

## 低剂量CT心肌灌注鲁棒去卷积参数成像方法

陈伟国, 贺捷新, 莫天澜, 边兆英  
南方医科大学生物医学工程学院, 广东 广州 510515

**【摘要】**针对低剂量CT心肌灌注成像,提出一种鲁棒的去卷积心肌血流参数估计方法。新方法利用CT心肌灌注序列图像中蕴含的血流信号相关性与冗余性,引入一种低秩稀疏正则化约束,以保证去卷积求解模型的鲁棒性。XCAT低剂量CT心肌灌注仿真实验结果表明,新方法相比现有的方法,对心肌灌注参数图像中的噪声与伪影有良好的抑制效果,同时较好地保持了心肌缺血诊断信息,可为临床心肌缺血诊断提供更优质的影像参考。

**【关键词】**低剂量CT;心肌灌注成像;去卷积;低秩稀疏

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)11-1131-06

### Robust deconvolution for low-dose CT myocardial perfusion imaging

CHEN Weiguo, HE Jiexin, MO Tianlan, BIAN Zhaoying

School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China

**Abstract:** A robust deconvolution algorithm was proposed for improving the low-dose CT myocardial perfusion imaging. Considering the correlation and redundancy of blood flow signals in the CT myocardial perfusion images, we introduced a low-rank and sparsity regularization in the proposed algorithm to enhance the robustness of the deconvolution model. The experimental results of the low-dose CT simulated XCAT myocardial perfusion show that compared with those existing methods, the proposed algorithm not only effectively suppresses the noise and artifacts in the myocardial perfusion image, but also preserves the diagnostic information of myocardial ischemia, providing better quantitative images for the diagnosis of myocardial ischemia.

**Keywords:** low-dose CT; myocardial perfusion imaging; deconvolution; low-rank and sparsity

### 前言

随着生活节奏的加快和人口老龄化情况日趋严重,我国冠心病发病率逐年升高,且多数发病较为隐匿,已成为当前严重危害人类生命安全的健康杀手<sup>[1]</sup>。CT心肌灌注成像(Computed Tomography Myocardial Perfusion Imaging, CT-MPI)以其成像速度快、时间、空间分辨率高等特点已广泛用于临床冠心病影像诊断,通过CT-MPI序列图像数据估计心肌灌注血流参数,如心肌血流量(Myocardial Blood

Flow, MBF), 心肌血容量(Myocardial Blood Volume, MBV)和平均通过时间(Mean Transit Time, MTT),为临床诊断提供定量指标<sup>[2]</sup>。然而,在冠心病CT检查过程中,CT-MPI需对感兴趣区(几个层面或全心脏)进行动态连续容积扫描,使得患者接受X射线的辐射剂量较单一的CT冠状动脉造影检查显著增加,将大大增加患者的致癌风险<sup>[3]</sup>。为使心脏CT检查更具临床生命力,采用ALARA(As Low As Reasonably Achievable)原则优化控制心肌灌注扫描时的X射线辐射剂量,已成为CT成像领域的研究热点。其中,一种简单有效的方式为降低CT-MPI扫描的管电流。但在低管电流(Low-mA)扫描条件下,采集到的投影数据信噪比将会降低,从而导致FBP重建得到的CT图像含有大量的噪声和伪影,使心肌灌注定量参数估计准确度降低,进而影响临床诊断质量。

为解决低剂量CT-MPI成像问题,除了从CT设备硬件进行性能改善,许多采用图像处理技术改善CT-MPI图像质量的研究方法相继提出<sup>[4-7]</sup>。例如,Speidel等<sup>[6]</sup>利用CT心肌灌注序列图像时间维度的相

**【收稿日期】**2017-06-11

**【基金项目】**广东省医学科研基金(A2017098);南方医科大学2016年国家省级大学生创新训练计划项目(201612121116)

**【作者简介】**陈伟国,研究方向:CT心肌灌注成像,E-mail: viggoc96-@outlook.com;贺捷新,研究方向:CT心肌灌注成像,E-mail: qingenfen@163.com;莫天澜,研究方向:CT心肌灌注成像,E-mail: 1239156829@qq.com

**【通信作者】**边兆英,博士,讲师,研究方向:医用CT成像,E-mail: zybian@smu.edu.cn

关性,在不考虑运动伪影的情况下,引入HYPR (Highly Constrained Backprojection)技术进行低剂量CT心肌灌注图像恢复,其结果相比低剂量FBP重建图像具有良好的噪声抑制效果。Modgil等<sup>[5]</sup>利用低剂量CT-MPI投影数据的噪声特性以及时间相关性,提出一种投影数据恢复方法以提高投影数据的信噪比,进而改善FBP重建图像质量。Tao等<sup>[4]</sup>通过对CT-MPI投影数据进行噪声统计建模,提出一种基于加权惩罚最小二乘的统计迭代重建方法,相比FBP重建方法,有效抑制了CT-MPI图像中的噪声和伪影。Bian等<sup>[7]</sup>则考虑CT-MPI受心脏运动干扰的情况,提出一种基于运动自适应稀疏约束的统计迭代重建方法,有效改善了心脏运动干扰下低剂量CT-MPI的成像质量。以上研究方法均从CT-MPI序列图像的角度出发,分别从投影域降噪、图像域降噪以及统计迭代重建等方面提高心肌灌注序列图像质量,然后采用传统的截断奇异值分解(standard truncated Singular Value Decomposition, sSVD)去卷积方法求解心肌灌注参数,进而提高心肌灌注参数估计的准确度。但是sSVD去卷积方法易受噪声干扰,参数估计不稳定。为提高心肌灌注参数估计的准确性和稳定性,近年来多种基于先验约束的鲁棒去卷积方法陆续被提出<sup>[8-9]</sup>。其中,龚长飞等<sup>[8]</sup>提出一种高维全变分(Total Variation, TV)正则化的鲁棒低剂量CT-MPI去卷积方法,用于提高心肌灌注参数成像精度;Zeng等<sup>[9]</sup>提出一种基于加权张量全变分正则化的鲁棒低剂量CT-MPI去卷积方法,可以有效降低心肌灌注参数图像中的噪声和伪影。上述两种方法均在TV正则化的基础上进行了延伸与改进,充分利用了CT-MPI序列图像的结构相似性和TV的边缘保持特性,以保证去卷积模型求解的鲁棒性。然而,CT-MPI序列图像除了具有大量结构冗余,在相同组织区域内,其血流信号随着时间的变化趋势具有很强的相关性。

鉴于以上分析,本文根据CT-MPI序列图像中蕴含的血流信号相关性与冗余性,提出一种基于低秩(Low-Rank, LR)稀疏正则化的鲁棒CT-MPI去卷积方法。其中LR约束利用了血流信号在时间上的高度相关性,稀疏约束则是利用了血流信号的结构冗余性,并通过TV最小进行刻画。我们简称新去卷积方法为LR-TV方法。对于新构建的LR-TV去卷积目标函数,本文给出一种改进的分裂Bregman迭代优化方法进行求解。为了验证新方法的有效性,本文采用XCAT数字体模数据进行了低剂量CT-MPI仿真实验,并与传统的sSVD去卷积方法以及文献<sup>[8]</sup>中的高

维全变分正则化(High-Dimension Total Variation, HDTV)去卷积方法进行了比较。

## 1 方法

### 1.1 CT心肌灌注去卷积模型

根据心肌灌注生理模型及示踪剂稀释理论<sup>[10-11]</sup>,心肌灌注组织区域 $V_{\text{voi}}$ 内的造影剂浓度 $C_{\text{voi}}(t)$ 计算如下:

$$C_{\text{voi}}(t) = \text{MBF} \cdot \rho_v \cdot C_a(t) * R(t) \quad (1)$$

其中, $\rho_v$ 表示心肌灌注组织区域 $V_{\text{voi}}$ 内的平均密度, $C_a(t)$ 为动脉入口处造影剂浓度,也称动脉输入函数(Arterial Input Function, AIF), $R(t)$ 为组织剩余函数,表示心肌灌注组织区域 $V_{\text{voi}}$ 内造影剂的剩余量,符号“\*”表示卷积运算。

令 $K(t) = \text{MBF} \cdot \rho_v \cdot R(t)$ 为校准的组织剩余函数,则式(1)可以简化为:

$$C_{\text{voi}}(t) = C_a(t) * K(t) \quad (2)$$

其中, $C_{\text{voi}}(t)$ 和 $C_a(t)$ 可由CT-MPI序列图像数据获取得到,定量诊断所需的MBF、MBV和MTT等心肌灌注参数可由 $K(t)$ 计算得到。根据文献<sup>[9]</sup>,将式(2)中卷积运算离散化为矩阵乘积的形式:

$$C = AK \quad (3)$$

其中, $C=[c_1, c_2, \dots, c_N]$ 和 $K=[k_1, k_2, \dots, k_N]$ 分别为感兴趣组织内 $N$ 个体素点的造影剂浓度函数和校准组织剩余函数, $A$ 为由AIF和数据采样时间间隔 $\Delta t$ 构成的离散矩阵,通常矩阵 $A$ 采用块循环矩阵形式构建,其元素 $a_{ij}$ 表示如下:

$$a_{ij} = \begin{cases} \Delta t \cdot C_a(t_{i-j+1}), & j \leq i \\ \Delta t \cdot C_a(t_{M+i-j+1}), & j > i \end{cases} \quad (4)$$

其中, $i, j=1, 2, \dots, T$ ,  $M=2T$ ,  $T$ 为总的CT-MPI扫描时间帧数。

### 1.2 基于LR-TV正则化的CT-MPI去卷积方法

针对式(3),最直接的求解方式是通过最小二乘方法进行计算,但是由于矩阵 $A$ 为一个病态的托普利茨矩阵,最小二乘求解问题为一个病态问题, $C$ 中的微小噪声干扰均可能导致最小二乘解的很大变动。鉴于此,为得到鲁棒精确的 $K$ 解,本文根据CT-MPI序列图像中蕴含的血流信号相关性与冗余性,提出一种基于LR-TV正则化的鲁棒CT-MPI去卷积方法,其目标函数表示如下:

$$\hat{K} = \arg \min_K (\|AK - C\|_F^2 + \alpha \phi(K) + \beta \psi(K)) \quad (5)$$

其中, $\|\cdot\|_F$ 表示Frobenious范数;松弛低秩惩罚项<sup>[12]</sup> $\phi(K) = \|K\|_p^p = \sum_i \sigma_i^p(K)$ 为非凸的谱范数,其中 $\sigma_i(K)$ 为 $K$ 的奇异值,参数 $p$ 在实验中取值为0.5;稀疏惩

罚项  $\psi(K) = \left\| \left( \sum_{i=0}^2 \|\Phi_i' K \Psi_i\|^2 \right)^{1/2} \right\|_{\ell_1}$  为  $K$  沿着  $x, y, t$  三维方向梯度的 TV 范数, 其中  $\Phi_0 = D_x$ ,  $\Phi_1 = D_y$ ,  $\Psi_2 = D_t$ ,  $\Psi_0 = \Psi_1 = \Phi_2 = I$ ,  $D_x, D_y, D_t$  分别为沿着  $x, y, t$  三维方向的有限差分算子;  $\alpha$  和  $\beta$  为正则化参数。

### 1.3 优化求解

为求解目标函数式(5), 本文给出一种改进的分裂Bregman迭代优化方法, 具体优化如下:

$$K^{k+1} = \arg \min \|AK - C + Z^k\|_F^2 + \alpha \|K - E^k + L^k\|_F^2 + \beta \sum_{i=0}^2 \|\Phi_i' K \Psi_i - S_i^k + V_i^k\|_F^2 \quad (6)$$

$$E^{k+1} = \arg \min \|K^{k+1} + L^k - E\|_F^2 + 2\lambda_1/\alpha \|E\|_p^p \quad (7)$$

$$S^{k+1} = \arg \min \sum_{i=0}^2 \|\Phi_i' K^{k+1} \Psi_i + V_i^k - S_i\|_F^2 + 2\lambda_2/\beta \left\| \left( \sum_{i=0}^2 \|S_i\|^2 \right)^{1/2} \right\|_{\ell_1}, \quad i=0, 1, 2 \quad (8)$$

$$L^{k+1} = L^k + K^{k+1} - E^{k+1} \quad (9)$$

$$V_i^{k+1} = V_i^k + \Phi_i' K^{k+1} \Psi_i - S_i^{k+1}, \quad i=0, 1, 2 \quad (10)$$

$$Z^{k+1} = Z^k + AK^{k+1} - C \quad (11)$$

其中,  $Z$ 、 $L$  和  $V$  为拉格朗日乘子,  $E$  和  $S$  为辅助变量,  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  为惩罚参数。本文采取共轭梯度法求解式(6); 式(7)等价于求解核范数最小化问题, 可由迭代奇异值阈值法<sup>[12-13]</sup>进行求解; 式(8)的求解采用多维收缩算法<sup>[13]</sup>。

## 2 结果与讨论

为了验证所提的低剂量CT心肌灌注鲁棒去卷积参数成像新方法的有效性, 本文采用XCAT数字体模数据进行计算机仿真, 得到相应的低剂量CT心肌灌注数据, 并将实验结果与传统的sSVD去卷积方法以及文献<sup>[8]</sup>中的HDTV去卷积方法进行了比较与分析。

### 2.1 XCAT计算机仿真设置

实验中, 我们选用图1a所示的修订的XCAT数字体模仿真生成低剂量CT心肌灌注数据。计算机仿真采用的CT扫描成像参数如表1所列。

我们参考文献<sup>[14-15]</sup>中的方法生成低剂量CT投影数据, 其中入射光子数设为  $2.5 \times 10^5$ , 噪声方差为10。根据仿真得到的低剂量CT心肌灌注序列投影数据, 采用FBP重建方法获得低剂量CT-MPI序列图像。为了验证新方法对心肌缺血状况的辨识能力, 在医生指导下我们在XCAT心肌组织中设置了一块马蹄形缺血心肌区域, 如图1a中箭头所指区域所示。图1a所示图像为XCAT数字体模对应的真值图像, 其中红色方框范围是我们重点关注的感兴趣区域(ROI), 图1b为由计算机仿真数据重建得到的低剂量CT-MPI图像。由图1可见, 低剂量CT-MPI图像中

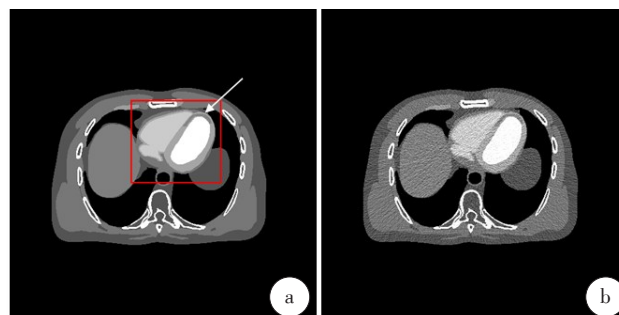


图1 XCAT 数字体模真值图像(a)与计算机仿真得到的低剂量CT-MPI图像(b)

Fig.1 XCAT myocardial perfusion digital phantom image (a) and low-dose CT-myocardial perfusion imaging reconstructed from the simulated projection data (b)

表1 CT扫描成像参数表

Tab.1 CT scan imaging parameters

Parameters	Values
Image size	512×512
Source-to-object distance	746 mm
Source-to-detector distance	1 361 mm
Projection views per rotation	1 160
Detector bin numbers	672
Slice thickness	1.0 mm

含有强烈的噪声和条形伪影, 将严重影响心肌灌注参数成像的质量。

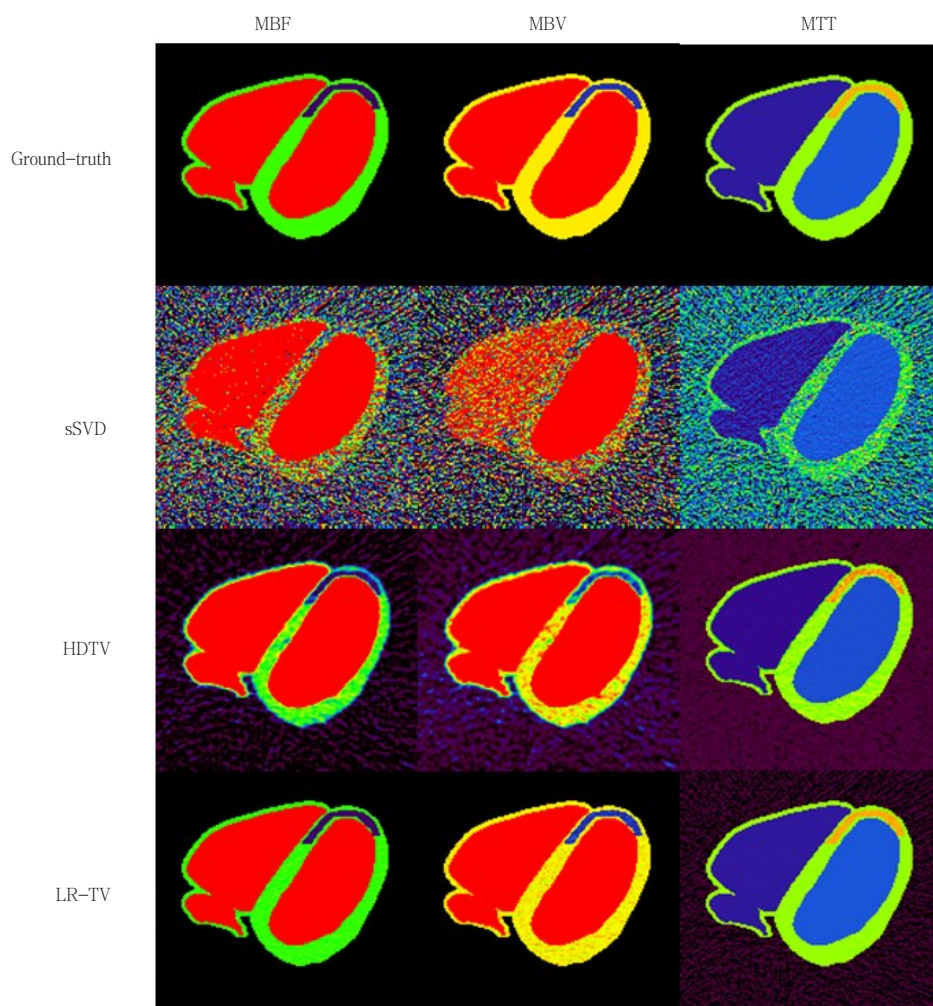
### 2.2 定性分析与比较

图2所示为XCAT体模ROI中不同去卷积方法得到的MBF、MBV和MTT血流参数图像, 从上及下依次为CT-MPI真值参数图像、低剂量CT-MPI采用sSVD方法得到的参数图像、低剂量CT-MPI采用HDTV方法得到的参数图像以及低剂量CT-MPI采用LR-TV新方法得到的参数图像。由图2可以看出, 传统的sSVD方法得到的3种参数图像受噪声及条形伪影影响很重, 心肌区域近乎被全部掩盖, 尤其心肌缺血区域无法得到辨识; HDTV和LR-TV两种鲁棒去卷积方法与sSVD方法相比能获得较好的参数图像, 并对心肌轮廓和心肌缺血区域有良好的辨识。比较HDTV与本文所提的LR-TV新方法, 可以看到新方法具有更好的噪声与伪影抑制效果, 且心肌缺血区域保持了较好的边缘与细节信息, 可以清楚地分辨正常心肌和缺血心肌的边界。因此, 为进一步说明LR-TV方法在噪声抑制与边缘保持方面的有效性, 图3给出了分别对应图2中MBF、MBV、MTT 3个参数的水平剖面图(Profile)。比较图2中不同方法对应的剖面线, 可以发现本文方法对应MBF、MBV和



MTT 3个参数图像的Profile均更接近于真值剖面线。这进一步说明新方法相比已有的sSVD和HDTV方法

在血流参数估计方面更鲁棒,进而获得更优质的低剂量CT-MPI血流参数图像。



MBF: Myocardial blood flow; MBV: Myocardial blood volume; MTT: Mean transmit time; sSVD: Standard truncated singular value decomposition; HDTV: High-dimension total variation; LR-TV: Low-rank total variation

图2 不同去卷积方法得到XCAT体模MBF、MBV、MTT血流参数图

Fig.2 Hemodynamic parameter maps of the XCAT myocardial perfusion phantom by different deconvolution methods

### 2.3 定量分析与比较

为了对不同方法获得的心肌灌注血流参数图像质量进行定量分析,本文依据真值参数图像计算了不同去卷积方法获得的参数图像的峰值信噪比(Peak Signal to Noise Ratio, PSNR)和结构相似性(Structural Similarity, SSIM)评价指标,其定义如下:

$$\text{PSNR} = 10 \log_{10} \left( \frac{\text{MAX}^2(\mu_0)}{\sum_{n=1}^Q (\mu(n) - \mu_0(n))^2 / (Q-1)} \right) \quad (12)$$

$$\text{SSIM} = \frac{(2\bar{\mu}\bar{\mu}_0 + C_1)(2\sigma_c + C_2)}{(\bar{\mu}^2 + \bar{\mu}_0^2 + C_1)(\sigma^2 + \sigma_0^2 + C_2)} \quad (13)$$

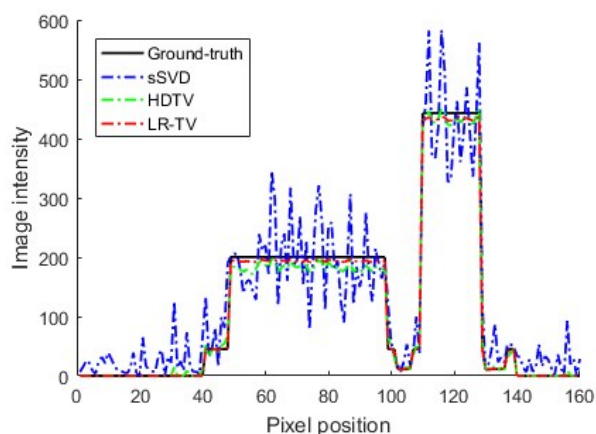
其中  $\mu_0$  表示真值参数图像,  $\mu$  表示由去卷积方法计

算得到的参数图像,  $Q$  是ROI的像素数,  $\bar{\mu}$  与  $\bar{\mu}_0$  分别为  $\mu$  与  $\mu_0$  的平均值,  $\sigma$  与  $\sigma_0$  分别为  $\mu$  与  $\mu_0$  的标准差,  $\sigma_c$  为  $\mu$  与  $\mu_0$  的协方差,  $C_1$  和  $C_2$  为用来维持稳定的常数。

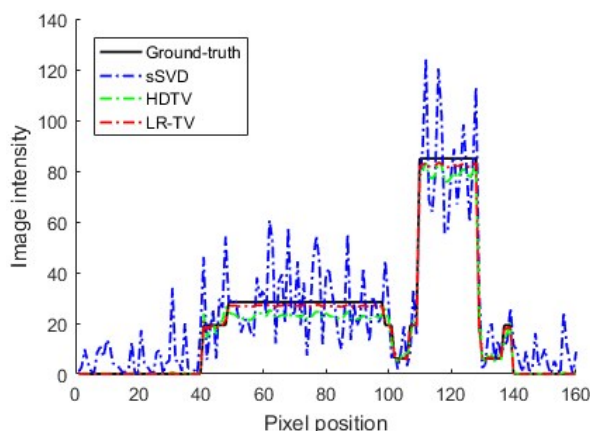
表2与表3分别列出了与图2中各参数图像对应的PSNR和SSIM测量值。比较不同方法对应的PSNR与SSIM测量值可以发现,相比sSVD和HDTV去卷积方法,新方法具有更高的PSNR测量值和更接近于1的SSIM测量值,这说明新方法具有更好的降噪能力与结构信息保持能力。

## 3 结论

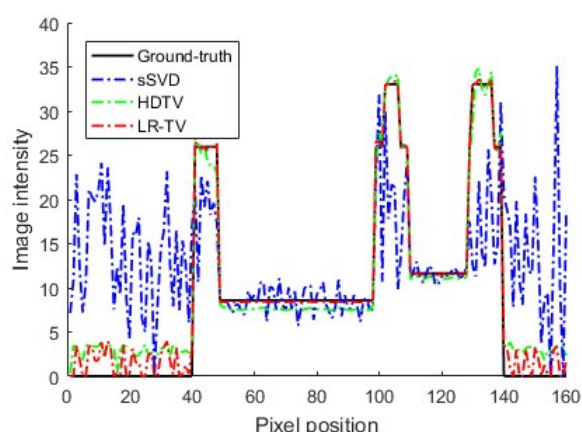
为解决低剂量CT心肌灌注血流参数成像问题,



a: MBF horizontal profile



b: MBV horizontal profile



c: MTT horizontal profile

图3 图2心肌灌注血流参数图中穿过心肌缺血区域的水平剖面图

Fig.3 Horizontal profiles of myocardial ischemia region in Fig.2

本文提出一种基于低秩稀疏正则化的鲁棒去卷积方法,简称为“LR-TV”方法。新方法中,LR-TV正则化约束充分利用了血流信号在时间上的高度相关性和结构上的冗余性。为了验证与评估新方法的有效性,我们进行了XCAT数字体模计算机仿真实验。实验结果显示,相比sSVD和HDTV去卷积方法,新方

表2 对应图2中各参数图的峰值信噪比

Tab.2 Peak signal to noise ratio measured on the parameters maps in Fig.2

Method	MBF /mL·100 g <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup>	MBV /mL·100 g <sup>-1</sup>	MTT/s
sSVD	18.974 3	16.436 7	8.722 9
HDTV	33.830 8	28.533 9	22.616 3
LR-TV	40.014 4	37.382 6	26.011 7

表3 对应图2中各参数图的结构相似性

Tab.3 Structural similarity measured on the parameters maps in Fig.2

Method	MBF /mL·100 g <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup>	MBV /mL·100 g <sup>-1</sup>	MTT/s
sSVD	0.184 9	0.844 9	0.968 9
HDTV	0.922 4	0.989 2	0.957 4
LR-TV	0.997 1	0.999 2	0.984 4

法能更好地抑制心肌灌注血流参数图中的噪声和伪影,且新方法计算得到的血流参数更接近于XCAT体模真值参数图。这说明本文所提的LR-TV方法可以在低剂量CT-MPI参数成像中有效改善低辐射剂量扫描条件下血流参数成像质量,辅助临床影像医生对心肌缺血情况的诊断,具有实际的临床应用意义。

鲁棒去卷积方法通常会引入惩罚参数来平衡保真项和正则化项,而本文中惩罚参数根据图像结果评价进行经验选取,只能得到局部最优解,存在一定的缺陷,因此如何对惩罚参数进行自适应优化设计将是我们接下来的研究工作之一;另外,本文方法验证与评估只是基于XCAT数字体模的仿真实验,若要实现临床应用,仍需进一步的临床数据验证。

## 【参考文献】

- [1] 隋辉,陈伟伟,王文.《中国心血管病报告2015》要点解读[J].中国心血管杂志,2016,21(4): 259-261.  
SUI H, CHEN W W, WANG W. Interpretation of report on cardiovascular diseases in China (2015) [J]. Chinese Journal of Cardiovascular Medicine, 2016, 21(4): 259-261.
- [2] BECKER A, BECKER C. CT imaging of myocardial perfusion: possibilities and perspectives[J]. J Nucl Cardiol, 2013, 20(2): 289-296.
- [3] BRENNER D J, HALL E J. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure[J]. N Engl J Med, 2007, 357(22): 2277-2284.
- [4] TAO Y, CHEN G H, HACKER T A, et al. Low dose dynamic CT myocardial perfusion imaging using a statistical iterative reconstruction method[J]. Med Phys, 2014, 41(7): 71914.
- [5] MODGIL D, ALESSIO A M, BINDSCHADLER M D, et al. Sinogram

- smoothing techniques for myocardial blood flow estimation from dose-reduced dynamic computed tomography [J]. J Med Imaging (Bellingham), 2014, 1(3): 34004.
- [6] SPEIDEL M A, BATEMAN C L, TAO Y, et al. Reduction of image noise in low tube current dynamic CT myocardial perfusion imaging using HYPR processing: a time-attenuation curve analysis[J]. Med Phys, 2013, 40(1): 11904.
- [7] BIAN Z, ZENG D, ZHANG Z, et al. Low-dose dynamic myocardial perfusion CT imaging using a motion adaptive sparsity prior[J]. Med Phys, 2017, 44(9): e188-e201.
- [8] 龚长飞, 曾栋, 边兆英, 等. 基于高维全变分正则化的鲁棒低剂量CT心肌灌注去卷积方法[J]. 南方医科大学学报, 2015, 35(11): 1579-1585.
- GONG C F, ZENG D, BIAN Z Y, et al. Robust low-dose CT myocardial perfusion deconvolution *via* high-dimension total variation regularization [J]. Journal of Southern Medical University, 2015, 35(11): 1579-1585.
- [9] ZENG D, GONG C F, BIAN Z Y, et al. Robust dynamic myocardial perfusion CT deconvolution for accurate residue function estimation *via* adaptive-weighted tensor total variation regularization: a preclinical study[J]. Phys Med Biol, 2016, 61(22): 8135-8156.
- [10] ZIERLER K L. Theoretical basis of indicator-dilution methods for measuring flow and volume[J]. Circ Res, 1962, 10(3): 393-407.
- [11] ZIERLER K L. Indicator dilution methods for measuring blood flow, volume, and other properties of biological systems: a brief history and memoir[J]. Ann Biomed Eng, 2000, 28(8): 836-848.
- [12] NIU S, ZHANG S, HUANG J, et al. Low-dose cerebral perfusion computed tomography image restoration *via* low-rank and total variation regularizations[J]. Neurocomputing, 2016, 197: 143-160.
- [13] CAI J F, CAND, S E. A singular value thresholding algorithm for matrix completion[J]. SIAM J Optim, 2008, 20(4): 1956-1982.
- [14] YANG J, ZHANG Y. Alternating direction algorithms for l1-problems in compressive sensing[J]. SIAM J Sci Comput, 2009, 33(1): 250-278.
- [15] MA J, LIANG Z, FAN Y, et al. Variance analysis of X-ray CT sinograms in the presence of electronic noise background[J]. Med Phys, 2012, 39(7): 4051-4065.
- [16] BIAN Z, MA J, HUANG J, et al. SR-NLM: a sinogram restoration induced non-local means image filtering for low-dose computed tomography[J]. Comput Med Imaging Graph, 2013, 37(4): 293-303.

(编辑:薛泽玲)