

核心脏病学程序 ASNC 成像指南

单光子发射计算机断层扫描

Chinese translation reviewed by: 李亚明, 李剑明

Thomas A. Holly, MD^a、Brian G. Abbott, MD^b、Mouaz Al-Mallah, MD^c、
Dennis A. Calnon, MD^d、Mylan C. Cohen, MD, MPH^e、Frank P. DiFilippo, PhD^f、
Edward P. Ficaro, PhD^g、Michael R. Freeman, MD^h、Robert C. Hendel, MDⁱ、
Diwakar Jain, MD^j、Scott M. Leonard, MS, CNMT, RT(N)^a、Kenneth J. Nichols, PhD^k、
Donna M. Polk, MD, MPH^l 及 Prem Soman, MD, PhD^m

1. 简介

本指南是对由美国核心脏病学学会制定的旧版单光子发射计算机断层扫描 (SPECT) 指南的更新。尽管距离原文档的发布不过数年之久, 但显像技术、成像方案以及重建算法领域的重大科技进步推动了此次指南的修订工作。本指南的发布旨在为有资格在核心脏病学领域行医的医生和技术专家提供成像指南。尽管本文档中提供的信息已经过该领域专家的仔细审核, 但不应将其视为医疗建议或专业服务。随着 SPECT 技术的迅猛发展, 在不久的将来, 这些建议可能仍需要做进一步地修改。因此, 本出版物中介绍的成像指南在未经有资质的医生和技术专家所在机构审核和批准的情况下不得用于临床检查。

西北大学, ^a 伊利诺伊州芝加哥市; 布朗大学 Warren Alpert 医学院, ^b 罗德岛州普罗维登斯市; 亨利福特医院, ^c 密歇根州底特律市; 中部俄亥俄州心脏病学与血管疾病顾问, ^d 俄亥俄州哥伦布市; 缅甸心脏病协会, ^e 缅甸因南波特兰; 克利夫兰诊所, ^f 俄亥俄州克里夫兰市; 密歇根大学, ^g 密歇根州安阿伯市; 圣·迈克尔医院, ^h 多伦多大学, 安大略省多伦多市; 迈阿密大学米勒医学院, ⁱ 佛罗里达州迈阿密市; 德雷克塞尔大学医学院, ^j 宾夕法尼亚州纽顿广场; 长岛犹太医疗中心, ^k 纽约新海德公园; 哈特福德医院, ^l 康涅狄格州哈特福德; UPMC 心血管研究所, ^m 宾夕法尼亚州匹兹堡市。

此“成像指南”应于 2015 年 5 月作废, 除非美国核心脏病学理事会明确表示重新发布、提前作废或修订。

再版请求: Thomas A. Holly, MD, 伊利诺伊州芝加哥市西北大学。

核心脏病学杂志
1071-3581/\$34.00

2. 设备质量保证和性能

为优化诊断的准确性并确保一致的高质量成像, 选用正确的临床数据采集设备和精心设计的质量保证 (QA) 计划是其基本要求。下列指南旨在提供一种适当途径, 以结合核心脏病学成像对设备功能进行评估。由于执行具体测试的最佳方式因成像设备型号而有显著差异, 因此本文档并不能替代制造商给出的建议。

SPECT 照相机的设计在长达数十年的时间里基本保持不变, 通常由一个或多个大面积闪烁体或 Anger 型照相机 [带大型光电倍增管 (PMT) 和平行孔准直器的单一 NaI(Tl) 晶体] 组成。这些照相机的 QA 和性能已得到充分了解, 本文档中也为其提供了详尽指南。不过, 近些年涌现了一些设计新颖的心脏 SPECT 专用照相机, 这些照相机在探测器、准直器和系统设计方面与以往有很大不同。由于该技术发展迅速, 因此对于这些全新设计, 目前尚无法提供详细的 QA 测试指南。在详细指南推出前, 用户有责任评估并遵循供应商提供的建议, 并且必须根据设备所采用的设计制定出相应的可接受 QA 标准。为协助用户完成这项工作, 本文档概要介绍了相关的基本设计概念及其对性能和 QA 的影响。

2.1. 探测器

探测器是 SPECT 系统的核心, 负责收集患者体内发射的高能光子、预估光子能量和相互作用位置并生成后续图像重建所需的计数数据。履行这些职责的能力取决于探测器所采用的设计、材料和电子元件。能量分辨率、灵敏度和空间分辨率是决定 SPECT 探测器性能的主要变量。

2.1.1. 闪烁照相机 (Anger 照相机)。大多数 SPECT 系统都基于 Anger 照相机技术,即一台或多台照相机围绕患者身体旋转。Anger 照相机包含一个单一晶体,用于吸收入射伽玛光子并通过闪光或发光进行响应,此外,还包含为晶体提供支持的阵列光电倍增管和电子元件,用于计算伽玛射线能量和晶体内的闪烁位置。Anger 照相机 NaI(Tl) 晶体通常厚 1/4 至 3/8 英寸,但也可能厚达 5/8 英寸。晶体越厚,Anger 照相机的灵敏度越高,因为穿透晶体的伽玛射线发生相互作用的概率会增加。不过,晶体越厚,闪烁产生的发射光光子的分布范围就越大,伽玛射线相互作用位置的计算精度也就越低,并因此造成照相机固有分辨率越差。

2.1.2. 闪烁晶体 (像素化)。闪烁晶体阵列可以替代单一晶体的 Anger 照相机设计。这些拥有反射材料涂层的大量小型晶体(例如,6 mm CsI(Tl) 立方体)可以被装入一个阵列。这种像素化设计的优点在于,闪烁光的集中度远高于 Anger 照相机,并且可由光电二极管阵列而非传统 PMT 探测到,因此可大幅提升探测器的紧凑性。而其劣势在于,此类像素化探测器的光收集效率较低,可能会因此降低能量分辨率。由于采用隔离光脉冲的缘故,像素化探测器可达到很高的计数率,其现已应用于首次通过心脏成像领域。

2.1.3. 半导体/固态探测器。近期市场上出现了一些替代性 SPECT 系统,其中有部分系统基于固态探测器模块。在固态探测器中,伽玛射线被半导体材料吸收,后者直接生成的电子穴对通过外加电场拉取到端板上。从电子穴对收集的电荷用于确定伽玛射线的位置和能量。这种固态探测器是由碲锌镉 (CZT) 制成,配备这些探测器的 SPECT 设备据报道计数灵敏度提高、能量分辨率出众且空间分辨率更为精细。^{1,2} 据报道,计数灵敏度也得到改善,可同时采集三至十倍的计数,³ 且空间分辨率比 Anger 照相机高两倍以上。² 由于固态模块尺寸较小,因此可实现大量创新型探测器设计。部分设备现在具有静态排列的 CZT 晶体,唯一的移动部件是准直器阵列。采用其他排列方式的 CZT 探测器为其各个探测器模块配备了专用针孔准直器,其中并无任何移动部件,只有一个用于将探测器移至靠近患者位置的机械装置。

2.2. 能量分辨率

图像质量受能量分辨率的影响。理想情况下,图像只包括放射性核素衰变发射的初级光子,不包括二次散射光子。成像设备的能量分辨率越高,便越能成功分辨初级光子和散射光子,进而优化图像对比度,对于体内放射性核素的数量和分布的量化也更为准

确。对于心肌灌注成像,具有更高能量分辨率的系统可通过增强图像对比度来分辨灌注不足的区域与邻近的正常灌注区域。

对于 Tc-99m,以发射光子 140 keV 能量峰值为中心的 20% 对称能量窗口是其标准能量窗口。随着众多现代化设备能量分辨率的提升,可在使用 15% 窗口的情况下只损失很少的初级伽玛射线,并在一定程度上提升图像对比度。更低能量、更大宽度的 TI-201 能峰需要更宽的能量窗口。对于 TI-201 的 70 keV 峰值,适合的能量窗口设置为 30%;对于它的 167keV 峰值,适合的能量窗口设置为 15%。在 TI-201 低能量时,绝对能量校准可能并不可靠,在不同相机略有差异的能量位置会出现下降情况。因此,应根据能谱显示为每个照相机分别建立能量峰值和窗口设置。⁴ 对于大多数现代化 Anger 照相机,来自 Tc-99m 的 140keV 光子的能量分辨率预期为 9%~10%,来自 TI-201 的 72keV 光子的能量分辨率预期为 15%~17%。⁵ 对于 CZT 探测器,据称 Tc-99m 的能量分辨率为 5%~6%。^{1,2}

2.3. 空间分辨率

空间分辨率是对设备能够可靠分辨的最小物体尺寸的量化,通常表示为点扩散函数的半高宽 (FWHM)。对于通过 Anger 照相机采集的投影数据,总分辨率取决于固有分辨率和准直器分辨率。对于 Tc-99m,固有分辨率通常为 3.5~4.0 mm,它是用于计算探测到的光子位置的晶体和位置逻辑电路的函数。准直器对空间分辨率的影响最大。对于高分辨率准直器,放置在距离准直器表面 10 cm 处的 Tc-99m 点源的空间分辨率通常约为 10 mm。空间分辨率因不同准直器孔的长度和直径而异。孔越长、越小的准直器空间分辨率较高,但灵敏度较低。

对于所有 SPECT 成像设备,系统空间分辨率还受图像重建过程的影响。最常用的重建算法是滤波反投影,该算法涉及重建内核(例如,空间频率域中的斜坡函数)和通常设计为抑制图像噪声的后滤波器。在空间频率域表示中,噪声平滑滤波器具有高频衰减功能,其作用是以牺牲空间分辨率为代价抑制高频图像噪声(尤其是计数不良的检查)。较高空间频率下的衰减可带来更高空间分辨率,但通常会使得图像具有更高噪声或更低信噪比。⁶ 近期,图像重建领域已采用更为复杂的算法,这些算法可对参与成像过程的成像系统的物理性质和特性进行建模。包括最大似然-期望最大 (ML-EM) 算法⁷ 和有序子集-期望最大 (OS-EM) 算法。⁸

对于基于多个小型固态探测器的新式探测器设计,其利用 ML-EM 或 OS-EM 算法执行 X 线断层成像,这些算法不仅可以生成断层图像,还可以利用多

个能量窗口中的信息针对预估散射线量进行校正。^{9,10}此外, MLEM 和 OSEM 算法还支持纳入有关探测器响应随与各探测器距离而变化的具体方式的详细信息。¹¹这些算法还支持利用从现代化 SPECT/CT 系统内的扫描线源或 CT 图像获得的衰减图进行衰减补偿。

2.4. 探测器灵敏度

闪烁成像的图像质量在很大程度上取决于信噪比。设备的灵敏度越高, 获得的计数越多, 信噪比就越大。可采集的计数数量越大, 体内计数密度的三维 (3D) 分布便更为准确。每项检查可注射的放射性核素量受患者在一次诊断程序期间可接触的辐射量的限制。鉴于可例行注射的同位素量存在上限, 因此, 最好使用灵敏度最高的设备进行临床成像。

2.5. 计数率限制

光子探测率很高时, 设备电子元件可能难以分析每一个光子。遗漏的计数 (通常称作死时间效应) 可能会影响对体内放射性示踪剂分布的预估。对于目前的心脏放射性示踪剂、方案和成像系统, 死时间效应并非什么大的问题。

2.6. 准直

SPECT 图像重建要求已知每个已采集计数的入射方向。为此, 需要使用外部准直器来阻挡在准直器设计时所规定的入射角度范围以外的光子。准直器可通过将检测到的光子数限定为特定方向或小范围方向, 从而仅对患者发射的一小部分光子进行检测 (见表 1)。不过, 由于允许某一范围的入射角度穿过准直器, 因此会损失分辨率。设计 SPECT 准直器时, 必然要在分辨率和灵敏度之间进行权衡和取舍。可通过进一步限制入射角度范围提高准直器的空间分辨率, 但代价是牺牲灵敏度。Anger 相机需要利用准直器定位患者体内发射伽玛射线光子的位置。

由于要在分辨率和灵敏度之间作出取舍, 准直器便有可能成为 SPECT 相机中对图像质量影响最大的组件。大多数核心脏病学 SPECT 相机都利用传统的平行孔准直。不过, 很久以前人们便认识到, 改变准直器的设计或许可以显著改善 SPECT 的性能。由于近些年探测器和计算技术发展迅速, 核心脏病学领域的新型准直器设计已进入实用阶段。

2.6.1. 平行孔准直。平行孔准直器的结构与蜂巢类似, 包含大量由薄隔板分隔的狭窄通道。穿过准直器的入射角范围取决于通道的宽度和长度。隔板必须足够厚, 这样才能吸收所需能量的光子, 从而接受在一系列方向上入射到准直器的光子。根据准直器在设计时所针对的光子能量, 通常可将其划分为低能、中能或高能三类。根据准直器入射角的不同, 可以将采用不同设计方式的各种低能准直器划分为高分辨率、通用、高灵敏度等类别。

对于 Anger 型照相机, 平行孔准直为其标配。尽管某些“通用”准直器也拥有出色性能, 但低能、高分辨率准直器通常最适用于 Tc-99m。使用 TI-201 成像时通常最适合搭配低能、中等分辨率 (通用) 准直器, 因为使用高分辨率准直器时, 计数统计信息会受限。中等分辨率与高分辨率准直器之间的差异通常在于, 高分辨率准直器的准直器深度 (即准直器孔的长度) 更大。中等分辨率和高分辨率准直器的近视野分辨率相似, 但与准直器面之间的距离较远时, 高分辨率准直器可保持较好的分辨率。这种差异在 SPECT 成像中尤为重要, 因为在此情况下患者与准直器之间的距离较远。⁵

选择使用哪一种准直器对产生的图像质量有重要影响。而用户在选择时所面临的困惑在于, 不同制造商提供的准直器虽然名称相同 (例如“通用”), 但在性能上却存在差异。表 1 提供了准直器规格的近似值。用户应参考具体的成像方案来选择合适的准直器。务必定期对准直器的完整性进行评估, 因为若未能发现并纠正局部降低的灵敏度, 可能会导致与均匀性相关的伪影, 包括重建伪影。^{12,13}

牺牲掉配备了通用准直器的多个探测器获得的部分额外计数, 而换来使用更高分辨率准直器获得的更

表 1. 低能量 (<150 keV) 准直器的典型性能参数

准直器类型	分辨率 (FWHM @ 10 cm)	效率	相对效率
超高分辨率	6.0 mm	0.5×10^{-4}	0.3
高分辨率	7.8 mm	1×10^{-4}	0.6
全能/通用	9.3 mm	1.7×10^{-4}	1*
高灵敏度	13.2 mm	3.5×10^{-4}	2.1

注: 相对效率 1 近似对应于准直器效率 1.7×10^{-4} , 其中效率的定义是: 射线源发出的伽玛射线和 X 射线中通过准直器的每份伽玛射线和 X 射线所占比例。

高分辨率成像，这是目前的一大趋势。对于可以模拟准直器模糊效果的较新重建算法而言，一定程度的分辨率恢复是可行的。使用此类算法时，通用准直器可带来更好的图像质量。¹⁴ 根据设备配置、重建算法、放射性核素剂量以及患者群体的不同，各实验室所应选择的最优准直器可能有所差异。

2.6.2. 摆动扫描平行准直。摆动扫描配置是标准平行孔准直器的一种变型，即将一系列小型探测器布置在患者周围，而不是 1 到 3 个大视野探头 Anger 型照相机周围。每台小型探测器都配有一个平行孔准直器，用于限制其对小型实体的视野 (FOV)。为全方位查看患者，每台探测器会围绕其自身的轴旋转，在整个成像实体区域内像探照灯一样以其视野进行摆动扫描。如果这些小型旋转型探测器数量足够多，就能达到重建高质量影像所需的足够角域采样程度。旋转型探测器的扫描视野可灵活控制花费在成像视野成像区域的时长。通过增加心肌成像时间和减少胸部其余区域成像时间，可提高数据收集效率，从而缩短扫描时间或降低剂量。尽管摆动平行孔准直并非什么新概念，¹⁵ 但近期在探测器设计上取得的科技进步使其进入实际应用阶段。¹⁶ 固态 CZT 探测器的推出使紧凑型固定式设备设计成为可能。

2.6.3. 会聚准直（固定和可变扇形束和锥形束）。对于大面积探头 Anger 相机和平行孔准直，心肌成像过程中只会利用一小部分探测器区域。会聚准直可利用更多晶体区域进行心脏成像、图像放大和灵敏度提升。⁵ 采用较短固定焦距的会聚准直器可能会截断心脏和/或胸部的某些部分（特别是体型较大的患者）。这种截断可能会产生伪影。目前，固定焦距扇形束和锥形束准直器在核心脏病学领域的临床应用比较有限。

另一种已进入商用阶段的会聚准直器设计是可变焦距锥形束准直器。¹⁷ 这种准直器的中心聚焦于心脏，以增加采集的心肌计数数量。准直器的其余部分焦距较长，可以改善整个胸部的数据采样，进而减少截断伪影。

2.6.4. 多针孔准直。准直需要将探测器上的点映射到入射角度。传统的平行孔和会聚孔准直器利用辐射吸收材料的狭窄通道阵列来指定入射角度。而另一种与之完全不同的方法是针孔准直，通过由辐射吸收材料包围的针孔光圈允许光子穿过。探测器上光子的入射方向由伽玛光子发射点与针孔光圈之间连接而成的线决定。

针孔准直器的灵敏度和分辨率特性与平行孔准直有着显著的差异。平行孔准直器的灵敏度几乎恒定不变，不会随与准直器的距离而变化。但针孔准直器的灵敏度取决于与针孔光圈距离的平方反比，距离较小，灵敏度越高。此外，灵敏度还随针孔直径的平方而增

加，但同时也会损失空间分辨率。针孔的放大倍数由针孔至探测器距离相对于针孔至射源距离的比率决定。放大倍数增加时，探测器固有分辨率对系统总体空间分辨率的影响减少，后者将接近针孔准直器的分辨率。总之，针孔准直器对放置在针孔光圈附近的小型对象的成像效果最佳，在临床上最常用于甲状腺成像。针孔准直器最近在小动物 SPECT 成像方面获得极大关注。多针孔准直器对于提高灵敏度和角域采样非常有效，但前提是通过针孔间屏蔽来避免重叠针孔投影，或者在少量重叠的情况下，利用特殊图像重建算法来最大限度减少其对图像质量的影响。

多针孔准直在核心脏病学发展的初期用于提供心肌的多角度视图（某些情况下，提供有限角度计算机断层扫描）。¹⁸ 随着迭代图像重建领域的科技进步，多针孔准直器在核心脏病学领域“卷土重来”。事实证明，使用配备 Anger 相机¹⁹ 和小面积 CZT 探测器²⁰ 的多针孔准直器可以执行心肌全断层 SPECT 成像。与配备 Anger 相机的传统针孔准直相比，此类针孔准直具备同时提升空间分辨率和灵敏度的可能性。

2.7. 系统设计

以上内容阐述了核心脏病学领域中使用的各类探测器和准直器。SPECT 成像系统便由上述这些组件构成，旨在优化成像方案、患者处理、设备灵活性以及总体图像质量。使用者必须充分了解系统设计，才能制定正确的 QA 计划。

2.7.1. 多用途 SPECT。一个多用途 SPECT 设备加上一台或多台大面积探头 Anger 相机，是心脏 SPECT 系统的常见设计。探测器与机架相连，后者可以旋转 Anger 相机并调整其与旋转中心的相对距离。在机架以连续模式或步进模式旋转探测器的同时，系统会采集投影图像。这种 SPECT 系统设计的优点之一在于，可以兼容常规核医学扫描（平面和 SPECT）以及心脏 SPECT。

最初，心脏成像中广泛使用单头照相机。配备的探测器越多，性能也越高，因为在所有其他变量保持不变的情况下，探测器数量加倍会使采集的计数同样加倍。对于推荐采用 180 度轨道（右前斜位 [RAO] 至左后斜位 [LPO] 或 LPO 至 RAO）的心脏 SPECT 检查，首选配置是让两个探测器相隔 90° 围绕心脏旋转。90° 配置的缺点在于，位于两个探测器之间的区域可能会发生 SPECT 投影截断。许多双探测器系统还提供更灵敏的配置（例如 80°）和更长的扫描范围（例如 100°），以避免可能在心脏附近发生的截断。

多用途 SPECT 系统的各种机械配置和探测器运动可能会导致失准误差，因此必须执行实验室 QA 计划（例如，旋转中心 [COR] 校正、多探测器配准）。

2.7.2. 心脏专用系统。随着核心脏病学的发展，专为心脏成像而非所有核医学程序而设计的 SPECT 设备的市场得到扩展。很多设备配备了采用固定 90° 配置、面积更小的 Anger 相机探测器，此类系统显著降低了成本、重量和空间要求。不过，与使用配备大面积探测器的多用途 SPECT 系统相比，在使用这些心脏专用 SPECT 系统时，必须更加注意患者定位，以避免心脏的截断显示和相关伪影。此类专用系统的 QA 与多用途 SPECT 系统类似。

如上所述，心脏专用 SPECT 系统的增长还促成了新型探测器和准直技术的结合。由于设计种类多样且功能新颖，其 QA 要求可能不同于采用平行孔准直的标准 Anger 相机。因此，本文档并未提供每一种设计的详细质量保证摘要，但注明了 QA 或性能可能存在差异的方面。每个实验室都应了解这些差异，并在相关标准和指南制定之前，查阅供应商的用户手册，制定自己的计划。

2.7.3. 患者配置。由于 SPECT 设备设计的多样性，各 SPECT 设备之间的患者处理系统可能存在显著差异。尽管这不会直接影响相机的质量保证，但仍应了解患者配置差异及其对检查解读的潜在影响。

传统患者处理系统将患者水平固定在工作台面上，探测器同步围绕患者旋转。患者通常以仰卧位成像，但某些实验室的例行成像体位为俯卧位。²¹ 有些心脏专用 SPECT 系统则改以斜靠位或直立位固定患者。相对于患者的不同重力方向可能会影响预期的衰减模式以及患者移动的度数和性质。

有些新型心脏专用系统中配有可在内部移向设备的探测器和/或准直器，没有任何可见的移动组件。还有些系统则可能采用全固定式设计，根本不需要移动探测器或准直器。不过，部分心脏专用 SPECT 相机的差异之处在于，探测器是固定的，患者以直立位旋转。对于此类系统，必须将相机的旋转椅纳入 QA 计划的旋转中心评估中。

2.7.4. 数据采样。重建断层图像需要一系列角度投影图像。SPECT 系统采集多个投影图像的方式存在显著差异。对于传统平行孔准直器和 Anger 相机或类似探测器，其最小角域样本数量已有相应的指南说明。

对于其他设计，数据采样主题可能并非如此简明。使用小视野探测器时发生的截断可能会引发伪影，特别是在 FOV 的边缘。锥形束和针孔几何结构距离中央经轴图像层越远，数据完整性越低，图像伪影也越多。某些聚焦型准直器设计或许可以在心脏区域实现充足采样，但在躯干其余部分则会出现采样不足的情况。正确定位患者对确保心脏处于完全采样区域具有重要意义。

尽管各供应商都为其相机推荐了心脏成像方案，但如果类似验证工作尚未发布，则用户应根据自身需

求通过 QA 体模验证这些方案的适用性。验证时，应使用全尺寸仿真体模执行检查，以便模拟实际情况下的成像。

2.7.5. 配备衰减校正 (AC) 光子源的 SPECT 系统。目前，有两种类型的透射断层成像系统可用于采集患者专属衰减图，这些图可用于对 SPECT 图像进行光子衰减校正。第一种类型是透射计算机断层成像 (TCT)，它使用一个密封的放射源（例如 Gd-153）和用于 SPECT 成像的标准准直闪烁探测器。第二种类型的透射成像系统将 X 射线管与计算机断层扫描 (CT) 探测器相结合。这两类透射成像系统之间的主要差异在于所使用的辐射类型以及决定所需质量控制 (QC) 方案的光子发射率。TCT 中使用的放射源产生的辐射为单能伽玛射线，而 X 射线 CT 中使用的是 X 射线管产生的多能 X 射线。此外，典型 X 射线管产生的 X 射线光子通量远高于 TCT 中使用的传统密封放射源，CT 图像采集时间可能在数秒至数分钟范围内变化，具体时间视 X 射线管强度而定。

TCT 中形成透射图像所使用的密封放射源产生的光子数与发射源产生的光子数处于同一数量级，但远低于 CT 中典型 X 射线管产生的光子数。因此，从密封放射源获得的透射图像的噪声要高于 X 射线 CT 图像。此外，发射源产生的散射光子可能会影响从密封放射源获得的透射图像，但不会影响 X 射线 CT 图像，因为两者在光子计数上存在巨大差异。由于受形成透射图像的光子数量较少，以及注射放射性示踪剂所产生的不容忽视的能谱交叠散射分量的影响，本文涉及 TCT QC 程序的篇幅较多，并将其与使用 X 射线管的系统的 QC 程序分开介绍。

2.7.6. 配备衰减校正 CT 的 SPECT 系统。随着正电子发射计算机断层扫描 (PET)/CT 系统成为一大发展趋势，混合型 SPECT/CT 系统应运而生，将 SPECT 和 CT 系统进行了合并。PET 子系统通常为完整环形系统或局部环形系统，SPECT 子系统通常为宽视野可变角度双探测器系统。在实际应用中，这些组合型系统能够提供一系列集成功能。可以配备的 CT 子系统范围广泛、类型多样，从适用于解剖定位和衰减校正的非诊断性装置，到能够进行 CT 血管造影并生成诊断 CT 图像的多层（16 层或更多层）系统。SPECT/CT 系统内的 SPECT 探测器与独立 SPECT 系统内的 SPECT 探测器并无显著区别。可从方案视角将这些系统视为独立系统，用于在 CT 扫描前后进行以衰减校正为目的的发射检查。根据采集的 CT 断层数，CT 部分也可像独立 CT 设备般用于 CT 血管造影和钙化积分扫描。然后可以根据具体的检查类型，以独立方式或与 SPECT 图像进行 3D 图像配准的方式对图像进行分析。

2.7.7. 系统性能。SPECT 总体图像质量取决于探测器性能、准直器尺寸、系统设计、图像重建算法等多种影响因素。尽管传统 SPECT 相机具有类似设计和性能（取决于准直器规格），但其他采用非传统设计的系统的性能可能存在很大差异。配备多个采用不同设计的 SPECT 系统的实验室应确保在同一或同等设备上执行静息和负荷 SPECT 检查。

空间分辨率、灵敏度和能量分辨率等基础图像质量测试可通过简单的体模或程序来执行。由于这些测试通常用于检测系统内某个或多个组件的性能，因此尽管能够提供有价值的信息，但却无法对系统总体性能做出完整评估。探测器轨道、在 FOV 中所处的位置以及感兴趣区 (ROI) 外活化物的存在都会对分辨率和灵敏度造成影响，这也使得性能评估工作更加复杂。可提供扩展源和特定成像测试（例如，冷热病灶对比度、均匀实体、心肌缺损检测等）的大型可填充体模能够对总体成像程序进行测试，并在评估各系统性能以及确保特定系统质量和稳定性方面具有更高的价值。

图像重建算法和滤波器参数在总体图像质量方面发挥着重要作用。滤波反投影是传统 SPECT 图像重建的标准重建算法。但采用迭代算法的统计图像重建方法现已在临床中得到广泛应用，更有部分采用新型设计的系统只支持迭代重建算法。很多迭代算法都纳入了准直器模糊建模功能，可在一定程度上恢复分辨率。尽管通过空气中的线源或点源等简单体模测试可获得重建空间分辨率，但这些测试并不能为特定任务（例如，患者心肌中放射性缺损的显示）准确提供有关系统分辨率的实用信息。²² 此外，图像质量还在很大程度上取决于迭代重建参数（迭代和子集的数量、正则化参数、后滤波内核）。所以，出于上述所有原因，要了解系统的性能特征，就必须通过可填充体模执行测试，并将这些测试纳入例行 QA 中。

2.8. QC 程序

表 2. SPECT 系统 QC 程序

测试	优先级	频率
根据 NEMA 要求进行的验收测试	推荐	交付时，重大硬件升级
能量峰值	强制性	每天
均匀性测试	强制性	每天
分辨率和线性	推荐	根据制造商的建议
灵敏度	可选	根据制造商的建议
旋转中心	强制性	根据制造商的建议
多探测器配准		
均匀性校准	强制性	根据制造商的建议
总体性能	推荐	每季度

2.8.1. SPECT QC 程序。用户有必要采取适当的 QC 程序（表 2）确保设备能够达到其最高图像技术质量，从而为患者群体提供最佳诊断服务。²³ 需要注意的是，测试频率要求可能因地而异，因此必须根据机构的辐射许可证检查确认机构所应遵循的时间表。例如，某些州要求每周为所有 Anger 相机执行铅栅体模测试。

本节概述了 Anger 相机的方案和测试频率。基于非 Anger 技术的相机制造商应为其系统提供相应的方案，确保其系统在临床应用中能够以最佳状态工作。如果制造商并未提供与本节概述的测试等效的测试和测试频率，则应遵循现有的指南方案和频率要求。对于制造商方案和频率，制造商应提供相关数据，从而确保已对测量值进行了容差级别定义（例如，均匀性应有已定义的验收阈值）。对于频率，指南仅提供预期频率建议。对于低于指南中建议值的频率，制造商应为其提供相关支持数据。

2.8.1.1. 能量峰值。执行能量峰值测试的目的在于确认相机是否能够对具有正确能量的光子计数。测试期间，可以手动或自动方式将正确脉冲高度分析仪的能量窗口置于要使用的光峰能量上。务必让技术专家确认窗口放置是否正确，并确保所使用的放射点源与未准直相机之间的距离大于 5 个有效 FOV (UFOV) 直径；面源通常用于已准直的相机前。²⁴ 在任一情况下，射源都应照亮相机的完整 UFOV。即使是在为各能量提供单个按钮或计算机协议选择的自动化系统上，也应完成窗口验证；因为即便在这些自动化系统中，能量窗口也往往会发生漂移。此类系统允许利用窗口偏移来校正这些漂移。此峰值测试应为各个相机指示其自动峰值电路是否能够正常工作、峰值是否出现在正确的能量下以及能谱形状是否正确。在成本、时间和设备允许的情况下，应通过叠加的能量窗口获取并保存能谱的电子或硬拷贝屏幕截图。

2.8.1.2. 均匀性测试。执行均匀性测试的目的在于，确认相机的灵敏度响应在整个探测器表面上能够均匀

分布。一些制造商建议执行固有均匀性测试（使用点源，不带准直器），而其他制造商则建议执行系统均匀性测试（使用面源 [通常为 Co-57]，带准直器）。执行固有泛源测试的优点在于，为射源使用的伽玛射线的能量与临床使用的能量完全相同，并且不在泛源上叠加任何准直器网格图。执行系统泛源测试的优点在于简单方便，尤其是在与 Anger 相机联用的准直器只有一台时；此外，系统泛源测试可在更小的空间内执行，而固有泛源测试则要求射源与未准直探测器之间保持足够的距离。测试期间，需要将相机暴露在均匀的放射源下，这一过程通常称为探测器“泛源”。执行固有均匀性测试时，放射点源应至少定位在自探测器中心至晶体 UFOV 距离五倍远处。此测试通常在探测器峰值测试后立即执行。点源应包含少量（约 0.5 mL）流体，且活度较低（7~11 MBq）。对于大型矩形相机（大到点源应放置在 7~8 英尺的位置处），则需要 20~25 MBq。某些类型的相机可能很难获得固有泛源视野。由于必须拥有距离小于 5 个 UFOV 直径的点源，部分制造商提供了软件用以校正不均匀性。由于存在这些困难，使用放射性面源执行系统均匀性测试可能更为实际。为确保采集期间获得真正响应，计数率应保持在 10 至 25 kcps。对于一些旧版系统，应使用铅环为最外侧射线管提供辐射屏蔽，防止出现边缘堆积。对于将要进行目视检查的泛源图像，其矩阵应为 256 × 256，采集计数为 3 M（对于更大的矩形探测器，则为 5 M）。应存储数字化泛源视野。用于计算均匀性的泛源图像需要两到三倍的额外计数以减少统计噪声。建议计数数量至少为 4,500 计数/cm²（例如，400 mm 圆形探测器对应的计数为 5.7 M）。美国电气制造商协会 (NEMA) 建议至少为泛源图像的中心 (6.4 mm) 像素采集 10,000 个计数。²⁴

应在每天使用探测器之前检查其泛源图像，确保探测器的峰值正常且泛源均匀。此外，还有几个参数是根据泛源图像量化的，应在执行日常 QA 程序期间计算这些参数并记录结果。发生电力短缺和停电时，应再次执行探测器峰值和泛源测试，确保其功能恢复正常后再继续执行患者成像。计算得出的均匀性参数有两个——积分均匀性和微分均匀性。如果使用更大的矩阵尺寸采集泛源图像，应在均匀性计算前通过对像素求和或求平均值，将像素矩阵缩小至 64 × 64。积分均匀性是一个全局参数，用于测量探测器扩展区域的均匀性，其表示方式如下：

$$\text{积分均匀性} = 100\% \times (\text{最大值} - \text{最小值}) / (\text{最大值} + \text{最小值})$$

最大值和最小值是指定区域中任意像素内的最大计数和最小计数。微分均匀性是一个局部参数，用于测量较小邻近区域的对比度。此测量执行时在 X 和 Y 方向上均使用全 5 × 5 像素区域，其表示方式如下：

$$\text{微分均匀性} = 100\% \times (\text{最大偏差} (\text{最大值} - \text{最小值})) / (\text{最大值} + \text{最小值})$$

需要注意的是，针对特定相机利用在某一能量（例如，Tc-99m 的 140 keV）下收集的泛源视野校正其他能量（例如，Tl-201 的 70 keV）下采集的数据视野的能力，不同制造商所提供的建议有所差异。²⁵ 对于某些 Anger 相机，可能必须为 Tl-201、I-123、I-131 等分别采集泛源视野。在这种情况下，大多数用户将有必要执行固有均匀性校正，而非系统均匀性校正。如果未能应用足够的总体泛源视野校正，最明显的后果是在 SPECT 性能体模的均质部分出现同心环伪影（见表 3）。²³

2.8.1.3. 分辨率和线性测试。执行此测试的目的在于，记录空间分辨率及其随时间变化情况以及探测器的直线成像能力。测试包括通过空间分辨率测试体模对泛源进行固有成像。应按“均匀性”测试部分所述采集泛源。大多数市售铅栅体模均适用于本测试，其中包括平行线等间距铅栅体模和正交孔或 4 象限体模。如果使用 4 象限体模，则每次执行测试时，都应将体模旋转 90°，以便在每次完成第五次测试时，图案能够回到原位。应记录并存储铅栅体模图像。应通过评估这些图像了解成像线的直度以及固有空间分辨率。应通过记录可识别的最小栅评估分辨率的变化。将所见最小栅尺寸乘以 1.7 可近似计算 FWHM 所测量的空间分辨率。²³

对于不基于 Anger 相机技术的成像系统，制造商应提供 QC 程序以确保系统能够维持分辨率和线性稳定性。如果制造商并未提供建议方案，则应按建议的频率执行本测试。

2.8.1.4. 灵敏度测试。执行此测试的目的在于记录探测器的灵敏度，更重要的是记录灵敏度随时间的变化情况。测试包括计算探测器对于（使用剂量校准器校准的）已知射源的灵敏度（以每分钟每兆贝可计数表示）。重复测量时，点源应始终位于相机前同一距离处。对于灵敏度变化测量，有一种更简便的方式是记录采集固有（或系统 [如更适用]）泛源预设计数所花费的时间。

2.8.1.5. 旋转中心校准。相机电子矩阵中心与机械旋转中心 (COR) 之间的对准误差可能导致横截面图像中出现特征化的“炸面圈”伪影（如果是 360° 轨道，并且使用了点源）或“tuning fork”伪影（如果使用了 180° 轨道）。²⁶ 当 64 × 64 矩阵中的误差超过两个像素时，影响最为显著。小于该值的误差会导致图像模糊，

降低空间分辨率和图像对比度，并造成严重伪影（特别是在心尖处）。²⁷ 应每周检查一次各相机头的 COR 对准，除非制造商另有规定。在某些系统中，这意味着需要分别进行两次独立的采集，为每一个探测器采集一次，采集时禁用另一个探测器。许多制造商都要求遵循特定方案来确定和重新校准 COR。尽管某些制造商规定仅应由服务工程师执行 COR 校准，但仍应检查所有系统的 COR 校准是否正确。如果制造商并未推荐特定 COR 采集方案，可通过采集患者检查床上距离旋转轴 4 至 8 英寸、活度为 (18~37 MBq) 的点源来确定 COR。SPECT 数据通过圆形轨道的等距投影进行 360°采集。采集 COR 时应采用进行患者检查时所用的相同角定向、准直、缩放、矩阵尺寸和能量窗口。360°范围内 64 个视图每帧五至十秒足以完成采集。然后计算每个轨道的 COR 校正值，将其存储在计算机中，并用于在重建前重组投影数据。临床使用的每个准直器都必须执行 COR 误差检查。²⁸ 建议每周执行一次测量。在执行相机维护后、发生电涌或停电后以及硬件和软件升级后都应执行新的 COR 校准。必须在执行任何类型的维护后确认应用的 COR 信息正确无误，方法很简单：重复采集新的 COR 信息，然后确认点源的计算机断层扫描采集确可正确生成同为点源的横轴图像。

2.8.1.6. 高计数系统泛源视野均匀性校正。 不同制造商对于高计数校正采集时间表和方式所给出的建议存在着很大差异。最近的发现表明，某些相机可能只要求每年采集一次系统泛源来确认准直器的完整性¹²，并且不要求所有均匀性校正都要进行固有采集，只要相机得到正确调校即可。²⁵ 对许多系统而言，准直器的设计和制造足够精良，并不会降低 SPECT 的均匀性。因此，正如指南中阐述的任何程序一样，务必要遵循制造商建议的 QA 方案。SPECT 中隐含假定光子探测效率在已准直探测器的整个表面均恒定不变。如果与表 3 中的性能参数相比，效率变化明显，则会产生泛源视野均匀性误差。Anger 相机会在重建前利用存储的泛源视野校正图来校正整个 FOV 范围内的灵敏度变化。如果灵敏度不足，则可能引发特征化的“环形”伪影（在多用途树脂玻璃 SPECT 体模²³ 的均质部分中最为常见）和心肌灌注伪影。应通过典型 FOV 128 × 128 或 256 × 256 矩阵的 3 M 计数泛源执行每日泛源视野系统（带准直器）均匀性检查。为校正因准直器造成的灵敏度变化，应为每个探测器采集 30 M 至 100 M 计数图像（128 × 128 或 256 × 256 矩阵），

表 8. SPECT 性能特征的最低验收标准

参数	可接受范围
重建分辨率	应能分辨直径大于或等于 11.1 mm 的冷棒
重建均匀性	柱面的均质部分不应在一个以上断层中存在环形伪影。柱面内的均匀性应小于或等于 20%
重建对比度	应能清晰显示直径大于或等于 19.1 mm 的球面。31.8 mm 球面的对比度应大于 65%

表 3. 闪烁（或 Anger 型）照相机性能参数

参数	标准	首选
积分均匀性	<5%	<3% 微分
均匀性	<5%	<3% 固有
分辨率 (FWHM)	<6 mm	<4 mm

注：这些值是使用 3/8" NaI(Tl) 晶体的 Anger 型照相机系统的专属值。

表 4. 放射性核素 TCT 系统 QC 程序

测试	要求	频率
能量峰值	强制性	每天*
透射源机械特性	强制性	每天*
射源强度	强制性	每月*

*或按照制造商的建议。

表 5. X 射线 CT 系统 QC 程序

测试	要求	频率
校准	强制性	每月* 视野均
匀性	强制性	每月*

*或按照制造商的建议。

表 6. SPECT/CT 系统的 CT QC 时间表

测试	频率
水模 QA	每天
管预热	每天
空气校准（“快速 QA”）	每天
水模检查：断层厚度、精确度、定位	每月

表 7. 组合型 SPECT/CT QC 程序

测试	要求
配准	强制性
衰减校正精确度	强制性

并进行存储,以供均匀性校正时使用。必须为每个准直器执行均匀性测量,并且必须使用采集泛源和生成校正矩阵时所用的同一准直器来采集患者检查。必须同样为泛源使用与临床检查时使用的相似的能量值。对于 Tl-201 和 Tc-99m 成像,最常用的是 Co-57 固态面源 (122 keV),使用可填充源的情况较为罕见。日常使用时固态面源的问题较少。为高能量放射性核素使用低能量校正泛源可能会导致错误的补偿,因此不建议这样做。

2.8.1.7. 多用途树脂玻璃体模。NEMA 强烈建议至少每季度对多用途树脂玻璃体模执行一次采集和重建。²⁹对于希望获得美国放射学会 (ACR) 认证的实验室,执行这些测试是强制性要求。应特别注意的是,如果希望获得 ACR 认证,则必须提交 Tc-99m 和 Tl-201 模拟的可接受 SPECT 体模图像。每当系统接受重大维护或有任何日常测试超过建议容差时,都应执行此测试。

这些 SPECT 体模是可以注入放射性的圆柱形或椭圆形水槽,包含具有不同尺寸实心球的区域、具有放射性水和不同尺寸实心杆或棒的区域以及只包含放射性水的区域。³⁰这些体模用于确定设备的 3D 对比度、分辨率和均匀性,测试时通常采用高活度 (740~925 MBq) 和“精细”采样 (360°128 × 128 矩阵和 128 投影)。²³采集执行时使用的是典型 Tc-99m 能量设置,在整个 360°采集期间将探测器定位在尽可能靠近体模的位置,以便优化空间分辨率。¹应至少采集 3,000 万计数,然后为体模剖面重建数据,以便通过球面中心评估对比度、通过杆剖面评估 3D 分辨率以及通过“空白”剖面评估均匀性。通过此方法显现的系统问题包括:因未能显示足够对比度而造成的能量分辨率未达理想水平、因实心杆剖面导致的分辨率损失而引发的潜在 COR 问题以及因均匀剖面异常同心环外观而造成的不适当或不充分泛源视野校正。应每个季度以及在重大设备修理和安装新软件后执行这些测试,以验证硬件和软件正确执行计算机断层扫描重建的总体能力。

与验收测试期间制定的标准联用时,这些季度测试有助于指示特定时间点,以便及时联系制造商的服务代表,对导致 3D 系统性能严重下降的原因做进一步地诊断并纠正这些问题。²⁵

2.8.2. 放射性核素 TCT QC 程序。应遵循 QC 指南,确保使用密封放射源的透射系统能够按照设计要求运行。表 4 列出了这些测试。

2.8.2.1. 能量峰值。执行此测试的目的在于确认相机能否在正确的能量窗口中进行光子计数。操作员应利用所有采集站均有提供的脉冲高度能量 (z) 分析仪确认发射、透射和散射 (若适用) 窗口已正确设置,且每个窗口都在进行光子计数。对于某些系统,

可能需要手动打开透射源的遮蔽装置。如果无法执行,可获取快速“空白”扫描 (见下一段落),以确认正在对透射光子进行正确计数。

2.8.2.2. 透射源机械特性。不执行患者成像时,透射源处于屏蔽状态,并在射源平移覆盖整个 FOV 的系统上保持在“停驻”位置。执行患者成像时,用于屏蔽射源的遮蔽装置被打开,允许透射光子射出并穿过患者。在某些系统中,射源随即针对每个投影沿患者身体轴轴向平移。要确认射源遮蔽装置和平移机构是否正常工作,则应采集参考“空白”透射扫描。所有 TCT 方案都要进行此扫描,建议每周采集一次,并且在可能的情况下于每天第一次使用系统前采集一次。此测试的频率取决于透射源同位素的半衰期以及 TCT 系统的稳定性。应按照制造商建议的采集方案采集透射空白扫描。完成时,目视检查平面图像并检查有无伪影 (例如,冷焦点、缺失数据段、轴间断)。一种常见的误解是,空白扫描与均匀性泛源扫描类似,应该是均匀的。 $\pm 10\%$ 的严格均匀性指标对于空白扫描而言并不适当。实际上,检查空白扫描的目的在于确保没有任何总体非均匀性伪影 (例如,没有计数的像素孔或像素带)。对于扫描射源系统,空白扫描不应在扫描源轴向上出现像素密度间断或骤变。存在这些伪影则表明扫描探测对准不当,应由服务工程师进行检查。

2.8.2.3. 射源强度。对于使用 Gd-153 透射源的系统,在透射窗口中收集的光子包括初级透射光子和来自发射放射性示踪剂的散射光子 (交叠)。这些分量 (即透射和交叠) 的比率称为透射交叠比 (TCR)。此 TCR 值取决于透射源强度、注射的放射性药物、注射活度以及患者身体体型。透射源衰减、更高的注射活度和更大体型往往都会降低 TCR 值。较低的 TCR 值会导致重建衰减图中的斜纹和噪声增加。由于 TCR 值会随射源的衰减而下降,因此其行为在射源的生命周期内呈现特定趋势,用户可据此确定应在何时更换射源。此 QC 方案应至少每月执行一次,并在安装 TCT-ECT 系统或更换透射源时执行基线扫描。如果用户怀疑 TCT-ECT 系统有问题,应在即将使用系统进行患者成像前执行测试。有两种方案可供选择:一种方案使用圆柱形体模,另一种方案使用仿真的胸部体模。很显然,与圆柱形体模相比,胸部体模可以针对心脏成像对 TCT-ECT 系统进行更全面地检查。对于可能无法获得胸部体模的机构,可利用提供的圆柱形体模方案查找 TCT-ECT 系统的潜在问题。

2.8.3. CT QC 程序。以下程序应可确保 CT 设备的基本正常运行。表 5 列出了建议的 CT 成像 QC 时间表。某些制造商可能还要求用户执行其他程序。

2.8.3.1. 校准。重建的 CT 图像必须以亨氏单位 (HU) 准确展示绝对 CT 值。这对使用 CT 图像进行

SPECT 衰减校正至关重要，因为量化的 CT 值通常是通过双线性或三线性函数（在水的 CT 值处或附近设有一个铰链）变换到 SPECT 放射性示踪剂的衰减系数。任何 CT 值误差都将被传播为放射性示踪剂的预估衰减系数误差，进而对衰减校正 SPECT 值产生不良影响。CT 系统校准在执行时采用了一种特殊的校准体模，其中包括已知 CT 值的嵌件。此校准由制造商的现场服务工程师完成。然后使用由制造商提供、直径通常为 24 cm 的充水圆筒每日检查 CT 校准。在实践中，如果误差大于 5 HU（即不同于预期值 0 HU），便可将 CT 系统视为未校准。技术专家通常随即执行一次空气校准，以确定该操作是否能纠正总体校准（即，使水的 CT 值恢复到 0 的 5 HU 之内）。如果无法纠正，则必须联系制造商的现场服务工程师。制造商的服务工程师应每年或在任何重大修理或校准后检查校准。

2.8.3.2. 视野均匀性。重建的 CT 图像必须在整个视野 (FOV) 范围内呈现均匀的响应。在实践中，这意味着均匀充水圆筒的重建图像本身必须在整个图像范围内呈现小幅度的 CT 值变化。在实践中，圆筒图像的四角放置了小的圆形感兴趣区 (ROI)，平均 CT 值将与来自体模中心区域的值进行比较；平均区域 CT 值的差异不应超过 5 HU。超过该值的不均匀性产生的定量误差可能足以影响基于 CT 图像的 SPECT 衰减校正。

表 6 列出了组合型 SPECT/CT 设备的建议 CT QC 时间表。用户应咨询制造商，了解为其 SPECT/CT 设备的 CT 组件执行测试时应采用的具体方式和频率。美国放射学会 (ACR) 和美国医学物理学家协会 (AAPM) 均已发布 CT 测试程序指南。^{31,32}

2.8.4. 组合型透射 (TCT 或 CT) 和 SPECT QC 程序。组合型系统的 SPECT 和 CT 部分应按照针对专用 SPECT 和 CT 成像设备的说明进行评估。除了针对组合型系统 SPECT 和 CT 部分的独立 QC 测试外，还必须执行额外的测试来评估 SPECT 和 CT 的合并使用。表 7 列出了组合型 SPECT/CT 设备的建议 QC 程序。

2.8.4.1. 配准。重建的 SPECT 和 CT 图像必须准确反映相同的 3D 位置（即，两幅图像必须配准）。这种配准通常难以实现，因为所有商用组合型 SPECT/CT 系统 SPECT 和 CT 部分的位置并不重合（即，SPECT 和 CT “断层”并不位于同一平面），并且 SPECT 与 CT 机架是相接的。在实践中，这意味着 SPECT 和 CT 采集不能对同一断层同时成像。事实上，对患者的同一断层成像时，由于 SPECT 与 CT 检查床进入机架的行进距离不同，因检查床移动过程中 x、y、z 对准不当导致配准不良的可能性极

大；或者可能因 SPECT 和 CT 部分的“检查床下陷”差异而带来更严重的问题，具体视检查床设计而定。

此外，电子漂移可能会影响每幅图像的“位置”，使机械配准的校准精度随时间推移而降低。因此，必须持续检查 SPECT 与 CT 的配准情况。通常可使用特定体模或夹具来执行这一配准，这些工具中包含一组在 SPECT 和 CT 中均可见的点源。

融合 SPECT-CT 图像中的共同位置误差将接受评估，例如通过在各经轴断层生成的计数配置文件进行评估。此类误差在软件配准校正后应小于 1 mm。应沿检查床的若干位置对此配准夹具成像，这一点非常重要。在床尾放置重物制造一定程度的检查床下陷，然后重复评估，可能也会有所帮助。

注：以上注意事项是对患者特定对准 QC 的补充，后者是临床上评估可能的患者或呼吸运动所必需的程序（此处未做介绍）。

2.8.4.2. 衰减校正精确度。使用 CT 图像进行 SPECT 衰减校正需要将 CT 衰减系数转换为 SPECT 放射性示踪剂的衰减系数。这种转换通常是通过双线性或三线性校准曲线（在水的衰减系数处有一“铰链”来实现的。

至少应在基于 CT 的 SPECT 衰减校正后对充水圆筒成像，以评估 SPECT 视野均匀性和 SPECT 放射性浓度。CT 到 SPECT 衰减转换中的误差通常呈现为校正 SPECT 图像，该图像从边缘至中心并无“平坦”曲线（即，体模边缘的活度相比体模中心过高或过低），并带有错误的衰减校正绝对 SPECT 值（尽管这些值取决于绝对 SPECT 设备校准以及基于 CT 的准确 SPECT 衰减校正）。

2.8.5. 相机验收。建议进行 NEMA 性能测量 (NU 1-2007)²⁴ 后再验收 SPECT 显像仪。²⁵ 其中的许多测试都可由提供 SPECT 显像仪的公司执行。若是如此，建议买方代表在测试执行期间与制造商代表合作，因为制造商可能不会按照 NEMA 的建议要求执行测试。

对于 NEMA 规范尚未涉及的新技术，³³ 可遵循以下成像指南，其中提供了结合核心脏病学成像评估新设备功能的合适方法。由于成像系统间在执行特定测试的最佳方式上差异显著，只应将本文档用作指南，不得用其替代特定型号成像设备制造商的建议。表 8 利用已获批准的、可在系统采样视野内成像的多用途树脂玻璃体模，定义了新技术下 SPECT 图像采集和处理的标准最低可接受值。这些值旨在定义图像输出质量，使其与使用准直闪烁照相机采集并处理的现有 SPECT 图像质量相当。

3. 采集方案

表 12-17 中提供了各种使用 Anger 相机技术和传统滤波反投影重建的核心心脏病学 SPECT 采集检查方案。对于每一种方案，均列有与方案的负荷和静息部分对应的采集参数和值。下文对每一个采集参数都进行了说明。

事实证明，采用这些方案采集参数可以为常规临床阅片和定量提供可接受的高品质图像。应将这些方案视为在提供可接受图像参数方面所达成的共识。不过，近期开展的小规模单中心研究证实，仍有其他与下列参数不同的、可以缩短成像时间和/或减少所需放射性药物剂量的方案参数，因此某些机构也可将这些方案参数作为首选参数。这些研究涉及衰减校正、散射校正、分辨率恢复、准直器专属几何响应特性及相机响应深度依赖性算法的应用，从而带来与下述可接受参数类似或更优的图像质量。下文对每一个采集参数都进行了说明。

此外，可以通过仅做负荷成像方式减少患者承受的辐射剂量并缩短在实验室中花费的时间。使用此方案时，如果负荷图像正常，则不需要静息成像。事实证明，具有正常负荷图像（带衰减校正）的患者与具有正常负荷-静息图像的结果类似。³⁴ 检查中同位素剂量的确定取决于在负荷检查并非明确正常的情况下于一天还是两天内完成检查。如果计划一天完成检查，则为负荷检查使用相对较低剂量（8~15 mCi）的锝显像剂。如果分两天完成检查（如患者体型较大），则使用高剂量（30 mCi）锝显像剂。有关对一天以及两天锝显像剂方案所适用的负荷采集参数的说明，请参阅表 13 和 14。

受多种因素影响（例如，供应商专有技术、临床数据不足），表中并未涵盖硬件和软件领域的部分新技术。对于这些“新”技术，请查阅制造商的建议方案和支持数据，以了解这些方案的临床使用方法。有几个参数是与仪器、采集或处理方案无关的通用参数，本文将对其进行说明。

3.1. 剂量

所述标准剂量针对的是平均体重为 70 公斤的患者。对于体重更大的患者，可分别按 0.04 mCi/kg 和 0.31 mCi/kg 为 Tl-201 和 Tc-99m 上调剂量。可通过增加采集时间来降低剂量。对于硬件和软件方面的新技术，可根据供应商建议方案调整标准剂量。

3.2. 体位

影响患者体位的因素包括相机/机架设计、伪影最小化以及患者舒适度。目前大多数系统和方案在进行 SPECT 成像时例行使用仰卧位。有报告称俯卧位成像产生的患者移动和下壁衰减小于仰卧位成像。^{35,36} 仰卧位和俯卧位图像的组合可帮助发现因乳房和/或侧胸壁脂肪过多以及俯卧位下发生的衰减结构位移而引起的衰减伪影。由于俯卧位成像在明确伪影缺损上有其特有的优势，一些实验室已例行采用先进行仰卧位采集再进行俯卧位采集的组合使用方式。³⁷ 看起来俯卧位成像并未消除衰减伪影，而只是更改了位置。通过比较仰卧位和俯卧位图像，可以发现伪影缺损发生了位置变化，而真正的灌注缺损则保持固定。^{38,39} 以此方式使用时，二次（俯卧位）图像集的采集时间可缩短 20%~40%。有些相机/机架设计要求将患者定位在更为垂直的体位。改变上述患者体位可能导致相邻软组织衰减分布发生变化，需要在阅片时将此考虑在内。很可能需要为不同的患者体位生成新的正常数据库。

3.3. 延迟时间

这些时间以范围形式列出；具体值为可选项。其目的是让患者从运动中完全恢复，从而使心率恢复基线水平（减少门控伪影），避免在呼吸困难消退时因呼吸模式变化而造成的“向上爬升”，并最大限度减少肝摄入的干扰。⁴⁰ 只要成像时间在指定范围内，应该就能产生可供临床使用的 SPECT 图像。对于 Tl-201，成像应在负荷测试后大约 10~15 分钟开始，如果软组织衰减或患者移动对检查造成影响，则重复采集未必有效。相比之下，Tc-99m 甲氧基异丁基异腓或 Tc-99m 替曲膦允许延迟成像，因此允许在远离成像实验室的地点进行负荷测试和示踪剂注射，对于因患者移动、软组织衰减或其他伪影所导致的灌注缺损，只需重复图像采集即可。

3.4. 能量窗口

能量窗口位置由使用的放射性同位素决定，基于锝的显像剂为 140 keV，铊为 70 keV。在具有相应功能的相机上同时采集更高的铊能量峰值（135 和 167 keV）是明智的做法。窗口尺寸在很大程度上由成像系统（即探测器材料）决定，通常能够体现图像计数与分辨率之间的权衡。附录表格中所列的值是使用 NaI(Tl) 晶体的 Anger 相机的常用值。对于能量分辨率得到改善的系统（固态探测器和晶体），其窗口尺寸可能会缩小，从而减少散射并改善图像分辨率。例行的日常质量控制所使用的能量窗口应与执行患者检查时所用窗口相同。

3.5. 准直器

对于传统 Anger 成像系统，通常采用平行孔准直器进行心脏 SPECT 采集。这些准直器分为两类：低能通用型 (LEAP)，大多用于 Tl-201 检查；低能高分辨率型 (LEHR)，用于 Tc-99m 检查。与 LEAP 准直器相比，LEHR 准直器孔径较长、隔板更薄、孔更小，能够以牺牲灵敏度为代价提供更高分辨率。因此，要想使用 LEHR 准直器，必须使用提供高计数率的成像剂（即 Tc-99m 成像剂）。一般而言，LEAP 准直器用于 3mCi Tl-201 检查，包括门控 SPECT 采集。对于使用 Tc-99m 标记示踪剂的方案，首选使用 LEHR 准直器。准直器是限制 Anger 相机计数灵敏度的主要因素。部分新型探测器设计的计数灵敏度据称是传统 Anger 相机断层扫描的 3~5 倍。¹ 新兴相机技术正在采用新颖的准直器设计来提高心脏的成像灵敏度。

3.6. 角域采样范围

由于心脏位于左半胸的前位，因此首选轨道或角域采样范围为 180°，即从 45° RAO 至 45° LPO。相比低能量放射性同位素（如铊），360°轨道的后 180°对高能量放射性同位素（如锝）更为实用。建议的轨道范围在很大程度上取决于相机配置，在选择时应考虑制造商的建议。

3.7. 投影数

发射断层检查的最佳投影数取决于投影数与系统分辨率的匹配度。使用 LEAP 准直器进行的铊 SPECT 采集是分辨率相对较低的检查，对于该检查，180°范围内的 32 个投影足以满足需要。使用 Tc-99m 成像剂的高分辨率检查应使用高分辨率准直器进行收集；这要求 180°范围内至少有 60~64 个投影，从而防止分辨率损失。对于不旋转的 Anger 系统，投影数取决于成像系统，在选择时应考虑制造商的建议。

3.8. 轨道类型

对于旋转的探测器系统，SPECT 心脏成像的主要轨道选项为圆形和非圆形（椭圆形或身体轮廓状）轨道。非圆形轨道依循患者的轮廓，使相机更靠近患者，从而改善空间分辨率。圆形轨道则保持固定的旋转半径，通常造成探测器更远离患者。一般而言，使用圆形轨道时空间分辨率较低（但更均匀），因为使用此方法时探测器至射源的距离更远。制造商通常选择提供出色的非圆形轨道性能，并降低射源至探测器距离变化所带来的负面影响。

3.9. 像素尺寸

对于当前心脏 SPECT 成像系统，成像分辨率在 13 至 16 mm 之间。对于空间采样，需要有两到三个高于成像分辨率的像素，从而实现每个像素 4.5~7.0 mm 的可用像素范围。表 12-17 为已广泛用于当前 Anger 技术的 64 × 64 图像矩阵指定了 6.4 ± 0.4 mm 像素尺寸。该尺寸提供的图像分辨率可同时满足 Tl-201 和 Tc-99m 断层图像的阅片和定量需求。

3.10. 采集类型

“步进”方法是目前使用范围最广的计算机断层采集模式。使用该方法时，相机采集一个投影，然后在移至下一角度时停止记录数据；这会造成短暂的死时间，因为相机在移动时不会采集数据。另一种替代方法是“连续”模式，在该模式下，相机持续移动，并按某一角度增量采集每个投影。这可以消除死时间，从而增加图像计数，但代价是因采集时相机头的运动可能会造成少量模糊。而计数统计值的增加幅度似乎超过了因相机运动而造成少量模糊的幅度。其他没有旋转头的系统，已在上文进行了介绍。

3.11. 矩阵

Anger 相机的标准矩阵尺寸为 64 × 64 或 128 × 128 像素，具体取决于视野和缩放系数。用户应参阅制造商针对特定设备和配置所提供的建议。

3.12. 采集时间

发射采集的总时间最终取决于患者在保持不动的情况下能够忍受的程序执行时间与满足足够计数采集需求之间所能达成的平衡。最长可行时间约为 20 分钟。事实证明，附录表格中提供的采集时间可以为静息和负荷检查生成可接受的图像。对于灵敏度更高的系统（例如，多探测器、半环），这些时间可能并不理想，应根据制造商的建议和对其使用情况的验证进行相应的调整。

3.13. 门控

引入基于锝的灌注示踪剂可使产生的图像具有足够的计数密度来实现心脏门控，从而向心肌灌注成像添加室壁运动、室壁增厚和 EF 参数。⁴¹⁻⁴⁴ 门控需要稳定和一致的心律以及足够的时间分辨率来正确获取心动周期的特征。以增加成像时间为代价，排除超出范围的心跳可实现稳定的心率和心律。这一“心跳长度接受窗口”可在预期 R 至 R 持续时间的 20% 至

100% 范围内变化；如果提供了允许排除计数累积的“额外帧”，则建议值为 20%。大多数实验室按每周期 8 帧门控心脏，虽然已有报告称越来越多的实验室按每周期 16 帧门控心脏时取得了良好效果，并通过增加时间采样获得了更准确的 LVEF 预估和舒张功能参数。对于 8 帧或 16 帧门控，建议避免进行心跳排除。通过 TI-201 成像获得的较低计数统计值使得通过该同位素进行的门控更具挑战性，但据称许多实验室通过使用 8 帧门控在特定患者身上获得了满意效果。⁴⁵ 如果计数密度足够，尤其是在低剂量采集的情况下，建议以门控数据集的形式采集负荷和静息 SPECT 灌注检查。

4. 处理方案

4.1. 滤波

图像滤波是一个非常复杂的主题，囊括图像增强、重建和特征提取方面的技巧。^{46,47} 对于 SPECT 检查的阅片医生而言，主要关心领域在于如何通过降噪进行图像增强。所有形式的成像都受到通常称为噪声的采集图像计数统计变化的困扰。图像质量可通过信噪比进行描述，该比值描述的是信号分量（实际成像的内容）与噪声相比的相对强度。信噪比在空间频率较低时大幅上升（在许多像素上保持不变的宽泛特征），在空间频率较高时下降（在边缘等少数像素上发生变化的特征）。一般而言，计数统计值越大，信噪比越高。低通滤波器通常用于降噪，因为它允许低空间频率通过，并衰减图像噪声居支配地位的高频率。Hanning 和 Butterworth 等低通滤波器以开始影响图像的截止频率为特征。用户可根据信噪比调整截止频率，以尽可能多地保留信号并尽可能多地抑制⁴⁸ 噪声。如果截止频率过高，图像将存在显著噪声；如果截止频率过低，信号中的重要信息将被抑制。核心脏病学图像因其计数统计值相对较低，往往具有较多的图像噪声和滤波反投影，又因为其依赖斜变滤波，往往会使得噪声进一步增多。给定图像的最佳滤波取决于该图像的信噪比；图像滤波不足会给图像留下显著噪声，而滤波过度则会不必要地模糊图像细节；滤波过度 and 滤波不足都会降低图像准确性。软件重建软件包设置有默认滤波选择和截止值，这些值针对一般患者进行了优化。可通过对计数统计值不佳的患者（例如，肥胖患者）进行滤波截止频率调整，以理想方式对其图像进行滤波。不过，除非医生完全熟悉滤波调整及其潜在影响，否则，不建议这样做。更改滤波截止频率可能对市售分析程序的输出产生异常影响，尤其是那些采用缺损定量等边缘探测和左心室容积和射血分数的程序。Metz 和 Wiener 等反卷积滤波器可校正光子

穿过身体时散射产生的模糊。尽管使用这些滤波器时使图像外观看上去更为锐化，但尚未证明其可以提高图像精度。⁴⁶

4.2. 重建

4.2.1. 滤波反投影。滤波反投影是一种传统的图像重建方法，这种基于数学证明的技术假定完美的线性积分计数曲线（即完美准直）、无衰减、无散射以及无限数量的投影。这种方法相对简明，而且比较快速。⁴⁹ 绝大多数临床应用都基于它，并且尽管无法模拟现实情况中的准直、衰减和散射，它确已经受住了时间的考验。对已采集计数曲线的简单反投影（来自各投影的单行像素）产生的图像按 $1/r$ 函数模糊显示，其中“ r ”等于傅里叶域中的辐射距。为抑制此模糊，应在傅里叶域中对每个曲线进行滤波，且斜变滤波位于反投影（滤波反投影）之前。如上所述，尽管应用斜变滤波器可抑制低频率 $1/r$ 模糊，却会放大已采集曲线中噪声相对较高的高频率内容。因此，最终应组合使用斜变滤波器和低通抑噪滤波器（例如，Butterworth）在反投影前对投影数据进行滤波。

4.2.2. 迭代重建。有一类不同的重建算法以迭代技术为基础。这些算法首先进行初步的分布猜测，根据猜测生成投影，然后将这些投影与采集的投影进行比较。之后，根据生成的投影与实际投影之间的差异对猜测进行优化，这一过程通常会重复（即“迭代”一词的由来）某一固定的迭代次数，但也可重复到生成的投影与实际投影之间的误差达到可接受的较低水平为止。这些算法的主要优点之一在于，用户可以尽可能地完善根据猜测生成投影的这一过程，并且可以纳入对衰减、散射、准直器专属以及深度依赖性模糊的校正。目前，已开发出各种迭代算法，包括但不限于期望最大 (EM)、MLEM 以及最大后验概率 (MAP) 技术。这些算法之间的主要差异是再投影数据（猜测）相对于已采集投影所使用的不同比较和更新方法，以及噪声建模和补偿方面的差异。迭代重建的缺点在于算法的计算密集性；其完成时间要比滤波反投影长数倍之久。为缩短重建时间，市场上开发出了 OSEM 算法。该技术在每次迭代期间使用已采集投影数据的一个子集，按与子集数大致相同的倍数加速重建时间——即，在四次迭代中使用八个子集的重建完成速度约为不使用子集 EM 重建的八倍。⁵⁰ 此技术可随着计算力的持续增加让迭代重建的完成时间达到常规临床使用的可接受水平。尽管如此，尚无法明确证明迭代技术优于滤波反投影。到目前为止，我们阐述的重建方法一般孤立地为每个投影计数曲线重建一个经轴二维 (2D) 断层——即，来自各投影的一行像素重建并创

建单个断层，每个断层都独立衍生自上一或下一断层。新推出的迭代技术利用相邻计数曲线和 2D 断层中的数据可以更好地为数据采集和 3D 示踪剂分布建模。例如，不是简单地在 2D 经轴平面（扇形束）中为准直器点扩散函数建模，而是跨多个 2D 断层应用准直器深度依赖性去模糊，并纳入轴向数据（锥形束）——即 3D 重建。其大多采用 OSEM 算法，该算法可广泛地特征化为 3D-OSEM 技术。这些技术可补偿增加的低计数采集噪声，从而缩短扫描时间（经调查，成像时间可缩短至原来的一半或四分之一）⁵¹⁻⁵³ 或减少注射剂量，进而降低患者所需承受的辐射照射量。

4.3. 轴位调整

心肌处理的一个关键阶段是将计算机断层扫描数据再定位至单个患者心脏的天然近似对称轴。这是以手动或自动方式执行的，其结果是将数据分解为垂直长轴、水平长轴和短轴平面。长轴方向线应平行于心肌的长轴壁，并应在静息和负荷检查中保持一致。不当的平面选择可能导致静息和负荷数据集之间的心肌壁对准不当，从而造成阅片错误。最重要的是，所有轴选择以 QC 屏幕形式提供，应确保由负责各检查阅片工作的技术专家和医生对所选轴进行审核，确认所选择的轴正确无误。

4.4. 显示

4.4.1. 影片审阅。最重要的采集后 QC 程序是以影片模式查看原始计算机断层扫描数据。这种灵敏的演示方式可检测因衰减、横隔膜衰减和叠加腹部脏器活度而造成的患者和/或心脏运动、“向上爬升”以及乳房阴影，所有这些因素都会在重建图像中形成伪影。应在影片模式下对原始断层图像执行两次审阅：一次是由技术专家在采集后立即执行，第二次是由医生在图像解读期间执行。对于门控检查，通常仅门控断层图像之和以此方式进行审阅；但对所有断层图像数据（即贯穿心动周期所有相位的投影）进行影片审阅可提醒观察者因表现为图像间歇性闪烁的心律失常而引发的门控误差。完整显示所有计数与投影对比曲线数据可能会有所帮助。显示和审阅心跳直方图（按特定 R-R 间隔收集的相对心跳数）可能也有助于确定观察到的异常心脏室壁运动的真伪。影片审阅偶尔会显示肾囊肿或异常摄取等疑似肿瘤的腹部或胸部异常情况。这些发现的准确性和临床实用性尚未确定。

4.4.2. 检查审阅。强烈建议医生利用计算机显示屏审阅图像，并且只将胶片和纸张硬拷贝作记录保留之用。通过格式设置程序在透明胶片或相纸上生成的图像可能具有可变对比度（也称为伽玛值），这会造

成不一致的图像解读。计算机屏幕输出则相对稳定，并且在图像侧面始终提供现成的单色对比度栏或彩色编码栏，可实现更一致的查看条件。此外，计算机屏幕还可以按序和/或以影片形式快速显示图像数据。出于所有上述原因，强烈建议使用屏幕阅片，而不是依赖硬拷贝阅片。⁵⁴

5. 解读和报告

5.1. 总述

应以系统化方式执行心肌灌注 SPECT 图像的解读，包括：(1) 以影片模式评估原始图像，以确定是否存在潜在的图像伪影源和心外示踪剂放射性的分布；(2) 根据灌注缺损的位置、尺寸、严重程度和可逆性以及心腔尺寸和是否存在肺摄取增加（特别是对于 TI-201）解读图像；(3) 纳入定量灌注分析的结果；(4) 考虑从门控图像获取的功能数据；(5) 考虑可能影响检查最终解读的临床因素。所有这些因素都会影响最终临床报告的生成。表 9 和 10 中列出了心肌灌注 SPECT 的解读和报告指南。

5.2. 显示

5.2.1. 建议的显示介质。强烈建议阅片医生使用计算机显示器屏幕而非硬拷贝（例如，纸张或胶片）来解读检查。计算机显示器能够显示更多的灰度或颜色变化，从而简化较小活度变化的辨别。此外，在硬拷贝上无法正常查看运动的图像（例如，原始影片数据或门控图像）。一般而言，线性灰度转换表优先于彩色表，因为灰度可呈现更一致的摄取级别，但这还取决于该阅片医生对给定转换表的熟悉程度。^{54,55} 阅片医生应注意，从一个转换表更换为另一个转换表时，图像外观可能会发生重大变化。线性标度优先于非线性（例如 S 形）标度，因为它能最忠实地反映摄取在活度范围内的特征。对数标度可用于评估软组织摄取和右心室 (RV) 等低计数密度区域，切不可用于解读左心室局部摄取。⁵⁴

5.2.2. 传统 SPECT 图像断层显示。应显示三组 X 线断层图像：(1) 通过垂直于左心室长轴断层生成的一个视图（短轴）；(2) 通过在垂直平面中断层生成的一个长轴断层图像视图（垂直长轴）；(3) 通过在水平平面中断层生成的一个长轴断层图像视图（水平长轴）。显示的短轴断层图像中左侧应为心尖断层，右侧应为基底断层。显示的垂直长轴断层图像中左侧应为间隔壁断层，右侧应为侧壁断层。同理，显示的水平长轴断层图像中左侧应为下壁断层，右侧应为前壁断层。此外，为便于比较序列图像（例如，负荷和

静息、静息和再分布），建议在显示时使用序列图像彼此对准并相邻。

图像归一化有两种广泛采用的方法。每个序列（垂直轴、水平轴、短轴）均可归一化到整个图像集内最亮的像素，这称为“序列归一化”。该方法被认为是灌注缺损范围和严重程度评估的最简单、最直观的方式。此方法的缺点在于其对病灶热点区的灵敏度、经常无法显示左心室基底部和心尖部正常结构并缺少对每个断层的理想显示。另一种方法是“帧归一化”，该方法将每一帧（断层）都归一化到该帧（断层）内的最亮像素。此方法可为每个断层提供最佳图像质量。其缺点在于，由于每个断层的亮度与整个序列中的峰值心肌放射性活度无关，因此用户可能不会注意到序列断层之间放射性活度的变化；不过，可通过显示三个正交平面对该状况加以缓解。

5.2.3. 三维显示。大多数商用软件程序都允许创建局部心肌灌注的 3D 显示。这些显示可以帮助经验不足的阅片医生发现与灌注缺损有关的冠状动脉分布，但 3D 显示只应作为上述传统图像格式设置的辅助手段使用，不能作为其替代方式。

表 9. 心肌灌注 SPECT：解读指南

显示	
介质	
计算机屏幕	首选
胶片硬拷贝	不建议
格式	
传统断层显示	首选
帧归一化	可选
序列归一化	首选
三维显示	可选
技术误差源	
运动	标准
衰减	标准
衰减校正	可选
重建伪影	标准
心肌统计数据	标准
初始图像解读	
心室扩张	
定性	标准
定量	可选
肺摄取	
定性	标准
定量	首选
非心脏	标准
灌注缺损评估	
位置	标准
范围/严重程度	
定性	标准
半定量	可选
定量	可选
可逆性	标准
门控 SPECT	
显示	标准
质量控制	标准
局部室壁运动	标准
局部室壁增厚	标准
左心室射血分数	
定性	标准
定量	首选
左心室容积	
定性	标准
定量	推荐
灌注和功能结果集成心肌存活性	标准
定性	标准
半定量	可选
定量	首选
解读修改	首选

表 10. 心肌灌注 SPECT: 报告指南

个体资料和检查转诊数据	
姓名	必填
性别	必填
年龄	必填
采集日期	必填
病历标识	必填
身高/体重 (体表面积)	推荐
相关用药	推荐
检查适应证	必填
临床转诊医生	必填
阅片医生	必填
采集参数	
检查类型	必填
放射性核素和剂量	必填
患者体位 (仰卧、俯卧、直立)	推荐
门控和/或衰减校正的使用	必填
结果: 负荷数据	
静息 ECG 结果	必填
负荷参数	必填
心率、血压、	
% 最大预测心率、代谢当量	
症状	必填
终止原因	必填
负荷下的 ECG 变化	必填
结果: 灌注数据	
质量	必填
潜在误差源	必填
肺摄取 (铊)	选填
灌注缺损	
位置	必填
以心肌百分比表示的范围	推荐
缺陷严重程度	必填
缺损类型 (缺血型、瘢痕型、混合型)	必填
TCD/TID	必填
TCD/TID 定量	选填
右心室活度	推荐
结果: 门控 SPECT	
局部室壁运动、增厚	推荐
整体功能	
定性	必填
定量	必填
左心室容积	选填
总体检查质量	必填
结论	
正常/异常/不确定	必填
伪影	推荐

表 10 (续)

异常非心脏摄取	推荐
与之前检查的对比	推荐
CAD 患病概率	选填
阅片日期	必填
签名	必填

5.3. 以发现技术误差源为目的的图像评估

5.3.1. 患者移动。 阅片医生应审阅原始平面图像, 以发现可能的衰减伪影源以及是否存在患者移动。强烈建议以影片方式显示平面投影数据, 因为该方式更容易发现垂直 (头尾位) 和水平 (侧向) 轴移动。此外, 还可使用静态“正弦图”或“莱诺图”检测患者移动。目前市场上有针对患者移动进行定量和校正的软件程序。有经验的阅片医生应熟悉原始平面图像的正常外观, 并能发现移动伪影。如果患者注射了基于铈的灌注剂 (例如 Tc-99m 甲氧基异丁基异腈或 Tc-99m 替曲膦) 且心肌再分布可忽略不计, 则应考虑在检测到大幅度移动时重复图像采集。还可以考虑平面成像或取俯卧位等备选方案。患者移动对最终重建的影响很复杂。^{56,57} 一般而言, 垂直 (即头尾位) 移动对检查精度的影响小于水平 (侧向) 移动, 尤其是在心脏恢复到同一基线时。此外, 垂直移动在手动校正或使用半自动软件校正方面也容易得多。旋转目前无法以手动方式或使用提供的移动校正软件进行校正。由于移动校正软件有时可能会引入移动伪影, 因此应评估已校正的原始平面图像的校正充分性。

5.3.2. 衰减和衰减校正。 建议以影片方式显示平面投影图像, 以便发现最常见于男性膈肌和女性乳房的衰减源。⁵⁸ 当左侧乳房位置在静息图像和负荷图像之间存在差异时, 乳房衰减伪影便成最大问题 (即存在“移位性乳房衰减伪影”)。当乳房衰减伪影导致的明显灌注缺损在负荷图像上表现得比静息图像上更严重时, 则难以排除局部缺血。可通过在重定位左侧乳房的情况下重复采集来确认乳房衰减伪影。还可通过对患者进行俯卧位成像来解决膈肌衰减和乳房衰减问题。利用市售的衰减和散射校正硬件和软件也能避免或至少缓解这些常见的衰减伪影。评估衰减校正图像时使用的方法与用于非衰减校正图像的方法相同。与非衰减校正检查的解读一样, 关键在于阅片医生必须熟悉负荷和静息下与所使用的特定衰减校正系统有关的各节段放射性摄取的正常变化。⁵⁹⁻⁶¹ 衰减校正图像与未校正图像的显示方式相同。由于当前可用的校正算法仍需完善, 建议将未校正数据与衰减校正数据一并解读。

5.3.3. 重建伪影。如果在非常接近心脏的位置心外示踪剂的放射性活度过高（例如，叠加的肠道或肝脏放射性活度），可能会使相邻心肌出现伪影式摄取增加，这可能会遮盖灌注缺损，或被误读为心肌远端节段摄取下降。未发生叠加但相邻的心外放射性活度也可能导致不利的重建伪影，造成相邻心肌节段放射性活度显著下降。尽管与滤波反投影重建技术相比，通过迭代可以更有效地减少此类伪影所带来的问题，但目前尚无任何可靠的校正方法。通常，可以在相邻心外结构的放射性水平下降后通过重复采集来消除这些伪影。

5.3.4. 心肌统计值。灌注图像的最终计数密度涉及许多因素，其中包括身体体型、达到的运动水平、放射性药物剂量、采集时间、能量窗口和准直。明显的灌注缺损之所以会形成伪影，完全是因为图像计数密度较低。阅片医生应注意平面投影图像中的计数密度，因为重建数据的质量是对原始数据上测量的计数率的直接反映。一般而言，前壁平面投影中左心室心肌的峰值像素放射性在 Tl-201 检查和 Tc-99m 检查中应分别超过 100 个和 200 个计数。

5.4. 初始图像分析和解读

对灌注检查执行初始解读时，不应使用患者性别、身高和体重以外的任何其他临床信息。这种方法可最大限度减少检查解读中的偏差。应在形成初步印象后审阅所有相关临床数据。

5.4.1. 心室扩张。按区段对心肌灌注进行分析之前，阅片医生应注意在静息下或负荷后是否存在左心室扩张现象。负荷和静息检查中均出现左心室扩张通常表示存在左心室收缩功能障碍，尽管在心室收缩功能正常时也可能在心室容量负荷过重状态（例如，严重的二尖瓣或主动脉瓣返流）下出现这种情况。负荷与静息时左心室室腔比值增加，也称为一过性室腔扩张 (TCD) 或一过性缺血性扩张 (TID)，已被视为高风险冠状动脉疾病的标志性特征。^{62,63} 这种非常明显的、但并非真正的负荷下心室扩张很可能是由弥散性心内膜下缺血所致；^{64,65} 即使未患有心外膜冠状动脉疾病，心室扩张现象也可能在导致弥散性心内膜下缺血的其他病症中出现，如微血管病变。TID 通常以定性方式描述，但也可定量。^{66,67} 量化后的正常范围取决于灌注成像方案、图像处理参数以及所使用的软件算法。

5.4.2. 肺摄取。铊灌注成像后出现肺摄取增加已被视为一种不良预后指标，因此应在使用此灌注剂时对所有患者进行评估。^{64,65,68} 尽管对于因患有严重心律失常而不能进行门控 SPECT 成像的患者而言，肺 Tc-99m 示踪剂摄取增加可能意味着该患者存在左

心室收缩功能障碍，但目前尚未就基于铊灌注剂的肺摄取的意义达成明确共识。

5.4.3. 右心室摄取。可根据原始投影数据和重建数据对右心室 RV 摄取进行定性评估。RV 摄取并无既定定量标准，但一般而言，RV 强度约为峰值 LV 强度的 50%。右心室肥大时，RV 摄取会增加，最典型的原因是肺动脉高压。⁶⁹ 当 LV 摄取呈全局性减少时，RV 强度也可能会相对增加。⁷⁰ RV 摄取局部异常可能意味着右冠状动脉缺血或梗塞。此外，还应留意右心室大小，因为右心室扩张可能暗示存在因房间隔缺损或重度三尖瓣返流等疾病导致的右心容量负荷过重。

5.4.4. 非心脏结果。基于铊和基于铈的灌注剂都会富集于肿瘤处，因此心肌外摄取可能会提供意外的病理学发现。⁷¹ 但心肌灌注成像在诊断非心脏疾病方面的灵敏度和特异性尚未完善确立。与静息图像相比，充分运动负荷（即超过 85% 预测最大心率）后的内脏示踪剂放射性活度通常更低。使用双嘧达莫、腺苷、热加腺苷或多巴酚丁胺进行药理学负荷测试时并不存在此种差异。

5.4.5. 灌注缺损位置。应利用对重建断层的视觉分析来发现心肌灌注缺损。应通过灌注缺损的位置描述其特征，因为这些缺损与特定心肌壁（即心尖、前壁、下壁和侧壁）有关。应避免使用后壁一词，因为它可以指定给侧壁（回旋分支）或基底下壁（右冠状动脉分支），因此容易引起歧义。强烈建议对各节段采用标准化命名⁷²（请参阅图 1 和表 11 中描述的节段模型）。

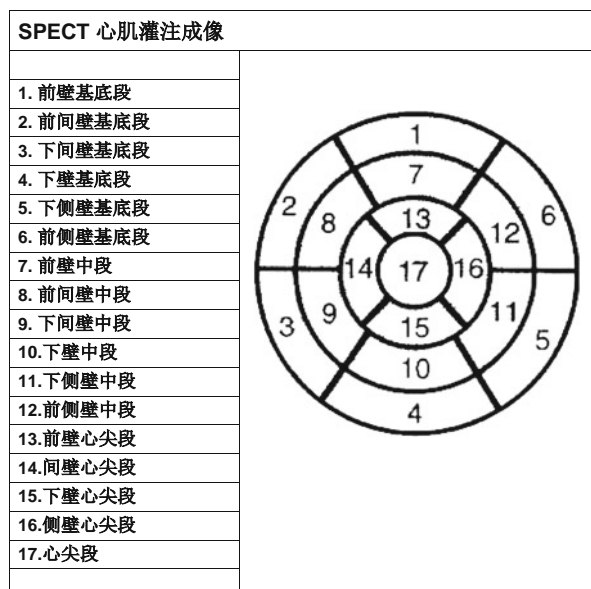


图 1. SPECT 心肌灌注成像：17 节段模型

表 11. 五分模型

类别	分数
正常灌注	0
轻度计数减少—不确定异常	1
中度计数减少—确定异常	2
重度计数减少	3
无摄取	4

5.4.6. 灌注缺损严重程度和范围。

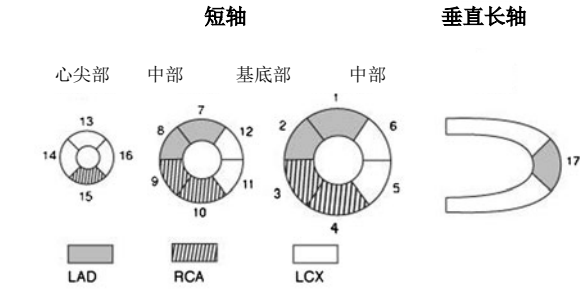
5.4.6.1. 定性。 缺损严重程度通常定性表示为轻度、中等或严重。轻度缺损表现为与相邻放射性相比计数减少，但并未出现室壁变薄情况；中等缺损表现为室壁变薄；严重缺损则指那些接近本底放射性的缺损。缺损范围可定性描述为小、中、大。按半定量方式计算，小表示低于 LV 的 10%，中表示 LV 的 10%~20%，大表示大于或等于 LV 的 20%。此外，还可以分数形式预估缺损范围，如特定室壁的“基底 1/2”或“心尖 1/3”，或者从基底延伸至心尖。严重程度和范围在负荷和静息图像之间不发生变化的缺损划入“固定性”或“不可逆性”类别。当负荷图像上的灌注缺损与静息图像相比更严重和/或范围更大时，便需要对可逆性程度进行定性描述。

5.4.6.2. 半定量。 除了对灌注缺损进行定性评估外，还建议医生应用半定量节段评分系统。该方法可标准化扫描的视觉解读，减少忽视重大缺损的可能性，并提供对诊断和预后评估均适用的重要半定量指标。美国核心脏病学学会 QA 委员会考虑了几种灌注图像节段模型，并曾建议为半定量视觉分析采用 17 节段或 20 节段模型。为确保与其他成像模态的命名一致性，首选 17 节段模型，并放弃使用 20 节段模型。^{72,73}

可按图 2 所示在冠状动脉分布图中融入心肌节段，只要阅片医生意识到，由于回旋支和右冠状动脉区范围不定，患者的 LV 下壁和近下壁侧壁段可能存在显著差异。

使用评分系统可对缺损严重程度和范围进行可重现式半定量评估。采用一致的方法来评估缺损严重程度和范围在临床上具有重要意义，因为这两个变量都包含独立的预后信息。系统根据感知的节段计数密度，将各点分配至各个节段。

除了计算单个分数外，推荐进行总分计算。总负荷评分等于所有节段负荷分数之和，总静息评分等于所有节段静息分数（或再分布分数）之和。总差分值等于总负荷评分与总静息（再分布）评分之差，是反映可诱导缺血的灌注缺损可逆性指标。尽管静息灌注数据也能提供增量预后信息，^{75,76} 但事实证明总负荷评分更能提供有价值的预后信息。⁷⁴ 在评分前，阅片



LAD, 左动脉降支; RCA, 右冠状动脉;
LCX 左动脉回旋支

图 2. SPECT 心肌灌注成像：冠状动脉分布图

医生有必要熟悉男性和女性在心肌灌注 SPECT 计数分布上的正常区域差异。

5.4.6.3. 定量。 定量分析可以辅助视觉解读。^{77,78} 大多数定量分析方法都基于短轴断层的辐射测绘，并对心尖进行单独分析。这些测绘随即接受归一化，以便与正常的性别专属数据库进行比较。通过将患者的局部心肌示踪剂放射性与正常数据库的平均局部放射性进行比较，可以定义缺损的严重程度。将负荷灌注量化与静息灌注量化进行比较，可以评估缺血的范围和严重程度。通常可使用针对患者性别和所用灌注剂的单独正常数据库。这种定量分析通常显示为“牛眼图”或极坐标图。定量程序可以有效提供客观解读，这种解读比视觉分析更具重现性，能够消除在不同介质（使用不同伽玛值）和不同转换表下查看时的缺损外观变化，在发现同一患者两个检查之间的细微变化方面尤为有用。⁷⁹⁻⁸¹ 对于经验不够丰富的阅片医生，如果其对正常摄取变化没有把握，定量分析还可以为其提供指引。定量程序还不够完善，无法在所有情况下明确区分灌注缺损与伪影。由于使用现有 SPECT 灌注示踪剂时会出现成像伪影和缺血估计不足的情况，因此始终难以正确区分正常受试者和存在轻微灌注缺损的患者。定量分析只应用作视觉分析的辅助手段，而非其替代方案。缺损范围可定量表示为整个左心室的百分比或单个血管区的百分比，后者因冠状动脉解剖结构的正常变化而可靠性较差。缺损严重程度可定量表示为节段与该特定节段正常范围差异的标准差。缺损可逆性也可表示为整个左心室或血管区的百分比。

5.4.7. 可逆性。 灌注缺损的可逆性可定性分类为部分可逆或完全可逆，当缺损中的放射性恢复到与周围正常心肌相当的水平时即视为完全可逆。可使用半定量评分系统将可逆性定义为 ≥ 2 级改善或相对于分数 1 的改善。定量极坐标图或 3D 显示上的可逆性将

取决于具体使用的软件程序和程序中的正常参考数据库。可逆性区域通常描述为从正常参考再分布或静息数据库改善至 <2.5 SD 的像素。针对存在的可逆性视而需要改善的像素数量是不定的。

所谓的“反向再分布”可能出现在负荷延迟钝成图像序列中，并已在静息延迟得甲氧基异丁基异腈序列中进行了描述。⁸² 反向再分布是指在延迟图像上显示更低相对密度的初始图像集上密度减少或正常的节段。对于结果的解读仍然存在争议，在大多数情况下，该图像模式是由于相比高剂量负荷图像，低剂量静息图像上的衰减伪影更为严重。有报道称，在患者梗塞相关动脉提供的混合有存活和无存活心肌的心肌节段出现过反向再分布模式。⁸³

5.5. 门控心肌灌注 SPECT

由于额外成本较低，并且所获信息益处较大，因此心室功能门控检查应作为心肌灌注 SPECT 的例行组成部分。^{41,42} 采用系统化的方法来显示和解读源自门控 SPECT 的心室功能具有重要意义。

5.5.1. 门控 SPECT 显示。 应为局部室壁运动和收缩期室壁增厚的视觉评估显示多个心室断层。至少应查看心尖和基底中部短轴、心室中部水平长轴以及心室中部垂直长轴断层的显示。理想情况下，软件应允许用户在影片模式下滚动浏览任何轴中的任何断层。每个视图都应归一化为舒张末期至收缩末期断层序列，以保持心动周期内反映心肌壁增厚的明显计数密度变化。如可以，应采用自动定义心外膜和心内膜缘并计算心室容积和 EF 的软件算法。应通过灰度显示解读局部室壁运动。如果有计算机边缘分析软件，医生可选择利用分配的心内膜和心外膜轮廓分析室壁运动，但还应参考不带计算机钩边的室壁运动。尽管彩色显示可能更容易发现计数密度变化，但用户可在灰度或合适的配色方案下对局部室壁增厚进行分析。

5.5.2. 门控 SPECT QC。 针对例行 SPECT 的所有 QA 程序均适用于门控 SPECT，并需添加对心电图 (ECG) 门控充分性的评估。⁴³ 最常见的门控不良表现为后期帧计数损失导致的旋转平面投影图像上所呈现的闪烁模式外观。理想情况下，还应查看心率直方图以验证心跳长度均匀性。由于门控误差可能使曲线失真，因此检查时间-容积曲线非常重要。QC 中另一个重要层面是通过视觉或定量方式确定门控检查每一帧中采集的计数数量足以满足功能评估的需要。在单独段中收集总和图像所有计数的软件可最大限度减少门控误差对总和图像的影响。

5.5.3. 门控 SPECT：局部室壁运动和增厚。 应利用标准命名：正常、运动功能减退、无运动和反向运动来分析局部室壁运动。运动功能减退可进一步划分为轻微、中等或严重。建议使用半定量评分系统，

其中 0 为正常，1 为轻微运动功能减退，2 为中等运动功能减退，3 为严重运动功能减退，4 为无运动，5 为反向运动。

这相当于造影剂和放射性核素心室造影术中使用的 5 分制评分系统。与任何局部心室功能评估一样，必须认识到预期的正常和异常变化，如基底与心尖相比的室壁运动幅度减少、基底侧壁与基底间隔壁相比的运动幅度增加，以及可能因左束支传导阻滞、心包切开术或 RV 起搏导致的室间隔矛盾运动。

正常心肌壁厚度低于当前提供的 SPECT 系统的空间分辨率。由于“部分容积效应”的缘故，可通过从舒张末期到收缩末期的计数增加预估局部室壁增厚。对心肌室壁增厚这一异常的严重程度的视觉评估难于对室壁运动异常的视觉预估。不过，通过门控灌注 SPECT 评估增厚有助于定量，因为它是以计数变化为特征的。

室壁运动和室壁增厚通常是一致的。这一规律的例外情况发生在接受心脏手术后间隔壁运动经常出现异常（矛盾）但室壁增厚正常的患者身上。通常可接受的做法并不是分别对室壁运动和室壁增厚评分，而是将两个发现结果纳入单个分数，同时注意该情况下室壁运动与室壁增厚是否存在不一致。除了注意 LV 室壁运动、室壁增厚和 EF 外，还应注意 RV 的功能。定量正常数据库可用于评估局部室壁增厚。

5.5.4. 左心室射血分数和容积。 应对 LVEF 以及左心室和右心室心腔大小进行例行定性评估。⁸⁴ EF 可分类为正常、轻度降低、中度降低或重度降低。容积可分类为正常、轻度增大、中度增大或重度增大。此外，可通过应用于重建数据集的几何模型计算 LVEF 以及舒张末期和收缩末期容积。目前市场上可以买到与造影剂及其他放射性核素测量密切相关的软件程序。

5.5.5. 灌注和功能结果的集成。 应将灌注和门控 SPECT 数据集的结果集成到最终解读中。室壁运动对区分陈旧性心肌梗塞导致的不可逆性（固定性）灌注缺损和因衰减伪影导致的不可逆性缺损特别有用。不显示相应异常的室壁运动或心肌收缩期增厚的固定性灌注缺损更有可能是因伪影所致，尤其是在临床数据不支持陈旧性心肌梗塞的情况下。⁵⁸ 所获得的正常局部室壁运动和心肌收缩期增厚的发现结果并不能排除具有可逆性灌注缺损患者的缺血可能性。

5.6. 心肌存活性

5.6.1. 定性评估。 心肌存活性评估是一个复杂的问题，参考文献中对于“存活性”一词的确切含义尚未达成一致意见（是指不存在瘢痕或是要求血管重建术后室壁运动得到改善），这也使得该问题变得更加棘手。不过，已经明确的一点是，TI-201 和市售锝剂

等放射性核素的定量摄取与血管重建术后示踪剂摄取和局部功能改善所定义的心肌存活性之间存在着关联。在静息或延迟成像上示踪剂摄取正常或轻微减少的心肌节段几乎均证实具有存活性。再分布或静息图像上大多数存在明确摄取改善的心肌节段也证实具有存活性。存在诱导性缺血暗示着存在存活性，并预示通过血管重建术获得改善的可能性较大。对于单光子显像存活性评估而言，更困难的挑战在于静息图像上示踪剂摄取严重减少的节段。

5.6.2. 半定量评估。上述半定量评分系统可用于按以下所述评估存活性。一般而言，静息、再注射或再分布分数为 0（正常灌注）和 1（计数略降）的节段视为可存活。静息、再分布或再注射分数为 2（灌注中等程度下降）的节段表示存活与非存活心肌混合存在，分数为 3 的节段通常上认为无存活心肌。分数为 4 的节段视为确定无存活心肌。

5.6.3. 定量评估。对节段进行存活性评估时，一种或许更为严谨的备选方法是，对缺血与正常的比率进行定量确定。可将 ROI 置于特定图像序列内有疑问的节段以及最正常的心肌节段上。对于锝图像，应对静息图像执行分析；对于铊图像，应对静息、再分布或再注射图像执行分析。使用此方法时，必须将正常计数变化考虑在内，如正常下壁中计数的相对减少。比率 <0.30 的节段视为不可存活。比率大于 0.50 的区域视为可存活，而比率在 0.30 至 0.50 的区域视为可存活性不确定。正如上文对半定量方法的说明，此类区域需要额外数据，如区域的室壁运动、区域的负荷灌注（缺血暗示可存活性）、注射硝酸甘油后的灌注或室壁运动变化、区域功能对小剂量多巴酚丁胺的响应或者使用 F-18 氟脱氧葡萄糖 (FDG) 的心肌代谢成像。

还必须意识到，特定节段的可存活性不一定等同于血管重建术后临床结果的改善，除非有足够的节段具有可存活性。对于能够证明血管重建策略合理性所需的关键节段量，目前尚未有明确定义，其在一定程度上取决于患者的合并症以及血管重建术的短期不良后果风险。

5.7. 通过相关临床信息修改解读

由于技术上的缺陷，以及因冠状动脉狭窄对血液动力学的影响加剧而导致的冠状血流量渐进式减少，正常受试者与具有轻微异常心肌灌注患者的灌注模式之间始终存在重叠。存在不确定性时，可纳入其他临床信息（例如，症状、风险因素、ST 段变化、运动耐量），以帮助转诊医生为患者作出最佳管理决策。如患者存在其他严重缺血迹象（如标记的 ST 段变化），则应认真评估其均匀一致的灌注图像，以确定

是否存在随左心室负荷增加所引起的静息室腔比 (TID) 增加或肺摄取增加（尤其是铊图像）等辅助缺血迹象，从而确定患者是否因多支冠状动脉疾病而出现弥漫性缺血。大多数伪影仅会造成轻度缺损；因此当旋转平面投影图像上并未出现严重伪影时，应将中等或严重缺损视为存在病理情况。最后，需要了解的是，并非所有心肌灌注异常都是由阻塞性心外膜冠状动脉疾病 (CAD) 导致。

5.8. 衰减校正 SPECT 检查的临床解读

衰减校正 SPECT 心肌灌注图像的解读方法与未校正心肌灌注图像所用方法类似，但两者之间存在差异，为获得理想结果，应将这些差异考虑在内。衰减校正后的灌注示踪剂摄取的正常分布与未校正检查相比差异极大，因此，阅片医生必须获得并了解示踪剂正常分布数据库。尽管这些正常分布在不同系统中通常较为类似，但仍可能因成像系统几何参数、采集方案和处理算法的不同而存在差异。⁶⁰ 此外，还可能在与患者性别和心室容积有关的正常分布差异。阅片医生必须知晓其成像系统可能存在的这些差异，并在评估临床检查时针对患者个体将这些差异考虑在内。

衰减校正 SPECT 检查的前壁、间隔壁、下壁和侧壁一般具有更均匀的局部放射性，但心尖和前壁远端放射性的轻微减少是正常衰减校正图像分布的典型特征。这种心尖和前壁远端放射性减少与 PET MPI 中所见类似。当衰减校正处理工作流程中包含分辨率恢复和散射校正时，这一发现更为明显，并且通常在心脏较大的患者身上更为显著。对于可能存在异常的患者，这种远端放射性减少现象男性比女性更为多见，因为男性心脏通常较大。如果所比较的男性和女性心脏大小类似，则差异并不存在。一般而言，衰减校正 SPECT 的成功似乎与临床实验室在遵循建议的图像采集、重建、QA、显示和量化程序时的严谨性有关。同样，在进行量化时，如量化和显示程序没有相应的正常衰减校正数据库，则不应使用此类程序，因为会产生虚假结果。

对衰减校正图像的 QA 要求比非衰减校正图像严格，应根据相关要求认真评估所有患者检查。因运动（呼吸或患者运动）、配准不当和心外放射性示踪剂摄取而造成的伪影可通过衰减校正重建和处理中采用的迭代算法放大。包含发射图像数据的衰减图（或 mu 图）的质量和配准是必须确保的关键附加因素，如果无法确保，在解读关联的衰减校正图像时应更加小心谨慎。尽管目前尚无法统一提供可辅助进行配准和 mu 图质量评估的 QA 工具，但这种情况应该可以在不久的将来得到改善。

对于衰减校正 SPECT 心肌灌注图像的临床解读, 建议并排显示衰减校正和非衰减校正图像, 并根据需要显示正常放射性分布及其差异分布, 以便进行比较。这要求用户拥有针对成像设备、成像方案和临床处理方法的专属正常数据库。心外放射性, 尤其是在与呼吸和/或患者运动相结合时, 可能带来伪影和/或归一化误差, 进而导致需要重新进行归一化或放弃所有衰减校正图像。发生 SPECT 与 μ 图图像配准不当, 以致 SPECT 图像中的心肌放射性与 μ 图中相邻肺组织的相对较低衰减系数匹配时, 可能会发生放射性伪影减少, 这种减少常常会影响前壁和/或侧壁灌注示踪剂摄取。一些具有衰减校正功能的 SPECT 系统按顺序而非同时采集 SPECT 和透射图像数据。如果发射和透射成像之间存在臂部或乳房位置变化, 即使发射和透射图像中的心脏完美配准, 胸部以外组织的配准不当仍可能将伪影缺损引入 SPECT 灌注图像。

近期推出的 SPECT/CT 系统要求按顺序进行发射和透射成像, 并在各次采集期间更改检查床位置。尽管这些系统的 μ 图质量一贯优于密封射源透射系统的 μ 图质量, 其带来的 μ 图分辨率大幅提升则更具意义, 它能将发射和透射重建的配准容差精确到一个像素以内。

5.9. 报告 SPECT 心肌灌注显像结果

5.9.1. 报告原则。 SPECT 心肌灌注成像报告应能够以全面但具有临床意义的方式向转诊医生提供关键信息。报告中包含的数据元素应尽可能基于常见的心脏成像词汇。⁸⁵ 这些数据元素由多协会共同制定, 旨在促进各成像模态之间的和谐统一, 并为成像领域提供质量衡量标准。报告中的各个数据字段已经过详细定义, 但指南中并未涉及其确切定义的详细信息。

除向临床转诊医生传递信息外, 最终报告还可能用于计费、质量改进、教学和研究等其他各类用途。^{73,86} 因此, 报告的标准化可改善数据的交流和集成, 并通过结构化的报告以可预测的一致格式传递信息。结构化报告的关键原则以及相关平衡需求(如一致性与灵活性的平衡)已经阐明⁸⁶。我们鼓励报告系统软件和电子健康档案系统供应商遵循和推广公认标准, 并促进此类系统的应用。需要注意的是, ASNC 和美国心脏病学会均支持强制使用结构化报告。

ASNC 近期发布了结构化报告原则和对数据元素的详细说明, 旨在更新之前的报告文档。⁷³ 这些结构化报告指南详细说明了所有报告组成部分及其定义, 并规定了报告内必须包含的特定元素(必需元素)、建议包含的元素以及可选元素。尽管指南并非详尽无遗, 但仍应将其作为实验室各种形式报告的标准。此外, 这些指南还旨在作为实验室认证标准的基础。

最后, 及时性是报告的一个重要层面, 因为 SPECT 成像的结果必须在合理时限内传递给临床转诊医生。应通过电话或电子通信方式在执行阅片的同一天尽快传达高风险结果。所有报告都应在检查采集的 24 小时内完成, 并在 48 小时内提供最终报告。⁸⁷

5.9.2. SPECT 心肌灌注成像报告的组成部分。

5.9.2.1. 受试者信息。 报告中应包含年龄和/或出生日期、性别、身高、体重、体表面积、种族和民族, 因为这些因素直接影响图像的结果和解读。为便于病历管理, 应包含唯一的患者标识符。应包含可能影响结果的相关用药情况。

5.9.2.2. 检查类型。 应说明成像方案, 包括放射性药物及其剂量、成像技术(门控或非门控; 仰卧位和/或俯卧位)、成像顺序(负荷/4 小时再分布、1 天或 2 天静息/负荷或负荷/静息等等)以及有关图像是否接受衰减校正的具体声明。

5.9.2.3. 日期。 最终报告内应包含检查日期和报告日期。

5.9.2.4. 临床转诊医生。 报告中应包括转诊医师的姓名。

5.9.2.5. 检查适应证。 在报告中包含检查的适应证有助于阅片医生专注于主治医生提出的临床问题, 后续可能对解决报销问题有重要意义。应从为所有心脏成像程序提供的选项中选择主要原因。

5.9.2.6. ECG 结果。 应包括可能对检查解读有直接影响的 ECG 结果, 如存在左束支传导阻滞、左心室肥大、心律以及静息 ST 段异常。

5.9.2.7. 负荷数据摘要。 应确定负荷类型(脚踏车或跑步机)和方案(例如: 布鲁斯、改良布鲁斯、诺顿、手动)。对于药理学负荷, 应指出药剂、给药途径和剂量。此外, 还应包括执行药理学测试而非运动测试的原因。应注明测试终止的原因。应提及患者在负荷期间经历的所有症状(例如, 胸痛、呼吸困难、跛行、眩晕)。

如果生成了单独的负荷测试报告(不建议这样做), 则应在灌注显像报告中包括可能影响灌注检查质量或结果的负荷变量。报告至少应包括总的运动时间、最大心率、预测最大心率百分比、静息、达到的最大血压、达到的工作负荷(预计代谢当量)以及任何 ST 段偏差的大小(单位: 毫米)和位置。

建议提供运动或药理学检查及灌注结果的合并报告, 并应包括与负荷测试有关的具体细节, 如发病时间、持续时间、出现 ST 段变化的具体的 ECG 导联、胸痛类型(典型、非典型和非心绞痛)及其严重性(轻度、中度和重度)以及是否存在心律失常。

5.9.2.8. 总体检查质量。 首先, 应注明负荷的充分性, 以便患者达到充分的运动心率响应或充分的药理学负荷响应。有关灌注检查质量的陈述很有帮助, 因

为它可以向使用报告的医生提醒任何可能降低数据及其解读准确性的不足之处。

5.9.2.9. 结果—灌注。应为所有异常情况定义其灌注缺损的范围、严重程度和位置。每个缺损都应特征化为缺血型、瘢痕型或混合型。定位应基于 17 节段模型及其相关命名。⁷² 异常情况的严重程度应描述为轻度、中等或严重。最后，缺损范围应根据异常节段数量定义为：小（1~2 个节段）、中（3~4 个节段）或大（≥5 个节段）。

5.9.2.10. 结果—功能。左心室整体功能应描述为正常、高动力性或者具有轻度、中等或严重功能障碍。此外，应注明局部异常情况并基于 17 节段模型进行定位。应包括定量左心室射血分数。

5.9.2.11. 结论—综述。扫描的最终解读应明确反映阅片医生对于扫描正常或异常的判定。扫描还可能处于不确定状态。应避免使用“很可能”或“可能”等其他词语。应包括与其他成像检查的关联以及之前 SPECT 检查的比较。

5.9.2.12. 结论—CAD 的诊断和预后。可通过使用 CAD 预扫描可能性的可用算法确定 CAD 患病概率。然后将灌注数据加入模型生成可报告的测试后 CAD 患

病概率。已知存在 CAD 时，可报告负荷诱导性缺血的可能性，而非严重 CAD 的可能性。

5.9.2.13. 签名。所有报告都必须由阅片医生进行手写或电子签名。仅盖章签名是不够的。

5.9.2.14. 报告日期。最终报告必须包括阅片日期以及最终报告签名日期。

致谢

Robert Hendel 博士获得了 GE Healthcare 提供的资助，他供职于 Astellas Pharma US 演讲事务处，并服务于 PGx Health、Astellas Pharma US、UnitedHealthcare 及 GE Healthcare 的咨询委员会。Donna Polk 博士服务于 Lantheus 数据安全监测委员会。Dennis Calnon 博士服务于 PGx Health 的研究指导委员会。Christopher Hansen 博士获得了 Digirad 提供的资助，并且是 General Electric 的股东。除上述说明外，作者在披露内容上并无任何其他利益冲突。

附录

见表 12-17

表 12. 患者方案：同一天静息 - 负荷 Tc-99m 采集

	静息检查	负荷检查	
剂量	8~12 mCi	24~36 mCi	标准
体位	仰卧	仰卧	标准
	俯卧	俯卧	可选
	直立/半立	直立/半立	可选
延迟时间（间隔）			
注射 → 成像	30~60 分钟	15~60 分钟	标准
静息 → 负荷		30 分钟至 4 小时	标准
采集方案			
能量窗口	15%~20% 对称	相同	标准
准直器	LEHR	相同	首选
轨道	180°（45°RAO 至 45°LPO）	相同	首选
轨道类型	圆形	相同	标准
	非圆形	相同	标准
像素尺寸	6.4 ± 0.4 mm	相同	标准
采集类型	步进	相同	标准
	连续	相同	可选
投影数	60~64	相同	标准
矩阵	64 × 64	相同	标准
时间/投影	25 s	20 s	标准
ECG 门控	可选	标准	首选
帧/周期	8	8	标准
	16	16	可选
R 至 R 窗口	100%	100%	首选

RAO，右前斜位；LPO，左后斜位。

表 13. 患者方案：同一天负荷 - 静息 Tc-99m 采集

参数	负荷检查	静息检查	
剂量	8~12 mCi	24~36 mCi	标准
体位	仰卧	仰卧	标准
	俯卧	俯卧	可选
	直立/半立	直立/半立	可选
延迟时间（间隔）			
注射 → 成像	15~60 分钟	30~60 分钟	标准
负荷 → 静息		30 分钟至 4 小时	标准
采集方案			
能量窗口	15%~20% 对称	相同	标准
准直器	LEHR	相同	首选
轨道	180°（45°RAO 至 45°LPO）	相同	首选
轨道类型	圆形	相同	标准
	非圆形	相同	标准
像素尺寸	6.4 ± 0.4 mm	相同	标准
采集类型	步进	相同	标准
	连续	相同	可选
投影数	60~64	相同	标准
矩阵	64 × 64	相同	标准
时间/投影	25 s	20 s	标准
ECG 门控	可选	标准	首选
帧/周期	8	8	标准
	16	16	可选
R 至 R 窗口	100%	100%	首选

RAO, 右前斜位; LPO, 左后斜位。

表 14. 患者方案：两天负荷 Tc-99m 采集

参数	负荷检查	静息检查	
剂量	30 mCi	30 mCi	标准
体位	仰卧	仰卧	标准
	俯卧	俯卧	可选
延迟时间（间隔）			标准
注射 → 成像	15~60 分钟	30~60 分钟	
采集方案			
能量窗口	15%~20% 对称	相同	标准
准直器	LEHR	相同	首选
轨道	180°（45°RAO 至 45°LPO）	相同	首选
轨道类型	圆形	相同	标准
	非圆形	相同	标准
像素尺寸	6.4 ± 0.4 mm	相同	标准
采集类型	步进	相同	标准
	连续	相同	可选
投影数	60~64	相同	标准
矩阵	64 × 64	相同	标准
时间/投影	20 s	20 s	标准
ECG 门控	标准	标准	首选
帧/周期	8	8	标准
	16	16	可选
R 至 R 窗口	100%	100%	首选

RAO, 右前斜位; LPO, 左后斜位。

表 15. 患者方案：单独双同位素采集

参数	静息检查	负荷检查	
剂量	2.5~3.5 mCi Tl-201	30 mCi Tc-99 m	标准
体位	仰卧	仰卧	标准
	俯卧	俯卧	可选
	直立/半立	直立/半立	可选
延迟时间（间隔）			
注射 → 成像	10~15 分钟	15~60 分钟	标准
静息 → 负荷		无延迟	标准
采集方案			
能量窗口	25%~30% 对称 70 keV 20% 对称 167 keV	15%~20% 对称 140 keV	标准
准直器	LEHR	相同	首选
轨道	180°（45°RAO 至 45°LPO）	相同	首选
轨道类型	圆形	相同	标准
	非圆形	相同	标准
像素尺寸	6.4 ± 0.4 mm	相同	标准
采集类型	步进	相同	标准
	连续	相同	可选
投影数	32~64	60~64	标准
矩阵	64 × 64	相同	标准
时间/投影	40 s（32 帧） 25 s（64 帧）	20 s	标准
ECG 门控	可选	标准	首选
帧/周期	8	8	标准
	16	16	可选
R 至 R 窗口	100%	100%	首选

RAO，右前斜位；LPO，左后斜位。

表 16. 患者方案：负荷/再分布 Tl-201 采集

参数	负荷检查	再分布静息检查	
剂量	2.5~3.5 mCi Tl-201	不适用	标准
体位	仰卧	仰卧	标准
	俯卧	俯卧	可选
	直立/半立	直立/半立	可选
延迟时间			
注射 → 成像	10~15 分钟*	不适用	标准
负荷 → 静息		3~4 小时	标准
能量窗口	30% 对称，70 keV 20% 对称，167 keV	相同	标准
准直器	LEAP	相同	首选
轨道	180°（45°RAO 至 45°LPO）	相同	首选
轨道类型	圆形	相同	标准
	非圆形	相同	标准
像素尺寸	6.4 ± 0.4 mm	相同	标准
采集类型	步进	相同	标准
	连续	相同	可选
投影数	32~64	相同	标准
矩阵	64 × 64	相同	标准
时间/投影	40 s（32 帧） 25 s（64 帧）	40 s（32 帧） 25 s（64 帧）	标准

表 17. 患者方案：负荷/再注射/再分布 TI-201 采集

参数	负荷检查	再注射	(再分布) 静息检查	
剂量	2.5~3.5 mCi	1.0~1.5 mCi	不适用	标准
体位	仰卧 俯卧 直立/半立		仰卧 俯卧 直立/半立	标准 可选 可选
延迟时间 (间隔)				
注射 → 成像	10~15 分钟		不适用	标准
负荷 → 再分布			3~4 小时	标准
再注射 → 成像 (MI)			20~30 分钟	标准
24 小时成像				可选
采集方案				
能量窗口	30% 对称, 70 keV 20% 对称, 167 keV		相同	标准
准直器	LEAP		相同	首选
轨道	180° (45°RAO 至 45°LPO)		相同	首选
轨道类型	圆形 非圆形		相同 相同	标准 标准
像素尺寸	6.4 ± 0.4 mm		相同	标准
采集类型	步进 连续		相同 相同	标准 可选
投影数	32~64		相同	标准
矩阵	64 × 64		相同	标准
时间/投影	40 s (32 帧) 25 s (64 帧)		40 s (32 帧) 25 s (64 帧)	标准

参考文献

- Kennedy JA, Yosilevsky G, Przewloka K, Israel O, Frenkel A. 3D spatial resolution map and sensitivity characterization of a dedicated cardiac CZT SPECT camera [abstract]. *J Nucl Med* 2009; 50: 107.
- Garcia EV, Tsukerman L, Keidar Z. A new solid state, ultra fast cardiac multi-detector SPECT system [abstract]. *J Nucl Cardiol* 2008; 15: S3.
- Gambhir SS, Berman DS, Ziffer JA, et al. A novel high-sensitivity rapid-acquisition single-photon cardiac imaging camera. *J Nucl Med* 2009; 50: 635-43.
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholt EM, Boone JM. *The essential physics of medical imaging*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1994.
- Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Elsevier Science; 2003.
- Cullom SJ. Principles of cardiac SPECT imaging. In: DePuey EG, Berman DS, Garcia EV, editors. *Cardiac SPECT*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams & Wilkins; 2001. p. 3-16.
- Shepp LA, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 1982; 1: 113-22.
- Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging* 1994; 13: 601-9.
- Bowsher JE, Floyd CE. Treatment of Compton scattering in maximum likelihood, expectation-maximization reconstructions of SPECT images. *J Nucl Med* 1991; 32: 1285-91.
- Xiao J, de Wit TC, Staelen SG, Beekman FJ. Evaluation of 3D Monte Carlo-based scatter correction for 99mTc cardiac perfusion SPECT. *J Nucl Med* 2006 ;47: 1662-9.
- Daou D, Pointurier I, Coaguila C, et al. Performance of OSEM and depth-dependent resolution recovery algorithms for the evaluation of global left ventricular function in 201Tl gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 2003; 44: 155-62.
- DiFilippo FP, Abreu SH, Majmundar H. Collimator integrity. *J Nucl Cardiol* 2006; 13: 889-91.
- O'Connor MK. Instrument- and computer-related problems and artifacts in nuclear medicine. *Semin Nucl Med* 1996; 26: 256-77.
- Lau YH, Hutton BF, Beekman FJ. Choice of collimator for cardiac SPECT when resolution compensation is included in iterative reconstruction. *Eur J Nucl Med* 2001; 28: 39-47.
- Devito RP, Haines EJ, Domnanovitch JR, inventors. Mosaic Imaging Technology, Inc. Non-orbiting tomographic imaging system. US Patent 6242743, June 5, 2001.
- Sharir T, Ben-Haim S, Merzon K, et al. High-speed myocardial perfusion imaging initial clinical comparison with conventional dual detector angier camera imaging. *J Am Coll Cardiol Imaging* 2008; 1: 156-63.
- Hawman PC, Haines EJ. The cardifocal collimator: A variable-focus collimator for cardiac SPECT. *Phys Med Biol* 1994; 39: 439-50.
- Hasegawa B, Kirch D, Stern D, et al. Single-photon emission tomography with a 12-pin-hole collimator. *J Nucl Med* 1982; 23: 606-12.
- Steele PP, Kirch DL, Koss JE. Comparison of simultaneous dual-isotope multipinhole SPECT with rotational SPECT in a group of patients with coronary artery disease. *J Nucl Med* 2008; 49: 1080-9.
- Herzog BA, Beuchel RR, Katz R, et al. Nuclear myocardial perfusion imaging with cadmium-zinc-telluride detector technique: Optimized protocol for scan time reduction. *J Nucl Med* 2010; 51: 46-51.
- Shin JH, Pokharna HK, Williams KA, Mehta R, Ward RP. SPECT myocardial perfusion imaging with prone-only acquisitions: Correlation with coronary angiography. *J Nucl Cardiol* 2009; 16: 590-6.
- Erlandsson K, Kacperski K, van Gramberg D, Hutton BF. Performance evaluation of D-SPECT: A novel SPECT system for nuclear cardiology. *Phys Med Biol* 2009; 54: 2635-49.
- Nichols KG, Galt JR. Quality control for SPECT imaging. In: DePuey EG, Berman DS, Garcia EV, editors. *Cardiac SPECT imaging*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 17-40.

24. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 1-2007: Performance measurements of scintillation cameras. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
25. Esser PD, Graham LS. A quality control program for nuclear medicine cameras. In: Henkin RE, editor. Nuclear medicine. 2nd ed. Philadelphia, PA: Mosby; 2006. p. 246-56.
26. DePuey EG. How to detect and avoid myocardial perfusion SPECT artifacts. *J Nucl Med* 1994; 35: 699-702.
27. Galt JR, Faber T. Principles of single photon emission computed tomography (SPECT) imaging. In: Christian PE, Bernier DR, Langan JK, editors. Nuclear medicine and PET: Technology and techniques. St. Louis: Mosby; 2003. p. 242-84.
28. Cerqueira MD, Matsuoka D, Ritchie JL, Harp GD. The influence of collimators on SPECT center of rotation measurements: Artifact generation and acceptance testing. *J Nucl Med* 1988; 29: 1393-7.
29. Hines H, Kayayan R, Colsher J, et al. National Electrical Manufacturers Association recommendation for implementing SPECT instrumentation quality control. *J Nucl Med* 2000; 41: 383-9.
30. Greer KL, Jaszczak RJ, Coleman RE. An overview of a camera-based SPECT system. *Med Phys* 1982; 9: 455-63.
31. American College of Radiology. ACR Web site. <http://www.acr.org>. Accessed March 2, 2009.
32. American Association of Physicists in Medicine. AAPM Web site. <http://www.aapm.org>. Accessed March 2, 2009.
33. American Society of Nuclear Cardiology. ASNC imaging guidelines for nuclear cardiology procedures: Introduction of new technology for clinical use. *J Nucl Cardiol* 2009;16:166.
34. Chang SM, Nabi F, Xu J, Raza U, Mahmarian JJ. Normal stress-only versus standard stress/rest myocardial perfusion imaging: Similar patient mortality with reduced radiation exposure. *J Am Coll Cardiol* 2010; 55: 221-30.
35. Segall GM, Davis MJ. Prone versus supine thallium myocardial SPECT: A method to decrease artifactual inferior wall defects. *J Nucl Med* 1989; 30: 548-55.
36. Kiat H, Van Train KF, Friedman JD, Germano G, Silagan G, Wang FP, et al. Quantitative stress-redistribution thallium-201 SPECT using prone imaging: Methodologic development and validation. *J Nucl Med* 1992; 33: 1509-15.
37. Esquerre JP, Coca FJ, Martinez SJ, Guiraud RF. Prone decubitus: A solution to inferior wall attenuation in thallium-201 myocardial tomography. *J Nucl Med* 1989; 30: 398-401.
38. Nishina H, Slomka PJ, Abidov A, et al. Combined supine and prone quantitative myocardial perfusion SPECT: Method development and clinical validation in patients with no known coronary artery disease. *J Nucl Med* 2006; 47: 51-8.
39. Slomka PJ, Nishina H, Abidov A, et al. Combined quantitative supine-prone myocardial perfusion SPECT improves detection of coronary artery disease and normalcy rates in women. *J Nucl Cardiol* 2007; 14: 44-52.
40. Friedman J, Van Train K, Maddahi J, Rozanski A, Prigent F, Bietendorf J, et al. "Upward creep" of the heart: A frequent source of false-positive reversible defects during thallium-201 stress-redistribution SPECT. *J Nucl Med* 1989; 30: 1718-22.
41. Bateman TM, Berman DS, Heller GV, Brown KA, Cerqueira MD, Verani MS, et al. American Society of Nuclear Cardiology position statement on electrocardiographic gating of myocardial perfusion SPECT scintigrams. *J Nucl Cardiol* 1999; 6: 470-1.
42. Cullom SJ, Case JA, Bateman TM. Electrocardiographically gated myocardial perfusion SPECT: Technical principles and quality control considerations. *J Nucl Cardiol* 1998; 5: 418-25.
43. DePuey EG, Nichols K, Dobrinsky C. Left ventricular ejection fraction assessed from gated technetium-99m-sestamibi SPECT. *J Nucl Med* 1993; 34: 1871-6.
44. Smanio PE, Watson DD, Segalla DL, Vinson EL, Smith WH, Beller GA. Value of gating of technetium-99m sestamibi single-photon emission computed tomographic imaging. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30: 1687-92.
45. He ZX, Cwajg E, Preslar JS, Mahmarian JJ, Verani MS. Ejection fraction determined by gated myocardial perfusion SPECT with Tl-201 and Tc-99m sestamibi: Comparison with first-pass radionuclide angiography. *J Nucl Cardiol* 1999; 4: 412-7.
46. Hansen C. Digital image processing for clinicians, part II: Filtering. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 429-37.
47. Hansen CL, Kramer M, Rastogi A. Lower accuracy of Tl-201 SPECT in women is not improved by size-based normal databases or Wiener filtering. *J Nucl Cardiol* 1999; 6: 177-82.
48. King MA, Glick SJ, Penney BC, Schwinger RB, Doherty PW. Interactive visual optimization of SPECT prereconstruction filtering. *J Nucl Med* 1987; 28: 1192-8.
49. Hansen C. Digital image processing for clinicians, part III: SPECT reconstruction. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 542-9.
50. Yester MV. SPECT image reconstruction. In: Henkin RE, editor. Nuclear medicine. 2nd ed. Philadelphia, PA: Mosby; 2006. p. 185-95.
51. Borges-Neto S, Pagnanelli RA, Shaw LJ, et al. Clinical results of a novel wide beam reconstruction methods for shortening scan time of Tc-99m cardiac SPECT perfusion studies. *J Nucl Cardiol* 2007; 14: 555-65.
52. DePuey EG, Gadiraju R, Clark J, et al. Ordered subset expectation maximization and wide beam reconstruction "half-time" gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: A comparison to "full-time" filtered backprojection. *J Nucl Cardiol* 2008; 14: 547-63.
53. DePuey EG, Bommireddipalli S, Clark J, Thompson L, Srour Y. Wide beam reconstruction "quarter-time" gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: A comparison to "full-time" ordered subset expectation maximum. *J Nucl Cardiol* 2009; 16: 736-52.
54. Hansen CL. The role of the translation table in cardiac image display. *J Nucl Cardiol* 2006; 13: 571-5.
55. Hansen C. Digital image processing for clinicians, Part I: Basics of image formation. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 343-9.
56. Friedman J, Berman DS, Van Train K, Garcia EV, Bietendorf J, Prigent F, et al. Patient motion in thallium-201 myocardial SPECT imaging. An easily identified frequent source of artifactual defect. *Clin Nucl Med* 1988; 13: 321-4.
57. Cooper JA, Neumann PH, McCandless BK. Effect of patient motion on tomographic myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med* 1992; 33: 1566-71.
58. Choi JY, Lee KH, Kim SJ, Kim SE, Kim BT, Lee SH, et al. Gating provides improved accuracy for differentiating artifacts from true lesions in equivocal fixed defects on technetium 99m tetrofosmin perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol* 1998; 5: 395-401.
59. Ficarò EP, Fessler JA, Shreve PD, et al. Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography. Diagnostic accuracy of attenuation-corrected 99mTc-sestamibi single-photon emission computed tomography. *Circulation* 1996; 93: 463-73.
60. Fricke H, Fricke E, Weise R, et al. A method to remove artifacts in attenuation-corrected myocardial perfusion SPECT. Introduced by misalignment between emission scan and CT-derived attenuation maps. *J Nucl Med* 2004; 45: 1619-25.
61. Grossman GB, Garcia EV, Bateman T, et al. Quantitative Tc-99m sestamibi attenuation-corrected SPECT: Development and multi-center trial validation of myocardial perfusion stress gender-independent normal database in obese population. *J Nucl Cardiol* 2004; 11: 263-772.
62. Weiss AT, Berman DS, Lew AS, et al. Transient ischemic dilation of the left ventricle on stress thallium-201 scintigraphy: A marker of severe and extensive coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1987; 9: 752-9.
63. McLaughlin MG, Danias PG. Transient ischemic dilation: A powerful diagnostic and prognostic finding of stress myocardial perfusion imaging. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 663-7.
64. Hansen CL, Sangrigoli R, Nkadi E, Kramer M. Comparison of pulmonary uptake with transient cavity dilation after exercise thallium-201 perfusion imaging. *J Am Coll Cardiol* 1999; 33: 1323-7.

65. Hansen CL, Cen P, Sanchez B, Robinson R. Comparison of pulmonary uptake with transient cavity dilation after dipyridamole Tl-201 perfusion imaging. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 47-51.
66. Chouraqui P, Rodrigues EA, Berman DS, Maddahi J. Significance of dipyridamole-induced transient dilation of the left ventricle during thallium-201 scintigraphy in suspected coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1990; 66: 689-94.
67. Abidov A, Bax JJ, Hayes SW, et al. Integration of automatically measured transient ischemic dilation ratio into interpretation of adenosine stress myocardial perfusion SPECT for detection of severe and extensive CAD. *J Nucl Med* 2004; 45: 1999-2007.
68. Gill JB, Ruddy TD, Newell JB, et al. Prognostic importance of thallium uptake by the lungs during exercise in coronary artery disease. *N Engl J Med* 1987; 317: 1486-9.
69. Wackers FJT. On the bright side. *J Nucl Cardiol* 2005; 12: 378-80.
70. Williams KA, Schneider CM. Increased stress right ventricular activity on dual isotope perfusion SPECT: A sign of multivessel and/or left main coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1999; 34: 420-7.
71. Williams KA, Hill KA, Sheridan CM. Noncardiac findings on dual-isotope myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol* 2003; 10: 395-402.
72. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 240-5.
73. Tilkemeier PL, Cooke CD, Ficaro EP, et al. ASNC imaging guidelines for nuclear cardiology procedures: Standardized reporting of myocardial perfusion images. *J Nucl Cardiol* 2009; 16: 165.
74. Hachamovitch R, Berman DS, Shaw LJ, et al. Incremental prognostic value of myocardial perfusion single photon emission computed tomography for the prediction of cardiac death: Differential stratification for risk of cardiac death and myocardial infarction. *Circulation* 1998; 97: 535-43.
75. Travin MI. The oft neglected rest study. *J Nucl Cardiol* 2009; 15: 739-42.
76. Shaw LJ, Hendel RC, Heller GV, et al. Prognostic estimation of coronary artery disease risk with resting perfusion abnormalities and stress ischemia on myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol* 2009; 15: 762-73.
77. Berman DS, Kang X, Van Train KF, et al. Comparative prognostic value of automatic quantitative analysis versus semiquantitative visual analysis of exercise myocardial perfusion single-photon emission computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1998; 32: 1987-95.
78. Leslie WB, Tully SA, Yogendran MS, et al. Prognostic value of automated quantification of ^{99m}Tc -sestamibi myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med* 2005; 46: 204-11.
79. Berman DS, Kang X, Gransar H, et al. Quantitative assessment of myocardial perfusion abnormality on SPECT myocardial perfusion imaging is more reproducible than expert visual analysis. *J Nucl Cardiol* 2009; 16: 45-53.
80. Iskandrian AS, Garcia EV, Faber T, Mahmorian JJ. Automated assessment of serial SPECT myocardial perfusion images. *J Nucl Cardiol* 2009; 16: 6-9.
81. Mahmorian JJ, Cerqueira MD, Iskandrian AS. Regadenoson induces comparable left ventricular perfusion defects as adenosine: A quantitative analysis from the ADVANCE MPI 2 Trial. *J Am Coll Cardiol* 2009; 53: 959-68.
82. Takeishi Y, Sukekawa H, Fujiwara S, et al. Reverse redistribution of technetium-99m-sestamibi following direct PTCA in acute myocardial infarction. *J Nucl Med* 1996; 37: 1289-94.
83. Weiss AT, Maddahi J, Lew AS, et al. Reverse redistribution of thallium-201: A sign of nontransmural myocardial infarction with patency of the infarct-related coronary artery. *J Am Coll Cardiol* 1986; 7: 61-7.
84. Sharir T, Kang X, Germano G, et al. Prognostic value of poststress left ventricular volume and ejection fraction by gated myocardial perfusion SPECT in women and men: Gender-related differences in normal limits and outcomes. *J Nucl Cardiol* 2006; 13: 495-506.
85. Hendel RC, Budoff MJ, Cardella JF, et al. ACC/AHA/ACR/ASE/ASNC/NASCI/RSNA/SAIP/SCAI/SCCT/SCMR/SIR key data elements and definitions for cardiac imaging. *J Am Coll Cardiol* 2009; 53: 91-124.
86. Douglas PS, Hendel RC, Cummings JE, et al. ACC/AHA/ASE/ASNC/HRS/MITA/NASCI/RSNA/SAIP/SCCT/SCMR health policy statement on structured reporting in cardiovascular imaging. *J Am Coll Cardiol* 2009; 53: 76-90.
87. Hendel RC, Ficaro EP, Williams KA. Timeliness of reporting results of nuclear cardiology procedures. *J Nucl Cardiol* 2007; 14: 266.

The translated guideline was originally published in English in the *Journal of Nuclear Cardiology*, and is available on SpringerLink at <http://link.springer.com/article/10.1007/s12350-010-9246-y> and on <http://www.asnc.org/guidelinesandstandards>.



对于 INVIA Medical Imaging Solutions 为“单光子发射计算机断层扫描指南 (2010)”中文版的翻译所提供的支持, ASNC 特此表示感谢