

SPECT的质量控制

(本文节选自ICRP第52号出版物“核医学病人的防护”中“设备的设计、仪器使用、质量保证与控制”一节,题目略有改变——编者)

根据器官断层摄影显示的基本原理,虽然SPECT的对比度和灵敏度比平面成像术闪烁明显地提高了,但是,其技术要求也高得多,这主要是由于通常使用的放射性药物的特性限制了可用于重建图像的光子数,还由于病人能接受的放射活性受到限制。平面 γ 相机与旋转技术的结合,已明显地提出了图像质量及其解释等有关问题。关于图像的质量标准,以及用于质量控制评价的合适模型正在研究中。

为了保证可接受图像的质量而对普通 γ 照相机所进行的那些测试用于SPECT是不够的,对图像诊断质量最有害的四个因素是照相机的非一致性、旋转几何轴线与照相机头的电轴不一致、机械性能的不稳定性和电气性能的不稳定性。普通的非一致性,在旋转照相机产生的重建断层图像中被放大了。这样的非一致性如果不进行恰当的修正,将可能在断层摄影图像中造成环形伪差。一些 γ 照相机的响应同照相机头与地球磁场之间的夹角有关。因此,只有那些具有磁屏蔽光电倍增管的 γ 照相机或者具有微处理器自动脉冲高度修正特性的 γ 照相机才能用于SPECT。

SPECT得到的数据,必须对 γ 相机的非一致性及照相机头与旋转中心轴的准直性进行修正。SPECT图像的质量还受到数据中“噪声”的严重影响,除非使用平滑滤波器,否则这种噪声会在重建过程中被放大,导致空间分辨力降低。在某些情况下,可以使用比平时更高的活性来降低SPECT图像中的噪声水平。影响空间分辨力的因素包括准直器的类型、滤波的情况以及旋转半径,其中旋转半径应尽量减小才能获得最好的分辨能

力。

在设备验收时,应进行某些机械性能检查,以后还应根据发生变化的可能性进行非经常性的例行检查,特别是当准直器发生移动和受到损伤时应注意检查。如果可能,应监测振动情况,以确认照相机头没有发生振动,然后才开始获取SPECT数据。

对于SPECT图像,应确定旋转角度增量的精度,对连续旋转的情况,还应测量旋转速度及其稳定性。床身应在旋转轴线上,其高度应经检查,头架亦应准直并经检查。旋转中心经测试以后, γ 照相机架不应再水平移动。

对闪烁相机的验收测试的详细情况感兴趣的读者,可参考下述报告:Adams, 1984; AAPM, 1980、1981; NEMA, 1980; Raff et al, 1984。

为了使SPECT系统的正常运行,有必要对设备的下述情况至少每周一次记录存档:

夹角的可靠性及检测器倾斜度:机械性能及电气性能的不稳定性将引起夹角可靠性和检测器倾斜度发生变化,这些变化会使图像质量变坏。

旋转中心:需要检查X和Y增益及其漂移。为了获得精确的断层截面图,旋转中心通常应稳定在一个像素的1/4或1.5mm以内。

一致性:对每一准直器与对该准直器使用的每种放射性核素,应仔细地建立相应的平面一致性修正矩阵。一个很大的计数值(约 3×10^7)将用于获得一致性修正图像。需要这样大的数值是因为一致性修正矩阵中的任何随机误差都会在断层图像中造成伪

差。为了避免高计数率时的饱和效应,用于填充一致性测试模型的放射活性应使死时间修正小于百分之几。必须使用一个均匀充填放射性材料的大圆柱模型定期测试一致性修正的效果。

[ICRP 52 1987; 17(4): 29~30]

(英文)宋世均译 编辑部校



044 单克隆抗体断层显像的探讨 [英] Spies SM...//Semin Nucl Med.—1987, 17(3).—267~272

在单克隆抗体 (MoAb) 显像中,动物体内的正常组织很少摄取显像剂,然而相应地在病人身上并不总是得到令人满意的结果。本文应用小鼠的T-101 MoAb (这种抗体能识别正常和异常T淋巴细胞上的抗原) 对皮肤T淋巴细胞瘤 (TCL) 的SPECT进行了评价。

用氯胺T法对抗体进行放射性标记,并对标记物进行游离碘、无菌、致热原和放免活性方面的检查。按照实验的要求,病人须符合下列标准:(1)证实T101对病人的CTCL有结合能力;(2)进行该实验前至少四周内未经过化疗及放疗;(3)病人对普通疗法确实无效。每位参加诊断实验的病人,在

像时连续注射185~370MBq (5~10mCi) 的¹³¹I-T101。而对以后需要进行治疗研究的病人可注射3.7~5.55GBq (100~150mCi)。用装有高能平行孔准直器的普通γ相机进行显像,将20%的对称窗置于364keV光峰处,显像时间是5分/帧,除了模拟显像外,全部静态图像均由64×64矩阵的数学计算机系统处理。作者同时精选了几例病人进行断层显像。断层显像是在装有中等能量平行孔准直器的SPECT (GE400ACT) 中进行,每帧断层资料的采集是由分布在360°圆周上128个同等空间角度的样本组成。采集矩阵是64×64,每次投照时间20秒,全部采集时间约为50分钟。资料采集完后,还要对原始投影资料库进行校正,以便修正视野的不均匀性和旋转中心造成的置零误差。均匀校正的矩阵模型是由一项3亿计数的泛源实验对一个伸展型的装有^{99m}Tc的放射源进行显像得到。由计算机处理

的64×64的校正矩阵通常用来校正全部图像资料。泛源校正后,每帧投影沿X轴平移,使显像系统的机械中心对准矩阵中心。这个中心的位置是由一个点状^{99m}Tc放射源经SPECT采集32个角度的样本而确定的。

空间滤波技术的应用改善了临床SPECT的显像,已被广泛接受。作者的改进设想是:(1)按照上述方法均匀化和增补校正之后,用一个九孔加权平滑探头在一定的空间内对校正后投影资料进行滤波。对称带滤波器对资料有影响,但由于计算速度快和运行简单,还是被选用了;(2)横断切面的图像资料用标准反卷积投影技术处理,切面的矩阵是64×64×8位;(3)显像的临床评价是由于插入了横切面128×128×8位的资料所产生。

作者用上述方法获得了CTCL的典型显像图,经横断层和冠状显像证明其摄取异常部位是在左腔壁。这种异常摄取也能用平面显像获得,但SPECT对这种异常摄取的程度有更好的评价。作者还完成了许多T-101试验病人的肝SPECT显像,并发现其能评价疾病的程度。

[赵大猷摘 卢佩章校]

045 利用环型SPECT 制作脑血容量/脑血流量影像的尝试 [日] 外山 宏...//核医学.—1987, 24(11)—1689~1692

有些学者利用PET测得脑血流量 (CBF) 和脑血容量 (CBV) 之比与脑摄氧率 (OEF) 成负相关。本文利用环型SPECT代替PET在短时间内测定CBVe和CBF,并独立编制程序,脱机制成CBV/CBF的图像。

CBF和CBV图像的制作:前者系吸入¹³³Xe 1.85~2.22GBq (50~60mCi) 后,使用高灵敏度准直器测量,依照Kanno和Lassen法用32×32个像素表示每分钟脑血流量;后者系体内标记^{99m}Tc-RBC后用高分辨率准直器测量,以64×64个像素的计数来表示。

测量时以患者头部平行于OM线的断层面定位预先给患者静注PYP,然后令其吸入¹³³Xe,测定CBF后,立即静注^{99m}TcO₄⁻ 555MBq 每项一次收集MO线以上20、55、90mm三个断面面的数据。

CBV/CBF图像的制作:将收集到的数据输入微型计算机,并在显示器上以16种颜色来表示其计数,然后计算其CBV/CBF的比值并作成图像。