

# 改进的低复杂度幅度相位估计波束形成算法

张石, 余黎煌, 闫鑫  
(东北大学 计算机科学与工程学院, 辽宁 沈阳 110169)

**摘 要:** 针对低复杂度的最小方差方法虽降低计算复杂度但成像质量不高的问题,提出了一种改进的低复杂度幅度相位估计波束形成算法.通过抽取协方差矩阵的有效行来计算自适应加权值,其中,有效行数的选取由更加准确的高斯相位相干系数确定,然后再用高斯相位相干因子对加权矢量做进一步修正,从而达到降低复杂度的同时保证成像质量的目的.通过实验验证,将改进算法与原算法和另一种降低复杂度的波束域方法进行对比分析,充分证明了改进算法在降低复杂度和提升成像质量方面的优越性.

**关 键 词:** 低复杂度;相位相干因子;幅度相位估计;波束形成;超声成像

中图分类号: O 426.9      文献标志码: A      文章编号: 1005-3026(2019)01-0016-05

## Improved Low Complexity Amplitude and Phase Estimation Beamforming Algorithm

ZHANG Shi, SHE Li-huang, YAN Xin  
(School of Computer Science & Engineering, Northeastern University, Shenyang 110169, China. Corresponding author: SHE Li-huang, E-mail: shelihuang@ise.neu.edu.cn)

**Abstract:** To improve the imaging quality in the minimum variance method of low complexity, an improved low-complexity amplitude and phase estimation beamforming algorithm was proposed. The adaptive weighted value was calculated by extracting the effective rows of the covariance matrix, where the selection of the effective number of rows was determined by a more accurate Gaussian phase coherence coefficient, which was then used to modify the weighting vector in order to reduce the complexity and ensure the quality of the imaging at the same time. Through experimental verification, the improved algorithm was compared with the original algorithm and another beamspace method to reduce the complexity, which fully proves the superiority of the improved algorithm in reducing the complexity and improving the imaging quality.

**Key words:** low complexity; phase coherence factor; amplitude and phase estimation; beamforming; ultrasound image

目前,医学超声成像自适应波束形成算法中,诸多改进算法被提出,如:前后向空间平滑技术<sup>[1]</sup>、特征空间法<sup>[2-3]</sup>、相干因子方法<sup>[4]</sup>等,均能够有效提升成像质量,但却增加了算法的复杂度,因而对复杂度的研究也引起了学者们的广泛关注. Nilsen 等<sup>[5]</sup>提出波束域方法,将阵列信号转换为更低维度的波束域信号,从而降低矩阵维度. Vignon 等<sup>[6]</sup>提出了一种减少发射和接收阵元数目的波束形成方法; Synnevag 等<sup>[7]</sup>提出了一种低复杂度的波束形成方法,从预先设计好的一些无失真的权值中自适应选择权值; Asl 等<sup>[8]</sup>将 Toeplitz 结构运用于协方差矩阵的估计中,大大降低矩阵求逆的计算量.

Deylami 等<sup>[9]</sup>提出一种低复杂度最小方差波束形成算法,本文为了与改进算法作对比,称其为 GCF-LMV 算法,该方法通过抽取协方差矩阵的某些行来计算加权值,从而降低计算量,若保留协方差矩阵的  $\eta$  行,则计算复杂度为  $O(\eta^2L)$ ,与  $O(L^3)$  相比明显降低.

上述方法虽降低了复杂度,但其成像质量不

高,因而本文提出了一种改进的低复杂度幅度相位估计波束形成算法,该算法基于稳健性更好的幅度相位估计算法,并且在重要参数  $\eta$  的选取中采用高斯相位相干因子代替原算法的广义相干系数,最后再将该因子对权矢量做进一步修正,从而大幅度提高成像分辨率.为了验证算法的效果,将本文算法(gPCF-LAPES)与MV,APES,GCF-LMV,波束域(B-APES)算法进行仿真对比分析,结果证明了所提算法的优越性.

## 1 信号模型

若超声换能器由  $M$  阵元构成,各阵元间距相等,那么超声声场内的散射点经过波束形成,其输出为

$$y(n) = \mathbf{W}(n)^H \mathbf{X}(n) = \sum_{m=1}^M w_m^* x_m(n - \tau_m(n)). \quad (1)$$

$$\mathbf{X}(n) = [x_1(n - \tau_1(n)), \dots, x_m(n - \tau_m(n))]^T; \quad (2)$$

$$\mathbf{W}(n) = [w_1(n), \dots, w_M(n)]^T. \quad (3)$$

式中:  $w_m^*$  为计算出的阵元  $m$  的加权值;  $\mathbf{X}(n)$  为换能器接收的回波信号;  $n$  为采样序列;  $\tau_m(n)$  为延时时间;  $\mathbf{W}(n)$  为计算出的加权向量;  $(\cdot)^*$  表示复共轭运算;  $(\cdot)^T$  表示转置运算;  $(\cdot)^H$  表示共轭转置运算.

## 2 幅度相位估计算法

APES 算法<sup>[10]</sup>采用一种滤波的方法,将干扰和噪声信号进行抑制,从而得到准确的期望频率信号.同时,该算法对期望信号进行去相关处理,最终将求解权值  $\mathbf{W}(n)$  的过程转换为约束最小二乘问题进行计算:

$$\min_{\alpha, \mathbf{W}} \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L} |\mathbf{W}^H \mathbf{X}^l - \alpha e^{jk_x x_l^p}|^2, \quad \text{s. t. } \mathbf{W}^H \mathbf{a}_d = 1. \quad (4)$$

其中:  $\mathbf{X}^l$  是第  $l$  个子阵列;  $x_l^p$  是第  $l$  个阵元横坐标;  $\alpha$  为信号复幅度;  $k_x$  是所期望的频率;  $\mathbf{a}_d$  为方向矢量.最终,采取拉格朗日乘数法求解最小化问题:

$$\mathbf{W}_{\text{APES}} = \frac{\mathbf{Q}^{-1} \mathbf{a}_d}{\mathbf{a}_d^H \mathbf{Q}^{-1} \mathbf{a}_d}. \quad (5)$$

这里  $\mathbf{Q}(k_x) = \hat{\mathbf{R}}_x - \mathbf{G}(k_x) \mathbf{G}^H(k_x)$ ,  $\hat{\mathbf{R}}_x$  是采样协方差矩阵,并且  $\mathbf{G}(k_x)$  定义为

$$\mathbf{G}(k_x)[k] = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L+1} x^l[k] e^{-jk_x x_l^p}. \quad (6)$$

## 3 低复杂度最小方差算法

算法核心是仅通过回波信号的协方差矩阵的某些有效行在使得输出能量最大的前提下得到无失真的权矢量<sup>[9]</sup>.假设不含噪声分量,且期望信号之间互不相关,则

$$\mathbf{R} = E(\mathbf{s}_d \mathbf{s}_d^*) \mathbf{a} \mathbf{a}^H + \mathbf{A}_1 \mathbf{R}_1 \mathbf{A}_1^H. \quad (7)$$

其中:  $\mathbf{s}_d$  为期望信号矢量;  $\mathbf{A}_1$  为干扰信号方向矢量;  $\mathbf{R}_1$  是干扰协方差矩阵;  $\mathbf{R}_\eta$  为从  $\mathbf{R}$  中抽取  $\eta$  行后的非正则协方差矩阵;  $\mathbf{a}_\eta$  为含有  $\mathbf{a}$  中  $\eta$  个元素的  $\eta \times 1$  维向量;  $\mathbf{A}_{1_\eta}$  为含  $\mathbf{A}_1$  中  $\eta$  行向量矩阵,式(7)可改写成

$$\mathbf{R}_\eta = E(\mathbf{s}_d \mathbf{s}_d^*) \mathbf{a}_\eta \mathbf{a}_\eta^H + \mathbf{A}_{1_\eta} \mathbf{R}_1 \mathbf{A}_{1_\eta}^H. \quad (8)$$

由于  $\mathbf{R}_\eta$  为非正则矩阵,因此无法通过式(5)计算权矢量.但若权矢量能够满足式(9),其干扰部分的输出能量为零,期望信号的输出能量最大,依然满足约束条件,

$$\mathbf{R}_\eta \mathbf{W} = c \mathbf{a}_\eta. \quad (9)$$

其中,  $c$  为常数,但该线性方程有无数个解,因此采用将  $\mathbf{R}_\eta$  进行 QR 分解的方法求得权矢量  $\mathbf{W}$  的值,那么

$$\mathbf{R}_\eta^H = \mathbf{Q} \mathbf{T}. \quad (10)$$

QR 分解得到  $\mathbf{Q}$  为  $L \times \eta$  维矩阵,  $\mathbf{T}$  为  $\eta \times \eta$  维上三角矩阵,权矢量  $\mathbf{W}$  可以由一个低维的  $\mathbf{u}_{\eta \times 1}$  向量向  $\mathbf{Q}$  矩阵的列向量所代表的信号空间投影得到,则

$$\mathbf{W} = \mathbf{Q} \mathbf{u}. \quad (11)$$

由式(9)~式(11)可得

$$\mathbf{T}^H \mathbf{u} = c \mathbf{a}_\eta. \quad (12)$$

最终,权矢量  $\mathbf{W}$  表达式为

$$\mathbf{W} = c \mathbf{Q} (\mathbf{T}^H)^{-1} \mathbf{a}_\eta, \quad (13)$$

$$\mathbf{W}^H \mathbf{a} = 1. \quad (14)$$

由式(13)和式(14)计算出权矢量  $\mathbf{W}$ .

该算法实现的关键在于如何确定  $\mathbf{R}_\eta$ ,若选取行数多于源目标点数,那么计算量将无法达到最优,若选取行数少于源目标点数,那么将会影响成像质量.

该算法计算广义相干系数 GCF 后,通过式(15)计算选取行数  $\eta_{\text{map}}$ :

$$\eta_{\text{map}} = \eta_{\min} + (1 - \text{GCF}) \times (\eta_{\max} - \eta_{\min}). \quad (15)$$

式中,  $\eta_{\max}$  和  $\eta_{\min}$  分别为选取行数的最大值与最小值,实验证明,当选取协方差矩阵的中间行数时效果最佳,因此,本文选取  $\eta_{\max} = \frac{3}{4}L$ ,  $\eta_{\min} = \frac{1}{2}L$ .

4 低复杂度幅度相位估计算法

本文将原算法部分公式进行相应改进以满足所提改进算法的需求,改进算法中,所求权矢量需满足式(16)才能够满足 APES 算法的约束条件,

$$\mathbf{G}_\eta \mathbf{W} = c \mathbf{a}_\eta. \tag{16}$$

将抽取  $\eta$  行的噪声协方差矩阵  $\mathbf{G}_\eta$  进行 QR 分解以获得上述线性方程的  $\mathbf{W}$  解,则

$$\mathbf{G}_\eta^H = \mathbf{Q} \mathbf{T}. \tag{17}$$

在计算选取行数  $\eta$  时采用高斯相位相干系数 gPCF 代替原系数 GCF,那么

$$\eta_{\max} = \eta_{\min} + (1 - \text{gPCF}) \times (\eta_{\max} - \eta_{\min}). \tag{18}$$

综上,提出改进算法的具体步骤如下:

- 1) 计算孔径中所有阵元接收的回波信号;
- 2) 将延时信号划分子阵列,经过空间平滑等处理得到采样协方差矩阵;
- 3) 根据 APES 算法计算噪声协方差矩阵;
- 4) 计算 gPCF<sup>[11]</sup>;
- 5) 根据式(18)计算噪声协方差矩阵所需选取的行数;

6) 计算算法的加权值  $\mathbf{W}$ ;

7) 将步骤 4) 计算的 gPCF 对步骤 6) 加权值  $\mathbf{W}$  进行修正,得到最终的加权矢量.

5 算法仿真

本文采用 Field II 和 MATLAB 作为仿真平台,分别对 MV, APES, GCF - LMV, B - APES, gPCF - LAPES 算法进行仿真,实验分为点散射子和囊肿模型实验,并加入信噪比为 60 dB 的高斯白噪声来模拟真实的超声声场环境. 仿真实验设置参数<sup>[10]</sup>: 换能器类型为线阵,阵元数量为 96,阵元间距 0.1 mm,中心频率为 3 MHz,子阵列阵元为 32,对角加载常数为  $10^{-5}$ ,声速为  $1\,540\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,动态显示范围为 60 dB.

5.1 点散射目标成像测试

点散射子成像实验通过对 6 对等距分布间隔 2 mm 的点散射子进行测试. 声波发射采用定点聚焦,聚焦点深度 50 mm,接收方式采取动态聚焦. MV, APES, GCF - LMV, B - APES, gPCF - LAPES 5 种算法成像结果如图 1 所示.

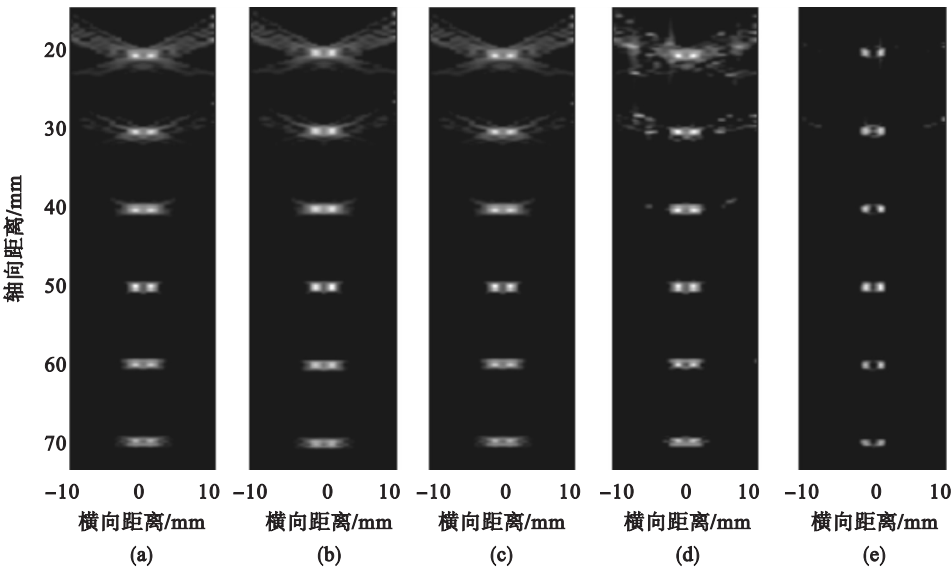


图 1 点散射目标成像结果

Fig. 1 Imaging results of point scattering targets

(a)—MV; (b)—APES; (c)—B - APES; (d)—GCF - LMV; (e)—gPCF - LAPES.

由图 1a 和图 1b 可以看出, MV 和 APES 算法成像质量较差,旁瓣较为明显,其点目标之间存在粘连状况,难以区分;图 1c 的 B - APES 算法成像结果与原始 APES 算法相比较,其成像质量略有降低,在 20 ~ 40 mm 深度出现明显旁瓣及微弱的伪影;图 1d 为 GCF - LMV 算法在 20 ~ 30 mm

深度旁瓣伪影杂乱,但 40 ~ 60 mm 深度成像效果较前三种算法较好;图 1e 中成像效果明显提升,在各深度处点散射子能够明显区分,不存在粘连情况,且没有明显旁瓣出现.

图 2 通过描绘横向波束幅度响应图对图 1 结果进行进一步的论述,如图 2 所示, GCF - LMV

算法主瓣宽度和旁瓣幅度与前三种算法相比均有所降低;图中gPCF-LAPES 算法主瓣宽度最窄,且旁瓣幅度最低,由图 2b 可得,该算法的旁瓣幅度降低到 60 dB 以下,说明 gPCF-LAPES 算法的成像分辨率相比于 GCF-LMV 算法都有了很大的提升,证明了该算法的优越性.

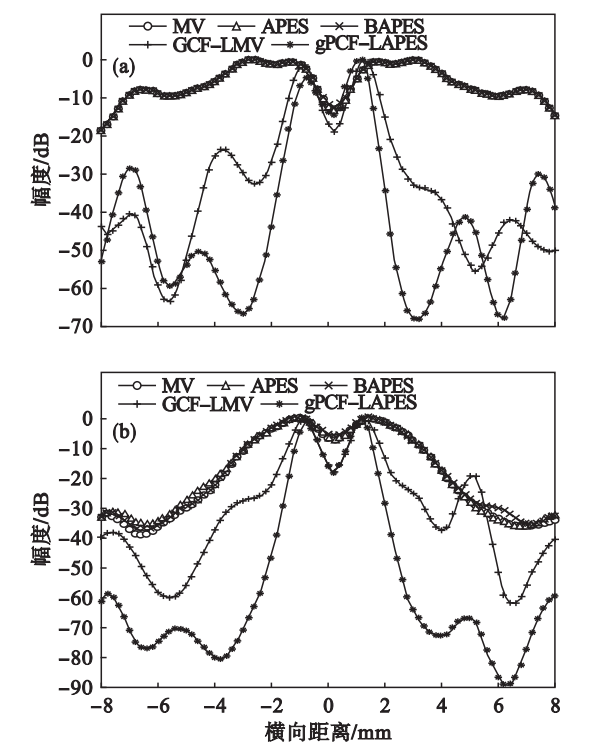


图 2 不同深度横向波束幅度响应图

Fig. 2 Lateral responses at different depths  
(a)—30 mm; (b)—50 mm.

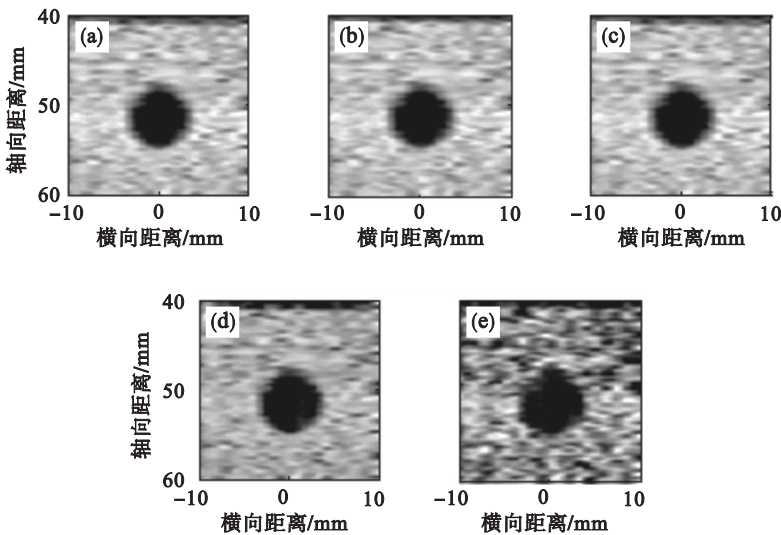


图 3 囊肿模型成像对比图

Fig. 3 Contrast imaging of cyst model

(a)—MV; (b)—APES; (c)—B-APES; (d)—GCF-LMV; (e)—gPCF-LAPES.

在,但 gPCF-LAPES 算法外部出现背景区域过抑制的现象.为了定量评价各算法的对比度,采用

同时,本文采用 PSL 和 FWHM 两个参数来定量评价算法的成像分辨率,PSL 为旁瓣幅度,FWHM 为半峰宽度,深度为 50 mm.由表 1 计算结果显示,gPCF-LAPES 算法旁瓣幅度为 -66.7 dB,且其主瓣宽度 0.846 mm,比原算法降低 0.24 mm,充分说明了 gPCF-LAPES 算法在提升成像分辨率上的优势.

表 1 点散射目标 50 mm 处 PSL 和 FWHM 值  
Table 1 Values of PSL and FWHM at 50 mm in point scatter experiment

算法	PSL/dB	FWHM/mm
MV	-31.92	1.601
APES	-31.06	1.579
B-APES	-32.13	1.671
GCF-LMV	-37.95	1.084
gPCF-LAPES	-66.7	0.846

5.2 囊肿模型成像测试

本文进行了囊肿模型仿真实验,以此来评价各算法成像的对比分辨率,将囊肿模型中心设定在深度 50 mm,且设定其半径为 4 mm,同时在囊肿外部随机分布 10 000 个散射子用以模拟真实的人体组织成分.图 3 为不同波束形成算法的成像结果.

如图 3 所示,gPCF-LAPES 算法所得的囊肿模型形状与边缘清晰可见,囊肿内部不含白色点,其余 4 种算法成像囊肿内部有轻微的白色伪影存

CR(囊肿外部平均幅度-包囊内部平均幅度)来作为评价参数,如表 2 所示,gPCF-LAPES 内部

平均幅度为 - 67. 27 dB, 外部平均幅度为 - 27. 81 dB, 最终 CR 值显示其对比度最高, 证明了本算法能够有效地提升成像的对比度.

表 2 囊肿模型成像对比度

Table 2 Imaging contrast of cyst model dB

波束形成算法	$I_i$	$I_o$	对比度
MV	- 53. 11	- 13. 90	39. 22
APES	- 53. 01	- 13. 89	39. 11
BAPES	- 52. 95	- 13. 89	39. 05
GCF - LMV	- 49. 47	- 15. 12	34. 35
gPCF - LAPES	- 67. 27	- 27. 81	39. 45

## 6 结 论

本文基于低复杂度的最小方差算法, 提出了一种改进的低复杂度的幅度相位估计算法, 只选取协方差矩阵的有效行来计算自适应权值, 降低了计算量, 并通过高斯相位相干因子对计算出的权值进行修正, 得到更加准确的自适应权值. 通过点散射子和囊肿模型仿真实验对比得出, 本文改进算法能够解决原算法成像质量较低的问题, 且保持其低复杂度的优点, 但其仍存在背景区域过抑制的问题.

### 参考文献:

[ 1 ] Synnevag J F, Austeng A, Holm S. Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging [ J ]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2007, 54( 8 ): 1603 - 1613.

[ 2 ] Mehdizadeh S, Austeng A, Johansen T F, et al. Eigenspace based minimum variance beamforming applied to ultrasound

imaging of acoustically hard tissues [ J ]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2012, 31( 10 ): 1912 - 1921.

[ 3 ] Zeng X, Chen C, Wang Y. Eigenspace-based minimum variance beamformer combined with Wiener postfilter for medical ultrasound imaging [ J ]. *Ultrasonics*, 2012, 52( 8 ): 996 - 1004.

[ 4 ] Wang S L, Li P C. MVDR-based coherence weighting for high-frame-rate adaptive imaging [ J ]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2009, 56( 10 ): 2097 - 2110.

[ 5 ] Nilsen C I C, Hafizovic I. Beamspace adaptive beamforming for ultrasound imaging [ J ]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2009, 56( 10 ): 2187 - 2197.

[ 6 ] Vignon F, Burcher M R. Capon beamforming in medical ultrasound imaging with focused beams [ J ]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2008, 55( 3 ): 619 - 628.

[ 7 ] Synnevag J F, Holm S, Austeng A. A low complexity data-dependent beamformer [ J ]. *Ultrasonics Symposium*, 2008, 58: 1084 - 1087.

[ 8 ] Asl B M, Mahloojifar A. A low-complexity adaptive beamformer for ultrasound imaging using structured covariance matrix [ J ]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2012, 59( 4 ): 660 - 667.

[ 9 ] Deylami A M, Asl B M. Low complex subspace minimum variance beamformer for medical ultrasound imaging [ J ]. *Ultrasonics*, 2016, 66: 43 - 53.

[ 10 ] 余黎煌, 闫鑫, 张石. 结合子空间投影的幅度相位估计波束形成算法 [ J ]. *东北大学学报( 自然科学版)*, 2018, 39( 7 ): 927 - 930.

( She Li-huang, Yan Xin, Zhang Shi. Amplitude and phase estimation beamforming algorithm combined with subspace projection [ J ]. *Journal of Northeastern University ( Natural Science)*, 2018, 39( 7 ): 927 - 930. )

[ 11 ] Hasegawa H. Enhancing effect of phase coherence factor for improvement of spatial resolution in ultrasonic imaging [ J ]. *Journal of Medical Ultrasonics*, 2016, 43( 1 ): 1 - 9.