

不同重建方法对颞叶癫痫患者 FDG PET 图像质量及诊断效能的影响

尚琨 胡杰 王振明 王静娟 崔碧霄 许潇尹 卢洁

首都医科大学宣武医院放射与核医学科、磁共振成像脑信息学北京市重点实验室, 北京 100053

通信作者: 卢洁, Email: imaginglu@hotmail.com

【摘要】 目的 评估飞行时间 (TOF) 联合点扩散函数 (PSF) 重建对于颞叶癫痫 (TLE) 患者脑 PET 图像及病灶定位诊断的价值。方法 回顾性收集 2017 年至 2019 年间首都医科大学宣武医院 52 例住院 TLE 患者 [男 30 例、女 22 例, 年龄 (26.7±7.1) 岁] 和 26 名健康志愿者 [男 14 名、女 12 名, 年龄 (31.7±6.8) 岁] 的脑¹⁸F-FDG PET 显像数据, 图像采用 4 种方式重建: 有序子集最大期望值迭代法 (OSEM)、OSEM+TOF、OSEM+PSF、OSEM+TOF+PSF。采用 4 分制法视觉评估所有被试的图像质量、清晰度、噪声以及患者病灶显示的清晰度, 计算所有被试图像的信噪比 (SNR)、对比度以及患者病灶的不对称指数 (AI)。采用单因素方差分析对 4 种重建方式之间上述参数的差异进行比较。对 PET 图像定位致痫灶的效能进行 ROC 曲线分析。结果 健康志愿者 PET 图像的视觉评分以 OSEM+TOF+PSF 组最高 [(4.0±0.0) 分], 与 OSEM 组相比, OSEM+TOF+PSF 组图像 SNR 降低 46.6% (SNR 数据越小, 图像质量越好), 图像对比度提升 29.8%。TLE PET 图像视觉评估显示, OSEM+TOF+PSF 组、OSEM+PSF 组、OSEM+TOF 组和 OSEM 组的评分依次减低, 分别为 (4.0±0.0)、(3.4±0.5)、(2.3±0.4) 和 (1.0±0.0) 分 ($F=884.0, P<0.001$)。定量分析显示上述 4 组图像的 SNR 依次增高: (5.2±2.4)%、(6.2±2.4)%、(7.9±2.6)%、(8.9±3.5)% ($F=18.82, P<0.001$); 图像对比度及病灶 AI 的 4 组排序则为 OSEM+TOF+PSF 组 (对比度: 0.81±0.03; AI: 0.28±0.05) > OSEM+TOF 组 (0.74±0.05; 0.23±0.06) > OSEM+PSF 组 (0.72±0.06; 0.22±0.07) > OSEM 组 (0.64±0.05; 0.19±0.06) (F 值: 107.10、19.94, 均 $P<0.001$)。52 例 TLE 患者中 32 例 MRI 检出单侧海马硬化, 20 例为 MRI 阴性患者。ROC 曲线分析示, 发作间期 OSEM+TOF+PSF PET 图像目视法及病灶/对侧 SUV 比值 (SUVr) 对单侧海马硬化组定位致痫灶的 AUC 为 0.874, 对 MRI 阴性组定位致痫灶的 AUC 为 0.932。结论 TOF 和 PSF 技术能够提高 PET 图像质量, 二者联合应用后效果最佳并有助于定位 TLE 患者的致痫灶。

【关键词】 癫痫, 颞叶; 图像处理, 计算机辅助; 正电子发射断层显像术; 氟脱氧葡萄糖 F18

基金项目: 国家重点研发计划 (2022YFC2406900)

DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20240108-00010

Impact of different reconstruction algorithms on PET image quality and diagnostic efficiency in patients with temporal lobe epilepsy

Shang Kun, Hu Jie, Wang Zhenming, Wang Jingjuan, Cui Bixiao, Xu Xiaoyin, Lu Jie

Department of Radiology and Nuclear Medicine, Xuanwu Hospital, Capital Medical University; Beijing Key Laboratory of Magnetic Resonance Imaging and Brain Informatics, Beijing 100053, China

Corresponding author: Lu Jie, Email: imaginglu@hotmail.com

【Abstract】 **Objective** To evaluate the value of time-of-flight (TOF) combined with point spread function (PSF) reconstruction for the improvement of brain PET images and lesion localization in patients with temporal lobe epilepsy (TLE). **Methods** A retrospective collection of brain ¹⁸F-FDG PET imaging data of 52 hospitalized patients with TLE (30 males, 22 females, age: (26.7±7.1) years) and 26 healthy volunteers (14 males, 12 females, age: (31.7±6.8) years) from Xuanwu Hospital between 2017 and 2019 was conducted. Images were reconstructed and divided into 4 groups based on different algorithms: ordered subset expectation maximization (OSEM), OSEM+TOF, OSEM+PSF, and OSEM+TOF+PSF. The image quality, clarity, noise, and the clarity of lesion display of all subjects were visually analyzed using a four-point scale. The signal-to-noise ratio (SNR), contrast, and asymmetry index (AI) of the lesions were calculated. Differences in visual scores, SNR, contrast, and AI among the 4 groups were analyzed using one-way analysis of variance. The ROC curve was used to analyze the efficiency of PET images in localization of epileptogenic foci. **Results** The visual score of OSEM+TOF+PSF group was the highest (4.0±0.0) among

healthy volunteers; compared with OSEM group, OSEM+TOF+PSF group showed lower SNR (decreased by 46.6%; the lower the SNR value, the better the image quality) and contrast (increased by 29.8%). Visual assessment of PET images of patients with TLE showed that the scores of OSEM+TOF+PSF group, OSEM+PSF group, OSEM+TOF group and OSEM group were decreased in order (4.0 ± 0.0 vs 3.4 ± 0.5 vs 2.3 ± 0.4 vs 1.0 ± 0.0 ; $F=884.0$, $P<0.001$); SNRs of those 4 groups were increased in order ($(5.2\pm 2.4)\%$ vs $(6.2\pm 2.4)\%$ vs $(7.9\pm 2.6)\%$ vs $(8.9\pm 3.5)\%$; $F=18.82$, $P<0.001$). The contrast and AI of the lesions in 4 groups were as follows: OSEM+TOF+PSF (contrast: 0.81 ± 0.03 ; AI: 0.28 ± 0.05) > OSEM+TOF (0.74 ± 0.05 ; 0.23 ± 0.06) > OSEM+PSF (0.72 ± 0.06 ; 0.22 ± 0.07) > OSEM (0.64 ± 0.05 ; 0.19 ± 0.06) (F values: 107.10, 19.94, both $P<0.001$). MRI found unilateral hippocampal sclerosis in 32 patients, and the rest 20 patients with TLE were MRI-negative. ROC curve analysis showed that visual analysis and SUV ratio (SUVr) of lesion/contralateral ROI based on OSEM+TOF+PSF PET image could localize epileptogenic foci efficiently, with AUC of 0.874 in MRI-positive patients, and AUC of 0.932 in MRI-negative patients. **Conclusions** The application of TOF and PSF significantly improves the quality of PET images. The combined use of both techniques yields the best results and aids in the localization of epileptogenic foci in patients with TLE.

【Key words】 Epilepsy, temporal lobe; Image processing, computer-assisted; Positron-emission tomography; Fluorodeoxyglucose F18

Fund program: National Key Research and Development Program of China(2022YFC2406900)

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20240108-00010

癫痫是大脑神经元反复异常放电导致的脑功能障碍,其中颞叶癫痫(temporal lobe epilepsy, TLE)最常见^[1]。约 1/3 的患者对药物反应差,成为难治性癫痫,需要通过手术治疗切除致痫灶^[2]。随机对照研究表明 TLE 患者早期手术治疗效果优于长期药物治疗^[3]。手术成功的关键是术前准确定位致痫灶。MRI 是首选的定位致痫灶的影像学检查,但仍有 15%~30% 患者为 MRI 阴性^[4],需要功能影像学手段帮助术前定位。

¹⁸F-FDG PET 有助于癫痫患者定侧或定位病灶^[5-7],但 PET 的空间分辨率相对较低,需要依靠重建技术提高图像质量。PET/CT 脑显像研究发现点扩散函数(point spread function, PSF)技术可有效改善脑 PET 图像质量,使之更接近真实值;联合飞行时间(time-of-flight, TOF)技术能进一步提高 PET 图像信噪比^[8-10]。但对于癫痫患者,基于 MRI 衰减校正的脑 PET 图像的最佳重建方式还需进一步验证。本研究对 TLE 患者不同重建方法下的图像质量和 PET 定位致痫灶的效能进行探讨。

资料与方法

1. 研究对象。选取 2017 年至 2019 年间于首都医科大学宣武医院经过术前评估和术后病理学证实为单侧 TLE 的 52 例住院患者,其中男 30 例、女 22 例,年龄(26.7 ± 7.1)岁。患者纳入标准:(1)脑 MRI 结构像未见异常结构改变或仅显示单侧海马硬化;(2)术前进行一体化¹⁸F-FDG PET/MR 脑显像,并且在 PET/MR 检查前至少 72 h 无癫痫发作;(3)经前颞叶切除术治疗,术后病理结果证实为新皮质局灶性皮质发育不良和(或)海马硬化;(4)均术后随访

2~3 年,根据 Engel 分级判断术后结果;(5)右利手;(6)签署一体化 PET/MR 检查知情同意书。排除标准:(1)MRI 检查发现除单侧海马外的其他脑实质病变;(2)术后病理结果未证实颞叶为致痫灶部位;(3)有其他神经系统疾病病史;(4)有头部外伤史、手术史;(5)扫描过程中由于头部移动等原因造成图像质量较差,无法用于本研究。

另外,回顾性收集 2017 年至 2019 年期间行 PET/MR 检查的 26 名健康志愿者,其中男 14 名、女 12 名,年龄(31.7 ± 6.8)岁。纳入标准:(1)头颅 MRI 检查未见异常改变;(2)无任何神经系统疾病和精神疾病病史;(3)无头部外伤史、长期服用药物史;(4)所有健康志愿者为右利手;(5)签署一体化 PET/MR 检查知情同意书。排除标准:(1)MRI 发现颅内病变;(2)有个人或家族神经系统疾病病史;(3)长期乙醇和药物滥用;(4)扫描过程中由于受试者头部移动等原因造成图像质量较差,无法用于本研究;(5)孕妇。本研究获得首都医科大学宣武医院伦理委员会批准(批件号:临研审[2023]044 号)。

2. ¹⁸F-FDG PET/MR 图像采集。采用一体化 TOF PET/MR 扫描仪(Signa,美国 GE 公司)进行图像采集。检查前要求受试者空腹至少 6 h,空腹血糖水平小于 9 mmol/L。所有受试者接受¹⁸F-FDG(由本科室自行制备)静脉注射(按体质量 3.7 MBq/kg),之后于听觉刺激小且光线较暗的房间内闭目休息,避免交谈,40~60 min 后行 PET/MR 脑显像。脑 PET 扫描 1 个床位,采集时间为 10 min,采用列表模式(List Mode)三维采集模式。PET 图像采集层厚=2.44 mm,视野=35 cm×35 cm。运用两点 Dixon 序列采集 MR 图像,并采用组织分类法对 PET 扫描过

程中的 γ 射线进行衰减校正:可变容积加速肝脏采集序列 (liver acquisition with volume acceleration-Flex, LAVA-Flex) 轴向采集,重复时间 = 4 ms,回波时间 = 1.7 ms,层厚 = 5.2 mm,间距 = -2.6 mm,体素 = 1.95 mm×2.93 mm×2.60 mm,扫描时间 18 s。

3. PET 图像重建方式及参数。在 PET/MR AW4.6 工作站上对 PET 原始图像进行图像重建,采用三维有序子集最大期望值迭代法 (ordered subset expectation maximization, OSEM)、OSEM+PSF、OSEM+TOF、OSEM+TOF+PSF 4 种方式进行图像重建,迭代次数为 8 次,有效子集数为 32,半高宽度为 3.0 mm,矩阵 = 192×192,体素 = 1.82 mm×1.82 mm×2.78 mm,同时选择散射校正、随机校正和死时间。

4. PET 图像的视觉评估。PET 图像经过 4 种重建方式重建后,由 2 位经验丰富的神经影像医师独立阅片。2 名医师均不清楚图像的重建方式以及 TLE 患者的临床病史、MRI 结果、手术侧别和病理结果。采用 4 分制的方法对图像进行视觉评估 (图像质量最佳、图像清晰锐利、灰质与白质分界清晰、基本无噪声 = 4 分;图像质量良好、图像清晰度良好、灰质与白质分界良好、少量噪声 = 3 分;图像质量可以接受、图像清晰度及灰质与白质分界可以接受、有噪声但可以接受 = 2 分;图像质量较差、无法接受,图像模糊、灰质与白质分界不清,噪声明显无法接受 = 1 分)^[11]。对于 TLE 患者的图像,结合代谢减低区显示清晰度进行综合评分 (显示最清晰 = 4 分,显示良好 = 3 分,隐约可见 = 2 分,无法识别 = 1 分)。代谢减低区定义:基于 PET 横断面、冠状面和矢状面图像进行视觉分析,若某一脑区在至少连续 2 个层面和 2 个方向上出现显像剂摄取减低,则判断其为葡萄糖代谢减低区。

如果 2 位观察者意见不一致,则咨询第 3 位经验丰富的神经影像医师,经讨论达成一致以确定最终分值。

5. PET 图像的定量分析。(1) 计算不同重建方式下脑¹⁸F-FDG PET 图像的对比度和信噪比 (signal-to-noise ratio, SNR)。在 4 种不同重建条件下的 PET 图像上,选择大脑各叶皮质、丘脑和基底节区,勾画同样大小 (直径为 1.1 cm) 圆形 ROI,得到 SUV_{mean} ,然后利用镜像法得到对侧脑区相同 ROI 的 SUV_{mean} 。根据 Nagaki 等^[12]报道的公式计算对比度:对比度 = $(C_{max} - C_{min}) / C_{min}$,其中 C_{max} 和 C_{min} 分别代表不同脑区的最大 SUV_{mean} 和最小 SUV_{mean} 。在小脑上勾画直径为 1.1 cm 的圆形 ROI,得到小脑的

SUV_{mean} 和标准差 (standard deviation, SD)。SNR 定义为小脑 ROI 内的均匀性: $SNR = SD / SUV_{mean} \times 100\%$,SNR 计算值越小,图像质量越高。

(2) 计算 TLE 患者不同重建方式下脑¹⁸F-FDG PET 图像上低代谢区的不对称指数 (asymmetry index, AI)。对于代谢减低区,在 4 种重建图像的同层面勾画直径为 1.1 cm 的圆形 ROI,得到该脑区的 SUV_{mean} ,然后利用镜像法得到对侧脑区相同 ROI 的 SUV_{mean} 。最后,以小脑的 SUV_{mean} 作为参考,计算各脑区的 SUV 比值 (SUV ratio, SUVR)。根据 Guo 等^[13]报道的公式计算 AI: $AI = 2 (对侧 SUVR - 患侧 SUVR) / (对侧 SUVR + 患侧 SUVR)$,以 $AI > 10\%$ 为异常。

6. 统计学处理。应用 IBM SPSS 21.0 软件对数据进行分析,符合正态分布的定量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示。采用 Kappa 检验分析 2 位观察者视觉评估结果的一致性。不同重建方式组间视觉评分、SNR、对比度和 AI 之间的差异采用单因素方差分析比较。以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。采用 ROC 曲线评估¹⁸F-FDG PET 的致痫灶定位价值。

结 果

1. 健康志愿者 PET 图像分析。OSEM [(1.0±0.0)分]、OSEM+TOF [(2.2±0.4)分]、OSEM+PSF [(3.6±0.3)分]和 OSEM+TOF+PSF [(4.0±0.0)分]组间健康志愿者的 PET 图像质量、图像清晰度、图像噪声的视觉评分差异具有统计学意义 ($F = 1086.2$, $P < 0.001$), OSEM+TOF+PSF 重建的 PET 图像视觉评分最高 (图 1)。这 4 组的图像 SNR 依次为 (8.8±3.7)%、(7.9±2.1)%、(6.0±2.4)% 和 (4.7±2.3)%, 差异有统计学意义 ($F = 12.18$, $P < 0.001$)。与单独应用 OSEM 相比,加入 TOF 后 SNR 降低 10.2%,加入 PSF 后 SNR 降低 31.8%,TOF 和 PSF 联合加入后 SNR 降低 46.6%。4 组 PET 图像对比度分别 0.47±0.04、0.54±0.05、0.53±0.05 和 0.61±0.03 ($F = 45.64$, $P < 0.001$)。与单独应用 OSEM 相比,加入 TOF 后对比度提升 14.9%,加入 PSF 后对比度提升 12.8%,TOF 和 PSF 联合加入后对比度提升 29.8%。

2. 癫痫患者 PET 图像分析。4 个重建方式组癫痫患者 PET 图像的图像质量、图像清晰度、图像噪声以及病灶显示清晰度的视觉评分结果见表 1,以 OSEM+TOF+PSF 组评分最高。典型病例重建图像见图 2。4 组 PET 图像 SNR、对比度和 AI 差异也都具有统计学意义 (F 值: 18.82、107.10、19.94,均 $P <$

0.001;表 1)。与单独应用 OSEM 重建相比,加入 TOF 后图像 SNR 降低 11.2%,对比度提升 15.6%,AI 提升 21.1%;加入 PSF 后 SNR 降低 30.3%,对比度提升 12.5%,AI 提升 15.8%;TOF 和 PSF 联合加入后 SNR 降低 41.6%,对比度提升 26.6%,AI 提升 47.4%。

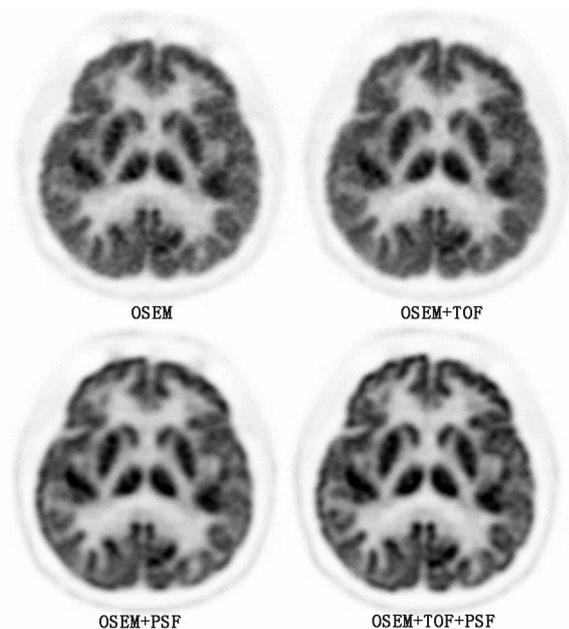


图 1 健康志愿者(男,35 岁)¹⁸F-FDG PET/MR 显像不同重建方式下的脑 PET 图像。有序子集最大期望值迭代法(OSEM)+飞行时间(TOF)+点扩散函数(PSF)重建的 PET 图像质量最佳、边缘锐利、灰白质分界最清晰、基本无噪声

表 1 52 例癫痫患者 4 种不同重建方式下¹⁸F-FDG PET 图像质量评分及其他参数比较($\bar{x}\pm s$)

重建组别	视觉评分 (分) ^a	SNR	对比度	AI
OSEM+TOF+PSF	4.0±0.0	(5.2±2.4)%	0.81±0.03	0.28±0.05
OSEM+PSF	3.4±0.5	(6.2±2.4)%	0.72±0.06	0.22±0.07
OSEM+TOF	2.3±0.4	(7.9±2.6)%	0.74±0.05	0.23±0.06
OSEM	1.0±0.0	(8.9±3.5)%	0.64±0.05	0.19±0.06
F 值	884.0	18.82	107.10	19.94
P 值	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

注:AI 为不对称指数,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(数据越小,图像质量越高),TOF 为飞行时间;^a图像质量、清晰度、噪声以及病灶显示清晰度的视觉评分结果

52 例 TLE 患者中 32 例 MRI 表现为单侧海马硬化,其中男 17 例,女 15 例,年龄为(26.8±6.0)岁;20 例为 MRI 阴性,其中男 13 例,女 7 例,年龄为(26.5±9.5)岁。2 位观察者对 MRI 单侧海马硬化组($\kappa=0.83$)和 MRI 阴性组($\kappa=0.86$)PET 图像的视觉分析结果一致性良好。发作间期 PET 图像(OSEM+

TOF+PSF 组)的视觉分析结果显示,32 例 MRI 单侧海马硬化患者中 27 例低代谢区侧别与病理证实的致痫灶侧别一致;20 例 MRI 阴性患者中 18 例低代谢区侧别与病理证实的致痫灶侧别一致。基于上述图像代谢减低区以及 SUVR,以病理结果作为“金标准”进行 ROC 曲线分析,结果显示对于单侧海马硬化组,PET 定位致痫灶的 AUC 为 0.874,灵敏度为 12/13,特异性 14/19;对于 MRI 阴性组,PET 定位致痫灶的 AUC 为 0.932,灵敏度为 9/9,特异性为 9/11。

讨 论

医学多模态影像设备是重要的诊断工具。PET/CT 能够提供解剖定位和分子信息的融合,但二者并非同步采集,存在误差。相比 CT,MRI 具有高软组织对比度、多参数成像和无电离辐射的优势,而且一体化 PET/MR 的出现实现了 PET 和 MRI 2 个探测器同空间同时采集^[14]。

传统的 PET 图像重建时假定湮灭位置在响应线上所有体素的概率一样,空间分辨率低,通常需要加入 TOF 和 PSF 技术改善图像质量^[8]。PET/CT 研究表明,TOF 技术能在图像对比度和噪声之间取得更好的平衡^[15]。在小病灶检出方面,通过改善图像 SNR 和对比度,可清晰显示病灶,促进低对比度病灶的检出^[16]。在 PET/MR 研究中,TOF 的价值同样被证实。Minamimoto 等^[17]认为 TOF 技术通过减少伪影改善 PET/MR 图像质量。Shang 等^[18]利用 TOF PET/MR 评估 21 例肿瘤患者中小于 3 cm 的病灶,发现 TOF 技术有助于发现小病灶,病灶越小(小于 1 cm)检出价值越高;同时还发现其对腹部病灶的检出价值优于胸部病灶,有助于恶性肿瘤的早期诊断和准确分期。但是,脑 TOF PET 图像的研究还较少,健康人脑 PET/CT 研究发现,TOF 技术可以明显改善脑 PET 图像的 SNR^[12]。本研究对接受 TOF PET/MR 显像的健康志愿者和 TLE 患者的脑 PET 图像进行了分析,结果显示:与传统的 OSEM 重建方式相比,加入 TOF 技术后可提高图像质量、清晰度,降低噪声,定量分析示 SNR 明显降低(即图像质量提高),TOF 技术也可以提高对比度,表明在脑显像中 TOF 也具有价值。对于癫痫患者而言,¹⁸F-FDG PET 的重要价值在于准确识别低代谢区致痫灶,尤其是 MRI 阴性的患者。本研究发现,与 OSEM 重建的 PET 图像相比,加入 TOF 技术后病灶的 AI 提高 21.1%,有利于识别低代谢区致痫灶。

PSF 技术的应用可以使整个视野内获得统一的

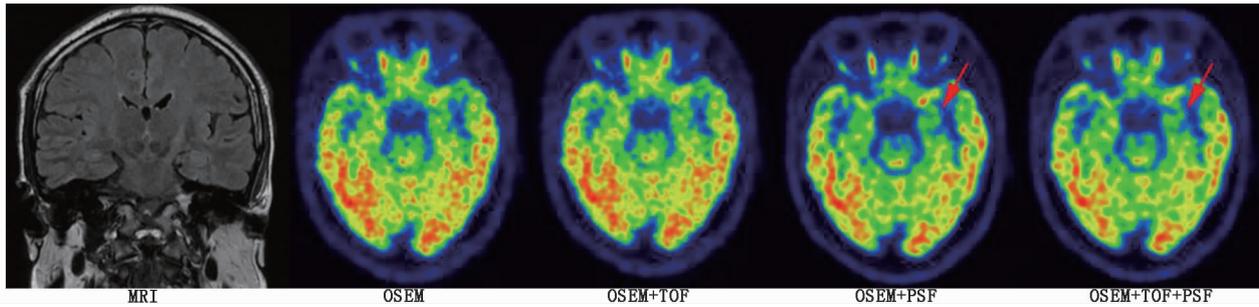


图 2 颞叶癫痫患者(女,31岁)¹⁸F-FDG PET/MR 脑显像图。患者癫痫发作 27 年,MRI 阴性,术后病理结果为左侧海马硬化。4 种重建方式下的 PET 图像在左侧海马低代谢区的显示清晰度上排序为:有序子集最大期望值迭代法(OSEM)+飞行时间(TOF)+点扩散函数(PSF)>OSEM+PSF>OSEM+TOF>OSEM。OSEM 重建图像上双侧海马的不对称指数(AI)%小于 10%;OSEM+TOF 重建图像上双侧海马的 AI%为 11%,左侧海马代谢略减低;OSEM+PSF 重建图像上双侧海马的 AI%为 15%,左侧海马代谢轻度减低(箭头示);OSEM+TOF+PSF 重建图像上双侧海马的 AI%为 22%,左侧海马代谢中度减低(箭头示)

空间分辨率,进一步减低图像噪声、改善对比度^[8]。在小病灶的检出方面,研究发现基于 PSF 重建技术的 PET 图像能提高病灶的 SUV,促进病灶的检出^[19]。Shao 等^[20]基于正常人脑 PET/CT 的研究发现,PSF 技术能够提高空间分辨率、改善 SNR,以及提高脑区的 SUV_{mean},使其更接近于真实值。Nagaki 等^[12]认为在改善图像 SNR 方面,PSF 技术优于 TOF 技术。本研究发现,与传统的 OSEM 重建方式相比,加入 PSF 技术后图像质量也可以明显改善,噪声降低,使图像显示更为清晰;SNR 和对比度也得到改善。同时,本研究结果示,加入 TOF 后图像 SNR 降低百分比小于加入 PSF 后 SNR 降低百分比,表明在改善 SNR、提高图像质量方面,PSF 技术优于 TOF 技术,这与之前文献报道一致^[12]。笔者认为这可能与 PET 探测器还没有达到理想的系统时间分辨率有关。另外,与 OSEM 重建相比,加入 PSF 技术后能够使 TLE 病灶的 AI 提高 15.8%,尤其对 OSEM 组图像上无法发现的低代谢区,加入 PSF 技术后图像能够显示得更清楚,这对临床术前定位致痫灶具有重要价值。视觉评估发现,在 TLE 患者低代谢区显示上,加入 PSF 技术组视觉评分高于加入 TOF 技术组,而加入 TOF 技术后病灶的 AI 提高 21.1%,优于加入 PSF 技术,提示 TOF、PSF 技术互有优势。而不论是图像质量视觉评分,还是定量分析指标,OSEM+TOF+PSF 组图像都较其他重建方式组图像更优;ROC 曲线分析示,PET 定位 MRI 单侧海马硬化组和 MRI 阴性组致痫灶的 AUC 分别为 0.874 和 0.932,提示 TOF 和 PSF 联合应用的效果优于单独应用。

除以上参数外,PET 图像的质量还受到重建矩阵大小和迭代次数等因素的影响。较大的重建矩阵可以提高空间分辨率,但可能增加噪声,不同的迭代

次数能增加图像对比度但有过度平滑的风险。未来研究需要深入探索这些因素对 PET 图像质量的影响,以优化临床应用中的参数设置。另外,本研究患者组数量相对较少(尤其是 MRI 阴性组),未来仍需进一步扩大患者组样本量,以验证结果的可靠性。

总之,本研究发现,OSEM+TOF+PSF 技术是脑 PET 图像的最佳重建方式,TOF 和 PSF 联合优于单一应用 TOF 或 PSF 技术。TOF 和 PSF 联合应用后,TLE 患者双侧脑区不对称性明显增加,低代谢区显示最为清晰,有助于癫痫患者术前发现致痫灶,尤其是 MRI 阴性患者。

利益冲突 所有作者声明无利益冲突

作者贡献声明 尚琨:研究实施、论文撰写、统计学分析;胡杰、王振明、王静娟、崔碧霄、许潇尹:研究实施、论文修改;卢洁:研究指导、论文修改、经费支持

参 考 文 献

- [1] Thijs RD, Surges R, O'Brien TJ, et al. Epilepsy in adults[J]. *Lancet*, 2019, 393(10172): 689-701. DOI:10.1016/S0140-6736(18)32596-0.
- [2] Surveillance report 2018—Epilepsies: diagnosis and management (2012) NICE guideline CG137[M/OL]. London: National Institute for Health and Care Excellence (NICE), 2018[2023-12-24]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK551800/>.
- [3] Barba C, Cossu M, Guerrini R, et al. Temporal lobe epilepsy surgery in children and adults: a multicenter study[J]. *Epilepsia*, 2021, 62(1): 128-142. DOI:10.1111/epi.16772.
- [4] Uher D, Drenthen GS, Schijns O, et al. Advances in image processing for epileptogenic zone detection with MRI[J]. *Radiology*, 2023, 307(5): e220927. DOI:10.1148/radiol.220927.
- [5] Duncan JS, Winston GP, Koepp MJ, et al. Brain imaging in the assessment for epilepsy surgery[J]. *Lancet Neurol*, 2016, 15(4): 420-433. DOI:10.1016/S1474-4422(15)00383-X.
- [6] Guo K, Wang J, Wang Z, et al. Morphometric analysis program and quantitative positron emission tomography in presurgical localization in MRI-negative epilepsies: a simultaneous PET/MRI study[J]. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2022, 49(6): 1930-1938.

- DOI:10.1007/s00259-021-05657-w.
- [7] 郭坤,尚琨,崔碧霄,等. ^{18}F -FDG PET/MR 对 MRI 阴性药物难治性癫痫患者致痫灶的定位价值[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2021, 41(7): 410-414. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20200302-00083.
- Guo K, Shang K, Cui BX, et al. Preoperative localization of ^{18}F -FDG PET/MR in refractory epilepsy patients with negative MRI [J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2021, 41(7): 410-414. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20200302-00083.
- [8] Kamikawa Y, Yoshida Y, Kawahara Y. Effects of point spread function correction and time-of-flight on visual contrast level and pixel values in brain PET images[J]. Nucl Med Commun, 2023, 44(6): 442-456. DOI:10.1097/MNM.0000000000001681.
- [9] Leung EK, Abdelhafez YG, Berg E, et al. Relating ^{18}F -FDG image signal-to-noise ratio to time-of-flight noise-equivalent count rate in total-body PET using the uEXPLORER scanner[J]. Phys Med Biol, 2022, 67(12): 10.1088/1361-6560/ac72f1. DOI:10.1088/1361-6560/ac72f1.
- [10] 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.
- [11] Zeimpekis K, Huellner M, De Galiza Barbosa F, et al. Clinical evaluation of PET image quality as a function of acquisition time in a new TOF-PET/MR compared to TOF-PET/CT—initial results [J]. EJNMMI Phys, 2015, 2(Suppl 1): A76. DOI:10.1186/2197-7364-2-S1-A76.
- [12] Nagaki A, Onoguchi M, Matsutomo N. Clinical validation of high-resolution image reconstruction algorithms in brain ^{18}F -FDG-PET; effect of incorporating Gaussian filter, point spread function, and time-of-flight [J]. Nucl Med Commun, 2014, 35(12): 1224-1232. DOI:10.1097/MNM.000000000000187.
- [13] Guo K, Cui B, Shang K, et al. Assessment of localization accuracy and postsurgical prediction of simultaneous ^{18}F -FDG PET/MRI in refractory epilepsy patients[J]. Eur Radiol, 2021, 31(9): 6974-6982. DOI:10.1007/s00330-021-07738-8.
- [14] Moradi F, Jagaru A, McConathy J. Clinical applications of PET/MR imaging[J]. Radiol Clin North Am, 2021, 59(5): 853-874. DOI:10.1016/j.rcl.2021.05.013.
- [15] Kertész H, Conti M, Panin V, et al. Positron range in combination with point-spread-function correction: an evaluation of different implementations for ^{124}I -PET imaging[J]. EJNMMI Phys, 2022, 9(1): 56. DOI:10.1186/s40658-022-00482-y.
- [16] Surti S, Viswanath V, Daube-Witherspoon ME, et al. Benefit of improved performance with state-of-the art digital PET/CT for lesion detection in oncology[J]. J Nucl Med, 2020, 61(11): 1684-1690. DOI:10.2967/jnumed.120.242305.
- [17] Minamimoto R, Levin C, Jamali M, et al. Improvements in PET image quality in time of flight (TOF) simultaneous PET/MRI[J]. Mol Imaging Biol, 2016, 18(5): 776-781. DOI:10.1007/s11307-016-0939-8.
- [18] 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.
- [19] Hotta M, Minamimoto R, Yano H, et al. Diagnostic performance of ^{18}F -FDG PET/CT using point spread function reconstruction on initial staging of rectal cancer: a comparison study with conventional PET/CT and pelvic MRI[J]. Cancer Imaging, 2018, 18(1): 4. DOI:10.1186/s40644-018-0137-9.
- [20] 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.0000000000000459.

(收稿日期:2024-01-08)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

关于参考文献

请按 GB/T 7714—2015《信息与文献 参考文献著录规则》,采用顺序编码制著录,依照其在文中出现的先后顺序用阿拉伯数字标出,并将序号置于方括号中,排列于文后。同一文献作者不超过 3 人全部著录;超过 3 人只著录前 3 人,后依文种加表示“等”的文字。作者姓名一律姓氏在前、名字在后,外国人的名字采用首字母缩写形式,缩写名后不加缩写点;不同作者姓名之间用“,”隔开,不用“和”“and”等连词。题名后请标注文献类型标志。文献类型和电子文献载体标志代码参照 GB/T 7714—2015 附录 B《文献类型与文献载体标识代码》。中文期刊用全称;外文期刊名称用缩写,以美国国立医学图书馆编辑出版的医学索引(Index Medicus)中的格式为准;Index Medicus 未收录者,依次选用文献自身对刊名的缩写、期刊全称。文献 DOI 号著录在该条文献最后,并需列出中文参考文献的英文表述(双语著录)。作者必须将参考文献与其原文核对无误。

本刊编辑部