

# 基于合成孔径技术的内镜超声相控阵成像算法

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** 利用孔径大小为 2.32 mm 的 16 阵元换能器, 搭建了一套 16 通道的内镜超声相控阵成像实验系统。在此基础上提出了一种适用于内镜成像的相控阵成像算法 (PAI), 该算法利用延时和叠加算法 (DAS) 取得扫描线数据, 再利用合成孔径技术中的相干样点叠加, 得到高分辨率图像。该相控阵成像算法实现了发射和接收的动态聚焦。经 FieldII 仿真和内镜探头超声成像实验验证, 与延时和叠加算法以及动态接收聚焦算法 (DRF) 相比, 图像的理论横向分辨率分别提高了 93.68% 和 17.5%, 实验获得的实际横向分辨率分别提高了 92.78% 和 14.69%, 验证了相控阵成像算法和实验系统的可行性。

**关键词** 成像系统; 超声成像; 相控阵; 合成孔径; 动态聚焦; FieldII

**中图分类号** R197.39      **文献标识码** A      **doi:** 10.3788/AOS201434.1211004

## Phased Array Imaging Algorithm for Endoscopic Ultrasound Based on Synthetic Aperture Imaging Technique

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

(Key Laboratory on Opto-Electronics Information Technology of the Ministry of Education, School of Precision Instrument & Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract** With a 16-element transducer whose aperture size is 2.32 mm, an experimental endoscopic ultrasonic phased array imaging system which has 16 channels is constructed. A novel phased array imaging algorithm (PAI) is proposed. The algorithm applies the image lines obtained by the delay and sum algorithm (DAS) as input data, and takes advantage of the synthetic aperture imaging which picks out the coherent samples of the recorded echoes and sums these samples. The algorithm finally obtains a high resolution image. The algorithm is dynamically focused in both transmission and receiving. With FieldII, the results of simulation indicate that PAI can increase the lateral resolution by 93.68% and 17.5% respectively, compared with DAS and dynamic receiving focusing algorithm (DRF). The experimental results indicate that PAI can increase the lateral resolution by 92.78% and 14.69% respectively, compared with DAS and DRF. The simulation and experiment finally verify the feasibility of the phased array imaging algorithm and the experimental system.

**Key words** imaging system; ultrasound imaging; phased array; synthetic aperture; dynamic focusing; FieldII

**OCIS codes** 110.7170; 170.7170; 170.7180

## 1 引 言

超声内窥镜将微型超声扫描换能器通过电子内窥镜的活检通道送入人体, 既可以通过内窥镜直接观察粘膜表面的病变形态, 又可以进行超声扫描, 获取消化器官管壁各个断层的组织学特征, 扩大了内

窥镜的诊断范围, 提高了内窥镜的诊断能力<sup>[1]</sup>。

由于超声内窥镜需通过电子内窥镜的活检通道进入人体, 所以对换能器的尺寸大小有严格的要求<sup>[2-3]</sup>。因此, 传统的超声内窥镜大多数都是机械环扫超声内镜, 使用电机驱动单阵元换能器进行旋

**收稿日期:** 2014-06-25; **收到修改稿日期:** 2014-07-29

**基金项目:** 国家“十二五”科技支撑计划(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, 教授, 博士生导师, 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

转扫描<sup>[4]</sup>。随着工艺水平的进步,制作微型多阵元换能器已成为可能。与传统机械环扫超声内镜技术相比,多阵元的相控阵超声内镜成像技术的优点在于<sup>[5]</sup>:1)采用电子控制声束聚焦与扫描,在不移动换能器的情况下,实现空间区域快速扫描;2)空间功率合成能力强,在较低驱动电压下也能获得较强声场强度的扫描信号;3)抗干扰能力强,少量阵元出现故障,对系统正常工作几乎不构成影响;4)焦点尺寸、焦区深度、波束指向控制灵活,在扫描区域内合成波束具有良好的空间、时间特性,从而可在整个视场范围内获得均匀的、高分辨率、高对比度的声像图。

目前,国内外研究仍主要集中在体外多阵元换能器的相控阵成像方面<sup>[5-7]</sup>。其中,王录涛<sup>[5]</sup>研究了相控诊断超声成像波束控制技术,Karaman等<sup>[6]</sup>使用相控阵研究了多阵元子孔径对于增强合成孔径信噪比(SNR)的作用,Jensen等<sup>[7]</sup>设计了合成孔径超声成像系统。

本文提出了一种适用于内镜成像的相控阵成像

算法(PAI),并利用孔径大小为 2.32 mm 的 16 阵元换能器,搭建了一套 16 通道内镜超声相控阵超声成像实验系统。通过 FieldII 软件的仿真实验和内镜探头超声成像实验,验证了相控阵成像算法和实验系统的可行性。

## 2 方法原理

本文提出的相控阵成像算法处理过程分为两步:1)采用相控阵扫描方式结合延时和叠加算法(DAS)构建一系列 B 模式扫描线;2)对步骤 1)获得的扫描线进行处理,获得高分辨率图像。

### 2.1 渡越时间计算

在相控阵成像系统中,使用全部阵元来发射超声波,从而提高发射能量。发射的声场是多个阵元声场的叠加结果。对于聚焦发射,聚焦点可视为一个虚拟源,声波可视为从该点发射出的角度受限的球面波<sup>[8]</sup>。如图 1 所示,声波的渡越时间为

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

式中  $\mathbf{r}_{\text{tfp}}$  为发射聚集点位置, $\mathbf{r}_{\text{fp}}$  为成像点位置, $\mathbf{r}_e$  为发射阵元的中心位置, $\mathbf{r}_r$  为接收阵元的中心位置, $c$  为声速, $z_v$  为孔径到虚拟源的轴向距离。

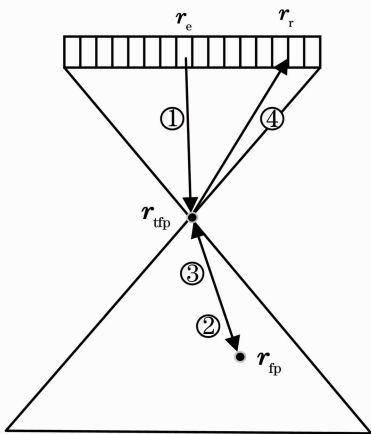


图 1 声波传播路径

Fig. 1 Sound wave propagation path

### 2.2 声束合成

相控阵超声成像中,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。DAS 算法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

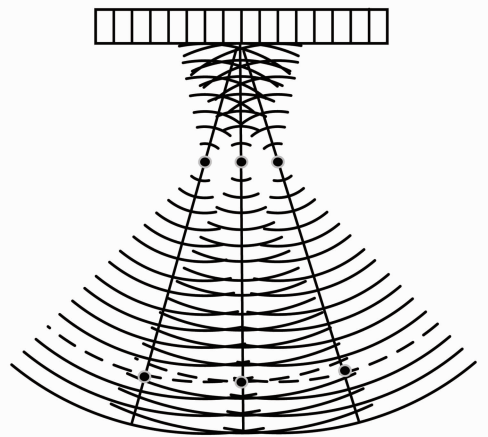


图 2 发射声场模型

Fig. 2 Model of emitted wavefields

的弧线来表示,如图 2 所示,弧线通过成像点,且其中心在聚焦点处。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。本文提出的相控阵成像算法就是利用这个特点,对相干样点求和,从而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)。

高分辨率扫描线中的某个样点代表成像点  $\mathbf{r}_{\text{fp}}$ , 横向坐标为  $x$ , 轴向坐标为  $z$ , 可以表示为<sup>[9]</sup>

$$h(x, z) = \sum_{k=1}^K W(k, z) l_k(z), \quad (2)$$

式中  $h(x, z)$  为高分辨率扫描线样点,  $l_k(z)$  为第  $k$  条低分辨率扫描线所对应的样点, 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  $W$  为权值函数,  $W$  控制每一个低分辨率扫描线样点的权值, 有  $K$  个值。

低分辨率扫描线可以用扫描线  $S_k(z')$  表示

$$l_k(z) = S_k(z'), \quad (3)$$

式中  $z'$  为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  $z' = d(\mathbf{r}_{\text{tfp}}, \mathbf{r}_{\text{fp}})$  计算得出, 虚拟源位置为  $\mathbf{r}_{\text{tfp}}$ , 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于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)式可得

$$d(\mathbf{r}_{\text{tfp}}, \mathbf{r}_{\text{fp}}) = t_{\text{tof}} \times c = 2z_v \pm 2|\mathbf{r}_{\text{tfp}} - \mathbf{r}_{\text{fp}}|, \quad (4)$$

式中  $\pm$  指成像点位于虚拟源的上方或下方。高分辨率扫描线中的一个样点可以用(2)式和(3)式表示为

$$h(x, z) = \sum_k^K W(x_k, z) S_k[d(\mathbf{r}_{\text{tfp}}, \mathbf{r}_{\text{fp}})]. \quad (5)$$

### 3 实验结果与分析

#### 3.1 仿真

仿真实验基于 FieldII<sup>[10-11]</sup> 软件完成。建立相控阵仿真模型, 在  $50 \text{ mm} \times 50 \text{ mm}$  的声场范围内放置 8 个等距离的散射点, 具体位置如图 3 所示。扫描线数目为 61, 扫描区域为  $\pm 30^\circ$  的扇形区域, 扫描线间隔为  $1^\circ$ 。仿真参数如表 1 所示。相控阵成像算法、延时和叠加算法、动态接收聚焦算法(DRF)的仿真结果如图 4 所示, 各个算法散射点的横向分辨率

(-6 dB) 结果如图 5 所示。与 DAS 相比, PAI 的横向分辨率提高了 93.68%; 与 DRF 相比提高了 17.5%。

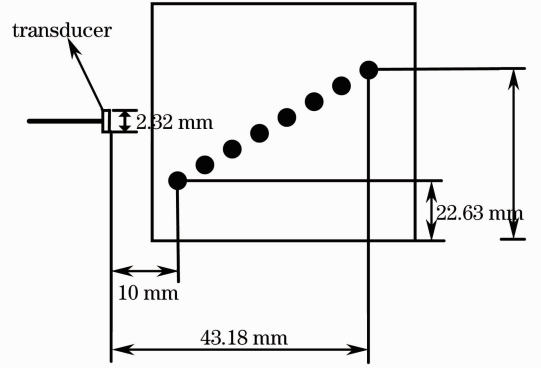


图 3 成像目标示意图

Fig. 3 Image region of  $50 \text{ mm} \times 50 \text{ mm}$

表 1 仿真参数

Table 1 Simulation parameters

Parameter	Value
Sampling frequency	180 MHz
Center frequency	7 MHz
Speed of sound	1540 m/s
Pitch	0.145 mm
Width	0.138 mm
Kerf	0.007 mm
Height	7 mm
Bandwidth (relative)	0.6
Number of elements	16
Excitation	2 cycle sinusoid
Number of channels	16
Transmission/Receiving apodization	Hamming window
Transmission/Receiving focus depth	5 cm
Image type	Phased array image

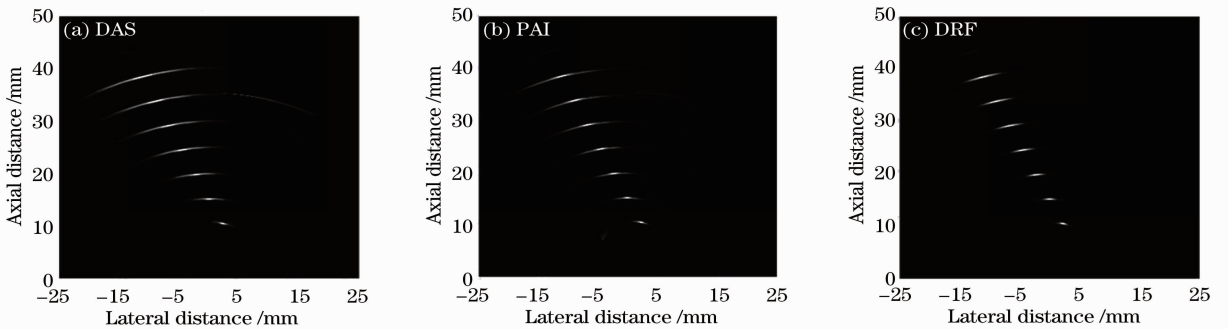


图 4 散射点的仿真结果图

Fig. 4 Simulated point targets

#### 3.2 内镜探头超声成像实验

内镜超声相控阵成像实验系统如图 6 所示, 微

型内镜超声换能器置于水槽中, 内镜超声换能器由超声相控阵换能器和换能器外壳组成, 发射波束控

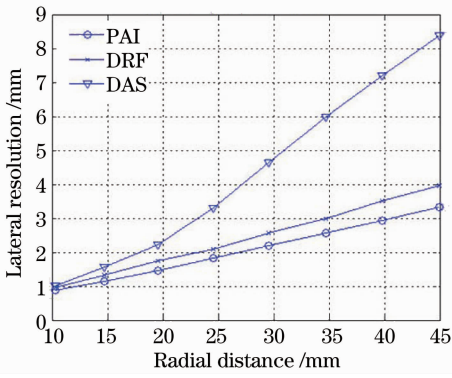


图 5 仿真的横向分辨率(-6 dB)

Fig. 5 Simulated lateral resolution (-6 dB)

制电路控制超声相控阵换能器各个阵元发射的时间顺序,产生具有不同相位的超声相干子波束在空间

叠加干涉,就成为一定角度偏移的声束,不同的时间延迟组合,可以得到声束的不同角度偏移,实现在一定空间范围内的扇形扫描。超声信号经不同深度组织反射后形成超声回波序列,换能器的各阵元将其接收并转换成电信号,通过数字波束合成器获得低分辨率扫描线,经通用串行接口(USB)2.0上传至计算机,再经相控阵算法得到高分辨率扫描线,最后由数字正交解调提取包络幅值,由坐标转换得到B型超声图像进行显示。

实验的系统参数与仿真参数一致,换能器阵元数为16,孔径大小为2.32 mm。样品采用固定在装满水的水槽中的8根等距铁丝,相邻间隔为5.2 mm,铁丝直径为0.6 mm,具体位置与仿真中的散射点位置一致。各个算法的实验结果如图7所示,各个算法铁

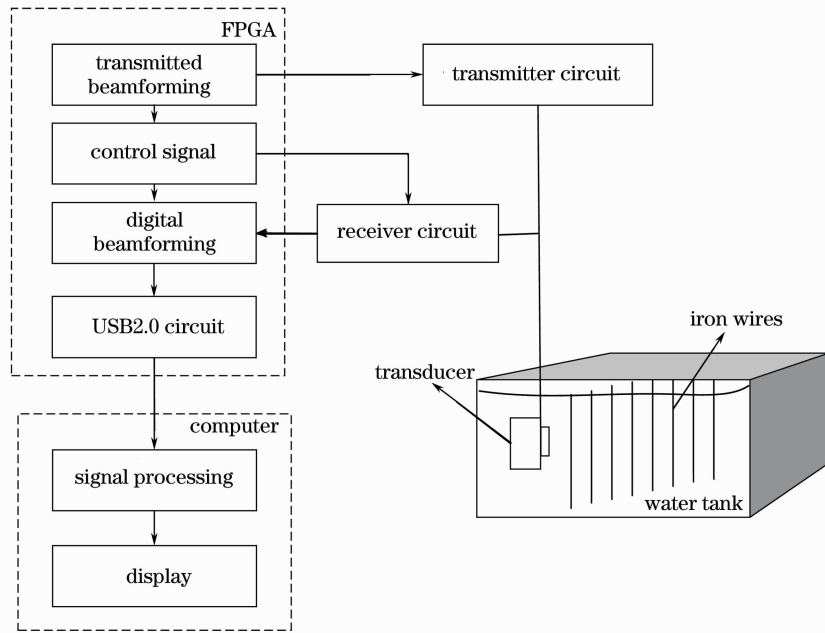


图 6 内镜超声相控阵成像实验系统

Fig. 6 Experimental system for endoscopic ultrasonic phased array imaging

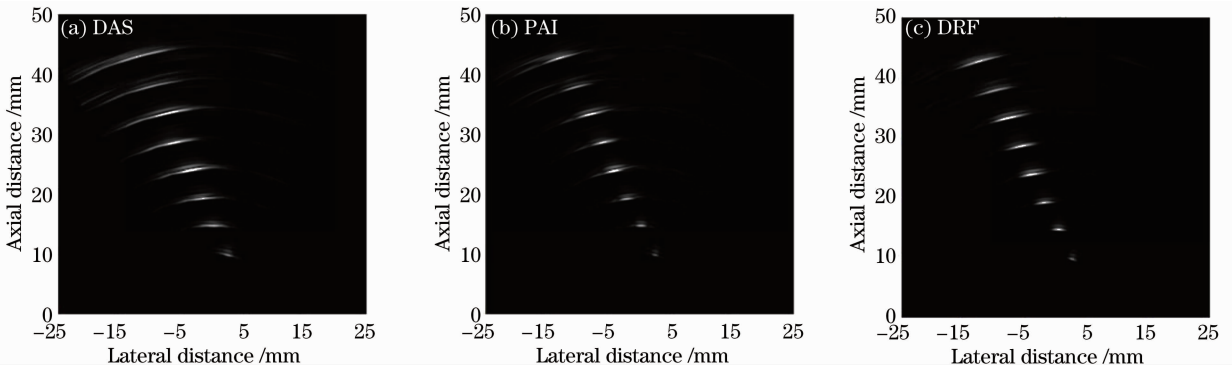


图 7 铁丝的成像结果

Fig. 7 Images of iron wires

丝的横向分辨率( $-6$  dB)结果如图 8 所示。与 DAS 相比, PAI 的横向分辨率提高了 92.78%;与 DRF 相比提高了 14.69%。可见实验获得的分辨率较仿真结果低,这主要是由延时误差和电路噪声导致的。

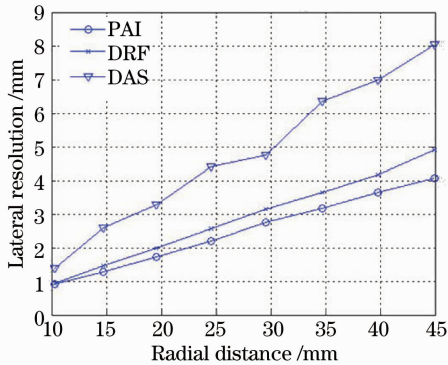


图 8 超声成像实验系统的横向分辨率( $-6$  dB)

Fig. 8 Lateral resolution of experimental system ( $-6$  dB)

## 4 结 论

相比于传统的机械环扫超声内镜系统,相控阵超声内镜系统具有很多优点。提出了一种适用于内镜成像的相控阵成像算法,并利用孔径大小为 2.32 mm 的 16 阵元换能器,搭建了一套 16 通道的内镜超声相控阵超声成像实验系统。通过 FieldII 软件的仿真实验和内镜探头超声成像实验,验证了相控阵成像算法和实验系统的可行性。

## 参 考 文 献

1 Chen Xiaodong, Li Ming, Yu Feng, *et al.*. Technology of digital endoscopic ultrasonic imaging [J]. Chinese J Lasers, 2009, 36(10): 2557-2560.

陈晓冬,李 明,俞 锋,等. 超声内窥数字成像技术[J]. 中国激光, 2009, 36(10): 2557-2560.

2 A C Sobusiak, A Sowier, P Skrzywanek. Application of combined methods of imaging in minimally invasive surgery [C]. 25<sup>th</sup> Annual International Conference of IEEE-EMBS, 2003, 2: 1043-1046.

3 A C Sobusiak, A Sowier, P Skrzywanek. Utilization of miniprobes in modern endoscopic ultrasonography [J]. IEEE Sensors Journal, 2006, 6(5): 1323-1330.

4 Yu Daoyin, Li Ming, Li Yan, *et al.*. Research on synthetic aperture technique for endoscopic ultrasound imaging [J]. Chinese J Lasers, 2010, 37(11): 2693-2697.

郁道银,李 明,李 妍,等. 超声内窥合成孔径成像技术的研究[J]. 中国激光, 2010, 37(11): 2693-2697.

5 Wang Lutao. Research on Beam Steering Techniques for Phased Medical Ultrasound Imaging [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2012. 2-3.

王录涛. 相控诊断超声成像波束控制技术[D]. 成都: 电子科技大学, 2012. 2-3.

6 M Karaman, P-C Li, M O'Donnell. Synthetic aperture imaging for small scale systems [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1995, 42(3): 429-442.

7 J Kortbek, J A Jensen, K L Gammelmark. Sequential beamforming synthetic aperture imaging [J]. Ultrasonics, 2013, 53(1): 1-16.

8 M Bae, M Jeong. A study of synthetic-aperture imaging with virtual source elements in B-mode ultrasound imaging systems [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2000, 47(6): 1510-1519.

9 Zhang Chuang, Chen Xiaodong, Wang Yi, *et al.*. A fast synthetic aperture technology for ultrasound imaging [J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(s1): s104003.

张 闯,陈晓冬,汪 毅,等. 一种用于超声成像的快速合成孔径技术[J]. 中国激光, 2013, 40(s1): s104003.

10 J A Jensen, N B Svendsen. 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.

11 J A Jensen. FIELD: A program for simulating ultrasound systems [C]. 10<sup>th</sup> Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging, 1996, 4(s1): 351-353.

栏目编辑: 吴秀娟