6)$$

$$Q_k[f(\bullet + \delta)](y) = Q_k[f](y + \delta) \quad (7)$$

因此,TIDWT具有平移不变性.冗余投影是函数 f 的近似,它与正交小波变换的非冗余投影相比,冗余信息的引入增加了函数的近似阶数.

TIDWT在每个尺度上采用非降采样,尺度 j

的尺度系数和小波系数分别为

$$c^{(j)} = (c_1^{(j)}, c_2^{(j)}, \dots, c_N^{(j)}); c_k^{(j)} = \sum_{m \in \mathbf{Z}} h_m c_{k+2^j}^{(j-1)} \quad (8)$$

$$d^{(j)} = (d_1^{(j)}, d_2^{(j)}, \dots, d_N^{(j)}); d_k^{(j)} = \sum_{m \in \mathbf{Z}} g_m c_{k+2^j}^{(j-1)} \quad (9)$$

式中: $j \leq \lg N$. 如果TIDWT用一个 $(L+1)N \times N$ 的矩阵 $\mathbf{M}_L$ 来表示, L 为分解的最大尺度;用 $\mathbf{R}_j$ 表示尺度 j 上 $N \times N$ 的小波系数向量,即 $\mathbf{R}_j = d^{(j)}$;用 $\mathbf{S}_j$ 表示尺度 j 上的尺度系数向量,即 $\mathbf{S}_j = c^{(j)}$;那么,TIDWT的变换矩阵为

$$\mathbf{M}_L = (\mathbf{R}_1^T, \mathbf{R}_2^T, \dots, \mathbf{R}_L^T, \mathbf{S}_L^T)^T \quad (10)$$

TIDWT的逆变换矩阵由 $\mathbf{M}_L$ 的伪逆矩阵 $\mathbf{M}_L^+$ 表示

$$\mathbf{M}_L^+ = (\mathbf{M}_L^T \mathbf{M}_L)^{-1} \mathbf{M}_L^T \quad (11)$$

1.2 TIDWT 的快速算法及去杂波实现

实现平移不变小波变换的策略很多,考虑到计算的复杂性,采用Beylkin快速算法^[8],对于长度为 N 的序列,如果直接计算其所有的平移小波系数,计算复杂性为 $O(N^2)$,如果用Beylkin算法来计算同样的小波系数,计算复杂性为 $O(N \lg N)$.

这种方法的关键是构成一个用于压缩相应的小波系数和尺度系数的权函数矩阵.根据仿真实验,权函数

$$\mathbf{G}_L = (\gamma_1^T, \gamma_2^T, \dots, \gamma_L^T, \xi_L^T) \quad (12)$$

式中: $\gamma_j = \bar{\mathbf{R}}_j / \mathbf{R}_j$, $\xi_L = \bar{\mathbf{S}}_L / \mathbf{S}_L$, $j = 1, 2, 3, \dots, L$, $\bar{\mathbf{R}}_j$ 、 $\bar{\mathbf{S}}_L$ 与 $\mathbf{R}_j$ 、 $\mathbf{S}_L$ 分别表示不含杂波与含杂波仿真血流信号的TIDWT的小波系数和尺度系数.通过对系数比值分析,对应杂波频率范围以外的 γ_j 向量值约为1,对应杂波频率范围内低频信号的 γ_j 及 ξ_L 与多普勒血流杂波比和尺度数 j 之间存在简单关系

$$\gamma_j \approx (\eta_{\text{BCR}})^2 [\text{sigmod}(-j)]^{2/3} \quad (13)$$

$$\xi_L \approx (\eta_{\text{BCR}})^2 [\text{sigmod}(-L-1)]^{2/3} \quad (14)$$

由式(12)~(14),TIDWT抑制杂波的变换矩阵为

$$\hat{\mathbf{M}}_L = \mathbf{G}_L \cdot \mathbf{M}_L^+ = (\eta_{\text{BCR}})^2 \mathbf{\Gamma}_L \cdot \mathbf{M}_L^+ \quad (15)$$

式中: $\mathbf{\Gamma}_L = \mathbf{G}_L (1/\eta_{\text{BCR}})^2$.

2 实验及结果分析

首先,仿真含杂波和不含杂波解调颈动脉超声多普勒血流信号,分别采用HPF、DWT和TIDWT对含杂波信号进行去除或抑制杂波实验,并将结果进行对比分析.然后,用采集人体的实际颈动脉射频信号,经过匹配滤波、解调、低通滤波后,再用以上几种方法进行去杂波实验,对声谱图进行直观的比较

和分析。

2.1 仿真多普勒血流信号的实验

实验中,颈动脉超声多普勒血流信号仿真采用 Womersley-Evans 提出的基于物理模型的方法^[1,10],仿真软件采用 Field II Program,并在 Matlab7.0 环境下运行。颈动脉血流信号仿真时的超声波发射频率为 3 MHz,声速为 1 540 m/s,声线与血管之间的夹角为 60°,采样率为 20 MHz,采样精度为 16 位,脉冲重复频率为 3 500 Hz,采样门宽度为 4 mm,采样门长度为 4 mm,心率为 62 次。通常情况下,杂波幅度是血流信号幅度的 10~100 倍^[1],因此设定血管杂波与血流信号比为 20 dB。一个心动周期含杂波颈动脉血流仿真信号及其声谱如图 1 所示。从图 1b 中可以看出,0~75 Hz 左右的频率范围有一条黑带,表示 75 Hz 以下的杂波能量很高,严重影响了该处低速血流频谱或速度的估计,因此必须去除杂波的影响。

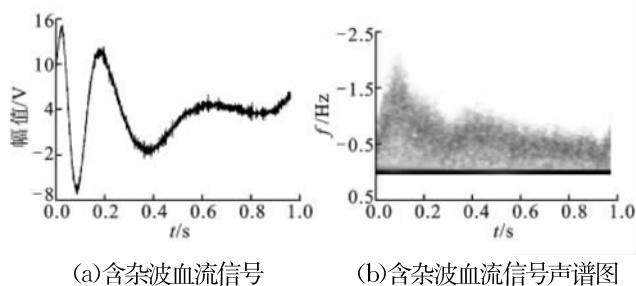


图1 颈动脉超声多普勒血流仿真信号及其声谱图

由于仿真多普勒信号的低频杂波频率范围低于 75 Hz,实验中高通滤波器采用 6 阶 Butterworth 滤波器,归一化截止频率设为 0.05 Hz,DWT 和 TIDWT 方法采用 6 层分解,最后一层的低通滤波器的截止频率设为 25 Hz。在实验中,DWT 方法同样采用系数压缩的方法和相同分解层数。

与图 1b、图 2a 相比较,图 2b 表明经过高通滤波器去杂波后,图 1b 声谱图中的低频黑带被消除,0~100 Hz 频率范围内(两条虚线之间)的血流成分也被去除。图 2c 表明经过 DWT 抑制杂波后,0~75 Hz 低频范围内的高幅值杂波被去除,但在 0~100 Hz 及虚线以下约 100 Hz 的频率范围产生了混叠现象,低速血流信息得不到正确反映。图 2d 表示经过 TIDWT 抑制杂波后,不仅去除了低频杂波,而且充分地保留低频血流信息。从图 2a、2d 中的 A、C 和 D 处等细节可以看出杂波被充分地去除,但图 2d B 处的灰度比图 2a B 处的灰度小,表明经 TIDWT 去杂波后,仍去除了部分低速血流成分。比起其他两方

法,TIDWT 保证低速血流成分损失最少,其声谱图与图 2a 所示的声谱图最接近,表明经 TIDWT 处理后的信号非常近似不含杂波仿真多普勒血流信号。

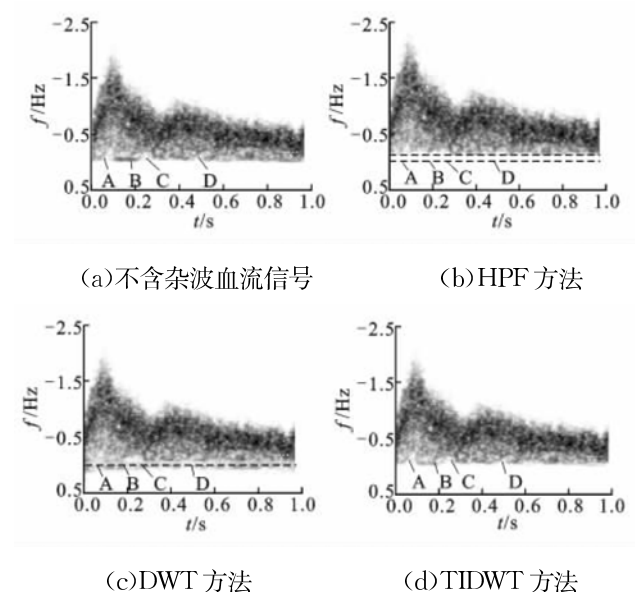


图2 不含杂波和含杂波仿真颈动脉血流信号经不同的方法去杂波后的声谱图

血流的平均速度可由平均频率计算出,血流信号的平均频率为^[1]

$$\bar{f} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} fP(f)df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(f)df} \quad (16)$$

式中: f 表示频率; $P(f)$ 表示功率谱密度。计算平均速度误差曲线时,以不含杂波血流信号的平均速度曲线作为标准曲线。从图 3 中看出:在整个心动周期内,TIDWT 方法的误差最小,平均速度曲线最近似不含杂波的仿真血流信号的平均速度曲线。

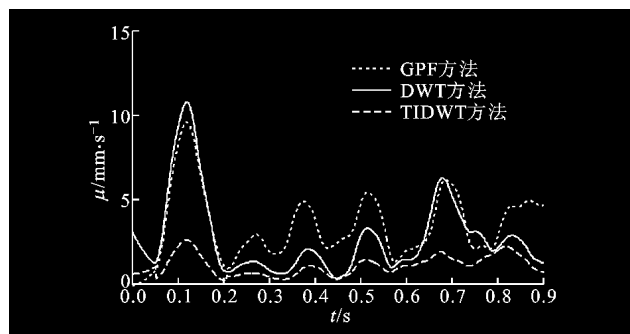


图3 用不同方法去杂波后的血流平均速度误差曲线

为了进一步评价不同的去杂波方法的性能,我们计算了平均速度的误差均值(平均误差) μ 、平均速度的最大误差 $\mu_{\max}$ 、平均速度的标准差 σ 、去杂波后的信号与标准信号之间的能量比 η 及低速血流(对应频率 220 Hz 以下)的相对误差 $d(\mathbf{B}_0, \mathbf{B}_x)$ ^[2]等性能参数,见表 1。

表 1 不同的去杂波方法的性能参数

方法	$\mu/\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	$\mu_{\text{max}}/\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	σ	η	$d(\mathbf{B}_0, \mathbf{B}_x)/\%$
HPF	0.003 5	0.001 7	0.166	0.984	10.28
DWT	0.002 7	0.019 3	0.014	0.988	7.26
TIDWT	0.001 6	0.015 1	0.094	0.992	4.86

从表 1 中可以看到:经 TIDWT 抑制杂波后的 $\mu, \mu_{\text{max}}, \sigma, d(\mathbf{B}_0, \mathbf{B}_x)$ 最小, η 最大. 这些结果表明:用 TIDWT 方法抑制杂波,不仅有效抑制了血流信号中的杂波成分,同时最大限度地保留了低速血流成分.

为了进一步比较不同方法对低速血流成分的保留程度,将每段 10 ms 频率为 400 Hz 以下的声谱图在整个心动周期求平均,得到二维平均频谱,并与不含杂波的血流信号的平均频谱相比,比值用对数表示,得到低频部分的相对频谱,由此反映信号低频成分在处理前后的变化,400 Hz 以下低速血流信号的频谱曲线如图 4 所示. 从图 4 中看出,在 0~50 Hz 的频率范围内,TIDWT 方法在抑制杂波的同时,去除低速血流成分最少,DWT 方法去除低速血流成分略多于 TIDWT 方法,去除低速血流成分最多的是 HPF 方法,不仅如此,HPF 方法去除更大频率范围的低速血流成分,被去除的低速血流的频率为 0~100 Hz.

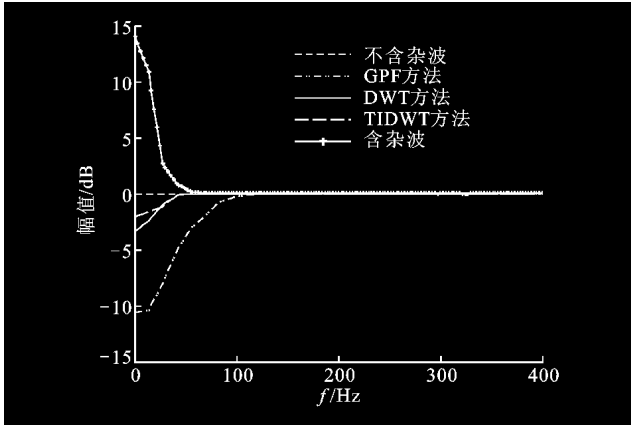


图 4 400 Hz 以下低速血流信号的频谱曲线

2.2 实际超声多普勒血流信号的实验

通过数据采集系统采集 30 岁男性健康人体的颈动脉、腘动脉、股动脉及腹主动脉等超声多普勒血流数据,采用以上方法去杂波后估计声谱图,从声谱图观察 TIDWT 的去杂波方法明显优于其他方法.

数据采集系统由 KONTRON SIGMA-330 模

拟彩色超声诊断仪、ADLINK NuDAQ PCI-9812/10 20 MHz 4 通道数据采集卡、示波器、计算机构成. 超声波发射频率为 3 MHz,声速为 1 540 m/s,声线与血管之间的夹角为 60°,信号采样率为 20 MHz,采样精度为 16 位,脉冲重复频率为 3 200 Hz,采样门宽度为 4 mm. 声谱图采用 10 ms 的短时傅里叶变换,重叠度为 0.5.

为说明问题,给出颈动脉的实验结果,见图 5. 在颈动脉多普勒信号实验中,HPF 方法采用截止频率为 100 Hz 的高通滤波器去杂波后,估计声谱图. 在用 DWT 和 TIDWT 方法时,首先估计信号的血流杂波比,用处理的系数重建抑制杂波后的超声多普勒血流信号,并估计重建信号的声谱图.

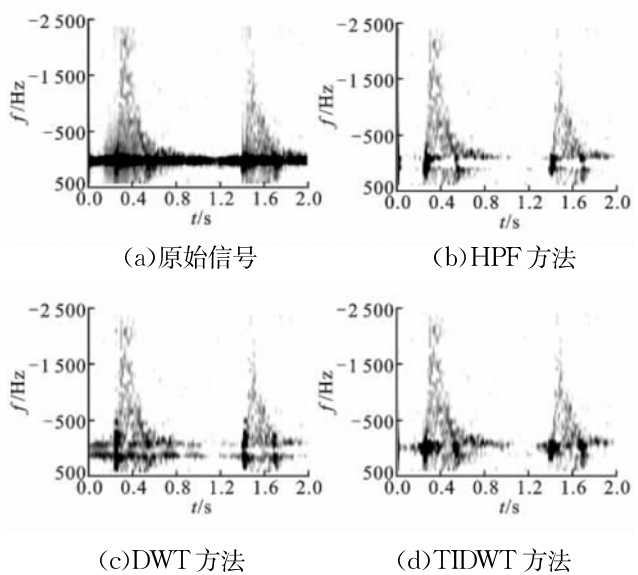


图 5 采用不同方法去杂波后的颈动脉血流信号声谱图

从对图 5 的分析中看出,由于杂波的干扰,原始信号声谱图低频部分有一条强幅度黑带,严重影响低速血流成分的频谱估计. 在相同的计算条件下,TIDWT 方法在去除杂波的同时,尽量保留 0~100 Hz 处的低频血流成分,使得血流信号的速度估计接近期望值,并且声谱图的噪声大大降低,增益调整范围增大,其声谱图的计算结果与仿真数据的结果一致. HPF 方法虽然去除了杂波,但是同时去除了低频血流成分,使得血流的速度估计偏高. 使用 DWT 方法时,信号低频段的成分产生混叠,不能反映低频血流成分. 因此,TIDWT 的方法优于 HPF 和 DWT 方法.

虽然希望的血流信号是未知的,但是通过低频段频谱可以清楚地反映低频血流成分在去杂波后的变化. 从图 6 看出:信号经过去除或抑制杂波处理

后,杂波频率范围以外的信号也同时受到衰减,TIDWT方法保留了更多的低频血流成分;HPF去除低频血流成分较多,同时去除低速血流成分的频率范围较宽,约为0~150 Hz;DWT方法去除低频血流成分多于HPF方法,少于TIDWT方法,此分析结果与仿真信号分析结果一致。

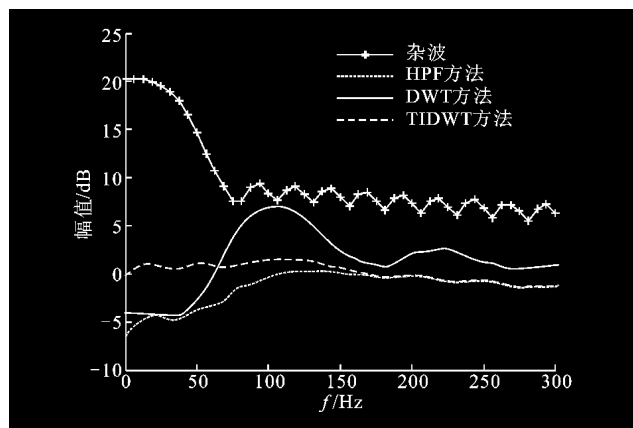


图6 330 Hz以下低频段的相对频谱曲线

从图6中也可以看出,经DWT抑制杂波获得的血流信号分别在60~150、180~240 Hz两处频谱幅度有峰值,这可能是DWT产生的混叠现象造成的。在声谱图中清楚地表明,用DWT方法抑制杂波后的多普勒血流信号进行频谱估计时,被处理的小波系数所对应的频率范围发生混叠,这与理论分析结果一致。

3 结 论

从实验结果分析来看,TIDWT方法用于超声多普勒血流信号去杂波后的声谱图质量优于HPF和DWT方法,各种误差值最小,抑制杂波后的信号能量比最大,其中低频段的相对误差仅为4.86%,与高通滤波方法的相对误差10.28%和离散小波方法的相对误差7.26%相比,相对误差分别减小了5.42%和2.4%,表明TIDWT方法在超声多普勒血流信号去杂波过程中可以取得较理想的结果。特别是进一步将每一层权函数的比值系数进行平均后得到了一组比例系数,并用此系数验证TIDWT方法,也能取得较理想的效果,平均速度的平均误差为0.002 2,最大误差为0.017 2,方差为0.011,能量比为0.990,低速血流的相对误差为5.76%。在TIDWT方法中,血流杂波比是根据具体信号而变化的,我们用仿真信号进行实验,观察血流杂波比的变化对该方法计算精度的影响,对于不同的血流杂波比,

抑制杂波后的多普勒血流信号的 μ 变化范围为0~0.000 3 m/s, $\mu_{\max}$ 误差变化范围为0~0.003 6 m/s。基于TIDWT的超声多普勒抑制杂波方法还存在有待更深入研究的问题,由于计算实时性要求,减少计算的复杂性而又保证计算准确性将是下一步的工作。

参考文献:

- [1] Jensen J A. Estimation of blood velocity using ultrasound: a signal processing approach [M]. Cambridge: Cambridge University Press, 1996.
- [2] 陶倩,汪源源,Jose C,等.管壁和血流多普勒信号的分离研究[J].声学学报,2004,29(4):331-333.
Tao Qian, Wang Yuanyuan, Jose C, et al. Study on separation methods for wall clutter and Doppler blood signals[J]. Acta Acustica, 2004, 29(4): 331-333.
- [3] Cloutier G, Chen D, Durand L G. A new clutter rejection algorithm for Doppler ultrasound[J]. IEEE Trans Medical Imaging, 2003, 22(4): 530-538.
- [4] Zhang Y, Cardoso J C, Wang Y, et al. Time-scale removal of "wall thump" in Doppler ultrasound signals: a simulation study[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr, 2004, 51(9): 1187-1192.
- [5] Mo L Y L, Cobbold R S C. A unified approach to modeling the backscattered Doppler ultrasound from blood[J]. IEEE Trans Ultrason, Biomedical, 1992, 39(5): 450-461.
- [6] Selesnick I W, Baraniuk R G, Kingsbury N G. The dual-tree complex wavelet transform[J]. IEEE Signal Processing Magazine, 2005 (12):123-151.
- [7] Resnikoff H L, Wells R O Jr. Wavelet analysis: the scalable structure of information [M]. New York: Springer-Verlag, 1998.
- [8] Beylkin G. On the representation of operators in bases of compactly supported wavelets[J]. SIAM J Numer Anal, 1992, 29(6): 1716-1740.
- [9] Berkner K. Smoothness estimates for soft-threshold de-noising via translation-invariant wavelet transforms [J]. Application and Computational Harmonic Analysis, 2002 (12):1-24.
- [10] Evans D H. Some aspects of the relationship between instantaneous volumetric blood flow and continuous wave Doppler ultrasound recordings: III [J]. Ultrasound Med Biol, 1982(9):617-623.

(编辑 杜秀杰)