

中图法分类号: TP391.41 文献标志码: A 文章编号: 1006-8961(2010)10-1544-05

索引信息: 杨冠男, 马立勇, 冯乃章, 沈毅. 图像融合在超声造影成像中的应用[J]. 中国图象图形学报, 2010, 15(10): 1544-1548

# 图像融合在超声造影成像中的应用

杨冠男, 马立勇, 冯乃章, 沈毅

(哈尔滨工业大学(威海)信息科学与工程学院, 威海 264209)

**摘要:** 针对造影谐波成像能够增强病灶, 基波成像能够提供清晰的组织边界的特点, 提出了利用相同频率下采集的超声造影基波和谐波图像进行 Curvelet 图像融合的方法, 增强谐波图像中的组织边缘。该方法首先对超声造影基波和谐波图像进行 Curvelet 变换, 然后对于低频和高频系数分别采用不同的融合策略, 获得组织边界和内部细节均清晰的超声图像, 实现病灶区和组织边界的良好定位。实验结果验证了该方法的有效性。

**关键词:** 超声成像; 造影谐波成像; 图像融合; Curvelet 变换

## Application of image fusion for ultrasound contrast harmonic imaging

YANG Guannan, MA Liyong, FENG Naizhang, SHEN Yi

(School of Information Science and Engineering, Harbin Institute of Technology at Weihai, Weihai 264209)

**Abstract:** A Curvelet based image fusion method is provided employing fundamental ultrasound contrast image with distinct tissue boundary information and corresponding harmonic ultrasound contrast image with distinct tissue lesion information acquired at the same frequency. Curvelet transform is applied to fundamental ultrasound contrast image and corresponding harmonic one at first in this method, then different fusion strategies are used for low frequency coefficient and high frequency coefficient to obtain ultrasound image with distinct tissue boundary and distinct inner details and to locate tissue lesion and tissue boundary. The experimental results show that this fusion method is promising.

**Keywords:** ultrasound imaging; contrast harmonic imaging; image fusion; curvelet transform

## 0 引言

早期的超声成像设备都发射和接收相同频率的信号进行成像, 这种模式称做基波成像。近年发展起来的造影谐波成像技术是通过静脉注射超声造影剂来增强人体的血流信号, 实时动态地观察组织的微血管灌注信息, 以提高病变的检出率和准确率<sup>[1]</sup>。

造影谐波成像模式与基波模式相比有很多优点。血液中的造影剂微泡可以使毛细血管反射谐波信号的能力大大增强, 探测深度增大。更加有利的

是, 实时动态地观察组织微血管灌注情况可以预测组织内的肿瘤或坏死区域的特征。例如造影剂微泡做稳定的共振并产生谐波信号, 可以大大提高检出病灶数, 诊断准确率达 90%<sup>[1-2]</sup>。但是在二次谐波模式下, 由于换能器只接收 2 倍于发射频率的信号, 因此接收不到基波段有用的回波信号, 使得血管丰富的组织内部细节成为“亮区”, 却留下了没有增强的组织边界, 造成组织边界模糊不清, 临床中难于对肿瘤等区域相对于器官的边界进行定位。另一方面, 为了在换能器的有限带宽内能够接收到二次谐波信号, 通常要降低发射脉冲频率, 从而降低了分辨率。

**基金项目:** 国家自然科学基金项目(30800240); 山东省自然科学基金项目(Z2007G07, Y2007G45); 哈尔滨工业大学(威海)研究基金项目(HIT(WH)200723, HIT(WH)ZB200802)。

**收稿日期:** 2009-02-06; **改回日期:** 2009-04-26

**第一作者简介:** 杨冠男(1983—), 女, 哈尔滨工业大学(威海)检测技术与自动化装置专业硕士研究生。主要研究方向为超声图像处理。E-mail: tomato\_ygn@hotmail.com。

如为了接收到频率为 5 MHz 的谐波信号,只能采用基波频率为 2.5 MHz 的发射信号进行成像,这样基波图像分辨率就较低。

相应地,在基波模式下成像则具有组织边缘的强反射。谐波成分被视为带外噪声进行了消除,基波频率成分起到主导的作用。虽然受到造影剂的影响,降低了血管和组织间的差别,使得原本回声能力较差的血管成为了强谐波“发射器”,造成了组织内部细节信息较少,小型病灶很难辨别。但是由于毛细血管里的微泡数量很有限,其基波频率信号很难被检测到,所以不会对基波成像质量造成影响。同时,接收和发射相同频率的信号进行成像,降低了对换能器频带宽度的限制,使用相对高频率的脉冲发射信号可以大大提高成像分辨率。这样就可以采用 5 MHz 的发射频率进行成像,相对于 2.5 MHz 的发射信号,图像的分辨率有较大提高。

可见,造影基波和谐波成像各有其特点,单纯使用一种模式很难得到高质量的图像。本文提出将基波和谐波的图像进行融合,获得组织边界和内部都清晰的图像,克服普通造影谐波成像边缘模糊不清,组织定位困难等问题,实现内部细节和组织边界的定位。这一思路在已有的研究中少有体现。

## 1 Curvelet 图像融合方法

本文中图像融合是通过超声成像设备对人体同一位置同时成像得到基波图像和谐波图像,再进行图像融合处理。

### 1.1 预处理

图像融合的预处理主要包括对原始图像滤除斑点噪声和配准处理。在超声成像中,当人体组织的结构尺寸比入射超声波波长小或相近时,超声束发生散射,相位不同的散射回波相互干涉产生斑点噪声,使对比度较低的软组织中的正常组织和病变组织不易分辨,降低图像质量。本文使用小波软阈值法消除斑点噪声。

除了消除斑点噪声外,另一个重要的预处理工作是图像配准。采用哈尔滨工业大学研发的超声成像设备获得造影基波和谐波图像。为了不影响融合后图像的纵向分辨率,基波信号和谐波信号必须处于同一频段。这里采用的方法是使超声探头在同一物理位置连续发射两次,第 1 次发射频率为  $f_0$ ,接收并提取中心频率为  $2f_0$  的谐波信号,第 2 次发射频率为  $2f_0$ ,接收并提取中心频率为  $2f_0$  的基波信号,这

样基波信号和谐波信号的中心频率都是  $2f_0$ 。两次发射时间间隔足够小,被测目标相对位置的改变可忽略不计。因此本研究中免去了复杂的图像配准步骤,可直接进行图像融合处理。

### 1.2 基于 Curvelet 变换的融合方法

离散小波变换方法近年来在图像融合中得到广泛应用<sup>[3-5]</sup>。对于 1 维信号,小波可以准确分析点的奇异性,但对 2 维图像进行多尺度分解时,由 1 维小波张成的可分离小波只具有水平、垂直和对角 3 个有限的方向,且是各向同性的,对图像边缘的方向曲线的特征等更高维的奇异性就难以表达了<sup>[6]</sup>,这样就不可避免地引起图像边缘和细节信息模糊。Candès 等人提出的 Curvelet 变换<sup>[7]</sup>,是由一种特殊的滤波过程和多尺度 Ridgelet 变换组合而成的。与小波变换相比,除了尺度和位移参量,它还增加了一个方向参量,因此具有更好的方向辨识能力,对图像的边缘,如曲线、直线等几何特征的表达优于小波,可以使用较少的尺度、大的 Curvelet 变换系数表示 2 维图像的边缘等细节,能量更加集中<sup>[8]</sup>。因此本文把 Curvelet 变换引入医学超声图像融合,更好地保留源图像中的细节和特征,提高融合质量。

快速离散 Curvelet 变换主要有两种实现方法,即 USFFT 算法和 Wrap 算法<sup>[9]</sup>。本文采用运行较快的 Wrap 算法,其核心思想是将初始存于平行四边形区域中的数据通过周期化方法映射到以原点为中心的矩形区域,其基本步骤如下<sup>[9]</sup>:

- 1) 对  $f[t_1, t_2] \in L^2(\mathbf{R})$  进行 2 维快速傅里叶变换得到  $\hat{f}[n_1, n_2]$ ,  $-n/2 \leq n_1, n_2 < n/2$ ;
- 2) 对于每一个尺度  $j$  和方向参数  $l$ , 计算抛物窗  $\tilde{U}_{j,l}[n_1, n_1]$  和  $\hat{f}[n_1, n_2]$  的乘积,从而实现把频域分区;
- 3) 将乘积映射到原点矩形区域,得到:  $\tilde{f}_{j,l}[n_1, n_2] = W(\tilde{U}_{j,l} \hat{f})[n_1, n_2]$ ;
- 4) 对每一个  $\tilde{f}_{j,l}$  作 2 维离散傅里叶反变换,得到离散的 Curvelet 系数  $c^D(j, l, k)$ 。

基于 Curvelet 变换的图像融合方法的步骤如下:

1) 对两幅源图像分别进行 Curvelet 变换,得到 Curvelet 系数。

2) 按照图像特点选择融合方法对 Curvelet 系数进行处理。主要的融合方法有加权平均法,系数取大法和方差取大法等。Curvelet 变换频域空间区域分块是楔形,只有当逼近基与奇异特征重叠时,也就是其方向与奇异特征的几何形状匹配时,才有较大的 Curvelet 系数<sup>[9]</sup>,故本文中针对超声图像特点,

低频部分采用加权平均的方法,高频部分采用绝对值取大的方法,对最高频的系数直接选择谐波图像的系数作为融合系数。

3) 对融合后的 Curvelet 系数进行反变换,重构出融合结果图像。

采用实验图像对融合方法进行对比分析,对于标准图像,模拟多聚焦图像采集方式,选择两幅分别聚焦在前端和后端的图像,见图 1(a)(b)。对不同的融合方法进行比较,包括加权平均法、小波融合法、文献[10]的方法和 Curvelet 方法,结果图像分别

见图 1(c)~(f)。加权平均法中权值均设定为 0.5,这一方法硬件实现简单,有利于在实际应用中推广,权值为 0.5 意味着两幅图像等权重叠加,充分利用每一源图像的信息。小波融合方法中小波系数选择对应像素灰度值最大的系数。文献[10]的方法是采用基于窗口的融合策略,引入匹配度的概念,综合考虑了中心像素值及其周围  $3 \times 3$  的区域内的特征,更有效地保留边缘等信息。Curvelet 方法的低频部分采用加权平均,权值为 0.5,高频部分采用绝对值取大的方法。

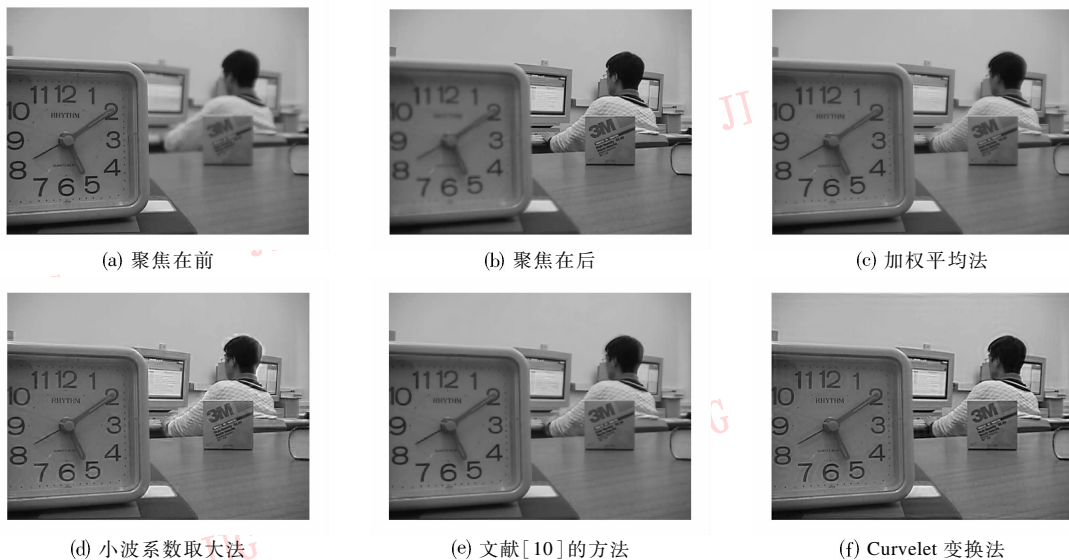


图 1 各种融合方法结果比较

Fig. 1 Fusion result images of different fusion methods

首先对这些融合方法的结果图像进行分析和主观评价。加权平均法相当于对图像进行了低通滤波,细节信息丢失较多,整体图像模糊。小波融合法直接提取各个层次的低、高频系数的最大值,产生虚假细节亮区,这是由于不在聚焦平面上的源图像相对较模糊,在像素值上的体现是整体区域灰度值接近,造成边缘亮区周围像素值较高,又由于小波对图像的分析能力有限,系数取大的方法会选出很多模糊区的高灰度值点,出现源图像本不存在的一些亮区,如图 1(d)中人的手臂处和头部附近的亮区。文献[10]的方法是在使用小波系数取大方法的基础上考虑周围像素的影响,但是由于小波本身的图像分析能力限制,而且基于区域的方法会使整体图像对比度降低,结果图像边界相对模糊,细节信息保留不够完整。Curvelet 方法对图像的分析具有更好的方向辨识能力,因此对图像的边缘保留更好,能量更

加集中,有效提取了高频细节信息。

为了更客观地评价这些方法,采用平均绝对误差(MAE)、均方差(MSE)、规格化均方差(NMSE)、信噪比(SRN)、峰值信噪比(PSNR)5个指标对融合图像的质量进行客观评价。表 1 给出了不同的融合方法的性能比较。可以看出,由于 Curvelet 变换法可以更有效地保留源图像内容,其各项指标都最好。

表 1 不同融合方法结果图像性能比较

Tab. 1 Performance comparison of different fusion result images

方法	MAE	MSE	NMSE	SNR/dB	PSNR/dB
加权平均法	2.40	51.91	0.003 0	25.28	30.98
小波系数取大法	0.55	50.32	0.002 9	25.41	31.11
文献[10]的方法	0.68	45.75	0.002 6	25.83	31.53
Curvelet 变换法	-0.19	29.39	0.001 7	27.75	33.45

从客观评价来看, Curvelet 变换的图像融合结果优于其他图像融合方法。

## 2 超声造影图像融合

采用 Curvelet 变换方法进行超声造影图像的融合。可以根据超声图像特点,对简单的 Curvelet 变换融合方法进行改进,分别对两个源图像进行 4 层 Curvelet 分解,得到的低频部分采用加权平均的方法,高频部分采用绝对值取大的方法。在加权平均法中为保证谐波信息的完整性,适当增大谐波图像的权重,权值设为 0.75。在高频的绝对值取大方法中,对于最高频部分的系数直接选择谐波图像的分解系数作为最终的融合系数,以增强细节信息。

通过超声成像设备采集的两幅源图像已经按前述方法完成预处理,见图 2,其中 (a) 是成年男子右肾的超声基波图像,可以分辨出器官的边缘轮廓,但内部几乎是没有任何细节信息的,检测不到病灶; (b) 是相应的造影谐波图像,可以看到组织坏死区和实质性占位,但是器官的轮廓模糊,很难定位病灶,这和之前的分析结果相符。图 2 中还显示了加权平均法、小波变换法、文献 [10] 的方法、Curvelet 系数取大法和改进的 Curvelet 变换法的结果图像。这些方

法所得的融合图像都可以同时获得组织边界信息和内部细节信息,但是差别仍然十分明显,加权平均法获得的结果图像整体分辨率低,细节信息模糊。小波变换法由于选择灰度值最大的小波系数作为融合系数,故图像中灰度值较大的区域保存的较多,由于基波图像灰度值均值高于谐波图像,即基波图像整体看上去亮些,故这种方法保留基波图像的信息多些,这样不利于灰度低的细节信息的保留,如谐波图像中的坏死区域的“黑洞”,其边缘在图 2(d) 中就没有很好地体现。文献 [10] 的小波窗口法综合考虑邻域像素之间相关性,对坏死区域的细节提取增加,对比度提高,但由于小波本身的分析能力有限,对相对平滑的基波图像保留较少。Curvelet 系数取大法会产生振铃现象,主要是由于在重构阶段进行离散傅里叶反变换,由于采样频率一定,其余位置以 0 补位,不考虑周围像素之间的关联,致使重构图像产生了振铃现象。由于振铃现象的出现会使图像边缘模糊,在造影谐波图像中表现为对比度降低,同小波系数取大法一样,对基波信息提取较多但谐波信息不足,边缘模糊,易造成误诊。针对超声图像特点改进的 Curvelet 变换算法得到的融合图像对比度高,组织边缘保存完好,坏死区域保存的信息较多,病灶明显,尤其对谐波成分保留的较多,实现了病灶和组织结构的定位。

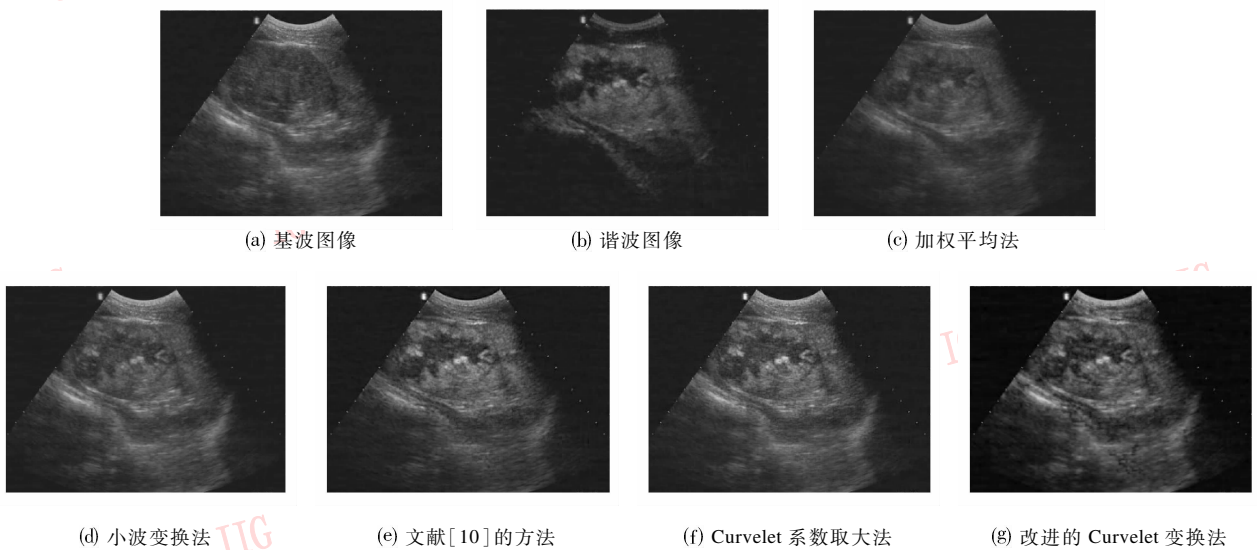


图 2 超声基波和谐波图像融合结果

Fig. 2 Fusion results of ultrasound fundamental and harmonic images

### 3 结 论

图像融合的思想引入超声造影成像,对基波和谐波图像进行 Curvelet 变换融合,有效克服了造影谐波成像中组织边界模糊的问题,可以获得内部病灶区和外部边界都清晰的图像。

为了获得更高质量的融合图像,还有很多工作需要开展。例如,随着造影剂灌注过程的进行,图像的灰度值往往会出现较大的变化,如临床实验表明,在灌注 26 s 时,动脉血管丰富的肿瘤区首先被增强,呈现两个“亮区”,而实质区较暗;在注入造影剂 100 s 后,肝实质区的毛细血管成为强回声区而变得较亮,而此时肿瘤区回声低于肝实质,出现两个“暗区”<sup>[1]</sup>。可见在整个灌注过程中,我们感兴趣的图像区域灰度值变化较大,单一的选择系数最大值的方法不能动态的适应这一变化,寻求自适应的系数选择方法将是算法改进的主要方向。

#### 参考文献 (References)

- [ 1 ] Chen Minhua, Yan Kun. The role of new contrast agent and contrast-enhanced gray-scale ultrasound in the diagnosis of liver neoplasms[J]. Chinese Journal of Ultrasonography, 2004, 13(1): 38-42. [陈敏华, 严昆. 新型造影剂与灰阶超声造影技术对肝肿瘤的诊断价值[J]. 中华超声影像学杂志, 2004, 13(1): 38-42.]
- [ 2 ] Simpson D, Burns P, Averkiou M. Techniques for perfusion imaging with microbubble contrast agents[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2001: 48(6): 1483-1494.
- [ 3 ] Yang Z, Han C Z, Kang X, et al. An overview on pixel-level image fusion in remote sensing [ C ]//Proceedings of IEEE International Conference on Automation and Logistics. New Jersey, USA: IEEE Computer Society, 2007: 2339-2344.
- [ 4 ] Zhang Z, Blum R S. A categorization of multiscale-decomposition-based image fusion schemes with a performance study for a digital camera application [ J ]. Proceedings of the IEEE, 1999, 87(8): 1315-1326.
- [ 5 ] Pajares G, Cruz M. A Wavelet-based image fusion tutorial [ J ]. Pattern Recognition, 2004, 37(9):1855-1872.
- [ 6 ] Jiao Licheng, Tan Shan. Development and prospect of image multiscale geometric analysis [ J ]. Acta Electronica Sinica, 2003, 31(12A): 1975-1981. [焦李成, 谭山. 图像的多尺度几何分析: 回顾和展望 [ J ]. 电子学报, 2003, 31(12A): 1975-1981].
- [ 7 ] Candès E J, Donoho D L. Curvelets: a surprisingly effective nonadaptive representation for objects with edges [ C ]//Cohen A, Rabut C, Schumaker L L. Curve and Surface Fitting. Nashville, Tennessee, USA: Vanderbilt University Press, 1999: 1-10.
- [ 8 ] Nencini F, Garzelli A, Baronti S, et al. Remote sensing image fusion using the curvelet transform [ J ]. Information Fusion, 2007, 8(2): 143-156.
- [ 9 ] Candès E, Demanet L, Donoho D, et al. Fast discrete curvelet transforms [ J ]. Multiscale Modeling and Simulation, 2006: 5(3): 861-899.
- [ 10 ] Heng C, Jie L, Wei Z. Image fusion scheme based on local gradient [ C ]//Proceedings of IEEE 5 International Conference on Communications, Circuits and Systems. New Jersey, USA: IEEE Computer Society, 2005: 528-532.