

文章编号: 1000-582X(2013)01-081-05

最小方差波束形成与基于最小方差相干系数融合的超声成像方法

王 平, 许 琴, 范文政, 高 阳, 何 为, 陈民铀

(重庆大学 输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室, 重庆 400044)

摘 要: 在医学超声成像中, 最小方差波束形成(MV)可以有效地提高图像的分辨率, 但不能提高成像的对比度。针对最小方差波束形成的低对比度, 提出一种最小方差波束形成与基于最小方差相干系数融合的成像方法。该方法利用最小方差波束形成的输出取代相干系数中相干部分的能量和, 得到加权系数, 然后利用该系数加权最小波束形成的结果。仿真成像结果表明: 该方法在分辨率、对比度方面都优于传统的延时叠加波束形成法, 最小方差波束形成法以及最小方差波束形成与相干系数融合的方法。

关键词: 超声成像; 最小方差; 波束形成; 相干系数; 延时叠加

中图分类号: TB553

文献标志码: A

Minimum variance beamforming combined with MV-Based coherence factor applied to medical ultrasound imaging

WANG Ping, XU Qin, FAN Wenzheng, GAO Yang, HE Wei, CHEN Minyou

(State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: In medical ultrasonic imaging, minimum variance beamforming (MV) can effectively improve imaging resolution, but the contrast is not improved. By considering the low contrast of minimum variance beamforming, a medical imaging method combined minimum variance beamforming and MV-based coherence factor is presented. First, the coherent sum in coherence factor is replaced by the output of MV to obtain weighting factor; and then the factor is used to weight the results of minimum variance beamforming. The simulated results indicate that the proposed method in the aspects of resolution and contrast is better than traditional delay and sum, minimum variance beamforming and medical imaging method combining minimum variance beamforming and coherence factor.

Key words: ultrasonic imaging; minimum variance; beamforming; coherence factor; delay and sum

超声成像由于具有操作简便、安全、实时、无痛苦和成本低的优势, 已经广泛应用于血管、腹腔脏器、小器官、前列腺及精囊、妇产科等疾病的临床诊断^[1-4]。近年来, 超声成像的研究热点已经从传统的

延时叠加波束形成(DAS)向自适应波束形成转移^[5]。这是由于传统的延时叠加法是独立于回波数据, 没有充分利用数据本身的特点, 成像空间分辨率较低, 对比度较差; 而自适应波束形成可以根据接收

收稿日期: 2012-08-20

基金项目: 广东省教育部产学研结合项目(2008B090500272); 重庆大学研究生科技创新基金资助项目(CDJXS11150009); 第四届国家大学生创新性实验项目(101061117)

作者简介: 王平(1976-), 男, 重庆大学博士, 副教授, 主要从事数字超声影像系统的研究与设计, (E-mail) cqu_dq@163.com。

到的回波数据计算出动态的加权值,达到提高成像分辨率的目的。

最小方差波束形成(MV)最早是由 Capon 在 1969 年提出,其基本思想是使噪声以及来自非信号方向上的任何干扰所贡献的功率最小,同时保持信号方向上的信号功率不变^[6-7]。但是这种波束形成方法只适用于远场、窄带非相关信号,而超声数据具有近场、宽带和很强的相关性等特点,限制了它在医学超声成像中的应用^[7]。针对这些问题,Synnevag 等^[8]采用空间平滑法,不仅去除了回波信号的相关性,并且获得一个良好的协方差矩阵估计。Li 等^[9]利用对角加载技术提高 MV 算法的稳健性。MV 算法虽然能有效地提高成像空间分辨率,但对比度却没有改善。Asl 等人^[1,10]提出了一种最小方差波束形成与相干系数(CF)结合的算法,获得了高分辨率,高对比度的医学超声成像,同时 Li 等^[11]提出将该算法用于高频超声中。

为了进一步提高图像分辨率和对比度,笔者提出了一种最小方差波束形成与基于最小方差相干系数融合的医学超声成像方法。其中,基于最小方差的相干系数是对相干系数中相干部分利用 MV 方法进行估计,该方法充分利用 MV 的高分辨率而提高相干信号的估计。为了验证该方法的有效性,进行了点散射目标和吸声目标的仿真实验。

1 基本原理

1.1 传感器信号模型

假设,有 M 个等间距阵元的传感器阵列,并且在阵列的近场区域存在一些点散射目标。波束形成的输出可表达为

$$y(k) = \mathbf{w}^H(k) \mathbf{x}_d(k) = \sum_{i=1}^M w_i(k) x_i(k - \Delta_i), \quad (1)$$

其中, $\mathbf{x}_d(k)$ 为聚焦延时后的信号, $\mathbf{x}_d(k) = [x_1(k - \Delta_1), \dots, x_M(k - \Delta_M)]^T$; $\mathbf{w}(k) = [w_1(k), \dots, w_M(k)]^T$ 为复值加权参数; Δ_i 为各个通道的延时量。 $x(k)$ 可表达为

$$x(k) = s(k) + i(k) + n(k), \quad (2)$$

其中, $s(k)$, $i(k)$, $n(k)$ 分别为期望信号、干扰信号、噪声信号。波束形成器的设计目标就是寻找最佳的加权参数对原回波信号进行处理,准确估计期望信号。

1.2 最小方差波束形成算法

最小方差波束形成算法的核心就是寻找一个最佳的加权矢量 \mathbf{w} , 在保持用户期望方向增益不变的

条件下,使阵列的输出能量最小化。其数学表达式^[4,7]为

$$\min_{\mathbf{w}} \mathbf{w}^H \mathbf{R}_{i+n} \mathbf{w}, \text{ subject to } \mathbf{w}^H \mathbf{a} = 1, \quad (3)$$

其中: \mathbf{R}_{i+n} 为 $M \times M$ 干扰加噪声的协方差矩阵; \mathbf{a} 为方向向量。利用拉格朗日乘数法,解得最佳加权向量为

$$\mathbf{w}_{opt} = \frac{\mathbf{R}_{i+n}^{-1} \mathbf{a}}{\mathbf{a}^H \mathbf{R}_{i+n}^{-1} \mathbf{a}}. \quad (4)$$

在实际中,由于很难获得精确的干扰加噪声协方差矩阵,因此公式(4)中的协方差矩阵被样本协方差矩阵取代。样本协方差矩阵表示为

$$\tilde{\mathbf{R}} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \mathbf{x}_d(n) \mathbf{x}_d(n)^H. \quad (5)$$

如前所述,标准 MV 波束形成算法仅适用于窄带、非相关信号。对于窄带信号,方向向量 \mathbf{a} 是一组与信号频率有关的复数。然而对于超声成像的宽带信号,方向向量 \mathbf{a} 不能再简单的表示为一组复数,并且接收信号高度相关。为了克服这些约束,在发射和接收阶段都采用动态聚焦,这样来自焦点的响应可以近似成一个平面波入射阵元,从而得到一个与频率无关的方向向量,表示为全 1 的矢量。采用空间平滑法去除回波信号的相关性,该方法把 M 个阵元分为阵元数目为 L 的子阵,分别估计各个子阵的相关矩阵,然后取平均得到:

$$\tilde{\mathbf{R}} = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L+1} \mathbf{X}_d^l(k) \mathbf{X}_d^l(k)^H, \quad (6)$$

其中 $\mathbf{X}_d^l(k)$ 为第 l 个子阵的输出向量, $\mathbf{X}_d^l(k) = [x_d^l(k), x_d^{l+1}(k), \dots, x_d^{l+L-1}(k)]$ 。同时,为了得到一个稳健的协方差矩阵,利用对角加载对协方差矩阵进行处理,用 $\tilde{\mathbf{R}} + \gamma \mathbf{I}$ 代替 $\tilde{\mathbf{R}}$, γ 的取法可参照文献^[8], $\gamma = \Delta \cdot \text{trace} \tilde{\mathbf{R}}(k)$, Δ 为算法加入的空间噪声与信号功率比,为一恒定常数, $\text{trace} \tilde{\mathbf{R}}(k)$ 为信号等效功率。

通过公式(4),(6)计算 MV 最佳加权矢量, MV 波束形成的最终输出为

$$y_{mv}(k) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L+1} \mathbf{w}^H(k) \mathbf{X}_d^l(k). \quad (7)$$

1.3 相干系数

相干系数作为衡量聚焦质量的指标,即为相干方向的能量与总能量的比^[12-13]:

$$CF(k) = \frac{\left| \sum_{m=0}^{M-1} x_d(m, k) \right|^2}{M \sum_{m=0}^{M-1} |x_d(m, k)|^2}, \quad (8)$$

其中: k 为时间系数; $x_d(m, k)$ 为经过聚焦延时后的

第 m 个通道的接收信号。

相干系数的值介于 0 到 1 之间,其值越大表明超声波场具有高度的指向性,是一个高质量的成像;而值越小表明低指向性或者一个低质量的成像。然而对于斑散射目标,本身存在固有的不相干性, Li 提出广义相干系数(GCF)。它同相干系数类似,只是分子被来自发射波束方向中某一特定角度范围的能量取代,而 CF 仅包含 DC 部分能量。GCF 的数学表达式^[14]为

$$\text{GCF}(k) = \frac{\sum_{n=-(K-1)/2}^{(K-1)/2} |X(n)|^2}{M \sum_{m=0}^{M-1} |x_d(m, k)|^2}, \quad (9)$$

其中

$$X(n) = \sum_{m=0}^{M-1} x_d(m, k) e^{-j2\pi nm/M}. \quad (10)$$

2 最小方差波束形成与基于最小方差的相干系数融合

MV 算法虽然可以提高图像的分辨率,但不能提高图像的对比度;而 CF 可以提高图像的对比度、鲁棒性以及降低旁瓣等级。因此,笔者将 MV 算法与 CF 相融合,并用最小方差波束形成的输出代替 CF 的相干部分(即分子部分)形成一个高分辨率相干系数(HRCF)。

$$\text{HRCF}(k) = \frac{M |y_{mv}(k)|^2}{\sum_{m=0}^{M-1} |x_d(m, k)|^2}. \quad (11)$$

通过公式(11)计算出高分辨率相干系数,并与最小方差波束形成的输出进行加权,得到波束形成的最终输出为

$$y_{hrcf+mv}(k) = \text{HRCF}(k) y_{mv}(k), \quad (12)$$

其中,子阵长度的选择应该确保协方差矩阵估计是可逆的, L 的上限为 $M/2$ 。当 $L=1$, 相当于 DAS 波束形成,图像的分辨率降低,鲁棒性提高;当 $L=M/2$, 图像的分辨率提高,鲁棒性却降低。笔者在两者之间进行权衡,设置 $L=M/4$, 并设置对角加载 $\Delta=1/(10L)$ 确保得到一个更稳健的协方差矩阵。

3 仿真结果及讨论

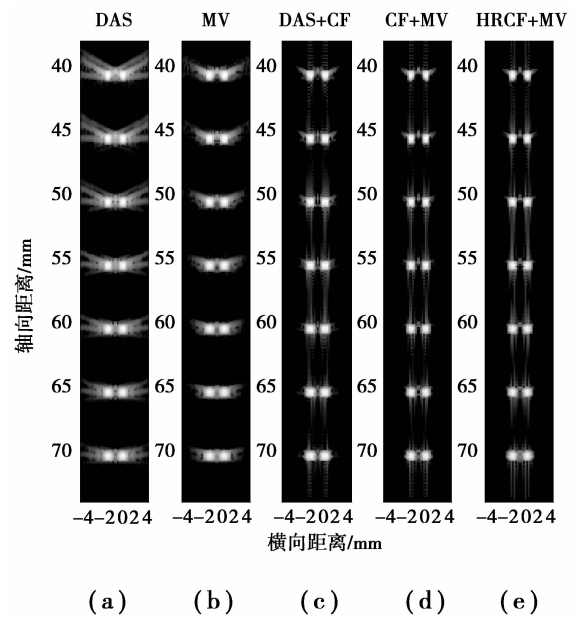
本节利用 Field II^[15] 进行仿真实验,通过对接收数据进行算法处理,并将所提的波束形成算法与常规的波束形成算法、最小方差波束形成算法以及最小方差波束形成与相干系数融合的算法在分辨率、对比度以及鲁棒性方面进行了比较。

所有仿真均采用动态发射和动态聚焦接收的工

作模式,采用线性阵列,有效阵元数目为 96,发射频率为 4 MHz,系统采样频率为 20 MHz,阵元中心间隔为半个波长。信号仿真时加入了 60 dB 的高斯白噪声,显示动态范围为 60dB。

3.1 点散射目标

目标散射点共 7 对,等间隔分布在深度为 40~70 mm 的区域内,相同深度两个散射点横向间距为 2 mm。图 1 为不同方法对不同深度散射点的成像结果。



(a) 延时叠加; (b) 最小方差波束形成; (c) 延时叠加与相干系数; (d) 最小方差波束形成与相干系数; (e) 高分辨率相干系数与最小方差波束形成

图 1 点目标各种成像对比

从图 1 中可以看出, DAS 波束形成分辨率和对比度均为最差; MV 波束形成分辨率较高,但仍然有较高的旁瓣等级; CF 在提高对比度,降低旁瓣等级方面效果明显;将 MV 与 CF 结合,图像质量得到进一步提高;而笔者所提出的 HRCF 与 MV 结合在提高分辨率、对比度以及降低旁瓣等级方面效果最好。

为了进一步深入了解不同方法对图像质量的影响情况,图 2 给出了点目标在 40 mm 和 70 mm 处的横向分辨率。从图 2 可知, HRCF 与 MV 结合的方法的主瓣宽度最窄、旁瓣等级最低,其次为 MV 与 CF 结合的方法,最后依次为 DAS 与 CF 结合的方法, MV 以及 DAS。

3.2 吸声目标

吸声目标的成像深度为 32~45 mm。散射目标是中心位于 36 mm 深度,半径为 3 mm 的圆形吸声

体,散射体呈高斯分布。图 3 为不同波束形成方法的重建图像。

为了直观的评估波束形成的对比分辨率,引入对比度(CR),其定义为中心圆的平均功率与外部背景区域的平均功率之差。表 1 列出各种成像方法的对比度。

从表 1 可以看出,笔者提出的 HRCF 与 MV 结

合得到的对比度最高。其次为 CF 与 MV 结合和 DAS 与 CF 结合,这是由于 CF 算法在提高图像的对比度上效果明显。至于 CF 与 MV 结合的对比度高于 DAS 与 CF 结合,MV 高于 DAS 的原因是由于在 MV 算法中 L 设置为 $M/4$,算法鲁棒性好,能够在保持外部背景区域的平均强度与 DAS 近似相等的同时,中心圆的平均强度被大幅度降低。

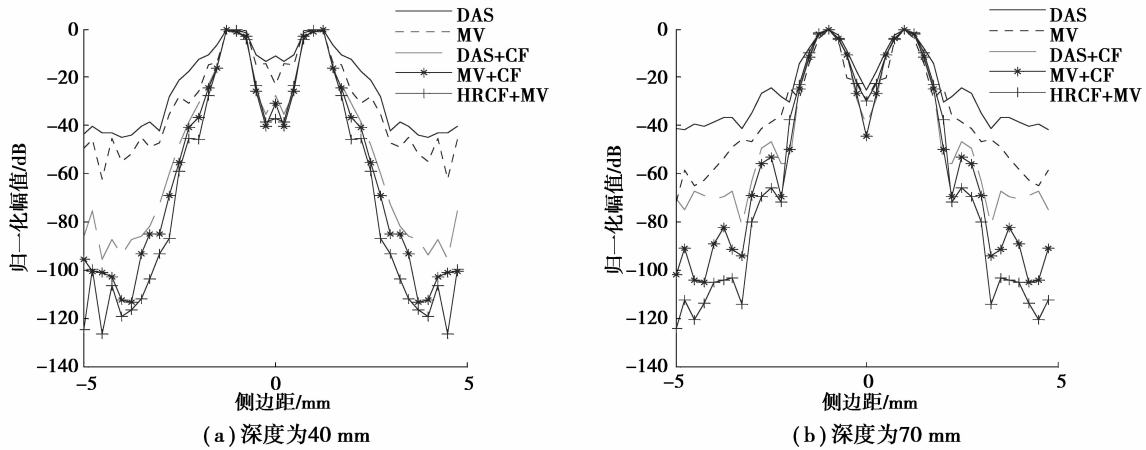
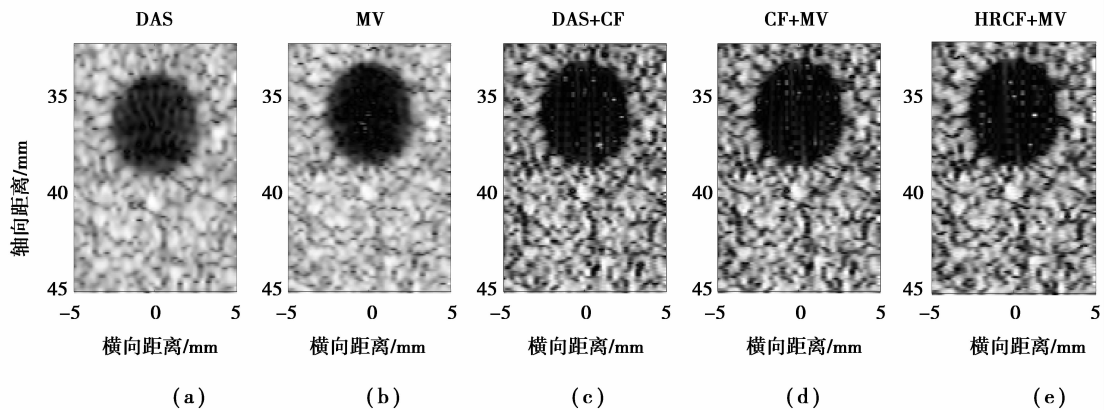


图 2 横向分辨率对比



(a)传统的延时叠加;(b)最小方差波束形成;(c)传统的延时叠加与相干系数;
(d)最小方差波束形成与相干系数;(e)高分辨率相干系数与最小方差波束形成

图 3 吸声目标的重建图像

表 1 吸声目标体对比度

项目	DAS	MV	DAS+CF	MV+CF	HRCF+MV
中心圆的平均功率/dB	-35.26	-42.98	-51.95	-52.18	-53.19
外部的平均功率/dB	-15.24	-17.32	-22.08	-22.27	-22.62
对比度	20.02	25.66	29.87	29.91	30.57

4 结 语

笔者提出了一种最小方差波束形成与基于最小方差相干系数融合的医学超声成像方法。该方法充分利用 MV 的高分辨率,用最小方差波束形成的输出代替 CF 的相干部分形成一个高分辨率相干系数(HRCF),并与最小方差波束形成的输出进行加权融合。点散射目标与吸声目标的仿真结果验证表明:与现有的方法相比,该方法能够更好地提高图像的分辨率、对比度以及鲁棒性。

参考文献:

- [1] Asl B M, Mahloojifar A. Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2009, 56(9):1923-1931.
- [2] 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.
- [3] Park S, Karpouk A B, Aglyamov S R, et al. Adaptive beamforming for photoacoustic imaging using linear array transducer [C] // Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, November 2-5, 2008, Beijing China. Piscataway: IEEE Press, 2008:1088-1091.
- [4] 吴文焘, 蒲杰, 吕焱. 最小方差波束形成与广义相干系数融合的医学超声成像方法[J]. 声学学报, 2011, 36(1):66-72.
WU Wentao, PU Jie, Lü Yi. Medical ultrasound imaging method combining minimum variance beamforming and general coherence factor[J]. AcTa Acustica, 2011, 36(1):66-72.
- [5] Synnevag 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.
- [6] 郑驰超, 彭虎. 基于编码发射与自适应波束形成的超声成像[J]. 电子与信息学报, 2010, 32(4):959-962.
ZHENG Chichao, PENG Hu. Ultrasonic imaging based on coded exciting technology and adaptive beamforming[J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2010, 32(4):959-962.
- [7] 杜春宁, 彭虎. 一种改进的 Capon 波束形成算法在超声成像中的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(5): 690-694.
DU Chunning, PENG Hu. Ultrasonic imaging using an improve capon adaptive beamforming [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(5): 690-694.
- [8] 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):1606-1613.
- [9] Li J, Stoica P, Wang Z S. On robust capon beamforming and diagonal loading [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2003, 51(7): 1702-1715.
- [10] Park S Y, Karpouk A B, Aglyamov S R, et al. Adaptive beamforming for photoacoustic imaging using linear array transducer[C] // Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, November 2-5, 2008, Beijing, China. Piscataway: IEEE Press, 2008: 1088-1091.
- [11] Wang S L, Li P C. High frame rate adaptive imaging using coherence factor weighting and the MVDR method[C] // Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, November 2-5, 2008, Beijing, China. Piscataway: IEEE Press, 2008: 1175-1178.
- [12] Hollmand K W, Rigby K W, O'Donnell M. Coherence factor of speckle from a multi-row probe [C] // Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, October 17-20, 1999, Caesars Tahoe, NV. Piscataway: IEEE Press, 1999, 2: 1257-1260.
- [13] Wang S L, Li P C. High frame rate adaptive imaging using coherence factor weighting and the MVDR method[C] // Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, November 2-5, 2008, Beijing, China. Piscataway: IEEE Press, 2008: 1175-1178.
- [14] Li P C, Li M L. Adaptive imaging using the generalized coherence factor [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2003, 50(2):128-141.
- [15] Jensen J A. Field; a program for simulating ultrasound systems [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 1996, 34(1): 351-353.

(编辑 王维朗)