

# 微波致热超声信号时频特征及其影响因素

陈国平<sup>1,2</sup>, 于万宝<sup>1</sup>, 赵志钦<sup>1</sup>, 聂在平<sup>1</sup>, 柳清伙<sup>1,3</sup>

(1. 电子科技大学工程学院, 四川成都 610054; 2. 重庆邮电大学通信学院, 重庆 400065;  
3. 电子与计算机工程系, Duke University, Durham, NC 27708)

**摘 要:** 微波致热超声成像是一种兼顾了微波和超声成像两方面长处新型生物医学成像方法. 本文首先给出了一个微波致热超声(Microwave-Induced Thermo-Acoustic, MITA)实验系统, 然后结合信号理论和 MITA 机制, 讨论微波脉冲激励源和样品尺寸这两方面因素对 MITA 信号的时域波形和频域分布的影响. 由实验数据和理论分析得出 MITA 信号时域波形强度与入射微波脉冲宽度和样品截面大小成正比; MITA 信号的频率分布除了与激励微波脉冲频谱有关外, 更主要的特性是其频谱分布中心与样品厚度所确定的超声波本振频率存在对应关系.

**关键词:** 微波致热超声; 信号特征; 时频域分析

**中图分类号:** Q684 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2010) 03-0689-06

## The Characteristics and Affects of the Microwave-Induced Thermo-Acoustic Signals in Time and Frequency Domain

CHEN Guo-ping<sup>1,2</sup>, YU Wan-bao<sup>1</sup>, ZHAO Zhi-qin<sup>1</sup>, NIE Zai-ping<sup>1</sup>, LIU Qing-huo<sup>1,3</sup>

(1. School of Electronic Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu, Sichuan 610054, China;  
2. School of Communication and Information Engineering, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing, 400065, China;  
3. Department of Electrical and Computer Engineering, Duke University, Durham, NC 27708, USA)

**Abstract:** Microwave-induced thermo-acoustic (MITA) Tomography is a promising technique in medical imaging area. It is a combination of the microwave and ultrasound techniques. In this paper, an experimental system of MITA is briefly presented. The mechanism of MITA and some signal processing methods are applied in analyzing the characteristics and affects of the MITA signals. The affects, the irradiated microwave pulse and the geometry of the tissue are studied. Experiment results and theoretic analysis show that the amplitude of the time domain MITA signals are proportional to the intensity of the irradiated microwave pulse and the cross-section of the sample. The spectrum distribution of the MITA signals are not only affected by the spectrum of the irradiated microwave, but also affected by the intrinsic frequency determined by the tissue's thickness. The center frequency of the MITA signals recorded in experiment accord with this hypothesis.

**Key words:** microwave-induced thermo-acoustic (MITA); characteristics of signals; temporal and frequency analysis

## 1 引言

微波致热声成像(Microwave-Induced Thermo-Acoustic Tomography, MITAT)是将一定频率的微波(射频)调制为窄脉冲照射具有电磁波吸收差异的生物组织,在短时间内,生物组织吸收电磁波脉冲能量后转换为热膨胀而激发超声波信号<sup>[1~3]</sup>.通过获取不同位置处的超声波信号即可以重建生物组织对微波脉冲能量的吸收特性分布.

微波致热声成像系统对生物组织的成像兼顾了微波成像和超声成像两方面的长处:一方面 MITAT 成像系统使用微波作为激励源,不同组织,特别是像癌变组

织和正常组织,对电磁波吸收存在较大的差异<sup>[4]</sup>,使 MITAT 具有良好的癌变组织和正常组织区分能力;另一方面,微波成像系统中,3GHz 微波波长只能提供约厘米级的空间解析度,高解析度的微波成像系统需要更高频率的电磁波作为载波,但由于高频电磁波在生物组织中的巨大衰减而使成像系统的探测深度受限.而 MITAT 成像系统中,由于所激发的超声波在生物组织中传播波速很小( $c = 1.5 \text{ mm}/\mu\text{s}$ ),若能获取 1MHz 以上高频超声波信号,MITAT 成像系统就可以达到小于 0.75mm 的理论解析度;其次,电磁波照射是非离子辐射方式,其对人体健康的危害小于 X-ray 成像技术<sup>[5]</sup>.

虽然目前国外的 L V Wang 和 Krug 研究小组在这一领域开展了大量的理论和实验工作<sup>[6-10]</sup>,为 MITAT 走向临床应用作出了突出的贡献,但是对 MITA 过程中的关键因素,MITA 信号特征分析,国内外尚缺乏深入的理论探讨和实验验证。

本文首先给出了一个 MITA 实验系统.然后结合信号分析方法和 MITA 理论,从微波脉冲激励源和样品几何尺寸两方面对 MITA 信号的时频影响进行了分析.重点研究了不同宽度微波脉冲与 MITA 信号频率的关系和不同厚度样品与接收到的 MITA 信号时频关系,另外也研究了微波脉冲宽度及样品截面积大小和 MITA 信号时域波形的幅度关系。

## 2 电磁致热超声波理论

到目前为止,有多种 MITA 产生机制原理假说存在,但被广泛接受的是热-膨胀机制<sup>[11]</sup>.即生物组织对短电磁脉冲能量的吸收致局部热张弛过程,这个热张弛过程的宏观动力学表现即为超声波发射.MITA 过程表明,MITA 信号除了直接与生物组织的微波吸收特性相关外,微波脉冲特征及样品尺寸特征是对 MITA 信号强度和频率分布影响最大的两个因素。

考虑实际上有个时间外形和空间分布的热源  $H(\mathbf{r}', t')$  和它激发的热超声声压  $p(\mathbf{r}, t)$  在一均匀的介质中产生和传播过程,这里的均匀是指超声声速恒定,但存在组织微波吸收差异.则热源  $H(\mathbf{r}', t')$  和热声压  $p(\mathbf{r}, t)$  满足下述方程:

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial}{\partial t} H(\mathbf{r}', t') \quad (1)$$

其中  $\beta$  是等压体积膨胀系数,  $C_p$  是热容,  $c$  是超声波在生物组织中的速度.  $(\mathbf{r}, t)$  表示超声波探头测量系统,  $(\mathbf{r}', t')$  表示热源系统,如图 2 所示.  $H(\mathbf{r}', t')$  是热源函数,定义为组织在单位时间、单位体积对微波的吸收能,其物理意义为:

$$H(\mathbf{r}', t') = I_0 A(\mathbf{r}') \cdot \eta(t') \quad (2)$$

$A(\mathbf{r}')$  表示组织对微波脉冲能量吸收分布,  $\eta(t')$  表示微波脉冲时间外形.式(2)表明热源表现为组织能量吸收分布与入射微波脉冲时间外形的乘积关系.由于  $H(\mathbf{r}', t')$  是定义的点热源函数,因此式(2)可以使用类似电磁波动方程的格林函数法<sup>[12]</sup>得到热声压  $p(\mathbf{r}, t)$  的解为:

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

其中,积分体积为  $|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|=c(t-t')$  所定义的球形区域内.将式(2)关系带入式(3)中,有:

$$p(\mathbf{r}, t) = \frac{I_0 c \beta}{4\pi C_p} \iiint_{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|=c(t-t')} A(\mathbf{r}') \frac{d\mathbf{r}'}{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|} \frac{\partial}{\partial t'} \eta(t') \quad (4)$$

将式(4)左右对  $t'$  作傅里叶变换:

$$\widehat{P}(\mathbf{r}, k) = \frac{ik \widehat{\eta}(k) c I_0 \beta}{4\pi C_p} \iiint_{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|=c(t-t')} A(\mathbf{r}') \frac{d\mathbf{r}'}{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|} \exp(-ik|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|) \quad (5)$$

其中  $k = 2\pi f/c$ , 式(4)表明信号强度  $p(\mathbf{r}, t)$  与脉冲宽度  $\eta(t)$  有关.式(4)、(5)表明,  $p(\mathbf{r}, t)$  的频谱  $\widehat{P}(\mathbf{r}, k)$  分布与微波脉冲外形的时间导数有关。

考虑样品几何外形为立方体,超声波探头沿平面扫描,如图 2 所示,则根据文献[13],在  $|k| > \rho$  和  $z' > 0$  时,  $\widehat{P}(\mathbf{r}, k)$  可同时在时、空间变换域上具体化为:

$$\widehat{P}(u, v, k) = \frac{\pi \beta c I_0 k \eta(k)}{C_p \sqrt{k^2 - \rho^2}} \text{sgn}(k) \phi(u, v, \text{sgn}(k) \sqrt{k^2 - \rho^2}) \quad (6)$$

其中  $k = \frac{\omega}{c}$ ,  $\rho^2 = u^2 + v^2$ ,  $\text{sgn}(k)$  是符号函数,  $\phi(u, v, w)$  定义为:

$$\phi(u, v, w) = \frac{1}{8\pi^3} \iiint A(\mathbf{r}') \cdot \exp(-i(ux' + vy' + wz')) dx' dy' dz' \quad (7)$$

则式(6)、(7)表明样品厚度信息  $z'$  通过式(7)最终可以反映到接收到的 MITA 信号的频域上,即式(6)中  $k$  上。

其次,根据文献[14],超声波在任何不连续介面间的传播时,存在谐振现象,其最低谐振频率为

$$f_{\text{in}} = c/2z' \quad (8)$$

另一方面,从信号与系统角度看,MITA 信号可以看成由组织样品和超声波探头两部分组成的级连系统.则测量到的 MITA 信号是这一系统对有时间外形的微波脉冲的响应,这一分析方法将 MITA 时域信号分析简化为通过两次卷积的过程:

(1)组织样品对抽象时间 delta 脉冲的响应与实际微波脉冲外形的卷积,获得级连系统的第一级响应输出.即将式(3)中的  $H(\mathbf{r}', t')$  中  $\eta(t')$  用  $\delta(t')$  替换,则组织样品在测量时间  $\tau = |\mathbf{r}-\mathbf{r}'|/c$  内对  $\delta(t')$  响应为<sup>[8]</sup>:

$$p_\delta = \frac{\beta c^2}{2C_p} u(z-ct) \quad (9)$$

其中  $u(z-ct)$  是当  $0 \leq z-ct \leq d$  时为‘1’而其它时候为‘0’的函数.则级连系统的第一级输出为:

$$p = p_\delta \otimes \eta(t') \quad (10)$$

符号  $\otimes$  表示卷积。

(2)超声波探头测量到的 MITA 信号是第一级响应输出与探头 delta 声压响应  $R(s, t)$  的卷积:

$$p_d = p(\mathbf{r}, t) \otimes R(s, t) \quad (11)$$

$s$  含意为超声波探头的表面分布。

### 3 实验系统

一般来说 MITA 信号的幅度很小,而激励信号是大功率的微波脉冲,MITA 成像系统的电磁兼容性极其重要.在实验装置设计上,参照文献[8,9],我们所设计的实验系统框图如图 1:

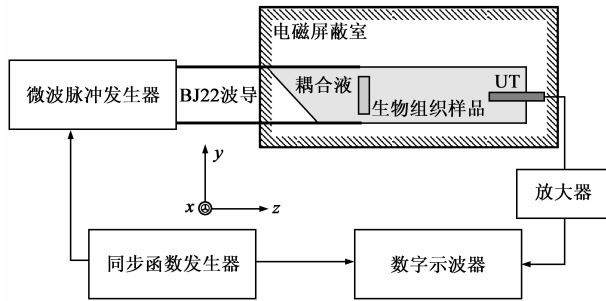


图1 实验系统示意图

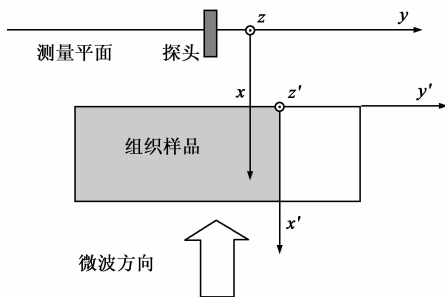


图2 测量系统

实验装置由四部分组成,第一部分是微波发生器,产生中心频率为 2450MHz,调制宽度为  $0.5\mu\text{s} \sim 2.0\mu\text{s}$  (负脉冲下底宽度) 和重复周期为 500 ~ 2kHz 的微波脉冲,其最大峰值功率可在 10kW ~ 40kW 范围内可调.微波脉冲通过一个 BJ-22 矩形波导(截面  $108\text{mm} \times 54\text{mm}$ ,主模  $\text{TE}_{10}$ )传输到用于信号采集的电磁屏蔽室内.第二部分为信号采集部分,该部分主要作用是使微波能更多地馈入到生物组织样品内,并要本着减小微波脉冲对超声探头的电磁干扰角度来设计.放置样品的容器采用厚度为 3mm 的聚丙烯 (PP) 塑料盒(其相对介电常数在 2.2 ~ 2.8,小于有机玻璃或普通玻璃),容器前端呈 45 度倾角以减小微波在前界面的反射.一个直径 6mm 的 Panametrics V323 超声波传感器用于 MITA 信号的接收,超声波传感器放置在平行于微波传播的方向上,以减小传感器金属外壳的感应电磁噪声.由于超声波信号在空气中衰减很快,生物组织样品与传感器间使用了变压器油作为耦合液.另外,原型系统峰值功率较大,出于安全考虑,信号采集部分被完全封闭在 3mm 钢板制造的屏蔽室内.由 V323 接收转换的微弱超声波压电信号经过一个 1000 倍的宽带低噪声放大器放大后,进入第三部分数字示波器进行信号采集和存储.由于通常 MITA 超声信号频率范围在  $100\text{kHz} \sim 3\text{MHz}$  [15],实验

中一台 Agilent 54845A 数字示波器(采样率设定为 50MHz)用于实现对 MITA 信号的采集和存储.第四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  $1\mu\text{s}$  的方波控制信号.

### 4 实验结果和讨论

针对不同宽度微波脉冲和不同厚度生物组织样品对 MITA 信号的时域和频谱影响,两个实验被设计用于分别讨论它们的作用.

#### 4.1 不同微波脉冲宽度磁控管激励时 MITA 信号强度的研究

图 3 是同一磁控管的三种不同脉冲宽度检波器输出波形,图 4 是同一生物组织样品(新鲜圆柱形纯猪肌肉,截面大小  $1947\text{mm}^2$ ,厚度 12mm,圆柱轴线平行于微波脉冲传播方向),在图 3 所示为三种不同脉冲宽度微波脉冲激励下,MITA 信号波形和能量值  $\sum_{i=1}^N E_i^2$  ( $E$  为时域每采样点信号的幅度; $N$  为总采样点数)的差异.图 5 是图 3 相应微波脉冲信号的频谱分布,图 6 为图 4 MITA 信号相应的归一化频谱分布.

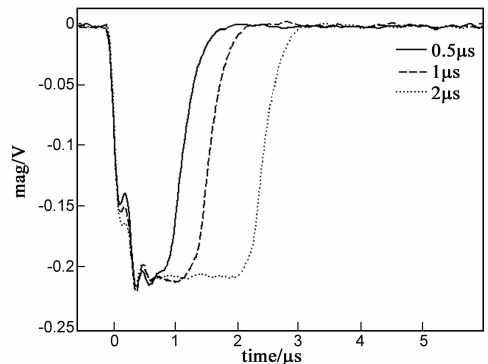


图3 测量不同微波脉冲宽度波形

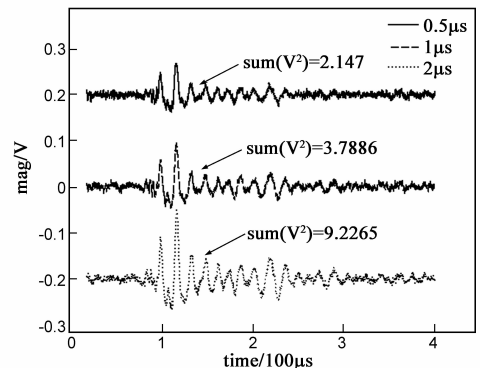


图4 测量不同脉冲MITA信号波形及总功

由图 3 和图 5 可见不同宽度微波脉冲所含频谱分量不同,标记为  $0.5\mu\text{s}$ 、 $1.0\mu\text{s}$  和  $2.0\mu\text{s}$  的第一零点频带宽度分别为 400kHz、620kHz 和 950kHz.这些第一零点与理想同等宽度脉冲所确定的第一零点计算值  $1/\tau$  ( $\tau$  理

想方波宽度)相比要小得多,这主要是由于实际微波脉冲的上升/下降沿是缓变的‘斜坡’,且实际负微波脉冲的零电平上部宽度约为负电平底部宽度的一倍所致.图4和图6是所激发的三个 MITA 信号的时域波形和相应的频谱分布,由图4可以看出它们除了在幅度上存在差异外,波形在时域上完全相同,这表明它们的归一化频谱分布是相同的,如图6所示.图4中幅度差异可以通过  $\sum_{i=1}^N E_i^2$  计算值来反映,如果超声探头转换超声波信号为电信号过程是近线性的,则电信号幅度平方累加值即反应了 MITA 能量大小.图4中标记为  $0.5\mu s$ 、 $1.0\mu s$  和  $2.0\mu s$  脉冲宽度所致 MITA 信号的  $\sum_{i=1}^N E_i^2$  值分别为 2.147、3.7886、9.2265.当考虑到微波脉冲波形是非理想的矩形对微波馈入能量的影响后,可以认为 MITA信号强度与脉冲宽度近似成线性关系,这一关系也可以由式(2)印证.

因此,目前一般认为 MITA 信号的最高频率为入射微波脉冲宽度倒数关系<sup>[12]</sup>,这样的结论与实验现象并不符合.这一问题的发现促使考虑 MITA 信号频谱分布与其它实验因素可能存在的关系,如式(6)、式(7)所示.

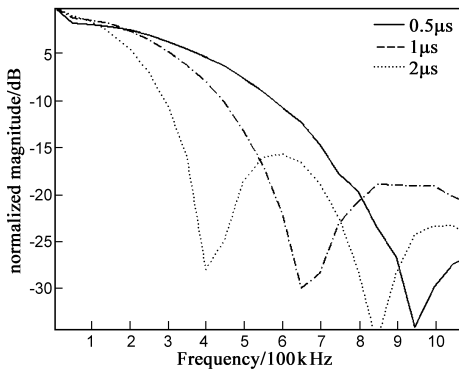


图5 标记为0.5, 1.0和2.0 μs的不同脉冲宽度对应的频谱

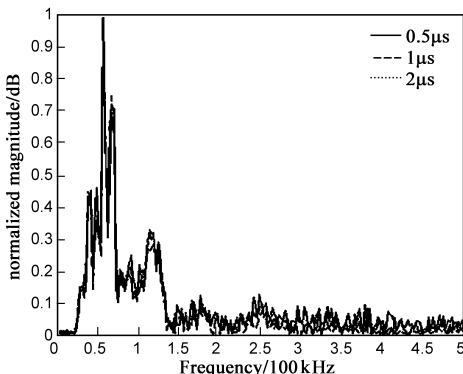


图6 图4对应三MITA信号归一化频谱

#### 4.2 样品尺寸与 MITA 信号特性的关系

图7、图8研究相同峰值功率、 $2.0\mu s$ 微波脉冲作为激励时,使用同厚但截面积不同的纯猪肌肉样品获得

的 MITA 信号波形和样品吸收能量关系.

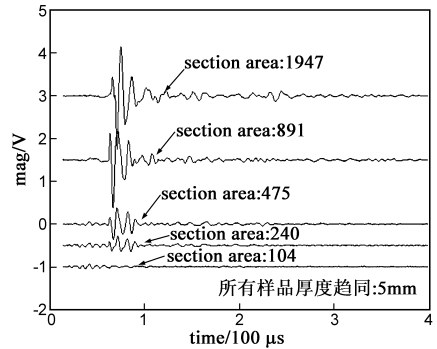


图7 不同截面积MITA信号波形

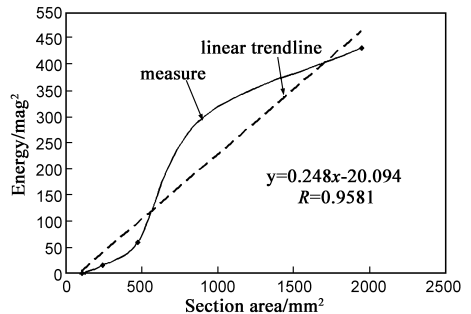


图8 样品总能量与截面积关系

图9、图10研究相同峰值功率、 $2\mu s$ 微波脉冲作为激励,使用同截面积但不同厚度的纯猪肌肉样品获得的 MITA 信号波形和谱分布.

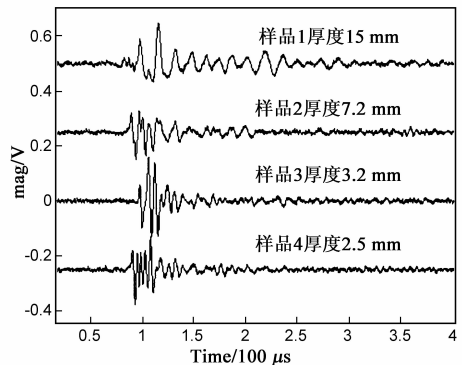


图9 测量四个不同厚度样品MITA信号波形

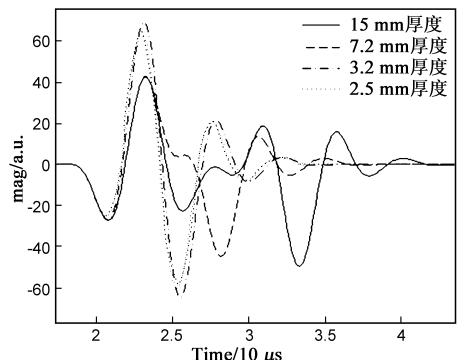


图10 仿真四个不同厚度样品波形

图 7 是五个同厚度(约 5mm)但截面积不同的纯猪肉样品,按图 1 实验装置在  $2.0\mu\text{s}$  宽度微波脉冲照射下测到的 MITA 波形,截面积单位为  $\text{mm}^2$ .从图 7 可以直观地看到,截面积大的样品产生的 MITA 信号幅度大,且幅度与截面积近似为线性.图 8 是将图 7 测量 MITA 信号的电信号幅度平方累加值  $\sum_{i=1}^N E_i^2$  与截面积进行比较得到的图.同 4.1 节中分析,电信号幅度平方累加值即反映 MITA 能量大小,图 8 对 MITA 能量与截面积进行线性拟合,其拟合相关系数  $R$  为 0.9571,说明其 MITA 能量与截面积线性度非常高.这一结论也可以由式(5)、式(6)及式(7)中样品厚度  $z'$  一定时,  $p(\mathbf{r}, t)$  与积分区域成线性关系印证.

图 9 是用同功率同宽度微波脉冲照射四个截面积大小相同而厚度不同的猪肌肉样品后,接收到的 MITA 时域信号波形,图 10 是按式(8)~(10)仿真的不同厚度样品 MITA 时域信号波形.图 11 为图 9 相应的频谱分布,图 12 为图 10 仿真的、与不同厚度样品 MITA 时域信号对应的频谱分布.

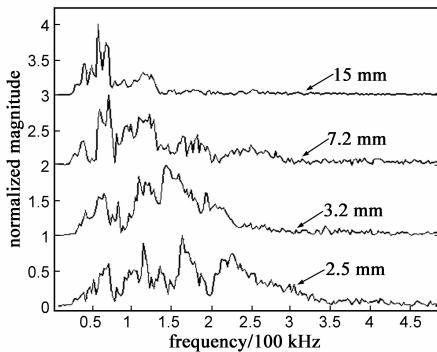


图11 测量四个不同厚度样品信号谱分布

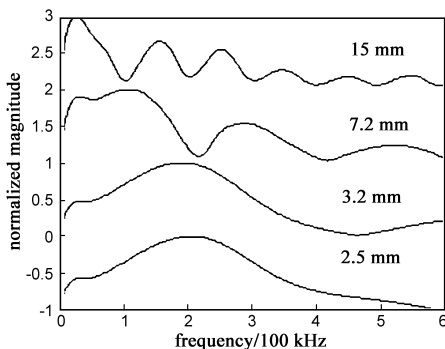


图12 四个不同厚度样品仿真谱分布

由图 9 和图 11 反映出同宽度微波脉冲对同截面积、不同厚度生物组织样品产生的 MITA 信号存在三个主要特点:

(1)同截面积不同厚度样品所致 MITA 信号幅度差异不大.

(2)厚样品较薄样品 MITA 信号的拖尾明显长.

(3)薄样品 MITA 信号频谱分布中高频成分较厚样品的多.

对第一个 MITA 信号特征可以由微波馈入组织样品时的能量吸收规律解释:组织对微波能量的吸收主要集中在样品的前表面,且电磁场强度随深度指数衰减,故样品厚度对微波能量吸收差异不大.

为了解释 MITA 信号特点(2)和特点(3),观察由式(8)~(10)仿真分析得出的图 10 和与其相应频谱分布(图 12)可以更直观的解释这一现象:首先,由式(8)可知,样品厚度  $d$  越大,则  $u(z-ct)$  越宽,通过式(9)、式(10)与确定宽度的理想矩形微波脉冲外形和超声探头 delta 响应卷积后得到的  $p_d(\mathbf{r}, t)$  信号也越宽,如图(10)所示,即厚样品 MITA 信号有较长的拖尾,薄样品 MITA 信号的拖尾要短些;其次由式(7)、式(8)指出,样品厚度  $z$  也通过函数  $\phi(u, v, w)$  影响  $p_d(u, v, k)$ ,即薄样品较厚样品选择了 MITA 中更多的高频成分,这也可以通过图 14 直观地看到.

注意到图 11 中,生物样品为 15mm 的 MITA 信号显著中心频带为 50kHz~75kHz,如按第 1 节中给定的生物组织中的超声波速约为  $1.5\text{mm}/\mu\text{s}$ ,并按公式(8)由反计算得频带 50kHz~75kHz 对应的厚度范围即为 10mm~15mm;同样 7.2mm 的 MITA 信号显著中心频带为 100kHz~250kHz,其确定的厚度范围为 3.0mm~7.5mm;3.2mm 样品也可以这样进行分析.但是 2.5mm 样品在进行这样的分析的时候,其中心频带与确定的厚度范围的对应关系不恰当,这是由于由图 5 给出的  $2.0\mu\text{s}$  微波脉冲,其 -3dB 带宽仅约为 220kHz,其确定的最小厚度约为 3.4mm,而 2.5mm 的实际样品厚度已远小于  $2.0\mu\text{s}$  激励微波脉冲所含频谱,即实验中的  $2.0\mu\text{s}$  宽度微波脉冲所含频谱无法表现薄于 3.4mm 的生物组织样品.因此,测量到的 MITA 信号显著频带与其厚度的谐振关系偏差较大.

## 5 结论

微波致热超声信号特征及其影响因素的研究对 MITA 机制的认识和成像系统设计有极其重要的指导意义.

本文从 MITA 机制和信号系统理论出发,重点对 MITA 信号的频率分布和强度进行了分析,研究了微波激励源和组织样品结构两方面因素对微波致热声信号特征的影响.通过对 MITA 理论和实验结果的分析得出:MITA 信号强度与入射电磁波脉冲宽度以及样品截面大小成正比;在微波脉冲源所含频谱足够宽时,测量到的 MITA 信号的频率分布与样品的厚度的本振频率存在对应关系.

## 参考文献:

- [1] James C Lin. On microwave-induced hearing sensation[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 1977, 25(7): 605 - 603.
- [2] Heodore C Guo, Wendy W Guo, Lawrence E Larsen. Microwave-induced thermo-acoustic effect in dielectrics and its coupling to external medium—a ahermo dynamical formulation[J]. IEEE Transactions on Microwave theory and Techniques, 1984, MTT-32(8): 835 - 843.
- [3] Kruger R A, Kiser J W, Miller K D, et al. Thermoacoustic CT: imaging principles[A]. Biomedical optoacoustics conference 2000[C]. San Jose CA; SPIE, 2000. 150 - 159.
- [4] Yuan Xu, Lihong V Wang. Effects of acoustic heterogeneity in breast thermoacoustic tomography[J]. IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, 2003, 50(9): 1134 - 1147.
- [5] RS Zaridze, N Gritsenko, G Kajaia, et al. Electro-thermal computational suit for investigation of RF power absorption and associated temperature change in human body[A]. 2005 IEEE AP-S International Symposium and USNC/URSI National Radio Science Meeting[C]. Washington: IEEE, 2005. 796 - 800.
- [6] Minghua Xu, Lihong V Wang. Photoacoustic imaging in biomedicine[J]. Review of Scientific Instruments, 2006, 77(4): 041101 - 041123.
- [7] R A Kruger, W L Kiser, D R Reinecke, G A Kruger, R L Eisenhart. Thermo-acoustic computed tomography of the breast at 434 MHz[A]. Microwave Symposium Digest, 1999 IEEE MTT-S International[C]. Anaheim, CA, USA: IEEE, 1999. 591 - 594.
- [8] Geng Ku, Lihong V Wang. Combining microwave and ultrasound: scanning thermoacoustic tomography[A]. Proceedings of the 22th Annual EMBS International Conference[C]. Chicago: IEEE, 2000. 2321-2323.
- [9] 金长善. 超声工程[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学出版社. 1989. 71.
- [10] Heodore C Guo. Microwave-induced thermo-acoustic effect in dielectrics and its coupling to external medium—a thermo-dynamical formulation[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 1984, 32(8): 835 - 843.
- [11] Minghua Xu, Yuan Xu. Time-domain reconstruction algorithms and numerical simulations for thermoacoustic tomography in various geometries[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003, 50(9): 1086 - 1099.
- [12] W C Chew. 非均匀介质中的场与波[M]. 北京: 电子工业出版社, 1992. 333.
- [13] Stephen J Norton, Melvin Linzer. Ultrasonic reflectivity imaging in three dimensions: Exact inverse scattering solutions for plane, cylindrical, and spherical apertures[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1981, 28(2): 202 - 220.
- [14] L 别尔格曼. 超声[M]. 曹大文, 等译. 北京: 国防工业出版社, 1964. 429.
- [15] B Guo, J Li, H Zmuda, M Sheplak. Multifrequency microwave-induced thermal acoustic imaging for breast cancer detection[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(11): 2000 - 2010.

## 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, 电磁场与微波技术博士. 从事微波致热超声成像研究.

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: whyu\_cem@uestc.edu.cn



赵志钦 男, 1969 年 6 月生于湖南邵东, 博士、教授、博士生导师, IEEE 高级会员, 美国 Phi Kappa Phi 荣誉协会会员, 2006 年度“教育部新世纪优秀人才支持计划”获得者. 主要研究方向包括雷达信号处理、计算电磁学、微波遥感理论及应用、微波致热超声成像等.

E-mail: zqzhao@uestc.edu.cn



聂在平 男, 1946 年 10 月出生于陕西省西安市, 教授, 博士生导师, 中国电子学会会士, IEEE 高级会员, 1981 年获电子科技大学硕士学位; 1987-1989 年在美国伊利诺依大学电磁实验室从事研究工作; 先后获国家科技进步二等奖一项, 省、部级科技进步一、二、三等奖共五项, 在国内外发表学术论文 400 余篇, 主要研究兴趣: 计算电磁学、电磁散射与逆散射、非均匀介质中的场与波、新一代移动通信中的多天线技术、微波致热超声成像等.

E-mail: zpnjie@uestc.edu.cn