

基于量子衍生参数估计的医学超声图像去斑算法

付晓薇^{1,2}, 丁明跃³, 蔡超¹, 周成平¹

(1. 华中科技大学图像识别与人工智能研究所, 湖北武汉 430074; 2. 武汉科技大学计算机科学与技术学院, 湖北武汉 430065;
3. 华中科技大学生命科学与技术学院图像信息与智能控制教育部重点实验室, 湖北武汉 430074)

摘要: 本文提出了一种基于量子衍生参数估计的医学超声图像去斑方法. 通过对对数变换的超声图像小波系数建模, 提出了一种带自适应参数的概率分布函数. 该方法充分考虑了小波系数的尺度间相关性, 利用父-子代小波系数的归一化乘积, 首次在高频子带中引入量子衍生信号与噪声出现概率. 并利用贝叶斯估计理论, 提出了一种基于量子衍生参数估计的自适应收缩函数. 实验结果表明本方法较相关算法具有更好图像细节保持能力, 去斑效果显著.

关键词: 去斑; 量子信号处理; 双树复小波变换

中图分类号: TN911.73 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2010) 04-0812-07

Despeckling of Medical Ultrasound Images Based on Quantum-inspired Parameters Estimation

FU Xiao-wei^{1,2}, DING Ming-yue³, CAI Chao¹, ZHOU Cheng-ping¹

(1. Institute for Pattern Recognition and Artificial Intelligence, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan, Hubei 430074, China;
2. College of Computer Science & Technology, Wuhan University of Science & Technology, Wuhan, Hubei 430065, China;
3. College of Life Science and Technology, Huazhong University of Science and Technology, Image processing and Intelligent Control key Laboratory of Education Ministry of China, Wuhan, Hubei 430074, China)

Abstract: A novel despeckling method for medical ultrasound images is proposed based on quantum-inspired parameters estimation. A new probability distribution function with an adaptive parameter is built up with the modelling of log-transformed medical ultrasound images coefficients. Considering the inter-scale dependency of coefficients, the quantum-inspired probability of signal and noise is firstly introduced based on the normalized products of the coefficients and their parents. Using the Bayesian estimation theory, an adaptive shrinkage function is proposed based on quantum-inspired parameters estimation. Experiments showed that our method can notably reduce speckle noise and preserve details of medical ultrasound image effectively, which achieved much better performance than that of the other related despeckling methods.

Key words: despeckling; quantum signal processing; dual-tree complex wavelet transform

1 引言

医学超声具有无损伤性、实时性强、价格便宜等优点, 被广泛地应用在人体器官、软组织结构、胎儿等临床诊断中, 具有广阔的发展前景. 由于超声信号在体内的散射, 超声图像存在大量斑点噪声, 严重影响了图像质量, 增加了临床诊断与治疗的难度. 因此, 超声图像去斑一直是医学图像处理的一个重要课题.

超声图像去斑方法主要分为两大类: 空间域方法与变换域方法. 经典的空间域方法包含 Lee 滤波, Frost 滤

波, Kuan 滤波以及自适应加权中值滤波等^[1,2], 它们在一定程度上能滤除斑点噪声. 但是普遍存在图像边缘保持能力差, 易出现图像模糊、信号失真等现象. 变换域方法包含傅立叶域方法与小波域方法. 同态维纳滤波是一种基于傅立叶变换的去噪方法. 由于小波具有良好的时频分析特性, 基于小波变换的去斑方法效果显著. 特别是基于贝叶斯估计理论的小波超声图像降噪方法简单有效, 是近年来的研究热点^[1~6]. Pizurica 等人^[1]利用贝叶斯理论提出了一种小波域医学超声图像降噪 Gen-Lik 方法. 该方法通过设定优化的参数可获得较好的去

斑效果,获得了许多学者的广泛认同.但是其去斑、边缘保持能力仍然有限.Khare 等人^[2]利用贝叶斯理论提出了一种基于复小波变换的医学超声图像去斑方法.该方法首先利用相邻多尺度复小波系数的虚部乘积检测出强边缘,然后在小波域对非强边缘的小波系数进行收缩,取得了一定图像去斑效果.但该方法参数估计较复杂且收缩函数本身没有考虑小波系数的尺度间相关性.Sendur 等人^[3]结合贝叶斯理论,利用双树复小波变换(DTCWT),提出了一种基于非线性双变量收缩函数的图像去噪方法(BI-DTCWT).由于较好地考虑了父子代小波系数尺度间的相关性,BI-DTCWT 方法对加性噪声滤除简单有效.结合对数变换,BI-DTCWT 方法已应用到合成孔径雷达(SAR)图像相干斑抑制算法中^[7],并取得了较好的去斑效果.由于 DTCWT 具有近似平移不变性、多方向选择性,基于 DTCWT 的图像去噪方法较传统实数小波变换的方法可提供相位信息,计算复杂度较低,能更有效抑制图像失真^[4].为此,本方法将采用 DTCWT 实现超声图像的小波变换.

由于灰度的随机变化和噪声的存在,图像可以被认为是关于图像灰度分布的随机过程.图像在本质上,具有统计性.量子力学是一种真实反映微观粒子运动规律的物理理论.Eldar 等人^[8]首次提出了量子信号处理(QSP)理论,并将量子力学的数学框架应用于信号处理领域.基于 QSP 的图像处理方法研究才刚刚起步,主要是借鉴量子比特、量子叠加态、量子态测量等基本概念和规律^[9].这些研究成果为解决图像处理问题,提供了一种新的有效途径.

受 QSP 基本理论的启发,本文首先对噪声与信号的 DTCWT 小波系数建模;然后,根据贝叶斯极大后验估计(MAP)准则,结合父子代小波系数尺度间的相关性,提出了一种基于量子衍生参数估计的自适应收缩函数,实现超声图像的去斑.结果表明该方法鲁棒性强,计算复杂度低,具有较好的医学超声图像去斑性能.

2 模型的建立

医学超声图像存在大量斑点噪声,其数学模型为:

$$G = F\eta_m + \eta_a \quad (1)$$

其中 F 为理想的无噪超声图像, η_m 、 η_a 分别是乘性、加性随机噪声.由于加性噪声对超声图像的影响远小于乘性噪声,该模型可简化为^[10]:

$$G = F\eta_m \quad (2)$$

本文首先对式(2)进行对数变换,将乘性斑点噪声转变为加性噪声.在 DTCWT 小波域中,对数变换后的超声图像模型可表示为:

$$Y = X + N \quad (3)$$

其中 $Y = Y_r + iY_i$ 表示含噪图像复小波系数, $X = X_r + iX_i$ 和 $N = N_r + iN_i$ 分别表示无噪图像与噪声的复小波系数.由于对数变换是一种非线性变换,它会改变原有图像噪声与信号的概率分布.根据文献分析证明^[2,5,10],经对数变换后的噪声小波系数 N 近似服从均值为 0,标准差为 σ_n 的高斯分布,其概率密度函数(PDF)为:

$$p_N(N) = \frac{1}{2\pi\sigma_n^2} \cdot \exp\left(-\frac{N_r^2 + N_i^2}{2\sigma_n^2}\right) \quad (4)$$

对数变换后的超声图像与自然图像相似,其小波系数也具有非高斯特性^[2],各细节子带的系数在 0 附近对称分布并形成一尖峰,具有较严重的拖尾现象.超声图像的小波系数可利用广义高斯函数、alpha-stable 函数来建模^[2,10],但是其计算形式复杂,模型参数估计计算量很大.由于不同图像的小波信号分布存在差异,直接利用拉普拉斯分布函数或高斯分布函数实现小波信号建模,计算形式虽然简单,但是其通用性不强.为了提高小波信号模型的通用性,本文提出了一种带可调参数 K 的 PDF,其信号建模为:

$$p_X(X) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \cdot \exp\left(-\frac{X_r^2 + X_i^2}{2\sigma^2} \cdot \exp(K)\right) \quad (5)$$

其中: σ 是信号 X 的标准差; K 是可调参数,当 $K = 0$ 时,式(5)为高斯分布函数.随着尺度增大,噪声对应的小波系数会迅速衰减,而图像信号对应的小波系数则相对稳定.为了简化参数的确定过程,通过大量样本图像比较统计,本方法根据图像 Y 尺度 2 中 15° 方向小波实部系数直方图分布曲线,结合式(5)定义的 PDF,拟合确定 K 值.在拟合确定 K 值过程中,设定 K 值的误差精度为 0.1.假设小波实部系数直方图分布曲线 PDF 最大值为 P_{\max} , $\sigma = (\sqrt{2\pi} P_{\max})^{-1}$.图 1(a)给出了对数变换后含模拟斑点噪声标准差为 0.5 的 Lena 图像,通过 DTCWT 小波分解得到的尺度 2 中 15° 方向子带的实部系数 PDF 曲线图.图 1(b) - (c)分别给出了对数变换后超声肝脏与胎儿图像尺度 2 中 15° 方向子带的实部系数 PDF 曲线图.其中,黑色实线对应实部系数在 $[-1, 1]$ 范围内直方图实际分布曲线.结合本文所提出的 PDF 与该子带系数的实际分布曲线,通过最小化拟合曲线误差,确定参数 K .红色实线对应当 K 取拟合值时,式(5)中 PDF 对应的曲线.其中含模拟斑点噪声的 Lena 图像 $K = 0$,表明该 Lena 图像小波系数服从高斯分布;含真实斑点噪声的超声肝脏与胎儿图像 K 分别取值为 2.3, -0.4;蓝色虚线对应当 $K = 0$ 时,式(5)PDF 的曲线.可见,红色实线较蓝色虚线具有更好的曲线拟合效果,适应性更强,能较好地描述子带小波系数在零点附近的分布.

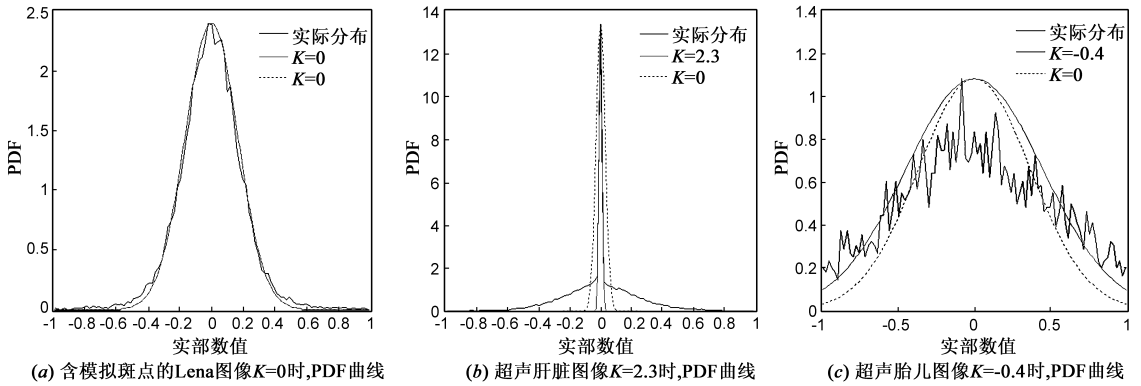


图1 尺度为2的15°方向子带的实部系数PDF曲线图

3 本文方法

3.1 贝叶斯 MAP 估计器

贝叶斯极大后验估计(MAP)是一种有效的信号估计方法.其基本思想是在给定斑点污染的超声图像 Y 的条件下,使条件概率密度函数 $P_{X|Y}$ 取最大值所对应的信号估计值,即:

$$\hat{X}_{MAP} = \arg \max_X p_{X|Y}(X|Y) \quad (6)$$

根据贝叶斯原理, $p_{X|Y}(X|Y) = p_{Y|X}(Y|X)p_X(X)/p_Y(Y)$,在已知观测数据 Y 的条件下, $p_Y(Y)$ 为一个确定数值.根据式(4),(5)中的噪声和信号模型,式(6)可写为:

$$\begin{aligned} \hat{X}_{MAP} &= \arg \max_X [p_{Y|X}(Y|X)p_X(X)] = \arg \max_X [p_N(Y-X)p_X(X)] \\ &= \arg \max_X [\ln p_N(Y-X) + \ln p_X(X)] \\ &= \arg \max_X \left[-\frac{(Y-X)^2}{2\sigma_n^2} + f(X) \right] \end{aligned} \quad (7)$$

其中: $f(X) = \ln p_X(X)$. 假设 $f(X)$ 连续可微,且存在极大值,则对式(7)求 X 的导数,并令其为0,有:

$$\frac{(Y-X)}{\sigma_n^2} + f'(X) = 0 \quad (8)$$

根据本文提出的信号模型,经简单推导,MAP估计器可表示为:

$$\hat{X} = \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + \sigma_n^2 e^K} \cdot Y \quad (9)$$

其中 $\frac{\sigma^2}{\sigma^2 + \sigma_n^2 e^K}$ 称之为收缩因子.值得注意的是,当信号模型的可调参数 $K=0$ 时,该 MAP 估计器等价于使平均平方估计误差最小的理想滤波器^[3]:

$$\hat{X} = \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + \sigma_n^2} \cdot Y \quad (10)$$

3.2 量子衍生参数估计

为了有效区分图像有用高频信号和噪声的小波系数,本文根据父-子代小波系数归一化乘积,提出了一种量子衍生噪声方差 σ_n^2 与信号方差 σ^2 估计式.

尺度间的信号小波系数,相对噪声系数,具有很强的相关性.这种相关性在一定程度上反映了信号能量的传播性.对信号系数而言,如果父系数的模较大,则其子系数也同样具有较大的模值.在本文提出的量子衍生参数估计中,父-子代小波系数的乘积表达式为:

$$C_{\theta}^j = |Y_{\theta}(s+1, i, j)| \times |Y_{\theta}(s, i, j)| \quad (11)$$

其中, θ 可取 $\pm 15^\circ, \pm 45^\circ, \pm 75^\circ$ 六个不同方向; C_{θ}^j 表示在尺度 s 方向 θ 子带图像中位置 (i, j) 的父系数模 $|Y_{\theta}(s+1, i, j)|$ 与当前子系数模 $|Y_{\theta}(s, i, j)|$ 的乘积.在多尺度的小波高频子带中,小波系数实质上是噪声与图像有用信号的叠加.这一点,很自然地联想到量子力学中态叠加原理.受 QSP 基本理论的启发^[8,9],根据量子叠加态原理,高频子带父-子代小波系数的乘积 C_{θ}^j 可以认为是在高频子带中噪声与信号两种量子态的叠加:

$$|C_{\theta}^j\rangle = a|0\rangle + b|1\rangle \quad (12)$$

其中 a 和 b 分别表示量子基态 $|0\rangle$ 与 $|1\rangle$ 的概率幅. $|a|^2, |b|^2$ 分别表示噪声状态 $|0\rangle$ 与信号状态 $|1\rangle$ 的测量概率,其满足 $|a|^2 + |b|^2 = 1$ 归一化条件.在噪声图像的高频子带中,除了高频噪声,还包含图像边缘、细节、纹理等图像高频信号.假设 NC_{θ}^j 为归一化的 C_{θ}^j , $NC_{\theta}^j \in [0, 1]$.在一定程度上, NC_{θ}^j 反映了高频信号的出现概率. NC_{θ}^j 值越大表明对应位置的父子代小波系数均具有较大的能量和相关性,该位置出现高频信号的概率越大; NC_{θ}^j 值越小表明对应位置的父子代小波系数具有的相关性较小或者能量较小,该位置出现噪声的概率越大.在本文的算法中, $|C_{\theta}^j\rangle$ 定义如下形式:

$$|C_{\theta}^j\rangle = \cos(NC_{\theta}^j \times \pi/2)|0\rangle + \sin(NC_{\theta}^j \times \pi/2)|1\rangle \quad (13)$$

其中, $\sin^2(NC_{\theta}^j \times \pi/2)$ 和 $\cos^2(NC_{\theta}^j \times \pi/2)$ 分别表示尺度 s 方向 θ 子带中位置 (i, j) 的小波系数量子衍生的信号与噪声出现概率.结合量子衍生的信号与噪声概率,本文提出的当前位置 (i, j) ,量子衍生噪声方差 σ_n^2 估计式为:

$$\begin{aligned} \hat{\sigma}_n^2(i, j) &= [\text{median}(|Y_r^{\pm 45}|)/0.6745]^2 \\ &\quad \times \exp(\cos^2(NC_{\theta}^j \times \pi/2)) \end{aligned} \quad (14)$$

其中: $Y_r^{\pm 45^\circ} \in \text{subband } HH_1$, $Y_r^{\pm 45^\circ}$ 表示 $\pm 45^\circ$ 方向小波高频子带系数的实部集合. 当前位置 (i, j) 量子衍生信号方差 σ^2 估计式为:

$$\hat{\sigma}^2(i, j) = \max\left(\frac{1}{M} \sum_{(m, n) \in W^i} |Y_\theta(s, m, n)|^2 - \hat{\sigma}_n^2(i, j), 0\right) \times \exp(\sin^2(NC_{\theta}^i \times \pi/2)) \quad (15)$$

其中: W^i 是以当前系数 $Y_\theta(s, i, j)$ 为中心的 7×7 子窗口, M 为窗口中系数的个数. 本文提出的量子衍生参数估计, 较好地利用了小波系数的尺度间相关性. 将式(14)和(15)代入式(9)可知, 对于小波系数 $Y_\theta(s, i, j)$, 如果其量子衍生噪声出现概率较信号出现概率大, 收缩因子自适应变小; 反之, 收缩因子自适应变大. 在高频小波子带中, 该自适应收缩因子有利于边缘的保持与噪声的抑制.

3.3 去斑算法步骤

本文所提出的超声图像去斑算法步骤如下:

- (1) 对含超声图像进行对数变换, 得到图像 Y ;
- (2) 利用 DTCWT, 实现图像 Y 的小波分解;
- (3) 根据第 2 尺度 15° 方向小波子带实部系数直方图分布曲线, 拟合确定 K 值;
- (4) 根据量子衍生参数 σ_n^2, σ^2 的估计, 修正小波系数:
 - 利用式(14)、(15), 分别计算 $\hat{\sigma}_n^2, \hat{\sigma}^2$;
 - 根据式(9), 确定收缩小波系数;
- (5) DTCWT 逆变换重构信号;
- (6) 指数变换, 得到最终的去斑超声图像.

4 实验结果与分析

为了检验算法的有效性, 我们分别对模拟斑点超声图像与实际超声图像进行了大量实验, 并将本文方法与 Frost 滤波、同态维纳滤波^[5]、GenLik 方法^[1]、基于对数 DTCWT 变换的 Bayes-DTCWT^[11] 和 BI-DTCWT^[3] 五种经典去斑方法进行了比较. 实验利用 MATLAB R2009a 编程工具, 在 2.1GHz 英特尔酷睿双核 CPU T8100 计算机上进行了仿真实验. 其中在 GenLik 方法中, 根据文献[1]提供的最优参数值, 设置窗口大小为 5×5 和可调参数 $K=3$. 在同态维纳滤波方法中, 利用 5×5 窗口估计信号方差^[5]. 在基于对数 DTCWT 变换的小波去噪方法中, DTCWT 分解层数 L 均根据读入超声图像的大小 $M \times N$ 自适应确定, $L = \log_2(\min(M, N)) - 4$.

4.1 模拟斑点超声图像实验

参考文献[1, 2, 5]介绍的模拟斑点超声实验方法, 利用 <http://telin.ugent.be/~sanja/> (文献[1]作者网站) 提供的程序 SimulateSpeckle.m, 在原始图像上, 模拟生成不同噪声标准差的含斑图像. 为了客观评价去斑算法的性能, 本文采用信噪比 (SNR)^[5]、边缘保持度 (β)^[5~7] 以及等效视数 (ENL)^[5] 等评价指标来衡量算法去斑的效果.

由于篇幅限制, 本文仅列出了两幅具有代表性的超声图像去斑结果 (见图 2 - 图 3). 图 2 与图 3 分别给出了在模拟斑点的肝脏与胎儿超声图像上各种去斑方法的视觉效果. 图 2(a) 是利用 LOGIC 9 超声系统 (GE medical system, Milwaukee, WI USA) 采集的含噪较少肝脏超声的原始图像. 图 3(a) 是利用 GenLik 方法对实际胎儿超声图像滤波, 获得的近似无噪原始图像. 为了比较各种方法的去斑效果, 在原始图像上生成了不同程度的含斑图像. 图 2(b) 为噪声标准差 $\sigma=1$ 的含斑肝脏图像, 图 3(b) 为噪声标准差 $\sigma=0.7$ 的含斑胎儿图像. 在图 2 与图 3 中, 原始图像和模拟含斑图像分别如图 (a)、(b) 所示, (c) ~ (h) 分别为含斑图像经过 Frost 滤波、对数 Bayes-DTCWT、对数 BI-DTCWT、同态维纳滤波、GenLik 方法以及本文方法去斑后的图像.

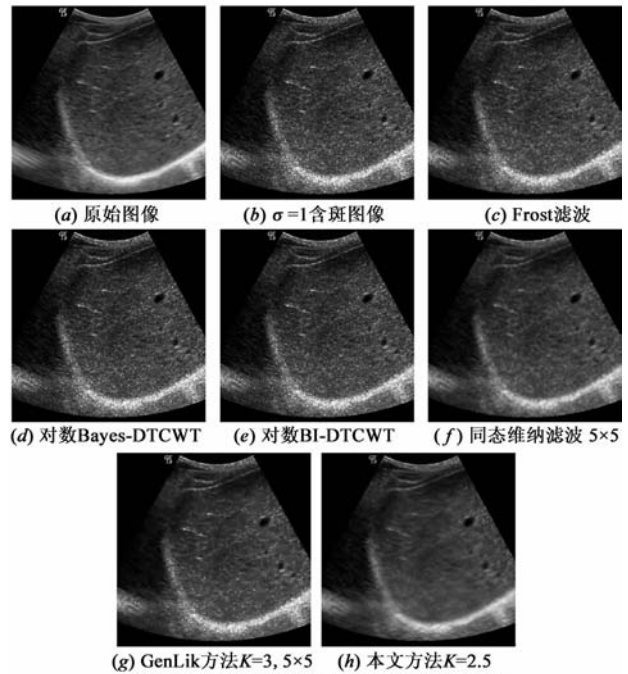
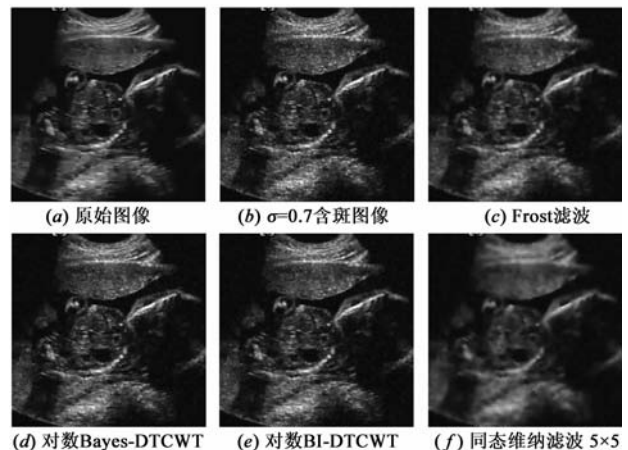
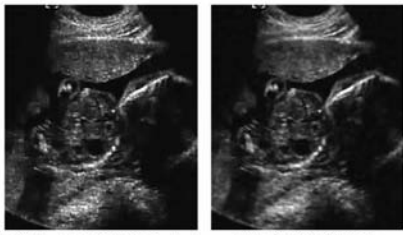


图2 模拟斑点肝脏超声图像的实验结果





(g) GenLik方法 $K=3, 5 \times 5$ (h) 本文方法 $K=0$

图3 模拟斑点胎儿超声图像的实验结果

表 1 列出了在图 2、3 的实验中,图 2b,图 3b 含斑图像经如上六种算法去斑,得到的 SNR, β 客观评价指标结果.

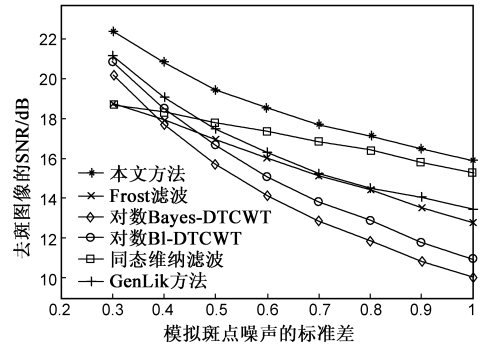
表 1 图 2、3 中,不同去斑算法客观评价指标结果

超声图像	方法	去斑算法评价指标	
		SNR	β
图 2	含斑图像	9.1975	0.3580
	Frost 滤波	12.8519	0.2270
	对数 Bayes-DTCWT	10.0682	0.3969
	对数 BI-DTCWT	10.9695	0.4711
	同态维纳滤波	15.2782	0.6952
	GenLik	13.4862	0.5115
	本文方法 $K=2.5$	15.9572	0.7514
图 3	含斑图像	11.1137	0.7546
	Frost 滤波	11.6577	0.3656
	对数 Bayes-DTCWT	12.6135	0.8010
	对数 BI-DTCWT	12.6453	0.8172
	同态维纳滤波	10.4461	0.4811
	GenLik	12.3033	0.7885
	本文方法 $K=0$	13.8919	0.8314

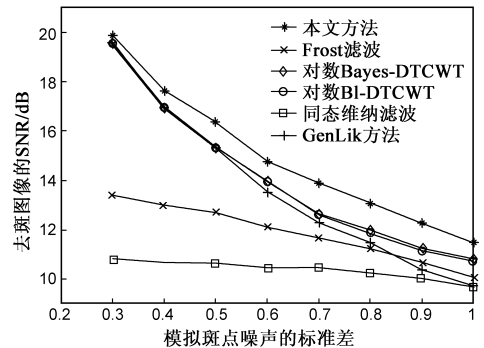
结果表明,本文方法的视觉效果与客观评价指标明显优于其他方法.由于 Frost 滤波在本质上是空间域低通滤波器,它易引起图像边缘细节衰减,图像易模糊.对数 Bayes-DTCWT、对数 BI-DTCWT 两种方法较 Frost 滤波方法,图像边缘细节保持效果较好.但于这两种方法自适应能力不强,因此其去斑能力有限.同态维纳滤波方法的去噪效果与待处理图像的边缘细节紧密相关,去噪效果不稳定.在图 2 中,由于肝脏图像包含较少的边缘细节信息,同态维纳滤波方法取得了较好的去斑效果,图像较清晰,其 SNR, β 指标较好.而在图 3 中,由于胎儿超声图像包含了丰富的胎儿头部、脊柱、躯体、四肢、胎盘及羊水等细节信息,利用同态维纳滤波方法去噪,图像出现了过平滑,引起了图像模糊,去斑效果很不理想. GenLik 方法相对同态维纳滤波去斑效果稳定,但是相对本文方法而言,残余的斑点噪声较多.本文方法所获得的去斑图像更接近于原始图像,在有效去斑的同时,较好地保持了图像边缘细节的清晰性与连续性.由于本文方法考虑了尺度间小波系数相关性,提出了量子衍生的参数估计,有效地区分了图像高频信号与噪声,增强了局部滤波的自适应性.而且本文方法中带调整参数 K 的信号模型自适应性更强,可有效提高全局去斑性能.因

此,本文方法的去斑性能较基于对数 Bayes-DTCWT、对数 BI-DTCWT 两种方法有显著的提高.

图 4 给出了标准差为 0.3-1 的八幅含斑图像经六种方法获得的去斑图像 SNR 数值曲线.其中图 4(a) 对应原始图像为肝脏超声图像(图 2(a))的实验曲线,图 4(b) 对应原始图像为胎儿超声图像(图 3(a))的实验曲线.从图 4 清晰可知,本文方法自适应能力最强,去斑性能明显优于其他方法.对于不同程度的斑点噪声,本文方法均可获得较大的 SNR 数值.



(a) 肝脏超声图像实验结果



(b) 胎儿超声图像实验结果

图 4 在不同水平的含斑图像上,六种去斑算法的信噪比比较

4.2 真实斑点超声图像实验

图 5(a) 是一幅大小为 210×210 、256 级灰度含真实斑点的胎儿超声图像.(b)~(e) 分别是经对数 BI-DTCWT、同态维纳滤波、GenLik 方法以及本文方法对图 5(a) 处理后的结果.从图像清晰分析,同态维纳滤波的效果最差.同态维纳滤波不仅滤除了大量噪声,而且也滤除了大量图像边缘、纹理等信号,图像出现了明显模糊.为了进一步客观评价其他算法的滤波性能,我们采用等效视数、平均运行时间来评价.在图 5(a) 中,白色方框区域标记了待统计的同质区域.通过不同去斑算法对图 5(a) 独立处理 10 次,统计平均运行时间,相关结果见表 2.

表 2 相关算法对含真实斑点的胎儿超声图像的性能比较

比较性能	对数 BI-DTCWT	GenLik 方法	本文方法
等效视数	14.2908	15.4694	17.1450
平均运行时间(s)	0.1419	1.2432	0.1674

结果表明本文方法不仅能有效抑制斑点噪声,而且能有效保持图像细节、边缘等信息.本文方法自适应能力较强,能获得较大的等效视数指标值.由平均运行时间可知,由于本文方法涉及参数 K 的拟合,因此计算速度比对数 BI-DTCWT 方法略慢.但是,本文方法的平均运行时间不到 GenLik 方法的 15%,计算复杂度下降了近 85%,利于实时应用.

此外,为了使本文方法能更好满足临床医生的需要, K 参数还可以在拟合值附近人工调整参数值,方便医生控制斑点抑制的平滑度.图 5(e)中,本文方法拟合的 K 值为 -0.4 .图 6 给出了 K 取 $-1.4, 0.6, 1.6$ 时,本文方法对图 5(a) 去斑效果图.由图可知,随着 K 取值增加,图像越来越平滑,斑点抑制的平滑度增强,边缘保持度下降.通过大量超声图像实验,在拟合值附近 $[-2, 2]$ 的范围内调整参数 K 的取值较为合理.本文方法的参数 K 为临床医生提供了一个平衡去斑平滑与保持重要诊断细节的可调接口.

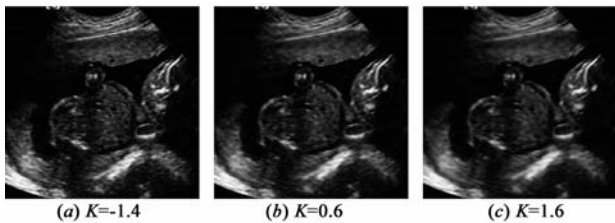


图6 调节 K 值后,本文方法的去斑效果

综上所述,模拟与实际斑点超声图像实验结果均表明,本文方法具有很强的适应性和鲁棒性,计算复杂度低,较相关算法具有更好超声图像细节保持能力,去斑效果显著.此外,我们的实验结果表明本文方法不仅对肝脏与胎儿超声图像去斑有效,而且对诸如肾脏、胆囊等医学超声图像去斑同样有效,具有很好的普适性.

5 结语

在本文方法中,提出了一种带可调参数 K 的信号模型.该信号模型较已有的信号模型自适应更强,能适

合高斯与非高斯分布的信号,参数拟合方法简单有效.通过考虑小波系数的尺度间相关性,利用父-子代小波系数的归一化乘积,首次提出量子衍生相应参数估计.本文方法通过采用局部自适应的量子衍生参数,较好地解决了去斑平滑与保持细节之间的矛盾.实验结果表明本文提出的医学超声图像去斑方法不仅简单有效,图像细节保持能力强,而且可以为临床医生提供一个平衡去斑与保持重要诊断细节的可调参数,增强了本文方法在临床诊断中的普适性.下一步我们将综合分析临床医生的医学超声图像主观评价指标,进一步提高本文方法的图像去斑性能,更有利于辅助超声诊断.

参考文献

- [1] Pizurica A, Philips W, Lemahieu I, Acheroy M. A versatile wavelet domain noise filtration technique for medical imaging [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2003, 22(3): 323 - 331.
- [2] Khare A, Khare M, Jeong Y, Kim H, Jeon M. Despeckling of medical ultrasound images using daubechies complex wavelet transform [J]. Signal Process, 2010, 90(2): 428 - 439.
- [3] Sendur L, Selesnick I W. Bivariate shrinkage functions for wavelet based denoising exploiting interscale dependency [J]. IEEE Trans Signal Process. , 2002, 50(11): 2744 - 2756.
- [4] Selesnick I W, Baraniuk R G, Kingsbury N G. The dual-tree complex wavelet transform-a coherent framework for multiscale signal and image processing [J]. IEEE Signal Process Mag, 2005, 22(6): 123 - 151.
- [5] Bhuiyan M I H, Ahmad M O, Swamy M N S. Spatially adaptive thresholding in wavelet domain for speckling of ultrasound images [J]. IET Image IET Image Process. , 2009, 3(3): 147 - 162.
- [6] Hao X, Gao S, Gao X. A novel multiscale nonlinear thresholding method for ultrasonic speckle suppressing [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1999, 18(9): 787 - 794.
- [7] 郭巍, 张平, 等. 基于双密度双树复数小波变换的合成孔径雷达图像降噪研究 [J]. 电子学报, 2009, 37(12): 2747 - 2752.
- [8] Guo Wei, Zhang Ping, et al. Research on Synthetic Aperture Radar Image Denoising with Double Density Dual-Tree Complex Wavelet Transform [J]. ACTA Electronica Sinica, 2009, 37(12): 2747 - 2752. (in Chinese)
- [9] Eldar Y C, Oppenheim A V. Quantum signal processing [J]. IEEE Signal Process Mag, 2002, 19(6): 12 - 32.
- [10] 付晓薇, 丁明跃, 等. 基于量子概率统计的医学图像增强算法研究 [J]. 电子学报, 2010, 38(7): 1590 - 1596.
- [11] Fu Xiao-wei, Ding Ming-yue, et al. Research on image enhancement algorithms of medical images based on quantum probability statistics [J]. ACTA Electronica Sinica, 2010, 38

(7):1590 – 1596. (in Chinese)

- [10] Achim A, Bezerianos A, Tsakalides P. Novel Bayesian multi-scale method for speckle removal in medical ultrasound images [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2001, 20(8): 772 – 783.

- [11] Chang S G, Yu B, Vetterli M. Adaptive wavelet thresholding for image denoising and compression[J]. IEEE Trans. Image Process., 2000, 9(9): 1532 – 1546.

作者简介



付晓薇 女, 1977 年生于湖北武汉. 武汉科技大学计算机科学与技术学院讲师, 华中科技大学博士. 研究方向为图像处理、量子信号处理、目标识别与跟踪等.

Email: fxw_wh0409@wust.edu.cn



丁明跃(通讯作者) 男, 1961 年生于四川. 华中科技大学生命科学与技术学院教授, 博士生导师. 研究方向为医学图像处理与分析、计算机视觉、模式识别、任务规划等.

Email: myding@mail.hust.edu.cn

