❖影像技术学

Acquisition protocols of quantitative ^{177}Lu-Dotatate SPECT/CT imaging based on different energy windows and collimators

XU Lei[1], MENG Qingle[1], YANG Rui[1], QIAN Xinyu[1], WANG Feng[1], JIANG Hongbing[2,3*]

(1. Department of Nuclear Medicine, 2. Department of Medical Equipment, Nanjing First Hospital, Nanjing Medical University, Nanjing 210006, China; 3. Nanjing Health Information Center, Nanjing 210003, China)

[**Abstract**] **Objective** To explore the optimal acquisition protocols for ^{177}Lu-Dotatate SPECT/CT imaging based on different energy windows and collimators. **Methods** ^{177}Lu SPECT images of a NEMA IEC body phantom with known activity concentration ration (12∶1) between filled hollow spheres and uniform background were acquired with 3 different collimators: Low energy high resolution (LEHR), medium energy general purpose (MEGP) and high energy general purpose (HEGP). Main energy window was defined around the energy peak 113 keV, 208 keV and 113 keV+208 keV with 20% width. Scatter correction was performed with applying attenuation correction and triple energy window method. Thus 9 different acquisition protocols could be produced, including LEHR_113, LEHR_208, LEHR_113+208, MEGP_113, MEGP_208, MEGP_113+208, HEGP_113, HEGP_208 and HEGP_113+208 in short. The intensity ratio between spheres and background, relative error and conversion factor were measured and corrected for partial volume effect and used to compare the performance of different methods. **Results** The contrast of MEGP_208 SPECT image was the worst, whereas better visual resolution images were achieved by MEGP_208 and MEGP_113+208. The measured average intensity ratios of 9 methods were all lower than the real ratio (F=2.659, P=0.040). The relative error of intensity ratio in MEGP_113+208 was the minimum ([−1.33±6.40]%), and in LEHR_208 was the maximum ([−58.34±14.42]%). All acquisition protocols showed significant difference in conversion factor (F=4.846, P=0.003). **Conclusion** Different acquisition protocols have significant effect on the results of ^{177}Lu-Dotatate SPECT/CT quantitative imaging. Image quality of MEGP collimator combined with 113 keV+208 keV is the best, and the intensity ratio is the closest to the real ratio.

[**Keywords**] Lutetium; octreotide; tomography, emission-computed, single-photon; tomography, X-ray computed; acquisition protocol

DOI:10.13929/j.1003-3289.201811034

基于不同能量窗和准直器的^{177}Lu-Dotatate SPECT/CT 定量采集条件

徐 磊[1],孟庆乐[1],杨 瑞[1],钱鑫宇[1],王 峰[1],蒋红兵[2,3*]

(1.南京医科大学附属南京医院 南京市第一医院核医学科,2.医疗设备处,江苏 南京 210006;3.南京市卫生信息中心,江苏 南京 210003)

[**摘 要**] **目的** 探讨基于不同能量窗和准直器的^{177}Lu-Dotatate SPECT/CT 定量采集条件。**方法** 以微球和背景放射

[**基金项目**] 江苏省重点研发专项基金项目(BE2017612)、南京市医学科技发展资金“青年工程”人才培养专项经费资助项目(QRX11033)、南京医科大学科技发展基金面上项目(2017NJMU127)。

[**第一作者**] 徐磊(1990—),男,江苏连云港人,硕士,技师。研究方向:医学图像处理与生物医学工程。E-mail: xulei09060118@163.com

[**通信作者**] 蒋红兵,南京医科大学附属南京医院 南京市第一医院医疗设备处,210006;南京市卫生信息中心,210003。E-mail: cmdjhb@126.com

[**收稿日期**] 2018-11-06 [**修回日期**] 2019-01-31

性浓度比为 12∶1 的国际电工委员会体模为实验对象。采用低能高分辨率（LEHR）、中能通用（MEGP）和高能通用（HEGP）3 种类型准直器采集 SPECT 图像，主能窗为 113 keV、208 keV 和 113 keV＋208 keV，能宽均为 20%，散射线采用 CT 衰减校正和三能窗法校正，形成 9 种采集条件：LEHR_113、LEHR_208、LEHR_113＋208、MEGP_113、MEGP_208、MEGP_113＋208、HEGP_113、HEGP_208 和 HEGP_113＋208。定量分析 9 种采集条件下采用部分容积校正后的微球与背景放射性浓度比值、相对误差和转换系数。**结果**　LEHR_208 对应 SPECT 图像对比度最差，MEGP_208 和 MEGP_113＋208对应图像视觉分辨率最佳。9 种采集条件所得放射性浓度平均比值均低于真实值（$F=2.659$，$P=0.040$）。MEGP_113＋208 所得放射性浓度比值相对误差最小[(－1.33±6.40)%]，LEHR_208 的相对误差最大[(－58.34±14.42)%]。不同采集条件所得放射性转换系数差异有统计学意义（$F=4.846$，$P=0.003$）。**结论**　不同采集条件对^{177}Lu-Dotatate SPECT/CT 定量显像结果影响显著，MEGP 准直器联合 113 keV＋208 keV 能窗所得图像质量最佳，放射性浓度比值最接近真实值。

[**关键词**]　镥；奥曲肽；体层摄影术，发射型计算机，单光子；体层摄影术，X 线计算机；采集条件
[**中图分类号**]　R817　[**文献标识码**]　A　[**文章编号**]　1003-3289(2019)05-0759-06

神经内分泌肿瘤（neuroendocrine neoplasms，NENs）是一组起源于肽能神经元和神经内分泌细胞、具有显著异质性的罕见肿瘤[1]。生长抑素受体（somatostatin receptors，SSTR）特异性高表达是 NENs 靶向显像和治疗的基础，人工合成的生长抑素类似物 Dotatate（1，4，7，10-四氮杂十二环-1，4，7，10-四乙酸，DOTA-Dphe1-Tyr3-Thr8-octreotide）对 SSTR 具有高度亲和力[2]，使核素靶向治疗 NENs 具有可行性。基于^{177}Lu-Dotatate 的多肽受体核素靶向治疗（peptide receptor radionuclide therapy，PRRT）是核素靶向治疗 NENs 的新策略，已于 2018 年 1 月获得美国食品药品监督管理局批准。精确的采集条件是获得高质量 SPECT 图像、定量评估 PRRT 疗效和获得 SPECT 放射性计数与活度之间转换系数，从而指导制定个性化给药剂量方案的前提。目前国内开展 PRRT 项目的医疗机构较少，且多处于临床试验阶段，对于采集条件缺乏统一指导标准。基于核素^{177}Lu 的 SPECT 定量采集条件主要由准直器类型、能窗和散射校正方法等因素决定[3]，且^{177}Lu 发射的 γ 射线包含 113 keV 和208 keV 2 个能峰，准直器按能量分为高能、中能和低能 3 种类型，联合能窗和准直器可形成多种采集方法，增加了定量采集的难度。本研究探讨^{177}Lu-Dotatate SPECT/CT 不同定量采集条件对图像质量及放射性转换系数的影响。

1　资料与方法

1.1　实验材料　采用美国国家电气制造者协会（National Electrical Manufacturers Association，NEMA）标准的国际电工委员会（International Electrotechnical Commission，IEC）系统模型，内含直径 13、17、22、28 和 37 mm 的 5 个微球；因较小微球受部分容积效应影响较大，故本研究仅向 3 个直径较大微球和模型腔体内注射^{177}Lu-Dotatate，放射性浓度比值为 12∶1，微球中的放射性浓度为 2.4 MBq/ml，构成热点与背景，模拟病灶与本底。^{177}Lu 由 ITG 公司提供，前体 Dotatate 购自 ABXGmbh 公司，^{177}Lu-Dotatate 在南京市第一医院临床核医学中心Ⅳ类实验室由放射性药物专业人员合成，质量控制采用岛津公司 LC-20AT 的高效液相色谱仪，放射化学纯度＞95%。

1.2　仪器与方法　采用 GE Discovery 670 SPECT/CT 仪，配备低能高分辨率（low energy high resolution，LEHR）、中能通用（medium energy general purpose，MEGP）和高能通用（high energy general purpose，HEGP）准直器，矩阵为 128×128，采集半径固定不变，放大倍数为 1，步进式旋转模式，每旋转 10°采集 1 帧图像，每帧图像采集 30 s。主能峰为113 keV和 208 keV，上下各取 10%获得单个主能窗 101.7～124.3 keV、187.6～229.2 keV 和二者联合双能窗。散射线采用 CT 衰减校正和三能窗法校正，即在主能峰两侧各取较小能窗。CT 扫描参数：管电压 120 keV，管电流 200 mA，矩阵 512×512，层厚 2.5 mm。

由不同准直器类型（LEHR、MEGP 和 HEGP）和主能窗（113 keV、208 keV 和 113 keV＋208 keV）组成 9 种采集条件，分别为 LEHR_113、LEHR_208、LEHR_113＋208、MEGP_113、MEGP_208、MEGP_113＋208、HEGP_113、HEGP_208 和 HEGP_113＋208，获得 9 组图像。SPECT/CT 图像重建算法为有序子集期望最大化（ordered-subset expectation maximization，OSEM）迭代（2 次迭代，子集数 10），CT 提供衰减校正，预处理采用 HANN 窗滤波。

1.3　图像分析　采用 GE Xeleris 3 后处理工作站，模体图像质量的主观评价采用视觉评判，观察模体内微球

和背景清晰程度。以微球与背景放射性浓度比、相对误差和转换系数对图像进行定量评估。由后处理软件自动勾画感兴趣区体积。测量微球和背景的放射性计数和体积，并根据公式计算微球与背景放射性浓度比值[放射性浓度比值＝(微球放射性计数/体积)/(背景放射性计数/体积)]、放射性比值真实值(12)与测量比值之间的相对误差[相对误差＝(计算比值－12)/12×100%]、微球放射性剂量与微球放射性计数之间的转换系数(转换系数＝37 000×微球放射性剂量/微球放射性计数)[4]。

1.4　统计学分析　采用 GraphPad Prism 6 统计分析软件。符合正态分布的计量资料以 $\bar{x}\pm s$ 表示，单因素方差分析比较不同采集条件下放射性浓度比值和转换系数的差异，两两比较采用 *Tukey* 多重检验法。$P<0.05$为差异有统计学意义。

2　结果

2.1　图像质量比较　①LEHR 准直器：LEHR_113 对应图像中 37 mm 微球清晰可见，但背景存在较多噪点，28 mm 和 22 mm 微球与背景较难分辨，LEHR_208 和 LEHR_113＋208 对应图像中 3 个微球轮廓均模糊不清，且本底较重。②MEGP 准直器：所获 3 组图像对比度较 LEHR 准直器有较大提升，微球边界清晰，其中 MEGP_113 对应图像中明显有 1 个信号强度接近热点的高噪点，MEGP_208 和 MEGP_113＋208 图像质量视觉评判无明显差别。③HEGP 准直器：HEGP_113 对应图像中直径较小的 2 个微球模糊不清，HEGP_208 和 HEGP_113＋208 对应图像对比度改善较大，较小微球边界仍伴随星云状伪影。见图 1。

2.2　定量分析

2.2.1　微球与背景放射性浓度比值　对于直径 37 mm 的微球，除 LEHR_208 和 LEHR_113＋208 2 种采集条件外，其余 7 种所得放射性浓度比值均大于真实值(12)；各条件下直径 28、22 mm 微球放射性浓度比值均小于真实值(12)；见图 2A。直径为 37、28 和 22 mm 的 3 个微球 9 种采集条件所得总体平均放射性浓度比值分别为 12.88±2.80、8.33±2.88 和 8.24±2.50，差异有统计学意义($F＝7.844$，$P＝0.002$)，28 mm 与 22 mm 微球放射性浓度比值差异无统计学意义($t＝0.654$，$P＝0.949$)，37 mm 微球与 28、22 mm 微球间差异均有统计学意义($t＝3.289$、3.602，$P＝0.005$、0.002)。

MEGP_208 和 MEGP_113＋208 2 种采集条件对应的放射性浓度比值最接近真实值(12)，分别为 11.49±1.19 和 11.75±0.77，LEHR_113＋208 对应的放射性浓度比值(5.25±2.59)距离真实值偏差最大。MEGP_113＋208 采集条件不同尺寸微球放射性浓度比值之间波动最小(标准差＝0.77)，MEGP_113 采集条件波动最大(标准差＝3.66)。见表 1。

9 种采集条件所得平均放射性浓度比值总体差异有统计学意义($F＝2.659$，$P＝0.040$)，且均低于真实值。对于同一准直器，不同能窗放射性浓度比值差异均无统计学意义(LEHR：$F＝2.616$，$P＝0.152$；MEGP：$F＝2.017$，$P＝0.214$；HEGP：$F＝0.008$，$P＝0.992$)。对

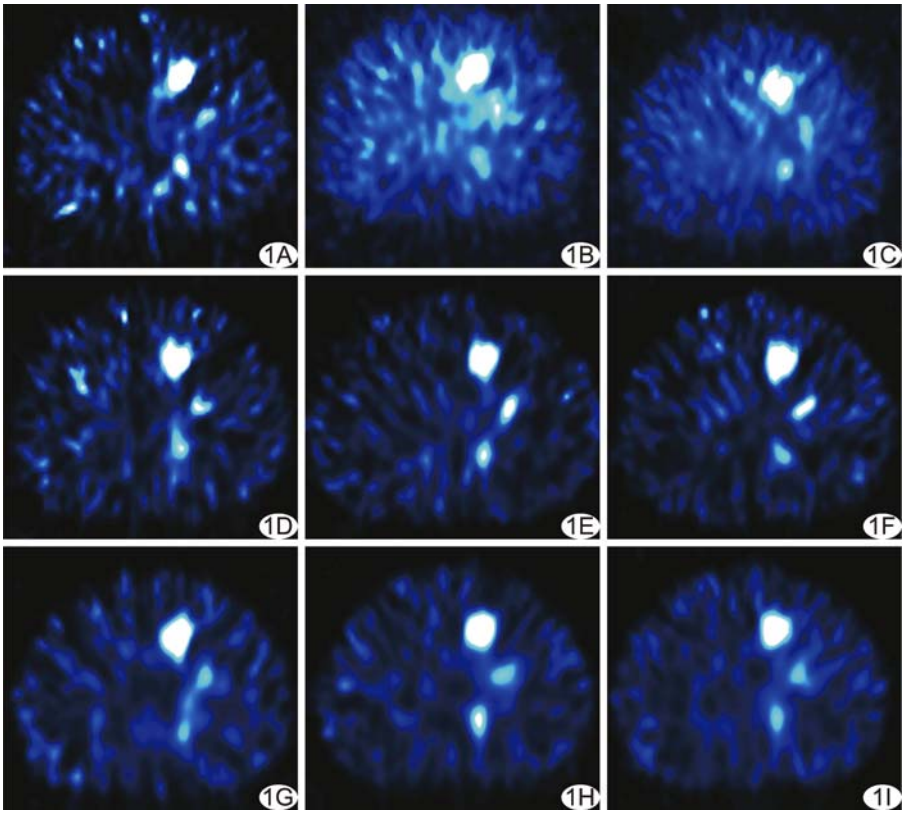


图 1　不同采集条件下模体 SPECT 图像　A. LEHR_113 图像；B. LEHR_208 图像；C. LEHR_113＋208 图像；D. MEGP_113 图像；E. MEGP_208 图像；F. MEGP_113＋208 图像；G. HEGP_113图像；H. HEGP_208 图像；I. HEGP_113＋208 图像

于能窗 113 keV 和 208 keV，不同准直器所得放射性浓度比值差异均无统计学意义（F＝0.584、4.716，P＝0.586、0.059），能窗 113 keV＋208 keV 的不同准直器放射性浓度比值差异有统计学意义（F＝10.64，P＝0.011）。见表 1。

2.2.2　相对误差　9 种采集条件下所得放射性浓度比值相对误差总体差异有统计学意义（F＝3.743，P＝0.009，表 1，图 2B）。不同类型准直器获得的放射性浓度比值相对误差平均值 LEHR 最大，HEGP 次之，MEGP 最小（表 1），MEGP 准直器不同能窗相对误差较 LEHR 提高 65.85%～97.55%（113 keV：65.85%；208 keV：95.11%；113 keV＋208 keV：97.55%），较 HEGP 提升 39.36%～84.57%（113 keV：52.10%；208 keV：39.36%；113 keV＋208 keV：84.57%）。

2.2.3　转换系数　9 种采集条件获得的转换系数差异有统计学意义（F＝4.846，P＝0.003，表 1），LEHR_208 与 MEGP_113，LEHR_208 与 HEGP_113，LEHR_113＋208 与 MEGP_113，LEHR_113＋208 与 HEGP_113 间差异均有统计学意义（P 均＜0.05），其余两两比较差异均无统计学意义（P 均＞0.05）。直径 37、28、22 mm微球所得转换系数分别为（13.07±2.95）kBq/cps、（17.01±4.53）kBq/cps 和（16.88±3.71 kBq/cps），差异无统计学意义（F＝2.514，P＝0.102，图 2C）。

表 1　9 种采集条件对应的放射性浓度比值、相对误差和转换系数（$\bar{x}\pm s$）

采集条件	放射性浓度比值	相对误差（%）	转换系数（kBq/cps）
LEHR_113	10.04±3.17	−16.34±26.39	17.00±3.79
LEHR_208	7.50±1.73	−58.34±14.42	10.20±1.76
LEHR_113＋208	5.25±2.59	−54.22±21.61	10.07±1.21
MEGP_113	8.41±3.66	−5.58±30.50	19.65±2.96
MEGP_208	11.49±1.19	−2.85±9.93	17.49±0.43
MEGP_113＋208	11.75±0.77	−1.33±6.40	16.53±1.47
HEGP_113	11.22±2.69	−11.65±22.42	18.32±3.98
HEGP_208	11.02±2.16	−4.70±18.02	16.08±1.59
HEGP_113＋208	11.20±1.92	−8.62±16.00	14.25±3.95
F 值	2.659	3.743	4.846
P 值	0.040	0.009	0.003

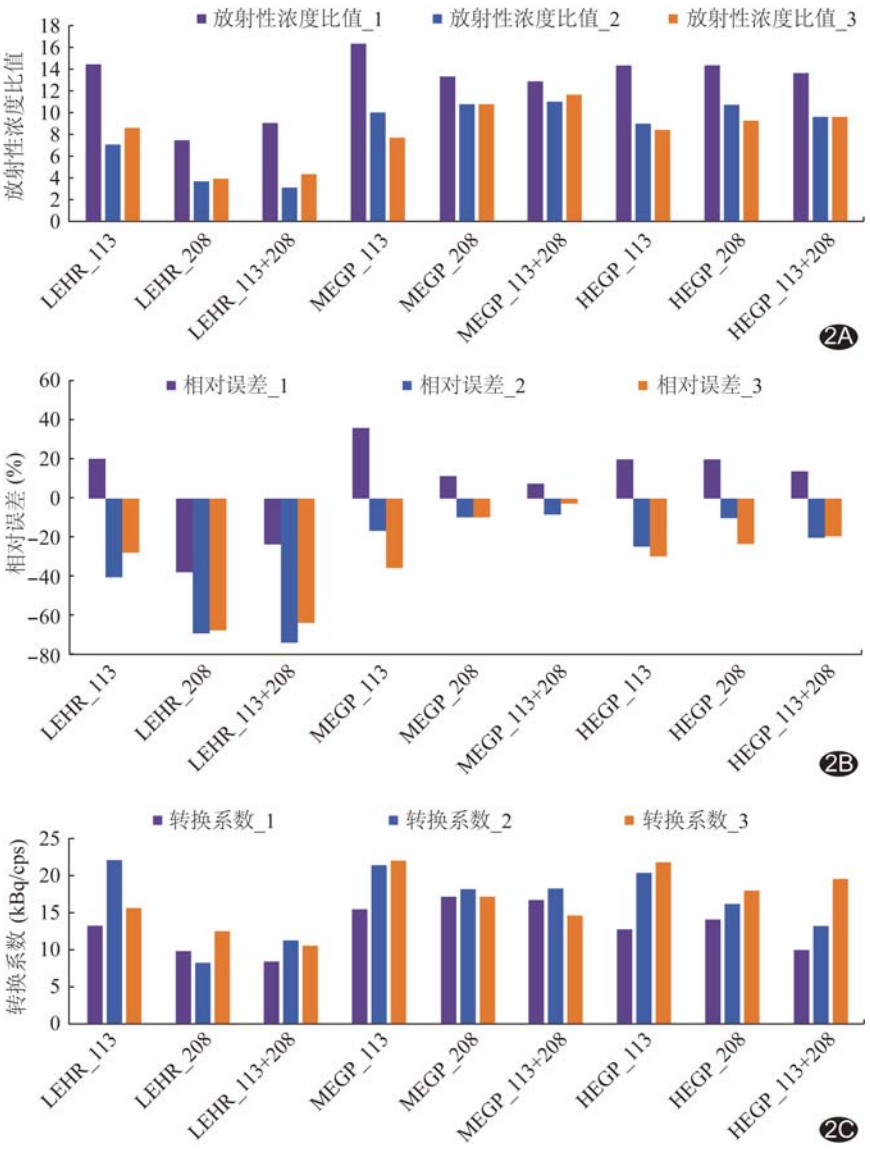


图 2　9 种采集条件下所得微球与背景放射性浓度比值（A）、相对误差（B）和转换系数（C）（1、2、3 分别指直径为 37、28、22 mm 的微球）

3　讨论

近 30 年来，NENs 发病率逐年增加[5-6]。^{177}Lu 半衰期为 6.7 天，其发射的 β 射线最大能量为

497 keV,穿透力为 2 mm,能破坏肿瘤细胞 DNA,而骨髓和肾脏毒性较小[7];发射的 γ 射线包含 113 keV(6.8%)和 208 keV(10.4%)2 个能峰,可行 SPECT 显像评估 PRRT 疗效。^{177}Lu 标记的 Dotatate 已被证实对 SSTR 显像阳性的胃肠道和胰腺 NENs 效果显著[8],但目前相关研究主要集中于临床疗效方面,对定量采集条件研究少有报道。有研究[9]采用中能准直器联合单能峰 208 keV 进行采集。de Nijs 等[4]以低能和中能准直器联合不同能窗和散射校正方法,认为中能准直器联合 113 keV 和 208 keV 双能窗采集能获得高质量 SPECT 图像和进行精确的定量分析。本研究采用 3 种准直器和 3 种能窗进行采集,定量分析采集结果的精确性。

LEHR 准直器适用于能量为 75～170 keV 的 γ 光子[10],较高能量光子会发生穿透效应,表现为星状伪影。本研究中 LEHR 准直器获得的模体图像质量均较差,其中 LEHR_113 对应图像 37 mm 微球清晰可见,但 28 mm 和 22 mm 微球与背景较难分辨,提示 113 keV 能窗适用于低能准直器,但放射性计数明显不足,导致 28 mm 和 22 mm 2 个微球与背景放射性计数比值较小;LEHR_208 和 LEHR_113＋208 对应图像本底较重,微球与背景对比度小,主要是由于 208 keV能窗采集的光子穿透低能准直器,造成背景计数增加,使得微球与背景的放射性计数比值低于真实值,提示 208 keV 能窗不适用于低能准直器。

MEGP 准直器能兼顾灵敏度和分辨率,适用能量范围为 170～300 keV 的 γ 光子[10],较低和较高能量光子均会增加背景噪声。本组 MEGP 准直器所得图像中,各微球均清晰可辨,且不同能窗获得的放射性比值相对误差均小于 10%,准确性较低能准直器大幅提升,得益于中能准直器能同时收集 113 keV 和 208 keV能窗的光子,从而提高放射性计数。^{177}Lu 核素 113 keV 能峰所占比例低于 208 keV,仅用 113 keV 能窗采集计数不足,且高能量光子增加图像噪声,导致微球与背景放射性计数比值浮动范围较大,图像质量不稳定。仅采用 208 keV 能窗采集可有效降低背景噪声,增强图像对比度,但不能表征真实的放射性分布,放射性计数相对误差范围仍较大。联合采用 113 keV 和 208 keV 能克服单一能窗的局限性,显著提高放射性计数,既能保证图像质量,又可使放射性计数比值最接近真实值。

HEGP 准直器适用能量为 270～360 keV 的 γ 光子[10],可滤除低能射线。图像质量优于 LEHR 准直器,略低于 MEGP 准直器,HEGP_113 采集的图像背景同样受噪声影响较大,37 mm 微球边界清晰,28 mm 和 22 mm 微球模糊不清,由于 SPECT 分辨率较差和放射性计数较少,体积越小,部分容积效应越显著。HEGP_113＋208 图像对比度均有所提升,放射性浓度相对误差逐渐缩小,但 28 mm 和 22 mm 微球边界余辉效应显著,HEGP_208 图像对比度优于 HEGP_113 和 HEGP_208,且放射性计数比相对误差仅次于 MEGP_208 和 MEGP_113＋208。

本研究中不同准直器不同能窗采集的^{177}Lu-Dotatate 图像质量差异较大。LEHR 准直器采集高能量光子易发生穿透效应,图像分辨率和定量精确度均较差。MEGP 和 HEGP 准直器联合能窗 208 keV 所得图像质量适用于临床诊断,MEGP 准直器联合能窗 113 keV＋208 keV 所得图像能同时满足临床诊断与定量分析需求。行^{177}Lu-Dotatate 定量采集时,推荐采用 MEGP 准直器联合能窗 113 keV＋208 keV,此时转换系数为(16.53±1.47)kBq/cps,其次为 MEGP 准直器联合能窗 208 keV,最后为 HEGP 准直器联合能窗 208 keV。低能准直器不适用于^{177}Lu 图像采集。

[参考文献]

[1] Bergsma H, Konijnenberg MW, Kam BLR, et al. Subacute haematotoxicity after PRRT with ^{177}Lu-DOTA-octreotate: Prognostic factors, incidence and course. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2016,43(3):453-463.

[2] Strosberg J, Elhaddad G, Wolin E, et al. Phase 3 trial of ^{177}Lu-Dotatate for midgut neuroendocrine tumors. N Engl J Med, 2017,376(2):125-135.

[3] Beauregard JM, Hofman MS, Pereira JM, et al. Quantitative (177) Lu SPECT (QSPECT) imaging using a commercially available SPECT/CT system. Cancer Imaging, 2011,11(1):56-66.

[4] de Nijs R, Lagerburg V, Klausen TL, et al. Improving quantitative dosimetry in (177) Lu-DOTATATE SPECT by energy window-based scatter corrections. Nucl Med Commun, 2014,35(5):522-533.

[5] Brabander T, van der Zwan WA, Teunissen JJM, et al. Long-term efficacy, survival and safety of [^{177}Lu-DOTA^0, Tyr^3] octreotate in patients with gastroenteropancreatic and bronchial neuroendocrine tumors. Clin Cancer Res, 2017, 23(16):4617-4624.

[6] 臧士明,艾书跃,姚晓晨,等.^{18}F-FDG 及^{68}Ga-DOTA-NOC PET/CT 对 G3 神经内分泌肿瘤的诊断比较.中华核医学与分子影像杂志,2017,37(4):202-206.

[7] Sundlöv A, Sjögreengleisner K, Svensson J, et al. Individualised ^{177}Lu-DOTATATE treatment of neuroendocrine tumours based

on kidney dosimetry. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2017,44(9): 1480-1489.

[8] Delpassand ES, Samarghandi A, Zamanian S, et al. Peptide receptor radionuclide therapy with ^{177}Lu-DOTATATE for patients with somatostatin receptor-expressing neuroendocrine tumors: The first US phase 2 experience. Pancreas, 2014,43(4): 518-525.

[9] Hippeläinen E, Tenhunen M, Mäenpää H, et al. Quantitative accuracy of (177) Lu SPECT reconstruction using different compensation methods: Phantom and patient studies. EJNMMI Res, 2016,6(1):16.

[10] D'Arienzo M, Cozzella ML, Fazio A, et al. Quantitative ^{177}Lu SPECT imaging using advanced correction algorithms in non-reference geometry. Phys Med, 2016,32(12):1745-1752.

Multimodal image technology in diagnosis of ventricular pseudoaneurysm: Case report

多模态影像技术诊断假性室壁瘤 1 例

牟立欣，韦宗凯，王永槐，李光源，马春燕，杨　军

（中国医科大学附属第一医院心血管超声科，辽宁 沈阳　110001）

[**Keywords**]　aneurysm, false; multimodal image technology　[**关键词**]　动脉瘤，假性；多模态影像技术

DOI：10.13929/j.1003-3289.201809074

[**中图分类号**]　R732.1；R445　[**文献标识码**]　B　[**文章编号**]　1003-3289(2019)05-0764-01

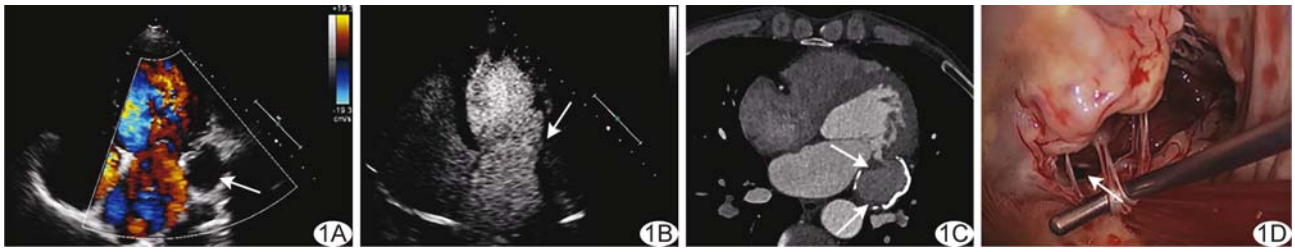


图 1　左心室假性室壁瘤　A. 超声示左房室环外无回声团块（箭）；B. 左心室声学造影示团块与左心室经极细管道沟通（箭）；C. CTA 示团块与左心室交通（三角），附壁低密度影（箭）；D. 术中见左心室侧壁心肌层断裂（箭）

患者男，57 岁，因“左侧胸前区疼痛 1 周”入院；20 年前曾因胸廓挤压伤致左侧肋软骨骨折，无冠心病史。查体：血压 137 mmHg/75 mmHg，心率 70 次/分，未闻及明显心脏杂音。血生化检查及心电图未见异常。TTE 示左房室环外约 3.2 cm×5.7 cm 无回声类圆形团块，周边环绕不规则强回声（图 1A），与左心室腔未见确切血流沟通，未见随心动周期运动，对左心室形态无影响，左心室心肌运动正常；左心室声学造影（contrast echocardiography, CE）示右心、左心顺序显影，极少量造影剂经宽约 1 mm 的通道进出该团块（图 1B），团块内无造影剂附壁充填，瘤颈/瘤体直径比为 1/57；超声考虑左心室假性室壁瘤合并血栓形成可能。CTA 示左房室环外团块，局部与左心室相交通，开口位于二尖瓣下方侧壁，周边弥漫钙化，附壁见新月形低密度影（图 1C）；左、右冠状动脉无明显狭窄。结合病史、TTE、CE 及 CTA，临床诊断为左心室假性室壁瘤合并血栓形成（外伤源性）。行假性室壁瘤修补术，术中所见证实诊断（图 1D）。

讨论　假性室壁瘤是在左心室游离壁破裂时，由于机化血栓、心包封住左心室壁破口而形成。假性室壁瘤多见于心肌梗死后，心脏外科手术、创伤、感染等均可能导致假性室壁瘤形成，多见于左心室后壁，基底部较少见。创伤导致的假性室壁瘤多见于锐器伤，钝性伤罕见。本例患者无心肌梗死病史，考虑假性室壁瘤继发于胸部钝性外伤后，破口较小，病程较长，且位于左房室环外，十分罕见。假性室壁瘤破裂风险率较高，早期明确诊断对于及时手术治疗意义重大。TTE 可确定室壁瘤的位置、大小及运动情况等，但对于瘤内低速血流及血栓显示欠清。CE 可提高图像质量，观察室壁瘤与左心室血流沟通情况，清晰显示心内膜、室壁瘤内低速血流及血栓等。CTA 可进一步明确假性室壁瘤的瘤壁钙化及瘤内血栓。

[**第一作者**] 牟立欣（1993—），男，辽宁大连人，在读硕士。E-mail：1187944887@qq.com

[**收稿日期**] 2018-09-11　[**修回日期**] 2018-12-18