

文章编号 1004-924X(2017)06-1662-07

改进的各向异性扩散方程的超声图像滤波方法

许贤泽,赵文成,徐逢秋*,刘盼盼
(武汉大学电子信息学院,湖北 武汉 430072)

摘要:针对传统各项异性扩散模型容易产生板块分区,模糊图像细节等问题,提出一种改进的各项异性滤波算法。该方法引用双曲正切函数构造扩散模型的扩散系数,避免了传统各项异性扩散模型在均匀区域产生的板块分区问题;并通过使用衰减因子提高在非均匀区域的扩散敏感性,能够更好地保留图像的边缘细节信息;同时引入相对平滑增量,自适应监控图像的滤波程度,并自动终止迭代过程。仿真实验表明,提出的滤波方法能够有效滤除超声图像斑点噪声,并消除传统各项异性扩散模型产生的板块分区问题,提高了对图像细节信息的保留能力,并增强了与原图像的结构相似度,是一种有效的斑点噪声降噪方法。

关键词:超声图像;斑点噪声;各项异性扩散;图像滤波

中图分类号:TH751.1;TP391.4 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20172506.1662

Improved speckle reducing anisotropic diffusion for ultrasound image filtering

XU Xian-ze, ZHAO Wen-cheng, XU Feng-qiu*, LIU Pan-pan

(School of Electronic Information, Wuhan University, Wuhan 430072, China)

* Corresponding author, E-mail: hncxu@whu.edu.cn

Abstract: In order to eliminate the block effect and the blurring details of images caused by the traditional speckle reducing anisotropic diffusion, an improved anisotropic diffusion algorithm was proposed, in which a new diffusion coefficient constituted by the hyperbolic tangent function was used to replace the original diffusion coefficient, thus can wipe off the block effect in the uniform region of images. A damping factor was used to guide the speed of attenuation in the no-uniform area, thus reserving the details and the weak edges of images. In the meanwhile, the relative smooth increment was introduced to monitor the degree of filtering automatically, and could stop the iteration process of the partial differential equation adaptively. The experiments show that the proposed method can not only filter the speckle noises of the images effectively, but also eliminate the block effect problem lead by the traditional anisotropic diffusion. In addition, it can improve the ability of preserving the detail informations of images and enhance the structural similarity between the filtered images and the original images.

Key words: ultrasound image; speckle noise; anisotropic diffusion; image filtering

收稿日期:2016-12-15;修订日期:2017-02-09.

基金项目:国家自然科学基金重点基础研究资助项目(No.2011CB707904)

1 引 言

医学超声图像因其实时性、非侵入性、非放射性、价格低的特点,被广泛应用于人体组织器官的成像检测当中,成为医学影像学中的重要组成部分。然而,由于超声回波之间的干涉效应以及散射回的超声波束之间普遍存在相互串扰,超声图像中普遍存在斑点噪声,大大影响了图像中细微特征的分辨,给获取真实诊断信息带来了极大的困难,因此需要在不破坏图像特征的前提下尽量滤除斑点噪声^[1,2]。

为了更好的滤除超声图像的斑点噪声,研究者提出了许多方法,如 Lee 滤波、Kuan 滤波,它们都是基于图像的局部统计特性,将邻域窗口的灰度值和均值进行线性组合,这对窗口大小的选择要求很高;基于小波软阈值的图像滤波方法^[3-5]对斑点噪声的抑制也有一定的效果,但是阈值的选取比较困难,不同的阈值对滤波效果影响较大。Perona 和 Malik 提出了一种基于偏微分方程的各项异性扩散滤波方法^[6],该方法在保持图像边缘的同时,在均匀区域产生平滑滤波,滤波效果优于传统的空间域滤波方法,但是该模型的单一边缘阈值系数,在对复杂统计特性以及低信噪比的超声图像滤波过程中的效果并不理想。接着 Yu 提出了各项异性扩散滤波算法(Speckle Reducing Anisotropic Diffusion,SRAD)^[7],该方法结合 Lee 滤波和 Frost 滤波估计了斑点噪声的方差,重新构造了边缘检测因子和扩散系数,具有更好的同质区域平滑性能并能更好的保留边界的优点,但是也有一定的缺陷,如容易产生板块分区问题,并容易模糊弱边界,需要人为凭经验设定迭代次数和扩散门限等问题。文献[8]提出了一种局部方向特性的全变分去噪模型,能够一定程度上增强图像的细节信息,文献[9]使用了一种新型的扩散系数,提高了同质区域的扩散速度,在一定程度上避免了板块问题,文献[10]提出了一种自适应的选取扩散参数的方法,提高了滤波的有效性和稳定性。本文在研究传统 SRAD 模型的基础上,提出一种改进的 SRAD 算法模型,该模型使用双曲正切函数来正则化边缘检测子和斑点噪声统计信息,一定程度上消除了因同质区域扩散系数变化过大而引起的板块效应,并定义相对平滑指数增

量来自适应终止迭代过程,并提出一种自适应的初始门限设置方法。实验表明,本文提出的方法能够有效消除板块分区问题,在有效滤除斑点噪声的同时保留图像的细节信息。

2 斑点噪声各项异性扩散模型

基于 PM 模型的思想,Yu 等人在研究图像斑点噪声统计模型的基础上,重新估计了斑点噪声的方差和边缘检测函数,提出了各项异性扩散模型,具体模型如下所示:

$$\begin{cases} \frac{\partial I(x,y,t)}{\partial t} = \text{div}[c(q)\nabla I(x,y,t)] \\ I(x,y,0) = I_0(x,y) \\ \left. \frac{\partial I(x,y,0)}{\partial \mathbf{n}} \right|_{\partial\Omega} = 0 \end{cases}, \quad (1)$$

式中 $I_0(x,y)$ 表示原始图像, $I(x,y,t)$ 表示迭代过程中 t 时刻的图像, $\partial\Omega$ 表示图像区域 Ω 的边界, \mathbf{n} 表示边界的单位外方向向量, $c(q)$ 表示新的扩散系数,其表达式如下:

$$c(q) = \frac{1}{1 + \frac{q^2(x,y;t) - q^2(t)}{q^2(t)[1 + q^2(t)]}}, \quad (2)$$

式中 $q(x,y;t)$ 表示瞬时变化系数, $q(t)$ 表示斑点噪声尺度函数,其表达式如下:

$$q(x,y;t) = \sqrt{\frac{\frac{1}{2} \left(\frac{|\nabla I|}{I} \right)^2 - \frac{1}{4^2} \left(\frac{\nabla^2 I}{I} \right)^2}{\left[1 + \frac{1}{4} \left(\frac{\nabla^2 I}{I} \right)^2 \right]^2}} \quad (3)$$

$$q(t) = \frac{\omega(t)}{\theta(t)}, \quad (4)$$

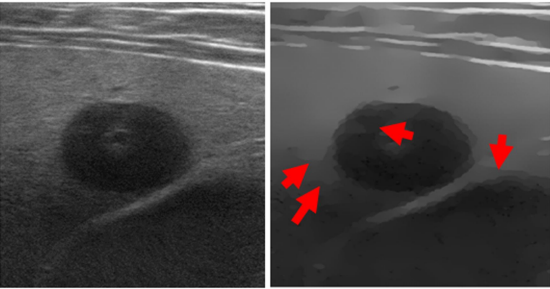
其中 $\omega(t)$ 表示 t 时刻图像中某一均匀区域的灰度均值, $\theta(t)$ 表示 t 时刻该均匀区域的标准差,为了避免人工均匀区域所带来的不便,一般采用该值的近似表达式:

$$q(t) \approx q \exp(-\alpha t), \quad (5)$$

q 表示待观测图像的初始斑点噪声门限尺度, ρ 为一常数。

由公式(1)(2)(3)(4)可知:将图像的梯度算子和拉普拉斯算子的结合作为边缘检测子,并根据图像均匀区域的灰度平均值和灰度标准差来构建图像的斑点噪声尺度信息,在图像的均匀区域,能够执行各项同性的扩散滤波,在图像的边缘区域能够执行各项异性的扩散滤波。具体的滤波效果如图 1 所示,图 1(a)是一幅肝肿瘤超声图

像,图 1(b)是 SRAD 模型迭代 500 次后的滤波效果示意图。由图 1 可知:SRAD 模型在一定程度上滤除图像均匀区域的斑点噪声,但是如图 1(b)红色箭头所示(彩图见期刊电子版),在同质区域中出现了板块分区,构成了虚假的边缘信息,并且随着 SRAD 模型参数的变化,板块效应会一直在,且更加明显。

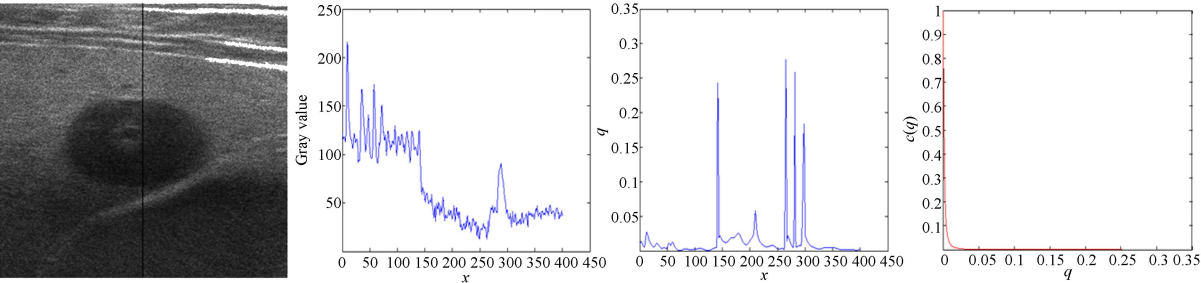


(a) 原图 (b)滤波图
(a) Original figure (b) Filtered figure

图 1 SRAD 滤波模型示意图

Fig.1 Filtering results of SRAD model

由各项异性扩散滤波模型公式可知, $q(x,y;t)$ 由图像的梯度信息和拉普拉斯算子构建,下面



(a) 原图 (b) 切面灰度图 (c) 瞬时变化系数 (d) 扩散系数
(a) Original figure (b) Section gray value (c) Instantaneous coefficient (d) Diffusion coefficient

图 2 扩散系数定性分析图

Fig.2 Analysis of diffusion coefficient

3 改进的 SRAD 模型

3.1 新的 SRAD 扩散系数

由分析可知,传统的 SRAD 模型的扩散系数由于在均匀区域引起了较大的变化,使其出现了不该出现的板块分区,这些会产生伪边缘,因此有待改进。本文引用双曲正切函数来重新改造 SRAD 模型的扩散系数,改进的 SRAD 模型公式如公式(6)所示:

定性的研究 $q(x,y;t)$ 对扩散系数的影响。选择图 1(a)中第 150 列,如图 2(a)黑色直线所示,图 2(b)表示第 150 列的灰度图,图 2(c)表示图 2(b)所对应的瞬时变化系数 q ,这是滤波结束之后的变化值, q 值人为设置为 0.04,意为对图像中均匀区域斑点噪声的近似估计,图 2(d)表示瞬时变化系数 q 与扩散系数 $c(q)$ 的对应变化关系。由图 2 可知,在图像的均匀区域,瞬时变化系数 q 变化较小,但是此时所对应的扩散系数 $c(q)$ 变化却很明显,导致在图像的均匀区域出现较大的扩散,这就是在图像的均匀区域出现板块分区的根本原因。而在图像的边缘区域,瞬时变化系数 q 变化较大,所对应的扩散系数接近于 0,能够保留图像的边缘。由以上分析可知,理想的扩散系数应该是在图像的均匀区域保持极小的变化,使在均匀区域近似于进行各项同性的扩散;而在图像的过渡区域,扩散系数能够较快的衰减以加快整个滤波的过程;而在图像的边缘区域,扩散系数应该接近于 0,达到保留边界的目的。基于这种考虑,本文设想使用双曲正切函数来构造一种新的各项异性扩散系数,具体内容见第 3 章。

$$\begin{cases} \frac{\partial I(x,y,t)}{\partial t} = \text{div}[c(q)\nabla I(x,y,t)] \\ I(x,y,0) = I_0(x,y) \\ \left. \frac{\partial I(x,y,0)}{\partial n} \right|_{\partial\Omega} = 0 \end{cases}, \quad (6)$$

式中 $c(q)$ 为基于双曲正切函数的扩散系数,其具体表达式如下:

$$c(q) = 1 - \tanh(k \cdot (q^2(x,y,t) - q^2)), \quad (7)$$

式中 $q(x,y;t)$ 仍然使用原 SRAD 瞬时变化系数作为边缘检测子, k 表示衰减因子,用于控制扩散

系数衰减的程度。图 3(彩图见期刊电子版)为新的扩散系数与原始 SRAD 模型扩散系数的比较示意图,红色曲线表示原始 SRAD 模型的扩散系数,绿色表示基于双曲正切函数的扩散系数。

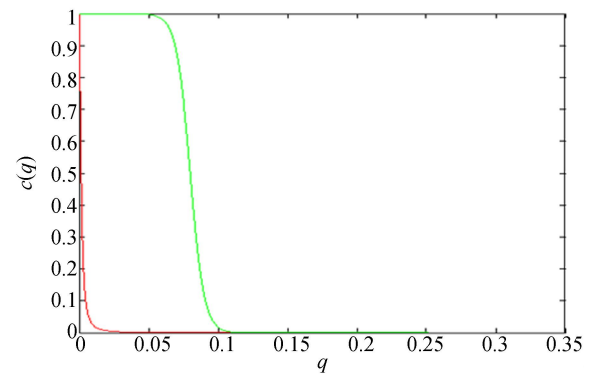


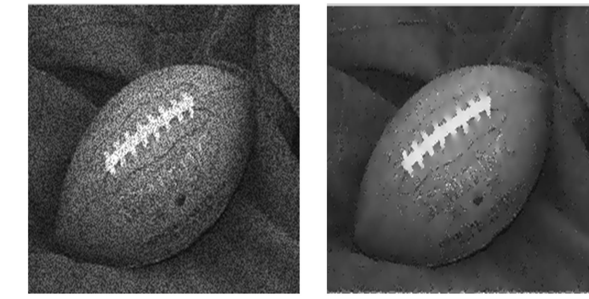
图 3 扩散系数定性对比图
Fig.3 Comparison of diffusion coefficients

由图 3 所示,基于双曲正切函数的扩散系数能够满足滤波实验的要求, $q(t)$ 以扩散门限的形式控制着迭代过程中斑点噪声的尺度,因此对其的准确估值直接影响着 SRAD 算法实际滤波效果,本算法仍采用式(5)对斑点噪声进行估计,但是针对初始门限需要人为设定的问题,算法引用绝对中值偏差来进行初始门限的预估,具体表达式如下:

$$q = \frac{1}{0.6745} \text{MAD} \left(\frac{1}{\sqrt{2}} \frac{|\nabla I|}{I} \right) = \frac{1.4826}{\sqrt{2}} \text{median} \left[\left| \frac{|\nabla I|}{I} \right| = \text{median} \left(\left| \frac{|\nabla I|}{I} \right| \right) \right]. \quad (8)$$

故:

$$q(t) = \frac{1.4826}{\sqrt{2}} \text{MAD} \left(\frac{|\nabla I(t=0)|}{I(t=0)} \right) \exp(-\rho t), \quad (9)$$



(a)噪声图 (b)滤波图
(a) Noised figure (b) Filtered figure

式中, ρ 通常取 $1/6$, $I(t=0)$ 表示初始时刻的图像,即滤波前的原始图像。

3.2 滤波的自适应迭代终止条件

经典的 SRAD 模型需要人为设定迭代次数以终止滤波过程。不同的迭代次数会对滤波效果产生直接的影响,当迭代次数较少时,图像的滤波效果不明显;当迭代次数较多时,更容易使图像的细节信息突出导致边缘模糊,在滤波过程中一般使用平滑指数 (Smoothness Index, SI) 来评估滤波算法对噪声的平滑能力,其具体表达式如下:

$$SI = \frac{\text{Mean}}{\text{std}}, \quad (10)$$

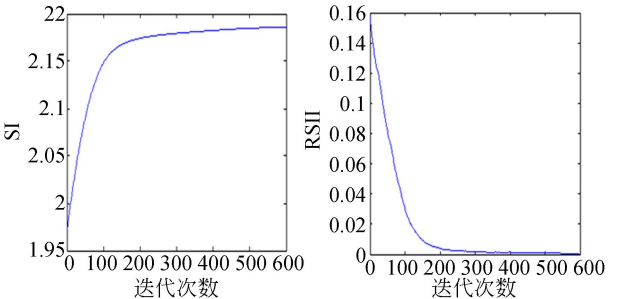
其中,Mean 表示滤波后整幅图像的灰度均值,std 表示滤波后图像的标准差。由公式(10)可知,SI 指数越大,斑点噪声滤波效果越好。随着迭代过程的增加,SI 指数会逐渐变大而趋于稳定。图 4(a)是一幅添加了均值为 0,方差为 0.08 的斑点噪声图,图 4(b)是算法的滤波效果示意图,图 4(c)是滤波实验指数随迭代次数变化的示意图,图 4(d)是相对平滑增量指数随迭代次数变化示意图,定义相对平滑增量 (Relative Smooth Index Increment, RSII)

$$RSII_t = \left| \frac{SI_t - SI_{t-\Delta t}}{SI_{t-\Delta t}} \right| \times 100\%, \quad (11)$$

式中,RSII 表示 t 时刻的 RSII 指数, SI_t 和 $SI_{t-\Delta t}$ 分别为 t 时刻的指数和前一次迭代的指数,由图 4(d)可知,随着迭代次数的增加,指数会逐渐降低,并逐渐趋于稳定,故只需设定一个很小的阈值作为迭代终止条件,即可自动停止滤波过程,具体表示为下式所示:

$$RSII_t \leq \epsilon, \quad (12)$$

式中 ϵ 为一给定的较小的常数,一般取 0.01% 左右。



(c)SI 指数图 (d)RSII 指数图
(c) SI figure (d) RSII figure

图 4 滤波程度指数示意图

Fig.4 Smooth index in the filtering process

3.3 改进 SRAD 模型的离散实现

取离散网格尺寸 $h=1$, 时间步长为 Δt , 迭代次数为 n , 则公式(6)的离散化后的模型表达式可以表示为:

$$I_{i,j}^{t+\Delta t} = I_{i,j}^t + \frac{\Delta t}{4} [c_{i+1,j}^t (I_{i+1,j}^t - I_{i,j}^t) + c_{i,j}^t (I_{i-1,j}^t - I_{i,j+1}^t (I_{i,j+1}^t - I_{i,j}^t) + c_{i,j}^t (I_{i,j-1}^t - I_{i,j}^t))], \quad (13)$$

其中图像像素点 (i,j) 的灰度值的计算表达式如下:

$$\nabla_R I_{i,j}^t = (\frac{I_{i+1,j}^t - I_{i,j}^t}{h}, \frac{I_{i,j+1}^t - I_{i,j}^t}{h}) = (I_{i+1,j}^t - I_{i,j}^t, I_{i,j+1}^t - I_{i,j}^t), \quad (14)$$

$$\nabla_L I_{i,j}^t = (\frac{I_{i,j}^t - I_{i-1,j}^t}{h}, \frac{I_{i,j}^t - I_{i,j-1}^t}{h}) = (I_{i,j}^t - I_{i-1,j}^t, I_{i,j}^t - I_{i,j-1}^t), \quad (15)$$

$$|\nabla I_{i,j}^t|^2 = \frac{1}{2} (|\nabla_R I_{i,j}^t|^2 + |\nabla_L I_{i,j}^t|^2), \quad (16)$$

$$\nabla^2 I_{i,j}^t = I_{i+1,j}^t + I_{i-1,j}^t + I_{i,j+1}^t + I_{i,j-1}^t - 4 I_{i,j}^t, \quad (17)$$

$$q(i,j;t) = \sqrt{\frac{\frac{1}{2}(\frac{|\nabla I_{i,j}^t|}{I})^2 - \frac{1}{16}(\frac{\nabla^2 I_{i,j}^t}{I})^2}{[1 + \frac{1}{4}(\frac{\nabla^2 I_{i,j}^t}{I})^2]^2}}, \quad (18)$$

$\nabla_R I_{i,j}^t, \nabla_L I_{i,j}^t, |\nabla I_{i,j}^t|^2$ 分别表示 t 时刻的右梯度、左梯度和中心标准梯度, $\nabla^2 I_{i,j}^t$ 表示 t 时刻像素点 (i,j) 的拉普拉斯算子, 对斑点噪声的估计如公式(9)所示。

4 实验结果分析

本文所有实验都是在主频为 3.7 GHz, 内存为 4 GB 的 PC 机上进行仿真完成的, 编程环境是 matlab2010。实验中使用本文提出的自适应的滤波迭代终止条件, 首先将时间步长设置为 0.01, 仍使用图 4(a)中所示的噪声图像来进行降噪分析, 图 5(a)为传统 SRAD 模型的滤波效果示意图, 图 5(b)表示使用本文提出的改进算法的滤波效果示意图, k 值取 300。由图 5 可知, 原始的 SRAD 模型有明显的板块分区效应, 形成了伪边缘, 并且对图像的细节信息保护能力较差, 而本文算法则较大程度地改进了这些缺陷, 提高了辨别图像细节信息的能力。为了进一步验证算法的准确性, 使用滤波后的图像与原始图像的峰值信噪比(PSNR)^[11] 和结构相似度(SSIM)^[12] 对滤波的效果进行定量分析, 具体数值如表 1 所示。

由表 1 可知, 本文提出的算法比原始 SRAD 模型使用的较少的迭代次数, 其图像的结构相似度和峰值信噪比均有不同程度的提高。

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{255 \times 255}{MSE}, \quad (19)$$

$$MSE = \frac{1}{N \times M} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M [I(n,m) - \tilde{I}(n,m)]^2, \quad (20)$$

其中, MSE 表示滤波图像与原始图像的均方误差。

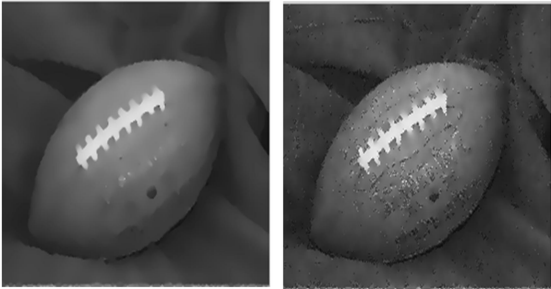
$$l(X,Y) = \frac{2\mu_X\mu_Y + C_1}{\mu_X^2 + \mu_Y^2 + C_1}, \quad (21)$$

$$c(X,Y) = \frac{2\sigma_X\sigma_Y + C_2}{\sigma_X^2 + \sigma_Y^2 + C_2}, \quad (22)$$

$$s(X,Y) = \frac{\sigma_{XY} + C_3}{\sigma_X\sigma_Y + C_3}, \quad (23)$$

$$SSIM(x,y) = l(X,Y) \cdot c(X,Y) \cdot s(X,Y), \quad (24)$$

其中, μ_X, μ_Y 分别表示图像 X 和 Y 的均值, σ_X, σ_Y 分别表示图像 X 和 Y 的方差, σ_{XY} 表示图像 X 和 Y 的协方差, C_1, C_2, C_3 为常数。SSIM 系数在 0 到 1 之间, 系数越大表示滤波效果越好。



(a)SRAD 模型 (b)本文模型
(a) SRAD model (b) Proposed model

图 5 滤波效果对比图

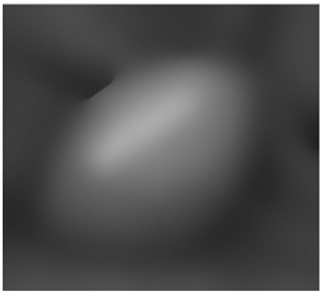
Fig. 5 Comparison of filtering methods

表 1 滤波性能评价表

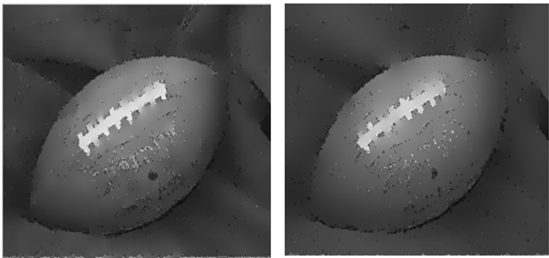
Tab.1 Evaluated results of filtering methods

	Iterations	PSNR/db	SSIM
SRAD model	500	28.52	0.76
Proposed model	350	29.80	0.85

为了进一步验证算法的稳定性, 逐步增大迭代的时间步长, 滤波效果示意图如图 6 所示: 图 6(a)表示传统 SRAD 模型时间步长设置为 0.1 的



(a)SRAD 模型,当 $\Delta t=0.1$ 时
(a) SRAD model when $\Delta t=0.1$

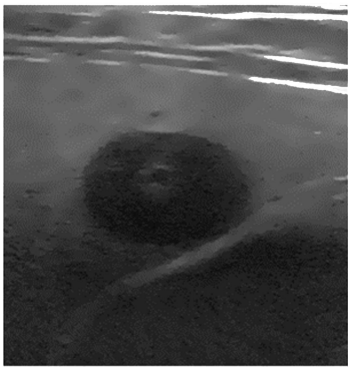


(b)本文模型,当 $\Delta t=0.1$ 时 (c)本文模型,当 $\Delta t=0.5$ 时
(b)Proposed model when $\Delta t=0.1$ (c)Proposed model when $\Delta t=0.5$

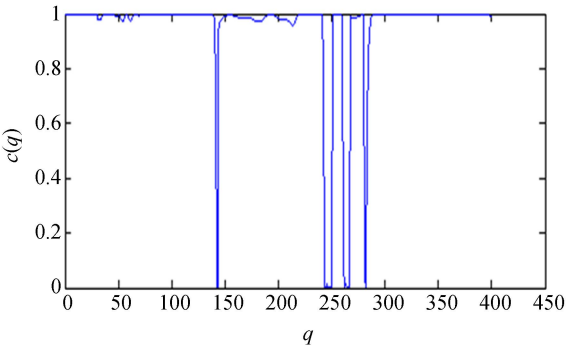
图 6 时间步长变化滤波对比图

Fig. 6 Filtering results with different Δt

滤波效果,而本文提出算法时间步长设置为 0.1 的效果图如图 6(b)所示,图 6(c)表示本文提出算法时间步长设置为 0.5 时的滤波效果图。由图 6 可知,随着迭代时间步长的提高,传统的 SRAD 模型变得极其不稳定,极大的影响了滤波效果,而本文中提出的算法对比传统的 SRAD 模型有较好的稳定性。下面使用超声图像进行实验,首先使用本文提出的改进 SRAD 算法对图 1 进行滤波实验,最后的滤波结果如图 7(a)所示,由图可知,改进的 SRAD 算法消除了原始 SRAD 算法中的块状分区,并且提高了图像细节和弱边界的保持能力,同样的对滤波结束后的 150 列扩散系数进行跟踪,归一化的具体数值如图 7(b)所示,在边缘区域扩散系数为 0,表示边缘区域不进行扩散,在均匀区域,扩散系数为 1,表示进行扩散滤波,验证了算法的有效性。



(a)改进算法滤波图
(a) Filtering result



(b)切面扩散系数示意图
(b) Diffusion coefficient of the section
图 7 改进算法滤波效果示意图

Fig. 7 Filtering result of the proposed method

5 结 论

本文针对传统 SRAD 模型对斑点噪声滤波过程中产生的块状分区,以及对图像细节保持能力不足,迭代次数需要人工设置等问题,引用双曲正切函数,重新构建一种新型的扩散系数,并引入相对平滑增量,自适应的终止滤波迭代过程,并使用绝对偏差中值来估计噪声的初始门限尺度。实验表明,本文提出的方法能够有效消除传统 SRAD 模型产生的块状分区问题,在有效滤波的同时,能够保留图像更多的细节,使滤波图像与原图像相比具有更高的结构相似度,并提高了原始 SRAD 模型对超声图像降噪的有效性和稳定性,是一种有效的斑点噪声降噪方法。

参考文献:

- [1] 汪源源,焦静.改进型脉冲耦合神经网络检测乳腺肿瘤超声图像感兴趣区域[J].光学 精密工程, 2011,19(6):1398-1405.
WANG Y Y, JIAO J. Detection of regions of interest from breast tumor ultrasound images using improved PCNN [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011, 19 (6):1398-1405. (in Chinese)
- [2] 王红玉,冯筠,崔磊,等.应用显著纹理特征的医学图像配准[J].光学 精密工程, 2015, 23 (9):2656-2665.
WANG H Y, FENG J, CUI L, *et al.*. Medical image registration based on salient texture[J].*Opt. Precision Eng.*, 2015, 23(9):2656-2665. (in Chinese)
- [3] 崔珊珊,李琦.基于小波变换的太赫兹数字全息再现像去噪研究[J].红外与激光工程, 2015, (6): 1836-1840.
CUI S S, LI Q. De-noising research on terahertz digital holography based on wavelet transform [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2015, (6):1836-1840. (in Chinese)
- [4] 徐冬,孙蕾,罗建书,等.结合 NAPCA 和复小波变换的高光谱遥感图像去噪[J].红外与激光工程. 2015, (1):327-334.
XU D, SUN L, LUO J S, *et al.*. Denoising of hyper-spectral remote sensing imagery using NAPCA and complex wavelet transform [J]. *Infrared and Laser Engineering*. 2015, (1):327-334. (in Chinese)
- [5] 董雪,林志贤,郭太良,等.基于 LoG 算子改进的自适应阈值小波去噪算法[J].液晶与显示, 2014, 29 (2):275-280.
DONG X, LIN Z X, GUO T L, *et al.*. Improved self-adaptive threshold wavelet denoising analysis based on LoG operator[J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*. 2014, 29 (2):275-280. (in Chinese)
- [6] PERONA P, MALIK J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1990, 12(7):629-639.
- [7] YONG J Y, ACTON S T. Speckle reducing anisotropic diffusion[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2002, 11(11):1260-1270.
- [8] 唐玲,陈明举.基于图像局部方向特性的自适应全变分去噪模型[J].液晶与显示, 2016, 31(5):477-483.
TANG L, CHEN M J. Adaptive directional total variation denoising model based on image local direction[J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2016, 31(5):477-483. (in Chinese)
- [9] 李灿飞,王耀南,肖昌炎,等.用于超声斑点噪声滤波的各向异性扩散新模型[J].自动化学报, 2012, 38(3):412-419.
LI C F, WANG Y N, XIAO CH Y, *et al.*. A New Speckle Reducing Anisotropic Diffusion for Ultrasonic Speckle [J]. *Acta Automatica Sinica*, 2012, 38(3):412-419. (in Chinese)
- [10] 吴俊,汪源源,陈悦,等.基于同质区域自动选取的各向异性扩散超声图像去噪[J].光学 精密工程, 2014, 22(5):1312-1321.
WU J, WANG Y Y, CHEN Y, *et al.*. Speckle reduction of ultrasound images with anisotropic diffusion based on homogeneous region automatic selection [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(5): 1312-1321. (in Chinese)
- [11] 王灿进,石宁宁,孙涛,等.基于光纹特征的激光主动照明图像去模糊[J].光学 精密工程, 2016, 24 (5):1159-1167.
WANG C J, SHI N N, SUN T, *et al.*. Image deblurring for laser active illumination based on light vein features[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2016, 24 (5):1159-1167. (in Chinese)
- [12] WANG Z, BOVIK A C, SHERKH H R, *et al.*. Image quality assessment: From error visibility to structural similarity [J]. *IEEE Trans on Image Processing*, 2004, 13(4):600-612.

作者简介:



许贤泽(1967—)男,湖北京山人,博士,教授,博士生导师,1989年于合肥工业大学获得学士学位,1992年于武汉工业大学获得硕士学位,2002年逾武汉理工大学获得博士学位,主要从事超声医学处理领域研究, E-mail: xxz@whu.

万方数据
edu.cn



徐逢秋(1990—),男,江西丰城人,博士,讲师,2011年和2016年分别获得学士和博士学位,主要从事精密仪器,超声医学图像处理等方面研究, E-mail: hncxu@whu.edu.cn