

# PET/CT 正则化重建与非正则化重建对肿瘤病灶定量参数及图像质量的影响

彭新华,朱研佳,朱磊,徐文贵

(天津医科大学肿瘤医院分子影像与核医学诊疗科/国家恶性肿瘤临床医学研究中心/  
天津市“肿瘤防治”重点实验室/天津市恶性肿瘤临床医学研究中心,天津 300060)

**摘要:**目的 通过对正则化重建方式与非正则化重建方式的 PET 图像进行分析,比较不同重建方式对肿瘤病灶定量参数的差异以及图像质量方面的影响。方法 回顾性分析 2021 年 10 月-12 月于天津医科大学肿瘤医院进行  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT 检查并经病理诊断为恶性肿瘤的患者共 43 例,共计 71 个病灶。非正则化重建(non-Q.Clear)选择 OSEM+TOF+SharpIR,设为 non-Q.Clear 组,子集数 16,迭代次数 3 次;正则化重建(Q.Clear)选择 OSEM+TOF+SharpIR+Q.Clear,设为 Q.Clear 组,子集数 16,迭代次数 3 次,滤波 5 mm, $\beta$  值 350。获取病灶定量参数并计算 SBR、SNR,比较两组图像定量参数的差异和不同重建方式下 PET 图像质量的差异。结果 Q.Clear 组病灶定量参数 SUVmax、SUVmean、SULmax 高于 non-Q.Clear 组,MTV 低于 non-Q.Clear 组 ( $P<0.05$ );Q.Clear 组病灶 SBR、SNR 高于 non-Q.Clear 组 ( $P<0.05$ );两组 SUVpeak、TLG 数值比较,差异无统计学意义 ( $P>0.05$ );Dmax $<10$  mm 的病灶  $\Delta$ SUVmax、 $\Delta$ SUVmean、 $\Delta$ SULmax、 $\Delta$ SBR 高于 Dmax $\geq 10$  mm 的病灶, $\Delta$ SUVpeak 低于 Dmax $\geq 10$  mm 的病灶 ( $P<0.05$ );Dmax $\geq 10$  mm 的病灶和 Dmax $<10$  mm 的病灶的  $\Delta$ MTV、 $\Delta$ TLG 和  $\Delta$ SNR 比较,差异无统计学意义 ( $P>0.05$ );BMI $>25$  kg/m $^2$  的患者与 BMI $\leq 25$  kg/m $^2$  的患者各病灶定量参数比较,差异无统计学意义 ( $P>0.05$ )。结论 正则化重建算法对肿瘤病灶定量参数相比于非正则化重建算法有一定差异,并且对小病灶的定量参数影响较大,应用正则化算法可提升图像质量。

**关键词:**正电子发射断层显像;正则化重建算法;图像质量

中图分类号:R817.4;R445.6

文献标识码:A

DOI:10.3969/j.issn.1006-1959.2022.23.017

文章编号:1006-1959(2022)23-0096-05

## Effect of PET/CT Regularized Reconstruction and Non-regularized Reconstruction on the Quantitative Parameters and Image Quality of Tumor Lesions

PENG Xin-hua,ZHU Yan-jia,ZHU Lei,XU Wen-gui

(Department of Molecular Imaging and Nuclear Medicine,Cancer Institute and Hospital,Tianjin Medical University/

National Clinical Research Center for Cancer/Key Laboratory of Cancer Prevention and Therapy,

Tianjin/Tianjin's Clinical Research Center for Cancer,Tianjin 300060,China)

**Abstract: Objective** To compare the difference of quantitative parameters of tumor lesions and the effect of different reconstruction methods on image quality by analyzing the PET images of regularization reconstruction and non-regularization reconstruction. **Methods** A total of 43 patients who underwent  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT examination and were pathologically diagnosed as malignant tumors in Tianjin Medical University Cancer Hospital from October to December 2021 were retrospectively analyzed, including 71 lesions. For non-regularized reconstruction (non-Q.Clear), use OSEM+TOF+SharpIR, the number of subsets was 16, and the number of iterations was 3, set to non-Q.Clear group; for regularized reconstruction (Q.Clear), use OSEM+TOF+SharpIR+Q.Clear, the number of subsets was 16, the number of iterations was 3, the filtering was 5mm, and the  $\beta$  value was 350, set to Q.Clear group. The differences of quantitative parameters between the two groups and the differences of PET image quality under different reconstruction methods were compared. **Results** The quantitative parameters of SUVmax, SUVmean and SULmax in the Q.Clear group were higher than those in the non-Q.Clear group, and the MTV was lower than that in the non-Q.Clear group ( $P<0.05$ ). SBR and SNR in Q. Clear group were higher than those in non-Q. Clear group ( $P<0.05$ ). There was no significant difference in SUVpeak and TLG between the two groups ( $P>0.05$ ). The  $\Delta$ SUVmax,  $\Delta$ SUVmean,  $\Delta$ SULmax and  $\Delta$ SBR of lesions with Dmax $<10$  mm were higher than those of lesions with Dmax $\geq 10$  mm, and the  $\Delta$ SUVpeak was lower than that of lesions with Dmax $\geq 10$  mm ( $P<0.05$ ). There was no significant difference in  $\Delta$ MTV,  $\Delta$ TLG and  $\Delta$ SNR between lesions with Dmax $\geq 10$  mm and lesions with Dmax $<10$  mm ( $P>0.05$ ). There was no significant difference in quantitative parameters between patients with BMI $>25$  kg/m $^2$  and patients with BMI $\leq 25$  kg/m $^2$  ( $P>0.05$ ). **Conclusion** Regularization reconstruction algorithm has some differences in quantitative parameters of tumor lesions compared with non-regularization reconstruction algorithm, and has a great influence on quantitative parameters of small lesions. Regularization algorithm can improve image quality.

**Key words:** Positron emission tomography; Regularization reconstruction algorithm; Image quality

正电子发射断层显像(positron emission tomography/computed tomography, PET/CT)在肿瘤的诊断、

疗效评价、复发监测等方面具有独特优势<sup>[1,2]</sup>。从广泛使用的有序子集最大期望值迭代重建(ordered subset expectation maximization, OSEM)到后来飞行时间技术(time of flight, TOF)、点扩散函数技术(point spread function, PSF)的应用显著提高了图像的分辨率、信噪比。目前针对 PET 图像推出的一种最新的算法,即正则化重建算法(block sequential regularized expectation maximization, BSREM/Q.Clear)

基金项目:天津市科技计划项目(编号:18PTZWHZ00100)

作者简介:彭新华(1992.10-),男,天津人,本科,技师,主要从事核医学技术工作

通讯作者:徐文贵(1965.1-),男,天津人,博士,主任医师,分子影像与核医学诊疗科主任,主要从事核医学诊断和治疗工作

已经应用于临床。该算法实现了 PET 图像的完全收敛,抑制图像噪声,提高信噪比,提升图像质量<sup>[3]</sup>。尤其是对病灶的定量参数如标准化摄取值(standardized uptake value, SUV)的改善,进而可获取更加精确的病灶代谢水平,在病灶的良恶性诊断、定量分析中具有重要意义。为此,本研究通过对正则化重建方式与非正则化重建方式的 PET 图像进行分析,比较不同重建方式对肿瘤病灶定量参数的差异以及图像质量方面的影响,现报道如下。

## 1 资料与方法

1.1 一般资料 回顾性分析 2021 年 10 月-12 月于天津医科大学肿瘤医院 PET/CT 中心进行 <sup>18</sup>F-FDG PET/CT 检查,并经病理诊断为恶性肿瘤的患者共 43 例,其中男 19 例,女 24 例,年龄 40~85 岁,平均年龄(60.93±10.21)岁;体重指数(BMI)15.66~36.21 kg/m<sup>2</sup>,平均 BMI(26.01±4.40)kg/m<sup>2</sup>。43 例患者中肺癌 23 例,乳腺癌 11 例,淋巴瘤 4 例,其它类型肿瘤 5 例;共计 71 个病灶,最大直径(Dmax)6.90~45.00 mm,平均 Dmax(18.37±10.59)mm。本研究所有患者行 <sup>18</sup>F-FDG PET/CT 前均已签署知情同意书,本研究征得我院伦理委员会批准。

1.2 设备与方法 PET/CT 设备采用 GE Discovery MI PET/CT, <sup>18</sup>F-FDG 由天津医科大学肿瘤医院 PET/CT 中心合成,设备采用 GE mini trace 回旋加速器,TRACERlab Fx FDG 合成器,放化纯度>95%。所有患者检查前禁食 6 h 以上,检查前测得空腹血糖<11.1 mmol/L 者经静脉注射 <sup>18</sup>F-FDG,用量为 3.7~4.8 MBq/kg,安静休息 60 min 后行 PET/CT 检查,扫描范围为头顶至大腿中段。先行螺旋 CT 扫描,扫描电压 120 kV,自动电流 140~180 mA,层厚 3.75 mm;之后行 PET 扫描,扫描范围为 6~8 个床位,每个床位扫描时间 1.5 min。采用两种方式进行 PET 图像重建:非正则化重建(non-Q.Clear):原始数据重建选择 OSEM+TOF+SharpIR(点扩散函数重建技术,GE Healthcare),子集数 16,迭代次数 3 次;正则化重建(Q.Clear):原始数据重建选择 OSEM+TOF+SharpIR+Q.Clear,子集数 16,迭代次数 3 次,滤波 5 mm,β 值 350。之后分别与 CT 图像进行融合。

1.3 图像分析 所有图像采用 GE AW4.6 图像后处理工作站进行测量和分析。在 CT 图像上测量每个病灶最大直径(Dmax),之后通过 PET VCAR 软件分别将 CT 与两组不同重建方式的 PET 图像融合。采用固定阈值法,使用 42% SUVmax 为阈值进行自动勾画病灶感兴趣区(region of interest, ROI),通过 PET VCAR 软件在两组图像上分别对同一病灶进行三维容积分割,自动获得病灶最大标准化摄取值(maximum standardized uptake value, SUVmax),标准

化摄取平均值(mean standardized uptake value, SUVmean)、标准化摄取峰值(peak of standardized uptake value, SUVpeak)、瘦体重校正最大标准化摄取值(maximum standardized uptake values corrected for lean body mass, SULmax)、肿瘤代谢体积(metabolic tumor volume, MTV)、糖酵解总量(total lesion glycolysis, TLG)。在肝右叶避开血管和病灶选取 3 cm 直径 ROI,由 PET VCAR 软件自动测得肝脏组织标准摄取平均值(SUVmean)、标准差(standard deviation, SD)。通过计算得出两组图像对应病灶的病灶信号/本底比值(signal background ratio, SBR),信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)。计算方法:SBR=病灶 SUVmax/肝脏 SUVmean<sup>[4]</sup>;SNR=(病灶 SUVmean-肝脏 SUVmean)/肝脏 SD<sup>[5]</sup>;Q.Clear 组与 non-Q.Clear 组定量参数差值及变化率公式,如:ΔSUVmax=Q.Clear SUVmax - non-Q.Clear SUVmax;SUVmax 变化率=[(Q.Clear SUVmax - non-Q.Clear SUVmax)/non-Q.Clear SUVmax]×100%。

1.4 观察指标 比较不同重建方式下同一肿瘤病灶 SUVmax、SUVmean、SUVpeak、SULmax、MTV、TLG 的差异,分析不同重建方式对肿瘤病灶定量参数的影响;比较不同重建方式下图像 SBR、SNR 的差异进而评价图像质量;分析不同直径大小的病灶、不同 BMI 患者的病灶定量参数、图像质量评价指标在不同重建方式下的差异。

1.5 统计学方法 采用 SPSS 24.0 统计软件分析数据,符合正态分布的计量资料采用( $\bar{x} \pm s$ )表示,采用配对 t 检验,不符合正态分布的计量资料采用[M(P<sub>25</sub>, P<sub>75</sub>)]表示,采用配对 Wilcoxon 秩和检验和 Mann-whitney U 非参数检验;计数资料采用[n(%)]表示,行 χ<sup>2</sup> 检验。P<0.05 表示差异有统计学意义。

## 2 结果

2.1 两种重建方式的病灶定量参数比较 Q.Clear 组 SUVmax、SUVmean、SULmax 高于 non-Q.Clear 组, Q.Clear 组 MTV 低于 non-Q.Clear 组,差异有统计学意义(P<0.05);Q.Clear 组病灶 SBR、SNR 高于 non-Q.Clear 组,差异有统计学意义(P<0.05);两组 SUVpeak、TLG 比较,差异无统计学意义(P>0.05),见表 1。

2.2 不同直径大小和不同 BMI 患者的病灶定量参数差异比较 71 个病灶(n=71)中,Dmax≥10 mm 47 个,Dmax<10 mm 24 个。Dmax≥10 mm 的病灶与 Dmax<10 mm 的病灶 ΔSUVmax、ΔSUVmean、ΔSUVpeak、ΔSULmax、ΔSBR 比较,差异有统计学意义(P<0.05);Dmax≥10 mm 的病灶和 Dmax<10 mm 的病灶 ΔMTV、ΔTLG 和 ΔSNR 比较,差异无统计学意义(P>0.05),见表 2;43 例患者中 BMI>25 kg/m<sup>2</sup>

者28例,共计46个病灶;BMI $\leq 25$  kg/m<sup>2</sup>的15例,共计25个病灶,BMI $>25$  kg/m<sup>2</sup>的患者与BMI $\leq$

25 kg/m<sup>2</sup>的患者各病灶定量参数比较,差异无统计学意义( $P>0.05$ ),见表3。

表1 两种重建方式的病灶定量参数比较[ $\bar{x}\pm s, M(P_{25}, P_{75})$ ]

组别	n	SUVmax	SUVmean	SUVpeak	SULmax	MTV	TLG	SBR	SNR
Q.clear组	71	11.93 $\pm$ 6.71	7.54 $\pm$ 4.02	7.11 $\pm$ 4.72	8.64 $\pm$ 5.00	1.31(0.40,5.08)	8.67(2.23,41.87)	5.64 $\pm$ 3.12	22.21 $\pm$ 16.80
non-Q.clear组	71	10.56 $\pm$ 5.86	6.67 $\pm$ 3.67	6.70 $\pm$ 4.50	7.63 $\pm$ 4.20	1.87(0.62,6.77)	10.50(2.72,40.29)	4.94 $\pm$ 2.86	13.84 $\pm$ 11.36
统计值		$t=5.037$	$t=5.825$	$t=8.350$	$t=4.702$	$Z=-5.522$	$Z=-0.756$	$t=5.907$	$t=9.532$
P		0.000	0.000	0.464	0.000	0.000	0.449	0.000	0.000

表2 不同直径大小的病灶定量参数变化比较[M( $P_{25}, P_{75}$ )]

项目	n	$\Delta$ SUVmax	$\Delta$ SUVmean	$\Delta$ SUVpeak	$\Delta$ SULmax
Dmax $\geq 10$ mm	47	0.52(0.21,1.27)	0.48(0.17,1.04)	0.41(0.23,0.55)	0.38(0.15,0.91)
Dmax $<10$ mm	24	1.22(0.78,2.91)	0.99(0.53,1.48)	0.23(0.10,0.33)	0.80(0.42,2.13)
Z		-2.741	-2.425	-2.499	-2.249
p		0.006	0.015	0.012	0.025

  

项目	$\Delta$ MTV	$\Delta$ TLG	$\Delta$ SBR	$\Delta$ SNR
Dmax $\geq 10$ mm	-0.22(-0.49,-0.03)	0.23(-1.14,1.57)	0.30(0.14,0.73)	6.06(4.00,12.07)
Dmax $<10$ mm	-0.17(-0.36,-0.09)	-0.21(-0.90,0.01)	0.79(0.35,1.64)	7.15(3.22,9.26)
Z	-0.243	-1.811	-2.613	-0.480
p	0.808	0.070	0.009	0.631

表3 不同BMI的患者病灶定量参数变化比较[M( $P_{25}, P_{75}$ )]

项目	n	$\Delta$ SUVmax	$\Delta$ SUVmean	$\Delta$ SUVpeak	$\Delta$ SULmax
BMI $>25$ kg/m <sup>2</sup>	46	0.79(0.34,2.00)	0.55(0.23,1.25)	0.37(0.18,0.53)	0.51(0.19,1.36)
BMI $\leq 25$ kg/m <sup>2</sup>	25	0.94(0.28,1.74)	0.72(0.19,1.03)	0.26(0.14,0.45)	0.65(0.22,1.35)
Z		-0.048	-0.060	-1.22	-0.163
P		0.962	0.952	0.222	0.871

  

项目	$\Delta$ MTV	$\Delta$ TLG	$\Delta$ SBR	$\Delta$ SNR
BMI $>25$ kg/m <sup>2</sup>	-0.17(-0.43,-0.65)	-0.162(-0.97,0.60)	0.40(0.16,1.05)	7.15(3.91,14.70)
BMI $\leq 25$ kg/m <sup>2</sup>	-0.20(-0.44,-0.03)	0.04(-0.86,0.69)	0.48(0.17,0.99)	6.06(2.21,9.44)
Z	-0.361	-0.602	-0.144	-0.987
P	0.718	0.547	0.885	0.324

### 3 讨论

PET/CT成像结合了具有高解剖精度的CT图像和可反映分子层面信息的PET图像,在肿瘤诊断、分期、治疗计划和疗效监测过程中提供了重要参考价值。PET图像的分辨率和定量精度很大程度上受重建方法的影响,目前常用的PET图像重建技术主要包括滤波反投影法(filtered back projection, FBP)和迭代法(ordered subsets expectation maximization, OSEM),其中迭代法使用更为广泛。后来飞行时间技术TOF及点扩散函数PSF的应用,改善了PET图像的分辨率,显著提高了图像的信噪比。随着PET/CT硬件以及重建算法的不断进步,正则化重建方法开始进入临床应用。传统的OSEM算法由于自

身限制,为了避免由于过多的噪声导致图像质量下降,算法达到收敛之前就已经停止,因此导致了图像的不均匀收敛以及定量估值出现偏差<sup>[6]</sup>。正则化算法在OSEM的基础上加入了点扩散函数和噪声控制,相比于OSEM算法,可以实现对图像进行完全收敛,并且显著降低噪声,提高信噪比<sup>[7]</sup>,使图像整体更为细腻,病灶轮廓更为清晰,在原有重建参数基础上对PET的各项定量参数以及图像质量有了不同程度的改变。研究证实<sup>[8]</sup>,正则化重建算法显著提升了肿瘤病灶的SUVmax、SUVmean和SBR,尤其是在小的或相对代谢较低的病灶中提升更为明显。王旭等<sup>[9]</sup>对80例恶性肿瘤患者的206个病灶的不同重建方式分析结果显示,正则化重建组病灶SU-

Vmax、SUVmean、SBR 显著高于非正则化重建组，MTV 显著低于非正则化重建组，并且在小于 10 mm 的病灶中，SUVmax 差值、SUVmean 差值、SBR 差值显著高于大于 10 mm 组。国外学者<sup>[10]</sup>对 104 例患者的 121 个肺部结节的研究发现，与 OSEM 组相比，Q.Clear 组肺结节 SUVmax、SBR、SNR 均显著高于 OSEM 组；同时，在直径小于 10 mm 的肺结节中，SUVmax 变化率(92.1%)显著高于直径大于 10 mm 的肺结节(45.3%)。本研究中，Q.Clear 组 SUVmax、SUVmean、SBR 高于 non-Q.Clear 组，Q.Clear 组病灶 SUVmax 提升 12.97%，SUVmean 提升 13.04%，SBR 提升 14.17%；并且在 Dmax<10 mm 的病灶中， $\Delta$ SUVmax、 $\Delta$ SUVmean、 $\Delta$ SULmax 高于 Dmax $\geq$ 10 mm 的病灶，证实 Q.Clear 重建算法对小病灶的定量参数变化影响更大。

有学者<sup>[11]</sup>对 153 个上腹部病变(82 个肝转移癌和 71 个胰腺癌)的研究结果表明，正则化重建方法获得图像的质量视觉评分和 SUVmax 均显著高于传统 OSEM 重建图像。Parvizi N 等<sup>[12]</sup>对 24 例患者的 42 处肝转移灶的分析结果显示，通过正则化算法重建后病灶平均 SUVmax 从 8.8 增加到 11.6，SBR 从 4.0 增加到 4.9，SNR 从 10.6 增加到 13.1，病灶大小与病灶 SUVmax 增加的百分比之间呈显著负相关。本研究显示，Q.Clear 组相比于 non-Q.Clear 组平均 SBR 由 4.94 增加到 5.64，变化率 14.17%，平均 SNR 由 13.84 增加到 22.21，变化率 60.48%，并且在 47 个 Dmax $\geq$ 10 mm 的病灶中  $\Delta$ SUVmax 低于 24 个 Dmax<10 mm 的病灶。提示临床诊断中应当注意 Q.Clear 重建算法对 SUVmax 的提升效能，如根据 SUVmax 的数值进行病灶良恶性的判定，淋巴瘤患者 Deauville 评分改变等<sup>[13]</sup>，是对原有的诊断标准和经验的挑战，须引起重视。

正则化重建算法降低了肿瘤病灶的 MTV。本研究显示，MTV 在 Q.Clear 组低于 non-Q.Clear 组。原因主要为正则化重建算法通过完全收敛图像、降低噪声的同时抑制 PSF 校正的边缘伪影<sup>[14]</sup>，因此可以实现更精准的轮廓勾画，使病灶区域 MTV 降低。TLG 为病灶 MTV 与 SUVmean 的乘积，本研究中 Q.Clear 组 TLG 与 non-Q.Clear 组 TLG 显示未存在差异，原因可能为 Q.Clear 对于病灶的 SUVmean 普遍提升，而对于病灶的 MTV 是减低的，因此二者的乘积变化不明显导致 TLG 无差异，并且本研究中 Dmax $\geq$ 10 mm 的病灶与 Dmax<10 mm 的病灶相比  $\Delta$ MTV 及  $\Delta$ TLG 亦无差异。

BMI 指数越大，往往对应的图像噪声越高。研究表明<sup>[15]</sup>，正则化重建图像的肝脏 SNR 显著高于非正则化重建。随着体重和 BMI 的增加，正则化重建图

像的 SNR 变化不明显，而非正则化重建的 SNR 出现明显下降，表明正则化重建在不同 BMI 的患者间可以保证 SNR 的稳定性，提供较好的图像质量，而单独使用 OSEM 重建在 BMI 较大的患者中会出现 SNR 降低，图像质量变差的情况。本研究中比较了 BMI>25 kg/m<sup>2</sup> 与 BMI $\leq$ 25 kg/m<sup>2</sup> 的患者的所有病灶，未发现 SBR 及 SNR 的变化差异，可能与 BMI 分组差异有关。

$\beta$  值即噪声抑制惩罚因子，是 Q.Clear 重建算法的重要参数。有研究显示<sup>[16,17]</sup>，正则化重建算法能更好的检出微小病灶，病灶尺寸大小和检查部位的不同， $\beta$  值的选择不同。陈炜等<sup>[18]</sup>认为，选择不同的  $\beta$  值可影响对不同直径大小病灶的检出， $\beta$  值越大对小病灶的检出难度越大，其原因是部分容积效应造成。有学者认为<sup>[19]</sup>， $\beta$  值越高则噪声抑制越强，但高  $\beta$  值在病灶探测方面并不是最佳设置，采用 Q.Clear 重建建议选取  $\beta$  值 500~600 较为适合。本研究参考既往 <sup>18</sup>F-FDG 药物对于肿瘤学图像的研究报道<sup>[13,20]</sup>，选取的  $\beta$  值为 350。对于不同原发灶、不同病理类型的肿瘤如何选取最适  $\beta$  值，以及不同  $\beta$  值对图像定量参数、图像质量的影响可成为将来研究的方向。

综上所述，正则化重建算法对肿瘤病灶定量参数相比于非正则化重建算法有一定差异，并且对小病灶的定量参数影响较大，应用正则化算法可提升图像质量。同时需要注意的是，以往的定量参数诊断标准可能需要调整和优化，正则化算法对于不同类型病灶的最佳重建参数还需要在临床诊断中不断探索。

#### 参考文献：

- [1]李艳,代永亮,张卫善,等.<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 在乳腺癌诊断和分期中的应用价值[J].实用放射学杂志,2019,35(9):1436-1439.
- [2]居热提·阿扎提,柴黎明,等.<sup>18</sup>F-脱氧葡萄糖 PET/CT 代谢参数对食管恶性肿瘤患者放化疗疗效的预测价值[J].医学信息,2020,33(5):80-84.
- [3]Yoshii T,Miwa K,Yamaguchi M,et al.Optimization of a Bayesian penalized likelihood algorithm (Q.Clear) for <sup>18</sup>F-NaF bone PET/CT images acquired over shorter durations using a custom-designed phantom[J].EJNMMI Phys,2020,7(1):56.
- [4]Lindström E,Lindsjö L,Sundin A,et al.Evaluation of block-sequential regularized expectation maximization reconstruction of <sup>68</sup>Ga-DOTATOC,<sup>18</sup>F-fluoride, and <sup>11</sup>C-acetate whole-body examinations acquired on a digital time-of-flight PET/CT scanner[J].EJNMMI Phys,2020,7(1):40.
- [5]崔碧霄,卢洁,王曼,等.TOF-PET 图像重建技术评价小肿瘤病灶的临床价值[J].医学影像学杂志,2016,26(7):1237-1239.
- [6]Lindström E,Sundin A,Trampal C,et al.Evaluation of Penalized-Likelihood Estimation Reconstruction on a Digital Time-of-Flight PET/CT Scanner for <sup>18</sup>F-FDG Whole-Body Exami-

nations[J]. J Nucl Med, 2018, 59(7): 1152–1158.

[7] Matti A, Lima GM, Pettinato C, et al. How Do the More Recent Reconstruction Algorithms Affect the Interpretation Criteria of PET/CT Images? [J]. Nucl Med Mol Imaging, 2019, 53(3): 216–222.

[8] Liu Y, Gao MJ, Zhou J, et al. Changes of  $^{18}\text{F}$ -FDG-PET/CT quantitative parameters in tumor lesions by the Bayesian penalized-likelihood PET reconstruction algorithm and its influencing factors[J]. BMC Med Imaging, 2021, 21(1): 133.

[9] 王旭, 许莎莎, 王卓, 等.  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT 贝叶斯正则化似然重建算法对肿瘤定量参数的影响 [J]. 中国医学影像技术, 2021, 37(11): 1720–1724.

[10] Teoh EJ, McGowan DR, Bradley KM, et al. Novel penalised likelihood reconstruction of PET in the assessment of histologically verified small pulmonary nodules[J]. Eur Radiol, 2016, 26(2): 576–584.

[11] Tatsumi M, Soeda F, Kamiya T, et al. Effects of New Bayesian Penalized Likelihood Reconstruction Algorithm on Visualization and Quantification of Upper Abdominal Malignant Tumors in Clinical FDG PET/CT Examinations [J]. Front Oncol, 2021, 11: 707023.

[12] Parvizi N, Franklin JM, McGowan DR, et al. Does a novel penalized likelihood reconstruction of  $^{18}\text{F}$ -FDG PET-CT improve signal-to-background in colorectal liver metastases? [J]. Eur J Radiol, 2015, 84(10): 1873–1878.

[13] Wyrzykowski M, Siminiak N, Kazmierczak 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.

[14] Yamaguchi S, Wagatsuma K, Miwa K, et al. Bayesian penal-

ized-likelihood reconstruction algorithm suppresses edge artifacts in PET reconstruction based on point-spread-function [J]. Phys Med, 2018, 47: 73–79.

[15] Chilcott AK, Bradley KM, McGowan DR. Effect of a Bayesian Penalized Likelihood PET Reconstruction Compared With Ordered Subset Expectation Maximization on Clinical Image Quality Over a Wide Range of Patient Weights [J]. AJR Am J Roentgenol, 2018, 210(1): 153–157.

[16] Teriet J, Rijnsdorp S, Roef MJ, et al. Evaluation of a Bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm for low-count clinical  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT [J]. EJNMMI Phys, 2019, 6(1): 32.

[17] Sah BR, Stolzmann P, Delso G, et al. Clinical evaluation of a block sequential regularized expectation maximization reconstruction algorithm in  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT studies [J]. Nucl Med Commun, 2017, 38(1): 57–66.

[18] 陈炜, 耿建华, 卢洪辉, 等. 正则化最大期望值重建算法中  $\beta$  值对 PET 图像质量和定量分析的影响 [J]. 中国医学装备, 2021, 18(11): 27–31.

[19] Elin T, David M, Helen A, et al. Impact of acquisition time and penalizing factor in a block-sequential regularized expectation maximization reconstruction algorithm on a Si-photomultiplier-based PET-CT system for  $^{18}\text{F}$ -FDG [J]. EJNMMI Res, 2019, 9(1): 64.

[20] Texte E, Gouel P, Thureau S, et al. Impact of the Bayesian penalized likelihood algorithm (Q.Clear<sup>®</sup>) in comparison with the OSEM reconstruction on low contrast PET hypoxic images [J]. EJNMMI Phys, 2020, 7(1): 28.

收稿日期: 2022-01-19; 修回日期: 2022-03-07

编辑/成森