

基于改进标准漫射近似模型的生物组织光学参数反演

邢永春 朱启兵 黄敏

江南大学物联网工程学院轻工过程先进控制教育部重点实验室, 江苏 无锡 214122

摘要 针对标准漫射近似模型受限于接近各向同性光辐射以及光源-探测器距离远大于一个输运平均自由程的问题,提出了一种改进标准漫射近似模型。该模型在空气-生物组织边界处引入另一个点源,减小了近光源处的误差。分析了各向异性因子和 μ'_s/μ_a (μ'_s 为有效散射系数, μ_a 为吸收系数) 比值对漫反射分布的影响,并结合非线性最小二乘算法对光学特性参数 μ_a 、 μ'_s 进行了反演求解。结果表明,与标准漫射近似模型相比,改进模型可显著减小漫反射分布曲线误差,提高反演精度。改进模型的反演精度接近双点源 Delta-P₁ 近似模型,同时能较好地克服后者反演参数重复性较差的缺点。

关键词 生物光学; 改进标准漫射近似; 参数反演; 光学参数; 误差

中图分类号 O433.1 **文献标识码** A

doi: 10.3788/LOP53.091701

Inversion of Optical Parameters of Biological Tissues Based on Improved Standard Diffusion Approximation Model

Xing Yongchun Zhu Qibing Huang Min

Key Laboratory of Advanced Process Control for Light Industry of the Ministry of Education, College of Internet of Things Engineering, Jiangnan University, Wuxi, Jiangsu 214122, China

Abstract Aiming at the nearly isotropic optical radiation and source-detector separation that is much longer than one transport mean free path in the standard diffusion approximation model, an improved model is developed by adding a point source at the air-biological tissue boundary to minimize the error close to the light source. The effect of anisotropy and the ratio of μ'_s/μ_a on diffuse distribution is analyzed, where μ'_s is the effective scattering coefficient and μ_a is the absorption coefficient. The inversions of the optical parameters μ_a and μ'_s are solved by using the improved model combining the nonlinear least squares method. The results show that compared with the standard diffusion approximation model, the improved model can reduce the error of diffuse distribution curve significantly and improve the inversion accuracy. The improved model provides similar inversion accuracy to the two-point source Delta-P₁ approximation model and has no poor reproducibility of inversion parameters exhibited by the latter.

Key words biotechnology; improved standard diffusion approximation; parameter inversion; optical parameters; error

OCIS codes 170.3660; 100.3190; 290.5828

1 引言

对生物组织中的光传输和光学特性的研究是组织光学领域中重要的基础研究工作。通过研究生物组织的漫反射光分布,可以得到表征组织生理特性的光学参数,进而获取生物化学、形态学、组织化学信息^[1],为临床医学诊断^[2-5]、农产品品质检测^[6-8]提供必要的参数指标。Boltzmann 输运方程已广泛用于研究生物组织中的光传输,方程的解描述了辐射通量、反射率或辐射强度等可测物理量与生物组织光学参数之间的关系^[9]。由于一般难以获得方程解析解,研究者对其进行近似化处理,提出了多种描述光在组织内传输的近似

收稿日期: 2016-04-14; **收到修改稿日期:** 2016-05-17; **网络出版日期:** 2016-08-29

基金项目: 国家自然科学基金(61271384,61275155)

作者简介: 邢永春(1989—),女,硕士研究生,主要从事组织光学特性方面的研究。E-mail: via_xingyc@163.com

导师简介: 朱启兵(1973—),男,博士,教授,主要从事组织光学方面的研究。E-mail: zhuqib@163.com (通信联系人)

模型^[10-16]。Kienle 等^[11]提出了一种将入射光源近似为具有各向同性的单点源标准漫射近似(SDA)模型,自由参数较少,易于参数反演,是目前应用最为广泛的近似模型。由于 SDA 在近光源处误差较大且仅适用于强散射弱吸收介质,Venugopalan 等^[12]在前人研究的基础上通过引入 Delta 相函数和光源的双点源近似,将稳态和频域测量情况下的 SDA 改进为 Delta 近似模型^[13-15],更适用于描述近光源处以及强吸收介质中的光辐射分布,但由于自由参数较多,反演光学参数时反演算法对初值敏感,且易陷入局部极小值,从而使得反演获得的光学参数的重复性误差较大^[17]。

本文针对现有光学近似模型的不足,提出一种适用于高度前向散射特性和近光源处的改进标准漫射近似(ISDA)模型。比较了不同各向异性因子 g 和 μ'_s/μ_a 比值条件下模型的稳态空间漫反射分布误差;同时结合非线性最小二乘算法逆向反演求解多组光学参数,通过对反演结果的研究和讨论,验证了 ISDA 模型的有效性。

2 ISDA 模型稳态空间分辨漫反射率分布

Boltzmann 输运方程利用球谐函数展开法,可得稳态条件下的辐射通量为^[13]

$$\varphi_0(\rho, z) = \Phi_G(\rho, z) \otimes q(\rho, z), \quad (1)$$

式中符号 \otimes 表示卷积, ρ 为光源到探测器的距离, z 为组织内部深度, $q(\rho, z)$ 为光源项的近似表示, $\Phi_G(\rho, z)$ 为辐射通量方程的格林函数解,

$$\Phi_G(r) = \frac{1}{4\pi D} \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r)}{r}, \quad (2)$$

式中 $D = 1/[3(\mu_a + \mu'_s)]$, $\mu_{\text{eff}} = \sqrt{3(\mu_a + \mu'_s)}$, $r = \sqrt{\rho^2 + z^2}$ 分别为漫射系数,有效衰减系数和组织内部位置, μ_a 、 μ'_s 分别为吸收系数和有效散射系数。

传统 SDA 模型中,将光源项 $q(\rho, z)$ 近似为深度 $z_0 = 1/(\mu_a + \mu'_s)$ 处的单点源,根据目前应用最为广泛的外推边界条件 $\varphi_0(\rho, z = -z_b) = 0$, 得到单点源近似下的光源项为

$$q(0, z) = \delta(0, z - z_{01}) - \delta(0, z - z_{02}), \quad (3)$$

式中 $z_{01} = z_0$ 为等效光源, $z_{02} = -2z_b - z_0$ 为像源, $z_b = 2AD$ 为外推长度, $A = (1 + R_{\text{eff}})/(1 - R_{\text{eff}})$ 为漫射系数, R_{eff} 为有效反射系数,与相对折射率 n 的近似关系为

$$R_{\text{eff}} = -1.440n^{-2} + 0.710n^{-1} + 0.668 + 0.0636n. \quad (4)$$

在 Delta- P_1 近似模型中将光源近似为两个各向同性的点源,以此改善漫反射分布,得到双点源近似下的光源项为

$$q(0, z) = \frac{a'}{2} [\delta(0, z - z_{01}^*) - \delta(0, z - z_{02}^*)] + \frac{a'}{2} [\delta(0, z - z_{03}) - \delta(0, z - z_{04})], \quad (5)$$

式中 $z_{01}^* = 2z_0^*$ 和 $z_{03} = 0$ 为等效光源, $z_{02}^* = -2z_b - 2z_0^*$ 和 $z_{04} = 2z_b$ 为像源,其中 $z_0^* = 1/(\mu_a + \gamma\mu'_s)$, γ 为 Delta- P_1 近似模型引入的二阶参数; $a' = \gamma\mu'_s/(\mu_a + \gamma\mu'_s)$ 为反照率。为减小光源近似引入模型的误差,借鉴双点源 Delta- P_1 近似模型引入双点源近似,在 SDA 模型组织边界 $z=0$ 处引入另一个点源来更好地近似模拟光源并减小模型近光源处的误差。以无限细的准直光束沿 z 轴入射到半无限均匀介质中的情况为例,在外推边界条件下,进行多次模拟仿真实验,得出两个点源($z=0, z=z_0$)的光强度按 1:2 比例分配能达到最好的效果,从而得出 ISDA 模型的双点源近似光源项为

$$q(0, z) = \frac{2}{3} [\delta(0, z - z_{01}) - \delta(0, z - z_{02})] + \frac{1}{3} [\delta(0, z - z_{03}) - \delta(0, z - z_{04})]. \quad (6)$$

图 1 为 ISDA 模型的双点源近似及外推条件示意图。

设相对折射率 $n=1.4$,将(6)式代入(1)式得空间分辨漫反射率为^[11]

$$R(\rho) = \frac{2}{3} [0.118\varphi_0(\rho) + 0.306j(\rho)] + \frac{1}{3} [0.118\varphi_1(\rho) + 0.306j_1(\rho)], \quad (7)$$

$$\varphi_0(\rho) = \frac{1}{4\pi D} \left[\frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_1)}{r_1} - \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_2)}{r_2} \right], \varphi_1(\rho) = \frac{1}{4\pi D} \left[\frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_3)}{r_3} - \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_4)}{r_4} \right], \quad (8)$$

$$j(\rho) = \frac{1}{4\pi} \left[z_0 \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_1} \right) \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_1)}{r_1^2} + (z_0 + 2z_b) \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_2} \right) \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_2)}{r_2^2} \right], \quad (9)$$

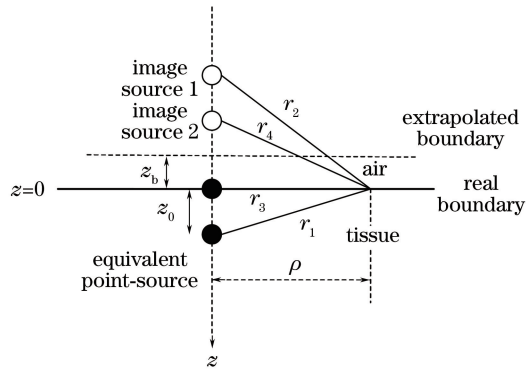


图 1 ISDA 模型的双点源近似及外推条件示意图

Fig. 1 Two-point-source approximation and extrapolated boundary condition of ISDA model

$$j_1(\rho) = \frac{1}{4\pi} \left[z_0 \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_3} \right) \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_3)}{r_3^2} + (z_0 + 2z_b) \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_4} \right) \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_4)}{r_4^2} \right], \quad (10)$$

式中 $r_1 = \sqrt{\rho^2 + z_0^2}$, $r_2 = \sqrt{\rho^2 + (z_0 + 2z_b)^2}$, $r_3 = \rho$, $r_4 = \sqrt{\rho^2 + 4z_b^2}$ 。由于 $j_1(\rho) \ll \varphi_1(\rho)$ ^[11,18], 忽略 $j_1(\rho)$, 则 ISDA 模型的稳态空间分辨漫反射率为

$$R_{\text{ISDA}}(\rho) = \frac{2}{3} [0.118\varphi_0(\rho) + 0.306j(\rho)] + \frac{0.118\varphi_1(\rho)}{3}. \quad (11)$$

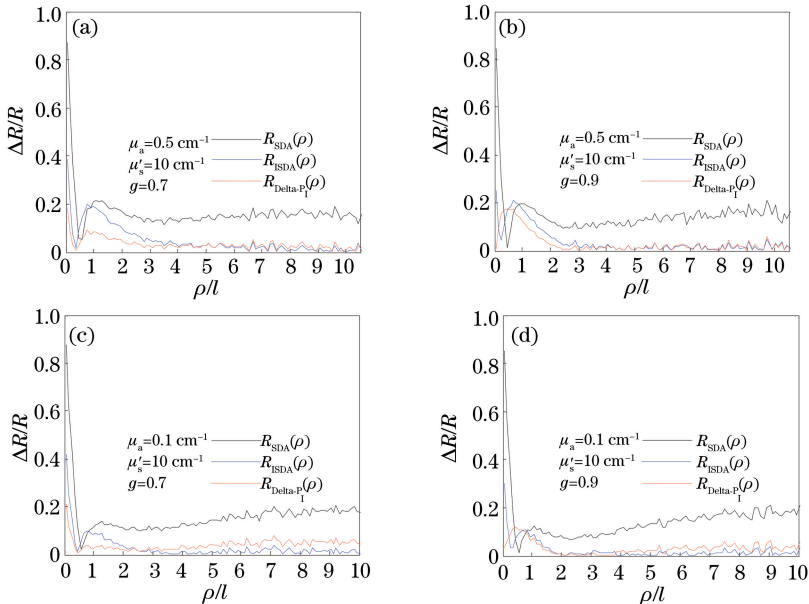
(11)式采用的是 Henyey-Greenstein 相函数。

3 仿真结果与讨论

3.1 稳态空间分辨漫反射曲线误差比较

采用由 Wang 等^[19]编写的蒙特卡罗(MC)模拟程序得到的反射率 $R_{\text{MC}}(\rho)$ 作为参考标准, 研究了各向异性因子 g 和 μ'_s/μ_a 对不同模型漫反射率的影响。用于 MC 模拟的光子数为 3×10^6 。

图 2 为 μ'_s/μ_a 分别为 20 和 100, g 分别为 0.7 和 0.9 (对于大多数生物组织, g 在 0.7~0.99 范围内^[20]), $0.155 \text{ cm} < \rho < 1.005 \text{ cm}$ 时, SDA、ISDA 和双点源 Delta- P_1 近似模型解得的稳态空间反射光强[分别为

图 2 不同 g 和 μ'_s/μ_a 值条件下 SDA, ISDA 和双点源 Delta- P_1 模型的相对误差随 ρ/l 的变化Fig. 2 Relationship between ρ/l and relative error of SDA, ISDA and two-point-source

Delta- P_1 models with different g and μ'_s/μ_a

$R_{\text{SDA}}(\rho)$ 、 $R_{\text{ISDA}}(\rho)$ 、 $R_{\text{Delta-P}_1}(\rho)$]与蒙特卡罗模拟光强[标准光强 $R_{\text{MC}}(\rho)$]之间的相对误差 $\Delta R/R$ 随光源-探测器距离与自由程比值 ρ/l 的变化情况, $\Delta R/R = |R_x(\rho) - R_{\text{MC}}(\rho)|/R_{\text{MC}}(\rho)$, $R_x(\rho)$ 分别为 $R_{\text{SDA}}(\rho)$ 、 $R_{\text{ISDA}}(\rho)$ 和 $R_{\text{Delta-P}_1}(\rho)$ 。当 $\rho/l > 1$ 时, $R_{\text{SDA}}(\rho)$ 曲线的相对误差在 10%~20% 范围内变化, $R_{\text{ISDA}}(\rho)$ 的相对误差均小于 $R_{\text{SDA}}(\rho)$, 且随着 ρ/l 值的增大可控制在 5% 以下。当 $\rho/l > 2$ 时, $R_{\text{ISDA}}(\rho)$ 的精度与 $R_{\text{Delta-P}_1}(\rho)$ 接近。当 $\mu'_s/\mu_a = 100$, $\rho/l > 3$ 时, $R_{\text{ISDA}}(\rho)$ 的误差小于 $R_{\text{Delta-P}_1}(\rho)$ 。此外, 随 g 值的增大, 使 $R_{\text{ISDA}}(\rho)$ 与 $R_{\text{Delta-P}_1}(\rho)$ 精度相接近的 ρ/l 值不断减小, 当 $\mu'_s/\mu_a = 20$ 时, ρ/l 值从 4 降至 3。以上对比结果说明 ISDA 模型优于 SDA 模型, 与双点源 Delta-P₁ 近似模型接近。

为了更好地比较模型性能, 参考已发表的水果和其他食物的光学参数分布情况^[21], 选取 24 组吸收系数 μ_a 和有效散射系数 μ'_s (表 1), 对这 24 组数据在三种模型 (SDA、ISDA 和双点源 Delta-P₁ 模型) 下计算获得的稳态空间分布曲线与蒙特卡罗模拟曲线的误差进行统计分析。图 3 为 24 组数据的残差平方和 (SSR) 统计结果。从图 3 可看出, ISDA 的 SSR 均小于 SDA, 且随着 g 值的增大 ISDA 和 SDA 模型的 SSR 不断减小, 同时 ISDA 模型与双点源 Delta-P₁ 近似模型之间的 SSR 差值也在不断缩小。由第 1 组数据可知, 当 g 从 0.7 增加到 0.9, ISDA 与双点源 Delta-P₁ 近似模型的 SSR 差值从 0.10 cm^{-4} 减小至 0.06 cm^{-4} , 缩减了 40%。除了 1、2、5、6、10、11、15、16、20 和 21 组, 大多数组中 ISDA 的 SSR 接近甚至低于双点源 Delta-P₁ 模型, 这是因为这些组的输运平均自由程 l 都在 0.14 cm 左右, 而本文分析始于 $l = 0.155 \text{ cm}$ 处, 说明 ISDA 模型在 $2 < \rho/l < 3$ 时具有更好的适用性。当 $g = 0.9$ 时, 多数组的 SSR 都在 0.02 cm^{-4} 以下, 非常接近双点源 Delta-P₁ 近似模型。结果充分说明 ISDA 模型优于 SDA 模型, 更适用于高度前向散射特性的介质。

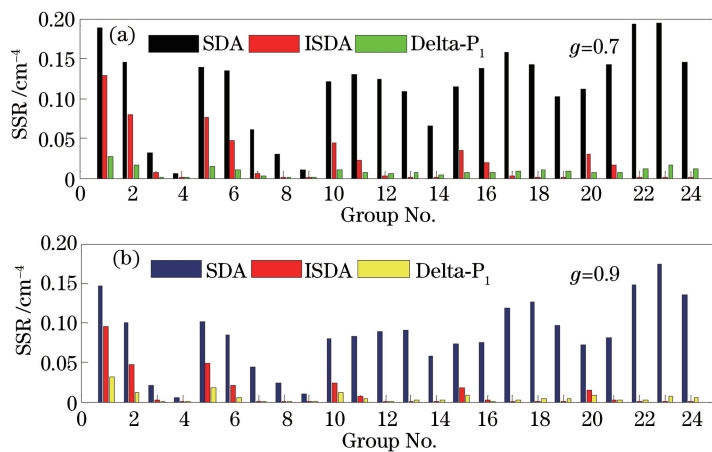


图 3 不同 g 值下 $R_{\text{SDA}}(\rho)$ 、 $R_{\text{ISDA}}(\rho)$ 、 $R_{\text{Delta-P}_1}(\rho)$ 和 $R_{\text{MC}}(\rho)$ 之间的残差平方和

Fig. 3 Sum of squared residual of $R_{\text{SDA}}(\rho)$, $R_{\text{ISDA}}(\rho)$ and $R_{\text{Delta-P}_1}(\rho)$ from $R_{\text{MC}}(\rho)$ at different g values

3.2 光学参数反演误差

在已知测量数据 $R(\rho)$ 和给定光学传输模型条件下, 光学参数的计算是一个逆问题反演求解的过程。利用表 1 所示光学参数数据, 结合蒙特卡罗模拟获得其稳态空间漫反射分布曲线, 并基于 SDA、ISDA 和双点源 Delta-P₁ 近似模型, 采用内部映射牛顿方法的子空间信赖域法对其光学参数进行反演计算。 g 取 0.9, 设置算法的求解范围为 $0 < \mu_a < 10 \text{ cm}^{-1}$ 和 $0 < \mu'_s < 100 \text{ cm}^{-1}$ 。由于三种近似模型都是非线性模型, 在逆问题求解时, 反演获得的光学参数受到初始值的影响极大, 因此对表 1 每一组数据进行 100 次随机实验, 并采用 3σ 原则去除奇异点 (σ 为标准差)。24 组数据的反演误差统计结果如表 1 所示。统计表中平均相对误差定义为 $|(\bar{\beta} - \beta_i)/\beta_i|$, 其中 $\bar{\beta}$ 为光学特性参数 μ_a 或 μ'_s 的 100 次随机实验 (去除奇异点后) 估计值的算术平均值, β_i 为给定的 24 组光学特性参数 μ_a 或 μ'_s 的真实值。

从表 1 可以看出, 对于 24 组数据, 由 SDA、ISDA 和双点源 Delta-P₁ 近似模型反演获得的吸收系数 μ_a 的平均相对误差范围分别为 8.67%~72.50%、0.51%~15.09% 和 0.37%~10.38%; 有效散射系数 μ'_s 的平均相对误差分别为 2.85%~32.70%、1.30%~23.19% 和 0.30%~23.48%。ISDA 模型与双点源 Delta-P₁ 近似模型的相对误差分布范围小于 SDA 模型, 说明前两种模型能更好地适应被测对象光学特性参数分布较宽

的情况。从 24 组数据的平均相对误差来看, ISDA 模型系统的 μ_a 平均值 5.58% 远小于 SDA 的 32.76%, 略低于双点源 Delta-P₁ 近似模型的 4.69%; 而其 μ'_s 平均值 6.97% 小于 SDA 的 12.10% 和双点源 Delta-P₁ 近似模型的 11.88%。

图 4 为通过 100 次随机实验(去除奇异点), 由 ISDA 模型和双点源 Delta-P₁ 近似模型反演获得的光学参数相对误差的散点图。可看出对于给定的测量数据(仿真实验时由蒙特卡罗模拟产生), ISDA 模型反演得到的 μ_a 、 μ'_s 参数估计值较为稳定, 与真实值的相对误差分布集中, 且多在 10% 以下; 而双点源 Delta-P₁ 近似模型反演获得的 μ_a 、 μ'_s 参数的相对误差变化剧烈。对于 μ_a 来说, 双点源 Delta-P₁ 近似模型单次反演的相对误差可以达到 80%, μ'_s 的相对误差甚至超过了 100%。产生这种现象的原因在于双点源 Delta-P₁ 近似模型采用三个自由参数, 自由参数较多使得反演算法容易陷入局部最小值, 从而使反演误差增大。相对误差变化大, 说明由双点源 Delta-P₁ 近似模型反演获得的 μ_a 、 μ'_s 参数重复性较差。实际测量中, 为了消除这种重复性误差, 必须采取多次测量求平均值的方法(在本文中体现为多次反演求平均值), 而测量次数(反演次数)的增加会带来实时性不足等问题。表 1 和图 4 的结果充分说明 ISDA 模型性能优于 SDA 模型, 具有与双点源 Delta-P₁ 近似模型相近的反演精度, 且其反演获得的参数估计值比双点源 Delta-P₁ 近似模型更为稳定, 具有更好的稳健性。

表 1 不同模型下 24 组数据反演结果的平均相对误差

Table 1 Average relative error of inversion results for 24 combinations of μ_a and μ'_s with different models

Group No.	μ_a/cm^{-1}	μ'_s/cm^{-1}	Average relative error / %					
			μ_a			μ'_s		
			SDA	ISDA	Delta-P ₁	SDA	ISDA	Delta-P ₁
1	0.70	7.00	20.00	9.45	10.14	22.57	23.19	12.75
2	1.00	10.00	20.00	11.27	10.38	22.20	20.51	15.37
3	2.00	20.00	18.50	9.25	7.02	14.35	11.28	11.13
4	3.00	30.00	8.67	9.74	1.90	32.70	11.59	1.11
5	0.35	7.00	17.14	0.51	8.79	14.43	14.13	16.61
6	0.50	10.00	18.00	3.26	9.19	13.50	11.25	16.64
7	1.00	20.00	19.00	3.93	5.78	8.75	4.85	9.55
8	1.50	30.00	20.67	3.77	0.88	9.67	3.43	0.51
9	2.00	40.00	23.50	2.52	1.17	12.08	1.99	0.30
10	0.14	7.00	21.43	9.16	5.79	9.86	8.93	19.12
11	0.20	10.00	25.00	2.40	7.47	8.50	5.63	20.44
12	0.40	20.00	27.50	2.77	5.60	2.85	3.70	16.05
13	0.60	30.00	33.33	1.26	1.11	8.53	1.94	9.20
14	0.80	40.00	38.75	8.54	0.50	12.70	7.70	4.69
15	0.10	7.00	30.00	11.32	3.85	8.57	7.38	21.61
16	0.14	10.00	35.71	3.34	2.54	6.10	2.88	15.77
17	0.29	20.00	37.93	2.24	2.69	4.40	2.59	2.81
18	0.43	30.00	39.53	4.40	1.32	8.47	4.38	6.05
19	0.57	40.00	59.65	9.48	9.12	19.70	5.31	4.82
20	0.07	7.00	42.86	15.09	0.55	8.00	6.62	19.99
21	0.10	10.00	50.00	5.67	4.45	6.20	2.72	23.48
22	0.20	20.00	50.00	3.06	0.37	5.40	2.32	12.26
23	0.30	30.00	56.67	0.62	2.99	11.70	1.30	20.40
24	0.40	40.00	72.50	1.03	8.87	19.25	1.56	4.36
Average	6.70	20.63	32.76	5.58	4.69	12.10	6.97	11.88

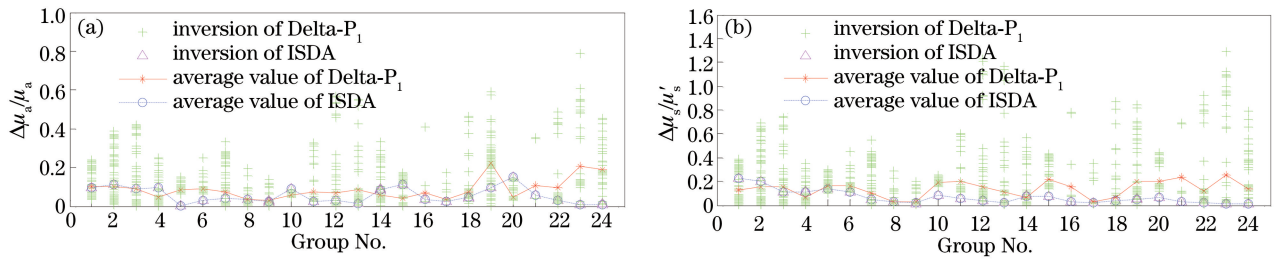


图4 ISDA模型和双点源Delta-P₁近似模型光学参数反演结果相对误差散点图

Fig. 4 Scatter diagrams of the relative error of optical parameter inversion results based on ISDA model and two-point-source Delta-P₁ approximation model

4 结 论

通过在标准漫射近似模型组织-边界 $z=0$ 处引入附加点源,改善了其在近光源处的误差,利用蒙特卡罗模拟,比较了标准漫射近似模型、改进模型和双点源 Delta-P₁ 近似模型的曲线误差,并结合非线性反演算法求解了光学特性参数。对 24 组仿真真数据的研究结果表明,改进标准漫射近似模型中吸收系数 μ_a 的反演误差为 0.51%~15.09%,平均误差为 5.58%;其有效散射系数 μ'_s 的反演误差为 1.30%~23.19%,平均误差为 6.97%。改进的标准漫射近似模型反演精度远高于标准漫射模型($\mu_a=32.76\%$, $\mu'_s=12.10\%$)。改进的标准漫射近似模型中吸收系数 μ_a 平均反演精度虽稍低于双点源 Delta-P₁ 近似模型的 4.69%,但有效散射系数的平均反演精度优于双点源 Delta-P₁ 近似模型的 11.88%。改进模型还较好地克服了双点源 Delta-P₁ 近似模型由于自由参数较多带来的反演参数重复性较差的缺点。改进模型散射的各向异性还有待进一步研究。

参 考 文 献

- Ma Zhao, Liu Ying, Lian Ge. Semi-empirical model for biological tissue diffuse reflectance measurement with small aperture[J]. Chinese J Lasers, 2015, 42(3): 0304001.
马 招, 刘 迎, 廉 鸽. 小孔径测量生物组织漫反射的半经验模型[J]. 中国激光, 2015, 42(3): 0304001.
- Wei Huajiang, Xing Da, Wu Guoyong, *et al.* Optical transport characteristics of human tissues *in vivo* at 808 nm linearly polarized laser irradiation[J]. Chinese J Lasers, 2004, 31(3): 305-309.
魏华江, 邢 达, 巫国勇, 等. 808 nm 近红外激光辐照三种不同的离体组织的光传输特性[J]. 中国激光, 2004, 31(3): 305-309.
- Sun P, Wang Y, Mo X L, *et al.* Noninvasive determination of absorption coefficient and reduced scattering coefficient of human skin tissues *in vivo* with oblique-incidence reflectometry[J]. Chinese Optics Letters, 2008, 6(12): 932-934.
- Peng Dongqing, Li Hui. Simulation of light absorption in tumor-embedded prostate for transurethral light delivery by diffusing light[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2015, 52(12): 121703.
彭东青, 李 晖. 弥散光经尿道辐照时嵌肿瘤前列腺组织内部光吸收的模拟研究[J]. 激光与光电子学进展, 2015, 52(12): 121703.
- Zhang Yuanzhi, Liu Yong, Hou Huayi, *et al.* Intrinsic tissue fluorescence spectrum recovery based on particle swarm optimization algorithm[J]. Chinese J Lasers, 2016, 43(5): 0504001.
张元志, 刘 勇, 侯华毅, 等. 基于粒子群优化算法的生物组织固有荧光光谱复原方法[J]. 中国激光, 2016, 43(5): 0504001.
- Li Buhong, Xie Shusen. Determination of optical properties of porcine muscle with different light propagation model[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2005, 24(1): 98-101.
李步洪, 谢树森. 不同理论模型下猪肌肉组织的光学特性参数[J]. 中国生物医学工程学报, 2005, 24(1): 98-101.
- Liu Zhicun, Wang Zhongyi, Huang Lan, *et al.* Measurement of the optical properties in agricultural products by using steady spatially resolved spectroscopy and applications [J]. Transactions of the Chinese Society of Agricultural Engineering, 2008, 24(9): 115-120.
刘志存, 王忠义, 黄 岚, 等. 用稳态空间分辨光谱技术检测农产品光学参数的研究及应用[J]. 农业工程学报, 2008,

- 24(9): 115-120.
- 8 Zhu Q B, He C L, Lu R F. Ripeness evaluation of "Sun Bright" tomato using optical absorption and scattering properties [J]. *Postharvest Biology & Technology*, 2015, 103: 27-34.
- 9 Kim A D. Transport theory for light propagation in biological tissue[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2004, 21(5): 820-827.
- 10 Farrell T J, Patterson M S, Wilson B. A diffusion theory model of spatially-resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties *in vivo* [J]. *Medical Physics*, 1992, 19(4): 879-888.
- 11 Kienle A, Patterson M S. Improved solutions of the steady-state and the time-resolved diffusion equations for reflectance from a semi-infinite turbid medium[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1997, 14(1): 246-254.
- 12 Venugopalan V, You J S, Tromberg B J. Radiative transport in the diffusion approximation: An extension for highly absorbing media and small source-detector separations[J]. *Physical Review E*, 1998, 58(2): 2395-2407.
- 13 Wang Rui, Liu Ying. Study of Delta- P_1 approximation model for two-point source[J]. *Chinese J Lasers*, 2010, 37(4): 1147-1152.
王 锐, 刘 迎. 双点源 Delta- P_1 近似模型的理论研究[J]. *中国激光*, 2010, 37(4): 1147-1152.
- 14 Qi Beibei, Liu Ying, Jia Guangyi, *et al.* Use of the two-point-source δ - P_1 approximation model for recovery of optical parameters in biological tissue[J]. *Acta Physica Sinica*, 2011, 69(12): 128701.
齐贝贝, 刘 迎, 贾光一, 等. 用双点源 δ - P_1 近似光学模型反演生物组织的光学参量[J]. *物理学报*, 2011, 69(12): 128701.
- 15 Ma Wenjuan, Gao Feng, Zhu Pingping, *et al.* Finite element method for three-order (P_3) approximation of radiative transfer equation[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2011, 40(7): 1117-1121.
马文娟, 高 峰, 朱莘莘, 等. 辐射传输方程的三阶球谐展开(P_3)近似的有限元法求解[J]. *光子学报*, 2011, 40(7): 1117-1121.
- 16 Wang Xichang. Steady-state diffusion equation of light in semi-infinite multilayer rectangular biological tissues[J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(3): 0317003.
王喜昌. 光在半无限厚多层矩形生物组织中的稳态漫射方程[J]. *光学学报*, 2016, 36(3): 0317003.
- 17 Deb K, Bhattacharya A, Chakraborti N, *et al.* *Simulatd evolution and learning* [M]. Heidelberg: Springer, 2010: 623-632.
- 18 Haskell R C, Svaasand L O, Tsay T T, *et al.* Boundary conditions for the diffusion equation in radiative transfer[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1994, 11(10): 2727-2741.
- 19 Wang L, Jacques S L, Zheng L. MCML - Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissue[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1995, 47(2): 131-146.
- 20 Liu Ying, Liu Xiaojun, Qi Beibei, *et al.* δ - P_1 approximation model of biological tissues[J]. *Acta Physica Sinica*, 2011, 60(7): 074204.
刘 迎, 刘小君, 齐贝贝, 等. 生物组织 δ - P_1 近似漫反射光学模型[J]. *物理学报*, 2011, 60(7): 074204.
- 21 Cen H Y. *Hyperspectral imaging-based spatially-resolved technique for accurate measurement of the optical properties of horticultural products* [D]. East Lansing: Michigan State University, 2011: 53-55.