

TU Yu

(Department of Radiomedicine, Suzhou university, Jiangsu Suzhou 215007, China)

Abstract Grown-up brain imaging is one of the very important measures for diagnosing in clinic nuclear medicine. The patients will receive different absorb doses when they have different illness or diagnosed by different measures and different reagents. Obstructing absorbability, promoting excretion, substitution and perfect quality assuring system are necessary measures to reduce patient's absorb doses and risks caused by isotopes diagnoses.

Key word grown-up; brain imaging; absorb dose

文章编号: 1001-098X(2001)03-0120-03

PET 中散射的测量和校正

王明芳,高 晓

(广州第一军医大学南方医院 PET 中心, 广州 510515)

摘 要: PET利用符合探测技术除探测两个同时发生的方向相反的 511 keV 的发射湮灭光子外,由于散射辐射的存在,同样也探测到与湮灭光子能量相似的散射光子,增加了信噪比和错误事件的计数率,结果产生影像。因此,了解散射对 PET测量的影响,掌握散射及散射份数的测量和散射的校正方法,是提高影像质量及精确测定放射性药物的生物学参数的基础。

关键词: PET; 散射; 散射份数; 测量; 校正

中图分类号: R817.4 **文献标识码:** A

PET利用符合技术探测两个同时发生的方向相反的 511 keV 的发射湮灭光子,使其能进行正电子放射性药物局部分布的定量测定,获得相应的功能参数,了解放射性药物的生物化学和生物学特性。由于散射辐射的存在,影响了这些参数的精确测定^[1,2]。

在组织中,由于康普顿(Compton)作用的影响,真正探测到的仅仅是极小部分的湮灭光子。由于这种相互作用,光子将丢失一部分能量并改变方向,最终光子全部吸收或散射出探测通道。在显像中散射出现的数量和空间分布不仅依赖于放射性的真实分布和衰减媒介,也依赖于物体和探测器的几何形状、探测器隔膜之间的结构、能量辨别器的安置。

1 散射辐射

当一束光子通过物质而发生衰减时,其衰减的数量(I)为:

$$I = I_0 e^{-\mu d} \dots \dots \dots (1)$$

其中, I_0 为通过物质前的数量, d 为物质的密度, μ 为衰减系数。公式(1)表示光子通过物质后剩余了多少未衰减光子。

通常,光子衰减有三种竞争过程:①光电子吸收;②康普顿散射;③成对产生。 γ 射线被衰减后的能量范围为 10keV ~ 100MeV。在能量低于 1022keV 时,成对产生的概率为零。随着光子的能量增加,康普顿散射过程的特征发生变化,能量大于 150keV 的 γ 射线,在软组织中的相互作用主要是康普顿散射。对于一个从正电子湮灭过程中产生的 γ 光子,有非常高的能量,因此它们极少被吸收,而发生康普顿散射,散射后不在固定的轨道上飞行,而以 θ 角偏离该轨道。此时散射光子的能量为:

$$h\nu = h\nu_0 (1 - T - T \cos\theta)^{-1} \dots \dots \dots (2)$$

式中 θ 为散射角, ν 为散射光子的频率, ν_0 为散射前光子的频率, h 为普朗克常数, T 为内转换系数, $T = h\nu_0 / m_0 C^2$ ($m_0 C^2 = 511\text{keV}$)。整理方程(2),得到散射光子能量与散射角的关系表达式:

$$\frac{1}{h\nu} - \frac{1}{h\nu_0} = \frac{(1 - \cos\theta)}{m_0 C^2} \dots \dots \dots (3)$$

γ 光子经康普顿散射后在软组织中通过 Klein Nishing 效应产生“杯状凹陷(Cupping)”,图像表现

收稿日期: 2000-04-15

作者简介: ①王明芳(1963-),男,甘肃天水人,广州第一军医大学南方医院 PET中心主治医师,讲师,主要从事正电子成像、放射性药物合成。

②高 晓(1970-),男,湖南南县人,广州第一军医大学南方医院 PET中心主管技师,主要从事正电子成像研究。

审校者: 广州第一军医大学南方医院 PET中心 黄祖汉

为周边比较亮,中心暗淡模糊^[1]。

对于 511 keV 的 γ 光子,向前散射分布的概率大约是向后散射概率的 5 倍以上。常使用单向散射概率 (single scatter approximation) 和漫散射概率 (diffuse approximation) 描述散射问题。如果物质的密度大于 1μ (μ 为衰减系数), 每个光子经历了许多次的散射事件, 则最好用漫散射概率描述该散射事件; 如果物质的密度小于 1μ , 每个光子经历了 0~1 次的散射事件, 则最好用单向散射概率描述该散射事件。已证实, 511 keV 的 γ 光子在人体中的散射是单向散射, 因此, 可以测量和校正 PET 显像中的散射。

2 散射符合

γ 光子经散射发生偏转后, 可能撞击扫描仪的探测器。如果从湮灭事件中产生的两个 γ 光子撞击互成 180° 的探测器对, 飞行路线也在该对探测器之间的连线上, 扫描仪将定位出发生湮灭事件的位置。然而, 由于散射事件最初发生的位置不在这条线上, 而事实上与它存在一定的距离, 该类符合事件称之为散射符合。散射分布反映了测量对象体内的放射性分布, 也反映了 PET 扫描仪性能设计特性。

在人体组织中, 湮灭光子相互作用的距离大约 3.5cm, 大多数相互作用是向前康普顿散射。但是人体的断面是 3.5cm 的好几倍, 并且经向前的散射后, 511 keV 的能量损失非常少, 这就意味着在 PET 扫描中, 有较大份数的辐射撞击探测器, 这些辐射中含有与器官中湮灭光子能量相似的散射光子。电子设备对这些事件与真实事件是难以区别的。

3 降低 PET 散射的方法

在透射显像中, 散射辐射的数量可通过使用安装在散射介质 (scattering medium) 和探测器之间的准直器 (collimator) 而使其降低。几何学上的补偿不适用于发射显像 (emission image), 因为在发射显像时发射源的几何位置不能被识别, 也不能辨别出散射光子是否被阻隔。由于不能从这些光子中辨别出散射光子, 那么散射事件也将作为一个真实事件而被接收。因此, 需要解决在探测通道中因散射而丢失了多少事件, 同时除了真实事件外在特定的通道中又接收了多少散射事件。然而, 散射事件并不具有和真实事件一样的效率, 它们起源于视野 (FOV) 的整个区域。因此, 散射事件的百分率是固定的, 它依赖于

于探测器的设计, 并且在某种程度上依赖于探测器的能量辨别器的安装。

使用能量辨别是一种降低探测散射光子的方式。对每个探测器选择一个能窗 (energy window), 该能窗仅允许探测在一定能量范围内的光子, 中心能窗为 511 keV, 只能探测到未散射的光子。然而, 由于锗酸铋的能量分辨比较差, 因此需要比较宽的能窗, 即 511 ± 150 keV (如 GE Advant PET 的能窗 400~600 keV)。当优势的散射是小角度散射时, 该过程中光子仅丢失一小部分能量, 这时能量辨别对消除散射是一种相对无效的方式, 但通过使用隔膜准直器 (septa collimators) 同样能降低散射和随机符合 (random coincidences)。通常准直器位于两个探测器环之间, 限制每个探测器环的 FOV, 以降低散射的影响。在扫描仪中, 这种结构也不干扰一个环中两个探测器晶体之间对真实事件的探测。准直器的长度是探测器最重要的特性, 当准直器的长度增加两倍时, 所允许的散射降低一半。但准直器的长度必须与所要求的最大病人通道相一致, 并且要求探测器环的半径小, 以达到最大的灵敏度。

4 散射的测量和校正

在 PET 显像中, 散射辐射分布有低空间频率特点。从复杂的放射源 (如人体) 中很难确定散射辐射的分布数量, 这是由于精确的散射分布模型很难得到, 然而在散射介质中使用线源 (line sources) 或冷点模型 (cold spot phantom, CSP) 能获得关于来自于复杂源的散射分布特征的信息。使用 CSP 测量发现, 散射分布与偶然符合事件分布相似, 散射分布也依赖于受检者体内的放射性分布。与偶然符合事件不同, 用 CSP 不能在线测量散射辐射, 所以也不可能高度精确地进行散射校正。线源测量是利用直径 20cm 由聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 构成的圆柱体模型来进行的, 该模型中充满了水, 中间放置一个薄源 (thin source, 如线源), 该源产生的 γ 光子在水中发生散射。将模型置于扫描仪中进行扫描, 检查扫描的结果, 确定源的周围发生了多少散射事件, Shao L 等^[3]对用圆柱体模型测量得到的散射与真实事件的比率为 0.3。这些事件是由光子的散射而引起的, 而且扫描仪是通过观察散射份数 (scatter fraction) 来完成测量的。散射份数是指总事件中被测到的散射事件的百分数。

由于散射和真实事件之间探测效率的差异, 在

进行归一化处理 (normalization process) 之前, 必须从探测通道数据中删除散射分布。散射校正后, 信噪比率 (signal-to-noise ratio) 和错误事件率显著降低^[2]。如果未进行散射校正, 则产生不精确的成像数据, 另外, 在 PET 显像中, 散射可能有助于引起环状伪像, 即中心模糊的“杯状凹陷或环状现象”^[1]。

PET 系统测量放射性分布的投射 (projections) 时, 在真实符合投射 $P(x)$ 中的散射投射 $S(x)$ 可以用一个位置变量散射分布函数 $f(x, y)$ 和真实投影之间的褶合式来表示^[4]:

$$S(x) = \int_{-R}^R P(t) f(t, x-t) dt \dots\dots\dots (4)$$

式中, R 是 FOV 的半径, 散射分布函数 $f(x, y)$ 表示在位置 y 来自于一个线源投影 x 处的散射振幅。 $f(x, y)$ 可以用 PET 进行实际测量, 其方法用上述的具有适当几何形状的水模型, 用 PET 测定线源移动到不同位置时的散射。当散射被精确测定时, 利用最小二乘法计算出散射份数, 其结果和实验测得的结果是一致的。Paa ns AM J 等^[4] 研究得到, 当线源放在模型的中心时, 其中心的散射份数为 1%, 边缘为 5%; 当线源放在模型的边缘时, 中心为 3%, 边缘为 30%。

在不同 PET 系统中, 能量阈值 (energy threshold) 对散射份数也有影响。通过一次正电子湮灭而产生的 γ 光子具有 511 keV 的能量, 当这样一个光子散射掉一个电子时, 将丢失一部分能量。因此, 通过测量每次到达探测器的光子的能量, 确定其能量是否低于 511 keV, 则更能准确地确定 γ 光子是否发生了散射。然而, 测量每个 γ 光子的能量是很困难的, 即使用特殊的方法也不能达到较高的精确度。因此, 为了防止大量未散射的“有效的” γ 光子被排除于探测范围之外, 能量阈值最好设置在 30~400 keV 之间。Derenzo SE 等^[5] 发现, 当能量阈值从 100keV 增加到 350keV 时, 散射份数从 16% 下降到 10%。同样, Spinks T J 等^[6] 发现, 在能量阈值分别为 250keV 和 350keV 时, 散射份数各为 15% 和 12%; 当去掉隔膜准直器, 在 350keV 的能量阈值时, 散射份数为 35%。移去这些隔膜将导致探测器环的敏感性增加, 出现除散射份数增加外, 在空间分辨率和图像重建中会产生一些新的问题。

对于减少散射影响的一种更深层次的方法是在重建期间精确地删除散射^[2], 其方法依赖于上述的模型扫描来发现散射的全部特征, 该特征与病人扫

描所表现的影响特征相似。怎样较精确地删除该影响, 依赖于怎样使用该模型来获得与病人扫描相似的特征散射, 例如对于大脑扫描, 其校正是依赖于对 20cm 的模型所进行的相当好的扫描测试工作。可见, 在重建中应用准直器、能量阈值和散射校正计算规则 (scatter correction algorithm) 能理想地进行校正和补偿散射的影响。

5 散射份数的测定

散射份数的测量中有两种不同的方法 (均使用上述的一个直径 20cm 充满水的模型), 第一种方法使用线源, 将模型置于 PET 的 FOV 中心, 经足够长时间的扫描后, 重建图像, 并在不同的断层图像中确定线源计数, 然后从全部模型计数中扣除线源模型计数, 获得散射分布模型。线源图像和散射分布的图像之间的反差非常高, 应使用宽范围的滤波器 (filter) 从线源图像中滤除背景弯曲线, 否则线源图像中将隐藏低频率的散射分布。另一种简单的技术是在模型中心放置一个直径足够大的小圆柱体 (如 5cm), 该模型已由厂商提供。该小圆柱体中仅含有水, 位于模型的中央冷区, 模型的其余部分含有正电子核素 (¹⁸F) 水溶液。通过观察中心冷区的散射分布, 求出冷区断层图像中的放射性计数和边缘区域断层图像中的放射性计数的比率, 则获得散射份数。Chen CH 等^[7] 利用 21.5cm 直径的圆柱体模型以同样方法测得的散射份数为 0.285。

总之, 散射易产生模糊“发雾”背景或增加噪音 (noise) 水平, 因此散射校正和散射份数的测量是 PET 常规质量控制不可缺少的工作, 也是检验 PET 扫描仪性能的一个可靠指标。

参考文献:

- [1] Muzic RF, Chen CH, Nelson AD. A method to correct for scatter, spillover and partial volume effects in region of interest analysis in PET [J]. IEEE Trans Med Imag, 1998, 17: 202-213.
- [2] Li HH, Votaw JR. Optimization of PET activation studies based on the SNR measured in the 3-D Hoffman brain phantom [J]. IEEE Trans Med Imag, 1998, 17: 596-605.
- [3] Shao L, Karp JS. Cross-plane scattering correction-point source deconvolution in PET [J]. IEEE Ttans Med Imag, 1991, 10: 234-239.

(下转封三)

(上接第 122页)

- [4] Paans AMJ, Rosenqvist G, Holte S, et al. Scatter fraction measurement and correction [J]. *Eur J Nucl Med*, 1989, 15: 727-731.
- [5] Derenzo SE, Huesman RH, Cahoon JL, et al. A positron tomograph with 600 BGO crystals and 2.6 mm resolution [J]. *IEEE Trans Nucl Sci*, 1988, 35: 659-664.
- [6] Spinks TJ, Jones T, Gilardi MC, et al. Physical performance of the latest generation of commercial positron scanner [J]. *IEEE Trans Nucl Sci*, 1988, 35: 721-725.
- [7] Chen CH, Muzic RF, Nelson AD, et al. A nonlinear spatially variant object-dependent system model for prediction of partial volume effects and scatter in PET [J]. *IEEE Trans Med Imag*, 1998, 17: 214-227.

The measurement and correction of the scatter in PET

WANG Ming-fang, GAO Xiao

(Nanfang PET center, Nanfang Hospital, First Military Medical University, Guangzhou 510515, China)

Abstract The coincidence technique employed in positron emission tomography (PET) to detect the two simultaneously emitted annihilation photons of 511 keV that travel at a 180° angle to each other. Because of the scattered radiation, the scattered photons were also detected by the coincidence technique in PET. PET images uncorrected for scatter give inaccurate image data and, in addition, the scatter contribution could give rise to signal to noise ratio (SNR) and could produce highly structured errors or artifacts in the images. So, to understand of the effects of the scatter on PET imaging, and to master the measured and corrected methods of the scatter will improve the quality of image and accurately measure the biological parameters of the radiopharmaceutical *in vivo*.

Key Words PET Scatter; scatter fraction; measurement; correction

(上接第 140页)

- [10] Forsberg F, Goldberg BB. Contrast-enhanced ultrasound imaging [J]. *Science & Medicine*, 1998, 5(3): 54-63.
- [11] Kouraklis G. Gene therapy for cancer: from the laboratory to the patient [J]. *Dig Dis Sci*, 2000, 45: 1045-1052.
- [12] Mann MJ. Gene therapy for peripheral arterial disease [J]. *Mol Med Today*, 2000, 6: 285-291.
- [13] Koretsky A. NMR detection of the consequences of transgene expression [J]. *News Physiol Sci*, 1994, 9: 197-202.
- [14] Tjuvajev JG, Finn R, Watanabe K, et al. Noninvasive imaging of herpes virus thymidine kinase gene transfer and expression: a potential method for monitoring clinical gene therapy [J]. *Cancer Res*, 1996, 56(18): 4087-4095.
- [15] Germann C, Shields AF, Grierson JR, et al. 5-Fluoro-1-(2'-deoxy-2'-fluoro-beta-D-ribofuranosyl) uracil trapping in Morris hepatoma cells expressing the herpes simplex virus thymidine kinase gene [J]. *J Nucl Med*, 1998, 39(8): 1418-1423.
- [16] Jacobs A, Tjuvajev JG, Dubrovin M, et al. Positron emission tomography-based imaging of transgene expression mediated by replication-conditional, oncolytic herpes simplex virus type 1 mutant vectors *in vivo* [J]. *Cancer Res*, 2001, 61(7): 2983-2995.
- [17] de Vries EF, van Waarde A, Harmsen MC, et al. [(11)C]FM AU and [(18)F]FHPG as PET tracers for herpes simplex virus thymidine kinase enzyme activity and human cytomegalovirus infections [J]. *Nucl Med Biol*, 2000, 27(2): 113-119.
- [18] Gauchez AS, Du Moulinet D, Hardemare A, Lunardi J, et al. Potential use of radiolabeled antisense oligonucleotides in oncology [J]. *Anticancer Res*, 1999, 19(6B): 4989-4997.

Radiotechnologies and gene therapy

XIA Jin-song

(Department of Nuclear Medicine, Tongji Hospital, Tongji Medical University, Hubei Wuhan 430030, China)

Abstracts Gene therapy is an exciting frontier in medicine today. Radiologist will make an uniquely contribution to these exciting new technologies at every level by choosing sites for targeting therapy, perfecting and establishing routes of delivery, developing imaging strategies to monitor therapy and assess gene expression, developing radio-therapeutic used of gene therapy.

Key words gene therapy; therapy monitoring; radiotechnology; gene delivery