

文章编号: 1001-098X(2004)05-0193-04

·核医学·

^{18}F -FDG 正电子显像质量保证

贺小红

摘要 ^{18}F -FDG(^{18}F -氟代脱氧葡萄糖)正电子显像(包括传统的 PET 和符合线路显像)的重要价值已为大量临床研究所证实,但其结果的影响因素比较复杂。本文就仪器验收和日常质量控制、检查前准备、数据采集和处理,以及结果分析等方面,介绍 ^{18}F -FDG 正电子显像的质量保证措施。

关键词 ^{18}F -氟代脱氧葡萄糖;质量保证;质量控制;正电子显像

中图分类号 R817.4 文献标识码 A

Quality assurance of ^{18}F -FDG positron imaging

HE Xiao-hong

(Department of Nuclear Medicine, The First People's Hospital of Foshan, Foshan 528000, China)

Abstract The value of ^{18}F -FDG imaging with dual-head gamma camera has been demonstrated by a large number of clinical studies. For ^{18}F -FDG coincidence imaging, however, effective factors are various from the patient's preparation to the results interpreted. The purpose of this paper was to outline the quality assurance procedures for this kind of imaging. Six items were included, such as acceptance testing and daily quality control of the imaging instruments, patients interviewing, ^{18}F -FDG injection, data acquisition, data processing and results interpreter. After reading this paper, the readers should be awaked to the careful consideration of executing a coincidence imaging.

Key words ^{18}F -fluorodeoxyglucose; quality assurance; quality control; positron imaging

核医学质量保证是指使检查结果尽可能地接近真实情况而无差错或伪影;质量控制是为达到质量保证的目的而采取的所有措施^[1]。近年来, ^{18}F -氟代脱氧葡萄糖(^{18}F -fluorodeoxyglucose, ^{18}F -FDG)正电子显像(包括传统的 PET 和符合线路显像)在我国发展较快,其良好的临床价值已为大量研究所证实。但是, ^{18}F -FDG 显像结果会同时受多方面因素的干扰,核医学工作者应重视质量保证,否则达不到为临床提供有价值的参考资料的目的。

1 仪器验收与质量控制

仪器的测试验收结果为后续使用过程中的质量控制提供了可以对比的基础资料。但是,目前国内对正电子显像仪器尚无统一的验收标准,主要是根据制造商提供的有关指标和方法进行。修订后的 2001 年版美国电器制造商协会标准对 PET 所有性能指标的测试作了较大修改,并强调这些指标同样

适合于符合线路显像仪的测试^[2];同时,针对多探头系统增加了探头对准、探头间灵敏度变化等测试指标^[3]。此外,国际电工委员会也发布了关于正电子显像仪测试的相关标准^[4]。仪器验收时,用户应参考有关标准,并结合仪器说明书对相关性能指标进行检测。对于符合线路显像仪还应尽可能使单探头运行于最佳状态,并且使各探头间的性能差异降低到最小限度,从而保证图像质量。

规范的仪器质量控制,既是动态监控仪器运行状况的根本措施,也是获得正确检查结果的重要前提。各制造商都要求用户在检查患者之前进行发射图像和无介质透射图像的均匀性测试,并规定了相关指标以评价仪器的工作状态。用户还应当用标准模型来检测仪器的总体性能。尽管模型研究与临床应用还存在一定的距离,但它毕竟为仪器的性能评价提供了统一的标准。值得注意的是,对于仪器性能指标的测试,应保持测试条件和方法与验收时一致,使测试结果具有可比性。此外,定期的预防性维修(一般以半年为一周期)可以有效地消除仪

器的故障隐患, 保证仪器正常运行。

2 给药前准备

给药前, 核医学科医师在详细了解患者的有关情况对保证检查的成功是至关重要的。医师应根据检查目的详细了解(1)手术或创伤性检查的时间和部位;(2)放疗和化疗及辅助用药情况;(3)其他治疗和用药情况;(4)是否已按要求禁食;(5)血糖水平和其他有关生化指标;(6)其他检查结果等。通过对这些情况的了解, 医师应评估相关因素对检查结果可能产生的影响, 并确认患者是否适合进行检查。

引起肌肉生理性摄取 $^{18}\text{F-FDG}$ 增高的原因主要是运动、精神紧张和痉挛。因此, 应事先将患者置于安静舒适的环境中静卧休息; 对那些将进行脑显像的患者, 应避免周围声源、光源等刺激; 对于不能充分合作的患者, 应给予适当的镇静, 但对进行脑功能研究的患者给予镇静剂是否恰当, 尚未见相关报道。

由于 $^{18}\text{F-FDG}$ 参与机体部分代谢过程, 因此不可避免地要受到内环境能量底物的影响, 尤其是患者的血糖水平会明显影响肿瘤、心肌和脑等组织对 $^{18}\text{F-FDG}$ 的摄取。对于血糖水平的控制, 应根据不同的检查目的掌握相应的标准, 并合理利用葡萄糖或胰岛素来进行调节, 这是 $^{18}\text{F-FDG}$ 显像成败的关键之一。

3 给药

关于给药剂量, 不同机型的应用有不同要求。应根据厂商提供的参考值, 按照患者的体质量来计算 $^{18}\text{F-FDG}$ 的注射剂量, 以获得稳定的 PET 图像质量^[9]。医师也可以通过实验来确定适合于所用仪器的给药剂量。Lartzien C 等^[6]介绍了用噪音等效计数(noise equivalent count, NEC)方法来优化 PET 的给药剂量。

给药前, 应向患者做必要的解释, 并建立静脉通道。这不但可以减少工作人员的辐射剂量, 还能保证示踪剂一次性注射成功。研究表明, 示踪剂漏出血管外可以引起同侧淋巴回流通路的淋巴结显像, 从而造成图像判读困难; 其次, 由此造成的“热区”, 可能干扰邻近组织显像; 再者, 如果示踪剂漏出过多, 必然使其在体内其他部位的分布减

少, 最终影响检查结果的可靠性。

给药后, 应要求患者保持给药时的体位至少 20min, 尽量避免骨骼肌运动; 要求患者 20min 后尽可能大量饮水, 加速放射性排泄。

4 数据采集

$^{18}\text{F-FDG}$ 正电子显像一般在给药后 40~60 min 嘱患者排空尿液进行数据采集。工作人员应首先确认计数率没有超出规定范围, 并要求患者配合, 以尽量避免其肢体移动或大幅度呼吸动作造成的伪影或误差。心肌细胞的存活判定和脑功能显像者, 通常只对靶器官采集数据。鉴于 $^{18}\text{F-FDG}$ 正电子显像在肿瘤诊断等方面的重要价值, 对于初次检查的肿瘤患者, 仅针对某一局部作数据采集是不合适的, 特别是其他检查不能确诊的患者, 或临床医师要求为治疗方案的制订提供帮助时, 核医学科医师要根据肿瘤的类型和可能的转移途径等情况, 确定数据采集范围。对肿瘤患者的疗效进行评估时, 两次显像的条件应该保持一致。

此外, 肿瘤患者常规显像后, 应由有经验的医师初步判断显像效果, 并决定是否需要延迟显像, 以鉴别可疑 $^{18}\text{F-FDG}$ 浓聚灶的性质。Kubota K 等^[7]分别在注射示踪剂后 60min 和 120min 对 22 例肿瘤患者进行全身 $^{18}\text{F-FDG}$ PET, 结果显示: 绝大多数恶性病灶在注药后 120min 显像的 $^{18}\text{F-FDG}$ 摄取值明显高于注药后 60min 者, 而除类肉状瘤外的良性病灶的 $^{18}\text{F-FDG}$ 摄取值明显降低。Demura Y 等^[8]对肺部肿瘤患者分别在注药后 60 min 和 180min 显像, 应用 RI-SUV(保持指数-标准化摄取值)研究显示: 延迟显像可以进一步提高肺癌诊断的准确性。Boerner AR 等^[9]对乳腺病灶的对比研究也取得了类似的结果。还有研究表明, 当尿液排泄不畅时, 明显影响了尿路及其周围组织的观察, 尤其是符合线路显像。因此, 适当地给予速尿、嘱患者多饮水、排尿或导尿后延迟显像, 有利于提高检查结果的准确性; 进食或肠道清洁后延迟显像, 有利于腹部、盆腔 $^{18}\text{F-FDG}$ 浓聚灶的性质鉴别。然而, 对于给药后是否常规给予速尿等药物, 以及哪些疾病应常规进行延迟显像, 需进一步的观察研究。

5 图像处理

正电子显像对病灶的探测能力, 就仪器本身而

言,一方面受硬件固有性能的限制,另一方面受图像重建算法等软件功能的影响。如何还原体内放射性示踪剂分布的真实面目,是核医学图像处理技术的终极目标。Kadmas DJ等^[10]用同一种体模比较了6类PET显像平台的¹⁸F-FDG显像对病灶的探测能力,发现不同的图像重建方法明显影响了仪器对病灶的探测能力。目前,多数正电子显像仪应用有序子集最大期望值法来重建图像,但是,由于噪音的干扰,使得该法在实际应用中存在最佳迭代次数的问题。Bettinardi V等^[11]通过模型和人脑三维PET研究认为,与三维再投影算法相比,中位数来源优先法能提供更好的图像质量。Lartzien C等^[12]比较了3种三维PET图像重建方法后认为,联合傅立叶重组和加权衰减有序子集最大期望值法能进一步减少伪影,最适合于三维PET图像重建。

如何减少散射线对图像质量的影响,是另一个重要问题。有研究表明,用重建法估算PET散射事件的技术改善了对比度,提高了图像质量^[13]。但是,严格意义上的散射校正需要建立精确的散射补偿模型。实践证明,每一台仪器都应结合标准模型和具体的病例研究,对某些采集、重建参数进行修改,才能取得较客观的结果,因为制造商对任何数据采集条件的设置和图像重建算法的设计,都要受到所用实验仪器、模型、实验人群和特定的测试条件等因素的影响。

衰减校正技术在一定程度上改善了¹⁸F-FDG正电子显像图像的清晰度,有利于深部病灶的观察,有利于定量半定量分析,提高了疾病诊断的准确性,但对于符合线路显像,衰减校正对原发肿瘤的分期、疗效监测和肿瘤复发评价的价值,以及对改善小病灶的探测能力等还有待于进一步的临床研究^[14]。这可能与数据采集方式、采集的数据量和校正算法有关。目前应用的大多数衰减校正软件是通过模型试验得来的,而模型研究并不能完全模拟人体生理学衰减系数的变化范围,患者体形、散射以及分辨率随深度变化等情况存在着很大的个体差异,因此,实际应用中难以对每一次检查都进行精确的衰减校正。近来制造商推出的ECT/CT系统似乎为衰减校正找到了较好的解决方案,但这在很大程度上取决于系统的整体设计、系统之间的相互干扰、数据采集和处理软件的兼容性、数据采集过程中脏器运动等不可控因素的干扰程度。还有人提出

不用外源而直接用发射数据来重建衰减校正图谱的设想^[5],这就可以解决图像匹配困难和系统之间图像空间分辨率差异等分次数据采集法作衰减校正所不能解决的问题,但其物理学基础、数学模型和方法学的设计、实际应用的可靠性等还有待进一步探讨。大量研究表明,有无衰减校正对¹⁸F-FDG的SUV影响较大。Nakamoto Y等^[16]分别以CT和⁶⁸Ge数据做PET图像衰减校正对比研究,证实前者得到的放射性摄取值明显高于后者。Osman MM等^[17]分别以CT或MRI、PET/CT衰减校正、PET-⁶⁸Ge衰减校正和PET-无衰减校正方法,对300例患者的病灶进行定位比较研究,结果显示:PET/CT衰减校正图像出现了2%的严重定位错误,而其他方法没有。因此,以SUV作为肿瘤诊断的参考指标时,要慎重对待衰减校正,以免引入误差。

将功能图像与解剖学图像的相应层面利用计算机软件进行匹配、显示,即软件图像融合。功能图像与解剖学图像的完美融合,可以同时提供靶器官(组织)的功能和解剖学信息,为疾病的诊断和治疗方案的制订,甚至肿瘤患者的疗效评价开辟了重要途径^[18]。Goerres GW等^[19]比较了在4种不同呼吸状态下得到的CT图像与PET图像融合的效果,认为在正常呼气后憋气采集的CT图像最适合于PET/CT图像融合。Giraud P等^[20]认为,CT图像与符合线路显像图像融合有利于肺癌体积的确定,改善了三维适形放疗的准确度。然而,图像融合技术目前主要用于PET/CT或PET/MRI的脑显像研究,在可移动组织(如:腹部)的应用,尤其是分机采集,不那么理想。Karger CP等^[21]通过模型比较了CT、MRI、PET和SPECT在放疗中模拟定位的准确性,表明不同的显像设备对相同病灶的定位存在不同程度的偏差,由一种设备得到的显像结果并不适合于另一种设备。可见,图像融合的准确性及其临床应用价值还有待更多的研究来验证。有学者根据功能图像与解剖学图像联机采集和分机采集两种情况,认为图像融合技术目前存在图像分次采集的困难(例如:两次采集间隔中,体内器官蠕动、呼吸运动和体内其他生理学变化)、体位匹配以及不同成像系统间图像格式转换等方面的技术问题。

6 图像判读

对¹⁸F-FDG正电子显像图像的判读,要求核医

学科医师必须清楚 $^{18}\text{F-FDG}$ 这一显像技术的局限性, 在掌握 $^{18}\text{F-FDG}$ 在体内的正常分布和生理性变异的基础上, 结合患者的详细病史和生理、生化指标, 综合考虑显像过程的各个环节, 比较 CT、MRI、超声以及临床检验等检查结果后对图像做出客观的判断。鉴于 $^{18}\text{F-FDG}$ 显像结果将对许多重大疾病的诊断和治疗计划的制订产生决定性的影响, 因此必须建立和完善集体读片和报告审查制度, 这样既可以最大限度地避免对图像的错误解释, 又能确保对图像解释的统一标准。此外, 应该建立规范的受检患者随访制度, 尤其应当对假阳性和假阴性结果进行深入研究, 不仅可以以此为基础探讨导致这些结果的原因并积累经验, 进一步提高图像判读水平, 还可以通过对这些病例的研究, 探索更好的质量保证措施, 提高 $^{18}\text{F-FDG}$ 正电子显像结果的准确性。

参 考 文 献

- 1 IAEA-TECDOC-602, Quality Control of Nuclear Medicine Instruments[S].
- 2 NEMA Standards Publication NU 2-2001, Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. National Electrical Manufacturers Association[S].
- 3 NEMA Standards Publication NU 1-2001, Performance Measurements of Scintillation Cameras. National Electrical Manufacturers Association[S].
- 4 International Electrotechnical Commission (IEC)61675-1, Rodionelide imaging devices-characteristics and test conditions part 1: Positron emission tomographs[S].
- 5 Tatsumi M, Clark PA, Nakamoto Y, et al. Impact of body habitus on quantitative and qualitative image quality in whole-body FDG-PET [J]. Eur J Nucl Med Mol Imag, 2003, 30(1): 40-45.
- 6 Lartizen C, Comtat C, Kinahan PE, et al. Optimization of injected dose based on noise equivalent count rates for 2-and 3-dimensional whole-body PET[J]. J Nucl Med, 2002, 43(9): 1268-1278.
- 7 Kubota K, Itoh M, Ozaki K, et al. Advantage of delayed whole-body FDG PET imaging for tumour detection[J]. Eur J Nucl Med, 2001, 28(6): 696-703.
- 8 Demura Y, Tsuchida T, Ishizaki T, et al. $^{18}\text{F-FDG}$ accumulation with PET for differentiation between benign and malignant lesions in the thorax[J]. J Nucl Med, 2003, 44(4): 540-548.
- 9 Boerner AR, Weckesser M, Herzog H, et al. Optimal scan time for fluorine-18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography in breast cancer[J]. Eur J Nucl Med, 1999, 26(3): 226-230.
- 10 Kadmas DJ, Christian PE. Comparative evaluation of lesion detectability for 6 PET imaging platforms using a highly reproducible whole-body phantom with (^{22}Na) lesions and localization ROC analysis[J]. J Nucl Med, 2002, 43(11): 1545-1554.
- 11 Bettinardi V, Pagani E, Gilardi MC. Implementation and evaluation of a 3D one-step late reconstruction algorithm for 3D positron emission tomography brain studies using median root prior [J]. Eur J Nucl Med Mol Imag, 2002, 29(1): 7-18.
- 12 Lartizen C, Kinahan PE, Swensson R, et al. Evaluating image reconstruction methods for tumor detection in 3-dimensional whole-body PET oncology imaging[J]. J Nucl Med, 2003, 44(2): 276-290.
- 13 Zaidi H. Reconstruction-based estimation of the scatter component in positron emission tomography [J]. Ann Nucl Med Sci, 2001, 14: 161-172.
- 14 Ak I, Blokland JA, Pauwels EK, et al. The clinical value of $^{18}\text{F-FDG}$ detection with a dual-head coincidence camera: a review [J]. Eur J Nucl Med, 2001, 28(6): 763-778.
- 15 Zaidi H, Hasegawa B. Determination of the attenuation map in emission tomography[J]. J Nucl Med, 2003, 44(2): 291-315.
- 16 Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, et al. PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between germanium and CT transmission attenuation-corrected images [J]. J Nucl Med, 2002, 43(9): 1137-1143.
- 17 Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, et al. Clinically significant inaccurate localization of lesions with PET/CT: frequency in 300 patients[J]. J Nucl Med, 2003, 44(2): 240-243.
- 18 Beyer T, Townsend DW, Brun T, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology[J]. J Nucl Med, 2000, 41: 1369-1379.
- 19 Goerres GW, Kamel E, Heidelberg TN, et al. PET-CT image coregistration in the thorax: influence of respiration[J]. Eur J Nucl Med Mol Imag, 2002, 29(3): 351-360.
- 20 Giraud P, Grahek D, Montravers F, et al. CT and (^{18}F) -deoxyglucose (FDG) image fusion for optimization of conformal radiotherapy of lung cancers[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2001, 49(5): 1249-1257.
- 21 Karger CP, Hipp P, Henze M, et al. Stereotactic imaging for radiotherapy: accuracy of CT, MRI, PET and SPECT [J]. Phys Med Biol, 2003, 48(2): 211-221.

(收稿日期: 2003-12-30)

本期参与审稿的专家和学者名单: 李小华, 冯彦林, 王荣福, 朱瑞森, 张永学, 张春明, 李险峰, 张良安, 郭勇, 韩玲。