

# 不同重建参数对数字 PET/CT 小病灶检测能力的影响

秦嵩 陈聪霞 崔燕 陈雯 李文婵 刘秀芹 姚稚明

北京医院核医学科、国家老年医学中心、中国医学科学院老年医学研究院,北京 100730

通信作者:姚稚明, Email: yao.zhiming@163.com

**【摘要】** **目的** 研究数字 PET/CT 图像重建过程中,不同重建参数对小病灶图像质量和分辨力的影响。**方法** 该研究为回顾性队列研究。纳入 2021 年 4 月至 2021 年 6 月在北京医院行<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 显像的 45 例肿瘤患者[男 28 例、女 17 例,年龄 67(62,76)岁],从患者的数字 PET/CT 图像中收集最大径<8 mm 的类圆形软组织密度病灶(简称小病灶),针对其中的肺外病灶进行分析。PET 图像的基础重建方法为有序子集最大期望值迭代法(OSEM)和点扩散函数(PSF);预试验后挑选出图像质量优秀的重建参数套餐;在 PSF 迭代次数为 5、正则化因子为 10 的基础上,包括 A 重建(重建体积 4 mm×4 mm×4 mm,3 次迭代、17 个子集)、B 重建(重建体积 2 mm×2 mm×2 mm,3 次迭代、17 个子集)和 C 重建(重建体积 2 mm×2 mm×2 mm,3 次迭代、8 个子集)。对各重建 PET 图像的图像质量进行盲法视觉分析并计算小病灶靶/本底比。数据组间比较行 Kruskal-Wallis 秩和检验、单因素方差分析及 Bonferroni 校正。**结果** A 重建 PET 最大密度投影(MIP)图上探查到 121 个小病灶,B 重建和 C 重建均探查到 155 小病灶,最终将 93 个肺外小病灶纳入研究。图像清晰度优秀比例从高向低依次为 B 重建(57.0%,53/93)、C 重建(38.7%,36/93)、A 重建(4.3%,4/93);图像均匀度优秀比例从高向低依次为 C 重建(67.7%,63/93)、A 重建(25.8%,24/93)、B 重建(6.5%,6/93);图像对比度优秀比例从高向低依次为 B 重建(51.6%,48/93)、C 重建(46.2%,43/93)、A 重建(2.2%,2/93)。各重建组间的清晰度、均匀度、对比度和综合评分差异均具有统计学意义( $H$ 值:89.78、87.56、91.09 和 73.87,均  $P<0.001$ );两两比较发现,除 B、C 重建间的对比度差异无统计学意义( $P=0.051$ )外,余组间差异均有统计学意义(均  $P<0.01$ )。小病灶靶/本底比从高向低分别为 B 重建(13.53±7.69)、C 重建(12.40±6.54)和 A 重建(9.46±5.13),3 组间差异有统计学意义( $F=11.42, P<0.001$ ),两两比较 A、B 重建间和 A、C 重建间的差异均有统计学意义(均  $P<0.001$ ),B、C 重建间的差异无统计学意义( $P=0.077$ )。**结论** 减小重建体积能提高数字 PET/CT 小病灶的图像质量和靶/本底比,在此基础上适当调整迭代次数能获得更好的视觉图像质量。

**【关键词】** 图像处理,计算机辅助;正电子发射断层显像术;体层摄影术,X 线计算机;氟脱氧葡萄糖 F18

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20250108-00006

## Effect of different reconstruction parameters on the small lesion detection ability of digital PET/CT

Qin Song, Chen Congxia, Cui Yan, Chen Wen, Li Wenchan, Liu Xiuqin, Yao Zhiming

Department of Nuclear Medicine, Beijing Hospital; National Center of Gerontology; Institute of Geriatric Medicine, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100730, China

Corresponding author: Yao Zhiming, Email: yao.zhiming@163.com

**【Abstract】** **Objective** To study the impact of different reconstruction parameters on image quality and resolution of small lesions in digital PET/CT images. **Methods** This was a retrospective cohort study. From April 2021 to June 2021, 45 cancer patients (28 males, 17 females, age 67(62,76) years) who underwent <sup>18</sup>F-FDG PET/CT imaging at Beijing Hospital were included. Circular soft tissue density lesions with a maximum diameter of <8 mm (referred to as small lesions) were collected from digital PET/CT images of patients, and only extrapulmonary lesions were selected for analysis. The basic reconstruction methods of PET images included ordered subset expectation maximization (OSEM) and point spread function (PSF). The reconstruction parameter packages with excellent image quality were selected after pre experiment, including A reconstruction (reconstruction volume 4 mm × 4 mm × 4 mm, 3 iterations, 17 subsets), B reconstruction (reconstruction volume 2 mm × 2 mm × 2 mm, 3 iterations, 17 subsets), C reconstruction (reconstruction volume 2 mm × 2 mm × 2 mm, 3 iterations, 8 subsets), based on the reconstruction parameters with PSF iterations set to 5 and regularization factor set to 10. Blind visual analysis of image quality

in reconstructed PET images were conducted and target-to-background ratios for small lesions were calculated. The measurement data were compared using Kruskal-Wallis rank sum test, one-way analysis of variance, and Bonferroni correction. **Results** Small lesions were detected via PET maximum intensity projection (MIP) images, and 121 small lesions were identified using A reconstruction, while 155 small lesions were detected in both B and C reconstruction. Finally, 93 eligible small lesions (extrapulmonary lesions) were included in the study. The proportion of excellent image clarity from high to low was B reconstruction (57.0%, 53/93), C reconstruction (38.7%, 36/93), and A reconstruction (4.3%, 4/93); the proportion of excellent image uniformity from high to low was C reconstruction (67.7%, 63/93), A reconstruction (25.8%, 24/93), and B reconstruction (6.5%, 6/93); the proportion of excellent image contrast from high to low was B reconstruction (51.6%, 48/93), C reconstruction (46.2%, 43/93), and A reconstruction (2.2%, 2/93). The differences in clarity, uniformity, contrast and comprehensive scores among the reconstructions were all significant ( $H$  values: 89.78, 87.56, 91.09 and 73.87, all  $P < 0.001$ ). Except for the  $P$  value of 0.051 between the contrast of C reconstruction and the contrast of B reconstruction, multiple comparisons showed that the differences in the scores of each image quality dimension of reconstruction groups were significant (all  $P < 0.01$ ). The target-to-background ratios of small lesions from high to low were  $13.53 \pm 7.69$  for B reconstruction,  $12.40 \pm 6.54$  for C reconstruction and  $9.46 \pm 5.13$  for A reconstruction ( $F = 11.42$ ,  $P < 0.001$ ). There were significant differences of target-to-background ratios between A reconstruction and B reconstruction, and between A reconstruction and C reconstruction (both  $P < 0.001$ ), while the  $P$  value between B reconstruction and C reconstruction was 0.077. **Conclusions** Reducing the reconstruction volume can further improve the image quality and target-to-background ratio of small lesions in digital PET/CT. Adjusting the number of iterations appropriately on this basis can achieve better visual image quality.

**【Key words】** Image processing, computer-assisted; Positron-emission tomography; Tomography, X-ray computed; Fluorodeoxyglucose F18

DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20250108-00006

近年来, PET/CT 广泛应用数字化探测器, 以硅光电放大器件取代传统的光电倍增管, 所构建的数字 PET 较大幅度地提高了时间分辨率, 从而有效提高湮灭点的空间精度、信噪比、敏感性<sup>[1]</sup>。数字 PET 的这些优势对于提高早期小病灶检出效能发挥了很好的作用。为最大限度发挥数字 PET 的优势, 提高图像质量、小病灶检出能力和 SUV 测量准确性, 本研究探索数字 PET/CT 的 PET 图像重建参数对小病灶图像质量和分辨力的影响。

### 资料与方法

1. 研究对象。本研究为回顾性队列研究。纳入 2021 年 4 月至 2021 年 6 月在北京医院行<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 显像的 45 例肿瘤患者[男 28 例、女 17 例, 年龄 67(62, 76)岁], 其中呼吸系统肿瘤 25 例、消化系统肿瘤 11 例、淋巴瘤 4 例、乳腺癌 2 例、其他肿瘤 3 例。从中收集 CT 测量最大径  $< 8$  mm 的类圆形软组织密度病灶(简称小病灶), 将剔除肺内小病灶后的小病灶纳入研究。本研究已获得北京医院伦理委员会批准(伦理审查号: 2024BJYYEC-KY311-01)。

2. PET/CT 图像采集和处理。按患者体质量静脉注射<sup>18</sup>F-FDG 3.7 MBq/kg 后 1 h, 行体部 PET/CT 显像。PET/CT 常规图像采集包括定位片、螺旋 CT 和 PET 3 个序列。CT 采集参数: 管电压 120 kV, 管电流 100 mA, 球管旋转时间 0.5 s, 螺距 0.873。PET 采集选取三维列表模式, 每个床位采集 1.5 min。所有显像

均使用数字 PET/CT 仪(荷兰 Philips 公司, Vereos 型)。

3. 优化并遴选 PET 图像重建参数套餐。基础重建方法为有序子集最大期望值迭代法(ordered subset expectation maximization, OSEM)和点扩散函数(point spread function, PSF), 并以同机 CT 进行 PET 图像的衰减校正。(1) 进行预试验(部分实操图见图 1, 2)。选择 3 例有多个小病灶患者的 PET/CT 图像数据作为预试验的材料, 采用系统提供的图像重建工具, 调整 OSEM 迭代次数、迭代子集数、PSF 迭代次数、正则化因子和重建体积等 5 个重建参数, 组合成不同的重建参数套餐, 并以这些套餐分别重建同一 PET/CT 图像数据。对各套餐重建的图像质量进行视觉比对分析, 从中选出初步视觉判断为图像质量最好的 3 套重建参数。(2) 遴选出来的这 3 套重建参数中, PSF 迭代次数为 5、正则化因子为 10 固定不变, 而重建体积、OSEM 迭代次数及其子集数不同, 分别为 A 重建(重建体积  $4 \text{ mm} \times 4 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$ , 3 次迭代和 17 个子集)、B 重建(重建体积  $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ , 3 次迭代和 17 个子集)和 C 重建(重建体积  $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ , 3 次迭代和 8 个子集)。以这 3 套重建参数分别重建同一 PET/CT 图像数据, 获得同一 PET 图像数据的 3 个重建 PET 图像——A 重建图、B 重建图和 C 重建图。

4. PET 图像分析。在不清楚重建参数的情况下, 由 2 位富有 PET/CT 临床经验的副主任医师共同盲法阅片, 视觉分析 3 套重建参数重建出来的

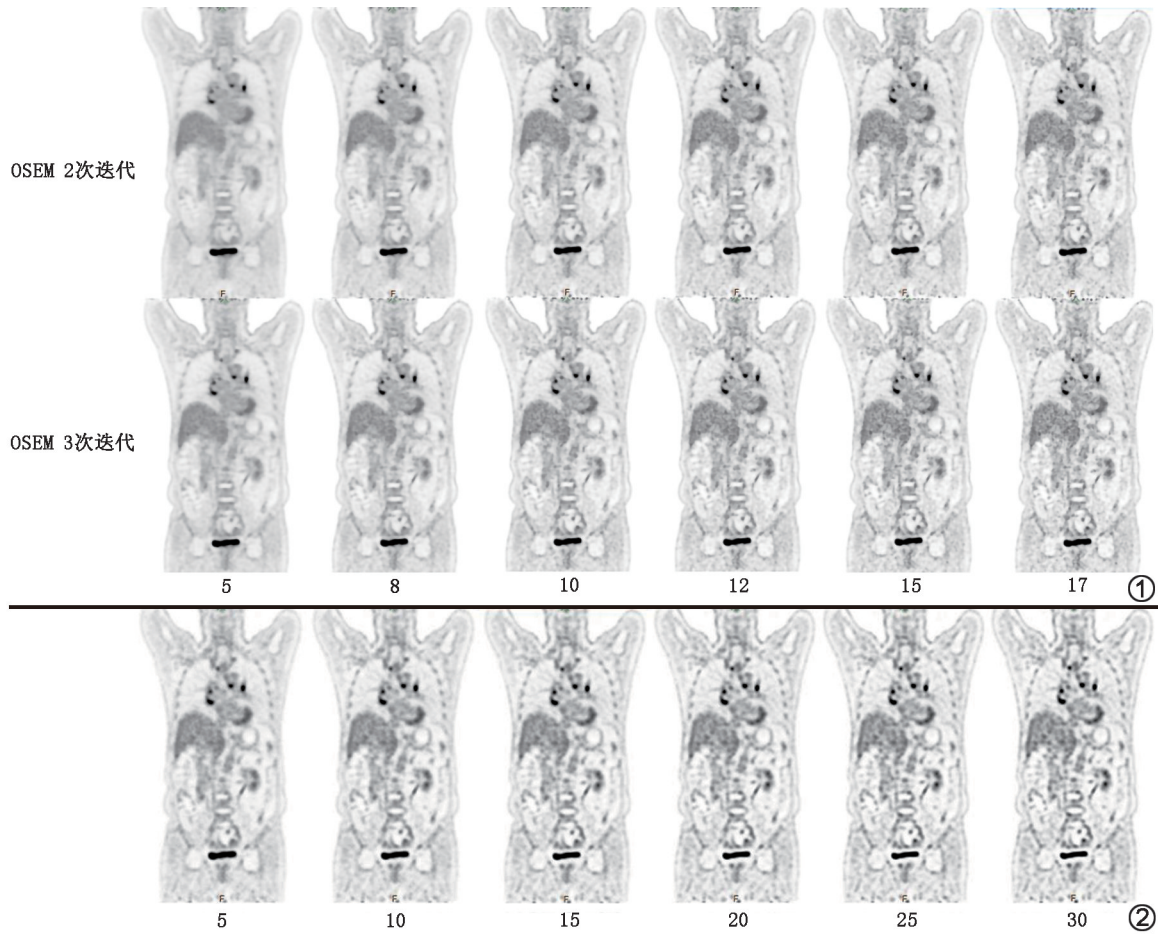


图1 预试验观察有序子集最大期望值迭代法(OSEM)迭代次数和子集重建下图像质量的实操界面[该套重建参数中,点扩散函数(PSF)迭代次数为5、正则化因子为10、层厚2mm] 可见调整OSEM3次迭代、子集数为17的图像质量最优(图下数字为子集数) 图2 预试验观察PSF不同迭代次数下图像质量的实操界面[该套重建参数中,正则化因子为10,重建体积为2mm×2mm×2mm,OSEM3次迭代、17个子集] 可见PSF迭代次数为5的图像质量最优(图下数字为PSF迭代次数)

PET 图像的质量,并商议出图像质量评分:从清晰度、均匀度、对比度 3 个维度分别评级,特别优秀者为一级、优秀者为二级、良好者为三级,分别获得 3 分、2 分和 1 分。累积清晰度、均匀度、对比度 3 项得分,得到该重建 PET 图像的综合积分。由高年资主管技师先分别从 PET 最大密度投影(maximum intensity projection, MIP)图中查找小病灶,随后在断层图像上勾画小病灶及其邻近正常组织的感兴趣体积(volume of interest, VOI),获得小病灶和正常软组织的 SUV<sub>max</sub>,计算小病灶 SUV<sub>max</sub>和正常组织 SUV<sub>max</sub>比值,即靶/本底比。

5.统计学处理。采用 IBM SPSS Statistics 26.0 软件进行统计学分析。符合正态分布的定量资料以  $\bar{x} \pm s$  表示,不符合正态分布的定量资料用  $M(Q_1, Q_3)$  表示。不同重建组清晰度、均匀度、对比度和综合评分间的差异采用 Kruskal-Wallis 秩和检验,靶/本底比间的比较采用单因素方差分析,进一步两两比较行 Bonferroni 校正。 $P < 0.05$  (Bonferroni 校正  $P < 0.017$ ) 为

差异有统计学意义。

## 结 果

1. 3 组重建 PET MIP 图探查小病灶能力的比较。初步视觉判断显示,重建体积为 2 mm×2 mm×2 mm 的 B 重建和 C 重建 PET 图的图像质量均比重建体积为 4 mm×4 mm×4 mm 的 A 重建 PET 图更好,显示出更多的图像细节和更高的病灶对比度、观察到更多的小病灶;PET 图均匀度排序:A 重建>C 重建>B 重建。

对所有 PET/CT 图像的横断面、冠状面和 PET MIP 图进行系统性阅片,A 重建、B 重建和 C 重建的 PET MIP 图分别发现显像剂摄取增高的小病灶为 121 个、155 个和 155 个。对比 3 组重建 MIP 图,A 重建图中发现的 121 个小病灶在 B 重建和 C 重建图中显示得更加清晰,并在 B 重建和 C 重建图中新发现 34 个小病灶。典型病例图见图 3。

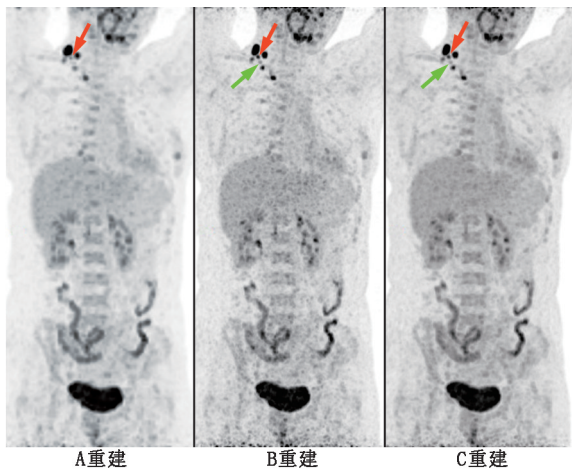


图 3 因肺部阴影、颈部淋巴结肿大就诊患者(女,40 岁)<sup>18</sup>F-FDG PET 最大密度投影(MIP)图 可见右锁骨上下区域多发显像剂摄取增高的小病灶(箭头示):与 A 重建[点扩散函数(PSF)迭代次数为 5,正则化因子为 10,重建体积 4 mm×4 mm×4 mm,有序子集最大期望值迭代法(OSEM)3 次迭代、17 个子集]相比,B 重建和 C 重建(B、C 重建体积均为 2 mm×2 mm×2 mm,子集数分别为 17、8,余同 A 重建)图中所有小病灶的对比度都高得多,边界也更清晰,还发现了 A 重建没有发现的小病灶(绿箭头示)。红箭头所示小病灶在 A 重建图中上模糊可见、对比度小,极容易被遗漏,而在 B 重建、C 重建图中该小病灶的边界都相当清晰、对比度也高得多

2.各重建 PET 图像质量分析。共发现 93 个符合标准(CT 测量最大径<8 mm 的类圆形软组织密度病灶,剔除肺内小病灶后)的小病灶,直径为 4.1~7.8(6.0±1.0) mm,SUV<sub>max</sub> 为 6.4±2.9(2.7~21.7)。图像清晰度优秀比例从高向低依次为 B 重建(57.0%,53/93)、C 重建(38.7%,36/93)、A 重建(4.3%,4/93);图像均匀度优秀比例从高向低依次为 C 重建(67.7%,63/93)、A 重建(25.8%,24/93)、B 重建(6.5%,6/93);图像对比度优秀比例从高向低依次为 B 重建(51.6%,48/93)、C 重建(46.2%,43/93)、A 重建(2.2%,2/93)。

A 重建、B 重建、C 重建 PET 图像的清晰度、均匀度、对比度、综合评分的视觉评分结果见表 1。各

重建组之间的清晰度、均匀度、对比度和综合评分差异均具有统计学意义(*H* 值分别为 89.78、87.56、91.09 和 73.87,均 *P*<0.001);两两比较发现,除 B、C 重建间的对比度差异无统计学意义(*P*=0.051)外,余组间差异均有统计学意义(均 *P*<0.01)。

3.各重建 PET 图像小病灶的靶/本底比分析。小病灶与正常软组织之间的靶/本底比从高到低分别为 B 重建、C 重建和 A 重建,3 组间差异有统计学意义(*F*=11.42,*P*<0.001;表 1);两两比较 A、B 重建间和 A、C 重建间的差异均有统计学意义(均 *P*<0.001),B、C 重建间的差异无统计学意义(*P*=0.077)。

### 讨 论

正则化重建算法和数字 PET/CT 探测器带来了更优秀的图像质量和更高的病灶探测能力,可更好地实现疾病的早诊断、精准分期,为分子影像进入疾病超早期诊断带来可能<sup>[2]</sup>。但在新型数字化探头的广泛应用中,如何使采集的图像更精准地呈现在医师面前,如何通过调整采集处理参数使图像接近原有图像质量并优化,使之超越原有图像而体现出数字化探头的优越性能,仍旧是一个难题。

肿瘤常以淋巴结分期作为患者术前和术后治疗计划指导,小病灶的检出对其意义重大<sup>[3-4]</sup>。数字 PET 有效提高了湮灭点的空间精度,为充分利用空间精度高的优势,本研究将图像重建体积从 4 mm×4 mm×4 mm 调整到 2 mm×2 mm×2 mm,结果显示 2 mm 薄层重建图像的清晰度、对比度均较常规 4 mm 重建图像有明显改善,提示对于数字 PET,小体素图像重建的图像质量更好,有利于小病灶的检出。本研究采用的数字 PET/CT 系统软件中联合使用了 PSF 技术。已有研究证实,联合 PSF 和小体素图像重建可明显提高图像的对比度、信噪比和清晰度,有助于较小病灶尤其是亚厘米级、具有复杂精细结构的病灶检出<sup>[5]</sup>。因此,PSF 也是本研究采用小体素图像重建后图像质量得以明显改善的重要基础。

表 1 93 个病灶 3 种不同重建方式下<sup>18</sup>F-FDG PET 图像质量评分及其他参数比较

重建组别	清晰度 [ <i>M</i> ( <i>Q</i> <sub>1</sub> , <i>Q</i> <sub>3</sub> );分]	均匀度 [ <i>M</i> ( <i>Q</i> <sub>1</sub> , <i>Q</i> <sub>3</sub> );分]	对比度 [ <i>M</i> ( <i>Q</i> <sub>1</sub> , <i>Q</i> <sub>3</sub> );分]	综合评分 [ <i>M</i> ( <i>Q</i> <sub>1</sub> , <i>Q</i> <sub>3</sub> );分]	靶/本底比 ( $\bar{x}\pm s$ )
A	1(1,2)	2(2,3)	1(1,2)	4(4,5)	9.46±5.13
B	3(2,3)	1(1,2)	3(2,3)	7(5,7)	13.53±7.69
C	2(2,3)	3(2,3)	2(2,3)	7(6,8)	12.40±6.54
检验值	89.78	87.56	91.09	73.87	11.42 <sup>a</sup>
<i>P</i> 值	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

注:<sup>a</sup>为 *F* 值,余检验值为 *H* 值;3 组重建的点扩散函数(PSF)迭代次数为 5、正则化因子为 10,A 重建体积为 4 mm×4 mm×4 mm,3 次迭代和 17 个子集,B、C 均重建体积为 2 mm×2 mm×2 mm,3 次迭代,子集数分别为 17、8

正则化 OSEM 重建算法可改善 PET 图像质量,对病灶 SUV 有明显增益作用,对小病灶及肥胖患者同样适用<sup>[6]</sup>。数字 PET/CT 正则化重建提高了图像质量,摄取增高灶最大径越小,图像质量的提高越明显<sup>[7]</sup>。既往研究已证实,图像噪声水平也随着迭代次数增加而增加,这阻碍了视觉判断时小病灶的检测<sup>[8]</sup>。故本研究重建方式采用了正则化 OSEM 重建算法和相同的迭代次数(本研究预试验结果显示迭代次数 3 为最佳)。但在迭代次数相同的情况下,子集数不同对 PET 图像质量有无影响,子集是否越多越好? 本研究结果显示在迭代次数相同的情况下,虽然发现小病灶的数目相同,但 8 个子集重建的 PET 图像比 17 个子集重建的 PET 图像的均匀度要好。所以,并不是重建子集越多图像质量越好。

综上,数字 PET/CT 使用 2 mm 薄层重建对小病灶的分辨能力较常规 4 mm 重建更好,减小重建体积能有效提高小病灶图像质量和靶/本底比,提高小病灶检出率。在此基础上适当调整迭代子集,能获得更好的视觉图像质量。二者相结合,既能增加小病灶的检出,又能优化图像质量,对临床具有重要意义。为避免呼吸引起 CT 和 PET 空间失配准所导致的不准确的衰减校正对研究结果的影响,本研究中剔除了肺内小病灶,因此,缺乏数字 PET/CT 使用 2 mm 薄层重建对肺部小病变的价值评估。未来再联合长轴、包括全身 PET/CT 的优势<sup>[9]</sup>和非刚性融合技术,数字 PET/CT 的图像质量,包括对肺部小病变图像质量,势必得到新的提升。

**利益冲突** 所有作者声明无利益冲突

**作者贡献声明** 秦嵩:研究实施、论文撰写;陈聪霞:统计学分析、论文撰写;崔燕、陈雯、李文婵、刘秀芹:研究实施;姚稚明:研究设计与指导、论文修改

## 参 考 文 献

- [1] Zhang J, Maniawski P, Knopp MV. Performance evaluation of the next generation solid-state digital photon counting PET/CT system [J]. EJNMMI Res, 2018, 8(1): 97. DOI:10.1186/s13550-018-0448-7.
- [2] 陶端,张旭.数字化 PET/CT 病灶探测能力的初探[J].微型电脑应用, 2022, 38(3): 182-185. DOI:10.3969/j.issn.1007-757X.2022.03.052.
- [3] Tao D, Zhang X. A preliminary study on the lesion detectability of digital PET/CT [J]. Microcomp Appl, 2022, 38(3): 182-185. DOI:10.3969/j.issn.1007-757X.2022.03.052.
- [4] Zhang C, Liang Z, Liu W, et al. Comparison of whole-body <sup>18</sup>F-FDG PET/CT and PET/MRI for distant metastases in patients with malignant tumors: a meta-analysis [J]. BMC Cancer, 2023, 23(1): 37. DOI:10.1186/s12885-022-10493-8.
- [5] Marino MA, Avendano D, Zapata P, et al. Lymph node imaging in patients with primary breast cancer: concurrent diagnostic tools [J]. Oncologist, 2020, 25(2): e231-e242. DOI:10.1634/theoncologist.2019-0427.
- [6] 张硕,冯洪波,赵衍,等. PSF 技术联合小体素重建对 PET/CT 图像质量的影响[J].中国医学计算机成像杂志, 2022, 28(1): 91-95. DOI:10.3969/j.issn.1006-5741.2022.01.019.
- [7] Zhang S, Feng HB, Zhao Y, et al. Impacts of point spread function and small-voxel reconstruction on image quality of PET/CT [J]. Chin Comput Med Imag, 2022, 28(1): 91-95. DOI:10.3969/j.issn.1006-5741.2022.01.019.
- [8] 吴倩倩,徐磊,李如帅,等.正则化有序子集最大期望值重建算法对<sup>18</sup>F-脱氧葡萄糖 PET/CT 图像质量和标准摄取值的影响[J].中国医学装备, 2022, 19(3): 34-38. DOI:10.3969/J.ISSN.1672-8270.2022.03.006.
- [9] Wu QQ, Xu L, Li RS, et al. The effects of reconstruction algorithm of regularized ordered OSEM on image quality and SUV of <sup>18</sup>F-FDG PET/CT [J]. Chin Med Equipment, 2022, 19(3): 34-38. DOI:10.3969/J.ISSN.1672-8270.2022.03.006.
- [7] 陶端,彭伟皓,陈江林.数字化 PET/CT 正则化重建与有序子集迭代重建的图像质量比较[J].中国医疗设备, 2021, 36(9): 82-85. DOI:10.3969/j.issn.1674-1633.2021.09.019.
- [8] Tao D, Peng WA, Chen JL, et al. Image quality comparison of regularization and OSEM iterative reconstruction in digital PET/CT [J]. Chin Med Dev, 2021, 36(9): 82-85. DOI:10.3969/j.issn.1674-1633.2021.09.019.
- [8] van der Vos CS, Koopman D, Rijnsdorp S, et al. Quantification, improvement, and harmonization of small lesion detection with state-of-the-art PET [J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2017, 44 (Suppl 1): 4-16. DOI:10.1007/s00259-017-3727-z.
- [9] 杨润君,陈雪琪,余浩军,等.全身 PET/CT 1 min 采集图像与常规 PET/CT 图像质量比较:自身对照研究[J].中华核医学与分子影像杂志, 2024, 44(1): 12-15. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20221027-00322.
- Yang RJ, Chen XQ, Yu HJ, et al. Comparison of the image quality between total-body PET/CT with 1 min acquisition and conventional PET/CT: a self-control study [J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2024, 44(1): 12-15. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20221027-00322.

(收稿日期:2025-01-08)