

高分辨率快速数字化光声 CT 乳腺肿瘤成像^{*}

向良忠 邢达[†] 郭华 杨思华

(华南师范大学激光生命科学研究所、暨激光生命科学教育部重点实验室, 广州 510631)

(2008 年 9 月 12 日收到, 2008 年 11 月 14 日收到修改稿)

提出了一种基于聚焦线性阵列探测器的快速光声计算机断层成像技术(光声 CT). 在光声二维图像重建中, 根据阵列探测器机械扫描和电子扫描相结合的组合扫描模式, 提出了改进的有限场滤波反投影重建算法. 一方面该算法适合多元探测器旋转扫描模式, 另一方面探测器的指向性函数作为反投影的权重因子提高了系统的横向分辨率. 同时, 该成像系统还利用柱面声透镜实现 Z 轴方向上的聚焦扫描以实现三维层析成像. 实验中, 这套成像系统空间分辨率达到 0.2 mm, Z 轴方向分辨率为 1.5 mm, 扫描一幅二维图像仅需 150 s, 得到了高分辨率的微血管网络光声二维图像和乳腺肿瘤的三维层析图像. 实验证明, 该成像系统可提供快速、高分辨率的光声图像, 从而为光声技术在肿瘤的早期诊断和治疗监控提供了坚实的技术基础.

关键词: 光声 CT, 有限场滤波反投影算法, 声透镜聚焦, 乳腺肿瘤检测

PACC: 4225B, 8170

1. 引 言

光声成像技术是近年来发展的一种新型的无损医学成像技术, 它是以脉冲激光作为激发源, 以检测的超声信号为信息载体, 通过相应的图像重建算法重建组织内部结构和功能信息的成像方法. 该方法有机地结合了光学成像和声学成像的特点, 可提供深层组织高分辨率和高对比度的结构与功能断层图像^[1-6].

由于光声成像反映的是组织的光吸收分布, 而光在生物组织内的吸收主要由吸收物质在不同波长处的吸收系数决定. 图 1 给出了生物组织中主要发色基团含氧血红蛋白、脱氧血红蛋白以及脂肪、肌肉和皮肤等在 400—1100 nm 波长范围内的光谱特性^[7]. 不同类型组织的光吸收差异决定了光声成像的对比度, 光吸收差异越大, 光声图像的对比度越好. 因此可根据不同的成像目标选择合适的激发波长实现多波长功能成像. 由于快速生长的恶性肿瘤需要更多的血液供应, 恶性肿瘤组织将伴随有更多的微血管增生, 肿瘤病变还会引起组织内血液(血红蛋白)流向分布的改变, 从而引起局部组织对光敏感度的改变. 由图 1 可看出, 在 400—600 nm 范围内,

血红蛋白的吸收很强; 有研究表明, 癌变组织和周围正常组织光吸收的差异至少有 5 倍以上^[8-10]. 因此, 光声成像被认为是进行癌症早期诊断和成像的有效方法. 另外, 在 700—900 nm 这段近红外区域内存在一个“光窗”, 此波段, 光在组织中的穿透深度可达几厘米, 也比较适合光声成像.

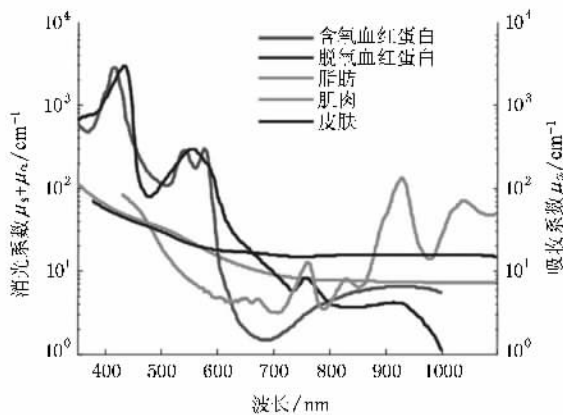


图 1 生物组织中主要发色基团氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白以及脂肪、肌肉和皮肤等在 400—1100 nm 波长范围内的光谱特性

近年来, 已有研究者利用光声成像技术进行肿瘤早期检测的研究. Wang 等利用光声成像技术成功的得到了小鼠头部肿瘤图像^[11]. Xing 等将光声成像

^{*} 教育部长江学者与创新团队发展计划(批准号: JRT0829), 国家自然科学基金面上项目(批准号: 30627003, 30870676), 广东省自然科学基金(批准号: 7117865)资助的课题.

[†] 通信联系人. E-mail: xingda@scnu.edu.cn

技术用于肿瘤光动力治疗过程的监控和疗效评估,为肿瘤治疗过程中特征参量的精确估计和在线动态监控提供了全新技术^[12].Li 等采用一个长焦区聚焦超声换能器检测光声信号实现了模拟样品的光声成像,显示了该技术在乳腺癌早期诊断上的应用前景^[13].但上述方法大多采用单元探测器圆形扫描或者逐点扫描的成像方式,数据采集时间过长,需要几十分钟到几个小时不等,很难应用于医学临床检测.因而,研究快速光声成像具有很重要的意义,它不仅能够减少由于心跳和呼吸等运动所引起的伪迹,而且能够让医生快速地找到可疑的区域,然后迅速地对可疑区域进行诊断.

为了实现快速的光声成像,需要发展多元阵列探测器,以提高光声信号采集的速度.本研究小组自 2004 年始,发展了一套基于线性阵列探测器的快速光声成像系统,该系统采用相控聚焦技术采集光声信号,数据不需要平均,可实现高分辨率的模拟组织光声成像^[4,14].2005 年本小组建成了集激发和探测于一体的快速光声成像系统,该系统使用方便,已用于手臂血管的层析扫描^[15,16].虽然该系统能够在几秒钟内实现高对比度和高分辨率的 B 模式光声成像,但该系统对结构复杂的物体成像存在困难,成像质量也有待提高.

本文提出了一种基于聚焦线性阵列探测器的快速光声计算机断层成像技术(光声 CT).文中就光声 CT 成像技术涉及的组合扫描模式、利用权重因子的有限场滤波反投影重建算法以及 Z 轴方向上聚焦断层扫描等问题进行了研究,得到了一些有意义的研究结果.

2. 光声 CT 三维图像重建

2.1. 基于组合扫描模式的光声 CT 技术

当短脉冲激光照射样品时,吸收体吸收光能量引起升温,升温导致热膨胀而产生超声,这就是光声效应.光声效应给出了样品光吸收分布和光声压的关系.假定在空间某一位置接收到光声压 $P(r, t)$, 则光声压 $P(r, t)$ 和光吸收分布 $A(r, t)$ 的关系可以表达为^[1]

$$A(r) = -\frac{r_0^2 C_p}{2\pi\nu_s^4 \beta_0} \int d\theta_0 \frac{1}{t} \left. \frac{\partial P(r_0, t)}{\partial t} \right|_{t=|r_0-r|/\nu_s} \quad (1)$$

其中 β 是等压膨胀系数, ν_s 是声速, c_p 为比热, r_0 为探测器位置到成像中心的距离, $P(r_0, t)$ 为探测器在任意角度 θ_0 探测到的光声信号.

从(1)式可以看出,光声 CT 重建类似于 X-CT 图像重建,都是利用探测器扫描样品采集多个位置信号,然后对采集的数据进行反投影,用多次累积的方法来呈现物体的断层或体积的图像.但由于 X 射线是直线传播,而光声信号为球面波,因此,两种图像重建存在较大差别.光声 CT 重建是沿着球面或者是弧线反投影,而 X-CT 重建是沿平面或直线反投影.

如图 2 所示,光声 CT 技术用阵列探测器代替单元探测器,采用机械扫描和电子扫描相结合的方法在二维平面 X-Y 内绕轴线 OO' 旋转扫描采集光声信号,对采集的数据通过改进的滤波反投影成像算法就可以有效地反演出组织的光吸收分布,从而得到反映组织不同光学吸收特性的二维光声图像.由于阵列探测器在 Z 轴方向利用声透镜聚焦,因此阵列探测器在 X-Z 平面内扫描可得到组织的三维光声层析图像.

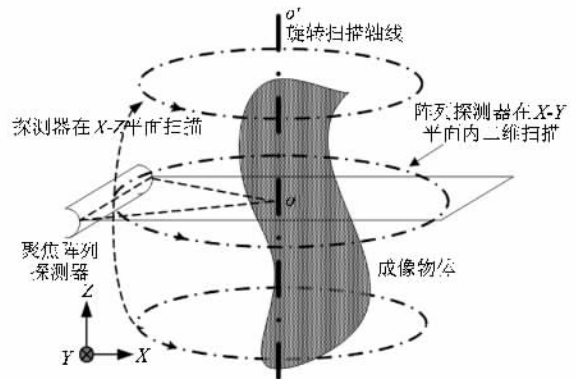


图 2 光声 CT 三维重建示意图(聚焦线性阵列探测器在 X-Y 平面绕轴线 OO' 旋转扫描,以实现 X-Y 平面内的二维光声成像;在 X-Z 平面扫描实现三维光声成像)

2.2. 利用权重因子的有限场滤波反投影光声二维图像重建

在利用阵列探测器进行快速的二维光声图像重建时,由于阵列探测器的每个阵元都有一定的尺寸,在接收信号时都有一定的接收范围,也就是说接收到的信号不完备,用不完备的数据进行投影重建,物体就会变形或者变得模糊,图像质量就变差.因此,必须考虑探测器的指向性函数.设阵列探测器由 N

个矩形压电探测器构成,单个阵元的物理尺寸为 $a \times b$,阵元间的间隔为 d ,如图 3 所示,阵列探测器的整个长度是 L ,那么有 $L = N \times d$.

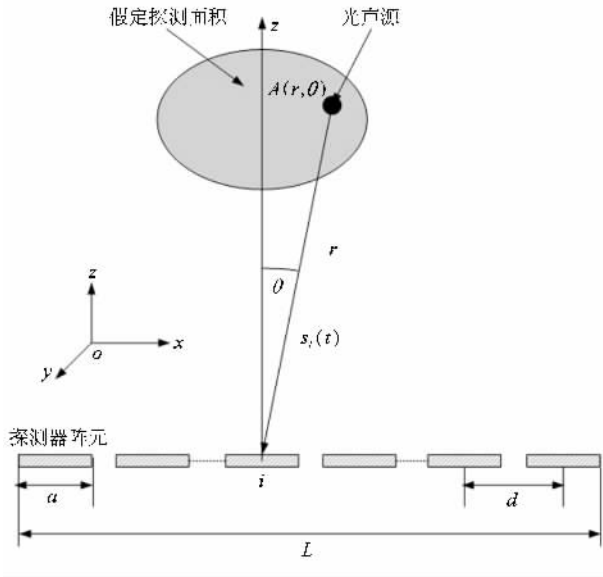


图 3 超声阵列探测器指向性函数示意图

单个阵元的指向性函数参照文献可以表示为^[17]

$$d(\theta) = \frac{\sin\left(\frac{\pi a}{\lambda} \sin(\theta)\right)}{\frac{\pi a}{\lambda} \sin(\theta)}, \quad (2)$$

λ 为超声的波长, θ 为超声波为入射角. 整个阵列探测器的指向性函数可以表示为

$$D(\theta) = \frac{\sin\left(\frac{\pi L}{\lambda} \sin(\theta)\right)}{\sin\left(\frac{\pi d}{\lambda} \sin(\theta)\right)}. \quad (3)$$

为了减少投影时的弧状伪迹,可将整个阵列探测器当作一个大的探测器,考虑其指向性函数作为权重因子进行第二次反投影.用 S^f 代表成像平面的点 f 的像素值,阵列探测器加权重的反投影算法的表达式为

$$S^f = \sum_{m=1}^K \frac{\sum_{n=1}^N d_{mn}^f D_{mn}^f p_{mn}(t + \tau_{mn}^f)}{\sum_{n=1}^N d_{mn}^f D_{mn}^f}, \quad (4)$$

N 代表阵列探测器中阵元的数目, K 代表整个阵列探测器投影的位置的数目,也是探测器机械扫描的位置的数目; $p_{mn}(t)$ 表示阵列探测器在位置 m 时,其阵元 n 采集到的光声信号,在投影时指的是阵元 n 的投影数据; d_{mn}^f 是阵列探测器位于位置 m 时阵

元 n 指向性函数在像素点 f 的值的大小,同样 D_{mn}^f 表示阵列探测器位于位置 m 时,这个探测器的指向性函数在像素点 f 的值; τ_{mn}^f 表示阵列探测器位于位置 m 时,像素点 f 到阵元 n 的距离换算成时间.

$\sum_{n=1}^N d_{mn}^f D_{mn}^f p_{mn}(t + \tau_{mn}^f)$ 表示探测器 m 在一个位置时的反投影,表达式外面的求和表示阵列探测器在不同位置的反投影.

由于考虑到了阵列探测器阵元数目和接收角度的限制,在利用有限场滤波反投影算法实现图像重建时,把探测器的指向性作为反投影的权重因子能有效提高图像的横向分辨率.

2.3. 声透镜聚焦与光声三维图像重建

为实现三维光声成像,利用柱面声透镜实现线性阵列探测器在 Z 轴方向聚焦;在二维成像的基础上,探测器在 $X-Z$ 平面扫描实现三维光声成像.其中,柱面透镜聚焦声场可由 Fresnel-Kirchhoff 衍射公

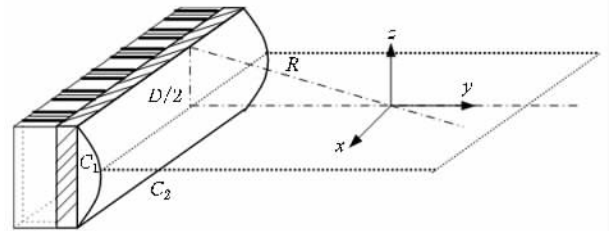


图 4 声透镜聚焦与 Z 轴层析能力分析示意图

式计算^[18].其在 Z 轴方向聚焦的层厚可近似表达为^[19]

$$b_{-6db} = 0.71 \frac{\lambda F_a}{D}, \quad (5)$$

λ 是光声信号在透镜中传播的声速,与透镜材料和光声信号的主频有关. F_a 是透镜的声焦距. D 为透镜的孔径宽度.而透镜的声焦距 F_a 可由以下关系计算得出:

$$\frac{F}{l_0} = \frac{1}{1 - \frac{F_a}{l_0}} \left[\frac{F_a}{l_0} - 0.635 \left(\frac{F_a}{l_0} \right)^2 + 0.2128 \left(\frac{F_a}{l_0} \right)^3 \right], \quad (6)$$

其中, $l_0 = D^2/\lambda$, $F = R(\chi - 1)$, $\chi = C_2/C_1$, R 是透镜的曲率半径, C_1 为声透镜中的声速, C_2 为背衬材料中的声速.因此, Z 轴方向层析能力主要与光声信号主频,声透镜焦距和孔径大小、材料、曲率半

径以及背衬材料等因素有关 ;可通过改变上述参数控制声聚焦效果 ,从而在 Z 轴方向进行层析扫描 ,实现光声三维成像。

3. 实验装置与成像系统

图 5 为光声 CT 成像系统示意图。如图 5 所示 ,系统的基本工作流程为 Nd :YAG 抽运的 OPO 激光器 (Vibrant 532 I ,Opotek ,Carlsbad ,Calif.) 输出的激光脉冲经过凹透镜和毛玻璃扩束后均匀照射到样品上 ,激发产生光声信号。产生的光声信号通过 128 阵元线性阵列探测器 (L7L38A ,SIUI ,China) 接收转换成电信号 ,采集系统控制通道选择 (4 选 1) ,将 128 路信号合成 32 路信号 ,由程控放大器进行超低噪声

时间增益补偿放大 ,然后由带通滤波器滤波 ,处理后的信号送高精度 ADC 进行 A/D 转换 ,A/D 转换结果进入 FPGA 进行数字波束合成 (动态接收聚焦、动态变迹等) 处理 ,然后信号通过一个采样率为 50 MHz 的高速数字采集卡 (PCI-6541 ,NI ,America) 进行采集 ,写入电脑缓存等待后处理。探测器在一个位置采集完数据后 ,由一个步进电机带动阵列探测器绕样品旋转 ,其旋转半径为 40 mm ,扫描间隔是 18° ,探测器一共要旋转采集 20 个位置的光声信号。把 128 × 20 路信号传到计算机后 ,用 MATLAB (version 7.0 ,Mathworks) 对信号进行处理 ,然后根据方程 (4) 将采集到的光声信号利用改进的滤波反投影重建出二维光声图像。

本系统的具体参数请参见表 1。

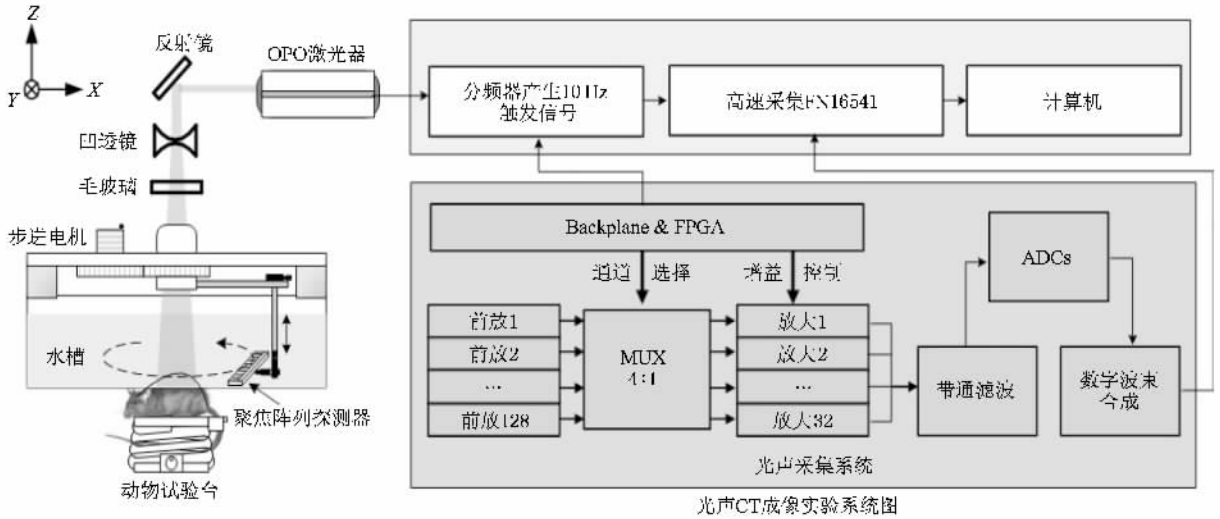


图 5 光声 CT 成像系统示意图

表 1 基于 7.5 M 线性阵列探测器的光声 CT 成像系统参数

阵元数	128
中心频率/MHz	7.5
探测器带宽/%	70
阵元间隔/mm	0.3
扫描宽度/mm	49
灵敏度 (mV/Pa)	1
声透镜聚焦长度/mm	20
激光脉冲宽度/ns	10
单脉冲能量密度 (mJ/mm ³)	< 10
NI PCI-6541 高速采集卡	50 MHz , Selectable ; Voltage , 32 channels , 1 Mbit/channel

性阵列探测器在步进电机的驱动下以 1.5 mm 的步距在 X-Z 平面扫描。不同层的光声二维图像通过三维重建可方便得到光声三维图像。

4. 实验方法及成像结果

4.1. 光声 CT 成像系统的空间分辨率及二维光声血管成像

为了检测系统的横向分辨率 ,两根点状碳棒 (直径 0.7 mm ,长 2 mm) 埋在模拟组织中 ,模拟组织由 3 g 琼脂粉 ,100 g 水加热到 70 °C 后在圆形烧杯中冷却凝结而成。模拟样品的光学参数接近于人体软组织的光学吸收参数。在实验中 ,阵列探测器的探测平面

为了进一步得到三维光声层析图像 ,聚焦的线

与样品平行,最大限度地采集光声信号.图 6(a)为重建后的两根碳棒的光声像.图 6(b)是(a)图中 $y = -2.0$ cm 处截取的像素值分布曲线,根据瑞利判据,40.5%峰值线与信号相交于 A, B, C, D 四点,与信

号峰值中心线相交于 E, F .当 B 与 C 重合时,两点源就不能够被分辨.因此,两点源的最小分辨距离为 $R = |EB| + |CF| - 2r$,其中 r 是吸收源的半径.计算可得系统的空间分辨率为 0.2 mm.

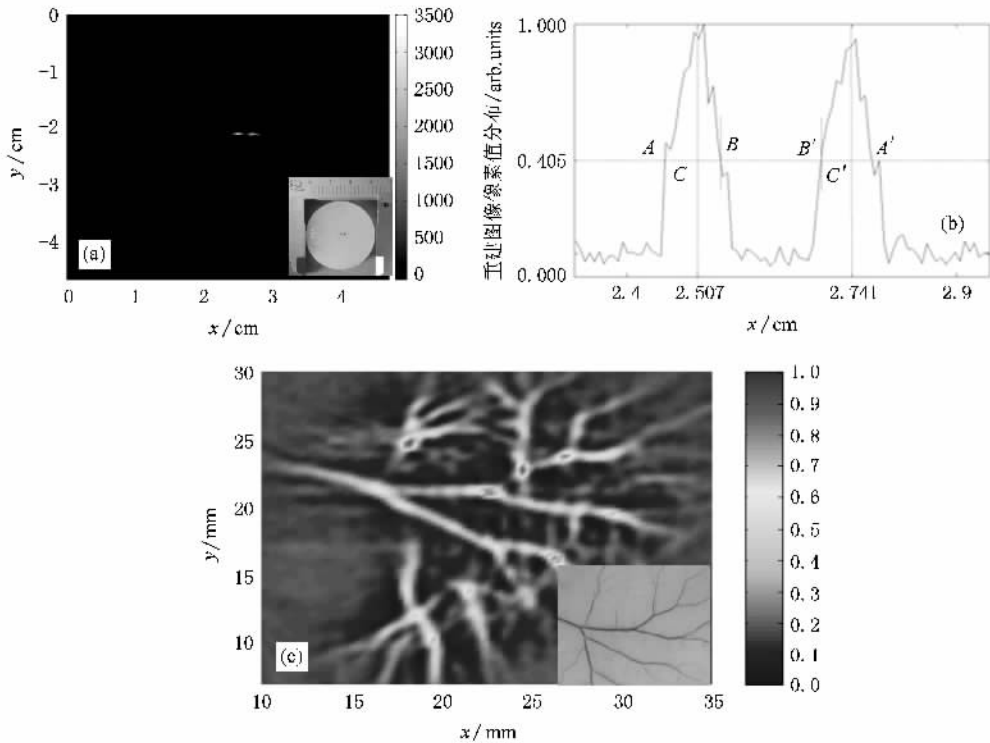


图 6 光声 CT 成像系统的空间分辨率分析及二维光声血管成像 (a)两个模拟吸收体的光声图像 (b)为(a)图中 $y = -2.0$ cm 处截取的像素值分布曲线,以分析系统分辨率 (c)是二维光声皮下血管图像,样品照片在右下角

利用高分辨率的成像系统对小鼠皮下血管进行二维光声扫描成像.实验中,选取一只质量约 30 g、六周大的 Balb/c 小鼠背部血管网络进行光声二维扫描.图 6(c)是皮下血管网络的光声图像.由图像可以看出,重建的血管光声图像和实验样品能很好地对应(右下角为样品照片).本实验证明了该成像系统具有较高分辨,且具有成像血管网络这类复杂生物组织结构的能力.

4.2. 光声 CT 乳腺肿瘤三维层析成像

为了测试该光声成像系统的层析能力,设计了如图 7(a)所示的实验.在一根直径为 0.2 mm 棉线中间位置用黑墨水染色来模拟点吸收体.棉线的两端固定在两个支架上,脉冲激光从上方垂直照射该点吸收体,点吸收体放在探测器的聚焦区,探测器放在一个上下可调的一维平台上,采用侧向模式接收光声信号.实验中通过调整探测器 Z 轴方向的位置直到探测器接收到的光声信号幅值最大,即可认为

点吸收体位于探测器的焦平面上,并记下该光声信号的幅值,然后再上下改变探测器的位置,分别记录所测得光声信号的幅值.把测得的光声信号与探测器的位置作为参数,得到图 7(b)所示的探测器 Z 轴方向的响应曲线,测得该曲线的半高宽为 1.5 mm,因此该成像系统 Z 轴方向的分辨率可认定为 1.5 mm.

为了进一步验证光声成像 CT 在体检测乳腺肿瘤的能力,本文还进行了基于小鼠乳腺肿瘤模型的活体试验.试验中,小鼠乳腺癌细胞 C127 用含 15% 小牛血清的 DMEM 培养基,培养于 5% CO_2 , 95% 空气 37 °C 恒温培养箱中,取 2×10^6 个 C127 细胞接种于小鼠背部皮下组织,待肿瘤生长 10 天后进行试验.实验前,在 Balb/c 小鼠的尾部静脉注射浓度为 2% 的戊巴比妥钠,剂量按照 40 mg/kg 注射,对小鼠进行麻醉.待麻醉后,将小鼠固定在自制的实验支架上,令其在整个实验过程中保持不动.

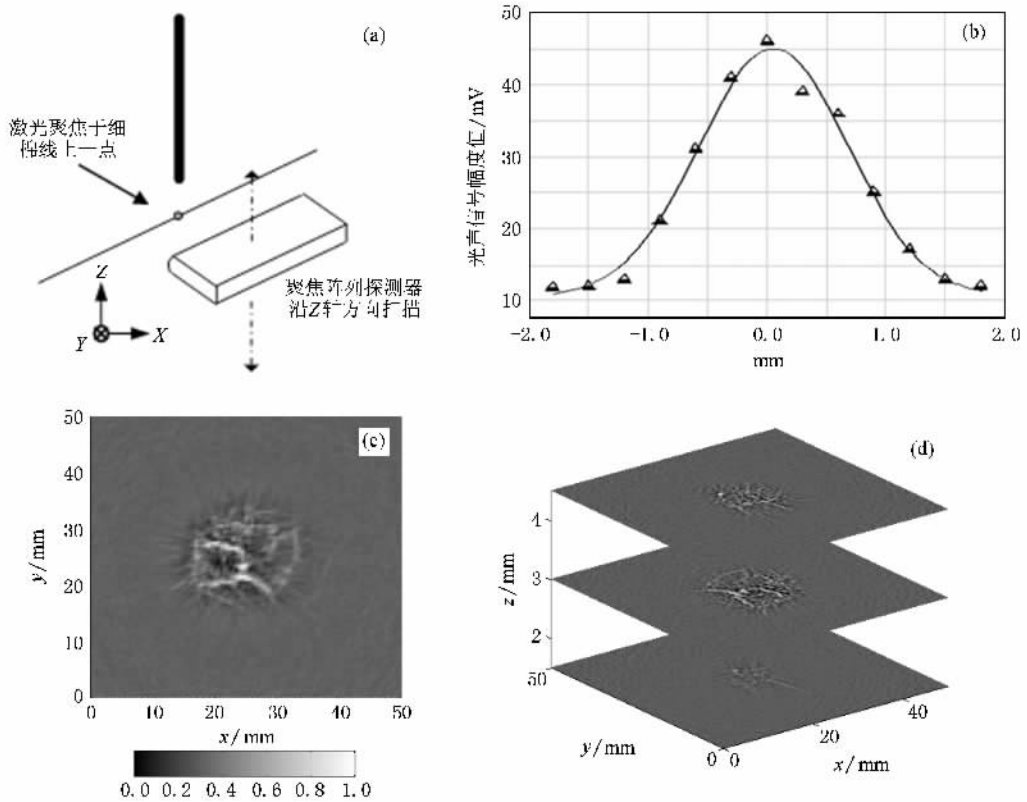


图7 光声CT在Z轴方向分辨率的测试及三维光声乳腺肿瘤层析成像 (a) Z轴方向的分辨率测试示意图;(b) 探测器Z轴方向的响应曲线,该曲线的半高宽确定为系统的Z轴分辨率 (c) 小鼠乳腺肿瘤的二维光声图像 (d) 小鼠乳腺肿瘤的三维光声层析图像

图7(c)是小鼠背部肿瘤区域血管活体光声二维成像结果;从图像中可以看到,肿瘤区域的血管网络系统被清晰地显示出来,这些变形的血管可能是为肿瘤组织提供养分而迅速生长的新生血管.图7(d)是肿瘤光声三维层析扫描成像结果,通过阵列探测器在Z轴方向的聚焦扫描,扫描间隔为1.5 mm,得到了较好的光声三维层析图像.从上述试验结果可以看出,光声成像完全可用于提供高分辨的乳腺肿瘤层析成像,为肿瘤的早期检测和治疗监控提供了重要的技术手段.

5. 结果与讨论

本文利用聚焦线性阵列探测器实现快速光声计算机断层成像.实验中,得到了高分辨率的光声二维皮下血管网络图像和小鼠乳腺肿瘤的三维层析图像.实验证明了该成像系统可提供快速、高分辨率的光声图像,从而为光声技术在肿瘤的早期诊断和治疗监控方面的应用提供了坚实的技术基础.

本系统的特点在于,1)结合了机械扫描和电子

扫描模式,线性阵列在平面内旋转扫描,通过改进有限场滤波反投影重建算法,把探测器的指向性函数作为反投影的权重因子能够很大程度地改善系统的分辨率,并具备了成像复杂生物组织结构的能力.2)利用高性能的声透镜在Z轴方向的聚焦,提高了光声CT的层析能力,有效地减小了光声二维断层成像的厚度.3)光声CT在乳腺肿瘤检测中具备很大的优势.由于光声信号携带了组织的光吸收特征信息,反映了组织的结构形态、生理特征,同时也反映组织代谢的差异和病变特征,研究表明,癌变组织和周围正常组织光吸收的差异至少5倍以上^[8-10].因此,光声成像是进行癌症早期检测和成像,特别是用以检测和监控肿瘤周围的新生血管的有效方法.另外,本系统采用垂直接收模式,特别适合对身体的突出部位病变的早期检测(如早期乳腺癌检测).下一步工作是利用本系统进行肿瘤特异性检测.目标是将靶分子特异性抗体(如人乳腺癌细胞高表达的Her-2)或配体连接到光声造影剂(如,碳纳米管或纳米金壳)表面构筑成靶向光声造影剂,依靠抗原—抗体或配体—受体之间的特异性结合,使光声造

影剂主动结合到肿瘤组织病变特异分子地址,从而实现靶向性的光声肿瘤早期检测技术.

本系统用阵列探测器代替单元探测器,采用机械扫描和电子扫描相结合的方法,阵列探测器在每个位置采集信号的数据大约为 6.4 s,一共要扫描采集 20 个位置的光声信号,数据采集时间加上机械扫描数据大约需要 150 s 的时间.与目前采用单元探测

器旋转扫描方式或者采用逐点扫描方式采集信号,其数据采集时间一般都需要几十分钟到几个小时相比较,时间分辨率得到大幅提高,其成像速度是相对快捷的.如果采用高重复频率的激光系统作为辐射源,再结合 128 通道的超声并行采集系统,该系统非常有潜力在很短的时间内实现对复杂结构的光声成像,更加能满足临床检测的需求.

- [1] Wang X D , Pang Y J , Ku G , Xie X Y , Stoica G , Wang L H 2003 *Nat . Biotechnol .* **21** 803
- [2] Su Y X , Wang R K , Zhang F , Yao J Q 2006 *Chin . Phys . Lett .* **23** 512
- [3] 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) [向良忠、邢 达、谷怀民、杨迪武、杨思华、曾吕明 2007 物理学报 **56** 3911]
- [4] Zeng Y G , Xing D , Wang Y , Yin B Zh , Chen Q 2004 *Opt . Lett .* **29** 1760
- [5] 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]
- [6] Gu H M , Yang S H , Xiang L Z 2006 *Prog . Biochem . Biophys* **35** 431 (in Chinese) [谷怀民、杨思华、向良忠 2006 生物化学与生物物理进展 **35** 431]
- [7] Emelianov S Y , Aglyamov S R , Karpouk A B , Mallidi S , Park S , Sethuraman S , Shah J , Smalling R W , Rubin J M , Scott W G 2006 *Proc . IEEE Ultrasonics Symposium* 405
- [8] Suzuki K , Yamashita Y , Ohta K , Kaneko K 1996 *J . Biomed . Opt .* **1** 330
- [9] Oraevsky A A , Savateeva E V , Solomatin S V 2002 *Proc . SPIE* **4618** 81
- [10] Wang Y , Xing D , Zeng Y G , Chen Q 2004 *Phys . Med . Biol .* **49** 3117
- [11] Ku G , Wang X D , Xie X Y , Stoica G , Wang L H 2005 *Appl . Opt .* **44** 770
- [12] Xiang L Z , Xing D , Gu H M , Yang D W , Yang S H , Zeng L M , Chen W 2007 *J . Biomed Opt .* **12** 014001
- [13] Xu X H , Li H 2008 *Acta . Phys . Sin .* **57** 4623 (in Chinese) [徐晓辉、李 晖 2008 物理学报 **57** 4623]
- [14] Yin B Zh , Xing D , Wang Y , Zeng Y G , Tan Y , Chen Q 2004 *Phys . Med . Biol .* **49** 1339
- [15] Yang D W , Xing D , Gu H M , Tan Y , Zeng L M 2005 *Appl . Phys . Lett .* **87** 194101
- [16] Yang D W , Xing D , Tan Y , Gu H M 2006 *Appl . Phys . Lett .* **88** 174101
- [17] Yang D W , Xing D , Yang S H , Xiang L Z 2007 *Opt . Express* **15** 15566
- [18] Folds D L 1973 *J . Acoust . Soc . Am .* **53** 826
- [19] Feng R 1993 (Chinese Medical Science and Technology Press) (in Chinese) [冯若主编 1993 (中国医药科学技术出版社)]

High resolution fast digital photoacoustic CT for breast cancer diagnosis *

Xiang Liang-Zhong Xing Da[†] Guo Hua Yang Si-Hua

(MOE Key Laboratory of Laser Life Science & Institute of Laser Life Science , South China Normal University , Guangzhou 510631 , China)

(Received 12 September 2008 ; revised manuscript received 14 November 2008)

Abstract

Photoacoustic imaging combines advantages of both ultrasound imaging and optical imaging to provide high ultrasonic resolution and high optical contrast in noninvasive medical images. A photoacoustic computer tomography (PCT) system with a focused digital phased array transducer is proposed. In particular each element of the transducer array has a thin cylindrical ultrasonic lens to select 2D image plane and suppress the out - of - plane signals to realize photoacoustic computed tomography. A fast full - view photoacoustic imaging system for visualizing tissue structures using a linear transducer array with combined scan , whies ; detects photoacoustic signals by combined electronic and mechanical scanning. An improved limited - field filtered back projection algorithm with directivity factors was applied to reconstruct the optical absorption distribution and further improve the lateral resolution. In the experiment , the spatial resolution of this imaging system is determined as 0.2 mm , and the slice resolution of Z axis is 1.5 mm. Mechanical step scanning was performed , leading to a measurement time of 6.4 seconds per position , and a total scan duration of 150 seconds to obtain the two-dimensional photoacoustic image. High spatial resolution of 2D photoacoustic vascular image and quasi-3D photoacoustic CT for breast cancer imaging are achieved. The experimental results demonstrate that this method and imaging system can realize the high resolution photoacoustic tomography which can be applied to noninvasive detection of early breast cancer.

Keywords : photoacoustic computer tomography , modified LFBP algorithm , focusing by acoustical lens , breast cancer detection

PACC : 4225B 8170

* Project supported by the Program for Changjiang Scholars and Innovative Research Team in University (Grant No. IRT0829) , the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 30627003 , 30870676) and the Natural Science Foundation of Guangdong Province (Grant No. 7117865).

[†] Corresponding author. E-mail : xingda@senu.edu.cn