



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 1878—2023

正电子发射断层成像装置数字化技术要求

Technical requirements for digitization of positron emission tomography device

2023-01-13 发布

2024-07-15 实施



国家药品监督管理局 发布

目 次

前言 I

1 范围 1

2 规范性引用文件 1

3 术语和定义 1

4 概述 1

5 测试项目和试验方法 2

 5.1 概述 2

 5.2 能量分辨率 2

 5.3 飞行时间分辨率 2

 5.4 SUV 准确性 5

附录 A（资料性） 部分项目测试方法 8

参考文献 14

图 1 飞行时间分辨率模体的放置 3

图 2 响应线与线源的最短间距示意 4

图 A.1 水模结构示意图 9

图 A.2 水模内小球位置示意图 9

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。

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标准化分技术委员会(SAC/TC 10/SC 3)归口。

本文件起草单位：北京市医疗器械检验研究院、国家药品监督管理局医疗器械技术审评中心、湖北锐世数字医学影像科技有限公司、上海联影医疗科技股份有限公司、华中科技大学、苏州瑞派宁科技有限公司。

本文件主要起草人：冯健、谷晓芳、刘迪、李炳轩、刘士涛、肖鹏、陈昕、张博。

正电子发射断层成像装置数字化技术要求

1 范围

本文件规定了正电子发射断层成像装置(以下简称 PET)数字化技术要求。

本文件适用于采用数字化技术的正电子发射断层成像装置(以下简称数字 PET)。

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。

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

GB/T 18988.1—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

3 术语和定义

GB/T 17857—1999 和 GB/T 18988.1—2013 界定的术语和定义适用于本文件。

4 概述

本文件中提及的数字化可描述为将连续模拟量通过采样、量化、编码及必要的辅助运算方式转换为离散数字量的过程。数字 PET 可描述为在进行符合之前,单事件的能量信息、时间信息以及位置信息,都是以数字编码的方式存储和处理的 PET。

PET 数字化技术是以数字化的信号处理硬件为手段,以实现闪烁脉冲的精确采样为目的,而发展的一系列技术。它可能带来更低的功耗、更稳定和优越的性能、更强的可扩展性与适应性。

PET 数字化技术体现为有信号采样的过程,能够将原始模拟信号转换成数字信号并输出。根据采样电路中原始模拟信号转换为数字信号的阶段,将 PET 信号数字化分为以下两个标志性环节:电信号产生环节(光电转换后直接数字化),单事件信号传输环节(事件符合前)。PET 信号数字化技术要求至少满足以下内容之一:

a) 单事件信号传输环节数字化

采用模拟电路对光电转换之后的电脉冲进行一定处理之后,再将单事件(位置、时间、能量等)信息转换成数字化信号并输出。

b) 电信号产生环节数字化

将光电转换器件输出的信号直接数字化,不再进行模拟信号处理。有以下4种技术方案:

- 对模拟光电器件输出的电脉冲直接数字化,获取单事件的位置、时间、能量信息;
- 对模拟光电器件输出的电脉冲进行数字化采样,获取单事件的原始脉冲波形;
- 数字光电器件直接输出数字化的单事件位置、时间、能量信息;
- 采用数字光电器件获取数字化的单事件原始脉冲波形。

5 测试项目和试验方法

5.1 概述

对所有测量,断层成像装置应在其临床成像相同设置下进行。需保持一致的参数,包括时间窗、能量窗、感兴趣区域活度浓度、单床位采集时间、床位重叠比例。如需要重建,则还需要在相同对比度、重建方法、迭代次数、子集数量、像素大小等条件下完成数据采集和图像重建。如果试验不能按照本文件的规定准确完成,则偏差理由和完成试验的确切条件应清楚指明。

除以下项目外,数字 PET 性能测试项目和试验方法见 GB/T 18988.1—2013。

临床情况下的分辨能力测试,如需测试,方法见 A.1。

5.2 能量分辨率

使用制造商规定的试验方法,或者使用 A.2 的试验方法。

5.3 飞行时间分辨率

5.3.1 概述

飞行时间(time of flight, TOF)分辨率表征探测系统探测光子对到达探测器时间差的不确定性。数字 PET 能够对闪烁脉冲到达时间进行更精确地采样与传输,采用数字化元件和电路能够有效提高系统测量飞行时间准确性,因此,飞行时间分辨率应作为数字 PET 的一个重点关注的特性。

5.3.2 方法

5.3.2.1 符号

$FWHM_{TOF(j)}$:在不同放射性核素活度浓度下,第 j 次数据采集得到的时间分辨率。

$FWHM_{TOF}$:在 5.3 kBq/mL 放射性核素活度浓度下,得到的时间分辨率。

5.3.2.2 模体

采用 GB/T 18988.1—2013 中用于测量散射分数的模体(见图 1)。用于测量的模体为实心正圆柱体,由密度为 $0.96 \text{ g/cm}^3 \pm 0.1 \text{ g/cm}^3$ 的聚乙烯实心圆柱体及一条线源组成。该圆柱体的外径为 $203 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$,全长为 $700 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$ 。在径向距离 $45 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ 处钻一个与圆柱中心轴平行的孔,直径为 $6.4 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ 。

插入测试模体中的线源是至少长 800 mm 、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 $700 \text{ mm} \pm 10 \text{ mm}$ 段充满已知量的活性物质,且该管通过模体中 6.4 mm 的孔。

采集时该线源穿入模体的孔中,该线源充满 ^{18}F 溶液。散射模体放置在探测器中,探测器环的轴与散射模体中心轴重合。

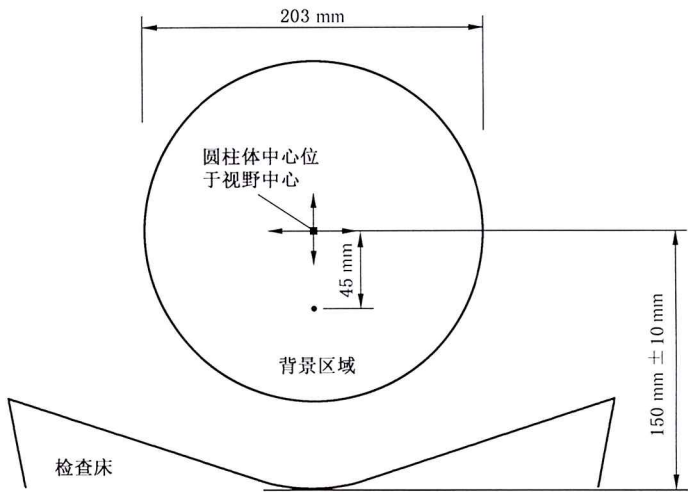


图 1 飞行时间分辨率模体的放置

5.3.2.3 放射性核素

测量应用放射性核素¹⁸F。其活度足够高,使采集的 NECR 曲线中包含峰值。数字 PET 制造商应提供初始放射性活度的推荐值。模体的初始活度由经过校准后的活度计所测得的注入模体中的放射性物质的活度值确定。

5.3.2.4 放射源放置

插入模体中的 700 mm±10 mm 线源充满水,并充分混合测量后的一定量的放射性物质,将两端密封。线源插入模体的孔中,使得放射性活度的区域与模体的 70 cm 长度吻合。装有线源的模体放置于制造商提供的标准检查床上,旋转模体使得线源最接近检查床(见图 1)。模体中心位于设备横向和轴向视野的中心,误差不超过 5 mm。

5.3.2.5 数据采集

将线源穿入散射模体,开始采集,设置系统间隔一定时间采集一次,间隔时间应小于放射性核素半衰期的二分之一,每次的采集时长 $T_{acq,i}$ 应小于核素的 1/4 半衰期。采集直到真符合计数丢失小于 1% 或随机符合与真符合的比率小于 1%。

每次采集至少 500 k 符合事件计数。在计数率峰值附近,采集的次数应足够多,保证峰值计数率的精确确定。使用制造商推荐的数字 PET 采集方案,包括初始活度、采集时间、采集持续时间。

5.3.3 数据处理

5.3.3.1 计算与分析

被测符合响应线(line of response, LOR)与模体的空间位置关系见图 2。

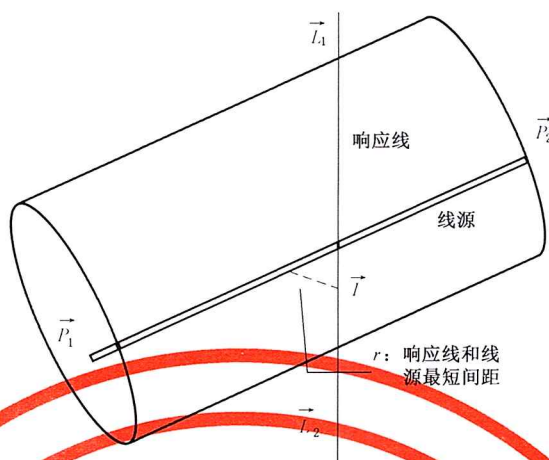


图2 响应线与线源的最短间距示意

表示线源方向的单位向量用式(1)计算:

$$\vec{v} = \frac{\vec{P}_2 - \vec{P}_1}{|\vec{P}_2 - \vec{P}_1|} \quad (1)$$

式中:

$\vec{P}_1, \vec{P}_2$ ——线源两端点中心点坐标,单位为毫米(mm);

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

表示 LOR 方向的单位向量用式(2)计算:

$$\vec{u} = \frac{\vec{L}_2 - \vec{L}_1}{|\vec{L}_2 - \vec{L}_1|} \quad (2)$$

式中:

$\vec{L}_1, \vec{L}_2$ ——响应线两端点坐标,单位为毫米(mm);

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

LOR 和线源的间距用式(3)计算:

$$r = (\vec{L}_1 - \vec{P}_1) \cdot \frac{\vec{u} \times \vec{v}}{|\vec{u} \times \vec{v}|} \quad (3)$$

式中:

r ——响应线到线源的最短间距。

LOR 上距离线源间距最近的点用式(4)计算:

$$\vec{I} = \vec{L}_1 + \frac{(\vec{L}_1 - \vec{P}_1) \cdot [\vec{u} - \vec{v}(\vec{u} \cdot \vec{v})]}{|\vec{u} \cdot \vec{v}|^2 - 1} \cdot \vec{u} \quad (4)$$

式中:

$\vec{I}$ ——响应线上距离线源间距最近的点。

测量 TOF 与期望 TOF 的时间偏差用式(5)计算:

$$t = (t_1 - t_2) - \frac{|\vec{L}_1 - \vec{I}| - |\vec{L}_2 - \vec{I}|}{c} \quad (5)$$

式中:

t_1, t_2 ——一对符合事件中两个光子各自到达时间,单位为皮秒(ps);

c ——光速。

减去随机符合计数与散射符合计数后的一维时间直方图用式(6)计算:

$$C_j(t) = \sum_r \left\{ C_j(t, r) - \left[\left(\frac{20-r}{40} \right) C_{L,t,j} + \left(\frac{r+20}{40} \right) C_{R,t,j} \right] \right\} \dots\dots\dots (6)$$

式中:

$C_j(t, r)$ ——第 j 次采集形成的 2 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。

5.3.3.2 半高全宽

根据 5.3.3.1 中获得的 1 维时间直方图 $C_j(t)$, 计算直方图半高全宽作为飞行时间分辨率。

5.3.4 报告

- a) 应将时间分辨率 $[FWHM_{TOF(j)}]$ (单位 ps) 以每次采集的模体平均活度浓度为横轴绘制在图表上, 模体体积按照圆柱假体体积计算 (22 000 mL);
- b) 应报告活度浓度在 5.3 kBq/mL 时的时间分辨率 ($FWHM_{TOF}$) (单位 ps)。

5.4 SUV 准确性

5.4.1 概述

本测试方法不涉及同样会影响标准摄取值 (standard uptake value, SUV) 准确度的注射显像剂误差及全身体重误差, 只考虑 PET 系统本身所带来的误差, 并通过 PET 图像中的放射性浓度的准确度来表示。

5.4.2 目的

评价在临床典型成像条件下, PET 系统与 SUV 相关的定量准确度。

5.4.3 方法

5.4.3.1 模型

使用 GB/T 18988.1—2013 中 NB.7 的图像质量测试模型。

5.4.3.2 符号

A : PET 模型图像中感兴趣区 (region of interest, ROI) 中的放射性浓度。

A_B : 背景区中的放射性浓度。

A_H : 灶区中的放射性浓度。

α : PET 模型中灌注显像剂的放射性浓度。

ΔA : A 的相对误差。

5.4.3.3 放射性核素

按 GB/T 18988.1—2013 中 NB.7 规定的方法进行。

5.4.3.4 放射源的分布

按 GB/T 18988.1—2013 中 NB.7 规定的方法进行。

5.4.3.5 数据采集

按 GB/T 18988.1—2013 中 NB.7 规定的方法进行。

5.4.3.6 数据处理

按 GB/T 18988.1—2013 中 NB.7 规定的方法进行。

5.4.4 数据分析

5.4.4.1 低活度(背景)区的 SUV 准确度

在以小球为中心的片层上的本底区域,距离模体边缘 15 mm 以上的范围内,勾画 12 个直径为 22 mm 的圆形 ROI,这些圆形 ROI 距离任何球体的距离应大于 15 mm。在中心层两侧±1 cm 和±2 cm 处的其他片层上,也需画出 ROI,因此背景 ROI 共 60 个,每层 12 个,共 5 层。记录各 ROI 中的 A_B 平均值。SUV 准确度见式(7):

$$\Delta A_B = \left[\sum_{k=1}^n (A_{B,k} - a_B)^2 / (n-1) \right]^{1/2} / a_B \times 100\%, k=1,2,3,\dots,n \dots\dots\dots (7)$$

式中:

ΔA_B ——低活度(背景)区的 SUV 准确度;

$A_{B,k}$ ——第 k 个背景 ROI 内的放射性浓度;

a_B ——背景区中灌注的放射性浓度;

n ——背景 ROI 的个数。

5.4.4.2 高活度(热区)区的 SUV 准确度

在以小球为中心的片层区域中,在 37 mm 热球中,勾画与此球体同心的、直径为 22 mm 的球形感兴趣体积(volume of interest, VOI),记录 VOI 中的 A_H 值。SUV 准确度见式(8):

$$\Delta A_H = (A_H - a_H) / a_H \times 100\% \dots\dots\dots (8)$$

式中:

ΔA_H ——高活度(热区)区的 SUV 准确度;

a_H ——高活度(热区)区中灌注的放射性浓度。

5.4.4.3 临床 SUV 值

临床 SUV 计算见式(9):

$$SUV = A / (D_{in} / W) \dots\dots\dots (9)$$

式中:

D_{in} ——注射活度;

W ——患者体重。

PET 图像上某 ROI 的标准摄取值 SUV_{ROI} 计算见式(10):

$$SUV_{ROI} = A_{ROI} / (D_{in} / W) \dots\dots\dots (10)$$

式中:

A_{ROI} ——在 ROI 内的平均放射性浓度。

该 ROI 真实标准摄取值 SUV_{true} 计算见式(11):

$$SUV_{true} = A_{true} / (D_{in} / W) \dots\dots\dots (11)$$

式中:

A_{true} ——在 ROI 内的真实放射性浓度。

SUV 的准确度用图像上 SUV 与真实的 SUV 间的相对误差计算,见式(12):

$$\Delta SUV = \left[\sum_{k=1}^n (SUV_{ROI} - SUV_{true})^2 / (n-1) \right]^{1/2} / SUV_{true} \times 100\%, k=1,2,3,\dots,n \dots\dots\dots (12)$$

式中：

ΔSUV ——临床测量 ROI 准确度；

n ——选取 ROI 的个数。

当不考虑注射显像剂活度误差及全身体重误差条件下的 ΔSUV 计算见式(13)：

$$\Delta\text{SUV} = \left[\sum_{k=1}^n (A_{\text{ROI}}/(D_{\text{in}}/W) - A_{\text{true}}/(D_{\text{in}}/W))^2 / (n-1) \right]^{1/2} / [A_{\text{true}}/(D_{\text{in}}/W)] \quad \cdots (13)$$

因此,可以用 PET 图像中的放射性浓度的准确度来表示 SUV 的准确度,计算背景 ROI 的 SUV 准确性见式(14)：

$$\Delta\text{SUV} = \Delta A_{\text{B}} \quad \cdots (14)$$

计算热区 ROI 的 SUV 准确性见式(15)：

$$\Delta\text{SUV} = \Delta A_{\text{H}} \quad \cdots (15)$$

5.4.5 结果报告

应报告以下内容：

- 模型灌注:数据采集起始时刻的背景区和热区中的放射性浓度以及模型中的总活度；
- 采集参数:PET 轴向视野、模型轴向长度、单床位采集时间；
- 重建参数:图像矩阵大小、像素大小、层厚、重建算法、滤波、或者其他的平滑；
- SUV 准确度: ΔA_{B} , ΔA_{H} 。

附 录 A
(资料性)
部分项目测试方法

A.1 临床情况下的分辨能力测试

A.1.1 概述

由于实际成像时,高摄取病灶组织往往浸润在具有背景辐射的环境中,所以本测试用来评价 PET 系统对于实际病灶的分辨能力。宜用病灶的对比度恢复系数来描述实际病灶的分辨能力。

A.1.2 方法

采用人体躯干水模来模拟实际 PET 成像场景,通过测量模体中热区的对比度恢复系数来作为 PET 系统对实际病灶的分辨能力。

A.1.2.1 符号

CRC_j :第 j 个小球的对比度恢复系数。

$C_{H,j}$:图像中球体 j 上 ROI 内平均计数。

$C_{B,j}$:图像中球体 j 本底 ROI 上计数的平均值。

α_H :热球体内放射性活度浓度。

α_B :本底放射性活度浓度。

A.1.2.2 放射性核素

测量应使用放射性核素¹⁸F。

A.1.2.3 模体

将放射源注入模拟人体躯干结构的水模,该水模长宽高分别为 40 cm、34 cm、18 cm,其中背景部分具有两种密度,模拟肺部的区域密度为 0.5 g/cm³,其他区域填充水用以模拟人体其他组织,见图 A.1 和图 A.2。在水模中,具有不同尺寸的小球用以模拟不同大小的病灶,详细尺寸见表 A.1。其中编号为 1~7 的小球位于模拟人体其他组织的背景中,编号为 8~12 的小球位于模拟肺部组织的背景中,详细尺寸见表 A.2。

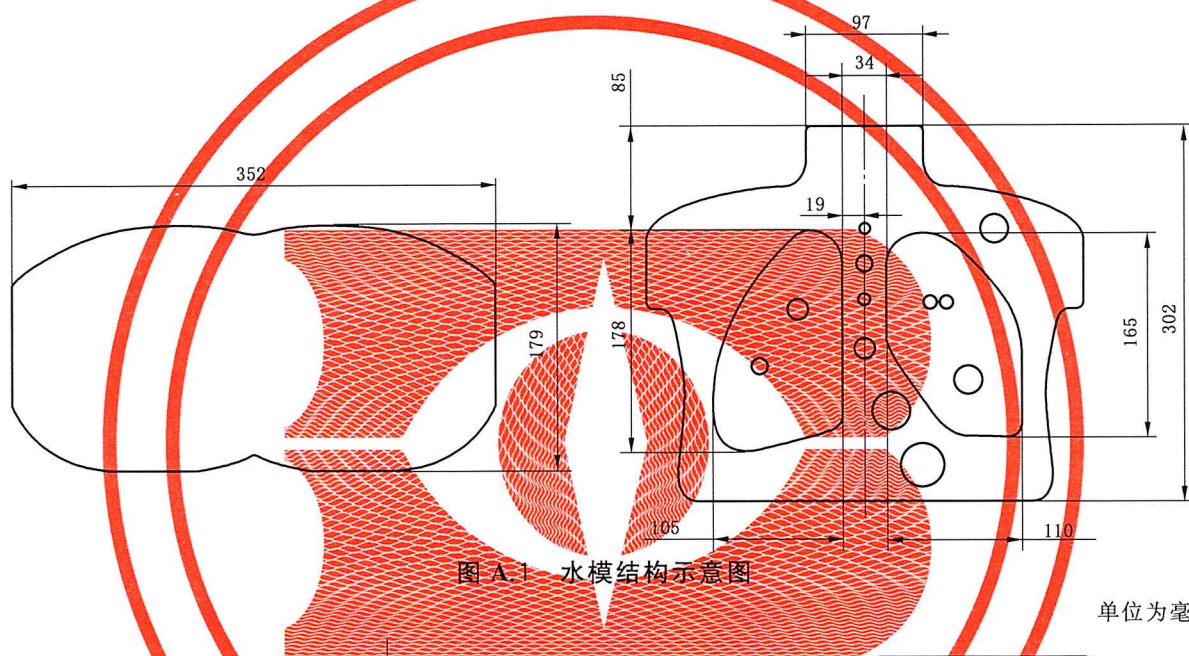
表 A.1 人体躯干水模热源列表

编号	热区直径/mm	热区:背景对比度
1	37	4 : 1
2	28	4 : 1
3	22	4 : 1
4	17	4 : 1
5	13	4 : 1
6	10	4 : 1

表 A.1 人体躯干水模热源列表 (续)

编号	热区直径/mm	热区:背景对比度
7	7	4 : 1
8	22	4 : 1
9	17	4 : 1
10	13	4 : 1
11	10	4 : 1
12	10	4 : 1

单位为毫米



单位为毫米

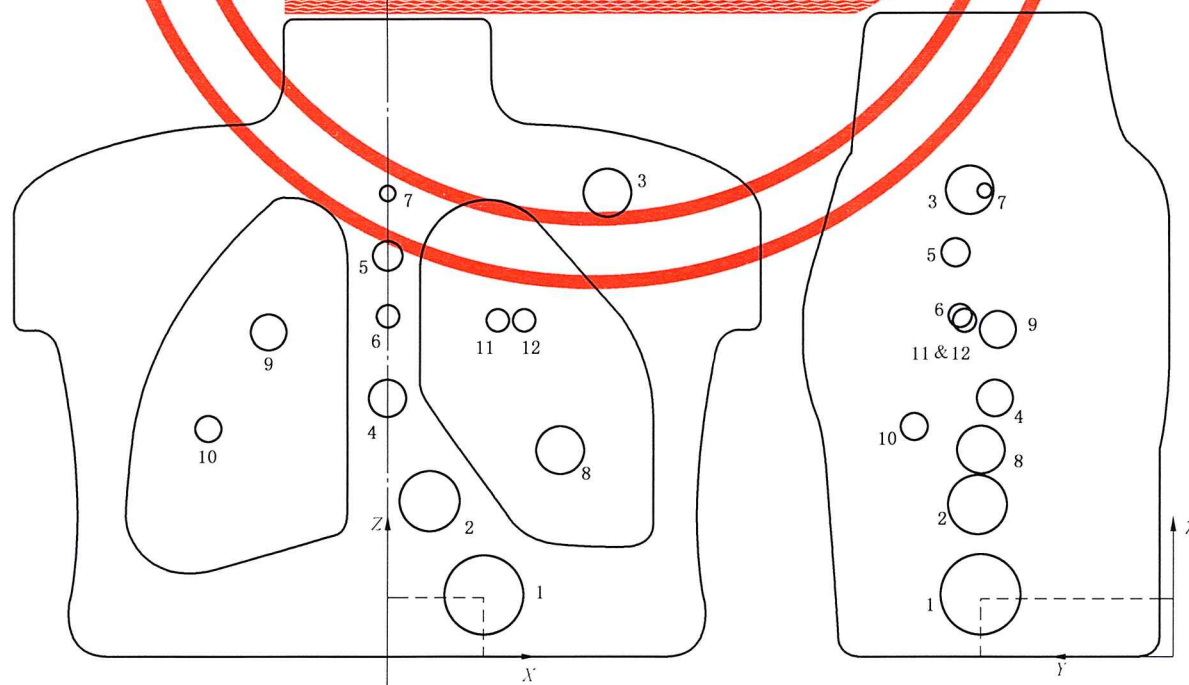


表 A.2 水模内小球位置坐标

小球序号	X 轴	Y 轴	Z 轴
1	45	90	29
2	20	91	73
3	104	94	219
4	0	83	122
5	0	101	190
6	0	99	161
7	0	87	219
8	82	89	98
9	—56	81	154
10	—86	120	109
11	52	97	159
12	64	97	159

A.1.2.4 放射源

PET 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 μ Ci/mL),误差在 $\pm 5\%$ 以内。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。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。热区中应填充放射性活度与本底之比为 4:1 的放射性物质。水模的背景区域的体积约 9 500 mL,所有小球的总体积约 60 mL,在扫描开始前,可以分别准备两份体积为 10 L 和 1 L 的水,分别注入 2.5 mCi 和 1 mCi 的 F18 药物,并记录注射和残余的时间,充分混合均匀后可以控制其活度浓度比例为 4:1,将模体向上躺平放置,使用 30 mL 的注射器从 1 L 的混合溶液中抽取约 25 mL 放射性溶液,向水模注射口左边的注入口注入药物,缓慢注入(约每 5 s 2 mL)确保无气泡,注入完成后封紧注入口,另外用 60 mL 注射器从 1 L 的混合溶液中抽取约 45 mL 放射性溶液,向水模注射口右边的注入口注入药物,缓慢注入确保无气泡,注入完成后封紧注入口。

封紧小球注入口后,将水模竖立放置在底座上,从背景注入口注入 9 500 mL 背景活度浓度的溶液。如果没有足够大的容器准备 10 L 清水,则可以先注入 9 500 mL 清水,再从模体抽出 10 mL 清水后注入 2.4 mCi 溶液,拧紧后摇晃,混合均匀。

A.1.2.5 数据采集

水模准备完成后,静置 10 min~20 min 以确保药物混合均匀后,将水模置于检查床上,按照临床典型协议进行数据采集。背景活度浓度衰变到 5.3 kBq/mL($\pm 5\%$)时,开始 PET 数据采集。PET 采集时,尽量将水模中心与 PET 中心重合确保扫描覆盖整个模体,或者按照制造商推荐的位置摆放模体。

A.1.2.6 数据处理

对采集的数据采用厂家推荐的方法进行重建。如果图像由多个床位采集的数据组成,则需将图像拼接后再进行数据分析。

A.1.3 分析

在图像冠状面划取 ROI。对于每个热区 j 寻找其在冠状面上面积最大层,在该层划取热区 j 的 ROI。在模体背景均匀区域划取与热区大小相同的背景 ROI,每个热区的背景 ROI 中心层与该热区 ROI 取在同一层。接近中间层两侧 $\pm 1\text{ cm}$ 与 $\pm 2\text{ cm}$ 处的其他层上也应该画出背景 ROI。对于每个热区,每层需画取 12 个背景 ROI,总共 60 个背景 ROI。

按照式(A.1)计算每个小球的百分对比度 CRC_j :

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

式中:

- CRC_j ——第 j 个小球的对比度恢复系数;
- $C_{H,j}$ ——图像中球体 j 上 ROI 内平均计数;
- $C_{B,j}$ ——图像中球体 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。

A.1.4 报告

模型灌注:数据采集起始时刻的背景区和热区中的放射性浓度以及模型中的总活度;
采集参数:PET 轴向视野、模型轴向长度、单床位采集时间;
重建参数:图像矩阵大小、像素大小、层厚、重建算法、滤波,或者其他的平滑;
应根据式(A.1)计算每一个热区的对比度恢复系数,见表 A.3。
所观测的各个小球位置应逐个报告。

表 A.3 热源小球的对比度恢复系数

编号	小球直径/mm	CRC
1	37	
2	28	
3	22	
4	17	
5	13	
6	10	
7	7	
8	22	
9	17	
10	13	
11	10	
12	10	

A.2 能量分辨率测试方法

A.2.1 概述

PET 系统的能量分辨率是 PET 性能的重要指标,它决定了 PET 能窗大小和排除散射事件的能力。能量分辨的本质是射线探测过程中的一系列涨落:能量沉积与退激的光子发射、光子收集、光电转化、电子倍增、电路噪声等引起的信号幅度起伏。

PET 系统的能量分辨率取决于探头中所有小晶体探测单元的能量分辨率。本方法采用对每个小晶体探测单元的能量分辨率进行独立测量,再取所有小晶体探测单元能量分辨率的平均值,作为 PET 系统的能量分辨率。

PET 的能量分辨率用 511 keV 的能谱峰的半高宽(FWHM)与 511 keV 能谱峰值的百分比来表示。

A.2.2 目的

评价 PET 系统的能量分辨本领。

A.2.3 方法

A.2.3.1 符号

E :能量分辨率, $E = \text{FWHM}/e \times 100\%$ 。

E_k :第 k 个小晶体探测单元的能量分辨率, $k = 1, 2, 3, \dots, n$,小晶体总数。

E_{sys} :PET 系统的能量分辨率。

A.2.3.2 放射源

^{18}F 线源:使用 GB/T 18988.1—2013 中 NC.5 测试灵敏度的线源,注入约 37 MBq。将线源放入最细的铝管内,用支架放置在 PET 的 FOV 中心。

A.2.3.3 数据采集

使用厂家单计数(Singles)模式采集程序采集数据。应采集足够长的时间,以保证每个小晶体的能量峰值不少于 200 个单计数。

A.2.3.4 数据分析

使用厂家专用软件分析:

a) 解析每个小晶体探测单元的能谱并按式(A.2)计算其能量分辨率:

$$E_k = \text{FWHM}_k / e_k \times 100\% \quad \dots\dots\dots (\text{A.2})$$

式中:

FWHM_k ——第 k 个小晶体探测单元的能谱峰的半高宽;

e_k ——第 k 个小晶体探测单元的能谱峰的能量值。

b) 按式(A.3)计算所有小晶体探测单元的能量分辨率均值:

$$E_{\text{sys}} = (\sum_{k=1}^n E_k) / n \quad \dots\dots\dots (\text{A.3})$$

式中:

E_{sys} ——PET 系统的能量分辨率;

E_k ——第 k 个小晶体探测单元的能量分辨率, $k=1, 2, 3, \dots, n$, 小晶体总数。

厂家专用软件可使用如下算法之一:

——高斯拟合能谱得到半高宽和峰值;

——加权多点滑动平滑对能谱进行处理,再用重心法求能谱峰位及插值法得到半高宽。

A.2.4 结果报告

线源灌注:数据采集起始时刻的线源放射性浓度以及总活度。

采集参数:采集时间、终止条件。

能谱数据处理:函数拟合或其他平滑、插值。

能量分辨率: E_{sys} 。

参 考 文 献

- [1] NEMA NU2-2018 Performance Measurements Of Positron Emission Tomographs (Pet)
 - [2] Quantitative PET/CT Scanner Performance Characterization Based Upon the Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Clinical Trials Network Oncology Clinical Simulator Phantom, John J.Sunderland and Paul E.Christian, J Nucl Med 2015; 56:145-152.
-

中 华 人 民 共 和 国 医 药
行 业 标 准
正电子发射断层成像装置数字化技术要求
YY/T 1878—2023

*

中国标准出版社出版发行
北京市朝阳区和平里西街甲2号(100029)
北京市西城区三里河北街16号(100045)
网址 www.spc.net.cn
总编室:(010)68533533 发行中心:(010)51780238
读者服务部:(010)68523946
中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷
各地新华书店经销

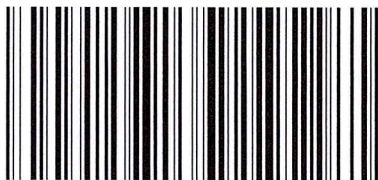
*

开本 880×1230 1/16 印张 1.25 字数 36 千字
2023年2月第一版 2023年2月第一次印刷

*

书号: 155066·2-36984 定价 31.00 元

如有印装差错 由本社发行中心调换
版权专有 侵权必究
举报电话:(010)68510107



YY/T 1878—2023



码上扫一扫 正版服务到