

基于 delta-P1 近似模型的空间分辨漫反射一阶散射参量灵敏度研究*

田会娟^{1)2)†} 牛萍娟¹⁾²⁾

1) (天津工业大学电气工程与自动化学院, 天津市电工电能新技术重点实验室, 天津 300387)

2) (大功率半导体照明应用系统教育部工程研究中心, 天津 300387)

(2012年7月14日收到; 2012年9月7日收到修改稿)

以 delta-P1 近似光学模型为基础, 推导了双点源近似下空间分辨漫反射一阶散射参量 μ'_s 灵敏度的解析式, 并进行了数值分析和比较. 研究表明, 与混合漫射近似模型和漫射近似模型相比, delta-P1 近似模型能更好地描述强散射较强吸收情况下近光源区域生物组织漫反射光子的分布, 且在有效反照率 $a' > 0.83$ 时, 获得最佳优化距离 ρ_{opt} , ρ_{opt} 随 μ'_s 的增大而减小, 且在距光源约 2.7—4 个输运平均自由程处 μ'_s 的变化对测量吸收的影响最小. 这项研究对于优化传感器几何结构以及生物组织光学参量的测量具有重要意义.

关键词: 组织光学, 漫反射, delta-P1 近似, 灵敏度

PACS: 42.25.Dd, 42.62.Be

DOI: 10.7498/aps.62.034201

1 引言

随着激光在医疗诊断和医疗成像中的日益广泛使用, 光在生物组织中的传播规律成为关注的热点^[1-3]. 研究表明, 生物组织表面的漫反射光分布与生物组织的光学性质有关, 因此携带有丰富的生物组织内部信息, 并且为了准确地获取该信息, 需确定最佳的探测距离^[4,5]. 在漫射近似(简称为 DA 近似)下, 辐射强度仅与吸收系数 μ_a 和有效散射系数(即一阶散射参量) μ'_s 有关, $\mu'_s = \mu_s(1-g)$, 其中 g 是散射相函数 $p(\theta)$ 的一阶勒让德矩, 称作介质的各向异性因子^[6-8]. 1997 年 Kumar 和 Schmitt^[4] 采用漫射近似模型研究了近红外光谱 800—2500 nm 区域一阶散射参量 μ'_s 变化对漫反射光子分布的影响, 研究结果指出通过调整光源与探测器间距能够使一阶散射参量的变化对漫反射光子的影响减到最小. 2001 年 Liu^[5] 在 Kumar 等研究的基础上, 进一步研究了漫射近似修正解漫反射率对 μ_a 和 μ'_s

的灵敏度, 并获得最佳的探测器距离. 上述理论模型基于漫射近似模型, 该模型适用于有效反照率 $a' \geq 0.98$ ($a' = \mu'_s/(\mu'_s + \mu_a)$) 和光源与探测器距离要远大于一个输运平均自由程 l'_t ($l'_t = 1/(\mu_a + \mu'_s)$) 的情况^[4,5,7,8].

随着激光应用技术的迅速发展, 需要能够对局部、浅表或吸收较强的病变组织进行无创或微创的光诊断和光治疗, 漫射近似模型将不再适用, 需要建立新的模型或仿真方法来分析该病变组织的光学特性, 以获得最佳的探测距离和实现生物组织光学参量的无创或微创测量. 2001 年, Hull 和 Foster^[9] 研究了半无限介质的 P_3 近似解, 并引入了描述相函数的二阶矩 γ 和三阶矩 δ . 张小娟等^[10] 基于单点源 P_3 近似模型研究了空间分辨漫反射的一阶散射参量灵敏度, 并指出由 P_3 近似理论得到的最佳探测间距比漫射近似理论得到的最佳探测间距更靠近光源. 由于 P_3 近似模型过于复杂, 2009 年田会娟等^[7] 在漫射近似模型和 P_3 近似模型的基础上, 阐述了一个适合于强吸收介质的混合漫

* 国家自然科学基金(批准号: No. 60278004)资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: tianhjx@126.com

射近似模型, 利用该模型得到的空间分辨漫反射率 $R_{\text{Hybrid}}(\rho)$ 能够应用于吸收系数较大的低反照率的散射介质, 并且在双点源近似下, $R_{\text{Hybrid}}(\rho)$ 能够更好地描述光源附近的漫反射光分布. 2011年齐贝贝等^[11]研究了双点源 delta-P1 近似模型, 研究结果指出, 在光源与探测器之间距离大于一个输运平均自由程的情况下, 双点源 delta-P1 近似能较好地描述光源附近的光辐射分布, 而且能根据参量 γ 与 μ'_s 的关系得到组织的各向异性因子 g . 王锐等^[12]基于 delta-P1 近似研究了漫反射的二阶参量 γ 的灵敏度, 系统研究了对于 Henyey-Greenstein 散射相函数的二阶参量 γ 对漫反射光分布的影响.

本文基于双点源 delta-P1 近似模型, 研究了一阶散射参量 μ'_s 对于漫反射光分布的影响. 首先, 推导了双点源近似下空间分辨漫反射解对 μ'_s 的灵敏度 $S_{\text{dP1,2}}$ 表达式, $S_{\text{dP1,2}}$ 表示由 μ'_s 的变化导致漫反射变化的相对量, 反映了 μ'_s 对 delta-P1 近似漫反射解的影响; 其次, 与混合漫射近似模型和漫射近似模型进行比较, 得出 delta-P1 近似模型的适用范围以及在该模型下最佳优化距离 ρ_{opt} 的范围. 这项研究对于优化传感器几何结构以及生物组织光学参数的测量具有重要意义.

2 双点源 delta-P1 近似的空间分辨漫反射率

考虑无限细激光束垂直入射到半无限均匀介质表面 (见图 1), 在双点源近似条件下通过求解输运方程得到外推边界条件下 delta-P1 近似漫反射率^[11,12]

$$R_{2,\text{delta-P1}}(\rho) = \frac{1}{4\pi} \int_{2\pi} [1 - R_{\text{fres}}(\theta)] \left[\varphi_{02,\text{delta-P1}}(\rho, z)|_{z=0} + 3D \frac{\partial \varphi_{02,\text{delta-P1}}(\rho, z)}{\partial z} \Big|_{z=0} \cos \theta \right] \cos \theta d\Omega, \quad (1)$$

式中 $R_{\text{fres}}(\theta)$ 是 Fresnel 反射系数^[13], ρ 为光源与探测器间距, 外推边界条件下的辐射通量^[14]

$$\varphi_{02,\text{delta-P1}}(\rho, z) = \Phi_{G,\text{delta-P1}}(\rho, z) \otimes q_{2,\text{delta-P1}}(z), \quad (2)$$

双点源近似函数

$$q_{2,\text{delta-P1}}(z) = \frac{1}{2} a^* [\delta(\rho, z - z_{01}) + \delta(\rho, z - z_{02}) - \delta(\rho, z - z_{03}) - \delta(\rho, (z - z_{04}))], \quad (3)$$

其中 $a^* = \mu'_s / \mu_t^*$, 表示反照率, $\mu_t^* = \mu_a + \mu_s^*$, $\mu_s^* = \gamma \mu'_s$, $\gamma = 1 + g_{\text{HG}}$, g_{HG} 为一阶各向异性因子, $z_{01} = 2/\mu_t^* = 2z_0$, $z_{02} = 0$, $z_{03} = -2z_b$, $z_{04} = -2z_b - z_{01}$, 如图 1 所示, 外推长度 $z_b = 2AD$, 其中 $D = 1/(3\mu_{\text{tr}})$ 表示漫射系数, $\mu_{\text{tr}} = \mu_a + \mu'_s$ 表示衰减系数, $A = (1 + R_{\text{eff}})/(1 - R_{\text{eff}})$, 有效反射系数 R_{eff} 与界面的相对折射率 n_{rel} 有关, 可近似表示为 $R_{\text{eff}} = -1.440n_{\text{rel}}^{-2} + 0.710n_{\text{rel}}^{-1} + 0.668 + 0.0636n_{\text{rel}}$ ^[15], 在本文中 $n_{\text{rel}} = 1.4$.

delta-P1 近似的辐射通量:

$$\Phi_{G,\text{delta-P1}}(r) = \frac{1}{4\pi D} \frac{1}{r} \exp(-\mu_{\text{eff}} r),$$

其中,

$$\mu_{\text{eff}} = \sqrt{3\mu_a \mu_{\text{tr}}}. \quad (4)$$

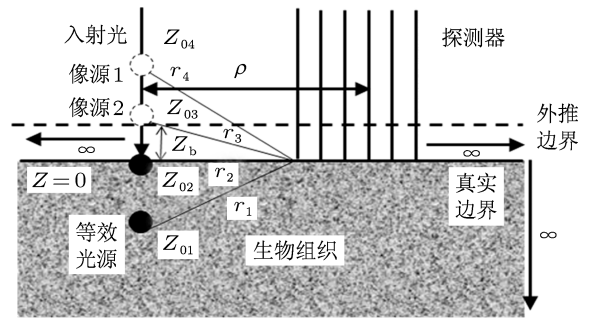


图 1 空间分辨漫反射测量原理及双点源近似外推边界条件示意图

3 漫反射率的一阶散射参量灵敏度

一阶散射参量 μ'_s 的灵敏度定义为^[4,5]

$$S_s = - \frac{\partial \ln R(\rho)}{\partial \mu'_s} = - \frac{1}{R(\rho)} \frac{\partial R(\rho)}{\partial \mu'_s}, \quad (5)$$

由定义可知, S_s 表示由一阶散射参量 μ'_s 的变化导致漫反射率变化的相对量, 反映了一阶散射参量 μ'_s 对漫反射率的影响^[8,16].

利用 (1) 式, 推导后得到双点源 delta-P1 近似漫反射率对 μ'_s 的灵敏度 $S_{\text{dP1,2}}$:

$$S_{\text{dP1,2}}(\rho; z_0) = - \frac{1}{R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)} \frac{\partial R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)}{\partial \mu'_s} = - \frac{1}{R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)} \left[0.118 \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial \mu'_s} + 0.306 \frac{\partial j(\rho)}{\partial \mu'_s} \right], \quad (6)$$

其中,

$$\frac{d\varphi_0(\rho)}{d\mu'_s} = \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial a^*} \frac{\partial a^*}{\partial \mu'_s} + \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial D} \frac{\partial D}{\partial \mu'_s}$$

$$\begin{aligned}
 & + \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial \mu_{\text{eff}}} \frac{\partial \mu_{\text{eff}}}{\partial \mu'_s} + \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial r_1} \frac{\partial r_1}{\partial \mu'_s} \\
 & + \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial r_3} \frac{\partial r_3}{\partial \mu'_s} + \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial r_4} \frac{\partial r_4}{\partial \mu'_s}, \quad (7)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \frac{dj(\rho)}{d\mu'_s} &= \frac{\partial j(\rho)}{\partial \alpha^*} \frac{\partial \alpha^*}{\partial \mu'_s} + \frac{\partial j(\rho)}{\partial \mu_{\text{eff}}} \frac{\partial \mu_{\text{eff}}}{\partial \mu'_s} + \frac{\partial j(\rho)}{\partial z_0} \frac{\partial z_0}{\partial \mu'_s} \\
 & + \frac{\partial j(\rho)}{\partial z_b} \frac{\partial z_b}{\partial \mu'_s} + \frac{\partial j(\rho)}{\partial r_1} \frac{\partial r_1}{\partial \mu'_s} \\
 & + \frac{\partial j(\rho)}{\partial r_3} \frac{\partial r_3}{\partial \mu'_s} + \frac{\partial j(\rho)}{\partial r_4} \frac{\partial r_4}{\partial \mu'_s}. \quad (8)
 \end{aligned}$$

(7) 式中各项分别为

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

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial \varphi_0(\rho)}{\partial r_4} &= \frac{1}{4\pi D} \cdot \frac{\alpha^*}{2} \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_4} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_4}}{r_4}, \\
 \frac{\partial r_4}{\partial \mu'_s} &= \frac{\partial r_4}{\partial z_0} \frac{\partial z_0}{\partial \mu'_s} + \frac{\partial r_4}{\partial z_b} \frac{\partial z_b}{\partial \mu'_s}, \\
 \frac{\partial r_4}{\partial z_0} &= \frac{\partial r_4}{\partial z_b} = \frac{4(z_0 + z_b)}{\sqrt{\rho^2 + 4(z_0 + z_b)^2}}.
 \end{aligned}$$

(8) 式中各项分别为

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

4 结果与讨论

根据上述分析, $R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)$ 和 $S_{\text{dP1,2}}(\rho)$ 是生物组织的光学参量 μ_a , μ'_s , γ 的函数. 为了比较和分析方便, 在本文的计算中, 保持 $\mu'_s = 1.0 \text{ mm}^{-1}$ 不变, l'_t 数值上与 a' 相等. 同时采用 Wang 等^[17] 编写的 Monte Carlo 模拟程序得到的反射率 $R_{\text{MC}}(\rho)$ 作为检验标准, 进行 Monte Carlo 模拟计算时, 采用了 Henyey-Greenstein 相函数, 取其参数 $g = 0.9$, 光子个数为 10^6 , $n = 1.4$ 不变, 光源与探测器间距范围为 $\rho \leq 10 \text{ mm}$.

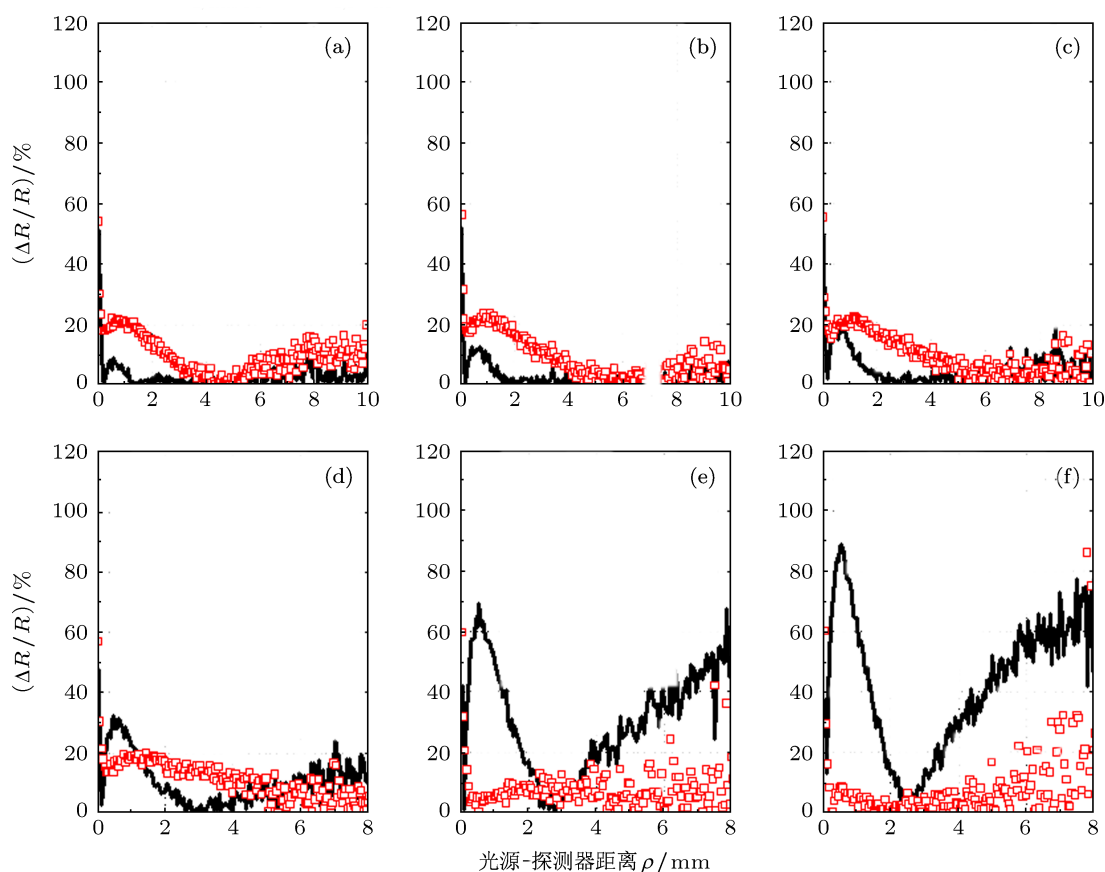


图2 当 μ_a 值分别为 0.01, 0.05, 0.1, 0.2, 0.5, 0.7 mm^{-1} 时, 双点源 delta-P1 近似 $R_{2,\text{delta-P1}}$ 和双点源混合漫射近似与 Monte Carlo 模拟 $R_{\text{MC}}(\rho)$ 之间的相对误差 — $R_{2,\text{delta-P1}}$ \square $R_{2,\text{Hybrid}}$

图2考虑了在高散射介质中当吸收系数增加时, 双点源 delta-P1 近似模型 $R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)$ 的有效性. 在图2中, 纵坐标表示 $R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)$ 与检验标准 $R_{\text{MC}}(\rho)$ 的相对误差, $\Delta R/R = |R_{2,\text{delta-P1}}(\rho) - R_{\text{MC}}(\rho)|/R_{\text{MC}}(\rho)$, 横坐标表示光源与探测器之间的距离 ρ , 同时与混合漫射近似模型 $R_{2,\text{Hybrid}}(\rho)$ ^[18] 与 $R_{\text{MC}}(\rho)$ 求得的相对误差进行了比较. 考虑了在吸收系数 μ_a 值分别为 0.01, 0.05, 0.1, 0.2, 0.5, 0.7 mm^{-1} 六种情况, 相应的有效反照率 a' 分别为 0.99, 0.95, 0.91, 0.83, 0.67, 0.58, 而 l'_t 数值上与 a' 相等. 从图2可以看到, 对于高反照率近光源区域当 $a' > 0.83$, $\rho < 4l'_t$ 时, $R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)$ 的相对误差小于 $R_{2,\text{Hybrid}}(\rho)$ 的相对误差(如图2(a)—(c)所示). 对于 $a' < 0.83$ 情况(对应图2中(d)—(f)), 随着吸收系数 μ_a 增加, $R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)$ 误差变得越来越大, 而 $R_{2,\text{Hybrid}}(\rho)$ 的误差要小得多. 由上述分析可以看出, delta-P1 近似模型 $R_{2,\text{delta-P1}}(\rho)$ 能更准确描述强散射较强吸收情况下近光源区域生物组织的光学特性, $R_{2,\text{Hybrid}}(\rho)$ 混合漫射近似模型更适合描述强吸

收情况近光源区域的生物组织的光学特性.

接下来我们将针对近光源较强吸收情况双点源 delta-P1 近似模型的一阶散射参量灵敏度进行系统分析.

图3中给出了在双点源 delta-P1 近似模型下一阶散射参量 μ'_s 的灵敏度, 并且与 MC 模拟结果和 DA 近似结果^[5] 比较. 从图3(a)中可以看出: 在整个探测器到光源的区域范围内, 双点源 delta-P1 近似模型与 MC 模拟结果基本符合; 从图3(b)在近光源区域, DA 近似结果与 MC 和 delta-P1 近似模型求得结果差别较大. 从上述分析可以得出, 双点源 delta-P1 近似模型能更好的描述光源附近生物组织的光学特性.

图4给出了在强散射情况下由双点源 delta-P1 近似模型得出的一阶散射参量 μ'_s 的灵敏度 $S_{\text{dP1,2}}$ 随光源与探测器间距 ρ 的变化结果. 图中考虑了四种情况, 当 μ'_s 分别取 1.0, 1.5 mm^{-1} , μ_a 为 0.01, 0.1 mm^{-1} 时 $S_{\text{dP1,2}}$ 的变化. 从图4中发现: $S_{\text{dP1,2}}$ 在近光源区域 $\rho < 2.0$ — 4.0 mm 内其值为负值; 当

$\rho > 2.0\text{--}4.0\text{ mm}$ 时, $S_{\text{dP1,2}}$ 值为正; 在 $\rho = 2.0\text{--}4.0\text{ mm}$ 区间, $S_{\text{dP1,2}}$ 存在零值. 定义光源与探测器最佳

优化距离 ρ_{opt} , $S_{\text{dP1,2}}(\rho_{\text{opt}}) = 0$, 表明在该处一阶散射参量的变化不影响漫反射光分布.

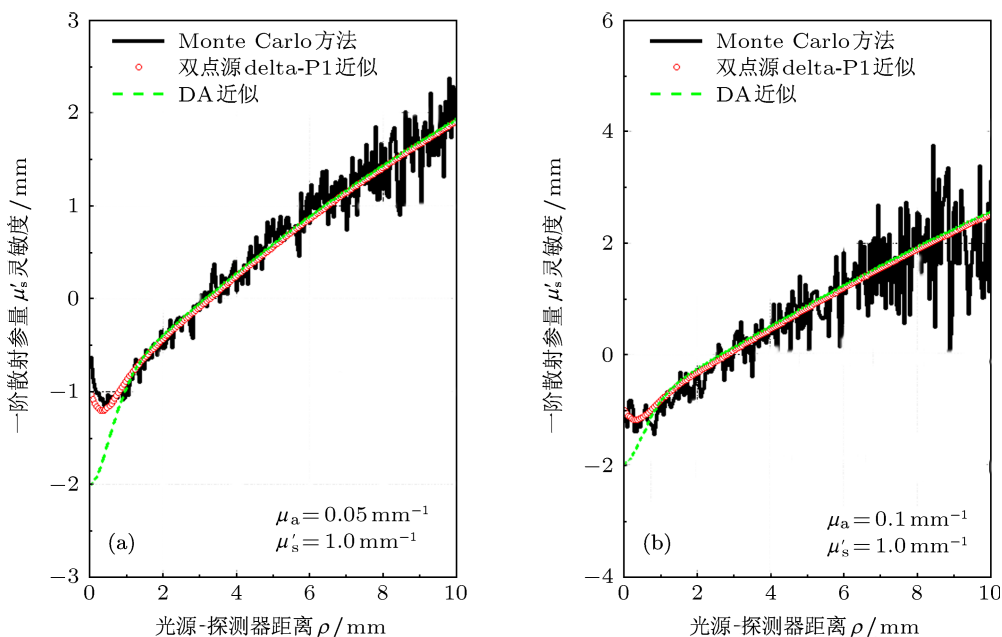


图3 双点源 delta-P1 近似与 MC 模拟和 DA 近似一阶散射参量灵敏度比较 当 $\mu'_s = 1.0\text{ mm}^{-1}$ 时, (a) $\mu_a = 0.05\text{ mm}^{-1}$; (b) $\mu_a = 0.1\text{ mm}^{-1}$

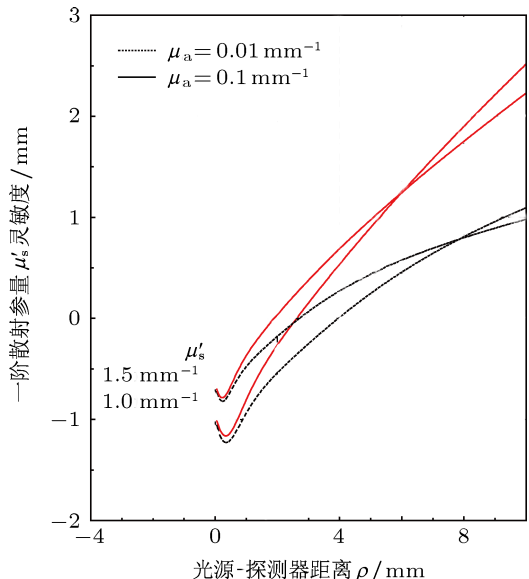


图4 双点源 delta-P1 近似空间分辨漫反射对一阶散射参量灵敏度

变化范围从 0.4 mm^{-1} 变化到 2.0 mm^{-1} 时, ρ_{opt} 从 4.35 mm 变化到 1.3 mm , 大约为 2.7 个平均运输自由程.

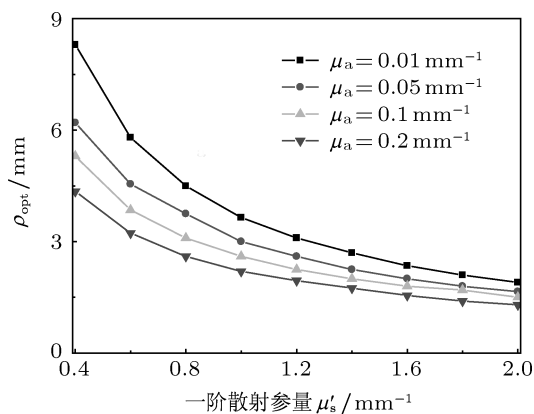


图5 一阶散射参量灵敏度 $S_{\text{opt}} = 0$ 时 ρ_{opt} 随 μ'_s 的变化情况

图5显示了 μ_a 分别取 $0.01, 0.05, 0.1, 0.2\text{ mm}^{-1}$ 时, μ'_s 取值对于最佳优化距离 ρ_{opt} 的影响, 此时 ρ_{opt} 的变化范围从 $1.3\text{--}8.3\text{ mm}$, 约为 2.7—4.0 个平均运输自由程. 当 μ_a 相对较大时, ρ_{opt} 减小且受 μ'_s 的变化影响相对减弱, 例如当 $\mu_a = 0.2\text{ mm}^{-1}$ 时, μ'_s

5 结论

通过对双点源 delta-P1 近似模型一阶散射参量灵敏度 $S_{\text{dP1,2}}$ 的系统分析, 我们得出以下结论: 1) 与混合漫射近似模型和漫射近似模型相比, 双

点源 δ -P1 近似模型能更好地描述强散射较强吸收情况 ($a' > 0.83$) 近光源区域 ($\rho < 4l'_t$) 生物组织的光学特性; 2) 通过调整光源与探测器间距 ρ , 可获得一个最佳优化距离 ρ_{opt} , 在该距离处一阶散射参量的变化不影响空间漫反射光子的分布. 在可见光波段 ($\lambda = 400\text{--}600\text{ nm}$) 和近红外波段

($\lambda > 1.0\ \mu\text{m}$) 的生物组织光学参量的测量中, 一阶散射参量的变化范围从 0.5 到 $1.5\ \text{mm}^{-1[1,7]}$, 当取吸收系数 $\mu_a = 0.2\ \text{mm}^{-1}$ 时, 通过上述分析得出其优化间距 ρ_{opt} 大约为 $2.7l'_t$. 这项研究对于优化传感器几何结构以及生物组织光学参量的测量具有重要意义.

- [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] Wang F, Ding H S, Lin F 2000 *Spectroscopy and Spectral Analysis* **20** 585 (in Chinese) [王峰, 丁海曙, 林方 2000 光谱学与光谱分析 **20** 585]
- [4] Kumar G, Schmitt J M 1997 *Appl. Opt.* **36** 2286
- [5] Liu H-L 2001 *Appl. Opt.* **40** 1742
- [6] Huang Z Q, Ding E J 1987 *Transfers Theory* (Beijing: Science Press) (in Chinese) [黄祖洽, 丁鄂江 1987 输运理论 (北京: 科学出版社)]
- [7] Tian H J, Liu Y, Wang L J, Zhang Z B, Xiao L F 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 249 (in Chinese) [田会娟, 刘迎, 王利军, 张智卜, 肖立峰 2009 物理学报 **58** 249]
- [8] Tian H J 2009 *Ph. D. Dissertation* (Tianjin: Tianjin University) (in Chinese) [田会娟 2009 博士学位论文 (天津: 天津大学)]
- [9] Hull E L, Foster T H 2001 *J. Opt. Soc. Am. A* **18** 584
- [10] Zhang X J, Yang W, Liu Y 2011 *Acta Photon. Sin.* **40** 67 (in Chinese) [张小娟, 杨薇, 刘迎 2011 光子学报 **40** 67]
- [11] Qi B B, Liu Y, Jia 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]
- [12] Wang R W, Wang Y S 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 184202 (in Chinese) [王锐, 王玉山 2012 物理学报 **61** 184202]
- [13] Haskell R C, Svaasand L O, Tsay T T, Feng T C, McAdams M S, Tromberg B J 1994 *J. Opt. Soc. Am. A* **11** 2727
- [14] Tualle J M, Prat J, Tinet E, Avriillier S 2000 *J. Opt. Soc. Am. A* **17** 2046
- [15] Groenhuis R A J, Ferwerda H A, Bosch J J T 1983 *Theory Appl. Opt.* **22** 2456
- [16] Wang R 2009 *M.S. Dissertation* (Tianjin: Tianjin University) (in Chinese) [王锐 2009 硕士学位论文 (天津: 天津大学)]
- [17] Wang L H, Jacques S L, Zheng L Q 1995 *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **47** 131
- [18] Tian H J, Liu Y, Wang L J, Zhang Y H, Xiao L F 2009 *Chin. Opt. Lett.* **7** 515 (in Chinese) [田会娟, 刘迎, 王利军, 张宇辉, 肖立峰 2009 中国光学快报 **7** 515]

Sensitivity of delta-P1 approximation model to the reduced scattering parameter*

Tian Hui-Juan^{1)2)†} Niu Ping-Juan¹⁾²⁾

1) (Tianjin Key Laboratory of Advanced Electrical Engineering and Energy Technology, School of Electrical Engineering and Automation Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China)

2) (Engineering Research Center of High Power Solid State Lighting Application System, Tianjin 300387, China)

(Received 14 July 2012; revised manuscript received 7 September 2012)

Abstract

For spatial-resolved diffuse reflectance, the sensitivity expression to the reduced scattering parameter μ'_s is derived and numerically analyzed in the two-point-source delta-P1 approximation of transport theory, and the influences of the scattering parameter μ'_s on the delta-P1 approximation reflectance, hybrid diffuse approximation reflectance, and diffusion approximation reflectance are also compared. The results show that the optical properties of biological tissue can be better described by the delta-P1 approximate model in relatively high scattering and absorbing medium for a short source-detector separation; the optimum probe spacing ρ_{opt} is obtained and approximately equal to 2.7–4 transport mean free path for the reduced albedo $a' > 0.83$, at which a variable reduced scattering coefficient has the smallest effect on the measurement of optical absorption in the turbid medium and ρ_{opt} reduces with the scattering parameter μ'_s increasing. The study is of great significance for optimizing the probe geometry and measuring the optical parameters of biological tissues.

Keywords: tissue optics, diffuse reflectance, delta-P1 approximation, sensitivity

PACS: 42.25.Dd, 42.62.Be

DOI: 10.7498/aps.62.034201

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 60278004).

† Corresponding author. E-mail: tianhjx@126.com