

- [ 7 ] Slesak B, Harlozinska-Szmyrka A, Knast W, et al. Tissue polypeptide specific antigen(TPS), a marker for differentiation between pancreatic carcinoma and chronic pancreatitis. A comparative study with CA19-9[J]. *Cancer*, 2000, 89(1): 83-88.
- [ 8 ] Polito M, Minardi D, Recchioni A, et al. Serum markers for monitoring of prostatic carcinoma[J]. *Prostate*, 1997, 33(3): 208-216.
- [ 9 ] Suzuki S, Furukawa H, Tsuchiya A, et al. Clinical evaluation of serum tissue polypeptide specific antigen in patients with thyroid carcinoma[J]. *Thyroid*, 1999, 9(9): 921-925.

文章编号: 1001-098X(2003)05-0218-07

## PET 性能测量——2001 版 NEMA 标准

贺小红, 冯彦林

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

**关键词:** NEMA 标准; 正电子发射体层显像; 性能测量

中图分类号: R817.4-65 文献标识码: S

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

HE Xiao-hong, FENG Yan-lin

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

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

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

#### 1 定义、符号和参考出版物

##### 1.1 定义

**轴向 FOV(视野):** 平行于 PET 仪长轴的最大长度, 沿此轴产生横断图像。

**提示计数:** 通过 PET 标准符合窗采集到的符合事件, 包括: 真符合、散射和随机符合事件。

**正弦图:** 代表横断图像的二维投影空间。其中, 一维代表到中心的半径距离, 另一维代表投影角度。

**横向 FOV:** 垂直于 PET 内可成像范围的、最大直径的圆形区域。

**测试模型:** 每一种测量的模型构成均在该测量的描述中详细说明。

##### 1.2 标准符号

本标准出版物用符号表示某些量, 下标作为进一步详细说明的基本量的符号, 用下标串 xxx 表

收稿日期: 2003-08-08

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

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

审校者: 广州军区广州总医院信息科 李中华

示。所有用来表示某些独立变量的函数的量，以  $Q(x)$  方式表示。其中， $x$  代表相关章节中定义的变量。

这一部分只列出在本标准中多次使用的符号。而只在某一节中用到的符号，则在相关节中详细说明。

$C_{xxx}$ (计数): 符合事件的数量

- a)  $C_{ROI}$ —平面 ROI (感兴趣区) 内的事件数
- b)  $C_{TOT}$ —总的事件数
- c)  $C_m$ —最大事件数
- d)  $C_{res}$ —随机与散射事件数之和
- e)  $C_L$ —感兴趣投影区左侧边沿的事件数
- f)  $C_R$ —感兴趣投影区右侧边沿的事件数
- g)  $C_H$ —热区 ROI 内的事件数
- h)  $C_B$ —本底 ROI 内的事件数
- i)  $C_C$ —冷区 ROI 内的事件数

$A_{xxx}$  (放射性活性): 以 MBq 为单位的核衰变率。例如: 每秒一百万次衰变; mCi 为习惯单位, 1mCi 表示每秒三千七百万次衰变。

- a)  $A_0$ —在  $T_0$  的初始放射性活性
- b)  $A_{avej}$ —第  $j$  次采集的平均放射性活性
- c)  $A_{cal}$ —在时间  $T_{cal}$  内的放射性活性

一次采集开始时  $T_0$  的初始放射性活性, 要用在  $T_{cal}$  时, 由活度计或井型仪测得的活性  $A_{cal}$  根据以下公式来计算:

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

其中:  $T_{1/2}$  为放射性核素的半衰期。

根据以下公式, 用采集开始时的活性  $A_0$ 、 $T_{1/2}$  和  $T_{acq}$  (采集的持续时间) 来计算特定采集的平均放射性活性:

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

根据以下公式, 用由活度计或井型仪测得的活性  $A_{cal}$ 、由开始时间计算的核素衰变校正和第  $j$  次采集的  $T_j$  来计算放射性活性  $A_j$ :

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

$a_{xxx}$ (放射性活性浓度): 单位容积的核衰变率, 以 MBq/mL 为单位。例如: 每毫升每秒有一百万次衰变; mCi/mL 为习惯单位, 1mCi/mL 表示每毫升每秒有三千七百万次衰变。

a)  $a_{t,peak}$ —达到峰值真符合率时的放射性活性浓度

b)  $a_{eff}$ —固体圆柱体中线源的有效平均放射性活性浓度

c)  $a_H$ —热区球体内的放射性活性浓度

d)  $a_b$ —本底放射性活性浓度

e)  $a_{NECR,peak}$ —达到峰值 NECR(噪音等效计数率) 时的放射性活性浓度

一定量放射性活性在容积  $V$  内均匀分布的放射性活性浓度, 可用活性  $A_{xxx}$  来除以容积  $V$  的方法求得。公式如下:

$$a_{xxx} = \left(\frac{A_{xxx}}{V}\right)$$

平均放射性活性浓度由以下公式计算:

$$a_{ave} = \left(\frac{A_{ave}}{V}\right)$$

注意: 在计算有效放射性活性浓度  $a_{eff}$  时, 容积是指固体圆柱体的容积, 而非线源插件的容积。

$T_{1/2}$  (放射性核素半衰期): 一种放射性核素的核子数衰变到一半的时间间隔。例如: 核素  $^{18}F$ , 其半衰期是 6 588s(或 109.8 min, 或 1.830 h)。

$R_{xxx}$ (率): 符合事件率, 即每秒测得的符合事件数, 用符合事件数除以时间间隔  $T_{acq}$  表示:

- a)  $R_{ROI}$ —平面 ROI 内的事件率
- b)  $R_{TOT}$ —总的事件率
- c)  $R_{extr}$ —潜在的事件率(无计数丢失)
- d)  $R_t$ —真符合事件率
- e)  $R_s$ —散射事件率
- f)  $R_r$ —随机事件率
- g)  $R_{t,peak}$ — $R_t$  饱和时的真符合事件率
- h)  $R_{NEC}$ —NECR
- i)  $R_{NEC,peak}$ —峰值 NECR
- j)  $R_{CORR}$ —衰变校正后的计数率

$T_{xxx}$ (时间): 以秒为单位:

- a)  $T_{1/2}$ —一个半衰期的时间间隔
  - b)  $T_{acq}$ —一次采集的持续时间
  - c)  $T_j$ —采集  $j$  的开始时间
  - d)  $T_{cal}$ —井型仪的测量时间
  - e)  $T_{TE}$ —穿透和发射采集的总的时间间隔
- 容积( $V$ ): 以 mL 为单位的物理容积。

## 2 总论

## 2.1 目的

本标准出版物的目的在于详细说明评价 PET 性能的步骤。制造商可引用此标准化测量来详细说明其 PET 仪的性能水平。由于这些方法已为制造商所广泛接受,因此,用户可以对不同制造商的 PET 仪的性能进行比较。用户还可以用这些标准测量程序在仪器安装前后对 PET 进行验收测试。

## 2.2 适用范围

标准化委员会试图制定能适合于现行所有 PET 仪测量的方法,包括:多环、连续探头、时间飞行仪,以及其他具有符合显像能力的成像系统,也考虑到了可预期的将来发展的需要。

假定被评价的显像仪的横向 FOV 适合于做人体显像检查,除图像质量测试外,其他所有测试步骤都要求扫描仪具有至少 260mm 直径。除图像质量测试外,其他所有测试步骤的测试模型长为 70.0cm,适合对轴向 FOV 小于 65cm 的显像仪的所有层面进行测量。图像质量测试需要不同的测试模型,只能在直径至少为 350mm 的扫描仪上进行,同时还不能在某些脑部专用扫描仪上测试。必须注意,图像质量测试是模拟全身显像性能来设计的,因此不适合于脑部专用扫描仪。

本标准描述的测量方法主要针对全身肿瘤显像而设计,因此这些测量也许不能精确反映 PET 脑部显像的性能。本标准 1994 版的“散射因子和计数率性能的测量”作为附录收录于本版中,此二者能更好地评价 PET 脑部显像的性能。

## 2.3 测量的单位

所有 PET 性能测量报告均应采用 SI (国际标准)单位。mCi 等习惯单位只能作为标准规范附加说明中的辅助值进行报告。

## 2.4 一致性

除非进行特定的测量,否则所有测量应在不改变任何相关参数的情况下进行。这包括(但不限于这些):能量分辨窗(包括主峰——康普顿显像模式中多能窗的应用)、符合时间窗、脉冲总和、相关参数的重建算法、像素大小、层厚、轴向采样角度和轴向平均或平滑。如果仪器支持多种运行模式,应清楚地说明每一种运行模式的特定测量方法。

对于探头可移动的仪器,各探头的位置和运行的轨道应按制造商推荐的方法来设置,并在所

有采集中保持一致。这些动作包括(但不限于这些):探头之间的距离、围绕病人产生全环断层数据组的轨道、增加取样的运动(如探头晃动或检查床位移动)。

除非进行特定的测量,重建算法、与其有关的参数、矩阵和像素大小应按制造商推荐使用,并在所有 NEMA 体层性能测量中保持一致。

在进行二维体层图像重建前,大多数系统将原始数据重组成与各横断层相对应的平行投影矩阵。但随着半径距离的增加,这样会导致轴向采样角度依赖的定位误差,特别是在轴向。有些系统可以通过调节间隔铅栅来改变轴向采样角度,而另一些则通过软件来改变此角度。对于以三维方式采集和重建图像的系统,都假定被成像的容积可被导向为横断面,用作数据分析。

有些测量明确要求用单帧重组法将测定体积的数据恢复成横断正弦图。参见:Daube-Witherspoon ME and Muehlehner G, Treatment of axial data in three-dimensional PET, J Nucl Med, 1987, 28: 1717-1724.

对于所有其他的测量,应使用制造商推荐的测定体积的数据处理方法。

采样角度应为制造商所推荐,并在所有 NEMA 体层性能测量中保持一致。

必须详细说明这些测量中所使用的能窗。如果在主峰——康普顿显像模式中使用多能窗,也要详细说明。这些能窗应按制造商的推荐来设置,并在所有 NEMA 体层性能测量过程中保持一致。

每一种测量步骤都要说明放射源的放置方法,是悬挂在 FOV 中,还是使用其他的支撑方法?对于将放射源支撑起来的测量,放射源应当放置在检查床上。

除非特定测量中另有说明,允许模型在横向和轴向位置有 5mm 的名义公差。

## 2.5 等价性

所有测量所用核素为  $^{18}\text{F}$ 。对于某些测量,若用其他核素(如:  $^{68}\text{Ga}$ )来替代,由于正电子射程和活性校准等因素,可能导致明显不同的结果。为了质量保证或其他目的,如果制造商使用的测量方法不同于规定的方法,则制造商应证明规定的测量方法与其所用方法之间的可追溯性。

假定所使用的活度计或井型仪已用国家标准和

技术学会的参考源,或活性与之非常接近的源进行校正。

### 3 空间分辨率

#### 3.1 前言

系统空间分辨率是指仪器分辨图像重建后两个相邻点源的能力。通过对空气中的点源成像,并以非平滑滤波或 apodization 来重建图像的方法进行测量。尽管这不能代表有组织散射的真物体成像和由于采集到的计数有限而要求使用平滑重建滤波器的情况,但所测得的空间分辨率,为各种不同扫描仪提供最好的比较,说明仪器可以达到的最佳性能。

#### 3.2 目的

本测试的目的在于描述紧密相邻的几个放射源重建图像点扩展函数的宽度。扩展函数的宽度由 FWHM(半高全宽)和 FWTM(半高十分之一宽)两个值表示。

#### 3.3 方法

对所有系统在横断面的两个方向(径向和切向)测量空间分辨率。此外,还要测量轴向空间分辨率。

仪器的横向 FOV 和成像矩阵的大小决定了横断面上像素尺寸的大小。为了尽可能准确地测量实际能达到的点扩展函数的宽度,其 FWHM 应跨越至少 3 个像素,使像素的尺寸小于所有三维图像重建时所期望的 FWHM 的三分之一。并应说明这是空间分辨率测试的条件之一。

##### 3.3.1 符号

RES(分辨率)——点源重建图像尺寸的测量,空间分辨率定义为:点源响应的 FWHM 或 FWTM。

##### 3.3.2 放射性核素

本测试用核素应为 <sup>18</sup>F,其活性应控制在小于死时间丢失率超过 5%或随机符合率超过总计数的 5%的强度。

##### 3.3.3 放射源布置

测试源为置于毛细玻璃管内的、经浓缩的一小滴放射源。毛细管的内径为 1mm 或更小,外径小于 2mm。放射源在管内的长度也应小于 1mm。

沿平行断层长轴将源固定,并按以下 6 个位置来布置:

——在轴向方向,分别为沿断层平面的(1)轴

向 FOV 中心和 (2) 距离 FOV 中心四分之一轴向 FOV 处。

——在横断方向,(1)放射源应垂直置于距离中心 1cm 处(表示 FOV 中心,如此放置点源是避免在 FOV 正中心可能引起的任何不一致结果);(2) $x=0, y=10\text{cm}$ ;(3) $x=10\text{cm}, y=0$ 。

放射源的分布如图 3-1 所示。

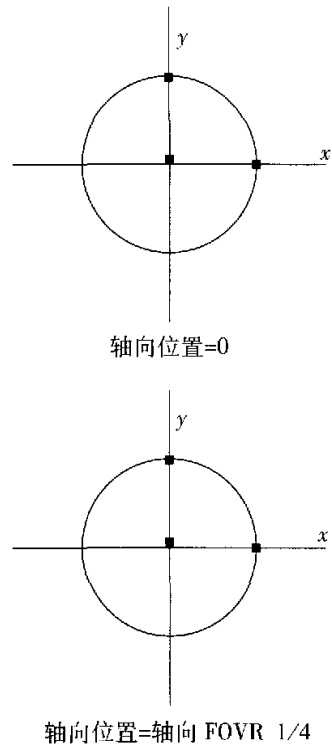


图 3-1 用于空间分辨率测量的放射源的位置

##### 3.3.4 数据采集

应在上述所确定的 6 个点源位置采集数据以备测量。每个响应函数最少应采集 100000 计数,也可以用多个源同时进行测量。其取样尺寸应该优于临床常用值。

##### 3.3.5 数据处理

所有空间分辨率数据均用非平滑滤波器或 apodization 进行滤波反投影重建。

#### 3.4 数据分析

点源响应函数的空间分辨率(FWHM 和 FWTM)要在三个方向上进行计算。分别沿三个相互垂直图像面绘出三条图像值的剖面曲线,剖面曲线是一维

响应函数，根据其峰值分布可计算出空间分辨率。

每个 FWHM (和 FWTM) 应在相邻像素响应函数半最大值 (和十分之一最大值) 处用线插值法求得 (如图 3-2)。在峰值点以及分别与之紧密相邻的左右两点用抛物线拟合法求出最大值。然后，将所求得值分别乘以像素尺寸转换为以 mm 为单位的距离。

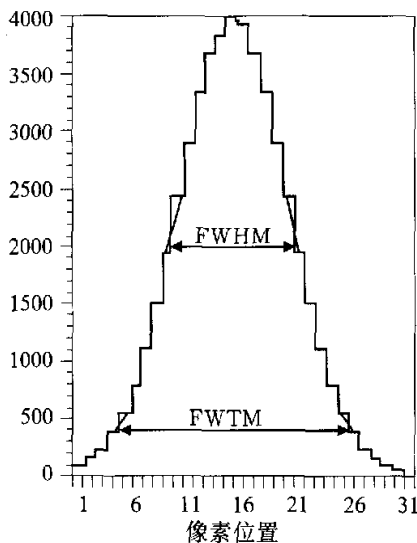


图 3-2 用插值法求得的典型 FWHM 和 FWTM 响应函数的图形

### 3.5 结果报告

应计算每个半径 (中心和 10cm) 的径向和切向分辨率 (FWHM 和 FWTM)，即平均两个轴向位置所测得的值，并将计算结果报告为系统分辨率。计算公式如表 3-1。

## 4 散射因子、计数丢失和随机符合测量

### 4.1 前言

正电子湮灭产生的  $\gamma$  射线散射导致了符合事件的错误定位。不同的仪器设计和工作方式，使得 PET 对散射射线具有不同的灵敏度。

计数丢失和随机率的测量表达了 PET 精确测量高活性放射源的能力。

NECR 的测量以下文为基础：

Strother SC, Casey ME and Hoffman EJ. Measuring PET Scanner Sensitivity: Relating Count-Rates to Image Signal-to-Noise Ratios Using Noise Equivalent Counts, IEEE Trans Nucl Sci, 1990, NS-37(2): 783-788.

### 4.2 目的

这一部分的首要目的是测量仪器对散射线的相对系统灵敏度。用 SF (散射因子) 来表示整个断层系统的散射。其次，在几种不同的放射源活性水平，测量系统死时间的影响和随机事件的发生情况。

真符合率等于总的符合率减去散射符合率和随

表 3-1 用于计算空间分辨率报告值的公式

说明		公式
半径 1cm 处		
横向	2 个 z 位置分别的平均 x 和 y (4 个值)	$RES = (RES_{x=z_0, y=1, z=z_{center}} + RES_{y=z_0, y=1, z=z_{center}} + RES_{x=z_0, y=1, z=1.4FRW} + RES_{y=z_0, y=1, z=1.4FRW})/4$
轴向	2 个 z 位置的平均 x 和 y (2 个值)	$RES = (RES_{x=z_0, y=1, z=z_{center}} + RES_{x=z_0, y=1, z=1.4FRW})/4$
半径 10cm 处		
横向半径	2 个 z 位置分别的平均 x 和 y (4 个值)	$RES = (RES_{x=z_{10}, y=1, z=z_{center}} + RES_{y=z_0, y=1, z=z_{center}} + RES_{x=z_{10}, y=1, z=1.4FRW} + RES_{y=z_0, y=1, z=1.4FRW})/4$
横向切线	2 个 z 位置分别的平均 x 和 y (4 个值)	$RES = (RES_{x=z_{10}, y=1, z=z_{center}} + RES_{y=z_0, y=1, z=z_{center}} + RES_{x=z_{10}, y=1, z=1.4FRW} + RES_{y=z_0, y=1, z=1.4FRW})/4$
轴向分辨率	2 个 z 位置分别的平均 x 和 y (4 个值)	$RES = (RES_{x=z_{10}, y=1, z=z_{center}} + RES_{y=z_0, y=1, z=z_{center}} + RES_{x=z_{10}, y=1, z=1.4FRW} + RES_{y=z_0, y=1, z=1.4FRW})/4$

表中，RES<sub>x</sub>、RES<sub>y</sub>、RES<sub>z</sub> 分别代表在 x、y 和 z 方向测得的空间分辨率)

机符合率。随机事件的估算方法包括作为随机测量部分的错误定位事件。此外,能峰漂移可能影响随机事件的测量结果,因为SF是事先假定为计数率函数的常数。

#### 4.3 方法

测试模型是一个比重为 $0.96 \pm 0.01$ 的聚乙烯正圆柱体,外径 $203\text{mm} \pm 3\text{mm}$  (8"),总长度 $700\text{mm} \pm 5\text{mm}$ 。在平行于圆柱体中轴、半径 $45\text{mm} \pm 1\text{mm}$ 处,钻一直径为 $6.4\text{mm} \pm 0.2\text{mm}$ 的孔。为便于制作和搬运,圆柱体可由几段构成,测试时再将其组合。但是,在设计 and 组合已制作好的模型时,必须确保相邻各段紧密接合,因为即使很小的缝隙都将导致狭窄的轴向无散射区。

测试模型的线源插件是一条聚乙烯管或用聚乙烯做外套的塑料管,长至少800mm,其内径 $3.2\text{mm} \pm 0.2\text{mm}$  (1/8"),外径 $4.8\text{mm} \pm 0.2\text{mm}$  (3/16")。管子中心的 $700\text{mm} \pm 5\text{mm}$ 段将注入已知活性量的液体,然后插入测试模型内直径为6.4mm的孔中。

开始测量时,将相对高活性的源置于PET的FOV中。待模型中的放射源衰变几个半衰期后,开始定时测量。伴随着放射源活性衰变,随机符合率与真符合率的比率会下降,最终低于1.0%。此外,伴随着活性衰变,系统处理符合事件的效率也会得到改善,直到计数丢失可以有效地忽略不计。因此,只要等待足够长的时间,所测得的符合计数率将有效地去除随机事件和系统处理造成的计数丢失的干扰。将此真符合率外推至较高活性水平,并将其与所测得的计数率进行比较,就可以估算出系统处于较高活性水平时的计数丢失。本技术的精确度高度依赖于在低活性水平时采集足够的计数统计。这可能要求在较低计数率状态下重复测量。

##### 4.3.1 符号

SF——在扫描仪FOV给定的ROI中,散射符合事件与散射及真符合事件之和的比率。

##### 4.3.2 放射性核素

本测试所用放射性核素应为 $^{18}\text{F}$ 。放射性活性量应满足以下两个比率的测量要求:

- a)  $R_{\text{cp,peak}}$  —峰值真符合计数率
- b)  $R_{\text{NW,peak}}$  —峰值NECR

制造商应提供上述测量所需初始活性的推荐量。

模型内的初始活性,由经过校正的活度计测量注射器内的活性在注入模型前后的活性差来确定。

##### 4.3.3 放射源布置

测试模型线源插件的中心 $700\text{mm} \pm 5\text{mm}$ 段,应灌入与水充分混和的已知活性浓度的溶液,并将两端密封。然后将线源插入测试模型的孔中,并使线源的活性区与70cm长的模型两端相一致。将带线源的模型置于由制造商提供的标准检查床上,并使线源的一侧贴近检查床(如图4-1)。模型应位于横向和轴向FOV 5mm以内的中心处。

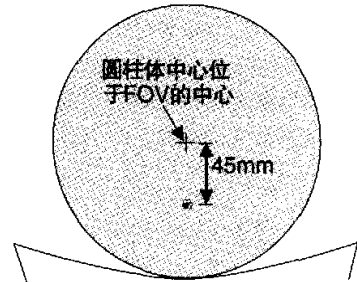


图4-1 模型放置示意图

##### 4.3.4 数据采集

以小于半个放射性核素 $T_{1/2}$ 的间隔时间来采集数据,直到真符合事件丢失低于1.0%,以及随机符合率低于真符合率的1.0%。每一次采集持续的时间( $T_{\text{acq},j}$ )应小于 $T_{1/2}$ 的1/4。采集方式必须是全环断层采集,因此,旋转型扫描仪必须旋转,从而为每一次采集提供完全、均匀的角度取样。对于旋转型扫描仪,采集时间 $T_{\text{acq}}$ 应包括探头旋转所需的时间。

对于精确估算系统死时间计数丢失,必须在计数丢失率和随机符合率两者均低于真符合率1.0%的情况下,采集到足够的计数。每一次采集至少达到500 000计数。另一个重要问题是,围绕峰值计数率应进行足够频次的测量,以精确确定峰值计数率。因此,制造商应该在仪器说明书中提供初始放射性活性、采集次数和采集持续时间等参数。

##### 4.3.5 数据处理

轴向FOV小于或等于65cm的扫描仪,应生成*i*层每一次采集*j*的正弦图。轴向FOV大于65cm的扫描仪,只生成中心65cm各层的每一次采集的正弦图。不作探头灵敏度变化和探头运动

(如：晃动)校正,但数据处理应加入随机、散射、死时间或衰减校正。不做实时随机符合相减运算。

正弦图必须包含未经校正的总计数,例如:正弦图必须包含真符合、随机符合和散射计数。此外,具有直接测量随机符合率功能的扫描仪,不能用这些测量方法来估算随机计数率。将间接正弦图分解成每一层的单个正弦图(通过单层重组),同时将计数转换为正弦图。

4.4 数据分析

在采集*j*的每一个正弦图*i*中,远离模型中心12cm的所有像素的计数均应设为0。对于正弦图内的每一个投影角度*α*,线源响应的中心位置应通过搜寻最大值像素的方法来确定。每个投影依次进行,最终使得最大值像素与正弦图的中心像素

相一致。如此以后,生成一幅叠加的投影图,使叠加投影图的每一个像素的值,等于与叠加投影图中的像素具有相同径向偏移量的每一个投影角度像素的总和:

$$C(r)_{ij} = \sum_{\alpha} C(r-r_{\max}(\varphi), \varphi)_{ij}$$

- 其中: a) *r* 是投影图的像素数,
- b)  $\varphi$  是正弦图中的投影数(如:正弦波行数),
- c)  $r_{\max}(\varphi)$  是投影  $\varphi$  中最大值像素的位置。

计数  $C_{Lij}$  和  $C_{Rij}$ , 即位于正弦图中心 40mm 宽区域的边沿的左、右侧像素强度,应通过叠加投影图求得(如图 4-2)。用线插值法在距离投影的中心像素  $\pm 20\text{mm}$  处搜寻像素强度。用 40mm 宽区域以内的像素总数乘以像素强度  $C_{Lij}$  和  $C_{Rij}$  的平均

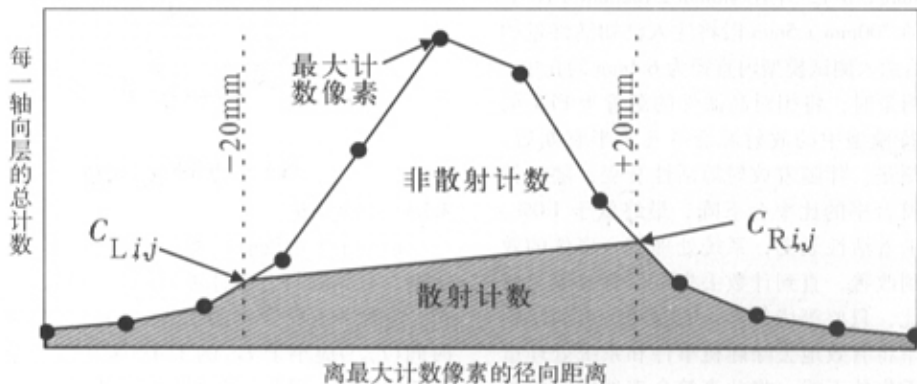


图 4-2 40mm 宽区域内、外本底计数积分图

值,包括小数值。然后,将乘积加入此区域以外像素的计数,从而产生采集*j*的*i*层的随机与散射计数之和  $C_{rsij}$ 。

总计数  $C_{TOTij}$  是采集*j*的*i*层的叠加投影图中所有像素的计数之和。每一次采集*j*的平均活性  $A_{avej}$  也要计算(参见 1.2 节)。

4.4.1 SF

利用计数丢失率和随机符合率低于真符合率 1.0% 时,整个序列最后的采集*j'*来确定 SF。对于这些采集,都是假定  $C_{rsij'}$  中仅包含散射计数,而随机计数可忽略不计;与此类似,  $C_{TOTij'}$  仅包含真

符合和散射计数。

每一层的 SF<sub>*i*</sub> 通过叠加所有低活性采集来计算,公式如下:

$$SF_i = \frac{\sum C_{rsij'}}$$

系统 SF 由所有 SF<sub>*i*</sub> 值加权平均求得,公式如下:

$$SF = \frac{\sum_i \sum_j C_{rsij'}}{\sum_i \sum_j C_{TOTij'}}$$

(未完待续)