

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

陈英茂¹, 耿建华², 田嘉禾¹, 尹大一¹, 姚树林¹, 陈盛祖²

(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:用模拟实验研究了正电子发射断层扫描(PET)部分容积效应与相关影响因素间的关系。依据形成部分容积效应的理论,由计算机模拟 PET 各种分辨率情况下各种大小热灶的图像。计算图像的最大恢复系数、平均恢复系数及图像热灶半高宽,并用 PET 实验进行了检验。结果表明:PET 实验的结果与模拟结果一致;当热灶直径以 PET 分辨率为单位时,图像热灶的最大及平均恢复系数随热灶直径的变化与分辨率无关,且热灶半高宽/分辨率与热灶直径的关系不受分辨率影响。

关键词:模拟实验;正电子发射断层扫描;部分容积效应

中图分类号:R817 文献标识码:A 文章编号:1000-6931(2004)05-0467-07

Simulation Study and Experiment Verify of Partial Volume Effect for Positron Emission Tomography

CHEN Ying-mao¹, GENG Jian-hua², TIAN Jia-he¹, YIN Da-yi¹,
YAO Shu-lin¹, CHEN Sheng-zu²

(1. Department of Nuclear Medicine, General Hospital of the Chinese People's Liberation Army,
Beijing 100853, China;

2. Department of Nuclear Medicine, Cancer Hospital, Academy of Chinese Medical Science,
Beijing 100021, China)

Abstract: Partial volume effect (PVE) and their influence factors for positron emission tomography (PET) were investigated with computer simulation and experiments. According to the theory of PVE formation, PET images of the hot lesions with different sizes under various system resolutions were simulated with computer program. The maximum recovery coefficient (RC), the average RC in the region of interest of which the size was the same as the real size of the hot lesion, and the full width at half maximum of the hot lesion on the images were calculated and compared with real experiments results. The results of simulation experiments quite agree with the real experiments. The variation curves of the maximum RC, average RC, and the ratio of the full width at half maximum of the hot lesion to the system res-

收稿日期:2004-01-12;修回日期:2004-03-15

基金项目:国家“863”基金资助项目(2002AA205081)

作者简介:陈英茂(1960—),男,河北深泽人,副教授,硕士,核医学物理专业

olution versus the diameters of the hot lesion, if the real lesion size is scaled in the system resolution, is independent of the system resolution.

Key words: simulation experiment; positron emission tomography; partial volume effect

与其它医学影像(CT、MRI)相比,核医学影像的两个明显的缺点为图像的分辨率较低和图像中噪声较高^[1]。低分辨率导致小病灶的部分容积效应较严重,常被淹没在噪声中而难以辨识。正电子发射断层扫描(PET)的分辨率虽较单光子发射断层扫描(SPECT)有了较大的提高,但目前最好的PET的分辨率也达不到4 mm^[2],且受成像理论及探测技术的限制^[3],进一步提高分辨率很困难。因此,从使图像质量退化的部分容积效应入手,寻找临床实用的部分容积效应校正方法,不失为提高核医学影像质量的另一条途径。有关PET图像部分容积效应及其校正方面的研究已见报道^[4,5],但目前尚无临床适用的方法。建立部分容积效应与影响因素间的关系是研究其校正方法的基础,这需大量的实验数据,但受实验条件的限制而难以实现。本工作依据产生部分容积效应的理论,用计算机模拟进行大量模拟实验,并由真实实验进行检验,以便为进一步研究部分容积效应校正方法奠定基础。

1 方法

1.1 部分容积效应形成的理论分析

活度分布为 $A(\mathbf{r})$ 的物(\mathbf{r} 为物空间的三维向量)经成像系统后,得到活度分布为 $I(\mathbf{x})$ 的像,其中, \mathbf{x} 为像空间的三维向量。据线性系统理论,像为物与成像系统点扩展函数PSF(\mathbf{x})的卷积,有:

$$I(\mathbf{x}) = A(\mathbf{r}) \otimes \text{PSF}(\mathbf{x}) \quad (1)$$

理论上,点扩展函数PSF(\mathbf{x})为高斯分布函数:

$$\text{PSF} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}^3} e^{-\frac{1}{2}(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2} + \frac{z^2}{\sigma_z^2})} \quad (2)$$

式中: σ_i 为高斯分布的标准差,它与系统分辨率(由点扩展函数的半高宽 FWHM_{*i*} 描述)之间的关系为:

$$\sigma_i = \frac{\text{FWHM}_i}{2\sqrt{2\ln 2}} \quad (3)$$

式中:下标 i 代表 x 、 y 、 z 任一方向。

为研究部分容积效应的规律,首先对简单规则热灶圆柱状的部分容积效应进行理论分析,并设系统在各方向的分辨率是相同的,即 $\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z$,且热灶对放射性物质的摄取是均匀的,其放射性浓度均为 C_0 。设圆柱横断面半径为 R ,则得到二维横断面图像上放射性浓度的表达式为:

$$I(x, y) = \int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} C_0 \left(\frac{1}{\sqrt{2}}\right)^2 e^{-\frac{(y-d)^2}{2\sigma^2}} d \cdot \int_{-\sqrt{R^2-y^2}}^{\sqrt{R^2-y^2}} e^{-\frac{(x-d)^2}{2\sigma^2}} d \quad (4)$$

部分容积效应的程度用热灶的恢复系数(recovery coefficient, RC)来描述。定义恢复系数为图像上热灶的放射性浓度和真实热灶放射性浓度之比,即:

$$\text{RC} = I(x, y) / C_0 \quad (5)$$

像上热灶的放射性浓度按式(4)分布,不同位置处放射性浓度不同,因此,RC不同。RC的最大值 RC_{\max} 为像上热灶放射性浓度最大处的恢复系数;感兴趣区 ROI 内的恢复系数 RC_{ROI} 为由 ROI 中的平均放射性浓度得到的恢复系数。

1.2 模拟实验

目前已有的PET设备的系统分辨率介于4~14 mm之间。按上述理论进行编程,计算机模拟成像系统(分辨率 FWHM = 3~15 mm)对直径为1~40 mm的圆柱状热灶所成的图像。

1) 分辨率(FWHM)选择:以3 mm为初始值,间隔0.2 mm,直至15 mm,共选61种。

2) 热灶尺寸:对于每个分辨率,分别模拟计算直径以1 mm为初始值,间隔0.5 mm,直至40 mm,共79种不同大小的柱体热灶。

采用上述分辨率和热灶尺寸,共模拟产生4 819幅图像,对每幅图像分别求取最大像素的恢复系数 RC_{\max} 、感兴趣区(ROI)等于热灶真实大小的恢复系数 RC_{ROI} 及热灶的半高宽。

1.3 实验检验

实验方法详情参见文献[6],现简述如下。

1) 热灶大小:直径分别为 3、4、7、9、12.5、15、19、29 mm 的 7 个柱体热灶平行排列分布在模型中距中心轴 8 cm 的圆周上。

2) PET 设备:西门子公司 ECAT EXACT HR+ 型 PET。

3) 采集条件:二维方式采集。核素从 363.9 MBq/L 自然衰变到 8.55 MBq/L,分 17 次扫描。

4) 两种系统分辨率:7.8 和 4.8 mm,分别由两种重建条件实现^[7]:(1) FBP 重建算法,滤波函数为 Hanning,截止频率为 0.4 Nyquist 频率;(2) OSEM 重建算法(2 × 32),Gauss 后滤

波,滤波核(kernel) 2 mm。重建矩阵 256 × 256,Zoom = 1.8。

5) 数据处理:在横断图像上的每个热灶处勾画与热灶真实大小相同的感兴趣区(ROI),由 ROI 中的放射性浓度最大值和平均值分别计算 RC_{max} 和 RC_{ROI} ,测量热灶的半高宽,并对 17 次扫描图像求均值。

2 实验结果

2.1 模拟图像的恢复系数

图 1 为几个典型热灶的真实放射性浓度分

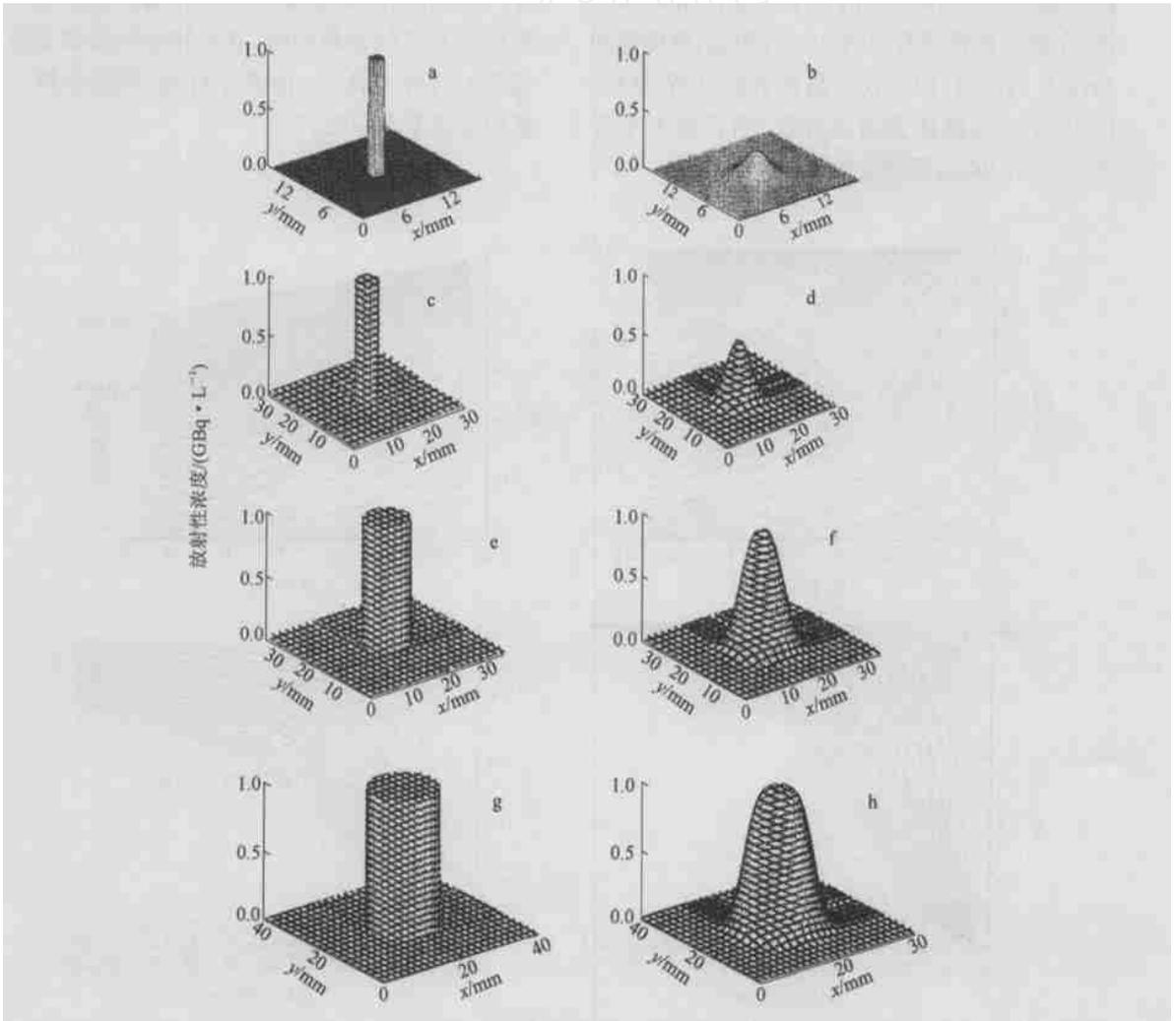


图 1 几个典型大小的热灶及其图像在横断面上的放射性浓度分布

Fig. 1 Lesions with several typical sizes and their images's distribution of the radioactive concentration in the transverse image

物直径,mm:a — 3;c — 5;e — 10;g — 15

像半高宽(mm)及最大值:b — 5.35,0.22;d — 5.95,0.50;f — 9.30,0.94;h — 14.30,0.998

布及其模拟实验(模拟系统为分辨率为5 mm的PET系统)图像上的放射性浓度分布图。图中,左侧(图1a、c、e、g)为物,右侧(图1b、d、f、h)为像。为方便,假设热灶(物)的放射性浓度为1 GBq/L。

图2描绘了恢复系数与系统分辨率和热灶大小的关系。当热灶固定时, RC_{max} 和 RC_{ROI} 随系统分辨率FWHM的增加而下降;当系统分辨率固定时, RC_{max} 和 RC_{ROI} 随热灶直径的增加而增加。当以热灶直径与系统分辨率的比值为因子时,无论分辨率如何,恢复系数随比值因子的变化是相同的。图3示出了恢复系数随比值因子的变化规律。由图3可见:对于 RC_{max} ,当热灶直径/FWHM < 2时, RC_{max} 随比值增加较快;在热灶直径/FWHM = 2后, RC_{max} 缓慢增加趋向于1;对于 RC_{ROI} ,当热灶直径/FWHM < 1.5时, RC_{ROI} 随比值增加较快;当比值大于等于1.5后, RC_{ROI} 缓慢增加。

表1列出了几个标志点的 RC_{max} 及 RC_{ROI} 。

2.2 模拟图像上热灶的半高宽

分辨率不同时,图像上热灶的半高宽与真实热灶直径的关系不同(图4a)。由图4b可见,当热灶半高宽与真实热灶直径均以分辨率FWHM为单位时,二者的关系不再受分辨率的影响。当热灶直径/FWHM < 1时,热灶的半高宽与系统的分辨率FWHM接近,大于热灶真实尺寸;当热灶直径/FWHM > 1时,热灶半高宽与热灶真实直径接近。

表2列出了几个典型热灶图像的半高宽。

2.3 模拟试验与真实实验结果的比较

真实实验结果(RC_{max} 、 RC_{ROI} 及热灶半高宽)与放射性浓度无关^[6]。对17种热灶放射性浓度的实验结果取均值,并与相应的模拟实验结果一同列于表3。由表3可见,实验数据与模拟数据基本一致。

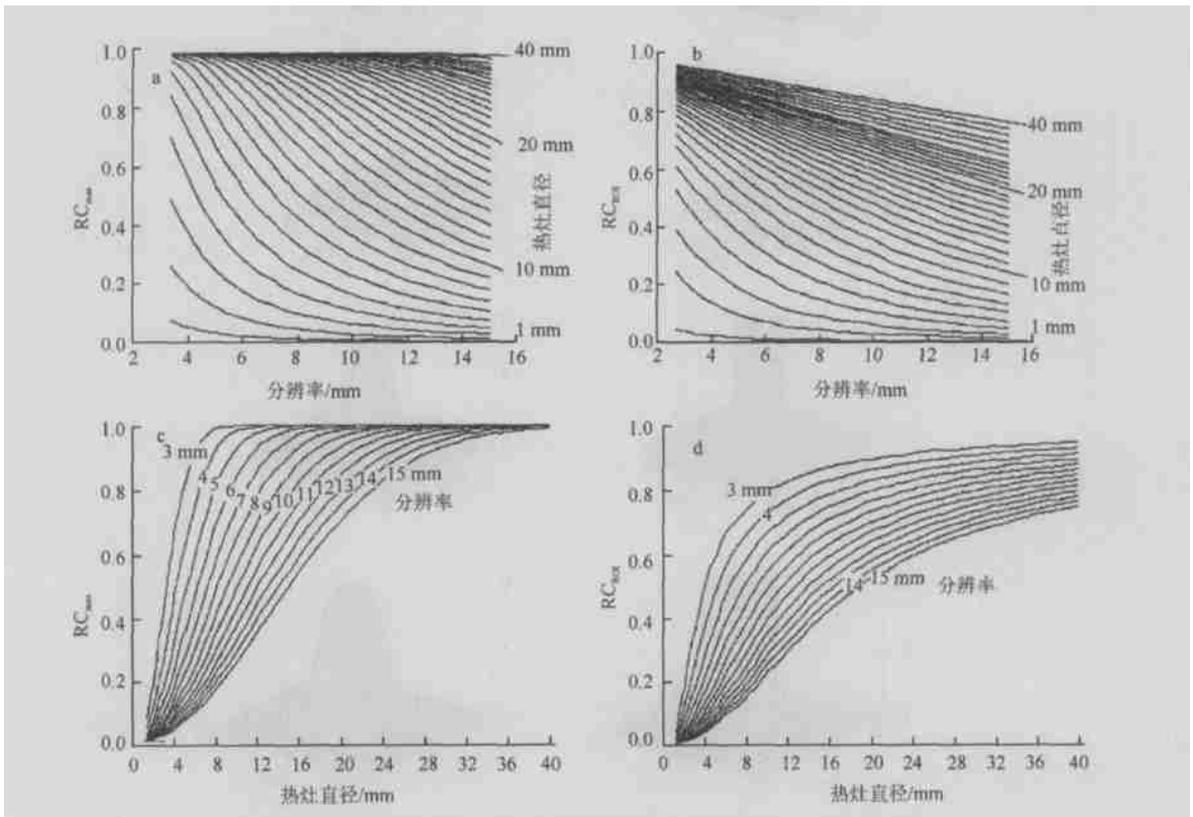


图2 模拟图像 RC_{max} 和 RC_{ROI} 随系统分辨率(a、b)和热灶直径(c、d)的变化

Fig. 2 Variations of RC_{max} and RC_{ROI} in the simulation images with the system resolution(a, b) and the lesion diameter(c, d)

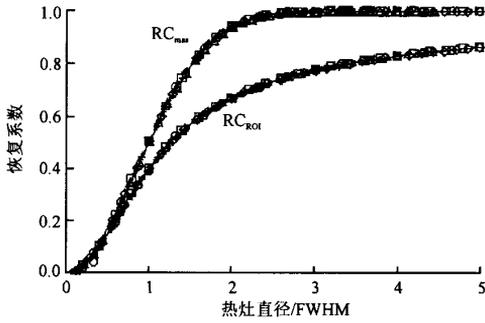


图3 模拟图像 RC_{max} 和 RC_{ROI} 随比值(热灶直径/ FWHM)的变化
Fig.3 Variation of RC_{max} and RC_{ROI} in the simulation images with the ratio of the lesion diameter to the system resolution

FWHM, mm: ---3; ---5; ---7; ---9;
× ---11; * ---13; + ---15

表1 几种典型大小热灶的 RC_{max} 及 RC_{ROI}
Table 1 RC_{max} and RC_{ROI} of the lesions with several typical sizes

热灶直径/ FWHM	RC_{max}	RC_{ROI}
0.2	0.027	0.027
0.5	0.159	0.147
1.0	0.500	0.396
1.5	0.790	0.567
2.0	0.937	0.668
2.5	0.987	0.731
3.0	0.998	0.774
3.5	1.000	0.805
4.0	1.000	0.828

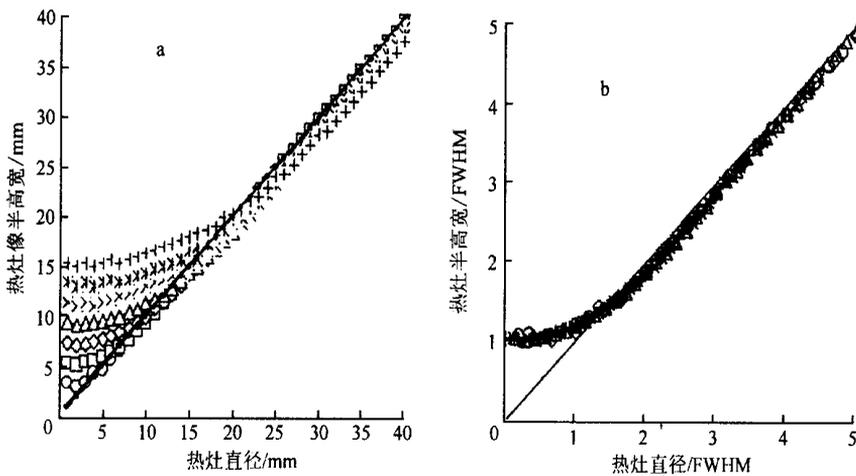


图4 热灶半高宽随直径(a)和热灶半高宽/ FWHM 随直径/ FWHM(b)的变化

Fig.4 Lesions' full width at half maximum versus lesions' diameter(a) and the ratio of the lesions' full width at half maximum to the resolution versus the ratio of the diameter to the resolution(b)

FWHM(mm): ---3; ---5; ---7; ---9; × ---11; * ---13; + ---15

3 讨论

为了研究部分容积效应的校正方法,首先需了解部分容积效应与各影响因素的关系,这需大量的实验数据,受实验条件的限制,这样大量的实验是难以实现的。本研究采用计算机模拟实验,模拟了系统分辨率为 3~15 mm 时 61 种系统和热灶直径为 1~40 mm 时 79 种尺寸的部分容积效应实验。相当于对 61 种 PET 系

统进行了 4 819 次实验,得到了部分容积效应与系统分辨率及热灶直径间关系的大量数据,为建立部分容积效应与此二变量间的普遍关系奠定了基础。 RC_{max} 和 RC_{ROI} 虽随热灶直径的增加而增加,同时又随系统分辨率 FWHM 的增加而下降,但当热灶直径以系统分辨率 FWHM 为 1 个长度单位来表示时, RC_{max} 和 RC_{ROI} 随热灶直径的变化不再受分辨率的影响。

表2 几种典型大小热灶图像的半高宽

Table 2 FWHM of the lesions with several typical sizes in images

热灶直径/ FWHM	热灶半高宽/ FWHM
0.2	1.03
0.5	1.06
0.8	1.10
1.0	1.17
1.2	1.30
1.5	1.47
2.0	1.88
2.5	2.39
3.0	2.90
3.5	3.40
4.0	3.91

实验中观测到,尽管图像热灶半高宽随热灶直径的变化与分辨率相关(图4a),但当热灶直径与图像热灶半高宽均以系统分辨率 FWHM 为长度单位时,二者之间的关系也不再受分辨率的影响(图4b)。这些规律将有助于进一步研究部分容积效应的校正方法。

为了验证本研究的模拟实验结果,使用 E-CAT EXACT HR+型 PET,对7种尺寸的热灶在两种系统分辨率(两种重建算法)时的部分容积效应进行了实验检验。检验结果表明, RC_{max} 、 RC_{ROI} 及热灶半高宽与热灶的真实放射性浓度无关^[6],这与模拟实验的理论依据是一致的。比较表3数据可知, RC_{max} 、 RC_{ROI} 及热灶半高宽的真实实验数据与模拟实验数据基本一致,说明本模拟实验是可行的。

表3 PET真实图像上的 RC及热灶半高宽与模拟图像比较

Table 3 Comparisons of RC and the lesions' full width at half maximum in real images and those in simulation images

系统分辨率/ mm	热灶直径/ mm	RC_{max}		RC_{ROI}		热灶半高宽	
		模拟值	真实实验值	模拟值	真实实验值	模拟值	真实实验值
7.6	3	0.10	0.13	0.10	0.12	7.85	8.52
	4.7	0.23	0.27	0.21	0.22	8.15	8.49
	9	0.62	0.69	0.47	0.51	9.75	10.24
	12.5	0.84	0.93	0.60	0.66	11.96	12.41
	15	0.93	1.04	0.66	0.75	14.00	14.73
	19	0.99	1.05	0.73	0.80	17.90	19.06
4.8	29	1.00	1.06	0.82	0.82	28.30	28.16
	3	0.24	0.21	0.21	0.18	5.15	5.54
	4.7	0.49	0.47	0.39	0.32	5.65	6.00
	9	0.91	0.99	0.65	0.64	8.45	9.03
	12.5	0.99	1.10	0.74	0.78	11.85	12.12
	15	1.00	1.05	0.78	0.78	14.45	15.28
	19	1.00	1.12	0.83	0.84	18.55	19.15
29	1.00	1.13	0.88	0.83	28.75	28.52	

综上所述,本研究所用的理论模型适用于 PET 系统,模拟实验结果与真实实验结果一致,可以用来描述 PET 的部分容积效应。由模拟实验可方便地得到大量数据,并以系统分辨

率 FWHM 为长度单位可简化部分容积效应的影响因素,为建立部分容积效应与影响因素间的普遍关系及进一步探讨部分容积效应的校正方法奠定了基础。

参考文献:

- [1] Geng Jianhua, Chen Yingmao, Yin Dayi, et al. Noise Components on Positron Emission Tomography Images[J]. Bio-Med Mater Eng, 2003, 13: 181 ~ 186.
- [2] Tarantola G, Zito F, Gerundini P. PET Instrumentation and Reconstruction Algorithms in Whole-body Applications[J]. J Nucl Med, 2003, 44: 756 ~ 769.
- [3] 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: 318 ~ 319.
- [4] Frouin V, Comtat C, Reilhac A, et al. Correction of Partial Volume Effect for PET Striatal Imaging: Fast Implementation and Study of Robustness[J]. J Nucl Med, 2002, 43: 1715 ~ 1726.
- [5] Chen CH, Muzic RF Jr, Nelson AD, et al. Simultaneous Recovery of Size and Radioactivity Concentration of Small Spheroids With PET Data[J]. J Nucl Med, 1999, 40: 118 ~ 130.
- [6] 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: 99 ~ 102.
- [7] 陈英茂, 耿建华, 田嘉禾, 等. PET 系统的分辨率及影响因素的实验研究[J]. 中国医学影像技术, 2004, 20: 778 ~ 780.

一种车载机动式射线照相检测系统

【公开日】2004. 04. 21 【分类号】G01N23/083 【公开号】1490615 【申请号】02146207.0 【申请日】2002. 10. 16 【申请人】清华大学;清华同方威视技术股份有限公司

【文摘】一种车载机动式射线照相检测系统,属于射线检测技术领域。它包括检测车和控制车。其结构特点是:检测车的托架上安装伸缩装置可使由固定架和框架组成的移动架作水平运动,在固定架与框架之间安装升降装置可使框架作上下运动,框架中安装由上支架和下支架组成的支架,框架与上支架之间安装旋转装置可使支架整体作旋转运动,下支架上安装加速器并设俯仰装置。诸多装置使本发明的加速器检测工件时实现不同的姿态与位置。控制车上设有电源设备、控制设备和胶片处理设备。本发明同现有技术相比,具有功能齐全、使用方便、检测范围检测能力大、适应性好的特点,适用于大型工件特别是不可移动设备及建筑物的现场检测。

摘自中国原子能科学研究院《核科技信息》