

## 一种新的Kirsch边缘检测算法

李东玥<sup>1</sup>,徐龙春<sup>2</sup>,张敏凤<sup>2</sup>,张岗<sup>2</sup>,邹越<sup>2</sup>,赵文波<sup>2</sup>,车琳琳<sup>1</sup>,翟代庆<sup>1</sup>,宋莉<sup>1</sup>,张光玉<sup>1</sup>

1.泰山医学院放射学院, 山东 泰安 271016; 2.泰山医学院附属医院, 山东 泰安 271000

**【摘要】目的:**通过改进传统的Kirsch边缘检测方法,提供一种具有较好的抗噪声能力和自适应能力的边缘检测新算法。**方法:**首先利用模糊数学方法和中值滤波去除图像中的背景噪声和随机噪声。然后,基于三阶样条小波系数构造4个滤波模板并获得滤波图像和极值点图像。最后,根据最大熵算法自动获取的阈值和极值点图像得到边缘图像,连接不连续的边缘使用边缘跟踪算法。**结果:**新的Kirsch边缘检测方法同传统的方法相比,具有较强的抗噪声能力,边缘图像信噪比平均提高7.45 dB左右。**结论:**通过改进Kirsch算法,提出了一种具有较好抗噪声能力和自适应能力的边缘检测新方法。

**【关键词】**Kirsch边缘检测;边缘跟踪;最大熵;模糊数学;中值滤波

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)07-0686-04

### A novel Kirsch edge detection algorithm

LI Dongyue<sup>1</sup>, XU Longchun<sup>2</sup>, ZHANG Minfeng<sup>2</sup>, ZHANG Gang<sup>2</sup>, ZOU Yue<sup>2</sup>, ZHAO Wenbo<sup>2</sup>, CHE Linlin<sup>1</sup>, ZHAI Daiqing<sup>1</sup>, SONG Li<sup>1</sup>, ZHANG Guangyu<sup>1</sup>

1. College of Radiology, Taishan Medical University, Tai'an 271016, China; 2. Affiliated Hospital of Taishan Medical University, Tai'an 271000, China

**Abstract: Objective** To provide a novel edge detection algorithm which can effectively reduce noise and adaptively extract much edge information by improving traditional Kirsch edge detection method. **Methods** The background and random noises of images were firstly eliminated using fuzzy mathematical method and median filtering. And then 4 filtering masks were constructed based on the wavelet coefficients of cubic spline wavelet, and the filtering images and local maximum images were obtained. Finally, the edge images were obtained based on the local maximum images and the thresholds which were automatically selected using the maximum entropy algorithm. The edge images were further processed utilizing the edge tracing and noise eliminating methods. **Results** The improved Kirsch algorithm showed stronger resistance to noise than Kirsch method, with a signal-to-noise ratio increased by 8.67 dB compared with the average value. **Conclusion** By improving Kirsch algorithm, we introduce a novel edge detection method with stronger resistance to noise and better adaptive ability.

**Keywords:** Kirsch edge detection; edge tracing; maximum entropy; fuzzy mathematics; median filtering

### 前言

边缘检测是一种重要的图像处理技术,在医学图像研究领域已得到广泛应用<sup>[1-4]</sup>。目前有许多种边缘检测算法,这些算法可分为古典边缘检测算子<sup>[5-10]</sup>和现代

边缘检测算子<sup>[11-15]</sup>。在古典的边缘检测算子中,Kirsch边缘检测算法<sup>[10]</sup>在医学图像处理中取得了较好的应用效果。然而,传统的Kirsch边缘检测算子对背景噪声和随机噪声较敏感,所获得的边缘连续性还不能完全满足实际应用的需求。针对Kirsch边缘检测算子的缺点,许多改进的算法已提出<sup>[16-19]</sup>。朱晓临等<sup>[16]</sup>提出一种多阈值与边缘连接算法相结合的医学图像边缘检测方法。该方法首先用高斯滤波去除噪声影响,然后使用传统Kirsch算子计算梯度,最后通过边缘连接和自适应多阈值方法将弱边缘连接起来。实验结果证明该方法具有较好的边缘检测效果。于蕾等<sup>[17]</sup>基于视觉特性理论提出了一种生成自适应阈值的Kirsch边缘检测方法,对已

**【收稿日期】**2017-03-25

**【基金项目】**山东省自然科学基金(ZR2015HL095);山东省医药卫生科技发展计划(2016WS0608,2016WS0604);泰山医学院国家级大学生创新创业训练计划(201610439082)

**【作者简介】**李东玥,研究方向:医学图像处理,E-mail: 1053455191@qq.com

**【通信作者】**张光玉,副教授,研究方向:医学图像处理和脑功能成像,E-mail: gyuzhn@163.com

有的一种边缘细化算法提出了改进,获得了较好的效果。于微波等<sup>[18]</sup>基于Canny算法对传统的Kirsch算法进行了改进,提高了算法的抗噪声能力和弱边缘检测能力。鲁雯等<sup>[19]</sup>利用边缘连接算法<sup>[20]</sup>对Kirsch边缘检测方法进行了改进,提高了检测边缘的连续性。

尽管大量的改进Kirsch边缘检测算法已提出,这些算法仍然不能完全满足实际应用的需要。特别是目前的算法缺乏对背景噪声和随机噪声的去除,而在医学图像处理中,这两种噪声有时会给后续的图像处理算法造成较大的影响。其次,传统的Kirsch边缘检测算法手工选取阈值,降低了算法的自适应能力。因此,在本研究中,针对存在的问题,我们提出了一种新的Kirsch边缘检测算法。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料

使用泰山医学院附属医院影像科提供的NIFTI格式的磁共振医学图像作为本研究中的传统Kirsch边缘检测算法和新边缘检测算法的测试图像。

### 1.2 方法

**1.2.1 背景噪声和随机噪声去除** 首先基于模糊数学的隶属度函数计算出原始图像中每个像素点属于背景和待检测区域的隶属度,然后根据最大隶属度原则将属于背景的像素点赋值为0。用这种方式可以去除背景噪声的影响。最后,用二维方形中值滤波器滤除待检测区域中的随机噪声。

**1.2.2 滤波模板构建** 构建尺度系数为4的三阶样条小波,公式如下:

$$\psi_4(k) = \frac{1}{4} \begin{cases} \frac{(k/4+2)^2}{2}, & k \in [-8, -4) \\ -\frac{3}{2}(\frac{k}{4})^2 - 2(\frac{k}{4}), & k \in [-4, 0) \\ \frac{3}{2}(\frac{k}{4})^2 - 2(\frac{k}{4}), & k \in [0, 4) \\ -\frac{(2-(k/4))^2}{2}, & k \in [4, 8) \end{cases} \quad (1)$$

式中,  $k$  是整数,令  $k = -6, -4, -3, -1, 0, 1, 3, 4, 6$ , 基于式(1)得小波滤波系数,用归一化的滤波系数为滤波模板赋值,得到如图1所示的4个滤波模板。

0.240 8	0.388 9	0.296 3	0.074 1	0.240 8	0.388 9
0.074 1	0	-0.074 1	-0.296 3	0	0.296 3
-0.296 3	-0.388 9	-0.240 8	-0.388 9	-0.240 8	-0.074 1
-0.296 3	0.074 1	0.240 8	-0.388 9	-0.296 3	0.074 1
-0.388 9	0	0.388 9	-0.240 8	0	0.240 8
-0.240 8	-0.074 1	0.296 3	-0.074 1	0.296 3	0.388 9

图1 滤波模板

Fig.1 Filtering masks

**1.2.3 获得滤波图像和极值点图像** 分别用图1所示的4个滤波模板对经过噪声去除后的图像  $I_o$  中的像素点  $(n, k)$  滤波。滤波公式如下:

$$F_m(n, k) = \sum_{j=-1}^{+1} \sum_{i=-1}^{+1} G_o(n+j, k+i) M_m(j, i) \quad (2)$$

式中,  $F_m(n, k)$  表示用第  $m$  个滤波模板对图像  $I_o$  中像素点  $(n, k)$  滤波所得到的滤波值,  $M_m(j, i)$  表示第  $m$  个滤波模板中方块  $(j, i)$  对应的滤波系数,  $G_o(n+j, k+i)$  表示图像  $I_o$  中像素点  $(n+j, k+i)$  处的灰度值,其中,  $i = -1, 0, 1$ ;  $j = -1, 0, 1$ ;  $n = 0, 1, \dots, H-1$ ;  $k = 0, 1, \dots, W-1$ ,  $H$  和  $W$  分别表示图像  $I_o$  的高和宽。用4个滤波模板对像素点  $(n, k)$  滤波,得到4个滤波值,求出这4个值中的绝对值最大值  $F_{\max}(n, k)$ , 公式如下:

$$F_{\max}(n, k) = \max\{|F_1(n, k)|, \dots, |F_4(n, k)|\} \quad (3)$$

由  $F_{\max}(n, k)$  组成滤波图像  $I_f$ , 则  $I_f$  定义为:

$$I_f = \begin{bmatrix} F_{\max}(0, 0) & \dots & F_{\max}(0, W-1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ F_{\max}(H-1, 0) & \dots & F_{\max}(H-1, W-1) \end{bmatrix} \quad (4)$$

由滤波图像  $I_f$  可以获得宽度方面的极值点图像,方法如下:设  $I_w(n, k)$  表示宽度方向极值点图像  $I_w$  中像素点  $(n, k)$  处的值,  $I_w(n, k)$  定义如下:

$$I_w(n, k) = \begin{cases} F_{\max}(n, k), & F_{\max}(n, k) > F_{\max}(n, k-1) \\ & \text{且 } F_{\max}(n, k) > F_{\max}(n, k+1) \\ 0, & \text{others} \end{cases} \quad (5)$$

基于式(5)对滤波图像  $I_f$  中的每个像素点进行判断,可得到宽度方向极值点图像  $I_w$ 。同样也可得到高度方向极值点图像  $I_h$ , 判断公式如下:

$$I_h(n, k) = \begin{cases} F_{\max}(n, k), & F_{\max}(n, k) > F_{\max}(n-1, k) \\ & \text{且 } F_{\max}(n, k) > F_{\max}(n+1, k) \\ 0, & \text{others} \end{cases} \quad (6)$$

式中,  $I_h(n, k)$  表示高度方向极值点图像  $I_h$  中像素点  $(n, k)$  处的值。由宽度方向的极值点图像  $I_w$  和高度方向的极值点图像  $I_h$ , 根据公式  $MI(n, k) = \max\{I_w(n, k), I_h(n, k)\}$  可得到最后的极值点图像  $I_m$ :

$$I_m = \begin{bmatrix} MI(0, 0) & \dots & MI(0, W-1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ MI(H-1, 0) & \dots & MI(H-1, W-1) \end{bmatrix} \quad (7)$$

式中,  $MI(n, k)$  表示极值点图像  $I_m$  中像素点  $(n, k)$  处的值。

**1.2.4 基于最大熵的自动阈值选取** 为了提高边缘检测算法的自适应能力和检测边缘的连续性,我们设定两个阈值,一个是高阈值  $T_h$ , 另一个是低阈值  $T_l$ 。

利用基于最大熵的自动阈值选取方法来确定阈值。具体算法描述如下:(1)获得极值点图像  $I_m$  中极值点的灰度直方图,并对直方图进行归一化。从直方图的高端开始(即从最大灰度值开始)计算每一个灰度值所对应的累积概率值,当累积概率值大于或等于  $S$  时所对应的灰度值(即  $I_m$  中极值点的极值)作为高阈值  $T_h$ , 本研究中,  $S=0.2$ 。(2)获得归一化灰度直方图中各极值对应的概率。(3)设  $n$  表示某极值,令阈值  $T=n$ , 则该阈值把直方图分为两部分,分别对应背景和图像边缘,不大于阈值的对应背景,大于阈值的对应图像边缘。用  $p_0, p_1, \dots, p_n$  表示背景中各极值对应的概率,用  $p_{n+1}, p_{n+2}, \dots, p_N$  表示图像边缘中各极值对应的概率。设  $H(b)$  表示背景对应的熵,则  $H(b)$  定义为:

$$H(b) = - \sum_{i=0}^n p_i \log p_i \quad (8)$$

设  $H(e)$  表示图像边缘对应的熵,则  $H(e)$  定义为:

$$H(e) = - \sum_{i=1+N}^N p_i \log p_i \quad (9)$$

设  $H$  表示总熵,则  $H$  定义为:

$$H = H(b) + H(e) \quad (10)$$

从归一化直方图中最小极值开始,令阈值依次等于各极值,利用迭代方法基于式(8~10)依次得到各阈值对应的总熵值,找出最大熵值对应的阈值(该阈值需要满足  $H(e) \geq H(b)$ ),则该阈值就是最佳低阈值  $T_l$ 。

**1.2.5 获得边缘图像和边缘跟踪** 从图像  $I_m$  的起始像素点  $(0,0)$  开始,依次取出每一个像素点的像素值,如果像素点的像素值大于高阈值  $T_h$ ,则该点为边缘点,赋值为255,否则为非边缘点,赋值为0。用这种方法得到边缘图像  $I_e$  的轮廓,基于极值点图像  $I_m$ ,搜索轮廓中每个边缘点周围八邻域中的极值点,如果该极值点的像素值大于低阈值  $T_l$ ,则将边缘图像  $I_e$  中对应的点赋值为255,利用这种方法完成边缘连接和跟踪并利用噪声去除方法消除孤立的噪声点<sup>[19]</sup>。

## 2 结果

首先评估传统的 Kirsch 算法和新的算法所获得的边缘图像的信噪比(SNR),在本研究中,信噪比定义如下:

$$\text{SNR} = 20 \lg 10 \left( \frac{N}{M} \right) \quad (11)$$

式中,  $N$  表示边缘图像中连续的边缘点总数,连续的边缘点定义为以该边缘点为中心的  $3 \times 3$  区域中边缘点总数不少于3个。  $M$  表示边缘图像中孤立和不连

续的边缘点总数,不连续或孤立的边缘点定义为以该边缘点为中心的  $3 \times 3$  区域中边缘点总数少于3个。表1给出了两种算法所获得的4幅边缘图像的信噪比,可以看出利用新的算法所得的边缘图像信噪比明显大于传统的 Kirsch 算法所得到的边缘图像的信噪比,平均信噪比大7.45 dB(表1)。图2显示传统 Kirsch 边缘检测算法和新的算法的实验结果,图2a、b、c、d表示原始医学图像(格式为NIFTI,图中所示是开窗显示的结果),图2e、f、g、h是对应的 Kirsch 边缘检测的结果,图2i、j、k、l是对应的新算法边缘检测的结果。两种算法都是对NIFTI格式的原始图像数据进行了边缘检测。可以看出,新算法具有较强的抗噪声能力。为了能更客观地评价检测结果,两种算法的显示结果都利用相同的高阈值。我们还比较了多幅其它图像的实验结果,得到了类似的结果。除此之外,我们还评估了手工选取和自动选取阈值方法的实验结果,证明新算法具有较强的自适应能力。

表1 两种算法信噪比的比较

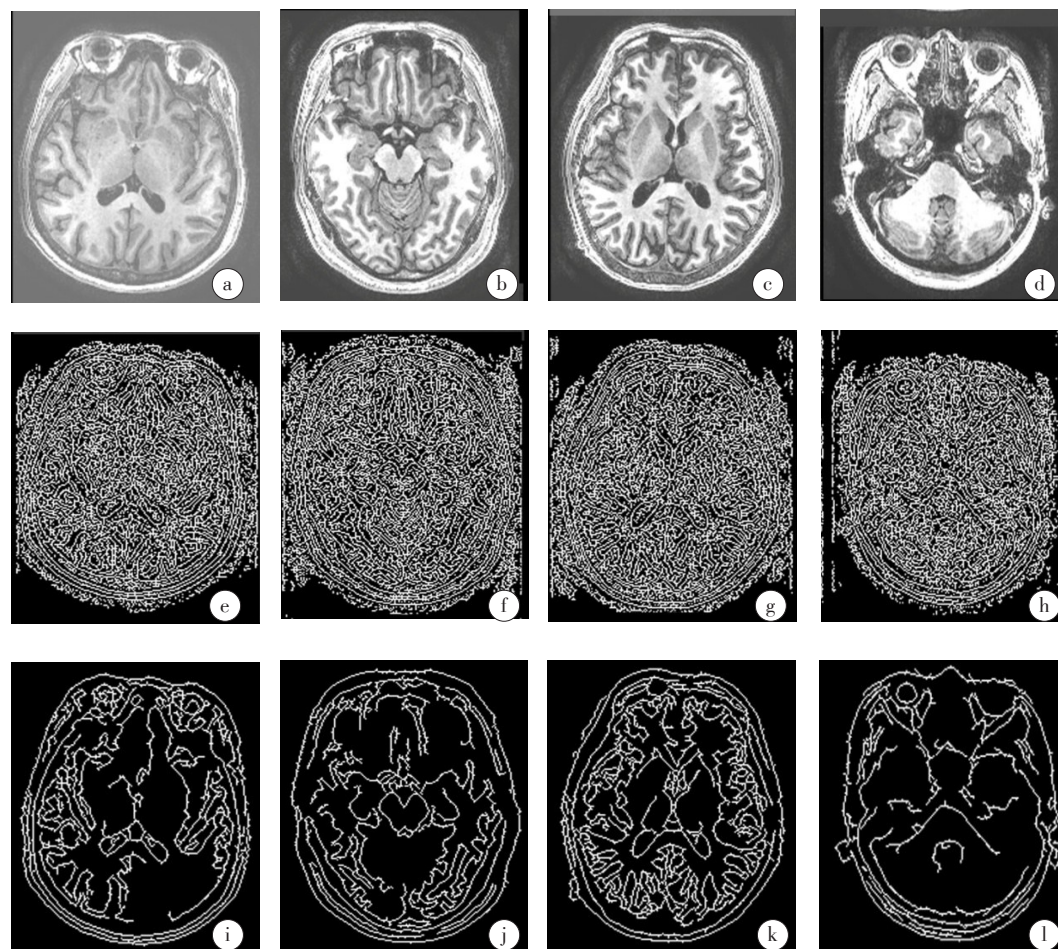
Tab.1 Signal-to-noise ratio (SNR) comparison between Kirsch algorithm and improved Kirsch algorithm

Image index	SNR of Kirsch algorithm/dB	SNR of improved Kirsch algorithm/dB
1	22.44	27.55
2	20.54	29.98
3	21.45	28.26
4	21.48	29.94
Average	21.48	28.93

## 3 讨论

医学图像边缘检测在医学图像特征提取、病变识别、分割和配准中有重要应用。许多医学图像边缘提取算法都已提出<sup>[2,4,7-8,14-16,21]</sup>。这些算法都各有优缺点,在实际医学图像处理中得到一定的应用。除此之外,Kirsch边缘检测算法<sup>[10]</sup>和许多改进算法<sup>[16-19]</sup>在医学图像处理中取得了好的效果。然而,这些算法忽略了对背景噪声和随机噪声的抑制。我们提出的新 Kirsch 边缘检测算法。基于模糊数学和中值滤波去除背景噪声和随机噪声,增强算法的抗噪声能力。采用4个模板代替传统的8个滤波模板,在不影响检测结果的情况下,能降低算法的计算量。研究表明小波边缘检测具有好的边缘定位功能<sup>[21]</sup>,我们基于三阶样条小波给4个滤波模板赋值,可以提高算





a-d denoted original medical images; e-h denoted the experimental results of Kirsch edge detection; i-l denoted the experimental results of improved Kirsch algorithm.

图2 两种边缘检测算法实验结果比较

Fig.2 Comparison of experimental results between Kirsch algorithm and improved Kirsch algorithm

法的定位精度。利用基于最大熵的自动阈值选取算法,代替传统算法中的手工选取阈值,增强算法的自适应能力。实验结果同传统的Kirsch边缘检测算法结果进行比较,证明了我们提出的新算法是有效的。

#### 4 结 论

本研究中我们针对传统Kirsch边缘检测中存在的问题,提出一种新的Kirsch边缘检测算法,实验结果证明新算法具有较强的抗噪声能力,能够有效提高边缘图像的信噪比,且具有较好的自适应能力。

#### 【参考文献】

- [1] AL-DMOUR H, AL-ANI A. Quality optimized medical image information hiding algorithm that employs edge detection and data coding[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2016, 127: 24-43.
- [2] CHOUDHRY P. High-throughput method for automated colony and cell counting by digital image analysis based on edge detection[J]. PLoS One, 2016, 11(2): e0148469.
- [3] KOPPAKA S, SHKLYAR I, RUTKOVE S B, et al. Quantitative

ultrasound assessment of Duchenne muscular dystrophy using edge detection analysis[J]. J Ultrasound Med, 2016, 35(9): 1889-1897.

- [4] ZHENG Y, ZHOU Y, ZHOU H, et al. Ultrasound image edge detection based on a novel multiplicative gradient and canny operator[J]. Ultrason Imaging, 2015, 37(3): 238-250.
- [5] ASGHARI M H, JALALI B. Edge detection in digital images using dispersive phase stretch transform[J]. Int J Biomed Imaging, 2015: 687819.
- [6] BAO P, ZHANG L, WU X. Canny edge detection enhancement by scale multiplication[J]. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell, 2005, 27(9): 1485-1490.
- [7] CANNY J. A computational approach to edge detection [J]. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell, 1986, 8(6): 679-698.
- [8] COLEMAN S A, SCOTNEY B W, SUGANTHAN S. Edge detecting for range data using Laplacian operators [J]. IEEE Trans Image Process, 2010, 19(11): 2814-2824.
- [9] DOLLAR P, ZITNICK C L. Fast edge detection using structured forests [J]. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell, 2015, 37(8): 1558-1570.
- [10] KIRSCH R A. Computer determination of the constituent structure of biological images[J]. Comput Biomed Res, 1971, 4(3): 315-328.

(下转 701 页)