

结合区域生长与图割算法的冠状动脉 CT 血管造影图像三维分割

姜 伟, 吕晓琪*, 任晓颖, 任国印

(内蒙古科技大学 信息工程学院, 内蒙古 包头 014010)

(*通信作者电子邮箱 jwfengye@126.com)

摘 要:针对图割算法适用于小幅图像,且在分割结构较复杂、感兴趣区域较小的三维 CT 血管造影(CTA)冠状动脉图像时效率较低的问题,实现了将区域生长和图割结合分割冠状动脉的算法。首先,利用基于阈值的区域生长算法将图像划分为若干区域,去除无关像素,得到结构简化、感兴趣区域较突出的图像;其次,对简化后的图像,结合灰度和空间信息构造网络图;最后,利用图割理论实现网络图分割,得到冠状动脉分割图像。实验结果表明,与传统的图割方法相比:在分割效率上,区域生长和图割结合的分割算法降低了计算复杂度,效率提高了 51.7%;在绘制质量上,得到的冠状动脉分割图像目标区域完整,有助于医师对病变的正确分析。

关键词:图割算法;区域生长;三维 CT 血管造影图像;冠状动脉

中图分类号: TP391 **文献标志码:** A

3D segmentation method combining region growing and graph cut for coronary arteries computed tomography angiography images

JIANG Wei, LYU Xiaoqi*, REN Xiaoying, REN Guoyin

(School of Information Engineering, Inner Mongolia University of Science and Technology, Baotou Nei Monggol 014010, China)

Abstract: In order to solve the problems that the efficiency is low when the segment of three-dimensional Computed Tomography Angiography (CTA) coronary arteries images with complex structure and small region of interest, a segmentation algorithm combining region growing and graph cut was proposed. Firstly, a method of region growing based on threshold was used to divide images into several regions, which removed irrelevant pixels and simplified structure and protruded regions of interest. Afterwards, according to grey and space information, simplified images were constructed as a network diagram. Finally, network diagram was segmented with theory of graph cut, so the segmentation image of coronary arteries was got. The experimental results show that, compared with traditional graph cut, the increment for the segmentation efficiency is about 51.7%, which reduces the computational complexity. On the aspect of rendering quality, target areas for segmentation images of coronary arteries is complete, which is helpful for doctors to analyze the lesion correctly.

Key words: graph cut algorithm; region growing; three-dimensional Computed Tomography Angiography (CTA) image; coronary artery

0 引言

CT 血管造影(Computed Tomography Angiography, CTA)是一种非创伤性血管成像技术,具备无创性、操作简便以及成像清晰等优点,在对血管病变及血管关系的显示中有着重要的应用价值。随着 CTA 技术的广泛应用,针对 CTA 图像的血管分割逐渐成为了医学图像分割领域的热点问题。在针对血管病变的分析中,血管分割算法扮演着尤为重要的角色。

医学图像分割问题一直是图像处理领域的难题,分割结构复杂精细的血管则更加困难,目前越来越多的研究人员致力于血管分割方面的研究。现阶段应用于血管分割的算法主要有区域生长法^[1]、图割算法^[2]、水平集算法^[3]等。区域生长法计算相对简单,并且分割效率较高,但是由于生长准则的限制,使得区域生长法不具备良好的分割精度和通用的分割

准则,难以对结构复杂的血管进行分割;图割算法能够获取较高的分割精度,但在分割复杂图像时效率较低;水平集算法计算规则简单,但难以有效收敛于分割目标边缘。

本文针对冠状动脉 CTA 图像进行分割研究,提出一种区域生长法与图割算法相结合的混合分割方法,由于区域生长法能很好地把握图像的局部信息,而图割方法能很好地把握图像的全局信息,两者结合能充分实现两者优势互补,进而准确高效地分割出冠状动脉。

1 图割算法

1.1 图割算法基本原理

图割算法自 1989 年被提出以来,一直局限于解决二值图像问题。1998 年 Roy 和 Cox 采用了最大流/最小割算法,将图割理论成功应用于非二值图像的处理。2001 年 Boykov

收稿日期:2014-12-17;**修回日期:**2015-01-15。 **基金项目:**国家自然科学基金资助项目(61179019);内蒙古自然科学基金面上项目(2013MS0908);内蒙古科技大学创新基金资助项目(2014QDL045)。

作者简介:姜伟(1989-),男,山东泰安人,硕士研究生,主要研究方向:医学图像处理;吕晓琪(1963-),男,山西阳高人,教授,博士生导师,博士,主要研究方向:医学图像处理;任晓颖(1979-),女,内蒙古包头人,副教授,硕士,主要研究方向:医学图像处理;任国印(1985-),男,内蒙古呼伦贝尔人,讲师,硕士,主要研究方向:医学图像处理。

等^[4]提出一种新的方法,该方法可根据能量最小化完成对目标的分割,同时将最大流/最小割全局最优的特点应用到目标提取上。

图像分割问题就是将图像以像素为基本单位划分为不同的区域,如果将图像映射为以像素为节点的网络结构图,就可以把分割问题转化为图的划分^[5]。利用图割理论进行图像分割就是求解能量函数的最小化,获取最优分割方案。

图割理论最重要的3个问题是:1)构造能量函数;2)通过能量函数构造网络图;3)通过对网络图中最大流/最小割的求解,得到能量函数的最小值。

求解能量函数最小化的重要前提是构造一个合适的能量函数,能量函数的一般构成如式(1)所示:

$$E(f) = E_{\text{data}}(f) + E_{\text{smooth}}(f) \quad (1)$$

该能量函数由数据约束项 $E_{\text{data}}(f)$ 和光滑约束项 $E_{\text{smooth}}(f)$ 两项构成。数据约束项评价分配一个标签到给定区域的惩罚,光滑约束项作为相邻的两个像素隶属不同区域的惩罚,可以反映出区域内部的连续性和边界的不连续性。

能量函数的一般形式如式(2)所示:

$$E(f) = \sum_{\{p,q\} \in N} V_{\{p,q\}}(f_p, f_q) + \sum_{p \in P} D_p(f_p) \quad (2)$$

其中:数据约束项为 $\sum_{p \in P} D_p(f_p)$, 光滑约束项为 $\sum_{\{p,q\} \in N} V_{\{p,q\}}(f_p, f_q)$, 其中 P 为直方图,通过对图像中前景与背景种子点估计得到。 p 代表顶点, f_p 为标记值:当 $f_p = 0$ 时对应背景直方图; $f_p = 1$ 时对应前景直方图。将顶点 p 的像素值 $I(p)$ 分别代入前景和背景直方图:如果代入前景直方图时的值大于代入背景直方图时的值,即前者的能量小于后者,则 p 属于前景;反之则属于背景。 $V_{\{p,q\}}$ 是对相似像素标号不一致的惩罚。

能量函数构造完成后,根据能量函数进行图的构造^[6]。首先把图像中点的集合映射成为一个加权无向图 $G(v, e)$;在图中增加两个终端节点 S, T , S 表示源点, T 表示汇点,其中 v 代表图中所有的节点, e 表示连接所有邻近节点的边,其中节点代表图像中的像素,边代表相邻像素间邻域的邻近关系(例如灰度与空间关系)。边的权重为 $w(i, j)$,它是一个度量节点 i 和 j 之间相似度的函数^[7]。把相邻的节点连接起来定义为 N -links,它所代表的是图像中像素间的关系;把图像中所有节点分别与源点 S 和汇点 T 连接起来定义为 T -links,它所代表的是这两个节点与图像中其余所有节点间的关系。

图割算法进行图像分割的过程如图1所示。

最后对网络图进行最大流/最小割的求解。目前应用比较大的最大流/最小割的求解方法主要为推进重标记(Push relabel)方法和增广路径(Augmenting path)方法^[8]。

推进重标记方法通常采用并行方式实现,但是相对难以理解。Ford 与 Fulkerson 提出了增广路径方法,该方法复杂性只与边的权值相关,与网络上的节点数以及边的数量无关。Boykov 在增广路径的基础上提出了一种新方法^[9],该方法目前在计算机视觉领域得到了广泛的应用。

1.2 结合区域生长算法的图割

区域生长法的基本思想是,在待分割的图像中,选取一个或者多个种子点作为生长的起点,根据所制定的生长规则,将图像的相邻像素中与种子点性质相同或相近的像素进行合

并。合并所产生的新的像素作为新的种子点,如此循环下去直到图像中没有可以合并的像素为止,这样就对待分割图像进行了区域的划分^[10]。区域生长法可以较好地利用图像的空间信息,解决其他方法中分割结果不连续的问题;同时可以制定不同的生长准则,得到不同的分割方法,从而产生不同的分割结果。

传统图割算法由于受计算量大的限制,适用于二维或小幅图像的分割,在应用于血管分支结构复杂、感兴趣区域较小的三维 CTA 图像冠状动脉分割时效率较低。传统分割方法在分割质量上也存在问题,对血管局部细节的分割不够准确。由于血管在一幅图像中所占比例通常较小,所以没有必要对每一个像素都进行包含大量计算过程的遍历,引入阈值分割剔除一些距离血管较远的部分,然后引入区域生长算法将图像划分为多个区域^[11],再使用图割算法对这些区域进行迭代计算处理,而不用遍历整幅图像,使得图割算法的分割效率得到提升。

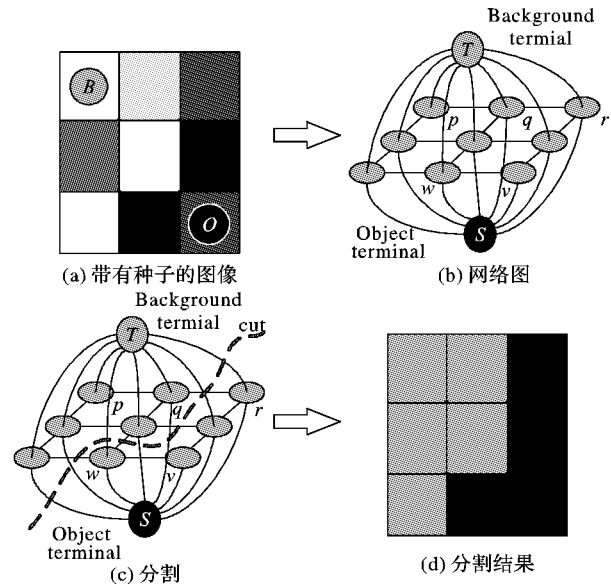


图1 图割算法原理

2 算法实现

2.1 区域划分

阈值法在目标与背景间灰度差异较大时,能有效分割出感兴趣区域。心脏冠脉 CTA 图像中,血管与周围的组织器官灰度存在一定的差异,因此用阈值分割可以粗略地分割出血管及其周围区域。本文采用双阈值法进行预处理,然后采用区域生长对阈值分割后的图像进行进一步区域划分。利用图像区域与像素之间的关系,把图像的像素或区域聚合。

区域生长的关键步骤如下:

1) 根据现有的先验知识,选择生长初始的种子点。

2) 在空间上对种子点周围 26 邻域的像素进行搜索,选择相似像素进行生长,在进行搜索的同时采用双阈值法剔除无关像素使得处理更加高效。

双阈值法在进行参数设定时,通过灰度直方图在原始图像中选取恰当的阈值范围 $[S_1, S_2]$,将超出阈值范围的像素剔除,同时取阈值范围的中间值作为种子点平均灰度,从而对区域生长相似性准则进行约束,定义公式如式(3)所示:

$$|N - N_{\text{seed}}| < \mu |S_1 - S_2| \quad (3)$$

式中: N 表示像素灰度, 将图像中任意点与种子点 N_{seed} 的相似度定义在图像灰度范围 $[S_1, S_2]$ 内; μ 为一个可调节参数, 用来控制像素间的相似度, μ 的值也能控制所划分的区域数量, 进而影响图割算法中图结构的复杂程度。

当生长过程中没有符合相似性规则的种子点加入生长区域时, 区域生长终止。

在程序实现上, 不断地递归调用该算法, 当所有像素都被划分区域时, 停止该算法。

在执行过程中, 当图中所有的像素点都被划分到种子区域时, 停止迭代过程。当区域生长算法结束时, 图像被划分为不同系列的连续区域。由于算法结束后划分的区域数量较多且存在不必要或者误分区域, 本文算法根据相邻区域大小和亮度的综合相似度将一些过小的区域进行合并, 减少对后续分割过程中网络图构造的影响, 也在一定程度上降低图割的计算量。

图2为心脏冠状动脉 CTA 图像三维重建后的图像。图3为区域生长法分割后的图像。

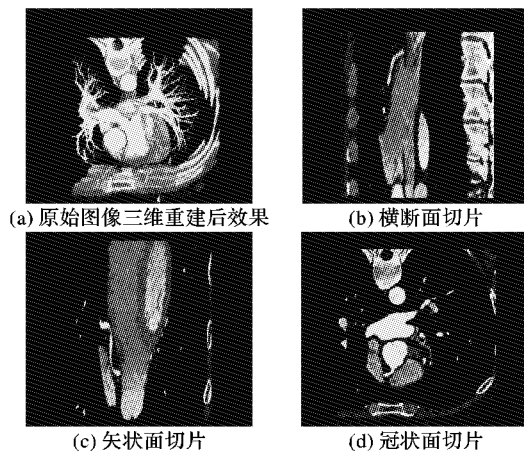


图2 原始图像三维重建结果

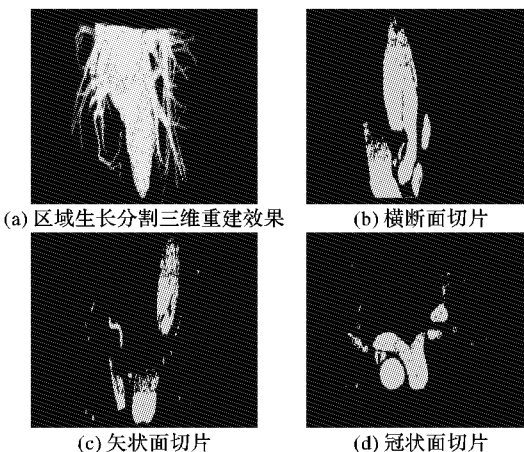


图3 区域生长分割结果

2.2 图割分割

根据区域生长所得到的图像确定能量函数, 建立网络图 $G(v, e)$, 其中 v 代表图中所有的节点, e 表示连接所有邻近节点的边的集合。增加终端节点 s 和 t , s 表示源点, t 表示汇点。边的容量为区域间灰度和空间的信息, 区域间灰度和空间的信息是区域间全部的节点像素求平均值得到的。在建立网络图 $G(v, e)$ 过程中, 区域内部节点像素灰度和空间的平均信息代

替了区域内部所有节点像素的信息, 从而减少了网络图 $G(v, e)$ 中节点和边的数量, 降低了算法的复杂度, 提高了算法分割的效率。算法最后通过网络图中最小割的求解完成图像的分割^[12]。其中割是网络中定点的一个划分, 它通过移除集合 S 和 T 之间的边, 把网络图中的所有节点划分为两个不相交的集合 S 和 T , 其中源点 $s \in S$, 汇点 $t \in T$ 。记为 $cut(S, T)$ 。

其中最小割的求解是实现图像分割即网络图中节点划分的关键步骤。割的容量定义是把网络图划分为两个不相交集合并时所移除的所有边的容量和, 所以最小割即为所有割集中容量最小的割, 最小割满足条件如式(4)所示:

$$\min cut(S, T) = \sum_{\mu \in S, v \in T} \omega(\mu, v) \quad (4)$$

式中: $cut(S, T)$ 为割的容量, $\omega(\mu, v)$ 为节点 μ 和 v 间边的容量值。由于本文在区域生长过后, 图像被分为多个区域, 因此网络图 G 中边的容量所包含的是区域的灰度和空间信息, 边的容量可定义为式(5)所示:

$$\omega(\mu, v) = \exp\left(-\frac{|I(\mu) - I(v)|^2}{\alpha}\right) \exp\left(-\frac{|D(\mu, v)|^2}{\beta}\right) \quad (5)$$

其中: $I(\mu)$ 、 $I(v)$ 表示的是区域 μ 和区域 v 灰度的平均值, $D(\mu, v)$ 表示的是区域 μ 和区域 v 间的距离, α 和 β 是调节参数。则由上述两个公式可得最小割的定义为式(6)所示:

$$\min cut(S, T) = \sum_{\mu \in S, v \in T} \exp\left(-\frac{|I(\mu) - I(v)|^2}{\alpha}\right) \exp\left(-\frac{|D(\mu, v)|^2}{\beta}\right) \quad (6)$$

根据最大流/最小割定理, 任何网络中, 最大流的值等于最小割的容量。

本文所采用的方法为改进的 Boykov 的方法。本文算法在原有算法基础上优先建立搜索树 S 和搜索树 T , 树 S 的根为源点 S , 树 T 的根为汇点 T 。树 S 中所有父节点到子节点都是不饱和边, 树 S 中的节点分为两类: 主动节点和被动节点。搜索树 S 的生长是通过获得新的后代产生的, 这些新的后代是主动节点从树 T 中获得的, 而被动节点则不能生长。算法执行如下:

生长阶段 搜索树 S 、 T 生长, 直到找到汇点;

扩展阶段 扩展路径, 使搜索树生长变成森林。

收养阶段 收养孤立节点, 恢复搜索树。

通过以上三个阶段重复执行实现对最小割 C 的求解, 从而完成对图像的分割。

3 实验结果分析

实验以序列 CTA 心脏冠状动脉图像为主要研究对象, 开发环境为 VS2008。实验数据来自于 (www.osirix-viewer.com/datasets/) 网站, 数据大小为 $512 \times 512 \times 220$ 。

在深入分析图割方法的特点之后, 采用区域生长法与图割算法相结合的方法对三维 CTA 心脏冠状动脉图像进行分割。采用阈值方法进行预分割, 可以快速、便捷地得到预期结果, 从而去除大量不相关的体素。在阈值分割的基础上采用区域生长法, 对剩余部分性质相同或相近的体素进行合并, 从而进行区域划分。由于区域生长过后图像被分成若干区域, 使得图割方法在进行图的构造时可以用区域平均信息代替区域内所有像素的信息, 在保证分割精度的前提下, 大大提高了分割的效率。区域生长与图割结合算法分割与传统图割算法

处理时间对比如表1所示。

表1 各算法执行时间/s

| 步骤 | 传统图割算法 | 本文算法 |
|--------|--------|--------|
| 阈值分割 | 13.83 | 13.83 |
| 区域生长分割 | — | 33.60 |
| 图割分割 | 561.80 | 230.11 |
| 合计 | 575.63 | 277.54 |

由表1可见本文算法相比传统图割算法在处理时间上减少了59.04%。虽然加入了区域生长算法之后增加了一个处理过程,但总体时间减少了51.7%,大大提高了算法的分割效率。

使用平均绝对距离法(Mean Absolute Distance, MAD)^[13]将本文方法的分割结果 M 与专家手工分割 N 的结果进行比较,其以两轮廓线上邻近点的距离均值、标准差为评价准则,如式(7)所示:

$$e(M, N) = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d(M_i, N) + \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m d(N_i, M) \right] \quad (7)$$

其中: M_i, N_i 分别表示轮廓上点的坐标, d 表示邻近点之间的距离。

表2为使用MAD进行评价的结果,从表中得知,本文方法获得了较高的分割精度,平均误差低于1.2个像素,并且偏差幅度较小。

表2 不同算法MAD评价结果/像素

| 算法 | 均值 | 标准差 |
|--------|------|------|
| 传统图割算法 | 2.96 | 5.24 |
| 本文算法 | 1.19 | 0.15 |

各步骤分割结果如图2、图3、图4所示。

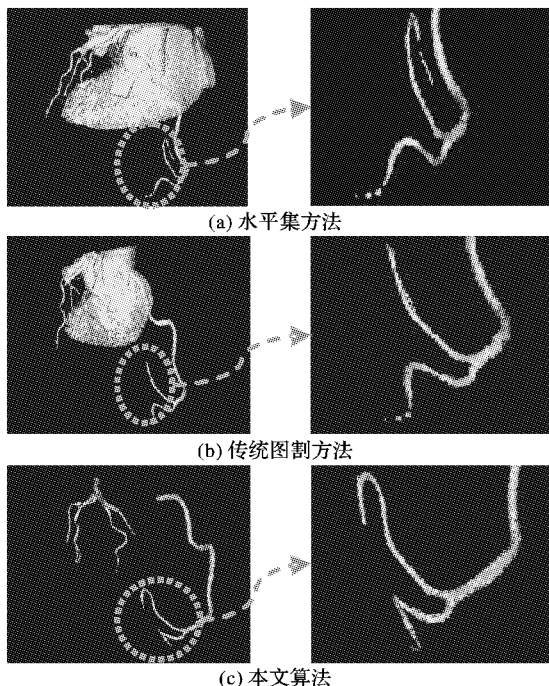


图4 不同算法分割结果对比

图2为心脏冠状动脉CTA图像三维重建后的图像,可以看出冠状动脉结构复杂,周围组织易对其分割结果造成影响。图3为区域生长分割后的图像,区域生长分割后图像感兴趣

区域被粗略地提取出来,但是明显有欠分割,经过区域生长分割后使图像划分为不同的区域,充分为下一步图割分割作准备。

图4(a)~(c)分别为水平集算法、传统图割算法和本文算法的分割结果,其分割质量比较如表3所示。

表3 不同算法分割质量比较

| 算法 | 对末端 细节分割 | 是否分割出 多余组织 | 是否对两侧 分支分割完全 |
|--------|-------------|---------------|-----------------|
| 水平集算法 | 末端分支出现断裂 | 是 | 否 |
| 传统图割算法 | 末端分支出现断裂 | 是 | 否 |
| 本文算法 | 末端分支完全 | 否 | 是 |

由表3可以看出水平集方法和传统图割算法在分割过程中分割出了多余的组织,在末端细节的分割上存在不足,并且对两侧分支的分割不够完全。本文算法很好地避免上述问题,能很好地将冠状动脉分割出来,得到相对完整的目标区域,消除了区域生长的欠分割现象。

图5为不同数据通过本文算法分割后的效果图,从图中可以看出原始数据冠状动脉周围组织复杂,容易对其分割造成影响,但本文算法仍能较好地分割出冠状动脉区域,说明算法对不同数据有较好的适应性。

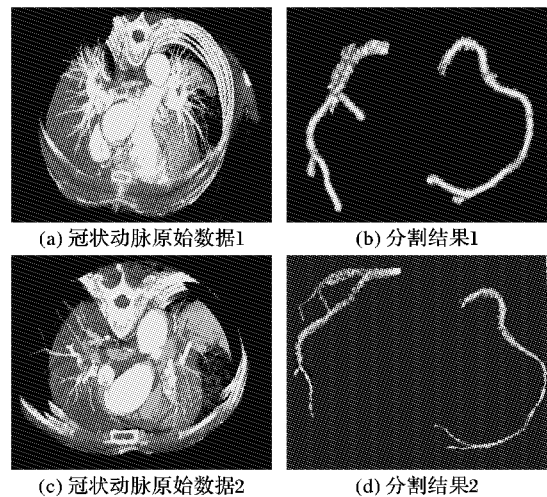


图5 不同数据本文算法分割结果

4 结语

由于人体内组织器官的各异性,成像设备不同造成生成的图像的不同。使用单一的分割算法对医学图像进行分割难以取得优质的分割结果,当前的研究热点为选取互补性较好的多种算法进行结合,从而取得优质的分割结果。本文提出了一种基于区域生长和图割的冠状动脉分割方法,算法首先用阈值对原始冠状动脉图像进行预处理,然后用区域生长法对图像进行区域划分,最后利用图割算法在区域间进行分割,准确、高效地实现了对三维冠状动脉的分割。本文结合了区域生长与图割算法两者的优点,充分利用了区域生长方法对局部信息的搜索,同时也用到了图割方法对全局信息的掌控,把区域生长与图割算法的结合应用到三维冠状动脉图像的分割上,在保证分割准确性的前提下,实现了对该目标高效的分割。

参考文献:

- [1] LIU S, YIN F. The basic principle and its new advances of image

- segmentation methods based on graph cuts[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2012, 38(6): 911–922. (刘松涛, 殷福亮. 基于图割的图像分割方法及其新进展[J]. *自动化学报*, 2012, 38(6): 911–922.)
- [2] JIANG S, YI F, TANG L, *et al.* Tumor extraction method of MRI cerebral image based on graph cuts[J]. *Computer Engineering*, 2010, 36(7): 217–219. (蒋世忠, 易法令, 汤浪平, 等. 基于图割的MRI脑部图像肿瘤提取方法[J]. *计算机工程*, 2010, 36(7): 217–219.)
- [3] SHANG Y, WANG N, WANG H. Medical object extraction model based on regional energy minimization and active contour model[J]. *Application Research of Computers*, 2012, 29(7): 2715–2718. (尚岩峰, 汪宁, 汪辉. 基于区域能量最小和主动轮廓模型的医学目标提取[J]. *计算机应用研究*, 2012, 29(7): 2715–2718.)
- [4] BOYKOV Y, JOLLY M. Interactive graph cuts for optimal boundary & region segmentation of objects in ND images[C]// *Proceedings of the 8th IEEE International Conference on Computer Vision*. Piscataway: IEEE, 2001: 105–112.
- [5] BAUER C, POCK T, SORANTIN E, *et al.* Segmentation of interwoven 3D tubular tree structures utilizing shape priors and graph cuts[J]. *Medical Image Analysis*, 2010, 14(2): 172–184.
- [6] LYU Q, GAO J, GAO X. Strong scattering objects segmentation based on graph cut and mean shift algorithm from SAR images[J]. *Journal of Computer Applications*, 2014, 34(7): 2018–2022. (吕倩, 高君, 高鑫. 基于图割及均值漂移的合成孔径雷达图像强散射目标分割[J]. *计算机应用*, 2014, 34(7): 2018–2022.)
- [7] SHANG Y, WANG H, WANG N, *et al.* Three dimensional vessel extraction model based on tubular characters and active contour model[J]. *Journal of Image and Graphics*, 2013, 18(3): 290–298. (尚岩峰, 汪辉, 汪宁, 等. 管状特性和主动轮廓的3维血管自动提取[J]. *中国图象图形学报*, 2013, 18(3): 290–298.)
- [8] XU X, DING S, SHI Z, *et al.* New theories and methods of image segmentation[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2010, 28(2): 76–82. (许新征, 丁世飞, 史忠植, 等. 图像分割的新理论和新方法[J]. *电子学报*, 2010, 38(2): 76–82.)
- [9] PENG B, ZHANG L, ZHANG D, *et al.* Image segmentation by iterated region merging with localized graph cuts[J]. *Pattern Recognition*, 2011, 44(10): 2527–2538.
- [10] ZHAO H. Research on and implementation of the algorithm of CT-based cardiac coronary artery segmentation[D]. *Shenyang: Northeastern University*, 2008. (赵宏伟. 基于CT数据的冠脉提取和细化方法的研究和实现[D]. 沈阳: 东北大学, 2008.)
- [11] GROSCEGEORGE D, PETITJEAN C, DACHER J N, *et al.* Graph cut segmentation with a statistical shape model in cardiac MRI[J]. *Computer Vision and Image Understanding*, 2013, 117(9): 1027–1035.
- [12] LERME N, LETOCART L, MALGOUYRES F. Reduced graphs for min-cut/max-flow approaches in image segmentation[J]. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 2011, 37: 63–68.
- [13] ZHANG S, DONG J, SHE L. The methodology of evaluating segmentation algorithms on medical image[J]. *Journal of Image and Graphics*, 2009, 14(9): 1872–1880. (张石, 董建威, 余黎煌. 医学图像分割算法的评价方法[J]. *中国图象图形学报*, 2009, 14(9): 1872–1880.)

(上接第1461页)

参考文献:

- [1] WISNER K M, ATLURI G, LIM K O, *et al.* Neurometrics of intrinsic connectivity networks at rest using fMRI: retest reliability and cross-validation using a meta-level method[J]. *NeuroImage*, 2013, 32(6): 236–251.
- [2] MEDA S A, GILL A, STEVENS M C, *et al.* Differences in resting-state functional magnetic resonance imaging functional network connectivity between schizophrenia and psychotic bipolar probands and their unaffected first-degree relatives[J]. *Biological Psychiatry*, 2012, 71(10): 881–889.
- [3] ZHI L, LI Y, ZHAO S. Feature extraction of fMRI data based on discrete wavelet transform[J]. *Chinese Journal of Medical Imaging Technology*, 2010, 26(6): 1151–1154. (支联合, 李玉晓, 赵书俊. 基于离散小波变换的fMRI数据特征提取[J]. *中国医学影像技术*, 2010, 26(6): 1151–1154.)
- [4] LYU B, WANG H. High-dimensional data visualization based on random forest[J]. *Journal of Computer Applications*, 2014, 34(6): 1613–1617. (吕兵, 王华珍. 基于随机森林的高维数据可视化[J]. *计算机应用*, 2014, 34(6): 1613–1617.)
- [5] FAN M, WU F, ZHENG H. Study of cognitive function in ultra-high risk subjects and first episode patients with schizophrenia[J]. *Journal of Clinical Psychiatry*, 2014, 24(1): 11–13. (范敏珍, 吴逢春, 郑洪波. 精神分裂症超高危人群及首次发病患者的认知功能研究[J]. *临床精神医学杂志*, 2014, 24(1): 11–13.)
- [6] TZOURIO-MAZOYER N, LANDEAU B, PAPATHANASSIOU D, *et al.* Automated anatomical labeling of activations in SPM using a macroscopic anatomical parcellation of the MNI MRI single-subject brain[J]. *Neuroimage*, 2002, 15(1): 273–289.
- [7] SURGULADZE S A, CHU E M, MARSHALL N, *et al.* Emotion processing in schizophrenia: fMRI study of patients treated with risperidone long-acting injections or conventional depot medication[J]. *Journal of Psychopharmacology*, 2011, 25(6): 722–733.
- [8] LIN C, PENG G. Application of random forest on selecting evaluation index system for enterprise credit assessment[J]. *Journal of Xiamen University: Natural Science*, 2007, 46(2): 199–203. (林成德, 彭国兰. 随机森林在企业信用评估指标体系确定中的应用[J]. *厦门大学学报: 自然科学版*, 2007, 46(2): 199–203.)
- [9] BENJAMINI Y, HOCHBERG Y. Controlling the false discovery rate: a practical and powerful approach to multiple testing[J]. *Journal of the Royal Statistical Society, Series B: Methodological*, 1995, 57: 289–300.
- [10] STIGLER S. Fisher and the 5% level[J]. *Chance*, 2008, 21(4): 12.
- [11] KALOUSIS A, PRADOS J, HILARIO M. Stability of feature selection algorithms: a study on high-dimensional spaces[J]. *Knowledge and Information Systems*, 2007, 12(1): 95–116.
- [12] LI Y, WANG E, ZHANG H, *et al.* Default mode network in primary insomnia: measured with resting state functional MRI[J]. *Chinese Journal of Medical Imaging*, 2014, 22(7): 481–486. (李永丽, 王恩锋, 张红菊, 等. 原发性失眠患者默认网络神经功能的静息态MRI研究[J]. *中国医学影像学杂志*, 2014, 22(7): 481–486.)