

互相关自适应加权的医学超声成像算法研究*

郑驰超 彭虎[†] 韩志会

(合肥工业大学生物医学工程系, 合肥 230009)

(2014年1月10日收到; 2014年3月6日收到修改稿)

根据超声成像系统的超声回波信号互相关性, 提出互相关自适应加权超声成像算法. 该算法根据散射点回波信号之间的空间相关性设置加权系数, 对不同位置的散射点进行自适应加权成像, 从而降低了成像系统的旁瓣, 抑制了相关性较差的噪声. 通过Field II仿真的点目标和吸声斑目标处理结果表明该方法成像的横向和纵向分辨率高, 成像速度快. 相对于延时叠加(DAS)算法, 该算法对散射点成像可提高对比度16 dB, 对于吸声斑成像可提高对比度0.85 dB. 最后采用完备数据集进行实验, 结果表明该算法成像分辨率优于DAS算法, 对比度提高了17 dB.

关键词: 延时叠加, 互相关自适应加权, 广义相干系数, 对比度

PACS: 87.63.dh, 43.35.+d

DOI: 10.7498/aps.63.148702

1 引言

超声在医学中已得到广泛应用, 例如超声多普勒血流测量、超声骨密度检测、医学超声成像等^[1-6]. 超声成像是对人体内的软组织进行成像, 是对人体的器官如肝、肾、心脏等的病变进行准确诊断的依据, 是重要的研究方向之一. 超声成像算法是现有的医学超声成像的核心技术. 传统的超声成像算法是延时叠加(delay and sum, DAS)波束形成算法对不同阵元接收到的数据施以不同的延时, 再将其相加得到聚焦点的幅值, 较为简单. 该算法成像速度快, 但成像质量不高. 文献^[7-9]采用自适应波束形成算法提高成像质量, 但该算法采用了大量的矩阵求逆运算, 成像速度较慢. 自适应加权成像算法可以有效解决该问题, 该方法通过计算自适应加权系数对波束形成进行加权来提高成像质量. 其中Li^[10]提出的广义相干系数(general coherence factor, GCF)加权自适应成像算法, 具有鲁棒性好、成像质量高、成像速度快等优点, 而得

到广泛的关注^[11-16], 但该算法对成像质量的提升有限. 文献^[9]将GCF与自适应波束形成算法融合, 进一步提高了成像的分辨率和对比度, 但该算法较为复杂, 成像速度较慢.

本文根据空间散射点回波信号的相关性随散射点与阵列中的相对位置不同而改变的特点提出互相关加权(cross-correlation adaptive weight, CAW)自适应成像算法. 该方法先对不同位置的散射点的回波信号沿阵元方向进行空间分割, 将分割后的信号的互相关结果作为加权值, 对回波信号的波束形成进行加权. 仿真和实验结果表明, CAW算法成像质量较好, 对比度和分辨率均优于GCF加权算法, 远优于传统的DAS算法.

2 原理

合成孔径成像是一种常用的成像方式, 可以实现发射接收双向聚焦. 该方式采用单个阵元发射, 多阵元接收, 通过改变发射阵元的位置, 实现较大的发射孔径, 从而获得高质量的成像结果.

* 国家自然科学基金青年科学基金(批准号: 61201060)和国家自然科学基金(批准号: 61172037)资助的课题.

[†] 通讯作者. E-mail: hpeng@hfut.edu.cn

2.1 合成孔径成像原理

设空间中某成像点 p 的位置为 r_p , 第 i 个发射阵元的位置为 $r_p(i)$, 第 j 个接收阵元的位置为 $r_p(j)$, 则声信号经过的路径为 $d(r_i(p), r_j(p))$, 则第 i 个阵元发射, 第 j 个阵元接收时的 p 点信号可以表示为 $g(t_p(i, j), i, j)$, 其中 $t_p(i, j)$ 为信号的延迟时间, 可由下式得到:

$$t_p(i, j) = \frac{d(r_p(i), r_p(j))}{c} = \frac{|r_p - r_p(i)| + |r_p - r_p(j)|}{c}, \quad (1)$$

其中 c 是超声在组织中的声速. 由上式可以得到 p 点的双向聚焦的成像结果 $H(p)$:

$$H(p) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N w_{i,j} g(t_p(i, j), i, j), \quad (2)$$

其中 N 是传感器阵元总数; $w_{i,j}$ 是加权值, 采用传统的 DAS 算法进行成像时, $w_{i,j}$ 为固定的窗函数^[12]. 自适应波束形成算法是根据不同的成像点, 采用不同的加权值 $w_{i,j}$ 进行自适应的加权叠加, 提高成像质量, 如基于最小方差准则的自适应加权算法等^[7-9].

2.2 互相关加权成像

设成像系统由 N 个阵元组成, p 点接收信号为 $g(t_p, i, j)$, 根据线性声场的原理, 对于相邻位置的接收阵元的接收信号应该具有较高的相关性. 因此以阵元序号 j 为变量对接收信号按照 (3) 式进行分割, 得到两组信号:

$$\begin{cases} x(t_p, i, n) = g\left(t_p, i, hn - \frac{h}{2}\right) \\ n = 1, 2, \dots, \frac{N}{h} \\ y(t_p, i, n) = g(t_p, i, hn) \\ n = 1, 2, \dots, \frac{N}{h} \end{cases}, \quad (3)$$

其中 h 为分割因子, 一般为偶数. 例如当 $h = 2$ 时, 则说明将相邻阵元接收信号分开组合. 根据 (3) 式可知 $x(t_p, i, n)$ 和 $y(t_p, i, n)$ 表示 p 点的相邻阵元接收信号. 相邻阵元接收信号的空间互相关可用下式表示:

$$R(t_p, i, m)$$

$$= \sum_{k=1}^{N/2-m-1} x(t_p, i, k+m)y(t_p, i, k). \quad (4)$$

各向同性的均匀介质中, 对于散射点 p 处的回波信号, 由于传播过程中声学特性未发生改变, 阵列接收到回波信号经过延迟之后所得到的信号一致性很好, 空间相关性较高, 可以得到较高的相关值. 其他成像区域由于没有散射点, 所以对应回波信号可以认为是噪声信号, 阵列所接收到的噪声信号空间相关性较差, 所得相关值也较低, 因此采用相关值进行对 p 点的波束形成后的自适应加权, 从而可以有效压制旁瓣和系统噪声, 提高对比度. 本文提出采用互相关函数 $R(t_p, i, m)$ 的最大值作为加权值可得:

$$w(t_p, i) = \max_m (R(t_p, i, m)), \quad (5)$$

可见加权值 $w(t_p, i)$ 和成像点位置有关, 随成像点位置改变而自适应地改变. 采用上述加权值对波束形成结果进行加权可以有效地提高成像对比度, 如下式所示:

$$H(p) = \sum_{i=1}^N w(t_p, i) \sum_{j=1}^N g(p, i, j). \quad (6)$$

3 仿 真

本文采用仿真软件 Field II 设置传感器参数、工作方式及成像目标, 获得超声回波数据^[17], 然后采用上述算法进行成像. Field II 是基于线性声场的原理开发的超声仿真软件, 广泛应用于医学超声成像领域^[8-10,12-14]. 建立仿真成像系统的参数如下: 64 阵元线阵探头, 中心频率为 7 MHz, 单个阵元高 1 mm, 宽为 0.4 mm, 阵元间距为 0.48 mm. 系统采样率为 100 Msps, 激励信号采用传统的脉冲波.

3.1 散射点仿真

成像空间设 12 个散射点, 深度分布在 30—55 mm 之间, 在散射点回波信号中加入一定强度的高斯白噪声. 采用传统 DAS 算法及目前研究较多的 GCF 成像算法和本文提出的 CAW 成像算法进行成像, 和对比, 成像动态范围均设为 60 dB. 成像结果如图 1 所示, 可见传统的 DAS 算

法其成像质量最差, CAW 算法成像质量最好, 相对于 GCF 算法, CAW 成像算法的对比度更高, 能准确地反映散射点的状况.

本文通过纵坐标 40 mm 处的散射点的横向分布和散射点纵向投影分布对比不同算法的分辨率和对比度, 如图 2 所示. 图 2(a) 为在 40 mm 处的两个散射点的横向投影图, 可见 CAW 算法的横向分辨率和对比度均优于 DAS 算法, 也优于 GCF 算法. 幅值为 40 dB 处, CAW 的横向分辨率约为 0.50 mm, GCF 算法为 0.60 mm, 传统的 DAS 算法为 0.64 mm. CAW 算法的对比度相对于 DAS 提高了 16 dB, 相对于 GCF 算法也提高 4.5 dB.

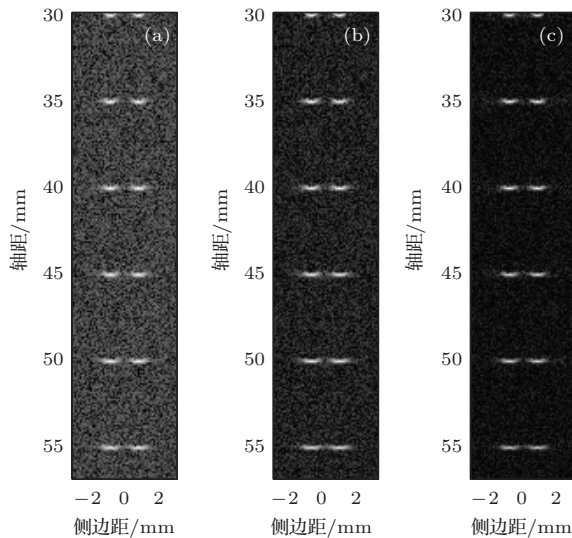


图1 三种算法对点目标的仿真结果 (a) DAS 算法; (b) GCF 算法; (c) CAW 算法

由图 2(b) 可知, CAW 算法和 GCF 算法的纵向分辨率相当, 均优于传统的 DAS 算法. 以 35 mm 处的散射点为例, 幅值为 30 dB 处, CAW 和 GCF 的纵向分辨率约为 0.25 mm, 而 DAS 算法则为 0.41 mm.

散射点成像的仿真结果表明, 相对于 GCF 和 DAS 算法, CAW 算法提高了对比度, 且提高了横向和纵向分辨率.

由于点散射目标的回波信号空间相关性比较好, 因此该目标的成像结果并不能涵盖成像质量评价的所有方面. 对于成像目标为斑散射目标时, 回波信号较为复杂, 回波信号相关性则可能会减弱, 人体组织中的回波信号更加复杂. 因此, 为了验证复杂回波信号下的 CAW 算法的有效性, 本文针对斑散射目标(吸声目标)进行仿真实验.

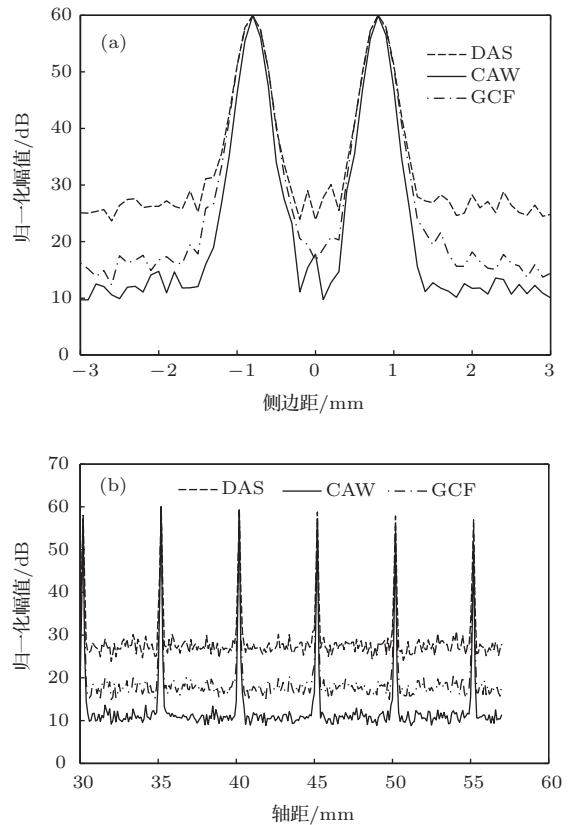


图2 DAS, CAW, GCF 算法横向和纵向分辨率 (a) 40 mm 处散射点的横向投影图; (b) 散射点的纵向投影图

3.2 组织成像仿真

设定组织中有圆型吸声暗斑, 直径为 4 mm, 组织分布深度在 30 mm 到 40 mm. 暗斑深度在 32 mm 和 36 mm 之间, 在接收信号中加入较强的高斯白噪声. 采用 DAS, GCF, CAW 算法进行成像, 成像动态范围设为 60 dB, 则成像结果如图 3 所示. 可见 CAW 算法成像效果较好, 圆形暗斑内几乎没有噪声, 图像最为清晰, 但圆形暗斑形状略有偏差. DAS 算法成像质量较差, 暗斑噪声较大, 形状偏差较小.

为了对比直观, 引入组织的对比度 (contrast ratio, CR), 其定义是中心圆斑的平均功率与外部背景的平均功率之差^[9]. 三种方法的对比度如表 1 所示.

由表 1 可见, 对于组织成像, CAW 算法所得暗斑图像最为清晰, 内部噪声最小, 暗斑内部平均功率仅为 16.63 dB, 低于 DAS 和 GCF. CAW 算法图像对比度较高, 比传统的 DAS 算法提高了 0.85 dB, 比 GCF 算法提高了 0.44 dB. CAW 有效地抑制了暗斑内部噪声, 但是对外部背景的回波信号可以认

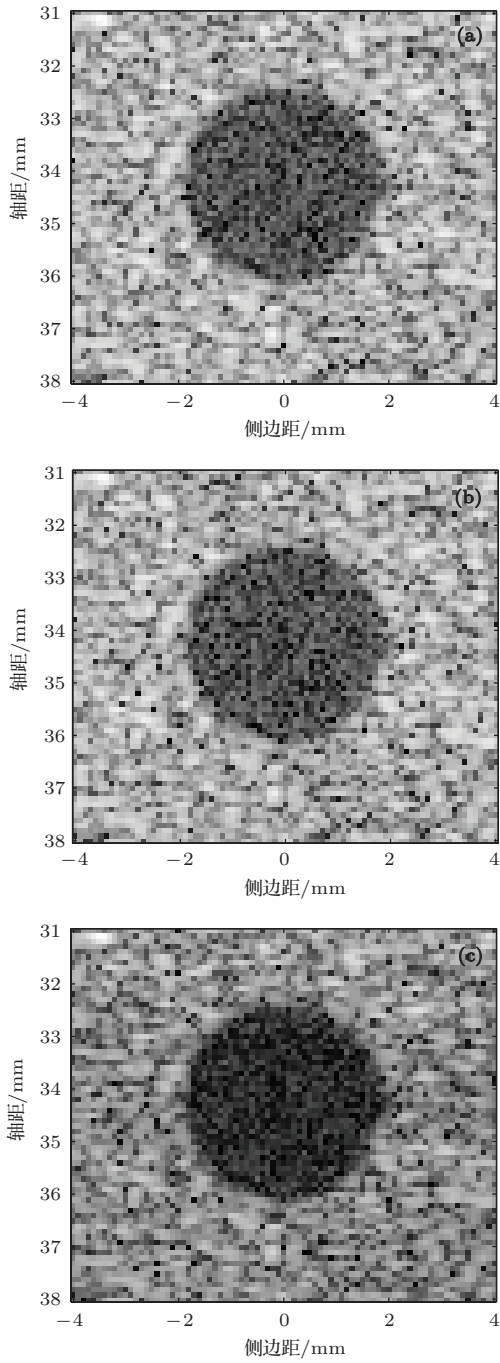


图3 吸声斑成像结果对比 (a) DAS; (b) GCF; (c) CAW

表1 三种算法对比度

	DAS	CAW	GCF
中心平均功率/dB	25.62	16.63	24.58
背景平均功率/dB	39.21	31.07	38.58
对比度/dB	13.59	14.44	14.00

为是由无数个散射点回波信号组成的, 较为复杂, 具有一定的随机性, 所在相关性也受到影, 所以背景的成像亮度有所降低. 但是总体来说, CAW算法在斑目标成像中, 对比度略优于GCF和DAS算

法, 因此该算法具有一定的鲁棒性.

4 实验

实验采用密歇根大学生物医学超声实验室提供的完备数据集geabr0, 具体成像系统参数为: 64 阵元, 阵元间距为0.2413 mm, 其中心频率为3.5 MHz, 采样频率为17.76 MHz. 采用DAS, CAW和GCF算法分别进行成像, 成像动态范围设为60 dB, 成像结果如图4所示.

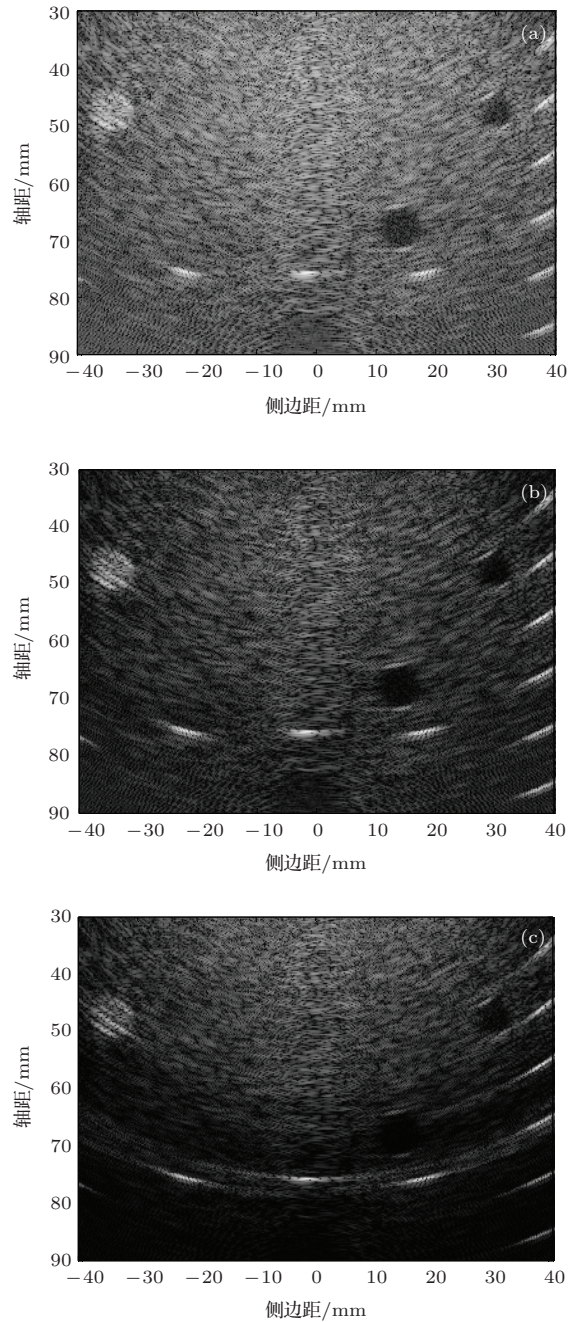


图4 DAS和CAW的实验数据成像结果 (a) DAS; (b) GCF; (c) CAW

由图4可知, CAW算法成像质量明显优于DAS, 对比度得到很大的提高, 噪声被明显抑制; 相对于GCF算法, CAW算法在远处的成像质量略优, 抑制散斑噪声的能力更强, 近端成像的质量相当. 为了便于比较, 给出成像深度在75 mm处的散射点的横向投影, 比较横向分辨率.

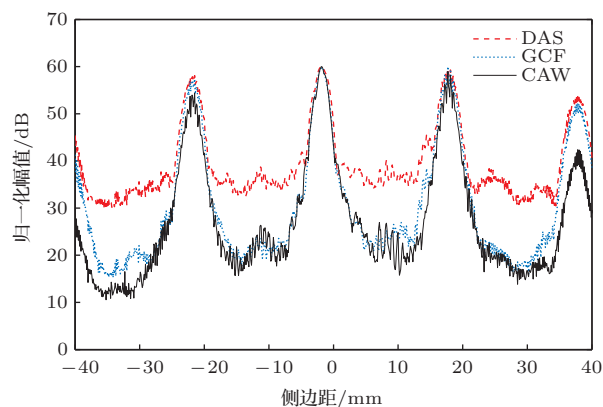


图5 深度为75 cm处散射点横向分辨率对比

由图5可得, CAW算法的横向分辨率略优于DAS, CAW算法的成像对比度略优于GCF算法, 远优于DAS算法. 相对于DAS, CAW的对比度提高了约17 dB, 和仿真结果基本一致.

5 结 论

超声成像一般采用传统的DAS算法进行成像, 虽然计算简单, 成像速度快, 但成像质量不高. GCF算法可以有效提高成像分辨率和对比度, 本文提出的CAW算法是一种利用回波信号互相关性进行自适应加权的成像算法. 相对于GCF, CAW算法进一步提高了成像对比度和成像分辨率. 最后通过仿真和实验证明了该算法的有效性. CAW算法采用大量的互相关运算, 具有一定的复杂度, 因此在运算速度上相对于采用快速傅里叶变换的GCF算法不具有优势. 三种算法中DAS算法最为

简单, 成像速度最快. 值得注意的是, 文中采用了相邻阵元计算互相关加权值. 采用不同的分割因子, 该算法可以实现不同间隔的阵元接收的回波信号权值计算. 另外, CAW不仅适用于合成孔径成像, 也适用于线扫描成像.

参考文献

- [1] Peng J S, Peng H 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 248701 (in Chinese) [彭京思, 彭虎 2012 物理学报 **61** 248701]
- [2] Zheng Z G, Ta D A 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 134304 (in Chinese) [张正罡, 他得安 2012 物理学报 **61** 134304]
- [3] Zhao G M, Lu M Z, Wan M X, Fang L 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 6603 (in Chinese) [赵贵敏, 陆明珠, 万明习, 方莉 2009 物理学报 **58** 6603]
- [4] Yu J, Chen C Y, Chen G, Guo X S, Ma Y, Tu J, Zhang D 2014 *Chin. Phys. Lett.* **31** 034302
- [5] Lu M Z, Wu Y P, Shi Y, Guan Y B, Guo X L, Wan M X 2012 *Chin. Phys. Lett.* **29** 124302
- [6] Cui W C, Tu J, Hwang J H, Li Q, Fan T B, Zhang D, Chen J H, Chen W Z 2012 *Chin. Phys. B* **21** 074301
- [7] Mehdizadeh S, Austeng A, Johansen T F, Holm S 2012 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. and Frequency Control* **59** 683
- [8] Asl B M, Mahloojifar A 2011 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. and Frequency Control* **58** 858
- [9] Asl B M, Mahloojifar A 2009 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. and Frequency Control* **56** 1923
- [10] Li P C, Li M L 2003 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. and Frequency Control* **50** 128
- [11] Li M L, Guan W J, Li P C 2004 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. and Frequency Control* **51** 63
- [12] Zheng C C, Peng H, Han Z H 2012 *Acta Acustica* **37** 637 (in Chinese) [郑驰超, 彭虎, 韩志会 2012 声学学报 **37** 637]
- [13] Sakhaei S M 2012 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. and Frequency Control* **59** 799
- [14] Wu W T, Pu J, Lü Y 2011 *Acta Acustica* **36** 66 (in Chinese) [吴文焘, 蒲杰, 吕焱 2011 声学学报 **36** 66]
- [15] Camacho J, Parrilla M, Fritsch C 2009 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. and Frequency Control* **56** 958
- [16] Torbatian Z, Adamson R, Bance M, Brown J A 2010 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. and Frequency Control* **57** 2588
- [17] Jensen J A 1996 *Med. Biol. Eng. Comput.* **34** 351

Medical ultrasound imaging based on cross-correlation adaptive weighting*

Zheng Chi-Chao Peng Hu[†] Han Zhi-Hui

(Department of Biomedical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

(Received 10 January 2014; revised manuscript received 6 March 2014)

Abstract

According to the cross-correlation between the ultrasonic echo signals of ultrasonic imaging system, ultrasonic imaging algorithm based on cross-correlation adaptive weighting is introduced. This method determines the weight on the correlation between the echo signals of scatters at different positions, and then the adaptive weighted imaging is performed. The sidelobe and the noise which has the low correlation are suppressed. Simulations to points object and speckle object pattern using Field II show that the method of imaging fast, and it can give a high horizontal and longitudinal resolution. Compared with delay and sum (DAS) algorithm, the contrast of the image to point object is increased by 16 dB. The contrast of the image to sound-absorbing speckle is increased by 0.85 dB. The results of experiments in which the complete data sets are used, show that the resolution is better than that of DAS algorithm and the contrast is increased by 17 dB.

Keywords: delay and sum, cross-correlation adaptive weighting, general coherence factor, contrast

PACS: 87.63.dh, 43.35.+d

DOI: [10.7498/aps.63.148702](https://doi.org/10.7498/aps.63.148702)

* Project supported by the Young Scientists Fund of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61201060) and the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61172037).

[†] Corresponding author. E-mail: hpeng@hfut.edu.cn