

BPL 重建技术对¹⁸F-FDG PET/CT 正常组织的代谢参数及图像质量的影响

林乐军 王永涛 姚小芹 吕晓宁 李金玉 李善春

烟台毓璜顶医院核医学科 264100

通信作者:李善春, Email: lsc718@163.com

【摘要】 目的 探讨贝叶斯正则化似然(BPL)重建技术对¹⁸F-脱氧葡萄糖(FDG) PET/CT 正常组织代谢参数及图像质量的影响。方法 回顾性分析 2019 年 3 月至 2019 年 6 月间烟台毓璜顶医院 60 例肿瘤患者[男 29 例,女 31 例,年龄 24~89(60.4±15.2)岁]的 PET/CT 体部检查数据,将 PET 图像按照有序子集最大期望值迭代法(OSEM)、飞行时间(TOF)+点扩散函数(PSF)和 BPL(β 值=350)3 种重建技术进行重建,分别于右肺上叶、肝脏右后叶、主动脉根部和腰椎勾画感兴趣体积(VOI),测量 VOI 代谢参数[包括平均标准摄取值(SUV_{mean})、最大标准摄取值(SUV_{max})、瘦体质量标准摄取值(SUV)峰值(SUL_{peak})、SUV 标准差(SUV_{SD})],并计算信噪比(SNR),分析 SNR 变化率(% Δ SNR)与体质指数(BMI)的关系。采用单因素方差分析、最小显著差异 *t* 检验和 Pearson 相关分析数据。结果 3 种重建技术的正常肺、主动脉、肝脏及腰椎的 SUV_{mean} 及 SUL_{peak} 差异均无统计学意义(F 值:0.04~1.95,均 $P>0.05$)。BPL 组正常肺、主动脉、肝脏和腰椎的 SUV_{max} (1.14±0.82、2.13±0.37、2.95±0.50 和 2.76±0.87)较 TOF+PSF 组(1.56±0.61、2.99±0.75、4.32±0.94 和 4.05±1.48)和 OSEM 组(1.51±0.67、3.00±0.70、4.45±1.12 和 3.81±1.06)明显降低(F 值:20.59~52.24,均 $P<0.001$); SUV_{SD} (0.13±0.07、0.20±0.05、0.26±0.06 和 0.38±0.17)较 TOF+PSF 组(0.24±0.11、0.43±0.11、0.58±0.15 和 0.67±0.21)和 OSEM 组(0.21±0.09、0.42±0.10、0.58±0.14 和 0.63±0.20)也明显降低(F 值:24.46~124.95,均 $P<0.001$);而 SNR(4.67±1.34、7.74±2.22、8.17±1.77 和 4.45±1.22)则明显高于 TOF+PSF 组(2.54±0.72、3.55±0.82、3.77±0.91 和 2.49±0.69)和 OSEM 组(2.65±0.64、3.67±0.80、3.75±0.87 和 2.60±0.67; F 值:83.04~247.73,均 $P<0.001$);而 TOF+PSF 组与 OSEM 组间比较,代谢参数、 SUV_{SD} 和 SNR 差异均无统计学意义(均 $P>0.05$)。BPL 重建组 SNR 随着 BMI 的增加而增加,且 BMI<25 kg/m² 和 BMI≥30 kg/m² 组之间主动脉 SNR(7.07±2.21 和 9.67±2.26)和肝脏 SNR(7.75±1.85 和 9.32±0.70)差异有统计学意义(F 值:3.46、4.19,均 $P<0.05$)。BPL 重建后,OSEM 和 TOF+PSF 组肺、主动脉、肝脏和腰椎的% Δ SNR 与 BMI 呈正相关(r 值:0.042~0.354,均 $P<0.05$)。结论 与传统的 OSEM 及 TOF+PSF 相比,BPL 重建技术在稳定正常本底组织代谢参数的前提下,明显降低图像噪声、提高 SNR,能够很大程度改善图像质量,尤其对体质量大的受检者的图像质量的改善更加明显。

【关键词】 正电子发射断层显像术;体层摄影术,X 线计算机;图像处理,计算机辅助;贝叶斯定理;脱氧葡萄糖

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20200218-00050

Impact of Bayesian penalized likelihood algorithm on the metabolism parameters and image quality in ¹⁸F-FDG PET/CT background tissues

Lin Lejun, Wang Yongtao, Yao Xiaoqin, Lyu Xiaoning, Li Jinyu, Li Shanchun

Department of Nuclear Medicine, Yuhuangding Hospital, Yantai 264100, China

Corresponding author: Li Shanchun, Email: lsc718@163.com

【Abstract】 Objective To investigate the impact of Bayesian penalized likelihood (BPL) PET reconstruction method on the uptake of ¹⁸F-fluorodeoxyglucose (FDG) and signal to noise ratio (SNR) of lungs, liver, aorta and bones. **Methods** From March 2019 to June 2019, the ¹⁸F-FDG PET/CT images of 60 patients with clinical diagnosed tumors (29 males, 31 females, age: 24~89 (60.4±15.2) years) in Yuhuangding Hospital were retrospectively analyzed. PET images were reconstructed with ordered subset expectation maximization (OSEM), time of flight (TOF)+ point spread function (PSF) and BPL (β =350) algorithms. Volumes of interest (VOIs) were delineated on the right upper lung lobe, the right liver, aortic root and lumbar vertebra. The mean standardized uptake value (SUV_{mean}), maximum standardized uptake value (SUV_{max}), peak of lean body standardized uptake value (SUL_{peak}), standard deviation of standardized uptake value (SUV_{SD})

and the SNR were measured. The percentage of SNR change ($\% \Delta \text{SNR}$) between the BPL method and non-BPL methods were calculated. The correlations between body mass index (BMI) and $\% \Delta \text{SNR}$ were analyzed by Pearson correlation analysis. One-way analysis of variance and the least significant difference (LSD) t test were used to analyze the data. **Results** There were no significant differences of SUV_{mean} and SUL_{peak} in lung, aorta, liver and lumbar vertebra among 3 methods (F values: 0.04–1.95, all $P > 0.05$). The SUV_{max} in lung, aorta, liver and lumbar vertebra of BPL reconstruction (1.14 ± 0.82 , 2.13 ± 0.37 , 2.95 ± 0.50 and 2.76 ± 0.87) was significantly lower than those of TOF+PSF (1.56 ± 0.61 , 2.99 ± 0.75 , 4.32 ± 0.94 and 4.05 ± 1.48) and OSEM (1.51 ± 0.67 , 3.00 ± 0.70 , 4.45 ± 1.12 and 3.81 ± 1.06) reconstructions (F values: 20.59–52.24, all $P < 0.001$) and SUV_{SD} (0.13 ± 0.07 , 0.20 ± 0.05 , 0.26 ± 0.06 , 0.38 ± 0.17) was also significantly lower than those of TOF+PSF (0.24 ± 0.11 , 0.43 ± 0.11 , 0.58 ± 0.15 , 0.67 ± 0.21) and OSEM (0.21 ± 0.09 , 0.42 ± 0.10 , 0.58 ± 0.14 , 0.63 ± 0.20) reconstructions (F values: 24.46–124.95, all $P < 0.001$), while the SNR (4.67 ± 1.34 , 7.74 ± 2.22 , 8.17 ± 1.77 , 4.45 ± 1.22) was significantly higher than those of TOF+PSF (2.54 ± 0.72 , 3.55 ± 0.82 , 3.77 ± 0.91 , 2.49 ± 0.69) and OSEM (2.65 ± 0.64 , 3.67 ± 0.80 , 3.75 ± 0.87 , 2.60 ± 0.67) reconstructions (F values: 83.04–247.73, all $P < 0.001$). However, there were no significant differences between OSEM and TOF+PSF reconstructed images in SUL_{peak} , SUV_{mean} , SUV_{SD} and SNR (all $P > 0.05$). In BPL group, SNR increased with the increase of BMI, and there were statistically differences of aortic SNR (7.07 ± 2.21 vs 9.67 ± 2.26) and liver SNR (7.75 ± 1.85 vs 9.32 ± 0.70) between $\text{BMI} < 25 \text{ kg/m}^2$ and $\text{BMI} \geq 30 \text{ kg/m}^2$ (F values: 3.46 and 4.19, both $P < 0.05$). Positive correlations were found between $\% \Delta \text{SNR}$ of lung, aorta, liver and lumbar vertebra in OSEM and TOF+PSF and BMI (r value: 0.042–0.354, all $P < 0.05$). **Conclusion** In background tissues, BPL algorithm has no significant impact on absolute quantification compared with OSEM and TOF + PSF reconstruction methods but it can significantly improve SNR, especially for the patients with large body weight.

【Key words】 Positron-emission tomography; Tomography, X-ray computed; Image processing, computer-assisted; Bayes Theorem; Deoxyglucose

DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20200218-00050

随着数字化 PET/CT 在临床的应用,贝叶斯正则化似然 (Bayesian penalized likelihood, BPL) 重建算法作为新兴的重建技术可能对 PET/CT 的图像质量及代谢参数会有明显的改善^[1-2]。BPL 重建算法是通过相对差异的正则化达到全体素图像噪声收敛^[3],PET 图像的噪声抑制是通过调控正则化因子 (β 值) 来实现的^[4]。许多研究证明了 BPL 重建算法在评估肺小结节^[5-6]、结肠癌肝转移灶^[7] 和非小细胞肺癌 (non-small cell lung cancer, NSCLC) 纵隔转移淋巴结^[8] 等方面的优势。

除了血糖水平及显像剂摄取时间等基本生物因素外,图像采集和重建参数等技术因素是影响标准摄取值 (standardized uptake value, SUV) 等代谢参数测量结果的最主要因素^[9]。而正常本底组织包括肺、心血池、肝脏及骨骼的信噪比 (signal to noise ratio, SNR) 是了解受检者基础生物代谢水平、判断 PET/CT 图像质量的主要参数,同时平均 SUV (mean SUV, SUV_{mean}) 和瘦体质量 SUV (lean body SUV, SUL) 峰值 (peak of SUL, SUL_{peak}) 是 PET 实体瘤疗效评估及恶性肿瘤治疗、随访过程中多次 PET/CT 图像是否具有可对比性的重要参考标准^[4]。

尽管以往的临床实践证实,体质量大的受检者 PET/CT 图像质量较差^[10],但针对不同重建技术对图像质量与受检者体质量之间关系的影响的研究较少。本研究收集临床受检者的 PET 原始数据,采用

BPL 及非 BPL 重建算法进行采集后重建,分析 BPL 对正常本底组织代谢参数和图像质量的影响。

资料与方法

1. 临床资料。回顾性分析 2019 年 3 月至 2019 年 6 月于本院 PET/CT 中心行 ^{18}F -脱氧葡萄糖 (fluoro-deoxyglucose, FDG) PET/CT 检查的患者 60 例,其中男 29 例,女 31 例,年龄 24~89 (60.4 ± 15.2) 岁,体质指数 (body mass index, BMI) 17.63~38.72 (25.45 ± 3.89) kg/m^2 ,血糖水平 4.1~10.3 (6.24 ± 1.57) mmol/L。排除标准:弥漫肺纤维化、重度骨质疏松及肿瘤恶病质。临床诊断头颈部恶性肿瘤 14 例、肺癌 9 例、淋巴瘤 9 例、消化道肿瘤 13 例、骨骼肿瘤 4 例、良性肿瘤 11 例。根据 BMI 将患者分为 3 组: $\text{BMI} < 25 \text{ kg/m}^2$ (过低或正常), $25 \text{ kg/m}^2 \leq \text{BMI} < 30 \text{ kg/m}^2$ (超重), $\text{BMI} \geq 30 \text{ kg/m}^2$ (肥胖)。本研究符合《赫尔辛基宣言》的原则。

2. ^{18}F -FDG PET/CT 图像采集及分析。患者空腹 6 h 以上,血糖 ≤ 11.1 mmol/L,安静状态下按体质量注射 ^{18}F -FDG (由美国 GE 公司 MiniTrace 回旋加速器和 TracerLab FX-PN 化学合成模块生产,放化纯 $> 99\%$) $3.60 \sim 3.66$ (3.64 ± 0.01) MBq/kg,休息约 60 min 后进行图像采集。显像仪器为 Discovery 710 Clarity PET/CT 仪 (美国 GE 公司)。体部 PET 扫描范围从颅底至股骨上段。PET 采集参数: 1.5 min/床位,

矩阵 192×192 , 采用有序子集最大期望值迭代法 (ordered subset expectation maximization, OSEM) + 飞行时间 (time of flight, TOF) + 点扩散函数 (point spread function, PSF) + BPL 模式; CT 采集参数: 层厚 3.75 mm, 120 kV, 30~180 mA, 噪声指数 25。

3. 图像重建。将 PET 数据按照 3 种重建技术进行重建: (1) OSEM 组, OSEM 采用 2 次迭代, 24 个子集, 6.4 mm 高斯滤波器; (2) TOF+PSF 组, 采用 OSEM (3 次迭代, 24 个子集, 6.4 mm 高斯滤波器) + TOF+PSF; (3) BPL 组, 采用 OSEM+TOF+PSF [同(2)] + BPL ($\beta = 350$)。 (1) 和 (2) 为非 BPL 组, (3) 为 BPL 组。重建后的 PET/CT 图像由 AW4.7 工作站 (美国 GE 公司) 处理, 选择 3 种重建 PET/CT 图像的同一断层, 分别于主动脉根部、右肺上叶、肝脏右后叶、腰第 4 椎体勾画直径为 3 cm (肺、肝脏) 及 1 cm (主动脉根部、腰椎) 的感兴趣体积 (volume of interest, VOI), 勾画过程参考 PET 实体瘤疗效评价标准 (PET Response Criteria in Solid Tumors, PERCIST) 关于本底组织的测量方法^[11], 避开肿瘤病灶、炎性反应、增生等病变位置。自动测量 VOI 代谢参数, 包括 SUV_{mean} 、 SUL_{peak} (1 cm^3 VOI 球体 SUL_{peak})、最大

SUV (maximum SUV, SUV_{max})、SUV 标准差 (standard deviation of SUV, SUV_{SD}), 计算 $SNR = SUV_{mean} / SUV_{SD}$ ^[12]。同时计算 OSEM 和 TOF+PSF 组 SNR 变化率 ($\% \Delta SNR$) = $(SNR_{BPL} - SNR_{非BPL}) / SNR_{非BPL} \times 100\%$ 。

4. 统计学处理。采用 IBM SPSS 22.0 软件进行数据分析, 符合正态分布的定量资料用 $\bar{x} \pm s$ 表示, 不同重建技术组及不同 BMI 组间代谢参数及图像质量参数的比较采用单因素方差分析, 组间两两比较采用最小显著差异 t 检验, 不同重建技术 $\% \Delta SNR$ 与 BMI 的关系采用 Pearson 相关分析。 $P < 0.05$ 为差异或相关性有统计学意义。

结 果

1. BPL 对正常本底组织代谢参数、图像噪声及 SNR 的影响 (表 1)。3 种重建技术的本底组织 (正常肺、主动脉、肝脏及腰椎) 的 SUV_{mean} 及 SUL_{peak} 差异均无统计学意义 (F 值: 0.04~1.95, 均 $P > 0.05$)。 BPL 组所有本底组织的 SUV_{max} 明显低于 TOF+PSF 组和 OSEM 组 (F 值: 20.59~52.24, 均 $P < 0.001$); 与 TOF+PSF 组和 OSEM 组比较, BPL 组所有本底组织

表 1 不同本底组织在 PET/CT 不同重建技术下的定量代谢参数结果

重建方法	SUV_{mean}	SUL_{peak}	SUV_{max}	SUV_{SD}	SNR
肺					
BPL	0.56±0.22	0.48±0.14	1.14±0.82	0.13±0.07	4.67±1.34
TOF+PSF	0.55±0.16	0.52±0.14	1.56±0.61	0.24±0.11	2.54±0.72
OSEM	0.53±0.15	0.49±0.13	1.51±0.67	0.21±0.09	2.65±0.64
F 值	0.34	1.76	21.29	24.46	83.04
P 值	0.71	0.18	<0.001	<0.001	<0.001
主动脉					
BPL	1.49±0.31	1.17±0.24	2.13±0.37	0.20±0.05	7.74±2.22
TOF+PSF	1.48±0.31	1.20±0.26	2.99±0.75	0.43±0.11	3.55±0.82
OSEM	1.49±0.29	1.20±0.25	3.00±0.70	0.42±0.10	3.67±0.80
F 值	0.06	0.33	21.21	111.45	158.98
P 值	0.94	0.72	<0.001	<0.001	<0.001
肝脏					
BPL	2.10±0.42	1.72±0.29	2.95±0.50	0.26±0.06	8.17±1.77
TOF+PSF	2.10±0.41	1.83±0.32	4.32±0.94	0.58±0.15	3.77±0.91
OSEM	2.11±0.42	1.79±0.30	4.45±1.12	0.58±0.14	3.75±0.87
F 值	0.04	1.95	52.24	124.95	247.73
P 值	0.96	0.15	<0.001	<0.001	<0.001
腰椎					
BPL	1.62±0.58	1.32±0.44	2.76±0.87	0.38±0.17	4.45±1.22
TOF+PSF	1.63±0.56	1.35±0.43	4.05±1.48	0.67±0.21	2.49±0.69
OSEM	1.59±0.52	1.32±0.42	3.81±1.06	0.63±0.20	2.60±0.67
F 值	0.09	0.13	20.59	52.29	98.19
P 值	0.91	0.88	<0.001	<0.001	<0.001

注: BPL 为贝叶斯正则化似然, OSEM 为有序子集最大期望值迭代法, PSF 为点扩散函数, SNR 为信噪比, SUL_{peak} 为瘦体质量标准摄取值 (SUV) 峰值, SUV_{max} 为最大 SUV, SUV_{mean} 为平均 SUV, SUV_{SD} 为 SUV 标准差, TOF 为飞行时间

SUV_{max} 分别降低了 25.17%、29.33%、33.71%、27.56% 和 27.56%、28.86%、31.79%、31.00%。同时, BPL 组所有本底组织 SUV_{SD} 也显著低于 TOF+PSF 组和 OSEM 组 (F 值: 24.46 ~ 124.95, 均 $P < 0.001$); 与 TOF+PSF 组和 OSEM 组比较, BPL 组所有本底组织 SUV_{SD} 分别降低了 45.83%、53.49%、55.17%、43.28% 和 38.10%、52.38%、55.17%、39.68%。而 BPL 组所有本底组织的 SNR 均高于 TOF+PSF 组和 OSEM 组 (F 值: 83.04 ~ 247.73, 均 $P < 0.001$); 与 TOF+PSF 组和 OSEM 组比较, BPL 组的 SNR 分别提高了 83.26%、118.03%、116.71%、78.71% 和 76.23%、110.90%、117.87%、71.15%。TOF+PSF 组与 OSEM 组组间比较, 图像质量与代谢参数均无明显差异 (均 $P > 0.05$)。3 种重建技术重建的典型 PET 图像见图 1。

2. BPL 重建后本底组织 Δ SNR 与 BMI 的相关性。BPL 组 SNR 随着 BMI 的增加而增加, BMI ≥ 30 kg/m² 和 BMI < 25 kg/m² 组之间主动脉 (9.67 ± 2.26 和 7.07 ± 2.21) 和肝脏 SNR (9.32 ± 0.70 和 7.75 ± 1.85) 差异有统计学意义 (F 值: 3.46、4.19, 均 $P < 0.05$; 图 2)。OSEM 组和 TOF+PSF 组肺、主动脉、肝脏和腰椎的 Δ SNR 均与 BMI 呈正相关 (r 值: 0.042 ~ 0.354, 均 $P < 0.05$; 图 3)。

讨 论

目前, PET 显像不仅用于诊断和疾病分期, 还用

于治疗监测及多中心等定量研究, 因此精确定量 SUV 变得越来越重要。OSEM 重建是目前广泛应用于 PET 图像重建的算法, 该算法背景噪声会随着迭代次数的增加而增加, 因此为了防止噪声过高而无法增加迭代次数^[13]; 但迭代次数不够会使 PET 图像未达到完全收敛, 从而降低了 PET 图像质量和定量准确性。而 BPL 重建技术包括独有的噪声抑制函数, 该函数是通过相邻体素的方差实现的^[14]; 基于这个原理, 在每次迭代过程中, 正常本底组织会得到更好的均匀性。因此, BPL 重建技术在增加迭代次数、提高定量准确性的同时保证了 PET 优质的图像质量。本研究分析了 BPL 对正常肺、主动脉、肝脏和腰椎本底组织代谢参数和图像质量的影响, 结果表明 BPL 对于本底组织的代谢参数 SUV_{mean} 及 SUL_{peak} 无明显影响, 提示尽管采用 BPL 重建, 但本底组织 FDG 分布不受影响, 而 BPL 只是提高了本底组织图像显示的均匀性, 该结果与近期的研究结论一致^[15]。根据 PERCIST 标准, 可测量病灶的最低阈值为 $1.5 \times$ 肝脏 SUV_{mean} 或基线水平^[16]; Wahl 等^[17] 也提出多次对比或多中心研究的前提是正常肝脏 SUL 的差异 $< 20\%$, 因此 BPL 重建技术可减少量化治疗反应过程中的不确定性。

本研究表明, 与 OSEM 和 TOF+PSF 相比, BPL 明显降低本底组织 SUV_{max} 和 SUV_{SD}, 该变化趋势与本底组织显示均匀性的提高和图像质量的改善一

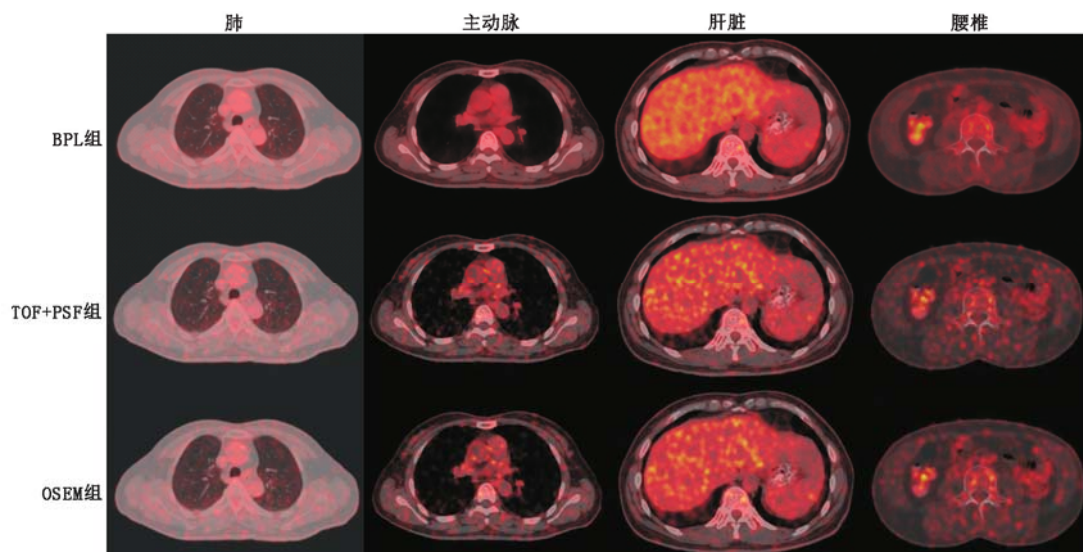


图 1 结肠癌术后复查患者 (女, 48 岁) 正常本底组织不同重建技术重建的 PET 图像。贝叶斯正则化似然 (BPL) 重建技术、飞行时间 (TOF) + 点扩散函数 (PSF) 及有序子集最大期望值迭代法 (OSEM) 重建的 PET 图像噪声明显增加, 3 组重建技术的肺标准摄取值 (SUV) 标准差 (SUV_{SD}) 分别为 0.10、0.15 及 0.15, 主动脉根部 SUV_{SD} 分别为 0.16、0.59 及 0.54, 肝脏 SUV_{SD} 分别为 0.27、0.81 及 0.82, 腰椎 SUV_{SD} 分别为 0.40、0.62 及 0.58; 图像信噪比 (SNR) 明显降低, 肺 SNR 分别为 5.50、3.73 及 3.80, 主动脉根部 SNR 分别为 10.19、2.71 及 2.96, 肝脏 SNR 分别为 9.41、3.09 及 3.06, 腰椎 SNR 分别为 4.00、2.61 及 2.76

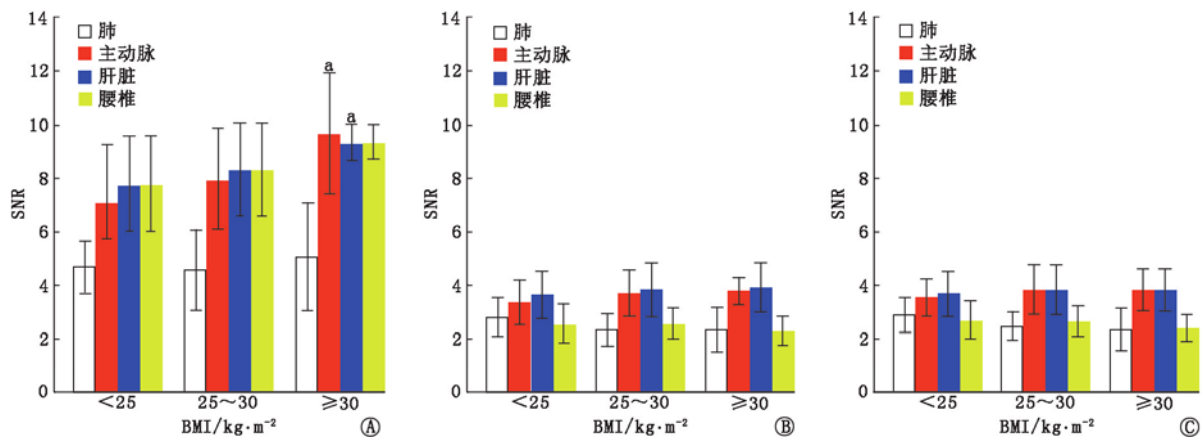


图 2 贝叶斯正则化似然 (BPL) 重建技术(A)、飞行时间 (TOF)+点扩散函数 (PSF;B) 和有序子集最大期望值迭代法 (OSEM;C) 对不同体质指数 (BMI) 组 PET 图像重建后的正常本底组织信噪比 (SNR) 对比图。^a 与 BMI < 25 kg/m² 组比较, P < 0.05

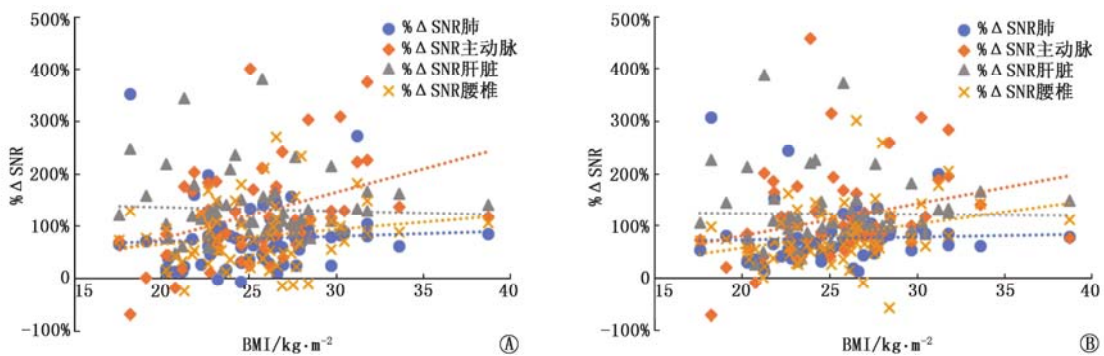


图 3 正常本底组织 SNR 变化率 (%ΔSNR) 与 BMI 相关分析图。OSEM (A) 与 TOF+PSF (B) 的肺、主动脉、肝脏和腰椎的 %ΔSNR 与 BMI 呈正相关, r 值: 0.042~0.354, 均 P < 0.05

致,对图像噪声的控制使 FDG 分布相对低的本底组织具有更高的均匀性,图像质量明显提高。这与 Teoh 等^[5]的研究 BPL 组本底组织(主动脉和肝脏) SUV_{max} 低于 OSEM 组 ($P < 0.05$) 的结果一致。BPL 对噪声的控制作用是通过控制正则化因子 (β 值) 来实现的, β 值的选择对 SUV_{max} 存在影响。Howard 等^[6]发现当 β 值为 350 时,肺部病灶 SUV_{max} 明显低于 β 值为 150 和 250 者。因此,不同 β 值 BPL 重建与正常本底组织 SUV_{max} 的关系还需要进一步研究证实。

另外,本研究证实了 BPL 明显提高本底组织 SNR,与非 BPL 相比, %ΔSNR 与 BMI 呈正相关 ($P < 0.05$),提示随 BMI 的增加 SNR 提高更明显。Vallot 等^[15]也认为能显著提高 BMI 大 ($BMI \geq 30 \text{ kg/m}^2$) 的受检者的本底 SNR 是 BPL 重建技术的主要优势。因为 $BMI \geq 30 \text{ kg/m}^2$ 患者的图像噪声水平高于 $BMI < 25 \text{ kg/m}^2$ 者,在 BPL 下其噪声抑制更明显,因此 %ΔSNR 更大;先前的数学理论研究也证实了体素差异与患者的体型无关^[18]。欧洲核医学协会 (European As-

sociation of Nuclear Medicine, EANM) 指南提出患者体质量与 FDG 剂量之间有线性关系^[19]。Saade 等^[20]研究提出即使在根据体质量线性增加 FDG 剂量的情况下,肥胖患者的图像质量也会下降。Masuda 等^[21]认为更高的 FDG 剂量及更长的采集时间,才能使体质量大者得到与正常体质量者相同的 SNR。本研究结果显示在根据体质量线性增加 FDG 注射剂量的前提下, BPL 明显提高体质量大 ($BMI \geq 30 \text{ kg/m}^2$) 的患者本底组织的 SNR,而这是传统 OSEM 和 TOF+PSF 重建技术所无法实现的。本研究 BPL 对图像质量的改善以及对 BMI 大的患者的本底组织 SNR 的提高,使临床实践中减少 FDG 注射剂量或缩短采集时间成为可能。

本研究的局限性在于,根据本中心的临床常规, BPL 算法的 β 值设置为 350,但目前尚不清楚 β 值的变化是否会得到与当前研究一致的结果,因此需要针对不同 β 值进行更多的临床病例研究。另外,本研究只针对 PET 重建图像本底组织代谢参数的一致性和本底 SNR 的改善情况,未来的研究可能会

进一步探讨一致性和本底 SNR 的改善是否会转化为临床效用的改善。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

参 考 文 献

- [1] Otani T, Hosono M, Kanagaki M, et al. Evaluation and optimization of a new PET reconstruction algorithm, Bayesian penalized likelihood reconstruction, for lung cancer assessment according to lesion size[J]. AJR Am J Roentgenol, 2019, 213(2): W50-W56. DOI:10.2214/AJR.18.20478.
- [2] 赵斌,郭彬威,黄斌,等. ^{18}F -FDG PET/CT 不同重建算法对肺结节 SUV 的影响[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2020, 40(4): 224-230. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20191122-00266. Zhao B, Guo BW, Huang B, et al. Effects of different reconstruction algorithms on SUV of pulmonary nodules in ^{18}F -FDG PET/CT[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2020, 40(4): 224-230. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20191122-00266.
- [3] Ahn S, Fessler JA. Globally convergent image reconstruction for emission tomography using relaxed ordered subsets algorithms[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2003, 22(5): 613-626. DOI:10.1109/TMI.2003.812251.
- [4] Ahn S, Ross SG, Asma E, et al. Quantitative comparison of OSEM and penalized likelihood image reconstruction using relative difference penalties for clinical PET[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(15): 5733-5751. DOI:10.1088/0031-9155/60/15/5733.
- [5] 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. DOI:10.1007/s00330-015-3832-y.
- [6] Howard BA, Morgan R, Thorpe MP, et al. Comparison of Bayesian penalized likelihood reconstruction versus OSEM for characterization of small pulmonary nodules in oncologic PET/CT[J]. Ann Nucl Med, 2017, 31(8): 623-628. DOI:10.1007/s12149-017-1192-1.
- [7] Teoh EJ, McGowan DR, Macpherson RE, et al. Phantom and clinical evaluation of the Bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm Q.Clear on an LYSO PET/CT system[J]. J Nucl Med, 2015, 56(9): 1447-1452. DOI:10.2967/jnumed.115.159301.
- [8] Teoh EJ, McGowan DR, Bradley KM, et al. ^{18}F -FDG PET/CT assessment of histopathologically confirmed mediastinal lymph nodes in non-small cell lung cancer using a penalised likelihood reconstruction[J]. Eur Radiol, 2016, 26(11): 4098-4106. DOI:10.1007/s00330-016-4253-2.
- [9] Adams MC, Turkington TG, Wilson JM, et al. A systematic review of the factors affecting accuracy of SUV measurements[J]. AJR Am J Roentgenol, 2010, 195(2): 310-320. DOI:10.2214/AJR.10.4923.
- [10] Chang T, Chang G, Kohlmyer S, et al. Effects of injected dose, BMI and scanner type on NECR and image noise in PET imaging[J]. Phys Med Biol, 2011, 56(16): 5275-5285. DOI:10.1088/0031-9155/56/16/013.
- [11] O JH, Lodge MA, Wahl RL. Practical PERCIST: a simplified guide to PET response criteria in solid tumors 1.0[J]. Radiology, 2016, 280(2): 576-584. DOI:10.1148/radiol.2016142043.
- [12] Yan J, Schaefferkoetter J, Conti M, et al. Erratum to: a method to assess image quality for low-dose PET: analysis of SNR, CNR, bias and image noise[J]. Cancer Imaging, 2016, 16(1): 36. DOI:10.1186/s40644-016-0094-0.
- [13] Vandenberghe S, Mikhaylova E, D'Hoe E, et al. Recent developments in time-of-flight PET[J]. EJNMMI Phys, 2016, 3(1): 3. DOI:10.1186/s40658-016-0138-3.
- [14] 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. DOI:10.1007/s13139-019-00594-x.
- [15] Vallot D, Caselles O, Chaltiel L, et al. A clinical evaluation of the impact of the Bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm on PET FDG metrics[J]. Nucl Med Commun, 2017, 38(11): 979-984. DOI:10.1097/MNM.0000000000000729.
- [16] Pinker K, Riedl C, Weber WA. Evaluating tumor response with FDG PET: updates on PERCIST, comparison with EORTC criteria and clues to future developments[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2017, 44(Suppl 1): 55-66. DOI:10.1007/s00259-017-3687-3.
- [17] Wahl RL, Jacene H, Kasamon Y, et al. From RECIST to PERCIST: evolving considerations for PET response criteria in solid tumors[J]. J Nucl Med, 2009, 50 Suppl 1: 122S-150S. DOI:10.2967/jnumed.108.057307.
- [18] Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data[J]. Biometrics, 1977, 33(1): 159-174.
- [19] Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ, et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging; version 2.0[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2015, 42: 328-354. DOI:10.1007/s00259-014-2961-x.
- [20] Saade C, Ammous A, Abi-Ghanem AS, et al. Body weight-based protocols during whole body FDG PET/CT significantly reduces radiation dose without compromising image quality: findings in a large cohort study[J]. Acad Radiol, 2019, 26(5): 658-663. DOI:10.1016/j.acra.2018.07.014.
- [21] Masuda Y, Kondo C, Matsuo Y, et al. Comparison of imaging protocols for ^{18}F -FDG PET/CT in overweight patients: optimizing scan duration versus administered dose[J]. J Nucl Med, 2009, 50(6): 844-848. DOI:10.2967/jnumed.108.060590.

(收稿日期:2020-02-18)