

文章编号:1000-582X(2013)05-075-05

超声成像中基于虚拟阵元的双聚焦波束合成方法

王平¹, 高阳¹, 曹世超², 邹强鑫¹, 许琴¹

(1. 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;

2. 邢台职业技术学院电气工程系, 邢台 054035)

摘要:针对传统动态接收聚焦 DRF 波束合成方法在超声成像中分辨率和探测深度方面存在的不足,提出一种基于虚拟阵元的双聚焦波束合成方法。首先利用单一固定焦点进行第一次聚焦;然后利用虚拟阵元的概念计算第二次聚焦的延时参数;最后再根据延时叠加波束合成的原理及动态聚焦技术进行第二次聚焦,得到最终成像的扫描线数据。为验证该方法的有效性,进行了点散射目标成像实验。实验结果表明:双聚焦波束合成的超声成像方法在一定程度上有效地调和了分辨率与探测深度之间的矛盾,提高了超声成像的质量。

关键词:波束合成; 超声成像; 双聚焦; 延时叠加

中图分类号: TB553

文献标志码: A

The method of dual focusing beamforming based on virtual element in ultrasound imaging

WANG Ping¹, GAO Yang¹, CAO Shichao², ZOU Qiangxin¹, XU Qin¹

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

2. Department of Electrical, Xingtai Polytechnic College, Xingtai, Hebei 054035, China)

Abstract: According to the resolution and investigation depth deficiency of traditional dynamic receiving focusing (DRF) beamforming in ultrasound imaging, a dual focusing beamforming method based on virtual element is proposed. Firstly, single fixed focus point is used in the first focusing; and then the delay parameters used in the second focusing are calculated with the concept of virtual element; in the end the second focusing is carried out by delay-and-sum dynamic focus technique to obtain the imaging data. The experiments based on point pattern are used to verify the proposed method. The experimental results indicate that dual focusing beamforming applied to ultrasound imaging can resolve the contradiction between resolution and investigation depth in some extent and the method of dual focusing beamforming can effectively improve the imaging quality.

Key words: beamforming; ultrasonic imaging; dual focusing; delay-and-sum

在医学超声成像领域,基于声场叠加或图像叠加的合成孔径聚焦(synthetic aperture focusing, SAF)方法得到了广泛应用。与传统的延时叠加波

束合成方法相比,合成孔径聚焦成像能够明显提高图像的分辨率,是一种较有潜力的超声成像方法,但是该方法要求采样和存储每一个孔径点的整个回波

收稿日期:2012-12-26

基金项目:广东省教育部产学研结合项目(2008B090500272);重庆市科技攻关项目(2011GGC159)

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

信号,即全波采样,其重建理论较复杂,且成像的分辨率对于成像深度有很大的依赖性,无论对软件和硬件要求都比较高^[1];其次,单一利用合成孔径聚焦技术,超声成像的回波信号信噪比 SNR 很低,具有较高的旁瓣等级,图像的对比如较差。因此,为进一步提高超声图像的分辨率和增加探测深度,研究学者开展了一系列新方法、新技术的研究。

近年来,虚拟阵元的概念已广泛应用于军事、民用通信及雷达天线探测系统等阵列信号处理领域,基本思想是在保持真实阵元数目不变的情况下,应用虚拟阵元技术使得阵元数目在虚拟上得到增加,从而减小波束宽度,提高分辨率^[2]。然而,目前在国内超声成像领域,虚拟阵元技术的相关报道甚少。

随着临床诊断需求的不断增加,对超声成像系统的成像质量提出了更高的要求。笔者将虚拟阵元技术引入到超声成像系统,结合延时叠加(delay-and-sum, DAS)波束合成方法,利用 2 次延时叠加实现双聚焦波束合成(dual focusing beamforming, DFB)超声成像。该方法通过引入虚拟阵元的概念,结合合成孔径^[3-4]聚焦技术,利用两个波束合成器 BF1 和 BF2 以及一个 FIFO 缓存器通过两次延时叠加,无需再存储大量的低分辨率回波数据,就能解决分辨率与探测深度之间的矛盾,进一步提高超声成像的分辨率,同时不降低成像的深度。为了验证该方法的有效性,进行了静态点散射目标的成像实验。

1 基于虚拟阵元的双聚焦波束合成方法

在超声成像的发射聚焦过程中,如果信源(signal source)是一个真实的传感器阵元,那么此信源即为实源(real source),否则为虚拟源(virtual source, VS)^[5]。Frazier 等^[6]首先研究了合成孔径技术中 VS 的应用。不同于天线等阵列信号处理领域的虚拟阵元概念,在超声成像发射聚焦过程中,将发射聚焦点视为一个虚拟源 VS^[5-6],分别向前后发射声波信号,在接收聚焦过程中,若接收焦点与 VS 重合,此时虚拟源 VS 即为一个虚拟阵元(virtual element, VE)。由于合成孔径聚焦及延时叠加波束合成适用于目前现有的任意传感器阵列,如线阵、凸阵以及凹阵探头,笔者仅以线性传感器阵列为例来论证所提出方法的有效性和普遍适用性。图 1(a)即为传统的发射聚焦声场,若发射接收焦点为单一固定的,则焦点即为一个虚拟阵元,如图 1(b)所示,分别向前后发射孔径角为 $2\theta_0$ 球面波前的声波信号^[7]。当存在 2 个及以上虚拟阵元时,虚拟阵元的声场将出现叠加,如图 1(c)所示。

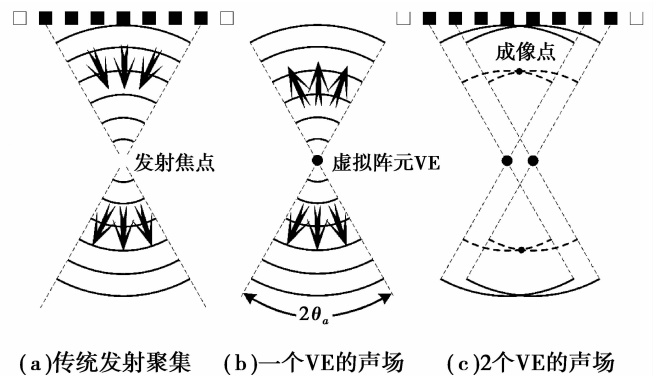


图 1 传统聚焦发射声场与虚拟阵元声场对比图

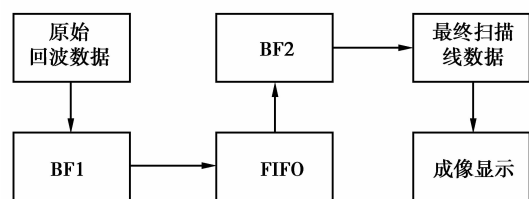


图 2 DFB 原理框图

基于虚拟源阵元的双聚焦波束合成原理图如图 2 所示。DFB 包含 2 个波束合成器 BF1 和 BF2,以及一个存储 BF1 输出数据的 FIFO 缓存器。DFB 分 2 个部分:第 1 部分利用滑动子孔径,采用固定单一焦点进行发射和接收聚焦,将各个通道的回波数据通过波束形成器 BF1 进行 DAS 波束合成,将 BF1 的输出数据存储存储在 FIFO 中;第 2 部分将 FIFO 中的数据作为 BF2 的输入,结合动态聚焦技术,再次进行 DAS 波束合成,得到最终成像的回波数据。

1.1 BF1 的延时参数计算及扫描线形成

根据上述 DFB 原理,第一阶段波束合成采用滑动子孔径、单一固定焦点发射接收聚焦模式,利用 BF1 得到 N (其中 N 为滑动子孔径个数) 条扫描线数据,并且声场发生重叠,如图 3(a)所示,图 3(b)给出了形成第 n 条扫描线时延时参数的计算示意图。

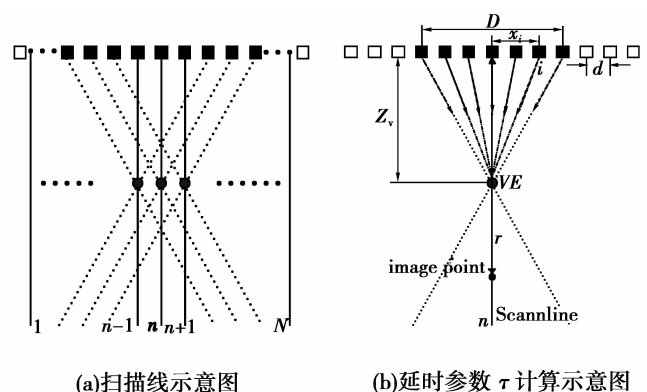


图 3 BF1 形成扫描线及延时参数计算示意图

图3(b)中,设阵元间距为 d ,虚拟阵元深度为 Z_v ,聚焦系数为 $F^\#$,子孔径线性传感器个数^[5] $L = Z_v/F^\# / d$,子孔径大小 $D = L \times d$,将子孔径中心定为参照原点,则子孔径中第 i 个阵元的位置 x_i 为

$$x_i = \left(i - \frac{L+1}{2}\right) \times d, i = 1, 2, \dots, L. \quad (1)$$

在VE处聚焦,声速 c 为已知常数,以子孔径中心作为延迟时间参考点,则阵元 i 的延时 τ_i :

$$\tau_i = \frac{\sqrt{x_i^2 + Z_v^2} - Z_v}{c}. \quad (2)$$

则该扫描线数据为

$$S_n(t) = \sum_{i=1}^L \omega(i) \times s_i \left(t - \frac{r}{c} - \tau_i\right), \quad (3)$$

其中: $\omega(i)$ 为幅度变迹系数; $s_i(t)$ 为子孔径中阵元 i 接收到的回波信号; r/c 为声波从像点到子孔径中心的传播时间; τ_i 为第 i 个阵元施加的延时。利用滑动子孔径的概念,经过第一阶段的波束合成,可以得到 N 条扫描线数据 $S_n(t)$ 。

1.2 BF2的延时参数计算

由图1(c)可知,多个虚拟阵元的存在会出现声场叠加现象,即同一个采样点包含多个像点的信息。考虑任意样本点 ii 是否位于编号为 jj 的虚拟阵元声场内^[8-9],可参照式(4)。

$$K_{jj,ii} = \begin{cases} 1, & \text{if } \left| \frac{d_x}{d_z} \right| \leq \tan\theta_a, \\ 0, & \text{if } \left| \frac{d_x}{d_z} \right| > \tan\theta_a; \end{cases} \quad (4)$$

式中: d_x 为样本点到相应虚拟阵元的侧向距离; d_z 为轴向距离。若 $K_{jj,ii} = 1$,则样本点位于该虚拟阵元的声场内,该样本点即为有效样本点。

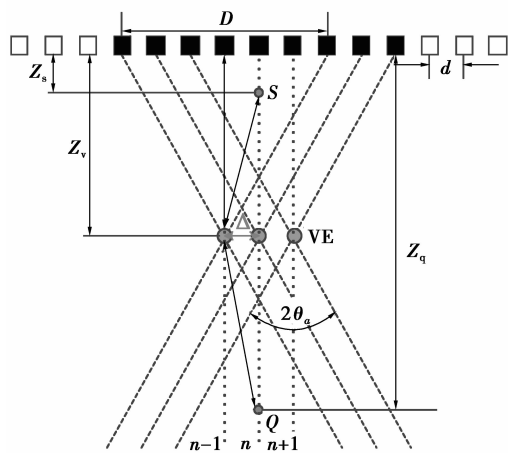


图4 虚拟阵元延时参数计算及声场叠加

图4中, $D = L \times d$ 为滑动子孔径的大小, Z_v 为虚拟阵元的深度, Z_q 、 Z_s 分别为样本点Q、S的深度,

真实阵元间距 d 以及虚拟阵元间距 Δ ,聚焦系数 $F^\# = Z_v/D$,由几何关系可得半孔径角 θ_a :

$$\theta_a = \arctan \frac{D}{2 \times Z_v} = \arctan \frac{1}{2 \times F^\#}, \quad (5)$$

孔径角 $2\theta_a$ 决定了虚拟阵元的声场发射范围以及有效声场叠加的个数。已知声速 c ,任意样本点 ii 到虚拟阵元 jj 的延时参数为

$$\tau_{jj,ii} = 2 \times \frac{Z_v \pm \sqrt{d_x^2 + d_z^2}}{c}. \quad (6)$$

其中,“ \pm ”表示样本点在相应虚拟阵元的下方或者上方。

第二阶段采用逐点接收聚焦波束合成,参照式(6)可分别计算其他样本点的延时参数。则BF2合成的第 n 条扫描线数据为

$$H_{n,ii}(t) = \sum_{jj=1}^N \omega(jj) \times K_{jj,ii} \times S_{jj,ii}(t - \tau_{jj,ii}), \quad (7)$$

$$ii = 1, 2, \dots, M,$$

其中: $\omega(jj)$ 为相应的幅度变迹系数; M 为样本点总数; N 为BF1所形成的扫描线总数; $S_{jj,ii}(t)$ 为波束合成器BF1所形成的第 jj 条扫描线上的第 ii 个样本点; $\tau_{jj,ii}$ 为样本点 ii 相对于编号为 jj 的虚拟阵元的延时参数。

值得注意的是,目前大多数传统的超声成像系统都采用DAS波束合成方法,从上文可知,笔者提出的基于虚拟源阵元的双聚焦波束合成方法是在DAS基础之上,结合虚拟阵元的概念及合成孔径技术来实现的。而DAS波束合成方法以及合成孔径技术已趋于成熟,因此笔者提出的方法适合现有的超声成像系统。对于有限传感器阵列,随着样本点深度的增加,有效虚拟阵元个数将会超出实际虚拟阵元的个数。因此,越接近传感器阵列边缘的地方,有效样本个数不会再继续增加,此时侧向分辨率会略微下降。同时本算法假定所有成像点为静态点,对于动态成像点成像,原理方法基本类似,这里不做详述。

2 仿真与讨论

Field II^[10-12]是基于线性系统空间响应原理对超声回波信号进行仿真,它的仿真结果与实际的成像结果很接近,已被国际上广泛认同为仿真超声系统的标准^[13-15]。笔者利用Field II进行点散射目标仿真实验,对比了传统动态接收聚焦DRF、合成聚焦SF以及基于虚拟阵元的双聚焦波束合成DFB算法,并重点分析了这3种算法在分辨率和探测深度方面的差异。

仿真过程中均采用定点发射和分段动态聚焦

接收模式,成像采用线性阵列,阵元总数 128,发射信号中心频率 3.5 MHz,采样频率 50 MHz,阵元中心间距为一个波长,声速 1 540 m/s。信号仿真时加入了 60 dB 的高斯白噪声,成像的动态范围为 40 dB^[16]。设置虚拟源深度 $Z_v = 20$ mm,聚焦系数 $F^\# = 2$,BF1 的幅度变迹系数采用 Hamming 窗,BF2 的幅度变迹系数采用 Boxcar 窗。为提高成像效果,采用了滑动子孔径技术,子孔径阵元数目为 48。

目标散射点共 14 个:其中深度 70 mm 处设定 5 个散射点,两相邻散射点横向间隔为 2 mm,其余散射点分布在深度为 10~100 mm 的区域内,轴向间隔为 10 mm。图 5 为不同方法对不同深度散射点的成像结果。

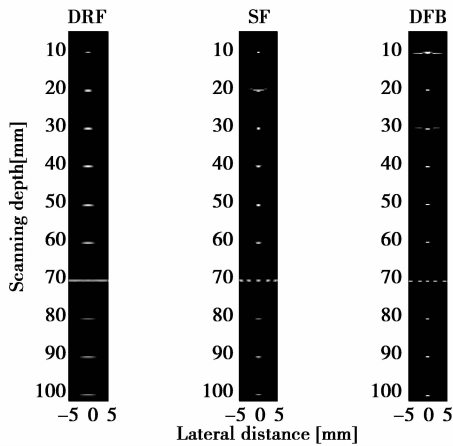


图 5 动态范围 40 dB 时的不同深度散射点仿真成像

从图 5 可以看出,传统的 DRF 波束合成算法侧向分辨率差,不能将深度 70 mm 处的 5 个散射点分辨开来,且随着深度增加,散射点的旁瓣逐渐增加;相比于 DRF 成像,SF 算法虽然提高了侧向分辨率,但图像的对比度随着探测深度的增加而急剧下降,且系统复杂度方面远高于 DRF;笔者提出的 DFB 算法,在提高图像的侧向分辨率和对比度方面都远远优于 SF 及 DRF,系统复杂度略高于 DRF,但远低于 SF。

为说明笔者提出的 DFB 方法在一定程度上调和了探测深度和分辨率之间的矛盾,将目标散射点的位置在图 5 的基础上整体沿 z 轴向下移动 30 mm 之后,仿真成像效果如图 6 所示。由于图 5 中 DRF 算法在 70 mm 处的分辨率太差,因此仅对 SF 和 DFB 方法做进一步仿真对比分析。

从图 6 可以看出,DFB 算法的仿真成像结果中,目标点成像在 z 轴方向的宽度明显比 SF 算法成像的宽度细,即轴向分辨率 DFB 优于 SF;对比图 5,

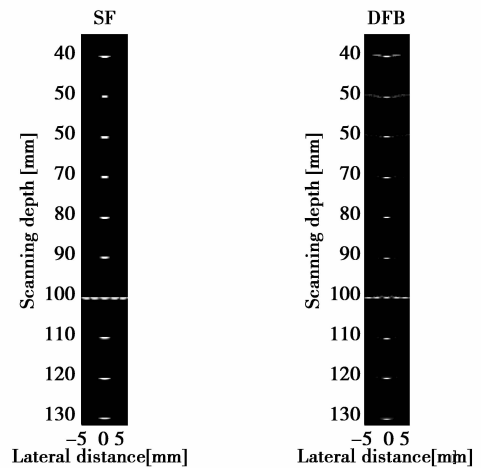
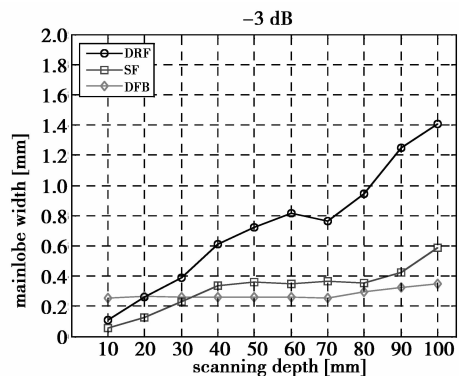


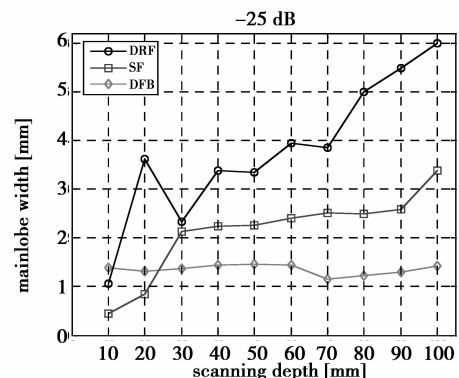
图 6 动态范围 40 dB 时散射点仿真成像
(深度加深 30 mm)

在图 6 中 DFB 及 SF 的侧向分辨率都有所下降,但 DFB 算法在 100 mm 处仍然可以清楚地分辨出轴上点以及轴外点,而 SF 算法在 100 mm 处所成的像几乎为一条直线,不能分辨出轴上点以及轴外点,侧向分辨率 DFB 远优于 SF。因此 DFB 算法在一定程度上有效地调和了探测深度与分辨率之间的矛盾。

为进一步深入研究不同方法对图像质量的影响情况,图 7 分别给出散射点回波数据的归一化幅值在 -3 dB 和 -25 dB 处主瓣宽度随探测深度变化的曲线。



(a)DRF、SF与DFB的侧向分辨率对比



(b)DRF、SF与DFB在-25dB处主瓣宽度对比

图 7 DRF、SF 与 DFB 的分辨率及能量衰减对比

从图7可以看出,虽然DRF及SF算法在近场区域成像的侧向分辨率略优于DFB算法,但随着深度的增加,DFB算法在-3 dB处的主瓣宽度基本保持不变,成像效果明显优于DRF和SF。由于信号的主瓣宽度在-25 dB处仍然基本保持均匀,从而能量比较集中,因此,DFB算法能够有效地增加探测深度。

3 结 语

笔者将虚拟阵元技术引进到超声成像系统,利用2次延时叠加实现双聚焦波束合成超声成像。该方法本质就是利用2次延时叠加进行多个重叠声场的相关有效信息的提取,间接增加了接收阵元数目,从而增加声波信号的信息量和能量,使得成像效果获得大幅度提高。静态点散射目标的成像实验表明:与传统DRF及SF算法相比,该方法的分辨率在一定范围内不会随着探测深度的增加而急剧下降,在一定程度上解决了分辨率与探测深度之间的矛盾,并且可以针对不同应用场合来调节虚拟阵元的位置 Z_v 以及聚焦系数 $F^{\#}$,实现高质量的超声成像。

参考文献:

- [1] 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.
- [2] 胡鹏. 虚拟阵元波束形成方法研究[D]. 西安:西北工业大学硕士学位论文,2006.
- [3] 冯若. 超声手册[M]. 南京:南京大学出版社,1999.
- [4] 王平,许琴,王伟明,等. 超声成像系统的动态孔径控制方法[J]. 重庆大学学报,2011,34(3):89-93.
WANG Ping, XU Qin, WANG Weiming, et al. The method of dynamic aperture control technology based on ultrasound imaging system [J]. Journal of Chongqing University, 2011, 34(3): 89-93.
- [5] Ye L, Jensen J A. Synthetic aperture flow imaging using a dual stage beamformer approach [C] // Proceedings of the 2010 IEEE Ultrasonics Symposium, October 11-14, 2010, San Diego, CA. Piscataway: IEEE Press, 2010: 1924-1927.
- [6] Frazier C H, O'Brien W D. Synthetic aperture techniques with a virtual source element [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1998, 45(1): 196-207.
- [7] Passmann C, Ermert H. A 100-MHz ultrasound imaging system for dermatologic and ophthalmologic diagnostics [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1996, 43(4): 545-552.
- [8] Jacob K. Synthetic aperture sequential beamforming and other beamforming techniques in ultrasound imaging [D]. Denmark: Technical University of Denmark, 2008.
- [9] Hemmsen M C. Image processing in medical ultrasound [D]. Denmark: Technical University of Denmark, 2011.
- [10] Jensen J A. Users' guide for the field II program [D]. Denmark: Technical University of Denmark, 2011.
- [11] Jensen J A. Field: a program for simulating ultrasound systems [J]. Medical Biological Engineering, 1996, 34(Sup1): 351-353.
- [12] Hemmsen M C, Kortbek J, Nikolov S I, et al. Simulation of high quality ultrasound imaging [C] // Proceedings of the 2010 IEEE Ultrasonics Symposium, October 11-14, 2010, San Diego, CA. Piscataway: IEEE Press, 2010: 1739-1742.
- [13] Hergum T, Langeland S, Remme E W, et al. Fast ultrasound imaging simulation in K-space [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2009, 56(6): 1159-1167.
- [14] Vignon F, Burcher M R. Capon beamforming in medical ultrasound imaging with focused beams [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2008, 55(3): 619-628.
- [15] Nilsen C I C, Hafizovic I. Beamspace adaptive beamforming for ultrasound imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2009, 56(10): 2187-2197.
- [16] Asl B M, Mahloojifar A. Contrast enhancement and robustness improvement of adaptive ultrasound imaging using forward-backward minimum variance beamforming [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, 2011, 58(4): 858-867.

(编辑 王维朗)