

针对医学图像的小波阈值去噪方法^①

张艳, 程小平

西南大学 计算机与信息科学学院, 重庆 400715

摘要: 为了改善小波阈值去噪算法中硬阈值和软阈值存在的不足, 提出一种新的小波阈值去噪方法. 该算法在进行小波阈值去噪前, 先将图像分割成背景平坦区域和细节区域两部分, 然后分别进行小波阈值去噪, 最后融合两图像从而获得去噪图像. 在分别进行小波阈值去噪时, 利用迭代法进行阈值选择, 采用“软、硬阈值折中”阈值函数. 根据对医学图像去噪的仿真实验结果表明, 该算法在去噪效果上均优于传统的软硬阈值方法.

关键词: 小波变换; 阈值去噪; 阈值函数; 医学图像

中图分类号: TP391

文献标志码: A

随着计算机技术不断的发展并应用到人类的日常生活中, 图像处理越来越受到研究人员的关注, 并已应用于工业检测、精细农作、医疗诊断、军事、航天等领域. 而图像在形成、获取等过程中, 由于环境、设备等原因, 不可避免会受到各种噪声干扰. 所以, 尽可能的减少噪声、提高图像的质量, 对后续的图像分析来说是一个很重要的工作. 对于医学图像来说, 由于医学成像系统比较复杂, 在形成和显示图像的过程中会产生各种噪声, 比如高斯噪声、泊松噪声、锐利噪声等, 导致医学图像质量下降, 进而影响医学分析诊断系统分析的精确性, 因此, 对于医学分析诊断系统来说, 除噪是非常关键且必要的图像预处理工作.

传统的去噪方法仅具有空间域或频域的局部的分析能力, 在去除噪声的同时也会损失图像的边缘等细节信息, 模糊了图像. 近年来, 小波去噪得到了广泛的应用, 而小波阈值去噪算法利用小波的多尺度分析性质, 将图像分解为小波阈不同尺度下的不同频域成份, 在去噪的同时有效保留了图像的细节信息. 将小波阈值去噪法应用于医学图像, 使得医学分析诊断能够得到精确的图像, 为医学图像处理的后续工作做充分准备.

1 小波去噪

小波理论^[1]是一门新兴学科, 它是对傅立叶变换的继承和发展, 同时它发展了窗口傅立叶变换的局部化思想, 在小波变换中, 通过缩放、平移等操作对图像进行多尺度细化分析处理, 最终达到高频部分的空间细分、低频部分的频率细分, 从而实现自适应分析. 小波变换具有多分辨率性、去相关性、低熵性和选基灵活等特点, 是近年来图像去噪方面的研究热点.

目前小波去噪方法已成为去噪的一个重要分支和主要研究方向^[2]. 小波图像去噪方法也已经过了五个发展阶段^[3]. 小波去噪是一个信号滤波的问题, 而且在很大程度上小波去噪可以看成是低通滤波, 由于去噪后还能成功地保留图像特征, 所以在这一点上又优于传统的低通滤波器. 可以说小波去噪是特征提取和低通滤波功能的综合. 根据对小波系数处理方式的不同, 常见的小波去噪方法分为三类: 第一类是基于小

① 收稿日期: 2010-04-20

作者简介: 张艳(1985-), 女, 河南商丘人, 硕士研究生, 主要从事图像处理研究.

波变换模极大值去噪法;第二类是基于相邻尺度小波系数相关性去噪法;第三类是基于小波变换域阈值去噪法.其中小波阈值去噪法是一种实现简单而且效果较好的去噪方法,应用最广泛.

2 小波阈值去噪概述

小波阈值去噪法根据噪声通常表现为高频信号的特性,通过对小波分解的高频系数进行相应的门限阈值处理,然后重构得到去噪的图像.它利用小波的多尺度分析性质,将图像分解为小波域不同尺度下的不同频域成份,在去噪的同时有效地保留图像的细节信息.算法步骤如下:

1) 计算小波系数:选择合适的小波基并确定小波分解的层次 N ,对含噪图像进行小波变换,得到小波分解系数;

2) 小波系数阈值处理:在小波变换域设定阈值对小波系数进行处理,获得新的小波系数;

3) 逆变换得到去噪图像:小波逆变换并重构图像,获得去噪图像.

在阈值消噪中,阈值函数体现了对小波分解系数的不同处理策略及不同估计方法,常采用的阈值函数一般有软阈值函数和硬阈值函数.本文设 $w_{x,y}$ 为小波系数, $W_{x,y}$ 为阈值处理后的小波系数.

硬阈值函数公式:

$$W_{x,y} = \begin{cases} w_{x,y}, & |w_{x,y}| > \lambda \\ 0, & \text{其它} \end{cases} \quad (1)$$

软阈值函数公式:

$$W_{x,y} = \begin{cases} \text{sing}(w_{x,y}) * (|w_{x,y}| - \lambda), & |w_{x,y}| \geq \lambda \\ 0, & \text{其它} \end{cases} \quad (2)$$

硬阈值函数可以很好保留图像边缘的局部特征,但重建的图像往往会出现振铃和伪吉布斯现象;如果使用软阈值函数,虽然重建的图像比较平滑、震荡现象有所改善,但是图像的细节信息保留不够且会丢失许多重要信息.本文采用文献[4]中提到的软、硬阈值折中法,公式如下:

$$W_{x,y} = \begin{cases} \text{sgn}(w_{x,y}) * (|w_{x,y}| - a\lambda), & |w_{x,y}| \geq \lambda \\ 0, & |w_{x,y}| < \lambda \end{cases} \quad 0 \leq a \leq 1 \quad (3)$$

当 a 分别为 0 和 1 时,上式即成为硬阈值和软阈值估计方法;当 $0 < a < 1$ 时,该方法估计出来的数据的大小介于软、硬阈值方法之间.该方法去噪效果很好.我们可以在 0 与 1 之间适当调整 a 的大小,从而获得更好的去噪效果.

3 医学图像小波阈值去噪实现

医学图像有以下特点:医学图像显示的是人体组织密度、厚度之间的强弱对比,组织内像素值的变化很小,且大部分医学图像有较大的背景平坦区域.针对上述特点本文先对去噪图像进行细节区域和背景平坦区域进行提取获得两个区域后,分别对这两个区域进行去噪操作,去噪后再对两个结果进行融合即可.将背景和细节区域分别进行去噪,解决了全局阈值对去噪效果的影响并尽可能的保留了图像的边缘信息.本文算法流程图如图 1 所示.在去噪过程中,除了需要解决阈值选择和阈值函数的选择这两个问题以外,还需要解决区域分割的问题,即将图像分割成目标和边缘两部分,分别进行小波去噪处理.

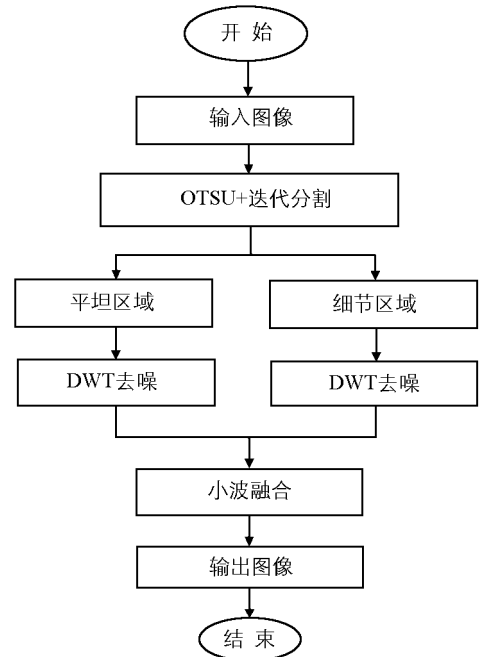


图 1 阈值去噪算法流程图

3.1 分割区域

由于全局阈值对去噪效果的影响,本文使用局部阈值进行去噪.在使用局部阈值去噪之前,需要将图像划分为两个区域:细节区域和背景平坦区域.在图像的背景平坦区域和细节区域,噪声给人的感觉是不同的.背景平坦区域比较平滑,噪声的加入改变了背景平坦区域某些点的亮度特性,使这些点成了孤立点,噪声点也就比较明显;而在细节区域,噪声的加入虽然也改变了某些点的亮度特性,但因图像本身的细节对噪声的掩盖效应,噪声点与平坦区域相比不明显.

在阈值分割算法中,1979年由Otsu提出的基于类间方差最大化的分割算法一直被认为是分割阈值自动选取的最优方法^[5].本文采用Otsu法对图像进行区域分割.Otsu法分割实际上是以错分概率最小作为分割阈值的选取准则的.它将图像分为背景和目标两类,通过搜索类间方差最大值,得到最优阈值.图像中背景、目标的均值分别为:

$$u_B(T) = \frac{1}{w_B(T)} \sum_{0 \leq k \leq T} k \cdot p(k) \quad (4)$$

$$u_O(T) = \frac{1}{w_O(T)} \sum_{T \leq k \leq m-1} k \cdot p(k) \quad (5)$$

其中: k 表示像素的梯度模值, $p(k)$ 表示梯度模值 k 在所有梯度模值中占的比重, m 表示梯度的最大值,

$w_B(T) = \sum_{k=0}^T p(k)$, $w_O(T) = \sum_{k=T+1}^{m-1} p(k)$. 图像总的均值为:

$$u = w_B(T)u_B(T) + w_O(T)u_O(T) \quad (6)$$

图像背景和背景两类像素的类间方差定义为:

$$G(T) = w_B(T) \cdot [u_B(T) - u]^2 + w_O(T) \cdot [u_O(T) - u]^2 \quad (7)$$

在Otsu方法中,图像最佳阈值 g 则为:

$$g = \arg \max_{0 \leq T \leq m-1} [G(T)] \quad (8)$$

利用Otsu法,将图像分为背景平坦区域和细节区域,为小波去噪做准备.

3.2 阈值和阈值函数的选择

阈值和阈值函数的选择,是小波去噪的关键步骤.阈值和阈值函数选择的好坏直接影响到去噪的效果.目前常用的阈值处理方法有^[6]:VisulShrink方法、SureShrink方法、HeurSure方法、GCVShrink方法、OracleShrink方法、OracleThresh方法、BayesShrink方法.本文用迭代法进行小波阈值的选取.分别对分割后的背景平坦区域和细节区域进行迭代法阈值选取,分别得到小波阈值去噪中所用到的阈值.

根据迭代算法的公式可知,随迭代次数的增加,平均灰度值将趋于真值.因此,用迭代算法求得的最佳阈值不受噪声干扰的影响.迭代算法描述如下^[7]:首先选择一个近似阈值作为估计值的初始值,然后进行分割,产生子图像,并根据子图像的特性来选取新的阈值,再用新的阈值分割图像,经过几次循环,使错误分割的图像像素点降到最少.

本文利用迭代法分别对背景平坦区域和细节区域进行阈值的选取.迭代算法中用到的初始阈值是利用Otsu法获得的,这样可以减少迭代算法的迭代次数,从而降低时间复杂度.阈值函数采用文献[4]中的阈值函数, a 的取值在实验中进行选取.

3.3 结果图像融合

在对背景平坦区域和细节区域进行小波阈值去噪后,需要将两区域的结果图像进行融合,从而得到最终的去噪图像.图像融合是对多个图像传感器获得的互补或冗余信息进行集合的过程^[8].

传统图像融合方法主要是在时间域通过算术运算实现融合,具有算法简单直观,融合速度快,适合实时处理等优点,但未对频率变化进行考虑.多分辨率图像融合算法则是在频率域实现了图像的融合^[9].根据分解形式的不同,多分辨率图像融合算法又可分为多分辨率金字塔方法和小波变换方法.近几年来,基于小波变换的图像融合越来越受到重视.由于人的视网膜图像是在不同频带上分别以不同算子进行融合,

而基于小波分解的图像融合也是以同样方式进行,所以,其可以获得与人的视觉特性更为接近的融合效果.本文采用基于小波变换的图像融合方法对两区域进行融合(图 2).

4 仿真实验及分析

为了说明本文小波阈值算法在医学图像阈值去噪算法中的有效性,对含噪图像分别用传统的阈值函数(软、硬阈值函数)和本文阈值函数进行去噪实验.本文采用 MATLAB R2009 的小波分析工具箱对图像进行实验分析,在实验过程中选用第四阶对称小波对图像进行 2 层分解处理.实验采用一幅典型人脑 MRI 测试图像进行去噪性能指标的测试.图像为 256×256 的 8 位灰度图像.实验结果如图 3 所示.去噪性能指标分别用峰值信噪比(PSNR)、均方误差(MSE)来描述^[10-11]:

$$\text{PSNR} = 10 \log_{10} \frac{MNa^2}{\sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} [a(i, j) - \bar{a}(i, j)]^2} \quad (9)$$

$$\text{MSE} = \frac{1}{MN} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} [a(i, j) - \bar{a}(i, j)]^2 \quad (10)$$

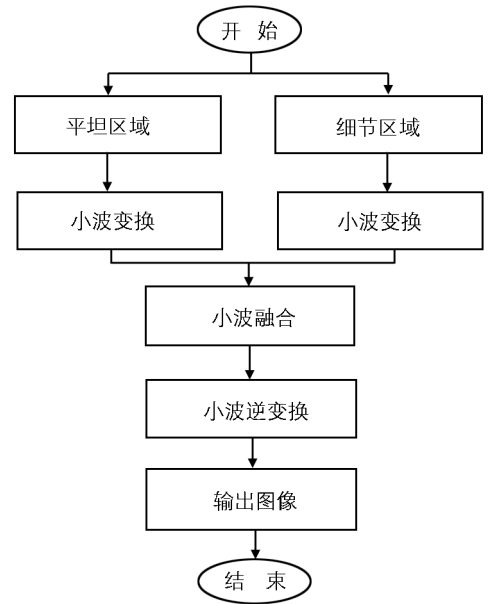


图 2 图像融合过程

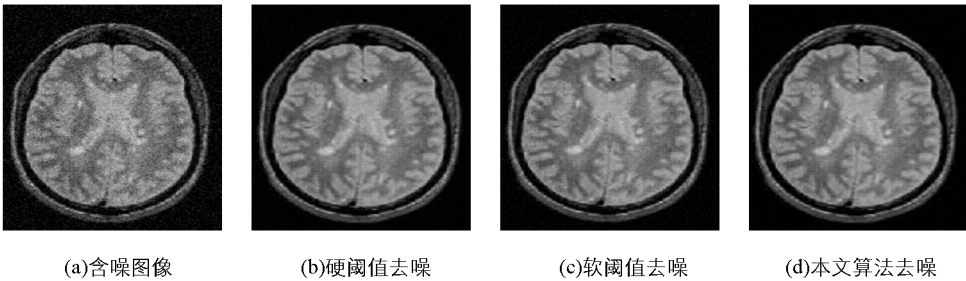


图 3 去噪效果比较

表 1 不同去噪方法的 PSNR 和 MSE 统计对比

性能指标	加噪图像	软阈值去噪	硬阈值去噪	本文方法
PSNR/dB	18.765 7	25.930 2	26.102 3	27.012 5
MSE	203.690 3	76.652 3	71.234 3	66.471 5

如表 1 所示,本文小波阈值去噪算法由于将细节区域和背景平坦区域进行分别处理,摆脱了全局阈值的局限性,去噪效果优于传统的软、硬阈值去噪方法.

5 结束语

图像去噪是图像预处理中一项应用非常广泛的技术,其作用是为了提高信噪比,突出图像的期望特征,以便于对其进行更高层次的处理.尤其是对医学图像来说,去噪是进行后续工作的关键步骤,去噪效果的好坏直接影响到后续工作(如分割等)的效率.

本文针对传统的小波阈值去噪方法存在的缺点,对小波阈值去噪方法进行改进,通过 Matlab 对人脑 MRI 图像进行仿真实验,并与传统的小波阈值去噪方法进行去噪性能对比.分析结果表明,改进的小波阈值去噪方法要优于传统的小波阈值去噪方法.

参考文献:

- [1] DAUBECIES L. The Wavelet Transform, Time—Frequency Localization and Signal Analysis [J]. IEEE Transaction on Information Theory, 1990, 36(5): 961—966.
- [2] 谢杰成, 张大力, 徐文立. 小波图象去噪综述 [J]. 中国图象图形学报, 2002, 7(3A): 209—217.
- [3] 罗忠亮, 王修信, 胡维平. 小波图象去噪研究方法概述 [J]. 广西科学, 2004, 11(3): 207—211.
- [4] 储鹏鹏. 基于小波变换的图像去噪方法研究 [D]. 西安: 西安电子科技大学, 2009.
- [5] OTSU N. Discriminant and Least Square Threshold Selection [C]//Proc 4 IJCPR. New York: IEEE Computer Society Press, 1978: 592—596.
- [6] 张黎, 王立克, 杨峰, 等. 小波阈值图像去噪研究与应用 [J]. 微计算机信息, 2006, 22(30): 293—295.
- [7] RANTA R, HEINRICH C, Valerie Louis-Dorr, et al. Interpretation and Improvement of an Iterative Wavelet-Based Denoising Method [J]. IEEE Signal Processing Letters. 2003, 10(8): 239—241.
- [8] LI H, MANJUNATH B S, MITRA S K. Multisensor Image Fusion Using the Wavelet Transform [J]. Computer Vision, Graphics, and Image Processing: Graphical Models and Image Processing, 1993, 57: 235—245.
- [9] 那彦, 焦李成. 基于多分辨率分析理论的图像融合方法 [M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2007.
- [10] 高成. Matlab小波分析与应用 [M]. 北京: 国防工业出版社, 2007.
- [11] 朱华, 吴传生, 汪小梅. 一种改进的小波消噪阈值选取方法 [J]. 计算机应用, 2007, 27(10): 2606—2609.

The Method of Wavelet Threshold Denoising for Medical Image

ZHANG Yan, CHENG Xiao-ping

School of Computer and Information Science, Southwest University, Chongqing 400715, China

Abstract: In order to improve some shortcomings in the hard threshold and soft threshold of wavelet threshold denoising, the authors propose a new wavelet threshold denoising method. Before wavelet threshold denoising, segment image into two regions: background and detail, and then wavelet threshold denoising respectively, and finally gets the fusion of the two images. In separate wavelet threshold denoising using the iterative threshold selection method, using ‘soft and hard threshold compromise’ threshold function. Based on the show of simulation results of medical image denoising, this algorithm in PSNR and MSE is superior to the traditional hard and soft threshold method.

Key words: wavelet transform; threshold denoising; threshold function; medical images

责任编辑 张 枸