

分数阶微分加权引导滤波对超声图像的纹理保持

陈晓冬, 吉佳瑞, 盛婧, 金浩, 蔡怀宇

引用本文:

陈晓冬, 吉佳瑞, 盛婧, 等. 分数阶微分加权引导滤波对超声图像的纹理保持[J]. *光学精密工程*, 2020, 28(1): 174–181.

CHEN Xiao-dong, JI Jia-ruì, SHENG Jing, et al. Fractional differential weighted guided filtering for image texture preservation for medical ultrasound[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2020, 28(1): 174–181.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.3788/OPE.20202801.0174>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

结合引导滤波和非线性二阶特征的色调映射方法

Tone mapping method combining guided filtering and nonlinear second-order features

光学精密工程. 2019, 27(7): 1613–1620 <https://doi.org/10.3788/OPE.20192707.1613>

多尺度引导滤波及其在去雾中的应用

Multi-scale guided filter and its application in image dehazing

光学精密工程. 2017, 25(8): 2182–2194 <https://doi.org/10.3788/OPE.20172508.2182>

自适应背景光估计与非局部先验的水下图像复原

Underwater image restoration with adaptive background light estimation and non-local prior

光学精密工程. 2019, 27(2): 499–510 <https://doi.org/10.3788/OPE.20192702.0499>

结合压缩感知和曲波的天文图像去噪

Astronomical image denoising with compressed sensing and curvelet

光学精密工程. 2017, 25(5): 1387–1394 <https://doi.org/10.3788/OPE.20172505.1387>

改进的各向异性扩散方程的超声图像滤波方法

Improved speckle reducing anisotropic diffusion for ultrasound image filtering

光学精密工程. 2017, 25(6): 1662–1668 <https://doi.org/10.3788/OPE.20172506.1662>

文章编号 1004-924X(2020)01-0174-08

分数阶微分加权引导滤波对超声图像的纹理保持

陈晓冬^{1*}, 吉佳瑞¹, 盛 婧¹, 金 浩², 蔡怀宇¹

- (1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院 光电信息技术教育部重点实验室, 天津 300072;
2. 北京华科创智健康科技股份有限公司, 北京 100195)

摘要:医学超声图像是医生诊断人体组织病变的重要依据,而医学超声图像中固有的散斑噪声易造成纹理信息的破坏,影响医生对组织器官的判断,因此,医学超声图像的去噪处理倍受关注。针对目前医学超声图像去噪算法无法保持图像纹理这一局限性,本文提出分数阶微分加权的引导滤波算法。算法首先通过对数变换,将难以去除的散斑噪声转换为加性噪声;再结合分数阶微分算法,根据像素与边缘纹理的相关性设计纹理因子,并使用该纹理因子改进引导滤波方法;最后,通过改进的引导滤波器生成医学超声图像的处理结果。本文对猪胃和猪气管超声图像进行了算法实验,实验结果表明,本文算法相较于经典引导滤波算法,其结构一致性因子提升 20.1%,无参考图像锐化因子提升 3.3%,能够在去除散斑噪声的同时有效保留图像边缘纹理结构,对于医学超声图像具有良好的适用性。

关键词:医学超声图像;保边去噪;引导滤波;分数阶微分;纹理因子

中图分类号:TP391.41 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20202801.0174

Fractional differential weighted guided filtering for image texture preservation for medical ultrasound

CHEN Xiao-dong¹, JI Jia-rui¹, SHENG Jing¹, JIN Hao², CAI Huai-yu¹

- (1. *Key Laboratory of Photoelectric Information, Ministry of Education, School of Precision Instruments and Optoelectronic Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;*
2. *Beijing Huaco Healthcare Technologies Incorporated Company, Beijing 100195, China*)
* *Corresponding author, E-mail: xdchen@tju.edu.cn*

Abstract: Medical ultrasound image is an important basis for doctors to diagnose human tissue lesions. The speckle noise inherent in medical ultrasound images is easy to cause the destruction of texture information, which affects the doctor's judgment on tissues and organs. Therefore, the denoising process of medical ultrasonic images has attracted much attention. In view of the limitation that the current medical ultrasound image denoising algorithm cannot maintain image texture, a fractional differential weighted guided filtering algorithm was proposed. Firstly, the speckle noise was converted into additive noise by logarithmic transformation. Combined with fractional differential algorithm, the texture factor was designed according to the correlation between pixel and edge texture, and the texture factor was used to improve the guided image filtering. Finally, the processing result of the medi-

收稿日期:2019-06-19;修订日期:2019-08-11.

基金项目:十三五支撑计划资助项目(No. 2018YFC0116200, No. 2017YFC0109702)

cal ultrasound image was generated by the improved guided image filtering. In this paper, the ultrasound images of pig stomach and pig trachea were tested. Experimental results indicate that compared with the guided image filtering, the proposed method respectively gets 20.1% and 3.3% advancement for Structural Similarity Index Measurement and Cumulative Probability of Blur Detection. It can satisfy the proposed algorithm can effectively preserve the edge texture structure of the image while removing speckle noise.

Key words: medical ultrasound image; edge-preserving filter; guided image filtering; fractional differential; texture factor

1 引 言

医学超声成像技术以其实时成像、无损探伤、成本低廉^[1-3]等优点,被广泛应用于人体组织和器官的成像检测中,成为目前重要的医学成像方法之一。医学超声图像丰富的纹理信息能够反映出被检测部位的健康状况^[4],是医生判定病情的重要依据。由于超声成像的散射性,其图像中存在大量散斑噪声^[5-6],该噪声与纹理信息的混叠导致图像质量下降。然而传统去噪算法易造成纹理信息的丢失,从而降低医生对病变组织器官的诊断准确率^[7-9]。因此,保持纹理信息的噪声滤除算法对于提高医学超声图像的图像质量具有重要意义^[10-11]。

目前常用的医学超声图像去噪算法大多基于双边滤波和引导滤波。双边滤波算法由 Tomasi 等人^[12]提出,它同时考虑图像的空间临近度与像素相似度以实现保边去噪,但在图像梯度变化大处会出现边缘处的梯度逆转。针对这一问题,He 等人^[13]于 2013 年提出引导滤波算法,该算法虽然能够一定程度上保持边缘,但易造成图像纹理及平滑区域过度模糊的问题,并且可能出现伪边缘;为应对这一问题,Li 等人^[14]提出了方差加权引导滤波,该算法对于伪边缘问题提供了良好的解决思路,但识别边缘位置时存在误差且难以识别纹理区域;为准确识别边缘,龙鹏等人^[15]和谢伟等人^[16]分别提出在加权引导滤波的基础上融合对高频信息较为敏感的 LoG 边缘算子和梯度算子,它们能够更加准确地识别并保护边缘,但由于 LoG 边缘算子与梯度算子都为整数阶微分算子,对图像低频信息的保护性较差,可能导致部分纹理信息更加模糊^[17-18]。

但对于纹理信息丰富的超声图像,上述算法

虽在保边去噪方面均有一定的成效,但因难以分辨细微的纹理差异而可能造成图像细节的丢失,最终导致图像质量下降。为了在去除噪声的同时保留医学超声图像的纹理细节,本文提出一种分数阶微分加权的引导滤波算法。该算法设计基于分数阶微分算法的纹理因子,对引导滤波算法中规整化因子进行自适应调整,以提高纹理和边缘区域的权值,目的是在去除散斑噪声的同时能够保留纹理信息和边缘,改善图像质量。

2 算法设计思路及原理

本文设计一种能够保持纹理信息的分数阶微分加权引导滤波算法,算法流程如图 1 所示。该算法包括五个处理步骤:首先,输入待处理图像和引导图像,同时设置滤波窗口大小、正则化因子和微分阶数;第二,针对散斑噪声的结构特性,通过对数变换将乘性噪声转换为加性噪声;第三,结合分数阶微分算法,根据像素与边缘纹理的相关性构造纹理因子;第四,使用设计的纹理因子对引导滤波的规整化因子进行调节,计算得到适应边缘及纹理区域的特征线性系数,并根据该系数生成滤波结果;最后使用指数变换将结果图从对数域中还原。

2.1 引导滤波

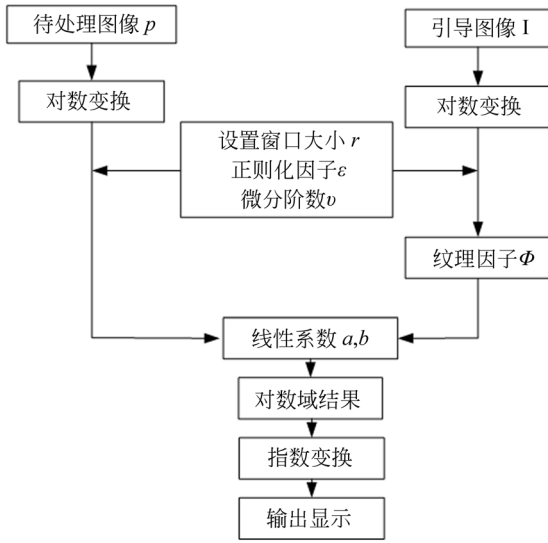
本文算法使用引导滤波算法框架,其原理如下:设引导图像为 \mathbf{I} ,待处理图像为 \mathbf{p} ,输出图像为 \mathbf{q} ,在一个中心像素为 k 的窗口 ω_k 中,局部线性模型可表示为:

$$\mathbf{q}_i = a_k \mathbf{I}_i + b_k, \forall i \in \omega_k, \quad (1)$$

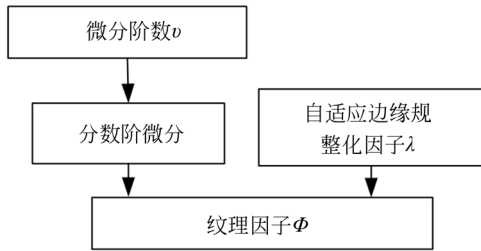
其中 a_k 和 b_k 是线性系数。

为获取线性系数,需最小化式(2):

$$E(a_k, b_k) = \sum_{i \in \omega_k} ((a_k \mathbf{I}_i + b_k - \mathbf{p}_i)^2 + \epsilon a_k^2). \quad (2)$$



(a) 整体流程图
(a) Overall flow chart



(b) 纹理因子计算流程图
(b) Flow chart of texture factor calculation

图 1 算法流程图

Fig. 1 Flow chart of proposed algorithm

最小化式(2)的解为:

$$a_k = \frac{1}{|\omega|} \sum_{i \in \omega_k} I_i p_i - \bar{\mu}_k \bar{p}_k, \quad (3)$$

$$b_k = \bar{p}_k - a_k \bar{\mu}_k, \quad (4)$$

其中: $\bar{\mu}_k$ 和 $\bar{\sigma}_k^2$ 为引导图像窗口 ω_k 中像素的灰度均值与方差; $|\omega|$ 为窗口 ω_k 内像素数目; \bar{p}_k 为输入图像 p 的窗口 ω_k 中像素灰度均值; ϵ 为规整化因子, 其目的为将 a_k 在 $[0, 1]$ 范围内, 防止 a_k 过大造成图像失真。对于灰度平坦区域, a_k 趋近于 0, b_k 趋近于 1, 引导滤波器对于该区域的平滑程度较高。而对于像素变化剧烈的区域, a_k 趋近于 1, b_k 趋近于 0, 引导滤波器对于该区域的平滑程度较低, 图像信息的保持程度较高。

由于引导滤波器中的 ϵ 是人为设定的参数, 用于 a_k 的正则化, ϵ 越大, 对 a_k 的约束越强, 则图像的整体平滑程度越高, 被保留的边缘越少。对

于图像的不同区域, ϵ 的约束效果相同, 因此固定的 ϵ 无法很好地适应不同区域的灰度变化特征。对于引导滤波器来说, 本文希望在灰度平坦的区域取较大的 ϵ 值, 获取更好的平滑效果; 而在非平坦区域取较小的 ϵ 值, 以更好地保持边缘和纹理细节。因此, 本文引入一个纹理因子对 ϵ 进行调节。

2.2 纹理因子

将纹理因子写作 $\Phi(i)$, 用 $\frac{\epsilon}{\Phi(i)}$ 代替 ϵ , 将式(2)转化为式(5):

$$E(a_k, b_k) = \sum_{i \in \omega_k} \left[(a_k I_i + b_k - p_i)^2 + \frac{\epsilon}{\Phi(i)} a_k^2 \right]. \quad (5)$$

像素 i 处的纹理因子 $\Phi(i)$ 如式(6)所示:

$$\Phi(i) = \frac{1}{N} \sum_{i'=1}^N \frac{|Fra_1(i) + \lambda|}{|Fra_1(i') + \lambda|}, \quad (6)$$

其中: N 为图像像素的总数; $Fra_1(i)$ 表示在引导图像中, 中心像素为 i 的分数阶微分滤波窗口的计算结果; i' 取遍引导图像 I 的所有像素, 用 $\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N$

$\frac{1}{|Fra_1(i') + \lambda|}$ 作乘数保证在边缘和纹理区域得到 $\Phi(i) \geq 1$, 平坦区域得到 $0 < \Phi(i) < 1$; λ 为纹理规整化因子, 常取一个较小常数, 其主要作用是防止式(6)的分母或计算结果为 0。除此之外, λ 还负责调节 $\Phi(i)$ 值范围, λ 越大, $\Phi(i)$ 值范围越小, 对 ϵ 的调节力度越小。为了使权值 $\Phi(i)$ 的取值能够符合不同图像的特征, 令 $\lambda = (\text{mean}_{Fra_1, 1})^2$, $\text{mean}_{Fra_1, 1}$ 表示分数阶微分图像的均值。

为在边缘和纹理区域得到较大的纹理因子 $\Phi(i)$ 值, 本文使用分数阶微分算子对引导图像 I 进行处理。为增强算法的抗旋转性能和对边缘及纹理识别的准确度, 本文根据分数阶微分的 Grünwald-Letnikov (GL) 定义^[19], 选取 8 个梯度运算方向, 构造一个 5×5 的分数阶微分模板, 如式(7)所示:

$$Fra_{5 \times 5} = \begin{bmatrix} \omega_2 & \omega_2 & \omega_2 & \omega_2 & \omega_2 \\ \omega_2 & \omega_1 & \omega_1 & \omega_1 & \omega_2 \\ \omega_2 & \omega_1 & \omega_1 & \omega_1 & \omega_2 \\ \omega_2 & \omega_1 & \omega_1 & \omega_1 & \omega_2 \\ \omega_2 & \omega_2 & \omega_2 & \omega_2 & \omega_2 \end{bmatrix}, \quad (7)$$

其中: $\omega_0 = \frac{2}{\nu^2 - 3\nu + 2}$, $\omega_1 = \frac{-\nu}{4\nu^2 - 12\nu + 8}$, $\omega_2 = \frac{\nu}{16(\nu - 2)}$, ν 表示微分阶数, $0 < \nu < 1$ 。

对于医学超声图像,其边缘和纹理细节存在两种结构,一种为灰度快速提升并快速衰减的锯齿状结构,一种为灰度提升后保持灰度小幅度变化后衰减的方波结构。如图 2 所示,以锯齿波和方波信号的 0.5 阶微分为例,不难看出,在锯齿波的斜坡处,分数阶微分值非零,即保留了完整边缘。在方波的平坦段,分数阶微分结果不为零,即纹理区域信息不易丢失。

纹理因子 $\Phi(i)$ 像素 i 处于引导图像的边缘和

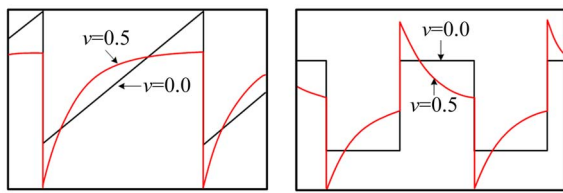


图 2 锯齿波、方波的 0.5 阶微分

Fig. 2 0.5th order differential of sawtooth, square wave

纹理区域的可能性,结合式(5)和式(6)可知,对于边缘和纹理区域的像素,纹理因子 $\Phi(i)$ 大于 1,规整化因子 $\frac{\epsilon}{\Phi(i)}$ 取得较小值;对于平坦区域的像素,纹理因子 $\Phi(i)$ 小于 1,规整化因子 $\frac{\epsilon}{\Phi(i)}$ 取得较大值,以此实现对规整化因子的自适应调整,更好地保留边缘和细节纹理。

3 实验结果及分析

本文搭建一套医用超声内镜数字成像系统,使用该系统对猪胃和气管组织成像,最终上传至上位机的灰度图像大小为 $1\ 024 \times 1\ 024$ 。验证算法效果的实验环境为 Matlab R 2017b,计算机硬件配置为 Inter Core i3-2100 CPU,8 GB 内存。将本文提出的分数阶微分加权的引导滤波算法与近几年保边去噪的方法进行比较,实验结果如图 3 所示。

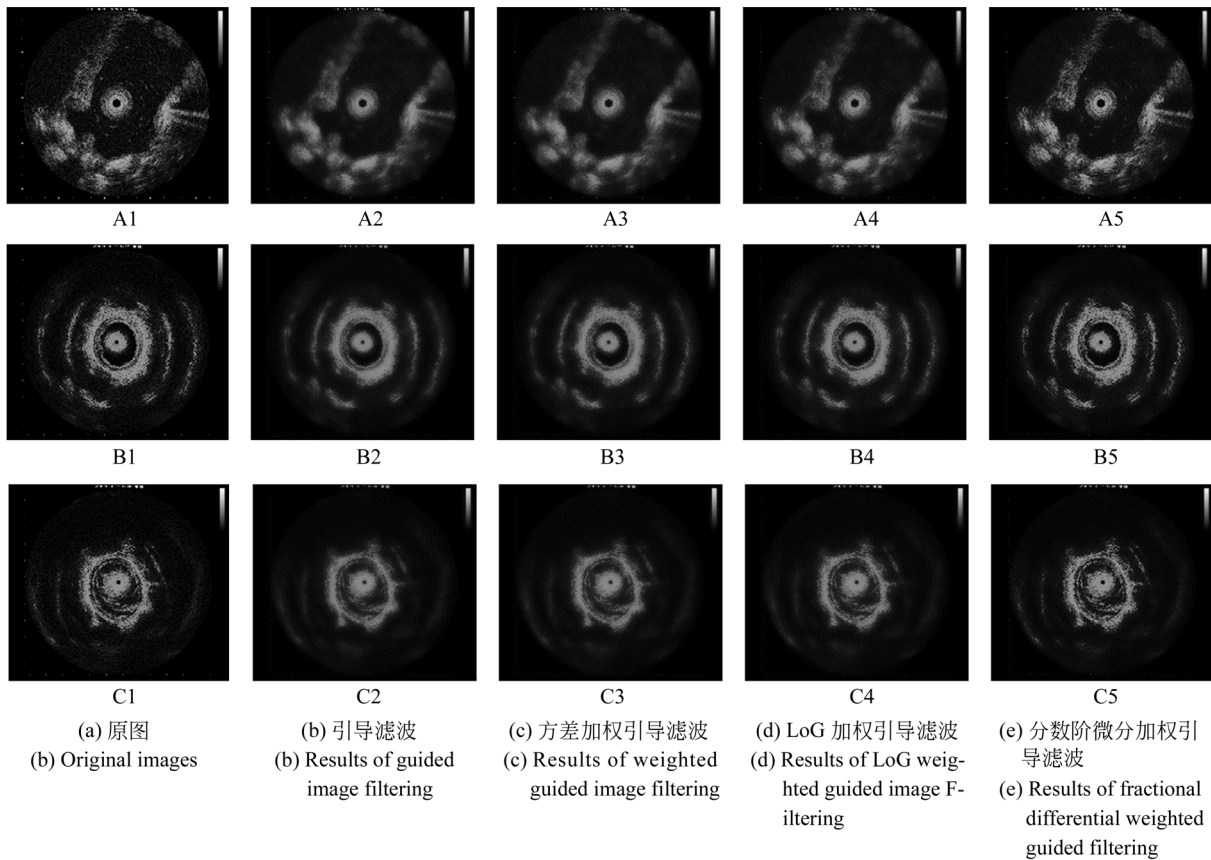


图 3 不同滤波方法对猪胃(A)和猪气管(B,C)进行处理的结果 ($r=15, \epsilon=\frac{1}{32}, \nu=0.5$)

Fig. 3 Results of different filtering methods on pig stomach (A) and pig trachea (B, C) ($r=15, \epsilon=\frac{1}{32}, \nu=0.5$)

从图 3(b)可得,引导滤波算法滤除噪声的效果较为彻底,但造成了组织分层信息的丢失,对视觉效果的影响较大;图 3(c)和图 3(d)分别为方差加权引导滤波算法和 LoG 算子引导滤波算法的处理结果,其结果能够保持部分边缘,但组织分层信息的模糊问题依然存在;而图 3(e)所示的本文算法处理结果能够较为明显地显示猪胃和猪气管的组织分层信息,且组织内壁边缘清晰,图像噪声较小。因此相比于同类算法,分数阶微分加权的引导滤波算法在去除噪声的同时能够较为清晰地保留纹理细节与边缘信息。

针对医用超声图像对于去除噪声以及保持纹理细节和边缘的需求,本文选择结构一致性因子 (Structural Similarity Index Measurement,

SSIM)^[20]以及无参考图像锐化因子(Cumulative Probability of Blur Detection, CPBD)^[21]两种图像评价因子对本文算法进行客观评价。SSIM 是一种全参考的图像质量评价指标,它结合人眼的视觉特性,分别从亮度、对比度、结构三方面对算法进行衡量,其值越大,表明算法在去噪效果好的基础上能够保持更好的结构一致性。CPBD 是无参考的图像质量评价指标,它可以反映出边缘和纹理细节的清晰度,其值越大,表明边缘和纹理区域越清晰。

用 SSIM 和 CPBD 对图 3 所示的 3 幅图像以及它们的处理结果进行客观参数评价,结果见表 1~表 2。

表 1 不同算法的 SSIM 对比

Tab. 1 SSIM comparison of different algorithms

图像	原图	引导滤波	方差加权引导滤波	LoG 加权引导滤波	分数阶微分加权引导滤波
A	1	0.638	0.642	0.667	0.823
B	1	0.709	0.714	0.732	0.832
C	1	0.721	0.724	0.739	0.829
平均	1	0.689	0.6930	0.713	0.825

由表 1 中数据可知,本文提出的分数阶微分加权引导滤波算法的 SSIM 高于其他 3 种算法,这说明该算法能够在保持亮度、对比度和结构的情况下有效去除噪声,相对于目前已广泛应用的引导滤波,本文算法的 SSIM 提升了 20.1%。对表 2 中的数据进行分析可知,总体来说,本文算法的 CPBD 值高于表中其他算法。图 3 中图像 A 中的边缘和纹理细节与噪声亮度相差较小,清晰度较低,经过表中 4 种算法处理后,边缘和纹理区域的清晰度都得到了一定程度的增强,其中本文算法的增强效果最好;图 3 中图像 B 和图 3 中图像 C 中的边缘和纹理细节与噪声亮度相差较大,清晰度较高,经过表中的算法处理后,本文算法对清晰度的保持效果优于其它 3 种算法。相对于目

表 2 不同算法的 CPBD 对比

Tab. 2 CPBD comparison of different algorithms

图像	原图	引导滤波	方差加权引导滤波	LoG 加权引导滤波	分数阶微分加权引导滤波
A	0.741	0.752	0.753	0.752	0.758
B	0.850	0.780	0.784	0.790	0.815
C	0.880	0.779	0.783	0.792	0.814
平均	0.824	0.770	0.773	0.778	0.796

前已经广泛应用的引导滤波,本文算法的 CPBD 提升了 3.3%。

由于在单次实验中,参数 r 和 ϵ 的变化较为单一,为了观察参数设置和保边平滑效果间的规律,进行了批量对比实验。实验分别选取 3 组参数对图 3 中图像 A 进行处理:选取 $\epsilon = \frac{1}{32}, \nu = 0.5$, 观察 r 变化;选取 $r = 15, \nu = 0.5$, 观察 ϵ 变化;选取 $r = 15, \epsilon = \frac{1}{32}$, 观察 ν 变化。同时绘制其 SSIM 和 CPBD 变化的曲线图,如图 4 所示(彩图见期刊电子版)。

从图 4(a)、图 4(b)、图 4(c)中不难看出,对于 3 种变化情况来说,本文算法能够在不同参数下

皆取得较高的 SSIM 值。图 4(d) 显示出,窗口 r 较小时,本文算法的 CPBD 值高于其他算法,而随着窗口 r 的增大,不同算法的 CPBD 值逐渐趋于平稳;图 4(e) 显示出,不同算法的 CPBD 值随 ϵ 的增大出现不同程度的减小,本文算法的减小趋

势远小于其他算法;而图 4(f) 显示出,本文算法的 CPBD 值虽会随着微分阶数的增大出现小范围的波动,但始终高于其他算法。因此,本文算法在结构相似性和边缘清晰度的保持方面占有优势。

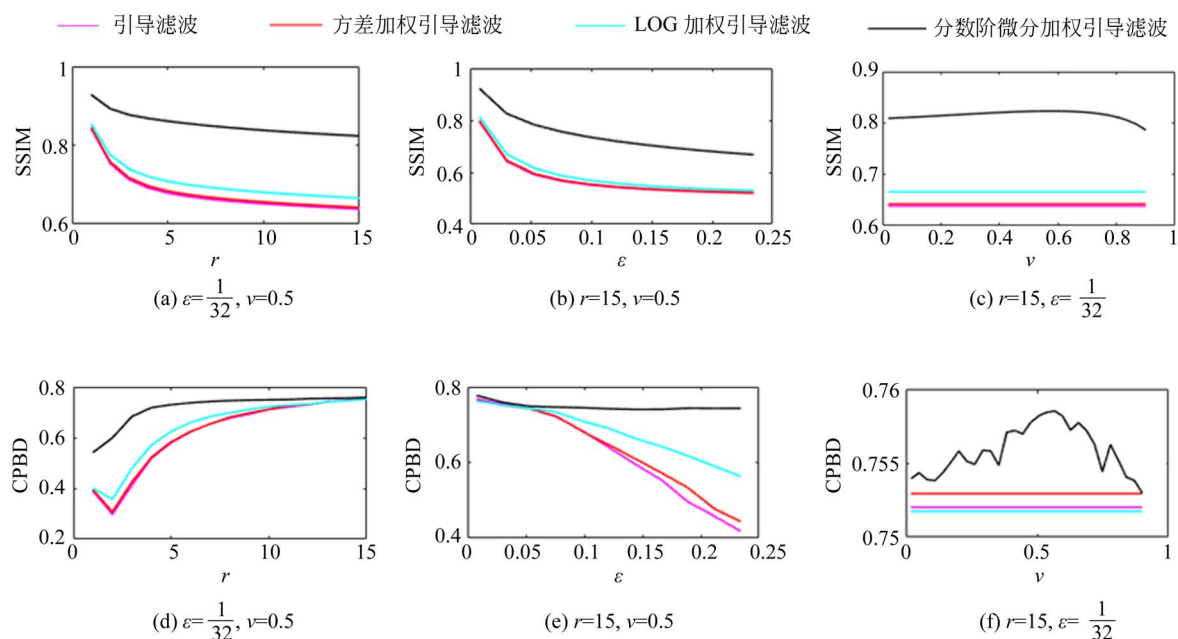


图4 SSIM和CPBD变化曲线

Fig. 4 Curves of SSIM and CPBD

4 结论

针对目前医学超声图像去噪算法存在的图像纹理细节易丢失的问题,本文提出了分数阶微分加权的引导滤波算法。该算法利用分数阶微分对纹理信息和边缘的高敏感度构造纹理因子,使用纹理因子对引导滤波器进行自适应调节,用改进

的引导滤波器处理图像,实现了去除散斑噪声的同时保留纹理信息和边缘。实验结果表明,与经典引导滤波、方差加权引导滤波、LoG算子改进的引导滤波相比,本算法能够在去除噪声的同时,更加有效地保持边缘和纹理区域清晰度,相对于目前已广泛应用的引导滤波算法,本文算法的SSIM提升了20.1%,CPBD提升了3.3%。因此,对医学超声图像具有良好的适用性。

参考文献:

[1] 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 selec-

tion[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(5): 1312-1321. (in Chinese)

[2] DEI K, BYRAM B. A robust method for ultrasound beamforming in the presence of off-axis clutter and sound speed variation [J]. *Ultrasonics*, 2018, 89: 34-45.

[3] WANG Y G, ZHENG C C, PENG H, et al.. An adaptive beamforming method for ultrasound ima-

- ging based on the mean-to-standard-deviation factor [J]. *Ultrasonics*, 2018, 90: 32-41.
- [4] 许贤泽, 赵文成, 徐逢秋, 等. 改进的各向异性扩散方程的超声图像滤波方法[J]. *光学 精密工程*, 2017, 25(6): 1662-1668.
- XU X Z, ZHAO W CH, XU F Q, *et al.*. Improved speckle reducing anisotropic diffusion for ultrasound image filtering[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2017, 25(6): 1662-1668. (in Chinese)
- [5] KHAN A H, AL-ASAD J F, LATIF G. Speckle suppression in medical ultrasound images through Schur decomposition[J]. *IET Image Processing*, 2018, 12(3): 307-313.
- [6] MAFI M, TABARESTANI S, CABRERIZO M, *et al.*. Denoising of ultrasound images affected by combined speckle and Gaussian noise[J]. *IET Image Processing*, 2018, 12(12): 2346-2351.
- [7] BONNY S, CHANU Y J, SINGH K M. Speckle reduction of ultrasound medical images using Bhattacharyya distance in modified non-local mean filter [J]. *Signal, Image and Video Processing*, 2019, 13(2): 299-305.
- [8] IQBAL N, SALEEM S, JEHAN W, *et al.*. Reduction of speckle noise in medical images using stationary wavelet transform and fuzzy logic[C]. 2017 *International Symposium on Recent Advances in Electrical Engineering (RAEE)*, October 24-26, 2017. *Islamabad, New York, USA: IEEE*, 2017.
- [9] LI Y L, WINETRAUB Y, LIBA O, *et al.*. Optimization of the trade-off between speckle reduction and axial resolution in frequency compounding[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2019, 38(1): 107-112.
- [10] 张聚, 王陈, 程芸. 小波与双边滤波的医学超声图像去噪[J]. *中国图象图形学报*, 2018, 19(1): 126-132.
- ZHANG J, WANG CH, CHENG Y. Despeckling for medical ultrasound images based on wavelet and bilateral filter [J]. *Journal of Image and Graphics*, 2018, 19(1): 126-132 (in Chinese).
- [11] SA-ING V, VORASAYAN P, SUWANWELA N C, *et al.*. Multiscale adaptive regularisation Savitzky-Golay method for speckle noise reduction in ultrasound images[J]. *IET Image Processing*, 2018, 12(1): 105-112.
- [12] TOMASI C, MANDUCHI R. Bilateral filtering for gray and color images[C]. *Proc of the 6th International Conference on Computer Vision*, 1998: 839-846.
- [13] HE K M, SUN J, TANG X O. Guided image filtering[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2013, 35(6): 1397-1409.
- [14] LI Z G, ZHENG J H, ZHU Z J, *et al.*. Weighted guided image filtering[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2015, 24(1): 120-129.
- [15] 龙鹏, 鲁华祥. LoG 边缘算子改进的加权引导滤波算法[J]. *计算机应用*, 2015, 35(9): 2661-2665.
- LONG P, LU H. Weighted guided image filtering algorithm using Laplacian-of-Gaussian edge detector [J]. *Journal of Computer Applications*, 2015, 35(9): 2661-2665. (in Chinese)
- [16] 谢伟, 周玉钦, 游敏. 融合梯度信息的改进引导滤波[J]. *中国图象图形学报*, 2016, 21(9): 1119-1126.
- XIE W, ZHOU Y Q, YOU M. Improved guided image filtering integrated with gradient information [J]. *Journal of Image and Graphics*, 2016, 21(9): 1119-1126. (in Chinese)
- [17] ZHUANG Z M, LEI N H, JOSEPH RAJ A N, *et al.*. Application of fractal theory and fuzzy enhancement in ultrasound image segmentation[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2019, 57(3): 623-632.
- [18] CAO T, WANG W X. Depth image enhancement and detection on NSCT and fractional differential [J]. *Wireless Personal Communications*, 2018, 103(1): 1025-1035.
- [19] 修春波, 李欣. 融合分数阶微分边缘特征的自适应跟踪方法[J]. *光学 精密工程*, 2019, 27(1): 241-250.
- XIU CH B, LI X. Adaptive tracking method with fractional differential edge feature[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2019, 27(1): 241-250. (in Chinese)
- [20] WANG Z, BOVIK A C, SHEIKH H R, *et al.*. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity[J]. *IEEE Transactions on*

Image Processing, 2004, 13(4): 600-612.

- [21] NARVEKAR N D, KARAM L J. A No-reference image blur metric based on the cumulative proba-

bility of blur detection (CPBD)[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2011, 20(9): 2678-2683.

作者简介:



陈晓冬(1975—),男,浙江人,研究生学历,教授,博士生导师,1996年于天津大学获得学士学位,2002年于天津大学获得博士学位,现为天津大学精密仪器与光电子工程学院教授,主要从事光电成像与检测技术方向的研究。
E-mail: xdchen@tju.edu.cn



吉佳瑞(1994—),女,河南人,学生,2017年于天津大学获得学士学位,现为天津大学精密仪器与光电子工程学院硕士研究生,主要从事超声内镜图像处理的研究。E-mail: jijiarui@tju.edu.cn