

基于改进的各向异性模型对 IVUS 图像降噪算法

王雨婷 汪友生

(北京工业大学电子信息与控制工程学院 北京 100124)

摘要: 针对血管内超声图像中的强背景噪声和边缘模糊等问题,提出了一种改进的各项异性扩散滤波算法。引入中值滤波,将滤波后的梯度模代替传统各向异性滤波中原始图像的梯度模,以控制扩散的过程,并能较好地保持边缘的特性;将各向异性扩散方程的常规扩散方向由4个方向扩展为8个方向,可保留更多的图像细节;并提出了一种自适应选取扩散门限的方法,解决了滤波和边缘保持的矛盾。实验结果表明,改进的算法在滤除噪声和保留边缘方面有着比较满意的效果,为以后血管内超声图像中外膜的提取提供了基础。

关键词: 血管内超声; 预处理; 各向异性扩散滤波; 扩散门限

中图分类号: TP317.4 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4050

IVUS image denoising algorithm based on improved anisotropic model

Wang Yuting Wang Yousheng

(College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: According to the problem of the strong background noise and edge blur in intravascular ultrasound(IVUS) images, an improved anisotropic diffusion is proposed. Firstly, median filter is imported to the PM algorithm, and then the gradient mode of the original image is replaced with the gradient mode from the image which is smoothed by the median filter to control the process of diffusion. Secondly, the direction of the conventional diffusion anisotropic diffusion equation is extended from 4 directions into 8 directions to retain more image details. Thirdly, a method of adaptive selection of the diffusion threshold K is put forward. The experimental results show that the improved algorithm has a satisfactory effect in removing noise and preserving edge, and providing a basis for the edge extraction of intravascular ultrasound images.

Keywords: IVUS; pre-processing; anisotropic diffusion; diffusion threshold

0 引言

血管内超声^[1-2](intravascular ultrasound, IVUS)技术采用无创性的超声技术和有创性的导管技术相结合,在冠心病诊断和治疗中发挥着重要的作用,它不仅能显示管腔及粥样斑块或纤维斑块的大小,更重要的是它可提供粥样斑块的大体组织信息,从而能够辅助血管疾病的诊断。但是由于其成像设备的高超声频率特性,导致血管内超声图像含有大量的噪声,边缘清晰度不高,所以有效地对其进行预处理成为了以后工作的基础。

在对血管内超声图像进行处理时,边缘细节特征往往是医生分析器官是否病变的重要依据,所以在滤除噪声的同时,能够较好地保持边缘信息是预处理的关键。噪声与边缘信息同属于高频信息,找到一种既能滤掉噪声同时达到增强边缘信息的效果的方法是本文的重点考虑。基于偏

微分的各向异性扩散滤波克服了传统滤波的主要缺点,在对噪声抑制和保留边缘方面起到了明显的效果,最早是 Perona-Malik(PM)^[3]提出的经典的各向异性扩散方程,不少学者也对各向异性模型进行了深入研究^[4-6]。随后, Catte 等人^[7]针对 PM 方程的病态特性和不稳定性对方程进行了改进,用高斯核与图像进行卷积,得到的梯度模作为图像边缘信息的估计,但是高斯滤波对斑点噪声效果不理想,且容易造成边缘模糊和移位。

本文针对血管内超声图像的特点,在分析了 PM 方程和 Catte 方程的基础上,对各向异性扩散滤波提出了改进。首先,血管内超声图像含有大量的血液斑点噪声,中值滤波滤除斑点噪声具有良好的效果并且中值滤波能够较好地保留图像的边缘信息,所以利用中值滤波和各向异性扩散相结合,用经过中值滤波后的梯度模代替原始图像的梯度模控制扩散的过程。其次,将各向异性扩散方向由4方向扩

展为8方向,即用8个方向的梯度值来计算该点变换后的灰度值,8个方向与4方向相比,保留更多的图像细节。最后也是最为关键的,传统的各向异性扩散滤波中的扩散门限 K 值是一个常数,各向异性在每次迭代之后图像的梯度都会降低,如果 K 采用常数,就会使得图像的平滑能力和保边效果下降,所以改进了扩散门限,提出了一种自适应选取扩散门限的方法。

1 各向异性扩散滤波(PM模型)

文献[3]提出了各向异性扩散方程(PM方程):

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

式中: I_0 为原始图像, $\|\nabla I\|$ 为某时刻原图像 I 的梯度模, div 是散度算子, $c(\cdot)$ 为扩散方程的扩散系数,是一个以梯度为变量的单调递减函数。PM模型根据 $\|\nabla I\|$ 的大小实现选择性的扩散平滑:在边缘区域,梯度值较大,扩散系数 $c(\cdot)$ 设置的较小,从而扩散被抑制,保留边缘信息;在平坦区域,梯度值较小,扩散系数 $c(\cdot)$ 设置的较大,从而扩散被加强,平滑滤波。根据梯度值与扩散系数的关系,此文给出了两种形式的经典扩散方程:

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

和

$$c(\|\nabla I\|) = \exp(-(\|\nabla I\|/K)^2) \quad (3)$$

其中 K 为扩散门限,从式(2)和(3)中可以看出,在扩散门限 K 一定的情况下,扩散系数跟图像梯度值成反比,应用到式(1)中,可以使图像边缘部分尽可能保留,平坦部分得以平滑滤波。式中 K 为常数,通常大的 K 值可以使扩散后的图像更加地平滑。

PM模型离散表达式^[8]为:

$$I_p^{t+1} = I_p^t + \frac{\lambda}{|\eta_p|} \sum_{q \in \eta_p} c(\nabla I_{p,q}) \nabla I_{p,q} \quad (4)$$

式中: λ 为时间步长,满足 $0 \leq \lambda \leq 1/4$, I_p 表示当前图像的离散采样, p 表示像素在二维网络中的坐标, η_p 表示像素 p 的邻域空间, $|\eta_p|$ 表示邻域空间大小通常情况下为4。

PM模型虽然能够较好地兼顾噪声的滤除和边缘的保留,但是仍然存在一些缺点^[9]:

1)不能有效区分噪声和边缘,由噪声引起的梯度变化很可能超过由边缘引起的梯度变化,扩散的结果不但不能有效去除噪声,还有可能增强噪声。

2)只是简单的根据图像梯度来递减地扩散,扩散系数中的扩散阈值 K 的选取也影响着扩散的效果。随着迭代次数的增加,图像越来越平滑,相应的梯度也逐渐减少,所以如果扩散门限 K 采用常数,就会使得图像的平滑和保边效果下降。

2 Catte模型

为了解决PM模型的不足,Catte等人提出了一种改进

的PM模型^[10](简称为Catte模型),该模型的基本思想是先对图像进行高斯平滑,用平滑后的梯度模代替原始图像的梯度模,以控制扩散的过程。优化后的模型为:

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

式中: G_σ 是标准差为 σ 的高斯函数,“ $*$ ”表示卷积。Catte模型克服了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,但是模型中采用高斯平滑进行滤波,会导致图像的结构偏离原始位置,边缘模糊性加大,而且,高斯函数的方差 σ 在很大程度上决定了模型降噪的效果,且其值较难确定。

3 改进方法

PM模型对噪声比较敏感,难以去除强噪声,虽然Catte等人用经过高斯平滑后的梯度模代替原始图像的梯度模,对受强噪声污染的图像能够给出较好地降噪效果,但是在对IVUS图像的处理中,效果并不理想,并且两个模型的扩散门限都是采用常数,不利用扩散的进行。所以从以下3个方面提出对IVUS图像预处理的改进算法。

1)实验中中值滤波在对血管内超声图像去除孤立噪声方面有着良好的效果,并且中值滤波能够较好地保留图像边缘信息,所以将中值滤波和各向异性扩散相结合,用经过中值滤波后的梯度模代替原始图像的梯度模。单独用中值滤波对IVUS图像进行去噪时,发现 3×3 中值滤波模板在保持IVUS图像边缘的情况下,滤波达到较好地效果。所以最终采用 3×3 中值滤波模板与各向异性扩散相结合,能有效滤除噪声并且保持边缘。优化后的模型为:

$$\begin{cases} \frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}(c(\|\nabla M_\sigma * I\|) \cdot \nabla I) \\ I(t=0) = I_0 \end{cases} \quad (6)$$

式中: M_σ 是窗口大小 3×3 的中值滤波,“ $*$ ”表示卷积。

2)扩散门限 K 的取值对各向异性滤波非常关键,特别是在IVUS这种超声图像中,由噪声产生的梯度相当于或者大于边缘梯度,给 K 的选取带来了很大的困难, K 取值太小不能有效地去除噪声, K 取值太大容易使边缘模糊,而且在每一次迭代后,图像的整体梯度会下降,要选取相对小的阈值才能更好地进行滤波。所以把扩散门限设计成为一个递减函数,随着迭代次数的增加而不断减小 K 的取值,此外,图像最大最小灰度值的差值能够表明一幅图像中像素的整体跨度,图像的灰度均值反映图像整体的灰度效果,故本文采用最大最小灰度值、灰度均值和迭代次数来自适应地选取扩散门限 K ,定义如下:

$$K = K_0 - \frac{I_{\max} - I_{\min}}{m * q} * iter \quad (7)$$

式中: K_0 的选取用林氏算子中扩散门限的选取方法,即canny的直方图估计法^[11]:先求得图像的累计直方图, K_0

为总像素 85%~90%处的灰度值, I_{\max} 和 I_{\min} 是图像的最大、最小灰度值, m 是图像的灰度均值, $iter$ 是迭代次数, q 为调整因子。

3) PM 模型的每一次迭代都是以周围 4 个方向的梯度值来计算该中心点变换后的梯度值, 计算后的灰度值可能偏离原始灰度值^[12-13], 所以将扩散方向扩展为 8 个方向, 如图 1 所示, 即用 8 个方向的梯度值来计算该点变换后的灰度值, 这样做保留了更多的图像细节。

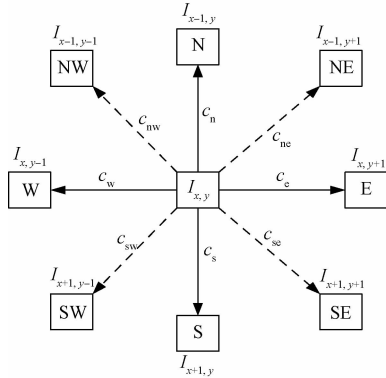


图 1 8 个方向的各向异性扩散

4 实验结果与分析

在 MATLAB 环境下, 分别用 PM 模型、Catte 模型和本文改进方法对同一副 IVUS 图像进行处理, 原始图像如图 2 所示, 处理结果分别如图 3~图 5 所示。

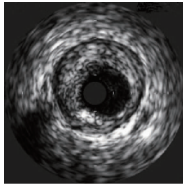


图 2 原始图像

为了定量评估算法的性能, 统计三种算法的信噪比 (SNR) 如表 1 所示, 由于 IVUS 图像成像原理的特殊性使得无噪声图像无法获得, 参考相关文献, 将信噪比 (SNR) 定义为图像的平均灰度与标准方差之比^[14]。

表 1 信噪比 (SNR) 对比

信噪比(m/σ)	PM 模型	Catte 模型	本文改进算法
迭代 3 次	1.275 0	1.277 1	1.304 0
迭代 5 次	1.280 4	1.285 8	1.313 7
迭代 10 次	1.293 7	1.303 8	—
迭代 12 次	1.298 8	1.310 4	—
迭代 14 次	1.303 6	1.316 7	—
迭代 16 次	1.306 6	1.322 3	—

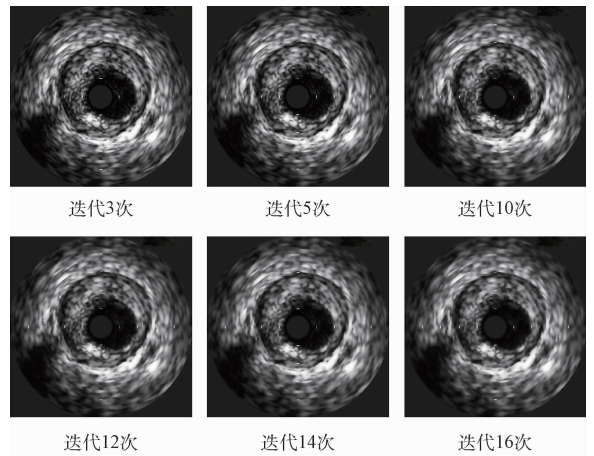


图 3 PM 模型分别迭代 3、5、10、12、14、16 次的结果

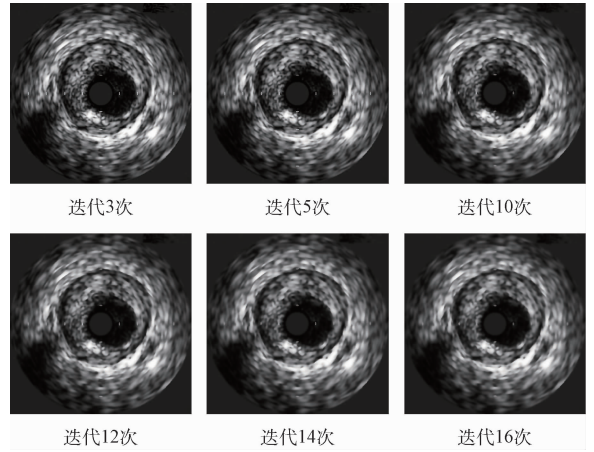


图 4 Catte 模型分别迭代 3、5、10、12、14、16 次的结果

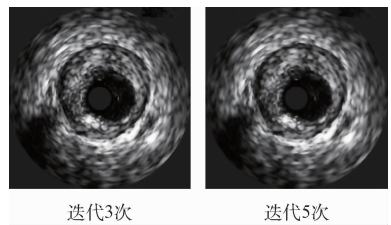


图 5 本文改进方法分别迭代 3、5 次的结果

为了检测处理后图像的保持边缘的能力, 用 FOM 估计边缘位置的准确性^[15], 定义如下:

$$FOM = \frac{1}{\max\{N_{\text{real}}, N_{\text{ideal}}\}} \sum_{i=1}^{N_{\text{real}}} \frac{1}{1+d_i^2} \quad (8)$$

式中: N_{real} 和 N_{ideal} 分别表示检测边缘和理想边缘的点数, e 为比例常数, 一般设置为 1/9, d_i 表示第 i 个检测边缘和与其最近的理想边缘之间的欧氏距离。FOM 的取值范围为 0~1, 越接近于 1 表明检测边缘越接近于理想边缘。表 2 为检测 IVUS 图像中外膜边缘与理想边缘的 FOM 值。

表2 FOM对比

FOM	PM模型	Catte模型	本文改进算法
迭代3次	0.522 9	0.567 4	0.718 6
迭代5次	0.556 5	0.602 1	0.672 1
迭代10次	0.583 0	0.672 5	—
迭代12次	0.616 2	0.623 2	—
迭代14次	0.663 1	0.583 4	—
迭代16次	0.625 2	0.551 4	—

对比图3~5,并结合表1和表2可以看出:随着迭代次数的增加,图像的信噪比也逐渐增加,但是图像的边缘也相应地模糊,本文改进算法迭代3次的信噪比和PM模型迭代14次、Catte模型迭代10次的信噪比差不多大,再从处理的图像和表2的FOM值来看,改进算法迭代3次图像的边缘保留效果要比PM模型迭代14次、Catte模型迭代10次图像的边缘保留效果要好。从时间复杂度上来看,表3为三种模型达到近似效果所消耗时间的对比。

表3 时间复杂度对比 (s)

PM模型	Catte模型	本文改进算法
迭代14次	迭代10次	迭代3次
0.480 4	0.658 5	0.402 9

总的来说,改进算法达到最佳效果所用的时间比用PM模型和Catte模型处理图像达到最佳效果所用的时间要短,而且保边效果较好。

从IVUS图像数据库中随机选取9帧,图6、图7和图8分别显示了PM模型迭代14次、Catte模型迭代10次,本文改进算法迭代3次的信噪比、FOM值和消耗时间。可以看到,本文方法在这3个方面都优于其他2种方法。

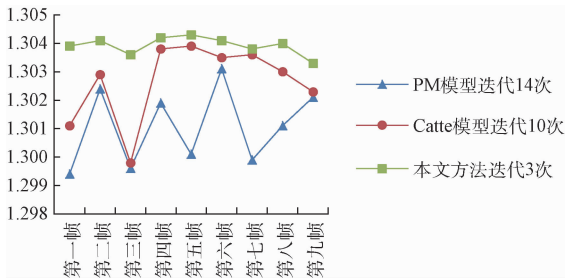


图6 3种方法下的信噪比(SNR)对比

5 结 论

为了抑制血管内超声图像血斑噪声并且保留图像边缘信息,改进了各向异性扩散滤波,将中值滤波与其相结合,扩散方向扩展为8个方向,并且提出了自适应选取扩散门限的方法。实验结果表明,采用本文的方法处理血管内超声图像能够明显地滤除图像噪声并且较好地保留边缘信

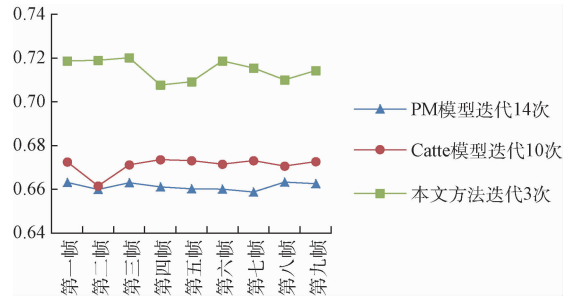


图7 3种方法下的FOM值对比

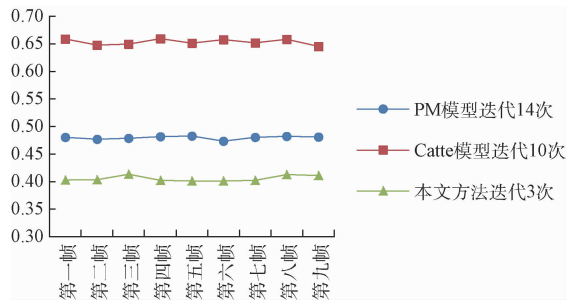


图8 3种方法下消耗时间对比

息,为后续研究奠定了可靠地基础。

参考文献

- [1] 高晓飞,蒋晓敏,肖平喜,等. 血管内超声在冠状动脉疾病诊断和介入治疗中的应用[J]. 现代生物医学进展, 2015, 15(24): 4790-4793.
- [2] 余纯,董漪,韩翔,等. 血管内超声在脑血管影像的应用[J]. 中华脑血管病杂志: 电子版, 2013, 7(4): 210-217.
- [3] 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.
- [4] 陈勇,易三莉,钱洁,等. 一种基于局部统计参数的图像扩散降噪新算法[J]. 计算机应用研究, 2014, 31(12): 3876-3879.
- [5] 赵川,马希荣,马岭,等. 一种基于各向异性扩散方程的自适应去噪方法[J]. 计算机科学, 2014, 41(11): 133-135.
- [6] 丁亮,汪烈军,贾振红. 结合 Contourlet 变换的各向异性扩散图像去噪[J]. 激光杂志, 2013, 34(3): 16-18.
- [7] CATTEF, LIONS P L, MOREL J, et al. Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion[J]. SIAM Journal on Numerical Analysis, 1992, 29(1): 182-193.
- [8] 付丽娟,姚宇,付忠良. 中值滤波与各向异性相结合的医学图像滤波方法[J]. 计算机应用, 2014, 34(1):

- 145-148.
- [9] 余锦华,汪源源. 基于各向异性扩散的图像降噪算法综述[J]. 电子测量与仪器学报, 2011, 25(2): 105-116.
- [10] 王亚强,陈波. 一种改进的各向异性扩散超声图像去噪算法[J]. 液晶与显示, 2015, 30(2): 310-316.
- [11] 林宙辰,石青云. 一个能去噪和保持真实感的各向异性扩散方程[J]. 计算机学报, 1999, 22(11): 1133-1137.
- [12] 刘芬,孙丰荣,耿俊卿,秦晓红,姚桂华,张运. 一种基于各向异性扩散方程的医学超声图像降噪方法[J]. 山东大学学报:工学版, 2009, 39(5): 38-42.
- [13] 方政,胡晓辉,陈永. 基于多方向中值滤波的各向异性扩散滤波算法[J]. 计算机工程与应用, 2017, 53(4): 195-198.
- [14] 董海艳. 新型血管内超声图像处理关键技术研究[D]. 南京:南京航空航天大学, 2006: 43-45.
- [15] 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.

作者简介

王雨婷, 硕士研究生, 主要研究方向为数字图像处理。

E-mail: 657987589@qq.com

汪友生, 博士, 副教授, 主要研究方向为数字图像处理、模式识别。