

根据 PET 图像 DICOM 信息计算标准摄取值的方法

陈仰纯^{1,2}, 陈向荣³, 李凡勇²

1. 福建医科大学附属泉州第一医院核医学科, 福建 泉州 362000; 2. 广州医科大学第一附属医院 PET-CT 中心, 广东 广州 510230; 3. 福建医科大学附属泉州第一医院影像科, 福建 泉州 362000

【摘要】目的: 开发并鉴定一个测量标准摄取值(Standardized Uptake Value, SUV)软件的准确性。**方法:** 依照 SUV 定义, 根据医学数字成像和通信标准(Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM)信息对象定义开发一个测量 SUV 的软件 SUV_pro。灌注放射性比活度均匀一致水溶液的 Jaszczak SPECT 模型(Biodex, 美国), 通过 Discovery ST8 PET/CT 仪(通用电气, 美国)采集该模型 PET/CT 图像, 用 SUV_pro 逐层测量其 PET 图像最大 SUV(SUV_{max})和平均 SUV(SUV_{mean}), 并与 Xeleris 工作站测量结果比较。在 Jaszczak SPECT 模型内插入 10 个灌满 [^{18}F]-FDG 水溶液(放射性比活度 36.33 kBq/mL)的空心球(热区模型), 它们的容积分别是 1.91 mL、3.55 mL、5.67 mL、18.74 mL、18.94 mL、19.61 mL、22.84 mL、59.47 mL、64.56 mL、70.33 mL。Jaszczak SPECT 模型内灌满放射性比活度 4.02 kBq/mL 的 [^{18}F]-FDG 水溶液。采集 10 个热区模型 PET/CT 图像, 用 SUV_pro 测量这 10 个热区模型的 SUV_{mean} , 并与 Xeleris 工作站测量结果比较。两种方法测量结果行相关分析, 求相关系数 r 。**结果:** 水模型实验两种方法测得 PET 图像的 SUV_{max} 、 SUV_{mean} 均高度相关, 相关系数均是 0.99 ($P < 0.05$)。Xeleris 工作站和 SUV_pro 测量 10 个热区模型 SUV_{mean} 分别介于 $(4.47 \pm 0.71) \sim (6.82 \pm 0.48)$ 及 $(4.96 \pm 0.83) \sim (6.76 \pm 0.49)$ 之间, 这两种方法测得的 SUV_{mean} 高度相关, 相关系数 0.99 ($P < 0.05$)。**结论:** SUV_pro 软件测量 SUV 准确性高、可靠性好, 能够重复并替代 Xeleris 工作站测量 SUV 的工作。

【关键词】 PET; 标准摄取值; 数字医学成像与通信标准; 软件; 测量

【DOI 编码】 doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.011

【中图分类号】 R312, R318.6, R445.5

【文献标识码】 A

【文章编号】 1005-202X(2015)01-44-05

A Scheme for Standardized Uptake Value Calculation Based on DICOM Information in PET Images

CHEN Yang-chun^{1,2}, CHEN Xiang-rong³, LI Fan-yong²

1. Nuclear Medicine Department of Quanzhou First Hospital of Fujian Medical University, Quanzhou 362000, China; 2. The PET-CT Center of the First Affiliated Hospital of Guangzhou Medical University, Guangzhou 510230, China; 3. Radiology Department of Quanzhou First Hospital of Fujian Medical University, Quanzhou 362000, China

Abstract: Objective A scheme for Standardized Uptake Value (SUV) measurement in Positron Emission Tomography (PET) images based on Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) information was developed and evaluated in this study. Methods The scheme for SUV measurement prototype software (SUV_pro), was designed according to the definition of SUV and the Information Object Definitions in DICOM Part3 for PET. A uniform specific activity [Fluorine-18]-fluorodeoxyglucose ([^{18}F]-FDG) filled in a Jaszczak SPECT phantom was made. A stack of two-dimensional (2D) PET/CT data of the phantom was acquired by a Discovery ST8 PET/CT scanner (GE healthcare, USA). The maximum SUV (SUV_{max}) and average SUV (SUV_{mean}) measurement were done by the SUV_pro and a Xeleris workstation (GE healthcare, USA) for these PET images slice by slice. And another phantom was made. It was formed with ten hollow balls of different shapes and sizes; their volumes were 1.91 mL, 3.55 mL, 5.67 mL, 18.74 mL, 18.94 mL, 19.61 mL, 22.84 mL, 59.47 mL, 64.56 mL, and 70.33 mL, filled with a specific activity (36.33 kBq/mL) [^{18}F]-FDG were fixed on the bottom of the Jaszczak SPECT phantom filled with an unlike specific activity (4.02 kBq/mL) [^{18}F]-FDG. Then 2D PET/CT images of the phantom were acquired by the PET/CT scan-

【收稿日期】 2014-08-16

【基金项目】 国家自然科学基金(30800274)

【作者简介】 陈仰纯(1977-), 福建泉州人, 副主任医师, 博士, E-mail: 1526797743@qq.com, Tel: 0595-22277983(O)。

【通讯作者】 陈向荣(1959-), 福建泉州人, 主任医师, 研究方向: 影像医学与医学图像处理。E-mail: 1526797743@qq.com, Tel: 0595-22277983(O)。

ner. These ten hollow balls' SUVmean measurement was done by the SUV_{pro} and the Xeleris workstation. Correlation of the SUV measurement between the SUV_{pro} and the Xeleris workstation was computed with Pearson's correlation coefficient. $P \leq 0.05$ (two-tailed) indicated statistically significantly different. **Results** As far as SUV_{max} and SUV_{mean} were concerned in the water filled uniform specific activity Jaszczak SPECT phantom, Pearson's correlation coefficients between the SUV_{pro} and the Xeleris workstation were 0.99 ($P < 0.05$) and 0.99 ($P < 0.05$), respectively. The SUV_{mean} of ten balls measured by the Xeleris workstation were 4.47 ± 0.71 , 4.97 ± 0.77 , 4.78 ± 0.64 , 6.49 ± 0.54 , 6.15 ± 0.45 , 6.30 ± 0.33 , 6.80 ± 0.72 , 5.86 ± 0.64 , 6.70 ± 0.45 , and 6.82 ± 0.48 , correspondingly. At the same time, the SUV_{mean} of these ten balls measured by the SUV_{pro} were 4.96 ± 0.83 , 5.23 ± 0.85 , 5.08 ± 0.73 , 6.44 ± 0.75 , 6.24 ± 0.64 , 6.46 ± 0.40 , 6.57 ± 1.03 , 5.96 ± 1.24 , 6.76 ± 0.49 , and 6.73 ± 0.65 , respectively. As for the SUV_{mean} measurement in these ten balls, Pearson's correlation coefficient between the SUV_{pro} and the Xeleris workstation was 0.99 ($P < 0.05$). **Conclusion** Referred for the SUV measurement by the Xeleris workstation, the accuracy of SUV measurement by the SUV_{pro} was very high. The SUV_{pro} could replace SUV measurement with Xeleris workstations.

Key words: PET; standardized uptake value; digital imaging and communications in medicine; software; measurement

前言

标准摄取值(Standard Uptake Value, SUV)是临床正电子发射体层摄影(Positron Emission Tomography, PET)检查中重要的半定量指标。SUV ≥ 2.5 是多数肿瘤[氟 18]- 氟代脱氧葡萄糖([Fluorine-18]-Fluorodeoxyglucose, [¹⁸F]-FDG) 定性的一个重要指标。随着[¹⁸F]-FDG PET-CT 临床肿瘤应用的推广, 临床研究的深入, 观察到肿瘤葡萄糖代谢水平能灵敏地反应肿瘤治疗效果, [¹⁸F]-FDG PET-CT 的工作重心逐渐向肿瘤分期、肿瘤疗效判定、放射治疗靶区勾画等方面转变。在肿瘤疗效判定时, 通常用视觉判断与肿瘤 SUV 变化率两种方法, SUV 变化率超过 30% 提示肿瘤进展^[1], 在放射治疗靶区勾画时则根据 SUV 阈值确定靶区^[2]。一般是在 PET-CT 专业工作站上测量 SUV, 大量的测量工作必然加重工作站的负荷。现在不少医院已经采用了医学影像存档与通讯系统 (Picture Archiving Communicating System, PACS) 获取、传输、存档和处理医学图像信息, 其中包括 PET 图像。临床医生能够在 PACS 终端查阅、对比治疗前后患者的影像资料, 如果能同时测量肿瘤 SUV, 必有助于临床医生便捷、全面地判断患者疗效。由于 SUV 测量不是一般 PACS 终端的常备功能, 本研究拟根据数字医学成像与通信标准(Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM) 读取 PET 图像信息设计 SUV 测量软件 SUV_{Pro}, 最后与通用电气医疗系统 Xeleris 工作站 (General Electric Healthcare, GE, USA) 测量结果比较, 检验该算法的准确性。

1 理论与 SUV_{Pro} 设计线路

1.1 SUV 定义

根据人体内某正电子放射性药物活度以及个体“大小”对组织该药物绝对摄取量进行标准化, 即可得到组织摄取该药物的 SUV, 计算公式如下

$$SUV_{BW} = \frac{\text{感兴趣区内测量比活度 (cps/ml)}}{\text{每克体质量给药剂量 (Bq/g)}} \quad (1)$$

公式(1)中的体重 (Body Weight, BW) 因子用以标准化分布容积对组织药物摄取的影响, 为区别于其他的标准化方法, 用体质量进行标准化的 SUV 以 SUV_{BW} 表示^[3], 本文简称 SUV。

1.2 DICOM 数据组织标准

(1) DICOM 文件结构。DICOM 标准中典型的数字医学图像文件结构由导言、前缀、数据元素组成。数据元素具有统一格式和内容, 由标签、数据类型、数据长度和数据 4 部分组成。数据元素是医学数据元的有序结合, 其中包括设备类型、病人信息、图像存储参数、像素数据等^[4]。

(2) 与计算 SUV 直接相关的数据元素。病人体重 W (kg) (0010, 1030), 身高 H (m) (0010, 1020); 图像系列日期 (0008, 0021), 系列时刻 (0008, 0031), 图像采集日期 (0008, 0022), 采集时刻 t_1 (0008, 0032), 显像时间 t (0018, 1242); 放射性药物给药时间 t_0 (0009_1-039), 给药剂量 Activity (MBq) (0009, 1038), 核素半衰期 $T_{1/2}$ (0009, 103f) 和标准曲线斜率 Rescale (0028, 1053)^[5]。Rescale 是文件储存的像素值 SV (7FE0, 0010) 与该像素实际单位值 (U) 的换算系数, 即 $U = \text{Rescale} \times SV$ 。

1.3 Matlab 软件

Matlab 是一种用于算法开发、数据可视化、数据分析以及数值计算的科学计算语言和编程环境^[6], 应用 Dicominfo 命令能方便得读取医学图像的 DICOM 信息, 应用 Dicomread 命令能读取文件储存的像素值 SV。

1.4 SUV 计算方法

根据公式 1, SUV_{BW} 计算方法如下:

$$SUV_{BW} = U / (1000 / \text{Activity} \times e^{-0.693/T_{1/2} \times (t_1 - t_0)} W) \quad (2)$$

其中, PET 图像采集时刻模型 (人体) 的活度根据核素衰变的规律求得。根据上述原理, 在 Matlab 2012a

Student 环境内编写 SUV_Pro。

2 材料与方法

2.1 模型实验

模型实验 1:圆柱形水桶容积 6750 mL,内高 186 mm,内径 216 mm,壁厚 3.20 mm。 ^{18}F -FDG 水溶液放射性活度 59.20 MBq。往水桶注入这些 ^{18}F -FDG 水溶液并灌满水。充分摇匀。将自制的三维运动滑台固定在平板床进床方向的尽端。由三维运动滑台夹持固定水桶,使其轴向与检查床进床方向平行。

模型实验 2:在上述水桶内插入 10 个灌满 ^{18}F -FDG 水溶液的空心球(热区模型),它们的容积 1.91 mL~70.33 mL(见表 1),其中 4、5、6 号热区模型内嵌空泡, ^{18}F -FDG 水溶液放射性比活度 36.33 kBq/mL。水桶内灌满放射性比活度 4.02 kBq/mL 的 ^{18}F -FDG 水溶液。固定方法同模型实验 1。

2.2 PET/CT 显像设备,图像采集与重建

PET/CT 仪,PET 部分是 BGO 晶体,轴向视野 157 mm,CT 部分是 8 排螺旋 CT (Discovery ST, General Electric Healthcare, GE, USA)。

模型实验 1 注药后 80 min,启用 2D PET/CT 模式采集水桶的 CT 与 PET 图像。CT 扫描的条件:球管电压 140 kV,管电流 150 mA,球管转速 0.8 s/周,重建 CT 图像视野 50 cm,矩阵 512×512,层厚 3.75 mm。PET 显像时间 20 min,PET 图像用 CT 图像作衰减校正,OSEM 迭代重建,图像视野 60 cm,矩阵 128×128,图像分辨率 FWHM 6.91 mm。

模型实验 2 注药后 115 min,启用 2D PET/CT 模式采集水桶的 CT 与 PET 图像,PET 显像时间 6 min。其他条件同模型实验 1。

2.3 SUV 测量与显示器

Xeleris 工作站采用 NEC MultiSync LCD1880SX 液晶显示器(NEC, Japan)。SUV_pro 在 MSI X320 个人笔记本电脑 (MSI, Taiwan) 上运行并显示 PET 图像。由于 PET 冠状位及矢状位图像是根据横断面的数据用插值法求得的,而非原始图像数据,在冠状位或矢状位图像上测量 SUV 将引入新的误差,故本研究仅采用 PET 横断面的图像数据进行研究。

模型实验 1:在 Xeleris 工作站上,逐层用直径 250 mm 的感兴趣区 (Region Of Interest, ROI) 覆盖整个水模型,测量该层 SUV 最大值($\text{SUV}_{\max_{\text{Xel}}}$),同时用一个尽可能大的矩形选取水模型区域,测量该区域 SUV 平均值($\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Xel}}}$)。在 Matlab 2012a student 环境内运行 SUV_Pro,逐层测量该层的 $\text{SUV}_{\max_{\text{Pro}}}$,用相同的方法测量该区域 SUV 平均值($\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Pro}}}$)。

模型实验 2:在 Xeleris 工作站上,逐层寻找每个热区模型最大 SUV 所在层面,然后用一个尽可能大的矩形选取热区内区域,测量该区域的 $\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Xel}}}$ 及感兴趣区 (ROI) 面积,并记录下所在层面。运行 SUV_pro,在相应层面,采用相同的方法测量该热区

$\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Pro}}}$ 及 ROI 面积。

由一位从事 PET-CT 诊断工作 7 年的医生在 Xeleris 工作站及 MSI X320 上运行 SUV_pro 完成上述 SUV 测量工作。

2.4 统计分析

采用 Jarque-Bera 检验判断各组数据是否符合正态分布。如果是,结果用 $\bar{x} \pm s$ 表示;如果不是,结果用四分法表示。行 $\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Xel}}}$ 和 $\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Pro}}}$ 相关分析,求相关系数 r ,查表相关系数检验表,有统计学差异者以 $\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Pro}}}$ 为自变量, $\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Xel}}}$ 为因变量建立回归方程;用配对 t 检验分析这两种方法使用的 ROI 面积是否存在统计学差异。U 检验分析热区模型 SUV_{mean} 与真实值的差异。确定显著性水平 $\alpha=0.05$, $P \leq 0.05$,提示结果具有统计学差异。

3 结果

3.1 模型实验 1 结果

经 Jarque-Bera 检验, Xeleris 工作站及 SUV_pro 测得水模型 SUV_{mean} 都符合正态分布 (P 值分别是 0.25, 0.13), 平均 SUV 分别是 1.14 ± 0.03 , 1.15 ± 0.03 ; SUV_{\max} 不符合正态分布 (P 值均小于 0.01), $\text{SUV}_{\max_{\text{Xel}}}$ 是 1.55 (1.51~1.61), $\text{SUV}_{\max_{\text{Pro}}}$ 是 1.66 (1.60~1.77)。Xeleris 工作站与 SUV_pro 测量结果高度线性相关相关系数 r 均是 $0.99 > r_{0.05(45)} = 0.29$, 经直线回归方程拟合,

$$\text{SUV}_{\max_{\text{Xel}}} = 0.73 \times \text{SUV}_{\max_{\text{Pro}}} + 0.38;$$

$$\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Xel}}} = 0.96 \times \text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Pro}}} + 0.04,$$

提示这两个线性方程有效。

3.2 模型实验 2 结果

Xeleris 工作站测 10 个热区模型的 SUV_{mean} , 结果是 $(4.47 \pm 0.71) \sim (6.82 \pm 0.48)$; SUV_pro 测得结果 $(4.96 \pm 0.83) \sim (6.76 \pm 0.49)$, 见表 1; 这两种测量结果高度相关, $r = 0.99 > r_{0.05(8)} = 0.63^{[7]}$, 经直线回归方程拟合,

$$\text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Xel}}} = 1.25 \times \text{SUV}_{\text{mean}_{\text{Pro}}} - 1.64。$$

Xeleris 工作站测 10 个热区模型所用的 ROI 面积是 77 个像素~1056 个像素, SUV_pro 则是 110 个像素~1155 个像素, 见表 1; 经配对 t 检验得 $t = 2.24$, $P = 0.04$, 提示这两种测量方法勾画的 ROI 面积有统计学差异, SUV_pro 勾画的 ROI 面积较大。

4 讨论

4.1 SUV_pro 软件可靠性分析

根据 SUV 定义及 DICOM 信息设计的 SUV_pro 软件测量均匀一致 ^{18}F -FDG 水模型 47 层 PET 图像的 SUV_{mean} 与 SUV_{\max} , 以及测量 10 个热区模型的 SUV_{mean} , 结果与 Xeleris 工作站测量的高度线性相关 (r 均是 0.99)。这些结果提示, SUV_pro 软件测量 SUV 可靠性高, 能够重复 Xeleris 工作站测量 SUV 的工作。本研究结果与文献^[8]报道的结果一致, 明显优于文献^[9]。注意到文献^[9]计算 SUV 的方法与本研究的不同, 比本文公式 (2) 多乘了一个系数 - Dose Calibration

表 1 Xeleris 工作站与 SUV_{pro} 测量 10 个热区模型 SUV_{mean} 结果
Tab.1 The SUV_{mean} and area in the ROIs of Ten "Hot" Balls
Measurements by the Xeleris Workstation and the SUV_{pro}

Hot Ball	Volume (mL)	Xeleris	ROI Area (Pixel)	SUV _{pro}	ROI Area(Pixel)
		SUV _{mean}		SUV _{mean}	
1	5.67	4.78±0.64	106	5.08±0.73	121
2	18.74	6.49±0.54	420	6.44±0.75	546
3	70.33	6.82±0.48	900	6.73±0.65	1155
4	19.61	6.30±0.33	420	6.46±0.40	357
5	18.94	6.15±0.45	264	6.24±0.64	320
6	59.47	5.86±0.64	1056	5.96±1.24	1152
7	64.75	6.70±0.45	1020	6.76±0.49	1050
8	3.55	4.97±0.77	77	5.23±0.85	130
9	22.84	6.80±0.72	380	6.57±1.03	684
10	1.91	4.47±0.71	121	4.96±0.83	110

Factor(剂量校正因子),根据本文结果及文献^[5]可以判断文献^[9]计算方法是不恰当的。

4.2 显示器的影响

同一位医生应用 SUV_{pro} 勾画热区模型的 ROI 比他应用 Xeleris 工作站勾画的大(P=0.04)。可能的原因是运行 SUV_{pro} 时相应的 PET 图像输出到普遍液晶显示器上,图像显示不如在 Xeleris 工作站对应的医用液晶显示器细腻。测试性能好的液晶显示器所显示的图像质量相对好些^[10]。这主要原因是普遍液晶显示器不支持灰度标准显示方程^[11],仅支持 8 bit 灰阶显示低于医用显示器 10 bit 灰阶的要求,不支持稳定的亮度控制^[12]。

4.3 DICOM 信息中体重的影响

理论上均匀一致的^[18F]-FDG 水模型的 SUV_{mean} 是 1.0,美国放射成像协会认为测量结果在 0.9~1.1 之间是可以接受的^[13]。模型实验 1 结果显示,无论是 Xeleris 工作站还是 SUV_{pro} 测得的平均 SUV_{mean} 均大于 1.10,分别是 1.14±0.03,1.15±0.03。一个明确的原因是 PET 图像 DICOM 信息中体重 W 仅精确到 1 kg,实际水模型的体积是 6750 mL 即质量 6.75 kg,而记录的 DICOM 信息 W=7 kg,这样 SUV 测量比真实值高 0.04。经体质量校正后,Xeleris 工作站与 SUV_{pro} 测量 SUV_{mean} 的值变为 1.10、1.11,达到能被接受范围的上限。

4.4 图像噪声的影响

模型实验 1 中 SUV_{max} 是指某一层面最大像素值对应的 SUV。有 2 个层面(第 1 和 47 层)Xeleris 工作站及 SUV_{pro} 测得水模型 SUV_{max} 均超过 2.20,远远大于中位数 1.55、1.66 和 75%位数 1.61、1.77,使得水模型 SUV_{max} 测量值不符合正态分布,提示这两个层面 SUV_{max} 系噪声引起。这一点与文献^[14]报道的 SUV_{max} 容易受到噪声的影响是一致的,提示临床中用单像素最

大 SUV 反映肿瘤的恶性程度存在缺陷。SUV_{mean} 是一组像素 SUV 的平均值,能有效地抑制噪声的影响,这两种方法测得水模型 SUV_{mean} 都符合正态分布。

4.5 部分容积效应的影响

模型实验 2 中 10 个热区的放射性比活度是一致的,根据实验热区模型及周围水溶液灌注^[18F]-FDG 的比活度,理想情况下 Xeleris 工作站及 SUV_{pro} 测得热区的 SUV_{mean} 应该是 6.68。而实际测量结果,3 个容积较小模型(1.93 mL、3.55 mL、5.67 mL),两种方法测得 SUV_{mean} 在(4.47±0.71)~(5.23±0.85)之间,U>1.70,P<0.05,与真实值 6.68 比较有统计学差异;其他 7 个容积较大模型(≥18.74 mL),两种方法测得 SUV_{mean} 与真实值均无统计学差异(U≤1.25,P>0.10)。这个结果提示体积较小的 PET 阳性病灶,测量的 SUV_{mean} 偏小,与文献^[14-15]相符,SUV_{pro} 也不能避免部分容积效应。

4.6 SUV_{pro} 的推广

根据 SUV 定义^[3],对组织^[18F]-FDG 绝对摄取量进行标准化时个体"大小"选用的参数不同,SUV 的计算结果也不同。常用的参数有瘦体重、体表面积、体重指数,这些参数都能用体重和身高的算式来表达。受检者体重和身高的资料能够在 DICOM 信息中查到,通过 MATLAB 很容易计算出这些参数及相应的 SUV。

5 结论

SUV_{pro} 软件测量 SUV 可靠性高,能够重复 Xeleris 工作站测量 SUV 的工作。如果有条件在医用显示器上显示相应的 PET 图像,SUV_{pro} 软件勾画 ROI 的精度能够进一步提高。

【参考文献】

- [1] Wahl RL, Jacene H, Kasamon Y, et al. From RECIST to PERCIST: Evolving considerations for PET response criteria in solid tumors[J]. J Nucl Med, 2009, 50(Suppl 1): 122S-150S.
- [2] 徐利明,宋启斌,张钧,等. FDG-PET/CT 图像 SUV 阈值在放疗计划设计时的应用[J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27(5): 2113-2116.
- [3] Xu LM, Song QB, Zhang J, et al. The Use of Standard Uptake Value (SUV) in the Designing of Radiotherapy Planning Based on the PET-CT Images[J]. Chin J Med Physics, 2010, 27(5): 2113-2116.
- [3] 付占立,陈英茂. 葡萄糖代谢定量及半定量分析. 见田嘉禾(主编). PET/PET/CT 诊断学[M]. 北京:化学工业出版社, 2007: 77-85.
- Fu ZL, Chen YM. Quantitative and Semi-Quantitative Analysis of Glucose Metabolism. Tian JH (ed). PET and PET/CT Diagnosis[M]. Beijing: Chemical Industry Press, 2007: 77-85.
- [4] 武园园,董建成. 数字医学图像标准. 见宋余庆(主编). 数字医学图像[M]. 北京:清华大学出版社, 2008: 31-38.
- Wu YY, Dong JC. Digital Imaging in Medicine Standards. Song YQ (ed). Digital Medical Images [M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2008: 31-38.
- [5] National Electrical Manufacturers Association. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 3: Information Object Definitions[EB/OL]. [2012-5-21] <http://medical.nema.org/Dicom/2011>

- /11_03pu.pdf.
- [6] Gonzalez RC, Woods RE, Eddins S. Digital Image Processing Using MATLAB [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2009: 1-11.
- [7] 张春霖, 彭成奖, 朱明娣, 等. 相关系数检验表. 工程数学[M]. 广州: 暨南大学出版社, 1999: 373.
- Zhang CL, Peng CJ, Zhu MD, et al. Correlation Coefficient Test Table. Engineering Mathematics [M]. Guangzhou: Jinan University Press, 1999: 373.
- [8] Meirelles GS, Kijewski P, Akhurst T. Correlation of PET/CT Standardized Uptake Value Measurements between Dedicated Workstations and a PACS-integrated Workstation System[J]. J Digit Imaging 2007, 20(3): 307-313.
- [9] Soongsathitanon S, Masa-Ah P, Tuntawiroon M. A New Standard Uptake Values (SUV) Calculation based on Pixel Intensity Values[J]. International Journal of Mathematics and Computers in Simulation, 2012, 6(1): 26-33.
- [10] 唐峰, 谢晋东. 医学成像系统三种类型显示器性能的比较 [J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27(6): 2258-2260.
- [11] National Electrical Manufacturers Association. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function [EB/OL]. [2012-5-21] http://medical.nema.org/Dicom/2011/11_14pu.pdf.
- [12] American Association of Physicists in Medicine Task Group 18 Imaging Informatics Subcommittee. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems [EB/OL]. [2012-6-18]. http://www.aapm.org/pubs/reports/OR_03.pdf.
- [13] American College of Radiology Imaging Network. PET Qualification Procedures for PET or PET-CT Imaging [EB/OL]. [2012-6-1] <http://www.acrin.org/Portals/0/Protocols/6668/imaging/ACRIN%20Qualification%20Instructions%20for%20PET%20or%20PET%20May2008.pdf>.
- [14] Boellaard R, Krak NC, Hoekstra OS, et al. Effects of Noise, Image Resolution, and ROI Definition on the Accuracy of Standard Uptake Values: a Simulation Study[J]. J Nucl Med, 2004, 45(9): 1519-1527.
- [15] 于丽娟, 吴文凯, 赵周社. 部分容积校正技术在 PET/CT 诊断单发肺结节中的应用[J]. 中华核医学杂志, 2007, 27(5): 306-308.
- Yu LJ, Wu WK, Zhao ZhSh. Improving Diagnostic Performance of PET/CT in Single Lung Nodule with Partial Volume Effect Correction[J]. Chin J Nucl Med, 2007, 27(5): 306-308.

(上接第 42 页)

- transport simulation [J]. Fusion Engineering and Design, 2009, 84 (7-11): 1987-1992.
- [4] Wu YC. Progress in Fusion-driven Hybrid System Studies in China[J]. Fusion Engineering and Design, 2002, 63-64: 73-80.
- [5] 吴宜灿, 李国丽, 陶声祥, 等. 精确放射治疗系统 ARTS 的研究与发展[J]. 中国医学物理学杂志, 2005, 22(6): 283-290.
- Wu YC, Li GL, Tao SX, et al. Research and Development of an Accurate/Advanced Radiation Therapy System (ARTS)[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2005, 22(6): 283-290.
- [6] Wu YC, Song G, Cao RF, et al. Development of accurate/advanced radiotherapy treatment planning and quality assurance system(ARTS)[J]. Chinese Physics C (HEP&NP), 2008, 32 (Suppl. II): 177-182.
- [7] 裴曦, 曹瑞芬, 景佳, 等. 调强放射治疗子野权重优化方法研究[J]. 原子核物理评论, 2011, 28(1): 103-108.
- Pei X, Cao RF, Jing J, et al. A Method of segment weight optimization for intensity modulated radiation therapy[J]. Nuclear Physics Review, 2011, 28(1): 103-108.
- [8] Cao RF, Wu YC, Pei X, et al. Multi-objective optimization of inverse planning for accurate radiotherapy [J]. Chines Physics C, 2011, 35(3): 313-317.
- [9] Cheng MY, Zeng Q, Cao RF, et al. Construction of a Voxel model from CT images with density derived from CT numbers[J]. Progress in Nuclear Science and Technology, 2011, 2: 237-241.
- [10] 陈朝斌, 黄群英, 吴宜灿, 等. 蒙特卡罗方法在放疗计划中的应用[J]. 核技术, 2006, (1): 22-28.
- Chen CB, Huang QY, Wu YC, et al. Application of Monte Carlo method in radiotherapy plan [J]. Nuclear Techniques, 2006, (1): 22-28.
- [11] Tao SX, Wu YC, et al. Patient set-up in radio - therapy with Video-based positioning system[J]. Clin Oncol, 2006, 18(4): 363-366.
- [12] 李贵, 郑华庆, 吴宜灿, 等. 基于多算法的电子剂量场反演方法[J]. 核技术, 2010, (1): 48-53.
- Li G, Zheng HQ, Wu YC, et al. Electron dose field inversion method based on multi-algorithm[J]. Nuclear Techniques, 2010, (1): 48-53.
- [13] Mcdermott LN, Nijsten SM, Sonke JJ, et al. Comparison of Ghosting Effects for Three Commercial a-Si EPIDs [J]. Med Phys, 2006, 33(7): 2448-2451.
- [14] Partridge M, Hesse BM, Müller L, et al. A Performance Comparison of direct-and indirect-detection flat-panel imagers [J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2002, 484(1): 351-363.
- [15] Louwe RJW, Mcdermott LN, Sonke JJ, et al. The Long-term Stability of amorphous silicon flat panel imaging devices for dosimetry purposes[J]. Med Phys, 2004, 31(11): 2989-2995.
- [16] Huang YC, Yeh CY, Yeh JH, et al. Clinical practice and evaluation of electronic portal imaging device for VMAT quality assurance [J]. Medical Dosimetry, 2013, 38(1): 35-41.
- [17] Wendling M, Louwe RJW, Mcdermott LN, et al. Accurate Two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method[J]. Med Phys, 2006, 33(2): 259-273.