

# SPECT装置：性能、疾病检测及最近的进展

Heller SL & Goodwin PN

**提要：**讨论了SPECT设备使用和质量控制，并选择性地介绍最近在疾病检测方面的进步，然后介绍了包括已成型或正在设想的新准直器的设计和一些新类型的SPECT。

## 一、影响SPECT探头性能的因素

标准Anger型照相机不均匀性主要由下列因素造成：（1）空间畸变。（2）局部能量响应变异。（3）因晶体厚度和准直孔间隔变化所致灵敏度变异。

### 1. 空间畸变（非线性）：

对Anger型照相机来讲，其输入某信号位置 $x$ 和 $y$ 的空间畸变是视野不均匀性的主要成因。空间畸变是一种系统误差，使闪烁事件定位偏向光电倍增管（PMT），导致局部计数密度增高（称为针插样，Pincushion）或减低（称为桶样，barrel）畸变。PMT邻近部位折向PMT中心0.4mm的线性误差可造成该管计数密度增高达8%。旧式 $\gamma$ 照相机使用光导以保证泛源视野图像的均匀，但牺牲了分辨力和灵敏度；现代照相机取消了光导，针插样和桶样畸变便表现出来。仪修人员常使用特制模型，上面刻有等距、平行排列的槽，分别在 $x$ 和 $y$ 方面成像以校正这一类畸变。从每一道槽的实测图像与理想直线的误差，可以求得局部校正因素，用 $64 \times 64$ 或 $128 \times 128$ 矩阵方式存贮下来。这种空间校正图，经对象素间双线性内插法改善精确度后，可用来对每一个入射光子 $x$ 、 $y$ 信号的空间畸变进行即时校正。这样，整个400mm直径视野内平均线性误差可减少到0.15mm，使残留的不均匀性降低到4%~5%。

通常用点状放射源进行线性校正图像的采集，探头多调为立位以便固定线性模型

板。有人曾提出过，SPECT采集过程中的线性可能受探头旋转的影响，这主要是旋转时地球引力（重力）场和磁场改变，温度或机械变化对PMT和晶体密接性影响等因素复合作用的结果。

引力和磁场可以改变PMT增益或其倍增电极位置，导致能峰漂移，引起局部能量响应和直线性的双重改变。目前普遍使用的技术是在每支PMT外套以 $\mu$ 金属套以屏蔽磁场，这一技术可以有效减轻旋转中的均匀度变化。但重力影响仍未能消除。有报道说，上述因素所致线性畸变可达1.28~1.73mm，而0.4mm的畸变便足以在断层图上形成半圆或弧形伪影。这提示，根据一个照相机方位采集而产生的线性校正因素可能只适用于这一种方位数据的校正。对旋转角度造成的均匀性变化可用一种简单方法加以检测：用盘状泛源固定在摆头上，分别在16个不同旋转角度进行三百万计数的采集。然后用第一帧图像依次与每个角度的图像相减。如果存在角度依赖性，每次相减得出的图像不同。但另一方面，那种在重建断层图上造成环状伪影的固定不均匀性则不会在相减图上表现出任何不同。

### 2. 能量响应：

由于每支PMT输出变异造成的局部能谱差异，也可产生不均匀性和重建图上的线性伪像。

能量校正的目的就是补偿这种局部能谱差异。有的仪器制造厂家采用在标准能峰两侧同等距离设同等宽度能窗的技术进行校

①

正。通过这两个能窗同时采集两帧用于比较的能量响应分布图像 ( $64 \times 64$  或  $128 \times 128$  矩阵), 逐像素地进行比较, 如果一像素点通过高能窗的计数高于低能窗计数, 说明能峰偏高, 对该像素赋予负值校正系数。加上校正后重复上述过程, 直至校正后重复两次比较的差值达到允许范围内。最后算出的校正系数以查对表方式存贮起来用于对输入数据的幅度加以调节。但是, 这种校正系数在临床条件下可能并不适用, 因为 Compton 散射对每一局部能谱的影响不同, 可能会再产生非均匀性。

### 3. 灵敏度变异:

在完成了线性和能量校正系数图表之后, 仍可能残存 4% 左右的非均匀性, 代表着未能尽善尽美纠正的线性和能量方面的误差和因晶体厚度所致的灵敏度变异。此外, 每只准直器都有各自的局部灵敏度特征, 探头和准直器的灵敏度变异可在 SPECT 上产生与空间畸变类似的环形伪影。经过测量后认为探头总体非均匀性应保持在 1% 以下, 否则难免会在重建图上造成伪像。

残留不均匀性大多由灵敏度而非定位误差所致, 可以用常规技术加以校正。由于每只准直器的灵敏度特征不同, 应分别作出对应的校正图。用  $^{57}\text{Co}$  盘状固体或液体泛源, 采集总计数  $10^6$  到  $60 \times 10^6$  的  $64 \times 64$  矩阵图像。由此产生的灵敏度校正图像以查对表方式记录并用以从高敏度区域像素的输入数据中扣除 (计数削平), 或对低灵敏度区域增加数据 (计数增加)。

线性、能量和灵敏度校正图的作用对 SPECT 显像的成功具有极为重要的意义。通常是用均匀泛源显像检测校正后的系统均匀度。但更理想的方法是对活性均匀的柱状模型实际进行断层显像。作出的横断层像可供检验环形伪影。为及时判明任何随时间发生的均匀度变化, 监测上述质量控制图像是十分重要的。

### 4. 畸变种类:

对 STPEC 来讲, 重建软件假设照相机旋转的物理 (几何) 中心与计算机矩阵中心重合。为了保证矩阵中心与旋转中心一致, 至少每周应进行一次点源的旋转采集以验证旋转中心校正数据。对  $64 \times 64$  矩阵图像来讲, 校正后的中心偏置应小于 1.5mm 即 0.25 个像素。

造成此种不匹配的主要原因有: (1) ADC 增益和放大器偏置电压设定 (图像中心) 失误; (2) 准直器孔间隔角度变异, 致使部份孔与准直器表面不垂直; (3) 在采集中心照相机探头与旋转轴不平行。

第 (1) 种原因最易造成旋转中心随时间的改变, 可以通过再次应用中心校正软件加以克服。第 (2) 种是传统的、用于要求不高的平面显像的准直器设计的结果。这种原因所致误差很难用校正软件技术加以克服, 因为每一只准直器都可能不同。因此必须加倍注意保证准直孔的精确排列, 也许只有最新的微铸 (microcast) 技术生产的准直器, 虽然贵一些, 才是最佳解决方案。第 (3) 项的成因或是技术操作误差, 或是因最初水平调节不准, 在平面显像时产生轴方向上的投影角度错误。在采集时, 探头必须与旋转轴保持平行。1% 的协调误差便可导致轴方向上层间分辨力的丧失。如果误差再大, 便可能造成横断图像的畸变, 包括环状伪影。这种误差同样也不能用旋转中心校正软件加以纠正。

## 二、疾病检测

常规显像是将三维分布的放射活性压平为二维的平面分布图, 在这种投影上发现病变的能力取决于区别病灶内外的活性及本底的能力。人的视觉对图像上相邻部位明暗差别有反应。拍成的底片以光学密度代表相邻部位计数密度比, 因此我们可以用病变本底对比度 (lesion-to-background contrast

ratio)表示和说明疾病检测这一主题。病变的可见度受病灶和本底区相应的光学密度差的影响,假定这一差别超过视觉探测阈,“冷”病灶的对比度( $C_L$ )可表达为: $C_L = (C_b - C_o) / C_b$  其中 $C_o$ 是测量到的靶器官计数, $C_b$ 是本底计数。

理想情况下,病变表现为无放射分布的冷区, $C_L$ 应等于1.0。如果病灶与本底无法区别, $C_L$ 应为0。但实际上,由于重迭放射性,散射和屏蔽效应,探头功能亦非尽如人意,则 $C_L$ 多在0和1.0之间。这一公式只用于测量冷性病灶的对比度,对“热”病灶来讲,公式应改为 $(C_b + C_o) / C_b$ ,而且 $C_L$ 值的意义也不同,1.0为最低值, $C_L$ 越大,图像显示得越好。

常规平面显像的对比度受下列因素干扰:

1. 在感兴趣部位上下重迭的放射性;
2. 组织屏蔽效应;
3. 散射作用;
4. 运动导致的伪像;
5. 图像噪音或统计涨落;
6. 空间分辨力;

下面将讨论上述部份因素对SPECT显像的影响。

### 1. 重迭的放射性

平面显像对比度减低的主要原因是放射性核素分布的上下重迭,Jaszczak等人用Aderson肝模型(在均匀分布的本底基础上,在周边和中心放置直径1和1.5cm的无放射性球体),采集一百万计数的平面图测定对比度, $C_L$ 在0.08以下。用同一模型进行SPECT采集得到横断层像,不存在上下重迭放射性对图像的干扰,再进行吸收校正,以排除因周围组织对射线的屏蔽所致横断像的对比度损失。对这种均匀本底中冷区来讲,SPECT明显提高了病灶对比度。

### 2. 屏蔽效应

组织吸收可减少深部结构放射活性的信

息,这在SPECT重建图像上表现为中心部位放射性减低。通常用两种方式进行吸收补偿,分别应用于重建前和重建后的数据。Chang氏法是重建后吸收校正技术。如果一个散射体内介质密度均匀一致,其中任何一点的屏蔽值均可通过该点在每一投影角度的屏蔽系数平均而求出。然后可进一步求出该点的指数相乘(exponential multiplicative)校正因子用于重建其横断层图像。第二种技术在反投影之前用吸收校正因子校正原始数据,先需测量或估计受检对象的厚度以确定校正因子的体内精确距离。然后将距离和校正因子代入公式乘以投影数据以消除屏蔽的作用。用上述两种方法,采用水的校正系数(0.15/cm),重建的模型断层像,发现其中心区较边缘部分图像密度高。此效应是由于屏蔽介质深部的散射所致。

### 3. Compton散射

应用能量校正技术可协调光峰以改善均匀性和减少能窗内的Compton散射,但在能峰窗内仍有不少散射保留下来。这种散射增加了投影图结构性本底的水平,后者在反投影过程中被增强和扩大,从而对病变对比度产生消极影响。

SPECT采集的闪烁事件中,至多可有50%光子是源于散射。就是说,病人体内深在的冷区可能表现出达其相邻区域水平50%的放射性。散射分数,即测得计数中Compton散射所占比重,取决于许多因素:源的分布,散射介质的形状和其与探头的间距,能窗宽度及其与光峰的位置关系,探头的能量分辨力以及散射物质的属性。深在病人体内的源,散射作用可能比近体表的源高出5倍。Jaszczak等报道,在充满 $^{99m}\text{Tc}$ 的直径22cm模型中心置一直径6cm冷球体,证实模型中6cm的冷球体“放出”射线,其计数率接近本底部位的30%。这种散射造成的假计数有双重后果:影响疾病检测限度和对活性的绝对定量。病灶对比度的减低造成在

横断层面上发现病灶以及辨认和确定其边界的困难。有一些人工或自动边缘确定技术可用来提高疾病检测力,在门电路心脏检查中边缘确定的经验提示自动化边缘确定法更值得推荐。Halama和Henkin编制了一套半自动程序用在肝横断像上确定肿瘤容积,操作者只需选定范围供肿瘤边界搜寻,类似于进行左心室边缘测定的半自动方法。一旦在所有相关层面上病灶所占像素点总数得出,其与像素大小和层面厚度的乘积便是实际的病灶容积。

尽管可以排除上下重迭的放射性,断层面的计数不仅来自同一层面的,还受到已排除了的轴外(off-axis)(即其它层面——译注)Compton散射的影响。如果能消除散射成份,则冷病灶的对比度可望从0.5进一步提高到接近1.0,极大地改进病变检测力。

随着纠正局部光峰变化的即时(on-the-fly)能量校正线路的发展,多种散射消减技术已应运而生,如应用窄窗或非对称能窗。King用非对称窗进行柱状模型的断层显像,他报告1.5cm冷灶的 $C_l$ 从0.01提高到0.10,2.0cm冷灶从0.12提到0.23,但对大病灶的对比度改进不十分明显。平面显像临床工作认为,骨显像的非对称窗图像优于对称窗。Graham等还测定出可获得75%~100%最大分辨力(FWTM)改进的能窗非对称程度。根据散射模型(源前厚度10cm,源后5cm),他们测得 $^{99m}\text{Tc}$ 窗需偏置10%(丢失24%计数), $^{201}\text{Tl}$ 窗需5%(丢失13%计数)。在用非对称窗所排除的计数中,只有一部分是Compton光子。这些丢失的计数可部份地为真正的光峰计数补偿。偏置窗采集操作简便,由此造成采集时间的延长不大,通常完全可以接受。而且,也许并不需要增加采集时间,因为已有人证明,在一定的病变检测力水平,对比度与计数的平方根成正比。因此,散射消除技术所带来的对比

度改善远远超过因计数丢失所引起的对比度减低作用。

Graham曾报告偏峰显像(10%)于10cm散射介质可产生明显的探头不均匀性。没有散射的 $^{99m}\text{Tc}$ 非均匀性小于1%(符合SPECT要求),在散射介质存在条件下扩大为7%(不符合SPECT条件),虽然这种改变对平面显像时无所谓,却可以导致SPECT应用时不可接受的伪像。因此一般不用病人作源设定照相机能峰,因为有病人身体的散射问题。但用均匀分布的散射介质产生的能量校正图却可以帮助保持实际病人显像时的探头均匀性。这样一来,就有可能考虑实际应用非对称能窗。当然应记住,由于不同采集角度上的散射介质分布不同,均匀性可能仍会随角度而变化。这一问题应该利用模型加以测定。

另一种散射去除法包括先估计光峰窗内散射成份,再直接扣除之或对原始投影数据进行去卷积积分处理。Axelsson等以为,投影数据代表原发 $\gamma$ 射线和散射成份之和,因而有可能将散射成份从测得的数据中抽出来。他们认为,散射成份为指数函数式的投影数据的卷积积分,这一函数的参数可通过测量放在充水模型中的线状源而直接测得,然后,可以从原始投影数据中直接扣除散射。只要源不是放置在模型中心或最边缘,这种方法可以改善对比度。上述方法只能对付在特定断面内放射性散射,而冷灶实际上还受不同层面间散射影响,此乃非这些方法能克服得了的。

还有一种方法假定在一个次级低能窗内的散射分布与光峰窗内真实的散射分布十分接近。Jaszczak等利用低能窗(92~125keV)采集的投影数据重建成横断面图像,然后将其从相应的标准能窗(126~154keV)采集重建的图像中扣除。通过计算机模拟和模型实测,他们认为从光峰图中应该只扣除50%的散射图数据。在模型测试中,

2.5cm以上的冷灶,散射校正前表现出伪计数达本底的30%~40%,校正后减少到8%。即使更小的病灶,1.5~2.5cm,也表现出对比度改善征象,但受到系统有限的空间分辨力部份容积效应(partial volume effect)的限制。另一与CL改善具有同等重要的是病灶边缘清晰度的提高,这有利于低对比度病灶的检出。

#### 4. 运动伪像

在检查病人时可能遇到另一因素:病人身体移动和呼吸运动而妨碍病变检测。在数据采集中病人运动的最低允许限度不详,但小幅度运动亦可造成横断图上的伪像。检查前详尽解释、检查中固定病人手臂和认真监督病人都是十分重要的。将各角度采集的平面图进行连续电影显示有助于观测旋转轴方向的运动,而横向移动以螺旋图(Sinogram)方式显示最好。另外,采集时在病人体表放置点源标记有助于观察。最近还介绍了一种新技术,对前后相接的图像数据作配对相关测定可以更好地改善病人运动的检测力。断层检查中不同角度间投影图变异妨碍了应用类似技术进行图像移动校正。Groch等人设计了一种方法,将 $^{241}\text{Am}$ 点源粘附于病人胸壁以追随门电路运动试验中病人运动和进行相应图像移动以纠正运动影响。但是,呼吸运动是更困难的问题,上述校正技术可能无法应用。

对活动度超过1cm的器官内1~2cm的小病灶,呼吸活动会造成对比度损失。无论是平面显像还是SPECT,都有人试图对这种活动加以校正。平面显像校正使用模式或数字式数据中心线重新定位线路,无视器官的运动和可塑性。SPECT采用一种类似心脏的多门电路的有趣方法,利用6~8个等容存贮器(isovolume bins)记录呼吸的时相。每一投影角的1号存贮器都记录同等容积的图像可用于反投影。这种检查一般需时40min。即使计数统计学指标降低,由

于高空间频率上的对比度改进而致的分辨力提高,仍可改善病变检测率。用呼吸门电路法行SPECT可以明显改进对比度,但不适用于平面显像,因为克服不了后者的重迭放射性和散射所致的对比度损失。

### 三、准直器的进步

人们对基本的准直器设计进行了不少修改,以缩短受检查者与探头间的距离,进一步改善分辨力或灵敏度。这些进展的大部份都用于头部显像。头部断层显像在颞颌关节疾病及应用脑血流显像剂如 $^{123}\text{I}$ -iodoamphetamine和 $^{123}\text{I}$ HMPAO等方面的作用说明高分辨力的重要性。但头部显像的分辨力被较大的准直-病人间距所恶化,因为在环形轨道采集中,受肩部的妨碍使间距不能进一步缩小。Esser等人发明了特制斜孔准直器,其孔轴与旋转轴间固定夹角 $30^\circ$ ,从而在环形旋转中让开病人肩部而探头保持贴近病人。据报道,它与普通平行准直器相比,分辨力提高了30%。这种方法的问题之一是由于探头斜置,身体长轴方向上准直-病人间距不同可导致空间分辨力差异。

在头部断层方面的另一进展是使用长孔(准直器厚度超过16cm)准直。这样准直器表面从探头壁水平伸出,克服了探头壁厚度的影响。其深部分辨力卓越,但灵敏度甚差。

除平行孔外,还设计了一系列聚焦型长孔准直器用以提高分辨力和灵敏度。如扇型孔:在旋转轴方面孔轴聚焦排列而在横轴上平行排列。其几何效率(灵敏度)与同样孔长和分辨力的平行孔准直器相比高55%,其最重要的特性是在各种物体对比(object contrast)条件下对各种大小病灶(1~5cm)的CL改进。但相应的探测野缩小,使这种准直器只限于儿童或头部显像,而且所需要的特殊而复杂的重建软件目前尚无商品出售。

最近,有许多报道介绍了在锥形野(cone-beam)准直器和所谓象散准直器(astigmatic)应用方面的工作。锥形野即聚焦型准直器曾用于平面显像以改善探测效率或放大显示小器官。但其放大作用随距离而变,常造成图像畸变使释读十分困难。尽管如此,其高灵敏度特性引起了SPECT工作者的极大兴趣,用计算机模拟证实,其距离准直器表面15cm处的灵敏度是平行孔准直器的3倍、扇型准直器的1.4倍,而分辨力相等,用常规锥型准直器实验测定也证实了上述结果。不过常规锥型准直器无清晰焦点,这对进行SPECT来讲不够理想。象散型的准直是一种在两个轴象焦距线不同的高度聚焦型准直器,在一个平面焦距为40cm而在与其垂直的平面焦距为28cm。为了保证与头部紧贴,准直器倾斜 $25^\circ$ 。用这种高度聚焦准直器很难将头部完全包容进探测野,故设计了一种特别引导装置。有人报告可获高于同样分辨力的平行孔准直器3~4倍的灵敏度。由于采用了不同焦点平面,其重建软件极难编制。

还有些厂家制造了特殊外形或称平截型(truncated)探头,即将探头壁切去部份以躲开肩部的妨碍,为保证屏蔽效果,在准直器切薄部份使用金属钨。

SPECT对准直器质量的要求比平面显像要严格得多。传统的铅条拼嵌准直器可能存在一些问题:

1. 在成形铅条相粘处或因铅条间对位不准而在相连薄弱部可穿透光子。这些相连部位铅厚度只有其它部位的1/2。这些误差可造成均匀泛源平面图上的星状伪像,也可在不均匀分布的器官SPECT显像时产生严重的伪影。

2. 准直孔指向角度误差(应与旋转轴垂直),无论是局部还是整个准直器,均可造成同探头协调不好一样的环状伪像。

3. 最后,准直孔的总体均匀性对减少结构性不均匀伪像极为重要,尽管采集带准

直器的灵敏度校正图或许可以纠正这种准直器的不均匀性。

近些时候SPECT专用准直器的制作引起了关注,而且新式浇铸准直器也已投放市场。这类准直器使用新型浇铸技术,可以生产与传统准直器孔径、铅隔规格一致但分布更为均匀的准直器。同现存的薄形铅条拼制的准直器相比,同等分辨力条件下,微铸(microcast)准直器的灵敏度要高20%~30%,可能系孔构造更均匀之故。当然,这类准直器比常规准直更娇贵,应防止其表面被硬物包括ECT床碰伤。

#### 非环形轨道

除了准直器方面的改进,还有些人建议对基本的环形旋转进行修改。非环形轨道,有人称为躯体轮廓形轨道,它使照相机探头在采集中尽可能贴近病人,可明显改进图像分辨力,达2.5mm水平。

最常用的非环轨道是椭圆形,可通过采集过程中升降探头、或升降检查床、或二者联合运动方式获得。非环形轨道的一种附带好处是:由于采集中计算机矩阵中心的轻度移动,非均匀性环状伪影可被消抹掉。因而探头均匀性要求可放宽到 $\pm 4\%$ 左右。部份非环轨道要求将计算机采集数据在矩阵中侧移以协调旋转轴与矩阵中心的关系。这种侧移由软件控制,并同轨道类形和采集角度有关。显然,最好的方法是那些最简单、易出错的成份最少而且所需质量控制最少的技术。以一种采集时移动探头的简单系统为例,可能出现的问题之一是如何保证探头角度的精确。King等人发现,与环形轨道采集相比,点源沿长轴的数据变异明显增大。经他们测定,探头角度改变 $0.1^\circ$ ,可使旋转中心线源位置偏置1/4像素(1.5mm)。另外,由之而增加的采集和图像重建的复杂性和质量控制方面的工作,都是妨碍非环轨道临床应用的不足之处。

SPECT显像的主要缺点之一是对入射

射 $\gamma$ 线的相对不敏感,平均一次检查的显像时间需要25min以上。改进灵敏度可缩短显像时间,改善统计学特征,增加探头数目可以提高效率,在同一旋转机架对称安装两个探头可缩短一半采集时间。不过,两个探头需要准确平衡就成为一个问题。其它参数如均匀性、旋转中心、准直器特性等等,也变得更为重要。由于这些限制,有人建议制造了探头系统,三个头可同时移进移出,这恐怕很难成为现实。

#### 四、横断层多軛体系统

用旋转型 $\gamma$ 照相机进行ECT检查的主要不足是其低灵敏度。即使应用高灵敏度准直器,普通照相机也只能探测到其视野内放射源发出的射线的0.03%。双探头系统只不过使这个小数字翻了一番。若想有效提高射线探测比,要求在源四周都有探测器包绕。因此,多晶体系统确有优越性,至少对有限断层面的显像是这样。

多晶体体轴横断层的先驱是Kuhl及其同事,其成品是在70年代投放市场的。那是使用了12个NaI晶体的Cleon-710脑显像仪,每个晶体 $12 \times 20$ cm大小,2.5cm厚,配用一只聚焦准直器。这些晶体的扫描动作十分复杂,以前的文献曾详细介绍过。Cleon-710是单层面装置,只生产了几台就停产了。其中一台被Moore等人加以更新改进,后来有时被称作Harvard扫描机。近年来,一家丹麦公司,Novo诊断系统公司得到了Cleon-710的权益,通过进一步更新,推出了Novo Tomograph-810。尽管最快可以在40秒内得到一个层面,但通常完成一个层面需要2~20min,这就严重限制了这种装置的临床用途。

哥本哈根的Stokely等人发展了另一种多晶体断层装置,命名为动态计算机辅助断层(DCAT)。现也由另一家丹麦公司推出了改良型,Tomomatic-564。这种装置有64个NaI晶体,每只晶体 $16 \times 1.3$ cm,2.5cm

厚。采集时晶体组合旋转,可同时进行3或5个层面的采集。

利用旋转探头进行断层的装置除结构复杂外,还易产生环状伪像。最近SPECT装置方面的进步改用准直器运动来服这一问题。第一台这种装置是由密执安大学的Rogers等人制成的单光子环状断层(SPRINT)。这种仪器在一直径70cm的固定环上装有100个准直器,在病人与探头之间装有可旋转的带8条裂隙的内环,裂隙宽度3或5mm。分辨力可达8mm但灵敏度偏低,而且每次只能进行一个层面的显像。密执安的学者们正在试制同等构造的装置,但探头Z轴长度15cm,可同时进行多层面采集。

密苏里大学的Logon和Halmes设计了另一种筒形 $\gamma$ 照相机。这种叫作密大多面显像仪(MUMPI)的装置只有一块NaI晶体,呈筒状、长度16cm、厚度1.2cm、内径30cm。晶体外环绕排列着PMT而筒腔内装有4只平行式准直器可同时采集4帧2维图像。这些准直器可连续或步进式地在腔内旋转,进行6个横断层面的显像,每层厚度2cm。这种装置的容积灵敏度(Volume sensitivity)大约42kcp/(mCi·L),分辨力8.5mm。

Digital Scintigraphics公司的Genna等人正在发展另一种环形单晶体照相机,称为成角准直型(ASPECT)。在筒形晶体外并排装有3列PMT,每列21只,并加光导。腔内有6只平行孔准直器可旋转 $360^\circ$ 进行总范围10cm的横断层显像。在轴向和横向的分辨力均为9mm。准直器中有的专门为探测容积中心部位设计故可提高该部位的灵敏度。总体灵敏度据说为旋转型 $\gamma$ 闪烁照相机的6倍。同一公司还设想将PMT配置增加为5列,再装配在Z轴向轻度聚焦的准直器,由此可再提高灵敏度近2倍。

[Semin Nucl Med 1987; 17(3); 184~199,

(英文) 田嘉禾节译 编辑部校]