

·临床研究·

¹⁸F-FDG 胸部符合线路 SPECT/CT 半定量分析与 PET/CT 的对比研究

郑玉民¹ 金超岭¹ 崔慧娟² 戴皓洁³ 颜珏¹ 许百灵⁴ 韩萍萍¹¹中日友好医院核医学科, 北京 100029; ²中日友好医院中西医结合肿瘤内科, 北京 100029; ³北京电力医院核医学科 100073; ⁴美国密苏里大学哥伦比亚分校核科学与工程学院 65211通信作者: 韩萍萍, Email: hanjiangpingping@163.com

【摘要】目的 通过对¹⁸F-FDG 符合线路 SPECT/CT 采集的图像进行物理校正, 提高其图像分辨率与对比度, 并使之可进行半定量分析, 并以 PET/CT 半定量参数为标准, 评价校正后半定量符合线路各参数的准确性。**方法** 将¹⁸F-FDG 符合线路 SPECT/CT 采集的图像经过衰减校正、散射校正、点扩散函数校正等处理过程, 去除影像中物理衰减、散射、噪声等干扰, 提高图像分辨率与对比度, 并通过点源及美国国家电气制造商协会标准模型测试, 确定图像分辨率、对比度以及其测定¹⁸F-FDG 放射性浓度的准确性。于 2016 年 1 月至 2017 年 8 月收集已确诊胸部肿瘤的患者 15 例(男性 13 例), 患者均先、后采集胸部¹⁸F-FDG 符合线路 SPECT/CT 和胸部 PET/CT 扫描, 并将符合线路图像经第三方软件校正后重建为半定量符合线路图像。对半定量符合线路图像与 PET/CT 显像的肿瘤病灶分别测量最大化标准摄取值(SUV_{max})、平均标准化摄取值(SUV_{mean})、瘦体质量标准化摄取值(SUL_{peak})、肿瘤代谢体积(MTV)半定量参数, 并采用配对 *t* 检验及线性回归做相关分析。**结果** 在模型研究中, 经过校正的半定量符合线路图像平面半高宽从 (13.1±1.2) mm 减少至 (9.5±0.8) mm [PET 为 (7.4±0.4) mm], 而轴向半高宽从 (13.5±1.1) mm 减少至 (9.8±0.7) mm [PET 为 (7.6±0.5) mm], 同时图像对比度提高到 6.32(传统符合线路为 1.79, PET 为 6.69)。在对患者进行的研究中, 配对 *t* 检验示半定量符合线路的各参数, 包括 SUV_{max}、SUV_{mean}、SUL_{peak} 以及 MTV, 与 PET 各参数的差异均有统计学意义 (*t*=3.16、3.90、3.92 和 3.98, 均 *P*<0.01); 但线性回归分析显示两者之间有着很好的相关性, *r* 分别为 0.8218、0.8390、0.8171 和 0.8791。改变 SUV_{mean} 和 MTV 的阈值, 并不影响其与 PET 的相关性。**结论** 经过校正, ¹⁸F-FDG 符合线路 SPECT/CT 的图像分辨率与对比度得到显著提高, 可显示更小的病灶, 同时具备了类似 PET/CT 的半定量分析能力。

【关键词】 氟脱氧葡萄糖 F18; 单光子发射计算机断层摄影术; 正电子发射断层显像计算机断层摄影术; 胸部肿瘤; 图像增强; 功能参数

基金项目: 中日友好医院 2016 年院级科研基金(2016-1-QN-9)

DOI: [10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.03.003](https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.03.003)

Semi-quantitative ¹⁸F-FDG Co-SPECT/CT: A competitive study with ¹⁸F-FDG PET/CT of chest

Zheng Yumin¹, Jin Chaoling¹, Cui Huijuan², Dai Haojie³, Yan Jue¹, Xu Bailing⁴, Han Pingping¹¹Department of Nuclear Medicine, China-Japan Friendship Hospital, Beijing 100029, China; ²Oncology of Integrative Medicine Department, China-Japan Friendship Hospital, Beijing 100029, China; ³Department of Nuclear Medicine, Beijing Electric Power Hospital, Beijing 100073, China; ⁴Nuclear Science and Engineering Institute, University of Missouri-Columbia, Columbia, Missouri 65211, USACorresponding author: Han Pingping, Email: hanjiangpingping@163.com

【Abstract】Objective To implement physical corrections in semiquantitative Co-SPECT to improve image resolution and contrast, along with the capability for image semiquantitation. And to

evaluate the image performance using ¹⁸F-FDG PET/CT as the reference standard. **Methods** Full physical corrections included attenuation correction, scatter correction, and spatially dependent point-spread functions. Point sources in a cross shape and a standard National Electrical Manufacturers Association phantom were utilized to verify image resolution and contrast, as well as the accuracy in measuring ¹⁸F activity concentration. In the patient study, 13 males and 2 females with histologically confirmed thoracic carcinomas were included. All patients were subjected to ¹⁸F-FDG Co-SPECT/CT scan followed by ¹⁸F-FDG PET/CT scan. The functional parameters SUV_{max}, SUV_{mean}, SUL_{peak} and MTV from semiquantitative Co-SPECT and PET were analyzed. **Results** In the phantom study, the image resolution of Co-SPECT improved. The mean image resolution improved from (13.1±1.2) mm to (9.5±0.8) mm in the in-plane direction[(7.4±0.4)mm for PET] and from (13.5±1.1) mm to (9.8±0.7) mm in the axial direction[(7.6±0.5) mm for PET], whereas the image contrast improved from 1.79 to 6.32(6.69 for PET). In the patient study, paired *t*-test showed that the functional parameters of quantitative Co-SPECT(i.e., SUV_{max}, SUV_{mean}, SUL_{peak} and MTV) significantly differed from those of PET(*t*=3.16, 3.90, 3.92, 3.98, respectively; all *P*<0.0025). Conversely, the correlations of SUV_{max}, SUV_{mean}, SUL_{peak} and MTV from semiquantitative Co-SPECT were highly correlated overall with those from PET(*r*=0.8218, 0.8390, 0.8171 and 0.8791, respectively). Measurements remained stable whereas the threshold adjustment of SUV_{max} and SUV for SUV_{mean} and MTV determination did not further change the correlations with PET(*r*=0.8103–0.8801). **Conclusion** Adding physical corrections to Co-SPECT images can significantly improve image resolution and contrast to reveal smaller tumor lesions, as well as the capability to semiquantify functional parameters such as PET/CT.

【 Key words 】 Fluorodeoxyglucose F18; Single photon emission computed tomography; Positron emission tomography; Thoracic neoplasms; Image enhancement; Functional parameters

Fund program: China-Japan Friendship Hospital Funding (2016-1-QN-9)

DOI: [10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.03.003](https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.03.003)

¹⁸F-FDG PET/CT已在临床应用很多年，随着技术的进步，其在肿瘤诊断与鉴别诊断、分期与再分期以及疗效评估与预测预后方面发挥着越来越重要的作用^[1-2]。¹⁸F-FDG PET/CT的半定量指标[如SUV、肿瘤代谢体积(metabolic tumor volume, MTV)等]被用于监测化疗效果，对于改善淋巴瘤、乳腺癌、非小细胞肺癌、结直肠癌和食管癌的预后具有重要价值^[3]，但由于检查费用昂贵，限制了其被广泛应用。¹⁸F-FDG符合线路SPECT/CT的检查费用约为PET/CT的1/3，且包含在医疗保险报销范围之内，可以大大减轻肿瘤患者的经济压力^[4-6]。在发展中国家，尤其是在中国，¹⁸F-FDG SPECT/CT是PET/CT重要的替代检查方法^[7-8]。但是传统的符合线路SPECT/CT图像质量差，并且不能进行半定量分析，因此限制了其在肿瘤分期及评价治疗效果等方面的应用^[9]。在本研究中，我们通过对符合线路SPECT/CT图像进行物理校正，在改善图像质量的同时，使符合线路图像也能进行

半定量分析。通过在模型与胸部实体肿瘤患者中的应用，比较传统符合线路SPECT/CT、校正后半定量符合线路SPECT/CT(以下简称半定量符合线路)与PET/CT的图像，并以PET/CT为标准，评估半定量符合线路的半定量参数(如SUV_{max}、MTV等)的准确性。

1 资料与方法

1.1 模型的研究

用17个直径为40 mm、放射性活度为1.85×10⁵ Bq(±5%)的点源排列成十字交叉形，用于测量重建图像的分辨率。采用符合美国国家电气制造商协会(National Electrical Manufacturers Association, NEMA)标准的模型测试物理校正对图像重建的影响。模型模仿人体上半身的形状，其内含有6个大小不同的中空玻璃球体模拟病灶，直径分别为37、33、22、17、13和10 mm；模型球体之外的部分模拟组织本底。在球体与本底中均注入含有

¹⁸ F-FDG 的纯水,其注入的放射性比例约为 10:1 ^[10-11] ,每个球体中注入的放射性活度约为 168.6 Bq/L(±5%),本底中注入的放射性活度为 15.1 Bq/L(±1%)。	733.0	软件进行重建(24 个子集,2 次迭代)。	733.0
1.2 患者资料与扫描方法	684.8	1.5 图像分析	717.0
本研究为前瞻性研究,选取自 2016 年 1 月至 2017 年 8 月间,北京中日友好医院的胸部实体肿瘤患者 15 例(男性 13 例、女性 2 例),年龄(62.5±8.8)岁,包括肺癌 12 例、胸腺瘤 1 例、胸膜间皮瘤 1 例以及食管癌 1 例。患者均先行胸部 ¹⁸ F-FDG 符合线路 SPECT/CT 扫描,随后立即进行胸部 PET/CT 扫描。患者检查当天至少禁食 6 h 以上,血糖水平控制在 8.3 mmol/L 以下,静脉注射 ¹⁸ F-FDG(3.7 MBq/Kg 体重)40 min 后行胸部 ¹⁸ F-FDG 符合线路 SPECT/CT 扫描,视野范围 40 cm,采集 40 min。采集完成后立即进行相同体位胸部 PET/CT 扫描,扫描 3 个床位,每个床位 2.5 min。	684.8 688.7 652.6 636.5 620.4 604.3 588.2 572.1 556.0 539.9 523.8 507.7 491.6	用十字形点源的平面和轴向半高宽来比较各重建图像的分辨率 ^[17] 。在 NEMA 模型研究中,以公式[(最大球体放射性浓度-本底放射性浓度)/本底放射性浓度]的比值来计算图像的对比度。将不同大小球体的半定量符合线路和 PET 所测量的 ¹⁸ F-FDG 放射性浓度与真实值进行比较,绘制准确性曲线。另外,本底区的平均放射性浓度也用来评估测量的准确性。	700.9 684.8 668.7 652.6 636.5 620.4 604.3 588.2
所有患者均于检查前签署了知情同意书,该研究得到单位伦理委员会的批准,批准文号:2018-17-K12。	475.5 459.4 443.3	在患者研究中,由 3 位主治以上级别医师分别对 3 种显像方式进行读片,确定病灶的位置及数量。将重建后的半定量符合线路与 PET 图像导入迈迪克斯(MedEx)报告系统,分别测量两种图像中肿瘤病灶的 SUV _{max} 、平均标准化摄取值(mean standard uptake value, SUV _{mean})、瘦体质量标准化摄取值(lean body mass standardized uptake value, SUV _{peak})、MTV 等半定量参数,并做相关性分析。SUV _{mean} 默认阈值为 40%,即等于 ROI 内 SUV _{max} 的 40%。MTV 默认值为 2.5,即以 SUV=2.5 勾画病灶边界。然后修改阈值,将 SUV _{mean} 的阈值设定为 30%~50% 之间的不同值,MTV 勾画阈值设定为 2.8~4.0,分别研究设定不同的阈值时,半定量符合线路各参数的准确性,以找出最佳的阈值。	572.1 556.0 539.9 523.8 507.7 491.6 475.5 459.4 443.3 427.2
1.3 ¹⁸ F-FDG 符合线路 SPECT/CT 图像的采集	427.3	1.6 统计学分析	330.7
¹⁸ F-FDG 符合线路 SPECT/CT 图像采集使用美国 GE 医疗公司的 Hawkeye Infinia 显像仪。首先采集低剂量定位 CT,扫描参数:管电压 140 kV,管电流 2.5 mA。然后采集符合线路图像,扫描参数:矩阵 128×128,层厚 4.0 mm,能量窗 460~562 keV,共采集 30 min。将符合线路 SPECT 图像和 CT 衰减校正图像由仪器自带的有序子集期望最大化软件进行重建(2 个子集,20 次迭代),即获得传统符合线路 SPECT 图像。将采集数据交由北京百灵云生物医学科技有限公司,采用独立的第三方软件 AHSUVQ 对图像进行重建,经过有序子集期望最大化迭代(8 个子集,5 次迭代)、衰减校正、散射校正、点扩散函数校正等处理过程,去除影像中物理衰减、散射、噪声等干扰,获得半定量符合线路 SPECT/CT 图像 ^[12-16] 。	411.2 395.1 379.0 362.9 346.8 330.7 314.6 298.5 282.4 266.3 250.2 234.1 218.0 201.9 185.8	采用 SPSS 17.0 统计学软件分析数据,符合正态分布的计量资料以 $\bar{x}±s$ 表示。对于模型研究,采用配对样本 <i>t</i> 检验分析 3 种显像方式的图像分辨率与对比度的差异;对于患者研究,采用配对样本 <i>t</i> 检验分析半定量符合线路与 PET/CT 的半定量参数。以 PET/CT 为标准,使用线性回归分析半定量符合线路的半定量参数与 PET/CT 的相关性。 <i>P</i> <0.05 表示差异有统计学意义。	314.6 298.5 282.4 266.3 250.2 234.1 218.0 201.9
1.4 ¹⁸ F-FDG PET/CT 图像的采集	169.8	2 结果	177.9
¹⁸ F-FDG PET/CT 显像使用美国 GE 公司的 Discovery PET/CT Elite(690)扫描仪。先进行低剂量 CT 扫描,扫描参数:管电压 140 kV,管电流 80 mA,重建层厚 3.75 mm。PET 扫描参数:床位宽度 15.7 cm,2.5 min/床位,矩阵 192×192,重建层厚 3.25 mm。由显像仪自带有序子集期望最大化	153.7 137.6 121.5 105.4 89.3 73.2	2.1 模型研究的结果	153.9
	294.0	由图 1 可见,点源的 3 种重建图像的分辨率由低到高依次为传统符合线路 SPECT/CT、半定量符合线路、PET/CT;由图 2 可见,NEMA 模型的 3 种重建图像能观测到的最小球体直径分别为:传统符合线路 SPECT/CT 28 mm、半定量符合线路	137.6 121.7 105.6 89.5 73.4

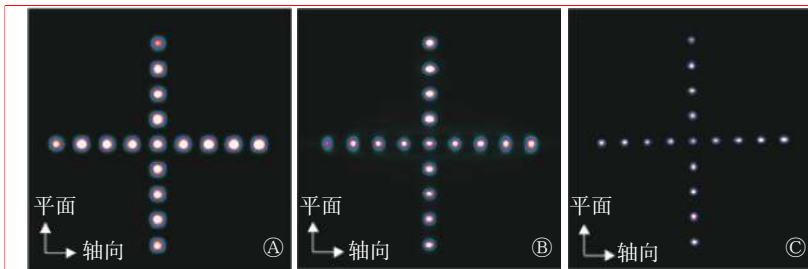


图 1 传统符合线路 SPECT/CT(A)、半定量符合线路(B)及 PET/CT(C) 显像的十字形点源显像图 图中, SPECT/CT: 单光子发射计算机断层摄影术; 半定量符合线路: 校正后半定量符合线路 SPECT/CT; PET/CT: 正电子发射断层显像计算机断层摄影术。

Fig. 1 Images of point sources aligned in a cross shape on traditional Co-SPECT/CT, semi-quantitative Co-SPECT/CT and PET/CT images

22 mm、PET/CT 17 mm, 图像分辨率依次提高。

经过物理校正, NEMA 模型的传统符合线路 SPECT/CT、半定量符合线路、PET/CT 图像的平面半高宽分别为 (13.1±1.2)、(9.5±0.8)、(7.4±0.4) mm, 三者之间两两比较差异均有统计学意义 ($t=-8.38$ 、 -12.93 、 -12.03 , 均 $P<0.0001$); 轴向半高宽分别为 (13.5±1.1)、(9.8±0.7)、(7.6±0.5) mm, 三者之间两两比较差异均有统计学意义 ($t=-8.63$ 、 -14.41 、 -12.59 , 均 $P<0.0001$); 图像对比度分别为 1.79、6.32、6.69, 三者之间两两比较差异均有统计学意义 ($t=-8.25$ 、 -13.23 、 -12.01 , 均 $P<0.0001$), 这些数据说明图像的分辨率依次提高。

在直径 ≥28 mm 的球体中, 半定量符合线路测量 ^{18}F -FDG 放射性浓度的准确率 >97.1%, 随着球体体积缩小, 部分容积效应增大, 其测量准确率也逐渐降低; 而 PET/CT 在直径 ≥17 mm 的球体中, 其测量准确率 >98.5% (图 3)。在 NEMA 模型的本底区, 由于不受部分容积效应的影响, 半定量符合线路和 PET/CT 测量放射性浓度的准确率均高于 99%。

2.2 患者研究的结果

15 例患者的 PET/CT 图像中共发现包括主病灶及转移病灶在内的 61 个病灶, 半定量符合线路发现的病灶数与 PET/CT 一致, 而传统符合线路 SPECT/CT 共发现病灶 57 个, 未能发现 4 例患者中的 4 个转移病灶, 典型病例的图像见图 4。主病灶与病理结果一致, 无误诊病例。

图 5 显示了 1 例肺腺癌患者的传统符合线路 SPECT、半定量符合线路和 PET 图像。从视觉效果可以看出, 半定量符合线路的图像分辨率和对

比度均高于传统符合线路 SPECT/CT 图像, 更接近 PET/CT 的图像质量。

配对样本 t 检验结果显示, 在 15 例患者的 61 个病灶中, 半定量符合线路的各参数与 PET 各参数之间存在显著差异, SUV_{max} 、 SUV_{mean} 、 SUL_{peak} 以及 MTV 之间的平均差异 (半定量符合线路-PET) 分别为 -1.822、-1.250、1.808 g/mL 和 34.97 mL ($t=3.16$ 、3.90、3.92 和

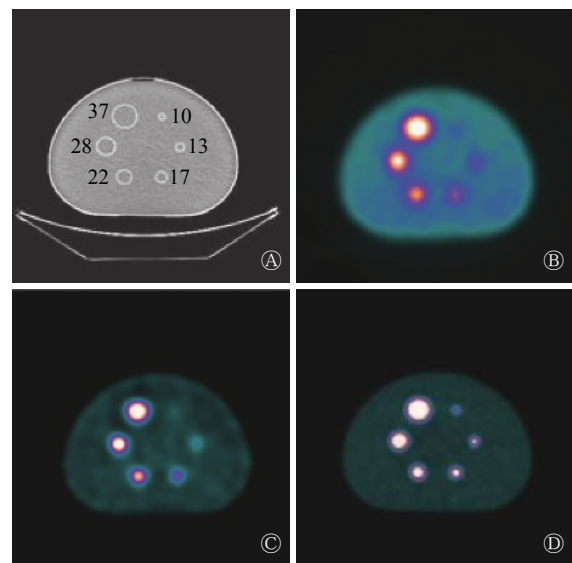


图 2 CT(A)、传统符合线路 SPECT/CT(B)、半定量符合线路(C)及 PET/CT(D) 显像的 NEMA 模型显像图 图中, CT: 断层摄影术, 发射型计算机; SPECT/CT: 单光子发射计算机断层摄影术; 半定量符合线路: 校正后半定量符合线路 SPECT/CT; PET/CT: 正电子发射断层显像计算机断层摄影术; NEMA: 美国国家电气制造商协会;。

Fig. 2 Images of NEMA phantom on CT, traditional Co-SPECT/CT, semi-quantitative Co-SPECT/CT and PET/CT images

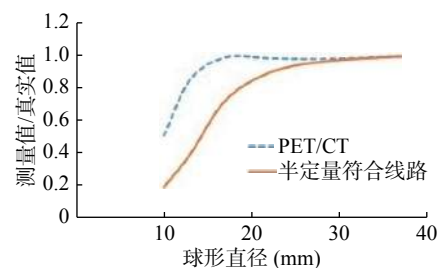


图 3 NEMA 模型的半定量符合线路与 PET/CT 测定球形直径的准确率曲线 图中, NEMA: 美国国家电气制造商协会; 半定量符合线路: 校正后半定量符合线路 SPECT/CT; PET/CT: 正电子发射断层显像计算机断层摄影术。

Fig. 3 Accuracy curves of quantitative Co-SPECT/CT and PET/CT as functions of sphere diameters

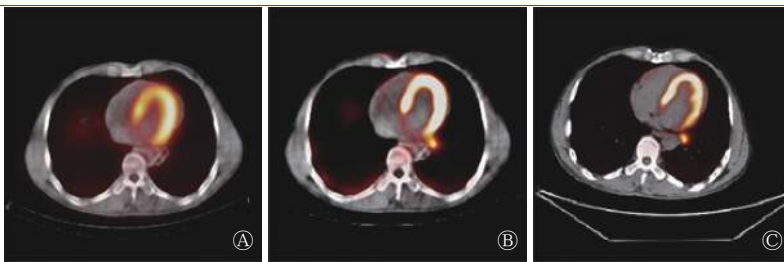


图4 食管癌患者(男性, 65岁)的传统符合线路 SPECT/CT(A)、半定量符合线路(B)和 PET/CT(C)显像图 图中, A 中未见高代谢淋巴结, 但在 B、C 的心脏附近有 1 枚高代谢淋巴结。SPECT/CT: 单光子发射计算机断层摄影术; 半定量符合线路: 校正后半定量符合线路 SPECT/CT; PET/CT: 正电子发射断层显像计算机断层摄影术。

Fig. 4 The comparison of traditional Co-SPECT/CT (A), semi-quantitative Co-SPECT/CT (B) and PET/CT (C) images for a male patient with esophagus cancer

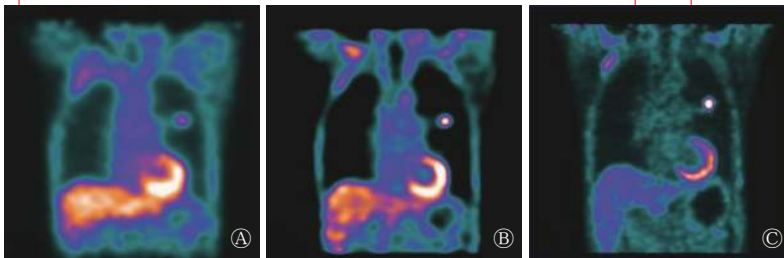


图5 肺腺癌患者(男性, 62岁)的传统符合线路 SPECT/CT(A)、半定量符合线路(B)和 PET/CT(C)显像图 图中, B 的分辨率和对比度均高于 A, 接近 C 的图像质量。SPECT/CT: 单光子发射计算机断层摄影术; 半定量符合线路: 校正后半定量符合线路 SPECT/CT; PET/CT: 正电子发射断层显像计算机断层摄影术。

Fig. 5 The comparison of traditional Co-SPECT/CT (A), semi-quantitative Co-SPECT/CT (B) and PET/CT (C) images for a male patient with pulmonary adenocarcinoma

3.98, 均 $P < 0.01$)。但是, 线性回归显示两者之间的各参数存在着很好的相关性(图 6): SUV_{max} 的相关系数 $r = 0.8218$ (95%可信区间: 0.7186~0.8895), $y = 1.0804x - 2.7765$; SUV_{mean} 的相关系数 $r = 0.8390$ (95%可信区间: 0.7444~0.9005), $y = 1.0601x - 1.679$; SUL_{peak} 的相关系数 $r = 0.8171$ (95%可信区间: 0.7116~0.8865), $y = 0.9736x - 1.5318$ 。半定量符合线路和 PET 的 MTV 测量值也存在着很好的相关性, $r = 0.8791$ (95%可信区间: 0.8056~0.9260), $y = 1.2021x + 20.037$ 。观察 SUV_{mean} 与 MTV 设定不同阈值时与 PET 的相关性, 研究证明阈值在 30%~50% 的范围内变化时, SUV_{mean} 均与 PET 有很好的相关性 ($r = 0.8315 \sim 0.8413$); 当 MTV 的勾画阈值在 $SUV_{2.8} \sim 4.0$ 之间变化时, 均与 PET 有较好的相关性, 但是当阈值取 3.0 时, 相关性最好 ($r = 0.8801$) (表 1)。

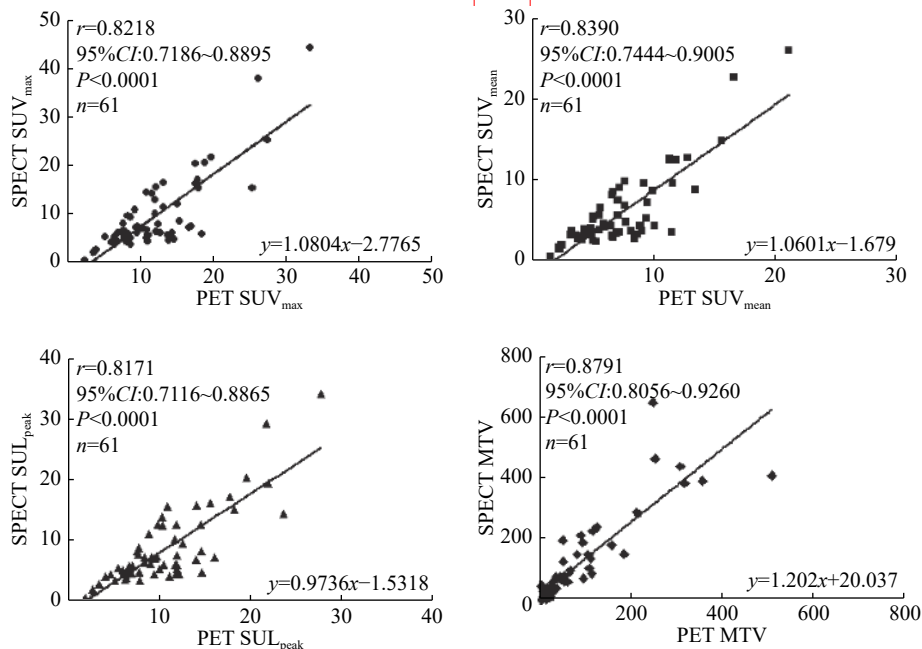


图6 半定量符合线路与 PET/CT 的半定量参数间的相关性分析 图中, 线性回归显示两者之间的各参数存在着很好的相关性。PET: 正电子发射断层显像术; SUV_{max} : 最大标准化摄取值; SUV_{mean} : 平均标准化摄取值; SUL_{peak} : 瘦体质量标准化摄取值; MTV: 肿瘤代谢体积。

Fig. 6 Linear regression for SUV_{max} , SUV_{mean} , SUL_{peak} and MTV obtained from semi-quantitative Co-SPECT/CT and compared to those of PET/CT

表1 半定量 SPECT 设定不同阈值的 SUV_{mean} 和 MTV 与 PET 相关性分析

统计结果	SUV _{mean} (不同SUV _{max} 阈值)				MTV(不同SUV阈值)			
	30%	35%	45%	50%	2.8	3.0	3.5	4.0
r值	0.8315	0.8346	0.8408	0.8413	0.8779	0.8801	0.8265	0.8103
95%可信区间	0.7332~0.8958	0.7379~0.8978	0.7472~0.9017	0.7479~0.9092	0.8038~0.9252	0.8072~0.9266	0.7256~0.8925	0.7016~0.8821
P值	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001

注：表中，SPECT：单光子发射计算机断层摄影术；SUV_{mean}：平均标准化摄取值；SUV_{max}：最大标准化摄取值；MTV：肿瘤代谢体积。

3 讨论

在本研究中，我们对符合线路 SPECT 图像进行了物理校正，得到半定量符合线路图像，不仅提高了图像质量，获得了更高的图像分辨率和对比度，而且能进行半定量分析。在 NEMA 模型研究中，经过校正的半定量符合线路图像可以显示更小的球体(直径 22 mm)，而传统符合线路 SPECT/CT 仅能显示直径 ≥28 mm 的球体。半定量符合线路图像对比度也高于传统符合线路图像，球体与本底的对比更为明显，显示更为清晰。半定量符合线路的另一优点是可以进行半定量分析，得到 SUV、MTV 等半定量参数。在患者研究中，我们以 PET/CT 作为标准，验证半定量符合线路各参数的准确性。研究结果证实，虽然半定量符合线路的参数 SUV_{max}、SUV_{mean}、SUL_{peak} 和 MTV 与 PET 各相关参数间存在差异，但是两者具有很好的相关性($r=0.8171\sim 0.8791$)。改变 SUV_{mean} 的设定阈值，调整在 SUV_{max} 的 30%~50% 之间时，并不能影响其与 PET/CT 的相关性($r=0.8315\sim 0.8413$)。对 MTV 的勾画阈值进行调整，结果发现当 SUV=3.0 为勾画阈值时，相关性最好($r=0.8801$)，但采用其他阈值(2.8~4.0)，也不会影响其相关性($r=0.8103\sim 0.8779$)。由此可以认为，即使更改阈值，半定量符合线路对 SUV_{mean} 与 MTV 的测量仍然可以保持较好的稳定性。

在临床工作中，传统符合线路 SPECT/CT 检查通常使用系统自带软件对图像进行重建，受到低图像分辨率和对比度的限制，很可能漏诊小的肿瘤病灶，从而造成误诊。在本研究中，传统符合线路图像没有遗漏主病灶，但是遗漏了 4 处转移灶。图 4 显示了食管癌患者在心脏附近的一个高代谢纵隔淋巴结，在传统符合线路图像中，该病灶并未显示，而在校正后的半定量符合线路图

像和 PET 图像中，该病灶的显示都很清楚。由此可见，对传统符合线路 SPECT/CT 进行校正，可以有效改善图像质量，提高诊断肿瘤的灵敏度，避免漏诊、误诊，使其可以发挥与 PET/CT 显像相当的作用。

众所周知，受到硬件设备的限制，传统符合线路 SPECT/CT 的图像质量较差，在计数率及空间分辨率方面均无法与 PET/CT 相比^[18-22]。本研究结果表明这种硬件上的差异可以通过软件的物理校正来弥补。以 PET/CT 作为标准来评价校正后半定量符合线路的研究非常少^[23]。鉴于传统符合线路 SPECT/CT 在我国很多地区仍然作为重要的肿瘤显像检查，我们的研究结果证明通过软件进行校正，在改善图像质量的同时可以使其能够进行半定量分析、提供半定量参数，发挥与 PET/CT 相类似的作用。

本研究中，为了避免患者 2 次注射 ¹⁸F-FDG，我们采用了 1 次注射、先后显影的方案，即注射显像剂后，先采集符合线路图像，随后立即进行 PET/CT 显像。由于符合线路采集时间通常是 40 min，加上患者上、下检查床时间，就造成了 PET/CT 图像采集时间要晚于正常 PET/CT 采集至少 50 min。采集时间延后必然会影响到 PET/CT 各半定量指标，从而影响到与半定量符合线路各指标的的相关性。但即便如此，我们的研究结果显示半定量符合线路 SPECT/CT 与 PET/CT 各半定量指标之间仍然又很好的相关性，这说明其具有重要的临床价值。

利益冲突 本研究由署名作者按以下贡献声明独立开展，不涉及任何利益冲突。

作者贡献声明 郑玉民负责命题设计，研究过程的实施，数据分析，书写论文；金超岭负责研究过程的实施，SPECT 图像采集；崔慧娟负责研究过程的实施，提供符合条件的患者；戴皓洁负责命题的提出、设计；颜珏负责命题的提出、设计及研究过程的实施；许百灵负责命题的提出、设计，提供重建数据，论文最终版本修

订; 韩萍萍负责命题的提出、设计, 研究过程的实施, 数据分析, 735.5
协助论文的书写以及最终版本修订。 721.5

参 考 文 献 701.5

- [1] Liu F, Zhang Q, Zhou D, et al. Effectiveness of ^{18}F -FDG PET/CT in the diagnosis and staging of osteosarcoma: a meta-analysis of 26 studies[J]. *BMC Cancer*, 2019, 19(1): 323. DOI: 10.1186/s12885-019-5488-5. 680.0-686.5
- [2] Gallamini A, Zwarthoed C, Borra A. Positron emission tomography (PET) in oncology[J]. *Cancers*, 2014, 6(4): 1821-1889. DOI: 10.3390/cancers6041821. 626.0-639.5
- [3] Bang JJ, Ha S, Kang SB, et al. Prediction of neoadjuvant radiation chemotherapy response and survival using pretreatment ^{18}F FDG PET/CT scans in locally advanced rectal cancer[J]. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2016, 43(3): 422-431. DOI: 10.1007/s00259-015-3180-9. 565.5-572.0
- [4] Martin WH, Delbeke D, Patton JA, et al. FDG-SPECT correlation with FDG-PET[J]. *J Nucl Med*, 1995, 36(6): 988-995. 518.0-504.5
- [5] Martin WH, Delbeke D, Patton JA, et al. Detection of malignancies with SPECT versus PET, with ^{18}F fluoro-2-deoxy-D-glucose[J]. *Radiology*, 1996, 198(1): 225-231. DOI: 10.1148/radiology.198.1.8539384. 464.0-477.5
- [6] Delbeke D, Patton JA, Martin WH, et al. FDG PET and dual-head gamma camera positron coincidence detection imaging of suspected malignancies and brain disorders[J]. *J Nucl Med*, 1999, 40(1): 110-117. 423.5-410.0
- [7] 乔文礼, 赵晋华, 王椿, 等. ^{18}F -FDG 符合探测显像与 CT 显像在淋巴瘤分期和疗效评价中的比较[J]. *中华肿瘤杂志*, 2007, 29(7): 536-539. DOI: 10.3760/j.issn:0253-3766.2007.07.014. 369.5-356.0
- Qiao WL, Zhao JH, Wang C, et al. Comparison of ^{18}F -FDG coincidence SPECT imaging and computed tomography in the initial staging and therapeutic evaluation of lymphomas[J]. *Chin J Oncol*, 2007, 29(7): 536-539. DOI: 10.3760/j.issn:0253-3766.2007.07.014. 329.0-315.5
- [8] 毛友生, 赫捷, 郑容, 等. ^{18}F -FDG 双探头符合线路单光子发射计算机断层摄影术-计算机断层摄影术在肺癌诊断与分期中的应用[J]. *中华肿瘤杂志*, 2008, 30(12): 933-936. DOI: 10.3321/j.issn:0253-3766.2008.12.013. 261.5-248.0
- Mao YS, He J, Zheng R, et al. The role of ^{18}F -FDG DHC SPECT-CT in the diagnosis and staging for lung cancer[J]. *Chin J Oncol*, 2008, 30(12): 933-936. DOI: 10.3321/j.issn:0253-3766.2008.12.013. 207.5-194.0
- [9] Seo Y, Mari C, Hasegawa BH. Technological development and advances in single-photon emission computed tomography-computed tomography[J]. *Semin Nucl Med*, 2008, 38(3): 177-198. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2008.01.001. 153.5-140.0
- [10] Bailey DL, Willowson KP. An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications[J]. *J Nucl Med*, 2013, 54(1): 83-89. DOI: 10.2967/jnumed.112.111476. 722.0-708.5
- [11] Hosokawa S, Inoue K, Kano D, et al. A simulation study for estimating scatter fraction in whole-body ^{18}F -FDG PET/CT[J]. *Radiol Phys Technol*, 2017, 10(2): 204-212. DOI: 10.1007/s12194-016-0386-x. 695.0-681.5
- [12] Barret O, Carpenter TA, Clark JC, et al. Monte Carlo simulation and scatter correction of the GE Advance PET scanner with SimSET and Geant4[J]. *Phys Med Biol*, 2005, 50(20): 4823-4840. DOI: 10.1088/0031-9155/50/20/006. 668.0-654.5
- [13] Watson PGF, Mainegra-Hing E, Tomic N, et al. Implementation of an efficient Monte Carlo calculation for CBCT scatter correction: phantom study[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2015, 16(4): 216-227. DOI: 10.1120/jacmp.v16i4.5393. 614.0-600.5
- [14] 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. 560.0-546.5
- [15] Rahmim A, Qi JY, Sossi V. Resolution modeling in PET imaging: theory, practice, benefits, and pitfalls[J]. *Med Phys*, 2013, 40(6): 064301. DOI: 10.1118/1.4800806. 506.0-492.5
- [16] Hsu B, Hu LH, Yang BH, et al. SPECT myocardial blood flow quantitation toward clinical use: a comparative study with ^{13}N -Ammonia PET myocardial blood flow quantitation[J]. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2017, 44(1): 117-128. DOI: 10.1007/s00259-016-3491-5. 465.5-452.0
- [17] Gong K, Cherry SR, Qi JY. On the assessment of spatial resolution of PET systems with iterative image reconstruction[J]. *Phys Med Biol*, 2016, 61(5): N193-N202. DOI: 10.1088/0031-9155/61/5/N193. 398.0-384.5
- [18] Melcher CL. Scintillation crystals for PET[J]. *J Nucl Med*, 2000, 41(6): 1051-1055. 344.0-330.5
- [19] Bettinardi V, Mancosu P, Danna M, et al. Two-dimensional versus three-dimensional imaging in whole body oncologic PET/CT: Discovery-STE phantom and patient study[J]. *Q J Nucl Med Mol Imaging*, 2007, 51(3): 214-223. 317.0-303.5
- [20] Tanaka E, Hasegawa T, Yamashita T, et al. A 2D/3D hybrid PET scanner with rotating partial slice-septa and its quantitative procedures[J]. *Phys Med Biol*, 2000, 45(10): 2821-2841. DOI: 10.1088/0031-9155/45/10/307. 263.0-249.5
- [21] Surti S. Update on time-of-flight PET imaging[J]. *J Nucl Med*, 2015, 56(1): 98-105. DOI: 10.2967/jnumed.114.145029. 209.0-195.5
- [22] Ullah MN, Pratiwi E, Cheon J, et al. Instrumentation for Time-of-Flight Positron Emission Tomography[J]. *Nucl Med Mol Imaging*, 2016, 50(2): 112-122. DOI: 10.1007/s13139-016-0401-5. 182.0-168.5
- [23] Dickson J, Ross J, Vöö S. Quantitative SPECT: the time is now[J/OL]. *EJNMMI Phys*, 2019, 6: 4[2018-07-02]. DOI: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30830530. DOI: 10.1186/s40658-019-0241-3. 128.0-114.5

(收稿日期: 2018-07-05) 75.0