

面向大数据量的扩散光层析成像快速重建算法

周晓青¹ 王倩¹ 范颖¹ 秦转萍¹ 刘明¹ 高峰^{1,2} 赵会娟^{1,2}

(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 提高扩散光层析成像(DOT)重建质量的一个有效方法是增加光源和探测区域的采样密度。针对可提供大量测量数据的非接触式空间光 DOT 系统,研究了一种针对平板透射式模型的快速层析图像重建算法。该方法对源侧、探测侧两个平面以及成像平面均作了空间频率域编码,并基于组织的传递函数对参与重建的有效空间频率进行了选择,从而在不牺牲图像重建质量的情况下,极大地减少了重建时的计算量。而由空域变到空间频率域的过程,也降低了重建逆问题的病态性。数值模拟验证表明,在源—探对的数目为 81×81 的情况下,该算法重建一次图像的时间仅为 10 s 左右,计算效率较常规的 DOT 成像算法提高了近 400 倍,且图像的重建量化率及噪声稳健性均明显优于常规 DOT 算法。

关键词 医用光学;扩散光层析成像;大数据量;频率选择;快速重建算法

中图分类号 Q63 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201333.0417001

Fast Reconstruction Scheme of Diffuse Optical Tomography for Dense Sampling Dataset

Zhou Xiaoqing¹ Wang Qian¹ Fan Ying¹ Qin Zhuanping¹ Liu Ming¹
Gao Feng^{1,2} Zhao Huijuan^{1,2}

(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 Increasing dense sampling of the illumination and detection offers an effective way of improving the image reconstruction performances of diffuse optical tomography (DOT). We describe a fast tomographic image reconstruction scheme for a transmission measurement on a slab in the non-contact spatial light DOT providing large measurement data. The proposed method is carried out with the spatial-frequency encoding in both the measurement (source, detection) and the image spaces, and involves a strategy for selecting the useful spatial frequency based on the tissue transfer function. The method is expected to considerably reduce the calculation time for reconstruction whilst retain the quality of the reconstructed images. Additionally, the procedure of the spatial-frequency transform alleviates the ill-posedness of the inverse problem. Results from the simulated data show that it takes only 10 s to reconstruct one absorption image with the proposed method and the speed is more than 400 times faster than that with the conventional one for 81×81 source-detector pairs. Moreover, the proposed method shows a higher quantitiveness ratio and a superior anti-noise capability than the conventional one.

Key words medical optics; diffuse optical tomography; large data set; frequency selection; fast reconstruction method

OCIS codes 170.2655; 170.3010; 170.3880; 170.6935

收稿日期: 2012-11-19; 收到修改稿日期: 2012-12-28

基金项目: 国家自然科学基金(81271618, 81101106, 61108081)和天津市自然科学基金(12JCQNJC09400, 10JCZDJC17300)资助课题。

作者简介: 周晓青(1985—),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: xiaoqing-lingjun@163.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

连续近红外扩散光层析成像(CW-DOT)技术,作为一种测量速度快,设备成本低的功能成像手段,在乳腺癌早期诊断^[1]、脑功能认知^[2]和小动物成像^[3]等领域具有极大的应用潜力。该技术利用 600~900 nm 的近红外连续光照射组织体,探测经由组织体出射的扩散光,从而在体获得组织的吸收系数 μ_a 的三维分布图像,进而反映组织体的生理、病理状况。相对于其他成熟的成像方式,如计算机断层成像技术、磁共振成像技术和超声成像技术等,CW-DOT 技术具有安全、非电离辐射、高灵敏度、可动态成像和功能性成像等优点^[4]。

但由于生物组织体在近红外区的高散射特性,近红外扩散光层析成像(DOT)技术目前所能实现的分辨率和量化率还较低。研究结果已经证明,在一定范围内增加光源和探测区域的采样点数是提高成像质量的有效途径^[5]。因此,DOT 技术的一个发展方向是提高空间的采样率。近年来,使用电荷耦合器件(CCD)探测器和空间光扫描来代替传统的接触式测量系统中的光纤阵列已经获得了广泛关注,形成了非接触的空间光 CW-DOT 测量系统,为提高空间采样率提供了保障^[6]。

通常,DOT 的逆问题需将重建域进行三维体元离散^[7],大量测量数据的引入导致了超大规模的雅可比矩阵的存储和求逆运算,为重建算法带来了巨大的挑战。作为一种折中的方法,常规 DOT 算法中均采用基于逐行迭代的代数重建(ART)技术对雅可比矩阵进行求逆运算,但是该算法迭代收敛速度很慢,耗时较长,且图像重建质量较低^[8]。

为了减小逆问题中的雅可比矩阵的运算规模,Ripoll^[9]及 Rudge 等^[10]在探测区域分别进行了基于傅里叶编码和小波编码的数据压缩,尽管该方法仍然保持了三维体元离散,但是通过选择合理的特征系数代替所有探测面的测量数据,大幅地降低了雅可比矩阵的维数。Lukic 等^[11,12]在此基础上又引入了结构光照明技术,从而实现了在光源和探测区域的双重数据压缩,进一步减小了雅可比矩阵的规模。Konecky 等^[13]提出了一种面向大测量数据的直接 DOT 逆格式,该格式不仅具有源-探双重数据压缩的理念,且在成像面又进行了空间频率编码,可以大幅降低逆问题的病态性并提高计算效率。然而,该格式没有对空间频率进行优化选择,导致计算效率仍不够高。空间频率选择在光学投影层析成像(OPT)技术中已有应用,旨在选择有效的空间频

率,以达到抑制高频噪声并提高采样效率的目的^[14],但其在 DOT 中的应用还未见报道。

本文发展了一种在源-探区域均密集采样的情况下,针对平板透射式模型的快速 DOT 重建算法。该算法在源-探双重数据压缩的基础上,对源侧、探测侧两个平面以及成像平面均作了空间频率域编码。在逆问题中,大规模的雅可比矩阵通过四维傅里叶变换先被分解为一系列以空间频率为特征的具有较小维数的基矩阵。在此基础上,引入空间频率选择策略,根据组织传递函数选择经过组织体的信号的有效空间频率范围,从而减少参与运算的基矩阵的数量。该快速算法大大降低了 DOT 逆问题的病态性,并不损失图像有效信息的基础上,大幅提高了重建效率。

2 基于空间频率选择的快速 DOT 重建算法

2.1 逆问题的空间频率域格式

针对常用的平板透射式测量模型,如图 1 所示,假定光源为准直点源,组织体厚度为 l ,其内光学参数均匀分布,待重建的目标体表现为在均匀背景上的线性吸收系数扰动 $\delta\mu_a(\mathbf{r})$ 。光源与探测器分布在组织体两侧的 X - Y 截面。

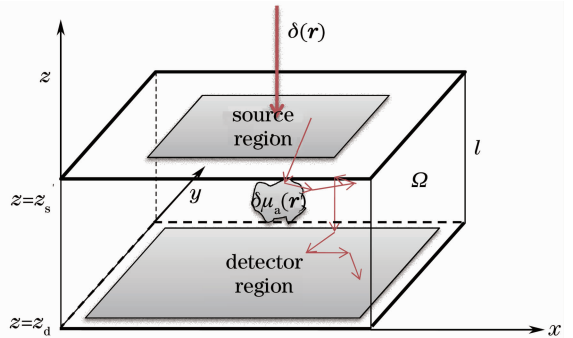


图 1 平板透射式测量模型

Fig. 1 Schematic diagram of transmission measurement on a slab

为了消除光源项及测量系统的影响,DOT 通常采取差分测量模式^[15]。在稳态测量中,基于一阶 Rytov 近似^[16],可以得到线性积分方程:

$$\phi(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d) = -G_0(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d) \ln[T(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d)] = \int_{\Omega} G_0(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}) G_0(\mathbf{r}, \mathbf{r}_d) \delta\mu_a(\mathbf{r}) d^3\mathbf{r}, \quad (1)$$

式中 $\phi(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d)$ 表示由 $\delta\mu_a(\mathbf{r})$ 引起的格林函数微扰量, \mathbf{r}_s 与 \mathbf{r}_d 分别代表光源及探测器的位置; $T(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d) = \frac{I(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d)}{I_0(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d)} = \frac{G(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d)}{G_0(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_d)}$, I_0 与 I 分别表示测量所得的分

别经由均匀模型与待测模型的出射光强。 G_0 与 G 分别代表均匀模型与待测模型的扩散方程格林函数解^[17], α 是与边界条件有关的系数, 在 Robin 条件下, $\alpha = c \left(1 + \frac{3}{2} \cdot \frac{1 - R_f}{1 + R_f} \right)^2$, R_f 为扩散传输内反射系数。

对于平板模型, (1) 式中的格林函数可被看作是在实空间内沿 z 轴传播的平面扩散波函数, 故有 $\mathbf{r} = (\boldsymbol{\rho}, z)$, 其中 $\boldsymbol{\rho} = \boldsymbol{\rho}(x, y)$ 。平面波的波数 $k = \sqrt{\mu_a/D}$, $D = \frac{1}{3(\mu_a + \mu'_s)}$ 为扩散系数, μ'_s 为约化散射系数。

为了将(1)式转换到空间频率域, 对(1)式进行四维傅里叶变换, 根据格林函数的对称性^[16], 可得

$$\phi(\mathbf{f}_s, z_s; \mathbf{f}_d, z_d) = \alpha \int_0^L g(\mathbf{f}_s; z_s, z) g(\mathbf{f}_d; z, z_d) \times \exp[i(\mathbf{f}_s + \mathbf{f}_d) \cdot \boldsymbol{\rho}] \delta\mu_a(\mathbf{r}) d^3 r, \quad (2)$$

式中 $g(\mathbf{f}_s; z_s, z)$ 与 $g(\mathbf{f}_d; z, z_d)$ 分别为格林函数 $G_0(\mathbf{r}_s, \mathbf{r})$ 和 $G_0(\mathbf{r}, \mathbf{r}_d)$ 在源平面 ($z = z_s$) 和探测平面 ($z = z_d$) 的二维傅里叶变换形式。为了消去未知的二维向量 $\boldsymbol{\rho}$, 引入空间频率项 $\mathbf{f} = \mathbf{f}_s + \mathbf{f}_d$, (2) 式可写为

$$\phi(\mathbf{f}_s, z_s; \mathbf{f}_d, z_d) = \int_0^L A(\mathbf{f}_s, \mathbf{f}_d, z) \delta\tilde{\mu}_a(\mathbf{f}, z) dz, \quad (3)$$

式中 $A(\mathbf{f}_s, \mathbf{f}_d, z) = \alpha g(\mathbf{f}_s; z_s, z) g(\mathbf{f}_d; z, z_d)$, $\delta\tilde{\mu}_a(\mathbf{f}, z) = \int \delta\mu_a(\boldsymbol{\rho}, z) \exp(i\mathbf{f}\boldsymbol{\rho}) d^2 \boldsymbol{\rho}$ 为 $\delta\mu_a(\boldsymbol{\rho}, z)$ 的二维傅里叶积分项。

通过(3)式可以看出, (1) 式中的三维体积分最终表示为一个包含着二维面积分的一维线积分形式。对于 Robin 边界条件下的平板透射式扩散模型, $A(\mathbf{f}_s, \mathbf{f}_d, z)$ 具有确定的解析形式的表达:

$$A(\mathbf{f}_s, \mathbf{f}_d, z) = \frac{4C_R^2}{c^2} \left(1 + \frac{3}{2C_R} \right)^2 \frac{\left\{ \sinh[U(\mathbf{f}_s)l] + 2D_0 \frac{C_R}{c} U(\mathbf{f}_s) \cosh[U(\mathbf{f}_s)l] \right\}}{\left\{ \left[2D_0 \frac{C_R}{c} U(\mathbf{f}_s) \right]^2 + 1 \right\} \sinh[U(\mathbf{f}_s)l] + 4D_0 \frac{C_R}{c} U(\mathbf{f}_s) \cosh[U(\mathbf{f}_s)l] \right\}} \cdot \frac{\left\{ \sinh[U(\mathbf{f}_d)(l-z)] + 2D_0 \frac{C_R}{c} U(\mathbf{f}_d) \cosh[U(\mathbf{f}_d)(l-z)] \right\}}{\left\{ \left[2D_0 \frac{C_R}{c} U(\mathbf{f}_d) \right]^2 + 1 \right\} \sinh[U(\mathbf{f}_d)l] + 4D_0 \frac{C_R}{c} U(\mathbf{f}_d) \cosh[U(\mathbf{f}_d)l] \right\}}, \quad (4)$$

式中 $U(\mathbf{f}) = \sqrt{\mathbf{f}^2 + k^2}$, $C_R = \frac{1 + R_f}{1 - R_f}$, D_0 为待测模型背景的扩散系数。

结合(3)式与(4)式可知, 求解 $\delta\mu_a(\mathbf{r})$ 的重建问题已经转化为求解 $\delta\tilde{\mu}_a(\mathbf{f}, z)$ 的问题。因此, 在每个空间频率下 \mathbf{f} 下将 z 方向的厚度 l 离散 N_z 份, 可以得到

$$\boldsymbol{\Phi} = \mathbf{A}\mathbf{X}, \quad (5)$$

式中 \mathbf{A} 为算子 A 的矩阵形式, \mathbf{X} 为 $\delta\tilde{\mu}_a(\mathbf{f}, z_i)$ 的向量形式。为了确保(5)式中的 \mathbf{X} 具有唯一解, \mathbf{A} 是一个 $N_z \times N_z$ 维的矩阵。则 \mathbf{X} 可以由 Tikhonov 正则化求解

$$\mathbf{X} = \mathbf{A}^T (\mathbf{A}\mathbf{A}^T + \epsilon \mathbf{I})^{-1} \boldsymbol{\Phi}, \quad (6)$$

式中 ϵ 为正则化参数。易知, z 方向的重建分辨率会随着 N_z 的增加而增加, 但是 N_z 的增加也同时导致 \mathbf{A} 的病态性增加, 为求解带来误差。至此, 实现了将 DOT 逆问题中的大型雅可比矩阵分解为一系列以空间频率为特征的基矩阵 $\mathbf{A}(\mathbf{f})$ 。基矩阵的数量即为参与重建的空间频率的数量; 基矩阵的维数只与 Z 方向的离散个数有关, 因而大幅提高了重建的运算

效率, 减轻了逆问题的病态性。

2.2 有效空间频率的选择

为了进一步减少重建的计算量, 引入空间频率选择策略, 该策略基于高散射组织的低通滤波效应^[6], 通过进一步分析组织传递函数, 选择参与 DOT 重建的有效空间频率范围, 确定参与运算的有效基矩阵 $\mathbf{A}(\mathbf{f})$ 。

假设 N_s 个源点与 N_d 个探测点分别均匀分布在平板模型的两侧, 以 h_s 和 h_d 表示源点和探测点的间隔。通常, 根据奈奎斯特采样定理来确定空间频率范围^[13, 18]。即有 $f_{sx} \in \left[-\frac{\pi}{h_s}, \frac{\pi}{h_s} \right]$, $f_{sy} \in \left[-\frac{\pi}{h_s}, \frac{\pi}{h_s} \right]$, $f_{dx} \in \left[-\frac{\pi}{h_d}, \frac{\pi}{h_d} \right]$, $f_{dy} \in \left[-\frac{\pi}{h_d}, \frac{\pi}{h_d} \right]$, 相应的, (3) 式中的二维空间频率 \mathbf{f} 应满足: $f_x \in \left[-\left(\frac{\pi}{h_s} + \frac{\pi}{h_d} \right), \frac{\pi}{h_s} + \frac{\pi}{h_d} \right]$, $f_y \in \left[-\left(\frac{\pi}{h_s} + \frac{\pi}{h_d} \right), \frac{\pi}{h_s} + \frac{\pi}{h_d} \right]$ 。

已知均匀平板组织的传递函数可表示为^[19]

$$H(\mathbf{f}, l) = \exp[ih(\mathbf{f})l], \quad (7)$$

式中 $h(\mathbf{f}) = \sqrt{-k^2 - \mathbf{f}^2}$, l 表示组织的厚度。这里定义 F_{\max} 表示经过待测组织的扩散波的最大空间频率 \mathbf{f} 在 x (或 y) 方向的分量。假设待测组织与均匀组织具有相同的背景光学参数、形状及厚度, 只带有吸收系数微扰。如果奈奎斯特频率 $F_N = \frac{\pi}{h_s} + \frac{\pi}{h_d}$ 大于 F_{\max} , 则(3)式中的 f_x 与 f_y 的范围可以由 $[-F_N, F_N]$ 缩减到 $[-F_{\max}, F_{\max}]$ 。因此, 参与重建的有效空间频率个数可以大量减少, 等价于参与运算的基矩阵 $\mathbf{A}(\mathbf{f})$ 大量减少, 从而在尽量不损失重建信息的情况下进一步减少了运算时间。

为了保证能够正确重建, 一般 DOT 测量系统都应满足过采样条件, 非接触的空间光 DOT 系统更可提供相当高的采样密度。而生物组织体是高散射媒质, 可看作为低通滤波器, 使得测量的奈奎斯特频率远远大于经过组织体的扩散波范围, 因而参与重建的空间频率范围可以大大地被压缩。为了说明将 f_x 或 f_y 的范围替换为 $[-F_{\max}, F_{\max}]$ 的可行性, 下面选取平板模型作为例子说明。该模型厚度 $l = 30$ mm, 具有 780 nm 下人体组织的典型光学参数, $\mu_{a0} = 0.01 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_{s0} = 1 \text{ mm}^{-1}$ 。考虑到 DOT 应用在肿瘤检测和小动物成像时, 目标体都是均匀背景下的微小扰动, 且体积分数较小, 这里假设微扰目标体的最大体积分数为 50%, 最大吸收对比度为 5。

图 2 中的实线为计算出的该平板模型在不同空间频率下的幅频响应曲线 $|H(\mathbf{f}, l)|$, 可以看到经过模型的扩散波随着空间频率 \mathbf{f} 的增大而急剧减小, 这是由高散射组织体的低通滤波效应所导致的。由(7)式可知, $|H(\mathbf{f}, l)|$ 和组织的光学参数有关。为了计算带有微扰目标体的模型的 $|H(\mathbf{f}, l)|$, 引入平均吸收系数 $\bar{\mu}_a$ 的概念, $\bar{\mu}_a$ 与目标体对背景的吸收对比度以及目标体所占的体积分数有关:

$$\bar{\mu}_a = \mu_a \times V\% + \mu_{a0} \times (1 - V\%), \quad (8)$$

式中 μ_a 与 μ_{a0} 分别为目标体及背景的吸收系数, $V\%$ 为目标体的体积分数。图 2 中的虚线和点线分别为在目标体吸收对比度均为 2、体积分数分别为 20% 和 50% 时的 $|H(\mathbf{f}, l)|$ 。从图 2 中可以看出, 随着 $\bar{\mu}_a$ 的增加, 曲线的半峰全宽 (FWHM) 在增加, 但全波宽几乎无变化。

根据(7)式可以推出, 传递函数幅值衰减到原来的 λ dB 时的空间频率为

$$|f_\lambda| = \sqrt{2k \frac{\lambda \ln 10}{20l} + \left(\frac{\lambda \ln 10}{20l}\right)^2}. \quad (9)$$

考虑到 40 dB 是工程上常用的阻带衰减频率^[20],

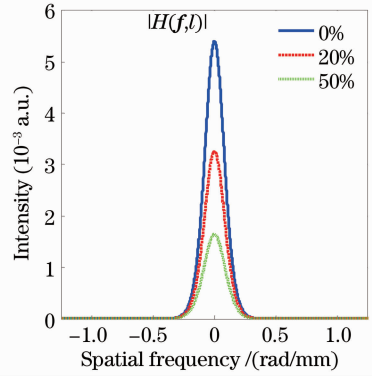


图 2 目标体体积分数不同时模型的幅频响应曲线
Fig. 2 Amplitude-frequency response curves of the model with the sample at different volume percentages

因此将 $\lambda = -40$ dB 下的空间频率 f_λ 的 x (或 y) 方向的分量定义为在 x (或 y) 方向的最大空间频率 F_{\max} , 记为 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 。图 3 给出了在目标体吸收对比度为 2、3、4、5, 而体积分数分别为 0% ~ 50% 的各 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 值。可以看出 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 由最小的 0.295 变到了最大的 0.342, 考虑到之前假设的光学参数范围已经覆盖了大多数的生物组织, 因此可以认为经过组织体模型的所有空间频率 (f_x 或 f_y) 均属于 $\pm 1.159 F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 范围, 其中 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 表示经过均匀组织模型的最大空间频率, 即认为 $\pm 1.159 F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 包含了所有经过该组织体的有效空间频率。由上述分析可知, 通过选择有效空间频率可以大大减少在成像面内参与重建的空间频率的个数, 实现了空间频率压缩, 从而减少参与运算的基矩阵 $\mathbf{A}(\mathbf{f})$ 的个数, 进一步提高计算效率, 且可在一定程度上抑制高频噪声。显然, 随着采样密度的增加, 使用该策略的优势会愈加明显。

基于以上的研究, 该快速 DOT 图像重建算法

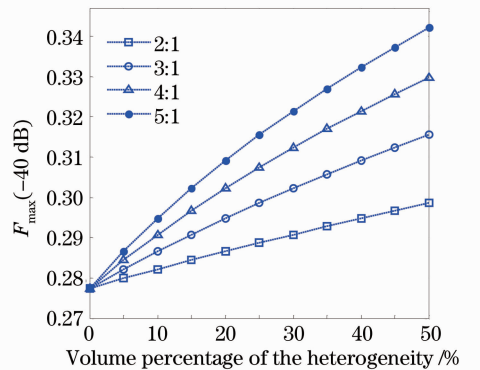


图 3 不同吸收对比度及体积分数下的 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 值
Fig. 3 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ at different absorption contrasts and volume percentages

的流程图如图 4 所示。

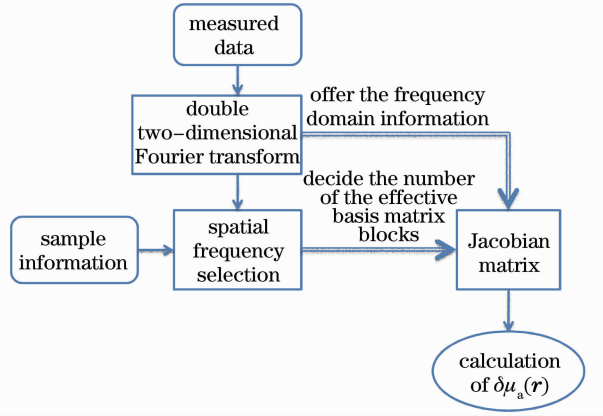


图 4 重建算法流程图

Fig. 4 Flowchart of reconstruction algorithm

3 数值仿真模拟验证与讨论

为了验证如上的算法,采用如图 5 所示的模型,模型 A 与模型 B 具有相同的外形尺寸,均为 $V = 100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm} \times 60 \text{ mm}$,具有相同的背景光学参数 $\mu_{a0} = 0.01 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_{s0} = 1 \text{ mm}^{-1}$ 。在模型 A 与 B 内分别放置一个或两个体积为 $V = 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ 的小立方体作为待重建目标体。目标体的体心均位于 $z = 30 \text{ mm}$ 平面。81 个源点与 81 个探测点分别以 9×9 的形式均匀分布在模型的两侧。源点与探测点的间隔均为 5 mm ,即 $h_s = h_d = 5 \text{ mm}$ 。为了避免“诤问题”(指生成模拟数据的正向模型与逆问题计算中所采用的正向模型相同)^[21]的发生,正向的模拟数据由有限差分方法对扩散方程求解获得。在有限差分计算中,模型被均匀离散成 $N = N_x \times N_y \times N_z = 51 \times 51 \times 31$ 个网格,网格为 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 的小立方体。

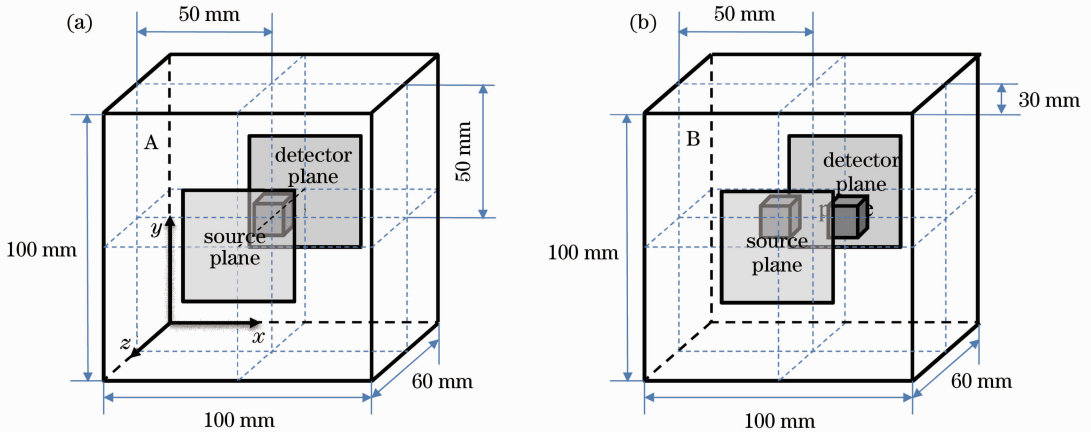


图 5 数值仿真所用的两个重建模型。(a)单目标体模型 A; (b)双目标体模型 B

Fig. 5 Two reconstruction models for generating numerical simulation. (a) Model A with one target; (b) model B with two targets

根据 2.2 节的讨论可知,上述均匀模型的波数 $k = 0.174 \text{ mm}^{-1}$,相应的 $F_{0\text{max}}(-40 \text{ dB}) \approx 0.277 \text{ rad/mm}$ 。又知该源-探分布下的奈奎斯特频率 $F_N = \frac{\pi}{h_s} + \frac{\pi}{h_d} = 1.257 \text{ rad/mm}$,即有 $F_{\text{max}}(-40 \text{ dB}) \approx \frac{1}{4} F_N$ 。进一步地,考虑到微扰目标体的 μ_a 及其体积分数,选择有效的最大空间频率为 $F_{\text{max}}(-40 \text{ dB}) \approx \frac{1}{3} F_N$,即 $f_x = \frac{1}{3} \left(\frac{\pi}{h_s} + \frac{\pi}{h_d} \right)$, $f_y = \frac{1}{3} \left(\frac{\pi}{h_s} + \frac{\pi}{h_d} \right)$ 。由于在本文中纵向分辨率不是主要的讨论内容,因此在重建运算中,取 $N_z = 20$ 。以下的图像重建结果,均取 $z = 30 \text{ mm}$ 为成像面。

3.1 使用空间频率选择策略前后的比较

为了评估空间频率选择对重建结果的影响,以

下给出了在重建中分别使用 $F_{\text{max}}(-40 \text{ dB})$ 及 F_N 作为最大空间频率所获的重建图像,即前者使用了空间频率选择策略,而后者没有。采用重建量化率(QR)、重建目标体尺寸,空间分辨率以及噪声稳健性等对重建的图像进行分析。

图 5(a)中的模型 A 用来评估算法的重建量化率以及重构出的目标体尺寸。为模拟 DOT 测量的实际情况,在正向的模拟数据中加入高斯噪声,使得信噪比(SNR)为 35 dB 。

在单目标体吸收系数分别为 0.02 、 0.03 、 0.05 mm^{-1} ,即吸收对比度为 2 、 3 、 5 时,图 6 给出了在选用 $F_{\text{max}}(-40 \text{ dB})$ 及 F_N 的情况下模型 A 的重建图像。可以看出,经过空间频率选择后,重建出的图像与未经空间频率选择时几乎没有差别。

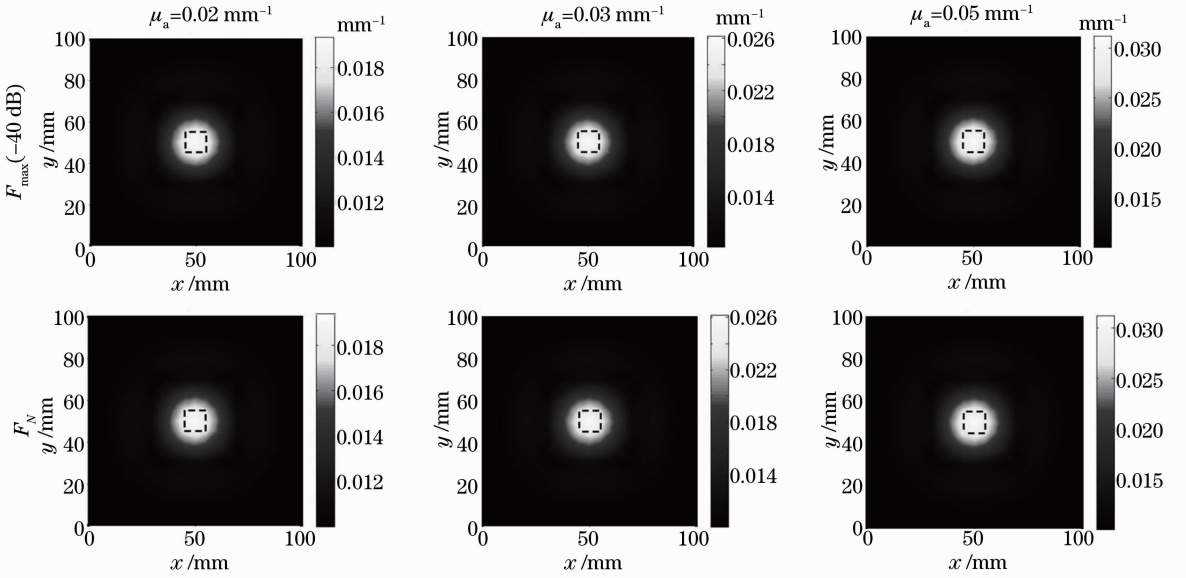


图 6 分别选用 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ (上排)及 F_N (下排)作为最大频率的重建图像。

图中黑色虚框表示原始目标体的形状和位置

Fig. 6 Reconstructed images using $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ (upper row) and F_N (lower row) as the maximum frequency, respectively. Dashed line indicates the real shape and location of the target

定义 R_Q 来表征重建目标体光学参数值的百分比^[22]

$$R_Q = \frac{\max[(\mu_a - \mu_0)_{\text{rec}}]}{(\mu_a - \mu_0)_{\text{orig.}}} \times 100\%, \quad (10)$$

式中 $(\mu_a - \mu_0)_{\text{rec}}$ 表示重建获得的目标体吸收系数相对背景的差值; $(\mu_a - \mu_0)_{\text{orig.}}$ 表示原始的目标体吸收系数相对背景的差值。同时引入待重建目标体沿 X 轴形貌曲线的 FWHM 来表征算法重建目标体尺寸的能力。表 1 给出了目标体吸收对比度以 0.5 的间隔

从 1 变化到 5 时,选用 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 及 F_N 的情况下由重建图像获得的目标体 QR 及 FWHM 值。可以看出,当目标体吸收对比度为 1.5 时,重建 QR 值可达 100%;QR 值随着原有吸收对比度的增大而减小,但在 1.5~5.0 的范围内,QR 均在 60%以上。重建目标体的 FWHM 从 16.6 mm 变化到 16.1 mm。经过空间频率选择前后所得重建结果,在重建量化率与重建尺寸方面几乎没有任何变化。

表 1 选用 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 及 F_N 的情况下由重建图像获得的 QR 及 FWHM

Table 1 Reconstructed QR and FWHM using $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ and F_N

Target contrast of μ_a	Using $F_{\max}(-40 \text{ dB})$		Using F_N	
	QR / %	FWHM / mm	QR / %	FWHM / mm
1.5	100.0	16.6	100.9	16.6
2	93.0	16.3	93.0	16.3
2.5	86.0	16.3	86.3	16.3
3	80.5	16.3	80.4	16.3
3.5	75.2	16.2	75.2	16.2
4	70.7	16.2	70.7	16.2
4.5	66.6	16.1	66.6	16.1
5	63.0	16.1	62.9	16.1

用图 5(b)中的模型 B 评估算法的空间分辨能力及抗噪能力。模型 B 中的两个目标体的吸收系数均为 0.02 mm^{-1} ,改变目标体的中心距(CCS),使之不断靠近,从而进行重建算法的空间分辨率测试。正向数据仍加入使 SNR 为 35 dB 的高斯噪声。

图 7(a)显示了在 CCS 为 20、16、12 mm 时,选用

$F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 及 F_N 得到的 μ_a 重建图像,图中黑色虚框表示原始目标体的形状和位置。图 7(b)给出了两种情况下在 CCS 为 20、18、16、12 mm,即边-边距为 10、8、6、2 mm 时,相应的重建图像在 $y=50 \text{ mm}$ 处沿 x 方向上的形貌曲线。

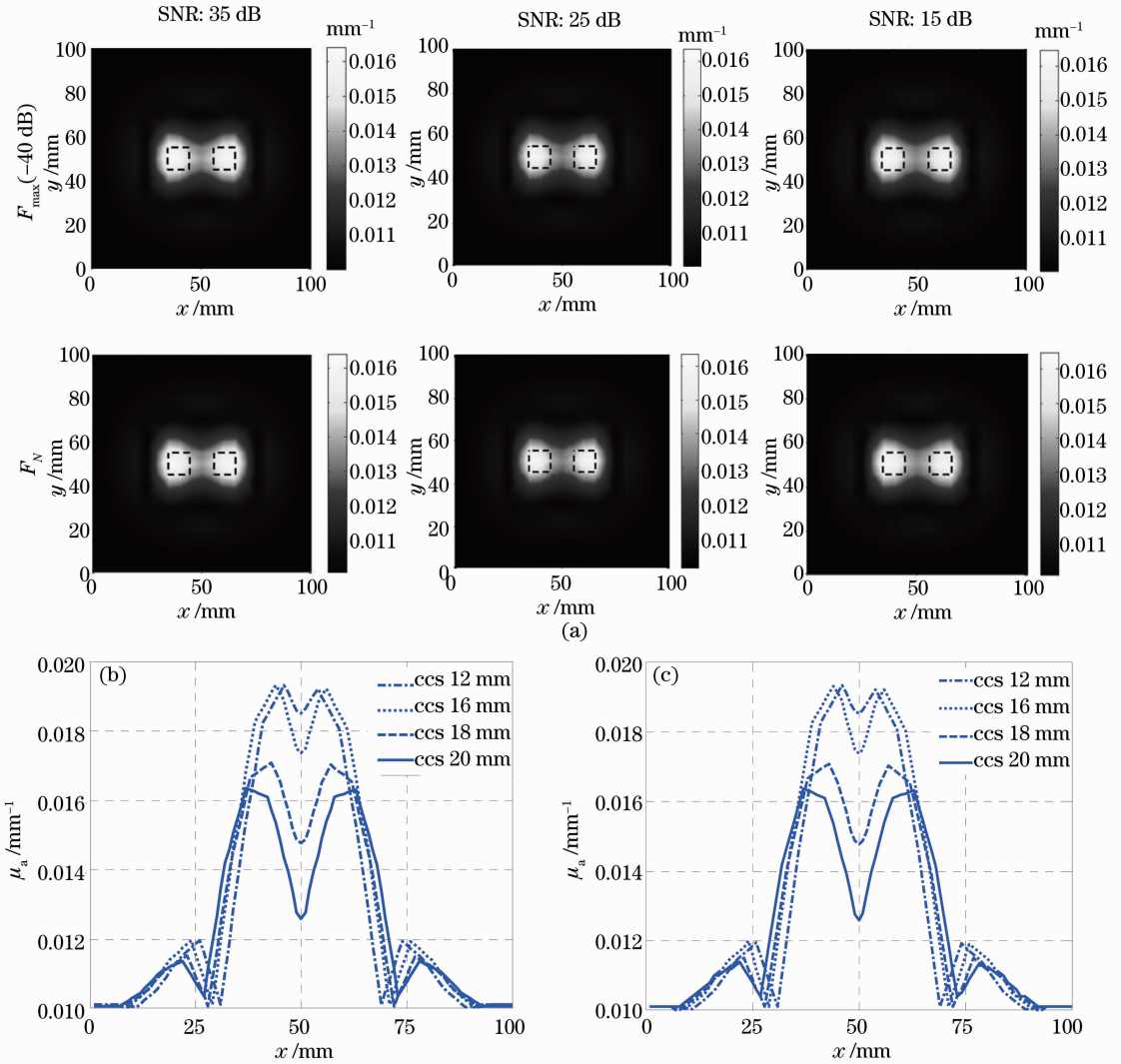


图 7 (a)两目标体 CCS 为 20、16、12 mm 时,分别选用 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ (上排)及 F_N (下排)作为最大频率的重建图像;(b)选用 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 及(c) F_N 所获图像在 $y=50 \text{ mm}$ 处沿 x 轴的形貌曲线

Fig. 7 (a) Reconstructed images using $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ (upper row) and using F_N (lower row) as the maximum frequency with CCS of 20, 16, 12 mm, respectively; corresponding x -profiles of the images at $y=45 \text{ mm}$ using (b) $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ and (c) F_N

为了定量地分析算法的空间分辨率,引入评估参数 R :

$$R = \frac{[\mu_{\text{amax}} - \mu_a(50)]}{(\mu_{\text{amax}} - \mu_{\text{amin}})}, \quad (11)$$

式中 μ_{amax} 和 μ_{amin} 分别代表重建形貌曲线上的最大值和最小值, $\mu_a(50)$ 表示形貌曲线上在两个目标体体心坐标中间处的 μ_a 值。 $R=1$ 表示两个目标体可以被完全分开。根据人眼的特性,一般定义在 $R>0.1$ 时两个物体可以被肉眼分辨开。经计算,当 CCS 为 20、18、16、12 mm 时,在使用空间频率选择的情况下, R 分别为 0.600、0.327、0.210 和 0.088;在不使用空间频率选择的情况下, R 分别为 0.604、0.325、

0.209 和 0.087。从图 7 及 R 值结果可看出,使用空间频率选择后,并不影响重建图像的空间分辨率。

最后,选用 CCS 为 20 mm 时的模型 B 来评估算法的噪声稳健性,目标体吸收系数仍为 0.02 mm^{-1} 。在正向数据依次加入使 SNR 为 35 dB、25 dB 和 15 dB 的噪声。图 8(a)中分别给出了噪声水平逐渐增大时,选用 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ 及 F_N 所得的 μ_a 重建图像,图中黑色虚框表示原始目标体的形状和位置。图 8(b)给出了相应的图像在 $y=50 \text{ mm}$ 处沿 x 方向上的形貌曲线。可以看出在不同的噪声水平下,经过和未经频率选择所获的重建图像几乎没有差别。由此可见,空间频率选择并不影响算法的抗噪能力。

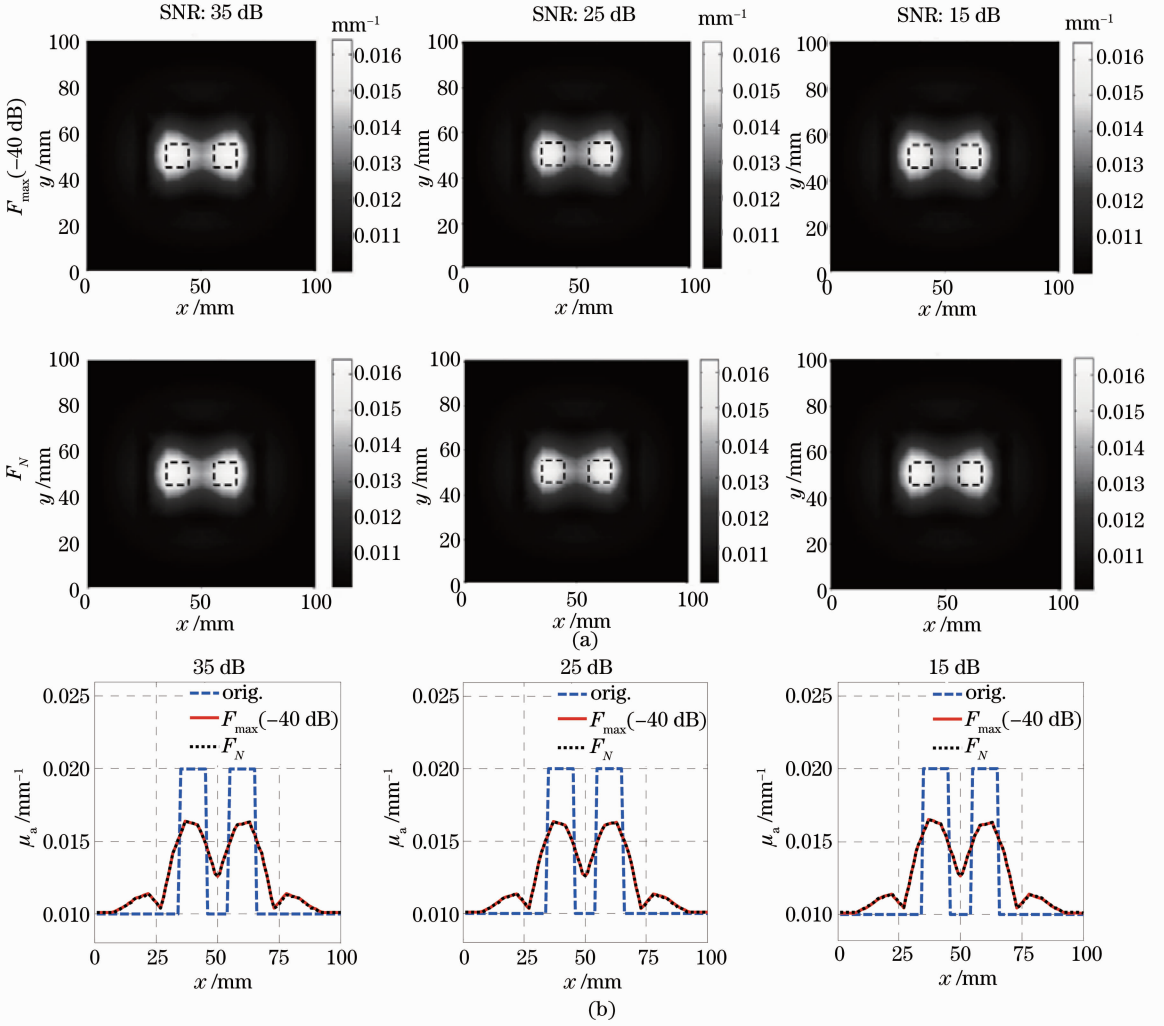


图 8 (a) 在 SNR 为 35 dB、25 dB 和 15 dB 时,分别选用 $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ (上行)及 F_N (下行)作为最大频率对 CCS 为 20 mm 时的模型 B 的重建图像; (b) 相应所获图像在 $y=50 \text{ mm}$ 处沿 x 轴的形貌曲线

Fig. 8 (a) Reconstructed images using $F_{\max}(-40 \text{ dB})$ (upper row) and using F_N (lower row) as the maximum frequency of with CCS of 20 mm when the SNR is assumed to be 35 dB, 25 dB, and 15 dB, respectively; (b) corresponding x -profiles of the images at $y=50 \text{ mm}$

此外,在计算时间方面,通过进行空间频率选择,参与重建的空间频率减少到了原来的 1/9,重建效率提高了 9 倍。

3.2 与常规 DOT 方法的比较

仍选用 3.1 节中的 CCS 为 20 mm 时的模型 B。在常规的 DOT 方法中,待重建域被离散为 $N_v=50 \times 50 \times 30$ 个体元,采用 ART 方法对雅可比矩阵进行求逆运算^[8]。

图 9(a)为 SNR 为 35 dB、25 dB 和 15 dB 时,使用常规的 DOT 算法所获得的吸收系数图像,图中黑色虚框表示原始目标体的形状和位置。图 9(b)给出了相应的采用常规算法和本算法的图像在 $y=50 \text{ mm}$ 沿 x 方向的形貌曲线。可以看出,随着噪声水平的增

加,本文所提出的快速算法重建 QR 几乎不变,且均大于 60%;然而,常规算法所得的 QR 在 SNR 为 35 dB 下仅为 20%,且随着噪声水平的增加,两个目标体的 QR 开始有了明显差距。这也说明,常规 DOT 方法的重建结果较易受噪声影响。在 SNR 为 35 dB 时,本文的快速算法的 R 值为 0.600 而常规 DOT 算法为 0.368。说明本算法在常规测量噪声水平下,较常规 DOT 算法具有更好的空间分辨能力。在计算时间方面,常规 DOT 方法重建一幅图像用时多于 1 h,而由 3.1 节可知,本算法重建一幅图像仅需要 10 s。

由此可见,在上述的数值模型下,本文所提出的快速 DOT 算法较常规 DOT 算法具有更优的重建

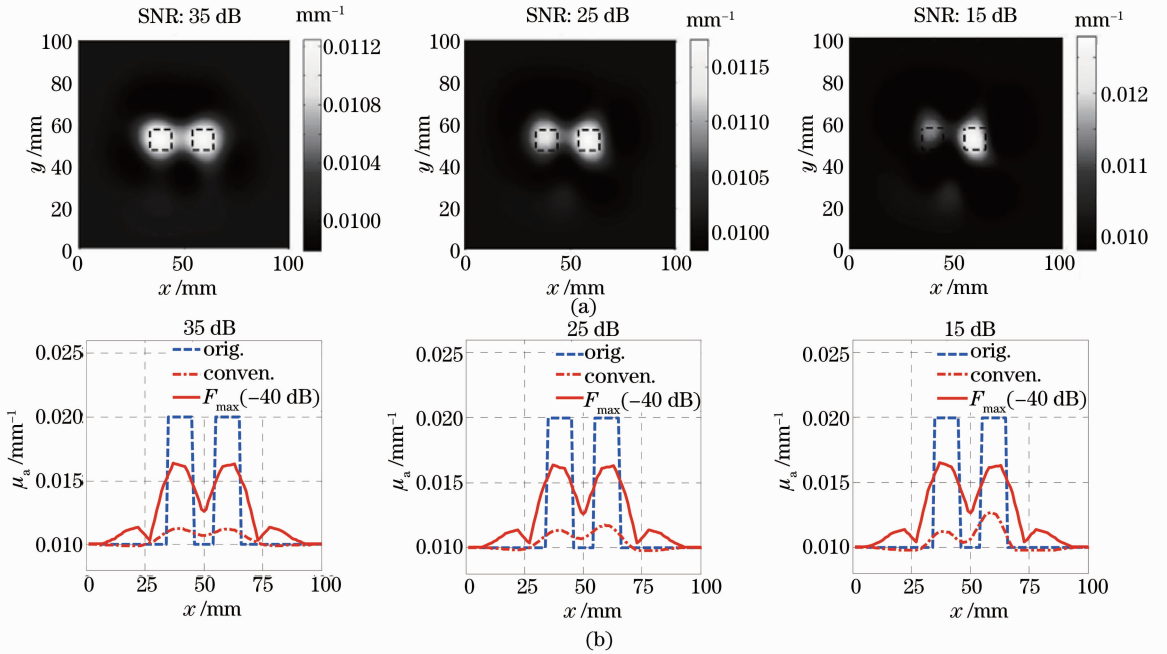


图9 (a) CCS为20 mm的模型B,在SNR为35 dB,25 dB和15 dB时,使用常规DOT算法所得的重建图像;(b)使用本文算法与常规算法所得图像在 $y=50$ mm处沿 x 轴的形貌曲线对比

Fig.9 (a) Reconstructed images of model B with CCS of 20 mm using the conventional DOT method when the SNR is 35 dB, 25 dB, and 15 dB, respectively; (b) comparison of the corresponding x -profiles of the reconstructed images at $y=50$ mm using the proposed method and the conventional method

量化率及抗噪声能力,略优的空间分辨能力,且计算效率提高了近400倍。随着源和探测点密度的增加,该算法的优势会更加明显。

4 结 论

提出了一种针对平板透射式模型,适用于源和探测区域均密集采样的快速DOT重建算法。该方法先使用四维傅里叶变换将逆问题转换到空间频率域,利用格林函数的对称性将三维积分方程简化为一组以空间频率为特征的一维积分方程,等价于将大规模的雅可比矩阵分解为一组以空间频率为特征的基矩阵。此举不仅大幅提高了计算效率,更大幅降低了逆问题的病态性。更进一步地,由于参与重建的基矩阵是由经过组织体的扩散波的有效空间频率决定的,因此根据组织的空间传递函数,又提出了一种空间频率选择策略,可以进一步减少参与重建的有效基矩阵的数量,在不牺牲图像质量的同时,继续提高算法效率。

数值模拟结果表明,在 81×81 源-探对的情况下,本算法所提出的空间频率选择策略可以在不影响重建图像质量的同时大幅提高重建效率。而且,本算法所得的重建图像在重建量化率、空间分辨率

和噪声稳健性上均优于常规的DOT算法,且重建时间仅为原来的1/400。可以预想,如果进一步增加源和探测点的个数,该算法在处理速度方面的优势将更加明显。需要说明的是,一味地提高源一探测采样密度并不能持续的提高DOT空间分辨率,当采样密度达到一定程度时,DOT的空间分辨率及成像质量也会存在上限。同时提高采样率也会带来测量时间的加长或系统的复杂性增加,因此研究提高信息利用效率的算法将是今后的发展方向。

参 考 文 献

- 1 A. Corlu, R. Choe, T. Durduran *et al.*. Three-dimensional in vivo fluorescence diffuse optical tomography of breast cancer in humans[J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(11): 6696~6716
- 2 K. L. Perdue, Q. Fang, S. G. Diamond. Quantitative assessment of diffuse optical tomography sensitivity to the cerebral cortex using a whole-head probe[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2012, **57**(10): 2857~2872
- 3 J. K. Willmann, N. V. Bruggen, L. M. Dinkelborg *et al.*. Molecular imaging in drug development[J]. *Nature Med.*, 2008, **7**(7): 591~607
- 4 L. V. Wang, H-i. Wu. *Biomedical Optics; Principles and Imaging*[M]. New York: A John Wiley & Sons, Inc., 2007. 1~2
- 5 S. Bélanger, M. Abran, X. Intes *et al.*. Real-time diffuse optical tomography based on structured illumination[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2010, **15**(1): 016006
- 6 C. D. Andrea, N. Ducros, A. Bassi *et al.*. Fast 3D optical

- reconstruction in turbid media using spatially modulated light[J]. *Biol. Opt. Express*, 2010, **1**(2): 471~481
- 7 Liu Wenqing, Chen Chunxiao, Wu Jiani. Quantitative evaluation of magnetic resonance imaging-guided diffuse optical tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(7): 0717001
- 刘雯卿, 陈春晓, 吴佳妮. 定量评估磁共振成像辅助的扩散光学断层成像质量[J]. *光学学报*, 2011, **31**(7): 0717001
- 8 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
- 9 J. Ripoll. Hybrid Fourier-real space method for diffuse optical tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2010, **35**(5): 688~690
- 10 T. J. Rudge, V. Y. Soloviev, S. R. Arridge. Fast image reconstruction in fluorescence optical tomography using data compression[J]. *Opt. Lett.*, 2010, **35**(5): 763~765
- 11 V. Lukic, V. A. Markel, J. C. Schotland. Optical tomography with structured illumination [J]. *Opt. Lett.*, 2009, **34**(7): 983~985
- 12 N. Ducros, C. D. Andrea, G. Valentini *et al.*. Full-wavelet approach for fluorescence diffuse optical tomography with structured illumination [J]. *Opt. Lett.*, 2010, **35**(21): 3676~3678
- 13 S. D. Konecky, G. Y. Panasyuk, K. Lee *et al.*. Imaging complex structures with diffuse light[J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(7): 5048~5060
- 14 L. Chen, J. McGinty, H. B. Taylor *et al.*. Incorporation of an experimentally determined MTF for spatial frequency filtering and deconvolution during optical projection tomography reconstruction [J]. *Opt. Express*, 2012, **20**(7): 7323~7337
- 15 Zhao Huijuan, Gao Feng, Yamada Y. Differential image reconstruction based on multi-channel time resolved optical tomographic imaging experiment[J]. *Acta Optica Sinica*, 2001, **21**(12): 1437~1443
- 赵会娟, 高 峰, 山田幸生. 基于多通道时间分辨光学层析成像系统的差分图像重建[J]. *光学学报*, 2001, **21**(12): 1437~1443
- 16 S. R. Arridge. Optical tomography in medical imaging [J]. *Inverse Problems*, 1999, **15**(2): R41~R93
- 17 Ma Wenjuan, Gao Feng, Zhang Wei *et al.*. Image reconstruction method of time-domain fluorescence diffuse optical tomography based on the third-order simplified spherical harmonics approximation to radiative transfer equation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(5): 0510001
- 马文娟, 高 峰, 张 伟 等. 基于辐射传输方程三阶简化球谐近似模型的时域荧光扩散层析图像重建方法[J]. *光学学报*, 2011, **31**(5): 0510001
- 18 Z. M. Wang, G. Y. Panasyuk, V. A. Markel *et al.*. Experimental demonstration of an analytic method for image reconstruction in optical diffusion tomography with large data sets [J]. *Opt. Lett.*, 2005, **30**(24): 3338~3340
- 19 J. Ripoll, M. N. Vesperinas, R. Carminati. Spatial resolution of diffuse photon density waves[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1999, **16**(6): 1466~1476
- 20 J.-W. Sheen. A compact semi-lumped low-pass filter for harmonics and spurious suppression[J]. *IEEE Microw Guided Wave Lett.*, 2000, **10**(3): 92~93
- 21 A. Wirgin. The inverse crime [OL]. [2013-02-27]. arxiv.org/abs/math-ph/0401050
- 22 Qin Zhuanping, Zhao Huijuan, Zhou Xiaoqing *et al.*. Image reconstruction algorithm for endoscopic diffuse optical tomography based on effective detection area [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(11): 1117001
- 秦转萍, 赵会娟, 周晓青 等. 有效探测区域的内窥式漫射层析成像图像重构算法[J]. *光学学报*, 2011, **31**(11): 1117001

栏目编辑: 韩 峰