

## 基于病理“金标准”标记脊髓损伤慢性期MRI图像坏死区域的方法

包星星<sup>1</sup>, 赵璨<sup>2,3</sup>, 包书圣<sup>1</sup>, 饶家声<sup>1,3</sup>, 杨朝阳<sup>3,4</sup>, 李晓光<sup>1,3,4</sup>

1. 北京航空航天大学生物与医学工程学院/生物材料与神经再生北京市重点实验室, 北京 100083; 2. 中国康复科学所康复工程研究所, 北京 100068; 3. 北京航空航天大学生物医学工程高精尖创新中心, 北京 100083; 4. 首都医科大学基础医学院/神经生物学系, 北京 100069

**【摘要】**脊髓损伤慢性期胶质瘢痕及其所包绕的囊腔所构成的脊髓坏死区域在磁共振成像(MRI)中形态各异, 边界模糊。针对单纯根据图像无法准确识别脊髓坏死区域这一问题, 提出一种基于病理切片“金标准”来标记MRI图像实际坏死区域的方法。双边滤波去噪并刚体配准脊髓损伤慢性期的多模态MRI图像, 使用Snake模型进行脊髓的分离, 并利用双三次插值法对脊髓进行拉直。采用双树复小波变换融合不同模态的图像后, 基于病理切片的胶质瘢痕及囊腔区域与MRI图像的脊髓坏死区域具有空间相对位置一致性的特点, 建立从脊髓病理切片到MRI图像的空间映射关系, 最终实现MRI图像中实际坏死区域的标记。以圆度和偏心率作为形状评价指标, 对本方法标记的MRI坏死区域与病理切片“金标准”结果进行对比, 相似度分别达到了 $0.93\pm0.03$ 和 $0.97\pm0.02$ 。结果表明, 应用本方法构建的映射关系能较为准确、客观地标记MRI图像的实际坏死区域, 为后期计算机自动识别与分割MRI坏死区域奠定基础。

**【关键词】**脊髓损伤慢性期; 磁共振成像; 病理切片; 坏死区域; 标记

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2020)11-1373-07

## Study on the method of marking the necrotic area of MRI image in chronic spinal cord injury based on pathological “gold standard”

BAO Xingxing<sup>1</sup>, ZHAO Can<sup>2,3</sup>, BAO Shusheng<sup>1</sup>, RAO Jiasheng<sup>1,3</sup>, YANG Zhaoyang<sup>3,4</sup>, Li Xiaoguang<sup>1,3,4</sup>

1. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University/Beijing Key Laboratory of Biomaterials and Neural Regeneration, Beijing 100083, China; 2. Institute of Rehabilitation Engineering, China Rehabilitation Science Institute, Beijing 100068, China; 3. Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 4. Department of Neurobiology/School of Basic Medical Sciences, Capital Medical University, Beijing 100069, China

**Abstract:** In the chronic stage of spinal cord injury, the area of spinal cord necrosis constituted by glial scar and its surrounding cystic cavity, usually presents different shapes and fuzzy boundaries in magnetic resonance imaging (MRI). To solve the problem that the area of spinal necrosis can not be accurately identified based on the image alone, a method based on the “gold standard” of pathological section is proposed to help mark the actual area of spinal necrosis in MRI image. In the multi-modal MRI images of chronic spinal cord injury denoised by bilateral filter and registered by rigid body, the spinal cord is separated by the snake model and straightened by the bicubic interpolation method. After fusing images of different modes with dual tree-complex wavelet transform, the glial scar and cystic area based on pathological section have the consistent characteristics in relative spatial position with the spinal necrosis area of MRI image. The spatial mapping relationship between pathological section of spinal cord and MRI image is established, and finally the marking of actual necrosis area in MRI image is realized. With roundness and eccentricity as shape evaluation indexes, the MRI necrosis areas marked by this method are compared with the results based on “gold standard” of pathological sections, and the similarity was found to be  $0.93\pm0.03$  and  $0.97\pm0.02$  respectively. The results show that the mapping relationship constructed by this method can accurately and objectively mark the actual necrotic areas of MRI images, which lays a foundation for the automatic recognition and segmentation of MRI necrotic areas in the later stage.

**Keywords:** chronic spinal cord injury; MRI; pathological sections; necrotic area; mark

**【收稿日期】**2020-05-07

**【基金项目】**国家自然科学基金(31900980, 31970970, 31730030, 31650001, 31670988, 31320103903, 31771053); 北京市自然科学基金(7194286, KZ201810025030); 国家重点研发计划(2017YFC1104001, 2017YFC1104002); 中国博士后科学基金面上资助项目(2018M640046); 北京市科技计划(Z181100001818007); 中央高校基本科研业务费专项资金资助(YWF-20-BJ-J-811)

**【作者简介】**包星星, 硕士研究生, 研究方向: 生物医学信息及仪器, E-mail: xingxingbao\_09@163.com

**【通信作者】**饶家声, 讲师, 研究生导师, 研究方向: 生物医学信息及仪器、医学数据处理技术等, E-mail: raojschina@126.com

## 前言

脊髓损伤是一种高致残率的中枢神经性疾病,严重影响患者的正常生活,并给家庭带来沉重的经济负担<sup>[1]</sup>。在脊髓损伤急性期阶段,通过创造适宜的微环境可以实现内源性神经干细胞在脊髓损伤局部向神经元的分化,从而实现神经组织的修复<sup>[2-5]</sup>。相比于急性期的研究而言,在脊髓损伤慢性期开展修复的研究相对较少,其中最主要的原因是胶质瘢痕的存在。胶质瘢痕的形成和稳定是脊髓损伤慢性期的病理生理学特征之一,在损伤局部所形成的致密胶质瘢痕会分泌硫酸软骨素蛋白聚糖,连同其所包绕而成的囊腔共同构成物理和化学双重屏障,严重阻碍了轴突的再生与髓鞘化,从而影响神经功能的恢复<sup>[6-12]</sup>。

对脊髓损伤慢性期的相关研究而言,胶质瘢痕及其所包绕的囊腔构成的脊髓坏死区域是脊髓组织修复过程中无法绕开的部位。针对特定时间点的横断面研究可以使用免疫组化的方法,通过病理切片来评估脊髓坏死区域的位置、尺寸、边界范围等信息。然而,针对长时间的纵向连续观察研究而言,病理切片获取坏死区域信息的方法存在着明显的局限性,单个受试对象无法既提供不同时间节点的观察结果同时又给出相应的病理切片。为了解决这一矛盾,一些研究采用磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)的方法来进行脊髓损伤后坏死区域的检测研究,保障了纵向实验的顺利进行<sup>[13-16]</sup>。

在上述研究中无论采用何种成像模式,MRI的脊髓坏死区域大多依赖于资深放射科医生的定性观察或手动识别<sup>[17]</sup>。考虑到MRI的部分容积效应,坏死组织在MRI图像中通常具有边缘模糊的特点,这使得坏死区域的准确识别存在一定难度。此外,不同损伤位置、程度、范围、方式等导致损伤区域各异,由此形成的脊髓坏死区域也形态多样且不规则,更增添了手动识别的困难度<sup>[17]</sup>。因此,基于操作者手动勾勒得到的脊髓坏死区域往往不具有可重复性和可验证性,阻碍了对胶质瘢痕及囊腔区域的准确评估。

目前已知病理切片是识别脊髓损伤慢性期胶质瘢痕及其包绕的囊腔区域的“金标准”,因此,应用病理切片结果来指导MRI图像坏死区域的识别无疑是一个较好的思路。要实现上述工作,首先应当实现病理切片与MRI图像的对应。本研究基于病理切片与MRI图像的坏死区域空间相对位置具有一致性这一特点,通过一系列图像处理建立了两者之间的映

射关系,并验证了映射后获得的MRI图像实际坏死区域与“金标准”的胶质瘢痕和囊腔范围之间的吻合度,为将来计算机自动识别与分割MRI坏死区域奠定了基础。

## 1 材料与方法

### 1.1 动物模型制备

本研究制备了9只成年雌性Wistar大鼠的脊髓砸伤模型,砸伤位置为脊髓的T8节段,使用NYU脊髓打击器(New York University, New York, USA)砸伤脊髓,其中撞击棒重10 g,并从50 mm的高度自由下落完成施力。术后3个月内,实验大鼠饲养于恒温恒湿的环境中,确保充足的食物和水。术后连续5 d注射青霉素(10万单元/d/次),每天人工护理排尿直到实验动物恢复自主排尿功能。实验方案经过北京航空航天大学大学生物与医学伦理委员会批准(批准号:BM20180047)。

### 1.2 数据采集

本研究在大鼠脊髓损伤慢性期(术后3个月)采集了其脊髓矢状面的 $T_1$ 加权( $T_1$ -weighted,  $T_1W$ )和 $T_2$ 加权( $T_2$ -weighted,  $T_2W$ )两种在体MRI结构像数据,所有数据均采自首都医科大学7.0T小动物磁共振扫描仪(Bruker Biospec, Karlsruhe, Germany)。坏死区域在 $T_1W$ 图像中主要表现为低、中等信号强度,在 $T_2W$ 图像中主要表现为高信号强度。不同模态下各异的影像学表现为脊髓坏死区域的定位提供了丰富的信息。

### 1.3 病理切片制备

脊髓病理切片是确定脊髓坏死区域尺寸和范围的“金标准”,是建立脊髓病理切片到MRI图像映射关系的基础。本研究对实验动物脊髓矢状位的病理组织切片(10  $\mu$ m)进行了胶质纤维酸性蛋白(Glial Fibrillary Acidic Protein, GFAP)染色,并通过普通光学显微镜获取了GFAP染色后的病理切片图像。图1的病理切片展示了脊髓损伤慢性期神经元坏死液化形成的空洞(即囊腔),囊腔壁由致密的胶质瘢痕构成。

### 1.4 方法

图1为本研究所提出的方法示意图。为建立脊髓病理切片到MRI图像的映射关系,本研究所构建的方法包括以下几部分工作:(1)预处理:双边滤波去噪以及 $T_1W$ 和 $T_2W$ 图像的刚体配准;(2)脊髓分离及拉直:利用Snake模型实现MRI图像中脊髓的粗分割,剔除冗余信息,并利用双三次插值法对脊髓进行拉直;(3)图像融合:基于双树复小波变换(Dual Tree-

Complex Wavelet Transform, DT-CWT)对T<sub>1</sub>W和T<sub>2</sub>W图像进行融合;(4)脊髓MRI图像坏死区域的确定:基于病理切片与MRI图像的脊髓坏死区域空间相对

位置具有一致性这一特点,建立脊髓病理切片到MRI图像的映射关系,以实现MRI图像中脊髓坏死区域的标注。

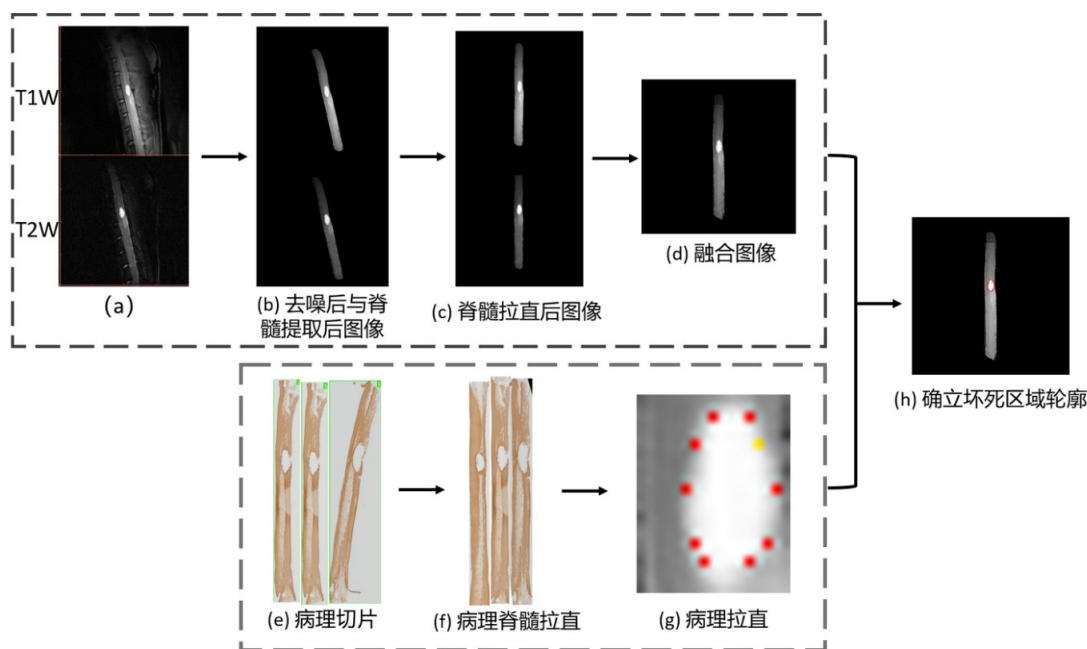


图1 脊髓坏死区域鉴别框架示意图

Fig.1 Schematic diagram of spinal cord necrosis area differentiation framework

**1.4.1 预处理** MRI图像在获取和生成的过程中会混杂一定的噪声,这无疑会给图像的后续处理增加干扰信息。双边滤波方法在进行噪声平滑的同时能较好地保留图像的边缘信息<sup>[18]</sup>,因此本研究将该方法应用于脊髓MRI多模态图像的去噪,取得了较好的去噪效果。

T<sub>1</sub>W和T<sub>2</sub>W两种序列的采集存在时间差,生理因素及机器震动等均有可能导致组织发生空间位移,从而引起图像的不匹配。本文以T<sub>1</sub>W图像为参考图像,对T<sub>2</sub>W图像进行刚性变换以改变T<sub>2</sub>W的空间位置,实现T<sub>1</sub>W和T<sub>2</sub>W图像的配准,以消除两种序列的空间位置差异。

**1.4.2 脊髓分离及拉直** 原始脊髓MRI图像不仅存在脊髓,还包括椎体、椎间盘、肌肉以及皮肤等其他组织,为去除冗余信息,本文采用了Snake模型从MRI图像中提取脊髓。Snake模型在最小化能量泛函的动力下驱使曲线不断靠近目标物体边缘以获取目标物体轮廓<sup>[19]</sup>。初始轮廓曲线是通过将T<sub>1</sub>W图像进行对数变换后手动获取的,根据曲线上点 $v$ 在图像中的空间位置可确定Snake模型的能量函数:

$$E_{\text{total}} = \int_s (E_{\text{int}}(\vec{v}(s)) + E_{\text{ext}}(\vec{v}(s))) ds \quad (1)$$

其中, $E_{\text{total}}$ 为曲线演化过程中的总能量;第一项

$E_{\text{int}}(\vec{v}(s))$ 为内部能量,保持着曲线的连续性和平滑性;第二项 $E_{\text{ext}}(\vec{v}(s))$ 则为外部能量,表示灰度值或梯度等图像特征信息对曲线的能量控制,本研究取的是 $v$ 点处图像的梯度信息:

$$E_{\text{ext}}(\vec{v}(s)) = -|\nabla I(v)|^2 \quad (2)$$

可见 $E_{\text{ext}}(\vec{v}(s))$ 与梯度大小呈负相关关系。

由于在实际制备脊髓病理切片的过程中可能会产生任意角度的弯曲,为准确获取病理切片与MRI图像的空间对应关系,本研究采用插值效果最佳的双三次插值法对病理切片和MRI图像中的脊髓均进行了拉直处理。脊髓拉直图像中某位置的强度值,对应于距离原图像同位置像素点最近的16个像素强度值的加权平均值,各权重的计算如下<sup>[20]</sup>:

$$S(x) = \begin{cases} 1 - 2|x|^2 + |x|^3, & 0 \leq |x| < 1 \\ 4 - 8|x| + 5|x|^2 - |x|^3, & 1 \leq |x| < 2 \\ 0, & |x| \geq 2 \end{cases} \quad (3)$$

其中, $x$ 表示原图像中距离给定数据点最近的16个像素点到目标图像对应点的距离, $S(x)$ 表示16个像素点对应权重。

**1.4.3 图像融合** 为尽可能全面地获取脊髓坏死区域的影像信息,本研究充分考虑了脊髓T<sub>1</sub>W和T<sub>2</sub>W图像的信息,利用DT-CWT方法将T<sub>1</sub>W和T<sub>2</sub>W图像转



换到了频率域,在频域实现两种图像的融合。DT-CWT 不仅保留了小波变换的时频分析特性,而且具备平移不变性、方向分析能力良好、数据冗余有限、计算效率较高以及重构效率好等特点,成为近年来应用于图像融合的热门方法之一<sup>[21]</sup>。图 2 为 DT-CWT 的分解示意图,通过树 A 和树 B 并行获取实部和虚部的小波变换系数,从而形成双树结构。每级分解通过低、高通滤波及间隔采样,可获取两个低频子图像  $I_{(i+1,p)}^L$  ( $p = 1, 2$ ) 以及  $\pm 15^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$  和  $\pm 75^\circ$  这 6 个方向的高频子图像  $I_{(i+1,p)}^H$  ( $p = 1, 2, \dots, 6$ )。本文首先将脊髓拉直的  $T_1W$  和  $T_2W$  图像进行 DT-CWT 五级分解,然后对同方向高频系数的融合取小波系数模的最大值,以使融合图像突出细节信息。低频系数的融合取其小波系数的均值,再经过逆变换可得到  $T_1W$  和  $T_2W$  融合图像(图 3)。

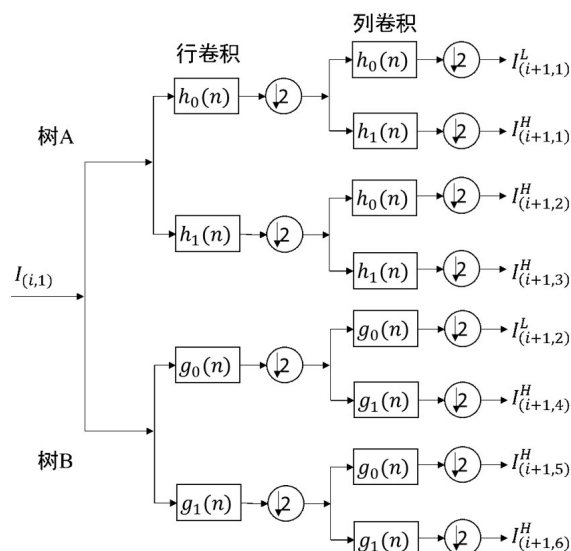


图 2 DT-CWT 变换

Fig.2 DT-CWT

注:  $h_0$ 、 $g_0$  分别为树 A 和树 B 的低通滤波器,相应地,  $h_1$ 、 $g_1$  为高通滤波器,  $\downarrow 2$  表示间隔采样。

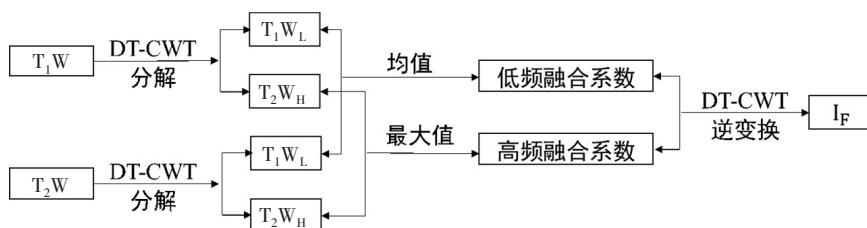


图 3 融合流程图

Fig.3 Fusion flow chart

$T_1W_L$  和  $T_2W_L$  分别代表  $T_1W$  和  $T_2W$  图像经过 DT-CWT 分解得到的低频系数,相应地,  $T_1W_H$  和  $T_2W_H$  代表高频系数;  $I_F$  为基于 DT-CWT 分解得到的  $T_1W$  和  $T_2W$  的融合图像

**1.4.4 基于病理“金标准”标定脊髓 MRI 图像坏死区域的方法** 本研究的目的旨在构建病理切片与 MRI 图像的映射关系,从而依据病理切片“金标准”来客观地标记脊髓 MRI 图像中的坏死区域。图 4 为映射关系构建的示意图,图 4a 为拉直的脊髓病理图像,包含坏死区域的脊髓段已用黑色框标记并对其进行裁剪。病理图像中坏死组织的边界清晰,可手动获取坏死区域并进行二值化,将损伤区域赋值为 1,其余赋值为 0,得到图 4b 所示二值图像。针对一张 MRI 图像(1 mm 层厚)对应多张病理切片(10  $\mu\text{m}$  层厚)的情况,本研究分别对多张病理切片进行二值化处理,随后分别与 MRI 图像建立映射关系,最后再求取总的映射关系式,以尽量减小瘢痕在 MRI 图像上被标记的误差。映射关系的建立是依据被拉直的病理切片和 MRI 图像中坏死组织边界到脊髓左侧边缘的水平距离占整个脊髓宽度的比例相等这一特点来实现的(研究中所用的距离、宽度和高度都是指相应方向

的像素个数),具体公式如下:

$$x = \frac{\sum_{i=1}^s \frac{x_i}{z_i}}{s}, y = \frac{\sum_{i=1}^s \frac{y_i}{z_i}}{s} \quad (4)$$

其中,  $s$  为对应的病理切片数。对于 MRI 图像中脊髓的裁剪,首先根据脊髓的影像学表现,可确定图 4c 脊髓宽度  $n$  以及大致的损伤中心位点,再计算二值化图像的高度、宽度比例的均值可获取应裁剪的位置和高度  $m$ :

$$m = \frac{\sum_{i=1}^s \frac{m_i}{n_i}}{s} n \quad (5)$$

位置的标记分两种情况:若在病理图像中,瘢痕区域的数量等于 1,则选取损伤区域  $y$  轴方向上 1/8、1/4、1/2、3/4 和 7/8 这 5 个位置,每个位置一对像素点,共 10 个像素点(分别对应同一  $y$  轴水平损伤边缘的两个位置);若瘢痕的区域数量大于 1,则增加 3/8、5/8、1/3 和 2/3 这 4 个位置,共 18 个像素点,最后连接这些像素点以勾勒整个瘢痕边界。

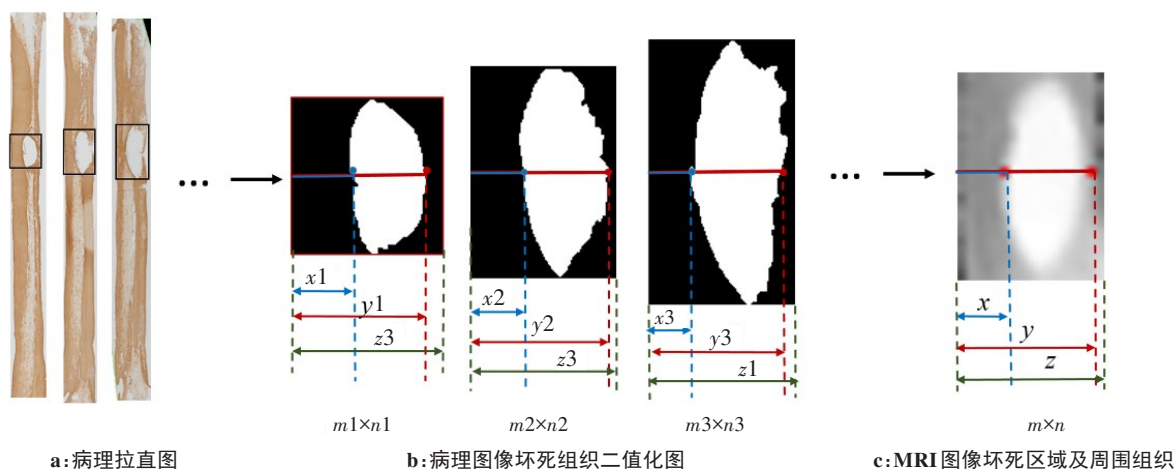


图4 病理图像与MRI图像映射关系构建示意图

Fig.4 Schematic diagram of mapping relationship between pathological image and MRI image

$x_i(i=1, 2, 3, \dots)$ 、 $y_i(i=1, 2, 3, \dots)$ 分别表示病理图像中,坏死区域左侧、右侧边缘到脊髓左侧边界的水平距离; $z_i(i=1, 2, 3, \dots)$ 表示脊髓的宽度; $x, y$ 则分别表示MRI图像中瘢痕左侧、右侧边缘到脊髓左侧边界的水平距离; $z$ 表示脊髓的宽度; $m_i \times n_i(i=1, 2, 3, \dots)$ 表示二值化图像的大小

**1.4.5 评估方法** 传统评估方法在本研究中难以适用,这主要有两个方面的原因:(1)传统评估方法不适用于图像尺寸不一的配准情况;(2)本研究使用了二值化图像和相对位置关系两个要素,因此难以提供额外的图像纹理、灰度以及空间位置等信息供传统评估方法所使用。根据本研究的具体情况,笔者建立了一种基于形状参数的评估方法,包括圆度和偏心率两个特征,计算公式如下:

$$PR(\text{或}IR) = \frac{4\pi S}{C^2} \quad (6)$$

$$PE(\text{或}IE) = \frac{c}{a} \quad (7)$$

其中,PR和PE分别表示病理图像中胶质瘢痕及囊腔区域的圆度和偏心率,IR和IE则分别为MRI图像中坏死区域的圆度和偏心率。式中 $S$ 为瘢痕面积, $C$ 为瘢痕周长, $c$ 为瘢痕区域焦点间的距离, $a$ 为长轴长度。

本研究通过比较病理切片区域和MRI图像中两个区域的圆度和偏心率特征来反映MRI图像坏死区域标记的准确性,计算公式如下:

$$RR = \frac{\min(PR, IR)}{\max(PR, IR)} \quad (8)$$

$$ER = \frac{\min(PE, IE)}{\max(PE, IE)} \quad (9)$$

其中,RR、ER分别为病理图像中胶质瘢痕及囊腔区域与MRI图像中坏死区域的圆度、偏心率的比值。在计算时,将较小的值设置为分子,较大的值设为分母,MRI图像中所标记的实际坏死区域与病理切片所给出的“金标准”越相似,则RR和ER的值越接近1。当两者完全相同时,计算结果即为1。

## 2 实验结果与分析

### 2.1 脊髓分离结果

Snake模型能量函数的外部能量大小与曲线上点的局部梯度大小呈负相关,图5a中,脊髓正常组织与瘢痕组织的信号突变使得曲线的演化方向偏离脊髓边缘(图5b),导致最后获取的脊髓不完整,这将影响后续病理图像与MRI图像映射关系的准确建立。而图5c中, $T_1W$ 图像通过对数变换后,降低了脊髓正常组织与瘢痕强度的对比度,最终可获取完整的脊髓(图5d)。

### 2.2 图像融合结果

表1对 $T_1W$ 和 $T_2W$ 图像在不同DT-CWT分解级数下融合效果进行了比较,评估的参数包括互信息(Mutual Information, MI)、熵(Entropy)以及峰值信噪比(Peak Signal to Noise Ratio, PSNR)。综合来看,在五级分解的情况下可得到最优的融合效果。由此,本研究采取DT-CWT五级分解再融合进行后续的实验。

### 2.3 MRI图像中实际坏死区域标注的结果

通过建立病理切片与MRI图像的映射,本研究实现了在MRI图像上准确标记坏死区域(图6)。

另外,本研究对病理图像中的实际胶质瘢痕及其包绕的囊腔区域与MRI图像中标记的坏死区域在形状上的相似程度进行了量化分析,结果发现,这两种区域的相似度评估结果在圆度上为 $0.93 \pm 0.03$ ,在偏心率上达到了 $0.97 \pm 0.02$ ,表明了MRI图像中所标记的区域与病理“金标准”具有较高的吻合度。

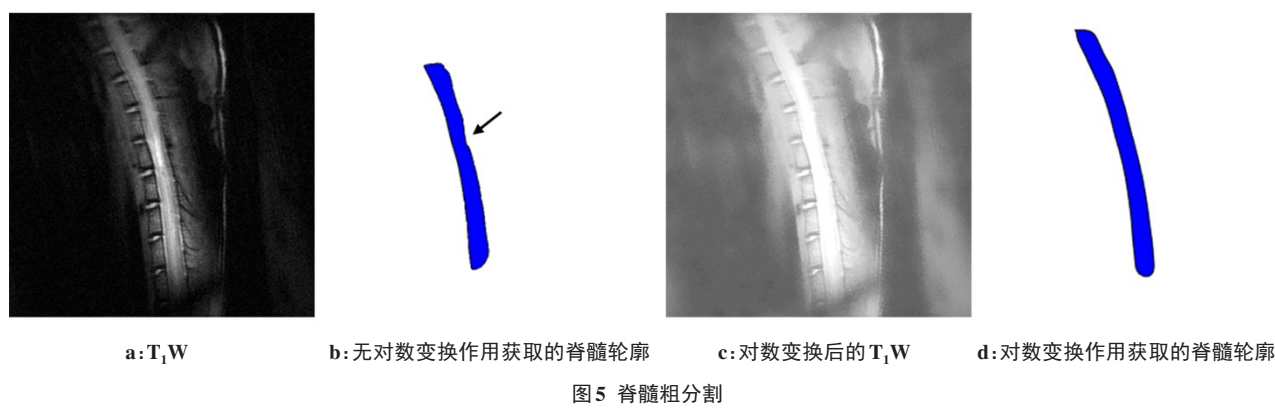


Fig.5 Coarse segmentation of spinal cord

箭头所指为直接将 Snake 模型作用于图 5a 导致脊髓轮廓不平滑之处

表 1 基于不同DT-CWT 分解级数下融合效果统计  
Tab.1 Statistics offusion effect based on different DT-CWT decomposition levels

分解级别	互信息	熵	峰值信噪比
1	0.60	0.65	31.43
2	0.57	0.71	31.32
3	0.56	0.81	31.25
4	0.57	1.02	31.52
5	0.57	1.22	32.22

慢性期 MRI 图像中实际坏死区域的方法,基于病理切片胶质瘢痕及其所包绕的囊腔区域与 MRI 图像的脊髓坏死区域具有空间相对位置一致性的特点,建立脊髓病理切片到 MRI 图像的映射关系,据此实现 MRI 图像中脊髓坏死区域的客观、准确标记。利用形状信息的评估方法显示 MRI 标记的坏死区域与病理学“金标准”的胶质瘢痕和囊腔区域之间高度相似,为今后应用图像识别技术构建计算机自动辅助分割脊髓损伤慢性期坏死区域的方法奠定基础。

后续的研究可以在两个方面继续深入开展:(1) 进一步改进映射方法,采用加权求和的策略,结合主观经验,将那些与 MRI 图像中坏死区域的大小、形状及位置等较为相似的病理切片样本数据赋予更大的权重值,以获取带有加权系数的映射关系;(2)在已建立映射关系的基础上,评价 MRI 中已标记坏死区域的三维结构形态与病理学“金标准”三维结构形态之间的差异,从而更全面地评估映射关系的准确性。

【参考文献】

[1] GU J, GUAN F, ZHU L, et al. Predictors of surgical outcome in acute spinal cord injury patients with cervical ossification of the posterior longitudinal ligament[J]. World Neurosurg, 2016, 90: 364-371.

[2] HAO P, DUAN H, HAO F, et al. Neural repair by NT3-chitosan via enhancement of endogenous neurogenesis after adult focal aspiration brain injury[J]. Biomaterials, 2017, 140: 88-102.

[3] RAO J S, ZHAO C, ZHANG A F, et al. NT3-chitosan enables de novo regeneration and functional recovery in monkeys after spinal cord injury[J]. Acad Sci U S A, 2018, 115(24): E5595-E5604.

[4] YANG Z Y, DUAN H M, MO L H, et al. The effect of the dosage of NT3/chitosan carriers on the proliferation and differentiation of neural stem cells[J]. Biomaterials, 2010, 31(18): 4846-4854.

[5] YANG Z Y, QIAO H, LI X G. Effects of the CNTF-collagen gel-controlled delivery system on rat neural stem/progenitor cells behavior [J]. Sci China-Life Sci, 2010, 53(4): 504-501.

[6] SONG W, SONG G Y, ZHAO C, et al. Testing pathological variation of white matter tract in adult rats after severe spinal cord injury with MRI[J]. Biomed Res Int, 2018. DOI: 10.1155/2018/4068156.

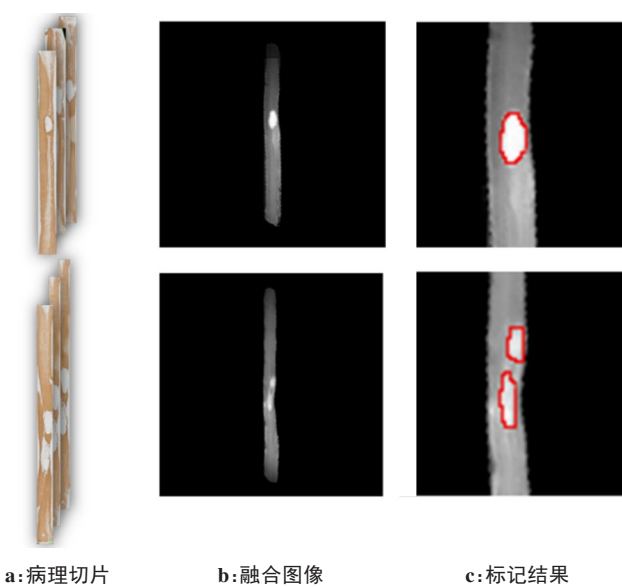


图6 MRI图像中脊髓坏死区域的标记结果

Fig.6 The results of MRI in the necrotic area of spinal cord

图 6a 为脊髓病理切片;图 6b 为相应的融合图像;图 6c 为在 MRI 融合图像中标记瘢痕组织的结果,红色部分轮廓即为坏死区域边界,轮廓内部为坏死区域

3 总结与讨论

本研究提出一种应用病理切片来确定脊髓损伤

- [7] WU D, KLAU M C, CONNORS T, et al. Combining constitutively active rheb expression and chondroitinase promotes functional axonal regeneration after cervical spinal cord injury[J]. *Mol Ther*, 2017, 25(12): 2715-2726.
- [8] SANDNER B, PUTTAGUNTA R, MOTSCH M, et al. Systemic epothilone D improves hindlimb function after spinal cord contusion injury in rats[J]. *Exp Neurol*, 2018, 306: 250-259.
- [9] FALNIKAR A, LI K, EPORE A C. Therapeutically targeting astrocytes with stem and progenitor cell transplantation following traumatic spinal cord injury[J]. *Brain Res*, 2015, 1619: 91-103.
- [10] ZAREI-KHEIRABADI M, HESARAKI M, KIANI S, et al. *In vivo* conversion of rat astrocytes into neuronal cells through neural stem cells in injured spinal cord with a single zinc-finger transcription factor[J]. *Stem Cell Res Ther*, 2019, 10(1): 380.
- [11] 袁继超. 姜黄素抑制脊髓损伤后胶质瘢痕形成的机制及其对神经再生的影响[D]. 重庆: 第三军医大学, 2016.
- YUAN J C. Potential mechanism of Curcumin in inhibiting glial scar formation after spinal cord injury and its effect on nerve regeneration [D]. Chongqing: Third Military Medical University, 2016.
- [12] HUANG L J, LI G, DING Y, et al. Lingo-1 deficiency promotes nerve regeneration through reduction of cell apoptosis, inflammation, and glial scar after spinal cord injury in mice[J]. *Exp Neurol*, 2019, 320. DOI: 10.1016/j.expneurol.2019.112965.
- [13] YOON H, MOON W J, NAHM S S, et al. Diffusion tensor imaging of scarring, necrosis, and cavitation based on histopathological findings in dogs with chronic spinal cord injury: evaluation of multiple diffusion parameters and their correlations with histopathological findings[J]. *J Neurotrauma*, 2018, 35(12): 1387-1397.
- [14] YUNG A, MATTUCCI S, BOHNET B, et al. Diffusion tensor imaging shows mechanism-specific differences in injury pattern and progression in rat models of acute spinal cord injury[J]. *Neuroimage*, 2019, 186: 43-55.
- [15] JIRJIS M B, VALDEZ C, VEDANTAM A, et al. Diffusion tensor imaging as a biomarker for assessing neuronal stem cell treatments affecting areas distal to the site of spinal cord injury[J]. *J Neurosurg-Spine*, 2017, 26(2): 243-251.
- [16] WANG F, QI H X, ZU Z L, et al. Multiparametric MRI reveals dynamic changes in molecular signatures of injured spinal cord in monkeys[J]. *Magn Reson Med*, 2015, 74(4): 1125-1137.
- [17] ZHAO C, RAO J S, PEI X J, et al. Diffusion tensor imaging of spinal cord parenchyma lesion in rat with chronic spinal cord injury[J]. *Magn Reson Imaging*, 2018, 47: 25-32.
- [18] 张业宏, 陈恩平, 么跃轩, 等. 基于双边滤波与离散余弦变换的NLM去噪算法[J]. 燕山大学学报, 2018, 42(3): 259-264.
- ZHANG Y H, CHEN E P, YAO Y X, et al. NLM denoising algorithm based on bilateral filtering and discrete cosine transform[J]. *Journal of Yanshan University*, 2018, 42(3): 259-264.
- [19] 徐阳, 徐礼胜, 罗洋, 等. 基于主动轮廓模型的磁共振图像左心室分割研究现状[J]. 中国医疗设备, 2018, 33(8): 1-6.
- XU Y, XU L S, LOU Y, et al. Research status of left ventricle segmentation based on active contour model in magnetic resonance imaging[J]. *China Medical Devices*, 2018, 33(8): 1-6.
- [20] KEYS R G. Cubic convolution interpolation for digital image processing[J]. *IEEE Trans Acoust Speech Signal Process*, 1981, 29(6): 1153-1160.
- [21] 齐海生, 荣传振, 肖力铭, 等. 基于双树复小波变换与引导滤波的红外与可见光图像融合算法[J]. 通信技术, 2019, 52(2): 330-336.
- QI H S, RONG C Z, XIAO L M, et al. Infrared-and-visible-image fusion algorithm based on dual-tree complex wavelet transform and guided filtering [J]. *Communications Technology*, 2019, 52(2): 330-336.

(编辑:陈丽霞)