

SPECT图像三种散射校正方法的比较

赵周生 周 前

(北京协和医院, 北京 100730)

对SPECT图像的单能窗、双能窗及多能窗加权采集三种散射校正方法进行比较研究。模型实验及临床试验结果均为单能窗(对称窗)采集时对比度及FSD%(标准差分数百分值)最小, 多能窗加权采集时对比度及FSD%均最大, 双能窗采集时对比度和FSD%介于二者之间。虽然多能窗加权采集法从对比度和FSD%综合考虑明显优于单能窗及双能窗采集法, 但是该方法计算过程复杂、占用内存大。双能窗采集法相对简单、结果可靠, 更适合于临床常规应用。

关键词: SPECT 散射校正 图像处理 图像复原

康普顿散射是SPECT图像降质的原因之一^[1], 它对SPECT图像的对比度及定量分析结果均有明显影响。如何方便、准确地校正康普顿散射, 对SPECT临床应用有重要的价值。我们对^{99m}Tc散射校正的三种方法进行了比较研究, 以期临床提供最佳的散射校正方法。

1 原 理

射线的康普顿效应使其能量和方向均发生了变化, 其能量降低可以通过选择合适能窗以限制散射的射线。但是, 由于NaI(Tl)晶体对能量分辨率有限, 致使在限定能窗内仍有散射的射线混入。SPECT图像采集时所得投影计数(P)是在一定能窗内真正光电峰放射性计数和散射部分的计数(S)之和^[2]。各种散射校正技术的最终目的就是计算出散射部分, 然后计算出真正光电峰放射性计数, 或是减少散射部分的影响。采用了以下三种方法。

(1) 单能窗采集^[3]。为减少散射部分的影响, 通常以140keV (^{99m}Tc)为中心能峰, 采用对称窗($\pm 10\%$)或是不对称窗(-5% , $+15\%$)采集计数。从图1可以看出不对称能窗采集时包含的散射成分小于对称能窗。

(2) 双能窗采集^[4]。采用双能窗采集时, 一个包括光电能峰(对称窗126—154keV), 一个包括康普顿散射能峰(92—125keV)。按下列公式计算真正光电峰计数 T 。

$$T = P - K \cdot S$$

式中, P 为光电能峰计数; S 是康普顿散射能峰计数; K 为常数, 一般取0.5^[4]。

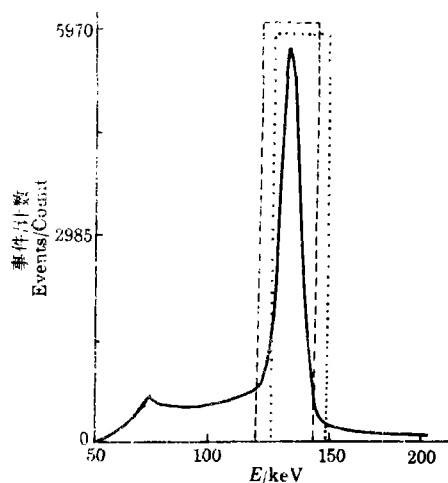


图1 单能窗采集示意图

--- 对称能窗 不对称能窗

Fig.1 Single energy window acquisition

--- Symmetric energy window

..... Asymmetric energy window

(3) 多能窗采集^[5-8]。该方法是在有限的能量范围内采用连续能窗采集, 然后通过加权计算消除散射部分的计数。权系数可以预先设置或是按受检者依赖的方法计算。受检者依赖的方法是通过因子分析方法计算权系数值^[8]。设某一能窗内采集的计数为 P_i , 它由真正光电峰计数、康普顿散射计数及噪音三部分组成。不同能窗内真正光电峰计数和散射射线计数的比值不同。把 n 个能窗内采集的计数 P_n 设成 n 个多元变量, 设有 m 个投影, 每个变量有 m 个值。通过因子分析可以得到权系数 W_i , 那么真正计数 T 可以按下式求出

$$T = \sum_{i=1}^n P_i W_i$$

不同受检者及同一受检者不同脏器有不同的权系数。这种方法克服了单能窗采集时在限定能窗以下能量的射线按散射的射线处理、而在限定能窗以上能量的射线按其它不需要射线处理的缺点。

2 方 法

2.1 模型测定

使用 Elscint SP-6 SPECT、SP-1 计算机系统及低能通用准直器, 能谱测定及图像重建使用 Elscint 软件。点源按国际原子能机构质控要求制作。所用 SPECT 质控模型为 Deluxe 5000 型 (DSC-TP)。模型高 18cm、内径 21cm, 上半部中固定 6 个直径分别为 3.16、2.51、1.87、1.56、1.25 及 0.92cm 的有机玻璃球。

2.1.1 能谱测定。将点源置于离准直器 3.0、7.0 及 11.0cm 处, 分别测定能谱。然后将点源置于水中, 点源距水面分别为 2.0、6.0 及 10.0cm, 水面距准直器 1.0cm, 测定能谱。

2.1.2 模型采集。将 DSC-TP 模型内充满含 666MBq 的 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 溶液, 待完全混匀后置断层床上作 SPECT 采集。半径 18cm, 矩阵 128×128 , ZOOM 1.8。每帧采集时间 30s, 6 度 1 帧, 共 60 帧。能窗选 85—95、96—105、106—115、116—125、126—135、136—145 及 146—155keV 各采集一次, 然后再选 92—125、126—154 和 133—161keV 能窗各采集一次。

2.1.3 模型重建。对采集的原始数据作均匀性、线性、旋转中心及 ^{99m}Tc 的半衰期校正后, 重建模型横断面。选择 ZOOM 为 1.5, 矩阵 64×64 , 采用 Metz 滤波函数, 重建后层面厚度 1 个像素。先重建 126—154、133—161keV 单能窗采集的图像。按 Jaszczak^[4]法, 选 $K=0.5$ 重建 92—125、126—154keV 双能窗采集的图像。按 Younes 等^[9]法利用多能窗采集的计数采用因子分析法, 计算真正光电峰放射性计数。计算过程为^[10]: 将 7 个能窗采集的计数看成 7 个变量, 对每个变量进行标准化处理 (扣除自然本底后)。然后计算相关矩阵, 求其特征根 λ_i 及相对应的特征向量 a_i , 再求出因子负荷系数 W_{ij} 和因子贡献率 f_i , 选出因子 f_1 (代表真正光电峰成分) 和 f_2 (代表康普顿散射成分)。 f_1 所对应的因子负荷系数 W_{ij} 即为计算光电峰计数的加权因子 W_{ij} 。由上述 7 个能窗采集的计数及加权因子 W_{ij} 就可以求出真正光电峰计数。重建多能窗加权采集的横断面图像。

2.1.4 标准差分数百分值 (FSD%) 和对比度 (C) 计算^[4]。选择 4×4 像素计算 FSD%。按 Jaszczak^[4]法计算模型内直径为 1.87cm 玻璃球的 C 。

上述计算过程均采用 CLIP 语言编制的程序。

2.2 临床试验

例 1。男性, 35 岁。B 超及 CT 发现肝右叶内直径 2cm 左右实性占位性病变。核素检查:

静脉注入^{99m}Tc-植酸钠222MBq, 5min后作SPECT采集, 15s 1帧。重建时选Metz滤波函数(FWHM = 10mm, X = 3), 其余采集和处理条件均同DSC-TP模型。

例2。女性, 57岁。右侧脑梗塞患者, CT及MRI检查右顶叶大片及颞枕叶3cm低密度区。核素检查: 静脉注射^{99m}Tc-ECD 1110MBq, 30min后进行SPECT采集, 旋转半径16cm, 25s 1帧。重建时选Metz滤波函数(FWHM = 10mm, X = 5), 其余采集和重建条件均同DSC-TP模型。

两例最后均选择SPECT横断面病变区计算对比度(C)和FSD%。

3 结 果

图2是点源在空气中(左图)及水中(右图)所测的能谱。从图2左看出, 在空气中, 随点

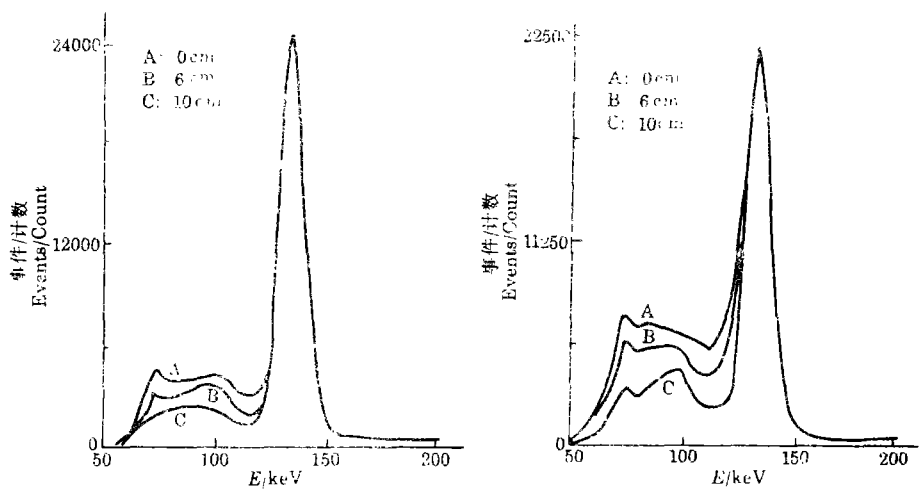


图2 ^{99m}Tc点源在空气中(左)和水中(右)的能谱

Fig.2 Energy spectrum obtained with ^{99m}Tc point source in the air(left) and water(right)

表1 三种散射校正技术所得对比度(C)和FSD%结果

Table 1 Result of contrast and FSD% obtained with three scatter correction techniques

		单能窗 Single energy window		双能窗	多能窗
		对称窗 Symmetric	不对称窗 Asymmetric	Dual energy window	Multi-energy window
模型 Phantom	C	0.28	0.34	0.36	0.39
	FSD%	11.20	13.52	14.00	14.20
肝脏 Liver	C	0.10	0.16	0.20	0.23
	FSD%	15.00	16.00	16.00	16.20
脑 Brain	C	0.20	0.25	0.27	0.35
	FSD%	18.00	21.00	21.20	21.50

源至准直器距离的增大, 光电能峰谱无明显变化, 但康普顿散射峰的高度及宽度随之增高、增宽。图2右表明, 在水中随点源至准直器距离的增大, 光电能峰谱有一定变化, 但康普顿散射峰的高度及宽度明显增大。比较图2左图与右图可以看出介质对能谱有明显的影响。表1为三种散射校正方法所计算的模型、肝及脑内病变的对比度(C)和FSD%, 结果表明, 使用单能窗(对称窗、不对称窗)、双能窗及多能窗采集时, 对比度依次明显增大、FSD%也

由小略有增加。图3是采用三种散射校正方法重建的肝(左图)和脑(右图)横断面图像。

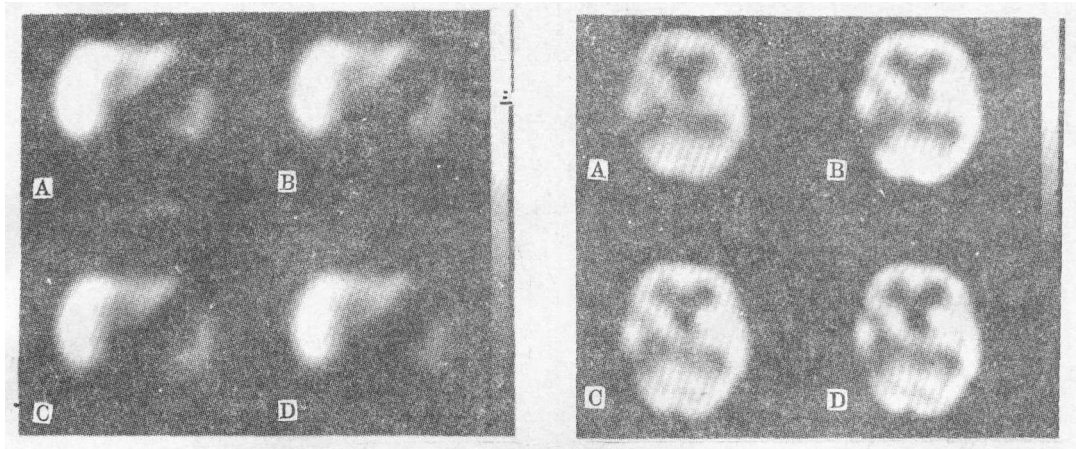


图3 三种散射校正方法重建肝(左)和脑(右)横断面图像

A. 单能窗(对称窗) B. 单能窗(不对称窗) C. 双能窗 D. 多能窗加权采集

Fig.3 Reconstruction of liver (left) and brain (right) transaxial image using three scatter correction techniques

A. Single energy window (symmetric) B. Single energy window (asymmetric) C. Dual energy window
D. Multi-energy window weighted acquisition

4 讨 论

康普顿散射与射线通过的组织深度和密度有直接的关系,图2也表明这一点。散射的存在使图像的质和量均发生变化,通常采用对称能窗采集($140 \pm 10\%$ keV)时,约有30%计数来自康普顿散射。从图1可以看出单能窗采集时不对称能窗包含的散射成分比对称能窗小,但是对称及不对称能窗采集时只是相对减少了散射成分。双能窗及多能窗采集时明显克服了单能窗采集的这种缺点^[4-8]。

本材料采用对比度(C)和FSD%两个指标作为评价三种散射校正方法的指标。一幅理想的SPECT图像应当是对比度最大、FSD%(噪声成分)最小。从表1可见由三种散射校正方法所得模型、肝及脑的对比度有明显变化,而FSD%变化较小。所以,如略去FSD%变化,则最佳校正散射的方法应为多能窗采集法,然后依次为双能窗采集法、单能窗不对称及对称采集法。但是,多能窗采集法需要设置连续的能窗,加权系数又具有对仪器及受检者的依赖性,而且加权系数的计算过程复杂,占用计算机内存大,除非能在硬件上完成多能窗采集才能明显缩短计算时间,以致临床应用受到一定限制。双能窗采集法计算的对比度介于单能窗和多能窗采集法之间,而方法相对简单,通过康普顿散射窗采集的投影可用于计算人体轮廓,并准确校正组织对射线的吸收。由双能窗采集法计算真正光电峰计数时,采用系数0.5是个相对值,不同受检者散射成分并不完全相同,实际应用时仍需要进行调整。从图3也可以看出双能窗采集法重建的肝、脑图像明显优于单能窗采集法,而单能窗采集法中又以不对称能窗采集法重建的图像较佳。

综上所述,虽然对SPECT图像有三种散射校正的方法,但是对于所用计算机系统硬件尚不能完成多能窗加权采集时,建议采用双能窗采集法进行SPECT的数据采集。双能窗采

集法相对简单, 计算的对比度虽低于多能窗采集法, 但优于单能窗采集法, 适合于临床常规应用。

参 考 文 献

- 1 Halama J R, Henkin R E, Friend L E. Radiol, 1988; 169:533
 - 2 Gilard M C, Bettinardi V, Todd-pokropek et al. J Nucl Med, 1988; 29:1971
 - 3 Fontaine R L, Stein M A, Graham L S et al. Radiol, 1986; 160:255
 - 4 Jaszczak R J, Greer K L, Floyd C E et al. J Nucl Med, 1984; 25:893
 - 5 Devito R P, Hamill J J, Treffert J D et al. J Nucl Med, 1989; 30:2029
 - 6 Devito R P, Hamill J J. J Nucl Med, 1991; 32:343
 - 7 Koral K. J Nucl Med, 1991; 32:1291
 - 8 Younes R B, Mas J, Pousse A et al. Nucl Med Commun, 1991; 12:1031
 - 9 Mas J, Hannequin P, Younes R B et al. Phys Med Biol, 1990; 11:1451
 - 10 Paola R D, Bazin J P, Aubry F et al. IEEE Trans Nucl Sci, 1982; 4:1310
- (1992-06-23收到 1992-09-21修回)

Comparison of three scatter correction techniques in SPECT imaging

Zhao Zhoushe Zhou Qian

(PUMC Hospital, CAMS, Beijing 100730)

Abstract

Three scatter correction techniques including (I) single energy window, (II) dual energy window, and (III) multi-energy window weighted acquisition were compared in this study. Results indicated that the contrast and percentage fraction standard deviation(FSD%) were smallest in I and largest in III, as calculated from phantom test and clinical application. Although the result of III is the best, its calculation is very complicated and occupies more disk space. It concludes that II is more suitable for routine clinical use, due to its simplicity and accuracy.

Keywords: SPECT Scatter correction Imaging processing
Imaging restoration