

doi: 10.3788/gzxb20164503.0317001

基于漫反射模型的生物组织光学特性参量迭代反演

王伟, 朱启兵, 黄敏

(江南大学 轻工过程先进控制教育部重点实验室, 江苏 无锡 214122)

摘 要:提出一种基于迭代反演的输运平均自由程估计及光源-检测器最小距离确定方法. 该方法利用迭代估计思想, 自适应地改变光源-检测器最小距离, 提高光学特性参量的反演准确度. 对 29 组仿真数据的研究结果表明: 迭代反演对输运平均自由程初始值不敏感, 具有较高的鲁棒性, 可在一定程度上提高吸收系数和有效散射系数的反演准确度. 在无噪声的条件下, 吸收系数反演的平均相对误差为 7.17%, 有效散射系数反演的平均相对误差为 5.73%, 与传统方法给定的光源-检测器最小距离下反演的最佳结果相比, 分别降低了 1.73% 和 1.14%. 在加入信噪比为 40~80 dB 噪声的情况下, 该方法仍然能获得较高的光学特性参量反演准确度, 吸收系数误差的变动范围为 8.46%~10.05%; 有效散射系数误差的变动范围为 6.79%~8.76%.

关键词: 生物组织; 漫反射模型; 迭代反演; 光学特性参量; 相对误差

中图分类号: O436.2

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2016)03-0317001-6

Iterative Inversion of Optical Property Parameters of Biological Tissue Based on Diffuse Reflectance Model

WANG Wei, ZHU Qi-bing, HUANG Min

(Key Laboratory of Advanced Process Control for Light Industry (Ministry of Education),
Jiangnan University, Wuxi, Jiangsu 214122 China)

Abstract: A method based on the iterative inversion estimation of transport mean free path and the minimum source-detector distance determination was proposed. The method utilizes the idea of iterative estimation and adaptively changes the minimum source-detector distance to improve the inversion accuracy of optical property parameters. The study of 29 sets simulation data indicates that the iterative inversion is not sensitive to the initial value of the transport mean free path, and has a higher robustness. In a certain extent, the inversion accuracy of the two parameters can be improved. Under the condition of no noise, the average relative error of the absorption coefficient is 7.17%, and the average relative error of the reduced scattering coefficient is 5.73%. Compared with the best result of traditional empirical method for a given minimum source-detector distance, average relative error decreases 1.73% for the absorption coefficient and 1.14% for the reduced scattering coefficient. In the case of 40~80 dB for signal-to-noise ratio, the method can still obtain higher inversion accuracy of optical property parameters. The error ranges of the absorption coefficient and the reduced scattering coefficient are 8.46%~10.05% and 6.79%~8.76%, respectively.

Key words: Biological tissue; Diffuse reflectance model; Iterative inversion; Optical property parameters; Relative error

OCIS Codes: 170.1420; 170.6930; 160.4760; 170.3660

基金项目: 国家自然科学基金(Nos. 61275155, 61271384)资助

第一作者: 王伟(1992-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向为组织光学特性. Email: wangwei_jndx@163.com

导师(通讯作者): 黄敏(1974-), 女, 教授, 博士, 主要研究方向为光学检测. Email: huangmzqb@163.com

收稿日期: 2015-08-10; 录用日期: 2015-12-30

<http://www.photon.ac.cn>

0 引言

光在生物组织中的传输由其光学特性决定. 描述组织光学特性的主要参量有吸收系数 μ_a 和有效散射系数 μ'_s . 生物组织的光学特性参量与生物组织的自身结构、生理状态以及是否发生病变有关. 因此, 生物组织光学特性参量的测量, 对于研究生物组织结构成像规律、分析组织化学特性和物理结构、建立组织内部品质(状态)检测和评价模型等具有重要的意义^[1-2].

生物组织的光学特性参量测量技术可分为直接测量和间接测量. 由于间接测量具有无损、非侵入的优点, 已成为生物组织光学特性参量测量最为重要的手段, 被广泛地应用到病变组织诊断、农产品品质检测等领域^[3-4]. 生物组织光学特性参量间接测量的准确度依赖于给定的光学近似模型. Farrell 推导了半无限混浊介质表面的漫反射模型(称为 Farrell 模型)^[5], 但是该模型在近光源处存在较大的模型误差. Kienle 在此模型基础上引入了介质表面的辐射通量^[6], 减小了近光源处的模型误差(称为 Kienle 模型). 近年来, 研究者通过对散射相函数的改造, 提出了 P3、 δ -p 等多种高阶近似模型^[7-8], 蒙特卡洛模拟表明这些模型均可以有效地减少近光源处的模型近似误差. 光学特性参量的反演是一个病态的逆问题求解过程, 常采用优化迭代方法. 由于 P3、 δ -p 等近似模型中含有较多的待求解参量, 从而给模型的优化迭代求解带来了困难. 特别是在测量数据中含有噪声的情况下, 过多的待求解参量往往会导致模型的病态加剧, 最终使得反演的光学特性参量与其真实值之间存在较大的误差. 因此, 尽管各种近似模型被提出, 但 Farrell 模型和 Kienle 模型仍然是生物组织光学特性参量反演的常用模型. 如何在这两个模型基础上, 提高光学特性参量反演准确度仍是一个值得研究的问题. Cen^[9]、朱启兵^[10]等利用数据变换的方法, 来减少近光源处测量数据对光学特性参量反演的影响. Cen 等^[11]基于漫反射模型研究了光源-检测器最小距离对光学特性参量反演准确度的影响, 结果表明光源-检测器最小距离大于 1 个输运平均自由程时, 可以减少近光源处的模型误差. 由于输运平均自由程本身是待求解的光学特性参量的函数($l^* = (\mu_a + \mu'_s)^{-1}$), 现有的光学特性参量反演方法都是先经验地设定输运平均自由程和光源-检测器最小距离, 并在此基础上反演光学特性参量(称为经验估计方法). 这一经验的输运平均自由程估计方法, 在生物组织光学特性参量变化范围较大时, 会增大光学特性参量反演误差的风险. 若光源-检测器最小距离估计偏小, 会引入较大的近光源区模型误差; 若光源-检测器最小距离估计偏大, 又容易放大远光源区噪声干扰, 从而降低反演准确度(实际测量数据都含有噪声, 远光源区信号较弱, 背景噪声

干扰严重).

本文以 Kienle 模型为研究对象, 提出一种基于迭代反演的输运平均自由程 l^* 估计及光源-检测器最小距离 d_{\min} 确定方法, 以期获得较为合理的用于光学特性参量反演的数据区间, 达到提高光学特性参量反演准确度的目的. 对比传统经验方法, 输运平均自由程迭代反演估计方法对输运平均自由程初始值不敏感, 具有较高的鲁棒性, 可保证生物组织光学特性参量大范围变化条件下的光学特性参量反演准确度.

1 漫反射模型

生物组织中光的传播可用 Boltzmann 辐射传输方程来表示. 但是在大多数实际情况下该方程无法精确求解. 目前, 最常用的方法是将 Boltzmann 辐射传输方程进行漫射近似, 从而求解组织内一点的漫散射光和光学特性参量之间的关系^[12]. 具体计算公式为^[10]

$$R(r) = C_1 \frac{1}{4\pi D} \left[\frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_1)}{r_1} - \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_2)}{r_2} \right] + C_2 \frac{1}{4\pi} \left[z_0 \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_1} \right) \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_1)}{r_1^2} + (z_0 + 2z_b) \cdot \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_2} \right) \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_2)}{r_2^2} \right] \quad (1)$$

式中第一项是辐射通量表达式, 第二项是流量表达式, $D = 1/[3(\mu_a + \mu'_s)]$ 是漫反射常量, $\mu_{\text{eff}} = [3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)]^{1/2}$ 是有效衰减系数. $r_1 = (z_0^2 + r^2)^{1/2}$, $r_2 = ((z_0 + 2z_b)^2 + r^2)^{1/2}$ 和 r 是光源与检测器的距离. $z_0 = (\mu_a + \mu'_s)^{-1}$, $z_b = 2D(1 + R_{\text{eff}})(1 - R_{\text{eff}})^{-1}$ 是外推边界条件. R_{eff} 是有效反射系数, C_1 和 C_2 通常为常量. 当折射率 $n = 1.35$ 时, C_1 、 C_2 和 R_{eff} 分别为 0.127 7、0.326 9、0.449 8^[13]. $R(r)$ 为组织表面的漫反射光强分布, 从式(1)可以看出, 其是光源-检测器距离 r 和两个未知光学参量 μ_a 、 μ'_s 的函数.

2 光学特性参量的迭代反演

在已知测量数据 $R(r)$ 和给定光学传输模型条件下, 光学特性参量的计算是一个逆问题反演求解过程. 考虑到漫反射模型是一个典型的非线性方程, 选择基于内部映射牛顿方法的子空间信赖域法作为反演算法^[14].

理论研究表明^[11], 漫反射近似模型适用于光源-检测器之间距离大于一个输运平均自由程的情形. 图 1 给出了 $\mu_a = 0.04 \text{ cm}^{-1}$, $\mu'_s = 4 \text{ cm}^{-1}$ ($l^* = 2.48 \text{ mm}$) 条件下计算得到的漫反射曲线和 Monte Carlo(MC) 曲线比较.

从图中可以看出, 在近光源区, 漫反射曲线和 MC 曲线存在较大的误差. 因此, 为了减少近光源区模型误差对光学特性参量反演准确度的影响, 在利用测量数

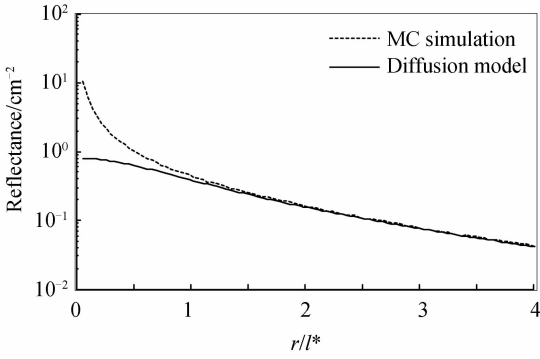


图1 漫反射模型曲线与蒙特卡洛曲线的比较

Fig. 1 Comparison of the spatially-resolved diffuse reflectance obtained by the diffusion model and MC simulation

据结合漫反射模型进行光学特性参量反演时,首先需要确定光源-检测器最小距离 d_{\min} . 由于 d_{\min} 受到待求解参量 μ_a, μ'_s 的影响, 给其确定带来了困难. 受迭代估计思想的启发, 引入一种基于迭代反演的输运平均自由程 l^* 估计及光源-检测器最小距离 d_{\min} 的确定方法, 从而实现 μ_a 和 μ'_s 的准确反演求解. 算法的具体实现步骤为:

1) 在一定范围内随机给定输运平均自由程 l^* ;

2) 计算光源-检测器最小距离 $d_{\min} = \gamma l^*$, $\gamma \geq 1$ 为放大倍数;

3) 结合漫反射模型和测量数据 $R(r \in [d_{\min}, d_{\max}])$, 利用反演算法, 计算光学特性参量 μ_a 和 μ'_s 的值;

4) 根据计算的光学特性参量 μ_a 和 μ'_s 的值, 估算输运平均自由程 $l^* = (\mu_a + \mu'_s)^{-1}$;

5) 计算光源-检测器最小距离 $d_{\min}^{\text{new}} = \gamma l^*$, 判断 $|d_{\min}^{\text{new}} - d_{\min}| \leq \delta$ 是否成立, δ 是迭代终止的阈值条件. 若成立, 迭代结束, 此时计算得到的 μ_a 和 μ'_s 为反演的最终解; 若不成立, $d_{\min} = d_{\min}^{\text{new}}$, 返回步骤 3) 迭代反演.

算法中的放大倍数 γ 用于控制光源-检测器最小距离与输运平均自由程的比值. γ 值较大可以减少模型的近似误差, 但是也容易放大测量噪声的影响, 本文统一选择 $\gamma = 1.5$. 阈值 δ 影响光学特性参量的反演准确度和速度, 应根据需要加以选择, 本文选择 $\delta = 0.04$ mm. 需要说明的是, 本文算法也需要事先给定输运平均自由程 l^* , 但是由于该输运平均自由程在反演求解过程中, 是逐步迭代变化的, 在具体应用时, 只需要被测生物组织的光学特性参量大致分布范围确定即可. 因此相比于传统方法, 具有较高的鲁棒自适应性.

3 算法性能评价

采用光学特性参量的真实值与反演估计值之间的相对误差来比较算法的性能. 其中相对误差定义为

$$\left| \frac{\hat{\beta} - \beta_t}{\beta_t} \right| \times 100\% \quad (2)$$

式中, $\hat{\beta}$ 是光学特性参量 μ_a 或 μ'_s 的估计值, β_t 是 μ_a 或 μ'_s 的真实值.

4 仿真结果与讨论

4.1 仿真数据

由于水果和其他食物产品的光学特性参量大致范围为 $\mu_a \in [0.04, 8] \text{ cm}^{-1}$, $\mu'_s \in [4, 40] \text{ cm}^{-1}$ ^[15], 因此设置如表 1 所示的 29 种光学特性参量作为仿真数据, 用来验证迭代反演方法的有效性. 由于 MC 模拟方法准确度高^[16], 与实际生物组织的漫反射曲线基本一致, 因此, 利用 MC 模拟获得光子在组织表面的统计分布, 作为逆问题求解过程中的已知测量数据. MC 模拟时, 光源-检测器最大距离 $d_{\max} = 10$ mm. 考虑到 MC 模拟具有随机性, 每种光学特性参量分别进行 10 次模拟, 并对 10 次反演后估计值进行平均.

根据 μ_a 和 μ'_s 分布范围, 可计算输运平均自由程 l^* 的范围为 $[0.208, 2.475] \text{ mm}$. 在 l^* 的可能范围内进行 5 次随机实验(即输运平均自由程 l^* 的初始值在 $[0.208, 2.475] \text{ mm}$ 随机给定, 通过迭代反演获得最佳的输运平均自由程 l^*). 同时为了和传统方法(输运平均自由程 l^* 经验估计方法)相比较, 在 $[0.208, 2.475] \text{ mm}$ 内等间隔的选取 $l_1^* = 0.775 \text{ mm}$, $l_2^* = 0.342 \text{ mm}$, $l_3^* = 1.909 \text{ mm}$ 和 $l_4^* = 2.475 \text{ mm}$ 作为输运平均自由程的设置值, 其对应光源-检测器最小距离为 $d_{\min}^1 = 1.163 \text{ mm}$, $d_{\min}^2 = 2.013 \text{ mm}$, $d_{\min}^3 = 2.864 \text{ mm}$ 和 $d_{\min}^4 = 3.713 \text{ mm}$.

表 1 MC 模型中 29 种光学特性参量及相应的输运平均自由程

Table 1 Twenty-nine combinations of μ_a and μ'_s and their corresponding transport mean free path used in MC Simulations

Group	μ_a / cm^{-1}	μ'_s / cm^{-1}	l^* / mm	Group	μ_a / cm^{-1}	μ'_s / cm^{-1}	l^* / mm
1	0.40	4	2.27	16	2.00	20	0.45
2	0.20	4	2.38	17	1.00	20	0.48
3	0.08	4	2.45	18	0.40	20	0.49
4	0.06	4	2.46	19	0.29	20	0.49
5	0.04	4	2.48	20	0.20	20	0.50
6	0.70	7	1.30	21	3.00	30	0.30
7	0.35	7	1.36	22	1.50	30	0.32
8	0.14	7	1.40	23	0.60	30	0.33
9	0.10	7	1.41	24	0.43	30	0.33
10	0.07	7	1.41	25	0.30	30	0.33
11	1.00	10	0.91	26	2.00	40	0.24
12	0.50	10	0.95	27	0.80	40	0.25
13	0.20	10	0.98	28	0.57	40	0.25
14	0.14	10	0.99	29	0.40	40	0.25
15	0.10	10	0.99				

4.2 光学特性参量的反演误差

图 2 为传统经验估计下光学特性参量的反演误差. 29 组数据在 4 组 d_{\min} 下吸收系数的平均相对误差

分别为 21.55%、9.32%、8.90%、21.88%，有效散射系数的平均相对误差分别为 11.01%、6.87%、7.77%、14.14%。由图中可以看出，当光源-检测器最小距离 $d_{\min}^1 = 1.163 \text{ mm}$ 时，对于第 1~5 组数据， μ_a 和 μ'_s 的反演误差很大，这是由于较大近光源区误差的引入导致的；当光源-检测器最小距离 $d_{\min}^4 = 3.713 \text{ mm}$ ，对于第 21~29 组数据， μ_a 和 μ'_s 的反演误差也很大，造成这一结果的原因是给定的光源-检测器最小距离相比于运输自由程过大，丢失了近光源区域的某些有效信息。

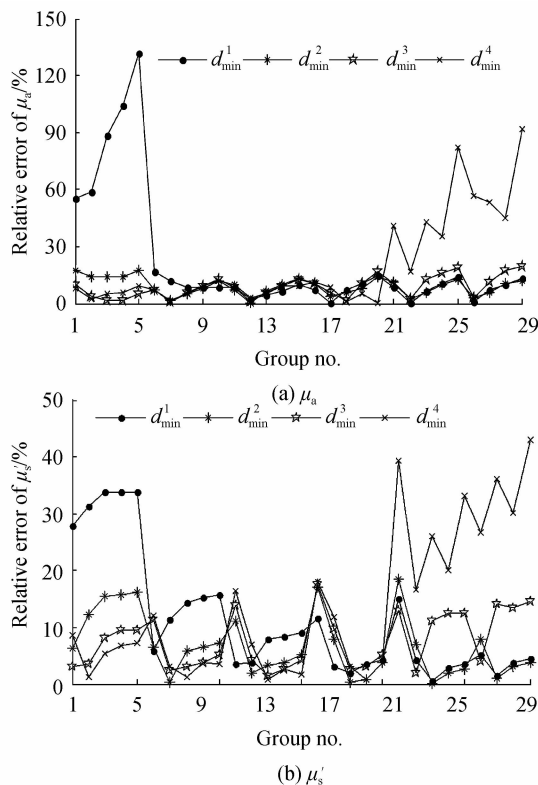


图 2 29 组数据传统经验估计的相对误差
Fig. 2 Relative error of estimating 29 groups by traditional empirical estimation

图 3 为迭代反演下，29 组光学特性参量在 5 次随机条件下的反演误差统计图。实线连接的为每组数据在 5 次随机实验下迭代反演结果的平均相对误差值。对于 29 组光学特性参量，吸收系数 μ_a 反演的平均相对误差为 7.17%；有效散射系数 μ'_s 反演的平均相对误差为 5.73%。从图中可以看出，光学特性参量的反演准确度与有效散射系数 μ'_s 和吸收系数 μ_a 的比值 (μ'_s/μ_a) 表现出一定程度的震荡特性。当 $\mu'_s/\mu_a = 20$ (对应于图中 Group no. 为 2、7、12、17、22、26) 时，光学特性参量的反演误差最小；而当 $\mu'_s/\mu_a = 10$ (对应于图中 Group no. 为 1、6、11、16、21) 或者 $\mu'_s/\mu_a = 100$ (对应于图中 Group no. 为 5、10、15、20、25、29) 时，反演误差有所增大。原因在于当 $\mu'_s/\mu_a = 10$ 时，不满足漫反射模型 $\mu'_s/\mu_a \geq 10$ 这一适用条件^[17]，从而造成光学特性参量的反演误差有所增大。而当 μ'_s/μ_a 较大时，由于吸收系数

μ_a 的真实值很小，即使相同的估计绝对误差 ($|\hat{\mu}_a - \mu_a|$)，也会使得相对误差较大(见式(2))，这一规律与图 2 的经验估计方法基本一致。同时从图中可以看出，对于每一组数据，5 次随机实验迭代反演求解的 μ_a 和 μ'_s 误差相差很小，说明该方法对运输平均自由程 l^* 初始值不敏感，具有较高的鲁棒性。

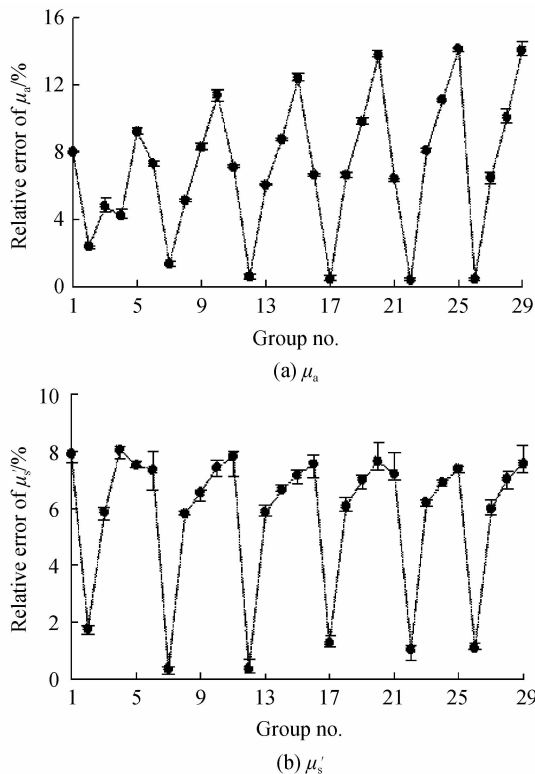


图 3 29 组数据迭代反演的相对误差
Fig. 3 Relative error of estimating 29 groups by iterative inversion

图 4 是 $\mu_a = 0.04 \text{ cm}^{-1}$ ， $\mu'_s = 4 \text{ cm}^{-1}$ ($l^* = 2.48 \text{ mm}$) 运输平均自由程随机初始值为 $l^* = 0.644 \text{ mm}$ ，应用迭代反演求解时，运输平均自由程估计值相对误差随迭代次数的变化。显而易见，随着迭代次数的增加，相对误差呈减小的趋势并趋于稳定，说明该方法具有较高的鲁棒自适应性。

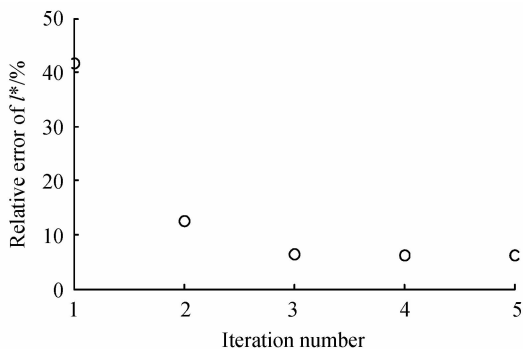


图 4 运输平均自由程估计值相对误差随迭代次数的变化 ($\mu_a = 0.04 \text{ cm}^{-1}$ ， $\mu'_s = 4 \text{ cm}^{-1}$)
Fig. 4 Relative error of estimating mfp' with iteration number ($\mu_a = 0.04 \text{ cm}^{-1}$ ， $\mu'_s = 4 \text{ cm}^{-1}$)

根据输运平均自由程的值分6个小组分别对 μ_a 和 μ_s' 统计分析,结果见表2和表3.由表分析可知,在大多数情况下,迭代反演的重构误差都要优于传统经验估计,这是由于迭代反演能较为准确地估计到输运平均自由程的值,与真实值相差较小,可以有效地避免近光源区模型误差的引入.此外,从分组后的统计结果也可以看出,传统经验估计的重构误差也有优于迭代反演的,造成这一结果的主要原因是放大倍数 $\gamma=1.5$ 未必对每组数据都合适.不同的 γ 会直接影响光源-检测器最小距离 d_{min} 的大小,造成反演结果存在差异.

表2 传统经验估计和迭代反演各个分组 μ_a 的平均相对误差

Table 2 Relative error of μ_a for each group by the traditional empirical estimation and iterative inversion

	Relative error/%				
	d_{min}^1	d_{min}^2	d_{min}^3	d_{min}^4	Iterative
1~5	87.84	15.68	4.54	6.11	5.74
6~10	10.99	6.84	7.17	6.97	6.73
11~15	6.38	7.45	7.44	7.41	7.01
16~20	7.96	8.37	9.13	5.31	7.49
21~25	8.09	8.67	12.15	43.64	8.27
26~29	8.01	8.88	12.95	61.86	7.79
Average	21.55	9.32	8.90	21.88	7.17

表3 传统经验估计和迭代反演各个分组 μ_s' 的平均相对误差

Table 3 Relative error of μ_s' for each group by the traditional empirical estimation and iterative inversion

	Relative error/%				
	d_{min}^1	d_{min}^2	d_{min}^3	d_{min}^4	Iterative
1~5	32.18	13.24	6.75	5.88	6.22
6~10	12.48	5.33	5.15	4.76	5.49
11~15	6.52	5.06	5.27	5.67	5.57
16~20	4.93	5.96	7.65	7.51	5.91
21~25	5.21	6.08	10.25	27.05	5.76
26~29	4.75	5.56	11.57	33.97	5.42
Average	11.01	6.87	7.77	14.14	5.73

4.3 不同信噪比噪声的传统经验估计和迭代反演

由于真实的实验数据都是有噪声的,表4和表5给出了不同信噪比噪声条件下(每一个信噪比的噪声随机5次)的传统经验估计和迭代反演估计,反演29组数据 μ_a 和 μ_s' 的平均相对误差.传统经验估计的光源-检测器最小距离设置与4.1节一致;迭代反演估计的输运平均自由程初始值为随机给定.从表中可以看出,随着信噪比的加大,吸收系数和有效散射系数的反演误差都呈现出减小的趋势.对比于传统经验估计,迭代反演估计方法的重构误差对噪声更为稳定,随着信噪比的变化,相对误差的变化相对较小.造成这一结果的主要原因是,即使是在加入噪声的情况下,迭代反演估计方法仍能较为准确地估计到输运平均自由程的值.

表4 不同信噪比下各个分组 μ_a 的平均相对误差

Table 4 Relative error of μ_a for each group with different SNR

	SNR /dB	Relative error/%				
		d_{min}^1	d_{min}^2	d_{min}^3	d_{min}^4	Iterative
1~5	40	94.78	20.13	10.85	11.53	9.24
	60	91.25	18.45	8.48	8.94	8.87
	80	90.15	17.92	7.26	8.53	7.53
6~10	40	14.86	10.32	10.65	9.54	8.39
	60	13.25	8.26	8.69	8.85	8.13
	80	12.54	7.75	7.95	8.15	7.56
11~15	40	11.59	10.48	10.25	9.49	8.81
	60	9.82	8.02	8.13	8.57	8.58
	80	8.51	7.68	7.54	7.58	7.67
16~20	40	11.24	11.84	13.87	11.59	11.54
	60	8.85	10.42	11.36	8.47	9.89
	80	8.27	9.54	10.25	7.52	8.84
21~25	40	11.25	12.57	17.14	54.27	11.61
	60	9.64	10.84	15.83	50.16	10.94
	80	9.15	9.63	14.52	48.59	10.15
26~29	40	11.82	12.24	16.69	71.46	10.69
	60	10.03	10.78	14.38	68.58	9.57
	80	9.16	9.97	13.69	65.87	9.03
Average	40	25.92	12.93	13.24	27.98	10.05
	60	23.81	11.13	11.15	25.60	9.33
	80	22.96	10.42	10.20	24.37	8.46

表5 不同信噪比下各个分组 μ_s' 的平均相对误差

Table 5 Relative error of μ_s' for each group with different SNR

	SNR /dB	Relative error/%				
		d_{min}^1	d_{min}^2	d_{min}^3	d_{min}^4	Iterative
1~5	40	39.13	15.62	10.16	8.71	10.09
	60	36.24	13.79	8.68	6.74	8.94
	80	35.18	13.51	8.23	5.96	7.85
6~10	40	16.29	10.52	8.12	7.18	8.22
	60	16.02	8.85	7.53	5.87	7.68
	80	15.24	8.20	7.14	5.32	6.82
11~15	40	9.35	9.13	8.83	9.51	8.41
	60	8.25	7.89	7.56	7.27	6.84
	80	7.83	7.68	7.28	6.91	6.13
16~20	40	8.16	8.06	10.58	11.29	9.15
	60	6.82	6.73	8.95	9.37	7.59
	80	6.34	6.18	8.64	9.02	7.35
21~25	40	8.62	10.36	15.24	35.12	8.74
	60	7.22	9.17	13.59	32.80	7.58
	80	6.86	8.84	13.21	31.51	6.41
26~29	40	8.26	9.15	16.64	41.74	7.92
	60	6.86	7.59	14.98	37.25	6.85
	80	6.25	6.78	13.54	36.84	6.18
Average	40	14.97	10.47	11.60	18.93	8.76
	60	13.57	9.00	10.22	16.55	7.58
	80	12.95	8.53	9.67	15.93	6.79

5 结论

本文提出了一种基于迭代反演的输运平均自由程 l^* 估计及光源-检测器最小距离 d_{\min} 确定方法。该方法利用迭代估计思想,自适应地改变光源-检测器最小距离,提高光学特性参量的反演准确度。在无噪声的条件下,吸收系数 μ_a 反演的平均相对误差为 7.17%;有效散射系数 μ_s' 反演的平均相对误差为 5.73%。对比传统经验方法给定的光源-检测器最小距离下反演的最佳结果,吸收系数 μ_a 的平均相对误差降低了 1.73%,有效散射系数 μ_s' 的平均相对误差降低了 1.14%。在加入信噪比为 40~80dB 噪声的情况下,该方法仍然能获得较高的光学特性参量反演准确度,吸收系数 μ_a 误差的变动范围为 8.46%~10.05%;有效散射系数 μ_s' 误差的变动范围为 6.79%~8.76%。因此,迭代反演能有效地提高光学特性参量反演准确度。

参考文献

- [1] ZHANG Lian-shun, ZHANG Chun-ping, WANG Xin-yu, *et al.* Simulation study of noninvasive determination of the optical scattering and absorption coefficients of biological tissue [J]. *Chinese Journal of Quantum Electronics*, 2002, **19**(4): 318-322.
张连顺, 张春平, 王新宇, 等. 生物组织光学特性参量无视测量的模拟研究[J]. 量子电子学报, 2002, **19**(4): 318-322.
- [2] YANG Li, GAO Mei-ting. The study of support vector machine on the non-destructive measurement of tissue optical parameters[J]. *Laser Journal*, 2014, **35**(11): 68-71.
杨丽, 高美婷. 支持向量机无损测量组织光学参量的研究[J]. 激光杂志, 2014, **35**(11): 68-71.
- [3] WANG Xi-cang, HUA Zhen, MENG Zhao-kun. Time domain model of light transport in multi-layer matched biological tissue [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2006, **35**(7): 1060-1064.
王喜昌, 华臻, 孟兆坤. 光在多层匹配生物组织中的时域传输模型[J]. 光子学报, 2006, **35**(7): 1060-1064.
- [4] QIN J, LU R, PENG Y. Prediction of apple internal quality using spectral absorption and scattering properties [J]. *Transactions of the ASABE*, 2009, **52**(2): 499-507.
- [5] 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 vivo [J]. *Medical Physics*, 1992, **19**(4): 879-888.
- [6] 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**(1-3): 246-254.
- [7] ZHANG Xiao-juan, ZHOU Qing-jun, YANG Wei. Study of

SP3 for spatially resolved diffuse reflectance close to light source [J]. *Acta Physica Sinica*, 2012, **61**(3): 034202.

张小娟, 周青军, 杨薇. 光源附近空间分辨漫反射的 SP3 研究 [J]. 物理学报, 2012, **61**(3): 034202.

- [8] INSEOK S, CAROLE K H, VASAN V. Radiative transport in the delta-P1 approximation for semi-infinite turbid media [J]. *Medical Physics*, 2008, **35**(2): 681-693
- [9] CEN H, LU R, DOLAN K. Optimization of inverse algorithm for estimating the optical properties of biological materials using spatially resolved diffuse reflectance [J]. *Inverse Problems in Science and Engineering*, 2010, **18**(6): 853-872.
- [10] HE Chun-liu, ZHU Qi-bing, HUANG Min. Inversion of the optical properties parameters of biological tissue based on moment transformation [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2015, **44**(2): 16-22.
何春柳, 朱启兵, 黄敏. 基于矩变换的生物组织光学特性参量反演 [J]. 光子学报, 2015, **44**(2): 16-22.
- [11] CEN H, LU R. Optimization of the hyper spectral imaging-based spatially-resolved system for measuring the optical properties of biological materials [J]. *Optics Express*, 2010, **18**(16): 17412-17432.
- [12] WANG Yan-qiu, LIN Ling, LI Gang, *et al.* Theory and technology of nondestructive measurement for biological tissue optical properties [J]. *Optical Technique*, 2001, **27**(4): 355-358.
王艳秋, 林凌, 李刚, 等. 生物组织光学特性参量的无损检测理论与技术 [J]. 光学技术, 2001, **27**(4): 355-358.
- [13] 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.
- [14] THOMAS FC, LI Y Y. On the convergence of interior-reflective Newton methods for nonlinear minimization subject to bounds [J]. *Mathematical Programming*, 1994, **67**(1-3): 189-224.
- [15] CUBEDDU R, D'ANDREA C, PIFFERI A, *et al.* Time-resolved reflectance spectroscopy applied to the nondestructive monitoring of the internal optical properties in apples [J]. *Applied Spectroscopy*, 2001, **55**(10): 1368-1374.
- [16] WANG Ji-hui, DING Yan, CHEN Song-lin, *et al.* Transport for photon beams of finite size in biological tissues based on Monte Carlo [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2014, **43**(s1): 167-171.
王吉辉, 丁艳, 陈松林, 等. 有限宽光束在生物组织中传输的蒙特卡罗方法 [J]. 光子学报, 2014, **43**(s1): 167-171.
- [17] HAYAKAWA C K, HILL B Y, YOU J S, *et al.* Use of the delta-P1 approximation for recovery of optical absorption, scattering, and asymmetry coefficients in turbid media [J]. *Applied Optics*, 2004, **43**(24): 4677-4684.