文章编号:1004-4213(2010)08-1372-5

# 模糊权值中值滤波的 X 射线图像消噪算法\*

### 欧阳诚苏,黄永宣

(西安交通大学 电子与信息工程学院,西安 710049)

摘 要:针对 X 射线荧光图像的低亮度及噪音造成的对比度差和图像模糊的问题,提出了一种模糊权值中值滤波的图像消噪算法. 先用模糊邻域检测法结合梯度检测法分离原始图像中的噪音点与非噪音点,然后在噪音点的邻域内,计算各像素点与邻域中值的模糊相似度,用相似度作中值的权值,对噪音点邻域进行加权滤波;这种算法使图像的非噪音点保持不变. 实验结果表明,本文算法不仅具有较强的消噪能力,而且能够保持图像的边缘细节和纹理信息.

**关键词:**X射线;中值滤波;图像消噪;相似度

中图分类号:TP391

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20103908.1372

### 0 引言

基于大画幅 CCD 的 X 光数字成像系统(CCD-DR)因受拍摄环境、X光剂量、图像传感器及图像传 输等条件的限制,使得获取的 X 光原始医学图像均 匀性差、亮度低、对比度差且含有噪音点,不能很好 地为医师提供正确的信息[1-2], 所以在 X 光医学图 像处理过程中,图像消噪占有重要地位. 由于 CCD 在制冷环境下工作,使得原始图像中的噪音以泊松 噪音和固有噪音为主.表现为脉冲噪音.当前图像消 噪算法很多,如中值滤波以及各种改进的中值滤波 等,一般采取对整幅图像进行消噪处理[3-5],必然破 坏没有被噪音污染的像素点,丢失图像的部分细节 和纹理信息. 考虑到图像邻域像素间的相似情况,并 充分利用模糊理论算法在处理模糊和不精确性问题 上的优势[6-12],本文提出了一种基于模糊理论的权 值中值滤波算法(Fuzzy Weighted Median Filter, FWMF),该算法先利用两种互为补充的模糊邻域 检测与梯度检测方法将图像的非噪音像素点与噪音 像素点分离,再把窗口中的各像素点与邻域中值的 模糊相似度作为滤波权值,对噪音点做权值中值滤 波消噪,对非噪音点不做处理.本文先对标准的 MR 图像做比较试验,然后将该算法运用到原始的 X 射 线图像中,用本文方法计算 657×949 手部图像,耗 时 8.578 0 单位,用本文方法计算 568×1 006 足部 图像,耗时 7.672 0 单位,本文算法比 FWMF 算法 耗时短,而且图像细节很清晰,视觉效果也好,结果

表明,这种方法既能很好的抑制噪音,又能保持图像的边缘细节和纹理.

### 1 模糊权值中值滤波消噪法

#### 1.1 噪音点与非噪音点的分离法

在 X 射线图像中,脉冲噪音是噪音的重要组成部分之一,原始图像描述为

$$f(i,j) = \begin{cases} o(i,j) & 1-\rho \\ \delta(i,j) & \rho \end{cases} \tag{1}$$

式中:  $f(i,j)(i \leq M, j \leq N)$  为图像 F 的像素点(i,j) 处的灰度值,o(i,j) 为未受噪音污染的点, $\delta(i,j)$  为 独立的噪音点, $\rho$  为噪音分布的概率.

为了将图像中的噪音点与非噪音点分离,本文采用两种相互补足的模糊检测算法:邻域检测与梯度检测.为此引入一个大小为 $(2k+1)\times(2k+1)$ 的窗口 $\omega(i,j)=\{f(i\pm l,j\pm s)\,|\,(-k\leqslant l,s\leqslant k)\}$ ,本文k=1,窗口表示如图 1.

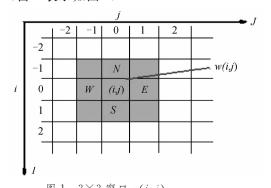


图 1  $3\times 3$  窗口  $\omega(i,j)$ Fig. 1 The window  $\omega(i,j)$  (3×3)

#### 1.1.1 邻域检测法

在图 1 所示的邻域中判断 f(i,j)是否为噪音点,若一个邻域内有噪音点存在,则这个邻域内存在灰度值相差较大的点.文中窗口周围各像素点与中

<sup>\*</sup> 国家自然科学基金(60774086)资助

心像素点梯度的绝对均值用  $\varphi(i,j)$ 表示,用  $\bar{\varphi}(i,j)$ 表示。 $\bar{\varphi}(i,j)$ 的均值. 若  $\bar{\varphi}(i,j)$ 与  $\varphi(i,j)$ 相等时,则 邻域的相似性很好,可以认为邻域中没有噪音点.  $|\bar{\varphi}(i,j)-\varphi(i,j)|$ 的值越大,对应的邻域相似性则 越少,噪音点存在的可能性也就越大. 所以邻域中 f(i,j)为噪音点的模糊度  $\xi(i,j)$ [g]定义为

$$\xi(i,j) = 0 \qquad \Delta\varphi(i,j) \leqslant \gamma_1(i,j)$$

$$\frac{\Delta\varphi(i,j) - \gamma_1(i,j)}{\gamma_2(i,j) - \gamma_1(i,j)} \quad \gamma_1(i,j) \leqslant \Delta\varphi(i,j) \leqslant \gamma_2(i,j) \quad (2)$$

式中: 
$$\Delta \varphi(i,j) = |\varphi(i,j) - \overline{\varphi}(i,j)|, \varphi(i,j) =$$

 $\Delta \varphi(i,j) \geqslant \gamma_2(i,j)$ 

$$\frac{\sum_{l=-k_s=-k}^{k} \sum_{j=-k}^{k} |f(i+l,j+s) - f(i,j)|}{(2k+1)^2 - 1}, \quad \bar{\varphi} \quad (i, j) =$$

$$\frac{\sum\limits_{l=-k_s=-k}^k\sum\limits_{s=-k}^k\varphi(i+l,j+s)}{(2k+1)^2},\gamma_1(i,j)$$
和  $\gamma_2(i,j)$ 为可调的阈

值参量. 由此可找到对应窗口邻域的灰度值突变的点,但是边缘细节和噪音都可能使  $\Delta \varphi(i,j)$  增大. 像素 点 f(i,j) 为噪音点的模糊度为 $\xi(i,j)$ ,则为非噪

音点的模糊度为 $1-\xi(i,j)$ . 此外在 $\Delta\varphi(i,j) \in [\gamma_1(i,j),\gamma_2(i,j)]$ 存在很大的模糊性. 所以不能完全断定 f(i,j)是边缘细节还是噪音点,为此补充邻域梯度检测法.

#### 1.1.2 梯度检测法

为补充第一次检测噪音点的方法,仍在邻域  $\omega(i,j)$ 内定义如图 2 的四个方向(东 E、南 S、西 W、北 N)的梯度  $\nabla d(i,j)$ ( $\nabla E$ ,  $\nabla S$ ,  $\nabla W$ ,  $\nabla N$ )以及各方向上的两个辅助梯度  $\nabla d_1(i,j)$ 与  $\nabla d_2(i,j)$ , 具体如表 1.

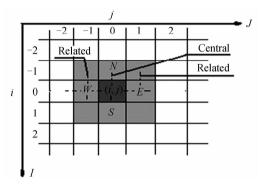


图 2 窗口  $\omega(i,j)$ 北(N)相关梯度 Fig. 2 Involved gradients in direction N of the window  $\omega(i,j)$ 

表 1 四个方向的相关梯度 Table 1 Involved gradients in the four directions

D	Central gradients	Related gradients
E	$\nabla E(i,j)$	$\nabla E_1(i,j) = \nabla E(i-1,j), \nabla E_2(i,j) = \nabla E(i+1,j)$
S	$\nabla S(i,j)$	$\nabla S_1(i,j) = \nabla S(i,j-1), \nabla S_2(i,j) = \nabla S(i,j+1)$
W	$\nabla W(i,j)$	$\nabla W_1(i,j) = \nabla W(i-1,j), \ \nabla W_2(i,j) = \nabla W(i+1,j)$
N	$\nabla N(i,j)$	$\nabla N_1(i,j) = \nabla N(i,j-1), \nabla N_2(i,j) = \nabla N(i,j+1)$

设像素点 f(i,j) 在四个方向上为噪音点的模糊度为  $\mu^d(d \in E, S, W, N)$ , 为非噪音点的模糊度为  $\mu^d_I(d \in E, S, W, N)$ , 且分别遵守如下规则:

模糊规则 1:中心像素点 f(i,j)在 d 方向上为噪音点的定义为

IF

 $egin{array}{l} \left( \left| igtriangledownderdo$ 

OR

 $(\mid \nabla d(i,j) \mid \geqslant Q_2(i,j) \text{ and } \mid \nabla d_1(i,j) \mid \leqslant Q_1(i,j)$ and  $\mid \nabla d_2(i,j) \mid \leqslant Q_1(i,j)$ 

OR

 $(\mid igtriangledown d(i,j) \mid \geqslant Q_2(i,j) ext{ and } \mid igtriangledown d_1(i,j) \mid \geqslant Q_2(i,j)$ and  $\mid igtriangledown d_2(i,j) \mid \leqslant Q_1(i,j)$ 

OR

 $egin{aligned} \left( ig| igtriangledown d(i,j) ig| \geqslant & Q_2(i,j) ext{ and } ig| igtriangledown d_1(i,j) ig| \leqslant & Q_1(i,j) \end{aligned}$ 

THEN

 $\mu^d(i,j)=1$ 

 $\mu^{d}(i,j) = 0.$ 

**ELSE** 

模糊规则 2:中心像素点 f(i,j)在 d 方向上为 非噪音点的定义为

IF

 $(\mid \nabla d(i,j) \mid \leq Q_1(i,j) \text{ and } \mid \nabla d_1(i,j) \mid \leq Q_1(i,j)$ and  $\mid \nabla d_2(i,j) \mid \leq Q_1(i,j)$ 

OR

 $(ig|igtriangledown d(i,j)ig|\!\geqslant\!\! Q_{\!\scriptscriptstyle 2}(i,j) ext{ and }ig|igtriangledown d_{\!\scriptscriptstyle 1}(i,j)ig|\!\geqslant\!\! Q_{\!\scriptscriptstyle 2}(i,j)$  and  $ig|igtriangledown d_{\!\scriptscriptstyle 2}(i,j)ig|\!\geqslant\!\! Q_{\!\scriptscriptstyle 2}(i,j))$ 

**THEN** 

 $\mu_f^d(i,j) = 1$ 

ELSE

 $\mu_f^d(i,j) = 0.$ 

在窗口 $\omega(i,j)$ 中分别求中心像素点 f(i,j)在四个方向上为噪音点模糊度之和 $(s_{\mu}(i,j))$ 及非噪音点模糊度之和 $(s_{\mu}(i,j))$ ,分别表示为

$$s_{\mu}(i,j) = \sum_{d \in E,S,W,N} \mu^{d}(i,j)$$
 (3)

$$s_{\mu f}(i,j) = \sum_{d \in E.S.W.N} \mu_f^d(i,j)$$
 (4)

式中  $s_{\mu}(i,j)$ 与  $s_{\mu f}(i,j)$ 分别表示 f(i,j)为噪音点和非噪音点的程度. 当  $s_{\mu}(i,j)$   $\geqslant s_{\mu f}(i,j)$  时, f(i,j) 为噪音点的概率大, 否则 f(i,j) 为非噪音点. 然后将两种检测方法结合起来, 于是得到 f(i,j) 为噪音点的概率为

$$s_n = \xi(i,j) s_\mu(i,j) \tag{5}$$

f(i,j)为非噪音点的概率为

$$s_f = [1 - \xi(i,j)] s_{uf}(i,j) \tag{6}$$

当  $s_n \geqslant s_f$  时,将像素点 f(i,j) 看作噪音点,否则为非噪音点.

#### 1.2 权值中值滤波

结合上述的两种方法,将原始图像中的噪音点与非噪音点区分开,文中对非噪音点不做处理,对噪音点进行权值滤波去噪. 对噪音像素点 f(i,j)做权值滤波

$$g(i,j) = (1 - \beta(i,j)) \cdot$$

$$\frac{\sum_{l=-k_{s}=-k}^{k} \sum_{s=-k}^{k} f(i+l,j+s)\beta(i+l,j+s)}{\sum_{l=-k_{s}=-k}^{k} \sum_{s=-k}^{k} \beta(i+l,j+s)} + \beta(i,j) f(i,j) (7)$$

式中:g(i,j)为滤波输出, $\beta(i,j)$ 表示在窗口  $\omega(i,j)$ 中像素点 f(i,j)与窗口邻域中值的相似度函数,也为滤波的权值,本文相似度函数采用梯型函数<sup>[9]</sup>,定义为

$$\beta(i,j) = \begin{cases} 0 & f(i,j) < P_1(i,j) \not \equiv f(i,j) > P_4(i,j) \\ \frac{f(i,j) - P_1(i,j)}{P_2(i,j) - P_1(i,j)} & P_1(i,j) \leqslant f(i,j) < P_2(i,j) \\ 1 & P_2(i,j) \leqslant f(i,j) < P_3(i,j) \\ \frac{f(i,j) - P_4(i,j)}{P_3(i,j) - P_4(i,j)} & P_3(i,j) \leqslant f(i,j) < P_4(i,j) \end{cases}$$

式中: $P_1(i,j)$ 、 $P_2(i,j)$ 、 $P_3(i,j)$ 及  $P_4(i,j)$ 为与邻域中值 m(i,j)有关联的值,本文令

$$\begin{cases}
P_{1}(i,j) = m(i,j) - 1. & 1r(i,j) \\
P_{2}(i,j) = m(i,j) - r(i,j) \\
P_{3}(i,j) = m(i,j) + r(i,j) \\
P_{4}(i,j) = m(i,j) + 1. & 1r(i,j)
\end{cases}$$

式中

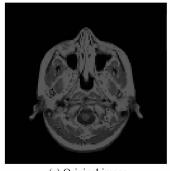
$$r(i,j) = \frac{1}{2} \min (f_{\max}(i,j) - m(i,j), m(i,j) - f_{\min}(i,j))$$

式中:  $f_{\text{max}}(i,j)$ 为邻域中最大灰度值, $f_{\text{min}}(i,j)$ 为邻域中最小值. 当f(i,j) = m(i,j)时,相似度 $\beta(i,j) = 1$ ,即像素点 f(i,j) = m(i,j);离邻域中值越远,则相似度  $\beta(i,j)$ 越少. 由与中值的相似程度作为权值,求出点 f(i,j)的灰度值. 从而将这种滤波也可称为权值中值滤波.

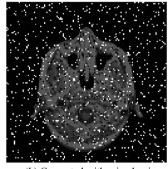
### 2 实验结果与分析

为了将本文算法与其它进行比较,先用标准的  $128 \times 128$  的 MR 图像片做仿真实验,然后将各算法 应用于 X 光图中. 根据 CCD-DR 系统产生在 X 光图 像的实际情况,噪音污染程度不会超过 20%,本文在 MR 标准图像中加入混合型噪音 (泊松噪音、密度为 0.1 的椒盐噪音、方差为 0.000 2 均值为 0 的斑点和高斯噪音). 然后用本文消噪算法 (FWMF)、中值滤波 (MF)及文献 [10]中的 (FMF)算法对加噪图像进行消噪处理. 结果如图 3,对应的均方误差 ( $E_{MS}$ )、峰值信噪比 ( $R_{PSN}$ ) 以及计算耗时 T (以计算机运行时间为单位)如表  $2^{[13-16]}$ .

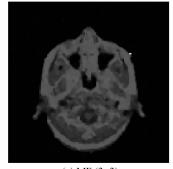
从图 3 可以看出 3×3 中值滤波不能很好的去除所有噪音,并且图像的部分细节丢失,5×5 中值滤波模糊了图像的细节部分,FMF 算法能够很好的消除噪音和保留细节信息,但是本文提出的算法在细节纹理保留上较 FMF 算法好.本文提出的算法既能消除脉冲噪音,又能够保持图像的纹理细节.表 2 中对应的  $E_{MS}$ 和  $R_{PSN}$ 同时也表明,本文算法取得



(a) Original image



(b) Corrupted with mixed noise



(c) MF  $(3\times3)$ 

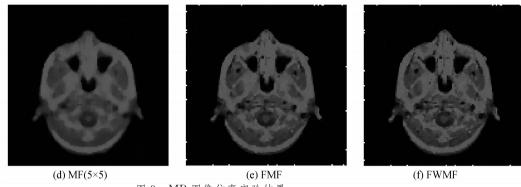


图 3 MR 图像仿真实验结果

Fig. 3 Results of simulation testing on MR image

表 2 MR 图像片仿真实验客观评价
Table 2 Objective evaluations of simulation testing on MR image

 $MF(5\times5)$   $MF(3\times3)$ FMF FWMF(1) FWMF(2)  $E_{\rm MS}$  87, 280 5 67.084 6 55.469 9 64.984 0 52.081 3  $R_{\rm PSN}$  19.695 3 21.624 5 30.690 2 30.002 7 30.964 0 1.0630 0.9060 0.519 0.219 0 0.484 0 较好的结果,并且运算耗时少. 若需要,可以用本文 算法对图像进行二次消噪. 这样消噪的效果很好,可 是图像的部分细节模糊,但是细节的保持上较中值 滤波好,并且费时较中值滤波少.

将算法应用于从 CCD-DR 系统获取的 X 射线图像中. 所研究的图像信息量很大,每个像素点数据为 16 位,图像幅面为 4K×4K,在图像处理中,只对感兴区域进行处理. 噪音的产生跟 X 射线数字化成像系统各个环节密切相关,如: X 光球管、碘化铯荧

光屏、光学镜头、CCD芯片及采样电路. 并且 X 光荧光图像的对比度很低,一般为 2:1 至 4:1. 对图像处理的要求是消除噪音并保留细节,处理耗时少. 本文先对图像进行消噪处理,然后对消噪的图像进行灰度拉伸,拉伸公式为

$$F'(i,j) = \frac{f(i,j) - F_{\min}}{F_{\max} - F_{\min}}$$

式中  $F_{min}$  为最小灰度值;  $F_{max}$  为最大灰度值. 结果如图 4 与图 5.图 4 截取  $657 \times 949$  手部图像,本文算法耗时为 8.578 0 单位, FMF 算法耗时为 11.914 单位.图 5 截取  $568 \times 1$  006 足部图像,本文算法耗时为 7.672 0 单位, FMF 算法耗时为 10.641 0 单位.实验证明本文提出的算法有很好的消噪能力,图像的细节也能很清晰,并且整个视觉效果也很好.

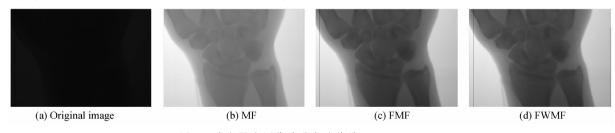


图 4 手腕 X 光图像消噪实验结果

Fig. 4 Results of testing on X-ray image of a wrist



图 5 足部 X 光图像消噪实验结果

Fig. 5 Results of testing on X-ray image of a foot

## 3 结论

本文先采用模糊邻域噪音点检测和模糊梯度噪音点检测的方法,将原始图像的噪音点与非噪音点区分开,再利用模糊的权值中值滤波对噪音点进行消噪.实验结果表明,利用本文提出的算法对 X 射

线图像进行消噪,不管是从主观上还是从客观上,既 能很好地抑制噪音,又能保持图像的边缘及细节信息,并且使图像的整体的视觉效果有所改善.

#### 参考文献

[1] Xi'an Xijing Optical & Electrical instrument co'ltd. CCD-DDR system[EB/OL]. http://www.xjoptics.com/product\_list/PL\_6.htm,2006-03-06.

- [2] GANGULI R. Noise and outlier removal from jet engine health signals using weighted fir median hybrid filters [J]. Mechanical Systems and Signal Processing, 2002, 16(6): 967-978.
- [3] BRANKOV J G, SAIZ-HERRANZ A, WERNICK M N. Noise analysis for enhanced imaging [J]. *IEEE Biomedical Imaging*, 2004, **2**(4): 1428-1431.
- [4] JIN B, PARK N, GEORGE K M. Modeling and analysis of soft-test/repair for CCD-based digital X-Ray Systems [J]. IEEE Trans on Instrumentation and Measurement, 2003, 52 (6), 1713-1721
- [5] MATEO J L, CABALLERO HERNÁNDEZ A. Finding out general tendencies in speckle noise reduction in ultrasound images[J]. Expert Systems with Applications 2009, 36(4): 7786-7797.
- [6] QI Fei, LI Yan-jun, ZHANG Ke. Infrared image denoising by fuzzy threshold based on bandelets transform [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(12): 2564-2567. 祁飞,李言俊,张科. 基于 Bandelets 变换的红外图像去噪[J]. 光子学报,2008,**37**(12):2564-2567.
- [7] CHEN H C, WANG W J. Efficient impulse noise reduction via local directional gradients and fuzzy logic[J]. Fuzzy Sets and Systems, 2009, 160(3): 1841-1857.
- [8] CHEN S S, YANG X, CAO G. Impulse noise suppression with an augmentation of ordered difference noise detector and an adaptive variational method [J]. *Pattern Recognition Letters*, 2009, **30**(4): 460-467.
- [9] SCHULTE S, de WITTE V, NACHTEGAEL M, et al. Fuzzy random impulse noise reduction method[J]. Fuzzy Sets and Systems, 2007, 158(3): 270-283.
- [10] TOPRAK A, GÜLER Í. Impulse noise reduction in medical

- images with the use of switch mode fuzzy adaptive median filter[J]. Digital Signal Processing, 2007, 17(4): 711-723.
- [11] TOPRAK A, ÖZERDEM M S, GÜLER Í. Suppression of impulse noise in MR images using artificial intelligent based neuro-fuzzy adaptive median filter [J]. *Digital Signal Processing*, 2008, **18**(3): 391-405.
- [12] XIONG Xiong-ze, LI Yan-jun, ZHANG Ke, et al. Signal denoising by spatially selective noise filtration based on fuzzy threshold[J]. Acta Photonica Sinica, 2008, 37(10): 2099-2103.
  - 熊先泽,李言俊,张科,等. 基于模糊理论的空间屏蔽滤波信号去噪[J]. 光子学报,2008,37(10):2099-2103.
- [13] LI Jun-sheng, LIU Zhong-tian. Ultrasonic medical image denoising method based on anisotropic diffusion-median filtering[J]. Computer Applications and Software, 2009, 26(1): 76-77.
  - 李俊盛,刘宗田.基于异性扩散-中值滤波的超声医学图像去噪方法[J].计算机应用与软件,2009,26(1):76-77.
- [14] VQEG. Final report from the video quality experts group on the validation of objective models of video quality assessment [EB/OL], http://www.vqeg.org.2000.
- [15] SHEIKH H R, SABIR M F, BOVIK A C, et al. A statistical evaluation of recent full reference image quality assessment algorithms [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2006, **15**(11): 3441-3451.
- [16] ZHAO Li-long, FANG Zhi-liang, GU Ze-chang. Novel adaptive thresholding technique for poor lighting document image based on human vision characteristic [J]. Acta Photonica Sinica, 2009, 38(5): 1301-1305. 赵立龙,方志良,顾泽苍.基于人眼视觉的对不良照明图像的二值化方法[J]. 光子学报,2009,38(5):1301-1305.

### A New De-noising Method for X-ray Image Using Fuzzy Weighted Median Filter

OU-YANG Cheng-su, HUANG Yong-xuan

(School of Electronics and Information Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: In order to slove the low contrast and image blur in X-ray fluorography caused by noise and low illumination conditions, a new noise detection composed of region detection and degree detection is presented to distinguish between noisy pixels and noise-free pixels in the original image. Then the similarity degrees are calculated between each pixel and median value in the region of neighborhood and considered as the weighted value. Eventually, the noisy pixels are improved by the fuzzy weighted median filter while the noise-free pixels are not modified. The experiment results show that the proposed method can suppress the noise and preserve the edge and detail information.

Key words: X-ray; Median filter; Image de-noising; Similarity



**OU-YANG Cheng-su** was born in 1976. She is currently a Ph. D. degree candidate, and her research interests focus on image processing, fuzzy control, rough sets, and uncertainty information processing.



**HUANG Yong-xuan** was born in 1939. Now he is a professor and Doctoral Supervisor, and his research interests focus on control theory with application, control algorithm, system identification, and optimal control.