

电磁致热超声系统设计及基于小波阈值去噪方法的信号处理

陈国平¹, 于万宝¹, 赵志钦¹, 聂在平¹, 柳清伙^{1,2}

(1. 电子科技大学电子工程学院 四川成都 610054; 2. 电子与计算机工程系, Duke University, Durham, NC 27708)

摘要: 本文给出了一个电磁致热超声(EMITA)实验系统, 针对实验信号的提取问题, 首先研究了实验平台的改进方法, 通过置入波导内容器截面的设计, 增加微波透过率; 对耦合液的选择研究, 减小微波脉冲对超声接收传感器的电磁冲击, 从而提高系统在强电磁脉冲下的电磁兼容(EMC)能力; 其次为了从低信噪比数据中有效提取 EMITA 超声信号, 研究了应用小波分析方法和阈值去噪重构方法处理实验采集的 EMITA 信号。

关键词: 电磁致热超声; 小波分析; 阈值去噪重构

中图分类号: Q684 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112(2008)06-1130-05

The Design of Electromagnetically Induced Thermo-Acoustic System and the Signal Processing Using Wavelet Analysis with a Soft Thresholding Method

CHEN Guo-ping¹, YU Wan-bao¹, ZHAO Zhi-qin¹, NIE Zai-ping¹, LIU Qing-huo^{1,2}

(1. School of Electronic Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu, Sichuan 610054, China;

2. Department of Electrical and Computer Engineering, Duke University, Durham, NC 27708, USA)

Abstract: This paper presents an experimental system of ElectroMagnetically Induced Thermo Acoustic (EMITA). Focusing on the signal extraction of EMITA, several treatments are adopted to improve the compatibility of the system under high power electromagnetic pulses. To improve the transition of the microwave energy to the biologic tissue, the cross section of the vessel front to the microwave is designed as bevel; to decrease the electromagnetic impose of ultrasound transducer due to the microwave pulse, the coupling liquid is used after careful study. In order to extract the EMITA signals from low signal-to-noise ratio (SNR) background, wavelet analysis with soft thresholding is used to filter the strong noise. Experimental results indicate the effectiveness of the wavelet analysis in the extraction of EMITA signals.

Key words: electromagnetically induced thermo-acoustic (EMITA) system; wavelet analysis; threshold denoising method

1 引言

电磁致热超声(Electromagnetically Induced Thermo-Acoustic, EMITA)是用电磁(微波)脉冲照射生物组织, 生物组织吸收电磁波能后产生热效应并在短时间内导致生物组织膨胀, 从而产生超声信号. EMITA 涉及微波发射和超声接收两方面的技术. 近年来, 国外的相关研究大量的涌现^[1-3]. 微波致热声信号探测主要存在的难点在于, EMITA 系统要具有一定瞬时功率强度(一般在 40 kW 以上)的脉冲微波作为激励源, 而所致超声波信号强度一般在 mV 量级, 这就要求我们的测量系统具有很高的电磁兼容能力(ElectroMagnetic Compatibility,

EMC). 因此, EMITA 系统是一个集电磁、电子、声学及生物医学的复杂系统, 从信号处理的角度来说是一个在低信噪比下检测微弱信号的问题.

本文以实际系统所处的电磁干扰环境和无前置放大器条件出发, 通过改进实验系统并采用信号处理的方法研究 EMITA 信号的探测问题. 文章结构为: 第二节从热致超声的原理出发, 在理论上分析可能信号的强度和波形特征; 第三节给出了我们在仿真基础上优化设计的热致超声实验系统; 第四节结合热致超声原理给出小波分析和小波阈值去噪方法; 第五节将实验采集的 EMITA 数据, 分别用小波分析重构和阈值去噪方法进行了分析比较.

2 热沉积-膨胀致超声原理

到目前为止, 有多种 EMITA 产生机制的假设, 但被广泛接受的是热沉积-膨胀机制^[4]. 即生物组织对电磁脉冲能量的吸收导致局部热张弛, 这个热张弛的动力学过程在宏观上表现为产生超声波. 生物组织对微波能吸收的温度变化较小(一般为毫开尔文量级), 而所激发的超声信号强度则更加微弱, 它与组织的微波吸收特性相关.

假设 $H(\mathbf{r}, t)$ 作为点热源会产生热声压, 在数值上 $H(\mathbf{r}, t)$ 可表示为

$$H(\mathbf{r}, t) = A(\mathbf{r}) \cdot I_e(t) \quad (1)$$

其中 A 表示单位体积吸收的能量, $I_e(t)$ 表示热源时间外形. 设所激发的热声压 $p(\mathbf{r}, t)$ 在超声均匀介质中传播^[5], 在忽略热沉积-膨胀时间内的热传导^[6]时, 点热源 $H(\mathbf{r}, t)$ 和热声压 $p(\mathbf{r}, t)$ 满足下述方程^[7]:

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial H(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (2)$$

其中 β 是等压体积膨胀系数, 单位为 K^{-1} , C_p 是热容, 单位为 $J/(K \cdot kg)$. 由于 $H(\mathbf{r}, t)$ 是定义的点源函数, 因此, 式(2)可以使用类似电磁波动方程的格林函数法得热声压 $p(\mathbf{r}, t)$ 的解为:

$$p(\mathbf{r}, t) = \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint_{r' = (t-t')c} \frac{d^3 r'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \frac{\partial H(\mathbf{r}', t')}{\partial t'} \quad (3)$$

其中, 积分区域 $|\mathbf{r} - \mathbf{r}'| = (t - t')c$ 为所限定的球形区域内, t', \mathbf{r}' 分别表示热源的时间和空间, t, \mathbf{r} 分别表示声压的时间和空间, c 为超声速度, 在生物组织中一般取 $1.45 \sim 1.55 \text{mm}/\mu\text{s}$ ^[8]. 结合式(1)、(3)给出的声压 $p(\mathbf{r}, t)$ 可理解为一个脉冲 $\delta(t)$ 产生的声压 $p_\delta(\mathbf{r}, t)$ 与 $I_e(t)$ 的卷积,

$$p(\mathbf{r}, t) = \int_{-\infty}^{\infty} I_e(t - \tau) p_\delta(\mathbf{r}, \tau) d\tau \quad (4)$$

$p_\tau(\mathbf{r}, t)$ 的定义为

$$p_\delta(\mathbf{r}, t) = \frac{\partial}{\partial t} \left[\frac{1}{4\pi} \iint_{r' = ct} p_0(\mathbf{r}') d\Omega' \right] \quad (5)$$

Ω' 是 \mathbf{r}' 到 \mathbf{r} 对 $|\mathbf{r}_0 - \mathbf{r}| = ct$ 所张的立体角. $p_\delta, p_0, \mathbf{r}, \mathbf{r}', \mathbf{r}_0$ 及 Ω' 关系可以用图 1 说明, 其中虚线圆表示的区域为组织内声压对探测点的有效体积.

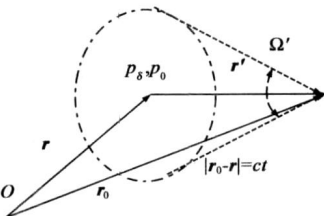


图 1 各声压及空间位置关系

图 2 是一个由设备商提供的典型 p_δ 时域响应图.

$p_0(\mathbf{r})$ 是由 $\delta(t)$ 电磁脉冲产生的初始声压, 在数值上

$$p_0 = \Gamma A \quad (6)$$

其中 $A = \mu_a F$, 单位是 J/cm^3 , μ_a 是吸收系数, 单位为

cm^{-1} , F 是微波能量密度, 单位是 J/cm^2 . $\Gamma = \beta c^2 / C_p$ 是流体力学定义的格林乃森(Grüneisen)参数.

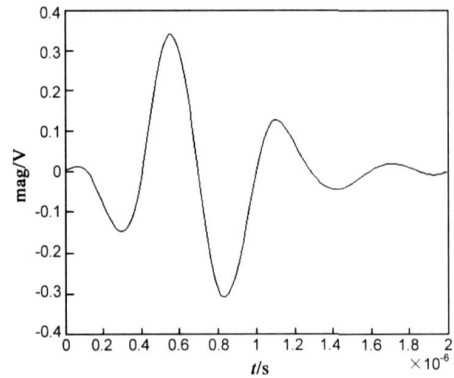


图 2 压电传感器 $\delta(t)$ 声压响应

为了估计 $p_0(\mathbf{r})$, 由文献[8]知, 2.45GHz 微波入射肌肉组织时, 微波进入组织的深度 $h = 17\text{mm}$, 则式(6)中的 A 可由下式估算^[9]:

$$A \approx E_p / (S \cdot h) \quad (7)$$

其中 E_p 表示单一脉冲微波能量, 其值可以由 $P_m \cdot \tau$ 即峰值功率乘单一脉冲时间确定, S 是微波入射截面积. 常温下的肌肉组织, $C_p = 3.682e3 J/(kg \cdot K)$, $\beta = 3.8e-4 / K$, 其密度约为 $\rho(\mathbf{r}) = 1.07e3 \text{kg}/m^3$.

通过上述原理可以估算出峰值功率为 40kW, 脉冲宽度为 1us, 单次微波脉冲入射样品时所致声压数值. 样品截面积为 $50\text{mm} \times 50\text{mm}$, 微波进入组织的深度 $h = 17\text{mm}$, 假设使用点状(接收面几何尺寸可忽略)超声传感器. 由 $\Gamma = 0.23$, $A = 0.9412 \text{mJ}/\text{cm}^3$, 式(6)可计算得 $p_0 = 216.47 \text{Pa}$.

实验中所使用的接收传感器灵敏度为 $3.34 \mu\text{V}/\text{Pa}$, 则超声波探头测量到的电压有效值约 0.723mV , 超声信号单边峰值约为 1.0223mV .

3 实验装置

如前分析, 超声信号的幅度通常很小, 而所照射的微波信号是大功率的瞬时脉冲, 因此 EMITA 系统的设计非常关键. 在实验装置设计上, 参照文献[10, 11], 我们所设计的实验装置如图 3:

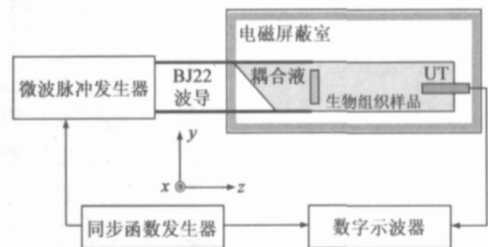


图 3 实验装置

实验装置由四部分组成, 第一部分是微波发生器, 其中心频率为 2450MHz, 脉冲宽度为 $0.5 \mu\text{s} \sim 2 \mu\text{s}$, 重复周

期为 500Hz~ 2kHz, 最大峰值功率为 40kW, 矩形波导的截面 108mm×54mm, 传输主模是 TE₁₀. 第二部分为数字示波器, 通常 EMITA 超声信号频率范围在 100kHz~3MHz, 采样率应选择为 25MHz 以上. 第三部分为同步信号发生器, 它的作用是使数字示波器的采样起点与微波激励脉冲同步, 同步发生器产生约 5V, 脉冲宽度在 1μs 的方波控制信号; 第四部分为信号采集部分, 该部分的设计主要是从馈入最大微波能和减小微波脉冲对超声探头的电磁冲击的角度来设计, 放置样品的容器为微波透明盒. 采用厚度为 3mm 的 PP(聚炳烯)塑料(其电介率在 2.2~2.8, 小于有机玻璃或普通玻璃), 容器前端呈 45 度倾角, 数值仿真表明这样的设计使入射波的电压驻波比 VSWR 由 PP 盒前端垂直结构时的 10.69 减小到 2.77. 另外, 从微波最大无损耗馈入的角度的考虑, 使用了耦合液. 变压器油与液态水具有几乎一样的超声衰减特性(10^{-4} /cm)^[12], 但是变压器油对微波衰减很小, 使得微波对超声探头的电磁冲击非常大, (在以峰值 40kW 的 1μs 单脉冲实验中, 感应电压可高达 5V). 因此, 实验用耦合液最终选择使用去气水($\epsilon = 73.983$, $\sigma = 1.6$, 去气水中含有较一般水少 50% 以上的气体). 去气水对微波的吸收作用明显而对超声波信号无衰减. 数值仿真表明, 当 PP 塑料盒长度为 300mm, 在盒前端微波电场强度约为入射场强的 77%, 而在盒后端其微波电场强度下降为入射微波场强的 0.2%, 所以实验时将样品放置在塑料盒的前端, 探头尽量放置在盒的后端. 另外去气水中微气泡较少, 使气体受热膨胀的噪声也较小.

综上所述, 这样的装置特点是: 超声波传播衰减很小, 入射微波能最大限度地照射到组织样品上, 但经过一定长度的去气水吸收后使微波脉冲对超声探头的电磁冲击降到最小, 实验测试无样品时探头对单次脉冲响应电压约 0.84mV, 远小于用变压器油作耦合液时的感应电压值 5V.

图 3 中, d 是样品厚度; D 是样品前表面与探头距离, L 为探头伸入 PP 盒中深度. 超声波的传播速度约为 $c = 1.5\text{mm}/\mu\text{s}$, D 与超声发出时刻 t_0 及探头接收到信号时刻 t 有下述关系:

$$D = c \cdot (t - t_0) \quad (8)$$

4 信号的小波分析

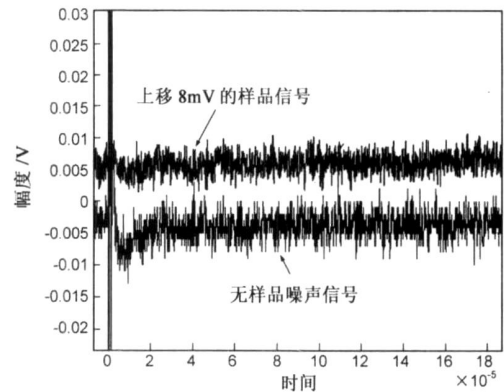
由上述分析可见, EMITA 信号极其微弱, 信噪比很低, 如果不采用前置放大的探头, 根本无法直接从接收信号中提取目标的信息, 本节主要研究在无前置放大的情况下, 如何采用信号处理的方法, 提高采集到的超声信号的信噪比.

4.1 噪声分析

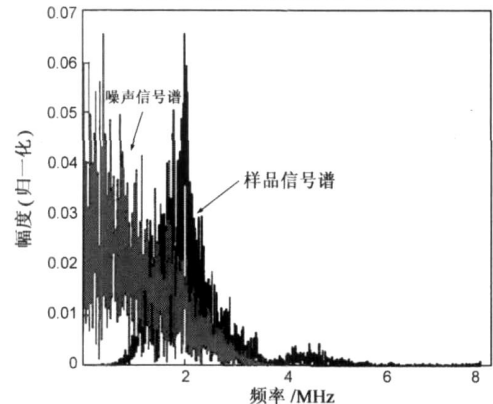
图 4(a) 和 4(b) 是实测的 EMITA 实验系统在有无

样品时的时域波形和对应的频谱.

图 4(a) 中信号前期的高幅度是由于微波脉冲对超声探头感应所致, 其宽度约为 1μs, 对应激励微波脉冲的宽度, 它可以通过先验知识加以消除. 实验系统无样品时, 微波脉冲产生的噪声单边最大幅度约为 0.84mV, 均值为 0, 均方值约为 0.6mV. 由第二节分析所估算的超声波信号的最大幅度为 1.0223mV, 略大于噪声最大幅度 0.84mV, 在时域上我们无法区分出超声目标信号. 图 4(b) 中的浅色线表示噪声的频谱, 深色线表示超声信号的频谱, 主要分布在 1MHz~3MHz, 中心频率约为 2MHz, 噪声谱与超声信号频谱有较大重叠, 这表明对测试数据用简单的滤波方法无法有效区分信号和噪声. 由于在 1MHz~3MHz 带宽内超声信号谱强度与噪声谱强度还是存在较大差别, 这提供了在频域局部频带内区分噪声与信号的可能, 所以在下一小节中, 我们将以小波分析的方法来提取目标信息.



(a) 样品信号与无样品噪声时域波形



(b) 样品信号与无样品噪声频谱

图 4

这里, 首先假定噪声模型为加性^[13], 数学模型表示为:

$$x(n) = s(n) + e(n) \quad (9)$$

其中, $x(n)$ 为实验测试数据, $s(n)$ 表示超声信号, $e(n)$ 是噪声.

4.2 小波分析重构和阈值去噪

小波分析是一种时频分析的方法, 它具有多尺度多

分辨率的特点, 具有很好的表征信号局部信息的能力。小波分析的一个重要特性是其时频分辨依赖于小波基 $\phi_{u,s}$ 的时频宽度, 它们满足时频宽度积 $\sigma_t \sigma_\omega \geq 1/2$ 的 Heisenberg 测不准原理^[14]。

小波分析在时间分辨率和频率分辨率相互制约, 在大的时间尺度上可以获得高的频率特征, 而在小的频率尺度上才能获得高的时间分辨率, 即要增加小波基 $\phi_{u,s}$ 的光滑度, 提高频域分辨能力, 就要尽可能增加小波基支集的长度, 但以牺牲时域分辨率为代价, 反之亦然。另外, 小波变换也可以理解为小波基函数对信号 $s(n)$ 的逼近过程, 因而在选取小波基时, 原则上要针对处理信号的不同作适当的选择, 通常信号振荡越快则要求的小波基的阶数越高。本文选择 Daubechies 小波族, 如其阶数为 N , 则它们的支集长度和滤波器长度都是 $2N$, 这一序列的小波扩展性好, 可以比较灵活地权衡由于增加支集长度带来的边界问题^[15]。

信号的去噪处理是小波分析的一个重要应用方向, 根据离散二进制小波变换理论^[16], 如细节层数为 j , 则等效带通滤波器频带为:

$$(f_s/2^{j+1}, f_s/2^j] \quad (10)$$

其中 f_s 为信号的采样频率。由 4.1 节 EMITA 实验系统噪声的频谱分析知, 可选择在小波分析的某细节层 (其频带为 1MHz~3MHz) 对 $s(n)$ 和 $e(n)$ 进行区分, 然后用阈值对系数进行处理, 滤除噪声信息, 最后重构。阈值的选取直接影响到降噪的质量, 在该方面有大量的理论和经验模型^[17]。对 EMITA 信号, 阈值的选择用无偏似然估计 (SURE) 准则^[18], 根据噪声特性设定阈值初值, 然后将似然函数最小化, 得到所需要的阈值。

5 实验结果及讨论

为了验证实验系统和上述小波滤波的效果, 我们按图 3 实验系统进行实验并对采集数据进行小波阈值去噪分析研究。实验中样品采用纯新鲜猪肌肉, 几何尺寸为 $50 \times 50 \text{mm}$ 截面积, 厚约 $d = 3 \text{mm}$ 。样品后端距超声探头前端约 $D = 235 \text{mm}$ 。探头直径 1.5mm, 中心频率 1MHz, 带宽 1.5MHz, 压电灵敏度 3.34 $\mu\text{V}/\text{Pa}$ 。数字示波器采样频率 $f_s = 25 \text{MHz}$, 采样点数 5012。单次脉冲激励, 脉冲宽度 1 μs , 峰值功率 40kW。

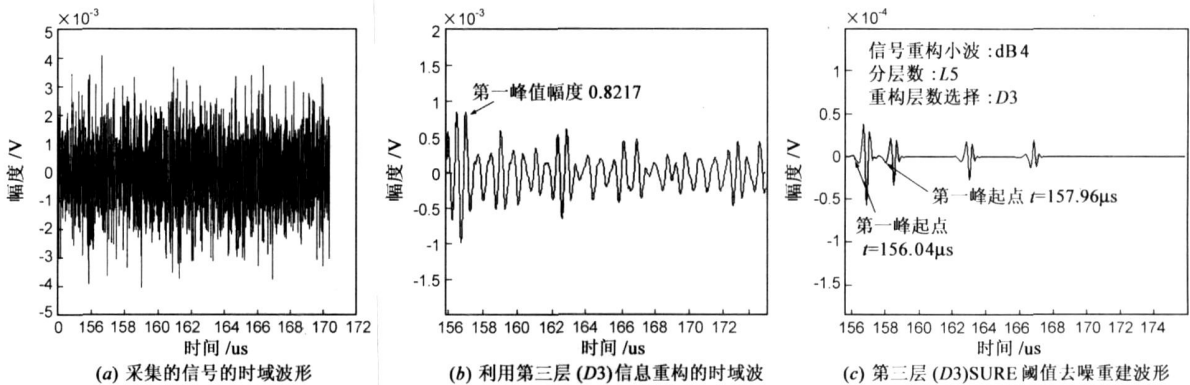


图 5 小波阈值去噪重建

图 5(a) 是有样品时系统采集的时域信号的局部放大图, 可见根本无法从噪声中区分出目标信息。图 5(b) 是用 Daubechies 4 阶小波对原样品信号进行 5 层分解后仅以第三层的信息重构的时域波形。这里阶数的选取是根据超声信号的衰减特性来确定, 根据图 2 对超声信号的理论分析, 一般情况下超声波信号在振荡 3~4 次后衰减到很小, 即可以理解为可以用最高阶为 4 的小波来逼近, 因此选择 4 阶。而层数的选择是根据式 (10), 当 $j = 3$, 即第三层细节 (D3) 时, 频带范围为 1.5625MHz~3.125MHz, 它对应了目标信号的频率范围。文献 [20] 指出对含有噪声的信号进行小波分析时最大尺度一般对应信号中噪声的高频部分而信号能量相对较少, 所以最大分析层数应大于 3, 故我们选择总分析层数为 5。图 5(c) 是对图 5(b) 信号进行阈值去噪后的时域重构图。根据 4.2 节的小波阈值和 4.1 节对噪声的分析, (SURE)

准则中的初始阈值取噪声的均方值 0.6mV。图 5 中的横轴为时间轴, 以微波激励为时间起点。

通过图 5 的分析和比较可得:

(1) 图 5(b) 较 5(a) 中的噪声有所减小, 尽管信噪比尚不太高, 但在我们预计的位置上出现了目标信号峰值。这是由于小波 D3 细节重构的时域波形所在频率范围为 1.5625MHz~3.125MHz, 滤波的效果是对这一频带内的信号几乎完全保留下来, 而对频带外的强噪声进行滤除。

(2) 图 5(b) 第一峰单边峰值为 0.8217mV, 理论计算值 1.0223mV, 考虑样品厚度小于 17mm 及超声波信号在系统中的损耗和压电转换效率等因素, 这两值较为接近。

(3) 从图 5(c) 可以看出, 将第三层 (D3) 信息进行 SURE 阈值去噪后重构后, 信号的噪声得以大幅度的滤

除. 并且在图 5(c) 中, 第一峰起点对应的空间位置为 $D'_1 = t_1 \times c = 234.06\text{mm}$, 与实际样品后沿与探头距 $D = 235\text{mm}$ 非常接近; 第二峰起点对应空间位置为 $D'_2 = t_2 \times c = 236.94\text{mm}$, 则样品厚度为 $d' = 236.94 - 234.06 = 2.88\text{mm}$; 与实际样品厚度 $d = 3\text{mm}$ 较为接近.

(4) 但是, 由于激发的超声信号在组织和耦合液去气水中的散射及 PP 盒后壁的反射, 在主峰后也存在一些小幅度的信号, 如图 5(c) 中第三和四峰. 另外, 除了测量和系统误差外, 式(3)是在超声声速均匀的前提下推导的, 但实际超声声速在不同组织和温度下均存在微小差异, 这是造成测量幅度和空间时延与理论有一定差别的主要原因.

从实验结果看来, 本文所采用的方法对滤除 EMITA 系统中的噪声有良好的效果.

6 结论

本文针对电磁致热超声实验系统中的信号提取问题, 研究了实验平台的改进方法, 通过使用去气水来降低电磁脉冲干扰的影响; 为了从大噪声环境中提取 EMITA 超声信号, 用小波分析及阈值去噪重构来处理 EMITA 信号, 对实验数据的分析表明该方法有效滤除了 EMITA 信号中的噪声, 信噪比得以很大程度上的提高, 提取的目标位置与理论分析的位置吻合得很好.

本文的研究工作为开发实际的 EMITA 系统提供了技术参考, 特别在信号提取方面的研究结果表明可以通过信号处理的方法来适当降低对探头的前置放大器的要求. 关于 EMITA 的进一步的研究工作正在进行中.

参考文献:

- [1] James C Lin. On microwave induced hearing sensation [J]. IEEE Transactions Microwave Theory and Techniques, 1977, 25(7): 605- 603.
- [2] Kim Hwa, Qing H Liu. Thermo acoustic tomography modeling with spectral element method [A]. IEEE Antennas Propagat Symp Dig[C]. Orlando: IEEE Press, 2002. 1409.
- [3] RA Kruger, WL Kiser, et al. Thermo acoustic CT technical considerations [J]. Medical Physics, 1999, 26(09): 1832- 1837.
- [4] Karen H Chan, James C Lin. Microwave induced thermo elastic tissue imaging [A]. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10th Annual International Conference [C]. New Orleans: IEEE Press, 1988. 0445- 0446.
- [5] Yuan Xu, Lihong V Wang. Effects of acoustic heterogeneity in breast thermo acoustic tomography [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2003, 50(9): 1134- 1147.
- [6] Heodore C Guo. Microwave induced thermo acoustic effect in dielectrics and its coupling to external medium—a thermo dy-

namical formulation [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 1984, 32(8): 835- 843.

- [7] Minghua Xu, Lihong V Wang. Photo acoustic imaging in biomedicine [J]. Review of Scientific Instruments, 2006, 77(4): 041101-1-22.
- [8] 王保义. 电磁场在生物医学中的应用 [M]. 北京: 国防工业出版社, 1990. 6- 8.
- [9] Minghua Xu, Lihong V Wang. Pulsed microwave induced thermo acoustic tomography: filtered back projection in a circular measurement configuration [J]. American Assoc Phys Med, 2002, 29(8): 1661- 1670.
- [10] R A Kruger, W L Kiser, et al. Contrast enhancement of breast cancer in vivo using thermoacoustic CT at 434MHz [J]. Radiology, 2000, 216(1): 279- 283.
- [11] Geng Ku, Lihong V Wang. Combining microwave and ultrasound: scanning thermoacoustic tomography [A]. Proceedings of the 22th Annual EMBS International Conference [C]. Orlando: IEEE Press, 2000. 2321- 2323.
- [12] 金长善. 超声工程 [M]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学出版社, 1989. 71.
- [13] 胡广书. 数字信号处理 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2003. 19.
- [14] Stephane Mallat. A Wavelet Tour of Signal Processing [M]. Beijing: China Machine Press, 1999. 56- 63.
- [15] 董长虹. Matlab 小波分析工具箱原理与应用 [M]. 北京: 国防工业出版社, 2005. 7- 20.
- [16] 张贤达. 现代信号处理 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2002. 386- 388.
- [17] Donoho D L. Denoising by soft thresholding [J]. IEEE Trans Inform Theory, 1995, 41(3): 613- 627.
- [18] 杨建国. 小波分析及其工程应用 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2005. 43.

作者简介:



陈国平 男, 1976 年 10 月生于重庆合川市, 2006 年毕业于四川大学电子信息学院, 无线电物理硕士, 2006 年 9 月就读于电子科技大学电子工程学院, 电磁场与微波技术在读博士. 从事电磁致热超声成像研究.

E-mail: chenguoping@uestc.edu.cn



于万宝 男, 1983 年 7 月出生于甘肃省白银市, 2005 于电子科技大学获得学士学位, 现就读于电子科技大学电子工程学院, 攻读电磁场与微波技术专业硕士学位. 主要从事电磁致热超声成像技术研究. E-mail: wybu_cem@uestc.edu.cn