

带计算机 γ 照相机的质量控制

Wegst AV and Erickson JJ

摘 要: 介绍了美国医学物理学会1991年发表的带计算机 γ 照相机质量控制的报告。内容有质量控制的目的和试验频率、均匀性、线性、空间分辨率、计数率响应、多窗空间、计算机定时和软件评价的验收试验、操作检测、结果评价、可信限和其他措施。

一、质量控制(以下简称质控)

1. 目的

γ 照相机及带计算机的 γ 照相机的性能参数,大部分是可测的,但某些试验仍依赖于图像的视觉评价。由于计算机的多面性和复杂性,使之不可能对每个错误进行评价。为此,读者应对各种技术评价及临床解释有一定的理解。

质控的基本目的一是为了提供给技术员及医生一个保证,使临床研究中的图像能正确反映病人体内放射性药物的分布;二是帮助成像的正规操作,并提供维修的需要。

本文许多试验主要叙述 γ 照相机的质控。“模拟图像”是指未经计算机处理由 γ 照相机收集的图像。

2. 试验频率

指导正确的检测基本上每天或每周进行,而更完整的验收和参考试验则需要更长的时间。详见表1。

二、质控试验

1. 工作记录

带计算机 γ 照相机的质控项目中,必须有工作记录。它包括所有的常用信息,如生产厂家,模型,系列数据,维修项目及安装信息。对计算机系统,软件的信息,每个独立软件包的版本数目,软件的数据更新或增补等一切记录必须记载。

2. 物理检测

表1 试验频率

试验项目	验收	操作(频率)
工作记录	✓	×
物理学检查	✓	✓ (每天)
固有均匀性		
(^{99m}Tc 临床脉冲高度分析)	✓	✓ (每天)
(^{99m}Tc 非校正均匀性)	✓	✓ (每周)
(^{99m}Tc 偏移PHA窗)	✓	✓ (三个月)
其他同位素	✓	✓ (三个月)
线 性	✓	✓ (每周)
空间分辨率	✓	✓ (每周)
计数率响应	✓	✓ (六个月)
空间分辨和均匀性		
(75 000计数/秒)	✓	✓ (三个月)
计算机定时	✓	✓ (六个月)

任何质控检测首先是仪器的可视检测。原件松散和损坏必须记录并反映给厂家。安装中,一系列硬件诊断程序通常由厂家维修工程师调试,实验的成功与否需记录。大多数情况下,由于某一原因使诊断程序出错,常见的是硬件与程序结构不匹配。任何出错须得到维修工程师的检查分析并给予记录,以便类似错误在今后被预见。

三、均匀性

泛像的均匀性是一般 γ 照相机操作的灵敏检测的一种方式,同样亦是带计算机 γ 照相机的重要检测项目,其功能的故障常间接表现为泛像的非均匀性。因此,日常泛像检测是基本质控项目。

均匀性试验分二项,即无准直器的固有

均匀性和有准直器的外在(或系统)均匀性。固有均匀性检测只评价 γ 照相机形成图像的能力无需考虑准直器。非固有均匀性将不再讨论,其评价过程与固有均匀性相同。但要注意数据采集中要保证源是均匀的。

1. 操作检测

固有泛像均匀性检测是用标准模型采集一个或多个泛像。因为该试验是检测均匀性的变化,所以应用同样的准直器。

(1)材料:只需适当的放射源。若采集固有泛像需在晶体边缘加上铅屏蔽。

(2)步骤:将 γ 照相机置于模拟图像采集状态。采集1帧 64×64 矩阵静态图像。每天进行泛像的视觉评价,采集总计数为3兆,每周为14兆以作定量评价(注:该采集方式在每个像素上产生大约310计数。所以8位字节模式采集是不够的,需用字模式)。

(3)结果评价: a.视觉评价:标准显示模型可用于图像的可信评价。采用感兴趣区分析,以决定每像素的平均计数。这样,任何大于平均数的像素加上二个标准差,任何低于平均数的像素减去二个标准差,显示出不同颜色或灰度。最后的检测图像显示后,需检查其非均匀性,亦需检查图像的X、Y方向上的线性伪像,这可指出模数转换中的故障; b.定量评价:若计算机系统提供了适当的软件,可计算 γ 照相机有效视野的积分和微分均匀性。若软件包是不可利用的,则可用下面的常规图像处理软件去计算大致的积分均匀性: I、九点加权平滑法

$$\begin{vmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{vmatrix};$$

II、决定最大(IMAX)和最小(IMIN)的像素计数,其积分均匀性(IU)可近似地计算

$$\text{为: } IU = \frac{IMAX - IMIN}{IMAX + IMIN}$$

(4)可信限: a.视觉评价:若图像中出现严重缺陷,就必须考虑其临床应用的可靠性; b.定量评价:没有固定的去除值给出均

匀性的指数,因为它依赖于 γ 照相机的质量。大多数可调式 γ 照相机的积分均匀性范围在4%~6%。同时,重要的是每天所得数值应无显著变化。

(5)其它措施:若照相机的均匀性和线性有故障,需要维修。

(6)附加内容:如有可能,所用的 γ 照相机的质控应包括不用均匀性校正线路的泛像采集。当图像质量明显下降时,需重新调试。新的系统需定期获得校正矩阵。

2. 验收试验

安装及定期试验后,照相机还需进行更严格的试验。这些试验将用于揭示出临床上易被忽视,但会降低图像质量的故障。除一般的泛像,还需对 γ 照相机进行下列验收试验: ^{99m}Tc 光峰脉冲高度分析、不同窗宽度、 ^{99m}Tc 偏移脉冲高度分析窗、其它的放射性核素、其它脉冲高度分析等试验。这些图像应由计算机采集,并进行定量评价,以便建立基线值与定期参考试验值进行比较。

(1)材料:同1中的(1)。

(2)步骤:将 γ 照相机和计算机置于泛像静态采集状态。 a. γ 照相机的均匀性:采集固有泛像,用 64×64 或 128×128 矩阵,计数至少为13兆; b.适当的模数转换操作试验:在每个数字矩阵中,采集30兆计数,例 64×64 , 128×128 , 256×256 ,则在单个像素中将产生9300, 2300, 580的计数。若计算机系统不能容纳如此多的像素计数值,那么就在每个矩阵中尽可能取最大的计数值。

(3)结果评价: a. γ 照相机的均匀性:对每个图像进行均匀性的定量评价,视觉评价,可避免在模拟图像中出现一些不该出现或异常的错误; b.适当的模数转换操作试验:无需定量评价,图像经调整,以显示高对比和检测泛像的水平及垂直线条。

(4)可信限: a.视觉评价:虽然计算机图像不应出现模拟图像上所没有的缺陷,但其高灰度级能力使低灰度级胶片图像中看不

出的缺陷显像出现。若在模拟图像中显出缺陷,它必须在正常灰度级的10%~15%,而在计算机图像中出现缺陷,灰度值小于正常的5%。即使某些系统经调整,采集30兆计数的图像试验亦会在模数转换试验中出现线性伪像;b.定量评价:若对新的 γ 照相机进行验收试验,所得积分或微分均匀性的结果至少要与厂家所公布的相一致。

(5)其他措施:模拟图像中未出现而数字图像中出现的缺陷需反映给厂家。若可能,需对模数转换的伪像进行校正。

四、线 性

带计算机的 γ 照相机在进行线性定量测定时,需要特殊软、硬件。根据NEMA试验说明书,进行一系列测量以提供有用的信息。

线性是 γ 照相机精确再现线源图像的一种能力,通过铅栅模型进行成像评价。

1. 操作检测

(1)材料:一般用于检测计算机的模型要比模拟图像中使用的要粗而大,即用粗铅栅。点源约为7.5MBq(200 μ Ci)的 ^{99m}Tc 。

(2)步骤:置 γ 照相机为模拟线性评价状态,用计算机静态采集,矩阵为128×128,总计数为3兆。若有可能,同时采集模拟和数字图像。用PLES或Hine-Duley模型,可将模型旋转90°,采集第二帧图像。

(3)结果评价:a.视觉评价:对数字图像要检测其在模拟图像中没有出现的局限性失真,也可用计算机产生垂直和平行于铅栅模型的剖面图像以助视觉评价,从而消除电视显示的失真;b.定量评价:没有特殊的软件和铅栅模型,就无法得到详细的线性定量评价。

(4)可信限:数字图像和模拟图像都可显示出铅栅模型中的局限性非线性区域,但不存在明显差别。图像的稳定性是很重要的。

(5)其他措施:若数字图像中出现模拟

图像所没有的扭曲,必须进行修理或调整。

2. 验收试验

验收试验中,线性评价应与常规评价一致。若用铅栅模型,需在两个方向上成像,以测出X、Y方向上的失真。

五、空间分辨率

目的是确认两个相互接近的放射源是分开的而并非单个强源的能力。可用几种方法描述。从线源图像中得到的线性分布函数的半高宽(FWHM)是常用的测量方法。

1. 操作检测

(1)材料:铅栅模型和点源。

(2)步骤:置计算机为最佳数字矩阵静态图像的采集状态(如256×256),图像至少放大2倍,总计数为2兆。

(3)结果评价:检测计算机系统,使在模拟图像上可见的最小缺损亦显示在数字图像上。

(4)可信限:数字图像的空间分辨率应和模拟 γ 照相机一样,但必须认识到数字矩阵会降低数字分辨率。

(5)其它措施:若数字图像中出现模拟图像所没有的分辨率降低,就需检修。

(6)附加内容:从规则铅模型上采集到的图像,在计算机内数字化需依赖于数字矩阵及 γ 照相机数字化图像的大小。若原始矩阵太密,采集图像将显示出Moire图像,似通过准直器采集的模拟图像,或者不清晰,因为铅栅模型被模糊了。表2列出了不同数字矩阵大小所需的栅宽度。

从表2可看出,若有一个能在模拟图像中分辨出2mm条宽的大视野 γ 照相机,其放大因子至少为2.0,矩阵为256×256,才能在数字图像中分辨出铅栅模型。

2. 验收试验

(1)材料:一块3mm厚铅板,其上有很多彼此相距30mm的1mm宽的缝隙,或用两个相距大约30mm相互平行、小于1mm宽的两

表2 可探测的栅宽度

γ照相机视野 放大倍数 矩阵大小	40.00cm			20.00cm		
	1.00	2.00	2.50	1.00	2.00	2.50
512.00	1.56 (mm)	0.78 (mm)	0.63 (mm)	0.78 (mm)	0.39 (mm)	0.31 (mm)
256.00	3.13	1.56	1.23	1.56	0.78	0.63
128.00	6.25	3.13	2.50	3.13	1.56	1.25
64.00	12.50	6.25	5.00	6.25	3.13	2.50

条^{99m}Tc线源,一个^{99m}Tc点源为7.5MBq(200 μCi)。

(2)步骤:将铅栅模型置于无准直器的γ照相机上。在计算机上仔细标出缝隙的水平轴和垂直轴。用点源,γ照相机离源的距离必须为5倍的探测器直径,用临床PHA条件(如20%宽,中心为140keV)。计算机放大倍数为2.0~2.5,用最佳的数字矩阵。至少记录10 000计数,才能在峰值道内产生一个采集图像。将铅栅旋转90°,采集两张图像,测量X, Y的分辨率。

(3)结果评价:采用曲线分析软件,产生一个通过缝隙和线源至少宽为5个像素的曲线。得到曲线上数据点的数值并记录在图纸上。计算两个线性分布函数的FWHM。像素的标准毫米数可从缝隙间或源间的空间距离及线性分布函数顶点间的像素数目中得到。

(4)可信限:固有空间分辨率的计算至少要与厂家标准一致。分辨率为X, Y方向上的平均数。

(5)其它措施:任何出厂特性或区域性分辨率的降低需反映给厂家,予以纠正。

(6)附加内容:分辨率的测量方法也可用于具有准直器的γ照相机的系统测定。对高能准直器,厚的间隔会出现问题,所以最好使用平行线源。在远离准直器表面10cm处,厂家计算出特定的分辨率。有无散射反应,可通过在铅栅模型或线源和准直器表面之间放置一些塑料来检测。

六、计数率响应

计算机提供大量的临床研究分析,其定量的准确性依赖于图像的计数及变化反映在人体内的强度变化。γ照相机在固有死时间内失去一些计数,此外,由于数据转换率,计算机丢失更多的计数。多数情况下,系统的死时间不应多于模拟照相本身。

1. 操作检测

没有特殊的试验作为每天、每周或每个月计数率响应的常规。评价这一参数的所有试验,3个月或半年进行一次。在验收期间重复进行是必要的。

2. 验收试验

(1)步骤:模拟γ照相机图像中有五个值得感兴趣的操作参数。a.观察到的最大计数率;b.有无散射计数响应;c.有无散射时收入计数20%被丢失时的观察计数率;d.75 000计数/秒时的空间分辨率;e.75 000计数/秒时泛源视野的均匀性。若可能,计算机系统的检测应与模拟系统相同。散射的出现只影响模拟照相机的操作。

最大观察计数率:将γ照相机和源置于最大计数率模拟测量状态,计算机为每秒30帧动态采集状态。启动计算机采集,并从3米远逐渐将源移向γ照相机,源要移动3米距离,并通过数据采集30秒内计数率最大的一点。采集完成后,在整个数字图像上画感兴趣区,并划出每一帧的计数率。最大计数率可从最大计数的图像中得到。记下其数值可作为

以后的参考。

固有和系统计数率响应(死时间):在验收 γ 照相机时,两种死时间测量都必须进行。两种测量都采用两个放射源,区别是源的结构和 γ 照相机的准直器,一个用无散射源和无准直器,另一个则用散射源和加准直器。

两个源的死时间检测和 γ 照相机部分叙述的一样,死时间的分析和测定与模拟照相机一致。图像的总计数包括本底、第一个源、复合源和第二个源,复合源的计数率大约有观察值的20%计数丢失。

(2)结果评价:计算机系统的 γ 照相机与单纯 γ 照相机的死时间数值无明显差别($<10\%$)。

(3)其它措施:若带计算机 γ 照相机与模拟 γ 照相机计数率响应出现明显差别,需检修。

(4)附加内容:数字采集的初始化和调整对带计算机 γ 照相机的死时间测量有很大影响。若模拟图像用该方法数字化,即一些模拟图像并未包括在数字图像中(遗漏或增益),此区域的计数需在采集的图像中经计算机处理。用放大的方式采集效果是相同的,此结果在临床应用上很重要,即从特定的解剖区域采集放大的图像,如心脏。但其它解剖区域亦有放射性未被计算机显像,如胃和脾。此种情况,显著的计数率响应常可由来自外部放射性经屏蔽的 γ 照相机而明显增加。

七、75 000 计数/秒时空间分辨率和泛源均匀度

(1)材料:在注射器内吸取 80MBq (2 mCi) 的 ^{99m}Tc 。

(2)步骤:除非更高的放射性强度,这些试验同在低计数率情况下的系统评价是一样的,若 γ 照相机有特殊的高计数率模式,这些试验都应该进行。

(3)结果评价:同均匀性结果评价。

(4)可信限:a.视觉评价:在高计数率

状态下,会有视觉效果的降低,临床上应避免使用该系统出现的缺陷;b.定量评价:无固定去除值可给出均匀性指数,因为它依赖于 γ 照相机的性能。大多数适当可调的新式 γ 照相机有一低计数率的积分均匀性,范围为4%~6%,高计数率增加1%~2%。

(5)结果评价:有时用高计数率方式进行数字图像采集明显比用低计数率方式的分辨率和均匀性差。若无相应模拟图像的降低,除模拟图像成像电子线路外,系统的其它部分可能有错。

(6)其它措施:用高计数率方式,均匀性或空间分辨率严重下降,需反映给厂家,图像需注释并记录在案。

八、多窗空间

1. 操作检测

(1)材料:一个7.5MBq (200 μCi)的 ^{67}Ga 放射源,置于6mm厚、底有3mm直径孔的容器内,或作为点源的小注射器。

(2)步骤:置 γ 照相机于 ^{67}Ga 模拟图像采集状态。计算机为256 \times 256矩阵,采集3个图像,放大系数为2.0~2.5,依次分别从93, 184, 256keV的能峰值采集3个图像,峰道内计数至少为10 000。

(3)结果评价:显示数字图像,用曲线分析计算机系统软件,用最大计数确定像素的X, Y位置。若不同能量光子的图像间不存在移位,3个图像的光峰位置应一致,若各图像的位置不同,等效空间位移在检测空间分辨率过程中,可从校正决定因素计算出来。

(4)可信限:变化 $>\pm 2\text{mm}$ 将改变图像。

(5)其它措施:若匹配有问题,需检修。

2. 验收试验

须在安装及大修后进行。

九、计算机定时

1. ECG门控

计算机的门控系统包括硬件和软件,检测操作如下。

(1)材料:约100MBq (3mCi) 的 ^{99m}Tc 点源。

(2)步骤:在正常人身上接出心电图。在加准直器的 γ 照相机视野内放上约100MBq (3mCi) 的点源,用同样的采集参数进行门电路心血池采集。

(3)结果评价:在点源的图像上画感兴趣区。产生一个感兴趣区的计数与图像曲线。打印出曲线的数值和计算出曲线的前3/4处的平均数及平均数的变化。

(4)可信限:曲线的前3/4处应平滑,后1/4由于志愿者的心率不齐可能会降低,平均值基于单个图像的长度;收到的计数率和总采集时间,最大偏差平均数应小于3个标准差。

(5)其它措施:若在曲线中存在不规则波动,门控系统就要经常检测,需进行第二次试验。

(6)附加内容:模拟心脏的应用可从去除由于心动周期长度的改变而引起的变化,而增加的信息常是介于两者之间的。模拟心脏应去除正常人身上的ECG与皮肤接触产生的不良影响。

噪声信号即模拟异常心跳,可通过在采集中移动志愿者的胳膊来产生。可用于评价删除异常心跳软件的应用情况。

2. 动态采集定时

(1)材料:约10MBq (300 μCi) 的 ^{99m}Tc 点源和秒表。

(2)步骤:将点源置于无准直器的 γ 照相机的视野内,计数率为20 000计数/秒。静态采集不放大,矩阵64 \times 64,采集时间20秒。动态采集100帧图像,每帧0.2秒,共20秒。启动秒表同时行数据采集。记下动态采集结束的秒表时间。

(3)结果评价:从包括整个图像感兴趣区或图像统计资料方面决定静态图像的总计

数(C_s)。利用感兴趣区,打印出时间-放射性强度曲线值,在每一动态图像上测定总计数(C_f)。计算动态研究中前10帧计数的卡方值及计算前10帧的每帧图像长度(T_f)。

$$T_f = C_f \times 20 / C_s$$

计算图像长度平均值及总时间($=$ 平均 $T_f \times 100$)。

(4)可信限:平均图像长度和计算的总动态采集时间应在理想值的 $\pm 6\%$ 内(0.2秒和100秒),过大的卡方值表明图像长度的随机改变。

(5)其它措施:若得到异常结果,需用低计数率(如5 000cts/s)重新试验。

若使用低计数率也得不到一致结果,需进一步研究,可能是软件或硬件的问题。勿认为是源的问题。

(6)附加内容:很多定时问题可能出现,有两个值应讨论。总消失时间(由秒表计算)可能是准确的,但每帧时间太短。不同的采集时间所得的结果是大致的,但在单个图像中产生随机低计数率。第二种情况是总的采集时间(用秒表)太长或太短,而平均图像长度也相应地太长或太短,这种情况下,图像计时是不精确的,并且图像无死时间。

十、软件评价

软件包的多面性和可变性,使之不能用固定的方式去评价。

计算机系统产生差错的潜力,作为软件出错的结果是无限的。软件出错是由于采用不适当的数据、选择输入。贮存程序硬盘的损坏,运行程序硬件的改变,程序的改变会对软件产生影响。软件评价的基本点是应用已知输入产生已知输出。若结果不对,就需调查出错原因。完整的软件评价是不可能的,重要的是使用者需经常注意系统的出错,任何差错需调查并予以记录。

[Med Phys World 1991; 7 (1): 13~30 (英文)王凤琴节译 卢建华校 赵惠扬审]