

## 短阶相干系数加权的平面波复合成像算法

郑驰超 张路南 王浩 彭虎\*  
(合肥工业大学生物医学工程系 合肥 230009)

**摘要:** 相干平面波复合(CPWC)成像算法采用多个角度平面波成像结果直接叠加的方式进行成像, 具有速度快, 质量高等优点, CPWC成像直接叠加的成像方式, 忽略了平面波成像结果之间的相干性。相干系数(CF)加权算法可以有效提高成像的分辨率和对比度, 降低了背景成像质量。该文提出了短阶相干系数(SLCF)加权算法, 该算法采用角度差异参数来确定相干系数的阶数, 根据角度差异较小的平面波输出计算相干系数, 对CPWC成像结果进行加权成像。仿真和实验结果表明SLCF加权算法相对于传统的CPWC成像算法, 可以改善成像的横向分辨率和对比度。相对CF和广义相干系数(GCF)算法, SLCF可以提高对比度和背景成像质量, 而且运算量更低。

**关键词:** 超声成像; 相干平面波复合成像; 短阶相干系数; 角度差异参数

中图分类号: TN911.7; R445.1

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2018)12-2919-09

DOI: 10.11999/JEIT180120

## Plane-wave Compounding with Short-lag Coherence Factor Weighting

ZHENG Chichao ZHANG Lunan WANG Hao PENG Hu

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

**Abstract:** The Coherent Plane-Wave Compounding (CPWC) algorithm is based on the recombination of several plane-waves with different steering angles, which can achieve high-quality images with high frame rate. However, CPWC ignores the coherence between the plane-wave imaging results. Coherence Factor (CF) weighted algorithm can effectively improve the imaging contrast and resolution, while it degrades the background speckle quality. A Short-Lag Coherence Factor (SLCF) algorithm for CPWC is proposed. SLCF uses the angular difference parameter to ascertain the order of the coherence factor and calculates the coherence factor for the plane-waves with small angular difference. Then, SLCF is utilized to weight CPWC to obtain the final images. Simulated and experimental results show that SLCF-weighted algorithm can improve the imaging quality in terms of lateral resolution and Contrast Ratio (CR), compared with CPWC. In addition, in comparison with CF and Generalized Coherence Factor (GCF) weighted algorithm, SLCF can achieve better background speckle quality and it has lower computational complexity.

**Key words:** Ultrasound imaging; Coherent Plane-Wave Compounding (CPWC); Short-Lag Coherence Factor (SLCF); Angle difference parameter

### 1 引言

相干平面波复合(Coherent Plane-Wave Compounding, CPWC)超声成像通过发射不同角度的平面波对同一区域进行成像, 然后将不同角度平面波的成像结果进行直接叠加成像<sup>[1]</sup>。CPWC具有成像速度快, 成像质量好等优点, 在人体组织功能成像, 弹性成像, 血流速度测量等领域具有较高的应

用价值<sup>[1-5]</sup>。近年来, 多种信号处理方法被用于CPWC算法中, 进一步提升了CPWC算法的性能。文献<sup>[6,7]</sup>将基于最小方差自适应波束形成算法与CPWC成像相结合, 有效地提高成像质量。Toulemonde等人<sup>[8]</sup>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。文献<sup>[9]</sup>则将卷积神经网络用于CPWC成像中, 有效地减少了成像复合次数。这些算法均有效地改善了成像质量, 但这些算法相对复杂, 运算量较大。

相干系数(Coherence Factor, CF)最早由Hollman等人<sup>[10,11]</sup>做为指标用于成像质量评价, 后来做

收稿日期: 2018-01-29; 改回日期: 2018-06-06; 网络出版: 2018-08-30

\*通信作者: 彭虎 hpeng@hfut.edu.cn

基金项目: 国家自然科学基金(61201060, 61172037)

Foundation Items: The National Natural Science Foundation of China (61201060, 61172037)

为加权系数用于超声成像中提高成像质量。Yu等人<sup>[12]</sup>将CF系数用于加权虚拟源成像算法,实现了高质量的血管内超声成像,文献<sup>[13]</sup>等将CF系数引入到合成孔径成像中,有效改善了成像的对比度等参数。CF具有计算简单,分辨率高等优点,但也存在成像强度降低,背景组织噪声大等不足。文献<sup>[14]</sup>提出了广义相干系数(Generalized Coherence Factor, GCF),拓展了CF的定义,能够有效地减少由于声速不均匀带来的聚焦误差,具有更好的稳健性。文献<sup>[15]</sup>将CF和信号的特征空间相结合提出了基于特征空间的相干系数(Eigenspace-Based Coherence Factor, ESBCF),有效提高了组织谐波成像中点目标的成像质量。文献<sup>[16]</sup>在CF计算的过程中将局部信噪比(Signal Noise Ratio, SNR)的影响考虑进去,提出了比例相干系数(scaled Coherence Factors, scCF),该系数解决了传统CF系数在SNR较低时成像质量降低的问题,进一步提高了成像的对比度。这些系数有效地克服了CF系数的不足,进一步提高了成像质量。CPWC发射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。对于同一区域的组织成像时,平面波成像结果之间的相干性随着入射角度的差异增加而降低,当入射角度差异超过30%以上时,相干性下降明显<sup>[17]</sup>。据此本文提出短阶相干系数(Short-Lag Coherence Factor, SLCF)对CPWC进行加权成像。SLCF主要采用角度差异参数对CF系数进行修正,选取发射角度差异较小的成像结果做为变量进行计算。相对于CF系数,SLCF可以更加准确地估计背景组织的相干性,且具有计算阶数少,运算量低等特点。本文采用SLCF系数对CPWC输出进行加权成像,并通过实验和仿真证明SLCF加权算法可以明显提高成像质量。

## 2 原理

### 2.1 CPWC成像

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<sup>[1]</sup>。

设空间中第 $m$ 个平面波的发射角度为 $\theta_m$ ,对于同一成像区域发射,得到第 $m$ 个偏向角的平面波成像结果为 $s(p, \theta_m)$ ,设共有 $2M+1$ 个偏向角,成像位置为 $p$ 点,则可以得到CPWC的输出为

$$s(p) = \frac{1}{2M+1} \sum_{m=-M}^M s(p, \theta_m) \quad (1)$$

偏向角 $\theta$ 的大小和发射次数与发射信号的波长 $\lambda$ 及发射孔径 $L$ 有关,设发射角度的间隔 $\Delta\theta$ 为

$$\Delta\theta = \arcsin\left(\frac{\lambda}{L}\right) \quad (2)$$

由式(2)可知可知发射角度 $\theta_m$ 为

$$\theta_m = m\Delta\theta, m = -M, -M+1, \dots, M \quad (3)$$

其中, $M$ 可由式(4)确定:

$$M = \frac{L}{2\lambda F} \quad (4)$$

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 SLCF加权算法

CF系数定义为系统中相干信号之和与不相干信号之和的比值,具体公式在文献<sup>[10-13]</sup>均有详细的描述,本文不再赘述。SLCF是根据不同角度平面波的对组织成像结果之间的相干性进行设计,根据角度相干性的特点选择合适的阶数来实现对组织相干性的准确评估,然后对成像结果进行加权,实现成像质量的改善。首先设角度差异参数为 $Q$ ,最大偏向角度为 $\theta_{\max} = M\Delta\theta$ 。设SLCF的阶数为 $N$ ,则第 $N$ 个发射角度 $\theta_N = N\Delta\theta$ 。

$Q$ 反映了发射角度之间的差异情况,设 $Q$ 为

$$Q = \frac{\theta_N}{\theta_{\max}} \times 100\% \quad (5)$$

可知 $Q \leq 1$ , $Q$ 值越小,则发射角度之间的差值就越小,最小差值为 $\Delta\theta$ 。根据式(3)可知:

$$Q = \frac{N}{M} \times 100\% \quad (6)$$

设定 $Q$ 值可以确定阶数 $N$ 值,可知 $N \leq M$ 。则根据式(1),定义SLCF系数为

$$\text{SLCF}(p) = \frac{\left| \sum_{m=-N}^N s(p, \theta_m) \right|^2}{\sum_{m=-N}^N |s(p, \theta_m)|^2} \quad (7)$$

CF系数计算时,所用阶数为 $M$ ,SLCF的阶数少于CF阶数,因此运算量也更小。最后用SLCF系数对CPWC结果进行加权成像,公式为:

$$S'(p) = \text{SLCF}(p) \frac{1}{2M+1} \sum_{m=-M}^M s(p, \theta_m) \quad (8)$$

$S'(p)$ 为SLCF加权算法的成像结果。由上述可知SLCF是根据 $Q$ 值的大小而进行调节,对发射角度不同的CPWC成像,可以根据角度的差值大小选择合适的 $Q$ 值,来计算SLCF系数,调节SLCF加权成像算法的性能。

### 3 实验结果

#### 3.1 实验设置

采用仿真数据和实验数据进行成像, 数据均采用挪威科技大学提供的成像数据, 在2016年的IEEE 国际超声会议网站上发布<sup>[18]</sup>。仿真数据采用Field II软件生成<sup>[19]</sup>, 实验数据分为体模数据和人体数据。仿真数据与实验数据的参数基本一致。成像系统主要参数如下: 128阵元线阵探头, 中心频率为5.208 MHz, 阵元间距为0.3 mm。系统采样率为20.832 Msps, 声速设为1540 m/s。仿真和实验的数据所用发射次数为75次。发射角度由 $-16^\circ \sim +16^\circ$ , 即角度间隔为 $0.43^\circ$ 。成像方法分别采用传统的CPWC成像算法, CF加权算法, GCF加权算法及SLCF加权算法进行成像并对比。成像时对回波信号添加一定强度的高斯白噪声, 回波信号的信噪比为10 dB。为了测试 $Q$ 值对成像算法的影响, 给出 $Q$ 值分别为8%, 18%, 30%和40%时SLCF加权成像结果。所有算法的成像结果动态范围均设为60 dB。

为了对不同成像算法的成像质量进行分析, 采用半峰值宽度(Full-Width at Half-Maximum, FWHM, 也即 $-6$  dB波束宽度)反映散射点的分辨率<sup>[15,20]</sup>, 采用对比度(Contrast Ratio, CR), 噪声对比度(Contrast-to-Noise Ratio, CNR)和背景信噪比(Speckle SNR, SSNR)等参数评估斑的成像质量。CR的定义是斑的内部的平均强度与外部背景

的平均强度之差<sup>[15,16]</sup>。CNR是反映成像信噪比和对比度的综合性指标<sup>[12,16]</sup>。SSNR主要反映背景组织的成像质量。CNR和SSNR定义分别为<sup>[12,16,20]</sup>

$$\text{CNR} = \frac{|\mu_{\text{bg}} - \mu_{\text{cyst}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{bg}}^2 + \sigma_{\text{cyst}}^2}} \quad (9)$$

$$\text{SSNR} = \frac{|\mu_{\text{bg}}|}{\sigma_{\text{bg}}} \quad (10)$$

其中,  $\mu_{\text{bg}}$ 为背景组织的成像强度的平均强度,  $\mu_{\text{cyst}}$ 为斑内部的平均强度,  $\sigma_{\text{bg}}$ 为背景组织的成像强度的标准差,  $\sigma_{\text{cyst}}$ 为斑内部的强度的标准差。

#### 3.2 仿真结果

**3.2.1 点仿真成像** 在深度为0到50 mm, 侧边距在 $-19$  mm到19 mm的成像区域内空间中设20个散射点, 成像结果如图1所示。CF加权算法对散射点成像质量最好, SLCF成像质量随着 $Q$ 值的增加而增加, 明显优于CPWC算法。CF, GCF和SLCF的背景噪声明显少于传统的CPWC算法。SLCF对散射点旁瓣的抑制能力弱于CF和GCF算法。

为了进一步比较算法之间的性能, 对坐标为(0 mm, 20 mm)处散射点的横向强度变化情况进行对比, 如图2所示, CPWC算法的横向宽度最大, SLCF的宽度略低于CPWC, CF算法的横向宽度最小。本文分别给出(0 mm, 20 mm)处散射点的横向和纵向FWHM值, 如表1所示。

由表1可知, 对于SLCF算法,  $Q$ 值越大横向分

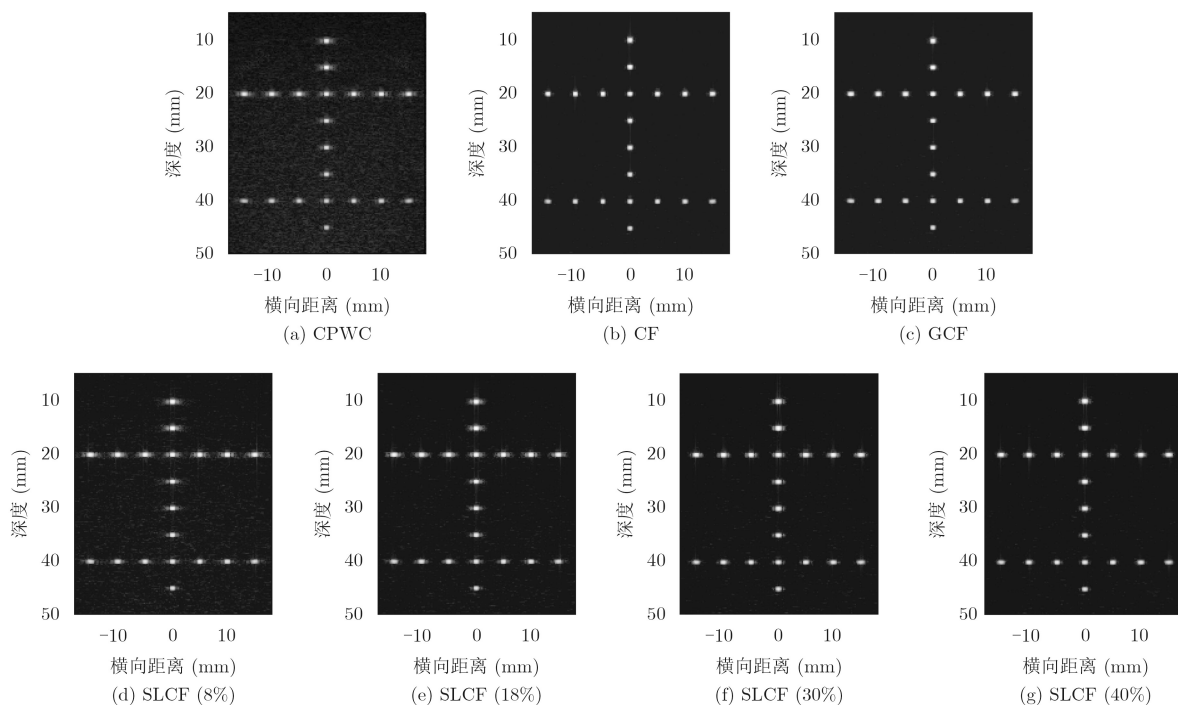


图1 散射点的成像结果

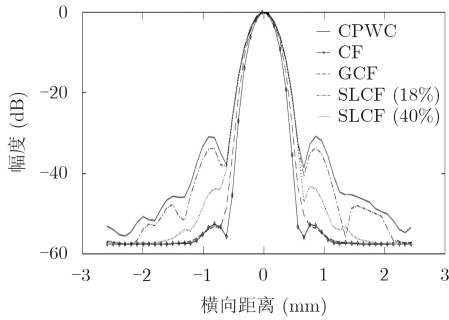


图2 (0 mm, 20 mm)处散射点横向强度变化

分辨率越好，但提升有限。CF加权算法的横向分辨率则明显优于CPWC算法。4种算法的纵向分辨率基本一致。原因在于纵向分辨率主要取决于发射信号的波长，GCF算法，CF算法和SLCF算法均是对接收信号进行处理。

**3.2.2 斑仿真成像** 设定成像区域中背景组织为各向同性的均匀组织，组织内有9个圆型吸声暗斑，

直径均为7 mm，暗斑深度在暗斑内的声散射系数设为0。如图3所示，CF, GCF和SLCF算法的暗斑内的噪声很少，暗斑较为清晰，CPWC算法的暗斑噪声明显。CF算法的背景组织存在一定程度的黑色斑点噪声，具有明显得颗粒感，GCF算法和SLCF算法的背景组织则相对均匀，优于CF算法。

表1给出了不同深度下两个仿真斑的CR, CNR和SSNR的计算结果，斑的计算选择区域为图3(a)中的圆圈内部，背景计算区域则选取同一深度下的背景组织，见图3(a)中的矩形框内。由表1可知，CF, GCF和SLCF加权算法均可以明显提高对比度。对于CNR，由于背景组织成像质量的降低，导致CF加权算法的CNR较低，比CPWC算法低了0.66，降低了14.1%，而SLCF加权算法则优于CPWC，SLCF(18%)比CPWC提高了约0.63。CPWC算法具有最高的SSNR，可见CPWC算法对背景组织的成像质量较好。CF加权算法的SSNR比CPWC低了

表1 不同算法仿真点的横向与纵向FWHM及仿真斑的CR, CNR和背景SNR

算法	横向FWHM(mm)	纵向FWHM(mm)	CR(dB)	CNR	SSNR
CPWC	0.540	0.415	30.22\15.96	4.68\2.45	8.52\6.36
CF	0.443	0.414	38.69\23.02	4.02\2.25	4.37\2.56
GCF	0.495	0.413	40.64\24.28	5.15\2.60	5.57\2.96
SLCF(8%)	0.537	0.415	38.00\21.62	5.22\2.31	6.86\3.40
SLCF(18%)	0.530	0.415	39.86\23.45	5.31\2.46	6.25\3.15
SLCF(30%)	0.524	0.415	40.48\24.14	5.17\2.48	5.83\3.01
SLCF(40%)	0.516	0.415	40.29\24.46	4.89\2.50	5.45\2.93

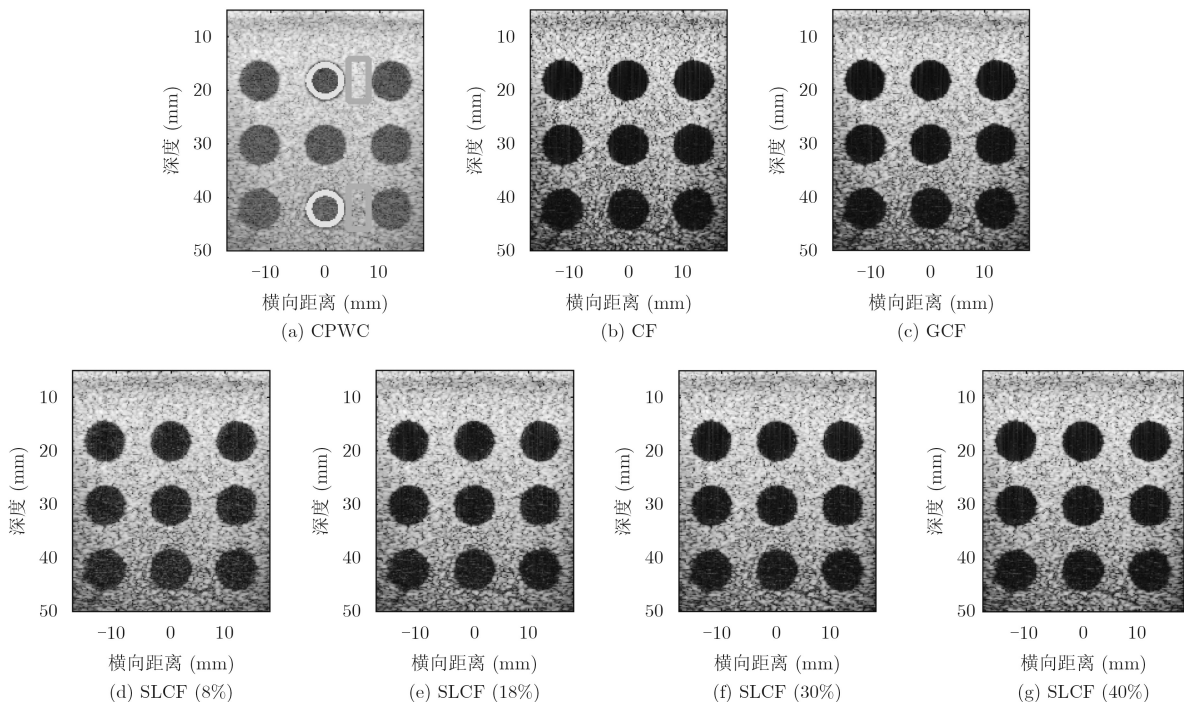


图3 斑的仿真成像结果

48.7%和59.7%，比SLCF(8%)则低了36.3%和24.7%，GCF算法的SSNR高于CF算法，但是比SLCF(8%)低了约23.2.4%和14.8%，可见SLCF算法对背景组织的成像质量优于CF算法和GCF算法。

综上所述，根据仿真结果可知，相对于CPWC算法，SLCF加权算法可以有效提高成像的横向分辨率，并可以有效地抑制噪声，改善成像的CR和CNR。相对于CF算法，SLCF具有更高的CR，CNR及SSNR。SLCF在一定程度上克服了CF算法在背景组织成像上的不足。相对于GCF算法，SLCF则进一步提高了CR和SSNR。

### 3.3 实验成像

**3.3.1 点成像实验** 由体模数据所得到的点成像结果如图4所示。4种算法对体模内的散射点能实现较为清晰的成像，CF加权算法对于点成像质量优于其他算法，但该算法对背景组织成像强度衰减较为明显，尤其对深度40 mm以下的区域。SLCF算法

对背景组织亮度影响较小，对于散射点成像清晰。为了便于比较分辨率，绘制坐标为(-0.5 mm, 28 mm)的点的横向强度变化情况如图5所示。表2给出该点的横向FWHM值和纵向FWHM值。由表2可知，CF算法横向分辨率优于CPWC，SLCF和GCF算法。相对于CPWC算法，SLCF算法的横向分辨率略优于CPWC算法。该结果与仿真成像结果基本一致。

**3.3.2 斑成像实验** 成像区域中在深度为15 mm和43 mm处有两个暗斑，由图6(a)中可见相对于CF与SLCF算法，CPWC成像算法的暗斑内噪声明显，对比度较差。如图6(b)所示。CF算法明显改善了成像的对比度，暗斑内噪声较少，成像清晰，但背景组织存在明显颗粒感。SLCF算法可以消除暗斑内噪声，使得暗斑更为清晰，同时保持了背景组织的成像质量，因此具有更好的对比度。

表2给出了实验暗斑的CR，CNR和背景SNR的计算结果，斑的计算选择区域为图6(a)中的圆圈内

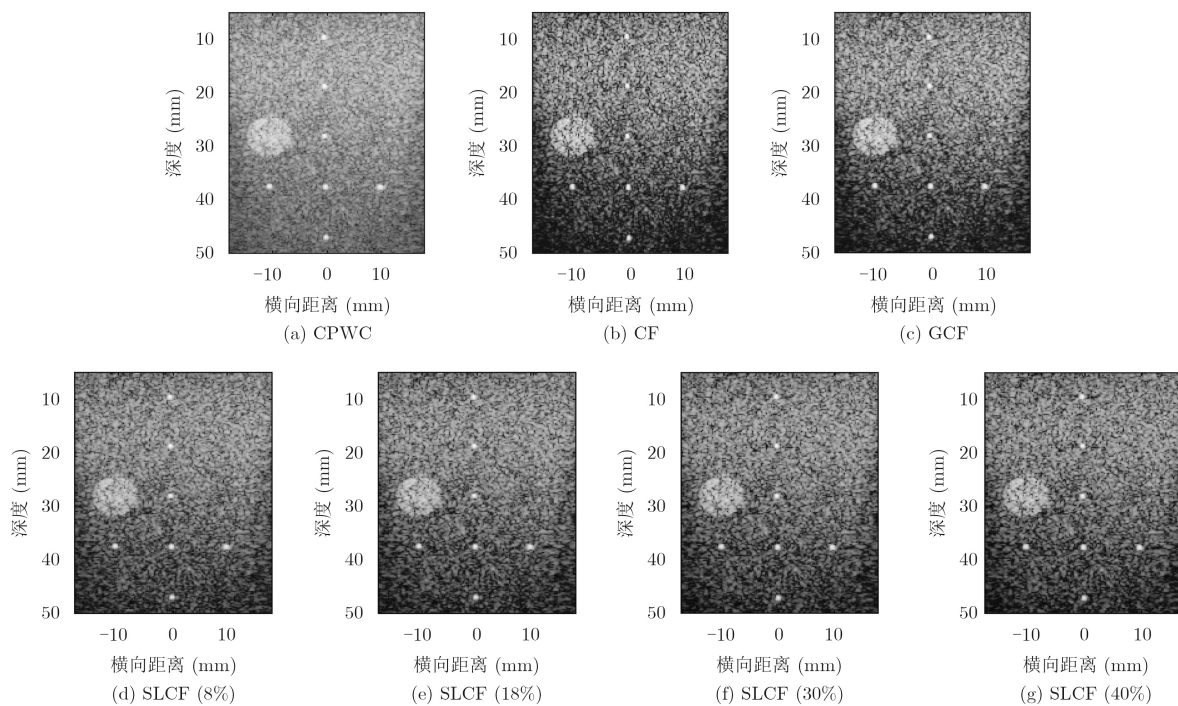


图4 点的实验成像结果

部，背景计算区域则选取同一深度下的背景组织，见图6(a)中的矩形框内。表2给出了不同深度下的两个暗斑的计算结果。由表2可知，实验结果与仿真结果基本一致。SLCF相对于CF和GCF具有更高的对比度，尤其对于深度较深的暗斑，SLCF的优势更加明显，比CF提高了46.7%，比GCF提高了约37.3%。CF算法的CNR最低，SLCF算法的CNR值最高，SLCF(Q=30%)比CF算法提高了25.0%和45.6%，比CPWC算法提高了8.0%和

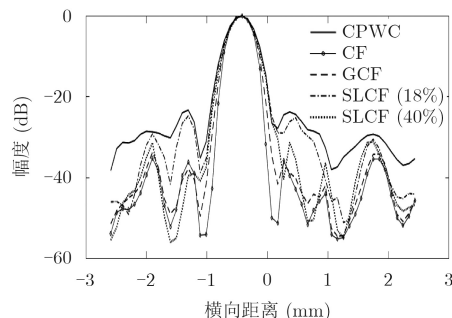


图5 坐标为(-0.5 mm, 28 mm)处的散射点横向强度变化

表2 不同算法实验点的横向与纵向FWHM及实验斑的CR, CNR和背景SNR

算法	横向宽度(mm)	纵向宽度(mm)	CR(dB)	CNR	SSNR
CPWC	0.550	0.554	24.39\10.16	3.76\1.61	7.50\5.38
CF	0.477	0.542	31.73\12.64	3.25\1.49	3.56\1.82
GCF	0.513	0.553	33.38\13.66	4.10\1.64	4.49\1.97
SLCF(8%)	0.546	0.550	30.20\15.82	3.84\1.89	5.57\2.96
SLCF(18%)	0.536	0.554	32.71\17.85	4.08\2.10	5.05\2.71
SLCF(30%)	0.522	0.555	33.63\18.54	4.06\2.17	4.71\2.61
SLCF(40%)	0.501	0.557	33.72\18.64	3.90\2.14	4.42\2.51

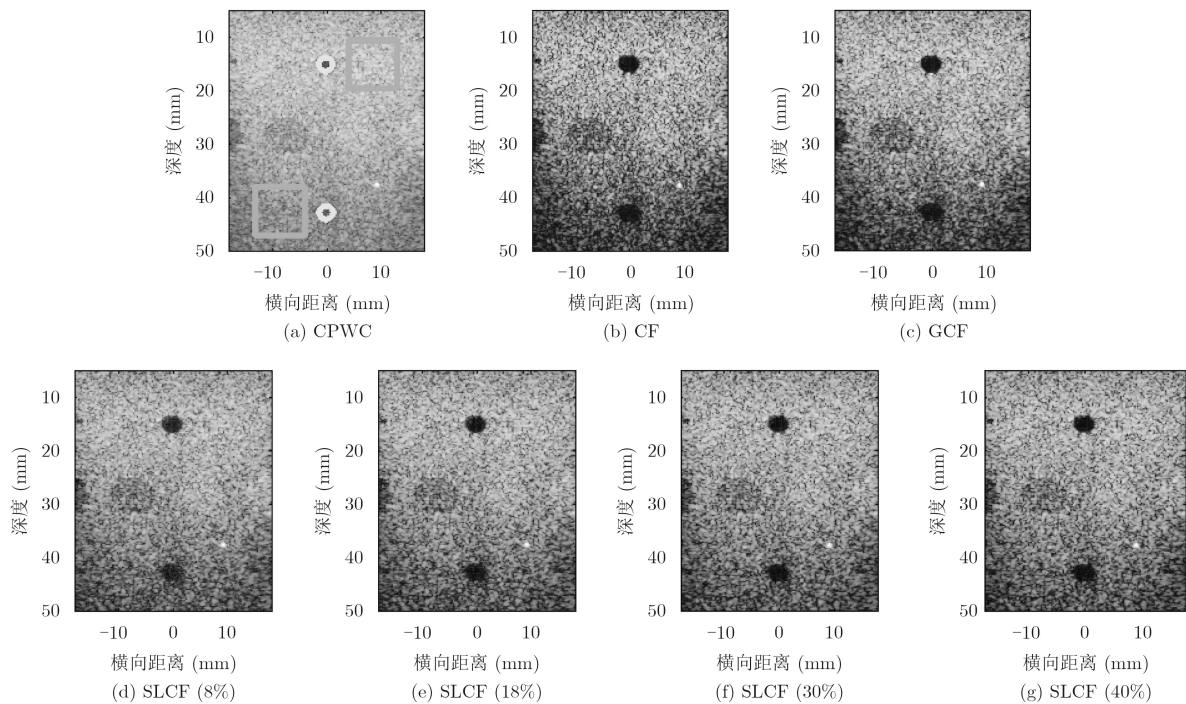


图6 暗斑的实验成像结果

34.8%，值得注意的是，GCF算法对深度较浅的暗斑，CNR较高，而对于深度较深的暗斑，则CNR低于SLCF算法。CPWC算法的SSNR依然最高，而CF算法明显低于CPWC算法，GCF算法和SLCF算法。可见SLCF算法对背景组织的成像质量优于CF算法和GCF算法。

综上所述，实验数据成像结果表明，相对于CPWC算法，SLCF算法可以提高成像的横向分辨率，CR和CNR，SSNR则略有降低。实验结果与仿真结果基本一致。

**3.3.3 人体组织成像** 人体组织成分复杂，声学特性为各向异性，体模数据存在一定差异，为了验证本文算法的有效性，对人体的颈动脉实验数据进行成像，成像结果如图7所示。图中圆圈部分为颈动脉，同一深度下组织部分做为背景区域。由图7可知，相对于CPWC算法，GCF算法和SLCF算法的对颈动脉边缘和周围组织结构的成像更加清晰。

CF加权算法对背景组织成像存在明显的黑色斑点，影响组织的成像质量，SLCF算法则对背景组织成像影响较少，散斑结构保持得较好。

表3中给出了人体成像的CR, CNR和SSNR。由表3可知，SLCF的对比度相比传统的CPWC最高可提升3.51 dB，约13.3%，比CF算法提高了2.88 dB，比GCF算法最高提高了1.56 dB。4种算法中，CPWC的SSNR依然最高，CF最低，与体模实验和仿真实验基本一致。对于CNR指标，SLCF均明显优于CF算法，略低于CPWC算法，SLCF(8%)和SLCF(18%)的CNR优于GCF算法，这与体模和仿真成像结果有所差异，主要原因在颈动脉附近组织较为复杂的声学特性降低了CF和SLCF算法的性能。

为了进一步说明算法对人体组织的成像性能，本文给出颈动脉切面成像结果，如图8所示。由图8可知，GCF和SLCF对颈动脉的血管壁实现较为清

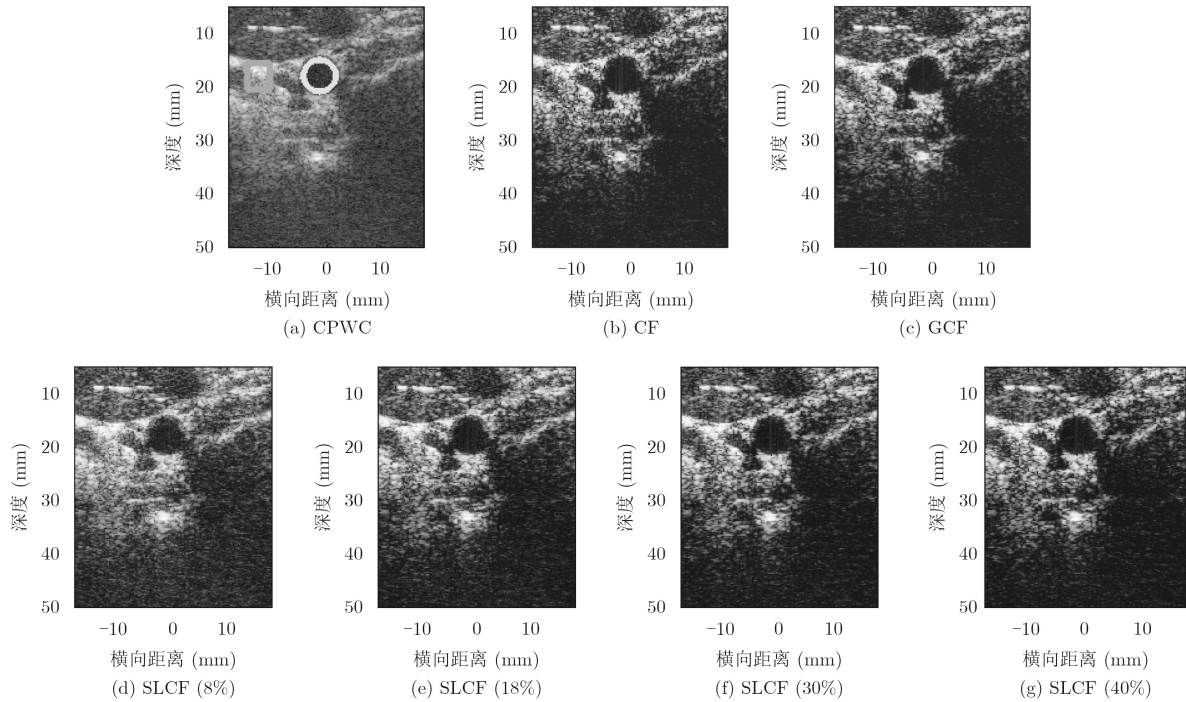


图 7 人体组织成像结果

表 3 人体成像数据的CR, CNR和背景SNR

算法	CR(dB)	CNR	SSNR
CPWC	26.33	2.45	3.68
CF	26.96	1.85	1.99
GCF	28.28	1.98	2.10
SLCF(8%)	29.84	2.39	2.79
SLCF(18%)	28.84	2.10	2.32
SLCF(30%)	28.23	1.94	2.11
SLCF(40%)	27.86	1.86	2.01

晰的成像，对组织边界具有更好的成像质量。CF算法的成像结果则有明显的颗粒感，而CPWC成像具有明显的噪声，血管壁略显模糊。综上所述，CF算法，GCF算法和SLCF算法均可以提高人体组织的成像质量，通过调节 $Q$ 值，SLCF算法可以实现更清晰的成像结果。

#### 4 讨论

散射点成像结果表明SLCF的横向分辨率优于

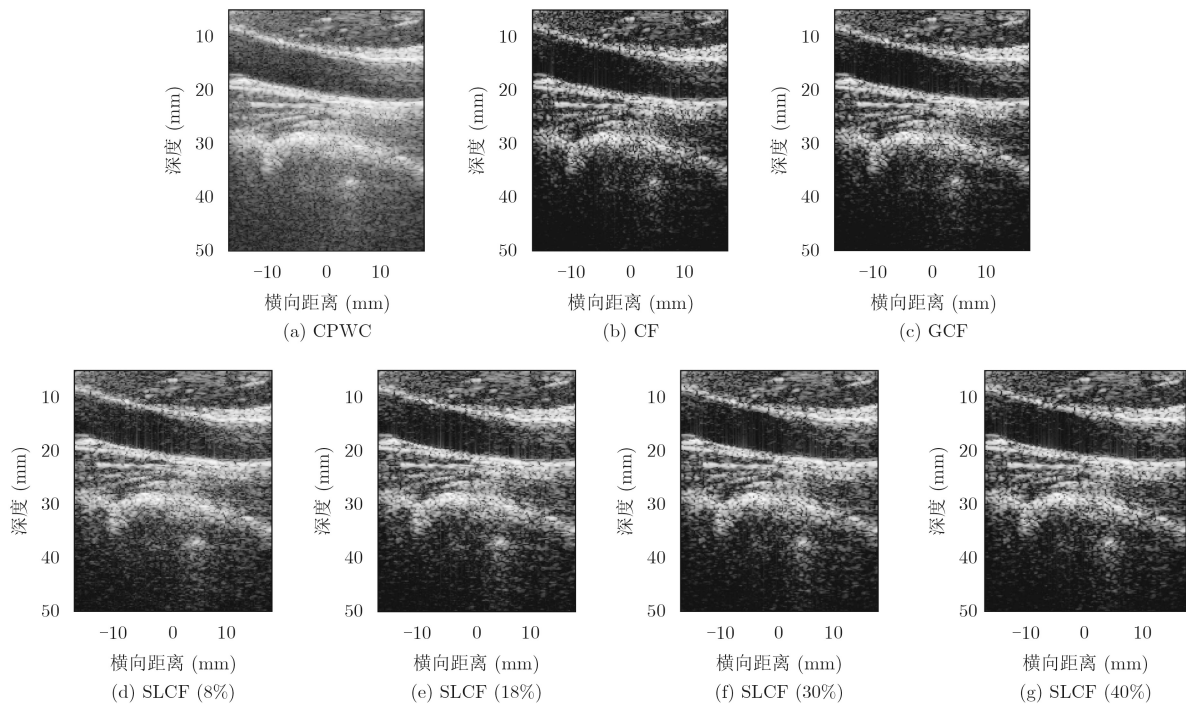


图 8 人体颈动脉切面成像结果

CPWC, 但低于CF算法和GCF算法。可见, 对于回波信号强度较大, 相干性较高的散射点目标, CF算法和GCF算法均采用全部发射角度的成像结果进行计算, 可以更准确地评估相干性, 因此具有优异的旁瓣抑制能力。SLCF算法所用阶数较少, 因此对于散射点目标的成像性能弱于CF算法。

斑的成像结果表明CF算法和SLCF算法均可以有效去除暗斑内的噪声, 得到较为清晰的暗斑图像, 而CF算法对背景组织亮度的衰减大于SLCF, 因此CR对比度低于SLCF。另外, CF加权算法会对背景组织带来黑色的斑点噪声, 严重降低了背景组织的均匀性, 使得组织的成像强度的方差较大, 所以造成CNR和SSNR的严重降低。SLCF算法根据角度差异系数 $Q$ 对计算阶数进行调整, 可以更加准确地评估出CPWC对背景组织成像结果之间的相干性。可见SLCF加权算法对背景组织的成像质量影响较小, 因此SLCF算法可以明显提高CR和CNR。GCF算法相对于CF算法具有更好的稳健性, 因此对斑的成像质量优于CF算法, 但是GCF算法同样采用全部发射角度的成像结果进行计算, 忽略了CPWC的发射角度对成像结果的影响, 因此CR和SSNR虽然优于CF算法, 但是低于SLCF算法。但是值得注意的是, 随着成像深度增加, GCF算法的性能下降较为严重, 而SLCF算法受深度的影响较小, 可见SLCF算法对于深度较大的成像目标, 具有更好的稳健性。

由于SLCF的阶数更低, 因此SLCF相对CF算法所需的计算量更少, 运算速度也更快。以运算浮点数(FLOP)做为运算量计算单位, 本文估计出不同成像算法的运算量。完成成像区域中的一个点成像时, 相对于CPWC成像, CF算法增加运算量约为 $6M$ 个FLOPS, GCF算法增加运算量约为 $2M+M \times \log_2(M)$ , SLCF加权算法增加的运算量约为 $6N$ 个FLOPS, 因此SLCF算法增加的运算量仅为CF的 $N/M$ , 即和 $Q$ 值相等。SLCF的增加的运算量少于CF和GCF算法。

4种不同的角度差异参数 $Q$ 的成像结果表明,  $Q$ 值越大, SLCF成像分辨率越高, 但SSNR越低, 背景组织成像质量就越差, 原因在于随着发射角度之间的差异越大, 不同发射角度平面波对同一区域的背景组织的成像结果之间的相干性就越小, SLCF对背景组织的相干性估计误差增加。 $Q$ 值越大SLCF成像结果与CF结果越接近。当 $Q$ 值设为100%时, SLCF即变为CF。从上述成像结果中可知, 当 $Q$ 值为18%和30%时, SLCF算法可以具有较高CR和CNR值, 且对背景组织成像质量较好。

## 5 结束语

本文提出一种SLCF加权的平面波复合成像算法, 该算法通过角度差异参数选取角度差异较小的平面波成像结果做为向量来计算SLCF系数, 再对CPWC的成像结果进行加权成像。仿真和实验结果表明, 相对于传统的CPWC成像, SLCF算法在横向分辨率和对比度等方面提高成像质量。相对CF和GCF加权算法, SLCF加权算法通过选择合适的 $Q$ 值可以得到更高的CR, CNR和SSNR, 对背景组织的成像质量也更好。而且运算量更少。SLCF使用前应先确定角度差异参数 $Q$ , 根据上述实验结果及运算量, 建议 $Q$ 值选取不超过30%。另外CPWC成像中发射角度间隔及单次平面波成像时所用的波束形成算法均会影响 $Q$ 值的选取, 我们将探索将波束形成算法与SLCF相结合的方法来得到更加优异的成像质量。

## 参考文献

- [1] MONTALDO G, TANTER M, BERCOFF J, *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. doi: [10.1109/TUFFC.2009.1067](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2009.1067).
- [2] 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. doi: [10.1109/TUFFC.2011.1780](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2011.1780).
- [3] VITI J, VOS H J, DE JONG N, *et al.* Contrast detection efficacy for plane vs. focused wave transmission[C]. 2014 IEEE International on Ultrasonics Symposium (IUS), Chicago, USA, 2014: 1750–1753. doi: [10.1109/ULTSYM.2014.0434](https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2014.0434).
- [4] 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. doi: [10.1109/TUFFC.2014.006543](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2014.006543).
- [5] 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. doi: [10.1109/TMI.2015.2450992](https://doi.org/10.1109/TMI.2015.2450992).
- [6] 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. doi: [10.1109/TMI.2013.2255310](https://doi.org/10.1109/TMI.2013.2255310).
- [7] ZHAO Jinxin, WANG Yuanyuan, ZENG Xing, *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. doi: [10.1109/TUFFC.2014.006934](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2014.006934).
- [8] 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. doi: [10.1016/j.ultras.2014.09.006](https://doi.org/10.1016/j.ultras.2014.09.006).
- [9] GASSE M, MILLIOZ F, ROUX E, *et al.* High-quality plane wave compounding using convolutional neural networks[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2017, 64(10): 1637–1639. doi: [10.1109/TUFFC.2017.2736890](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2017.2736890).
- [10] HOLLMAN K W, RIGBY K W, and O'DONNELL M. Coherence factor of speckle from a multi-row probe[C]. IEEE, Ultrasonics Symposium, Caesars Tahoe, USA, 1999: 1257–1260. doi: [10.1109/ULTSYM.1999.849225](https://doi.org/10.1109/ULTSYM.1999.849225).
- [11] NILSEN C C and HOLM S. Wiener beamforming and the coherence factor in ultrasound imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2010, 57(6): 1329–1346. doi: [10.1109/TUFFC.2010.1553](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2010.1553).
- [12] YU Mingyue, LI Yang, MA Teng, *et al.* Intravascular ultrasound imaging with virtual source synthetic aperture (VSSA) focusing and coherence factor weighting[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2017, 36(10): 2171–2178. doi: [10.1109/TMI.2017.2723479](https://doi.org/10.1109/TMI.2017.2723479).
- [13] ZHAO Jinxin, WANG Jin, and WANG Yuanyuan. Synthetic aperture ultrasound imaging with classified aperture coherence factors[J]. *Journal of Medical Imaging & Health Informatics*, 2017, 7(5): 1013–1020. doi: [10.1166/jmihi.2017.21301013](https://doi.org/10.1166/jmihi.2017.21301013).
- [14] LI Paichi and LI Menglin. Adaptive imaging using the generalized coherence factor[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2003, 50(2): 128–141.
- [15] WEI G, WANG Y, and YU J. Ultrasound harmonic enhanced imaging using eigenspace-based coherence factor[J]. *Ultrasonics*, 2016, 72: 106–116. doi: [10.1016/j.ultras.2016.07.017](https://doi.org/10.1016/j.ultras.2016.07.017).
- [16] WANG Y H and LI P C. SNR-dependent coherence-based adaptive imaging for high-frame-rate ultrasonic and photoacoustic imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2014, 61(8): 1419–1432. doi: [10.1109/TUFFC.2014.3051](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2014.3051).
- [17] LI Y L and DAHL J J. Angular coherence in ultrasound imaging: Theory and applications[J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2017, 141(3): 1582–1594. doi: [10.1121/1.4976960](https://doi.org/10.1121/1.4976960).
- [18] Plane-wave Imaging challenge in medical ultraSound[OL]. [https://www.creatis.insa-lyon.fr/Challenge/IEEE\\_IUS\\_2016/](https://www.creatis.insa-lyon.fr/Challenge/IEEE_IUS_2016/), 2016.
- [19] JENSEN J A. Field: A program for simulating ultrasound systems[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1996, 34(1): 351–353.
- [20] ZHAO Jinxin, WANG Yuanyuan, YU Jinhua, *et al.* Short-lag spatial coherence ultrasound imaging with adaptive synthetic transmit aperture focusing[J]. *Ultrason Imaging*, 2017, 39(4): 224–239. doi: [10.1177/0161734616688328](https://doi.org/10.1177/0161734616688328).
- 郑驰超: 男, 1984年生, 副研究员, 硕士生导师, 研究方向为医学超声成像、信号处理。
- 张路南: 女, 1994年生, 硕士生, 研究方向为医学信号处理。
- 王浩: 男, 1994年生, 硕士生, 研究方向为电路与系统。
- 彭虎: 男, 1962年生, 教授, 博士生导师, 研究方向为医学超声工程、电路与系统。