

doi: 10.13241/j.cnki.pmb.2014.32.002

· 基础研究 ·

基于改进 C-V 模型的超声心动图像轮廓的提取方法*

杨渝舟 严 洪[△] 仲崇发 姚宇华 宋晋忠

(中国航天员科研训练中心 北京 100094)

摘要 目的:通过超声图像预处理和对图像分割方法的改进,完成超声心动图中心腔轮廓的提取。**方法:**首先,运用基于斑点指数的滤波方法对超声图像进行去噪。其次,对超声图像进行分段非线性灰度变换,提高图像对比度。最后,利用改进的基于 C-V 模型的水平集算法对超声图像进行分割,得到精确的初始轮廓。**结果:**①基于斑点指数的图像滤波方法可以在不丢失细节的情况下对超声图像进行噪声滤除。②分段非线性灰度变换可以有效提高超声图像的对比度。③改进的 C-V 模型可以成功的对含有斑点噪声的超声图像进行分割。**结论:**本文的超声图像预处理方法和分割算法可以有效提取心腔轮廓,降低斑点噪声对图像分割结果的影响。

关键词:灰度变换;斑点指数;超声图像滤波;超声图像分割;C-V 模型

中图分类号:R318;R445.1 文献标识码:B 文章编号:1673-6273(2014)32-6205-05

Extraction Method of Contour in Echocardiographic Images Based on Improved C-V Model*

YANG Yu-zhou, YAN Hong[△], ZHONG Chong-fa, YAO Yu-hua, SONG Jin-zhong

(China Astronaut Research and Training Center, Beijing, 100094, China)

ABSTRACT Objective: To extract the contour in Echocardiographic images by preprocessing ultrasound image and improving image segmentation method. **Methods:** First, a filter based on speckle index is used to suppress speckle noise in ultrasound image. Then, piecewise non-linear gray-scale transformation is used to improve image contrast. At last, the level set method based on improved C-V model is used to segment ultrasound image. **Results:** ① The filter based on speckle index can eliminate noise in ultrasound image without the loss of detail. ② The piecewise non-linear gray-scale transformation can improve the image contrast effectively. ③ Ultrasound images can be segmented successfully by using improved C-V mode. **Conclusion:** The preprocessing and segmentation methods can extract the contour in Echocardiographic images effectively and reduce the influence of speckle noise on the ultrasound image segmentation results.

Key words: Gray-scale transformation; Speckle index; Ultrasound image filter; Ultrasound image segmentation; C-V model

Chinese Library Classification(CLC): R318; R445.1 **Document code:** B

Article ID: 1673-6273(2014)32-6205-05

前言

超声成像技术在医学诊断领域获得了广泛应用,相对其他成像技术,超声具有无创性、无禁忌、实时成像和成本低廉等特点。超声在人体组织内传播是一种很复杂的过程,其间发生反射,透射,衍射,散射以及折射^[1],它们相互叠加,相互作用,使得超声图像的质量较差。典型的超声医学图像具有较大的噪声和斑点(Speckle),较低的动态范围,相当宽度的模糊边界区域以及表面不平及取向引起的人造边界。特别是超声图像所特有的 Speckle 噪声,使得在超声图像内部几乎处处存在灰度梯度(边缘)。因而,对它的边缘进行提取要比电子计算机断层扫描与核磁共振图像困难得多。

以曲线演化理论和水平集方法为基础的活动轮廓模型称为几何活动轮廓模型,比较常用的水平集模型主要有测地线活

动轮廓模型和 Chan- Vese(C-V)模型,基于这两种模型以及模型的改进算法已非常广泛的应用于超声图像分割中。C-V 模型由于其不需要初始轮廓和利用全局信息分割图像的特点,能更有效的分割超声图像。但由于超声图像的质量较差,运用经典的 C-V 模型直接对原始超声图像进行分割并不能达到理想效果。

本文针对超声图像自身的特点,首先使用基于斑点指数 C 的滤波方法^[2]对超声图像进行去噪。其次,提出分段非线性变换的方法来提高超声图像的对比度。最后,针对基于 C-V 模型的水平集算法提出改进,并用改进的 C-V 模型进行图像分割。

1 材料与方法

1.1 数据来源

本研究采用 GE vivid E9 彩色多普勒超声诊断系统采集

* 基金项目:航天医学基础与应用国家重点实验室资助项目(SMFA13B03,SMFA12B09);中国航天医学工程预先研究项目(2012SY54B0601)

作者简介:杨渝舟(1989-),男,硕士研究生,主要研究方向:生物医学信息处理、生物医学图像处理, E-mail: dove_yyz@126.com

△ 通讯作者:严洪, E-mail: hholden@sina.com

(收稿日期:2014-03-24 接受日期:2014-04-19)

10 位成年健康受试者 10s 的心尖四腔超声心动图共计 4600 幅图像。采集帧频 46 Hz, 图像大小 434×636。本文主要针对左心室进行心腔分割, 故在原图上截取左心室部分进行处理, 图像为 170×120。

1.2 基于斑点指数 C 的滤波算法

滤波的主要目的是将超声图像中的 Speckle 噪声滤除, 文献^[3,4]指出, 超声图像中的原始 Speckle 信号具有瑞利(Rayleigh)分布特征, 为乘性噪声。文献^[4,5]使用自适应加权中值滤波来抑制噪声, 文献^[2]提出基于斑点指数 C 的滤波方法, 运用 C 将超声图像划分为均匀邻域, 斑点邻域和边缘邻域三个区域, 针对不同区域, 运用不同滤波方法进行滤波。本文在比较几种滤波算法后, 最终使用基于斑点指数 C 的滤波方法来抑制 Speckle 噪声。

1.2.1 斑点指数 对于超声图像的邻域来说, 斑点指数定义为

$$C_{ij} = \frac{\sigma_{ij}^2}{\mu_{ij}} \quad (1)$$

其中, μ_{ij} 和 σ_{ij}^2 分别为 $(2k+1) \times (2k+1)$ 大小的方形窗口中所有像素的均值和方差, 其表达式为

$$\mu_{ij} = \frac{1}{(2k+1) \times (2k+1)} \sum_{t=-k}^{t=k} \sum_{r=-k}^{r=k} (S_{i+j-t, i+j-r}) \quad (2)$$

$$\sigma_{ij}^2 = \left(\frac{1}{(2k+1) \times (2k+1)} \right) \sum_{t=-k}^{t=k} \sum_{r=-k}^{r=k} (S_{i+j-t, i+j-r} - \mu_{ij})^2 \quad (3)$$

其中 $S_{i+j-t, i+j-r}$ 为点 $(i-t, j-r)$ 的像素值。对于图像中的 (i, j) 点, 当 k 取 1 时, 邻域大小为 3×3 , 保持 (i, j) 点为中心像素不变, 增加 k , 按照公式(1)、(2)、(3)计算即看得到以 (i, j) 点为中心像素点的不同邻域大小的斑点指数。

这里将既不包含斑点也不包含边缘的邻域称为均匀邻域, 包含斑点噪声的邻域称为斑点邻域, 包含边缘的邻域称为边缘邻域。斑点指数实际上是一定邻域范围内像素值的方差和均值的比。针对本文使用的超声心动图数据, 根据文献^[2]中的方法计算斑点指数, 结果为均匀邻域的斑点指数范围是(0,3), 斑点邻域的斑点指数范围是 (7,13), 边缘邻域的斑点指数范围是 (20,60)。

1.2.2 去斑算法步骤 实验发现 11×11 大小邻域的斑点指数具有较好的区域代表性。将 11×11 大小的区域作为邻域窗口遍历整个超声图像, 计算每个区域的斑点指数 C。确定 C_1 (均匀区域斑点指数的上限值)、 C_2 (斑点区域斑点指数的上限值) 两个阈值, 根据每个区域的斑点指数 C 与 C_1, C_2 的大小关系判断该区域的类型。

如果 $C < C_1$, 则该区域为均匀区域, 对该区域进行均值滤波。

如果 $C_1 < C < C_2$, 则该区域为斑点区域, 取 3×3 大小的窗口在该斑点区域滑动, 计算每个窗口中的 C 值。如果 $C < C_1$, 该窗口包含的是均匀区域, 进行均值滤波。如果 $C_1 < C < C_2$, 该窗口包含斑点, 用该窗口中的中值来代替当前像素点。

如果 $C > C_2$, 则该区域为边缘区域, 同样取 3×3 大小的窗口在该边缘区域滑动, 计算每个窗口中的 C 值。如果 $C < C_1$, 该窗口包含的是均匀区域, 进行均值滤波。如果 $C_1 < C < C_2$, 该窗口包含斑点, 用该窗口中的中值来代替当前像素点。如果 $C > C_2$, 该窗口包含边缘, 不做任何处理。

1.3 分段非线性灰度变换

本文综合分段线性变换(三段线性变换)和非线性灰度变换^[6], 运用指数函数作为扩展函数, 对数函数作为压缩函数, 选择 C_1' (滤波后目标区域像素的平均值)、 C_2' (滤波后背景区域像素的平均值)两个阈值来作为分段变换的分界点, 提出了分段非线性灰度变换, 计算表达式如下:

$$g(x, y) = \begin{cases} b[d f(x, y) - a] + 1 & 0 \leq f(x, y) < C_1' \\ f(x, y) & C_1' \leq f(x, y) \leq C_2' \\ d \ln[f(x, y) + 1] & C_2' < f(x, y) \leq 255 \end{cases} \quad (4)$$

其中 a, b, c, d 是为了调整曲线的位置和形状而引入的参数。

1.4 改进的 C-V 模型水平集算法

1.4.1 水平集方法 设二维闭合曲线 $C(s, t) = (x(s, t), y(s, t))$, s 为任意参数化变量, t 为时间。曲线演化的表达式为^[7,8]:

$$\frac{\partial C(s, t)}{\partial t} = F \mathbf{N} \quad (5)$$

其中 F 是控制曲线移动的速度函数。 $\mathbf{N}$ 是曲线的单位内向量。

目前, 解决曲线演化的主要途径是水平集方法^[8], 它是将平面闭合曲线 C 隐含的表达式为与连续函数 $\phi(x, y)$ 具有相同函数值的点集, 这些点集称为水平集。通常将 $\phi(x, y) = 0$ 的集合称为关于 C 的水平集函数。水平集函数是由初始闭合曲线 C_0 生成的符号距离函数(signed distance function), 记为 SDF ^[9]。如果点 (x, y) 位于闭合曲线内部, 取正值。如果位于闭合曲线外部, 取负值。这样单位内向量可表示为 $\mathbf{N} = -\nabla \phi / |\nabla \phi|$, 其中 ∇ 是梯度运算符。那么曲线演化方程(5)变为

$$\frac{\partial C(s, t)}{\partial t} = F |\nabla \phi| \quad (6)$$

以水平集函数所表达的曲线演化的最大特点就是, 即使隐含在 $\phi(x, y)$ 中的水平集 C 发生了拓扑变化(合并或分裂), $\phi(x, y)$ 仍保持为有效函数。

1.4.2 C-V 模型 图像分割的目的是将图像中灰度同质的区域分离出来, 并通过各个同质区域的边界来表达, 通常基于水平集的活动轮廓模型分割图像的方法是依赖于目标的边缘信息, 难于综合图像区域的全局信息。Chan 和 Vese 于 2001 年在 Mumford-Shah 模型^[10]的基础上提出了 C-V 模型^[9], 该模型用水平集函数的零水平集来表示模型的轮廓曲线 C , 并定义如下泛函:

$$F(c_1, c_2, C) = \mu L(C) + \nu S(C) + \lambda_1 \int_{\text{inside}(C)} |I(x, y) - c_1|^2 dx dy + \lambda_2 \int_{\text{outside}(C)} |I(x, y) - c_2|^2 dx dy \quad (7)$$

其中, $L(C)$ 和 $S(C)$ 分别是闭合曲线 C 的周长和其所包含区域的面积。 $\mu, \nu \geq 0, \lambda_1, \lambda_2 > 0$ 是修正参数。当且仅当闭合曲线 C 位于两个同质区域的边界, $F(C)$ 达到最小值。

设 ϕ_0 是根据初始轮廓曲线 C_0 构造的水平集函数, 并设 ϕ 为内正外负的 SDF , Chan 和 Vese 以欧拉-拉格朗日方法推出了满足公式(7)并以水平集函数 ϕ 表达的偏微分方程:

$$\begin{cases} c_1(\phi) = \frac{\int_{\Omega} I(x, y) H(\phi) dx dy}{\int_{\Omega} H(\phi) dx dy}, c_2(\phi) = \frac{\int_{\Omega} I(x, y) (1 - H(\phi)) dx dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi)) dx dy} \\ \frac{\partial \phi}{\partial \tau} = \partial(\phi) \left[\mu \nabla \cdot \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} - \nu - \lambda_1 (I(x, y) - c_1)^2 + \lambda_2 (I(x, y) - c_2)^2 \right] \end{cases}$$

$$\phi(0, x, y) = \phi_0(x, y)$$

其中, $H(z)$ 的表达式为

$$H(z) = \left(1 + \frac{2}{\pi} \arctan\left(\frac{z}{\varepsilon}\right)\right) \quad (9)$$

而 $\delta(x)$ 是 $H(x)$ 的导数, 被广泛应用于水平集算法中^[10,11,12], 其表达式为

$$\delta(x) = \frac{\varepsilon}{\pi(\varepsilon^2 + x^2)} \quad (10)$$

1.4.3 改进 C-V 模型 从公式(8)中可以看出, 偏微分方程所涉及到的图像函数的定义域是全图数据。故 C-V 模型无需初始轮廓, 而且曲线演化也不依赖于图像的边缘信息。但是, 实验表明函数 $\delta(\phi)$ 狭窄的定义范围^[13], 限制了该方法检测图像边缘的全局性。如图 1 所示, 当 $\phi(x, y)$ 趋近于零时, $\delta(\phi)$ 趋近于一, 而当 $\phi(x, y)$ 为其他值时, $\delta(\phi)$ 为一趋近于零的正值。函数 $\delta(\phi)$ 的这一性质导致 C-V 模型在分割超声图像目标区域的同时, 也将区域内的斑点噪声分割出来了。针对这种情况, 本文用二次函数

$$q(\phi) = a\phi^2 + 1 \text{ 来代替函数 } \delta(\phi)^{[14]}。$$

C-V 模型的另一个问题在于 ϕ 每次更新后, 需要重新初始化 SDF, 以保持计算稳定性。但是 C-V 模型的重初始化不仅会导致零水平集发生移动, 而且还带来了较大的计算量, 严重影响了分割的实时性。针对此情况, 本文运用符号惩罚函数来避免符号距离函数重新初始化。经过比较文献^[12,15,16]的符号惩罚函数, 本文选择文献^[16]中的符号惩罚函数, 其表达式为:

$$d_\phi(|\nabla \phi|) = \begin{cases} \frac{\sin(2\pi|\nabla \phi|)}{2\pi|\nabla \phi|}, & \text{if } |\nabla \phi| \leq 1 \\ 1 - \frac{1}{|\nabla \phi|}, & \text{if } |\nabla \phi| \geq 1 \end{cases} \quad (11)$$

经过以上两步改进, C-V 模型公式(8)中的偏微分方程变为:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \mu \operatorname{div}(d_\phi(|\nabla \phi|) \nabla \phi) + q(\phi) \left[\mu \nabla \cdot \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} - v - \lambda_1 (f(x, y) - c)^2 + \lambda_2 (f(x, y) - c)^2 \right] \quad (12)$$

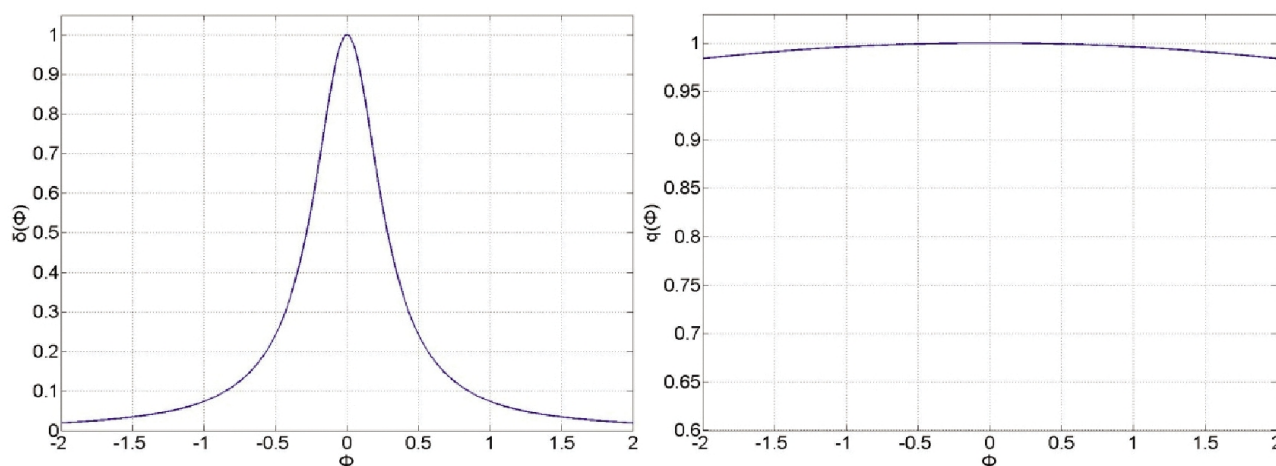


图 1 函数曲线图

(a)公式(10)中的 Dirac 函数 $\delta(\phi)$; (b)二次函数 $q(\phi)$

Fig. 1 Function graph

(a) the Dirac function $\delta(\phi)$ in formula(10), (b) the quadratic function $q(\phi)$

1.5 超声图像处理流程

本文的数据分析流程如图 2 所示, 首先运用基于斑点指数 C 的滤波方法对超声图像进行去噪。其次对超声图像进行分段

非线性灰度变换, 增强图像对比度。最后利用改进的基于 C-V 模型的水平集算法对超声图像进行分割。

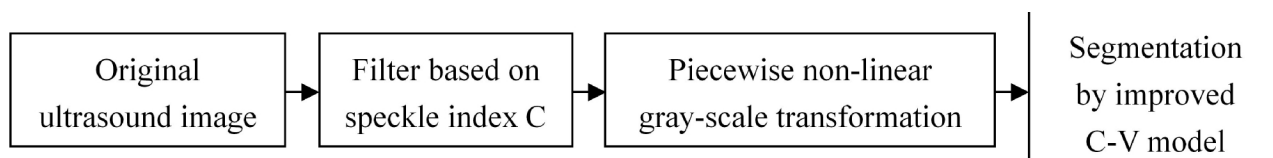


图 2 数据分析流程

Fig. 2 Flow chart of data analysis

2 结果

我们使用了上述方法和流程对超声心动图进行了图像预

处理和左心室轮廓分割, 本文选取了其中的一幅图像为例来说明算法的效果。所得实验结果如图 3 所示, 各图像的意义见图中说明。

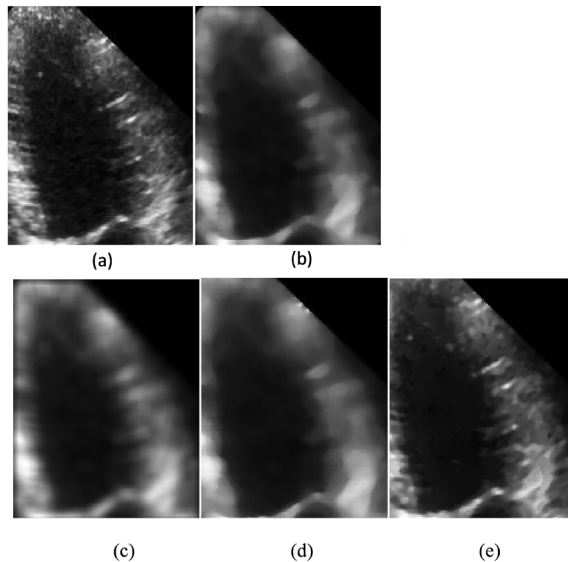


图3 超声图像4种滤波方法实验结果

(a)原始超声图像;(b)均值滤波结果;(c)中值滤波结果;(d)自适应加权中值滤波结果;(e)基于斑点指数C滤波结果

Fig. 3 Results of four filtering method

(a)Original ultrasound image, (b)Result of mean filter,(c) Result of median filter,(d)Result of adaptive weighted median filter,(e) Filtered result based on speckle index C

2.1 图像滤波结果

图3为超声图像分别运用均值滤波、中值滤波、自适应加权中值滤波以及斑点指数滤波方法进行滤波的结果图,可以看出斑点指数滤波方法不仅可以去除斑点噪声,还能更有效地保留图像的细节信息。

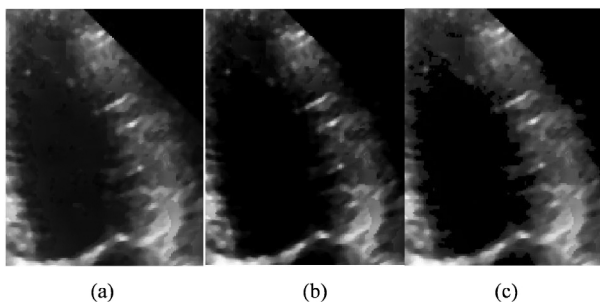


图4 超声图像图像增强实验结果

(a)基于斑点指数C滤波后的图像;(b)分段线性变换后的图像(a);
(c)分段非线性灰度变换后的图像(a)

Fig. 4 Results of ultrasound image enhancement

(a) Filtered result based on speckle index C,(b)Result of (a) after piecewise linear gray-scale transformation,(c) Result of (a) after piecewise non-linear gray-scale transformation

2.2 图像增强结果

图4为超声心动图经过滤波后运用公式(4)进行图像增强的结果图,其中 $a=0, b=2, c=1/30, d=46$ 。可以看出分段非线性灰度变换不仅可以提高图像对比度,还能更有效的保留图像的边缘特性,区分目标真实边缘。

2.3 图像分割结果

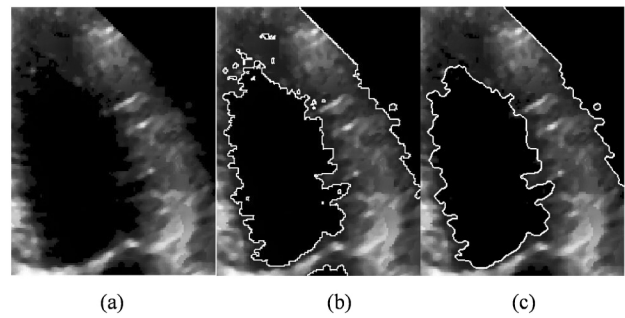


图5 超声图像分割结果

(a) 分段非线性灰度变换图像;(b)C-V 模型分割结果;
(c)改进 C-V 模型分割结果

Fig. 5 Segmentation result of ultrasound image

(a) Result of piecewise non-linear gray-scale transformation, (b)Segmentation result of (a) using C-V model,(c) Segmentation result of (a) using improved C-V model

图5为运用C-V模型和改进C-V模型分割分段非线性灰度变换图的实验结果图。公式(7)中的 $v=\mu=0, \lambda_1=1, \lambda_2=0.7$ 。可以看出尽管在滤波和图像增强后,超声图像中依然存在孤立的噪声点,但是本文分割方法可以有效避免噪声点对分割结果的影响。

3 讨论

3.1 滤波算法比较及评价

3.1.1 滤波算法评价指标 为了从客观上去评价滤波算法去除斑点噪声的性能,本文运用以下三个指标对滤波算法进行评价:

(1)相关系数 ρ

相关系数的表达式为:

$$\rho = \frac{\sum (g - \bar{g})(f - \bar{f})}{\sqrt{\sum (g - \bar{g})^2 \sum (f - \bar{f})^2}} \quad (13)$$

其中 $\bar{f}, \bar{g}$ 分别代表原始图像和滤波图像的均值,相关系数 ρ 表征的是原图像和滤波图像的相似性测度,范围为 $[-1, 1]$ 。 ρ 的绝对值越接近于1,滤波效果越理想^[17]。

(2)质量指标 Q

文献^[17]提出了一种通用的质量评价指标,结合相关性、亮度和对比度三方面的失真来评价图像,其表达式为:

$$Q = \frac{\sigma_{gf}}{\sigma_f \sigma_g} \cdot \frac{2\bar{f} \cdot \bar{g}}{(\bar{f})^2 + (\bar{g})^2} \cdot 2 \frac{\sigma_f \sigma_g}{\sigma_f + \sigma_g} \quad (14)$$

该方法是将图像分成不重叠的 $n \times n$ 的区域,计算每个区域的Q值,最后将所有区域的Q值平均,得到的值作为整幅图像的Q值,本文设定 $n=8$ 。其中 $\bar{f}, \bar{g}$ 分别代表原始图像和滤波图像的均值, σ_f 和 σ_g 为两者标准差, σ_{gf} 为两图像对应区域的协方差。理想的滤波方法的Q应该接近于1^[18]。

(3)边缘保持系数 β

滤波的最终目的是能更好的帮助分割算法将目标区域分割出来,所以在滤波过程中应当尽可能的保持边缘信息。边缘保持系数主要衡量滤波算法对边缘的保持能力:

$$\beta = \frac{\Gamma(\Delta f - \Delta \bar{f}, \Delta g - \Delta \bar{g})}{\sqrt{\Gamma(\Delta f - \Delta \bar{f}, \Delta f - \Delta \bar{f}) \cdot \Gamma(\Delta g - \Delta \bar{g}, \Delta g - \Delta \bar{g})}} \quad (15)$$

$$\Gamma(S_1, S_2) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N S_1(i, j) S_2(i, j) \quad (16)$$

表 1 四种滤波方法的评价指标

Table 1 Evaluation index of four filtering methods

Methods	ρ	Q	β	t [▲]
mF [▲]	0.9623	0.1705	0.057	0.0465
MF [▲]	0.9661	0.3887	0.2988	0.7256
AWMF [▲]	0.9695	0.5701	0.4257	42.4186
CF [▲]	0.9745	0.6412	0.3938	17.2117

Note: ▲mF—Mean filter (均值滤波), MF—Median filter (中值滤波), AWMF—Adaptive weighted median filter (自适应加权中值滤波), CF—Filter based on speckle index C(基于斑点指数 C 的滤波方法), t—Time.

其中 Δf 和 Δg 是 f 和 g 通过 3×3 标准 Laplacian 算子的高通滤波结果,理想的边缘保持系数应该接近于 $1^{[7]}$ 。

3.1.2 滤波算法比较分析 由图 3 可以看出,斑点指数滤波算法不仅可以有效地去除斑点噪声,相对于其他算法还能更有效地保留了边缘特性。从表 1 可以看出,斑点指数算法在指标 ρ 和 Q 上都高于其他算法,虽然自适应加权中值滤波的评价指标 β 略高于本文算法,但其较大的计算量导致了滤波时间的增加。基于斑点指数的滤波算法是利用斑点指数对超声图像进行区域分类,针对不同区域运用不同的滤波算法进行噪声滤除。其本质是基于图像局部信息的噪声滤除。这一特点非常适合图像质量较差的超声图像,因为它既可以克服均值滤波过度平滑的缺点,又避免了中值滤波丢失细节信息的问题,同时计算量远远小于自适应加权中值滤波。

3.2 分段非线性灰度变换

指数变换是将图像的低灰度区进行压缩而对高灰度区进行扩展。换言之,指数变换就是将阈值 $C1'$ 以下较暗的像素区变得更暗,较亮的像素区变的更亮,故将指数变换作为扩展区间的变换函数。对数变换与指数变换相反,将图像的低灰度区进行扩展而对高灰度区进行压缩,也就是将阈值 $C2'$ 以上的暗像素区变亮,亮像素区变暗。故将对数变换作为压缩区间的变换函数。如图 4,与经典的分段线性灰度变换相比,本文方法在分段点附近灰度值变化平缓,故在提高图像对比度的同时,能更好的保留目标真实的边缘信息。

3.3 分割算法比较

如图 5(a)所示,虽然超声图像经过滤波和增强,已经滤除了大量的斑点噪声,但是超声图像内仍然存在着若干孤立的噪声点。这些噪声点对传统的 C-V 模型分割造成较大影响。而本文的改进 C-V 模型在分割过程中受噪声点影响较小。

由图 5(b)中可以看出,C-V 模型在分割心腔的同时,将周围的噪声点和空洞也一起分割出来了,而本文算法由于将函数 $\delta(\phi)$ 改为 $q(\phi)$ 。针对于所有的 ϕ 值, $q(\phi)$ 的值都近似于 1。这一性质导致目标区域和周围的噪声点的 SDF 具有相同的符号,这样,在分割过程中噪声点就不会被检测出来了。此外,由于本文分割算法增加了符号惩罚函数 $d_p(|\nabla \phi|)$,避免了 C-V 模型在

迭代过程中的重新初始化问题,提高了分割的速度。

综上所述,基于斑点指数的图像滤波方法在不丢失细节的情况下可以有效的对超声图像进行滤波,使得滤波后的图像依然保留了大量的细节信息。分段非线性灰度变换有效地提高图像对比度,将目标边缘区分出来。改进的 C-V 模型在一定程度上消除了斑点噪声对分割结果的影响。本文方法可以有效降低斑点噪声对于超声图像分割结果的影响。

参考文献(References)

- [1] 陆惠玲,周涛. 超声图像的特性研究进展 [J]. 临床合理用药, 2012, 2 (5): 146-149
Lu Hui-ling, Zhou Tao. Research of Medical Ultrasonic Image Character[J]. Clinical Rational Drug Use, 2012, 2 (5): 146-149
- [2] 韩寒,冯乃章. 超声图像去噪方法 [J]. 计算机工程与应用, 2011, 47 (26): 193-195
Han Han, Feng Nai-zhang. New method for ultrasound image denoising[J]. Computer Engineering and Applications, 2011, 47 (26): 193-195
- [3] Asernaut H, April G. Properties of speckle integrated with a finite aperture and logarithmic transform [J]. Opt Soc Am, 1976, 66: 1160-1163
- [4] Loupas T, Mcdicken W N, Allan P L. An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems, 1989, 36(1): 129-135
- [5] 何爱军,汪天富,郑昌琼,等. 基于活动轮廓模型的超声图像轮廓的自动检测[J]. 生物医学工程学杂志, 2001, 18(2): 169-172
He Ai-jun, Wang Tian-fu, Zheng Chang-qiong, et al. Auto-detection of Contour in Echocardiographic Images Based on Active Contour Model [J]. Anat Res, 2001, 18(2): 169-172
- [6] 蓝章礼,李益才,李艾星,等. 数字图像处理与图像通信[M]. 北京. 清华大学出版社, 2009: 87-88
Lan Zhang-li, Li Yi-cai, Li Ai-xing, et al. Digital Image Processing and Image Communication [M]. Beijing. Tsinghua University Press, 2009: 87-88
- [7] Osher S, Sethian J A. Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulation [J]. Journal of Computational Physics, 1988, 79(1): 12-49
- [8] Sethian J A. Level Set Methods and Fast Marching Methods: Evolving Inter Faces in Computational Geometry [M]. Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science. Longdon: Cambridge University Press, 1999
- [9] Chan F T, Vese L. Active contours without edges [C]. IEEE Trans Image Processing, 2001, 10(2): 266-277
- [10] Mumford D, Shah J. Optimal approximation by piece-wise smooth functions and associated variational problems [J]. Communication on Pure and Applied Mathematics, 1989, 42(5): 577-685
- [11] Xie X. Active Contouring Based on Gradient Vector Interaction and Constrained Level Set Diffusion [C]. IEEE Trans. Image Processing, 2010, 19(1): 154-164
- [12] Zhang K, Song H, and Zhang L. Active contours driven by local image fitting energy[J]. Pattern recognition, 2010, 43(4): 1199-1206
- [13] 李俊,杨新,施鹏飞. 基于 Mumford-Shah 模型的快速水平集图像分割方法[J]. 计算机学报, 2002, 25(11): 1176-1183

(下转第 6215 页)

- [J]. 现代生物医学进展, 2013, 13(18): 3521-3524
- Liu Zhong-wen, Li Gang, Pan Yong, et al. The clinical value of ureteral stent in department of urology [J]. Progress in Modern Biomedicine, 2013, 13(18): 3521-3524
- [10] Kotsar A, Isotalo T, Mikkonen J, et al. A new biodegradable braided self-expandable PLGA prostatic stent: an experimental study in the rabbit [J]. Journal of Endourology, 2008, 22(5): 1065-1069
- [11] Vaajanen ANU, Nuutinen J-P, Isotalo T, et al. Expansion and Fixation Properties of a New Braided Biodegradable Urethral Stent: An Experimental Study in the Rabbit [J]. The Journal of urology, 2003, 169(3): 1171-1174
- [12] Itoi T, Kasuya K, Abe Y, et al. Endoscopic placement of a new short-term biodegradable pancreatic and biliary stent in an animal model: a preliminary feasibility study (with videos) [J]. Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences, 2011, 18(3): 463-467
- [13] 庄瑜, 刘俊, 肖明第. 可降解冠状动脉支架的研究进展 [J]. 现代生物医学进展, 2009, 9(15): 2950-2953
- Zhuang Yu, Liu Jun, Xiao Ming-di. The progression of biodegradable coronary artery stent [J]. Progress in Modern Biomedicine, 2009, 9 (15): 2950-2953
- [14] Yaszemski MJ, Payne RG, Hayes WC, et al. In vitro degradation of a poly(propylene fumarate)-based composite material [J]. Biomaterials, 1996, 17(22): 2127-2130
- [15] Chepurov AK, Krivoborodov GG, Zubarev AV, et al. Biodegradable ureteral stents in treating patients with infravesical obstruction [J]. Urologiia (Moscow, Russia: 1999), 2003, May-Jun(3): 44-50
- [16] Liu Hong-ze, Qi Min, Zhu Xing-hua, et al. Investigation of In-vitro degradation properties of poly (lactide-co-glycolide) blended and gradient films [J]. Journal of Functional Materials, 2011, 42(1): 43-46
- [17] Laaksovirta S, Valimaa T, Talja M, et al. Expansion characteristics and biodegradation of SR-PLGA 80/20 prostatic stent [J]. European urology, 2000, 37(Suppl. 2): 55
- [18] Xu Xiao-yi, Liu Tong-jun, Zhang Kai, et al. Biodegradation of poly (l-lactide-co-glycolide) tube stents in bile [J]. Polymer Degradation and Stability, 2008, 93(4): 811-817
- [19] Talja M, Multanen M, Valimaa T, et al. Bioabsorbable SR-PLGA horn stent after percutaneous pelvoureteral junction dissection [J]. Journal of Endourology, 2000, 14(Suppl. 1): 27
- [20] Chui Ping O, Say Chye Joachim L, Siew Hong Elyna W, et al. Effect of isothermal annealing on the hydrolytic degradation rate of poly (lactide-co-glycolide) (PLGA) [J]. Biomaterials, 2005, 26 (16): 2827-2833
- [21] 孙皎, 何伟. 聚乙交酯丙交酯体内外生物降解性能的相关研究 [J]. 生物医学工程学杂志, 2004, 21(5): 717-720
- Sun Jiao, He Wei. Study on relationship of biodegradable properties of PGLA film in vivo and in vitro [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2004, 21(5): 717-720
- [22] Xu Xiao-yi, Liu Tong-jun, Liu Shao-hui, et al. Feasibility of biodegradable PLGA common bile duct stents: an in vitro and in vivo study [J]. Journal of materials science Materials in medicine, 2009, 20 (5): 1167-1173
- [23] Hietala EM, Salminen US, Stahls A, et al. Biodegradation of the copolymeric polylactide stent-Long-term follow-up in a rabbit aorta model [J]. Journal of Vascular Research, 2001, 38(4): 361-369
- [24] 王晓庆, 张龙, 侯宇川, 等. 电纺丝法 PLGA 可降解输尿管支架的制备及体外降解研究[J]. 中国医科大学学报, 2011, 40(9): 784-786, 815
- Wang Xiao-qing, Zhang Long, Hou Yu-chuan, et al. The fabrication and properties of co-polymer poly (lactic-co-glycolic acid) Ureteral stent by electrospinning [J]. Journal of China Medical University, 2011, 40(9): 784-786, 815
- [25] 张凯. 胆道内可降解支架的体内及体外的实验性研究 [D]. 吉林: 吉林大学, 2004: 27-30
- Zhang Kai. Experimental study in vivo and in vitro of degradable stent in common bile duct [D]. Jilin: Jilin University, 2004: 27-30
- [26] 田虹, 樊瑜波. 聚丙交酯-乙交酯降解研究进展 [J]. 现代生物医学进展, 2011, 11(1): 169-171
- Tian Hong, Fan Yu-bo. Advancement of degradation of poly (lactide-co-glycolic acid)[J]. Progress in Modern Biomedicine, 2011, 11(1): 169-171
- [27] 侯静文. 聚酯基高分子的合成、表征及用作药物载体的研究 [D]. 上海: 上海交通大学, 2011: 11-12
- [28] Yang, J. Synthesis and evaluation of poly (diol citrate) biodegradable elastomers[J]. Biomaterials, 2006, 27(9): 1889-1889
- [29] Kim HI, I. K., Lee S, et al. Tissue response to poly (L-lactic acid) -based blend with phospholipid polymer for biodegradable cardiovascular stents [J]. Biomaterials, 2011, 32 (9): 2241-2247

(上接第 6209 页)

- Li Jun, Yang Xin, Shi Peng-fei. A Fast Level Set Approach to Image Segmentation Based on Mumford-Shah Model[J]. Chinese Computers, 2002, 25(1):1176-1183
- [14] Yang Y Z, Yan H, Yao Y H, et al. A Novel Level Set Method for Ultrasonic Cardiogram Segmentation Based On Chan-Vese Model[C]. ICACSEI2013, Beijing, Atlantis Press, 2013:343-346
- [15] Li C, Xu C, Gui C, et al. Level set evolution without re-initialization: A new variational formulation, in Proc [J]. IEEE Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit, 2005, 1:430-436
- [16] Li C, Xu C, Gui C, et al. Distance regularized level set evolution and its application to image segmentation [J]. IEE Transaction On Image Processing, 19:3243-3254
- [17] 侯建华, 熊承义, 何翔, 等. 基于小波统计模型的医学超声图像去噪方法研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2009, 28(1): 32-36
- Hou Jian-hua, Xiong Cheng-yi, He Xiang, et al. Speckle Reduction in Medical Ultrasound Images Based on Wavelet and its Statistical Modeling [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2009, 28 (1):32-36
- [18] Wang Z, Bovik A.C. A Universal Image Quality Index [J]. IEEE Signal Processing Letters, 2002, 9(3):81-89