

# 基于改进 Snake 模型能量函数在 MR 图像边缘提取中的研究

唐 闻, 彭 剑, 周爱民

(湖南中医药高等专科学校, 湖南 株洲 412012)

**摘 要:** 在分析传统主动轮廓模型的基本原理、数学表征及算法实现的基础上, 针对其收敛于局部极小值和依赖初始位置选取方面存在的不足, 提出了改进的主动轮廓模型。该模型通过对一阶连续性能量  $E_{cont}$  的改进和增加外部约束能量  $E_{sand}$ , 使 MRI 图像边缘提取能够接近真实边缘且不依赖初始位置选取。通过脑部肿瘤边缘提取实验证实了该改进主动轮廓模型的有效性。

**关键词:** 主动轮廓模型; MRI; 边缘提取; 脑肿瘤

中图分类号: TP751

文献标识码: A

文章编号: 1674-7720(2010)16-0040-04

## Study of improved energy function based on Snake model in the MR image edge extraction

TANG Wen, PENG Jian, ZHOU Ai Min

(Hunan Traditional Chinese Medical College, Zhuzhou 412012, China)

**Abstract:** Through the traditional methods of Snake model, For the lack of Local Minima and initial coordinate, an improved active contour model has been proposed, by improved the  $E_{cont}$  and increased  $E_{sand}$  so that MRI image edge extraction can be realistic and not rely on the initial location of the edge selected. Finally, by a brain tumor edge extraction experiments confirmed the improved active contour model's efficiency.

**Key words:** active contour models; MRI; edge extraction; brain tumor

MRI 为现代科技发展所产生的强有力的诊断工具之一, 该技术广泛应用于医学临床。近些年来, MRI 在检查颅内肿瘤方面进展很快。在 CT 图像上周围水肿不明显的少突神经胶质瘤, 在 MRI 可呈现显而易见的周围水肿。此外, 由于 MRI 可作多方向切层, 冠状位扫描有助于显示 CT 没有显示的顶部或底部周围水肿, 为进一步检出肿瘤提供了重要的线索。目前在脑部肿瘤的成像方面, 普遍认为它比 CT 敏感, MRI 较满意地显示肿瘤的内部结构, 为手术方案的拟订、放射计划的确定以及立体针吸活检的入路选择提供了更多的信息<sup>[1]</sup>。从医学图像中分割出目标结构并获得数学表达式是临床诊断和治疗的关键一步, 1987 年 Kass 等人发表了两篇题为“Snake: Active Contour Model”的论文, 首次提出了运用主动轮廓模型(Snake)<sup>[2]</sup>进行图像分割的思想。主动轮廓模型提供了一种独特的功能强大的集几何、物理和近似理论于一身的图像分析方法, 已经证明对图像的分割、配准和跟踪等都非常有效<sup>[3]</sup>。主动轮廓模型的巨大潜力

体现在它具有能通过发掘医学图像数据固有的自上而下的约束性质以及利用位置、大小、形状等先验知识进行分割、配准和跟踪的能力。此外, 这种技术可以提供一种非常直观的交互式操作机制。主动轮廓模型的这些特点对解决脑部磁共振图像的组织边缘提取非常有用, 也是医学图像分割领域研究的热点所在<sup>[4]</sup>。与传统方法相比, 基于主动轮廓的边缘提取方法除了以图像灰度变化的微分信息作为边缘点和非边缘点的分类判据外, 还引入了图像轮廓的整体几何信息指导分类过程, 因而是一种具有学习功能的边缘提取方法。它不仅具有较高的定位精度, 还将传统的边缘提取、边缘跟踪和轮廓提取等过程融为一体, 在得到边缘信息的同时, 得到了图像的轮廓特征<sup>[5]</sup>。此外, 由于整体信息参与了处理过程, 该方法具备自动修复噪声造成的图像轮廓断点的功能, 因而可有效地克服噪声干扰。在最近的十多年中, 它已经被越来越多的研究者成功地应用于图像分析和计算机视觉的许多领域, 如边缘提取、图像分割和分类、运动跟

《微型机与应用》2010 年 第 29 卷 第 16 期

踪、3D重建和立体视觉匹配等<sup>[6-7]</sup>。在医学图像尤其是在MR图像分割当中,利用Snake算法也取得了长足的进步。Singh采用可变形模型大大提高了速度。针对传统可变形表面无法精确勾画大脑皮质沟回的不足,XU Cheng Yang提出了建立在GVF力场基础上的可变形用于大脑皮质的重建,改善了对大脑皮质沟回的描述<sup>[8]</sup>。鲁爱东<sup>[9]</sup>等提出了一种用户交互与B样条Snake(又称B-Snake)相结合的半自动分割方法,在MR图像中提取肿瘤轮廓,并成功地应用于肿瘤手术仿真系统中。

本文简述了主动轮廓模型的基本原理、数学表征,针对传统主动轮廓模型的不足,提出了主动轮廓模型改进的两个主要方面。通过脑部肿瘤MRI图像边缘提取实验,证实了改进主动轮廓模型对MRI图像边缘提取的有效性。

## 1 主动轮廓模型

### 1.1 主动轮廓基本原理

主动轮廓模型融合了分割过程的三个阶段,使得检测到的目标边界是一光滑连接的曲线。其主要思想是定义一个能量函数,在Snake由初始位置向真实轮廓逐渐靠近时,寻找此能量函数的局部极小值,即通过对能量函数的动态优化来逼近目标的真实轮廓。这样,图像边缘提取问题就转变成为一个最优化问题,最优化的目的就是获得最小化的主动轮廓模型的能量函数。Snake模型的引人之处在于,它对于范围广泛的一系列视觉问题给出了统一的解决方法<sup>[10]</sup>。

### 1.2 主动轮廓模型数学表征

Kass等人通过构造合适的变形能 $E_{total}$ 来定义目标的轮廓,这里 $v(s)=(x(s),y(s))$ 表示轮廓,代表从单位参量域 $s \in [0,1]$ 到图像表面的映射。同时认为轮廓上的图像力是势能 $p(v(s))$ 的微分。主动轮廓模型给出了主动轮廓 $v(s)=(x(s),y(s))$ 的参数表示,能量 $E_{total}$ 表示如下<sup>[11]</sup>:

$$E_{total}(v) = E_{int}(v) + E_{ext}(v) \quad (1)$$

其中,

$$E_{int}(v) = E_{cont}(v) + E_{curv}(v) = \int_0^1 (\alpha(s) |v'(s)|^2 + \beta(s) |v''(s)|^2) ds \quad (2)$$

$$v'(s) = \frac{\partial v(s)}{\partial s}, v''(s) = \frac{\partial^2 v(s)}{\partial s^2} \quad (3)$$

由上式推理可知,合理地选择 $\alpha$ 和 $\beta$ 的值,是轮廓是否收敛至最优位置的关键。从大量实验可以看出,对于噪声不是过大的图像<sup>[11]</sup>,参数的选取不是很困难,可以不需要人工的参与;但信噪比过小的图像,必须由人工来确定合适的权值参数。

外部能量 $E_{ext}$ 吸引Snake到显著的图像特征,包括表示图像作用力产生的能量 $E_{image}$ 和表示外部约束作用力产生的能量 $E_{sanc}$ 。图像力表示轮廓点与图像局部特征的吻合情况,约束力是各种人为定义的约束条件,通常不考虑,将其置为0。

《微型机与应用》2010年第29卷第16期

$$E_{ext}(v) = E_{image} + E_{sanc} = \int_0^1 \gamma(s) p(v(s)) ds + E_{sanc} \quad (4)$$

$p(v)$ 是定义在整个图像表面 $I(x,y)$ 上的标量函数,若 $p(x,y) = \nabla I(x,y)$ (为某种图像梯度函数),Snake将被吸引到图像的边缘。

## 2 主动轮廓模型算法实现

对离散的数字曲线,由于欧拉方程的数字解法过于繁琐,本文采用贪婪算法逐点搜寻最小能量点。具体描述如下。

假设图像的初始轮廓线由 $V_1, V_2, V_3 \dots V_{i-1}, V_i, V_{i+1} \dots V_n$ 等 $n$ 个点组成。对轮廓上任一点 $V_i$ 选择其 $3 \times 3$ 邻域,用该邻域内的点逐一取代点 $V_i$ ,在 $V_i$ 当前位置及其8邻域内进行计算新的轮廓线的能量函数 $E_{total}$ ,选择 $E_{total}$ 最小的点取代 $V_i$ ,作为下一次迭代的轮廓点新位置。在计算 $V_i$ 时, $V_{i-1}$ 已经移动到了此次迭代的新位置,但是 $V_{i+1}$ 还没有移动。依此类推,对图像轮廓的每一点,选择其邻域做相同的处理,就得到下一次迭代的轮廓。对新的轮廓再进行新的迭代,直至迭代过程收敛为止。

## 3 主动轮廓模型改进

### 3.1 一阶连续性能量 $E_{cont}$ 的改进

Kass提出的能量最小化主动轮廓模型,被证明是提取图像中凸形物体轮廓的有效方法。本文修改了一阶项连续性约束 $E_{cont}$ ,给出了新的主动轮廓模型,该模型不依赖于主动轮廓的初始化位置,能够提取图像中各种畸形物体及凹形物体的轮廓。新模型的能量函数具有稳定性,不会出现振荡现象。

改进后的内部能量中的一阶项的能量如式(5)所示:

$$\int_0^1 \alpha(s) |v(s) - c| ds + \int_0^1 \alpha(s) |v'(s)|^2 ds \quad (5)$$

因为 $ds = |v(s) - c| d\theta$ ,所以增加的能量项为:

$$\int_0^1 \alpha(s) |v(s) - c| ds = \int_0^1 \alpha(s) |v(s) - c|^2 d\theta \quad (6)$$

因此,一阶项增加的能量正好是主动轮廓模型封闭区域的面积。从增加的能量项可以看出,当求能量函数的最小值时,主动轮廓所称区域的面积在减少,即轮廓曲线能够达到一些深度凹陷的区域。通过改变 $E_{cont}$ 能量的形式,使能够接近物体凹部,同时很好地保持各点之间的连续性,改变了原始模型的非凸性性质。

### 3.2 增加外部约束能量 $E_{sanc}$

原始的主动轮廓模型的一个主要缺点就是Snake对初始位置的依赖性很大,当初始轮廓离目标较远时,往往收敛到局部最小值,而不是真实轮廓。本文采用了一个外加的约束能量 $E_{sanc} = \sigma(i) E_r(v_i)$ , $E_r(v_i)$ 为距离能量, $\sigma(i)$ 是系数,在控制点距离目标边缘较远时驱动控制点快速地向真实轮廓靠近,从而使Snake不依赖于初始位置的选取。

欢迎网上投稿 www.pcachina.com

45

设计了外加的约束能量:以所有控制点的重心为轮廓中心 $(\bar{X}, \bar{Y})$ ,计算控制点及其邻域点到中心的距离 $r$ ,约束能量 $E_{\text{snrc}}$ 的大小与 $1/r(=E_r)$ 成正比,即控制点在目标外时推动其向目标内移动,使 $E_{\text{snrc}}$ 在控制点远离目标边缘时起作用,而接近边缘时不加考虑。本文通过取邻域内像素灰度平均值再根据门限阈值判断其系数 $\sigma$ ,从而决定了 $E_{\text{snrc}}$ 的大小和在能量计算中的影响。

由于磁共振图像中肿瘤目标区与背景区一般有明显的灰度差别,目标区与背景区在边缘处有一定的灰度过渡,这里采用单阈值法判断的 $E_{\text{snrc}}$ 大小,即系数 $\sigma$ 的取值如下:

设图像中目标区比背景区暗(目标区平均灰度低于背景区),某控制点邻域灰度平均值为 $avg1$ ,则依据下式判断控制点是否远离目标以及在目标边缘区,在提取肿瘤时,将阈值定为40,当 $avg1 > 40$ 时,控制点在背景区并远离目标边缘,此时,取 $\sigma = -2$ ;当 $avg1 \leq 40$ 时,控制点接近目标边缘区,取 $\sigma = 0$ 。

根据提取肿瘤目标的灰度特性,结合控制点灰度统计信息,判断归属于背景区还是边缘区以相应地确定外部约束能量 $E_{\text{snrc}}$ 的系数 $\sigma$ 的大小,从而改变外部约束能量的大小,快速地接近目标轮廓。

### 3.3 改进后的 Snake 算法与传统 Snake 算法的比较

下面比较传统的 Snake 模型与改进后的 Snake 模型在 U 型图上的分割效果,图 1 是一副像素为 $64 \times 64$ 的 U 型图,图 2 为传统的 Snake 分割结果,图 3 为改进后的 Snake 分割结果。从图 1:  $64 \times 64$  的 U 型图图 2 可以看出,传统的 Snake 模型在凹形区域无法到达目标边界,而图 3 显示本文的方法可以有效地分割目标边界,且该方法不依赖初始位置。

## 4 实验分析

### 4.1 初始轮廓选取

脑部肿瘤的初始化可以由用户手工描绘完成,方法是在图像中感兴趣对象的轮廓线附近手工选择出一些特征点,把它们连成一个近似的轮廓线,把这个手工得到的轮廓作为初始模型,将特征点作为主动轮廓模



图 3 改进后的 Snake 分割结果

型的初始控制点,完成初始化过程。这个初始化轮廓是根据提取对象的形状特征认为设定的,对于不同形状的分割对象,应当使用不同的初始化轮廓模型。

### 4.2 实验结果

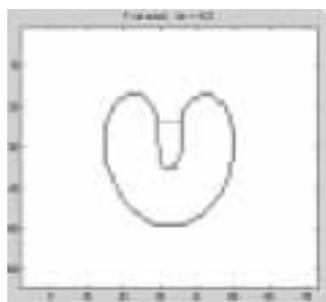
根据初始轮廓模型,应用改进主动轮廓模型提取脑部肿瘤边缘。图 4 为一组勾画了脑部肿瘤初始轮廓的 MR 图像,图 5 为在图 4 的初始轮廓下,基于改进主动轮廓模型提取的肿瘤边缘。从图 5 可以看出,基于改进主动轮廓模型提取脑部肿瘤边缘不仅能够接近真实边缘的凹陷处,而且快速收敛到物体的真实边缘。实验结果证明,主动轮廓模型中改进的一阶连续性能量是有效的,使初始轮廓能够接近物体凹部,同时很好地保持了个点之间的连续性,改变了原始主动轮廓模型的非凸性性质。由于增加了自适应改变大小的外部约束力来增大外能的吸引范围,因此主动轮廓模型不依赖初始位置的选取。

传统的主动轮廓模型虽然应用广泛,但是它却有两个缺点:(1)由于图像能定义为基于图像梯度的势能,图像力的吸引范围局限在图像边缘附近,在初始模型与真实模型的对象边缘相差较大时,模型可能收敛到局部极小值而不能趋向真实的边缘;(2)不具有非凸性,不能接近边缘的凹陷处。本文提出的改进主动轮廓模型在提取 MRI 图像边缘时,不仅能够接近真实边缘的凹陷处,还能够快速收敛到物体的真实边缘。实验结果不仅证明了主动轮廓模型中改进的一阶连续性能量是有效的,而且

证明了增加自适应改变大小的外部约束力能够增大外能的吸引范围,使主动轮廓模型不依赖初始位置的选取。

### 参考文献

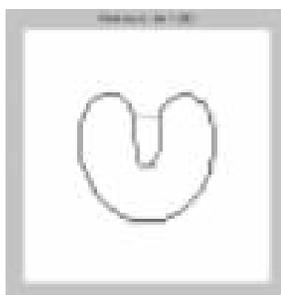
- [1] 蒋欣.水平集方法及其在图形分割上的应用[J].上海生物医学工程,2004,25(3):29-32.
- [2] KASS M, WITKIN A, TERZO-POUIOUS D. Snakes:active contour models[C]. Proceedings of



(a) 传统 Snake 模型分割结果



(b) 气球力分割结果



(c) 距离模型分割结果

图 2 传统的 Snake 分割结果

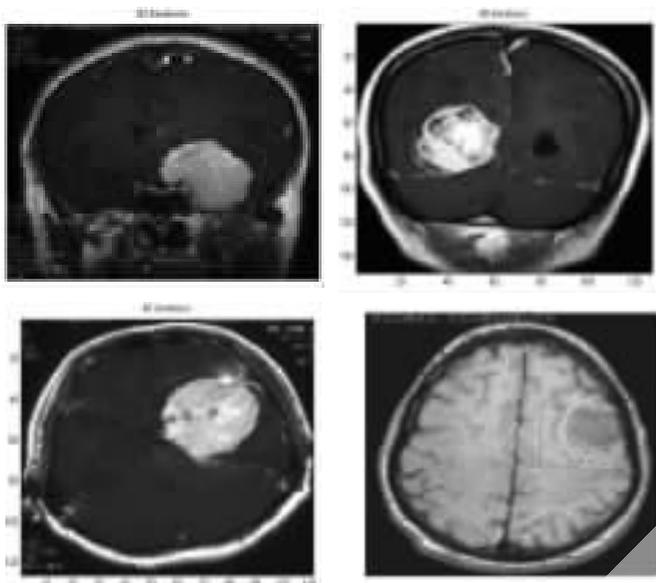


图 4 脑部肿瘤初始轮廓

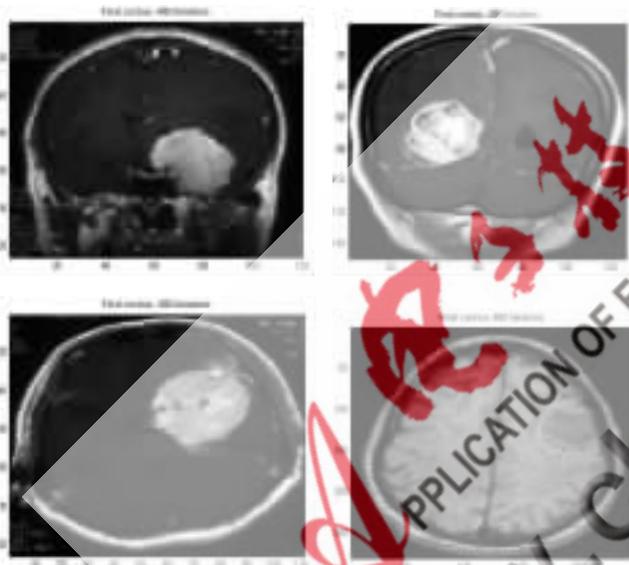


图 5 提取的肿瘤边缘

the 1st International Conference on Computer Vision, IEEE Computer Society Press, 1987, 259-268.

[3] JANG S W, ESSAM A, KWAW E L, et al. Shaking snakes using color edge for contour extraction[C]. IEEE ICIP, 2002:817-820.

[4] 罗红根, 朱利民, 丁汉. 基于主动轮廓模型和水平集方法的图像分割技术[J]. 中国图象图形学报, 2006, 11(3): 302-309.

[5] 李虹. 基于二进小波变换和快速主动轮廓模型的医学图像边缘提取[J]. 生物医学工程学杂志, 2008, 25(6): 1276-1281.

[6] 李培华, 张田文. 主动轮廓线模型(蛇模型)综述[J]. 软件学报, 2000, 11(6): 751-757.

[7] JIA Chun Guang, TAN Ou, DUAN Hui Long. Medical image registration based on deformable contour[J]. Journal of Computer Aided Design and Computer Graphics, 1999, 11(2): 115-119.

[8] XU Chen Yang, PRINCE J L. Snakes, shapes and gradient vector flow[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 1998, 7(3): 359-369.

[9] 鲁爱东, 唐龙, 徐玉华, 等. 应用 B 样条活动曲线模型实现超声图像分割[J]. 软件学报, 2001, 12(12): 1760-1768.

[10] 简江涛, 冯焕清, 熊进. 点分布模型约束的主动轮廓及其在脑 MR 图像分割中的应用[J]. 中国生物医学. 工程学报, 2006, 25(5): 513-522.

[11] 刘剑函. 一种具有形状约束的快速 Snake 类算法[J]. 中国图象图形学报, 1999, 4(8): 644-64.

(收稿日期: 2010-06-10)

作者简介:

唐闻, 男, 1981 年生, 硕士, 讲师, 主要研究方向: 计算机软件设计与数字图像处理。

彭剑, 男, 1974 年生, 讲师, 主要研究方向: 计算机软件应用。

周爱民, 男, 1977 年生, 讲师, 主要研究方向: 医学信息学。