微波致热超声成像原型系统

陈国平, 赵志钦*, 龚伟, 聂在平, 柳清伙

电子科技大学电子工程学院, 成都 610054;

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

* 联系人, E-mail: zqzhao@uestc.edu.cn

2008-10-25 收稿, 2009-01-18 接受

国家自然科学基金(批准号: 60771042)、国家高技术研究发展计划(编号: 2007AA12Z159)、111 项目(编号: B07046)、四川省杰出青年学科带头人培养计划(编号: 08ZQ026-039)和教育部长江学者奖励计划资助项目

摘要 相对微波和超声成像系统, 微波致热超声扫描成像(MITAT, microwave-induced thermo-acoustic tomography)技术在对比度和分辨率方面具有明显优势, 因此该技术在生物组织成像领域受到了越来越多的关注. 介绍了一个完整的 MITAT 原型系统, 并利用该系统对埋入脂肪中的高含水量生物组织目标进行了一些基础性的实验. 在这些实验中, 通过由截面为毫米尺度的猪肌肉组织样条所产生的热超声波信号, 获得了同时具有高对比度和高分辨率的 MITAT 图像. 为了验证 MITAT 的优势, 一个商用的超声线阵成像系统也对同一实验目标进行了超声成像对比实验研究; 两种系统的成像结果表明所搭建的 MITAT 原型系统在对类肿瘤的高含水目标探测方面具有良好的性能.

关键词

微波致热超声扫描成像
超声成像
微波成像
生物组织成像
时间反转镜像技术

弹性媒质由于迅速吸收热能而产生的机械波(热声信号)很容易被探测^[1,2], 该现象被广泛地应用在材料特性检测和热声发动机设计上^[3~5]. 近 10 年来, Kruger 和 Wang 等研究小组将微波致热超声(MITAT, microwave-induced thermo-acoustic)技术应用到生物组织成像领域并获得了很好的初期成果^[6~8]. 微波致热超声成像成为了一种极具潜力的医学成像技术, 已引起了越来越多的关注^[9~11].

在 MITAT 系统中, 调制后的微波窄脉冲照射到生物组织上, 生物组织吸收微波能量后而引起热弹性膨胀, 这种热膨胀导致了超声波信号, MITAT 兼有微波和超声成像的优点. 由于以微波脉冲作为辐射源, MITAT 系统的成像结果比传统超声成像系统具有更高的对比度. 这是因为不同组织, 特别是正常软组织和恶性肿瘤之间^[12,13], 具有很高的电对比度(相对介电常数和电导率); 另一方面, MITAT 成像比传统的微波成像有更高的分辨率, 这是因为接收到的超

声波长比辐射信号的电磁波长要短得多. 此外, MITAT 系统使用非电离性的微波脉冲辐射, 所以对人体的伤害比起 X 射线成像系统更小^[6].

然而, 一个有效的 MITAT 系统有两个主要的技术要点: 首先是获取由微波脉冲激发的微弱超声信号, 为实现这一功能, 微波源(包括峰值功率、中心频率和脉宽)及信号放大器必须设计合理; 另外, 为了获得高信噪比(SNR)的超声波信号, 电磁屏蔽也是必须考虑的关键性问题. 其次是在考虑生物组织严格地说为非均匀媒质的前提下, 建立高质量的成像算法. 时间反转镜像(TRM, time reversal mirror)^[14,15]是一种基于波传播和阵列信号处理的混合技术. 由于它有时空匹配滤波的特性^[15], 因此能够有效地抑制系统噪声. 此外, TRM 的自平均特性^[16]所带来的统计稳定性使得它具有削弱媒质随机波动所产生影响的能力, 因此这种技术对于医学成像是一个很好的选择.

引用格式: 陈国平, 赵志钦, 龚伟, 等. 微波致热超声成像原型系统. 科学通报, 2009, 54: 1786~1789

Chen G P, Zhao Z Q, Gong W, et al. Development of microwave-induced thermo-acoustic tomography prototype system. Chinese Sci Bull, 2009, 54, doi: 10.1007/s11434-009-0180-9

<https://engine.scichina.com/doi/10.1360/csb2009-54-12-1786>

1 MITAT 系统构建

图 1 是我们所搭建的 MITAT 实验系统框图. 该 MITAT 原型系统的最大特点是具有灵活的扫描模式和可调的微波脉冲峰值功率.

该 MITAT 原型系统由 5 个子系统组成. 第一子系统是电子科技大学(UESTC)开发的微波源, 它用于产生载频为 (2450 ± 50) MHz 的微波脉冲, 其脉冲宽度、脉冲重复频率(PRF, pulse repetition frequency)和峰值功率均可调. 从微波源产生的微波脉冲通过一个 BJ-22 矩形波导传播到放置组织样品的容器中, 波导横截面尺寸为 $108 \text{ mm} \times 54 \text{ mm}$. 第二个子系统是测试平台, 它被设置在一个电磁屏蔽箱中, 由微波脉冲照射组织而激发出的超声波被压电传感器(UT, ultrasound transducer)接收, 放置组织的容器由聚丙烯材料制成. 为避免超声波在空气中的迅速衰减, 并同时模拟低含水量的组织, 猪油被用作超声探头和组织间的耦合材料. 第三个子系统是用于控制超声传感器移动的计算机控制步进扫描系统, 该子系统由一个基于 MD-2 (ARRICK 公司)驱动的双步进电机开发而成, 可以进行二维扫描, 但本文的实验进行一维扫描即可. 第四是数据采集系统, 它由一个超声传感器(Panametrics V323, 中心频率 2.25 MHz, -3 dB 带宽约为 1.5 MHz)和一个前置放大器组成. 由超声传感器检获的压电信号在传送到基于 PCI 接口的数据采集卡之前先被放大. 最后, 一个由数据采集卡产生的 5V 数字同步信号经脉冲放大器放大后用于触发微波脉冲源.

图 1 MITAT 系统构建框图

2 实验参数和典型的 MITA 信号

为了验证 MITAT 系统的能力, 我们设计和进行

了大量的相关实验. 在 MITAT 实验中, 脉冲重复频率(PRF)为 500 Hz、峰值功率为 40 kW、脉宽为 $1.0 \mu\text{s}$ 的微波脉冲序列照射到沿着 y 轴方向放置的两个猪肉组织目标上. 左边的目标尺寸为 8 mm 宽, 30 mm 长和 3 mm 厚; 右边的目标尺寸为 3 mm 宽, 30 mm 长和 3 mm 厚. 两生物组织目标之间的距离约为 60 mm, 组织的长边沿着 y 轴方向. 图 2 给出了样品放置在 4 mm 厚猪油底层上方的光学照片, 随后上面再覆盖 15 mm 厚的猪油表层. 猪油是由实际脂肪组织炼成并保证其密度与原脂肪组织基本一致. 超声波传感器沿着 x 轴方向扫描, 通过步进系统控制其移动. 每步长为 0.5 mm, 总的扫描长度为 180 mm, 即总的扫描数量为 360 步. 数据采集卡的采样率设置为 25 MHz. 每一扫描步采样 1024 点, 然后超声信号先被放大 100 倍(40 dB), 平均 256 次后由采集卡数字化后并存储.

基于这些实验设置及一些去噪方法^[17], 在第 100 步位置记录的典型信号如图 3 所示. 在图 3 中, 信号

图 2 猪肌肉组织目标

左边目标的尺寸为宽 8 mm, 长 30 mm, 厚 3 mm. 右边目标分别为宽 3 mm, 长 30 mm, 厚 3 mm. 两组织目标距离为 60 mm

图 3 左边目标在 UT 位于第 100 步时的接收信号

波形由图 2 中左边 8 mm 宽的组织目标所产生, 在最大峰值后的其它波形是组织在 z 轴方向上的容器下表面反射所产生。

超声成像已经被广泛应用于生物组织成像中。为了与超声成像进行对比, 一个带有线性阵列的商用超声成像系统(WED-L1-1, 威尔德医疗电子股份有限公司)也对实验目标进行了实验。超声波的中心频率为 3.5 MHz, 阵列探头长度为 150 mm, 宽度为 15 mm, 实验时, 其长边沿着 x 方向放置。MITAT 和超声系统的成像结果将在下一节阐述。

3 成像和讨论

为了对上述组织样品进行成像, TRM 技术被选作 MITAT 成像算法。TRM 的核心是建立一个表征波传播的系统函数, 更多的有关 TRM 在 MITAT 系统中的应用细节可参考文献[14]。为了灵活和有效地对生物组织的复杂结构进行建模, 同时便于处理宽带时域激励脉冲, 伪谱时域(PSTD, pseudo spectrum time domain)方法被用作描绘波前向传播的计算核[18]。根据 TRM 技术的原理, 成像过程是通过将 UT 阵列接收到的超声信号按时间序列反向后在计算区域中重聚集而得到。在 MITAT 实验中, 一个在 x 方向和 z 方向分别为 182.4 和 182.4 mm 的二维(2D)数值区域被用于计算波传播和目标成像。在成像区域的两个方向上, PSTD 的网格剖分均为 0.36 mm(每波长 16 个节点, 设接收到的 MITA 信号的中心频率为 0.5 MHz, 超声波的速度为 1.5 mm/ μ s), 时间步长为 4×10^{-8} s, 总迭代步数为 1024。

图 4(a)是采用商业超声系统成像的结果; 图 4(b)和(c)是 MITAT 采用基于 PSTD 的 TRM 的成像结果。

在图 4(a)中, A 区域的信号是由猪油和线性阵列交界面产生的影像。B 和 C 是两个目标, 它们几乎不可辨别(对比度非常低)。二者间距约为 60 mm, 两目标的宽度和厚度信息基本不能获得。相反, 图 4(b)所示的 MITAT 系统成像结果却非常清晰(对比度较高)。每个目标包含的两个边缘表示了该组织的两个边, 两目标底部边缘中心点坐标分别为 ST1D(41.56, 113.1 mm)和 ST2D(101.8, 113.7 mm)。两目标间距可以通过这两个值相减直接获得, 约为 60.24 mm。这与图 2 所示的两目标距离 60 mm 非常接近。

图 4(c)是图 4(b)左边目标局部放大图。由图 4(c)可见, 上下两边缘的中心点坐标分别为 ST1U(41.56, 115.7 mm)和 ST1D(41.56, 113.1 mm)。由 ST1U 和

图 4

(a) 图 2 中两条猪肌肉组织目标的 2D 超声成像结果。A 为超声阵列和猪油的交界面成像图; B 为左目标成像图; C 为右目标成像图; (b) 两条猪肌肉组织目标的 2D MITAT 成像结果。底边中心点坐标分别为 ST1D(41.56, 113.1)和 ST2D(101.8, 113.7); (c) 左边目标 2D 成像结果局部放大图。上边缘中心点坐标为 ST1U(41.56, 115.7); 左右边界坐标分别为 ST1L(38, 115.7)和 ST1R(46.6, 115.7)

ST1D 可以得到样品的厚度为 2.6 mm, 这也与图 2 所示的 3 mm 厚度非常接近。宽度由每个边缘左右边界 ST1L 和 ST1R 来确定, 这两个边界由最强中心点强

度的-3 dB 计算。在图 4(c)中,左右边界分别为 ST1L (38.0, 115.7 mm)和 ST1R (46.6, 115.7 mm),由此得到宽度为 8.6 mm。这与图 2 中左目标的实际宽度 8.0 mm 非常接近。图 4(a)中右目标也可以通过同样的方法分析,由所成图像读取的目标尺寸与实际值也吻合得很好。

图 4(a)~(c)证明了 MITAT 原型系统相比于一般超声成像系统的优势,同时也显示了前言部分所介绍的 MITAT 两大特点:一方面,图像的对比度(最强的重聚焦点相对于平均背景值)大于 35 dB,而超声系统因为肌肉组织和猪油的声阻抗差异较小(该情况

与实际生物软组织中的肿瘤情况非常相似),其对比度小于 3 dB。另一方面,每一目标的上下表面可以从 MITAT 技术所生成的图像中轻易分辨出来。当然,这样好的效果也得益于我们所采用的 TRM 技术。

到目前为止,我们所开发的 MITAT 原型系统可以在距离向获得毫米量级的分辨率;在方位向获得小于 3 mm 的分辨率,这是由于阵列口径面远大于超声波的波长,更加上 TRM 具有超分辨的能力。

更高的分辨率可以通过提高 MITAT 系统的带宽和增大观察立体角的方法来获得,对于 MITAT 进一步的研究正在进行中。

致谢 感谢电子科技大学生命科学与技术学院的李科博士为超声实验所提供的帮助。

参考文献

- 1 Lin J C. On microwave-induced hearing sensation. *IEEE Trans Microw Theory Tech*, 1977, 25: 605—613[doi]
- 2 Feldman K T. Review of the literature on sondhauss thermoacoustic phenomena. *J Sound Vib*, 1968, 7: 71—82[doi]
- 3 Viengerov M L. New method of gas analysis based on tyndall-roentgen opto-acoustic effect. *Dokl Akad Nauk*, 1938, 19: 687—688
- 4 Jin T, Chen G B, Shen Y. A thermoacoustically driven pulse tube refrigerator capable of working below 120 K. *Cryogenics*, 2001, 41: 595—601
- 5 Yazaki T, Biwa T, Tominaga A. A pistonless stirling cooler. *App Phys Lett*, 2002, 80: 157—159[doi]
- 6 Kruger R A, Kiser J W, Miller K D, et al. Thermoacoustic CT: imaging principles. In: Alexander A, Oraevsky, eds. *Biomedical opto-acoustics*. San Jose CA-Proc SPIE, 2000. 150—159
- 7 Xu M, Wang L V. RF-induced thermoacoustic tomography. In: Wang L V, ed. *Engineering in Medicine and Biology*. Houston: IEEE EMBS/BMES, 2002. 1211—1212
- 8 Xu Y, Feng D, Wang L V. Exact frequency-domain reconstruction for thermoacoustic tomography—I: Planar geometry. *IEEE Trans Med Imag*, 2002, 53: 823—829
- 9 Zeng L M, Xing D, Gu H M, et al. A fast microwave-induced thermoacoustic tomography system for imaging of biological tissues. In: Xu K X, Luo Q M, Xing D, et al, eds. *Progress in Biomedical Optics and Imaging*. Bellingham: Proc SPIE, 2006. 60470K-0-7
- 10 Lim K H, Lee J H, Liu Q H. Thermoacoustic tomography forward modeling with the spectral element method. *Med Phys*, 2008, 35: 4—12[doi]
- 11 Chen G P, Yu W B, Zhao Z Q, et al. The prototype of microwave-induced thermo-acoustic tomography imaging by time reversal mirror. *JEMWA*, 2008, 22: 1565—1574
- 12 Mrozowski M, Okoniewski M, Okoniewska E, et al. Human organs dosimetry for transient electromagnetic fields. In: Rizzoli V, Mastri F, eds. *Microwave Symposium Digest*. Denver: IEEE MTT-S International, 1997. 95—98
- 13 Joines W T, Zhang Y, Li C, et al. The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz. *Med Phys*, 1994, 21: 547—550[doi]
- 14 Chen Y F, Gunawan E, Kay S L, et al. Time-reversal ultrawideband breast imaging: pulse design criteria considering multiple tumors with unknown tissue properties. *IEEE Trans Antennas Propag*, 2008, 56: 3073—3077[doi]
- 15 Fink M. Time reversal of ultrasonic fields: Part I. Basic principles. *IEEE Trans UFFC*, 1992, 39: 555—567
- 16 Fouque J P, Garnier J, Papanicolaou G, et al. *Wave Propagation and Time Reversal in Randomly Layered Media*. New York: Springer Press, 2007
- 17 陈国平, 于万宝, 赵志钦, 等. 电磁致热超声系统设计与基于小波阈值去噪方法的信号处理. *电子学报*, 2008, 36: 1130—1134
- 18 Liu Q H. The Pseudospectral time-domain (PSTD) algorithm for acoustic waves in absorptive media. *IEEE Trans UFFC*, 1998, 45: 1044—1056