

基于小波变换的数字胸片自适应增强*

张道兵¹ 张继武^{1,2} 许朝晖¹ 史舒娟³

(1 中国科学院西安光学精密机械研究所, 西安 710068)

(2 东北大学信息科学与工程学院, 沈阳 110006)

(3 西安交通大学图像所, 西安 710049)

摘要 利用图像自适应增强原理, 推导出小波域中的等价表示. 根据视觉生理心理学原理, 具体的增益系数由图像的背景灰度确定. 同时考虑到胸片中重要的细节信息位于中间频率的特性, 增益系数需要调整. 实验结果表明, 调整增益后的小波自适应增强方法能有效的增强数字胸片中的细节信息.

关键词 自适应增强; 小波变换; 数字胸片

中图分类号 TP391.41 **文献标识码** A

0 引言

现代医学成像技术为医学研究、诊断治疗疾病提供了十分有价值的依据. 这些医学数字图像的最大优点在于可以进行各种后处理, 进而可以改善图像的质量、提高诊断能力. CR (Computer Radiography, 计算机放射线成像) 是临床放射学检查诊断肺部疾病使用最普遍的造影方式, 由于它具有较宽的信息动态范围和重要的低对比度的细节, 使得传统的胸片胶片并不能获得满意的显示效果、医生关心的许多解剖区域特征并不能清晰地显示出来, 因此, 各种数字图像增强技术引入到数字胸片中来^[1-5].

反锐化掩模 (Unsharp Mask) 方法是医学图像增强使用最普遍的方法, Rogowska 早在 1988 年就开始比较数字胸片中反锐化掩模方法和局部对比度拉伸方法的增强性能^[1], 最近, Polesel 等在文献[2]中提出一种自适应的反锐化掩模的方法来增强中间对比度的细节信息. 但是, 要同时提高各对比度的细节信息需要仔细选择各尺寸的模板并将他们组合起来. 自适应对比度增强 (Adaptive Contrast Enhancement) 和反锐化掩模在原理比较相似, 都是对高频部分进行增强, 但是对于具体要增强的频段范围, 也不可避免地存在如何选择合适尺寸的模板地问题. 很明显, 具有多尺度特性的小波变换可以根据频率特性自适应的选择窗口大小. 文献[7]中给出了反锐化掩模在小波域中的等价表示.

本文将等价表示推广, 可以得到小波域中对图像进行自适应增强的方法. 小波域中不同确定增益系数的方法对应着不同的增强效果. 如何确定增益

系数成为小波域中增强方法的关键. 已有一些研究者根据人眼视觉非线性的特性给出了用小波分析对医学图像进行增强的方法^[3,4,6], 在此基础上, 本文给出了一种基于人眼视觉生理心理学原理进行调整系数的方法, 同时为了防止边缘的高频成分增的过强, 根据局部方差对该部分进行了抑制, 以增强数字胸片中的细节信息.

1 小波域自适应增强原理与方法

1.1 自适应增强在小波域中的等价表示

反锐化掩模技术最早在摄影技术中采用, 它通常将图像分成两个频段, 属于高频的边缘图像被放大并叠加到相应模糊后的图像上去, 以增加图像的边缘和细节. 设 $f(i, j)$ 表示原始离散图像上的像素点, $m_f(i, j)$ 表示对应于模糊后的图像, 则反锐化掩模方法计算公式为

$$y(i, j) = f(i, j) + C[f(i, j) - m_f(i, j)] \quad (1)$$

式中: C 为常数. 在实际实现时, 可以用简单的局部平均法计算, 则 $m_f(i, j) = \frac{1}{(2n+1)^2} \sum_{k=i-n}^{i+n} \sum_{l=i-n}^{i+n} f(k, l)$, 其中, n 为窗口大小. 可以通过调整窗口大小来选择要增强的细节信息. 此时, 它相当于自适应增强方法的一个特例.

自适应增强技术算法可表示为

$$y(i, j) = m_f(i, j) + G(i, j)[f(i, j) - m_f(i, j)] \quad (2)$$

当 $G(i, j) = C + 1$ 时, 式(2)和式(1)等价. 式(1)在自适应增强中对应的是对所有的点采用相同的增益系数, 而式(2)对各点采用相应的增益系数. $m_f(i, j)$ 为局部窗口内的均值, 有理由将其推广为一般的局部低频成分, 则经过推广的式(2)重写为

$$y(i, j) = f_L(i, j) + G(i, j)f_H(i, j) \quad (3)$$

式中 $f_L(i, j)$ 为 $f(i, j)$ 局部窗口内的低频成分 $f_H(i, j)$

为 $f(i,j)$ 局部窗口内的高频成分,且 $f_L(i,j) + f_H(i,j) = f(i,j)$. 为了对各频率的信息进行增强,需要调整局部窗口的大小. 而小波变换的尺度伸缩特性使小波系数在高频率处具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率、在低频率处具有较高的频率分辨率和较低的时间分辨率,因此在小波域内可以自适应的调整选择频率的窗口大小. 将式(3)在小波域内表示为

$$y(i,j) = IWT\{\varphi(i,j) + G(i,j)\Psi(i,j)\} \quad (4)$$

式中, $\varphi(i,j)$ 表示 $f(i,j)$ 变换后的尺度系数, $\Psi(i,j)$ 表示 $f(i,j)$ 变换后的小波系数, IWT 表示逆小波变换. 因此,式(4)为自适应增强技术在小波域中的等价表示. 现在问题的关键在于增益系数 $G(i,j)$ 如何确定,不同确定增益系数的方法对应着不同的增强效果.

1.2 增益系数

根据人眼的视觉生理心理学原理,同样亮度的物体在不同背景区域中给人的视觉感受是不一样的,即背景和目標物之间的绝对亮度差在高亮度区域需要较大的值才能和低亮度的值产生同样的视觉效果^[8]. 在增强问题中,要在高亮度区域产生和低亮度区域同样的增强效果需要比较大的增益. 不考虑图像中反射场和噪声的影响,则低通滤波后的图像可以近似看作是图像的照度场,对应的在小波域中,可以用尺度系数来近似反映原图像的背景区域. 那么,小波变换后的尺度系数越大,对应的小波系数的增益也应越大. 为了简化起见,将低频子带图像归一化处理,采用线性的增强方式. 则增益系数的公式为

$$G(i,j) = \frac{\varphi(i,j)}{\max\{\varphi(i,j)\}} + 1 \quad (5)$$

相应的算法流程图可以表示如下.

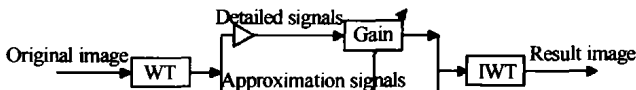


图1 算法流程图
Fig. 1 The diagram of the method

1.3 增益系数的调整

数字胸片图像的细节信息大部分集中在中间频率部分^[5],因此在增强时必需避免低频和高频的过度增强,否则容易引起振铃效应和噪声的放大. 由于小波变换后得到的小波系数对应的是原图像的高频系数,因此在小波域中增强时并不会涉及到低频系数过度增强的问题,应该避免的是高频部分的过度增强. 图像的局部方差可以很好的描述图像的局部频率特性,它可以由下式描述

$$\sigma_f^2(i,j) = \frac{1}{(2n+1)^2} \sum_{k=i-n}^{i+n} \sum_{l=i-n}^{i+n} [f(k,l) -$$

$$m_f(i,j)]^2 \quad (6)$$

通过计算小波系数的局部方差,可以进一步将得到的高频部分分为两部分,分别对应原图像的中间频率部分和高频部分,并且对应的局部方差越大,对应于原图像的频率越高. 为了抑制高频部分,简单的可以直接取局部方差的倒数,这样在局部方差比较大的边缘处给予小的增益,而在局部方差比较小的平坦区域给予大的增益.

将式(5)和式(6)结合起来,得到调整后的增益系数计算公式为

$$EG(i,j) = G(i,j)/\sigma_f(i,j) \quad (7)$$

2 数字实验结果及分析

在模拟实验中,我们使用的是离散小波变换,小波基选用具有对称性的 sym8 小波. 将算法过程归纳如下:

- 1) 对数字胸片进行离散小波变换,得到各尺度下的尺度系数和小波系数;
- 2) 根据对应尺度下的尺度系数,用式(5)计算未调整时的小波增益系数,并计算该尺度下小波系数的局部方差(6);
- 3) 将步骤 2 得到的(5)和(6)的结果代入式(7),得到调整后的小波增益系数,并与小波系数相乘,得到增益后的小波系数;
- 4) 将尺度系数和增益后的小波系数进行小波重构,得到增强后的图像.

实际在执行过程中,对于调整后的增益系数,为避免局部方差为零造成增益系数过大的影响,将得到的增益系数大于 2.5 的部分用 2.5 代替;同样,为了避免增益系数过小造成重构后的伪影,将小于 0.5 的部分用 0.5 代替. 同时,本文实验中对图像进行三个尺度的分解,对于 512×512 大小的图像,尺度为 1 的小波系数局部方差选用的窗口大小为 6,尺度为 2 和 3 的选用的窗口大小分别为 3 和 2.

用本文方法对一些数字胸片图像进行了实验,增强后图像的视觉效果有明显的改善,但是该方法对于噪声比较敏感,容易放大噪声的影响. 下图给出了其中的一个实验结果. 为了便于比较,同时列出的还有时域内进行自适应增强的结果和未进行增益系数调整的结果. 其中,时域内的自适应增强方法根据局部均值调节增益系数,增益系数的计算方法采用^[7]中的修改的对比度增益方法,选择的局部窗口大小为 8. 由实验结果可以看出,三种方法都能有效的增强数字胸片中的细节信息,例如骨架和肺部纹理. 但是,由于小波增强能自适应的选择增强的频率范围,肺部区域的一些细节信息要比时域内

的自适应增强方法得到了明显的增强,同时调整增益后的小波增强方法由于抑制了局部方差比较大的边缘部分的增益系数,相应的就增大可平坦区域的

增益系数,因此得到的结果使肺部区域的细节信息更加清晰.

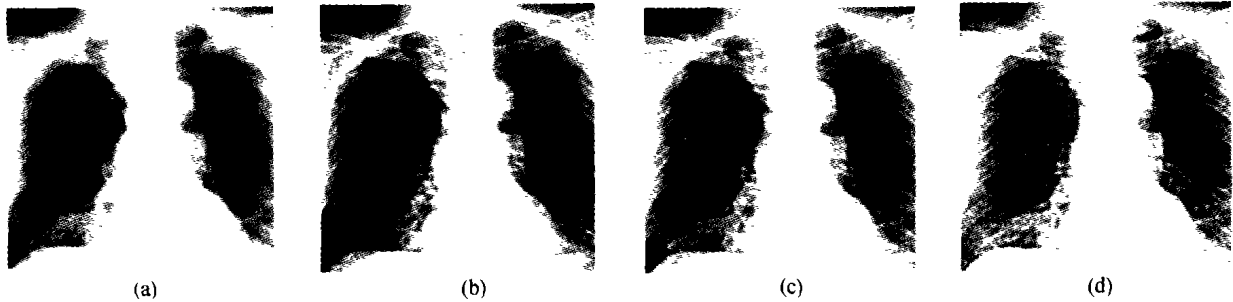


图2 (a)原图;(b)(c)(d)分别为自适应增强、未调整增益和调整后小波增强的结果

Fig.2 (a) Original image; (b) (c) (d) the respective result of ACE, wavelet enhancement without and with adjustment

为了更清楚的说明这些方法的增强性能,我们将这几种方法用阶跃边缘的增强响应来描述,见图3.

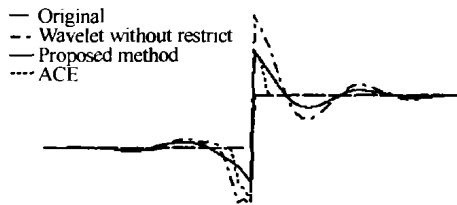


图3 阶跃边缘的增强响应曲线

Fig.3 Response curve of the gain to a step edge

3 结论

本文给出的对小波域的自适应增强算法是在分析并推广了时域内自适应增强算法的基础上得到的,但是实验结果表明,小波增强方法得到的结果优于时域增强的结果,特别是调整增益系数后的小波增强方法使数字胸片的细节信息更加清楚.但是本文提出的算法容易受噪声的干扰,如何在该算法基础上进一步消除噪声的影响有待于进一步的研究.

参考文献

- 1 Rogowska J, Preston K, Sashin D. Evaluation of digital unsharp masking and local contrast stretching as applied to chest radiographs. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1988, **35**(10):817 ~ 827
- 2 Polesel A, Ramponi G, Mathews V J. Image enhancement via adaptive unsharp masking. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2000, **9**(3):505 ~ 510

- 3 许雷,郑筱祥,陈兴灿.一种基于小波相位滤波及视觉非线性的医学图像自适应增强新方法. *电子学报*, 1999, **27**(9):121 ~ 123
Xu L, Zheng X X, Chen X C. *Acta Electronica Sinica*, 1999, **27**(9):121 ~ 123
- 4 Matozaki T, Tanishita A, Ikeguchi T. Image enhancement of chest radiography using wavelet analysis. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, 1996
- 5 Chang Dah-Chung, Rong Wen. Image contrast enhancement based on a histogram transformation of local standard deviation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1998, **17**(4):518 ~ 531
- 6 Laine A, Fan J, Yang W. Wavelets for contrast enhancement of digital mammography. *IEEE engineering in Medicine and Biology*, 1995, **14**(5):536 ~ 531
- 7 陈武凡.小波分析及在图像处理中的应用.北京:科学出版社,2002
Chen W F. Wavelet analysis and its application in image processing. Beijing: Science Press, 2002
- 8 张天序,彭嘉雄.基于视觉非线性的图像分割新方法. *计算机学报*, 1993, **13**(4):248 ~ 256
Zhang T X, Peng J X. *Chinese Journal of Computers*, 1993, **13**(4):248 ~ 256

Digital Radiography Image Adaptive Enhancement Based on Wavelet Transform

Zhang Daobing¹, Zhang Jiwu^{1,2}, Xu zhaohui¹, Shi Shujuan³

1 Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics of CAS, Xi'an 710068

2 School of Information Science and Engineering, Northeastern University, Shenyang 110006

3 Institute of Image Processing, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049

Received date: 2004-01-14

Abstract The equivalence equation in wavelet domain is deduced from the basic theory of adaptive image contrast enhancement in time domain. Based on the principle of visually receptive psychology, the gain should be determined by the background of the image. At the same time, the gain should be adjusted when taking the trait of the digital radiography with important details lie in medium spatial frequency into account. The experiment results show that wavelet adaptive enhancement with adjusted gain is effective for the enhancement of the detail information in digital radiography.

Keywords Adaptive enhancement; Wavelet transform; Digital radiography



Zhang Daobing was born in February, 1978. He received B. S. degree from Hubei University in 1999. In 2001, he continued his education for Master degree in communication and signal processing at Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanical of CAS. His current research interest is biomedical image processing.

(上接 320 页)

● 专利文献 专利申请者. 题名. 其他责任者(供选择). 附注项(供选择). 专利国别, 专利文献种类, 专利号. 日期 示例

1 曾德超. 常速高速通用优化犁. 中国专利, 85203720, 1. 1986-11-13

2 Fleming G L, Martin R T. Ger Par. US patent, C08g, 139291. 1972-02-07

● 学位论文 作者. 论文题目[学位论文]. 地名: 授予单位, 年. 起止页码

● 译著 作者. 书名. 译者(译). 出版地, 年. 起止页码

3.9 照片及英文简介 来稿需提供第一作者的照片(可用数码照)和不多于 100 个实词的英文简历(包括出生年月、出生地、职称、职务、熟悉的学科和课题)

4 投稿要求 1) 2005 年 1 月 1 日起实行网上投稿, 网址: www.photon.ac.cn; 2) 文章最后一页请注明以下内容: 创新点说明 100~300 字; 推荐同行审稿专家 2~4 位(给出他们从事研究的学科和课题不超过 3 个, 通讯地址和 E-mail).

5 稿件审理程序

5.1 收到电子投稿后, 对初审通过的稿件, 将收稿回执(含审理费收取通知)、稿件状态查询帐号、密码、作者承诺书发邮件给作者. 收到稿件审理费后, 分送两位同行专家评审. 自审理费收到之日起 3 个月内未收到本刊审稿意见和通知, 作者可自行改投它刊, 但需告知编辑部.

5.2 本刊将对下列稿件作自动退稿处理: a. 收稿回执发出 2 个月而投稿手续仍办理不全的稿件; b. 修改意见发出 2 个月仍未修回的稿件; c. 版面费通知发出 1 个月而汇款未到的稿件.

6 作者承诺书 作者承诺书在收稿后发邮件给作者, 请全体作者签名并附单位盖章后寄回编辑部.

7 收费标准 每篇文章收稿件审理费 100 元; 文章 5 页以内收版面费 800 元; 超过 5 页的部分, 每页加收 200 元. 文章出版后为每篇文章作者免费提供 1 份正刊、10 份单行本, 并酌付稿酬.

8 注意事项

1) 本刊反对一稿两投. 在投本刊前后投他刊、或在内刊登等, 务必来函说明. 2) 本刊已入编《中国学术期刊(光盘版)》、“中国期刊网”、“万方数据(ChinaInfo)系统科技期刊群”、“维普数据库”和“中国光学期刊网”, 向本刊投稿并录用的文章, 将一律由编辑部统一纳入中国期刊网、万方数据(ChinaInfo)系统、维普数据库和中国光学期刊网, 进入因特网提供信息服务. 对版权有特殊要求者, 请事先声明. 3) 本刊所付稿酬包含刊物内容上网服务及收录光盘版报酬, 不再另付.