

文章编号:1007-2780(2015)02-0310-07

一种改进的各向异性扩散超声图像去噪算法

王亚强*,陈 波

(西南科技大学 计算机科学与技术学院,四川 绵阳 621010)

摘要:针对传统的各向异性扩散算法中扩散系数函数的平滑效果不好,扩散过程中扩散门限 K 的选取依靠经验确定,扩散过程对图像细节保护不足的问题,提出了一种改进的各向异性扩散算法。介绍了几种当前比较典型的各向异性扩散去噪算法;在典型算法分析的基础上提出了一种基于自适应中值滤波的改进扩散模型;根据扩散系数应满足的 3 个条件及经典的扩散系数函数,提出了改进的扩散模型中的改进扩散系数函数;提出了一种扩散门限 K 的自适应选取的方法。通过在改进的扩散模型中使用改进的扩散系数函数并结合扩散门限 K 的自适应选取,对超声图像进行去噪。实验结果表明,所提算法优于 PM 模型、Catté 模型、王常虹算法等,去噪后图像的 FOM 值比 PM 模型高出 3.34%,PSNR 值比 PM 模型高出 0.250 6。该算法在去除散斑噪声的同时有效保护了图像的细节及边缘,有助于医务人员对患病区域的准确诊断。

关 键 词:各向异性扩散;自适应中值滤波;扩散系数;扩散门限;超声图像

中图分类号:TP391.41 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/JYXS20153002.0310

Improved anisotropic diffusion ultrasound image denoising algorithm

WANG Ya-qiang*, CHEN Bo

(School of Computer Science and Technology, Southwest University
of Science and Technology, Mianyang 621010, China)

Abstract: In the traditional anisotropic diffusion algorithm, for the result of the smoothing effect of diffusion coefficient function is not good, the value of diffusion threshold K relying on the experience and the protection of image details is inadequate in the diffusion process. To solve above problems, an improved anisotropic diffusion algorithm is put forward. First, several current typical anisotropic diffusion denoising algorithms are introduced. Then, an improved diffusion model which based on adaptive median filtering is put forward on the basis of typical algorithm analysis. And then, an improved diffusion coefficient function in improved diffusion model is put forward according to three conditions which the diffusion coefficient function should satisfy and the classical diffusion coefficient function. Finally, a method of adaptive selection of the diffusion threshold K is put forward. The algorithm removes noise in ultrasound images by using the improved diffusion coefficient function in the modified diffusion model and combining adaptive selection of the diffusion threshold. The experimental results show that the proposed algorithm outperforms the PM model, Catté model, the Wang Changhong algorithm etc. The FOM value of the denoised image is 3.34% higher than that of the PM model and

收稿日期:2014-04-28;**修订日期:**2014-06-03.

基金项目:国家自然科学基金资助项目 (No. 61202044); 四川省科技创新苗子工程项目 (No. 20132022)

* 通信联系人, E-mail: wangyaqiang1314@163.com

PSNR value is 0.250 6 higher than the PM model. The algorithm effectively removes speckle noise and at the same time protects image details and edges effectively and it contributes to accurate diagnose of the diseased area for medical personnel.

Key words: anisotropic diffusion; adaptive median filtering ; diffusion coefficient; diffusion threshold; ultrasound image

1 引言

超声医学图像是通过接收散射回波信号的相干波而产生的,超声图像的这种产生机制,使得图像中难免会有噪声存在。超声图像中的噪声主要是散斑噪声,噪声的存在严重降低了图像的质量^[1],使医生难以分辨出超声图像的细微特征,影响医生对病人的诊断,因此消除噪声是超声图像重要的预处理环节。

为了降低散斑噪声,学者们提出了许多可行的方案,超声图像主要的去噪方法包括中值滤波^[2]、自适应中值滤波、基于小波的变换和偏微分方程去噪等方法。中值滤波根据图像的局部统计特征来进行滤波,这种方法由于对所有像素都采用相同的处理方法,因此它在图像细节保护上并不好。自适应中值滤波是在中值滤波的基础上进行的改进,它能够很好地去掉噪声,并且对于图像细节和边缘的保持都要优于中值滤波。基于小波变换的方法关键是小波变换尺度和阈值的确定。文献[3]和文献[4]提出了两种改进的小波去噪算法。偏微分方程去噪包括变分和分数阶等偏微分方法,各向异性扩散也属于偏微分方程方法,基于偏微分方程的去噪由于其对边缘及细节等的保护很好在去噪算法中得到了广泛的研究与应用^[5-6]。1990 年 Perona 和 Malik^[7]提出了基于热扩散方程的各向异性扩散算法,由于该方法在去除噪声的同时能很好地保护边缘,因此该算法得到了广泛的应用。

Perona-Malik 扩散模型的提出引发了研究人员对各向异性扩散算法的研究热潮^[8-9]。1992 年,Catte 等人对 PM 模型进行了改进,提出了 Catte 模型^[10],解决了 PM 模型中存在的问题,并在理论上证明了该模型满足解的适定性。之后又有许多学者提出 PM 模型的改进算法,如 2002 年,Yu 和 Acton 提出了 SRAD 模型^[11],2011 年王常虹提出了改进的各向异性扩散算法即王常虹

算法^[12]等。

本文在研究 PM 模型和 Catte 模型的基础上,提出了将自适应中值滤波与各向异性扩散相结合的扩散模型。该模型将自适应中值滤波引入到 Catte 模型中,同时改进新模型中的扩散系数,将二阶微分算子引入到扩散系数中,以使扩散过程中能保留更多的纹理细节,并提出了自适应选取扩散门限 K 的方法,得到很好的去噪效果。

2 传统各向异性扩散模型

2.1 经典的 PM 模型

针对各向同性扩散在去噪的同时会模糊图像的边缘,1990 年,Perona 和 Malik 在传统的扩散方程的基础上,提出了基于非线性偏微分方程的新模型即各向异性扩散模型。

Perona 和 Malik 提出的各项异性扩散模型如下:

$$\begin{cases} \frac{\partial I(x,y,t)}{\partial t} = \text{div}(c(|\nabla I|) \cdot \nabla I) \\ I(x,y,0) = I_0 \end{cases}, \tag{1}$$

式中:div 是散度算子, ∇ 为梯度算子, $\|$ 表示幅度, $c(|\nabla I|)$ 为扩散系数方程, I_0 为初始图像, t 为引入的时间算子,表示降噪过程与扩散持续时间有关。Perona 等给出了扩散系数函数的两种经典的选择:

$$c(|\nabla I|) = \frac{1}{1+(|\nabla I|/K)^2}, \tag{2}$$

$$c(|\nabla I|) = \exp[-(|\nabla I|/K)^2], \tag{3}$$

其中, K 为梯度阈值也就是扩散门限, ∇I 表示图像 I 的梯度,当 ∇I 远大于梯度阈值 K 时,则 $c(|\nabla I|)$ 趋于 0,扩散过程被抑制;而 ∇I 远小于梯度阈值 K 时,那么 $c(|\nabla I|)$ 趋于 1,则扩散过程被加强。

式(1)中的方程需要离散化之后,才能应用于图像去噪过程,其离散化形式如下:

$$I_{x,y}^{t+1} = I_{x,y}^t + \lambda(c_n \cdot \nabla_n I + c_s \cdot \nabla_s I + c_e \cdot \nabla_e I + c_w \cdot \nabla_w I)_{x,y}^t. \tag{4}$$

PM 模型还有一些缺点^[13],第一,PM 模型本身在数学上是一个病态的方程,不能保证解的存在性和唯一性;第二,PM 模型对于孤立的噪声点及强噪声去噪效果不好,有时不仅不能消除噪声,反而会增强噪声。

2.2 Catte 模型

为了解决 PM 模型的不足,Catte 等人于 1992 年提出了改进的 PM 模型,本文称为 Catte 模型,该模型中首先使用高斯滤波对图像进行高斯平滑,采用平滑后的梯度模代替原始图像的梯度模,优化后的模型如下:

$$\begin{cases} \frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}[c(|\nabla G_\sigma * I|) \cdot \nabla I] \\ I(t=0) = I_0 \end{cases}, \quad (5)$$

其中: G_σ 是标准差为 σ 的高斯函数,“ $*$ ”表示卷积。使用高斯平滑后的梯度模控制扩散的过程,克服了 PM 模型对噪声的敏感性,每次迭代先用高斯平滑对图像加以滤波,降低图像中强噪声的梯度,在消除噪声的同时又能保护边缘,这对于强噪声也能很好的去噪。Catte 等人还证明了该模型是适定的,确保了扩散过程的稳定性。

虽然 Catte 模型获得了很好的去噪效果,但是模型中采用高斯平滑进行滤波,它不仅破坏了各向异性扩散的本质,而且会导致图像的结构偏离原始位置,边缘模糊性加大,此外,参数 σ 的选取也是该模型的一个难点^[14],且 σ 趋于 0 时,模型变的不稳定。

2.3 王常虹算法

针对 PM 模型中各项异性扩散存在的不足,王常虹等于 2011 年提出了一种改进的扩散方法,本文称为王常虹算法,该算法首先使用多方向中值滤波对图像进行处理,然后使用归一化的局部方差和图像梯度组成的扩散系数对图像进行扩散去噪。算法中改进的扩散系数如下:

$$c(|\nabla I(x,y)|) = \exp[-\sigma_0^2(x,y) \cdot |\nabla I(x,y)|], \quad (6)$$

其中, $\sigma_0^2(x,y)$ 表示归一化的局部方差。从扩散系数中可以看出该函数中没有 PM 模型中的扩散门限 K ,这就避免了 PM 模型中的扩散门限 K 选取困难的缺点。

该算法虽然克服了 PM 模型中梯度阈值 K 的选取难题,达到了一定的去噪效果,但该算法仍然存在一定的缺陷,图像归一化局部方差没有考虑图像局部对整体图像的影响,不能够很好地表

现细节,此外,该方法仅仅考虑了四方向的扩散,容易丢失图像细节及产生虚假边缘。

3 改进的各向异性扩散去噪算法

针对以上分析,本文在 PM 模型和 Catte 模型的基础上,提出了改进的扩散系数,并将 Catte 模型中的高斯滤波用自适应中值滤波代替,结合改进的扩散系数函数进行扩散,同时使用自适应的扩散门限 K ,避免了 PM 模型和 Catte 模型中 K 的选取依靠经验确定的缺点。

3.1 引入自适应中值滤波改进扩散模型

针对 Catte 模型中高斯平滑会导致图像的结构偏离原始位置的缺点,文献[15]提出了使用中值滤波与各向异性相结合的方法,但是该算法中并没有改进扩散函数,此外,中值滤波虽然有较好的细节及边缘保护能力,但是中值滤波也有一定的缺点,它对所有像素点采用同样的处理方法,这样会在滤除噪声的同时改变像素点中的真实值,从而引入误差,进而不能很好地保护图像细节信息,此外,中值滤波的效果受滤波窗口的大小影响很大,采用固定的滤波窗口很难达到理想效果。

本文基于中值滤波的优缺点,使用自适应中值滤波代替中值滤波,从而避免了中值滤波对图像细节及边缘保护的不足。该自适应中值滤波根据图像的特点自适应地选取滤波窗口的大小,从最初的 3×3 到 7×7 ,使用 3 种滤波窗口来进行滤波,达到了很好的消除噪声的目的,同时也增强了对高斯噪声和均匀分布的噪声的去除效果,对图像细节和边缘保护的效果要优于中值滤波,改进后的模型如下:

$$\begin{cases} \frac{\partial I(x,y,t)}{\partial t} = \text{div}[c(|\nabla(\text{AMF} * I)|) \cdot \nabla I] \\ I(x,y,0) = I_0 \end{cases}, \quad (7)$$

其中:AMF 表示自适应中值滤波,其他参数同 PM 模型的相同。

3.2 改进扩散系数函数

PM 模型中扩散系数 $c(|\nabla I|)$ 的改进,要满足以下 3 点^[16]:

- (1) $c(|\nabla I|)$ 是以 $|\nabla I|$ 为自变量的减函数,并且 $c(|\nabla I|) > 0$;
- (2) $|\nabla I| \rightarrow \infty$ 时, $c(|\nabla I|) = 0$;
- (3) $|\nabla I| \rightarrow 0$ 时, $c(|\nabla I|) = 1$ 。

在 PM 模型扩散函数的两种经典选择中,本文选用式(2)为参考依据,并在此基础上进行改进,为使扩散方程对图像的细节信息更加敏感,更好的保持图像的细节和纹理信息,本文根据以上扩散系数应满足的 3 个条件,提出如下扩散系数:

$$c(|\nabla I|) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla I| + |\Delta I|}{K} \right)^2}, \quad (8)$$

式中: Δ 表示拉普拉斯算子,其余的参数与 PM 模型的相同,在 PM 模型中仅仅使用了 ∇I 来对图像进行扩散,这难免会使图像在细节方面有所缺失,而式(8)综合利用了图像的一阶和二阶微分算子,这使得在扩散过程中能够更好地捕捉到超声图像的尖峰线条等细微特征,从而使扩散过程避免了对这些细微特征的平滑,以此来保护超声图像的特征和细节,达到了很好的扩散效果。

3.3 扩散门限 K 的自适应选取

由 2.1 节可知,扩散门限 K 的选取直接关系到超声图像的去噪效果,各向异性扩散在每次迭代之后图像的梯度都会降低,如果扩散门限 K 采用常数,就会使得超声图像的平滑和保边效果下降,因此,要自适应的选取扩散门限 K ,使其随着迭代的进行自适应的减少以符合扩散过程。

由上述分析可知扩散门限 K 是一个减函数,它又称为梯度阈值。信噪比表征了图像有用信息和噪声方差的比值,在每次迭代之后图像信噪比都会增加,因此将图像信噪比作为分母则可以构造一个减函数,而图像最大最小灰度值的差值则表明了一幅图像中像素的整体跨度,也即是图像的最大梯度。故本文采用信噪比和图像最大最小灰度值来自适应的选取扩散门限 K ,信噪比的定义如下:

$$\text{SNR} = 10 \times \lg \left(\frac{\sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J [I(i,j)]^2}{\sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J [I(i,j) - \bar{I}(i,j)]^2} \right) \quad (9)$$

其中: $I(i,j)$ 为待估计的图像, $\bar{I}(i,j)$ 无噪声源图像。

由于每次迭代之后图像信噪比都会增加,且图像的最大梯度也会改变,因此采用每次迭代后图像的最大梯度与图像信噪比的比值能正确反映图像中梯度的变化,而梯度阈值 K 正应该是随着图像梯度变化而变化的,因此本文采用的扩散门

限 K 的表达式如下:

$$K = \frac{0.5 \times (I_{\max} - I_{\min})}{\text{SNR}}, \quad (10)$$

其中: $I_{\max}$ 和 $I_{\min}$ 是超声图像最大和最小灰度值。 0.5 是控制比值变化的权重系数。

4 实验结果与评价

4.1 算法评价指标

为了从客观上评价算法的去噪性能,本文引入以下两个评价降噪效果的标准:

4.1.1 峰值信噪比 PSNR

为衡量超声图像去噪后与原始图像的逼近程度,可采用峰值信噪比作为评价指标,图像峰值信噪比的定义如下^[17]:

$$\text{PSNR} = 10 \lg \frac{L^2 \times M \times N}{\sum_{i,j} [u(i,j) - \hat{u}(i,j)]^2}, \quad (11)$$

其中: M, N 表示图像的行和列数, $u(i,j)$ 和 $\hat{u}(i,j)$ 分别是原始图像和去噪后的图像, L 是图像中灰度的取值范围,对于 8 bit 的灰度图像而言 $L = 255$ 。峰值信噪比越大表示去噪后的图像越接近于原始图像。

4.1.2 品质因数 FOM

一个好的去噪算法,应该在去噪的同时尽量保留图像的边缘特征,可以使用 FOM 来估计边缘位置的准确性^[18],FOM 的定义如下:

$$\text{FOM} = \frac{1}{I_N} \sum_{i=1}^{I_A} \frac{1}{1 + \alpha \cdot d_i^2}, \quad (12)$$

其中: $I_N = \max(I_I, I_A)$, I_I 和 I_A 分别代表理想和实际边缘分布图上的点数, α 是比例常数,一般设 $\alpha = 1/9$; d 是实际边缘点离理想边缘线的法线距离(在数字图像中, d 可认为是实际边缘点离最近理想边缘点的距离)。FOM 是归一化的,范围是 $[0, 1]$,对于完善检测的边缘 $\text{FOM} = 1$ 。

4.2 实验结果

为验证本文算法对图像处理的有效性和适用性,本文分别使用超声肾脏图像和超声心脏图像以及标准 Lena 图像进行了 3 组对比实验,实验使用 Matlab 对图像进行仿真。

第一组为超声肾脏图像如图 1,图像大小为 256×256 像素,分别采用了 PM 模型、Catte 模型、王常虹算法、MFPM 算法及本文算法对加入散斑噪声的图像(图 1(a))进行了处理,散斑噪声的均值

为 0, 方差为 0.05, 滤波的结果如图 1(b)~图 1(f), 各去噪算法的评价指标见表 1。

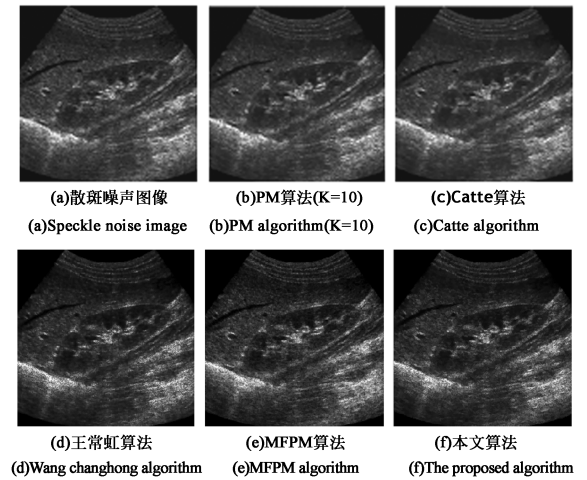


图 1 超声肾脏各种去噪方法效果对比
Fig. 1 Ultrasonic kidney various denoising method effect comparison

由图 1 可以看出, 各算法在一定程度上抑制了散斑噪声, 但本文算法在视角效果上优于以上各种算法, 表 1 的定量计算也表明了本文算法相对于其他算法在去噪的同时更好地保护了图像细节及边缘。

表 1 超声肾脏各去噪算法评价指标对比		
Tab. 1 Ultrasonic kidney various denoising method comparison of evaluation indexes		
算法	FOM	PSNR
PM 算法	0.883 1	27.073 5
Catte 算法	0.897 9	27.161 5
王常虹算法	0.897 3	27.108 5
MFPM 算法	0.903 5	27.257 5
本文方法	0.912 6	27.324 1

第二组为超声心脏图像如图 2, 实验中采用与上一次实验相同的去噪方法, 以便进行对比, 散斑噪声均值为 0, 方差为 0.05, 各算法的滤波结果如图 2(b)~图 2(f), 各算法的评价指标见表 2。

由图 2 可以看出, MFPM 算法在抑制噪声的同时, 细节的保护较弱, 这是由于中值滤波对所有像素点都取中值改变了原始像素的大小, Catte 算法视角效果较好, 但是边缘及细节部分模糊了,

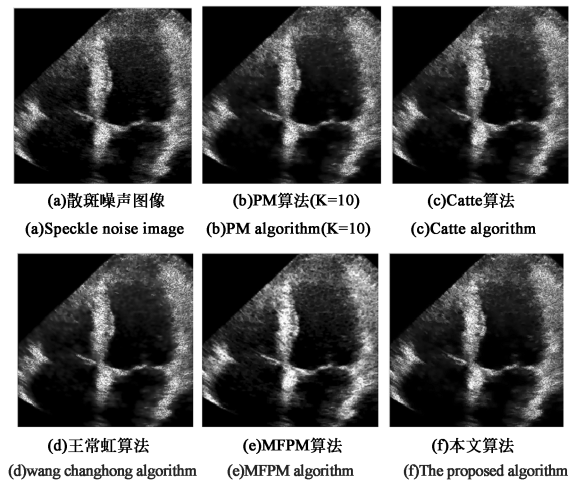
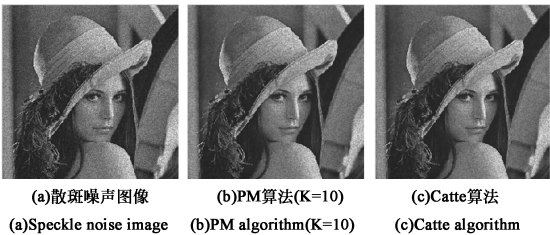


图 2 超声心脏各种去噪方法效果对比
Fig. 2 Ultrasonic cardiac various denoising method effect comparison

这是高斯滤波产生的影响, 而本文算法在细节及边缘的保护上都达到了很好的效果, 表 2 的定量计算也表明了本文算法优于以上各种去噪算法。

表 2 超声心脏各去噪算法评价指标对比		
Tab. 2 Ultrasonic cardiac various denoising method comparison of evaluation indexes		
算法	FOM	PSNR
PM 算法	0.884 3	25.213 4
Catte 算法	0.893 5	25.273 9
王常虹算法	0.890 0	25.253 1
MFPM 算法	0.903 5	25.302 0
本文算法	0.914 0	25.419 5

第三组为标准 Lena 图像如图 3, 实验中采用与前两次实验相同的去噪方法, 以便进行对比, 实验中给 Lena 图像加入散斑噪声, 各算法的滤波结果如图 3(b)~图 3(f), 各算法的评价指标见表 3。



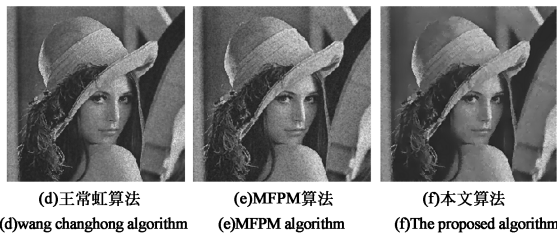


图 3 Lena 图像各种去噪方法效果对比

Fig. 3 Lena image various denoising method effect comparison

表 3 Lena 图像各去噪算法评价指标对比

Tab. 3 Lena image various denoising method comparison of evaluation indexes

算法	FOM	PSNR
PM 算法	0.809 2	29.337 7
Catte 算法	0.816 3	29.409 0
王常虹算法	0.823 8	29.748 7
MFPM 算法	0.815 2	28.149 7
本文算法	0.868 7	29.885 5

由图 3 可以看出各种算法对 Lena 图像的边缘保持效果比对超声图像的边缘保持效果都要稍差一点,但从各算法的对比中可以看出本文算法对 Lena 图像的去噪效果及边缘保持效果明显比其他算法的效果要好,表 3 的定量计算也表明了本文算法对 Lena 图像的去噪效果优于以上各种算法。

5 结 论

在分析了 PM 模型和 Catte 模型及王常虹算法的基础上,提出了一种新的扩散模型,并使用改进的扩散系数对新模型进行扩散,同时提出了一种扩散门限的自适应估计方法,扩散门限的自适应估计使得图像去噪后的阶梯效应明显降低,实验结果表明,本文提出的方法对于超声图像去噪有较好的效果,去噪后图像的 FOM 比 PM 模型高出 3.34%,PSNR 值比 PM 模型高出 0.250 6,从表 1、表 2 及表 3 中也可以看出图像细节及边缘的保护优于 PM 模型、Catte 模型、王常虹算法和 MFPM 算法等。

参 考 文 献:

[1] Lamont D, Parker L, White M, *et al.* Risk of cardiovascular disease measured by carotid intima-media thickness at age 49-51: lifecourse study[J]. *BMJ*, 2000, 320(7230): 273-278.

[2] Huang T, Yang G, Tang G. A fast two-dimensional median filtering algorithm [J]. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, 1979, 27(1): 13-18.

[3] 董雪,林志贤,郭太良. 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. Improved self-adaptive threshold wavelet denoising analysis based on LoG operator [J]. *Chinese Jouranal of Liquid Crystal and Display*, 2014,29(2): 275-280. (in Chinese)

[4] 孙俊喜,陈亚珠. 一种具有边缘保持特性的超声图像小波域阈值去噪新方法[J]. *光学精密工程*, 2002,10(5): 429-433. Sun J X,Chen Y Z. An edge to keep characteristics of ultrasonic image wavelet domain threshold denoising new methods [J]. *Optics and precision engineering*, 2002,10(5):429-433. (in Chinese)

[5] 赵文达,赵建,韩希珍,等. 基于变分偏微分方程的红外图像增强算法研究[J]. *液晶与显示*, 2014, 29(2): 281-285. Zhao W D, Zhao J, Han X Z, *et al.* Infrared image enhancement based on variational partial differential equations [J]. *Chinese Jouranal of Liquid Crystal and Display*, 2014,29(2): 281-285. (in Chinese)

[6] 赵建. 分数阶微分在图像纹理增强中的应用[J]. *液晶与显示*, 2012, 27(1): 121-124. Zhao J. Application of fractional order differential in image texture enhancement [J]. *Chinese Jouranal of Liquid Crystal and Display*, 2012,27(1):121-124. (in Chinese)

[7] 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.

[8] 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.* Automatic selection of based on homogeneous area of anisotropic diffusion ultrasonic image denoising [J]. *Optical and Precision Engineering*, 2014, 22 (5) : 1312-1321. (in Chinese)
- [9] 任文琦, 王元全. 基于梯度矢量卷积场的四阶各向异性扩散及图像去噪[J]. 光学精密工程, 2013, 21 (10) : 2713-2719.
- Ren W Q, Wang Y Q. Based on the gradient vector convolution field of fourth order anisotropic diffusion and image denoising [J]. *Optical and Precision Engineering*, 2013, 21 (10) : 2713-2719. (in Chinese)
- [10] Catté F, Lions P L, Morel J M, *et al.* Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion[J]. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, 1992, 29(1): 182-193.
- [11] Yu Y, Acton S T. Speckle reducing anisotropic diffusion [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2002, 11 (11): 1260-1270.
- [12] 王常虹, 陈韬亦, 屈桢深. 使用中值-各向异性扩散的超声图像去噪算法[J]. 哈尔滨工程大学学报, 2011, 32(3): 314-321.
- Wang C H, Chen T Y, Qu Z S. Ultrasound image denoising using median anisotropic diffusion [J]. *Journal of Harbin Engineering University*, 2011, 32(3): 314-321. (in Chinese)
- [13] 沈民奋, 陈婷婷, 张琼, 等. 医用超声图像散斑去噪方法综述[J]. 中国医疗器械信息, 2013, 19(3): 17-22.
- Shen M F, Chen T T, Zhang Q, *et al.* Medical ultrasound image speckle denoising method summarize [J]. *Chinese medical equipment information*, 2013, 19(3): 17-22. (in Chinese)
- [14] 王大凯, 侯瑜青, 彭进业. 图像处理的偏微分方程方法[M]. 北京: 科学出版社, 2008.
- Wang D K, Hou Y Q, Peng J Y. Partial differential equation in image processing [M]. *Beijing: Science Press*, 2008. (in Chinese)
- [15] 付丽娟, 姚宇, 付忠良. 中值加波与各向异性扩散相结合的医学图像滤波方法[J]. 计算机应用, 2014, 34(1): 145-148.
- Fu L J, Yao Y, Fu Z L. Filtering method for medical image based on median filtering and anisotropic diffusion [J]. *Journal of Computer Applications*, 2014, 34(1): 145-148. (in Chinese)
- [16] Kim H S, Yoo J M, Park M S, *et al.* An anisotropic diffusion based on diagonal edges[C]// *The 9th International Conference on IEEE Advanced Communication Technology*, 2007(1): 384-388.
- [17] 陈一虎, 叶正麟. 一种改进的各向异性扩散图像去噪方法[J]. 计算机工程与应用, 2009, 44(13): 170-172.
- Chen Y H, Ye Z L. An improved anisotropic diffusion image denoising method [J]. *Journal of Computer Engineering and Applications*, 2009, 44(13): 170-172. (in Chinese)
- [18] Ranjani J J, Thiruvengadam S J. Dual-tree complex wavelet transform based SAR despeckling using interscale dependence [J]. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 2010, 48(6): 2723-2731.

作者简介: 王亚强(1987—), 男, 河南平顶山人, 硕士研究生, 主要研究方向为医学图像处理, 嵌入式技术. E-mail: wanyaqiang1314@163.com

陈波(1963—), 男, 四川广汉人, 教授, 博士, 主要研究方向为医学图像处理, 嵌入式技术.