

# 优化贝叶斯惩罚似然法的低计数 PET 重建模拟低剂量 PET 显像

阮伟伟 刘芳 舒华 胡佳 兰晓莉

华中科技大学同济医学院附属协和医院核医学科、分子影像湖北省重点实验室, 武汉 430022

通信作者: 兰晓莉, Email: hzslxl@163.com

**【摘要】目的** 研究贝叶斯惩罚似然法(BPL)图像重建及其优化算法是否能提升低计数全身PET重建图像质量。**方法** 回顾性分析2023年1月至2023年6月于华中科技大学同济医学院附属协和医院核医学科行<sup>18</sup>F-FDG一体化PET/MR全身显像的8例[男5例、女3例,年龄(67.2±6.3)岁]患者的PET/MR图像。采用4种方式对list数据进行重建,分别为25%计数常规重建(组1)、100%计数常规重建(组2)、25%计数BPL重建(组3)及25%计数优化BPL重建(组4),获得32幅全身PET图像。测量4组全身PET图像不同ROI的 $SUV_{max}$ 、 $SUV_{mean}$ 、肿瘤代谢体积(MTV),计算病灶糖酵解总量(TLG)和图像质量评价参数[病灶/背景比(L/B)和图像信噪比(SNR)]。利用重复测量方差分析和Friedman检验比较以上参数在4组中的差异;利用Bland-Altman(BA)图对比BPL重建与优化后BPL重建结果分别与100%计数常规重建的定量差异。**结果** 组间比较中,除肌肉 $SUV_{mean}$ 外( $F=0.38, P=0.767$ ),其余ROI的 $SUV_{max}$ 和 $SUV_{mean}$ 差异均有统计学意义( $F$ 值:8.15~36.08,  $\chi^2=18.15$ , 均 $P<0.01$ ),MTV和L/B的差异均有统计学意义( $\chi^2$ 值:10.65、13.35,  $P$ 值:0.014、0.004),而TLG( $\chi^2=4.95, P=0.175$ )和SNR( $F=2.64, P=0.076$ )的差异均无统计学意义。两两比较中,组2与组3的差异最明显(均 $P<0.05$ )。与组2相比,组4中小脑皮质和病灶 $SUV_{max}$ 以及小脑皮质 $SUV_{mean}$ 无明显变化(均 $P>0.05$ ),MTV和L/B也无明显变化(均 $P>0.05$ )。另外,与组1相比,组2肝脏和肌肉 $SUV_{max}$ 均下降(均 $P<0.05$ ),组4指标则无明显变化(均 $P>0.05$ )。BA图显示,组4与组2的 $SUV$ 、MTV、TLG定量值的差异明显小于组3与组2的差异。**结论** BPL重建能提升低计数PET中降低的病灶检出率,但会引起病灶定量值的明显改变。优化后的BPL重建能解决这一问题。

**【关键词】** 肿瘤;正电子发射断层显像术;磁共振成像;脱氧葡萄糖F18;贝叶斯定理;算法;图像处理;计算机辅助;低剂量

**基金项目:**国家自然科学基金(82372081);湖北省技术创新专项(2017ACA182)

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20231016-00073

## Optimizing Bayesian penalized likelihood algorithm for low count PET reconstruction to simulate low dose PET imaging

Ruan Weiwei, Liu Fang, Shu Hua, Hu Jia, Lan Xiaoli

Department of Nuclear Medicine, Union Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology; Hubei Province Key Laboratory of Molecular Imaging, Wuhan 430022, China

Corresponding author: Lan Xiaoli, Email: hzslxl@163.com

**【Abstract】Objective** To study whether Bayesian penalized likelihood (BPL) and its optimized reconstruction algorithm can improve the reconstructed image quality of low count total-body PET. **Methods** Eight patients (5 males, 3 females, age (67.2±6.3) years) who underwent hybrid <sup>18</sup>F-FDG PET/MR total-body scans at Department of Nuclear Medicine in Union Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology were collected retrospectively from January to June in 2023. Total-body PET/MR images of them were included and list-mode data were reconstructed with four methods, namely 25% counts conventional reconstruction (group 1), 100% counts conventional reconstruction (group 2), 25% counts BPL reconstruction (group 3), and 25% counts optimized BPL reconstruction (group 4). At last, 32 total-body PET images were obtained.  $SUV_{max}$  and  $SUV_{mean}$  in different ROIs and tumor metabolic volume (MTV) were measured. Total lesion glycolysis (TLG) and parameters of image quality including the ratio of lesion to background (L/B) and image signal-to-noise ratio (SNR) were calculated. Then the differences in all the parameters among the four groups were analyzed by repeated measures analysis of variance and Friedman test. Quantitative differences between BPL reconstruction and optimized BPL with the 100%

counts conventional reconstruction were compared respectively by using the Bland-Altman (BA) plot. **Results** For the inter-group comparison, except for  $SUV_{mean}$  in the muscle ( $F = 0.38, P = 0.767$ ),  $SUV_{max}$  and  $SUV_{mean}$  in other ROIs were statistically different ( $F$  values: 8.15–36.08,  $\chi^2 = 18.15$ , all  $P < 0.01$ ), as well as MTV and L/B ( $\chi^2$  values: 10.65, 13.35,  $P$  values: 0.014, 0.004), but not for TLG ( $\chi^2 = 4.95, P = 0.175$ ) or SNR ( $F = 2.64, P = 0.076$ ). For the pairwise comparison, the differences between group 2 and group 3 were the most significant (all  $P < 0.05$ ). Compared with group 2, there were no significant differences for  $SUV_{max}$  and  $SUV_{mean}$  of the cerebellar cortex and lesions in group 4 (all  $P > 0.05$ ), as well as MTV and L/B (both  $P > 0.05$ ). In addition, compared with group 1,  $SUV_{max}$  of liver and muscle in group 2 were decreased (both  $P < 0.05$ ), while there were no significant differences in group 4 (all  $P > 0.05$ ). BA plots showed that the differences of SUV, MTV, and TLG between group 4 and group 2 were smaller obviously than those between group 3 and group 2. **Conclusion** BPL reconstruction can improve low focus detection sensitivity induced by low counts, but it will cause significant changes for PET quantification, which can be solved by optimized BPL reconstruction.

**【Key words】** Neoplasms; Positron-emission tomography; Magnetic resonance imaging; Fluorodeoxyglucose F18; Bayes theorem; Algorithms; Image processing, computer-assisted; Low-dose

**Fund program:** National Natural Science Foundation of China (82372081); Technical Innovation Special Project of Hubei Province (2017ACA182)

DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20231016-00073

贝叶斯惩罚似然法 (Bayesian penalized likelihood, BPL) 是近年发展起来的 PET 重建方法, 相比于传统的有序子集最大期望值迭代法 (ordered subsets expectation maximization, OSEM), 其能明显提高 PET 图像质量<sup>[1-2]</sup>, 但会大幅改变病灶 SUV<sup>[3]</sup>, 这可能会造成临床对病情严重程度的高估<sup>[4]</sup>, 因此临床应用受限。减少 PET 显像剂的注射剂量能够减少患者所受的辐射剂量, 还可提高放射性药物的利用率, 但注射剂量减少会引起 PET 计数减少, 降低 PET 探测病灶的灵敏度。许多研究采用减少 PET 计数的方式来模拟低注射剂量的 PET 研究<sup>[5-6]</sup>。本研究假设利用 BPL 重建可以补偿 PET 计数减少对图像质量的影响, 并利用数字滤波的方式优化低计数 PET 的 BPL 重建结果, 以期在保证图像质量的基础上, 缩小病灶定量值的改变, 从而提高 BPL 在降低注射剂量方面的临床应用价值。

## 资料与方法

1. 患者信息。回顾性收集 2023 年 1 月至 2023 年 6 月于华中科技大学同济医学院附属协和医院核医学科行<sup>18</sup>F-FDG 一体化 PET/MR 显像的患者数据。纳入标准: 检查过程配合好, 呼吸均匀, PET 全身图像无伪影, 且 PET 图像有明显的高代谢病灶的肿瘤患者。排除标准: 检查过程中由于运动、有金属或呼吸不规则导致图像伪影者。最终有 8 例患者纳入研究: 男 5 例、女 3 例, 年龄 (67.2±6.3) 岁。本研究符合《赫尔辛基宣言》的原则。

2. 数据采集与处理。<sup>18</sup>F-FDG 由本科美国 GE 公司的回旋加速器及自动合成模块合成 (放化纯 > 95%)。注射前患者空腹至少 6 h, 根据患者体质量

注射<sup>18</sup>F-FDG 3.70 MBq/kg, 注射后约 40 min 行常规全身 PET/MR (3.0 T, SIGNA TOF-PET/MR, 美国 GE 公司) 显像。扫描范围: 从头顶至大腿根部, 共 5 个床位; 从下往上顺序扫描, 扫描时间依次为 4、4、6、4 和 6 min。为了减少呼吸伪影, 其中第 3 个床位采用呼吸门控采集。每个床位自动进行基于 MR 衰减校正 (MR attenuation correction, MRAC) 的序列扫描用于组织分割, 并联合模板匹配的方法行 PET 衰减校正<sup>[7]</sup>。

3. 图像重建。以列表模式保存 PET 数据, 分别采用 4 种方法将数据进行单独重建, 并对应为组 1~4: 组 1 为 25% 时间计数的常规方法 (OSEM) 重建, 5 个床位的时间依次为 1 min、1 min、1 min 30 s、1 min、1 min 30 s; 组 2 为 100% 时间计数的 OSEM 重建; 组 3 为 25% 时间计数的 BPL 重建; 将组 3 的结果导入 MATLAB 2020b (美国 Mathworks 公司) 进行数字滤波处理 (即进行时域的高斯滤波, 滤波器参数: 矩阵 3×3, 高斯核  $\sigma = 0.8$ ), 此结果为组 4, 即为优化后的 BPL 重建结果。最终每例数据得到 4 幅全身 PET 图像, 共 32 幅全身图像。PET 重建参数: 重建视野 60 cm×60 cm, 重建矩阵 192×192; OSEM 重建子集个数和迭代次数分别为 28 和 2; BPL 重建  $\beta = 350$ 。

4. 定量测量与分析。以 100% 时间计数常规方法 (OSEM) 重建 (组 2) 的图像为标准, 进行测量区域的勾画, 在图像工作站 (AW 4.6, 美国 GE 公司) 勾画部分小脑皮质区、肝脏区、肌肉区和病灶区 ROI。具体如下: 小脑皮质区和肝脏区选取最大层面的断层图像, 手动进行边界勾画, 得到二维 ROI, 肌肉区选取臀大肌中直径为 25 mm 的圆形 ROI, 病灶区以 42% 的阈值勾画出三维 ROI。将勾画的 ROI

直接复制至其他组的 3 幅全身图像上,自动测量  $SUV_{max}$ 、 $SUV_{mean}$ 、病灶区肿瘤代谢体积 (tumor metabolic volume, MTV) 和肌肉区标准差 (standard deviation, SD),并计算出病灶糖酵解总量 (total lesion glycolysis, TLG;  $TLG = SUV_{mean} \times MTV$ )。另外,计算图像质量定量评价参数<sup>[8-9]</sup>:病灶/背景比 (lesion to background, L/B) 与图像信噪比 (signal-to-noise ratio, SNR)。L/B = 病灶  $SUV_{max}$  / 肌肉  $SUV_{mean}$ ; SNR = 病灶  $SUV_{mean}$  / 肌肉 SD。最终得到每幅全身 PET 图像的定量参数。

另外,利用 Bland-Altman (BA) 图分别比较组 4 与组 2、组 3 与组 2 测量 SUV、MTV 和 TLG 的差异,以明确相比于组 3,数字滤波后的组 4 是否在定量上与组 2 更加接近,在测量上两者是否具有可替代性。BA 图在 Origin 软件 (version 2023, 美国 Origin-Lab) 上完成。

5. 统计学处理。采用 IBM SPSS 24.0 软件进行统计处理。符合正态分布的定量资料用  $\bar{x} \pm s$  表示,不符合正态分布者采用  $M(Q_1, Q_3)$  表示。根据数据分布情况采用重复测量方差分析或 Friedman 检验分析 4 组不同 ROI 的  $SUV_{max}$ 、 $SUV_{mean}$ 、MTV、TLG 和图像定量参数 L/B 和 SNR 的差异,两两比较  $P$  值经 Bonferroni 校正。 $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

### 结 果

1. 4 组不同 ROI 的  $SUV_{max}$  和  $SUV_{mean}$  结果及其比较 (表 1)。组间比较中,除肌肉  $SUV_{mean}$  外 ( $F = 0.38, P = 0.767$ ),余 ROI 指标间的差异均有统计学意义

( $F$  值: 8.15~36.08,  $\chi^2 = 18.15$ , 均  $P < 0.01$ )。组内两两比较中,组 2 与组 3 的差异最明显 (均  $P < 0.05$ ),尤其是肌肉和病灶  $SUV_{max}$  (均  $P < 0.01$ )。与组 2 相比,组 4 小脑皮质和病灶  $SUV_{max}$  以及小脑皮质  $SUV_{mean}$  均无明显变化 (均  $P > 0.05$ )。与组 1 相比,组 4 指标无明显变化 (均  $P > 0.05$ ); 组 2 肝脏和肌肉  $SUV_{max}$  均下降 (均  $P < 0.05$ ),病灶  $SUV_{max}$  和  $SUV_{mean}$  均无明显变化 (均  $P > 0.05$ )。

2. 4 组病灶定量参数及图像质量评价参数的比较 (表 2)。组间比较中,4 组 MTV 和 L/B 的差异均有统计学意义 ( $\chi^2$  值: 10.65、13.35,  $P$  值: 0.014、0.004),而 TLG ( $\chi^2 = 4.95, P = 0.175$ ) 和 SNR ( $F = 2.64, P = 0.076$ ) 的差异无统计学意义。两两比较中,与组 2 相比,组 3 MTV 明显降低, L/B 明显升高 ( $P$  值: 0.022 和 0.003); 组 4 MTV 和 L/B 无明显变化 (均  $P > 0.05$ ),但 L/B 有一定升高趋势。组 3 和组 1、组 2 间 L/B 的差异均有统计学意义 ( $P$  值: 0.012 和 0.003)。由绘制的小提琴图 (图 1) 可知,组 3 的 L/B 分布在 20 附近; 组 4 的 L/B 相对减小,但分布更加集中,与组 2 的 L/B 分布更加接近。对于 SNR,组 2 的 SNR 在 60 以上的较为集中,而组 3 和组 4 中以 SNR < 60 的分布更广; 虽然 SNR 在 4 组间无明显差异,但相比于组 2,组 3 和组 4 SNR 仍有一定降低趋势。

3. BA 图分析。基于组 2 和组 3、组 2 和组 4 的  $SUV_{max}$ 、 $SUV_{mean}$ 、MTV 和 TLG 绘制 BA 图 (图 2),可见组 2 与组 3 的  $SUV_{max}$  和  $SUV_{mean}$  的数据点基本在 0 值下侧, MTV 的数据点在 0 值上侧; TLG 的数据点均落在 0 值两侧,且有 5 个点较为集中。组 2 与组 4

表 1 不同重建方法组不同 ROI 的  $SUV_{max}$  与  $SUV_{mean}$  结果及比较 [ $n = 8; \bar{x} \pm s$  或  $M(Q_1, Q_3)$ ]

组别	$SUV_{max}$				$SUV_{mean}$			
	小脑皮质	肝脏	肌肉	病灶	小脑皮质	肝脏	肌肉	病灶
组 1	8.47±3.29 <sup>b</sup>	4.20±0.58 <sup>a</sup>	1.28±0.20 <sup>ab</sup>	13.61±7.55	6.19±1.95	2.31±0.39	0.80±0.13	7.30±2.48
组 2	8.10±3.28 <sup>b</sup>	3.29±0.50 <sup>bcd</sup>	1.13±0.20 <sup>bcd</sup>	13.33±8.85 <sup>b</sup>	6.14±1.92 <sup>b</sup>	2.29±0.40 <sup>bc</sup>	0.80±0.14	6.68±2.84 <sup>bc</sup>
组 3	9.16±3.49 <sup>acd</sup>	5.26±1.43 <sup>a</sup>	1.69±0.24 <sup>acd</sup>	16.26 (11.35, 21.35) <sup>ac</sup>	6.53±2.20 <sup>a</sup>	2.35±0.40 <sup>a</sup>	0.67 (0.63, 0.93)	9.34±4.32 <sup>a</sup>
组 4	8.50±3.50 <sup>b</sup>	3.94±0.57 <sup>a</sup>	1.38±0.19 <sup>ab</sup>	14.33±8.61 <sup>b</sup>	6.41±2.12	2.34±0.40 <sup>a</sup>	0.67 (0.63, 0.93)	7.36±2.94 <sup>a</sup>

注: 组 1~4 分别采用 25% 计数有序子集最大期望值迭代法 (OSEM)、100% 计数 OSEM、25% 计数贝叶斯惩罚似然法 (BPL) 以及 25% 计数优化 BPL 重建方法; <sup>a</sup> 与组 2 比较,  $P < 0.05$ ; <sup>b</sup> 与组 3 比较,  $P < 0.05$ ; <sup>c</sup> 与组 4 比较,  $P < 0.05$ ; <sup>d</sup> 与组 1 比较,  $P < 0.05$

表 2 不同重建方法组病灶 MTV、TLG 及图像质量评价参数结果及比较 [ $n = 8; \bar{x} \pm s$  或  $M(Q_1, Q_3)$ ]

组别	MTV (cm <sup>3</sup> )	TLG (g)	L/B	SNR
组 1	5.30 (3.73, 20.74)	42.34 (21.40, 135.65)	15.07 (12.14, 18.90) <sup>b</sup>	45.72±18.06
组 2	7.37 (3.53, 22.28) <sup>b</sup>	37.65 (26.61, 143.04)	13.82 (10.39, 19.00) <sup>b</sup>	57.01±25.30
组 3	4.62 (2.55, 10.96) <sup>ac</sup>	37.34 (26.08, 96.37)	20.90 (18.13, 24.90) <sup>acd</sup>	43.28±22.90
组 4	6.89 (3.67, 18.58) <sup>b</sup>	44.46 (28.98, 133.34)	16.30 (14.50, 18.44) <sup>b</sup>	44.44±21.70

注: <sup>a</sup> 与组 2 比较,  $P < 0.05$ ; <sup>b</sup> 与组 3 比较,  $P < 0.05$ ; <sup>c</sup> 与组 4 比较,  $P < 0.05$ ; <sup>d</sup> 与组 1 比较,  $P < 0.05$ ; L/B 为病灶/背景比, MTV 为肿瘤代谢体积, SNR 为信噪比, TLG 为病灶糖酵解总量

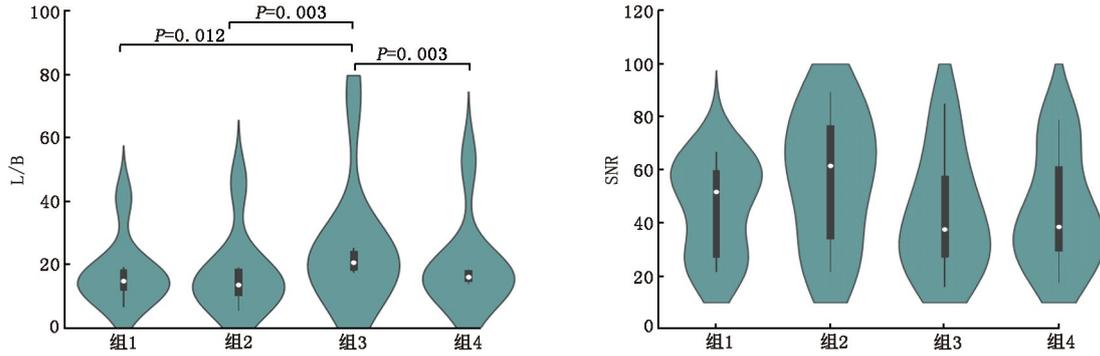


图 1 不同重建方法组间病灶/背景比(L/B)和图像信噪比(SNR)比较的小提琴图。组 1~4 分别采用 25%计数有序子集最大期望值迭代法(OSEM),100%计数 OSEM、25%计数贝叶斯惩罚似然法(BPL)以及 25%计数优化 BPL 重建方法。可见组 3 的 L/B 分布在 20 附近,高于组 1 和组 2,组 4 L/B 相对减小,但分布更加集中;SNR 在组间没有明显差异,但组 2 的分布高于其他组,且组 3 和组 4 的分布差别不大

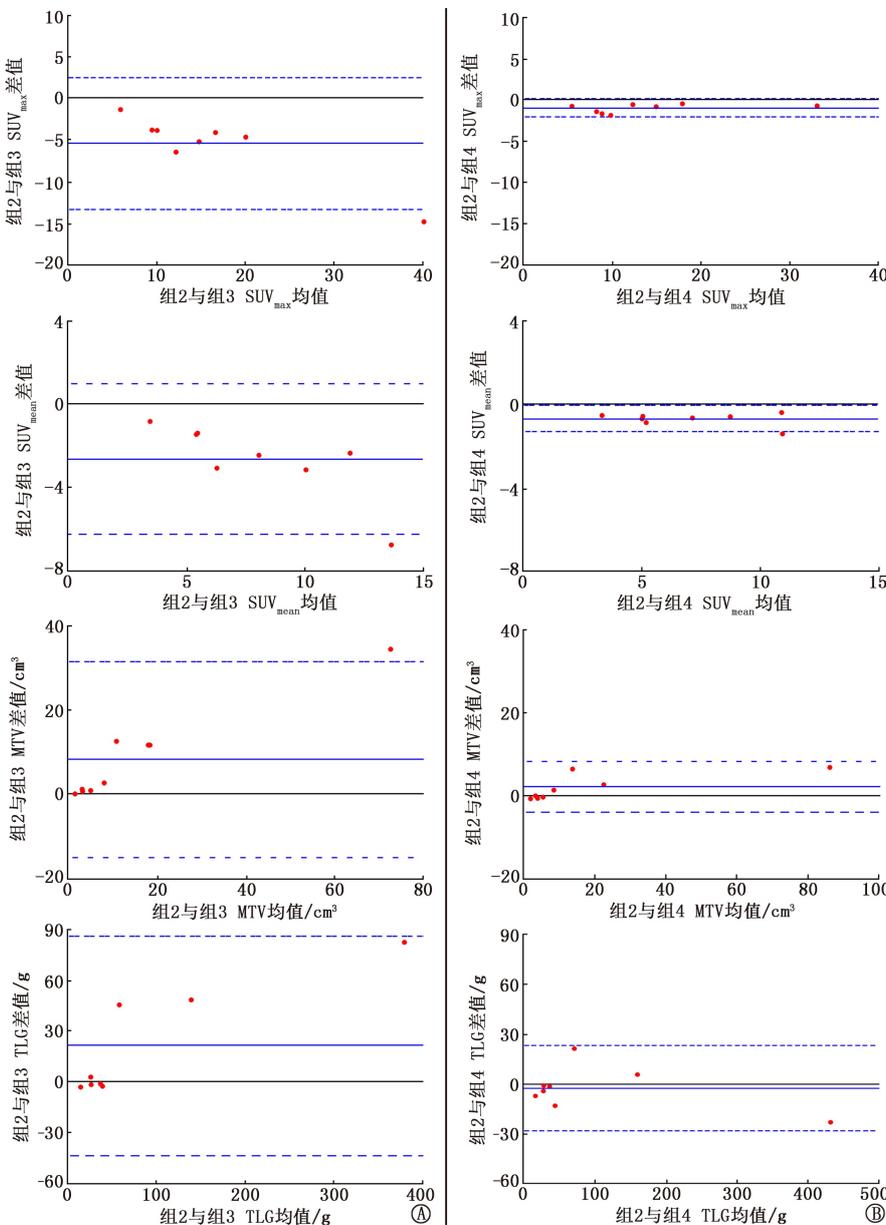


图 2 组 2 与组 3(A),组 2 与组 4(B)测量不同指标的 Bland-Altman 图。图中浅蓝色实线代表差值的均值,虚线代表 95% CI;可见 B 图差异值范围明显小于 A 图差异值范围。MTV 为肿瘤代谢体积,TLG 为病灶糖酵解总量

相应的差异值明显小于前 2 组,范围更加集中,表明组 4 与组 2 的可替代性强于组 3 与组 2 的可替代性。4 种方法重建后的同 1 例患者图像见图 3,100%时间计数的常规方法图像(图 3B)更加平滑,经数字滤波处理的 BPL 重建图像(图 3D)可降低图像颗粒感,最大程度还原 100%计数的图像结果,图像轮廓与组 2 图像轮廓基本一致。

### 讨 论

BPL 的 PET 重建技术能够改善传统 PET 重建方法中多次迭代带来噪声增加问题,目前对于 BPL 的临床研究尚处于初始阶段。本研究团队前期基于<sup>68</sup>Ga-成纤维细胞激活蛋白抑制剂 PET/MR 显像结果聚焦于对病灶进行研究<sup>[10]</sup>。本研究对低计数全身<sup>18</sup>F-FDG PET/MR 图像进行 BPL 重建,对小脑皮质、肝脏、肌肉以及病灶进行定量评价分析,并对 BPL 的 PET 重建结果进行数字滤波优化,优化后的低计数 BPL 重建与 100%计数传统方法重建 PET 结果更加接近,初步表明优化后的 BPL 可能有助于低剂量

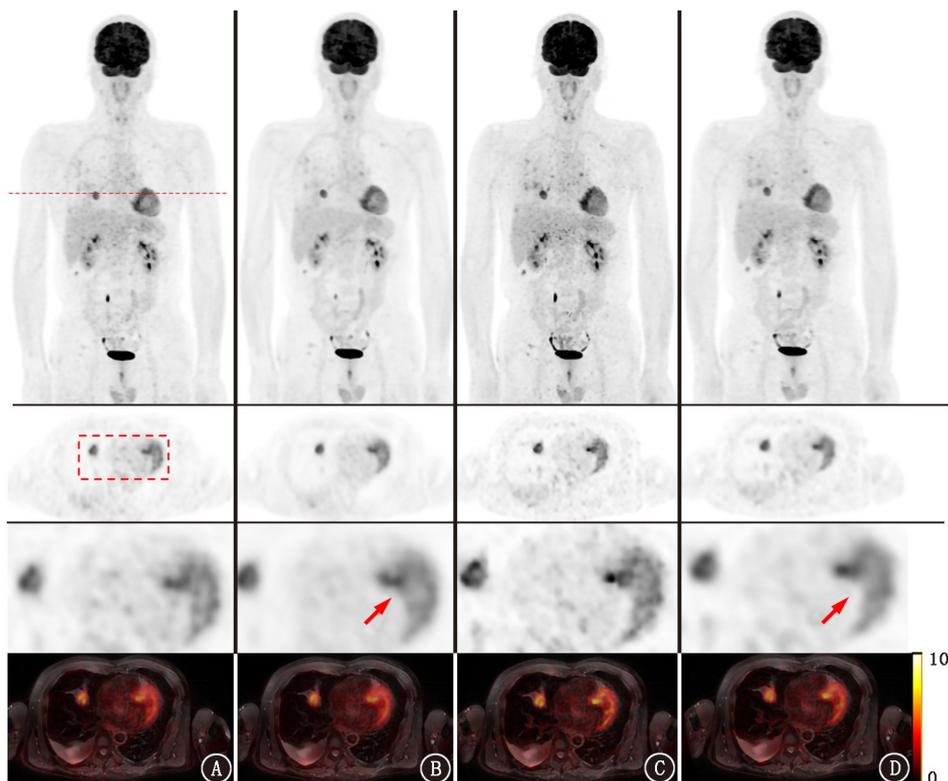


图3 4种重建方法[25%计数有序子集最大期望值迭代法(OSEM)(A)、100%计数 OSEM(B)、25%计数贝叶斯惩罚似然法(BPL)(C)及25%计数优化 BPL(D)]对同一患者(男,73岁,肺癌)显像图的重建后图像。各图下侧第2行为第1行红色方框区域放大后图像,第3行为PET与T<sub>2</sub>图像的融合图。可见C图中图像颗粒感最强,即噪声较大,而D图与B图的结果更加一致,尤其心脏断面箭头所指的形态

### PET 重建。

在 SUV 的对比中,对于常规方法 PET 重建,在小脑皮质、肝脏和肌肉中,计数降低对 SUV<sub>max</sub> 的影响比 SUV<sub>mean</sub> 更大,这主要是因为低计数导致噪声的增加,而噪声的增加会增加 SUV<sub>max</sub><sup>[11-12]</sup>。然而,在病灶中,低计数常规重建结果的 SUV<sub>max</sub> 和 SUV<sub>mean</sub> 均没有明显增加,推测是因为病灶 SUV 本身比较高,噪声增加引起的 SUV 改变相对较小。但 25%时间计数的 BPL 重建在病灶中的影响更大,BPL 重建把病灶 SUV<sub>max</sub> 从 13.33±8.85 提高至 16.26(11.35,21.35),且明显增加 L/B。因此,BPL 重建能够弥补低计数导致的 PET 病灶检出率降低的缺陷,从而避免出现假阴性结果。

本研究探讨不同分组的 MTV 和 TLG 发现,低计数 PET 一定程度上会引起 MTV 的减少和 TLG 增加,BPL 重建会导致 MTV 的进一步减小,但 MTV 的减少可以在一定程度上解决 TLG 增加的问题。即使如此,BPL 重建还是会引起 MTV 和 TLG 的大幅减少,这对于临床对肿瘤的定量分析不利。

目前 BPL 重建对于肿瘤定量的明显改变,使其难以在临床上推广应用<sup>[4,10]</sup>。本研究初步结果表

明,虽然 BPL 能够补偿低计数 PET 导致的病灶检出率降低的问题,但仍然无法改善其对病灶定量的影响。基于高斯函数的数字滤波技术可缩小 25%计数 BPL 重建与 100%计数常规重建的定量差异,但目前低计数的 BPL 重建图像 SNR 仍然难以完全恢复至常规高计数 PET 图像水平。因此,基于 BPL 重建图像的去噪技术值得进一步探索。低剂量 PET 显像减少了 PET 的有效计数,导致 PET 图像噪声增加,影响临床的诊断决策。本研究将 BPL 重建算法应用在低计数 PET 重建中,这可以在一定程度上恢复图像质量,提高 PET 的病灶检出率。但

BPL 算法会明显改变 PET 图像定量,特别是对于病灶的 SUV<sub>max</sub>、MTV 和 TLG,进而可能导致临床错误评估病灶严重程度。本研究采用的优化后的 BPL 方法应用于低计数 PET 重建上,不仅能提高 PET 病灶检出率,还减少了病灶定量值的改变,有望应用于低剂量的 PET 显像。

本研究存在一定的不足。(1)纳入病例数较少(8例),由于<sup>18</sup>F-FDG 的全身 PET/MR 显像时间较长,图像或多或少存在一定伪影,后期仍需要扩大病例进一步证实本研究结论。(2)PET/MR 采集过程中 MRI 时间长,故 PET 显像也同步增加,本研究只使用 1 个切割时间点,尚需进一步探索更多的切割时间点来模拟低剂量结果。(3)BPL 重建中 β 值对图像的重建效果较为关键,本研究根据仪器默认参数仅选择了 β = 350 的 1 个参数,难以达到 BPL 最优的重建效果;高斯滤波中亦未能探索滤波参数对于图像的影响,后期值得进一步探索。(4)利用低计数模拟低剂量 PET 显像较常用,但无法替代真实的低剂量 PET 显像,因此,本研究结论尚需注射低剂量的 PET 显像临床数据最终验证。

综上,本研究表明,BPL 重建能够补偿低计数带

来的 PET 病灶检出率的降低,从而提高低计数 PET 的重建效果,但其会引起病灶定量值的明显改变。高斯滤波后的 BPL 重建能很好地解决这一问题,保证病灶的定量与 100% 时间计数常规重建结果的定量一致性。

**利益冲突** 所有作者声明无利益冲突

**作者贡献声明** 阮伟伟:研究实施、数据分析及解释、论文撰写;刘芳、舒华、胡佳:实验讨论、数据采集、论文修改;兰晓莉:研究指导、论文修改、经费支持

### 参 考 文 献

- [1] 林乐军,王永涛,姚小芹,等. BPL 重建技术对<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 正常组织的代谢参数及图像质量的影响[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2021, 41(3): 155-160. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20200218-00050.  
Lin LJ, Wang YT, Yao XQ, et al. Impact of Bayesian penalized likelihood algorithm on the metabolism parameters and image quality in <sup>18</sup>F-FDG PET/CT background tissues[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2021, 41(3): 155-160. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20200218-00050.
- [2] Wagatsuma K, Miwa K, Kamitaka Y, et al. Determination of optimal regularization factor in Bayesian penalized likelihood reconstruction of brain PET images using [<sup>18</sup>F]FDG and [<sup>11</sup>C]PiB[J]. Med Phys, 2022, 49(5): 2995-3005. DOI: 10.1002/mp.15593.
- [3] 李梦春,梁梦,王晋凤,等. PET 贝叶斯惩罚似然法对单发肺占位诊断的增益价值[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2023, 43(5): 267-271. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20220622-00195.  
Li MC, Liang M, Wang JF, et al. Added value of PET Bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm in the diagnosis of solitary pulmonary nodules/masses[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2023, 43(5): 267-271. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20220622-00195.
- [4] Wyrzykowski M, Siminiak N, Kaźmierczak M, et al. Impact of the Q.Clear reconstruction algorithm on the interpretation of PET/CT images in patients with lymphoma[J]. EJNMMI Res, 2020, 10(1): 99. DOI: 10.1186/s13550-020-00690-6.

- [5] Liu L, Chen X, Wan L, et al. Feasibility of a deep learning algorithm to achieve the low-dose <sup>68</sup>Ga-FAPI/the fast-scan PET images: a multicenter study[J]. Br J Radiol, 2023, 96(1149): 20230038. DOI: 10.1259/bjr.20230038.
- [6] 冯莉娟,马欢,鲁霞,等. 基于生成对抗网络改善儿童低剂量 PET 图像质量的研究[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2022, 42(12): 708-712. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20220705-00212.  
Feng LJ, Ma H, Lu X, et al. Study on improving the quality of low-dose PET images of children based on generative adversarial networks[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2022, 42(12): 708-712. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20220705-00212.
- [7] Wollenweber SD, Ambwani S, Lonn AHR, et al. Comparison of 4-class and continuous fat/water methods for whole-body, MR-based PET attenuation correction[J]. IEEE T Nucl Sci, 2013, 60(5): 3391-3398. DOI: 10.1109/TNS.2013.2278759.
- [8] Zhang H, Inoue T, Tian M, et al. A basic study on lesion detectability for hot spot imaging of positron emitters with dedicated PET and positron coincidence gamma camera[J]. Ann Nucl Med, 2001, 15(3): 301-306. DOI: 10.1007/BF02987851.
- [9] Rogasch JM, Steffen IG, Hofheinz F, et al. The association of tumor-to-background ratios and SUV<sub>max</sub> deviations related to point spread function and time-of-flight F18-FDG-PET/CT reconstruction in colorectal liver metastases[J]. EJNMMI Res, 2015, 5: 31. DOI: 10.1186/s13550-015-0111-5.
- [10] Ruan W, Qin C, Liu F, et al. Q.Clear reconstruction for reducing the scanning time for <sup>68</sup>Ga-DOTA-FAPI-04 PET/MR imaging[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2023, 50(7): 1851-1860. DOI: 10.1007/s00259-023-06134-2.
- [11] Dawood M, Büther F, Lang N, et al. Respiratory gating in positron emission tomography: a quantitative comparison of different gating schemes[J]. Med Phys, 2007, 34(7): 3067-3076. DOI: 10.1118/1.2748104.
- [12] Ruan W, Liu F, Sun X, et al. Evaluating two respiratory correction methods for abdominal PET/MRI imaging[J]. EJNMMI Phys, 2022, 9(1): 5. DOI: 10.1186/s40658-022-00430-w.

(收稿日期:2023-10-16)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

## 关于投稿提供伦理委员会批准文件及受试对象知情同意书的通告

根据中华医学会杂志社的相关规定,当论文的主体是以人为研究对象时,作者应该说明其遵循的程序是否符合伦理审核委员会(单位性的、地区性的或国家性的)所制订的伦理学标准,并提供该委员会的批准文件(批准文号著录于论文中)及受试对象或其亲属的知情同意书;当论文主体以动物为研究对象时,需说明是否遵循了单位和国家有关实验动物管理和使用的规定,如获得审查批准,应提交实验动物伦理审查委员会审批文件和批准文号。

本刊编辑部