

脑部 MRI 图像头皮三维提取及重建

马阿敏¹, 杨荣骞^{1*}, 宁海¹, 白红民², 黎丽华¹, 吴效明¹

(1. 华南理工大学 生物科学与工程学院, 广州 510006; 2. 广州军区广州总医院 神经外科, 广州 510010)

(* 通信作者电子邮箱 bmeyrq@gmail.com)

摘要:开颅手术中,为了满足手术导航系统进行快速、准确定位的要求,提出一种脑部核磁共振成像(MRI)图像三维头皮轮廓提取方法。首先采用各向异性扩散滤波方法对图像滤波,借助 BrainSuite3 医学软件获取脑标记图像;然后将图像中脑实质部分剔除,根据非脑组织图像计算头皮组织的分割阈值;再利用数学形态学处理二值图像获取头皮轮廓;最后结合目标灰度信息,用移动立方体(MC)算法进行三维重建。实验结果表明,该方法结合阈值、数学形态学和 MC 算法,能连续、光滑地提取出头皮外轮廓,并使精度达到亚像素级别。

关键词:核磁共振成像图像分割;各向异性扩散滤波;数学形态学;三维头皮提取;亚像素;移动立方体算法
中图分类号: TP391.41 **文献标志码:** A

3D scalp extraction and reconstruction of MRI brain images

MA Amin¹, YANG Rongqian^{1*}, NING Hai¹, BAI Hongmin², LI Lihua¹, WU Xiaoming¹

(1. School of Bioscience and Bioengineering, South China University of Technology, Guangzhou Guangdong 510006, China;

2. Department of Neurosurgery, Guangzhou General Hospital, Guangzhou Military Region of PLA, Guangzhou Guangdong 510010, China)

Abstract: A new scalp extraction method for Magnetic Resonance Imaging (MRI) brain images in 3D was proposed for the requirements of image guided surgery on fast and accurate positioning in craniotomy. Firstly, anisotropic diffusion filtering was used to reduce noises, and the brain parenchyma image was got by the medical software of BrainSuite3. Afterwards, the brain parenchyma was removed and the threshold of scalp from non-brain-image was calculated. Thirdly, outside surface was extracted by mathematical morphology. Finally, combined with the gray value of scalp, the scalp was reconstructed by Marching Cube (MC) algorithm. The experiments show that this method can extract scalp effectively and the precision reaches sub-pixel's level by connecting threshold, mathematical morphology and MC algorithm.

Key words: Magnetic Resonance Imaging (MRI) segmentation; anisotropic diffusion filtering; mathematical morphology; 3D scalp extraction; sub-pixel; Marching Cube (MC) algorithm

0 引言

在手术导航系统中,让医生简单、准确、快速地判定出肿瘤和手术器械的位置,是一个技术难点,而患者头部的标记点和一些器官(如耳朵、鼻子等)在定位过程中有着重要的参考价值。另外,核磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)因其高分辨率、高信噪比、无放射性危害、软组织成像效果好等优点而被广泛应用于临床,所以对脑部 MRI 图像头皮地提取和重建在临床上具有重要的应用价值^[1]。

虽然 MRI 脑部图像的分割算法很多,但是大部分文献都只重于脑实质(灰质、白质、脑脊液)^[2]和脑肿瘤的分割^[3]。文献[4-5]用水平集算法有效地提取了大脑轮廓,该算法的实质是以图像的内力和外部约束力共同判断目标轮廓,但是和脑实质相比,头皮组织的厚度很薄,灰度值与周围组织相差不大,所以头皮组织内力和外部约束力的作用不明显。另外该算法初始参数过多,结果易受初始轮廓的影响,且实验结果重复性不强,所以用于头皮的提取时效果不好。文献[6]用模糊聚类方法很好地分割出灰质和白质,其实质是判断每个像素点隶属每个类的度,然后根据隶属度来对像素点分类,从而达到分割效果。但是头皮组织覆盖面广和厚度薄等特点,使模糊聚类未能达到良好分割效果。文献[7]结合区域生长

方法分割出脑瘤,然而头皮组织不像脑瘤组织集中,且难于获取种子点,所以在提取头皮组织时,也不能得到满意的分割结果。数学形态学以完善的理论基础和定量描述,分析图像几何结构的优点,被广泛地应用于图像处理中。它的实质是以一定形状的结构元素去度量和提取图像中的对应形状以达到对图像分析和识别的目的,受到目标体积、集中度的影响不大,比较适合头皮的提取。但是其结构元素的选取是个难点,另外该算法处理的图像一般为二值图像^[3]。

根据以上分析,本文提出一种阈值和形态学相结合的三维头皮组织分割算法。通过该算法得到的二值体数据再经过 26 邻域算法处理,获取头皮组织的灰度信息,经过移动立方体(Marching Cubes, MC)法进行三维重建。实验结果表明,该算法从三维角度对头皮进行提取,很好地结合了图像的空间信息,使得到的轮廓线准确而连续;26 邻域方法保留了头皮真实的灰度信息,使 MC 重建时图像精度达到亚像素级别,进而得到连续而光滑的头皮轮廓。

1 各向异性扩散滤波器

因为受到硬件设备、环境和操作人员等因素的干扰,采集的图像会受到不同程度的噪声污染,由此会使图像的质量下降^[8],所以滤波是图像预处理的关键操作,而噪声在图像中

收稿日期:2012-11-21;修回日期:2012-12-18。 基金项目:国家自然科学基金青年基金资助项目(81101130);广东省科技计划项目(2012B031800026);华南理工大学中央高校基本业务费重点项目(2012ZZ0095)。

作者简介:马阿敏(1989-),女,河南许昌人,硕士研究生,主要研究方向:医学图像处理; 杨荣骞(1979-),男,江西修水人,副教授,博士,主要研究方向:医学图像处理; 宁海(1988-),男,安徽亳州人,硕士研究生,主要研究方向:医学图像处理。

一般属于高频成分,因此去除图像中的高频成分是常用滤波方法的原理,如线性空间滤波(均值滤波等)和非线性滤波(中值滤波等)。但是这些滤波方法在去除噪声的同时,也使图像的边缘细节模糊化。考虑到头皮位于脑部 MRI 图像的边缘,所以传统的滤波方法不适合提取头皮组织。然而基于偏微分方程模型的非线性扩散滤波方法在消除噪声的同时,也很好保持了图像边缘的特征信息^[9],因而得到广泛的应用。

非线性各向异性扩散方程是由 Perona 和 Malik 于 1990 年提出^[10],它基于热传导(热扩散)方程,其定义如下:

$$\begin{cases} \frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}(g(\|\nabla I\|)\nabla I) \\ I|_{t=0} = I_0 \end{cases} \quad (1)$$

其中: I 为原始图像, div 为散度算子, ∇ 为梯度算子, $g(x)$ 为扩散系数。当 $g(x)$ 为常数,扩散就是各向同性的,效果等同于线性低通滤波(如高斯滤波器)。在 PM 滤波模型中,它是一个关于梯度的非负单调递减的函数, $g(0) = 1, \lim_{x \rightarrow \infty} g(x) = 0$,而且存在阈值 K 使得

$$(xg(x))' \begin{cases} > 0, & x < K \\ = 0, & x = K \\ < 0, & x > K \end{cases} \quad (2)$$

Perona 和 Malik^[10]讨论了以下两种形式的扩散系数函数:

$$g(x) = e^{-(x/K)^2} \quad (3)$$

$$g(x) = \frac{1}{1 + (x/K)^2} \quad (4)$$

在梯度较小时, $g(x)$ 对图像进行平滑,效果如同低通滤波器一样;而在梯度较高的区域,如边缘地带,扩散方程扩散的效果变得很不明显,从而保持了图像的边缘信息。对一幅图像分别进行中值、均值和各向异性扩散滤波,其效果如图 1 所示。

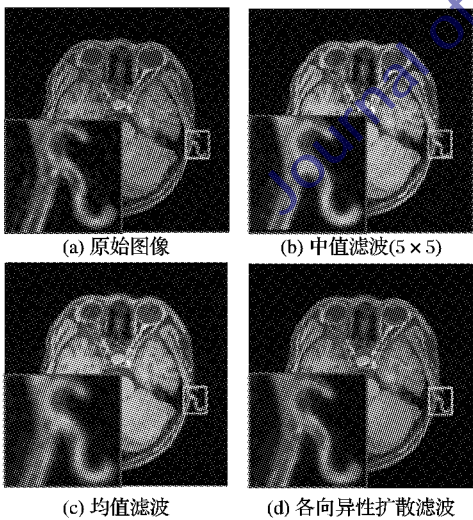


图 1 不同滤波方法的滤波效果

从图 1 可以看出,经过中值和均值滤波,可以滤除图像的部分噪声,但同时也丢失了边缘的细节信息,使图像变得模糊;而各向异性扩散滤波却能很好地保持边缘信息,和其他滤波方法相比更利于头皮轮廓的提取。

2 数学形态学

数学形态学处理图像的基本思想:用具有一定形状的结构元素去度量和提取图像中的对应形状以达到对图像分析和识别的目的^[11],如图 2 所示。

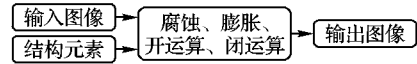


图 2 数学形态学的基本思想

由图 2 可知,数学形态学处理图像的结果主要取决于结构元素的大小、内容以及逻辑运算的性质。

2.1 数学形态学的基本运算

腐蚀和膨胀是数学形态学的两种基本运算方式^[12]。设 A 和 B 是 Z^2 中的集合, A 为输入图像, B 为结构元素,则腐蚀运算公式如下:

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\} \quad (5)$$

腐蚀的效果是消除边界点,使边界向内收缩。在图像处理中,选取适当的结构元素,可以消除无意义的物体。

膨胀运算公式如下:

$$A \oplus B = \{z | (\hat{B})_z \cap A \neq \emptyset\} \quad (6)$$

膨胀的效果是将与物体接触的所有背景点合并到该物体中,使边界向外扩张。所以可以用膨胀来填补物体中的空洞。

由腐蚀和膨胀两种基本运算又可以组合出形态学的另外两个重要的数学形态学操作:开运算和闭运算。

开运算(先腐蚀再膨胀)公式如下:

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (7)$$

开操作使图像的轮廓变得平滑,断开图像中狭窄的连接,消除较细的突出物。

闭运算(先膨胀再腐蚀)公式如下:

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (8)$$

闭操作后轮廓线变得更为平滑,但与开操作不同的是,它通常连接狭窄的间断,填充小的孔洞,让轮廓线达到一定程度上的连续。

2.2 结构元素的选取

在数学形态学图像处理中,结构元素对处理结果的影响不容小觑,但是在选取过程中,并没有明确、确切的方法作为参考。根据经验,在选择过程中,一般需要注意以下三个方面^[13]:

- 1) 结构元素的维度应和处理数据的维度相等。
- 2) 了解图像中噪声(或者障碍物)的形状,结构元素的形状应和噪声(或者障碍物)的形状相似。
- 3) 了解图像中噪声(或者障碍物)的大小,体积大的结构元素在去除噪声的同时容易使图像失真,体积小的结构元素去噪效果不好。一般来说,结构元素的体积应该比噪声(或者障碍物)的体积大,而比图像的体积小。

算法中,考虑到人体头部的对称性,且为了计算的简单可靠,采用半径为 5 的八面体的结构元素。

3 头皮轮廓提取和重建的算法实现

实验中选用的数据由广州军区广州总医院神经外科提供,包含 10 位病人的各种信息,每位病人的信息由 128 张切片组成,每张切片的分辨率为 512×512 ,切片厚度为 1.5 mm,全部以 DICOM 格式存储。

头皮轮廓提取和重建算法的整体流程如图 3 所示,以下将逐步介绍分析其中的原理和实现方法。

1) 对图像进行各向异性扩散滤波。

读入一个序列的脑部 MRI 图像,存为三维体数据 I_{mg} ,根据式(1)对图像进行三维各向异性扩散滤波,其中扩散系数如式(4)所示, K 值为 70,其结果表示为 $I_{original}$ 。

2) 获取脑标记图像。

实际情况中,待分割脑部图像的内部通常含有灰度值各

异的病变组织, 该组织对阈值算法的精确度产生较大影响。因此, 为了排除病变组织的干扰, 要先将其剔除。但不同病人的病变组织形状、灰度值差异明显, 不易直接提取, 所以将含有病变组织的脑实质标记出来 (脑标记图像), 将其灰度值归零。

文献[14-15]介绍了很好的脑分割算法, 但其鲁棒性不强。本文利用医学软件 BrainSuite3 获得脑标记图像 (B_{mark})。抽取其中一幅图像, 显示效果如图 4 所示。

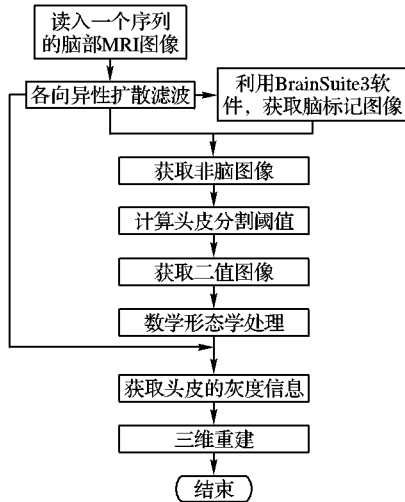


图 3 头皮轮廓提取和重建算法的整体流程

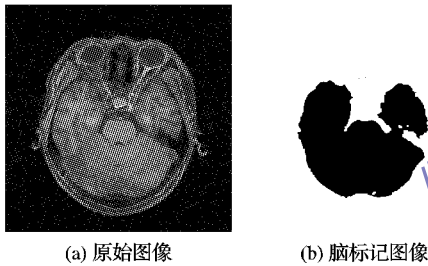


图 4 原始图像和脑标记图像

3) 获取非脑组织图像。

对前面得到脑标记图像进行处理, 把其中脑实质部分标记为 0, 而背景部分标记为 1, 这样通过脑标记图像 (B_{mark}) 和原始图像 (I_{original}) 的点乘, 就可以把原始图像中脑实质部分全置零, 得到非脑组织图像 (I_{nb})。显示其中一幅图像的结果如图 5 所示。



图 5 非脑组织图像

4) 计算头皮分割阈值, 获取二值图像。

根据非脑组织图像 I_{nb} 获取头皮分割阈值, 可以分为以下两个步骤^[15]:

a) 找到 I_{nb} 中灰度值大于零的像素点, 求其灰度值的平均值, 用 T_1 表示, 计算公式为:

$$T_1 = \frac{\sum_{i \in X_{\text{ns}}} V_i}{\sum_{i \in X_{\text{ns}}} 1} \quad (9)$$

其中: $X_{\text{ns}} = \{k; k \in V \setminus B, V_k > 0\}$, V 为原始三维体数据 (I_{original}), B 为脑标记图像的三维体数据 (B_{mark}), $V \setminus B$ 为原始

体数据除去脑实质剩余的体数据 (I_{nb}), V_k 为像素点 k 的灰度值。

b) 以 T_1 为阈值, 对 I_{nb} 进行处理, 取其中大于 T_1 的像素点, 取其灰度值的平均值, 即为头皮的分割阈值。计算公式为:

$$T_{\text{scalp}} = \frac{\sum_{i \in X_{\text{ns}}} V_i}{\sum_{i \in X_{\text{ns}}} 1} \quad (10)$$

其中 $X_{\text{ns}} = \{k \in X_{\text{nb}}; V_k \geq T_1\}$ 。

根据 T_{scalp} 对 I_{nb} 进行阈值处理, 得到二值图像 (I_{bw}), 抽取其中一幅图像, 其效果如图 6(a) 所示。

5) 数学形态学处理。

由图 6(a) 可以看出, 二值图像的边缘还有一些孔洞, 这些孔洞不利于 MC 算法对头皮进行三维重建。根据前面数学形态学的介绍, 为了去除这些孔洞, 可以按照式 (8) 对图像进行闭运算。但是为了确保头皮以内部像素灰度值全部为 1, 在膨胀和腐蚀操作之间, 还需进行填洞操作。这样经过数学形态学的处理, 其效果如图 6(b) 所示。

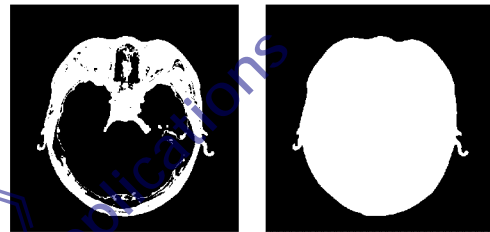


图 6 用阈值和数学形态学处理后的图像

6) 获取头皮的灰度信息。

数学形态学处理后, 可以得到头皮轮廓的二值图像体数据 I_{bw} , 因为 MC 算法获取等值线时, 依据的是图像的灰度信息, 所以需对 I_{bw} 做以下处理: I_{bw} 背景部分的像素灰度值等于 0, 前景部分的像素灰度值等于 255, 处理结果用 I_{scalp} 表示。

对 I_{scalp} 进行重建, 其结果也能描述头皮的大致的轮廓, 但是效果不好。为改善这一情况, 需要在 I_{scalp} 中加入头皮的灰度信息, 图 7 是其实现方法的流程, 处理结果用 $I_{\text{scalp_info}}$ 表示, 其中数组 A 的大小为 26, 初始值为 0, $I_{\text{scalp_info}}$ 的初始值为 I_{original} 。

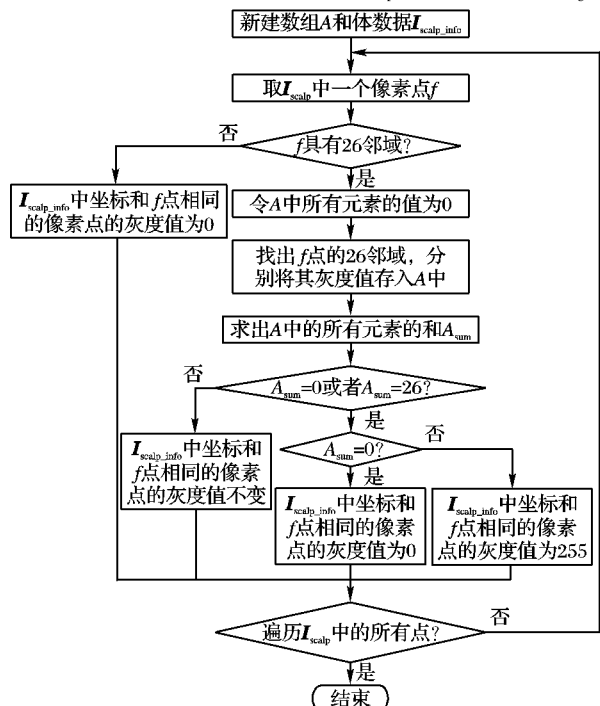


图 7 获取头皮灰度信息的流程

4 实验结果及分析

通过 MC 算法重建 I_{scalp} , 其结果如图 8 所示, 图 8(a) 为 I_{scalp} 的重建结果, 对其中耳朵部位进行放大, 效果如图 8(b) 所示。可以看出, 整个头皮轮廓被完整、连续地提取出来, 对于手术导航系统起定位作用的一些头部标记点和特征器官(鼻子、耳朵)也能很好地显示出来, 这验证了前面轮廓提取算法的准确性, 但是图像还不够清晰和平滑。抽取其中一张切片, 把该张切片的提取结果和原始图像相结合, 如图 9(a) 所示。图 9(b) 是对其中标记区域进行放大后的效果, 由图可以清晰地看出, 提取的轮廓线是像素点间的连接, 结果曲曲折折, 这使重建精度只达到像素级, 所以图像表面有梯田状的纹路。

加入头皮灰度信息之后, 得到体数据 I_{scalp_info} , 通过 MC 算法对其重建, 结果如图 8(c) 所示, 图 8(d) 为对其中耳朵部分放大后的效果, 和 I_{scalp} 的重建结果相比, 无论是在图像的清晰度还是平滑度方面, 效果都改善了很多。同样把这张切片的轮廓提取结果和原始图像相结合, 如图 9(c) 所示。图 9(d) 是 (c) 图中标记区域的放大图像, 可以看出根据 I_{scalp_info} 得到的轮廓线连续而平滑, 重建的精度达到亚像素级别。

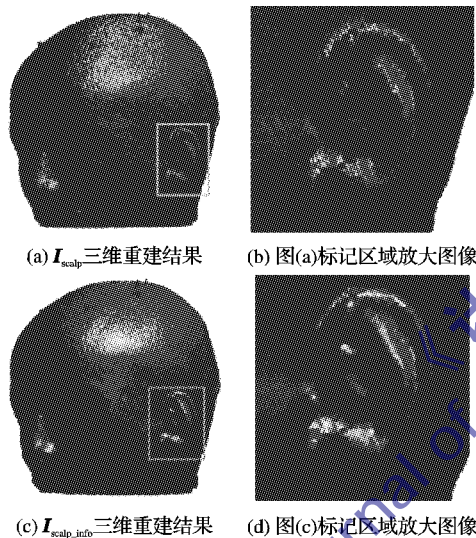


图 8 MC 重建 I_{scalp} 和 I_{scalp_info}

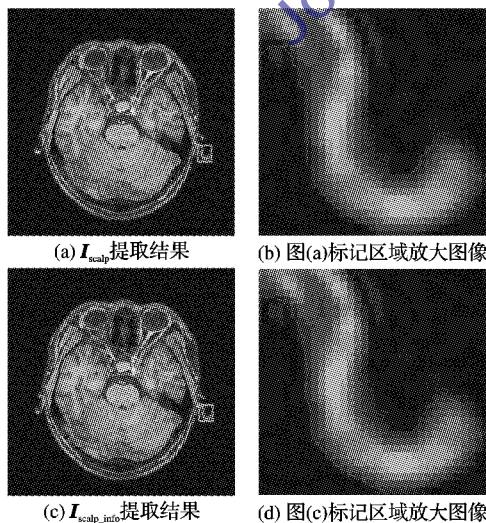


图 9 提取结果在一张切片上的显示效果

5 结语

本文结合阈值和数学形态学算法, 从三维角度提取 MRI 脑部图像的头皮组织, 并用 MC 算法进行三维重建, 效果如图

8(a)、8(b)所示, 可以看出, 整个头皮的轮廓信息被连续完整的重建出来, 但是图像比较模糊, 一些细节部分显现得不是很好。通过 26 邻域方法, 获取头皮组织的灰度信息后, 重建结果如图 8(c)、8(d)所示, 不仅连续而平滑地重建出头皮轮廓, 而且对头部特征点和器官的细节部分也有很好的显示效果。把两种方法的重建效果表示在单张切片上, 效果如图 9 所示, 可以看出, 加入图像灰度信息后, 图像的重建精度达到了亚像素级别。另外, 利用本文算法还对多组数据做了实验, 其结果也表明了其鲁棒性强的优点。

该算法借助 BrainSuite3 软件获取脑标记图像, 不利于整个算法的全自动性, 且耗时间较长。研究一种自动、快速获取脑标记图像的方法, 同时获取 BrainSuite3 软件同样或者更好的分割效果, 是下一步的研究重点。

参考文献:

- [1] 侯宏花, 桂志国. 基于数学形态学人脑 MR 图像感兴趣区域的提取[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(13): 2369-2372.
- [2] NARENDRAN V K, NARENDRA K, SOMASUNDARAM K. 3D brain tumors and internal brain structures segmentation in MR images[J]. International Journal of Image, Graphics and Signal Processing, 2012, 4(1): 35-43.
- [3] DOGDAS B, SHATTUCK D W, LEAHY R M. Segmentation of skull and scalp in 3-D human MRI using mathematical morphology[J]. Human Brain Mapping, 2005, 26(4): 273-285.
- [4] SMITH S M. Fast robust automated brain extraction[J]. Human Brain Mapping, 2002, 17(3): 143-155.
- [5] ZHUANG A H, VALENTINO D J, TOGA A W. Skull-stripping magnetic resonance brain images using a model-based level set[J]. NeuroImage, 2006, 32: 79-92.
- [6] LI B N, CHUI C K, CHANG S, et al. Integrating spatial fuzzy clustering with level set methods for automated medical image segmentation[J]. Computers in Biology and Medicine, 2011, 41(1): 1-10.
- [7] DENG W K, XIAO W, DENG H, et al. MRI brain tumor segmentation with region growing method based on the gradients and variances along and inside of the boundary curve[C]// 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Piscataway: IEEE, 2010, 1: 393-396.
- [8] 谢美华, 王正明. 基于边缘定向增强的各向异性扩散抑噪方法[J]. 电子学报, 2006, 36(4): 59-63.
- [9] 王毅, 张良培, 李平湘. 各向异性扩散平滑滤波的改进算法[J]. 中国图象图形学报, 2006, 11(2): 210-216.
- [10] PERONA P, MALIK J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1990, 12(7): 629-639.
- [11] 苏雪平, 齐敏, 赵海涛, 等. 一种基于数学形态学的 CT 图像脑肿瘤分割方法[J]. 计算机仿真, 2010, 27(9): 249-252.
- [12] 阮秋琦, 阮宇智. 数字图像处理[M]. 2 版. 北京: 电子工业出版社, 2004: 420-431.
- [13] 张黄群, 于盛林, 白银刚. 形态学图像去噪中结构元素选取原则[J]. 数据采集与处理, 2008, 23(5): 81-83.
- [14] SOMASUNDARAM K, KALAISELVI T. Automatic brain extraction methods for T1 magnetic resonance images using region labeling and morphological operations[J]. Computers in Biology and Medicine, 2011, 41(8): 716-725.
- [15] SOMASUNDARAM K, EZHILARASAN K. A brain extraction method using contour and morphological operations[J]. Mathematical Modelling and Scientific Computation, 2012, 283(2): 449-455.