

# 不同校正方式对<sup>99</sup>Tc<sup>m</sup> SPECT/CT 定量分析结果的影响

龚成鹏 胡佳 李坤 唐荣梅 张晓 高再荣

华中科技大学同济医学院附属协和医院核医学科、湖北省分子影像重点实验室, 武汉 430022

通信作者: 高再荣, Email: gaobonn@163.com

**【摘要】目的** 探讨不同病灶体积、靶本比及校正方式对<sup>99</sup>Tc<sup>m</sup> SPECT/CT 定量分析结果的影响。**方法** 将美国电气制造商协会(NEMA)国际电工委员会(IEC)体模中 6 个不同直径的小球(37、28、22、17、13 和 10 mm)填充入放射性浓度 0.54 MBq/ml 的<sup>99</sup>Tc<sup>m</sup> 与碘克沙醇混合液(含碘量 135 mg, 占约 0.3%), 改变罐体放射性浓度形成不同的靶本比(32:1、16:1、8:1、4:1)。对不同靶本比体模行 SPECT/CT, 以 CT 阈值法自动勾画各小球感兴趣体积(VOI)并对图像行定量分析。选择相同有序子集最大期望值迭代法(OSEM)参数及校正方式分别定量 4 种靶本比模型下各小球放射性浓度, 并与球内真实放射性活度比较, 计算准确性。采用 Pearson 相关分析小球体积、靶本比与定量准确性之间的关系。对靶本比为 32:1、直径 37 mm 的小球分别行 CT 衰减校正(CTAC)+散射校正(SC)+分辨率恢复(RR)、CTAC+SC 和 CTAC+RR 3 种校正方式重建, 采用单因素方差分析和最小显著差异 t 检验比较不同校正方式对定量结果及图像对比度的影响。**结果** 小球体积、靶本比与定量准确性呈正相关(*r* 值: 0.757 和 0.409, 均 *P*<0.05)。3 种校正方式间, 小球的定量误差及图像对比度差异均有统计学意义(*F* 值: 139.665 和 38.905, 均 *P*<0.001), 其中 CTAC+SC+RR 的定量误差小于 CTAC+SC[(9.63±8.82)% 和 (38.89±2.17)%; *P*<0.001], 而与 CTAC+RR 相近[(8.70±6.64)%; *P*>0.05]; CTAC+RR 的定量误差小于 CTAC+SC(*P*<0.001)。CTAC+SC+RR 图像对比度高于 CTAC+SC[(93.45±0.91)% 和 (92.41±0.25)%; *P*<0.001], CTAC+SC 图像对比度高于 CTAC+RR[(91.37±0.87)%; *P*<0.001]。**结论** 小球体积越大、靶本比越高, 定量越准确; 小球体积与定量准确性的相关性更强; 合适的校正方式可明显提高图像对比度及定量的准确性, 建议后处理时常规选用 CTAC+SC+RR。

**【关键词】** 体层摄影术, 发射型计算机, 单光子; 体层摄影术, X 线计算机; 钽; 图像处理, 计算机辅助; 模型, 结构

DOI: 10.3760/cma.j.cn321828-20200330-00132

## Impact of different post-processing correction techniques on the quantitative results of <sup>99</sup>Tc<sup>m</sup> SPECT/CT

Gong Chengpeng, Hu Jia, Li Kun, Tang Rongmei, Zhang Xiao, Gao Zairong

Department of Nuclear Medicine, Union Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology; Hubei Key Laboratory of Molecular Imaging, Wuhan 430022, China

Corresponding author: Gao Zairong, Email: gaobonn@163.com

**【Abstract】Objective** To evaluate the effects of different sphere volumes, target background ratio (T/B) and post-processing correction techniques on the quantitative results of <sup>99</sup>Tc<sup>m</sup> SPECT/CT. **Methods** Six spheres with different diameters (37, 28, 22, 17, 13, 10 mm) in National Electrical Manufacturers Association International Electrotechnical Commission (NEMA IEC) models were filled with a mixture of 0.54 MBq/ml <sup>99</sup>Tc<sup>m</sup> and iodixanol. The mixture iodine content was about 0.3% (135 mg), which led to different T/B (32:1, 16:1, 8:1, 4:1) by changing the radioactivity concentration of the cylinder. Routine imaging was performed on different T/B phantoms which were scanned by SPECT/CT. The CT threshold method was used for the delineation of volume of interest (VOI). Then the same processing correction technique and ordered-subsets expectation maximization (OSEM) parameters were used to calculate the radioactivity concentrations of different spheres, and further compared with the true values, and the accuracies were calculated. Pearson correlation analysis was applied to evaluate the relationships between sphere volume, T/B and quantitative results. The sphere with T/B of 32:1 and diameter of 37 mm were processed by 3 correction techniques (CT attenuation correction (CTAC)+scatter correction (SC)+resolution recovery (RR); CTAC+SC; CTAC+RR). One-way analysis of variance and the least significant difference *t* test were used to analyzed the effects of 3 correction techniques on the quantitative results and image contrasts. **Results** There

were significant relationships between the sphere volumes, T/B and the quantitative accuracy ( $r$  values: 0.757, 0.409, both  $P<0.05$ ). There were significant differences of 3 correction techniques on the quantitative results and image contrast ( $F$  values: 139.665 and 38.905, both  $P<0.001$ ). Among them, the quantitative error of CTAC+SC+RR was lower than that of CTAC+SC ((9.63±8.82)% vs (38.89±2.17)%;  $P<0.001$ ), and similar to that of CTAC+RR ((8.70±6.64)%;  $P>0.05$ ). The quantitative error of CTAC+RR was lower than that of CTAC+SC ( $P<0.001$ ). The image contrast of CTAC+SC+RR was higher than that of CTAC+SC ((93.45±0.91)% vs (92.41±0.25)%;  $P<0.001$ ) and the image contrast of CTAC+SC was higher than that of CTAC+RR ((91.37±0.87)%;  $P<0.001$ ). **Conclusions** The larger sphere volume and the higher T/B, the more quantitative accuracy. The volume has a more significant effect on quantitative accuracy than T/B. Choosing the appropriate correction technique is helpful to quantitative accuracy improvement. It is suggested to use CTAC+SC+RR in quantitative processing.

**【Key words】** Tomography, emission-computed, single-photon; Tomography, X-ray computed; Technetium; Image processing, computer-assisted; Models, structural

DOI:10.3760/cma.j.cn321828-20200330-00132

近年来,随着 SPECT/CT 仪的应用,有序子集最大期望值迭代法及衰减校正( attenuation correction, AC)、散射校正( scatter correction, SC)、分辨率恢复( resolution recovery, RR) 等校正方法不断完善,SPECT 定量已成为可能<sup>[1]</sup>。但影响 SPECT 定量精确性的因素众多,本研究通过美国电气制造商协会(National Electrical Manufacturers Association, NEMA)国际电工委员会(International Electrotechnical Commission, IEC)体模实验探讨不同病灶体积、靶本比及校正方式对<sup>99m</sup>Tc SPECT/CT 定量分析结果的影响。

## 材料与方法

1. 仪器和设备。采用美国 GE 公司 Discovery NM/CT 670Pro 型 SPECT/CT 仪,配备 16 排螺旋 CT,低能高分辨准直器,断层空间分辨率 10.59 mm,系统平面灵敏度 73.4 计数·s<sup>-1</sup>·MBq<sup>-1</sup><sup>[2]</sup>。定量分析软件为 GE Xeleris Version 4.0 Q-Metrix。<sup>99m</sup>Tc(<sup>99m</sup>Mo-<sup>99m</sup>Tc 发生器,中国原子高科股份有限公司);碘克沙醇注射液(碘浓度为 270 mg/ml,江苏恒瑞医药股份有限公司);CRC-25R 型活度计(美国 CAPINTEC 公司);NEMA IEC 体模(美国 Data Spectrum 公司;近圆柱体),可填充的 6 个小球直径分别为 37、28、22、17、13 和 10 mm。

2. 显像模型制备。实验前纯水实测模体体积,6 个可填充小球实测体积分别为 26.50、11.50、5.60、2.50、1.20 和 0.52 ml;小球加连接杆体积分别为 27.00、11.90、6.20、3.10、1.80 和 1.20 ml,不带肺插件时罐体实测容积为 10 122 ml。晾干模体内液体后,将新鲜淋洗 0.5 ml 199.8 MBq <sup>99m</sup>Tc 溶液加入到 366.5 ml 纯水中,混匀后取出 50.7 ml,在取出液中加入 0.5 ml 碘克沙醇,混匀后充满模型的 6 个小球,剩余的 316.3 ml <sup>99m</sup>Tc 溶液全部倒入罐体,再将罐体充满纯水。即球内为 0.54 MBq/ml 的<sup>99m</sup>Tc 与碘克

沙醇混合液(含碘量 135 mg,约占 0.3%),罐体内为 0.017 MBq/ml 的<sup>99m</sup>Tc 溶液。靶本比约为 32:1。改变罐体放射性浓度,分别形成 16:1、8:1、4:1 模型。

3. 数据采集参数及图像后处理。将制备好的模型平放于检查床探头视野中心位置,调整床高使十字激光定位灯中心与模型内面中心基本重合。SPECT 采集使用低能高分辨准直器,主能峰(140 keV,窗宽 10%),散射峰(120 keV,窗宽 5%),矩阵 128×128,放大倍数 1.0,基于人体轮廓自动贴近,360°采集,6°/帧,20 s/帧;同机 CT 采集使用 120 kV 管电压,自动管电流,层厚 1.25 mm。重复制备模型 3 次,每个模型重复采集 4 次原始数据,采集的数据使用 GE Xeleris Version 4.0 Q-Metrix 软件,以 CT 160、180、200 和 210 HU 为阈值自动勾画小球感兴趣体积(volume of interest, VOI),每个阈值勾画 3 次,选择合适阈值后对小球进行分析:相同后处理条件下,分别定量 4 种靶本比模型下的各小球放射性浓度(target, T),并与球内真实放射性浓度(0.54 MBq/ml)进行比较,计算定量准确性[T/(0.54×100%)]。选择基于 CT 的 AC(CTAC)+SC+RR、CTAC+SC、CTAC+RR 3 种不同的校正方式对靶本比为 32:1、直径 37 mm 的小球进行重建,定量各校正方式下,根据 T 及罐体背景放射性浓度(background, B),计算小球定量误差及图像对比度:定量误差 = |T - 0.54| / 0.54 × 100%,图像对比度 = (T-B)/(T+B) × 100%。

4. 统计学处理。采用 IBM SPSS 20.0 软件分析数据,符合正态分布的定量资料以  $\bar{x} \pm s$  表示。采用 Pearson 相关分析评价小球体积、靶本比与定量准确性的关系;采用单因素方差分析和最小显著差异  $t$  检验比较不同校正方式对定量结果及图像对比度的影响, $P<0.05$  为差异或相关性有统计学意义。

## 结 果

1. CT 阈值对小球 VOI 的影响。小球的 CT 值

为 200~230 HU,除 210 HU 阈值组外,其他 3 组 CT 阈值自动勾画出的小球 VOI 相近,且与小球实际体积几乎一致。同等阈值下多次重复勾画结果一致。以 200 HU 为阈值自动勾画的小球 VOI 见图 1。

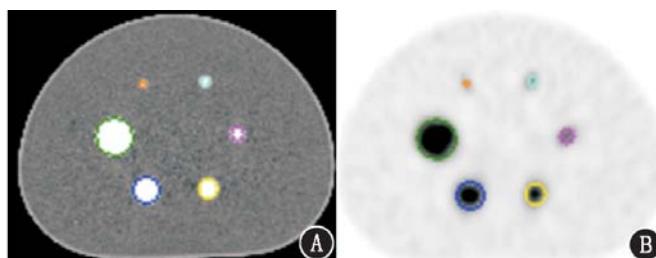


图 1 以 CT 阈值为 200 HU 自动勾画小球感兴趣体积(VOI)示意图(6 种不同颜色圈表示自动勾画的 VOI 轮廓)。A. 横断位 CT; B. 横断位 SPECT

2. 小球体积及靶本比对定量准确性的影响(表 1)。不同靶本比下各小球的定量准确性为 27.78%~94.44%。小球体积、靶本比与定量准确性间呈正相关( $r$  值:0.757 和 0.409, 均  $P<0.05$ )。小球体积越大、靶本比越高,定量结果越准确。

3. 不同校正方式对定量结果的影响。3 种校正方式间,小球的定量误差及图像对比度差异均有统计学意义( $F$  值:139.665 和 38.905, 均  $P<0.001$ ),其中 CTAC+SC+RR 的定量误差小于 CTAC+SC [(9.63±8.82)% 与 (38.89±2.17)%;  $P<0.001$ ],而与 CTAC+RR 相近[(8.70±6.64)%;  $P>0.05$ ]; CTAC+RR 的定量误差小于 CTAC+SC ( $P<0.001$ )。CTAC+SC+RR 的图像对比度高于 CTAC+SC [(93.45±0.91)% 和 (92.41±0.25)%;  $P<0.001$ ], CTAC+SC 高于 CTAC+RR [(91.37±0.87)%;  $P<0.001$ ]。3 种校正方式定量结果见表 2。

## 讨 论

定量 SPECT/CT VOI 的勾画是难点问题,VOI 勾画不准会严重影响定量结果的准确性。既往研究

表 2 不同校正方式下小球定量误差及图像对比度结果( $\bar{x}\pm s$ )

校正方式	小球定量值 T(MBq/ml)	罐体定量值 B(MBq/ml)	定量误差 (%)	对比度 (%)
CTAC+SC+RR	0.51±0.06	0.017±0.001	9.63±8.82	93.45±0.91
CTAC+SC	0.33±0.01	0.013±0.001	38.89±2.17 <sup>a</sup>	92.41±0.25 <sup>a</sup>
CTAC+RR	0.56±0.06	0.025±0.001	8.70±6.64 <sup>b</sup>	91.37±0.87 <sup>b</sup>
$F$ 值	117.149	506.631	139.665	38.905
$P$ 值	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

注:小球直径 37 mm, 靶本比 32:1; 测量次数  $n=12$ ; 球内真实放射性浓度为 0.54 MBq/ml; 定量误差 = |各小球放射性浓度(T) - 0.54| / 0.54 × 100%, 图像对比度 = [T - 背景放射性浓度(B)] / (T+B) × 100%; 重建算法采用 OSEM(8 次迭代, 10 个子集);<sup>a</sup> 与 CTAC+SC+RR 比较,  $P<0.001$ ; <sup>b</sup> 与 CTAC+SC 比较,  $P<0.001$

利用核医学(nuclear medicine, NM) 阈值自动勾画 VOI 或使用 CT 手动勾画 VOI<sup>[3-4]</sup>。无部分容积效应(partial volume effect, PVE)时, NM 勾画法阈值稳定为 40%~50%, 但由于 PVE 的存在, 不同靶本比和不同体积的小球对应的最佳 NM 阈值相差较大, 勾画误差难以控制<sup>[3,5]</sup>。CT 手动勾画 VOI 主观干扰因素较大、费时费力、重复性较差。本研究引入碘造影剂, 明显增加了 CT 图像的信噪比及对比噪声比, 利用 CT 阈值自动勾画的 VOI 具有较好的准确性和重复性。但引入的碘造影剂是否会对图像 AC 产生影响需要考虑。研究显示,<sup>99</sup>Tc<sup>m</sup> SPECT/CT 显像时引入碘造影剂使普通模体内靶区密度值为 304 HU 时, AC 重建后会高估 2.1% 的放射性计数; 心脏模体中靶区密度值为 266 HU 时, AC 重建后仅高估 0.7% 的放射性计数<sup>[6]</sup>。Klausen 等<sup>[7]</sup> 的<sup>111</sup>In SPECT/CT 显像示, 基于增强 CT 的 AC 对定量影响很小, 定量 SPECT 合并增强 CT 仍可提供精准图像。本研究引入的碘造影剂非常少, 经稀释后含碘量仅占 0.3%, 图像呈现的 CT 值为 200~230 HU, 即使对 AC 产生轻微影响, 高估的计数值也在 2.1% 以下<sup>[6]</sup>, 这与 VOI 勾画不准所导致的定量误差相比, 几乎可以忽

表 1 不同体积小球在不同靶本比模型中的定量结果( $\bar{x}\pm s$  或 %)

小球体积(ml)	32:1		16:1		8:1		4:1	
	定量值 (MBq/ml)	准确性 (%)	定量值 (MBq/ml)	准确性 (%)	定量值 (MBq/ml)	准确性 (%)	定量值 (MBq/ml)	准确性 (%)
26.50	0.51±0.06	94.44	0.46±0.05	85.19	0.41±0.03	75.93	0.38±0.02	70.37
11.50	0.45±0.09	83.33	0.41±0.08	75.93	0.36±0.05	66.67	0.34±0.03	62.96
5.60	0.42±0.02	77.78	0.36±0.08	66.67	0.33±0.05	61.11	0.29±0.01	53.56
2.50	0.37±0.02	68.52	0.31±0.04	57.41	0.27±0.01	50.00	0.24±0.01	45.15
1.20	0.30±0.03	55.56	0.27±0.01	50.00	0.25±0.01	46.30	0.16±0.02	30.19
0.52	0.20±0.05	37.04	0.17±0.04	31.48	0.15±0.03	27.78	0.15±0.04	27.78

注:球内真实放射性浓度为 0.54 MBq/ml; 后处理方式为有序子集最大期望值迭代法(OSEM; 8 次迭代, 10 个子集), CT 衰减校正(CTAC)+散射校正(SC)+分辨率恢复(RR)

略不计。SPECT 的空间分辨率较差,Imbert 等<sup>[8]</sup>报道几种类型的 SPECT 空间分辨率为 8.6~15.3 mm,PVE 使得 SPECT 对小于 3 倍系统空间分辨率的病灶定量准确性显著下降<sup>[1-2]</sup>。本机断层空间分辨率为 10.59 mm,研究结果中直径最大的 37 mm 小球在 32:1 高靶本比下的定量准确性可达 94.44%,在 4:1 高靶本比下准确性依然较高(70.37%),而直径最小的 10 mm 小球即使在 32:1 高靶本比下,定量准确性也仅有 37.04%。相关分析结果显示,小球体积与定量准确性呈正相关,因此,在定量较小的病灶时应充分考虑 PVE,并给予适当校正。

SPECT 的精准定量离不开光子的补偿技术。首先是 AC,由于体内放射性核素到达探测器前会被途中脏器及组织吸收,导致衰减,因此在图像重建时必须进行 AC。目前,利用 CT 对 SPECT 图像进行非均匀 AC 已经代替了其他 AC 方法,并被视为 SPECT 定量的关键及基础<sup>[2]</sup>。光子在患者体内除了一部分被吸收外,还有一部分会与物体相互作用发生康普顿散射,因此需对这部分散射数据进行校正,即 SC。黄克敏等<sup>[4]</sup>的模型研究显示,SC 后各球体定量误差明显减小。Shiokawa 等<sup>[9]</sup>的研究显示,在加入 SC 的情况下,标准摄取值有显示低值的倾向。本研究使用双能窗法对光子进行 SC,结果显示 SC 后小球内的放射性计数降低,定量误差反而增大,但差异并无统计学意义,这与 Shiokawa 等<sup>[9]</sup>的研究结果相似。可能是因为 SC 将散射到 VOI 的光子剔除掉,导致损失了一部分总计数,当外部技术能将其他原因导致的光子损失完全补偿时,SC 可以减少定量误差,但目前光子补偿技术并不能完全补偿光子的损失,这种情况下使用 SC 剔除掉散射光子,则可能会造成定量误差增大的假象,这还需要更进一步的实验数据加以证明。SC 对小球校正的同时,也对模型的本底做了校正,这是 SC 增加图像对比度的重要原因。SPECT 重建图像的质量和定量准确性还受显像系统准直器响应的影响,RR 是通过精准的准直器响应模型改进 SPECT 图像的分辨率。Ismail 和 Mansor<sup>[10]</sup>强烈推荐在心肌灌注显像研究中使用 RR,以确保欧洲核医学协会/欧洲心脏病学会指南中所建议的最准确量化和图像质量。本研究图像后处理中加入了 RR,明显减少了定量误差,表明 RR 可提高图像分辨率,还可提高 SPECT/CT 定量准确性。因此,建议后处理时常规选用 CTAC+SC+RR。

综上,本研究引入碘造影剂,并用 CT 国值自动

勾画 VOI,使病灶勾画和分析更为准确,结果更可靠。但临床推广较难,后续将以此为标准,探索各种情况下 NM 图像自动勾画病灶的最佳阈值。

**利益冲突** 所有作者均声明不存在利益冲突

## 参 考 文 献

- [1] 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/jnmed.112.111476.
- [2] Bailey DL, Willowson KP. Quantitative SPECT/CT: SPECT joins PET as a quantitative imaging modality [J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2014, 41 Suppl 1: S17-25. DOI: 10.1007/s00259-013-2542-4.
- [3] 万良荣,刘建军,李妍.不同容积模型和重建方法对<sup>99</sup>Tc<sup>m</sup>O<sub>4</sub><sup>-</sup> SPECT/CT 显像定量分析的影响 [J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2018, 38(9): 619-622. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2018.09.009.
- [4] Wan LR, Liu JJ, Li Y. Effect of sphere size and reconstruction method on <sup>99</sup>Tc<sup>m</sup>-pertechnetate SPECT/CT imaging: a phantom study [J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2018, 38(9): 619-622. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2018.09.009.
- [5] 黄克敏,冯彦林,梁伟棠,等.基于特定重建算法及校正方法的 SPECT/CT 绝对定量模型研究 [J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2018, 38(5): 340-344. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2018.05.008.
- [6] Huang KM, Feng YL, Liang WT, et al. Absolute quantitative phantom of SPECT/CT imaging based on specified reconstruction algorithms and correction methods [J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2018, 38(5): 340-344. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2018.05.008.
- [7] Erdi YE, Wessels BW, Loew MH, et al. Threshold estimation in single photon emission computed tomography and planar imaging for clinical radioimmunotherapy [J]. Cancer Res, 1995, 55(23 Suppl): 5823s-5826s.
- [8] Bonta DV, Wahl RL. Overcorrection of iodinated contrast attenuation in SPECT-CT: phantom studies [J]. Med Phys, 2010, 37(9): 4897-4901. DOI: 10.1118/1.3483100.
- [9] Klausen TL, Mortensen J, de Nijs R, et al. Intravenous contrast-enhanced CT can be used for CT-based attenuation correction in clinical <sup>111</sup>In-octreotide SPECT/CT [J]. EJNMMI Phys, 2015, 2(1): 3. DOI: 10.1186/s40658-015-0108-1.
- [10] Imbert L, Poussier S, Franken PR, et al. Compared performance of high-sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: a comprehensive analysis of phantom and human images [J]. J Nucl Med, 2012, 53(12): 1897-1903. DOI: 10.2967/jnmed.112.107417.
- [11] Shiokawa A, Onoguchi M, Shibutani T, et al. Influence of the each correction method for the specific binding ratio and standardized uptake value in the dopamine transporter SPECT [J]. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2019, 75(7): 638-645. DOI: 10.6009/jjrt.2019\_JSRT\_75.7.638.
- [12] Ismail FS, Mansor S. Impact of resolution recovery in quantitative <sup>99m</sup>Tc SPECT/CT cardiac phantom studies [J]. J Med Imaging Radiat Sci, 2019, 50(3): 449-453. DOI: 10.1016/j.jmir.2019.05.007.

(收稿日期:2020-03-30)