

基于不同频率成份衰减矫正的光声成像方法*

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 根据超声衰减理论,研究了光声信号不同频率成份随距离的衰减差异,及其对光声图像重建的影响;提出了对光声信号不同频率成份进行衰减矫正的成像方法,此方法增强了光声信号的高频成份,突出了吸收体的边界变化和细微的结构特征,提高了成像系统分辨率,实验结果显示系统分辨率由 0.3 mm 提高到 0.2 mm. 实验所用的光源为 YAG 激光器,波长为 1064 nm,重复频率为 20 Hz,脉宽为 6 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 光声成像;光声信号;衰减;矫正

中图分类号 Q334 **文献标识码** A

0 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]. 生物组织对光吸收的差异,反映了组织的结构特征,对于特定的波长,血液的吸收系数比周围组织的吸收系数要高出 10 倍以上^[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,因为不同生理状态的生物组织对光的吸收不同,比如在 1064 nm 的激光照射下,乳腺癌变组织和周围的正常组织光吸收的差异高达 3 倍以上^[5].

利用光声层析成像已经引起人们极大的兴趣. 在成像方法上, Kruger 等提出光声远场近似而利用逆三维 Radon 变换用于图像重建^[6,7]; Köstli 等利用傅里叶变换成像算法^[8]; Hoelen 等利用权重延迟求和算法成像^[9]; Yin 等利用多元相控聚焦成像^[10],徐等利用声透镜层析成像^[11]; Wang 等利用改进的反投影算法而实现光声图像重建^[12];等等. 以上这些成像方法,都基于一个重要的假设,即光声信号的不同频率成份在组织中传播的衰减是相同的,但对于实际的光声信号,由于介质的吸收和散射,光声信号的不同频率成份随距离的衰减是不一样的,高频成份随距离衰减多,低频成份衰减少.

本文研究了光声信号不同频率成份随距离的衰

减差异,及其对光声图像重建的影响;根据超声衰减理论,提出了对光声信号不同频率成份进行衰减矫正的成像方法,此方法增强了光声信号的高频成份,突出了吸收体的边界变化和细微的结构特征,提高了成像系统分辨率,其实验结果显示系统分辨率由 0.3 mm 提高到 0.2 mm.

1 理论

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^[6]

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

式中 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

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

式中 $A(r)$ 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 ,由式(1)、(2)可得光声压和光吸收分布的关系^[6]

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

式中 r 表示光声压的场点位置, r' 表示光声源的位置, t 表示光声源到探测器的走时, $|r-r'|$ 表示光声源到探测器的距离.

但在实际测量中,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 $p_r(t)$ 与探测器的脉冲响应 $h(t)$ 的卷积,即

$$p_d(t) = p_r(t) * h(t) \quad (4)$$

$h(t)$ 为探测器的脉冲响应. 对式(3)、(4)利用傅里叶变换得

$$\int_{|r-r'|=c_0 t} A(r) dr \approx \frac{4\pi C_p t}{\beta I_0 \tau} \int_0^t \text{IFFT} \left[\frac{P_d(\omega) W(\omega)}{H(\omega)} \right] dt' \quad (5)$$

式中 $P_d(\omega)$ 、 $H(\omega)$ 分别为 $p_d(t)$ 、 $h(t)$ 的傅里叶变

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

** Tel: 020-85210089 Email: xingda@scnu.edu.cn

收稿日期: 2004-05-20

换, $W(\omega)$ 为限制信号带宽的窗函数, 对于式(5)成立的条件是不考虑各种频率成份随距离衰减的差异, 这显然是与实际情况不相符合. 利用脉冲激光激发的光声信号, 在频域上是一个很宽的谱, 其各种频率成份随距离的衰减是不一样的, 并且不同的组织对各种频率的超声的衰减也是不同的, 由超声衰减公式^[14]得

$$P_d(\omega) = P_{a0}(\omega) e^{-\alpha \omega^\beta r} \quad (6)$$

式中 $P_{a0}(\omega)$ 为吸收体发出的光声信号的频率幅值谱, $P_d(\omega)$ 为经过 r 的衰减光声信号的频率幅值谱, α 和 β 分别为组织成份和组织结构的参数^[15], 不同的生物组织的衰减参数^[14]见表 1.

表 1 组织衰减参数

组织	$\alpha/(100\text{cm}^{-1}\text{MHz}^{-\beta})$	β
水	0.2	2
血	2.3	1.3
脂肪	7.5	1.2
脑	5.6	2
脾	3.5	1.5
肝	8.6	1.1
肾	12	≈ 1
头骨	230	1.7

由式(5)和式(6)可得

$$\int_{|r-r_0|=c_0 t} A(r) dr \approx \frac{4\pi C_p t}{\beta I_0 \tau} \int_0^t \text{IFFT} \left[\frac{P_{a0}(\omega) W(\omega)}{H(\omega)} \right] dt' = \frac{4\pi C_p t}{\beta I_0 \tau} \int_0^t \text{IFFT} \left[\frac{P_d(\omega) W(\omega)}{H(\omega)} e^{\alpha \omega^\beta r} \right] dt' \quad (7)$$

式(7)为对光声信号不同频率成份进行矫正后的光声图像重建公式. 从式(5)或式(7)都可以得到组织的光吸收与探测到的光声信号的关系, 即通过在频域的快速傅里叶变换和逆傅里叶变换, 再利用滤波反投影算法得到组织光吸收分布的像. 从式(5)和式(7)中可以看出, 式(7)补偿了光声信号在传播过程中各种频率成份随距离的衰减, 由于频率的指数方, 高频补偿较多, 使重建图像的分辨率得到了提高, 这在后面的实验也得到了证明.

2 实验方法

图 1 是探测光声信号不同频率成份随距离衰减的实验装置图. 由光纤输出出来的脉冲激光(波长为 1064 nm, 脉宽为 6 ns, 脉冲重复频率为 20 Hz)经过凸透镜会聚成一点, 从水槽上边照射到放在水中的黑胶带上, 在黑胶带的右侧用一针状 PVDF 膜的宽带水听器 (Precision Acoustics LTD, 灵敏度为 950 nV/pa, 接收面积直径为 1 mm) 接收光声信号, 并把水听器固定在一个一维线扫平台上, 水听器在一个位置采集 512 次, 经过前置放大和主放大器后

送入数字示波器 (TDS3032, Tektronix, 最高采样率 2.5 G, 带宽 300 MHz), 数字示波器将采集到的光声信号平均以后再经过 GPIB 卡被计算机采集并存储. 实验中脉冲激光和示波器由同一触发源同时触发, 探测器接收到的光声信号相对触发信号的延迟时间就是光声信号从光声激发位置到探测器的渡越时间, 它乘以声速就是光声源到探测器的距离. 实验中示波器的采样率为 250 MHz, 超声的声速为 1.5 mm/ μ s. 然后计算机通过数字 I/O 卡控制一维线扫平台的步进电机旋转, 探测器到下一个位置等待采集. 步进电机采样间隔是 5 cm, 总共采集了 3 个位置, 离点吸收体的距离分别为 15.0 cm, 10.0 cm, 5.0 cm. 探测器脉冲响应的测量是利用弱激光打在探测器上所测的光声信号^[7].

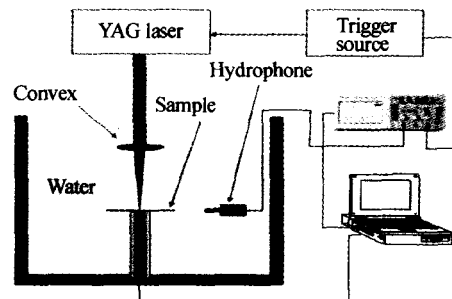


图 1 实验装置

Fig. 1 The experimental setup

光声成像实验装置如图 1, 把起会聚作用的凸透镜改为毛玻璃, 样品放在一维旋转扫描平台上, 激光均匀地照射在样品上, 水听器在离样品旋转中心 80 mm 处接收信号, 在样品每一个位置采集 256 次, 经过前置放大和主放大器后送入数字示波器, 数字示波器将采集到的光声信号平均以后再经过 GPIB 卡被计算机采集并存储, 示波器的采样率为 250 MHz. 步进电机的采样间隔为 3.60, 探测器共采集 100 个位置的光声信号.

光声成像的实验样品是用 3 g 琼脂粉、100 g 水和 2 ml 浓度为 20% 的 intralipid 溶液加热到 80 摄氏度后在圆形烧杯中冷却而未完全凝结时, 放进埋藏的吸收体——三根头发, 其长度分别为 6 mm、7 mm、6.5 mm, 直径为 0.15 mm, 然后再在上面加一些相同浓度的琼脂, 让其冷却凝固, 吸收体埋藏的深度都为 1.2 cm. 实际样品尺寸如图 2. 由于实验样品 97% 以上都是由水组成, 所以可近似认为样品和水没有声阻抗差别, 并且可认为超声在样品中的衰减与在水中的衰减是一样的, 取其组织参数 $\alpha = 0.2 \text{ m}^{-1}\text{MHz}^{-1}$, $\beta = 2$.



图 2 模拟样品的照片(三根头发)
Fig. 2 Photograph of the sample (Three hairs)

3 实验结果和讨论

图 3 是探测器离点吸收体不同距离接收到的光声信号,经过傅里叶变换以后,取其幅值谱并归一化,从曲线 a~c 可以看出,随着距离的增加,光声信

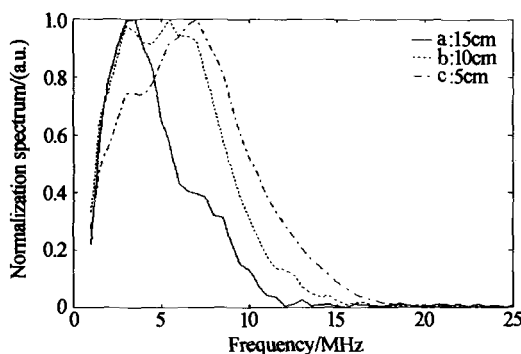
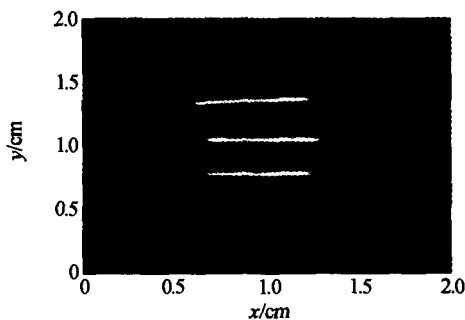


图 3 点源吸收体的光声信号的归一化谱,探测器离点源吸收体的距离
Fig. 3 The normalization spectrums of photoacoustic signal from point absorber with distances from absorber to transducer

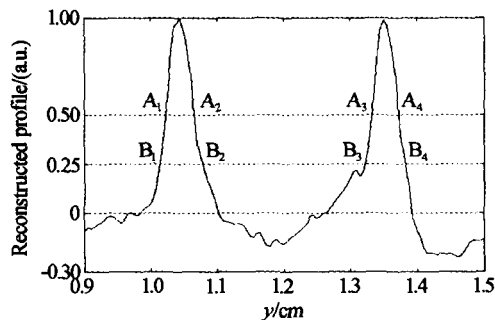
号的高频成份衰减的比低频多,所以对光声信号不同频率成份的补偿是很有必要的,这样增加了光声信号的高频成份,会使成像的分辨率得到进一步的提高.

图 4(a)是根据式(5)对模拟样品(图 2)重建的像,即没有对光声信号的不同频率成份进行补偿,从所成的像可以看出,成像的质量还不够好,图像周围有很多亮点,即噪音信号对图像的影响较大,头发重建图像的峰值半宽为~0.35 mm. 图像空间分辨率按照文献[12,13]的定义,图 4(b)是取图 4(a)沿 $x=1.0$ cm 的一条直线,对投影值进行归一化,其峰值的 1/2 和 1/4 线分别经过点 A_{1-4} 和 B_{1-4} . 当点 B_2 和 B_3 重合时,即二个物体不能分辨,而能够分辨二个物体的最小距离近似为 $|A_2B_2| + |A_3B_3|$. 按照以上的方法,在整个重建图像中取 $|A_2B_2| + |A_3B_3|$ 的最大值距离为 0.3 mm,所以可得图像的分辨率为 0.3 mm.

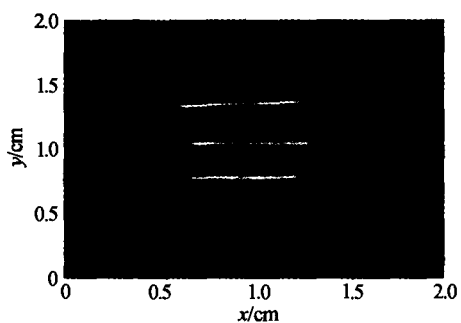
图 4(c)是根据式(7)对模拟样品(图 2)重建的像,即对光声信号的不同频率成份进行补偿,从所成的像可以看出,很多低频噪音信号得到了抑制,但由于增加了信号的高频成分,图像的伪迹也变的明显,但图像的边界相对矫正前变的更清楚了,头发重建图像的峰值半宽为~0.25 mm,这表明进行衰减矫正以后,重建图像与样品能更好的对应. 图 4(d)是取图 4(c)中间位置为 1.0 cm 的一条直线,对投影值进行归一化,其峰值的 1/2 和 1/4 线分别经过点



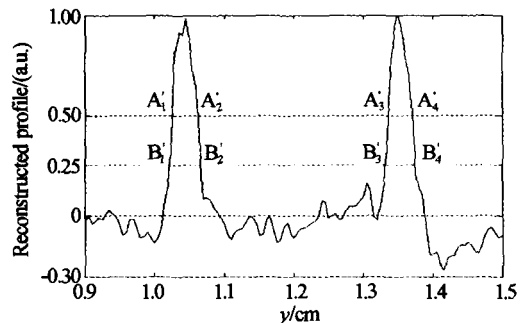
(a)Reconstructed image without rectification



(b)A line profile of the reconstructed image (a) at $x=1.0$ cm



(c)Reconstructed image with rectification



(d)A line profile of the reconstructed image (c) at $x=1.0$ cm

图 4 重建图像分辨率的比较

Fig. 4 The comparison of resolution between reconstruction images

A_{1-4} 和 B_{1-4} . 同理按照文献[12,13]的定义,可得图像分辨率为 0.2 mm.

4 结论

由短脉冲激光激发的光声信号,在频域上是一个宽频带的谱,光声信号不同频率成份随距离的衰减是不一样的,高频成份随距离衰减多,低频成份衰减少,而光声重建中高频成份的光声信号反映了吸收体的边界变化和细微的结构特征;根据超声衰减理论,对光声信号不同频率成份进行补偿,矫正光声信号各种频率成份随距离的衰减,即增加了光声信号的高频成份,使成像系统的分辨率得到了提高,即系统的分辨率由 0.3 mm 提高到 0.2 mm.

参考文献

- 1 李志明,骆清明. 激光对生物组织热和热致机械损伤的物理分析. 激光生物学报,2000,9(2):81~84
Li Z M, Luo Q M. *Acta Laser Biology Sinica*, 2000, 9(2):81~84
- 2 邹文栋,司徒达,高益庆. 固体中光声喇曼效应的原理特性分析. 光子学报,2002,31(11):1373~1376
Zou W D, Si T D, Gao Y Q. *Acta Photonica Sinica*, 2002,31(11):1373~1376
- 3 Ku G, Wang L H. Scanning microwave-induced thermoacoustic tomography: signal, resolution, and contrast. *Med Phys*, 2001,28(1):4~10
- 4 Hoelen C G A, de Mul F F M, Pongers R, et al. Three-dimensional photoacoustic imaging of blood vessels in tissue. *Opt Lett*, 1998,23(8):648~650
- 5 Oraevsky A A, Karabutov A A, Andreev V G, et al. Laser opto-acoustic imaging of the breast: detection of cancer angiogenesis. *Proc SPIE*, 1999,3597:352~363
- 6 Kruger R A, Liu P Y, Fang Y C, et al. Photoacoustic ultrasound (PAUS)-Reconstruction tomography. *Med Phys*, 1995, 22(10):1605~1609
- 7 Kruger R A, Reinecke D R, Kruger G A. Thermoacoustic computed tomography-technical considerations. *Med Phys*, 1999,26(9):1832~1837
- 8 Köstli K P, Frenz M, Bebie H, et al. Temporal backward projection of optoacoustic pressure transients using Fourier transform methods. *Phys Med Biol*, 2001,46(7):1863~1872
- 9 Hoelen C G A, de Mul F F M. Image reconstruction for photoacoustic scanning of tissue structures. *Appl Opt*, 2000,39(31):5872~5883
- 10 Yin B Z, Xing D, Wang Y, et al. Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array. *Phys Med Biol*, 2004,49(7):1339 - 1346
- 11 徐险峰,唐志列,汪洁,等. 光声信号的声透镜层析成像研究. 光学学报,2003, 23(9):1103~1109
Xu X F, Tang Z L, Wang J, et al. *Acta Optica Sinica*, 2003,23(9):1103~1109
- 12 Xu M H, Wang L V. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry. *IEEE Trans Med Imaging*, 2002,21(7):814~822
- 13 Wang Y, Xing D, Zeng Y G, et al. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm. *Phys Med Biol*, 2004,49(14):3117~3124
- 14 Angelsen B A J. Waves Signals and Signal Processing in Medical Ultrasonics, Norway. Department of Biomedical Engineering University of Trondheim, 1991
- 15 Esenaliev R O, Alma H, Oraevsky A A, et al. Axial resolution of laser optoacoustic imaging: Influence of acoustic attenuation and diffraction. *Proc SPIE*, 1998, 3254:292~306

Photoacoustic Imaging with Attenuation Rectification of Different Frequent Components of Photoacoustic Signal

Tan Yi, Xing Da, Wang Yi, Zeng Yaguang, Yin Bangzheng

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

Received date: 2004-05-20

Abstract The influences of attenuation coefficients of photoacoustic signals, which depends on frequencies, on the quality of reconstructed photoacoustic images has been explored. It reveals that the attenuation coefficients of low frequent components are less than those of high frequencies, and the latter are more important for photoacoustic imaging with high resolution. Based on the ultrasonic attenuation theory, the method of photoacoustic imaging with rectification of the attenuation of different frequent component was performed. The experiments results show that this method improves the resolution of reconstructed images, and the reconstructed images resolution improved from 0.3 mm to 0.2 mm. A Q-switched Nd:YAG laser operating at 1064 nm was used as light source. The laser had a pulse width of 6ns and a repetition frequency of 20 Hz. A needle PVDF hydrophone with diameter of 1 mm was used to detect photoacoustic signals.

Keywords Photoacoustic imaging; Photoacoustic signal; Attenuation; Rectification

Tan Yi was born in 1975 in Hu'nan Province. He is incumbency graduate of Shanxi University of Technology and studying for his Master degree in Institute of Laser Life Science, South China Normal University. His current research field is Photoacoustic Imaging.

