

基于幅度加权的预失真线性调频超声编码激励

傅娟* 韦岗 黄庆华

(华南理工大学电子与信息学院 广州 510640)

摘要: 为了提高医学超声成像的轴向分辨力和确保对比度, 该文提出一种基于幅度加权的预失真线性调频编码新方法。该方法将线性调频发射信号幅度加权技术和回波信号旁瓣抑制技术相结合, 一方面补偿超声探头对发射信号的影响, 使得回波信号的带宽不局限于探头, 提高轴向分辨力; 另一方面消除发射信号幅频特性的菲涅耳波纹, 提高发射信号的带宽并采用失配滤波器进行脉冲压缩, 实现旁瓣抑制, 确保成像对比度。仿真结果表明: 相对恒包络线性调频编码, 预失真线性调频编码方法不仅提高了轴向分辨力, 而且最大旁瓣幅度减小至-48 dB以下, 满足医学成像对比度要求。FieldII 仿真 B 超图像结果表明: 恒包络线性调频和预失真线性调频编码方法的轴向分辨力分别是 0.35 mm 和 0.25 mm。

关键词: 超声成像; 线性调频编码激励; 脉冲压缩; 幅度加权; 旁瓣抑制

中图分类号: R445.1

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2013)02-0494-05

DOI: 10.3724/SP.J.1146.2012.00648

Predistorted Linear Frequency Modulation Ultrasound Coded Excitation Based on Amplitude Weighting

Fu Juan Wei Gang Huang Qing-hua

(School of Electronic and Information Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510640, China)

Abstract: In order to improve the axial resolution and satisfy the contrast resolution of medical ultrasound imaging, a predistorted Linear Frequency Modulation (LFM) coded excitation new method based on amplitude weighting is proposed. Combining the amplitude weighting technology of LFM transmitted signal with the sidelobe reduction technology of echo signal, the method on the one hand can compensate the influence of transducer impulse response on transmission signal, so bandwidth of the echo signal is not limited by the transducer and axial resolution is improved. On the other hand, the method can remove the Fresnel ripples of transmitted signal's frequency response, increase its bandwidth and use mismatched filter for pulse compression, so range sidelobe is suppressed to ensure contrast resolution. The results of simulation reveal that in contrast with constant envelope LFM coded excitation, the predistorted one can improve axial resolution and reduce maximum sidelobe at -48 dB to satisfy contrast resolution of medical imaging. FieldII Simulation results of B-mode image show that the axial resolution of constant envelope LFM coded excitation and the predistorted one is 0.35 mm and 0.25 mm, respectively.

Key words: Ultrasound imaging; Linear Frequency Modulation (LFM) coded excitation; Pulse compression; Amplitude weighting; Sidelobe suppression

1 引言

在医学超声成像系统中, 轴向分辨力、信噪比和对比度是衡量成像质量的主要指标。轴向分辨力的提高, 可以通过提高发射信号的频率实现, 但是由于生物组织对超声的频率依赖性衰落, 导致接收信号信噪比的损失, 从而影响成像的深度。在传统短脉冲成像系统中, 由于超声对生物组织的热效应

和空化效应, 不能通过提高发射信号的峰值声压去补偿信噪比的损失^[1,2]。所以, 轴向分辨力和信噪比(即穿透深度)是一对难以调和的矛盾。而编码激励和脉冲压缩技术可以很好地解决这对矛盾^[3]。编码激励就是对发射信号进行编码, 在不提高发射信号的峰值功率下提高平均功率, 从而提高系统的信噪比。在接收端, 对回波信号进行脉冲压缩, 恢复轴向分辨力^[4]。目前, 线性调频信号(LFM)是研究得最多的一种超声发射信号编码方式^[5]。

轴向分辨力通常与回波信号的带宽有关^[6]。发射信号经过超声探头, 探头的脉冲响应表现为对发

2012-05-25 收到, 2012-09-27 改回

国家自然科学基金(61001181)和中央高校基本科研业务费重点资助项目(2011ZZ0025)资助课题

*通信作者: 傅娟 fujuan@scut.edu.cn

射信号的低频和低频成分有比较大的衰减, 相当于一个带通滤波器, 使得回波信号的带宽受限于探头的带宽^[3,6,7]。因此, 如何补偿超声探头的脉冲响应使得回波信号的带宽增大是提高轴向分辨力的一种方法。文献[6]研究了对 LFM 发射信号进行幅度加权, 较好地抵消探头的脉冲响应, 从而提高轴向分辨力。但是, 压缩脉冲的旁瓣幅度较大, 成像对比度大大下降。在接收端, 回波信号经过脉冲压缩, 不幸地会产生距离旁瓣。在多目标环境中, 强回波的旁瓣过高, 会淹没弱小回波信号, 影响弱目标的成像^[8]。文献[9]建议旁瓣幅度在-45 dB 以下能满足医学成像对比度的要求。旁瓣幅度的抑制, 通常是以牺牲轴向分辨力为代价的。文献[10]研究了对旁瓣幅度抑制的技术, 对 LFM 发射信号进行幅度削减和带宽提高, 并在接收端选用合适的窗函数进行失配滤波, 旁瓣幅度可以远远低于-45 dB, 适合应用于低对比度区域成像, 但是轴向分辨力大大下降。

本文综合发射信号幅度加权技术和回波信号旁瓣抑制技术, 利用超声探头的脉冲响应模型对 LFM 编码激励与脉冲压缩系统进行仿真研究。仿真结果表明, 本文提出的预失真线性调频编码激励不仅提高轴向分辨力, 而且确保对比度。

2 超声编码激励成像系统

在医学超声成像系统中, 超声信号经过发射探头发射, 遇到组织散射体反射, 回波信号被接收探头接收, 进行波束成形、包络检波等处理, 在显示屏上成像^[10,11]。超声编码激励系统还包括在发射端有编码器和在接收端有脉冲压缩模块。下面考虑线性调频编码激励系统, 在发射端编码器产生 LFM 信号 $s(t)$, 表示为

$$s(t) = \sin(2\pi f_1 t + \pi b t^2), \quad t \in [0, T_p] \quad (1)$$

式中 f_1 是信号的起始频率, b 是调频速率。 T_p 是脉冲的时间宽度。信号的最大频率值 $f_2 = f_1 + b T_p$, 带宽 $\Delta f_p = f_2 - f_1 = b T_p$, 中心频率 $f_0 = f_1 + \Delta f_p / 2$ 。

在接收端, 探头接收回波信号 $u(t)$, 表示为

$$u(t) = s(t) * g_{tr}(t) * g_r(t) * f_{scat}(t) * h_a(t) \quad (2)$$

式中 $g_{tr}(t)$ 和 $g_r(t)$ 分别表示发射端和接收端探头的脉冲响应, $f_{scat}(t)$ 是散射体的反射函数, $h_a(t)$ 是声场媒质的脉冲响应, $*$ 表示卷积运算。

回波信号经过脉冲压缩滤波器, 并包络检波, 得到压缩脉冲信号 $r(t)$, 表示为

$$r(t) = \text{Env}(u(t) * p(t)) \quad (3)$$

式中 $p(t)$ 表示脉冲压缩滤波器的脉冲响应, Env 表示包络检波运算。

在仿真实验中, 为了更好地考虑发射信号设计,

需简化超声系统模型。假设组织的媒质是各向同性且不考虑超声频率性衰弱和非线性效应 ($h_a(t) = \delta(t)$), 散射体的反射函数是理想的情况 ($f_{scat}(t) = \delta(t)$)。简化模型下, 压缩脉冲信号 $r(t)$ 为

$$r(t) = \text{Env}(s(t) * g_{tr}(t) * g_r(t) * p(t)) \quad (4)$$

一般来说, 发射探头与接收探头的脉冲响应是一致的, 且可近似为高斯包络的余弦波^[10], 表示为

$$g_{tr}(t) = g_r(t) = \exp(-\pi^2 \Delta f_{tr}^2 t^2 / \alpha) \cos(2\pi f_0 t) \quad (5)$$

式中 f_0 是探头的中心频率, Δf_{tr} 是探头的 -6 dB 带宽, α 是一个常量 $1.2 \ln 10$ 。

3 预失真 LFM 发射信号和脉冲压缩滤波器设计

3.1 预失真 LFM 发射信号的设计

在传统 LFM 编码激励系统中, LFM 发射信号是恒包络, 如式(1)。本文对恒包络 LFM 发射信号 $s(t)$ 进行改进, 基于幅度加权的预失真 LFM 发射信号 $s_{AM}(t)$ 表示为

$$s_{AM}(t) = A(t)s(t), \quad t \in [0, T_p] \quad (6)$$

式中 $A(t)$ 是幅度加权函数。 $A(t)$ 的设计从两个因素考虑, 可表示为

$$A(t) = A_1(t)A_2(t) \quad (7)$$

式中 $A_1(t)$, $A_2(t)$ 是幅度加权因子函数。

参考文献[6], 本文首先考虑幅度加权因子 $A_1(t)$ 是抵消发射探头的脉冲响应对发射信号的影响, 使得回波信号的带宽不局限于探头, 从而提高轴向分辨力。在理想的情况下, $A_1(t)$ 完全抵消探头对发射信号的影响, 使得发射信号经过探头后的信号就是恒包络 LFM 信号 $s(t)$, 在频域表示为

$$F[s(t)] = F[A_1(t)s(t)]F[g_{tr}(t)], \quad F[A_1(t)s(t)] = \frac{F[s(t)]}{F[g_{tr}(t)]} \quad (8)$$

式中 F 表示傅里叶变换运算。由于发射信号是线性调频信号, 幅度在时域和频域有一一对应关系, 而且探头的脉冲响应是高斯包络调制的余弦波, 如式(5), 因此 $A_1(t)$ 为高斯函数的倒数:

$$A_1(t) = \exp((t - T_p/2)^2 / D^2), \quad t \in [0, T_p] \quad (9)$$

式中 D 是幅度加权系数, 表示幅度加权的程度。 D 值越小, 对 LFM 发射信号幅度加权的程度越大, 即 LFM 发射信号在低频和高频处(即首尾端)幅值越大。 D 的取值与探头的脉冲响应、发射信号的带宽和时间宽度有关系。

其次考虑幅度加权因子 $A_2(t)$ 是克服文献[6]中压缩脉冲旁瓣幅度过大的不足, 对 LFM 信号进行幅度削减^[10]。由于 $A_1(t)$ 使得 LFM 信号首尾端有较大的幅值, 其幅频特性有较大的菲涅耳波纹(Fresnel ripple), 会导致压缩脉冲的旁瓣幅度较大; 而且经

过探头发射, 回波信号首尾端幅值有过冲现象, 故需对 LFM 信号进行幅度削减。 $A_2(t)$ 选用 Lanczos 窗的幅度削减函数^[10]。

除了基于幅度加权的预失真处理, 本文还考虑提高 LFM 信号的带宽 Δf_p , 可以进一步抑制压缩脉冲的旁瓣^[10]。根据 $\Delta f_p = bT_p$, 在脉冲宽度 T_p 不变的前提下, 通过增大调频速率 b , 从而提高带宽 Δf_p 。综上所述, 本文提出的基于幅度加权的预失真 LFM 信号设计如图 1 所示。

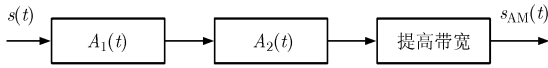


图1 预失真 LFM 信号设计框图

3.2 脉冲压缩滤波器的设计

通常, 脉冲压缩采用匹配滤波和失配滤波两种方法^[10]。匹配滤波器的脉冲响应表示为

$$p_M(t) = s(T_p - t), t \in [0, T_p] \quad (10)$$

而失配滤波器是在匹配滤波器的基础上加窗函数, 表示为

$$p_{Mis}(t) = p_M(t)W(t), t \in [0, T_p] \quad (11)$$

式中 $W(t)$ 是窗函数, 例如切比雪夫窗、汉明窗等。

恒包络 LFM 信号经过匹配滤波, 压缩脉冲的最大旁瓣幅度为 -13 dB, 远远不能满足医学成像对比度的要求^[3]。而失配滤波器可以使旁瓣幅度降低, 但是主瓣宽度会变宽, 牺牲轴向分辨力。在各种窗函数中, 切比雪夫窗有优良的性质: 给定旁瓣幅度水平, 主瓣宽度是最小的。因此本文采用切比雪夫窗的失配滤波器。

4 仿真结果与分析

4.1 探头的脉冲响应

本文在 Matlab 中仿真 LFM 编码激励超声成像系统, 为了简化仿真模型, 只考虑发射探头的脉冲响应。假设探头的中心频率 f_0 为 5 MHz, -6 dB 相

对带宽为 50% , 仿真得到探头的脉冲响应及其幅频响应, 如图 2 所示。

4.2 带宽与轴向分辨力的优化

考虑两种发射信号编码方法: 恒包络 LFM 信号 $s(t)$ 和预失真 LFM 信号 $s_{AM}(t)$ 。两种信号的中心频率 f_0 为 5 MHz, 扫频带宽 Δf_p 为 5 MHz, 时间宽度 T_p 为 $25 \mu\text{s}$ 。预失真 LFM 信号的幅度加权系数 D 为 $7.7e-6$, 幅度削减函数选用 12% 的 Lanczos 窗。切比雪夫窗的旁瓣衰减为 -50 dB。

两种发射信号及其回波信号归一化波形如图 3(a), 3(b), 3(d), 3(e) 所示。可以看出, 幅度加权使得 LFM 发射信号在低频和高频处的幅度增大, 其回波信号可近似于恒包络的 LFM 信号。幅度加权基本抵消了探头对 LFM 发射信号的幅度衰减。

两种发射信号及其回波信号和探头脉冲响应的频谱如图 3(c), 3(f) 所示。在发射信号的 -6 dB 带宽相同的前提下, 预失真 LFM 方法的回波信号 -6 dB 带宽比探头带宽大, 而恒包络 LFM 方法的回波信号 -6 dB 带宽与探头带宽基本相同。显然, 幅度加权可以使回波信号的带宽增大, 不局限于探头的带宽。

两种编码方法的压缩脉冲如图 4 所示。压缩脉冲的 -6 dB 脉冲宽度定义为主瓣宽度, 决定成像的轴向分辨力。压缩脉冲的最大旁瓣幅度决定成像的对比度。预失真 LFM 与恒包络 LFM 方法的压缩脉冲主瓣宽度分别为 $0.38 \mu\text{s}$ 和 $0.49 \mu\text{s}$, 最大旁瓣幅度分别为 -40 dB 和 -42 dB。可以看出, 幅度加权使得压缩脉冲的主瓣宽度变小, 而近处旁瓣幅度增大。

4.3 旁瓣幅度的进一步抑制

考虑预失真 LFM 信号 $s_{AM}(t)$, 带宽 Δf_p 分别设置为 5 MHz 和 7 MHz。压缩脉冲波形如图 5 所示。当带宽变大, 压缩脉冲的近处旁瓣幅度大大减小, 最大旁瓣幅度减小至 -48 dB 以下, 满足医学成像对比度要求; 而且主瓣宽度略为变小, 忽略不计。从

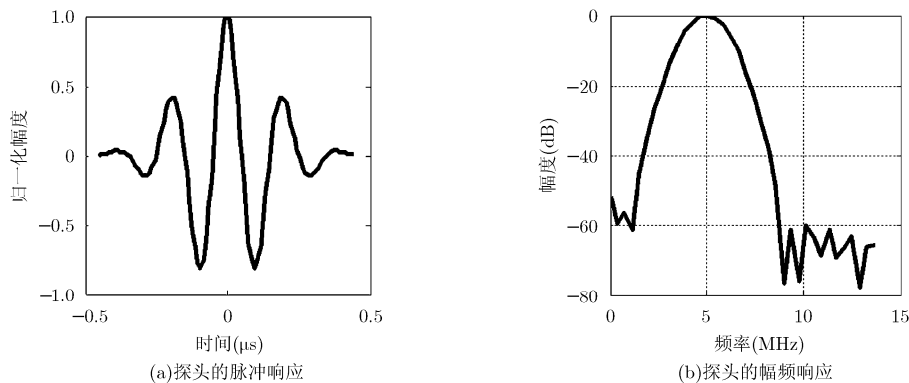


图2 探头的脉冲响应和幅频响应

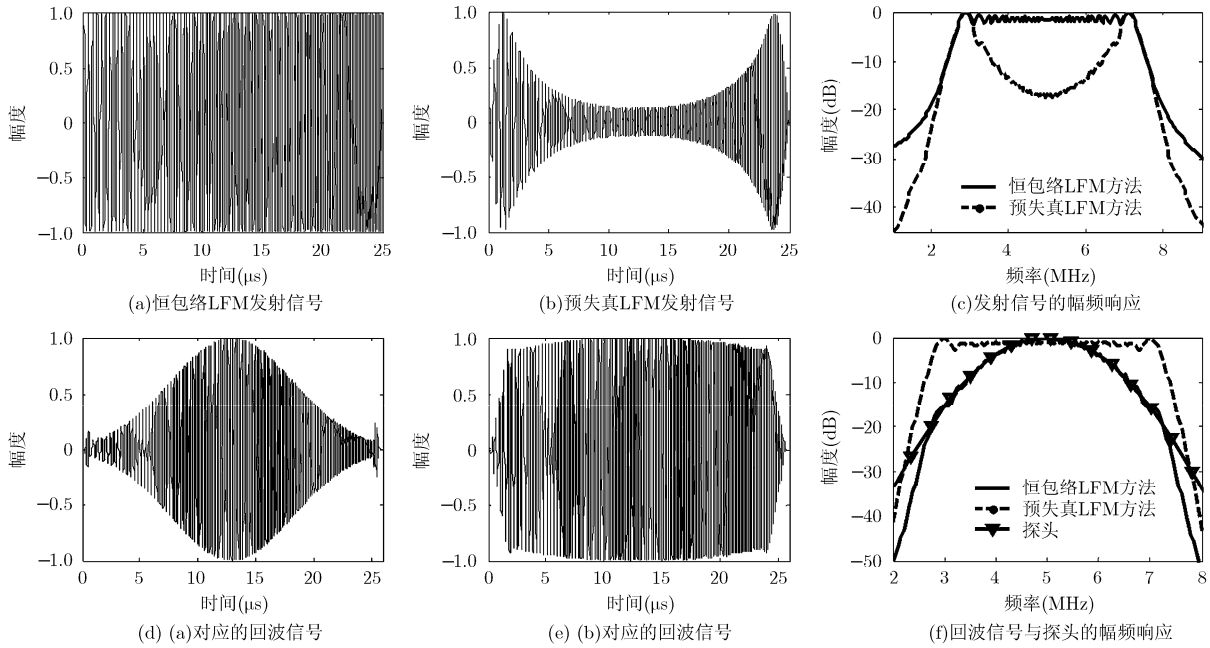


图 3 发射信号、回波信号和探头的波形及其幅频响应

图 4 和图 5 可以看出，与恒包络 LFM 信号相比，预失真 LFM 信号(带宽为 7 MHz)对应的旁瓣幅度和主瓣宽度都变小。

4.4 讨论

(1)将本文提出的基于幅度加权的预失真 LFM 编码激励与文献[6]，文献[10]的 LFM 编码激励方法进行比较，如表 1 所示。将 3 种编码激励方法的仿真结果分别从主瓣宽度、旁瓣幅度方面进行比较，如表 2 所示。预失真 LFM 编码激励方法在对比度方面，比文献[6]要好；在轴向分辨力方面，比文献[10]要好。预失真 LFM 编码激励方法在确保对比度的前提下，提高轴向分辨力；在轴向分辨力和对比度两方面，取得较好的折中效果。

(2)在保证发射信号峰值电压相同的前提下，相对于恒包络 LFM，预失真 LFM 信号总能量下降，从而系统信噪比降低大约几个 dB。

(3)带宽提高会使得发射信号在探头脉冲响应带宽内的能量减小，从而系统信噪比下降；而且带宽提高到一定数值时，旁瓣幅度反而增大。在实际

应用中，需要在旁瓣幅度和信噪比性能指标中权衡选取发射信号的带宽。

(4)在实际系统中，接收探头会对回波信号有影响。其脉冲响应使得回波信号的带宽和能量减小，从而轴向分辨力和信噪比性能有所下降。

5 B 超图像的仿真

FieldII 是一个以线性声学为基础仿真超声探头所形成声场和超声成像的软件包[12]。将恒包络 LFM 和预失真 LFM 编码激励在 FieldII 仿真 B 超灰度成像。假设探头采用线性阵列，阵元个数为 64，阵列长度为 14 mm。超声声速为 1540 m/s。在实验中设置 4 个散射点，位于探头焦点(0, 0, 30.0)附近，分别在(0, 0, 29.5)，(0, 0, 30.0)，(0, 0, 30.4)和(0, 0, 30.7)，以 mm 为单位。图 6 是水平方向-轴向的 2 维 B 超图像。可以看出，恒包络 LFM 方法对轴向距离为 0.3 mm 的两个散射点成像分辨不出，而预失真 LFM 方法可以分辨成像。经过多次实验得出：恒包络 LFM 和预失真 LFM 方法的轴向分辨力分别

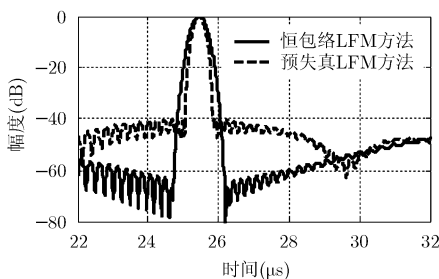


图4 两种编码方法的压缩脉冲波形

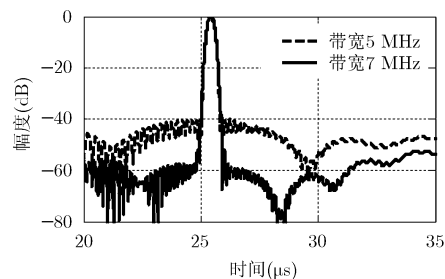


图5 两种带宽取值时压缩脉冲波形

表 1 3 种编码激励方法的比较

编码激励方法	幅度加权因子 $A_1(t)$	幅度加权因子 $A_2(t)$	带宽提高	匹配滤波器	失配滤波器
本文	√	√	√	×	√
文献[6]	√	×	×	√	×
文献[10]	×	√	×	×	√

注：“√”表示“选用”，“×”表示“未选用”。

表 2 3 种编码激励方法的仿真结果比较

编码激励方法	-6 dB 主瓣宽度(μs)	最大旁瓣幅度(dB)
本文	0.38	-48
文献[6]	0.25	-15
文献[10]	0.50	-52

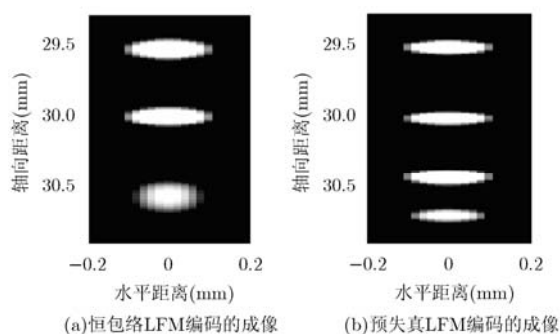


图 6 两种编码方法的 B 超图像

是 0.35 mm 和 0.25 mm。预失真 LFM 编码激励使得 B 超成像的轴向分辨力有较大的提高。

6 结束语

本文将发射信号幅度加权技术与旁瓣抑制技术相结合，提出基于幅度加权的预失真 LFM 编码激励方法。仿真结果表明：预失真 LFM 编码方法在轴向分辨力和对比度两方面，取得较好的折中效果；不仅可以提高轴向分辨力，而且确保对比度。FieldII 仿真 B 超图像结果同样证实预失真 LFM 编码方法提高轴向分辨力。本文的研究结果将对 LFM 编码激励超声成像的实用化起到进一步的推动作用。

参考文献

- [1] 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.
Zhou Hao, Wang You-zhao, and Zheng Yin-fei. The advance of medical ultrasonic coded excitation[J]. *Journal of Zhejiang University: Engineering Science Edition*, 2011, 45(2): 387-391.
- [2] Chiao R Y and Hao X. Code excitation for diagnostic ultrasound: a system developer's perspective[J]. *IEEE*

- Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2005, 52(2): 160-170.
 - [3] Oelze M L. Bandwidth and resolution enhancement through pulse compression[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007, 54(4): 768-781.
 - [4] Park J, Hu C, Li X, et al. Wideband linear power amplifier for high-frequency ultrasonic coded excitation imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2012, 59(4): 825-832.
 - [5] 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.
Zheng Chi-chao and Peng Hu. Ultrasonic imaging based on coded exciting technology and adaptive beamforming[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2010, 32(4): 959-962.
 - [6] Barros A L P, Machado J C, and Da Costa-Felix R P B. A frequency-compensated coded-excitation pulse to improve axial resolution of ultrasonic system[C]. 2006 IEEE Ultrasonics Symposium, Vancouver, 2006: 1651-1654.
 - [7] Park J, Hu C, Wu D, et al. Compensation of the transducer response for high frequency coded excitation imaging[C]. 2009 IEEE Ultrasonics Symposium, Roma, 2009: 2312-2315.
 - [8] 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): 2701-2707.
Liu Bo and Guo Jian-zhong. Research on snr improvement in ultrasonic imaging by coded excitation with carrier modulation[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2011, 39(11): 2701-2707.
 - [9] Haider B, Lewin P A, and Thomenius K E. Pulse elongation and deconvolution filtering for medical ultrasonic imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 1998, 45(1): 98-113.
 - [10] Behar V and Adam D. Parameter optimization of pulse compression in ultrasound imaging systems with coded excitation[J]. *Ultrasonics*, 2004, 42(10): 1101-1109.
 - [11] 张香林. 超声成像中编码激励方法的研究[D]. [硕士学位论文], 吉林, 吉林大学通信工程学院, 2011.
Zhang Xiang-lin. Research on coded excitation method in ultrasonic imaging[D]. [Master dissertation], Jilin, School of Communication Technology, Jilin University, 2011.
 - [12] Jensen J A. Field: a program for simulating ultrasound systems[C]. 1996 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging, Tampere, Citeseer, 1996: 351-355.
- 傅娟: 女, 1977年生, 博士生, 研究方向为超声信号处理和医学超声成像。
韦岗: 男, 1963年生, 教授, 研究方向为信号处理和无线通信。
黄庆华: 男, 1976年生, 副教授, 研究方向为医学超声 3 维成像和图像处理。