

压缩感知在医学超声成像中的仿真应用研究

吕 焱^{1,2}, 吴文焘¹, 李 平¹

(1. 中国科学院声学研究所, 北京 100190; 2. 中国科学院大学, 北京 100049)

摘要: 为了解决医学超声成像系统中面临的采样率高, 数据量大的问题, 提出将压缩感知理论方法用于医学超声成像。首先建立了超声信号在时域的稀疏表达模型, 然后利用模拟信息转换器对信号进行稀疏采样, 最后使用最优化方法完成回波信号重建, 利用合成发射孔径方式完成最终超声成像。为了验证算法的有效性, 利用 Field II 对点目标以及复杂组织目标进行了仿真实验, 在均方误差、分辨率、对比度以及成像质量上与常规成像结果对比分析。结果表明, 采用 1/2 奈奎斯特采样频率, 以 30% 原始数据所完成的成像仍然可保证良好的图像质量。采用压缩感知理论可以大幅度降低医学超声系统的采样率及总数据量。

关键词: 超声成像; 压缩感知; 模拟信息转换; 合成孔径

中图分类号: TN911.7 R445.1

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2013)-02-0106-05

DOI 编码: 10.3969/j.issn1000-3630.2013.02.007

Simulation of the application of compressive sensing to medical ultrasound imaging

LÜ Yi^{1,2}, WU Wen-tao¹, LI Ping¹

(1. Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;

2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: In order to lower the sampling rate and to reduce the huge amount of data in imaging of synthetic transmitting aperture, a medical ultrasound imaging method based on compressive sensing is presented. Firstly, the sparsity of ultrasonic echo signal in time-domain is verified. Then, the echo signal is sparsely sampled by an Analog-to-Information converter. Finally, the echo signal is reconstructed by solving an optimization problem. Experiments for point target and complex tissue target are used to verify the proposed method. The RMS errors, resolutions, contrasts and image qualities of the reconstruct image and the original image are compared. The results show that ultrasound imaging can be implemented with a sampling rate below Nyquist frequency and a data amount of only 30% without reducing the quality of image.

Key words: ultrasound imaging; compressive sensing; analog to information; synthetic aperture imaging

0 引言

医学超声成像是一种不可或缺的医学诊断成像方式。与其他成像方式相比, 超声成像有着安全、实时、诊断成本低等优点。随着对超声成像质量的需求不断提高, 出现了许多新的成像方式, 例如合成孔径成像、三维成像等。这些成像方式对信号的采样速度以及数据处理速度的要求越来越高, 以香农采样定理为基础的信号处理框架对回波信号的获取和处理的难度日益加大。

而由 Candes 和 Donoho^[1,2]提出的压缩感知理论

正是针对高采样率采集、大数据量存储的系统实现问题提出的一种解决思路。理论指出, 当信号本身或者在某个变换域上具备稀疏性时, 可通过最优化问题求解从少量采样数据中恢复出信号全部信息。压缩感知理论已经成功应用于多个领域, 其中包括医学成像领域^[3]。Lustig 提出的稀疏 MRI 成像^[4]是最早将压缩感知理论应用于医学成像领域中的, 使用 K 空间的部分数据成功恢复出了原始图像, 加快了 MRI 成像速度。清华大学焦鹏飞等人将压缩感知理论应用于 CT 成像中^[5], 降低了成像数据量。近几年有部分学者也尝试将压缩感知理论应用于医学超声成像中。Ronen Tur 等在 2010 年提出了基于有限更新率的压缩感知超声成像算法^[6], 其假设点目标回波波形已知且固定不变, 并且组织是由有限的散射点构成, 最终利用回波数量的稀疏性重建

收稿日期: 2012-04-03; 修回日期: 2012-07-26

基金项目: 中国科学院知识创新工程重要方向资助项目
(KGCX2-YW-915)

作者简介: 吕焱(1985-), 男, 重庆人, 博士研究生, 研究方向为信号与信息处理。

通讯作者: 吕焱, E-mail: lvyi@mail.ioa.ac.cn

信号,但其系统实现复杂。Kirolos 等人提出的基于压缩感知的模拟信息转换器(Analog to Information Conversion, AIC)^[7]可以利用简单的电路来实现压缩感知,为压缩感知理论的实现提供了可能性。西安电子科技大学的石光明等人将模拟信息转换器应用于雷达系统中^[8],利用雷达信号的稀疏性有效降低了成像数据量。谢春晓等进一步将模拟信息转换应用到二维雷达成像中,对逆合成孔径成像完成了成像^[9]。国内许多学者也希望通过超声成像算法的机理研究来减少超声成像系统的复杂度^[10,11]。

为了减小医学超声成像中所需采样率以及数据量,本文利用超声信号在时域上的特点建立了基于波形的稀疏性模型,通过模拟信息转换器实现了基于压缩感知理论的医学超声图像稀疏采样及重建,有效地降低了系统采样率及成像数据量。为了验证本文方法的有效性,利用 Field II 对医学超声中常用的点目标以及复杂组织目标进行了仿真实验,在均方误差、分辨率、对比度以及成像质量上与常规成像结果进行对比分析。

1 理论基础

1.1 压缩感知理论

压缩感知理论是针对稀疏信号压缩采样提出的理论框架,其主要思想是:如果任意 N 采样信号在一个完备空间上具有稀疏表示,则可以通过求解最优化问题从空间中 $J(J \ll N)$ 个线性投影以极高的概率精确重建原始信号。

从数学上讲,设 $\mathbf{x} \in R^N$ 是一个实信号,假设信号 \mathbf{x} 在 $\Psi = \{\psi_1, \psi_2, \dots, \psi_N\}$ 为基的空间中具有稀疏性,则 \mathbf{x} 可以由 $K(K \ll N)$ 个基的线性组合来逼近

$$\mathbf{x} = \sum_{i=1}^K \theta_i \psi_{n_i} = \Psi \boldsymbol{\theta} \quad (1)$$

其中: $\boldsymbol{\theta} = [\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_K]^T$ 为 \mathbf{x} 在 Ψ 空间中的非零系数。

构造测量矩阵 $\Phi \in R^{J \times N}$, \mathbf{x} 在该矩阵下的线性测量值 \mathbf{y} 为

$$\mathbf{y} = \Phi \mathbf{x} = \Phi \Psi \boldsymbol{\theta} = \mathbf{v} \boldsymbol{\theta} \quad (2)$$

其中,矩阵 $\mathbf{v} = \Phi \Psi$ 称为感知矩阵。当 \mathbf{v} 满足约束等距条件^[1]时,可以通过求解式(3)的最优化问题从 $J = O(K \log(N/K))$ 个测量值中精确重建原始信号。文献[2]表明,当 Φ 为随机矩阵时, \mathbf{v} 有极大概率满足约束等距条件。

$$\hat{\mathbf{x}} = \arg \min \|\mathbf{x}\| \quad s.t. \quad \mathbf{v} \boldsymbol{\theta} = \mathbf{y} \quad (3)$$

上述最优化问题可通过 l_1 范数最小法求解^[1]。

1.2 模拟信息转换器

模拟信息转换器是压缩感知理论的一个重要应用分支,其提供灵活的框架实现按“信息率”采样信号,而非传统的奈奎斯特采样率。其原理框图如图 1 所示,主要由三部分组成:伪随机序列发生器、模拟滤波器以及低速模数转换。

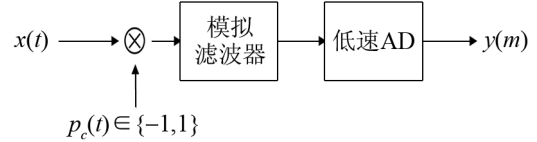


图 1 模拟信息转换器原理框图
Fig.1 The block diagram of AIC

输入稀疏信号 $x(t)$ 可表示为

$$x(t) = \sum_{n=1}^N \theta_n \psi_n(t) \quad (4)$$

其中, $\psi_n(t)$ 为基函数, θ_n 为对应的稀疏系数。图 1 中,模拟信息转换器中首先将输入信号与一个满足贝努力分布的伪随机序列 $p_c(t)$ 相乘;然后对随机化后的信号进行低通滤波,假设模拟滤波器脉冲响应为 $h(t)$;最后利用低速模数转换器对滤波后的信号进行采样,最终输出信号为

$$y[m] = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) p_c(\tau) h(t - \tau) d\tau, \quad t = m\Delta_t \quad (5)$$

其中 Δ_t 为采样间隔。将式(4)带入式(5)中可得

$$y[m] = \sum_{n=1}^N \theta_n \int_{-\infty}^{\infty} \psi_n(\tau) p_c(\tau) h(m\Delta_t - \tau) d\tau \quad (6)$$

对照式(2)可知,系统等效感知矩阵中任一元素可表示为

$$v_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} \psi_n(\tau) p_c(\tau) h(m\Delta_t - \tau) d\tau \quad (7)$$

由于 $p_c(t)$ 为随机序列,故测量矩阵满足随机矩阵要求,感知矩阵有极大概率满足约束等距条件,所以系统满足压缩感知重建条件。因此可利用测量向量 \mathbf{y} 和感知矩阵 \mathbf{v} ,通过对最优化问题的求解恢复出原始信号。

2 基于压缩感知的超声成像算法

假设成像区域介质是均匀无衰减,成像组织由一系列散射点组成,回波散射满足一阶 Born 近似,且回波波形不随传播变化,则回波信号可表示为一系列点目标回波的加权组合:

$$r(t) = \sum_p \sigma_p g\left(t - \frac{2\sqrt{z_p^2 + (x_i - x_p)^2}}{c}\right) \quad (8)$$

其中: p 为散射点数目, σ_p 为散射强度系数, $g(t)$ 为单点目标回波波形, (x_p, z_p) 为散射点的位置,

$(x_i, 0)$ 为换能器阵元的位置。

基于上述回波信号模型构造一组基函数：

$$\Psi = \{\psi_n(t) | \psi_n(t) = g(t - n\tau), n \in \{1, 2, \dots, N\}\} \quad (9)$$

其中 τ 为期望采样率对应的时间间隔。显然 Ψ 构成回波信号的一组完备基。由于散射点数目有限，因此回波信号在基函数 Ψ 中具有稀疏表达：

$$r(t) = \sum_1^p \alpha_i \psi_{n_i}(t), \alpha_i \neq 0 \quad (10)$$

回波稀疏度取决于散射点数目，基函数系数为对应的散射强度。

基于上述分析，可知回波信号在 Ψ 上具有完备性和稀疏性，因此可利用模拟信息转换器对回波信号实现稀疏采样，实现框图如图 2 所示。

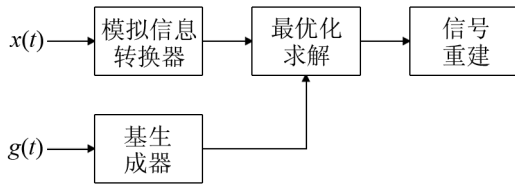


图 2 基于 AIC 的超声回波重建框图

Fig.2 Schematic diagram of reconstructing signal based on AIC

具体实现步骤如下：

(1) 利用理论模型计算和实验仿真获取点目标的回波波形，将其在时域上扩伸及平移，生成基函数库。

(2) 利用模拟信息转换器对回波信号进行稀疏采样，同时计算系统对应的感知矩阵。模拟信息转换器实现中，为保证对原始信号充分随机化，加大重建成功概率，随机序列变化率高于奈奎斯特频率。模拟滤波器传递函数原理上为任意形式的低通滤波器^[6]。

(3) 通过 l_1 范数最小法求解回波信号对应的稀疏基系数。本文中涉及的最优化问题求解均采用 CVX 工具箱^[12]完成。

(4) 对重建得到的回波信号进行常规成像。

3 仿真实验以及讨论

本节利用 Field II^[13]进行仿真实验，对回波数据进行离线处理，模拟稀疏采样效果。对在不同采样率下压缩采样信号进行重建，在均方误差、分辨率、对比度及成像质量等方面上与常规成像所得图像进行对比分析。

3.1 点目标仿真

本节对不同采样率下点散射目标进行仿真，对比重建信号与原始信号的误差及图像分辨率等性能

指标。仿真参数如下：换能器阵列有效阵元数目为 64 个，阵元中心间距为 0.5 mm，阵元高度为 5 mm，阵元宽度为 0.4 mm，换能器的中心频率为 4 MHz，阵元单位脉冲响应为正弦调制汉宁窗。发射脉冲信号为单周期 4 MHz 正弦波，原始采样率为 12 MHz。散射目标为 3 个散射点，分别位于阵元正前方 15 mm、18 mm、21 mm 处。

图 3 为稀疏采样的单阵元回波重建数据、原始回波信号及其差值信号，其中图 3(a)为原始回波数据，采样率为 12 MHz，高于奈奎斯特采样率，图 3(b)为稀疏采样重建得到的回波数据，采样率为 4 MHz，仅为奈奎斯特采样率最小值的一半。图 3(c)为重建信号与原始信号的误差值。从图中可以看出，重建得到的信号中点目标的回波位置与原始信号中位置一致，幅度大小无明显差别，两信号差值较小。结果表明利用模拟信息转换器对超声回波信号进行稀疏采样可行，重建信号误差较小。

考虑到测量矩阵为随机矩阵，进行多次鲁棒性实验。图 4 给出了在不同采样率下重复 50 次得到的重建信号均方误差对比结果。

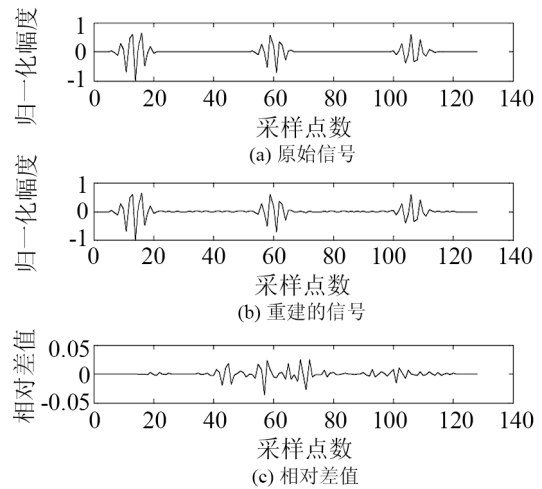


图 3 重建信号与原始信号及其差值信号对比

Fig.3 The reconstructed signal , the original signal and the error signal

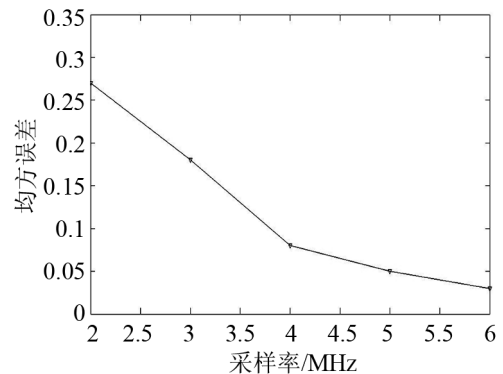


图 4 不同采样率下的均方误差分析

Fig.4 MSE with different sampling rates

根据图中结果可知：采样率越低，均方误差越大，但在使用换能器中心频率 4 MHz 对回波采样时，平均均方误差仅为 8.2%，并且波形误差主要来自高频干扰，对信号包络影响较小，不会降低成像质量，基于时域波形的压缩感知算法具有良好的鲁棒性。

合成发射孔径成像方式需要对所有通道的回波进行采样存储，数据量大，若能利用压缩感知理论降低其采样率，将大幅度减小存储量，降低系统复杂度。因此，为进一步分析成像效果，下面以合成发射孔径成像结果作为算法的评价依据。图 5 给出了不同采样率下以合成孔径发射方式单次发射所得的成像结果，成像动态范围为 40 dB。

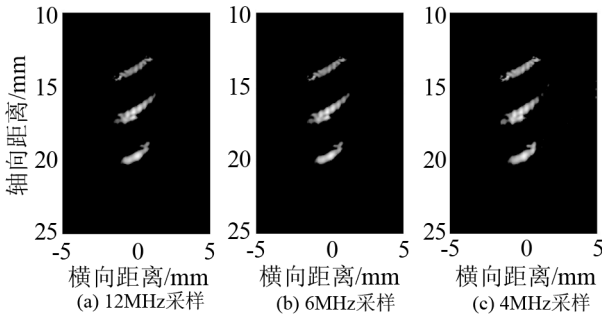


图 5 不同采样率下点目标成像结果
Fig.5 The point target images with different sampling rates

图 5(a)为常规方式成像结果，采样率为 12 MHz，高于奈奎斯特采样率。而图 5(b)和图 5(c)分别利用压缩感知理论在 6MHz 和 4MHz 采样率下的回波重建得到的成像结果。从图中可以看出，与单线回波数据分析结果一致，重建图像中散射点位置与原始图像一致，分辨率基本相同，虽然在采样率降低的情况下图像对比度略有下降，但不影响整体成像质量，表明对于简单目标，基于波形的稀疏性模型成立，利用压缩感知理论得到的重建图像在分辨率上不会降低，基本满足成像要求。

3.2 复杂组织目标仿真

点目标的散射仿真实验不能保证稀疏性模型对复杂组织目标成立，因此本部分对复杂组织目标仿真，验证算法的通用性和有效性。仿真中更接近实际系统的 192 个有效阵元，成像区域 30~90mm，成像组织包括 5 个亮斑目标，5 个高散射强度点目标以及若干弱散射点，其中强散射点散射强度为弱散射点的 20 倍，位置为 40~80mm 均匀分布，亮斑直径大小分别为 2mm、3mm、4mm、5mm、6mm，散射强度为弱散射点的 10 倍，位置也为 40~80mm 均匀分布，其余仿真参数不变。

图 6 为截取部分 6MHz 采样率及 4MHz 采样率

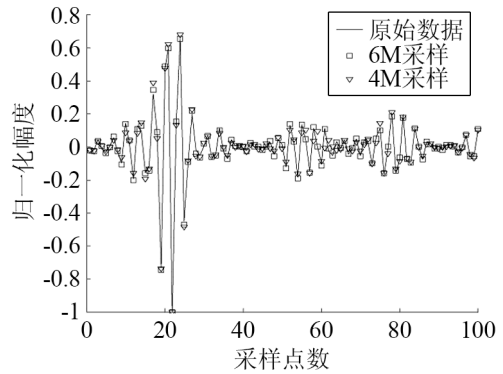


图 6 不同采样率下单线重建结果
Fig.6 The reconstructed signals with different sampling rates

下单阵元回波重建数据与原始回波数据对比图。从图中可看出重建回波与原始回波差异不大，6 MHz 采样下的重建信号均方误差仅为 0.05，4MHz 采样下的重建信号均方误差仅为 0.11，且信号包络基本完全相同，对最终成像无明显影响。

利用合成发射孔径成像的结果如图 7 所示，图 7(a)为原始图像，图 7(b)和图 7(c)分别为 6 MHz 采样及 4MHz 采样后重建得到的图像，图 7(d)为对原始回波 6MHz 采样后，利用三次样条插值得到的成像结果。对比成像结果，利用压缩感知得到的重建图像目标的形状、大小及成像质量无明显差异，只是在图像边缘存在细微的差别。斑目标与周围组织区分明显，图像对比度未出现明显下降，不同大小的斑目标形状也与原图像相当，位置准确，对斑目标的重建精度高。复杂组织中的高亮点目标与之前独立点目标仿真结果相似，弱散射强度点目标的引入并没有影响到高散射强度的点目标信号的重建，

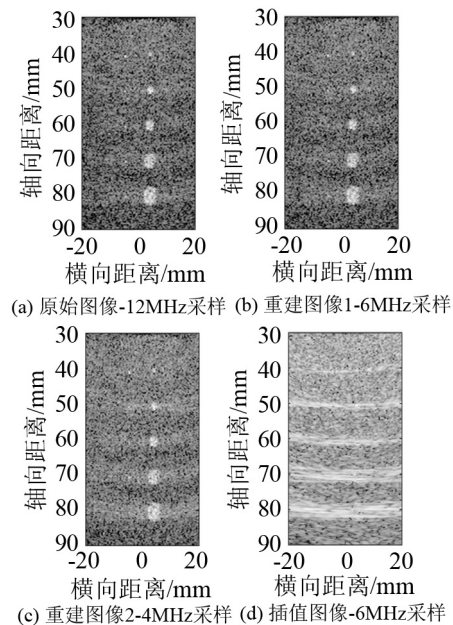


图 7 不同采样率下复杂组织目标成像结果
Fig.7 The images of complex tissue target with different sampling rates

点目标的分辨率并未降低,对比度随着采样率的降低有所降低,但不影响分辨。而利用插值得到的图像分辨率差,对比度弱,斑目标的旁瓣效应严重,点目标不可分辨,图像严重失真。因此可知,插值方法无法在低于奈奎斯特采样率的情况下重建原始图像,而利用压缩感知理论可以有效完成重建。

仿真结果表明,对于复杂组织目标,基于超声成像回波波形的稀疏性仍然成立,可以利用压缩感知理论实现数据压缩采样,达到降低采样率和总数据量的目的。

4 结 论

本文将压缩感知理论应用到超声成像中,提出了一种基于模拟信息转换器的稀疏医学超声成像方法。本文提出的方法可利用较低的采样率对回波进行采样,较准确重构超声图像,满足一定应用场所的需求,降低了系统采样率及所需总数据率。通过对点散射模型及复杂组织目标散射模型进行仿真实验,与常规成像方式在分辨率、对比度、均方误差以及成像质量等方面进行了比较,结果表明基于压缩感知的成像方法在保证成像质量的前提下,可以大幅度降低系统采样率及成像总数据量,并且算法结构简单易于实现,为降低系统采样率及成像数据量提供了一种新的解决思路。

参 考 文 献

- [1] Donoho D L. Compressed sensing[J]. Information Theory, IEEE Transactions on, 2006, **52**(4): 1289-1306.
- [2] Candès E J, Romberg J, TAO T. Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information[J]. Information Theory, IEEE Transactions on, 2006, **52**(2): 489-509.
- [3] Wang G, Bresler Y, Ntzichristos Y. Guest editorial compressive sensing for biomedical imaging[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2011, **30**(5): 1013-1016.
- [4] Lustig M, Donoho D, Pauly J M. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2007, **58**(6): 1182-1195.
- [5] 焦鹏飞, 李亮, 赵骥. 压缩感知在医学图像重建中的最新进展[J]. CT理论与应用研究, 2012, **21**(1): 133-147.
JIAO Pengfei, LI Liang, ZHAO Ji. New advances of compressed sensing in medical image reconstruction[J]. Computerized Tomography Theory and Applications, 2012, **21**(1): 133-147.
- [6] Tur R, Eldar Y. C, Friedman Z. Innovation rate sampling of pulse streams with application to ultrasound imaging[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2011, **59**(4): 1827-1842.
- [7] Kirolos S, Laska J, Wakin M, et al. Analog-to-information conversion via random demodulation[C]// Design, Applications, Integration and Software, 2006, 71-74.
- [8] Shi G. UWB echo signal detection with ultra-low rate sampling based on compressed sensing. Circuits and Systems II: Express Briefs, IEEE Transactions on, 2008, **55**(4): 379-383.
- [9] 谢晓春, 张云华. 基于压缩感知的二维雷达成像算法[J]. 电子与信息学报, 2010, **32**(5): 34-38.
XIE Xiaochun, ZHANG Yunhua. 2D radar imaging scheme Based on compressive sensing technique[J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2010, **32**(5): 34-38.
- [10] 余锦华, 汪源源. 医学超声成像的模拟研究[J]. 声学技术, 2011, **30**(1): 33-40.
YU Jinhua, WANG Yuan-yuan. Simulation study of medical ultrasound imaging[J]. Technical Acoustics, 2011, **30**(1): 33-40.
- [11] 王婷, 陈功, 万遂人. 傅里叶-小波正则反卷积医学超声成像方法, 声学技术, 2011, **30**(6): 501-504.
WANG Ting, CHEN Gong, WAN Suren. Fourier-wavelet regularized deconvolution in medical ultrasound imaging[J]. Technical Acoustics, 2011, **30**(6): 501-504.
- [12] Grant M, Boyd S. CVX: Matlab software for disciplined convex programming[Z]. Available: <http://www.stanford.edu/boyd/cvx/>
- [13] Jensen J A, Svendsen N B. 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.