

文章编号:1004-4213(2011)05-0705-7

基于稳态辐射传输方程的小动物尺寸组织体 扩散光学层析法

金蒙¹, 高峰^{1,2}, 杨芳¹, 李娇¹, 马文娟¹

(1 天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

(2 天津市生物医学检测技术与仪器重点实验室, 天津 300072)

摘 要:在 Newton-Raphson 逆模型框架下, 发展了基于稳态辐射传输方程光子输运正模型和代数重建技术的扩散光学层析图像重建算法, 并针对小尺寸组织体内部吸收和散射系数同时重建情况下的标准代数重建技术算法进行了改进, 数值结果表明改进后的代数重建技术算法重建图像效果优于标准代数重建技术算法。

关键词:扩散光学层析; 辐射传输方程; 逆问题; 小动物成像

中图分类号:Q63

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20114005.0705

0 引言

扩散光学层析成像 (Diffuse Optical Tomography, DOT) 是一种获得广泛关注的无创功能成像模式^[1], 其基本原理是: 使用波长范围在 650 nm 到 900 nm 之间的近红外光“扫描”组织体, 通过测量组织体表面上的光强分布来重建组织体内部的光学参量图像. DOT 的成像对象是反映组织体病生理功能信息的光学参量 (吸收和散射系数), 具有灵敏度和特异性高、安全廉价以及实时性强等多重优点^[2], 因此在新生儿的脑血氧监测^[3]、乳腺肿瘤的早期检测^[4]和基于小动物疾病模型的分子成像^[5]等领域具有广泛的重要应用前景. DOT 研究广泛采用基于光子输运模型逆问题求解的图像重建方法^[6], 其中扩散方程 (Diffusion Equation, DE) 和辐射传输方程 (Radiative Transfer Equation, RTE) 为目前应用的两种主要光子输运模型. 辐射传输方程原则上能精确描述任何组织体内光子传播过程, 但在稳态情况下, 它是一个与三维空间位置和辐射方向相关的四维微分-积分方程, 其求解复杂而耗时. 因此, 国内外学者广泛采用基于扩散方程的正向模型, 由于它是辐射传输方程的一阶球谐波展开近似, 其适用范围有相当的局限性: 仅适用于高散射、低吸

收组织体的远源区光子密度场的描述^[1]. 因此, 一方面, 对于小尺寸组织体 (如小动物) 的成像应用, 由于光源和探测器的分布较密, 扩散方程的适用性较差, 影响对近源场光学参量的重建; 另一方面, 在生物组织内的某些区域, 如高散射、高吸收的骨骼组织、低散射、低吸收的脑脊液层以及腹部大量的空腔域等, 扩散方程无法实现光子传播行为的有效建模. 为此, 国内外学者一直对基于辐射传输方程的 DOT 成像技术研究有着广泛的兴趣^[7-9]. Klose 等人以 RTE 差分解为正向模型, 发展了基于共轭梯度非线性优化方法的二维 DOT 图像重建技术^[10], 但其在辐射传输方程的二维简化过程将光子输运行为不切实地限制在二维测量平面内, 因而引入了明显的模型偏差. Tarvainen 等人则提出基于 DE-RTE 混合正向模型的三维 DOT 方法^[11], 该模型旨在通过近源场 RTE 和远区场 DE 的结合提高建模的计算效率, 该方法的一个重要实现前提是需要获取组织区域边界信息, 这在许多应用如小动物全身成像等中实现具有相当大的困难.

综上所述, 发展建立全辐射传输理论模型基础之上的三维 DOT 图像重建通用理论对拓展 DOT 技术在小动物疾病模型成像中的应用具有非常重要的意义. 本文在稳态辐射传输方程正向模型的基础

基金项目:国家自然科学基金 (No. 30870657、No. 30970775)、国家重点基础研究发展计划 (No. 2006CB705700)、国家高技术研究发展计划 (No. 2009AA02Z43) 和天津市自然科学基金 (No. 09JCYBJC18200、No. 10JCZDJC17300) 资助

第一作者:金蒙 (1980—), 男, 博士研究生, 主要研究方向为基于辐射传输方程的扩散光学层析成像. Email: kingman1980@hotmail.com

导师 (通讯作者):高峰 (1963—), 男, 教授, 博导, 主要研究方向为扩散光学层析成像, 扩散荧光层析成像. Email: gaofeng@tju.edu.cn

收稿日期:2010-09-17; **修回日期:**2010-11-26

上,利用泛函微扰法导出了 DOT 成像中的关键的 Jacobi 矩阵积分计算公式,进而建立了基于 Newton-Raphson 逆模型框架的先进 DOT 图像重建方法. 在标准代数重建技术 (Algebraic Reconstruction Technique, ART) 的基础上,发展了改进的 ART 重建算法. 数值计算表明,本文所建立的标准 ART 算法可以有效地对吸收和散射系数分别重建. 在吸收和散射系数同时重建的情况下,改进的 ART 重建算法优于标准的 ART 算法.

1 正向模型

在 DOT 中,正向模型用于模拟某一区域 Ψ 在光源阵列 ζ_s , ($s=1,2,\dots,S$) 激励下,探测器阵列上 ξ_d , ($d=1,2,\dots,D$) 获得的输出 M

$$M(\zeta_s, \xi_d) = F[\zeta_s, \xi_d, \mu_s(\mathbf{r}), \mu_a(\mathbf{r})] \quad (1)$$

式中 F 为非线性算子

F :

$$\begin{cases} [\hat{\mathbf{s}} \cdot \nabla + \mu_a(\mathbf{r}) + \mu_s(\mathbf{r})] \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) = \\ \mu_s(\mathbf{r}) \int_{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}') d\hat{\mathbf{s}}' \end{cases} \quad (2)$$

$$\Phi(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) = \delta(\mathbf{r} - \zeta_s, \hat{\mathbf{s}} - \hat{\mathbf{n}}_s^-) (\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) \in \partial\Psi^- \quad (3)$$

$$\begin{cases} M(\zeta_s, \xi_d) = \left\{ \int_{s \cdot \mathbf{n} > 0} \Phi_{\zeta_s}(\xi_d, \hat{\mathbf{s}}) d\hat{\mathbf{s}} \mid s = \right. \\ \left. 1, 2, \dots, S, d = 1, 2, \dots, D \right\} \end{cases} \quad (4)$$

方程(2)为精确描述光子传播过程的辐射传输方程^[12],其中, $\Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}})$ 为辐射率,表示空间 Ψ 在光源 ζ_s 激励下某一位置 \mathbf{r} , 在 $\hat{\mathbf{s}}$ 方向上单位立体角内的平均功率; μ_a 和 μ_s 分别为吸收和散射系数,单位是 mm^{-1} ; $p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}')$ 为散射相位函数,本文采用了在生物医学光子学研究中广泛使用的 Henyey-Greenstein 相位函数^[13]

$$p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') = \frac{1-g^2}{4\pi(1+g^2-2g \cdot (\hat{\mathbf{s}} \cdot \hat{\mathbf{s}}'))^{3/2}} \quad (5)$$

方程(3)为含有源激励的边界条件,表示在组织体表面 $\partial\Psi$ 内方向上辐射率分布为 $\delta(\mathbf{r} - \zeta_s, \hat{\mathbf{s}} - \hat{\mathbf{n}}_s^-)$, ζ_s 为光源激励所在位置, $\hat{\mathbf{n}}_s^-$ 为表面上 ζ_s 处的内法线方向. 方程(4)为探测器算子,表示对辐射率在表面探测器位置上进行外向半立体角积分可以得到探测器的测量量, ξ_d 为探测器所在位置, S 和 D 分别表示光源数量和探测器数量. 本文采用二维辐射传输方程,即辐射率在某一坐标方向上变化率为零,方程(2)退化为关于横截面 $x-y$ 坐标的二维辐射传输方程

$$\begin{aligned} \frac{\partial \Phi_{\zeta_s}(x, y, \hat{\mathbf{s}})}{\partial x} \alpha + \frac{\partial \Phi_{\zeta_s}(x, y, \hat{\mathbf{s}})}{\partial y} \beta + \\ [\mu_a(x, y) + \mu_s(x, y)] \Phi_{\zeta_s}(x, y, \hat{\mathbf{s}}) = \end{aligned}$$

$$\mu_s(x, y) \int_{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') \Phi_{\zeta_s}(x, y, \hat{\mathbf{s}}') d\hat{\mathbf{s}}' \quad (6)$$

式中: α, β 分别为方向 $\hat{\mathbf{s}}$ 与 x, y 坐标轴之间的夹角的余弦. 本文采用离散立体角元法对立体角进行离散,并采用有限差分方法对 RTE 进行求解^[14].

2 逆问题

2.1 基于 RTE 的图像重建理论

在 DOT 中,正向模型被用来模拟实际光学测量系统中的探测器输出. 通过改变正向模型中光学参量的分布,将实际测量系统中探测器的输出和正向模型得到的输出值作匹配,从而对有限区域 Ψ 内的光学参量进行重建. 由于近红外光在组织体内传播以散射为主,导致 DOT 图像重建是一个具有高度不确定性的非线性逆问题. 该问题可以表示为一个非线性最小二乘问题的求解,本文采用 Newton-Raphson 方法将非线性问题线性化后,对关于光学参量的微扰线性方程采用 ART 算法进行求解^[15].

线性化非线性算子首先要求解算子的 Jacobi 矩阵. 定义 $\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}$ 为正向模型 F 的 Jacobi 矩阵. 本文利用 RTE 采用微扰法对 $\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}$ 矩阵进行构建. 假设光学参量分布增加一个微扰,即 $[\mu_s(\mathbf{r}), \mu_a(\mathbf{r})] \rightarrow [\mu_a(\mathbf{r}) + \delta\mu_a(\mathbf{r}), \mu_s(\mathbf{r}) + \delta\mu_s(\mathbf{r})]$, 由此导致辐射率发生微扰,即 $\Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) \rightarrow \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) + \delta\Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}})$, 代入 RTE 中,并忽略高阶小项,可得

$$\begin{aligned} & [\hat{\mathbf{s}} \cdot \nabla + \mu_a(\mathbf{r}) + \mu_s(\mathbf{r})] \delta\Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) - \mu_s(\mathbf{r}) \cdot \\ & \int_{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') \delta\Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}') d\hat{\mathbf{s}}' = \left(\int_{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') \cdot \right. \\ & \left. \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}') d\hat{\mathbf{s}}' - \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) \right) \delta\mu_s(\mathbf{r}) - \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) \cdot \\ & \delta\mu_a(\mathbf{r}) \end{aligned} \quad (7)$$

利用 Green 函数可以获得探测器位置上测量量的变化 δM 与光学参量扰动的关系

$$\begin{aligned} \delta M(\zeta_s, \xi_d) = \iint G^{(M)}(\xi_d, s_d; \mathbf{r}, \mathbf{s}) \{ \int_{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') \cdot \\ \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}') d\hat{\mathbf{s}}' - \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) \} \delta\mu_s(\mathbf{r}) - \Phi_{\zeta_s}(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) \cdot \\ \delta\mu_a(\mathbf{r}) \} d\hat{\mathbf{s}} d\mathbf{r} \end{aligned} \quad (8)$$

式(8)离散化后可得代数方程

$$\delta \mathbf{M} = \mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a} \delta \boldsymbol{\mu} \quad (9)$$

式中

$$\delta \mathbf{M} = \begin{bmatrix} \delta M(\zeta_1, \xi_1) \\ \delta M(\zeta_1, \xi_2) \\ \dots \\ \delta M(\zeta_S, \xi_D) \end{bmatrix}, \delta \boldsymbol{\mu} = \begin{bmatrix} \delta\mu_{s1} \\ \dots \\ \delta\mu_{sN} \\ \delta\mu_{a1} \\ \dots \\ \delta\mu_{aN} \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a} = [\mathbf{J}_s, \mathbf{J}_a]$$

$$\begin{aligned}
 \mathbf{J}_s &= \begin{bmatrix} J_s^{1,1,1} & J_s^{1,1,2} & \dots & J_s^{1,1,N} \\ J_s^{1,2,1} & J_s^{1,2,2} & \dots & J_s^{1,2,N} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ J_s^{S,D,1} & J_s^{S,D,2} & \dots & J_s^{S,D,N} \end{bmatrix} \\
 \mathbf{J}_a &= \begin{bmatrix} J_a^{1,1,1} & J_a^{1,1,2} & \dots & J_a^{1,1,N} \\ J_a^{1,2,1} & J_a^{1,2,2} & \dots & J_a^{1,2,N} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ J_a^{S,D,1} & J_a^{S,D,2} & \dots & J_a^{S,D,N} \end{bmatrix} \quad (11)
 \end{aligned}$$

为 Jacobi 矩阵,其元素计算如下

$$\begin{cases} J_a^{s,d,i} = -[G^{<M>}(\xi_d, \hat{s}_d; \mathbf{r}^i, \hat{s}) \Phi_{\xi_s}^i(\hat{s}) d \hat{s} \cdot \mathbf{V}^i \\ J_s^{s,d,i} = [G^{<M>}(\xi_d, \hat{s}_d; \mathbf{r}^i, \hat{s}) (\int_{4\pi} p(\hat{s}, \hat{s}') \cdot \\ \Phi_{\xi_s}(\hat{s}') d \hat{s}' - \Phi_{\xi_s}^i(\hat{s}) d \hat{s} \cdot \mathbf{V}^i \\ s=1,2,\dots,S, d=1,2,\dots,D, i=1,2,\dots,N \end{cases} \quad (12)$$

式中 $G^{<M>}(\xi_d, \hat{s}_d; \mathbf{r}^i, \hat{s})$ 为 $\delta(\mathbf{r}^i, \hat{s})$ 在探测器位置 (ξ_d, \hat{s}_d) 的格林函数的半立体角积分; $\Phi_{\xi_s}(\hat{s})$ 为在 ξ_s 光源激励下,空间网格 i 点上 \hat{s} 方向上的辐射率; V^i 为 i 点周围体元的体积; N 为空间网格节点个数. 本文采用代数重建算法对光学参量进行重建. ART 是广泛应用于医学成像领域的一种基于矩阵行的迭代重建技术,它源自于求解具有可逆系统的代数方程系统的 Kaczmarz 法,并由 Gordon 首次引入医学成像领域^[16]. 其应用到 DOT 中的迭代过程如

$$\begin{cases} \delta \mu_x^k = \delta \mu_x^{k-1} + \lambda \frac{[\delta \mathbf{M}^k - \mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}^k \cdot \delta \mu_x^{k-1}]}{\|\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}^k\|^2} [\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}^k]^\top \\ \delta \mu_x^0 = 0, k=1,2,\dots,S \times D \end{cases} \quad (13)$$

式中, $\delta \mathbf{M}^k$ 是 $\delta \mathbf{M}$ 列向量的第 k 个元素, $\delta \mathbf{M}$ 为 SD 列向量. $\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}^k$ 是 $\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}$ 矩阵的第 k 行; $\delta \mu_x$ 是一个 $2N$ 列向量,表示外部第 x 次迭代时需要计算的光学参量微扰值; λ 称为松弛因子(relaxation factor),其取值范围为 $(0, 2)$. 迭代过程如图 1.

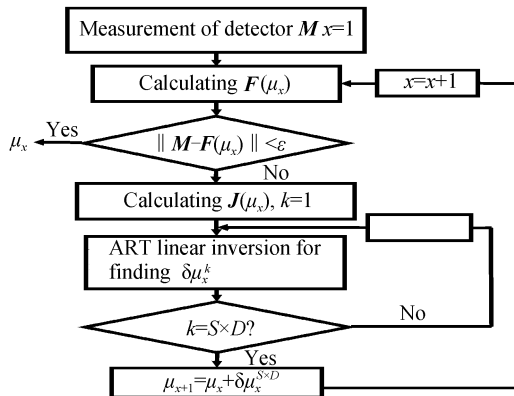


图 1 ART 的图像重建算法
Fig. 1 Flowchart of ART image reconstruction algorithm

2.2 改进的 ART 算法

数值验证表明标准 ART 算法可以有效地分别对吸收系数和散射系数进行重建. 在对两者进行分别重建的过程表明,标准的 ART 算法对吸收系数的重建的收敛速度较对散射系数的更快. 因此导致了在对两者进行同时重建的过程中,无法准确重建异质体散射系数的大小. 因此,需要对标准 ART 算法进行修改. 本文采用对 Jacobi 矩阵进行缩放操作^[2]来平衡两者的收敛速度

$$\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}^k = \left[\frac{\mathbf{J}_s^k \mathbf{J}_a}{\max(\mathbf{J}_s^k) \max(\mathbf{J}_a)} \right] \quad (14)$$

式中, $\mathbf{J}_s^k, \mathbf{J}_a^k$ 分别是对应散射系数和吸收系数的 Jacobi 矩阵的第 k 行. 在对 Jacobi 矩阵进行缩放后,在重建过程中,需要对重建后的散射和吸收系数进行类似的缩放,并对吸收系数和散射系数采用不同的松弛因子,即式(13)演变为

$$\begin{cases} \delta \mu^k = \frac{[\delta \mathbf{M}^k - \mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}^k \cdot \delta \mu^{k-1}]}{\|\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}^k\|^2} [\mathbf{J}_{\mu_s, \mu_a}^k]^\top \\ \delta \mu_s^k = \delta \mu_s^{k-1} + \lambda_s \cdot \frac{\delta \mu_s^k}{\max(\mathbf{J}_s^k)} \\ \delta \mu_a^k = \delta \mu_a^{k-1} + \lambda_a \cdot \frac{\delta \mu_a^k}{\max(\mathbf{J}_a^k)} \\ \delta \mu^k = 0, k=1,2,\dots,S \times D \end{cases} \quad (15)$$

3 数值模拟和讨论

本文针对小组织体成像问题,对大小为 $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ 的正方形模拟组织体(小鼠截面尺寸)进行了光学参量重建. 光源和探测器等距分布在模拟组织体表面,其中光源数量为 $S=16$,探测器数量为 $D=16$,分布如图 2.

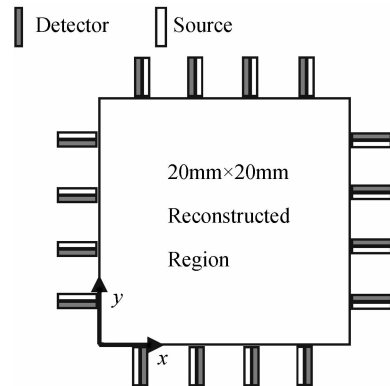


图 2 重建区域以及源和探测器的位置
Fig. 2 Distribution of 16 sources and 16 detectors around $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ region

模拟组织体的背景光学参量为 $\mu_s = 10, \mu_a = 0.01, g = 0.9$. 首先对吸收系数和散射系数采用标准 ART 重建算法进行了分别单独重建,异质体分

布如图 3(a), 光学参量分别为: $\mu_{s1} = 10, \mu_{a1} = 0.03$ 和 $\mu_{s2} = 30, \mu_{a2} = 0.01$ 的情况下的光学参量重建. 在对吸收系数进行单独重建时, 取松弛因子 $\lambda = 0.025$, 对散射系数进行单独重建时取松弛因子 $\lambda = 1$, 取如下迭代终止判据: 当当前迭代所得到的探测器测量量的相对误差 ($|\delta \mathbf{M}| / |\mathbf{M}|$) 大于上次迭代所得到的探测器测量量的相对误差, 即终止迭代. 在使用标准的 ART 算法对吸收系数和散射系数进行分别重建的结果如图 3(b). 从图 3 中可以看到, 标

准的 ART 算法可以对吸收系数和散射系数进行有效地分别重建. 在使用标准 ART 算法对吸收系数和散射系数进行重建过程中的得到的探测器相对误差如图 4. 由于重建散射系数过程中选用的较大的松弛因子, 因此同时重建两个光学参量时, 即选用相同的松弛因子的情况下, 散射系数在重建过程中的收敛速度要小于吸收系数. 图 5 展示了分别采用标准 ART 算法和修改后的 ART 算法对图 3(a) 所示模拟组织体进行吸收系数和散射系数同时重建的结

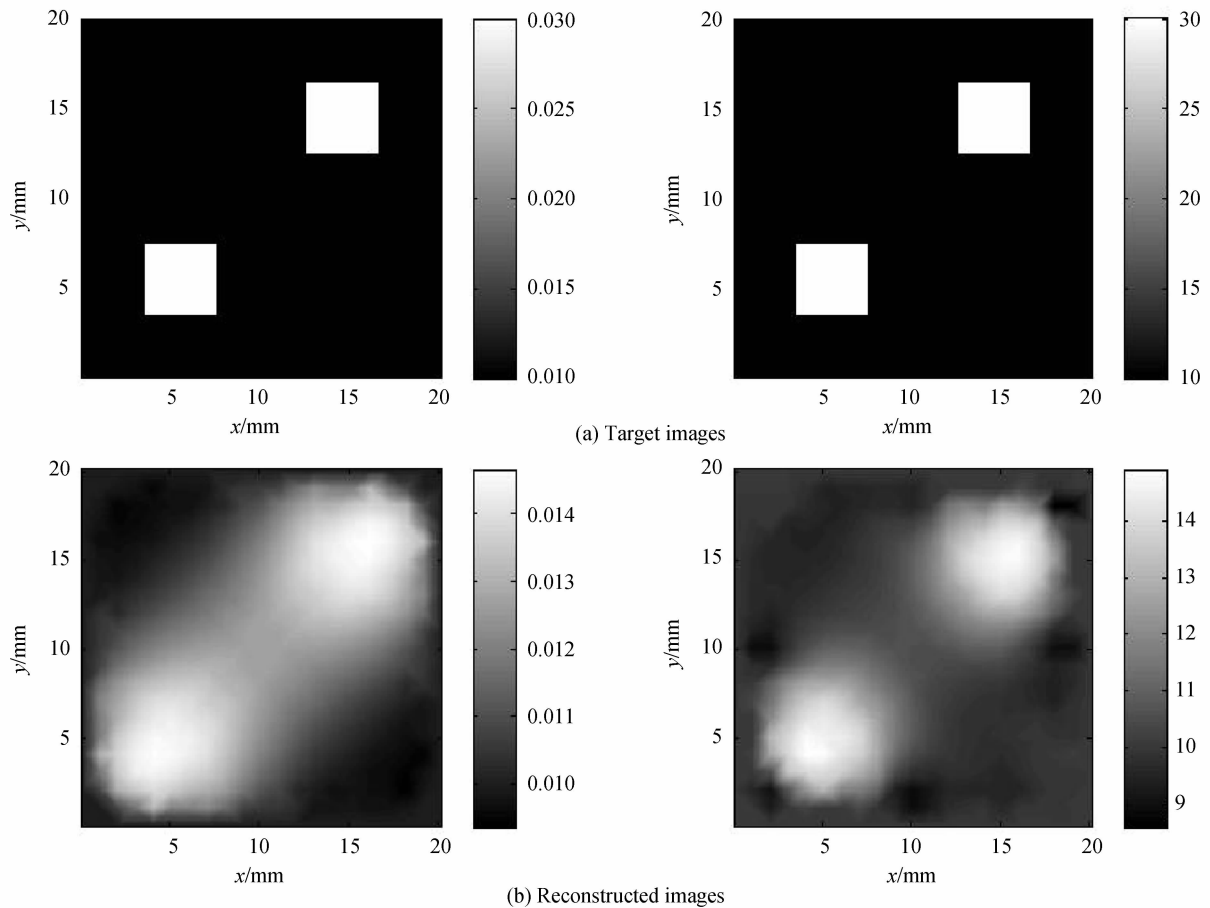


图 3 采用标准 ART 算法对吸收系数(左)和散射系数(右)进行分别单独重建

Fig. 3 Independent reconstruction of the absorption coefficient (left column) and scattering coefficient (right column), using the standard ART with $\lambda = 0.025$ for absorption and $\lambda = 1$ for scattering, respectively

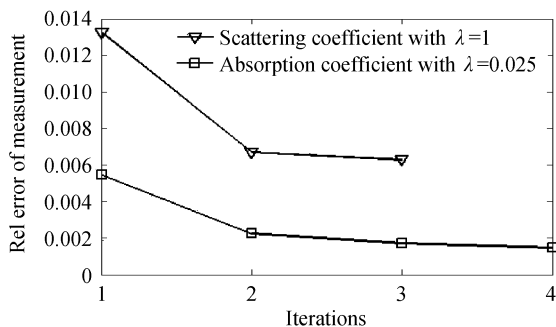


图 4 对吸收系数和散射系数进行分别单独重建过程中的每次迭代探测器相对误差

Fig. 4 Relative errors as a function of the iteration number for independent reconstruction of the absorption and scattering coefficients

果, 图 6 为上述重建图像当 $y = 15$ mm 时, 沿 x 轴的剖面曲线. 其中异质体光学参量为: $\mu_a = 0.03, \mu_s = 30$, 在使用标准 ART 算法重建时, 取松弛因子 $\lambda = 0.025$, 在使用改进后的 ART 算法重建时取松弛因子 $\lambda_a = 0.025, \lambda_s = 1$. 从图 5(a) 中可以看到, 由于吸收系数的收敛速度过快, 在使用标准的 ART 算法进行重建时, 所得到的散射系数数量化度极低, 同时吸收系数的峰值已经超出了异质体的最大值. 这是由于重建过程中, 光学参量在迭代过程中收敛的速度不一致, 异质体的散射影响了吸收的重建, 使得吸收系数峰值超过了异质体的最大值. 从图 5(b) 中可看到, 在采用修改后的 ART 算法进行重建时, 由于对

两者收敛速度进行了平衡,提高了重建的散射系数的量化度,同时吸收系数的重建结果优于标准 ART

算法. 尽管如此,散射系数重建的收敛速度仍然显著落后与吸收系数重建.

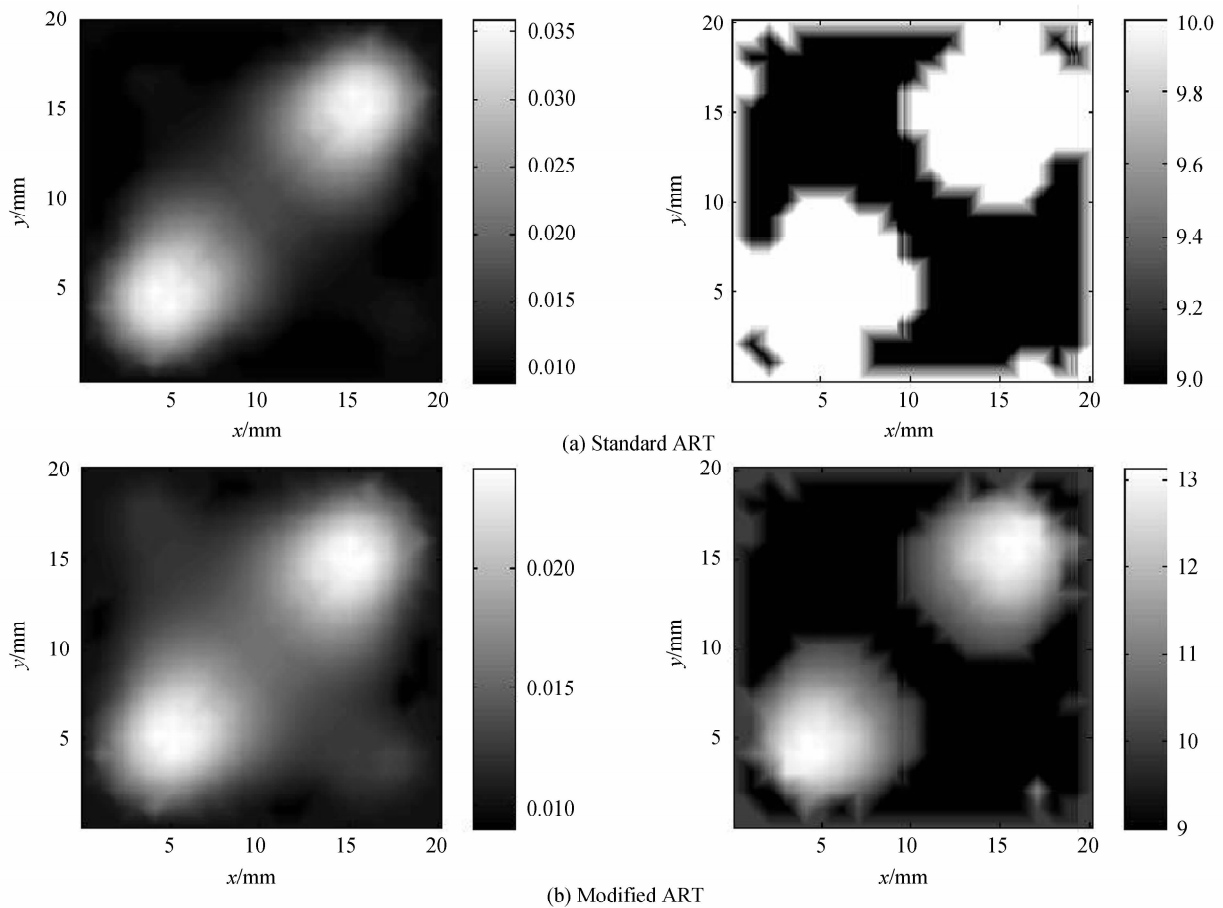


图 5 采用标准 ART 算法和改进后的 ART 算法对吸收系数(左)和散射系数(右)进行同时重建的结果
Fig. 5 The simultaneous reconstruction of the absorption coefficient (left column) and scattering coefficient (right column) from noiseless data, using the standard ART and the modified ART

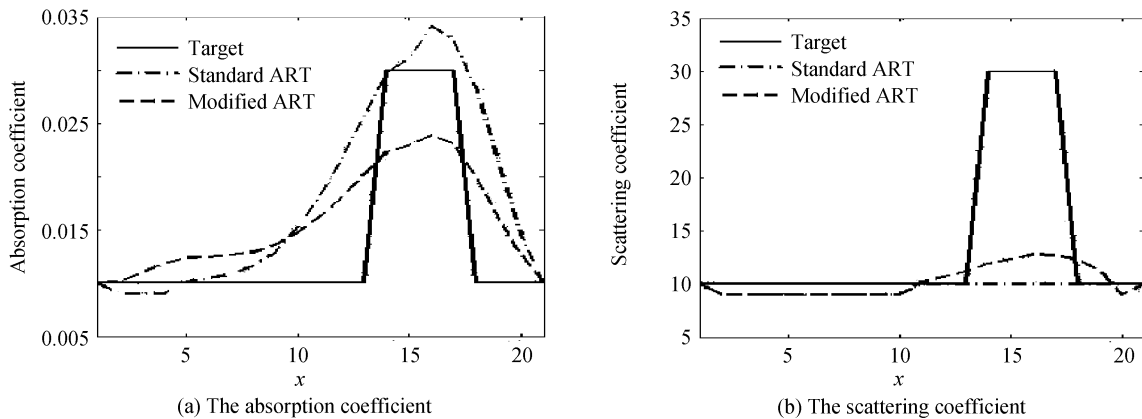


图 6 采用标准 ART 算法和改进后的 ART 算法对吸收系数和散射系数同时重建结果在 $y=15$ mm 处的比对
Fig. 6 Comparison of the reconstructed profiles of the absorption coefficient and the scattering coefficient, at $y=15$ mm using the standard and modified ART linear inversions, respectively

我们对模拟测量信号加入了高斯噪音,即 $M' = M \cdot (1 + 10^{-SNR} \cdot R_{noise})$, 其中 R_{noise} 为一个高斯分布的随机噪音信号, SNR 表示信噪比, 分别取为 35 dB 和 40 dB, 并采用改进后的 ART 算法进行了重建,

重建得到的吸收系数和散射系数的图像如图 7. 可以看到, 在加入 35 dB 和 40 dB 噪音后, 改进后的 ART 算法仍然可以有效地对吸收系数和散射系数进行同时重建, 显示了算法良好的噪音鲁棒性.

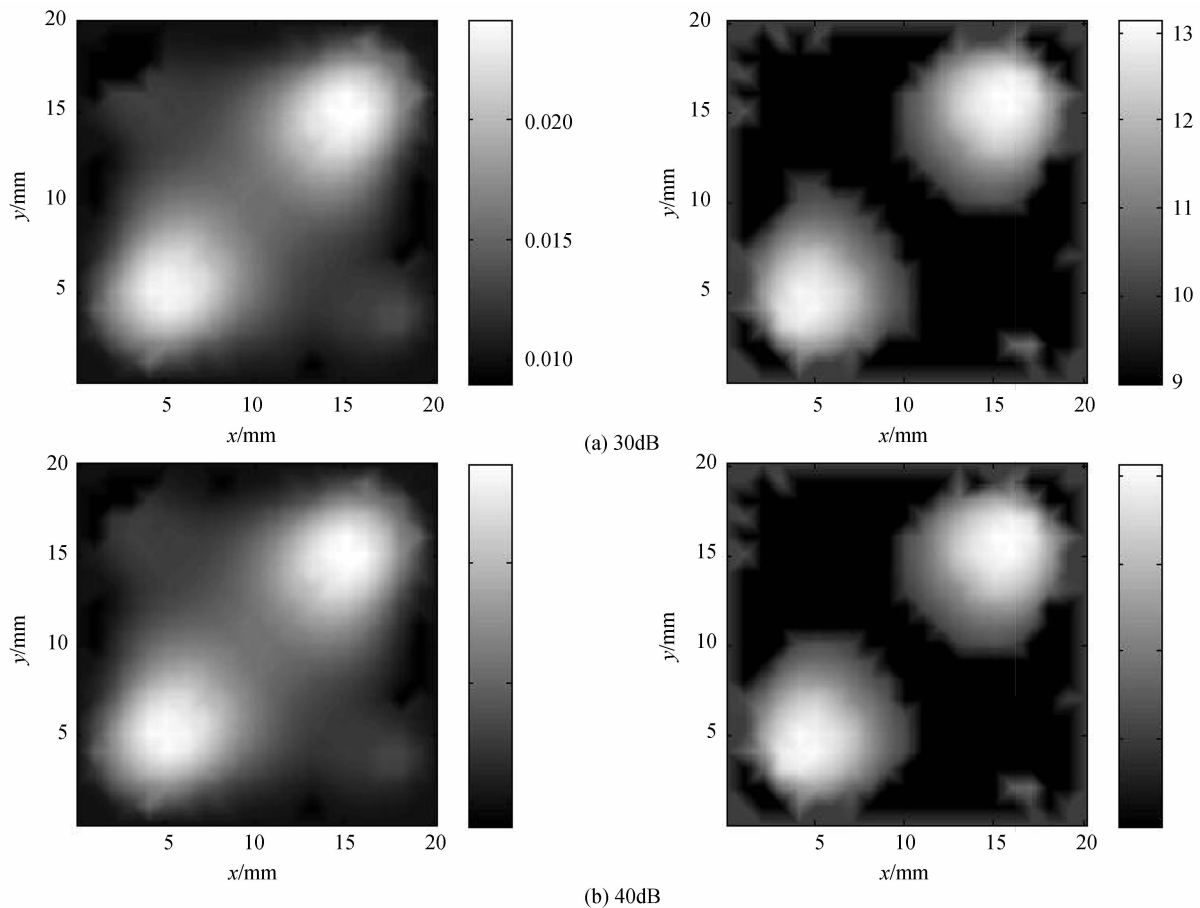


图7 在对模拟信号加入 35 dB 和 40 dB 噪声后对吸收系数(左)和散射系数(右)采用改进后的 ART 重建结果

Fig. 7 The simultaneous reconstruction of the absorption coefficient (left column) and scattering coefficient (right column) using the modified ART, from noisy data with SNR of 35 dB and 40 dB, respectively

4 结论

本文对采用辐射传输方程作为正向模型,对小组织体进行扩散光学层析成像算法进行了研究,推导了逆问题中所使用的 Jacobi 矩阵,并采用 ART 算法对光学参量进行了重建,然后对标准的 ART 算法进行了改进.由于重建过程中光学参量的收敛性不一致,导致在使用标准的 ART 算法进行重建时,部分异质体对光的散射作用交叠在了吸收上,使得散射系数的重建结果量化度极低,同时导致吸收系数的重建结果超出了异质体的光学参量最大值.经过对标准 ART 算法进行改进,放大了迭代过程中每次更新散射系数的迭代结果,平衡了两者的收敛速度,对重建的图像有很好的改善.

由于数值求解辐射传输方程非常耗时,在本文所讨论的情况下,10 次迭代运算所需的时间约为 180 000 秒,因此采用并行计算技术节省计算时间是进一步研究的一个重要课题.同时,由于本文所讨论的求解辐射传输方程的边界条件并未考虑组织体和周围介质的折射率差异对光子在组织体内传播的影响,因此也有必要构建考虑光折射率失配边界条

件的辐射传输方程正向模型,以实现组织体内光子运输过程更为有效的建模.

参考文献

- [1] GIBSON A P, HEBDEN J C, ARRIDGE S R. Recent advances in diffuse optical imaging[J]. *Phys Med Biol*, 2005, **50**: R1-R43.
- [2] ZHAO Hui-juan, GAO Feng, TANIKAWA Y, *et al.* Time-resolved diffuse optical tomography and its application to in vitro and in vivo imaging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2007, **12**(6): 062107.
- [3] GAO Feng, ZHAO Hui-juan, YUKARI Tanikawa *et al.* Optical tomographic mapping of cerebral haemodynamic by means of time-domain detection: methodology and phantom validation[J]. *Phys Med Biol*, 2004, **49**(6): 1055-1078.
- [4] YANG Fang, GAO Feng, MA Yi-wen *et al.* A method of improving image quality in diffuse optical tomography based on spline interpolation of measurement space[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(9): 2428-2434.
- [5] NTZIACHRISTOS V, TUNG C H, BREMER C, *et al.* Fluorescence molecular tomography resolves protease activity in vivo[J]. *Nat Med*, 2002, **8**: 757-761.
- [6] KLOSE A D, NETZ U, BEUTHAN J, *et al.* Optical tomography using the time-independent equation of radiative transfer-Part 1: forward model[J]. *Journal of Quantitative Spectroscopy & Radiative Transfer*, 2002, **72**(5): 691-713.
- [7] CAI W, XU M, ALFANO R R. Three-dimensional radiative transfer tomography for turbid media[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2003, **9**(2): 189-

- 198.
- [8] REN K, BAL G, HIELSCHER A H. Frequency domain optical tomography based on the equation of radiative transfer [J]. *Siam J Sci Comput*, 2006, **28**(4): 1463-1489.
- [9] VAUHKONEN M, VILHUNEN T, KOLEHMAINEN V, *et al.* Utilizing the radiative transfer equation in optical tomography[J]. *Piers Online*, 2008, **4**(6): 655-660.
- [10] KLOSE A D, HIELSCHER A H. Iterative reconstruction scheme for optical tomography based on the equation of radiative transfer[J]. *Med Phys*, 1999, **26**(8): 1698-1707.
- [11] TARVAINEN T, VAUHKONEN M, KOLEHMAINEN V, *et al.* Coupled radiative transfer equation and diffusion approximation model for photon migration in turbid medium with low-scattering and non-scattering regions[J]. *Phys Med Biol*, 2005, **50**: 4913-4930.
- [12] REN K. Recent developments in numerical techniques for transport-based medical imaging methods [J]. *Commun Comput Phys*, 2010, **8**(1): 1-50.
- [13] WELCH A J, Van GEMERT M J C. Optical-thermal response of laser irradiated tissue[M]. New York: Plenum Press. 1995. P. 144-8.
- [14] JIN Meng, GAO Feng, LI Jiao, *et al.* A finite-difference-method solution to two-dimensional steady-state radiative transfer equation[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2010, **39**(9): 1594-1601.
- 金蒙,高峰,李娇,等. 二维稳态辐射传输方程的有限差分求解法[J]. *光子学报*, 2010, **39**(9): 1594-1601.
- [15] HERMAN G T. Image reconstruction from projections[M]. New York, Academic. 1980.
- [16] GORDON R. A tutorial on ART[M]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1974.

Diffuse Optical Tomography of Small-Animal-Sized Tissues Based on the Steady Radiative Transfer Equation

JIN Meng¹, GAO Feng^{1,2}, YANG Fang¹, LI Jiao¹, MA Wen-juan¹

(1 College of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

(2 Tianjin Key Laboratory of Biomedical Detecting Techniques and Instruments, Tianjin 300072, China)

Abstract: Based on the radiative transfer equation and the algebraic reconstruction technique, an advanced algorithm of diffusion optical tomography was developed within the framework of Newton-Raphson's inversion. The standard algebraic reconstruction technique was improved to achieve simultaneous reconstruction of both the absorption and the scattering images for small-animal-sized geometry. The numerical simulations validated the feasibility of the proposed scheme and demonstrated the superiority of the modified algebraic reconstruction technique over the standard one in separation of both the coefficients.

Key words: Diffuse optical tomography; Radiative transfer equation; Inverse problem; Small-animal imaging