

# 光声信号的双谱分析方法研究\*

焦阳 简小华 向永嘉 崔峰峒<sup>†</sup>

(中国科学院苏州生物医学工程技术研究所, 苏州 215163)

(2012年9月10日收到; 2012年12月21日收到修改稿)

基于光声效应的光声光谱技术是光学与声学的有机结合, 可利用不同波长的入射光波, 产生不同的光声信号, 从而为组分识别、组织无损检测等提供高对比度图像, 是一种极具潜力的新型医学诊断技术. 但光声光谱检测技术由于受检测方法的制约, 往往扫描时间较长, 而且信号的稳定性和图像识别的准确性也较差. 为了弥补单一光声光谱分析的局限性, 根据光声效应原理和振动理论, 提出了一种光声光谱与光声频谱相结合的双谱分析方法. 该方法通过光声频域信息的定量分析, 可以有效地提高不同组织的光声图像对比度, 从而提高光声成像的组分识别能力, 为光声频谱功能成像奠定理论基础. 实验结果显示, 光声光谱与光声频谱相结合的双谱分析方法可以较好地识别实验组织样品, 可实现高速、高分辨率的组分识别、组织探伤等, 具有广泛的应用前景和重要的临床诊断意义.

**关键词:** 光声成像, 光声光谱分析, 光声频谱分析

**PACS:** 78.20.Pa, 81.70.Cv, 82.80.Kq, 43.58.Kr

**DOI:** 10.7498/aps.62.087803

## 1 引言

早在十九世纪, Bell<sup>[1]</sup> 就发现了光声效应 (photoacoustic effect), 但直到近 20 年, 随着光纤、激光技术、压电陶瓷技术以及计算机技术的发展, 针对光声效应的研究和应用才受到广泛关注<sup>[2-5]</sup>. 光声成像 (photoacoustic imaging) 就是利用光声效应, 以脉冲光作为激励源、超声信号作为载体的一种功能成像方法. 该方法有机地结合了光学成像和声学成像的优点<sup>[6]</sup>, 具有无损、安全、成本低、且可以提供深层组织的高分辨率和高对比度的无损检测<sup>[7]</sup>. 20 世纪 90 年代, Kruger 等<sup>[8,9]</sup> 提出类似 CT 成像方法的逆三维 Radon 变换反投影重建算法, 首次将光声效应引入了生物组织成像领域. 荷兰 Twente 大学的 Hoelen 研究组<sup>[10]</sup> 采用非聚焦的超声传感器以横向线性扫描方式采集光声信号, 对模拟毛细血管样品进行成像并引入延迟叠加的概念. 2003 年 Wang 等<sup>[11-14]</sup> 利用光声成像技术对老鼠脑部血管进行成像, 提出给予精确解的重建算法,

得到了与解剖效果一致的清晰脑部血管分布. 中国华南师范大学邢达研究组<sup>[15-17]</sup> 采用 320 阵元的医用 B 超仪线阵探头, 以相控聚焦方式对光声信号进行电子线扫采集, 提高了数据采集与成像速度. 上述这些光声成像研究<sup>[18]</sup> 多是利用光声信号的光谱分析得到组织内部的光吸收系数, 这种方法需要已知组织的光谱, 并通过多光谱成像<sup>[19]</sup>. 少有研究者通过光声信号频谱特性反推出组织频率特性, 从而区分不同组织成分及结构<sup>[20]</sup>. 为此, 本文提出了光声信号的双谱分析方法, 包括对组织的光声光谱分析和光声频谱分析两部分. 两者在区分组织的过程中互为参照, 可进一步提高光声成像的判别组分及结构的准确性, 提高不同组织间的对比度, 以弥补单一光谱下光声成像对组织识别的局限性<sup>[21]</sup>. 如在 750 nm 波长下, 脂肪和血红蛋白光吸收系数接近<sup>[22,23]</sup>, 难以通过该波长下光谱特性对两者进行识别. 对于光声信号的频谱分析还可以对信号的频域信息作定量解释, 有助于研究或证明光声效应的产生机理、量化光声成像技术, 并以此为据, 还可进一步对不同组织的光声频域功能成像进行基

\* 国家科技支撑计划 (批准号: 2012BAI13B02)、国家自然科学基金青年科学基金 (批准号: 11204198)、江苏省基础研究计划 (批准号: BK2011332) 和苏州市国际科技合作计划 (批准号: SH201102) 资助的课题.

<sup>†</sup> 通讯作者. E-mail: cuiyy@sibet.ac.cn

基础理论与未来应用探索.

## 2 理论分析

### 2.1 光声效应理论分析

光声信号的实质是超声信号, 对于超声信号, 声压是目前最为普遍采用的描述声波性质的物理量. 在静止、无源、各向同性的均匀理想介质下, 当脉冲激光照射在介质上, 由于介质的吸收效应导致光能量的沉积和温度的增加而产生光声信号. 在脉冲激光作用下, 介质温度  $T$  变化最终导致压力变化, 此时, 声压  $p$  可以表示为 [24]

$$p(\mathbf{r}, t) = v_s \rho'(\mathbf{r}, t) + \beta \rho v_s T(\mathbf{r}, t), \quad (1)$$

式中,  $t$  和  $\mathbf{r}$  分别为时间与位置,  $\beta$  为热膨胀系数,  $\rho$  为介质密度,  $v_s$  代表声波在介质中传播速度,  $T$  代表介质温度. 等式右边第一项为密度变化对声压的影响, 第二项为温度变化对声压的影响.

当光强为  $I_0$  的脉冲激光照射组织时, 其产生的声压为

$$p(\mathbf{r}, t) = \frac{\beta I_0}{4\pi C_p} \iiint \varphi(\mathbf{r}') \frac{d\eta(t')}{dt'} \frac{d\mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|}, \quad (2)$$

式中  $\varphi(\mathbf{r})$  表示光能量吸收分布,  $\eta(t)$  是脉冲激光的时间函数 [25]. 依据 (2) 式, 最终通过超声换能器测得实际声压数据, 反推出光能吸收分布, 达到成像目的.

### 2.2 光声信号振动理论分析

光声信号在组织中的传播过程可以描述为无限自由度非保守系统在瞬时激励下的非线性振动问题. 其具体过程为: 组织受激光照射发生光声效应, 产生的光声信号在组织中传播并衰减. 衰减过程包括两部分: 其一是光声信号在组织中传播时, 组织内部产生交变的应变, 通过组织内摩擦而消耗能量, 这种阻尼称为结构阻尼; 其二是光声信号在组织传播过程中, 组织与介质 (低黏度流体) 发生摩擦, 产生非线性阻尼. 本文涉及的实验中, 超声探测器采用紧贴组织的侧向接收模式, 暂不考虑光声信号在介质内的衰减.

非保守系统由阻尼耗能导致的非保守系统振动微分方程为 [26]

$$m\ddot{u}(t) + d_1(\dot{u}(t)) + d_2(\dot{u}(t)) + ku(t) = 0, \quad (3)$$

式中  $d_1$  为组织与介质摩擦产生的阻尼力,  $d_2$  为组织结构阻尼产生的阻尼力. 其中阻尼力  $d_1$  随速度的变化为

$$d_1(\dot{u}) = -\beta_1 |\dot{u}|^{n-1} \dot{u}, \quad (4)$$

式中,  $\beta_1$  为低黏度阻尼系数. 当  $n = 2$  时,  $-d(\dot{u})$  是低黏度流体非线性阻尼力, 适用于描述物体在空气或低黏度液体中做中高速运动所受到的阻力 [26], 即组织与介质摩擦产生阻尼力. 复杂的非线性阻尼的作用是耗能, 从而可通过能量法将非线性阻尼等效为线性黏性阻尼, 等效阻尼系数 [26]:

$$c_1 = \frac{\eta_1 k_1}{\omega_1}, \quad (5)$$

其中,  $\eta_1$  为系统损耗因子,  $k_1$  为系统弹性特性,  $\omega_1$  是系统固有频率, 上式中损耗因子表示为

$$\eta = \frac{W}{2\pi V_{\max}}, \quad (6)$$

其中  $W$  是阻尼力在一个振动周期  $T$  内消耗的能量,  $V_{\max}$  为系统最大弹性势能, 等于无阻时的系统最大弹性势能. 一个周期内, 低黏度流体阻尼所消耗的能量为

$$W_1 = -\beta_1 \int_0^T |\dot{u}(t)| \dot{u}^2(t) dt. \quad (7)$$

将 (7) 式代入 (5) 式得到阻尼系数

$$\begin{aligned} c_1 &= \frac{W_1 k_1}{2\pi V_{\max} \omega_1} \\ &= -\frac{\beta_1 k_1}{2\pi V_{\max} \omega_1} \int_0^T |\dot{u}(t)| \dot{u}^2(t) dt. \end{aligned} \quad (8)$$

另一方面,  $d_2$  代表的结构阻尼系统动响应的主要谱成分一般落在系统的共振频段或激励中主要谱成分所在频段. 因此阻尼系统的响应可以对每一频段用一个黏性阻尼来等效该频段上的结构阻尼 [27]:

$$c_{2r} = \frac{\eta_2 k_2}{\omega_{2r}} \quad (r = 1, 2, \dots), \quad (9)$$

其中  $\omega_r$  是该频段的中心频率.

试验证明, 在很宽的频率范围内, 结构阻尼所消耗的能量  $W_2$  几乎与振动频率无关, 仅与振幅平方成正比 [26]:

$$W_2 = \beta_2 \bar{a}^2, \quad (10)$$

式中, 由于结构阻尼造成应力滞后于应变,  $\beta_2$  亦可称为迟滞阻尼系数,  $\bar{a}$  是衰减过程中的等效平均振幅. 把 (6) 和 (10) 式代入 (9) 式, 得到

$$c_{2r} = \frac{W_2 k_2}{2\pi V_{\max} \omega_{2r}}$$

$$= -\frac{\beta_2 k_2 \bar{a}^2}{2\pi V_{\max} \omega_{2r}} \quad (11)$$

数值计算表明, 在  $\eta \leq 0.4$  时这种近似对单位初速度所激发自由振动的固有频率及振幅引起的相对误差分别为 2.02% 和 1.4%<sup>[27]</sup>.

将 (8) 和 (11) 式带入振动微分方程 (3), 得到最终近似后的光声信号振动微分方程为

$$m\ddot{u}(t) - \left( \frac{\beta_1 k_1}{2\pi V_{\max} \omega_r} \int_0^T |\dot{u}(t)| \dot{u}^2(t) dt + \sum_{r=1,2,\dots} \frac{\beta_2 k_2 \bar{a}^2}{2\pi V_{\max} \omega_r} \right) \dot{u}(t) + ku(t) = 0 \quad (r = 1, 2, \dots) \quad (12)$$

此系统所描述的范围仅为组织样品表面附近直接受激光照射的微小区域. (12) 式为系统各频段中心频率  $\omega_r$  ( $r = 1, 2, \dots$ ) 的隐式表达式, 结合系统固有特性, 可以得到系统的质量、刚度矩阵、最大弹性势能  $V_{\max}$ ; 根据组织及介质的固有阻尼特性, 可以得到低黏度阻尼系数  $\beta_1$  和迟滞阻尼系数  $\beta_2$ . 最后求解振动方程可以得到组织样品受光照区域的固有频率理论解, 具体求解过程可参照文献 [26] 中无限自由度系统的振动方程求解方法, 这里不作赘述. 值得注意的是: 根据光声效应理论分析, 不同激光波长对应组织不同的光吸收系数, 而最终导致光声信号幅值不同, 与频率无关.

### 3 实验分析

#### 3.1 声效应实验系统

图 1 是我们进行光声信号双谱分析的实验系统示意图. 其基本原理如下: OPO 激光器 (Phocus™, OPOTEk Inc.) 发出的脉冲激光经过扩束镜 (两个  $D = 25.4$  mm,  $F = 25.4$  mm 双凸透镜, ThorLabs Inc.) 扩束后, 经中性密度衰减片 (mounted variable circular ND,  $D = 50$  mm, ThorLabs Inc.) 衰减后耦合入光纤中, 再由光纤引导照射到实验样品上, 产生的光声信号由侧向紧贴实验样品的超声换能器 (V307-SU 水浸探头, Olympus Inc.) 探测接收, 探测到的光声信号经放大器 (OLYMPUS-5678, 带宽 50 kHz—40 MHz, 增益 40 dB) 放大后接入脉冲函数发生接收器 (DPR-500, JSR Ultrasonics), 再由示波器 (数字荧光示波器 DP05034, Tek.Inc. 最高采样率为 5 Gs/s, 带宽为 500 MHz) 显示采集到的信号, 并保存至计算机中. 激光器波长变化范围: 680—950 nm, 实验从 680 nm 波长的激光束开始, 每次实验波长增加 20 nm, 其他各实验参数、条件不变, 以此研究不同波长的激光束对实验样品的光声信号的影响. 实验中, 分别取完整猪肝的四分之一和相似体积的猪皮下脂肪作为实验样品.

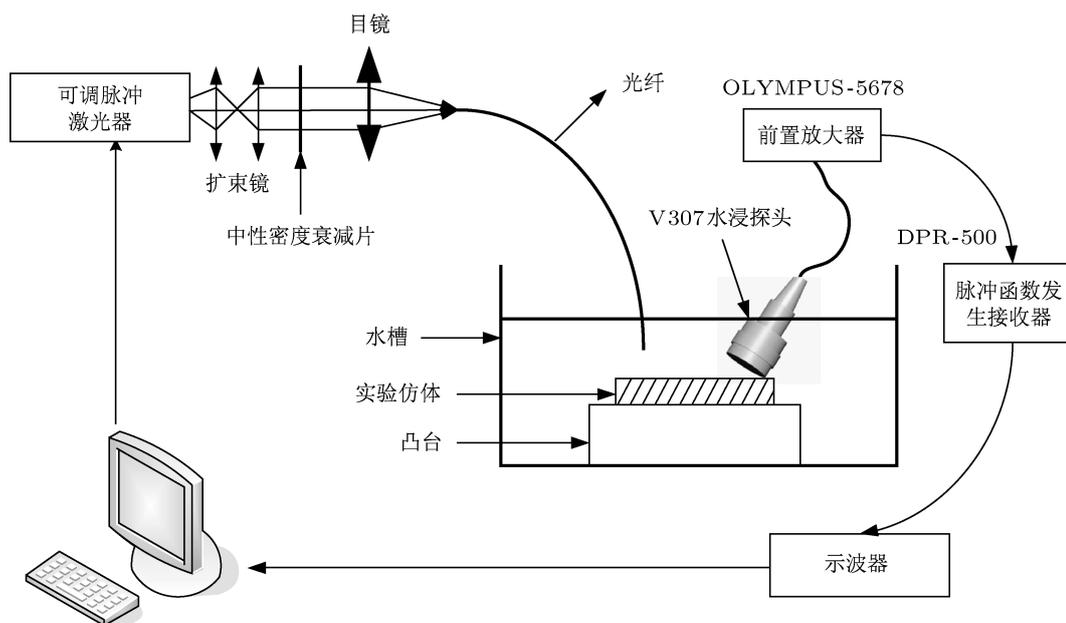


图 1 实验系统示意图

### 3.2 实验结果光谱分析

对实验获得的不同波长激光激励下产生的多组光声信号取绝对值, 并做平均, 根据之前的理论分析, 该值可以用来表征该波长激光产生的光声信号的强度, 实验得到的光声光谱与国外相关结果进行比较如图 2 和图 3.

由以上实验结果可知, 猪肝实验样品的光谱与去氧血红蛋白光谱类似, 猪肝实验样品血液含量很高, 而血红蛋白的光吸收系数较高. 因此, 我们推测猪肝实验样品的光声信号主要是血红蛋白受激光照射激发而出的. 而猪皮下脂肪实验样品的光谱与国外类似结果大致相同.

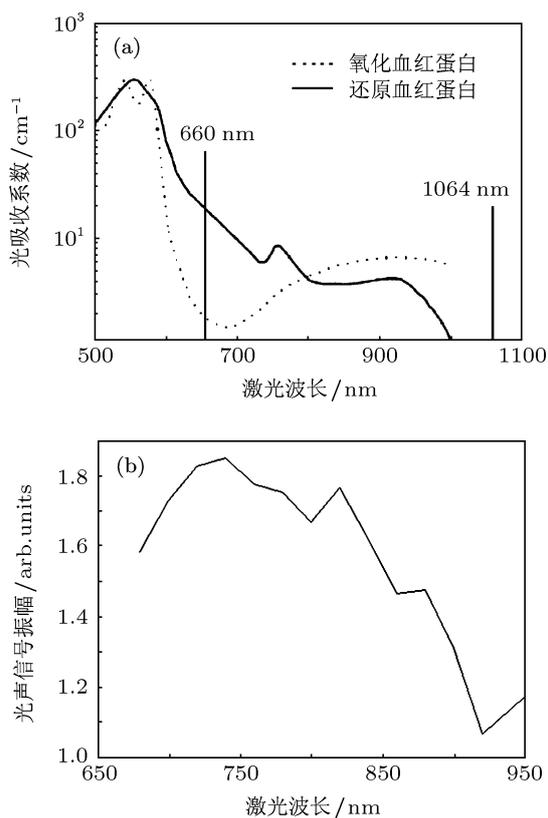


图 2 猪肝实验样品光谱与国外类似工作对比 (a) Prahl 等实验所得血红蛋白的光谱<sup>[23]</sup>; (b) 猪肝实验样品光谱

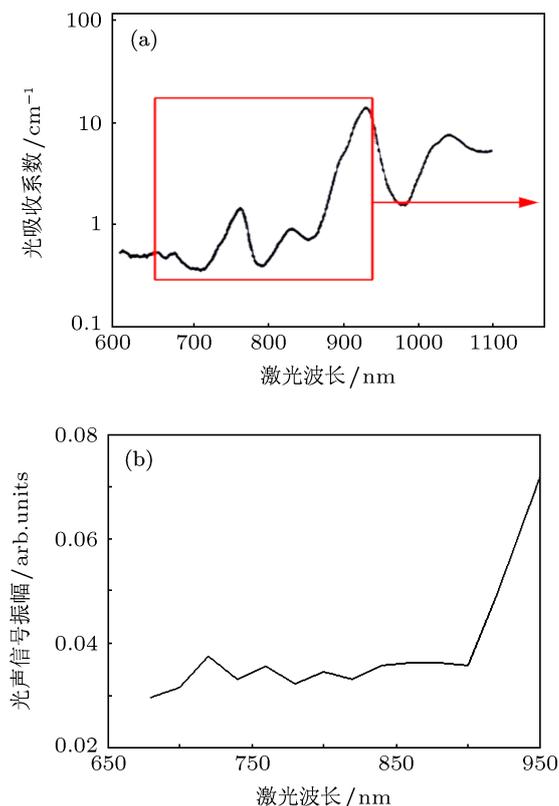


图 3 猪皮下脂肪样品光谱与国外类似工作对比 (a) Michels 等实验所得脂肪的光谱<sup>[22]</sup>; (b) 猪皮下脂肪实验样品光谱

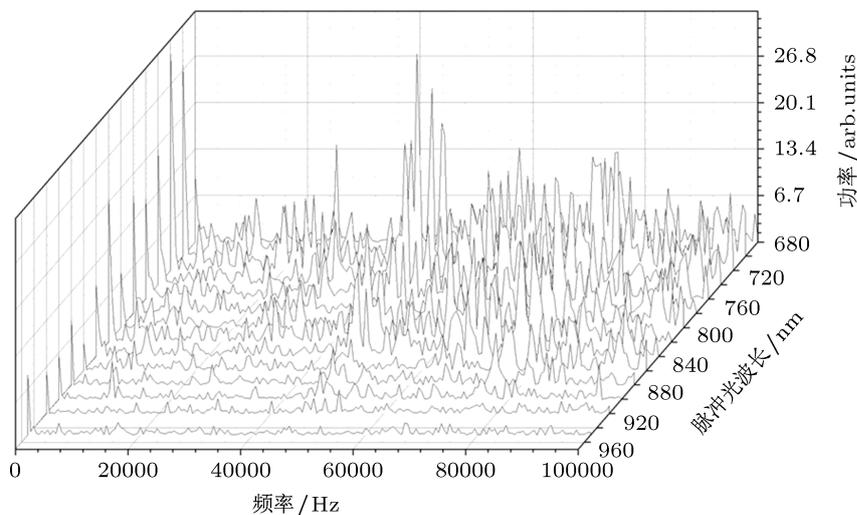


图 4 猪肝对于不同波长的激光激励下的光声信号功率谱

### 3.3 实验结果频谱分析

#### 3.3.1 光声信号的频率估计

首先,需要对所得到的光声信号其大致频率进行估计,确定实验仿体的固有频率,以设计相应的滤波器以降低噪声影响,提高信号信噪比上述实验中猪肝在 680—950 nm 波长激光激励下的光声信号功率谱如图 4 所示.

通过对其光声信号功率谱的分析,不难发现其功率谱峰值对应频率大致集中在 30—90 kHz 之间,以此设计相应的带通滤波器,以提高光声信号的信噪比,具体过程如下.

#### 3.3.2 光声信号的信号处理

1) 实验采集到的原始数据(猪肝在 950 nm 波长激光照射下产生的光声信号,此时激光器能量衰减最大,光声信号信噪比最低)如图 5(a)所示;

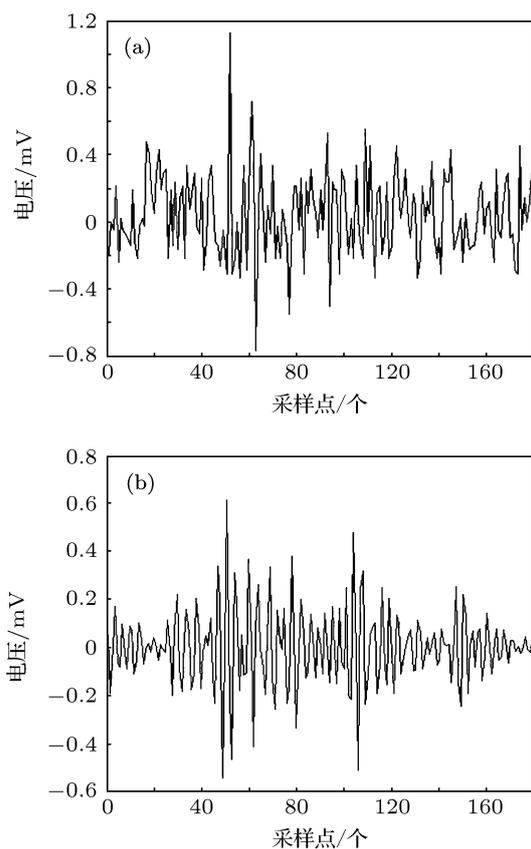


图 5 光声信号信号处理 (a) 示波器采集的光声信号; (b) 滤波后的光声信号

2) 通过滤波器滤波得到光声信号如图 5(b)所示;

3) 对滤除背景噪声的光声信号图 5(b)用窗函数切趾后,通过快速傅里叶变换,即可得到光声信

号的功率谱,见图 6;

4) 取出各信号功率谱最高峰值及次高峰值对应的频率,统计后得到两种实验样品的光声信号频率,见图 7. 由图可知,实验猪肝样品的低频段固有频率为 47 和 75 kHz; 猪皮下脂肪的低频段固有频率主要集中在 30 kHz. 两者频率有明显差异,且与激光波长无关,与理论结果一致.

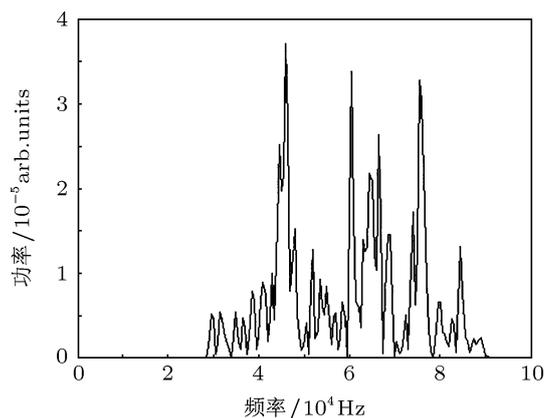


图 6 滤波后光声信号的功率谱

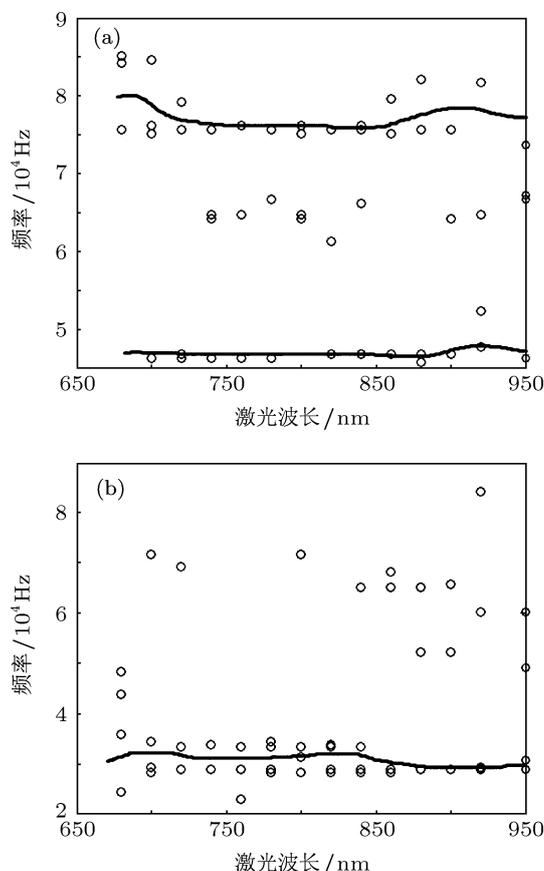


图 7 实验样品功率谱峰值对应频率统计结果 (a) 猪肝实验样品频率分布统计; (b) 猪皮下脂肪实验样品频率分布统计

## 4 结论

本文首次结合光声效应和振动理论分析,对不同实验样品在短脉冲激光照射下产生的光声信号进行双谱分析,发现光声光谱信号的差异主要源于组织内不同组分光吸收特性的不同,因此其可以用来进行组织组分、边界识别等;而在光声频谱方面,实验表明猪肝的固有频率集中在 47 和 75 kHz;猪

皮下脂肪的低频段固有频率主要集中在 30 kHz. 两者频率有明显差异,且与激光波长无关,说明通过光声频谱分析区别不同物质具有可行性,与理论分析一致. 实验结果表明光声信号双谱分析法可进一步增强光声信号对组织的识别能力. 光声信号的光谱与频谱分析方法还可以用于探索光声频率探伤等技术<sup>[28]</sup>,在临床诊断中具有重要的理论研究意义和广阔的应用前景.

- [1] Bell A G 1980 *Am. J. Sci. Arts Ser.* **3** 305
- [2] Li J 2010 *Modern Instrum.* **16** 31 (in Chinese) [李军 2010 现代仪器 **16** 31]
- [3] Wu D, Tao C, Liu X J 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 5850 (in Chinese) [吴丹,陶超,刘晓峻 2010 物理学报 **59** 5850]
- [4] Xiang L Z, Xing D, Gu H M, Yang S H, Zeng L M 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 3916 (in Chinese) [向良忠,邢达,谷怀民,杨思华,曾吕明 2007 物理学报 **56** 3916]
- [5] Jian X H, Cui Y Y, Xiang Y J, Han Z L 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 217801 (in Chinese) [简小华,崔峰峒,向永嘉,韩志乐 2012 物理学报 **61** 217801]
- [6] Li C, Wang L V 2009 *Phys. Med. Biol.* **54** R59
- [7] Xu X H, Li H 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 4628 (in Chinese) [徐晓辉,李晖 2008 物理学报 **57** 4628]
- [8] Kruger R A, Liu P, Appledorn C R 1995 *Med. Phys.* **22** 1605
- [9] Kruger R A, Stantz K, Kiser Jr W L 2002 *Proc. SPIE* 521
- [10] Hoelen C, De Mul F, Pongers R, Dekker A 1998 *Opt. Lett.* **23** 648
- [11] Ku G, Wang L V 2005 *Opt. Lett.* **30** 507
- [12] Ku G, Wang X, Stoica G, Wang L V 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 1329
- [13] Ku G, Wang X, Xie X, Stoica G, Wang L V 2005 *Appl. Opt.* **44** 770
- [14] Xu M, Wang L V 2006 *Rev. Sci. Instrum.* **77** 041101
- [15] Yang D, Xing D, Gu H, Tan Y, Zeng L 2005 *Appl. Phys. Lett.* **87** 194101
- [16] Yin B, Xing D, Wang Y, Zeng Y, Tan Y, Chen Q 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 1339
- [17] Zeng Y G, Xing D, Fu H B, Wang Y 2005 *Chin. J. Lasers* **32** 97 (in Chinese) [曾亚光,邢达,付洪波,王毅 2005 中国激光 **32** 97]
- [18] Yang D W, Xing D, Zhao X H 2010 *Chin. Phys. Lett.* **27** 144
- [19] Zhang J, Yang S H 2010 *Chin. J. Lasers* **38** 104001 (in Chinese) [张建,杨思华 2010 中国激光 **38** 104001]
- [20] Tan Y, Xing D, Wang Y, Zeng Y G, Yi B Z 2005 *Acta Photon. Sin.* **34** 1019 (in Chinese) [谭毅,邢达,王毅,曾亚光,尹邦政 2005 光子学报 **34** 1019]
- [21] Qian S Y, Xing D 2000 *Acta Laser Biol.* **9** 228 (in Chinese) [钱盛友,邢达 2000 激光生物学报 **9** 228]
- [22] Michels R, Foschum F, Kienle A 2008 *Opt. Express* **16** 5907
- [23] Pahl S 1999 *Oregon Medical Laser Center* **15** 277
- [24] Hoelen C, de Mul FFM 1999 *J. Acoust. Soc. Am.* **106** 695
- [25] Song Z Y 2009 *Ph. D. Dissertation* (Tianjin: Tianjin University) (in Chinese) [宋智源 2009 博士学位论文(天津:天津大学)]
- [26] Hu H Y, Sun J H, Chen H H 1998 *Mechanical Vibration and Shock* (1st Ed.) (Beijing: Aviation Industry Press) (in Chinese) [胡海岩,孙久厚,陈怀海 1998 机械振动与冲击(第1版)(北京:航空工业出版社)]
- [27] Hu H Y 1992 *J. Vib. Eng.* **5** 8 (in Chinese) [胡海岩 1992 振动工程学报 **5** 8]
- [28] Fan H D, Fu J M, Zhou X M, Zhao H 2004 *Nondestruct. Test.* **26** 551 (in Chinese) [范海东,傅金明,周小明,赵晗 2004 无损检测 **26** 551]

# Double spectrum analysis of photoacoustic signal\*

Jiao Yang Jian Xiao-Hua Xiang Yong-Jia Cui Yao-Yao<sup>†</sup>

(Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China)

(Received 10 September 2012; revised manuscript received 21 December 2012)

## Abstract

Photoacoustic spectroscopy based on the photoacoustic effect is the combination of optical imaging and acoustical imaging, which has become a powerful medical diagnosis tool to distinguish different tissues and components with several different wavelength photoacoustic images. But photoacoustic spectroscopy is limited by the scanning speed, system stability and signal accuracy. To solve these limitation problems, in this paper we propose a new method called photoacoustic double spectrum analysis which can greatly improve the image contrast and identification capability with quantitative analysis of the detected photoacoustic signal frequency. The final experimental results indicate that this method has the feasibility to distinguish different tissues quickly and easily with better contrast, which will be helpful for improving the applications of photoacoustic imaging in various branches of physics, biology, engineering, medicine, etc. We also expect the theoretical and experimental research proposed in this paper to establish the foundation and method for photoacoustic frequency imaging.

**Keywords:** photoacoustic imaging, photoacoustic spectrum, spectral analysis of photoacoustic frequency

**PACS:** 78.20.Pa, 81.70.Cv, 82.80.Kq, 43.58.Kr

**DOI:** 10.7498/aps.62.087803

---

\* Project supported by the National Key Technology Research and Development Program of the Ministry of Science and Technology of China (Grant No. 2012BAI13B02), the Young Scientists Fund of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 11204198), the Natural Science Foundation of Jiangsu Province, China (Grant No. BK2011332), and the International Joint Research Program of Suzhou, China (Grant No. SH201102).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: cuiyy@sibet.ac.cn