

DOI:10.16136/j.joel.2022.10.0034

双迭代等距均值滤波的医学图像恢复

罗启强*, 衷 文

(南昌工学院 信息与人工智能学院, 江西 南昌 330108)

摘要: 医学图像中往往有很多与脉冲噪声灰度相同的像素, 因此含脉冲噪声的医学图像的恢复非常困难。为了获得比现有的脉冲噪声滤波器更好的噪声抑制和纹理结构保持效果, 提出了一种双迭代等距均值滤波(dual iterative equidistant mean filter, DIEMF)的医学图像恢复方法。该方法采用等距离邻域进行噪声检测和去除; 噪声检测器循环地利用邻域的非最值像素与中心像素之间的平均绝对差, 以及利用多数原则, 将噪声像素与无噪像素区分开来; 噪声去除采用自适应和双迭代的方法, 以等距邻域中无噪像素和先前恢复像素的平均值作为中心噪声像素的灰度估计值, 充分利用最近的先前恢复的像素。实验结果表明, 该方法在噪声抑制和纹理结构保持方面优于现有的方法, 特别是对于低密度噪声, 它比现有的滤波器具有显著的优越性。

关键词: 医学图像恢复; 脉冲噪声; 中值滤波器; 均值滤波器; 等距邻域; 等距均值滤波器

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 1005-0086(2022)10-1103-07

Medical image restoration by a dual iterative equidistant mean filter

LUO Qiqiang*, ZHONG Wen

(School of Information and Artificial Intelligence, Nanchang Institute of Science and Technology, Nanchang, Jiangxi 330108, China)

Abstract: Medical image is often rich in pixels with the same intensity as the impulse noise so that medical image restoration in the presence of impulse noise is remarkably difficult. To gain a better capability of impulse noise reduction and structure preservation for medical image than the state-of-the-art filters in literatures, we propose a dual iterative equidistant mean filter (DIEMF) for medical image restoration. In the proposed method, an equidistant neighborhood is proposed for noise detection and removal processing; the noise detector discriminates noisy pixel from noise free ones by the averaged absolute difference between the neighboring non-extreme pixels and central pixel circularly, as well as majority rule; the noise removal technique uses adaptive and dual iterative method, takes the mean of noise free pixels and previous restored pixels in equidistant neighborhood as the estimated intensity of central noisy pixel, taking full advantage of the nearest previous restored pixels. Experimental results shown that the proposed method outperforms the state-of-the-art methods in noise reduction and structure preservation, especially for low noise level, it shows remarkable superiority over the state-of-the-art filters.

Key words: medical image restoration; impulse noise; median filter; mean filter; equidistant neighborhood; equidistant mean filter

1 引 言

由于传感器元件存在瑕疵、受传输错误和拍

摄环境影响等原因, 医学图像可能会受到脉冲噪声的污染。脉冲噪声的灰度取最小值和最大值, 并在图像中随机而均匀地分布^[1]。在含噪图像

* E-mail: 13877288@qq.com

收稿日期: 2022-01-14 修订日期: 2022-03-01

基金项目: 国家自然科学基金(61562063)和江西省教育厅科学技术研究项目(GJJ212517)资助项目

中,灰度取最小值的噪声与灰度取最大值的噪声以相同的概率随机分布。最初,标准均值滤波器和标准中值滤波器被用于去除脉冲噪声,后来提出了加权中值滤波器和中心加权中值滤波器。然而,这些滤波器无法实现有效的图像恢复,因为它们不作区分地完成去噪处理,不能保持无噪像素的信息。为了实现仅对噪声像素进行去噪处理,为保护无噪像素而结合噪声检测器的滤波器被提出,该滤波器称为开关滤波器^[2-4]。然而,对于不同密度的噪声,开关滤波器缺乏鲁棒性,随后提出的自适应开关滤波器^[5-7]突破了这一限制。多数的开关中值滤波器根据噪声的灰度最值特征将噪声像素和无噪像素进行区分,但对于医学图像,往往存在很多白色的前景和黑色的背景,很多像素和噪声像素一样,灰度取最小值和最大值。因此,医学图像的脉冲噪声检测异常困难。

尽管如此,学者们还是尽最大的努力来提高医学图像的恢复效果。HOSSEINKHANI等^[8]提出一种自适应且实时的去除医学图像脉冲噪声的方法(adaptive real-time removal of impulse noise in medical images, ARTR),通过图像块的局部分析对噪声像素进行恢复。RAMACHANDRAN等^[9]自适应地运用三态滤波器(a tri-state filter for the removal of salt and pepper noise in mammogram images, TSF)去除乳房X射线图像中的脉冲噪声,即不对称修剪中值、修正 Winsorized 均值和不对称修剪中点值。NAGARAJAN等^[10]用基于无噪和含噪图像之间的图像块灰度差异,将像素权重更新到去噪图像的每个块中。然而,该方法需要原无噪图像的先验知识,因此不具有实用性。文献^[11]提出了一种两级四元数矢量中值滤波器(impulse noise removal from medical images by two stage quaternion vector median filter, TSQMF),对噪声像素用四元数实现的矢量中值滤波器进行恢复。文献^[12]提出了一种抑制X射线生物图像中脉冲噪声的非顺序过程的置信度滤波器(impulse noise denoising using confidence measure with non-sequential process order for x-ray bio-images, CMF),对相邻的无噪像素较多、且其变化方向一致的噪声像素,优先通过方向均值滤波器进行恢复,而其他噪声像素通过最值修剪的中值滤波器进行恢复。为了进一步提高噪声抑制的鲁棒性,MA等^[13]提出了一种由基于特征差分参数的噪声检测器和自适应方向均值滤波组成的两级滤波器(a two-stage filter for removing salt-and-pepper noise using noise detector based on characteristic difference parameter and adaptive directional mean

filter, CDDMF),首先采用改进的自适应中值滤波,然后采用均值滤波或自适应方向均值滤波对噪声像素进行自适应的恢复。然而,用两级滤波器进行灰度估计,将会降低恢复像素的相关性,去噪未必有效。

最初,非局部滤波器仅用于去除加性高斯噪声,后来,一些学者巧妙地提出了改进的非局部滤波器^[14,15],用于去除脉冲噪声。VARGHESE等^[15]提出的自适应开关非局部滤波器(adaptive switching non-local filter for the restoration of salt and pepper impulse-corrupted digital images, ASNLF),通过局部修剪中值滤波器与非局部滤波器之间的切换来执行滤波操作。

为了突破在脉冲噪声环境下的医学图像恢复的瓶颈,为医学研究和临床诊断提供高质量的医学图像,本文提出了一种双迭代等距均值滤波器(dual iterative equidistant mean filter, DIEMF)。本文的其余部分组成如下:第2节详细阐述提出的方法;第3节进行实验分析,第4节总结研究工作。

2 提出的方法

2.1 等距邻域

在引入等距邻域之前,本文对现有文献中所使用的邻域的特征总结如下。

1) 由于矩形图像矩阵的存在,现有文献中自然地采用了矩形邻域进行图像处理。

2) 对于使用自适应大小的邻域滤波器,当邻域中没有可用于噪声去除处理的像素时,扩大邻域。实际上,它仅利用邻域边沿上的像素,而不是用整个邻域进行去噪处理。

为了便于理解,如图1(a)所示,只有当 3×3 邻域中没有像素可用于去噪处理时, 5×5 邻域才会被使用。所以,一旦 5×5 邻域被运用,同时包含于 5×5 邻域中的 3×3 邻域的像素不再被使用。

3) 明显地,处于矩形邻域边沿的像素相对于中心像素不是等距的。

4) 对于医学图像,细线、边缘和纹理结构往往是平滑的曲线或近似的圆弧,而不是矩形邻域的直角或直线形状。

根据以上分析,可以得出结论:矩形邻域与医学图像的相关性分布,以及医学图像的细线、边缘和纹理结构的形状不一致。因此,本文提出了等距邻域,作为矩形邻域的更好的替代,如图1(b)所示。与正在处理的中心像素距离相同的所有像素,位于同一个圆周上,并归属于一个邻域,以使得一个等距邻域中的所有像素都是等距的。

为了简洁和可读性,借助于图 1(b),本文用 $EN_x(i,j)$ 表示中心位置处于像素 (i,j) 并且序号为 x 的等距邻域。通过比较图 1 所示的矩形邻域和等距邻域,可以发现一个矩形邻域可以根据相邻像素到中心像素的距离拆分为几个等距邻域,以使得每个等距邻域中的像素分别是等距的。因此,用等距邻域对中心噪声像素进行恢复,不需要加权处理。例如,中心位置处于 (i,j) 的 3×3 的矩形邻域,可以被拆分为两个等距邻域, $EN_1(i,j)$ 和 $EN_2(i,j)$; 对于中心像素 (i,j) 的去噪处理,相对于等距邻域 $EN_2(i,j)$ 中的像素, $EN_1(i,j)$ 中的像素因为离中心像素更近而更受到青睐。此分析对于其他任何大小的矩形邻域是类似的。

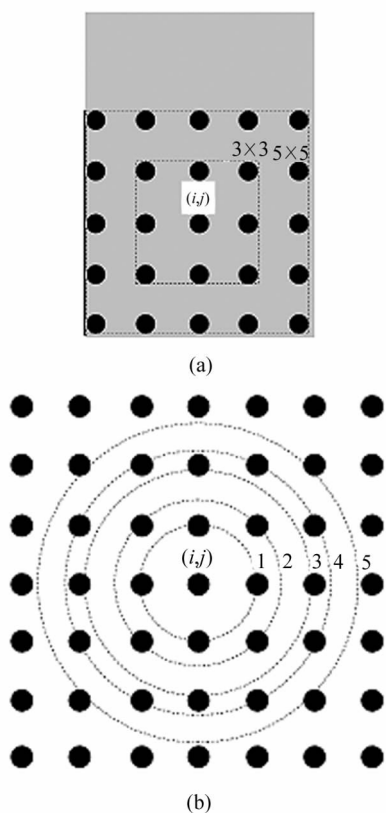


图 1 矩形邻域与等距邻域: (a) 矩形邻域; (b) 等距邻域

Fig. 1 Rectangular neighborhood versus equidistant neighborhood: (a) Rectangular neighborhood; (b) Equidistant neighborhood

2.2 基于绝对差分 and 多数原则的噪声检测

利用等距邻域 EN_x , 基于上述总结的脉冲噪声特征, 本文提出了一种基于绝对差分 and 多数原则的噪声检测器。该噪声检测器由以下 3 个过程按顺序组成。

- 1) 将所有取最值灰度的像素视为噪声。
- 2) 根据邻域中的非最值像素与中心像素的平均

绝对差, 将灰度接近黑、白的图像区域中灰度取最值的无噪声像素与脉冲噪声区分开。

3) 根据多数规则, 将黑、白区域中灰度取最值的无噪声像素与脉冲噪声区分开。

令 $f(i,j)$ 为像素 (i,j) 的灰度, $EN_x^{\text{non-ex}}(i,j)$ 为 $EN_x(i,j)$ 中的非最值灰度, n_x^k 为 $EN_x(i,j)$ 中灰度为 k 的像素数量, 采用 $\text{card}(X)$ 函数计算集合 X 中的元素数量, 基于绝对差分 and 多数原则的噪声检测器用伪代码详述如下。对于 T 的最优取值, 已通过实验确定为 17。

Input: f , Output: R

```

R ← ones(size( $f$ ))
For each  $(i,j)$  in  $f$ 
    If  $f(i,j) = 0$  or  $f(i,j) = 255$ 
         $R(i,j) \leftarrow 0$ 
    EndIf
EndFor
For each  $(i,j)$  with  $R(i,j) = 0$ 
    For  $x \leftarrow 1$  to 8
        If  $EN_x^{\text{non-ex}}(i,j)$  is not null and
             $\text{sum}(\text{abs}(EN_x^{\text{non-ex}}(i,j) - f(i,j))) < 8 \times$ 
                 $\text{card}(EN_x^{\text{non-ex}}(i,j))$ 
             $R(i,j) \leftarrow 1$ 
            break
        EndIf
    EndIf
EndFor
For each  $(i,j)$  with  $R(i,j) = 0$ 
    If  $(f(i,j) = 0 \text{ and } \text{sum}(n_1^0, n_2^0, n_3^0, n_4^0) > T \text{ or}$ 
         $(f(i,j) = 255 \text{ and } \text{sum}(n_1^{255}, n_2^{255}, n_3^{255}, n_4^{255}) > T$ 
         $R(i,j) \leftarrow 1$ 
    EndIf
EndFor
Return  $R$ 

```

2.3 DIEMF

对于一个噪声像素, 用相邻或相近的无噪声像素对其进行恢复, 是最可取的, 这可以在低密度噪声下实现; 然而, 对于受高密度噪声污染的图像, 这往往无法实现, 因为最近的邻域中往往没有无噪声像素可用。对这种情况, 不得不运用距离较远的无噪声像素, 而这将降低图像恢复的性能。这个问题可以用以下提出的 DIEMF 来解决。

- 1) 令 $y = 1, M_y = 15$ 。

2) 对每一尚未恢复的噪声像素 (i, j) , 令 $x=1$, 转 3)。

3) 如果 $EN_x(i, j)$ 中存在无噪像素或先前恢复的像素, 将 $f(i, j)$ 替换为它们的均值, 否则, 转 4)。

4) 令 $x=x+1$, 如果 $x \leq y$, 转 3), 否则, 对 (i, j) 不作处理。

5) 令 $y=y+1$, 如果 $y \leq My$, 转 2), 否则转 6)。

6) 对每一尚未恢复的噪声像素 (i, j) , 将 $f(i, j)$ 替换为 $\bigcup_{x=1}^4 EN_x(i, j)$ 的均值, $\bigcup_{x=1}^4 EN_x(i, j)$ 包含已经恢复和尚未恢复的像素。

为了易读性和易于理解, DIEMF 用伪代码详述如下。令 $EN_x^{\text{free}}(i, j)$ 为 $EN_x(i, j)$ 中的无噪像素与先前恢复的像素。

Input: f, R , Output: g

$y \leftarrow 1, My \leftarrow 15, g \leftarrow f$

Do (*)

For each (i, j) with $R(i, j) = 0$

For $x \leftarrow 1$ to y (* *)

If $\text{card}(EN_x^{\text{free}}(i, j)) < > 0$

$g(i, j) \leftarrow \text{mean}(EN_x^{\text{free}}(i, j))$

$R(i, j) \leftarrow 1$

break;

EndIf

EndFor

EndFor

$y \leftarrow y+1$ Until $y > My$

For each (i, j) with $R(i, j) = 0$

$g(i, j) \leftarrow \text{mean}(\bigcup_{x=1}^4 EN_x(i, j))$

EndFor

Return g

对于噪声像素的恢复, 优先选择和运用距离较近的无噪像素, 并且只有当较近的邻域中没有无噪像素可用时, 才会选择较远的邻域像素。为了充分利用先前恢复的像素和最近的无噪像素进行噪声像素恢复, 采用了双重迭代处理, 参见以上伪代码中的循环结构(*)和(**)。

3 实 验

实验平台为 Matlab R2013a 和配置为 Intel(R) Core(TM) i9-10900 CPU at 3.60 GHz 和 8 GB RAM 的计算机。实验图像为来自 MedPix 医学图像数据库^[16]的部分图像, 见图 2(a)和 2(b), 以及来自

Mini Mias 图像数据库^[17]的部分乳腺图像, 如图 2(c)和 2(d)所示。用所提出的 DIEMF 以及最新文献中提出的有代表性的滤波器, 即 ARTR^[8]、TSF^[9]、TSQMF^[11]、CMF^[12]、CDDMF^[13] 和 ASNLF^[15], 在峰值信噪比(peak signal noise ratio, PSNR)、结构相似性指数(structural similarity index, SSIM)^[18]、视觉感知和计算时间方面进行了综合的对比分析。

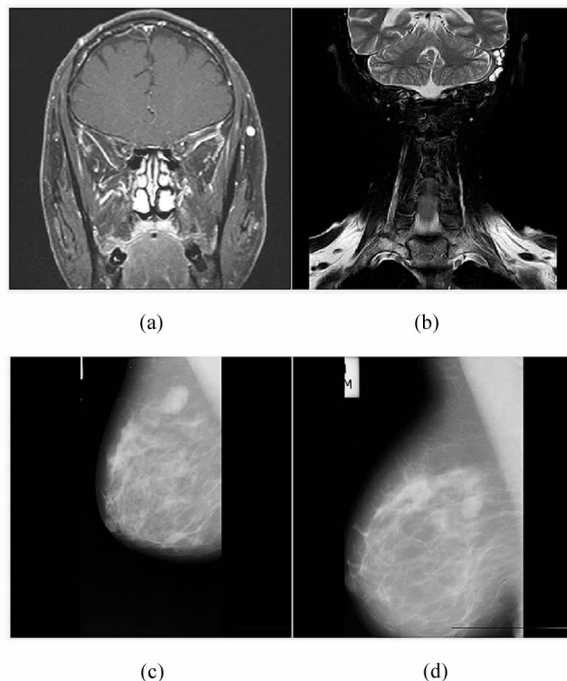


图 2 医学图像:(a) MR_head; (b) MR_neck;
(c) mdb015; (d) mdb019

Fig. 2 Medical images:(a) MR_head; (b) MR_neck;
(c) mdb015; (d) mdb019

3.1 MR 图像上的 PSNR 和 SSIM

现有的滤波器和 DIEMF 对含不同密度脉冲噪声的图像 MR_head 进行恢复的结果如表 1 所示, 其中最佳结果以粗体标识。表中数据表明, DIEMF 可以实现更好的噪声抑制和纹理结构保持。TSQMF 和 ASNLF 的去噪结果较好, 接近 DIEMF, 但这种情况只有在噪声密度非常高的情况下才会出现。值得注意的是, DIEMF 相对于现有的滤波器的优势, 在低密度噪声时更加显著。这取决于 DIEMF 准确的噪声检测和有效的噪声像素恢复。

表 2 列出了每个过滤器对含不同密度脉冲噪声图像 MR_neck 的恢复结果。数据结果显示, DIEMF 在噪声去除和纹理结构保持方面明显优于其他滤波器。TSF 和 TSQMF 的性能较差, PSNR 和 SSIM 值相对较低。ARTR、CMF 和 CDDMF 的性能处于中等。虽然 ASNLF 在高密度噪声时表现良好, 获得

接近DIEMF的良好结果,但对于低密度噪声表现不佳。

表 1 每个滤波器对不同密度噪声 MR_head 去噪的 PSNR 和 SSIM

Tab. 1 PSNR and SSIM obtained by each filter on MR_head with different density noises

Filter	PSNR/dB					SSIM/%				
	10%	30%	50%	70%	90%	10%	30%	50%	70%	90%
ARTR	42.87	37.71	33.83	29.59	21.91	99.92	99.65	98.90	96.21	78.27
TSF	27.33	25.97	25.41	25.33	21.53	98.21	97.03	95.71	93.62	76.84
TSQMF	41.79	37.38	33.84	30.57	25.37	99.89	99.62	99.00	97.56	89.66
CMF	42.95	37.85	34.07	29.22	21.17	99.92	99.66	98.93	95.86	75.88
CDDMF	42.90	37.78	33.88	29.65	22.16	99.92	99.65	98.89	96.24	78.67
ASNLF	41.49	37.18	33.72	30.54	25.57	99.87	99.59	98.97	97.52	89.66
DIEMF	45.51	39.62	35.25	31.72	25.95	99.95	99.78	99.32	98.03	89.99

表 2 每个滤波器对不同密度噪声 MR_neck 去噪的 PSNR 和 SSIM

Tab. 2 PSNR and SSIM obtained by each filter on MR_neck with different density noises

Filter	PSNR/dB					SSIM/%				
	10%	30%	50%	70%	90%	10%	30%	50%	70%	90%
ARTR	34.66	31.76	28.67	23.14	13.77	98.58	97.20	95.23	89.47	61.86
TSF	29.38	26.14	24.37	21.01	12.63	96.96	94.89	92.55	86.47	57.61
TSQMF	29.68	28.58	24.67	18.39	10.31	95.84	94.55	87.58	69.03	42.16
CMF	34.69	31.83	27.99	20.48	10.54	98.59	97.22	94.82	85.27	50.99
CDDMF	34.74	31.83	28.23	20.78	10.78	98.60	97.30	95.14	87.73	55.32
ASNLF	27.84	27.15	26.23	24.22	18.40	94.72	93.78	92.11	89.12	75.40
DIEMF	37.18	33.90	29.54	25.88	16.85	99.63	99.00	97.44	94.27	80.47

3.2 乳腺图像的视觉感知

图 3 和图 4 分别在含 70% 脉冲噪声的图像 mdb015 和含 80% 脉冲噪声的图像 mdb019 上,根据视觉感知显示每个滤波器的去噪性能。每张图像对应于标题中的两个数字是对应的 PSNR 和 SSIM 值。

根据图 3,在所有的滤波器中,TSQMF 表现最差,黑色背景被破坏。ARTR 在黑色的背景中产生白色斑点,TSF、CMF 和 CDDMF 也一样。除了背景中的白色斑点之外,TSF 还无法恢复前景对象。ASNLF 产生的图像较清晰,但在纹理结构上有一点模糊效果。DIEMF 产生最为清晰的图像,黑色背景得到有效保护,没有任何噪声和斑点,前景对象的纹理结构也得到很好的保护。简而言之,DIEMF 恢复的图像几乎与原始图像相同。每个恢复图像对应的 PSNR 和 SSIM 值也证实了 DIEMF 在噪声抑制和纹理结构保持方面的优越性能。

图 4 中的恢复图像显示了每个滤波器的去噪效果,其中 DIEMF 最好,其次是 ASNLF 和 ARTR。TSF、CMF 和 CDDMF 的效果较差,而 TSQMF 的效果最差。从视觉感知上看,很明显,即使在如此高密度噪声下,DIEMF 依然能产生非常清晰的恢复图像,背景和前景中的纹理结构得到有效的恢复和保留,并且原始图像和恢复图像之间的差异很小。另

外,从每个恢复图像对应的 PSNR 和 SSIM 值得出的结论与视觉感知是一致的。

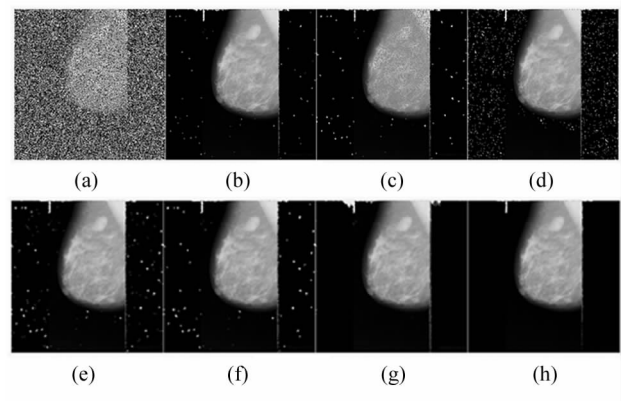


图 3 现有滤波器和 DIEMF 对含 70% 脉冲噪声的 mdb015 的恢复图像:

(a) 含噪图像(5.137,4.014); (b) ARTR(24.94,92.63);
(c) TSF(22.31,87.05); (d) TSQMF(17.76,54.42);
(e) CMF(21.96,85.59); (f) CDDMF(22.74,90.57);
(g) ASNLF(23.81,95.48); (h) DIEMF(29.16,97.43)

Fig. 3 Restored images of the state-of-the-art filters and DIEMF on mdb015 corrupted with 70% impulse noise:
(a) Noisy image(5.137,4.014); (b) ARTR(24.94,92.63);
(c) TSF(22.31,87.05); (d) TSQMF(17.76,54.42);
(e) CMF(21.96,85.59); (f) CDDMF(22.74,90.57);
(g) ASNLF(23.81,95.48); (h) DIEMF(29.16,97.43)

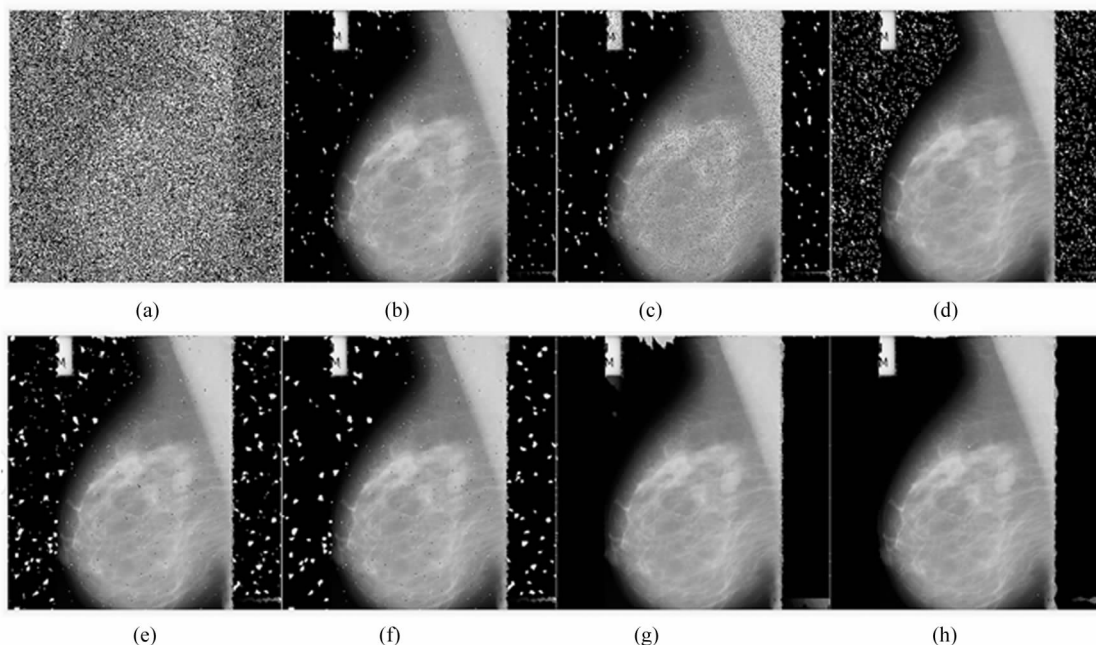


图 4 现有滤波器和 DIEMF 对含 80% 脉冲噪声的 mdb019 的恢复图像:

(a) 含噪图像(5.058,5.161); (b) ARTR(20.88,83.03); (c) TSF(18.30,73.53); (d) TSQMF(14.48,57.09);
(e) CMF(16.57,71.03); (f) CDDMF(17.03,78.43); (g) ASNLF(21.93,94.39); (h) DIEMF(24.81,95.68)

Fig. 4 Restored images of the state-of-the-art filters and DIEMF on mdb019 corrupted with 80% impulse noise:

(a) Noisy image(5.058,5.161); (b) ARTR(20.88,83.03); (c) TSF(18.30,73.53); (d) TSQMF(14.48,57.09);
(e) CMF(16.57,71.03); (f) CDDMF(17.03,78.43); (g) ASNLF(21.93,94.39); (h) DIEMF(24.81,95.68)

即使噪声密度非常高,DIEMF 依然取得很好的去噪效果,这正是 DIEMF 准确的噪声检测器和鲁棒有效的噪声去除方法使然。因此,这些由视觉感知得出的结论与由上述 PSNR 和 SSIM 值得出的结论一致。

3.3 数据集 Mini Mias Databas 上的计算时间

将所有滤波器应用于数据集 Mini Mias Databas,该数据集有 322 张大小为 1024×1024 的乳腺图像,每个过滤器进行处理的平均时间如表 3 所示。

比较分析表 3 中的数据,可以得出以下几个结论。

1) 噪声密度的增加会增加每个滤波器的工作量,计算时间会随噪声密度的增加而一致地增加。2) TSQMF、CMF 和 CDDMF 的计算速度相差不大,而且最快,其次是 ARTR 和 TSF。3) 通过参考上述性能分析,可以注意到,ASNLF 具有相对良好的去噪性能,但以计算时间为代价。4) 虽然 DIEMF 在计算速度上没有显著的优越性,但 DIEMF 的计算速度接近 ARTR 和 TSF,并超过 ASNLF。因此,DIEMF

表 3 现有的滤波器和 DIEMF 在数据集 Mini Mias Database 上的平均计算时间(s)

Tab. 3 Average computational time of the state-of-the-art filters and DIEMF on Mini Mias Database(s)

Filter	Noise density/%								
	10	20	30	40	50	60	70	80	90
ARTR	8.815	9.711	10.97	12.13	13.14	13.93	14.82	15.75	23.82
TSF	7.897	9.327	10.77	12.07	13.20	14.38	15.38	17.95	24.72
TSQMF	4.392	4.494	4.735	4.986	5.253	5.500	5.765	6.700	8.282
CMF	2.750	3.915	4.917	5.798	6.704	7.629	8.636	10.68	14.64
CDDMF	2.774	3.983	4.970	5.821	6.583	7.318	8.063	9.474	12.06
ASNLF	35.12	57.23	71.80	79.60	92.41	106.4	118.7	167.4	224.8
DIEMF	6.215	11.39	16.62	21.55	26.17	29.74	34.35	41.40	52.80

的计算速度是可以接受的。

通过以上对实验结果的分析,可以得出一个重要结论:与现有文献中最新提出的滤波器相比,所提出的方法 DIEMF 可以更有效地抑制医学图像中的脉冲噪声,即使对于高密度噪声,对纹理结构信息依然保持得很好。特别是对于低密度脉冲噪声,DIEMF 的去噪性能相对现有的滤波器有显著的提升。事实上,DIEMF 在各种密度噪声下的优异去噪性能与替代传统矩形邻域的、用于噪声检测和降噪的等距邻域,以及基于局部绝对差分和多数原则的改进型噪声检测器和双迭代等距均值滤波密切相关。

4 结 论

本文提出了一种基于等距邻域的 DIEMS,用于脉冲噪声下的医学图像恢复。它由一个局部偏差和统计的噪声检测器和 DIEMF 组成,能够彻底去除脉冲噪声并有效保持图像的纹理结构信息。实验结果分别从 PSNR 和 SSIM 以及视觉感知方面,证明了本文方法在脉冲噪声抑制和图像纹理结构保持方面优于现有的滤波器。进一步提高本文方法的计算速度,将其应用于医学图像的实时恢复,是下一步的研究工作。

参考文献:

- [1] SAMANTARAY A K, KANUNGO P, MOHANTY B. Neighbourhood decision based impulse noise filter[J]. IET Image Processing, 2018, 12(7): 1222-1227.
- [2] WANGAC Y, FUB J, ADHAMIA R, et al. A novel learning-based switching median filter for suppression of impulse noise in highly corrupted colour images[J]. Imaging Science Journal, 2016, 64(1): 15-25.
- [3] NNOLIM U A. Entropy-guided switching trimmed mean deviation-boosted anisotropic diffusion filter[J]. Journal of Electronic Imaging, 2016, 25(4): 043001.
- [4] SINGH S, NEETU M. Image denoising with improved switching median mean filter using level shifting[J]. IOSR Journal of Electronics and Communication Engineering, 2016, 11(4): 28-34.
- [5] HABIB M, HUSSAIN A, RASHEED S. Adaptive fuzzy inference system based directional median filter for impulse noise removal[J]. AEU-International Journal of Electronics and Communications, 2016, 70(5): 689-697.
- [6] PRITAMDAS K, SINGH K M, SINGH L L. An adaptive switching filter based on approximated variance for detection of impulse noise from color images[J]. Springer-

Plus, 2016, 5(1): 1969.

- [7] KIM J Y, LEE Y. Preliminary study of improved median filter using adaptively mask size in light microscopic image[J]. Microscopy, 2020, 69(1): 31-36.
- [8] HOSSEINKHANI Z, HAJABOOLLAH I, KARIMI N, et al. Adaptive real-time removal of impulse noise in medical images[J]. Journal of Medical Systems, 2018, 42(11): 216.
- [9] RAMACHANDRAN V, KISHOREBABU V. A tri-state filter for the removal of salt and pepper noise in mammogram images[J]. Journal of Medical Systems, 2019, 43(2): 40.
- [10] NAGARAJAN I, LAKSHMI PRIYA G G. Removal of noise in MRI images using a block difference-based filtering approach[J]. International Journal of Imaging Systems and Technology, 2020, 30(1): 203-215.
- [11] CHANU P R, SINGH K M. Impulse noise removal from medical images by two stage quaternion vector median filter[J]. Journal of Medical Systems, 2018, 42(10): 197.
- [12] LU C T, SHEN J H, WANG L L, et al. Impulse noise denoising using confidence measure with non-sequential process order for x-ray bio-images[J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2018, 38(6): 905-916.
- [13] MA H J, NIE Y F. A two-stage filter for removing salt-and-pepper noise using noise detector based on characteristic difference parameter and adaptive directional mean filter[J]. PLoS ONE, 2018, 13(10): 1-24.
- [14] WANG X T, SHEN S S, SHI G M, et al. Iterative non-local means filter for salt and pepper noise removal[J]. Journal of Visual Communication and Image Representation, 2016, 38(2016): 440-450.
- [15] VARGHESE J, TAIRAN N, SUBASH S. Adaptive switching non-local filter for the restoration of salt and pepper impulse-corrupted digital images[J]. Arabian Journal for Science and Engineering, 2015, 40(11): 3233-3246.
- [16] BRAQUET D M. MedPix: national library of medicine[J]. Choice: Reviews Online, 2018, 55(9): 1064-1071.
- [17] SANNASI CHAKRAVARTHY S R, RAJAGURU H. Impulse noise removal in mammograms using bi-dimensional empirical mode decomposition and fast adaptive bilateral filter[J]. International Journal of Recent Technology and Engineering, 2019, 8(2): 674-678.
- [18] CHEN J, ZHAN Y, CAO H. Adaptive sequentially weighted median filter for image highly corrupted by impulse noise[J]. IEEE Access, 2019, 7: 158545-158556.

作者简介:

罗启强 (1980—),男,硕士,副教授,主要从事图像处理与信息系统项目方面的研究。