PET 图像中球形病灶的部分容积效应及其影响因素

陈英茂1, 耿建华2, 田嘉禾1, 徐白萱1, 姚树林1, 邵明哲1

(1. 中国人民解放军总医院 核医学科,北京 100853;2. 中国医学科学院 肿瘤医院 核医学科,北京 100021)

摘要:依据形成部分容积效应的理论,由计算机模拟球形病灶(直径 2~30 mm)位于各种背景(背景与病 灶强度之比为 0~0.7)中时,PET 设备(分辨率 3~15 mm)的成像实验。计算模拟图像中病灶的像素最 大值、平均值及半高宽,由此探讨球形病灶 PET 成像的部分容积效应与相关影响因素间的关系,为进一 步建立部分容积效应校正方法提供依据。结果表明:对于任一分辨率和背景强度,图像上病灶信号强度 的最大值及平均值随病灶直径的增大而呈S形增加;对于任一病灶直径和背景强度,病灶强度的最大值 及平均值随分辨率的增大而呈倒S形减小;对于任一病灶直径和分辨率,病灶强度的最大值及平均值随 背景强度线性增加,以背景为基点时,高出背景的病灶强度(最大值、平均值)与相应病灶真值之比不随 背景强度变化;对任一病灶直径和分辨率,病灶半高宽不随背景强度变化;当病灶直径大于分辨率时,病 灶半高宽与其真实直径很接近,但随分辨率变差,其接近程度也变差;当病灶直径小于分辨率时,病灶半 高宽基本不再随直径变小而变小,而是基本等于空间分辨率,并保持不变。

关键词:PET;部分容积效应;影响因素;模拟实验

中图分类号:R817.4 文献标志码:A 文章编号:1000-6931(2014)06-1136-07 doi:10.7538/yzk.2014.48.06.1136

Partial Volume Effect and Its Influence Factors for Sphere Lesion PET Images

CHEN Ying-mao¹, GENG Jian-hua², TIAN Jia-he¹, XU Bai-xuan¹, YAO Shu-lin¹, SHAO Ming-zhe¹

(1. Department of Nuclear Medicine, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China;
2. Department of Nuclear Medicine, Cancer Hospital,
cademy of Chinese Medical Science, Beijing 100021, China)

Abstract: To investigate the partial volume effect (PVE) and its influence factors for sphere lesion positron emission tomography (PET) images and provide the basis for PVE correction, the computer simulation experiments for PET imaging were performed. According to the theory of PVE formation, PET images of the sphere lesions with diameter of 2-30 mm were simulated with computer program in the ratio of background to lesion of 0-0.7 under system resolution of 3-15 mm. The maximum and the average pixel values and the width of the lesion images were calculated. The results show that

收稿日期:2013-03-27;修回日期:2013-11-22

基金项目:国家自然科学基金资助项目(60572003);科技部国际科技合作项目资助(2009DFA32960)

作者简介:陈英茂(1960一),男,河北深泽人,副教授,硕士,影像医学与核医学专业

the maximum and average pixel values increase with the lesion diameter in S shape under every system resolution and background. The maximum and average pixel values decrease in inverse S shape with the increasing of the system resolution under every lesion diameter and background. The maximum and average pixel values linearly increase with the increasing of background under every lesion diameter and system resolution. The width of the lesion image is independent of the background under every lesion diameter and system resolution. The FWHM of the lesion image is close to the lesion diameter for the lesion which size is larger than system resolution and the difference increases with the system resolution value, it doesn't change with the lesions which size is smaller than system resolution and it is equal to the system resolution. **Key words:** positron emission tomography; partial volume effect; influence factor; sim-

正电子发射断层成像(PET)是一种可在活体分子水平完成生物学显示的影像技术。它具有客观显示活体生物信息、早期诊断及定量分析的优势。但其部分容积效应影响了这些优势的发挥。PET产生部分容积效应的根源是其有限的空间分辨率,点源经成像系统后变成一扩展的像斑,像斑上强度的分布函数叫点扩展函数,一般用点扩展函数的半高宽描述系统的空间分辨率。点扩展函数的半高宽描述系统的空间分辨率。点扩展函数的半高宽越大,分辨率越低。对于热病灶,由于病灶上的每一个点经成像系统后都要扩展,因此图像上不应有放射性物质的地方出现了显像,而应显像的地方强度变弱,犹如放射性物质溅到周围,此即部分容积效应。

ulation experiment

部分容积效应使图像退化、病灶定量值失真, 甚至导致错误的结论^[1-7]。一直有学者在对部分 容积效应及其校正进行研究^[1-10],但至今没有适合 临床肿瘤 PET 图像的部分容积效应的校正方法。 本研究小组曾对 PET 图像柱形病灶(部分容积效 应发生在二维空间)在无背景情况下的部分容积 效应及其校正进行过一些研究^[11-19]。但临床遇到 的更多情况是类球形的肿瘤病灶,且背景强度(本 文中强度均指放射性强度)高低不一。针对这种 临床情况,本工作拟对不同强度背景中的球形病 灶的 PET 成像进行模拟实验,探讨三维空间中部 分容积效应对病灶强度及大小的影响,以期为进 一步建立部分容积效应校正方法提供依据。

1 方法

1.1 模拟成像

目前已有的临床 PET 和 SPECT 符合线

路设备的空间分辨率均介于 4~14 mm 之 间^[14-15]。本工作建立依据 PET 设备成像原理 和线性系统理论^[11-12]的模拟 PET 成像计算机 程序,并由此程序模拟生成 PET 成像系统在下 列条件组合下的图像:1)空间分辨率变化范围 3~15 mm,等间隔,共13 种。2)病灶的形状 和尺寸:球形,直径为 2~30 mm,等间隔,共29 种。3)背景范围:背景强度分别为病灶强度的 0、0.1、0.2、0.3、0.4、0.5、0.6、0.7 倍,即靶与 本底的比分别为 10:1、10:2、10:3、10:4、 10:5、10:6、10:7 及无背景共 8 种。

理论和实验研究^[12-13]均表明,部分容积效应 的程度与物空间病灶强度无关。故为方便,设置 所有病灶的真实强度(物空间中放射性浓度)分 布均匀,且为1。由计算机模拟 PET 成像系统, 在上述条件组合下成像共3 016 幅。

1.2 部分容积效应影响的分析

对各种条件下模拟生成的 PET 图像进行 分析:测量提取病灶的特征数值(强度及尺寸), 即病灶强度像素最大值、病灶真实大小内的像 素平均值、病灶直径的半高宽。分析像空间 (PET 图像)病灶特征数值与物空间病灶特征 数值间的关系,以及背景和 PET 空间分辨率对 此关系的影响。

理想情况下,病灶强度最大值及平均值均 应等于物空间病灶强度(真实值);病灶与背景 界限分明。但实际情况中因部分容积效应的影 响,不仅图像中病灶强度最大值及平均值偏离 真实值,病灶与背景的界限也渐变得模糊不清, 故常用病灶的半高宽表示病灶尺寸。 对有背景情形,病灶半高宽定义为强度在 (最大像素值一背景)/2+背景处的曲线宽度。

2 结果

2.1 图像上病灶的强度

1) 病灶大小对图像上病灶强度的影响

病灶 PET 成像受部分容积效应的影响,其 图像上病灶强度随病灶直径及 PET 空间分辨 率而变化。图1为无背景时,不同空间分辨率 下的 PET 成像。由图 1 可见,图像病灶强度的 最大值及平均值均随病灶直径而变化;对于任 一分辨率,图像上病灶强度的最大值及平均值 均随病灶直径的增大呈 S 形增加;分辨率越小 (分辨能力越高),图像上病灶强度越高。

图 2 为各种背景下 PET 空间分辨率分别 为最小 3 mm 和最大 15 mm 成像时,图像病灶 强度最大值随病灶直径的变化。可见随着背景 的抬高,图像病灶强度(绝对值)也升高。



图中曲线从左到右依次对应空间分辨率 3、4、5、6、7、8、9、10、12、14、15 mm 图 1 无背景时图像病灶强度最大值及平均值随病灶直径的变化 Fig. 1 Maximum and average pixel values vs lesion diameter without background



0、0.1、0.2、0.3、0.4、0.5、0.6、0.7 倍

图 2 不同背景下图像上病灶强度的 最大值随病灶直径的变化



2) 空间分辨率对图像上病灶强度的影响

无背景时,图像上病灶强度随空间分辨率 的变化如图3所示。由图3可见,对同一病灶 大小的图像,病灶强度的最大值及平均值均随 分辨率的增大而降低,即病灶强度的最大值及 平均值随空间分辨能力的下降而呈倒S形减 小。病灶直径越大,图像上病灶强度越高。 图 4 为各种背景下最小直径为 2 mm 和最 大直径为 30 mm 的病灶成像时,图像上病灶强 度的平均值随空间分辨率的变化。由图 4 可 见,病灶强度在各背景下随空间分辨率的变化 规律与无背景时(图 3)相同,只不过随着背景 的抬高,图像病灶强度(绝对值)也增大。

3) 不同背景对图像上病灶强度的影响

图 5 为病灶强度的最大值及平均值随背 景的变化。由图 5 可见,当病灶直径小于 3 倍 分辨率时,病灶强度的最大值随背景强度线 性增加,其增加的速度随病灶增大逐渐减小, 直至病灶直径大于等于 3 倍分辨率后减为 0, 病灶强度的最大值不再随背景强度及病灶大 小变化,保持恒值且等于病灶真值(图中对应 比值 3、4、6、10,这 4 条线在图中重叠在一 起);与病灶强度最大值不同,即使病灶直径 远大于分辨率,强度平均值也会随背景强度 的增加而线性增加,其增加的速率随病灶增 大逐渐减少,但永不为零。

图 5 中病灶强度为绝对值,但事实上,探测 病灶的能力取决于病灶高出背景的强度。图6



曲线从下到上依次对应病灶直径 2、4、6、8、10、12、14、16、18、20、22、24、26、28、30 mm 图 3 无背景时图像病灶强度最大值及平均值随空间分辨率的变化 Fig. 3 Maximum and average pixel values vs system resolution under different lesion diameters without background



曲线从下到上依次对应背景强度为病灶强度的 0、0.1、 0.2、0.3、0.4、0.5、0.6、0.7 倍 图 4 病灶直径为 2 和 30 mm 时 图像上病灶强度平均值随空间分辨率的变化 Fig. 4 Average pixel value vs system resolution

for lesion diameter of 2 mm and 30 mm

为强度恒定的病灶处在各种背景中成像时,以 背景为基点(0点),图像病灶强度(最大值、平 均值)与病灶强度真值先减去背景强度后再相 比,其比值(反映失真度)随背景的变化情况(左 图中对应比值 3、4、6 和 10 的曲线重合)。由 图 6可见,病灶强度最大值及平均值与真值的 比值均不随背景强度变化。比值最小(0.2)的 病灶基本被背景淹没。

2.2 图像上病灶的半高宽

空间分辨率及病灶大小均影响病灶的半高 宽。图7为不同背景强度下,图像病灶的半高宽 随病灶真实直径的变化,对角虚线为半高宽等于 直径的理想情况。由图7可见,当病灶真实直径 大于分辨率时,病灶半高宽与其真实直径很接近, 但随着分辨率变差,其接近程度也变差。当病灶 直径较分辨率小时,病灶半高宽基本不随直径变 小而变小,且基本等于空间分辨率。

病灶半高宽的定义为(最大像素值一背景)/2+背景处曲线的宽度,而不是最大像素绝对值一半处的宽度,因此得到的图像病灶半高宽与背景强弱无关,在图7中表现为8种背景的曲线重叠为一条线。



曲线从下到上依次对应病灶直径与空间分辨率的比值 0.2、0.5、1、1.5、2、3、4、6、10 图 5 图像病灶强度最大值及平均值随背景强度的变化

Fig. 5 Maximum and average pixel values vs. ratio of background to lesion under different ratios of lesion diameter to system resolution for lesion with certain intensity









3 讨论与结论

计算机模拟实验与真实实验相比,具有可 获得海量的实验数据、可随意控制实验条件及 不受随机因素影响等优点^[20]。部分容积效应 的影响因素较多,涉及设备的空间分辨率、病灶 大小及形状、病灶信号强度、背景等。受设备等 条件限制,模型实验无法进行完整的系列研究。 本研究小组曾对理想状态(无背景)下柱形 (二维空间)病灶的部分容积效应进行模拟实验 研究^[12,18-19],并对几个典型成像条件进行了模 型实验验证,结果高度一致,说明模拟实验是可 行的。本工作对更接近临床实际情形的病灶进 行了模拟实验研究:在三维空间中,有各种大小 的球形病灶,在各种强度的背景环境下,用具有 不同空间分辨率的各种核医学影像设备分别进 行成像实验,探讨图像中病灶的部分容积效应 及与影响因素的关系。

以前的模型实验研究^[12-13]表明:在 PET 图 像中病灶的强度与物空间病灶强度之比(反映 部分容积效应大小)与物空间病灶强度无关,即 部分容积效应的程度不受物空间病灶强度高低 的影响。故本文中将物空间病灶强度固定,并 为方便分析设为 1,这样图像中病灶强度的值 本身就是反映部分容积效应的比值。

理论上,病灶直径越小、空间分辨率越差,则 部分容积效应越严重。模拟实验结果(图 1~4)证 实了这一点。与柱形病灶的研究结果[12-13]比较可 见,球形病灶图像有更严重的部分容积效应,无背 景情况下病灶直径为分辨率的 0.2、0.5、1.0、1.5、 2.0、2.5、3 倍时,柱形病灶强度最大值与其真值的 比分别为 0.027、0.159、0.500、0.790、0.937、0.987、 0.999, 而球形病灶的相应值为 0.003、0.047、 0.290、0.633、0.863、0.966、0.994, 柱形病灶强度分 别为球形病灶的 9、3.383、1.724、1.248、1.086、 1.022、1.005倍。可见对于小于分辨率的球形病 灶,强度的失真远比柱形的严重,当直径为分辨率 的一半时,球形病灶强度最大值也仅有真值的 4.7%;但当直径为分辨率的3倍以上时,球、柱形 病灶的强度最大值几乎不再有差别,目其值也基 本等于真值(无失真),部分容积效应对病灶强度 最大值的影响基本可忽略。但对病灶强度平均 值,球、柱形始终是有差别的,且一直低于其真值。 本研究得到的结论与文献[21]的结论一致。

图 5 中的病灶强度为绝对值,在病灶真实强 度恒定不变时,所处周围背景越高,图像中病灶 强度失真越小,这对绝对值定量分析是有益的, 但对视觉识别病灶毫无帮助。事实上,在背景中 识别病灶的能力取决于病灶高出背景的强度。 当以背景为基点(0点)时,图像病灶强度(最大 值、平均值)与病灶真值均减去背景强度后再相 比,其比值(反映背景之上的失真度)不再与背景 相关,即背景的高低对高出背景的病灶部分的失 真度无影响(图 6)。进一步分析病灶高出背景 的部分(以背景为 0点),物空间病灶强度真值 (真值为 1)减去 8 种背景强度,相当于有 8 种强 度的物空间病灶(对应 8 种背景),而病灶像、物 空间比值与背景无关(图 6)则可引申为此比值 与物空间病灶强度大小无关,即失真度(部分容 积效应的程度)与物空间病灶强度大小无关,这 与文献[12-13]的实验结果一致。

病灶半高宽研究结果(图 7)表明,当病灶直 径大于分辨率时,其病灶直径可近似由病灶的半 高宽确定,但当测量的病灶半高宽近似等于空间 分辨率时,此时不能确定病灶的直径,只能得出病 灶的真实直径小于或等于分辨率。该结论与柱形 病灶^[12-13]的结果一致。值得注意的是,此处的半 高宽是减去背景后病灶净强度最大值一半处的宽 度,而不是病灶强度最大绝对值一半处的宽度。

部分容积效应使病灶定量值失真,尤其是病 灶小、设备空间分辨率差的情况,易导致错误的结 论^[1-7]。PET 图像中的标准摄取值(SUV)是临床 最常用的辅诊定量指标,定义为:SUV=病灶的放 射性浓度/(注射剂量/体重)。可见,病灶的放射 性浓度是计算 SUV 的基础,受部分容积效应的影 响,SUV 低于真实值,且病灶越小从图像获得的 SUV 较真实值越低。对于本文中的球形病灶,当 其直径是 PET 空间分辨率的 2 倍时,其 SUV 将 较真实值低 13.7%,而直径等于分辨率时,SUV 将较真实值低 71%。因此,临床上用 SUV 鉴别肿 瘤良恶性时,应考虑肿瘤的大小^[22-23]。

在 PET 实际成像中,由于核素衰变的随机 性,每一个像素值都有统计涨落(统计噪声),但 其均值服从统计规律,相对稳定。本文模拟实 验中未考虑统计噪声,相当于是对病灶均值的 研究,其部分容积效应规律应不受统计噪声的 影响,此前对 PET 成像二维空间的部分容积效 应的模拟研究^[12]经实验验证是可行的。

了解 PET 图像中的部分容积效应是进一步研究其校正方法的基础。本研究进行了 3 016次实验,得到了球形病灶的部分容积效应 与设备空间分辨率、病灶强度和直径及背景之 间关系的大量数据,为建立部分容积效应与各 影响因素间的普遍关系奠定了基础。

参考文献:

- [1] MAISONOBE J A, GARCIA C A, NECIB H, et al. Comparison of PET metabolic indices for the early assessment of tumour response in metastatic colorectal cancer patients treated by polychemotherapy[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2013, 40(2): 166-174.
- [2] COELLO C, WILLOCH F, SELNES P, et al. Correction of partial volume effect in ¹⁸ F-FDG PET brain studies using coregistered MR volumes: Voxel based analysis of tracer uptake in the white matter [J]. Neuroimage, 2013, 72(1): 183-192.
- [3] THOMAS B A, ERLANDSSON K, MODAT M, et al. The importance of appropriate partial volume correction for PET quantification in Alzheimer's disease[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2011, 38(6): 1 104-1 119.
- [4] GIOVACCHINI G, LERNER A, TOCZEK M T, et al. Brain incorporation of ¹¹C-arachidonic acid, boold volume, and blood flow in healthy aging: A study with partial-volume correction [J]. J Nucl Med, 2004, 45(9): 1 471-1 479.
- [5] TORIGIAN D A, LOPEZ R F, ALAPATI S, et al. Feasibility and performance of novel software to quantify metabolically active volumes and 3D partial volume corrected SUV and metabolic volumetric products of spinal bone marrow metastases on ¹⁸ F-FDG-PET/CT[J]. Hell J Nucl Med, 2011, 14(1): 8-14.
- [6] BENCHERIF B, STUMPF M J, LINKS J M, et al. Application of MRI-based partial-volume correction to the analysis of PET images of u-opioid receptors using statistical parametric mapping [J]. J Nucl Med, 2004, 45(3): 402-408.
- [7] QUARANTELLI M, BERKOUK K, PRIN-STER A, et al. Integrated software for the analysis of brain PET/SPECT studies with partialvolume-defect correction[J]. J Nucl Med, 2004, 45(2): 192-201.
- [8] BARBEE D L, FLYNN R T, HOLDEN J E, et al. A method for partial volume correction of PETimaged tumor heterogeneity using expectation maximization with a spatially varying point spread func-

tion[J]. Phys Med Biol, 2010, 55(1): 221-236.

- [9] FANG Y H, MUZIC R F, Jr. Spillover and partial-volume correction for image-derived input functions for small-animal ¹⁸F-FDG PET studies [J]. J Nucl Med, 2008, 49(4): 606-614.
- [10] SRINIVAS S M, DHURAIRAJ T, BASU S, et al. A recovery coefficient method for partial volume correction of PET images [J]. Ann Nucl Med, 2009, 23(4): 341-348.
- [11] 耿建华,陈盛祖,陈英茂,等. 正电子图像部分容 积效应成因与校正的理论探讨[J]. 中华核医学 杂志,2003,23(5):318-319.

GENG Jianhua, CHEN Shengzhu, CHEN Yingmao, et al. Theoretic analysis of the causes and correction of partial volume effect in positron emission tomography imaging[J]. Chin J Nucl Med, 2003, 23(5): 318-319(in Chinese).

- [12] 陈英茂,耿建华,田嘉禾,等.正电子发射断层扫描图像部分容积效应的模拟研究及实验检验
 [J].原子能科学技术,2004,38(5):467-473.
 CHEN Yingmao, GENG Jianhua, TIAN Jiahe, et al. Simulation study and experiment verify of partial volume effect for positron emission tomography[J]. Atomic Energy Science and Technology, 2004, 38(5): 467-473(in Chinese).
- [13] 陈英茂,耿建华,田嘉禾,等. PET 显像部分容积 效应的实验研究[J]. 中国医学影像技术,2004, 20(1):99-102.

CHEN Yingmao, GENG Jianhua, TIAN Jiahe, et al. Partial volume effect in PET images: Phantom study[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2004, 20(1): 99-102(in Chinese).

[14] 陈英茂,耿建华,田嘉禾,等. PET 系统分辨力及 影响因素的实验研究[J]. 中国医学影像技术, 2004,20(5):778-780.

> CHEN Yingmao, GENG Jianhua, TIAN Jiahe, et al. Experimental study of system resolution and influence factors in positron emission romography[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2004, 20(5): 778-780(in Chinese).

[15] 耿建华,陈英茂,陈盛祖,等. 双探头符合成像系 统的分辨率及其影响因素[J]. 核电子学与探测 技术,2007,27(2):180-183.

> GENG Jianhua, CHEN Yingmao, CHEN Shengzhu, et al. Dual-head coincidence imaging resolution and influence factors[J]. Nucl Electro Detect Technol, 2007, 27(2): 180-183(in Chinese).

- [16] 耿建华,陈英茂,陈盛祖,等.双探头符合图像
 SUV与PET图像SUV的比较研究[J].中华核医学杂志,2004,24(5):308-309.
 GENG Jianhua, CHEN Yingmao, CHEN Shengzhu, et al. Comparison of dual-head coincidence imaging SUV with PET imaging SUV: A phantom study[J]. Chin J Nucl Med, 2004, 24(5): 308-309(in Chinese).
- [17] 耿建华,陈盛祖,陈英茂,等.部分容积效应对双 探头符合探测图像的影响[J].中华核医学杂志, 2003,23(4):247-249.
 GENG Jianhua, CHEN Shengzhu, CHEN Yingmao, et al. Influence of partial volume effect on fual-head coincidence FDG images [J]. Chin J

Nucl Med, 2003, 23(4): 247-249(in Chinese).
[18] 陈英茂,耿建华,田嘉禾,等. 一种简单校正 PET 图像部分容积效应的方法[J]. 核电子学与探测 技术,2007,27(6):1 231-1 238.
CHEN Yingmao, GENG Jianhua, TIAN Jiahe, et al. A simple method for partial volume effect correction in PET images[J]. Nucl Electro Detect Technol, 2007, 27(6): 1 231-1 238(in Chinese).

- [19] 耿建华,陈英茂,田嘉禾,等. 校正 PET 图像上病 灶 SUV 值的研究[J]. 核电子学与探测技术, 2009,29(4):925-930.
 GENG Jianhua, CHEN Yingmao, TIAN Jiahe, et al. Lesion's standard uptake value correction in PET images[J]. Nucl Electro Detect Technol, 2009, 29(4): 925-930(in Chinese).
- [20] 陈英茂,田嘉禾. 计算机模拟试验与实际实验的 区别及优缺点[J]. 中华核医学杂志,2002,22 (6):371.
- [21] GEWORSKI L, KNOOP B O, CABREJAS M L, et al. Recovery correction for quantitation in emission tomography: A feasibility study[J]. Eur J Nucl Med, 2000, 27(2): 161-169.
- [22] MENDA Y, BUSHNELL D L, MADSEN M T, et al. Evaluation of various corrections to the standardized uptake value for diagnosis of pulmonary malignancy[J]. Nucl Med Commun, 2001, 22(10): 1 077-1 081.
- [23] SAKAGUCHI Y, MIZOGUCHI N, MITSUMOTO T, et al. A simple table lookup method for PET/ CT partial volume correction using a point-spread function in diagnosing lymph node metastasis[J]. Ann Nucl Med, 2010, 24(8): 585-591.