

# 基于编码激励和相干系数的内镜超声成像算法

邓惟心, 陈晓冬\*, 杨晋, 吉佳瑞, 汪毅, 蔡怀宇

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

**摘要** 合成孔径算法可以实现超声波发射和接收的双向动态聚焦,从而提高成像分辨率,但仍存在图像信噪比低,旁瓣明显等问题。为进一步提高超声成像质量,提出一种基于编码激励和相干系数的合成孔径超声成像(CFCS)算法。首先采用 Golay 互补序列对作为激励信号,通过增加发射脉冲的编码长度提高图像的信噪比,同时利用序列对良好的自相关特性消除距离旁瓣,提高图像的轴向分辨率。在此基础上引入相干系数,对图像中的横向旁瓣加以抑制。仿真结果表明,相较于基于 Barker 编码激励的合成孔径算法,CFCS 算法可以有效消除距离旁瓣,轴向分辨率提升了 47.4%;相较于相干系数合成孔径算法,CFCS 算法在轴向分辨率上提升了 31%,信噪比提升约 18 dB。

**关键词** 成像系统; 内镜超声成像; 编码激励; Golay 互补序列对; 相干系数; 合成孔径

中图分类号 R197.39

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP56.141101

## Ultrasound Endoscopic Imaging Algorithm Based on Coded Excitation and Coherence Factor

Deng Weixin, Chen Xiaodong\*, Yang Jin, Ji Jiarui, Wang Yi, Cai Huaiyu

Key Laboratory of Opto-Electronic Information Technology, Ministry of Education, School of Precision Instruments and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

**Abstract** The synthetic aperture algorithm can achieve bidirectional dynamic focusing of ultrasound transmission and reception, thus improving imaging resolution; however, some problems still exist such as low image signal-to-noise ratios (SNRs) and obvious side lobes. To further improve the quality of ultrasound imaging, this study proposes a synthetic aperture ultrasound imaging algorithm called coherence factor and complementary sequences (CFCS) based on coded excitation and coherence factor. First, a pair of Golay complementary sequences are adopted as the excitation signal, and the SNR of the image is increased by increasing the coding length of the transmitted pulse. Simultaneously, the good autocorrelation characteristics of complementary sequences are exploited to eliminate the distance side lobes; thus, the axial resolution of the image is improved. In addition, a coherence factor is introduced to suppress the lateral side lobes in the image. The simulations indicate that, compared with the synthetic aperture algorithm based on Barker coded excitation, the CFCS algorithm can effectively eliminate the distance side lobes; the axial resolution is also improved by 47.4% using the CFCS algorithm. Furthermore, compared with the synthetic aperture algorithm based on coherence factor, the CFCS algorithm's axial resolution and SNR increase by 31% and ~18 dB, respectively.

**Key words** imaging systems; endoscopic ultrasound imaging; coded excitation; pair of Golay complementary sequences; coherence factor; synthetic aperture

**OCIS codes** 110.7170; 100.2000; 170.7180

## 1 引言

超声内镜通过医用电子内镜的活检钳道将集成了超声换能器的探头送入人体,通过换能器发射和

接收超声波并对回波信号进行处理计算<sup>[1]</sup>,即可得到人体器官的超声扫描图像,从而对相应位置的病变进行检测<sup>[2]</sup>。在超声成像过程中,最基本的波束合成算法为延时叠加(DAS)算法,该方法仅能实现

收稿日期: 2019-01-17; 修回日期: 2019-01-31; 录用日期: 2019-02-20

基金项目: 国家十三五科技支撑计划项目(2017YFC0109702,2018YFC0116202)

\* E-mail: xdchen@tju.edu.cn

回波数据接收聚焦,成像的效果较差。受雷达成像的合成孔径(SA)技术启发,丹麦的 Jensen 等<sup>[3]</sup>提出了合成孔径超声成像算法,该算法可有效提高图像的分辨率,但图像中仍存在较大的旁瓣噪声。

在临床超声检查中,为了减少超声的热效应和空化效应给病人带来的伤害,需要限制超声波的平均功率和峰值功率。而在单脉冲激励中,由于信号占空比小,当超声波峰值功率接近限制标准时,其平均功率往往不到限制值的 1%<sup>[4]</sup>。编码激励超声成像采用持续时间较长的编码信号激励超声换能器,提高了声波的平均功率,从而提高了信号的信噪比<sup>[5]</sup>。在接收端采用匹配滤波等方式对长脉冲进行压缩,以恢复其轴向分辨率。常用的编码有 Chirp 码、Barker 码和 Golay 互补序列对等<sup>[6]</sup>。

Li 等<sup>[7]</sup>在相控阵超声成像过程中引入相干系数(CF),通过计算相干能量与总能量的比值并将其应用到超声图像形成过程中,可以减小图像中非相干能量所占的比例,从而抑制噪声。

Yen 等<sup>[8]</sup>采用单位码长载有 3 个周期的 13 位 Barker 码信号激励换能器,利用失配滤波器压缩脉冲可得到 -90 dB 的主旁瓣比值,但损失了图像的信噪比;郑驰超等<sup>[9]</sup>将线性调频信号与 Capon 算法结合,提高了横向分辨率和对比度,但不能提高轴向分辨率;卞光宇等<sup>[10]</sup>提出了一种将二进制 Barker 编码与 SA 相结合的成像算法,提高了图像的信噪比,但在图像中出现了较大的距离旁瓣,影响成像质量;Mallart 等<sup>[11]</sup>提出通过计算相干系数来评价超声成像的质量;孟德明等<sup>[12]</sup>在超声成像过程中引入相干系数,以降低横向旁瓣强度,提高对比度,但同样无法提高图像的轴向分辨率。

本文提出了一种基于编码激励和相干系数(CFCS)的算法,采用 Golay 互补序列对替代二进制 Barker 码,利用其良好的互相关性将脉冲压缩成理想的冲激函数,在消除轴向距离旁瓣的同时提高图像的轴向分辨率;通过增加编码长度来提高声波平均功率;再利用相干系数对合成孔径算法中出现的旁瓣噪声进行抑制,不仅可以提高图像的空间分辨率,还可以在此基础上提高图像的信噪比。

## 2 基本原理

### 2.1 SA 算法原理

SA 算法通过改变发射阵元的位置来获得较大的发射孔径,从而提高成像质量<sup>[13-14]</sup>。其主要的实现过程分为两步。首先控制一个换能器阵元发射超

声波,并利用所有阵元接收回波信号。对回波信号进行延时叠加算法处理后,即可得到一幅接收聚焦的低分辨率超声图像(LRI)。通过所有超声换能器阵元依次发射超声波,得到  $N$  幅低分辨率图像,其中  $N$  为换能器阵元数。将  $N$  幅低分辨率图像叠加,即可获得一幅高分辨率图像(HRI)<sup>[15]</sup>,并在高分辨率图像中实现了发射和接收的双向动态聚焦。

### 2.2 Golay 互补序列对编码激励原理

二元互补序列对(CS)又称 Golay 互补序列对,最早由 Golay 于 1949 年引入,其自相关函数的和为冲激函数,将其用于编码激励超声成像,可以在发射端提供无距离旁瓣的发射脉冲<sup>[16-17]</sup>。

Golay 互补序列对是一对等长的、由两种元素构成的二进制序列,其编码方式为:在任何给定间隔下,一个序列中相同元素对的个数等于另一个序列中相异元素对的个数<sup>[4]</sup>。现设编码长度为  $N$  的互补序列对  $A(a_0, a_1, \dots, a_{N-1})$  和  $B(b_0, b_1, \dots, b_{N-1})$ ,序列中元素值均为 1 或 -1。序列  $A$  和序列  $B$  的自相关函数可表示为

$$X_j = \begin{cases} \sum_{i=j}^{i=M-1} a_i a_{i-j}, j=0, 1, \dots, M-1 \\ \sum_{i=0}^{i=M-1+j} a_i a_{i-j}, j=M+1, \dots, -1 \end{cases}, \quad (1)$$

$$Y_j = \begin{cases} \sum_{i=j}^{i=M-1} b_i b_{i-j}, j=0, 1, \dots, M-1 \\ \sum_{i=0}^{i=M-1+j} b_i b_{i-j}, j=M+1, \dots, -1 \end{cases}。 \quad (2)$$

通过将二者的自相关函数相加,可以得到

$$\begin{cases} X_j + Y_j = 2M, j=0 \\ X_j + Y_j = 0, j \neq 0 \end{cases}。 \quad (3)$$

由(3)式可知,如果分别用 Golay 编码的  $A$ 、 $B$  序列两次激励超声换能器,再将接收端收到的回波信号分别与原序列做互相关运算后求和,就可以完全消除轴向的距离旁瓣,实现脉冲压缩。互补序列经过脉冲压缩后,可以在提高系统轴向分辨率的同时,增大发射信号的强度,进而提高图像的信噪比<sup>[18]</sup>。图 1 为 Golay 编码消除距离旁瓣的原理示意图( $N=64$ )。

假定在超声回波中,噪声是高斯白噪声信号,均值为零,方差为  $\sigma^2$ 。单脉冲激励时,图像的信噪比为

$$R_{SN,pulse} = 10 \lg (A_{pulse} / \sigma)^2, \quad (4)$$

式中: $A_{pulse}$  为单脉冲信号的幅值。在发射端发射了

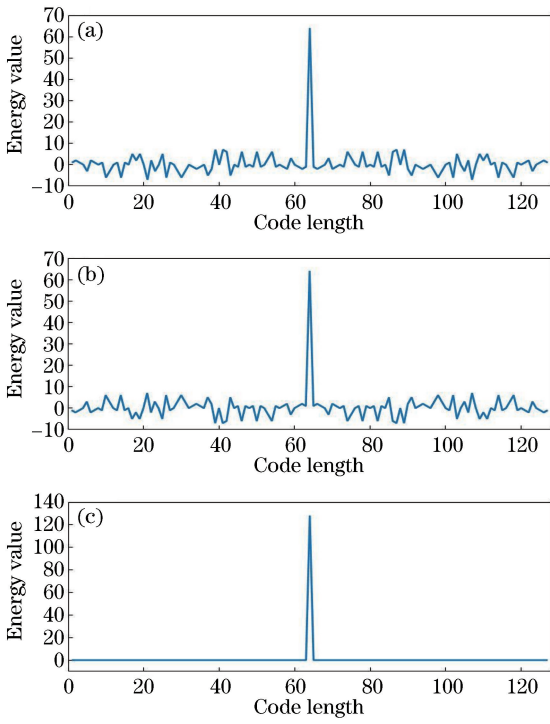


图 1 Golay 编码消除距离旁瓣原理示意图。(a) 序列 A 的自相关函数；(b) 序列 B 的自相关函数；(c) 互补序列自相关函数之和

Fig. 1 Principle of Golay coding to eliminate distance side lobes. (a) Autocorrection function of sequence A; (b) autocorrection function of sequence B; (c) sum of complementary sequence autocorrection functions

长度为  $N$  的编码脉冲后,采用匹配滤波的方式对脉冲进行压缩,压缩后脉冲的幅度为

$$A_{\text{coded}} = NA_{\text{pulse}}, \quad (5)$$

噪声的方差经过压缩后变为  $N\sigma^2$ ,此时图像的信噪比为

$$R_{\text{SN,coded}} = 10\lg \frac{(NA_{\text{pulse}})^2}{N\sigma^2}. \quad (6)$$

因此可以得到,通过编码激励后,图像的信噪比增益的理论值为

$$R_{\text{SN,gain}} = 10\lg N. \quad (7)$$

在使用 Golay 互补序列对进行编码激励时,需要发射两次长度为  $N$  的二进制编码,因此信噪比增益的理论值为

$$R_{\text{SN,gain}} = 10\lg(2N). \quad (8)$$

从(8)式可以看出,编码激励对信噪比的增益大小与编码的长度有关。编码长度越长,信噪比提升越明显。

表 1 中列出了 Golay 编码和 Barker 编码的一些相关参数的对比。Barker 编码的最大长度为 13

位,而 Golay 编码可以通过长度较短的互补序列类推出较长的互补序列,理论上没有长度的限制<sup>[19]</sup>,能够在更大程度上提升信噪比。在数据处理过程中,对于 Golay 编码只需进行匹配滤波即可得到无旁瓣的压缩脉冲,计算也较为简便;而对于 Barker 编码则需要采用失配滤波器,计算复杂,也无法完全消除距离旁瓣。综上所述,采用 Golay 互补序列进行编码激励的效果和实现复杂度均优于 Barker 编码。采用 Golay 编码的不足是一次成像需要发射两次声波,会降低成像的帧频,同时若被测组织运动过快,回波数据可能存在较大误差。但鉴于本文算法应用于内镜超声成像系统,成像帧频为 5 frame/s 时即可满足要求,且人体器官内部没有运动速度较快的组织,因此两次发射对系统带来的影响可以忽略不计。

表 1 Golay 编码和 Barker 编码对比

Table 1 Comparison between Golay coding and Barker coding

Character	Golay coding	Barker coding
Maximum coding length	Unlimited	13
Launching times per image	2	1
Pulse compression	Matched-filter	Mismatched-filter
Algorithm complexity	Easy	Complicated
Side lobes	Low	High

### 2.3 基于相干系数的自适应成像算法原理

在超声成像系统中,相干系数的定义为回波信号中的相干能量占总能量的比率<sup>[20]</sup>,其计算公式为

$$x_{\text{CF}} = \frac{E_{\text{coherent}}}{E_{\text{total}}} = \frac{\left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(k) \right]^2}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [x_i(k)]^2}, \quad (9)$$

式中: $N$  为超声换能器阵元数; $x_i(k)$  为第  $i$  个换能器阵元接收到的回波信号; $k$  为渡越时间索引。在 SA 算法中,各个超声换能器阵元接收到的成像点位置的超声回波信号(目标信号)的幅值和相位相同,若回波信号中只存在目标信号,则  $x_{\text{CF}}$  值为 1,表示换能器接收到的回波信号完全相干;若换能器接收到的回波信号的总和为零,则  $x_{\text{CF}}$  值为 0,代表换能器接收到的回波信号完全不相干。 $x_{\text{CF}}$  可在  $0 \sim 1$  的范围内取值,其值越大代表该成像点的超声回波信号中相干能量所占的比率更高,即噪声信号所占比率更小。

在利用 SA 算法得到  $N$  幅低分辨率图像后,对成像空间内的每个点计算相干系数。然后将相干系

数作为权值,参与到高分辨率图像的生成过程中。对于目标点,其权值为 1,则信号完整保留;而对于噪声点,其权值小于 1,且噪声越大,其权值越小。利用相干系数降低了回波信号中非相干能量所占的

比率,因此可以改善成像质量。

### 3 CFCS 算法

CFCS 算法的实现过程如图 2 所示。

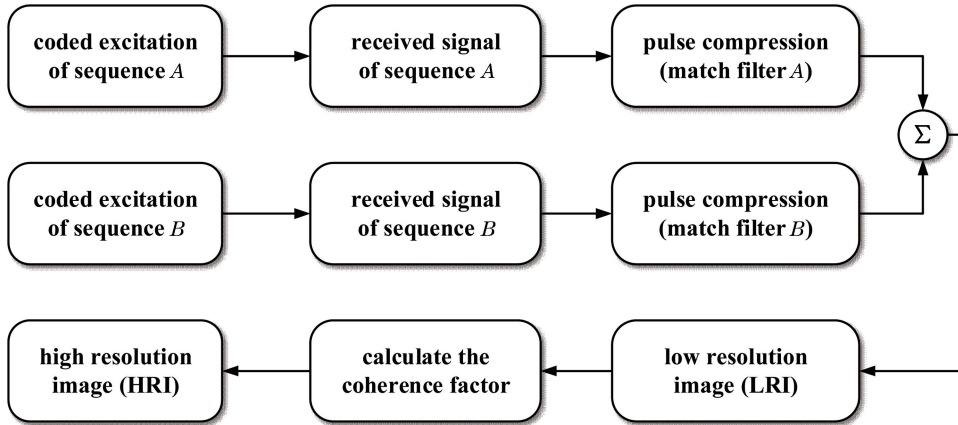


图 2 CFCS 算法流程图

Fig. 2 Flow chart of CFCS algorithm

首先,利用 Golay 编码的 A 序列  $G_a(n)$  和 B 序列  $G_b(n)$  作为换能器阵元的激励信号,激发超声波。超声波经过待测物反射后,所有阵元接收回波信号并缓存,两次激励的回波信号分别记作  $F_a(n)$  和  $F_b(n)$ 。完成缓存后将信号通过匹配滤波器进行脉冲压缩。经过压缩后的回波信号可以表示为

$$\begin{cases} M_a = F_a(n) * G_a(-n) \\ M_b = F_b(n) * G_b(-n) \end{cases}, \quad (10)$$

式中:  $*$  表示卷积运算;  $G_a(-n)$  和  $G_b(-n)$  分别为两个序列回波信号的匹配滤波器,是发射编码序列在时间上的反转信号<sup>[21]</sup>。由于 Golay 互补序列对具有良好的互相关性,可以将发射信号压缩成近似冲激函数的脉冲,从而提高成像的轴向分辨率。脉冲压缩后,将两次发射后接收的回波信号相加,即可得到一组完整的回波数据。利用此回波数据通过延时叠加算法形成一幅低分辨率图像。重复  $N$  次上述过程即可得到  $N$  幅低分辨率图像。通过计算可得到这些低分辨率图像中每个点的相干系数,并将相干系数作为成像的权值代入高分辨率图像的求解过程,即可得到最终的成像结果。由于图像中的噪声信号为非相干信号,其对应的相干系数值较小,在最终成像结果中所占的比率也较小。因此通过相干系数可以减弱图像中的噪声信号,提高图像的成像质量。

### 4 实验结果与数据分析

本文的仿真结果是基于 Field II 超声声场仿真平台来实现的。实验时,首先设置相控阵超声仿真

模型,其基本参数如表 2 所示。

表 2 Field II 声场仿真模型参数

Table 2 Parameters of Field II acoustic field simulation model

Parameter	Value
Speed of sound wave / $(\text{m} \cdot \text{s}^{-1})$	1540
Number of the elements	32
Center frequency of the sound wave / MHz	5
Sampling frequency / MHz	100
Element width / mm	0.24
Length of the complementary sequences	32
Duration of a single-chip code / $\mu\text{s}$	1
Number of scattering points	6

首先,分别用 13 位的 Barker 编码和 32 位的 Golay 互补序列对作为激励信号进行超声成像的仿真分析,成像结果如图 3 所示,显示的范围为 40 dB。

从两种算法的成像结果可以直观看出,采用 Golay 编码作为激励信号的成像效果明显优于 Barker 编码。图 3(a) 中在成像的轴向方向上出现了很多距离旁瓣,严重影响了成像质量;此外,图像的轴向宽度较宽,在一定程度上降低了成像的轴向分辨率。采用 Golay 编码进行激励时,由于互补序列的互相关性,压缩后不仅可以消除轴向的距离旁瓣,还可以在此基础上压缩主瓣宽度,进而提高图像的轴向分辨率。

超声成像的轴向分辨率与探测的深度无关。选取深度为 25 mm 的散射点附近的区域进行轴向的

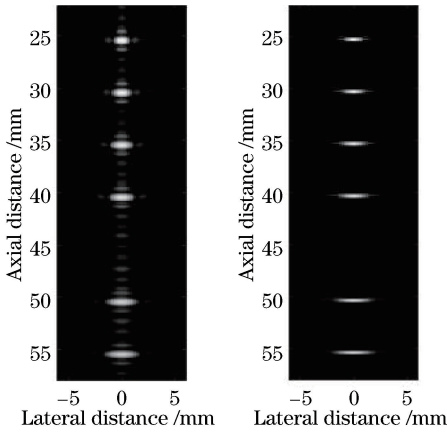


图3 编码激励超声成像仿真结果。(a) Barker 编码激励成像;(b) Golay 互补序列编码激励成像

Fig. 3 Simulation results of coded excitation ultrasound imaging. (a) Barker coded excitation imaging; (b) coded excitation imaging of Golay complementary sequences

能量展开,图4为两种编码方式成像能量展开结果图。

从图4可以看出,使用 Barker 编码的距离旁瓣为-22 dB,而采用 Golay 编码的距离旁瓣降低到-70 dB以下。选择能量展开图中-6 dB处的宽度作为轴向分辨率的判别标准<sup>[22]</sup>。使用 Barker 编码的图像轴向分辨率为0.38 mm,使用 Golay 编码的图像轴向分辨率为0.20 mm,提高了47.4%。由此可见,使用 Golay 编码序列对不仅可以降低图像的轴向旁瓣

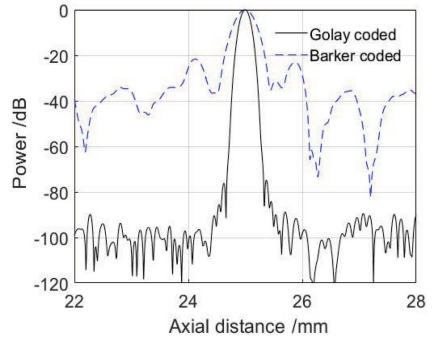


图4 两种编码方式的轴向能量展开图( $z=25$  mm)

Fig. 4 Axial energy expansions of two coding methods ( $z=25$  mm)

水平,还可以有效提高超声图像的轴向分辨率。

图5(a)~(d)所示分别为利用传统 SA 算法、CFSA 算法、基于 Barker 编码激励和相干系数的合成孔径(CFBarkerSA)算法以及本文提出的 CFCS 算法对散射点成像的仿真结果,4幅图像中均加入了同等强度的高斯噪声,显示范围为40 dB。

对比上述4种算法的成像结果可以发现,传统 SA 算法的成像效果较差,图像中具有很强的噪声和旁瓣噪声;CFSA 算法可以有效抑制旁瓣噪声和高斯噪声,但是轴向分辨率较低;CFBarkerSA 算法虽然抑制了横向旁瓣噪声,但轴向依然存在很强的距离旁瓣;CFCS 算法则弥补了 CFSA 算法的不足,在有效抑制噪声的同时提高了成像的轴向分辨率。

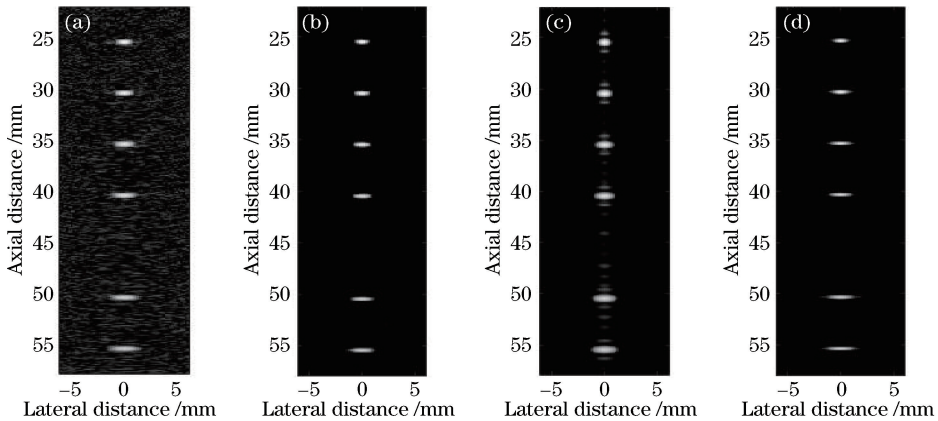


图5 不同算法成像仿真结果。(a) SA 算法;(b) CFSA 算法;(c) CFBarkerSA 算法;(d) CFCS 算法

Fig. 5 Imaging simulation results of different algorithms. (a) SA algorithm; (b) CFSA algorithm;

(c) CFBarkerSA algorithm; (d) CFCS algorithm

图6为4种算法在 $z=30$  mm处的能量展开图。传统 SA 算法在-6 dB处的横向宽度较宽,约为1.14 mm;而采用 CFSA 算法、CFBarkerSA 算法和 CFCS 算法所得到的图像在-6 dB处的宽度约为

0.82 mm,提升了28.1%;表3列出了4种算法在不同空间位置处的横向分辨率,通过对不同空间位置的横向分辨率进行计算,可以得出本文提出的 CFCS 算法相较于 SA 算法,在横向分辨率上平均可以提高24.4%。

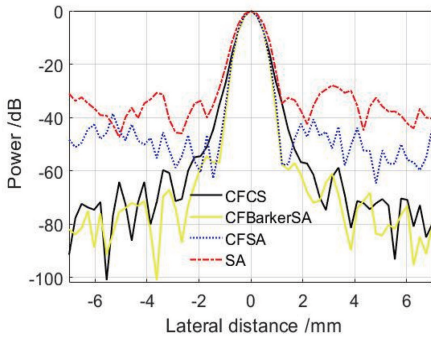


图 6 4 种算法横向能量展开图( $z=30$  mm)

Fig. 6 Lateral energy expansions of four algorithms ( $z=30$  mm)

表 3 不同空间位置横向分辨率

Table 3 Lateral resolutions at different positions

Position /mm	Lateral resolution /mm			
	SA	CFSA	CFBarkerSA	CFCS
25	1.06	0.71	0.71	0.71
30	1.14	0.81	0.81	0.82
35	1.27	0.96	0.96	0.98
40	1.57	1.13	1.13	1.14
50	1.78	1.46	1.46	1.47
55	2.04	1.71	1.72	1.68

对上述 4 种算法的轴向分辨率和信噪比进行比较。图 7 为上述 4 种算法在  $z=25$ mm 处的轴向能量展开图。

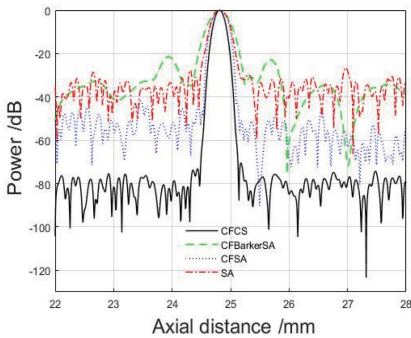


图 7 4 种算法轴向能量展开图( $z=25$  mm)

Fig. 7 Axial energy expansions of four algorithms ( $z=25$  mm)

从图 7 可以看到,CFBarkerSA 算法形成图像的轴向分辨率为 0.38 mm,CF 算法形成图像的轴向分辨率为 0.29 mm,而本文提出的 CFCS 算法形成图像的轴向分辨率为 0.20 mm,相较于 CFBarkerSA 算法提升了 47.4%,相较于 CF 算法提升了 31%。

根据生成图像计算图像的信噪比,结果如表 4 所示。

表 4 不同算法生成图像信噪比

Table 4 Signal-to-noise ratios of images generated by different algorithms

Algorithm	CFSA	CFBarkerSA	CFCS
RSN /dB	20.5	31.7	38.4

从表 4 可以看出,本文提出的 CFCS 算法相较于 CFSA 算法,生成图像的信噪比提高了约 18 dB;相较于 CFBarkerSA 算法,图像信噪比提升了 6.7 dB。

## 5 结 论

将基于 Golay 互补序列对的编码激励技术与相干系数自适应成像算法相结合,提出了 CFCS 算法。利用二进制互补序列对代替脉冲信号对换能器进行激励,既可以通过增加码长来提高发射能量,进而提高图像信噪比,又可以利用其良好的互相关性对脉冲进行压缩,在提高图像的轴向分辨率的同时不会引入距离旁瓣;在合成高分辨率图像时利用相干系数可以大幅降低横向旁瓣的强度和图像中的高斯噪声。仿真结果表明,该算法可以有效提高超声成像的空间分辨率和信噪比。但在实际应用中,若仅依靠增加码长来提高信噪比,会给硬件系统设计以及后续信号处理带来一定的问题,下一步可以进一步对编码激励和信号脉冲压缩的方式进行进一步探究<sup>[23]</sup>,如利用线性调频信号对编码进行调制以获得更大的信噪比。

## 参 考 文 献

- [1] Ding G X, Xia H, Liu G Q, *et al.* Magneto-acousto-electrical tomography based on laser-induced ultrasound transducers [J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(10): 1007001.  
丁广鑫, 夏慧, 刘国强, 等. 基于激光诱导超声换能器的磁声电成像研究[J]. 中国激光, 2018, 45(10): 1007001.
- [2] Chen X D, Li M, Yu F, *et al.* Technology of digital endoscopic ultrasonic imaging[J]. Chinese Journal of 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.
- [3] Jensen J A, Nikolov S I, Gammelmark K L, *et al.* Synthetic aperture ultrasound imaging [J]. Ultrasonics, 2006, 44: e5-e15.
- [4] Wu Y T, Gao S K, Zhang D J, *et al.* Medical ultrasound equipment: principle, design and application [M]. Beijing: Scientific and Technical

- Documentation Press, 2012: 349-353.
- 伍于添, 高上凯, 张德俊, 等. 医学超声设备原理·设计·应用[M]. 北京: 科学技术文献出版社, 2012: 349-353.
- [5] Szasz T, Vaida M F. Adaptive beamforming with coded excitation in ultrasound imaging[C] // 2013 E-Health and Bioengineering Conference (EHB), November 21-23, 2013, Iasi, Romania. New York: IEEE, 2013: 14029136.
- [6] Zhou H, Wang Y Z, Zheng Y F. The advance of medical ultrasonic coded excitation [J]. Journal of Zhejiang University(Engineering Science), 2011, 45(2): 387-391.
- 周浩, 王友钊, 郑音飞. 医学超声编码激励技术研究进展[J]. 浙江大学学报(工学版), 2011, 45(2): 387-391.
- [7] Li P C, Li M L. Adaptive imaging using the generalized coherence factor[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2003, 50(2): 128-141.
- [8] Yen J, Shung K K, Cannata J, *et al.* Mismatched-filter design for biphas-coded pulse for high frequency ultrasound imaging [C] // 2006 IEEE Ultrasonics Symposium, October 2-6, 2006, Vancouver, Canada. New York: IEEE, 2006: 2222-2225.
- [9] Zheng C C, Peng H. Ultrasonic imaging based on coded exciting technology and adaptive beamforming [J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2010, 32(4): 959-962.
- 郑驰超, 彭虎. 基于编码发射与自适应波束形成的超声成像[J]. 电子与信息学报, 2010, 32(4): 959-962.
- [10] Bian G Y, Wang Y, Bai B P, *et al.* Phased array imaging algorithm for endoscopic ultrasound based on coded excitation [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2018, 55(1): 011103.
- 卞光宇, 汪毅, 白宝平, 等. 基于编码激励的内镜超声相控阵成像算法[J]. 激光与光电子学进展, 2018, 55(1): 011103.
- [11] Mallart R, Fink M. Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities: the van Cittert Zernike approach and focusing criterion [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 1994, 96(6): 3721-3732.
- [12] Meng D M, Li X D, He X N. Ultrasound imaging algorithm combining eigenspace-based beamforming and spatio-temporal sign coherence factor [J]. Modern Electronics Technique, 2018, 41(11): 36-39.
- 孟德明, 李晓东, 和晓念. 融合空时符号相干和特征空间波束形成的超声成像[J]. 现代电子技术, 2018, 41(11): 36-39.
- [13] Karaman M, Li P C, O' Donnell M. Synthetic aperture imaging for small scale systems [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1995, 42(3): 429-442.
- [14] Li J Y, Shen Z H, Ni X W, *et al.* Laser-ultrasonic non-destructive detection based on synthetic aperture focusing technique [J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(9): 0904003.
- 李俊燕, 沈中华, 倪晓武, 等. 基于合成孔径聚焦技术的激光超声无损检测方法研究[J]. 中国激光, 2018, 45(9): 0904003.
- [15] Li W, Chen X D, Li J K, *et al.* Parallel implementation of synthetic aperture imaging algorithm for endoscopic ultrasound [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(10): 102001.
- 李激, 陈晓冬, 李嘉科, 等. 内镜超声合成孔径成像算法的并行实现[J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(10): 102001.
- [16] Golay M J E. Complementary series [J]. IRE Transactions on Information Theory, 1961, 7(2): 82-87.
- [17] Misaridis T, Jensen J A. Use of modulated excitation signals in medical ultrasound. Part I: basic concepts and expected benefits [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2005, 52(2): 177-191.
- [18] Leavens C, Willams R, Burns P, *et al.* The use of phase codes in ultrasound imaging: SNR gain and bandwidth requirements [J]. Applied Acoustics, 2009, 70(10): 1340-1351.
- [19] Nowicki A, Litniewski J, Secomski W, *et al.* Estimation of ultrasonic attenuation in a bone using coded excitation [J]. Ultrasonics, 2003, 41(8): 615-621.
- [20] Xiao Y Z, Chen X D, Xu Y, *et al.* Real-time synthetic-aperture imaging algorithm for ultrasonic endoscopy based on coherence factor [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2019, 56(2): 021701.
- 肖禹泽, 陈晓冬, 徐勇, 等. 基于相干系数的实时超声内镜合成孔径成像算法[J]. 激光与光电子学进展, 2019, 56(2): 021701.
- [21] Wang M Q, Cong S, Zhang S. Pseudo chirp-barker-golay coded excitation in ultrasound imaging [C] //

- 2018 Chinese Control and Decision Conference (CCDC), June 9-11, 2018, Shenyang, China. New York: IEEE, 2018: 4035-4039.
- [22] Fu J, Wei G, Huang Q H, *et al.* Barker coded excitation with linear frequency modulated carrier for ultrasonic imaging [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2014, 13: 306-312.
- [23] Guo J N. Research on coded excitation technique and its applications in the ultrasound diagnosis [J]. Automation & Instrumentation, 2017(6): 224-225. 郭佳妮. 编码激励技术在超声诊断中的应用研究 [J]. 自动化与仪器仪表, 2017(6): 224-225.