

基于长焦区聚焦换能器的扫描光声乳腺成像技术*

徐晓辉 李 晖†

(医学光电科学与技术教育部重点实验室,福州 350007)

(福建师范大学物理与光电信息科技学院,福州 350007)

(2007 年 10 月 14 日收到,2007 年 12 月 10 日收到修改稿)

报道了一种利用长焦区聚焦超声换能器检测光声信号的扫描光声乳腺成像系统.通过增加聚焦换能器焦区的长度,该技术可以快速实现对大块组织(如乳腺)的光声成像.测试结果表明,该实验系统能够对大块模拟样品中吸收体的位置、尺寸以及光能量吸收情况实现较为准确的成像.另外,实验中,该系统还可便捷地与传统的超声技术相结合,从而实现多模式复合的乳腺癌诊断.初步结果显示了该技术路线在乳腺癌早期诊断应用上的前景.

关键词:乳腺癌诊断,光声成像,扫描光声层析术,脉冲回波法

PACC:8770E,4337G

1. 引 言

乳腺癌^[1]是威胁女性健康的一大顽疾.而在乳腺癌的治疗中,早期诊断可大大提高患者的生存机会.因此,发展具有早期检测能力的乳腺成像技术将有助于乳腺癌的诊断和治疗.这其中,光声成像^[2-10]被认为是一种有发展前景的早期乳腺诊断技术.光声成像是指:当短脉冲激光辐照生物组织时,位于组织体内的吸收体(如肿瘤)吸收光能量,然后升温膨胀从而产生超声信号;位于组织体表面的超声探测器件可接收到这些外传的超声波,并依此重建组织内光能量沉积分布的图像.由上可见,光声技术是通过检测外传的超声信号来反映组织体中光能量沉积的差异.由于超声在组织内的散射比光弱 2 到 3 个数量级,所以该技术继承了纯超声成像在成像深度和分辨率可兼得的优势.另外,光声成像的图像差异来源于组织体光学吸收的不同,所以该技术兼得了纯光学成像在功能性和灵敏性方面的优势.综上所述可见,光声成像技术能够很好的整合光学成像和超声成像各自的优势,有望实现对较大块组织体(如乳腺)的高分辨率、高对比度的功能成像.

正是缘于光声成像以上独特的优势,近年来该技术在乳腺癌成像方面的应用得到快速的发展^[11-14].Oraevsky 的研究小组^[11]最早开始光声乳腺

检测方向的探索.该小组最新开发的光声乳腺成像系统可实现模拟样品中深度为 6 cm,分辨率为 0.5—1 mm 的成像^[12].2003 年,尹邦政等人^[13]报道了一种基于多元线性阵列探测器的快速光声层析成像系统,并实现对模拟样品中吸收体的准确成像.另一个较为成熟的工作是 Manohar 等人^[14]发展的具有 590 探测元素的平板式超声换能器阵列的光声乳腺成像系统.这些前人的工作均展现了光声成像技术在乳腺癌早期诊断中的应用前景.

本文提出了一种基于长焦区聚焦换能器的扫描光声乳腺成像技术.基于聚焦换能器的扫描光声层析术^[15,16]是通过组合多个一维时间分辨光声信号而得到光声图像的技术路线.相比于以上乳腺成像系统,该方法无需复杂的图像重建算法,所以具有简单、快速的优点.而利用长焦区的聚焦换能器检测光声信号,则可在无需调整换能器纵向位置的情况下获得较长的有效成像区域,从而方便实现较大块组织的光声成像.另外,该类型换能器还可以应用于传统超声技术(如脉冲回波法),如此便可结合超声和光声两种技术手段,为乳腺组织的诊断提供更多有用的信息.

2. 扫描光声层析术原理

图 1 为前向探测的扫描光声层析术的原理示意

* 国家自然科学基金(批准号:60578056)和福建省自然科学基金(批准号:A0520001)资助的课题.

† 通讯联系人. E-mail: hli@fjnu.edu.cn

图. 脉冲光辐照组织体时, 组织内的光学吸收体由于光声效应而产生超声信号并外传. 由于光速远大于声速, 所以组织中吸收体产生的光声信号基本可以看成是同时被激发的. 而不同位置的吸收体与换能器的距离不同, 所以其产生的光声信号会经过不同的时间延迟后被聚焦换能器接收. 所以, 将换能器检测到的时间分辨信号乘以超声速度便可确定吸收体所处的位置, 而吸收体的尺寸信息则可以通过光声双极信号中负极到正极之间的距离加以判断^[11]; 另外, 光声信号的幅值与吸收体吸收光能量的多少直接相关. 所以从光声信号的幅值可以直观地判断出该吸收体的光能量沉积情况. 因为聚焦换能器只能接收到处于换能器聚焦轴向上的光声信号(如图 1 中虚线所示), 所以可以从换能器所检测到的时间分辨信号反推出组织体在该方向上吸收体的位置、尺寸以及光能量沉积分布情况. 如此, 通过组合横向扫描换能器所测得的多个纵向一维信号便可成一张断面的二维光声图像.

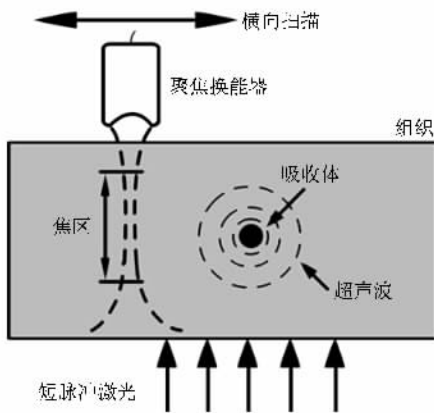


图 1 扫描光声层析术原理示意图

由于聚焦换能器在聚焦区外探测的灵敏度和分辨率都会大幅度下降^[17], 所以在这种成像装置中, 超声换能器的焦区(如图 1 中双箭头所示范围)限制了成像的区域. 聚焦换能器的焦区可表达为^[17]

$$F_z = N \cdot S_F^2 [2(1 + 0.5S_F)], \quad (1)$$

其中, N 是换能器的近场距离, 而 S_F 是换能器规范化的焦长. 为了克服前人^[15,16]因焦区长度短而造成的成像区域有限的不足, 一个长焦区(焦区长度为 30.3 mm)的聚焦换能器被应用于检测外传的光声信号. 如此, 实验中便可在无需调整换能器纵向位置的情况下获得较长的有效成像区域, 从而方便实现较大块组织的光声成像. 在扫描层析术中, 系统的纵向分辨能力取决于超声换能器的脉冲响应时间. 对于

聚焦换能器而言, 其中心频率 f_c 越高, 换能器脉冲响应时间越短, 从而纵向分辨能力越强. 但在乳腺成像的应用中, 并非中心频率越高换能器越合适. 考虑到高频超声在成像深度方面的局限以及脉冲光所激发的光声信号的中心频率范围等因素的影响, 实验中我们选择中心频率为 3.5 MHz 的超声换能器. 而成像系统的横向分辨率则由换能器聚焦的焦斑大小决定. 生物组织中换能器焦斑的直径可近似表达为^[17]

$$\phi_{fs} = c_a (NA \cdot f_c) = 1.02 (F \cdot c_a) (f_c \cdot D), \quad (2)$$

其中, c_a 是超声速度, NA 是聚焦换能器的数值孔径, f_c , F , D 分别是换能器的中心频率, 焦长以及直径. 由上式计算可得, 所采用的聚焦换能器的焦斑直径为 1.39 mm.

3. 材料与方法

3.1. 实验装置

实验装置如图 2 所示, 实验中模拟样品和换能器均浸没于水中. 光源是采用倍频的 Q 开关 Nd:YAG 激光器, 波长 532 nm, 脉宽 10 ns, 重复频率 10 Hz. 激光束经毛玻璃后照射于样品上, 激发的光声信号被聚焦超声换能器(V381, Olympus)探测, 换能器中心频率 3.5 MHz, 直径 19 mm, 焦长 60 mm; 换能器所接收的信号经超声脉冲/接收器(PR5800, Olympus)滤波、放大后送入数字示波器(TDS2024, Tektronix). 所得信号经示波器取平均(128 次)之后, 通过 GPIB 卡(NI-488.2, National Instruments)把数据传给计算机以保存和处理. 然后由一组电控平移台精确控制超声换能器做直线扫描, 步长为 0.5 mm, 共获取 100 个位置的光声信号以便组成一张二维光声图像. 以上过程涉及的仪器控制与数据保存等均由一个 LabVIEW 程序控制完成.

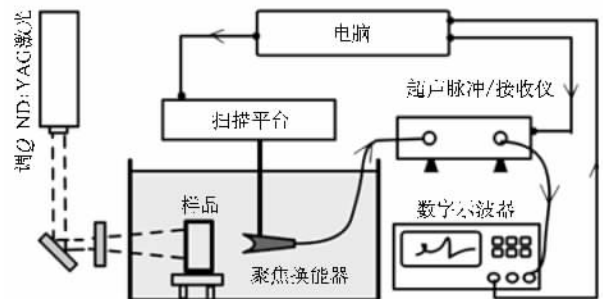


图 2 实验装置图

3.2. 实验

3.2.1. 不同直径吸收体的光声信号

本文首先检测埋于模拟样品中的不同直径的柱状吸收体的光声信号. 模拟样品是由蒸馏水(100 ml)与琼脂(2 g)混合加热后置于一个方形的模具中冷却而成的. 而吸收体材料则是在模拟样品的基础上加墨汁(0.04 ml)染色而成的. 将所得的染色琼脂分别注入到内径分别为 1.24 mm、2.06 mm、3.02 mm 的柱状模具中, 冷却后便可得到实验所需的柱状吸收体. 另外, 为了测定系统的纵向分辨能力^[18], 一根直径约为 0.1 mm 的头发也被埋于模拟样品中.

3.2.2. 换能器焦区的检测

为了证明利用长焦区聚焦换能器成像思想的可行性, 本文检测了当吸收体(头发)处于换能器焦区内、外不同位置时的光声信号的变化情况. 实验中, 首先测定在吸收体处于焦区内与处于焦区外这两种条件下, 横向扫描聚焦换能器时所探测到光声信号强度的变化情况; 以此说明焦区内检测光声信号的必要性. 接着, 使吸收体分别处于换能器焦区内的不同位置. 它们分别是换能器焦区的前端、后端以及焦点上, 其中前、后端的距离是 30 mm. 然后观察随着聚焦换能器横向距离变化(横向扫描)而引起的光声信号强度的变化情况, 从而从实验上证实该换能器的焦区长度以及利用长焦区换能器所具有的优势.

3.2.3. 模拟样品成像

一个模拟样品(不同直径的吸收体被分别埋于不同的深度)被应用于该系统的二维成像. 其中, 模拟样品的制备方法如上所述. 而模拟样品中的吸收体是直径为 2.06 mm 和 1.24 mm 的琼脂圆柱体以及直径为 0.12 mm 的头发, 其对应所处的深度分别为 8.6 mm、21.3 mm 和 38.8 mm.

3.2.4. 模拟样品声速的测量

另外, 为了能够准确地重建出吸收体的分布情况, 超声脉冲/接收器 PR5800 还被应用于测量模拟样品的声速. 由于 PR5800 是一款可以用于同时接收和发生超声脉冲信号的仪器, 所以可采用脉冲回波法测定模拟样品的声速^[19]. 首先把聚焦超声换能器发射面紧挨于模拟样品的一面, 并在模拟样品另一面紧贴放置一块钢板. 由于声阻抗不匹配, 所以 PR5800 触发换能器产生的脉冲超声信号碰到该钢板会反射. 如此, 通过测定该超声脉冲信号的飞行时间和模拟样品的厚度, 便可算出模拟样品的声速.

4. 结果与讨论

4.1. 不同直径吸收体的光声信号

图 3 是不同直径的柱状吸收体被激发产生的光声信号. 从图中可以看出, 吸收体的光声信号呈双极的特点, 而且不同直径吸收体的光声信号的负极到正极之间的时间间隔是不同的. 图 3(a)是直径为 0.1 mm 头发的光声信号. 由于头发的尺度低于换能器最小的分辨能力, 所以可以把该信号看成是系统的脉冲响应. 在(a)中, 其正极到负极的时间间隔为 0.2 μs . 假设头发声速为 1.5 mm/ μs , 则该信号对应的距离为 0.3 mm, 所以系统的纵向分辨率约为 0.3 mm. 在图 3(b)(c)(d)中, 正负极之间所对应的时间间隔分别是 0.9 μs 、1.37 μs 和 1.97 μs . 而根据脉冲回波法测量所得的琼脂的声速为 1.45 mm/ μs , 所以可以计算出吸收体的直径为 1.31 mm、1.99 mm 和 2.87 mm. 这与吸收体的实际直径(1.24 mm、2.04 mm 与 3.02 mm)较为符合. 因此, 利用光声信号正负极间距实现柱状吸收体尺度的评估是一个有效的方法.

另外, 从图 3(b)(c)(d)中还可以看出, 随着吸收体直径的增加, 其对应的光声信号负极的强度在不断减弱. 这是因为光声信号的负极信号强度对应于柱状光声吸收体底面的光吸收能量. 而吸收体内光能量沉积是呈衰减的趋势, 所以底部对应的光能量沉积相对较少, 如此造成负极的信号强度相对较弱. 这个结果也说明, 为了能够利用光声信号有效地反演吸收体的尺寸, 保证有足够的光能量穿透吸收体是一个前提条件.

4.2. 换能器焦区的检测

图 4(a)是当吸收体(头发)分别位于聚焦换能器焦区外(曲线 1)与焦区内(曲线 2)这两种情况下, 横向扫描聚焦换能器时所探测到光声信号强度变化的对比情况; 从图 4(a)可以看出, 当吸收体位于换能器焦区内(曲线 2)时, 随横向扫描距离的增加, 光声信号强度迅速下降. 其高斯拟合的半峰全宽为 1 mm, 即该系统的横向分辨率在 2.0 mm 左右. 而当吸收体纵向位置处于换能器焦区之外(曲线 1)时, 随横向扫描距离的增加, 光声信号强度下降的趋势减缓. 其高斯拟合的半峰全宽为 2.2 mm, 即换能器的

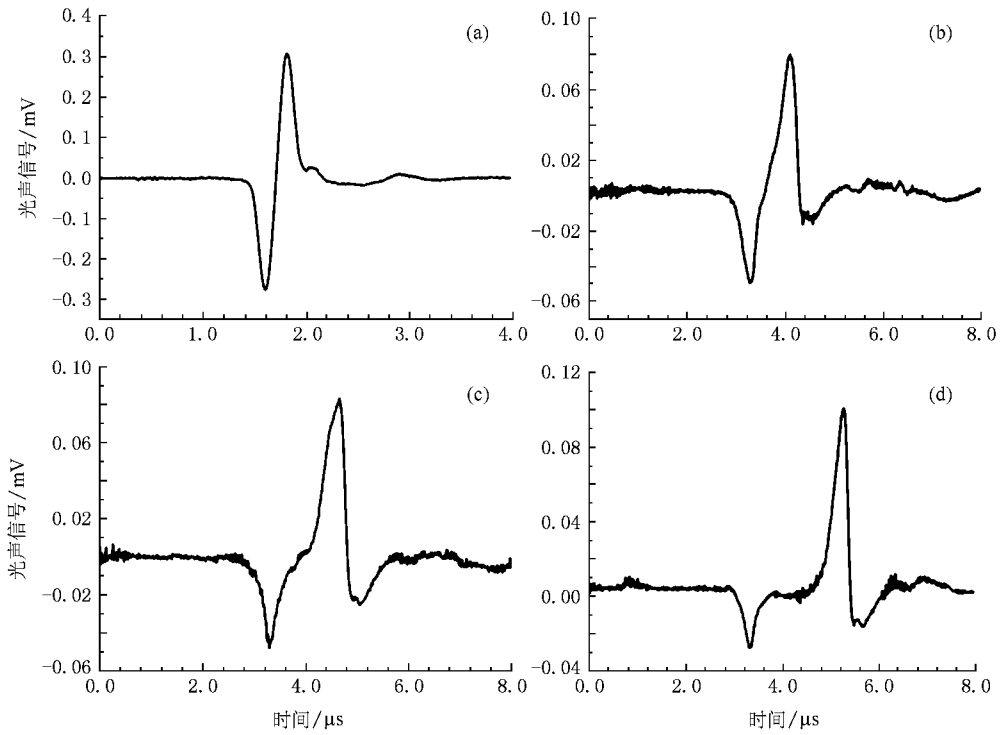


图3 不同直径吸收体的光声信号 (a)(b)(c)(d)分别对应于直径为 0.1 mm,1.24 mm,2.06 mm,3.02 mm 的柱状吸收体

横向分辨能力大大下降.所以,在聚焦换能器焦区内检测光声信号是扫描光声成像实现良好的横向定位的关键.

图4(b)是吸收体位于换能器焦区内不同位置时,随横向扫描距离的变化,所探测到的信号强度变化的对比情况;曲线3,4,5分别对应于换能器的前

端、后端及焦点上.从图中可以看出,当吸收体处于换能器焦区内不同位置时,随横向扫描距离的变化,所探测到的信号的强度变化趋势大体是一致的.这说明该换能器可在聚焦轴纵向30 mm 的深度范围内实现大约为2 mm 的横向分辨,所以利用长焦区聚焦换能器实现对大块组织光声诊断的思路是可行的.

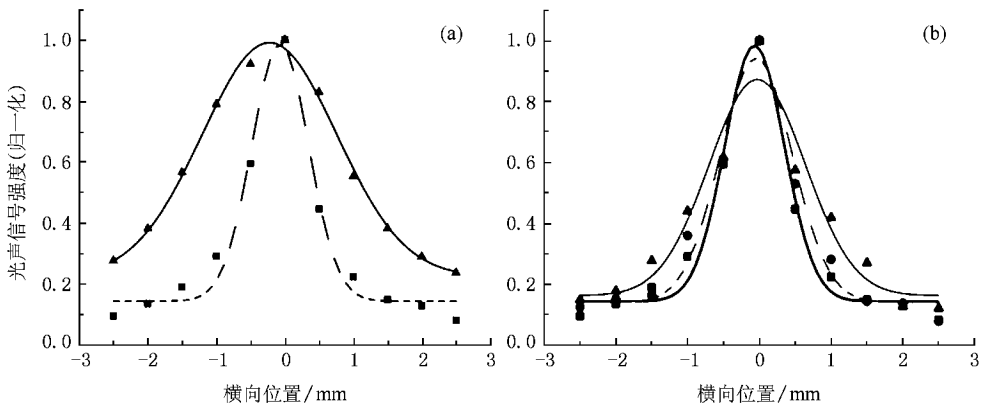


图4 吸收体(头发)处于换能器焦区内、外不同位置时的光声信号强度分布 (a)吸收体分别处于换能器焦区外(曲线1)和焦区内(曲线2)时,横向扫描聚焦换能器时所探测到光声信号强度变化的对比情况 (b)吸收体分别处于换能器焦区的前端(曲线3),后端(曲线4)及焦点(曲线5)上时,横向扫描聚焦换能器所探测到光声信号强度变化的对比情况

4.3. 模拟样品成像

图 5 给出了模拟样品的实物照片及其光声图像。从图 5(b)可以看出,扫描光声成像的方法能够直观且较为准确的反映出大块样品中柱状吸收体的

位置、直径以及光能量沉积情况。但是,从图像上看,该系统还有一些不足,如横向上(图中 y 轴)无法判断吸收体的形状,还有,在聚焦区末端图像的横向分辨率有所下降,反映在图像上就是小吸收体(头发)的横向尺度被人为增大,从而造成伪迹。

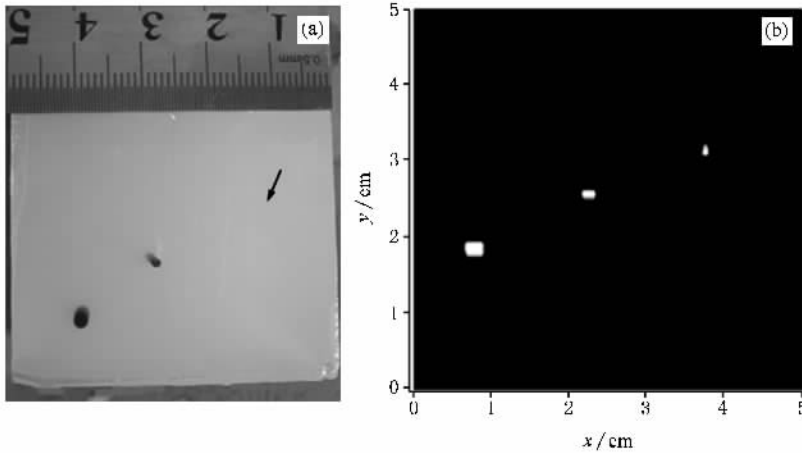


图 5 模拟样品的照片(a)及其光声图像(b)

5. 结 论

本文报道了一种基于长焦区聚焦换能器的扫描光声乳腺成像系统。通过加大焦区长度,该技术能够快速实现对大块模拟样品的吸收体的位置、尺寸以及光能量沉积情况准确的成像。实验测试表明,该系

统在聚焦区为 30 mm 的范围内,其纵向分辨率为 0.3 mm,横向分辨率为 2 mm。另外,该系统还可与超声中的脉冲回波法实现模拟样品声速的测量。这不仅有利于准确地重建出吸收体的分布,而且也表明该技术有与传统超声技术结合实现多模式的复合诊断的潜力。因此,基于长焦区聚焦换能器的扫描光声层析术是一种有发展前景的乳腺癌早期诊断技术。

- [1] American Cancer Society *Breast cancer Facts & Figures 2005 - 2006*
- [2] Kruger R A 1994 *Med. Phys.* **21** 127
- [3] Hoelen C G de Mul F F M, Pongers R, Dekker A 1998 *Opt. Lett.* **23** 648
- [4] Wang X D, Xu Y, Xu M H, Yokoo S, Fry E S, Wang L H 2002 *Med. Phys.* **29** 2279
- [5] Wang X D, Pang Y J, Ku G, Xie X Y, Stoica G, Wang L H 2003 *Nat. Biotechnol.* **21** 803
- [6] Zhang H, Maslov K, Stoica G, Wang L H 2006 *Nat. Biotechnol.* **24** 848
- [7] Su Y X, Wang R K, Zhang F, Yao J Q 2006 *Chin. Phys. Lett.* **23** 512
- [8] Chen Z X, Tang Z L, Wan W, He Y H 2006 *Acta. Phys. Sin.* **55** 4365 (in Chinese) [陈湛旭、唐志列、万巍、何永恒 2006 物理学报 **55** 4365]
- [9] Laufer J, Delpy D, Elwell C, Beard P 2007 *Phys. Med. Biol.* **52** 141
- [10] Xiang L Z, Xing D, Gu H M, Yang D W, Yang S H, Zeng L M 2007 *Acta. Phys. Sin.* **56** 3911 (in Chinese) [向良中、邢达、谷怀明、杨迪武、杨思华、曾吕明 2007 物理学报 **56** 3911]
- [11] Andreev V G, Karabutov A A, Solomatin S V, Savateeva E V, Aleynikov V, Zhulina Y V, Fleming R D, Oraevsky A A 2000 *Proc. SPIE* **3916** 36
- [12] Ermilov S A, Conjusteau A, Mehta K, Lacewell R, Henrichs P M, Oraevsky A A 2006 *Proc. SPIE* **6086** 608609
- [13] Tan Y, Xing D, Wang Y, Zeng Y G, Yin B Z 2005 *Acta. Photonica. Sin.* **34** 1019 (in Chinese) [谭毅、邢达、王毅、曾亚光、尹帮政 2005 光子学报 **34** 1019]
- [14] Manohar S, Kharine A, Hespens J, Steenberg W, Leeuwen T G V 2005 *Phys. Med. Biol.* **50** 2543
- [15] Ku G, Wang L H 2000 *Med. Phys.* **27** 1195
- [16] Song K H, Wang L H 2007 *Proc. SPIE* **6437** 643722
- [17] <http://www.olympusndt.com>

- [18] Wang Y ,Xing D ,Zeng Y G 2004 *Acta . Biophys . Sin .* **20** 114 (in Chinese) [王 毅、邢 达、曾亚光 2004 *生物物理学报* **20** 114]
Nanjing University (in Chinese) p1002 [冯 若 1999 *超声手册* (南京 : 南京大学出版社) 第 1002 页]
- [19] Feng R 1999 *Handbook of ultrasound* (Nanjing : Publishing House of

Scanning photoacoustic mammography with a focused transducer featuring extended focal zone^{*}

Xu Xiao-Hui Li Hui[†]

(*Key Laboratory of OptoElectronic Science and Technology for Medicine ,Ministry of Education ,Fuzhou 350007 ,China*)

(*School of Physics and OptoElectronics Technology ,Fujian Normal University ,Fuzhou 350007 ,China*)

(Received 14 October 2007 ; revised manuscript received 10 December 2007)

Abstract

A focused transducer ,featuring extended focal zone ,is employed for scanning photoacoustic mammography. Using the transducer with extended focal zone ,a large tissue sample can be imaged conveniently. Phantom experiments demonstrate that the location ,size and optical energy deposition of absorbers can be imaged correctly. The depth and lateral resolution of image is 0.3 mm and 2 mm ,respectively. And the transducer can be applied in conventional ultrasonic technology to achieve multimode diagnosis as well. Preliminary study shows that this method could be potential in early diagnosis of breast cancer.

Keywords : diagnosis of breast cancer , photoacoustic imaging , scanning photoacoustic tomography , pulse-echo technique

PACC : 8770E , 4337G

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 60578056) and the Natural Science Foundation of Fujian Province , China (Grant No. A0520001).

[†] Corresponding author. E-mail : hli@fjnu.edu.cn