

中华人民共和国国家标准

GB/T 18988.1—202X/IEC 61675-1:2013
代替 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

Radionuclide imaging device—Characteristics and test conditions—

Part 1: Positron emission tomograph

(IEC 61675-1:2013, MOD)

XXXX - XX - XX 发布

XXXX - XX - XX 实施

中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局
中国国家标准化管理委员会 发布

目 次

前言	III
引言	IV
1 总则	1
1.1 范围和目的	1
1.2 规范性引用文件	1
2 术语和定义	1
3 试验方法	8
3.1 空间分辨率	9
3.2 复原系数	11
3.3 断层成像灵敏度	12
3.4 均匀性	14
3.5 计数率特性	14
3.6 散射分数	17
3.7 衰减校正	19
4 随机文件	21
4.1 设计参数	21
4.2 断层成像装置的配置	21
4.3 空间分辨率	21
4.4 复原系数	21
4.5 灵敏度	22
4.6 计数率性能	22
4.7 散射分数	22
4.8 衰减校正准确度	22
附录 A (资料性附录) 术语索引	29
附录 NB (资料性附录) 本部分术语与 GB/T 17857 的对照 (按汉语拼音索引)	31
附录 NB (资料性附录) NEMA 标准出版物 NU2-2018 正电子发射断层成像装置性能测试	33
图 1 圆柱形头部模体剖面图	23
图 2 模体的横切面图	23
图 3 手臂模体剖面图	24
图 4 插入空心球的模体示意图	24
图 5 插入散射源托架的模体位置图	25
图 6 为估算衰减校正插入体模的位置图	25
图 7 按 3.5.3.1.2 (心脏成像) 的计数率测量的模体配置图	26

图 8 估算计数损失校正的示意图	26
图 9 估算衰减校正的示意图	27
图 10 散射分数的估算图	27
图 11 FWHM 的估算图	28
图 12 等效宽度 EW 的估算图	28
图 NB.1 分辨率测量时放射源的放置	38
图 NB.2 由内插法所确定的指明 FWHM 与 FWTM 的典型的响应函数	39
图 NB.3 模体的放置	41
图 NB.4 40mm 宽带内部和外部本底计数的整合	42
图 NB.5 灵敏度测量模体	49
图 NB.6 体部模体的横断面	55
图 NB.7 带有空心球体的模体	56
图 NB.8 放射性核素的分布图	57
图 NB.9 用于图像质量分析的本底感兴趣区的位置	57

前 言

GB/T 18988《放射性核素成像设备 性能和试验规则》分为3个部分：

- 第1部分：正电子发射断层成像装置；
- 第2部分：单光子发射计算机断层装置；
- 第3部分：伽玛照相机全身成像系统。

本部分为第1部分。

本部分按照GB/T 1.1-2009给出的规则起草。

本部分代替GB/T 18988.1-2013《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》，与GB/T 18988.1-2013相比，主要技术变化如下：

——对以下技术方面进行了修订：

空间分辨率
灵敏度测试
散射分数
计数率特性
图像质量

——修订了资料性附录NB，附录内容采用了NEMA标准出版物NU 2-2018《正电子发射断层成像装置性能测试》；

本部分使用翻译法等同采用IEC 61675-1:2013《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》（英文版）。

与本部分中规范性引用的国际文件有一致性对应关系的我国文件如下：

——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)(eqv, IEC 60788:1984)

本部分的技术内容与IEC 61675-1:1998相一致，按照我国的标准编写规则，本部分做了下列编辑性修改：

- 删除IEC 61675-1:1998的前言；
- 用小数点符号‘.’代替符号‘.’；
- 在计算公式的参量注释中，用长破折号‘——’代替‘是’；
- 增加了资料性附录NB。

请注意本文件的某些内容可能涉及专利。本文件的发布机构不承担识别这些专利的责任。

本部分由国家食品药品监督管理局提出。

本部分由全国医用电器标准化技术委员会放射治疗、核医学和放射剂量学设备分技术委员会(SAC/TC10/SC3)归口。

本部分起草单位：

本部分主要起草人：

本部分所代替标准的历次版本发布情况为：

——GB/T 18988.1—2013。

引 言

原标准 GB/T 18988.1-2013 等同采用了 IEC 61675-1: 2013。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,此次修订将 NEMA 标准出版物 NU 2-2018《正电子发射断层成像装置性能测试》的内容引入本部分,作为资料性附录 NB。

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,不交叉使用。

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

1 范围

本部分（以下简称本部分）规定了正电子发射断层成像装置性能特性的术语和试验方法。正电子发射断层成像装置通过符合探测法探测正电子发射放射性核素的湮没辐射（湮灭辐射）。

本部分没有对重建图像的均匀性规定测量方法，因为至今已知的所有方法大多都反映图像中的噪声。

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。凡是不注和日期的引用文件，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本文件。

IEC 60788:2004 医用电气设备- 定义术语表

3. 术语和定义

IEC 60788:2004中界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

3.1

断层成像术 tomography

物体内一层或多层的射线成像术。

3.1.1

横向断层成像术 transverse tomography

在横向断层术中，三维的物体用物理方法（如准直法）切片，变成物体切片的叠层，这些切片可认为是二维的，并且相互独立。横向图像平面与系统轴垂直。

1.1.1

发射计算机断层成像术（ECT） emission computed tomography（ECT）

用所选择穿过物体的二维断层切片渗入的放射性核素的空间分布的一种成像术（成像方法）。

1.1.1.1

投影 projection

对确定图像的物理特性沿投影束的方向积分，使一个三维物体变换成二维图像，或者使一个二维物体变换成其一维图像。

注：这种处理是由在投影方向（沿响应线）上的线积分所作的数字描述，称之为Radon 变换（Radon-transform）。

1.1.1.2

投影束 projection beam

投影束决定最小的可能成像的体积，在此最小体积中，确定图像的物理特性在测量过程中被积分。

注1：其形状在整个三维空间中受到空间分辨率的限制。

注2：投影束大多为长而薄的圆柱形或圆锥体的形状。在正电子断层成像装置（PET）中，它是以符合方式工作的两个探测器单元之间的灵敏体积。

1.1.1.3

投影角 projection angle

测量或采集投影时所处的角度。

1.1.1.4

正弦图 sinogram

物体切片的所有一维投影作为投影角的函数的二维显示。

注：投影角在纵坐标上显示，线性投影坐标在横坐标上显示。

1.1.1.5

物体切片 object slice

确定测量信息的物体中的一薄片的物理特性并显示在断层图像中。

1.1.1.6

影像平面 image plane

物体切片中某一指定的平面。

注：影像平面通常是相应物体切片的中间平面。

1.1.1.7

系统轴 system axis

由系统结构（布局）的几何和物理属性所表征的对称性的轴。

注：对圆形正电子断层成像装置，系统轴是穿过探测器环中心的轴。对带旋转探测器的断层成像装置，它是其旋转轴。

1.1.1.8

体积 tomographic volume

对所有投影角测量的投影有贡献的所有体积元之和。

1.1.1.9

横向视野 transverse field of view

垂直于系统轴并通过断层体积的一个切片的尺寸。

注1：对圆形横向视野用其直径描述。

注2：对非圆柱形断层体积，横向视野可取决于切片的轴向位置。

1.1.1.10

轴向视野 AFOV axial field of view

穿过断层体积、平行于轴并包含系统轴的一个切片的尺寸。

注：事实上，轴向视野仅由其轴向尺寸决定，而该尺寸又由中心到规定图像平面的最外层之间的距离加上所测得的轴向切片宽带的平均值给定。

1.1.1.11

总视野 total field of view

断层体积的（三维）尺寸。

1.1.2

正电子发射断层成像术（PET） positron emission tomography（PET）

利用由符合探测法测量放射性核素发射的正电子的湮没辐射进行发射计算机断层成像的技术。

1.1.2.1

正电子发射断层成像装置 positron emission tomograph

断层成像设备的一种，其用符合探测法测量放射性核素发射正电子的湮没辐射。

1.1.2.2

湮没辐射 annihilation radiation

当一种粒子与其反粒子互相作用并且终止各自的存在而产生的电离辐射。

1.1.2.3

符合探测法 coincidence detection

检验两个相对放置的探测器是否每次同时各测量到一个光子的方法。

注1：按此方法，两个同时相关发生的光子将被记录为一个事件。

注2：符合探测法中的两个相对放置的探测器单元适合作为电子学准直限束器，分别限定相应的投影束或响应线（LOR）。

1.1.2.4

符合窗 coincidence window

一个时间间隔，在此时间间隔内探测到的两个光子被认为是同时发生的。

1.1.2.5

响应线（LOR） line of response（LOR）

投射束的轴。

注：在正电子发射断层成像术（PET）中，它是以符合方式工作的两个相对的探测器单元中心的连线。

1.1.2.6

总符合 total coincidences

探测到的所有符合之和。

1.1.2.6.1

真符合 true coincidence

由同一正电子湮没中发生的两个 γ 事件的符合测量的结果。

1.1.2.6.2

散射真符合 scattered true coincidence

在真符合中，至少有一个加入的光子是由符合探测前散射产生的。

1.1.2.6.3

非散射真符合 unscattered true coincidence

真符合与散射真符合之差。

1.1.2.6.4

偶然符合 random coincidence

由不同的正电子湮没辐射产生的两个光子参与的符合测量的结果。

1.1.2.7

单计数率 singles rate

不用符合方法但具有能量甄别阈而测得的计数率。

3.1.4

二维重建 two-dimensional reconstruction

图像重建在数据重建到横向切片投影数据的正弦图前首先予以重新组合，需要考虑横向切片相互独立并垂直于系统轴。

3.1.5

三维重建 three-dimensional reconstruction

重建中响应线将不限制垂直系统轴，所以，响应线可通过几个横向切片。

1.2

图像矩阵 image matrix

“核医学”矩阵，其中每个元素对应于在此矩阵单元的坐标所描述的位置处测量或计算出的物体的物

理特性。

1.2.1

矩阵元 matrix element

图像矩阵的最小单元，由它确定物体中的一实际体积元（VOXEL）的位置和尺寸。

1.2.1.1

像素 pixel

二维图像矩阵中的矩阵元。

1.2.1.2

三维像素 trixel

三维像素矩阵中的矩阵元。

1.2.2

体积元 voxel

物体中的体积单元，在二维或三维图像中由矩阵元确定。

注：体积元的尺寸由通过适当的刻度因子换算后的矩阵元尺寸和所有三维的系统空间分辨率确定。

1.3

点扩展函数（PSF） point spread function（PSF）

一个点源的闪烁图像。

1.3.1

物理点扩展函数 physical point spread function

<断层成像装置>物理点扩展函数是在距探测器规定距离上与投影束垂直的平面内二维的点扩展函数。

注：物理点扩展函数表征断层成像装置的纯物理（本征的）成像特性，它与取样、图像重建和图像处理无关。一个投影束是由作为其轴线距离函数的所有物理点扩展函数的整体来表征的。

1.3.2

轴向点扩展函数 axial point spread function

在平行于系统轴的平面内通过物理点扩展函数峰的剖面。

1.3.3

横向点扩展函数 transverse point spread function

断层图像平面中被重建的二维点扩展函数。

注：在断层成像术中，横向点扩展函数亦可由平行于系统轴的一根线源获得。

1.4

空间分辨率 spatial resolution

<核医学>将点源图像的计数密度分布集中到一点的能力。

1.4.1

横向分辨率 transverse resolution

在垂直于系统轴的重建平面内的空间分辨率。

1.4.1.1

径向分辨率 radial resolution

沿着穿过源所在位置与系统轴的直线上的横向分辨率。

1.4.1.2

切向分辨率 tangential resolution

与径向分辨率方向垂直的方向上的横向分辨率。

1.4.2

轴向分辨率 axial resolution

沿系统轴平行线的空间分辨率。

注：轴向分辨率仅适用于满足采样原则有足够精确采样的断层成像装置。

1.4.3

等效宽度 (EW) equivalent width (EW)

等效宽度 (EW) 是一个矩形的宽度，该矩形的面积和高度与响应函数的面积和高度相同。

1.4.4

半高宽 (FWHM) full width at half maximum (FWHM)

在一钟形曲线上，纵坐标高度为最大值一半处，平行于横坐标的两点之间的距离。

1.5

复原系数 recovery coefficient

一个活性体积内测得的(成像)活度浓度除以在该体积内的真实活度浓度的商，忽略活度校准因子。

注：在实际测量中，真实活度浓度由一个大体积内测得的活度浓度代替。

1.6

切片灵敏度 slice sensitivity

在正弦图上测得的计数率与在模体（模型）中的放射性活度浓度之比。

注：在正电子断层成像术（PET）中，测得的计数不必通过减去散射部分对散射进行数字校正。

3.7

体积灵敏度 volume sensitivity

单个切片灵敏度之和。

3.8

计数率特性 count rate characteristic

由观测计数率与真实计数率之间的相对关系给出的函数。

3.8.1

计数损失 count loss

测得的计数率与真实计数率之间的差。计数损失是由仪器的有限分辨时间引起的。

3.8.2

计数率 count rate

单位时间的计数。

3.8.3

真计数率 true count rate

当装置的分辨时间为零时观测到的计数率。

3.9

散射分数（SF） scatter fraction (SF)

对一个给定的实验装置，散射的光子数与散射和非散射光子数之和的比值。

3.10

点源 point source

所有 3 维尺寸均近似 δ 函数的放射源。

3.11

线源 line source

两个方向的尺寸近似 δ 函数，而在第 3 个方向是常数（均匀）的直线放射源。

3.12

校准 Calibration

<发射计算机断层成像术>用于建立图像中每个体积元素的计数率与物体中不需要复原校正物体尺寸中相应的活度浓度之间的关系的过程。

注：为了使该校准完全独立于所研究的物质，请对数据进行适当的校正，例如衰减，散射，计数损失，放射性衰变，探测器归一化，随机重合（PET）和分支比（PET）是强制性的。需要物体的独立性以 kBq/ml 或标准化摄取值（SUV）缩放临床图像。

3.13

PET 计数率性能 PET count rate performance

真符合，偶然符合，总符合的测量计数率与噪声等效计数率与活度之间的关系。

4 试验方法

4.1 概述

对所有测量，断层成像装置应按它工作的正常模式设置，也就是不应为测量特定参数进行特别调整。如果断层成像装置规定了影响性能参数的不同工作模式，例如，以不同轴向接收角、带或不带环间隔、有二维重建和三维重建，试验结果应对每个运行模式进行报告。断层成像的配置（例如，能量阈、轴向接收角、重建算法）应按制造商的推荐进行选择并清楚指明。如果试验不能按本部分的规定准确完成，则偏差理由和完成试验的确切条件应清楚指明。

假定正电子发射断层成像术能够测量偶然符合并执行适当的校正。此外，正电子发射断层成像术应提供散射校正，衰减，计数损失，分支比，放射性衰变和校准。

假如没有其他规定，试验模体应对准断层成像装置的轴向视野。

4.2 空间分辨率

4.2.1 概述

空间分辨率的测量部分描述，断层成像装置复现示踪剂在物体的重建图像中空间分布的能力。测量由在空气中成像的点源和重建图像，并使用陡峭的重建滤波函数予以完成。尽管这不代表患者成像的条件，即组织将产生散射且由于有限的统计要求使用平滑重建滤波函数和/或迭代重建函数，但测得的空间分辨率将在断层成像装置之间提供客观的比较。

4.2.2 目的

本测量的目的是表征断层成像装置复原小物体的能力。

横向分辨率通过放射性点源重建横向点扩展函数的宽度测定，。该扩展函数的宽度通过半高宽（FWHM）和等效宽度（EW）进行测量。

断层成像装置的轴向分辨率，将用足够精细的轴向采样（体积探测器）予以规定，并用稳定的点源进行测量。系统（在轴向满足采样原则）的特性将由下述事实说明，即假如源的位置在轴向变化为采样距离的一半，稳定点源的轴向点扩展函数将不可能变化。

4.2.3 方法

4.2.3.1 概述

对所有系统，空间分辨率应在横向图像平面内的两个方向（径向和切向）测量。另外，对那些具有精密轴向采样的系统，轴向分辨率也应予以测量。

横向视野和图像矩阵尺寸将决定横向图像平面内的像素尺寸。为精确测量扩展函数的宽度，建议其 FWHM 至少横跨 5 个像素。

对体积成像系统，推荐横向和轴向的矩阵尺寸均接近预计 FWHM 的 1/5。

4.2.3.2 放射性核素

测量应使用放射性核素¹⁸F，其活度量应使百分计数损失小于5%、偶然符合率小于总符合率的5%。

4.2.3.3 放射源布置

4.2.3.3.1 概述

应使用点源。

4.2.3.3.2 放射源放置

为测量断层成像装置的横向分辨率应使用点源，并将其悬挂在空气中以使散射减到最小。

分辨率测量应在垂直于断层扫描仪长轴的两个平面上进行，一个平面在“轴向视野”的中心，第二个平面在偏离中心平面 338 个“轴向视野”的平面上（即一个平面）。断层扫描仪末端的八分之一轴向视野）。在每个平面上，光源应位于距系统轴向 1 cm，10 cm 和 20 cm 的位置（如果横向视野未覆盖 20 cm 的位置，则应省略）。源应放置在与系统轴向相交的水平或垂直线上，以使径向和切线方向与图像网格对齐

注：半径等于 0 mm 处的空间分辨率由于采样可产生人为的数值，所以这个测量在半径等于 10 mm 处完成。

4.2.3.4 数据采集

应为按 4.2.3.3.2 的 6 个位置的全部源（单个的或成组的多个源）采集数据，以减少数据获取时间。每个点源至少应获取 100000 个计数。

4.2.3.5 数据处理

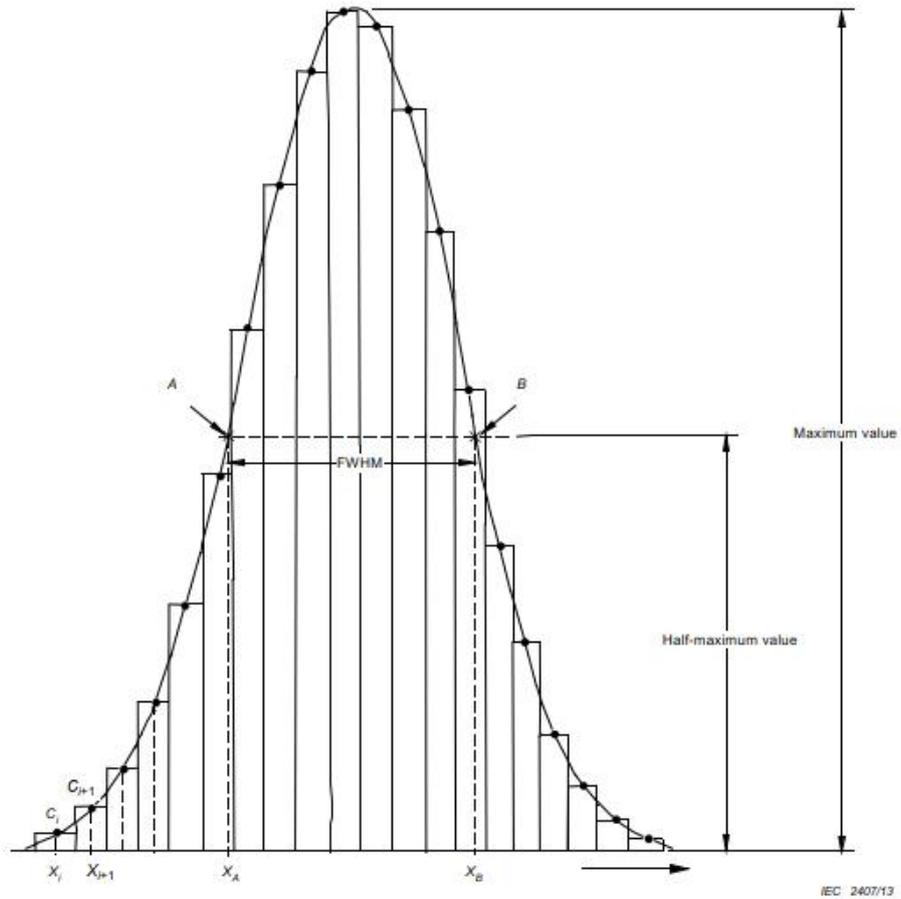
应使用一个在投影数据的尼奎斯特（Nyquist）频率截止的斜坡滤波函数进行滤波反投影重建或等同的 3D 重建，对所有空间分辨率数据进行重建。不应使用重建增强方法。

4.2.4 分析

径向分辨率和切向分辨率应由构成一维响应函数的方式测定。这些响应函数是通过从“横向点扩展函数”中提取轮廓，然后通过沿分布峰值的径向和切线方向的每个“点源”的 3D 图像重建得到的。在垂直于分析方向的两个方向上，每个轮廓的宽度应为预期 FWHM 的两倍。

点源测量的轴向分辨率由构成一维响应函数（轴向点扩展函数）的方式测定，通过沿分布方向通过峰的轴向穿过重建的 3D 图像进行剖析得出的。在垂直于分析方向的两个方向上，每个轮廓的宽度应为预期 FWHM 的两倍。

每个 FWHM 应在最大像素值的一半处的相邻像素之间用线性内插法测定，该最大像素值是响应函数的峰（见图 1）。最大像素值 C_m 应使用峰点及其峰值通过抛物线拟合确定最近的两个邻居。值应乘以适当的像素宽度。



注：A 和 B 是插值计数曲线切入一半最大值的线的点。然后 FWHM=X_B-X_A。

图 1- FWHM 评估

每个等效宽度 (EW) 应由相应的响应函数测量。

EW 由下式(1)计算：

$$EW = \sum_i \frac{C_i \times PW}{C_m} \dots\dots\dots (1)$$

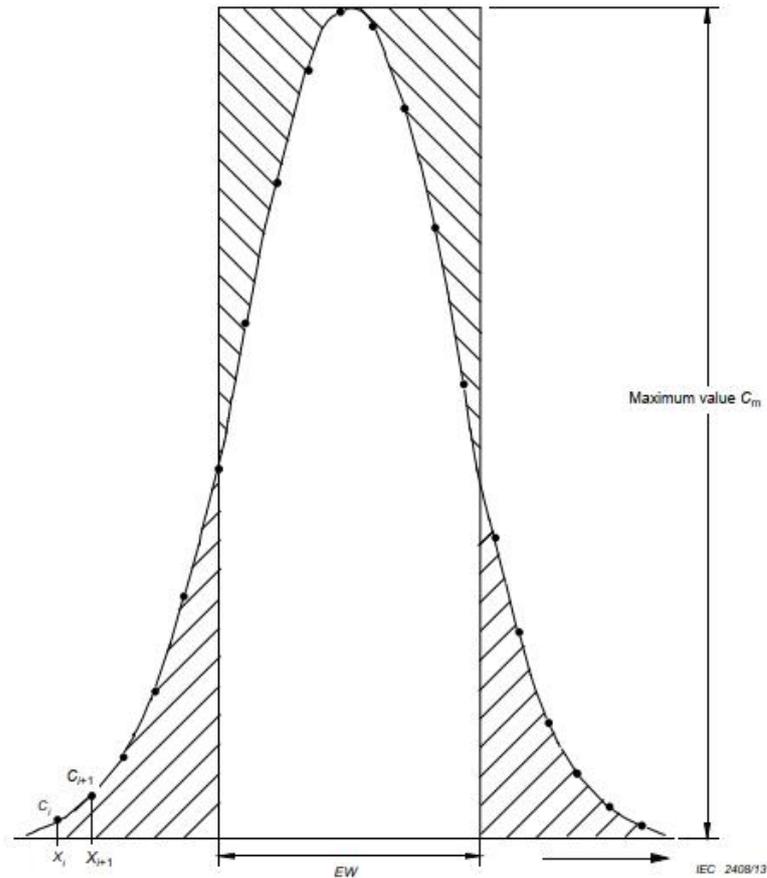
式中：

$\sum_i C_i$ ——在峰的剖面内，由任意一侧的最大象素值 C_m 的 1/20 规定的限定区间内的计数之和（即

剖面内 C_m 的 1/20 以上各象素计数的总和）；

C_m ——最大象素值；

PW ——象素宽度，以 mm 为单位（见图 2）。



注：EW 由具有线扩散函数的面积及其最大值 C_m 的矩形的宽度给出。

图 2- 等效宽度 (EW) 的评估

4.2.5 报告

应计算和报告每个点源位置的径向分辨率，切向分辨率和轴向分辨率 (FWHM 和 EW)。应报告横向和轴向像素尺寸。

如果使用特殊的重建方法，则应将测试结果与方法的准确描述一起报告。

:

4.3 断层成像灵敏度

4.3.1 概述

断层成像灵敏度 (断层灵敏度) 是表征被探测率的一个参数，在使用低活度放射源，其计数损失和偶然符合均可忽略的情况下，探测符合事件。对给定放射源布置，真符合事件的探测率取决于许多因素，包括探测器的材料、尺寸、聚焦率，断层成像装置环形直径、轴向接收窗和层间隔准直器几何形状、衰减、散射、死时间和能量阈。

4.3.2 目的

本测量的目的是为一个标准体积（源），也就是一个给定大小的圆柱形模体，测定每单位放射性活度浓度的真符合事件的被探测率。

4.3.3 方法

4.3.3.1 概述

断层成像灵敏度试验是将一个规定体积的、已知活度浓度的放射性溶液放置在正电子发射断层成像装置的总视野中并观测所得到的计数率。系统灵敏度由上述这些值进行计算。

试验的关键取决于放射性活度在定标器或井型计数器中测量时的准确分析。用这样的设备保持其准确度好于10%的绝对校准是困难的。假如要求高的准确度，建议考虑使用正电子发射的绝对参考标准。

PET计数率性能测试的最后一帧（4.6）也可用于确定切片灵敏度和体积灵敏度。

4.3.3.2 放射性核素

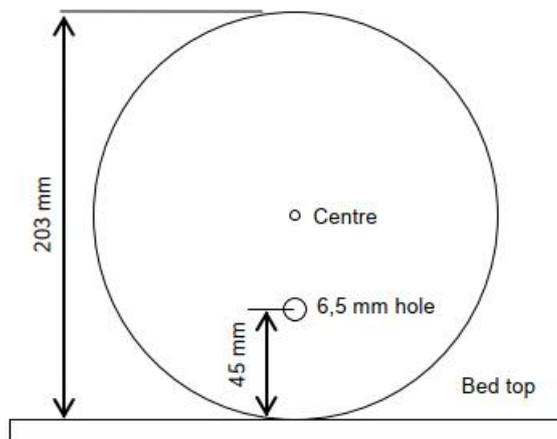
测量应使用放射性核素¹⁸F。所用的活度量应使百分计数损失小于2%。

4.3.3 放射源布置

测试模体是由聚乙烯制成的实心右圆柱体，其比密度为 $(0,96\pm0,01)$ g/cm³，外径为 (203 ± 3) mm，总长度为 (700 ± 5) mm。平行于圆柱体的中心轴钻一个 $(6,5\pm0,3)$ 毫米的孔，径向距离为 (45 ± 1) 毫米。为了便于制造和处理，圆柱体可以包含几个在测试过程中组装在一起的部分。然而，在完成的模体的设计和组装中，必须确保相邻段之间的紧密配合，因为即使很小的间隙也将允许狭窄的轴向区域的无散射辐射。

测试模体线源插入件是一根透明的聚乙烯或涂有聚乙烯的塑料管，长度为 (800 ± 5) mm，内径为 $(3,2\pm0,2)$ mm，外径为 $(4,8\pm0,2)$ mm。

测试模体线源插入件应充满水，并与测得的活度量充分混合，达到 (700 ± 5) mm的长度，并两端密封。该线源应插入测试模体的孔中，以使线源的活动性与聚乙烯模体的长度匹配。带有线源的测试模体被安装在制造商提供的标准患者床上，并旋转以使线源插入件最靠近患者床（参见图3）。模体应在横向视野居中放置，并在5mm以内，或者如果不能通过单独抬高患者床而使模体不能在横向视野居中，则需要额外可以使用安装在轴向视野外的泡沫块等安装方式。在这种情况下，应报告实际安装方式和实际工作台高度。



IEC 2409/13

6,5 mm的孔用于插入线源。

图3- 散射模体配置和成像台的位置

4.3.3.4 数据采集

单个探测器之间的每个符合事件应仅考虑一次。数据应汇集到正弦图上。所有事件将分配到通过相应响应线中点的横向切片。

至少应获取500 000个计数。

4.3.3.5 数据处理

模体中的活度浓度应对衰变进行校正，以便由下式(2)确定数据获取时间 T_{acq} 内的平均活度浓度

a_{ave} :

$$a_{ave} = \frac{A_{cal}}{V} \frac{1}{\ln 2} \frac{T_{1/2}}{T_{acq}} \exp\left[\frac{T_{cal} - T_0}{T_{1/2}} \ln 2\right] [1 - \exp(-\frac{T_{acq}}{T_{1/2}} \ln 2)] \dots\dots\dots (2)$$

式中:

- V —— 模体的容积;
- A_{cal} —— 在时间 T_{cal} 测量的活度，并通过乘以分支比予以校正（正电子活度）;
- T_0 —— 开始获取数据的时间;
- $T_{1/2}$ —— 放射性核素的半衰期。

不适合对探测器归一化、计数损失、散射和衰减进行校正。数据对偶然符合应予以校正。

4.3.4 分析

距系统轴向 25cm 处正弦图的所有像素应设置为零。

在每个切片 i 上的总计数 $C_{i,tot}$ 应通过计算相应正弦图中所有像素（计数）之和得到。非散射事件的切片灵敏度 S_i 应由下式(3)计算:

$$S_i = \frac{C_{i,tot} (1 - SF_i)}{T_{acq} a_{ave}} \dots\dots\dots (3)$$

式中:

- SF_i —— 相应散射分数（见 4.5）。

体积灵敏度 S_{tot} 应是断层成像装置在轴向视野中所有切片范围内 S_i 的总和。

4.5.3 报告

对每个切片*i*，将 S_i 和 nS_i 的值列表。体积灵敏度 S_{tot} 也应报告。

4.4 均匀性

本部分没有对重建图像的均匀性规定测量方法，因为至今已知的所有方法大多都反映图像中的噪声。

4.5 散射分数

4.5.1 概述

在正电子湮没中形成的初级 γ 射线的散射，将导致对辐射源定位探测出现虚假信息的符合事件。设计和制造中的偏差引起正电子发射断层成像装置对散射辐射具有不同的灵敏度。

4.5.2 目的

本程序的目的是测量相关系统对散射辐射的灵敏度，该灵敏度由散射分数（SF）以及每个切片中的散射分数值 SF_i 表示。

4.5.3 方法

4.5.3.1 概述

测试模体是由聚乙烯制成的实心右圆柱体，其比密度为 $(0,96\pm 0,01)$ g/cm³，外径为 (203 ± 3) mm，总长度为 (700 ± 5) mm。平行于圆柱体的中心轴钻一个 $(6,5\pm 0,3)$ 毫米的孔，径向距离为 (45 ± 1) 毫米。为了便于制造和处理，圆柱体可以包含几个在测试过程中组装在一起的部分。然而，在完成的模体的设计和组装中，必须确保相邻段之间的紧密配合，因为即使很小的间隙也将允许狭窄的轴向区域的无散射辐射。

如果使用¹⁸F进行测试，则计数率特性测试（4.6）的最后一帧可用于确定散射分数。

4.5.3.2 放射性核素

测量应使用放射性核素¹⁸F，其放射性活度量使百分计数损失小于5%。

4.5.3.3 放射源布置

测试模体线源插入件是一根透明的聚乙烯或涂有聚乙烯的塑料管，长度为 (800 ± 5) mm，内径为 $(3,2\pm 0,2)$ mm，外径为 $(4,8\pm 0,2)$ mm。该试管将充满已知量的活性，并穿过测试模体中6,5 mm的孔。

测试模体线源插入件应充满水，并与测得的活度量充分混合，达到 (700 ± 5) mm的长度，并两端密封。该线源应插入测试模体的孔中，以使线源的活动性与聚乙烯体模的长度匹配。带有线源的测试模体被安装在制造商提供的标准患者床上，并旋转以使线源插入件最靠近患者床（参见图3）。模体应在横向视野和轴向视野中居中5mm以内，或者如果仅靠抬高病床不能将模体在横向视野居中，则应使用额外的安装方式，例如将泡沫块放置在横向视野和轴向视野中。可以使用轴向视野。在这种情况下，应报告实际安装方式和实际工作台高度。

4.5.3.4 数据采集

单个探测器之间的每个符合事件应仅考虑一次。数据应汇集到正弦图。所有事件将分布到通过相应响应线中点的横向切片。至少应获取500 000个计数。

4.5.3.5 数据处理

不对探测器灵敏度，散射真符合，计数损失或衰减的变化进行校正。
数据应针对偶然符合进行校正。

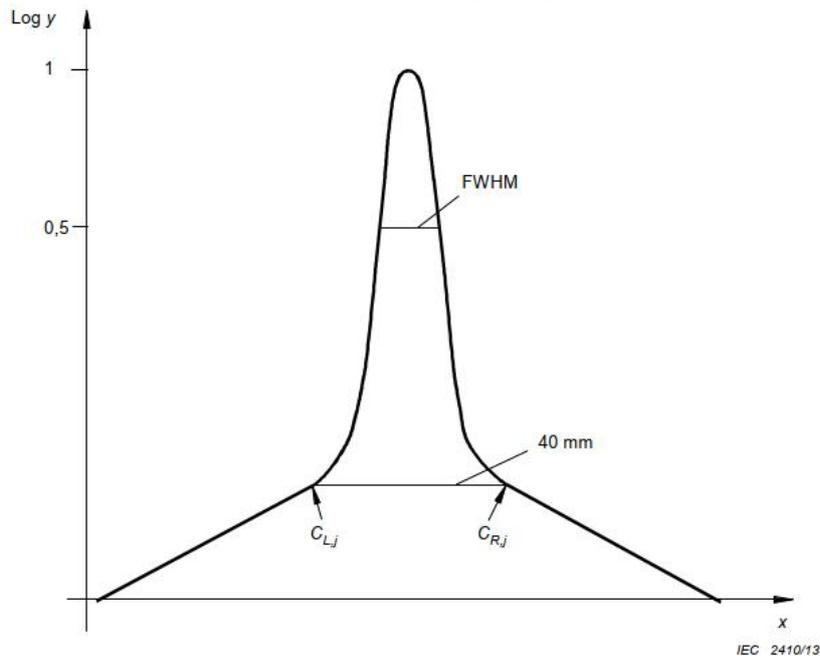
4.5.4 分析

对于轴向视野小于等于65cm的断层扫描仪，应为切片j的每次采集i生成真符合的正弦图。对于轴向视野大于65cm的断层扫描仪，对于每次获取的中心65cm内的切片，均应生成真符合的正弦图。

将倾斜的正弦图折叠为每个切片的单个正弦图（通过单切片重组），同时保留正弦图中的计数。

真符合的正弦图j应按以下方式处理：

- 与系统轴向距离超过25mm的所有像素应设置为零。
- 对于正弦图中的每个投影角，应通过找到具有最大值的像素来确定线源响应中心的位置。每个投影应移动，以使包含最大值的像素与正弦图的中央像素对齐。
- 对准后，应产生总投影。总投影中的像素是每个角度投影中像素的总和，其径向偏移与总投影中的像素相同。
- 应获得距离（b）中计算得出的轮廓中心大约20 mm宽度的条带边缘的左右像素强度的计数 C_{Lj} 和 C_{Rj} （见图4）。必须采用线性插值法来找到 C_{Lj} 和 C_{Rj} 。



注：在总投影中，散射是由 40mm 宽带材外面的计数加上 C_{Lj} - C_{Rj} 线下方的 LSF 面积估算的。

图 4- 散射分数的评估

- 两个像素强度 C_{Lj} 和 C_{Rj} 的平均值应乘以像素（包括分数值），对应于条带的宽度以及乘积，将其加到带外像素中的计数总和上，以得出切片 j 的分散计数 C_{sj} 的数量。
- 真符合 C_{TOTj} 应计算为切片 j 的总投影中所有计数的总和。真符合包括散射真符合和未散射真符合。

每个切片的散射分数 SF_j 如公式（4）计算得出：

$$SF_j = \frac{C_{s,j}}{C_{TOT,j}} \quad (4)$$

散射分数SF使用公式（5）计算得出：

$$SF = \frac{\sum_j C_{s,j}}{\sum_j C_{TOT,j}} \quad (5)$$

4.5.5 报告

对被处理的每个切片j,应报告 SF_j 值（公式（4））。 SF 也应作予以报告（公式（5））。

4.6 PET 计数率特性

4.6.1 概述

正电子断层成像装置的计数率特性的复杂程度取决于放射性空间分布和散射材料，“真对单”之比，单计数率的计数率特性，和随后设置的测量条件。另外，计数率性能也受到偶然符合量和减去这些事件的准确度的强烈影响。

4.6.2 目的

这里描述的程序是评估由计数损失引起的真符合计数率与放射性活度之间线性关系的偏差，。当现代正电子断层成像装置带有计数率校正设计时，这些校正算法的准确度也应进行试验。

4.6.3 方法

4.6.3.1 概述

测试模体是由聚乙烯制成的实心右圆柱体，其比密度为 $(0,96 \pm 0,01)$ g/cm³，外径为 (203 ± 3) mm，总长度为 (700 ± 5) 毫米。平行于圆柱体的中心轴钻一个 $(6,5 \pm 0,3)$ mm的孔，径向距离为 (45 ± 1) mm。为了便于制造和处理，圆柱体可以包含几个在测试过程中组装在一起的部分。然而，在完成的模体的设计和组装中，必须确保相邻段之间的紧密配合，因为即使很小的间隙也将允许狭窄的轴向区域的无散射辐射。

4.6.3.2 放射源和 ¹⁸F 的活度

用于测量的放射性核素应为或¹¹C。通过放射性衰变在大约10个半生命中获得活性的变化。最后一帧的计数丢失应小于1%。活度的初始量应足够高以允许测量以下两个速率：

- a) $R_{t,最大}$ - 真符合的最大计数率；
- b) $R_{NEC,最大}$ - 最大噪声等效计数率。

制造商应提供满足这些目标所需的初始活动的建议。

4.6.3.3 放射源布置

测试模体线源插入件是一根透明的聚乙烯或涂有聚乙烯的塑料管，长度为 (800 ± 5) mm，内径为 $(3,2\pm 0,2)$ mm，外径为 $(4,8\pm 0,2)$ 毫米。该试管应充满已知量的活性，并穿过测试模体中6.5 mm的孔。

测试模体线源插入件应充满水，并与测得的活度量充分混合，达到 (700 ± 5) mm的长度，并两端密封。该线源应插入测试模体的孔中，以使线源的活动性与聚乙烯体模的长度匹配。带有线源的测试模体被安装在制造商提供的标准患者床上，并旋转以使线源插入件最靠近患者床（参见图3）。模体应在横向视野和轴向视野中居中5mm以内，或者如果仅靠抬高病床无法将模体在横向视野中居中，则应放置其他安装装置，例如泡沫块可以使用轴向视野之外的图像。在这种情况下，应报告实际安装方式和实际工作台高度。

为了开始测试，在正电子发射断层成像术的视野中放置了相对较高的活度。然后进行常规测量，同时模体中的活动在多个半个生命中衰减。事件速率的降低伴随着活动性的下降。另外，随着活动性的下降，系统处理重合事件的效率将提高，直到可以有效地忽略“计数损失”。因此，通过等待足够长的时间，就可以获得对真符合计数率的测量，该测量实际上没有处理损失。通过将这一真符合率推算回到较高的活动水平，并将其与在较高活动水平下测得的真符合率进行比较，可以估算较高活动水平下系统遭受的计数损失。该技术的准确性主要取决于以足够低的活动水平收集足够的统计信息。这可能需要以较低的计数率进行重复测量。

4.6.3.4 数据采集

单个探测器之间的每个符合事件应仅考虑一次。

4.6.4 分析

4.6.4.1 PET 计数率特性的试验

4.6.4.1.1 概述

数据应汇集到正弦图上。所有事件将分布在相应响应线中点的横向切片上。

不对探测器灵敏度，散射，计数损失或衰减的变化进行校正。

对于轴向视野小于等于65cm的断层扫描仪，应为切片j的每次采集i生成真符合正弦图。对于轴向视野大于65cm的断层扫描仪，对于每次获取的中心65cm内的切片，均应生成真符合的正弦图。

4.6.4.1.2 测试

应当测量断层扫描仪总视野内计数率和活度之间的关系。每个帧的时间应少于放射性半衰期的一半，但最后三个帧除外，后者可以更长。对于最后三个帧中的每一个，至少应获取500 000个真实的重合计数。

模体中的初始活动性应根据在校准剂量校准器中测量的注入模体中的活动性来确定。

对正弦图的分析应不进行计数损失校正。正弦图中的所有像素位于距系统轴向超过25cm的位置应设置为零。

在对时间画面i进行数据获取的时间间隔 $T_{acq,i}$ 期间，衰变的放射性平均值 $A_{ave,i}$ 应由下式(6)计算：

$$A_{ave,i} = A_{cal} \frac{1}{\ln 2} \times \frac{T_{1/2}}{T_{acq,i}} \exp\left[\frac{T_{cal} - T_{0,i}}{T_{1/2}} \ln 2\right] [1 - \exp(-\frac{T_{acq,i}}{T_{1/2}} \ln 2)] \dots\dots\dots (6)$$

式中：

A_{cal} ——在时刻 T_{cal} 测量的活度，并对分支（“正电子活度”）比进行校正；

$T_{0,i}$ ——对时间画面 i 开始获取数据的时间；

$T_{1/2}$ ——分别是放射性核素 ^{18}F 或 ^{11}C 的半衰期。

对于每个时间范围 i ，计算：

- a) 每个切片 j 的总事件发生率 $R_{TOT,i,j}$ ，即切片中的总符合 j 除以帧 i 的采集时间；
- b) 每个切片 j 的随机事件发生率 $R_{r,i,j}$ ，即切片 j 中的随机重合次数除以帧 i 的获取时间；
- c) 每个切片 j 的真实事件发生率 $R_{t,i,j}$ ，即切片 j 中的真计数除以帧 i 的采集时间；
- d) 每个切片 j 的噪声等效计数率 $R_{NEC,i,j}$ （等式（7））：

$$R_{NEC,i,j} = \frac{(1 - SF_j)^2 R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}} \dots\dots\dots (7)$$

注：对于该评估，NEC公式（公式（7））考虑了偶然和散射校正，而不考虑其他因素（例如飞行时间）。
 总系统计数率 $R_{TOT,i}$ 、 $R_{t,i}$ ， $R_{r,i}$ 和 $R_{NEC,i}$ 计算为所有切片 j 上相应切片计数率的总和。

4.6.4.2 计数率损失校正程序的测试

4.6.4.2.1 概述

对于轴向视野小于等于65cm的断层扫描仪，应将所有切片重建。对于轴向视野大于65cm的断层扫描仪，只能重建中央65cm的切片。计数损失和偶然校正应用于数据。图像应使用没有衰减校正的标准方法重建。

4.6.4.2.2 测试

所有分析应在每个重建图像 i, j 上执行。应计算每次采集 i 的平均活度 $A_{ave,i}$ 。每次采集 i 的平均有效活度浓度 $A_{eff,i}$ 通过将 $A_{ave,i}$ 除以 22000cm^3 （即测试模体的体积）来计算。

对于每个切片 j ，应在重建图像上绘制一个以横向视野为中心（不以线源为中心）的圆形兴趣区域（ROI），直径为18cm。每个切片 j 和采集 i 的ROI中的真符合 $C_{ROI,i,j}$ 的数量应该被测量。真符合计数 $R_{ROI,i,j}$ 的计数率应计算为 $C_{ROI,i,j}$ 和 $T_{acq,i}$ 之比。

对于每个切片 j ，应计算出真符合 $R_{Extr,i,j}$ 的外推计数率。如果没有计数损失，则将获得采集 i 的值。为了使统计的影响最小化，应通过以下公式（8）方法获得 $R_{Extr,i,j}$ ：

$$R_{Extr,i,j} = \frac{A_{ave,i}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{ROI,i,j,k}}{A_{ave,k}} \dots\dots\dots (8)$$

式中

$K=1$ 是活度最低的采集，并且在三个最低活度采集中计算总和。

对于每个采集 i 的每个切片 j ，应通过以下公式（9）计算相对计数率误差 $\Delta r_{i,j}$ ，以百分比为单位：

$$\Delta r_{i,j} = 100 \left(\frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Extr,i,j}} - 1 \right) \% \quad (9)$$

。

4.6.5 报告

4.6.5.1 PET 计数率特性（见 4.6.4.1）

对于系统，以下四个数值量是平均有效活度的函数浓度 $A_{ave,i}$ 应标绘为：

- a) $R_{t,i}$ – 真符合计数率；
- b) $R_{r,i}$ – 偶然符合计数率；
- c) $R_{NEC,i}$ – 噪声等效计数率；
- d) $R_{TOT,i}$ – 总符合计数率。

应报告以下数值，由上述绘制中获得：

- a) $R_{t,max}$ – 真符合的最大计数率；
- b) $R_{NEC,max}$ – 最大噪声等效计数率；
- c) $A_{t,max}$ – 当达到 $R_{t,max}$ 的活度浓度；
- d) $A_{NEC,max}$ – 当达到 $R_{NEC,max}$ 的活度浓度。

应报告评估偶然符合的方法。

4.6.5.2 计数损失校正的准确性（见 4.6.4.2）

应使用线性比例尺创建 $\Delta r_{i,j}$ 相对于 $a_{eff,i}$ 的切片中最高和最低值的图形。可以将数据点合并以形成连续曲线。

应报告在活度范围直至 $A_{NEC,max}$ 的偏置最大值 $|\Delta r_{i,j}|$ 。

4.7 图像质量和放射源活度浓度的定量准确性

4.7.1 概述

对比度和噪声是影响图像质量的因素。它们的组合决定了病变的可探测性。对比度取决于病变与背景的活度浓度比。有限的空间分辨率，散射和随机性进一步影响了图像对比度。对比度分辨率受病变周围背景中存在的噪声影响。

4.7.2 目的

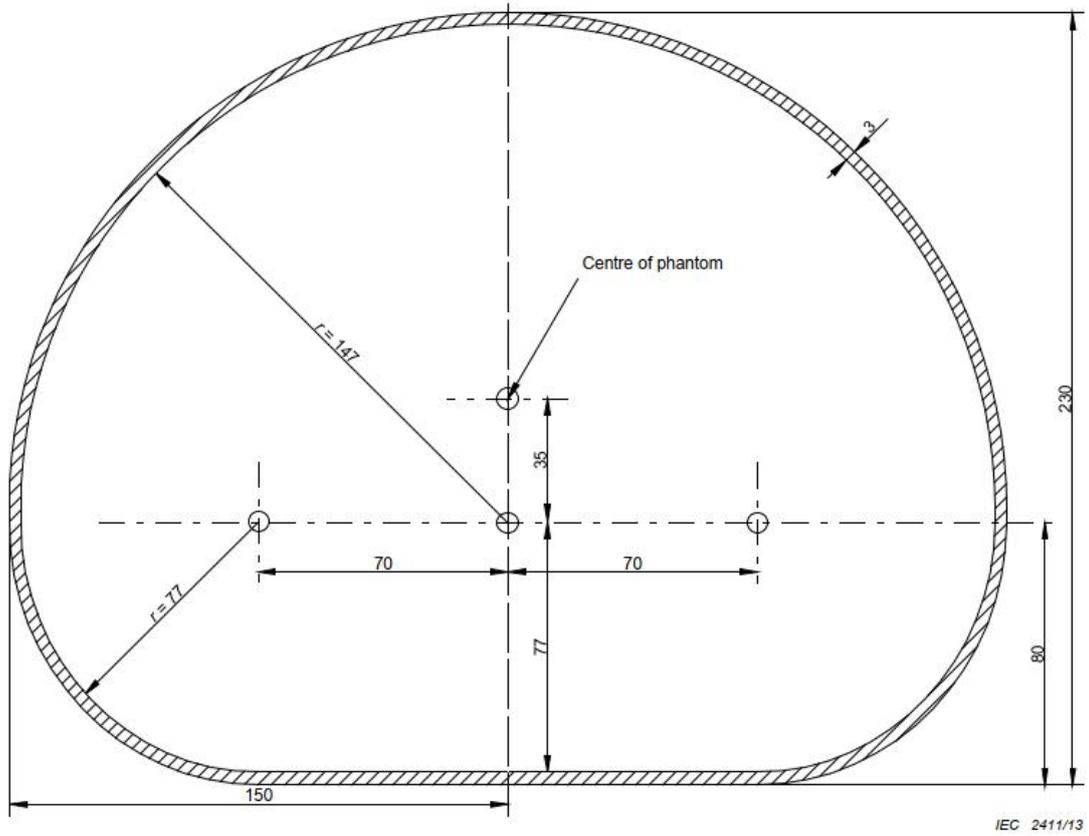
本部分的目的是在正常成像条件下测量 PET 扫描仪的图像质量因子和定量准确性。为了模拟这种正常的成像条件，应使用躯干状的模体，其中包含多个直径递减的热球体，并在热背景中插入冷圆柱体。

测量热球的对比度，并将其与背景噪声进行比较，以评估病变的可探测性。定量精度是通过将球体、背景和肺圆柱体插入物中的测得浓度与其真实活性浓度进行比较来确定的。其他测量包括评估扫描仪根据球体尺寸量化活度浓度的能力。

4.7.3 方法

4.7.3.1 概述

全身模体应用于所有放置空心球和肺插入物（见图6）的测量（见图5）。

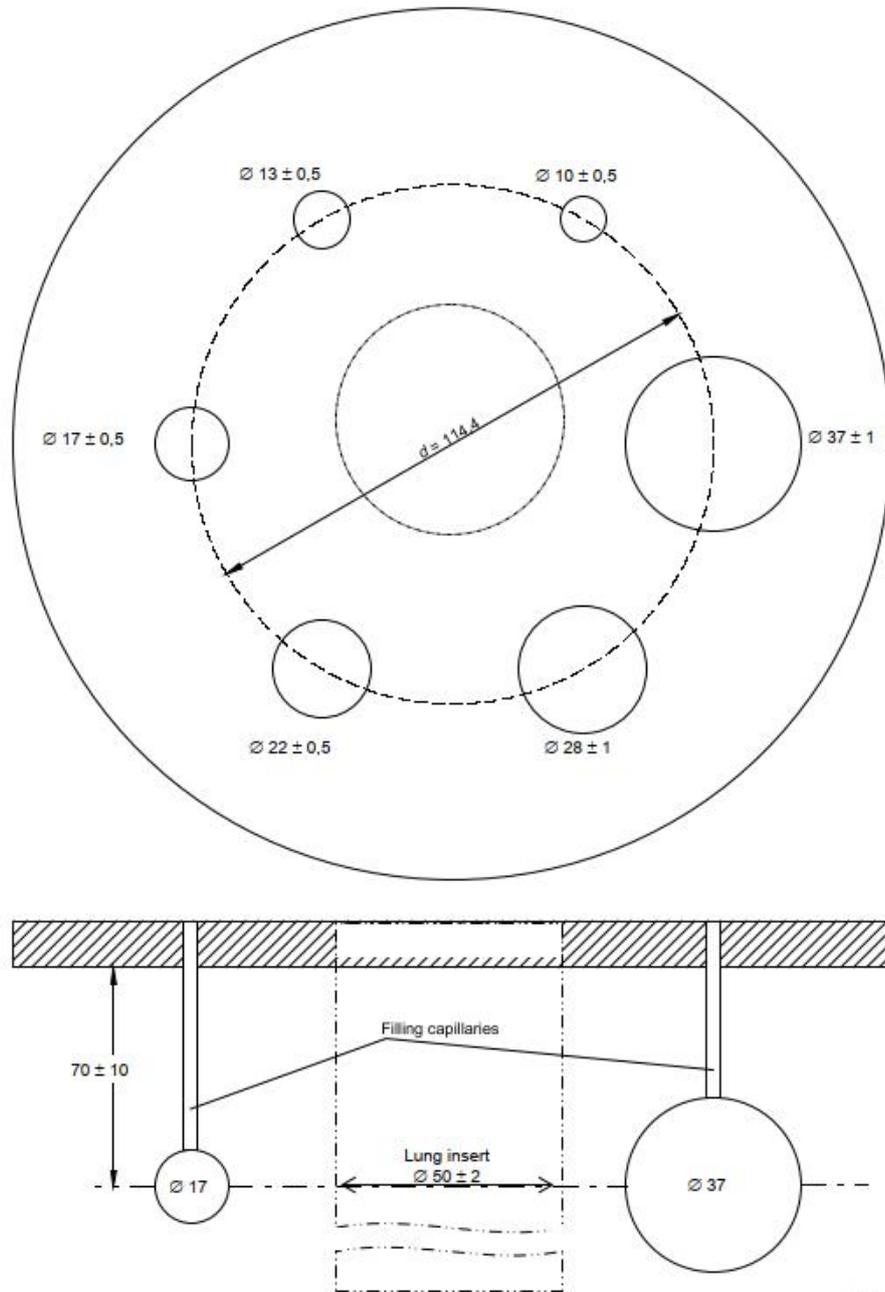


所有尺寸单位为mm，误差范围为 ± 1 mm。

材料：聚甲基丙烯酸甲酯

模体直径应至少为 $180\text{mm} \pm 5\text{mm}$ 。

图5 - 模体的横切面图



给定的所有直径均为内径。球的壁厚应为1 mm。球体的中心距安装板表面的距离应相同。球也可以由玻璃制成。肺部插入圆柱体在图像质量模体内居中，其长度贯穿整个腔室，直径为 50 ± 2 mm。

图6 - 带有空心球体的模体插入物

直径递减的空心球以圆形排列并在一个平面上居中，并具有空心杆，该空心杆穿过外板延伸，以使放射性液体充满球体。肺圆柱体插入物的直径为 (50 ± 2) mm，并延伸穿过体模腔的长度。圆柱体中充满了密度为 $(0,30 \pm 0,10)$ g/cm³的低原子序数材料，没有活度，并且模拟了肺的衰减。

全身模体在头端（靠近球体）与全身模体相邻，该模体插入了线源（参见图7），用于模拟外部视场源活度。已知源活度浓度将添加到所有可填充球体，图像质量模体背景和插入了线源的散射模体中。线源中的平均活度浓度应等于图像质量模体中的背景活度浓度。

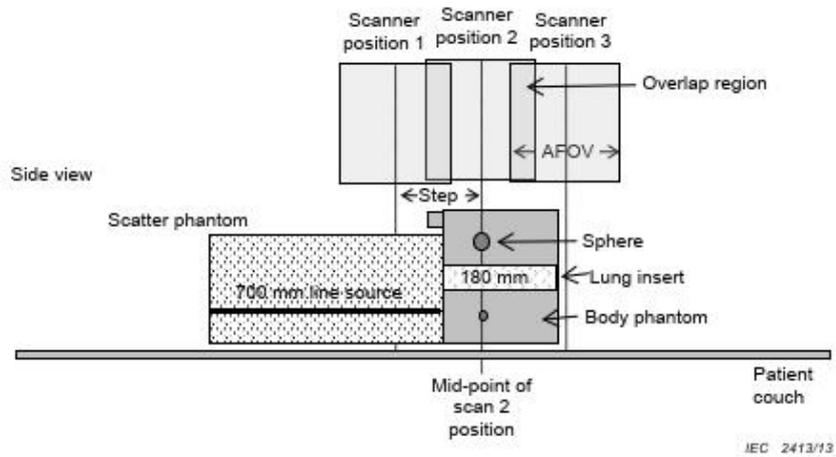


图7—全身扫描采集的图像质量模体和散射模体位置

应获得覆盖整个模体长度的全身采集。

用于图像重建，散射和衰减校正的算法应与常规全身临床图像协议相对应。应产生以kB/qml为单位的像素值。在此之前，需要进行扫描仪校准。具有增强功能的其他图像重建的结果可以单独报告。

在采集和图像重建之后，在热球，冷圆柱体插入物和图像质量幻像背景上的选定图像切片上绘制ROI。平均ROI活性浓度用于分析。

4.7.3.2 放射性核素

发射测量应使用放射性核素¹⁸F。

4.7.3.3 放射源布置

全身模体背景中的活度浓度应为 (50 ± 3) kBq/ml。球体应充满背景浓度为活度浓度的3,8至4,2倍之间的活度浓度。散射模体中的线源应充满 (110 ± 5) MBq的活度。在采集开始时指定了所有活度浓度。所有模体中的放射性核素应充分混合。

注：这些浓度对应于在70千克患者体内用于全身成像的350MBq的典型临床剂量。

该测试严格取决于要使用的活度的准确测定。很难将绝对校准精确度保持在10%以下的剂量校准器可用于分析起始活度水平。如果需要更高的精度，则应考虑使用正电子发射器的绝对参考标准。

如果制造商建议此测试使用更低的剂量，则所有模体中的活度浓度可能会成比例降低。报告应包括制造商推荐的剂量。

4.7.3.4 数据采集

全身模体放置在断层扫描仪的患者床上，并位于“横向视野”内。穿过人体模型中球体中心的平面应与“轴向视野”的中心对齐。直接设置在患者床上的线源散射视野与图像质量视野的头端相邻（见图7）。

应在整全身模体的长度上进行全身采集。假定全身采集扫描由多个固定扫描组成，扫描位置之间存在标准重叠。“步长”是床在位置之间平移的轴向距离，并且可以小于“轴向视野”。至少需要三个扫描位置。起始位置1由扫描位置2确定，该位置应在球的横向平面上轴向居中。位置1朝向散射模体，其距离等于临床全身扫描中使用的“步长”。位置3处的最终扫描是使扫描仪朝着图像质量模体的另一端移动

“步长”距离，以使AFOV的中心位于模体的末端之外。如果扫描仪的AFOV不足以分三步覆盖所需的长度，则在任一方向上都必须有附加的扫描位置。

单个位置的采集时间 T_p 应由如下公式计算：

$$T_p = (d_{ax}/100 \text{ cm}) \times 30 \text{ min} \quad (10)$$

式中， d_{ax} 是床在位置之间平移的轴向距离（以厘米为单位）（步长）。

可以对扫描时间和轴向覆盖率的不同值进行其他测量。如果进行了其他测量，则这些值应包括在最终报告中。

在开始进行放射物采集之前，需要根据全身临床方案规定的X射线技术因素在整个全身扫描长度上进行CT扫描。如果扫描仪没有CT组件，则必须应用并报告规定的透射成像方法。

对于发射扫描，请使用常规临床全身扫描所规定的采集矩阵，视野大小，切片厚度，采集模式为2D或3D，以及多次扫描重叠。

应对偶然符合进行校正，并且必须清楚地报告所使用的方法。还可以启用诸如飞行时间信息，交互深度之类的增强功能，并且必须报告增强方法。发射扫描的开始时间用作模体活度浓度计算和报告的参考时间。

4.7.3.5 数据处理

横向切片应在图像质量模型的整个长度上重建。应采用全身成像的标准重建方案。应报告重建算法，用于衰减，散射和计数损失校正的方法，以及重建后的图像滤波器和所有相关参数。如果PET系统为重建软件提供了诸如飞行时间和分辨率复原之类的增强功能，则可以分别报告这些结果。

4.7.4 分析

4.7.4.1 感兴趣区域

4.7.4.1.1 概述

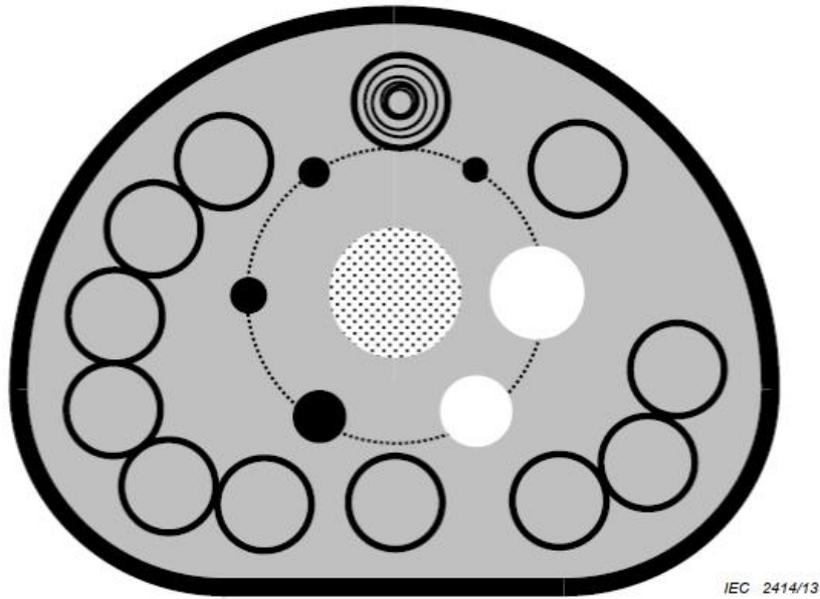
为了进行图像质量和定量精度分析，在选定切片上的球体和整个全身模体背景上绘制了二维圆形ROI。

4.7.4.1.2 热球感兴趣区域

应当确定与热球中心平面重合的横向切片（该切片将称为“S切片”）。在S切片的六个球体上绘制圆形感兴趣区域（ROI）。ROI直径应尽可能接近球体的内径，但不得超过内径。应计算每个球的平均像素值 P_j 。

4.7.4.1.3 本底感兴趣区域

应当确定与S切片相距尽可能近 $\pm 1 \text{ cm}$ 和 $\pm 2 \text{ cm}$ 的横向切片。在这四个切片和S切片上，应在整个背景上绘制十二个直径为 37 mm 的ROI，距离模体边缘至少 15 mm （见图8，以了解在S切片）。然后，应在 37 mm 直径ROI中的每一个内同心绘制与五个较小直径球体相对应的ROI，从而为每个球体直径总共产生60个背景ROI（五个切片中的每个ROI）。



指定了十二个位置。在每个位置，同心放置六个ROI，其大小与球形ROI相同。（摘自NEMA标准出版物NU 2-2007，正电子发射断层扫描仪的性能测量；经允许使用。）

图8 – 模体本底的感兴趣区域放置

对于每个球体直径，计算60个ROI的每一个的平均像素值，然后计算这60个ROI值的平均值和标准偏差。

4.7.4.1.4 全身肺部扫描和本底感兴趣区域

在整个图像质量模体的整个长度上，在每个横向切片的肺插入物内部绘制一个直径为37mm的ROI。同样，在距模体边缘左边缘15 mm的模体背景中绘制直径为37 mm的ROI。记录所有区域的平均像素值，并将切片 $k = 1, n$ 分别标记为 $WBBk_g$ 和 $WBLung_k$ ，其中 n 是最后一个切片。

4.7.4.2 图像质量

对于每个直径分别为10 mm，13 mm，17 mm，22 mm，28 mm和37 mm的球体 j ，应计算对比度恢复系数 CR_j 。索引 j 为10、13、17、22、28或37，并与相应球体的直径匹配。

$$CR_j = (P_j/B_j - 1) / (A_S/A_B - 1) \quad (11)$$

式中

P_j 是球体 j 的ROI值，如4.7.4.1.2中所计算。

B_j 是球 j 的背景ROI值的平均值，如第4.7.4.1.3节所述。

A_S 是球体中的活度浓度；

A_B 是背景中的活度浓度。

每个球直径的噪声变化系数 CN_j 应计算为：

$$CN_j = S_j/B_j \quad (12)$$

式中

B_j 是球j的背景ROI平均值，如第4.7.4.1.3节所述；
 S_j 是球j的背景ROI值的标准偏差，如第4.7.4.1.3节所述。

每个球体直径的对比度噪声比 CNR_j 应计算为：

$$CNR_j = (P_j/B_j - 1)/CN_j \quad (13)$$

式中

P_j 是第4.7.4.1.2节中计算的球体j的ROI值。
 B_j 是球j的背景ROI值的平均值，如第4.7.4.1.3节所述。
 CN_j 是球体j的变化噪声系数，如公式（12）所示。

4.7.4.3 定量精确性

计算模体背景中与实际活度浓度的百分比偏差（公式（14））：

$$\Delta Q_B = 100 \% \times (B_{37} - A_B)/A_B \quad (14)$$

式中

ΔQ_B 是与背景中真实活性浓度的偏差百分比；
 B_{37} 是背景中37 mm ROI的平均像素值（请参见4.7.4.1.3），单位为kBq/ml；
 A_B 是模体背景中的活动浓度。

4.7.4.4 散射和衰减校正的准确性

在背景和肺部插入物沿模体的整个长度上测量散射和衰减校正的准确性。为每个切片计算肺插入物中的残留误差。计算每个切片的背景ROI的定量精度。

肺插入物中的残留误差计算如下（公式（15））：

$$\Delta LR_k = 100 \% \times (WBLung_k - A_B)/A_B \quad (15)$$

式中

ΔLR_k 是切片k中的残差百分比；
 $WBLung_k$ 是切片k中肺插入ROI中的平均像素值，单位为kBq/ml；
 A_B 是模体背景中的活动浓度。

背景的定量精确性计算方式如下（公式（16））：

$$\Delta QWB_k = 100 \% \times (WBBkg_k - A_B)/A_B \quad (16)$$

式中

ΔQWB_k 是切片k中的残差百分比；
 $WBBkg_k$ 是切片k中背景的平均像素值，单位为kBq/ml；
 A_B 是模体背景中的活度浓度。

4.7.4.5 PET和CT图像配准精确度

PET和CT图像体积的对齐对于诊断和衰减校正至关重要。PET和CT扫描上每个球体的X, Y和Z重心应使用3D ROI工具计算。如果没有3D ROI工具, 则将在包含球体的所有切片上绘制2D ROI。图像质量的全身扫描和相应的CT扫描将用于比较两个图像体积。

在PET扫描中, 完全包围球体。将ROI中大于平均背景的1.25倍(球形j的 B_j 如4.7.4.1.3定义)的ROI中的所有PIXEL设置为1, 否则将它们设置为零。然后按以下方式计算X, Y和Z重心(公式(17), (18)和(19)):

$$C_{X,j} = \sum x * ROI_{PET,j}(x,y,z) / \sum ROI_{PET,j}(x,y,z); \text{ for all } x,y,z \text{ of ROI} \quad (17)$$

$$C_{Y,j} = \sum y * ROI_{PET,j}(x,y,z) / \sum ROI_{PET,j}(x,y,z); \text{ for all } x,y,z \text{ of ROI} \quad (18)$$

$$C_{Z,j} = \sum z * ROI_{PET,j}(x,y,z) / \sum ROI_{PET,j}(x,y,z); \text{ for all } x,y,z \text{ of ROI} \quad (19)$$

然后将 $C_{PET,j} = (C_{X,j}, C_{Y,j}, C_{Z,j})$ 标识为PET球体j的质心坐标。

对于CT扫描, 请完全环绕球体。将ROI中属于球体壁的所有像素设置为一个, 其他设置为零。然后按以下方式计算X, Y和Z重心(公式(20), (21)和(22)):

$$C_{X,j} = \sum x * ROI_{CT,j}(x,y,z) / \sum ROI_{CT,j}(x,y,z); \text{ for all } x,y,z \text{ of ROI} \quad (20)$$

$$C_{Y,j} = \sum y * ROI_{CT,j}(x,y,z) / \sum ROI_{CT,j}(x,y,z); \text{ for all } x,y,z \text{ of ROI} \quad (21)$$

$$C_{Z,j} = \sum z * ROI_{CT,j}(x,y,z) / \sum ROI_{CT,j}(x,y,z); \text{ for all } x,y,z \text{ of ROI} \quad (22)$$

然后将 $C_{CT,j} = (C_{X,j}, C_{Y,j}, C_{Z,j})$ 标识为CT球体j的质心坐标。

计算每个球体的PET和CT重心之间的距离。

4.7.5 报告

4.7.5.1 扫描设置和模体活度浓度

报告扫描设置参数:

- 扫描仪AFOV;
 - 多次采集之间的“步长”;
 - 每个床位的采集时间;
 - 全身扫描总长度;
 - CT采集参数: kVp, mAs, 切片厚度;
 - PET采集参数: 重建的视野直径, 切片厚度, 采集模式为2D或3D以及随机校正方法;
 - 重建算法, 用于衰减的方法, 散射和死时间计数损失校正, 重建后图像滤波器以及所有相关参数。
- 报告球体和模体背景的活度浓度。

4.7.5.2 图像质量

报告所有球体的噪声变异系数。

报告所有球体的对比度恢复系数。确定复原系数大于0.9的最小球体。

报告所有球体的对比度噪声比。确定对比度比超过4的最小球体。

4.7.5.3 定量精确性

报告区域中平均像素值与背景实际活度浓度的百分比偏差。

4.7.5.4 散射和衰减校正准确性

绘制每个切片在肺插入物和背景中的残留误差。

报告剩余误差的大小超过10%的模体的任何部分的长度。

4.7.5.5 PET和CT图像配准精确性

报告每个球体的PET和CT重心之间的偏差距离，单位为mm。

5. 随机文件

5.1 概述

每个正电子发射断层扫描术均应随机文件，并应包含5.2至5.9中包含的信息。。

5.2 设计参数

- 探测器单元大小和单元数量；
- 探测器材料；
- 适用时，每组探测器单元的数量和配置；
- 适用时，每个环的探测器组的数量；
- 符合窗；
- 探测器环的直径；
- 机架孔径；
- 横向视野；
- 轴向视野；
- 正弦图采样（线性的和角度的）；
- 轴向采样；
- 层间隔长度；
- 层间隔厚度；
- 侧边屏蔽长度；
- 透射源类型和源活度（标定的和重建的范围）；
- 假如有，探测器运动（例如，转动速度，角度范围）。

5.3 断层成像装置的配置

- 能量阈；
- 可接收的轴向角度（二维模式，三维模式）；
- 重建算法；

- 偶然符合评估的方法；
- 制造商为表征正常运行所考虑必需的附加信息。

5.4 空间分辨率

- 符合 4.2.5 的横向分辨率（径向和切向）；
- 符合 4.2.5 的轴向分辨率；
- 符合 4.2.5 的轴向像素大小；
- 符合 4.2.5 的横向像素大小；

5.5 灵敏度

- 符合 4.3.5 的切片灵敏度；
- 符合 4.3.5 的体积灵敏度。

5.6 散射分数

- 符合 4.5.5 的散射分数 SF_i 和 SF 。

5.7 计数率性能

- 符合 4.6.5.1 的计数率特性曲线和派生数量；
- 符合 4.6.5.1 的偶然符合校正方法
- 符合 4.6.5.2 的计数损失校正的准确度和合适的图形。

5.8 图像质量和定量放射源活度浓度精确性

- 符合 4.7.5.1 的扫描设置和模体活度浓度；
- 符合 4.7.5.2 的图像质量；
- 符合 4.7.5.3 的定量精度；
- 符合 4.7.5.4 的散射和衰减校正的精度；
- 符合 4.7.5.5 的 PET 和 CT 图像配准的准确性

参考文献

[1] IEC/TR 61948-3:2005

[2] NEMA NU2-2010

附 录 A
(资料性附录)
术语索引

accompanying document	随机文件..... rm-82-01
activity	活度..... rm-13-18
annihilation radiation	湮没辐射..... 3.1.3.2
attenuation	衰减..... rm-12-08
axial field of view	轴向视野..... 3.1.2.8.2
axial point spread function	轴向点扩展函数..... 3.3.2
axial resolution	轴向分辨率..... 3.4.2
calibration	校正..... 3.1.2
coincidence detection	符合探测法..... 3.1.3.3
coincidence window	符合窗..... 3.1.3.4
COMPUTED TOMOGRAPHY (CT)	X 射线断层摄影设备..... rm-41-20
count loss	计数损失..... 3.8.1
count rate	计数率..... 3.8.1
count rate characteristic	计数率特性..... rm-34-21
emission computer tomography (ECT)	发射计算机断层成像术 (ECT)..... 3.1.2
equivalent width (EW)	等效宽度 (EW)..... 3.4.3
full width at half maximum (FWHM)	半高宽 (FWHM)..... 3.4.4
image matrix	图像矩阵..... 3.2
image plane	影像平面..... 3.1.2.6
line of response (LOR)	响应线 (LOR)..... 3.1.3.5
line source	线源..... 3.11
Manufacturer	制造商..... IEC 60601-1, 3.55
matrix element	矩阵元..... 3.2.1
object slice	物体切片..... 3.1.2.5
patient	患者..... rm-62-03
PET COUNT RATE PERFORMANCE	PET 计数率特性..... 3.13
physical point spread function	物理点扩展函数..... 3.3.1
pixel	像素..... 3.2.1.1
point source	点源..... 3.10
point spread function (PSF)	点扩展函数 (PSF)..... 3.3
positron emission tomograph	正电子发射断层成像装置..... 3.1.3.1

positron emission tomography (PET)	正电子发射断层成像术 (PET)	3.1.3
projection	投影	3.1.2.1
projection angle	投影角	3.1.2.3
projection beam	投影束	3.1.2.2
radial resolution	径向分辨率	3.4.1.1
radioactive half-life	放射源半衰期	rm-13-20
radioactive source	放射源	rm-20-02
radionuclide	放射性核素	rm-11-22
random coincidence	偶然符合	3.1.3.6.4
recovery coefficient	复原系数	3.5
region of interest	感兴趣区域	rm-32-63
resolving time	分辨时间	rm-34-22
scatter fraction (SF)	散射分数 (SF)	3.9
scattered true coincidence	散射真符合	3.1.3.6.2
singles rate	单计数率	3.1.3.7
sinogram	正弦图	3.1.2.4
slice sensitivity	切片灵敏度	3.6
spatial resolution	空间分辨率	3.4
system axis	系统轴	3.1.2.7
tangential resolution	切向分辨率	3.4.1.2
three-dimensional reconstruction	三维重建	3.1.5
tomographic volume	断层体积	3.1.2.8
tomography	断层成像术	3.1
total coincidences	总符合	3.1.3.6
total field of view	总视野	3.1.2.8.3
transverse field of view	横向视野	3.1.2.8.1
transverse point spread function	横向点扩展函数	3.3.3
transverse resolution	横向分辨率	3.4.1
transverse tomography	横向断层术	3.1.1
trixel	三维像素	3.2.1.2
true coincidence	真符合	3.1.3.6.1
true count rate	真计数率	3.8.3
two-dimensional reconstruction	二维重建	3.4.1
unscattered true coincidence	非散射真符合	3.1.3.6.3
volume sensitivity	体积灵敏度	3.7
voxel	体积元	3.2.2
x-ray equipment	X射线设备	rm-20-20

注：上文索引rm-...-表示术语在IEC 60788：1984的章条号；其余索引表示在本部分的章条号。

附录 NA
(资料性附录)

本部分术语与 GB/T 17857 的对照 (按汉语拼音索引)

国家标准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)》的内容主要取自IEC 60788:1984《医用放射学—术语》(不是等同采用)。附录NB给出本部分术语与GB/T 17857的对照表NB.1(按汉语拼音索引),以方便查询和使用。

表 NA.1 本部分术语与 GB/T 17857 的对照表 (按汉语拼音索引)

术 语 名 称		章 条 号	
中 文	英 文	本部分	GB/T 17857
半高宽 (FWHM)	Full width at half maximum (FWHM)	2.4.5	4.1.36
半衰期	Half life		
随机文件	Accompanying document		3.5.52
单计数率	Singles rate	2.1.3.7	4.5.11
等效宽度 (EW)	Equivalent width (EW)	2.4.4	(4.2.31)
地址堆积	Address pile up	2.7.4	4.5.17
点扩展函数 (PSF)	Point spread function (PSF)	2.3	4.2.23
点源	Point source	2.9	
断层成像术	Tomography	2.1	
断层体积	Tomographic volume	2.1.2.8	4.2.14
堆积效应	Pile up effect	2.7.4.1	
二维重建	Two-dimensional reconstruction	2.1.4.1	
发射计算机断层成像术 (ECT)	Emission computer tomography (ECT)	2.1.2	4.2.7
放射性核素	Radionuclide		2.1.16
放射源	Radioactive source		2.3.4
非散射真符合	Unscattered true coincidence	2.1.3.6.3	
分辨时间	Resolving time		4.1.24
符合窗	Coincidence window	2.1.3.4	4.5.5
符合探测法	Coincidence detection	2.1.3.3	4.5.4
复原系数	Recovery coefficient	2.5	4.5.12
归一切片灵敏度	Normalized slice sensitivity	2.6.1.1	4.5.14
横向点扩展函数	Transverse point spread function	2.3.3	4.2.26
横向断层术	Transverse tomography	2.1.1	4.2.6
横向分辨率	Transverse resolution	2.4.1	4.2.27
横向视野	Transverse field of view	2.1.2.8.1	4.2.15
活度	Activity		2.2.16
计数率	Count rate	2.7.2	4.5.16
计数率特性	Count rate characteristic	2.7	4.1.23
计数损失	Count loss	2.7.1	4.5.15

表 NA.1(续)

术 语 名 称		章 条 号	
中 文	英 文	本部分	GB/T 17857
径向分辨率	Radial resolution	2.4.1.1	4.2.28
矩阵元	Matrix element	2.2.1	4.2.9
空间分辨率	Spatial resolution	2.4	4.4.24
脉冲幅度分析器窗	Pulse amplitude analyzer window		4.1.25
偶然符合	Random coincidence	2.1.3.6.4	4.5.10
切片灵敏度	Slice sensitivity	2.6.1	4.5.13
切向分辨率	Tangentail resolution	2.4.1.2	4.2.29
三维像素	Trixel	2.2.1.2	4.2.21
三维重建	Three-dimensional reconstruction	2.1.4.2	
散射分数 (SF)	Scatter fraction (SF)	2.8	4.2.34
散射真符合	Scattered true coincidence	2.1.3.6.2	4.5.9
衰减	Attenuation		2.1.22
体积灵敏度	Volume sensitivity	2.6.2	4.2.32
体积元	Voxel	2.2.2	4.2.22
投影	Projection	2.1.2.1	4.2.8
投影角	Projection angle	2.1.2.3	4.2.10
投影束	Projection beam	2.1.2.2	4.2.9
图像矩阵	Image matrix	2.2	4.2.18
物理点扩展函数	Physical point spread function	2.3.1	4.2.24
物体切片	Object slice	2.1.2.5	4.2.12
系统轴	System axis	2.1.2.7	4.2.1
线扩展函数 (LSF)	Line spread function (LSF)		4.1.35
线源	Line source	2.10	
响应线 (LOR)	Line of response (LOR)	2.1.3.5	4.5.6
像素	Pixel	2.2.1.1	4.2.20
湮没辐射	Annihilation radiation	2.1.3.2	4.5.3
影像平面	Image plane	2.1.2.6	4.2.13
真符合	True coincidence	2.1.3.6.1	4.5.8
真计数率	True count rate	2.7.3	4.1.22
正电子发射断层成像术 (PET)	Positron emission tomography (PET)	2.1.3	4.5.1
正电子发射断层成像装置	Positron emission tomograph	2.1.3.1	4.5.2
正弦图	Sinogram	2.1.2.4	4.2.11
轴向点扩展函数	Axial point spread function	2.3.2	4.2.25
轴向分辨率	Axial resolution	2.4.2	
轴向切片宽度	Axial slice width	2.4.3	4.2.30
轴向视野	Axial field of view	2.1.2.8.2	4.2.16
总符合	Total coincidences	2.1.3.6	4.5.7
总视野	Total field of view	2.1.2.8.3	4.2.17

附录 NC
(资料性附录)

NEMA 标准出版物 NU2-2018 正电子发射断层成像装置性能测试

NB.1 定义, 符号

NB.1.1 定义

NB.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。

NB.1.1.2 半高宽 full width at half-maximum amplitude (FWHM)

由值达到最大值一半的点之间的差给出的分布的扩展度量。

NB.1.1.3 响应线 line of response (LOR)

由符合事件的两个端点检测到的三维空间的线。

NB.1.1.4 列表模式 list-mode:

一种相关投影数据文件格式, 其中每个符合事件按参数, 顺序列出。根据本标准的目的, 假设列表模式数据包括描述响应线的空间位置的信息, 以及, 如果数据是在飞行时间模式下采集, 则包括关于每个记录的符合事件的飞行时间信息。

NB.1.1.5 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。

NB.1.1.6 正弦图 sinogram

代表二维投影空间, 一维表示距中心的径向距离, 另一维表示投影角。

NB.1.1.7 飞行时间 time-of-flight (TOF)

符合事件中两个光子的到达时间差, 由此可以估计响应线上的湮灭点

NB.1.1.8 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。

NB.1.1.9 测试模体 test phantom

在测量描述中定义的所有测量的组件。

NB.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xxx。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;

表示在一系列采集和/或图像或数据集中的每个切片上索引的量的符号可以其他下标字符串（如“、j”或“j、j”）标识表示，这在相关章节中都给出明确的定义。

计数 (C_{xxx}): 符合计数:

- a) C_{ROI} ——平面感兴趣区中的计数;
- b) C_{TOT} ——总计数;
- 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;

放射性活度(A_{xxx}): 核衰变率, 单位百万贝克, 即, 每秒一百万次衰变, 也可以使用毫居里, 即, 每秒37个百万次核衰变:

- a) A_{cal,meas} ——使用剂量校准器在T_{cal}时的测得的放射性活度;
- b) A_{cal} ——根据线源长度校正后的放射性活度。
- c) A_{ave} ——一次采集的平均活度;

特定采集过程中的平均放射性活度由在开始时间T经校正后的线源, 在T_{cal}时采集的放射性活度A_{cal}, 放射性核素的半衰期T_{1/2}, 以及采集持续的时间T_{acq}按下式(NB.2)进行计算:

$$A_{ave} = A_{cal} \left(\frac{T_{1/2}}{T_{acq} \ln 2} \right) \exp \left(\ln 2 \frac{T_{cal} - T}{T_{1/2}} \right) \left[1 - \exp \left(-\ln 2 \frac{T_{acq}}{T_{1/2}} \right) \right]. \quad \dots\dots\dots(NB.2)$$

放射性活度浓度(a_{xxx}): 单位体积中的核素衰变率, 单位为每毫升千万贝克 (kBq/ml), 即每毫升每秒一千次衰变, 可使用每毫升中的微居里数为单位 (μCi/mL, 即每毫升每秒37个千次衰变):

- 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, 见(NB.4):

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

因而平均活度浓度见 (NB.5):

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

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。对于核素¹⁸F, 半衰期为1.825h(或者为109.77min或者为6586.2s; 参考: NIST标准参考数据库120), 但是本标准此前版本使用的1.830h (或109.8m或6588s) 在测量结果影响可忽略的情况下可以继续使用。

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_{Fit} ——合适计数率；
- 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) $R_{t,peak}$ ——真实计数率峰值；
- 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。

- 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；

体积 (V): 测量的物理体积, 单位为 ml。

NB.2 概述

NB.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。

NB.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260mm。除了图像质量测试外, 所有测试所用到的模体长度为70cm, 并且模体适合在轴向视野小于65cm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350mm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它替代测试方法。

其中一个特别的例子就是NU2-1994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70cm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。

NB.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。

NB.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Muehllehner, 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5mm以内。

NB.2.5 等效性

除去第3章得空间分辨率测试和第9章的PET/CT配准精度测试可以使用 ^{22}Na 之外，所有的测试用 ^{18}F 作为放射源。对于有些测量，如果使用替代放射性核素如 ^{68}Ga ，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。为了质量保证或其它目的，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。

NB.3 空间分辨率

NB.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。

这种测量方法表征了扫描仪产生的数据的固有空间分辨率。它不能表征临床图像的重建过程或空间分辨率。

NB.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。

NB.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，并应作为测量空间分辨率报告。

NB.3.3.2放射性核素

测量应使用放射性核素 ^{18}F 或 ^{22}Na ，其活度应足够低，并且至少满足以下条件之一：

- 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%。

NB.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，每个方向应为1mm或者更小。可以用毛细管或其他物体盛装放射性物质。

点源应于如下6个位置分别放置：

- a)...在轴向上，沿轴向视野中心处的平面和距视野中心的八分之三的轴向视野（即距断层图像末端的八分之一轴向视野）；
- b)...在横向方向上，应将放射源定位在距平面中心1cm（代表视场中心，但定位为避免视野中心出现任何可能的不一致结果）、10cm和20cm处（如果未被横向视野覆盖，则应省略20cm位置）。放射源应位于与系统轴相交的水平或垂直线上，以便径向和切向与图像网格对齐。对于1cm偏移处的放射源，横断面中的定位精度应为 $\pm 2\text{mm}$ ，对于偏移10cm和20cm的放射源，定位精度应 $\pm 5\text{mm}$ 。所有放射源的轴向定位精度应为 $\pm 2\text{mm}$ 。

NB.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100k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。

NB.3.3.5数据处理

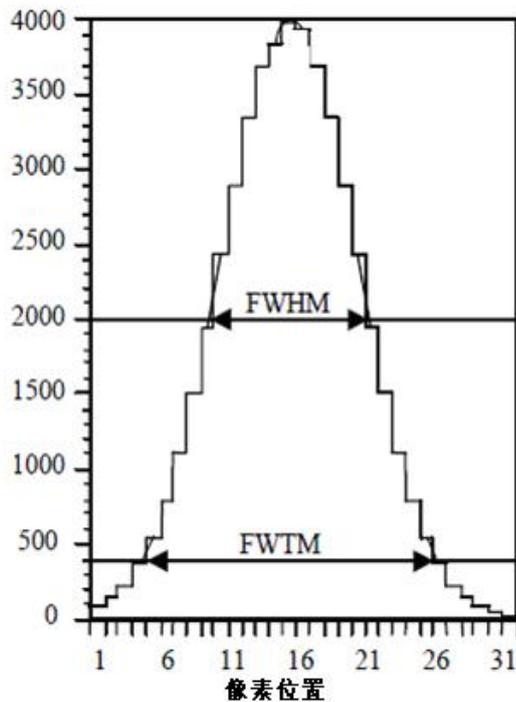
对采集的空间分辨率数据应当进行没有平滑或变迹处理的滤波反投影重建。

除滤波反投影结果外，可以报告使用替代重建算法的结果，应提供足够详细的替代重建方法及其参数描述，以确保研究结果的可重复性。

NB.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)处的相邻象素间的线性插值确定每个FWHM(与FWTM)(见图NB.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，分辨率应乘以象素尺寸转化为距离，单位为mm。



图NB.2由内插法所确定的指明FWHM与FWTM的典型的响应函数

应由包含最大计数值的象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。

NB.3.5报告

报告使用的放射性元素以及尺寸。

应计算每一个半径(1, 10和20cm处)轴向、径向和切向分辨率(FWHM及FWTM)及两个轴向位置的平均值，作为系统的分辨率值予以报告。

若选择使用其他重建方法，测试结果应同时报告方法学的具体描述。

所观测的各个点源位置应逐个报告，以允许按NB.3.3.3的规定进行核实。

NB.4 散射分数、计数损失和偶然符合测量

NB.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，固有无本底的偶然-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. C.、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。这些方法用于固有无本底计数率扫描器的描述见Watson, C.C.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。

NB.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。本测量程序的第二个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。

NB.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 800mm 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 $700\text{mm}\pm 20\text{mm}$ 段充满已知量的活性物质，且该管通过模体中 6.4mm 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。这可能需要在较低计数率时重复测量。

NB.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。

NB.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) $R_{t,peak}$
计数率峰值；

b) $R_{NEC,peak}$
等效计数率峰
制造商应
提供符合
这些目标的初
始活度的

模体的初
 $A_{cal, meas}$ ，由经
的活度计所测
模体中的放射
活度值确定。
中线源插入物

700±20mm应充满与测得的放射性核素充分混合的水，并在两端密封。在放射源的有效长度内不应有明显的空隙区域（气泡）。

为了考虑放射源长度的可能变化，应在填充后测量充水区域的长度。校正后的初始活度， A_{cal} ，应计算为：

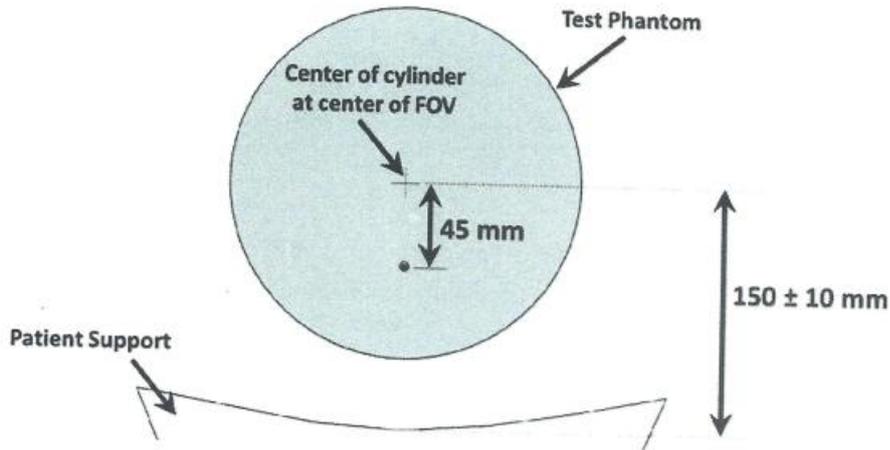
$$A_{cal} = A_{cal, meas} \frac{700mm}{L_{meas}}$$

式中代 $A_{cal, meas}$ 代表测量的活度， L_{meas} 代表测得的放射源长度，用毫米表示。修正后的初始活度应用于以下分析以及NB4.6中的分析。

NB.4.3.3放射源的分布

线源应插入测试模体的孔中，以使活度区域相对于模体 测试模体 的70cm长度居中。插入模体中的700mm±5mm线源，充满水，并充分混合测量后的一 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70cm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NB.3)。模体放置应平行于设备轴向，模体中心位于设备横向和轴向视野的中心，误差不超过5mm。

为了获得准确的结果，测试模体必须位于视野中心，并且检查床的位置应确保检查床的槽位于横向视野中心下方15±1cm处（相当于将患者置于横向视野中心）。应使用位于设备视野外轴向的泡沫块或类似装置支撑模型，并将其提升到桌子槽上方。



—— 真实
—— 噪声
值；
提供符合
始活度的
始活度，
过校准后
得的注入
性物质的
测试模体
的中心

圆柱体中心位于
视野中心

检查床

图 NB.3 模体的放置

尽管某些设备可能会在FOV内选择性地使用除检查床以外的设备进行某些扫描，例如垫或垫子，或PET/MR系统的局部RF线圈，但在该测试中，FOV中必须只有常规用于临床扫描的永久固定装置。

NB.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真实事件损失小于1.0%，采集序列的最后三帧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。

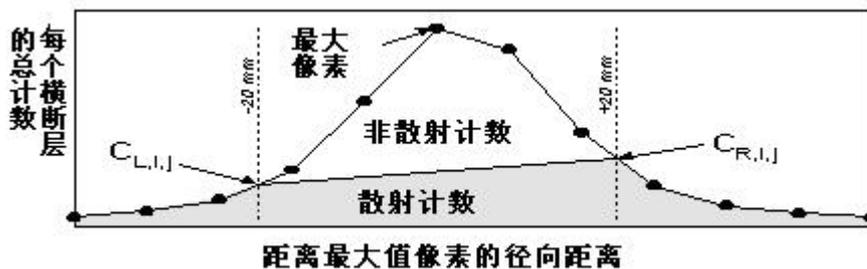
如果可以估算偶然符合计数的量，应记录每个采集 j 和每一层面 i 的偶然符合计数值 $C_{r,i,j}$ 。NB.4.4.1中的方法可以用来找出偶然符合计数率。如果不采用偶然符合估计，应使用NB.4.4.2的方法。报告应具体说明是否使用了偶然估算，以及具体使用的偶然估算方法。

若使用飞行时间测量，飞行时间信息可以记录在采集的数据中，例如，正弦图或列表模式。NB.4.8中的飞行时间分辨率测量需要这些数据的飞行时间信息。

每次至少采集500k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。

NB.4.3.5数据处理

对于轴向视野等于或小于65cm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65cm的断层成像装置，在中心65cm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。



图NB.4 V40mm宽带内部和外部本底计数的整合

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。如果所有切片的径向正弦图像素（bin）数和径向距离之间的关系相同，则可以通过将所有正弦图相加形成单个切片并仅处理该单个切片来进一步简化以下分析。在这种情况下，需要注意，结果的准确性取决于线源平行于设备轴向。

NB.4.4分析

对采集j的即时正弦图i进行如下处理：

- a) 所有与设备横轴视野中心的距离大于 12cm 的像素都将设置为 0。像素的径向位置定义为像素测量的平均物理响应线的径向偏移。
- b) 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，或者通过使用插值或拟合技术估计此位置。后者可能更适合于包含间隙（未测量像素）的正弦图。应报告用于确定中心位置的技术。
- c) 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；
- d) 对准后，将产生一个总投影，通过在投影天使上对这个对齐的正弦图求和来产生。换言之，总和投影中像素的计数是每个角度投影中像素的计数之和，该像素从线源响应中心偏移的径向像素偏移量与总和投影中的像素从正弦图中心偏移量相同：

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

式中：

r ——一个投影中的像素数， $r=0$ 为正弦图的径向中心；

ϕ ——正弦图(如正弦图行)中的投影数；

$r_{\text{center}}(\phi)$ ——在第 ϕ 个投影中线源响应的中心的位置。

- e) 应使用线性插值法从总投影中获取正弦图中心 40mm 宽带的左右边缘像素的每像素的计数值 $CL_{i,j}$ 与 $CR_{i,j}$ (见图 NB.4)。插值应确定离投影中心像素 $\pm 20\text{mm}$ 的像素的计数值； $CL_{i,j}$ ($CR_{i,j}$) 的插值线将使用其测量值（每像素计数）在最靠近 $CL_{i,j}$ ($CR_{i,j}$) 的两个像素的中心点之间绘制。
- f) 插值像素 $CL_{i,j}$ 与 $CR_{i,j}$ 的计数平均值应该乘以 40mm 宽带边缘之间像素的数量，包括分数值，乘积累加到 40mm 带外面像素的计数，包含部分像素，产生 j 次采集 i 层的偶然符合计数加散射计数的值 $C_{r+s,i,j}$ 。带外与 $CL_{i,j}$ 和 $CR_{i,j}$ 相邻的部分像素中计数的积分应基于用于估计 $CL_{i,j}$ 和 $CR_{i,j}$ 的相同内插线；
- g) 总计数 $C_{\text{TOT},i,j}$ 为 j 次采集 i 层总投影中所有像素的总和。
应该计算每次采集的平均活度 $A_{\text{ave},j}$ (见NB.1.2)。
以后的分析取决于能否进行偶然符合计数的估测。

NB.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中的所有与设备横轴视野中心的距离大于12cm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。

NB.4.4.1.1散射分数

采集j的系统散射分数 SF_j ，通过对切片上的计数求和来计算，如下所示(NB.7):

..... (NB.7)

$$SF_j = \frac{\sum_i C_{r+s,i,j} - \sum_i C_{r,i,j}}{\sum_i C_{TOT,i,j} - \sum_i C_{r,i,j}}$$

NB.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：

a. 总计数率 $R_{TOT,j}$ ：

$$R_{TOT,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i C_{TOT,i,j} \quad \text{..... (NB.9)}$$

b. 真实计数率 $R_{t,j}$ ：

$$R_{t,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i (C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j}) \quad \text{..... (NB.10)}$$

c. 偶然符合计数率 $R_{r,j}$ ：

$$R_{r,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i C_{r,i,j} \quad \text{..... (NB.11)}$$

d. 散射计数率 $R_{s,j}$ ：

$$R_{s,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i (C_{r+s,i,j} - C_{r,i,j}) \quad \text{..... (NB.12)}$$

式中：

$T_{acq,j}$ ——帧j的采集时间。

对于未经延迟通道处理进行随机估计的系统，对于每次采集j，系统的噪声等效计数率 $R_{NEC,j}$ 按下式(NB.13)计算：

$$R_{NEC,j} = \frac{R_{t,j}^2}{R_{TOT,j} + R_{r,j}} \quad \text{..... (NB.13)}$$

其他系统，包括使用经延迟通道处理进行随机估计的系统，对于每次采集j，应按照按下式(NB.14)计算噪声等效计数率 $R_{NEC,j}$ ：

$$R_{NEC,j} = \frac{R_{t,j}^2}{R_{TOT,j}} \dots\dots\dots (NB.14)$$

NB.4.4.2无偶然符合计数估测时的其他分析方法

NB.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%）中最后三个采集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， $C_{TOT,i,j}$ 只包含真实计数和散射计数。

系统散射分数SF按下式(NB.21)计算：

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

NB.4.4.2.2计数率和噪声等效计数率（NECR）

对于每次采集j，计算系统事件率：

e. 总计数率 $R_{TOT,j}$ ：

$$R_{TOT,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i C_{TOT,i,j} \dots\dots\dots (NB.22)$$

f. 真实计数率 $R_{t,j}$ ：

$$R_{t,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i (C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j}) \dots\dots\dots (NB.23)$$

g. 偶然符合计数率 $R_{r,j}$ ：

$$R_{r,j} = R_{TOT,j} - \left(\frac{R_{t,j}}{1 - SF} \right) \dots\dots\dots (NB.24)$$

h. 散射计数率 $R_{s,j}$ ：

$$R_{s,j} = \left(\frac{SF}{1 - SF} \right) R_{t,j} \dots\dots\dots (NB.25)$$

式中：

$T_{acq,j}$ ——是帧j的采集时间。

对于未经延迟通道处理进行随机估计的系统，对于每次采集j，噪声等效计数率 $R_{NEC,j}$ 按下式(NB.26)计算：

$$R_{NEC,j} = \frac{R_{t,j}^2}{R_{TOT,j} + R_{r,j}} \dots\dots\dots (NB.26)$$

其他系统，包括使用经延迟通道处理进行随机估计的系统，对每次采集j，应按下式(NB.27)计算噪声等效计数率 $R_{NEC,j}$ ：

$$R_{NEC,j} = \frac{R_{t,j}^2}{R_{TOT,j}} \dots\dots\dots (NB.27)$$

NB.4.5 报告

NB.4.5.1 计数率曲线图

按照NB.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(22000mL)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。

NB.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

NB.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NB.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。

NB.4.5.4 检查床和模体位置，以及投影对齐

确认患者处理系统的放置位置使桌子的槽位于横向FOV中心下方 15 ± 1 cm。

NB.5 灵敏度

NB.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”。

NB.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。

NB.5.3 方法

测量时使用的设备是灵敏度模体，见图NB.5。

NB.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。

NB.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，至少满足以下条件之一：

- 死时间损失少于5%，或，
- 偶然符合计数率低于总计数率的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。

NB.5.3.3 放射源的分布

塑料管中 $700\text{mm}\pm 20\text{mm}$ 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 $A_{\text{cal,meas}}$ 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。确保模体中心位于断层成像装置的轴向区域的中心。

为了考虑源长度的可能变化，应在填充后测量充水区域的长度。校正后的初始活度 A_{cal} 应计算为：

$$A_{\text{cal}} = A_{\text{cal,meas}} \frac{700 \text{ mm}}{L_{\text{meas}}}$$

其中 $A_{\text{cal,meas}}$ 是测得的活度，而 L_{meas} 是测得的源长度（以毫米为单位）。校正后的初始活度应用于以下分析。

NB.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10k真实计数。当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_j 与测量持续时间 $T_{j,\text{acq}}$ 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 $T_{j,acq}$ 还应包括移动探头所需的时间。每秒计数率 $R_{j,i}$ 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。试验也可以从所有套管就位开始，然后依次移除最外层的套管。

如果可以，应单独记录每次测量的偶然符合计数率。在NB.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10cm处重复测量一次。

NB.5.4 计算与分析

NB.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，通过计算每层 i 的 $R_{j,i}$ 的总和得到 $R_{j,\cdot}$ 。每层都应该应用下列公式进行同位素衰变计数率校正：

$$R_{CORR,j} = \frac{(T_{j,acq} \ln 2) \exp\left(\frac{T_j - T_{cal}}{T_{1/2}} \ln 2\right)}{T_{1/2} \left[1 - \exp\left(-\frac{T_{j,acq}}{T_{1/2}} \ln 2\right)\right]} R_j \cdot \dots\dots\dots (NB.33)$$

使用回归法对下列方程式进行拟合：

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

式中：

$R_{CORR,j}$ 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10cm处灵敏度的测量使用同样的操作程序。

通过下列公式计算系统灵敏度：

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

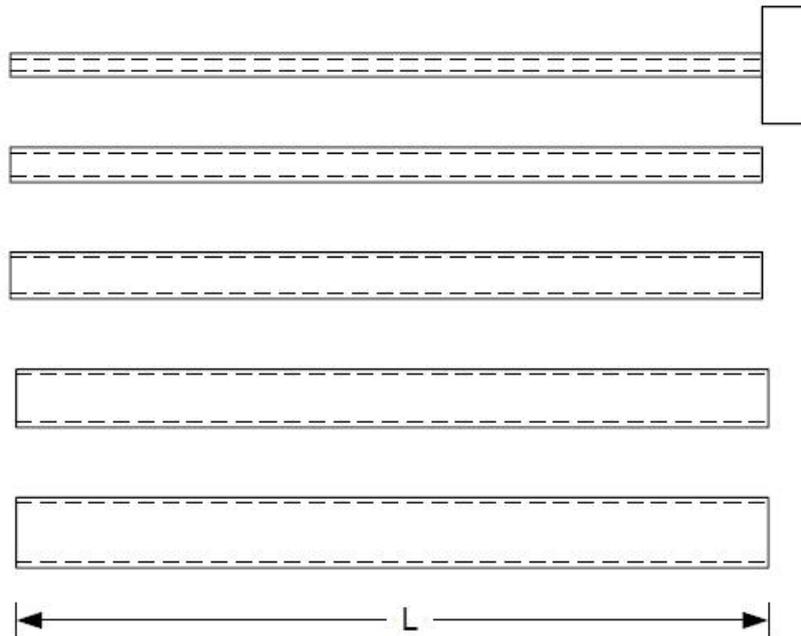
NB.5.4.2 轴向灵敏度剖面图

使用最小的套管，无径向偏移时（径向偏移0cm）收集的数据 $R_{1,j}$ ，按下式计算每层的灵敏度：

$$S_i = \frac{R_{1,i}}{R_1} \cdot S_{tot} \dots\dots\dots (NB.36)$$

NB.5.5 报告

分别报告每个径向偏移的灵敏度，单位为计数每秒每百万贝克（计数/秒/kBq）。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。应指明报告值是在减去偶然符合计数率以后计算的，或是当无法校正偶然符合时，在所采集的偶然符合计数分数小于5%时计算的。



管号	内径 (mm)	外径 (mm)	长度 L (mm)
1	3.9	6.4	700
2	7.0	9.5	700
3	10.2	12.7	700
4	13.4	15.9	700
5	16.6	19.1	700

图 NB.5 灵敏度测量模体

NB.6 精确性：计数损失与偶然符合计数校正

NB.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。

NB.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。

NB.6.3 方法

NB.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，应用于测量死时间损失校正和偶然符合校正后计数率的净误差。

NB.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。

NB.6.3.2放射性核素

测量应用放射性核素¹⁸F。本试验需要的放射性活度信息见NB4.3.2。

NB.6.3.3放射源的分布

本试验的放射源摆放描述参见NB4.3.3。

NB.6.3.4数据采集

本试验的数据采集参数参见NB4.3.4。

NB.6.3.5数据处理

对于轴向视野小于或等于65cm的断层成像装置，所有层都应重建。对于轴向视野大于65cm的扫描仪，应仅重建在65cm视野中的层面。数据还应使用可得的最精确的方法进行衰减校正，散射校正，偶然符合校正与死时间校正。数据不应进行衰变校正。用标准方法重建图像，并报告重建所使用的方法。

NB.6.4 分析

每次采集j的每个重建图像i都应进行所有的分析。在轴向视野中心80%之外的图像应排除在分析之外。计算每个采集j的平均活度 $A_{ave,j}$ (见1.2)。每个采集j的平均有效放射性浓度 $a_{eff,j}$ 应由 $A_{ave,j}$ 除以测试模体的体积(22000mL)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180mm的圆形感兴趣区ROI。对于每层i与采集j应测量 $C_{ROI,i,j}$ 中的真实计数值。计算 $R_{ROI,i,j}$ 中的真实计数率：

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

对于每层i，使用以下等式，通过在活动浓度小于或等于峰值NECR率的所有采集上，通过加权最小二乘拟合来计算拟合真实计数率 $R_{Fit,i,j}$ ：

$$R_{Fit,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{J} \sum_{k=1}^J \frac{R_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}} \dots\dots\dots (NB.38)$$

其中，J是具有等于或低于峰值NECR的活动的采集总数，并且在每次采集中计算总和。

对于每次采集j，应该通过下式计算相对计数率误差 $\Delta r_{i,j}$ ，单位为百分数：

$$\Delta r_{i,j} = 100 \left(\frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Fit,i,j}} - 1 \right) \dots\dots\dots (NB.39)$$

NB.6.5报告

报告重建算法，偶然和死时间校正的方法以及重建参数，例如矩阵尺寸和图像像素尺寸。

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。报告分析中跳过的轴向端切片的数量(如果有)。

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NB.4.5.2的方法确定。

NB.7 图像质量、衰减校正与散射校正的精确性

NB.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。

NB.7.2 目的

本测量的目的就是模拟带有热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,该测量也可本底的均一性和冷区肺部插件区域确定校正的精确性。

NB.7.3 方法

NB.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;

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)——冷肺区域测量的平均计数与暖肺区平均计数的比值,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。

NB.7.3.2 放射性核素

测量应用放射性核素 ^{18}F 。成像开始时使模体中本底放射性浓度应校准为 5.3kBq/ml ($0.14\mu\text{Ci/ml}$),误差在 $\pm 5\%$ 以内。此活度浓度相当于每 70000mL 注入 370MBq (10mCi),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。所有区域中应填充放射性活度比本底高4倍的放射性物质(即4:1)。测试模体中的线源应填充 116MBq (3.08mCi)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。

NB.7.3.3 放射源的分布

成像模体由四部分组成:

- 体部模体,内部长度至少为 180mm ,横截面如图NB.6所示。
- 六个内径分别为 10mm 、 13mm 、 17mm 、 22mm 、 28mm 与 37mm 的填充球,壁厚小于或者等于 1mm (见图NB.7)。

- c) 为模拟肺的衰减，用低原子序数物质，平均密度在 0.30g/ml±0.10g/ml、外径 50mm±2mm、壁厚小于 4mm 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 NB.4 中已进行了描述。

a)、b)和c)三部分在 IEC 61675-1, Radionuclide Imaging Devices Characteristics and Test Conditions,Part1:Positron Emission Tomograph, 1998中作了描述。

六个球体应填充放射性¹⁸F用于热区成像。球体的中心应距离体部模体的端板70mm，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57.2mm处，如图NB.7所示。内径17mm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，在整个模体横断层上误差不超过3mm。模体中的线源长度为700mm±5mm，填充¹⁸F，穿过测试模体中6.4mm的孔。测试模体放置于模体的头端并毗邻躯模体型，如图NB.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。

模体应放置在患者床上，并应调整患者床的高度，以使肺部插件在横向视野中位于体部模体中。如果患者床的高度是可调整的，但无法使模体居中，请调整患者床的高度以使模体尽可能地居中，并报告从模体中心到等中心线的距离。如果患者床的高度无法调节，请报告从模体中心到等中心点的距离。在任何情况下，都不得将模体抬高到患者床上方以使模体居中。

NB.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，30min扫描100cm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 $T_{T,E}$ 按下式计算：

$$T = \frac{30 \text{ min}}{100 \text{ cm}} \times \text{axial step} \dots\dots\dots \text{(NB.40)}$$

式中：

轴向步长为检查床在标准全身扫描两床位之间移动的距离 (cm)。

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。例如，可以选择在30min里总轴向成像距离为50cm时的扫描时间。应报告实际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。二次和第三次扫描的持续时间可以延长，以调整同位素的衰变。

NB.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(例如：图像矩阵大小、像素大小、层厚、重建算法、滤波、或者其它的平滑)。并报告这些重建参数，衰减方法，散射和偶然校正方法。可以使用多种方法(例如，使用和不使用飞行时间信息，使用和不使用探测器分辨率补偿)来重建数据，并且每种方法报告的结果(前提是如上所述的相关重建参数为)报告使用的每种重建方法。

NB.7.4 分析

NB.7.4.1 图像质量

分析中应使用以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1mm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上所画的ROI相同尺寸的ROI。距离模体边缘15mm的本底上应画出12个内径37mm的ROIs,但这些ROI距离任何球体的距离应大于15mm(见图NB.9的ROI选取示例)。小一些的ROI(10mm、13mm、17mm、22mm与28mm)应与37mm本底ROI同心。接近中间层两侧+2cm,+1cm,-1cm与-2cm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(例如: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 $Q_{H,j}$ 由下式计算:

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

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。

球体j的百分本底变化率 N_j 由下式计算:

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

这里 SD_j 为球体j ROI本底计数的标准差,由下式计算:

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

式中:

总和取自 $K = 60$ 个背景感兴趣区域。

NB.7.4.2 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,在肺部插件区域记录ROI内的平均象素值 $C_{\text{lung},i}$ (但不包括肺插入轴向边缘30mm以内的那些切片)。

为了测量校正的残留误差,每层i的相对误差 $\Delta C_{\text{lung},i}$,单位为百分数,计算如下:

$$\Delta C_{\text{lung},i} = \frac{C_{\text{lung},i}}{C_{B,37\text{mm}}} \times 100\%, \quad \dots\dots\dots \text{(NB.45)}$$

式中：

$C_{lung,i}$ ——肺插件ROI内平均计数；

$C_{B,i}$ ——NB.7.4.1计算的60个37mmROI本底的平均计数值；

NB.7.5 报告

报告如下项目：

- 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。
- 采集参数，包括发射成像时间、轴向步长、所模拟的总的轴向成像距离。
- 估算发射扫描过程中光子衰减的方法（例如，通过 CT 测量，根据源描述进行计算）。
- 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。
- 对于每种尺寸和每种浓度比下的的球体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。
- 测量每层的 $\Delta C_{lung,i}$ 值。也要报告全部层误差的平均值。
- 通过所有球体中心的横断面图像以及通过 17mm 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)的项目和使用的每种重建方法（如：是否适用时间分辨率，是否使用探测器分辨率补偿）。

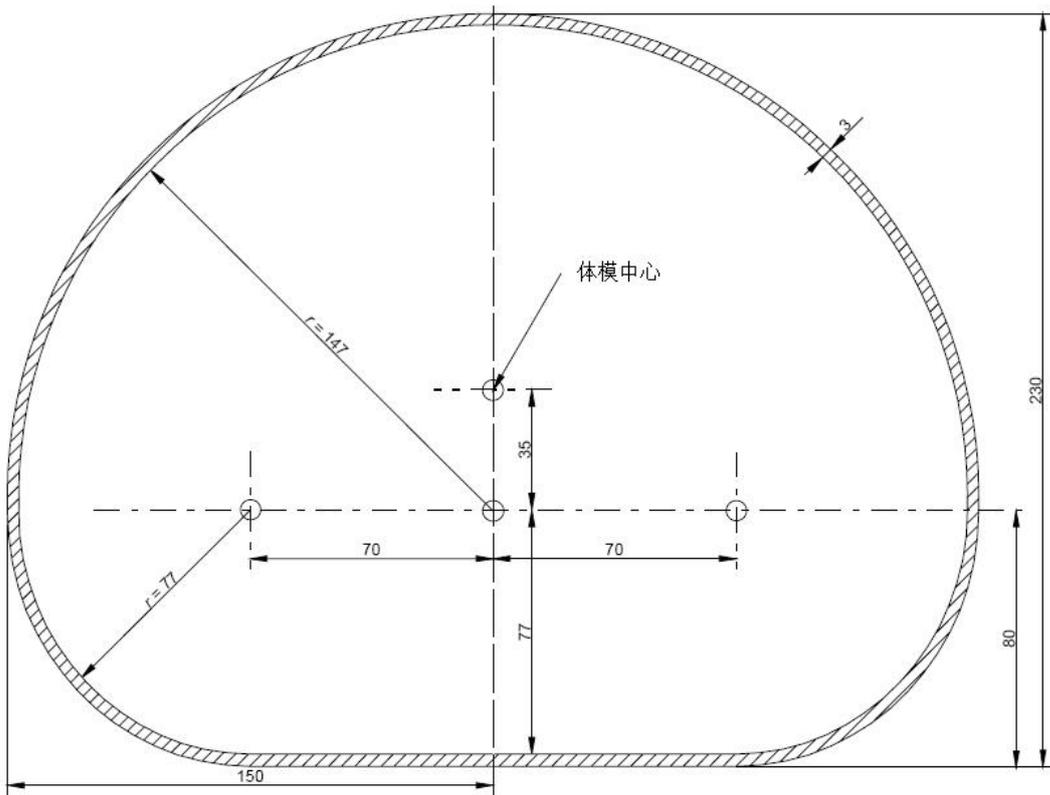


图 NB.6 体部模体的横断面

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。

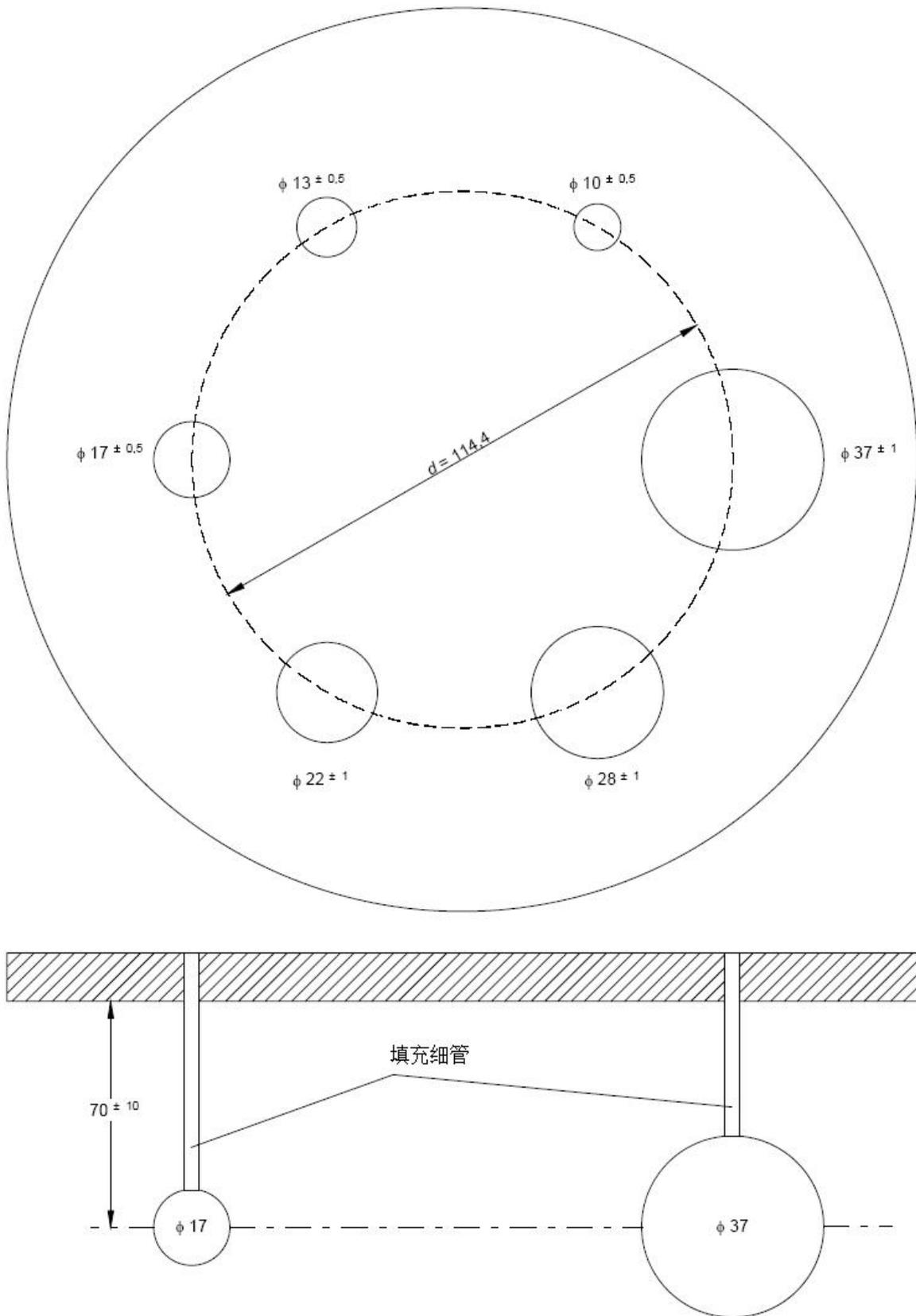


图 NB.7 带有空心球体的模体

给出的所有直径为内径。球体壁厚小于或者等于1mm。球体的中心离安装平面的内表面应该为70mm±10mm，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。

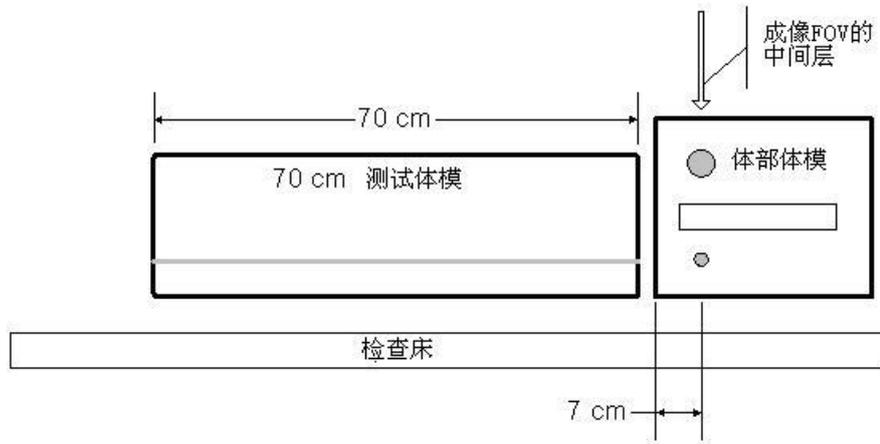


图 NB.8 放射性核素的分布图

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。

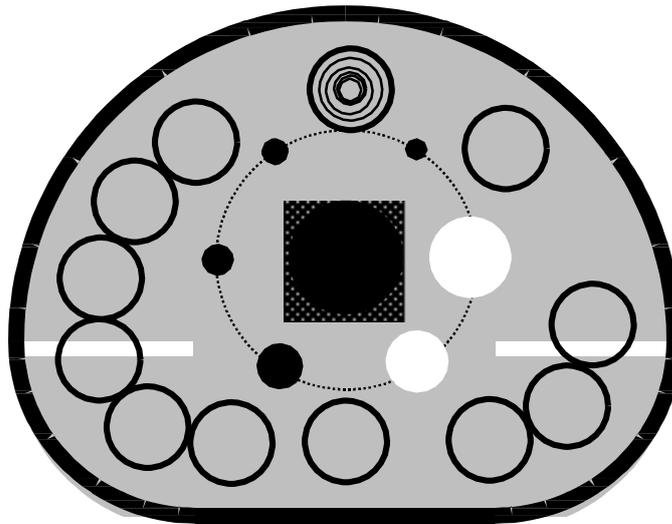


图 NB.9 用于图像质量分析的本底感兴趣区的位置示例

在本底区域中绘制了12个37mm的ROI。图中显示了ROI放置的示例。如图中顶部本底ROI所示，将10、13、17、22和28mm特征的本底ROI与37mm ROI同心绘制。

NB.8 飞行时间分辨率

NB.8.1 概述

系统的飞行时间（TOF）分辨率定义了巧合事件中检测两个光子的到达时间差时的不确定性。它表示重建过程中每个沿着响应线（LOR）定位的位置不确定性。测量和分析方法基于Wang G-C等人在“PET Timing Performance Measurement Method Using NEMA NEC Phantom”《IEEE Transactions on Nuclear Science》，卷63号2016年3月，第1335-1342页中描述的工作。TOF分辨率的测量不适用于任何不提供TOF采集和重建模式的系统。

NB.8.2 目的

此程序的目的是体现TOF测量的准确性。TOF精度的特征是探测器响应的半高宽（FWHM）。

这种测量方法表征了扫描仪产生的数据的固有飞行时间分辨率。它无法表征图像的重建过程或飞行时间重建的效果。

NB.8.3 方法

TOF分辨率的测量是通过使用第4节中获取的测试模体数据通过分析线源在TOF维度上的扩展来进行的。为了汇总数据以得出单个，符合的TOF分辨率测量值，并测量时间在TOF测量中使用的每个符合事件的差值，将根据其根据模体的几何形状的期望值进行校正。

用飞行时间信息获取的第NB.4.3节的测试数据应用于测量TOF分辨率。有关测试体模的说明，请参见第NB.4.3节。

NB.8.3.1 符号

t_1, t_2	巧合事件的两个光子的到达时间，以皮秒为单位，检测到两个巧合
r_1, r_2	的光子的位置，沿从I方向的毫米单位矢量； r
U	线源端点在图像空间中的中心，以毫米为单位，沿着从到J $\frac{1}{2}$ 的方向
$v, v\frac{1}{2}$	LOR（由u定义）与线源（由v定义）最近的点
V	光速（0.3皮秒/皮秒）
j	TOF直方图 $C_j(t, r)$ 中累积的定时误差
c	LOR到累积在TOF直方图 $C_j(t, r)$ 中的线源的距离
c	直方图箱尺寸
l	在 $C_j(t, r)$ 中心的40 mm宽条的左边缘和右边缘分别计数
r	

注意：所有位置坐标，例如 r ；必须在公共坐标系中定义。在混合成像系统中，在PET探测器参考系中定义该坐标系可能很方便（即，不调整用于PET和解剖学成像坐标对齐的坐标）。

NB.8.3.2 放射性核素

测量应用放射性核素 ^{18}F 。放射性核素的用量应能够到达第四章报告的NECR峰值。

NB.8.3.3 放射源的分布

本测试的放射源参见4.3.3的描述。

NB.8.3.4 数据收集

本测试的采集参数参见4.3.4的描述。

NB.8.3.5 数据处理

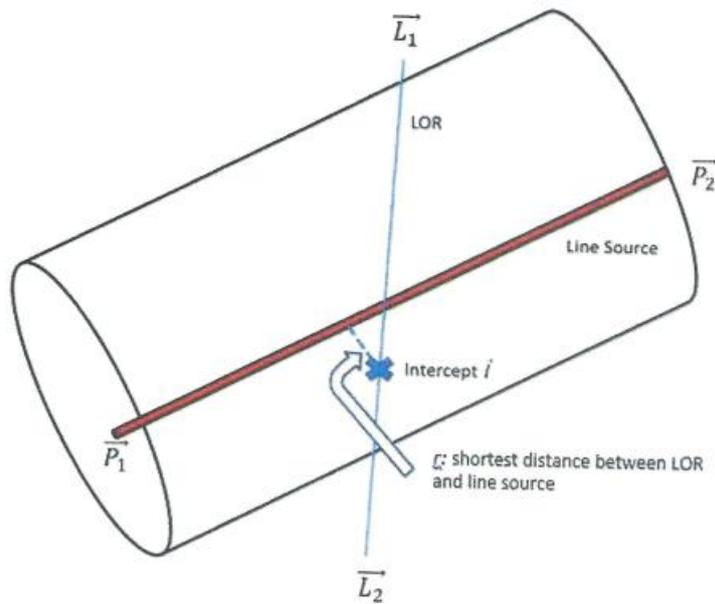
对于AFOV为65cm或更小的断层扫描仪，应考虑所有数据。对于AFOV大于65 cm的断层扫描仪，仅应考虑中心65cm处的轴向探测器运动（例如散射，随机，死时间或衰减）进行校正。

NB.8.3.5.1 确认线源位置

图8-1提供了几何图形的图示，该几何图形定义了了在重合数据的处理和分析中使用的计算。

为了准确地汇总TOF数据以评估其测量的不确定性，有必要知道线源的位置，以使其精度高于其位置公差。为此，应使用除衰减校正外的所有可用校正来重建活动低于峰值NECR的动态序列的第一帧（允许在此处使用为第6节中的计数率校正精度测试而重建的图像），跨轴像素尺寸不超过2.5毫米，在PET坐标系中形成图像。线源的位置应通过质心计算在扫描仪的所有成像平面上确定，但在轴向视场两端的10mm以内的线源除外。一条线应适合这些质心位置；那条线与扫描仪的第一和最后一个轴向平面定义了分别指定为 \vec{P}_1 and \vec{P}_2 的点。表示从 \vec{P}_1 to \vec{P}_2 的方向的单位矢量定义为：

$$\vec{v} = \frac{\vec{P}_2 - \vec{P}_1}{|\vec{P}_2 - \vec{P}_1|}$$



图NB 8-1

从线源到LOR距离的确定

LOR与线源的交点定义为沿LOR到线源的距离最短的点。

NB.8.4 分析

对测试体模数据的每个时间帧执行以下分析，从在第4节中测量的峰值NECR上方获取的最后一个帧开始，一直持续到获取至少500,000个提示事件的所有帧。

NB.8.4.1 二维直方图方程

对于数据集中的每个巧合事件，定义探测器 \vec{L}_1 and \vec{L}_2 （以毫米为单位）作为PET坐标系中重合光子的检测位置，如在图像重建中使用的那样。如果数据集中的LOR代表几个不同晶体对的聚集，则将定义 \vec{I} 和 \vec{I} ，定义为图像重建中用于该LOR的PET坐标线上的两个点。然后，执行以下计算：

- a. 计算从 \vec{L}_1 to \vec{L}_2 的矢量单位:

$$\vec{u} = \frac{\vec{L}_2 - \vec{L}_1}{|\vec{L}_2 - \vec{L}_1|}$$

- b. 计算LOR至线源的距离:

$$r = (\vec{L}_1 - \vec{P}_1) \cdot \frac{\vec{u} \times \vec{v}}{|\vec{u} \times \vec{v}|}$$

如果 $|r| > (20 + \Delta r)$ mm, 其中 Δr 沿尺寸为直方图的大小, 则此事件不会有助于计算时序分辨率所需的数据, 因此不需要对该事件进行进一步处理。注意, 额外的余量 Δr 可以确保可以在 $r = \pm 20$ mm 处执行正确的插值, 以用于稍后的8.4.2节中的随机和散点校正。

- c. 计算LOR最接近线源的点:

$$\vec{l} = \vec{L}_1 + \frac{(\vec{L}_1 - \vec{P}_1) \cdot (\vec{u} - \vec{v}(\vec{u} \cdot \vec{v}))}{|\vec{u} - \vec{v}|^2 - 1} \vec{u}$$

d. 根据线路源最接近LOR的点, 将时间误差 t (以皮秒为单位) 计算为事件的测得TOF数据与其预期TOF偏移之间的差:

$$t = (t_1 - t_2) - \frac{|\vec{L}_1 - \vec{l}| - |\vec{L}_2 - \vec{l}|}{c}$$

每个事件的每个采集 j 都被累积到一个二维直方图 $C_j(t, r)$ 中。二维直方图在两个维度上均应以零为中心。单位为 r 的箱尺寸应分别小于空间和时序分布的预期FWHM的四分之一。由于不需要进行后续处理, 因此无需保留 $|r| > (20 + \Delta r)$ mm 或 I 实质上大于预期时序FWTM一半的数据。

NB.8.4.2 散射和随机去除

如第4.4节所述, 真实事件仅会在距线源的径向距离小于20 mm的情况下发生, 但存在散乱和随机重合事件的背景, 该事件超出了此40 mm宽区域。为了从TOF偏移量分布中消除散射和随机性, 应对每个采集 j 的每个定时 bin t 执行以下步骤:

- 确定在 $C_j(t, r)$ 中心的40 mm宽条的左边缘和右边缘的每个像素的计数 $C_{L,t,j}$ 和 $C_{R,t,j}$ 。如果这些点与 $C_j(t, r)$ 的样本位置不对应, 则通过线性插值找到这些值。有关此过程的图示, 请参见图4-2。
- 通过求和来自40毫米宽条带中所有径向条的贡献的总和来形成一维时序直方图 $C_j(t)$ (针对背景进行校正):

$$C_j(t) = \sum_r \left\{ C_j(t, r) - \left[\left(\frac{20-r}{40} \right) C_{L,t,j} + \left(\frac{r+20}{40} \right) C_{R,t,j} \right] \right\}$$

NB.8.4.3 FWHM分析

对于每个采集 j , $C_j(t)$ 的最大值应使用峰点及其两个相邻点通过抛物线拟合确定。FWHM应通过响应像素最大值一半处的相邻像素之间的线性插值来确定。此过程与确定空间分辨率所用的过程相同。图3-1是该过程的图形表示。

NB.8.5 报告

应报告如下内容:

- TOF分辨率 ($\text{FWHM}_{\text{TOF}}(j)$) (以皮秒为单位), 作为第1.2节中定义的平均有效放射性浓度 $a_{\text{ave}}(j)$ 的函数进行绘制, 其中体积与圆柱体模的总体积 (22,000 ml)。

b. 平均有效放射性浓度为5.3 kBq/mL时的TOF分辨率 (FWHM_{TOF}) (以皮秒为单位), 通过线性插值法根据刚好高于和低于5.3kBq/mL的 $a_{\text{ave}}(j)$ 值确定。

NB.9 PET-CT配准精度

NB.9.1 概述

PET和CT数据之间的对准精度对于衰减校正以及目标结构的定位至关重要。许多系统都会对PET和CT机架之间的机械偏移进行校正。重要的是, 在校正机械偏移之后, 应使PET和CT数据之间的残余对准误差最小, 以确保精确的衰减校正和定位。

NB.9.2 目的

此测量的目的是确定PET和CT数据之间的配准误差。使用PET和CT基准标记在PET和CT视野内的6个位置采集数据, 并在患者处理系统上分配质量。提供了对数据中基准标记的分布宽度的要求。在PET和CT数据中计算基准标记的质心, 并通过计算质心之间的距离确定配准误差。

NB.9.3 方法

NB.9.3.1 PET-CT基准标记

用于该测试的每个PET/CT基准标记应满足以下要求:

每个基准标记的PET部分:

- a. 应当含有发射出核素的PET, 例如 ^{18}F 或 ^{22}Na , 其活性必须足够低, 以至于至少有以下一项是正确的:
 1. 死时间损失的百分比小于5%, 或者,
 2. 随机符合率小于事件总发生率的百分之五。
- b. 应与基准标记的CT部分同心;
- c. 应具有满足9.4.6节要求的尺寸。

每个基准标记的CT部分:

- a. 为了防止基准标记容器不影响测量, 但小于制造商的CT扫描仪能够再现的最大HU, 以便不使CT数据饱和, 材料应包含大于500 HU (霍恩斯单位) 的材料。HU要求可以使用CT信号增强材料来实现, 例如但不限于CT造影剂溶液 (例如iopromide) 或高密度材料;
- b. 应与基准标记的PET部分同心;
- c. 应具有满足9.4.6节要求的尺寸。

基准标记可以从单独的同心部分或从正电子发射装置和CT对比度的混合物中生成

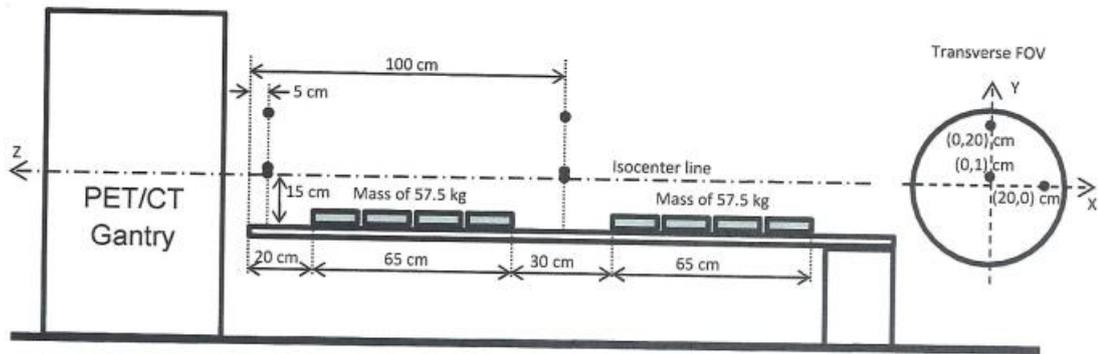
NB.9.3.2 基准标记和质量分布

放射源和质量在表上的放置的说明, 请参见图NB.9-1。

NB.9.3.2.1 患者床的质量

应当以 $115 \text{ kg} \pm 2.5 \text{ kg}$ ($253.5 \pm 5.5 \text{ lbs.}$) 的标称质量收集测量值, 并分布在:

- a. $50 \pm 5\%$ 的质量均匀分布在65cm (距检查床尖端20cm至85cm尖端) 之间;
- b. 其余的块均匀分布在65cm上, 距检查床末端115cm, 距检查床末端180cm。



图NB.9-1

基准标记和质量在患者检查台上的位置

NB.9.3.2.2 所有采集的检查床高度

对于所有采集，应固定患者处理系统的高度，以使检查床的槽距检查床尖端 5 ± 2 cm，位于PET/CT横向FOV中心下方 15 ± 1 cm。对于所有点源采集，系统配置（例如，CT和PET系统之间的融合变换）应相同。

NB.9.3.2.3 PET/CT基准标记的位置

基准标记应在六个点成像，在两个跨轴平面上分别在三个点成像，如下所示：

- a. 在横向方向上[在所有情况下，沿着X和Y的PET FOV定位精度均为 ± 1 cm，并且坐标系原点（X，Y）=（0,0）位于PET的中心横向视场]：
 1. 在（X，Y）=（0,1）cm的标称位置（横向居中，与横向FOV中心垂直偏移1 cm）；
 2. 在（X，Y）=（0,20）cm的标称位置上（横向居中，与横向FOV中心垂直偏移20 cm），并且
 3. 在（X，Y）=（20,0）cm的标称位置处（从其中心水平偏移20 cm 横向FOV，垂直居中）
- b. 沿轴向[在PET视场中沿Z的定位精度为 ± 1 cm，并且坐标系原点Z = 0位于PET轴向视场的边缘]
 1. 在PET轴向FOV的中心（Z = $\frac{1}{2}$ PET轴向FOV）。
- c. 在检查床的以下位置：
 1. 离检查床头 5 ± 2 cm；
 2. 离检查床头 100 ± 2 cm。

NB.9.3.3 数据收集

数据采集可以通过每个采集使用单个基准标记（总共进行六个采集）来完成，也可以使用每个采集使用多个基准标记来完成。可以选择比临床研究中通常使用的样本大小更小的样本大小，以便基准标记可以覆盖多个体素/平面。

每次PET采集，每个基准标记至少应采集五十万个计数。

如果涉及替代方法及其参数的描述足够详细，以重现研究结果，则可能会报告使用涉及采集过程中检查床移动的协议获得的其他结果。

NB.9.3.4 数据处理

应照制造商的建议，使用用于临床全身研究的标准重建算法重建所有切片，但以下情况除外：

- a. 没有对PET图像进行衰减校正（即，仅应使用未经衰减校正的PET图像进行数据分析），

- b. 不对PET图像进行平滑或切趾处理；
- c. 图像矩阵的大小可以满足9.4.6节的要求。

NB.9.4 分析

NB.9.4.1 PET和CT图像融合

为了融合PET和CT数据，必须满足以下条件：

- a. PET和CT数据之间的坐标转换应为常规转换，由标准系统校准的全身检查程序进行；
- b. PET和CT数据应放置在通用的实际坐标系中（以长度为单位）；
- c. 该坐标系应由相关图像中提供的参数完全指定标准DICOM字段，例如但不限于：
 - (0020,0032) 图像位置（患者），
 - (0020,0037) 图像向导（患者）
 - (0028,0030) 像素空间和
 - (0018,0050) 层厚。
- d. 不得基于图像或外部界标在特定于图像的基础上调整坐标系。

NB.9.4.2 数据处理

CT数据处理：

- a. 应将1000 HU的值添加到CT体素值上，以表示没有负的体素值CT分布基本(即： $V'_{CT}=V_{CT}+1000$)；
- b. 在处理后的CT数据中，只能使用值大于0 HU ($V'_{CT}> 1000$) 的像素计算CT质心（见图NB.9-2）。

PET数据处理：

- a. 对于每个基准标记*i*，在计算PET质心时，仅应使用像素值大于最大体素值5% ($V'_{PETi}> 0.05 \max(V_{PETi})$) 的像素。将 V'_{PETi} 定义为已处理的数据，并将低于5%阈值的那些像素设置为零（见图NB.9-3）。

NB.9.4.3 PET和CT数据最大体素值的位置

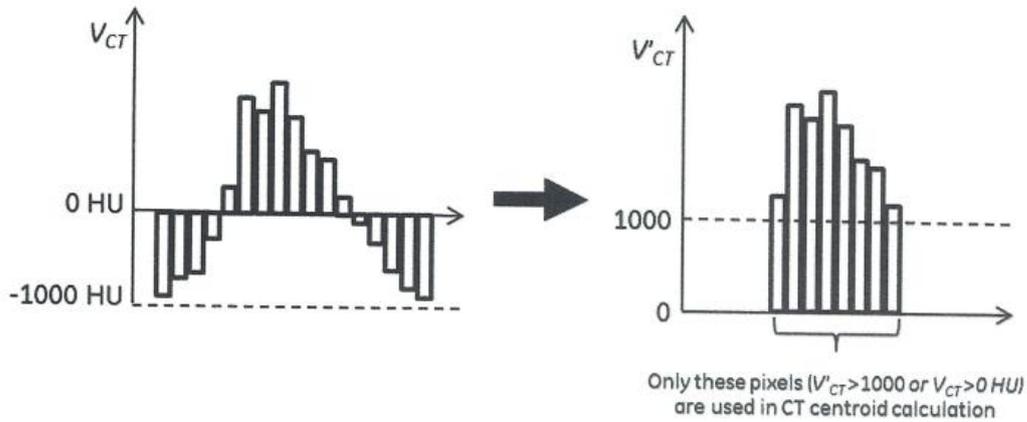
对于每个基准标记位置*i*，应相对于公共坐标系确定以下位置：

$\overline{r'_{max PET i}} = \{X, Y, Z\}_{max PET i}$ PET数据处理中最大体素值的位置

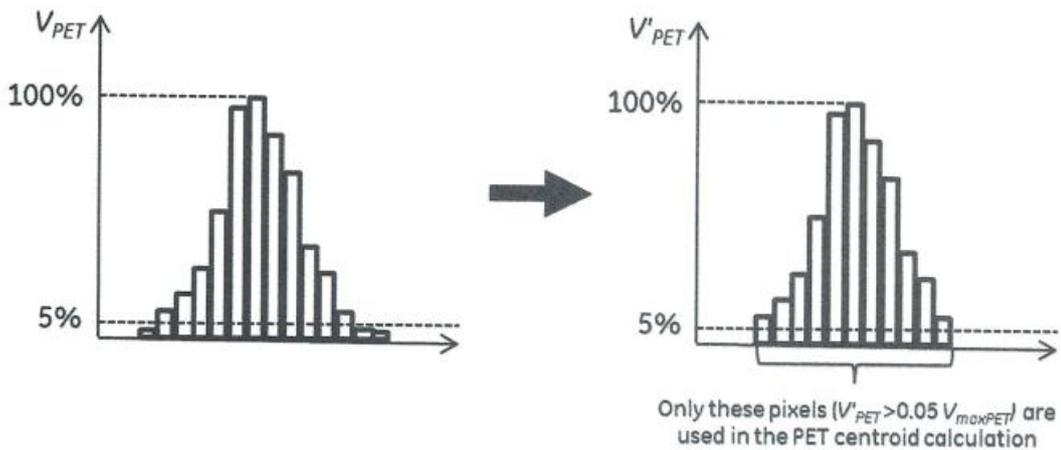
$V'_{max PET i}$ PET数据处理的 V' 最大体素值

$\overline{r'_{max CT i}} = \{X, Y, Z\}_{max CT i}$ CT数据处理中最大体素值的位置

$V'_{max CT i}$ CT数据处理的 V' 最大体素值



图NB.9-2
CT数据处理，用于同质计算



图NB.9-3
PET数据处理，用于质心计算

NB.9.4.4 用于计算质心的体积尺寸

本部分的目的是确定用于计算质心的目标体积的大小。

沿轮廓通过加工的PET和CT数据在三个正交方向上通过最大体素值形成一维响应函数。

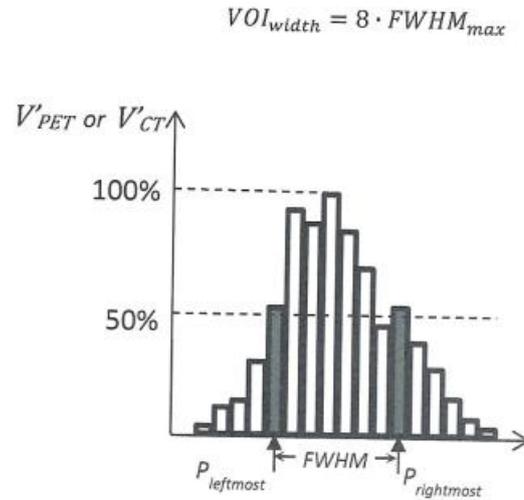
对于每个基准标记位置*i*，沿着三个正交方向{x, y, z}的每一个的半高宽（FWHM）应由处理后的最大体素值的50%以上的最左点之间的距离确定最右边的点位于已处理的体素值的50%以上(参见图9-4)。

$$FWHM_{\{x,y,z\}i}^{PET} = (P_{leftmost,\{x,y,z\}i} - P_{rightmost,\{x,y,z\}i})^{PET}$$

$$FWHM_{\{x,y,z\}i}^{CT} = (P_{leftmost,\{x,y,z\}i} - P_{rightmost,\{x,y,z\}i})^{CT}$$

$$FWHM_{max} = \max_{\substack{i=1,\dots,6 \\ d=\{x,y,z\}}} \{FWHM_{di}^{PET}, FWHM_{di}^{CT}\}$$

对于每个基准标记位置，感兴趣的体积VO_i应为宽度等于八倍的立方体FWHM_{max}。



图NB.9-4
用于确定VOI大小的FWHM的计算

NB.9.4.5 PET和CT质心

对于每个基准标记位置*i*，在NB.9.4.4节中确定的目标体积（VOi）应以 $r_{max\ PET i}$ 和 $r_{max\ CT i}$ 为中心。CT和PET数据中基准标记分布的质心 $\vec{r}_{centCT i} = [x\ y\ z]_{cent\ CT\ i}$ and $\vec{r}_{centPET i} = [x\ y\ z]_{cent\ PET\ i}$ 应确定为强度加权和体素值 $V'_{PET i}$ 和 $V'_{CT i}$ 及其在 VOI_{width} 中的位置 $[x\ y\ z]_{PET}$ 和 $[x\ y\ z]_{CT}$

$$[x\ y\ z]_{cent\ CT\ i} = \frac{\sum ([x\ y\ z]_{CT\ i} \cdot V'_{CT\ i})}{\sum (V'_{CT\ i})}$$

$$[x\ y\ z]_{cent\ PET\ i} = \frac{\sum ([x\ y\ z]_{PET\ i} \cdot V'_{PET\ i})}{\sum (V'_{PET\ i})}$$

CT计算中的总和是在 $V'_{CT i} > 1000$ 的那些体素上执行的；，并且对那些 $V'_{PET i} > 0.05 \max(V_{PET i})$ 的体素执行PET计算中的总和（见图NB.9-2和NB.9-3）。

NB.9.4.6 验证基准标记的尺寸和像素大小

本部分的目的是验证基准标记的尺寸和重建像素的大小足以确定准确的质心。如果不满足以下要求，则基准标记尺寸应增加，并且重建矩阵尺寸应增加（或重建像素尺寸应减小），直到满足以下要求。

对于每个基准标记*i*，应在所使用的 VOI_{width} 尺寸范围内，形成沿一维响应函数的轮廓，该轮廓沿三个正交方向通过包含每个维的质心的体素在三个正交的方向上经过处理的PET和CT数据。计算质心。

对于经过处理的PET和CT数据中包含质心的体素的每个轮廓，应确定最大体素值：

$\{MAX_x, MAX_y, MAX_z\}_{PET i}$ 在处理的PET数据中沿x, y和z轮廓的最大体素值

$\{MAX_x, MAX_y, MAX_z\}_{CT i}$ 在已处理的CT数据中，沿x, y和z轮廓的最大体素值

$\overrightarrow{R_{CTi}} = \{R_x, R_y, R_z\}_{CTi}$ and $\overrightarrow{R_{PETi}} = \{R_x, R_y, R_z\}_{PETi}$ 沿着每个轮廓的最大体素值与沿着轮廓的总计数数量之比的比率等于用于确定质心的感兴趣体积的尺寸，应为在处理的PET和CT数据中针对所有正交方向计算。该比率用于验证基准标记的尺寸和重建像素的大小足以确定准确的质心。

$$\overrightarrow{R_{CTi}} = \left[\frac{MAX_{xCTi}}{\sum_x V'_{CTi}(x, y_{cent i}, z_{cent i})} \quad \frac{MAX_{yCTi}}{\sum_y V'_{CTi}(x_{cent i}, y, z_{cent i})} \quad \frac{MAX_{zCTi}}{\sum_z V'_{CTi}(x_{cent i}, y_{cent i}, z)} \right]$$

$$\overrightarrow{R_{PETi}} = \left[\frac{MAX_{xPETi}}{\sum_x V'_{PETi}(x, y_{cent i}, z_{cent i})} \quad \frac{MAX_{yPETi}}{\sum_y V'_{PETi}(x_{cent i}, y, z_{cent i})} \quad \frac{MAX_{zPETi}}{\sum_z V'_{PETi}(x_{cent i}, y_{cent i}, z)} \right]$$

对于每个基准标记*i*，上述方程式中的总和在VOI立方体中的体素上。

最大比率 R_{maxCT} 和 R_{maxPET} 等于三个维度{x, y, z}中的每个以及六个基准标记位置中的每个比率的最大值：

$$R_{maxCT} = \max_{\substack{i=1,\dots,6 \\ d=\{x,y,z\}}} R_{dCTi}$$

$$R_{maxPET} = \max_{\substack{i=1,\dots,6 \\ d=\{x,y,z\}}} R_{dPETi}$$

R_{maxCT} 和 R_{maxPET} 之比应小于或等于0.3（以使基准标记沿每个方向覆盖几个像素）。如果 R_{maxCT} 或 R_{maxPET} 大于0.3，则基准标记尺寸和重建像素大小不足以确定精确的质心。在这种情况下，应增加基准标记尺寸和/或重建矩阵尺寸（或减小像素尺寸），直到 R_{maxCT} 和 R_{maxPET} 小于或等于0.3。

NB.9.4.7 配准误差

应针对六个基准标记位置*i*中的每一个计算出配准误差。

$$CE_i = \sqrt{(x_{centPETi} - x_{centCTi})^2 + (y_{centPETi} - y_{centCTi})^2 + (z_{centPETi} - z_{centCTi})^2}$$

NB.9.5 报告

在六个配准误差中报告最大配准误差。

$$MaxCE = \max\{CE_i, i=1,\dots,6\}$$

报告数据采集过程中的检查床高度。

确认所有操作均已固定好患者处理系统，并且检查床的槽距检查床末端 5 ± 2 cm，位于横向FOV中心下方 15 ± 1 cm。

报告最大比率 R_{maxCT} 和 R_{maxPET} ，并确认 R_{maxCT} 和 R_{maxPET} 均小于或等于0。