

检测参数对脉冲光声法测量绝对吸收系数准确性的影响

王 毅 周红仙

(佛山科学技术学院光电子与物理学系, 广东 佛山 528000)

摘要 根据光声理论,建立了血液光声信号的数值计算模型,计算了检测参数(血管的直径、探测距离及探测器相对于血管的偏离程度)对光声信号的影响。分析了这三种参数对脉冲光声法计算绝对吸收系数准确性的影响。数值计算结果表明,探测距离及探测器相对于血管的偏离程度对计算结果的影响可以忽略,而血管的直径对计算结果有较大的影响,忽略血管直径的影响是造成目前脉冲光声法测量绝对吸收系数准确性较低的主要原因,为脉冲光声法的改进提供了依据。

关键词 脉冲光声光谱术;吸收系数;检测参数;准确性

中图分类号 O43;R312 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS20092912.3391

Theoretical Analysis of the Influence of Measurement Parameters on the Measurement Accuracy of Optical Absorption Coefficient with Pulsed Photoacoustic Method

Wang Yi Zhou Hongxian

(Department of Photoelectronics and Physics, Foshan University, Foshan, Guangdong 528000, China)

Abstract A numerical model for calculating photoacoustic signals from a blood vessel is presented based on the photoacoustic theory. With this model the influences of measurement parameters on photoacoustic signals and the accuracy of measurement of optical absorption coefficient of blood with the fitting-based pulsed photoacoustic method are demonstrated. The computational results indicate that the diameter of the blood vessel has a significant influence on the accuracy of the fitting-based pulsed photoacoustic method and it should be taken into account for improving the accuracy of this method.

Key words pulsed photoacoustic spectroscopy; absorption coefficient; measurement parameter; accuracy

1 引 言

近几年,脉冲光声光谱(PPS)被尝试用于人体血红蛋白浓度及血氧饱和度的无损测量^[1~10]。和传统的近红外光谱法不同^[11],PPS可以减小组织光散射对测量结果的影响,并且可以计算出血红蛋白的绝对浓度。用短脉冲激光经皮照射血管,血管里的血液吸收光能产生光声效应,激发超声波,在体表测量超声波(即光声信号)。由于光声信号的幅度及波形依赖于血液中的光能量吸收,而血液中的光能量吸收主要决定于血液中含氧血红蛋白(HbO₂)和去氧血红蛋白(HHb)的浓度、水的吸收及光散射。

分析光声信号可以计算出血液的相对吸收系数或绝对吸收系数,如果用多个波长的激光进行激发,就可以得到血液的相对吸收系数谱或绝对吸收系数谱,再结合血液中血红蛋白的消光系数谱、水的吸收系数谱、血液的散射系数谱,就可以计算出血液中HbO₂和HHb的相对浓度或绝对浓度^[2,5,7~9]。

PPS技术主要包括两个方面的内容:1)由血液光声信号计算得到血液的相对吸收系数谱或绝对吸收系数谱;2)由血液的相对吸收系数谱或绝对吸收系数谱计算HbO₂和HHb的相对浓度或绝对浓度。前者是决定PPS准确性的关键,目前从光声信

收稿日期: 2009-01-08; 收到修改稿日期: 2009-02-20

作者简介: 王 毅(1969—),男,博士,副研究员,主要从事光学成像及检测等方面的研究。

E-mail: wang.yi.kylin@gmail.com

号计算血液的相对或绝对吸收系数的方法主要有幅度法和拟合法^[1,2~7]。幅度法假定吸收系数正比于光声信号的幅度,通过测量光声信号的幅度,即可得到血液的相对吸收系数。但是由于血管和体表之间组织对不同波长入射光的吸收不同及个体差异,幅度法需要校正,不具有通用性^[3,4];拟合法是根据光声信号的理论模型去拟合测量到的光声信号,和光声信号的幅度无关,可以避免个体差异的影响,计算出血液绝对吸收系数,得到 HbO₂ 和 HHb 的绝对浓度^[2,5~8]。

由于光声信号的形状对于检测参数非常敏感,例如血管的形状、探测器相对于目标的位置等,检测参数的变化会影响光声信号的形状,检测参数的不确定性会降低基于拟合方法的 PPS 的准确性。评估光声信号检测参数对血红蛋白浓度测量结果的影响,对于改进测量方法,使 PPS 具有稳定的准确性,以利于临床应用有十分重要的意义,目前,检测参数对 PPS 准确性的影响还未见报道。本文以光声理论为基础,建立血管光声信号的计算模型,通过数值计算,评估检测参数对 PPS 用于血液吸收系数测量的影响,为 PPS 的改进和优化提供理论依据。

2 原 理

在光声效应中,当激光脉冲远小于热扩散时间时,热扩散可以忽略,对于均匀非粘滞吸收体,光声信号可以描述为^[12~14]

$$p(t) = \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint_{|r|=a} \frac{d^3 r}{|r|} \frac{\partial H(r, t')}{\partial t'} \Big|_{t'=t-(|r|/c)}, \quad (1)$$

式中 β 是等压膨胀系数, c 是声速, C_p 为比热, $H(r, t')$ 表示物体吸收能量的瞬时分布函数。令 $H(r, t) = I_0 A(r) I(t)$, I_0 为照射激光的幅度, $A(r)$ 表示吸收能量的空间分布函数, $I(t)$ 表示归一化的激光时间函数, (1) 式可改写为卷积形式^[14~18]:

$$p(t) = \frac{I_0 \beta}{4\pi C_p} \left(\frac{1}{t} \iiint_{|r|=a} A(r) dS \right) * I'(t), \quad (2)$$

式中“*”表示卷积计算。设超声探测器的脉冲响应为 $h(t)$, 则测量到的光声信号 $p_d(t)$ 为

$$\begin{aligned} p_d(t) &= p(t) * h(t) = \\ &= \frac{I_0 \beta}{4\pi C_p} \left[\frac{1}{t} \iiint_{|r|=a} A(r) dS \right] * I'(t) * h(t) = \\ &= \left[\frac{1}{t} \iiint_{|r|=a} A(r) dS \right] * h_{\text{sys}}(t), \end{aligned} \quad (3)$$

式中 $h_{\text{sys}}(t) = I'(t) * h(t)$ 为光声测量系统的点扩

展函数,可以由实验测得^[14,18]。因为计算吸收系数的拟合方法是和强度无关的,因此可忽略(3)式中的常数项。

用激光经皮照射血管时,由于血管和表皮间组织的强散射,在血管中沿着光的入射方向,血液的光吸收分布可近似表示为^[1,2,5,7]

$$A(z) = \mu_a I_0 \exp(-\mu_{\text{eff}} z), \quad (4)$$

式中 μ_a 为吸收系数, μ_{eff} 为血液的有效衰减系数, $\mu_{\text{eff}} = \sqrt{3\mu_a [\mu_a + \mu_s(1-g)]}$, μ_s 和 g 分别为散射系数和方向因子。因此在血管中激发的光声信号可以写为

$$p_d(t) = \left[\iiint_{|r|=a} I_0 \exp(-\mu_{\text{eff}} z) dS \right] * h_{\text{sys}}(t), \quad (5)$$

由(5)式可以看出,在 $h_{\text{sys}}(t)$ 已知的情况下,可以用(5)式拟合实际测量到的光声信号,以求得其中的未知量 μ_{eff} ; 再根据 μ_a 和 μ_{eff} 的关系式,可以求得吸收系数 μ_a 。因此对于 PPS 的拟合方法来讲,最重要的是求出 μ_{eff} 。

3 数值计算

光声信号的测量示意图如图 1 所示,血管横截面的直径为 D , 血管横截面的中心距探测器的距离为 L , 激光沿 z 轴入射, 探测器偏离血管中心的距离为 d 。当用激光经皮照射血管时,沿着光的入射方向,血液中的光强分布可近似表示为(4)式,激发的光声信号由(5)式描述。(5)式中涉及的参数有:血液的有效衰减系数 μ_{eff} , 血管的直径 D , 血管横截面的中心距探测器的距离 L , 探测器偏离血管中心的距离 d 。由于在进行实际的光声信号测量时,后三个参数无法精确确定,在目前的 PPS 中,或通过迭代来确定这些参数的值^[9],或忽略后三个参数,将(5)式中的积分计算直接简化为 $\exp(-\mu_{\text{eff}} z)$ ^[5~8]。前者的准确性要优于后者,但是由于未知参数较多,进行拟合时,必然会产生误差,导致 μ_{eff} 的准确性降低。下

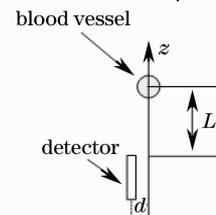


图 1 光声信号测量示意图

Fig. 1 Schematic configuration for measurement of photoacoustic signals

面以(5)式为模型,通过光声信号的拟合计算 μ_{eff} ,确定检测参数 D, L 及 d 对 μ_{eff} 计算结果准确性的影响,其中的 $h_{\text{sys}}(t)$ 由实验实际测得^[18]。

4 数值结果和讨论

图2表示一个典型的实验测得的光声测量系统的点扩展函数,所使用的探测器的带宽为10 MHz,激发光源的脉宽为7 ns,测量方法及装置如文献^[18]。在本文中,以此信号作为 $h_{\text{sys}}(t)$ 代入(5)式进行光声信号的计算及拟合。

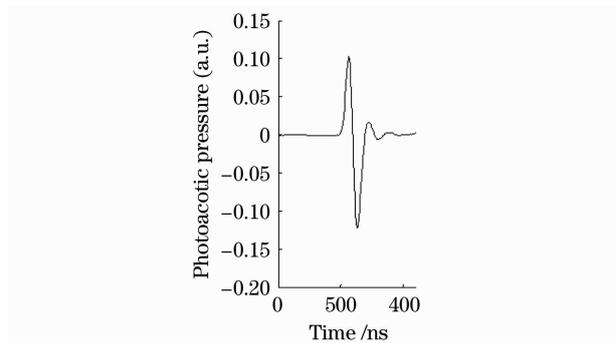


图2 典型的光声测量系统的点扩展函数 $h_{\text{sys}}(t)$

Fig. 2 Typical point spread function $h_{\text{sys}}(t)$ of a photoacoustic measurement system

血管直径对光声信号的影响如图3所示,仿真参数为: $\mu_{\text{eff}} = 2 \text{ mm}^{-1}$, $d = 0$, $L = 50 \text{ mm}$, D 为1, 2, 3 mm,分别对应图3中的曲线 A_1, A_2 和 A_3 。由图3可以看出,血管直径对光声信号的影响较大,当血管直径由1 mm变为3 mm,光声信号的形状变化明显。图4表示 μ_{eff} 的拟合结果受血管直径的影响情况,光声信号的仿真参数为: $\mu_{\text{eff}} = 1.8 \text{ mm}^{-1}$, $D = 3 \text{ mm}$, $d = 0$, $L = 50 \text{ mm}$;当假定血管直径分别为2, 2.5, 3.5, 4 mm时,对应 μ_{eff} 的拟合结果分别为2.7, 2.16, 1.56, 1.35 mm^{-1} 。

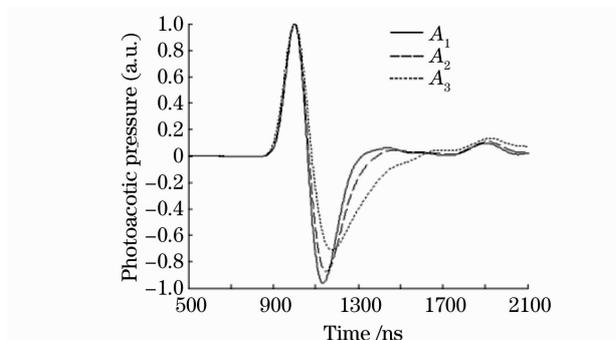


图3 不同直径的血管产生的光声信号

Fig. 3 Photoacoustic signals from a numerical blood vessel with different diameters

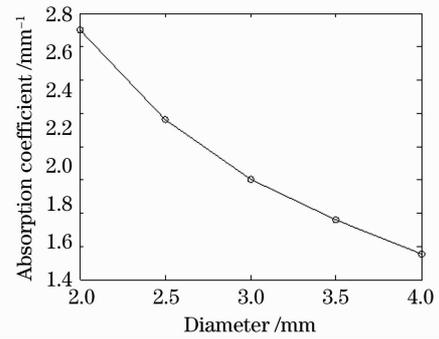


图4 不同的血管直径下有效衰减系数的拟合结果

Fig. 4 The fitted results of effective attenuation coefficient vs the diameter of blood vessel

图5为探测器偏离血管中心的距离对光声信号的影响,仿真参数为: $\mu_{\text{eff}} = 2 \text{ mm}^{-1}$, $D = 2 \text{ mm}$, $L = 30 \text{ mm}$; d 为0和10 mm,分别对应图5中曲线 A_1 和 A_2 。图5显示探测器偏离血管中心的距离对光声信号的影响较小。数值计算结果表明探测距离对光声信号的影响较小,可以忽略。

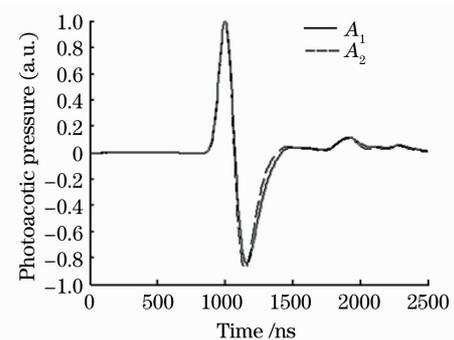


图5 不同探测距离下血管产生的光声信号

Fig. 5 Photoacoustic signals from a numerical blood vessel with different detection distance

由计算结果可以看出,血管的直径对光声信号的影响较大,不同的直径引起光声信号明显的变化,所以使用(5)式进行血管光声信号拟合时,血管的直径是不能忽略的参数,这是目前的基于拟合方法的PPS需要改进的地方,而探测距离和探测器相对于血管的偏离程度对光声信号的影响较小,对PPS的影响可以忽略。

5 结 论

相对于传统的近红外光谱法,PPS可以减小组织光散射对测量结果的影响,其中的拟合方法具有明显的优点,代表了PPS的发展方向。本文数值计算结果表明:探测距离和探测器相对于血管的偏离程度对光声信号的影响较小,而血管的直径对光声信号及拟合结果有较大的影响。因此,为了提高

PPS 的准确性,在计算方法中考虑血管直径的影响是目前 PPS 需要解决的问题。

参 考 文 献

- 1 R. Fainchtein, B. J. Stoyanov, J. C Murphy *et al.*. Local determination of hemoglobin concentration and degree of oxygenation in tissue by pulsed photoacoustic spectroscopy[C]. *SPIE*, 2000, **3916**: 19~33
- 2 R. O. Esenaliev, Y. Y. Petrov, O. Hartrumpf *et al.*. Continuous noninvasive monitoring of total hemoglobin concentration by an optoacoustic technique[J]. *Appl. Opt.*, 2004, **43**(10): 3401~3407
- 3 Xueding Wang, Geng Ku, Xueyi Xie *et al.*. Non-invasive functional photoacoustic tomography of blood oxygen saturation in the brain [C]. *SPIE*, 2004, **5320**: 69~76
- 4 Wang X, Xie X, Ku G *et al.*. Noninvasive imaging of hemoglobin concentration and oxygenation in the rat brain using high-resolution photoacoustic imaging[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2006, **11**(2): 024015-1~9
- 5 J. Laufer, C Elwell, D Delpy *et al.*. Pulsed near-infrared photoacoustic spectroscopy of blood [C]. *SPIE*, 2004, **5320**: 57~68
- 6 William L. Kiser, Robert A. Kruger, Daniel R. Reinecke *et al.*. Thermoacoustic in vivo determination of blood oxygenation [C]. *SPIE*, 2004, **5320**: 1~7
- 7 Jan Laufer, Clare Elwell, Dave Delpy *et al.*. In vitro measurements of absolute blood oxygen saturation using pulsed near-infrared photoacoustic spectroscopy: accuracy and resolution [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2005, **50**(18): 4409~4428
- 8 J. Laufer, C. Elwell, D. Delpy *et al.*. Absolute measurements of local chromophore concentrations using pulsed photoacoustic spectroscopy [C]. *SPIE*, 2006, **6086**. 60861J~860861J-8
- 9 Jan Laufer, Dave Delpy, Clare Elwell *et al.*. Quantitative spatially resolved measurement of tissue chromophore concentrations using photoacoustic spectroscopy: application to the measurement of blood oxygenation and haemoglobin concentration[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2007, **52**(26): 141~168
- 10 Maslov K, Sivaramakrishnan M, Zhang H F *et al.*. Technical considerations in quantitative blood oxygenation measurement using photoacoustic microscopy in vivo [C]. *SPIE*, 2006, **6086**: 60860R-1~60860R-11
- 11 Li Hui, Xie Shusen, Lu Zukang *et al.*. A new model of the light scattering in biological tissue for visible and near infrared region [J]. *Acta Optica Sinica*, 1999, **19**(12): 1661~1666
李 晖, 谢树森, 陆祖康等. 生物组织的可见光与近红外光散射模型[J]. *光学学报*, 1999, **19**(12): 1661~1666
- 12 R. A. Kruger, P. Liu, Y. R. Fang *et al.*. Photoacoustic ultrasound (PAUS)-reconstruction tomography [J]. *Med. Phys.*, 1995, **22**(10): 1605~1609
- 13 Xu M and Wang L-H, Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry [J]. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2002, **21**(7): 814~22
- 14 Yi Wang, Da Xing, Yaguang Zeng *et al.*. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(14): 3117~3124
- 15 I. G. Callasso, W. Craig, G. J. Diebold. Photoacoustic point source [J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2001, **86**(16): 3550~3553
- 16 Yang Diwu, Xing Da, Tan Yi. Integrative prototype B-scan photoacoustic tomography system based on a novel hybridized scanning head [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2006, **88** (17): 174101~3
- 17 P. C. Beard, T. N. Mills. Characterization of post mortem arterial tissue using time-resolved photoacoustic spectroscopy at 436, 461 and 532 nm [J]. *Phys. Med. Biol.*, 1997, **42**(1): 177~198
- 18 Yi Wang, Ruikang Wang. Photoacoustic recovery of an absolute optical absorption coefficient with an exact solution of a wave equation [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2008, **53**(21): 6167~6177