

# 光子密度波在正常和异常生物组织中传输的模拟研究\*

邓小元 邢 达

(华南师范大学激光生命科学研究所, 广州 510631)

**摘 要** 本文研究光子密度波在模拟生物组织中传播的变化规律, 探讨了在各种条件下光子密度波的特性和引起光子密度波畸变的因素, 为实验研究提供了理论基础.

**关键词** 光子密度波; 无损检测技术; 模拟研究

## 0 引言

生物组织的光学成像方法具有无损伤、空间和时间分辨率高、成本低等优点, 在临床医学领域极具应用前景, 目前正成为国际上研究的热点. 而由于近红外光子(波长 700~ 900nm)在生物组织传播中表现为低吸收的特征, 有关生物组织的近红外光学成像研究越来越受到广泛关注<sup>1,2</sup>.

光在高度散射介质中传播时, 单个光子在被介质吸收或穿透介质之前遵循的是一条随机路径, 因此跟踪每个光子的轨道是不现实的, 人们必须依据更易测量的宏观量(如样本中的光子能量密度)来定量描述光传输问题. 在频率域中, 一个强度调制的点光源所发出的光场在散射介质中, 将产生一个宏观的光能量密度的涨落, 我们称之为漫射光子密度波(Diffuse Photon Density Waves, DPDW)<sup>1,3-5</sup>. 当生物组织的功能参量(如血流量, 血氧浓度)发生变化或生物组织中有异常体(如肿瘤)存在时, DPDW 的振幅和相位将发生变化, 从而可以实现组织功能及异常体参量(位置、形状、大小、散射及吸收特性等)的探测.

本文的工作是根据 DPDW 原理, 采用计算机模拟光子密度波在多种条件下的衰减模式及规律, 为实验研究提供直观的理论依据.

## 1 理论基础

光子密度波理论来自描述光在多重散射介质

中传播的漫射方程<sup>6-8</sup>

$$-D \nabla^2 \Phi(r, t) + \nu \mu_a \Phi(r, t) + \partial \Phi(r, t) / \partial t = \nu S_0(r, t) \quad (1)$$

$\Phi(r, t)$  为光子流密度;  $D$  为光子漫射系数,  $D = 1 / \{3[\mu_a + (1-g)\mu_s]\}$ ;  $\mu_a$  为吸收系数;  $\mu_s$  为散射系数;  $\mu_s = \mu_s(1-g)$  为约化散射系数;  $g$  为各向异性因子,  $g = \cos(\theta)$  ( $\theta$  为散射角);  $\nu$  为光在介质中的传播速度;  $S_0(r, t)$  为光源的各项同性单极矩. 在频率域中, 光子漫射方程可以改写为 Helmholtz 方程

$$(\nabla^2 + k^2) \Phi_{AC}(r) = (-\nu/D) S_0(r) \quad (2)$$

式中  $k$  为复数波矢

$$k^2 = (-\nu \mu_a + i\omega) / D \quad (3)$$

在均匀介质中, 具有强度调制的点光源情况下, 光能量密度解的振动部分为<sup>4</sup>

$$\Phi_{AC}(r) = (\nu S_{AC} / 4\pi D r) \exp(ikr) \quad (4)$$

这是一个衰减的球面行进波, 称之为光子密度波.

当球状异常物体存在于均匀介质中时, 位于球状异常物体外的光子密度波的解由入射和散射两部分组成<sup>1</sup>, 即

$$\Phi_{out} = \Phi_{inc} + \Phi_{scatt} \quad (5)$$

式中

$$\Phi_{inc} = \frac{S_{AC}}{4\pi D_{out} |r_{od} r_{os}|} \exp(ik_{out} |r_{od} r_{os}|) \quad (6)$$

是由光源入射到球状物体产生的.  $r_{os}$  为球状异常

\* 国家杰出青年科学基金(69725009)和广东省高教厅自然科学基金资助项目

收稿日期: 2000-03-31



体中心到光源的距离;  $r_{od}$ 为球状异常体中心到探测器的距离; 而

$$\Phi_{scatt} = \sum_{l,m} A_{l,m} [h_l^{(1)}(k_{out} r_{od}) Y_{l,m}(\theta, \phi)] \quad (7)$$

$$A_{l,m} = -i \frac{\nu S_{ACK_{out}}}{D} H_l^{(1)}(k_{out} r_{so}) Y_{l,m}^*(\pi, 0) \left[ \frac{D_{out} x_{out} j_l(x_{out}) j_l(x_{in}) - D_{in} x_{in} j_l(x_{out}) j_l(x_{in})}{D_{out} x_{out} H_l^{(1)}(x_{out}) j_l(x_{in}) - D_{in} x_{in} H_l^{(1)}(x_{out}) j_l(x_{in})} \right] \quad (8)$$

是由异常球状物体散射所产生的散射波. 下标“out”是指球状物体外,“in”是指球状物体内的相应值.  $x_{out} = k_{out} a$ ,  $x_{in} = k_{in} a$  ( $a$ 为球状异常体半径);  $j_l$ 为球 Bessel 函数;  $H_l^{(1)}$ 为一阶 Hankel 函数;  $j_l$  and  $H_l^{(1)}$ 为  $j_l$  and  $H_l^{(1)}$  相应参量的一阶导出函数;  $Y_{l,m}(\theta, \phi)$ 为球谐函数.

### 2 模拟研究

根据光子密度波理论, 利用计算机模拟软件程序, 我们模拟了正常及异常生物组织中光子密度波的传输情况, 初步考察了在实际应用中各光学参数及物理指标对成像的影响程度.

#### 2.1 异常物体深度对光子密度波幅度及相位的影响

图 1 中,  $S$ 、 $D$  和  $O$  分别代表光源、探测器和异常物体(如肿瘤)位置, 设  $SO = DO$ . 取乳房组织作模拟组织, 其正常组织为散射系数  $\mu_s = 9\text{cm}^{-1}$ ; 吸收系数  $\mu_a = 0.7\text{cm}^{-1}$ ; 折射率  $n = 1.333$ , 异质物体的散射系数  $\mu_s = 12\text{cm}^{-1}$ ; 吸收系数  $\mu_a = 0.5\text{cm}^{-1}$ . 光源调制频率  $F = 220\text{MHz}$ ; 光源初始幅度为 1(归一化值), 初始相位为 0.

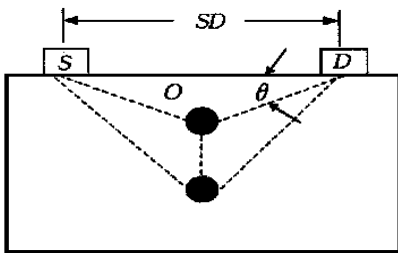


图 1 模拟中使用的物理模型 1  
Fig 1 The physical model used in this simulation

图 2 给出了光子密度波幅度和相位随异常物体深度变化的情形. 可以看出, 随着  $\theta$  角的增加(异常体深度增加), DPDW 的相位差减小. 超过 40 时, 相差接近于 0; 随着  $\theta$  角的增加, 光子密度波与参考波(均匀介质中光子密度波)的幅度之比越来越趋近于 1, 说明由于异常物体的存在对入射光子密度波引起的扰动越来越小. 很显然, 异常物体的半径越

大, 由异常物体引起的 DPDW 波动越大. 如对半径为 0.5cm 的异常物体, 最大相位差可达  $1^\circ$ .

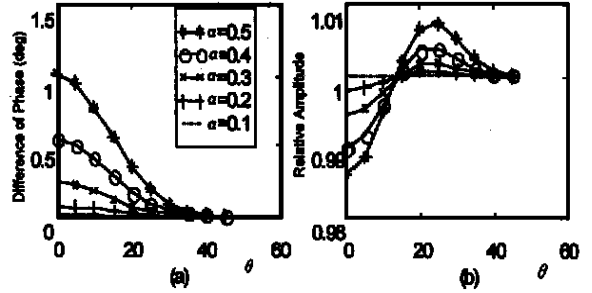


图 2  $SD = 4\text{cm}$ . 左上图表示相位差(光子密度波与参考波相位之差)随深度的变化; 右上图表示光子密度波幅度与参考波幅度之比随异常物体深度的变化关系. 各曲线分别代表异常体半径为 0.5~0.1cm 的情况

Fig 2  $SD = 4\text{cm}$ . The left figure shows the variation of phase with depth; the right shows the relation between the ratio of DPDW amplitude to reference amplitude and the depth of abnormal object. The radii of abnormal objects are 0.5 ~ 0.1cm

从图中可见, 设探测器对于相位差的探测精度为  $0.1^\circ$ ; 本模拟条件下可探测到的异常物体最小半径为 0.3cm 左右, 可探测角度约为  $\theta = 15^\circ$ ; 相当于深度为 0.6cm. 在探测器和光源位于对称情况下( $SO = DO$ ), 随  $SD$  的增大, DPDW 的相差变化减小.

#### 3.2 异常物体相对于光源及探测器距离对 DPDW 的影响

由于在实际研究中, 并不知道异常体的具体位置, 因此考察三者间距对 DPDW 的影响是很有必要的. 设异常物体在光源和探测器间移动, 考察异常物体相对于光源和探测器间不同距离时对光子密度波相位差和相对幅度的影响. 图 3 给出

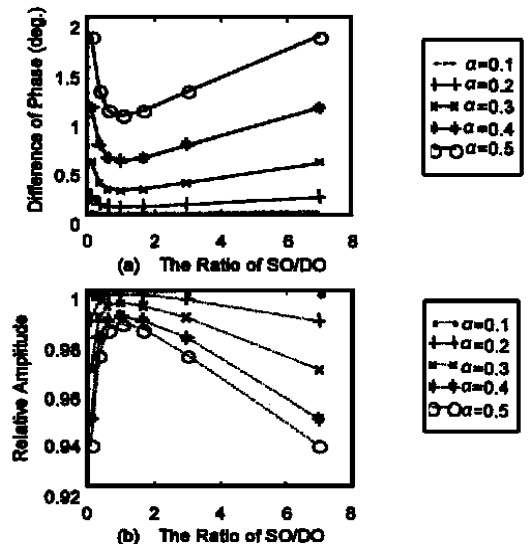


图 3 DPDW 的相位差(a)及相对幅度(b)与  $SO/DO$  的关系  
Fig 3 The phase difference (a) and relative amplitude (b) of DPDW verse  $SO/DO$

模拟结果, 当异常物体处于  $SD$  的中点处时 ( $SO = DO = 2\text{cm}$ ) 无论是相差还是幅度的波动都处于最小. 异常物体距光源或探测器某一方距离越近, DPDW 的波动越大. 这意味着实际应用时可以同时移动光源及探测器位置而获得较好的成象效果.

### 3.3 正常与异常组织光学参数对 DPDW 的影响

人体的各器官组织, 其散射和吸收均不同; 不同的异常体, 其光学参量亦不同. 异常体与正常组织的光学参量差异对 DPDW 成象有重要的影响. 假设异常物体位于光源及探测器的正中, 异常物体半径  $a = 0.5\text{cm}$ , 计算中只改变背景或异常

物体的光学参量. 图 4 和 5 中,  $\mu_a(B)$  和  $\mu_s(B)$  分别代表背景的吸收和散射系数;  $\mu_a(O)$  和  $\mu_s(O)$  代表异常物体的吸收和散射系数.

图 4 的计算中考虑了不同吸收系数的情况. 从图中可以看出, 当异常物体与背景有相同的吸收系数, 并且该吸收系数值增加时, 在相同的散射比下, 光子密度波的相位差下降, 并且幅度比衰减较快.

在图 5 的计算中, 考虑了不同散射系数的情况. 从结果可以看出, 当异常物体与背景有相同的散射系数, 并且该散射系数增加时, 在相同的吸收比下, 有较高散射系数的情况, 光子密度波的相

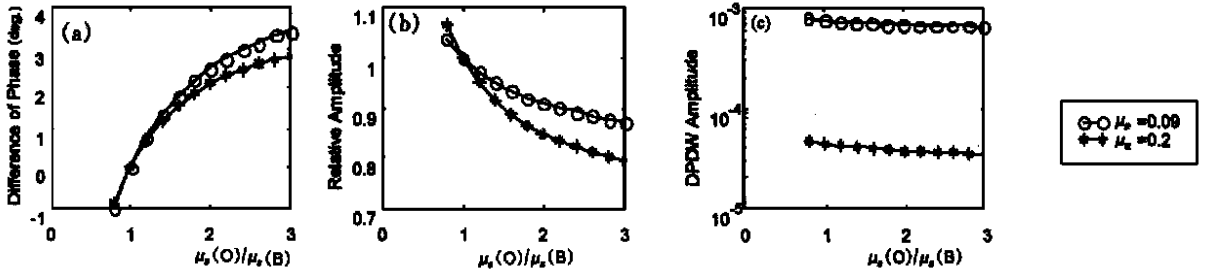


图 4 当异常物体的吸收系数和背景的吸收系数相同时, 即  $\mu_a(O) = \mu_a(B)$ , 光子密度波的相位差和幅度随异常物体与背景的散射系数之比的变化.  $SD = 4\text{cm}$ ;  $a = 0.5\text{cm}$ ;  $\mu_s(B) = 9\text{cm}^{-1}$

Fig 4 The variation of the phase and amplitude of DPDW with the  $\mu_a(O) = \mu_a(B)$ , when normal and abnormal objects have the same absorption coefficient  $SD = 4\text{cm}$ ;  $a = 0.5\text{cm}$ ;  $\mu_s(B) = 9\text{cm}^{-1}$

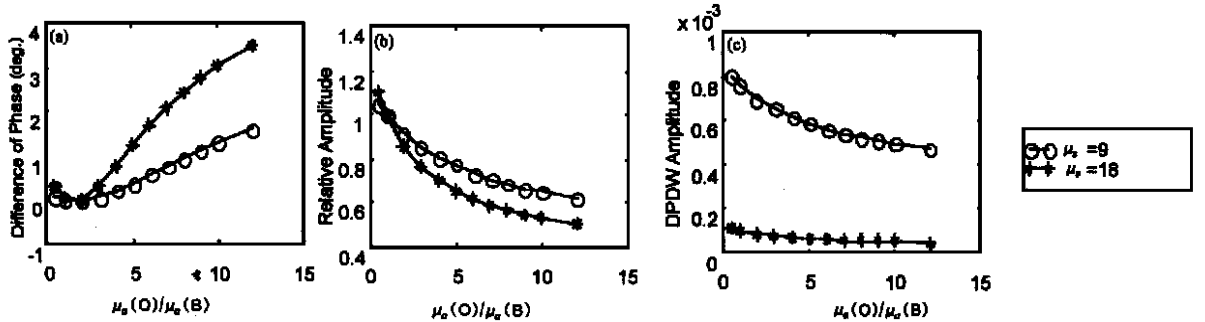


图 5 当异常物体散射系数与背景散射系数一致时, 即  $\mu_s(O) = \mu_s(B)$ , 光子密度波的相位差和振幅, 随异常物体与背景的吸收系数之比  $\mu_a(O)/\mu_a(B)$  的变化情况. 其中  $SD = 4\text{cm}$ ;  $a = 0.5\text{cm}$ ;  $\mu_a(B) = 0.09\text{cm}^{-1}$

Fig 5 The variation of the phase and amplitude of DPDW with the  $\mu_s(O) = \mu_s(B)$ , when normal and abnormal objects have the same scattering coefficient  $SD = 4\text{cm}$ ;  $a = 0.5\text{cm}$ ;  $\mu_a(B) = 0.09\text{cm}^{-1}$

位差具有较高的值, 幅度衰减较大.

## 4 结论

运用 DPDW 理论对生物组织成象进行的模拟研究, 得到以下重要结论. DPDW 方法的探测灵敏度跟异常物体的大小, 异常物体相对于背景生物组织的光学参量, 成象系统的相位检测灵敏度等有关. 本模拟计算表明:

1) 异常物体与正常组织的光学参量差别是成

象的重要因素, 在当前的模拟中, 参量相差不是很大的条件下, DPDW 成象可探测到的异常物体最小直径可达到  $0.2\text{cm}$ .

2) 探测灵敏度与光源、探测器以及异常物体的相对位置有很强的相关性. 光源与探测器间距越小, DPDW 成象质量会提高; 另外, 异常物体与光源或探测器任一方的间距越近探测灵敏度越高. 这提示我们可以移动光源和探测器位置以便得到较好的成象质量.

## 参考文献

- 1 Tromberg B J, Svaasand L O, Tsay T, Haskell R C. Properties of photon density waves in multiple-scattering media Applied Optics, 1993, 32(4): 607~ 616
- 2 Patterson M S, Chance B, Wilson B C. Time resolved reflectance and transmittance for the non-invasive measurement of tissue optical properties Applied Optics, 1989, 28(12): 2331~ 2336
- 3 O Leary M A, Boas D A, Chance B, Yodh A G. Refraction of diffuse photon density waves Phys Rev Lett, 1992, 69(9): 2658~ 2661
- 4 Fishkin J B, Gratton E. Propagation of photon density waves in strongly scattering media containing an absorbing "semi-infinite" plane bounded by a straight edge J Opt Soc Am (A), 1993, 10(1): 127~ 140
- 5 Pogue B W, Patterson M S. Frequency-domain optical-absorption spectroscopy of finite tissue volumes using diffuse-theory. Phys Med Biol, 1994, 39(4): 1157~ 1180
- 6 Davison B, Sykes J B. Neutron Transport Theory. London: Oxford University Press, 1957: 1~ 150
- 7 Case K M, Zweifel P F. Linear Transport Theory. MA Addison-Wesley, 1967: 1~ 120

## SIMULATION STUDY OF DIFFUSE PHOTON DENSITY WAVES TRAVELING THROUGH NORMAL AND ABNORMAL BIOLOGICAL TISSUE

Deng Xiaoyuan, Xing Da

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

Received date: 2000-03-31

**Abstract** Diffuse Photon Density Waves (DPDW) is a new way, in frequency-domain, using near-infrared light to image biological tissues. The principle of DPDW is taking advantage of the fluctuation of the photon density during a modulated light traveling through tissues, which caused by the differences of the absorption and scattering between normal and abnormal regions. In this paper, the behavior of DPDW traveling through simulated breast tissue is tentatively examined. Under various conditions, we investigated the characteristics of DPDW and the factors which result in the distortion of DPDW. The simulation results could be used as a theoretical guideline for experiments. As a non-invasive diagnosis method, it has highly extensive applied prospect in clinic and brain cognition studies.

**Keywords** Diffuse photon density waves; Simulation; Normal and abnormal biological tissue