

自动的靶心图定量分析已是 SPECT 心肌灌注诊断规程的一个重要部分。随着药物的发展、图像处理技术的更新,该定量方法将发挥更大作用

参 考 文 献

- 1 Van Train KF et al. J Nucl Med, 1990; 31: 1168-1179
- 2 Van Train KF et al. J Nucl Med, 1990; 31: 1761-1765
- 3 Petta P et al. J Nucl Med, 1995; 36: 12P
- 4 Heo J et al. J Nucl Med, 1997; 38: 200-203
- 5 Garcia E et al. J Nucl Med, 1985; 26: 17-26
- 6 Garcia E et al. Am J Cardiol, 1990; 66: 23E-31E
- 7 Berman DS et al. Semin Nucl Med, 1991; XXI: 190-212
- 8 Ezekiel A et al. in Computers in Cardiology. New York: IEEE Computer Society, 1991. 237-240
- 9 Van Train KF et al. J Nucl Med, 1993; 34: 1494-1502
- 10 Faber TL et al. J Nucl Med, 1995; 36: 697-703
- 11 Toft J et al. Eur J Nucl Med, 1997; 24: 179-183
- 12 Toft J et al. Eur J Nucl Med, 1997; 24: 409-413
- 13 Prvulonich EM et al. Eur J Nucl Med, 1997; 24: 266-275
- 14 Puskas C et al. J Nucl Med, 1997; 38: 760-765
- 15 Klein JL et al. J Nucl Med, 1990; 31: 1240-1246
- 16 Saha GB et al. Semin Nucl Med, 1996; XXVI: 315-335
- 17 Satomi F et al. J Nucl Med, 1997; 38: 175-180
- 18 Ichiro M et al. J Nucl Med, 1997; 38: 1073-1078
- 19 Li ST et al. J Nucl Card, 1996; 3: 457-463
- 20 Chen EQ et al. J Nucl Med, 1997; 38: 582-586
- 21 Laubenbacher C et al. J Nucl Med, 1993; 34: 968-978

(收稿日期: 1998-04-06)

SPECT 心脏影像的伪影识别与校正技术

中国医学科学院肿瘤医院核医学科(北京, 100021) 李小华综述 陈盛祖审校

摘 要: SPECT 心肌显像中由于光子散射、衰减、患者移动, 以及仪器与采样因素产生图像伪影, 本文系统介绍了各种伪影的机理、识别和校正方法。

关键词: SPECT 心肌显像 伪影

SPECT 心肌显像的伪影造成临床诊断图像的假阳性或假阴性, 显著影响图像的定性尤其是定量分析。分析和识别不同原因引起的伪影, 并采取相应方法进行校正, 将有效改善心肌影像质量, 提高诊断的特异性和灵敏度。

1 衰减校正

光子在人体组织中的衰减是由于光子经过人体组织时产生的光电子吸收和康普顿散射。衰减降低成像器官的计数率, 尤其是器官

深部的计数率, 导致图像出现伪影。在心肌断层中, 引起衰减的因素包括体外和体内两个方面: 患者的衣服、饰物和硬币等属于体外因素, 体内因素有乳房、脂肪、隔肌等心脏周围组织, 以及非解剖结构的心律调节装置等。采集前的仔细准备和检查可以消除体外因素的影响, 而体内因素影响则主要靠采集后的衰减补偿进行校正。

核医学成像衰减校正最常用的是 Chang 方法。强度为 I_0 的细窄光子束通过厚度为 x 的介质; 在离开该介质时光子束的强度 I 为:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

其中, μ 是衰减系数, 它与介质的成分和光子的能量有关。对于 140keV 光子, 水的衰减系数为 0.15cm^{-1} 。在实际的临床成像中, 光子束是宽阔的, 光子产生散射会进入探测器中, 增加 I 的强度, 导致 μ 的降低。所以在临床应用中, 对于 140keV 光子, 衰减系数约为 0.12cm^{-1} 。

胸腔内不同组织器官具有的衰减系数存在差异, 故采用相同衰减系数进行衰减校正是不合适的。有效的办法是采用衰减系数分布 (μ_{Map}) 代替衰减系数 μ 进行衰减校正。衰减系数分布通过穿透成像采集和重建获得。穿透成像的硬件构成包括穿透源和采集穿透图像的准直器, 常用的穿透源主要有 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 和 ^{153}Gd , 也有使用 ^{57}Co 和 ^{241}Am 穿透源的基本结构是面源和线源。面源只需使用普通的平行孔准直器采集, 常用扫描线源或多支线源平行分布构成线源矩阵的方法模拟面源, 扫描线源是目前较多使用的方法^[1]。固定单支线源则需配备专用的 Fanbeam 准直器, 线源固定在准直器的聚集线上, Fanbeam 准直器具有探测灵敏度高, 空间分辨好的特点, 但扫描半径不能改变。有报道将扫描线源改为扫描点源, 配合 Fanbeam 准直器采集穿透图像。穿透成像的重建一般都使用最大似然估计 (maximum-likelihood) 和期望值最大化 EM (expectation maximization) 迭代重建算法, 它可以获得高空间分辨率、低噪声的衰减系数分布。

还有其它的衰减校正方式: ① 利用 ^{201}Tl 发射小部分高能光子的特性, 对其低能光子衰减进行校正; ② 采用患者俯卧位 ^{201}Tl 心肌断层采集方法减小心肌下壁缺损伪影, 改善探测下壁异常的特异性和准确性; ③ 采用 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI 门控心肌断层鉴别心肌疾病和衰减伪影; ④ 使用三探头 SPECT 360° 投影产生轴向和径向正弦图, 观察存在的伪影和受到影响的投影角度, 选择一个最优的重建成

像范围, 使衰减影响减至最小。

许多厂家提供的穿透衰减校正技术在 SPECT 心肌显像中获得了有效的应用。 ^{153}Gd 穿透 ^{201}Tl 发射分时采集和 ^{153}Gd 穿透 / $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 发射同时采集方法用于心肌断层改善了示踪剂在正常心肌的均匀分布, 尤其是在心尖前、后壁等容易受到周围器官组织影响的部位, 增加了对缺损部位的探测准确度^[2]; 未发现因使用穿透校正出现的新伪影^[3]; 在低危冠状动脉病患者中假阳性率由无校正的 25% 降为 5%^[4]。Jang 等^[5] 在分析了乳房对心肌灌注的影响后指出, 乳房可能造成心肌前壁、心尖、下壁和基底的计数密度降低, 其衰减产生的缺损在靶心图中导致 35% 的误差, 穿透衰减校正能有效消除乳房衰减影响, 改善女性患者的心肌灌注显像图像质量。在 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 心肌断层中, 当肝脏-心肌活度比率明显高于 1 时, 会出现一种称为“肝-心”伪影, 表现为心肌下壁计数下降, 这种由肝脏对示踪剂高摄取产生的心肌伪影, 其主要原因是重建过程中忽略了光子衰减的影响导致肝脏重建失真, 这种失真又影响到相邻的心肌下壁, 通过衰减校正可以有效消除或减少这种伪影^[6]。McCartney 等^[7] 以冠状动脉造影结果为标准, 评价穿透衰减校正用于心肌断层的意义, 指出其在测定心肌灌注缺损时具有较高的特异性 (70%), 并保持较高的灵敏度 (> 80%)。

2 移动校正

患者在心肌断层采集过程中的身体或器官移动会造成移动伪影, 影响图像定性和定量分析精度, 25% ~ 26% 患者的体位在采集过程中会发生不同程度的移动^[8], 所以探测心肌断层采集过程中患者的体位移动和对发生的移动进行校正是十分重要的。

观察体位移动最简单的方法是采用电影显示采集的投影画面, 通过设置一条基准线, 用顺和逆时针方向交替电影显示, 观察患者

是否有移动,也可以通过断层正弦图观察体位移动。这两种方法只能粗略发现体位是否发生移动,对于要定量分析移动和进行移动校正,则有下述三种方法:

(1)交互相关函数法(cross correlation function) 其依据相关原理,判别两幅相邻的投影图像是否发生移动。两个一维数据序列 P_n, P_{n-1} 的离散相关函数为:

$$CCn(s) = \sum_{j=1}^M P_n(j) P_{n-1}(j+s)$$

式中 P_n, P_{n-1} 表示第 $n, n-1$ 幅投影图像的 Y 方向(或 X 方向)剖面曲线,该剖面线由沿图像的 X 方向(或 Y 方向)求和各像素计数获得, j 表示沿 Y 方向(或 X 方向)的像素坐标, M 为图像矩阵尺寸。 s 表示计算相关范围, $-k \leq s \leq k$, 一般取 $k=10$, 即认为患者体位的移动在 10 个像素范围内。用抛物线拟合相关函数的峰值和相邻的两点,计算出相邻图像的移动值,以 n 为坐标绘出这些移动值的曲线,可以看到患者在整个断层采集过程中的移动情况。相关函数可以这样理解:对于两幅间隔采集的图像,如果被采集的体位完全没有空间的移动,则 $CCn(s)$ 应在 $s=0$ 处获得最大值;若体位在采集中发生移动,则 $CCn(s)$ 应在 $s=d$ 处获得最大值, d 就是移动的范围。这种方法对探测患者的突然翻身或缓慢的移动并不理想,主要用于平移校正。

(2)发散方形法(diverging squares) 其原理是在心脏的各投影图像中确定一个对应的中心点,称为“心脏中心”。如果心脏在断层过程中不发生移动,则“心脏中心”点按断层轨迹分布在各投影面上。根据“心脏中心”的实际轨迹可判断患者是否发生移动,并按轨迹的偏移量进行校正。该法包括两个主要步骤:

① 体位示踪,即采用正方形区域的扩增方法确定心脏投影图像的高计数密度区域,该区域中心则为该投影的“心脏中心”;② 投影配准,即计算出“心脏中心”点在不移动时的预期投影轨迹。发散方形法适用于探测和校正

患者在不同方向上的突然或缓慢的移动。

(3)二维拟合法(two-dimensional fit) 其采用相关原理确定每幅投影的参考点,然后根据参考点的位置变化判断是否发生移动。操作人员在左前斜 45° 的投影图像上作一包括所有心肌计数的圆形感兴趣区,将该感兴趣区与相邻的投影按下列公式进行比较:

$$SSE_{i,j} = \sum_k \sum_l (I_{x-k,y-l} - \Gamma_{i-k,j-l})^2$$

式中 (x, y) 是感兴趣区的中心坐标, (k, l) 是感兴趣区范围内的象素坐标, I 是初始投影, Γ 是相邻投影。 $SSE_{i,j}$ 的最小值通过抛物线插值得到,最小值的坐标 $(\Delta x, \Delta y)$ 就是相邻投影的移位。在投影 i 中,上述感兴趣区的中心为 $(x + \Delta x, y + \Delta y)$, 这个感兴趣区接着又与下一个相邻投影进行比较,直至所有相邻投影的比较完毕。上述过程实际上是在各个投影图像上设置一个参考点,根据断层采集的预期轨迹判断患者是否发生移动。

Cooper 等^[9]对交互相关函数法、发散方形法、二维拟合法进行比较后指出:交互相关函数法最适用于探测心肌断层的患者轴向和横向移动,并能很好地确定移动发生的位置;而二维拟合法能够准确测定移动距离。

在心肌断层显像中,移动造成灌注缺损伪影,显著时还可以看到从缺损区伸展出一段曲线尾影,类似于旋转中心漂移时的情况。有时会出现对称的花斑样伪影,伪影的位置与患者移动方向有关,伪影的强度与移动幅度和发生时间有关。Eisner RL 等(1987年)利用牛眼图分析心肌断层中患者 Y 方向移动的影响,结果表明 10% 的患者在断层采集过程中会出现 3mm 以上的移动;当移动为 3mm、6mm 和 12mm 时,产生的假阳性率分别为 15%、40% 和 80%。作者定义 3mm 的移动为产生移动伪影和应进行校正的阈值。

在 ^{201}Tl 运动再分布心肌断层中,患者运动后紧接着采集的断层图像可能出现称为

“上爬”(upward creep)的移动伪影 Friedman J等(1989年)详细分析了这种现象:患者进行踏车等运动时肺活量增加,导致中膈下降和心脏位置降低,运动结束后这种现象仍会持续一段时间,然后随着患者肺活量恢复正常,中膈和心脏慢慢升高到原来的位置,如果在这段时间对患者进行心肌断层采集,在顺序的投影图像中,心脏的位置会逐渐向上爬高造成重建数据的空间错误,导致图像伪影,这种由上爬现象产生的伪影称为上爬伪影。上爬伪影属于移动伪影一类,但它是由于患者心脏本身的移动所致,而不是患者身体移动造成的。上爬现象导致心肌下壁和基底下膈壁灌注缺损,部分上爬移动可以利用上述的移动校正方法进行校正。在运动结束后间隔一定时间(13.3±2.2min)再进行断层采集^[10]或采取俯卧位采集,能显著减少上爬伪影。

3 散射校正

部分 γ 光子经过人体组织时产生康普顿散射,康普顿散射后光子失去部分能量,并改变前进方向。由于NaI(Tl)晶体有限的能量分辨率,必须设置一定的光电峰窗宽以维持计数统计量。这样光子经历一次甚至两次康普顿散射后仍可能进入设置的能窗内,干扰主光子的成像。例如,NaI(Tl)晶体在140keV的能量分辨率FWHM约为10%,对于20%的窗宽能量范围是126~154keV,^{99m}Tc中散射角度 $< 50^\circ$ 的散射光子就可能进入能窗内。康普顿散射降低成像系统的空间分辨率和图像对比度,导致成像质量下降。校正方法有:

(1)能量分析方法。即通过对核素能谱的分析和能窗的设置,扣除散射光子的影响。典型的方法采用双能窗,一个能窗开在光电峰的位置,称为光电窗,采集主光子(其中包括进入该窗的散射光子);另一个设在低能端,称为散射窗,收集散射光子。假设由散射窗事

件重建的散射图像与光电窗事件重建图像中的散射成分是非常相似的,则可以从散射图像中推出光电窗事件重建图像中的散射成分,并加以扣除,得到无散射图像 $f(x,y)$:

$$f(x,y) = fp(x,y) - kfs(x,y)$$

式中 f_p 、 f_s 分别为光电窗重建图像和散射窗重建图像, k 为散射系数。使用^{99m}Tc核素,光电窗宽为127~153keV,散射窗宽92~125keV时, $k=0.5$ King MA等(1992年)将光电峰分为两个互不重合的能窗,分析这些窗中的计数率与总光电窗中的计数率之间存在的相关系数,估计散射分布和进行散射校正。Graham LS等(1986年)利用不对称窗进行散射校正,将能窗设置在光电峰高端侧,减少低能散射光子的进入。Ichihara T等(1993年)使用三能窗(TEW)法校正单和双核素断层显像的散射,主能峰范围内的散射总计数可以近似等效为平行四边形,在主能窗两侧各设置一个窄的子能窗,子能窗的计数除以窗宽为该四边形两平行边的高度,并可算出四边形的面积,即散射总计数,最后从主能窗采集的总计数中减去散射总计数得到主光子计数。Koral KF等(1988年)将各个投影空间位置的能谱分为散射部分 C_i 和非散射部分 D_i ,对散射谱拟合得到:

$$C_i = a_0 + a_1i + a_2i^2 + a_3i^3$$

其中 a_0, a_1, a_2, a_3 是由拟合确定的参数。从总能谱中扣除 C_i 得到无散射能谱 D_i

(2)能量加权采集法(energy weighted acquisition,简称EWA)。EWA是一种利用不同空间滤波器对不同能量进行滤波的技术,它的能窗分布在成像核素的整个能谱范围,在每个能量点(例如1keV)有一个加权系数,控制该部分能量的采集率,达到衰减散射光子,采集主光子的目的。加权系数函数可以通过分析和计算放射性能谱的空间和能量信息获得,EWA需要由称为加权采集模块的专用预处理硬件完成。

(3)使用计算机模拟技术对图像的散射

成分进行估计的方法 将采集某一放射源的放射性分布和该源周围散射介质的模型存入计算机,采用 Monte Carlo或矩阵变换技术进行处理 处理中,大量散射光子的散射过程被模拟和分析以确定探测概率,构建出散射图像,将这个散射图像从采集的图像中减去.这种方法理论上可以得到准确的校正,但要获得精确的仿真是相当困难的

(4)卷积 相减技术.即投影数据 x 位置的散射分量 $S(x)$ 可以通过投影数据与散射分布的类似于反卷积的积分变换得到:

$$S(x) = \int P(f)F(x-f)df$$

式中, $P(f)$ 表示投影数据, $F(x-f)$ 表示在位置 $(x-f)$ 处的散射幅度, $F(x)$ 是散射分布函数,与成像系统有关,并由实验得出:

$$F(x) = 0.035e^{-0.20x}$$

按以上方法计算出投影的散射分量 $S(x)$ 并从投影 $P(x)$ 中减去.

有一种称为交互干扰 (cross talk)的散射问题,是指在多种核素采集时,相近能量的重迭或不同能量之间的散射影响造成的伪影.此外,成像体的尺寸、不同的核素分布、心脏周围组织器官的吸收也会造成交互干扰.交互干扰的消除往往采用多能窗分析和校正方法

4 其它

(1)与仪器相关的伪影 γ 相机和 SPECT的各项质量控制性能指标、计算机模数转换性能、各种外围设备的问题或故障都可能导致伪影^[11],执行日常质量控制规程能够最大限度地降低仪器相关伪影的产生.重建滤波器选择不当也是产生伪影的因素之一,过于尖锐的滤波器显著增加图像噪声,而过于平滑的滤波器模糊图像细节.

(2)采样不足产生的伪影 由断层数据取样不足出现的条纹和星状伪影称为 Aliasing 伪影,采集矩阵粗糙或投影角度数不足是产

生 Aliasing 伪影的原因 Aliasing 伪像通常发生在重建图像周边,随着投影角度数的减少,伪影向图像中心伸延. Joseph PM 等 (1980年)提出平行孔准直器 180° 断层采集消除条纹伪影所需的投影角度数 N :

$$N = 2^c Rvm$$

R 为无条纹伪影的重建半径, vm 为重建图像的最大空间频率. Kak AC等 (1988年)认为,为了消除 Aliasing 伪影,平行孔 180° 断层采集的投影角度数等于每幅投影的线数,即采集矩阵为 64×64 时投影角度数为 64,若是 360° 断层,投影角度数要增加一倍,其它推荐的 360° 断层采集的投影角度数 N 分别为:

$$N \geq cD/W_k \text{ 和 } N = cD/2d$$

式中 D 表示探头视野的直径, W_k 表示 SPECT的分辨率, d 表示靶器官的直径, d 表示采集矩阵的像素尺寸^[12]. 以及:

$$N = cD/(W_k/2)$$

其中 D 是以探头转轴为中心包括靶器官的圆周的直径, W_k 表示 SPECT的分辨率,它与旋转半径有关

(3)部分容积效应.对于数字成像系统,部分容积效应是由于系统分辨率、物体尺寸和像素尺寸之间不匹配造成的,当物体的尺寸(或厚度)接近或小于系统空间分辨率时,导致物体图像的密度欠估计和尺寸过估计,从而产生伪影.减小部分容积效应伪影的办法在于提高成像系统的分辨率

(4)非冠状动脉疾病的影响.非冠状动脉疾病造成心肌断层伪影的报道包括左束支阻塞(LBBB)和心肌肥大. LBBB导致室间隔冠状血流减少,这种情况被认为是室间隔不同步松弛的结果,即在冠状灌注最大期间,室间隔的松弛超出了左室残余心脏舒张充盈相位.有 LBBB但血管造影正常的患者往往在运动图像上出现室间隔缺损,造成假阳性²⁰¹Tl心肌断层中使用药物代替运动,可以减少 LBBB的影响.心肌肥大来源于长期高血压或心瓣膜疾病,它导致心肌侧壁计数密度

下降,产生假阳性伪影。在 ^{201}Tl 运动图像中,高血压患者的侧壁与中隔计数密度比率明显低于血压正常者。了解左心室肥大患者的心电图检查结果以及询问患者的高血压和心脏病史有助于避免心肌梗大造成的假阳性

(5)许多因素可能引起心脏影像的伪影。例如,操作者对图像定位和切面选择错误导致的 ^{201}Tl 基底室间隔缺损;放射性核素流经静脉导管的吸附或残留,当探测视野无法避开这些导管时,尤其在使用多探头系统时有可能产生伪影;正常人体的冠状区域解剖变异也是造成心肌断层假阳性的因素;在 $^{99\text{m}}\text{Tc-PYP}$ 断层心肌梗死的检查中,由于心脏周围肋骨和胸骨显像的影响,造成诊断困难

参考文献

- 1 Tan P et al. J Nucl Med, 1993; 34(10): 1752
- 2 Kluge R et al. Eur J Nucl Med, 1997; 24(9):

- 1107-1114
- 3 Groch MW et al. J Nucl Med, 1996; 37(5) suppl 211
- 4 Fanti S et al. J Nucl Med, 1997; 38(5) suppl 84
- 5 Jang S et al. J Nucl Med, 1996; 37(5) suppl 216
- 6 Nuyts J et al. J Nucl Med, 1995; 36(1): 133-139
- 7 McCartney WH et al. J Nucl Med, 1996; 37(5) suppl 80
- 8 Botvinick EH et al. J Nucl Med, 1993; 34(2): 303-310
- 9 Cooper JA et al. J Nucl Med, 1993; 34(8): 1341-1348
- 10 Eisner RL et al. Eur J Nucl Med, 1993; 20(4): 324-329
- 11 O Connor M K. Semin Nucl Med, 1996; 26(4): 256-277
- 12 Holder LE et al. J Nucl Med, 1995; 36(1): 37-44

(收稿日期: 1998-01-10)

编者按: 以下发表的“ ^{111}In 白细胞炎症/感染显像操作规范”、“ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMPAO标记白细胞的感染/炎症显像操作规范”、“ ^{67}Ga 显像评价恶性肿瘤的操作指南”均编译自美国《J Nucl Med》1997年第38卷第6期,希望通过介绍各相关显像的常见适应症、操作步骤、误差来源及质量控制,以助于规范操作。限于篇幅,另有两篇待下期发表。

^{111}In 白细胞炎症 感染显像操作规范

上海医科大学中山医院核医学科(上海, 200032) 李文昱编译 陈绍亮审核

摘要: ^{111}In 白细胞显像常用于炎症感染的探查,尤其适用于骨髓炎病例。本文通过介绍具体的应用、操作步骤、报告结果、注意事项及其误差来源和质量控制,以助于规范操作。

关键词: ^{111}In 标记白细胞 炎症 感染显像 操作规范

1 常见适应症

① 探查粒细胞增多症和不明原因发热病人的炎症 感染部位

② 定位来源不明的脓毒症的病灶,寻找由不明感染病灶引起持续热、回归热病人的附加病灶

③ 探查术后发热但脓肿和感染部位不明确病人的感染部位

④ 探查炎症性肠道疾病的部位和感染程度

⑤ 当骨骼有病理性变化时,如有假肢连接、骨折或术后留有金属构件时探查和随访骨髓炎。