

基于小波阈值的断层扫描图像去噪细化处理

罗 瑜, 于晓明, 王建文

(陕西科技大学 电气与信息工程学院, 陕西 西安 710021)

摘 要: 针对计算机断层扫描图像(CT 图像)在成像过程中出现高斯白噪声的现状, 提出了一种改进的小波阈值萎缩去噪方法, 具有良好的时频局部化能力和多分辨率分析能力, 能够克服传统小波阈值去噪时引起重构信号在奇异点领域产生人为震荡, 为医学诊断提供的细节更为丰富、边缘信息更加完善、视觉效果更好的图像。

关键词: 计算机断层扫描(CT); 小波; 阈值; 细化; 去噪

中图分类号: TP751.1

文献标识码: A

文章编号: 1000-7180(2010)10-0152-04

Threshold Based on Wavelet Image De-noising and Refining Processing Tomography

LUO Yu, YU Xiao-ming, WANG Jian-wen

(Electric and Info Engineering Institute, Science and Technological of Shaanxi University, Xi'an 720021, China)

Abstract: In order to improve the status of white Gaussian noise of computed tomography images (CT images) in the imaging process, it directed an improved wavelet-shrinkage threshold denoising methods with good time-frequency localization and multi-resolution analysis capability. It's able to overcome the man-made shocks caused by singular points in the neighborhood while denoising signal reconstruction in a the traditional wavelet threshold, provide more abundant details of medical diagnosis, better edge information and better visual images.

Key words: CT; wavelet; threshold; refinement; de-noising

1 引言

计算机断层成像技术(Computed Tomography, CT)是指通过从物体外部检测到数据重建物体内部(横截面)信息的技术, 也称为层析成像技术。由于 CT 图像的分辨率高, 并且能做轴位成像, 使得 CT 能在一个横断解剖平面上, 准确探测各种不同组织间密度微小差别, 消除了传统医学诊断图像由于组织器官倾斜或与其他组织重叠造成无法判断的弊端。但是由于信号采集和变换过程复杂, 图像在处理、传输过程中容易受到噪声污染, 使得图像在时间序列内有用成分减弱, 大大降低了图像质量, 使得对比度较低的软组织中正常组织和病变组织不易分别, 给医学诊断与识别带来了困难^[1]。

优质的 CT 图像是医生对病变组织准确诊断的先决条件, 如何消除医学图像中噪声问题是图像分析、边缘检测等图像处理技术的关键。因此文中提出了一种基于小波阈值萎缩的图像细化去噪方法, 能够较好地解决图像增强中的噪声放大的问题, 并能非线性地增强图像的细节信息, 保持图像的边缘特征, 改善图像的视觉效果。

2 图像噪声产生机理及分布情况

根据来源不同, CT 图像噪声主要分为三大类^[2]: (1)随机噪声: 依据 X 射线断层扫描器原理, 从 X 射线到可见光的转换、后续光电转换和模数转换等都不可避免伴有随机噪声产生。(2)电子噪声: 在阻性器件中由于电子随机热运动而造成电子噪

声.(3)光学噪声:因结构不同引起空间随机不均匀的有关噪声.这三种常见噪声源均可以视为高斯分布,文中主要考虑均值为零的加性高斯白噪声.

为了对 CT 图像中噪声进行详细分析和研究,建立噪声空间表达式:

$$F(x, y) = S(x, y) * \eta(x, y) \quad (1)$$

其中, S 是需恢复的无噪图像, η 是乘性噪声, η 满足 Rayleigh 分布噪声,借助同态滤波思想对 $F(x, y)$ 取对数,将乘性噪声转变为近似的加性高斯白噪声.

$$\log(F(x, y)) = \log(S(x, y)) + \log(\eta(x, y)) \quad (2)$$

在小波域中,噪声能量分布在所有小波系数上,信号能量主要集中于少数小波系数上,信号和噪声相关性不显著,因此采用小波分解更容易从含噪信号中剥离出真实信号.

3 小波阈值去噪原理及阈值算法研究

3.1 小波阈值去噪原理

在多尺度下,小波变换模极大值与奇异指数关系为^[3]:

$$\lg |W_a F(t)| \leq \lg c + \lg a \quad (3)$$

其中 C 为常数.函数的奇异指数表示该函数局部奇异性的度量,函数越光滑,则奇异指数值越大,反之则越小.根据公式(3)可知,若信号 $f(t)$ 在一点或一个区间值大于 0,则随尺度 a 的增大,模极大值也增大,反之则减小.小波变换幅值随尺度衰减性与信号一致性及点态 Lipschitz 正则性相关.如果信号没有突变点,则小波变换不存在极大值.这就构成了可采用不同小波阈值进行去噪的理论依据.

3.2 常见阈值算法

常见小波阈值函数选取有硬阈值函数和软阈值函数两种.硬阈值是一种直接将大于设定阈值的小波系数不作处理,予以保留,而把小于阈值的小波系数都设为 0.如公式(4)所示,其中 $x(i)$ 表示去噪前小波系数, $f(x)$ 表示去噪后小波系数, t 为阈值.

$$f(x) = \begin{cases} x(i), & |x(i)| \geq t \\ 0, & |x(i)| < t \end{cases} \quad (4)$$

软阈值的方法是在硬阈值基础上,小于阈值的处理相同.大于阈值的数据操作则有所不同,取系数与阈值差值,数学表达式如下:

$$X(t) = \begin{cases} \text{sgn}(x(i)) * |x(i) - t|, & |x(i)| \geq t \\ 0, & |x(i)| < t \end{cases} \quad (5)$$

硬闭阈值去噪削减函数是非连续函数,小波系

数在 $|x(i)| = t$ 点是不连续的,它对阈值周围微小变化很敏感,在对高频系数量化时,易产生数值突变,会给重构信号带来一些振荡,且使重构信号产生较大的均方差,这种数值突变会变成一种高频噪声信息,进行图像重构时又将这种噪声信息引入到图像中去,所以硬阈值消噪后图像还不是很平滑,有时还会出现震荡现象或伪 Gibbs 现象等,但它能很好保留图像边缘等局部特征.采用软阈值去噪时,小波系数在 $|x(i)| = t$ 点是连续的,输出结果偏离真实度程度较小,软阈值量化进行消噪后图像能将大部分噪声除去,但是大尺度上模极大值出现的时刻均是干扰出现的时刻,且小波变换系数极大值并不随尺度的增大而减小,采用软阈值去噪法只能把模极大值随尺度增大而减小的干扰去除,对随尺度增大而增大或不变的扰动当作信号保留下来,没有完全去除噪声^[4].因此必须采用其他改进方法.

4 改进的阈值萎缩及增强法

传统的阈值去噪方法因为算法简单在 CT 图像去噪处理中广泛应用,但是采用全局阈值只考虑了图像频域特征,没有考虑到图像时域特征,会造成某些局部细节信号被误判为噪声而被滤除.文中提出的改进方法要对处理的小波系数进行局部判别,将小波系数置于它周围系数组成的可变窗口内,根据窗口内所有小波系数平方和来决定小波系数是否收缩,由窗口系数值和全局阈值共同决定收缩程度.然后将滤噪后的 CT 图像进行一次图像细化,搜索图像骨架,去除图像上的多余像素,从而在不改变图像主要特征的前提下,减少图像的信息量.最后对处理过的小波系数进行逆小波变换,即对图像进行重构,可得到处理后的图像^[5].

该算法描述如下:

Step1:计算正交小波变换,确定小波分解级数.利用离散小波所具备保留图像细节和无失真重构图像的特点,获得分辨率 $L(0 \leq L \leq J)$ 下的尺度系数 $\{V_{l,k}, k = 1, 2, \dots, 2^l\}$ 及个分辨率下的小波函数:

$$\begin{aligned} \Psi_{j,k}(t) &= a_0^{-\frac{j}{2}} \Psi\left(\frac{t - ka_0^j b_0}{a_0^j}\right) \\ &= a_0^{-\frac{j}{2}} \Psi(a_0^{-j} t - kb_0) \end{aligned} \quad (6)$$

经过变换离散化小波变换系数则可表示为:

$$C_{j,k} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{j,k}^*(t) dt = (f, \Psi_{j,k}) \quad (7)$$

在进行一次预处理去噪后,观察去噪效果,判断细节保留是否完整,若细节完整则分解级数范围在

1~3 之间,若细节损失较大则分解级数在 4~6 之间。

Step2:对小波系数进行阈值处理.为保持图像整体形状不变,保留所有低频系数,限定 Ψ 系数的阈值,即 $\Psi = \sqrt{\lg \frac{L_k}{2^{j-1}}}$, $T_n = \frac{\Psi \delta^2}{\partial_x}$. 其中 L_k 为第 K 层分解子带图像长度; J 为总分解层数; δ^2 为噪声方差; ∂_x 为信号标准差; T_n 为自适应阈值,改进阈值中的参数(根据各子带的数据获得). 对于每个要处理的系数 $\Psi_{x,y}$ (x, y 是小波系数的位置坐标), 计算以 $\Psi_{x,y}$ 为中心的方窗内的所有系数平方和,方窗大小按照下式计算

$$\phi_{x,y}^2 = \sum_{i=x-1, j=y-1}^{i=x+1, j=y+1} \Psi_{i,y}^2 \quad (8)$$

定义收缩因子:

$$\partial_{x,y} = \begin{cases} (1 - \Phi^2 / \phi_{x,y}^2), & \phi_{x,y}^2 \geq \Phi^2 \\ 0, & \phi_{x,y}^2 < \Phi^2 \end{cases} \quad (9)$$

$$\Phi = 1.4 \theta \delta_T^2 (\log_2(T))^{0.5}$$

要求保留更多细节时, θ 在 (0,1) 区间之间取值,不调节时取 1 值.修正后的小波系数为 $\Psi'_{x,y} = \delta_{x,y} * \Psi_{x,y}$,由该修正方法可知,当邻域内的小波系数较大时, $\phi_{x,y}^2$ 远远大于 Φ^2 , $\delta_{x,y}$ 接近 1, $\Psi'_{x,y} \approx \Psi_{x,y}$,小波系数只做很小的收缩.小波系数会做出更大的收缩,当邻域内小波系数非常小时,可以使得处于边缘而自身绝对值又比较小的系数会被保留下来。

Step3:细化去除噪声后的图像.在进行完去噪后,把清晰但不均的二值图像转化为单像素的条纹中心点线图像.采用 3×3 的模版沿着图像扫描,设 p 为被检测的像素, $f(p)$ 为像素 p 的灰度 ($n = 1, 2, \dots, 8$), n 的位置如图 1 所示。

N_4	N_3	N_2
N_5	P	N_1
N_6	N_7	N_8

图 1 像素 p 的 8 个邻域

整幅图像作多次扫描,每次扫描过程中标记给定条件的像素点,扫描结束后,再将这些标记像素点删除,然后开始下一次扫描,直到扫描过程中再没有像素点被标记为止,将图形边界像素逐次消除,最后得到线宽为 1 的图形.设集合 $I = \{1\}$ 表示需要细化的像素子集,集合 $N = \{g \mid g - m\}$ 表示背景像素子集,集合 $R = -m$ 表示在第 m 次减薄时, I 中被减掉的像素.图像细化的减薄条件为: P 为黑点在二值

图像中为 1,即: $f(p) \in I$; 环绕在 P 周围的点 n_1, n_3, n_5, n_7 总数大于等于 1,即: $U(P) \geq 1$, 其中 $U(I) = A_1 + A_3 + A_5 + A_7$, 这里 A_i 为:

$$A(i) = \begin{cases} 1 & i = 0 \dots 9 \\ 0 & \end{cases}$$

其中 P 为图形像素或背景像素; 环绕在 P 周围的点,背景白点(值为 0)比黑点(值为 1)的总数多 2 个,即: $V(p) \geq 2$, 其中 $V(p) = \sum_{i=1}^8 (1 - A_i)$; 环绕在 P 周围黑点的总数大于等于 1,即: $W(p) \geq 1$, 其中 $W(P) = \sum_{i=1}^8 C_i$; 当 n_{2i-1} 为背景像素 n_{2i} 并且为在减薄过程中减掉的点或是图像黑点,或者 n_{2i+1} 为减薄过程中减掉的点或是图像黑点时,记为 b_i ($i = 1, 2, 3, 4$), 如果 b_i 累加和等于 1,则该条件成立.即:

$$x(p) = 1, \text{ 其中 } x(p) = \sum_{i=1}^4 b_i, \text{ 其中 } b_i \text{ 为}$$

$$b_i = \begin{cases} 1 & f(n_{2i-1}) \in N \text{ and } f(n_{2i}) \in (I \cup R) \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$

扫描像素同时满足上述 6 个条件,去除该像素.经过 m 次后,图像上像素均不能同时满足以上 6 个条件,则细化处理结束。

Step4:进行逆小波变换.由所有低频尺度系数,以及经由阈值处理及细化后的小波系数做逆小波变换进行重构,得到恢复的原始信号的估计值。

5 仿真实验

在 PC 机上使用 Matlab7.0.1 进行仿真实验.将原始图像人为地加上高斯白噪声,利用文中介绍的算法进行降噪细化处理,这里对头颅 CT 图像的信号采集后,使用 Daubechies 小波三层分解,可调阈值因子 θ 取 0.7.实验中测试了噪声标准差 $\delta = 25$ 的图像处理效果。

由实验结果可知,使用传统阈值算法的 CT 图像细节信息损失很大,边缘特征不明显、不够清晰,而采用文中提出的小波阈值萎缩法及 Hilditch 细化算法处理后的图像不但噪声几乎完全得到控制,而且较好地保留了图像信号的边缘特征,增强了图像细节信息,视觉效果好,处理结果明显优于传统的小波阈值算法。

因此,基于小波阈值萎缩细化消除 CT 图像的噪声,不仅能提高图像的信噪比,而且能有效地消除小波函数消噪过程中所产生的方块效应.经过实验验证,该方法有以下特点:(1)与其它增强方法相比,

对噪声有很明显抑制作用,克服了传统方法中图像得到了增强但噪声也得到了扩大,或者噪声得到了抑制但细节信息损失太大的缺点;(2)图像信号估计不引入任何与噪声有关的结构;(3)反映原始信号的特征尖峰点得到很好的保留,可以使去噪图像成为原始图像的近似最优估计,且估计图像至少和原始图像同样光滑而不会产生振荡;(4)在一次细化的基础上去除图像上多余像素,从而在不改变图像主要特征的前提下,大大减少了图像的信息量;(5)两种算法的结合可以实现对不同尺度的图像信号进行非线性增强,对非高斯噪声也有很好的抑制效果,较好地保留了图像信号的边缘特征,增强了图像平均梯度,视觉效果清晰,重构信号的信噪比增益以及视觉效果都比传统的去噪方法有了明显的提高。

6 结束语

文中分析了待处理的 CT 图像信号特征,依据小波基的奇异性来判断信号是否有用.采用小波阈值萎缩和细化相结合方法,在改进经典小波阈值去噪方法的基础上,将关键参数取值与预估计联系起来,将阈值的选定与图像的局部特征结合起来.改善了 CT 扫描图像中的模糊现象,使小波系数的处理更精确,使图像边缘信息得到增强细化.实验结果表

明,改进后的小波算法比传统小波去噪方法效果更佳,重构信号的信噪比增益以及视觉效果都比传统去噪方法有了显著提高.

参考文献:

- [1] 周光湖.计算机断层摄影原理及应用(CT)[M].成都:成都电讯工程学院出版社,1986:331-335.
- [2] 赵瑞珍,宋国乡.一种基于小波变换的白噪声消噪方法的改进[J].西安:西安电子科技大学学报,2000,27(5):619-622.
- [3] Tien D Bui, Guangyi Chen. Translation-invariant de-noising using multi-wavelets[J]. IEEE Transactions On Signal Processing, 1998, 46(12): 3414-3420.
- [4] 涂丹,沈建军,沈振康.小波阈值技术在图像降噪中的应用研究[J].北京:国防科技大学学报,1999,21(2):42-45.
- [5] 章毓晋,彭天强,彭波.图像工程[M].北京:清华大学出版社,2002:126-30.

作者简介:

罗瑜女,(1984-),硕士研究生.研究方向为计算机图形图像处理.

于晓明女,(1965-),博士,研究生导师.研究方向为计算机图形图像处理及信号采集.

(上接第 151 页)

5 结束语

文中提出的模糊神经网络控制器基于模糊神经网络结构创建,其所有参数利用改进的遗传算法进行同步调节,实现了参数从初始随机状态的自适应寻优.进化过程中使用动态变化的交叉率和变异率、改进的适应度函数,改善遗传算法的收敛性能,具有较高的泛化能力.实验结果表明,该基于遗传算法调节的模糊神经网络控制方法具有较高的性能.

参考文献:

- [1] Buckley J J, Hayashi Y. Fuzzy neural networks: a survey [J]. Fuzzy Sets and Systems, 1994, 66(1): 1-13.
- [2] 刘增良,刘有才.模糊逻辑与神经网络一理论与探索[M].北京:北京航空航天大学出版社,1996.
- [3] 赵仕俊,李逊,陈琳.一种面向非线性系统控制的自适应模糊小脑神经网络及研究[J].微电子学与计算机,

2008, 25(3): 61-63.

- [4] 程启明,王勇浩,陈刚.新型动态模糊神经控制器及其混合学习算法研究[J].上海电力学院学报,2005,24(4):310-315.
- [5] 周明,孙树栋.遗传算法原理及应用[M].北京:国防工业出版社,2000.
- [6] 梁艳,靳东明.一种用于 RBF 神经网络参数优化的亲属优先遗传算法[J].微电子学与计算机,2009,26(7):17-20.
- [7] 基于遗传算法的神经模糊技术应用研究[D].广州:华南理工大学,1999.

作者简介:

曹晖女,(1984-),硕士.研究方向为电力电子变频技术.

陈金亮男,(1981-),博士研究生.研究方向为航空宇航制造.