

# 一种用于超声成像的快速合成孔径技术

张 闯 陈晓冬\* 汪 毅 李 莹 焦志海 郁道银

(天津大学精密仪器与光电子工程学院光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300072)

**摘要** 基于多幅图像融合的合成孔径技术在发射和接收过程中均能够实现动态聚焦,所以具有较高的图像分辨率。但是,基于多幅图像融合的合成孔径技术对系统的数据处理、传输、存储能力等有很高的要求,因此难以应用于实际系统中。针对该问题,提出了快速合成孔径技术。该技术利用定点聚焦法取得扫描线数据,再结合基于多幅图像融合的合成孔径技术中的相干样点叠加方法,从而得到高分辨率图像。提出的快速合成孔径技术实现了发射和接收的动态聚焦,并且在一定范围内使分辨率与成像范围无关。利用软件 Field II 进行仿真分析,通过与最小方差(MV)法以及基于多幅图像融合的合成孔径技术的比较,验证了快速合成孔径技术的可行性。

**关键词** 成像系统; 超声成像; 合成孔径; 最小方差; 动态聚焦; Field II

**中图分类号** R197.39 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201340.s104003

## A Fast Synthetic Aperture Technology For Ultrasound Imaging

Zhang Chuang Chen Xiaodong Wang Yi Li Ying Jiao Zhihai Yu Daoyin

(Key Laboratory of Opto-Electronics Information Technology, Ministry of Education, College of Precision Instruments & Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract** The synthetic aperture (SA) imaging based on multi-images fusion is dynamically focused in both transmission and receiving yielding an improvement in resolution. But this imaging technique sets high demands on processing capabilities, data transport and storage. It also makes the implementation of a SA system very challenging and costly. The proposed method is specifically for this issue. The method uses the focused image lines as input data, and takes advantage of the synthetic aperture imaging based on multi-images fusion which picks out the coherent samples of the recorded echoes and sums these samples, thus obtaining a high resolution image. The proposed method is dynamically focused in both transmission and receiving, and a range independent lateral resolution is obtained. With Field II software, simulations on scatters and phantom are made and compared with broadband minimum variance (MV) beamforming and SA imaging based on multi-images fusion, the feasibility of the method named a fast synthetic aperture (FSA) imaging is verified.

**Key words** imaging systems; ultrasound imaging; synthetic aperture; minimum variance; dynamic focusing; Field II

**OCIS codes** 110.7170; 170.7170; 170.7180

## 1 引 言

作为一种无创诊断手段,超声成像技术已成为医学临床诊断不可或缺的常规诊断技术之一。因为超声波在人体内的传播具有发散性,所以随着传播深度的增加,波束宽度增加,导致超声回波信号的信噪比降低,分辨率变差<sup>[1]</sup>。为了提高图像信噪比与分辨率,O'Donnell 等<sup>[2]</sup>1992 年提出了一种基于圆

形阵列的合成孔径(SA)成像技术并将其用于血管超声成像,首次将雷达领域的合成孔径技术<sup>[3]</sup>引入基于多换能器的超声成像中。单阵元合成孔径法的原理是利用单阵元发射,同时利用所有阵元接收。成像过程中依次激励每一个阵元,从全部阵元接收的回波中提取相干样点,叠加形成一幅低分辨率图像,待全部阵元依次激励完毕,将各次激励获得的低

收稿日期: 2013-08-19; 收到修改稿日期: 2013-10-09

基金项目: 国家“十二五”科技支撑计划项目(2012BAI19B02)

作者简介: 张 闯(1990—),男,硕士研究生,主要从事多阵元超声成像技术方面的研究。E-mail: zchuang@tju.edu.cn

导师简介: 郁道银(1945—),男,博士,教授,主要从事光电医学仪器、医学图像处理及生物光子学等方面的研究。

E-mail: dyyu@tju.edu.cn

\* 通信联系人。E-mail: xdchen@tju.edu.cn

分辨率图像进行融合,形成一幅高分辨率图像,从而实现了发射和接收的动态聚焦。随后,国内外多个研究组对合成孔径技术应用进行了研究<sup>[4-8]</sup>。其中,Karaman 等<sup>[4]</sup>使用相控阵研究了多阵元子孔径对于提高合成孔径信噪比(SNR)的作用。Nikolov 等<sup>[5]</sup>研究了递归超声成像,减小了数据处理量。但是上述方法均需要同时对全部扫描线数据进行处理,对系统的数据处理、传输、存储能力等有很高的要求,因此难以应用于实际系统中。

本文针对上述问题,提出了一种快速合成孔径(FSA)技术。该技术利用定点聚焦法取得的扫描线作为处理数据,再结合基于多幅图像融合的合成孔径技术取相干样点叠加的思想,从而得到高分辨率图像。与基于多幅图像融合的合成孔径技术相比,该技术每次处理一条扫描线数据,降低了对系统硬件的要求。提出的新合成孔径技术实现了发射和接收的动态聚焦,并且在一定范围内使分辨率与成像

范围无关。该技术在处理速度方面,与基于多幅图像融合的合成孔径技术相比,提高了 15 倍;在分辨率方面,优于最小方差法,并且在合适的参数设置下,不低于基于多幅图像融合的合成孔径技术。

## 2 方法原理

提出的 FSA 技术处理过程分为两步:第一步采用线阵扫描方式结合定点聚焦构建一系列 B 模式扫描线;第二步对第一步获得的定点聚焦扫描线进行处理。

### 2.1 渡越时间计算

在多阵元合成孔径中,多阵元子孔径取代单阵元发射超声波,从而提高发射能量。发射的声场是多个阵元声场的叠加。对于聚焦发射,聚焦点可视作一个虚拟源,声波可视作从该点发射出的角度受限的球面波<sup>[9]</sup>。如图 1 所示,声波的渡越时间  $t_{dfp}$  为

$$t_{dfp}(\mathbf{r}_{fp}) = \frac{|\mathbf{r}_{tfp} - \mathbf{r}_e| \pm |\mathbf{r}_{fp} - \mathbf{r}_{tfp}| \pm |\mathbf{r}_{tfp} - \mathbf{r}_{fp}| + |\mathbf{r}_r - \mathbf{r}_{tfp}|}{c} = \frac{(2z_v \pm 2|\mathbf{r}_{tfp} - \mathbf{r}_{fp}|)}{c}, \quad (1)$$

式中  $z_v$  是孔径到虚拟源的轴向距离,  $\mathbf{r}_{tfp}$ 、 $\mathbf{r}_e$ 、 $\mathbf{r}_r$ 、 $\mathbf{r}_{fp}$  分别为虚拟源、发射阵元、接收阵元、成像点的空间坐标向量,  $c$  是声速。

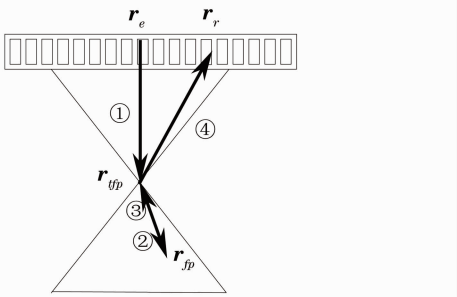


图 1 声波传播路径

Fig. 1 Acoustic wave propagation path

### 2.2 声束合成

多阵元超声成像中,超声波场可视为由靠近换能器的虚拟源发射的空间开放角受限的球面波。超声成像获得的扫描线称为低分辨率扫描线(LRL),每条低分辨率扫描线中的每一点都包含一系列空间点的信息,这些空间点可以用开放角受限的弧线来表示,如图 2 所示,弧线通过成像点,且其圆心在聚焦点处。因此,每一个成像点可以用多条包含该点信息的低分辨率扫描线来表示。提出的合成孔径技术就是利用这个特点,采用相干样点求和重构出高

分辨率扫描线(HRL),再利用高分辨率扫描线构建高分辨率图像(HRI)。

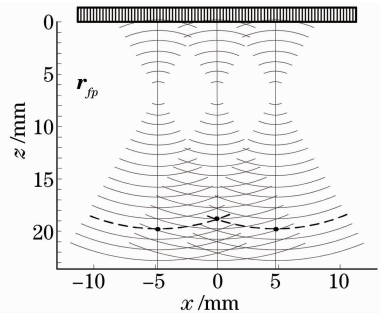


图 2 发射声场模型

Fig. 2 Model of emitted acoustic wave fields

分辨率扫描线中的某个样点代表成像点  $\mathbf{r}_{ip}$ , 横向坐标为  $x$ , 轴向坐标为  $z$ , 可以表示为

$$h(x, z) = \sum_k^{K(z)} W(x_k, z) l_{x_k}(z), \quad (2)$$

式中  $h(x, z)$  是高分辨率扫描线样点,  $l_{x_k}(z)$  是发射子孔径中心位于横向位置  $x_k$  所对应的低分辨率扫描线样点, 根据渡越时间可以找出各低分辨率扫描线中的对应点。变量  $W$  是幅度变迹函数, 也是成像点轴向距离的函数,  $W$  控制每一个低分辨率扫描线样点的权值, 有  $K(z)$  个值。样点的个数  $K(z)$  在聚焦点之后, 随着成像点轴向距离增大而线性增大。 $K$

决定了用于重构一个高分辨率扫描线样点的低分辨率扫描线数目,反映合成孔径的大小。利用图 3 的几何图形可以计算出  $K$

$$K(z) = \frac{L(z)}{\Delta} = \frac{2(z - z_v)\tan(\alpha/2)}{\Delta}, \quad (3)$$

(3)式表明  $K$  与轴向成像范围成线性关系,因此横向分辨率与成像点轴向距离无关。 $L(z)$  是成像深度  $z$  处,发射声场的横向宽度; $\Delta$  是两次连续发射声场所对应虚拟源之间的距离; $\alpha$  是虚拟源所对应的开放角,可以近似表示为

$$\alpha = 2\arctan \frac{1}{2F^\#}, \quad (4)$$

式中  $F^\# = z_v/L_A$ ,  $L_A$  表示子孔径的大小。

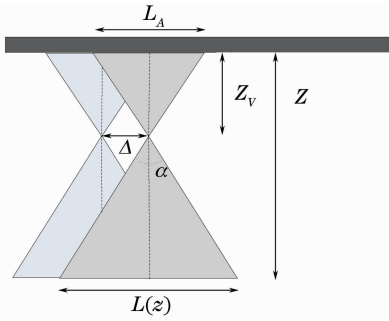


图 3 两次连续发射的声场模型

Fig. 3 Geometry model of emitted acoustic wave fields from two consecutive emissions

低分辨率扫描线可以用扫描线  $S_{x_k}(z')$  表示

$$L_{x_k}(z) = S_{x_k}(z'), \quad (5)$$

$z'$  是低分辨率扫描线中所对应的相干样点的轴向距离。 $z'$  由距离函数  $z' = d(\mathbf{r}_{v_{x_k}}, \mathbf{r}_{ip})$  计算出来,虚拟源位置为  $\mathbf{r}_{v_{x_k}}$ ,到孔径的轴向距离为  $z_v$ 。由于孔径在发射和接收过程中都采用定点聚焦,所以距离函数可等效为发射和接收传播路径的和,即等于渡越时间与声速  $c$  的乘积。由(1)式得

$$d(\mathbf{r}_{v_{x_k}}, \mathbf{r}_{ip}) = t_{dfp} \times c = 2z_v \pm 2|\mathbf{r}_{ip} - \mathbf{r}_{x_k}|, \quad (6)$$

(6)式中,  $t$  指渡越时间,  $\pm$  分别指成像点位于虚拟源的上方和下方。高分辨率扫描线中的一个样点可以用(2)式和(5)式表示

$$h(x, z) = \sum_k^{K(z)} W(x_k, z) S_{x_k}[d(\mathbf{r}_{v_{x_k}}, \mathbf{r}_{ip})], \quad (7)$$

(7)式假设换能器有无限多的阵元。对于换能器中心高分辨率扫描线上的样点来说,在一个较大的成像深度,  $K(z)$  将会大于低分辨率扫描线数目  $N$ 。对于超过  $K(z) = N$  的其它样点,孔径的大小不随成像深度的增加而增加,所以  $F^\#$  变大,横向分辨率与成像深度有关。有限的阵元数目的另一个影响是,当虚拟源接近换能器边缘的时候,开放角会变小。对于接近换能器边缘的高分辨率扫描线,合成孔径会变小,因此  $K$  就会变小,此时横向分辨率与横向位置有关。

### 3 实验仿真与分析

使用超声仿真软件 FieldII 进行仿真与分析,对阵元数目为 401、频率 7 MHz、阵元间隔为 0.20 mm 的线性阵列换能器所发射与接收的超声信号进行仿真。聚焦深度为 5 mm,使用 Hanning 函数作为变迹函数。利用参考文献[10]给出的最小方差(MV)法。对于一个由 128 幅低分辨率图像组合而成的合成孔径图像,电脑运行时间约为 60 h,同样大小的图像,快速合成孔径只需 4 h,速度加快了 15 倍,(电脑主频 3.1 GHz)。所有图的动态显示范围均为 50 dB。

#### 3.1 散射点仿真

散射点的仿真结果如图 4 所示,10 个散射点位于图像中心,轴向距离从 5 mm 到 95 mm,间隔为 10 mm。从图 5 中可以看出,快速合成孔径法的横

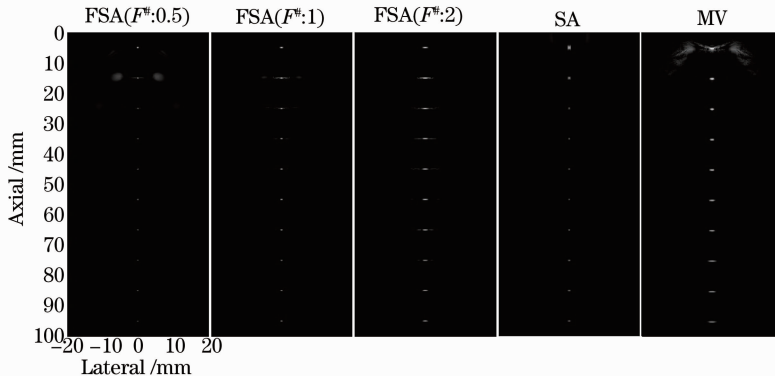


图 4 散射点的仿真结果图

Fig. 4 Simulation results of scattering points

向分辨率随着  $F^\#$  变小而提高,但是会出现栅瓣。快速合成孔径法在提高分辨率方面优于 MV 法,在合适的参数设置下,快速合成孔径法的分辨率不低于合成孔径法,并且基本实现了横向分辨率不随成像深度变化。

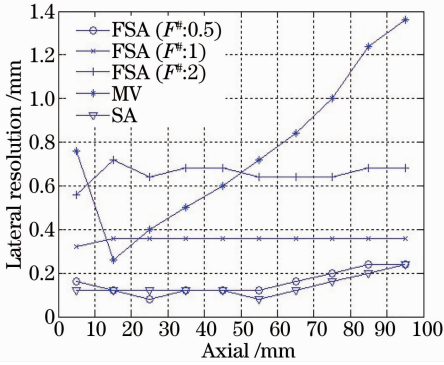


图 5 横向分辨率曲线图(-6 dB)

Fig. 5 Lateral resolution curves (-6 dB)

### 3.2 幻影仿真

实验中使用三个散斑样式的圆形幻影进行了仿真<sup>[11]</sup>。三个圆形幻影的圆心  $(x, z)$  分别为  $(0, 40)$  mm、 $(0, 50)$  mm、 $(0, 70)$  mm, 所对应的半径分别为 3、6、9 mm。MV 法与快速合成孔径法仿真结果如图 6 所示。使用对比度比值(CR)因子来衡量声束合成法的对比度分辨率, CR 是背景区域平均值与幻影区域平均值的比值<sup>[12]</sup>。表 1 列出了两种方法的 CR 值。由表 1 得出,快速合成孔径法的 CR 值比 MV 高 1.71 dB,说明在对比度方面,快速合成孔径法优于 MV 法;而合成孔径法由于是单阵元发射声场,能量较低,所以 CR 值较低。

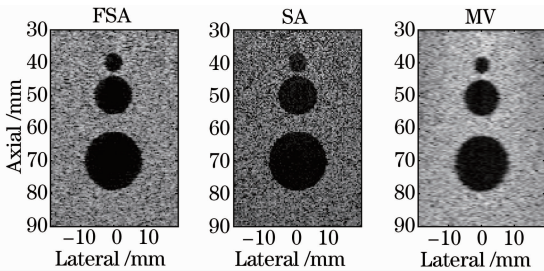


图 6 幻影仿真结果(VS@20 mm,  $F^\# : 2$ )

Fig. 6 Result of simulated phantom (VS@20 mm,  $F^\# : 2$ )

表 1 幻影的对比度(dB)

Table 1 Contrast parameters of simulated phantom (dB)

	Mean intensity in background	Mean intensity in phantom region	CR
MV	-21.22	-43.02	21.8
FSA	-23.73	-47.24	23.51
SA	-30.54	-47.06	16.52

## 4 结 论

基于多幅图像融合的合成孔径技术是改善超声图像分辨率与信噪比的最佳方法之一。但是,基于多幅图像融合的合成孔径技术对系统的数据处理、传输、存储能力等有很高的要求,因此难以应用于实际系统中。提出的合成孔径技术每次处理一条扫描线数据,降低了对系统硬件的要求,运行速度提高了 15 倍,并经实验仿真验证了其可行性。

### 参 考 文 献

- 1 Li Ming, Chen Xiaodong, Li Yan, *et al.*. An improved synthetic aperture technique based on phase compensation for endoscopic ultrasonography[J]. Chinese J Lasers, 2011, 8(12): 1204001. 李明, 陈晓冬, 李妍, 等. 基于相位补偿的改进内窥超声合成孔径方法[J]. 中国激光, 2011, 38(12): 1204001.
- 2 Matthew O' Donnell, L J Thomas. Efficient synthetic aperture imaging from a circular aperture with possible application to catheter-based imaging [J]. IEEE Trans Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1992, 39(3): 366-380.
- 3 L J Cutrona, W E Vivian, E N Leith, *et al.*. A high resolution radar combatsurveillance system [J]. IRE Trans Military Electronics, 1961, 5(2): 127-131.
- 4 Mustafa Karaman, Pai-Chi Li, Matthew O' Donnell. Synthetic aperture imaging for small scale systems [J]. IEEE Trans Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1995, 42(3): 429-442.
- 5 Svetoslav Nikolov, Kim Gammelmark, Jørgen Arendt Jensen. Recursive ultrasound imaging[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 1999, 2: 1621-1625.
- 6 Jose J Mijares Chan, Jason R B Taylor, G Thomas. Ultrasound high resolution imaging using a modified synthetic aperture focusing method [C]. Manchester: IEEE Int Conf Imaging Systems and Techniques (IST), 2012, 7: 611-615.
- 7 Seungsoo Kim, Salavat R Aglyamov, Stanislav Y Emelianov. Display pixel-based synthetic aperture focusing method for intravascular ultrasound imaging[C]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2009, 9: 475-478.
- 8 Nikolov S I, Jensen J A, Tomov B G. Fast parametric beamformer for synthetic aperture imaging [J]. IEEE Trans Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2008, 55(8): 1755-1767.
- 9 Bae M H, Jeong M K. A study of synthetic-aperture imaging with virtual source elements in B-mode ultrasound imaging systems [J]. IEEE Tran Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2000, 47(6): 1510-1519.
- 10 Babak Mohammadzadeh Asl, Ali Mahloojifar. Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging [J]. IEEE Tran Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2009, 56 (9): 1923-1931.
- 11 Iben Kraglund Holfort, Fredrik Gran, Jørgen Arendt Jensen. P2B-12 minimum variance beamforming for high frame-rate ultrasound imaging[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 2007, 10: 1541-1544.
- 12 O'Donnell M, Flax S W. Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers; measurements [J]. IEEE Tran Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1988, 35(6): 768-774.

栏目编辑:韩峰