

基于 Nakagami 分布的自适应斑点抑制与边缘增强方法

郭圣文, 罗立民

(东南大学生医系影像科学与技术实验室, 江苏南京 210096)

摘要: 超声图像中的特殊斑点噪声严重影响了图像质量, 针对此问题提出了一种基于 Nakagami 分布的自适应斑点抑制与边缘增强方法. 根据斑点噪声的 Nakagami 分布模型, 设计一个基于斑点局部统计特性的自适应滤波器. 并应用/ 窄条0技术以不同方向与长度的/ 窄条0来近似图像的局部线性特性, 滤波区域采用/ 窄条0代替常用的方形窗口, 其中/ 窄条0的方向由假设检验优化方法确定, / 窄条0长度与斑点的局部统计特性相关. 实验证明, 该方法在抑制斑点噪声、保留与增强图像边缘和细节方面均具有良好的性能.

关键词: 斑点; 超声; Nakagami 分布; 窄条; 方差均值比率; 区域增长

中图分类号: TP391141 **文献标识码:** A **文章编号:** 037222112 (2004) 020166204

An Adaptive Speckle Suppression and Edge Enhancement Method Based on Nakagami Distribution

GUO Shengwen, LUO Limin

(Department of Biomedical Engineering, Southeast University, Nanjing, Jiangsu 210096, China)

Abstract: Ultrasonic images suffer from a special kind of noise called speckle. An adaptive speckle suppression and edge enhancement method based on Nakagami distribution is presented. An adaptive filter is designed by the Nakagami distribution model of speckle. The stick technique what utilizes sticks with different size and various orientations is applied to locally approximate certain linear features of image. The local region is a stick instead of a usual window, the orientation of sticks is decided by hypothesis test optimizing method and the length of sticks is concerned with local statistical feature of speckle. The effectiveness in speckle suppression and edge preservation and enhancement of the proposed filter is demonstrated on ultrasound images of prostate.

Key words: speckle; ultrasonic; Nakagami distribution; stick; local variance to mean ratio; region growing

1 引言

超声图像中存在一种称为斑点的噪声, 它严重影响了图像质量, 增加了医学诊断检查过程中区分图像细节的难度, 同时, 使图像处理如分割与边界检测等变得更加复杂. 这种斑点噪声源于组织或器官的不均匀性. 特别是肝与肾等器官的深层组织过小, 具有一定波长超声波无法分辨时, 斑点噪声更加明显^[1,2], 这种斑点噪声大多是乘性的^[3]. 文[1,4]提出了局部自适应滤波方法, 它主要是根据图像的局部统计特性来进行滤波处理, 能较好地抑制噪声, 但不能有效保留小或微弱的边界.

在医学超声图像中, 异质组织之间边界常常是我们感兴趣的. 大多数边缘检测方法是基于边界为图像中像素点的不连续处的定义, 一般采用微分法实现. 然而, 在超声图像中, 由于在像素强度接近的区域往往出现亮条, 因此常见的微分算子如 Robert、Sobel、Canny 算子均不能有效地检测出边界. 文[5,6]提出了一种/ 窄条(sticks)0边缘检测方法, 以极短的线段来局部近似图像边界, 文[1]在此基础上, 根据斑点噪声统

计模型, 讨论了优化与次优化的线检测方法, 文[7]进一步讨论了/ 窄条0大小与形状对边缘检测的影响, 并通过建立沿/ 窄条0方向的分布函数来改善边缘检测的性能, 在增强组织层之间的线边界方面取得了一定的效果.

在超声成像过程中, 为了减小背向散射信号的动态范围, 对信号进行了对数压缩, 斑点的统计特性因而发生了变化, 目前大多数基于斑点统计特性的滤波方法[1~4], 采用的斑点统计模型并没有考虑到斑点的对数压缩特性. 文[8,9]对斑点的对数压缩特性进行了研究, 根据对数压缩模型来设计滤波器, 对斑点有明显的抑制作用, 但保留边缘与细节的方面的能力较差.

本文提出了一种基于斑点统计特性的自适应斑点抑制与边缘增强方法 (Adaptive Speckle Suppression and Edge Enhancement, ASSEE), 根据图像局部统计特征来设计自适应滤波器, 以不同方向与长度的/ 窄条0代替传统的方形窗口, 作为中心像素的邻域. 其中/ 窄条0长度由斑点的局部统计特性决定, 实验证明, 该方法可以有效地抑制斑点噪声, 增强图像边缘与局部细节.

2 超声斑点的统计特性

斑点噪声主要源于体内组织的不均匀性,此外,如探针的类型(采样频率与量化)、成像部位、组织病变区域的不连续性等也是斑点噪声产生的原因。其特性可用每分辨单元的散射数(称为散射密度, SND)表示。当成像系统的分辨单元中存在大量理想随机分布的散射点(SND > 10),此时脉冲回波信号是服从 Rayleigh 分布的随机变量,其信噪比(SNR)为常数 $11.92^{[10]}$, 概率密度为:

$$p(A) = \frac{A}{R^2} \exp\left(-\frac{A^2}{2R^2}\right) \quad (1)$$

其中, A 为散射闭包的幅度, R^2 为每个散射单元的随机散射信号的方差。

但是,当每个散射单元的随机散射数较少或散射交叉部分不同时,大量相互独立同分布的信号这一条件并不满足,根据中心极限定理推导得到的 Rayleigh 分布律也因此失效。此时,可用 K 分布描述^[11]:

$$p(A) = \frac{2b}{\#(M)} \left(\frac{cA}{2}\right)^{M-1} K_{M-1}(cA) \quad (2)$$

其中 (1)、K(1) 分别为 Gamma 函数与修正 Bessel 函数, c 为尺度因子, M 与散射数相关。

由于 Bessel 函数计算复杂,可用 Nakagami 统计模型来描述斑点特性。Nakagami 分布最早出现在无线通信中,用来描述背向散射信号。最近,证明 Nakagami 分布也可用于描述超声斑点统计特性^[9, 12], 其概率密度函数如下:

$$p(A) = \frac{2m\#A^{2m-1}}{\#(m)8^m} \exp\left(-\frac{mA^2}{8}\right) \quad (3)$$

$$AE0$$

$$mE015$$

其中 m, 8 的定义为:

$$8 = E(A^2) \quad (4)$$

$$m = \frac{(E(A^2))^2}{E(A^2) - A^2} \quad (5)$$

E 表示数学期望。

3 对数压缩图像的统计分析

对数压缩模型可描述为:

$$X = D \ln A + G \quad (6)$$

其中, A、X 分别为输入、输出信号, D 是表示动态范围的压缩参数, G 为线性增益。

设 A 是服从 Nakagami 分布的随机信号,并令 $T = A^2$, 则:

$$P(T) = \frac{P(A)}{|dT/dA|} \quad (7)$$

$$\text{从而有: } P(T) = \frac{m\#}{\#(m)\#} T^{m-1} \exp\left(-\frac{m}{8}T\right) \quad (8)$$

$$\text{设 } Y = d \ln T + g \quad (9)$$

$$\text{则 } p(y) = \frac{1}{\#(m)\#} \frac{1}{V} \exp\left(m \frac{Y-U}{V}\right) \exp\left(-\exp\left(\frac{Y-U}{V}\right)\right) \quad (10)$$

$$\text{其中 } U, V \text{ 的定义如下: } U = g - d \ln\left(\frac{m}{8}\right) \quad V = d \quad (11)$$

$$\text{经推导}^{[9]}, \text{可得 } E(Y) = U + V \frac{\#c(m)}{\#(m)} \quad (12)$$

$$\text{VAR}(Y) = V^2 F(m) \quad (13)$$

其中 $\#c(\#)$ 为 $\#(\#)$ 的导数, F(m) 定义为:

$$F(m) = \frac{1}{m^2} + \frac{1}{(m+1)^2} + \frac{1}{(m+2)^2}, \quad (14)$$

$$\text{因此有: } E(X) = G - \frac{D}{2} \# \ln\left(\frac{m}{8}\right) + \frac{D}{2} \frac{\#c(m)}{\#(m)} \quad (15)$$

$$\text{VAR}(X) = \frac{D^2}{4} F(m) \quad (16)$$

当 m 分别取 0.5, 1, 1.5 时, Nakagami 分布转化为 Gaussian、Rayleigh 与 Rician 分布。因此,用 Nakagami 分布来描述经对数压缩后的斑点统计特性更具通用性。

4 基于/窄条0技术的自适应滤波方法

4.1 /窄条0技术

/窄条0是指具有一定长度、方向各异的线段。可以用/窄条0近似图像的某些特性,特别是组织边界部分,由于得到的超声图像是组织层的截面,因此存在直的或轻微弯曲的线段。组织边界相对于扫描线与凸起形状之间的空间尺度而言,是比较平滑的。

/窄条0技术可以描述为对于每一像素点,判断是否有经过它的线条存在。即在以该点为中心的邻域内,搜索经过它的线条,从而将问题转化成 M-ary 假设试验优化问题。不妨取 N @ N 的正方形区域,此时线条可以看成是一定长度的/窄条0,其尺寸相对于斑点的相关长度足够大,但对于所感兴趣的特性而言又足够小,许多不同位置与方向的小/窄条0构成大尺度的线性特性。

一般用最大概率比函数来解决 M-ary 假设试验优化问题^[13]:

$$+i(x) = \frac{P(x|Hi)}{P(x|Ho)} \quad (17)$$

比率函数为某一特殊假设 $i(H_i)$ 下 x 的概率密度与空假设 (H_0) 下的概率密度之比。对于/窄条0检测问题而言,希望在假设 H_1 到 H_M 之间作出最佳选择,每一个假设对应某一方向的线段存在,空假设 (H_0) 表示没有通过某一像素点的线段。

但如果斑点的统计模型不确定或不准确时,求解概率比函数是不现实的,可用一般概率比函数代替,一般概率比函数为最大条件活动假设概率密度函数与最大空假设概率密度之比。

$$+i(x) = \frac{\max_i P(x|Hi)}{\max_0 P(x|Ho)} \quad (18)$$

其中 $p_i(x|H)$ 与 $p_0(x|H)$ 分别为条件活动与空假设概率密度函数。求一般概率比函数的最大优点是其处理未知参数的能力。

信号模型可描述如下:

$$H_i: x = n + B L_i \quad (19)$$

$$H_0: x = n \quad (20)$$

上式中 n 为高斯随机向量, L_i 为第 i 个方向的/窄条0, B 表示/窄条0的强度,其值大于零。

$$\text{当 } B = \frac{L_1^T E^{-1} x}{L_1^T E^{-1} L_1} \quad (21)$$

时, $+(x)$ 取得极大值^[13]:

$$+(x) = \max_i \frac{(L_1^T E^{-1} x)^2}{2L_1^T E^{-1} L_1} \quad (22)$$

上式可以进一步简化为投影运算. 在每一像素点, 沿/ 窄条0 方向累计各像素的强度, 取其值最大的方向:

$$+(x) = \max_i L_1^T x \quad (23)$$

因此, / 窄条0 技术的实现过程可以描述为, 对每一像素点, 在以该点为中心的邻域内, 搜索经过它的/ 窄条0, 其中投影最大方向的/ 窄条0 可认为是经过它的线条.

4.1.2 滤波器设计

根据式(16), 可设计自适应滤波器. 令

$$f = \frac{D^2/4}{\text{VAR}} \quad (24)$$

其中 D 为估计的动态范围参数, VAR 为邻域内像素方差:

$$\text{VAR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (25)$$

\bar{x} 为邻域内像素均值:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (26)$$

滤波模板定义如下:

$$Y = X + (1 - f)(X - \bar{X}) \quad (27)$$

f 取值范围为 $[0, 1]$, 当其值从 0 变化到 1 时, 平滑作用逐渐增强.

对每一像素点, 其邻域的选择采用/ 窄条0 技术, 取投影最大方向的/ 窄条0 作为平滑邻域. 其中/ 窄条0 的长度由图像局部统计特征决定. 我们采用区域增长过程来搜索/ 窄条0, 在区域增长过程中, 将每一像素点作为种子, 分别沿假设的/ 窄条0 方向搜索, 如果某一像素点的局部统计特征与种子点相近, 则认为它们是同质的, 继续搜索, 直至其局部统计值超出一定范围或/ 窄条0 长度超过给定阈值.

像素 $p(m, n)$ 与 $p(i, j)$ 属于同质区域满足以下条件^[11]:

$$A_{i,j} - B(A_{i,j}) < A_{m,n} F A_{i,j} + B(A_{i,j}) \quad (28)$$

$$\sqrt{(m-i)^2 + (n-j)^2} F D_b \quad (29)$$

其中 $A_{i,j}$, $A_{m,n}$ 分别表示包含 $p(i, j)$ 与 $p(m, n)$ 的区域像素值方差与均值之比, D_b 可用区域内/ 窄条0 像素最大数目表示, 统计相似边界 $B(\#)$ 为 $A_{i,j}$ 的函数:

$$B(A_{i,j}) + a + b e^{-c A_{i,j}} \quad (30)$$

其中 a, b 与 c 依赖于与期望搜索深度, a 为偏移因子, 用于控制抑制噪声与信号的强度, 其值越大, 平滑作用越强, b 是调整统计边界强度的尺度因子, 随着 b 的增大, 在 c 允许的条件下, 平滑能力也随之增强, 参数 c 决定了统计边界的值与锐度, 当 $A_{i,j}$ 较小时 c 的值越小, 平滑作用越强, 随着 c 的增大, 平滑作用呈指数下降, 到达一定的统计阈值后, 平滑强度对 $A_{i,j}$ 的变化不再敏感.

5 实验与比较

应用基于/ 窄条0 技术的自适应斑点滤波方法, 对前列腺超声图像(大小为 $128@128$) 进行处理, 并与文[9]中基于方形窗口邻域的自适应斑点抑制滤波方法(Adaptive Speckle Suppression Filter, ASRF) 进行比较, 两种方法的处理效果如图 1.

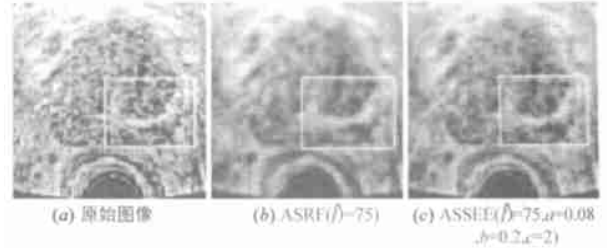


图 1 前列腺超声斑点图像及处理后图像

ASRF 对窗口大小的变化很敏感, 当窗口尺寸大于 7 时, 图像变得很模糊, 实验表明取 $5@5$ 的方形窗口时效果较好, 图 1(b) 的滤波窗口大小为 $5@5$. 自适应斑点抑制与边缘增强方法(ASSEE) 中, 初值 A_0 的选取方法是随机取图像中 40 个不同大小的正方形区域($3@3 \sim 17@17$), 然后取区域内像素方差与均值之比的平均值作为 A_0 的值./ 窄条0 长度上限为 15, 即当其长度超过 15 时, 区域增长过程停止. a, b 的值与图像的局部统计特性(方差与均值比率, A) 相关, 经过多次实验与比较, 图 1(c) 的中, 取 $a = A/25, b = A/10, c = 2, D = 75$.

从图 1(b) 可看出, 虽然 ASRF 对斑点有明显的平滑作用, 但图像边缘与细节也变得很模糊. 而 ASSEE 采用/ 窄条0 来近似图像的局部线性特性, 平滑邻域是长度与方向各异的/ 窄条0, 图 1(c) 表明, 该方法不但能有效地抑制斑点噪声, 而且边缘与细节得以保留, 部分甚至得到增强. 因此, 图像中一些细节与边缘能很清晰地显示出来, 如前列腺中的病变部位, 尤其是矩形区域.

为了更精确地比较两种方法的性能, 取图 1 的 73 行, 画出它们的灰度值分布图, 如图 2 所示.

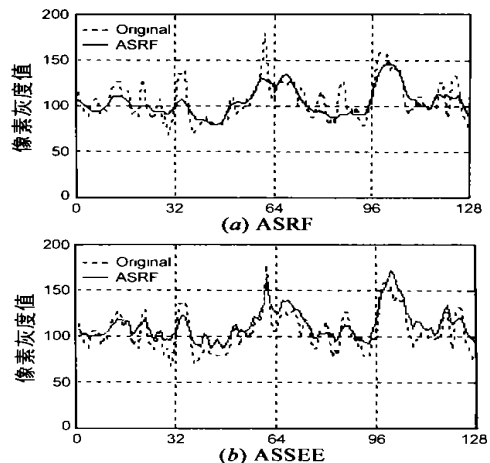


图 2 前列腺超声斑点图像及处理后图像的 73 行, 1:128 列灰度值分布

图 2 表明, ASSEE 对斑点的抑制能力与 ASRF 相近, 但 ASSEE 在保留与增强图像细节方面的能力明显优于 ASRF, 如图 2 中 30~40 列、50~60 列、80~90 列、90~105 列与 115~120 列等处。这些灰度突变部分往往是图像边缘与有用细节, ASSEE 均能较好地保留这些局部细节, 尤其是 90~105 列、115~120 列, 经过 ASSEE 处理后, 这部分得到了增强。

6 结论

本文提出的基于 Nakagami 分布的自适应斑点抑制与边缘增强方法, 根据超声图像的对数压缩特性与 Nakagami 分布特征, 设计斑点噪声平滑滤波器。传统的滤波方法采用的邻域是方形窗口区域, 本方法以长度与方向各异的/窄条0作为平滑邻域。通过/窄条0近似图像的局部线性特性,/窄条0的长度由基于斑点的局部统计特性决定, 从而使滤波过程具有很强的方向性与自适应性, 图像边缘与细节得以保留与加强。与自适应斑点抑制滤波方法相比, 它不但能有效地抑制斑点噪声, 而且在保留边缘和局部细节方面的能力更强。在计算复杂性方面, 对整个图像应用统一窗口尺寸的自适应斑点抑制滤波方法, 其计算速度快, 适于实时处理。而基于/窄条0技术的自适应滤波方法, 由于/窄条0搜索与区域增长过程的时间开销, 因此计算量较大, 不适于实时处理。

参考文献:

- [1] M Karamra, MA Kutay, et al. An adaptive speckle suppression filter for medical ultrasonic imaging[J]. IEEE Trans. Med. Imag. , 1995, 14(2): 283- 292.
- [2] X Hao, S Gao, et al. A novel Multiscale nonlinear thresholding method for ultrasonic speckle suppressing[J]. IEEE Trans. Med. Imag. , 1999, 18(9): 787- 794.
- [3] R N Czerwinski, D L Jones, et al. Ultrasound speckle reduction by directional median filtering[A]. Proc. of IEEE Int. Conf. Image Processing[C]. Washington, DC, 1995. 358- 361.
- [4] T Loupas, W N Medicken, et al. An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images[J]. IEEE Trans. Circuits Syst. , 1989, 36(1): 129- 135.
- [5] R N Czerwinski, D L Jones, et al. An approach to boundary detection in ultrasound imaging[A]. Proc. of IEEE Ultrasonic Symp [C]. Baltimore, MD, 1993. 951- 955.
- [6] R N Czerwinski, D L Jones, et al. Edge detection in ultrasound speckle noise[A]. Proc. of IEEE Int. Conf. Image Processing[C]. Austin, TX,

1994. 304- 308.

- [7] R N Czerwinski, D L Jones, et al. Detection of lines and boundaries in speckle image application to medical ultrasound [J]. IEEE Trans. Med. Imag. , 1999, 18(2): 126- 136.
- [8] Vinayak Dutt, James F. Greenleaf. Adaptive speckle reduction filter for log-compressed Bscan images[J]. IEEE Trans. , Med. Imag. , 1996, 15(6): 802- 813.
- [9] S Ghofrani, M R Jahef Motlagh, et al. An adaptive speckle suppression filter based on Nakagami distribution[A]. Proc. of IEEE Int. Conf. Trends in Communications[C]. Bratislava, Slovakia, 2001. 84- 87.
- [10] K Z AbdElmoniem, Y M Kadah, et al. Real time adaptive ultrasound reduction and coherence enhancement [A]. Proc. of the IEEE Int. Conf. on Image Processing[C]. Vancouver, BC, Canada, 2000. 172- 175.
- [11] P M Shankar, J M Reid, et al. Use of non-Rayleigh statistics for the identification of tumors in ultrasonic Bscan of breast[J]. IEEE Trans. , Med. Imag. , 1993, 12(4): 687- 692.
- [12] P M Shankar. A general statistical model for ultrasonic back scattering from tissues [J]. IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelect, Freq. , Cont. , 2000, 47(3): 727- 736.
- [13] R N Czerwinski, D L Jones, et al. Line and boundary detection in speckle images [J]. IEEE Trans. Med. Imag. , 1998, 7(12): 1700- 1714.

作者简介:



郭圣文 男, 1971 年出生于湖北大冶, 东南大学生物医学工程系博士生, 研究方向为: 医学图像处理、人工神经网络与模式识别, 发表学术论文 10 余篇。



罗立民 男, 1956 年出生于江西九江, 1986 年获法国雷恩大学信息处理专业博士学位, 现为东南大学博士生导师, 法国国家健康与医学研究院客座教授, 中国电子学会生物医学电子学会副主任委员, IEEE 高级会员, 国际核心刊物 IEEE 生物医学工程杂志(EMB)编委等, 长期从事医学图像处理和生物医学工程研究, 在国内核心期刊物发表论文 70 余篇, 主持科研开发 20 多项。