

超声图像中方向性伪纹理的形成研究

林丽萍,张东

武汉大学物理科学与技术学院,湖北武汉 430072

【摘要】超声成像是一种相干成像,它利用在人体内传播的超声波遇到人体组织而反射回来的超声信号进行成像,超声图像中的纹理可以反映组织的结构和特性,因此超声成像被广泛用于临床疾病的诊断。但是由于成像系统的影响,超声图像中含有与超声波束垂直、随着位置变化而方向不同的伪纹理。方向性伪纹理的存在不仅不能反映组织真正的纹理特性,而且降低图像的分辨率,影响后续诊断的准确性。本文从超声成像的原理出发,对超声图像中方向性伪纹理的形成进行研究,分析方向性伪纹理的形成原因,并从仿真实验中证实方向性伪纹理的存在。实验结果表明,方向性伪纹理的存在确实会干扰超声图像中纹理特征的代表,会对超声图像的肿瘤分割结果产生影响,在以后的临床诊断过程中,需要消除方向性伪纹理对诊断和治疗结果的影响。

【关键词】超声成像;方向性伪纹理;特征提取;去噪

【中图分类号】R318;TP391

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)12-1416-05

Formation of directional pseudo-textures in ultrasound images

LIN Liping, ZHANG Dong

School of Physics and Technology, Wuhan University, Wuhan 430072, China

Abstract: Ultrasonic imaging is a kind of coherent imaging, which uses the ultrasonic signal reflected by the ultrasonic wave in the human body when it encounters the human tissue for imaging. The textures in ultrasonic images can be used to reflect the structures and characteristics of the tissues. Therefore, ultrasonic imaging is widely used in the diagnosis of clinical diseases. However, due to the effects of imaging systems, ultrasonic images contain pseudo-textures that are perpendicular to the ultrasonic beams and have different directions as the position changes. The image with directional pseudo-textures can not reflect the true texture characteristics of the tissues and the existence of directional pseudo-texture reduces the resolution of the image, affecting the accuracy of subsequent diagnosis. Based on the principle of ultrasonic imaging, the formation of directional pseudo-texture in ultrasonic images is researched in the study. The reasons for the formation of directional pseudo-textures are analyzed, and the existence of directional pseudo-textures is confirmed in simulation experiments. The experimental results show that the existence of directional pseudo-texture does interfere with the representation of texture features in ultrasound images, which will affect the tumor segmentation results in ultrasound images. In the future clinical diagnosis process, eliminating the effects of directional pseudo-texture on diagnosis and treatment results is necessary.

Keywords: ultrasound imaging; directional pseudo-texture; feature extraction; denoising

前言

超声成像由于其低成本、无创性、实时性被广泛用于临床疾病的诊断,合适的超声图像分析方法可

以有效提高治疗效果。超声图像中的纹理可以表示组织的结构和特性,因此纹理分析被广泛应用于生物医学图像处理的过程中^[1]。但是,受到超声成像系统的影响,有些超声图像中的纹理并不能反映成像组织的真实特性,这样的纹理除了斑点噪声之外,还有一种与超声波束垂直,且方向随着位置变化而变化的纹理,我们将其定义为方向性伪纹理。与超声伪影不同,方向性伪纹理是将超声图像转换成扇形超声扫描图的过程中由于插值原因生成的。对于斑点噪声,已经有成熟的类似双边滤波、各向异性扩散

【收稿日期】2019-07-11

【基金项目】国家重点研发计划973项目(2011CB707900)

【作者简介】林丽萍,硕士,研究方向:图像处理,E-mail: kkliping@whu.edu.cn

【通信作者】张东,博士,教授,研究方向:信号处理,E-mail: zhangd_whu@163.com

滤波等去噪方法,但是对于方向性伪纹理的干扰,现有的研究甚少。

本文主要研究超声图像中方向性伪纹理的形成原理,从超声成像的原理出发,分析超声图像中与超声波束垂直并且方向随着位置变化而变化的伪纹理形成原理,在仿真实验的基础上进行验证并给出解决这种伪纹理方向性干扰的建议。

1 超声成像相关理论

1.1 超声成像基础

超过人耳听力范围的声波,我们称为超声波。声波依靠介质内各质点在声束轴线上的前后移动(即依靠介质的疏密变化)在人体内以纵波的方式向前传播,医学上用于人体诊断的超声波是声源震动在弹性介质中产生的频率范围为1~40 MHz的纵波^[2]。目前使用的超声诊断仪是建立在回波的基础上,其物理基础是人体内的声阻抗值是不同的,当声波穿过不同的组织器官时,其回声产生相应的变化,

从而可以提取各种诊断信息^[3]。超声图像主要是大界面的反射和小界面的散射回收信息经过A/D转换后形成影像。

超声成像是一种相干成像,使得超声图像呈现大量颗粒状的斑点分布。这些超声斑点所形成的图像纹理降低了超声图像的分辨率,但另一方面也反映了人体组织与入射超声波的相互作用特性,因而能够在一定程度上反映组织特性。纹理是指按一定规则对元素或基元进行排列所形成的重复模式,对这种重复模式的研究称为纹理特征分析^[4-5],纹理特征反映图像局部灰度结构分布的粗细、疏密、方向等信息。基于纹理特征的超声图像分析^[6],在超声图像目标分割^[7-9]、识别与分类^[10-11]中有着重要的应用。但是,超声图像的纹理模式由成像组织的结构特性和成像系统共同决定,即纹理还受到成像系统的影响。

数字B型超声诊断仪的主要组成包括:超声探头、发射/接收单元、数字扫描转换器、计算机控制中心、电源装置等^[12]。其原理如图1所示。

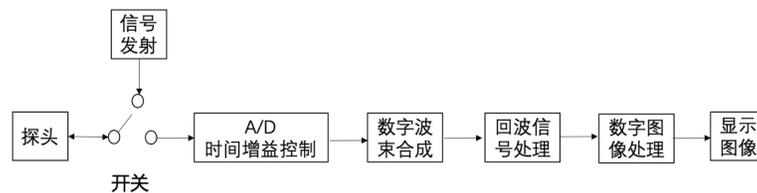


图1 B型超声诊断仪组成部分

Fig.1 Components of B mode ultrasonic diagnostic instrument

1.2 超声成像原理

超声成像主要分为4个部分:发射/接收声波、数字波束合成、回波信号处理和数字图像处理。超声探头在得到激励脉冲发射超声波的同时,受聚焦延迟电路的控制,实现波束的聚焦;一段时间的延迟后由探头接收回声信号,接收到的回声信号经过滤波和对数放大等信号处理;再由DSC电路将信号转换成数字信号,在CPU控制下进一步完成图像处理,并由图表形成电路和测量电路一起合成视频信号传给显示器形成大家所熟知的B超图像^[13]。

超声仪器依靠探头产生超声波,探头的主要部件是具有压电效应的压电晶体,压电效应是超声产生与接收的主要原理^[12]。探头发出的超声由人体表面进入到内部,部分声波在遇到由声阻抗不同的组织结构形成的声学界面时会被反射回来。反射声波对探头接触面又形成了一定的压力,由正压电效应的原理,探头内的压电晶体将受到的压力转变为电信号,由导线传回仪器并经过处理、放大以后以不同的方式显示在屏幕上,变成人们能够识别的信号^[2]。

对超声回波信号进行放大并通过A/D转换之后,需要进行波束合成。数字波束合成是后续数字信号处理和成像的基础,需要经过聚焦技术、动态孔径技术、幅度变迹技术等基本处理技术^[12]。

回波信号在波束合成时经过聚焦、变迹、孔径变换等环节处理后变成较为理想的波束分布,随后需要对这样处理之后的回波信号进行动态滤波、包络检测、对数压缩等相关处理。动态滤波是为了解决人体组织对不同频率超声能量的衰减不同而提出的,经过动态滤波后得到的是一个幅度和相位都受到调制的信号,为了得到回波的幅度信息来进行成像,必须进行包络检测,经过包络检测之后的超声信号,得到的是一条超声信号的幅度包络线,而包络线上的数值是不能直接进行成像的,需要采用对数压缩来进行映射。

通过数字信号处理后,需要对数字信号进行成像处理和优化,需要应用到数字扫描转换(包括坐标变换和线性插值)和帧相关技术。凸阵探头接收的是以极坐标形式排列的扇形区域超声扫描的回波信

号,如果直接将这样的信号进行显示扫描,用直角坐标形式进行成像,结果必然是不正确的,因而需要进行坐标变换。通过坐标变换后的坐标点,不一定落在凸阵探头的接收扫描线上,也不一定正好就在回波数据点对应的深度上。因此,需要通过线性插值的方式得到改点数值的大小。

2 伪纹理方向性形成原理及其影响

2.1 方向性伪纹理形成原理

在超声扇形扫描过程中,设备通常采用等角间距发射并在径向等间距采样,这种采样数据可以通过极坐标直接寻址。而超声显示图像的像素寻址方式,与常规数字图像一样都是采用直角坐标寻址,因此在超声图像的显示过程中,需要进行坐标转换。同时,由于像素点的坐标经过转换以后不可能与采

样点的位置完全重合,并且,在距离超声探头较远的区域扫描线会比较稀疏,因此进行坐标转换的同时还需要进行插值处理。超声设备中,坐标转换与插值是通过所谓的数字扫描转换算法来实现的^[14-19]。我们以常用的双线性插值为例来说明数字扫描转换过程,以及干扰纹理模式的形成原因。

假定每条超声扫描线上的采样点数为 M ,采样点径向间距为 d ,共有 N 条等角间距分布的超声扫描线,最大扫描角度为 Φ ,则某个超声采样点 $S(m, n)$ 对应的极坐标地址 (r, θ) 为(图2a):

$$\begin{cases} r = md, & m = 0, 1, \dots, M - 1 \\ \theta = n\phi - \frac{\phi}{2}, & \phi = \frac{\Phi}{N-1}, n = 0, 1, \dots, N - 1 \end{cases} \quad (1)$$

假定超声显示图像的大小为 $I \times J$,像素点之间的横向间距为 h ,纵向间距为 k ,某个像素点 $P(i, j)$ 对应的笛卡尔坐标地址 (x, y) 为(图2b):

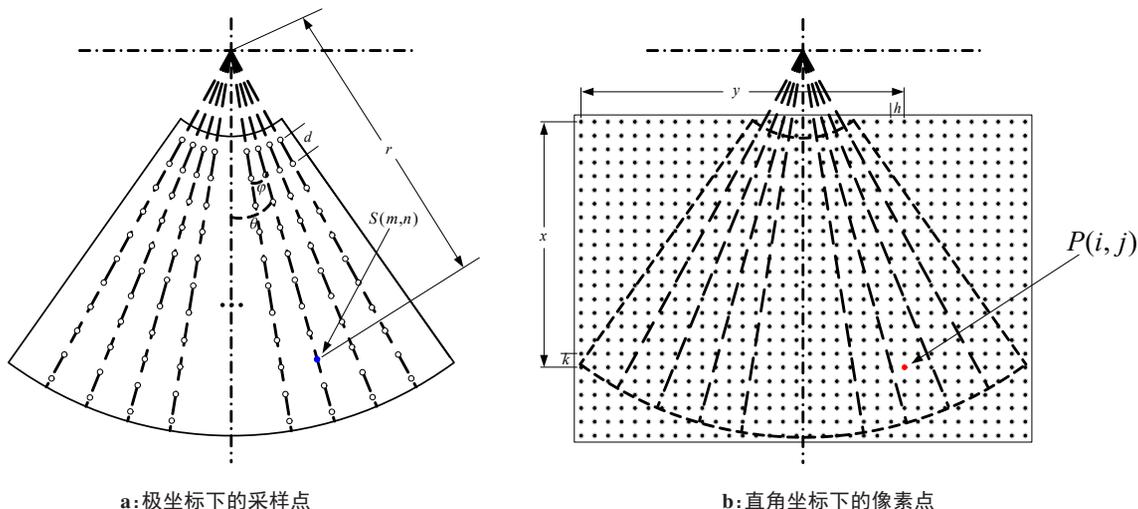


图2 超声扇形扫描采样点极坐标与显示图像像素点笛卡尔坐标的比较

Fig.2 Comparison of polar coordinates of sampling points of ultrasonic sector scanning and Cartesian coordinates of pixels in display image

$$\begin{cases} x = ik, & i = 0, 1, \dots, I - 1 \\ y = jh, & j = 0, 1, \dots, J - 1 \end{cases} \quad (2)$$

为了获得显示图像的像素值,需要先将像素点 $P(i, j)$ 的笛卡尔坐标为 (x, y) 转换为极坐标,坐标转换的公式为:

$$\begin{cases} r_p = (y_h^2 + x^2)^{1/2}, & y_h = y - \frac{I-1}{2}h \\ \theta_p = \text{tg}^{-1} \frac{y_h}{x} \end{cases} \quad (3)$$

由于像素点坐标只能取离散值,经过式(3)转换得到的极坐标 (r_p, θ_p) 通常并不会正好与某个采样点的极坐标 (r, θ) 重合,因此需要通过插值算法来确定显示像素的密度值。

如图3所示,假定某个像素点P的极坐标为 (r_p, θ_p) ,令:

$$\begin{cases} m_s = \lceil \frac{r_p}{d} \rceil \\ \alpha = r_p \bmod d \\ n_s = \lceil \frac{\theta_p + \frac{\phi}{2}}{\phi} \rceil \\ \beta = (\theta_p + \frac{\phi}{2}) \bmod \phi \end{cases} \quad (4)$$

则像素点P四周最近邻 $(m_s, n_s + 1)$ 采样点 $S_{1,1}$ 、 $S_{1,2}$ 、 $S_{2,1}$ 、 $S_{2,2}$ 的寻址序号分别为 (m_s, n_s) 、 $(m_s + 1, n_s)$ 、 $(m_s, n_s + 1)$,显示像素的密度值可由其周边采样点的值经过插值算法计算出来。最常用的双线性算法为:

$$P = (1 - \alpha)(1 - \beta) S_{1,1} + (1 - \alpha) \beta S_{1,2} + \alpha(1 - \beta) S_{2,1} + \alpha \beta S_{2,2} \quad (5)$$

此外,还有双立方插值、最近邻插值等算法以及在此基础上各种改进算法^[15-16, 20]。无论采用哪种

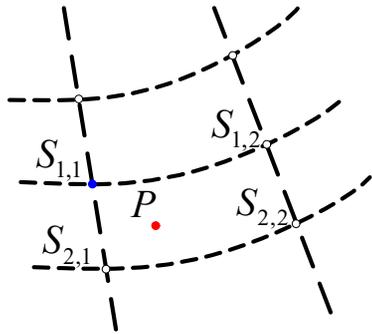


图3 显示图像极坐标转换位置 P 与其周边超声采样点 $S_{1,1}$ 、 $S_{1,2}$ 、 $S_{2,1}$ 、 $S_{2,2}$ 位置示意图

Fig.3 Schematic diagram of the position of the image polar coordinate transformation position P and its surrounding ultrasonic sampling points $S_{1,1}$, $S_{1,2}$, $S_{2,1}$, $S_{2,2}$

插值算法,都需要遵循的一个原则是:距离像素点越近的采样点对这个像素点密度值的贡献越大。由于扇形扫描的原因,在距离超声探头较远的区域,采样点的侧向间距会比较大,在两个采样点(例如图2中的 $S_{1,1}$ 和 $S_{1,2}$)之间的侧向弧形空隙中有多个像素点的密度值,都需要由这两个采样点及其周边采样点插值计算。这些经相同采样点插值得到的像素点密度值是高度相关的,这种相关性形成了与超声扫描线垂直的短弧形条状纹理模式。

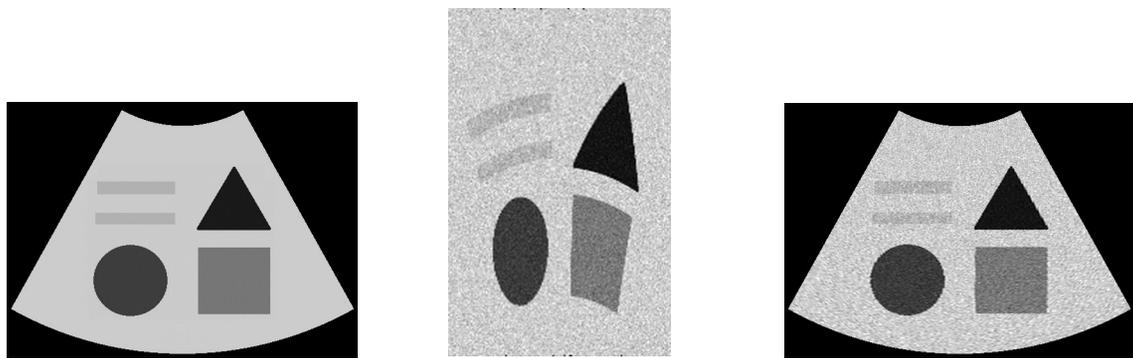
2.2 方向性伪纹理对特征提取的影响

方向性伪纹理造成的干扰与检测区域的大小有关。如果检测区域较小,在检测区域内纹理方向基

本一致,它不会影响特征识别的效果;但如果检测区域较大,使得检测区域存在方向不同的伪纹理,就会影响后续的特征识别与分析。经直肠超声扫描图像中,扇形扫描的角度要远大于普通手持超声扫描,因此伪纹理方向的影响会很大。在经直肠超声扫描图像前列腺分割研究中,Wu等^[21-22]都注意到图像纹理的方向与超声波束垂直,虽然他们没有解释这种现象是由于成像过程中扫描转换与插值造成的,但都意识到这种纹理方向会对真实组织纹理特征的提取造成干扰,因此采用旋转不变的Gabor滤波器来避免提取伪纹理方向。但是在常规扇形扫描超声图像中,人们很少注意到伪纹理方向形成的原因以及对特征提取的影响,因此也没有提出相应的解决方法。

3 实验结果分析

为了进一步说明这种短弧状纹理模式的产生原因,我们模拟了超声扇形扫描的成像过程。图4a为模拟的被扫描目标图像,图4b是超声扇形扫描的采样数据未经坐标转换与插值直接显示的图像,可以看到图像中超声纹理基元的大小分布均匀,也没有明显的方向性,但是这样直接显示极坐标数据会带来目标形状的明显畸变。图4c则是经过坐标转换与插值的显示超声图像,图中目标形状的畸变没有了,但是呈现出很多短弧状纹理模式,距离扫描探头越远,这种纹理模式就越明显。



a: 超声扫描中的目标图像 b: 直接显示的模拟超声扇形扫描数据采样图 c: 经过双线性插值和坐标转换后的图像

图4 超声扫描的目标图像成像过程

Fig.4 Target image imaging process for ultrasound scanning

由超声扫描坐标转换与插值形成的超声图像纹理模式具有两个明显的属性:第一,它不是由成像目标的生物或物理特性形成的,因此不包含成像目标的特征信息;第二,这种纹理模式具有明显的方向性,纹理方向与所处位置的扫描线方向垂直。由于这种方向性不是实际组织纹理方向的真实反映,我们将其称为伪纹理方向。伪纹理方向会妨碍我们从超声图像中提取能够真正反

映目标信息的纹理特征。图5a是一幅子宫肌瘤的超声扇形扫描图像,图5b是截取放大的肿瘤目标,图5c中的区域1、2、3都位于肿瘤目标内部,由于肿瘤体积比较大,造成扫描线穿过这3个区域的径向方向不同,因此在这3个区域内的纹理方向就完全不同。如果我们提取的是能够反映纹理方向性的特征指标,这些指标就会倾向于将这3个区域划分为不同的目标,从而造成错误分割。

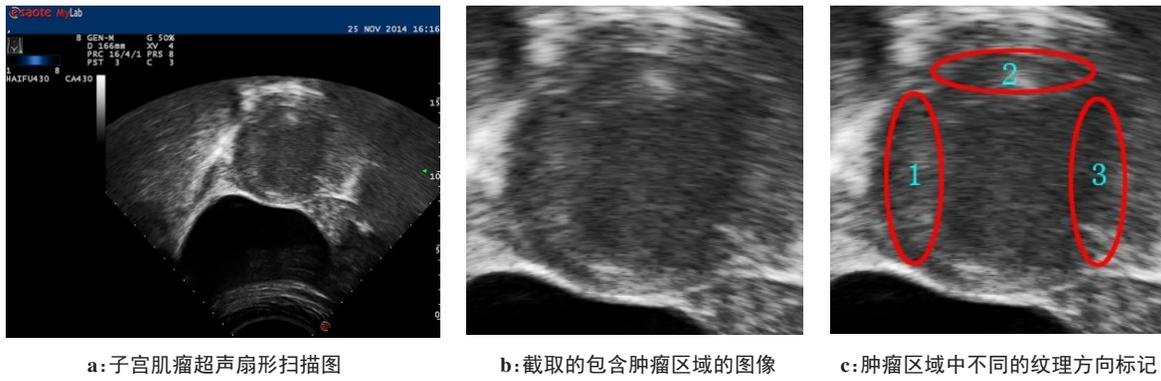


图5 子宫肌瘤超声扇形扫描图中的方向性伪纹理

Fig.5 Directional pseudo-textures in ultrasound sector-shaped scanning image of uterine fibroids

4 讨论

纹理作为分析超声图像的重要因素,需要精准地表示超声图像的特征。但是由于超声成像系统的影响,数字扫描转换过程中的坐标变换和插值,必然使得形成的超声图像带有与超声束垂直,并且方向随着位置变化而变化的方向性伪纹理。如果提取的纹理特征不含有方向性的信息,则对后续的诊断不会产生影响,但是若提取的特征中带有方向性的信息,那么特征量会受到方向性伪纹理的干扰,必然使得诊断结果出现偏差。因此,在今后的超声诊断治疗中,需要注意是否要消除伪纹理方向性的干扰,可以对超声图像进行过分割,再将每一小块超像素的方向矫正到同一个方向,再提取特征用于肿瘤分割或者其他治疗过程。

【参考文献】

[1] 龙群芳,张东. 高强度聚焦超声图像纹理分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2015, 32(6): 830-834.
LONG Q F, ZHANG D. Texture analysis of high intensity focused ultrasound image[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2015, 32(6): 830-834.

[2] 陈明. 心脏与血管超声生物力学[M]. 上海: 上海科技教育出版社, 2014: 30-31.
CHEN M. Cardiac and vascular ultrasound biomechanics [M]. Shanghai: Shanghai Science and Technology Education Press, 2014: 30-31.

[3] 李雪,曾登芬. 医学影像科护理工作手册[M]. 北京: 人民军医出版社, 2014: 197-198.
LI X, ZENG D F. Medical imaging care workbook [M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2014: 197-198.

[4] SIVARAMAKRISHNA R, POWELL K A, LIEBER M L, et al. Texture analysis of lesions in breast ultrasound images [J]. Comput Med Imaging Graph, 2002, 26(5): 303-307.

[5] CHEN C H. Handbook of pattern recognition and computer vision[M]. Singapore: World Scientific, 2005.

[6] ZHANG D, XU M, QUAN L, et al. Segmentation of tumor ultrasound image in HIFU therapy based on texture and boundary encoding[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(5): 1807.

[7] XIE J, JIANG Y, TSUI H T. Segmentation of kidney from ultrasound images based on texture and shape priors [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2005, 24(1): 45-57.

[8] RICHARD W D, KEEN C G. Automated texture-based segmentation

of ultrasound images of the prostate [J]. Computerized Medical Imaging And Graphics, 1996, 20(3): 131.

[9] MOJSILOVIĆ A, POPOVIĆ M, AMODAJ N, et al. Automatic segmentation of intravascular ultrasound images: a texture-based approach[J]. Ann Biomed Eng, 1997, 25(6): 1059-1071.

[10] WU C M, CHEN Y C, HSIEH K S. Texture features for classification of ultrasonic liver images[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1992, 11(2): 141-52.

[11] GOMEZ W, PEREIRA W C, INFANTOSI A F. Analysis of cooccurrence texture statistics as a function of gray-level quantization for classifying breast ultrasound[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2012, 31(10): 1889.

[12] 陈典煌. 数字B型超声成像的原理与维护[J]. 医疗设备, 2017, 30(4): 53-54.
CHEN D H. Principle and maintenance of digital B-mode ultrasound imaging[J]. Medical Equipment, 2017, 30(4): 53-54.

[13] 牛金海. 超声原理及生物医学工程应用生物医学超声学[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2017: 141-142.
NIU J H. Ultrasound principle and biomedical engineering application Biomedical ultrasound[M]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University Press, 2017: 141-142.

[14] FRITSCH C, PARRILLA M, MARTINEZ O, et al. A multirate scan conversion method[J]. Ultrasonics, 2000, 38(1-8): 179.

[15] BISWAS R, SARAWADEKAR K, VARNA S, et al. An FPGA-based architecture of DSC-SRI units specially for motion blind ultrasound systems[J]. J Real-Time Image PR, 2015, 10(3): 573-595.

[16] LEE M H, KIM J H, SONG B P. Analysis of a scan conversion algorithm for a real-time sector scanner[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1986, 5(2): 96-105.

[17] JIN K H, HAN Y S, YE J C. Compressive dynamic aperture B-mode ultrasound imaging using annihilating filter-based low-rank interpolation[C]//International Symposium on Biomedical Imaging. IEEE, 2016: 1009-1012.

[18] BERA D, AGARWAL L, BANERJEE S. Multirate scan conversion of ultrasound images using warped distance based adaptive bilinear interpolation[C]//IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems. IEEE, 2009: 1-5.

[19] SARAWADEKAR K P, INDANA H B, BERA D, et al. VLSI-DSP based real time solution of DSC-SRI for an ultrasound system[J]. Microprocess Microsy, 2012, 36(1): 1-12.

[20] HADHOUD M M, DESSOUKY M I, EL-SAMIE F E, et al. Adaptive image interpolation based on local activity levels[C]//Radio Science Conference, 2003. NRSC 2003. Proceedings of the Twentieth National. IEEE, 2003: C4-1-8.

[21] WU P, LIU Y, LI Y, et al. Robust prostate segmentation using intrinsic properties of TRUS images[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2015, 34(6): 1321.

[22] FENG D, LI C, XIAO C, et al. Research of spectrum measurement of texture image[C]//World Automation Congress. IEEE, 2012: 163-165.

(编辑:陈丽霞)