

一种新的前后向扩散血管图像增强方法

艾 凯¹, 喻 罡^{1,2}, 胡其枫¹, 郭 露¹

(1. 中南大学地球科学与信息物理学院, 长沙 410083; 2. 西安交通大学电子与信息工程学院, 西安 710049)

摘 要: 提出一种新的血管图像去噪和锐化方法。在对血管多尺度分析的基础上, 利用血管响应函数替代梯度, 构建血管的一致性扩散系数。该扩散系数包含前向和后向扩散操作, 在去除图像噪声的同时, 可以锐化血管。在合成图像、肺小血管图像上进行仿真实验, 结果表明, 该方法适用于模糊的医学血管噪声图像, 不仅能较好地去除噪声, 而且能锐化血管边缘。

关键词: 前后向扩散; 多尺度分析; Hessian 矩阵; 二阶方向导数; 图像锐化; 去噪

Novel Vessel Image Enhancement Method with Forward and Backward Diffusion

AI Kai¹, YU Gang^{1,2}, HU Qi-feng¹, GUO Lu¹

(1. School of Geosciences and Info-Physics, Central South University, Changsha 410083, China;

2. School of Electronic and Information Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

【Abstract】 A new method of vessel image enhancement is presented. Based on the multi-scale image analysis of vessel image, the vascular response function instead of gradient is applied to construct a vessel image diffusion coefficient. The constructed diffusion coefficient contains Forward and Backward(FAB) diffusion operation. While de-noising the image, it also sharpens the edge of the vessel image. Experiments on synthesis image and pulmonary image describe the performance of the method. This new method has a better result in image restoration than conventional diffusion methods.

【Key words】 Forward and Backward(FAB) diffusion; multi-scale analysis; Hessian matrix; second order directional derivative; image sharpening; de-noising

DOI: 10.3969/j.issn.1000-3428.2012.04.083

1 概述

血管图像可以提供人体组织大量的信息, 有助于医生更好地实现临床诊断。然而, 医用血管图像对比度较低, 且伴随着大量的随机噪声, 极大影响了医生对血管形态的分析。

在过去的研究中, 人们提出大量的图像增强方法, 这些方法主要问题在于对图像的细节保护不够。近年来, 基于偏微分方程的图像滤波方法得到广泛发展, 其把图像去噪过程定义为一个扩散过程, 可以用一组偏微分方程精确控制^[1-7]。如 P-M 方程滤波^[1], 在边缘和平坦区域采用不同的标量扩散系数, 可得到比传统方法更好的结果。文献[2]将扩散方法推广到张量扩散, 在梯度正交方向保持较大的扩散系数, 可以更好地保护图像边缘。为实现对血管或者平行图像结构的滤波, 文献[3]提出一致性扩散方法, 可以避免平行结构中梯度计算中的错误。为在去噪的过程中, 锐化图像中要保护的图像结构, 文献[4]提出前后向扩散(Forward and Backward, FAB)的方法。这种方法通过梯度判断去噪和锐化的区域, 在平坦区域执行去噪, 在边缘处进行锐化^[4]。可见, 当前主流的扩散增强方法大多基于梯度来分析图像结构。

在医学模糊图像中, 如血管图像, 梯度计算的精确性不够。例如 Weickert 的一致性扩散方法, 由于对模糊边缘的梯度分析误差, 去噪后血管边缘也被严重模糊。文献[5]提出一种转换式扩散方法, 在模糊血管边缘处用 Hessian 矩阵二阶算子来分析血管, 改进血管分析的精确性。但其主要问题在于: 该方法是在单尺度下实现血管形状分析的, 研究证明在

多尺度下分析血管可以得到更好的结果^[8]。

本文提出一种基于多尺度血管分析的前后向扩散方法。通过多尺度分析血管内部区域和边界, 构建扩散系数, 同时实现血管的去噪和锐化。

2 扩散模型和多尺度血管图像分析方法

图像扩散增强的思想来源于物理上的扩散过程。扩散可以用 Fick 定律描述如下:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(D \cdot \nabla u) \quad (1)$$

其中, u 是图像灰度值; D 是扩散系数或者扩散张量; ∇u 是图像梯度。针对血管图像的扩散去噪算法主要是构建合适的扩散系数 D 。例如, 在图像边界处, 适当降低扩散系数, 可以保护边界。在图像平坦处, 较大的扩散系数可以尽可能地去除噪声。

采用二阶 Hessian 矩阵可以很好的分析血管^[8], 其特征值表示了亮度变化的快慢。对于理想的血管结构, 在一个方向亮度变化缓慢(血管走行方向), 而在另外 2 个方向上具有较

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(81000635); 湖南省自然科学基金资助项目(10JJ6507); 中国博士后基金资助项目(20090461303); 中南大学理科发展基金资助项目(10SDF07); 中南大学大学生创新计划基金资助项目(LD09191)

作者简介: 艾 凯(1988—), 男, 本科生, 主研方向: 医学图像处理; 喻 罡, 副教授、博士; 胡其枫、郭 露, 本科生

收稿日期: 2011-08-19 E-mail: yugang.2000@163.com

快的变化(血管横截面)。如图1所示, 其 Hessian 矩阵的特征值满足: $|\lambda_{\sigma,1}| \approx 0, |\lambda_{\sigma,1}| \ll |\lambda_{\sigma,2}|, \lambda_{\sigma,2} \approx \lambda_{\sigma,3}$, 其中, σ 表示当前尺度。

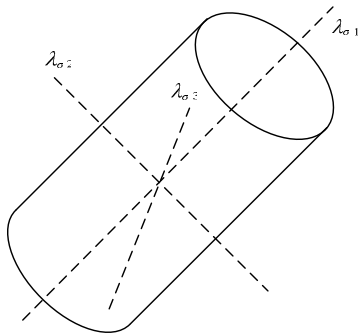


图1 理想血管结构和对应的3个特征值

文献[8]提出 3 个基本的算子用于区别血管图像中的背景, 定义如下:

$$R_B = \frac{|\lambda_1|}{\sqrt{|\lambda_2\lambda_3|}}, R_A = \frac{|\lambda_2|}{|\lambda_3|}, S = \|H\|_F = \sqrt{\sum_{j \leq D} \lambda_j^2} \quad (2)$$

在当前尺度下的血管响应(当前位置 x 属于血管区域的可能性)定义为:

$$v(x, \sigma) = \begin{cases} 0 & \text{if } \lambda_2 > 0 \text{ or } \lambda_3 > 0 \\ (1 - \exp(-\frac{R_A^2}{2\alpha^2})) \exp(-\frac{R_B^2}{2\beta^2}) (1 - \exp(-\frac{S^2}{2c^2})) & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

其中, α, β, c 是参数, 控制各个算子的敏感性, 其选取方法参考文献[8]。当尺度和血管管径相匹配时, 可以得到最大的响应。所以在多尺度下分析血管, 得到其响应函数:

$$v(x) = \max_{\sigma_{\min} \leq \sigma \leq \sigma_{\max}} v(\sigma, x) \quad (4)$$

3 基于多尺度分析的前后向扩散方法

各向异性扩散模型不仅仅考虑了扩散的大小, 而且考虑了方向。其中, 扩散张量 D 具有一对正交特征向量 v_1 和 v_2 , 且有: $v_1 \parallel \nabla u_\sigma, v_2 \perp \nabla u_\sigma$ 。其中, ∇u_σ 是梯度; σ 是当前尺度; D 的特征值 λ_1 和 λ_2 控制了梯度方向和梯度正交方向的扩散量。一般来说, λ_2 较大, 即前向扩散, 沿血管方向进行去噪。 λ_1 取较小正数值, 即较小的扩散量以保护血管的边界。当 λ_1 取负值时, 即后向扩散, 对血管其锐化作用。 $v(x)$ 在血管内部具有强烈的响应, 具有较大的数值, 而在血管外部近似为 0。为此, 定义 2 个特征值如下:

$$\lambda_1 = \begin{cases} 1 & v(x) \leq \gamma \\ -(1 - \exp(-\alpha^2/v(x)^2)) \cdot \text{sign}(u_{\eta\eta}) \cdot H(\text{iternum} - \beta) & v(x) > \gamma \end{cases} \quad (5)$$

$$\lambda_2 = \begin{cases} 1 & v(x) \leq \gamma \\ H(\beta - \text{iternum}) & v(x) > \gamma \end{cases}$$

其中, α 是滤波敏感性参数, 控制算法对血管的滤波能力; iternum 是当前的迭代次数; β 是迭代阈值; H 是 Heaviside 函数。在图像中 $v(x) \leq \gamma$ 区域, 即非血管区域。为加大算法的去噪能力, 对这些非感兴趣区域的图像细节可不做保护。因此设置 2 个特征值 λ_1 和 λ_2 为 1, 相当于执行各向同性的高斯滤波, 具有很强的去噪声能力。

在 $v(x) > \gamma$ 区域, 血管的响应函数值较大, 很可能是血管区域。在这里执行两阶段的扩散。第一阶段是强去噪过程。在当前迭代次数 iternum 小于迭代阈值 β 时, λ_1 为 0, 即在梯

度方向没有任何扩散, 以保护血管的边界。此时 $\lambda_2 = 1$, 即在梯度正交方向具有最大的扩散量, 以去除噪声。当迭代次数 iternum 大于迭代阈值 β 时, 此时 $\lambda_2 = 0$, 即在梯度正交方向停止扩散, 停止第一阶段的强去噪过程, 开始边界锐化。此时, 扩散执行过程类似于冲击滤波器(shock filter)^[9]:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\text{sign}(u_{\eta\eta})|\nabla u| \quad (6)$$

其中, ∇u 是梯度; $u_{\eta\eta}$ 是对梯度方向的二阶方向导数; sign 是符号函数。冲击滤波器是已知的具有强锐化能力的滤波器。考虑到模糊血管的梯度计算不够精确, 用 $v(x)$ 代替冲击滤波器中的梯度计算扩散量。此时, 如 $v(x)$ 数值较小, 即不清晰的血管区域具有较大的锐化量。

在定义梯度和梯度正交方向的特征值后, 可以用梯度向量和梯度正交向量作为特征向量, 计算得到扩散系数 D , 代入式(1)中, 即构建同时进行血管去噪和锐化的去噪模型。

4 实验结果与分析

为验证本文方法的效果, 本文将 2 种经典方法, 即在血管图像结构具有明显效果的一致性扩散方法以及对图像去噪和锐化的 FAB(前后向扩散)方法与本文方法进行对比。

第 1 组实验是模糊的噪声血管合成图像。合成图像先用标准差为 4 的高斯模板进行模糊, 然后加上标准差为 15 的高斯噪声。

第 2 组实验是 CT 肺小血管图像。实验参数设置为: 总迭代次数为 30 次, $\alpha = 0.05, \gamma = 0.2$ 。实验证明: β 的取值和最后结果关系不是太大, 实验中简单地将其设置为总迭代次数的一半。2 种经典方法的参数选择依据其发表的相应文献选取^[3-4]。

图 2(a)是合成的带噪声的模糊血管图像。图 2(b)是本文方法结果。可以看出, 本文扩散方法能有效的去除噪声干扰, 锐化血管边界。算法不仅提高了信噪比, 而且能明显改善血管图像的质量。图 2(c)是用一致性扩散所得到的结果。可以看出, 一致性扩散对于噪声的抑制效果是很明显的, 然而该方法对血管边界有较大的模糊作用, 使血管和背景之间没有明显的分界线。其原因在于基于梯度定义的扩散量不够精确, 在模糊边界处反而模糊了血管。图 2(d)是运用 FAB 方程所得的结果。

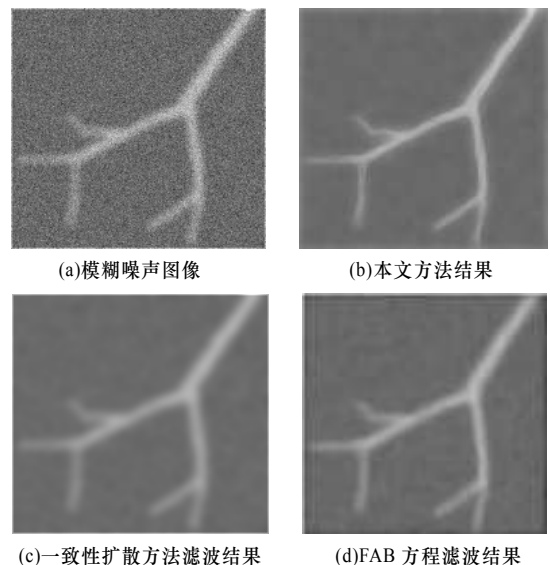
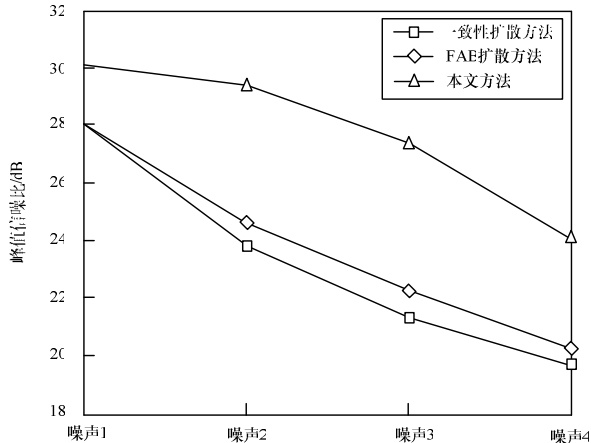


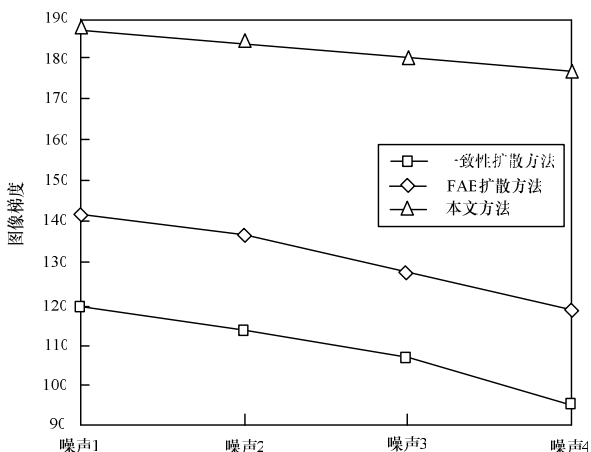
图2 合成血管实验

为更好地说明上述实验结果,本文分别在合成图像上加上标准差为10、15、20、25的高斯噪声,然后用上述3种方法分别对4种不同噪声的图像进行增强。

图3(a)是去噪后的峰值信噪比。可以看出,本文方法具有优于2种主流方法的去噪能力。图3(b)是用Sobel算子计算的去噪后血管边界的平均梯度。可见本文方法对血管边界具有良好的锐化能力,优于FAB方法,且本文方法对血管的锐化对噪声大小不太敏感,不会因为噪声变大性能显著下降。



(a)图像峰值信噪比曲线



(b)图像锐化对比曲线

图3 利用3种方法求得的图像评价曲线

图4给出了CT血管实验结果。其中,图4(a)是CT肺小血管图像,从图4(b)可以看到,图像中的随机噪声被很好的滤除,血管被正确的锐化,图4(c)中背景中还存有噪声,且血管图像较模糊。图4(d)中对噪声的抑制效果不错,但对血管边界的锐化不足。实验结果表明,本文提出的扩散方法可以有效地对模糊有噪声的血管图像进行去噪,同时锐化血管。与2种经典的方法相比,该方法具有更优的改善血管图像质量的能力。

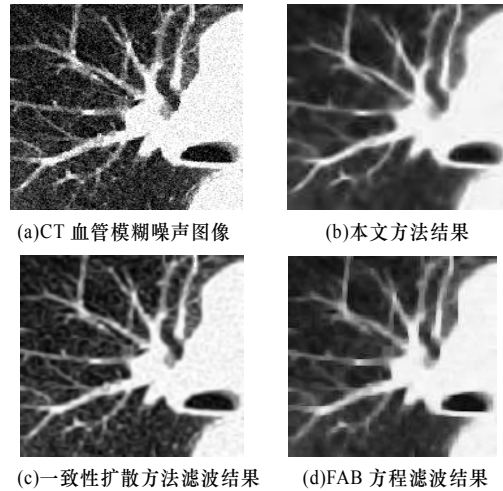


图4 CT血管实验

5 结束语

本文提出一种新的扩散血管图像增强方法,其特色在于将多尺度血管分析结果用于构建扩散张量。与现有的基于梯度构建扩散量的方法相比较,在模糊边界处可得到更精确的结果。同时,本文将去噪和锐化过程融入扩散过程中。与FAB方法类似,该方法可以明显锐化血管的边界。实验证明,对于血管图像而言,其去噪和锐化能力都优于FAB方法。

参考文献

- [1] Perona P, Malik J. Scale Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion[J]. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1990, 12(7): 629-639.
- [2] Catte F. Image Selective Smoothing and Edge Detection by Non-linear Diffusion[J]. SIAM Journal on Numerical Analysis, 1992, 29(1): 182-193.
- [3] Weickert J. Anisotropic Diffusion Filters for Image Processing Based on Quality Control[C]//Proc. of the 7th European Conf. on Mathematics in Industry. [S. l.]: IEEE Press, 1994.
- [4] Gilboa G, Sochen N. Forward and Backward Diffusion Processes for Adaptive Image Enhancement and Denoising[J]. IEEE Trans. on Image Processing, 2002, 11(7): 689-703.
- [5] 喻 罡, 张红梅, 卞正中, 等. 一种改进的一致性图像增强方法[J]. 电子与信息学报, 2005, 27(9): 1408-1411.
- [6] Frimam O, Hindennach M. Multiple Hypothesis Template Tracking of Small 3D Vessel Structures[J]. Medical Image Analysis, 2010, 14(2): 160-171.
- [7] Phan T H. Vessel Enhancement Filter Using Directional Filter Bank[J]. Computer Vision and Image Understanding, 2009, 113(1): 101-112.
- [8] Frangi A F. Multiscale Vessel Enhancement Filtering[C]//Proc. of MICCAI'98. Berlin, Germany: [s. n.], 1998.
- [9] Remaki L. Numerical Schemes of Shock Filter Models for Image Enhancement and Restoration[J]. Journal of Mathematical Imaging and Vision, 2003, 18(2): 129-143.

编辑 陈文

(上接第253页)

参考文献

- [1] 周 彦, 戴剑伟. HLA 仿真程序设计[M]. 北京: 电子工业出版社, 2002.
- [2] Kuhl F, Weatherly R, Dahmann J. 计算机仿真中的HLA技术[M]. 付正军, 王永红, 译. 北京: 国防工业出版社, 2003.
- [3] 底玲晓, 马捷中, 陆艳洪, 等. 基于HLA/局域网的异构仿真系

统实现[J]. 计算机工程, 2010, 36(18): 235-237.

- [4] 赵 颖. HLA/RTI 时间管理服务的研究以及乐观时间推进机制的实现[D]. 北京: 北京邮电大学, 2006.
- [5] 殷人昆, 陶永雷, 谢若阳, 等. 数据结构(用面向对象方法与C++描述)[M]. 北京: 清华大学出版社, 1999.

编辑 张正兴

