

文章编号 : 0253-2239(2002)02-0243-06

相对幅度和相位对相位阵列系统的影响及消除*

吴龟灵 骆清铭 曾绍群 刘贤德

(华中理工大学生物医学光子学教育部重点实验室, 武汉 430074)

摘要: 用扩散近似的解析模型分析了幅度相消相位调制系统对组织中微小异质子实现定位的原理, 详细讨论了相对幅度、相对相位、异质子的大小和吸收系数对系统定位精度的影响。提出了一种与相对幅度和相位无关的定位方法并从理论上解释了这种方法的原理和可行性。

关键词: 相位调制系统; 幅度相消; 光子密度波; 空间定位

中图分类号: Q631 文献标识码: A

1 引 言

随着对组织中光子输运理论的深入了解, 近红外光对大体积组织中异质子的定位和成像技术已成为可能, 并引起了广泛的关注^[1-3]。与其它方法如核磁共振、正电子层析等相比, 光学方法具有无损、经济等优点。由于多次散射效应, 直接光学投影成像不能得到清晰的图像^[1,3], 而目前一般的散射光子层析成像需要多个源/探测器对, 以及复杂的、耗费大量计算时间的算法^[2,4]。为了实现大体积组织中微小异质子的实时精确定位, Knüttel 等提出了利用光子密度波的干涉效应的幅度相消系统^[5,6], 又称为相位阵列系统的方法。研究表明, 该系统比单光源系统更加灵敏, 而且包含更多的信息^[8]。这方面的研究已取得了一定的进展^[7,9,10], 但还有很多问题有待进一步研究, 如信号的分析 and 提取、影响系统精度的因数等。

本文用解析模型分析了相对幅度和相位对系统性能的影响, 并提出了一种解决方案。

2 理 论

图 1 为幅度相消相位系统探测结构示意图。其中, 两光源的调制幅度相同、相位相差 180°, 探测器与光源的距离相等。探测器探测的是两光源激发的光子密度波在探测点的干涉信号。若介质均匀, 则探测点发生的是相消干涉(幅度相消), 探测器输出

为零。而当均匀介质中含有异质子时, 平衡被打破, 输出发生变化, 从而实现异质子的探测和定位。

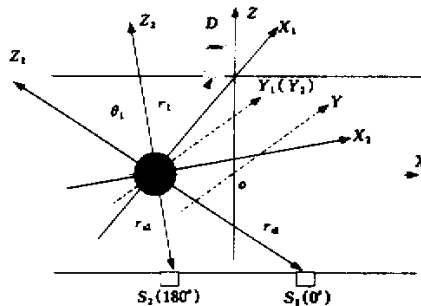


Fig.1 The diagram of phased-array system. To exploit the azimuthal symmetry, different coordinate is selected to position the source on the Z axis

光在高散射介质(如生物组织)中的传输可由玻耳兹曼输运方程的扩散近似来很好地描述。频域中的扩散方程为^[11]

$$(\nabla^2 + k^2)\Phi(\mathbf{r}) + \frac{1}{D}S_0(\mathbf{r}) = 0, \quad (1)$$

其中, $\Phi(\mathbf{r})$ 为光辐射强度, $S_0(\mathbf{r})$ 为各向同性光源的空间分布, k 为波数:

$$k^2 = \frac{-\mu_a c + i\omega}{vD}, \quad (2)$$

$D = 1/3[\chi(\mu_a + \mu'_s)]$ 为扩散系数, μ_a 和 μ'_s 分别为吸收系数和约化散射系数, ω 为调制角频率, v 为介质中的光速。为简单起见, 通常将大体积组织中异质子的探测问题近似为无限大介质中异质子的探测问题, 并将异质子看作球形的。Boas 等的研究表明: 在远离边界的地方这种近似是合适的, 并给出了后一种情况下(1)式的解析解法^[11,12]。相位阵列系统中有两个光源, 由于问题是线性的, 所以两个光源可分

* 国家自然科学基金(NNSF-69778004)资助课题。

E-mail: jlp@mail.hust.edu.cn

收稿日期: 2000-12-22; 收到修改稿日期: 2001-02-26

别考虑,然后由叠加原理得到总的结果。为了利用角向对称性以简化单光源时的计算,需对不同的光源要采用不同的坐标系以保证光源位于相应坐标系的 z 轴上(如图 1 所示)。在 $x_1 y_1 z_1$ 坐标系下,光源为 S_1 时 (1) 式在异质子外的通解为^[10,11]

$$\Phi_{out}(r_1) = \Phi_{inc}(r_1) + \Phi_{sca}(r_1), \quad (3)$$

其中:

$$\Phi_{inc}(r_1) = \frac{S_{AC}}{4\pi D_{out}} \exp(ik_{out}|r_1 - r_{s1}|) \quad (4)$$

为无限大均匀介质中(1)式的解,式中 $S_{AC} = |S_{AC}| \exp(i\varphi_0)$, $|S_{AC}|$ 为光源的调制幅度, φ_0 为光源的初始相位, $r_1 = (r_1, \theta_1, \kappa_1) [(r_{s1}, \pi, \rho)]$ 为异质球的球心(坐标原点)到探测器(光源)的矢量。

$$\Phi_{sca}(r_1) = \sum_l [A_{l0} j_l(k_{out} r_1) + B_{l0} n_l(k_{out} r_1)] Y_{l0}(\theta_1, \phi_1) \quad (5)$$

为散射波, $j_l(x)$, $n_l(x)$ 分别为球形贝塞尔和诺埃曼函数, $Y_{l0}(\theta, \phi)$ 为球谐函数, k_{out} , k_{in} 为球外和球内的复波数,由边界条件和球谐函数的正交性可得

$$A_{l0} = -i \frac{S_{AC} k_{out}}{D_{out}} H_l^{(1)}(k_{out} r_{s1}) Y_{l0}^*(\pi, \rho) \times \left\{ \frac{D_{out} x j_l'(x) j_l(y) - D_{in} y j_l'(x) j_l'(y)}{D_{out} x [H_l^{(1)}(x) j_l(y) - D_{in} y H_l^{(1)}(x) j_l'(y)]} \right\}, \quad (6)$$

$$B_{l0} = i A_{l0}, \quad (7)$$

其中 $x = k_{out} a$, $y = k_{in} a$, a 为球的半径, $Y_{l0}^*(\theta, \phi)$ 为球谐函数 $Y_{l0}(\theta, \phi)$ 的复共轭函数, $H_l^{(1)}(x)$ 为一阶汉开尔函数, j_l' 和 $H_l^{(1)'}$ 为 j_l 和 $H_l^{(1)}$ 对相应宗量的一阶导数。

在 $x_2 y_2 z_2$ 坐标系下,光源为 S_2 时,有类似的表达式。通过坐标变换将两个坐标系下的结果变换到同一坐标系 xyz 下并叠加即得到总的结果。此处, xyz 坐标系如图 1 所示,其 $x-z$ 平面与两光源的中心和异质子的球心确定的平面重合且 z 轴为该平面内两光源的中线, x 轴通过异质子的球心。

3 模拟结果和讨论

模拟所用的系统结构如图 1 所示,两光源间距为 4 cm,光源与探测器间距为 8 cm,调制角频率为 $2\pi \times 30$ MHz, $v = 2.25 \times 10^8$ m/s,背景的光学参数为: $\mu'_s = 5.0$ cm⁻¹, $\mu_a \approx 0.02$ cm⁻¹,异质子的光学参数为: $\mu_a = 2$ cm⁻¹, $\mu'_s = 0.01$ cm⁻¹。计算中用异质子从左向右的扫描来等效系统沿相反方向的扫

描,扫描的步长为 1 mm。

图 2(a) 为满足均匀介质中幅度相消的条件(两光源的调制等幅反相)时均匀无限大介质中输出的幅度和相位与探测器位置的关系。可见在与两光源等距点处,输出为零。图 2(b) 为一个异质子出现在均匀介质中时,相消点上输出幅度和相位与异质子位置的关系。

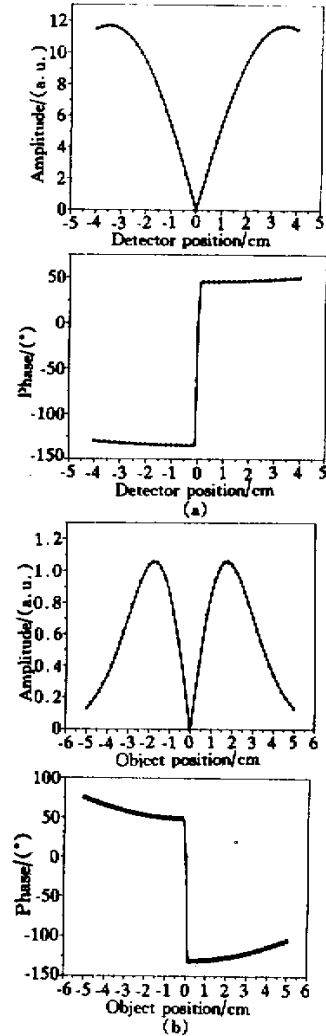


Fig. 2 The principle of precision localization by a phased-array system. (a) The left figures show the calculated amplitude and phase as the detector is scanned parallel to the line connecting the two sources. (b) The amplitude and phase as an absorber is scanned along the line connecting the two sources

可见当系统扫描通过异质子中心时相位发生了 180° 的跃变,而异质子中心处的输出幅度为零。因此有如下的结论:对均匀组织系统扫描时没有任何

信号输出。任何信号的出现都意味着异质子的存在，并且当两光源间的中心线通过异质子的中心时，输出相位发生 180° 的跃变。这是满足幅度相消条件时，幅度相消相位系统实现微小异质子的精确定位的依据。由于实际中不可能精确满足幅度相消的条件。因此，必须考虑幅度相消条件的偏移对测量和定位的影响。

3.1 两光源间不满足幅度相消条件时对测量的影响

图 3 给出了相对幅度和相位为：

$$S_{AC2}/S_{AC1} = -1.1, \quad (A, C)$$

$$S_{AC2}/S_{AC1} = \exp(i\pi 182/180), \quad (B, D)$$

$$S_{AC2}/S_{AC1} = -1.2, \quad (E, F)$$

时，均匀介质中 $x-z$ 面上（见图 1）不同探测点处辐射强度的幅度和相位的分布。可见，不满足幅度相消条件时在 $x-z$ 平面上没有完全的相消干涉点。不过，但与相消条件偏离不大时，在偏离中心线的地方仍存在最小幅度点（仍称为“零线”），并且该点仍有相位跃变（小于 180°）。同时，我们看到相对幅度的偏离比相对相位的偏离对“零线”的影响更加明显，且“零线”偏向幅度较小的光源。

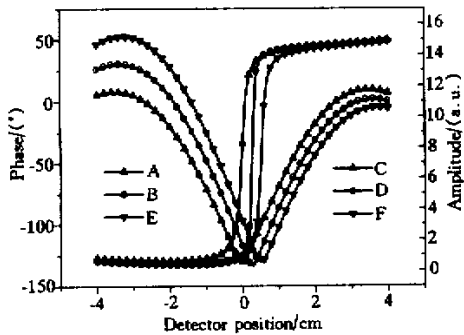


Fig. 3 The amplitude (C, D, F) and the phase (A, B, E) as a function of detection position for different relative intensity and the phase between the two sources.

图 4(a) 给出相对相位为 180°、180.5°、181°、182°、184°，幅度相等且探测器位于相应的“零线”上时，输出相位与一半径为 2 mm 的异质子的位置的关系。图 4(b) 为相对相位为 180°，相对幅度 $|S_{AC2}/S_{AC1}|$ 为 1 (A)、1.02 (B)、1.06 (C)、1.08 (D) 时的结果。由图 4(a) 可见，当光源间中心线扫描通过异质子中心时仍有相位跃变，但是跃变的斜率随着相位偏离增加而下降，即定位精度下降。同样，由图 4(b) 可见，随着幅度偏离的增加跃变的斜率下降，并且跃变的位置与“零线”偏移的方向相反，即偏向幅度较大的光源。另外，由图 4(b) 中可见，当

$|S_{AC2}/S_{AC1}| \neq 1$ 时，有两次相位跃变，这可解释如下。在从左向右的扫描中，开始异质球在光源 S_2 的右边，从而会把 S_2 射到其上的一部分光散射到探测器（“零线”）中，又由于 S_2 的幅度较大，因此输出点处 S_2 的幅度处主导地位， S_1 与 S_2 间的相位差为负值。当异质球移入两光源之间，在开始阶段其离 S_2 的较近，因此其主要作用是遮挡 S_2 ，随着这种作用的增强，最终导致输出点处 S_1 的幅度大于 S_2 的幅度， S_1 与 S_2 间的相位差反向，即相位跃变。但随着异质子移向 S_1 ，其对 S_2 的遮挡逐渐减弱，而对 S_1 的遮挡作用增强，因此最终导致第二次相位跃变。

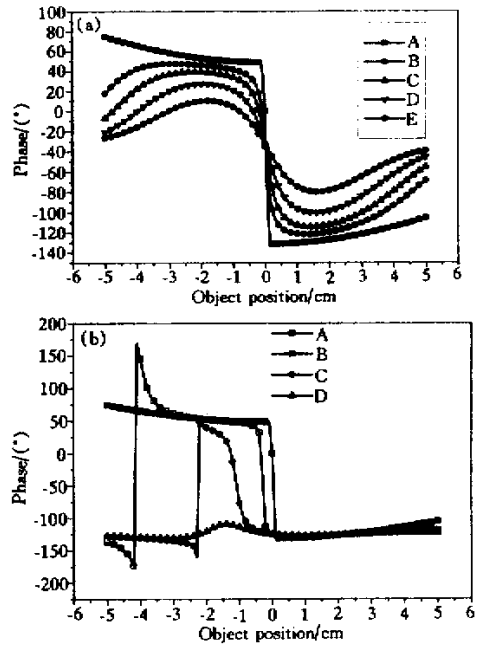


Fig. 4 Effects of the phase difference and relative amplitude between two sources on the phase transition for phased-array system. (a) The phase difference between two sources with equal amplitude is 180° (A), 180.5° (B), 181° (C), 182° (D), 184° (E), respectively. (b) The relative amplitude between two sources with 180° out of phase is 1 (A), 1.02 (B), 1.06 (C), 1.08 (D), respectively.

3.2 吸收系数和异质子大小对测量的影响

图 5(a) 为满足幅度相消条件时，“零线”处相位与不同吸收系数的异质子的位置的关系。可见，虽然异质子的吸收系数不同时，曲线有所变化，但在异质子的中心通过两光源的中心线时，都有 180° 的相位跃变。模拟结果还表明，满足幅度相消条件时，对异质子大小有同样的结论。这表明满足幅度相消条

件时,异质子大小和光学参数对定位精度没有影响。图 5(b)为 $S_{AC2}/S_{AC1} = 1.02\exp(i\pi 180.5/180)$ 时,“零线”处相位与不同吸收系数的异质子的位置的关系。可见 相位跃变的幅度和斜率随着吸收系数的下降而下降。

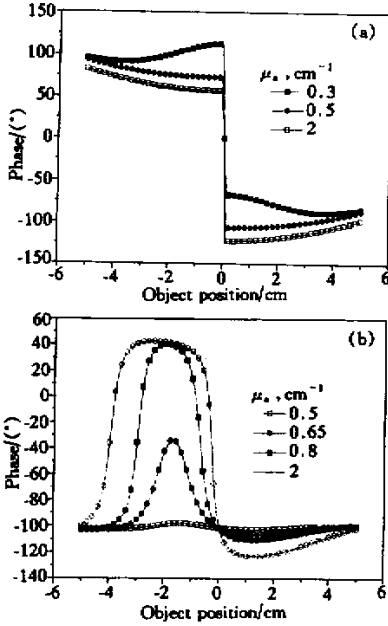


Fig. 5 The phase as a function of the position of the absorber with different absorption coefficient and constant scattering coefficient, 0.01 cm^{-1} for $S_{AC2}/S_{AC1} = -1$ (a) and $S_{AC2}/S_{AC1} = 1.02\exp(i\pi 180.5/180)$ (b)

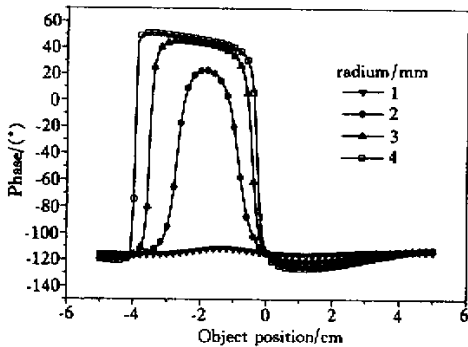


Fig. 6 The phase as a function of the position of the absorber with different radius, constant scattering coefficient, 0.01 cm^{-1} and absorption coefficient, 1.5 cm^{-1} for $S_{AC2}/S_{AC1} = 1.02\exp(i\pi 180.5/180)$

图 6 为吸收系数等于 1.5 cm^{-1} , $S_{AC2}/S_{AC1} = 1.02\exp(i\pi 180.5/180)$ 时“零线”处相位与不同半径的异质子的位置的关系,可见异质子半径越大 相位跃变的幅度和斜率越大。上述模拟结果表明:不

满足幅度相消条件时,异质子的吸收系数和大小将影响定位精度,即限制了可定位的异质子的大小及其与背景的吸收系数间的变化量。

4 一种与相对幅度和相位无关的定位方法

第 3 部分的分析表明:对幅度相消条件的偏移使普通的相位阵列系统探测灵敏度和定位精度的下降;尤为重要的是,当不满足幅度相消条件时,系统对小尺度、与背景光学参数相差不大的异质子的探测灵敏度和定位精度下降。这将限制该系统在肿瘤早期诊断中的应用。因为,早期的肿瘤一般都对应着小尺度、与背景光学参数相差不大的异质子。不满足幅度相消条件的另一个负面影响是相位跃变点与“零线”的偏离[图 4(b)],这种效应可通过定标进行校正^[7,9]。但是,这种影响与背景的光学参数有关,而不同的对象的光学参数是未知的且是变化的,因此,很难精确定标。

解决上述问题的最直接的方法是实现两光源的精确等幅和反相。但是,目前的技术水平还不能做到这一点。此处,我们提出了另一种解决方案。图 7 为其系统结构示意图。其测量过程如下:在系统扫描的过程中,探测器始终位于两光源间的中心线上,在每一个扫描点进行两次测量,且第二次测量时两光源的调制幅度和相位与前一次测量时的互换,互换可由时分复用器实现。

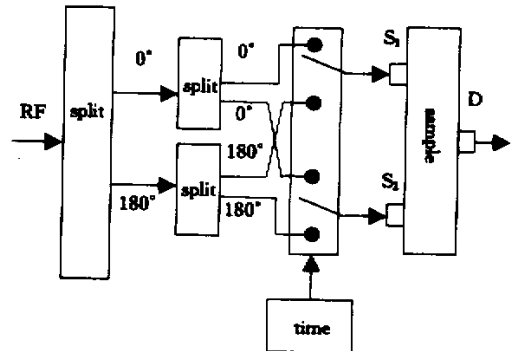


Fig. 7 The diagram of the new method eliminate the effects of relative amplitude and/or phase

图 8 给出了第一次测量满足 $S_{AC2}/S_{AC1} = 1.1\exp(i\pi 181/180)$ 时,这种测量输出的幅度和相位与异质子位置的关系。模拟中其它参数均与第 2 部分中的相同。可见,只有当异质子的中心位于两光源间的中心线上时,两次测量的结果(幅度 相位)才

完全相同,即图 8 中两条曲线相交。

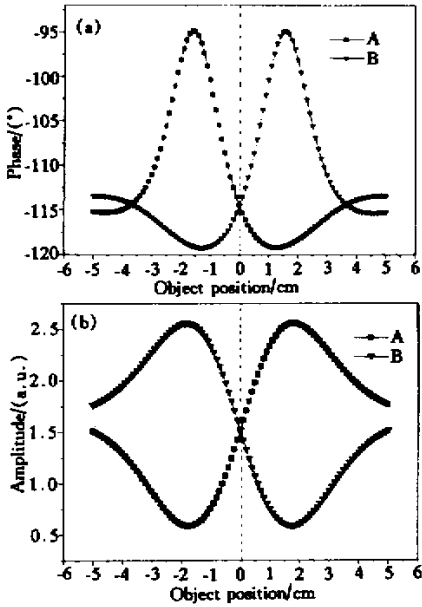


Fig. 8 The phase (a) and amplitude (b) as a function of object position when $S_{AC2}/S_{AC1} = 1.1 \exp(i\pi 181/180)$ (curve A), and $S_{AC1}/S_{AC2} = 1.1 \exp(i\pi 181/180)$ (curve B)

上述结果可证明如下:设异质子位于 r 时, $S_{AC1}/S_{AC2} = 1$ 的两光源 S_1 、 S_2 在中心线处产生的辐射强度分别为 $\Phi_1^0(r)$ 、 $\Phi_2^0(r)$ 。又假设第一次测量时两光源的复振幅为 $S_{AC1} = 1$, $S_{AC2} = A \exp(i\varphi_d)$, 则由式(3)~(6),此时,中心线处总的辐射强度为

$$\Phi^1(r) = \Phi_1^0(r) + A \exp(i\varphi_d) \Phi_2^0(r). \quad (8)$$

交换两光源的调制幅度和相位,即 $S_{AC1} = A \exp(i\varphi_d)$, $S_{AC2} = 1$ 然后在同一点进行第二次测量,这时输出的总的辐射强度应为

$$\Phi^2(r) = A \exp(i\varphi_d) \Phi_1^0(r) + \Phi_2^0(r). \quad (9)$$

若异质子在 r_0 处时,两次测量相等,即 $\Phi^1(r_0) = \Phi^2(r_0)$,代入(8)式、(9)式得

$$[1 - A \exp(i\varphi_d)] [\Phi_1^0(r_0) - \Phi_2^0(r_0)] = 0. \quad (10)$$

显然,上式为两次测量相同的充要条件。下面作进一步的讨论。

1) 当 $A = 1$, $\varphi_d = 0$,即两个光源完全相同时,有 $[1 - A \exp(i\varphi_d)] = 0$ 。此时,异质子在任意位置上,(10)式都成立,不可能实现探测和定位,这个结论是显然的。

2) 当两光源的复振幅不同时,由(10)式,相交点 r_0 必须满足

$$\Phi_1^0(r_0) - \Phi_2^0(r_0) = 0. \quad (11)$$

(11)式的左边为两光源的复振幅为 $S_{AC1} = -S_{AC2} = 1$ 、异质子位于 r_0 时中心线处总的辐射强度。由第3部分的讨论可知(11)式只可能在两种情况下成立:一是异质子的光学参数与背景相同,即被探测对象是均匀的;另一种情况是异质子位于两光源间的中心线上[图 2(b)]。这两种情况是很容易区分的。对第一种情况,在扫描的所有位置处(11)式都满足。因此,处处输出的幅度和相位都相等且为一常数。第二种情况则对应图 9 所示的结果。

由上面的分析,对这种新的测量方法可得出下面的结论:当两个光源的复振幅不同时,在扫描过程中,若两次测量输出的幅度和相位处处相等且与位置的关系为一直线,则组织是均匀的;而任何的扰动都表明异质子的存在,并且异质子的中心位于两次测量结果完全相同的扫描点处两光源间的中心线上。由这一结论则可实现异质子的探测和定位,且其不受两光源间的相对幅度和相位的影响,只要他们不完全相同即可。因此,也与异质子的尺度及其与背景的吸收系数的差别无关。

在实际中探测系统的灵敏度和分辨率是有限的,因此,会对探测的异质子的大小及其与背景间的光学参数的差值提出一定的要求。这是因为随着异质子的尺度及其与背景间的光学参数的差值的减小,两次测量中的幅度和相位的跃变斜率都会下降[见图 5(b)、图 6]。当跃变斜率太低以至探测系统无法分辨相邻点的值时,精确定位将无法实现。同理,由于两次测量中的幅度和相位的跃变斜率随两光源间的相对幅度和相位与幅度相消条件的偏移的增大而下降,因此,实际中要实现精确定位也必须将两光源间的相对幅度和相位与相消条件间的偏移限制在一定的范围内。模拟结果表明,当相对相位对 180° 的偏离小于 2° ,且 $|S_{AC2}| - |S_{AC1}| / |S_{AC1}| < \pm 5\%$,其它参数与第3部分中的相同时,交点附近的相位跃变的斜率仍大 $5^\circ/\text{mm}$ 。实际中将幅度和相位的偏离控制在上述范围内是能实现的。相位探测器的精度一般可达 0.1° ,此时,对该异质子的定位精度可达 0.02 mm 。

总结 本文用解析模型描述了相位阵列系统的定位原理及产生幅度相消的条件。详细地分析了相对幅度和相位、异质子的大小以及异质子的光学参数对系统性能的影响。提出了一种消除这些影响的测量方法,并从理论推导和模拟的角度证明了方法的原理和可行性。由于在探测系统的可分辨范围内该方

法与异质子的尺度及其与背景的吸收系数间的差值无关,因此,可望在肿瘤的早期诊断和定位等领域得到应用

感谢 Xingde Li 博士(美国麻省理工大学电子工程与计算机系 Department of Electrical Engineering and Computer Science, Massachusettes Institute of Technology (MIT), USA), Steven L J 教授(美国俄勒冈医疗激光中心 Oregon Medical Laser Center (OMLC) USA) 和 Xavier 博士(美国宾夕法尼亚大学 Chance 实验室 Chance Lab, University of Pennsylvania, USA) 的帮助及有启发性的讨论。

参 考 文 献

- [1] Colak S B, Papaioannou D G, Hooft G W't *et al.*. Tomographic image reconstruction from optical projections in light-diffusing media. *Appl. Opt.*, 1997, **36**(1):180~213
- [2] Andreas H H, Alexander D K, Kenneth M H. Gradient-based iterative image reconstruction scheme for time-resolved optical tomography. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 1999, **18**(3):262~271
- [3] Boas D A. A fundamental limitation of linearized algorithms for diffuse optical tomography. *Opt. Express*, 1997, **1**(13):404~413
- [4] Alfano R R, Pradhan A, Tang G C *et al.*. Optical spectroscopic diagnosis of cancer and normal breast tissues. *J. Opt. Soc. Am. (B)*, 1989, **6**(5):1015~1023
- [5] Knüttel A, Schmitt J M, Knutson J R. Spatial localization of absorbing bodies by interfering diffusive photon-density waves. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4):381~389
- [6] Chance B, Kang K, He L. Highly sensitive object location in tissue models with linear in-phase and anti-phase multi-element optical arrays in one and two dimensions. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 1993, **90**(8):3423~3427
- [7] Chance B, Kang K A, He LiBo *et al.*. Precision localization of hidden absorbers in body tissues phased-array optical systems. *Rev. Sci. Instrum.*, 1996, **67**(12):4324~4332
- [8] Erickson M G, Reynolds J S, Webb K J. Comparison of sensitivity for single-source and dual-interfering-source configurations in optical diffusion imaging. *J. Opt. Soc. Am. (A)*, 1997, **14**(11):3083~3092
- [9] Zhou S, Chen Y, Zou Q *et al.*. A portable dual wavelength amplitude cancellation image system for the determination of human breast tumor. *Proc. SPIE*, 1999, **3597**:571~579
- [10] Chen Y, Zhou S, Xie C *et al.*. Preliminary evaluation of dual-wavelength phased array imaging on neonatal brain function. *J. Biomed. Opt.*, 2000, **5**(2):206~213
- [11] Boas D A, O'Leary M A, Chance B *et al.*. Scattering of diffuse photon density waves by spherical inhomogeneous within turbid media: Analytic solution and applications. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 1994, **91**(11):4887~4891
- [12] Boas D A. *Diffuse Photon Probes of Structural and Dynamical Properties of Turbid media: Theory and Biomedical Applications* (Ph.D. Dissertation in physics) Philadelphia: Department of Physics and Astronomy, University of Pennsylvania, 1996

Effects of Relative Amplitude and Phase on Phased-Array System and Their Elimination

Wu Guiling Luo Qingming Zeng Shaoqun Liu Xiande
(National Laboratory for Biomedical Photonics, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074)

(Received 22 December 2000; revised 26 February 2001)

Abstract: The principle of localization of a small object in tissues using an amplitude cancellation phase modulation system (or phased-array system) is explained by an analytical model of the diffusion approximation. The effects of various factors on localization of the object using Phased-array system are discussed, which include the relative phase and the amplitude between two sources, the absorption coefficient and the size of absorbers. A localization method independent of the relative amplitudes and phase between two sources is presented. The principle of the method is explained and its feasibility is proved theoretically.

Key words: phase modulation spectroscopy (PMS); amplitude cancellation; photon density wave; spatial localization