·基础研究 ·

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

黄克敏 冯彦林 梁伟棠 李林 邓大浪 贺伟平 冯叶霞 佛山市第一人民医院核医学科 528000 通信作者:冯彦林, Email: fylin@fsyyy.com

目的 通过模型显像探讨基于飞行时间(TOF)和点扩散函数(PSF)重建对 PET/CT 【摘要】 图像质量和标准摄取值(SUV)的影响。方法 分别对 Jaszczak 模型及国际电工委员会(IEC)标准 PET 图像质量体模进行 PET/CT 显像,采用常规临床显像条件(3 min/床位)连续进行 3 次数据采集。 分别采用有序子集最大期望值迭代法(OSEM)、OSEM+TOF、OSEM+PSF、OSEM+TOF+PSF 重建图像。 采用单因素方差分析比较不同重建算法对应的模型图像分辨能力、图像均匀性、"冷区"对比度、"热 区"信噪比(SNR)和 SUV 的差异,组间两两比较采用最小显著差异 t 检验。采用 Pearson 相关分析不 同重建方法"热区"SNR、平均 SUV(SUVmen)和最大 SUV(SUVmax)与球体直径的相关性。结果 OSEM 和 OSEM+PSF 重建图像最小能分辨 6.4 mm"热区"立柱, OSEM+TOF 和 OSEM+TOF+PSF 最小能分辨 4.8 mm"热区"立柱。OSEM + TOF 和 OSEM + TOF + PSF"冷区"对比度明显优于 OSEM [(78.56± $(73.44 \pm 1.47)\%$; F = 61.068, t $far{a}$; F = 60.001; F = 61.068, t $far{a}$; F = 61.068, t $far{a$ 最大和最小非均匀性百分比均优于 OSEM(F 值:10.286、27.630,t 值:-2.599、7.698,均 P<0.05)。各 "热区" 球体 SNR 及 SUV_{max}在 OSEM+PSF 和 OSEM+TOF+PSF 重建时大于 OSEM [SNR: (98.99± 34.76)%、(98.29±28.66)%、(73.64±26.05)%; F=5.712,t 值:3.209,3.412,均P<0.05; SUV_{max}: 8.96± 2.72、9.28±2.17、8.01±2.21;F=3.931,t值:2.154、2.863、均 P<0.05],而在 OSEM+TOF 重建与 OSEM 重建间的差异没有统计学意义(t值:0.297、0.272,均 P>0.05)。SNR 和 SUVmean在 4 种重建方法中均 随"热区"球体直径的增加而增加(r值:0.913~0.963,均P<0.05),SUV_{max}在OSEM+PSF和OSEM+ TOF+PSF 重建中与"热区"球体直径无明显相关性(r值:0.496 和 0.614,均 P>0.05)。结论 在特定 采集及重建条件下,TOF 主要提高"冷区"对比度和对小病灶的分辨能力,PSF 主要提高图像均匀性 和 SNR,两者结合可以获得更好的图像质量,以及显著提高"热"病灶的 SUV。

【关键词】 模型,结构;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:脱氧葡萄糖

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20200220-00060

Phantom study of the influence of time of flight and point spread function on PET/CT image quality and standardized uptake value

Huang Kemin, Feng Yanlin, Liang Weitang, Li Lin, Deng Dalang, He Weiping, Feng Yexia Department of Nuclear Medicine, the First People's Hospital of Foshan, Foshan 528000, China Corresponding author: Feng Yanlin, Email: fylin@fsyyy.com

[Abstract] Objective To explore the influence of time of flight (TOF) and point spread function (PSF) on PET/CT image quality and standardized uptake value (SUV) based on a phantom study. **Methods** PET/CT imaging were performed using Jaszczak phantom and International Electrotechnical Commission (IEC) body phantom respectively, and conventional clinical imaging protocol (3 min/bed) was used for three consecutive imaging. The ordered subsets expectation maximization (OSEM), OSEM+TOF, OSEM+PSF and OSEM+TOF+PSF were used to reconstruct the raw data respectively. The differences of image resolution, image uniformity, contrast, signal to noise ratio (SNR) and SUV among different reconstruction algorithms were compared by using one-way analysis of variance and the least significant difference (LSD) *t* test. The correlations between SNR, mean SUV (SUV_{mean}), maximum SUV (SUV_{max}) and the sphere diameter were analyzed by Pearson correlation analysis. **Results** The minimum image resolution for the hot column was 6.4 mm by OSEM and OSEM+PSF reconstruction, while it was 4.8 mm by OSEM+TOF and OSEM+TOF+PSF reconstruction. The contrast was significantly better by OSEM+TOF ((78.56±1.21)%) and OSEM+TOF+PSF ((78.85±1.17)%) reconstruction than that by OSEM reconstruction ((73.44±1.47)%; *F* = 61.068, *t* values; 9.503, 10.018, both *P*<0.001). The maximum and minimum nonuniformity percentages

were significantly better for images reconstructed with OSEM+PSF than those reconstructed with OSEM (F values: 10.286, 27.630, t values: -2.599, 7.698, both P<0.05). In IEC phantom imaging, the SNR and SUV_{max} of hot sphere were higher by OSEM+PSF and OSEM+TOF+PSF reconstruction than those by OSEM reconstruction (SNR: $(98.99\pm34.76)\%$, $(98.29\pm28.66)\%$, $(73.64\pm26.05)\%$; F=5.712, t values: 3.209, 3.412, both P<0.05; SUV_{max}: 8.96 ± 2.72 , 9.28 ± 2.17 , 8.01 ± 2.21 ; F=3.931, t values: 2.154, 2.863, both P<0.05), but there was no significant difference between OSEM+TOF and OSEM reconstruction (t values: 0.297, 0.272, both P>0.05). Among the four reconstruction methods, the SNR and SUV_{max} in images reconstructed with OSEM+PSF and OSEM+TOF+PSF had no significant correlations with the sphere diameter (r values: 0.913-0.963, all P<0.05), but SUV_{max} in images reconstructed with OSEM+PSF and OSEM+TOF+PSF had no significant correlations with the sphere diameter (r values: 0.496, 0.614, both P>0.05). **Conclusions** Under specific acquisition and reconstruction conditions, TOF mainly improves image resolution and contrast, while PSF mainly improves image uniformity and SNR. The combination of the two method can obtain better image quality and significantly improve the SUV of hot lesions.

[Key words] Models, structural; Image processing, computer-assisted; Positron-emission tomography; Tomography, X-ray computed; Deoxyglucose

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20200220-00060

PET 图像重建是 PET 设备的核心性能之一,其 重建算法从最初的解析算法到迭代算法,再到目前 基于迭代重建的飞行时间(time of flight, TOF)和点 扩散函数(point spread function, PSF)技术,其图像 质量和定量精确性都得到了不断提高。本研究通过 模型显像,探讨基于 TOF 和 PSF 重建对 PET/CT 图 像质量和标准摄取值(standardized uptake value, SUV)的影响,为临床显像中重建算法的合理运用提 供参考。

材料与方法

1. Jaszczak 模型显像。采用 Biograph mCT Flow PET/CT 仪(德国 Siemens 公司), 配 64 排螺旋 CT。 Jaszczak 模型内分为"热区"、"冷区"和"均匀区"、 "热区"插件圆柱直径分别为 3.2、4.8、6.4、7.9、9.5 和 11.1 mm;"冷区"为一直径 37 mm 圆球插件;"均 匀区"内无插件,直径216 mm。将模型充满¹⁸F-脱氧 葡萄糖(fluorodeoxyglucose, FDG)溶液(103.6 MBq),充 分混匀后置于视野中心。先行 CT 扫描:电压 120 kV, 电流 150 mA, 层厚 3 mm, 螺距 1.0; 然后行 PET 显 像,3 min/床位,共1个床位,重复进行3次采集。 分别采用有序子集最大期望值迭代法(ordered subsets expectation maximization, OSEM), OSEM+TOF, OSEM+PSF, OSEM+TOF+PSF 重建图像。采用常规 临床显像重建参数进行图像重建,矩阵 200×200,2次 迭代, TOF 重建 21 子集, 非 TOF 重建 24 子集, 高斯 平滑滤波,截止频率 5.0。采用 CT 衰减校正和散射 校正,获得不同重建算法图像。

2.国际电工委员会(International Electrotechnical Commission, IEC)标准 PET 图像质量体模显像。采 用美国 Data Spectrum 公司生产的 IEC 体模,其"热 区"球体直径分别为 10、13、17、22、28 和 37 mm,分 别注入浓度为 88.29 MBq/L 的¹⁸F-FDG 溶液,其本 底溶液浓度为 9.05 MBq/L。图像采集及重建方法 同 Jaszczak 模型显像。

3.图像处理。运用仪器自带图像处理软件 (Syngo TrueD),选择 Jaszczak 模型均匀区相邻5个 层面的横断面图像,分别在其中心区域勾画大小相 同的感兴趣区(regions of interest, ROI),记录各 ROI 的最大、最小及平均放射性计数。各层面 ROI 最大和 最小百分比非均匀性(*NU_i*)的计算采用公式 1^[1]:

选择球形"冷区"及其背景区相邻 5 个层面横断面图像勾划 ROI,记录"冷区"小球和相对应的背景区 ROI 平均计数,模型图像"冷区"对比度(Q_{*G*})的计算采用公式 2^[2]: Q_G=(1-C_G/C_B)×100% ·······公式 2

式中, C_{Cj} = j 小球 ROI 平均计数; C_{Bj} = j 小球背景 ROI 平均计数。

选择 IEC 体模显像不同大小"热区"及其背景 区勾画容积感兴趣区(volume of interest, VOI),其 VOI 大小与球体实际大小一致。记录各 VOI 的平均 计数及 SUV。各"热区"球体的信噪比(signal to noise ratio, SNR)的计算采用公式 $3^{[2]}$: SNR_j=(C_{H_j} - C_{B_j})/S_{Dj}公式 $3^{[2]}$: SNR_j=(C_{H_j} - C_{B_j})/S_{Dj}公式 $3^{[2]}$: VOI 平均计数; C_{B_j} = j小球 VOI 平均计数; C_{B_j} = j小球背景 VOI 平均计数; S_{D_j} =背景 VOI 计数的标准差。

4.数据及图像分析。比较 Jaszczak 模型显像不同重建方法"冷区"对比度及图像均匀性的差异,以及 IEC 体模显像不同大小"热区"在不同重建方法时 SNR 及 SUV 的差异。图像分析由 3 名经验丰富

的核医学医师对 Jaszczak 模型及 IEC 体模热区图像 进行目测评价,比较不同重建方法对不同大小"热 区"的分辨能力,以至少2名医师的一致意见为最 终结果。

5.统计学处理。采用 SPSS 12.0 软件分析数据, 符合正态分布的定量资料用 \bar{x} ±s 表示。多组间比较 采用单因素方差分析,不同重建方法与 OSEM 的比 较采用最小显著差异 t 检验;不同重建方法"热区" SNR、平均 SUV(mean SUV, SUV_{mean})和最大 SUV (maximum SUV, SUV_{max})与球体直径的相关性采用 Pearson 相关分析。P<0.05 为差异或相关性有统计 学意义。

结 果

Jaszczak 模型显像中, OSEM 和 OSEM+PSF 图 像最小能分辨 6.4 mm"热区"立柱, OSEM+TOF 和 OSEM+TOF+PSF 最小能分辨 4.8 mm"热区"立柱 (图 1)。OSEM+TOF、OSEM+PSF 和 OSEM+TOF+ PSF 重建图像"冷区" ROI 计数均明显低于 OSEM(F= 63.577, t 值: -9.756、-4.368 和 - 16.332, 均 P <0.05),其"冷区"对比度在 OSEM+TOF 和 OSEM+ TOF+PSF 重建时明显优于 OSEM(F= 61.068, t= 9.503、10.018, 均 P < 0.001),在 OSEM+PSF 重建时 与 OSEM 的差异没有统计学意义(t= 0.387, P= 0.701);OSEM+PSF 最大和最小非均匀性百分比均 优于 OSEM(F 值: 10.286, 27.630, t 值: -2.599、 7.698,均 P < 0.05); OSEM+TOF 最大非均匀性百分 比明显差于 OSEM(t= 2.962, P= 0.006)(表 1)。



图1 Jaszczak 模型显像不同重建方法同一层面图像比较。A. 有序子集最大期望值迭代法(OSEM)重建图像;B. OSEM+飞 行时间(TOF)重建图像;C. OSEM+点扩散函数(PSF)重建图 像;D. OSEM+TOF+PSF 重建图像

IEC 体模显像中,4 种方法重建的图像均无明显 伪影,能清晰显示各"热区"球体,但 OSEM+TOF 和 OSEM+TOF+PSF 图像对小球体的显示优于 OSEM 和 OSEM+PSF(图 2)。OSEM+TOF、OSEM+PSF 和 OSEM+ TOF+PSF "热区" ROI 计数及 SUV_{mean}均明显高于 OSEM(*F* 值:3.432、4.275,*t* 值:2.563~4.663,均 *P*< 0.05);各"热区"球体平均 SNR 及 SUV_{max}在 OSEM+ PSF 和 OSEM+TOF+PSF 重建时大于 OSEM(SNR: *F* = 5.712,*t* 值:3.209、3.412; SUV_{max}: *F* = 3.931,*t* 值: 2.154、2.863,均 *P*<0.05),而 OSEM+TOF 与 OSEM 的差异没有统计学意义(*t* 值:0.297、0.272,均 *P*> 0.05)(表 2)。

IEC 体模"热区" SNR 和 SUV_{mean}在 4 种重建方 法中均随"热区" 球体直径的增加而增加(r 值: 0.913~0.963,均 P<0.05),SUV_{max}在 OSEM+PSF 和 OSEM+TOF+PSF 重建时与"热区"球体直径无明显相 关(r 值:0.496 和 0.614,均 P>0.05),其在 10~17 mm 球 体时随球体直径的增加而明显增加,但在 17~37 mm 球体时随球体直径的增加无明显增加(图 3)。

讨 论

近年来,基于 TOF 和 PSF 的迭代算法已在临床 显像中得到广泛应用^[3-4]。TOF 技术是指通过测量 湮灭光子到达探测晶体的 TOF,从而确定在一定符 合时间窗内放射性核素分布位置的一种方法。TOF 能将湮灭事件精确定位到响应线上某段具体位置, 显著提高了系统鉴别随机符合和散射符合的能力。 研究表明, TOF 重建的 PET 图像比其他方法重建的 图像具有更高的空间分辨率和图像对比度^[5]。 Akamatsu 等^[6]的研究表明, TOF 技术可以使用较低 的活性或较短采集时间,同时改善图像质量。本研 究中, TOF 图像较单独的 OSEM 或 PSF 图像能分辨 更小的"热区"立柱:同时,其"冷区"对比度也显著 高于 OSEM 和 PSF(均 P<0.05),但"热区" SNR 与 OSEM 差异无统计学意义(P>0.05),这一结果与 Suljic 等^[7]的研究结果一致,其在不同重建算法的 比较中,具有 TOF 校正的迭代算法能显示最佳的 "冷区"对比度,但对"热区"对比度只有轻微改善。

PSF 是校正深度效应的一种算法。由于 PET 探测器呈环形,湮灭光子的响应容易受光子在视野 内的发射位置、晶体间散射和晶体间穿透等因素的 影响。通过 PSF 校正能使整个视野内的空间分辨 率保持一致,从而减少最终图像的模糊和失真^[8]。 研究表明,PSF 能显著提高 PET 图像 SNR 和对小病

重建方法	"冷区"计数(计数/ml)	背景计数(计数/ml)	对比度(%)	$+NU_i(\%)$	$-NU_{i}(\%)$
OSEM	2 206±89	8 309±149	73.44±1.47	23.05±1.86	-20.32 ± 1.07
OSEM+TOF	1 766±88 ^a	8 242±89	78.56±1.21ª	27.83±6.88ª	-20.17 ± 1.45
OSEM+PSF	2 179±85 ^a	8 273±141	73.64 ± 1.42	18.84 ± 0.26^{a}	-16.67 ± 1.08^{a}
OSEM+TOF+PSF	$1 740 \pm 86^{a}$	8 229±70	78.85 ± 1.17^{a}	23.03 ± 3.47	-18.00 ± 1.14^{a}
<i>F</i> 值	63.577	0.693	61.068	10.286	27.630
<i>P</i> 值	< 0.001	0.567	< 0.001	< 0.001	< 0.001

表1 Jaszczak 模型显像不同重建方法"冷区"对比度及图像均匀性比较(x±s)

注:NU;为非均匀性,OSEM 为有序子集最大期望值迭代法,PSF 为点扩散函数,TOF 为飞行时间; "与 OSEM 比较, P<0.05

图 2 国际电工委员会(IEC)体模显像不同重建方法同一层面 图像比较。A.有序子集最大期望值迭代法(OSEM)重建图像; B. OSEM+飞行时间(TOF)重建图像;C. OSEM+点扩散函数 (PSF)重建图像;D. OSEM+TOF+PSF 重建图像

灶的分辨能力,同时还可以改善噪声结构,降低图像的粗糙度^[9]。本研究中,PSF能明显改善"热区" SNR 及图像均匀性,但对"热区"立柱的分辨能力与 OSEM 比较并没有明显提高,这可能与采用了较小 的采集矩阵(200×200)及较少的迭代次数(2次)有 关。这一结果也与 Hashimoto 等^[10]的研究结果一 致,其在探讨 TOF 对小病灶探测能力的研究中,发 现 TOF 图像提高了直径 10 mm 或更小球体的可检 测性,但 PSF 图像并未提高更小球体的可检测性。

SUV 的精确性和重复性受诸多因素的影响,其中重建算法是最重要的因素之一。Shang 等^[11]分析了一体化 PET/MR 不同重建算法 SUV 的差异,发现OSEM+TOF+PSF 使小病灶的 SUV_{mean}和 SUV_{max}分别增加 26.6%和 30.0%。Rogasch 等^[12]的研究中,TOF和 PSF 对 SUV 的影响与病灶本底比有关,TOF 在低对比度病变中提供了最大的 SUV_{max}增加,反之 PSF在高对比度病变中显示了最大的 SUV_{max}的增加。本研究中,OSEM+PSF和 OSEM+PSF+TOF 对 SUV的提高最为显著,但 SUV_{max}在 OSEM+TOF 重建中并没有显著提高,这可能与本研究中较高的"热区"背景比有关。因此,PSF 或 TOF 对 PET/CT 图像质量及定量结果的具体影响,还会受到不同采集及重建参数、不同病灶大小及病灶本底比值等因素的影响。

表 2 IEC 体模显像不同重建方法"热区"球体平均 SNR 及 SUV 的比较(x±s)

重建方法	"热区"计数(计数/ml)	背景计数(计数/ml)	SNR	$\mathrm{SUV}_{\mathrm{max}}$	$\mathrm{SUV}_{\mathrm{mean}}$
OSEM	32 215±9 292	5 374±177	73.64±26.05	8.01±2.21	5.42±1.56
OSEM+TOF	33 153±8 649 ^a	5 504±145	70.96±22.92	8.13±1.87	5.58 ± 1.46^{a}
OSEM+PSF	33 706±9 781 ^a	5 358±172	98.99±34.76 ^a	8.96±2.72 ^a	5.67±1.64ª
OSEM+TOF+PSF	35 450±8 499 ^a	5 481±139	98.29±28.66ª	9.28±2.17 ^a	5.96±1.43ª
F 值	3.432	2.576	5.712	3.931	4.275
<i>P</i> 值	0.025	0.068	0.005	0.010	0.006

注:IEC 为国际电工委员会,SNR 为信噪比,SUV 为标准摄取值,SUV_{max}为最大 SUV,SUV_{mean}为平均 SUV;^a与 OSEM 比较,P<0.05



图3 IEC体模显像信噪比(SNR)、平均标准摄取值(SUVman)、最大标准摄取值(SUVman)随不同大小"热区"的变化

PSF 技术在提高 SNR 和病变检测能力的同时, 也可能会使 PET 图像产生边缘伪影,进而对 SUV..... 产生显著影响^[13]。Kidera 等^[14]的研究中, PSF 重建 图像中的边缘伪影随病灶本底比的增加而增加,其 在13 mm 球体中可观察到对比度恢复系数的明显 高估。本研究中.OSEM+PSF 或 OSEM+PSF+TOF 图 像并没有可识别的边缘伪影,但其 SUV 与 OSEM 和 TOF 比较有显著升高, 且在较小"热区"(10~22 mm 球体.PSF 重建中的 10 mm 球体除外) 中升高的幅 度更加明显。同时 SUV_{max}并不总是随着球体直径 的增加而增加,其最高值出现在17 mm 球体处,表 明PSF 在 17 mm 球体的 SUV_{max} 可能存在高估。 Munk 等^[15]在对小病灶的研究中,发现 PSF 重建图像 不同大小球体的恢复系数不随球体直径减小而单调 下降,并建议除非为特定目的优化了 PSF 重建参数, 否则将非 PSF 重建用于小病灶的定量可能更安全。

本研究表明,在特定采集及重建条件下,TOF和 PSF重建对图像质量的影响各有优势,两者结合可 获得更好的图像质量和 SUV。但本研究只分析了 单一采集和重建参数、单一"热区"本底比值等因素 的影响。各种因素相互作用且并不完全可分,因此 不能将所有单一现象都归为重建算法差异所致,在 临床显像中应充分评估 TOF 和 PSF 重建在哪些条 件下其结果是有益且有保证的,根据实际情况和临 床需求来选择合适的重建算法。对于 PSF 重建的 边缘伪影,对其成因以及对定量精确性和重复性的 具体影响还需进一步探讨,在 PSF 重建用于监测治 疗反应时,应该考虑这一因素的影响。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

参考文献

[1] 黄克敏,冯彦林,贺小红,等. Philips GEMINI PET/CT 五种常规
图像重建算法图像质量的比较[J].中国医学影像技术, 2010, 26(2): 365-368.

Huang KM, Feng YL, He XH, et al. Comparison of the different reconstruction algorithms for Philips GEMINI PET/CT[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2010, 26(2): 365-368.

 [2] 董硕,李东,吴天棋,等.一体化 PET-MR 设备中飞行时间技术 和点扩展函数技术对 PET 图像质量的影响[J].中国医学装 备,2018,15(2):1-5.DOI:10.3969/J.ISSN.1672-8270.2018. 02.001.

Dong S, Li D, Wu TQ, et al. The effects of TOF and PSF on image quality of PET in integrated PET-MR[J]. China Med Equip, 2018, 15(2): 1-5. DOI: 10.3969/J.ISSN.1672-8270.2018.02. 001.

- [3] 吴文凯,赵周社. PET 飞行时间技术的现状和再认识[J].中华 核医学杂志, 2011, 31(5); 354-356. DOI; 10.3760/cma.j.issn.
 0253-9780.2011.05.021.
 Wu WK, Zhao ZS. The present situation and recognition of flight time technology in PET[J]. Chin J Nucl Med, 2011, 31(5); 354-356. DOI; 10.3760/cma.j.issn.0253-9780.2011.05.021.
- [4] Slomka PJ, Pan T, Germano G. Recent advances and future progress in PET instrumentation [J]. Semin Nucl Med, 2016, 46(1): 5-19. DOI:10.1053/j.semnuclmed.2015.09.006
- [5] Conti M, Eriksson L, Westerwoudt V. Estimating image quality for future generations of TOF PET scanners[J]. IEEE Trans Nucl Sci, 2013, 60(1): 87-94. DOI:10.1109/NSSMIC.2011.6152656
- [6] Akamatsu G, Ishikawa K, Mitsumoto K, et al. Improvement in PET/ CT image quality with a combination of point-spread function and timeof-flight in relation to reconstruction parameters [J]. J Nucl Med, 2012, 53(11): 1716-1722. DOI:10.2967/jnumed.112.103861.
- [7] Suljic A, Tomse P, Jensterle L, et al. The impact of reconstruction algorithms and time of flight information on PET/CT image quality
 [J]. Radiol Oncol, 2015, 49(3): 227-233. DOI: 10.1515/raon-2015-0014.
- [8] Rahmim A, Qi J, Sossi V. Resolution modeling in PET imaging: theory, practice, benefits, and pitfalls[J]. Med Phys, 2013, 40 (6): 064301. DOI:10.1118/1.4800806.
- [9] Shao X, Shao X, Wang X, et al. Applications of both time of flight and point spread function in brain PET image reconstruction [J]. Nucl Med Commun, 2016, 37 (4): 422-427. DOI: 10.1097/ MNM.00000000000459.
- [10] Hashimoto N, Morita K, Tsutsui Y, et al. Time-of-flight information improved the detectability of subcentimeter spheres using a clinical PET/CT scanner[J]. J Nucl Med Technol, 2018, 46(3): 268-273. DOI:10.2967/jnmt.117.204735.
- [11] Shang K, Cui B, Ma J, et al. Clinical evaluation of whole-body oncologic PET with time-of-flight and point-spread function for the hybrid PET/MR system[J]. Eur J Radiol, 2017, 93: 70-75. DOI: 10.1016/j.ejrad.2017.05.029.
- [12] Rogasch JM, Steffen IG, Hofheinz F, et al. The association of tumorto-background ratios and SUV_{max} 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.
- [13] Yamaguchi S, Wagatsuma K, Miwa K, et al. Bayesian penalizedlikelihood reconstruction algorithm suppresses edge artifacts in PET reconstruction based on point-spread-function [J]. Phys Med, 2018, 47: 73-79. DOI:10.1016/j.ejmp.2018.02.013.
- [14] Kidera D, Kihara K, Akamatsu G, et al. The edge artifact in the point-spread function-based PET reconstruction at different sphereto-background ratios of radioactivity[J]. Ann Nucl Med, 2016, 30 (2): 97-103. DOI:10.1007/s12149-015-1036-9.
- [15] Munk OL, Tolbod LP, Hansen SB, et al. Point-spread function reconstructed PET images of sub-centimeter lesions are not quantitative[J]. EJNMMI Phys, 2017, 4(1): 5. DOI:10.1186/s40658-016-0169-9.

(收稿日期:2020-02-20)