

基于引导滤波结合直方图均衡的数字乳腺图像增强方法

刘明睿¹ 李翰林¹ 孙宁宁¹ 喻春雨^{1*}

¹ (南京邮电大学 电子与光学工程学院、微电子学院, 江苏 南京 210023)

摘要: 提出一种数字乳腺图像的增强方法, 该方法首先通过开运算提取图像特征细节, 然后将特征细节反向叠加到原图像, 再利用引导滤波加强图像的边缘细节, 最后采用对比度受限直方图均衡化 CLAHE 对滤波后的图像进行增强。相比较单一使用对比度受限直方图均衡化 CLAHE 进行图像增强, 所提出方法对数字乳腺图像增强在增强评价指标 EME 上提高 41%、空间频率 SF 上提高 40%, 在边缘内容 EC 与清晰度上提高 52%。

关键词: 数字乳腺图像增强; 直方图均衡化; 引导滤波; 增强评价指标

Digital mammogram image enhancement based on Guided Image Filtering and histogram equalization

LIU Ming-rui¹ LI Han-lin¹ SUN Ning-ning¹ Yu Chun-yu^{1*}

¹ (Nanjing Univ Posts & Telecommun, College of Electronic and Optical Engineering & College of Microelectronics, Nanjing 210023, China)

Abstract: We propose a digital mammogram enhancement algorithm that is based on Guided Image Filtering. This algorithm first uses opening operation to extract the details and features, then it adds all of these details and features back to original images, and then it uses guided image filtering to enhance the edges of images. Finally it uses Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) to enhance the filtered image. Compared to the traditional method CLAHE, the results of our experiment show that our algorithm has a better performance in Enhancement Measure Evaluation, which increases by 41% and Spatial Frequency by 40% and it increases Edge Content and resolution by 52%.

Keywords: digital mammogram enhancement; histogram equalization; guided image filtering; enhancement measure evaluation

1. 引言

乳腺癌是世界女性发病率最高的癌症之一, 而早期诊治乳腺癌可以延长患者生命。目前, 医学影像中的 X 射线摄影技术是乳腺病灶筛查首选的影像检查手段^[1-2], 它是一种利用小剂量 X 射线就可以对乳腺成像的方法, 通常这种方法对乳腺癌检测可靠性较高, 但对致密型乳腺成像时, 会由于成像较亮导致病灶难以分辨^[3]。因此, 往往需要对所成乳腺影像进行增强处理, 提高图像质量, 以便医生精准地做出诊断^[4]。

在医学图像增强方法中, 直方图均衡化 (Histogram Equalization, HE) 是最为简单且常用的方法, 其中全局直方图均衡化实现简单, 但对于低对比度图像处理效果不佳^[5]; 而局部直方图均衡化则具有对比度高、抑制背景噪声诸多优势, 其中经典方法包括平均保持双直方图均衡化 (Brightness Preserving Bi-Histogram Equalization,

BBHE)^[6]与对比度受限自适应直方图均衡化 (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, CLAHE)^[7]。BBHE 对两个子图像分别使用独立的直方图均衡化, 在增强图像对比度的同时, 保持输入图像的平均亮度, 但是只能保留原始图像一半的均值信息, 会造成部分细节信息丢失^[8]; CLAHE 对自适应直方图均衡化 (Adaptive Histogram Equalization, AHE) 进行改进, 通过限制幅值并且利用线性插值规则, 有效避免了边界效应与局部过度增强的问题, 因此被广泛应用于医学图像增强中, 但是由于参数选取的不当, 仍会导致对比度过低或饱和的问题^[9]。

综上所述, 本文提出了一种高效的数字乳腺图像增强方法, 该方法基于引导滤波结合直方图均衡进行图像增强, 首先利用开运算^[10]提取乳腺图像边缘细节, 然后将该细节反向叠加回原图像, 再利用引导滤波 (Guided Image Filtering, GIF)^[11]对图像加强边缘细节, 最后采用对比度受限自适应直方图均衡化 CLAHE 对滤波后的图像进行增强。由对比分析表明, 本文所提出的数字乳腺图像增强方法相比较常用的对比度受限直方图均衡化 CLAHE 方法在图像对比度和边缘细节上更具优势。

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(No.61801239); 中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(No.30918014106); 南京邮电大学校企合作项目(2018 外 002, 2019 外 157)

第一作者, E-mail: b18021618@njupt.edu.cn

*通讯作者, E-mail: yucy@njupt.edu.cn

2. 方法原理

本文提出增强方法的主要过程是：首先对数字乳腺图像进行开运算处理，并从原图像中减去开运算处理结果，以删除图像中较亮区域；然后利用引导滤波对上一步处理图像进行处理以达到强化边缘的目的。

开运算是一种图像形态学的处理方式，它对图像先腐蚀后膨胀，能够消除孤立的小物体，断开小连接，平滑大物体边缘^[12]。

引导滤波是由何恺明等人提出的一种新型滤波器，它的主要思想是基于一张引导图，对原始图像进行滤波处理，使得最后的输出图像大体上与原始图像相似，但是细节特征得到加强。引导滤波是一种局部线性模型图像滤波器。设引导图像为 G ，待滤波图像为 X ，输出图像为 Z ，则其局部线性模型如下：

$$\hat{Z}(p) = a_{p'}G(p) + b_{p'}, \forall p \in \Omega_{\gamma_1}(p') \quad (1)$$

为求解滤波结果，需要确定方程中的 $a_{p'}$, $b_{p'}$ 两个参数，因此还需要一个约束条件：

$$E = \sum_{p \in \Omega_{\gamma_1}(p')} \left[(a_{p'}G(p) + b_{p'} - X(p))^2 + \lambda a_{p'}^2 \right] \quad (2)$$

由此，为求得最优解，通过最小二乘法最小化 E 可以得到：

$$a_{p'} = \frac{\mu_{G \odot x, \gamma_1}(p') - \mu_{G, \gamma_1}(p')\mu_{x, \gamma_1}(p')}{\sigma_{G, \gamma_1}^2(p') + \lambda} \quad (3)$$

$$b_{p'} = \mu_{x, \gamma_1}(p') - a_{p'}\mu_{G, \gamma_1}(p') \quad (4)$$

最后，通过对求解得到边缘信息加强的输出图像进行对比度受限直方图均衡化 CLAHE 处理，并利用双线性插值对图像的直方图分布进行调整，改善图像对比度并显示细节。

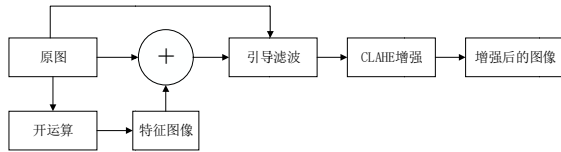


图 1 算法流程图

Fig.1 Flow chart of proposed algorithm

图 1 为本文增强算法的流程图，算法流程依次为：对乳腺图像进行开运算，并将得到细节反向叠加会原图像；通过引导滤波对图像边缘细节进行增强；利用对比度受限直方图均衡化 CLAHE 改善对比度并显示细节，并且利用双线性插值解决细节信息丢失的问题，最终得到增强图像。由此制定算法步骤如下：

Step1: 利用开运算对乳腺图像进行特征提

取，选取半径为 r 的圆形结构元素；并将细节特征反向叠加会原图像。

Step2: 建立引导滤波局部线性模型，设定参数 λ 与 γ_1 的值。

Step3: 利用最小二乘法求解线性模型中的每个滑动窗口的系数。

Step4: 将被多个窗口重复计算的像素点的线性函数值求和取平均后的结果作为输出值，得到边缘加强的增强图像。

Step5: 改变图像直方图分布，利用 CLAHE 增强算法改善图像对比度并显示细节，得到最终增强乳腺图像。

3. 实验结果分析

本章算法各部分参数如下：开运算中，选取半径为 12 的圆形结构元素进行特征提取；在引导滤波中， $\lambda = 10^{-8}$, $\gamma_1 = 8$ ；在 CLAHE 增强过程中，子块大小为 8x8，裁剪系数 0.01。

本文方法首先对 Upenn 医学院乳腺模型的数字乳腺切片图像进行处理，不同方法的增强效果如图 2 所示：

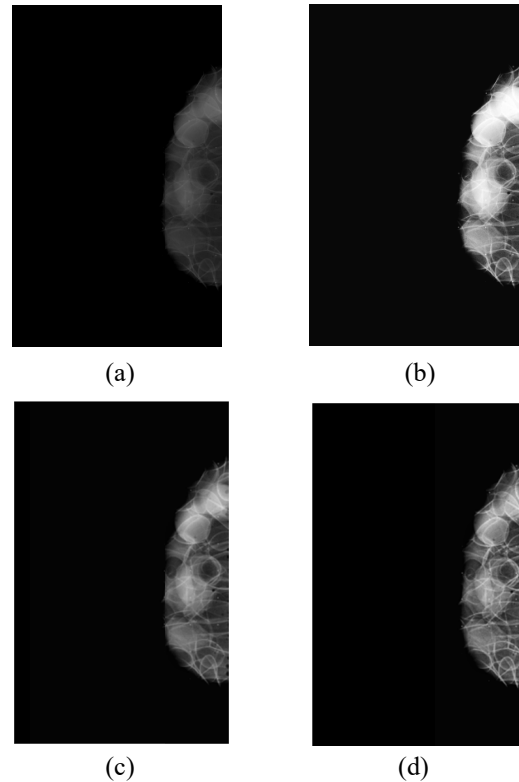


图 2 Upenn 乳腺模型的不同算法处理对比(a) Original; (b)BBHE; (c) CLAHE; (d) Ours

Fig.2 Processing comparison of different algorithms on Upenn phantom (a) Original; (b)BBHE; (c) CLAHE; (d) Ours

从图 2 中可以看出, BBHE 算法对乳腺内部的白色絮状进行了过度增强, 这种局部的过度增强造成其内部的其它细节如毛细血管信息丢失; CLAHE 比 BBHE 的增强效果有了明显提升, 它克服了局部增强的缺点, 乳腺图像内部的细节特征与轮廓线上的增强效果更为明显; 本文方法在 CLAHE 算法的基础上, 强化了内部细节特征, 使得内部细节特征清晰度提升, 且图像整体对比度得到了提高。

然后以乳腺摄影图像分析学会 (Mammographic Image Analysis Society, MIAS) 的乳腺数据库^[13]中编号为 Mdb001、Mdb005、Mdb009、Mdb019、Mdb319 的乳腺图像作为示例, 展示各个算法运行的结果, 如图 3 所示:

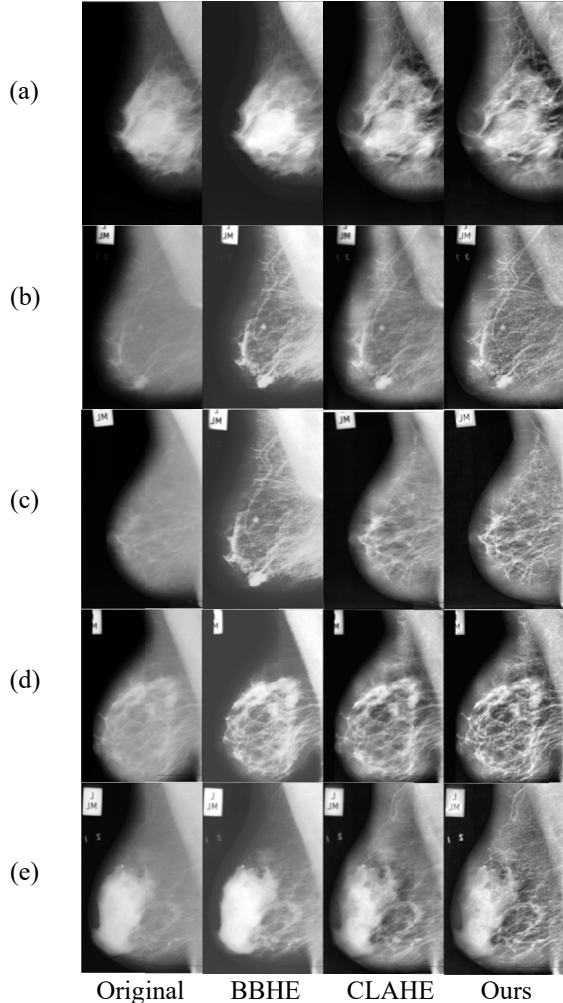


图 3 MIAS 数据库图像不同算法运行结果 (a) Mdb001; (b) Mdb005; (c) Mdb009; (d) Mdb019; (e) Mdb319

Fig.3 Processing comparison of different algorithms on MIAS (a) Mdb001; (b) Mdb005; (c) Mdb009; (d) Mdb019; (e) Mdb319

图 3 系列图片最左侧为原始未增强的图像, 为良性脂肪性腺体, 从图像上看乳腺部分呈一团白色絮状, 内部结构、毛细血管、钙化点及肿块很难分辨, 乳腺外轮廓几乎不可见; 系列图片左 2 为 BBHE 算法的增强结果图, 可以看出乳腺内部的白色絮状与毛细血管被增强了, 但外轮廓线并未增强, 且整体增强效果不明显; 系列图片右 2 为 CLAHE 算法的增强结果图, CLAHE 比 BBHE 的增强效果有了明显提升, 其细节特征与轮廓线上的增强效果更为明显。系列图片最右侧为本文算法的增强结果图, 在 CLAHE 的基础上进一步提高了图像增强的程度, 乳腺内部结构与毛细血管的细节特征清晰度更好, 并且整体图像对比度有明显提升。

为对不同方法的图像处理结果进行对比, 本文选取增强评价指标 (Enhancement Measure Evaluation, EME)^[14]、边缘内容 (Edge Content, EC)^[15]和空间频率 (Spatial frequency, SF) 三个客观评价指标对 MIAS 数据库中的 322 张乳腺图像进行客观指标评价计算。

其中, EME 定义为:

$$EME_{k_1 k_2} = \frac{1}{k_1 k_2} \sum_{l=1}^{k_1} \sum_{k=1}^{k_2} \left[20 \ln \left(\frac{I_{\max; k, l}}{I_{\min; k, l}} \right) \right] \quad (5)$$

EC 定义为:

$$\begin{aligned} G_x &= A(x, y) - A(x+1, y) \\ G_y &= A(x, y) - A(x, y+1) \end{aligned} \quad (6)$$

$$\delta A(x, y) = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (7)$$

$$EC = \frac{1}{r \times c} \sum_x \sum_y |\delta A(x, y)| \quad (8)$$

SF 定义为:

$$\begin{cases} RF = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=2}^N [I_{i,j} - I_{i,j-1}]^2} \\ CF = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{j=1}^N \sum_{i=2}^M [I_{i,j} - I_{i-1,j}]^2} \end{cases} \quad (9)$$

$$SF = \sqrt{RF^2 + CF^2} \quad (10)$$

计算结果如下表所示:

表 1 EME 评价参数

Tab.1 EME evaluation parameter				
	Original	BBHE	CLAHE	Ours
Mdb001	2.745873	2.105778	5.351409	6.566535
Mdb005	3.075711	5.439686	7.462245	11.41209
Mdb009	10.69298	6.64281	14.1176	20.37365
Mdb019	6.987234	4.127241	8.72174	12.42453
Mdb319	5.363042	4.444612	12.30633	17.76084
322 张图 像平均值	4.165755	4.831865	9.297238	13.0679

表 2 EC 评价参数

Tab.2 EC evaluation parameter				
	Original	BBHE	CLAHE	Ours
Mdb001	1.130611	1.310665	2.425909	3.475773
Mdb005	1.755883	4.138926	4.261134	6.814571
Mdb009	1.943009	3.645131	3.994672	6.121432
Mdb019	2.017410	2.986187	4.561133	6.846577
Mdb319	1.947867	2.573895	4.268579	6.505693
322 张图 像平均值	1.553193	2.67569	3.48088	5.28689

表 3 SF 参数数值

Tab3. SF evaluation parameter				
	Original	BBHE	CLAHE	Ours
Mdb001	4.612990	4.730098	6.228757	8.208883
Mdb005	6.260844	10.13745	8.442463	12.68955
Mdb009	10.01151	11.52052	10.98536	14.60134
Mdb019	7.835202	7.790792	10.05824	13.95179
Mdb319	7.453522	7.287819	9.136625	12.68363
322 张图 像平均值	6.242301	7.398913	8.080626	11.2909

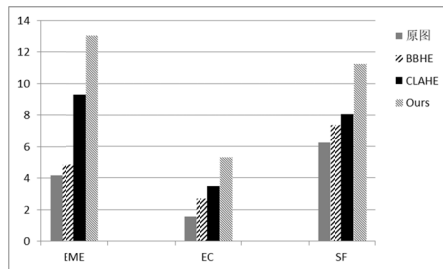


图 4 Mdb001-Mdb322 客观评价参数平均值

Fig.4 Mdb001-Mdb322 average evaluation parameters

EME 是一种反应图像增强的高阶评价指标, 其值越大说明增强程度越高。从数据中可以看出本文算法的 EME 值最大, 说明本文算法对于图像增强的效果更为明显; EC 是反应图像边缘细节和清晰度的评价指标, 其值越大图像特征细节更丰富、图像更清晰, 可以看出本文算法的 EC 值最大, 保留了更多特征细节且具有较高的清晰度; SF 可以反应一幅图像在空间域的总体活跃度, 空间频率越大, 增强图像质量越好^[16]。从数据中可以看出本文算法空间频率最高, 增强质量越好。

4. 小结

本文提出了一种基于引导滤波的数字乳腺图像增强算法, 首先将乳腺图像进行开运算提取边缘细节特征并平滑物体边界, 将提取的细节特征反向叠加回原始图像, 并利用引导滤波加强图像的边缘细节, 最后采用 CLAHE 对滤波后的图像进行增强, 便可得到增强后的乳腺图像。通过与 BBHE 与 CLAHE 算法进行对比, 从主观判断和客观评价指标上均可以看出本文所提出的算法图像对比度高且边缘细节更为明显, 本文算法相比于 CLAHE 在增强评价指标上提高了 41%, 在空间频率上提高了 40%, 在边缘内容与清晰度上提高了 52%。以上结果充分说明本文算法具有一定的优越性, 是一种实用性强的数字乳腺图像增强算法。

参考文献:

- [1] Ferlay J, Soerjomataram I, Evik M, et al. Cancer incidence and mortality worldwide: Sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012[J]. INTERNATIONAL JOURNAL OF CANCER, 2015, 136(5):E359-E386..
- [2] Funaro K, Drukteinis J, Falcon S. Screening Mammography and Digital Breast Tomosynthesis: Controversies[J]. Southern Medical Journal, 2017,110(10):607-613.
- [3] Sheba K U, Gladston Raj S. Objective quality assessment of image enhancement methods in digital mammography- A comparative study[J]. Signal & Image processing: An International Journal, 2016,7(4):1-13.
- [4] Goliaei S, Ghorshi S. Tomographical medical image reconstruction using Kalman filter technique[C]//2011 IEEE ninth international symposium on parallel and distributed processing with applications workshops. IEEE, 2011: 61-65.
- [5] 孙冬梅,陆剑锋,张善卿.一种改进 CLAHE 算法在医学试纸条图像增强中的应用[J].中国生物医学工程学报, 2016,35(4):502-506.
- [6] Kim Y. Contrast enhancement using brightness preserving bi histogram equalization[J]. IEEE Transactions on Consumer Electronics, 1997,43(1):1-8.
- [7] Reza A M. Realization of the Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) for Real-Time Image Enhancement[J]. The Journal of VLSI Signal Processing-Systems for Signal, Image, and Video Technology,2004,38(1):35-44.
- [8] 刘立成. 医学图像增强若干算法的改进研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2012.
- [9] Singh P, Mukundan R, Ryke R D. Feature Enhancement in Medical Ultrasound Videos Using Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization[J]. Journal of Digital Imaging, 2020,33:273-285.
- [10] 郭凡. 数学形态学在医学图像处理中的应用[D]. 哈尔滨: 东北林业大学, 2011.
- [11] He K, Sun J, Tang X. Guided image filtering[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2013,35(6):1397-1409.
- [12] 赵于前. 基于数学形态学的医学图像处理理论与方法研究[D]. 长沙: 中南大学, 2006.
- [13] SUCKLING J P. The mammographic image analysis society digital mammogram database[J]. Digital Mammo, 1994,13: 375-386.
- [14] Panetta K, Samani A, Agaian S. Choosing the Optimal Spatial Domain Measure of Enhancement for Mammogram Images[J]. International Journal of Biomedical Imaging, 2014,2014:1-8.
- [15] Malali H E, Assir A, Bhatejia V, Mouhsen A, Harmouchi M. A contrast enhancement model for X-ray mammograms using modified local s-curve transformation based on multi-objective optimization[J]. IEEE sensors journal, 2021,21(10):11543-11554.
- [16] 李亮亮. 基于非下采样剪切波变换的图像增强算法研究[D]. 长春: 吉林大学, 2019.