

基于编码激励的内镜超声相控阵成像算法

卞光宇¹, 汪毅¹, 白宝平², 李嘉科¹, 陈晓冬¹

¹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;

²北京华科创智健康科技股份有限公司, 北京 100195

摘要 合成孔径(SA)波束形成方法可以实现发射和接收的双向动态聚焦,有效提高成像分辨率,在多阵元相控阵超声内镜系统中有着广泛的应用前景。但由于其单阵元发射能量小,使得回波信号较弱、易受噪声干扰,导致图像的信噪比(SNR)较差。为此,提出一种新的成像算法,将以线性调频信号为载波的巴克码(Barker码)激励方法与合成孔径波束形成方法相结合(LFM Barker SA),利用线性调频信号的宽带特性和 Barker 编码的自相关特性来弥补合成孔径方法在成像 SNR 上的不足,同时进一步提升图像的分辨率。经 Field II 软件仿真实验表明,与单脉冲激励的合成孔径(Pulse SA)算法相比,LFM Barker SA 算法下的图像 SNR 提升 10 dB,轴向分辨率从 0.60 mm 提升至 0.38 mm,实验结果验证了该算法的可行性。

关键词 成像系统; 内镜超声成像; 编码激励; 合成孔径; 信噪比; 分辨率

中图分类号 R197.39

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP55.011103

Phased Array Imaging Algorithm for Endoscopic Ultrasound Based on Coded Excitation

Bian Guangyu¹, Wang Yi¹, Bai Baoping², Li Jiako¹, Chen Xiaodong¹

¹Ministry of Education Key Laboratory of Optoelectronic Information Technology, School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

²Beijing Huaco Healthcare Technologies Incorporated Company, Beijing 100195, China

Abstract The synthetic aperture (SA) beam forming can realize bidirectional dynamic focusing in both transmission and receiving, so it improves the imaging resolution effectively and will be widely used in the multi-element phased array ultrasonic endoscope system. However, because of the low transmission energy of the single element, the echo signals are weak and could be influenced by noise easily, thus the signal-noise ratio (SNR) of the image is relatively poor. A new imaging algorithm is proposed, which combines the Barker coded excitation using the linear frequency modulated carrier with the synthetic aperture beam forming (LFM Barker SA). The broadband of linear frequency modulated signal and the autocorrelation of Barker can remedy the SNR of synthetic aperture beam forming, and the proposed algorithm improves the imaging resolution further. The simulation results with Field II software show that the LFM Barker SA algorithm improves the SNR about 10 dB and increases the axial resolution from 0.60 mm to 0.38 mm, compared with the Pulse SA algorithm. The experimental result verifies the feasibility of this algorithm.

Key words imaging systems; endoscopic ultrasound imaging; coded excitation; synthetic aperture; signal-noise ratio; resolution

OCIS codes 110.7170; 170.7170; 100.2000

收稿日期: 2017-07-03; 收到修改稿日期: 2017-08-15

基金项目: 国家科技支撑计划(2012BAI19B02)

作者简介: 卞光宇(1993—),男,硕士研究生,主要从事相控阵超声内镜系统和编码激励方面的研究。

E-mail: gybian@tju.edu.cn

导师简介: 汪毅(1981—),女,博士,讲师,主要从事光电医疗仪器及图像处理方面的研究。

E-mail: koala_wy@tju.edu.cn(通信联系人)

1 引言

内镜超声系统(EUS)的工作原理是将微型超声换能器探头通过医用电子内窥镜的活检通道送入人体内,在内窥镜观察粘膜表面病变特征的同时超声探头进行超声扫描,从而获取器官组织形态和断层组织状况丰富的诊断信息,便于医生对患者的病情做出准确的判断^[1]。与传统的单阵元环扫超声内镜系统相比,相控阵超声内镜系统的优点在于:1) 电子控制声束扫描和聚焦,避免机械运动引入系统噪声;2) 成像的焦点位置,焦区深度灵活可控;3) 多阵元超声换能器与相控阵成像算法相结合,有效提高图像分辨率^[2]。

合成孔径激光雷达是近年来的研究热点,例如,杜剑波等^[3]提出基于干涉处理的机载合成孔径激光雷达振动估计和成像,张宁等^[4]展开了合成孔径激光雷达滑动聚束模式下图像信噪比的研究。合成孔径雷达领域与超声成像领域的发展息息相关,Jensen 等将雷达领域的合成孔径技术应用到超声成像领域,提出了超声合成孔径(SA)算法^[5]。SA 算法依次激励换能器阵列的每个阵元发射超声波,所有阵元均接收回波信号,通过对回波数据进行延时叠加处理,初步形成多幅低分辨率图像,再将所有低分辨率图像叠加,进而形成一幅高分辨率图像。然而传统的单脉冲激励方式具有系统发射能量较低、回波信号较弱等缺陷,难以在 SA 算法的基础上进一步提高图像的信噪比。目前,国内外有关相控阵超声内镜系统的研究主要集中于提高系统成像分辨率方面,在改善系统成像信噪比方面的研究相对较少。

临床上为了防止超声波空化效应和热效应对人体的损害,对医学超声成像系统的声输出功率进行了严格的限定,无法简单地采用提高单脉冲幅值的方法提高发射能量。编码激励技术通过发射具有自相关特性的信号,在接收端结合脉冲压缩方法得到瞬时功率较高的脉冲波,可以有效地提高成像信噪比。常用的编码激励方法包括:频率调制编码,例如啁啾码;相位调制编码,例如巴克码(Barker 码)、 m 序列、格雷互补序列等^[6]。

为了弥补 SA 算法成像信噪比较差的不足,本文提出了一种将线性调频载波的 Barker 码激励方法和合成孔径波束形成方法相结合(LFM Barker SA)的成像算法。仿真实验结果表明,该算法不仅提高了图像信噪比,而且进一步改善了图像分辨率。

2 SA 算法原理

SA 算法由两个步骤组成。第一步,首先使用单个换能器阵元发射超声波并令换能器阵列的所有阵元接收超声回波,之后将回波信号通过延时叠加法(DAS)处理实现回波数据的接收聚焦,最后将回波数据进行处理合成一幅低分辨率图像(LRI)。超声波从发射到接收在声场内延时时间计算的几何描述如图 1 所示。

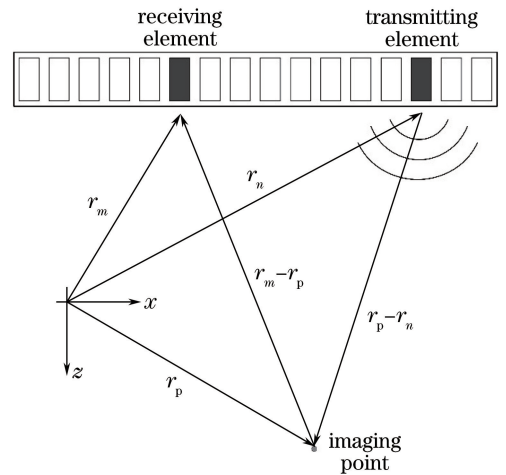


图 1 延时时间计算的几何表示

Fig. 1 Geometric representation of delay time computation

每个阵元的延时时间表示为^[7]

$$t_{nm}(r_p) = \frac{|r_m - r_p| + |r_p - r_n|}{c} \times f_s, \quad (1)$$

式中 n 和 m 分别表示发射和接收阵元的序号, N 和 M 是发射和接收阵元的数量,与整个阵列的阵元数量相等, $n = 1, 2, \dots, N$; $m = 1, 2, \dots, M$ 。 c 是超声波的声速, f_s 是系统的采样频率, r_n 和 r_m 表示发射阵元和接收阵元的空间位置, r_p 是成像点的空间位置。LRI 的计算过程为^[7]

$$I_{LRI_n} = \sum_{m=1}^M x_m [t_{nm}(r_p)], \quad (2)$$

式中 $x_m(t)$ 表示 m 阵元的回波数据。

第二步,依次使换能器阵列上的每个阵元发射超声波,所有阵元接收超声回波,将这种方式遍历至换能器阵列上所有阵元,就会得到 N 幅 LRI 图像。再将这些 LRI 图像叠加,最终得到一幅发射和接收同时聚焦的高分辨率图像(HRI)^[8]。 N 幅 LRI 图像通过加权叠加形成 HRI 图像为^[7]

$$I_{HRI} = \sum_{n=1}^N w_n \times I_{LRI_n}, \quad (3)$$

式中 w_n 是发射阵元 n 的权值函数。SA 算法原理如图 2 所示。

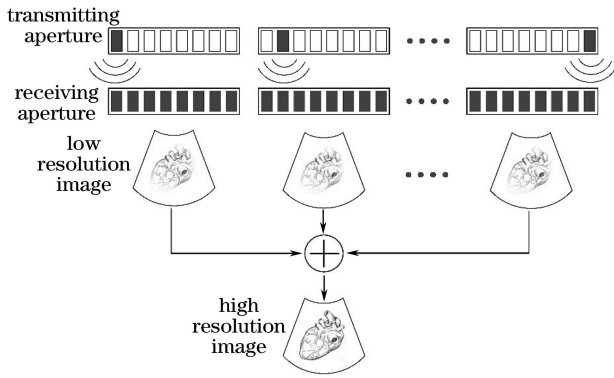


图 2 SA 算法原理

Fig. 2 Principle of SA algorithm

3 线性调频载波的 Barker 码激励原理

3.1 线性调频载波的 Barker 编码设计

在超声内镜成像系统中, Barker 码编码激励过程可以描述为载波脉冲与 Barker 编码的过采样信号进行卷积^[10]:

$$s(t) = v(t) * c(t), \quad (4)$$

式中 $*$ 表示卷积, $v(t)$ 是载波脉冲信号, $c(t)$ 是 Barker 编码的过采样信号, 可以表示为^[10]

$$c(t) = \sum_{k=0}^{P-1} c_k \delta(t - kT_p). \quad (5)$$

$C = \{c_k = \pm 1, k = 0, 1, \dots, P-1\}$ 是 Barker 编码序列, P 是 Barker 码长, 例如 4 位 Barker 码的编码序列为 $\{1, 1, 1, -1\}$, T_p 是 Barker 编码的单位码片时间。由此可得 Barker 编码信号的时间宽度为 $T = PT_p$ 。

在传统的 Barker 编码激励系统中, 通常将一个或者多个周期的正弦信号作为 Barker 编码的调制载波。由于正弦波的时间-带宽积近似等于 1, 基于正弦载波调制的 Barker 编码激励系统只能通过增加码长来提高信噪比增益。目前已经证实 Barker 码的最大码长为 13, 因此理论的最大信噪比增益为 11.1 dB^[9]。针对正弦信号作为调制载波的不足, 傅娟等^[10]提出了将线性调频(LFM)信号作为 Barker 编码的调制载波。由于 LMF 信号的单位码片时间和信号带宽相互独立, 因此基于信号调制的 Barker 编码激励不仅可以通过增加码长来提高信噪比, 而且可以通过灵活调节时间-带宽积来获得信噪比增益。LMF 载波的数学表示为^[10]

$$v(t) = \sin[2\pi(f_0 - B/2)t + \pi\mu t^2], \quad t \in [0, T_p], \quad (6)$$

式中 f_0 是 LFM 载波的中心频率; B 是 LFM 载波

的带宽; μ 是调频速度, $\mu = B/T_p$ 。则 LFM-Barker 编码信号可写为^[10]

$$s(t) = v(t) * c(t) = \left\{ \sin\left(2\pi\left(f_0 - \frac{B}{2}\right)t + \pi\mu t^2\right), t \in [0, T_p] \right\} * \left\{ \sum_{k=0}^{P-1} c_k \delta(t - kT_p), t \in [0, PT_p] \right\}. \quad (7)$$

可见, 在 LFM-Barker 编码信号中有两种调制函数。在单位码片时间内, 是 LMF 函数; 在相邻码元之间, 是二进制调相函数。

3.2 脉冲压缩

脉冲压缩是编码激励技术的重要环节。它将发射端脉宽相对较宽而峰值功率低的脉冲, 在接收端用相应的滤波器处理, 以获得脉宽短、峰值功率高的脉冲, 从而提高系统的距离分辨率和探测性能。在 LFM-Barker 编码激励系统中, 脉冲压缩滤波器的设计可以表示为^[10]

$$p(t) = p_1(t) * p_2(t), \quad (8)$$

式中 $p_1(t)$ 表示 LFM 载波的脉冲压缩滤波器, $p_2(t)$ 表示 Barker 编码的脉冲压缩滤波器。在脉冲压缩时, 首先进行 LFM 载波的脉冲压缩, LFM 载波的匹配滤波器等价于对 LFM 信号做自相关运算, 不过 LFM 载波的匹配滤波输出会在主瓣周围产生旁瓣。若采用失配滤波器则可以抑制 LFM 载波在脉冲压缩过程中产生的旁瓣的强度, 但是由于失配滤波器中加入了窗函数 (Hanning 窗或 Blackman 窗), 脉冲压缩结果会对主瓣造成一定程度的展宽, 损失了图像的轴向分辨率^[11]。在 Barker 编码的脉冲压缩中, 采用失配滤波器中的尖峰滤波器, 尖峰滤波器对二进制编码的脉冲压缩有很好的效果, 它根据编码序列的特性设计出一种滤波器, 使滤波器的输出信号和 δ 函数的均方误差最小^[12] (滤波器长度为 32)。

3.3 基于线性调频载波 Barker 编码激励的合成孔径算法

基于线性调频载波 Barker 编码激励的合成孔径算法将 LFM Barker 编码激励与 SA 算法结合, 先通过编码发射和脉冲压缩提高回波信号能量, 再通过 SA 算法提高图像分辨率, 形成信噪比和分辨率同时改善的超声图像。算法的实现流程如图 3 所示。

超声换能器阵列中的单个阵元由 LMF 载波调制的 Barker 码信号激励发射超声波, 载波的中心频率和带宽与换能器的参数保持一致。经待测组织反射后, 回波信号被换能器上的所有阵元接收, 在信号

接收系统中通过滤波处理实现脉冲压缩。之后计算超声信号从发射阵元到各个接收阵元的延时时间,经延时补偿后合成一幅 LRI。重复上述步骤,得到多幅 LRI,最后将这些 LRI 加权叠加合成一幅

HRI,实现了发射和接收的同时聚焦,提高了成像的分辨率。此外,在编码激励和脉冲压缩处理后回波信号信噪比得到有效提高,进而图像的信噪比得到改善。

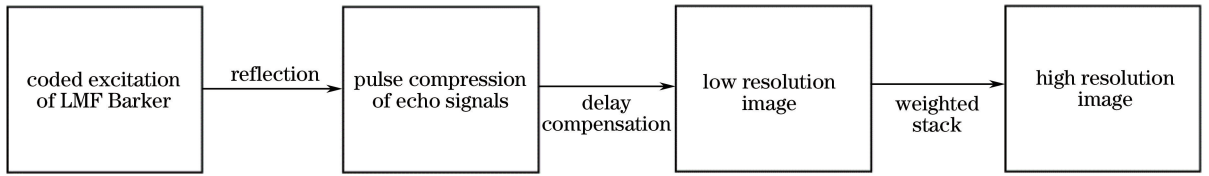


图 3 LFM Barker SA 算法流程图

Fig. 3 Flow chart of LFM Barker SA algorithm

4 实验结果与分析

实验基于 Field II 仿真实验平台。首先建立相控阵超声仿真模型,换能器阵列的阵元数设置为 32,中心频率为 5 MHz,在 25~60 mm 的轴向范围内分布 7 个散射点,仿真模型的基本参数如表 1 所示。LFM Barker 编码的激励信号参数设置:载频为 5 MHz,单位码片时间为 1.4 μs ,带宽为 3 MHz, Barker 码长为 13。接着运行 Field II 获取回波数据,最后经过算法计算得到 B 型超声图像。

表 1 Field II 仿真模型基本参数

Table 1 Basic parameters of Field II simulation model

Parameter	Value
Sampling frequency /MHz	100
Center frequency /MHz	5
Speed of sound /($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	1540
Element width /mm	0.2400
Kerf /mm	0.0013
Bandwidth (relative) /MHz	0.6

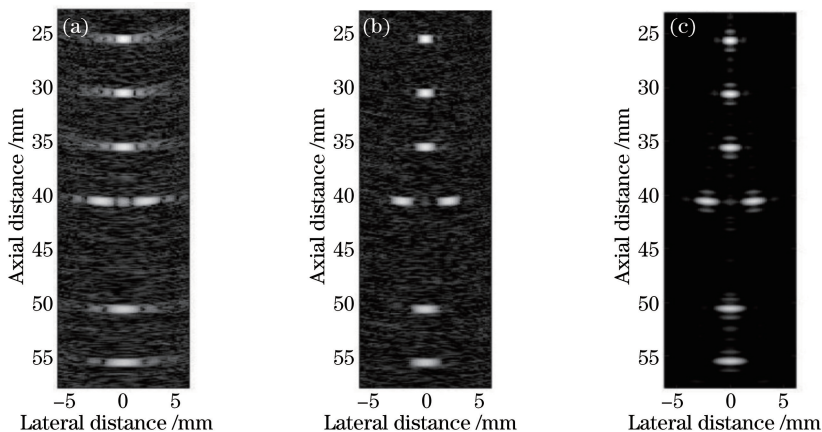


图 4 B 型超声图像仿真结果。(a) DAS 算法;(b) Pulse SA 算法;(c) LFM Barker SA 算法

Fig. 4 Simulation results of B-model ultrasound image

(a) DAS algorithm; (b) Pulse SA algorithm; (c) LFM Barker SA algorithm

轴向分辨率不因探测深度的改变而改变,为反映其变化,截取了三种算法成像图中位置为 $z = 25.77$ 的散射点的轴向距离,如图 5 所示。可知,在 -6 dB 处 DAS 和 Pulse SA 成像结果的轴向分辨率几乎一致,约为 0.60 mm。LFM Barker SA 成像结果的轴向距离为 0.38 mm,比前两者提高了 36.7% 。由此可见,相对于传统的 DAS 和 Pulse SA 算法,LFM Barker SA 算法能够有效地提高图像的轴向分辨率。

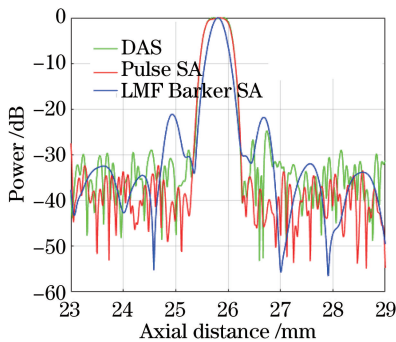


图 5 散射点轴向距离 ($z = 25.77$)

Fig. 5 Axial distance of scattering points ($z = 25.77$)

图 6 是三种算法的侧向距离投影图,表示位置为 $z = 40.12$ 的散射点的侧向宽度。表 2 是三种算法在各个位置成像点的侧向截距的统计结果。如图 6 所示,DAS 成像结果的侧向宽度较宽, -6 dB 处的侧向宽度为 1.71 mm; Pulse SA 和 LFM Barker SA 成像结果的侧向分辨率近似,约为 1.22 mm。由表 2 可知,侧向分辨率随着探测深度的增加而降低,在其他成像点处 Pulse SA 和 LFM Barker SA 分辨率也十分近似,且优于 DAS 成像分辨率,经统计计算,SA 算法比 DAS 算法在侧向分辨率上平均提高 27% 。因此 SA 算法对于图像侧向分辨率的改善有很大帮助,而 LFM Barker 编码激励不能在 SA 算法的基础上进一步提高图像的侧向分辨率。

表 2 三种算法中成像点侧向截距

Table 2 Lateral distances of image points in three algorithms

Position	DAS /mm	Pulse SA /mm	LFM Barker SA /mm
$z = 25.77$	1.04	0.76	0.76
$z = 30.15$	1.23	0.91	0.91
$z = 35.13$	1.47	1.06	1.05
$z = 50.09$	2.11	1.52	1.48
$z = 55.00$	2.16	1.68	1.63

LFM Barker SA 算法在提升图像信噪比和轴向分辨率两个方面有一定作用,但不能进一步提升

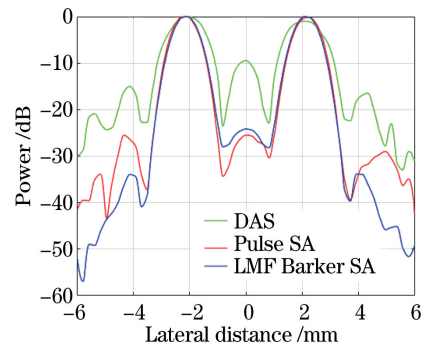


图 6 散射点侧向距离 ($z = 40.12$)

Fig. 6 Lateral distance of scattering points ($z = 40.12$)

侧向分辨率。LFM Barker SA 算法将 LFM 信号作为调制载波,一方面可以通过增加单位码片时间来提高发射能量,另一方面可以通过增加调制载波的带宽改善系统的轴向分辨率。但是,由于该算法的脉冲压缩输出结果的峰值旁瓣水平 (PSL) 在 -23 dB,会在主瓣周围产生一定强度的旁瓣,影响成像质量。旁瓣的产生和脉冲压缩算法有关,产生旁瓣的大小和数量可以通过调整 Barker 码的码长和 LFM 载波的时间-带宽积来改善^[10]。不过,调整这些参数来改善旁瓣又会降低成像信噪比和分辨率,所以,为了保证算法在成像信噪比和分辨率上的提升,必须要解决旁瓣抑制问题。目前,在脉冲压缩过程中的旁瓣抑制方法已有较多文献报道,如基于幅度加权网络的失配滤波器、基于峰值旁瓣水平最小的失配滤波器^[13]、尖峰滤波器^[12]、逆滤波器等^[6]。在医学超声成像系统中,一般将 PSL 控制在 -40 dB 以下可以基本满足成像对比度要求。因此,下一步研究工作的重点将会放在成像算法的旁瓣抑制上。此外,LFM 载波 Barker 码的编码激励方式需要较为复杂的发射激励电路,增大了系统的电路复杂度和硬件损耗;SA 算法的应用也加剧了数据处理量和系统的计算难度,因此,在系统的设计上可以应用现场可编程门阵列 (FPGA) 或图形处理器 (GPU) 来加速数据的并行处理^[14],以满足系统的实时性要求。

5 结 论

将基于线性调频载波的 Barker 编码激励与合成孔径波束形成方法结合,提出了 LFM Barker SA 算法,该算法的实质是利用编码信号的相关特性来弥补 SA 算法在信噪比提升上的不足,并且发挥 LFM 信号的宽带特性,进一步提高图像的轴向分辨率。仿真结果表明,与传统的 DAS 算法和 Pulse

SA 算法相比, LFM Barker SA 算法的成像结果在信噪比和轴向分辨率上均有提高, 但不能改善侧向分辨率。实验结果验证了该算法的可行性。

参 考 文 献

- [1] 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.
- [2] Yan A M, Zhi Y N, Sun J F, *et al.* Recent development of optical phased array scanning technology[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2011, 48(10): 102801.
闫爱民, 职亚楠, 孙建锋, 等. 光学相控阵扫描技术研究进展[J]. 激光与光电子学进展, 2011, 48(10): 102801.
- [3] Du J B, Li D J, Ma M, *et al.* Vibration estimation and imaging of airborne synthetic aperture radar based on interferometry processing[J]. Chinese Journal of Lasers, 2016, 43(9): 0910003.
杜剑波, 李道京, 马萌, 等. 基于干涉处理的机载合成孔径激光雷达振动估计和成像[J]. 中国激光, 2016, 43(9): 0910003.
- [4] Zhang N, Lu Z Y, Sun J F, *et al.* Research on the signal-to-noise ratio in sliding spotlight mode down-looking synthetic aperture imaging radar[J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(8): 0828001.
张宁, 卢智勇, 孙建锋, 等. 直视合成孔径激光成像雷达滑动聚束模式下图像信噪比研究[J]. 光学学报, 2016, 36(8): 0828001.
- [5] Jensen J A, Nikolov S I, Gammelmark K L, *et al.* Synthetic aperture ultrasound imaging [J]. Ultrasonics, 2006, 44: 5-15.
- [6] Peng Q Y, Gao S K. Coded excitation and its applications in medical ultrasound imaging[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2005, 22(1): 175-180.
彭旗宇, 高上凯. 医学超声成像中的编码激励技术及其应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(1): 175-180.
- [7] 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: 122-134.
- [8] 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.
- [9] Leavens C, Williams 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.
- [10] 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.
- [11] Liu B, Guo J Z. Research on SNR improvement in ultrasonic imaging by coded excitation with carrier modulation[J]. Acta Electronica Sinica, 2011, 39(11): 2701-2707.
刘波, 郭建中. 载频调制二相编码激励的超声成像信噪比提高研究[J]. 电子学报, 2011, 39(11): 2071-2707.
- [12] Yu J X, Yu J G, Wang Y Y, *et al.* Enhancing the resolution of pulsed doppler blood velocity profile measurement based on weighted spiking filter[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2010, 31(8): 30-33.
俞俊鑫, 余建国, 汪源源, 等. 基于加权尖峰滤波器提高脉冲多普勒血流流速剖面测量精度[J]. 仪器仪表学报, 2010, 31(8): 30-33.
- [13] Levanon N. Cross-correlation of long binary signals with longer mismatched filters[J]. IEE Proceedings-Radar, Sonar and Navigation, 2005, 152(6): 377-382.
- [14] Zhao C H, Yao X F, Zhang L L. Target detection sparse algorithm by recursive dictionary updating and GPU implementation[J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(8): 0828002.
赵春晖, 姚渐峰, 张丽丽. 采用字典递归更新的目标检测稀疏算法及 GPU 实现[J]. 光学学报, 2016, 36(8): 0828002.