

doi: 10.3788/gzxb20164511.1117001

面向近红外脑功能成像的光学自导引 漫射光断层成像方法

赵会娟¹, 戚彩霞¹, 刘明¹, 秦转萍², 张耀¹, 张丽敏¹, 李娇¹, 周仲兴¹, 高峰¹

(1 天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

(2 天津市信息传感与智能控制重点实验室, 天津 300222)

摘要: 为降低近红外脑功能漫射光断层成像(DOT)固有的逆问题病态性, 并避免多模态方法的图像配准等问题, 提出了基于光学自导引提供先验功能信息的脑功能 DOT 方法(OT-DOT), 并发展了图像重构方法。模拟验证表明: 上皮厚度(TLT)已知时, OT-DOT 获得的重构量化度(QR)约为传统 DOT 的 4.2 倍; 当 TLT 的估计误差小于 $\pm 10\%$ 时, OT-DOT 重构的 QR 值可达 92% 以上, 远远优于传统 DOT; 噪声鲁棒性测试表明, OT-DOT 与传统 DOT 的噪声鲁棒性相近。利用连续光 DOT 测量系统的仿体实验重构结果表明, 所发展的 OT-DOT 算法获得的重构结果优于传统 DOT 算法。

关键词: 光谱学; 生物医学光子学; 光学自导引漫射光断层成像; 脑功能; 近红外; 先验信息; 图像重构方法
中图分类号: Q63 **文献标识码:** A **文章编号:** 1004-4213(2016)11-1117001-9

Optical Self-guiding Diffuse Optical Tomography towards Near-infrared Functional Brain Imaging

ZHAO Hui-juan¹, QI Cai-xia¹, LIU Ming¹, QIN Zhuan-ping², ZHANG Yao¹, ZHANG Li-min¹,
LI Jiao¹, ZHOU Zhong-xing¹, GAO Feng¹

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

(2 Tianjin Key Lab of Information Sensing & Intelligent Control, Tianjin 300222, China)

Abstract: The image reconstruction of diffuse optical tomography (DOT) for near-infrared brain functional imaging is a severely ill-posed inverse problem. Different from the widely adopted multi-mode imaging method for providing anatomical-prior to DOT, this paper proposed an optical self-guiding scheme, called OT-DOT, and the corresponding image reconstruction algorithm is developed. The numerical and phantom validations are performed for the proposed method. Numerical reconstruction results indicate that quantitiveness ratio (QR) reconstructed with OT-DOT for the target is about 4.2 times bigger than that with traditional DOT for the known top layer thickness(TLT). QR from OT-DOT can be more 92% when the estimation error of TLT is less than $\pm 10\%$. The noise-robustness testing indicates the reconstruction ability of OT-DOT and traditional DOT are roughly the same. Phantom experiments performed using a continuous-wave DOT system show that the reconstructed results with the proposed method is better than those with traditional DOT.

Key words: Spectroscopy; Biomedical photonics; Optical self-guiding diffuse optical tomography; Brain functional imaging; Near infrared; Prior information; Image reconstruction method

OCIS Codes: 170.3010; 170.3880; 170.2655; 300.6340

基金项目: 国家自然科学基金(Nos. 81371602, 61475115, 61475116, 81401453, 61575140, 81571723, 81671728)、天津市自然科学基金(Nos. 14JCQNJC14400, 15JCZDJC31800, 15JCQNJC14500, 16JCZDJC31200)和天津职业技术师范大学校科研发展基金(No. KYQD14007)资助

第一作者: 赵会娟(1963-), 女, 教授, 博士, 主要研究方向为生物医学光子学。Email: huijuanzhao@tju.edu.cn

通讯作者: 高峰(1963-), 男, 教授, 博士, 主要研究方向为生物医学光子学。Email: gaofeng@tju.edu.cn

收稿日期: 2016-04-21; **录用日期:** 2016-08-03

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

0 引言

光学检测方法由于具有体积小、成本低、时间分辨率高等优点^[1-3],从20世纪70年代开始,运用光进行人脑功能的无创伤检测受到越来越多学者的关注^[4].在该方法中,采用650~900 nm的入射光和反射测量方式,然后利用基于修正朗伯比尔定律(Modified Lambert-Beer's Law, MLBL)的拓扑成像(Optical Topography, OT)算法或漫射光层析成像(Diffuse Optical Tomography, DOT)算法,重构出吸收系数的空间分布并进而重构出血红蛋白浓度及血氧饱和度的分布。

在近红外脑功能成像中,MLBL因其具有计算快速和强的噪声鲁棒性的特点而被广泛地用来描述一对源-探之间的光衰减.由于MLBL-OT源-探对下的组织沿深度方向假设具有均匀的光学参数分布,因此MLBL-OT获得的是二维的拓扑图像,且易受头皮内血液变化的影响^[5].基于DOT的近红外脑功能成像方法由于其具有更好的空间分辨率和量化度而在近年获得了更多的关注^[6].然而,由于重构未知数个数和有限探测数据之间存在数量上的巨大差异,基于有限元法(Finite Element Method, FEM)剖分的DOT图像重构包含了严重病态的逆问题计算过程.要解决这一问题,最有效的途径是通过引入先验知识降低FEM的单元数目.目前,常用的方法是利用解剖信息作为DOT的先验信息,例如采用多模态成像方法^[7,8].多模态成像可以分为模间和模内结合,脑功能成像中典型的模间结合如脑电图(EEG)-MRI、PET-MRI.尽管模间结合具有提供更多信息、提高图像准确性、避免单一成像方式带来的错误等,但模间结合方式却增加了设备的成本并可能导致仪器间的相互干扰.再者,如果采用的是分立的多台设备,则会进一步带来数据间的融合、图像配准和同时测量等问题。

本文提出了一种光学模内结合方法,也就是通过同一光学模态下的测量获得功能型先验知识,从而实现光学自导引。

1 方法

对于基于DOT的脑功能成像方法,人头通常用一个多层平板模型来近似,且假设每一层内沿深度方向上光学参数是均匀分布的.漫射方程(Diffusion Equation, DE)具有较高的准确度和低计算成本,被广泛地用来描述光子在此类模型中的传播.稳态(Continuous-Wave, CW)测量方式的DE可以写为^[9]

$$-\nabla \cdot D(\mathbf{r})\nabla\Phi(\mathbf{r}) + \mu_a(\mathbf{r})\Phi(\mathbf{r}) = q(\mathbf{r}) \quad (1)$$

式中 $D = \frac{1}{3(\mu_a + \mu'_s)}$ 代表漫射系数, μ'_s 为约化散射系

数, Φ 光子密度, μ_a 为吸收系数, \mathbf{r} 为位置向量, q 为光源的光子密度。

对于罗宾边界条件,在 ξ 处探测到的通量密度为 $\Gamma(\xi) = \frac{1}{2} \frac{1-R_f}{1+R_f} \Phi(\xi)$, 其中 R_f 为内反射系数。

利用FEM求解罗宾边界条件下的方程(1)时,逆问题采用Newton-Raphson法线性化后,第一次迭代过程可以表示为

$$\begin{cases} \chi - F(\mu^i) = \mathbf{J}^i \delta\mu^i \\ \mu^{i+1} = \mu^i + \lambda \delta\mu^i \end{cases} \quad (2)$$

式中 F 是关于光子传输的正向计算, χ 为测量数据, \mathbf{J} 为雅可比矩阵, μ 代表 μ_a 或 μ'_s 。

传统的CW-DOT对区域内的所有节点的光学参数进行重构,因而欠定性高而导致重构结果量化度低.本文所提出的光学自导引方法是利用DOT测量数据获得OT图像,然后将其作为功能先验信息引导DOT重构(以下简称OT-DOT),实现过程如下:

首先获得OT图像.过程为:进行CW-DOT测量,由于CW-DOT和MLBL-OT采用同一套测量数据,可以利用MLBL获得OT图像

$$\Delta OD(\lambda) = -\ln \frac{\Phi(\lambda)}{\Phi_0(\lambda)} = \Delta\mu_a(\lambda)Bl \quad (3)$$

式中 ΔOD 代表静息态和任务态之间光密度的差, λ 为光波长, $\Delta\mu_a$ 为两态之间吸收系数 μ_a 的差, B 为路径因子, l 为源探距离。

将一对源探间的中点指定为MLBL-OT的采样点,用式(3)计算得该采样点处的吸收系数,获得吸收系数沿平板表面分布的二维图像。

其次,利用OT图像形成模板矩阵 \mathbf{K} .过程为:通过设置合适的阈值,将OT图像分割获得目标区域(标记为粗ROI(Region-Of-interest, ROI))和非目标区域(标记为n-ROI)。

根据粗ROI所包含的节点构建模板矩阵 \mathbf{K} , 其中 \mathbf{K} 的元素为

$$\mathbf{K} = \begin{cases} k(nr^{\text{ALL}}, nr^{\text{ROI}}) = 1 \\ k(\text{other}) = 0 \end{cases} \quad (4)$$

式中 nr^{ALL} 是 \mathbf{K} 的行号同时也是某“粗ROI”节点在所有FEM节点中的索引号, nr^{ROI} 是 \mathbf{K} 的列号同时也是某“粗ROI”节点在整个FEM节点中的索引号。

最后,采用式(4)对雅可比矩阵进行筛选,并进行DOT图像重构.假设和任务相关的脑活动不会导致 μ'_s 的变化,并且背景的光学参数可以通过区域逐步重构法获得,则光学参数的重构可以简化为对 $\Delta\mu_a$ 的重构^[10].为了有效地重构 $\Delta\mu_a$,采用相对测量的方法,即在任务态和静息态分别进行一次测量,将式(2)中的测量数据用 $\chi = \frac{\Gamma^a \cdot \Gamma^r}{\Gamma^r}$ 代替,其中 a 和 r 分别表示任务态和静息态,则式(2)可以重写为

$$\frac{\Gamma^a \cdot \Gamma^r}{\Gamma^r} - F(\mu_a^i) = \mathbf{J}^i \cdot \mathbf{K} \Delta \mu_a^{\text{ROI}} \quad (5)$$

式中 $\Delta \mu_a^{\text{ROI}}$ 代表“粗 ROI”内的吸收系数的变化。

式(5)可以通过代数重构方法求解,迭代过程的控制条件为

$$\epsilon = \sum_{s=1}^S \sum_{d=1}^D \left[\frac{\chi_{s,d}^i - F_{s,d}(\mu_a^i)}{\chi_{s,d}^i} \right]^2 \quad (6)$$

当两次 ϵ 的相对变化小于 3% 时,则迭代终止。

2 模拟验证及结果

考虑到光在头内的穿透深度和测量数据的信噪比 (Signal Noise Ratio, SNR), CW-DOT 测量通常采用的源-探距离 (Source Detection Separation, SDS) 为 10~40 cm。尽管复杂的头部模型更接近于真实情况,但考虑上述 SDS 下近红外光的平均穿透深度,近红外光在体脑功能成像中广泛地采用两层模型,即上层包含头皮和头骨,下层为灰质和白质。由于 $\Delta \mu_a$ 所反映的脑活动位于灰质层,因此“粗 ROI”被投射到下层的上表面。因此以下验证均采用两层模型,且目标体位于下层的上表面处。

2.1 上层厚度已知

在上层组织厚度 (Top Layer Thickness, TLT) 已知时,对 OT-DOT 与传统 DOT^[11-13] 的重构图像质量进行了比较。

所采用的两层模拟模型如图 1 所示,模型的尺寸为 60 mm × 60 mm × 30 mm ($W \times L \times H$),上层厚度 h 为 10 mm。上、下层的光学参数分别为 $\mu_{a1} = 0.01 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_{s1} = 1 \text{ mm}^{-1}$, $\mu_{a2} = 0.02 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_{s2} = 1 \text{ mm}^{-1}$ ^[14-15]。ROI 是一个半径为 5 mm、高度为 10 mm 的圆柱体,其上表面位于上下层交界, $\mu_{a\text{ROI}} = 0.03 \text{ mm}^{-1}$ 为真实值^[9,16-17]。16 源和 16 个探测点分布在上层表面中心区 30 mm × 30 mm 内,最小 SDS 为 10 mm。每一个源点顺序地照射光,而在某一源点照射时其它 15 个点作为测

量点,因此实际的采集数据为 $16 \times 15 = 240$ 个。模拟验证中的“测量数据”通过基于 DE 的 FEM 计算产生,但考虑到在 OT 中所采用的 SDS,因此只有由 $\text{SDS} \geq 20 \text{ mm}$ 获取的测量数据才被用于 MLBL-OT 的计算。根据背景光学参数,计算得 $B = 6.3$ ^[8]。计算得的 OT 图像如图 2 所示,利用所重构出的最大 $\Delta \mu_a$ 的 50% 作为阈值获得“粗 ROI”区域。

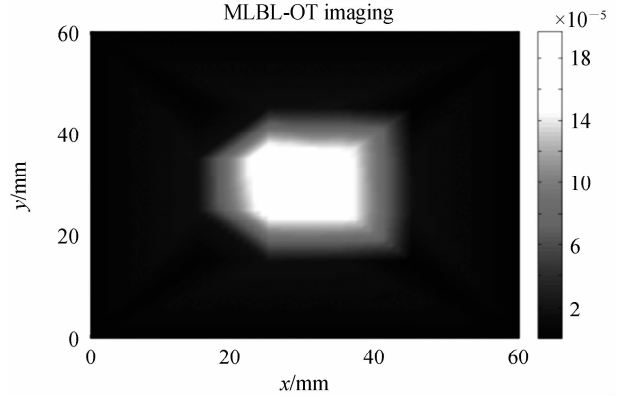


图 2 重构出的 2D“粗 ROI”图像

Fig. 2 Reconstructed 2D “coarse ROI” image

图 3(a)、(b) 比较了本文所发展的 OT-DOT 和传统 DOT 重构出的图像,其中 X-Y 面图像是沿 $z = 12.5 \text{ mm}$,而 X-Z 面图像沿着 $y = 30 \text{ mm}$ 。(c) 给出了 X-Y 面图像中沿 $y = 30 \text{ mm}$ 处,(d) 给出了 X-Z 面图像中沿 $x = 30 \text{ mm}$ 处的形貌曲线。为了定量评价图像质量,除了重构图像的半高宽 (Full Width Half Maximum, FWHM) 外,还定义量化度 (Quantitativeness Ratio, QR) 为

$$\text{QR} = (\mu_{a\text{max}} - \mu_{a2}) / (\mu_{a\text{ROI}} - \mu_{a2}) \cdot 100\%$$

式中: $\mu_{a\text{max}}$ 为 ROI 内重构的吸收系数最大值;定义有效重构深度 (Effective Reconstruction Depth, ERD) 为 X-Z 面内重构出的 ROI 的 μ_a 降为零时的 z 值。虚线表示真实 ROI 所在区域。

表 1 列出了上述量化值的对比。可见 OT-DOT 获得 QR 可达 96%, 约为传统 DOT 获得的 DR 的 4.2 倍。用 OT-DOT 获得的 FWHM 与实际相符,而传统 DOT 获得的 FWHM 比真实值大约 20%; 同时 OT-DOT 方法可重构目标的深度更大。

表 1 上层厚度已知时的重构结果对比

Table 1 Comparison of the reconstruction quality in known TLT

	QR/%	FWHM/mm	ERD/mm
OT-DOT	96	10	25
Traditional DOT	23	12	20

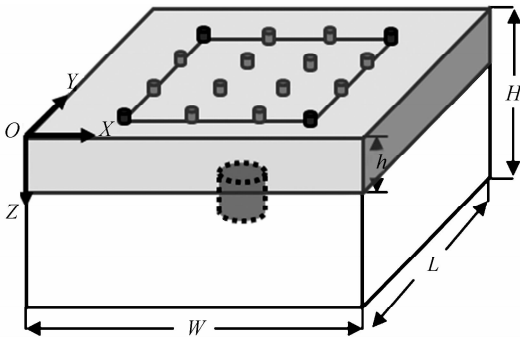


图 1 模拟所用的两层模型

Fig. 1 Two-layer sample with a target

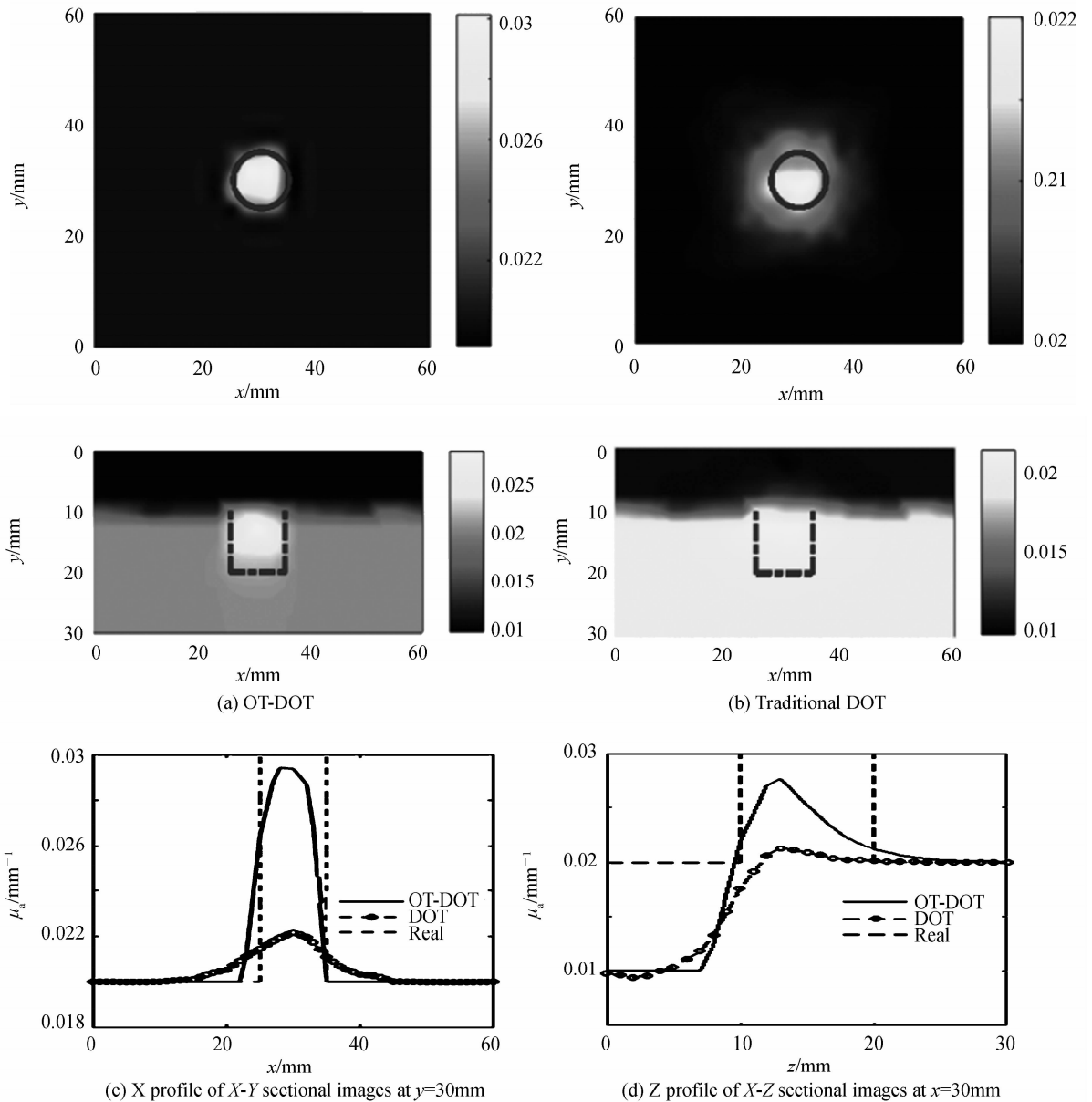


图3 上层厚度已知时 OT-DOT 和传统 DOT 重构图像及形貌曲线对比

Fig. 3 Reconstructed ROI images and the profile of the reconstructed image with OT-DOT and traditional DOT while the top layer thickness is known

2.2 上层厚度未知

由于不同人以及同一人的不同部位的差异,在实际应用中,上层的厚度通常是无法准确已知的,所发展的方法不应上层厚度变化过于敏感。

根据成人前额上层厚度的范围,假定图1所示的模型的上层厚度在10 mm的 $\pm 120\%$ 范围内^[18],也就是在正向计算汇总分别取上层厚度为8 mm、9 mm、11 mm和12 mm,ROI的上表面位于上下层交界.在重构时仍以10 mm作为上层厚度的先验知识,上层厚度估计误差(ΔTLT)为-2 mm和2 mm的重构图像如图4所示。

图5表示上层厚度分别为8 mm、9 mm、11 mm和12 mm时,OT-DOT和传统DOT重构结果形貌曲线,

其中图5(左)均表示X-Y面图像中沿 $y=30$ mm处,图5(右)均表示X-Z面图像中沿 $x=30$ mm处的形貌曲线.具体参数如表2所示.由图4、图5和表2可见,OT-DOT重构的结果优于传统DOT重构的结果.OT-DOT重构的QR值是传统DOT重构值的2.3倍,并且OT-DOT重构的ERD比传统DOT重构的要深.由表2可见,在上皮厚度为9~11 mm之间时,OT-DOT重构的QR值几乎相等,而传统DOT随着厚度的变化重构的QR相差很大.以上分析表明,在 $\Delta\text{TLT} \leq \pm 20\%$ 的范围内,OT-DOT重构的图像质量明显优于传统DOT的重构图像,而在 $\Delta\text{TLT} \leq \pm 10\%$ 时,OT-DOT重构图像的量化度几乎不受厚度变化的影响。

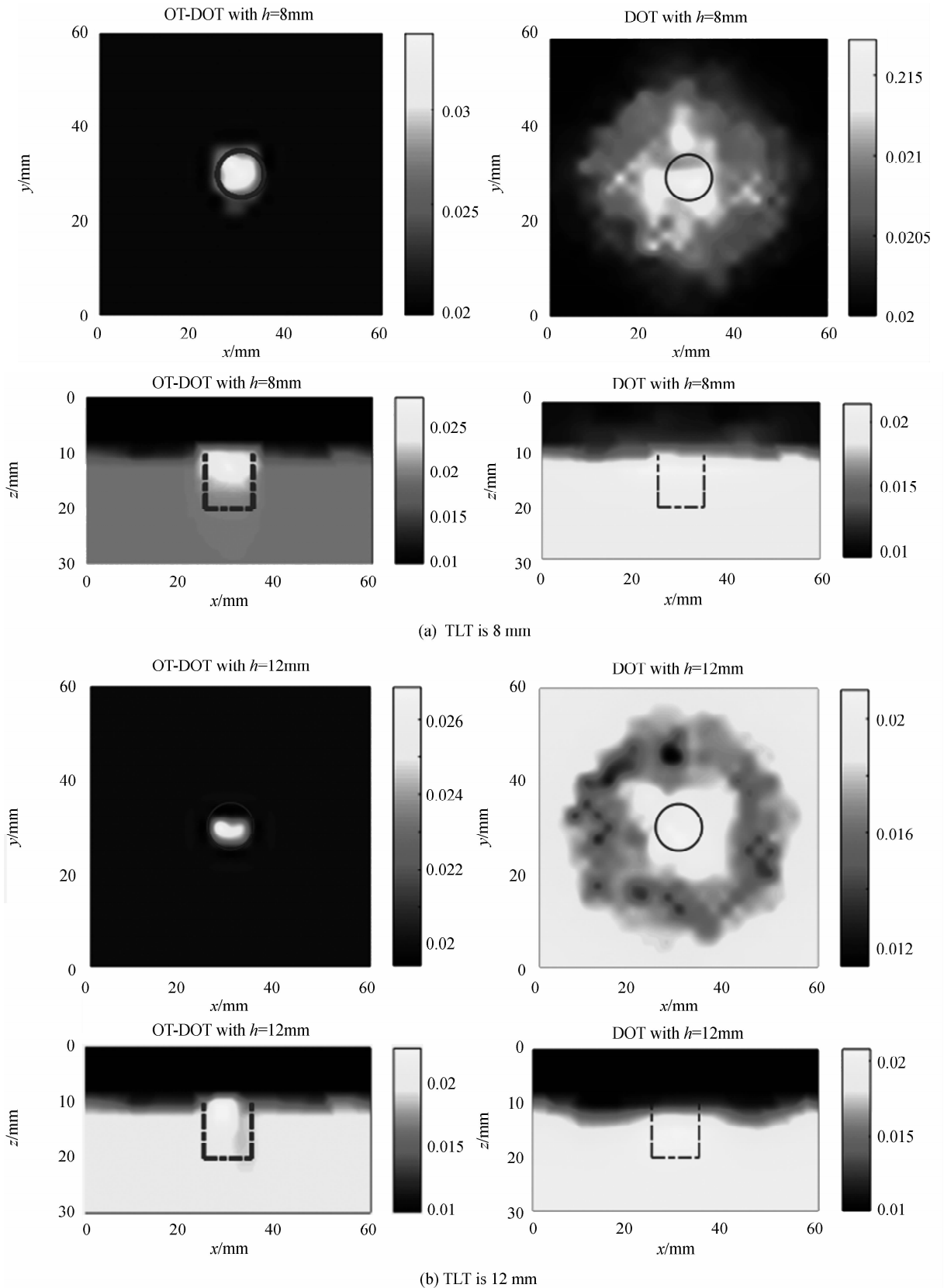


图4 上层厚度为 8 mm 和 12 mm 时 OT-DOT(左)和传统 DOT(右)重构图像对比图
 Fig. 4 Comparison of reconstructed ROI images by OT-DOT (left) and traditional DOT(right) when TLT is 8mm and 12mm respectively

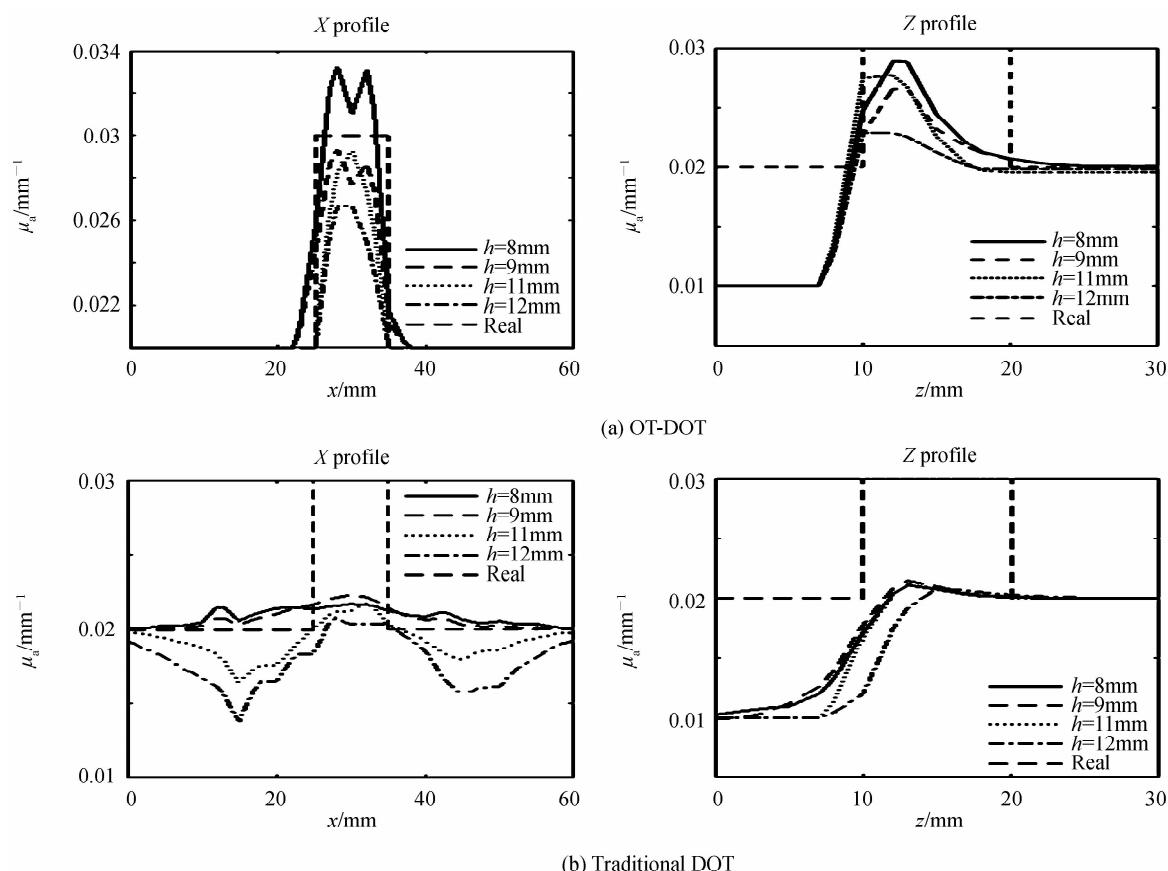


图 5 OT-DOT 和传统 DOT 重构结果的形貌曲线

Fig. 5 Profile of the reconstructed image by using OT-DOT and traditional DOT in case of TLT estimation error

表 2 不同上层厚度时 OT-DOT 与 DOT 的重构结果
Table 2 Reconstructed results in case of estimation error happened in the top layer thickness

	QR/%		FWHM/mm		ERD/mm	
	OT-DOT	DOT	OT-DOT	DOT	OT-DOT	DOT
$h=8\text{ mm}$	132	17	10	14	25	20
$h=9\text{ mm}$	94	25	10	12	25	20
$h=11\text{ mm}$	92	18	8	9	20	18
$h=12\text{ mm}$	65	11	8	8	20	18

2.3 算法鲁棒性验证

考虑到由大脑活动所引起的测量数据的变化是很微弱的,因此为验证 OT-DOT 算法的鲁棒性,在典型的光学脑成像系统所要求的信噪比值 $\text{SNR}=60\text{ dB}$ 和 40 dB ^[15] 下进行模拟验证.通过在“测量数据”上加高斯随机白噪声来获得信噪比为 60 dB 和 40 dB 的测量数据.模拟结果如图 6 所示,由于 60 dB 信噪比下图像重构结果与无噪声情况下重构结果(如图 3 所示)无明显差异,篇幅所限,仅展

示了 $\text{SNR}=40\text{ dB}$ 情况下的图像.量化参数如表 3 所示.

由重构结果可见,当 $\text{SNR}=40\text{ dB}$ 时,OT-DOT 和传统 DOT 重构的 QR 值均减小,重构图像边界均有些模糊,且与病灶位置稍微有些偏差.比较表 3 和表 1 可见, $\text{SNR}=40\text{ dB}$ 时 OT-DOT 和传统 DOT 重构的 QR 值比无噪声时的 QR 值仅分别降低了 14.6% 和 17.4% ,但 FWHM 和 ERD 保持不变.这些结果均表明,当 $\text{SNR}\geq 40\text{ dB}$ 时,OT-DOT 算法的鲁棒性与传统 DOT 相同.

表 3 测量数据具有不同 SNR 时重构结果对比
Table 3 Comparison of the reconstruction quality with measurement data in different SNR

	QR (%)		FWHM (mm)		ERD (mm)	
	OT-DOT	DOT	OT-DOT	DOT	OT-DOT	DOT
60 dB	94	23	10	12	25	16
40 dB	82	19	10	12	22	16

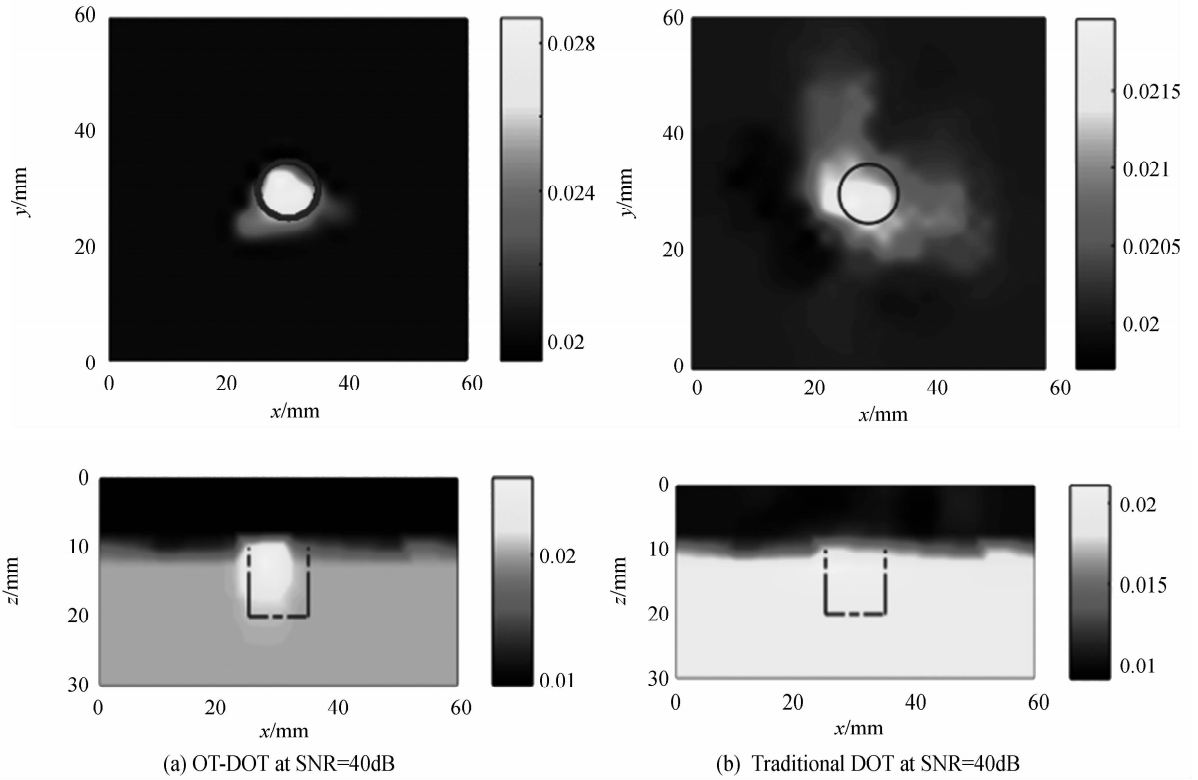


图 6 SNR=40 dB 时 OT-DOT 和传统 DOT 重构结果
 Fig. 6 Reconstructed images at SNR=40 dB by using OT-DOT and traditional DOT

3 仿体的实验验证

为验证所发展的算法,在本实验室现有的 CW-DOT 系统上进行仿体实验. 675 nm 的二极管激光器 (LTC100/LPS-675-FC, Thorlabs) 通过光开关控制 16 个源光纤,16 个探测光纤通过另一个光开关控制连接至 2 个 PMT.

实验中采用的固体仿体为 2 层平板,如图 7 所示,通过在环氧树脂中掺入二氧化钛和印度墨水来分别模拟散射和吸收物质. 其中,底层的尺寸为 $80\text{ mm} \times 80\text{ mm} \times 35\text{ mm}$ ($W \times L \times H$),背景光学参数为 $\mu_{a2} = 0.02\text{ mm}^{-1}$, $\mu'_{s1} = 1\text{ mm}^{-1}$. 在底层的上表面中心钻一个半径为 5 mm 的小孔来模拟脑功能成像的目标体,实验时,在小孔里注入 20% 的脂肪乳液和印度墨水来形成吸收系数为 $\mu_{a\text{ROI}} = 0.03\text{ mm}^{-1}$ 的目标体. 固体仿体上层的光学参数为 $\mu_{a1} = 0.01\text{ mm}^{-1}$, $\mu'_{s1} = 1\text{ mm}^{-1}$. 考虑到光的平均穿透深度和仿体制作过程中在两层接触面不可避免存在的气泡问题,设置上层的高度为 5 mm. 考虑到测量系统的信噪比,本文中的源探距离 $\text{SDS} \leq 23\text{ mm}$,根据在 675 nm 下生物组织的光学参数,

光穿透平均深度在 10 mm.

如图 7 所示,16 个源光纤和 16 个探测光纤组成探测矩阵如图 1 所示. 积分时间设为 2s,则 16×16 源探测的全部探测时间为 10 min.

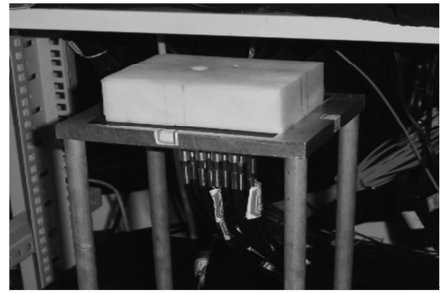


图 7 实验仿体
 Fig. 7 Phantom for experiment

图 8 表示由 OT-DOT 和传统 DOT 算法重构的结果. 可见,由 OT-DOT 算法重构的目标比传统 DOT 重构目标更清楚. OT-DOT 重构的 QR 值在 $z = 7.5\text{ mm}$ ($z = 10\text{ mm}$) 是传统 DOT 重构 QR 值的 5.7 倍 (12 倍). 并且,OT-DOT 的 ERD 是 15 mm,而传统 DOT 仅为 10 mm,表明 OT-DOT 重构深度的能力比传统 DOT 好.

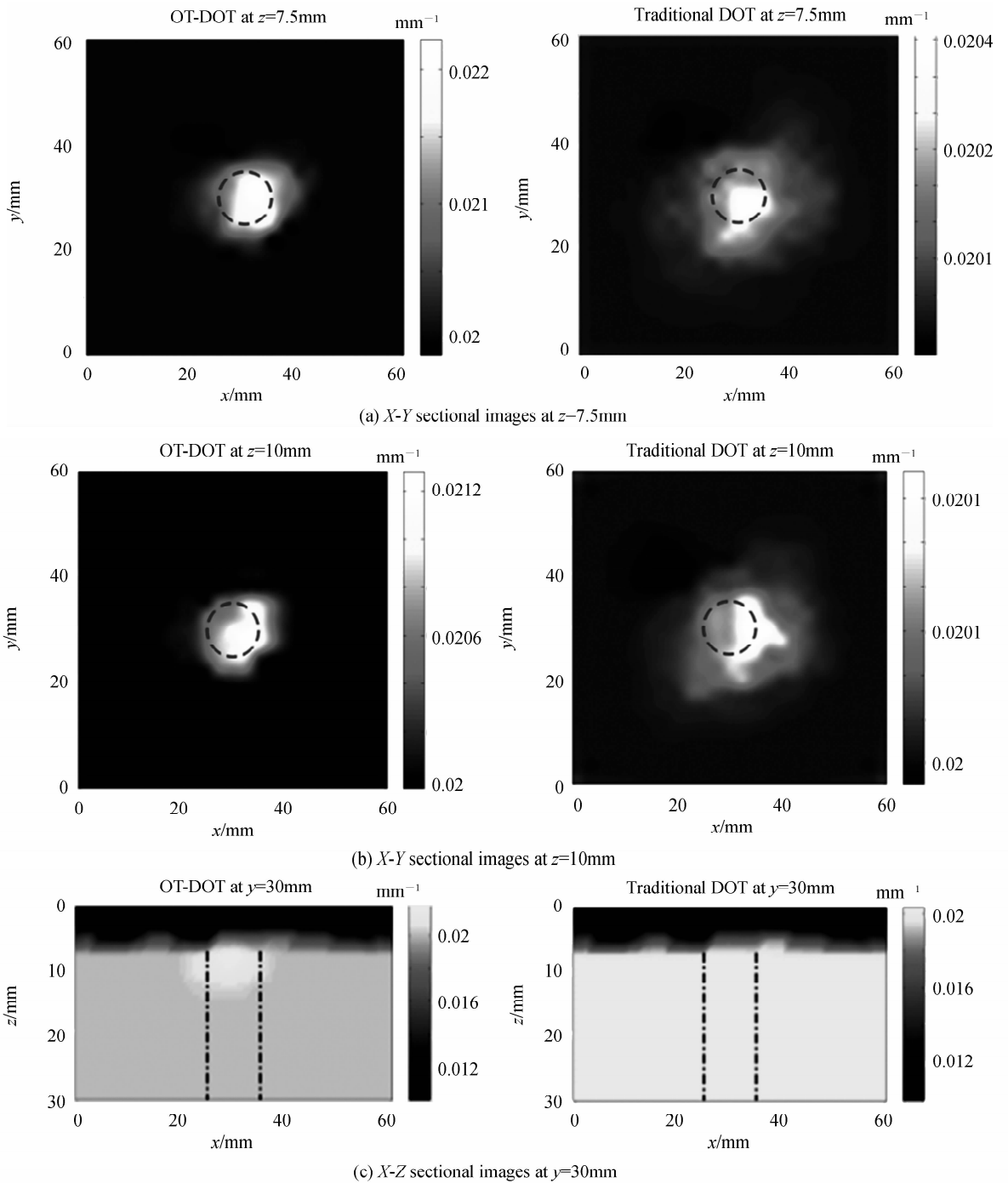


图 8 OT-DOT 和传统 DOT 重构结果

Fig. 8 Reconstructed images with OT-DOT and traditional DOT, respectively

4 结论

本文研究了一种可缓解 CW-DOT 图像重构算法病态性问题的光学自引导漫射光断层成像方法. 通过同一 DOT 系统获得的测量数据, 首先基于朗伯比尔定理获得 OT 图像, 并将其作为 DOT 的功能先验信息, 采用功能模板矩阵对雅可比矩阵进行筛选, 进行 DOT 图像重构, 从而实现了光学自引导 DOT. 数值模拟验证了该算法重构的量化度, 并验证了该算法抗上层组

织厚度估计误差和噪声影响的能力. 重构结果表明: 当已知上皮厚度时, 重构的 QR 值可达 96%, 约为传统 DOT 获得的 QR 的 4.2 倍. 当上层厚度未知时, 传统 DOT 的重构质量受上层厚度估计误差的影响很大, 而 OT-DOT 在上层厚度估计误差小于 $\pm 10\%$ 以内, 重构的 QR 值几乎不变. 并且, 当 $\text{SNR} \geq 40\text{dB}$ 时, OT-DOT 与传统 DOT 的噪声鲁棒性相同. CW-DOT 测量系统的仿体实验重构结果表明, 所发展的 OT-DOT 算法获得的重构结果优于传统 DOT 算法.

参考文献

- [1] CHEN Yan-ping, LI Chun-bin, WANG Xiao-ling. Optical imaging methods for early detection of osteoarthritis[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2014, **43**(1): 0117002.
陈延平,李纯彬,王晓玲. 早期骨性关节炎的光学成像检测技术[J]. *光子学报*, 2014, **43**(1): 0117002.
- [2] WANG Wei, ZHU Qi-bing, HUANG Min. Iterative inversion of optical property parameters of biological tissue based on diffuse reflectance model[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2016, **45**(3): 0317001.
王伟,朱启兵,黄敏. 基于漫反射模型的生物组织光学特性参数迭代反演[J]. *光子学报*, 2016, **45**(3): 0317001.
- [3] ZHAO Hui-juan, JIA Meng-yu, WANG Wei-ya, *et al.* A cervical cancer screening system based on an opto-electrical joint measurement[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2015, **44**(4): 0417001.
赵会娟,贾梦宇,王微雅,等. 用于宫颈癌筛查的光电联合检测系统[J]. *光子学报*, 2015, **44**(4): 0417001.
- [4] MCKENDRICK R, AYZAZ H, OLMSTEAD R, *et al.* Enhancing dual-task performance with verbal and spatial working memory training: continuous monitoring of cerebral hemodynamics with NIRS[J]. *Neuroimage*, 2014, **85**: 1014-1026.
- [5] ZHANG Yu-jin, TAN F, XU Xu, *et al.* Multiregional functional near-infrared spectroscopy reveals globally symmetrical and frequency-specific patterns of superficial interference[J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, **6**(8): 2786-2802.
- [6] FERRADAL S L, LIAO S M, EGGBRECHT A T, *et al.* Functional imaging of the developing brain at the bedside using diffuse optical tomography [J]. *Cerebral Cortex*, 2015, bhu320.
- [7] CUSTO A, BOAS D A, TSUZUKE D, *et al.* Anatomical atlas-guided diffuse optical tomography of brain activation[J]. *Neuroimage*, 2010, **49**(1): 561-567.
- [8] FERRADAL S L, EGGBRECHT A T, HASSANPOUR M, *et al.* Atlas-based head modeling and spatial normalization for high-density diffuse optical tomography: in vivo validation against fMRI[J]. *Neuroimage*, 2014, **85**: 117-126.
- [9] GAO Feng, ZHAO Hui-juan, TANIKAWA Y, *et al.* Time-resolved diffuse optical tomography using a modified generalized pulse spectrum technique [J]. *Ieice Transactions on Information and Systems*, 2002, **85**(1): 133-142.
- [10] LIU Ming, JIA Meng-yu, ZHAO Hui-juan, *et al.* Region stepwise reconstruction method based on two source-detector separation groups for reconstructing background optical properties of two-layer slab sample [J]. *Chinese Optics Letter*, 2014, **12**(11): 111702.
- [11] MA Yi-wen, XU Ya-jie, GAO Feng, *et al.* Time-domain breast diffuse optical tomography based on image segmentation [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(9): 2423-2429.
马艺闻,徐雅洁,高峰,等. 基于图像分割的时域乳腺扩散光学层析成像方法[J]. *光子学报*, 2009, **38**(9): 2423-2429.
- [12] CHEN Wei-ting, WANG Xin, WANG Bing-yuan, *et al.* Lock-in-photon-counting-based highly-sensitive and large-dynamic imaging system for continuous-wave diffuse optical tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, **7**(2): 499-511.
- [13] WU Lin-hui, ZHAO Hui-juan, WANG Xin, *et al.* Enhancement of fluorescence molecular tomography with structural-prior-based diffuse optical tomography: combating optical background uncertainty[J]. *Applied Optics*, 2014, **53**(30): 6970-6982.
- [14] JACQUES S L. Optical properties of biological tissues: a review[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2013, **58**(11): R37.
- [15] SELB J, OGDEN T M, DUBB J, *et al.* Comparison of a layered slab and an atlas head model for Monte Carlo fitting of time-domain near-infrared spectroscopy data of the adult head [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, **19**(1): 016010.
- [16] YAROSLAVSKY A N, SCHULZE P C, YAROSLAVSKY I V, *et al.* Optical properties of selected native and coagulated human brain tissues in vitro in the visible and near infrared spectral range[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2002, **47**(12): 2059-2073.
- [17] WU X, EGGBRECHT A T, FERRADAL S L, *et al.* Quantitative evaluation of atlas-based high-density diffuse optical tomography for imaging of the human visual cortex [J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, **5**(11): 3882-3900.
NIU Hai-jing, TIAN Feng-hua, LIN Zi-jing, *et al.* Development of a compensation algorithm for accurate depth localization in diffuse optical tomography[J]. *Optics Letters*, 2010, **35**(3): 429-431.