

文章编号: 0253-2239(2005)01-40-5

超声换能器带宽对光声成像的影响*

谭毅 邢达** 王毅 曾亚光 尹邦政

(华南师范大学激光生命科学研究所, 广州 510631)

摘要: 研究了不同尺寸吸收体产生的光声压的频谱特性:对于厘米量级、毫米量级和几百个微米量级的吸收体,产生光声压频谱的主要范围分别约为 20~300 kHz、70 kHz~2.5 MHz 和 400 kHz~20 MHz;讨论了不同频率范围的光声信号对重建图像的影响,低频段的光声信号能反映物体的非边界区域,而高频段的光声信号能突出物体的细微结构,尤其是物体的边界特征。提出了不同尺寸的吸收体要选用或设计不同带宽范围的探测器进行检测的方法,当探测器的带宽范围与光声压频谱范围基本吻合时,损失的频率成份较少,重建的光声图像效果较好,这一结论在仿真和实验结果中都得到了证明。实验用的光源为 YAG 激光器,波长为 532 nm,重复频率为 30 Hz,脉宽为 7 ns,探测器为针状的 PVDF 膜水听器,接收面积的直径为 1 mm。

关键词: 信息光学;光声成像;超声换能器;带宽;脉冲响应

中图分类号: TN911.73 文献标识码: A

Influence of Bandwidth of Ultrasonic Transducer on Photoacoustic Imaging

Tan Yi Xing Da Wang Yi Zeng Yaguang Yin Bangzheng

(Institute of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou 510631)

Abstract: Photoacoustic signals induced by a short pulse laser cover a wide spectral range. The spectral characteristics of absorbers with different sizes and the influence of photoacoustic signals with different spectral components on photoacoustic imaging are explored. The main frequency ranges of photoacoustic pressures of absorbers with diameters of ~ cm, ~ mm and hundreds of μm are about 20~300 kHz, 70 kHz~2.5 MHz and 400 kHz~20 MHz, respectively. The low spectral components of photoacoustic signals contributed to the non-boundary region of absorbers, and the high spectral components contributed to the small structure, especially, to the boundary. It is demonstrated that the ultrasonic transducers used to detect photoacoustic pressures should be designed and selected according to the frequency ranges of absorbers. When the frequency response range of transducers accords to that of absorbers, almost the whole frequency components of photoacoustic pressure can be detected. That produces good reconstructed images. A Q-switched Nd YAG laser operating at 532 nm was used as light source. The laser had a pulse width of 7 ns and a repetition frequency of 30 Hz, and a needle PVDF hydrophone with diameter of 1 mm was used to detect photoacoustic signals.

Key words: information optics; photoacoustic imaging; ultrasonic transducer; bandwidth; impulse response

1 引 言

用时变的光束照射吸收体时,吸收体因受热膨胀而产生超声压,这种现象叫做光声效应^[1,2]。在各个方向测到从吸收体中传播出来的光声压,可以

重建出吸收体的光吸收分布。这种成像方法结合了纯光学成像和纯声学成像的优点,可以得到高分辨率高对比度的重建图像^[3,4]。生物组织对光吸收的差异,同时也反映组织代谢的差异和病变特征,因为

*国家自然科学基金(60378043)、国家重大基础研究前期专项(2002CCC00400)、广东省自然科学基金团队项目(015012)资助课题。

作者简介:谭毅(1975~),湖南衡阳人,华南师范大学激光生命科学研究所 2002 届研究生、陕西理工学院在职研究生,主要研究方向为光声层析成像在医学中的应用。E-mail: tanyi9709@126.com。

**通信联系人。E-mail: xingda@scnu.edu.cn

收稿日期:2004-02-17;收到修改稿日期:2004-05-10

不同生理状态的生物组织对光的吸收不同^[5]。例如,在近红外的激光照射下,癌变组织和周围的正常组织光吸收的差异至少有 5 倍以上^[6]。

对这一领域的研究已经引起人们极大的兴趣。在成像方法上, Kruger 等^[7,8] 提出光声远场近似而利用逆三维雷唐 (Radon) 变换用于图像重建; Kostli 等^[9] 利用傅里叶变换成像算法; Yin 等^[10] 利用多阵元探测器相控聚焦成像;徐险峰等^[11] 利用声透镜层析成像; Wang 等^[12,13] 利用改进的反投影算法而实现光声图像重建等等。以上这些成像方法都需要利用探测到的光声信号与探测器的脉冲响应进行逆卷积,计算出原来的光声压,但实际上由于探测器的带宽有限,都不可能得到较准确的原始光声压。

本文提出了对不同大小的吸收体应用或设计不同带宽的探测器进行探测的方法,大的吸收体 (cm 量级) 低频成份较多,其主要频谱范围约为 20 ~ 300 kHz, mm 量级的吸收体其主要频谱范围约为 70 kHz ~ 2.5 MHz,而对于小的吸收体 (几百微米量级) 高频成份较多,其主要频谱范围约为 400 kHz ~ 20 MHz,所以在探测光声信号时,要针对不同大小的吸收体所产生的光声压的频谱的差异,选择合适或设计不同带宽的探测器,当探测器的带宽范围与光声压频谱范围基本吻合时,损失的频率成分较少,成像效果较好,这一结论通过仿真和实验都得到了证明。

2 理论分析

光声重建就是对光吸收的空间分布的反演。光声信号直接和光吸收的分布相关,在忽略热传导的情况下,组织中的声压 $p(r, t)$ 满足方程^[7]

$$\nabla^2 p(r, t) - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p(r, t)}{\partial t^2} = - \frac{\beta}{C_p} \frac{\partial H(r, t)}{\partial t}, \quad (1)$$

其中 p 表示声压, β 表示绝热体积膨胀系数, C_p 表示热容, c_0 表示超声声速, $H(r, t)$ 表示热源的时空分布。它可以表示为

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

其中 $A(r)$ 表示光吸收的空间分布, $I(t)$ 表示激光的时域分布。对于短脉冲激光,假设幅值为单位高度,脉宽为 τ ,由 (1) 式、(2) 式可得光声压和光吸收分布的关系^[7]:

$$p(r, t) = \frac{I_0 \beta}{4 C_p} \frac{d}{dt} \int_{|r-r'|=c_0 t} A(r') \frac{dr'}{c_0 t}, \quad (3)$$

其中 r 表示光声压的场点位置, r' 表示光声源的位置, $|r - r'|$ 表示场点到源点的距离。

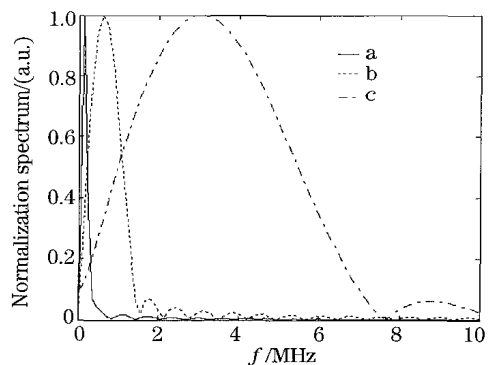
在实际测量中,由于探测器的带宽是有限的,记录的光声信号 $p_d(t)$ 是光声压与探测器脉冲响应的卷积,即

$$p_d(t) = p_r(t) * h(t) = \frac{I_0 \beta}{4 C_p} \frac{d}{dt} \int_{|r-r'|=c_0 t} A(r') \frac{dr'}{c_0 t} * h(t), \quad (4)$$

$h(t)$ 为探测器的脉冲响应,对 (4) 式作傅里叶变换得

$$P_d(\omega) = A(\omega) \cdot H(\omega), \quad (5)$$

式中 $P_d(\omega)$ 、 $A(\omega)$ 和 $H(\omega)$ 分别为 $p_d(t)$ 、 $p_r(t)$ 和 $h(t)$ 的傅里叶变换。从 (5) 式可以看出:接收到的光声信号谱 $P_d(\omega)$ 可以分为二部分:(1) 光声压的傅里叶谱 $A(\omega)$;(2) 探测器的脉冲响应谱 $H(\omega)$ 。其中 $A(\omega)$ 由物体的光吸收分布和物体的大小决定,而 $H(\omega)$ 在成像中,对成像质量的好坏起着关键的作用,对于一定带宽的探测器,如果探测器的带宽范围与光声压的频谱范围基本吻合时,这样损失的频谱成份就会很小,成像质量就会比较好。



1.1 MHz;当进一步减少吸收体的半径时,其频率成份继续向高频移动,如曲线(c)所示,吸收体 C 的频谱的半峰全宽为 1.0~5.5 MHz。

对于实际的探测器,其带宽都是有限的,在本文的仿真中,假设探测器的带宽为 1.8 MHz,呈高斯分布,上述三个圆形吸收体 A、B、C 的圆心坐标分别为 (-0.80 cm, 0.80 cm)、(0.25 cm, -0.25 cm)、(0.90 cm, -0.90 cm),探测器的带宽分别为 0~1.8 MHz、1.8~3.6 MHz、3.6~5.4 MHz 和 5.4~7.2 MHz,置于距离原点 5 cm 的圆周上,按(4)式计算光声信号,每个探测器探测 100 个位置,间距为 3.6°。再分别对计算的光声信号进行积分得速度势,经过 SL (Sheep and logan) 滤波器,最后利用反投影算法成像,其结果如图 2(a)~图 2(c)所示。图 2(a)是探测器带宽为 0~1.8 MHz 的成像结果,

从图像上可以看出,对于含低频成份较多的吸收体 A,其成像质量较好,而对于含高频成份较多的吸收体 C,其成像质量很差,这是因为探测器的带宽限制,损失了高频成份,这显然对小的物体的检测是不利的;图 2(b)、图 2(c)是探测器带宽分别为 1.8~3.6 MHz 和 3.6~5.4 MHz 的成像结果,从成像中可以看出,吸收体 C 的成像结果较好,而对于吸收体 A、B,只有边界比较清楚,这是由于大物体的低频成份损失较多;当探测器的带宽段提高到 5.4~7.2 MHz,吸收体的频率成份大部分被损失,大物体和小物体的像都无法重建出来。所以在进行光声成像时,应根据探测对象,选择合适或设计不同频带段的探测器,使探测器的频谱范围和吸收体的频谱范围基本吻合,这样被损失的频率成份较小,成像质量较好。

图 2 不同带宽的图像重建。(a) 0~1.8 MHz, (b) 1.8~3.6 MHz, (c) 3.6~5.4 MHz

Fig. 2 Reconstructed images with the bandwidth of (a) 0~1.8 MHz, (b) 1.8~3.6 MHz, (c) 3.6~5.4 MHz

4 实验方法

图 3 为实验装置图,光源为倍频的 Q-YAG 激光,输出的激光波长是 532 nm,脉宽 7 ns,重复频率是 30 Hz,激光经过毛玻璃均匀照射在样品上,探测器是针状的 PVDF (Polyvinylidene difluoride) 膜的

水听器 (Precision Acoustics LTD 制),探测灵敏度为 950 nv/pa,接收面积直径为 1 mm,实测点源吸收体的频谱范围约为 200 kHz~15 MHz (如图 4 所示)。水听器放在离样品旋转中心 65 mm 处接收信号,被接收到的信号经过前置放大和主放大器后送入

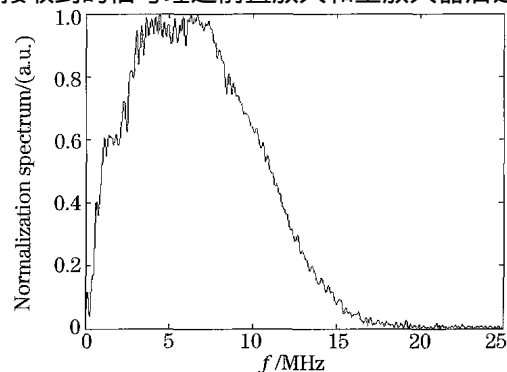


图 4 探测器实测点源吸收体的归一化谱

Fig. 4 The normalization spectrum of spot absorber measured by transducer

图 3 实验装置

Fig. 3 The experimental setup

数字示波器 (TDS3032, Tektronix)。实验中示波器的采样率为 250 MHz, 超声的声速为 $1.5 \text{ mm}/\mu\text{s}$ 。探测器在每一位置采集 256 次, 经示波器平均后, 通过 GPIB (General purpose interface bus, 通用接口总线) 卡被计算机采集并存储, 计算机通过数字 I/O 卡控制旋转平台的步进电机旋转, 步长为 3.6° , 探测器共采集 100 个位置的光声信号。

实验样品是用 3 g 琼脂粉、100 g 水和 2 ml 浓度为 20% 的 intralipit 溶液加热到 70°C , 然后在圆形烧杯中冷却凝结而成。样品中埋藏的大吸收体是同种配比的琼脂再加上 0.008 g 的 Trypan Blue 染料 (Sigma, T-6146) 染色, 其直径为 3.5 mm, 在大的吸收体周围是三根碳棒, 其直径为 0.7 mm, 样品的照片如图 5(a) 所示。

5 实验结果和讨论

图 5(b) ~ 图 5(d) 是取了光声信号不同频带段的重建结果, 其具体做法是: (1) 对信号作傅里叶变换,

再乘以高斯滤波函数, 其半峰全宽分别为: $200 \text{ kHz} \sim 1 \text{ MHz}$, $1 \sim 5 \text{ MHz}$ 及 $200 \text{ kHz} \sim 5 \text{ MHz}$, 相当于用三个不同带宽的探测器探测光声信号; (2) 用滤波反投影算法进行重建。图 5(b) 是由频带为 $200 \text{ kHz} \sim 1 \text{ MHz}$ 的光声信号重建的结果, 由图可以看出, 三根碳棒的像很模糊, 分辨率很差, 其形状几乎辨认不出来, 大吸收体 (染色的琼脂) 边界的像, 也很模糊, 而大吸收体非边界部分的像比较清楚, 这是由于选用的频带范围处于低频段, 碳棒和大吸收体边界的高频成份被截断; 图 5(c) 是由频带为 $1 \sim 5 \text{ MHz}$ 的光声信号重建的结果, 由图可以看出, 碳棒和被染色的琼脂边界的像比较清楚, 染色琼脂的非边界的像质量较差, 这是由于选用的频带范围处于高频段, 大吸收体非边界的低频成份被损失了; 图 5(d) 是由频带为 $200 \text{ kHz} \sim 5 \text{ MHz}$ 的光声信号重建的结果, 由图可以看出, 大吸收体 (被染色的琼脂) 和小吸收体 (三根碳棒) 的重建结果比较好, 这是由于所选用的频带范围较宽, 信号高频成份和低频成份损失都较小。

400 kHz ~ 20 MHz,所以在探测不同大小的吸收体的光声信号时,要根据吸收体的大小而合适地选择或设计不同频带段的探测器.厘米量级的吸收体,探测器的带宽最好在 20 ~ 500 kHz,毫米量级的吸收体,探测器的带宽最好在 50 kHz ~ 3 MHz,几百微米的吸收体,探测器的带宽最好在 400 kHz ~ 20 MHz,使探测器的带宽范围与光声频谱范围基本吻合,这样损失的频率成份较少,成像效果比较好。

参 考 文 献

- 1 Zeng Chuanxiang, Liu Xunzhang, Zhou Yewei *et al.*. Investigation of the photoacoustic signal induced by SHG of a laser pulse radiation[J]. *Chin. J. Lasers*, 1998, **A25**(12): 1100 ~ 1102
曾传相,刘训章,周业为等. 脉冲激光倍频产生的光声信号的研究[J]. *中国激光*, 1998, **A25**(12): 1100 ~ 1102
- 2 Chen Xianfeng, Zhou Nan, Zhang Shuyi *et al.*. Theory and experiments on the photoacoustic effect in three-layers solids[J]. *Acta Optica Sinica*, 1997, **17**(9): 1195 ~ 1201
陈显锋,周 岚,董线豫等. 三层固体材料的光声效应理论与实验[J]. *光学学报*, 1997, **17**(9): 1195 ~ 1201
- 3 Yaguang Zeng, Da Xing, Yi Wang *et al.*. Photoacoustic and ultrasonic co-image with a linear transducer array[J]. *Opt. Lett.*, 2004, **29**(15): 1760 ~ 1762
曾亚光,邢 达,傅红波等. 光声层析成像的信号处理[J]. *中国激光*, 2005, **32**(4): 出版中
- 4 He Yonghong, Xing Da, Tang Yonghong *et al.*. Study on sonoluminescence imaging of living body[J]. *Acta Optica Sinica*, 2001, **21**(4): 509 ~ 512
何永红,邢达,唐永红等. 活体声荧光成像研究[J]. *光学学报*, 2001, **21**(4): 509 ~ 512
- 5 Alexander A. Oraevsky, Alexander A. Karabutov, Sergey V. Solomatin *et al.*. Laser optoacoustic imaging of breast cancer in vivo[C]. *Proc. SPIE*, 2001, **4256**: 6 ~ 15
- 6 Suzuki K, Yamashita Y, Ohta K *et al.*. Quantitative measurement of optical parameters in normal breasts using time-resolved spectroscopy in vivo results of 30 Japanese women[J]. *J. Biomed. Opt.*, 1996, **1**(3): 330 ~ 334
- 7 Robert A. Kruger, Pingyu Liu, Yangcai Fang *et al.*. Photoacoustic ultrasound (PAUS)-Reconstruction tomography[J]. *Med. Phys.*, 1995, **22**(10): 1605 ~ 1609
- 8 Robert A. Kruger, Daniel R. Reinecke, Gabe A. Kruger. Thermoacoustic computed tomography-technical considerations [J]. *Med. Phys.*, 1999, **26**(9): 1832 ~ 1837
- 9 Kornel P. Kostli, Paul. C. Beard. Two-dimensional photoacoustic imaging by use of Fourier-transform image reconstruction and a detector with an anisotropic response[J]. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(10): 1899 ~ 1908
- 10 Yin Bangzheng, Xing Da, Wang Yi *et al.*. Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**: 1339 ~ 1346
- 11 Xu Xianfeng, Tang Zhilie, Wang Jie *et al.*. Studies on acoustic lens imaging of photoacoustic signal [J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(9): 1103 ~ 1109
徐险锋,唐志列,汪 洁等. 光声信号的声透镜层析成像研究[J]. *光学学报*, 2003, **23**(9): 1103 ~ 1109
- 12 Minghua Xu, Lihong V. Wang. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2002, **21**(7): 814 ~ 822
- 13 Minghua Xu, Yuan Xu, Lihong V. Wang *et al.*. Time-domain reconstruction algorithms and numerical simulations for thermoacoustic tomography in various geometries. *IEEE Trans. Biomedical Engng.*, 2003, **50**(9): 1086 ~ 1099