

# $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT 显像中连续进床采集和步进采集模式的比较

黄克敏 冯彦林 梁伟棠 李林 邓大浪 杨明 冼伟均

佛山市第一人民医院核医学科 528000

通信作者:冯彦林, Email: fylin@fsyyy.com

**【摘要】** 目的 探讨 $^{18}\text{F}$ -脱氧葡萄糖(FDG) PET/CT 显像连续进床(CBM)和步进(SS)采集模式中采集方案的差异及其对图像质量和标准摄取值(SUV)的影响。方法 选择 30 例(男 13 例,女 17 例,年龄 40~71 岁)2017 年 6 月至 9 月间于本科行 $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT 显像的患者,分别采用 CBM 和 SS 模式进行特定范围(颅顶上缘至坐骨下缘)的模拟采集方案设置,比较 2 种模式所需的实际采集长度及 CT 辐射剂量的差异;再分别采用 CBM 和 SS 行 PET/CT 采集,比较 2 种模式图像质量及 SUV 差异。采用配对  $t$  检验及 $\chi^2$  检验分析数据。结果 对于特定采集范围,平均每例患者 CBM 模式所需实际采集长度比 SS 模式减少 6.65% [(87.11±3.78) 和 (93.32±6.02) cm;  $t = -7.737, P < 0.001$ ], CT 辐射剂量减少 6.88% [(812±170) 和 (872±192) mGy·cm;  $t = -6.432, P < 0.001$ ]。正常组织中肝脏、骨骼及腰部肌肉最大 SUV ( $\text{SUV}_{\max}$ ) 和平均 SUV ( $\text{SUV}_{\text{mean}}$ ) 在 SS 和 CBM 模式下的差异没有统计学意义( $t$  值: -1.895~0.132, 均  $P > 0.05$ ); 图像末端腿部肌肉  $\text{SUV}_{\max}$  在 SS 模式下明显高于 CBM (1.24±0.53 和 1.06±0.42;  $t = 3.450, P < 0.01$ )。40 个 FDG 高摄取病灶的  $\text{SUV}_{\max}$  和  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  在两者间差异亦无统计学意义( $t$  值: 0.420 和 -0.260, 均  $P > 0.05$ )。SS 和 CBM 模式下分别有 73.33% (22/30) 和 80.00% (24/30) 的患者整体图像质量为优 ( $\chi^2 = 0.373, P > 0.05$ ); SS 模式下有 16.67% (5/30) 的患者末端图像质量为优,明显少于 CBM [63.33% (19/30);  $\chi^2 = 13.611, P < 0.001$ ]。结论 在特定采集范围内, CBM 可较 SS 减少不必要的 CT 扫描范围和 CT 辐射剂量;除末端图像外,两者正常组织和病灶的图像质量和 SUV 无明显差异。

**【关键词】** 正电子发射断层显像术; 体层摄影术, X 线计算机; 图像处理, 计算机辅助; 移动; 脱氧葡萄糖

DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2019.03.008

## Comparison of continuous bed motion and step-and-shoot acquisition modes in $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT imaging

Huang Kemin, Feng Yanlin, Liang Weitang, Li Lin, Deng Dalang, Yang Ming, Xian Weijun

Department of Nuclear Medicine, the First People's Hospital of Foshan, Foshan 528000, China

Corresponding author: Feng Yanlin, Email: fylin@fsyyy.com

**【Abstract】 Objective** To investigate the differences of acquisition protocols from continuous bed motion (CBM) and step-and-shoot (SS) modes and to observe their effects on image quality and standard uptake value (SUV) in  $^{18}\text{F}$ -fluorodeoxyglucose (FDG) PET/CT. **Methods** A total of 30 patients (13 males, 17 females; 40–71 years) who underwent  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT from June 2017 to September 2017 were selected. Simulated acquisition protocols for a specific range (upper margin of the skull to the lower edge of sciatic bone) were established with CBM and SS modes. The differences between 2 modes for actual length requiring for a specific acquisition range and the differences in CT radiation dose were compared. Real PET/CT scans were performed using CBM and SS modes consecutively, and the differences in image quality and SUV were compared. Paired  $t$  test and  $\chi^2$  test were used to analyze the data. **Results** For the specific acquisition range, the average acquisition length of CBM was reduced by 6.65% ((87.11±3.78) vs (93.32±6.02) cm;  $t = -7.737, P < 0.001$ ) and the CT radiation dose was reduced by 6.88% ((812±170) vs (872±192) mGy·cm;  $t = -6.432, P < 0.001$ ) for each patient compared with the results of SS. There were no significant differences in maximum SUV ( $\text{SUV}_{\max}$ ) and mean SUV ( $\text{SUV}_{\text{mean}}$ ) between SS and CBM in normal tissues including liver, bone and waist muscles ( $t$  values: from -1.895 to 0.132, all  $P > 0.05$ ). The  $\text{SUV}_{\max}$  of leg muscles at the end of the image was significantly higher in SS than that in CBM (1.24±0.53 vs 1.06±0.42;  $t = 3.450, P < 0.01$ ). There were no statistically significant differences in  $\text{SUV}_{\max}$  and  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  between SS and CBM in 40 FDG high uptake lesions ( $t$  values: 0.420 and -0.260, both  $P > 0.05$ ). There were 73.33% (22/30) patients had images with overall high quality during SS and the percentage was



80.00% (24/30) during CBM ( $\chi^2=0.373, P>0.05$ ). The percentage of patients with images of high quality at the end was 16.67% (5/30) during SS, which was significantly less than that during CBM (63.33%, 19/30;  $\chi^2=13.611, P<0.001$ ). **Conclusions** For the specific acquisition range, CBM can reduce unnecessary CT scan range and radiation dose compared with SS. There is no significant difference in image quality and SUV from normal tissue and lesion except for the end of the image.

**【Key words】** Photon-emission tomography; Tomography, X-ray computed; Image processing, computer-assisted; Motion; Deoxyglucose

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2019.03.008

常规 PET/CT 显像中,患者检查床的移动通常采用步进(step and shoot, SS)模式进行图像采集。近年来,连续进床(continuous bed motion, CBM)模式被应用于临床显像中,其与常规 SS 在运动方式、采集参数设置等方面有明显不同。本研究探讨了<sup>18</sup>F-脱氧葡萄糖(flurodeoxyglucose, FDG) PET/CT 显像 CBM 和 SS 模式采集方案的差异及其对图像质量和标准摄取值(standardized uptake value, SUV)的影响,现报道如下。

## 资料与方法

1.患者资料。前瞻性选择 30 例 2017 年 6 月至 9 月于本科行<sup>18</sup>F-FDG PET/CT 显像的恶性肿瘤患者,其中男 13 例、女 17 例,年龄 40~71(61.5±8.9)岁。纳入标准:(1)经病理学确诊为恶性肿瘤患者;(2)采用 SS 和 CBM 模式模拟采集方案设置,并行 2 种模式的数据采集(2 次 PET 采集,1 次 CT 采集);(3)患者签署知情同意书。排除标准:(1)患者显像中有明显位移;(2)CT 和 PET 图像配准不良。研究符合《赫尔辛基宣言》的原则。

2.模拟采集方案设置。采用德国 Siemens Biograph mCT Flow PET/CT 仪,配 64 排螺旋 CT。<sup>18</sup>F-FDG 由广州原子高科同位素医药有限公司提供,放化纯大于 95%。患者禁食 6 h 以上,控制血糖水平不高于 7.2 mmol/L。<sup>18</sup>F-FDG 静脉注射剂量:按患者体质量 4.81 MBq/kg。患者静卧 1 h 后显像。先行体部 CT 定位扫描,电流 35 mA、电压 120 kV。根据 CT 定位片进行特定范围(颅顶上缘至坐骨下缘)的 SS 和 CBM 模拟采集方案设置:CBM 扫描速度为 1.5 mm/s, SS 为 1.5 min/床位<sup>[1]</sup>, SS 床位数以包含特定采集范围为标准进行调整,每个床位 22.1 cm,相邻 2 个床位间重叠 43%。比较 2 种模式在特定采集范围内实际采集长度的差异。体部 CT 扫描为自动管电流调节(50~300 mA),电压 120 kV,层厚 3 cm,螺距 1.0,CT 辐射剂量自动显示。记录并比较 2 种模拟采集方案患者所接受的模拟 CT 辐射剂量。

3. PET/CT 数据采集。设置模拟采集方案后,

对 30 例患者连续进行 SS 和 CBM 模式的 PET/CT 数据采集,抽签法随机选择 15 例第 1 次显像行 SS 后第 2 次显像行 CBM 采集,另 15 例第 1 次显像行 CBM 后第 2 次显像行 SS 采集。CBM 和 SS 采集参数同模拟采集方案一致,SS 采集范围(颅顶至大腿中上段)根据患者身高及 SS 床位数确定,CBM 采集范围同 SS 一致。只进行 1 次 CT 扫描,扫描参数同模拟扫描方案。采用有序子集最大期望值迭代法重建图像(2 次迭代,21 子集)。使用飞行时间及点扩展技术,行 CT 衰减校正和散射校正,获得 2 种模式的 CT、PET 及融合图像。

4.图像处理。勾画容积感兴趣区(volume of interest, VOI),肝脏组织选择肝门水平层面勾画 12 cm<sup>3</sup> 的 VOI,骨组织分别选择 L<sub>2</sub>~L<sub>4</sub> 椎体勾画 6 cm<sup>3</sup> 的 VOI,肌肉组织选择 L<sub>3</sub> 水平的腰部肌肉及距离图像边缘约 2 cm 的腿部肌肉勾画 4 cm<sup>3</sup> 的 VOI。抽签法随机选择 22 例患者共 40 个 FDG 高摄取病灶(SS 先采集和 CBM 先采集的患者各 11 例,病灶各 20 个)横断面图像勾画 VOI,2 种模式 VOI 位置及大小一致。记录 SS 和 CBM 重建图像正常组织及病灶 VOI 的最大 SUV(maximum SUV, SUV<sub>max</sub>)和平均 SUV(mean SUV, SUV<sub>mean</sub>),比较不同采集模式及不同采集时间顺序(第 1 次和第 2 次显像)结果间的差异。

5.图像分析。由 3 位有经验的核医学科医师分别阅片,比较 SS 和 CBM 重建图像检出 FDG 高摄取病灶的数量,并对两者的整体图像质量及末端(距图像边缘约 12.54 cm 的范围)图像质量进行综合评价(优、良、差)。以至少 2 位医师的一致意见为最终结果。

6.统计学处理。采用 SPSS 12.0 软件处理数据。符合正态分布的计量数据以  $\bar{x}\pm s$  表示,2 组间数据比较行配对 *t* 检验,率的比较采用  $\chi^2$  检验。 $P<0.05$  为差异有统计学意义。

## 结 果

对于特定的模拟采集范围,每例患者 CBM 所需实际采集长度为(87.11±3.78) cm,较 SS 减少 6.65% [(93.32±6.02) cm; $t=-7.737, P<0.001$ ];每例患者所接



受的 CT 辐射剂量为 $(812 \pm 170)$  mGy · cm, 较 SS 减少 6.88% [ $(872 \pm 192)$  mGy · cm;  $t = -6.432, P < 0.001$ ]。

肝脏、骨骼及腰部肌肉  $SUV_{max}$  在 SS 和 CBM 模式间的差异没有统计学意义 ( $2.59 \pm 0.40$  和  $2.64 \pm 0.41$ 、 $2.78 \pm 0.65$  和  $2.84 \pm 0.69$ 、 $0.81 \pm 0.18$  和  $0.85 \pm 0.17$ ;  $t$  值:  $-1.895$ 、 $-1.555$  和  $-1.630$ , 均  $P > 0.05$ ), 上述部位  $SUV_{mean}$  在两者间差异也没有统计学意义 ( $1.94 \pm 0.30$  和  $1.94 \pm 0.30$ 、 $2.02 \pm 0.50$  和  $2.02 \pm 0.50$ 、 $0.54 \pm 0.10$  和  $0.56 \pm 0.11$ ;  $t$  值:  $0.132$ 、 $-0.185$  和  $-1.884$ , 均  $P > 0.05$ )。SS 模式下图像末端腿部肌肉  $SUV_{max}$  明显高于 CBM 模式下的结果 ( $1.24 \pm 0.53$  和  $1.06 \pm 0.42$ ;  $t = 3.450, P < 0.01$ ), 而  $SUV_{mean}$  在两者间的差异没有统计学意义 ( $0.51 \pm 0.09$  和  $0.51 \pm 0.12$ ;  $t = 0.052, P > 0.05$ )。40 个 FDG 高摄取病灶  $SUV_{max}$  和  $SUV_{mean}$  在 SS 和 CBM 间的差异亦没有统计学意义 ( $SUV_{max}$ :  $10.41 \pm 7.08$  和  $10.30 \pm 6.59$ ,  $SUV_{mean}$ :  $7.45 \pm 3.43$  和  $7.47 \pm 3.49$ ;  $t$  值:  $0.420$  和  $-0.260$ , 均  $P > 0.05$ )。

不同时间顺序显像中, 第 1 次显像的肝组织  $SUV_{max}$  和  $SUV_{mean}$  明显高于第 2 次显像 ( $SUV_{max}$ :  $2.64 \pm 0.40$  和  $2.59 \pm 0.41$ ,  $SUV_{mean}$ :  $1.98 \pm 0.31$  和  $1.91 \pm 0.29$ ;  $t$  值:  $2.179$  和  $6.702$ , 均  $P < 0.05$ ), 而骨骼及病灶组织  $SUV_{max}$  和  $SUV_{mean}$  明显低于第 2 次显像 ( $SUV_{max}$ :  $2.75 \pm 0.64$  和  $2.86 \pm 0.70$ 、 $10.05 \pm 6.31$  和  $10.66 \pm 7.32$ ;  $t$  值:  $-3.473$  和  $-2.491$ , 均  $P < 0.05$ ;  $SUV_{mean}$ :  $1.99 \pm 0.49$  和  $2.06 \pm 0.52$ ,  $7.34 \pm 3.35$  和  $7.58 \pm 3.56$ ;  $t$  值:  $-4.210$  和  $-3.239$ , 均  $P < 0.05$ )。腰部肌肉及腿部肌肉  $SUV_{max}$  ( $0.83 \pm 0.18$  和  $0.83 \pm 0.17$ ,  $1.11 \pm 0.41$  和  $1.19 \pm 0.55$ ;  $t$  值:  $0.155$  和  $-1.234$ , 均  $P > 0.05$ ) 和  $SUV_{mean}$  ( $0.55 \pm 0.10$  和  $0.55 \pm 0.12$ ,  $0.51 \pm 0.10$  和  $0.52 \pm 0.11$ ;  $t$  值:  $0.178$  和  $-0.737$ , 均  $P > 0.05$ ) 在 2 次显像间差异没有统计学意义。

30 例患者中, 有 25 例患者共检出 59 个 FDG 高摄取病灶, 2 种模式采集图像均检出所有病灶。SS 和 CBM 重建图像比较见图 1, CBM 末端 (距图像边缘约 12.54 cm 的范围) 图像质量优于 SS, 余正常组织和病灶的图像质量无明显差异。在整体图像质量评价中, SS 和 CBM 图像中分别有 73.33% (22/30) 和 80.00% (24/30) 的患者图像质量为优 ( $\chi^2 = 0.373, P > 0.05$ ); 在末端图像质量评价中, SS 图像中有 16.67% (5/30) 的患者图像质量为优, 少于 CBM [63.33% (19/30);  $\chi^2 = 13.611, P < 0.001$ ]。

## 讨 论

CBM 是 PET/CT 显像中一种新型的检查床运

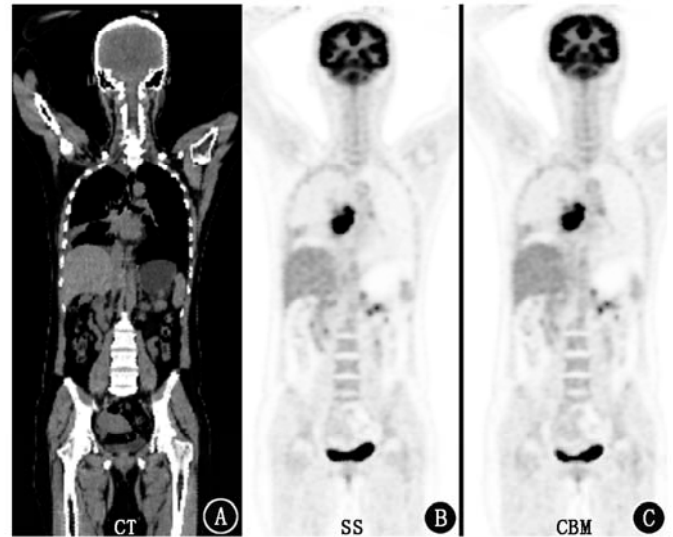


图 1 肺癌患者 (女, 52 岁)  $^{18}F$ -脱氧葡萄糖 (FDG) PET/CT 显像图。患者先行连续进床 (CBM) 模式采集后步行进 (SS) 模式采集, 除末端图像外, 2 种模式下图像正常组织和病灶的图像质量无明显差异; 末端指距图像边缘约 12.54 cm 的范围

动模式<sup>[2-3]</sup>, 数据采集过程中检查床连续移动, 只需设置扫描速度 (mm/s), 还可进行分段设置<sup>[4-5]</sup>。由于受床位数的限制, SS 很难精确定位, 往往会增加不必要的 CT 扫描范围, 导致 CT 辐射剂量增加, 而 CBM 扫描范围的选择较为灵活且精确。Osborne 等<sup>[1]</sup>的研究中, CBM 选择了合适的 CT 扫描范围, 使患者的 CT 辐射剂量平均减低了 5%。本研究的模拟采集方案中, 特定采集范围内 CBM 扫描范围比 SS 减少了 6.65%, 患者 CT 辐射剂量减少了 6.88%。

与传统 SS 模式不同, CBM 模式目标在采集过程中连续移动, 但两者图像重建算法和重建参数均一致, 因此定量结果也基本一致。Schatka 等<sup>[5]</sup>发现病灶和正常组织  $SUV_{max}$ 、 $SUV_{mean}$  及  $SUV$  峰值在 SS 和 CBM 模式间并无显著差异; Rausch 等<sup>[6]</sup>报道 SS 和 CBM 模式间各项性能参数并无明显差异且均在正常范围内。本研究结果显示, 除图像末端的肌肉组织外, 正常组织及 FDG 高摄取病灶  $SUV_{max}$  和  $SUV_{mean}$  在 SS 和 CBM 模式间的差异均没有统计学意义, 与既往研究结果相符<sup>[1,5]</sup>。比较不同采集顺序正常组织和病灶的  $SUV$  得出, 第 2 次显像时肝脏  $SUV$  明显低于第 1 次, 骨骼组织和病灶组织  $SUV$  则明显高于第 1 次, 肌肉组织  $SUV$  在 2 次显像间的差异没有统计学意义, 这种 FDG 在正常组织和病灶中的代谢随时间变化的规律与以往研究结果相符<sup>[7-8]</sup>。以上表明, 采用 CBM 采集图像可获得可靠的  $SUV$ 。

常规 PET/CT 显像由于受到探测器有效视野的限制, 必须进行多个床位的数据采集。而在三维数



据采集中,视野中心的灵敏度往往高于边缘<sup>[9]</sup>,因此通常要将床位间进行部分重叠,以改善图像均匀性和噪声状态。但床位重叠并不能恢复所有的图像非均匀性和消除所有高噪声,尤其是在低计数状态及图像末端没有床位重叠的部位。因此,每个床位的边缘部分往往因为高噪声而产生定量计算的错误<sup>[10]</sup>。本研究中 SS 模式 2 个床位间重叠约 43%,图像末端约有 12.54 cm 的长度没有重叠。SS 模式图像末端腿部肌肉组织 SUV<sub>max</sub> 明显高于 CBM,表明 SS 末端图像噪声明显增加。本研究的 2 种采集模式对病灶的检出率相当,对正常组织和病灶的图像质量也没有明显差异,但 CBM 评价末端图像质量表现优于 SS,与以往研究结果相符<sup>[1,5]</sup>。

本研究表明,CBM 采集模式明显优于 SS,其采集参数设置灵活方便,与 SS 需通过改变床位数来确定采集范围不同,CBM 定位准确,在特定范围内能减少不必要的 CT 扫描范围,从而降低 CT 辐射剂量(若两者扫描范围相同,CBM 则不具有此优势);CBM 的病灶检出率、病灶和正常组织的整体图像质量及 SUV 均与 SS 无明显差异,且末端图像质量明显优于 SS。因此,对于具有 CBM 采集模式的 PET/CT 仪,CBM 可作为常规模式应用。但需注意,本研究采用特定采集范围的模拟采集方案对 CBM 和 SS 的采集长度及 CT 辐射剂量进行比较,与实际的临床采集方案可能存在一定差异,临床显像时应根据实际情况进行分析。

**利益冲突** 所有作者均声明不存在利益冲突

### 参 考 文 献

[1] Osborne DR, Acuff S, Cruise S, et al. Quantitative and qualitative comparison of continuous bed motion and traditional step and shoot PET/CT[J]. Am J Nucl Med Mol Imaging, 2015, 5(1): 56-64.  
[2] van der Vos CS, Koopman D, Rijnsdorp S, et al. Quantification,

improvement, and harmonization of small lesion detection with state-of-the-art PET[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2017, 44 (Suppl 1): 4-16. DOI:10.1007/s00259-017-3727-z.  
[3] Panin VY, Smith AM, Hu J, et al. Continuous bed motion on clinical scanner: design, data correction, and reconstruction[J]. Phys Med Biol, 2014, 59(20): 6153-6174. DOI:10.1088/0031-9155/59/20/6153.  
[4] Acuff SN, Osborne D. Clinical workflow considerations for implementation of continuous-bed-motion PET/CT [J]. J Nucl Med Technol, 2016, 44(2): 55-58. DOI:10.2967/jnmt.116.172171.  
[5] Schatka I, Weiberg D, Reichelt S, et al. A randomized, double-blind, crossover comparison of novel continuous bed motion versus traditional bed position whole-body PET/CT imaging [J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2016, 43(4): 711-717. DOI:10.1007/s00259-015-3226-z.  
[6] Rausch I, Cal-González J, Dapra D, et al. Performance evaluation of the Biograph mCT Flow PET/CT system according to the NEMA NU2-2012 standard[J]. EJNMMI Phys, 2015, 2(1): 26. DOI: 10.1186/s40658-015-0132-1.  
[7] 宋天彬,卢洁,崔碧霄,等. TOF-PET/MR 和 TOF-PET/CT 在体部恶性肿瘤 SUV<sub>max</sub> 值的比较[J]. 中国医学影像技术, 2017, 33(9): 1401-1406. DOI:10.13929/j.1003-3289.201705157.  
Song TB, Lu J, Cui BX, et al. Comparison of SUV<sub>max</sub> of TOF-PET/MR and TOF-PET/CT in body malignant tumor[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2017, 33(9): 1401-1406. DOI:10.13929/j.1003-3289.201705157.  
[8] 刘莉,张建,左长京,等. <sup>18</sup>F-FDG PET/CT 双时相显像在胰腺癌与胰腺炎性病变鉴别诊断中的价值[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2017, 37(8): 449-455. DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2017.08.001.  
Liu L, Zhang J, Zuo CJ, et al. Clinical value of dual-phase <sup>18</sup>F-FDG PET/CT for differentiating pancreatic cancer from pancreatitis [J]. Chin J Nucl Med Mol Imaging, 2017, 37(8): 449-455. DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2017.08.001.  
[9] Pajevic S, Daube-Witherspoon ME, Bacharach SL, et al. Noise characteristics of 3-D and 2-D PET images[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1998, 17(1): 9-23. DOI:10.1109/42.668691.  
[10] Karakatsanis NA, Lodge MA, Tahari AK, et al. Dynamic whole-body PET parametric imaging: I. Concept, acquisition protocol optimization and clinical application[J]. Phys Med Biol, 2013, 58(20): 7391-7418. DOI:10.1088/0031-9155/58/20/7391.  
(收稿日期:2018-07-11)