

nephropathy in infancy: a comparison of infants presenting with and without urinary tract infection[J]. J Urol, 2001, 166(2): 648-650.

[8] Capdevila C E, Martin I, Mainou C, et al. First urinary tract infection in healthy infants: epidemiology, diagnosis and treatment[J]. An Esp Pediatr, 2001, 55(4): 310-314.

[9] Jakobsson B, Jacobson SH, Hjalmas K. Vesico-ureteric reflux and other risk factors for renal damage: identification of high- and low-risk children[J]. Acta Paediatr Suppl, 1999, 88(431): 31-39.

[10] Lavocat MP, Granjon D, Allard D, et al. Imaging of pyelonephritis[J]. Pediatr Radiol, 1997, 27(2): 159-165.

[11] Majid M, Rushton HG, Chandra R, et al. ^{99m}Tc-DMSA renal cortical scintigraphy for the detection of experimental acute pyelonephritis in piglets: comparison of planar(pinhole)and SPECT imaging[J]. J Nucl Med, 1996, 37: 1731-1734.

[12] Rossleigh MA. The interrenicular septum: a normal variant seen on DMSA SPECT[J]. Clin Nucl Med, 1994, 19: 953-955.

[13] De Sadeleer C, Bossuyt A, Goes E, et al. Renal technetium-^{99m}Tc-DMSA SPECT in normal Volunteers [J]. J Nucl Med, 1996, 37: 1346-1349.

文章编号: 1001-098X(2003)06-0269-07

PET 性能测量——2001 版 NEMA 标准(续)

贺小红, 冯彦林

摘要: 2001 版“PET 性能测量”的 NEMA (美国电器制造商协会) 标准是对 1994 年版本 NEMA 标准的修订, 使之适合于各类 PET(正电子发射体层显像)仪的质量保证和验收测量。内容主要包括以下几个部分: (1)定义、符号和参考出版物; (2)总论; (3)空间分辨率; (4)散射因子、计数丢失和随机符合测量; (5)灵敏度; (6)精确性; 计数丢失和随机符合校正; (7)图像质量、衰减和散射校正精确性。

关键词: NEMA 标准; 正电子发射体层显像; 性能测量

中图分类号: R817.4-65 **文献标识码:** B

Performance measurements of positron emission tomographs (NEMA NU2-2001) (continuation)

HE Xiao-hong, FENG Yan-lin

(Department of Nuclear Medicine, The First People's Hospital of Foshan, Foshan 528000, China)

Abstract: This paper is concerning on the NEMA Standard Publication NU 2-2001 of Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, which is the revised edition of the NEMA Standard Publication NU 2-1994. Seven primary sections are included, such as: definitions, symbols and referenced publications; general; spatial resolution; scatter fraction, count losses and randoms measurement; sensitivity; accuracy; corrections for count losses and randoms; image quality, accuracy of attenuation and scatter corrections.

Key words: NEMA standard; positron emission tomographs; performance measurement

(接上期第 224 页)

4.4.2 总计数率测量

对于每次采集 j , 每一层 i 的总计数率 $R_{TOT,i,j}$, 由以下公式计算:

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}}$$

其中: $T_{acq,j}$ 是采集时间。系统总计数率 $R_{TOT,j}$ 为所

收稿日期: 2003-08-08

作者简介: ①贺小红(1969-), 男, 广东省佛山市第一人民医院核医学科(佛山, 528000)主管技师, 主要从事核医学技术和仪器质量控制研究。

②冯彦林(1965-), 男, 广东省佛山市第一人民医院核医学科(佛山, 528000)硕士, 副主任医师, 主要从事肿瘤核医学研究。

审校者: 广州军区广州总医院信息科 李中华

有 i 层的 $R_{TOT,i}$ 之和。

4.4.3 真符合率测量

对于每次采集 j , 每一层 i 的真符合率 $R_{t,i}$, 由以下公式计算:

$$R_{t,i} = \frac{C_{TOT,i,j} + C_{r+s,i,j}}{T_{acq,i,j}}$$

其中: $T_{acq,i}$ 是采集时间。系统真符合率 $R_{t,i}$ 为所有 i 层的 $R_{t,i}$ 之和。

4.4.4 随机符合计数率测量

对于每次采集 j , 每一层 i 的随机符合率 $R_{r,i}$, 由以下公式计算:

$$R_{r,i} = R_{TOT,i} - \frac{R_{t,i}^2}{1 - SF_i}$$

系统随机符合率 $R_{r,i}$ 为所有 i 层的 $R_{r,i}$ 之和。

4.4.5 散射事件计数率测量

对于每次采集 j , 每一层 i 的散射符合率 $R_{s,i}$, 由以下公式计算:

$$R_{s,i} = \frac{SF_i}{1 - SF_i} R_{t,i}$$

系统散射符合率 $R_{s,i}$ 为所有 i 层的 $R_{s,i}$ 之和。

4.4.6 NECR 测量

对于每次采集 j , 除可以直接进行随机符合计数减法运算的系统外, 其他所有系统的每一层 i 的噪音等效计数率 $R_{NEC,i}$, 由以下公式计算:

$$R_{NEC,i} = \frac{R_{t,i}^2}{R_{TOT,i}}$$

可以直接进行随机符合计数减法运算的系统, 每一层 i 的噪音等效计数率 $R_{NEC,i}$, 由以下公式计算:

$$R_{NEC,i} = \frac{R_{t,i}^2}{R_{TOT,i} + R_{r,i}}$$

系统噪音等效计数率 R_{NEC} 为所有 i 层的 $R_{NEC,i}$ 之和。

4.5 结果报告

4.5.1 计数率函数图

对于整个系统, 将以下 5 个定量参数作为平均有效放射性活性浓度 $a_{we,j}$ 的函数来作图, 如 1.2

节所定义, 其中容积 V 是圆柱体模型的总容积 ($22\,000\text{cm}^3$):

- a) $R_{t,i}$ ——系统真符合率
- b) $R_{r,i}$ ——系统随机符合率
- c) $R_{s,i}$ ——系统散射符合率
- d) $R_{NEC,i}$ ——系统 NECR
- e) $R_{TOT,i}$ ——系统总计计数率

4.5.2 峰值计数率值

报告以下数值, 它们源自上述函数图:

- a) $R_{t,peak}$ ——峰值真符合率
- b) $R_{NEC,peak}$ ——峰值 NECR
- c) $a_{t,peak}$ ——达到 $R_{t,peak}$ 时的活度
- d) $a_{NEC,peak}$ ——达到 $R_{NEC,peak}$ 时的活度

4.5.3 系统散射因子报告 SF 值。

5 灵敏度

5.1 前言

PET 灵敏度用从已知强度的放射源探测到的真符合事件的每秒计数率来表示。由于发射后的正电子湮灭并产生一对 γ 射线, 因此必须用足够材料来包绕放射源以确保湮灭的发生。但是包绕材料也同时衰减了湮灭产生的 γ 射线, 妨碍了无衰减干扰的测量。为达到无衰减干扰测量的目的, 可用已知吸收介质包绕均匀的线源作连续测量, 从而推算出无吸收介质(即无衰减干扰)的灵敏度。

本测量技术以下文为基础:

Bailey DL, Jones T, and Spinks TJ. A Method for Measuring the Sensitivity of Positron Emission Tomographic Scanners, Eur J Nucl Med, 1991, 18: 374-379.

5.2 目的

本测试的目的在于测量扫描仪探测正电子的灵敏度或能力。

5.3 方法

本测试的设备为图 5-1 所示的灵敏度模型。

5.3.1 符号

X (累积袖形管壁厚度)——用作灵敏度测量的金属袖形管的管壁结合厚度。

μ (衰减系数)——测量光子穿透介质产生相互作用的可能性, 用距离倒数单位来表示(如: mm^{-1})。

S (灵敏度)——在计数率丢失可以忽略不计的低放射源活性水平极限时, 测量被探测到的符合事件的比率。

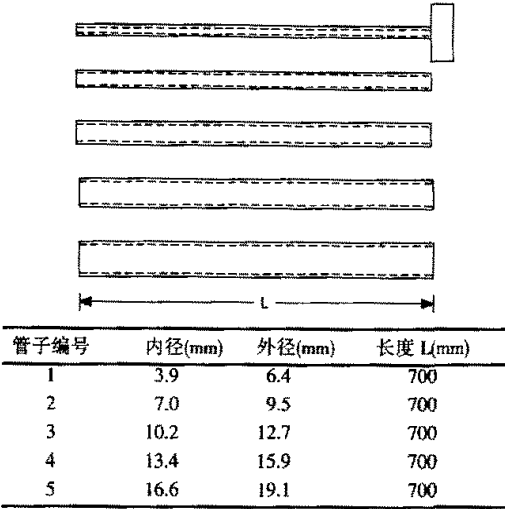


图 5-1 灵敏度测量模型

- a) S_i — i 层的灵敏度
- b) S_{TOT} — 总的系统灵敏度

5.3.2 放射性核素

本测试所用放射性核素应为 ^{18}F 。所用活性应满足：计数丢失低于 1.0%，随机符合率低于真符合率的 5%。

模型内的初始活性要用活度计测量确定。

5.3.3 放射源布置

塑料管的 700 ± 5 mm 段应灌入与水充分混和的已知活度的溶液，并将两端密封。记录源的活性 A_{cal} (单位为 MBq)，以及测量时间 T_{me} 。将模型悬挂于横轴 FOV 中心，与断层轴对准，并使模型的所有支撑装置位于 FOV 以外。

5.3.4 数据采集

数据采集的持续时间应确保每一层至少达到 10000 真符合计数。用单层重组技术将 LORs (间接响应线) 的计数分配到 LORs 跨越扫描仪轴方向的图像层，同时记录测量时间 T_1 、采集持续时间 T_{acq} 和采集到的计数。对于需要探头旋转才能完成全环数据采集的扫描仪， T_{acq} 应包括探头旋转所需的时间。每秒计数率 R_{ij} 可用该层采集到的计数除以采集持续时间来确定。接着，将另外 4 条袖形管依次加入模型中，重复测量，并记录每一次的 T_j 和 R_{jio} 。

为评价不同径向位置的灵敏度，应在径向偏

离横向 FOV 中心 10cm 处重复上述测量。

5.4 计算与分析

5.4.1 系统灵敏度

对 5 条袖形管的每一条的每一次测量，以及每一层面，用以下公式校正因核素衰变而导致的计数率变化：

$$R_{CORR,ij} = R_{ji} \cdot 2^{(T_j - T_{j0})/T_{1/2}}$$

核素衰变校正以后，把每一层的 $R_{CORR,ij}$ 相加，得到 $R_{CORR,j}$ ，再用回归法将数据拟合于以下等式：

$$R_{CORR,j} = R_{CORR,0} \cdot \exp(-\mu_M \cdot 2 \cdot X_j)$$

其中： $R_{CORR,0}$ 和 μ_M 为未知数， X_j 为累积袖形管壁厚。 $R_{CORR,0}$ 代表无衰减时的计数率。可以改变金属衰减系数 μ_M 值，以补偿少量的散射线。

在偏离断层中心 10cm 处，重复此程序以测量灵敏度。

系统灵敏度由以下公式计算：

$$S_{TOT} = \frac{R_{CORR,0}}{A_{cal}}$$

5.4.2 轴向灵敏度剖面

通过以下公式，用在径向 0cm 处由最小的一条管子采集到的计数来计算每一层的灵敏度：

$$S_i = \frac{R_{CORR,1i}}{R_{CORR,1}} \cdot S_{TOT}$$

5.5 结果报告

以“计数/(s·MBq)”的形式报告每一个径向位置的灵敏度。通过描画每一层的灵敏度 S_i 方法，报告轴向灵敏度剖面。系统灵敏度和轴向灵敏度剖面均应报告。

6 精确性：计数丢失和随机符合校正

6.1 前言

为了达到在显像条件变化范围较大的情况下，定量测量放射源活性分布的目的，PET 通常具有死时间计数丢失和随机符合补偿的能力。这些校正的精确性，尤其是关系到高计数率状态的临床显像，可通过断层采集到的计数来反映。以下实验使用简易放射源活性分布，显然它不能代表变动较大的显像条件。但是，那样的话，将花费大量的实验时间，并需要处理大量的放射源。

6.2 目的

本实验的目的在于测量图像中死时间计数丢失和随机符合校正的精确性。

6.3 方法

上述第 4.3 节的实验模型，以及用于死时间计数丢失和随机符合率测量所采集的数据，也可以用来测量经死时间计数丢失和随机符合减法校正后的净误差。

将校正后的真符合计数率与从低计数率状态下采集数据推算得到的期望计数率进行比较，假定低计数率状态的死时间和随机符合可以忽略，并在计算中使用所有校正措施。

6.3.1 标记

Δ_r (相对计数率误差) ——期望计数率与实测计数率之间的差异，用期望计数率的百分比表示。

6.3.2 放射性核素

本测试所用放射性核素应为 ¹⁸F。所用活性应足以使真符合率达到 50%死时间计数丢失，并可以测量以下两个参数：

- a) $R_{t,peak}$ ——峰值真符合率
- b) $R_{NEC,peak}$ ——峰值 NECR

为达到上述测量目的，制造商将推荐所需的初始活体量。

模型内的初始活性应由经过校正的活度计来测量。

6.3.3 放射源布置

测试模型线源插件的中心 700±5mm 段应灌入与水充分混和的已知活度的溶液，并将两端密封。然后将线源插入测试模型的孔中，并使线源的活性区与 70cm 长的模型两端相一致。将带线源的模型置于由制造商提供的标准检查床上，并使线源的一侧贴近检查床。模型应位于横向和轴向 FOV 的中心。

6.3.4 数据采集

以小于半个 $T_{1/2}$ (放射性核素半衰期)的间隔时间来采集数据，直到真符合计数丢失率低于总计数率的 1.0%，以及随机符合率低于真符合率的 1.0%。每次采集持续的时间(T_{acq})应少于 $T_{1/2}$ 的 1/4。所有采集必须是全环断层；因此，旋转型扫描仪必须旋转，从而为数据采集提供完全、均匀的角度取样。

对于精确估算系统死时间计数丢失，必须在

计数丢失率和随机符合率两者均低于真符合率 1.0% 的情况下，采集到足够的计数。每一次采集至少达到 500 000 计数。因此，制造商应在仪器说明书中提供初始放射性活性、采集次数和采集持续时间等参数。

6.3.5 数据处理

轴向 FOV 小于或等于 65cm 的扫描仪，重建所有层面。轴向 FOV 大于 65cm 的扫描仪，只求重建中心 65cm 以内的层面。数据处理时要用死时间和随机校正。要用标准方法重建图像，并报告所用方法。

6.4 数据分析

每一帧重建图像 i 均应进行分析。计算每一次采集 j 的平均活性 $A_{ave,j}$ (见第 1.2 节)。然后，用 $A_{ave,j}$ 除以实验模型容积 (22 000 cm³)，求出每一次采集 j 的平均有效活性强度 $a_{eff,j}$ 。

在重建图像的每一层 i 的横向 FOV 中心 (并非线源中心)作直径为 180mm 的圆形 ROI。测量每一次采集 j 的每一层 i 的真符合计数 $C_{ROI,i}$ 。用以下公式计算真符合计数率 $R_{ROI,i}$ ：

$$R_{ROI,i} = \frac{C_{ROI,i}}{T_{acq,j}}$$

计算在没有死时间和随机符合时获得的采集 j 的每一层 i 的外推真符合计数率 $R_{Ext,i,j}$ 。为使统计涨落的影响最小化， $R_{Ext,i,j}$ 应由以下公式求得：

$$R_{Ext,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}}$$

其中： $k=1$ 是最低活性时的一次采集。

用以下公式计算每一次采集 j 的每一层 i 的相对计数率误差 $\Delta_{r,i}$ 的百分比：

$$\Delta_{r,i} = 100 \left(\frac{R_{ROI,i}}{R_{Ext,i,j}} - 1 \right) \%$$

6.5 结果报告

用列表方式给出每一层的 $\Delta_{r,i}$ 和 $a_{eff,j}$ 的值。用线性绘图轴描画出所有 $\Delta_{r,i}$ 对 $a_{eff,j}$ 的最高和最低值。将数据点连结形成一条连续的曲线。

报告在上述第 4.5.2 节中确定的、等于或低于 $a_{NEC,peak}$ 的 $|\Delta_{r,i}|$ 的最大值。

7 图像质量、衰减和散射校正精确性

7.1 前言

由于系统性能的不同指标间复杂的相互影响,因此有必要在模拟临床显像条件的情况下,用标准的显像方式来比较不同显像系统的图像质量。由于药物摄取、病人的身材和体形的差异,用模型很难模拟临床显像条件。因此,单次模型实验结果只能说明特定显像条件下的图像质量。

7.2 目的

本测量的目的在于通过模拟具有热区和冷区病灶的全身显像来生成图像。将不同直径的空心球置于非均匀衰减的模拟躯体模型(体模)中进行显像;模型的活性区应大于扫描仪的FOV。然后,用热区和冷区球体图像的对比度和信噪比来测量图像质量。最后,由测得的结果来确定衰减和散射校正的精确性。

7.3 方法

7.3.1 符号

Q_m (对比度)——较高活性本底中球体图像的对比度:

- a) Q_H 一热区球体图像的对比度
- b) Q_C 一冷区球体图像的对比度

N_m (本底可变量)——部分用作图像质量测量:

a.) N_j 一图像中所有大小为 j 的 ROI 的变化因子。

Δ_c (相对计数误差) ——期望计数与实测计数之间的差异,用百分比表示。

- a.) $\Delta_{c_{org}}$ 一肺部插件内的相对误差

标准差 (s_m) ——部分用作图像质量测量:

- a.) s_j 一图像中所有大小为 j 的 ROI

的标准差

7.3.2 放射性核素

本测试所用放射性核素应为 ^{18}F 。显像开始时,将模型中的本底活性浓度校正为 5.3kBq/mL ($0.14\mu\text{Ci/mL}$) $\pm 5\%$, 对应于每 70000mL 中的放射性为 370MBq (10mCi), 即相当于全身显像的典型注射剂量。如果制造商要求全身显像注射的剂量较低,则本实验要求用相应较低的本底活度。应同时报告实验用本底活度和制造商推荐的全身显像注射剂量。用无放射性水充填空心球以模拟冷区。用高于本底活性 n 倍的放射性浓度来充填空

心球模拟热区, $n=4$ 和 8 。实验模型线源应充填 116MBq (3.08mCi) ^{18}F 溶液,以产生等于本底活度的有效活性“浓度”;如模型中的本底活性较低,则线源也要用相应较低的活性。

7.3.3 放射源布置

显像模型由以下 4 部分组成:

a) 内部长度至少 180mm 的体模,横截面如图 7-1 所示;

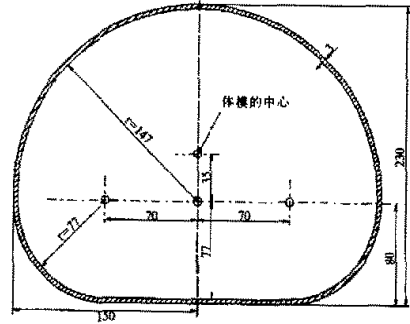


图 7-1 体模的交叉部分

所有尺寸以 mm 为单位,且变化范围在 $\pm 1\text{mm}$ 以内。体模材料为有机玻璃(参见 IEC 标准 61675-1; 使用许可)

b) 6 个内径分别为 $10, 13, 17, 22, 28$ 和 37mm 的可充空心球,球壁厚度小于或等于 1mm ,如图 7-2 所示;

c) 为模拟肺部衰减,将一个充填平均密度为 $0.30 \pm 0.10\text{g/mL}$ 的低原子序数材料、外径为 $50 \pm 2\text{mm}$ 、壁厚 4mm 的圆柱体插件置于体模中心,其长度与体模的整个轴向长度相等;

d) 用作散射因子、计数丢失和随机测量的实验模型(固体聚乙烯圆柱体中的线源)参见第 4 部分。

上述(a)、(b)、(c)部分参见 IEC 出版物 61675-1, Radionuclide Imaging Devices—Characteristics and Test Conditions, Part 1: Positron Emission Tomographs, 1998.

将最大的两个空心球(28 和 37mm)充满水以模拟冷区病灶,另外 4 个小的充满 ^{18}F 溶液以模拟热区病灶。所有球体的中心距离体模底板均为 68mm ,从而保证所有球体在轴向同一横断层上。所有球体的横断层位置应满足球体的中心距离模型中心的半径为 5.72cm ,如图 7-2 所示。直径为

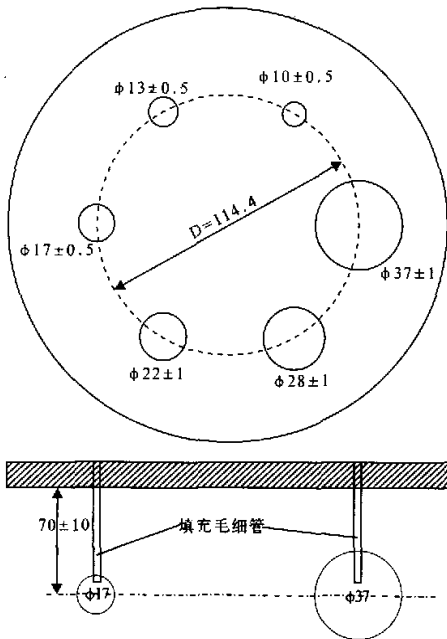


图 7-2 带有空心球的体模插件

所有直径均为内径。球壁厚度小于或等于 1mm。尺寸以 mm 为单位。所有空心球的中心均距离固定板内侧面 70 ± 10 mm, 使得各球体的中心在轴向处于同一横断面。体模材料为有机玻璃, 尽管所有空心球均可选用玻璃制作 (参见 IEC 标准 61675; 使用许可)。

17mm 的空心球应沿模型的水平轴放置。

将体模充填本底活性溶液后置于检查床上。体模在扫描仪内的位置应满足: 在轴向, 所有球体的中心对应于扫描仪的中心层; 在横向, 模型的中心与扫描仪的中心重合。调整体模的位置, 使经过所有球体中心的平面与扫描仪中心层共面, 其误差在 3mm 以内。将实验模型线源的 700 ± 5 mm 段灌满放射性溶液后, 插入直径为 6.4mm 孔中, 再将该模型置于体模的顶端, 并与之邻接, 使得超出扫描仪 FOV 外的活性接近临床显像情况。

7.3.4 数据采集

数据采集时间的确定应考虑到全身显像各床位 (典型情况下, 小于扫描仪的轴向 FOV) 与被模拟的全部轴向显像距离之间, 检查床移动的轴向距离。显像时间应模拟全身扫描来设置, 总长为 100cm 的轴向显像长度, 应在 60min 以内完成。而且, 在假定每一个床位均作衰减校正的情况下, 这一显像时间应包括发射和穿透扫描的采集时间。

发射和穿透扫描的总采集时间 T_{TE} , 由以下公式计算:

$$T_{TE} = \frac{60\text{min}}{\text{dist}} \times \text{axial step}$$

其中: $\text{dist}=100\text{cm}$, axial step 是全身显像过程中, 检查床在各显像床位之间移动的距离。 T_{TE} 应同时包括发射和穿透扫描的采集时间, 以及其他任何浓度时间 (如: 穿透扫描源的运动和数据上传的时间)。

当增加显像时间以模拟较长的全身显像时间或缩短总的轴向显像距离时, 要进行附加测量。特定情况下, 可以选择 60min 内对应总长为 50cm 的轴向显像距离的采集时间。要同时报告发射和穿透扫描的采集时间, 以及总的轴向模拟显像距离。由于每次显像的计数有限, 建议重复 3 次采集以提高结果的可靠性。后续重复显像的持续时间应校正核素的物理衰变, 以保证采集相同的事件数。

7.3.5 数据处理

作全 FOV 图像重建, 并使用所有校正处理。应用制造商推荐的标准参数 (如: 图像矩阵大小、像素大小、层厚、重建算法、滤波器, 或其他平滑方法) 来重建全身显像图像。报告所用的重建参数。

7.4 数据分析

7.4.1 图像质量

用冷区和热区球体的中心横断面图像来作图像分析。所有球体应取同一层面。在每一个冷区和热区上作 ROI。圆形 ROI 的直径应尽可能接近被测量球体的内径。ROI 分析工具应考虑到“部分像素问题”, 并允许 ROI 有 1mm 或更小的增量余地。

在球体中心层的体模本底区作与上述冷区和热区 ROI 相同直径的 ROI。在距离体模边沿 15mm 以内的整个本底区作 12 个直径为 37mm 的 ROI, 但各 ROI 与球体之间的距离不少于 15mm (如图 7-3 所示)。然后, 在这些 ROI 中作直径较小的同心圆 (10、13、17、22 和 28mm)。同样, 在尽可能靠近中心层两边 $\pm 1\text{cm}$ 和 $\pm 2\text{cm}$ 处作 ROI。因此, 每一种直径要作 60 个本底 ROI, 每 5 层上有 12 个。在连续测量过程中 (如: 重复显像), 所有 ROI 的位置都应该是固定的。记录每一个本底 ROI 内的

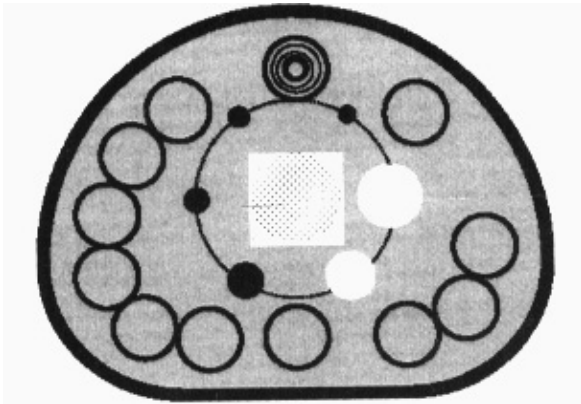


图 7-3 用作图像质量分析的本底 ROI 分布

在每一个球体区域作 ROI，其直径应尽可能接近球体的实际内径。此外，应在本底区域作 12 个大小不一的 ROI。

平均计数。每一个热区球体 j 的对比度百分数 C_{Hj} ，由以下公式计算：

$$Q_{Hj} = \frac{(C_{Hj}/C_{Bj}) - 1}{(a_{Hj}/a_B) - 1} \times 100\%$$

其中：

- a) C_{Hj} 是球体 j 的 ROI 的平均计数，
- b) C_{Bj} 是球体 j 本底 ROI 计数的平均数，
- c) a_{Hj} 是热区球体的活度，
- d) a_B 是本底活度。

每一个冷区球体 j 的对比度百分数 Q_{Cj} ，由以下公式计算：

$$Q_{Cj} = (1 - \frac{C_{Cj}}{C_{Bj}}) \times 100\%$$

其中：

- a) C_{Cj} 是球体 j 的 ROI 的平均计数，
- b) C_{Bj} 是球体 j 本底 ROI 的平均计数。

球体 j 本底变化的百分比 N_j ，由以下公式计算：

$$N_j = \frac{s_j}{C_{Bj}} \times 100\%$$

其中： s_j 为球体 j 本底 ROI 计数的标准差，由以下公式计算：

$$s_j = \sqrt{\sum_{k=1}^K (C_{Bj,k} - C_{Bj})^2 / (K-1)}, K=60$$

7.4.2 衰减和散射校正的精确性

在肺部插件中心作直径 $30 \pm 2\text{mm}$ 的圆形 ROI。记录每一层 i 的 ROI 内的平均像素值 $C_{lung,i}$ 。如上述第 7.4.1 节所述的本底 ROI 位置，在每一层作 12 个直径 $30 \pm 2\text{mm}$ 的圆形 ROI。记录每一层 i 的 ROI 的平均像素值 $C_{B,i}$ 。

为测量散射和衰减校正的残留误差，应计算每一层 i 相对误差的百分数 $\Delta C_{lung,i}$ ，公式如下：

$$\Delta C_{lung,i} = \frac{C_{lung,i}}{C_{B,i}} \times 100\%$$

其中：a) $C_{lung,i}$ 是肺部插件 ROI 的平均计数，

b) $C_{B,i}$ 是用于图像质量分析的 60 个直径为 37mm 的本底 ROI 的平均计数。

7.5 结果报告

报告以下参数：

a) 用来填充体模的本底放射性浓度和制造商推荐的全身显像注射剂量。

b) 采集参数，包括发射采集时间、穿透采集时间、扫描床每次移动的轴向距离和总的模拟轴向显像距离。

c) 重建方法，包括重建滤波与其他的横向和轴向平滑方法、所用的校正（如：散射、随机、衰减、死时间、衰变、归一化）、像素大小、图像矩阵大小和层厚。

d) 每一种球体及其两种强度比率的对比度百分数和本底变化百分数。如果进行了重复显像，应分别报告其平均值和标准差。

e) 每一层的 $\Delta C_{lung,i}$ ，以及这些误差的平均值。

f) 每一种活性比率所作的显像，通过所有球体中心的横断面图像，以及通过直径 17mm 球体中心的冠状面图像。

其中，(b)、(d)和(f)三项应分别报告每次显像设置的条件(如：N 值 和轴向扫描长度)。

(续完)