

探讨床位变化对 SPECT/CT 同机图像融合质量的影响

程木华 张峰 陈谊 吴春兴 陈维真 张勇

(中山大学附属第三医院核医学科 广州 510630)

摘要 将线状排列的放射性点源模型置于新、旧床托上,在无负荷、带负荷状态下分别进行 SPECT/CT 采集,进行 SPECT/CT 同机图像融合处理,然后用图像剖面定量软件分析 SPECT 与 CT 融合图像偏差程度。结果显示,采集床上无重量负荷时同机图像融合配准非常准确,两种图像中心偏移仅 (1.37 ± 0.96) mm。加载 25 kg 重量负荷后床位移动过程中 Y 轴会出现偏差,新、旧床托上模型的 SPECT 与 CT 图像中心的偏移分别为 (2.21 ± 1.32) mm、 (3.26 ± 1.52) mm,两者差异有统计学意义($P < 0.05$)。两种床托在 25 kg 负荷与零负荷时,同机融合图像的偏离均有显著差异($P < 0.05$),最大偏差 6.0 mm。表明在负荷状态下床位变化可导致 SPECT/CT 同机图像融合配准的偏差,影像图像融合质量。

关键词 仪器,显像,图像融合,质量控制

中图分类号 R445.5

SPECT 与 CT 设备的整合系统进行同机图像融合,克服了异机图像融合的许多缺点^[1-3]。但是,由于 SPECT 与 CT 采集的过程及方式不同,硬件配准等因素会影响同机图像融合质量。本文探讨 SPECT/CT 同机显像时,床位移动变化对两种图像融合质量的影响。

1 材料与方法

1.1 材料与设备

制作带塑料外套的放射性多点源,各点源中心间隔 2 cm,线状排列,长 40 cm(相当于一个探头视野)。使用 GE 公司的 Discovery VH 型 Hawkeye 双探头 SPECT/CT 仪。放射性核素为 $^{99m}\text{TcO}_4$ 。

仪器常规质量控制检测包括 SPECT 和 CT 日常质量检测,以及探头旋转中心检测(探头的 0° 位及 180° 位,1024 矩阵采集静态图像),检测结果须达到仪器出厂的硬件允许范围。

1.2 带外套单点源 SPECT/CT 显像检测硬件 Y 轴偏差

取放射性 ^{99m}Tc 点源 1.48×10^7 Bq,体积小于 0.1 mL,放入硬塑料外套,置于采集床中间的中心位置上,设置 Hawkeye 于常规 SPECT/CT 采集模式,采集矩阵 128×128 ,放大倍数 1.0。以最小旋转半径进行 SPECT,再进行 CT。

1.3 多点源模型的 SPECT/CT 显像检测

对不同床托,在 25 kg 负荷和无负荷情况下,按长轴方向把点线源放在采集床中间,采集 SPECT/CT 显像数据。设置 Hawkeye 于常规 SPECT/CT 采集模式,先进行 X 线扫描,定位 CT 采集范围为 40 cm 后,按默认设置自动进行 CT 采集 10 min。再以最小旋转半径进行 SPECT 采集,采集条件为:矩阵为 128×128 ,放大倍数与 CT 一致(1.0),每 6° 采集一断层投影,每帧采集 20 s,双探头断层旋转 360° ,共得 60 帧断层投影图像。

1.4 图像处理

1.4.1 旋转中心偏移(RCE)计算

分别调取 1 号探头及 2 号探头的 0° 位的 A 及 180° 位的 B 静态图像,调用 Profile 软件进行分析,由剖面曲线的最高放射性计数点的像素位置 Pa, Pb,按 $RCE(\text{mm}) = 1.105 \times (1024 + 1 - Pa - Pb) / 2$ 计算旋转中心的偏移,其中 1.105 为 1024 矩阵的像素尺寸。

1.4.2 点源模型图像重建及图像融合检测

对点源及点线源模型断层数据进行 OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization,有序子集最大期望值法)图像重建处理,用图像融合软件调用重建的 SPECT 断层图像与 CT 融合数据,进行自动配准的同机图像融合,分别显示点源断层图像、

CT 图像及两者的融合图像。用定位光标选择横断面图像中第 1 个点源,再调节冠状面及矢状面图像,使点源及外套清晰显示在画面内,设置 Collect 保存,依次保存其他点源的 SPECT/CT 融合图像。对保存融合图像,先目测图像融合的吻合情况,然后用 profile 软件分别测量横断面点源核素断层图像、点源外套 CT 图像的中心位置,比较两图像中心位置的偏离程度,定量分析两者图像融合配准程度。

1.5 统计学处理

应用 SPSS 8.0 统计软件对三组数据进行 One-way 方差分析及两两比较, $P<0.05$ 为判断有显著意义,数据以 $\bar{x}\pm SD$ 表示。

2 结果

探头 1 号和 2 号的低能峰值分别为(140.4±0.26)

keV 和 (139.9±0.12) keV, 能量分辨率分别为 (9.53±0.09)%、(9.76±0.13)%, 固有均匀性分别为 (2.37±0.11)%、(2.38±0.19)%, 仪器旋转中心偏移均值为(1.16±0.12) mm, 均在设备允许范围内。

带塑料外套放射性点源模型,在无任何附加条件下,横断面、冠状面、矢状面图像均显示放射性点源与外套 CT 图像融合良好(图 1)。

用点线状放射源,在不同条件下进行 SPECT/CT 采集,在新、旧床 25 kg 负荷与无负荷比较,线源模型的 SPECT/CT 图像的中心点位置偏离差异有统计学意义(表 1)。在 25 kg 负荷时 Y 轴两图像中心最大偏移为 6.0 mm,有些放射性点源图像甚至偏离到外套 CT 图像的上方(图 2)。新床托在负荷状态下的 SPECT 与 CT 图像中心点位置偏离明显小于旧床托上的图像偏离,差异有统计学意义($P<0.05$)。

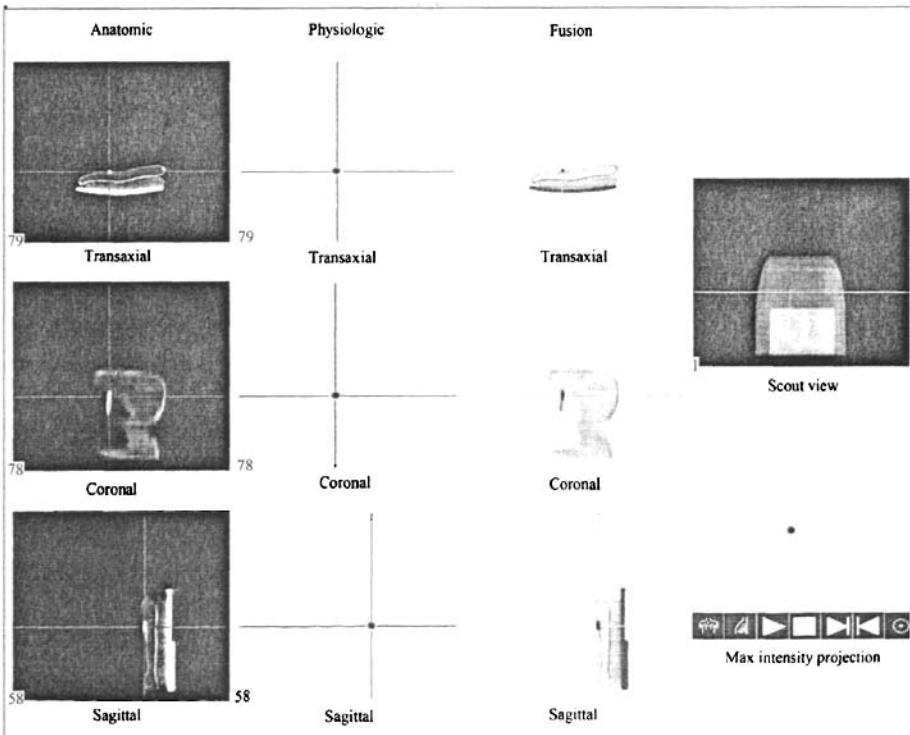


图 1 采集床无负重时,点源的 SPECT/CT 同机采集及两者的融合图像
Fig.1 Hybrid SPECT/CT acquisition and image fusion for a point source of ^{99m}Tc and a patient bed without load.

表 1 零负荷与 25 kg 负荷条件下线源模型 SPECT/CT 图像中心点偏离(mm)的差异
Table 1 Deviation (in mm) of center position of SPECT and CT images for a linear source and different patient beds.

床托 Bed sets	零负荷 No load	25 kg 负荷 25 kg loads	P value
旧 Old	(1.37±0.96)	(3.26±1.52)	< 0.001
新 New	(1.35±0.97)	(2.21±1.32)	< 0.05

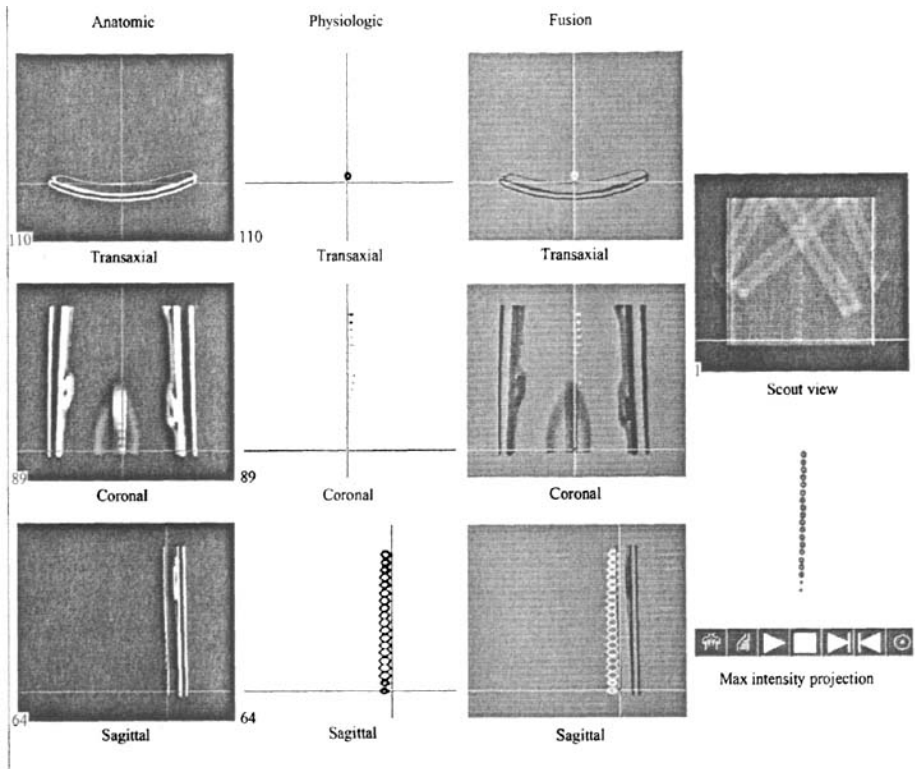


图 2 带外套点线源 SPECT/CT 同机显像及两者的融合图像
Fig.2 Hybrid SPECT/CT acquisition and image fusion for a linear source of ^{99m}Tc and a 25-kg loaded patient bed.

3 讨论

解剖图像与功能图像的同机图像融合，能提高诊断质量和效率^[1,2]。但由于成像系统的原理不同，图像采集方式、格式以及图像空间与时间特性都有很大差别，医学图像融合技术存在许多尚未解决的技术难题^[2,3]。同机图像融合设备将 CT 球管、探测器及伽玛照相机装在同一旋转机架上，可保持患者位置不变情况下，进行 SPECT 和 CT 同机检查，通过硬件配准进行准确图像融合，从根本上克服了异机图像融合中的许多难题^[4,5]，使图像融合技术发生了根本性变化^[6]。但是研究表明同机显像技术，仍有融合图像不匹配情况发生^[5,7]，除受检者生理性器官移动(如呼吸运动造成的肺融合图像偏差)^[7]等因素外，SPECT 与 CT 硬件配准误差也会导致图像融合出现明显偏差。Nomayr 等^[5]对椎体进行 SPECT/CT 骨同机显像研究表明，单纯以硬件为基础的图像融合，仍存在 X,Y,Z 轴图像融合偏移。

为检测两种显像时床位 Y 轴位置偏差对图像融合配准的影响，我们设计了带塑料外套的放射点源模型，把点源按 SPECT 探头 X 轴方向排列成线状，点源等间隔 2 cm，并在采集床上添加一定负荷，模

拟人体长条状椎体进行 SPECT/CT 采集。实验前对仪器进行了日常质量控制及 CT 质量控制检测，排除显像部分对图像融合质量的影响。对线状源模型 SPECT/CT 采集，定量分析结果显示无重量负荷时，Y 轴两种图像中心偏移仅 (1.37 ± 0.96) mm，最大 2.0 mm，但在重量负荷时 Y 轴两图像中心偏移 (3.26 ± 1.52) mm，各点偏移程度与采集床没有负重情况的偏移程度差异具有显著意义，其中最大偏移 6.0 mm，融合图像显示放射性点源完全在点源套外面，说明床位在重力作用时向下偏移对同机图像融合准确性及融合质量有影响，此结果与国内外学者^[5,8]研究结果基本一致。Nomayr 等^[5]对椎体骨显像的临床研究分析，同机图像融合的偏差，可能存在病人位移等干扰因素，而朱家瑞等^[8]研究结果提示负荷 50 kg 时图像融合偏差最大为 11 mm，可能是由于研究使用的负荷不同造成结果差异，他们没有比较不同床托位置对图像融合质量的影响。本文利用带外套点线状源定量分析，在不同床托位置及比较 25 kg 负荷与无负荷情况下，SPECT 与 CT 图像融合的偏差情况，但是应用断层显像方法时，由于 SPECT 断层采集的图像矩阵最大只能设置为 128×128 ，分辨率有限，影响了测量的精确性。其

次,需要设计规范、专用的放射线源检测模型,精确分析 SPECT 功能图像与 CT 图像融合的配准程度。此外,目前没有相应的硬件质量控制与检测技术的规范,两类设备同机硬件偏差的容许范围等硬件标准需进一步研究探讨。

图像融合的目的是作出功能图像的定位判断^[4,9],如 SPECT 阳性病灶是在腹壁还是腹腔内,是胸膜还是肺组织内。但是当图像融合发生偏移,过度依赖融合图像的定位,可能会导致临床致命性判断错误,例如本研究显示床位下偏最大 6 mm,如果病在胸膜上,在融合图可能会定位到胸膜外导致判断错误。所以,需定期对 SPECT/CT 系统的图像融合进行质量评价,定期对融合硬件进行质量控制,有利于保证图像融合的准确性。例如, SPECT/CT 设备的旧床托偏低,在负重情况下 SPECT 与 CT 融合图像中心偏移(3.26 ± 1.52) mm,最大达 6.0 mm,更换调高的新采集床托后,融合图像中心偏移缩小为(2.21 ± 1.32) mm,较调整前显著改善,提高了图像融合的准确性。

总之,图像融合的质量除人为因素外,床位变化等硬件因素也可导致图像融合偏差,日常工作中应定期进行图像融合的质量控制。进行融合图像分析时,需注意患者重力(尤其肥胖者)导致采集床位置下移对图像融合质量的影响。

参考文献

- 1 Keidar Z, Israel O, Krausr Y. *Semin Nucl Med*, 2003, 33: 205-218
- 2 卢 键, 胡志忠, 杨如乃. 上海生物医学工程, 2006, 27(3): 163-167
LU Jian, HU Zhizhong, YANG Runai. *Shanghai Biomed Eng*, 2006, 27(3): 163-167
- 3 Townsend D W, Cherry S R. *Eur Radiol*, 2001, 11(10): 1857-1858
- 4 Pfannenberger A C, Eschmann S M, Horger M, *et al.* *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2003, 30(6): 835-843
- 5 Nomayr A, Romer W, Strobel D, *et al.* *Nucl Med Commun*, 2006, 27(6): 521-528
- 6 O'Connor M K, Kemp B J. *Semin Nucl Med*, 2006, 36(4): 258-266
- 7 Zaki M, Suga K, Kawakami Y, *et al.* *Nucl Med Commun*, 2005, 26: 465-474
- 8 朱家瑞, 王新强, 王 伟, 等. 中华核医学杂志, 2004, 24(1): 53-54
ZHU Jiarui, WANG Xinqiang, WANG Wei, *et al.* *Chin J Nucl Med*, 2004, 24(1): 53-54
- 9 Ingui C J, Shah N P, Oates M E. *Clin Nucl Med*, 2006, 31(11): 665-672

Influence of fusion quality of SPECT/CT hybrid imaging by load change of patient's bed

CHENG Muhua ZHANG Feng CHEN Yi WU Chunxing CHEN Weizhen ZHANG Yong

(Nuclear Medical Department, No.3 Hospital Affiliated to Sun Yat-sen University, Guangzhou 510630, China)

Abstract A ^{99m}Tc linear source was made with a plastic cover, and SPECT/CT imaging was performed with a GE Hawkeye hybrid system and patient's beds under load or nothing. The two kinds of data acquired were reconstructed and fused, and the deviation was quantitatively analyzed by the profiling method. Without load on the patient's bed, the SPECT and CT images matched perfectly, with the SPECT image center being deviated from that of the CT image at only (1.37 ± 0.96) mm. Under 25-kg load, the deviation of SPECT and CT image centers was (2.21 ± 1.32) and (3.26 ± 1.52) mm for new and old beds, respectively, with the statistical difference of the deviations being $P<0.05$ between the new and old beds. For the new and old beds under the load or nothing, the deviation of SPECT and CT image centers was significant, $P<0.05$, with the largest deviation being 6.0 mm. These indicate that the position change of the patient's bed under load could result in deviation of the SPECT and CT image match, and affect the quality of image fusion.

Key words Scintigraphy, Tomography, Image fusion, Quality control

CLC R445.5