

Delta- P_1 近似漫反射光学模型的二阶参量灵敏度*王锐^{1)†} 王玉山²⁾

1) (石河子大学理学院物理系, 石河子 832000)

2) (石河子大学水利建筑工程学院, 石河子 832000)

(2012年1月20日收到; 2012年3月16日收到修改稿)

基于 Delta- P_1 近似漫反射光学模型, 推导了双点源近似下空间分辨漫反射解对于 Henyey-Greenstein 散射相函数的二阶参量 γ 的灵敏度表达式, 研究了参量 γ 对漫反射分布的影响. 研究表明, 与漫射近似模型相比, Delta- P_1 近似漫反射光学模型不仅含有散射相函数的二阶参量 γ , 而且在弱吸收或强吸收的情况下, 参量 γ 对于光源附近 ($\rho < 1.0$ mm) 的空间分辨漫反射都存在较大的影响 (极值大于 30%). 因此利用 γ 研究漫反射光分布对于获取组织光学信息具有重要的意义.

关键词: 组织光学, Delta- P_1 近似, 散射相函数, 二阶参量

PACS: 42.25.Dd, 42.62.Be

1 引言

光波在生物组织中传播会导致光的吸收、散射和生物荧光的产生, 利用这些信息可定量确定生物组织的光学性质, 为肿瘤诊断、光动力治疗和研究生物结构成像规律等提供理论参考. 近年来, 人们已在该领域做了大量的研究工作, 建立了不同有价值的漫反射光学模型^[1-3]. 根据光传输理论, 无论哪一种理论模型, 总是从求解辐射输运方程出发, 从而获得生物组织表面漫反射率的近似解析表达式的. 因此, 在光传输理论中, 通过这些表达式描述的辐射通量 (fluence)、反射率 (reflectance) 或辐射强度 (radiance) 等可测量物理量与生物组织光学参量吸收系数 μ_a 、散射系数 μ_s 、有效散射系数 μ'_s 或各向异性因子 g 之间的关系, 应能够从测量数据中反演得到 μ_a , μ_s , μ'_s 或 g , 从而实现对生物组织光学参数的定量测量.

由于生物组织是复杂的光散射体, 因此研究光子在生物组织中的传输规律时, 通常采用的实际散射相函数是 Henyey-Greenstein 相函数, 其具体表达

式为

$$p_{\text{HG}}(\hat{s}, \hat{s}') = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{1 - g^2}{[1 + g^2 - 2g(\hat{s} \cdot \hat{s}')]^{3/2}}, \quad (1)$$

其中, g 为各向异性因子. 对于 Henyey-Greenstein 相函数, l 阶矩为

$$g_l = \int_{4\pi} p_{\text{HG}}(\hat{s}, \hat{s}') P_l(\hat{s} \cdot \hat{s}') d\Omega = g_1^l = g^l,$$

$$g_0 = \int_{4\pi} p_{\text{HG}}(\hat{s}, \hat{s}') d\Omega = 1.$$

1999 年 Bevilacqua 和 Depeursinge^[4] 的研究表明, 在描述光在生物组织中的散射情况时, μ_a , μ'_s 的计算受散射相函数的影响较大, 因此有必要引入一个与散射相函数的二阶矩有关的二阶参量 $\gamma = (1 - g_2)/(1 - g_1)$, g_1 , g_2 分别为相函数的一阶参量和二阶矩. 天津大学刘迎研究组^[5-7] 研究了生物组织的散射相函数及其高阶光学参量的性质, 讨论了 P_3 近似模型、混合漫射近似模型中 γ 的影响, 并进一步指出可由 γ 获得与组织内部结构有关的各向异性因子 g . 然而, 在目前应用广泛的漫射近似光学模型中, 为满足近似条件将参数 μ_s 和 g (注意 $g = g_1$) 合并为一个参数 $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$, 利用

* 石河子大学自然科学研究项目 (批准号: ZRKX2009YB11) 资助的课题.

† E-mail: wr_tea@shzu.edu.cn

一种实验不能同时测量出 μ_a, μ_s 和 g 三个参数 [2], 因此 μ_a, μ_s 和 g 测量值因采用的测量手段不同导致较大的误差. 1998 年 Venugopalan 等 [8] 在输运方程中使用 Delta-Eddington 相函数, 发展了 Delta- P_1 近似光学模型. 在 Venugopalan 等所做工作基础上, Hayakawa 等 [9] 进一步研究了稳态下的 Delta- P_1 近似模型并将其用于反演混浊介质的光学参量, 提出可在反演光学参量时将各向异性因子 g 从 μ'_s 中分离出来. 2010 年刘迎研究组 [10,11] 考虑等效光源一阶矩获得改进的 Delta- P_1 近似漫反射光学模型, 与漫射近似模型相比, 该模型的解析表达式中含有散射相函数的二阶参量 γ . 2011 年齐贝贝等 [12] 基于空间分辨漫反射的双点源 Delta- P_1 近似理论模型, 反演得到了生物组织的吸收系数 μ_a 、有效散射系数 μ'_s 和二阶参量 γ .

本文从 Delta- P_1 近似理论出发, 推导了双点源 Delta- P_1 漫反射光学模型对散射相函数的二阶参量 γ 的灵敏度解析表达式, 并在此基础上比较了 γ 对双点源 Delta- P_1 近似漫反射的影响. 这项研究对于如何由空间分辨漫反射测量获得生物组织的光学参量, 以及如何准确测量二阶参量 γ 具有重要的理论意义.

2 Delta- P_1 漫反射光学模型

在散射相函数 $p(\hat{s}, \hat{s}')$ 中引入 Dirac delta 函数项后, 通过求解稳态时的 Boltzmann 辐射输运方程可得 Delta- P_1 近似方程 [10]:

$$D^* \nabla^2 \varphi_0(r) - \mu_a \varphi_0(r) = -q_0(r) + 3D^* \nabla q_1(r). \quad (2)$$

其中, 漫射系数 $D^* = D = \frac{1}{3\mu_{tr}}$, $q_1(r)$ 为光源的矩 [11]. 由该方程所描述的模型称为 Delta- P_1 漫反射光学模型, 涉及的光学特性参量可表示为

$$\text{散射系数: } \mu_s^* = \mu_s(1 - g^2) = \gamma\mu'_s,$$

$$\text{衰减系数: } \mu_t^* = \mu_a + \mu_s^* = \mu_a + \gamma\mu'_s,$$

$$\text{有效散射系数: } \mu_s'^* = \mu'_s,$$

$$\text{反照率: } \alpha^* = \frac{\mu_s'^*}{\mu_a + \mu_s'^*} = \frac{\gamma\mu'_s}{\mu_a + \gamma\mu'_s},$$

$$\text{有效反照率: } \alpha'^* = \frac{\mu_s'^*}{\mu_a + \mu_s'^*} = \alpha'.$$

并且有 $\mu_{tr} = \mu_{tr1} = \mu_a + \mu_s(1 - g)$, $\mu_{eff}^* = \mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a\mu_{tr}}$.

在考虑无限细准直光束沿 z 轴入射到一半无限均匀介质的情况下, 根据 Delta- P_1 近似方程, 可

由下式求得辐射通量:

$$\varphi_0(\rho, z) = \Phi_G(\rho, z) \otimes q(\rho, z), \quad (3)$$

式中, 符号 “ \otimes ” 表示卷积, ρ 表示探测器与光源入射处之间的距离. $\Phi_G(\rho, z)$ 为 Delta- P_1 近似方程的格林函数解, $q(\rho, z)$ 则为对光源项所取的近似表示.

在外推边界条件下, 对光源入射到介质内部后的光辐射分布做双点源近似, 即将光源项处理为位于 z_{01} 和 z_{02} 处的两个点源, 光源强度相等且为 $\alpha^*/2$, 如图 1 所示. 因此, 根据外推边界条件 $\varphi_0(\rho, z = -z_b) = 0$ 可得双点源近似下的光源表示:

$$q(0, z) = \frac{\alpha^*}{2} [\delta(0, z - z_{01}) + \delta(0, z - z_{02})] - \frac{\alpha^*}{2} [\delta(0, z - z_{03}) + \delta(0, z - z_{04})], \quad (4)$$

式中 $z_{01} = 2/\mu_t^*$, $z_{02} = 0$, $z_{03} = -2z_b$, $z_{04} = -2z_b - 2/\mu_t^*$, 而且, 外推长度 $z_b = 2AD$, 其中 $A = (1 + R_{eff})/(1 - R_{eff})$. R_{eff} 为有效反射系数, 可近似表示为 [13]

$$R_{eff} = -1.440n_{rel}^{-2} + 0.710n_{rel}^{-1} + 0.668 + 0.0636n_{rel},$$

式中 n_{rel} 为界面的相对折射率.

由 (3) 和 (4) 式可求得双点源 Delta- P_1 近似下的空间分辨漫反射率解析表达式为

$$R_{\text{delta-}P_1,2}(\rho) = 0.118\varphi_0(\rho) + 0.306j(\rho), \quad (5)$$

其中,

$$\begin{aligned} \varphi_0(\rho) &= \frac{1}{4\pi D} \cdot \frac{\alpha^*}{2} \left(\frac{e^{-\mu_{eff}r_1}}{r_1} + \frac{e^{-\mu_{eff}r_2}}{r_2} - \frac{e^{-\mu_{eff}r_3}}{r_3} - \frac{e^{-\mu_{eff}r_4}}{r_4} \right), \\ j(\rho) &= \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{\alpha^*}{2} \left[2z_0 \left(\mu_{eff} + \frac{1}{r_1} \right) \frac{e^{-\mu_{eff}r_1}}{r_1^2} + 2z_b \left(\mu_{eff} + \frac{1}{r_3} \right) \frac{e^{-\mu_{eff}r_3}}{r_3^2} + 2(z_0 + z_b) \right. \\ &\quad \left. \times \left(\mu_{eff} + \frac{1}{r_4} \right) \frac{e^{-\mu_{eff}r_4}}{r_4^2} \right], \\ r_1 &= \sqrt{\rho^2 + 4z_0^2}, \quad r_2 = \rho, \\ r_3 &= \sqrt{\rho^2 + 4z_b^2}, \quad r_4 = \sqrt{\rho^2 + 4(z_0 + z_b)^2}. \end{aligned}$$

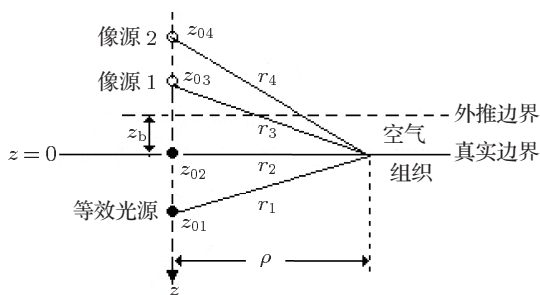


图1 双点源近似及外推边界条件的图示

3 空间分辨漫反射对二阶参量 γ 的灵敏度

在 (5) 式中, 由于反照率 α^* 含有散射相函数的二阶光学参量 γ , 因此 Delta- P_1 漫反射光学模型比漫射近似模型增加考虑了包含各向异性因子 g 的二阶参量 γ . 对于生物组织, 当采用 Henyey-Greenstein 相函数 ((1) 式) 描述其散射特性时, 有 $\gamma = 1 + g$, 即可将其表示为一个与各向异性因子 g 相关的可测量量. 在此, 为了便于讨论二阶参量 γ 对于 Delta- P_1 漫反射光学模型的影响, 可采取灵敏度分析方法, 考虑将其灵敏度表示定义为

$$S_\gamma(\rho) = -\frac{1}{R(\rho)} \frac{\partial R(\rho)}{\partial \gamma}, \quad (6)$$

(6) 式称为漫反射对二阶参量 γ 的灵敏度, $S_\gamma(\rho)$ 是一个无量纲量, 表示当 γ 改变时所引起的漫反射率的变化量, 由此可反映出漫反射对参量 γ 变化的敏感程度. 利用 (5) 式可求得双点源 Delta- P_1 近似解对 γ 的灵敏度:

$$\begin{aligned} S_\gamma(\rho) &= -\frac{1}{R_{\text{delta-}P_{1,2}}(\rho)} \frac{\partial R_{\text{delta-}P_{1,2}}(\rho)}{\partial \gamma} \\ &= -\frac{1}{R_{\text{delta-}P_{1,2}}(\rho)} \left[0.118 \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial \gamma} \right. \\ &\quad \left. + 0.306 \frac{\partial j(\rho)}{\partial \gamma} \right], \end{aligned} \quad (7)$$

其中,

$$\begin{aligned} \frac{d\varphi_0(\rho)}{d\gamma} &= \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial \alpha^*} \frac{\partial \alpha^*}{\partial \gamma} + \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial r_1} \frac{\partial r_1}{\partial \gamma} \\ &\quad + \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial r_4} \frac{\partial r_4}{\partial \gamma}, \\ \frac{dj(\rho)}{d\gamma} &= \frac{\partial j(\rho)}{\partial \alpha^*} \frac{\partial \alpha^*}{\partial \gamma} + \frac{\partial j(\rho)}{\partial z_0} \frac{\partial z_0}{\partial \gamma} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &+ \frac{\partial j(\rho)}{\partial r_1} \frac{\partial r_1}{\partial \gamma} + \frac{\partial j(\rho)}{\partial r_4} \frac{\partial r_4}{\partial \gamma}, \\ \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial \alpha^*} &= \frac{1}{8\pi D} \left(\frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_1}}{r_1} + \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_2}}{r_2} \right. \\ &\quad \left. - \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_3}}{r_3} - \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_4}}{r_4} \right), \\ \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial r_1} &= -\frac{1}{4\pi D} \cdot \frac{\alpha^*}{2} \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_1} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_1}}{r_1}, \\ \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial r_4} &= \frac{1}{4\pi D} \cdot \frac{\alpha^*}{2} \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_4} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_4}}{r_4}, \\ \frac{\partial j(\rho)}{\partial \alpha^*} &= \frac{1}{8\pi} \left[2z_0 \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_1} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_1}}{r_1^2} \right. \\ &\quad + 2z_b \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_3} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_3}}{r_3^2} \\ &\quad \left. + 2(z_0 + z_b) \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_4} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_4}}{r_4^2} \right], \\ \frac{\partial j(\rho)}{\partial z_0} &= \frac{\alpha^*}{4\pi} \cdot \left[\left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_1} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_1}}{r_1^2} \right. \\ &\quad \left. + \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_4} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_4}}{r_4^2} \right], \\ \frac{\partial j(\rho)}{\partial r_1} &= -\frac{\alpha^*}{4\pi} \cdot z_0 \left[\mu_{\text{eff}}^2 + \frac{3\mu_{\text{eff}}}{r_1} + \frac{3}{r_1^2} \right] \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_1}}{r_1^2}, \\ \frac{\partial j(\rho)}{\partial r_4} &= -\frac{\alpha^*}{4\pi} \cdot (z_0 + z_b) \left[\mu_{\text{eff}}^2 + \frac{3\mu_{\text{eff}}}{r_4} \right. \\ &\quad \left. + \frac{3}{r_4^2} \right] \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_4}}{r_4^2}, \\ \frac{\partial \alpha^*}{\partial \gamma} &= \frac{\mu_a \mu'_s}{(\mu_a + \gamma \mu'_s)^2}, \\ \frac{\partial r_1}{\partial \gamma} &= -\frac{\mu'_s}{(\mu_a + \gamma \mu'_s)^2} \cdot \frac{4z_0}{\sqrt{\rho^2 + 4z_0^2}}, \\ \frac{\partial r_4}{\partial \gamma} &= -\frac{\mu'_s}{(\mu_a + \gamma \mu'_s)^2} \cdot \frac{4(z_0 + z_b)}{\sqrt{\rho^2 + 4(z_0 + z_b)^2}}, \\ \frac{\partial z_0}{\partial \gamma} &= -\frac{\mu'_s}{(\mu_a + \gamma \mu'_s)^2}. \end{aligned}$$

4 二阶参量 γ 对双点源 Delta- P_1 近似解的影响

根据以上分析可知, $S_\gamma(\rho)$ 是生物组织的光学参量 μ_a , μ_s 和 γ 的函数, 因此可利用双点源 Delta- P_1 近似下的空间分辨漫反射率对 γ 的灵敏度 $S_\gamma(\rho)$ 的具体表达式 ((7) 式), 来研究 γ 对双点源 Delta- P_1 近似漫反射的影响. 为了比较方便, 在本文的数值计算中, 采用 HG 相函数 ((1) 式) 描述组织散射情况, 并保持 $n_{\text{rel}} = 1.4$ 不变.

首先, 考虑弱吸收的情况下二阶参量 γ 的改

变对 $R_{\text{delta-}P_{1,2}}$ 的影响. 取 $\mu_a = 0.3 \text{ mm}^{-1}$, $\mu_s = 20.0 \text{ mm}^{-1}$. 对于各向异性因子分别取 $g = 0.7, 0.85, 0.95$, 则相应的二阶参量 $\gamma = 1.7, 1.85, 1.95$. 结果如图 2 和图 3 所示.

其次, 考虑不同吸收情况下双点源 Delta- P_1 近似解 $R_{\text{delta-}P_{1,2}}$ 对 γ 的灵敏度. 保持 $\gamma = 1.85$ 不变, 吸收系数和散射系数分别取: $\mu_a = 0.3, 0.7, 0.9 \text{ mm}^{-1}$, $\mu_s = 20.0, 20.0, 10.0 \text{ mm}^{-1}$, 则相应的有效反照率 $\alpha' = 0.91$ (弱吸收), $0.81, 0.63$ (强吸收). 结果如图 4 所示.

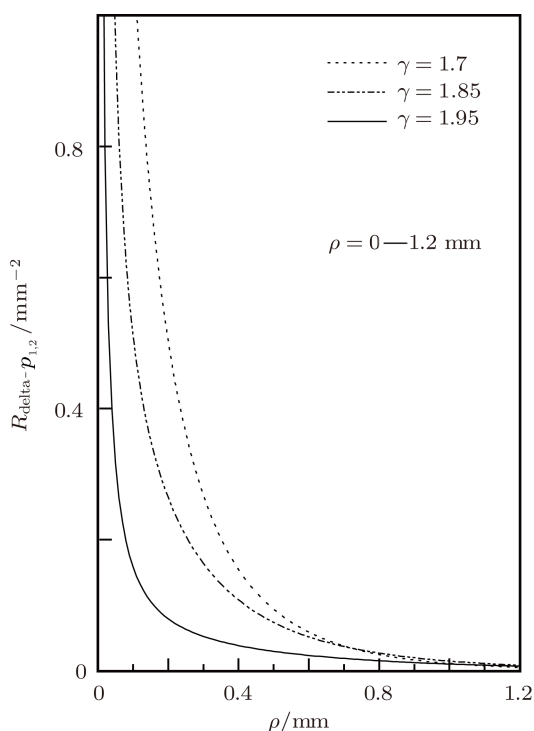


图 2 γ 改变时的双点源 Delta- P_1 近似漫反射分布

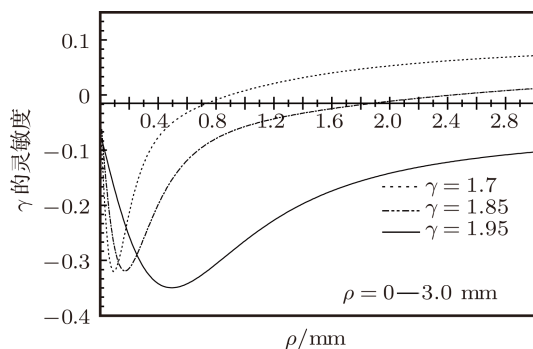


图 3 γ 改变时双点源 Delta- P_1 近似漫反射对 HG 相函数的二阶参量 γ 的灵敏度

的距离 ρ , 而图 2 的纵坐标表示双点源 Delta- P_1 近似空间分辨漫反射率, 图 3 和图 4 的纵坐标表示双点源 Delta- P_1 近似空间分辨漫反射对于 γ 的灵敏度.

由图 2 所示的漫反射曲线可以看出, 在近光源区域 ($\rho < 1.0 \text{ mm}$), 双点源 Delta- P_1 近似漫反射受二阶参量 γ 的影响比较明显. 在光源与探测器间距相同的位置, 随着参量 γ 的增大, 漫反射率在减小. 这是由于随着 γ 的增大, 各向异性因子 g 趋于 1, 此时光在组织中发生的散射表现为前向散射增强, 因此探测器接收到的漫反射光信号会减弱. 由此可知, 由于在双点源 Delta- P_1 近似漫反射光学模型中, 其漫反射的解析表达式 $R_{\text{delta-}P_{1,2}}(\rho, \mu_a, \mu'_s, \gamma)$ 含有散射相函数的二阶参量 γ , 所以若生物组织内部结构发生变化而使 γ (或 g) 改变时, 即可根据由此而引起的漫反射光分布的变化, 反之来获得生物组织的各向异性因子 g 的信息.

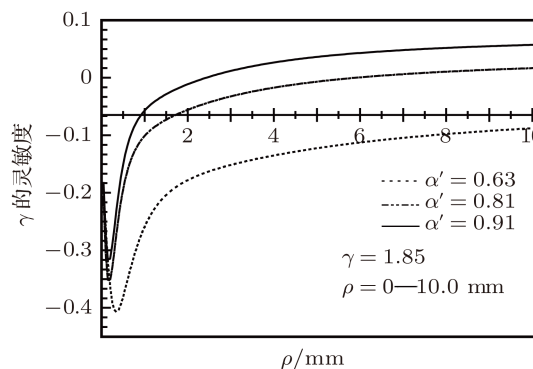


图 4 不同吸收情况下双点源 Delta- P_1 近似漫反射对 HG 相函数的二阶参量 γ 的灵敏度

由图 3 所示的灵敏度曲线反映出: 1) 双点源 Delta- P_1 近似漫反射对 HG 相函数二阶参量 γ 的灵敏度在距光源 1 mm 以内较大 (极值大于 30%), 1 mm 以外则相对较小 (表现为曲线斜率变化慢), 这说明距光源近距离处探测到的漫反射光经历的与生物组织相互作用次数相对远距离的要少, 携带的组织微观结构信息明显, 这也更加说明研究光源附近光分布要考虑相函数的高阶参量; 2) 在距光源某位置 ρ' 处, 存在漫反射对 γ 的灵敏度为零的情况, 而且该距离随着 γ 的增大而增大. 分析可知, 这是由于在靠近光源处光子的背散射几率大, 探测器接收到的多是通过组织表层的背散射光子; 而在远离光源处的探测器接收到的多是经过深层组织的光子, 漫反射光信息随着多次散射而减小, 即由组

图 2—图 4 的横坐标表示光源与探测器之间

织表面接收到的光子数相应减少;在某探测距离 ρ' 处, $S_\gamma(\rho') = 0$ 则表明此处前向输运和背向输运的光子达到平衡,因此该位置处光子散射的变化将不影响光辐射分布.因此,若要通过测量漫反射来获取组织内部结构信息,则应避免在此位置附近区域测量.

此外,从图 4 中进一步可知: 1) 对于无论是强吸收还是弱吸收组织,漫反射光的分布均受到散射相函数的二阶参量 γ 的影响; 2) 在近光源区域 ($\rho < 1.0$ mm) 相同的位置 ρ 处, $|S_\gamma(\rho)|$ 随着吸收系数的增大而增加.这是由于吸收系数大时,光子走过相同路径被组织吸收的几率越大,则在距光源相同位置处,从组织表面接收的光子数即漫反射光相对减少,因此强吸收情况下,组织内吸收的变化对于近光源处的漫反射光分布有显著影响.

目前,普遍采用的漫射近似理论中,研究生物组织漫反射光分布时并未考虑相函数二阶参量 γ ,即由漫射近似模型的解析表达式^[10] $R_{SDA}(\rho, \mu_a, \mu'_s)$ 无法直接获取各向异性因子 g 的信息,因此从灵敏度角度来看这一点是不完善的.而在 Delta- P_1 近似理论中,由于在漫反射率的解析表达式中引入了二阶参量 γ ,而且 γ 的变化对于 Delta- P_1 漫反射光学模型有较明显的影响.所以,由 Delta- P_1 漫反射光学模型不仅可获得各向异

性因子 g 的信息,同时通过参量 γ 的测量也将有利于减小分析其它光学参量(如吸收系数和散射系数)时的误差.

5 结论

基于外推边界条件下 Delta- P_1 近似模型的双点源近似空间分辨漫反射解,本文研究了该解析解对于散射相函数二阶参量 γ 的灵敏度.研究表明: 1) 在弱吸收或强吸收的情况下,参量 γ 对组织表面漫反射光分布的影响在光源附近 ($\rho < 1.0$ mm) 比较明显(极值大于 30%); 2) 在漫反射光学模型中引入散射相函数的高阶参量是有必要的,尤其是在描述光源附近 ($\rho < 1.0$ mm) 的辐射强度分布时; 3) 与漫射近似模型相比,含有二阶参量 γ 的 Delta- P_1 近似漫反射光学模型更能反映出组织内部结构的变化信息.

本文的研究工作对于进一步完善含有相函数高阶参量的漫反射光学模型具有指导意义,并将为生物组织光学特性参量的在体无损检测提供重要的理论依据.

感谢天津大学刘迎教授、齐贝贝和中国民航大学张小娟副教授的讨论.

- [1] Zhang Z X 2008 *New Technology and Applications of Biomedical Photonics* (Beijing: Science Press) (in Chinese) [张镇西 2008 生物医学光子学新技术及应用(北京:科学出版社)]
- [2] Tuchin V V 2007 *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis* (Bellingham: SPIE Press)
- [3] Xu L Q, Li H, Xie S S 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 6024 (in Chinese) [徐兰青,李晖,谢树森 2008 物理学报 **57** 6024]
- [4] Bevilacqua F, Piguet D, Marquet P, Gross J D, Tromberg B J, Depeursinge C 1999 *Appl. Opt.* **38** 4939
- [5] Liu Y, Zhang X J, Hu Y Z 2004 *Acta Opt. Sin.* **24** 877 (in Chinese) [刘迎,张小娟,胡佑周 2004 光学学报 **24** 877]
- [6] Liu Y, Wang L J, Guo Y F, Zhang X J, Gao Z H, Tian H J 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 2119 (in Chinese) [刘迎,王利军,郭云峰,张小娟,高宗慧,田会娟 2007 物理学报 **56** 2119]
- [7] Tian H J, Liu Y, Wang L J, Zhang Z B, Xiao L F 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 243 (in Chinese) [田会娟,刘迎,王利军,张智卜,肖立峰 2009 物理学报 **58** 243]
- [8] Venugopalan V, You J S, Tromberg B J 1998 *Phys. Rev. E* **58** 2395
- [9] Hayakawa C K, Hill B Y, You J S 2004 *Appl. Opt.* **43** 4577
- [10] Wang R, Liu Y 2010 *Chin. J. Lasers* **37** 1147 (in Chinese) [王锐,刘迎 2010 中国激光 **37** 1147]
- [11] Liu Y, Liu X J, Qi B B, Tian H J 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 74204 [刘迎,刘小君,齐贝贝,田会娟 2011 物理学报 **60** 74204]
- [12] Qi B B, Liu Y, Ja G Y, Liu X J 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 128701 (in Chinese) [齐贝贝,刘迎,贾光一,刘小君 2011 物理学报 **60** 128701]
- [13] Groenhuis R A J, Ferwerda H A, Bosch J J T 1983 *Appl. Opt.* **22** 2456

Sensitivity of Delta- P_1 approximation model to second-order parameter*

Wang Rui^{1)†} Wang Yu-Shan²⁾

1) (*Department of Physics, College of Science, Shihezi University, Shihezi 832000, China*)

2) (*College of Water Conservancy & Architectural Engineering, Shihezi University, Shihezi 832000, China*)

(Received 20 January 2012; revised manuscript received 16 March 2012)

Abstract

The sensitivity of the second-order parameter γ of the Henyey-Greenstein phase function based on the spatially-resolved diffuse reflectance within the two-point-source approximation to the Delta- P_1 approximation model is studied, and the analytical expression of the sensitivity is derived. The results show that the analytic solution of the Delta- P_1 approximation model for reflectance contains the second-order parameter γ of the scattering phase function compared with the diffusion approximation model, and the second-order parameter γ has significant influence (the extreme value greater than 30%) on the analytic solution for spatially-resolved diffuse reflectance with small source-detector separations ($\rho < 1.5$ mm) no matter whether the absorption is weak or strong. The research has theoretical significance for obtaining the optical information about tissue with the second-order parameter γ .

Keywords: tissue optics, Delta- P_1 approximation, the scattering phase function, the second-order parameter

PACS: 42.25.Dd, 42.62.Be

* Project supported by the Natural Science Foundation of the Shihezi University, China (Grant No. ZRKX2009YB11).

† E-mail: wr_tea@shzu.edu.cn