

# PET 重建中绝对散射校正与相对散射校正 对图像质量影响的对比

杜长治 孟祥溪 谢卿 张岩 刘士玮 王凤 朱华 于江媛 杨志 李因

北京大学肿瘤医院暨北京市肿瘤防治研究所核医学科、恶性肿瘤发病机制及转化研究教育部重点实验室, 北京 100142

通信作者: 李因, Email: rainbow6283@sina.com

**【摘要】目的** 研究 PET/CT 图像重建过程中, 散射校正算法的选择对临床条件下图像伪影和定量参数准确性的影响。**方法** 采用符合美国国家电气制造商协会 (NEMA) NU2 标准的躯干体模 (简称 NEMA 体模), 以  $^{18}\text{F}$  溶液灌注模体。固定本底的活度, 并改变阳性球中溶液的活度, 获得常规比例 (4.08:1) 组与极高比例 (200:1) 组。体表污染组在极高比例组的基础上, 在模体外部放置不同活度 (74、37、3.7 和 0.37 MBq) 的小放射源。回顾性选取 2012 年 7 月至 2021 年 12 月间于北京大学肿瘤医院行 PET/CT 检查的病例共 30 例 [男 21 例、女 9 例, 年龄 (44.5±10.2) 岁], 其中常规显像 ( $^{18}\text{F}$ -FDG) 病例 10 例, 特殊显像病例 20 例 (位移病例 10 例, 体表污染病例 10 例)。PET/CT 显像后, 分别采用相对散射校正 (Relative) 与绝对散射校正 (Absolute) 进行图像重建, 以靶本底比 (TBR) 或伪影分级评价体模图像质量, 以 CV 或伪影分级比较临床图像质量。采用 Mann-Whitney  $U$  检验和  $\chi^2$  检验分析数据。**结果** NEMA 体模常规比例组与极高比例组 Relative 方式的图像 TBR 始终高于 Absolute 方式, 差异具有统计学意义 [常规比例组: 3.30 (1.94, 4.53) 和 2.72 (1.56, 3.56);  $z = -2.20, P = 0.028$ ; 极高比例组: 105.47 (45.62, 162.82) 和 101.36 (43.96, 155.57);  $z = -1.99, P = 0.046$ ]。体表污染组随着小放射源活度的增加, PET 图像伪影越明显, Absolute 方式的图像伪影评分始终优于 Relative 方式, 差异具有统计学意义 [1.5 (1.0, 2.0) 和 2.5 (2.0, 3.0) 分;  $z = -2.00, P = 0.046$ ]。10 例常规显像病例 Relative 方式与 Absolute 方式的  $CV_{\text{Liver}}$  差异具有统计学意义 [9.67% (8.00%, 11.00%) 和 11.00% (9.00%, 12.00%);  $z = -2.57, P = 0.010$ ]。2 组特殊显像病例 Absolute 方式的图像伪影较轻, 较少, 图像质量始终高于 Relative 方式, 其合格比差异均有统计学意义 (位移病例: 9/10 和 4/10;  $\chi^2 = 5.50, P = 0.019$ ; 体表污染病例: 9/10 和 4/10;  $\chi^2 = 5.50, P = 0.019$ )。**结论** 以 Relative 方式进行图像重建适用于临床常规情况, 但当采集过程中患者移动或体表有污染等特殊情况下, Absolute 方式可以帮助减少伪影, 提高图像质量。

**【关键词】** 算法; 图像处理, 计算机辅助; 散射, 辐射; 伪迹; 正电子发射断层显像术; 体层摄影术, X 线计算机; 体模, 显像术

**基金项目:** 国家自然科学基金 (81871387); 北京市自然科学基金 (7202027)

DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20220322-00085

## Comparison of effects of absolute scatter correction and relative scatter correction on image quality in PET reconstruction

Du Changzhi, Meng Xiangxi, Xie Qing, Zhang Yan, Liu Shiwei, Wang Feng, Zhu Hua, Yu Jiangyuan, Yang Zhi, Li Nan

Key Laboratory of Carcinogenesis and Translational Research (Ministry of Education), Department of Nuclear Medicine, Peking University Cancer Hospital & Institute, Beijing 100142, China

Corresponding author: Li Nan, Email: rainbow6283@sina.com

**【Abstract】Objective** To study the impact of different scattering correction algorithms in the reconstruction of PET/CT images on image artifacts and the precision of quantitative parameters. **Methods** The phantom as described in the National Electrical Manufacturers Association (NEMA) NU2 standard was filled with  $^{18}\text{F}$ . The background activity was fixed, and the activity of the solution in the spheres was adjusted to obtain several configurations, including the normal ratio group (4.08:1) and the extreme ratio group (200:1). The surface contamination group with the same ratio as the extreme ratio group contained a small radioactive source with different doses of  $^{18}\text{F}$  (74, 37, 3.7 and 0.37 MBq) placed at the surface of the phantom. PET/CT images of 30 patients (21 males, 9 females, age: (44.5±10.2) years) from Peking University Cancer Hospital & Institute between July 2012 and December 2021 were retrospectively analyzed, in-

cluding 10 with normal images ( $^{18}\text{F}$ -FDG) and 20 with abnormal images (10 with dislocation during acquisition, 10 with surface contamination). The images were reconstructed with relative and absolute scattering correction. The phantom was evaluated using the target to background ratio (TBR) and the artifact classification. CV as well as the artifact classification were used to compare the clinical image quality. Mann-Whitney  $U$  test and  $\chi^2$  test were used to analyze data. **Results** In the normal ratio group and the extreme ratio group, the TBRs of phantom images reconstructed with relative correction were significantly higher than those with absolute correction (normal ratio group: 3.30(1.94, 4.53) vs 2.72(1.56, 3.56);  $z = -2.20$ ,  $P = 0.028$ ; extreme ratio group: 105.47(45.62, 162.82) vs 101.36(43.96, 155.57);  $z = -1.99$ ,  $P = 0.046$ ). In the surface contamination group, with the increase of the activity of the small source, the artifact became more obvious, and the artifact classification score of absolute correction was significantly better than that of relative correction (1.5(1.0, 2.0) vs 2.5(2.0, 3.0);  $z = -2.00$ ,  $P = 0.046$ ). In the 10 normal  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT patients, the  $CV_{\text{liver}}$  of the relative correction (9.67%(8.00%, 11.00%)) was significantly lower than that of absolute correction (11.00%(9.00%, 12.00%));  $z = -2.57$ ,  $P = 0.010$ , indicating the higher image quality of images with relative correction. In abnormal images, the image quality of absolute correction was significantly higher than that of relative correction with fewer and less severe artifacts (dislocation cases: 9/10 vs 4/10;  $\chi^2 = 5.50$ ,  $P = 0.019$ ; surface contamination cases: 9/10 vs 4/10;  $\chi^2 = 5.50$ ,  $P = 0.019$ ). **Conclusions** The relative scattering correction is suitable for normal situations in clinical PET acquisition. However, with dislocation or surface contamination, the absolute scattering correction helps to reduce the artifacts and improve the image quality.

**【Key words】** Algorithms; Image processing, computer-assisted; Scattering, radiation; Artifacts; Positron-emission tomography; Tomography, X-ray computed; Phantoms, imaging

**Fund program:** National Natural Science Foundation of China (81871387); Beijing Natural Science Foundation (7202027)

DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20220322-00085

PET/CT 作为近年来越来越被广泛使用的显像技术,获得高质量的 PET/CT 图像就变得尤为重要。目前,临床上 PET 重建所使用的算法几乎都是以有序子集最大期望值迭代法 (ordered subsets expectation maximization, OSEM) 为代表的迭代重建。由于伽马光子在组织输运过程中会以相当的概率发生散射,对原始数据进行散射校正是实现高质量图像所必需的。根据对散射事件概率的估计方法不同,人们提出了多种散射校正算法,这些算法对 PET 图像质量的本底 CV、靶本底比(target to background ratio, TBR)、放射伪影等影响重大<sup>[1]</sup>。

近些年对散射校正方式的应用研究中,大都停留在体模实验阶段,而在具体的临床应用中往往被忽视,系统详尽的应用报道也少之又少。本研究将体模实验与临床病例相结合,扩展对散射校正方式的应用范围,以最大程度地避免散射过度校正,减少图像缺损伪影。

## 资料与方法

1. 体模。采用符合美国国家电气制造商协会 (National Electrical Manufacturers Association, NEMA) NU2 标准的躯干体模 (简称 NEMA 体模),包括背景、内插和 6 个不同大小的球体,设计直径分别为 1.0、1.3、1.7、2.2、2.8 和 3.7 cm。

在 NEMA 体模腔体内注满蒸馏水,共计 9.85 L,将 77.7 MBq 的  $^{18}\text{F}$  溶液注入腔体内,充分摇匀。在常

规比例组中,计算得到体模腔的起始本底放射性浓度为 7.77 MBq/L,在 6 个球体内均注入 31.71 MBq/L 的  $^{18}\text{F}$  溶液,模拟阳性球与本底放射性活度比值为 4.08:1 的临床情况。在极高比例组中,计算得到体模腔的起始本底放射性浓度为 7.77 MBq/L,在 6 个球体内均注入 1 544 MBq/L 的  $^{18}\text{F}$  溶液,模拟阳性球与本底放射性活度比值为 200:1 的极高摄取情况。在极高比例组 NEMA 体模中心点正上方,放置体积为 2 ml 的样品瓶,作为小源模拟体表污染的情况,小源内  $^{18}\text{F}$  的活度分别为 74、37、3.7 和 0.37 MBq。

2. 临床病例。选择 2012 年 7 月至 2021 年 12 月间于本院行 PET/CT 检查的病例共 30 例,男 21 例,女 9 例,年龄 22~65 (44.5±10.2) 岁,其中  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT 常规显像病例 10 例,特殊显像病例 20 例 [ $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT 采集时发生位移病例 10 例,  $^{18}\text{F}$ -前列腺特异膜抗原 (prostate specific membrane antigen, PSMA) PET/CT 体表污染病例 10 例]。临床研究符合《赫尔辛基宣言》的原则,  $^{18}\text{F}$ -PSMA PET/CT 显像经北京大学肿瘤医院医学伦理委员会审批 (批件号:2017KT94)。

3. PET/CT 显像。采用德国 Siemens Biograph mCT Flow64 PET/CT 仪 (自带软件版本 VJ10B) 进行显像。(1) 体模采集。NEMA 体模灌注  $^{18}\text{F}$  完成后静置 1 h 后进行图像采集,采用连续采集模式,采集速度 1.5 s/cm,体模放置于采集视野中心范围。CT 采集参数:管电压 120 kV,管电流 100 mA,扫描层厚

3 mm,螺距 0.8 mm。PET 图像重建使用带有飞行时间(time of flight, TOF)和点扩散函数(point spread function, PSF)的 OSEM 方法,迭代次数为 3,迭代子集为 33,选择绝对散射校正(Absolute)与相对散射校正(Relative)2 种方式分别进行重建,获得 2 组 PET 图像。

(2) 临床病例 PET/CT 显像。<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 检查前,患者均禁食>6 h,指尖取血检测血糖水平 $\leq 10$  mol/L。按体质量静脉注射<sup>18</sup>F-FDG(3.7 MBq/kg),随后平静休息(70 $\pm$ 20) min,排尿后进行 PET/CT 扫描。采用连续采集模式,采集速度 1.5 s/cm。<sup>18</sup>F-PSMA PET/CT 检查前 1 h 注射<sup>18</sup>F-PSMA 11.1~18.5 MBq,采用连续采集模式,采集速度 1.5 s/cm。PET 及 CT 采集范围均为颅顶至股骨中段。

4. 图像分析。PET 图像均使用德国 Siemens 公司 Volume Viewer 后处理软件,对 Relative 与 Absolute 2 种方式重建出的 PET 图像同步勾画出相同的 ROI。(1) 体模图像分析。NEMA 体模的图像质量评价用 TBR 进行评估,在体模阳性球中心层面本底均匀区画 12 个 ROI,其直径均为 37 mm<sup>[2]</sup>,然后测量每个 ROI 内  $SUV_{mean}$ ,其平均值记为  $SUV_{mean-本底}$ ;同样选取阳性球中心层面,自动提取 6 个热灶的感兴趣体积(volume of interest, VOI),测量每个 VOI 内的  $SUV_{mean}$ ,记为  $SUV_{mean-阳性球}$ ,参照文献[3]分别计算 6 个阳性球的 TBR( $SUV_{mean-阳性球}/SUV_{mean-本底}$ )。

对模拟体表污染的 NEMA 体模的图像质量进行评估,由 2 位具有多年影像诊断经验的核医学医师依照文献[4]采用伪影分级的方式,分为无伪影(图像轮廓清晰,噪声小、信噪比高,无放射性缺损)、轻度伪影(图像轮廓基本清晰,噪声噪点较少,少量轻度片状或条带状放射性缺损)和重度伪影(图像轮廓不清晰,噪声大、信噪比较低,放射性缺损严重);按严重程度分别赋分,无伪影为 1 分,轻度伪影为 2 分,重度伪影为 3 分。计算合格比[(无伪影例数+轻度伪影例数)/各组病例数]。

(2) 临床病例图像分析。<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 常规显像病例临床 PET 图像质量采用肝脏  $SUV_{max}$ ( $SUV_{max-liver}$ )、 $SUV_{mean}$ ( $SUV_{mean-liver}$ )、 $SUV$  标准差( $SUV_{SD-liver}$ )及病灶  $SUV_{max}$ ( $SUV_{max-病灶}$ )和  $CV_{liver}$  进行评估<sup>[5]</sup>。由 2 位具有多年影像诊断经验的核医学医师对所有患者的影像学资料进行背对背阅片,勾画 ROI。 $SUV_{max-liver}$ 、 $SUV_{mean-liver}$ 、 $SUV_{SD-liver}$  经在由肝脏正常组织层面勾画 3 个直径为 30 mm 的 ROI,取其平均值得到<sup>[6]</sup>, $CV_{liver}$  计算方式如下: $CV_{liver} =$

$SUV_{SD-liver}/SUV_{mean-liver} \times 100\%$ 。20 例特殊显像病例的图像质量评估采用伪影分级的方式。

5. 统计学处理。采用 IBM SPSS18.0 软件进行统计学分析,不符合正态分布的定量资料用  $M(Q_1, Q_3)$  表示,2 组间比较采用 Mann-Whitney  $U$  检验;定性资料以频数(百分比)表示,2 组间比较采用  $\chi^2$  检验。 $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 结 果

1. NEMA 体模不同散射校正重建方式图像质量比较。NEMA 体模常规比例组和极高比例组的 Relative 方式的 TBR 均高于 Absolute 方式,差异具有统计学意义[常规比例组:3.30(1.94, 4.53)和 2.72(1.56, 3.56); $z = -2.20$ ,  $P = 0.028$ ;极高比例组:105.47(45.62, 162.82)和 101.36(43.96, 155.57); $z = -1.99$ ,  $P = 0.046$ ],表明无论是常规比例组还是极高比例组,Relative 方式 PET 图像质量均高于 Absolute 方式。

NEMA 体模体表污染组 2 种散射校正重建的图像,随着体表小源放射性活度的增加,PET 图像的放射状缺损伪影越明显(图 1)。但以 Absolute 方式的 PET 图像伪影较少或较轻,评分示图像质量始终高于 Relative 方式的图像质量,其差异具有统计学意义[1.5(1.0, 2.0)和 2.5(2.0, 3.0)分; $z = -2.00$ ,  $P = 0.046$ ]。

2. 常规显像病例不同散射校正重建方式图像质量比较(表 1)。10 例<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 常规显像病例用 Relative 方式重建出的图像各项 SUV 均低于 Absolute 方式,其差异具有统计学意义( $z$  值:-3.42~-2.50,均  $P < 0.05$ ),且 Relative 方式各项 SUV 的离散程度较低更加稳定;而 Relative 方式的  $CV_{liver}$  更小,符合  $CV_{liver} < 10\%$  高质量图像的标准<sup>[7]</sup>。

3. 特殊显像病例不同散射校正重建方式图像质量比较(表 2、图 2 和 3)。对特殊显像病例进行的伪影分级可见,Absolute 方式的 PET 图像伪影均较少或较轻,图像质量始终高于 Relative 方式,其合格比差异均有统计学意义(位移病例:9/10 和 4/10; $\chi^2 = 5.50$ ,  $P = 0.019$ ;体表污染病例:9/10 和 4/10; $\chi^2 = 5.50$ ,  $P = 0.019$ )。

## 讨 论

在 PET/CT 临床工作中,影响 PET 图像质量的因素除了矩阵、迭代方式、子集、衰减校正方式等之外,散射校正方式也是一个重要的因素。德国 Siemens PET/CT 仪现有的 2 种散射校正方式中,Relative 作为常



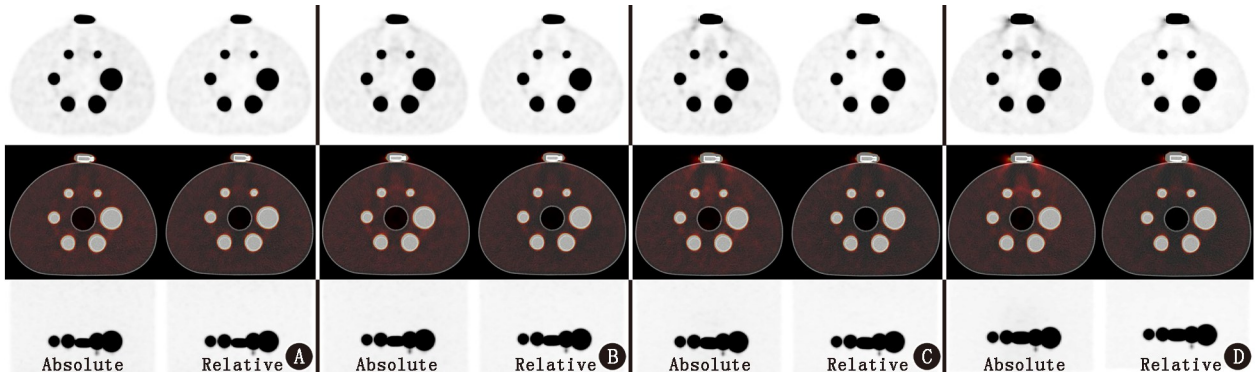


图1 不同活度体表小源的符合美国国家电气制造商协会(NEMA)NU2 标准的躯干体模(简称 NEMA 体模)经绝对散射校正(Absolute)与相对散射校正(Relative)重建图像的比较(从上到下依次为 PET 图像、PET/CT 融合图像、最大密度投影图)。体表污染剂量分别为 0.37 MBq(A), 3.7 MBq(B), 37 MBq(C), 74 MBq(D), 采集速度均为 1.5 s/cm; 随剂量增加, 放射性缺损伪影变得明显, 但 Absolute 方式的伪影较轻

表1 <sup>18</sup>F-FDG PET/CT 常规显像病例(n=20)不同散射校正重建方式对 SUV 及 CV<sub>liver</sub> 的影响

散射校正方式	SUV <sub>max-病灶</sub>	SUV <sub>max-liver</sub>	SUV <sub>mean-liver</sub>	SUV <sub>SD-liver</sub>	CV <sub>liver</sub> (%)
Relative	8.58(3.62, 14.81)	3.07(2.61, 3.50)	2.26(1.98, 2.49)	0.22(0.20, 0.23)	9.67(8.00, 11.00)
Absolute	8.68(3.73, 14.93)	3.22(2.80, 3.70)	2.43(2.12, 2.65)	0.26(0.21, 0.30)	11.00(9.00, 12.00)
z 值	-3.30	-2.50	-3.42	-3.19	-2.57
P 值	0.001	0.012	0.001	0.001	0.010

注: Absolute 为绝对散射校正, liver 为肝脏, Relative 为相对散射校正, SD 为标准差

表2 特殊显像病例(n=20)不同散射校正重建方式的图像质量比较

组别	Relative			Absolute		
	无伪影	轻度伪影	重度伪影	无伪影	轻度伪影	重度伪影
位移组(n=10)	1	3	6	6	3	1
体表污染组(n=10)	2	2	6	6	3	1
合计	3	5	12	12	6	2

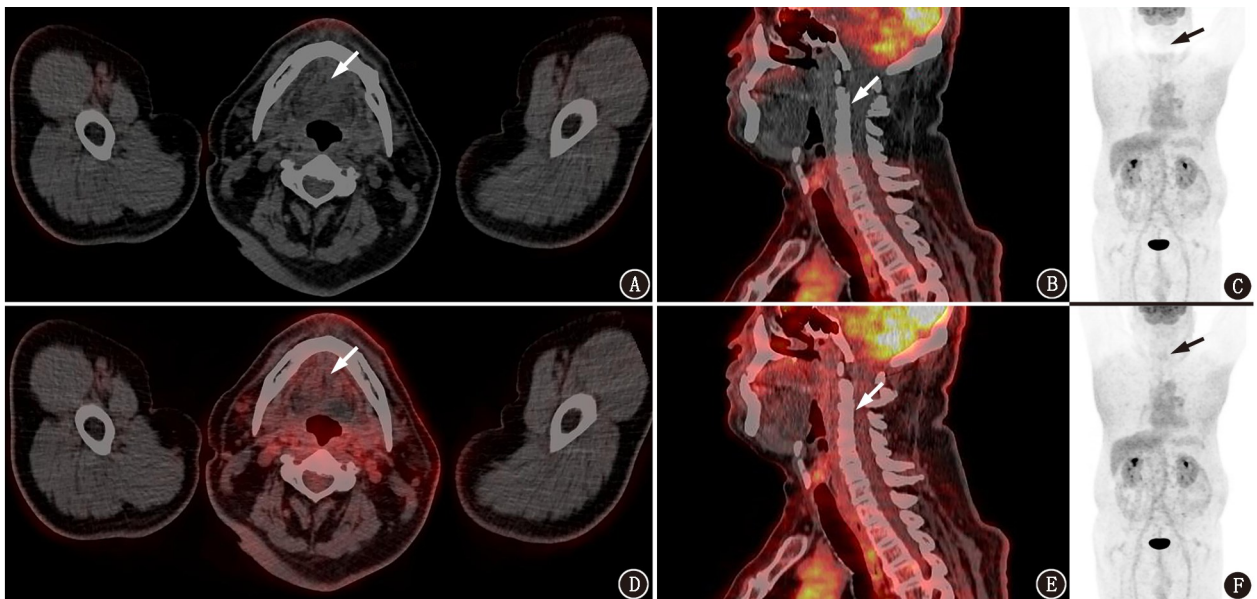


图2 特殊显像病例位移组患者<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 显像图(从左到右依次为轴位 PET/CT 融合图、矢状位 PET/CT 融合图、最大密度投影图; SUV 显示范围为 0~6)。患者男, 67 岁, 肺腺癌, 静脉注射<sup>18</sup>F-FDG(263 MBq) 后 1 h 行 PET/CT 显像, 采集过程中双上臂移动。A~C: 相对散射校正方式重建的图像, 可见手臂及颈部周围出现横条状放射性缺损(箭头示), 图像质量评估为重度伪影; D~F: 绝对散射校正方式重建的图像, 可见伪影得到显著改善(箭头示), 图像质量评估为无伪影

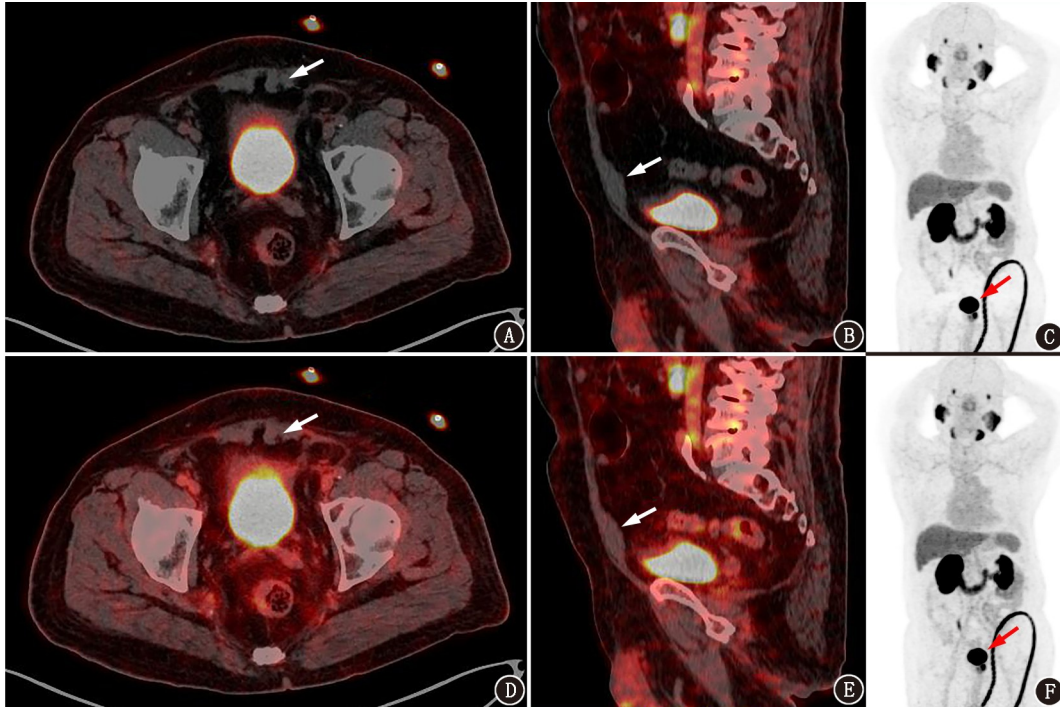


图3 特殊显像病例体表污染组患者 $^{18}\text{F}$ -前列腺特异膜抗原(PSMA)PET/CT显像图(从左到右依次为轴位PET/CT融合图、矢状位PET/CT融合图、最大密度投影图;SUV显示范围为0~6)。患者男,60岁,前列腺癌置尿管引流,静脉注射 $^{18}\text{F}$ -PSMA(234 MBq)后1h行PET/CT显像。A~C:相对散射校正方式重建图像,可见膀胱周围出现横条状放射性缺损(箭头示),图像质量评估为重度伪影;D~F:绝对散射校正方式重建图像,可见伪影消失(箭头示),图像质量评估为无伪影

规使用的散射校正方式,会对瞬时伽马射线与空气中的散射线进行校正,但是要求衰减图和物理学模型必须精确。在实际采集工作中,在一些情况(如患者位移、体表污染等)下,Relative精确的散射校正方式将失去精确衰减图和物理学模型的依赖,造成图像的缺损伪影等情况。为了解决这些问题,尝试用其他散射校正方式进行最大程度弥补这些图像质量上的不足就变得十分必要。

目前,德国Siemens公司的TOF PET产品散射校正中所使用的核心算法是基于TOF的单光子单次散射(single scatter simulation, SSS)算法。这一方法在传统的SSS算法基础上加入了TOF信息,提高了散射校正的准确性。为了求出2个探测器间符合事件为散射事件的概率,SSS算法考虑了在已知正电子核素分布、已知散射体密度分布(衰减校正图)的情况下,散射核对于整个散射体的积分,并以迭代的方式求解出最优的散射正弦图。

在本研究的NEMA模体中,无论是常规摄取组(阳性球与本底放射性活度比值4.08:1)还是极高摄取组(阳性球与本底放射性活度比值200:1),Relative重建出来的图像TBR始终高于Absolute( $P=0.028, P=0.046$ ),图像的TBR越高,其热灶轮廓更

光整、图像质量更优。在 $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT常规显像的10例病例中,Relative方式重建PET图像的 $\text{SUV}_{\text{max-病灶}}$ 、 $\text{SUV}_{\text{max-liver}}$ 、 $\text{SUV}_{\text{mean-liver}}$ 、 $\text{SUV}_{\text{SD-liver}}$ 均小于Absolute方式,SUV的离散程度较小,表明Relative方式重建PET图像的噪声较小,图像的颗粒感降低,图像的平滑度提高, $\text{CV}_{\text{liver}}$ 为9.67%,以临床上常用的 $\text{CV}_{\text{liver}} < 10\%$ 时为标准<sup>[7]</sup>,图像质量较好。而Absolute方式重建PET图像的 $\text{CV}_{\text{liver}}$ 为11.00%,图像质量欠佳。在NEMA体模与 $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT病例完全符合采集要求的条件下,其衰减图和物理学模型精确,因此Relative方式重建PET图像的质量更优。

针对体表污染这种特殊情况,体模模拟实验显示,无论采用哪种散射校正方式,随着污染物剂量的增高,体模PET图像的伪影明显加重。而体模模拟实验及10例临床实际病例均显示,Absolute方式重建出的图像缺损伪影得到明显改善,图像质量优于Relative方式。这是因为体表污染物会大量增加空气中的散射线的量,特别是扫描野之外的散射线量,污染越严重,散射线量越多。Absolute不依赖空气中的散射线进行散射校正,所以重建出的图像质量更佳<sup>[8]</sup>。

采集过程中,在患者发生位移的情况下,由于 Relative 与 Absolute 2 种方式都是以同层面的 CT 作为图像重建的依据,而患者在移动过程中偏离了 CT 的位置,在 CT 位置以外的范围会被模拟为空气中的散射线,此种情况与体表发生污染的情况相似,这无疑增加了空气中的散射线量,用 Relative 方式重建出的图像常发生放射性缺损伪影,而 Absolute 不将空气中的散射线计入重建算法中,会得到相对较好的 PET 图像。

本研究尚存在如下不足:NEMA 体模核素种类比较单一,模拟体表放射性污染物无体积差异对比,污染物剂量范围较小,临床常规显像病例与特殊显像病例的病例数及核素显像药物种类较少,需进一步完善。

总之,以 Relative 方式进行图像重建适用于临床常规情况,而当采集过程中患者移动或体表有污染等特殊情况下,以 Absolute 方式进行图像重建虽然图像的 TBR 略降低,但是其可减少图像伪影,保持图像信息完整,对临床病例的诊断更为重要。

**利益冲突** 所有作者声明无利益冲突

**作者贡献声明** 杜长治、孟祥溪、刘士玮:研究实施、论文撰写;谢卿、张岩、王凤、朱华、于江媛、杨志:统计学分析;李囡:研究指导、论文修改、经费支持

### 参 考 文 献

- [1] 胡琳君,胡奕奕,郭彬威,等.深度学习重建方法改善快速采集 PET 图像质量的临床研究[J].中华核医学与分子影像杂志, 2021, 41(10): 602-606. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20210514-00164.  
Hu LJ, Hu YY, Guo BW, et al. Clinical study of deep learning reconstruction to improve the quality of rapidly acquired PET images [J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2021, 41(10): 602-606. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20210514-00164.

- [2] 黄克敏,冯彦林,梁伟棠,等.飞行时间和点扩散函数对 PET/CT 图像质量和标准摄取值影响的模型研究[J].中华核医学与分子影像杂志, 2021, 41(7): 420-424. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20200220-00060.  
Huang KM, Feng YL, Liang WT, et al. Phantom study of the influence of time of flight and point spread function on PET/CT image quality and standardized uptake value[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2021, 41(7): 420-424. DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20200220-00060.
- [3] Hirano Y, Koshino K, Iida H. Influences of 3D PET scanner components on increased scatter evaluated by a Monte Carlo simulation [J]. Phys Med Biol, 2017, 62(10): 4017-4030. DOI: 10.1088/1361-6560/aa6644.
- [4] Belinato W, Santos WS, Paschoal CMM, et al. Monte Carlo simulations in multi-detector CT (MDCT) for two PET/CT scanner models using MASH and FASH adult phantoms [J]. Nucl Instrum Methods Phys Res A, 2015, 784: 524-530. DOI: 10.1016/j.nima.2014.09.036.
- [5] van Velden FH, Kramer GM, Frings V, et al. Repeatability of radiomic features in non-small-cell lung cancer [<sup>18</sup>F]FDG-PET/CT studies; impact of reconstruction and delineation [J]. Mol Imaging Biol, 2016, 18(5): 788-795. DOI: 10.1007/s11307-016-0940-2.
- [6] Matheoud R, Bergesio F, Ponti ED, et al. [OA143] Application of new algorithms in PET image reconstruction; preliminary results [J]. Physica Medica, 2018, 52(Suppl 1): 54-55. DOI: 10.1016/j.ejmp.2018.06.215.
- [7] Shiri I, Rahmim A, Ghaffarian P, et al. The impact of image reconstruction settings on <sup>18</sup>F-FDG PET radiomic features: multi-scanner phantom and patient studies [J]. Eur Radiol, 2017, 27(11): 4498-4509. DOI: 10.1007/s00330-017-4859-z.
- [8] 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.

(收稿日期:2022-03-22)