

适用于超声成像的旁瓣相消算法

李嘉科^{1*}, 陈晓冬^{2,3}, 汪毅^{2,3}, 郁道银^{2,3}

¹北京机械设备研究所, 北京 100854;

²天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;

³光电信息技术教育部重点实验室(天津大学), 天津 300072

摘要 为提高超声回波图像的横向分辨率、对比度, 抑制最大旁瓣能量, 提出一种适用于超声成像的旁瓣相消算法。利用基于特征空间的广义消旁瓣算法获得权值矢量, 通过超声回波信号的相干系数优化权值矢量, 对常见的点目标和暗斑进行成像。仿真结果表明, 本文算法相较于延时叠加算法在横向分辨率上提高了 60%, 相较于特征空间算法在对比度上改善了 112%。基于实际超声系统的实验结果与仿真结果一致, 证明了本文算法的有效性。

关键词 成像系统; 相控阵超声; 相干系数; 对比度

中图分类号 R197.39

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP56.071103

Sidelobe Canceller Algorithm for Ultrasonic Imaging

Li Jiako^{1*}, Chen Xiaodong^{2,3}, Wang Yi^{2,3}, Yu Daoyin^{2,3}

¹Beijing Mechanical Equipment Institute, Beijing 100854, China;

²School of Precision Instrument & Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

³Key Laboratory of Opto-Electronics Information Technology (Tianjin University),
Ministry of Education, Tianjin 300072, China

Abstract To improve the lateral resolution and contrast and restrain the peak sidelobe energy of ultrasonic echo images, a sidelobe canceller algorithm applied to the ultrasonic imaging is proposed. The proposed method calculates the weight vector by eigenspace-based generalized sidelobe canceller algorithm. The coherence factor of the ultrasonic echo signal is used to optimize the obtained weight vector. Then, the common point target and dark speck are imaged. The simulation results show that the proposed method improves the lateral resolution by 60% compared with delay-and-sum algorithm, and has a improvement of 112% in contrast compared with the eigenspace algorithm. Experimental results based on an actual ultrasonic system agree well with the simulated results, which proves the effectiveness of the proposed method.

Key words imaging systems; phased array ultrasound; coherence factor; contrast

OCIS codes 110.7170; 000.1430; 030.1640; 110.1085

1 引言

超声波具有无电离辐射、成本低、易于获得等优点, 在医学影像领域中被广泛应用。图像重构算法是超声成像的关键技术之一^[1], 其中, 延时叠加(DS)算法因可以实现波束聚焦而受到广泛关注^[2]。利用图形处理器(GPU)加速技术, 能够实现基于DS算法的实时超声图像显示^[3]; 但由于DS算法在

实现聚焦的同时引入了旁瓣干扰以及噪声信号, 因此获得的回波图像具有横向分辨率低、旁瓣信号大及对比度差等问题^[4]。为了有效抑制旁瓣干扰和噪声信号, 自适应成像算法被引入超声成像^[5]。自适应成像算法利用计算得到的权值矢量在抑制旁瓣干扰和噪声信号的同时保留期望信号, 提高了回波图像质量^[6-8]。为了改善自适应成像算法的稳健性, Evans等^[9]和 Synnevåg等^[10]分别提出对角加载算法以及子

收稿日期: 2018-09-03; 修回日期: 2018-10-08; 录用日期: 2018-10-30

基金项目: “十三五”科技支撑计划(2017YFC0109700)、天津市自然科学基金(15JQNJC14200)

* E-mail: lijiake1223@tju.edu.cn

孔径平滑算法。为进一步抑制旁瓣干扰和噪声信号,研究人员提出基于特征空间的自适应成像^[11]算法,以及基于相干系数^[12-13]的自适应成像算法。

本文提出一种新的旁瓣相消(CFEBGSC)算法,在抑制干扰和噪声信号的同时保留了期望信号,进而提高超声回波图像的横向分辨率。此外,基于超声回波信号相干性强的特点,本文算法利用回波数据样本协方差矩阵的最大特征值约束权值矢量,在不增加算法计算量的情况下进一步抑制了旁瓣干扰和噪声信号,获得了更优的图像对比度。基于点目标和暗斑的仿真数据,以及实际回波数据分别进行成像实验,验证了算法的有效性。

2 基本原理

对于 M 阵元线形相控阵超声成像系统,基于合成孔径(SA)成像技术的超声回波图像^[8]可表示为

$$y(k) = \boldsymbol{\omega}^H(k) \mathbf{X}(k) = \sum_{i=1}^M \omega_i^*(k) x_i(k), \quad (1)$$

式中: $\mathbf{X}(k)$ 代表接收聚焦后的超声回波数据, $\mathbf{X}(k) = [x_1(k), x_2(k), \dots, x_M(k)]^T$, k 为渡越时间; $i=1, 2, \dots, M$, i 代表发射超声波的超声阵元, M 为总阵元数; $\boldsymbol{\omega}(k)$ 是复权值矢量, $\boldsymbol{\omega}(k) = [\omega_1(k), \omega_2(k), \dots, \omega_M(k)]^T$, 设置 $\boldsymbol{\omega}(k) = [1, 1, \dots, 1]^T$; $y(k)$ 是经 DS 算法处理后的回波图像; $(\cdot)^T$ 以及 $(\cdot)^H$ 分别代表矩阵的转置和共轭转置, $(\cdot)^*$ 为复共轭。

基于阵列信号模型,经 DS 算法处理后的超声回波数据 $y(k)$ 包含期望信号、干扰信号以及噪声信号三部分。期望信号代表被探测点的理想回波信号,干扰和噪声信号则包括旁瓣干扰、白噪声、热噪声等。自适应成像算法(GSC)在抑制干扰和噪声信号的同时保留期望信号,构造的权值矢量 $\boldsymbol{\omega}_{\text{GSC}}$ 满足约束条件^[14]

$$\min \boldsymbol{\omega}_{\text{GSC}}^H \mathbf{R} \boldsymbol{\omega}_{\text{GSC}}, \text{ subject to } \boldsymbol{\omega}_{\text{GSC}}^H \mathbf{a} = 1, \quad (2)$$

式中: \mathbf{a} 为方向向量,代表期望信号的波达方向; \mathbf{R} 是干扰加噪声信号的协方差矩阵。基于广义旁瓣相消结构,可以求得权值矢量 $\boldsymbol{\omega}_{\text{GSC}}$ 的最优解为

$$\boldsymbol{\omega}_{\text{GSC}} = \boldsymbol{\omega}_q^{-B} \boldsymbol{\omega}_a, \quad (3)$$

$$\boldsymbol{\omega}_q = (\mathbf{a} \mathbf{a}^H)^{-1} \mathbf{a}, \quad (4)$$

$$\boldsymbol{\omega}_a = (\mathbf{B}^H \hat{\mathbf{R}} \mathbf{B})^{-1} \mathbf{B}^H \hat{\mathbf{R}} \boldsymbol{\omega}_q, \quad (5)$$

式中: \mathbf{B} 是阻塞矩阵; $\boldsymbol{\omega}_q$ 为非自适应权值矢量; $\boldsymbol{\omega}_a$ 为自适应权值矢量; $\hat{\mathbf{R}}$ 代表回波数据的样本协方差矩阵, $\hat{\mathbf{R}} = \mathbf{X}(k) \mathbf{X}(k)^H$ ^[5]。回波数据的协方差矩阵 $\hat{\mathbf{R}}$ 是 Hermitian 矩阵,特征向量互相垂直,且 $\hat{\mathbf{R}}$ 的

最大特征值对应的特征向量代表期望信号的波达方向。利用 $\hat{\mathbf{R}}$ 的特征向量构建信号子空间 \mathbf{E}_s 和噪声子空间 \mathbf{E}_n , \mathbf{E}_s 由特征值 $\lambda_i > \sigma \lambda_1$ 对应的特征向量构建, λ_1 代表 $\hat{\mathbf{R}}$ 的最大的特征值,经验参数 σ 一般为 $0.5 \sim 0.02$ ^[11]。 \mathbf{E}_n 由特征值 $\lambda_i \leq \sigma \lambda_1$ 对应的特征向量构建。期望信号包含于信号子空间 \mathbf{E}_s , 且 \mathbf{E}_s 和 \mathbf{E}_n 相互垂直。将 $\boldsymbol{\omega}_{\text{GSC}}$ 投影到信号子空间 \mathbf{E}_s 中,即可获得新的权值矢量 $\boldsymbol{\omega}_{\text{EBGSC}}$ (基于特征空间的旁瓣相消算法,EBGSC), $\boldsymbol{\omega}_{\text{EBGSC}}$ 能够剔除噪声子空间 \mathbf{E}_n 中的干扰和噪声信号^[15]。

$$\boldsymbol{\omega}_{\text{EBGSC}} = \mathbf{E}_s \mathbf{E}_s^H \boldsymbol{\omega}_{\text{GSC}}. \quad (6)$$

3 本文算法

为了进一步抑制旁瓣干扰和噪声信号、提高回波图像的对比度,引入相干系数 C_{cf} 再次优化获得的权值矢量 $\boldsymbol{\omega}_{\text{EBGSC}}$ 。

C_{cf} 系数定义为回波信号中相干能量(C_{CS})与总能量(T_{TE})之比。基于阵列信号模型,超声回波信号包含期望信号 D , 干扰信号 I 和噪声信号 N 三部分。期望信号是被探测点的实际回波信号,经 DS 算法处理后各阵元接收到的期望信号的相位、振幅相同,属于相干能量。干扰和噪声信号则包含非聚焦位置的回波信号、白噪声及热噪声等,干扰和噪声信号的相位和振幅是随机的,为非相干能量。因此, C_{cf} 系数可修正为期望信号能量与总能量之比^[16], 而超声回波数据的样本协方差矩阵 $\hat{\mathbf{R}}$ 的最大特征值 λ_1 正比于期望信号能量和总能量之比。因此,可利用最大特征值 λ_1 直接代替待计算的 C_{cf} 系数,表示为

$$C_{\text{cf}} = \frac{C_{\text{CS}}}{T_{\text{TE}}} = \frac{\left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M x_i(k) \right]^2}{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M [x_i(k)]^2} = \frac{D^2}{D^2 + (I + N)^2} = \lambda_1. \quad (7)$$

利用最大特征值 λ_1 替代 C_{cf} 系数约束权值矢量 $\boldsymbol{\omega}_{\text{EBGSC}}$, 能够在不增加算法计算量的前提下结合特征空间和相干系数的优势,进一步抑制旁瓣干扰和噪声信号,提高回波图像的对比度:

$$\boldsymbol{\omega}_{\text{CFEBGSC}} = \lambda_1 \boldsymbol{\omega}_{\text{EBGSC}}. \quad (8)$$

4 实验

Field II 是研究超声成像常用的仿真软件,基于 Field II 获得的仿真数据可验证图像重构算法的有

效率^[17-18]。利用 Field II 获得点目标和暗斑的回波仿真数据,对比 DS、GSC、EBGSC 及 CFEBGSC 算法在横向分辨率 F_{FWHM} 、最大旁瓣水平 P_{PSL} 、对比度 $C_{contrast}$ 和对比度噪声比 C_{CNR} 上的差异。设置的仿真参数如下:阵元数 $M = 64$,阵元间隔 $d = 0.2413$ mm,中心频率 $f_0 = 3.33$ MHz,声速 $c = 1500$ m/s,系统采样率 $f_s = 71.04$ MHz。仿真参数与实际超声成像系统的核心参数相同。

4.1 点目标

在探测深度 25~60 mm、横向距离 -5~5 mm 的成像区域随机设置 16 个点目标,图 1 展示经 DS、

GSC、EBGSC、CFEBGSC 算法重构的 B 超图像,图像的动态显示范围为 80 dB。图 2 显示图 1 在探测深度 $z = 45$ mm 和 55 mm 处的横向能量变化曲线,直观地展示各算法重构后的超声图像的横向分辨率及最大旁瓣水平^[19]。表 1 详细列出探测深度 $z = 45$ mm 位置处点目标的 F_{FWHM} 和 P_{PSL} 。DS 算法及 CFEBGSC 算法处理后的 F_{FWHM} 分别为 1.21 mm 和 0.48 mm,CFEBGSC 算法相较于 DS 算法在横向分辨率上提高了 60%。CFEBGSC 在抑制旁瓣能量方面相较于 EBGSC、GSC 和 DS 分别提高了 45.9 dB、95.0 dB、108.0 dB。

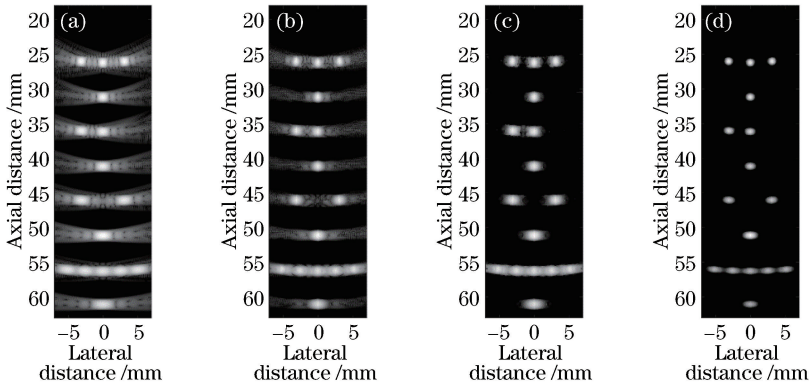


图 1 点目标的回波图像。(a) DS;(b) GSC;(c) EBGSC ($\sigma=0.5$);(d) CFEBGSC ($\sigma=0.5$)

Fig. 1 Echo images of point targets. (a) DS; (b) GSC; (c) EBGSC ($\sigma=0.5$); (d) CFEBGSC ($\sigma=0.5$)

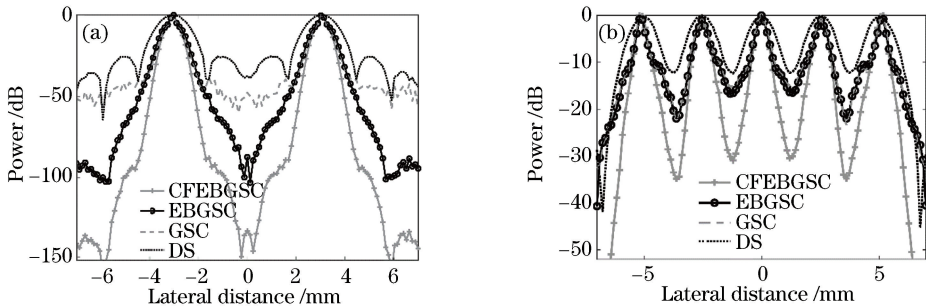


图 2 不同波束形成算法的横向能量变化。(a) $z = 45$ mm;(b) $z = 55$ mm

Fig. 2 Lateral energy variation for different beamforming algorithms. (a) $z = 45$ mm; (b) $z = 55$ mm

表 1 $z = 45$ mm 处点目标的 F_{FWHM} 和 P_{PSL}

Table 1 F_{FWHM} and P_{PSL} of point target at $z = 45$ mm

Algorithm	F_{FWHM} /mm	P_{PSL} /dB
DS	1.21	-26.0
GSC	0.48	-39.0
EBGSC	0.48	-88.1
CFEBGSC	0.48	-134.0

4.2 暗斑

经各算法重构的暗斑 B 超图像如图 3 所示。在暗斑周围随机添加散射点模拟散斑噪声^[20],图像的动态显示范围为 80 dB,图 4 展示各重构图像在

$z = 37$ mm 处的横向能量变化曲线。在成像区域分别设置半径 $r = 5, 3, 2$ mm,圆心 $(x, z) = (0, 37), (0, 47), (0, 54)$ mm 的三个圆形暗斑。表 2 对比 $r = 5$ mm 的暗斑内部和外部的平均能量强度,计算各算法处理后的回波图像的对比度和对比度噪声比^[21],分别表示为

$$C_{contrast} = \mu_b - \mu_c, \quad (9)$$

$$C_{CNR} = \frac{\mu_b - \mu_c}{\sqrt{\sigma_b^2 + \sigma_c^2}}, \quad (10)$$

式中: μ_c 和 μ_b 分别代表暗斑内部和外部的平均能量; σ_c 和 σ_b 则分别代表暗斑内部和外部的平均标准差。

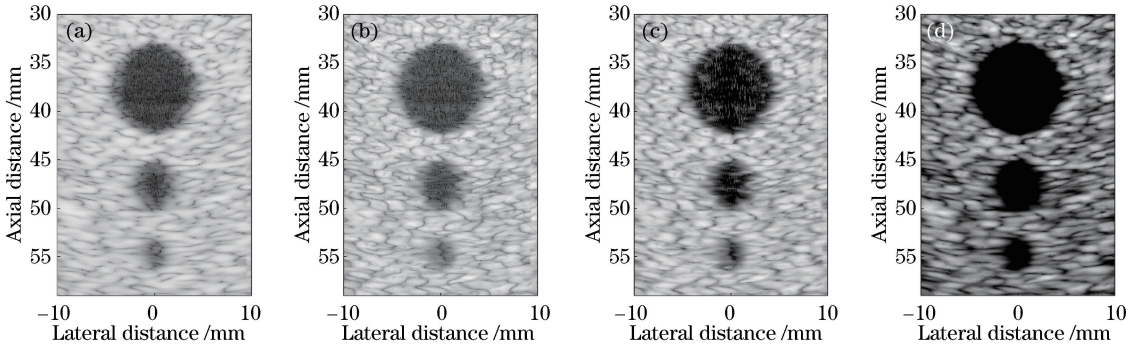


图3 基于 Field II 的圆形暗斑图像。(a) DS;(b) GSC;(c) EBGSC ($\sigma=0.5$);(d) CFEBGSC ($\sigma=0.5$)

Fig. 3 Circular dark speck images basing on Field II . (a) DS; (b) GSC; (c) EBGSC ($\sigma=0.5$); (d) CFEBGSC ($\sigma=0.5$)

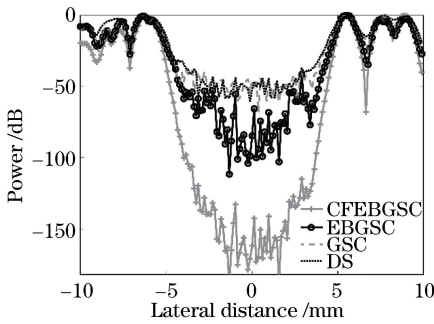


图4 不同算法重构的B超图像在 $z=37$ mm 处的横向能量变化

Fig. 4 Lateral energy variation of B-mode ultrasonic images reconstructed by different algorithms at $z=37$ mm

实验结果证明,本文算法明显提高了暗斑回波图像的对比度和 C_{CNR} 。相较于 DS、GSC 和 EBGSC 算法,本文算法在对比度上分别提高了 186%、207%和 112%。对比 $r=2$ mm、圆心 $(x, z)=(0, 54)$ mm 的暗斑,经 DS、GSC 和 EBGSC 算法重构的图像中该暗斑出现明显形变,而 CFEBGSC 算法重

表2 $r=5$ mm, $(x, z)=(0, 37)$ mm 圆形暗斑的

C_{contrast} 和 C_{CNR}

Table 2 C_{contrast} and C_{CNR} of circular cyst with $r=5$ mm, $(x, z)=(0, 37)$ mm

Algorithm	$C_{\text{contrast}}/\text{dB}$	C_{CNR}
DS	34.7	1.59
GSC	32.3	1.43
EBGSC	46.9	2.25
CFEBGSC	99.2	2.60

构的图像则更接近期望。这是由于干扰和噪声信号同样会占据暗斑内部的空间。因此,本文算法更有助于微小暗斑的识别。

4.3 仿体成像

仿体成像实验的原始超声回波数据由密歇根大学生物医学超声实验室提供^[10],仿体由琼脂及散射介质组成,琼脂的声学特征与人体组织近似。经各算法重构的B超图像如图5所示,图像的动态显示范围为 60 dB。图6展示探测深度为 $z=88$ mm 处的横向能量变化曲线。

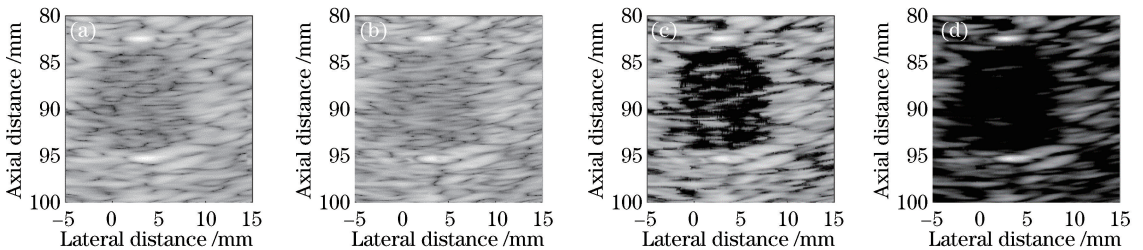


图5 实际B超图像。(a) DS;(b) GSC;(c) EBGSC ($\sigma=0.5$);(d) CFEBGSC ($\sigma=0.5$)

Fig. 5 Actual B-mode ultrasonic images. (a) DS; (b) GSC; (c) EBGSC ($\sigma=0.5$); (d) CFEBGSC ($\sigma=0.5$)

由于声速误差、系统延时误差、换能器参数误差等原因,利用实际超声系统成像时 SA 成像技术不能理想地实现发射和接收聚焦,因此期望信号、干扰信号和噪声信号的区别不明显,本文算法的优势在一定程度上被抑制。对比各算法重构的B超图像,

CFEBGSC、EBGSC、GSC 和 DS 算法处理后的对比度分别为 36.4 dB、28.3 dB、6.0 dB、8.6 dB, C_{CNR} 分别为 1.27、1.22、0.78、1.00。相较于 DS、GSC 和 EBGSC 算法,本文算法在对比度上分别提高了 323%、506%、28.6%。本文算法处理后的超声回波

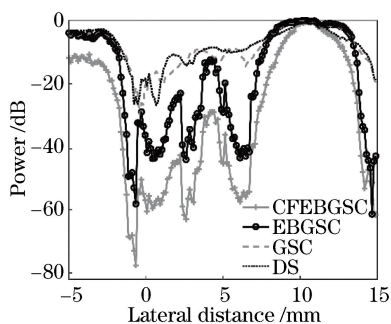


图6 各算法在 $z=88$ mm 处的横向能量变化

Fig. 6 Lateral energy variation for various algorithms at $z=88$ mm

图像质量优于其他算法,与仿真实验结果一致。

5 结 论

延时叠加算法通过实现发射和接收聚焦以提高超声回波图像质量,但延时叠加算法仍然会引入旁瓣干扰和噪声信号,导致回波图像的横向分辨率低和对比度差。本文算法利用相控阵超声换能器阵列的结构特性,基于方向向量将期望信号与干扰和噪声信号相区分,在抑制干扰和噪声信号的同时保留了期望信号,进而提高了超声回波图像的横向分辨率。同时,基于超声回波信号相干性强的特点,本文算法利用超声回波数据样本协方差矩阵的最大特征值约束获得的权值矢量,在不增加算法计算量的情况下进一步抑制旁瓣干扰和噪声信号,获得了更优的图像对比度。通过点目标和暗斑的仿真数据,以及实际超声回波数据的图像重构实验,验证了本文算法的有效性。

参 考 文 献

- [1] Zhou Z G, Li Y, Zhou W B. Ultrasonic phased array post-processing imaging techniques: a review [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2016, 52(6): 1-11.
周正干, 李洋, 周文彬. 相控阵超声后处理成像技术研究、应用和发展[J]. 机械工程学报, 2016, 52(6): 1-11.
- [2] Wang P, Li N, Du W, *et al.* The design of a high efficient sparse dictionary in synthetic transmit aperture of ultrasound imaging [J]. Acta Acustica, 2017, 42(6): 713-720.
王平, 李娜, 杜炜, 等. 合成孔径压缩感知超声成像中的高效能稀疏字典设计[J]. 声学学报, 2017, 42(6): 713-720.
- [3] Li W, Chen X D, Li J K, *et al.* Parallel

implementation of synthetic aperture imaging algorithm for endoscopic ultrasound [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(10): 102001.

李激, 陈晓冬, 李嘉科, 等. 内镜超声合成孔径成像算法的并行实现 [J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(10): 102001.

- [4] Bian G Y, Wang Y, Bai B P, *et al.* Phased array imaging algorithm for endoscopic ultrasound based on coded excitation [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2018, 55(1): 011103.
卞光宇, 汪毅, 白宝平, 等. 基于编码激励的内镜超声相控阵成像算法 [J]. 激光与光电子学进展, 2018, 55(1): 011103.
- [5] Li J, Guo W, Yang X X, *et al.* A flaw classification method for ultrasonic phased array inspection of CFRP [J]. Journal of Tianjin University, 2015, 48(8): 750-756.
李健, 郭薇, 杨晓霞, 等. 超声相控阵检测 CFRP 缺陷识别方法 [J]. 天津大学学报, 2015, 48(8): 750-756.
- [6] Chen X D, Li M, Yu F, *et al.* Technology of digital endoscopic ultrasonic imaging [J]. Chinese Journal of Lasers, 2009, 36(10): 2557-2560.
陈晓冬, 李明, 俞锋, 等. 超声内窥数字成像技术 [J]. 中国激光, 2009, 36(10): 2557-2560.
- [7] Yu D Y, Li M, Li Y, *et al.* Research on synthetic aperture technique for endoscopic ultrasound imaging [J]. Chinese Journal of Lasers, 2010, 37(11): 2693-2697.
郁道银, 李明, 李妍, 等. 超声内窥合成孔径成像技术的研究 [J]. 中国激光, 2010, 37(11): 2693-2697.
- [8] Liu H L, Yi Z R, Liu D Q. Amplitude and phase estimation combined coherence factor applied to medical ultrasound imaging [J]. Journal of Sichuan University (Engineering Science Edition), 2015, 47(S2): 125-129, 148.
刘昊霖, 易宗锐, 刘东权. 相干系数与幅度相位估计融合的医学超声成像算法 [J]. 四川大学学报(工程科学版), 2015, 47(S2): 125-129, 148.
- [9] Evans J E, Johnson J R, Sun D F. High resolution angular spectrum estimation techniques for terrain scattering analysis and angle of arrival estimation in ATC navigation and surveillance system [C] // Assp Workshop Spectral Estimation, 1982.
- [10] Synnevåg J F, Austeng A, Holm S. Benefits of minimum-variance beamforming in medical ultrasound imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control,

- 2009, 56(9): 1868-1879.
- [11] Zeng X, Chen C, Wang Y Y. Eigenspace-based minimum variance beamformer combined with Wiener postfilter for medical ultrasound imaging[J]. Ultrasonics, 2012, 52(8): 996-1004.
- [12] Liu L Y, Wen J J, Yang Y, *et al.* Measurement and visualization of ultrasonic cavitation field based on MATLAB[J]. Journal of Tianjin University, 2013, 46(12): 1133-1138.
刘丽艳, 闻精精, 杨洋, 等. 基于 MATLAB 的超声空化场表征与三维可视化[J]. 天津大学学报, 2013, 46(12): 1133-1138.
- [13] Wang Y G, Zheng C C, Peng H, *et al.* Short-lag spatial coherence combined with eigenspace-based minimum variance beamformer for synthetic aperture ultrasound imaging [J]. Computers in Biology and Medicine, 2017, 91: 267-276.
- [14] Li J K, Chen X D, Wang Y, *et al.* Generalized sidelobe canceler beamforming applied to medical ultrasound imaging[J]. Acoustical Physics, 2017, 63(2): 229-236.
- [15] Li J K, Chen X D, Wang Y, *et al.* Eigenspace-based generalized sidelobe canceler beamforming applied to medical ultrasound imaging [J]. Sensors, 2016, 16(8): 1192.
- [16] Nilsen C I C, Holm S. Wiener beamforming and the coherence factor in ultrasound imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2010, 57(6): 1329-1346.
- [17] Jensen J A, Svendsen N B. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1992, 39(2): 262-267.
- [18] Jensen J A. Field: a program for simulating ultrasound systems [C] // 10th Nordicbaltic Conference on Biomedical Imaging, 1996: 351-353
- [19] Liu T T, Zhou H, Zheng Y F. Eigenspace-based minimum variance beamforming combined with sign coherence factor for ultrasound beamforming [J]. Acta Acustica, 2015, 40(6): 855-862.
刘婷婷, 周浩, 郑音飞. 特征空间和符号相干系数融合的最小方差超声波束形成 [J]. 声学学报, 2015, 40(6): 855-862.
- [20] Meng D M, Chen X, Dai M, *et al.* Eigenspace-based minimum variance beamforming combined with general coherence factor for ultrasound beamforming [J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2016, 35(4): 219-223.
孟德明, 陈昕, 戴明, 等. 融合特征空间最小方差波束形成和广义相干系数的超声成像方法 [J]. 生物医学工程研究, 2016, 35(4): 219-223.
- [21] Zhao J X, Wang Y Y, Yu J H, *et al.* Subarray coherence based postfilter for eigenspace based minimum variance beamformer in ultrasound plane-wave imaging[J]. Ultrasonics, 2016, 65: 23-33.