

有效探测区域的内窥式漫射层析成像 图像重构算法

秦转萍 赵会娟 周晓青 杨彦双 高峰

(天津大学精密仪器与光电子工程学院生物医学工程与科学仪器系, 天津 300072)

摘要 为了减少近红外漫射光内窥式成像设备的造价和图像重构时间,提出了有效探测区域检测方法和相应的内窥式图像重构算法,用于实现对吸收系数和约化散射系数的同时重构。首先采用蒙特卡罗模拟研究了某源点激励下的有效探测区域;其次发展了基于有效探测区域的图像重构算法;最后讨论了有效探测区域内测量点数对重构结果的影响,并用模拟数据验证了所发展的算法。结果表明:基于有效探测区域进行重构的算法具有较好的重构精度,吸收系数和约化散射系数的保真度分别可达 60% 和 80% 以上,目标尺度方位基本准确,且重构时间可减少一半。基于有效探测区域的检测方法和重构算法可用于对宫颈等管状器官的漫射成像。

关键词 医用光学;频域漫射层析成像;有效探测区域;蒙特卡罗模拟;内窥式;宫颈癌

中图分类号 Q63 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201131.1117001

Image Reconstruction Algorithm for Endoscopic Diffuse Optical Tomography Based on Effective Detection Area

Qin Zhuanning Zhao Huijuan Zhou Xiaoping Yang Yanshuang Gao Feng

(Biomedical Engineering and Scientific Instrument Department, College of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract To reduce the cost of near-infrared endoscopic image equipment and the reconstruction time, a measurement method based on the effective detection area is proposed and the corresponding algorithm which simultaneously reconstructs the absorption coefficient and the reduced scattering coefficient is developed. Firstly, the effective detection area corresponding to an irradiation point is investigated with the Monte Carlo simulation. Secondly, the image reconstruction algorithm based on the effective detection area is studied. Finally, the impact of the number of measured points in the effective detection area on the reconstructed results is discussed, and the developed algorithm is verified by the simulation data. The results show that the reconstructed algorithm based on the effective detection area has equivalent accuracy to the traditional ones. The fidelities of the reconstructed absorption and reduced scattering coefficient can be up to 60% and 80%, respectively. The scales and positions of the reconstructed lesions are both corresponding to the true values and the reconstruction time is reduced by a half. The detection using the effective detection area and the developed reconstruction algorithm will promote the development of diffuse optical tomography which is applied to cervical and other tubular organs.

Key words medical optics; frequency-domain diffuse optical tomography; effective detection area; Monte-Carlo simulation; endoscopic; cervical cancer

OCIS codes 170.2150; 000.1430; 170.3880; 170.4580

收稿日期: 2011-05-26; 收到修改稿日期: 2011-06-09

基金项目: 国家自然科学基金(30870657, 30970775)、国家高技术研究发展计划(2009AA02Z413)和天津市自然科学基金(09JCZDJC18200, 10JCZDJC17300)资助课题。

作者简介: 秦转萍(1983—), 女, 博士研究生, 主要从事组织光学和生物医学光子学成像等方面的研究。

E-mail: qinzhuanning@126.com

导师简介: 赵会娟(1963—), 女, 博士, 教授, 主要从事组织光学和生物医学光子学成像等方面的研究。

E-mail: huijuanzhao@tju.edu.cn(通信联系人)

1 引 言

近红外漫射层析成像(DOT)能够同时提供组织的生理和病理信息,是具有应用前景的医疗诊断模式^[1~4]。采用漫射光进行内窥成像研究是近几年发展起来的新型成像方法,其研究对于早期宫颈癌等的诊断具有重要的意义^[5]。目前针对内窥式漫射成像的设备和重构算法均采用均匀分布在内边界上的全部测量点^[6],该方法不仅增加了设备造价和数据采集时间,而且在图像重构中增加了存储量和重构时间。另外,受仪器设备和图像重构算法的影响,内窥式漫射成像图像重构算法大都仅对吸收系数进行重构^[5,6],不仅忽略了与组织体分化形态直接相关的散射系数的检测,而且未考虑重构时散射系数对吸收系数的影响。

由于生物组织体的强散射和吸收作用以及宫颈的圆环结构,在远离源点的位置,探测点接收到的光子数很少,在图像重构中所起作用相对微弱。对图像重构起关键作用的测量值^[7]所在的探测区域称为有效探测区域。从硬件角度考虑,有效探测区域的确定不仅可简化系统设计、节约成本,而且可以缩短探测时间;从算法角度考虑,利用有效探测区域可减少计算量和存储量,并可通过在有效探测区域内增加测量点数减少逆问题的欠定性,从而提高图像重构精度。

本课题组开展了针对早期宫颈癌诊断的内窥式

近红外频域诊断技术研究^[8],该频域系统采用高频信号调制光源,测量经过组织体后光子密度波的幅度衰减和相位延迟。在此基础上,为了研究有效探测区域检测方法和相应的内窥式频域漫射层析成像图像重构算法,本文首先采用蒙特卡罗模拟获得有效探测区域;其次,研究了基于有效探测区域的对吸收系数(μ_a)和约化散射系数(μ'_s)同时重构的算法;最后讨论了有效探测区域内测量点数对重构结果的影响,并用模拟数据验证了所发展的算法。

2 有效探测区域的确定

根据子宫颈的平均尺寸和形状,以圆环形状模拟宫颈,圆环内半径设为 10 mm,外半径设为 20 mm,假设 16 个源点和 16 个探测点均匀分布在圆环内边界上,如图 1(a)所示,每次仅在一个源点激励,所有探测点同时获得测量数据,然后换作另一个源点激励并测量,直到所有源点完成激励。采用蒙特卡罗模拟研究有效探测区域的分布,模拟中设宫颈的吸收系数 $\mu_{ab}=0.01\text{ mm}^{-1}$,散射系数 $\mu_{sb}=10\text{ mm}^{-1}$ ^[9],各向异性因子为 0.9,入射光子数为 10^7 。由于模拟组织体为均匀的,在源点 S_1 激励时,在第 1~16 探测点接收光子数的情况同其他源点激励时相应的探测点接收光子数情况类似,在此仅考虑 S_1 激励的情况。

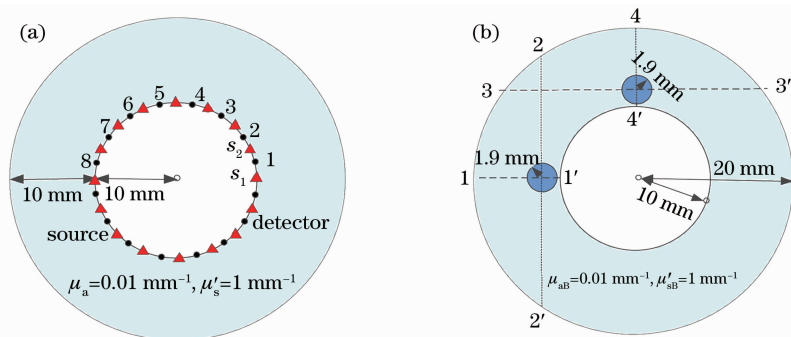


图 1 源和探测点分布及模拟目标模型

Fig. 1 Distribution of 16 sources and 16 detectors and the model of the simulated target

蒙特卡罗模拟得到的 16 个测量幅值如图 2(a)所示。若测量值中混入 1% 的高斯白噪声,则测量幅值如图 2(b)所示。由于相位存在周期性,无法判断哪些相位信息对重构结果影响较大,因此在此不考虑相位信息。

由图 2(b)可见,在测量值中混有 1% 噪声的情

况下,第 5~12 个探测点的幅值均小于 1% 噪声,测量值无效可忽略。因此,当采用 16 个探测点进行测量时,在源点 S_1 激励,离 S_1 最近的 8 个探测点,即第 1~4 和第 13~16 探测点有效。由于有效探测点分布在约 180° 的范围内,可近似认为有效探测区域为离源点 $+90^\circ$ 和 -90° 的区域。

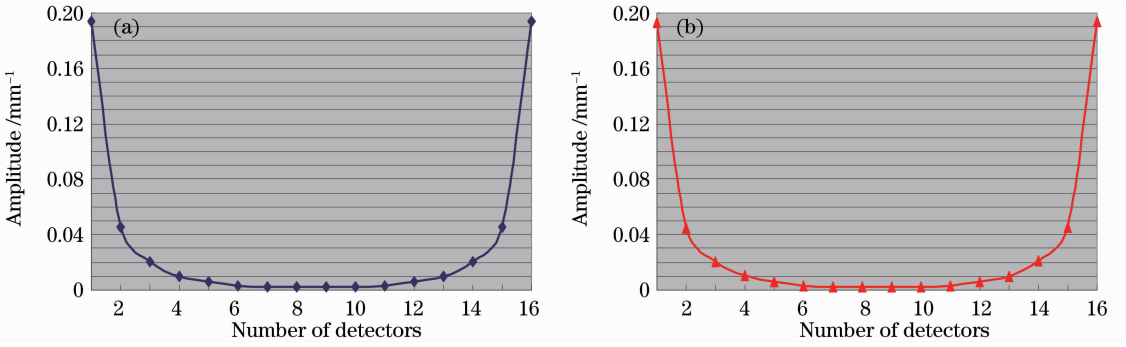


图 2 16 个探测点处幅值分布情况。(a)精确值;(b)混有 1% 高斯噪声值

Fig. 2 Distribution of measured amplitudes at 16 probe points with (a) the exact values and (b) the values interfered by 1% Gaussian noise

3 基于有效探测区域的图像重构算法

采用频域漫射方程作为光子在组织中的正向传播模型,采用有限元法进行正问题求解,通过求解正问题获得边界节点的光子密度,并结合罗宾边界条件获得光子流 Γ ,采用一维数为 $S \times M$ 的矩阵(设为 link 矩阵)挑选有效探测区域内探测点处的测量点值 $\mathbf{F}(\xi, s, \mathbf{x})$,其中 link 矩阵每行的元素代表当前激励源点工作时有效探测区域内全部探测点的编号, S 表示总源点数, M 表示当一个源点激励时有效探测区域内的探测点数, s, ξ 分别表示一个源点和探测点的位置, $s = 1, 2, \dots, S, \mathbf{x} = [(\mu_a)_{D \times 1} (\mu'_s)_{D \times 1}]^T, D$ 表示剖分总节点数。频域测量中探测点处的光子流采用 Rytov 形式表示, $\mathbf{F}(\xi, s, \mathbf{x}) = [\Gamma_{\text{real}}, \Gamma_{\text{imag}}]^T$, 其中 $\Gamma_{\text{real}} = \text{Re}\{\lg[\mathbf{F}(\xi, s, \mathbf{x})]\}, \Gamma_{\text{imag}} = \text{Im}\{\lg[\mathbf{F}(\xi, s, \mathbf{x})]\}$ 分别表示幅值和相位。则频域测量的总测量数据量为 $M_{\text{total}} = 2SM$ 。

本文采用高斯牛顿法求解逆问题,采用阻尼最小二乘法进行正则化得

$$(\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda_k \mathbf{I}) \delta \mathbf{x}^{k+1} = \mathbf{J}^T [\mathbf{F}^C - \mathbf{F}(\mathbf{x}^k)], \quad (1)$$

式中 \mathbf{F}^C 表示光学参数为 \mathbf{x}_{true} 时模拟计算得到的测量值, $\mathbf{F}(\mathbf{x}^k)$ 表示光学参数为 \mathbf{x}^k 时由正问题算子计算得到的光子流, $\delta \mathbf{x}^{k+1} = [\delta \mu_a, \delta \mu'_s]^T$ 表示迭代更新因子, \mathbf{I} 表示单位阵, λ_k 表示第 k 次迭代的正则化参数, $\mathbf{J} = [\mathbf{J}_{\mu_a}, \mathbf{J}_{\mu'_s}]_{M_{\text{total}} \times 2D}$ 为雅可比矩阵, $\mathbf{J}_{\mu_a}, \mathbf{J}_{\mu'_s}$ 分别表示关于 μ_a 和 μ'_s 的雅可比矩阵。

本算法对 \mathbf{J} 的求解采用伴随源法,可简化计算,大大减少计算时间。由于 $\mathbf{J}_{\mu'_s}$ 的构建涉及到对光子密度求梯度,采用修正广义脉冲谱技术简化 $\mathbf{J}_{\mu'_s}$ 的求解^[10],同时 \mathbf{J} 采用 Rytov 近似,则最终可获得 $\mathbf{J}_{\mu_a}, \mathbf{J}_{\mu'_s}$ 的表达式为

$$\left\{ \begin{array}{l} \mathbf{J}_{\mu_a}(\xi, s, \mathbf{x}) = \\ - \int_{\Omega} [\Phi_a^*(r', \xi, \mathbf{x}) \Phi(r', s, \mathbf{x}) / \Gamma(\xi, s, \mathbf{x})] d^n r' \\ \mathbf{J}_{\mu'_s}(\xi, s, \mathbf{x}) = \\ - \int_{\Omega} \left\{ \left[\frac{\mu_a(r')c + i\omega_0}{c\mu'_s(r')} \Phi(r', s, \mathbf{x}) \Phi_a^*(r', \xi, \mathbf{x}) \right] \right\} \\ \Gamma(\xi, s, \mathbf{x}) \end{array} \right\} d^n r' \quad (2)$$

式中 r' 表示区域 Ω 内任意一点的位置, $\Phi_a^*(r', \xi, \mathbf{x})$ 表示源放在有效探测区域内探测点 ξ 处进行激励、由伴随理论求得的 r' 处光子密度的共轭值, $\Phi(r', s, \mathbf{x})$ 表示源放在源点 s 处进行激励、由正问题计算得到的 r' 处的光子密度, c 表示光在组织中的传播速度, $\omega_0 = 2\pi f, f$ 为对光源进行调制的频率,取 100 MHz。

在频域内 \mathbf{J} 的结构为

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \text{Re } \mathbf{J}_{\mu_a} & \text{Re } \mathbf{J}_{\mu'_s} \\ \text{Im } \mathbf{J}_{\mu_a} & \text{Im } \mathbf{J}_{\mu'_s} \end{bmatrix}_{M_{\text{total}} \times 2D} \quad (3)$$

考虑到 $\mathbf{J}_{\mu_a}, \mathbf{J}_{\mu'_s}$ 不在一个数量级上,在对(1)式进行求解前,需分别对 $\mathbf{J}_{\mu_a}, \mathbf{J}_{\mu'_s}$ 进行尺度标定,采用分别除以相应的雅可比矩阵最大绝对值 $[\max(|J_x|)]$, x 表示 μ_a 或 μ'_s 方法进行尺度标定。

为缓解计算时间长和存储空间问题,采用广义最小余量 Krylov 方法对(1)式进行求解^[11]。每一次迭代后通过使用低通滤波器来平滑光学参数以提高图像质量。采用的滤波方程^[12]为

$$x_{\text{new}_i} = (1 - \theta)x_{\text{old}_i} + \frac{\theta}{N^*} \sum_{j=1}^{N^*} x_{\text{old}_j}, \quad (4)$$

式中 θ 表示分布在 $0 \sim 1$ 的一个常数,通过对 θ 多次设置并进行模拟结果比较,最终得 0.35 为最佳值;

N^* 表示与某节点 l 直接相连的节点个数和; x_{new} 表示经平滑后的光学参数。

第 k 次迭代后如满足终止条件, 则用 $x^k = x^{k-1} + \delta x^{k-1} / \max(|J_x|)$ 来近似真实值。

4 结 果

一般宫颈组织从正常发展到浸润癌需要 5~10 年或更长时间, 因此对原位宫颈癌的诊断至关重要, 原位癌发生在宫颈表面的上皮细胞。为此, 假设组织体边界处有两个病灶, 其中病灶 1 和病灶 2 的中心坐标分别为(-12 mm, 0 mm)和(0 mm, 12 mm), 病灶直径均为 3.8 mm, 如图 1(b)所示。圆环模型剖分单元数为 1536, 节点数为 832。

4.1 有效探测区域内测量点数对重构结果的影响

为研究有效探测区域内测量点数对重构结果的影响, 分别采用 8 个源点 8 个探测点、16 个源点 16 个探测点、32 个源点 32 个探测点 3 种源点与探测点的分布模式对利用全部测量值和利用有效探测区域内的测量值分别进行成像。源和探测点的分布模式与图 1(a)所示类似, 只是源点和探测点个数相应地变化, 模拟目标图如图 1(b)所示, 病灶的光学参数为: $\mu_{a1} = 3\mu_{aB}, \mu'_{s1} = \mu'_{sB}, \mu_{a2} = \mu_{aB}, \mu'_{s2} = 2\mu'_{sB}$ 。

分别采用保真度 (fidelity) 和半峰全宽 (FWHM) 来评价重构出的光学参数值和重构出的目标尺寸大小, 其中定义保真度为 $[\max(\mu_{construct}) - \mu_{B}] / (\mu_{object} - \mu_{B}) \times 100\%$, μ_{B} 表示背景组织的吸收或约化散射系数。

表 1 有效探测区域测量点对重构结果的影响

Table 1 Influence of measured points in the effective detection area on the reconstructed results

	μ_a	11' line μ_a	22' line μ_a	μ_a	μ'_s	33' line μ'_s	44' line μ'_s	μ'_s	
	fidelity / %	FWHM /	FWHM /	centroid /	fidelity /	FWHM /	FWHM /	centroid /	Time / s
		mm	mm	mm	%	mm	mm	mm	
8s8d total	44.5	4.0	7.1	0	35.9	7.4	3.3	1.368	1.7
8s8d effective	46.5	3.6	6.7	0	36.5	7.8	3.6	1.368	1.4
16s16d total	61	3.8	4.3	0	80.6	3.8	3.2	0	5.2
16s16d effective	63	3.8	4.4	0	81.7	3.8	3.3	0	2.6
32s32d total	78.5	1.3	4	0.9	80.7	4.3	3.2	0	48
32s32d effective	91	1.2	3.8	0.8	80	3.8	3.8	0	14

4.2 μ_a 和 μ'_s 同时变化时的重构结果

当病灶与背景的吸收系数和约化散射系数的对比度分别为 3 倍和 2 倍时, 由于剖分单元数的影响, 目标图像如图 3(a)所示, 虚线编号与图 1(b)所示相同, 采用 16 源点 16 探测点模式。利用有效探测区域内的测量值进行重构的结果如图 3(b)所示, 与 3(a)比较可见, 目标病灶和重构病灶的方位一致。

重构结果如表 1 所示, 表中 s 和 d 分别表示源点和探测点, Total 表示利用全部测量值, Effective 表示利用有效探测区域内的测量值, Centroid 表示重构病灶中心位置与目标病灶中心位置之间的距离差, Time 表示迭代一次所用时间。

由表 1 可见, 利用有效探测区域内的测量点数进行重构所用时间大大减少, 并且重构结果无论在保真度上还是在病灶目标尺寸上都基本都优于利用全部测量点值进行的图像重构结果, 这是由于在圆环这个特殊模型下, 离激励源点较远的区域, 测量数据本身就很小, 当采用全部探测点时, 理论上虽可获得更多的信息, 但冗余信息也相应增多, 由于探测点的增多, 也相应地会增大跟探测点直接相关的病态矩阵的维数, 尤其是雅可比矩阵, 使得最大特征值变得更大, 最小特征值变得更小, 从而病态矩阵的条件数增大, 相应地增大了矩阵的病态性。另外, 当有效探测区域内测量点值由 4 个增加到 8 个时, 重构结果在保真度上有很大提高, 病灶目标尺寸同病灶的真实直径(3.8 mm)基本相符, 并且重构病灶中心位置与目标病灶中心位置完全重合, 证明了方位的准确性。但当有效探测区域内的测量点数由 8 个增加到 16 个时, 重构质量甚至下降, 尤其是吸收系数的重构, 不仅重构病灶尺寸太小, 而且还有一定的偏移, 这可能是由于源和探测点之间的距离太小, 不符合漫射方程适用条件所致。

综合上述分析, 采用 16 源点和 16 探测点的测量模式最佳。

为量化重构精度, 分别取图 3(a)中沿过病灶中心的水平和垂直方向虚线上的目标值和重构值进行比较, 结果如图 4 所示, 其中 horizontal 表示平行于 x 轴的虚线, vertical 表示平行于 y 轴的虚线, 图 4(a)表示虚线穿过病灶 1 中心 11' 和 22' 上 μ_a 和 μ'_s 目标值和重构值的比较, 图 4(b)表示虚线穿过病灶 2 中心 33' 和 44' 上 μ_a 和 μ'_s 目标值和重构值的比

较。可见 μ_a 和 μ'_s 重构的保真度分别可达 70.5% 和 88.3%，并且重构目标的 FWHM 均为 3.8 mm，与真实病灶直径(3.8 mm)一致。综合上述重构结果

可见，应用有效探测区域内的测量点值便可准确重构病灶。

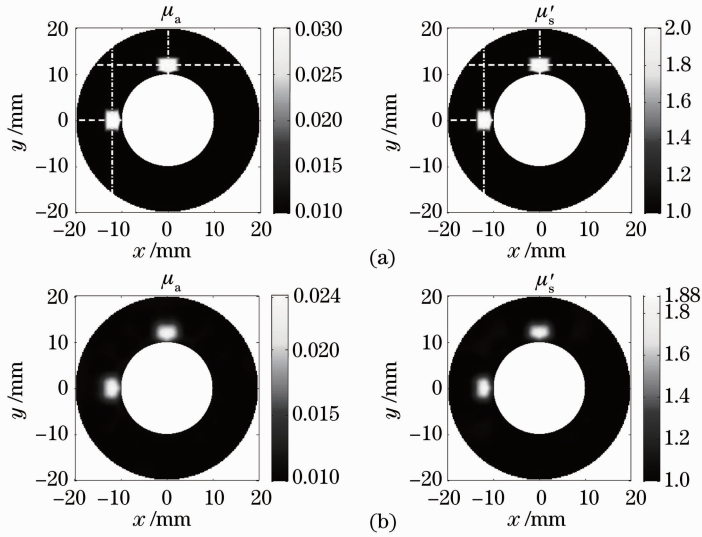


图 3 μ_a 和 μ'_s 的(a)目标图像和(b)重构图像

Fig. 3 Image of μ_a (left column) and μ'_s (right column) with (a) the target and (b) the reconstructed images

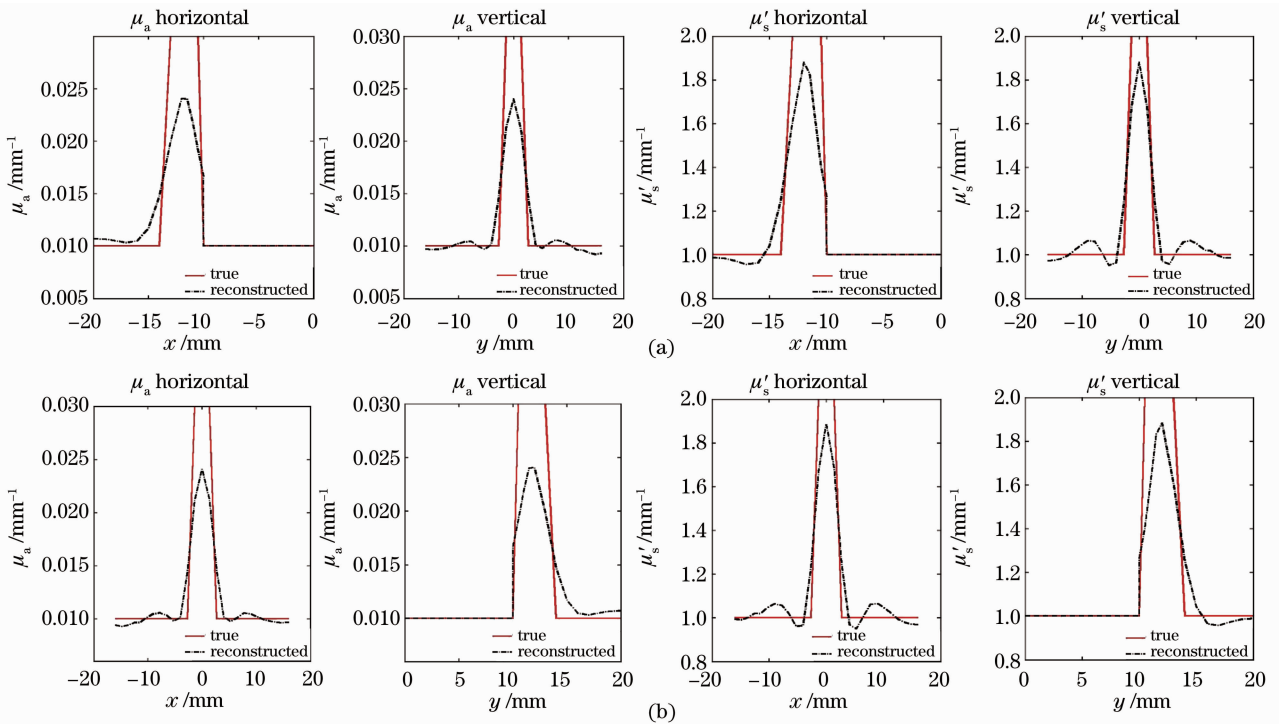


图 4 图 3(a)中过病灶中心的水平和垂直方向上目标值和重构值的比较。(a)病灶 1 和(b)病灶 2

Fig. 4 Reconstruction accuracies along the horizontal dashed line and the vertical dashed line through the lesion center in Fig. 3(a) with (a) the first lesion and (b) the second lesion

为验证算法的抗噪性能，在模拟测量值上分别加入 1%、2% 的高斯白噪声，重构结果如图 5 所示。将图 5 与图 3(a)进行对比可见，重构目标病灶的位置基本都在真实边界内(病灶处实线圆)，证明了重

构位置的准确性。重构结果的量化表示如表 2 所示。由表 2 可见，重构结果虽然在噪声的影响下保真度和尺寸都有一些变化，但是重构的目标病灶尺寸基本准确。

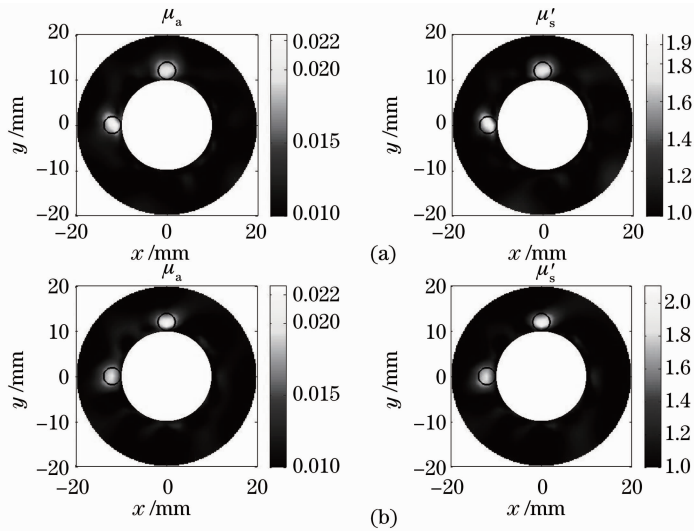


图 5 1% (a)和 2% (b)高斯白噪声下的图像重构结果

Fig. 5 Reconstructed images with (a) 1% and (b) 2% white Gaussian noises

表 2 1%和 2%高斯白噪声下的图像重构结果量化比较

Table 2 Quantification comparison of the reconstructed images with 1% and 2% white Gauss noises

Noise / %	First lesion						Second lesion					
	μ_a			μ'_s			μ_a			μ'_s		
	Fidelity / %	11' line FWHM / mm	22' line FWHM / mm	Fidelity / %	11' line FWHM / mm	22' line FWHM / mm	Fidelity / %	33' line FWHM / mm	44' line FWHM / mm	Fidelity / %	33' line FWHM / mm	44' line FWHM / mm
1	62.5	3.8	3.5	96.1	3.4	3.5	50	4.1	4.8	80.6	4.3	4.2
2	49	4.1	4	85	4.2	4.6	64	3.8	3.2	112	4.2	3.5

还验证了在模拟测量值上加入 3% 的高斯白噪声, 重构结果出现一些伪像, 且重构病灶位置有些偏移。为保证图像质量, 此图像重构算法适于在 2% 以下的高斯白噪声的干扰下进行。

从上述结果可知, 仅利用有效探测区域的测量值便可达到准确的图像重构结果, 且在图 1 所示的宫颈结构下, 16 源点 16 探测点可达到满意结果。

5 结 论

提出了有效探测区域检测方法和相应的内窥式频域漫射图像重构算法。首先通过蒙特卡罗模拟研究各个探测点处测量的光子流, 获得有效探测区域; 接着研究了基于有效探测区域的图像重构算法; 最后讨论了对宫颈结构而言的最佳测量点数及有效探测区域在成像时的可行性。根据有效探测区域及发展的重构算法进行了对吸收系数和约化散射系数的同时重构, 结果表明: 基于有效探测区域的内窥式重构算法, 重构时间大大减少, 具有较好的重构精度, μ_a 和 μ'_s 的重构保真度分别可达 60% 和 80% 以上, 目标尺寸和方位基本准确, 16 源点 16 探测点可达

到满意结果。在今后的工作中, 将继续开展利用有效探测区域图像重构算法提高保真度的研究。采用有效探测区域进行检测的方法和相应的图像重构算法将有助于宫颈等管状器官 DOT 的发展和应用。

参 考 文 献

- 1 S. K. Biswas, K. Rajan, R. M. Vasu. Accelerated gradient based diffuse optical tomographic image reconstruction[J]. *Med. Phys.*, 2011, **38**(1): 539~547
- 2 Ruan Pingqiao, Yang Fang, Gao Feng *et al.*. Two dimensional shape-based diffusion optical tomography methodology using Fourier series parameterization[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(5): 1427~1433
阮平巧, 杨 芳, 高 峰 等. 基于傅里叶级数参数化描述的形状扩散光学层析成像方法研究[J]. *光学学报*, 2010, **30**(5): 1427~1433
- 3 Yang Fang, Gao Feng, Ma Yiwen *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
杨 芳, 高 峰, 马艺闻 等. 一种基于测量空间样条插值扩展的扩散光学层析图像改善方法[J]. *光学学报*, 2009, **29**(9): 2428~2434
- 4 Yang Fang, Ruan Pingqiao, Gao Feng *et al.*. Conjugate-gradient-based optimization for three-dimensional time-domain diffuse optical tomography [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **29**(9): 2517~2523
杨 芳, 阮平巧, 高 峰 等. 一种基于共轭梯度最优化技术的三

- 维时域扩散光学层析方法[J]. 中国激光, 2009, **36**(10): 2517~2523
- 5 Piao Daqing, Xie Hao, Zhang Weili *et al.*. Endoscopic, rapid near-infrared optical tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2006, **31**(19): 2876~2878
- 6 Piao Daqing, Xie Hao, C. Musgrove *et al.*. Near-infrared optical tomography: endoscopic imaging approach [C]. *SPIE*, 2007, **6431**: 643103
- 7 Jiang Ming, Zhou Tie, Cheng Jiantao *et al.*. Image reconstruction for bioluminescence tomography from partial measurement[J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(18): 11095~11116
- 8 Zhao Huijuan, Zhou Xiaoqing, Liang Julian *et al.*. Fast Monte Carlo inversion for extracting the optical properties of tubular tissues[J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2008, **6**(12): 935~937
- 9 R. Hornung, T. H. Pham, K. A. Keefe *et al.*. Quantitative near-infrared spectroscopy of cervical dysplasia *in vivo* [J]. *Human Reproduction*, 1999, **14**(11): 2908~2916
- 10 Gao Feng, Li Jiao, Zhang Limin *et al.*. Simultaneous fluorescence yield and lifetime tomography from time-resolved transmittances of a small-animal-stimulating phantom[J]. *Appl. Opt.*, 2010, **49**(16): 3163~3172
- 11 M. Schweiger, S. R. Arridge, I. Nissila. Gauss Newton method for image reconstruction in diffuse optical tomography[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2005, **50**(10): 2365~2386
- 12 Jiang Huabei, Paulsen K. D., Osterberg Ulf L. *et al.*. Optical image reconstruction using frequency-domain data: simulations and experiments [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1996, **13**(2): 253~266

栏目编辑：韩 峰