

# A method of medical ultrasonic image enhancement based on self-adaptive low pass filter

WANG Shao-bo<sup>1</sup>, GUO Ye-cai<sup>2,3\*</sup>, WANG Shuai<sup>2</sup>

(1. College of Medical, 2. School of Electrical Engineering and Information, Anhui University of Science and Technology, Huainan 232001, China; 3. College of Electronic and Information Engineering, Nanjing University of Information Science and Technology, Nanjing 210044, China)

**[Abstract]** Objective To propose an efficient method of medical ultrasonic image enhancement. Methods In this method, logarithmic transform was first carried out to the medical ultrasound image. Multiplicative noises were transformed into additive ones. The high and low frequency parts were then departed with the help of low pass filter. Then the low frequency component was processed with self-adaptive local area histogram equalization algorithm and the high component was weighted. Finally the two components were reunited to get the enhanced logarithmic image, the exponential transform was processed. Results The original medical ultrasonic image was efficiently enhanced and the image edge details were reserved. Conclusion The experiment results show that the particular information extrudes, the whole visual effect is improved after the process, and the method is efficient to denoise speckle noises.

**[Key words]** Medical ultrasonic image; Low pass filter; Adaptive local area histogram; Image enhancing

## 基于自适应低通滤波的超声医学图像增强算法

王绍波<sup>1</sup>, 郭业才<sup>2,3\*</sup>, 王 帅<sup>2</sup>

(1. 安徽理工大学医学院, 2. 电气与信息工程学院, 安徽 淮南 232001;  
3. 南京信息工程大学电子与信息工程学院, 江苏 南京 210044)

**[摘要]** 目的 介绍一种超声医学图像增强的有效算法。方法 基于自适应低通滤波器的超声图像增强算法, 首先采用对数变换的方法将超声医学图像中存在的乘性噪声变为加性噪声; 再通过低通滤波器将对数图像分为高频分量和低频分量, 对低频分量采用自适应直方图均衡处理, 对高频分量进行加权; 然后对低频分量和高频分量进行融合得到增强的对数图像; 最后对对数图像进行指数变换得到输出图像。结果 原超声医学图像得到有效增强, 边缘细节得以保留。结论 该算法有效地实现了超声医学图像增强, 突出了超声图像的细节, 改善了视觉效果, 并对噪声具有良好的抑制作用。

**[关键词]** 超声医学图像; 低通滤波器; 自适应邻域直方图; 图像增强

**[中图分类号]** TP391.41; R445.1 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2009)03-0492-04

与其他医学成像方法相比, 超声成像具有对人体无创、能实时显示、成本低、使用方便等优点, 作为一种理想的非创伤性辅助诊断方法有着广阔的发展前景<sup>[1]</sup>。然而, 由于成像原理因素导致图像灰度范围不足、灰度分布不合理等现象, 在一定程度上制约了超声图像的辅助诊断效果, 特别是在某些局部细节上, 如果灰度差别不明显, 会给诊断带来很大困难。为改善超声图像质量、改善局部细节以增强超声医学图像的/可

读性<sup>[2]</sup>, 使之适于人眼的观察判断或机器的分析处理, 超声增强成为研究热点。

在现有的超声图像增强算法<sup>[3]</sup>中, 直方图均衡算法简单、有效, 是图像增强最常用的方法之一。直方图均衡算法又可分为局部直方图均衡算法<sup>[4]</sup>和全局直方图均衡算法<sup>[5]</sup>。全局直方图均衡算法是对整幅图像进行均衡, 使其灰度分布均匀, 让每一个灰度等级的像素个数基本相等, 该算法简单、容易实现, 但对图像的细节增强效果不明显; 局部直方图均衡算法和自适应直方图均衡算法<sup>[2,6-8]</sup>则可以增强图像局部细节信息, 增强效果显著, 但同时增强了噪声。陈传峰等<sup>[9]</sup>提出了一种基于 Butterworth 低通滤波的图像增强方法, 该方法在保留细节和抑制噪声方面取得了良好效果, 但是这种增强是在局部窗口内盲目进行的, 引入了过多与人体组织细节无关的附

**[基金项目]** 全国优秀博士学位论文作者专项资金(200753)。

**[作者简介]** 王绍波(1984-), 男, 山东聊城人, 在读硕士。研究方向: 生物医学图像处理。E-mail: bingfengshaob@163.com

**[通讯作者]** 郭业才, 安徽理工大学电气与信息工程学院, 232001。

E-mail: guo-yecai@163.com

**[收稿日期]** 2008-10-16 **[修回日期]** 2008-11-30

加特征, 不能与超声医学图像中人体组织细节相联系。

本文提出一种基于自适应低通滤波的超声医学图像增强算法。该算法采用对数变换的方法将超声医学图像中存在的乘性噪声变为加性噪声; 通过低通滤波器将对数图像分为高频分量和低频分量<sup>[9,10]</sup>, 对低频分量采用自适应邻域直方图均衡处理, 对高频分量进行加权处理; 然后对低频分量和高频分量进行线性组合得到增强的对数图像; 最后对增强的对数图像进行指数变换得到输出图像。该方法有效克服了自适应直方图均衡算法中增强细节的同时增强了噪声的特点, 同时克服了 Butterworth 低通滤波算法增强超声医学图像的盲目性。

### 1 自适应邻域直方图均衡算法

全局直方图均衡算法对图像增强后, 图像的灰度级减小, 即/ 筒并 0, 即全局直方图均衡算法是通过减小图像的灰度等级以换取对比度的加大, 原来直方图上频数较小的灰度级归入很少几个或一个灰度级内, 导致图像细节丢失。局部直方图均衡算法<sup>[6]</sup>是采用一个固定大小的滑动窗口在整幅图像上移动, 在滑动窗口内求直方图, 用此局部直方图进行均衡来调整当前滑动窗口中心点像素的灰度级。自适应邻域直方图均衡算法<sup>[2, 9]</sup>采用可定义大小的滑动窗口, 通过对窗口内与人体组织细节相关的像素点进行自动筛选, 去除不相关的像素点。

在进行自适应邻域直方图均衡时, 重要的是自适应邻域选择, 可以通过采用自适应膨胀技术来实现。首先确定一个阈值  $t$ , 将滑动窗口内的中心像素点标记为  $A$ , 称为种子点。自适应邻域自动选择可分为两步: 第一步, 在  $A$  点的 8 邻域内搜索与  $A$  点的灰度值之差小于等于阈值  $t$  的点, 并针对所有搜索到的点重复进行搜索, 将所有搜索到的点标记为  $B$ , 作为前景层点, 并找出包围前景层点的 8 邻域点, 即第一层背景层点; 第二步, 采用 8 邻域模板膨胀背景层点到滑动窗口边界, 统计所有的前景层点和背景层点进行直方图均衡。由此步骤可以看出, 自适应邻域直方图均衡算法由两方面的因素共同决定。从客观的目标图像来看, 这个区域的形状和大小与种子点的像素点的性质有关; 从人的主观控制来看, 与参数 (阈值  $t$  和窗口  $w$  大小) 有关, 而这些参数的选择要以具体的图像特征为准则。

### 2 基于自适应低通滤波的增强算法

基于以上分析, 结合自适应邻域直方图算法和 Butterworth 低通滤波算法的优点, 本文提出基于自适应低通滤波的超声医学图像增强算法, 其具体过程如下。

211 转化图像 在超声图像中, 因成像机制产生的噪声主要为 Speckle (散斑) 噪声<sup>[11,12]</sup>。Speckle 为乘性噪声, 因此, 要对 Speckle 噪声进行滤除, 应先将 Speckle 噪声转化为加性噪声, 即对图像取对数, 再对其处理。设输入图像为  $I$ , 其对数图像为  $f(x, y)$ 。

212 分频 对一幅图像来说, 能量主要集中在低频分量中, 而噪声和图像细节信息主要集中在高频分量中。在图像处理过程中将两种分量分离开, 进行不同的操作与处理, 可以避免

在直方图均衡算法导致图像细节丢失和噪声放大的问题。分频的目的就是将输入图像的高频分量和低频分量分开, 分频的方法为高通滤波器分频或低通滤波器分频。由于医学超声图像对细节要求比较严格, 不允许有/ 振铃 0 现象, 所以本研究采用高斯低通滤波器<sup>[6]</sup>。

高斯低通滤波器的频域形式为

$$H(u, v) = e^{-D^2(u, v) / 2D_0^2} \quad (1)$$

式中  $D_0$  为截止频率,  $u$  和  $v$  为频域变量,  $D(u, v) = \sqrt{u^2 + v^2}$ 。当  $D(u, v) = D_0$  时, 滤波器下降到最大值的 01 61 处。

将对数图像  $f(x, y)$  分解为高频分量  $f_h(x, y)$  和低频分量  $f_l(x, y)$ , 即

$$f(x, y) = f_h(x, y) + f_l(x, y) \quad (2)$$

将  $f(x, y)$  通过二阶高斯低通滤波器  $h(x, y)$ , 即  $f(x, y)$  与  $h(x, y)$  可得到像素点的低频分量  $f_l(x, y)$ , 即

$$f_l(x, y) = f(x, y) * h(x, y) \quad (3)$$

式中,  $h(x, y) = \frac{1}{2\pi D_0^2} \exp[-\frac{D^2(x, y)}{2D_0^2}]$  为高斯低通滤波的空域形式,  $*$  为卷积, 图像  $f(x, y)$  的高频分量为

$$f_h(x, y) = f(x, y) - f_l(x, y) \quad (4)$$

213 低频分量自适应邻域直方图均衡 图像的低频分量  $f_l(x, y)$  集中了主要能量, 对图像的整体视觉效果起着决定性的作用<sup>[10]</sup>。要对低频分量进行自适应邻域直方图均衡, 需选定初始窗口  $w$  ( $w = 2k + 1$ ), 对  $f_l(x, y)$  进行自适应邻域直方图均衡后, 得到  $a_l(x, y)$ , 即

$$a_l(x, y) = HE[f_l(x, y)] \quad (5)$$

式中  $HE[\#]$  表示自适应邻域直方图均衡。

214 线性组合并转化图像得到输出图像 对高频分量  $f_h(x, y)$  乘上一个权系数  $k$  后, 就得到  $a_h(x, y)$ , 即

$$a_h(x, y) = k * f_h(x, y) \quad (6)$$

为了在增强细节的同时还能抑制背景噪声, 关键在于如何选取自适应参量  $k$ , 自适应参量  $k$  应满足的条件<sup>[10, 13]</sup>为: 当窗口中心位于无图像细节处时,  $k$  趋于 0, 而位于图像细节处时,  $k$  趋于较大值, 选取窗  $w$  内邻域灰度方差作为自适应变量, 表达式可以写为

$$k = kc[\bar{R}_j / \bar{R}] - 1 \quad (7)$$

式中,  $\bar{R}_j$  为滑动窗口  $w$  内的自适应邻域局部灰度方差,  $\bar{R}$  为整幅图像的噪声方差,  $kc$  为比例系数。

输出增强的对数图像  $a(x, y)$  为高频分量  $a_h(x, y)$  和低频分量  $a_l(x, y)$  之和;

$$a(x, y) = a_h(x, y) + a_l(x, y) \quad (8)$$

将式 (5)、(6) 代入式 (8) 得

$$a(x, y) = k * f_h(x, y) + HE[f_l(x, y)] \quad (9)$$

再对对数图像  $a(x, y)$  作指数变换, 就得到增强后的超声医学图像。

本文算法的具体步骤:

(1) 对输入超声医学图像做对数变换得到  $f(x, y)$ , 对  $f(x, y)$  进行快速傅里叶变换得到  $F(u, v)$ 。

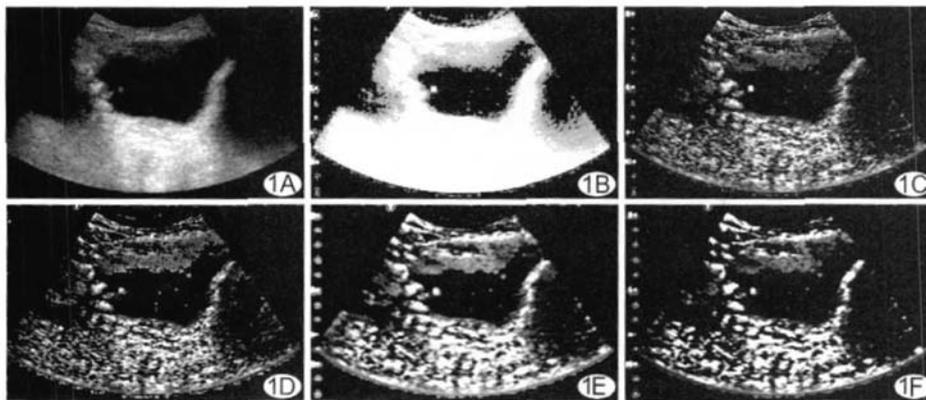


图 1 各种方法均衡的结果 A. 原图; B. 全局直方图均衡算法; C. 局部直方图均衡算法; D. 自适应邻域直方图均衡算法; E. Butterworth 低通滤波算法; F. 本文算法

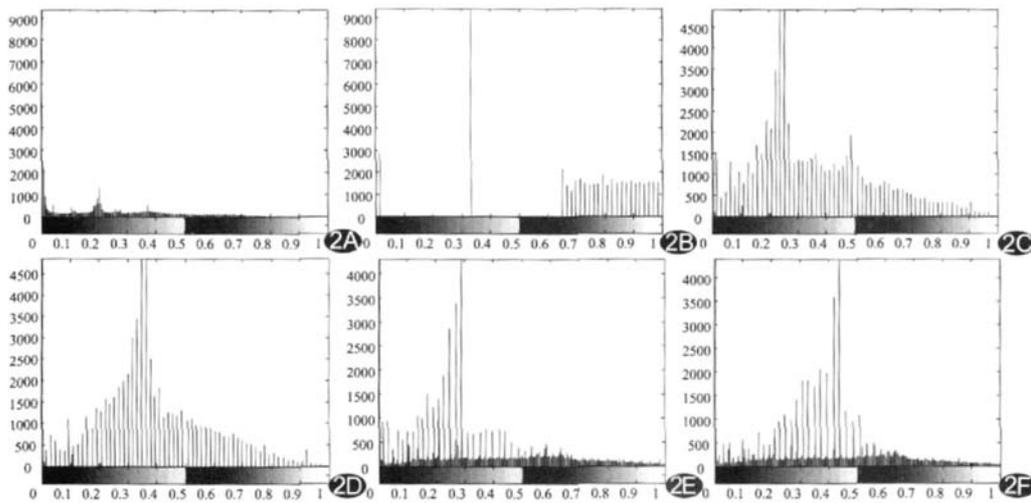


图 2 各种方法的直方图 A. 原图; B. 全局直方图均衡算法; C. 局部直方图均衡算法; D. 自适应邻域直方图均衡算法; E. Butterworth 低通滤波算法; F. 本文算法

(2) 将  $F(u, v)$  作为低通滤波器的输入, 输出得到低频分量  $F_l(u, v)$ , 用  $F(u, v)$  减去  $F_l(u, v)$  得高频分量  $F_h(u, v)$ , 并进行傅里叶反变换, 得到  $f_h(x, y)$  和  $f_l(x, y)$ 。

(3) 确定初始窗口  $w(w = 2k + 1)$ , 对低频分量  $f_l(x, y)$  进行自适应邻域直方图均衡处理。

(4) 对高频分量  $f_h(x, y)$  加权; 最后将两分量进行线性组合, 组合后取指数变换得到输出图像。

### 3 实验及结果分析

实验所用的膀胱癌图像来源于丁香园网站 (<http://www1.dxy.cn/cms>), 在 Matlab7.0 环境下编程实现。本算法有四个控制参数初始窗口  $w$ 、阈值  $t$ 、低通滤波器截止频率  $D_0$  和高频分量的比例系数  $k$ 。通过多次实验后, 本文采用初始窗口  $w$  为  $17@17$ , 阈值  $t = 0$ , 低通滤波器截止频率  $D_0 = 50$  和高频分量的比例系数  $k = 1100$ 。分别采用全局直方图均衡算法、局部直方图均衡算法、自适应邻域直方图均衡算法、Butterworth 低通滤波算法与本文算法对原图像进行处理。实验结果见图 1; 对应的直方图见图 2。

图 1B 表明, 虽然图像得到增强, 细节信息并没有得到有

效的强化; 图 1C、1D 图像细节得到增强, 但同时增加了噪声; 图 1E 图像细节得到增强, 同时噪声也得到了抑制, 但由于对人体组织均衡的盲目性, 添加了过多的人为因素; 图 1F 图像细节得到增强, 噪声得到抑制, 同时也是针对人体组织的形状选定相关区域进行直方图均衡。图 2B、C、D 表明, 全局直方图均衡算法/ 简并 0 现象最严重, 局部直方图均衡和自适应邻域直方图均衡算法对/ 简并 0 现象的改善效果较好, 自适应邻域直方图均衡算法更好地改善了视觉效果。图 2E、F 表明, 图像的细节信息得到很好增强, 比图 2B、C、D 保留更多的图像边缘细节信息; 图 2F 与图 2E 相比, 图 2F 对灰度级得到更好的拉伸, 改善了视觉效果, 同时减小了增强图像时/ 简并 0 现象造成的边缘细节信息丢失。实验结果表明, 本算法能够更好地增强超声医学图像, 突出了超声图像的细节, 改善了视觉效果, 并对噪声有良好的抑制作用。

### 4 结束语

本文在分析了全局直方图均衡算法、局部直方图均衡算法、自适应邻域直方图均衡算法、Butterworth 低通滤波算法的基础上, 提出了基于自适应低通滤波器的超声图像增强方法。仿真结果表明, 该算法能够很好的增强超声医学图像, 突出了图像细节, 改善了整体视觉效果, 同时对噪声具有良好的抑制作用, 增强了医生对病变的分辨能力, 为诊断提供了一定的依据。

### [参考文献]

[1] Guo M, Ma YL, Zhu T. A method of medical ultrasonic image de-noising and enhancement based on wavelet transform. Chin J Med Imaging Technol, 2006, 22(9): 1432-1437.  
郭敏, 马远良, 朱霆. 基于小波变换的医学超声图像去噪及增强方法. 中国医学影像技术, 2006, 22(7): 1435-1437.

[2] Wang L, Wang TF. Enhancement of medical ultrasonic image based on gray2level histogram equalization. Journal of Sichuan U2

- niversity(Engineering Science Edition), 2002, 34(1):1052108.
- 王龙, 汪天富. 基于灰度直方图均衡的超声医学图像增强方法. 四川大学学报(工程科学版), 2002, 34(1): 1052108.
- [3] Liu QT, Wang TF, Lin JL, et al. Contrast enhancement method of medical ultrasonic images based on preserving brightness. Chin J Med Imaging Technol, 2006, 22(3): 4612463.
- 刘清团, 汪天富, 林江莉, 等. 基于亮度不变的医学超声图像对比度增强方法. 中国医学影像技术, 2006, 22(3): 4612463.
- [4] Gonzalez RC. Digital image processing second edition. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2004: 72281.
- 冈萨雷斯. 数字图像处理. 北京: 电子工业出版社, 2004: 72281.
- [5] Yu Z, Bajaj C. A Fast and adaptive method for image contrast enhancement. Proceedings of 2004 IEEE International Conference on Image Processing. Singapore, 2004: 10021004.
- [6] Zhu QG, Zhu ZQ. Selfadaptive based neighborhood graylevel histogram equalization for the enhancement of ultrasound endoscopic image. Journal of Shandong University of Science and Technology (Natural Science), 2004, 23(3): 120123.
- 朱其刚, 朱志强. 基于自适应邻域灰度直方图均衡的超声内窥镜图像增强. 山东科技大学学报(自然科学版), 2004, 23(3): 120123.
- [7] Cai CF. Study and application of the algorithm of local histogram equalization. Master Degree Thesis, Zhengzhou University, 2005: 39240.
- 蔡超峰. 局部直方图均衡化算法研究及应用. 硕士学位论文, 郑州大学, 2005: 39240.
- [8] Hong MJ. The study of image enhancement based on the correction algorithm of adaptive histogram equalization. Master Degree Thesis, Chongqing University, 2002: 29233.
- 洪明坚. 图像增强的自适应直方图的修正算法研究及应用. 重庆大学硕士学位论文, 2002: 29233.
- [9] Chen CF, Zhu CR, Song HQ. Image enhancement based on buterworth low pass filter. Modern Electronics Technique, 2007, 30(24): 1632165.
- 陈传峰, 朱长仁, 宋洪芹. 基于巴特沃斯低通滤波器的图像增强. 现代电子技术, 2007, 30(24): 1632165.
- [10] Zhang ZL, Li JC, Shen ZK. A new algorithm for image detail preserving histogram equalization. Computer Engineering & Science, 2006, 28(5): 36239.
- 张志龙, 李吉成, 沈振康. 一种保持图像细节的直方图均衡新算法. 计算机工程与科学, 2006, 28(5): 36239.
- [11] Sun Q, Hossack JA, Tang J, et al. Speckle reducing anisotropic diffusion for 3D ultrasound images. Comput Med Imaging Graph, 2004, 28(8): 4612470.
- [12] Huang HC, Chen JY, Wang SD, et al. Adaptive ultrasound speckle reduction based on the slopefacet model. Ultrasound Med Biod, 2003, 29(8): 11621175.
- [13] Shang guan W, Li J. Improving the quality of medical ultrasonic image using the gray level transformation method. Applied Science and Technology, 2005, 32(11): 40243.
- 上官伟, 李金. 综合运用灰度变换方法改善超声医学图像质量. 应用科技, 2005, 32(11): 40243.

## 5 中国医学影像技术6增刊征稿启事

5 中国医学影像技术6杂志于 1985 年创刊, 是由中国科学院主管, 中国科学院声学研究所主办的国家级学术期刊. 本刊是中国科技核心期刊, 刊号 ISSN 100323289, CN 1121881/R. 2009 年度 5 中国医学影像技术6增刊拟定于 2009 年上半年出版, 现将有关事项通知如下:

- 1 **增刊稿件内容** 放射、超声、核医学、内镜、介入治疗、医学物理与工程学等方面的论文。
  - 2 **出刊时间** 2009 年 5、6 月。
  - 3 **增刊规格** 同正刊, 大 16 开本。
  - 4 **征稿要求** ① 有一定的学术价值, 论点鲜明, 论述严谨; ② 格式按杂志要求制作, 必须包含中文标题, 作者署名, 作者单位、科室、地址、邮编, 作者简介(出生年份、性别、民族、籍贯、学历、职称、研究方向), 中英文摘要, 关键词, 正文, 参考文献; ③ 文字通顺, 表达清楚, 各种符号使用符合规范; ④ 论著一般不超过 5000 字为宜; ⑤ 直接发电子邮件至本刊投稿邮箱, 邮件题目/增刊投稿+ 第一作者姓名+ 文章名。
  - 5 **版面费标准** 论著、综述 800 元/篇, 短篇报道 300 元/篇。
  - 6 **地址** 北京市海淀区罗庄南里宏嘉丽园 1- 301, 中国医学影像技术编辑部, 邮编: 100088。
  - 7 **电话** 010282050373/4 **传真** 010282050374
  - 8 **投稿邮箱** cjmit@mail.ioa.ac.cn
  - 9 **网址** www.cjmit.com
- 本刊编辑部自即日起接受增刊来稿, 热诚期盼您的关注和支持!