

脉冲微波辐射场空间分布的热声成像研究

毕欣 黄林 杜劲松 齐伟智 高扬 荣健 蒋华北

Pulsed microwave energy spatial distribution imaging by means of thermoacoustic tomography

Bi Xin Huang Lin Du Jing-Song Qi Wei-Zhi Gao Yang Rong Jian Jiang Hua-Bei

引用信息 Citation: [Acta Physica Sinica](#), 64, 014301 (2015) DOI: 10.7498/aps.64.014301

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.014301>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2015/V64/I1>

---

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

纵向带状裂隙形貌的逆时偏移超声成像

[Ultrasonic imaging for appearance of vertical slot by reverse time migration](#)

物理学报.2014, 63(15): 154302 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.154302>

水下高斯界面背向散射超声散斑场的相位奇异

[Phase singularities of an ultrasonic speckle field back-scattered from an underwater Gaussian interface](#)

物理学报.2014, 63(5): 054301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.054301>

声波在含气泡液体中的线性传播

[Linear wave propagation in the bubbly liquid](#)

物理学报.2013, 62(6): 064304 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.064304>

固-固无限周期声子晶体 $H$ 波全反射隧穿的谐振理论

[Resonance theory of SH wave total reflection tunnel effect in 1D solid-solid infinite cycle phononic crystal](#)

物理学报.2013, 62(4): 044301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.044301>

声场中气泡群的动力学特性

[Dynamical behaviors of a bubble cluster under ultrasound field](#)

物理学报.2012, 61(24): 244301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.61.244301>

# 脉冲微波辐射场空间分布的热声成像研究

毕欣<sup>1)†</sup> 黄林<sup>2)‡</sup> 杜劲松<sup>1)</sup> 齐伟智<sup>2)</sup> 高扬<sup>1)</sup> 荣健<sup>2)</sup> 蒋华北<sup>1)2)3)</sup>

1)(中国科学院沈阳自动化研究所, 辽宁省雷达系统研究与应用技术重点实验室, 沈阳 110179)

2)(电子科技大学, 物理电子学院, 成都 610054)

3)(佛罗里达大学, 生物医学工程系, 佛罗里达, 盖恩斯维尔 32611)

(2014年4月23日收到; 2014年8月15日收到修改稿)

微波热声成像技术具有非侵入式、高对比度、高分辨率和低成本等优点而日益受到重视, 基于以上特点该技术有望发展成为早期乳腺癌常规或者辅助筛查手段. 本文基于脉冲微波热声成像系统, 利用软件仿真和对装有饱和盐水的塑料管阵列进行三维热声成像, 对脉冲微波辐射场的空间分布进行了理论和实验研究, 其中: 塑料管阵列为直径3 mm, 间隔8 mm的9×9方形结构. 仿真和实验结果表明距离天线越远脉冲能量覆盖范围越大, 能被有效成像的塑料管数目越多; 塑料管阵列的热声成像结果为3.1 mm直径, 7.7 mm间距. 本文验证了微波热声成像技术对脉冲微波辐射场空间分布的成像能力, 对解决定量热声成像技术中微波场能量分布不均匀问题的研究具有重要意义.

**关键词:** 热声成像, 脉冲微波, 辐射场空间分布

**PACS:** 43.35.+d, 87.57.Ce, 43.60.+d, 43.80.+p

**DOI:** 10.7498/aps.64.014301

## 1 引言

近年来, 热声效应和热声成像技术的研究得到越来越多的关注, 比起常规乳腺癌检测方法, 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, 微波热声成像检测技术具有非电离、辐射小、对比度高、分辨率高和成本低等优点而日益受到重视, 有望成为高分辨率、高安全性、低成本的早期乳腺癌常规或者辅助检测手段.

热声效应实际上是依据热传导方程和波动方程的一种能量转换过程, 热声信号的产生, 不仅与微波源有关, 还与被测物质的热力学和电磁学特性有关. 因此, 利用微波热声技术对生物组织进行成像, 需掌握其辐射空间分布是精确判断能量与效应之间的关系的前提<sup>[1]</sup>. 与光声成像技术相比<sup>[2]</sup>, 热声信号主要来源于生物组织对微波吸收的差异, 如

果检测物体足够小, 将其近似为点声源, 各点源的吸收系数近似相等, 则热声信号强度就由微波辐射场的能量分布决定. 因此, 通过测量微波热声信号的点源强度分布, 能够间接测量脉冲微波辐射场的能量密度分布.

热声成像图像重建的实质是利用接收到的超声波信号重建生物组织对电磁波吸收的分布. 目前实验系统多采用单超声波传感器运动或超声波传感器阵列技术进行热声信号采集, 由于微波辐射场的不均匀性, 成像效果差、伪影严重是目前国内外研究小组面临的主要问题<sup>[3,4]</sup>. 因此, 迫切需要一种稳定、精确的脉冲微波辐射空间能量密度测试方法, 克服由于能量密度分布不均导致的图像重构误差, 进一步提高热声成像的精度. 由于微波热声技术是一门集微波技术、超声波技术、图像处理技术, 以及医学技术等的多学科交叉领域, 目前国内外研究小组多集中在组织模拟<sup>[5]</sup>、定量图像重构算法<sup>[6]</sup>等方面的研究, 对微波辐射场的能量密度

# 本文并列第一作者.

† 通信作者. E-mail: bixin@sia.cn

分布并未进行深入系统的研究. 如 Kruger 研究小组 [7], Wang 等 [8] 对微波热声系统平台和定性成像算法进行了研究, 邢达等 [9-11] 研究小组等 [12,13] 对微波能量场的密度分布进行了实验和研究, 但其实验方法和处理模型有待进一步提高. Huabei Jiang 研究小组首创性的提出了定量生物组织热声图像重构理论, 并且从理论 [14] 和实验上 [15] 证实了小目标电导率分布的定量热声成像. 然而, 在定量热声成像理论中, 微波辐射场的能量密度分布函数已经成为一项重要系统参数被引入, 因此, 一种能够对脉冲微波辐射场空间分布进行精确测量的方法, 对定量微波热声成像系统的分辨率和精度改善起到至关重要的作用. 本文基于实验室的微波热声成像系统, 通过对微波辐射场空间分布进行理论和实验研究, 建立了脉冲微波场空间分布研究的模型, 利用计算机程序热声重构了脉冲微波场能量的三维分布信息, 证实了微波热声技术具有对脉冲微波辐射能量分布进行成像的能力.

## 2 理论研究

微波热声效应的基本原理是使用微波脉冲对生物体进行照射后, 微波能量迅速被组织吸收并转换成热量, 组织内部温度升高, 相对组织表面形成温度梯度. 由于电磁波传播速度远大于声波的传播速度, 因此可以认为微波照射导致的热膨胀在瞬间发生. 生物组织由于热致伸缩效应产生应变力, 从而向外传播热声波 [16]. 能量沉积函数  $H(r, t)$ , 遵循下列微波热声波动方程 [16]:

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

式中  $C_P$  是等压热容;  $H(r, t)$  为距离  $r$  处  $t$  时刻单位时间单位体积转换的热能;  $\beta$  为等压膨胀系数;  $c$  为组织中超声波传播速度;  $p(r, t)$  是热致超声波压力分布函数;  $H(r, t)$  可以等效为一个空间吸收函数和一个瞬时脉冲函数的乘积, 即

$$H(r, t) = A(r)I(t) = \mu_a \varphi(r)I(t), \quad (2)$$

式中,  $A(r)$  为微波空间吸收函数;  $I(t)$  为微波脉冲函数,  $\mu_a$  为生物组织对微波的吸收系数,  $\varphi(r)$  为微波场能量的空间分布. 基于微波热声成像技术准确的定位和重建组织内部非均匀分布吸收体空间信

息是微波热声成像技术的关键. 在短脉冲的照射下, 即  $I(t) = \delta(t)$ , 由于微波能量和组织内部微波吸收系数的不均匀性, 将迅速导致组织内部声波压力的不均匀分布. 此外, 生物组织微波能量吸收的空间分布 (即热声信号的空间分布) 由组织内部非均匀分布的吸收体和随深度衰减的微波能量共同决定. 受微波脉冲激发, 每一个声压不为零的点均可视为一个向外传播热声信号的初始热声源, 均代表物组织中的一个吸收体. 微波热声图像重建技术主要利用吸收体吸收脉冲微波能量后的热致伸缩效应产生热声信号, 通过超声换能器采集热声信号, 利用图像重建法定性和定量的重建受辐照区域对脉冲微波的吸收信息. 通常初始时刻产生的热声信号压强可表示为 [17]

$$P(r) = \left(\frac{\beta C^2}{C_P}\right) H(r) = \Gamma H(r), \quad (3)$$

其中,  $P(r)$  表示初始时刻 ( $t = 0$ ) 位置  $r$  处产生的热声信号压强幅值,  $\Gamma$  为热声转换效率的格林尼森系数. 由 (3) 式可知, 对于一种特定的生物组织而言, 可以近似认为其热声转换效率为常数, 为此初始声压主要由热沉积函数分布决定.

综上, 采集到的热声信号空间分布信息是关于微波能量和吸收体分布的二元函数, 要准确、定量热声重建生物组织内部吸收体的分布, 需要借助微波场能量分布信息来建立吸收体空间分布与热声信号之间的精确对应关系. 利用热声信号幅值与热沉积函数  $H(r)$  及吸收系数之间的对应关系, 借助已知吸收系数吸收体的热声图像可以对脉冲微波辐射场的空间分布情况进行准确研究. 进一步将热声测量微波能量空间分布信息作为已知参量, 结合文献 [6] 所述基于有限元迭代重建的定量微波热声成像算法, 可以避免由于假设微波均匀分布造成的图像失真, 这对定量微波热声成像技术临床实用化具有重大研究意义.

为此, 本文特提出如下方案对脉冲微波场空间分布进行测量: 选取微波吸收系数已知的饱和盐水为研究对象, 将装有饱和盐水的塑料管阵列在距离微波馈源天线不同位置处进行二维热声成像, 通过不同成像平面图像叠加获得三维热声图像. 由于吸收体吸收系数已知且相同, 为此热声信号幅值与微波能量分布线性相关, 即所得饱和盐水塑料管阵列微波热声图像即为本文所述系统微波能量分布.

### 3 实验研究

本实验中的热声成像系统以4探头构成阵列扫描,进行采集数据并最终图像重建.系统框图如图1所示.实验系统由五部分组成,第一部分为微波功率模块,主要由S波段脉冲微波发生器、馈电系统以及天线组成,发射峰值功率为60 kW,中心频率为3.0 GHz,脉宽为300 ns的脉冲微波信号,微波经过馈电系统后由一矩形喇叭天线耦合至样品表面,样品受到微波激励产生热致超声信号(本系统微波功率密度远小于 $10\text{ mW/cm}^2$ ,符合国际相关安全标准<sup>[18]</sup>);第二部分为超声耦合容器模块,为了对热声信号进行有效获取,实验中样品和超声换能器均置于变压器油耦合液中,利用中心频率为2.25 MHz的超声换能器对生物组织经过微波辐射

产生的超声信号进行采集并输出;第三部分和第四部分分别为数据采集模块和运动控制模块,利用微波源的同步信号进行超声传感器的定位和同步数据采集,对采集后的微波超声信号进行滤波和增益控制;第五部分为数据处理模块,对经过预处理的超声波进行数字滤波和图像重建,实现对生物组织的热声图像的重构,以及定性和定量的分析.

实验系统以装有饱和浓度的盐水塑料管为研究对象,对矩形喇叭天线辐射的脉冲微波场能量分布进行空间成像.如图2(a)所示,自制一组 $9\times 9$ 的饱和盐水塑料管阵列;如图2(b)所示,选用的塑料管直径为3 mm,相邻两根管之间中心间隔8 mm.实验中,沿微波能量传播方向(Z轴)依次调节塑料管阵列与天线喇叭口之间的距离,实现对脉冲微波辐射场能量空间分布的热声成像分析.

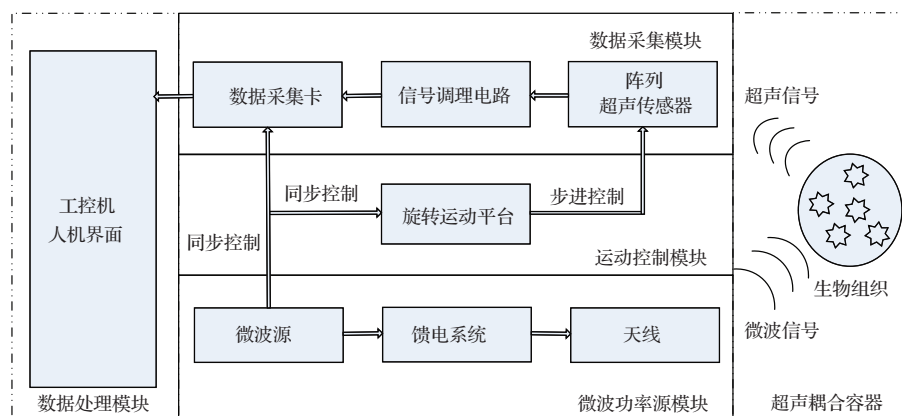


图1 系统框图

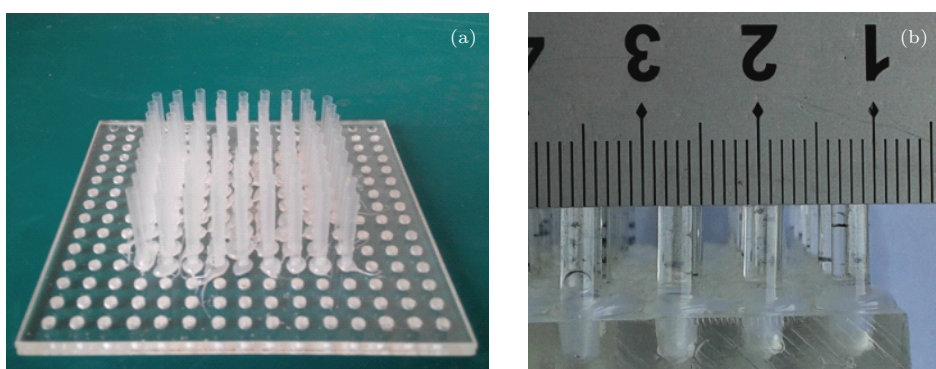


图2 自制热声成像塑料管阵列实物图 (a) 为阵列布局图; (b) 为塑料管间距图

为与实验结果对比,首先利用HFSS电磁仿真软件对喇叭天线的辐射场能量分布进行分析,系统采用中心频率3 GHz,10 dB增益的标准喇叭天线( $114\text{ mm}\times 144\text{ mm}$ )辐射微波,天线与吸收体最低

平面之间间隔52 mm.图3(a)仿真结果表明:当微波从喇叭天线口辐射出以后,能量辐照范围沿着与天线口径垂直的方向逐渐发散扩张,越靠近中心能量越集中.选取图3(a)中的一个 $x-y$ 平面分析脉冲

微波能量的二维分布,如图3(b)所示.分析图3(b)仿真结果可知:脉冲微波能量分布主要集中在喇叭天线中心位置,沿着喇叭天线短轴 $x$ 轴关于长轴 $y$ 轴对称分布,其中中心区域能量分布呈8字形(约 $100\text{ mm}\times 90\text{ mm}$ ),上下两侧还有对称分布的旁瓣.

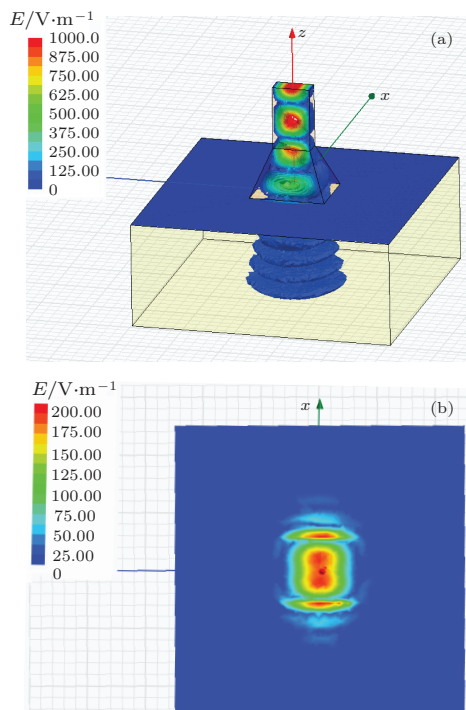


图3 (网刊彩色) (a) 喇叭天线辐射场能量分布仿真结果; (b)  $x$ - $y$  平面分析脉冲微波能量的二维分布

## 4 实验结果与分析

### 4.1 塑料管阵列热声结果分析

实验中选取距离喇叭天线口固定位置 $d = 52\text{ mm}$ 平面作为热声重建脉冲微波辐射场能量空间分布的起始位置,热声重建结果如图4(a)所示.根据图3天线辐射场空间分布的仿真结果表明,距离天线越近的位置微波辐射场的能量辐照范围较小,这与图4(a)中热声成像只重建了部分塑料管的结果一致,其中,图3(a)中仿真结果表明,在距离喇叭口 $52\text{ mm}$ 位置处,微波能量主要集中在约 $100\text{ mm}\times 90\text{ mm}$ 的8字形区域内,这与热声重建脉冲能量空间分布图4(a)中的成像区域基本符合.

为了对微波热声系统的成像性能进行评估,选取图4(a)中的红线位置进行分析,分析结果示于图4(b)中.其中A, C两点为第一根塑料管的半极值点, B, D分别代表图4(a)中相邻两根塑料管的中心所在位置.根据图4(b)可知,热声成像重

建的塑料管直径 $AC = 3.1\text{ mm}$ , 相邻两根塑料管间隔 $BD = 7.7\text{ mm}$ , 热声成像结果与塑料管阵列实际尺寸(3 mm直径, 8mm间隔)相符.

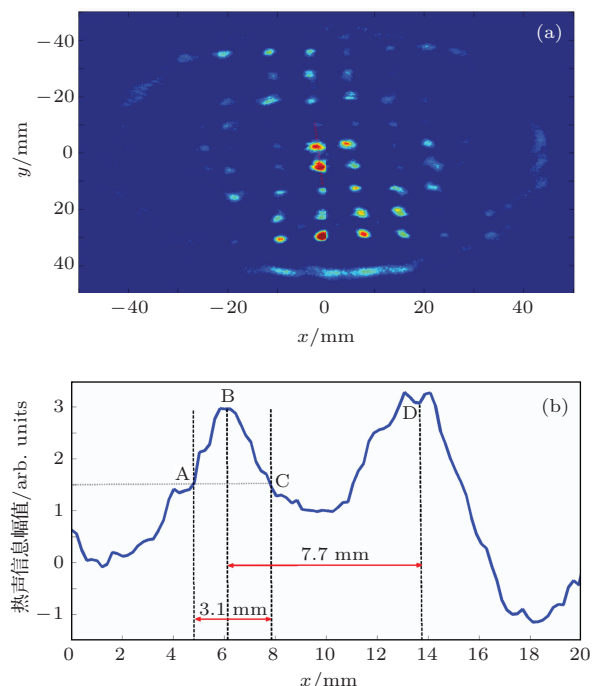


图4 (网刊彩色) 塑料管阵列热声成像结果分析 (a) 距离喇叭天线口 $52\text{ mm}$ 处塑料管阵列热声重建图像; (b) 取(a)中红线区域分析热声重建的塑料管直径及相邻塑料管间距

### 4.2 脉冲微波能量辐射场分布热声成像结果分析

利用Amira (version 5.3.3, TGS Template Graphics Software)图像融合软件将25个不同层面的热声重建图像叠加组合成三维图像.图5(a)给出了脉冲微波场能量三维分布的热声重建图像,最底层热声成像灰度图表示距离喇叭天线口最近的热声成像起始位置,随着成像层面逐渐的远离喇叭口,热声重建的塑料管阵列数量增多,能量辐照范围越大,该结果与图3(a)中仿真结果一致,表明,随着与喇叭口之间距离的增加,微波场能量变得发散和均匀,能量密度逐渐减低,这与图5(a)和(b)中从下往上被热声重建的塑料管根数依次增多,但是热声信号幅值减小的规律一致.为了进一步验证热声成像技术对脉冲微波能量分布的成像测量能力,选取图5(a)中间隔较大的4个层面重新组合成空间热声重建图像示于图5(b)中.图5(b)中热声成像的微波场能量分布更直观的指出随着成像平面远离喇叭天线口,塑料阵列中能够被有效热声

成像的塑料管数据逐渐增加;但是能量辐照范围的增加也伴随着能量密度的降低,因此图5(b)也指出随着成像平面与天线口之间距离的增大,被成像平面吸收体产生的最大热声信号幅值也在减低,其中,最低与最高层面重建的塑料管分别为30和45根,热声信号最大幅值比约为1:2.同时,图5(b)二维热声重建图像还指出:靠近天线中心区域能量较集中,且能量密度较大,导致中心区域成像塑料管具有较大的热声信号幅值,这也与图5(a)中热声重建的三维脉冲微波场能量分布规律一致;进一步分析可知,能量分布大致呈对称分布,图5(b)中靠近最外侧的塑料管出现一部分较大的热声信号分布,这与仿真结果图3(b)观察到的旁瓣现象符合.

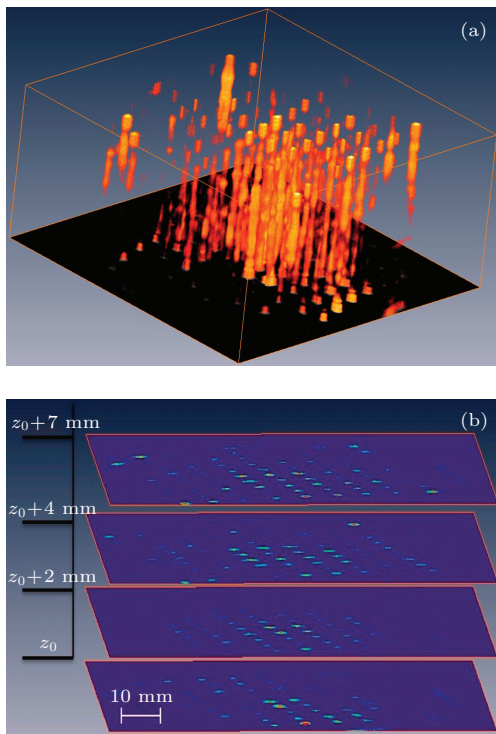


图5 (网刊彩色) 热声成像脉冲微波能量辐射场空间分布 (a) 脉冲微波场能量空间分布三维热声重建图像; (b) 沿着 $z$ 轴方向选取4个层面的热声重建图像

## 5 结 论

本文利用热声成像技术重建脉冲微波场空间分布与仿真结果对比,验证了微波热声成像技术具有对辐射场空间实际成像的能力.该技术不仅能够适应多种条件下的微波场能量分布测量,还能提供更加准确和直观观测的微波场分布,具有较大实际应用前景.

传统微波热声成像技术对诸如肿瘤进行检测是基于肿瘤高含水量导致的强微波吸收效应,进而

根据热声成像的高信号推断出成像物体是肿瘤这一结论.但是由于微波场分布本身的不均匀性,这就导致了该技术检测肿瘤特异性不足,难以满足临床日常普查所需.为此基于热声成像技术对脉冲微波场分布进行成像测量将极大的提升热声成像技术的特异性和灵敏度.特别是借助基于有限元的微波热声定量重建技术中,为了定量重建组织中电导率的空间分布,需将脉冲微波辐射电场空间的实际分布作为先验信息进行迭代重建.

利用热声成像技术对脉冲微波辐射场空间分布进行成像重建,不仅能够帮助电磁学领域科研工作者直观认识微波场能量的分布;还有助于提高多种疾病检测的微波热声成像的特异性和灵敏度,并加快其临床实验和推广进程.本文下一阶段工作是基于定量热声成像技术对脉冲微波辐射场空间分布电场进行定量成像研究.

## 参考文献

- [1] Olsen R G, Lin J C 1983 *Bioelectromagnetics* **01** 397
- [2] Wang S H, Tao C, Liu X J 2013 *Chin. Phys. B* **22** 074303
- [3] Mashal A, Booske J H, Hagness SC 2009 *Phys. Med. Biol.* **54** 641
- [4] Bauer D R, Wang X, Vollin J 2012 *Appl. Phys. Lett.* **101** 1
- [5] Wang L V, Zhao X M, Sun H T 1999 *Rev. Sci. Instrum.* **70** 3744
- [6] Yao L, Guo G F, Jiang H B 2010 *Med. Phys.* **37** 3752
- [7] Kruger R A, Kopecky K K, Aisen A M 1999 *Radiology*. **211** 275
- [8] Ku G, Wang L V 2001 *Med. Phys.* **28** 4
- [9] Yang S H, Xing D, Xiang L Z 2007 *Science in China* **37** 101 (in Chinese) [杨思华, 邢达, 向良忠 2007 中国科学 **37** 101]
- [10] Nie L M, Xing D, Yang D W 2007 *Appl. Phys. Lett.* **90** 1
- [11] Zeng L M, Xing D, Gu H M 2006 *Chin. Phys. Lett.* **23** 1215
- [12] Yuan Y, Yang S H 2012 *Chin. Phys. B* **21** 054211
- [13] Tao C J, Song T, Wu S Z 2007 *Beijing Biomedical Engineering* **26** 23 (in Chinese) [陶春静, 宋涛, 吴石增 2007 北京生物医学工程 **26** 23]
- [14] Liu G D, Zhang Y R 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 431 (in Chinese) [刘广东, 张业荣 2011 物理学报 **60** 431]
- [15] Huang L, Yao L, Liu L X 2012 *Appl. Phys. Lett.* **101** 1
- [16] Ciocan R, Jiang H 2004 *Med. Phys.* **31** 3231
- [17] Zhen Yuan, Huabei Jiang 2006 *Appl. Phys. Lett.* **88** 231101
- [18] Lin J C 1991 *IEEE Standards Coordinating Committee*. **95** 1

# Pulsed microwave energy spatial distribution imaging by means of thermoacoustic tomography

Bi Xin<sup>1)†</sup> Huang Lin<sup>2)§</sup> Du Jing-Song<sup>1)</sup> Qi Wei-Zhi<sup>2)</sup> Gao Yang<sup>1)</sup>  
Rong Jian<sup>2)</sup> Jiang Hua-Bei<sup>1)2)3)</sup>

1) (Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Key Laboratory on Radar System Research and Application  
Technology of Liaoning Province, Shenyang 110179, China)

2) (School of Physical Electronics, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 610054, China)

3) (Department of Biomedical Engineering, University of Florida, Gainesville, Florida 32611, USA)

( Received 23 April 2014; revised manuscript received 15 August 2014 )

## Abstract

Microwave-induced thermoacoustic imaging is a noninvasive, high contrast, high resolution, and cost effective method for cancer detection. It has the potential to serve as a routine breast tumor screening. In the present study, simulation and experiment have been used for pulsed microwave energy spatial distribution investigation. The target to be imaged is a  $9\times 9$  square array composed of tubes 3 mm in diameter and 8 mm in separation. The simulation and experimental results both indicate that far away from the antenna, more tubes could be thermoacoustically recovered, which means a larger radiation area obtained. The thermoacoustically recovered tubes are 3.1 mm in diameter and 7.7 mm in separation. Obtained results suggest that it is feasible to detect microwave energy spatial distribution with the thermoacoustic imaging, which has paved the way to solve the inhomogeneous microwave energy problem in traditional quantitative thermoacoustic tomography.

**Keywords:** thermoacoustic imaging, pulsed microwave, energy spatial distribution

**PACS:** 43.35.+d, 87.57.Ce, 43.60.+d, 43.80.+p

**DOI:** 10.7498/aps.64.014301

---

§ These authors contributed equally to this work.

† Corresponding author. E-mail: [bixin@sia.cn](mailto:bixin@sia.cn)