

γ相机、SPECT性能测试

中国医学科学院肿瘤医院 李小华综述 陈盛祖 高汝楨*审

摘要:从用户角度,介绍了γ相机和SPECT性能测试方法。包括均匀性、分辨率、线性、计数率特性、灵敏度、空间位置、旋转中心漂移、总体性能等一系列性能测试方法。

γ相机、SPECT性能的测试从总体上讲,主要包括三个方面。

首先是生产厂家对其产品进行测试,检验其性能。厂家所进行的测试以及厂家间产品性能的比较要求有一个统一的测试标准,以规范其测试方法、指标和结果。在γ相机方面,美国国家电气制造商协会(NEMA)制定的γ相机性能测试标准^[1]目前已被世界上大多数γ相机生产厂家承认和接受,我国于1988年公布的“γ相机的技术指标及验收标准”^[2]的内容也与NEMA标准基本一致。在γ相机市场上,厂家都是以NEMA标准的指标描述其产品的性能。对于SPECT,虽然一些机构和学者发表了有关SPECT性能标准和测试方法,但目前尚无一个被广泛接受的标准,在厂家的产品性能介绍上也少有SPECT的性能描述。究其原因,一是SPECT性能测试标准及方法远不如γ相机成熟,二是SPECT性能测试较为复杂,受到数据采集、重建中各种参数、算法和条件的影响。

第二个方面是用户对购置的仪器进行验收测试。由于生产厂家是按NEMA标准测试和描述γ相机性能,用户就必须按NEMA标准对γ相机进行验收测试,在各项指标都达到要求后才能接收。SPECT的验收测试,在厂家没有提供指标的情况下,用户可按公布的标准测试其主要性能指标,以检测SPECT的性能。

最后一个方面是用户对γ相机、SPECT的日常测试,即质量控制。γ相机的质量控制主要采用NEMA标准,由于NEMA标准主要是为γ相机生产厂家设计的,一般的用户对一些测试条件往往难以做到。考虑到用户的实际情况,一些研究机构和学者提出对NEMA标准作某些改善,以适用于广大γ相机用户^[8-10]。同时,许多机构和学者提出一系列测试γ相机性能的指标、方法、模型和仪器,它们或以不同角度测试γ相机性能,或提供面向用户的临床实用测试手段。SPECT质量控制可参照NEMA或IAEA(国际原子能委员会)等机构提出的方法,选择若干主要指标用于日常质量控制。

γ相机性能主要包括:泛源均匀性、空间分辨率、空间线性、能量分辨率、计数率特性、灵敏度和总体性能等七项。SPECT是在γ相机基础上旋转探头进行的,所以SPECT性能应包括γ相机性能及断层性能两个部分,其中断层性能又包括:旋转中心漂移、断层均匀性、断层分辨率、灵敏度和总体性能等多项。本文从用户的角度综述γ相机、SPECT性能测试方法。

一、γ相机性能

(一)泛源均匀性(Flood-field uniformity)

泛源均匀性反映当γ射线均匀地投射在γ相机探头时成像计数密度分布的均匀度。

*广州军区广州总医院

移去准直器所测试的均匀性称为固有泛源均匀性，带有准直器时称为系统泛源均匀性。评价泛源均匀性的最简便方法是观察泛源图像，作定量测试则要对泛源图像进行分析计算。

1. NEMA标准定义的两项均匀性指标：

积分均匀性 = ± ((Max - Min) / (Max + Min)) · 100% ;

微分均匀性 = ± ((High - Low) / (High + Low)) · 100%

式中，Max，Min，High，Low 分别表示泛源图像中最大、最小计数值和具有最大计数差的相邻五点pixel中的最高、最低计数值。积分均匀性反映γ相机总体均匀性，微分均匀性反映局部均匀性。NEMA 标准要求泛源图像采集在64×64矩阵，且中心处pixel计数值≥4K。用较大尺寸的矩阵采集泛源图像，然后压缩为64×64，可以解决图像存贮器容量不足的问题，满足中心pixel计数值≥4K的要求[11]。为了尽可能消除测试结果中随机误差的影响，一些作者[5,12]建议中心pixel计数值取8~10K，代价是大大延长了采集时间。Hughes等[13]提出增加泛源图像计数密度或使用较小矩阵（如32×32），以提高NEMA指标对均匀性变化的灵敏度。Raff等[4]认为NEMA指标不能反映非均匀性的位置分布，因此提出一个包括三级灰度的泛源函数图像，以确定非均匀性的位置。三级灰度为：n < x̄ - SD；x̄ - SD ≤ n ≤ x̄ + SD；n > x̄ + SD。其中n，x̄，SD分别为泛源图像的pixel计数值、计数均值和标准差。此外，窗的设置、不同能量的核素以及测试环境等诸多因素对泛源均匀性都有影响。最后，泛源均匀性应分别在均匀性校正电路工作和关闭的状态下测试。

2. Sharp等[14]列出一组计算均匀性的公式（计算中取直径为12mm或18mm的图像元素（element）为单位，而不以pixel

为单位）：

①平均积分非均匀性：

± ((C(max) - C(min)) / (C(max) + C(min))) · 100%

C(max)和C(min)为所有元素中最大、最小计数值。

②微分非均匀性：

(D(max) / ML) · 100%

D(max)为相邻元素间的最大计数差，M为元素平均计数值，L为元素直径。

③变化系数（Coefficient of variation）：

(Σ (Ci - M)² / N)¹/² / M · 100%

Ci为第i个元素的计数值，N为元素数目。

④对比度频宽（Width of the frequency distribution of the contrast）：

(Σ (Di² ni / Σ ni)¹/²) / ML · 100%

ni为相邻元素间出现计数差为Di的次数，p为被测元素对的数目。

本组第①，②项指标与NEMA均匀性指标相似，第③，④项指标反映均匀性的偏差程度。从后两项指标的表达式可以看到，指标的计算涉及到图像全部元素，显然其结果比仅使用几个极端的指标有较小的统计误差。

3. Hughes等[5]推荐两项均匀性指标：

①变化系数：

(1 / M) (Σ (Ci,i - M)² / N)¹/² · 100%

$C_{i,j}$ 为泛源图像中第*i*, *j*个pixel的计数值, *N*为pixel数目, *M*为平均计数值。

②扩展微分均匀性:

$$\left\{ \frac{1}{N} \sum_{i,j} \left[\sum_{k=1}^5 \left(\frac{|C_{i,j} - C_{(i,j+k)}|}{C_{i,j} + C_{(i,j+k)}} \right)^2 + \sum_{h=1}^5 \left(\frac{|C_{i,j} - C_{(i+h,j)}|}{C_{i,j} + C_{(i+h,j)}} \right)^2 \right] \right\}^{1/2} \cdot 100\%$$

指标①是对2中指标③的改进, 减去了泊松偏差, 以便消除统计学噪声的影响。指标②由NEMA的微分均匀性导出, 但计算中包括泛源图像全部pixel和*x*, *y*两个方向。这两个指标分别反映均匀性的总体变化和局部变化。作者认为, 该指标具有良好的灵敏度和较小的统计误差^[13]。根据误差分析原理, 泛源图像总偏差 = 随机偏差 + 系统偏差, 其中系统偏差代表了γ相机的非均匀性, 因此在测试中应尽可能消除随机偏差的影响^[16]。

(二)空间分辨率

它描述γ相机分辨两个点源或线源的能力。主要指标是线扩展函数LSF的FWHM(半高宽)、FWTM(十分之一最大峰值处的全宽度)和调制传递函数MTF。按测试时是否装有准直器, 分为固有空间分辨率和

系统空间分辨率。

1. NEMA标准定义的固有空间分辨率是通过采集slit模型图像, 分段作出LSF, 用插值法计算FWHM和FWTH; 系统空间分辨率则采集线源图像, 作出LSF, 计算FWHM和FWTM。NEMA标准要求有≤0.1FWHM的刻度量化, 即在FWHM内至少包括10点pixel, 这对于一般只有256×256或512×512图像矩阵的核医学计算机来说, 往往难以满足。解决的办法是采用图像放大模式, 但这会缩小测试视野。空间分辨率作为刻度量化、空间线性和slit宽度的函数, 其中影响显著的是刻度量化和slit宽度^[17]。Raff等^[4]的实验结果表明, 当FWHM包括6点pixel时, 所得结果仅增大2%, 随着pixel数的减少, 误差明显增大。Norwood等^[18]介绍了用1024多道脉冲分析器和微机替代一般核医学计算机测试空间分辨率的方法, 以解决刻度量化不足。准确测试空间分辨率还必须保证slit模型或线源的中心线与探头轴线重合, NEMA标准规定其偏斜<1mm。

2. MTF反映物体至成像对比度传递性能, 它作为空间频率*v*的函数, 被定义为:

$$MTF(v) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) \exp(-j2\pi vx) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) dx}$$

离散时:

$$MTF(v_i) = \frac{\sum_{j=n}^m LSF(x_j) \cos(2\pi v_i x_j) + i \sum_{j=n}^m LSF(x_j) \sin(2\pi v_i x_j)}{\sum_{j=n}^m LSF(x_j)}$$

式中, 求和度量*j*从*n*至*m*, 而不是从-∞至∞, *n*和*m*可选择在LSF的1%峰值点, 这样处理后的结果误差<1%, 也可以从边缘响应函数ERF计算MTF, 其计算方法比用

LSP简单。

3. 模型测试。可用于测试空间分辨率的模型有: Quadrant-bar模型、PLES模型^[10]、OHTP模型^[19]和BRH模型^[20]。

IAEA详细介绍了使用以上模型测试空间分辨率的方法^[10]。Hasegawa等^[21]用OHTP模型定量计算FWHM，以二次曲线 $Z_i = a_i^2 + b_i + c$ 拟合PSF，计算高斯标准差S，则

$$FWHM = (8 \ln 2)^{1/2} \cdot S$$

4. Knoop等^[22]提出用EW和AW指标代替FWHM来描述空间分辨率，其中：

$$EW = \int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) dx / LSF(0)$$
$$AW = \int_{-\infty}^{\infty} [LSF(x) \oplus LSF(x)] dx / [LSF(x) \oplus LSF(x)]_{x=0}$$

作者认为，当存在的散射和透射时，EW和AW比FWHM更能真实地反映γ相机空间分辨性能。

(三)空间线性

该指标描述γ相机对线性物体所成像的线性度，反映γ相机对进入探头的γ射线产生的空间位置失真。

1. NEMA标准包括微分线性和绝对线性。采集slit模型，分段作LSF，确定每一slit上各段LSF的峰值点，则微分线性等于所有相邻峰之间距离的标准误差，绝对线性等于一slit上的峰值对该slit拟合直线的最大位移。拟合算法对绝对线性结果影响显著，NEMA标准要求用最小二乘法拟合。Raff等^[4]建议用迭代算法拟合，以提高结果的准确性。Hurton等^[7]则提出另一种拟合算法。测试微分线性和绝对线性同样必须满足 $\leq 0.1FWHM$ 的刻度量化。

2. PLES模型、OHTP模型和BRH模型都可用于定性测试空间线性。

(四)能量分辨率

它反映γ相机辨别不同能量γ射线的的能力，在NEMA标准中用光电峰的FWHM与该γ射线能量的百分比表示。测试能量分辨率要用多道脉冲分析器(MCA)，且FWHM范围内不少于50道。对配有MCA的γ相机可

直接进行测试，对于未配置MCA的γ相机，Harris^[23]介绍一种利用普通核医学计算机作为MCA的方法。其原理是将γ相机探头输出的能量信号经过附加电子线路变换后输入到计算机x轴，而在y轴输入一个微小波动信号，在计算机图像矩阵可得到一幅图像，沿x轴作该图像的剖面曲线即为能谱图。y轴上附加的波动信号是为了避免因计算机图像存储器容量不足而发生溢出。

(五)计数率特性

计数率特性描述进入γ相机的γ射线密度与输出计数率之间的关系。

1. NEMA标准包括固有计数率特性和系统计数率特性。固有计数率特性有五项指标：①20%计数丢失率($R_{20\%}$)： $R_{20\%} = 0.1785/T$ ，T为死时间，用双源法测定

$$T = \frac{2R_{1,2}}{(R_1 + R_2)^2} \cdot \ln \frac{R_1 + R_2}{R_{1,2}}$$

中， $R_1, R_2, R_{1,2}$ 分别表示两个源单独作用时的计数率和共同作用时的计数率；②最大计数率：一点源由远至近移向探头，测定其最大值；③典型计数率曲线：用铜片吸收法改变γ射线输入通量，根据测量输出计数率作出曲线；④75K/s计数率条件下的均匀性；⑤75K/s计数率条件下的固有空间分辨率。系统计数率特性用双管源闪烁模型测试T和 $R_{20\%}$ 。Geldenhuys等^[24]提出使用多个低计数率值确定计数率曲线，以提高准确性。

2. 双源法计算死时间(T)的基本公式：

$$\frac{R_{1,2}}{1 - R_{1,2}T} + \frac{BK}{1 - BK}$$
$$= \frac{R_1}{1 - R_1T} + \frac{R_2}{1 - R_2T}$$

其中，BK表示本底计数。用计算机编制迭代算法程序能准确地解出T。从基本公式可导出许多估计T的简化公式。Adams^[25]用衰减源法测定计数率特性，即用一短半衰期核素(如^{101m}Ir，其 $T_{1/2} = 5S$)作为放射源

测试计数率。曾有人用铅片作为吸收片测试计数率特性。由于80keV铅的X射线影响,得到的最大计数率比不加铅片时小5%~8%。IAEA推荐从计数率曲线上推算R_{20%}和最大计数率的方法,而不必用双源法。

(六)灵敏度

它反映γ相机对进入探头的γ射线的探测能力。NEMA标准定义了灵敏度变化量和系统灵敏度两项指标,前者把探头UFOV(有效视野)划分为间隔30mm的方阵,依次在各点上置一点源测量计数率,取最大值和最小值(Max和Min),则灵敏度变化量 $= \pm \left(\frac{\text{Max} - \text{Min}}{\text{Max} + \text{Min}} \right) \cdot 100\%$; 后者用一个已知强度、直径为100mm的平面源测量不同准直器的计数率,结果以每分钟、每微居里的计数表示。

(七)总体性能

为了给用户提供一种简便而全面测试γ相机性能且又考虑到临床应用条件的方法,许多研究机构和学者提出多种γ相机总体性能测试法及其模型。总体性能测试包括γ相机及其附属设备(如显示器、多格相机、数据处理器等)的测试。IAEA推荐含有不同尺寸冷、热区的甲状腺模型和肝模型用于总体性能测试。Lancaster等^[26]推荐Four-Point模型,它由在有机玻璃板的四个角放置四个点源构成,在计算机控制下,一分钟内可完成空间分辨率、灵敏度等多项指标的测试,得到定量结果。OHTP和BTH模型也可同时测试均匀性、分辨率、线性等多项指标。最近,美国VICTOREEN公司推出一种用微机控制的线源模型,在软件控制下,它可模拟泛源,Quadrant-bar, OHTP, BRH等多种模型,完成16种γ相机性能指标的测试。

二、SPECT性能

这里所说的SPECT性能是指SPECT在

断层重建方面的性能。断层重建性能的测试应该在γ相机性能达到标准后进行。必须注意,SPECT性能的测试结果受到很多因素的影响,例如:γ相机性能、旋转半径、采集角度数、探头方位、重建算法、滤波函数、补偿校正等等。因此,在SPECT性能测试的数据采集和重建中必须严格控制各项条件,才能保证测试质量,获得可靠结果^[27]。目前有若干测试SPECT性能的方法,不同的方法对SPECT性能指标的定义往往不一致。本文列举NEMA和IAEA推荐的方法。

(一)NEMA推荐的方法^[1]

1. 泛源均匀性及灵敏度随角度变化

它反映在不同角度下γ相机平面均匀性和灵敏度的改变,包括最大灵敏度变化和均匀性变化两项指标。平面泛源置于探头表面,从0至360度,间隔90度采集五帧泛源图像,计算每帧图像的总计数,则:
最大灵敏度变化

$$= \pm \frac{\text{最大总计数} - \text{最小总计数}}{\text{最大总计数} + \text{最小总计数}} \cdot 100\%$$

均匀性变化是通过计算不同角度泛源图像之间均匀性后的标准误差。首先,计算每帧泛源图像中每个pixel计数的平均标准差S_{·D^X}(上角码X可取A~E,分别表示0~360度中五帧泛源图像的标准差),根据误差合成原理,两两泛源图像之间的标准差S_{·D^{A-B}} = [(S_{·D^A})² + (S_{·D^B})²]^{1/2},然后,以0度的泛源图像为标准,规一化其它四帧图像的每一pixel计数。若以C_{TOT}⁰表示0度泛源图像总计数,C_{TOT}^X表示某一角度泛源图像总计数,C_{i,j}^X表示某一角度泛源图像中pixel的原始计数,则被规一化的计数 $N_{i,j}^X = C_{i,j}^X \left(\frac{C_{TOT}^0}{C_{TOT}^X} \right)$ 。

$$\text{定义: } D_{i,j}^{A-B} = \frac{C_{i,j}^A - N_{i,j}^B}{S_{·D}^{A-B}}$$

则用D_{i,j}^{A-B} > 2和D_{i,j}^{A-B} > 3的pixel数目

在泛源图像总 pixel 数中占的百分比表示均匀性变化。同理可算出 $D_{11}^{A\theta}$, $D_{11}^{B\theta}$, 和 $D_{11}^{C\theta}$ 的结果。

2. 空间位置的角度变化

它反应不同旋转角度对成像位置的影响。五个点源分置于探头表面中心和CFOV圆周与x, y轴的四个交点处。从0度至360度间隔90度采集五帧图像, 作各点源图像剖面曲线, 取曲线峰值点为点源中心座标(x, y), 两两图像对应点源的位置偏移 = $[(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2]^{1/2}$, 取其最大位移表示空间位置随角度的变化。

3. 重建系统空间分辨率

测试模型为一有机玻璃圆柱体, 三根线源分别置于柱体中心、水平和垂直一侧, 体内充满水。进行SPECT成像, 取位于模型中心及两侧三个厚度为 $10 \pm 3\text{mm}$ 的横断切面, 作出切面图像上每个点x, y方向上的LSF, 计算FWHM. 重建系统空间分辨率包括: 中心线源FWHM平均值, 两侧线源FWHM切向平均值和径向平均值。

4. 重建图像均匀性

该指标在SPECT成像的泛源图像上考察其均匀性, 反映了SPECT的均匀性能, 但在NEMA的1986年版本中没有给出该指标的定义。

(二)IAEA推荐的方法^[10]

IAEA关于SPECT质量控制的最新版本(1991年)较详细地介绍了SPECT性能测试的原理及方法, 并推荐一组SPECT测试指标, 本文叙述其主要部分。

1. 旋转中心漂移

这是SPECT的一项重要性能指标, 反映SPECT的电子中心与机械中心的位置重合性。旋转中心漂移会引起分辨率下降, 严重时会使重建图像出现环形伪影。用一点源或线源进行SPECT采集, 探头旋转360度, 共采集32帧图像, 在每帧图像的点源区域中, 用重心公式:

$$\text{COG X} = \frac{\sum_R xf(x,y)}{\sum_R f(x,y)}$$

$$\text{COG Y} = \frac{\sum_R yf(x,y)}{\sum_R f(x,y)}$$

求出点源的中心坐标COG X, COG Y, 式中 $f(x,y)$ 表示 (x,y) 坐标处 pixel 的计数值。接着以探头旋转角度 θ 为横坐标, COG X 为纵坐标做 $\text{COG} \cdot X - \theta$ 曲线。以一正弦曲线 $A + B\sin(\theta + \phi)$ 拟合 $\text{COG} X - \theta$ 曲线, 则拟合的正弦曲线的直流分量 A 与图像矩阵中心坐标 X_0 的差值就是旋转中心漂移。曲线 $\text{COG} Y - \theta$ 反映了沿转动轴方向上的位置漂移情况, 当用线源采集时, 无法得到 $\text{COG} Y - \theta$ 曲线。

2. 绝对pixel尺寸

该指标表示图像 pixel 的大小, 可用于物体尺寸、体积及吸收校正的计算。沿探头 X 轴放置两点源, 采集平面图像, 计算两点源的中心坐标 (x_1, y_1) 和 (x_2, y_2) , x 方向上点源间 pixel 数 = $[(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2]^{1/2}$, 则绝对 pixel 尺寸

$$= \frac{x \text{方向上点源间距}}{x \text{方向上点源间 pixel 数目}} (\text{mm/pixel})$$

同理, 可算出 y 方向上的绝对 pixel 尺寸。

该指标应在不同的射线能量、准直器、矩阵尺寸和 ZOOM 条件下测定。

3. 断层均匀性

反映了重建层面放射性计数分布的均匀性。有人建议用NEMA的积分、微分均匀性表达断层均匀性。由于断层均匀性的不足表现为一个圆心为旋转中心的环形伪影, 所以也可通过评价环形伪影的对比度来描述该指标。

测试断层均匀性的模型为一充满放射性溶液的圆柱体, 做SPECT采集和重建横断切面, 在存在环形伪影的切面作伪影剖面图, 计算伪影对比度。其方法是确定伪影中

的最大值 C_{max} 或最小值 C_{min} ,另选择伪影外的两个值 C_1 和 C_2 ,取 $C_{ave} = (C_1 + C_2) / 2$,

$$\begin{aligned} \text{则对比度} &= \frac{(C_{max} - C_{ave})}{(C_{max} + C_{ave})} \text{ 或} \\ &= \frac{(C_{min} - C_{ave})}{(C_{min} + C_{ave})} \end{aligned}$$

4. 空气中断层分辨率

反映SPECT系统分辨放射性物体的能力,断层分辨率定义为重建切面的点源扩展函数PSF的FWHM。

用一点源做SPECT成像,在重建图像上作出PSF,计算FWHM.断层分辨率与重建滤波器有关,IAEA建议采用ramp滤波器。

5. 散射体中断层分辨率

该指标的测试模拟临床应用条件,将点源置于充满水的圆柱体中,其它测试方法与空气中断层分辨率相似。

6. 切面厚度

这一指标实质上反映了SPECT沿Z轴上的断层分辨率。

取一点源做SPECT成像,在点源的各切面上找出最清晰的切面,并确定计数值最大的pixel坐标,然后考查点源在各切面上该坐标点的计数并绘成曲线,计算该曲线的FWHM,得到切面厚度。

7. 旋转中灵敏度和均匀性变化

该指标与NEMA的相应指标的测试方法基本相同,但只计算各角度泛源图像的积分均匀性和均值、标准差、最大偏差,而略去其它较繁杂的计算,并且采集角度数多于NEMA。

8. 总体性能

在临床应用条件下,评价SPECT成像的对比度,包括均匀性图像中伪影对比度和冷、热区图像对比度。用Jaszak模型(圆柱体内排列有不同尺寸的柱体和球体)做SPECT成像。在模型的均匀区域图像上作剖面,计算线性校正系数 μ , $\mu = \ln(\text{edge}$

$\text{counts}/\text{centre counts})/\text{radius}(\text{cm}^{-1})$ 。式中edge counts,centre counts分别表示均匀区域边缘和中心计数, radius表示均匀区域半径。接着用 μ 对上述图像作衰减校正,然后按测试断层均匀性的方法,计算经衰减校正后模型的均匀区域中伪影的对比度。冷、热区图像对比度按下式计算:

$$\text{对比度} = \frac{V_{SPH} - V_{BGD}}{V_{SPH} + V_{BGD}}$$

其中, V_{SPH} 、 V_{BGD} 分别表示冷热区剖面内计数和本底计数。

参 考 文 献

- 1 Washington DC. Performance measurement of scintillation camera. Standard Publication NO NUI, National Electrical Manufacturers Association, 1986
- 2 γ 照相机的技术指标及验收标准. 国家标准局, 1988
- 3 Adams R. J Nucl Med, 1984; 25: 814-816
- 4 Raff U et al. J Nucl Med, 1984; 25: 679-687
- 5 Craddock TD et al. J Nucl Med, 1985; 26: 95-97
- 6 Lewellen TK et al. J Nucl Med, 1985; 26: 209
- 7 Hutton BF et al. J Nucl Med, 1985; 26: 430-431
- 8 Sokole EB et al. Eur J Nucl Med, 1984; 9: A162
- 9 Murphy PH. J Nucl Med, 1987; 28: 1221-1227
- 10 IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments, IAEA-TECDOC-602, 1991
- 11 李小华. 中华核医学杂志, 1989; 9: 57-58
- 12 Sokole EB et al. J Nucl Med, 1983; 24: 973-974
- 13 Hughes A et al. Phys Med Biol, 1989; 34: 885-895
- 14 Sharp P et al. Phys Med Biol, 1981;

- 26:149-153
- 15 Hughes A et al. *Phsy Med Biol*, 1988; 33:259-269
- 16 Grosman LW et al. *Phsy Med Biol*, 1986; 31:941-953
- 17 Schardt MA et al. *Med Phys*, 1980; 7: 415
- 18 Norwood HM et al. *Br J Radiol*, 1988; 61:237-239
- 19 Fielding SL et al. *Phsy Med Biol*, 1987; 32:643-648
- 20 Paras P et al. *J Nucl Med*, 1981; 22: 468-470
- 21 Hasegawa BH et al. *J Nucl Med*, 1981; 22: 1075-1080
- 22 Knosp B et al. *J Nucl Med*, 1984; 25: P22
- 23 Harris CC. *Radiology*, 1983; 148: 857-859
- 24 Geldenhuis EM et al. *J Nucl Med*, 1988; 29:538-547
- 25 Adams R. *Med. hys*, 1988; 15:415-424
- 26 Lancaster JL et al. *J Nucl Med*, 1985; 26:300-307
- 27 陈盛祖. 国外医学放射医学核医学分册, 1990; 14:216-220

Sestamibi和Teboroxime在心脏显像中的应用

Leppo JA et al

摘 要: 两种新的^{99m}Tc标记化合物的基本特性不同, 故其在体内的转运机制互不相同。据此, 概述了二者在临床使用中适用范畴及其初步方案。

本文未提及定量研究的结果, 但有些问题应引起注意: 用于²⁰¹Tl显像分析的本底扣除算法必须经过修正后方可用于得标示踪剂显像; 此外, 由于^{99m}Tc显像的计数率增加, 光子能量较高, 需对每种显像剂建立新的正常值范围; 最后, 要弄清非心脏放射性(用sestamibi时)和心脏放射性(用tebroxime时)分布的变化规律, 必须固定从注药到显像开始的时间间隔。

心脏转运

Sestamibi(以下简称MIBI)是一种异腈类化合物, 属阳离子型, Teboroxime(以下简称BATO)属中性, 是锝双胍的硼酸衍生物。二者的亲脂性强于²⁰¹Tl, 根据ICRP准则测算, 二者的有效剂量接近, 但BATO比MIBI高出70%。因排泄途径不同, 二者的靶器官(上消化道)不同于²⁰¹Tl(肾脏和膀胱)。

缺血和充血时聚集、转运参数的研究结果表明: BATO的首次通过摄取最高, MIBI则最低, 因而BATO的扩散极限最小, 比另外两种更能可靠地示踪高血流。当冠状动脉血流量在再灌注前后一定时, 心肌对MIBI的聚集上升, 而²⁰¹Tl的聚集稍有下降, BATO则无明显变化。

对冠状动脉再灌注特定效果的评价应在冠脉血流维持恒定的状态下进行, 以避免血流量的改变影响对细胞损伤程度的评价。离体实验表明, 血流维持恒定时往灌注系统加入哇巴因, 发现心肌聚集²⁰¹Tl的能力下降, 而两种^{99m}Tc标记化合物的能力无变化。

评价心肌转运的另一常规指标是净滞留量, 它代表注射的显像剂滞留在心肌内的部分, 反映起始阶段和首次通过的聚集情况以及从细胞内液反扩散的程度。注药后2~5分钟, BATO的净滞留量最高而MIBI最低, 但三种化合物净滞留量总的差别不象聚集峰