

文章编号: 1001 - 9014(2010)01 - 0027 - 05

乳腺 X 线图像的增强与噪声抑制研究

张新生^{1, 2}, 高新波², 王颖², 张士杰²

(1. 西安建筑科技大学 管理学院, 陕西 西安 710055; 2. 西安电子科技大学 电子工程学院, 陕西 西安 710071)

摘要:提出了一种基于多尺度几何分析的乳腺 X 线图像增强与噪声抑制的新方法. 首先对乳腺 X 线图像进行非下采样 Contourlet 变换分解, 得到相应尺度和子带信息; 然后根据变换系数的统计特性, 应用广义高斯混合模型对其进行建模, 并在此基础上引入贝叶斯分类方法将建模后的系数分为强弱边缘及噪声; 再根据各个子带系数的类别属性, 分别设计相应的非线性映射函数来对不同的系数进行自适应增强和抑制; 最后采用增强和抑制后的系数对原图像进行重构, 从而得到凸显病变区域特征的增强图像. 实验结果表明, 该方法具有良好的实用性和鲁棒性.

关键词:图像增强; 多尺度几何分析; 非下采样 Contourlet 变换; 广义高斯混合模型; 乳腺 X 线图像
中图分类号: TN391 文献标识码: A

STUDY ON THE ENHANCEMENT AND DENOISING OF MAMMOGRAMS

ZHANG Xin-Sheng^{1, 2}, GAO Xin-Bo², WANG Ying², ZHANG Shi-Jie²

(1. School of Management, Xi'an University of Architecture and Technology, Xi'an 710055, China;
2. School of Electronic Engineering, Xidian University, Xi'an 710071, China)

Abstract: A new algorithm for mammograms enhancement and denoising based on multiscale geometric analysis (MGA) was proposed. Firstly, mammograms were decomposed into different scales and directional subbands by using nonsubsampled contourlet transform (NSCT). After modeling the coefficients of each directional subbands and using generalized gaussian mixture model (GMM) according to the statistical property of the transform coefficients, they were categorized into strong edges, weak edges and noise by Bayesian classifier. A nonlinear mapping function was designed to enhance and suppress the different coefficients adaptively so as to obtain a good enhancement result with significant features according to the property of every subband coefficient. Finally, the mammograms were obtained by reconstructing the original maps with the modified coefficients of NSCT. Experimental results illustrate that the proposed approach is practicable and robust.

Key words: image enhancement; multiscale geometric analysis (MGA); nonsubsampled Contourlet transform (NSCT); generalized Gaussian mixture model; mammograms

引言

乳腺癌的早期发现和诊断对于挽救患者的生命至关重要, 是提高乳腺癌治愈率和降低死亡率的最有效途径. 但由于乳房组织的特殊性, 即乳腺组织的各部分密度比较接近, 以致所拍摄的乳腺 X 线图像缺乏层次感、对比度差、效果欠佳, 导致乳腺癌的误诊率和漏诊率较高. 为了凸显病变区域的特征, 改善乳腺 X 线图像的视觉效果, 常用的方法是对原图像进行增强预处理. 目前较为常用的图像增强处理技术包括对比度扩展、直方图均衡化、空域滤波和频域

滤波等. 这些方法在一定程度上取得了较好的增强效果, 但是对于具有较低对比度的乳腺 X 线图像, 它们的增强效果并不令人满意.

多尺度几何分析是近几年来图像增强领域的研究热点, 它不但具有小波分析的多尺度、时频局部化和临界采样特性, 而且还具有多方向性和各向异性, 因此得到了广泛的应用和发展. 目前, 所提出的多尺度几何分析方法主要有: Ridgelet^[1]、Curvelet^[2]、Bandelet^[3]、Contourlet^[4]等, 这些方法已经应用于图像处理与分析多个领域^[5-7], 并取得了良好的效果.

为了改善乳腺 X 线图像的增强效果, 本文提出

收稿日期: 2009 - 03 - 15, 修回日期: 2009 - 06 - 18

Received date: 2009 - 03 - 15, revised date: 2009 - 06 - 18

基金项目: 国家自然科学基金 (60771068); 陕西省自然科学基金 (2007F248)

作者简介: 张新生 (1978-), 男, 河南驻马店人, 讲师, 西安电子科技大学博士研究生, 主要研究方向为医学图像处理、模式识别.

了一种基于多尺度几何分析的乳腺 X 线图像增强新方法. 该方法通过以下步骤完成乳腺 X 线图像的增强: 1) 对乳腺 X 线图像进行非下采样 Contourlet 变换分解, 得到相应尺度和子带信息; 2) 根据变换系数的统计特性, 应用广义高斯混合模型对其进行建模, 并在此基础上引入贝叶斯分类方法将建模后的系数分为强弱边缘及噪声; 3) 根据各个子带系数的类别属性, 分别设计相应的非线性映射函数来对不同的系数进行自适应增强, 使得图像中病变区域的微弱边缘得到有效的增强; 4) 采用增强后的系数对原图像进行重构, 从而得到凸显病变区域特征的增强图像.

1 非下采样 Contourlet 变换

Do 和 Vetterli 于 2002 年提出了一种“真正”意义上的图像二维表示方法——Contourlet 变换^[4], 其分解过程中需要通过对图像进行上、下采样来降低数据冗余程度, 是一种小冗余的图像表示方法. 但是, 采样操作使得 Contourlet 变换不具备平移不变性, 并在奇异点周围会引入伪吉布斯 (Gibbs) 现象.

2005 年, Cunha 等人改进了 Contourlet 变换, 提出了非下采样 Contourlet 变换 (NSCT)^[18] (如图 1 所示), 它是一种完全平移不变、多尺度多方向分解. NSCT 去掉了 Contourlet 变换中的采样操作, 由非下采样多级分解和非下采样多方向滤波器组成, 具有平移不变性. 因此, 在对数据冗余量要求不高的图像处理任务中 (如去噪、增强) 能取得更为理想的效果, 且滤波器的设计也较为灵活.

2 基于 NSCT 和 GMM 的乳腺 X 线图像增强

乳腺 X 线图像增强是乳腺疾病计算机辅助检测的前提和基础, 通过提高病变区域与背景的对比度, 抑制干扰检测的噪声, 可有效提高检测精度. 目前已有的方法虽然能够在一定程度上提高目标与背

景之间的对比度, 但由于不能将噪声和弱的边缘准确地区分开, 往往在放大微弱边缘的同时也放大了噪声. 在频域, 微弱边缘和噪声都会产生幅值较小的系数, 二者很难直接区分. 但弱的边缘属于图像的几何结构, 而噪声不属于, 故可以利用 NSCT 来区分, 然后根据其特性进行增强和抑制.

2.1 NSCT 的系数分析

与基于小波变换系数进行分析和处理的增强方法类似, 为了在 NSCT 变换域中将弱边缘和一些背景噪声有效地区分开来, 需要对 NSCT 变换的系数进行分析和处理, 从中寻找其统计规律. 根据这些统计规律和特性, 可以寻找适当的统计模型, 来有效地表示各个系数的属性, 并对其进行进一步的分析和调整. NSCT 具有平移不变性, 图像经过 NSCT 变换后, 每个变换子带的像素位置都对应于原图像中相同的空间位置. 因此, 可以根据图像的 NSCT 变换系数来逐像素分析图像的几何信息. 实验和观察分析表明, 图像中的像素主要分为三类: 强边缘、弱边缘和噪声. 强边缘对应于那些在所有子带中系数幅值都很大的像素点; 弱边缘对应于在同一尺度某些方向子带中系数幅值很大, 而在其它方向子带中系数幅值较小的像素点; 图像中的噪声则对应于那些在所有子带中系数幅值都很小的像素点.

图 2 为一幅乳腺 X 线图像进行 NSCT 分解后某一子带的系数分布直方图, 由图可见, NSCT 的子带系数分布具有非高斯特性, 但比较符合零均值的广义高斯分布. 根据前面对系数的简单分析可以得知, 直方图中位于中心位置附近、幅值较小的系数对应于图像中的噪声部分, 位于中间部分的系数对应于图像中的弱边缘部分, 距离中心位置较远、幅值较大的系数对应于图像中较为强烈的边缘部分. 因此可以利用广义高斯分布 (GMM) 对其系数进行建模并分为大、中、小三类, 然后设计相应的非线性增强映

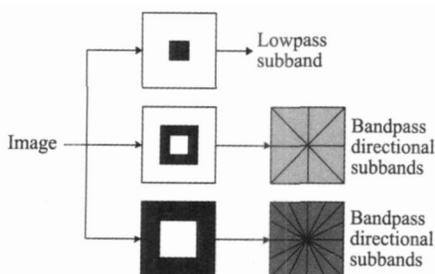


图 1 NSCT 结构流程图

Fig 1 Flowchart of NSCT

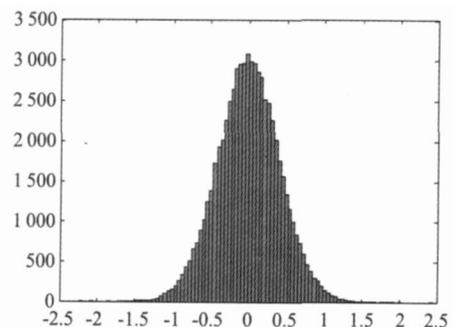


图 2 NSCT 子带系数分布直方图

Fig 2 Histogram of NSCT subband coefficients

射函数对这些系数分别进行增强.

2.2 模型选择

根据图 2 所示方向子带系数分布直方图的形状,本文使用一个一维的三元广义高斯混合模型对其进行建模.在模型中,每一个系数由三种分布中的一种产生,即一个窄高斯分布、一个方差处于中间值的拉普拉斯分布和一个大方差的拉普拉斯分布,它们出现的概率分别为 r_1, r_2, r_3 . 使用额外的参数 c , 混合模型可以由下式给出:

$$p_x(x|j) = \begin{cases} N(x|\mu_1) & \text{if } j=1 \\ L(x|\mu_2) & \text{if } j=2 \\ L(x|\mu_3) & \text{if } j=3 \end{cases}, \quad (1)$$

其中,高斯分布和拉普拉斯分布都是零均值的,且

$$1 < \mu_2 < \mu_3, p(j=i) = r_i, r_1 + r_2 + r_3 = 1. \quad (2)$$

概率密度函数 $p_x(x)$ 可以写为一个零均值的高斯分布和两个拉普拉斯分布的加权和形式:

$$p_x(x) = r_1 N(x|\mu_1) + r_2 L(x|\mu_2) + r_3 L(x|\mu_3). \quad (3)$$

这里使用窄高斯分布是为了避免在分布函数和与之对应的增强映射函数中引入奇异点.通过这个模型,可以将系数分为三类,并表示为具有不同方差的三种概率密度函数.给定一个系数,它以一定的概率属于某一类,计算方法如下:

$$P(j=1|x) = \frac{r_1 N(x|\mu_1)}{p_x(x)}, \quad (4)$$

$$P(j=i|x) = \frac{r_i L(x|\mu_i)}{p_x(x)}, \quad i=2, 3. \quad (5)$$

小系数最有可能是由窄高斯概率密度函数产生的,而其它系数则有可能是由拉普拉斯概率密度函数产生.为使该模型可以完全自适应于每个子带的的数据,且由于估计参数的最大似然估计法(ML)不具有闭合的形式,计算中可使用迭代 EM 算法来对参数 μ_i 和 r_i 进行估计.

2.3 非线性映射函数的设计

GMM 将系数分为三类,通过对每一类系数设定不同的放大因子,就得到了一个非线性的映射函数.这里定义增强的准则为:

$$y(x) = \begin{cases} a_1 x, & \text{if } j=1 \\ a_2 x, & \text{if } j=2 \\ a_3 x, & \text{if } j=3 \end{cases}, \quad (6)$$

其中, $0 < a_1 < 1, 1 < a_3 < a_2$. 给定 x , 则 y 的期望为

$$E(y|x) = \sum_{i=1}^3 P(j=i|x) E(y|x, j=i) = \frac{r_1 N(x|\mu_1) a_1 x + r_2 L(x|\mu_2) a_2 x + r_3 L(x|\mu_3) a_3 x}{r_1 N(x|\mu_1) + r_2 L(x|\mu_2) + r_3 L(x|\mu_3)}, \quad (7)$$

$E(y|x)$ 为增强后的系数.

如文献 [9] 中所述,增强映射函数应满足两个条件:单调性和非对称性.式 (7) 中的映射函数满足非对称性,但对于任意的 a_i , 它不满足单调性.为了保证单调性,在给定 a_2 的情况下,需要对 a_3 施加一定的条件限制.正常情况下, r_1 和 r_2 值都很小,对于距零点较远的 x ,第一部分可以忽略.因此,映射函数可以简化为

$$f(x) = \frac{r_2 L(x|\mu_2) a_2 + r_3 L(x|\mu_3) a_3}{r_2 L(x|\mu_2) + r_3 L(x|\mu_3)} x, \quad (8)$$

希望得到 $f(x) \geq 0$, 即

$$-\frac{(a_2 - a_3) c k}{(k+1)^2} |x| + \frac{a_2 k + a_3}{k+1} \geq 0, \quad (9)$$

所以

$$a_3 \geq \frac{a_2 k [c|x| - (k+1)]}{ck|x| + k+1}, \quad (10)$$

其中

$$k = \frac{r_2 L(x|\mu_2)}{r_3 L(x|\mu_3)} = \frac{r_2 \mu_3}{r_3 \mu_2} e^{-c|x|}, \quad (11)$$

$$c = \sqrt{2 \left(\frac{1}{\mu_2} - \frac{1}{\mu_3} \right)}. \quad (12)$$

式 (10) 对于所有的 x 都应得到满足,定义 Q 为式 (10) 右边所能取得的最大值.实际应用中, Q 是通过计算得出,通常取 $a_3 = \max(Q, 1)$. 则改变 a_3 的取值将仅影响 x 绝对值较大部分对应的映射函数形状.通过该映射函数,中间范围的系数就得到了较大的增强.

2.4 基于 NSCT 的乳腺 X 线图像增强算法实现步骤

基于 NSCT 的乳腺 X 线图像增强算法按如下步骤进行:

- (1) 对输入图像进行 N 层 NSCT 分解;
- (2) 对每一个方向子带,
 - a) 由 EM 算法计算每个子带的参数 r_i 和 $\mu_i, i=1, 2, 3$;
 - b) 根据式 (3) 计算概率密度函数 $p_x(x)$;
 - c) 通过式 (4)、(5) 计算给定系数属于某一类的概率 $P(j=i|x), i=1, 2, 3$;

(3) 给定放大倍数 a_1, a_2, a_3 , 利用式 (7) 所示非线性增强函数对系数进行修正;

(4) 利用修正后的 NSCT 系数重建得到增强后的图像.

3 实验结果及分析

3.1 增强性能的量化评估

针对乳腺 X 线图像增强技术,文献 [10] 分析对

比了多种常用的评价方法,引入了相应的评价指标.实验表明,基于方差的检测目标与背景对比比率这一指标与增强算法的视觉效果能够较好地保持一致,因此本文采用该指标来衡量算法性能.

对于原始的乳腺 X射线图像,记检测目标 T 和背景 B 的均值分别为 μ_T^O 和 μ_B^O ,相应地,增强后的图像相应的均值分别记为 μ_T^E 和 μ_B^E . 令

$$\mu = \begin{pmatrix} \mu_T^E \\ \mu_B^E \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \mu_T^O \\ \mu_B^O \end{pmatrix}, \quad (13)$$

该指标度量了原始图像和增强后的图像中检测目标和背景的平均灰度比值之间的差异. 记

$$= \frac{E}{T} / \frac{O}{T}, \quad (14)$$

其中, $\frac{O}{T}$ 和 $\frac{E}{T}$ 分别为原始图像和增强后的图像中检测目标的标准差,该指标度量了增强图像中的检测目标与原始图像中的检测目标之间灰度值减少的速度. 基于方差的检测目标与背景对比比率定义为 $TB_c = \mu /$, 则 TB_c 值越大表明增强效果越好.

3.2 肿块增强实验结果及分析

实验中所采用的乳腺图像均来自于 M AS数据库^[11],原图像均为 1024×1024 大小的八位图像. 实验中所采用图像都为根据专家标注的病变区域所截取的 256×256 大小的子图像,本文实验选取了 2 幅典型的肿块病变区域的子图像. 为了验证本文算法的有效性,还采用了基于 Wavelet 变换和 Contourlet 变换的广义高斯混合模型进行对比. 实验中对小波、CT 和 NSCT 进行了 4 层分解,CT 和 NSCT 尺度由高到低,方向数依次为 $[4, 8, 8, 16]$,其中 $a_1 = 1, a_2 = 4 + j(j = 1, 2, 3, 4), a_3$ 通过 2.3 节中的方法进行计算. 实验结果如图 3 和表 1 所示.

由图 3 以及表 1 所示实验结果可以看出,采用 Wavelet 变换和 Contourlet 变换的图像增强方法,在图像的边缘周围会产生明显的伪吉布斯现象,而非下采样的 Contourlet 变换由于具有平移不变性,有效地避免了这一现象的发生. 通过对 NSCT 分解的子带系数进行建模并分类,对不同的系数分别赋予不同的放大因子,有效地改善了图像的视觉效果,使图像的细节更为清晰,并凸显出病变区域的轮廓特征,有效增强了病变区域与背景组织之间的对比度,在视觉效果和客观度量上都优于 Wavelet 变换和 Contourlet 变换.

4 结论

本文提出了一种基于 NSCT 系数统计模型的乳腺 X 线图像增强新方法. 这种方法首先使用一个三

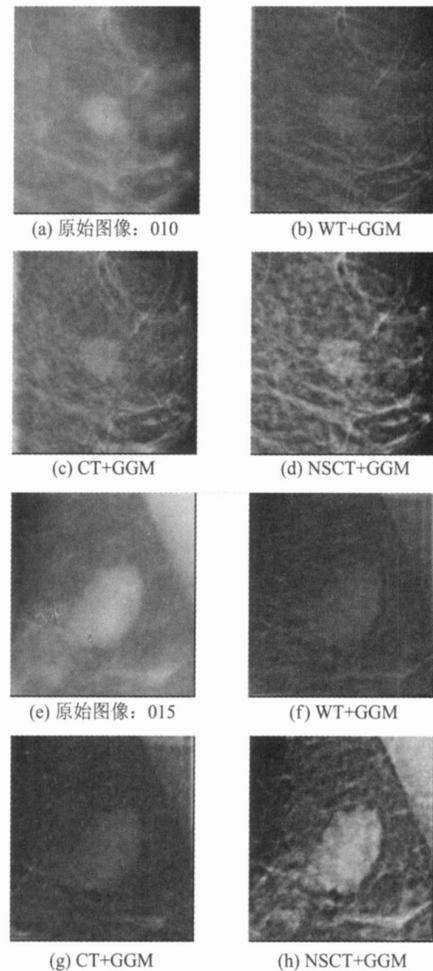


图 3 对含有肿块的乳腺图像三种增强方法的效果比较
Fig 3 Comparisons of three methods for mass denoising and enhancement in mammograms

表 1 增强效果评价 TB_c .

M AS 编号	WT + GGM	CT + GGM	NSCT + GGM
010	-0.098	0.145	0.313
015	-0.623	0.397	0.620

元混合模型将 NSCT 子带系数分为大、中、小三类,并使用 EM 算法对混合模型的参数进行估计,再通过设计非线性增强映射函数,对不同的系数分别赋予不同的放大因子,从而使中间范围的系数得到了最大范围的放大,增强了图像中的弱边缘. 实验结果表明,本文算法能够有效表示图像的几何结构特征,增强图像中的弱边缘,改善图像的视觉效果.

REFERENCES

- [1] Do M N, Vetterli M. The finite ridgelet transform for image representation[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*,

- 2003, **12** (1): 16—28
- [2] Starck J, Candès E J, Donoho D L. The curvelet transform for image denoising[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, **11** (6), 2002: 670—684.
- [3] Pennec E L, Mallat S. Sparse Geometric image representation with bandelets[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2005, **14** (4): 423—438.
- [4] Do M N, Vetterli M. The contourlet transform: an efficient directional multiresolution image representation[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2005, **14** (2): 2091—2106.
- [5] LU Wen, GAO Xin-Bo, ZENG Kai, et al. Image quality evaluation metrics based on HWD[J]. *J. Infrared Millim. Waves* (路文, 高新波, 曾凯, 等. 一种基于 HWD 的图像质量评价测度. *红外与毫米波学报*), 2009, **28** (1): 72—76.
- [6] ZHANG Lin, FAN Zhi-Jun, WANG Sheng-Qian, et al. Multiscale adaptive denoising method based on genetic algorithm[J]. *J. Infrared Millim. Waves* (章琳, 方志军, 汪胜前, 等. 基于遗传算法的多小波自适应去噪方法研究. *红外与毫米波学报*), 2009, **28** (1): 77—80.
- [7] AN Zhi-Yong, CUI Jiang-Tao, ZENG Zhi-Yong, et al. Image retrieval based on radon and wavelet transform[J]. *J. Infrared Millim. Waves* (安志勇, 崔江涛, 曾智勇, 等. 基于 Radon 和小波变换的图像检索. *红外与毫米波学报*), 2008, **27** (2): 147—151.
- [8] Cunha A L, Zhou J, Do M N. The nonsubsampled contourlet transform: theory, design, and applications[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2006, **15** (10): 3089—3101.
- [9] Laine A, Fan J, Yang W. Wavelets for contrast enhancement of digital mammography[J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1995, **14** (5): 536—550.
- [10] Bovis K, Singh S. Enhancement technique evaluation using quantitative measures on digital mammograms[C]. The 5th International Workshop on Digital Mammography, Toronto, Canada, 2000: 547—553.
- [11] Suckling J, Parker J, Dance D, et al. The mammographic images analysis society digital mammogram database[C]. Excerpta Medica, International Congress Series, **1069**: 375—378.

(上接 18 页)

市人才强教项目 (No. 2006CB302901) 和国家自然科学基金 (No. 10390160) 支持; 同时得到中科院上海微系统与信息技术研究所信息功能材料国家重点实验室开放基金的支持。

感谢赵国忠老师在本工作中的指导和支持, 同时也感谢科研组袁宏阳、牧凯军、邓朝、于斐同学的大力帮助。

REFERENCES

- [1] Zhang Cunlin, Zhang Yan, Zhao Guozhong, et al. *Terahertz Sensing and Imaging* [M]. Beijing: National defense industry press (张存林, 张岩, 赵国忠, 等. 太赫兹感测与成像. 北京: 国防工业出版社), 2008.
- [2] Hess L, Chevillon R. Nondestructive evaluation of ceramic bearings using THz impulse ranging, Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO) [C], 1, 729, 2004.
- [3] Wiltse J. History of millimeter and submillimeter waves, IEEE Trans Microwave Theory Tech [C]. MTT-32: 1119—1127, 1984.
- [4] Adrian Dobriu, Masatsugu Yamashita, Yuichi N Ohshir-
ma, et al. Terahertz imaging system based on a backward-wave oscillator[J]. *Applied Optics*, 2004, **43** (30): 5637—5646.
- [5] Chang M, Chou P, Lee H. Tomographic microwave imaging for nondestructive evaluation and object recognition of civil structures and materials[C]. Conference Record of The Twenty-Ninth Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers 1996, **2**: 1061.
- [6] Sasaki A, Nagatsuma T. Reflection-type CW millimeter-wave imaging with a high-sensitivity waveguide-mounted electro-optic sensor[J]. *Jpn J Appl Phys*, 2002, **41**: 83.
- [7] Lash A, Yundev D. Submillimeter imaging with a pyroelectric TV camera[J]. *International Journal of Infrared and Millimeter Waves*, 1984, **5**: 489.
- [8] Löffler T, Kress M, Thomson M, et al. Comparative performance of terahertz emitters in amplifier-laser-based systems[J]. *Semicond Sci Technol*, 2005, **20**: S134.
- [9] Mei Z, Dou W. Performances of hyperbolic and spherical lens imaging systems at millimeter wavelengths[J]. *J. of Electromagn Waves and Appl*, 2002, **16**: 1077.
- [10] Wang S, Zhang X. Terahertz tomographic imaging with a Fresnel lens[J]. *Opt Photon News*, 2002, **13**: 59.