

文章编号 1004 924X(2003)02 0188 05

# 基于区域分割的自适应反锐化掩模算法

杨词银<sup>1</sup>, 尚海波<sup>2</sup>, 贾晨光<sup>2</sup>, 黄廉卿<sup>1</sup>

(1. 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130022;

2. 海军装备部 沈阳军代表局, 辽宁 沈阳 110031)

**摘要:** 针对线性反锐化掩模法的缺点, 提出一种基于区域分割的自适应反锐化掩模法, 利用像素局部方差将输入图像划分为平滑区、中等对比度区和高对比度区, 根据像素  $(x, y)$  所属的区域类型, 自适应确定其局部灰阶变化率增益系数  $\alpha(x, y)$  及期望的输出局部灰阶变化率  $H_d(x, y)$ , 并导出增强系数  $K(x, y)$ 。对一幅胸片图像进行处理, 并与其它几种反锐化掩模法的处理结果进行比较, 结果显示该方法获得较好的边缘增强效果, 且有较强的噪声抑制能力。

**关键词:** 自适应反锐化掩模; 局部灰阶变化率; 边缘增强; 噪声

中图分类号: O438 文献标识码: A

## Adaptive unsharp masking method based on region segmentation

YANG Ci\_yin<sup>1</sup>, SHANG Hai\_bo<sup>2</sup>, JIA Chen\_guang<sup>2</sup>, HUANG Lian\_qing<sup>1</sup>

(1. Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics,  
Chinese Academy of Sciences, Changchun 130022, China;

2. Shenyang Bureau of Military Affairs, Navy Arming Department, Shenyang 110031, China)

**Abstract:** A adaptive unsharp masking method based on region segmentation is presented aiming at the defects of linear unsharp masking. The input image is divided into homogeneous areas, medium contrast areas and large contrast areas by the local variance of image pixels. Base on the area type to which image pixel  $(x, y)$  belongs, the local activity gain factor  $\alpha(x, y)$  and the desired output local activity  $H_d(x, y)$  are determined adaptively, and the enhancement factor  $K(x, y)$  is derived. A X-ray chest image is processed with the proposed method and other unsharp masking methods. The results show that good capabilities of edge enhancing and noise suppressing are achieved by the proposed method.

**Key words:** adaptive unsharp masking; local activity; edge enhancement; noise

## 1 引言

在医学 X 线放射成像及数字化过程中, 由于 X 线散射、各种电子噪声以及量化噪声等因素的影响<sup>[1,2]</sup>, 导致输出图像的像质下降, 主要表现为对比度降低, 图像变模糊, 边缘和细节不清晰。因此, 有必要对其进行锐化处理, 以增强、突出图像的边缘和细节。反锐化掩模(Unsharp Masking, UM)是一种常用的边缘增强方法, 分为线性和非线性反锐化

掩模法两种。线性反锐化掩模主要存在以下缺点: 第一, 对噪声非常敏感, 尤其是在图像的平滑区; 第二, 容易使灰度突变剧烈的边缘区域过增强, 产生伪影。后来, VRIES F. P. DE<sup>[3]</sup>、MITRA. S. K 和 LI. H<sup>[4]</sup>、GRAMPONI. G 和 STROBEL. N<sup>[5,6]</sup>等先后提出了几种非线性及自适应反锐化掩模法, 以克服线性反锐化掩模的缺点, 但是, 这些方法仍然会在平滑区引入一些人为噪声。提出了一种新的自适应反锐化掩模法, 并对一幅 X 线胸片放射图像进行了处理, 取得了较好的效果。

收稿日期: 2002-10-17; 修订日期: 2003-03-19.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(No. 69677015)

## 2 线性反锐化掩模

线性反锐化掩模的基本算法如下:

$$g(x, y) = f(x, y) + K \times [f(x, y) - Q(x, y)], \quad (1)$$

$f(x, y)$ 、 $g(x, y)$  分别为输入、输出图像,  $K$  为增强系数,  $Q(x, y)$  为低通模板,

$$Q(x, y) = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=x-(M-1)/2}^{x+(M-1)/2} \sum_{j=y-(N-1)/2}^{y+(N-1)/2} f(i, j), \quad (2)$$

$M \times N$  为模板的尺寸, 通常  $M = N$ 。通过调节模板的大小, 可选择性地增强图像的频带。

线性反锐化掩模的缺点是容易在图像的平滑区增强噪声, 而在细节区产生伪影。

## 3 基于区域分割的自适应反锐化掩模

### 3.1 算法

若令式(1)中的增强系数  $K$  为原始图像  $f(x, y)$  的函数, 即为非线性反锐化掩模, 即

$$g(x, y) = f(x, y) + K(x, y) \times [f(x, y) - Q(x, y)], \quad (3)$$

令  $C(x, y) = f(x, y) - Q(x, y)$ , 则有

$$g(x, y) = f(x, y) + K(x, y) \times C(x, y), \quad (4)$$

在此, 以线性高通滤波器  $H(\cdot)$  的输出来表示图像的局部灰阶变化率, 取

$$H(\cdot) = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, \quad (5)$$

将算符  $H(\cdot)$  作用于式(4)的两边, 则有

$$H_g(x, y) = H_f(x, y) + H\{K(x, y) \times C(x, y)\}, \quad (6)$$

$H_f(x, y)$  和  $H_g(x, y)$  分别表示输入、输出图像的局部灰阶变化率。增强系数  $K(x, y)$  在处理过程中变化缓慢, 因此可将式(6)中的  $K(x, y)$  提到算符  $H(\cdot)$  之外, 得输出图像局部灰阶变化率

$$H_g(x, y) = H_f(x, y) + K(x, y) \times H_c(x, y), \quad (7)$$

式中:  $H_c(x, y) = H\{C(x, y)\} = H\{f(x, y) - Q(x, y)\}$ 。

首先利用像素的  $3 \times 3$  邻域局部方差  $lv(x, y)$  将输入图像划分为平滑区、中等对比度区和高对比度区,  $3 \times 3$  邻域局部方差定义如下:

$$lv(x, y) = \frac{1}{9} \sum_{i=x-1}^{x+1} \sum_{j=y-1}^{y+1} [f(i, j) - \bar{f}(x, y)]^2, \quad (8)$$

其中:

$$\bar{f}(x, y) = \frac{1}{9} \sum_{i=x-1}^{x+1} \sum_{j=y-1}^{y+1} f(i, j)$$

取两个阈值  $t_1, t_2$ , 且  $t_1 < t_2$ 。若  $lv(x, y) < t_1$ , 认为该像素属于平滑区; 若  $t_1 \leq lv(x, y) < t_2$ , 则属于中等对比度区; 若  $lv(x, y) \geq t_2$ , 则属于高对比度区。

基于区域分割的自适应反锐化掩模的基本原则是: 增大平滑区的局部灰阶变化率将会增强该区的噪声, 而平滑区的噪声可见度最大, 最影响视觉效果, 故应保持其局部灰阶变化率不变; 高对比度区的局部灰阶变化率已经很高, 所以仅适当增强即可; 只有中等对比度区需要大幅度增强。

基于该原则, 定义期望的输出图像局部灰阶变化率  $H_d(x, y)$  为

$$H_d(x, y) = \alpha(x, y) \times H_f(x, y), \quad (9)$$

$\alpha(x, y)$  为图像局部灰阶变化率增益系数, 取

$$\alpha(x, y) = \begin{cases} 1 & lv(x, y) < t_1 \\ \alpha_h & t_1 \leq lv(x, y) < t_2 \\ \alpha_l & lv(x, y) \geq t_2 \end{cases}, \quad (10)$$

其中:

$$1 < \alpha_l < \alpha_h$$

由式(4)可知, 要获得增强图像  $g(x, y)$ , 关键是求出各像素的增强系数  $K(x, y)$ 。为此, 取式(7)中的  $H_g(x, y)$  为期望的输出局部灰阶变化率  $H_d(x, y)$ ,

$$H_g(x, y) = H_d(x, y), \quad (11)$$

将式(9)、(11)代入式(7)中, 得

$$\alpha(x, y) \times H_f(x, y) = H_f(x, y) + K(x, y) \times H_c(x, y), \quad (12)$$

整理后得

$$K(x, y) = \frac{[\alpha(x, y) - 1] \times H_f(x, y)}{H_c(x, y)}, \quad (13)$$

将式(13)代入式(4)即得

$$g(x, y) = f(x, y) + \frac{[\alpha(x, y) - 1] \times H_f(x, y)}{H_c(x, y)} \times C(x, y), \quad (14)$$

其中:  $C(x, y) = f(x, y) - Q(x, y)$ 。

由此, 只需选取适当的参数值  $t_1$ 、 $t_2$ 、 $\alpha_l$ 、 $\alpha_h$ , 即可由式(5)、(8)、(10)及(14)实现对输入图像的自适应反锐化掩模增强, 获得适于视觉观看的图像。 $t_1$ 、 $t_2$ 及 $\alpha_l$ 、 $\alpha_h$ 的取值对算法的性能影响较大。通过大量实验表明, 选取下面一组参数取值范围对于绝大多数医学放射图像都能获得较好的增强效果, 即

$$30 \leq t_1 \leq 50, 200 \leq t_2 \leq 240, \alpha_l = 2, \alpha_h = 4, \quad (15)$$

综上, 可得自适应反锐化掩模算法流程如下:

(1) 根据原始图像  $f(x, y)$  的噪声水平, 选取适当的参数值  $t_1$ 、 $t_2$  及  $\alpha_l$ 、 $\alpha_h$ ;

(2) 由式(8)计算原图像素  $(x, y)$  的邻域窗口局部方差  $lv(x, y)$ ;

(3) 根据选取的阈值  $t_1$ 、 $t_2$  及参数值  $\alpha_l$ 、 $\alpha_h$ , 由式(10)确定像素  $(x, y)$  的局部灰阶变化率增益系数  $\alpha(x, y)$ ;

(4) 由式(2)、(5)及(14)获得增强的图像  $g(x, y)$ ;

(5) 返回到第二步, 处理下一像素, 直至处理完原图  $f(x, y)$  的所有像素。

### 3.2 性能评价

利用细节方差(Detail Variance, DV)和背景方差(Background Variance, BV)来评价反锐化掩模算子的噪声敏感度。DV为图像所有细节区像素的局部方差均值, BV为所有背景区像素的局部方差均值。Ramponi<sup>[5,7]</sup>指出, DV的大小与图像的观感质量非常一致。DV越大, 表示图像中可见的细节就越多; 在DV相同的情况下, BV越大, 表示噪声越大。

DV、BV的计算方法如下:

(1) 利用  $3 \times 3$  或  $5 \times 5$  的滑动窗口计算原图  $f(x, y)$  各像素的局部方差  $lv(i, j)$ , 然后利用文献[8]中的阈值选择法来确定细节/背景区的阈值  $T_{lv}$ 。局部方差  $lv(i, j)$  小于  $T_{lv}$  的像素属于细节区(标记为1), 而  $lv(i, j)$  大于  $T_{lv}$  的像素属于背景区(标记为0)。所有细节区像素的局部方

差均值即为原图的DV值, 而所有背景区像素的局部方差均值即为原图的BV值。

(2) 利用反锐化掩模算子对原图进行边缘细节增强。

(3) 计算处理后图像中各像素的局部方差  $lv'(i, j)$ 。将标记为1的像素的局部方差  $lv'(i, j)$  累加在一起, 并除以细节区像素数, 便得到增强图像的DV值。将标记为0的像素的局部方差  $lv'(i, j)$  累加在一起并除以背景区像素数, 便得到增强图像的BV值。

## 4 实验结果及分析

图1(a)为一幅细节较模糊的X线胸片放射图像, (b)、(c)、(d)分别为应用线性反锐化掩模(Linear UM)、立方反锐化掩模(Cubic Unsharp Masking, CUM)以及基于区域分割的自适应反锐化掩模法(Adaptive Unsharp Masking Based on Region Segmentation, RS\_AUM)的处理结果。表1给出了各算子的参数取值, 表2给出了图1中各图的DV和BV值。

表1 几种反锐化掩模法的参数取值

Tab. 1 Parameters employed for experiments on image enhancement with several unsharp masking methods

算子	参数
线性反锐化掩模法	$K = 1$
立方反锐化掩模法	$K = 0.001$
基于区域分割的自适应反锐化掩模法	$t_1 = 30, t_2 = 210, \alpha_l = 2, \alpha_h = 4$

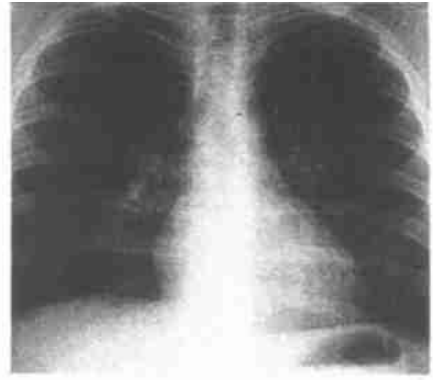
表2 图1中各图的DV和BV

Tab. 2 DV and BV of the images in Fig. 1

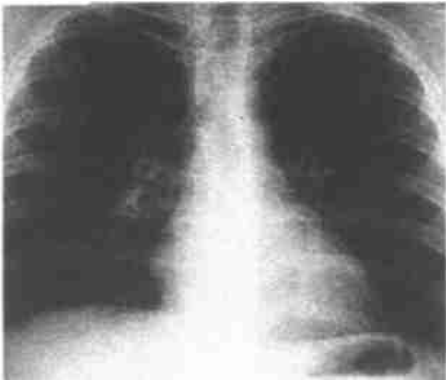
算子	DV	BV
无(原图)	204	42
线性反锐化掩模	721	353
立方反锐化掩模	730	154
基于区域分割的自适应反锐化掩模法	728	87



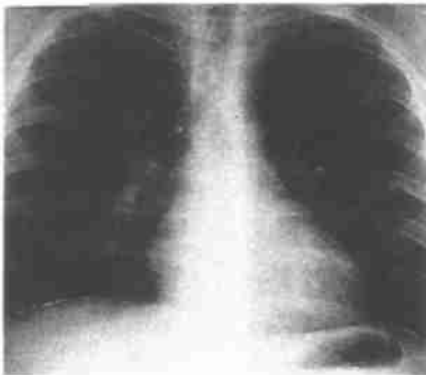
(a) 原始胸片图像  
(a) Original chest image



(d) RS\_AUM 处理结果  
(d) Processed image by RS\_AUM



(b) 线性 UM 处理结果  
(b) Processed image by linear UM



(c) CUM 处理结果  
(c) Processed image by CUM

图 1 原始胸片图像及各种反锐化掩模法的处理结果

Fig. 1 Original chest image and results processed by several unsharp masking methods

由表 2 及图 1 可知, DV 和 BV 与视觉效果很好的相符: 图 1(b) 比原图锋锐, 但是噪声非常严重, 其 BV 值也最大; 图 1(c) 的噪声水平比(b) 要小许多, BV 值也更小, 但是细节仍然不够清晰; 在图(d) 中, 边缘细节等重要信息清晰可见, 同时背景噪声几乎没有被放大, 均匀区也没有引入噪声, 且 BV 值最小。

## 5 结 论

提出了一种基于区域分割的自适应反锐化掩模法, 并利用线性反锐化掩模、立方反锐化掩模法以及本文方法对一幅 X 线胸片放射图像进行处理。通过视觉质量上的比较和客观的评价, 显示出本文方法具有良好的细节增强能力和噪声抑制能力, 表明该方法用于医学放射图像的边缘细节增强是很有效的。

## 参考文献:

- [1] 祁吉, 高野正雄. 计算机 X 线摄影[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1997. 18\_20.  
QI J, GAO Y ZH X. *Computerized radiography* [M]. Beijing: People health publishing house, 1997. 18\_20. (in Chinese)
- [2] 刘恒殊, 黄廉卿. 基于模糊集理论的医学 CR 图像增强[J]. 光学精密工程, 2002, 10(1): 94\_97.  
LIU H SH, HUANG L Q. Processing method of CR image based on fuzzy set theory [J]. *Optics and Precision*

*Engineering*, 2002, 10(1): 94\_97. (in Chinese)

- [3] VRIES DE F P. Automatic, Adaptive, brightness independent contrast enhancement[J]. *Signal Process*, 1990, 21(10): 169\_182.
- [4] MITRA S K, LI H. A new class of nonlinear filters for image enhancement[A]. *Proc IEEE Int Conf Acoustics Speech Signal Processing [C]*. Toronto, Ont, Canada, 1991. 2525\_2528.
- [5] RAMPONI G, STROBEL N, MITRA S K, *et al* . Nonlinear unsharp masking methods for image contrast enhancement [J]. *J Electron Imag*, 1996, 5(7): 353\_366.
- [6] RAMPONI G. A cubic unsharp masking technique for contrast enhancement[J]. *Signal Process*, 1998, 67(6): 211\_222.
- [7] RAMPONI G. A simple cubic operator for sharpening an image[A]. *Proc IEEE Workshop on Nonlinear Signal and Image Processing [C]*. Neos Marmaras, Greece, 1995. 302\_307
- [8] SEZAN I M, TEKALP M A. Automatic anatomically selective image enhancement in digital chest radiography[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1989, 8(2): 154\_162.

作者简介: 杨词银(1975-), 男, 江西九江人, 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所博士研究生, 主要研究方向为计算机图像处理、设备驱动程序开发。Tel: 0431- 5261814 E\_mail: yangciyin@sina.com

## 向您推荐《液晶与显示》期刊

《液晶与显示》是中国最早的液晶学科期刊, 也是中国惟一的液晶学科和显示领域中综合性学术期刊。它由中国科学院长春光学精密机械与物理研究所和中国光学光电子行业协会液晶专业分会主办, 科学出版社出版。

《液晶与显示》以研究报告、研究快报、综合评述、信息与动态和产品信息等栏目集中报道国内外液晶学科和显示领域中最新理论研究、科研成果和创新技术, 及时反映国内外本学科领域及产业信息动态。本刊是英国《科学文摘》(SA)、美国《化学文摘》(CA)、俄罗斯《文摘杂志》(P Ж)、美国《剑桥科学文摘》(CSA) 和“中国科学引文数据库”、“中国科技论文统计源期刊”等国内外著名检索刊物和文献数据库来源期刊。

《液晶与显示》以创新性、综合性、实用性为办刊特色, 其内容丰富, 信息量大, 涵盖面广, 可读性强。既是启迪科技人员开拓创新思路的参考期刊, 又是从事液晶和显示技术研究的广大科技人员、大专院校师生及相关领域的科技工作者进行学术交流的良好园地, 也是图书、情报等部门必不可少的信息来源。《液晶与显示》热忱欢迎广大作者、读者广为利用, 踊跃投稿, 将您们的科技创新、产品信息、企业风貌通过这一窗口展示出来。同时, 竭诚欢迎社会各界洽谈广告业务、合作组织技术交流与信息发布时间。

《液晶与显示》为双月刊, A4 开本, 80 页, 国内定价 10.00 元, 国内外公开发行。国际标准刊号: ISSN 1007- 2780, 国内统一刊号: CN 22- 1259/O4, 国际刊名代码(CODEN): YYXIFY。广告经营许可证号: 200004100137。国内邮发代号: 12- 203; 国外发行代号: 4868Q。同时, 《液晶与显示》编辑部将竭诚为广大读者服务, 随时办理订阅。

欢迎订阅 欢迎投稿 欢迎刊登产品信息

地 址: 吉林省长春市人民大街 140 号	中国科学院长春光学精密机械与物理研究所
《液晶与显示》编辑部	邮 编: 130022
电 话: (0431) 5261594	传 真: (0431) 5682346
E-mail: yjxs@ciomp.ac.cn	网 址: www.ciom.ac.cn