

# 乳腺癌检测的三维微波热声成像技术\*

刘广东 张业荣†

(南京邮电大学, 电子科学与工程学院, 南京 210003)

(2010年7月20日收到; 2010年9月3日收到修改稿)

提出了三维微波热声成像技术检测早期乳腺肿瘤, 成像同时具有高对比度和高分辨率的特点. 该技术利用自适应的鲁棒 Capon 波束成形 (RCB) 算法进行信号处理和图像重建. 基于电磁学和声学时域有限差分 (FDTD) 法, 进行微波热声成像仿真, 算例结果证实了该技术用于诊断早期乳腺肿瘤的可行性.

**关键词:** 乳腺癌检测, 微波热声成像, 鲁棒的 Capon 波束成形, 时域有限差分

**PACS:** 43.64.+r, 41.20.-q, 81.70.Ex, 87.85.Pq

## 1. 引言

乳腺癌是危害女性健康的常见肿瘤疾病, 发病率高居女性肿瘤疾病之首. 该疾病的危害性大, 患者的死亡率高. 随着全球工业化的发展, 全球乳腺癌的发病率也在逐年升高. 我国是乳腺癌疾病低发国家, 但近年来发病率呈快速上升趋势. 研究表明, 如果乳腺肿瘤能在早期被及时发现并加以治疗, 那么患者的五年成活率将明显提高. 早期检测和诊断对控制和降低乳腺癌患者的死亡率具有决定性意义, 被认为是降低其死亡率的重要途径<sup>[1]</sup>.

比起乳腺癌常规检测方法, 如 X 射线影像技术、计算机断层摄影术、光学成像、超声成像和核磁共振成像等方法, 微波成像检测技术具有辐射小、费用低、分辨率高和易普查等优点而日益受到重视, 有望成为安全实用的早期乳腺癌常规或者辅助检测手段<sup>[1-4]</sup>.

微波频段下, 正常乳房组织和恶性肿瘤组织的电特性参数差异明显, 它们的介电常数和电导率差异均在 5 倍以上, 为微波成像检测乳腺癌提供了物理基础<sup>[1]</sup>.

目前, 微波成像方法主要有无源微波成像、有源微波成像和微波热声成像. 图像重建主要有断层成像和共焦成像两种方式<sup>[1]</sup>. 微波断层成像类似于计算机断层摄影术, 是一种电磁逆散射方法, 通过

在散射体外部观测到的电磁场来重构成像区域的电磁特征参数分布, 从而判断散射体目标的位置、形状和尺寸分布等信息. 然而, 电磁逆散射问题属于不适定问题, 非线性和病态性是其中的两个根本困难<sup>[5-8]</sup>. 共焦成像最早是在 1998 年, 由 Hagness 等人提出. 该方法借鉴了军事领域中脉冲探地雷达技术, 基于目标的电磁参数与周围环境的电磁参数的明显不同, 区分出强散射区域, 从而判断目标的位置, 属于合成孔径雷达技术<sup>[1,9]</sup>. 已被提出的微波共焦成像算法主要有时延求和 (delay-and-sum, DAS)、微波成像空时 (microwave imaging space-time, MIST) 波束成形、鲁棒的 Capon 波束成形 (robust Capon beam-forming, RCB) 和幅度和相位估计 (amplitude and phase estimation, APES) 等方法<sup>[10-12]</sup>.

肿瘤组织与正常乳房组织的明显电特性参数差异, 提供了微波成像的高对比度. 越早形成的肿瘤组织, 其尺寸越小, 其有效检测需要越高的成像分辨率, 相应需要越短的微波波长, 也相应需要越高频率的微波激励源, 但是乳房组织是有耗介质, 这同时也相应地降低了检测深度<sup>[1,10]</sup>.

比起微波, 超声波由于其更短的波长, 提供了超声成像的高分辨率, 但是, 由于乳房中各种组织的声学特性差异不大, 导致超声成像的对比度较低<sup>[11]</sup>.

微波热声成像是指: 利用较低频率的微波脉冲信号作为激发源, 辐照生物组织, 利用微波的热效

\* 国家自然科学基金 (批准号: 61071022) 资助的课题.

† 通讯联系人. E-mail: zhangyr@njupt.edu.cn

应,生物组织吸收微波能量发热生温,产生热膨胀,激发热声信号,用声传感器接收、处理和成像. 以超声信号为信息载体,分析热声信号所携带的生物组织的电磁特性和热声信息. 微波热声成像技术综合利用了微波成像高对比度和超声成像高分辨率的优点,受到了较多的关注<sup>[6,11]</sup>. Zhu 等人采用 2D 无限长圆柱乳房模型,采用断层成像算法进行热声成像研究<sup>[6]</sup>,Guo 等人采用 2D 无限长半圆柱乳房模型,采用共焦成像算法进行热声成像研究<sup>[11]</sup>,这些研究显示了微波热声成像技术的可行性,以及成像的高对比度、高分辨率性能.

本文将 Guo 等人的 2D 研究推广到 3D 情形,建立半球乳房模型,基于电磁时域有限差分 (finite-difference time-domain, FDTD) 法<sup>[13]</sup> 和声学 FDTD 法<sup>[14,15]</sup> 仿真,利用 RCB 算法<sup>[10,11,16]</sup> 进行微波热声成像.

## 2. 信号处理和成像算法

### 2.1. 计算电场和比吸收率分布

假设人体乳房中各组织及背景介质为各向同性的非色散介质,则 3D 直角坐标系下的电磁场分布满足矢量形式的麦克斯韦方程<sup>[13]</sup>

$$\nabla \times \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = \varepsilon_r(\mathbf{r}) \varepsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} + \sigma(\mathbf{r}) \cdot \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) \quad (1)$$

和

$$\nabla \times \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = -\mu_r(\mathbf{r}) \mu_0 \frac{\partial \mathbf{H}(\mathbf{r}, t)}{\partial t}, \quad (2)$$

其中,  $\nabla$  为 Hamilton 算子,磁场强度  $\mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = [H_x(\mathbf{r}, t), H_y(\mathbf{r}, t), H_z(\mathbf{r}, t)]^T$ ,  $H_x, H_y$  和  $H_z$  分别为磁场  $\mathbf{H}$  在  $x, y$  和  $z$  轴的分量,位置矢量  $\mathbf{r} = [x, y, z]^T$ ,上标 T 表示转置(下文同).  $\varepsilon_r$  和  $\varepsilon_0$  分别为相对介电常数和自由空间介电常数,  $\sigma$  为电导率,  $\mu_r$  和  $\mu_0$  分别为相对磁导系数和自由空间磁导系数.

用中心频率为  $f$  的微波脉冲信号辐照乳房,根据麦克斯韦方程(1)和(2),计算乳房内所产生电场强度分布

$$\mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = [E_x(\mathbf{r}, t), E_y(\mathbf{r}, t), E_z(\mathbf{r}, t)]^T, \quad (3)$$

这里,  $E_x, E_y$  和  $E_z$  分别为电场  $\mathbf{E}$  在  $x, y$  和  $z$  轴的分量. 进而,计算乳房内的比吸收率 (specific absorption rate, SAR) 分布为<sup>[11,17]</sup>

$$\text{SAR}(\mathbf{r}) = \sum_{t=0}^{T-1} \frac{\sigma(\mathbf{r})}{2\rho(\mathbf{r})} \mathbf{E}^2(\mathbf{r}, t), \quad (4)$$

其中,  $T$  为微波辐照总采样时间步数,  $\rho$  为质量密度.

### 2.2. 计算热声信号

一般地,成像系统中用于辐照的微波的功率较低,忽略非线性热声效应是合理的,产生的热声压场  $p(\mathbf{r}, t)$  满足矢量形式的线性方程<sup>[11]</sup>

$$\rho(\mathbf{r}) \frac{\partial \mathbf{u}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = -\nabla p(\mathbf{r}, t) \quad (5)$$

和

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \mathbf{u}(\mathbf{r}, t) = & -\frac{1}{\rho(\mathbf{r})v^2(\mathbf{r})} \frac{\partial p(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \\ & + \alpha(f_a)p(\mathbf{r}, t) + \frac{\beta}{C(\mathbf{r})} \\ & \times I(t) \cdot \text{SAR}(\mathbf{r}), \end{aligned} \quad (6)$$

其中,  $I(t)$  为微波脉冲信号的时间包络,热声速矢量场  $\mathbf{u} = [u_x, u_y, u_z]^T$ ,  $u_x, u_y$  和  $u_z$  分别为热声场  $\mathbf{u}$  在  $x, y$  和  $z$  轴的分量,  $v$  为声速,  $\alpha(f_a)$  为热声信号在频率  $f_a$  时的衰减系数,  $\beta$  为热膨胀系数,  $C$  为比热. 被激发的热声压信号为超声信号<sup>[11]</sup>, 利用分别位于接近皮肤表面的  $\mathbf{r}_m$  处的  $M$  只超声传感器接收,记为  $p(\mathbf{r}_m, t)$ , 其中,  $\mathbf{r}_m = [x_m, y_m, z_m]^T$ ,  $m = 1, 2, \dots, M, t = 0, 1, \dots, T_a - 1, T_a$  为热声压信号总采样时间步.

### 2.3. 提取肿瘤热声响应

超声传感器记录的信号波形包含来自皮肤和肿瘤等不同组织成分响应. 由于皮肤层接近超声传感器,而且具有较高的电导率,所以皮肤响应强于微小的肿瘤组织响应,我们应该从中除去皮肤等响应以提高肿瘤响应. 最简单的做法是:将有肿瘤时的接收信号,减去在其他条件相同时,无肿瘤时的接收信号,差值即为肿瘤响应. 但该方法在临床应用中难度大,其原因主要在于:一方面需要受检人在健康时预先检测并建立数据库,另一方面,不同个体的乳房各组织的几何特性、电学特性和声学特性也不尽相同,即便同一个个体在不同时期也会有所不同.

我们采用一种较为简单可行的方法:由于不同的超声传感器到皮肤层的最近距离相近,假定各超声传感器接收到相同的皮肤响应. 这样,被提取的肿瘤热声信号可以表示为

$$x(\mathbf{r}_m, t) = p(\mathbf{r}_m, t) - \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M p(\mathbf{r}_m, t). \quad (7)$$

### 2.4. 相位补偿

由于乳房各组织的声学特性差异较小,假定热声信号在乳房中沿直线传播,则从乳房中的  $\mathbf{r}$  处到传感器  $\mathbf{r}_m$  的传播时延为

$$\tau_m(\mathbf{r}) = \left\lfloor \frac{\|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}\|}{\Delta t_a \cdot v(\mathbf{r})} \right\rfloor, \quad (8)$$

其中,  $\lfloor \cdot \rfloor$  表示采用四舍五入法的取整运算,  $\|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}\|$  表示  $\mathbf{r}_m$  和  $\mathbf{r}$  两点间的距离,  $\Delta t_a$  表示超声传感器的时间采样步长,  $v$  表示热声信号的传播速度. 相位补偿后的热声信号记为

$$\hat{x}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}, t) = x(\mathbf{r}_m, t + \tau_m(\mathbf{r})), \quad (9)$$

其中,  $t = 0 - \tau_m(\mathbf{r}), 1 - \tau_m(\mathbf{r}), \dots, T_a - \tau_m(\mathbf{r})$ .

### 2.5. 时间加窗

为了将  $\mathbf{r}_m$  处  $M$  只不同传感器上来自成像点  $\mathbf{r}$  处的热声信号  $\hat{x}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}, t)$  校准到都从  $t = 0$  开始, 我们进行时间加窗处理, 选用的时间窗函数定义为

$$W(n) \equiv \begin{cases} 1, & 0 \leq n \leq N - 1, \\ 0, & \text{其他.} \end{cases} \quad (10)$$

时间加窗后的热声信号记为  $\tilde{x}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}, n) = \hat{x}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}, n)W(n)$ , 这里,  $n = 0, 1, \dots, N - 1, N$  为待定的参数, 表示时间窗函数的长度, 其取值可以根据微波源的脉冲波形并结合数值测试确定<sup>[11]</sup>. 选择好的参数  $N$ , 可以较大限度地保留想要的肿瘤热声信号, 抑制不想要的干扰和噪声.

### 2.6. 幅度补偿

肿瘤热声信号从乳房组织传播到传感器的过程中, 信号幅度存在衰减, 这主要来源于两个方面: 一是乳房组织是有耗媒质; 其二是传播损耗. 为此, 引入补偿因子

$$K(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = e^{\alpha(f_a) \|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}\|} \cdot \|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}\|^{-1/3}, \quad (11)$$

分别用以补偿这两方面的衰减. 经过幅度补偿的肿瘤热声信号为

$$\mathbf{y}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}, n) = K(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) \cdot \tilde{x}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}, n). \quad (12)$$

### 2.7. 信号波形估计

研究显示 RCB 方法具有良好的分辨率和抗干扰性能<sup>[10,11,16]</sup>, 本文采用 RCB 方法进行信号波形估计. 类似文献<sup>[11]</sup>的方法, 我们将肿瘤热声信号建模为

$$\mathbf{y}(\mathbf{r}, n) = \mathbf{a}(\mathbf{r})s(\mathbf{r}, n) + \mathbf{e}(\mathbf{r}, n), \quad (13)$$

其中

$$\mathbf{y}(\mathbf{r}, n) = [y(\mathbf{r}_1, \mathbf{r}, n), y(\mathbf{r}_2, \mathbf{r}, n), \dots, y(\mathbf{r}_M, \mathbf{r}, n)]^T, \quad (14)$$

$$\mathbf{e}(\mathbf{r}, n) = [e(\mathbf{r}_1, \mathbf{r}, n), e(\mathbf{r}_2, \mathbf{r}, n), \dots, e(\mathbf{r}_M, \mathbf{r}, n)]^T, \quad (15)$$

$\mathbf{e}(\mathbf{r}, n)$  包含干扰和噪声,  $\mathbf{a}$  为导引矢量, 由于  $\mathbf{y}$  已经经过相位和幅度补偿, 这里假定

$$\mathbf{a}(\mathbf{r}) = \mathbf{1}^{1 \times M}, \quad (16)$$

真实的导引矢量  $\hat{\mathbf{a}}$  在  $\mathbf{a}$  附近, 可以通过下式确定:

$$\|\hat{\mathbf{a}}(\mathbf{r}) - \mathbf{a}(\mathbf{r})\|^2 \leq \gamma, \quad (17)$$

其中  $\gamma$  为非负的待定参数, 具体取值可以通过数值测试确定.  $\hat{\mathbf{a}}$  的具体求法可以参见文献<sup>[16]</sup>.

RCB 权矢量为<sup>[16]</sup>

$$\mathbf{w}_{\text{RCB}}(\mathbf{r}) = \frac{\mathbf{R}^{-1}(\mathbf{r}) \cdot \hat{\mathbf{a}}(\mathbf{r})}{\hat{\mathbf{a}}^T(\mathbf{r}) \cdot \mathbf{R}^{-1}(\mathbf{r}) \cdot \hat{\mathbf{a}}(\mathbf{r})}, \quad (18)$$

其中  $\mathbf{R}^{-1}$  表示对  $\mathbf{R}$  求逆, 采样协方差矩阵  $\mathbf{R}$  定义为

$$\mathbf{R}(\mathbf{r}) \equiv \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \mathbf{y}(\mathbf{r}, n) \cdot \mathbf{y}^T(\mathbf{r}, n). \quad (19)$$

这样, RCB 波束成形器的输出

$$\hat{s}_{\text{RCB}}(\mathbf{r}, n) = \mathbf{w}_{\text{RCB}}^T(\mathbf{r}) \cdot \mathbf{y}(\mathbf{r}, n), \quad (20)$$

即为估计的肿瘤热声信号.

### 2.8. 图像重建

一般地, 热声脉冲波形含有正负双峰<sup>[11]</sup>, 我们将正负峰值的差作为该点的热声响应强度

$$I(\mathbf{r}) = \max\{\max\{\hat{s}_{\text{RCB}}(\mathbf{r}, n)\}, 0\} - \min\{\min\{\hat{s}_{\text{RCB}}(\mathbf{r}, n)\}, 0\}, \quad (21)$$

其中,  $\max\{\cdot\}$  和  $\min\{\cdot\}$  分别表示求最大和最小值. 这样, 逐次计算乳房内各点的热声响应强度, 即可绘出响应强度关于位置的图像.

总结起来, 微波热声成像流程如图 1 所示.

## 3. 仿真结果和讨论

本节通过数值算例检验该技术的性能. 首先, 建立如图 2 所示 3D 的半径为 50 mm 的半球乳房几何模型, 上面覆盖厚 2 mm 的皮肤层, 下接厚 30 mm 的胸壁, 乳房组织顶部正下方 25 mm 深处含有一个半径 3 mm 的球状肿瘤, 并建立如图 2 所示的直角坐标系, 肿瘤中心坐标分别为  $x = 70$  mm,  $y = 70$  mm 和  $z = 55$  mm.

为了降低皮肤层的反射, 乳房浸在无耗的匹配液体介质中, 乳房顶部表面放置一根微波发射天

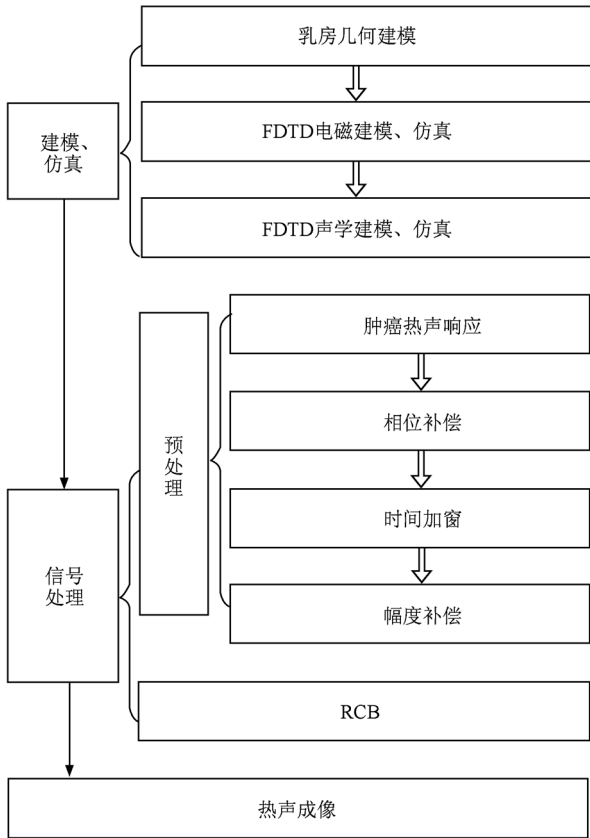


图1 3D微波热声成像流程图

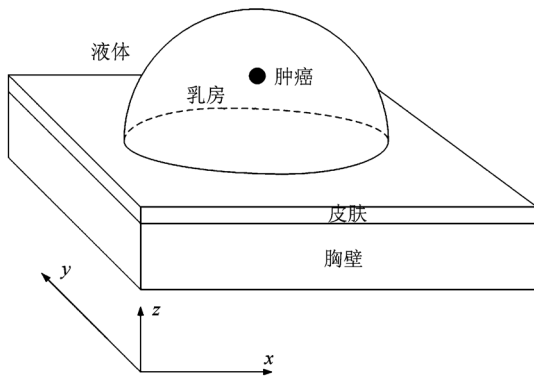


图2 3D乳房模型

线,用下式的调制高斯脉冲激励来照射乳房<sup>[11]</sup>:

$$V(t) = \sin(2\pi f) \cdot e^{-((t-t_0)/\tau)^2}, \quad (22)$$

其中,  $\tau = 1.0 \mu\text{s}$ ,  $t_0 = 2.5 \cdot \tau$ , 为了让微波能量分布尽可能均匀, 激励微波源的频率应该小于  $812 \text{ MHz}$ <sup>[11]</sup>, 本文取  $f = 500 \text{ MHz}$ . 按照乳房高度均分5层, 由上向下分别在乳房表面各层圆周上均匀放置4, 5, 6, 7和8只超声传感器. 所产生的声压被乳房外表面的  $M = 30$  只传感器接收. 这里, 我们忽

略对微波天线和超声传感器具体形状的建模, 即视为发射和接收点.

其次, 进行电磁建模. 在频率  $f$  下各组织的电磁特性参数见表1所示<sup>[10]</sup>.

表1 电磁模型参数

组织类型	$\epsilon_r$	$\sigma/S \cdot \text{m}^{-1}$	$\mu_r$
皮肤	36.0	4.0	1.0
乳房组织	9.0	0.4	1.0
肿瘤	50.0	4.0	1.0
胸壁	50.0	7.0	1.0
液体	9.0	0.0	1.0

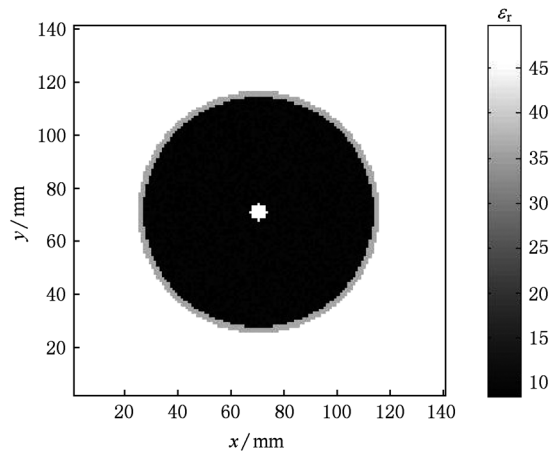


图3  $z = 55 \text{ mm}$  横截面的  $\epsilon_r$  分布

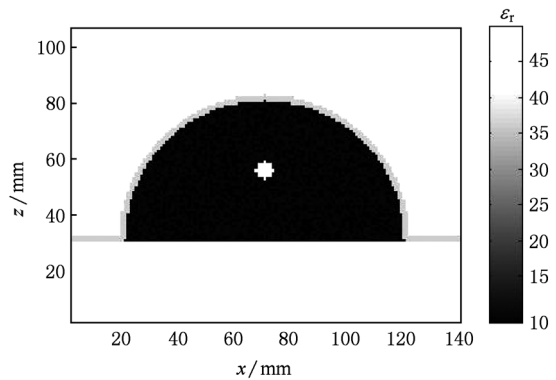


图4  $y = 70 \text{ mm}$  横截面的  $\epsilon_r$  分布

为了体现腺状和小叶组织对成像的影响, 乳房组织的电磁特性参数在表中所给正常值的  $1 \pm 10\%$  倍的范围内均匀随机取值. 利用电磁仿真的 FDTD 法计算(1)和(2)式, Yee 元胞尺寸为  $\Delta = 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ , 时间采样步长为  $\Delta t = \Delta / (2 \cdot c)$ , 其中

$c$  为自由空间光速. 这样, 计算主 FDTD 区域在  $x, y$  和  $z$  方向剖分的元胞数目分别为 140, 140 和 107, 周围用 8 层完全匹配层 (perfectly matched layer, PML) 吸收边界截断<sup>[13,18]</sup>. 微波辐照总采样时间步  $T = 3000$ , 仿真得出乳房各处的电场分布  $E(\mathbf{r}, t)$ . 与几

何模型相对应, 通过肿瘤中心的  $x-y$  横截面和  $x-z$  横截面上的  $\epsilon_r$  分布分别如图 3 和图 4 所示, 图中液体介质没有绘出.

接着, 进行声学建模. 在频率  $f_a$  下各组织的声学特性参数见表 2 所示<sup>[11]</sup>.

表 2 声学模型参数

组织类型	$\rho/\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	$v/\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$	$\alpha/\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$	$\beta/\text{K}^{-1}$	$C/\text{J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$
皮肤	1100	1537	3.50	$3 \times 10^{-4}$	3500
乳房组织	1020	1510	$0.75f_a^{1.5}$	$3 \times 10^{-4}$	3550
肿瘤	1041	1580	$0.57f_a$	$3 \times 10^{-4}$	3510
胸壁	1041	1580	$0.57f_a$	$3 \times 10^{-4}$	3510
液体	1020	1510	$0.75f_a^{1.5}$	$3 \times 10^{-4}$	3550

研究显示, 微波激励的热声信号频率大约在 1—400 kHz 范围<sup>[11]</sup>, 本文取  $f_a = 150$  kHz 来计算衰减系数  $\alpha$ . 为了体现腺状和小叶组织对成像的影响, 乳房组织的声学特性参数在表中所给正常值的  $1 \pm 5\%$  倍的范围内均匀随机取值. 利用声学仿真的 FDTD 法计算 (5) 和 (6) 式, 由于超声信号比微波信号具有更短的波长, 网格剖分应该选取更精细的网格, 结合三维计算下合理的内存开销和成像速度, 元胞尺寸为  $\Delta_a = 0.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$ , 时间采样步长为  $\Delta t_a = \Delta_a / (2 \cdot v)$ , 其中  $v$  为乳房组织中的声速. 这样, 计算主 FDTD 区域在  $x, y$  和  $z$  方向剖分的元胞数目分别为 280, 280 和 214, 周围也采用 8 层 PML 吸收边界截断<sup>[14,15]</sup>. 声学 FDTD 仿真总采样时间步  $T_a = 300$ , 根据 (4) 式计算比吸收率分布 SAR ( $\mathbf{r}$ ), 进行线性插值以满足声学模型的空间分辨率, 得到的结果并乘以相关的系数作为声压源, 利用 (5) 和 (6) 式, 仿真得出各超声传感器接收的热声压信号  $p(\mathbf{r}_m, t)$ . 与几何模型相对应, 通过肿瘤中心的

$x-y$  横截面和  $x-z$  横截面上的  $v$  分布分别如图 5 和图 6 所示, 图中液体介质也没有绘出.

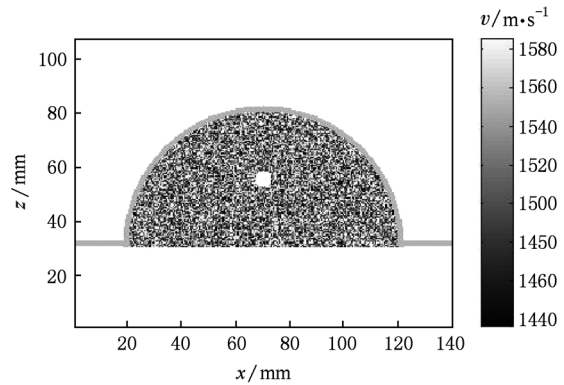


图 6  $y = 70 \text{ mm}$  横截面的  $v$  分布

最后, 分别取参数  $N = 200$  和  $\gamma = 5.0$ , 按照 2.3—2.8 小节所述的方法和步骤, 与几何模型相对应, 通过肿瘤中心的  $x-y$  横截面和  $x-z$  横截面上得到

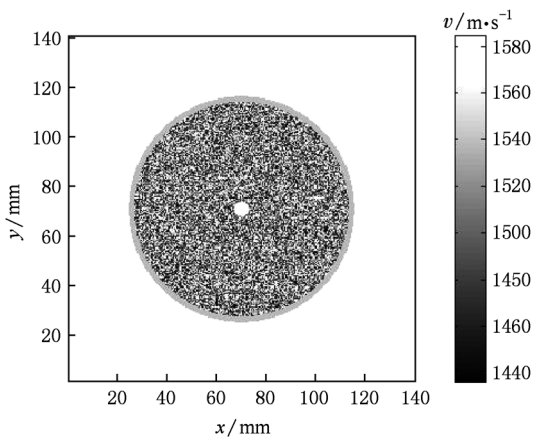


图 5  $z = 55 \text{ mm}$  横截面的  $v$  分布

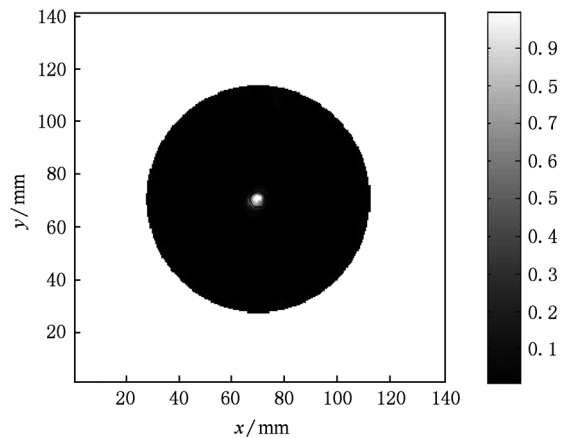


图 7 乳房在  $z = 55 \text{ mm}$  横截面的归一化  $I$  分布

的重建图像分别如图 7 和图 8 所示. 为了比较, 图 7 和图 8 中附加的黑色圆周表示真实肿瘤的轮廓.

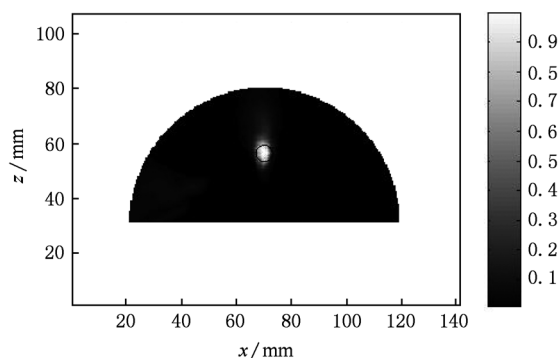


图 8 乳房在  $y = 70$  mm 横截面的归一化  $I$  分布

重建灰度图像图 7 和图 8 都清晰地显示了肿瘤的存在, 即乳房中的热声响应强度比较高的区域, 对应成像结果中的白色部分; 成像的较高分辨率和对比度表明了微波热声成像方法兼容了微波成像和超声成像方法的优点, 也显示了 RCB 算法是鲁棒和自适应的, 对乳房组织不均匀性等带来的干扰得到了有效抑制; 重建肿瘤的位置比较准确, 不足的是图 8 中重建肿瘤的尺寸比真实值偏大, 采用多频的微波辐照有望得到改善<sup>[11]</sup>.

值得一提的是, 上述成像结果是基于非色散的电磁建模. 然而, 生物肌体组织一般属于色散介质, 特别对超宽带微波检测, 频率色散效应对成像结果有重要影响<sup>[19]</sup>. 另外, 实际的测量中一般存在噪声干扰, 甚至出现多肿瘤并存的情形. 所以, 该技术在实际的临床应用研究之前, 其鲁棒性还需经历其他一些常见因素的检验: 1) 乳房各组织的频率色散效应; 2) 噪声的影响; 3) 通过直接利用核磁共振成像结果等方法, 建立更高级的乳房模型; 4) 多肿瘤目标检测; 5) 多频技术等更优的成像算法.

## 4. 结 论

本文提出了 3D 微波热声成像技术检测乳腺肿瘤. 它利用微波脉冲信号作为激发源, 辐照乳房激发超声信号, 接收并进行信号和图像处理, 以显示肿瘤热声强度分布, 从而判断肿瘤的有无. 数值算例中, 建立包含皮肤、乳房组织、胸壁和半径 3 mm 的球状肿瘤的 3D 半球乳房模型, 基于电磁 FDTD 和声学 FDTD 方法, 利用 RCB 算法进行微波热声成像仿真, 初步结果证实了该技术诊断早期乳腺肿瘤的可行性, 成像结果兼具微波成像高对比度和超声成像高分辨率的特点.

- [1] Liu G D, Zhang Y R 2010 *Journal of Nanjing University of Posts and Telecommunications* **30** 64 (in Chinese) [刘广东、张业荣 2010 南京邮电大学学报 **30** 64]
- [2] Xu X H, Li H 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 4623 (in Chinese) [徐晓辉、李 晖 2008 物理学报 **57** 4623]
- [3] Xiang L Z, Xing D, Guo H, Yang S H 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 4610 (in Chinese) [向良忠、邢 达、郭 华、杨思华 2009 物理学报 **58** 4610]
- [4] Ma Y W, Xu Y J, Gao F, Zhao H J, Yang F 2009 *Acta Photonica Sinica* **38** 2423 (in Chinese) [马艺闻、徐雅洁、高峰、赵会娟、杨 芳 2009 光子学报 **38** 2423]
- [5] Zhang Y R, Nie Z P, Ruan Y Z 1997 *Acta Elec. Sin.* **25** 100 (in Chinese) [张业荣、聂在平、阮颖铮 1997 电子学报 **25** 100]
- [6] Zhu G R, Popovic M, Fang Q Q 2009 *IEEE Trans. Magn.* **45** 1654
- [7] Winters D W, Veen B D V, Hagness S C 2010 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **58** 145
- [8] Fang Q Q, Meaney P M, Paulsen K D 2010 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **58** 449
- [9] Hagness S C, Taflove A, Bridges J E 1998 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **45** 1470
- [10] Xie Y, Guo B, Xu L Z, Li J, Stoica P 2006 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **53** 1647
- [11] Guo B, Li J, Zmuda H, Sheplak M 2007 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **54** 2000
- [12] O'Halloran M, Jones E, Glavin M 2010 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **57** 830
- [13] Ge D B, Yan Y B 2005 *Finite-Difference Time-Domain Method for Electromagnetic Waves (2nd ed.)* (Xi'an: Xidian University Press) p11 (in Chinese) [葛德彪、闫玉波 2005 电磁波时域有限差分法(第二版)(西安:西安电子科技大学出版社)第 11 页]
- [14] Yuan X J, Borup D, Wiskin J W, Berggren M, Eidens R, Johnson S A 1997 *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* **44** 816
- [15] Katsibas T K, Antonopoulos C S 2004 *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* **51** 964
- [16] Li J, Stoica P, Wang Z S 2003 *IEEE Trans. Signal Processing* **51** 1702

- [17] Bernardi P, Cavagnaro M, Pisa S, Piuze E 2003 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **50** 295 Artech House) p353
- [18] Taflove A, Hagness S C 2005 *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method* (3rd ed.) (Norwood: [19] Liu G D, Zhang Y R 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 6969 (in Chinese) [刘广东、张业荣 2010 物理学报 **59** 6969]

## Three-dimensional microwave-induced thermo-acoustic imaging for breast cancer detection \*

Liu Guang-Dong Zhang Ye-Rong<sup>†</sup>

(College of Electronic Science and Engineering, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210003, China)

(Received 20 July 2010; revised manuscript received 3 September 2010)

### Abstract

We propose a three-dimensional (3D) microwave-induced thermo-acoustic imaging technique for early-stage breast cancer detection, which offers a high imaging contrast and high spatial resolution. The robust Capon beam-forming (RCB) algorithm, which is a data-adaptive approach, is considered for signal processing and image formation. The finite-difference time-domain (FDTD) method is applied to electromagnetic simulation as well as acoustic simulation. The feasibility of this technique is demonstrated via a numerical example based on a 3D breast model.

**Keywords:** breast cancer detection, microwave-induced thermo-acoustic imaging, robust Capon beam-forming (RCB), finite-difference time-domain (FDTD)

**PACS:** 43.64.+r, 41.20.-q, 81.70.Ex, 87.85.Pq

---

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61071022).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: zhangyr@njupt.edu.cn