

中华人民共和国国家标准

GB/T 18988.1—XXXX
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

Radionuclide imaging devices—Characteristics and test conditions—

Part 1: Positron emission tomographs

(IEC 61675-1:2022, MOD)

(征求意见稿)

在提交反馈意见时，请将您知道的相关专利连同支持性文件一并附上。

XXXX—XX—XX 发布

XXXX—XX— 实施

国家市场监督管理总局 发布
中国国家标准化管理委员会

目 次

前言	IV
引言	V
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 试验方法	8
4.1 概述	8
4.2 空间分辨率	8
4.3 断层成像灵敏度	11
4.4 散射分数	14
4.5 PET 计数率特性	16
4.6 飞行时间分辨率	19
4.7 图像质量和放射源活度浓度的定量准确性	23
5 随附文件	30
5.1 概述	30
5.2 设计参数和配置	31
5.3 空间分辨率	31
5.4 灵敏度	31
5.5 散射分数	31
5.6 计数率性能	31
5.7 飞行时间分辨率	31
5.8 图像质量和放射源活度浓度的定量精确性	31
附录 A (资料性附录) NEMA NU2-2018	32

前 言

本文件按照 GB/T 1.1-2020《标准化工作导则 第1部分：标准化文件的结构和起草规则》的规定起草。

本文件是 GB/T 18988《放射性核素成像设备 性能和试验规则》的第1部分。GB/T 18988 分为2个部分：

- 第1部分：正电子发射断层成像装置
- 第2部分：平面、全身、SPECT 成像的伽玛照相机

本文件代替 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：

- 依据 IEC 61675-1:2022 修改了标准章条号；
- 修改了标准引言；
- 删除了原标准均匀性的内容；
- 修改了3术语和定义的部分内容；
- 4.2 修改了空间分辨率的方法、分析和报告；
- 4.3 修改了断层成像灵敏度测试的方法、分析和报告；
- 4.4 修改了散射分数的方法、分析和报告；
- 4.5 修改了 PET 计数率特性的方法、分析和报告；
- 增加了 4.6 飞行时间分辨率；
- 将原标准中的复原系数和衰减校正合并到 4.7 图像质量和放射源活度浓度的定量准确性中，并修改了方法、分析和报告；
- 修改了 5 随附文件的内容；
- 原标准附录 NB 变化为附录 A，附录 A 的内容采用 NEMA 标准出版物《正电子发射断层成像装置性能测试》。由 NEMA NU 2-2007 变更为 NEMA NU2-2018，主要变化是修改了空间分辨率的放射源类型、布置和方法；修改了散射分数、计数损失和偶然符合测量的方法；修改了图像质量、衰减校正与散射校正的精确性的方法；

本文件修改采用 IEC 61675-1:2022《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》。

本文件与 IEC 61675-1:2022 相比做了下述结构调整：

- 增加了附录 A；
- 删除了 4.7 PEC/CT 图像配准的内容。

本文件与 IEC 61675-1:2022 的技术性差异及其原因如下：

- 由于标准适用范围为正电子发射断层成像装置，因此删除了 4.7 PEC/CT 图像配准的内容；
- 为了便于使用者了解和使用正电子发射断层成像装置的 IEC 和 NEMA 两个系列标准的内容增加了附录 A，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》。

本文件做了下列编辑性改动：

- 删除了国际标准前言。

——删除了国际标准索引。

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。

本文件由国家药品监督管理局提出。

本文件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。

本文件起草单位：

本文件主要起草人：

本文件所代替标准的历次版本发布情况为：

——GB/T 18988.1—2003，GB/T 18988.1—2013。

引 言

GB/T 18988.1-20XX 修改采用了 IEC 61675-1: 2022。目前，放射性核素成像设备的部分制造商报告参数、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，也有制造商采用 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 A。

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较，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。

本部分适用于正电子发射断层成像装置。

2 规范性引用文件

下列文件中的内容通过文中的规范性引用而构成本文件必不可少的条款。其中，注日期的引用文件，仅该日期对应的版本适用于本文件；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。

IEC TR 60788：2004 医用电气设备 术语定义汇编

3 术语和定义

IEC TR 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。

[来源：IEC TR 60788:2004, rm-41-15]

3.1.1

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

一种成像方法，用于表示穿过物体的指定二维切片上包含的放射性核素的空间分布。

3.1.1.1

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：该过程在数学上表示为在**投影**方向上（沿**响应线**）的线积分，称之为Radon 变换（Radon-transform）。

3.1.1.2

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：**投影束**的形状在三个空间维度上都受到**空间分辨率**的限制。

注2：**投影束**大多为长而细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。

3.1.1.3

投影角 projection angle

测量或采集**投影**时所用的角度。

3.1.1.4

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。

3.1.1.5

物体切片 object slice

对应于物体中的一个切片的物理特性，能决定所测量的信息并显示在断层图像中。

3.1.1.6

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。

3.1.1.7

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。

3.1.1.8

断层体积 tomographic volume

对所有**投影角**测量的**投影**有贡献的所有**体积元**构成的体积。

3.1.1.8.1

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**可能依赖于切片的轴向位置。

3.1.1.8.2

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，而该尺寸由规定的（两个）最外层**图像平面**的中心之间的距离加上所测得的**轴向分辨率**的平均值得到。

3.1.1.8.3

总视野 total field of view

断层体积的（三维）尺寸。

3.1.2

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术**。

3.1.2.1

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**。

3.1.2.2

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。

3.1.2.3

符合探测 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**中的两个相对放置的探测器单元构成一个电子准直限束器，定义了相应的**投影束**或**响应线**（LOR）。

3.1.2.4

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。

3.1.2.5

响应线 line of response（LOR）

投射束的轴。

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

3.1.2.6

总符合 total coincidences

探测到的所有符合之和。

3.1.2.6.1

真符合 true coincidence

由同一正电子湮没中发生的两个 γ 事件的**符合探测**的结果。

3.1.2.6.2

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。

3.1.2.6.3

非散射真符合 unscattered true coincidence

真符合与**散射真符合**之差。

3.1.2.6.4

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**符合探测**的结果。

3.1.2.7

单计数率 singles rate

不用**符合探测**但经过能量甄别阈而测得的**计数率**。

3.1.3

二维重建 two-dimensional reconstruction

一种图像重建方法，在重建前将数据重组为**正弦图**，即横向切片的**投影**数据，这些**投影**被认为是相互独立并垂直于**系统轴**的。

3.1.4

三维重建 three-dimensional reconstruction

一种图像重建方法，其**响应线**不限于垂直于**系统轴**，即**响应线**可通过多个横向切片。

3.2

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。

3.2.1

矩阵元 matrix element

图像矩阵的最小单元，被赋予物体中的一实际**体积元**（VOXEL）的位置和尺寸。

3.2.2

像素 pixel

二维**图像矩阵**中的**矩阵元**。

3.2.3

体积元 voxel

物体中的**体积单元**，被赋予在二维或三维图像中的一个**矩阵元**。

注：**体积元**的尺寸由通过适当的倍数因子换算后的**矩阵元**尺寸和所有三维的系统**空间分辨率**确定。

3.3

点扩展函数（PSF） point spread function（PSF）

一个**点源**的分布图像。

3.3.1

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**垂直的平面内的二维**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（固有的）成像特性，它与取样、图像重建和图像处理无关。一个**投影束**是由作为沿其轴线的距离的函数的所有**物理点扩展函数**的整体来表征的。

3.3.2

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。

3.3.3

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。

3.4

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。

3.4.1

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**。

3.4.1.1

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**。

3.4.1.2

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**。

3.4.2

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**仅适用于满足采样定理有足够精确采样的断层成像装置。

3.4.3

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（例如**点扩展函数**）的面积和高度相同。

注：EW相比FWHM或FWTM更好地反映了响应函数的末端散射。

[来源：IEC TR 60788:2004, rm-34-45, 有修改, 增加注]

3.4.4

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。

[来源：IEC TR 60788:2004, rm-73-02]

3.5

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。

3.6

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，测得的计数通过减去**散射分数**对散射进行数值校正。

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。

[来源：IEC TR 60788:2004，rm-34-21]

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

真实计数率 true count rate

当装置的**分辨时间**为零时，观测到的**计数率**。

[来源：IEC TR 60788:2004，rm-34-20]

3.9

散射分数 (SF) scatter fraction (SF)

对一个给定的实验装置，**散射真符合**与**散射和非散射真符合**之和的比值。

3.10

点源 point source

所有三维尺寸均近似 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个方向是不变（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**与尺寸不需要**复原校正**的物体尺寸中相应的**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体，应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、**偶然符合**（PET）和分支比（PET）是必须的。这种对物体的独立性需要根据kBq/ml或标准化摄取值（SUV）放缩转化为临床图像。

3.13

PET 计数率性能 PET count rate performance

测得的**真符合**、**偶然符合**、**总符合**的**测量计数率**和**噪声等效计数率**与**活度**之间的关系。

3.14

飞行时间分辨率 TOF 分辨率 Time-of-flight resolution TOF resolution

对来自同一个湮灭事件中两个光子的到达时间差的测量不确定性。

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装置**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**的校正和**校准**。

假如没有其他规定,试验模体应对中于断层成像装置的**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。

空间分辨率通过放射性**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。

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(如,径向和切向)和轴向方向测量。

4.2.3.2 放射性核素

测量应使用**放射性核素** ^{18}F 或 ^{22}Na ,其**活度**应使**计数损失**百分比小于5%或**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

应使用最大尺寸小于等于1mm的**点源**。

4.2.3.3.2 放射源放置

对于**横向分辨率**测量，**点源**应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3/8个**轴向视野**的平面上（即到断层末端的距离为**轴向视野**的八分之一）。在每个平面上，源应位于距**系统轴**1cm，10cm和20cm（如果**横向视野**未覆盖20cm的位置，则应省略）的位置。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。

4.2.3.4 数据采集

应为按4.2.3.3.2指定的6个位置的全部**点源**采集数据，可单独采集，也可同时采集以减少数据采集时间。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。横向平面的**像素**尺寸的选择应允许每一个FWHM包括至少3个**像素**

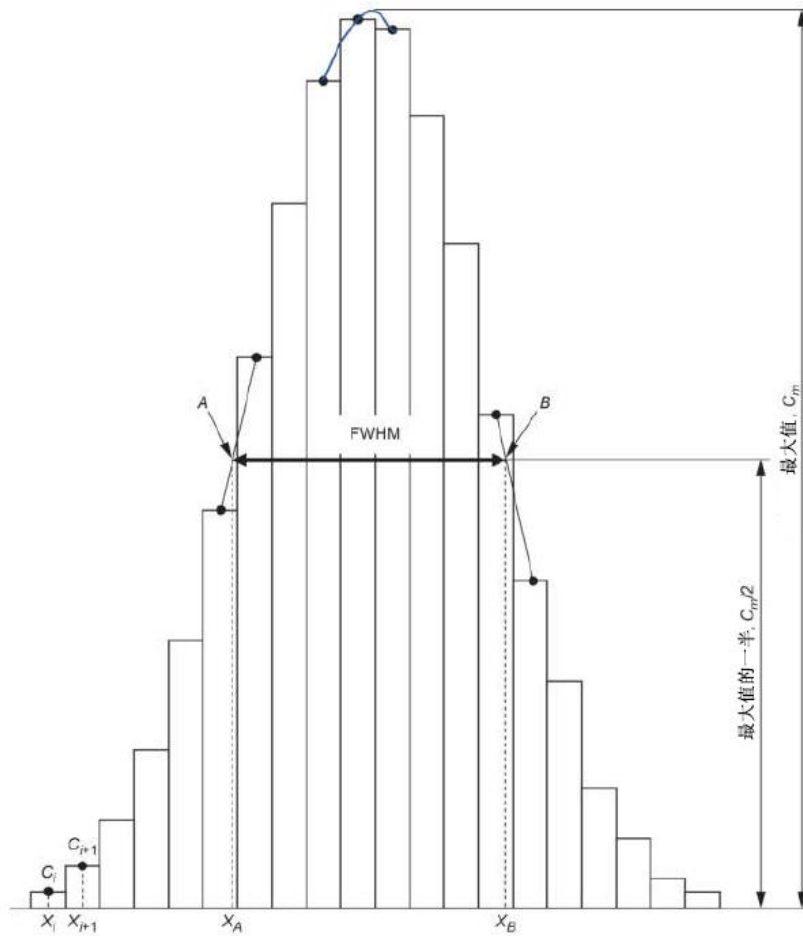
除了滤波反**投影**的替代的重建算法获得的结果也可报告，只要对使用的替代重建方法及其参数进行足够详细的描述，以再现研究结果。

4.2.4 分析

径向分辨率和**切向分辨率**应通过构造一维响应函数来测定。对每个**点源**的3D重建图像的**点扩展函数**，沿着穿过计数分布峰值的径向和切向进行剖面，得到上述响应函数。在垂直于分析方向的两个方向上，每个剖面的宽度应为预期FWHM的两倍。

点源测量的**轴向分辨率**应通过构造一维响应函数（**轴向点扩展函数**）来测定，而这些响应函数是通过对重建的3D图像沿穿过计数分布峰值的轴向取剖面而得到的。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。

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 应通过对峰点及两个临近点进行抛物线拟合确定。结果应乘以适当的**像素**宽度转换成mm单位。



注：Cm是插值曲线的最大值。A和B是插值计数曲线与一半最大值的水平线的交点。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按下式(1)计算：

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

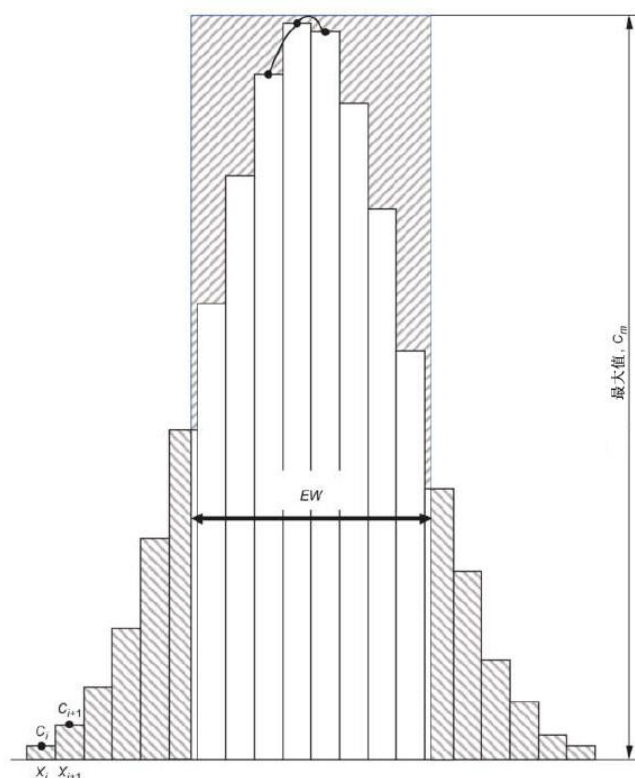
式中：

$\sum_i C_i$ ——在峰的剖面内，所有处于峰两侧由最大**像素值**C_m的1/20所定义的限值之内的计数之和；

C_m ——由上述FWHM计算确定的剖面曲线的最大**像素值**，不同于在**像素位置**中最大**像素值**；

W_{EW} ——**等效宽度**（EW），以mm为单位；

W_{PW} ——**像素宽度**，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。

$$EW = \sum_i (C_i \times PW) / C_m$$

像素宽度PW是 $x_{i+1} - x_i$

不同阴影面积是等同的

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）是在使用**低活度放射源**（**计数损失**和**偶然符合**均可忽略）的情况下，表征符合事件探测率的一个参数。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、封装因子，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**能量阈值**。

4.3.2 目的

本测量的目的是为一个标准体积源，例如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**非散射真符合**的探测率。

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**在剂量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。如果要求高的准确度，建议考虑使用正电子发射的绝对参考标准。

如果PET计数率性能测试（4.5）使用**放射性核素¹⁸F**测试，可以使用后几次采集中的一次计算**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**。在断层成像灵敏度测量时所用的**活度**量应使**计数损失**百分比小于2%。

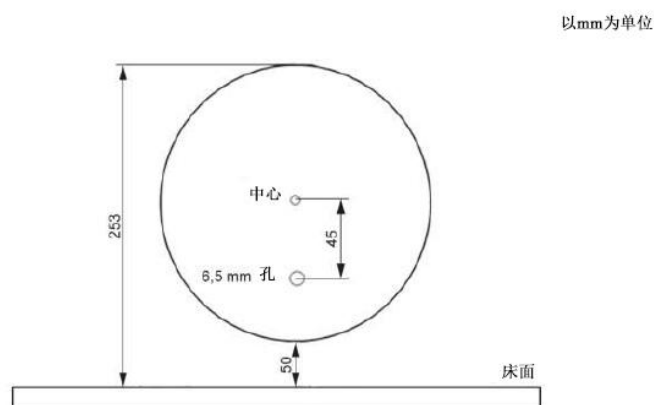
4.3.3.3 放射源布置

测试模体是由聚乙烯制成的实心垂直圆柱体，指定密度为 $(0.96 \pm 0.01) \text{ g/cm}^3$ ，外径为 $(203 \pm 3) \text{ mm}$ ，总长度为 $(700 \pm 5) \text{ mm}$ 。在径向距离为 $(45 \pm 1) \text{ mm}$ 处，平行于圆柱体的中心轴钻一个 $(6.5 \pm 0.3) \text{ mm}$ 的孔。为了便于制造和处理，圆柱体可以包含几个可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，应确保相邻段之间的紧密配合，因为即使很小的间隙也将导致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 $(800 \pm 5) \text{ mm}$ ，内径为 $(3.2 \pm 0.2) \text{ mm}$ ，外径为 $(4.8 \pm 0.2) \text{ mm}$ 。

测试模体**线源**插入件应充满水，并与测得的**活度**充分混合，达到 $(700 \pm 5) \text{ mm}$ 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**活度**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。应通过位于**横向视野**之外的安装手段（例如泡沫块）将模体抬高至患者床上方 $(5 \pm 0.5) \text{ cm}$ 处，并旋转模体以使**线源**插入件最靠近患者床（参见图3）。患者床应位于**横向视野**中心下方 $(15.2 \pm 0.5) \text{ cm}$ 处，以确保模体位于**横向视野**中心。

如果模体不能按上述方法放置在中心，可安装其他尺寸的固定块使模体置于**横向视野**的中心。应报告床到**横向视野**的中心距离



6.5mm的孔用于插入**线源**。

图3 位于成像床上散射模体的配置和位置

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。所有事件应被分配到通过相应**响应线**中点的横向切片。

至少应获取500000个**真符合**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，以便按下式(2)确定数据采集时间 T_{acq} 内的平均**活度**浓度

a_{ave} :

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

式中:

V —— 测试模体的标称体积 (22700cm³) ;

A_{cal} —— 在时间 T_{cal} 测量的**活度**乘以分支比 (“正电子活度”) ;

T_0 —— 开始采集数据的时间;

T_{acq} —— 数据采集时间;

a_{ave} —— 数据采集时间 T_{acq} 内的平均**活度**浓度;

$T_{1/2}$ —— **放射性核素**的**放射性半衰期**。

不对探测器归一化、计数损失、散射**真符合**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**大于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**之和得到。非散射事件的切片**灵敏度** S_i 应按下式(3)计算:

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

式中:

$S_{SF i}$ —— 每个切片*i*相应**散射分数** (见4.4) ;

$C_{i, tot}$ —— 每个切片*i*上的总计数;

T_{acq} —— 数据采集时间;

a_{ave} —— 平均**活度**浓度;

S_i ——非散射事件的切片灵敏度。

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。

4.3.5 报告

应报告体积灵敏度 S_{tot} 。应报告切片灵敏度 S_i 值的图形。

4.4 散射分数

4.4.1 概述

在正电子湮没中形成的光子散射，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会导致正电子发射断层成像装置对散射辐射具有不同的灵敏度。

4.4.2 目的

本程序的目的是测量系统对散射辐射的相对灵敏度，该灵敏度由散射分数（SF）以及每个切片中的散射分数值 SF_j 表示。

4.4.3 方法

4.4.3.1 概述

测试模体是由聚乙烯制成的实心垂直圆柱体，其指定密度为 $(0.96 \pm 0.01) \text{ g/cm}^3$ ，外径为 $(203 \pm 3) \text{ mm}$ ，总长度为 $(700 \pm 5) \text{ mm}$ 。在径向距离为 $(45 \pm 1) \text{ mm}$ 处，平行于圆柱体的中心轴钻一个 $(6.5 \pm 0.3) \text{ mm}$ 的孔。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，应确保相邻段之间的紧密配合，因为即使很小的间隙也会导致狭窄的轴向区域的无散射辐射。

可以使用PET计数率特性测试（4.5）的最后几次采集中的一次来确定散射分数。

4.4.3.2 放射性核素

测量应使用放射性核素 ^{18}F 或 ^{11}C ，其活度使计数损失百分比小于5%。

4.4.3.3 放射源布置

测试模体线源插入件应为一根透明的聚乙烯或包裹有聚乙烯的塑料管，长度为 $(800 \pm 5) \text{ mm}$ ，内径为 $(3.2 \pm 0.2) \text{ mm}$ ，外径为 $(4.8 \pm 0.2) \text{ mm}$ 。该试管应充满已知量的活度，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，并与测得的活度充分混合，达到 $(700 \pm 5) \text{ mm}$ 的长度，并两端密封。该线源应插入测试模体的孔中，以使线源的活度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。模体应放在患者床上方 $(5 \pm 0.5) \text{ cm}$ 处可以通过例如将泡沫块放置在横向视野外的方法固定，并旋转以使线源插入件最靠近患者床（参见图3）。可以通过升床或降床的方式将模体置于横向视野中心。

如果模体不能按上述方法放置在中心，应安装其他尺寸的固定块使模体置于横向视野的中心。应报告床到横向视野的中心的距离。

4.4.3.4 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**。应将所有事件分布到通过相应**响应线**中点的横向切片。至少应获取500000个**真符合计数**。

4.4.3.5 数据处理

不应探测器灵敏度、**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。

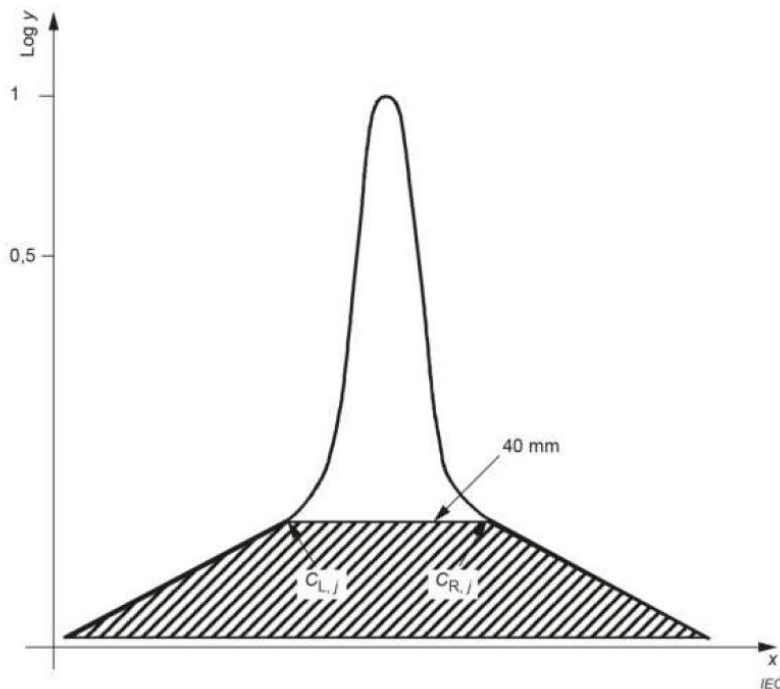
4.4.4 分析

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，对于每次采集的中心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**距离超过25cm的所有**像素**应设置为零。
- 对于**正弦图**中的每个**投影角** θ ，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。应移动每个**投影**，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**中与其相同径向偏移的**像素**的总和。
- 应获得距离（b）中计算得出的剖面中心左右两侧各大约20 mm宽度的条带边缘的左右**像素**强度的计数 $C_{L,j}$ 和 $C_{R,j}$ （见图4）。应采用线性插值法来找到 $C_{L,j}$ 和 $C_{R,j}$ 。



注：在总**投影**中，散射是由40mm宽条带外面的计数加上 $C_{L,j}$ - $C_{R,j}$ 线下方的面积估算的。

图4 - 散射分数的评估

- 两个**像素**强度 $C_{L,j}$ 和 $C_{R,j}$ 的平均值应乘以条带宽度对应**像素数**，包括分数值，乘积再加上带外**像素**中的计数总和，以得出切片j的散射计数 $C_{s,j}$ 的数量。
- 真符合** $C_{TOT,j}$ 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 按下式（4）计算得出：

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

式中：

S_{SF_j} ——每个切片j的**散射分数**；

$C_{s,j}$ ——切片j的**散射计数**；

$C_{TOT,j}$ ——切片j的总**投影**中所有计数的总和。

散射分数 SF 按下式（5）计算得出：

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

式中：

S_{SF} ——**散射分数**；

$C_{s,j}$ ——切片j的**散射计数**；

$C_{TOT,j}$ ——切片j的总**投影**中所有计数的总和。

4.4.5 报告

应报告 SF_i 值的图示（计算见式（4））。应报告**散射分数** SF （式（5））。

4.5 PET 计数率特性

4.5.1 概述

PET计数率特性以复杂的关系依赖于**活度**的空间分布和散射材料、“真对单”之比、**单计数率的计数率特性**、和测量条件的设置。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。

4.5.2 目的

这里描述的程序是评估由**计数损失**引起的对**真符合计数率**与**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**计数损失校正**设计时，这些校正算法的准确度也应进行试验。

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垂直圆柱体，其特定密度为 $(0.96 \pm 0.01) \text{ g/cm}^3$ ，外径为 $(203 \pm 3) \text{ mm}$ ，总长度为 $(700 \pm 5) \text{ mm}$ 。平行于圆柱体的中心轴钻一个 $(6.5 \pm 0.3) \text{ mm}$ 的孔，径向距离为 $(45 \pm 1) \text{ mm}$ 。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，应确保相邻段之间的紧密配合，因为即使很小的间隙也将导致狭窄的轴向区域的无散射辐射。

4.5.3.2 放射性核素和活度

用于测量的**放射性核素**应为 ^{18}F 或 ^{11}C 。**活度**的变化应通过放射性衰变获得。最后一帧的**计数损失**应小于1%。**活度**的初始量应足够高以允许测量以下两个**计数率**：

- a) $R_{L,最大}$ - **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**活度**的建议。

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 ± 0.2) mm，外径为 (4.8 ± 0.2) mm。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**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**活度**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。模体应放在患者床上方 (5 ± 0.5) cm处可以通过例如将泡沫块放置在**横向视野**外的方法固定，并旋转以使**线源**插入件最靠近患者床（参见图3）。可以通过升床或降床的方式将模体置于**横向视野**中心。

如果模体不能按上述方法放置在中心，应安装其他尺寸的固定块使模体置于**横向视野**的中心。应报告床到**横向视野**的中心的距离

测试模体应置于**正电子发射断层成像装置**的视野中。在模体中的**活度**衰变多个（至少两个）**放射性半衰期**的期间，进行定期测量。伴随着**活度**的下降事件率随之降低。另外，随着**活度**的衰变，系统处理符合事件的效率将提高，直到**计数损失**实际上可被忽略。因此，通过等待足够长的时间，就可以获得对**真符合计数率**的不包含处理损失的测量。通过将这一**真符合计数率**推算回到较高的**活度**水平，并将其与在较高**活度**水平下测得的**真符合率**进行比较，可以估算较高**活度**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**活度**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。**制造商**应提供满足这些目标需要的采集协议建议。

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。

如果数据还用于计算4.6中的**TOF分辨率**，应在**TOF**采集模式下获取数据。

4.5.4 分析

4.5.4.1 PET 计数率特性的试验

4.5.4.1.1 概述

数据应汇集到**正弦图**上。所有事件应分布在相应**响应线**中点的横向切片上。

不应应对探测器灵敏度、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**。

4.5.4.1.2 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**真符合计数**。

模体中的初始**活度**应根据在**校准剂量校准器**中测量的注入模体中的**活度**来确定。

第*i*个时间段的数据采集时长 $T_{acq,i}$ 内的平均衰变**活度** $A_{ave,i}$ 应按式(6)计算:

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

式中:

$A_{ave,i}$ ——第*i*个时间段的数据采集时长 $T_{acq,i}$ 内的平均衰变**活度**;

A_{cal} ——在时刻 T_{cal} 测量的**活度**乘以分支比 (“正电子活度”);

$T_{acq,i}$ ——第*i*个时间段的数据采集时长;

$T_{0,i}$ ——时间段*i*中数据采集的开始时间;

$T_{1/2}$ ——分别是 ^{18}F 或 ^{11}C 的**放射性半衰期**。

应在不进行**计数损失校正**的情况下分析**正弦图**。在采集到的**正弦图**和相应的随机计数估计的**正弦图**中, 距离**系统轴**超过25cm的所有**像素**应设置为零。

对于每个时间段*i*, 采集的总计数 $N_{TOT,i}$ 和总随机估计 $N_{r,i}$, 应计算为剩余数据的总和。

对于每个时间段*i*, $R_{TOT,i}$, $R_{r,i}$ 和 $R_{t,i}$ 应按下式计算:

- a) $R_{TOT,i} = N_{TOT,i} / T_i$
- b) $R_{r,i} = N_{r,i} / T_i$
- c) $R_{t,i} = (1 - SF) \times (N_{TOT,i} - N_{r,i}) / T_i$

式中:

SF——4.4.4中计算的**散射分数**;

T_i ——时间段*i*的采集时间。

每个时间段的噪声等效**计数率**(NECR), $R_{NEC,i}$ 应按下式(7)计算:

$$R_{NEC,i} = R_{t,i}^2 / (R_{TOT,i} + R_{r,i}) \dots\dots\dots (7)$$

应报告最大NECR, $R_{NEC,max}$, 以及相应的**活度** $A_{NEC,max}$ 。

4.5.4.2 计数率损失校正程序的测试

4.5.4.2.1 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, 只能重建中心65cm的切片。衰减、散射、**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。

4.5.4.2.2 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 $A_{ave,i}$ 除以测试模体的体积 22700cm^3 来计算。

对于每个切片*j*, 应在重建图像上绘制一个居于**横向视野**(不以**线源**为中心)的圆形**兴趣区域**(ROI), 直径为18cm。 $\Gamma_{ROI,i,j}$ 是在每个采集*i*的每个切片*j*的ROI上的平均**活度浓度**。

对应每个切片j, 应按下式(8)计算最佳拟合ROI值 $\Gamma_{FIT,i,j}$:

$$\Gamma_{Fit,i,j} = \frac{A_{ave,i}}{I} \sum_{k=1}^I \frac{\Gamma_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}} \dots\dots\dots (8)$$

式中:

$\Gamma_{FIT,i,j}$ ——对应每个切片j, 最佳拟合ROI值;

$A_{ave,i}$ ——每次采集i的平均**活度**;

I——由4.5.4.1.2确定的活度等于或低于最大NECR ($R_{NEC,max}$) 的采集的总次数, 求和是对每次采集k进行。

对于每个采集i的每个切片j, 应按下式(9)计算相对**计数率**误差 $\Delta r_{i,j}$, 以百分比为单位:

$$\Delta \gamma_{i,j} = \Gamma_{ROI,i,j} / \Gamma_{Fit,i,j} - 1 \dots\dots\dots (9)$$

式中:

$\Delta r_{i,j}$ ——相对**计数率**误差;

$\Gamma_{FIT,i,j}$ ——对应每个切片j, 最佳拟合ROI值;

$\Gamma_{ROI,i,j}$ ——在每个采集i的每个切片j的ROI上的平均**活度**浓度。

4.5.5 报告

4.5.5.1 PET 计数率特性 (见 4.5.4.1)

对于系统, 应绘制以下四个数值量作为平均有效**活度**浓度 $A_{ave,i}$ 的函数曲线:

- d) $R_{t,i}$ - **真符合计数率**;
- e) $R_{r,i}$ - **偶然符合计数率**;
- f) $R_{NEC,i}$ - **噪声等效计数率** NECR;
- g) $R_{TOT,i}$ - **总符合计数率**。

应报告由上述曲线中获得的以下数值:

- 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。

4.5.5.2 计数损失校正的准确性 (见 4.5.4.2)

应使用线性坐标绘制 $\Delta r_{i,j}$ 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 $|\Delta r_{i,j}|$ 。

4.6 飞行时间分辨率

4.6.1 概述

飞行时间数据用于在重建过程中对沿着**响应线**的湮灭点的定位。

注1: **TOF 分辨率**的测量仅适用于提供 TOF 采集的系统。

注2: **TOF 分辨率**不能表征图像的重建过程或 TOF 重建对图像的影响。

4.6.2 目的

本测量的目的是表征TOF分辨率。

4.6.3 方法

TOF分辨率应使用4.5中采集的数据进行测量。

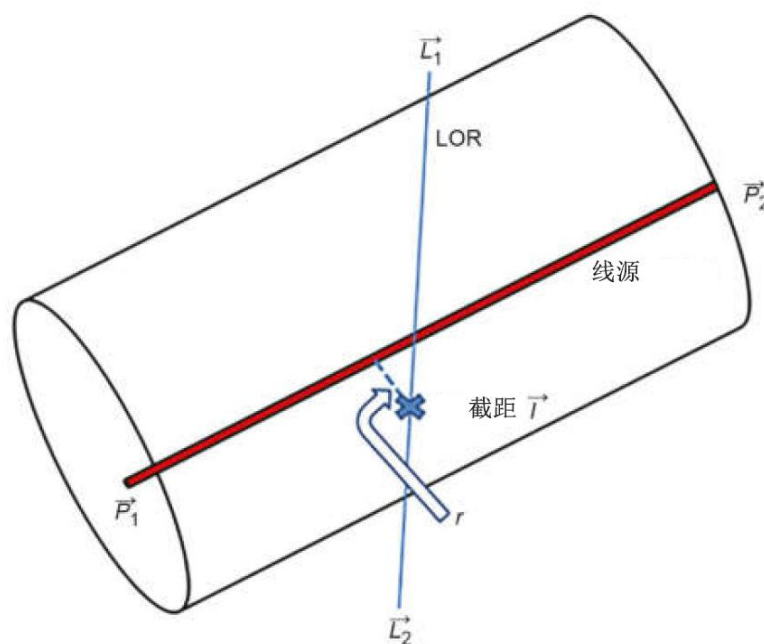
图5给出了用于处理和分析符合数据的几何构型。

4.6.4 放射性核素，放射源布置和数据采集

见4.5。

4.6.5 数据处理

对于轴向视野为65cm或更小的PET扫描仪，应考虑所有层的数据。对于轴向视野大于65cm的PET扫描仪，仅考虑在中心65cm的轴向层数。测试不应考虑探测器灵敏度变化、散射、随机、死时间或衰减进行校正，但4.6.6.1中重建图像用于线源定位时除外。



说明

r LOR和线源之间的最短距离

LOR与线源的截距应定义为沿LOR至线源的最短距离时的点。

图5 从线源到LOR距离的确定

4.6.6 分析

4.6.6.1 识别线源位置

活度低于最大NECR、 $R_{NEC, max}$ 的动态序列的第一次采集，应使用除衰减校正外的所有可用校正和不超过2.5mm的横向切片像素尺寸进行重建，从而在PET坐标系中形成图像。线源的位置应通过除轴向视野两

端 10 mm 以内的所有横向切片的质心计算来确定。应使用一条线拟合这些质心位置。直线与第一个和最后一个横向切片的交点定义了两个点 \vec{P}_1 和 \vec{P}_2 。该线的单位向量 \vec{v} 应按式(10)计算:

$$\vec{v} = \frac{\vec{P}_2 - \vec{P}_1}{|\vec{P}_2 - \vec{P}_1|} \dots\dots\dots (10)$$

式中:

\vec{P}_1 、 \vec{P}_2 ——线源两端点中心点坐标, 单位 mm;

\vec{v} ——沿 \vec{P}_1 到 \vec{P}_2 方向的单位向量。

可以使用4.5.4.2中的**计数率**校正精度测试的重建图像。

4.6.6.2 时间差评估

4.6.6.2.1 概述

应对4.5中测试模体数据中从最后一次**计数率**高于最大NECR即 $R_{\text{NEC,max}}$, 开始、直到最后一次采集500000即时事件为止的每个时间段内的数据进行以下分析。

4.6.6.2.2 2-D 直方图公式

对于每个采集j, 每个事件都应累积到一个2-D直方图中。2-D直方图在时间和空间维度上都应以0为中心。 Δt 和 Δr 单元尺寸应分别小于时间和空间分布的预期FWHM的四分之一。

对于数据集中的每个符合事件, \vec{L}_1 和 \vec{L}_2 应定义为在三维坐标系中沿着PET坐标的两个点, 代表符合事件, 用于图像重建(见图5)。然后, 应进行如下计算。

a) 按下式(11)计算从 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 的单位向量 \vec{u} :

$$\vec{u} = \frac{\vec{L}_2 - \vec{L}_1}{|\vec{L}_2 - \vec{L}_1|} \dots\dots\dots (11)$$

式中:

\vec{L}_1 、 \vec{L}_2 ——响应线两端点坐标, 单位 mm;

\vec{u} ——沿 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 方向的单位向量。

b) 按下式(12)计算符合线和**线源**之间的距离r:

$$r = (\vec{L}_1 - \vec{P}_1) \cdot \frac{\vec{u} \times \vec{v}}{|\vec{u} \times \vec{v}|} \dots\dots\dots (12)$$

式中:

r——符合线和**线源**之间的距离;

\vec{u} ——沿 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 方向的单位向量;

\vec{v} ——沿 \vec{P}_1 到 \vec{P}_2 方向的单位向量；

\vec{L}_1 ——符合事件中光子的探测位置；

\vec{P}_1 ——线源端点中心点坐标，单位 mm。

如果 $|r'| > (20 + r)$ mm，则此事件应从2-D直方图公式中排除，否则，继续。

c) 按下式(13)计算最距离线源的符合线上的点 \vec{I}

$$\vec{I} = \vec{L}_1 + \frac{(\vec{L}_1 - \vec{P}_1) \cdot (\vec{u} - \vec{v}(\vec{u} \cdot \vec{v}))}{|\vec{u} \cdot \vec{v}|^2 - 1} \vec{u} \dots\dots\dots (13)$$

式中：

\vec{I} ——响应线上距离线源间距最近的点；

\vec{u} ——沿 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 方向的单位向量；

\vec{v} ——沿 \vec{P}_1 到 \vec{P}_2 方向的单位向量；

\vec{L}_1 ——符合事件中光子的探测位置；

\vec{P}_1 ——线源端点中心点坐标，单位 mm。

d) 按下式(14)计算时间误差 t' ，作为从事件中测量得到的时间数据和预期时间偏差：

$$t' = (t_1 - t_2) - \frac{|\vec{L}_1 - \vec{I}| - |\vec{L}_2 - \vec{I}|}{c} \dots\dots\dots (14)$$

式中：

t' ——测量得到的时间数据和预期时间偏差；

t_1 、 t_2 ——一对符合事件中两个光子各自到达时间，单位 ps；

\vec{L}_1 、 \vec{L}_2 ——响应线两端点坐标，单位 mm；

\vec{I} ——响应线上距离线源间距最近的点；

c ——光速。

e) 按下式(15)和(16)计算 τ 和 ρ 如下：

$$\tau = \text{int} \left(\frac{t' - \Delta t}{\Delta t} \right) \dots\dots\dots (15)$$

$$\rho = \text{int}\left(\frac{r' - \Delta r}{\Delta r}\right) \dots\dots\dots (16)$$

在此处，函数“int”代表“舍入到最接近的整数”。对于每个采集j，每个事件都应累积到一个2-D直方图 $C_j(\tau, \rho)$ 中。

4.6.7 散射计数和随机计数去除

对于每个采集j的每个时间单元 τ ，应执行以下操作：

- 分别确定 $C_j(\tau, \rho)$ 中心40mm带宽左右边缘的每个**像素**计数 $C_{L,\tau,j}$ 和 $C_{R,\tau,j}$ 。如果这些点不对应于 $C_j(\tau, \rho)$ 的采样位置，则通过线性插值法找到这些值（见图4）。
- 通过对40mm带宽内所有径向单元的贡献求和并针对本底进行校正，按下式（17）计算形成一维时间直方图 $C_j(\tau)$ ：

$$C_j(\tau) = \sum_{\rho} \left\{ C_j(\tau, \rho) - \left[\frac{20 - \rho}{40} \right] C_{L,\tau,j} + \left[\frac{\rho + 20}{40} \right] C_{R,\tau,j} \right\} \dots\dots\dots (17)$$

式中：

$C_j(\tau)$ —— 一维时间直方图 $C_j(\tau)$

$C_j(\tau, \rho)$ —— 第j次采集形成的二维计数直方图。

$C_{L,\tau,j}$ 、 $C_{R,\tau,j}$ —— 以 $C_j(\tau, \rho)$ 为中心，在40mm带宽内左侧和右侧各自的计数。

4.6.8 FWHM 分析

每个FWHM应由最大**像素**值即响应函数的峰值（见图1）的一半处的两个相邻**像素**之间的线性插值确定。最大**像素**值 $C_j(t)$ 应通过使用峰值点及其两个最近邻点的抛物线拟合来确定。通过乘以 Δt 将结果转换为时间单位。

4.6.9 报告

应报告以下内容：

- 绘制**TOF分辨率**（ $\text{FWHM}_{\text{TOF}}(j)$ ）作为有效放射性浓度 $A_{\text{ave}}(j)$ 的函数曲线，其中体积V是圆柱形模体的总体积（22700ml）。
- 在有效放射性浓度为5.0kBq/ml时的**TOF分辨率**（ FWHM_{TOF} ），通过线性插值法根据位于高于和低于5.0kBq/mL的 $A_{\text{ave}}(j)$ 值确定。

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。它们共同决定了病灶的可探测性。对比度依赖于病灶与本底的**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。对比度分辨率受病灶周围本底中存在的噪声影响。

4.7.2 目的

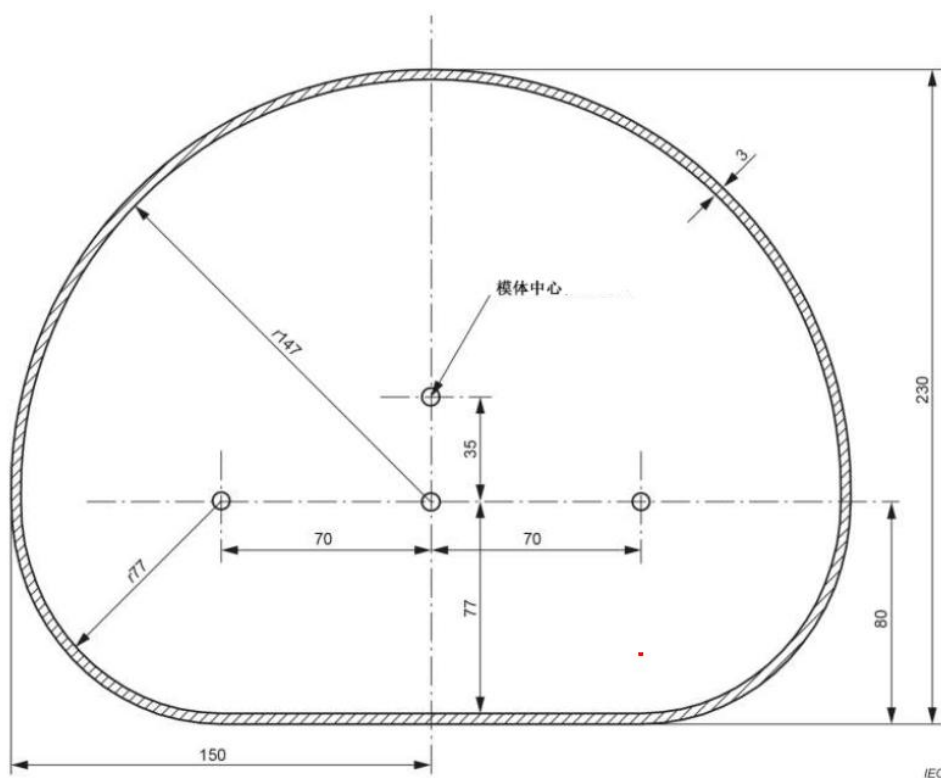
4.7的目的是在正常成像条件下测量PET扫描仪的图像质量因子和定量准确性。为了模拟这种正常的成像条件，应使用躯干状的模体，其中包含多个直径递减的热球体，并在热本底中插入冷圆柱体。

测量热球的对比度，并将其与本底噪声进行比较，以评估病灶的可探测性。定量准确性是通过将球体、本底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对不同球体尺寸量化**活度**浓度的能力。

4.7.3 方法

4.7.3.1 概述

应使用全身模体（见图6）用于所有测量，模体中应放置空心球和肺部插件（见图7）。



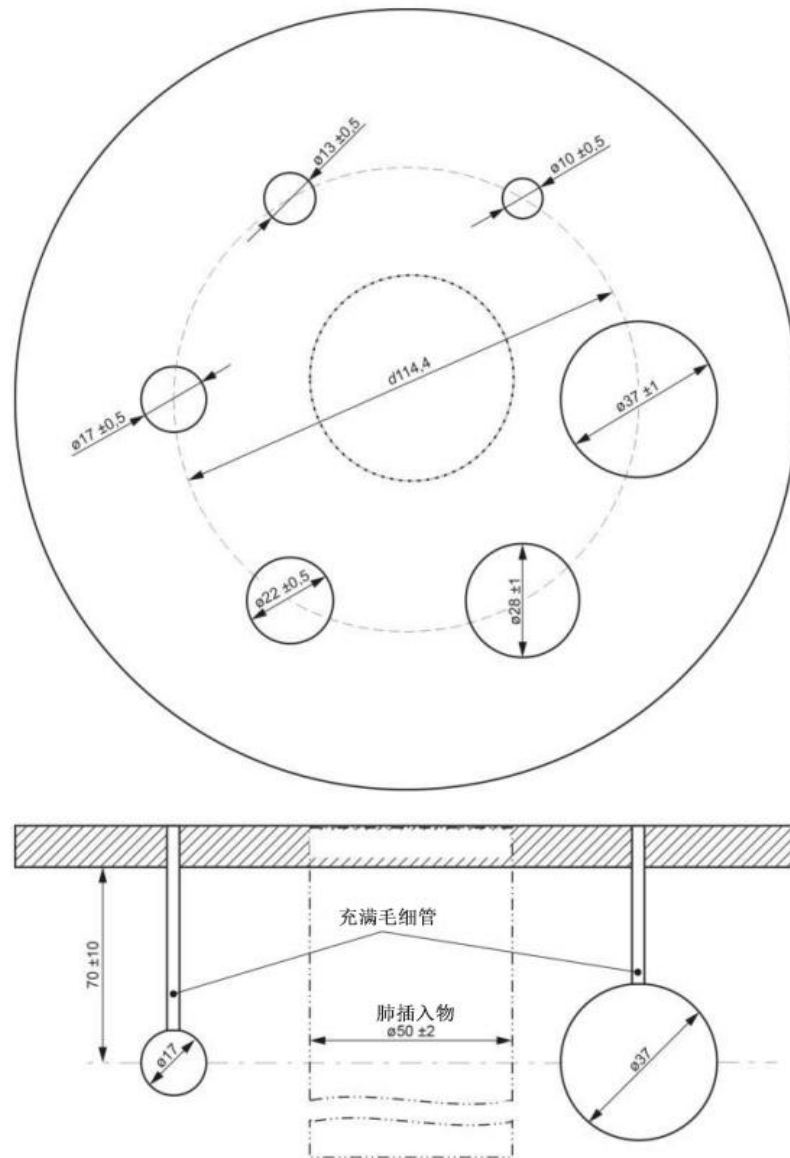
所有尺寸单位为mm，误差范围为 ± 1 mm。

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6 体部模体的横切面图

以mm为单位



给定的所有直径均为内径。球的壁厚应为1mm。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 $50\text{mm}\pm 2\text{mm}$ 。

图7 - 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，该空心杆延伸穿过外壁，可用放射性液体充满球体。肺圆柱体插入物的直径应为 $(50\pm 2)\text{mm}$ ，并延伸穿过模体腔的长度。圆柱体中充满密度为 $(0.30\pm 0.10)\text{g/cm}^3$ 的低原子序数材料，应没有**活度**，并应模拟肺的**衰减**。

散射模体应放置在全身模体的头端（靠近球体）一侧，散射模体应插入**线源**（见图8a），用于模拟视野外的源**活度**。应将已知**活度**浓度的源添加到所有可填充的球体、图像质量模体本底和插入了**线源**的散射模体中。**线源**活度的选择应保证包括**线源**在内的散射模体中的有效**活度**浓度等于图像质量模体中的本底**活度**浓度。

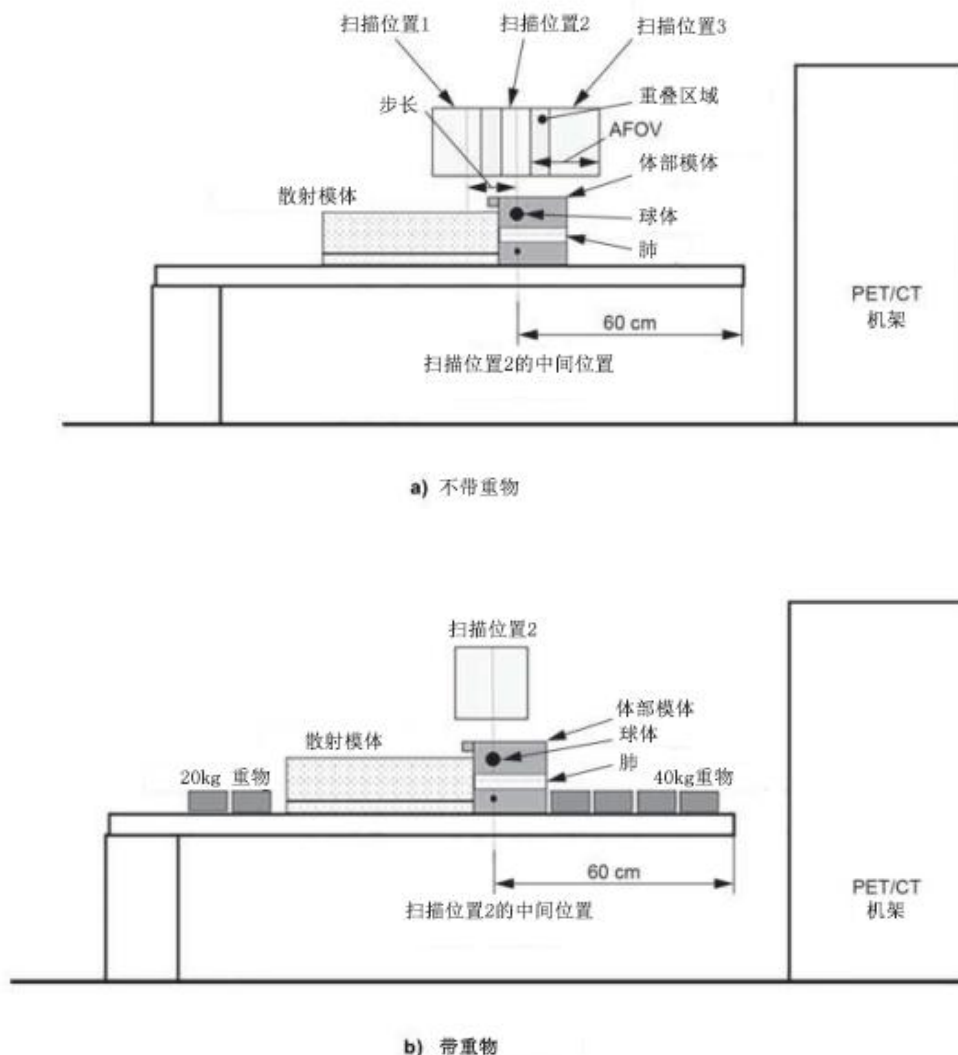


图8 – 全身扫描采集的图像质量模体和散射模体位置

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kBq/mL为单位的像素值。在此之前，应进行扫描仪校准。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，应在热球、冷圆柱体插入物和图像质量模体本底上的选定图像切片上绘制ROI。应使用平均ROI活度浓度进行分析。

4.7.3.2 放射性核素

测量应使用放射性核素 ^{18}F 。

4.7.3.3 源布置

全身模体本底中的活度浓度应为 (5 ± 0.3) kBq/mL。球体应充满本底活度浓度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。指定的所有活度浓度都是对应采集开始时间的值。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70kg患者体内用于全身成像的350MBq的典型临床剂量。

该测试严格取决于所使用的**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**可用于测定起始**活度**水平。如果需要更高的精度，可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

全身模体放置应在断层扫描仪的患者床上，并应对中于**横向视野**。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。直接放置在患者床上的**线源**散射模体应与图像质量模体的头端相邻（见图8a）。球体中心至患者床末端的距离应为60cm。

应在整个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”是床在扫描位置之间平移的轴向距离，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，位置2应在球的横向平面上轴向居中。位置1应朝向散射模体，与位置1的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**轴向视野**的中心位于模体的末端之外。如果扫描仪的**轴向视野**不足以分三步覆盖所需的长度，则在不足的方向上必须有附加的扫描位置。

单个位置的采集时间 T_p 应按如下式（18）计算：

$$T_p = (d_{ax}/100cm) \times 30 \text{ min} \dots\dots\dots (18)$$

式中：

T_p ——单个位置的采集时间；

d_{ax} ——床在位置之间平移的轴向距离（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。

在开始进行发射采集之前，应根据全身临床方案规定的X射线技术参数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，则应使用并报告规定的透射成像方法。

对于发射扫描，应使用常规临床全身扫描所规定的采集矩阵、视野尺寸、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，并应详细报告所使用的方法。可以启用如飞行时间信息，作用深度（DOI）等增强功能，并应报告增强方法。应将发射扫描的开始时间作为模体**活度**浓度计算和报告的参考时间。

应根据图8b)所示将配重添加到床上。PET和CT采集应仅针对床位2重复进行。采集时间 T_{2p} 应为 T_p 的两倍。

4.7.3.5 数据处理

横向切片应在图像质量模体的整个长度上重建。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。使用替代重建协议的结果可单独报告。

4.7.4 数据分析

4.7.4.1 图像质量数据分析和源活度浓度的定量准确性

4.7.4.1.1 概述

应对无配重的测量结果进行以下分析。

4.7.4.1.2 感兴趣区域

4.7.4.1.2.1 概述

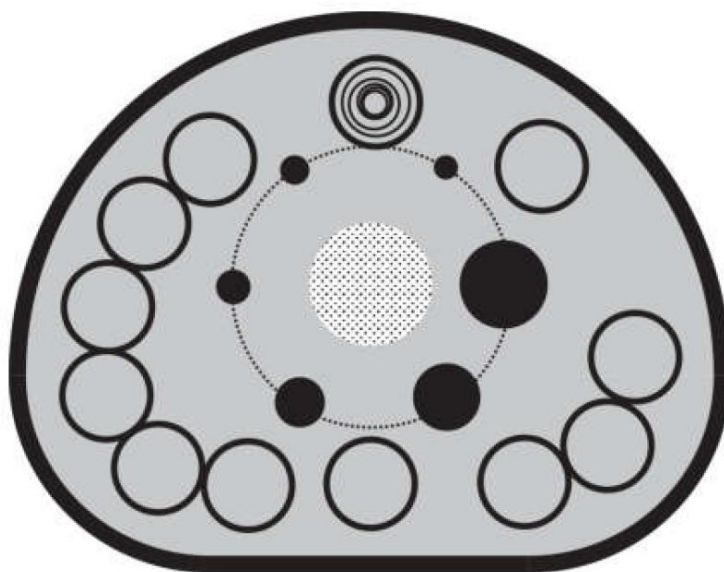
为了进行图像质量和定量准确性分析，在选定切片上的球体和整个全身模体本底上绘制二维圆形ROI。

4.7.4.1.2.2 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，但不超过内径。应计算每个球的平均像素值 P_j 。

4.7.4.1.2.3 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4个切片和S切片上，应在整个本底上绘制十二个直径为37mm的ROI，距离模体边缘至少15 mm（见图8，一个S切片上放置本底ROI的示例）。然后，应每一个在37mm直径ROI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个本底ROI（5个切片，每个切片12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。

图9 模体本底的感兴趣区域放置

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

4.7.4.1.2.4 全身扫描的肺部和本底感兴趣区域

在图像质量模体的整个长度上，应在每个横向切片上的肺部插件内部绘制一个直径为37mm的ROI。同样，在距模体边缘左边缘15mm的模体本底中应绘制直径为37mm的ROI。应记录所有区域的平均像素值，并将 $k = 1, n$ 的切片分别标记为 $WBBk_g$ 和 $WBLung_k$ ，其中 n 是最后一个切片。

4.7.4.1.3 图像质量

对于每个直径分别为10mm, 13mm, 17mm, 22mm, 28mm和37mm的球体j, 应按下式(19)计算对比度复原系数 CR_j 。角标j为对应球体的直径10, 13、17、22、28或37。

$$CR_j = (P_j/B_j - 1)/(A_s/A_B - 1) \dots\dots\dots (19)$$

式中:

CR_j ——复原系数;

P_j ——4.7.4.1.2.2中计算球体j的ROI值;

B_j ——4.7.4.1.2.3中计算球j的本底ROI值的平均值;

A_s ——球体中的活度浓度;

A_B ——本底中的活度浓度。

每个直径球体的噪声变异系数 CN_j 应按下式(20)计算为:

$$CN_j = S_j/B_j \dots\dots\dots (20)$$

式中:

CN_j ——噪声变异系数;

B_j ——4.7.4.1.2.3中计算的球j的本底ROI平均值;

S_j ——4.7.4.1.2.3中计算的球j的本底ROI值的标准偏差。

每个直径球体的对比度噪声比 CNR_j 应按下式(21)计算为:

$$CNR_j = (P_j/B_j - 1)/CN_j \dots\dots\dots (21)$$

式中:

CNR_j ——对比度噪声比;

P_j ——4.7.4.1.2.2中计算的球体j的ROI值;

B_j ——4.7.4.1.2.3中计算的球j的本底ROI值的平均值;

CN_j ——式(20)计算的球体j的噪声变异系数。

4.7.4.1.4 定量精确性

应按下式(22)计算模体本底中与实际活度浓度的百分比偏差:

$$\Delta Q_B = 100\% \times (B_{37} - A_B)/A_B \dots\dots\dots (22)$$

式中:

ΔQ_B ——与本底中真实活度浓度的偏差百分比;

B_{37} ——本底中37mm ROI的平均像素值(见4.7.4.1.3), 单位为kBq/ml;

A_B ——模体本底中的活度浓度。

4.7.4.1.5 散射和衰减校正的准确性

应在模体的整个长度上测量本底和肺插入物散射和衰减校正的准确性。应对每个切片计算肺部插件中的残留误差。应计算每个切片的本底ROI的定量精确性。

肺部插件中的残留误差按下式(23)计算:

$$\Delta LR_k = 100\% \cdot WBLung_k/A_B \dots\dots\dots (23)$$

式中:

ΔLR_k ——切片k中的残留误差百分比;

$WBLung_k$ ——切片k中肺插入ROI中的平均**象素**值, 单位为kBq/ml;

A_B ——模体本底中的**活度**浓度, 单位为kBq/ml。

本底的定量精确性按下式(24)计算:

$$\Delta QWB_k = 100\% \times (WBBkg_k - A_B) / A_B \dots\dots\dots (24)$$

式中:

ΔQWB_k ——切片k中的残留误差百分比;

$WBBkg_k$ ——切片k中本底的平均**象素**值, 单位为kBq/ml;

A_B ——模体本底中的**活度**浓度, 单位为kBq/ml。

4.7.5 报告

4.7.5.1 扫描设置和模体活度浓度

应报告以下扫描设置参数:

——扫描仪**轴向视野**;

——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**、**散射**和**死时间计数损失**校正的方法, 重建后图像滤波器以及所有相关参数。

应报告按照图8a) 摆放模体后开始第一次测量的球体和模体本底的**活度**浓度。

4.7.5.2 图像质量

应报告所有球体的噪声变异系数。

应报告所有球体的对比度**复原系数**。应确定和报告**复原系数**大于0.9的最小球体。

应报告所有球体的对比度噪声比。应确定和报告对比度比超过4的最小球体。

4.7.5.3 定量精确性

应报告区域中平均**象素**值与本底实际**活度**浓度的百分比偏差。

4.7.5.4 散射和衰减校正准确性

应报告每个切片在肺部插件和本底中的残留误差。

应报告残留误差的大小超过10%的模体的任何部分的长度。

5 随附文件

5.1 概述

每个正电子发射断层成像装置的**随附文件**应包括5.2至5.8中给出的信息。

5.2 设计参数和配置

- 探测器单元大小和单元数量；
- 探测器材料；
- 符合窗；
- 探测器环的直径；
- 横向视野；
- 轴向视野；
- 正弦图采样（线性的和角度的）；
- 轴向采样；
- 能量阈；
- 可接收的轴向角度；
- 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。

5.3 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 的轴向象素大小；
- 符合 4.2.5 的横向象素大小；

5.4 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。

5.5 散射分数

- 符合 4.4.5 的散射分数 SF_i 和 SF 。

5.6 计数率性能

- 符合 4.5.5.1 的计数率特性曲线和派生数量；
- 符合 4.5.5.1 的偶然符合校正方法
- 符合 4.5.5.2 的计数损失校正的准确度和合适的图形。

5.7 飞行时间分辨率

- TOF分辨率（ $\text{FWHM}_{\text{TOF}(i)}$ ， FWHM_{TOF} ）和根据 4.6.9 得出的数量。

5.8 图像质量和放射源活度浓度的定量精确性

- 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 的定量精确性；
- 符合 4.7.5.4 的散射和衰减校正的精确性；



附 录 A

附 录 B (资料性附录)

附 录 CNEMA NU2-2018

C.1 定义, 符号

C.1.1 定义

C.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。

C.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。

C.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。

C.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。

C.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。

C.1.1.6 正弦图 sinogram

投影空间数据的二维表示, 一维表示距中心的径向距离, 另一维表示投影角。

C.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

C.1.1.8 横向视野 transverse field-of-view (FOV)

垂直于正电子发射断层成像装置长轴的最大可对物体成像的圆形区域的直径。

C.1.1.9 测试模体. test phantom

在测量描述中定义的用于每个测量的组件。

C.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。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。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。

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;
- c) C_{r+s}——偶然计数加散射计数;
- d) C_L——投影感兴趣区左边缘的计数;
- e) C_R——投影感兴趣区右边缘的计数;
- f) C_H——热感兴趣区的计数;
- g) 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;

T时间开始的平均放射性活度，由在T_{cal}时测量的经校正后的线源活度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(A.1)进行计算:

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

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}——真实计数率峰值时的放射性活度浓度;
- 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，见下式(A.2):

$$a_{xxx} = \left(\frac{A_{xxx}}{V} \right) \quad \dots\dots\dots(A.2)$$

因而平均活度浓度见下式(A.3):

$$a_{ave} = \left(\frac{A_{ave}}{V} \right) \quad \dots\dots\dots(A.3)$$

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的线源的体积。

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)对测量结果影响可忽略, 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} ——拟合计数率;

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。

C.2 概述

C.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“等级标准”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。

C.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, 能够从感兴趣区中提取指定时间范围内符合计数等参数。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他替代测试方法。

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。

C.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。

C.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。

有些测量明确要求对容积图像数据使用单层重组方法,重新排列为横断面正弦图, 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。需要对源进行支撑的测量, 放射源应放置于检查床上方。

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

C.2.5 等效性

除去A.3的空间分辨率测试可以使用 ^{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校正。

C.3 空间分辨率

C.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。

C.3.2 目的

测量目的是表征重建的小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。

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。

C.3.3 方法

对于所有的系统，应该在横断层面的两个方向上(即径向与切向)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。

C.3.3.1 放射性核素

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

- a. 使死时间造成的计数损失小于5%，或
- b. 偶然符合率小于总计数符合率的5%。

C.3.3.2 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倍轴向视野（即距断层图像末端的距离为八分之一倍轴向视野）；
- b. 在横向方向上，应将放射源定位在距平面中心1cm（代表FOV中心，但避免定位在视野正中心时可能出现的不一致结果）、10cm和20cm处（如果横向视野不能覆盖20cm，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，使得径向和切向与图像网格方向对齐。对于1cm偏移处的放射源，横断面中的定位精度应为±2mm，对于偏移10cm和20cm的放射源，定位精度应±5mm。所有放射源的轴向定位精度应为±2mm。

C.3.3.3 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100 000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。

C.3.3.4 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。

C.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。与测量方向垂直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.1）。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。

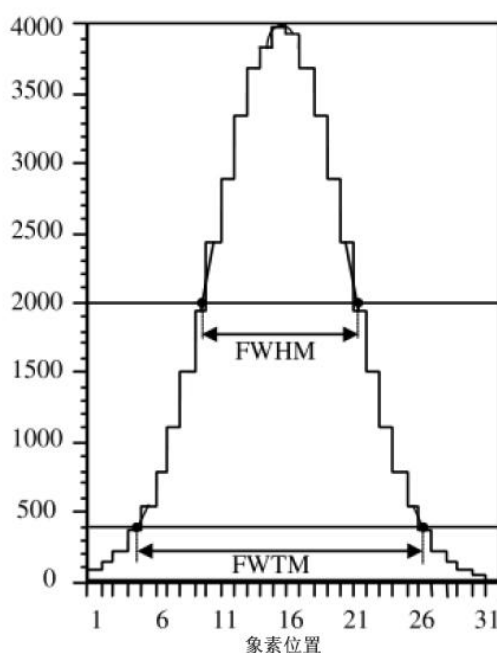


图 A.1 典型的响应函数，包括由内插法所确定的 FWHM 与 FWTM

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。

C.3.5 报告

报告使用的放射性核素以及尺寸。

应计算每一个半径（1cm，10cm和20cm处）轴向、径向和切向分辨率（FWHM及FWTM）在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的具体描述。

所观测的各个点源位置应逐个报告，以允许按A.3.3.2的规定进行核实。

C.4 散射分数、计数损失和偶然符合

C.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。正电子发射断层成像装置设计和实现的不同也可以造成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。

C.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。

C.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，将相对较高活度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，进行定期测量。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在足够低活度水平时采集足够的统计数据。这可能需要较低计数率时重复测量。

C.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。

C.4.3.2 放射性核素

测量应用放射性核素 ^{18}F 。放射性活度应足够大，这样可以测量如下两个计数率：

- a. $R_{t, \text{peak}}$ ——真实计数率峰值；
- b. $R_{NEC, \text{peak}}$ ——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, $A_{cal, meas}$, 应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。测试模体中线源插入物的中心 $700\text{mm}\pm 20\text{mm}$ 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差别, 应在填充后测量充水区域的长度。校正后的初始活度, A_{cal} , 应按式(A.4) 计算为:

$$A_{cal} = A_{cal, meas} \frac{700\text{mm}}{L_{meas}} \quad \dots\dots\dots (A.4)$$

式中:

A_{cal} ——校正后的初始活度;

$A_{cal, meas}$ ——测量的活度;

L_{meas} ——测得的放射源长度, 用mm表示。

修正后的初始活度应用于以下分析以及A.6中的分析。

C.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的70cm长度居中。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.2)。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凹槽位于横向视野中心下方 $15\text{cm}\pm 1\text{cm}$ 处(相当于将患者置于横向视野中心)。应使用位于设备轴向视野之外的泡沫块或类似装置支撑模型, 并将其提升到检查床凹槽上方。

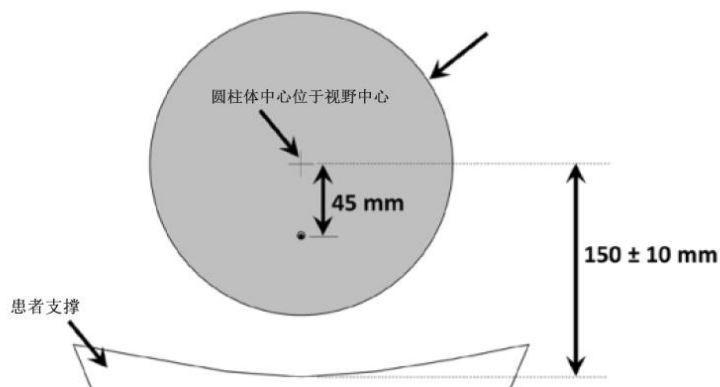


图 A.2 模体的放置

尽管某些设备可能会在FOV内可选地使用除检查床以外的设备进行某些扫描, 例如衬垫或垫子, 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。

C.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 $C_{r,i,j}$ 。A. 4. 4. 1中的方法可以用来找出偶然符合计数率。如果不采用偶然符合估计，应使用A. 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。A. 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。

C. 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，对所有在中心65cm范围内的层的每一次数据采集都将生成正弦图。探头灵敏度、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 A.3 40mm 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。

C. 4. 4 分析

对采集 j 的即时正弦图 i 进行如下处理：

- 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。
- 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。
- 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，通过在投影角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：

$$C(r)_{i,j} = \sum_{\phi} C(r - r_{\text{center}}(\phi), \phi)_{i,j} \dots\dots\dots (A.5)$$

式中:

r ——一个投影中的像素数, $r=0$ 为正弦图的径向中心;

ϕ ——正弦图中的投影数(即正弦图行);

$r_{\text{center}}(\phi)$ ——投影 ϕ 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分别获取正弦图中心处的 40mm 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. 3)。插值点对应离投影中心像素 $\pm 20\text{mm}$ 的像素的计数值; $C_{L,i,j}$ ($C_{R,i,j}$) 的插值线在最靠近 $C_{L,i,j}$ ($C_{R,i,j}$) 的两个像素的中心点之间, 用这两个点的测量值 (每像素计数) 绘制。
- f. 插值像素 $C_{L,i,j}$ 与 $C_{R,i,j}$ 的计数平均值应该乘以 40mm 宽带边缘之间像素的数量 (包括插值点旁边的非整数像素), 乘积再加上 40mm 带外面像素的个数 (包含非整数个像素), 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 $C_{L,i,j}$ 和 $C_{R,i,j}$ 相邻的部分像素中计数的积分应基于用于估计 $C_{L,i,j}$ 和 $C_{R,i,j}$ 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 j 的平均活度 $A_{\text{ave},j}$ (见 A. 1. 2)。

后续的分析取决于能否存在偶然符合计数的估测。

C. 4. 4. 1 有偶然符合估测的分析

采集 j 的每一个偶然符合正弦图 i 中的所有与扫描仪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 $C_{r,i,j}$ 值为采集 j 的正弦图 i 中剩余计数的总和。

C. 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, 按下式(A.6)计算:

$$SF_j = \frac{\sum_i C_{r+s,i,j} - \sum_i C_{r,i,j}}{\sum_i C_{\text{TOT},i,j} - \sum_i C_{r,i,j}} \dots\dots\dots (A.6)$$

C. 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 $R_{\text{TOT},j}$ 按下式(A.7)计算:

$$R_{\text{TOT},j} = \frac{1}{T_{\text{acq},j}} \sum_i C_{\text{TOT},i,j} \dots\dots\dots (A.7)$$

- b. 真实计数率 $R_{t,j}$ 按下式(A.8)计算:

$$R_{t,j} = \frac{1}{T_{\text{acq},j}} \sum_i (C_{\text{TOT},i,j} - C_{r+s,i,j}) \dots\dots\dots (A.8)$$

- c. 偶然符合计数率 $R_{r,j}$ 按下式(A.9)计算:

$$R_{r,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i C_{r,i,j} \quad \dots\dots\dots (A.9)$$

d. 散射计数率 $R_{s,j}$ 按下式(A.10)计算:

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

式中:

$T_{acq,j}$ ——帧 j 的采集时间。

使用未处理延迟通道进行随机估计的系统应对每次采集 j 按(A.11)计算系统的噪声等效计数率 $R_{NEC,j}$:

$$R_{NEC,j} = \frac{R_{t,j}^2}{R_{TOT,j} + R_{r,j}} \quad \dots\dots\dots (A.11)$$

其他系统,包括使用经处理延迟通道进行随机估计的系统应按照(A.12)计算每次采集 j 的噪声等效计数率 $R_{NEC,j}$:

$$R_{NEC,j} = \frac{R_{t,j}^2}{R_{TOT,j}} \quad \dots\dots\dots (A.12)$$

C. 4. 4. 2 无偶然符合计数估测时的替代分析方法

C. 4. 4. 2. 1 散射分数

应使用采集序列中最后三个采集 j' (其有损计数率与偶然符合计数率低于真实计数率的1.0%)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(A.13)计算:

$$SF = \frac{\sum_i \sum_{j'} C_{r+s,i,j'}}{\sum_i \sum_{j'} C_{TOT,i,j'}} \quad \dots\dots\dots (A.13)$$

C. 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 $R_{TOT,j}$ 按下式(A.14)计算:

$$R_{TOT,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i C_{TOT,i,j} \quad \dots\dots\dots (A.14)$$

f. 真实计数率 $R_{t,j}$ 按下式(A.15)计算:

$$R_{t,j} = \frac{1}{T_{acq,j}} \sum_i (C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j}) \quad \dots\dots\dots (A.15)$$

g. 偶然符合计数率 $R_{r,j}$ 按下式(A.16)计算:

$$R_{t,j} = R_{TOT,j} - \left(\frac{R_{t,j}}{1-SF} \right) \dots\dots\dots (A.16)$$

h. 散射计数率 $R_{s,j}$ 按下式(A.17)计算:

$$R_{t,j} = R_{TOT,j} - \left(\frac{R_{t,j}}{1-SF} \right) \dots\dots\dots (A.17)$$

式中:

T_{acqj} ——是帧 j 的采集时间。

对于使用未处理延迟通道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(A.18)计算:

$$R_{NEC,j} = \frac{R_{t,j}^2}{R_{TOT,j} + R_{t,j}} \dots\dots\dots (A.18)$$

其他系统,包括使用经处理延迟通道进行随机估计的系统,对每次采集 j ,应按下式(A.19)计算噪声等效计数率 $R_{NEC,j}$:

$$R_{NEC,j} = \frac{R_{t,j}^2}{R_{TOT,j}} \dots\dots\dots (A.19)$$

C.4.5 报告

C.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(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。

C.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

C.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。

C.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检查床的四点位于横向FOV中心下方 $15\text{cm} \pm 1\text{cm}$ 。

C.5 灵敏度

C.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”。

C.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。

C.5.3 方法

测量时使用的设备是灵敏度模体，见图A.4。

C.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概率，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。

- a) S_i ——i 层的灵敏度。
- b) S_{tot} ——整个系统的灵敏度。

C.5.3.2 放射性核素

测量应使用放射性核素 ^{18}F 。使用的活度要足够低，至少满足以下条件之一：

- a) 死时间损失少于5%，或，
- b) 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测量确定。

C.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误差，应在填充后测量充水区域的长度。校正后的初始活度 A_{cal} 应按下式(A.20)计算：

$$A_{cal} = A_{cal,meas} \frac{700mm}{L_{meas}} \dots\dots\dots (A.20)$$

式中：

$A_{cal,meas}$ ——测得的活度，

L_{meas} ——测得的源长度（以mm为单位）。

以下分析应使用校正后的初始活度。

C.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 $T_{j,acq}$ 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10cm处重复测量一次。

C.5.4 计算与分析

C.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 $R_{j,}$ 。每层都应该应用下式(A.21)计算进行同位素衰变计数率校正：

$$R_{CORR,j} = \frac{(T_{j,acq} \ln 2) \exp\left(\frac{T_j - T_{cal}}{T_{1/2}} \ln 2\right)}{T_{1/2} \left[1 - \exp\left(-\frac{T_{j,acq}}{T_{1/2}} \ln 2\right)\right]} R_{j,} \dots\dots\dots (A.21)$$

使用回归法对下式(A.22)方程式进行拟合：

$$R_{CORR,j} = R_{CORR,0} \times \exp(-\mu_M \cdot 2X_j) \dots\dots\dots (A.22)$$

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。

通过下式(A.23)计算系统灵敏度：

$$S_{tot} = \frac{R_{CORR,0}}{A_{cal}} \quad \dots\dots\dots (A.23)$$

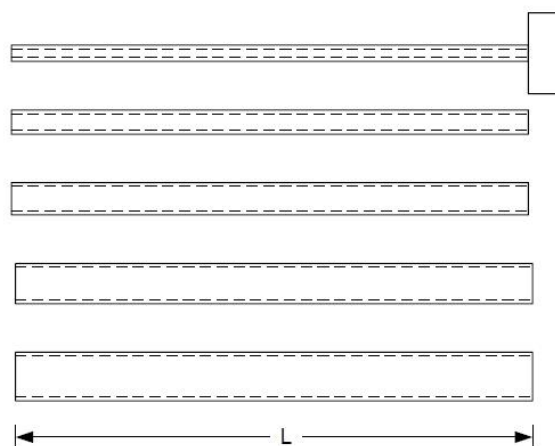
C.5.4.2 轴向灵敏度剖面图.

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(A.24)计算每层的灵敏度：

$$S_i = \frac{R_{1,i}}{R_1} \cdot S_{tot} \quad \dots\dots\dots (A.24)$$

C.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 A.4 灵敏度测量模体（本图绘制未按实际比例）

C.6 精确性：计数损失与偶然符合计数校正

C.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。

C.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。

C.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，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。

C.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。

C.6.3.2 放射性核素

测量应用放射性核素 ^{18}F 。本试验需要的放射性活度信息见A.4.3.2。

C.6.3.3 放射源的分布

本试验的放射源摆放描述参见A.4.3.3。

C.6.3.4 数据采集

本试验的数据采集参数参见A.4.3.4。

C.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。用标准全身算法重建图像，并报告重建所使用的方法。

C.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 $A_{\text{ave},j}$ (见A.1.2)。每个采集j的平均有效活度浓度 $a_{\text{eff},j}$ 应由 $A_{\text{ave},j}$ 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 $C_{\text{ROI},i,j}$ 中的真实计数值。按下式(A.25)计算 $R_{\text{ROI},i,j}$ 中的真实计数率：

$$R_{\text{ROI},i,j} = \frac{C_{\text{ROI},i,j}}{T_{\text{acq},j}} \quad \dots\dots\dots (\text{A.25})$$

对每个切片i，应按下式(A.26)使用加权最小二乘拟合将所有活度浓度小于或等于峰值NECR的所有采集的数据拟合得到真实计数率 $R_{\text{Fit},i,j}$ ：

$$R_{\text{Fit},i,j} = \frac{A_{\text{ave},j}}{J} \sum_{k=1}^J \frac{R_{\text{ROI},i,k}}{A_{\text{ave},k}} \quad \dots\dots\dots (\text{A.26})$$

其中，J是活度等于或低于峰值NECR的采集的个数，对每次采集中求和。

对于每次采集 j ，应该按下式(A.27) 计算相对计数率误差 $\Delta r_{i,j}$ ，单位为百分数：

$$\Delta r_{i,j} = 100 \left(\frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Fit,i,j}} - 1 \right) \dots\dots\dots (A.27)$$

C.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 $a_{eff,j}$ 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 $a_{eff,j}$ 为横坐标绘制图形。连接数据点形成连续曲线。报告分析中忽略的轴末端切片的数量（如果有）。

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

C.7 图像质量、衰减校正与散射校正的精确性

C.7.1 概述

由于系统性能各方面的相互影响，最好使用能够模拟临床成像条件的标准化情况，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。

C.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，校正的精确性也可由本底的均匀性和冷的肺部插件区域确定。

C.7.3 方法

C.7.3.1 符号

对比度 (Q_{xxx}) ——“暖”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 ——图像体积中大小为 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”本底平均计数的比值，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 ——图像体积中大小为 j 的所有感兴趣区的标准差。

C.7.3.2 放射性核素

测量应用放射性核素 ^{18}F 。成像开始时模体中本底放射性浓度应校准为 5.3 kBq/ml ($0.14\mu\text{Ci/ml}$)，误差在 $\pm 5\%$ 以内。此活度浓度相当于每 70000 mL 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地降低。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。所有球体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 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地减低。

C.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 180mm，横截面如图 A.5 所示。
- b) 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 A.6)。
- 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 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 A.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 ^{18}F 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 A.6 所示。内径 17mm 的球体应沿模体的水平轴放置。

模体应充满本底活度浓度的水，然后放置于检查床上进行成像。模体的轴向位置应使得球体的中心位于扫描仪的中间层，模体的横断面位置应使其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 $700\text{mm} \pm 5\text{mm}$ ，填充 ^{18}F ，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 A.7 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，需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，需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。

C.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(A.28)计算：

$$T = \frac{30 \text{ min}}{100 \text{ cm}} \times \text{axial step} \dots\dots\dots (\text{A.28})$$

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，以补偿同位素的衰变。

C.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，连同重建算法，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，并报告每种方法的结果，如上所述的相关重建参数，报告使用的每种重建方法。

C.7.4 分析

C.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A.8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。应画每种大小的本底ROI共60个，每层12个，共5层。连续测量(例如：重复扫描)中所有ROI的位置必须固定。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 $Q_{H,j}$ 按下式(A.29)计算：

$$Q_{H,j} = \frac{\left(\frac{C_{H,j}}{C_{B,j}}\right) - 1}{\left(\frac{a_H}{a_B}\right) - 1} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (A.29)$$

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 按下式(A.30)计算：

$$N_j = \left(\frac{SD_j}{C_{B,j}}\right) \times 100\% \quad \dots\dots\dots (A.30)$$

这里 SD_j 为球体j ROI本底计数的标准差，按下式(A.31)计算：

$$SD_j = \sqrt{\sum_{k=1}^K (C_{B,j,k} - C_{B,j})^2 / (K - 1)} \quad \dots\dots\dots (A.31)$$

式中：

总和取自 $K=60$ 个本底感兴趣区域。

C.7.4.2 校正的精确性

直径为 $30\text{mm} \pm 2\text{mm}$ 的圆形ROI应画在肺部插件的中心。对于每层i，在肺部插件区域记录ROI内的平均像素值 $C_{\text{lung},i}$ （但不包括肺部插件轴向边缘30mm以内的那些切片）。

为了测量校正的残留误差，应按公式(A.32)计算每层*i*的相对误差 $\Delta C_{lung,i}$ ，单位为百分数：

$$\Delta C_{lung,i} = \frac{C_{lung,i}}{C_{B,37mm}} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (A.32)$$

式中：

- a) $C_{lung,i}$ ——肺部插件 ROI 内平均计数；
- b) $C_{B,37mm}$ ——A.7.4.1 计算的 60 个 37mmROI 本底的平均计数值；

C.7.5 报告

报告如下项目：

- a) 填充模体的本底浓度与制造商推荐全身检查的注入剂量。
- b) 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。
- c) 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）。
- d) 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）、象素大小、图像矩阵大小、层厚。
- e) 对于每种尺寸和每种浓度比下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。
- f) 测量每层的 $\Delta C_{lung,i}$ 值。也要报告全部层误差的平均值。
- g) 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。

应对每组扫描条件（例如：N值与轴向扫描长度值）和使用的每种重建方法（例如：是否适用时间分辨率，是否使用探测器分辨率补偿）分别说明上述项目。

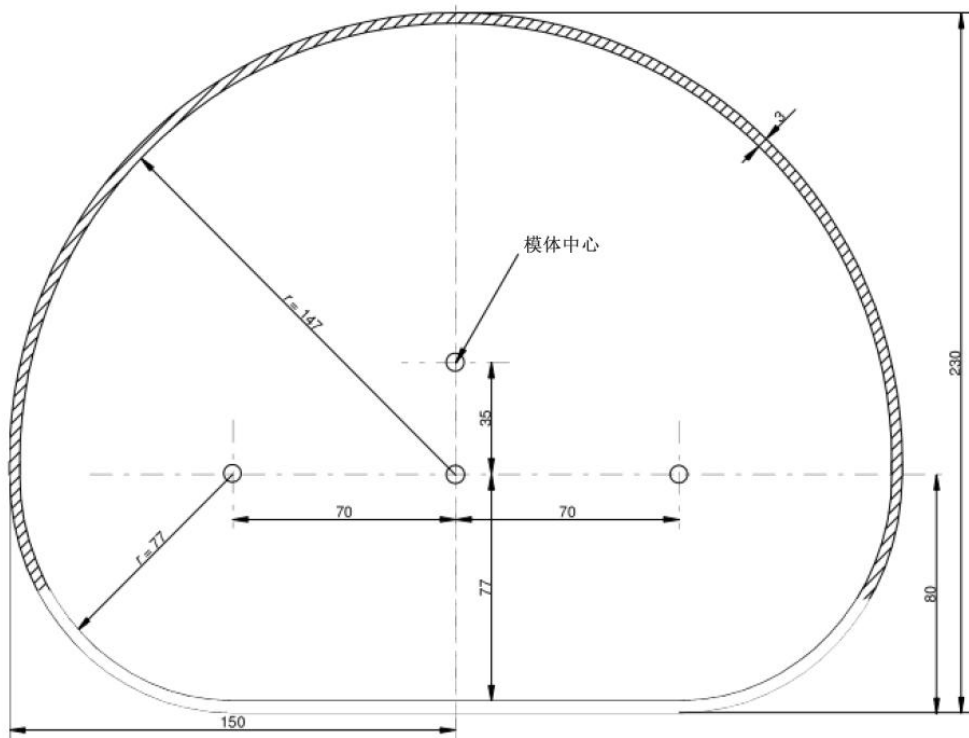


图 A.5 体部模体的横断面

所有尺寸单位为mm，误差范围为 $\pm 1\text{mm}$ 。模体材料为聚甲基丙烯酸甲酯。

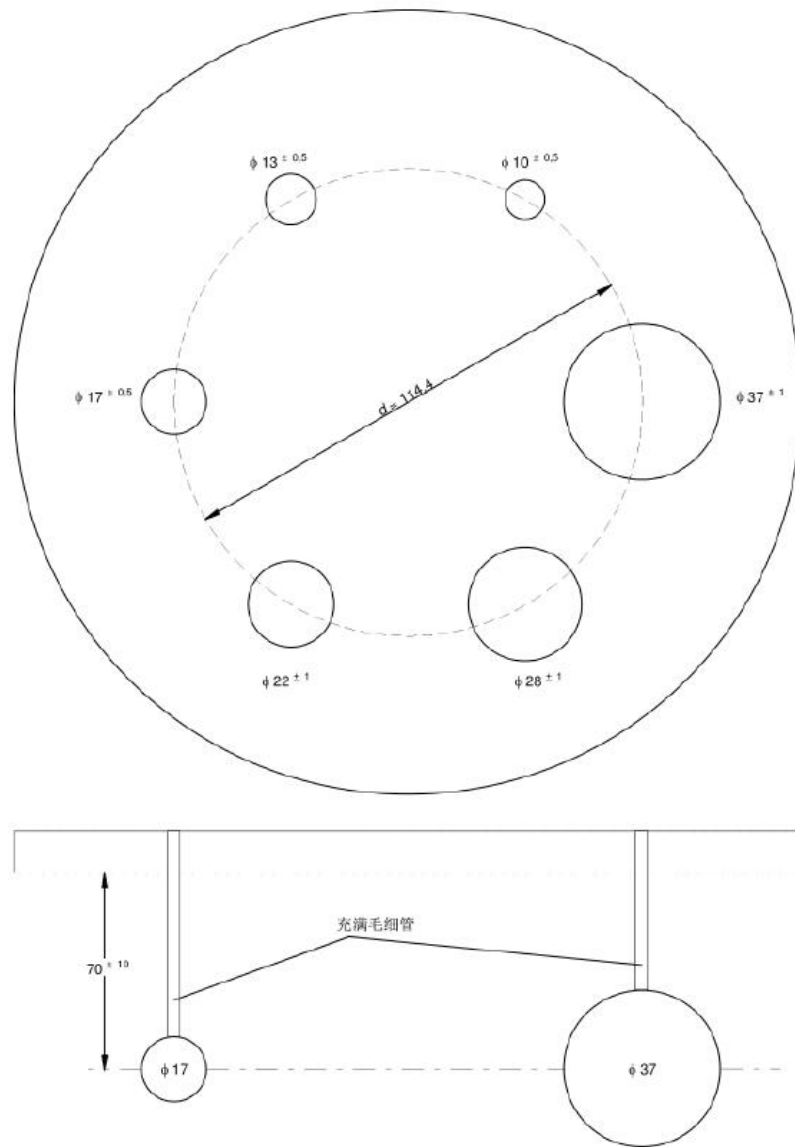


图 A.6 带有空心球体的模体

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 $70\text{mm} \pm 10\text{mm}$ ，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。

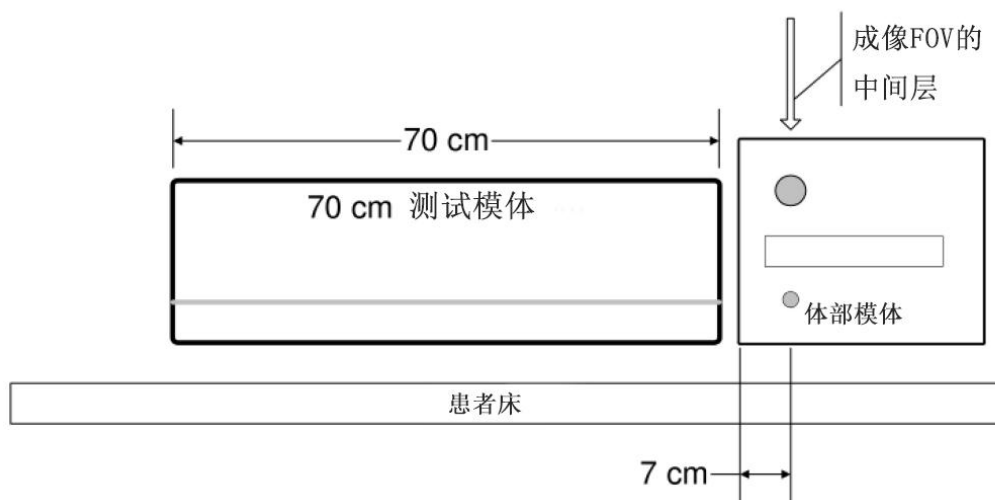


图 A.7 放射性核素的分布图

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。

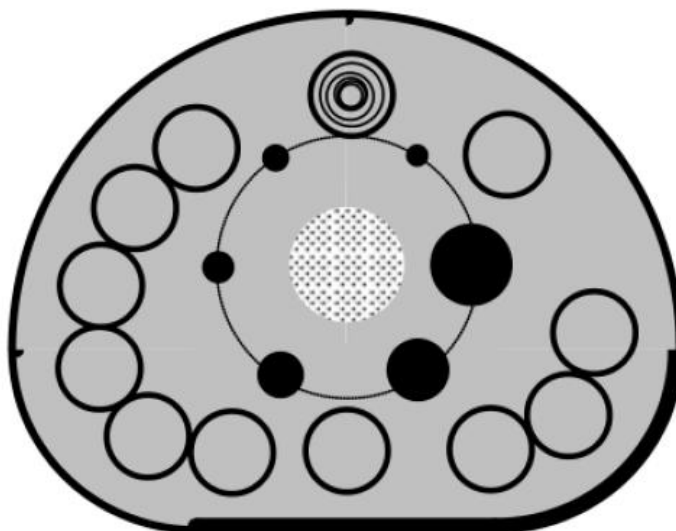


图 A.8 用于图像质量分析的本底感兴趣区的位置示例

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。

C.8 飞行时间分辨率

C.8.1 概述

系统的飞行时间 (TOF) 分辨率定义了符合事件中检测两个光子的到达时间差的不确定性。它表示重建过程中每个沿着响应线 (LOR) 每次湮灭点定位的位置不确定性。测量和分析方法基于Wang G-C et

al., 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。

C.8.2 目的

此程序的目的是体现TOF测量的精确性。TOF精确性由探测器响应的半高宽(FWHM)幅度表征。

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。

C.8.3 方法

TOF分辨率的测量是通过使用A.4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复合的TOF分辨率测量值,对于TOF测量中使用的每个符合事件的时间差值,根据模体的几何形状,用时间差的期望值进行校正。

应使A.4.3获取的带飞行时间信息的测试数据进行TOF分辨率测量。有关测试模体的说明参见A.4.3。

C.8.3.1 符号

t_1, t_2	符合事件的两个光子的到达时间, 以ps为单位
\vec{L}_1, \vec{L}_2	符合事件中两个光子的探测位置, 以mm为单位
\vec{u}	沿 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 方向的单位向量。
\vec{P}_1, \vec{P}_2	图像空间中线源两端点中心点坐标, 以mm为单位
\vec{v}	沿 \vec{P}_1 到 \vec{P}_2 方向的单位向量。
\vec{l}	LOR(由 \vec{u} 定义)与线源(由 \vec{v} 定义)最接近的点
c	光速(0.3mm/ps)
t	TOF直方图 $C_j(t, r)$ 中的累积时间差
r	TOF直方图 $C_j(t, r)$ 中LOR到线源的累积距离
Δr	直方图中 r 维度单元尺寸
$C_{L,t,j}, C_{R,t,j}$	以 $C_j(t, r)$ 为中心, 在40mm带宽内左侧和右侧各自的计数

注意: 所有位置坐标例如 \vec{L}_1 应定义在一个公共坐标系中。在集成成像系统中, 在PET探测器参考系中定义该坐标系可能相对方便(例如, 不调整用于PET对准坐标系和解剖学成像坐标系)。

图A.9给出了用于符合数据的处理和分析的几何构型。

C.8.3.2 放射性核素

应用放射性核素 ^{18}F 测量。放射性核素活度的用量应能足够到达A.4报告的NECR峰值。

C.8.3.3 放射源的分布

本测试的放射源分布见A.4.3.3。

C.8.3.4 数据收集

本测试的采集参数见A.4.3.4。

C.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65cm的断层扫描仪，仅应考虑中心65cm处的轴层。不对测量的探测器灵敏度变化，探头运动如散射，随机符合，死时间或衰减进行校正，A.8.3.5.1中重建图像用于线源定位时除外。

C.8.3.5.1 确认线源位置

图A.9提供了几何图形的图示，该几何图形定义了符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，需要知道线源的位置，以使其精度高于其位置公差。为此，第一帧动态采集重建的图像是在活度低于峰值NECR以下的那一帧，应使用除衰变校正外的所有可用校正来重建（此处可使用为A.6中的计数率校正精度性测试而重建的图像）。横断面象素尺寸不超过2.5mm，在PET坐标系中形成图像。线源的位置应采用质心法计算，在扫描仪的所有成像平面上确定，但在轴向视野末端的10mm以内的平面除外。应将这些质心位置拟合到一条直线，这条线与扫描仪的第一和最后一个轴向平面的交点定义为 \vec{P}_1 和 \vec{P}_2 的。表示沿 \vec{P}_1 到 \vec{P}_2 的方向的单位向量定义如下式

(A.33) :

$$\vec{v} = \frac{\vec{P}_2 - \vec{P}_1}{|\vec{P}_2 - \vec{P}_1|} \dots\dots\dots (A.33)$$

式中：

\vec{P}_1 、 \vec{P}_2 ——图像空间中线源两 endpoint 中心点坐标，以 mm 为单位；

\vec{v} ——沿 \vec{P}_1 到 \vec{P}_2 方向的单位向量。

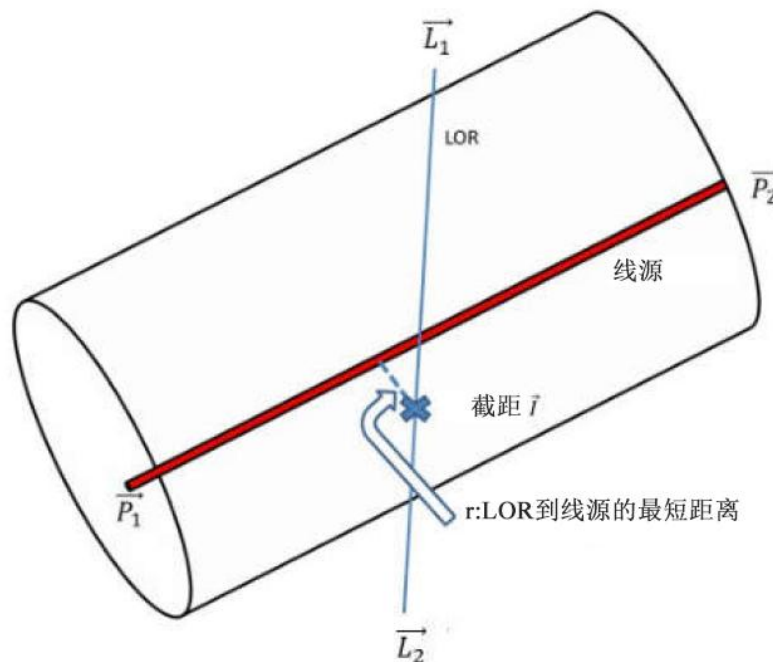


图 A.9 从线源到响应线距离的确定

LOR与线源的截距定义为LOR和线源最短距离时LOR上的点。

C.8.4 分析

对测试模体数据的每个时间帧执行以下分析，从在A.4中测量的计数率高于峰值NECR的最后一个帧开始，一直持续到获取至少500000个即时事件的所有帧。

C.8.4.1 二维直方图方程

对于数据集中的每个符合事件，定义 \vec{L}_1 和 \vec{L}_2 （以mm为单位）作为PET坐标系中符合光子的探测位置，如果图像重建中LOR数据代表几个不同晶体对的集合，则可 \vec{L}_1 和 \vec{L}_2 定义为PET坐标线中用于图像重建LOR沿线的两点。然后进行以下计算：

- a. 计算沿 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 的单位向量如下式(A.34)：

$$\vec{u} = \frac{\vec{L}_2 - \vec{L}_1}{|\vec{L}_2 - \vec{L}_1|} \dots\dots\dots (A.34)$$

式中：

\vec{L}_1 、 \vec{L}_2 ——符合事件中两个光子的探测位置，以 mm 单位；

\vec{u} ——沿 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 方向的单位向量。

- b. 计算LOR到线源的距离如下式(A.35)：

$$r = (\vec{L}_1 - \vec{P}_1) \cdot \frac{\vec{u} \times \vec{v}}{|\vec{u} \times \vec{v}|} \dots\dots\dots (A.35)$$

式中：

r——TOF 直方图 $C_j(t, r)$ 中 LOR 到线源的累积距离；

\vec{L}_1 ——符合事件中光子的探测位置，以 mm 单位；

\vec{P}_1 ——图像空间中线源端点中心点坐标，以 mm 为单位；

\vec{v} ——沿 \vec{P}_1 到 \vec{P}_2 方向的单位向量；

\vec{u} ——沿 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 方向的单位向量。

如果 $|r| > (20 + \Delta r)$ mm，其中 Δr 为直方图中r维度单元尺寸，此事件对计算时间分辨率所需的数据无贡献，不需要做进一步处理。增加 Δr 边界值是为随后在A.8.4.2中的随机和散射校正时确保在 $r = \pm 20$ mm处可以适当地插值。

- c. 计算LOR最接近线源的点如下式(A.36)：

$$\vec{I} = \vec{L}_1 + \frac{(\vec{L}_1 - \vec{P}_1) \cdot (\vec{u} - \vec{v}(\vec{u} \cdot \vec{v}))}{|\vec{u} \cdot \vec{v}|^2 - 1} \vec{u} \quad \dots\dots\dots (A.36)$$

式中：

\vec{I} ——LOR(由 \vec{u} 定义)与线源(由 \vec{v} 定义)最接近的点

\vec{L}_1 ——符合事件中光子探测的位置，以 mm 单位；

\vec{P}_1 ——图像空间中线源端点中心点坐标，以 mm 为单位；

\vec{v} ——沿 \vec{P}_1 到 \vec{P}_2 方向的单位向量；

\vec{u} ——沿 \vec{L}_1 到 \vec{L}_2 方向的单位向量。

d. 按照下式(A. 37) 计算时间误差(以ps为单位)，该时间误差为测量事件的TOF数据与基于线源到响应线最近的点得到的预期TOF之间的差值，

$$t = (t_1 - t_2) - \frac{|\vec{L}_1 - \vec{I}| - |\vec{L}_2 - \vec{I}|}{c} \quad \dots\dots\dots (A.37)$$

式中：

t——测得的 TOF 数据与预期的 TOF之间的差值；

t_1 、 t_2 ——符合事件的两个光子的到达时间，以ps为单位；

\vec{L}_1 、 \vec{L}_2 ——符合事件中两个光子的探测位置，以mm单位；

\vec{I} —— LOR(由 \vec{u} 定义)与线源(由 \vec{v} 定义)最接近的点；

C ——光速；

每个采集j的所有事件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。t和r的单元尺寸宜分别小于空间和时间分布预期FWHM的四分之一。对于 $|r| > (20 + \Delta r)$ mm或 $|t|$ 大于预期时间FWTM一半的数据则无需处理，因为这些数据在后续处理中不再需要。

C. 8. 4. 2 散射和随机去除

如A. 4. 4所述，真实事件仅会在距线源的径向距离小于20 mm的范围内发生，但会有散射和随机符合事件的本底超出此40mm宽度区域。为了从TOF偏移曲线中消除散射和随机性，应对每个采集j的每个时间单元 t执行以下操作：

- a) 确定在 $C_j(t, r)$ 中心的 40 mm 带宽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，见图 A. 3。
- b) 通过计算 40mm 带宽内所有径向单元贡献数据的总和，并对本底进行校正，形成一维时序直方图 $C_j(t)$ ，：

$$C_j(t) = \sum_r \left\{ C_j(t, r) - \left[\left(\frac{20-r}{40} \right) C_{L,t,j} + \left(\frac{r+20}{40} \right) C_{R,t,j} \right] \right\} \dots\dots\dots (A.38)$$

式中：

$C_j(t)$ ——一维时序直方图

$C_j(t, r)$ ——第 j 次采集形成的二维计数直方图。

$C_{L,t,j}$ 、 $C_{R,t,j}$ ——以 $C_j(t, r)$ 为中心，在 40 mm 带宽内左侧和右侧各自的计数。

C.8.4.3 FWHM分析

对于每次采集 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 应通过响应函数象素最大值一半处的相邻象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A.1是该过程的图形表示。

C.8.5 报告

应报告如下内容：

- a) TOF 分辨率 ($\text{FWHM}_{\text{TOF}}(j)$) (以 ps 为单位)，绘制作为 A.1.2 节中定义的平均有效放射性浓度 $a_{\text{ave}}(j)$ 的函数曲线，其中体积与圆柱模体的总体积 (22,000ml)。
- b) 平均有效放射性浓度为 5.3kBq/mL 时的 TOF 分辨率 (FWHM_{TOF}) (以 ps 为单位)，通过线性插值法根据位于高于和低于 5.3kBq/mL 的 $a_{\text{ave}}(j)$ 值确定。