

# 磁共振辅助的近红外扩散光学断层成像

陈春晓<sup>1</sup>, 王睿<sup>1</sup>, 吴佳妮<sup>1</sup>, 滕皋军<sup>2</sup>

(1. 南京航空航天大学 生物医学工程系, 江苏 南京 210016;

2. 东南大学 附属中大医院放射科, 江苏 南京 210009)

**摘要:** 将大脑磁共振 T1 加权像分割为头皮、头骨、脑脊液、灰质和白质, 并生成分层体网格. 利用具有大脑解剖结构信息的分层体网格建立近红外扩散光学断层成像前向光学模型和实现功能重建, 可以避免目前所使用的半球头模或图谱头模空间定位不准的问题, 解决图像重建过程中所解方程的欠定性和病态性. 在棋盘格旋转视觉刺激及扩张视觉刺激实验中, 基于磁共振图像的扩散光学断层成像重建的含氧血红蛋白图像具有更高的空间分辨率及定位精度.

**关键词:** 图像分割; 体网格; 磁共振成像; 扩散光学断层成像

**中图分类号:** O434 **文献标识码:** A

## MRI-aided diffuse optical tomography

CHEN Chun-Xiao<sup>1</sup>, WANG Rui<sup>1</sup>, WU Jia-Ni<sup>1</sup>, TENG Gao-Jun<sup>2</sup>

(1. Dept. of Biomedical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China;

2. Dept. of Radiology, Zhongda Hospital, Southeast University, Nanjing 210009, China)

**Abstract:** T1 weighted magnetic resonance imaging of the brain was segmented into scalp, skull, cerebrospinal fluid, gray matter and white matter, and then meshed in volume with different tissues. The volumetric mesh based on subject specific anatomy was used to build forward optical model and reconstruct image in the diffuse optical tomography for solving low position-accuracy, ill-condition and under-determined problems caused by hemisphere model or brain atlas. In the visual experiments of counter-clockwise wedge stimulus and expanding ring stimulus, the diffuse optical tomography guided by magnetic resonance imaging can obtain higher space resolution and more accurate position for activated oxygenated haemoglobin signals.

**Key words:** image segmentation; volume mesh; magnetic resonance imaging; diffuse optical tomography

**PACS:** 07.79.Fc, 07.60.-j

## 引言

近红外扩散光学断层成像 (DOT, diffuse optical tomography) 是利用近红外光谱无损穿过人体组织, 从光源-检测器对获得大量采样值进行成像. DOT 由成像帽和便携式的成像设备组成. 无创、便携和易用的特点使之作为一种重要的检测手段应用于危重症病房病人、儿童和婴儿等人群的脑功能检测具有很大的潜力<sup>[1,2]</sup>. DOT 成像时间短, 时间分辨率高 (10 ms)<sup>[3]</sup>, 可以很好地弥补功能磁共振成像 (fMRI, functional magnetic resonance imaging) 研究神经活动快速响应方面的不足. DOT 成像一直是国际上光学

领域的研究热点, 近年来虽然取得了迅速发展, 但图像空间分辨率仍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<sup>[4-5]</sup>. 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, 以降低系统的欠定性和病态性, 从而有效地提高重建图像的分辨率和准确性<sup>[6-9]</sup>. 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, 且重建的图像均为二维空间的投影图.

为了探讨组织分类及光学参数的变化对 DOT 成像质量的影响, 课题组前期工作将整个大脑分割

收稿日期: 2011-06-15, 修回日期: 2012-02-15

基金项目: 国家自然科学基金 (61171059)

Foundation item: Supported by the National Natural Science Foundation of China (61171059)

作者简介 (Biography): 陈春晓 (1969-), 女, 重庆人, 副教授, 博士, 主要研究领域为医学图像处理. E-mail: ccxbme@nuaa.edu.cn.

Received date: 2011-06-15, revised date: 2012-02-15

成头皮、头骨、脑脊液、灰质和白质五部分,然后对各种组织进行分类,利用点扩散函数仿真,在三维成像空间定量评估了不同组织分类、不同吸收系数和散射系数条件下,DOT 重建图像空间位置的准确性、有效分辨率和对称性<sup>[10]</sup>. 本文在前期研究基础上,综合考虑重建图像质量及体网格节点数所带来的巨大计算量,最终确定将大脑分割成头皮-头骨、脑脊液、灰质-白质三类建立前向光学模型和进行功能图像重建.

## 1 基于水平集的磁共振图像分割

磁共振成像(MRI, magnetic resonance imaging)时,T1 加权像中头骨和脑脊液都是低信号,T2 加权像中脑脊液和头皮都是高信号,因此仅用 T1 或 T2 加权像很难将大脑分割成头皮、头骨、灰质、白质和脑脊液五部分. 课题组前期研究结合 T1 和 T2 加权像的特征,采用水平集、阈值分割和形态学等多种方法对大脑组织结构进行分类,虽然效果很好,但临床 T1 像和 T2 像采集方位、切片间距及切片的数目通常差异较大,因此,分割前必须进行 T2 像的插值及与 T1 像的配准等处理. 为了方便处理临床采集的数据,本文利用脑图谱中的模板首先将 T1 加权像分割出脑脊液、灰质和白质,再结合水平集、形态学等方法进一步将大脑分割成五部分. 该方法实现了仅用 T1 加权像对大脑组织的分割.

针对大脑组织结构的复杂性,本文选取了结合边界和区域信息的混合水平集方法<sup>[11]</sup>提取大脑轮廓. 混合水平集分割方法能量函数定义:

$$\varepsilon(\phi) = -\alpha \int_{\Omega} (I - \mu) H(\phi) d\Omega + \beta \int_{\Omega} g |\nabla H(\phi)| d\Omega, \quad (1)$$

其中  $\phi$  是代表活动轮廓的零水平集函数; $I$  是待分割的图像; $H(\phi)$  是 Heaviside 函数,  $H(\phi) = \begin{cases} 1, & \text{if } \phi < 0 \\ 0, & \text{if } \phi > 0 \end{cases}$ ;  $g$  是梯度的减函数,  $g =$

$$\frac{1}{1 - c |\nabla I|^2}; \mu \text{ 是一个预设值, } \mu = \frac{\int_{\Omega} I H(\phi) d\Omega}{\int_{\Omega} H(\phi) d\Omega}, \text{ 代表}$$

了分割目标轮廓最小的灰度值. 能量函数的第一项促使轮廓收敛到灰度值大于  $\mu$  的区域,第二项是测地主动轮廓模型的能量函数.  $\alpha$  和  $\beta$  是调节区域与边界信息的权重. 能量函数对应的偏微分方程为:

$$\phi_t = \delta(\phi) \left| \alpha(I - \mu) + \beta \operatorname{div} \left( g \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) \right|. \quad (2)$$

设  $\phi$  是符号距离函数,例如  $|\nabla \phi| = 1$ ,则式(2)

可简化为:

$$\phi_t = \alpha(I - \mu) + \beta \operatorname{div}(g \nabla \phi). \quad (3)$$

设  $\phi^k$  和  $\phi^{k+1}$  分别是水平集函数  $\phi$  的第  $k$  次和  $k+1$  次迭代值,通过迭代方法可以求解出  $\phi_t$ .

利用混合水平集方法从 T1 加权像中提取大脑轮廓以后,结合阈值分割、膨胀、腐蚀等方法可将 T1 像分割成头皮、头骨、脑脊液、灰质和白质.

## 2 分层体网格的生成及光源-检测器的配置

### 2.1 分层体网格

体网格的建立是扩散光学断层成像求解前向问题的基础. 现有软件,如 Amira (Mercury Systems, USA), Mimics (Materialise, USA) 和 Simpleware (Simpleware Ltd., UK) 等,除了价格昂贵以外,内置算法限制了网格质量的调整,不能直接利用生成的大脑组织分类结果生成分层体网格. 本文结合 CGAL 和 Tetgen 开源的网格生成工具<sup>[12]</sup>,开发了医学体网格生成工具包. 三维体网格生成的步骤如下:(1)对 MRI 分割后的各种组织进行标记;(2)采用开源工具包 CGAL 提取三角化等值面,并对含有孤立顶点、重复单元的等值面进行修复或移除;(3)采用开源工具包 Tetgen 进行约束 Delaunay 算法的四面体剖分,生成高质量的四面体网格,并通过插入顶点的方式控制网格形状与大小.(4)输出 \*.nodes, \*.link, \*.region, \*.elem 四个文件,输出的文件格式与软件 NIRFAST 要求输入的文件格式一致. 这些文件定义四面体网格各个节点的坐标、节点所属组织特性及节点间的拓扑结构.

### 2.2 光源-检测器配置

为了精确定位高密度 DOT 成像系统所检测到的功能激活信号在解剖结构上的空间位置,必须将 DOT 成像系统和磁共振成像系统的坐标系统一起来. DOT 检测功能活动前,在受试者鼻根、鼻尖、左右耳垂、左右眼角、枕骨隆突、戴上 DOT 成像帽后四个顶点处设立标记点,并用 Polhemus 三维定位仪 (FastTrack, Polhemus USA) 获取这些点的坐标值. 同时利用课题组开发的医学影像处理系统对采集到的 T1 加权像进行三维重建,通过交互的方式提取以上标记点在磁共振成像系统中对应标志点的坐标,根据齐次坐标和四元数的理论<sup>[13]</sup>,用最小二乘法求解两个坐标系之间的变换矩阵. 通过变换阵,便可以将所有光源与检测器的位置精确配置到磁共振图像空间的人脑解剖结构上,同时生成描述各个光源、检测

器位置的文件 \*. source, \*. meas.

### 3 扩散光学断层成像

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<sup>[14]</sup>. DOT 图像重建一般包括前向问题和逆向问题.

#### 3.1 前向问题

将 DOT 成像系统中的光源和检测器位置精确地配置到生成的网格上,使用 NIRFAST 软件便可求解得到雅可比矩阵  $A$ . 本文利用所开发的工具包输入 MRI 分割后得到的标有不同区域编号的灰度体数据,可得到带有组织标识的四面体网格. 由于目前 DOT 成像的空间分辨率不超过 2 cm,而头皮(5~7 mm)与头骨(7~9 mm)总厚度小于 2 cm,如果区分头皮和头骨,由于头骨的不规则性会导致所生成的四面体网格数量大量增加,因此综合前期研究的最佳分类原则及考虑体网格节点数所带来的巨大计算量,最终确定将大脑分割成头皮-头骨、脑脊液和灰质-白质三部分建立前向光学模型和进行功能图像重建. 本文将生成带有组织分类标识的 32778 个节点赋予相应的光学参数,求解前向问题. 由于不同文献给出的各种组织的吸收系数  $\mu_a$  和约化散射系数  $\mu'_s$  差别较大,根据文献[1, 15]并采用插值的方法求解出 750 nm 和 850 nm 近红外光谱各种组织的光学参数(表 1),并配置 \*. param 文件. 最后,利用课题组开发的体网格工具包生成的文件 \*. nodes, \*. link, \*. region, \*. elem 及包含光源、检测器位置信息的文件 \*. source, \*. meas, 共 7 个文件输入 NIRFAST 软件<sup>[16]</sup>,求解雅可比矩阵  $A$ .

表 1 不同波长下光学参数设置 ( $\mu_a/\mu'_s$ )  
Table 1 Optical parameters in different wavelength ( $\mu_a/\mu'_s$ )

组织类型	750 nm[mm <sup>-1</sup> ]	850 nm[mm <sup>-1</sup> ]
头皮-头骨	0.0144/0.86	0.0159/0.78
脑脊液	0.00186/0.01	0.0026/0.01
灰质-白质	0.0193/1.19	0.0186/1.11

#### 3.2 逆向问题

逆向问题的本质是使目标函数:  $\min \{ \| y_{\text{meas}} - Ax \|_2^2 + \alpha \| Ix \| \}$  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<sup>[17]</sup>,即  $x = A^\# y_{\text{meas}}$ ,  $A^\#$  是 Moore-Penrose 广义逆,  $A^\# = A^T(AA^T + \alpha^2 I)^{-1}$ ,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,其中  $s$  是矩阵  $A$  元素的最小值.

#### 3.3 DOT 数据的可视化

DOT 重建图像以四面体网格为载体,通过非结构化数据的体重建得到具有深度信息的三维视图. 本文实现了 Bunyk 的非规则网格的快速光线投射算法<sup>[18]</sup>,即(1)将每个输入四面体的四个面保存在一个链表里,并为每个顶点存储其所在面的链表.(2)根据当前视线,确定各个面的可见性.(3)将可见面投影到屏幕上,确定光线投射的起点位置.(4)求出光线与三角面片的交点,通过交点的体素值对最终像素颜色的贡献进行显示.

### 4 实验结果及讨论

本文的磁共振(1.5T Siemens Vision System, Erlangen, Germany) T1 像扫描参数为:TR = 2400 ms, TE = 3.08 ms, FA = 8° 空间分辨率:1 × 1 × 1 mm, matrix: 256 × 256 × 176. 在有 24 个双波长光源(750 nm, 850 nm), 28 个检测器的高密度扩散光学断层成像系统上采集到 8 人次视觉刺激实验数据,并通过磁共振成像设备获得相应志愿者的解剖结构 T1 加权像.

#### 4.1 大脑组织的分割

利用采集到的磁共振 T1 加权像,用混合水平集、脑图谱中的头模及腐蚀膨胀等方法将其分割成头皮、头骨、脑脊液、灰质和白质五部分,如图 1 所示. 图 1 中从左到右每行分别为将切片 25、50、91 分割成头皮、头骨、灰质、白质和脑脊液的结果. 从分割结果上可以看出,对于脑皮层区分割效果很好,接近面部区域分割效果不是太好,但这部分分割结果对研究脑功能成像没有影响. 因此,本文提出的分割方法能够满足 DOT 研究脑功能的要求.

为了验证本文提出分割方法的有效性,采用了相似度来评估分割结果的准确性,相似度定义如下:

$$SI = 2 \frac{A \cap B}{A + B}, \quad (4)$$

其中,  $A$  是本文提出方法分割后的结果,  $B$  是通过在有经验的医生指导下用鼠标交互手动分割后的结果,表 2 给出了计算 10 个 MR 切片各部分组织相似度的统计值.

#### 4.2 DOT 定位精度

本文将整个大脑分割成头皮、头骨、灰质、白质和脑脊液,根据课题组前期研究成果,综合考虑各部分组织的光学特性及分层体网格在图像重建中所带

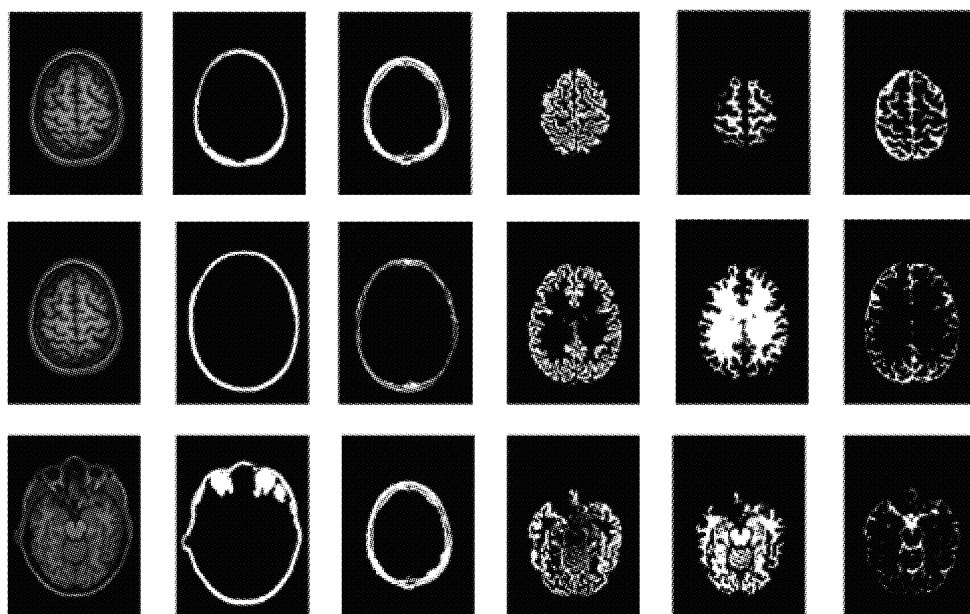


图1 分割结果. 第1到第三行分别为切片 25<sup>th</sup>, 50<sup>th</sup>, 91<sup>th</sup> 的 T1 像及分割结果图, 从第 1 列到 6 列分别为 T1 像、头皮、头骨、灰质、白质和脑脊液

Fig. 1 Segmentation results. The first to third rows are slice 25<sup>th</sup>, 50<sup>th</sup>, 91<sup>th</sup>. The first to sixth columns are T1WI, scalp, skull, gray matter, white matter and CSF, respectively

表 2 混合水平集分割结果与手动分割结果的相似度  
Table 2 Similarity index between Hybrid level set method and manually segmented images

结构	相似度
头皮	0.8751 ± 0.032
头骨	0.8656 ± 0.047
脑脊液	0.9035 ± 0.039
灰质	0.8943 ± 0.032
白质	0.8836 ± 0.028

来的巨大计算量, 将大脑分割头皮-头骨、脑脊液和灰质-白质三部分建立前向光学模型和进行功能图像重建.

利用开发的体网格工具包生成网格, 对所有节点按组织分类进行标识, 并赋予不同的光学属性, 建立的分层体网格如图 2 所示. 利用三维定位仪 Polhemus 获取鼻根、鼻尖和枕骨隆突等点的坐标, 然后与三维重建后的磁共振图像空间中相应标记位置的点对应, 获得变换矩阵, 从而配置 24 个光源和 28 个检测器在磁共振图像空间的坐标, 配置结果如图 3 所示. 将体网格工具包生成的文件输入 NIRFAST 软件, 便可得到雅可比矩阵 A.

为了评估此种分类方法对重建图像质量的影响, 利用点扩散函数 (Point-spread function, PSF) 模拟某点的扰动信号, 仿真得到多组 DOT 成像的结果, 仿真中光学参数按照上文所述标准参数设置, 三维重建图像由非结构化体重建得到<sup>[19]</sup>. 选取光源、检测器所在

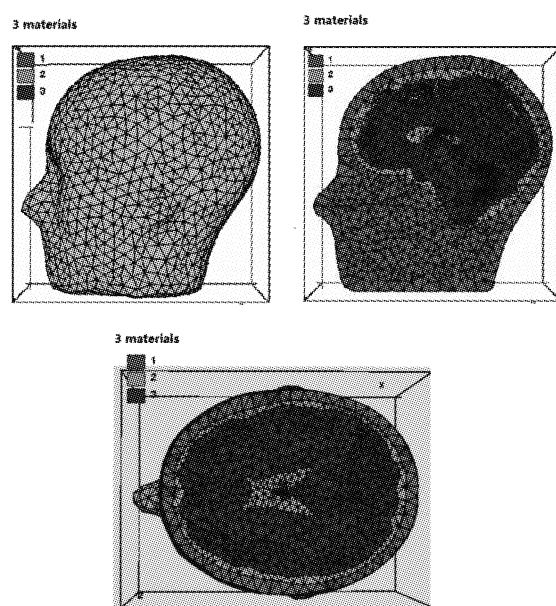


图 2 分层体网格. 1 头皮-头骨, 2 脑脊液, 3 灰质和白质  
Fig. 2 Hierarchical volume mesh. 1 scalp and skull, 2 CSF, 3 gray matter and white matter

范围内的所有有限元节点作为扰动点, 定义位置误差、有效分辨率和最大距离三个指标来综合评估重建图像的质量. 其中, 位置误差定义为目标扰动点与激活点之间距离 (图 4a), 有效分辨率为包含所有激活点的最小体包围盒的体积 (图 4b), 最大距离记录相距最远的两个激活点之间的空间距离 (图 4c). 选取

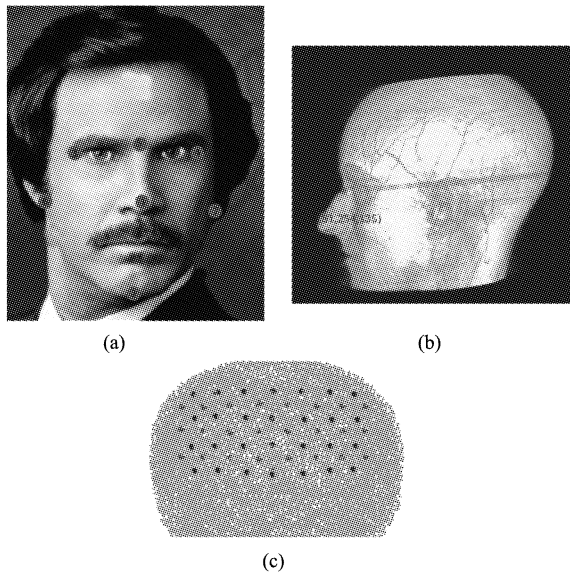


图3 光源和检测器的配置. a-c 分别为 DOT 成像空间、磁共振图像空间及磁共振图像空间光源和检测器的定位,其中图 c 中,红色代表光源,蓝色代表检测器

Fig. 3 Source and detector allocation. a is DOT space, b is MRI space, and c is source and detector allocation in MRI space, red points are sources, and blue points are detectors

光源、检测器所在范围内所有有限元节点作为扰动点,不同位置扰动点重建后的位置误差为  $(0.7839 \pm 0.2052)$  mm,最大距离为  $(16.1232 \pm 4.5260)$  mm,有效分辨率  $(250.4548 \pm 89.5468)$  mm<sup>3</sup>.

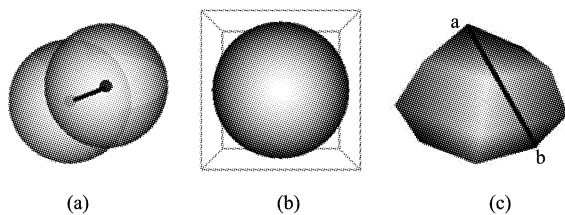


图4 评估指标. (a)定位误差, (b)有效分辨率, (c)最大距离  
Fig. 4 Imaging metrics. (a) Location error, (b) Effective Resolution, (c) Maximum distance

### 4.3 视皮层刺激实验

由于视觉皮层的功能神经活动的研究已相当成熟,为了验证基于磁共振成像解剖结构的 DOT 成像系统的有效性,本文通过视觉皮层刺激实验,对视皮层区域的响应进行检测,验证和评估 DOT 探测脑功能活动的有效性. DOT 视觉刺激实验时,受试者戴上成像帽,坐在可调节的椅子上,面对一个距离视线 90 cm 的 19 英寸的液晶显示屏. 视觉刺激前,用三维定位仪 Polhemus 记录枕骨隆突、鼻根点、鼻尖、耳垂等标记的位置,同时测量耳到耳过头顶部的距离

和头的周长,刺激任务采用组块设计,对应 10 个 On 区和 10 个 Off 区,On 表示视觉刺激状态,Off 表示静息期. 静息期与刺激交替出现,每个组块持续 36 s,共 20 个组块. 静息时,闭眼休息. 视皮层刺激模式通过相位编码的黑白棋盘格旋转和扩张实现,如图 5 所示. 辐射状闪烁棋盘格刺激为顺时针或逆时针周期性旋转,棋盘格极角 (polar angle) 为  $60^\circ$ ,辐射角 (radial angle) 为  $0.5 \sim 8^\circ$ ,每秒旋转  $10^\circ$ ,周期为 36 s; 环形棋盘格刺激为扩张和收缩,最小半径是  $1^\circ$ ,最大半径  $8^\circ$ . 棋盘格在每一位置停留 2 s,变化周期为 36 s.

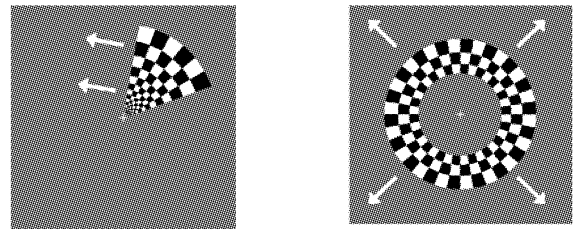


图5 刺激方式  
Fig. 5 Stimulus

DOT 实验中通过采集 1-邻域和 2-邻域光源-检测器对信号,可检测到脑内 1 ~ 2 cm 深度的视皮层激活信号. 对得到的信号进行 Rytov 近似,并通过 0.02 ~ 0.5 Hz 的带宽滤波器,可滤去低频噪声和脉冲伪影. DOT 成像系统,光源-检测器对位于后脑表面,测量得到的信号是不同深度血流动力学信号的整体响应. 利用本文研究的基于 MRI 解剖结构的高密度 DOT 成像系统能够通过不同距离的光源-检测器对得到的测量值,定位激活区的空间位置. 两种刺激形式下 DOT 重建的含氧血红蛋白图像如图 6 和图 7 所示. 旋转视觉刺激,视皮层的激活区域出现在视场中棋盘格的对侧;棋盘格扩张视觉刺激时,当视

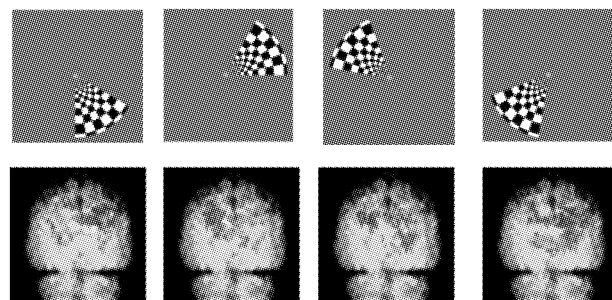


图6 棋盘格旋转视觉刺激结果图  
Fig. 6 3D rendering of activation due to a counter clockwise rotating wedge stimulus

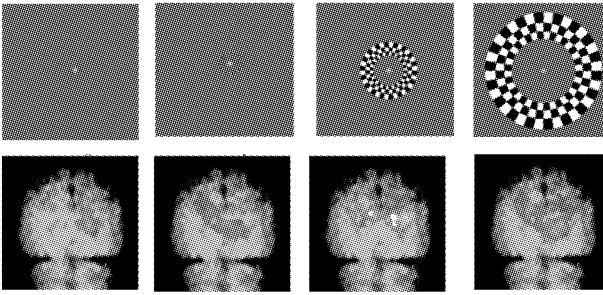


图7 棋盘格扩张视觉刺激结果图

Fig. 7 3D rendering of activation due to expanding ring stimulus

场越大,则视皮层上的激活区域越大,本文对志愿者进行了8人次磁共振及DOT成像,除1人装有假牙的处理结果不理想外,其它实验结果基本一致,均符合实际的生理意义。

## 5 结论

将磁共振 T1 加权像根据大脑组织的光学特性分割成头皮、头骨、脑脊液、灰质和白质五部分,根据大脑结构特点及综合考虑 DOT 重建过程中计算量的问题,将分割后的组织分成头皮-头骨、脑脊液和灰质-白质三类.利用开发的分层体网格工具包,生成了基于磁共振图像解剖结构的有限元网格,为近红外光学扩散断层成像提供了基于志愿者大脑解剖结构的头模进行光学图像重建,可解决以往断层成像中所存在的病态性和欠定性问题.重建的含氧血红蛋白图像,较现有的基于脑图谱和半球模型的重建具有更高的空间分辨率和定位精度。

## REFERENCES

- [1] HEBDEN J C. Advances in optical imaging of the newborn infant brain [J]. *Psychophysiology*, 2003, **40** (4): 501 - 510.
- [2] VAITHIANATHAN T, TULLIS L D C., EVERDELL N, et al. Design of a portable near infrared system for topographic imaging of the brain in babies [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2004, **75** (10): 3276 - 3283.
- [3] BARNETT A H, CULVER J P, SORENSEN A G, et al. Robust inference of baseline optical properties of the human head with three-dimensional segmentation from magnetic resonance imaging [J]. *Applied Optics*, 2003, **42** (16): 3095 - 3108.
- [4] ZEFF B W, WHITE B R, DEGHANI H, et al. Retinotopic mapping of adult human visual cortex with high-density diffuse optical tomography [J]. *PNAS*, 2007, **104** (29): 12169 - 12174.
- [5] WHITE B R, CULVER J P. Phase-encoded retinotopy as an evaluation of diffuse optical neuroimaging [J]. *NeuroImage*, 2010, **49** (1): 568 - 577.
- [6] GUVEN M, YAZICI B, INTES X, et al. Diffuse optical tomography with a priori anatomical information [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2005, **50** (12): 2837 - 2858.
- [7] YALAVARTHY P K, POGUE B W, DEGHANI H, et al. Structural information within regularization matrices improves near infrared diffuse optical tomography [J]. *Optics Express*, 2007, **15** (13): 8043 - 8058.
- [8] BROOKSBY B A, DEGHANI H, POGUE B W, et al. Near-Infrared (NIR) tomography breast reconstruction with a priori structural information from MRI: algorithm development reconstructing heterogeneities [J]. *Quantum Electronics*, 2003, **9** (2): 199 - 209.
- [9] ZHU Qing, CHEN Nan-Guang, KURTZMAN S. H. Imaging tumor angiogenesis by use of combined near-infrared diffusive light and ultrasound [J]. *Optic Letters*, 2003, **28** (5): 337 - 339.
- [10] LIU Wen-Qing, CHEN Chun-Xiao, WU Jia-Ni. Quantitative Evaluation of Magnetic Resonance Imaging-Guided Diffuse Optical Tomography [J]. *ACTA OPTICA SINICA*. (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. *光学学报*). 2011, **31** (7): 191 - 197.
- [11] ZHANG Yan, MATUSZEWSKI B J, SHARK L K, et al. Medical image segmentation using new hybrid level set method. Fifth international conference biomedical visualization: formation visualization in medical and biomedical informatics, London, 2008 [C], 71 - 76.
- [12] FANG Qian-Qian, BOAS D. A.. Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and gray-scale images. Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, Boston, 2009 [C], 1142 - 1145.
- [13] BERTHOLD K P H. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions [J]. *Journal of the optical society of America*, 1987, **4** (4): 629 - 642.
- [14] WU Kong-Pei. Studies on Algorithms for Near-infrared Optical Tomographic Image Reconstruction [D]. Su Zhou: Soochow University. (吴孔培. 近红外光学断层图像重建算法研究. 苏州: 苏州大学), 2008.
- [15] STRANGMAN G, FRANCESCHINI M A, BOAS D A. Factors affecting the accuracy of near-infrared spectroscopy concentration calculations for focal changes in oxygenation parameters. *NeuroImage*, 2003, **18** (4): 865 - 879.
- [16] DEGHANI H, EAMES M E, YALAVARTHY P K, 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.
- [17] White B R, Culver J P. Quantitative evaluation of high-density diffuse optical tomography: in vivo resolution and mapping performance [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2010, **15** (2): 1 - 14.
- [18] BUNYK P A, SILVA K C. Simple, fast, and robust ray casting of irregular grids. *Advances in Volume Visualization, ACM SIGGRAPH*, 1998, **1** (24): 30.