

定量评估磁共振成像辅助的扩散光学断层成像质量

刘雯卿 陈春晓 吴佳妮

(南京航空航天大学生物医学工程系, 江苏 南京 210016)

摘要 针对目前扩散光学断层(DOT)成像空间定位精度较低的特点,采用与磁共振成像结合的成像方法,通过有限元网格引入磁共振先验解剖信息,可有效提高重建图像的空间分辨率和定位精度。定义了多个评价指标,利用点扩展函数(PSF)仿真,在不同组织分类和不同的光学参数条件下,定量评估了重建图像空间位置的准确性、有效分辨率和对称性,并给出了具有深度信息的三维重建图像。仿真结果表明,将大脑组织分成头皮、头骨、大脑和脑脊液可以得到最优的扩散光学断层成像的图像质量,且图像质量在三维空间分布较为均匀,同时验证了在一定范围内改变组织的光学参数大小,重建图像指标仅在较小的范围内浮动,对仿真结果影响可忽略。

关键词 图像处理;图像质量;磁共振成像;扩散光学断层成像;图像分割;网格化

中图分类号 O434 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/AOS201131.0717001

Quantitative Evaluation of Magnetic Resonance Imaging-Guided Diffuse Optical Tomography

Liu Wenqing Chen Chunxiao Wu Jiani

(Department of Biomedical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing, Jiangsu 210016, China)

Abstract A magnetic resonance imaging (MRI) guided approach is introduced aimed at improving the spatial resolution and image localization errors of diffuse optical tomography (DOT). This approach allows incorporation of the priori MRI-based anatomical information through a segmented finite element mesh of a human brain. Since there are few existing literatures discussing the classification choice of the brain model and the settings of optical parameters, we propose three imaging quality evaluation indices in 3D space using point-spread-function (PSF) simulation, and provide a thorough evaluation of the image quality under condition of different tissue the classification and optical parameters. Meanwhile, reconstructed images are given in 3D space with depth information. It is indicated that a four-layer brain model: scalp, skull, brain and cerebrospinal fluid, produces the best image quality and the image quality is relatively even over the entire field of view. The effect of optical parameters' variation within a certain range is relatively small and negligible.

Key words image processing; image quality; magnetic resonance imaging; diffuse optical tomography; image segmentation; meshing

OCIS codes 170.0170; 100.3010; 130.3060

1 引 言

扩散光学断层(DOT)成像无创、便携和易用的特点使之作为一种重要的检测手段,在危重症病房病人、儿童和婴儿等人群的脑功能检测领域具有很大的潜力。近年来,DOT在成像原理和测量系统研制等方面均已得到了迅速发展,但图像空间分辨率

远未达到临床诊断的要求。目前 DOT 成像系统多采用参考图谱或半球模型进行重建,空间定位精度相对较低^[1~3]。针对上述问题,国内外学者提出多模态成像系统,即将 DOT 成像与现有成熟的医学成像方法相结合,引入先验的解剖信息,仿真与实验表明这能降低系统的欠定性和病态性,从而有效地

收稿日期: 2010-11-24; **收到修改稿日期:** 2011-01-22

作者简介: 刘雯卿(1986—),女,硕士研究生,主要从事医学图像可视化方面的研究。E-mail: liuwenqing306@gmail.com

导师简介: 陈春晓(1969—),女,博士,副教授,主要从事医学图像处理方面的研究。E-mail: ccxbme@nuaa.edu.cn

(通信联系人)

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网(www.opticsjournal.net)

提高重建图像的分辨率和准确性^[4~6],然而上述工作对前向模型中的组织分类和光学参数设置问题讨论较少,且重建的图像均为在二维空间的投影图。

为进一步提高 DOT 成像质量,本文在美国圣路易斯华盛顿大学医学院光学研究中心的研究基础上^[7],将扩散光学成像与磁共振成像相结合,对人脑的磁共振图像(MRI)进行三维组织分割。给出了4种分割方式,在各种分割结果的基础上,进一步对人脑数据进行三维网格化,并利用得到的具有真实解剖结构的有限元网格,建立前向光学模型。给出了4种组织分类下的三维重建图像,并通过点扩展函数(PSF)仿真,在三维成像空间定量评估了在不同组织分类、不同的吸收系数、散射系数条件下,DOT重建图像空间位置的准确性、有效分辨率和对称性。

2 磁共振辅助的 DOT 成像

在 DOT 重建过程中,通常设定一个初始的三维光学参数分布,基于前向模型求得该位置的测量值的预测值,通过对预测值和实际测量值之间误差的优化,得到真实的光学参数^[8]。DOT 图像重建一般包括前向问题和逆向问题。

2.1 前向模型

2.1.1 组织分割和光学参数设置

前向光学模型中人脑结构的三维网格由磁共振(MR)图像生成。MR 图像的灰度值代表了信号强度的不同,不同成像模态,如 T1 加权像(T1WI)和 T2 (T2WI)加权像,所提供的信息不同,如图 1 所示。其中图 1(a)为 T1 加权图像,图中脂肪灰度值大,脑与肌肉居中,头骨、脑脊液和空气的灰度值很小,脑脊液位置并不明显,仅利用 T1 加权像很难区分脑脊液和头骨等低灰度组织;图 1(b)是 T2 加权图像,图中脑脊液的灰度值最高,利用 T2 加权图像信息是对脑脊液分割的最为有效的方法^[3],而仅使用 T2 加权像很难区分头皮、头骨、灰质和白质等组织。因此结合 T1, T2 加权像的特点,将 T1 像作为 R(红)通道和 B(蓝)通道, T2 像作为 G(绿)通道,得到伪彩图 1(c),并转换成灰度图 1(d),利用 T1 像、T2 像和合成灰度图像将人脑分割成头皮、头骨、脑脊液、灰质和白质 5 部分。采用混合水平集^[9]方法对 MR 图像进行分割,如图 2 所示。其中图 2(a)~(e)分别是分割得到的头皮、头骨、灰质、白质和脑脊液,图 2(f)是将 5 部分组织进行三维体重建的结果。

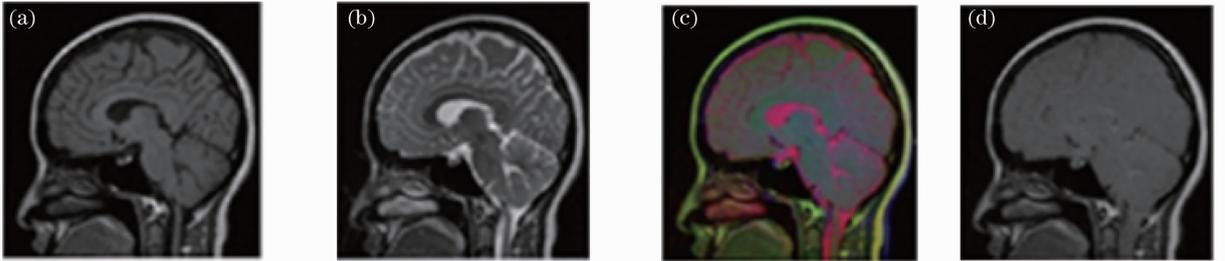


图 1 人脑磁共振图像。(a) T1 加权像;(b) T2 加权像;(c) 合成伪彩图;(d) 合成灰度图像

Fig. 1 MR brain image. (a) T1WI; (b) T2WI; (c) composite pseudo color image; (d) composite gray image

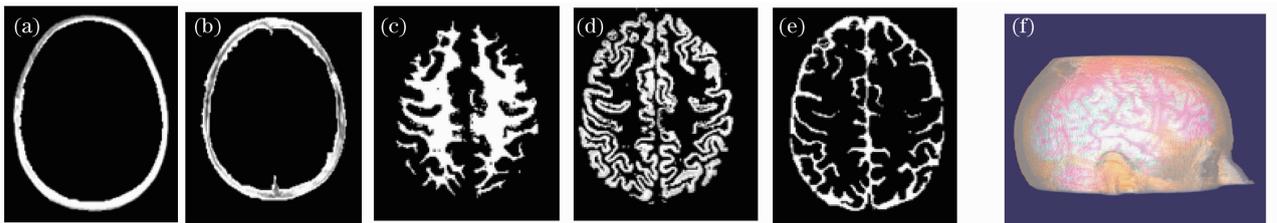


图 2 分割结果。(a) 头皮;(b) 头骨;(c) 灰质;(d) 白质;(e) 脑脊液;(f) 三维分割图

Fig. 2 Segmentation results. (a) Scalp; (b) skull; (c) gray matter; (d) white matter; (e) cerebrospinal fluid (CSF); (f) 3D segmented image

建立前向光学模型,应对分割后的不同组织赋予相应的光学参数。由于不同文献给出的各种组织的吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ'_s 差别较大,本文选取了多数文献引用的参数值作为标准参数^[10],头皮: $\mu_a =$

0.0149 mm^{-1} , $\mu'_s = 0.8 \text{ mm}^{-1}$;头骨: $\mu_a = 0.01 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_s = 1.0 \text{ mm}^{-1}$;脑脊液: $\mu_a = 0.0004 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_s = 0.01 \text{ mm}^{-1}$;包含灰质和白质的大脑组织: $\mu_a = 0.0178 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_s = 1.25 \text{ mm}^{-1}$;灰质: $\mu_a = 0.025 \text{ mm}^{-1}$,

$\mu'_s = 2.5 \text{ mm}^{-1}$; 白质: $\mu_a = 0.05 \text{ mm}^{-1}$, $\mu'_s = 6.0 \text{ mm}^{-1}$ 。

2.1.2 三维网格生成及配准

MRI 分割得到的组织体 Ω 被划分成 L 个互不相交的四面体单元 ω_j ($j=1, 2, \dots, L$), 并将 DOT 成像系统中的光源和探头位置精确地配准到生成的网格上, 便可求解得到雅可比矩阵 \mathbf{A} 。

本文的三维网格生成采用了开源的 iso2mesh 软件包^[11, 12], 输入分割后得到的标有不同区域编号的灰度体数据, 进行表面网格提取、表面网格修复和体网格生成。由于目前高密度 DOT 系统仅能检测到脑内 1~2 cm 深度的激活信号, 因此本文中只取距离后脑最突出点向内 5 cm 范围内的体数据做网格划分, 得到含有 22679 个节点的四面体网格, 这样可以在不影响计算精度的情况下, 减少矩阵求逆等运算的复杂度, 提高重建速度。

由于 DOT 成像系统和磁共振成像系统处于不同的坐标系, 因此必须将 DOT 成像系统中光源和探测器的坐标值在两个坐标系中统一, 才能把真实的解剖信息引入 DOT 成像系统中。DOT 刺激实验前, 在受试者左右眼角, 鼻尖、左右耳垂、戴上 DOT 成像帽前后四个顶点处等位置设立标记, 并用 Polhemus 三维定位仪测得这些点的坐标值, 将这些三维坐标记做 \mathbf{S}_i ($i=1, 2, 3, \dots, n$), n 是标志点个数, 同时在磁共振数据的三维体重建图上取点得到的对应标志点的坐标记做 \mathbf{O}_i , 配准问题可抽象为寻求最优几何变换矩阵 \mathbf{T} , 使转换后坐标 \mathbf{TS}_i 与对应点 \mathbf{O}_i 之间误差最小。三维空间几何变换按变换性质不同可分为: 刚体变换、仿射变换、投影变换和非刚体变换, 在应用中, 人脑位于不同的空间, 但是形状未发生变化, 物体内部任意两点间的距离保持不变, 因此对应着刚体变换。三维空间的刚体变换可分解为彼此独立的平移、旋转和缩放。根据齐次坐标和四元数的理论^[13], 用最小二乘法推导出了求解两个坐标系之间最优变换矩阵 \mathbf{T} 。将光源探测器在定位仪测得的空间的坐标记做 \mathbf{D}_j , 可得到光源探测器在磁共振空间的坐标 \mathbf{TD}_j , 这样光源与探测器精确地配准到磁共振空间。

通过上述计算, 可以得到人脑网格的节点位置信息、节点间拓扑结构、节点所属区域分类、光学参数分布、光源探测器位置和连接关系, 将其输入 NIRFAST^[14] 工具包可求得前向问题的雅可比矩阵 \mathbf{A} 。

2.2 逆向问题

逆向问题的本质是使目标函数:

$$\min \{ \| \mathbf{y}_{\text{meas}} - \mathbf{Ax} \|_2^2 + \alpha \| \mathbf{Ix} \| \}$$

最小, 从而恢复得到每个有限元节点上的光学系数。对有限元模型直接求逆, 可得到重建图像^[15], 即 $\mathbf{x} = \mathbf{A}^\# \mathbf{y}_{\text{meas}}$, $\mathbf{A}^\#$ 是 Moore-Penrose 广义逆, $\mathbf{A}^\# = \mathbf{A}^T (\mathbf{AA}^T + \alpha^2 \mathbf{I})^{-1}$, 取 $\alpha = 10^{-2}$ s 时, 可以在分辨率和信噪比之间得到很好的平衡^[2], 其中 s 是矩阵 \mathbf{A} 元素的最小值。

3 DOT 成像质量评估实验

3.1 评估指标

DOT 成像在体实验中, 由于人脑激活区域的位置和大小未知, 缺少定量评估图像质量的标准。本文引入 PSF 仿真, 可定量地评估系统成像质量。PSF 的扩散程度, 即模糊程度, 是衡量光学成像、电子显微成像等成像系统图像质量的重要量度。PSF 是一种特殊形式的系统冲击响应, 可以模拟某一特定位置的扰动, 从而得到当前激活点的位置误差和空间分辨率。

在三维空间中, 选择某一位置的目标像素, 设置扰动向量 \mathbf{x}_{sim} 在此目标位置为 1, 其余位置值均为 0。根据前向问题求得的雅可比矩阵 \mathbf{A} , 计算得到输出向量 $\mathbf{y}_{\text{sim}} = \mathbf{Ax}_{\text{sim}}$, 进而得到重建后的图像 $\mathbf{x}_{\text{recon}} = \mathbf{A}^\# \mathbf{y}_{\text{sim}}$ 。理想的重建结果 $\mathbf{x}_{\text{recon}}$ 应该与输入的扰动向量 \mathbf{x}_{sim} 完全一致, 但重建图像都会存在一定程度的振铃效应和位置偏移, 因此设置了 3 个指标综合衡量重建后仿真图像的质量。由于 DOT 成像在体实验中, 大脑激活点的位置偏差和激活区域过大都会导致未激活点被误检测, 因此设置了位置误差和有效分辨率两个指标, 分别衡量重建图像激活中心点的位置误差和由 PSF 引起的激活区域大小, 其中位置误差定义如图 3(a) 所示, 表示红色的目标扰动点与蓝色激活点之间距离; 有效分辨率如图 3(b) 中线框所示, 为包含所有激活点的最小体包围盒的体积; 由于重建图像一般并不规则且非对称, 定义了最大距离这一评估指标, 记录相距最远的两个激活点之间的空间距离, 如图 3(c) 中 A, B 两点的距离。上述 3 个指标均定义在三维空间内, 与传统的将三维节点投影到二维图的评估方法^[7]相比, 保留了激活信号的深度信息, 评估指标更为准确。

3.2 实验结果

本文磁共振数据来自于北京友谊医院, 采自 Siemens 3T Trio Tim 核磁共振设备, T1 和 T2 加权像扫描参数分别是 TR/TE: 500 ms/14 ms 和 3400 ms/14 ms, 视场(FOV)为 25.6 cm×25.6 cm, 空间分辨率 1 mm×1 mm×1 mm。

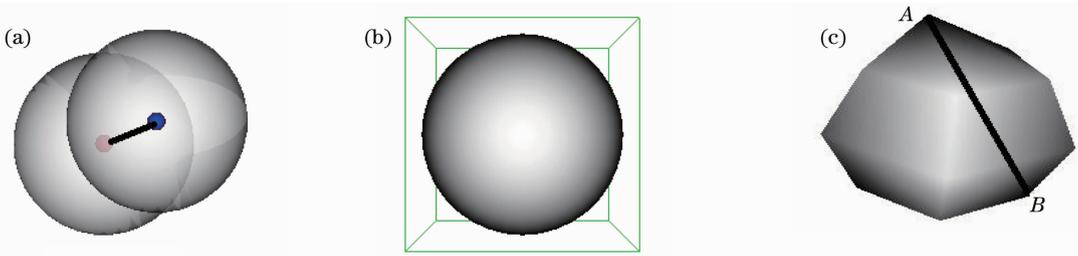


图 3 评估指标。(a)定位误差;(b)有效分辨率;(c)最大距离

Fig. 3 Imaging evaluation indice. (a) Location error; (b) effective resolution; (c) maximum distance

3.2.1 组织分类实验及讨论

对大脑组织进行不同的分类,利用 PSF 模拟某点的扰动信号,仿真得到多组 DOT 成像的结果,从而探讨组织分类选择对重建图像质量的影响。仿真中光学参数按照所述标准参数设置,三维重建图像由非结构化体重建得到^[16],如图 4 所示。图 4(a)显示了目标扰动点的位置,即理想的仿真结果;图 4(b)是将脑组织分成头皮/头骨、大脑和脑脊液(CSF)3 部分的仿真结果图;图 4(c)是将脑组织分成头皮、头骨和大脑 3 部分的仿真结果;图 4(d)是将脑组织分成头皮、头骨、大脑和脑脊液 4 部分的仿

真结果;图 4(e)是将脑组织分成头皮、头骨、白质、灰质和脑脊液 5 部分的仿真结果,图 4(f)~(j)分别对应上述重建图像的侧面图,第三行的颜色映射表将激活信号根据强度大小映射到不同的颜色。由图可见,图 4(b)激活信号所占范围最大,即有效分辨率最低;没有区分脑脊液位置的图 4(c)与区分了灰质、白质的 5 部分分类结果的图 4(e),在激活信号球外侧,仍有不同程度的噪声,振铃现象明显;区分头皮、头骨、脑脊液和大脑组织 4 部分的图 3(d)成像质量最好。

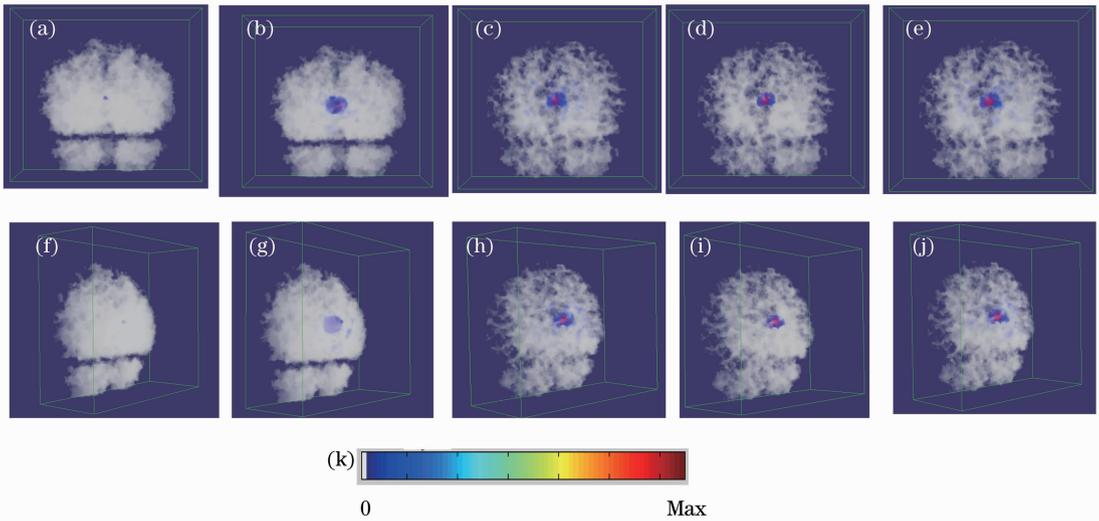


图 4 组织分类对仿真结果的影响。(a)目标点重建图;(b)头皮/头骨、大脑和脑脊液重建图;(c)头皮、头骨和大脑重建图;(d)头皮、头骨、大脑和脑脊液重建图;(e)头皮、头骨、白质、灰质和脑脊液的仿真结果;(f)~(j)上述重建图像的侧面图;(k)颜色映射表

Fig. 4 Reconstructed images of different classification choices. (a) Target image; (b) scalp/skull, brain, CSF; (c) scalp, skull, brain; (d) scalp, skull, brain, CSF; (e) scalp, skull, gray matter, white matter, CSF; (f)~(j) side views; (k) mapping color table

选取光源、检测器所在范围内的所有有限元节点作为扰动点,统计了不同位置扰动点生成图像的质量指标,统计结果如表 1 所示。统计结果平均值趋势与图 4 中某一特定位置的仿真结果基本一致,高于使用半球前向模型的成像系统^[7]。从组织光学

特性来看,分成头皮、头骨、脑脊液和大脑 4 部分的图像质量最高,且图像质量在各个部分也比较均匀。没有区分头皮头骨的分类方法得到的图像质量最差,可见大脑表面组织对光子的运动影响更大,因此对表面层的头皮和头骨的划分尤为重要。

表 1 图像质量指标(平均值±标准差)

Table 1 Image quality indices (mean±standard deviation)

Segmentation strategy	Max distance /mm	Localization error /mm	Effective resolution /mm ³
Scalp, skull,CSF,brain	13.1180±1.4311	0.4819±0.4012	230.4688±90.3232
Scalp, skull,CSF,brain	15.1262±3.2456	1.6423±0.8125	320.1658±120.6597
Scalp, skull,brain	16.1262±2.8712	0.9214±0.4397	380.7788±150.3571
Scalp, skull,CSF,brain,GM,WM	13.1865±1.2357	0.8673±0.3215	250.6185±87.1368

在人脑模型中是否要区分脑脊液一直存在争议,早期的文献[17]认为在散射系数较小的位置扩散方程无法得到重建结果,后续的一些研究证实这一结论并不完全。Ripoll 等^[18]研究表明如果散射系数很小的组织表面粗糙,正如脑脊液的结构,那么对重建过程影响很小,Pei 等^[19]的进一步研究表明即使光滑的低散射组织也能够重建出 DOT 图像,Custo 等^[20]的实验表明清晰的脑脊液层可以提高大脑模型的灵敏度。本文的仿真结果也支持对脑脊液的区分,区分脑脊液的 4 部分组织分类成像质量优于不区分脑脊液的 3 部分分类结果,因此精确地脑脊液位置可以提高图像的有效分辨率。

另外,由表 1 可知,区分灰质白质的 5 部分分类相对于 4 部分组织分类,成像质量没有明显提高。这是由于光子在灰质中的传播随深度增加迅速衰减,灰质的光学系数将在光子传播过程中占主导作用,所以可以不用区分灰质和白质。

由此可见,在仿真中,将脑组织分成头皮、头骨、大脑和脑脊液 4 个部分可以得到最好的成像质量。

3.2.2 光学参数影响及讨论

由于不同文献给出的光学参数有所差异,我们分析了不同光学参数对仿真结果的影响,如图 5 所示,横坐标分别代表了光学参数相对于标准值的变化,变化范围在-50%~50%之间,纵坐标是仿真结果与表 1 中分为头皮、头骨、脑脊液和大脑 4 部分重建图像评价指标差值的百分比。图 5(a)~(c)分别显示吸收系数 μ_a 变化对最大距离、定位误差和有效分辨率的定量影响,图 5(d)~(f)分别显示约化散射系数 μ'_s 变化对最大距离、定位误差和有效分辨率的定量影响。由图可见,脑脊液的参数变化对仿真结果影响远小于其他组织,当光学参数变化 $\pm 50\%$ 时,重建图像指标变化不超过 3%,这是因为脑脊液的散射系数 μ'_s 一般被认为比其他组织小两个数量级,吸收系数 μ_a 也小于其他组织。而头皮、头骨的光学参数对仿真结果影响稍大,因为光子在表面层传播的距离更大,相应的表面层参数更容易影响仿真结果。灰质与白质相比,光学参数对实验结果影响更为明显。

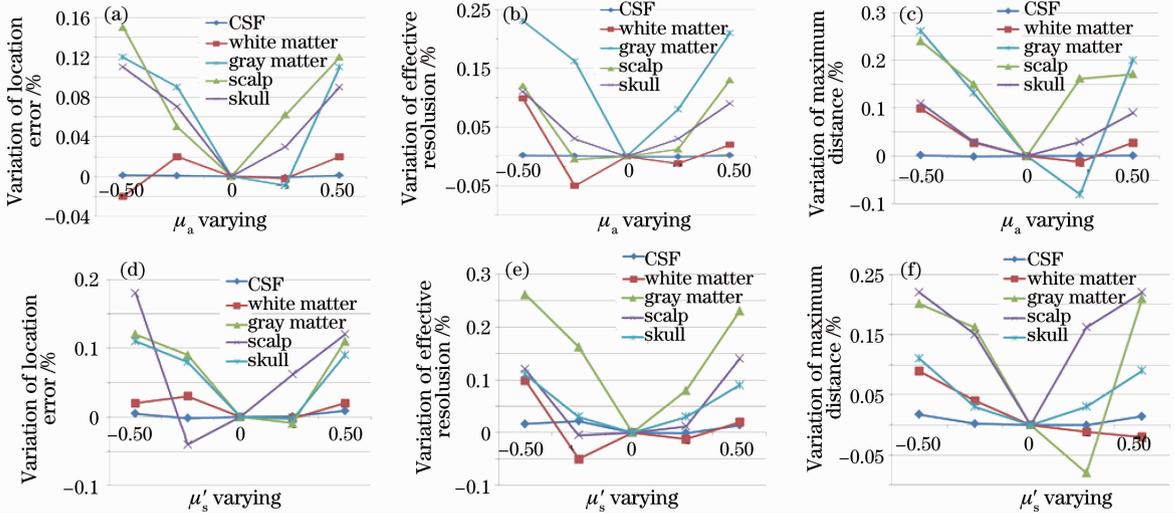


图 5 光学参数变化影响图。(a)~(c) μ_a 变化对定位误差、有效分辨率和最大距离的影响;

(d)~(f) μ_s 变化对定位误差、有效分辨率和最大距离的影响

Fig. 5 Image quality varying with the optical parameters. (a)~(c) variation of location error, effective resolution and maximum distance with μ_a , (d)~(f) variation of location error, effective resolution and maximum distance with μ_s

3.2.3 定位精度和分辨率的空间分布

为了探讨3个图像指标在三维空间的分布情况,将脑组织分成头皮、头骨、大脑和脑脊液4部分,光学参数参照标准参数设置,每次选取光源、检测器所在范围内的一个有限元节点作为扰动点,遍历光源、检测器分布空间可计算得到每一扰动点位置的图像质量指标,对每一点的指标值进行三维体重建,如图6所示。图6(a)~(c)分别给出了定位误差、有效分辨率和最大距离在光源、探测器区域内的分布,图6(d)~(f)分别给出了颜色映射表。由图6(a)所

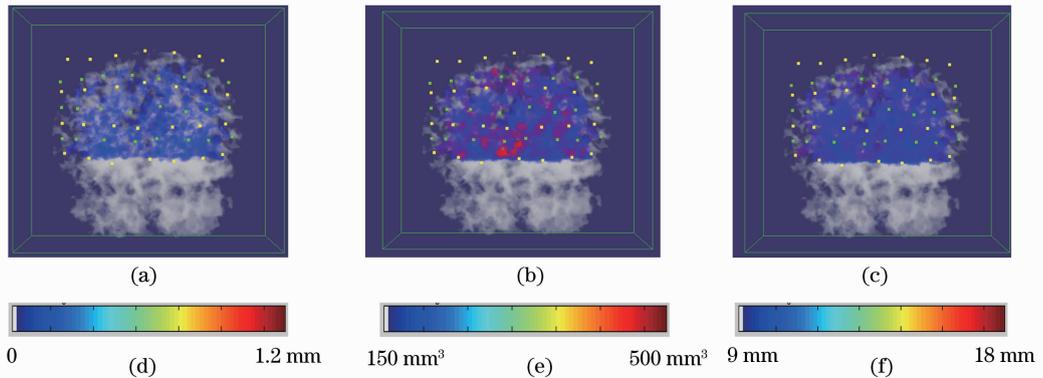


图6 指标分布图。(a)定位误差空间分布;(b)有效分辨率空间分布;(c)最大距离空间分布;(d)~(f)颜色映射表

Fig.6 Image quality indices distributions for the PSF of targets placed at every location in source-detector space. Spatial distribution of: (a) location error; (b) effective resolution; (c) maximum distance; (d)~(f) mapping color table

4 结 论

使用具有真实解剖信息的有限元网格作为前向光学模型,通过点扩展函数仿真从多个方面分析了影响成像质量的因素。前向模型中,将脑组织分成头皮、头骨、大脑和脑脊液4部分能够得到更高的图像质量。脑脊液的位置信息十分重要,而其对应的光学参数变化则对实验结果影响较小。其他组织的光学参数对实验结果的影响高于脑脊液,总体来说重建图像指标仍然在较小的范围内浮动。此外,仿真得到的重建图像在各个位置图像质量较为均匀,图像质量相对较差的点主要集中在大脑皮层深部、光源、检测器边缘和连线上。

目前,对DOT成像质量的提高还不能使之超过高分辨率的功能磁共振,进一步提高扩散光学成像质量将一直是研究的方向。下一步的工作是将解剖真实的有限元前向模型应用于真实的在体数据,从而验证能否得到与仿真一致的实验结果。

参 考 文 献

1 B. W. Zeff, B. R. White, H. Dehghani *et al.*. Retinotopic mapping of adult human visual cortex with high-density diffuse

示,红色表示的误差较大的点很少,几乎不可见,定位误差在整个空间都比较小;图6(c)中的最大距离指标在空间分布比较平均,红色显示的质量较差的点仅集中在光源、检测器的边缘处;图6(b)给出了有效分辨率这一指标的空间分布,可见红色显示的质量较差的点主要集中在光源、检测器边缘和连线上,同时大脑皮层深部的有效分辨率也较差。总体而言,定位精度和有效分辨率在较小范围内变化,在光源、检测器空间范围内排布均匀。

optical tomography [J]. *PNAS*, 2007, **104**(29): 12169~12174
 2 B. R. White, J. P. Culver. Phase-encoded retinotopy as an evaluation of diffuse optical neuroimaging [J]. *NeuroImage*, 2010, **49**(1): 568~577
 3 A. Custo, D. A. Boas, D. Tsuzuki *et al.*. Anatomical atlas-guided diffuse optical tomography of brain activation [J]. *NeuroImage*, 2010, **49**(1): 561~567
 4 M. Guven, B. Yazici, X. Intes *et al.*. Diffuse optical tomography with a priori anatomical information [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2005, **50**(12): 2837~2858
 5 P. K. Yalavarthy, B. W. Pogue, H. Dehghani *et al.*. Structural information within regularization matrices improves near infrared diffuse optical tomography [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(13): 8043~8058
 6 A. Li, G. Boverman, Y. Zhang *et al.*. Optimal linear inverse solution with multiple priors in diffuse optical tomography [J]. *Appl. Opt.*, 2005, **44**(10): 1948~1956
 7 B. R. White, J. P. Culver. Quantitative evaluation of high-density diffuse optical tomography: in vivo resolution and mapping performance [J]. *J. Biomedical Optics*, 2010, **15**(2): 1~14
 8 Wu Kongpei. Studies on Algorithms for Near-Infrared Optical Tomographic Image Reconstruction [D]. Suzhou: Soochow University, 2008. 28~36
 吴孔培. 近红外光学断层图像重建算法研究 [D]. 苏州: 苏州大学, 2008. 28~36
 9 C. Chen, J. Wu, A. T. Eggebrecht *et al.*. Hybrid level-set segmentation of MRI on optical properties [C]. *Biomedical Optics*, 2010
 10 A. H. Barnett, J. P. Culver, A. G. Sorensen *et al.*. Robust

- inference of baseline optical properties of the human head with three-dimensional segmentation from magnetic resonance imaging [J]. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(16): 3095~3108
- 11 Q. Fang, D. Boas. Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and gray-scale images [C]. Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2009, 1142~1145
- 12 iso2mesh; URL: <http://iso2mesh.sourceforge.net>
- 13 B. K. P. Horn. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions [J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 1987, **4**(4): 629~642
- 14 H. Dehghani, M. E. Eames, P. K. Yalavarthy *et al.*. Near infrared optical tomography using NIRFAST: algorithm for numerical model and image reconstruction algorithms [J]. *Communications in Numerical Methods in Engineering*, 2009, **25**(6): 711~732
- 15 C. Zhou, R. Choe, N. Shah *et al.*. Diffuse optical monitoring of blood flow and oxygenation in human breast cancer during early stages of neoadjuvant chemotherapy [J]. *J. Biomedical Opt.*, 2007, **12**(5): 051903
- 16 C. T. Silva, J. S. B. Mitchell. The lazy sweep ray casting algorithm for rendering irregular grids[J]. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 1997, **3**(2): 142~157
- 17 H. Dehghani, S. R. Arridge, M. Schweiger *et al.*. Optical tomography in the presence of void regions[J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 2000, **17**(9): 1659~1670
- 18 J. Ripoll, M. Nieto-Vesperinas, S. R. Arridge. Effect of roughness in non-diffusive regions within diffusive media[J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 2001, **18**(4): 940~947
- 19 Y. Pei, H. Graber, R. Barbour. Normalized constraint algorithm for minimizing interparameter crosstalk in DC optical tomography[J]. *Opt. Express*, 2001, **9**(2): 97~109
- 20 A. Custo, W. M. I. Wells, A. H. Barnett *et al.*. Effective scattering coefficient of the cerebral spinal fluid in adult head models for diffuse optical imaging [J]. *Appl. Opt.*, 2006, **45**(19): 4747~4755