



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0829—2011

正电子发射及 X 射线计算机断层成像 系统性能和试验方法

Characteristics and test methods for imaging system of positron
emission and X-ray computed tomography

2011-12-31 发布

2013-06-01 实施

国家食品药品监督管理局 发布

目 次

前言	III
引言	IV
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 性能	1
4.1 PET 部分性能和试验方法	1
4.1.1 空间分辨率	1
4.1.2 复原系数	2
4.1.3 断层成像灵敏度	2
4.1.4 计数率特性	2
4.1.5 散射分数	2
4.1.6 衰减校正	2
4.2 CT 部分性能和试验方法	2
4.2.1 图像噪声	2
4.2.2 CT 值的均匀性	2
4.2.3 CT 值的准确性	2
4.2.4 空间分辨率(高对比度分辨率)	2
4.2.5 低对比度分辨率	3
4.2.6 伪影	3
4.2.7 切片厚度	3
4.2.8 CT 扫描架	3
4.2.9 X 射线发生装置	3
4.2.10 高压电缆插头、插座	4
4.2.11 指示仪表	4
4.3 PET/CT 性能和试验方法	4
4.3.1 PET/CT 图像配准精度	4
4.3.2 PET/CT 患者支架	5
4.3.3 PET/CT 系统运行噪声	5
附录 A (规范性附录) NEMA 标准出版物 NU 2-2007《正电子发射断层成像装置性能测试》	7
参考文献	29

引 言

正电子发射及 X 射线计算机断层成像系统中的正电子发射断层成像部分(以下简称 PET 部分)的性能和试验方法的引用标准为 GB/T 18988.1—2003,X 射线计算机断层成像部分(以下简称 CT 部分)的性能和试验方法引用标准为 YY 0310—2005。

GB/T 18988.1—2003 等同采用了 IEC 61675-1:1998。目前,放射性核素成像设备的主要制造商的生产场地均设在美国,其报告的参数、数据处理软件、测试模体均以美国电气制造商协会的 NEMA 标准作为设计依据,也有生产厂家采用 IEC 标准。为了便于政府、企业和医疗机构了解和使用该类产品的 IEC 和 NEMA 两个系列标准的内容,放射治疗、核医学和放射剂量学设备分技术委员会(SAC/TC 10/SC 3)得到 NEMA 委员会的同意和支持,将 NEMA 标准出版物 NU 2-2007《正电子发射断层成像装置性能测试》的内容引入本标准,将 NEMA 标准作为本标准的规范性附录。

由于 IEC 标准和 NEMA 标准在试验要求、试验方法上存在一定差别,采用的模体、测试条件、测试位置、计算方法都有所不同,所以两个标准检测项目之间无法互相比,建议标准使用者完整地引用两种方法中的任何一种,不应交叉使用。

正电子发射及 X 射线计算机断层成像 系统性能和试验方法

1 范围

本标准规定了正电子发射及 X 射线计算机断层成像系统(以下简称 PET/CT)的术语、定义以及性能和试验方法。

本标准适用于 PET/CT,不适用于独立的正电子发射断层成像装置(PET)和独立的 X 射线计算机断层摄影设备(CT)。

2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件,仅注日期的版本适用于本文件。凡是不注日期的引用文件,其最新版本(包括所有的修改单)适用于本文件。

GB/T 17857—1999 医用放射学术语(放射治疗、核医学和辐射剂量学设备)

GB/T 18988.1—2003 放射性核素成像设备 性能和试验规则 第 1 部分:正电子发射断层成像装置

YY 0310—2005 X 射线计算机断层摄影设备通用技术条件

3 术语和定义

GB/T 17857—1999、GB/T 18988.1—2003、YY 0310—2005 中界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

3.1

衰减校正 **attenuation correction**

对经过介质后辐射强度损失的校正。衰减由吸收或散射引起。校正在体内实际受到的衰减,需要测量线性衰减系数。一般使用放射源或 X 射线的透射扫描确定衰减系数。

3.2

图像配准 **image registration**

将不同图像数据集变换到同一坐标系的过程。不同图像数据集是指不同时间和(或)不同模式对同一对象采集获得的数据集。

4 性能

4.1 PET 部分性能和试验方法

4.1 和附录 A 中规定的性能和试验方法可任选其一,建议标准使用者完整地引用两种方法中的任何一种,不应交叉使用。

4.1.1 空间分辨率

按 GB/T 18988.1—2003 中 3.1 的规定的试验进行。

4.1.2 复原系数

按 GB/T 18988.1—2003 中 3.2 的规定的试验进行。

4.1.3 断层成像灵敏度

按 GB/T 18988.1—2003 中 3.3 的规定的试验进行。

4.1.4 计数率特性

按 GB/T 18988.1—2003 中 3.5 的规定的试验进行。

4.1.5 散射分数

按 GB/T 18988.1—2003 中 3.6 的规定的试验进行。

4.1.6 衰减校正

按 GB/T 18988.1—2003 中 3.7 的规定的试验进行。

4.2 CT 部分性能和试验方法

4.2.1 图像噪声

4.2.1.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.2.1 的规定。

4.2.1.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.2 规定的试验方法进行。

4.2.2 CT 值的均匀性

4.2.2.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.2.2 的规定。

4.2.2.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.3 规定的试验方法进行。

4.2.3 CT 值的准确性

4.2.3.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.2.3 的规定。

4.2.3.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.4 规定的试验方法进行。

4.2.4 空间分辨率(高对比度分辨率)

4.2.4.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.2.4 的规定。

4.2.4.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.5 规定的试验方法进行。

4.2.5 低对比度分辨率

4.2.5.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.2.5 的规定。

4.2.5.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.6 规定的试验方法进行。

4.2.6 伪影

4.2.6.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.2.7 的规定。

4.2.6.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.8 规定的试验方法进行。

4.2.7 切片厚度

4.2.7.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.2.8 的规定。

4.2.7.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.9 规定的试验方法进行。

4.2.8 CT扫描架

4.2.8.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.3 中 b)和 c)的规定。

4.2.8.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.11 条和 6.12 规定的试验方法进行。

4.2.9 X射线发生装置

4.2.9.1 X射线管电压准确度

4.2.9.1.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.5.1 的规定。

4.2.9.1.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.16 规定的试验方法进行。

4.2.9.2 X射线管电流准确度

4.2.9.2.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.5.2 的规定。

4.2.9.2.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.17 规定的试验方法进行。

4.2.9.3 扫描时间准确度

4.2.9.3.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.5.3 的规定。

4.2.9.3.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.18 规定的试验方法进行。

4.2.10 高压电缆插头、插座

4.2.10.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.5.4 的规定。

4.2.10.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.19 规定的试验方法进行。

4.2.11 指示仪表

4.2.11.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.5.5 的规定。

4.2.11.2 试验方法

按 YY 0310—2005 中 6.20 规定的试验方法进行。

4.3 PET/CT 性能和试验方法

4.3.1 PET/CT 图像配准精度

4.3.1.1 概述

本条的测试目的是定量评估 PET 部分和 CT 部分所获得图像的配准精度。

4.3.1.2 试验设备

本条测试所需的模体为图 A.6 和图 A.7 所示的“图像质量模体”，该模体由以下几部分组成：

- a) 内部长度至少 18 cm 长的“体部空腔”，便于覆盖 PET 部分的整个轴向视野；
- b) 六个内径分别为 1.0 cm、1.3 cm、1.7 cm、2.2 cm、2.8 cm 和 3.7 cm 的空心球，且壁厚不超过 1 mm；
- c) 充满低原子序数的圆柱插入物（外径为 5.0 cm ± 0.2 cm）用于模拟肺的衰减（平均密度；

0.3 g/mL±0.1 g/mL),并位于体部空腔内部的中心,沿轴向延伸至整个模体。

除了图像质量模体,本条测试还需要使用负重(总重量 135 kg)模拟患者。可以使用铅块或其他负重材料。

图像质量模体空腔应充满放射性活度浓度为 5.3 kBq/mL 的¹⁸F 溶液作为本底。内径为 2.8 cm 和 3.7 cm 的小球应充满“冷水”,用于模拟冷病灶成像。内径 1.0 cm,1.3 cm,1.7 cm 和 2.2 cm 的小球应充满 8 倍于本底的¹⁸F 溶液,例如浓度为 42.4 kBq/mL。对于全身扫描,如果制造商推荐使用低剂量,也可以使用放射性浓度低于 5.3 kBq/mL 的溶液做本条的测试。所有球体的中心位于同一横向切面,模体中心径向 5.72 cm 处,内径 1.7 cm 的球体应沿模体的水平轴放置。

铅块(或等效重物)应均匀分布在沿床 1.5 m 的长度范围内,并且在图像质量模体附近。模体应沿轴向平放于床的末端,球体的中心位于扫描仪的中间层,位于横断面位置,模体的中心位于扫描仪的中心。对模体的位置应进行适当的对位,使得通过球体中心的平面与扫描仪中间层共面,在整个模体横断面上误差不超过 3 mm。

4.3.1.3 数据采集

使用 PET 部分和 CT 部分中可修改的标准全身成像协议对模体进行扫描,将 CT 部分采集矩阵设置为 512×512,PET 部分采集矩阵设置为 512×512,如果不能达到上述矩阵值,使用可达到的最大值。接着移走铅块,仅留下图像质量体模进行第二次全身扫描。

4.3.1.4 数据评估

所有的全身扫描重建均使用制造商推荐的全身图像标准协议进行,如果使用超过标准协议规定的较大的采集矩阵除外(例如 PET 重建矩阵使用 512×512 代替标准协议中的 128×128)。PET 部分和 CT 部分的重建矩阵均应使用制造商推荐的图像融合软件同时显示。

对于所有的情况(存在或不存在重物),所有球的中心在 PET 部分和 CT 部分保证完全配准的情况下,即空间在 1 个体积元以内时,应在三个方向对图像的剖面曲线进行定量测算,给出偏差数值(精确到 0.1 mm)。也应检查模体的边缘以保证在 PET 部分扫描中可见的模体边缘与在 CT 部分扫描中可见的模体边缘匹配。

4.3.1.5 报告

应报告在三个方向上对图像剖面曲线的偏差数值(精确到 0.1 mm),以及 PET 部分和 CT 部分的扫描协议。

4.3.2 PET/CT 患者支架

4.3.2.1 要求

应符合 YY 0310—2005 中 5.4 的规定。

4.3.2.2 试验方法

按照 YY 0310—2005 中 6.13~6.15 规定的试验方法进行。

4.3.3 PET/CT 系统运行噪声

4.3.3.1 要求

PET/CT 系统运行噪声应不大于 70 dB(A 计权)。

4.3.3.2 试验方法

在 PET/CT 系统扫描状态下,使用声级计在距地面 1 m 高处测量离扫描架外表面前、后、左、右 1 m 处运行噪声的最大值,应符合 4.3.3 的规定。

附 录 A
(规范性附录)

NEMA 标准出版物 NU 2-2007《正电子发射断层成像装置性能测试》

A.1 定义及符号

A.1.1 定义

A.1.1.1

轴向视野 axial field-of-view

平行于正电子发射断层成像装置长轴,即设备沿此轴产生横断层图像的最大长度。

A.1.1.2

即时计数 prompt counts

在正电子发射断层成像装置的标准符合窗口采集到的符合计数。即时计数包括真实计数、散射计数和偶然符合计数。

A.1.1.3

正弦图 sinogram

代表某横断图像的二维投影空间,一维表示距中心的径向距离,另一维表示投影角。

A.1.1.4

横向视野 transverse field-of-view

垂直于正电子发射断层成像装置长轴的圆形区域的最大直径,物体可在该圆形区域内生成图像。

A.1.1.5

测试模体 test phantom

在测量描述中定义的每个测量的组件。

A.1.2 标准符号

本部分出版物对某些量用符号表达式表示。使用任何标准下标符号来特指某一基本量时,可使用下标字符串 $\times\times\times$ 。所有表示某些自变量函数的量,均用符号 $Q(x)$ 表达,这里 x 为小写字母,表示变量,这在相关章节中都给出明确的定义。

本章仅列出各章节通用的符号。仅出现于某一章节中的符号将在该特定章节中进行描述。

计数($C_{\times\times\times}$):符合计数:

- a) C_{ROI} ——平面感兴趣区中的计数;
- b) C_{TOT} ——总计数;
- c) C_m ——最大计数;
- d) C_{r+s} ——偶然计数加散射计数;
- e) C_L ——感兴趣投影区左边缘的计数;
- f) C_R ——感兴趣投影区右边缘的计数;
- g) C_H ——热感兴趣区的计数;
- h) C_B ——本底感兴趣区计数;
- i) C_C ——冷感兴趣区的计数。

放射性活度($A_{\times\times\times}$):核衰变率,单位百万贝克,即,一百万次衰变每秒;也可使用毫居里,即,37个

百万次核衰变每秒。

- a) A_0 —— T_0 时的初始放射性活度；
- b) $A_{ave,j}$ ——第 j 次采集的平均活度；
- c) A_{cal} —— T_{cal} 时的放射性活度。

采集的初始时刻 T_0 时的初始放射性活度将由 T_{cal} 时刻时剂量校准器或者井型计数器中记录的活度 A_{cal} 按式(A.1)计算得到：

$$A_0 = A_{cal} \exp\left(\frac{T_{seq} - T_0}{T_{1/2}} \ln 2\right) \dots\dots\dots (A.1)$$

式中：

$T_{1/2}$ ——该放射性核素的半衰期。

特定采集过程中的平均放射性活度由采集初始时刻的放射性活度 A_0 ，放射性核素的半衰期 $T_{1/2}$ ，以及采集持续的时间 T_{seq} 按式(A.2)进行计算：

$$A_{ave} = \frac{A_0}{\ln 2} \left(\frac{T_{1/2}}{T_{seq}}\right) \left\{1 - \exp\left(\frac{-T_{seq}}{T_{1/2}} \ln 2\right)\right\} \dots\dots\dots (A.2)$$

初始放射性活度 A_j 由剂量校准器或者井型计数器的测量值 A_{cal} 、对起始时间的衰变校正，即第 j 次采集时的起始时间 T_j ，按式(A.3)进行计算：

$$A_j = A_{cal} \exp\left(\frac{T_{cal} - T_j}{T_{1/2}} \ln 2\right) \dots\dots\dots (A.3)$$

放射性活度浓度 (a_{xxx})：单位体积中的核素衰变率，单位为百万贝克每毫升，即一百万次衰变每毫升秒 [1×10^6 衰变/(mL·s)]，也可使用每毫升中的毫居里数为单位，即 37 个百万次衰变每毫升秒。

- a) $a_{t,peak}$ ——真计数率峰值时放射性活度浓度；
- b) a_{eff} ——实心圆柱体中线源的有效平均活度浓度；
- c) a_H ——热球体中放射性活度浓度；
- d) a_B ——本底放射性活度浓度；
- e) $a_{NEC,peak}$ ——峰值噪声等效计数率(NECR)时的放射性活度浓度。

如果某体积 V 中的放射性活度均匀分布，则活度浓度应由活度 A_{xxx} ，除以体积 V 得到：

$$a_{xxx} = \left(\frac{A_{xxx}}{V}\right) \dots\dots\dots (A.4)$$

因而平均活度浓度为：

$$a_{ave} = \left(\frac{A_{ave}}{V}\right) \dots\dots\dots (A.5)$$

注意计算有效活度浓度 a_{eff} 时，使用的是圆柱体的体积，而不是插入圆柱体中线源的体积。

放射性核素半衰期 ($T_{1/2}$)：放射性核素有一半发生衰变所经历的时间。对于同位素 ^{18}F ，半衰期为 6588s(或者为 109.8min 或者为 1.830h)。

计数率 (R_{xxx})：每秒中测量到的符合计数次数，定义为符合计数除以时间 T_{acq} 。

- a) R_{ROI} ——平面感兴趣区中的计数率；
- b) R_{TOT} ——总计数率；
- c) R_{Ext} ——潜在计数率(无损失)；
- d) R_t ——真实计数率；
- e) R_s ——散射计数率；
- f) R_r ——偶然计数率；
- g) $R_{t,peak}$ —— R_t 饱和状态时的真实计数率；
- h) R_{NEC} ——噪声等效计数率；
- i) $R_{NEC,peak}$ ——峰值噪声等效计数率；

j) R_{CORR} ——衰变校正计数率。

时间(T_{xxx}):测量时间,单位为 s。

a) $T_{1/2}$ ——半衰期;

b) T_{acq} ——采集持续时间;

c) T_j ——第 j 次采集开始时刻;

d) T_{cal} ——井型计数器测量的时刻;

e) $T_{\text{T,E}}$ ——发射与透射扫描采集时间,以及过渡时间。

体积(V):测量的物理体积,单位为 mL。

A.2 概述

A.2.1 目的

本部分出版物的目的是规定正电子发射断层成像装置性能评价的流程。制造商可以应用这些标准测量的结果来确定其断层成像装置的性能等级。因为这些测量方法在业界已经广泛实行,潜在客户可以对不同制造商的产品性能加以比较。客户在安装设备前和安装设备后,可以采用这些标准测量程序作为验收试验。

在定义本部分时,避免使用如“分类标准”与“性能标准”或“代表值”与“符合/超出”等词语。由制造商来决定每项测试的系统采样频率。由于进行各项测量的难度和每项测试结果的准确性不同,是否将测量结果作为代表值或符合/超出值也由制造商自行决定。因此,引用的每个测量结果均应指明:

- a) 保证测量值达到或高于规定值,或
- b) 技术规格是系统性能的典型值。

A.2.2 范围

假设所有接受此标准测试的系统都能够创建正弦图与横断层图像,能够利用圆形和矩形边界定义和处理二维感兴趣区,能够在指定时间内从感兴趣区中提取符合计数等参数。还可以假设所测试的设备具有适合人体的横向视野。对于所有的检测程序,除了图像质量测试外,扫描直径至少应达到 260 mm。除了图像质量测试外,所有测试所用到的模体长度为 70 cm,并且模体适合在轴向视野小于 65 cm 的断层装置的所有层面上进行测量。图像质量测试使用不同的模体,只有在扫描仪的直径至少达到 350 mm 时才能进行。这样,对于一些仅能够进行颅脑扫描的设备,就不能进行图像质量测试,敬请注意,图像质量测试设计是模仿全身成像性能的,因而不适合仅用于颅脑断层装置的图像质量测试。

本部分旨在提供一套可以对正电子发射断层成像装置的性能进行比较的检测方法。虽然专门针对特定工作或特定病人几何形状的测试也可能有用,但是此类附加测试并不能为不同系统之间的性能比较增加意义。本部分中的测试范围并不限制或反对使用其他替代测试方法。

其中一个特别的例子就是 NU 2-1994 标准中的散射分数和计数率性能测定,虽然该测试中的放射源几何形状比现行标准中 70 cm 的线源长度更接近人脑形状,但是,出于一般比较目的,采用本部分方法时测试效果更好的设备在几何特定测试中同样会取得更好的测试效果。对不同几何形状进行全面比较是值得研究的一个有效题目,但是不适合应用于生产环境下的测试标准。

本部分出版物所描述的测量方法主要设计用于肿瘤检查的全身成像设备。因而,这些测量不能用于颅脑检查中正电子发射断层成像装置性能的精确评估。这些规范代表了评估正电子发射断层成像装置性能的部分测量方法。此外,本部分的范围仅限于对多模成像系统中正电子发射断层成像装置部件的测量。

A.2.3 测量单位

正电子发射断层成像装置性能测定的所有报告将使用国际单位(SI)制。在单个性能报告中,有些

常用单位如毫居里可在附加说明中以辅助值给出。

A.2.4 一致性

所有的测量必须在不改变系统中那些独立参数的前提下进行,除非是专门进行的特殊测量。这些包括下列参数,但不仅限于这些参数:能量甄别窗口(包括光电峰-康普顿成像模式下的多能窗口的利用)、符合时间窗口、脉冲积分时间、重建算法及其相关参数、像素大小、层厚、轴向接收角、轴向平均或者平滑。如果设备支持多种工作模式,则对每次测量的工作模式应明确指定。

对于带有可移动探测元件的设备,则其探头的位置和轨道应由制造商推荐,并且对于所有的采集应保持一致。这些运动参数包括,但不仅限于这些:探头间距、为获取全部断层数据探头围绕病人旋转的轨道、增加采样的移动如探头的摆动或者检查床的位移。重建算法及其相关参数、矩阵、像素大小应按制造商的推荐值进行,并且在所有的 NEMA 测量中保持不变,除非针对某一特殊测量另行规定。

在进行二维断层图像的重建前,大多数系统把原始测量值组织成对应于横断层面的平行投影矩阵。随着距中心径向距离的增加,根据轴向接收角的不同,这种数据组织方式可以导致位置发生错误,特别在轴向上更是如此。有些系统可以通过调节层间隔改变轴向接收角,而有些系统是通过软件来指定轴向接收角。对于能够进行三维采集和图像重建的系统,假定容积图像能够进行横断层取向进行数据分析,接收角应由制造商推荐,并在断层成像装置性能的 NEMA 标准测量中保持不变。

有些测量明确要求把容积图像数据使用单层重新结合法,重新恢复为横断面正弦图, Daube-Witherspoon, M. E. 和 Muehlehner, G. 在核医学杂志 28 卷:1717-1724, 1987 年,题为“三维 PET 轴向数据的处理”的文章中对此进行了很好的描述;对于其他的测量,应该使用制造商推荐的容积数据处理方法。

应明确指定测量使用的能量窗。如果在光电峰-康普顿成像模式下使用多窗口模式,则这些模式也应明确指定。应该使用制造商推荐的窗口设置值并在所有的性能测量中保持一致。

每个测量操作程序规定放射源的固定方法,不管放射源是悬挂在视野中还是通过其他方法加以固定。对源进行固定测量时,放射源应放置于检查床上方。

除非明确规定,否则在特殊测量时,模体在轴向和横断面上的摆放误差可以允许在 5 mm 以内。

A.2.5 等效性

所有的测试用¹⁸F 作为放射源。对于有些测量,如果使用替代放射性核素如⁶⁸Ga,由于正电子射程和活度校准等因素的影响,测量结果可相差很远。为了质量保证或其他目的,如果制造商使用了本部分出版物以外的测量方法,则制造商应证明这两种测量方法之间的可追溯性。

假定用于这些测量的剂量校准仪或井型计数器已经通过了国家标准和技术协会的参考源的校正,或活度与此参考源紧密相关的或可追溯到参考源的源的校正。

A.3 空间分辨率

A.3.1 概述

系统的空间分辨率表示图像重建后能够区分两点的能力。对空气中的点源进行采集,不使用平滑或者变迹法对图像进行重建,然后进行测量分析。尽管这样不能代表对人体成像的真实情况,在真实成像情况下,组织散射以及有限的采集计数要求使用平滑重建滤波,但测量所得到的空间分辨率还是在不同扫描器之间提供了很好的对比性,指出设备能达到的最高性能。

A.3.2 目的

测量目的是表征重建的密集放射源的图像点扩展函数的宽度。点扩展函数的宽度用半高宽

(FWHM)和十分之一高宽(FWTM)表示。

A.3.3 方法

对于所有的系统,应该在横断层面的两个方向上(例如径向与正切向)进行空间分辨率的测量。此外,也应该测量轴向分辨率。

横向视野与图像矩阵大小决定了横断面像素大小。为了尽可能精确地测量点扩展函数的宽度,半高宽至少达到三个像素的宽度。重建过程中,在三个维度上像素大小不宜超过预期半高宽的三分之一,并可作为测量空间分辨率的条件给出来。

A.3.3.1 符号

分辨率(RES)——对点源重建图像的尺寸的度量。分辨率表示为点源响应函数的半高宽(FWHM)或者十分之一高宽(FWTM)。

A.3.3.2 放射性核素

测量应使用放射性核素¹⁸F,其活度应使死时间造成的计数损失小于5%,或偶然符合率小于总计数符合率的5%。

A.3.3.3 放射源的分布

点源应由少量的浓缩放射性液体组成,盛装液体的毛细玻璃管的内径为1 mm或者更小,外径不超过2 mm。放射性物质在毛细管中的轴向长度不应该超过1 mm。

点源应与断层装置的长轴平行放置并固定,应于如下6个位置分别放置。

轴向上,沿着平面:

- a) 位于轴向视野中心;
- b) 离视野中心四分之一处的轴向视野处。

横向上,点源应放置在:

- a) 在垂直方向上离中心1 cm处(代表视野中心,但是放置位置应避免太靠近视野的中心而可能导致的 inconsistence 结果);
- b) 放置于 $x=0$ cm, $y=10$ cm 处;
- c) 放置于 $x=10$ cm, $y=0$ cm 处。

放射源的放置位置见图 A.1。

A.3.3.4 数据采集

采集上述指定6个位置点源的测量数据。在每一个响应函数中,至少采集100 k计数。可以用多源进行测量。可以选择比临床研究中使用的典型尺寸更小的采样尺寸。

A.3.3.5 数据处理

对采集的空间分辨率数据应当进行没有平滑或变速处理的滤波反投影重建。

A.3.4 分析

可通过所构成的一维响应函数确定三个方向上点源响应函数的空间分辨率(FWHM与FWTM),该函数沿着通过三个正交方向上图像体积的剖面图,并通过分布的峰值点。与测量方向互成直角的两个方向上的响应函数的宽度应该接近FWHM的两倍。

应由响应函数的最大值的一半(或十分之一)处的相邻像素间的线性插值确定每个FWHM(与

FWTM)(见图 A.2)。最大值用峰值点和其最近邻的两个点的抛物线拟合来确定,分辨率应乘以像素尺寸转化为距离,单位为 mm。

应由包含最大计数值的像素位置确定在各个一维响应函数中所观测到的放射源的位置。

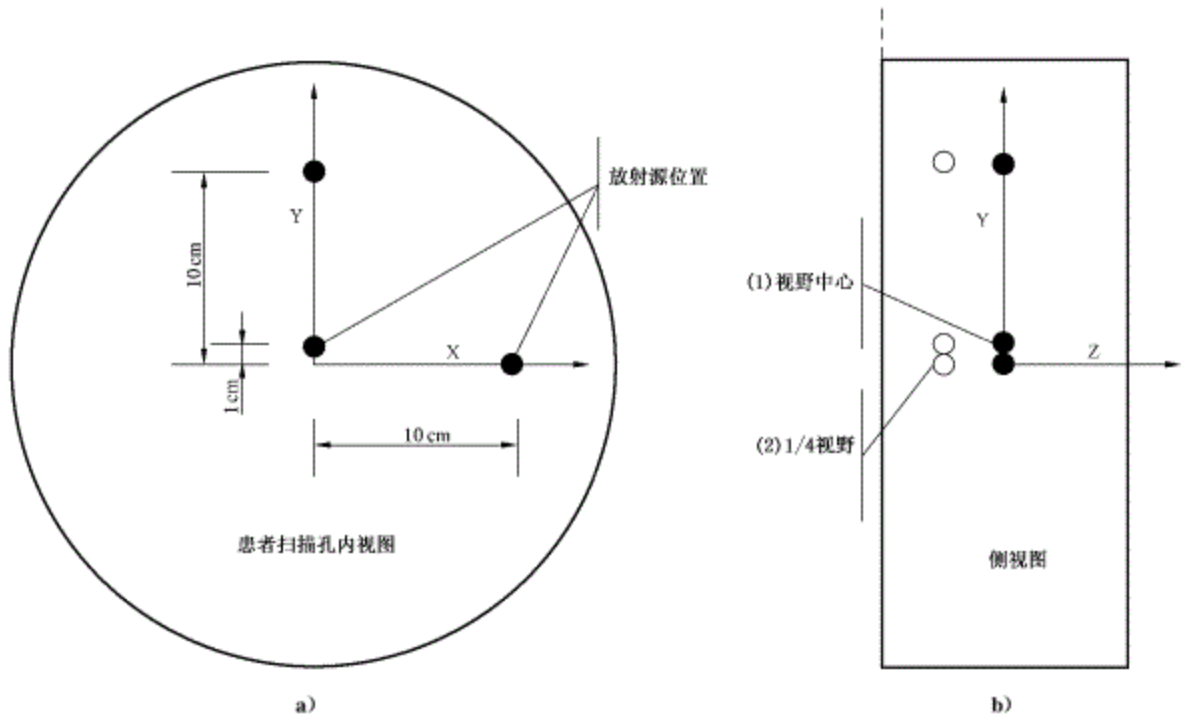


图 A.1 分辨率测量时放射源的放置

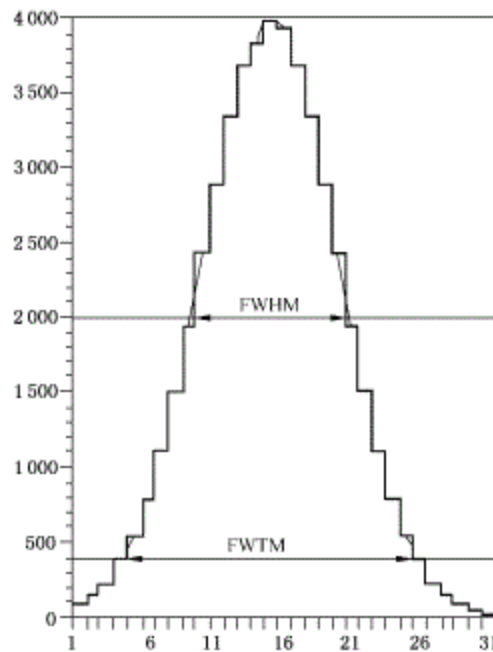


图 A.2 由内插法所确定的指明 FWHM 与 FWTM 的典型的响应函数(像素位置)

A.3.5 报告

应根据表 A.1 计算每一个半径(中心与 10 cm 处)轴向、径向和切向分辨率及两个轴向位置的平均值,作为系统的分辨率值予以报告。

所观测的各个点源位置应逐个报告,以允许按第 A.3.3.3 的规定进行核实。

表 A.1 用于计算空间分辨率报告值的公式
(RES_x 、 RES_y 和 RES_z 分别代表 x 、 y 和 z 方向上测量的空间分辨率)

	描述	公式
1 cm 半径处		
横断面	Z 方向两个位置上 x 和 y 平均值(4 个数值)	$RES = \left(\frac{RES_{x_{z=0,y=1.4=center}} + RES_{y_{z=0,y=1.4=center}}}{RES_{x_{z=0,y=1.4=1/4FOV}} + RES_{y_{z=0,y=1.4=1/4FOV}}} \right) / 4$
轴向	2 个 z 位置的平均值(2 个数值)	$RES = (RES_{x_{z=0,y=1.4=center}} + RES_{x_{z=0,y=1.4=1/4FOV}}) / 2$
10 cm 半径处		
横断面径向	Z 方向两个位置的 2 个横向的平均值(4 个数值)	$RES = \left(\frac{RES_{x_{z=10,y=0.4=center}} + RES_{y_{z=10,y=0.4=center}}}{RES_{x_{z=10,y=0.4=1/4FOV}} + RES_{y_{z=10,y=0.4=1/4FOV}}} \right) / 4$
横断面切向	Z 方向两个位置的 2 个横向的平均值(4 个数值)	$RES = \left(\frac{RES_{x_{z=10,y=0.4=center}} + RES_{y_{z=10,y=0.4=center}}}{RES_{x_{z=10,y=0.4=1/4FOV}} + RES_{y_{z=10,y=0.4=1/4FOV}}} \right) / 4$
轴向分辨率	Z 方向两个位置的 2 个横向的平均值(4 个数值)	$RES = \left(\frac{RES_{x_{z=10,y=0.4=center}} + RES_{x_{z=10,y=0.4=1/4FOV}}}{RES_{y_{z=10,y=0.4=center}} + RES_{y_{z=10,y=0.4=1/4FOV}}} \right) / 4$

A.4 散射分数、计数损失和偶然符合测量

A.4.1 概述

正电子的湮没作用产生的 γ 射线的散射可以导致虚假的符合事件定位。不同的设计和制造也可以造成正电子发射断层成像装置对散射线有不同的灵敏度。

对计数损失与偶然符合率的测量可以衡量正电子发射断层成像装置测量高活度放射源的能力。

本部分出版物对分析和报告这种测量的两种方法进行了说明。第一种方法要求通过延迟事件通道或单探头事件计数率的运算对偶然符合率进行测定。由于这种方法可以将散射分数估算为计数率的函数,所以优先采用这种方法,固有所底底的偶然-真实计数率比例无法达到 1.0% 以下的设备必须采用这种方法。第二种方法是不具备偶然符合测量能力的那些系统可选用的一种方法。

噪声等效计数率的测量主要基于 Strother, S. A.、Casey, M. E. 和 Hoffman, E. J. 于 1990 年在 IEEE Trans Nucl Sci NS 37(2):783-788 页发表的题为“测量 PET 扫描灵敏度;使用噪声等效计数获取相关图像信号与噪声比的计数率”的文章。这些方法用于固有所底计数率扫描器的描述见 Watson, A. A. 等人于 2004 年在 J Nucl Med, 45(5):822-826 页上发表的题为“关于固有放射性扫描器的 NEMA NU2 性能测试”的文章。

A.4.2 目的

本测量程序的第一个目的就是测量系统对散射线的相对敏感性。对于整个断层设备,散射用散射

分数 SF 表达。本测量程序的第二目的就是测量在几个不同的放射源活度水平上系统死时间与偶然符合事件造成的影响。真实事件率为总符合事件率减去散射事件率再减去偶然事件率。

A.4.3 方法

用于测量的模体为实心正圆柱体,由密度为 $0.96 \text{ g/mL} \pm 0.01 \text{ g/mL}$ 的聚乙烯组成,外径 $203 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$,全长 $700 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$ 。在径向距离为 $45 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ 处钻一个与圆柱中心轴平行的孔,直径为 $6.4 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ 。为了便于制作与处理,圆柱体可以由几段组成,在测量期间可将其组装起来。但是,无论是设计还是组装成完整的模体,相邻段之间必须是严丝合缝,因为即使是微细的缝隙也会产生窄的轴向无散射区。

插入测试模体中的线源是至少 800 mm 长、内径 $3.2 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ 、外径 $4.8 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ 的透明的聚乙烯或者涂敷聚乙烯的塑料管。塑料管的中间 $700 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$ 段充满已知量的活性物质,且该管通过模体中 6.4 mm 的孔。

测量开始时,将相对较高的放射源置于正电子发射断层成像装置的视野内。在模体中的放射源的几个半衰期中,进行常规测量。随着活度的衰减,计数率逐渐下降。同时,在计数损失可以忽略不计之前,随着活度的衰减,系统处理符合计数的效率提高。这样经过足够长时间的等待,测量的符合计数率可以不考虑处理所致的损失。通过外推法把真实计数率推算到较高活度水平时的计数率,并与测量得到的计数率比较,就可以估算出系统在较高活度水平时的计数损失。本方法的准确度极大地取决于集中在足够低活度水平时的足够的统计数据。这可能需要较低计数率时重复测量。

A.4.3.1 符号

散射分数(SF)——扫描视野中规定的感兴趣区内散射符合事件与散射符合和真实符合事件之和的比值,没有量纲。

A.4.3.2 放射性核素

测量应用放射性核素¹⁸F。放射性活度应足够大,这样可以测量如下两个计数率:

- a) $R_{t,peak}$ ——真实计数率峰值;
- b) $R_{NEX,peak}$ ——噪声等效计数率峰值。

制造商应提供符合这些目标的初始活度的推荐值。

模体的初始活度由经过校准后的活度计所测得的注入模体中的放射性物质的活度值确定。

A.4.3.3 放射源的分布

插入模体中的 $700 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$ 线源,充满水,并充分混合测量后的一定量的放射性物质,将两端密封。线源插入模体的孔中,使得放射性活度的区域与模体的 70 cm 长度吻合。装有线源的模体放置于制造商提供的标准检查床上,旋转模体使得线源最接近检查床(见图 A.3)。模体中心位于设备横向和轴向视野的中心,误差不超过 5 mm 。

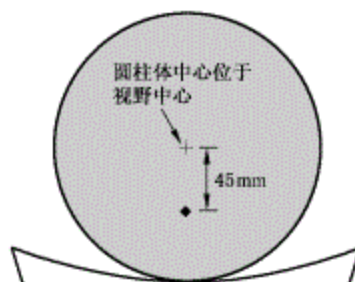


图 A.3 模体的放置

A. 4.3.4 数据采集

数据采集的间隔应小于放射性核素半衰期($T_{1/2}$)的二分之一,直到真实计数损失小于1.0%。如果数据需要用可替换的方法(没有偶然符合测量),数据采集应一直进行到偶然符合与真符合的比率小于1.0%。单个采集时间 $T_{acq,j}$ 应小于 $T_{1/2}$ 的四分之一。

数据采集应在断层扫描时进行,因此,旋转式的扫描器每一次采集数据时,必须旋转以获取完整的、角度均匀的采样。对于旋转式扫描器,采集时间 T_{acq} 应该包括旋转探头所需的时间。

如果可以估算偶然符合计数的量,应记录每个采集 j 和每一层面 i 的偶然符合计数值 $C_{r,i,j}$ 。A. 4.4.1中的方法可以用来找出偶然符合计数率。制造商应该指定所使用的方法。如果不采用偶然符合估计,应使用A. 4.4.2的方法。

每次至少采集500 k即时计数。同样,计数率峰值附近的测量频率应足够快,这样才能保证峰值计数率的精确确定。因此希望制造商推荐扫描器采集方案,包括初始活度、采集时间、采集持续时间。

A. 4.3.5 数据处理

对于轴向视野等于或小于65 cm的断层成像装置,层 i 的每个采集 j 都应产生即时或偶然符合计数正弦图(如果偶然符合计数无法估算,则只产生即时计数正弦图)。对于轴向视野大于65 cm的断层成像装置,在中心65 cm范围内,对所有层的每一次数据采集都将生成正弦图。探头敏感性、探头移动如摆动、随机、散射、死时间或者衰减等变量无须校正。

每个斜正弦图需使用单层重新结合法重组到对应的单层正弦图中,从而保持正弦图的总计数值不变。

A. 4.4 分析

对采集 j 的即时正弦图 i 进行如下处理:

- 所有与模体中心的距离大于12 cm的像素都将设置为0。
- 对于正弦图中的每个投影角,线源响应中心的定位应由最大值的像素来确定。这样,线源中心确定后,每个投影都要作相应的移动,以便包含最大值的像素与正弦图的中心像素对准。
- 对准后,将产生一个总投影,使得总投影中的一个像素等于每个角投影中具有相同径向偏移的像素的总和:

$$C(r)_{i,j} = \sum_{\phi} C(r - r_{\max}(\phi), \phi)_{i,j} \quad \dots\dots\dots (A.6)$$

式中:

- r —— 一个投影中的像素数;
- ϕ —— 正弦图(如正弦图行)中的投影数;
- $r_{\max}(\phi)$ —— 在第 ϕ 个投影中最大值的位置。

- 应从总投影中获取正弦图中心40 mm宽带的左右边缘像素的计数值 $C_{L,i,j}$ 与 $C_{R,i,j}$ (见图A.4)。应用线性插值确定离投影中心像素 ± 20 mm的像素的计数值。
- 像素 $C_{L,i,j}$ 与 $C_{R,i,j}$ 的计数平均值应该乘以40 mm宽带边缘之间像素的数量,包括分数值,乘积累加到40 mm带外面像素的计数,产生 j 次采集 i 层的偶然符合计数加散射计数的值 $C_{r+i,i,j}$ 。
- 总计数 $C_{TOT,i,j}$ 为 j 次采集 i 层总投影中所有像素的总和。

应该计算每 j 次采集的平均活度 $A_{m,j}$ (见A.1.2)。

以后的分析取决于能否进行偶然符合计数的估测。

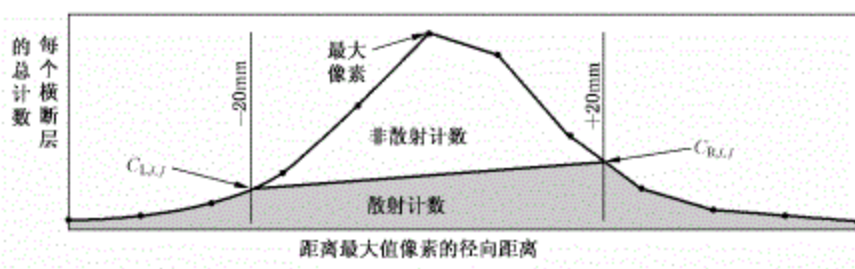


图 A.4 40 mm 宽带内部和外部本底计数的整合

A.4.4.1 偶然符合估测的分析

j 采集的每一个偶然符合正弦图 i 中的所有与模体中心的距离大于 12 cm 的像素的值都应设为 0。偶然符合计数 $C_{r,i,j}$ 值为 j 采集的正弦图 i 中剩余计数的总和。

A.4.4.1.1 散射分数

每层 i 和每次采集 j 的散射分数 $SF_{i,j}$ 按式(A.7)计算：

$$SF_{i,j} = \frac{\sum_j C_{r+i,i,j} - \sum_j C_{r,i,j}}{\sum_j C_{TOT,i,j} - \sum_j C_{r,i,j}} \dots\dots\dots(A.7)$$

系统散射分数 SF 按式(A.8)计算：

$$SF_j = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+i,i,j} - \sum_i \sum_j C_{r,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{TOT,i,j} - \sum_i \sum_j C_{r,i,j}} \dots\dots\dots(A.8)$$

A.4.4.1.2 计数率和噪声等效计数率(NECR)

对于每次采集 j ，计算：

每层 i 的总计数率 $R_{TOT,i,j}$ ：

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}} \dots\dots\dots(A.9)$$

每层 i 的真实计数率 $R_{t,i,j}$ ：

$$R_{t,i,j} = \frac{(C_{TOT,i,j} - C_{r+i,i,j})}{T_{acq,j}} \dots\dots\dots(A.10)$$

每层 i 的偶然符合计数率 $R_{r,i,j}$ ：

$$R_{r,i,j} = \frac{C_{r,i,j}}{T_{acq,j}} \dots\dots\dots(A.11)$$

每层 i 的散射计数率 $R_{s,i,j}$ ：

$$R_{s,i,j} = \frac{C_{r+i,i,j} - C_{r,i,j}}{T_{acq,j}} \dots\dots\dots(A.12)$$

式中：

$T_{acq,j}$ ——帧 j 的采集时间。

除了使用直接减去偶然符合计数方法的系统外，对于每层 i 每次采集 j ，系统的噪声等效计数率 $R_{NEC,i,j}$ 按下式计算：

$$R_{\text{NEC},i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{\text{TOT},i,j}} \quad \dots\dots\dots (\text{A.13})$$

使用直接减去偶然符合计数方法的系统应改为按下式计算每层 i 的 $R_{\text{NEC},i,j}$:

$$R_{\text{NEC},i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{\text{TOT},i,j} + R_{r,i,j}} \quad \dots\dots\dots (\text{A.14})$$

系统总计数率为所有层 i 中对应层计数率的总和:

$$R_{\text{TOT},j} = \sum_i R_{\text{TOT},i,j} \quad \dots\dots\dots (\text{A.15})$$

$$R_{t,j} = \sum_i R_{t,i,j} \quad \dots\dots\dots (\text{A.16})$$

$$R_{r,j} = \sum_i R_{r,i,j} \quad \dots\dots\dots (\text{A.17})$$

$$R_{s,j} = \sum_i R_{s,i,j} \quad \dots\dots\dots (\text{A.18})$$

$$R_{\text{NEC},j} = \sum_i R_{\text{NEC},i,j} \quad \dots\dots\dots (\text{A.19})$$

A.4.4.2 无偶然符合计数估测时的其他分析方法

A.4.4.2.1 散射分数

应使用采集序列(其有损计数率与偶然符合计数率低于真实计数率的 1.0%)中最后的采集 j' 来确定散射分数。对于这些采集,假定 $C_{r+s,i,j'}$ 的偶然符合计数可以忽略不计,只包含散射计数,同样, $C_{\text{TOT},i,j'}$ 只包含真实计数和散射计数。

每层的散射分数 SF_i 由低活度采集时的总和计算而得,如式(A.20):

$$SF_i = \frac{\sum_{j'} C_{r+s,i,j'}}{\sum_{j'} C_{\text{TOT},i,j'}} \quad \dots\dots\dots (\text{A.20})$$

系统散射分数 SF 按式(A.21)计算,它是 SF_i 的加权平均:

$$SF = \frac{\sum_i \sum_{j'} C_{r+s,i,j'}}{\sum_i \sum_{j'} C_{\text{TOT},i,j'}} \quad \dots\dots\dots (\text{A.21})$$

A.4.4.2.2 计数率和噪声等效计数率(NECR)

对于每次采集 j ,计算:

每层 i 的总计数率 $R_{\text{TOT},i,j}$:

$$R_{\text{TOT},i,j} = \frac{C_{\text{TOT},i,j}}{T_{\text{acq},j}} \quad \dots\dots\dots (\text{A.22})$$

每层 i 的真实计数率 $R_{t,i,j}$:

$$R_{t,i,j} = \frac{(C_{\text{TOT},i,j} - C_{r+s,i,j})}{T_{\text{acq},j}} \quad \dots\dots\dots (\text{A.23})$$

每层 i 的偶然符合计数率 $R_{r,i,j}$:

$$R_{r,i,j} = R_{\text{TOT},i,j} - \left(\frac{R_{t,i,j}}{1 - SF_i} \right) \quad \dots\dots\dots (\text{A.24})$$

每层 i 的散射计数率 $R_{s,i,j}$:

$$R_{s,i,j} = \left(\frac{SF_i}{1 - SF_i} \right) R_{t,i,j} \quad \dots\dots\dots (\text{A.25})$$

式中：

$T_{acq,j}$ ——是帧 j 的采集时间。

除了使用直接减去偶然符合计数方法的系统外,对于每次采集 j 每层 i ,所有系统的噪声等效计数率 $R_{NEC,i,j}$ 按式(A.26)计算:

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \quad \dots\dots\dots (A.26)$$

使用直接减去偶然符合计数方法的系统应改为按式(A.27)计算每层 i 的 $R_{NEC,i,j}$:

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}} \quad \dots\dots\dots (A.27)$$

系统总事件率为所有层 i 中相应层计数率的总和:

$$R_{TOT,j} = \sum_i R_{TOT,i,j} \quad \dots\dots\dots (A.28)$$

$$R_{t,j} = \sum_i R_{t,i,j} \quad \dots\dots\dots (A.29)$$

$$R_{r,j} = \sum_i R_{r,i,j} \quad \dots\dots\dots (A.30)$$

$$R_{s,j} = \sum_i R_{s,i,j} \quad \dots\dots\dots (A.31)$$

$$R_{NEC,j} = \sum_i R_{NEC,i,j} \quad \dots\dots\dots (A.32)$$

A.4.5 报告

A.4.5.1 计数率曲线图

按照 A.1.2 中的定义,为系统画出下面五个量作为平均有效放射性活度浓度 $a_{ave,j}$ 的函数曲线,其中体积 V 为圆柱形模体(22 000 cm³)的总体积。

$R_{t,j}$ ——系统真实计数率;

$R_{r,j}$ ——系统偶然符合计数率;

$R_{s,j}$ ——系统散射计数率;

$R_{NEC,j}$ ——系统噪声等效计数率;

$R_{TOT,j}$ ——系统总计数率。

如果用到了测量偶然符合估测的方法,也要报告。

A.4.5.2 峰值计数值

报告由上面的曲线推导出来的参数值如下:

$R_{t,peak}$ ——真实计数率峰值;

$R_{NEC,peak}$ ——噪声等效计数率峰值;

$a_{t,peak}$ ——达到 $R_{t,peak}$ 时的活度浓度;

$a_{NEC,peak}$ ——达到 $R_{NEC,peak}$ 时的活度浓度。

A.4.5.3 系统散射分数

如果在测量中使用了偶然符合计数的估测方法,应报告在峰值噪声等效计数率时 SF 的值,并按 A.4.5.1 的说明绘制系统散射分数 SF_j 与活度 $a_{ave,j}$ 的关系曲线图。

如果在测量中未使用偶然符合计数估测方法,报告 SF 值。

A.5 灵敏度

A.5.1 概述

正电子发射断层成像装置的灵敏度是在给定放射源强度的情况下,每秒能探测到的真符合事件的计数。因为发射出的正电子将通过湮灭辐射产生一对伽玛光子,围绕放射源必须设置大量的物质,以确保湮灭辐射的发生。围绕放射源周围的物质也会对产生的伽玛光子产生衰减影响,这样妨碍了没有衰减介入的测量。为了达到无衰减测量的目的,对用已知吸收物质围绕的均匀线源进行连续测量。这样的测量可以外推得到没有吸收物质时的灵敏度。

这种测量技术主要基于 Bailey, D. L.、Jones T. 和 Spinks, T. J. 的研究工作,文章发表在 1991 年出版的欧洲核医学杂志上,题为“正电子发射断层成像扫描仪绝对灵敏度的测定的方法”。

A.5.2 目的

本操作程序的目的是测量扫描仪的灵敏度或者探测正电子的能力。

A.5.3 方法

测量时使用的设备是灵敏度模体,见图 A.5。

A.5.3.1 符号

累积的套管壁厚度(X)——灵敏度测量中使用的金属套管的总体厚度。

衰减系数(μ)——光子穿行过程中与介质发生相互作用的几率,单位为距离的倒数(如 mm^{-1})。

灵敏度(S)——放射源在低活度水平,计数率损失可忽略不计时所探测到的符合事件率的一种度量。

S_i —— i 层的灵敏度。

S_{tot} ——整个系统的灵敏度。

A.5.3.2 放射性核素

测量使用放射性核素 ^{18}F 。使用的活度要足够低,使得计数损失应低于百分之一,偶然符合计数率低于真实计数率的 5%。

对于提供偶然符合计数率测量的系统,可以减去偶然符合计数率,仅报告真实计数灵敏度。对于具有固有偶然符合计数的系统,必须在报告中给出减去偶然符合计数值后的测量值。

模体中放射源的初始活度需由活度计的测量值确定。

A.5.3.3 放射源的分布

塑料管中 $700\text{ mm} \pm 5\text{ mm}$ 部分应充满与测量的一定量的放射性物质充分混合的水,并将两端密封。应该记录以 MBq 为单位的活度 A_{cal} 以及测量时的时间 T_{cal} 。测量用的模体应悬挂放置于横断视野的中心,并与断层成像装置的轴对齐,并保证所有支撑装置都位于视野范围以外。

A.5.3.4 数据采集

采集一段时间的数据,确保每层至少采集到 10 k 真实计数。当斜响应线(LOR)与扫描轴交叉时,应该使用单层重组来处理与断层面有夹角的斜响应线(LOR),把斜响应线(LOR)计数分配给响应线与

扫描仪轴线相交处的层面。测量的时间 T_1 与测量持续时间 T_{acq} 以及采集到的计数值一并记录。对于需要移动探测器才能采集完整的断层数据的扫描仪,采集时间 T_{acq} 还应包括移动探头所需的时间。每秒计数率 $R_{i,j}$ 由每层的总计数除以每层采集持续时间来确定。继而,向模体上逐个添加套筒,重复测量过程,直至 4 个套筒全部添加上,记录每次测量的 T_j 与 $R_{j,i}$ 的值。

如果可以,应单独记录每次测量的偶然符合计数率。在 A. 5. 4 中该值会在计算之前被减去。

为估计不同径向位置的灵敏度,用前述段中所描述的处理方法在横断面视野中心径向偏离 10 cm 处重复测量一次。

A. 5. 4 计算与分析

A. 5. 4. 1 系统灵敏度

对于五个套筒中每一个套筒的每一次测量,以及每层都应该应用式(A. 33)进行同位素衰变计数率校正:

$$R_{CORR,j,i} = R_{j,i} \cdot 2^{\frac{T_j - T_{cal}}{T_{1/2}}} \quad \dots\dots\dots (A. 33)$$

一旦进行了同位素衰变校正,通过计算每层的 $R_{CORR,j,i}$ 的总和得到 $R_{CORR,j}$ 。使用回归法对式(A. 34)进行拟合:

$$R_{CORR,j} = R_{CORR,0} \cdot \exp(-\mu_M \cdot 2 \cdot X_j) \quad \dots\dots\dots (A. 34)$$

式中:

$R_{CORR,0}$ 与 μ_M 为未知数;

X_j ——累积套管厚度;

$R_{CORR,0}$ ——无衰减计数率。

金属衰减系数 μ_M 可以进行适当的改变以补偿少量的散射辐射。

对于偏离断层成像装置中心径向 10 cm 处灵敏度的测量使用同样的操作程序。

通过式(A. 35)计算系统灵敏度:

$$S_{tot} = \frac{R_{CORR,0}}{A_{cal}} \quad \dots\dots\dots (A. 35)$$

A. 5. 4. 2 轴向灵敏度剖面图

使用最小的套管,无径向偏移时(径向偏移 0 cm)收集的数据 $C_{1,j}$,按式(A. 36)计算每层的灵敏度:

$$S_i = \frac{R_{CORR,1,i}}{R_{CORR,1}} \cdot S_{tot} \quad \dots\dots\dots (A. 36)$$

A. 5. 5 报告

分别报告每个径向偏移的灵敏度,单位为计数每秒百万贝克[计数/(sMBq)]。通过绘制每个层面的灵敏度 S_i 的曲线图报告轴向灵敏度剖面图。应报告系统灵敏度和轴向灵敏度剖面图。应指明报告值是在减去偶然符合计数率以后计算的,还是在所采集的偶然符合计数分数小于 5%时计算的。

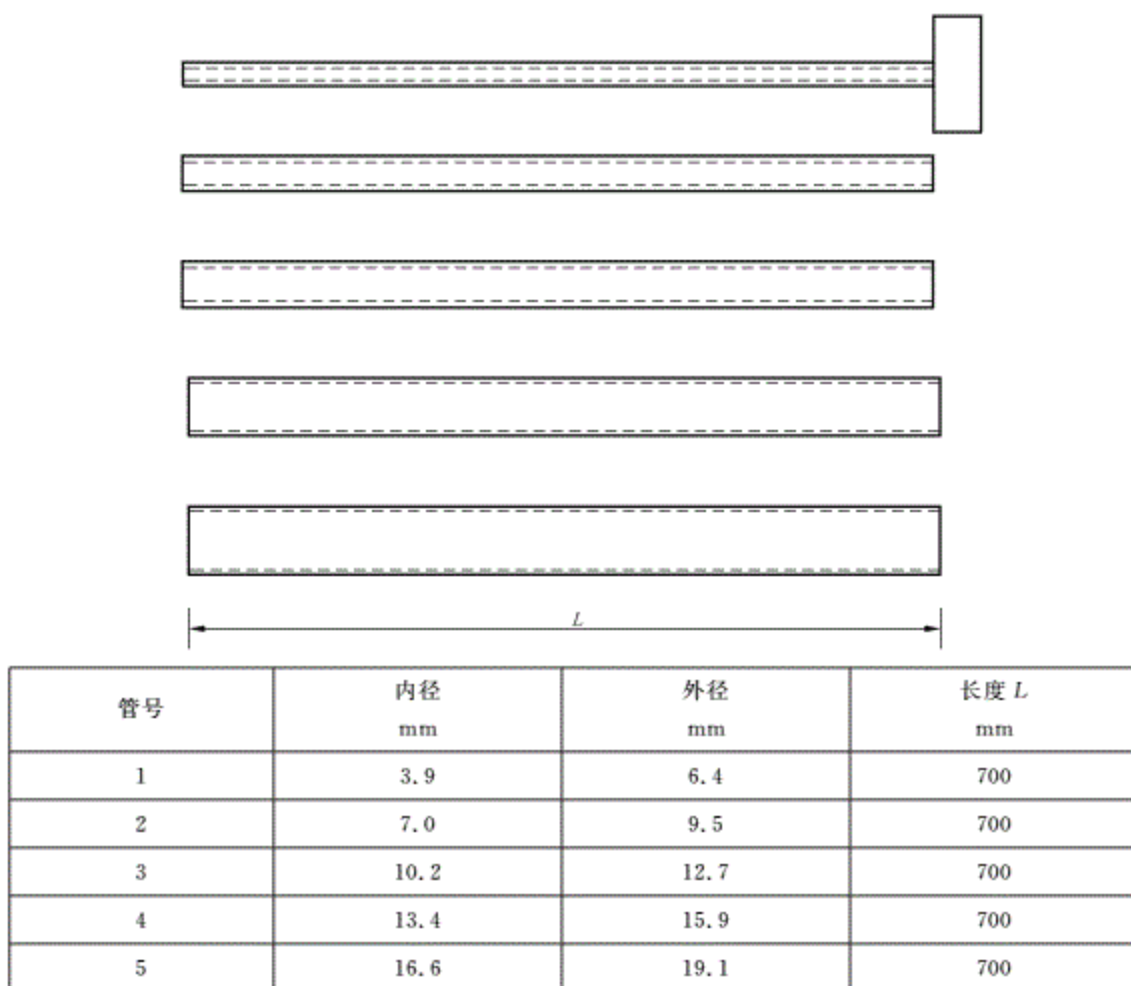


图 A.5 灵敏度测量模体

A.6 精确性:计数损失与偶然符合计数校正

A.6.1 概述

要完成在各种不同条件下源活度分布的定量测量,正电子发射断层成像装置通常具有补偿死时间损失与偶然符合事件的能力。这些校正的精确性,特别是当临床成像用到最高计数率时,是由断层成像装置的计数偏差来反映的。下列测试使用简单的活性分布,显然不能代表广泛的各种成像条件。然而,这种测试需要相当长的时间来完成,并需要处理大剂量的放射性物质。

A.6.2 目的

本测试程序的目的是测量图像中死时间损失和偶然符合计数校正的精确性。

A.6.3 方法

A.4.3 中用于测量偶然符合计数率和死时间损失所采集的模体数据,也可用于测量死时间损失校正和偶然符合扣除校正后计数率的净误差。

将经过校正的真实计数率与从低计数率数据外推得到的预期计数率进行比较。假定在低计数率时

因死时间与偶然符合计数而导致的误差可以忽略不计。可以使用所有的校正方法进行校正。

A. 6. 3. 1 符号

相对计数率误差(Δr)——预期计数率与测量所得的计数率之间的差异,以预期计数率的百分数表示。

A. 6. 3. 2 放射性核素

测量应用放射性核素 ^{18}F 。放射性活度应该足够大,这样才能使真实计数率达到死时间损失值的50%,并可以测量以下两个计数率:

$R_{i,\text{peak}}$ ——真实计数率峰值;

$R_{\text{NEC},\text{peak}}$ ——噪声等效计数率峰值。

制造商将提供符合这些目标的初始活度的推荐值。

模体的初始活度由经过校准后的活度计所测得的注入模体中的放射性物质的活度值确定。

A. 6. 3. 3 放射源的分布

模中心插入的700 mm \pm 5 mm的线源应充满水与被测放射性物质的充分混合物,并在两端密封。该线源应插入模体的孔中,使得活性区域与模体的70 cm长度吻合。带有线源的测试模体放置于由制造商提供的标准检查床上,并进行适当的旋转,使得线源与检查床最近。模体应位于横向与轴向视野的中心。

A. 6. 3. 4 数据采集

数据采集间隔时间应短于放射性核素半衰期 $T_{1/2}$ 的一半,直到真实计数率损失小于总计数率的1.0%。每次采集持续时间 $T_{\text{acq},j}$,应小于 $T_{1/2}$ 的四分之一。测量时要求足够低的计数损失,足够大的统计量,这样才能获得精确的基准值,并由此外推可以得到的更高活度时的“正确”计数率。数据采集应在断层扫描时进行的,因此,旋转式的扫描仪每一次采集数据时,必须旋转获取完整的、角度均匀的采样。

要想精确估计系统死时间损失,足够大量的统计数据是必要的,同时要确保计数损失率和偶然符合计数率都低于真实计数率的1.0%。每次至少采集500 k的即时计数。因此,希望制造商能够为自己的扫描仪推荐一个协议,包括初始活度、采集次数与采集持续时间。

A. 6. 3. 5 数据处理

对于轴向视野小于或等于65 cm的断层成像装置,所有层都应重建。对于轴向视野大于65 cm的扫描仪,应仅重建在65 cm视野中的层面。数据还应进行偶然符合校正与死时间校正。用标准方法重建图像,并报告重建所使用的方法。

A. 6. 4 分析

每个重建图像 i 都应进行所有的分析。计算每个采集 j 的平均活度 $A_{\text{ave},j}$ (见1.2)。每个采集 j 的平均有效放射性浓度 $a_{\text{eff},j}$ 应由 $A_{\text{ave},j}$ 除以测试模体的体积(22 000 cm 3)得到。

对于每个重建图像层 i ,都应在横向视野中心(不是线源的中心)画出直径为180 mm的圆形感兴趣区ROI。对于每层 i 与采集 j 应测量 $C_{\text{ROI},i,j}$ 中的真实计数值。计算 $R_{\text{ROI},i,j}$ 中的真实计数率:

$$R_{\text{ROI},i,j} = \frac{C_{\text{ROI},i,j}}{T_{\text{acq},j}} \quad \dots\dots\dots (\text{A. 37})$$

对于每层 i ,计算外推出的真实计数率 $R_{\text{Ext},i,j}$,它可从无死时间损失或者无偶然符合的采集 j 中获得。为了将统计影响降低到最小, $R_{\text{Ext},i,j}$ 应由式(A. 38)计算:

$$R_{\text{Extr},i,j} = \frac{A_{\text{ave},j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{\text{ROI},i,k}}{A_{\text{ave},k}} \quad \dots\dots\dots (A.38)$$

其中, $k=1$ 是最低活度时的采集。总和是基于三次最低活度时的采集数据计算出的。

对于每次采集 j 的每层 i , 应该通过式(A.39)计算相对计数率误差 $\Delta r_{i,j}$, 单位为百分数:

$$\Delta r_{i,j} = 100 \left(\frac{R_{\text{ROI},i,j}}{R_{\text{Extr},i,j}} - 1 \right) \% \quad \dots\dots\dots (A.39)$$

A.6.5 报告

对于每层应将 $\Delta r_{i,j}$ 与 $a_{\text{eff},j}$ 汇总成表格, 选择线性坐标系, 以每次采集中所有层中的最大和最小误差值 $\Delta r_{i,j}$ 为纵坐标, 以 $a_{\text{eff},j}$ 为横坐标绘制图形。连接数据点形成连续曲线。

报告活度等于或低于 $a_{\text{NEC,peak}}$ 时偏差 $|\Delta r_{i,j}|$ 的最大值, $a_{\text{NEC,peak}}$ 由 A.4.5.2 的方法确定。

A.7 图像质量、衰减校正与散射校正的精确性

A.7.1 概述

由于系统性能各方面的相互影响, 最好能够模拟临床形成标准化成像条件, 以比较各种成像系统的图像质量。由于病人摄取放射性药物能力不同, 以及身高、外形的不同, 使用模体难以模拟临床成像条件。基于这些原因, 单个模体研究结果只能表明特定成像条件下的图像质量。

A.7.2 目的

本测量的目的就是模拟带有热区与冷区的全身成像条件下的图像。对不均匀衰减模体内部的不同直径的球体成像, 扫描仪外也会出现一定的活度。使用热球和冷球的图像对比度和本底变异的比值作为衡量图像质量的指标。此外, 该测量也可确定衰减校正与散射校正的精确性。

A.7.3 方法

A.7.3.1 符号

对比度(Q_{xxx})——“温”本底中球体的对比度。

Q_H ——热球的对比度;

Q_C ——冷球的对比度。

本底变异性(N_{xxx})——作为图像质量测量的一部分。

N_j ——图像容积中大小为 j 的所有感兴趣区的变异系数。

相对计数误差(ΔC)——预期计数与测量计数之间的差异, 以百分数表示。

ΔC_{lung} ——肺部插件的相对误差。

标准差(SD_{xxx})——用作本底变异性测量的一部分。

SD_j ——图像容积中大小为 j 的所有感兴趣区的标准差。

A.7.3.2 放射性核素

测量应用放射性核素¹⁸F。成像开始时使模体中本底放射性浓度应校准为 5.3 kBq/mL(0.14 μ Ci/mL), 误差在 $\pm 5\%$ 以内。此活度浓度相当于每 70 000 cm^3 注入 370 MBq(10 mCi), 是进行全身成像研究的典型注入剂量。对于全身成像如果制造商推荐使用较低的注射剂量, 则研究中本底活度也可相应的降低。对于全身成像, 应报告使用的本底放射性活度浓度和制造商推荐的注射剂量。冷区应充满不含放射性物质的水。热区中应填充放射性活度比本底高 N 倍的放射性物质, N 等于 4 或 8。测试模体

中的线源应填充 116 MBq(3.08 mCi)的 ^{18}F ,从而达到有效的等于本底放射性活度浓度的活度浓度,如果使用低本底放射性活度浓度,那么线源放射性活度浓度也应相应的减低。

A.7.3.3 放射源的分布

成像模体由四部分组成:

- a) 体部模体,内部长度至少为 180 mm,横截面如图 A.6 所示。

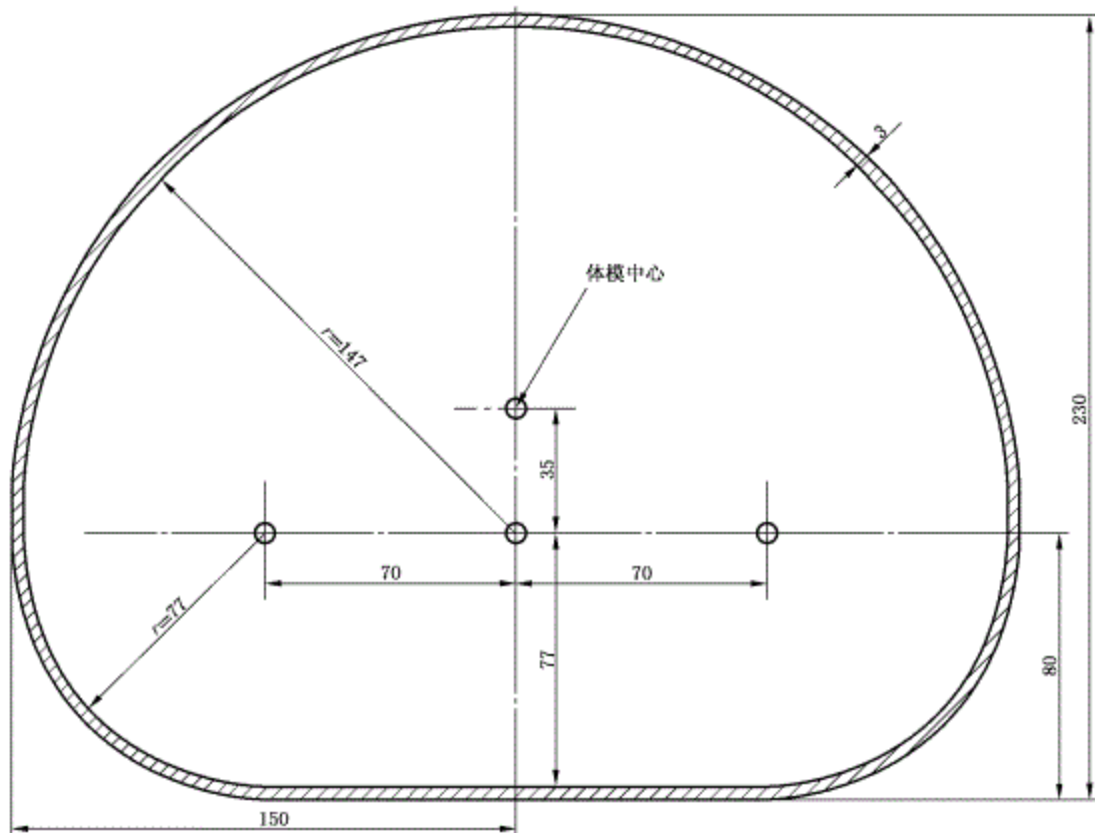


图 A.6 体模的横切面图

所有尺寸单位为 mm,误差范围为 ± 1 mm。模体材料为聚甲基丙烯酸甲酯。

- b) 六个内径分别为 10 mm、13 mm、17 mm、22 mm、28 mm 与 37 mm 的填充球,壁厚小于或者等于 1 mm(见图 A.7)。
 c) 为模拟肺的衰减,用低原子序数物质,平均密度在 $0.30 \text{ g/mL} \pm 0.10 \text{ g/mL}$ 、外径 $50 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$ 、壁厚小于 4 mm 的圆柱体插入模体的中心,并延伸达到模体的轴向全长。
 d) 用于检测散射分数、计数损失、偶然符合测量的模体(实心聚乙烯圆柱体中插入线源)在 A.4 中已进行了描述。

a)、b)和 c)三部分在 IEC 61675-1:1998 Radionuclide Imaging Devices Characteristics and Test Conditions, Part 1: Positron Emission Tomograph 中作了描述。

在两个最大的球体(28 mm 与 37 mm)中填充水,用于冷区成像,四个最小的球体(10 mm、13 mm、17 mm 与 22 mm)填充放射性 ^{18}F 用于热区成像。球体的中心应距离体部模体的端板 68 mm,使它们在轴向上处于同一横断层内。球体在横断层中的分布位置应为:所有球体的中心位于模体中心径向 5.72 cm 处,如图 A.7 所示。内径 17 mm 的球体应沿模体的水平轴放置。

模体应充满本底浓度的水,然后放置于检查床上进行成像。应使模体沿轴向放置,球体的中心位于扫描仪的中间层,位于横断面位置,模体的中心位于扫描仪的中心。对模体的位置应进行适当的对位,

使得通过球体中心的平面与扫描仪中间层共面,在整个模体横断面上误差不超过 3 mm。模体中的线源长度为 $700\text{ mm}\pm 5\text{ mm}$,填充 ^{18}F ,穿过测试模体中 6.4 mm 的孔。测试模体放置于模体的头端并毗邻躯模体型,如图 A.8 所示,这样可以接近临床情况,让放射性延伸到扫描仪范围以外。

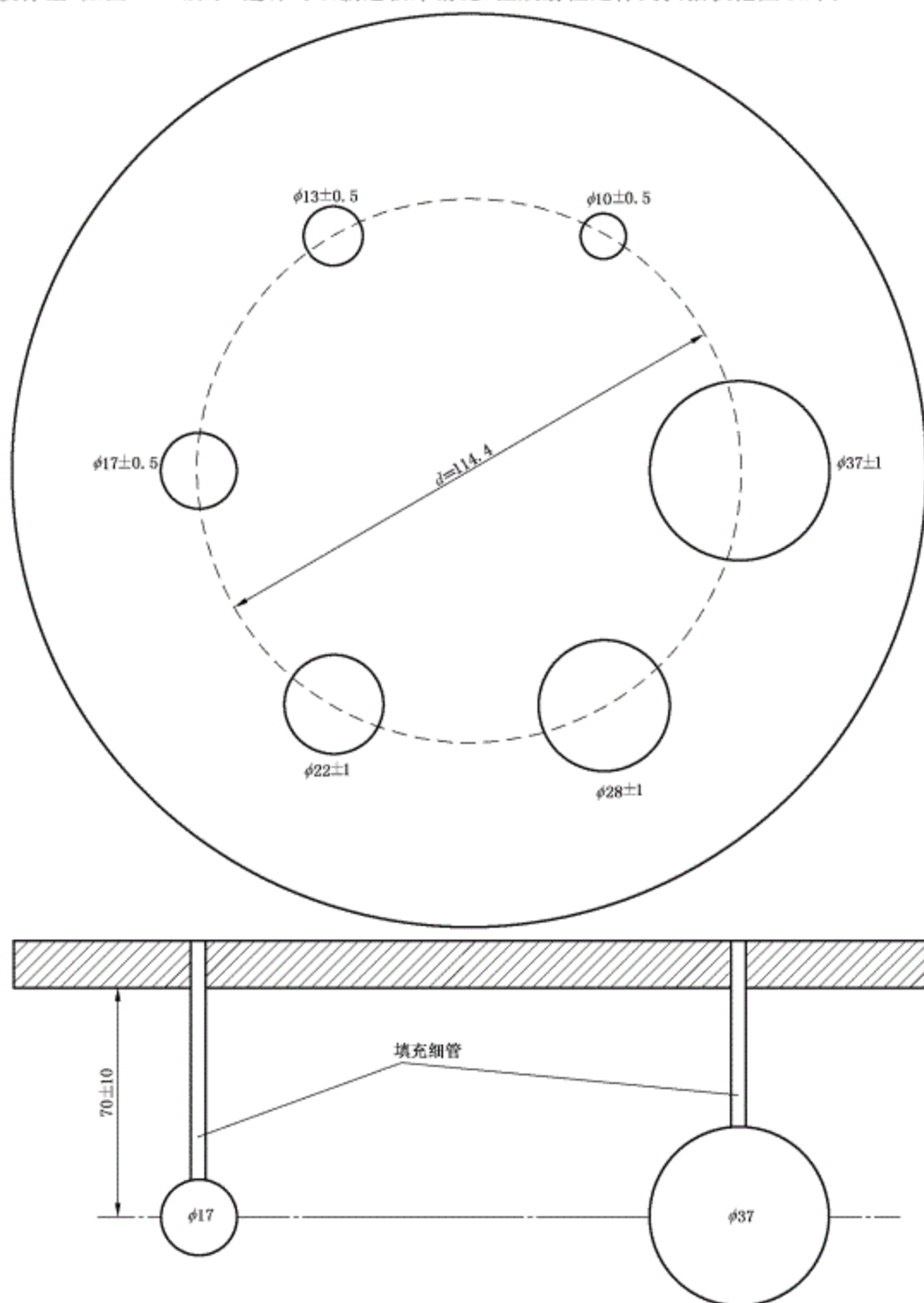


图 A.7 带有空心球体的模体

给出的所有直径为内径。球体壁厚小于或者等于 1 mm。球体的中心离安装平面的内表面应该为 $70\text{ mm}\pm 10\text{ mm}$,因而在轴向上,它们位于同一横断层。模体材料为聚甲基丙烯酸甲酯,球体也可以用

玻璃替代。

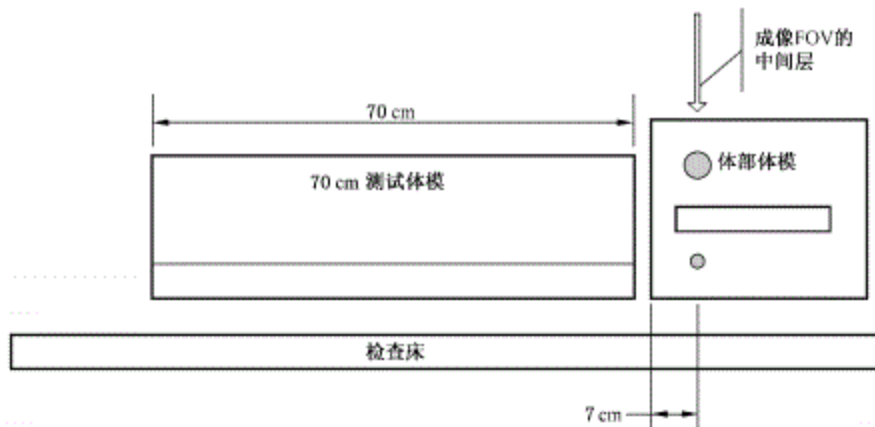


图 A.8 放射性核素的分布图

测试模体应放置在体部模体的头端,并与体部模体毗邻,以便与扫描范围外还有放射性物质的临床情况相似。

A.7.3.4 数据收集

数据采集时间的确定应考虑在全身扫描时,两位置间检查床平移(通常小于扫描仪的轴向视野)的轴向距离以及模拟的总轴向成像距离。成像时间的设置应模拟全身扫描,60 min 扫描 100 cm 轴向成像距离。成像时间应包括发射及透射时间,并假定在每个检查床位置已进行衰减校正。发射与透射扫描总时间 $T_{T,E}$ 按式(A.40)计算:

$$T_{T,E} = \frac{60\text{min}}{dist} \times \text{轴向步长} \quad \dots\dots\dots (A.40)$$

式中:

$dist=100\text{ cm}$ 。

轴向步长为检查床在全身扫描两床位之间移动的距离(cm)。

此时间应包括发射与透射扫描持续期间,以及过渡时间(例如,透射扫描用放射源的移动或者加载数据)。

如果要模拟更长的总成像时间而增加成像时间、或者减少总轴向成像距离,则还要进行附加测量。特别是可以选择在 60 min 里总轴向成像距离为 50 cm 时的扫描时间。应报告实际发射与透射显像时间以及所模拟的总轴向成像距离。由于有限的扫描计数,为了提高结果的可靠性,建议重复三次扫描。由于物理衰变,为了获得相同的计数,重复扫描持续时间应作适当的调整。

A.7.3.5 数据处理

所有层都应对数据进行所有可能的校正后再进行重建。图像应使用制造商推荐的用于全身检查的标准参数进行重建(如图像矩阵大小、像素大小、层厚、重建算法、滤波、或者其他的平滑)。并报告这些重建参数。

A.7.4 分析

A.7.4.1 图像质量

分析中应使用以冷球和热球为中心的横断面图像。应使用所有球体的同一层进行分析。在每个热球与冷球体画出相应的感兴趣区(ROI)。所画圆形 ROI 的直径应等于被测球体的内径。ROI 分析工具应考虑不完整像素,并允许 ROI 以不大于 1 mm 的增量移动。

在以球为中心的层上的模体的本底上应画出与热球和冷球上所画的 ROI 相同尺寸的 ROI。距离

模体边缘 15 mm 的本底上应画出 12 个内径 37 mm 的 ROI, 但这些 ROI 距离任何球体的距离应大于 15 mm (见图 A. 9)。小一些的 ROI (10 mm、13 mm、17 mm、22 mm、与 28 mm) 应与 37 mm 本底 ROI 同心。接近中间层两侧 ±1 cm 与 ±2 cm 处的其他层上也应该画出 ROI。应画不同大小的本底 ROI 共 60 个, 每层 12 个, 共 5 层。连续测量中所有 ROI 的位置必须固定 (如重复扫描)。应该记录每个 ROI 上本底的平均计数。每个热球 j 的百分对比度 $Q_{H,j}$ 由式 (A. 41) 计算:

$$Q_{H,j} = \frac{\frac{C_{H,j}}{C_{B,j}} - 1}{\frac{a_H}{a_B} - 1} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (A. 41)$$

式中:

- $C_{H,j}$ —— 球体 j 上 ROI 内平均计数;
- $C_{B,j}$ —— 球体 j 本底 ROI 上计数的平均值;
- a_H —— 热球体内放射性活度浓度;
- a_B —— 本底放射性活度浓度。

对于每个冷球体 j 的百分对比度 $Q_{C,j}$ 由式 (A. 42) 计算。

$$Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}}\right) \times 100\% \quad \dots\dots\dots (A. 42)$$

式中:

- $C_{C,j}$ —— 球体 j 上 ROI 内的平均计数;
- $C_{B,j}$ —— 球体 j 60 个本底 ROI 计数的平均值。

球体 j 的百分本底变化率 N_j 由式 (A. 43) 计算:

$$N_j = \frac{SD_j}{C_{B,j}} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (A. 43)$$

这里 SD_j 为球体 j 的 ROI 本底计数的标准差, 由式 (A. 44) 计算:

$$SD_j = \sqrt{\sum_{k=1}^K \frac{(C_{B,j,k} - C_{B,j})^2}{K-1}} \quad K=60 \quad \dots\dots\dots (A. 44)$$

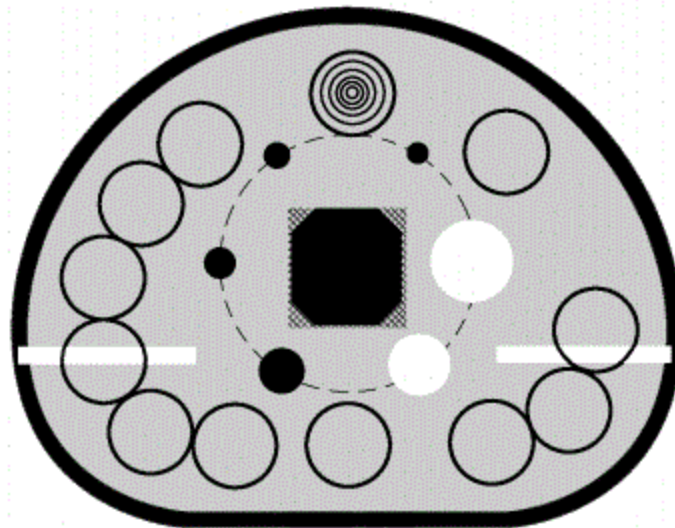


图 A. 9 用于图像质量分析的本底感兴趣区的位置

应于球体上画感兴趣区 (ROD)。ROIs 的内径应尽量接近球体的物理内径。此外, 对于每种尺寸的 ROIs, 应在本底不同位置上画 12 个。

A.7.4.2 衰减校正与散射校正的精确性

直径为 $30\text{ mm} \pm 2\text{ mm}$ 的圆形 ROI 应画在肺插件的中心。对于每层 i , 记录 ROI 内的平均像素值 $C_{\text{lung},i}$ 。12 个直径为 $30\text{ mm} \pm 2\text{ mm}$ 的圆形本底 ROI, 应画在每层本底 ROI 所在处, 见 A.7.4.1 的描述。

为了测量散射校正与衰减校正的残留误差, 每层 i 的相对误差 $\Delta C_{\text{lung},i}$, 单位为百分数, 计算见式 (A.45):

$$\Delta C_{\text{lung},i} = \frac{C_{\text{lung},i}}{C_{B,i}} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (\text{A.45})$$

式中:

$C_{\text{lung},i}$ ——肺插件 ROI 内平均计数;

$C_{B,i}$ ——图像质量分析时所画的 60 个 37 mm ROI 本底的平均计数值;

记录每一 i 层 ROI 内的平均像素值 $C_{B,i}$ 。

A.7.5 报告

报告如下项目:

- a) 全身检查中填充模体的本底浓度与制造商推荐的注入剂量。
- b) 采集参数, 包括发射成像时间、透射成像时间、轴向步长、所模拟的总的轴向成像距离。
- c) 重建方法, 包括重建滤波与其他在横向与轴向上的平滑方法, 校正(例如散射、偶然符合、衰减、死时间、衰变、归一化校正等等)、像素大小、图像矩阵大小、层厚。
- d) 对于每种尺寸的球体在两种浓度比下的百分对比度与百分本底变化率。如果需要重复扫描, 还应报告几次重复扫描的百分对比度以及百分本底变化率的平均值和标准差。
- e) 每层的 $\Delta C_{\text{lung},i}$ 值。也要报告全部层误差的平均值。
- f) 对于每个成像的活度比, 通过所有球体中心的横断面图像以及通过 17 mm 球体中心的冠状面图像。

应该报道每组扫描条件下(如 N 值与轴向扫描长度值)的项目 b)、d) 和 f)。

参 考 文 献

- [1] NEMA NU 2—2007 Performance Measurements of Positron Emission Tomography
- [2] IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 1 Quality Assurance for PET and PET/CT Systems
- [3] Daube-witherspoon ME, karp JS, Casey ME, et al. PET Performance Measurements Using the NEMA NU 2—2001 Standard[J]. Nucl. Med, 2002, 43(10): 1398-1409.
- [4] Daube-witherspoon ME, Muehlllehner G. Treatment of axial data in three-dimensional PET [J]. Nucl. Med, 1987, 28(11): 1717-1724.
- [5] Strother SC, Casey ME, Hoffman EJ. Measuring PET Scanner Sensitivity; Relating Countrates to Image Signal-to-Noise Ratios using Noise Equivalent Countrates[J]. IEEE Trans. Nucl. Sci. , 1990, 37(2): 783—788.
- [6] Watsoncc, Casey ME, Eriksson L, et al. NEMA NU 2 Performance Testsfor Scanners with Intrinsic Radioactivity[J]. Nucl. Med, 2004, 45(5): 822-826.
-