

# 基于水平集的前列腺磁共振图像分割方法研究\*

张永德<sup>1</sup>, 彭景春<sup>1,2</sup>, 刘罡<sup>1</sup>, 姜金刚<sup>1</sup>, 赵燕江<sup>1</sup>

(1. 哈尔滨理工大学 智能机械研究所 哈尔滨 150080; 2. 哈尔滨华德学院 哈尔滨 150025)

**摘要:**基于前列腺磁共振图像(MRI)特征信息及其病变好发特定区域等先验知识,针对前列腺内外轮廓全分割问题,提出基于边缘距离调整水平集演化(DRLSE)的前列腺MRI两步分割方法。在构建统一水平集能量函数的基础上,第1步基于前列腺MR的 $T_1$ (纵向弛豫时间)图像实现其外轮廓分割,第2步在外轮廓约束限定条件下,基于前列腺MR的 $T_2$ (横向弛豫时间)图像实现前列腺的内部轮廓分割,进而完成前列腺内外轮廓的全面有效分割。设计了前列腺分割的人机交互界面,对10个前列腺病例MR图像(含正常、增生和癌变共30幅)进行了分割实验研究,并采用Dice相似性系数(DSC)对分割结果进行评价分析,DSC值达到90%以上。实验结果表明,所提出的基于边缘DRLSE的前列腺MRI两步分割方法能够有效地实现前列腺内外轮廓的全面分割,非常接近于临床专家手动分割的理想结果,对前列腺疾病的临床诊断和治疗有较好的参考价值。

**关键词:** 图像分割;前列腺磁共振图像分割;边缘距离调整水平集演化;活动轮廓模型;水平集

中图分类号: TP391.41 TH7 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 520.6040

## Research on the segmentation method of prostate magnetic resonance image based on level set

Zhang Yongde<sup>1</sup>, Peng Jingchun<sup>1,2</sup>, Liu Gang<sup>1</sup>, Jiang Jingang<sup>1</sup>, Zhao Yanjiang<sup>1</sup>

(1. Intelligent Machine Institute, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China;

2. Harbin Huade University, Harbin 150025, China)

**Abstract:** Based on some priori knowledge such as the feature information of prostate magnetic resonance images (MRIs) and its special zone different diseases often occur, aiming at the segmentation of prostate outer and inner contours, a two-step prostate MRI segmentation method based on edge distance regularized level set evolution (DRLSE) is proposed. On the basis of constructing a unified level set energy function, the first step is to realize the outer prostate contour segmentation based on the  $T_1$  (longitudinal relaxation time) image of MR. The second step is to realize the inner prostate contour segmentation based on the  $T_2$  (transverse relaxation time) image of MR under the condition of outer contour constraint; and then the effective whole segmentation of the prostate outer and inner contours is achieved. The human-machine interactive interface of the prostate segmentation was designed, and the image segmentation experiment study on ten prostate cases (including 30 images of normal, hyperplasia and cancerous prostates) was conducted. The Dice similarity coefficient (DSC) is used to evaluate and analyze the segmentation results, and the DSC value reaches to above 90%. The experiment results show that the proposed two-step prostate MRI segmentation method based on edge DRLSE can effectively realize the whole segmentation of prostate outer and inner contours, and the results are very close to the ideal ones obtained by clinic experts manually, which has good reference value for the clinical diagnosis and treatment of prostate diseases.

**Keywords:** image segmentation; prostate magnetic resonance image (MRI) segmentation; edge distance regularized level set evolution (DRLSE); active contour model; level set

## 1 引言

随着人口增长和生活习惯的改变,前列腺癌的发病率和死亡率近年来呈明显上升趋势。根据美国癌症学会(American Cancer Society, ACS) 2012年最新统计,欧美国国家前列腺癌发病率在所有男性恶性肿瘤中排第1位,所导致的死亡率排第2位,仅次于肺癌。中国癌症中心赫捷院士陈万青教授在2015年公布了中国最新的前列腺癌发病率和死亡率数据<sup>[1]</sup>。数据显示,中国前列腺癌的发病率和死亡率也在呈迅速增加的趋势。临床经验表明,前列腺癌若能尽早被发现,得到及时治疗,有很高的存活率,因此,对于前列腺癌诊断和治疗的相关研究具有重要意义。医学影像作为前列腺癌诊断和治疗的重要手段之一,发挥着越来越重要的作用。磁共振图像(Magnetic Resonance Image, MRI)因其具有对软组织分辨率高,可多参数成像,能对任意断层进行扫描的特点,被认为是目前前列腺癌诊断和辅助治疗的最佳医学影像。

图像分割是基于图像早期诊断和治疗的基础,是首要解决的关键问题<sup>[2-4]</sup>。目前,前列腺MRI的分割研究大多集中在前列腺外轮廓分割,其分割方法主要有图论<sup>[5]</sup>、形变模型<sup>[6]</sup>、特定理论<sup>[7]</sup>以及混合的图像分割方法<sup>[8-10]</sup>等4大类。对基于MRI的前列腺内外轮廓全分割研究近年来才开始展开。2011年,法国的Makni N等人<sup>[11]</sup>采用C-均值的方法最早实现了基于MRI的前列腺内外轮廓全分割;2012年,荷兰的Litjens G等人<sup>[12]</sup>通过模式识别的方法利用解剖、灰度值和纹理特征对前列腺内部体素进行分类,实现了内外轮廓全分割。这两种方法都是先通过手动的方式实现外轮廓分割,并将其作为内部分割的初始化,使前列腺的全分割费时费力。2013年,美国的Toth R等人<sup>[13]</sup>利用多重耦合水平集活动轮廓模型的方法进行了内外轮廓全分割,该方法的分割效果更多依赖于所分割图像的质量,而且分割一张图像需要训练大量图集,消耗时间较长;2014年,加拿大的Qiu W等人<sup>[14]</sup>利用优化连续最大流模型的方法进行了前列腺的内外全分割,改善了分割效果并提高了分割效率。由于前列腺内部区域MRI存在噪声,灰度显示不均匀,区域边界模糊不清,使基于MRI的前列腺内外轮廓全分割研究一直是个挑战。

通过对前列腺的解剖结构及其MRI显示研究分析,提出一种基于边缘距离调整水平集演化(Distance Regularized Level Set Evolution, DRLSE)的前列腺MRI两步分割方法来实现前列腺内外轮廓的全分割。在构建统一水平集能量函数的基础上,首先基于MR的T1图像,将前列腺从其周围组织中分割出来,即实现前列腺的外轮廓分割;其次基于MR的T2图像,将外轮廓作为约束条

件来实现前列腺的内部区域分割,进而实现前列腺的内外轮廓全分割;最后设计了前列腺全分割的人机交互界面,对基于边缘DRLSE的前列腺MRI两步分割法进行了实验研究,并采用Dice相似性系数(Dice Similarity Coefficient, DSC)对其分割结果进行了评价分析。

## 2 前列腺解剖结构及其MR信号显示分析

前列腺位于盆腔底部,呈前后稍扁的倒栗子形,上端宽大为前列腺底,下端尖细为前列腺尖,横径4 cm、纵径3 cm、前后径2 cm。其上方是膀胱,下方是尿道,前方是耻骨,后方是直肠。根据不同时期对前列腺不断深入的研究,前列腺内部结构经历了几次典型的划分阶段,如表1所示。1912年Lowsley O. S.根据前列腺胚胎的发育及分化,将前列腺分为前叶、中叶、后叶和两侧叶,5个叶之间没有明显的界限。1954年Franks L. M.根据前列腺不同部位对性激素的不同敏感性而易发生不同病变的研究结果,提出了内外腺分区方法,该理论简单实用,对临床实践有一定的指导意义。随着影像技术的发展,1968年McNeal J. E.将前列腺进行了进一步划分,分为位于尿道前方的纤维肌肉间质的非腺性体和位于尿道后方的腺性体两大部分。腺性体又可分为尿道周围腺、移行带、中央带及外周带4部分。

表1 前列腺内部区域划分

Table 1 The inner zone division of the prostate

Lowsley 分法 (按叶划分)	Frank 分法 (按内外腺划分)	McNeal (按带划分)	
前叶		纤维肌质带	非腺组织
中叶	内腺	中央带和移行带 (中央腺)	腺性组织
后叶和两侧叶	外腺	外周带	

前列腺MRI包括T1(纵向弛豫时间)和T2(横向弛豫时间)图像,在T1横断轴位图像上,正常的前列腺呈近似椭圆形,内部显示为均质中等信号,包膜呈不连续的低信号1~3 mm线状影,如图1(a)所示,虽然通过T1图像很难区分内部各区的解剖关系,但前列腺包膜外侧是高信号静脉丛,使前列腺与周围组织形成鲜明对比。在T2横断轴位图像上,前列腺内部结构显示清晰,其中,外周带表现为高信号,两侧对称,横断轴位呈月牙形,中间是移行带与中央带及尿道周围腺,单从信号上无法区分这三部分带区,故统称为中央腺,信号低于外周带,横断轴位呈三角形或圆形,如图1(b)所示。前纤维肌质带(中央腺前部)在T1图像及T2图像均呈低信号。

临床经验表明,前纤维肌质区基本不发生原发性病

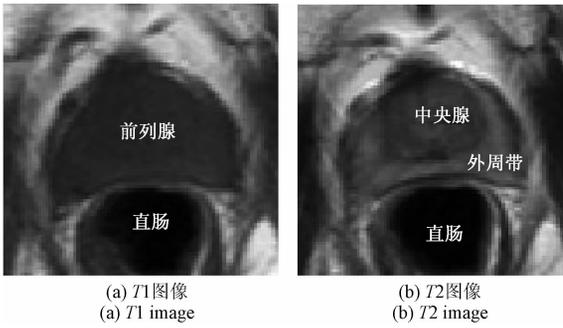


图1 前列腺解剖结构 MRI

Fig.1 MRIs of the prostate anatomical structure

变;在尿道周围腺和移行带,主要分泌粘液,是良性增生(benign prostate hyperplasia, BPH)的好发部位,中央带很少发生原发性病变,即中央腺是良性增生好发的部位;外周带不分泌粘液而产生大量的酸性磷酸酶,是前列腺癌好发部位,由此将前列腺内部划分为中央腺与外周带两个区域是具有临床指导意义的。以上分析将作为后续分割方法研究的先验知识与理论基础。

### 3 基于边缘 DRLSE 的前列腺 MRI 两步分割法

通过上述对前列腺 MR T1 和 T2 图像信号显示研究分析可知,由于 T1 图像很难区分内部解剖结构,其很难实现内部区域的分割,但内外信号对比鲜明,以包膜为界可实现外轮廓的分割。而 T2 图像内部结构显示清晰,外周带与中央腺信号形成明显对比,可实现内区域的分割。但当前列腺未从周围组织环境中分割出来之前,T2 内部清晰的多区域信号灰度值将干扰外轮廓的提取与分割。由此分析,仅仅依靠 T1 或 T2 任何一种图像都难以实现前列腺内外轮廓的全分割。因此,提出了基于 MR T1 与 T2 图像相结合的前列腺两步分割法。首先基于 T1 图像进行外轮廓分割,然后结合外轮廓分割的结果,基于 T2 图像实现中央腺和外周带两个具有临床指导意义的内部区域分割。

#### 3.1 分割方法

DRLSE 的 MRI 分割方法<sup>[15]</sup>源于水平集方法为基础的几何活动轮廓模型,基本思想是在图像区域内定义一个曲线或曲面形变模型,形变模型在使能量函数递减算法的驱使下产生形变,直至到达目标的边缘。该方法提出的水平集函数与普通水平集函数的不同点在于所建立的能量函数中融入了距离调整项,在演化过程中可以不断的进行调整,引起的周围扩散效应可以维持期望的形状与期望轮廓附近的距离,在不重新初始化的同时避免了通用水平集方法由于不断的初始化引起的数值错

误。DRLSE 在不同领域的应用主要取决于能量函数的定义形式。为了实现前列腺内外轮廓的分割,基于边缘信息来定义前列腺内外轮廓 MRI 分割的统一能量函数。

首先,在  $\Omega$  域内定义一个水平集函数  $\varphi: \Omega \rightarrow R$ , 能量函数  $\varepsilon(\phi)$  定义如下:

$$\varepsilon(\phi) = \mu R_p(\phi) + \alpha \varepsilon_{\text{drive}}(\phi) \quad (1)$$

式中:  $R_p(\phi)$  是水平集的距离调整项,  $\varepsilon_{\text{drive}}(\phi)$  是轮廓驱动能量项,驱动水平集函数曲线向前列腺轮廓边界运动。根据所分割图像的特点,轮廓驱动能量项具有不同的形式,但必须满足:当零水平集位于所期望的位置时,轮廓驱动能量项达到最小值。 $\mu > 0, \alpha < 0$ , 都为常数。

水平集的距离调整项  $R_p(\phi)$  定义如下:

$$R_p(\phi) \triangleq \int_{\Omega} p(|\nabla\phi|) dx \quad (2)$$

式中:  $p$  是能量密度函数,  $p: [0, \infty) \rightarrow R$ 。

为了避免边界效应,能量密度函数构造如下:

$$p(s) = \begin{cases} \frac{1}{(2\pi)^2} (1 - \cos(2\pi s)), & s \leq 1 \\ \frac{(s-1)^2}{2}, & s \geq 1 \end{cases} \quad (3)$$

能量密度函数  $p(s)$  具有两个极值点,分别是  $s = 0$  和  $s = 1$ 。其一阶导数和二阶导数如下:

$$p'(s) = \begin{cases} \frac{1}{(2\pi)} \sin(2\pi s), & s \leq 1 \\ (s-1), & s \geq 1 \end{cases} \quad (4)$$

$$p''(s) = \begin{cases} \cos(2\pi s), & s \leq 1 \\ 1, & s \geq 1 \end{cases} \quad (5)$$

式(2)中函数  $R_p(\phi)$  的加托导数如下所示:

$$\frac{\partial R_p}{\partial \phi} = -\text{div}(d_p(|\nabla\phi|) \nabla\phi) \quad (6)$$

其中函数  $d_p$  定义如下:

$$d_p \triangleq \frac{p'(s)}{s} \quad (7)$$

不难证明函数  $d_p$  满足:

$$|d_p(s)| < 1, s \in (0, \infty) \quad (8)$$

和

$$\lim_{s \rightarrow 0} d_p(s) = \lim_{s \rightarrow \infty} d_p(s) = 1 \quad (9)$$

因此:

$$|\mu d_p(|\nabla\phi|)| \leq \mu \quad (10)$$

轮廓驱动能量项  $\varepsilon_{\text{drive}}(\phi)$  定义如下:

$$\varepsilon_{\text{drive}}(\phi) \triangleq \int_{\Omega} gH(-\phi) dx \quad (11)$$

通过轮廓驱动能量函数  $\varepsilon_{\text{drive}}(\phi)$  计算区域  $\Omega_{\phi}^- \triangleq \{x: \phi(x) < 0\}$  的加权面积,使水平集函数曲线不断逼近目标轮廓。其中,  $g$  是边界约束函数,根据不同的区域分割具有不同的形式;  $H$  是单位阶跃函数。在具体的分割过程中,通常将单位阶跃函数  $H$  近似地用函数  $H_{\varepsilon}$  来代

替,且定义如下:

$$H_\varepsilon = \begin{cases} \frac{1}{2} \left[ 1 + \frac{x}{\varepsilon} + \frac{1}{\pi} \cos\left(\frac{\pi x}{\varepsilon}\right) \right], & |x| \leq \varepsilon \\ 0, & x > \varepsilon \\ 0, & x < -\varepsilon \end{cases} \quad (12)$$

$H_\varepsilon$  的导数  $\delta_\varepsilon$  如下所示:

$$\delta_\varepsilon = \begin{cases} \frac{1}{2\varepsilon} \left[ 1 - \sin\left(\frac{\pi x}{\varepsilon}\right) \right], & |x| \leq \varepsilon \\ 0, & |x| > \varepsilon \end{cases} \quad (13)$$

轮廓驱动能量函数  $\varepsilon_{\text{drive}}(\phi)$  的加托导数如下所示:

$$\frac{\partial \varepsilon_{\text{drive}}}{\partial \phi} = g \delta_\varepsilon(\phi) \quad (14)$$

为了求取能量函数  $\varepsilon(\phi)$  的最小值,常规方法就是求解梯度流方程的稳态解,如下所示:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = - \frac{\partial \varepsilon}{\partial \phi} \quad (15)$$

式中:  $\partial \varepsilon / \partial \phi$  是函数  $\varepsilon(\phi)$  的加托导数,这是在  $\Omega$  域内,具有空间变量  $x$  的时变函数  $\phi(x, t)$  的演化方程。临时变量  $t \geq 0$ , 演化从给定的初始函数  $\phi(x, 0) = \phi_0(x)$  开始。

将式(6)和(14)代入式(15)中,可以得到能量函数  $\varepsilon(\phi)$  的梯度流表达式如下:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \mu \text{div}(d_p(|\nabla \phi|) \nabla \phi) + \alpha g \delta_\varepsilon(\phi) \quad (16)$$

式(16)所示的偏微分方程就是基于式(1)的前列腺内外轮廓分割的水平集演化方程。这个方程本质上具有水平集函数的符号距离特性,即  $|\nabla \phi| = 1$ 。瞬态偏导数  $\partial \phi / \partial t$  可以近似采用正向有限差分方程进行求解。时变函数  $\phi(x, y, t)$  的离散形式用  $\phi_{i,j}^k$  来表示,这样水平集演化方程可以离散为如下所示的有限差分方程:

$$\phi_{i,j}^{k+1} = \phi_{i,j}^k + \Delta t L(\phi_{i,j}^k) \quad k = 0, 1, 2, \dots \quad (17)$$

利用式(17)所示的有限差分方程来实现前列腺的内外轮廓分割。

### 3.2 初始化

通过前期的研究发现,当水平集初始轮廓越接近边界,分割的结果就越接近理想轮廓。因此,提出外分割初始化-变形椭圆法和内分割初始化-多线段拟合法来分别初始化水平集函数,使其分别逼近前列腺待分割的轮廓,进而提高分割效果。

#### 1) 外分割初始化-变形椭圆法

由于在  $T1$  横断轴位图像上,正常的前列腺外轮廓呈近似椭圆形,并且每层扫描出的椭圆形状有所不同,采用变形椭圆模型来描述前列腺横断轴位的外轮廓形状,并用来初始化水平集函数。

基本椭圆参数方程如式(18)所示。

$$\begin{cases} x = a_x \cos \alpha \\ y = a_y \sin \alpha \end{cases} \quad \alpha \in [-\pi, \pi] \quad (18)$$

式中:  $a_x$  是  $x$  方向的半轴长,  $a_y$  是  $y$  方向的半轴长。

由于前列腺横断轴位各层的外轮廓形状是沿着  $y$  轴改变的,因此沿着  $y$  轴通过转换基本的椭圆方程,可以获得变形椭圆的参数方程  $\psi(x_d, y_d)$ , 如式(19)所示。

$$\begin{cases} x_d = (a_y/b_y - a_y \sin \alpha) \sin \beta + x_c \\ y_d = a_y/b_y - (a_y/b_y - a_y \sin \alpha) \cos \beta + y_c \end{cases} \quad (19)$$

$\alpha \in [-\pi, \pi]$

其中,

$$\beta = \frac{[t_y \sin \alpha + 1] a_x \cos \alpha}{a_y/b_y - a_y \sin \alpha} \quad (20)$$

在式(19)和(20)中,  $(x_c, y_c)$  是变形椭圆的中心坐标,  $t_y \in [-1, 1]$  是描述椭圆上部沿着  $y$  轴方向线性变尖的参数,  $b_y \in [-1, 0) \cup (0, 1]$  是描述椭圆下部沿着  $y$  轴方向内凹弯曲的参数。实际上,通过改变参数  $(a_x, a_y, x_c, y_c, t_y, b_y)$  的值可以构建出不同的几何形状,如图2所示。通过不断优化上述参数值,从而获得前列腺横断轴位外轮廓形状的最佳描述。

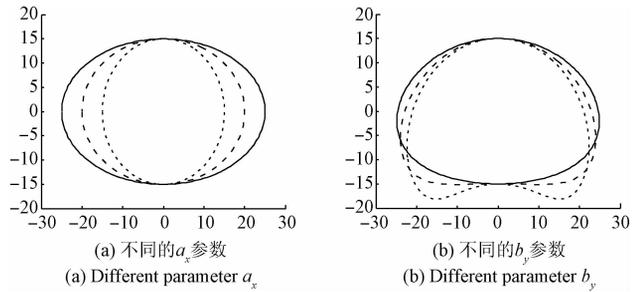


图2 不同参数下的变形椭圆

Fig. 2 Deformable ellipses with different parameters

将已确定的前列腺变形椭圆所确定的区域设为  $S_\varepsilon$ , 则初始水平集函数如下所示:

$$\phi_0(x, y) = \begin{cases} -c_0, & \phi_0(x, y) \in S_\varepsilon \\ c_0, & \text{其他} \end{cases} \quad (21)$$

式中:  $c_0$  为正常数。前列腺变形椭圆越逼近前列腺真实轮廓,对提高前列腺外轮廓分割精度越有效。

#### 2) 内分割初始化-多线段拟合法

在中央腺内依次选取  $N$  个点,使这  $N$  个点首尾相连形成一封闭区域,设为  $S_N$ , 则初始水平集函数如下所示:

$$\phi_0(x, y) = \begin{cases} -c_0, & \phi_0(x, y) \in S_N \\ c_0, & \text{其他} \end{cases} \quad (22)$$

式中:  $c_0$  为正常数。多线段拟合法可以通过在中央腺中增加初始点的个数无限逼近中央腺真实轮廓,有效地提高对中央腺分割的精度。

### 3.3 边界约束

#### 1) 外轮廓约束函数

在  $T1$  图像中,假定  $I$  为前列腺图像,定义图像  $I$  的边

界指示器如下:

$$g \triangleq \frac{1}{1 + |\nabla G_{\sigma} * I|^2} \quad (23)$$

式中:  $G_{\sigma}$  是方差为  $\sigma$  的高斯核, 卷积用来平滑前列腺图像, 减小噪声的影响。函数  $g$  通常在前列腺边缘比在其他位置具有相对较小的值, 由此将式(23)作为前列腺外轮廓分割的边界约束函数。

## 2) 内轮廓约束函数

在基于边缘的图像分割中, 通常采用梯度作为边界的指示器, 也就是说, 某点的梯度变化越大, 该点就越有可能是边界点。通过分析, 在前列腺中央腺和外周带的交界处, 其边界特征不仅受边界元素  $x$  方向和  $y$  方向梯度的影响, 而且该元素的  $+45^{\circ}$  和  $-45^{\circ}$  方向的梯度对边界特征也有重要的影响。因此, 采用全向边界梯度作为边界指示器来描述前列腺中央腺图像的边界特征。

假定  $I$  为前列腺图像,  $I_{i,j}$  为  $I$  的某一元素, 设定为中心元素。其相邻的 8 元素分别为  $I_{i-1,j-1}$ 、 $I_{i-1,j}$ 、 $I_{i-1,j+1}$ 、 $I_{i,j-1}$ 、 $I_{i,j+1}$ 、 $I_{i+1,j-1}$ 、 $I_{i+1,j}$ 、 $I_{i+1,j+1}$ 。为求取这 8 元素与中心元素的差值, 定义如下对应的 8 个卷积模板。

$$\mathbf{Temp\_lu} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad (24)$$

$$\mathbf{Temp\_u} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (25)$$

$$\mathbf{Temp\_ru} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (26)$$

$$\mathbf{Temp\_l} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (27)$$

$$\mathbf{Temp\_r} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (28)$$

$$\mathbf{Temp\_ld} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (29)$$

$$\mathbf{Temp\_d} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (30)$$

$$\mathbf{Temp\_rd} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (31)$$

中心元素与相邻 8 元素的差值计算如下:

$$\mathbf{Dif\_lu} = \text{conv2}(I, \mathbf{Temp\_lu}, 'same') \quad (32)$$

$$\mathbf{Dif\_u} = \text{conv2}(I, \mathbf{Temp\_u}, 'same') \quad (33)$$

$$\mathbf{Dif\_ru} = \text{conv2}(I, \mathbf{Temp\_ru}, 'same') \quad (34)$$

$$\mathbf{Dif\_l} = \text{conv2}(I, \mathbf{Temp\_l}, 'same') \quad (35)$$

$$\mathbf{Dif\_r} = \text{conv2}(I, \mathbf{Temp\_r}, 'same') \quad (36)$$

$$\mathbf{Dif\_ld} = \text{conv2}(I, \mathbf{Temp\_ld}, 'same') \quad (37)$$

$$\mathbf{Dif\_d} = \text{conv2}(I, \mathbf{Temp\_d}, 'same') \quad (38)$$

$$\mathbf{Dif\_rd} = \text{conv2}(I, \mathbf{Temp\_rd}, 'same') \quad (39)$$

$\text{conv2}$  是卷积运算符。图像  $I$  的全向边界梯度函数定义如下:

$$\mathbf{Grad\_I} = [\mathbf{Grad\_I}_x \quad \mathbf{Grad\_I}_y \quad \mathbf{Grad\_I}_{xy-} \quad \mathbf{Grad\_I}_{xy+}] \quad (40)$$

其中, 各项分别定义如下:

$$\mathbf{Grad\_I}_x = \frac{\text{abs}(\mathbf{Dif\_l}) + \text{abs}(\mathbf{Dif\_r})}{2} \quad (41)$$

$$\mathbf{Grad\_I}_y = \frac{\text{abs}(\mathbf{Dif\_u}) + \text{abs}(\mathbf{Dif\_d})}{2} \quad (42)$$

$$\mathbf{Grad\_I}_{xy-} = \frac{\text{abs}(\mathbf{Dif\_lu}) + \text{abs}(\mathbf{Dif\_rd})}{2} \quad (43)$$

$$\mathbf{Grad\_I}_{xy+} = \frac{\text{abs}(\mathbf{Dif\_ru}) + \text{abs}(\mathbf{Dif\_ld})}{2} \quad (44)$$

图像  $I$  的全向边界梯度模定义如下:

$$|\mathbf{Grad\_I}| = \text{sqrt}(\mathbf{Grad\_I}_x^2 + \mathbf{Grad\_I}_y^2 + \mathbf{Grad\_I}_{xy-}^2 + \mathbf{Grad\_I}_{xy+}^2) \quad (45)$$

式(16)中的边界约束函数如下所示:

$$g = \frac{1}{1 + |\mathbf{Grad\_I}|^2} \quad (46)$$

式(46)称为前列腺内轮廓分割的边界约束函数。

## 3.4 分割流程

前列腺的分割主要解决两个问题: 1) 将前列腺与周围组织分开的外轮廓分割; 2) 在外轮廓实现提取和分割的基础上, 进行内区域中央腺和外周带的分割。所提出的基于边缘 DRLSE 的前列腺 MR 图像两步分割法的具体实现过程如图 3 所示。第 1 步, 外轮廓分割。首先, 读取原始的 MR T1 图像, 选择外分割初始化方法-变形椭圆法, 通过调整式(19)和式(20)相应的参数, 使得可变形椭圆最大限度逼近前列腺的外轮廓形状, 有助于提高分割的精度。然后, 确定外轮廓边界约束函数, 并给定参数值, 对式(17)进行迭代求解, 实现前列腺的外轮廓分割。第 2 步, 内部区域分割。对应第 1 步相应步骤, 读取原始 MR T2 图像, 选择内分割初始化方法-多线段拟合法, 确定内轮廓边界约束函数, 给定参数, 进行迭代求解, 获得前列腺内部中央腺的轮廓。最后将第 1 步得到的外轮廓与第 2 步所得到的中央腺轮廓进行区域相减, 便得到前列腺外周带区域, 进而实现了前列腺的全面分割。

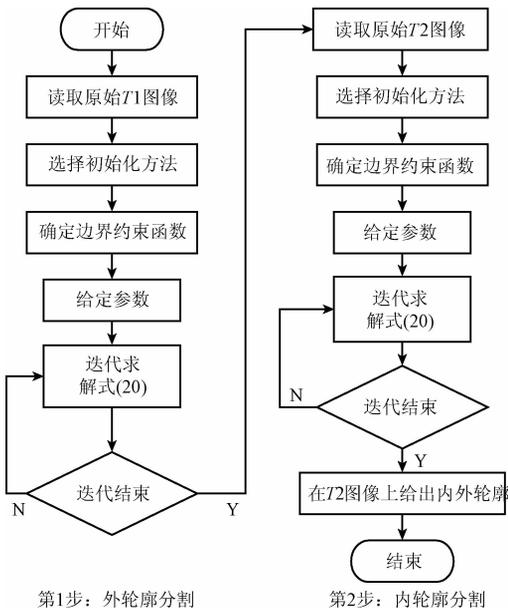


图3 前列腺MRI两步分割流程

Fig. 3 Two-step segmentation flow chart of the prostate MRI

### 4 分割实验

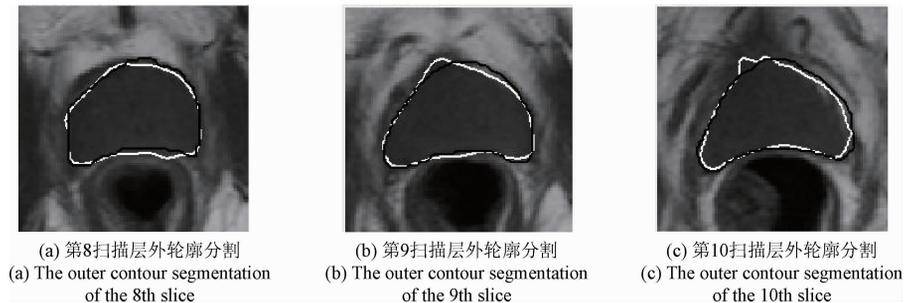
采用 MATLAB 软件编制了前列腺 MRI 分割的人机交互界面,如图 4 所示。该界面主要包括原始图像读取模块、前列腺外轮廓建模及初始化模块、前列腺外轮廓分割模块、基于边缘的内轮廓分割模块。本实验所用前列腺 MR 图像由哈尔滨肿瘤医院图像数据库提供,分别来自 10 个病例,包括正常、增生和癌变共 30 幅图像。图 5 所示为一正常前列腺病例的第 8~10 扫描层所对应的 T1 和 T2 图像,并显示了基于 T1 图像的外轮廓分割实验结果和基于 T2 图像的内部区域分割实验结果。

第 8~10 扫描层的外轮廓分割结果如图 5(a)~(c) 所示(黑色与白色实线分别代表手动和自动分割结果)。在图 5(a)中,轮廓靠近直肠边缘处出现了轻微泄漏;在图 5(b)和(c)中,轮廓在前列腺前纤维肌质区也出现了少量泄漏。这主要是 T1 图像在此两处出现弱边界,梯度变化不明显引起的。但是,从图中不难看出,与作为金标准



图4 前列腺MRI分割系统软件界面

Fig. 4 The software interface of the prostate MRI segmentation system



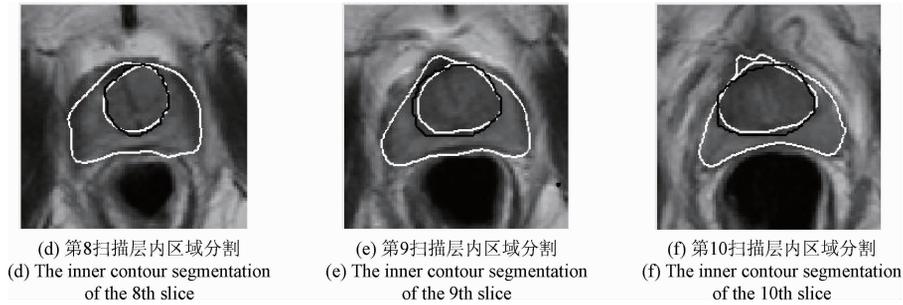


图5 基于边缘 DRLSE 的正常前列腺 MRI 两步分割(黑色与白色实线分别代表手动和自动分割结果)

Fig.5 Two-step MRI segmentation of the normal prostate based on the edge DRLSE (The black line and white line respectively denote the manual segmentation results and automatic segmentation results)

的手动分割相比,所提出分割方法得出的外分割结果非常接近理想结果。相应的内轮廓分割结果如图 5(d)~(f)所示。内轮廓分割曲线光滑过渡,与手动分割较接近,有效地将中央腺与外周带分割开来。实验结果验证了本文所提出的基于 DRLSE 的前列腺 MRI 两步分割法的有效性。

为进一步评价本文所提分割方法的精确性,采用 DSC<sup>[16]</sup>评价标准定量地进行评价分析。DSC 定义如下:

$$DSC(A_s, A_m) = 2 \frac{|A_s \cap A_m|}{|A_s| + |A_m|} \times 100\% \quad (47)$$

式中:  $A_s$  与  $A_m$  分别表示本文所提方法和临床专家手动分割的结果。当这两结果完全重合时  $DSC = 100\%$  表示最完美分割结果,否则相反。本文所给出的正常前列腺病例的第 8~10 扫描层利用本文方法分割得到的外轮廓与中央轮廓 DSC 结果如表 2 所示。从表中可以看出,第 8~10 扫描层的前列腺外轮廓分割的 DSC 值均达到 95% 左右;其对应的中央腺轮廓分割 DSC 值也超过了 91%。

表2 正常前列腺分割结果的 DSC 值

Table 2 The DSC value of the normal prostate segmentation result

项目	第 8 扫描层	第 9 扫描层	第 10 扫描层
外轮廓 DSC	0.955	0.955	0.948
中央腺轮廓 DSC	0.949	0.916	0.922

本文方法分别对 10 个病例 30 幅图像进行了内外分割,得到的 DSC 均值分别可达 93% 和 95%。表 3 给出了前列腺内外轮廓不同分割方法的 DSC 值。

从表 3 中可以看出,外分割结果明显优于内分割结果,外分割 DSC 值基本达到 85% 以上,内分割 DSC 值基本达到 80% 以上。同时不难看出,本文提出的内外分割方法的 DSC 值均高于其它方法的 DSC 值。由此可见,所

提出的方法不仅是有效的,而且具有较高的精度,能够较理想地实现前列腺 MR 图像的全面分割。

表3 前列腺内外轮廓不同分割方法的 DSC 值

Table 3 The DSC values of prostate inner and outer contours for different segmentation methods

内分割方法	内分割 DSC	外分割方法	外分割 DSC
C-均值法 <sup>[11]</sup>	0.87	标记融合 <sup>[5]</sup>	0.87
模式识别法 <sup>[12]</sup>	0.89	形状配准 <sup>[17]</sup>	0.84
活动轮廓模型 <sup>[13]</sup>	0.79	概率统计 <sup>[18]</sup>	0.86
经典最大流法 <sup>[14]</sup>	0.822	双向配准 <sup>[19]</sup>	0.92
本文方法	0.93	本文方法	0.95

## 5 结 论

提出了一种基于边缘 DRLSE 的前列腺 MRI 两步分割方法实现了内外轮廓全分割。在构建前列腺内外轮廓分割统一能量函数的基础上,首先基于前列腺 MR 的  $T1$  (纵向弛豫时间) 图像实现其外轮廓分割。为减小噪声的影响,在外轮廓约束函数中引入高斯核,通过卷积平滑前列腺图像,并提出变形椭圆法初始化水平集函数提高外轮廓分割效果。然后在外轮廓约束限定条件下,基于前列腺 MR 的  $T2$  (横向弛豫时间) 图像实现前列腺的内部轮廓分割。为使边界约束函数更好地促使分割算法收敛于边界,在内轮廓约束函数中采用全向边界梯度描述图像的梯度变化,尤其是边界处的梯度变化,并提出多线段拟合法初始化水平集函数。设计了前列腺内外轮廓全分割的人机交互界面,分别对正常、增生和癌变 10 个病例共 30 幅图像进行了分割实验研究。实验结果表明,内外轮廓分割 DSC 均值都在 90% 以上,高于其他方法对前列腺内外轮廓分割结果的 DSC 均值,验证了基于 DRLSE

的前列腺 MRI 两步分割法的有效性和精确性,对前列腺疾病的临床诊断和治疗具有重要的参考价值。

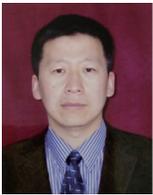
所提出的基于 DRLSE 的前列腺 MRI 两步分割方法实现了前列腺中央腺和外周带的分割,但无法满足前列腺 MR 不同扫描层出现多区域情况的分割需求,未来将基于区域 DRLSE<sup>[20]</sup>方法对前列腺内部多区域的分割展开研究。

## 参考文献

- [ 1 ] CHEN W Q. Cancer statistics in China, 2015 [J]. CA, 2016, 66(2):115-132.
- [ 2 ] LITJENS G, TOTH R, HOEKS C, et al. Evaluation of prostate segmentation algorithms for MRI: The promise12 challenge [J]. Medical Image Analysis, 2014, 18(2):359-373.
- [ 3 ] 赵泉华, 高郡, 李玉. 基于区域划分的多特征纹理图像分割 [J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(11):2519-2530.
- ZHAO Q H, GAO J, LI Y. Multi-feature texture image segmentation based on tessellation technique [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(11):2519-2530.
- [ 4 ] 黄静, 苑玮琦. 自仿射拟合的虹膜纹理分割及粗分类 [J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(4):758-767.
- HUANG J, YUAN W Q. Self-affine fitting based iris texture segmentation and coarse classification [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(4):758-767.
- [ 5 ] LANGERAK T R, VAN DER HEIDE U A, KOTTE A N T J, et al. Label fusion in atlas-based segmentation using selective and iterative method for performance level estimation (SIMPLE) [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2010, 29(12):2000-2008.
- [ 6 ] 陶强, 刘莉. 基于双区域演化水平集的图像分割方法 [J]. 电子测量技术, 2016, 39(9):91-107.
- TAO Q, LIU L. Double regional evolution based on level set for image segmentation [J]. Electronic Measurement Technology, 2016, 39(9):91-107.
- [ 7 ] 何昌保, 马秀丽, 余长明. 基于 Random Walks 算法的心脏双源 CT 左心房分割 [J]. 电子测量技术, 2016, 39(5):75-79.
- HE CH B, MA X L, YU CH M. Study of left atrium segmentation in dual source CT image with random walks algorithms [J]. Electronic Measurement Technology, 2016, 39(5):75-79.
- [ 8 ] 郑毅, 郑苹. 基于模糊熵和模拟退火算法的双阈值图像分割 [J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(4):360-367.
- ZHENG Y, ZHENG P. Dual-threshold image segmentation based on fuzzy entropy and simulated annealing algorithm [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2014, 28(4):360-367.
- [ 9 ] 詹曙, 胡德凤, 蒋建国. 结合 GLWT 和 LBP 提取纹理特征的图像分割 [J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(2):198-202.
- ZHAN SH, HU D F, JIANG J G. Combined with GLWT and LBP extract texture features for image segmentation [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2014, 28(2):198-202.
- [ 10 ] 王品, 胡先玲, 谢文宾, 等. 多尺度区域生长与去粘连模型的乳腺细胞分割 [J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(7):1653-1659.
- WANG P, HU X L, XIE W B, et al. Image segmentation of breast cells based on multi-scale region-growing and splitting model [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(7):1653-1659.
- [ 11 ] MAKNI N, IANCU A, COLOT O, et al. Zonal segmentation of prostate using multispectral magnetic resonance images [J]. Medical Physics, 2011, 38(11):6093-6105.
- [ 12 ] LITJENS G, DEBATS O, VAN DE VEN W, et al. A pattern recognition approach to zonal segmentation of the prostate on MRI [J]. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 2012, 15(2):413-420.
- [ 13 ] TOTH R, RIBAUT J, GENTILE J, et al. Simultaneous segmentation of prostatic zones using active appearance models with multiple coupled level sets [J]. Computer Vision and Image Understanding, 2013, 117(9):1051-1060.
- [ 14 ] QIU W, YUAN J, UKWATTA E, et al. Dual optimization based prostate zonal segmentation in 3D MR images [J]. Medical Image Analysis, 2014, 18(4):660-677.
- [ 15 ] LI CH M, XU CH Y, GUI CH F, et al. Distance regularized level set evolution and its application to image segmentation [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2010, 19(12):3243-3254.
- [ 16 ] YANG M, LI X L, TURKBEBY B, et al. Prostate segmentation in MR images using discriminant boundary features [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(2):479-488.
- [ 17 ] GAO Y, SANDHU R, FICHTINGER G, et al. A coupled global registration and segmentation framework with application to magnetic resonance prostate imagery [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2010, 29(10), 1781-1794.

- [18] MARTIN S, TROCCAZ J, DAANEN V. Automated segmentation of the prostate in 3D MR images using a probabilistic atlas and a spatially constrained deformable model [J]. *Medical Physics*, 2010, 37(4):1579-1590.
- [19] KHALVATI F, SALMANPOUR A, RAHNAMAYAN S, et al. Inter-slice bidirectional registration-based segmentation of the prostate gland in MR and CT image sequences [J]. *Medical Physics*, 2013, 40(12):123503-1-11.
- [20] LI CH M, HUANG R, DING ZH H, et al. A level set method for image segmentation in the presence of intensity inhomogeneities with application to MRI [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2011, 20(7):2007-2016.

### 作者简介



张永德(通讯作者),分别在1988年、1993年和1999年于哈尔滨工业大学获得学士、硕士和博士学位,现为哈尔滨理工大学教授、博士生导师,主要研究方向为医疗机器人、教育机器人和仿生机器人。

E-mail: zhangyd@hrbust.edu.cn

**Zhang Yongde** (Corresponding author) received his B. Sc., M. Sc. and Ph. D. degrees all from Harbin Institute of Technology in 1988, 1993 and 1999, respectively. Now, he is a professor and Ph. D supervisor in Harbin University of Science and Technology. His main research interest includes medical robot, education robot and biomimetic robot.



彭景春,分别在2000年和2009年于哈尔滨理工大学获得学士、硕士学位,现为哈尔滨理工大学、在读博士、哈尔滨华德学院副教授,主要研究方向为医疗机器人和医学图像处理。

E-mail: pjc8996@126.com

**Peng Jingchun** received her B. Sc. and M. Sc. degrees both from Harbin University of Science and Technology in 2000 and 2009, respectively. Now, she is a Ph. D candidate in Harbin University of Science and Technology and is an associate professor in Harbin Huade University. Her main research interest includes medical robot and medical image processing.