

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108228

超声相干平面波复合成像的环形统计矢量加权*

陈尧^{1,2}, 孔庆茹¹, 卢超^{1,3}, 石文泽¹, 李秋锋¹

(1. 南昌航空大学无损检测技术教育部重点实验室 南昌 330063; 2. 中国科学院声学研究所声场声信息
国家重点实验室 北京 100190; 3. 赣南师范大学 赣州 341000)

摘要:为提高超声相干平面波复合(CPWC)成像质量,本文提出了基于环形统计矢量(CSV)的加权算法。该算法以延时信号相位为环形统计样本,通过样本平均合矢量建立反映相位分布一致性程度的相干因子。进一步地,根据波束形成及相干因子构建数量的不同,提出了全孔径环形统计矢量(tCSV)加权算法。结果表明,相比于CPWC,CSV和tCSV的散射靶点分辨率和囊肿的对比度分别提高了至少23.67%和27.69%,CNR值降低至多39.37%。与相干因子(CF)和符号相干因子(SCF)相比,虽然CSV和tCSV算法在分辨率和对比度上最大分别比之减小约12.83%和88.31%,但抑制背景噪声和保留目标靶点回波幅值的能力较强,且CNR值比之提高了约20%,其成像质量具有更好地鲁棒性。

关键词: 相干平面波复合; 相位环形统计矢量; 全孔径环形统计矢量; 超声

中图分类号: TG115.28 TH878 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Circular statistics vector weighting for ultrasound coherent plane wave compounding

Chen Yao^{1,2}, Kong Qingru¹, Lu Chao^{1,3}, Shi Wenzhe¹, Li Qiufeng¹

(1. Key Laboratory of Nondestructive Testing, Ministry of Education, Nanchang Hangkong University, Nanchang 330063, China;
2. State Key Laboratory of Acoustics, Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;
3. Gannan Normal University, Ganzhou 341000, China)

Abstract: To improve the quality of ultrasonic coherent plane wave compounding (CPWC) imaging, a weighting algorithm based on circular statistics vector (CSV) is proposed. In this algorithm, the phase of delayed signal is taken as the circular statistical samples and the coherence factor reflecting the consistency of phase distribution is established through the sample average resultant vector. Furthermore, according to the different number of beamforming and coherence factor construction, the weighting algorithm of total circular statistics vector (tCSV) is proposed. Compared with CPWC, results show that the scattering target resolution and cyst contrast ratio of CSV and tCSV are increased by at least 23.67% and 27.69%, respectively. And the CNR value is decreased by up to 39.37%. Compared with the coherence factor (CF) and the sign coherence factor (SCF), the maximum resolution and contrast of CSV and tCSV algorithms are reduced by about 12.83% and 88.31%, respectively. However, the ability to suppress background noise and retain the amplitude of target echo wave is better. The CNR value is improved by about 20%, and the image quality is more robust.

Keywords: coherent plane wave compounding; circular statistics vector; total circular statistics vector; ultrasound

0 引言

超声成像是生物医疗领域中重要的显像技术,凭借其低风险、低成本等优势已在临床检查和医疗诊断

中得到了广泛应用^[1-2]。传统的超声成像技术采用多次聚焦,耗时较长,难以满足对成像效率十分需求的快速成像领域,如跟踪血液流动、心脏跳动监测、三维动态实时成像等。相对于传统的超声成像,基于单次平面波发射全孔径接收的超声平面波成像技术(plane

收稿日期:2021-07-12 Received Date: 2021-07-12

* 基金项目:国家自然科学基金(62161028, 12064001, 52065049)项目资助

wave image, PWI) 具有高速信号采集的特点, 通过一次发射即可获得整个区域的 B 扫图像, 充分满足了高帧频成像的需求^[3-5]。

尽管 PWI 具有极高的成像帧率, 但由于发射声束缺少聚焦, 波束较宽, 导致图像质量很差^[6-7]。为弥补 PWI 成像质量的不足, Montaldo 等^[8]提出了相干平面波复合 (coherent plane wave compounding, CPWC) 成像方法, 通过将多个角度上发射进行相干复合实现高帧频、高质量成像。与单角度发射的 PWI 相比, CPWC 获得了更高的图像质量。相比于传统 B 扫描成像, CPWC 具有更高的成像帧频^[9-10]。然而, Montaldo 等所提方法的成像实现是基于延时叠加 (delay and sum, DAS) 算法, 而 DAS 是一种非自适应波束形成算法, 所获得 CPWC 图像质量大多难以满足实际应用要求。

针对基于 DAS 的 CPWC 成像质量较低的问题, 相关学者提出诸多自适应算法帮助 DAS 提升图像信噪比、分辨率、衬度等质量指标。其中, 相干加权算法是一类重要且应用广泛的自适应算法。此类算法利用波束形成后各通道信号的相干信征量与非相干特征量之间的比值/标准差构建相干因子, 通过加权保留高相干程度处的图像幅值, 从而达到增强分辨率和抑制噪声的目的。基于该思想, 众多的相干加权因子被提出并应用于改善 CPWC 的成像质量。例如, 相干因子 (coherence factor, CF) 利用信号幅值的相干能量与非相干能量之间的比值来表示图像各像素点聚焦程度^[9, 11]; 相位相干因子 (phase coherence factor, PCF) 和符号相干因子 (sign coherence factor, SCF) 分别被定义为信号相位和相位极性的标准差, 用以反映各像素点相位一致性程度^[12]。

目前, 相干加权算法已在 CPWC 成像得到了初步应用。例如, Wang 等^[9]基于信号幅值的相干能量与非相干能量的比值构建 CF, 将其 CF 加权应用于 CPWC 成像, 结果表明 CF 加权能够有效提升衬度指标。Lokesh 等^[13]根据相位极性的标准差构建符号相干因子 (sign coherence factor, SCF), 将 SCF 应用于 CPWC 成像, 有效改善了 DAS 波束形成的横向分辨率。Yong 等^[14]结合平面波传播特点和应用对象状况, 在 SCF 的基础上提出了一种联合符号相干因子 (united sign coherence factor, uSCF), 进一步改善了 CPWC 图像的衬度指标。虽然 CF 和 SCF 可改善成像质量, 但上述仍然面临某些成像质量指标不足的问题。例如, CF 处理后, 图像靶点回波幅值略显不足。SCF 处理后图像 CNR 严重降低, 导致囊肿难以在规定动态范围内显示。因此, 开发一种分辨率和衬度更加平衡高鲁棒性相干加权算法, 是当下提升 CPWC 成像质量的迫切需求。

环形统计方法是统计科学的一个重要分支^[15]。其核心思想是将具有实部和虚部的复数样本视作圆形复平面分布的样本点, 通过复平面内的环形统计矢量反映复

数样本的一致性程度。目前, 环形统计法已在解决信号、图像领域中相关的复数统计问题得到了应用^[16-17]。相比于基于比值、标准差的传统方法, 环形统计可更加方便的对信号相位一致性/相干程度进行描述^[18]。因此, 环形统计矢量 (circular statistics vector, CSV) 为构建相干因子提供了一种新的解决思路。近年来, 已有先前工作提出了将环形统计矢量作为一种加权因子构建方法, 有效提高了无损检测领域中超声全聚焦图像的分辨率和信噪比^[19]。本文在考虑了不同发射角度的基础上, 提出了一种适用于 CPWC 的环形统计矢量加权方法, 以及全孔径环形统计矢量 (total circular statistics vector, tCSV), 以期有效提高成像分辨率和对比度。以 Ultrasound Toolbox 工具箱中提供的数据为研究对象^[20], 通过对比分析 CSV、tCSV 算法与 CPWC 及不同相干加权成像方法的分辨率、衬度等指标验证本文提出方法的有效性。

1 理论分析

假设平面波的发射角度为 θ , 超声波在介质中的传播声速为 c , 探头阵元中心间距为 x , 根据 Montaldo 等^[8]的报道, 倾角为 θ 的平面波传至散射体 (x, z) 的时间为 $t_T = (z \cos q + x \sin q)/c$, 由散射体 (x, z) 回传至阵元 $(x_n, 0)$ 所经历的时间均为 $t_R = \{(z^2 + (x - x_n)^2)^{1/2}/c\}$, 即阵元 $(x_n, 0)$ 接收信号中的总时长为 $t_n = t_T + t_R$ 。在以下算法中均假设采集到的信号已经过 M 个发射角度的叠加, 探头阵元数量为 N , 其索引序号为 $n (1 \leq n \leq N)$, 则 CPWC 图像中散射体 (x, z) 处的强度可表示为:

$$I(x, z) = \sum_{n=1}^N S_n(\tau_n) \quad (1)$$

1.1 相干因子加权

相干因子 CF 被定义为信号的相干能量和非相干能量之间的比值。探头阵元数量为 N 的 CPWC 成像条件下, 图像中像素点 (x, z) 处的表达式可写为:

$$CF = \frac{\left| \sum_{n=1}^N S_n(\tau_n) \right|^2}{N \sum_{n=1}^N |S_n(\tau_n)|^2} \quad (2)$$

式中: 分子项表示信号的相干能量, 分母项表示信号的非相干能量。

从理论上讲, 相干因子严格遵循信号相干能量/非相干能量值域范围在 $[0, 1]$ 的 Van Cittert-Zernike 聚焦准则^[11], 因而式 (2) 中的 CF 权重值满足 $0 \leq CF \leq 1$ 。当平面波图像某像素点 CF 权重值接近于 1 时, 表示信号能量集中, 该像素点处聚焦程度高。相反, CF 权重值接近于 0 时, 表示信号能量分散, 该像素点处几乎不聚焦。以各像素点对应的 CF 权重对 $I(x, z)$ 进行加权, 得到相干因子

加权后的 CPWC 图像表达式为:

$$I_{CF}(x, z) = I(x, z) \cdot CF \quad (3)$$

1.2 符号相干因子加权

符号相干因子 SCF 是一种基于符号函数表示信号相位相干程度的加权因子。符号 $b_n(\tau_n)$ 反映的是 CPWC 成像数据集中信号实部的符号,与信号实部 $\cos \varphi_n(\tau_n)$ 之间满足如下关系式:

$$b_n(\tau_n) = \begin{cases} -1 & \text{if } \cos \varphi_n(\tau_n) < 0 \\ +1 & \text{if } \cos \varphi_n(\tau_n) \geq 0 \end{cases} \quad (4)$$

式中: $\cos \varphi_n(\tau_n)$ 代表阵元 n 和传播时间 τ_n 下的瞬时相位实部值。根据方差定义,不同阵元信号延时后所得的符号 b_n 方差表示为:

$$\sigma^2 = \frac{N \sum_{n=1}^N b_n^2 - \left(\sum_{n=1}^N b_n \right)^2}{N^2} = 1 - \left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N b_n \right)^2 \quad (5)$$

式中: s 为符号 b_n 的标准差, N 表示探头阵元数量。根据符号的标准差 s , 符号相干因子 SCF 的表达式写作:

$$SCF^p = (1 - \sigma)^p = \left(1 - \sqrt{1 - \left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N b_n \right)^2} \right)^p \quad (6)$$

式中: p 为权重值调节因子,用于控制 SCF 权重值的敏感程度。由式(5)和(6)可知,符号相干因子 SCF 是一种基于统计学标准差加权方法,因此同样严格遵循 Van Cittert-Zernike 聚焦准则。目前,已有相关报道将 SCF 的建立方法称之为 Van Cittert-Zernike 聚焦准则上的相位拓展^[14]。

因此,式(6)中的 SCF 权重值也是满足 $0 \leq SCF \leq 1$ 。SCF 权重值接近于 1 时,表示信号相位一致程度高。相反,SCF 权重值接近于 0 时,表示信号相位分散。该像素点处几乎不聚焦。同样地,对 $I(x, z)$ 进行 SCF 加权后,CPWC 图像会得到增强:

$$I_{SCF}(x, z) = I(x, z) \cdot SCF \quad (7)$$

1.3 环形统计矢量加权

环形统计学是一种将复数数据样本作为分析对象的统计分析方法^[21],能够便捷、有效地处理复数信号类的统计问题。根据欧拉公式,信号可表示为由实部、虚部和模 3 部分组成的复数表达式,其表达式写作:

$$S = |h|e^{i\varphi} = |h|(\cos \varphi + i \sin \varphi) \quad (8)$$

式中: $|h|$ 为信号的模,当 $|h| = 1$ 时信号的幅值为单位长度,此时 $\cos \varphi$ 和 $\sin \varphi$ 为只含有相位信息的实部和虚部,复数信号可由信号的相角值 φ 作为自变量进行表征,则每个信号即可视作单位圆环上的由圆心指向圆的指针矢量来表示,指针的方向表示为 $(\cos \varphi, \sin \varphi)$ 。对于多个样本的数据而言,将这些不同指向指针矢量进行合矢量统计计算,即可得到反映相角一致程度的评价指标。例如,10 个样本的数据集中,若样本相角值 φ 趋于一致,则 10 个样本的指针均指向近乎相同的位置,其平均合矢量 $\bar{R}_1$ 的模较大其值趋近于 1,如图 1(a)所示;若样本相角值 φ 散乱,则十个样本的指针会随机的指向复平面各方向上,平均合矢量 $\bar{R}_1$ 的模很小其值趋近于 0,如图 1(b)所示。

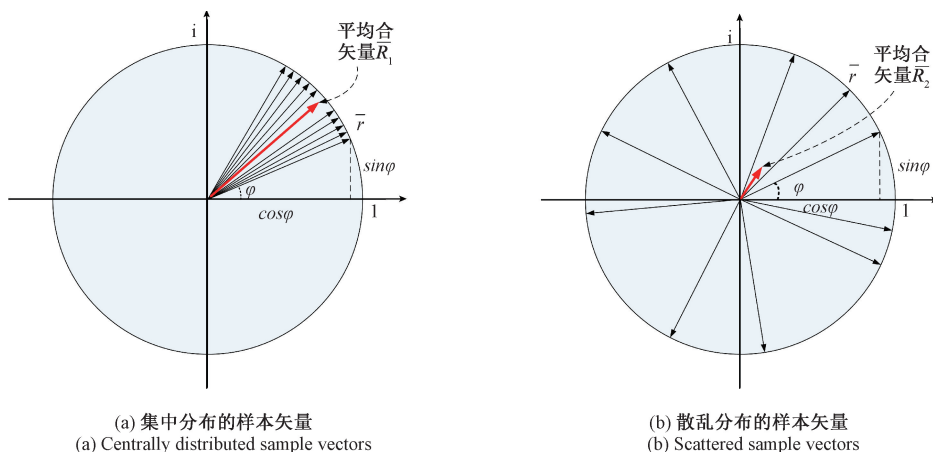


图1 环形矢量所反映相位一致性程度的原理

Fig. 1 The principle of phase consistency degree reflected by circular vector

然而,对比实际信号可知,实际采集到的超声信号幅值大多为非单位长度,构建环形统计样本时首先需得到不包含幅值的信号相位信息。通常,式(8)可由希尔伯特变换构造的复解析函数 $S_a(t)$ 进行表示,其表达式写作:

$$S_a(t) = S(t) + iH[S(t)] \quad (9)$$

式中: $H[\]$ 为信号 $S(t)$ 的希尔伯特变换式, $i^2 = -1$ 。利用如下式即可提取 $S_a(t)$ 的瞬时相位 $\varphi(t)$:

$$\varphi(t) = \arctan \frac{H[S(t)]}{S(t)} \quad (10)$$

通过式(9)可在确保不会丢失任何信息的情况下提取

相角 $\varphi(t)^{[22]}$, 消除了信号模对环形统计样本的影响。这样, 对于具有 J 个数据样本 $\{X_{j=1,2,\dots,J}\}$ 来说, 复平面上的环形统计矢量 (circular statistics vector, CSV) 的合矢量表示为:

$$\{X_{j=1,2,\dots,J}\} = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J e^{i\varphi_j} = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J (\cos \varphi_j + i \sin \varphi_j) = a + ib \quad (11)$$

式中: a 和 b 分别为相位实部和虚部的叠加值, 这样, 复平面上的平均合矢量长度可写作:

$$L = (a^2 + b^2)^{1/2} \quad (12)$$

由式 (12) 可知, L 的值域范围为 $[0, 1]$ 。若 $L=1$, 表明所有样本数据具有相同的角度, 环形统计矢量 CSV 指针方向完全一致。若 $L=0$, 表明所有样本数据的相角是随机的, CSV 指针方向完全没有明确的指向性。

对比式 (2)、(6)、(12) 可知, CSV 是一种通过平均合矢量长度 L 反映相位相干程度的方法。相比于相干因子 CF 和符号相干因子 SCF, 尽管具有不同的相干表达式,

但 CSV 所建立的统计相干函数仍然严格遵循 Van Cittert-Zernike 聚焦准则。因此, CSV 也可以作为一种用于波束形成图像重建的加权因子, 通过自适应加权改善超声图像成像质量。特别地, 对于 CPWC 成像, 式 (11) 中的 a 和 b 可另写为:

$$\begin{aligned} A &= \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \cos \varphi_n(\tau_n) \\ B &= \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \sin \varphi_n(\tau_n) \end{aligned} \quad (13)$$

据此, 用于改善 CPWC 成像质量的 CSV 加权因子写作:

$$L_{CSV} = (A^2 + B^2)^{1/2} \quad (14)$$

对 CPWC 图像中任意像素点 $I(x, z)$ 进行 CSV 加权, 图像质量能够有效被改善:

$$I_{CSV}(x, z) = I(x, z) \cdot L_{CSV} \quad (15)$$

图 2 为使用两种不同波束形成过程, 提取相位信息进行环形统计矢量加权的流程示意图。

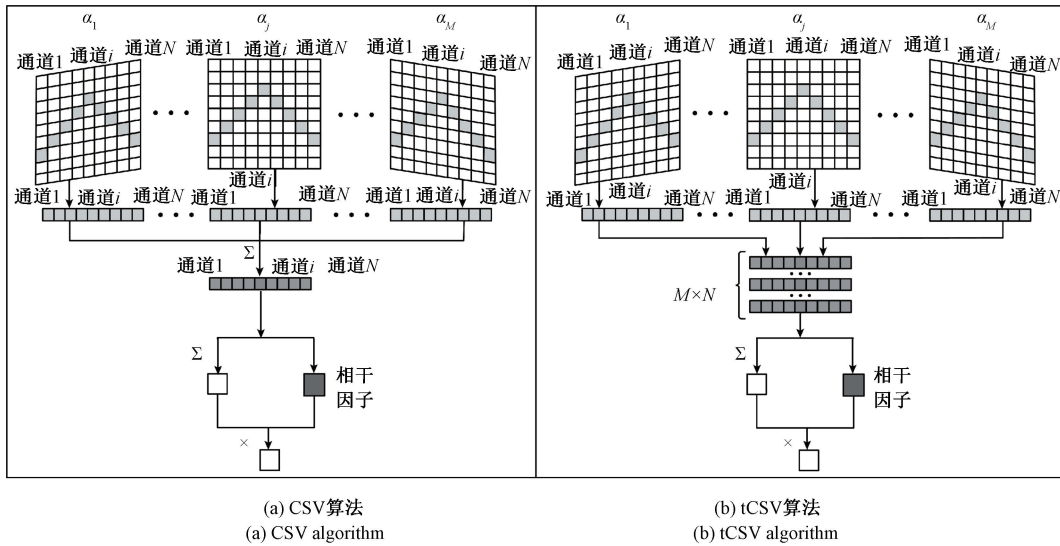


图 2 CSV 和 tCSV 算法加权流程

Fig. 2 Flow of CSV and tCSV algorithm swighting

上述 CSV 加权算法的过程如图 2(a) 所示, 将 M 个角度切片上的 N 条通道对应叠加, 分别提取这 N 条通道的相位信息来构建 N 个相干因子, 并与对应通道上叠加后的数据集相乘, 最后将这 N 个数据集相加, 得到 CSV 加权数据集。图 2(b) 则是对 M 个角度切片和 N 条通道上的所有数据进行波束形成, 再提取出 $M \times N$ 个相干因子, 与波束形成后的数据集相乘, 得到一个新的 CSV 加权数据集, 称这种加权方法为全孔径 CSV 加权, 文中简称为 tCSV。根据图 2(b) 中 tCSV 的加权过程, 式 (16) 中的 A 、 B 应改写为:

$$\begin{aligned} A_t &= \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \cos \varphi_n(\tau_n) \\ B_t &= \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \sin \varphi_n(\tau_n) \end{aligned} \quad (16)$$

则用于改善 CPWC 成像质量的 tCSV 加权因子应写作:

$$L_{tCSV} = (A_t^2 + B_t^2)^{1/2} \quad (17)$$

对 CPWC 图像中任意像素点 $I(x, z)$ 进行 tCSV 加权, 图像的表达式为:

$$I_{tCSV}(x, z) = I(x, z) \cdot L_{tCSV} \quad (18)$$

2 实验与仿真

为验证 CSV 和 tCSV 算法的有效性, 根据式 (1) ~ (18), 对 CPWC 数据集进行各种加权算法进行成像, 并比较各算法的成像质量差异。实验数据来自 Ultrasound Toolbox (<http://www.ultrasoundtoolbox.com/>) 中的仿组织模体平面波数据集。实验使用韩国 Alpinion

医疗超声诊断仪(韩国京畿道安阳市)对散射靶点和低回声囊肿进行信号采集,匹配使用的是 L3-8 线性阵列换能器。L3-8 线性阵列换能器的主要参数如表 1 所示。超声波在被检介质中的声速为 1 540 m/s,采样频率为 40 MHz。采集到的 CPWC 数据集共有 21 个发射角度,发射角度范围为 $-16^{\circ} \sim +16^{\circ}$,即角度间隔为 1.6° 。所有实验图像的显示动态范围均为 $0 \sim -60$ dB。

表 1 L3-8 线性阵列换能器的主要参数

Table 1 The main parameters of the L3-8 linear array transducer

参数	值
阵元数量	128
阵元宽度/mm	0.3
阵元间距/mm	0.3
中心频率/MHz	6

为评估提出构架的不同方面的性能,利用半峰值宽度(full-width at half maximum, FWHM),即 -6 dB 波数宽度,评估点实验对象,反映目标靶点的分辨率^[23-24]。此外对于囊肿目标,采用对比度(contrast ratio, CR)及噪声对比度(contrast-to-noise ratio, CNR)评估其成像质量。其中 CR 及 CNR 的定义如式(19)和(20)所示。

$$CR = 20 \lg \left(\frac{\mu_1}{\mu_2} \right) \quad (19)$$

$$CNR = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}} \quad (20)$$

式中: μ_1 与 μ_2 分别为斑目标与背景的平均强度; σ_1 与 σ_2 为斑目标与背景区域强度的标准差。

3 结果及讨论

3.1 散射靶点的成像结果

图 3 为散射靶点的实验数据在传统 DAS 算法及其 CF、SCF 和 CSV 加权后的成像结果,成像区域为深度 $1 \sim 50$ mm 及侧边距 $-19 \sim 19$ mm,动态范围为 $0 \sim -60$ dB。与传统的 DAS 成像相比,CF、SCF、CSV 这 4 种加权算法能够增强孔径的波束指向性,从图 3 可以看出,散射靶点的横向宽度出现不同程度的变窄。观察图 3(b)~(f) 中的散射靶点,CF、SCF 和 tCSV 图像中所有散射靶点的横向宽度相对较窄。对于深度 $1 \sim 10$ mm 的散射靶点,CF 和 SCF 加权处理后其亮度严重减小,而 CSV 和 tCSV 中却得到了很好地保留。加权算法对背景噪声也有抑制作用,与传统 DAS 图像相比,加权处理后的图像背景亮度变暗,其中 tCSV 的抑制程度最大,CSV 的抑制程度稍弱,SCF 和 CF 居中。

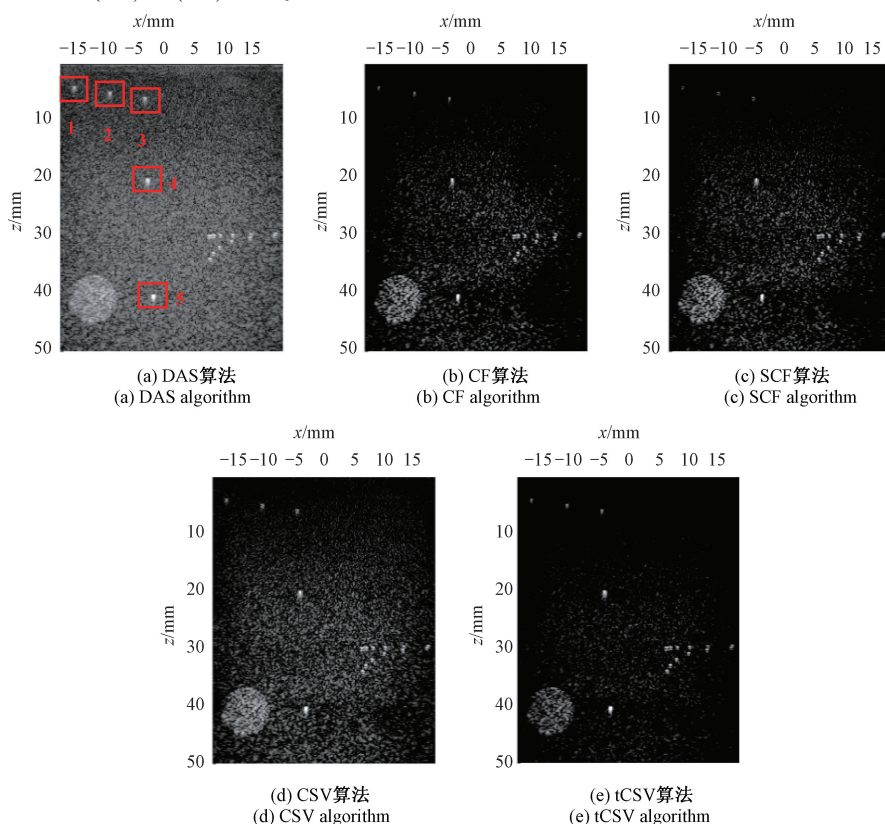


图 3 散射靶点的成像结果

Fig. 3 Imaging results of scattering targets

为进一步比较各算法对成像分辨率的影响, 分别选取深度 $z_1 = 5 \text{ mm}$ 、 $z_2 = 6 \text{ mm}$ 、 $z_3 = 7 \text{ mm}$ 、 $z_4 = 21 \text{ mm}$ 和 $z_5 = 41 \text{ mm}$ 处 5 个较为分散的散射靶点作为分析对象, 所选区域如图 3(a) 中矩形框内所示, 编号为 1~5, 为保证散射靶点位于矩形框的中心位置, 矩形框大小设置为 $2.6 \text{ mm} \times 2.6 \text{ mm}$ 。根据半波高水平宽度的定义, 分别计算这 5 个散射靶点在不同算法下的 FWHM 值, 计算结果如表 2 所示。图 4 为 5 个散射靶点在不同成像算法下的 FWHM 值的变化曲线。

表 2 不同算法散射点的 FWHM 值

Table 2 FWHM values of scattering points of

different algorithms						mm
算法	编号					
	1	2	3	4	5	
DAS	0.392 9	0.390 7	0.378 0	0.363 1	0.475 7	
CF	0.246 8	0.234 9	0.199 1	0.228 2	0.319 1	
SCF	0.208 0	0.196 8	0.158 8	0.210 3	0.316 9	
CSV	0.280 3	0.231 1	0.188 6	0.244 6	0.363 1	
tCSV	0.263 9	0.240 1	0.207 3	0.240 1	0.338 5	

经计算, 与传统 DAS 算法相比, 编号 3、4 散射点经 CF、SCF、CSV 及 tCSV 加权后, 分辨率提高程度较大, 尤其在编号 3 的散射点处, 分辨率提升程度最大, 分别为 47.33%、57.99%、50.11% 和 45.16%, 而在编号 5 的散射点处分辨率提升程度最小, 分别为 32.92%、33.38%、23.67% 和 28.84%。

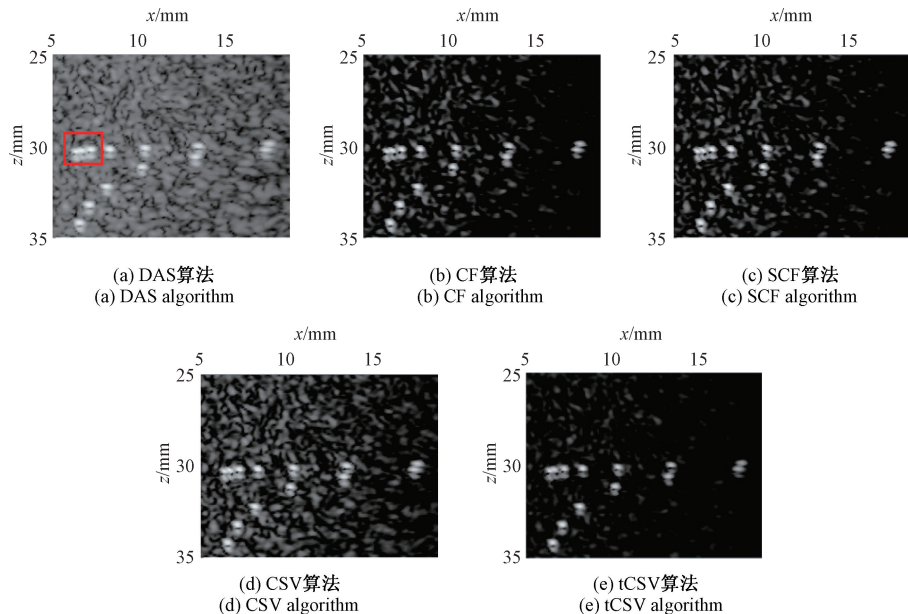


图 5 散射靶点的局部成像结果

Fig. 5 Local imaging results of scattering targets

从图 4 中可以看出, 对于不同的散射点, 传统 DAS 算法的 FWHM 值最大, 说明 CF、SCF、CSV 及 tCSV 这 4 种加权算法可以有效提高图像的分辨率; 其中 SCF 算法的 FWHM 值最小; 其余 3 种加权算法的 FWHM 值差异很小, 根据散射点位置不同而各有高低。从总体上看, CF 分辨率的提高程度基本高于 CSV 和 tCSV, 而 CSV 与 tCSV 算法对图像分辨率的提高程度基本相同, 其 FWHM 值的差值范围在 $0.004 5 \sim 0.024 6 \text{ mm}$ 之内, 分辨率提升的百分比相差 1.23%~5.17%。从图 4 中各算法曲线的趋势及计算结果可以看出, 深度位置越深的散射靶点横向分辨率提高程度越低。

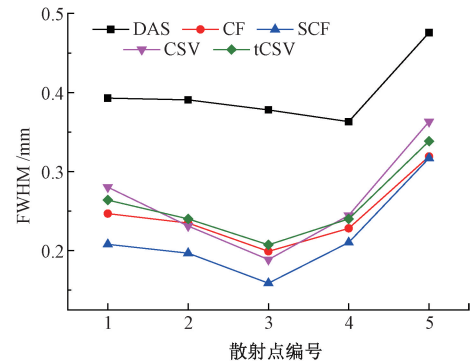


图 4 不同算法的 FWHM 值对比

Fig. 4 Comparison of FWHM values of different algorithms

如图 5 所示, 对图 3 中位于深度 25~35 mm, 侧边距 5~19 mm 处的 12 个散射靶点进行局部放大。根据图 5 的成像结果, DAS 的背景噪声最大、背景亮度最大且散射点边界模糊。经加权, 成像背景噪声减小, 背景亮度变暗, 背景与散射点的颜色对比增强。从抑制背景噪声的

能力看,tCSV 最强,而 CSV 最弱;从散射点的边界分辨能力看,CF 和 SCF 强于 CSV 和 tCSV。

为了分析各加权算法对散射点幅值的影响,如图 5(a)所示,选取深度 $z=30$ mm 的前两个散射靶点,由矩形框标出,画出各算法对所取散射靶点横向强度的变化曲线,如图 6 所示。由图 6 可以看出,第一个散射点的最大幅值均为 0 dB,观察第一个散射点与其附近背景噪声的幅值发现,DAS 的幅值变化幅度最小,CF 和 SCF 变化最大,CSV 和 tCSV 居中,但 tCSV 的背景幅值最低。

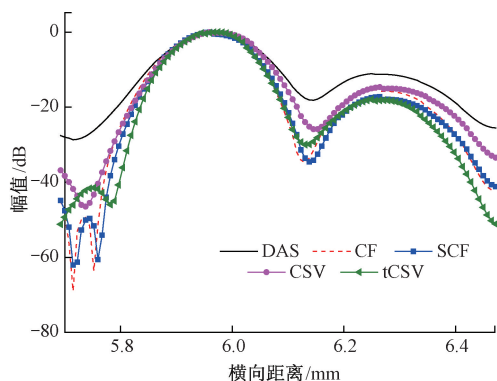


图 6 散射靶点的横向幅值变化

Fig. 6 Lateral amplitude variation of the scattering target

根据 DAS 的幅值曲线,第 1 个散射靶点与其间隔区域背景噪声的幅值之差为 18.14 dB,CF、SCF、CSV 和 tCSV 的幅值之差与 DAS 相比分别增大了 91.29%、90.74%、42.50% 和 65.21%。结合图 5 的成像结果,CF 的两个散射点的边界分辨能力最强,分别比 CSV 和 tCSV 高出 48.79% 和 26.08%。

综上,相对于 DAS 算法,CSV 和 tCSV 可以有效提高散射靶点的分辨率及分辨能力,减少背景噪声。

总体上,分辨率及分辨能力的提高程度稍弱于 CF 和 SCF。在背景噪声抑制方面,tCSV 效果最佳且相对稳定均匀。

3.2 低回声囊肿的成像结果

低回声囊肿实验数据在 -60 dB 显示下的成像结果如图 7 所示。成像区域与散射靶点的相同。由图 7 可知,在深度 40 mm 处,有 3 个暗斑。与传统 DAS 图像对比发现,图 7(b)~(f) 背景组织颜色加深,CSV 和 tCSV 背景颜色均匀且与传统 DAS 图像颜色相近,而 CF 与 SCF 对近场区的背景噪声抑制较强,颜色比图 7(d)、(f) 较深。坐标位于 (-8 mm, 40 mm) 处的暗斑,CF 和 SCF 加权后,其内部几乎没有噪声,而 CSV 和 tCSV 图像中的暗斑内部仍存在少量噪声。坐标 (5 mm, 40.5 mm), (17 mm, 41 mm) 处的两个暗斑,加权处理后,CF 和 SCF 中的目标暗斑内的颜色加深,暗斑位置、形状更为清晰。

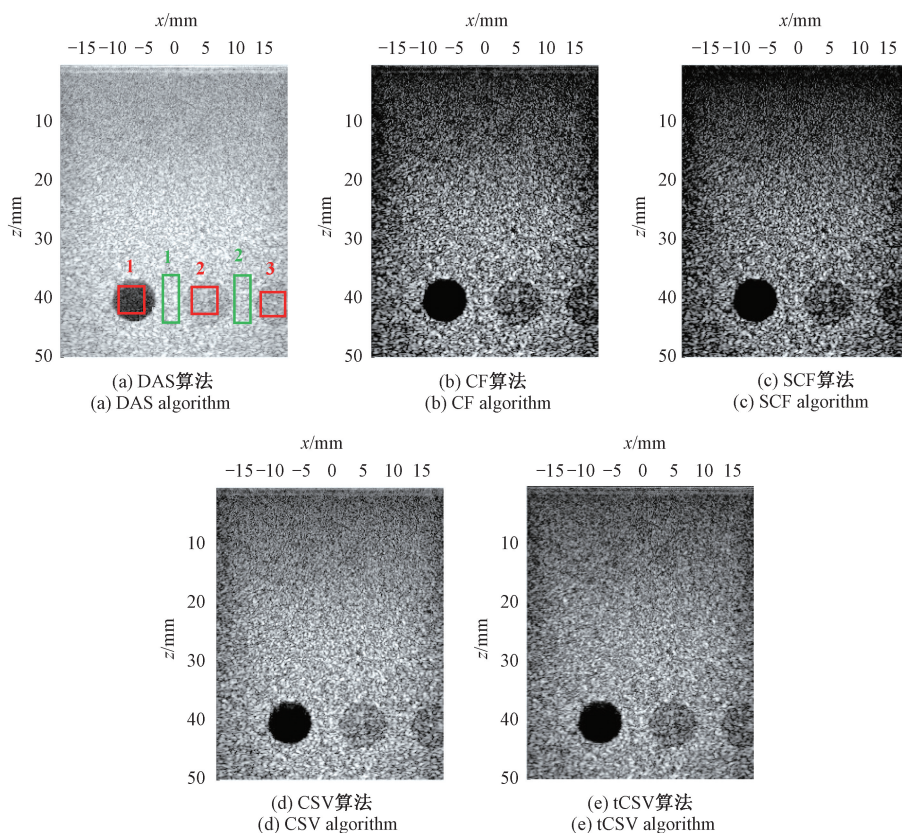


图 7 CPWC 模式下囊肿的超声成像对比

Fig. 7 Ultrasound imaging comparison of cysts in the CPWC mode

为进一步分析各算法对成像对比度 CR 和噪声对比度 CNR 的影响,根据式(19)和(20),表 3 给出了深度 $z=40\text{ mm}$ 处 3 个不同暗斑的 CR、CNR 的计算结果。计算使用的暗斑和背景组织的选取如图 7(a) 中所示,对 3 个暗斑编号 1~3,选取区域用正方形方框表示。背景组织的区域用长方形方框表示,编号为 1 和 2,选取编号 1 的背景组织作为 1 号、2 号暗斑计算式(19)、(20)中的 μ_2 和 σ_2 ,编号 2 的背景组织作为 3 号暗斑计算公式(19)、(20)中的 μ_2 和 σ_2 。计算结果如表 3 所示。

表 3 不同算法囊肿的 CR、CNR 值
Table 3 CR and CNR values of cysts with different algorithms

算法	CR/dB	CNR
DAS	32.825 9/5.721 1/6.395 3	1.878 2/0.823 5/0.940 7
CF	88.096 8/10.028 0/13.880 1	0.872 4/0.566 1/0.676 5
SCF	70.854 2/10.702 0/13.670 3	0.824 3/0.558 7/0.619 5
CSV	52.493 3/8.320 6/10.287 0	1.138 7/0.653 6/0.757 0
tCSV	41.914 3/10.997 3/11.946 4	1.217 3/0.732 8/0.778 0

由表 3 中数据可知,1 号暗斑经 CF 和 SCF 加权后,其 CR 值至少增加 116% 倍,而 CSV 和 tCSV 分别只增长了 59.91% 和 27.69%,可以看出在自适应加权算法中,虽然 CSV 和 tCSV 算法中 1 号暗斑的对比度 CR 远低于 CF 和 SCF,但对于幅值与背景幅值较为接近的 2 号和 3 号暗斑,其 CR 值与其他 3 个加权算法并未出现较大差异,最大差值分别为 2.38 dB 和 3.59 dB。同时,CSV 和 tCSV 算法在指标 CNR 上有很大优势。对比表 3 中数据发现,各加权算法对 1 号暗斑的 CNR 值降低幅度最大,分别为 53.55%、56.11%、39.37% 和 35.19%。而 2 号和 3 号暗斑的 CNR 值与 DAS 相比,下降程度较小,CNR 值的最大差值分别为 0.264 8 和 0.321 2。

CF、SCF、CSV 和 tCSV 算法通过对信号相位分布的调节,来改变像素点的幅值,图像中暗斑处的相位分布一致程度较高,该像素点处的幅值得到保留,背景噪声的相位随机分布,从而被有效抑制。因此,经加权处理,暗斑处的噪声得到有效抑制,对比度明显增强。由于 CF、SCF 加权处理后背景噪声抑制程度较强,导致 CNR 值减少较大。

为验证各算法对图像像素点强度的影响,提取图 7 各算法图像中 $z=39\text{ mm}$ 深度线上 1 号暗斑的横向幅值,变化曲线如图 8 所示。根据图 8 中的数值,DAS 暗斑与其附近的背景噪声的幅值差保持在 45 dB 左右;CSV 与 tCSV 的差值基本相同,范围约在 40~70 dB,且幅值变化幅度最为稳定;虽然 CF 和 SCF 幅值差大于 CSV 和 tCSV 强,其差值范围约在 60~120 dB,但其幅值变化起伏较大,稳定性较差。

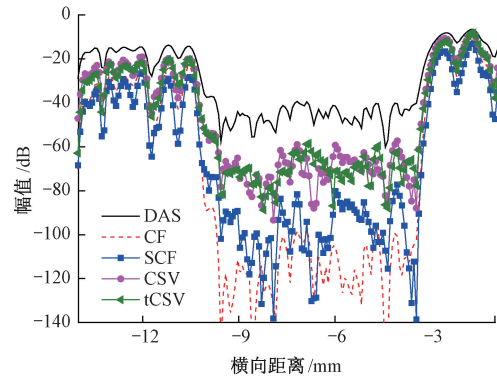


图 8 囊肿横向幅值变化

Fig. 8 Lateral amplitude change of cyst

4 结 论

本文提出了环形统计矢量加权 CSV 算法,并根据波束形成及相干因子构建数量的不同,提出了全孔径环形矢量加权 tCSV 算法。这两种算法都是通过提取复数信号样本的相位信息,根据复平面上样本的平均合矢量来反映相角的一致性程度,从而达到提高图像横向分辨率,抑制噪声,提高 CNR 的目的。由实验结果表明,相比于 CF 和 SCF,CSV 和 tCSV 算法在提高图像分辨率和 CR 上稍显不足,但却很好地保留了近场区目标靶点的回波幅值,同时具有较高的 CNR 值。本文所提新算法为改善图像质量,如成像分辨率,CNR 值等,提供了一种新的构建加权因子的方法,与已有的加权算法相比,本文所提算法在提高图像分辨率方面还需进一步优化。

参考文献

- [1] 袁绍锋,杨丰,刘树杰,等. 基于局部形状结构分类的心血管内超声图像中-外膜边界检测[J]. 电子学报, 2018,46(7):1601-1608.
YUAN SH F, YANG F, LIU SH J, et al. Media-adventitia border detection based on local shape structure classification for intravascular ultrasound images [J]. Acta Electronica Sinica, 2018, 46(7): 1601-1608.
- [2] 王录涛,吴锡,金钢,等. 一种基于奇异值谱加权的超声彩色多普勒成像杂波抑制算法[J]. 电子学报, 2016,44(6):1294-1299.
WANG L T, WU X, JIN G, et al. A singular-spectral-weighting-based clutter rejection method for color ultrasound doppler imaging [J]. Acta Electronica Sinica, 2016, 44(6): 1294-1299.
- [3] 郑驰超,彭虎,赵巍. 符号相干系数加权的超声平面波复合成像算法[J]. 电子学报,2018,46(1):31-38.

- ZHENG CH CH, PENG H, ZHAO W. Ultrasound imaging based on coherent plane wave compounding weighted by sign coherence factor [J]. *Acta Electronica Sinica*, 2018, 46(1): 31-38.
- [4] COUTURE O, FINK M, TANTER M. Ultrasound contrast plane wave imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2012, 59(12): 2676-2683.
- [5] TANTER M, FINK M. Ultrafast imaging in biomedical ultrasound [J]. *Control IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency*, 2014, 61(1): 102-119.
- [6] ZHAO J, WANG Y, YU J, et al. Subarray coherence based postfilter for eigenspace based minimum variance beamformer in ultrasound plane-wave imaging [J]. *Ultrasonics*, 2016, 65:23-33.
- [7] 陈尧,冒秋琴,石文泽,等. 一种傅里叶域超声平面波复合成像处理构架 [J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(7): 155-163.
- CHEN Y, MAO Q Q, SHI W Z, et al. Novel processing framework for the plane wave compounding imaging in Fourier-domain [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(7):155-163.
- [8] MONTALDO G, TANTER M, BERCOFF J, et al. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2009, 56(3): 489-506.
- [9] WANG Y, ZHENG C, PENG H. Dynamic coherence factor based on the standard deviation for coherent plane-wave compounding [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2019, 108: 249-262.
- [10] RACHEV R K, WILCOX P D, VELICHKO A, et al. Plane wave imaging techniques for immersion testing of components with non-planar surfaces [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 2020, 67(7): 1303-1316.
- [11] MALLART R, FINK M. Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities: The van Cittert Zernike approach and focusing criterion [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1994, 96(6): 3721-3732
- [12] CAMACHO J, PARRILLA M, FRITSCH C. Phase coherence imaging [J]. *Control IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency*, 2009, 56(5): 958-974.
- [13] LOKESH B, THITTAI A K. Spatial resolution improvement in plane wave imaging using adaptive sign coherence factor weighting [C]. *Proceedings of the 2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2016: 1-4.
- [14] YANG C, JIAO Y, JIANG T, et al. A united sign coherence factor beamformer for coherent plane-wave compounding with improved contrast [J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(7): 2250-2265.
- [15] HARRISON D, KANJI G K, GADSDEN R J. Analysis of variance for circular data [J]. *Journal of Applied Statistics*, 2006, 13(2): 123-138.
- [16] HANBURY A. Circular statistics applied to colour images [C]. *Proceedings of the 8th Computer Vision Winter Workshop*, 2003, 91(1-2): 53-71.
- [17] 王宁,彭华. 基于环形统计量和支持向量机的 CPM 信号调制识别 [J]. *信号处理*, 2012, 28(1): 47-53.
- WANG N, PENG H. Modulation recognition of CPM signals based on circular statistics and SVM [J]. *Signal Processing*, 2012, 28(1): 47-53.
- [18] 冒秋琴,陈尧,石文泽,等. 频域相位相干合成孔径聚焦超声成像研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(2): 135-145.
- MAO Q Q, CHEN Y, SHI W Z, et al. Research on synthetic aperture focusing ultrasonic imaging based on phase coherence in frequency domain [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(2): 135-145.
- [19] 冒秋琴,陈尧,张柏源,等. 相位环形统计矢量对提高全聚焦成像质量的影响 [J]. *声学学报*, 2020, 45(6): 913-921.
- MAO Q Q, CHEN Y, ZHANG B Y, et al. Enhancing effect of phase circular statistics vector for improvement imaging quality of ultrasonic total focusing method [J]. *Acta Acustica*, 2020, 45(6): 913-921
- [20] Plane-wave imaging challenge in medical UltraSound (PICMUS) [EB/OL]. [2016-03-28]. https://www.creatis.insa-lyon.fr/Challenge/IEEE_IUS_2016/.
- [21] PEWSEY A, NEUHÄUSER M, RUXTON G D. Circular statistics in R [M]. Oxford University Press, 2013.

- [22] 马玉华,林文华. 解析信号的瞬时相位与原始信号的等价关系 [J]. 黑龙江大学自然科学学报, 1995, 12(3):56-60.
- MA Y H, LIN W H. Equivalence between instantaneous phase of analytic signal and original signal [J]. Journal of Nature Science of Heilongjiang University, 1995, 12(3): 56-60.
- [23] GUO W, WANG Y Y, YU J H. Ultrasound harmonic enhanced imaging using eigenspace-based coherence factor [J]. Ultrasonics, 2016, 72:106-116.
- [24] ZHAO J X, WANG Y Y, YU J H, et al. Short-lag spatial coherence ultrasound imaging with adaptive synthetic transmit aperture focusing [J]. Ultrason Imaging, 2017, 39(4):224-239.

作者简介



陈尧,分别于 2008 年和 2011 年于辽宁工业大学获得硕士学位,2016 年于大连理工大学获博士学位,现为南昌航空大学讲师,主要研究方向为弹性各向异性及非均质材料的超声成像检测及信号处理。

E-mail: chen Yao1984@foxmail.com

Chen Yao received his B. Sc. degree and M. Sc. degree both from Liaoning University of Technology in 2008 and 2011, and received his Ph. D. degree from Dalian University of Technology

in 2016. He is currently a lecturer at Nanchang Hangkong University. His main research interests include ultrasonic imaging test and signal processing for the anisotropic and heterogeneous materials.



孔庆茹,2019 年于河南科技大学获得学士学位,现为南昌航空大学硕士研究生,主要研究方向为超声无损检测成像处理。

E-mail: kongqingru7@163.com

Kong Qingru received her B. Sc. degree from Henan University of Science and Technology in 2019. She is currently a master student at Nanchang Hangkong University. Her main research interest is ultrasonic nondestructive testing imaging processing.



李秋锋(通信作者),2008 年于南京航空航天大学获得博士学位,现在为南昌航空大学教授、硕士生导师,主要研究方向为声学检测及检测信号处理等方面的研究。

E-mail: qiufengli@nuaa.edu.cn

Li Qiufeng (Corresponding author) received his Ph. D. degree from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 2008. He is currently a professor and a master advisor at Nanchang Hangkong University. His main research interests include acoustic testing technology and testing signal processing and so on.