# 基于序列相关性的超声图像自适应去噪\*

郭德全<sup>1,2</sup>,杨红雨<sup>3</sup>,刘东权<sup>3</sup>,尹 皓<sup>3</sup>,石 丹<sup>3</sup>

(1. 成都信息工程学院 控制工程学院,成都 610225; 2. 内江职业技术学院 机械工程系,四川内江 641100; 3. 四 川大学 计算机学院,成都 610064)

摘 要: 针对医学超声图像易受电子噪声与斑点噪声影响的问题,研究超声图像序列在不同变化速率下帧间相 关性,提出一种基于序列相关性自适应加权复合去噪策略。通过测试不同速率下人体组织超声影像序列图像间 运动剧烈程度的相关性,利用超声图像间像素点差值直方图获取互相关信息,根据直方图阈值波动范围调整运 动剧烈指标,通过基于方差特性分析帧相关复合,快速实现不同相关性图像间的自适应加权复合。实验表明,基 于超声图像序列相关性去噪方法能很好地压制电子噪声,平滑图像斑点区,保持超声图像生物组织结构的细节 信息,优于常规去嗓方法。

关键词:超声图像;序列相关;速率;直方图;互相关 中图分类号:TP391 文献标志码:A 文章编号:1001-3695(2014)02-0600-05 doi:10.3969/j.issn.1001-3695.2014.02.068

# Correlation of sequence-based ultrasound image adaptive denoising

GUO De-quan<sup>1,2</sup>, YANG Hong-yu<sup>3</sup>, LIU Dong-quan<sup>3</sup>, YIN Hao<sup>3</sup>, SHI Dan<sup>3</sup>

(1. College of Control Engineering, Chengdu University of Information Technology, Chengdu 610225, China; 2. Dept. of Mechanical Engineering, Neijiang Vocational & Technical College, Neijiang Sichuan 641100, China; 3. College of Computer Science, Sichuan University, Chengdu 610064, China)

**Abstract**: In order to solve the problem that the medical ultrasound images were degraded by electronics and speckle noise, this paper investigated the correlation between ultrasound image sequences under different speed, and proposed an adaptive compounding denoising approach according to the correlation of ultrasound sequences. Firstly, the approach tested correlation of motion intensity from sequence in vivo ultrasound images, and obtained the cross-correlation (CC) parameters from discrepancy histogram between neighbor frames. Secondly, it modulated motion intensity by the fluctuation range of histogram threshold. Finally, it analyzed characteristics of correlation in compounding procedure based on variance, weighted compounding adaptively and quickly under different correlation parameters. The experimental results indicate that the approach of correlation of sequencey-based ultrasound image adaptive denoising can suppress electronic noise, smooth the speckle regions, keep the detail resolution in biological structure, and have better performance than the general denoising methods. **Key words**: ultrasound image; sequence correlation; speed; histogram; cross correlation

# 0 引言

超声图像常会因系统电子噪声与超声回波在组织内部所 形成散斑而降质。在医学超声影像中,系统电子噪声及斑点噪 声的引入会极大地降低图像分辨率,使得临床诊断变得困难。 不断降低电子噪声,提高图像品质,一直是医学超声图像优化 中的重要研究课题之一。超声影像中斑点噪声是由组织内散 射介质反射回波信号干涉形成。超声图像中斑点噪声检测与 抑制算法大体可分为自适应滤波法和影像复合技术两类。影 像滤波技术将局部处理窗口中提取的单一统计特征值<sup>[1]</sup>作为 斑点噪声检测标准,再应用不同平滑或滤波处理技术减小斑点 噪声影响。文献[2]分析了斑点噪声与组织结构的直方图统 计特性,文献[3]利用此特性实现了对噪声的抑制作用。但是 当前超声诊断仪为提高影像品质,常采用对数压缩、边缘增强、

## 均值滤波等方法,严重破坏了斑点噪声的统计特性。

复合成像技术能有效地抑制散斑噪声而被广泛应用。该技术是将具有一定相关性的不同子图像进行加权复合,得到噪声 减弱的高品质超声图像,主要包括空间复合<sup>[4-6]</sup>、频率复合<sup>[7-9]</sup> 及时间复合<sup>[10,11]</sup>。空间复合,从不同空间角度对同一感兴趣区 域进行成像,在几何位置校准后使用某一加权策略对各子图像 进行复合;频率复合,使用不同频率超声波对同一感兴趣区进行 成像,然后使用某一加权策略对各子图像进行复合(发射端频率 复合<sup>[12]</sup>),或使用一种频率对回波信号进行滤波产生不同频带 的子图像,然后对各子图像进行加权复合(接收端频率复 合<sup>[13]</sup>);时间复合,对成像后的图像进行的一种后处理方法,选 取时间周期序列中的某一对应时间点图像帧,然后进行加权复 合,结合心电图周期变化,常用于心脏等周期变化器官成像中。 复合成像技术利用被复合的子图像之间的散斑模式具有的解相

收稿日期: 2013-04-09;修回日期: 2013-05-27 基金项目: 国家"973"计划资助项目(2009CB320803);四川省科技支撑计划资助项目 (2013GZX0147)

作者简介:郭德全(1982-),男,四川隆昌人,博士,主要研究方向为信号与信息处理(gdq2008@gmail.com);杨红雨(1967-),女,教授,博导,主要研究方向为图像处理;刘东权(1956-),男,教授,博导,主要研究方向为医学信号、图像处理;尹皓(1975-),男,讲师,主要研究方向为医学图像处理;石丹(1986-),男,博士研究生,主要研究方向为图像处理.

关性<sup>[4-7]</sup>,能有效提高图像品质。具有解相关子图像复合后,能 有效降低图像灰度值方差,提高图像信噪比。复合技术因其计 算复杂性较小,已广泛应用于实时超声成像系统中。在采集超 声图像时,由于操作人员手持探头的移动及被检者体内组织本 身的运动,对于运动较快图像处理时,易造成组织结构模糊不 清,甚至在复合技术处理后,会表现出拖尾现象。

本文提出一种自适应时间复合技术,用于快慢运动不同情 形下自适应调整超声图像序列复合权重,降低电子噪声,提高 图像斑点区域的平滑程度,同时减小运动所带来的组织结构边 界模糊不清或拖尾现象。自适应时间复合根据不同运动速率 间直方图差异统计分析得出规律。连续两帧超声图像间作相 邻图像差值的直方图,组织运动不同速率的帧间有不同的直方 图变化趋势。因此,建立两帧图像间的差值直方图,作为参考 信号。在静止图像中,由于超声探头在同一个位置采集图像, 内部组织没有变化,此时像素间差异主要是电子噪声。电子噪 声随机变化,通过直方图总体统计分析有其内在的相似性,测 试大量真实超声图像数据中,静止图像间有大部分的点都集中 在较小差异值(如50)的范围内,如图1(d)所示。以静止相邻 帧间差值直方图作为参考,利用互相关测试新的相邻帧间运动 剧烈程度,为进一步保证测试准确性,通过确定大于某个固定 差异阈值个数来修正运动剧烈程度,然后通过杳表法获取一个 根据差异从小到大对应的减函数对相邻图像进行复合,从而得 到高品质图像。

# 1 方法

#### 1.1 帧相关复合策略

在医学超声图像帧相关处理技术中,下述方程所描述的图像处理模型被广泛使用<sup>[14,15]</sup>:

 $H_p^{(k)}[i,j] = \alpha H_p^{(k-1)}[i,j] + (1-\alpha)H^{(k)}[i,j]$  (1) 其中: $H_p^{(k)}[i,j]$ 是当前帧相关处理所得图像; $\alpha(0 < \alpha < 1)$ 定义 为帧相关系数; $H_p^{(k-1)}[i,j]$ 是前一帧图像在进行帧相关处理 后的结果图; $H^{(k)}[i,j]$ 为当前帧(没有经过处理)。帧相关利 用复合技术,分配不同的权重赋予历史帧与当前帧图像。复合 得出更高品质图像,帧相关处理很大程度上依赖于连续帧间的 相关性,在实际的超声系统中简单高效。根据图像帧间的剧烈 程度所得的相关性 $\rho$ ,调整相关参数 $\alpha$ ,式(1)更新为

$$H_{p}^{(k)}[i,j] = \rho \alpha H_{p}^{(k-1)}[i,j] + (1 - \rho \alpha) H^{(k)}[i,j]$$
(2)

帧相关处理中,通过帧相关系数 α 调整图像中某个位置 点像素值。α 为帧间差异的减函数,两帧间对应点像素差异 大,则 α 变得更小,即当前帧所占比重加大,这使得相关系数 α 能减弱噪声所带来的突变,在一定程度上压制噪声;但在运动 过快时,由于边缘或组织结构的变化所引起像素值较大变化也 会受到影响,使得经过帧相关处理后的图像出现边缘模糊甚至 拖尾现象。构造一个与像素相关联的减函数,利用查表的方 法,快速获取 α 的值。

基于帧相关模型,文献[16]中研究了帧相关处理后方差 变化及信噪比的提升功效。为便于数学上表达,式(2)重新定 义为

$$I'_{k} = \alpha I'_{k-1} + (1 - \alpha) I_{k}$$
(3)

其中: $0 \leq \alpha < 1$ 称为帧相关系数, $I_k \otimes I'_k$ 分别表示第k帧相关 算法处理前后的超声图像像素值。分析帧相关处理后图像方 差的降低程度(亦即信噪比增加),需在已知当前未处理的超 声图像的像素值 *I<sub>k</sub>* 的分布函数及方差 *σ*<sup>2</sup> 的前提下,求解其方 差方程。文献[16]中根据解相关的特性,可知帧相关处理后 图像的方差为

$$Y_{k} = (\sigma^{2} - \frac{(1-\alpha)^{2}\sigma^{2}}{1-\alpha^{2}})\alpha^{2k} + \frac{(1-\alpha)^{2}\sigma^{2}}{1-\alpha^{2}}$$
(4)

其中: $Y_k$ 为第 K 帧图像经过帧相关处理后图像方差; $\alpha$  为帧相 关系数; $\sigma^2$  是未处理的超声图像像素值方差,帧相关处理后图 像方差变小。式(4)中等号右边部分应小于2(即括号内部分 应小于1), $\alpha^{2k}$ <1;因0 $\leq \alpha$ <1,所以 $\alpha^{2k}$ <1恒成立。当帧相关 处理图像帧数目足够大,处理后图像方差将趋近最大值((1 –  $\alpha$ )/(1+ $\alpha$ )) $\sigma^2$ 。帧相关系数越大,处理后图像方差值越小, 信噪比越大。

# 1.2 运动速率与相关性

在超声图像后处理中,直方图统计能从总体上反映出图像 的某些结构变化趋势,是一种简单有效的方法。文献[2]用此 特性区分组织结构、囊肿、斑点等特征。通过超声运动序列图 像的分析,发现运动变化在一定范围内的相邻帧间差值所形成 直方图具有某种相似性。

图1列出四种不同速率下两邻图像间差异的直方图,所标 示为快的像素移动向量限定在平均10个像素位置附近,慢的 在0附近,主要变化位移分别集中10、7、4、0个移动向量。本 文主要考虑对应点差异值,在系统实现中,较好地平衡了准确 性与实时性。



从相关性计算的实验结果来看,不同变化速率的帧间直方 图具有以下特性:移动变化快的图像间,如图1(a)所示,直方 图高度下降得更慢,倾斜度低,更为平缓,快速移动变化使得差 异值在0~50之间的数量仅占据总变化数的60%左右,整个 差异值变化范围延伸到了100,甚至有小部分达到150,在50~ 150部分的变化差异主要是边缘或组织的移动造成,例如原来 是黑色部分或斑点噪声区域,移动后变为边缘或是组织部位光 亮区域,则引起图像变化差较大,而在此时,这些部分的电子噪 声或是斑点噪声影响较小;在移动较慢的图像间,如图1(d)所 示,体现在直方图中,高度下降较快,倾斜度大,更多变化较小 的值(在0附近),且数目大于图1(a)变化快的图像之间差异, 大量变化值的范围集中在0~50,而在此时,由于没有组织移 动,组织散射所引起的斑点噪声没有变化,差异主要是随机电 子噪声引起的。更进一步,当帧速率调节为静止,则此时所受 到的变化差异与边缘或组织完全没有关系,此时噪声完全由电 子噪声引起。由于电子线路有其稳定性,某些固定点像素值改 变较小,仅限于较小范围波动。

以静止相邻图像间对应点差异值建立直方图,作为原始一维信号(参考信号),充分考虑系统中电子噪声的影响,把新采 集两帧相邻图间差异值直方图所形成的一维信号作为对比信号,参照文献[16]归一化相关方法(normalized cross-correlation, NCC),得以下定义:

$$\rho_1 = \frac{\sum_{i=1}^{m} P_i Q_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^{m} P_i^2 \sum_{i=1}^{m} Q_i^2}}$$
(5)

其中: $P_i 与 Q_i$ 分别为静止相邻参考图像差异直方图所形成的 一维信号与当前帧间差对应点所形成的差异值一维信号,且  $0 \le \rho_1 \le 1$ ;参考窗口i的大小为直方图中差异值的变化范围, 为提高准确性,选择整个像素变化范围,利用式(5),求取参考 信号与对比信号间的相似性,从而确定图像间变化剧烈程度的 衡量指标。相当于是首先建立一个静止相邻图像间的差异直 方图噪声模型(含有组织结构),设定为初始状态,然后在允许 此类形式噪声存在的情况下,测量斑点噪声与组织变化引起的 帧间差异(主要是组织结构变化所引起的差异),并作为剧烈 程度的一种度量。文中测试了以肾脏为例的序列共 179 帧间 不同运动剧烈程度的相关性,以静止图相邻帧间差异直方图为 参考信号,利用归一化互相关算法,即式(5)计算出序列中对 比图相邻帧间差异直方图信号与参考信号所反映的剧烈程度, 如图 2(a)所示。



#### 1.3 调整运动剧烈指标

在图 2(a)中,由于电子噪声与斑点噪声的影响,相关性统 计会有一定误差。为准确表达相关性,并容忍一定范围内误 差,提高鲁棒性,从图 1(d)中可知,静止图间由于电子噪声所 带来的差异变化在超声阈值为 50 时,已经变得很小。在图 1 (a)中,由于运动所引起的图像间差异变化会有较多的差异值 数目大于 50,这部分主要是运动中斑点噪声与组织结构的变 化引起的。因此,统计大于某个阈值(变化差异的值)内数目, 可在一定程度上反映出运动变化的剧烈程度,因为仅需要在前 面遍历图像的同时统计阈值范围内的个数,运算量增加很少。 以图 1 中直方图为例,从右往左搜索阈值大于 50 的个数,以此 个数构建一个减函数,当阈值内个数多时,变化剧烈,帧间相关 性减弱。为此,定义以下改进公式:

$$D = \begin{cases} BL & N \leq BL \\ N & BL < N < BH \\ BH & N \geq BH \end{cases}$$
(6)

$$\rho_2 = \frac{BL}{D} \tag{7}$$

$$\rho = \rho_1 \times \rho_2 \tag{8}$$

其中:N为大于搜索阈值的差异值个数;BL为其下限值;BH为 上限值;D为统计得出的个数; $\rho_2$ 为根据某个阈值内个数得出 的相关度测试( $0 \le \rho_2 \le 1$ ); $\rho$ 为经过两种方法所得的综合相关 度衡量值( $0 \le \rho \le 1$ )。按照式(6)与(7)所描述的,统计波动范 围内差异个数测量变化剧烈程度,所设定的阈值可根据测试不 同序列调整,如图2(b)所示。比较图2(a)与(b)可发现,两种 方法所反映出的总体运动趋势与剧烈程度相符。根据不同的 图像序列,阈值及其个数的取值有所差异,也可根据用户的需 求修改。

#### 2 评价指标

#### 2.1 平滑度

超声图像中每个像素值应该单独来源于身体内组织的反射信息,这就意味着同一个目标像素点周围的取值应有较多相同或相近值,并构成一个整体组织器官。因此,正常情况下,一个组织内的小局部区域中,像素值变化很小,在同一器官组织结构上,单个突变点例外情况相对较小。文献[17]指出清晰图像比受到污染的图像具有更大数量的边缘信息。基于此,本文利用边缘数定量地描述图像对比度。边缘形式定义如下:

$$C_{\text{edges}}(I(x)) = \frac{1}{M \times N} \sum_{x} |\nabla I(x)|$$
(9)

式中:M 与 N 为选择图像 I 的感兴趣区大小, ▽是沿着 X 轴与 Y 轴方向的差分运算。这个方程表明一幅图像如果有更强对 比度,将会具有更多边缘数。式(9) 最终计算出的结果是相邻 像素点间的差异数。在斑点噪声区域, 希望 C<sub>edges</sub>(I(x))越小, 所得图像斑点噪声区越平滑。文献[1] 中论述了对比度与亮 度信息关系,因此,构造用于测试帧相关处理的平滑程度公式, 定义为

$$\varphi(x) = \frac{C_{\text{edges}}(I(x))}{\frac{1}{M \times N} \sum_{x} I(x)}$$
(10)

式中:比值  $\varphi(x)$ 越小,则信噪比越高,同时斑点噪声区域的图像平滑程度高。

#### 2.2 斑比对比度

为进一步证实算法的有效性,利用斑比对比度(contrast-to-speckle ratio, CSR)<sup>[2]</sup>测试不同处理算法图像中选择区域的性能。CSR 定义如下:

$$CSR = |\mu_c - \mu_s| / (\sigma_c^2 + \sigma_s^2)^{1/2}$$
(11)

其中: $\mu_e$ 为组织结构区的均值; $\mu_s$ 为斑点噪声区均值; $\sigma_e^2$ 与 $\sigma_s^2$ 分别为其对应区域的方差。定义斑比对比度提升系数为

 $upCSR = 100(CSR_{result}/CSR_{original} - 1)$ (12)

其中:upCSR 为提升系数;CSR<sub>result</sub>、CSR<sub>original</sub>分别是处理前后的 斑比对比度值。

#### 3 实验结果与性能分析

通过以上分析,利用本文提出的帧相关处理方法可自动获 取不同变化速度帧间相关性,确定权重进行复合。在采集图像 时,为了单独测试帧相关的功能,把其他边缘增强、斑点噪声抑 制及图像平滑等高级功能关闭,所以原始图像噪声比较明显。

图 3 中图像帧对应到图 1 中直方图变化的四种类型,从快 到慢来选取序列中的图像帧,原始采集图如图 3(a)(c)(e) (g)所示,(b)(d)(f)(h)为处理后图像效果。分别列出运动 速率从快到慢的自适应加权方法处理结果,从图 3 中可知,斑 点噪声区域的噪声得到较大抑制,使得该区域图像平滑;图像 边缘噪声减少,边缘增强,轮廓更为完整。



图3 不同速率复合效果

下面将分析在不同移动速率下序列图像经过帧相关处理 后的效果图特性。图像间运动速率越慢,帧相关性越强,获取 的同一位置组织结构的信息增多,处理效果越好;对于移动速 率过快的图像帧,相关性弱,所获取的图像中某个位置信息越 少,越不能区分图像中噪声与组织结构信息,电子噪声的抑制 功能减弱。为进一步获得帧相关处理后图像的改进效果,选取 局部区域进行定量分析。分别选取边缘线与局部区域如图 4 (a)所示。



在图 4 中,经过处理之后的一条边缘线在保持总体变化趋势一致的情况下变得更为平滑,减少了突变点(噪声所引起,如采样点 75 与 123 附近尤为明显),同时保留了丰富的细节信息。

图5 所示为图4 中方框(图像中所选取的较为明显斑点噪 声区域)所示区域1、2、3、4 根据式(10)所得的平均梯度及其 比值。帧相关处理后图像均值有轻微减小,对于过亮像素有一 定程度的抑制。图5(a)中平均梯度有明显的减少,在斑点噪 声区的对比度极大地降低,意味着噪声区图像变得平滑;图5 (b)中获得平滑度有较大程度的减小。



在图6中列出了自适应去噪方法与常用的滤波方法处理 效果对比,为适应实时性,常规方法没有采用迭代过程;图6 (a)为原图,噪声明显;(b)是选择高斯滤波方法,所选区域半 径为13,参数为1,经过处理后,斑点噪声区平滑,也使得肾内 盏细节模糊;(c)是选择各向异性滤波(speckle reducing anisotropic diffusion, SRAD)<sup>[18]</sup>处理, 斑点噪声区抑制不太明显, 且 边缘轮廓不够突出; (d) 为自适应加权系数处理效果图, 噪声 较低, 同时肾内盏细节清楚, 从视觉效果明显优于图 6(a) ~ (c)。从图 6 中可知, (b) 与(c)处理为较好的平滑与保边滤 波, 但在迭代次数少时优势并没有体现出来。自适应算法能较 好地抑制噪声, 对于运动较快图像帧间, 能很好地去除边缘模 糊与拖尾现象。如果采用低加权曲线, 作用小, 噪声大; 而高加 权曲线, 边缘模糊, 出现拖尾现象。在经过自适应处理后, 噪声 得到较好的抑制。



表1中,根据式(11)与(12)中的斑比对比度,对不同去噪 方法处理效果进行定量测试。本文方法在四个测试区域明显 优于 SRAD 方法,在与高斯滤波处理后的图像中,除了区域4 略差外,其余部分都有明显的优势。尤其在区域2,经过本文 方法处理后的提升比例高146%,因为该区域为较为标准的斑 点噪声区。把图6中各种处理后的图放大到正常超声系统中 观察,本文方法处理后的效果更显著。本文所提出的自适应方 法在所测试区域的效果均有较大的提升,提升比例优于常用的 高斯与 SRAD 方法,符合人眼视觉效果。

表 1	区域均位	盲、方差	与斑比	对比度
1.	L A J	亘いれ 圧	1741	~1 ~ ~ ~ ~

区域和 方法	均值 $\mu_c$	均值 $\mu_s$	方差 $\sigma_c^2$	方差 $\sigma_s^2$	斑比对比 CSR	提升比例 upCSR
原图1	65	88	424	166	0.504	
原图2	37	40	264	687	0.075	
原图3	20	64	133	2 521	0.841	
原图4	40	99	271	190	1.27	
高斯1	65	88	190	1 316	0.592	17%
高斯2	37	40	118	522	0.093	24%
高斯 3	20	63	65	2 280	0.893	6%
高斯4	40	99	144	1 490	1.461	15%
SRAD1	56	75	178	1 103	0.553	10%
SRAD2	32	34	140	455	0.082	10%
SRAD3	17	55	82	1 801	0.858	2%
SRAD4	34	85	1 462	1 222	1.370	8%
本文1	60	83	188	1 135	0.648	29%
本文2	34	38	102	455	0.184	146%
本文3	18	61	45	2 131	0.922	10%
本文4	38	94	123	1 535	1.386	10%

## 4 结束语

本文研究不同变化速率超声图像序列之间的相关性,利用 相关度进行不同权重时间复合处理。无论操作人员移动,还是 组织本身移动,不同组织引起的斑点噪声在图像分布上的较大 差异通过时间序列复合,能较好抑制电子噪声,平滑斑点噪声, 避免速度过快带来的边缘模糊甚至拖尾现象。

本研究是医学超声图像帧相关时间复合技术的前期基础 工作,已经证实帧相关技术对于图像品质改进的可行性,为系 统中相关研究提供了重要的调节参数。此项研究为超声系统 中时间复合在临床应用提供了重要依据,对改进系统中现有时间序列复合的方案设计与参数选择具有重要意义。

时间复合对运动慢的图像,处理后图像明亮程度有所减 小,由于帧相关累积效应,对比度下降。后续工作中进一步提 高对比度,研究图像特征点匹配或特征分割<sup>[19]</sup>,进行组织部位 同一位置复合,以及图像信噪比、对比度噪声比、分辨力等性能 的改进。

致谢 感谢声泰特(成都)科技有限公司提供 iMago C21 彩色多普勒超声诊断仪试验平台,感谢工程师 Pauls 在实验中 给出的有益讨论与左晓晖医师为实验所提供的超声图像。

## 参考文献:

- GOODMAN J W. Some fundamental properties of speckle[J]. Journal of the Optical Society of America, 1976, 66(11):1145-1150.
- [2] LIU Dong, CZENSZAK S, KIM J. Adaptive speckle reduction with color transparency display [C]//Proc of IEEE Ultrasonics Symposium. 1998:1611-1614.
- [3] SHAO Dang-guo, LIU Dong. Local histogram matching based bilateral filter to ultrasound speckle reduction [C]//Proc of the 5th IEEE Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. 2011:1-4.
- [4] TRAHEY G E, SMITH S W, VON-RAMM O T. Speckle pattern correlation with lateral aperture translation; experimental results and implications for spatial compounding[J]. IEEE Trans on Ultrasonics, Ferroelectrics Frequency Control, 1986, 33(3):257-264.
- [5] O'DONNELL M, SILVEMTEIN S D. Optimum displacement for compound image generation in medical ultrasound [J]. IEEE Trans on Ultrasonics, Ferroelectrics Frequency Control, 1988, 35(4): 470-476.
- [6] HE Ping. Spatial compounding in 3D imaging of limbs [J]. Ultrasonic Imaging, 1997, 19(4):251-265.
- [7] TRAHEY G E, ALLISON J W, SMITHAV S W, et al. Speckle pattern changes with varying acoustic frequency: experimental measurement and implications for frequency compounding [C]//Proc of IEEE Ultrasonics Symposium. 1986;815-818.
- [8] GALLOWAY R L, MCDERMOTT B A, THUMTONE F L. A frequency diversity process for speckle reduction in real-time ultrasonic images[J]. IEEE Trans on Ultrasonics, Ferroelectrics Frequency Control, 1988, 35(1):45-49.

(上接第595页)张量形态学算子模型,该算子具有输入保持性质。最后,将形态学梯度算子应用于彩色图像边缘检测中,并与基于向量的方法进行了比较,验证了张量模型的有效性。

# 参考文献:

- SARTOR L J, WEEKS A R. Morphological operations on color images[J]. Journal of Electronic Imaging,2001,10(2):548-559.
- [2] APTOULA E, LEFÉVRE S. A comparative study on multivariate mathematical morphology[J]. Pattern Recognition, 2007, 40 (11): 2914-2929.
- [3] WELK M, WEICHERT J, BECKE F, et al. Median and related local filters for tensor-valured images [J]. Signal Processing, 2007, 87 (2):291-308.
- [4] BURGETH B, BRUHN A, DIDAS S, et al. Morphology for matrix data; ordering versus PDE-based approach [J]. Image and Vision Computing,2007,25(4):496-511.
- [5] BURGETH B, PIZARRO L, BREUSS M. Adaptive continuous-scale

- [9] DANTAS R G, COSTA E T. Ultrasound speckle reduction using modified Gabor fluters[J]. IEEE Trans on Ultrasonics, Ferroelectrics Frequency Control, 2007, 54(3):530-538.
- [10] PERPERIDIS A, CUSACK D, McDICKEN N, et al. Temporal compounding of cardiac ultrasound data; improving image quality and clinical measurement repeatability [C]//Proc of the 31st Annual International Conference of IEEE EMBS. 2009; 3661-3664.
- [11] EVANS A N, NIXON M S. Temporal methods for ultrasound speckle reduction [C]//Proc of IEE Seminar on Texture Analysis in Rader and Sonar. 1993;1-6.
- [12] CUI Shao-guo, LIU Dong. Noise reduction for ultrasonic elastography using transmit-side frequency compounding: a preliminary study[J].
   IEEE Trans on Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control, 2011,58(3): 509-516.
- [13] LIU P, LIU Dong. Filter-based compounded delay estimation with application to strain imaging [J]. IEEE Trans on Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control, 2011, 58 (10) ;2078-2095.
- [14] WANG Gang, LIU Dong. Adaptive persistence utilizing motion compensation for ultrasound images [C]//Proc of the 18th IEEE Conference on Pattern Recognition. 2006:726-729.
- [15] LI Xiao-ying, LIU Dong. Dynamic persistence of ultrasound images after local tissue motion tracking [C]//Proc of the 3rd IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. 2009:1-4.
- [16] LUO Jian-wen, KONOFAGOU E E. A fast normalized cross-correlation calculation method for motion estimation [J]. IEEE Trans on Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control, 2010, 57 (6): 1347-1357.
- [17] TAN R T. Visibility in bad weather from a single image[C]//Proc of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 2008: 1-8.
- [18] YU Yong-jian, ACTON S T. Speckle reducing anisotropic diffusion [J]. IEEE Trans on Image Processing, 2002, 11 (11): 1260-1270.
- [19] AHN C Y, JUNG Y M, KWON O I, et al. Fast segmentation of ultrasound images using robust Rayleigh distribution decomposition [J].
   Pattern Recognition, 2012,45(9): 3490-3500.

morphology for matrix fields [J]. International Journal of Computer Vision, 2011, 92(2):146-161.

- [6] SHIH F Y. Image processing and mathematical morphology [M]. [S.
   l. ]: CRC Press, 2009: 1-398.
- [7] HAN Shou-dong, TAO Wen-bing, WU Xiang-lin. Texture segmentation using independent-scale component-wise Riemannian-covariance Gaussian mixture model in KL measure based multi-scale nonlinear structure tensor space[J]. Pattern Recognition, 2011, 44(3):503-518.
- [8] GROβ J. Lowner partial ordering and space preordering of Hermitian non-negative definite matrices [J]. Linear Algebra and Its Applications, 2001, 326(1-3):215-223.
- [9] RITTNER L, FLORES F C, LOTUFO R A. A tensorial framework for color images [J]. Pattern Recognition Letters, 2010, 31 (4):277-296.
- [10] SOILLE P. 形态学图像分析:原理及应用[M]. 王小鹏,译.2版. 北京:清华大学出版社,2008:1-276.