

基于多线接收的延时乘累加超声波束形成算法

苏 婷^{1,2}, 王莹莹¹, 张 石¹

(1. 东北大学 计算机科学与工程学院, 辽宁 沈阳 110169; 2. 安阳工学院 数理学院, 河南 安阳 455000)

摘 要: 基于超声成像对于高帧频的需求特性,提出了一种基于多线接收的延时乘累加(multi-line acquisition delay multiply and sum, MLADMAS)超声波束形成算法.该算法首先借助于多线接收技术,由一条传输线得到多条合成传输线,再利用复杂度更低的延时乘累加算法,并行进行波束形成操作,以得到多条接收线输出结果.仿真实验结果表明,与传统的延时叠加算法相比,MLADMAS算法能在将帧频提高两倍的同时,得到质量更好的图像,其评价指标 FWHM,PSL 和 CR 分别提高了 28.49% ,26.29% ,26.06% .当使用幅度变迹时,MLADMAS 算法的性能进一步改善.

关 键 词: 相控阵;超声成像;多线接收;延时乘累加;高帧频

中图分类号: O 426.9

文献标志码: A

文章编号: 1005-3026(2019)06-0771-06

Delay Multiply and Sum Beamforming Algorithm for Ultrasound Based on Multi-line Acquisition

SU Ting^{1,2}, WANG Ying-ying¹, ZHANG Shi¹

(1. School of Computer Science & Engineering, Northeastern University, Shenyang 110169, China;

2. College of Math and Physics, Anyang Institute of Technology, Anyang 455000, China. Corresponding author:

ZHANG Shi, E-mail: zhangshi@mail.neu.edu.cn)

Abstract: Based on the high frame rate demand of ultrasound imaging, a beamforming algorithm based on multi-line acquisition delay multiply and sum (MLADMAS) was proposed. This algorithm was based on a method named multi-line acquisition; there are more than one receiving lines from a single transmission line, then the lower complexity DMAS beamforming was used in parallel to obtain several receiving lines simultaneously. The simulated results showed that the frame rate of MLADMAS was 2 times higher than that of DAS with a better image quality. The quantitative indexes FWHM, PSL and CR were improved by 28.49% , 26.29% and 26.06% , respectively. The image quality could be further improved when apodization was applied.

Key words: phased array; ultrasound imaging; multi-line acquisition; delay multiply and sum; high frame rate

帧频是超声成像系统最重要的评价指标之一.帧频与超声脉冲的传输次数成反比.多线接收(multi-line acquisition, MLA)^[1]是专门为提高帧频而提出的算法,从一条传输线中可以得到多条接收线,以此带来帧频成倍提升.根据 Nyquist 采样定律,当相控阵的采样角度间隔低于瑞利判据时,任意一点的传输线可以通过从与其相邻两点的传输线的插值中获得^[2].再将这些合成传输线数据同时通过波束形成器,并行得到多条接收线

结果.多线接收方式能提高帧频,但同时会带来图像分辨率降低,特别是当一条传输线对应的接收线的数目较多时.

延时叠加(delay and sum, DAS)^[3]是最经典的波束形成算法,但 DAS 算法只是将各阵元的回波信号进行相加求和.为提高其图像质量,可以采用幅度变迹方式改变各阵元信号的权值.自适应加权^[4]方法能根据接收信号的相关性动态地改变权值,带来图像质量的提升,但是该算法复杂度

高,成像帧频低.延时乘累加(delay multiply and sum, DMAS)^[5]是一种非线性的延时叠加算法,该算法充分考虑了各阵元信号间的相关性.

本文提出的 MLADMAS 算法利用合成传输线(synthetic transmit beams, STB)^[6]的多线接收技术,从一条实际传输线中实时合成两条传输线,再利用复杂度更低(乘法次数更少)的方式实现 DMAS 算法,同时对两条传输线数据进行波束形成操作.因传输线数目减少了一半,其帧频比单线接收(single-line acquisition, SLA)提高了两倍.

1 MLADMAS 算法

多线接收能提高成像的帧频,DMAS 算法能带来超声成像在对比度、分辨率等性能上的提升.两者结合能在提高帧频的同时,改善图像的质量.

1.1 合成传输线

二线接收(2MLA)如图 1 所示.带有向下箭头的粗实线 1,2 表示两条连续的实际传输线,带有向上和向下箭头的虚线 -2, -1 和细实线 1,2 表示与实际传输线 1 有关的合成传输线.合成传输线由实际传输线插值获得.因此,在 t 时刻,对于合成传输线 k ,其在第 i 个通道处的信号可表示为

$$\hat{s}_i(k,t) = \sum_b \mathbf{h}(b,k) s_i(b,t). \quad (1)$$

式中: b 表示实际传输线的条数; $\mathbf{h}(b,k)$ 表示插值滤波器; $s_i(b,t)$ 表示实际传输线 b 在第 i 个通道处的延迟信号.合成传输线 k 对应的所有通道的延迟信号可以表示为

$$\hat{\mathbf{S}}(k,t) = [\hat{s}_1(k,t), \hat{s}_2(k,t), \dots, \hat{s}_N(k,t)]. \quad (2)$$

式中 N 表示阵元数目.

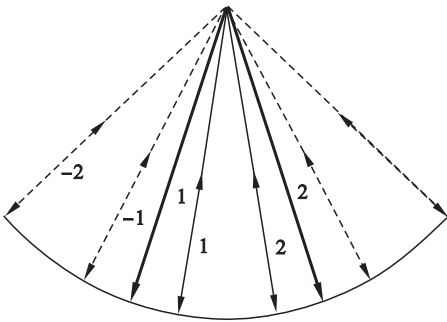


图 1 二线接收示意图

Fig. 1 Sketch of two-line acquisition

插值滤波器 $\mathbf{h}(b,k)$ 根据实际传输线与合成扫描线之间的角度关系求得:

$$\mathbf{h}(b,k) = [1 - \omega, \omega]. \quad (3)$$

其中 $\omega = \frac{\theta_k - \theta_b}{\theta_{b+1} - \theta_b}$. 对于图 1 中所示的合成传输线

1, ω 的值为 0.25.

1.2 MLADMAS 算法

DMAS 算法最初应用于微波成像^[7], 经过 Matrone 等改进应用于超声成像. DMAS 算法将各通道信号直接进行两两组合相乘并求与符号一致的平方根, 再对平方根进行求和. 该算法能较好抑制各通道信号之间的相关性, 提升成像质量. 特别是当其进一步与合成孔径^[8]、平面波^[9]或子阵平滑^[10]结合时, 能进一步提高图像质量或帧频.

DMAS 算法描述如下:

$$\mathbf{y}_{\text{DMAS}} = \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \text{sign}(\hat{s}_i(k,t) \hat{s}_j(k,t)) \times \sqrt{\hat{s}_i(k,t) \hat{s}_j(k,t)}. \quad (4)$$

完成式(4)的算法复杂度为 $(N^2 - N)/2$.

运用数学公式变形, 能进一步降低 DMAS 算法的算法复杂度^[11]. 首先对各通道信号进行求符号一致的平方根操作:

$$s_i^{\sim}(k,t) = \text{sign}(\hat{s}_i(k,t)) \sqrt{\hat{s}_i(k,t)}. \quad (5)$$

则 DMAS 算法结果可表示为

$$\begin{aligned} \mathbf{y}_{\text{DMAS}} &= \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N s_i^{\sim}(k,t) s_j^{\sim}(k,t) = \\ &0.5 \cdot \left[\left(\sum_{i=1}^N s_i^{\sim}(k,t) \right)^2 - \sum_{i=1}^N (s_i^{\sim}(k,t))^2 \right] = \\ &0.5 \cdot \left[\left(\sum_{i=1}^N s_i^{\sim}(k,t) \right)^2 - \sum_{i=1}^N |s_i^{\sim}(k,t)| \right]. \end{aligned} \quad (6)$$

变形后该算法对应的算法复杂度为 N , 比原始的算法复杂度降低了 $(N^2 - 3N)/2$.

为获得良好的成像效果, 需要滤除 DMAS 波束形成结果中的直流信号, 用带通滤波器仅仅保留 2 倍原始中心频率的信号. 对滤波后的信号进行希尔伯特变换和对数压缩处理, 再利用扫描转换将极坐标数据转换为笛卡尔坐标数据以形成最终的超声图像数据.

2 实验结果与分析

2.1 实验条件

利用丹麦超声实验室的超声仿真软件包 Field II^[12] 进行算法仿真, 主要进行点目标和囊肿实验. 通过对点目标的主瓣宽度和旁瓣高度评价算法成像的分辨率, 通过对比率(contrast ratio, CR)和对比噪声率(contrast to noise ratio, CNR)等指标对算法对比度进行评估. 实验中采用 128 阵元的相控阵探头, 阵元的高度和宽度分别为 3 mm 和 170 μm , 阵元间隔为 30 μm . 传输时采用

全部阵元,焦点设置在 70 mm 处,接收时使用的阵元数目为 64,且采用动态聚焦的方式.单线接收时用 192 条扫描线扫描 90°的成像区域,每条传输线数据单独存储,二线接收则采用 96 条扫描线.为充分说明 DMAS 算法相对于 DAS 算法的优越性,对比实验中未采用任何变迹技术.中心频率和采样频率分别为 4 和 100 MHz.在 DMAS 波束形成过程中,将波束形成后的信号光谱通过一个 3 ~ 12 MHz 之间的 Tukey($\alpha = 0.5$)窗,来达到带通滤波的目的.

2.2 实验结果分析

2.2.1 点目标仿真实验

实验中采用了 20 ~ 80 mm 共 7 个点,深度间

隔为 10 mm.其成像结果如图 2 所示,图像的动态显示范围为 80 dB.图中前 3 种算法没有使用任何变迹技术,第 4 种在发射和聚焦中均使用了 Hamming 窗变迹技术.从图中可以看出,单线接收时,DMAS 算法相比于 DAS 算法图像的分辨率明显提高,成像的伪影减少.二线接收的 DMAS 算法与 DMAS SLA 没有明显差异,当进一步使用 Hamming 窗变迹时,DMAS 2MLA 的旁瓣水平进一步降低,空间分辨率提升,图像质量优于不使用变迹技术时的 DMAS SLA.

图 3 为图 2 中的 4 种波束形成图像在 20 和 50 mm 处的横向波束幅度响应曲线.从图中可以直观看出,当不使用任何变迹时,二线接收的

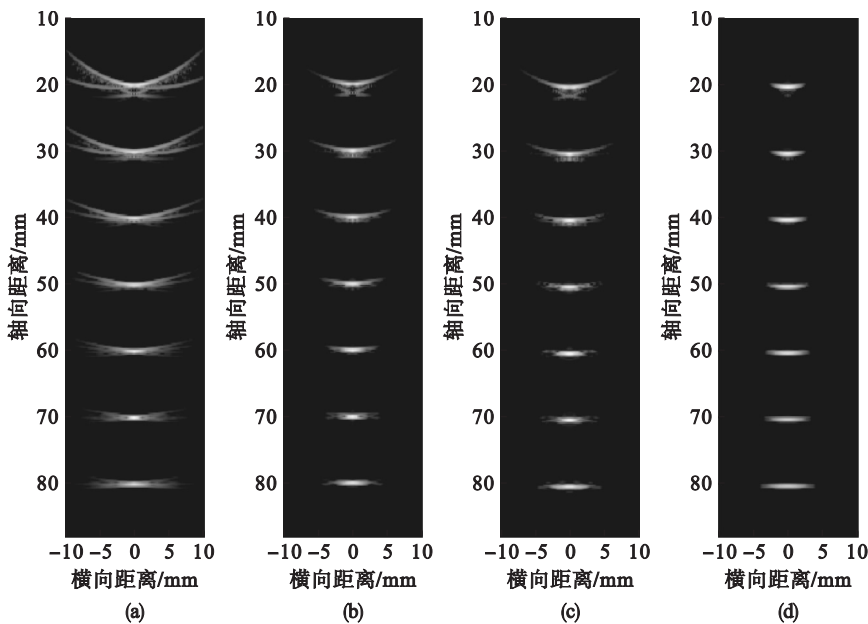


图 2 点目标成像效果图
Fig. 2 Images of point target phantom

(a)—DAS SLA; (b)—DMAS SLA; (c)—DMAS 2MLA; (d)—DMAS 2MLA Hamming.

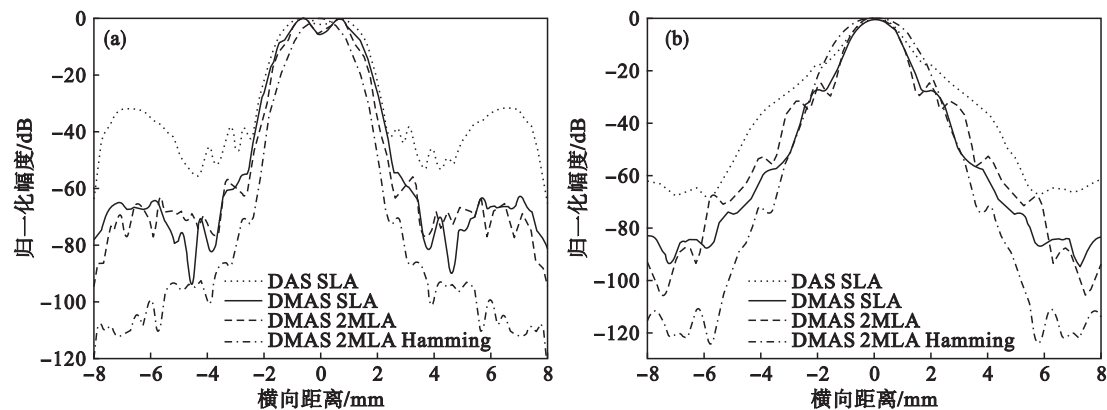


图 3 不同深度横向波束幅度响应
Fig. 3 Lateral response at different depths

(a)—20 mm; (b)—50 mm.

DMAS 响应曲线和单线接收的 DMAS 结果相似,与 DAS SLA 相比较,其主瓣更窄,旁瓣更低. 在 20 mm 深度处,使用 Hamming 窗后,旁瓣幅度比不使用变迹的 DMAS 2MLA 降低 15 dB 左右,同时主瓣变窄.

为了更好地评价各算法的分辨率,用 PSL 和 FWHM 两个参数来定量计算图 2 中各点目标深度处主瓣宽度和旁瓣水平,结果如表 1 所示. 其中,PSL 是第一个旁瓣的幅度,其值越小代表旁瓣水平越低,成像的伪影越少,对比度越高;FWHM 是最大幅度一半所对应的主瓣宽度,主瓣宽度越窄成像的横向分辨率越高^[13]. 从表 1 中可以看

出,当深度低于60 mm时,DMAS 2MLA 相对于 DMAS SLA 有更窄的主瓣,且各深度处的平均旁瓣水平低于 DMAS SLA. 说明将二线接收作用于 DMAS 算法时,其图像分辨率没有降低. 当在二线接收的发射和接收中均使用 Hamming 窗变迹时,旁瓣水平比不使用变迹时大幅度降低(80. 54%),其成像效果变好. 整体来说,在同样的聚焦条件下,DMAS 2MLA 比传统的 DAS SLA 主瓣宽度降低了 28. 49%,旁瓣水平降低了 26. 29%. 当使用 Hamming 窗变迹时,分辨率进一步提高,成像效果更好.

表 1 不同深度处 FWHM 和 PSL 的值
Table 1 Values of FWHM and PSL at different depths

深度/mm	FWHM /mm				PSL /dB			
	DAS SLA	DMAS SLA	DMAS 2MLA	Hamming	DAS SLA	DMAS SLA	DMAS 2MLA	Hamming
20	4. 33	4. 21	3. 81	3. 40	-38. 48	-55. 02	-55. 98	-70. 40
30	7. 88	4. 46	3. 80	3. 64	-31. 96	-50. 38	-46. 79	-76. 88
40	8. 19	3. 99	4. 43	4. 04	-66. 84	-46. 91	-49. 21	-105. 64
50	6. 49	4. 49	4. 29	4. 59	-18. 11	-27. 22	-24. 72	-72. 05
60	3. 59	3. 26	3. 91	4. 37	-33. 48	-45. 07	-66. 72	-104. 59
70	3. 04	1. 85	2. 38	4. 62	-26. 48	-32. 42	-38. 83	-59. 33
80	5. 52	4. 31	5. 29	5. 54	-47. 48	-60. 35	-49. 64	-110. 58
平均	5. 58	3. 80	3. 99	4. 31	-37. 54	-45. 34	-47. 41	-85. 64

为了测试多线接收对算法抗噪声性能的影响,向每条传输线的回波信号中添加了信噪比为 10 dB 的高斯白噪声. 4 种算法对应的成像结果如

图 4 所示. 从图中可以看出,多线接收并没有降低 DMAS 算法对于非相关噪声的抵抗性能.

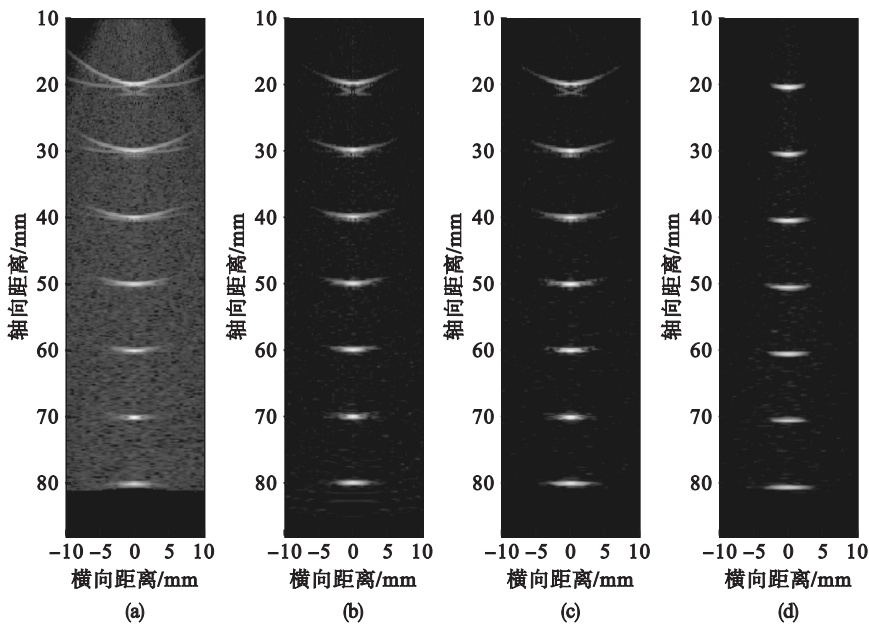


图 4 加噪声的点目标成像效果图

Fig. 4 Images of point target phantom with noise

(a)—DAS SLA; (b)—DMAS SLA; (c)—DMAS 2MLA; (d)—DMAS 2MLA Hamming.

2.2.2 囊肿目标仿真实验

在囊肿目标仿真实验中,272 000 个服从高斯分布的散射子分布在 $40\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 40\text{ mm}$ 的背景区域内,每分辨率单元(λ^3 , λ 为波长)点的个数为 10,与人体环境相当. 包含两个半径分别为 10 和 5 mm 的囊肿,对应的中心深度分别为 40 和 60 mm. 囊肿内部的散射系数设置为 0.4 种波束形成算法的囊肿仿真结果如图 5 所示. 从图 5 中可以看出,DAS SLA 算法由于其旁瓣较高,造成了背景噪声泄漏到囊肿内部,使其内部的白色伪影最多,囊肿的边界不清晰,如图 5a 所示. DMAS 2MLA 与 DMAS SLA 算法性能相近,表现为图 5b 和图 5c 相似的囊肿边界和内部伪影. Hamming 窗变迹能进一步消除 DMAS 2MLA 囊肿内部的伪影,形成更加清晰的囊肿边界,且能提高背景的亮度,提高算法的对比度.

为更好比较各算法囊肿成像的结果,使用 CR 和 CNR 来定量分析图像的对比度,计算公式

分别为

$$CR = \mu_{\text{bck}} - \mu_{\text{cyst}}, \tag{7}$$
$$CNR = \frac{|\mu_{\text{bck}} - \mu_{\text{cyst}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{bck}}^2 + \sigma_{\text{cyst}}^2}}. \tag{8}$$

其中: μ_{bck} 和 μ_{cyst} 分别为囊肿外部和内部一小块区域(图 5a 中白色圆形区域内)的亮度的平均值; σ_{bck} 和 σ_{cyst} 则为对应的标准差. CR 值越大说明算法的对比度越好,CNR 值越大说明算法的对比度和抑制斑点噪声的综合性能越强. CR 和 CNR 的计算结果如表 2 所示. DMAS 2MLA 的 CR 值比 DMAS SLA 略有降低,但是相对于 DAS SLA,依然提升了 26.06%. 相同变迹条件下,DMAS 算法的 CNR 值比 DAS 算法的低,这是因为 DMAS 算法有更窄的主瓣和更低的旁瓣,造成囊肿外部亮度的标准差更大. 表现为图 5b 和图 5c 中亮暗更加分明的斑点背景,而不是图 5a 中一片灰暗的背景. 当使用 Hamming 窗变迹时,CR 和 CNR 的值明显提升.

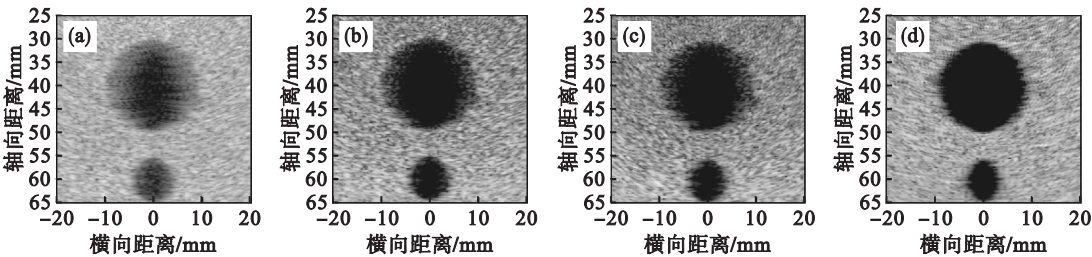


图5 囊肿仿真效果图
Fig. 5 Images of simulated cyst phantom
(a)—DAS SLA; (b)—DMAS SLA; (c)—DMAS 2MLA; (d)—DMAS 2MLA Hamming.

表2 囊肿成像的 CR 和 CNR 值
Table 2 CR and CNR values of cyst images

算法	CR/dB			CNR		
	40 mm	60 mm	平均	40 mm	60 mm	平均
DAS SLA	43.75	39.05	41.40	6.05	5.76	5.91
DMAS SLA	57.95	55.43	56.69	5.56	5.74	5.65
DMAS 2MLA	51.00	53.37	52.19	4.96	5.24	5.10
DMAS 2MLA Hamming	71.92	69.15	70.54	8.01	7.78	7.90

3 结 论

为了提高超声成像系统的帧频,本文提出 MLADMAS 算法. 低复杂度的 DMAS 算法使得在一条传输线形成时并行地进行两次波束形成易于实现. 点目标和囊肿仿真结果表明,在帧频提高

两倍的前提下,该算法成像性能与单线的 DMAS 算法相近;与单线的 DAS 算法相比,成像的分辨率和对比度,以及抗噪声性能显著提高. 当使用 Hamming 窗变迹时,MLADMAS 算法的成像性能进一步改善. 后续研究将进一步实现从一条传输线中得到更多条接收线,并对接收线数目增大所带来的图像分辨率降低等问题进行改进.

参考文献:

- [1] Shattuck D P, Weinshenker M D, Smith S W, et al. Explososcan: a parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1984, 75 (4) : 1273 – 1282.
- [2] Hergum T, Bjastad T, Kristoffersen K, et al. Parallel beamforming using synthetic transmit beams [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007, 54 (2) : 271 – 280.
- [3] Thomenius K E. Evolution of ultrasound beamformers[C]// *IEEE Ultrasonics Symposium*. San Antonio, 1996: 1615 – 1622.
- [4] 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.
- [5] Matrone G, Savoia A S, Caliano G, et al. The delay multiply and sum beamforming algorithm in ultrasound B-mode medical imaging [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2015, 34 (4) : 940 – 949.
- [6] Rabinovich A, Friedman Z, Feuer A. Multi-line acquisition with minimum variance beamforming in medical ultrasound imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2013, 60 (12) : 2521 – 2531.
- [7] Fear E C, Li X, Hagness S C, et al. Confocal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2002, 49 (8) : 812 – 822.
- [8] Matrone G, Savoia A S, Caliano G, et al. Depth-of-field enhancement in filtered-delay multiply and sum beamformed images using synthetic aperture focusing [J]. *Ultrasonics*, 2017, 75 (3) : 216 – 225.
- [9] Matrone G, Savoia A S, Caliano G, et al. Ultrasound plane-wave imaging with delay multiply and sum beamforming and coherent compounding [C]// 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando, 2016: 3223 – 3226.
- [10] Su T, Li D, Zhang S. An efficient subarray average delay multiply and sum beamformer algorithm in ultrasound imaging[J]. *Ultrasonics*, 2018, 84 (3) : 411 – 420.
- [11] Ramalli A, Scaringella M, Matrone G, et al. High dynamic range ultrasound imaging with real-time filtered-delay multiply and sum beam forming [C]// 2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS). Washington, DC, 2017: 1 – 4.
- [12] Jensen J A, Svendsen N B. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 1992, 39 (2) : 262 – 267.
- [13] 彭虎. 超声成像算法导论[M]. 合肥: 中国科学技术大学出版社, 2008.
(Peng Hu. Introduction to ultrasound imaging algorithm [M]. Hefei: University of Science and Technology of China Press, 2008.)