

基于生成对抗网络优化帕金森病¹⁸F-DOPA PET 低剂量与快速采集方案

曾钰瀧 牟兴宇 秦杰 莫碧云 崇维霞 付巍
桂林医科大学第一附属医院核医学科, 桂林 541001
通信作者: 付巍, Email: 13977385850@126.com

【摘要】 目的 应用生成对抗网络(GAN)优化 6-¹⁸F-氟-L-多巴(¹⁸F-DOPA) PET/CT 在低采集条件下的图像质量,探索低剂量与快速采集方案的可行性,并评估该法对帕金森病(PD)影像诊断的影响。**方法** 基于回顾性数据的自身对照影像方法学研究。连续纳入 2023 年 1 月至 2024 年 12 月期间于桂林医科大学第一附属医院行¹⁸F-DOPA PET/CT 显像的 98 例 PD 患者,其中男 56 例、女 42 例,年龄 51~81 岁。分别在不同采集时间(20、15、12、9 和 5 min)及不同注射剂量(370 MBq、60%有效计数、30%有效计数)条件下重建图像,其中 20 min 与 370 MBq 为标准组。采用 GAN 对低采集条件图像进行优化,以标准采集参数图像为目标,使生成图像逐步逼近标准图像质量。通过图像质量评分、半定量分析(尾状核摄取指数、壳核摄取指数)及定量分析评估优化前后图像质量。定量分析指标包括结构相似性指数(SSIM)与峰值信噪比(PSNR)。采用配对 *t* 检验比较组内优化前后的差异。**结果** 经 GAN 优化后,各组图像质量评分均显著提升(*t* 值:2.03~2.70, *P* 值:0.007~0.042)。5 min 组评分由 3.2±0.6 提高至 3.8±0.5(*t*=2.70, *P*=0.007),30%有效计数组由 3.5±0.5 提高至 3.9±0.4(*t*=2.34, *P*=0.019);优化后 5 min 组尾状核摄取指数由 1.10±0.15 提升至 1.20±0.14(*t*=2.90, *P*=0.015),壳核后份摄取指数由 0.80±0.10 提升至 0.90±0.11(*t*=2.68, *P*=0.021);30%有效计数组 SSIM 由 0.80±0.05 升至 0.86±0.04(*t*=2.78, *P*=0.015), PSNR 由(28.7±2.0) dB 升至(31.2±1.9) dB(*t*=2.90, *P*=0.011),图像质量接近标准组水平。**结论** GAN 可在一定程度上提升低采集参数下¹⁸F-DOPA PET 图像质量,有望在降低辐射暴露的同时保留必要的诊断信息。

【关键词】 帕金森病;图像处理,计算机辅助;生成对抗网络;二羟苯丙氨酸;正电子发射断层显像术;Fluorodopa F18

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20250506-00136

Optimization of low-dose and fast-acquisition ¹⁸F-DOPA PET imaging for Parkinson disease using a generative adversarial network

Zeng Yulong, Mu Xingyu, Qin Jie, Mo Biyun, Chong Weixia, Fu Wei

Department of Nuclear Medicine, the First Affiliated Hospital of Guilin Medical University, Guilin 541001, China

Corresponding author: Fu Wei, Email: 13977385850@126.com

【Abstract】 Objective To optimize 6-¹⁸F-fluoro-L-dopa (¹⁸F-DOPA) PET/CT images under low-acquisition conditions using generative adversarial network (GAN), to explore the feasibility of low-dose and short-time acquisition protocols, and to evaluate their impact on the imaging diagnosis of Parkinson disease (PD). **Methods** This was a retrospective self-controlled imaging study. From January 2023 to December 2024, a total of 98 PD patients (56 males and 42 females; age 51–81 years) who underwent ¹⁸F-DOPA PET/CT examination in the First Affiliated Hospital of Guilin Medical University were consecutively enrolled. Images were reconstructed under different acquisition times (20, 15, 12, 9, and 5 min) and injection doses (370 MBq, 60% effective counts, and 30% effective counts), with 20 min and 370 MBq defined as the standard group. A GAN was employed for image optimization, using low-acquisition-condition images as input and standard-acquisition images as the target, enabling the generated images to progressively approximate the quality of the standard images. Image quality was assessed using visual quality scores, semi-quantitative analysis (caudate and putamen uptake indices), and quantitative analysis, including structural similarity index (SSIM) and peak signal-to-noise ratio (PSNR). Data before and after intra-group optimization were compared using paired *t* test. **Results** After GAN-based optimization, image quality scores were significantly improved across all groups (*t* values: 2.03–2.70, *P* values: 0.007–0.042). In the 5 min group, scores increased from 3.2±0.6 to 3.8±0.5 (*t*=2.70, *P*=0.007), while in the 30% effective counts group, scores increased from 3.5±0.5 to 3.9±0.4 (*t*=2.34, *P*=0.019). In the 5 min group, the caudate

uptake index increased from 1.10 ± 0.15 to 1.20 ± 0.14 ($t=2.90$, $P=0.015$), and the posterior putamen uptake index from 0.80 ± 0.10 to 0.90 ± 0.11 ($t=2.68$, $P=0.021$). In the 30% effective counts group, SSIM increased from 0.80 ± 0.05 to 0.86 ± 0.04 ($t=2.78$, $P=0.015$), and PSNR increased from (28.7 ± 2.0) dB to (31.2 ± 1.9) dB ($t=2.90$, $P=0.011$), indicating image quality comparable to that of the standard group.

Conclusion GAN-based methods can substantially improve the quality of ^{18}F -DOPA PET images acquired under low-parameter conditions, offering the potential to reduce radiation exposure and acquisition time while preserving essential diagnostic information.

【Key words】 Parkinson disease; Image processing, computer-assisted; Generative adversarial networks; Dihydroxyphenylalanin; Positron-emission tomography; Fluorodopa F18

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20250506-00136

帕金森病 (Parkinson disease, PD) 是一种常见的神经退行性疾病,其主要病理特征为黑质-纹状体通路多巴胺能神经元退化,导致纹状体区多巴胺水平下降^[1-2]。由于 PD 早期症状常与其他神经系统疾病存在重叠,其早期诊断仍面临一定挑战。 $6\text{-}^{18}\text{F}$ -氟-L-多巴 ($6\text{-}^{18}\text{F}$ -fluoro-L-dopa, ^{18}F -DOPA) PET/CT 能够间接反映多巴胺的合成与储备功能。已有研究证实,在 PD 早期阶段 ^{18}F -DOPA PET 可检测到多巴胺功能的下降^[3]。然而, ^{18}F -DOPA PET 显像时间较长,伴有震颤等症状的 PD 患者常难以在扫描过程中保持静止,易导致运动伪影。此外,该检查的放射性暴露较高,给需长期随访的患者造成一定负担。因此,探索采集时间更短、辐射剂量更低的显像方案具有重要的临床意义。

近年来,深度学习技术在医学影像领域的发展为 PET 图像优化提供了新方法^[4-6]。生成对抗网络 (generative adversarial network, GAN) 作为其中的重要分支,通过生成器与判别器之间的对抗机制,能够更有效地捕捉图像的高阶结构特征^[7-9]。与其他网络结构相比,GAN 在学习数据分布、恢复低剂量图像细节方面表现更优^[10-12]。基于此,本研究采用 GAN 架构对低剂量与短时间采集的 ^{18}F -DOPA PET 图像进行质量优化,旨在提高图像质量,推动其在 PD 早期诊断中的临床应用。

资料与方法

1. 研究对象。基于回顾性数据的自身对照影像学方法学研究。连续纳入 2023 年 1 月至 2024 年 12 月期间于桂林医科大学第一附属医院核医学科行 ^{18}F -DOPA PET/CT 显像的 98 例患者,分析其影像资料与临床指标,其中男 56 例、女 42 例,年龄 $51 \sim 81$ (65.8 ± 7.4) 岁;Hoehn&Yahr 分期:1 期 28 例,2 期 46 例,3 期 24 例;病程 1~11 年。

纳入标准:(1)临床确诊为 PD;(2)具备基本认知功能,能够配合完成扫描;(3)近 1 个月内未使用可能影响 ^{18}F -DOPA 摄取的药物,且未接受可能干扰

PET 显像的治疗。排除标准:(1)诊断为非典型帕金森综合征或合并其他神经退行性疾病;(2)患有影响 PET 显像剂代谢过程的内科疾病。本研究通过桂林医科大学第一附属医院伦理委员会批准(伦理批件号:2025WJWZCLL-22),患者均签署知情同意书。

2. PET/CT 显像与图像重建。采用荷兰 Philips Ingenuity TF PET/CT 仪进行 ^{18}F -DOPA PET 显像, ^{18}F -DOPA 由本中心自行制备,采用美国 GE PETtrace840 回旋加速器与北京派特生物技术有限公司 AllinOne 合成模块完成合成,放化纯 $>95\%$ 。注射显像剂后患者需在安静环境中等待。PET/CT 显像于注射后 60 min 进行,扫描范围覆盖全脑,显像剂标准注射剂量为 370 MBq (D1 组),PET 采集时间为 20 min (T1 组)。CT 扫描用于衰减校正与解剖配准,扫描参数为管电压 120 kV、管电流 400 mA、层厚 2 mm。PET 图像采用有序子集最大期望值迭代法重建,迭代 3 次,子集 16 个。

基于列表模式原始数据,在标准剂量条件下通过截取时间窗分别重建 15 min (T2 组)、12 min (T3 组)、9 min (T4 组) 及 5 min (T5 组) 图像,模拟不同采集时间条件下的显像;在标准采集时间条件下,通过随机降采样保留 60% (D2 组) 及 30% (D3 组) 事件计数,模拟不同剂量条件下的显像。本研究采集时间与剂量分组方案基于预试验设定,通过对 15 例患者图像在不同采集时长与剂量下评估纹状体信号可见性,确定 5 min 采集时间与 0.3 倍剂量图像。虽信噪比有所下降,但主观评分仍处于可接受范围,故将其设定为下限时间与剂量。上述基于列表模式的模拟方法已广泛用于低剂量 PET 研究,能有效近似不同采集条件下的信噪比特性^[13-14]。

3. 深度学习训练。采用 GAN 进行端到端训练,以低采集条件图像作为输入,标准采集参数图像作为目标,通过对抗学习机制,使生成图像逐步逼近标准图像质量。采用 Adam 优化器 ($\beta_1 = 0.5$, $\beta_2 = 0.999$),初始学习率为 2×10^{-4} ,训练 50 轮后进行线性衰减,

总训练轮数为 100 轮,批大小为 8。采用简单随机抽样方法,分配 80% 样本作为训练集(78 例),20% 作为测试集(20 例),并采用数据增强策略提升模型泛化能力。

4. 图像质量评分。所有 PET/CT 图像由 2 名高年资核医学科医师采用盲法独立评估,分别对各组图像质量进行评分。评分标准如下:1 分,极差,噪声严重影响图像判读;2 分,较差,纹状体结构模糊;3 分,一般,噪声可接受且纹状体可辨;4 分,良好,纹状体较清晰,噪声轻微;5 分,优异,纹状体结构清晰且无明显伪影。评分 ≥ 3.8 分视为具备临床可判读性。若 2 名医师评分不一致,则由第 3 名资深医师复审并裁定最终评分。另有 2 名高年资医师、2 名低年资医师评估优化后低采集参数图像的临床可读性,以 Hoehn&Yahr 分期判读准确率为指标,分别记录医师的判读准确率。

5. 半定量分析。在 PET/CT 融合图像上选取基底核区最清晰的连续 3 个层面,勾画双侧纹状体尾状核(沿侧脑室外侧壁勾画至尾状核头部和体部范围)及壳核 ROI,其中壳核以前连合矢状面为界(前连合前定义为壳核前份,其后定义为壳核后份)。以健侧枕叶皮质作为参考区域,分别计算尾状核与壳核摄取指数(患侧 SUV_{mean} /枕叶 $SUV_{mean} - 1$);另取双侧纹状体 SUV_{mean} 计算各亚区不对称指数[(健侧 $SUV_{mean} - 患侧 SUV_{mean}$)/(健侧 $SUV_{mean} + 患侧 SUV_{mean}) $\times 100\%$]。$

6. 定量分析。采用结构相似性指数(structural similarity index, SSIM)和峰值信噪比(peak signal-to-noise ratio, PSNR)对双侧纹状体 ROI 进行定量分析。SSIM 用于衡量生成图像与标准图像之间的结构保真度(取值 0~1;越接近 1 表示图像质量越接近标准);PSNR 用于评价图像信噪比(数值越高表示图像质量越好)。

7. 统计学处理。采用 IBM SPSS Statistics 26.0 软件进行统计分析。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以 $M(Q_1, Q_3)$ 表示,定性资料以频数(百分比)表示。组内优化前后比较采用配对 t 检验或 Wilcoxon 符号秩检验;多组间比较采用单因素方差分析(Dunnett- t 检验用于两两比较)或 Kruskal-Wallis 秩和检验(Nemenyi 检验用于两两比较);定性资料采用 χ^2 检验分析。相关性分析使用 Pearson 相关或 Spearman 秩相关。主观评分一致性通过 Kappa 系数评估, $Kappa > 0.75$ 表示一致性良好。以 $P < 0.05$ 为差异或相关性具有统计学

意义(双侧检验)。

结 果

1. 患者基线特征与组间可比性分析。在标准采集条件下,PSNR 为 (39.2 ± 1.5) dB,纹状体 SUV_{mean} 为 6.32 ± 1.05 。相关分析显示,年龄与 PSNR、 SUV_{mean} 的相关性无统计学意义(r 值:0.06、-0.07,均 $P > 0.05$);病程[5.5(3.0, 8.0)年]与 PSNR 间呈弱相关($r_s = -0.23, P = 0.020$);Hoehn & Yahr 分期与 PSNR 亦呈弱相关($r_s = -0.28, P = 0.006$)。对各组患者的基线特征进行比较,年龄($F = 0.84, P = 0.470$)、性别($\chi^2 = 1.12, P = 0.290$)、病程($H = 3.25, P = 0.350$)及 Hoehn&Yahr 分期($H = 2.18, P = 0.230$)组间差异均无统计学意义,提示各组基线特征具有良好的可比性。

2. 图像质量评分。各组优化前后图像质量评分见表 1,优化前、优化后差异均具有统计学意义(F 值:18.60、17.45,均 $P < 0.001$)。优化后,图像质量评分显著提高。与标准组比较,T2 组($t = 1.60, P = 0.120$)、D2 组($t = 1.72, P = 0.090$)的评分差异无统计学意义,提示优化后该 2 组的图像质量已基本接近标准图像水平;T3 组($t = 2.25, P = 0.031$)、T4 组($t = 2.55, P = 0.014$)、T5 组($t = 3.05, P = 0.004$)、D3 组($t = 2.40, P = 0.020$)仍与标准组存在差异,但优化后评分均 ≥ 3.8 分,具备临床可判读性。

3. 半定量分析。半定量分析结果亦见表 1。优化前,尾状核及壳核各分区信号强度减弱;优化后各组摄取指数均显著提高,接近标准组水平(F 值:5.40~8.05, P 值:0.001~0.006)。其中,T5 组尾状核摄取指数由 1.10 ± 0.15 提升至 1.20 ± 0.14 ($t = 2.90, P = 0.015$),壳核前份由 0.90 ± 0.12 提升至 1.00 ± 0.13 ($t = 2.81, P = 0.018$),壳核后份由 0.80 ± 0.10 提升至 0.90 ± 0.11 ($t = 2.68, P = 0.021$);其余各组亦呈类似趋势。

不对称性分析显示,优化前后多组间差异有统计学意义(H 值:8.05~18.42, P 值:0.001~0.021)。T5 组尾状核不对称指数由标准图像的 21.0%(19.5%, 22.5%)降至 15.8%(14.2%, 17.4%),经优化后回升至 19.6%(18.1%, 21.0%) ($Z = -2.52, P = 0.012$);D2 组壳核前份不对称指数由标准图像的 18.5%(17.1%, 19.8%)降至 15.7%(14.5%, 16.8%),优化后上升至 17.2%(16.0%, 18.3%) ($Z = -2.11, P = 0.035$)。其余各组不对称指数亦显著改善(Z 值:-2.48~-2.05, P 值:0.014~0.039)。

4. 定量参数结果。优化前后定量指标亦见表 1。

表 1 测试集 20 例帕金森病患者¹⁸F-DOPA PET/CT 图像在深度学习优化前后的各指标比较($\bar{x}\pm s$)

组别	图像质量评分(分)				尾状核摄取指数				壳核前份摄取指数			
	优化前	优化后	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值	优化前	优化后	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值	优化前	优化后	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
标准组	4.8±0.2	-	-	-	1.55±0.14	-	-	-	1.28±0.13	-	-	-
T2 组	4.5±0.3	4.7±0.2	2.03	0.042	1.45±0.13	1.50±0.12	2.15	0.040	1.20±0.12	1.25±0.11	2.06	0.045
T3 组	4.2±0.4	4.5±0.3	2.24	0.025	1.38±0.12	1.42±0.13	2.50	0.028	1.15±0.11	1.20±0.12	2.42	0.030
T4 组	3.8±0.5	4.2±0.4	2.46	0.014	1.25±0.13	1.30±0.12	2.76	0.020	1.05±0.11	1.10±0.12	2.67	0.022
T5 组	3.2±0.6	3.8±0.5	2.70	0.007	1.10±0.15	1.20±0.14	2.90	0.015	0.90±0.12	1.00±0.13	2.81	0.018
D2 组	4.3±0.4	4.5±0.3	2.10	0.036	1.35±0.14	1.40±0.13	2.21	0.035	1.12±0.11	1.18±0.12	2.12	0.040
D3 组	3.5±0.5	3.9±0.4	2.34	0.019	1.18±0.12	1.25±0.13	2.68	0.022	0.95±0.10	1.02±0.12	2.56	0.025
<i>F</i> 值	18.60	17.45	-	-	7.12	5.86	-	-	8.05	6.12	-	-
<i>P</i> 值	<0.001	<0.001	-	-	0.002	0.004	-	-	0.001	0.003	-	-

组别	壳核后份摄取指数				SSIM				PSNR(dB)			
	优化前	优化后	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值	优化前	优化后	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值	优化前	优化后	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
标准组	1.18±0.12	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
T2 组	1.10±0.11	1.15±0.12	2.01	0.047	0.92±0.04	0.95±0.03	2.31	0.030	35.2±1.5	37.5±1.4	2.55	0.022
T3 组	1.05±0.10	1.10±0.11	2.35	0.035	0.88±0.05	0.92±0.04	2.55	0.018	32.8±1.8	35.2±1.6	2.67	0.017
T4 组	0.95±0.10	1.00±0.11	2.54	0.027	0.82±0.06	0.88±0.05	2.83	0.012	30.1±2.0	32.4±1.9	2.94	0.013
T5 组	0.80±0.10	0.90±0.11	2.68	0.021	0.75±0.06	0.83±0.05	3.16	0.008	27.5±2.1	30.1±1.8	3.77	0.009
D2 组	1.02±0.10	1.08±0.11	2.05	0.043	0.89±0.04	0.93±0.03	2.44	0.022	33.0±1.7	35.5±1.6	2.57	0.019
D3 组	0.85±0.11	0.92±0.12	2.49	0.030	0.80±0.05	0.86±0.04	2.78	0.015	28.7±2.0	31.2±1.9	2.90	0.011
<i>F</i> 值	6.54	5.40	-	-	9.24	7.83	-	-	10.18	8.02	-	-
<i>P</i> 值	0.003	0.006	-	-	<0.001	0.002	-	-	<0.001	0.001	-	-

注：¹⁸F-DOPA 为 6-¹⁸F-氟-L-多巴，T2~T5 分别对应采集时间为 15、12、9、5 min，D2、D3 分别对应标准剂量的 60%、30%，SSIM 为结构相似性指数，PSNR 为峰值信噪比；-为无意义

优化前，SSIM 和 PSNR 随采集时间缩短和剂量降低而下降；优化后，各指标均显著改善(*t* 值:2.31~3.77, *P* 值:0.008~0.030)。T5 组 SSIM 提升至 0.83±0.05 (*t*=3.16, *P*=0.008), PSNR 升至 (30.1±1.8) dB (*t*=3.77, *P*=0.009), 表明模型有效提升了图像结构还原能力与信噪比。其余组亦呈现相似趋势, 其中 T2、D2 组优化后 SSIM 达 0.92 以上。

5. 优化后图像的临床诊断验证。2 名高年资医师对 T5 和 D3 组的判读准确率分别为 95% (19/20) 与 90% (18/20), *Kappa* 系数分别为 0.82 和 0.78 (*P* 值:0.004 和 0.007), 一致性良好。2 名低年资医师判读准确率亦均在 85% (17/20) 以上, 进一步表明优化后图像具有较高的判读价值。综合图像质量评分与定量分析结果, 本研究方法在不同低计数条件下均能显著提升¹⁸F-DOPA PET 图像质量, 具备临床应用可行性。T2、T5、D3 组优化前后典型图像见图 1。

讨 论

目前关于¹⁸F-DOPA PET 在 PD 中应用的研究仍相对有限^[15-18]。胡琳君等^[19]与冯莉娟等^[20]的研究均基于深度学习技术改善快速采集 PET 图像质量, 本研究在此基础上进一步采用 GAN 对¹⁸F-DOPA PET/CT 在低采集条件下的图像进行质量优化, 并

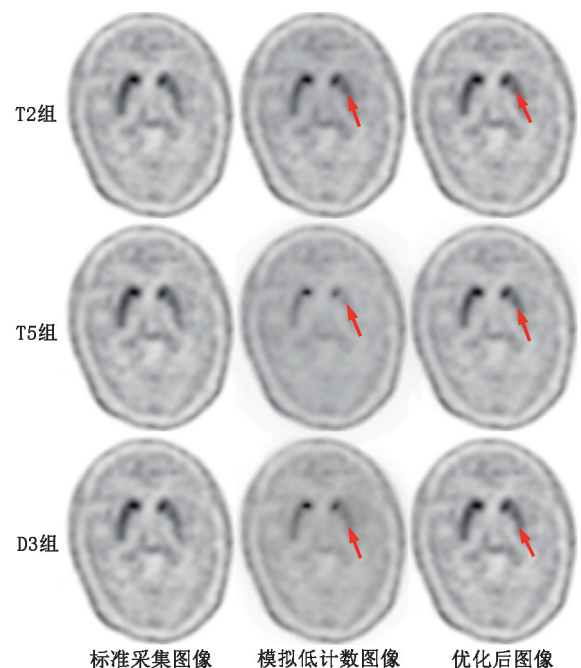


图 1 不同组别帕金森病患者 6-¹⁸F-氟-L-多巴 (¹⁸F-DOPA) PET/CT 图像在深度学习优化前后的对比 T2、T5 组分别为模拟采集时间 15 和 5 min 图像, D3 组为 30% 有效计数模拟图像。模拟低计数图像通过在图像重建过程中降低有效计数率或缩短采集时间获得, 用于模拟低剂量或快速采集条件下的图像。优化前模拟图像信噪比下降, 纹状体(箭头示)边界模糊, 不对称性减弱, 左右侧结构趋于对称; 优化后模拟图像纹状体清晰度和对比度提高, 病灶侧摄取减低重新显现, 图像质量接近标准图像

评估该模型在 PD 诊断中的表现。结果显示,优化后各组别的图像质量均有不同程度提升,T5 组和 D3 组的图像质量评分分别提高至(3.8±0.5)和(3.9±0.4)分,接近标准组的(4.8±0.2)分,基本满足临床诊断要求;尾状核摄取指数分别回升至 1.20±0.14 和 1.25±0.13,接近标准组的 1.55±0.14,SSIM 在 T5 组和 D3 组分别为 0.83±0.05 和 0.86±0.04,T2、D2 组更达到 0.92 以上,进一步表明优化后的图像质量接近标准采集水平。尽管与标准图像仍存在一定差异,但图像质量评分及医师判读准确率与一致性均已达到临床可接受标准,在保证 PD 诊断有效性的同时,显著降低了患者所受辐射剂量与扫描时间,提升了重症患者接受¹⁸F-DOPA PET/CT 检查的可行性。

在低剂量组设计中,考虑到中等剂量范围内图像质量与剂量近似呈线性关系,而极低剂量可能引发非线性图像劣化^[21]。尽管未进行数学建模分析,但不同采集条件下定量指标的变化客观反映了图像质量随采集条件降低的变化趋势,为分组设计提供了理论依据。此外,本研究中 Hoehn&Yahr 分期与图像质量指标 PSNR 存在一定相关性,提示随着疾病进展,纹状体¹⁸F-DOPA 摄取下降,局部信号强度与对比度降低。该变化源于 PD 本身的病理生理进程而非显像误差。由于各组间疾病分期分布均衡,整体噪声水平与结构特征稳定,进一步支持了在低采集参数条件下结合深度学习优化所得结论的可靠性。

本研究存在以下局限性。首先,尽管基于列表模式数据进行裁剪与降采样以模拟不同采集条件为常用方法,该法仍难以完全复现真实低剂量采集环境中的散射比例、随机符合及噪声特性。其次,本研究为单中心回顾性设计,纳入患者病程普遍较短。未来仍需开展多中心、前瞻性研究,并探索多探针联合显像策略,以进一步提升该方法的临床适用性与推广价值。

综上所述,在不同程度的低时间、剂量采集条件下,经深度学习优化后,各组别的图像质量均有不同程度提升,达到临床可接受范围。该方法能够在不同低采集参数下稳定改善图像质量,在降低辐射剂量与采集时间的同时,保持 PD 诊断的可靠性与可行性。

利益冲突 所有作者声明无利益冲突

作者贡献声明 曾钰灏:研究实施、论文撰写;牟兴宇、付巍:研究指导、论文修改;秦杰:影像诊断;莫碧云、崇维霞:数据收集、统计学分析

参 考 文 献

[1] 唐亚洲,邓玉娟,熊婵玉,等.¹⁸F-DOPA 和¹⁸F-FP-CIT 显影剂在

PET/CT 诊断早期帕金森病及评估疾病严重程度中的应用价值[J].中国临床新医学,2024,17(7):772-777. DOI:10.3969/j.issn.1674-3806.2024.07.11.

Tang YZ, Deng YJ, Xiong CY, et al. The application value of ¹⁸F-DOPA and ¹⁸F-FP-CIT contrast agents in diagnosing early Parkinson's disease and assessing the severity of the disease in PET/CT[J]. Chin J New Clin Med, 2024, 17(7): 772-777. DOI:10.3969/j.issn.1674-3806.2024.07.11.

[2] States LJ, Davis JC, Hamel SM, et al. ¹⁸F-6-fluoro-L-dopa PET/CT imaging of congenital hyperinsulinism[J]. J Nucl Med, 2021, 62(Suppl 2): 51S-56S. DOI:10.2967/jnumed.120.246033.

[3] 焦方阳,陶俊,孙金菊,等.帕金森病脑多巴胺转运体分布、葡萄糖代谢及临床症状评分的相关性[J].中华核医学与分子影像杂志,2019,38(6):349-355. DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2019.06.006.

Jiao FY, Tao J, Sun JJ, et al. Correlations between striatal dopamine transporter distribution, glucose metabolism and clinical symptoms in Parkinson's disease[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2019, 38(6): 349-355. DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2019.06.006.

[4] 牟玮,田捷. PET/CT、SPECT/CT 影像组学:沟通宏观影像和微观分子的桥梁[J].中华核医学与分子影像杂志,2024,44(2):65-67. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20231212-00134.

Mu W, Tian J. Radiomics in PET/CT and SPECT/CT: the bridge between macroscopic images and microscopic molecules[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2024, 44(2): 65-67. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20231212-00134.

[5] 张毅,刘柳,王梦,等.基于深度学习的医学图像融合方法的研究进展[J].中华核医学与分子影像杂志,2025,45(10):637-640. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20241201-00414.

Zhang Y, Liu L, Wang M, et al. Research progress of medical image fusion methods based on deep learning[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2025, 45(10): 637-640. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20241201-00414.

[6] 覃春霞,吕玉虎,代志博,等.多参数 MRI 深度学习人工智能分析联合⁶⁸Ga-PSMA PET 对前列腺癌的诊断价值[J].中华核医学与分子影像杂志,2024,44(9):516-521. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20240628-00233.

Qin CX, Lyu YH, Dai ZB, et al. Diagnostic value of multiparametric MRI deep learning artificial intelligence analysis combined with ⁶⁸Ga-PSMA PET for prostate cancer[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2024, 44(9): 516-521. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20240628-00233.

[7] Wang T, Qiao W, Wang Y, et al. Deep progressive learning achieves whole-body low-dose ¹⁸F-FDG PET imaging[J]. EJNMMI Phys, 2022, 9(1): 82. DOI:10.1186/s40658-022-00508-5.

[8] Azimi MS, Kamali-Asl A, Ay MR, et al. Deep learning-based partial volume correction in standard and low-dose positron emission tomography-computed tomography imaging[J]. Quant Imaging Med Surg, 2024, 14(3): 2146-2164. DOI:10.21037/qims-23-871.

[9] 邵小南,牛荣,高建雄,等.生成对抗网络在 CT 与 PET 影像跨模态生成中的研究进展[J].中华核医学与分子影像杂志,2025,45(12):765-768. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20250212-00034.

Shao XN, Niu R, Gao JX, et al. Research progress on cross-modality generation of CT and PET images using generative adversarial networks[J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2025, 45(12): 765-768. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20250212-00034.

- [10] Mubashar M, Ali H, Grönlund C, et al. R2U++: a multiscale recurrent residual U-Net with dense skip connections for medical image segmentation [J]. *Neural Comput Appl*, 2022, 34 (20): 17723-17739. DOI:10.1007/s00521-022-07419-7.
- [11] Li C, Song X, Zhao H, et al. An 8-layer residual U-Net with deep supervision for segmentation of the left ventricle in cardiac CT angiography [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2021, 200: 105876. DOI:10.1016/j.cmpb.2020.105876.
- [12] 黄润翔,张范玮,吴艳琦,等.结合不同深度学习策略的低剂量脑部¹⁸F-FDG PET 图像降噪研究[J].*中华核医学与分子影像杂志*, 2025, 45(12): 744-750. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20241204-00419.
Huang RX, Zhang FW, Wu YQ, et al. Study of combining different deep learning strategies for denoising low-dose brain ¹⁸F-FDG PET images[J]. *Chin J Nucl Med Mol Imaging*, 2025, 45(12): 744-750. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20241204-00419.
- [13] Tateishi U, Daisaki H, Tsuchiya J, et al. Image quality and quantification accuracy dependence on patient body mass in ⁸⁹Zr PET/CT imaging[J]. *EJNMMI Phys*, 2021, 8(1): 72. DOI:10.1186/s40658-021-00420-4.
- [14] Xing Y, Qiao W, Wang T, et al. Deep learning-assisted PET imaging achieves fast scan/low-dose examination [J]. *EJNMMI Phys*, 2022, 9(1): 7. DOI:10.1186/s40658-022-00431-9.
- [15] Yang Y, Li X, Lu J, et al. Recent progress in the applications of presynaptic dopaminergic positron emission tomography imaging in parkinsonism [J]. *Neural Regen Res*, 2025, 20(1): 93-106. DOI:10.4103/1673-5374.391180.
- [16] Yoo SW, Ha S, Ryu DW, et al. A head-to-head comparison of ¹⁸F-FP-CIT and ¹⁸F-FDOPA PET/CT in early Parkinson disease [J]. *Clin Nucl Med*, 2025, 50(9): 809-816. DOI: 10.1097/RLU.0000000000006024.
- [17] Keir G, Mashriqi F, Caravella C, et al. Optimization of [¹⁸F]-FDOPA brain PET acquisition times for assessment of Parkinsonism in the clinical setting [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2024, 45(6): 781-787. DOI:10.3174/ajnr.A8207.
- [18] Sinisterra Solis FA, Romero Castellanos FR, Cortés Mancera EA, et al. Brain evaluation by dual PET/CT with [¹⁸F]FDOPA and [¹⁸F]FDG in differential diagnosis of Parkinsonian syndromes [J]. *Brain Sci*, 2024, 14(9): 930. DOI:10.3390/brainsci14090930.
- [19] 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.
- [20] 冯莉娟,马欢,鲁霞,等.基于生成对抗网络改善儿童低剂量 PET 图像质量的研究 [J].*中华核医学与分子影像杂志*, 2022, 42(12): 708-712. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20220705-00212.
Feng LJ, Ma H, Lu X, et al. Study on improving the quality of low-dose PET images of children based on generative adversarial networks [J]. *Chin J Nucl Med Mol Imaging*, 2022, 42(12): 708-712. DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20220705-00212.
- [21] Mehranian A, Wollenweber SD, Walker MD, et al. Image enhancement of whole-body oncology [¹⁸F]-FDG PET scans using deep neural networks to reduce noise [J]. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2022, 49(2): 539-549. DOI:10.1007/s00259-021-05478-x.
(收稿日期:2025-05-06)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

本刊有关文章涉及课题基金项目的标注要求

论文所涉及的课题如获得国家或部、省级以上基金或属攻关项目,应列出(双语著录),如“基金项目:国家自然科学基金(30271269,81273264);国家重点研发计划(2020YFC2008200)”及“Fund program: National Natural Science Foundation of China (39570835)”。中英文基金项目分别置于中文关键词、英文 Key words 下方。获得基金资助产出的文章作者需提供印有基金项目名称和项目编号的证明类文件复印件。

本刊编辑部