

doi: 10.3788/gzxb20174607.0710002

基于双边滤波算子的医学脊椎去噪

惠宇¹, 武君胜², 鱼滨³, 杜静⁴, 李航⁵

(1 西北工业大学 计算机学院, 西安 710072)

(2 西北工业大学 软件与微电子学院, 西安 710072)

(3 西安电子科技大学 计算机学院, 西安 710072)

(4 西北工业大学 管理学院, 西安 710072)

(5 法士特集团咸阳精密机械分公司, 陕西 咸阳 712046)

摘 要: 为了有效滤除医学脊椎模型的噪声点, 同时更好地保持模型细节, 提出了一种基于双边滤波算子的医学脊椎去噪模型. 采用双边滤波在多尺度条件下进行脊椎三维模型轮廓线的提取, 设计改进自适应扩散系数, 以更好的优化控制整个扩散过程. 根据图像的离散特征, 建立相应的离散迭代方程, 使迭代过程离散化, 并设计迭代停止准则, 当去噪平滑后的图像模型与噪声相关性最小时停止迭代. 与经典的向异性扩散模型方法实验结果相比, 本方法在解决去噪方面达到了很好的滤波效果, 同时也较好地保持了医学图像的边缘细节特征, 大大优于传统滤波算法.

关键词: 三维模型; 双边滤波; 去噪; 自适应; 特征保持

中图分类号: TP391.4

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2017)07-0710002-6

Medical Spine Denoising Model Based on Bilateral Filter Operator

HUI Yu¹, WU Jun-sheng², YU Bin³, DU Jing⁴, LI Hang⁵

(1 College of Computer Science, Northwestern Polytechnical University, Xi'an, 710072, China)

(2 College of Software and Microelectronics, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

(3 College of Computer Science, Xidian University, Xi'an 710072, China)

(4 School of Management, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

(5 Fast Group Xianyang Precision Machinery Branch, Xianyang, Shanxi 712046, China)

Abstract: In order to filter out the noise points of the spine 3D model effectively, a denoising and spreading method for spine 3D model based on bilateral filter operator was proposed. The bilateral filter operator is used to extract the contours of the 3D model, design and improve the adaptive diffusion coefficient, in order to better optimize the control of the entire diffusion process. The discrete iterative equation is established and the iterative stop criterion is designed so that the iteration is stopped when the de-noising effect is optimal. Compared with classical methods such as approximate diffusion model method, the proposed method achieves good filtering effect in solving the denoising method, which is much better than the traditional filtering algorithm.

Key words: 3D model; Bilateral filter; Denoising; Adaptive; Feature preserving

OCIS Codes: 100.3008; 110.1085; 030.4280

基金项目: 国家自然科学基金(No. 61172147)资助

第一作者: 惠宇(1984-), 男, 博士研究生, 主要研究方向为医学有限元处理. Email: 289178013@qq.com

导师: 武君胜(1962-), 男, 教授, 博士, 主要研究方向为应用软件、计算方法、科学计算可视化、软件工程. Email: wujunsheng@nwpu.edu.cn

收稿日期: 2017-01-19; 录用日期: 2017-03-22

<http://www.photon.ac.cn>

0 引言

医学脊椎图像信号在其形成、处理的过程中,易收到各种噪声的干扰而降质,再加上医学图像本身所具有的模糊、不均匀等特性,屏蔽了医学脊椎图像的某些细微生物信息,这对后续的医学图像特征细节标定、提取及病情的医学判断均造成了不利影响.为了改善脊椎医学图像的视觉效果,构造好的滤波算法显得十分重要.王亚强^[1-3]等提出的基于向异性扩散 PM 模型的改进扩散超声图像去噪算法,在改进的扩散模型中使用改进的扩散系数函数并结合扩散门限 K 的自适应选取,对超声图像进行去噪;Ballerini 等通过提取模型轮廓曲线的方法,间接得到光顺模型^[4];吴一全^[5-6]等提出的改进 SUSAN 算子的混合噪声滤除方法;蔡斌^[7]等针对非局部均值去噪算法在图像块相似度计算方面存在的不足,提出了一种改进的非局部均值去噪算法;江亮亮^[8]等提出了一种用于网格去噪的自适应线性滤波算子器,模型首先进行特征检测,估计出局部的特征强度,然后根据特征强度自适应地调整双边滤波器的滤波参数;夏楠等^[9-15]提出了一种基于卡尔曼滤波与粒子滤波的线性滤波算法,但上述方法基本是基于传统的线性滤波算子,传统滤波算子在去噪的同时,会使图像本身的局部边缘结构信息丢失,而对于医学图像本身来说,细节特征正是分析问题的关键,如何解决好去噪和保持边缘特征之间的矛盾正是评价脊椎图像去噪模型好坏的一个重要标准.

为了帮助医生建立更为准确的脊椎三维去噪模型,针对医学脊椎图像细节轮廓保留不足的问题,本文提出了一种基于双边滤波算子的医学脊椎去噪模型.该模型首先采用双边滤波在多尺度条件下进行脊椎三维模型轮廓线的提取;设计改进自适应扩散系数,以更好的优化控制整个扩散过程;然后,根据图像的离散特征,建立相应的离散迭代方程,使迭代过程离散化;并设计迭代停止准则,使去噪平滑后的图像模型与噪声相关性最小时停止迭代,最终建立脊椎图像去噪模型.与经典的 PM 方法、Catte 等人提出的方法相比,本方法在解决去噪方面达到了很好的滤波效果,同时也较好地保持了医学脊椎图像模型的边缘细节特征.

1 基于多尺度双边滤波的模型去噪自适应扩散方法

本文提出的自适应扩散方法,克服了 PM 方程不能有效保留医学图像边缘细节特征的不足,使得扩散方程可以光顺比它小的目标,同时又能保持边界结构和位置信息;自适应改进扩散系数,采用由小到大的多结构元素进行处理以达到更好的滤波效果,同时又可以很好的保持重要的模型形状特征.

1.1 自适应加权多尺度双边滤波算子

双边滤波(Bilateral filter)是一种非线性的滤波算子,是结合图像的空间领域和像素大小相似度的一种中性处理方式,在处理过程中,必须同时考虑域信息度和图像灰度相似性,从而达到保持局部边缘特征去除噪声的目的.其特点具有简单、非迭代、局部等.

双边滤波的权值系数为

$$C(k, l) = \exp\left[-\frac{(I(i, j) - I(k, l))^2}{2\sigma_r^2}\right] \cdot \exp\left[-\frac{(i - k)^2 + (j - l)^2}{2\sigma_d^2}\right] \quad (1)$$

式中, (i, j) 表示像素点的坐标, (k, l) 表示邻域点的坐标, $I(\cdot)$ 是像素点对应的灰度值, σ_d 是空域滤波标准方差值, σ_r 是灰度滤波标准方差值.

双边滤波的结果为

$$\begin{cases} I(i, j) = C^{-1} \sum_{(k, l) \in \Omega_s} C(k, l) I(k, l) \\ C = \sum_{(k, l) \in \Omega_s} C(k, l) \end{cases} \quad (2)$$

式中, Ω_s 表示局部窗口,大小为 $(2N + 1) \times (2N + 1)$ (N 取整数), C 是归一化系数.

为了进一步减少滤波导致的图像结构信息丢失,提出基于图像邻界区域信息的双边滤波算子模型,利用分割邻界区域对参数 σ_r 进行自适应选取,并使用局部区域噪声点方差指导双边滤波滤波化效果,引入局部区域相似度系数用以处理局部区域边界像素点间的滤波算子,同时根据局部区域的均值差异度抑制过处理的负面影响.

1.2 改进自适应扩散系数

为了更好的保持医学图像模型边缘,去除孤立噪声点,Alvarez^[16]等也提出了一个基于非线性偏微分方程的各向异性扩散平滑模型,即

$$\begin{cases} \frac{\partial I}{\partial t}(x, y, t) = g(|\nabla(G_\sigma \cdot I)|) |\nabla I| \cdot \operatorname{div}\left(\frac{\nabla I}{|\nabla I|}\right) \\ I(x, y, 0) = I_0(x, y) \end{cases} \quad (3)$$

式中,初始灰度图像 $I_0 = I(x, y, 0)$, $I(x, y, t)$ 是利用二维高斯核式(4)

$$G_\sigma = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{|x|^2 + |y|^2}{2\sigma^2}\right) \quad (4)$$

对 I_0 卷积

$$I(x, y, t) = G_\sigma * I_0 \quad (5)$$

改进式(3)后的扩散系数表示为

$$\bar{g}(\nabla I) = \exp\left[-\left(\frac{|\nabla(MI)|}{K}\right)^2\right] \quad (6)$$

其中, MI 表示对图像 I 做自适应加权多尺度双边滤波; K 是梯度门限. K 值较大时,那么在图像边界上扩散的尺度也较大,则会使得图像边缘较为模糊,从而丢失图像的细节信息;反之,如果 K 值较小时,则对图像边界的影响较弱,图像的噪声点则不会被过滤掉. 因此,本文根据 K 和 ∇I 的相关信息,设计了一个相关性函数方程来确定参数 K 值大小,使得梯度门限 K 随着 ∇I 不断变化也相应变化,从而达到自适应过滤影像的效果.

设计

$$K = \bar{g} \cdot \operatorname{sqrt}\left(\frac{1}{n^2} \sum_{y=1}^n \sum_{x=1}^n |\nabla I(x, y)|^2\right) \quad (7)$$

在实际使用中,式(7)中 n 取 3~5 的领域进行计算,以更好地控制整个扩散过程.

1.3 建立离散迭代方程

式(1)-(7)表示 T 上连续的方程式,但由于图像本身是离散的,所以必须对整个模型的迭代过程进行离散化改进. 改进后的离散迭代方程式为式(8).

$$I_{i,j}^{k+1} = I_{i,j}^k + \Delta t \cdot (C_N \cdot D_N I_{i,j}^k + C_S \cdot D_S I_{i,j}^k + C_E \cdot D_E I_{i,j}^k + C_W \cdot D_W I_{i,j}^k) \quad (8)$$

式中

$$\begin{aligned} D_N I_{i,j}^k &= I_{i-1,j}^n - I_{i,j}^n \\ D_S I_{i,j}^k &= I_{i+1,j}^n - I_{i,j}^n \\ D_E I_{i,j}^k &= I_{i,j+1}^n - I_{i,j}^n \\ D_W I_{i,j}^k &= I_{i,j-1}^n - I_{i,j}^n \\ \alpha_{i,j}^k &= [(MI^k)_{xx}]_{ij}^2 + 2[(MI^k)_{xy}]_{ij}^2 + [(MI^k)_{yy}]_{ij}^2 \\ C_N &= \bar{g}\{|\nabla(MI^k)_{i-1,j}|^2 + \alpha_{i,j}^k\} \\ C_S &= \bar{g}\{|\nabla(MI^k)_{i+1,j}|^2 + \alpha_{i,j}^k\} \\ C_E &= \bar{g}\{|\nabla(MI^k)_{i,j+1}|^2 + \alpha_{i,j}^k\} \\ C_W &= \bar{g}\{|\nabla(MI^k)_{i,j-1}|^2 + \alpha_{i,j}^k\} \end{aligned}$$

其中, Δt 是迭代步长,下标 E, S, W, N 分别代表像素 $I(i, j)$ 的东、南、西、北四个方向, C_N, C_S, C_E, C_W 是第 n 次迭代后四个方向的扩散系数.

1.4 设计迭代停止准则

双边滤波算法的各向异性扩散方程是逐步迭代推进的,所以要设计合理的迭代终止准则. 在实践过程中,设置合理的迭代时间,实现快速准确的自适应滤波是医学影像处理的一个基本原则. 如果迭代时间 T 太小,难以获得满意的效果,如果 T 太大,则会出现过光滑反而错过了最佳滤波效果,所以,如何合理设置阈值 T ,将直接影响各向异性滤波器的自适应性.

本文采用一种简单实用的迭代停止准则,使得平滑后的脊椎医学图像与噪声的相关性最小时停止迭代,

它易于实现且有很强的通用性,不受具体算法的限制.这里采用相对信噪比(Relative Signal to Noise Ratio, RSNR)作为迭代终止准则,其定义为

$$\text{RSNR}_{k+1} = 10 \log \left| \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (I_{k+1})^2}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (I_{k+1} - I_k)^2} \right| \quad (9)$$

式中, M, N 代表是脊椎模型图像的像素大小, I_k 和 I_{k+1} 分别是图像 I 经过第 k 次和第 $k+1$ 次迭代后的双边滤波结果,当满足

$$\frac{|\text{RSNR}_{k+1} - \text{RSNR}_k|}{\text{RSNR}_k} \leq \varepsilon \quad (10)$$

时,迭代过程收敛并且停止,即得到脊椎图像的最优双边滤波结果,其中 ε 是预定义的阈值.

2 方法验证与分析

采用主频为 2.60 GHZ 的 4 GB 四核 Intel 主机,操作系统为 Windows 7,采用 Microsoft MFC library 作为 GUI,基于 VC++ 开发语言,并利用开源的 VTK 开发包作为图像显示增强库.利用以上技术,本课题组开发了专门的交互软件用以验证本改进方法.

为证明方法的有效性和准确性,论文仿真了一系列对比试验,通过与经典的 PM 方法、Catte^[14] 以及文献[5]和文献[7]等方法的实验结果对比来说明本方法的正确性.本文主要采用高斯噪声来模拟污染脊椎的 CT 图像信号,并采用目测法来评价平滑去噪模型的优劣.虽然目测法能很好地说明模型的形态问题,但本文还通过严格的图像质量评价指标,从而得到去噪模型的客观评价依据.本文采用信噪比(Signal Noise Ratio, SNR)、峰值信噪比(Peak Signal to Noise Ratio, PSNR)、边缘保持指数(Edge Preservation Index, EPI)等图像质量评价指标佐证本方法的有效性.

通过对含高斯噪声的 L5 椎骨、椎柱的 CT 图像进行对比,比较本文方法和经典的 PM 方法、Catte 方法的效果,见图 1. 可以看到,图 1(b)对一些梯度较大的噪声点的作用较小,图 1(c)虽然基本消除了较大噪声点,但脊椎医学图像的局部边缘细节特征较为模糊,图 1(d)虽然较好地去除了噪声点,但是没有很好的保持局部特征;图 1(e)和(f)都较好地去除了噪声点,并较好地保持了边缘局部细节特征,但本方法在各项质量评价指标中都优于(e);同样,图 2(b)表示该方法对噪声作用不大,没有很好的消除掉较大噪声点,图 2(c)的图像边缘部分已经较为模糊,细节部分损坏较为严重,而图 2(d)则缺失了椎骨部分的局部特征;图 2(e)经过过滤后的图像显得过小;而图 2(f)表示本文方法可以更好地达到去除噪声和增强边缘的双重效果,图像的细

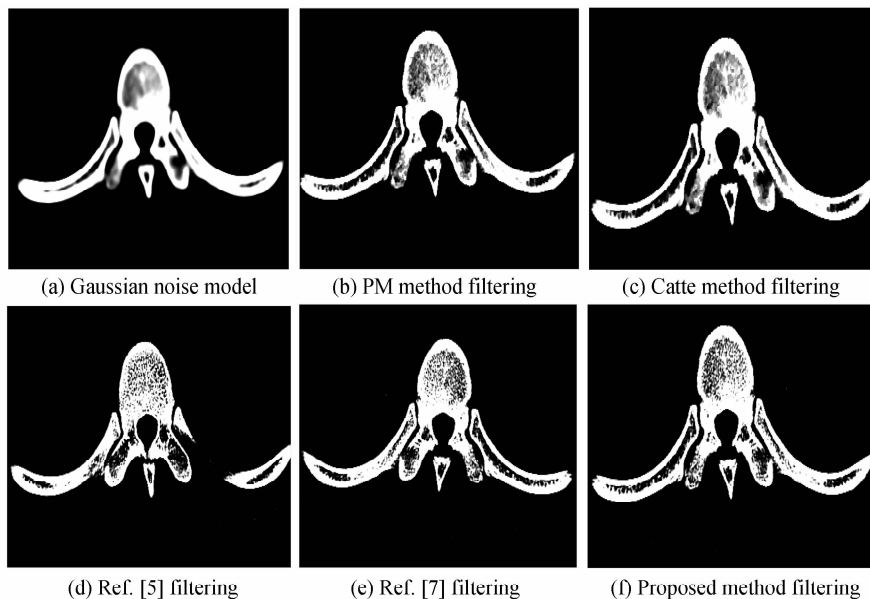


图 1 含高斯噪声的 L5 椎骨横截面图像滤波结果

Fig. 1 Filtering results of L5 vertebral cross-sectional image with Gaussian noise

节边缘保持比较完好.

表 1 中 SNR、PSNR、和 EPI 的结果也进一步证明了本方法的有效性. SNR 和 PSNR 用来衡量滤波器的去噪能力,EPI 衡量边缘保持能力,EPI 的值越大,滤波器的边缘保持能力越强.可以看出,本文方法在有效去除噪声的基础上同时又能更好地保持脊椎图像的局部边缘细节特征.

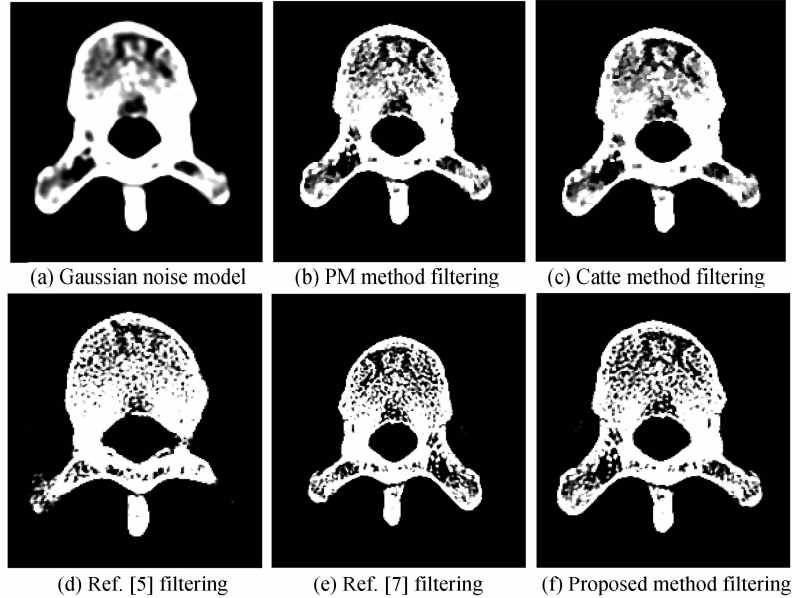


图 2 含高斯噪声的 L5 椎柱横截面图像滤波结果

Fig. 2 The filtering results of the cross-sectional image of vertebral column with Gaussian noise

表 1 实验结果性能参数比较

Table 1 Comparison of performance parameters of experimental results

	Experiment one			Experiment two		
	SNR	PSNR	EPI	SNR	PSNR	EPI
Before filtering	2.541	13.478	0.145	0.764	11.293	0.118
PM method	5.425	16.224	0.264	3.287	14.136	0.247
Catte method	8.632	17.851	0.293	5.834	15.085	0.276
Ref. [5]	8.962	18.383	0.304	6.277	16.514	0.317
Ref. [7]	10.790	19.113	0.352	8.779	16.634	0.331
Proposed method	11.254	20.432	0.487	10.235	18.426	0.413

4 结论

双边滤波算子在对噪声干扰强烈的图像改进效果较为明显,传统的 PM 方法、Catte 方法只适合处理噪声点小的医学图像.如果图像中高斯噪声较强的话,传统方法处理后的图像会残存一些孤立的噪声点,而本文的双边滤波算子对孤立噪声点的处理效果更好,也更为明显,即本文方法能更好的去除噪声点的同时也能更好的保持模型细节,所以基于多尺度双边滤波算子的扩散算法可以补足经典 PM 方法、Catte 方法和文献 [5]和[7]等的不足,大大提高了模型的精度和准确性,可为医学脊椎模型的诊疗和判断提供一定的参考.

参考文献

- [1] WANG Ya-qiang, CHEN Bo. Improved anisotropic diffusion ultrasound image denoising algorithm[J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2015, **30**(2): 310-316.
王亚强,陈波.一种改进的各向异性扩散超声图像去噪算法[J]. *液晶与显示*, 2015, **30**(2): 310-316.
- [2] DONG Xue, LIN Zhi-xian, GUO Tai-liang. Improved self-adaptive threshold wavelet denoising analysis based on LoG operator[J]. *Chinese Journal of Liquid Crystal and Display*, 2014, **29**(2): 275-280.
董雪,林志贤,郭太良.基于 LoG 算子改进的自适应阈值小波去噪算法[J]. *液晶与显示*, 2014, **29**(2): 275-280.
- [3] WU Jun, WANG Yuan-yuan, CHEN Yue, et al. Speckle reduction of ultrasound images with anisotropic diffusion based on homogeneous region automatic selection[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2014, **22**(5): 1312-1321.
吴俊,汪源源,陈悦,等.基于同质区域自动选取的各向异性扩散超声图像去噪[J]. *光学·精密工程*, 2014, **22**(5): 1312-

- 1321.
- [4] BALLERINILC, CORDON O. Auto-matic feature extraction from 3D range images of skulls [J]. *ComputationalForensics*, 2011, **5158**: 58-69
- [5] WU Yi-quan, WANG Kai, DAI Yi-ming. Hybrid noise filtering based on nonlocal mean and SUSAN operator[J]. *Journal of Photonics*, 2015, **44**(9): 0213002.
吴一全,王凯,戴一冕. 基于非局部均值和SUSAN算子的混合噪声滤除[J]. 光子学报,2015,**44**(9):0213002.
- [6] DAMAS S, CORDON O, SANTAMARIA J, *et al.* Forensic identification by computer-aided cranifacial superimposition; a survey[M]. *ACM Computing Surveys (CSUR)*, 2011, 27.
- [7] CAI Bin, LIU Wei, ZHENG Zhong, *et al.* An improved nonlocal mean denoising algorithm[J]. *Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 2016, **29**(1): 78-86.
蔡斌,刘卫,郑重,等. 一种改进的非局部均值去噪算法[J]. 模式识别与人工智能,2016,**29**(1):78-86.
- [8] JIANG Liang-liang, YANG Fu-zheng, FU Guang-liang. Adaptive edge filter for grid denoising[J]. *Journal of South China University of Technology (Natural Science Edition)*, 2015, **43**(11): 235-240
江亮亮,杨付正,付光亮. 用于网格去噪的自适应双边滤波器[J]. 华南理工大学学报(自然科学版),2015,**43**(11):235-240.
- [9] CHEN Yan, FU Chen-Rong. Road damage information extraction based on high-resolution SAR imagery[J]. *Journal of University of Electronic Science and Technology of China*, 2016, **45**(4): 551-556.
陈彦,伏晨荣. 基于SAR图像的道路损毁信息提取[J]. 电子科技大学学报,2016,**45**(4):551-556.
- [10] HUI Yu, WU Jun-sheng, YU Bin, *et al.* Improvement of feature point annotation for three-dimensional spine model based on curvature multiple feature fusion[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2016, **24**(11): 2872-2879.
惠宇,武君胜,鱼滨,等. 利用曲率多特征融合改进人体三维脊椎模型特征点的标注方法[J]. 光学·精密工程,2016,**24**(11):2872-2879.
- [11] LIU Wei-ting, DAI Xiao-qiang, ZHU Zhi-yu. Maneuver target tracking based on importance resampling particle filter [J]. *Journal of Jiangsu University of Science and Technology (Natural Science Edition)*, 2007, **21**(1): 37-41.
刘维亭,戴晓强,朱志宇. 基于重要性重采样粒子滤波器的机动目标跟踪方法[J]. 江苏科技大学学报(自然科学版), 2007,**21**(1):37-41.
- [12] GELING G, JONESCU D. An edge detection operator for SAR images[J]. *Electrical and Computer Engineering*, 2001, **2**(2): 707-709.
- [13] XIA Nan, QIU Tian-Shuang, *et al.* A nonlinear filtering algorithm combining the Kalman filter and the particle filter [J]. *Acta Electronica Sinica*, 2013, **23**(11): 148-152.
夏楠,邱天爽,等. 一种卡尔曼滤波与粒子滤波相结合的线性滤波算法[J]. 电子学报,2013,**23**(11):148-152.
- [14] Liu Xian-Sheng, HU Zhen-tao, JIN Yong, *et al.* A novel multiple model particle algorithms based on particle optimization[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2010, **38**(2): 301-306.
刘先省,胡振涛,金勇,等. 基于粒子优化的多模型粒子滤波算法[J]. 电子学报,2010,**38**(2):301-306.
- [15] KIMJ, VADDI S, MENONP, *et al.* Comparison between nonlinear filtering techniques for spiraling ballistic missile state estimation[J]. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, 2012, **48**(1): 313-328.
- [16] CHEN Jia-xin. Research on medical image processing and 3D reconstruction technology[M]. *Science Press*, 2010.
陈家新. 医学图像处理及三维重建技术研究. 科学出版社. 2010,06,01.