

符号相干系数加权的超声平面波复合成像算法

郑驰超¹, 彭 虎¹, 赵 巍^{1,2}

(1. 合肥工业大学生物医学工程系, 安徽合肥 230009; 2. 皖南医学院弋矶山医院, 安徽芜湖 241001)

摘 要: 平面波超声成像算法运用广泛, 具有较高的成像帧率, 但成像质量较差. 相干平面波复合成像(CPWC)算法采用对多个方向平面波成像输出直接叠加的方式进行成像, 有效的提高了成像质量, 但忽略了平面波之间的相干性. 本文提出符号相干系数加权的平面波复合成像算法(SCF-CPWC). 该算法将不同角度的平面波对同一个成像点的成像结果做为向量, 计算出该向量的符号相干系数(SCF), 对该成像点的相干平面波复合成像的输出结果进行加权成像, 得到 SCF-CPWC 算法的最终结果. 仿真和实验结果表明 SCF-CPWC 算法具有更好成像质量. 相对于传统的 CPWC 成像算法, 可以明显改善成像的横向分辨率和暗斑对比度.

关键词: 超声成像; 相干平面波复合成像; 符号相干系数

中图分类号: TN911.7, O426.9

文献标识码: A

文章编号: 0372-2112 (2018)01-0031-08

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.3969/j.issn.0372-2112.2018.01.005

Ultrasound Imaging Based on Coherent Plane Wave Compounding Weighted by Sign Coherence Factor

ZHENG Chi-chao¹, PENG Hu¹, ZHAO Wei^{1,2}

(1. Department of Biomedical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei, Anhui 230009, China;

2. The First Affiliated Hospital of Wannan Medical College, Wuhu, Anhui 241001, China)

Abstract: Plane wave imaging has been widely used in many applications. It has high frame rate but relatively poor image quality. Coherent plane wave compounding(CPWC) is an imaging method of summing beamformed outputs of array elements from different plane wave firing events, which can significantly improve the quality. However, the coherence between the plane waves is out of consideration. In this paper, we proposed a novel method in which CPWC is weighted by the sign coherence factor(SCF-CPWC). Firstly, a vector is composed by the beamformed outputs of the multiple steered plane wave firings on the same image point. Secondly, the sign coherence factor(SCF) of the vector is calculated, and then employed to weight the corresponding output of CPWC to get the final imaging result. Both simulation and experimental results demonstrate that the proposed SCF-CPWC method has achieved a better performance than CPWC. Compared to CPWC, it can not only improve the lateral resolution, but also increase the anechoic cyst contrast.

Key words: ultrasonic imaging; coherent plane wave compounding; sign coherence factor

1 引言

超声平面波成像(Plane Wave Imaging, PWI)可以实现超高速成像, 具有较好应用前景, 但是 PWI 成像方法通过发射平面波成像, 发射没有聚焦, 成像质量较差^[1-3]. 2009年 Montaldo 等人提出相干平面波复合(Coherent Plane-Wave Compounding, CPWC)成像, 可以改善成像质量^[4]. 该方法发射不同角度的平面波, 对每个角度下的平面波回波数据叠加后成像, 具有算法简

单, 运算速度快等优点, 在组织测量, 功能成像, 弹性成像, 血流速度检测等领域具有较高的应用价值^[4-9], 但该方法成像质量有待进一步提高. 近年来, 自适应波束形成、多窗谱加权等多种方法被用于 CPWC 算法中, 改善了 CPWC 算法的质量. 文献[10, 11]等将最小方差波束形成算法用于复合成像, 提高成像质量. 该种方式运用大量的矩阵逆运算, 算法复杂度较高. 文献[12]将合成孔径技术与 CPWC 算法相结合进行成像, 有效改善成像分辨率, 该方法的信噪比却低于 CPWC 算法.

Toulemonde 等采用汤姆逊多窗谱方法用于 CPWC 成像中,在一定程度上改善了信噪比,对比度和分辨率等性能,这种方法改善的效果较为有限,另外算法的运算量较大^[13].

符号相干系数(Sign Coherence Factor, SCF)最早由 Camacho 等人提出并用于超声合成孔径成像中,该系数根据阵元接收的回波信号的极性计算的,算法简单,易于实现.具有较好相干性的信号具有相同的极性,而相干性较差的信号之间的极性较为随机,因此 SCF 系数可以较好的反映信号的相干性,采用该系数对成像结果进行加权,可提高成像质量^[14,15]. CPWC 成像采用的不同角度的平面波对同一区域成像,对成像结果采用直接相加的方式进行成像,忽略了平面波成像结果之间的相干性.不同角度的平面波成像结果对于同一成像点具有较好的相干性,而对于噪声和杂波则相干性较低,因此本文将同一成像点的成像结果做为向量,计算该向量的 SCF 系数,对 CPWC 的成像结果进行加权成像,提出 SCF 加权的平面波复合成像算法(SCF-CPWC). SCF-CPWC 算法相对于传统的 CPWC 成像算法,具有更好的成像质量,可以明显改善成像的分辨率,提高成像的对比度.另外相对于传统的基于回波信号的 SCF 系数计算方式,该方法的 SCF 系数计算是对平面波成像结果进行计算,因此运算的复杂度与 CPWC 差异较小,便于应用.

2 原理

2.1 CPWC 成像算法

CPWC 算法是对阵列的阵元施加不同的延时,对同一成像区域发射不同角度的平面波,对平面波的成像结果进行空间复合,得到最终的成像输出^[4,13].

设空间中第 m 个平面波的发射角度为 θ_m ,对于同一成像区域发射,得到第 m 个偏向角的成像输出为 $s(p, \theta_m)$,设共有 M 个偏向角,成像位置为 p 点,则可以得到 CPWC 的输出为:

$$S(p) = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M s(p, \theta_m) \quad (1)$$

偏向角 θ 的大小和发射次数 M 与发射信号的波长 λ 及发射孔径 L 有关,如式(2)所示^[4]:

$$\theta = \arcsin \frac{i\lambda}{L}, i = -(M-1)/2, \dots, (M-1)/2 \quad (2)$$

$$M = \frac{L}{\lambda F} \quad (3)$$

其中 F 称之为 F 数,与聚焦深度 z_f 有关,一般有 $F = z_f/L$.

2.2 SCF-CPWC 算法

传统的 SCF 是根据回波信号进行计算所得,对波

束形成的结果进行加权,提高成像质量. SCF-CPWC 算法则根据平面波的成像结果进行计算空间的 SCF 参数,如式(4)和式(5)所示.

对于成像区域的位置 P 点,先计算不同发射角度的平面波在该点的成像结果的极性变量 $b_m(p)$.

$$b_m(p) = \begin{cases} 1, & \text{if } s(p, \theta_m) \geq 0 \\ -1, & \text{if } s(p, \theta_m) < 0 \end{cases} \quad (4)$$

由式(4),可得 SCF 为^[14]:

$$SCF^\alpha(p) = \left| 1 - \sqrt{1 - \left[\frac{1}{M} \sum_{m=1}^M b_m(p) \right]^\alpha} \right| \quad (5)$$

α 为调节系数,用于调节该算法的灵敏度.该系数一般不大于 1.该系数越高,对应算法性能越强,对旁瓣的压制能力越强,但是算法的稳健性会降低.由式(5)可知,SCF 系数反映了不同偏转角度下的平面波对同一位置点成像结果的极性的相干性.成像区域中噪声和杂波点的极性随机性较强,对应的 SCF 系数较小.采用 SCF 对最终的成像结果进行加权,可以提高成像的质量,由式(5)和式(1)可得 SCF-CPWC 的成像结果为:

$$S(p) = SCF^\alpha(p) \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M s(p, \theta_m) \quad (6)$$

3 实验

本文采用仿真数据和实验数据分别进行成像,并比较 SCF-CPWC 和 CPWC 算法的性能.

3.1 仿真数据

本文采用仿真软件 Field II^[15]建立仿真成像系统的参数如下:128 阵元线阵探头,中心频率为 5MHz,阵元间距为 0.38mm.系统采样率为 50Msps,激励信号采用加窗的两个周期长度的正弦波.本文分别对点目标和斑目标进行成像,成像方法分别采用单次发射的 PWI 成像,CPWC 成像算法和 SCF-CPWC 算法进行成像.成像前对回波信号添加一定的白噪声,信噪比为 10dB. CPWC 和 SCF-CPWC 采用 40 次发射进行合成,发射角度由 $-18.66^\circ \sim +18.66^\circ$,即角度间隔为 0.95° .为了测试不同调节系数对 SCF 算法的影响,成像时采用 7 种调节系数进行成像,调节系数 α 分别采用 1, 0.7, 0.5, 0.4, 0.3, 0.2, 0.1.所有算法的成像动态范围均设为 60dB.

3.1.1 点仿真

在空间中设 12 个散射点,分布在深度为 20mm 到 42mm,侧边距在 -4mm 到 4mm 的成像区域内.成像结果如图 1 所示.

对于散射点成像,SCF-CPWC 算法明显优于 CPWC 算法. PWI 算法成像质量最差,噪声和伪迹较为明显,成像背景噪声较少,散射点的旁瓣也较少.如图 1(d)所示.调节系数为 0.1 时成像质量下降较为明显,成像质

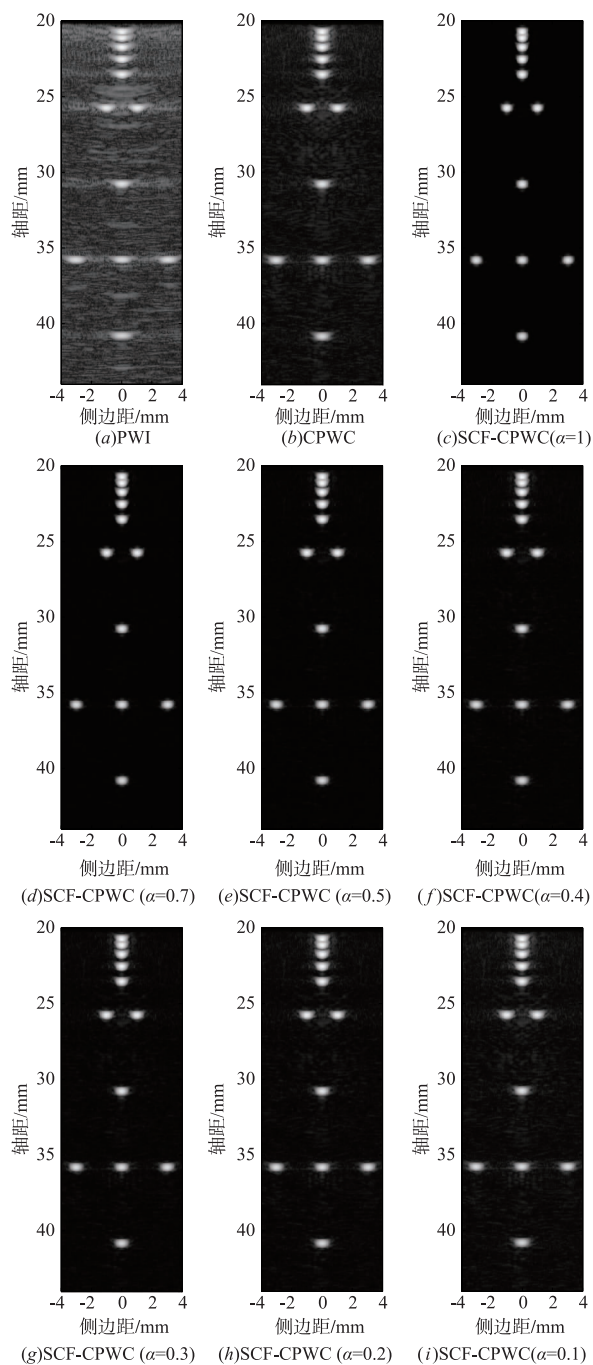


图1 散射点的成像结果

量和 CPWC 算法较为接近, 较低的调节系数降低了 SCF 算法的性能。

为了进一步比较算法之间的性能, 对坐标为 (0mm, 30.5mm) 处散射点的横向强度变化情况进行对比, 如图 2 所示, 可见对于同一个散射点, PWI 算法的横向宽度最大, 横向分辨率较差, CPWC 算法的横向宽度明显优于 PWI 算法, SCF-CPWC 算法横向宽度均优于 CPWC 算法, 调节系数为 1 的 SCF-CPWC 算法的横向宽度最小, 横向分辨率最高. 表 1 为散射点的最大强度降低

20dB 时, 即强度约为 35dB 左右时的散射点横向宽度。

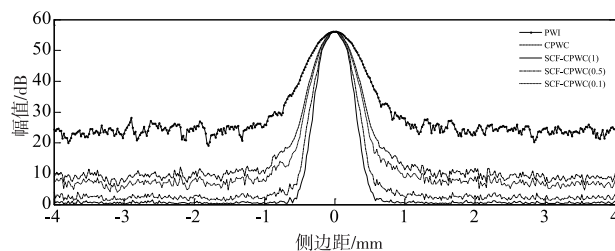


图2 3种算法的(0mm, 30.5mm)处散射点横向强度变化

三种算法取深度为 20.8mm、21.2mm、21.8mm、22.6mm、23.6mm 处的 5 个散射点的纵向宽度变化情况如图 3 所示, 三种算法在不同深度的 5 个散射点的纵向宽度几乎重叠, 难以区分, 可见三种算法的纵向分辨率没有明显差异, 调节系数对成像的纵向分辨率影响较小. 以坐标为 (0mm, 23.6mm) 处的散射点为例, 比峰值强度低 20dB 时的纵向宽度见表 1.

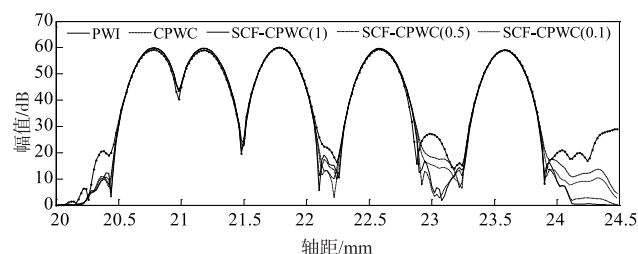


图3 三种算法的纵向强度的变化

表 1 算法横向宽度与纵向宽度

算法	横向宽度 (mm)	纵向宽度 (mm)
PWI	1.187 ± 0.017	0.481 ± 0.003
CPWC	0.801 ± 0.001	0.479 ± 0.001
SCF-CPWC ($\alpha=1$)	0.561 ± 0.001	0.474 ± 0.002
SCF-CPWC ($\alpha=0.7$)	0.594 ± 0.002	0.475 ± 0.002
SCF-CPWC ($\alpha=0.5$)	0.628 ± 0.002	0.476 ± 0.001
SCF-CPWC ($\alpha=0.4$)	0.648 ± 0.003	0.476 ± 0.001
SCF-CPWC ($\alpha=0.3$)	0.681 ± 0.002	0.477 ± 0.001
SCF-CPWC ($\alpha=0.2$)	0.720 ± 0.001	0.478 ± 0.001
SCF-CPWC ($\alpha=0.1$)	0.755 ± 0.001	0.478 ± 0.001

注:表中横向宽度值和纵向宽度值表现为算法运行 10 次的平均值加减标准差的形式。

综上所述, 相对与 CPWC 算法, SCF-CPWC 算法可以有有效的改善横向分辨率, 减少背景噪声, 但没有改善纵向分辨率. 调节系数越大, SCF-CPWC 算法对点目标的成像效果越好。

3.1.2 斑仿真

采用单次发射的 PWI 成像, CPWC 成像算法和 SCF-CPWC 算法进行成像, 设定成像区域中背景组织为各向同性的均匀组织, 散射系数为 1. 组织内有圆型吸声暗斑和亮斑, 直径均为 3mm, 暗斑深度在 23mm 处, 暗斑内的声散射系数设为 0. 亮斑分布深度在 30mm 处, 亮

斑散射系数设为 5.

成像结果如图 4 所示,可知当调节系数为 1 和 0.5 时 SCF-CPWC 算法的暗斑内几乎没有噪声,暗斑较为清晰,明显优于 CPWC 算法.可见 SCF 加权对暗斑内的噪声有较强抑制作用. PWI 算法的暗斑内噪声较为明

显,成像质量最差. SCF-CPWC ($\alpha = 1$) 算法的亮斑最为清晰,主要原因在于 SCF-CPWC 在一定强度上衰减了背景组织的强度,使得亮斑的对比度提高.其他算法的亮斑差异不明显.

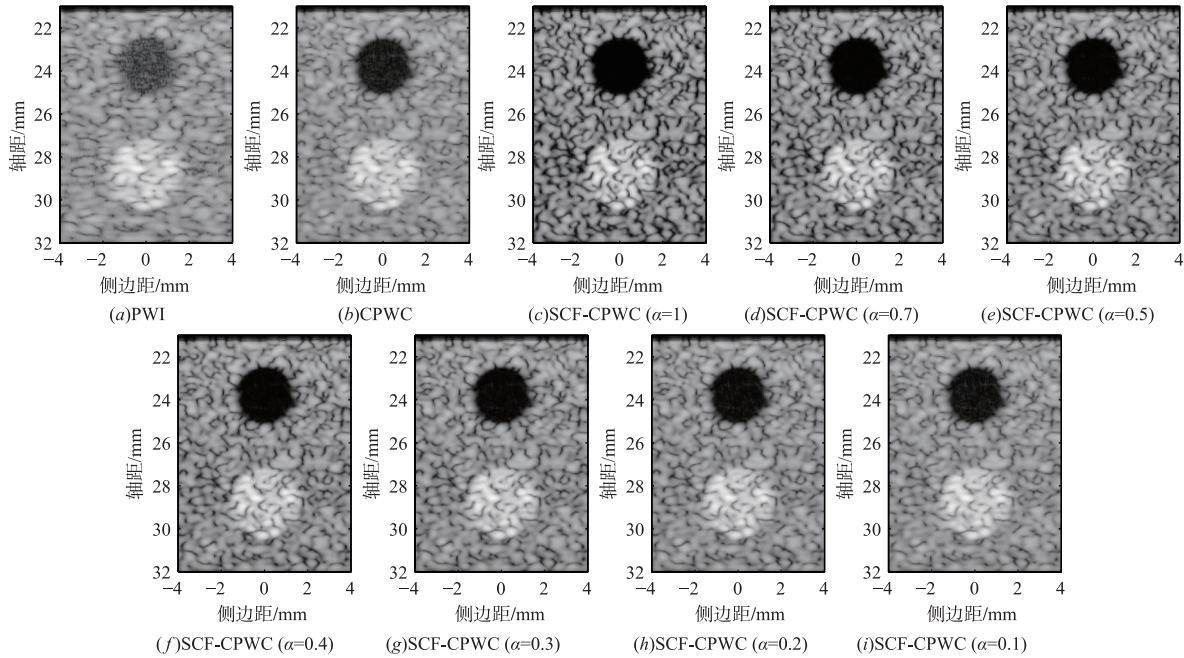


图4 斑的成像结果

对于超声成像质量进行进一步分析,引入成像的对比度 (Contrast Ratio, CR) 和噪声对比度 (Contrast-to-noise ratio, CNR) 概念,CR 的定义是斑的内部平均强度与外部背景的平均强度之差^[10,16]. CNR 是反映背景组织信噪比和对比度的综合性指标^[17]. CNR 定义如下式所示^[10,13,17]:

$$\text{CNR} = \frac{|\mu_{\text{bg}} - \mu_{\text{cyst}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{bg}}^2 + \sigma_{\text{cyst}}^2}} \quad (7)$$

其中 μ_{bg} 为背景组织的成像强度的平均强度, μ_{cyst} 为斑内部平均强度, σ_{bg} 为背景组织的成像强度的标准差, σ_{cyst} 为斑内部的强度的标准差.

为便于比较不同算法亮斑和暗斑的对比度,对亮

斑和暗斑的对比度均取绝对值.表 2 为算法的连续运行 10 次的对比度和噪声对比度的平均值.

由表 2 可知,三种算法的亮斑对比度没有明显差异. SCF-CPWC 算法暗斑的噪声对比度与调节系数负相关,调节系数为 0.1 时,噪声对比度为 4.848dB,与 CPWC 算法差异较小.总之,对于斑成像,SCF-CPWC 算法可以改善对比度,但噪声对比度略有降低.该算法的成像质量受调节系数影响较大.调节系数取 0.3 ~ 0.5 时,该算法具有较好的综合成像质量.

综上所述,相对于 CPWC 算法,SCF-CPWC 算法可以有效提高成像的横向分辨率,对散射点具有较好的成像能力,并可以有效的抑制噪声,改善成像的对比

表 2 算法的对比度与噪声对比度

算法	暗斑 CR (dB)	暗斑 CNR (dB)	亮斑 CR (dB)	亮斑 CNR (dB)
PWI	17.507 ± 0.711	2.534 ± 0.188	12.207 ± 1.456	1.631 ± 0.183
CPWC	28.768 ± 1.057	4.866 ± 0.373	12.180 ± 1.560	1.602 ± 0.215
SCF-CPWC ($\alpha = 1$)	31.307 ± 1.865	3.457 ± 0.397	12.510 ± 2.221	0.938 ± 0.167
SCF-CPWC ($\alpha = 0.7$)	31.860 ± 1.711	3.876 ± 0.437	12.356 ± 2.065	1.114 ± 0.178
SCF-CPWC ($\alpha = 0.5$)	31.948 ± 1.571	4.224 ± 0.456	12.269 ± 1.944	1.024 ± 0.172
SCF-CPWC ($\alpha = 0.4$)	31.815 ± 1.487	4.408 ± 0.459	12.231 ± 1.878	1.173 ± 0.183
SCF-CPWC ($\alpha = 0.3$)	31.504 ± 1.393	4.587 ± 0.456	12.200 ± 1.810	1.246 ± 0.189
SCF-CPWC ($\alpha = 0.2$)	30.959 ± 1.290	4.743 ± 0.440	12.178 ± 1.736	1.336 ± 0.196
SCF-CPWC ($\alpha = 0.1$)	30.114 ± 1.181	4.848 ± 0.411	12.168 ± 1.656	1.448 ± 0.205

度. 该算法的不足之处在于降低了背景组织的强度, 使得背景组织的散斑现象较为明显, 当调节系数进一步降低时, 虽然成像对比度略有下降, 但背景组织的成像质量也有所改善.

3.2 实验

实验采用挪威科技大学提供的实验数据, 在 2016 年的 IEEE 国际超声会议网站上发布^[18], 该数据采用 128 阵元的超声探头, 阵元间距约为 0.3mm. 采样率为 20.832Mps. 发射角度从 $16^\circ \sim -16^\circ$, 发射角度间隔为 0.43° , 共 75 个发射角度. 成像采用 PWI 算法和 CPWC 算法, SCF-CPWC 算法. PWI 算法采用发射角度为 0° 时的实验数据, CPWC 算法采用 75 个发射角度的平面波复合而成. SCF-CPWC 算法成像时采用 7 种调节系数进行成像并对比, 调节系数分别采用 1, 0.7, 0.5, 0.4,

0.3, 0.2, 0.1. 所有算法的成像动态范围均设为 60dB.

3.2.1 点成像实验

由实验数据所得到的点成像结果如图 5 所示. PWI 算法对点的成像效果较差, CPWC 算法和 SCF-CPWC 算法成像质量明显优于 PWI 算法. SCF-CPWC 算法对背景组织成像具有一定的影响. 随着调节系数的减少, 对背景组织的影响也逐渐减少. 为了便于比较分辨率, 绘制坐标为 (0mm, 18.7mm) 的点的横向强度变化和横坐标为 0mm 的 5 个散射点的纵向强度变化情况如图 6, 图 7 所示. 取 (0mm, 18.7mm) 处点的强度为 50dB 时的横向宽度值和纵向宽度值如表 3 所示. 由表 3 可知, SCF-CPWC 算法横向分辨率明显优于 CPWC 算法, 纵向分辨率则没有明显区别. 调节系数的降低导致横向纵向宽度增加.

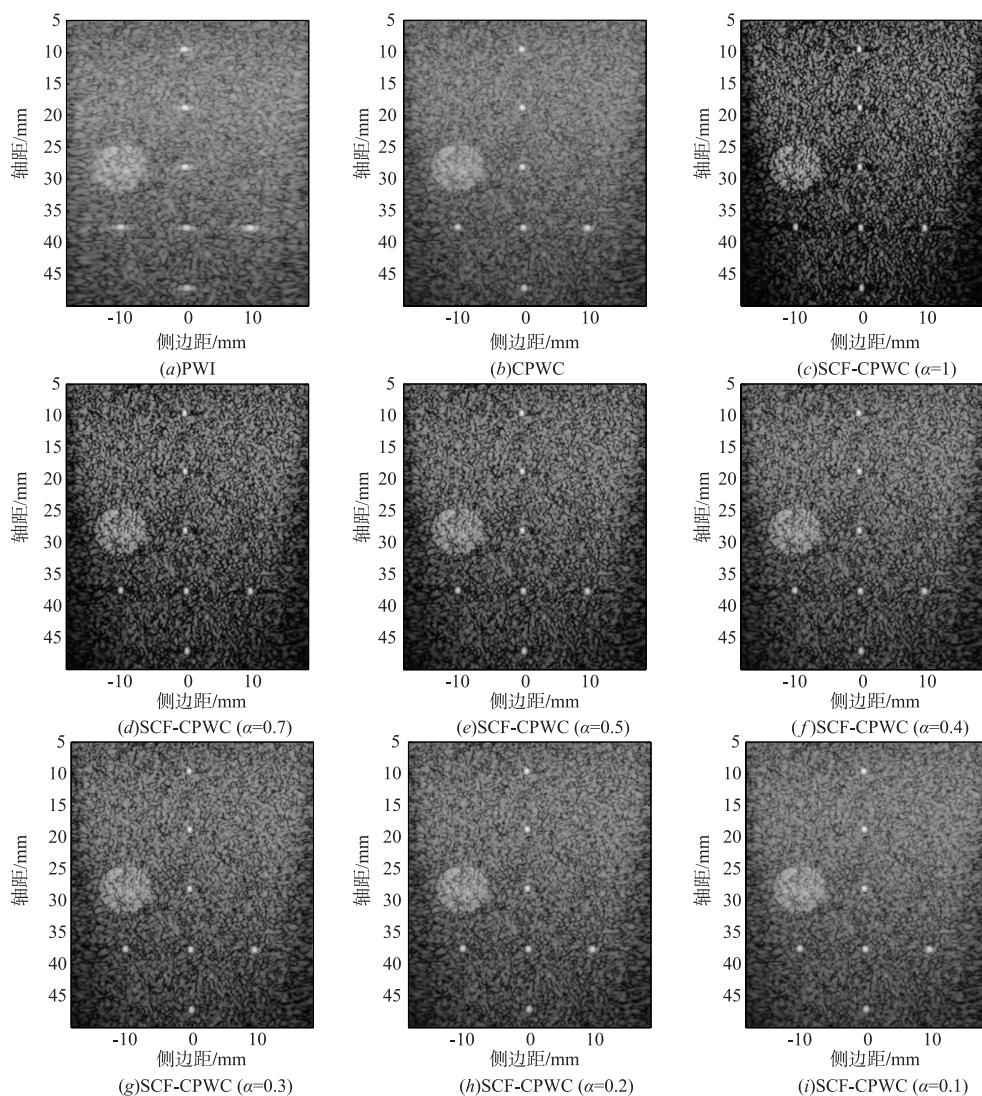


图5 点的成像结果

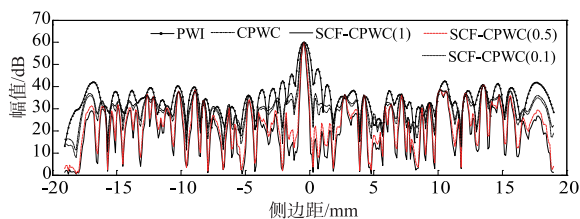


图6 坐标为(0mm, 18.7mm)处的散射点横向强度变化

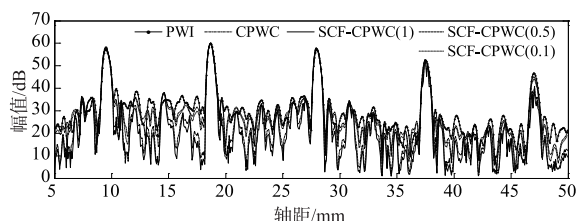


图7 横坐标为0mm的5个散射点的纵向强度变化

表3 算法横向宽度与纵向宽度

算法	横向宽度 (mm)	纵向宽度 (mm)
PWI	1.052	0.698
CPWC	0.669	0.683
SCF-CPWC($\alpha=1$)	0.374	0.698
SCF-CPWC($\alpha=0.7$)	0.403	0.690
SCF-CPWC($\alpha=0.5$)	0.452	0.690
SCF-CPWC($\alpha=0.4$)	0.482	0.683
SCF-CPWC($\alpha=0.3$)	0.521	0.683
SCF-CPWC($\alpha=0.2$)	0.570	0.683
SCF-CPWC($\alpha=0.1$)	0.620	0.683

3.2.2 斑成像实验

成像区域中在深度为 15mm 和 43mm 处有两个暗斑,由图 8(a)中可见 PWI 成像算法的暗斑内较为模糊,对比度较差.如图 8(b)所示. CPWC 算法明显改善了成像的对比度,暗斑内噪声较少,成像质量较好. SCF-CPWC 算法可以明显消除暗斑内噪声,使得暗斑更为清晰,具有更好的对比度.不同调节系数对成像质量的影响较大.调节系数为 1 时,如图 8(c)所示,暗斑内噪声的几乎无噪声,但是背景散斑噪声较为明显.调节系数降低,背景组织的均匀性则提高,散斑噪声情况也有所改善,因此较低的调节系数综合成像质量较好.

表 4 为两个暗斑的对比度和噪声对比度的平均值. CPWC 算法相对于 PWI 算法可以明显的提高对比度和噪声对比度. SCF-CPWC 算法相对于 CPWC 算法,可以改善对比度,但 CNR 略有降低.随着调节系数的降低, CNR 逐渐提高.这与仿真结果基本相符.

综上所述,实验数据成像结果表明,相对于 CPWC 算法, SCF-CPWC 算法可以提高成像的横向分辨率和对比度,噪声对比度略有降低.当调节系数为 0.3 ~ 0.5

时,综合成像质量较好,实验结果与仿真结果基本一致.

表4 算法的对比度与噪声对比度

算法	CR (dB)	CNR (dB)
PWI	13.723	1.872
CPWC	22.858	3.113
SCF-CPWC($\alpha=1$)	21.347	1.950
SCF-CPWC($\alpha=0.7$)	23.336	2.289
SCF-CPWC($\alpha=0.5$)	24.493	2.556
SCF-CPWC($\alpha=0.4$)	24.865	2.691
SCF-CPWC($\alpha=0.3$)	24.991	2.816
SCF-CPWC($\alpha=0.2$)	24.759	2.926
SCF-CPWC($\alpha=0.1$)	24.066	3.025

文献[19]提出时空平滑符号相干系数(StS-SCF),并用于超声成像中,提高成像的鲁棒性,并减少了 SCF 系数对背景组织的影响. StS-SCF 系数是根据成像系统的每个通道的回波信号进行计算,成像方式采用的线扫描和合成孔径聚焦的方式.仿真结果表明相对于传统的 DAS 成像, StS-SCF 系数将暗斑 CR 提高约 21.7%,亮斑对比度没有明显改善.而暗斑的 CNR 降低了约 2%.亮斑的 CNR 则降低了约 20.5%.本文中的 CPWC 算法采用波束形成方法也为 DAS 算法.在仿真数据处理中, SCF-CPWC 算法相对 CPWC 算法暗斑对比度最高提高了 11.1%.亮斑对比度没有明显变化.当调节系数为 0.1 时,暗斑的对比 CNR 则降低了 0.3%.亮斑的 CNR 则降低了 9.6%.实验结果表明 StS-SCF 在横向分辨率方面优于 DAS,但纵向分辨率则略有降低.本文中仿真和实验结果均表明 CPWC-SCF 在横向分辨率优于 CPWC 算法,而纵向分辨率没有降低.综上, SCF-CPWC 算法,对 CR 的改善方面低于 StS-SCF 算法,在 CNR 方面两者均低于传统方法,但是在 StS-SCF 算法的纵向分辨率略有降低.

4 结论

本文提出一种 SCF 加权的平面波复合成像算法,该算法根据不同角度平面波的成像结果的计算 SCF 系数,对平面波成像复合叠加后的结果进行加权成像.仿真和实验结果表明,相对于传统的 CPWC 成像, SCF-CPWC 算法在横向分辨率和对比度等多个方面提高成像质量. SCF-CPWC 算法在成像过程中,对单个成像点,只计算一次 SCF 系数,并且 SCF 系数计算较为简单,可见 SCF-CPWC 算法计算复杂度与 CPWC 算法差异较小.另外 SCF-CPWC 算法成像质量与调节系数相关.调节系数为 1 时, SCF-CPWC 算法成像的分辨率最高,但是成像的 CNR 参数较小,即降低了背景组织的成像效

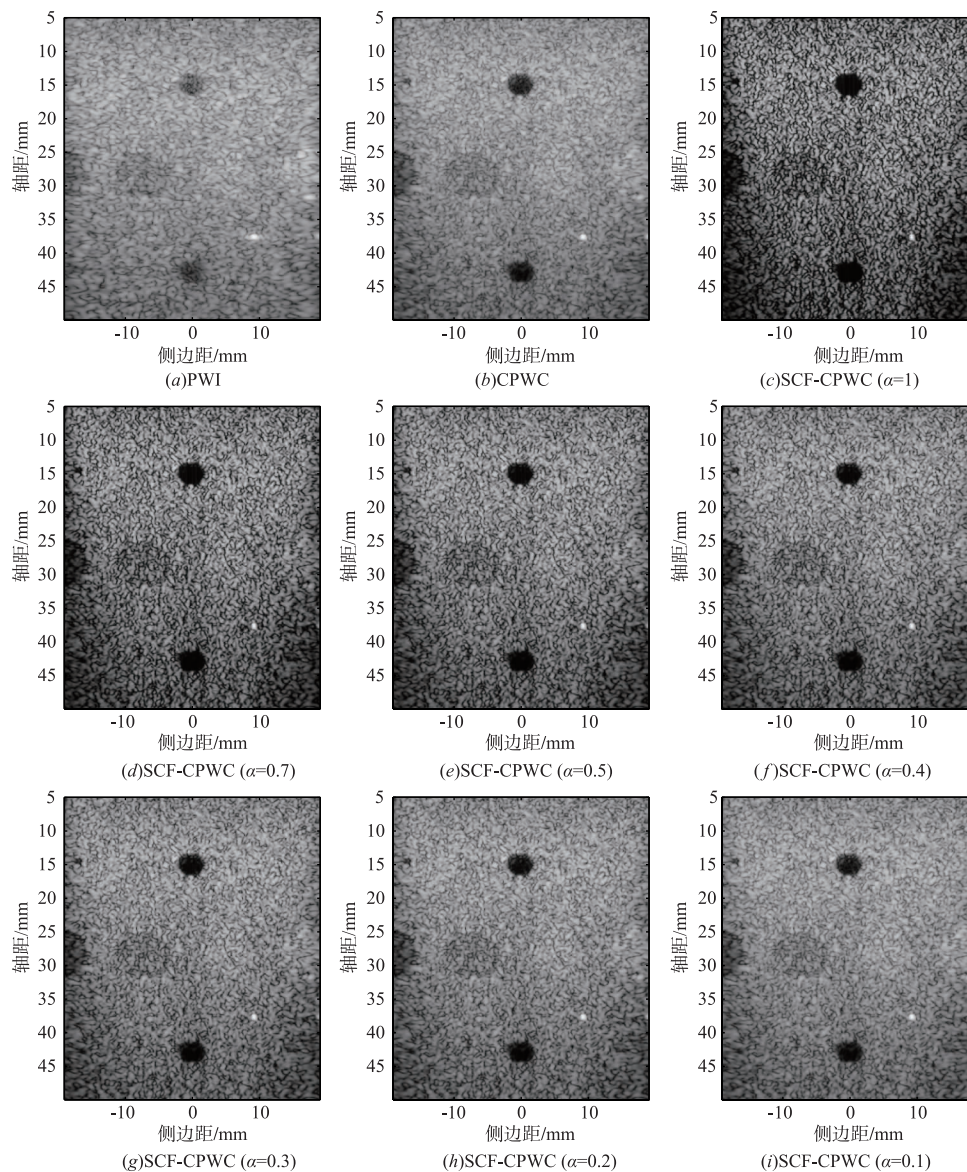


图8 吸声暗斑的成像结果

果,调节系数为 0.1 时,CNR 参数较好,成像质量改善却不明显.调节系数 α 为 0.3 ~ 0.5 时,SCF-CPWC 算法的暗斑对比度最好,而且具有较好的横向分辨率,背景组织成像质量衰减较小,因此考虑综合成像质量,建议该算法在使用时调节系数优先设为 0.3 ~ 0.5.

参考文献

- [1] Tanter M., Fink M. Ultrafast imaging in biomedical ultrasound[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2014, 61(1): 102 - 119.
- [2] Zhao J, Wang Y, Yu J, et al. Subarray coherence based postfilter for eigenspace based minimum variance beamformer in ultrasound plane-wave imaging[J]. Ultrasonics, 2016, 65: 23 - 33.
- [3] Song P, Urban M W, Manduca A, et al. Coded excitation plane wave imaging for shear wave motion detection[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2015, 62(7): 1356 - 1372.
- [4] Montaldo G, Tanter M, Bercoff J, Benech N, et al. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2009, 56(3): 489 - 506.
- [5] Bercoff J, Montaldo G, Loupas T, et al. Ultrafast compound Doppler imaging: providing full blood flow characterization[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2011, 58(1): 134 - 147.
- [6] Viti J, Vos H J, de Jong N, Guidi F, Tortoli P. Contrast detection efficacy for plane vs focused wave transmission

- [A]. 2014 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS) [C]. IEEE, 2014. 1750 – 1753.
- [7] Sebastien S, Hervé L, Olivier B, et al. Experimental evaluation of spectral-based quantitative ultrasound imaging using plane wave compounding [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2014, 61 (11) : 1824 – 1834.
- [8] Poree J, Garcia D, Chayer B, et al. Non-invasive vascular elastography with plane strain incompressibility assumption using ultrafast coherent compound plane wave imaging [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2015, 34 (12) : 2618 – 2631.
- [9] Denarie B, Tangen T A, Ekroll I K, et al. Coherent plane wave compounding for very high frame rate ultrasonography of rapidly moving targets [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2013, 32 (7) : 1265 – 1276.
- [10] Zhao J X, Wang Y Y, Zeng X, et al. Plane wave compounding based on a joint transmitting-receiving adaptive beamformer [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2015, 62 (8) : 1440 – 1452.
- [11] Austeng A, Nilsen C C, Jensen A C, Nasholm S P, Holm S. Coherent plane-wave compounding and minimum variance beamforming [A]. 2011 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS) [C]. IEEE, 2011. 2448 – 2451.
- [12] Kotowick K, Rohling R, Lampe L. Adaptive compounding of synthetic aperture and compounded plane-wave imaging for fast ultrasonography [A]. IEEE International Symposium on Biomedical Imaging [C]. IEEE, 2013. 784 – 787.
- [13] Toulemonde M, Basset O, Tortoli P, et al. Thomson's multitaper approach combined with coherent plane-wave compounding to reduce speckle in ultrasound imaging [J]. Ultrasonics, 2015, 56 : 390 – 398.
- [14] Camacho J, Parrilla M, Fritsch C. Phase coherence imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2009, 56 (5) : 958 – 974.
- [15] Jensen J A. Field; A program for simulating ultrasound systems [J]. Med Biol Engin Comp, 1996, 34 (S1) : 351 – 353.
- [16] 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.
- [17] Hyun D, Trahey G E, Jakovljevic M, et al. Short-lag spatial coherence imaging on matrix arrays, part 1: Beamforming methods and simulation studies [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2014, 61 (7) : 1101 – 1112.
- [18] Plane-wave imaging challenge in medical ultrasound [EB/OL]. https://www.creatis.insa-lyon.fr/Challenge/IEEE_IUS_2016/.
- [19] Xu M, Yang X, Ding M, et al. Spatio-temporally smoothed coherence factor for ultrasound imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2014, 61 (1) : 182 – 90.

作者简介



郑驰超 男, 1984 年 12 月生, 安徽人. 副研究员、硕士生导师. 2010 年毕业于中国科学技术大学电子科学与技术系, 现工作于合肥工业大学生物医学工程系. 主要从事医学超声工程、信号处理等方向的研究.

E-mail: cczheng@hfut.edu.cn



彭 虎 (通讯作者) 男, 1962 年 11 月生. 教授、博导, 全国医用电器标准化技术委员会第四、五届医用超声设备分技术委员会委员. 现在合肥工业大学仪器科学和光电工程学院工作, 主要研究方向是医学超声工程和电路与系统.

E-mail: hpeng@hfut.edu.cn