

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

杨 芳 高 峰 马 艺 闻 赵 会 娟 阮 平 巧

(天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

摘要 面向基于光扩散模型的平板乳腺扩散光学层析反演问题,提出了一种有效提高图像重建质量的方法。针对扩散光学成像逆问题存在不适定性的特点,在不增加源和探测器数量的基础上,通过样条插值的方法有效地扩展测量空间,由此改善了逆问题中未知量远远多于已知量(测量值)的问题,在一定程度上减轻了反演问题的不适定性,使得重建图像在空间分辨率和量化度上都有相应的提高。通过对内置两非光学均匀立方体的平板模型进行模拟成像,并分析重建图像的空间对比度。结果表明:经过样条插值对测量空间的扩展,重建目标的空间分辨率可以达到边对边 4 mm。

关键词 扩散光学层析成像; 乳腺光学层析成像; 逆问题; 三次样条插值

中图分类号 Q63 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS20092909.2428

A Method of Improving Image Quality in Diffuse Optical Tomography Based on Spline Interpolation of Measurement Space

Yang Fang Gao Feng Ma Yiwen Zhao Huijuan Ruan Pingqiao

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

Abstract A method of improving image reconstruction quality for time-domain breast diffuse optical tomography is proposed based on panel detection. A measurement space expanded scheme is presented that uses cubic spline interpolation to obtain more measurements from less source-detector pairings to alleviate the problem that the number of boundary measurements data is generally far fewer than that of unknown parameters to be reconstructed in reconstructing process. Compared with traditional algorithm, this method can efficiently improve the reconstruction quality and spatial resolution. The proposed methodology is validated by reconstructing the image of the slab phantom containing two deeply-located absorption and scattering contrasting cubes. And the reconstruction contrast is analysed here for the quantification of the spatial resolution. Numerical simulation results illustrate that the spatial resolution of reconstructed image is 4 mm edge-to-edge.

Key words diffuse optical tomography; diffuse optical mammography; inverse problem; cubic spline interpolation

1 引 言

乳腺癌是女性最常见、多发的恶性肿瘤之一。乳腺癌的早期诊断和治疗有助于降低死亡率,医学影像检查在其中占重要地位。目前临床用于乳腺影像的主要手段有 X 射线乳腺检测,核磁共振成像

等。X 射线乳腺成像的虽然在分辨率上能达到 1 mm 以内,但它在高对比度和特异性上就显得无能为力了,同时它在安全性和准确性上又存在很大的缺陷^[1];核磁共振解决了 X 射线存在的部分问题,但是它价格昂贵、设备笨重同时造影剂的注射以获

收稿日期: 2008-11-30; 收到修改稿日期: 2008-12-29

基金项目: 国家 973 计划(2006CB705700), 国家 863 计划(2009AA022413), 国家自然科学基金(30870657, 60678049)和天津市自然科学基金(07JCYBJC06600)资助课题。

作者简介: 杨 芳 (1982—), 女, 博士研究生, 主要从事乳腺光学层析成像方面的研究。

E-mail: yang_cuckoo@hotmail.com

导师简介: 高 峰 (1963—), 男, 教授, 主要从事组织光学成像方面的研究。E-mail: gaofeng@tju.edu.cn

得高的对比度和特异性对人体的安全性有待商榷。

研究表明乳腺肿瘤组织通常呈现高血管化,这使得病变组织的含氧血红蛋白和脱氧血红蛋白含量都异于正常的乳房组织,同时由于生物组织体的近红外(650~1000 nm)“窗口”效应使得利用近红外光对身体的特定部位进行成像成为可能^[2]。光学乳腺层析成像技术是一种新兴的乳腺影像技术,作为目前层析成像的有效补充,它具有潜在的高灵敏度和特异性,受到医学成像领域的广泛重视^[3]。该技术基于扩散光学层析(DOT)原理和方法,对组织体进行功能性成像,不仅能够做到无损检测、获得高对比度图像;同时由于它成像的对象是反应组织体功能性信息光学参数,所以对于早期肿瘤的诊断有很好的效果。但是,由于红外光在组织体内高散射、低吸收的特点,另外重建过程逆问题的非线性和病态性使得重建图像的空间分辨率和量化度还远未达到临床诊断的要求。所以,从事 DOT 领域的科学家所面临的挑战就是如何尽可能地提高成像的空间分辨率和量化度。

在光学乳腺层析成像中,为了满足空间分辨率的要求,用于模型离散化的剖分网格必须达到一定密度,通常情况下,这使得所要重建的光学参数的个数远大于边界测量值的个数,信息量不能够满足准确刻画解集的需要,造成很多伪解,同时存在解不稳定问题即解不是连续依赖测量值。同时由于光学层析成像是一个高散射特性,和 X 射线在光源和探测器之间线积分不同,光层析成像的正向问题变成各个体元内的积分,这造成边界测量值对内部光学参数的变化非常敏感^[2,6~7]。所以 DOT 的逆问题具有严重的不适定性。这就意味着内部光学特征只能在有限的边界测量点表现,从而导致重建图像的空间分辨率和量化度低。为解决解的不稳定问题,可以通过增加信息等正则化方法。在这里不做详细讨论。主要考虑如何解决逆问题的解不唯一的问题,一种方法就是减少未知量的个数,文献[8]提出了一种有效提高图像重建质量的方法。与基于全空间域离散像点的传统重建算法不同,本方法采用小波函数对吸收系数和散射系数在空间域进行多尺度分解,在减少低分辨率重建中光学参数的个数、有效改善重建过程不适定性的同时,通过逐级细化分解尺度,最终可相当程度地提高图像的量化度和空间分辨率;另一种方法就是增加有效的边界测量值^[9],在一些非接触式的 DOT 系统中^[10],可以获得多达 10^8 个测量值,例如,Turner 等^[11]利用时间门测量早期

到达光方法对光学薄组织体进行简单的成像,但是,由于这些测量系统通常采用点阵式高分辨率 CCD 阵列,虽然能满足很高的空间采样率,但是普通的 CCD 的光学灵敏度还远未达到单光子技术的要求,在测量厚组织体(如乳腺和脑组织)的时候,很难检测到扩散光。如果采用液氮制冷的 CCD,虽然可以降低探测器的电子热噪声,提高灵敏度,但是价格昂贵,很难普及到临床应用。另外,在乳腺扩散光学层析检测系统中,考虑到平板压缩方式引起乳房血运异常,会影响测量结果,因此多采用锥形测量模型,这种边界较复杂的模型通常很难做到用简单的探测系统达到高空间分辨率的采样。

时间分辨测量技术在单一源和探测器对的情况下能够提供最多的组织体功能信息,并且具有信噪比高、灵敏度最高、线性度好、时间分辨率高的优点,是目前最具临床应用前景的组织光学参数无损在体检测技术之一^[11]。目前时间分辨测量最主要的检测技术是时间相关单光子技术^[13](TCSPC),虽然能达到十几个皮秒的时间分辨率,但基于通道测量方式很难做到高密度的空间采样。因此,我们在不增加任何光源和探测器对等硬件基础上,只在算法上改进,通过空间样条函数对测量空间进行插值,有效地扩展了测量空间。

2 DOT 图像重建算法

本文发展了基于扩散方程逆模型。研究面向乳房平板压缩扫描检测模式,这是光学乳腺层析中两种重要检测模式之一,其主要优势是可以有效减小光在传输中的衰减和保证规则的几何边界以简化数学模型,同时该模式还有利于采用有限检测通道实现高分辨率的空间采样。

设 F 为基于扩散方程有限差分模型的正向算子,为简化问题,DOT 通常只涉及吸收系数 $\mu_a = [\mu_{a1}, \mu_{a2}, \dots, \mu_{aN}]$ 和约化散射系数 $\mu'_s = [\mu'_{s1}, \mu'_{s2}, \dots, \mu'_{sN}]$ (N 为空间离散像元数)的重建,于是,组织体内部的光学参数分布可统一表示为 $p = [\mu_a, \mu'_s]^T$ 。时域 DOT 逆问题的数学表述为

$$p = F^{-1}(\chi), \quad (1)$$

式中 χ 是与时间分辨测量曲线 $\Gamma(\xi_d, \zeta_s, t)$ 相对应之特征数据矢量

$$\chi = \begin{bmatrix} \chi(\xi_1, \zeta_1) & \chi(\xi_2, \zeta_1) & \cdots & \chi(\xi_d, \zeta_1) \\ \chi(\xi_1, \zeta_2) & \chi(\xi_2, \zeta_2) & \cdots & \chi(\xi_d, \zeta_2) \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \chi(\xi_1, \zeta_s) & \chi(\xi_2, \zeta_s) & \cdots & \chi(\xi_d, \zeta_s) \end{bmatrix}, \quad (2)$$

其中 $\zeta_s (s=1,2,\dots,S)$ 为表面不同的激励源位置, $\xi_d (d=1,2,\dots,D)$ 为表面探测点位置。对于本文采用的基于 GPST 的时域 DOT 反演方法, 特征数据取为某频率对 (q_1, q_2) 下时间分辨测量曲线的 Laplace 变换值之比^[10], 即 $\chi(\xi_d, \zeta_s) = \Gamma(\xi_d, \zeta_s, p_2) / \Gamma(\xi_d, \zeta_s, p_1)$ 。采用这种数据类型不仅省去了绝对测量系统校正问题的麻烦, 还可以降低例如光源、背景噪声等对测量的影响, 提高系统的噪声鲁棒性。

由于 DOT 逆问题是一个非线性问题, 在这里我们采用牛顿-拉夫逊(Newton-Raphson)方法将其线性化, 得到线性微扰方程:

$$\begin{cases} \mathbf{J}(p_i)^T \mathbf{J}(p_i) \delta p_i = \mathbf{J}(p_i)^T \{\boldsymbol{\chi} - \mathbf{F}[\mathbf{J}(p_i)^T]\}, \\ p_{i+1} = p_i + \delta p_i, \end{cases} \quad (3)$$

其中 $\delta p = [\delta \boldsymbol{\mu}_a, \delta \boldsymbol{\mu}'_s]^T$ 称为光学参数的扰动, $\mathbf{J}(p)$ 称为正向算子 \mathbf{F} 的雅可比(Jacobi)矩阵, 同时鉴于逆问题的病态特性和规模, 采用代数重建技术(ART)方法直接求解线性微扰方程其基本原理是逐次求解由原代数方程的系数矩阵一行所构成的代数方程的最小二乘最小范数解, 其具体过程见参考文献[8]。

3 空间样条插值扩展测量空间

插值法是数值逼近的重要方法之一, 它是根据给定的自变量值和函数值, 求取未知函数的近似值。而在实际问题中, 要求被拟合曲线具有较高的光滑性, 在整个曲线中, 曲线不但不能有拐点, 而且曲率也不能有突变。在实际的 DOT 测量系统中, 对于实际的物理过程可以认为测量值所构成曲面是近似连续光滑的, 但曲率较大。所以对测量值的自然对数进行插值拟合, 这样可以可以保证对测量空间较好地逼近, 避免插值过程中奇点的出现。因为

三次多项式在灵活性和计算速度之间提供了一个合理的折中方案。与更高次多项式相比, 三次样条只需较少的计算和存储且较稳定。与低次多项式相比, 三次样条在模拟任意曲线形状时显得更灵活。所以我们采用三次样条函数作为插值函数。

拟合过程在图 1 中给出, 实线圆代表由 4×4 探测器阵列得到的测量值 $\Gamma(\xi_d) (d=1,2,\dots,16)$, 在这里这些点作为控制点或样本点, 其中探测器 ξ_d 的坐标分别为

$$P_d = (x_d, y_d).$$

我们可以用下列方程组来描述拟合控制点 $[P_d, P_{d+1}]$ 的参数三次多项式:

$$\begin{aligned} f(x) &= a_x(x - x_d)^3 + b_x(x - x_d)^2 + \\ &\quad c_x(x - x_d) + d_x, \\ g(y) &= a_y(y - y_d)^3 + b_y(y - y_d)^2 + \\ &\quad c_y(y - y_d) + d_y, \end{aligned}$$

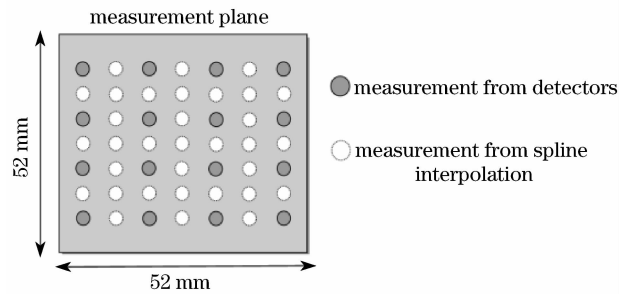


图 1 通过三次样条插值函数扩展的测量空间示意图
Fig. 1 Schematic of detector plane expanded by cubic spline interpolation

其中 $x \in [x_d, x_{d+1}]$, $y \in [y_d, y_{d+1}]$, 通过边界条件可分别求出上式的系数^[15]。具体插值过程如图 1 所示, 在 $52 \text{ mm} \times 52 \text{ mm}$ 的测量平面内, 均匀放置了 4×4 探测器阵列, 在光源 ζ_n 的激励下, 探测器阵列检测到的光流量在频率 p 下的 Laplace 变换值简写为

$$\Gamma(\zeta_n, p) = \begin{bmatrix} \vdots & \vdots & \vdots \\ \cdots & \Gamma(\xi_{i,j}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1,j}, \zeta_n, p) & \cdots \\ \cdots & \Gamma(\xi_{i,j+1}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1,j+1}, \zeta_n, p) & \cdots \\ \vdots & \vdots & \vdots \end{bmatrix}, \quad (i, j = 1, 2, 3, 4) \quad (4)$$

先对 $\Gamma(\zeta_n, p)$ 的行方向进行样条插值, 在相邻两个测量点的中点插入一个新的测量值

$$\Gamma'(\zeta_n, p) = \begin{bmatrix} \vdots & \vdots & \vdots \\ \cdots & \Gamma(\xi_{i,j}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1/2,j}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1,j}, \zeta_n, p) & \cdots \\ \cdots & \Gamma(\xi_{i,j+1}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1/2,j+1}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1,j+1}, \zeta_n, p) & \cdots \\ \vdots & \vdots & \vdots \end{bmatrix},$$

然后再对 $\Gamma'(\zeta_n, p)$ 列方向进行同样方式的插值最后得

$$\Gamma'(\zeta_n, p) = \begin{bmatrix} \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \cdots & \Gamma(\xi_{i,j}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1/2,j}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1,j}, \zeta_n, p) & \cdots \\ \cdots & \Gamma(\xi_{i,j+1/2}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1/2,j+1/2}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1,j+1/2}, \zeta_n, p) & \cdots \\ \cdots & \Gamma(\xi_{i,j+1}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1/2,j+1}, \zeta_n, p) & \Gamma(\xi_{i+1,j+1}, \zeta_n, p) & \cdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{bmatrix}, \quad (5)$$

其中, $\Gamma(\xi_{k,l}, \zeta_n, p)$ ($k=i, i+1/2; l=j, j+1/2$) 为经样条插值扩展得到的测量值, 如图 1 中虚线圆所示。

采用这种方式插值拟合测量曲面, 不可避免会引入一定误差, 如果此误差大于或者接近于因模型内部目标体内在光学对比度所引起的差异, 那么图像重建的准确度将受到很大的影响。图 2(a) 是由 7×7 个探测器阵列检测均匀平板模型的表面光流量 $\Gamma_0(\zeta_n, p)$ 与模型内部置入两个大小相同具有两倍光学对比度的小立方体, 并且由相同设置 7×7 探测器阵列检测到的表面光流量 $\Gamma_1(\zeta_n, p)$ 的相对误差三维

直方图, 误差 $\epsilon_1 = \frac{|\Gamma_1 - \Gamma_0|}{\Gamma_0} \times 100\%$ 。图 2(b) 所示为通过插值将原 4×4 探测器阵列所得测量值扩展到 7×7 个测量值 $\Gamma_2(\zeta_n, p)$ 与实际通过 7×7 探测器阵列检测均匀平板模型表面光子流量 $\Gamma_0(\zeta_n, p)$ 的相对误差百分比三维直方图, 其中插值引入误差 $\epsilon_2 = \frac{|\Gamma_2 - \Gamma_0|}{\Gamma_0} \times 100\%$ 。可以看到误差 ϵ_2 远远小于 ϵ_1 , 这说明采用样条插值扩展测量空间的方法所引入的误差是可以忽略的。

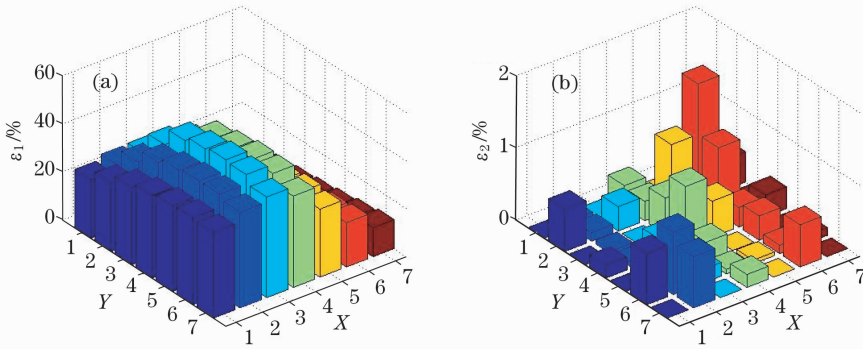


图 2 (a) 7×7 探测器阵列检测均匀平板模型的测量值与 7×7 探测器阵列检测非均匀模型的测量值的相对误差百分比三维直方图, (b) 插值将 4×4 探测器阵列扩展到 7×7 个测量值与实际通过 7×7 探测器阵列得到测量值的相对误差百分比三维直方图

Fig. 2 (a) the three-dimensional histogram of relative error between homogeneity model measurements obtained by 7×7 detector arrays and inhomogeneity model measurements obtained by same way, (b) the relative error between measurements obtained by 7×7 detector arrays and measurements obtained by interpolating 4×4 detector arrays to 7×7 detector arrays

4 数值仿真模拟建模结果与讨论

4.1 目标模型

原始目标如图 3(a) 所示, 采用体积为 $V = L \times W \times H = 52 \text{ mm} \times 32 \text{ mm} \times 52 \text{ mm}$ 的立方体模型, 背景光学参数为 $\mu_{a\text{-back}} = 0.01 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_{s\text{-back}} = 1 \text{ mm}^{-1}$, 同时在内部放置两个体积为 $V = L \times W \times H = 8 \times 8 \times 8 \text{ mm}^3$, 中心到中心距离 (CCS) 为 12 mm 的小立方体作为重建目标体。光源和探测器的分布如图 3(b) 所示, 光源 4×4 均匀分布在 $z=0$ 的 $x-y$ 平面上, 探测器 4×4 均匀分布在 $z=32 \text{ mm}$ 的 $x-y$ 平面上。S=16 个光源分别作用, 每个光源作

用的时候, $D=16$ 个探测点同时接收对应位置的透射光流。考虑到成像分辨率和计算时间, 本文将模型剖分成 $N = N_x \times N_y \times N_z = 26 \times 26 \times 16$ 个网格, 网格为 $h_x = h_y = h_z = 2 \text{ mm}$ 的小立方体。根据 GPST 原理, 采用 $p = \text{干} 0.1 \mu_{a\text{-back}} c$ 的复频率对, 其中 c 为光在组织体内的传播速度。

4.2 试验模拟结果

设定目标体 A 和 B 对均匀背景都有 3 倍的光学参数上的对比度, 也就是说吸收系数 $\mu_{aA} = 0.03 \text{ mm}^{-1}$, $\mu_{aB} = 0.03 \text{ mm}^{-1}$, 约化散射系数 $\mu'_{sA} = 3 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_{sB} = 3 \text{ mm}^{-1}$ 。分别采用 4×4 探

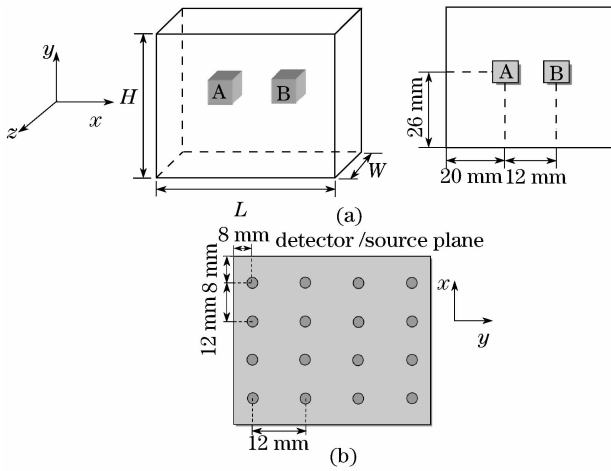


图 3 (a) 两个重建目标的立体模型, (b) 光源和探测器分布示意图

Fig. 3 (a) Three-dimensional representation of the modeled medium with two targets inside. (b) arrangement of the sources and detectors

测器阵列、 7×7 探测器阵列和由 4×4 探测器阵列样条插值到 7×7 探测器阵列三种方式对目标体进行图像重建, 得到吸收系数和约化散射系数在 x - y 平面的重建图像如图 4 所示。为更清楚的表示采用新算法对成像质量的改善, 图 5 展示了重建图像吸收系数与约化散射系数在中心位置 ($y=26$ mm, $z=16$ mm) x 方向上的形貌曲线。可以看到经过样条插值扩展测量空间的方法, 和真正通过探测器得到的测量空间在相同的重建条件下 (相同的迭代次数和松弛因子^[11]) 图像的质量上没有太大的变化, 如图 5(c), (d), 两条曲线几乎是重合的; 同时, 图 5(a), (b) 中显示在相同的检测条件下, 不增加任何实验成本, 通过样条插值扩展测量空间的方法可以有效地提高图像的空间分辨率和量化度。

为了更好地说明问题, 这里引入空间对比度。作为指标来衡量重建图像的空间分辨能力。

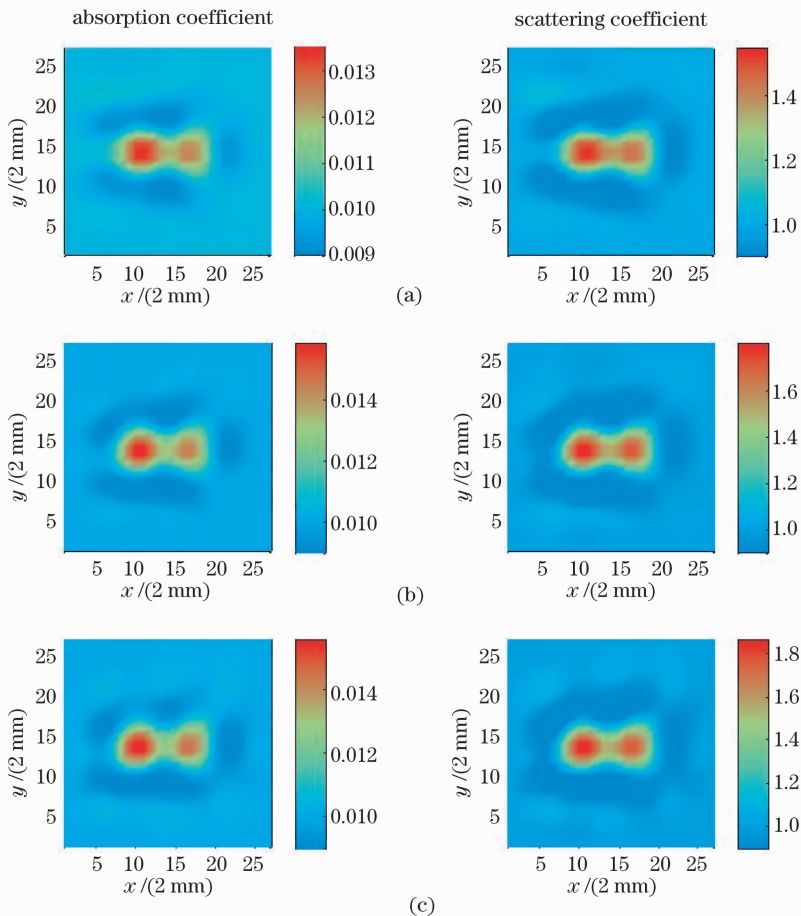


图 4 重建吸收系数和约化散射系数图像, (a) 4×4 探测器阵列, (b) 7×7 探测器阵列, (c) 由 4×4 探测器阵列样条插值到 7×7 探测器阵列

Fig. 4 Mapping of reconstructed absorption coefficient and reduced scattering coefficient, (a) 4×4 detector arrays, (b) 7×7 detector arrays, (c) spline interpolating 4×4 detector arrays to 7×7 detector arrays

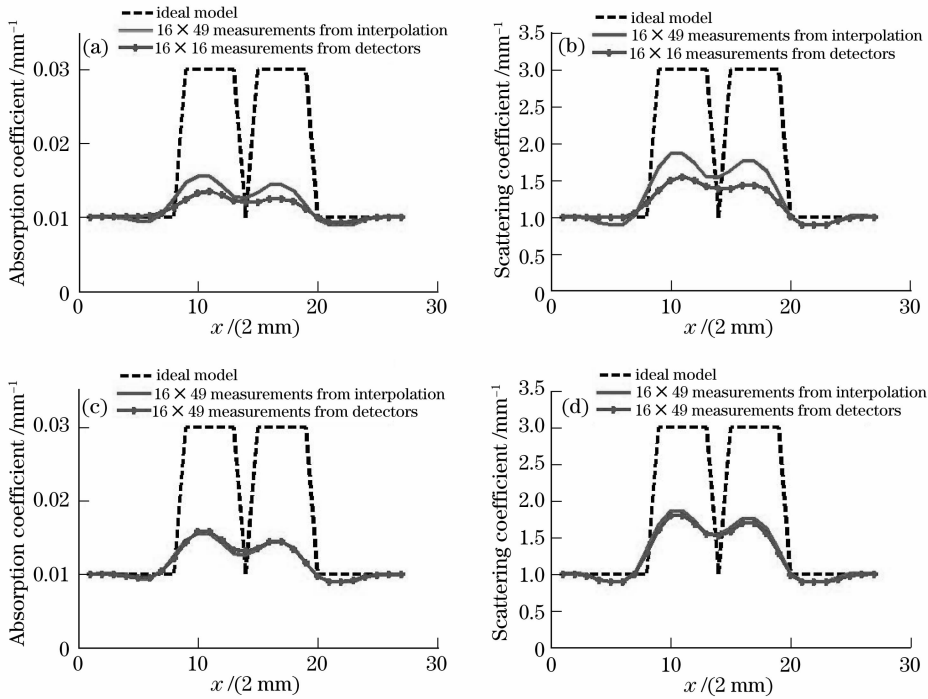


图 5 与 x 轴平行在 $z=16$ mm 处的重建吸收系数 (a), (c), 约化散射系数 (b), (d) 图像切片形貌曲线图
 Fig. 5 Profile of the reconstructed absorption coefficient curve (a), (c), the reconstructed reduced scattering coefficient curve (b), (d) at the line along x axis at the plane $z=16$ mm

$$C = 0.5 \sum_{i=1}^2 \frac{\hat{\mu}_a(x_i) - \hat{\mu}_a(x_0)}{\Delta\mu_a(x_i) + \Delta\mu_a(x_0)} \quad (6)$$

其中 $\Delta\hat{\mu}_a(x_i) = \hat{\mu}_a(x_i) - \mu_{a_back}(x_i)$, x_1 和 x_2 是 x 轴方向上重建形貌曲线的两个峰值所对应的坐标, x_0 是 x 轴上 x_1, x_2 之间形貌曲线的最小值对应的坐标。理想情况下, 当两个目标能完全被分辨时, C_r 应该是接近 1 的。根据人的视觉特点, 通常假设 $C_r \leq 10\%$ 时两目标是不可被肉眼分辨。图 6 是模型中两目标体的 CCS 为 12 mm, 也就是边到边距离 (EES) 4 mm 时重建图像空间对比度直方图。当两个目标体 CCS 为 12 mm 时, 采用 4×4 探测器阵列没有办法将两目标体分开, 但是经过插值扩展了测量空间后, 在一定程度上提供了更多的信息, 降低了重建过程的不适应性, 可以看到两个目标体可以清晰地被分辨。

5 结 论

在已经发展的平板光扩散乳腺检测模型的基础上, 详细介绍了利用三次样条插值函数拟合扩散光学层析成像系统测量空间, 获得扩展测量空间、降低重建过程不适应性的效果。由于测量值的增加, 在逆问题中求解线性方程中内循环^[11]次数增加, 使得计算时间稍有增长, 但是与获得同样重建效果而大量增加源和探测器对所付出的成本相比, 此算法的

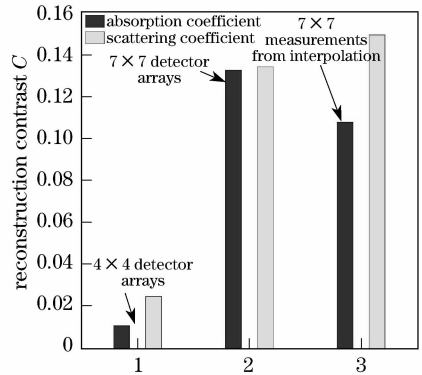


图 6 两目标体 CCS 为 12 mm 采用 4×4 探测器阵列、 7×7 探测器阵列和插值扩展 4×4 阵列到 7×7 测量值阵列三种方式重建吸收系数和散射系数图像的空间对比度直方图

Fig. 6 Histogram of spatial contrast of reconstructed absorption and scattering coefficient image using 4×4 -detector- arrays way, 7×7 -detector- arrays way and interpolating 4×4 to 7×7 respectively

应用不仅大大节约了实验硬件成本, 也在一定程度上解决了 DOT 测量系统中存在的低空间采样密度的问题, 为扩散光学乳腺成像系统真正做到价廉便携提供了保证。同时, 经过模拟数据验证可以看到, 插值扩展测量空间算法能够很好的提高重建图像质量的, 在量化度和空间分辨率的提高上都有很好的表现。

参 考 文 献

- 1 Alberto Bravin. Very low dose mammography: new perspective in diffraction enhanced imaging mammography [C]. *Medical Imaging, SPIE*, 2002, 4682,167
- 2 Feng Gao, Yuan Xue, Huijuan Zhao *et al.*. Two-dimensional optical tomography of hemodynamic changes in a preterm infant brain[J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2007, 5(8):472~474
- 3 A. P. Gibson, J. C. Hebden, S. R. Arridge. Recent advances in diffuse optical imaging [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2005, 50,R1~R43
- 4 Huang Kama. *Inverse Problem of Electromagnetic and Its Application*[M]. Beijing: Science Press, 2005. 13~19
黄卡玛. 电磁场中的逆问题及应用[M]. 北京: 科学出版社, 2005. 13~19
- 5 R. Ziegler, B. Brendel *et al.*. Investigation of detection limits for diffuse optical tomography systems: I. Theory and experiment[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2009, 54: 399~412
- 6 Zhang Limin, He Huiyuan, Gao Feng *et al.*. Fluorescence molecular tomography based on full time-resolved scheme[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, 28(7): 1262~1268
张丽敏, 和慧园, 高峰等. 荧光分子层析中的全时间分辨图像重建法[J]. 光学学报, 2008, 28(7): 1262~1268
- 7 Meng Jing, Wang Jiajun, Huang Xianwu *et al.*. Multi criterion reconstruction method for optical tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, 26(9): 1340~1344
孟 静, 王加俊, 黄贤武等. 一种光学层析图像的多准则重建方法[J]. 光学学报, 2006, 26(9): 1340~1344
- 8 Yang Fang, Ma Yiwen, Gao Feng *et al.*. Multi-level wavelet domain decomposition based time-domain diffuse optical tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, 28(8): 1571~1578
杨 芳, 马艺闻, 高峰等. 一种基于多级小波域分解的时域扩散光学层析成像方法的研究[J]. 光学学报, 2008, 28(8): 1571~1578
- 9 A. Yodh, B. Chance. Spectroscopy and imaging with diffuse light [J]. *Phys. Today*, 1995, 48(3):34~40
- 10 R. Schulz, J. Ripoll, V. Ntziachristos. Noncontact optical tomography of turbid media[J]. *Opt. Lett.*, 2003, 28(18): 1701~1703
- 11 G. Turner, G. Zacharakis, A. Soubret. Complete-angle projection diffuse optical tomography by use of early photons[J]. *Opt. Lett.*, 2005, 30(4):409~411
- 12 H. J. Zhao, F. Gao, Y. Tanikawa *et al.*. Anatomical and functional images of in vitro and in vivo tissues by NIR time-domain diffuse optical tomography [J]. *JSME International Journal Series C, Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 2002, 45(4):1033~1039
- 13 Gao F., Zhao H., Tanikawa Y.. Time-resolved diffuse optical tomography using a modified generalized spectrum technique[J]. *IEICE Trans. Inf. Syst.*, 2002, E85-D(1):133~142
- 14 Xiong Hongyun, Zeng Shaobiao, Mao Yunying. *Fundamentally Theory of Applied Mathematic* [M]. Tianjin: Tianjin Univ. Press, 2004, 26-34
熊洪允, 曾绍标, 毛云英. 应用数学基础[M]. 天津: 天津大学出版社, 2004, 26~34
- 15 F. Gao, H. J. Zhao, Y. Yamada. Improvement of image quality in diffuse optical tomography by use of full time-resolved data[J]. *Appl. Opt.*, 2002, 41(4): 778~791