# 全变分约束迭代滤波反投影 CT 重建

马继明<sup>1,2</sup> 张建奇<sup>1</sup> 宋顾周<sup>2</sup> 王群书<sup>2</sup> 韩长材<sup>2</sup> 段宝军<sup>2</sup> '西安电子科技大学物理与光电工程学院,陕西西安 710071 <sup>2</sup>西北核技术研究所强脉冲辐射环境模拟与效应国家重点实验室,陕西西安 710024

**摘要** 重建算法是计算机断层成像(CT)技术的核心。在解析法 CT重建过程中,结合先验信息和引入优化约束条件 较为困难。通过对滤波反投影(FBP)原理及其重建图像与理想 CT图像差值关系的分析,构造了以 FBP为基础的迭 代循环,解决了解析重建过程中先验信息的利用和优化约束条件的引入问题。为抑制迭代 FBP产生的图像伪影, 将全变分(TV)模型引入重建过程,建立了 TV 约束迭代滤波反投影 CT重建方法。在数值模拟中,针对完善投影数 据、稀疏投影数据、含金属投影数据和有限角投影数据等不同情况,重建出了与原始模型高度一致的 CT图像,研究 表明 TV 约束迭代滤波反投影方法是一种精度高、适应性较强的 CT重建方法。 关键词 X射线光学;计算机断层成像;滤波反投影;全变分;迭代法 中图分类号 TP391.7 **文献标识码** A

**doi**: 10.3788/AOS201535.0234002

# Total Variation Constrained Iterative Filtered Backprojection CT Reconstruction Method

Ma Jiming<sup>1, 2</sup> Zhang Jianqi<sup>1</sup> Song Guzhou<sup>2</sup> Wang Qunshu<sup>2</sup> Han Changcai<sup>2</sup> Duan Baojun<sup>2</sup> <sup>1</sup>Xidian University, Xi'an, Shannxi 710071, China

<sup>2</sup>State Key Laboratory of Intense Pulsed Radiation Simulation and Effect, Northwest Institute of Nuclear Technology, Xi'an, Shannxi 710024, China

**Abstract** Reconstruction algorithm is the core technology in computerized tomography (CT). It is intractable to utilize priori information and constraint condition in analytical CT reconstruction algorithm. To resolve the problem, by analyzing the principle of the filtered backprojection (FBP) reconstruction algorithm, the relationship between the ideal CT image and the reconstructed CT image is proposed, an iterative method based on FBP is put forward. To suppress the spot artifacts induced by the iterative algorithm, a total variation (TV) model is introduced into the procedure and a TV constrained iterative filtered backprojection is built. In numerical simulation, images reconstructed by this method show high consistency with the ideal image, whether the sinograms are ideal, sparse, metal or limited angle. The results indicate that it is an adaptable and high precision CT reconstruction method.

**Key words** X-ray optics; computerized tomography; FBP; total variation; iterative method **OCIS codes** 340.7440; 110.6960; 110.1758; 100.3010; 100.3190

1 引

计算机断层成像(CT)的核心是图像重建。对此类求反问题,尤其当投影数据不完备时,常通过引入先

收稿日期: 2014-09-03; 收到修改稿日期: 2014-10-17

**基金项目**:国家自然科学基金(61171013)

作者简介:马继明(1979—),男,博士研究生,副研究员,主要从事高速摄影、射线成像与图像处理等方面的研究。

E-mail: majiming@nint.ac.cn

言

**导师简介**: 张建奇(1960—), 男, 教授, 博士生导师, 主要从事光电虚拟现实、红外与光电系统设计、目标与环境光辐射特性、光电对抗与图像处理等方面的研究。E-mail: jqzhang@mail.xidian.edu.cn

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网 www.opticsjournal.net

验信息和优化约束条件来弥补基础数据的不足,使求解更准确和可靠<sup>111</sup>。CT重建算法可分为解析类和迭代 类<sup>121</sup>。其中迭代类算法速度慢、重建质量高,易与已知成像条件和检测对象的先验信息结合<sup>131</sup>,但在应用更广 的解析类算法中引入先验信息和优化约束条件仍是一个难题,如滤波反投影、反投影滤波、Feldcamp-Davis-Kress算法<sup>14-6</sup>等。

全变分(TV)是CT重建中非常重要的优化约束条件,被广泛研究和应用。1992年,Rudin等<sup>[7]</sup>介绍了TV 约束在最小化问题中的应用,1999年,Panin等<sup>[8-13]</sup>将TV约束用于单光子发射断层图像重建<sup>[8]</sup>,但很长时间内 TV约束算法的研究主要集中在图像去噪和复原方面。2006年,Candes等<sup>[14-17]</sup>提出压缩传感理论,并证明稀 疏信号可由远小于采样定理要求的数据精确恢复,极大促进了TV约束在CT重建尤其是稀疏投影数据CT重 建中的研究和应用。2006年,Sidky等<sup>[18]</sup>提出了可用于少投影和有限角投影CT重建的凸集投影自适应最速 下降(ASD-POCS)法,2008年,Sidky等<sup>[19]</sup>将TV约束最小化用于锥束CT重建,2011年,Yan等<sup>[20]</sup>将最大似然方 法和TV约束结合起来用于稀疏投影数据CT重建,均取得较好效果。TV约束CT重建算法的主要问题是重 建速度慢。2010年,Johnston等<sup>[21]</sup>提出采用图形处理单元(GPU)进行辅助计算,2014年,Hu等<sup>[22]</sup>提出采用预 扫描CT图像或解析重建图像作为迭代初始条件,提高了TV约束重建的速度。

本文实现了TV约束和解析类重建算法的结合。首先构建了以滤波反投影(FBP)重建算法为核心的迭代循环,并在此基础上引入TV约束条件,提出了TV约束迭代滤波反投影(TV-iFBP)CT重建方法,在角度稀疏、有限角和含金属等非完备投影数据CT重建中表现较好。

#### 2 迭代滤波反投影方法

#### 2.1 滤波反投影

滤波反投影是应用最广的CT重建算法。数学连续形式为[23]

$$f(x,y) = \int_{0}^{\pi} g(t,\theta) \mathrm{d}\theta, \qquad (1)$$

其中

$$g(t,\theta) = p(t,\theta) \cdot h(t), \tag{2}$$

$$h(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} |\omega| \exp(j2\pi t) d\omega, \qquad (3)$$

式中  $g(t,\theta)$  为投影  $p(t,\theta)$  的滤波投影,滤波器 h(t) 的频率特性为  $|\omega|$ 。重建输出 f(x,y) 为通过 (x,y) 点的所 有滤波投影的累加,其实现具体分为 3 步<sup>[24]</sup>:

1) 对各视角  $\theta$  下测得的投影  $p(t,\theta)$  进行滤波,得到滤波投影数据  $g(t,\theta)$ ;

2) 把各滤波投影  $g(t,\theta)$  反投影于对应  $\theta$  角投影线上的所有像素点;

3)各像素对来自 0<φ≤π 范围内所有角度的反投影值进行累加(积分),得到重建图像。

#### 2.2 迭代滤波反投影

在 CT 成像系统中,投影矩阵是已知和固定的,则理想重建 CT 图像的再投影数据应与原始投影数据一致,再投影数据与原始投影数据的差值可作为迭代重建算法的收敛条件和算法优劣的判据。

FBP算法是一种近似重建算法。重建结果 f(x,y) 与理想 CT 图像 I(x,y) 存在差值 df(x,y)。对 f(x,y) 的再投影数据  $p'(t,\theta)$ ,与原始投影数据  $p(t,\theta)$ 存在差值 d $p'(t,\theta)$ 。关系为

$$\left| \mathrm{d}p'(t,\theta) \right| = \left| p(t,\theta) - p'(t,\theta) \right| > 0. \tag{4}$$

若对 dp'(t, $\theta$ ) 进行滤波反投影重建,虽然由于重建算法的近似性,重建结果 df'(x,y) 不等于 df(x,y),但 df'(x,y) 可弥补 f(x,y) 与 I(x,y) 的部分差距。如下关系成立

$$\mathrm{d}f(x,y) \neq \mathrm{d}f'(x,y),\tag{5}$$

$$|I(x,y) - f(x,y)| > |I(x,y) - [f(x,y) + df'(x,y)]|.$$
(6)

因此,通过反复进行滤波反投影和再投影,并将每次求得的 df'(x,y) 累加到 f(x,y)上,可以使其向理想

CT图像收敛。

以滤波反投影 CT 重建算法为核心的迭代循环,实现步骤如下

- 1) 对 CT 投影数据  $p(t,\theta)$  进行滤波反投影重建,得到图像 f(x,y);
- 2) 对 f(x,y) 执行再投影,得到投影数据  $p'(t,\theta)$ ;
- 3) 用  $p(t,\theta)$  减去  $p'(t,\theta)$ ,得到投影差值  $dp'(t,\theta)$ ;
- 4) 对 dp'(t, $\theta$ ) 执行滤波反投影 CT 重建,得到图像 df'(x,y);
- 5) 将 df'(x, y) 加到 f(x, y)上,结果仍记为 f(x, y);
- 6) 重复步骤 2)~5), 直至 dp'(t,θ) 足够小。输出 f(x,y) 为重建结果。

对如图 1(a)所示的 128 pixel×128 pixel的修正 Shepp-Logan 数字模体,其 180°投影数据如图 2(a)所示。 FBP 和迭代滤波反投影重建结果分别如图 1(b)~(c)所示。在图 1(a)~(c)中分别取各自的第 60 列数据进行 比较,如图 1(d)所示。需要说明,图 1(d)中曲线数据均对应图像中的纵线所示,本文所有曲线数据来源位置 均按此法标识。



图 1 FBP和迭代 FBP重建比较。(a) Shepp-Logan 数字模体; (b) FBP重建; (c)迭代 FBP重建; (d)图像灰度曲线 Fig.1 CT image reconstructed by FBP and iterative FBP. (a) Shepp-Logan model; (b) FBP reconstruction; (c) iterative FBP reconstruction; (d) gray curves



图2 完全投影数据重建。(a)投影数据;(b)TV-iFBP重建;(c)图像灰度曲线

Fig.2 CT reconstruction from ideal sinogram. (a) Ideal sinogram; (b) TV-iFBP reconstruction; (d) gray curves

由图(1)可知,单纯的迭代滤波反投影虽然明显改善了重建图像的边界锐度,但图像星状伪影同时增强。因此,还需对迭代滤波反投影算法进行改进。

# 3 TV约束迭代滤波反投影方法

多数医学和工业检测对象,材质构成多具有分块特性,其理想CT图像应是由代表不同材质、内部灰度 均匀、相互边界清晰的分区构成。TV模型基于有界全变分函数空间,其不连续性对应图像中物体的边缘<sup>[25]</sup>。 因此,TV约束方法最适于处理CT图像这种呈分片常数特征的灰度图像<sup>[26]</sup>,能够在保持图像内外边界锐度的 同时对分片区域进行有效平滑。

图像的TV即其梯度图像的1-范数<sup>[27]</sup>,数学表达式为

$$\left\| f_{x,y} \right\|_{\mathrm{TV}} = \sum_{x,y} \left| \nabla f_{x,y} \right| = \sum_{x,y} \left( \left( f_{x,y} - f_{x-1,y} \right)^2 + \left( f_{x,y} - f_{x,y-1} \right)^2 \right)^{1/2}, \tag{7}$$

式中  $f_{x,y}$  = f(x,y), ∇为梯度算子。

TV约束平滑就是要求图像的全变分最小。TV约束迭代滤波反投影CT重建可表示为

$$Mf = p, f \ge 0, \quad \underline{\mathbb{H}} \min \left\| f \right\|_{\mathrm{TV}},\tag{8}$$

式中 f 为图像函数, p 为投影数据, M 为投影系统矩阵。(8)式即 TV 约束迭代滤波反投影方法可通过以下 过程实现:

1) 对 CT 投影数据  $g(t,\theta)$  进行滤波反投影重建,得到图像 f(x,y);

2) 执行滤波反投影算法的2)~5)步;

3) 对 f(x,y) 进行正约束和 TV 约束平滑处理;

4) 重复步骤 2) 和 3), 直至 dp'(t, θ) 足够小, 输出 f(x, y) 为重建结果。

对于步骤3)的TV约束平滑,采用Rudin等的正则化模型求解[7.28],其Euler-Lagrange方程表示为

$$\nabla \cdot \left( \frac{\nabla f}{\sqrt{\varepsilon^2 + |\nabla f|^2}} \right) - \lambda (f_0 - f) = 0, \tag{9}$$

式中 $\varepsilon$ 为特别引入的极小非零数,主要作用是避免数值计算中出现分母为零的现象, $\varepsilon$ 值为10<sup>-6</sup>; $\lambda > 0$ 为拉格朗日乘子。

对(9)式离散化,并用Gauss-Seidel迭代方法求解,可得以下迭代式<sup>[28]</sup>:

$$f_{x,y} = f_{0x,y} + \frac{1}{\lambda h} \frac{f_{x+1,y} - f_{x,y}}{\sqrt{\varepsilon^2 + \left(\frac{f_{x+1,y} - f_{x,y}}{h}\right)^2 + \left(\frac{f_{x,y+1} - f_{x,y-1}}{h}\right)^2}} - \frac{1}{\lambda h} \frac{f_{x,y} - f_{x-1,y}}{\sqrt{\varepsilon^2 + \left(\frac{f_{x,y+1} - f_{x,y-1}}{h}\right)^2 + \left(\frac{f_{x-1,y+1} - f_{x-1,y-1}}{h}\right)^2}} + \frac{1}{\lambda h} \frac{f_{x,y+1} - f_{x,y}}{\sqrt{\varepsilon^2 + \left(\frac{f_{x+1,y} - f_{x-1,y}}{h}\right)^2 + \left(\frac{f_{x,y+1} - f_{x,y}}{h}\right)^2}} - \frac{1}{\lambda h} \frac{f_{x,y} - f_{x-1,y-1}}{\sqrt{\varepsilon^2 + \left(\frac{f_{x+1,y} - f_{x-1,y-1}}{h}\right)^2 + \left(\frac{f_{x,y+1} - f_{x,y-1}}{h}\right)^2}}, \quad (10)$$

式中h为谱朗克常数。将CT图像 f(x,y)代入式(10)进行有限次迭代即可实现TV平滑处理。

### 4 模拟重建与分析

采用图 1(a)所示的修正 Shepp-Logan 数字模体,生成不同条件的投影数据,再用 FBP 方法和 TV 约束迭 代滤波反投影方法分别重建,比较评估重建效果。本文所有计算程序均采用 Matlab 软件编写,并由 CPU 主 频为3 GHz、内存为3 GB、WinXP 操作系统的台式计算机执行。

#### 4.1 完全投影数据重建

对 Shepp-Logan 模型进行 180°扫描投影,角度间隔为 1°,投影数据如图 2(a)所示,FBP 重建结果如图 1 (b)所示。设定 TV 约束平滑处理的迭代计算次数为 10,经 100次 TV 约束迭代滤波反投影计算的输出结果基本稳定,如图 2(b)所示,重建耗时约9 s。在图 1(a)、1(b)、2(b)中分别取各自的第 60列数据进行比较,如图 2 (c)所示。

完全投影数据重建结果表明,FBP重建存在明显的图像模糊,TV约束迭代滤波反投影方法重建图像细节清晰、边沿锐利,图像灰度曲线与原始图像高度一致。

#### 4.2 角度稀疏投影数据重建

取投影角度间隔为3°,投影正弦图如图3(a)所示,FBP重建结果如图3(b)所示。设定TV约束平滑处理的迭代计算次数为10,经300次TV约束迭代滤波反投影计算的输出结果基本稳定,如图3(c)所示,重建耗时约10s。在图1(a)、3(b)、3(c)中分别取知自的第60列数据进行比较,如图3(d)所示。



图3 角度稀疏投影数据重建。(a)稀疏投影数据;(b)FBP重建;(c)TV-iFBP重建;(d)图像灰度曲线

Fig.3 CT reconstruction from sparse sinogram. (a) Sparse sinogram; (b) FBP reconstruction; (c) TV-iFBP reconstruction; (d) gray curves 在 60 个角度的稀疏投影数据重建中, FBP 重建在存在图像模糊的同时出现了明显的射线伪影, TV 约束 迭代滤波反投影方法仍给出了与原始图像近似一致的重建图像。

#### 4.3 含金属投影数据重建

在 Shepp-Logan 模型中嵌入两个高密度的金属区域,1°角间隔下的扫描投影数据如图 4(a)所示,FBP重 建结果如图 4(b)所示。设定 TV 约束平滑处理的迭代计算次数为 10,经 1000次 TV 约束迭代滤波反投影计 算的输出结果基本稳定,如图 4(c)所示,重建耗时约 100 s。在图 1(a)、4(b)、4(c)中分别取各自的第 70 列数 据进行比较,如图 4(d)所示。



图4 含金属投影数据重建。(a)含金属投影数据; (b) FBP重建; (c) TV-iFBP重建; (d)图像灰度曲线

Fig.4 CT reconstruction from metal sinogram. (a) Metal sinogram; (b) FBP reconstruction; (c) TV-iFBP reconstruction; (d) gray curves 由于高密度锐利边界金属区的存在, FBP 重建存在明显的混淆伪影, 并辐射到了全图像区域, 这是金属

伪影的一种表现形式。TV约束迭代滤波反投影方法重建结果除在金属区边沿仍存在个别像素缺陷外,基本没有了金属伪影的影响,取得了较好的重建结果。

#### 4.4 有限角投影数据重建

在图 2(a)中选取 0°~120°的投影数据,以此模拟有限角 CT重建问题,如图 5(a)所示,FBP重建结果如图 5(b) 所示。设定 TV 约束平滑处理的迭代计算次数为 10,经 30000 次 TV 约束迭代滤波反投影计算的输出结果基



图 5 有限角投影数据重建。(a)有限角投影数据;(b) FBP重建;(c) TV-iFBP重建;(d)图像灰度曲线 Fig.5 CT reconstruction from limited sinogram. (a) Limited sinogram; (b) FBP reconstruction; (c) TV-iFBP reconstruction; (d) Gray

本稳定,如图 5(c)所示,重建耗时约 2000 s。在图 1(a)、5(b)、5(c)中分别取各自的第60列数据进行比较,如 图 5(d)所示。

在 1/3 角度投影数据缺失的情况下,FBP 重建出现了严重的截断伪影。TV 约束迭代滤波反投影方法仍给出了完整的 CT 重建图像,图像清晰、分区平滑度高。图像灰度曲线表明了重建效果与原始图像的一致性。

## 5 结 论

在滤波反投影算法基础上实现了迭代重建,解决了滤波反投影算法重建中利用图像先验知识和引入优 化约束条件较困难的问题。在此基础上,将TV约束平滑融入迭代滤波反投影重建过程,提出了TV约束迭 代滤波反投影 CT重建算法。不同条件模拟投影数据的重建测试表明,TV约束迭代滤波反投影算法的重建 效果(空间分辨、伪影抑制等)明显优于常用FBP重建算法,且对完全投影、稀疏投影、有限角投影和含有金 属伪影的投影数据均有优异的重建效果。

#### 参考文献

1 Li Mengjie, Li Jing, Sun Yi. Sparse angular differential phase-contrast computed tomography reconstruction using L1-norm and curvelet constraints [J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(1): 0111003.

李梦婕,李 镜,孙 怡.基于L1范数和曲波系数双约束的稀疏角度微分相位衬度计算机层析成像重建方法[J].光学学报,2014,34(1):0111003.

2 Ma Chenxin. Research on Key Techniques of Image Reconstruction [D]. Zhengzhou: The PLA Information Engineering University, 2011.

马晨欣. CT图像重建关键技术研究[D]. 郑州: 解放军信息工程大学, 2011.

3 Wang Ge, Yu Hengyong, Bruno De Man. An outlook on X-Ray CT research and development [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2008, 32(3): 157-169.

王 革, 俞恒永, 勃鲁努·德·曼. X 射线 CT研究与发展之展望[J]. 中国医疗器械杂志, 2008, 32(3): 157-169.

4 Fan Huiyun. Research on Filtered Backprojection Algorithms of CT Image Reconstruction [D]. Xi'an: Northwestern Polytechnical Unversity, 2007.

范慧赟. CT图像滤波反投影重建算法的研究[D]. 西安: 西北工业大学, 2007.

- 5 I A Feldkamp, L C Davis, J W Kress. Practical cone-beam algorithm [J]. J Opt Soc Am A, 1984, 1(6): 612-619.
- 6 Y Zou, X Pan. Image reconstruction on PI-lines by use of filtered backprojection in helical cone-beam CT [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(12): 2717-2731.
- 7 L Rudin, S Osher, E Fatemi. Nonlinear total variation based noise removal algorithms [J]. Physica D, 1992, 60(1-4): 259-268.
- 8 V Y Panin, G L Zeng, G T Gullberg, et al.. Total variation regulated EM algorithm [J]. IEEE Tranctions on Nuclear Science, 1999, 46(6): 2202-2210.
- 9 Victor Solo. Total variation denoising in coloured noise [C].ICASSP 2000. 217-220.
- 10 A Chambolle, P L Liones. Image recovery via total variation minimization and related problems [J]. Number Math, 1997, 76(2): 167-188.
- 11 Zhou Dabiao, Li Gang, Wang Dejiang, et al.. Method of destriping stripe noise of aerial images based on total variation [J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(11): 1128003.

周达标,李 刚,王德江,等.基于全变分的航空图像条带噪声消除方法[J].光学学报,2014,34(11):1128003.

- 12 Wang Bin, Hu Liaolin, Cao Jingjing, et al.. Impulse noise removal method based on moreau envelope smoothing 11/TV norm model [J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(12): 1211002.
  - 王 斌, 胡辽林, 曹京京, 等. 基于 Moreau 包络平滑 11/全变差范数模型的图像脉冲噪声去除方法[J]. 光学学报, 2014, 34(12): 1211002.
- 13 Li Yongle, Lou Jingtao, Zhang Maojun, et al.. Image restoration for catadioptric sefocus blur based on omni- total variation minimization [J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(8): 0811006.

李永乐,娄静涛,张茂军,等.基于全向总变分最小化的折反射散焦模糊图像复原方法[J].光学学报,2013,33(8):0811006

14 E J Candes, J Romberg, T Tao. Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information [J]. IEEE Trans Inf Theory 2006, 52(2): 489-509.

- 15 D L Donoho. Compressed sensing [J]. IEEE Trans Inf Theory 2006, 52(4): 1289–1306.
- 16 E J Candes, J Romberg, T Tao. Stable Signal recovery from incomplete and inaccurate measurements [J]. Comm Pure Appl Math, 2006, 59(8): 1207-1223.
- 17 E J Candes, M B Wakin. An introduction to compressive sampling [J]. IEEE Signal Process Mag, 2008, 21(2): 21-30.
- 18 E Y Sidky, C M Kao, X Pan. Accurate image reconstruction from few-views and limited-angle data in divergent beam CT [J]. X-Ray Sci Technol, 2006, 14(2): 119-139.
- 19 E Y Sidky, X Pan. Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained total variation minimization [J]. Phys Med Biol, 2008, 53(17): 4777-4807.
- 20 Ming Yan, A Luminita. Vese. Expectation maximization and total variation based model for computed tomography reconstruction from undersampled data [C]. SPIE, 2011, 7961: 79612X.
- 21 S M Johnston, G A Johnson, C T Badea. GPU-based iterative reconstruction with total variation minimization for micro-CT [C]. SPIE, 2010, 7622: 762238.
- 22 Zhanli Hu, Hairong Zheng. Improved total variation minimization method for few-view computed tomography image reconstruction [J]. BioMedical Engineering on Line, 2014, 13(6): 70.
- 23 Qiao Zhiwei, Wei Xueye, Han Yan. Study on numerial implement problem of filtered backprojection algorithm [J]. Mechanical Management and Development, 2009, 24(2):1-5.

乔志伟,魏学业,韩 焱. 滤波反投影算法的数值实现问题研究[J]. 机械管理开发, 2009, 24(2): 1-5.

- 24 Zhuang Tiange. The Principle and Algorithm of CT [M]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University Press, 1992. 庄天戈. CT 原理与算法 [M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1992.
- 25 Lu Zhaolin, Li Rulong, Li Tao, et al.. Infared image denoising based on total variation theory [J]. Laser Technology, 2012, 36(2): 194-195.

卢兆林,李闰龙,李 涛,等.基于全变分理论的红外图像去噪[J]. 激光技术, 2012, 36(2): 194-195.

- 26 Bert Vandeghinste, Bart Goossens, Roel Van Holen, et al.. Iterative CT reconstruction using shearlet-based regularization [J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2013, 60(5): 3305-3317.
- 27 Zhiqiang Chen, Xin Jin, Liang Li, *et al.*. A limited-angle CT reconstruction method based on anisotropic TV minimization [J]. Phys Med Biol, 2013, 58: 2119-2141.
- 28 Zhang Wei. Removing Salt and Pepper Noise Based on Variation Method [D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2008. 张 伟. 基于变分法的椒盐噪声图像恢复模型算法[D]. 大连: 大连理工大学, 2008.

栏目编辑:张 雁