

文章编号:1672-058X(2012)12-0072-04

# 基于中国人 MRI 影像的真实头模型构建研究\*

罗 棻<sup>1</sup>, 刘 波<sup>1,2</sup>

(1. 重庆工商大学 计算机科学与信息工程学院, 重庆 40067; 2. 重庆大学 计算机学院, 重庆 400044)

**摘 要:**真实头模型是进行脑电正问题和逆问题研究的基础,在进行基于真实头模型的相关计算时,需要对头模型的表面进行三角片离散化处理,显然头模型形态的差异必然会导致脑电分析结果的差异性,然而目前已知的脑功能成像软件均采用的是欧美人头模型数据进行分析;基于 56 个中国人的大脑 MRI 切片数据,采用改进的 Marching Cubes 算法,对头模型表面进行了三角片离散,构建了中国人的真实头模型,并从形态上直观地比较了中外头模型的差异,为下一步的脑功能数据分析提供了更准确的技术支持。

**关键词:**头模型;脑电;Marching Cubes;MRI

**中图分类号:**TP273

**文献标志码:**A

## 0 引 言

大脑是一个典型的、复杂的时空系统。脑电(EEG)作为一种记录大脑头皮表面电波信号的安全无创伤性的测技术,可以通过脑电地形图定性地反映脑内神经活动源的位置、强度及分布情况。然而,要真实准确地以脑电信号为原始数据,运用计算机分析及成像技术加以处理,重建能反映三维活动的脑电地形图的一个基础和关键,就是建立大脑头模型。常用的头模型有球模型、椭球模型和真实头模型等几种形式<sup>[1]</sup>。球形模型把头看成各向同性、电导率均匀的介质球,在计算这种模型表面任意一点电势的数值时通过简单的叠加来实现,会产生较大的定位误差。椭球模型的计算精度比起球模型也没有太大的提高。真实头模型主要是根据人脑的 MRI、X-CT 等成像手段或者解剖学知识而得到,在利用真实头模型进行正逆问题数值计算时,和球模型及椭球模型不同,不存在解析解,需要利用边界元或有限元等复杂数值方法进行计算,考虑计算的效率,边界元是较常采用的数值计算方法。在进行基于真实头模型的边界元计算时,需要基于扫描的 MRI 影像数据进行三角片的离散,构建出能反映被试真实头形状模型。

关于真实头模型的重建,有吴清<sup>[2,3]</sup>等人根据某一个特定人的磁共振切片重建的真实头模型的文献报道,作为医学和基础科学研究,个体的头模型不具备普遍性,不能作为头模型图谱使用;SPM、EEGLAB、EMSE、BESA 等国外知名的脑功能成像处理软件采用的是欧美人的真实头模型进行数据分析处理,但已有的研究表明外国人和中国人大脑在形态结构上有着非常明显的差异(Yuchuan Tang, et al)<sup>[4]</sup>,主要体现为中国人的大脑外形更圆一些,两者在大脑额叶、大脑顶叶、大脑颞叶和大脑枕叶都有明显差别。所以作为进行脑电正问题和逆问题计算的基础,非常有必要建立符合中国人的数值计算头模型,为国内神经影像学研

收稿日期:2012-08-10;修回日期:2012-09-08.

\* 基金项目:国家 863 计划(2009AA02Z301);国家自然科学基金(31070881).

作者简介:罗棻(1975-),女,重庆市人,硕士,讲师,从事医学图像与智能信号处理研究.

提供较为合理的头模型。在此采用 Matching Cubes 方法来对中国人 MRI 图片进行三角片的离散化处理。MC 方法是成熟的基于面的三维重建方法,和光线追踪算法是三维重建中常采用的两种技术。标准 MC 算法存在以下缺点:不能保证生成连续曲面,可能因为等值面的拓扑结构二义性在连接时产生空洞;采样比较稀疏的数据场,三角化得到的等值面精度不够高;生成和处理大量的三角片往往会耗费较多的执行时间,大大地限制了算法在交互应用中的使用。针对以上问题,Nielson 等提出了梯度一致性准则、渐近线差别法等方法解决二义性问题<sup>[6]</sup>;Lopes 等提出了在立方体内部增加点的方式,提高逼近等值面在立方体内部的表示精度<sup>[7]</sup>;Wilhelms 等用八叉树算法来缩短处理等值面时间<sup>[8]</sup>,Shu 等提出自适应 MC 算法<sup>[9]</sup>,大大地减少了生成三角片的数量。本文的主要工作就是利用改进的 MC 算法进行中国人头模型的三角片剖分,构建了相应的适合于脑电数值计算的三角片头模型。

## 1 材料和方法

原始的图片数据来自于加洲大学洛杉矶分校(<http://www.loni.ucla.edu/Atlases/>)。这组数据是来自于 56 个年龄在 20 ~ 30 岁之间的健康右利手中国志愿者的磁共振扫描图像,对 56 个原始大脑 MRI 数据进行线性和非线性配准变换,利用 BET 软件自动处理和手工矫正相结合,获得的基于 MRI 数据的一组数字化标准脑模板。这组脑模板切片的分辨率分别是  $442 \times 512 \times 369$ ,体素尺寸大小是  $0.47 \text{ m}^3 \times 0.47 \text{ m}^3 \times 0.47 \text{ m}^3$ 。结合脑电正逆问题研究的需要,所需要完成的工作是对大脑表面进行三角剖分,构建相应的头模型三角面片。

### 1.1 图像预处理

研究工作主要围绕大脑头模型建立展开,考虑到脑电数值计算的头模型,其中最主要的要求就是能区分头表形状的差别,因此本文的工作主要是基于将头表图像和背景分割后的图像来进行的。在分割后,对图像进行二值化处理,把大脑边缘轮廓和背景较为清晰地分离开。在进行分割时,考虑到大脑脑模板体数据切片灰度信息比较丰富、头皮边缘不是很清晰、甚至伴随着一些格外的噪声点,故对这些切片数据进行处理时抛开了传统的去噪滤波、图像分割等步骤,而是对每一张切片单独进行手工辅助的边缘提取,然后再完成其二值化图像过程。图 1 是任意选取的一张大脑切片进行二值化处理前后的对比图。

### 1.2 三角剖分体数据

在对图像进行二值化处理后,图像的边缘和背景有很强的灰度差别,就非常利于表面三角片的剖分。论文采用 William E. Lorensen 等人于 1987 年提出来的移动立方体法(Marching Cubes, MC 算法)<sup>[5]</sup>来完成三角片的构建。标准 MC 算法的基本流程是:将三维离散规则数据场分层读入;扫描两层数据,逐个构造体素,每个体素中的 8 个角点取自相邻的两层;将体素每个角点的函数值与给定的等值面值  $c$  做比较,根据比较结果,构造该体素的索引表;根据索引表得出将与等值面有交点的边界体素;通过线性插值方法计算出体素棱边与等值面的交点;利用中心差分方法,求出体素各角点处的法向量,再通过线性插值方法,求出三角面片各顶点处的法向;根据各三角面片各顶点的坐标及法向量绘制等值面图象。

脑电地形图绘制、脑电正反演等数值计算对重构的真实头模型的三角面片有特殊的要求<sup>[10]</sup>:即三角面片均匀,大小一致;尽量减少钝角三角形。所以在剖分三角面片计算过程中,从三角片的合并方面对该算法做了以下的改进:设置三角面片的最小边长,做到三角面片大小尽可能一致;通过顶点合并,减少钝角三角形。所以本实验在改进 MC 算法时,巧妙地设定剖分三角形边长阈值  $T$ ,根据边长阈值来减少三角形面片顶点,从而约束三角面片的形状和大小,使重构的头模型达到课题研究的需要。其具体的实现方法如下:

(1) 搜索标准 MC 算法生成的剖分三角面片顶点  $V_i$  和  $V_j$  所构成的边  $V_i V_j$ ,判断边长  $F(V_i, V_j) = \| V_i - V_j \|$  与  $T$  的关系;

(2) 若  $F < T$ ,且满足该条件的  $V_i V_j$  两顶点中任一顶点所连接的边长数小于或等于 4,则不对该边做删

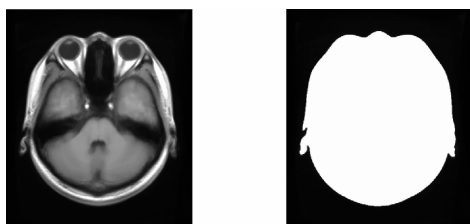


图 1 原始大脑 MRI 横断面切片  
和处理后的二值化切片

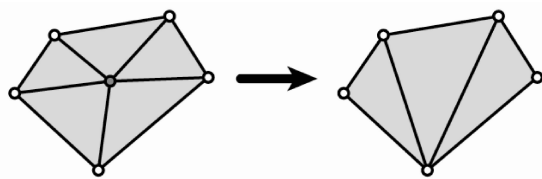


图 2 左右两图分别表示一组三角面片  
顶点合并前后的效果

除处理,否则会产生新的钝角三角面片;

(3) 若  $F < T$ ,且满足该条件的  $V_i V_j$  两顶点中任一顶点所连接的边长数大于或等于 24 时,说明该边处于图形剧烈变化区域,删除该边将严重影响简化的成像质量,故不予删除;

(4) 若满足  $F < T$ ,且不符合上述②和③条件,则合并两顶点,实现了如图 2 所示的三角形合并。

经过前面的三角面片消减处理后,成像表面就不会那么光滑了,为了达到更好的显示效果,需要进一步对消减以后的图像进行平滑处理,具体实现时采用了 *sinc* 窗进行平滑处理,较为有效地调整了表面顶点的空间分布。

## 2 结果分析

将剖分得到的顶点数据和相应的三角形边连接顺序表,载入本课题组的 *EPA* 脑电分析系统,重建得到如下的三维的中国人头模型。图 3、4、5 给出的是中国人头模型和高加索人头模型的三维重建效果图。直观可以看出,中国人前额没有外国人饱满,但左右的宽度比高加索人要稍宽一些、后脑没有外国人突兀,显得更圆一些。

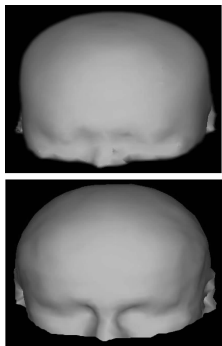


图 3 中国人和高加索人  
真实头模型正视面观测图

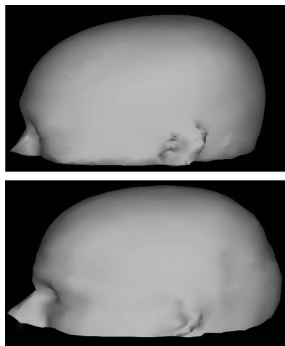


图 4 中国人和高加索人  
真实头模型侧视面观测图

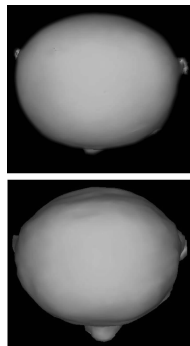


图 5 中国人和高加索人  
真实头模型俯视面观测图

汤煜春<sup>[3]</sup>等人从解剖学角度,分析了 35 个中国人和 Caucasian 人 MRI 数据,得到中国人大脑的长、宽、高以及 AC-PC 线长度平均值分别是 160.99、142.64、110.72、26.28 mm,Caucasian 大脑的长、宽、高以及 AC-PC 线长度平均值分别为 171.68、127.48、106.31、28.13 mm。中国人大脑的宽/长、高/长以及高/宽平均值分别为 0.89、0.69、0.78;Caucasian 人则为 0.74、0.62、0.83。而本文构建的头模型也从形态上验证了上述的定性结论。

## 3 展 望

从构建的头模型可见,两类头模型在头表形态上有较为显著的差别,这种形态上的差别必然会对如脑电地形图绘制、脑电正反演数值计算等产生影响<sup>[11,12]</sup>。譬如在脑电正反问题研究中,建立头模型的主要目

的有两个:一是规定正向计算时的几何尺寸与容量,区分不同区域的边界;二是在求逆计算时,对源的结构和解空间进行限制和约束,使逆问题在一定范围内得到较为符合生理解释的解。因此,在进行认知相关的脑电处理时候,非常有必要构建中国人的三维头模型,以便获得更为可靠的研究结果。本论文主要从形态方面分析了两类头模型的差别,下一步的工作将围绕构建的中国人头模型进行相应的数值计算,为认知科学研究提供更可靠的支持。

### 参考文献:

- [1] 尧德中. 脑功能探测的电学理论与方法[M]. 北京:科学出版社,2003
- [2] 吴清. 脑电信号源数值解法的研究[D]. 天津:河北工业大学,2001
- [3] 王磊. 基于真实头模型的脑电信号源分析[D]. 天津:河北工业大学,2004
- [4] TANG Y C, HOJATKASHANI C. The construction of a Chinese MRI brain atlas: A morphometric comparison study between Chinese and Caucasian cohorts[J]. Neuroimage,2010,51(1):33-41
- [5] CLINE L H. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Reconstruction Algorithm [J]. Computer Graphics,1987, 21(4):163-169
- [6] NIELSON G, HAMANN B. The asymptotic decider: resolving the ambiguity in marching cubes[A]. Proceedings of Visualization '91[C]. Los Alamitos CA, 1991:83-91
- [7] LOPES A, BRODLIE K. Improving the robustness and accuracy of the marching cubes algorithm for isosurfacing [J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics,2003,9(1):16-29
- [8] WILHELMS J, GELDER A. Octree for faster isosurface generation[J]. ACM Transactions on Graphics,1992,11(3):201-227
- [9] SHU R, ZHOU C, KANKANHALLI M S. Adaptive marching cubes [J]. The Visual Computer,1995,11(4):202-221
- [10] 翟义然, 尧德中. 基于真实头模型的 EEG 参考电极标准化技术[J]. 中国生物医学工程学报, 2004,23(6):523-528
- [11] 吴丹, 尧德中. 三维脑电数据的方位投影显示[J]. 中国医学物理学杂志,2006,23(5):358-363
- [12] 吴正华. 稳态视觉诱发电位在脑机接口及认知过程中的应用研究[D]. 成都:电子科技大学,2008

## Study on the Construction of Realistic Head Model Based on Chinese MRI Scans

LUO Fen<sup>1</sup>, LIU Bo<sup>1,2</sup>

- (1. School of Computer Science and Information Engineering, Chongqing Technology and Business University, Chongqing 400067, China;
2. College of Computer Science, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

**Abstract:** Realistic head model is the basis for the EEG forward problem and inverse problem. The morphological differences of the head model inevitably have some bias to EEG analysis because the surface of the head model needs triangles treatment when the related computation is processed. However, European and American head models are mostly used in the current EEG analysis software. In this paper, aiming to build the Chinese realistic head model, the improved Marching Cubes Algorithm was used to generate the surface triangles based on the 56 MRI scans, and the differences between Chinese and the westerners head models were visually compared, which showed the similar shape difference as previous studies. The constructed Chinese head model provides a more accurate technical support for further EEG related analysis in China.

**Key words:** head model; EEG; Marching Cubes; MRI