

医学超声成像的模拟研究

余锦华, 汪源源

(复旦大学电子工程系, 上海 200433)

摘要: 简述医学超声成像模拟研究的主要方法, 探讨其研究意义和应用前景。将现有的超声成像模拟算法分为基于线性假设和基于非线性假设的两大类, 介绍每类中代表方法的基本原理, 并讨论两类方法的差异, 其中基于数值方法求解超声波动方程的模拟算法更符合实际超声成像过程, 为更好地理解超声图像中的各种现象、寻求组织特性和图像特征间的匹配关系提供了有效的研究工具。

关键词: 超声成像模拟; 线性假设; 非线性假设; 基/谐波成像

中图分类号: R445.1

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2011)-01-0033-08

DOI 编码: 10.3969/j.issn1000-3630.2011.01.006

Simulation study of medical ultrasound imaging

YU Jin-hua, WANG Yuan-yuan

(Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China)

Abstract: The main methodologies are introduced for the simulation of medical ultrasound imaging. The significance and the application prospects of simulation studies are also discussed. The existing ultrasound imaging simulation methods are divided into two groups: linear assumption based and nonlinear assumption based. Representative methods in each group as well as the differences between two groups are presented and compared. The simulation method based on the numerical solution of acoustic wave equations may provide more realistic simulation of real ultrasound imaging. It can be used as an efficient tool for understanding various phenomena in ultrasound imaging and establishing relationships between tissue properties and image features.

Key words: ultrasound imaging simulation; linear assumption; nonlinear assumption; fundamental/harmonic imaging

1 引言

超声波在生物组织内部传播时, 由于不同组织介质间的声特性阻抗差异, 造成超声波沿其传播路径上的反射、折射、散射等现象。医学超声利用回波信号中携带的组织声特性阻抗差异信息成像, 通过对回波信号的检测和处理最终得到所扫描组织的超声图像。医学超声成像主要包括以下几个主要环节: 超声波束的形成及聚焦, 声波的传播, 回波信号的检测和接收, 回波信号处理以及扫描方式控制等^[1]。

经过半个多世纪的发展, 医学超声成像领域涌现出许多新的成像和图像处理技术, 图像质量也得到了明显的提高, 但同时仍存在一系列有待解决的问题。例如, 对超声图像斑点噪声和声衰减等现象

的理解和应用问题。斑点噪声和声束衰减是造成超声图像信噪比低的主要原因^[2], 但它们的产生均与生物组织的声特性密切相关, 必然携带了组织的特性信息^[3]。在基于超声图像的组织定征研究中, 要么对斑点噪声和信号衰减等因素进行消除和弥补, 并在提高图像质量的基础上进行特征提取和分析; 要么在原始图像上寻求斑点噪声纹理信息或者区域信号衰减统计特性与组织特性的匹配关系^[4,5]。这两类途径并不冲突, 但很难兼顾。即使某些研究兼顾了这两方面, 但对图像质量提高和特征匹配的准确性通常也缺乏金标准, 仅依赖专家的经验给出主观的判断。

另外, 目前广泛应用于临床的超声成像系统仅利用了超声波提供的组织声特性阻抗差信息, 而忽视了超声波携带的诸如声速、声衰减系数、散射系数、相位和频谱的空间分布等信息。近年来, 已有研究表明, 如果将除组织声阻抗差外的其它信息用于超声成像, 将为某些疾病的诊断提供新的依据, 从而有望提高诊断的准确性。例如, 采用超声背散射系数成像估计骨骼微结构, 可作为骨结构变化评价的有效方法, 能提高骨质疏松症的诊断准确性^[6]。

收稿日期: 2010-10-07; 修回日期: 2010-12-22

基金项目: 国家自然科学基金(10974035)和上海市优秀学科带头人计划(10XD1400600)资助项目

作者简介: 余锦华(1978-), 女, 副研究员, 研究方向为医学超声工程。

通讯作者: 汪源源, E-mail: yywang@fudan.edu.cn

对超声回波中符合线性声学规律部分的信息的检测和应用已相对成熟。随着对超声传播特性研究的深入,超声波在组织中传播的非线性变化规律成为研究热点^[7]。其中,超声谐波成像作为对超声波非线性传播特性应用的代表,被认为是超声诊断技术发展过程中的又一次飞跃。但目前对谐波成像相关的波束聚焦、衰减补偿、基谐波信号分离、信号后处理的研究还较少,对谐波成像应用的技术还有待提高。

以上这些待解决问题,归根结底都是为了在理解脉冲-回波成像过程的基础上,得到超声图像特征与生物组织特性之间的对应关系。而确立特定超声回波与其扫描组织之间的关系,需要知道发射超声波性质、组织结构及其声学特性,然而这些信息在实际临床操作中是不可能完全获知的。实现超声成像模拟是解答这些问题的一种有效手段。在模拟环境下,组织的形状、声学参数以及发射声信号的参数均是已知并可控制的,这样就有可能找到超声图像和对应组织间的关系。另外,模拟系统可在任意时刻、任意位置,计算和跟踪多个声参数的变化,观察各声参数变化对超声回波的影响,进而有可能得到各声参数的信息成因及其与组织特征间的匹配关系。

除解决上述的几个问题,超声成像模拟的实现还可应用于:超声医师的岗前培训^[8,9],超声图像处理技术的客观评价^[10,11],超声探头及扫描方式的设计^[12,13]等。

本文介绍了医学超声成像发展过程中出现的主要超声成像模拟方法,根据各方法所基于的声传播规律,分别介绍基于线性假设和基于非线性假设的两类超声成像模拟算法;并对模拟算法中的波束控制和组织建模等问题进行讨论;最后比较了两类模拟算法,讨论总结了超声成像模拟研究的发展趋势。

2 基于线性假设的超声成像模拟

长期以来,医学超声成像系统的设计都是以超声在人体中遵循线性传播规律作为前提的,即假设人体组织是一个线性的声传播介质,超声在其中传播时声速和频率均不发生改变。因此,早期出现的超声成像模拟算法都是基于这个线性假设前提,这些方法主要分为三类:卷积法、声波压力场计算法和超声回波后处理法。

2.1 卷积法

这类方法由 Bamber 和 Dickinson 在 1980 年提

出^[14],并在近年来得到了完善^[15]。该方法将超声图像的模拟分成两个部分:组织建模和成像系统建模。组织建模就是将组织特性用一个连续分布的点状散射体分布函数概括,详见 4.2 节。成像系统建模部分将超声波与散射体的干涉概括为点传播方程(Point Spread Function, PSF)。以二维模拟为例,PSF 由脉冲轴向形状函数 $H_1(x)$ 和波束横向形状函数 $H_2(y)$ 决定。如果点传播方程表示为 $H(x,y)=H_1(x)*H_2(y)$, 二维散射体分布方程为 $T(x,y)$, 则模拟图像 $I(x,y)$ 为:

$$I(x,y)=H(x,y)*T(x,y) \quad (1)$$

点传播方程可简化为受高斯包络调制的正弦波:

$$H(x,y)=e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2}+\frac{y^2}{\sigma_y^2}\right)}\cos(2\pi fx) \quad (2)$$

其中 x 是声波传播的方向, f 为正弦波频率, σ_x 和 σ_y 分别由正弦脉冲轴向和横向尺寸决定。将 PSF 简化为一个由发射超声波参数决定的线性、可分、空间不变的方程,这就意味着超声波束对组织各部分的响应是相同的。近年来,也有学者对这类方法进行了改进^[15],将探头形状和波束随传播时间的变化也考虑进模拟算法中。例如,如果采用的是弧形探头,并且脉冲发射谱质量因子为 Q (探头参数之一),正弦波波长为 λ ,则脉冲轴向形状因子 σ_x 可表示为:

$$\sigma_x=\frac{\lambda \cdot Q \cdot \sqrt{\ln(2)}}{\pi} \quad (3)$$

波束横向形状因子 σ_y 可表示为:

$$\sigma_y(y)=\sigma_y(0)+k \cdot y \quad (4)$$

其中 $\sigma_y(0)$ 为由发射脉冲宽度决定的初始横向形状因子, k 为波传特性决定的经验参数。改进算法虽然提高了模拟图像和实际超声图像的相似性,但这类方法由于过分简化超声成像的实际过程,造成了模拟结果与实际成像过程的较大偏差。

2.2 声波压力场计算法

声波压力场计算法由 Jensen 等提出^[12,13],该研究采用 Tupholme-Stepanishen 方法^[16]计算探头表面每点的脉冲压力场。探头表面的压力场由模拟容积内每个散射体对探头表面的声压总和决定。假设模拟容积内任一点表示为 r , 探头表面某点为 r_1 , 则 r_1 位置的声压 $p_r(r_1, t)$ 可由探头发射脉冲波函数 $v_{pe}(t)$ 、不均匀组织内部某空间点的密度和声速函数 $f_m(r)$ 、由探头表面到该空间点距离决定的脉冲波响应函数 $h_{pe}(r, r_1, t)$ 计算得到:

$$p_r(r_1, t)=v_{pe}(t) * f_m(r) * h_{pe}(r, r_1, t) \quad (5)$$

其中 $*$ 和 $*$ 分别表示在时间和空间域的卷积。

声波压力场算法比卷积法更能体现实际超声成像,首先声波压力场算法中用于描述组织特性的函数 $f_m(\mathbf{r})$ 是随组织密度和声速变化的;其次在该方法中, v_{pe} 是一个固定的用于描述探头特性的函数,而 h_{pe} 是特定散射体到探头表面某点距离的函数,这使得在计算过程中空间某一点对探头声压的贡献是随该点的组织特性变化的。由于声波压力场算法需要对每个散射体的声压计算一遍才能得到探头上某一点的输出,因此该方法的计算量是非常大的。声波压力场算法与卷积法也有共同之处,即均采用空间卷积的方法来统计模拟空间内各个散射体对探头声压的贡献。不管散射体对探头声压贡献的计算是否随空间变化,两种方法都假设散射体和探头、散射体之间的声波传播路线是均匀的。虽然两类方法能得到与组织模型相关性较高并与实际超声图像相似的模拟图像,但这种均匀性假设造成了与实际成像过程的差异。

2.3 超声回波后处理法

这类方法通常直接采用已有线性超声探头获取的超声回波信号,然后进行合成处理得到超声模拟图像。其中一些方法建立在虚拟人体数学模型的基础上,存储大量人体各器官的超声图像。当虚拟探头放置于虚拟人体的某部位时,根据探头的位置和角度,计算及合成出当前的模拟图像^[8,17]。还有些方法记录超声探头回波信号,然后采用信号处理的方法试图获取区别于组织声阻抗差的其它信息^[18]。超声回波后处理法在严格意义上来说并不是对超声成像的模拟,而仅是对现有超声成像的一种应用。

3 基于非线性假设的超声成像模拟

早在1980年,Muir和Carstensen就指出了医学超声的非线性传播现象^[7]。1985年,Starritt等测量了超声在肌肉中的非线性传播^[19]。由于超声波在生物组织中的非线性传播,使当发射声波频率为 f_0 时,回波成分中除了基波成分外,还包含了 $2f_0$, $3f_0$ ……等谐波成分,如以 $2f_0$ 谐波分量重建图像,则得到扫描组织的二次谐波成像。由于谐波成像能有效提高图像对比度及侧向分辨力,因此被认为是医学超声成像的新飞跃。谐波成像能提高图像质量的主要原因是:谐波的产生是一个累积的过程,近场谐波能量很小,从而避免了胸壁和腹壁的反射、散射造成的伪像;谐波成分主要由能量较高的主瓣产生,消除了能量较低旁瓣对谐波成像质量的影响;谐波成分频率高、波长短、频带窄,因此能提

高图像轴向和侧向分辨力。谐波成像的基础是超声波在组织中的非线性传播,因此以往模拟算法中采用的简化假设就均不适用,模拟算法必须是非线性、非均匀性的。近年来,出现了几种谐波成像的模拟算法,这些算法均是在建立超声波动方程的基础上,采用数值计算方法,计算和模拟超声波在组织中传播的实际过程。

3.1 波动方程基础

波动方程用于描述介质中声压 p 、质点速度 v 和密度 ρ 等声场特性随空间和时间的变化。在没有粘滞性、绝热的理想流体介质中,一维波动方程由三个基本方程构成,分别是:运动方程、连续性方程和物态方程^[20,21]。运动方程描述 p 和 v 之间的关系,即牛顿第二定律:

$$\rho \frac{dv}{dt} = -\frac{\partial p}{\partial x} \quad (6)$$

其中 x 表示质点运动方向。连续性方程描述 v 和 ρ 之间的关系,即质量守恒定律:

$$-\frac{\partial}{\partial x}(\rho v) = \frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (7)$$

当声波传过介质时,介质内压强、密度和温度都会发生变化,这种变化由热力学状态方程描述,若将波传过程简化为绝热过程,则物态方程可表示为 p 和 ρ 的关系:

$$dp = \left(\frac{dp}{d\rho} \right)_s d\rho \quad (8)$$

以上三个基本方程表示了各参量之间的非线性关系,为了得到用单一参量表示的声波方程,在假设介质为均匀理想流体,声波振幅小于声波波长,并且各参量平方项以上的微量可以忽略的前提下,三个基本方程可简化为:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (9)$$

其中 c_0 表示平衡态波速。将式(9)扩展为高维,得到:

$$\nabla^2 p = \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (10)$$

其中 ∇^2 为高维拉普拉斯运算 ($\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2}{\partial x_2^2} + \dots + \frac{\partial^2}{\partial x_n^2}$)。式(10)是在基于理想流体介质并忽略二阶

以上微量的前提下得到的,没有考虑介质粘滞性和声波在介质中的衰减,故被称为线性声波方程,它也是构造非线性波动方程的基础。为了模拟声波在生物组织中的传播过程,近期出现了一些研究,将声波传播的非线性、非均匀性、衰减等因素考虑进

波动方程的构建中, 其中两个代表模型为 KZK (Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov)模型和 Full-wave 模型。

3.2 KZK 模型

在线性波动方程中引入扩散和非线性因子^[22,23]:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = -\frac{\delta}{c_0^4} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} - \frac{\beta}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2} \quad (11)$$

其中, 等式右边的两项分别是扩散和二次非线性因子, δ 为扩散率, β 为非线性系数。假设 z 轴为波束传播的方向, 作以下变量替换:

$$\begin{aligned} p &= p(x_1, y_1, z_1, t'), \\ (x_1, y_1, z_1) &= (\varepsilon^{1/2} x, \varepsilon^{1/2} y, \varepsilon z) \\ t' &= t - z/c_0 \end{aligned} \quad (12)$$

中间式表示垂直于波传方向的变化量远小于沿波传方向的变化量。将式(12)代入式(11), 并舍弃 $O(\varepsilon^2)$ 项, 得到:

$$\varepsilon \left(\frac{\partial^2}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2}{\partial y_1^2} \right) p - \varepsilon \frac{2}{c_0} \frac{\partial^2 p}{\partial z_1 \partial t'} = -\frac{\delta}{c_0^4} \frac{\partial^3 p}{\partial t'^3} - \frac{\beta}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t'^2} \quad (13)$$

将上式转换回 (x, y, z) 空间, 即得到 KZK 方程^[24]:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z \partial t'} - \frac{c_0}{2} \nabla_{\perp}^2 p = -\frac{\delta}{2c_0^2} \frac{\partial^3 p}{\partial t'^3} + \frac{\beta}{2\rho_0 c_0^3} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t'^2} \quad (14)$$

其中 ∇_{\perp}^2 为在 (x, y) 平面上的拉普拉斯运算。

KZK 方程的数值解法主要分为频域和时域两类。Aanonsen 等^[25]提出了在近场条件下的频域求解方法, Hamilton 等^[26]将该方法扩展到远场。因这两种求解方法是在 Bergen 大学提出的, 因此统称为 Bergen Code。KZK 方程的时域数值求解方法则由 Lee 等^[27]在 Texas 大学提出, 因此称为 Texas Code。因为超声脉冲在频域需用较大的带宽表示, 因此时域方法较频域方法效率更高。2000 年, Li 等^[28]在数值求解 KZK 方程的基础上, 模拟了 B 型超声谐波成像过程, 并探讨了谐波成像较基波成像的优势及其原因。

3.3 Full-wave 模型

作为一个非线性抛物线方程, KZK 方程涵盖描述声波传播的非线性和扩散效应。KZK 方程是在近轴假设的前提下提出的, 即垂直于波传方向的声场变化远小于轴向声场变化。这个假设使 KZK 方程的模拟有效性局限于轴向的正负 15° 之间。另外, KZK 方程也不能模拟反射、散射以及非均匀性。为弥补 KZK 模型的不足, Pinton 等^[29]于 2009 年将 Full-wave 模型引入到超声成像模拟的研究中, 该模型不受近轴假设的限制, 并且涵盖了非线性、反射、散射、非均匀性、衰减等各类声现象。Full-wave

模型为:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \frac{\delta}{c_0^4} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + \frac{\beta}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2} + \frac{1}{\rho} \nabla p \cdot \nabla \rho - \sum_{m=1}^V \xi_m = 0 \quad (15)$$

式中前两项是线性波动方程, 其余四项分别表示扩散、非线性、密度变化和弛豫衰减。其中最后一项为 V 阶弛豫衰减模型, 满足:

$$\dot{\xi}_m + \omega_m \xi_m = \alpha_m \omega_m \frac{\Delta c}{c_0} \nabla^2 p \quad (16)$$

其中 α_m 为频率 ω_m 对应的弛豫衰减系数。

Pinton 等采用时域有限差分(Finite Difference Time Domain, FDTD)法将 Full-wave 模型在三维笛卡尔坐标系中进行离散化, 进而求得模型的数值解。FDTD 的主要原理是将待求解的问题转化为一组差分方程, 然后在时间和空间上进行适当的离散化, 逐步推进地求解方程^[30]。

3.4 谐波的产生

式(10)所示的波动方程是在以下简化条件下得到的:

$$dp = \left(\frac{dp}{d\rho} \right)_0 d\rho \quad (17)$$

实际上, 若考虑非线性状况, 则 p 和 ρ 的关系可用泰勒级数表示为:

$$p = \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_0 \rho + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)_0 \rho^2 + \frac{1}{3!} \left(\frac{\partial^3 p}{\partial \rho^3} \right)_0 \rho^3 + \dots \quad (18)$$

$$\text{假设 } A = \left(\rho \frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_0, \quad B = \left(\rho^2 \frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)_0, \quad C = \left(\rho^3 \frac{\partial^3 p}{\partial \rho^3} \right)_0,$$

则有:

$$\frac{c}{c_0} = 1 + \frac{B}{2A} \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right) + \frac{1}{4} \left[\frac{C}{A} - \frac{1}{2} \left(\frac{B}{A} \right)^2 \right] \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right)^2 + \dots \quad (19)$$

其中 c_0 和 ρ_0 为平衡态的波速和密度。因密度的变化量 ρ 与质点速度 v 成正比, 即 $\rho/\rho_0 = v/c_0$, 则一阶的波速方程可表示为^[23]:

$$c = c_0 + \frac{B}{2A} v \quad (20)$$

可见, 当质点振动速度为正值时, 波速增加; 反之则减小。对于发射的正弦波信号, 在信号的正半周, 波速出现超前; 负半周则出现滞后。经过一段时间后, 平滑对称的正弦波逐渐变为锯齿波, 进而产生二次及高次谐波。在 KZK 模型和 Full-wave 模型中的非线性系数 $\beta = 1 + B/(2A)$ 。

4 超声成像模拟中的几个重要问题

图 1 给出医学超声成像步骤框图。以上介绍的各种算法主要模拟了超声波与组织间的相互作用, 而

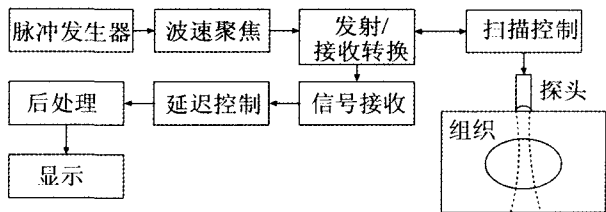
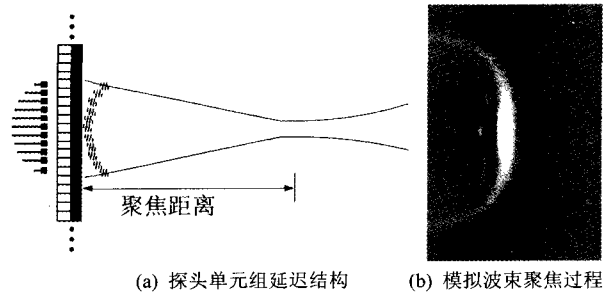


图 1 医学超声成像步骤框图
Fig.1 Block diagram of medical ultrasound imaging

要实现对医学超声成像过程的模拟，还需要解决波束控制、组织建模等几个重要问题。

4.2 波束控制

现有的医学超声成像系统均采用探头阵列发射多束同向超声波的形式进行波束聚焦^[1]。其基本原理是选取相邻的多个探头单元，按照两边延迟小，中间延迟大的方式发射超声波。由于各路信号的相对延迟不同，超声波在探头单元中部的方向产生能量的汇聚，从探头处到波束能量最集中处距离为聚焦距离。图 2(a)给出了发射波束聚焦的探头单元组延迟结构示意图，图中左侧柱状条的长度对应各单元的延迟时间；图 2(b)给出了波束聚焦过程的模拟示意图。波束聚焦的程度取决于探头的频率、单元数以及探头间距等参数，同时也决定了超声成像的横向分辨率。



(a) 探头单元组延迟结构 (b) 模拟波束聚焦过程
图 2 发射波束聚焦
Fig.2 Beam forming of emission

在信号接收模式中，探头单元持续接收反射回波信号。对于组织内某一点 p_1 来说，它的反射信号到达探头边缘单元的距离要大于到探头中心的距离，为了保持聚焦，探头各单元接收到的信号需要进行不同的延迟，叠加后才产生 p_1 处的检测结果。接收延迟实际上就是发射聚焦的逆过程，所不同的是组织内部各点因物理位置不同需要采用不同的延迟结构。图 3 给出了不同点的延迟结构示意图。

4.3 组织建模

对超声成像而言，组织用服从特定分布的点状散射体概括^[31-34]。在几种散射体分布模型中，Cramblitt 和 Parker 提出的 Marked regularity models^[32]能提供

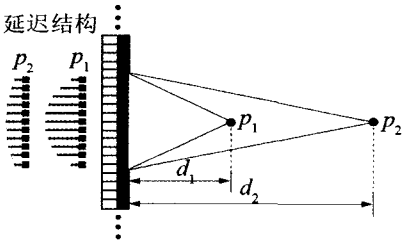


图 3 接收延迟结构示意图
Fig.3 Illustration of receiving delay structure

更灵活和全面的散射体分布，因此较具代表性。假设一维的散射体分布可表示为：

$$s(q)=\sum_i a_i \delta(q-Q_i)$$
 (17)

其中， q 代表散射体的物理位置， a_i 和 Q_i 分别表示散射体 i 的强度和位置。生物体组织内的散射体的分布通常可概括为均匀分布、随机分布和聚簇等三类。为有效表示这三类分布，gamma 分布用于描述散射体间的距离，gamma 分布为：

$$f(x)=\frac{x^{\alpha'-1}e^{-x/\beta'}}{\Gamma(\alpha')\beta'^{\alpha'}}, \quad \alpha',\beta',x>0$$
 (18)

$$\Gamma(\alpha')=\int_0^\infty p^{\alpha'-1}e^{-p}dp$$
 (19)

其中 α' 和 β' 分别是 gamma 分布的形状和尺寸参数，通过对参数的调整，就可获得满足不同分布的一维散射体分布，表 1 概括了不同 α' 对应的分布。

表 1 不同 α' 对应的一维散射体分布
Table 1 1D scatterer distribution corresponding to different α' setting

α' 设置	gamma 分布	散射体分布
$\alpha'>1$	小方差	趋于规则分布
$\alpha'=1$	退化为泊松分布	随机分布
$\alpha'<1$	大方差	趋于聚簇

一维散射体分布需要扩展到高维才能用于组织建模。Laporte 等^[35]提出了采用 Hilbert 曲线映射的方法。图 4 给出了不同精确尺度下的二维 Hilbert 曲线。图 5 给出了不同参数设置下二维散射体模型。

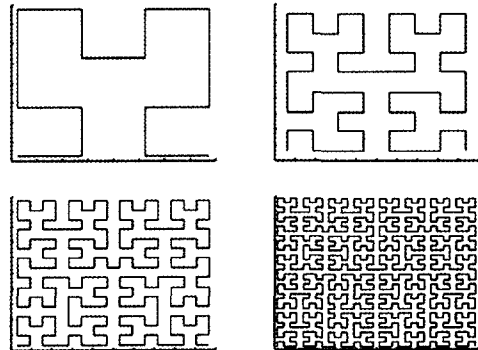


图 4 不同精确尺度下的二维 Hilbert 曲线
Fig.4 2D Hilbert curve for different precision levels

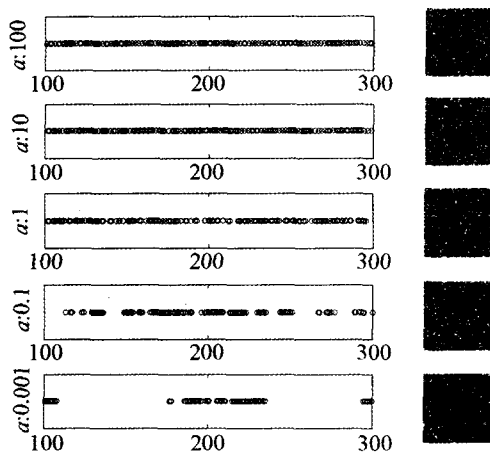


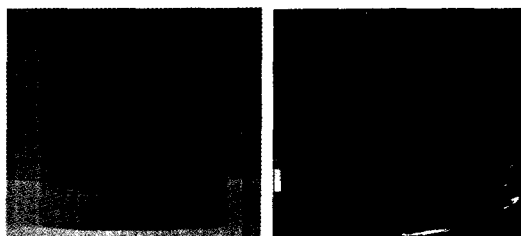
图5 不同参数设置下的二维散射体模型

Fig.5 2D scatterer distribution for different parameter setting

5 讨论

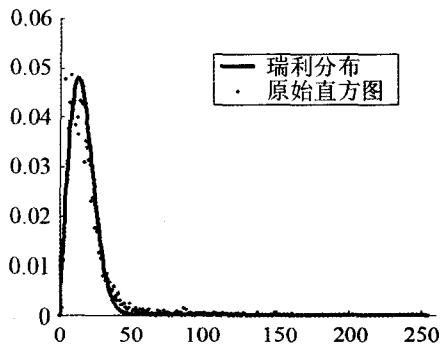
下面一组实验比较了基于线性假设的模拟算法与实际超声成像系统得到的超声图像。图 6(a)为成像用仿体,猪骨明胶用于制作组织仿体,由图可见仿体由两部分组成,透明部分代表声特性阻抗低的组织,中心圆形部分加入石墨粉,代表声特性阻抗高并散射体丰富的组织。Ultramark 9 HDI 线性医学超声成像系统用于获得实际超声图像,图 6(b)为实际超声图像,图 6(c)为散射体丰富部分对应的图像直方图。通过 FDTD 求解线性波动方程,可得基于线性假设的模拟超声图像。图 6(d)为组织模型,同样是在低声特性阻抗背景中存在一高声特性阻抗并大量散射体随机分布的圆形目标,图 6(e)为模拟的超声图像,图 6(f)为随机分布散射体部分对应的直方图。已知大量随机分布散射体产生的斑点噪声服从瑞利分布^[36],对实际图像和模拟图像的斑点噪声部分进行直方图拟合,两者均与瑞利分布契合。

以下实验对比了基于线性波动方程的模拟算法和卷积法的不同。图 7(a)为模拟组织模型,图 7(b)为基于线性波动方程模拟算法得到的模拟图像,图 7(c)~7(e)是在相同点传播函数 $H(x,y)$ (式(2))、不同大小的 PSF 窗(分别为 3×3 , 7×7 , 和 11×11)时卷积法得到的模拟图像。可见 PSF 的选取对模拟图像斑点噪声的形成起决定性作用,并很难和组织特性挂钩。基于线性波动方程得到的模拟方法虽然不能得到像卷积法一样边缘清晰的模拟图像,但只要成像条件固定(发射波频率、聚焦距离、组织模型),得到的模拟图像是不变的。以上两组实验说明基于求解波动方程的模拟方法,在模拟过程中未加入如卷积法中诸多计算简化条件,有可能得到与更符合实

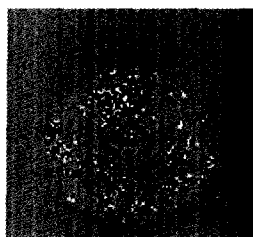


(a) 仿体

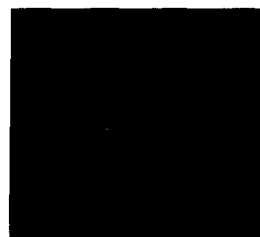
(b) 实际超声图像



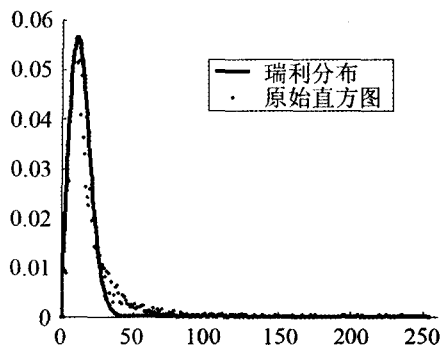
(c) 实际超声图像斑点噪声分布



(d) 组织模型



(e) 基于线性波动方程的模拟图像



(f) 模拟超声图像斑点噪声分布

图6 基于线性假设的模拟图像与实际图像对比

Fig.6 Comparison between simulated images on linear assumption and actual images

际超声成像过程的模拟图像。但要做到与实际超声成像完全相同,还需考虑非线性、衰减等因素。

以下一组实验给出了在引入非线性及弛豫衰减条件下,谐波的产生及变化过程。当输入为 2.5MHz 的正弦脉冲时,图 8(a)给出了随声波传播深度的不同,脉冲变化的示意图,图 8(c)和 8(d)分别给出了传播深度为 0cm、2cm 和 15cm 时,对应的频谱图。随着声波传播深度的增加,正负对称的正弦波产生

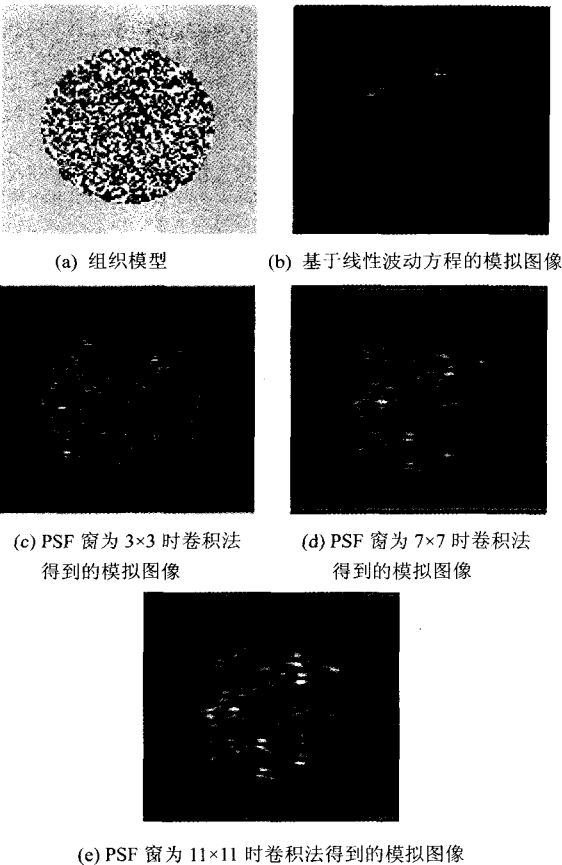


图 7 基于线性波动方程的模拟和卷积法的对比

Fig.7 Simulation based on linear acoustic wave equation vs. convolution method

畸变, 谐波成分逐渐产生, 在 2cm 处可见明显的二次及高次谐波成分, 随后谐波成分经历一个先增长后衰减的过程, 并且由于谐波成分的频率高, 衰减速度高于基波成分。

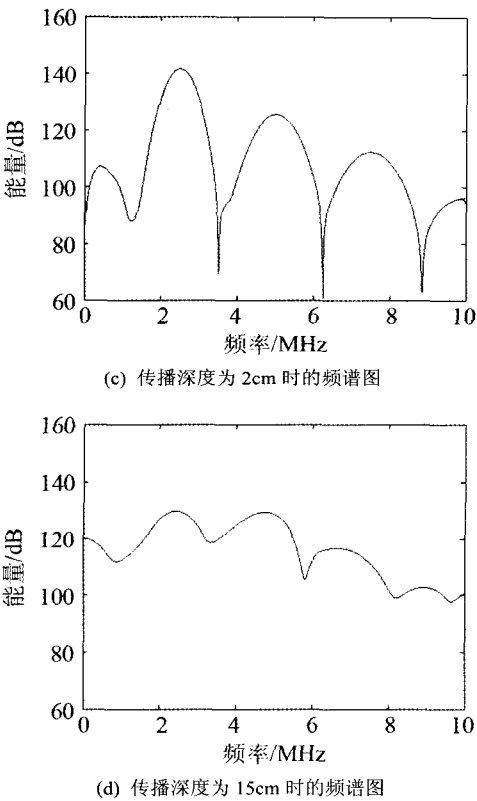
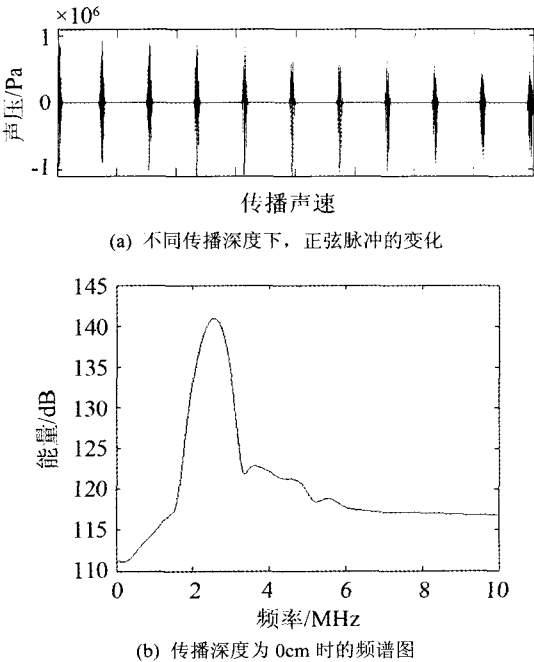


图 8 谐波的产生及变化过程

Fig.8 Forming of harmonics and its variation

图 9 对比了基于非线性假设的基波和谐波成像效果。图 9(a)为模拟组织模型, 图 9(b)和 9(c)分别为提取回波信号中的基波和谐波成分得到的模拟图像。可见谐波成像的图较基波成像的图具有更好的对比度和更清晰的目标边缘。

与以往的基于线性假设的超声图像模拟算法相比, 近年来出现的基于数值算法求解超声波动方

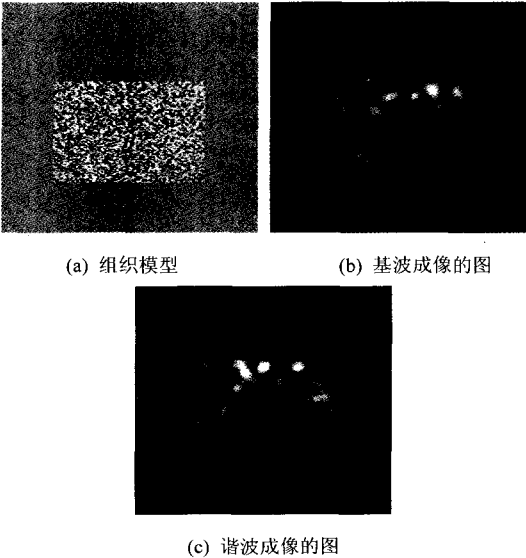


图 9 基/谐波模拟成像对比

Fig.9 Harmonic imaging vs. fundamental imaging

程的模拟算法遵循实际超声成像过程, 假设前提少, 能够概括非线性、非均匀性、反射、折射、散射、衰减等各种声现象。在适当的组织描述前提下, 基于超声波动方程的方法为理解超声图像中斑点噪声、阴影等现象的形成提供了形象、准确的工具, 为提取区别于声特性阻抗的各类声信息进行成像提供了研究平台, 更有利于在组织特性和图像特征间寻找匹配对应关系, 进而更好地理解和应用超声成像。

参 考 文 献

- [1] Bushberg J T, Seibert J A, Leidholdt E M J R., Boone J M. The essential physics of medical imaging[M]. Second edition, Lippincott William & Wilkins, 2002.
- [2] Michailovich O V, Tannenbaum A. Despeckling of medical ultrasound images[J]. IEEE Trans. Ultrasonics, Ferr., Freq. Control, 2006, 53(1): 64-78.
- [3] Abbott J G, Thurstone F L. Acoustic speckle: theory and experimental analysis[J]. Ultrasound Imag., 1979, 1(4): 303-324.
- [4] Hughes D I, Duck F A. Automatic attenuation compensation for ultrasonic imaging[J]. Ultrasound Med. Biol., 1997, 23(5): 651-664.
- [5] CHENG H D, SHAN J, JU W, GUO Y, ZHANG L. Automated breast cancer detection and classification using ultrasound images: A survey[J]. Pattern Recognition, 2010, 43(1): 299-317.
- [6] TA D, WANG W, WANG Y, LE L, ZHOU Y. Measurement of the dispersion and attenuation of cylindrical ultrasonic guided waves in long bone [J]. Ultrasound Med. Biol., 2009, 35(4): 641-652.
- [7] Muir TG, Carstensen EL. Prediction of nonlinear acoustic effects at biomedical frequencies and intensities[J]. Ultrasound Med. Biol., 1980, 6(4): 345-357.
- [8] Aiger D, Cohen-Or D. Real-time ultrasound imaging simulation[J]. Real-Time Imag., 1998, 4(4): 263-274.
- [9] Troccaz J, Henry D, Laieb N, Champeleux G, Bosson J-L, Pichot O. Simulators for medical training: application to vascular ultrasound imaging[J]. J. Visual. Comput. Animat, 2000, 11(1): 51-65.
- [10] Yu Y, Acton ST. Speckle reducing anisotropic diffusion[J]. IEEE Trans. Image Process., 2002, 11(11): 1260-1270.
- [11] Qiu Q, Dunmore-Buyze J, Boughner DR, Lacefield JC. Evaluation of an algorithm for semiautomated segmentation of thin tissue layers in high-frequency ultrasound images[J]. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 2006, 53(2): 324-334.
- [12] Jensen J A. A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue[J]. J. Acoust. Soc. Am., 1991, 89(1): 182-191.
- [13] Jensen J A, Svendsen N B. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers[J]. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 1992, 39(2): 262-267.
- [14] Bamber J C, Dickinson R J. Ultrasonic B-scanning: a computer simulation[J]. Phys. Med. Biol., 1980, 25(3): 463-479.
- [15] Dillenseger J L, Laguiton S, Delabrousse É. Fast simulation of ultrasound images from a CT volume[J]. Comput. Biol. Med., 2009, 39(2): 180-186.
- [16] Tupholme G E. Generation of acoustic pulses by baffled plane pistons[J]. Mathematika, 1969, 16: 209-224.
- [17] 朱玉云, 史小平. 基于虚拟人体的培训型医学超声成像仿真系统[J]. 北京生物医学工程, 2008, 27(6): 574-577.
- ZHU Yuyun, SHI Xiaoping. Training simulation system of medical ultrasound imaging based on virtual body [J]. Beijing Medical Engineering, 2008, 27(6): 574-577.
- [18] 张秉森, 王文博. 关于医学超声成像模拟实验的研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2007, 24(5): 366-368.
- ZHANG Bingsen, WANG Wenbo. Research on the ultrasound imaging simulation experimentation[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2007, 24(5): 366-368.
- [19] Starritt H C, Perkins M A, Duck F A, Humphrey V F. Evidence for ultrasonic finite-amplitude distortion in muscle using medical equipment[J]. J. Acoust. Soc. Am. 1985, 77(1): 302-306.
- [20] Pierce A D. Acoustic: an introduction to its physical principles and applications, McGraw-Hill[M]. New York, 1981, Chap. 1.
- [21] 杜功焕, 朱哲民, 龚秀芬. 声学基础(上册)[M]. 上海科学技术出版社, 上海, 1981, 第四章.
- DU Gonghuan, ZHU Zheming, GONG Xiufen. Foundation of acoustics (Volume one)[M]. Shanghai Scientific and Technical Press, Shanghai, 1981, Chap. 4.
- [22] Hamilton M F, Blackstock D T. Nonlinear acoustics[M]. Academic Press, San Diego, 1997.
- [23] Pinton G F. Numerical methods for nonlinear wave propagation in ultrasound. PhD Dissertation, Duke University, 2007.
- [24] Bakhvalov NS, Zhileikin YM, Zabolotskaya EA. Nonlinear theory of sound beams[M]. New York: American Institute of Physics, 1987.
- [25] Aanonsen S I, Barkve T, Tjøtta J N, Tjøtta S. Distortion and harmonic generation in the nearfield of a finite amplitude sound beam[J]. J. Acoust. Soc. Am., 1984, 75(3): 749-768.
- [26] Hamilton M F, Tjøtta J N, Tjøtta S. Nonlinear effects in the farfield of a directive sound source[J]. J. Acoust. Soc. Am., 1985, 78(1): 202-216.
- [27] Lee Y-S, Hamilton M F. Time-domain modeling of pulsed finite-amplitude sound beams[J]. J. Acoust. Soc. Am., 1994, 97(2): 906-917.
- [28] Li Y, Zagzebski J A. Computer model for harmonic ultrasound imaging[J]. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 2000, 47(5): 1259-1271.
- [29] Pinton G F, Dahl J, Rosenzweig S, Trahey G E. A heterogeneous nonlinear attenuating full-wave model of ultrasound[K]. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 2009, 56(3): 474-488.
- [30] Yee K S. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media[J]. IEEE Trans. Antennas Propagation, 1996, 14(3): 302-307.
- [31] Narayana V M n, Molthen R C, Shankar P M, Vergara L, Reid JM. Studies on ultrasonic scattering from quasi-periodic structures[J]. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 1997, 44(1): 114-124.
- [32] Cramblitt R M, Parker K J. Generation of non-Rayleigh speckle distributions using marked regularity models[J]. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 1999, 46(4): 867-874.
- [33] Savéry D, Cloutier G. A point process approach to assess the frequency dependence of ultrasound backscattering by aggregating red blood cells[J]. J. Acoust. Soc. Am., 2001, 110(6): 3252-3262.
- [34] Savéry D, Cloutier G. Effect of red cell clustering and anisotropy on ultrasound blood backscatter: a Monte Carlo study[J]. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 2005, 52(1): 94-103.
- [35] Laporte C, Clark J J, Arbel T. A fractal multi-dimensional ultrasound scatterer distribution model[C]. 4th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano (ISBI'07) 2007, 2: 880-883.
- Burckhardt C B. Speckle in ultrasound B-mode scans[J]. IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, 1978, 25(1): 1-6.