

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*

吴文焘 蒲 杰 吕 焱

(中国科学院声学研究所 北京 100190)

2010 年 3 月 15 日收到

2010 年 6 月 3 日定稿

摘要 为了在医学超声成像过程中提高分辨率并修正由生物组织的声速不均匀性引入的聚焦误差, 提出了将最小波束形成与广义相干系数融合的高分辨率成像方法。首先对阵元数据进行延时聚焦处理, 得到了聚焦后的多通道数据; 然后对多通道数据进行最小方差波束形成, 同时把阵元数据变换到波束域, 计算广义相干系数; 最后利用广义相干系数加权最小波束形成的结果, 得到回波数据, 送入成像系统进行成像。为了验证算法的有效性, 对医学成像上常用的点目标和斑目标进行了成像实验。结果表明: 本文方法可以通过调节参数来调节性能, 在分辨率、对比度以及鲁棒性方面都优于传统的常规波束形成法和最小方差波束形成法。

PACS 数: 43.35, 43.60

Medical ultrasound imaging method combining minimum variance beamforming and general coherence factor

WU Wentao PU Jie LÜ Yi

(Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences Beijing 100190)

Received Mar. 15, 2010

Revised Jun. 3, 2010

Abstract In medical ultrasound imaging field, in order to obtain high resolution and correct the phase errors induced by the velocity inhomogeneity of the tissue, a high-resolution medical ultrasound imaging method combining minimum variance beamforming and general coherence factor is presented. Firstly, the data from the elements is delayed for focusing; then the multi-channel data is used for minimum variance beamforming; at the same time, the data is transformed from array space to beam space to calculate the general coherence factor; in the end, the general coherence factor is used to weight the results of minimum variance beamforming. The medical images are gotten by the imaging system. The experiments based on point pattern and speckle pattern are used to verify the proposed method. The results show the proposed method in the aspects of resolution, contrast and robustness is better than the minimum variance beamforming and conventional beamforming.

引言

超声成像是医学上非常有效的诊断手段。它凭借成本低, 安全并且无痛的优势, 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。当前超声成像仪器主要是采用脉冲-回波的工作方式, 利用阵列换能器发射短时窄脉冲, 并接收经过人体散射后返回的脉冲超声信号, 然后通过聚焦与波束形成等手段提高散射目标的信号强度, 减弱非目标体散射信号的干扰, 最后波束形成后的信号被送入计算机中进行成像。然而接收信号

* 中国科学院知识创新工程重要方向资助项目 (KGCX2-YW-915)

受非目标体干扰的程度完全由聚焦质量所决定，成像质量依赖于对非目标体散射信号的抑制，即波束形成的方法。

当前，常规波束形成 (CBF) 是医学超声成像中的主流成像方式。它通过对各个通道适当的延时叠加来达到聚焦以及波束形成的目的。但这种波束形成的方法是独立于回波数据的，没有充分利用数据本身的特点。主瓣宽度过宽与旁瓣高度过高导致成像系统在分辨率及对比度上存在局限。加窗加权的方法可以降低旁瓣的高度，提高系统的对比度，但是增加了主瓣宽度，降低了分辨率^[1]。

自适应滤波理论的引入使得高分辨率的波束形成成为现实，由此产生了许多波束形成算法。在水声和雷达领域，最小方差波束形成 (MV) 早已获得广泛应用^[2]，这种方法最早由 Capon^[3] 在 1969 年提出，基本思想是在无失真约束条件下在指定方位或频率上获得最小方差，进而推导出最优权矢量。但是这种波束形成方法只适用于远场以及窄带信号，特别是干扰信号与有用信号不相关的情形。Shan 等^[4] 把这种算法扩展到相干源干扰情况下，利用空间平滑技术提高相关矩阵的秩从而提高设计自由度，足够的自由度可以用于抑制相关的干扰信号。由于频率估计或者到达方位不精确，Capon 算法性能迅速衰退，Li 等^[5] 利用对角加载技术，使得算法的鲁棒性能得到提高。2005 年 Sasso 等把这种算法应用到医学超声领域，在一定程度上提高了分辨率^[6]。Synnevag 在文献 7 中详细介绍了融合了空间平滑和对角加载的最小方差波束形成在超声成像方面的应用，提高了对点目标成像的分辨率与对比度，但没有考虑对斑散射目标成像的情况。

Donnell 等^[8-9] 提出了相位校正的相关延时估计方法，解决了由于声速不均匀引起相位畸变，进而导致聚焦特性和成像质量不好的问题，在文献 8 和文献 11 中提出用相干系数评价成像质量。Li 等提出用广义相干系数作为自适应加权，提高系统的鲁棒性^[11]。Asl 等人^[12] 提出了一种最小方差波束形成与相干系数结合的算法，获得了高分辨率，高对比度的医学超声成像，并且初步分析了在声速不均匀情况下点散射目标的对比度问题。

基于以上阐述，为了提高波束形成的质量：一方面需要提高成像的分辨率；另一方面需要考虑实际成像目标的特点以及由声速不均匀引入的相位误差导致的成像性能下降。本文将广义相干系数引入到最小方差波束形成方法中，把广义相干系数在相位存在误差时的鲁棒性与最小方差波束形成的高分辨

能力结合起来，得到了最小波束形成与广义相干系数融合的方法。为了验证该方法的有效性，在人体软组织使用斑点目标体仿真更加合理的假定下，通过点散射目标与吸声斑散射目标的成像实验，将本方法分别与常规波束形成法及最小方差波束形成法在分辨率、对比度以及鲁棒性方面做了比较。

1 最小方差波束形成与广义相干系数融合

1.1 方法描述

在实际的医学成像中，信号产生方式为发射短脉冲，然后利用换能器阵列接收回波信号，多通道回波信号经过波束形成后得到波束输出。假设阵列换能器由 M 个等间隔阵元构成，设第 i 个阵元 k 时刻的接收信号为 $x_i(k)$ ，经过聚焦延时后的信号记为 $\mathbf{x}_d(k)$ ，表示为 $\mathbf{x}_d(k) = [x_1(k - \Delta_1), x_2(k - \Delta_2), \dots, x_M(k - \Delta_M)]^T$ ，其中 Δ_i 表示各个通道的延时量。通过聚焦延时后的信号可以不用再考虑聚焦问题。然后把延时后的各个通道的信号进行最小方差波束形成：

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

其中 $\mathbf{w}(k)$ 为复值加权参数，需要根据数据估计某种最优准则下的加权参数， $y(k)$ 即为自适应波束输出。

在医学超声成像领域，为了提高成像质量，引入了相干系数 (CF)^[8-9]。理论和实验证明，相干系数可以起到减小方向性旁瓣，提高分辨率以及鲁棒性的作用，并且在声速不均匀性引入相位误差时，能够减弱这种误差。以上讨论都是针对点散射目标，对于斑散射目标，多通道信号之间本身存在一定的非相干特性，文献 11 引入广义相干系数 (GCF) 用于提高系统对斑散射目标图像的对比度以及对比度 - 噪声比。而本文使用广义相干系数加权自适应波束形成，提出一种新的成像方法。

图 1 为自适应波束形成与广义相干系数融合算法的框架。如图中所示，超声信号被换能器阵列接收后通过 A/D 转换进入数字系统，然后经过聚焦延时，提高了信号的信噪比。广义相干系数从聚焦延时后的多通道数据出发，首先把阵元数据从阵元域变换到波束域，然后估计广义相干系数 $\text{GCF}(k)$ 。最后利用广义相干系数对最小波束形成的输出逐点进行加权修正，得到最终用于成像的回波信号。在自适应加权的波束形成算法中，GCF 加权算法为：

$$z(k) = \text{GCF}(k) \cdot y(k). \quad (2)$$

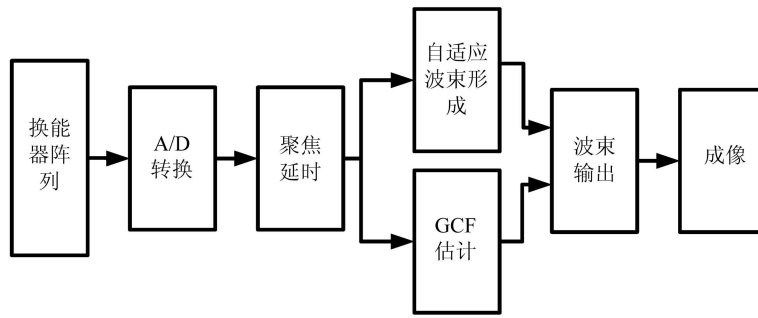


图 1 自适应波束形成与广义相干系数融合算法框架

对于每一个成像点 $y(k)$, 计算相应的广义相干系数, 然后把对应的成像点与广义相干系数相乘, 得到最后的修正回波信号 $z(k)$ 。

最后通过对修正回波信号 $z(k)$ 进行包络提取等操作, 得到医学图像。

1.2 最小方差波束形成的实现

最小方差波束形成算法可以归结为一个约束最小二乘问题, 即:

$$\begin{aligned} \min |y(k)|^2 &= \min_{\mathbf{w}(k)} \mathbf{w}^H(k) \mathbf{R}(k) \mathbf{w}(k) \\ \text{subject to } &\mathbf{w}^H(k) \mathbf{a}(k) = 1, \end{aligned} \quad (3)$$

其中 $\mathbf{R}(k) = E[\mathbf{x}_d(k) \mathbf{x}_d^H(k)]$ 为相关矩阵。由于数据已经过聚焦延时, $\mathbf{a}(k)$ 取全 1 的矢量, 得到最优权为:

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

在实际使用最小方差波束形成时, 相关矩阵是需要估计的。

由于信号来自于介质散射, 各路回波信号之间有很大的相关性, 传统的最小方差波束形成不适用于相干信号源。此时可以采用文献 4 中提到的空间平均法, 把 M 个阵元分成阵元数目为 L 的子阵, 分别估计各个子阵的相关矩阵, 然后取平均, 得到:

$$\tilde{\mathbf{R}} = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L+1} \mathbf{x}_d^l(k) \mathbf{x}_d^{l(k)H}, \quad (5)$$

其中 $\mathbf{x}_d^l(k)$ 为第 l 个子阵的接收数据, $\mathbf{x}_d^l(k) = [x_d^l(k), x_d^{l+1}(k), \dots, x_d^{l+L-1}(k)]$ 。则空间平滑后的输出为:

$$y(k) = \frac{1}{M-L+1} \sum_{l=1}^{M-L+1} \mathbf{w}^H(k) \mathbf{x}_d^l(k). \quad (6)$$

同时, 为了提高系统在观测方位或声速等参数存在估计误差的情况下波束形成性能的鲁棒性, 利用对角加载对相关矩阵进行处理。用 $\tilde{\mathbf{R}} + \varepsilon \mathbf{I}$ 代替 $\tilde{\mathbf{R}}$,

ε 的取法可以参考文献 6, $\varepsilon = \Delta \cdot \text{tr}(\mathbf{R})$, Δ 为算法加入的空间噪声与信号功率比, 为一恒定常数, $\text{tr}(\mathbf{R})$ 为信号等效功率。若设 $\Delta = 1/L$, 则等效于人为加入了等功率的各向同性白噪声。

1.3 广义相干系数的计算

首先对阵元域数据进行傅里叶变换^[8]:

$$\begin{aligned} p(m) &= \sum_{i=0}^{M-1} x_i(k) e^{-j2\pi(k-\frac{M}{2})d\frac{m}{Ma}} = \\ &e^{j\pi m} \sum_{i=0}^{M-1} x_i(k) e^{-j2\pi k\frac{m}{M}}, \end{aligned} \quad (7)$$

其中 $p(m)$ 为变换到波束域后的数据。然后计算各个波束方向的能量, 得到相干方向的能量与总能量的比:

$$\text{GCF}(k) = \frac{\sum_{m \in (0,1,\dots,K)} |p(m)|^2}{\sum_{m=0}^{M-1} |p(m)|^2}. \quad (8)$$

其中由 $\sum_{m=0}^{M-1} |p(m)|^2 = M \sum_{i=0}^{M-1} |x_i(k)|^2$ 可知, 分母 $\sum_{m=0}^{M-1} |p(m)|^2$ 代表阵元信号的总能量。

当 $K=0$ 时, 得到相干系数的定义:

$$\text{CF}(k) = \frac{|p(0)|^2}{\sum_{m=0}^{M-1} |p(m)|^2}, \quad (9)$$

其中 K 为控制 GCF 的低频成分的能量比, 通过改变 K 的数值, 可以改变算法的性能, 最终获得参数可调的广义相干系数算法。这个能量比值的获取过程就是广义相干系数的计算过程。

利用最小方差波束形成方法具有成像高分辨率、高对比度的特点; 不同目标体的回波本身存在非相干性, GCF 修正了 CF 的分子部分, 从物理上考虑了这种能量的存在, 能够更好的校正相位误差。把这两者结合, 通过调节参数 K , 可以在分辨率、对比度以及鲁棒性之间进行折中。

2 仿真实验

Field II^[13] 是医学超声成像领域广泛采用的仿真程序, 通过设置换能器参数、工作方式以及成像目标, 可以获得换能器的接收信号数据。本节利用 Field II 进行仿真实验, 通过对接收数据进行算法处理, 对比了常规波束形成算法、最小方差波束形成算法以及最小方差波束形成融合广义相干系数的算法, 并重点分析了这三种算法在分辨率、对比度以及鲁棒性方面的差异。

所有仿真实验均采用动态发射和动态聚焦接收的工作方式, 采用线列阵, 有效阵元数目为 64。发射信号频率为 3.5 MHz, 系统采样频率为 40 MHz, 阵元中心间隔为半波长。阵元高度为 14.5 mm, 阵元宽度为 0.12 mm。信号仿真时加入了 60 dB 的高斯白噪声, 显示动态范围为 60 dB。

3 结果及讨论

3.1 点散射目标

点散射目标仿真的成像深度为 30 ~ 60 mm。散射目标为 12 个散射点, 均匀分布在 30 ~ 55 mm 之间, 间隔 5 mm。两相邻散射点水平距离为 2 mm。图 2 为不同方法对不同深度散射点的成像结果。

从图 2 可以得出以下结论:

- (1) MV 算法得到的分辨率和对比度比 CBF 算法高;
- (2) CBF 和 MV 算法, 在分别结合了 CF 或者 GCF

后, 都可以提高图像的分辨率;

(3) MV 结合不同参数的 GCF, 分辨率以及对对比度的变化不是很明显。

为了进一步了解分辨率和对比度的情况, 截取横截面进行观察。图 3 为 40 mm 深度处各种方法对比分析的结果。

从图 3 可以看出 MV 与 CF 结合的方法所得结果的分辨率和对比度最好, 其次为 GCF 与 MV 结合的方法。最后依次为 MV、CBF 与 CF 结合以及 CBF 算法。

从谱估计的角度, 由于 MV 方法推测了未观测区间的的数据, 较常规波束形成能够获得更高的频率分辨率。相干系数利用了各通道数据的相干特性: 如果各个通道完全相干, 则相干系数为 1; 如果各个通道时延没有完全对齐, 则相干系数小于 1。将两者融合, 可以获得更高的分辨率。考虑到在医学成像中, 成像对象不是点散射目标, 各通道接收信号存在固有的非相干性, 使用广义相干系数比相干系数从物理意义上讲更加合理。但是对于点目标以及相位无误差的情况, 广义相干系数分子部分增加了多余的求和项, 使得算法向着非加权方向靠拢, 所以分辨率会有所下降。

如文献 11 所述, 只对点散射目标进行分析, 并不能涵盖成像质量评价的所有方面。GCF 是在成像目标体为斑散射目标时, 各路回波信号本身具有一定不相干特性的情况下提出的, 仅仅单纯的使用完全相干叠加, 没有考虑这部分影响, 不一定能获得最好的效果。因此, 接下来又针对斑散射目标(吸声目标)进行仿真实验。

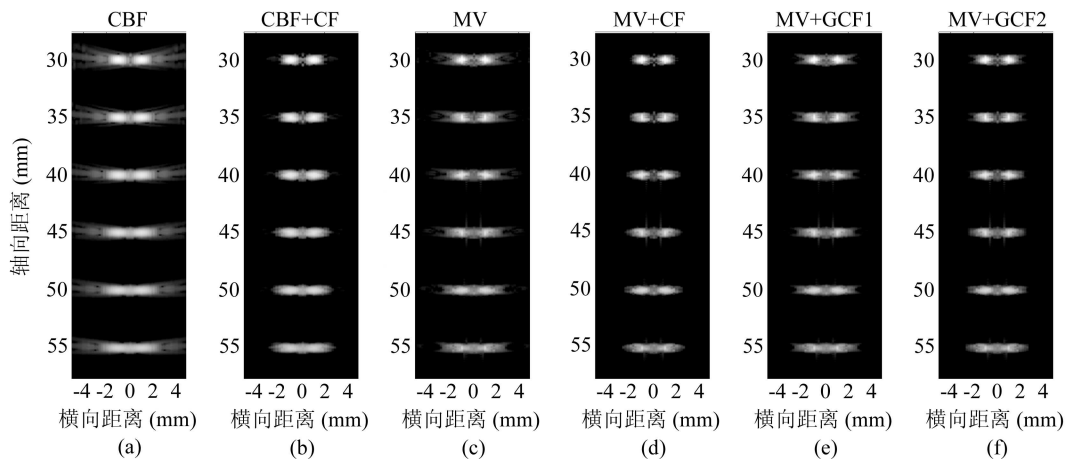


图 2 点目标各种成像对比

- (a) 常规波束形成 (CBF); (b) 常规波束形成与相干系数; (c) 最小方差波束形成; (d) 最小方差波束形成与相干系数; (e) 最小方差波束形成与广义相干系数, 频带参数 $K = 1$; (f) 最小方差波束形成与广义相干系数, 频带参数 $K = 2$

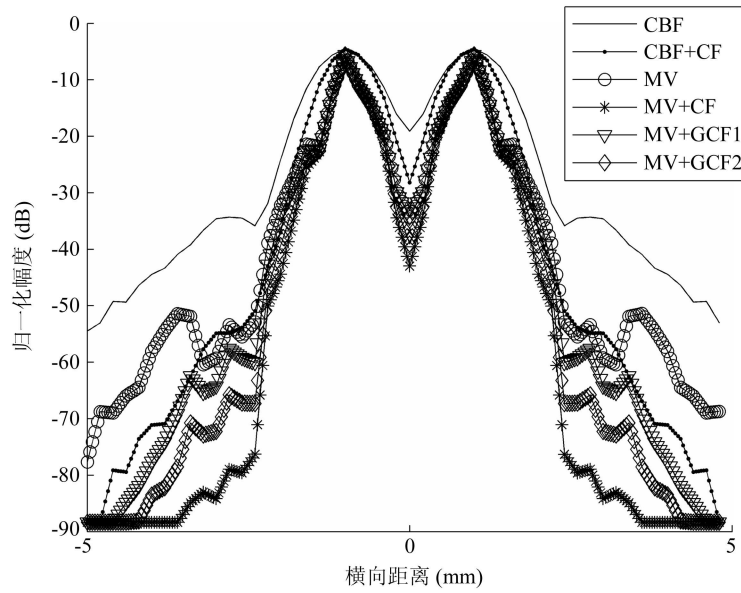


图 3 点目标各种方法成像在 40 mm 处截面分析

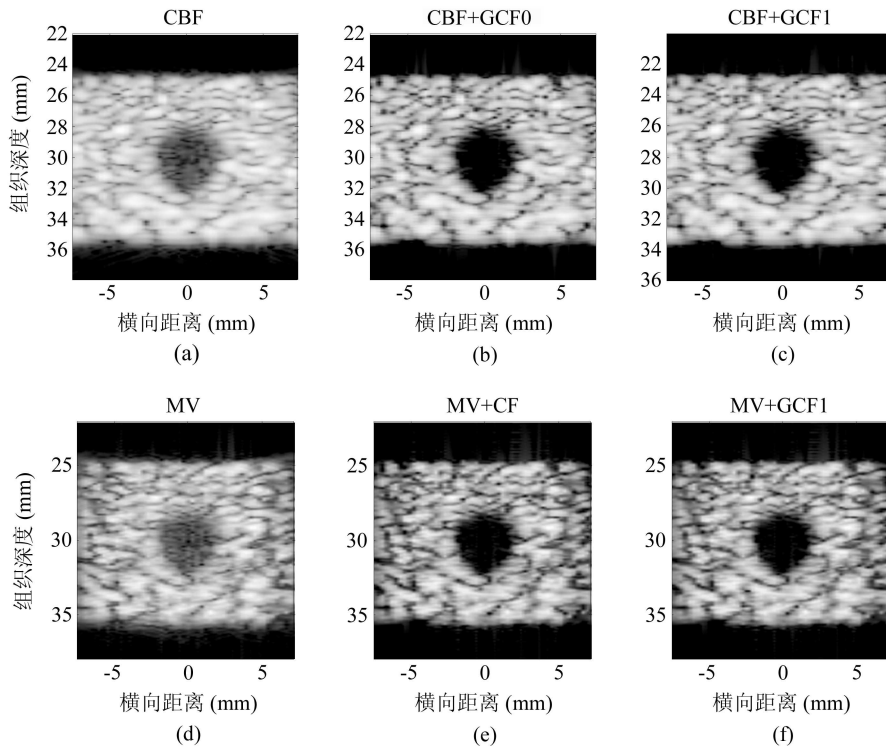


图 4 吸声目标体各种成像方法下的结果

- (a) 常规波束形成; (b) 常规波束形成与相干系数融合; (c) 常规波束形成与广义相干系数融合;
- (d) 最小方差波束形成; (e) 最小方差波束形成与相干系数融合即为最小方差与广义相干系数融合 ($K = 0$);
- (f) 最小方差波束形成与广义相干系数融合 ($K = 1$)

3.2 吸声目标

吸声目标仿真的成像深度为 20 ~ 40 mm。散射目标是中心为直径 5 mm 的圆形吸声体，散射体呈高斯分布在 25 mm 至 35 mm 之间。图 4 为吸声目标体各种成像方法下的结果。

为了使得比较结果更直观，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 列出了各种方法得到的对比度。

从表 1 可以看出，CBF 与 CF 结合得到的对比度最高，同时 MV 与 GCF 结合得到的对比度高于 MV 与 CF 结合。这是由于 CBF 鲁棒性最好，MV 算法相对 CBF 获得了高的分辨率，但是降低了鲁棒性。

表 1 吸声目标体对比度

	CBF	CBF+CF	MV	MV+CF	MV+GCF1	MV+GCF2
中心的平均功率 (dB)	-33.26	-52.14	-32.75	-50.95	-50.76	-50.85
外部的平均功率 (dB)	-12.08	-16.28	-18.91	-23.89	-23.22	-23.48
对比度 (dB)	21.18	35.86	13.84	27.06	27.54	27.37

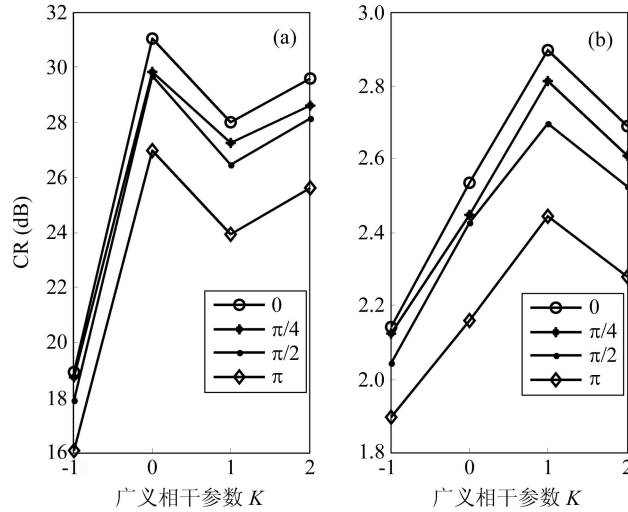


图 5 (a) CR 对比; (b) CNR 对比

(注: 广义相干参数为 -1 表示没有使用相干系数的算法, 0 表示使用了相干系数算法)

3.3 速度不均匀以及相位畸变讨论

在超声成像中, 声在传播过程中由于速度不均匀介质或者在近场遇到不均匀层, 而致使到达各个阵元间存在相位误差, 进而导致聚焦不准。由于这部分误差是未知的, 往往无法进行实验校正。GCF 的优势在于存在聚焦误差时可以获得较好的成像效果。重复对斑散射目标的成像实验, 在各个阵元引入初始的相位误差, 同时为了证明实验的一般性, 取 $0 \sim 1$ 均匀分布的随机数与最大误差的乘积作为各阵元相位误差, 误差最大值分别为 $\pi/4, \pi/2, \pi$ 。然后使用不同参量的 GCF 与 MV 结合算法对斑散射目标进行成像, 并对比了成像质量。

图 5 给出了各通道相位误差最大值分别为 $0, \pi/4, \pi/2, \pi$ 时对应于不同广义相干参数的成像质量评估量 CR 及 CNR。其中对比度-噪声比 (CNR) 为 CR 与背景区域的标准差之比, 按照文献 14 中的说明, CNR 可以表征在相位畸变情况下的成像质量。从图 5 可以看出, 无论采用何种广义相干参数的算法, 随着最大相位误差的增大, 成像质量都有所下降。从图 5(a) 可以看出使用相干系数的 MV 算法可以获得最大的对比率 (CR), 而图 5(b) 在频带选择 $K = 1$ 时获得最大的 CNR。广义相干系数参数 $K = 1$ 时获得最大的 CNR, 这是由于对于斑散射目标, 各路回波信号本身存在一定的不相干特性, 广义

相干系数扩大了分子部分空间频率求和范围, 能够更加真实地体现多通道信号间的相干性, 有利于提高成像质量。

4 结论

本文针对在实际医学超声成像中, 存在分辨率不够高以及由生物组织不均匀引起的聚焦误差的问题, 提出一种最小方差算法与广义相干系数融合的波束形成算法。这种算法一方面充分的利用了最小方差算法较常规波束形成算法分辨率高等特点, 另一方面有效的利用了广义相干系数作为波束形成自适应校正量在声速不均匀下的鲁棒性。通过对点散射目标以及斑散射目标的成像实验, 对分辨率、对比度、对比度-噪声比以及在抗未知相位误差性能等方面进行比较, 可以得出: 最小方差波束形成只能针对点散射目标成像获得高分辨以及高对比度, 而本文提出的方法对于实际中常常遇到的斑散射目标成像以及在存在相位误差情况下的成像, 在对比度以及对比度-噪声比等方面都有所提高, 且这种方法可以通过调节广义相干系数参数中分子部分的低频参数范围来调节分辨率、对比度以及鲁棒性。实验证明了最小方差波束形成与广义相干系数加权融合算法在特定医学超声成像应用下的优势, 为实现高质量的医学超声成像系统提供了理论依据。

参 考 文 献

- 1 Oppenheim A V, Schafer R W, Buck J R. Discrete-time signal processing, 2nd ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 1999
- 2 Haykin S. Adaptive filter theory, 4th ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 2002
- 3 Capon J. High resolution frequency-wavenumber spectrum analysis. In: Proc. IEEE, 1969; **57**(8): 1408—1418
- 4 Shan T J, Kailath T. Adaptive beamforming for coherent signals and interferences. *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Processing*, 1985; **33**(3): 527—536
- 5 Li J, Stoica P, Wang Z. On robust Capon beamforming and diagonal loading. *IEEE Trans. Signal Processing*, 2003; **51**(7): 1702—1715
- 6 Sasso M, Cohen-Barcie C. Medical ultrasound imaging using the fully adaptive beamformer. In: Proc. IEEE Int. Conf. Acoust. Speech Signal Processing, 2005: 489—492
- 7 Synnevag J F, Austeng A, Holm S. Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007; **54**(8): 1606—1613
- 8 Hollman K W, Rigby K W, O'Donnell M. Coherence factor of speckle from a multi-row probe. In: Proceedings of IEEE Ultrasonomic Symposium, 1999: 1257—1260
- 9 O'Donnell M, Flax S W. Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatters: Measurements. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 1988; **35**(6): 768—774
- 10 Krishnan S, Rigby K W, O'Donnell M. Improved estimation of phase aberration profile. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 1997; **44**(3): 701—713
- 11 Mallart R, Fink M. Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities: The Van Cittert-Zernike approach and focusing criterion. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1994; **96**(6): 3721—3732
- 12 Li P C, Li M L. Adaptive imaging using the generalized coherence factor. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2003; **50**(2): 128—141
- 13 Asl B M, Mahloojifar A. Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2009; **56**(9): 1923—1931
- 14 Jensen J A. Field: A program for simulating ultrasound systems. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1996; **34**(1): 351—353