

针孔单光子发射计算机断层成像的空间分辨率研究^{*}

代秋声 漆玉金[†]

(中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201800)

(2009 年 4 月 28 日收到; 2009 年 6 月 4 日收到修改稿)

针孔单光子发射计算机断层 (SPECT) 成像的空间分辨率通常是根据 Anger 经验公式来进行估算, 与实际测量存在较大偏差. 本文通过对针孔成像的物理过程进行分析, 提出了一个近似度更高的计算公式. 利用精确的蒙特卡罗方法模拟针孔 SPECT 成像, 采用 OSEM (ordered subsets expectation maximization) 算法对投影数据进行图像重建, 并与模具实验进行比较, 验证了理论公式的适用性. 同时还讨论了体素尺寸、几何映射获取投影矩阵以及探测器尺寸与成像物体尺寸比值对断层图像空间分辨率的影响. 实验结果显示, 该理论公式所估算的空间分辨率比实验值平均偏小约 10%, 而 Anger 经验公式所估算的空间分辨率比实验值平均偏大约 60%. 因此, 该理论公式能更好地估算针孔 SPECT 成像的空间分辨率, 可为针孔 SPECT 系统的设计和使用提供有价值的参考.

关键词: 针孔单光子发射计算机断层成像, 空间分辨率, 蒙特卡罗方法

PACC: 8760K, 0785

1. 引言

针孔成像具有图像放大的独特功能, 可以有效克服探测器本征分辨率对系统空间分辨率的制约, 已被广泛用于开发高分辨小动物单光子发射计算机断层 (SPECT) 成像系统^[1-10]. 在以前的针孔成像研究中, Anger^[11] 给出了针孔成像的空间分辨率公式和效率公式, 这些公式可以较好地描述针孔平面成像的性能, 因此被广泛应用于针孔成像系统的设计及性能评估^[5, 12, 13].

然而, 针孔 SPECT 成像与针孔平面成像有较大的不同, 前者建立在后者的基础之上, 需要由许多不同角度的平面投影像经过图像重建后才能得到断层图像. 因此, 用 Anger 空间分辨率公式来描述针孔 SPECT 成像的空间分辨率, 偏差较大, 往往大于实验值^[7]. 在针孔 SPECT 的设计和使用中, 如何选择成像的各种参数, 达到满意的成像分辨率, 对成像结果的影响很大. 而在实际的针孔 SPECT 应用中, 人们常常需要快速估算其成像分辨率. 因此, 深入开展针孔 SPECT 成像分辨率的研究非常必要, 对针孔 SPECT 系统的设计和使用有重要的指导作用.

本文尝试在 Anger 公式的基础上从信息获取的角度分析针孔 SPECT 成像的物理过程, 给出了专门用于描述理想状态下针孔 SPECT 断层图像空间分辨率的近似计算公式, 并提出了一个描述探测器综合性能的参数. 通过模拟实验和真实实验的结果讨论各个因素对断层图像空间分辨率的影响, 以期针孔 SPECT 系统的设计和使用提供参考.

2. 空间分辨率公式

2.1. 针孔平面成像的空间分辨率公式

针孔伽玛相机是针孔平面成像的一个重要应用, 它是针孔 SPECT 成像的基础, 其空间分辨率主要受两种因素制约, 一是针孔孔径, 二是探测器内在的分辨率. 由于伽玛相机提供的是投影图像, 为了能够根据投影图像分辨两个点源, 作为两个光斑的主要部分——经过有效孔径的投影图像不能重叠^[11], 见图 1. 图 1 中, A, B 表示两个点源, R_p 表示 A, B 点间的距离; d 为针孔几何直径; α 为针孔准直器张角; h 为针孔的孔厚度 (channel height); z 为物距, 即点源在针孔轴线上的垂直投影到针孔中心

^{*} 国家自然科学基金 (批准号: 30570520) 资助的课题.

[†] 通讯联系人. E-mail: qiyujin@sinap.ac.cn

的距离; f 为焦距, 即针孔中心到探测器平面的距离; O 为探测器中心点.

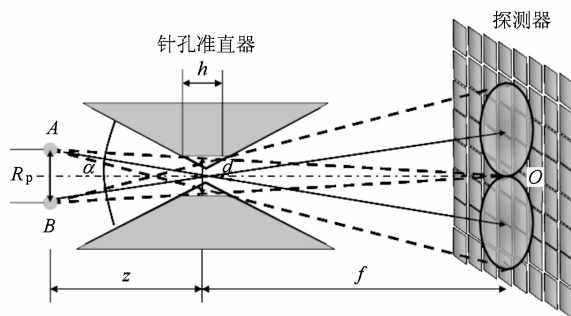


图 1 针孔准直器空间分辨几何示意图

根据图 1 中的几何关系, 可以得到针孔伽玛相机的空间分辨率公式为

$$R_{\text{camera}} = \frac{1}{M} \sqrt{d_{\text{eff}}^2 (M+1)^2 + R_i^2}, \quad (1)$$

其中

$$d_{\text{eff}} = \sqrt{d \left(d + \frac{2}{\mu} \tan \frac{\alpha}{2} \right)}, \quad (2)$$

为刀口 (knife-edge) 型针孔准直器的有效孔径, 用于等效透射、散射的伽玛光子对投影光斑的贡献; R_i 为探测器内在分辨率; $M = f/z$ 为放大倍数; μ 为相应能量下的线性衰减系数. (1) 式适用于针孔轴线区域.

为了减少伽玛光子在针孔边沿的透射和散射, Smith 等^[14]提出了一种钝口 (keel-edge) 型针孔准直器. 该设计将针孔边沿抹平, 即孔深 $h \neq 0$ (见图 1), 使得 (2) 式不再适用. 根据我们的工作, 此处提供一个更通用的有效孔径公式如下:

$$d_{\text{eff}} = d + \frac{e^{-\mu h}}{\mu} \tan \frac{\alpha}{2}. \quad (3)$$

根据 (3) 式可知, 有效孔径 d_{eff} 可以分为几何孔径 d 与等效孔径两部分, 其中的等效孔径部分主要与针孔张角 α 、材料和孔深 h 有关, 与 d 无关. 该式也是只适用于针孔轴线区域.

2.2. 针孔 SPECT 成像的空间分辨率公式

SPECT 与伽玛相机的主要区别就是 SPECT 拥有一个图像重建的过程, 它提供的是重建后的断层图像, 而非原始的投影图像. 在采用 OSEM (ordered subsets expectation maximization) 统计迭代算法^[15]进行图像重建时, 需要知道成像物体的体素 (voxel) 矩

阵与探测器的像素 (pixel) 矩阵之间的映射关系, 其数学描述被称为投影矩阵. 在针孔成像的几何映射模型中, 针孔通常被作为理想的点来处理, 而实际的针孔都具有一定的几何大小, 点源经过针孔后会在探测器上形成一个放大的光斑图像, 其数学描述被称为点扩展函数 (point spread function, 简称 PSF). 因此, 当用简单的几何映射来代替复杂的物理映射时, 不可避免地会在投影矩阵中引入了大量的误差, 从而影响了重建图像的质量. 为了获得更高分辨率的重建图像, 人们必须要获取准确的点扩展函数, 对针孔响应进行有效的补偿或修正^[16-20].

从信息的角度看, 针孔 SPECT 成像的物理过程实际上是根据体素矩阵与像素矩阵的物理映射关系将成像物体三维放射性强度分布信息投影到二维平面上的过程; 统计迭代算法的重建过程则是根据前面不同角度投影得到的二维信息, 利用体素矩阵与像素矩阵的映射关系, 反推成像物体三维放射性强度分布信息的过程. 所以, 针孔 SEPCT 断层图像空间分辨率的研究应该建立在准确的物理映射基础上. 只有这样, 才能从理论上确信, 利用体素矩阵与像素矩阵的映射关系可以将两个投影光斑的主要部分有部分重叠的点源分辨开来, 从而使断层图像的空间分辨率优于投影图像.

虽然人们常把点扩展函数用二维高斯分布来进行近似描述, 但是对于钝口型针孔准直器, 二者差距较大, 无法进行有效近似. 因此, 我们只能借鉴高斯分布, 假设光斑的绝大部分在直径为 $(1+M)d_{\text{eff}}$ 的圆内, 而且当两个光斑的中心相距 $\frac{(1+M)d_{\text{eff}}}{2}$, 即两个光斑重叠一个半径长度时, 通过统计迭代算法可以将两个点源分辨开 (见图 2). 由此, 我们可以得到新的空间分辨率表达式为

$$R_{\text{SPECT}} = \frac{1}{M} \sqrt{\left(\frac{1}{2} d_{\text{eff}} \right)^2 (M+1)^2 + R_i^2}. \quad (4)$$

由于该公式描述的是旋转轴附近区域的情况, 因此将其应用于偏离旋转中心较远区域时存在一定的误差. 这主要是因为构成成像物体的点源距针孔中心的距离随着投影角度的变化而改变, 其放大倍数也不断变化. 不过, 这些位置是围绕旋转中心分布的, 故可近似将 $M = f/r$ 作为整个成像系统的放大倍数, 其中 r 为旋转半径. 从公式的建立过程可以看出, (4) 式是一个近似公式, 其适用性需要通过实验验证.

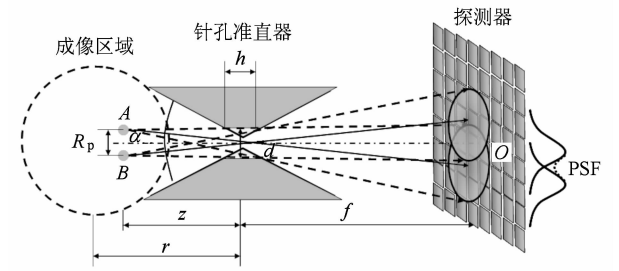


图2 针孔 SPECT 空间分辨几何示意图

2.3. 探测器内在影响系数

由于针孔成像是利用放大效应突破探测器内在分辨率限制,从而获取更高的空间分辨率,因此探测器的尺寸和成像物体的大小也间接影响断层图像的空间分辨率.设成像物体的直径为 D ,探测器的边长为 L ,根据图 3 的简单几何关系,推理得到如

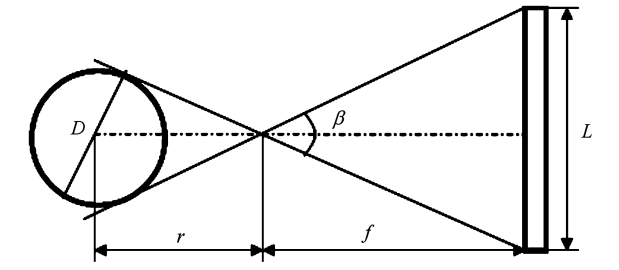


图3 成像物体与探测器的几何示意图

下代数式:

$$\frac{L}{D} \cos \frac{\beta}{2} = \frac{f}{r}, \tag{5}$$

其中, $\beta \leq \alpha$. 根据前面的近似, $M = f/r$, 故有

$$M = \frac{L}{D} \cos \frac{\beta}{2}. \tag{6}$$

所以,由(6)式可知,探测器的尺寸与成像物体的尺寸直接决定了系统的最大放大倍数,从而间接影响了针孔 SPECT 系统的空间分辨率.

为了描述探测器的性能对针孔 SPECT 系统空间分辨率的影响,我们提出一个新的参数,探测器内在影响系数 η , 其定义式为

$$\eta = \frac{R_i}{L}. \tag{7}$$

η 反映了探测器的性能对系统空间分辨率的制约情况, η 越小,则说明其对系统空间分辨率的制约越小. 该参数可以作为我们设计针孔 SPECT 系统时挑选探测器的一个依据.

3. 蒙特卡罗模拟

3.1. 蒙特卡罗建模

为了探讨针孔孔径、旋转半径和探测器内在空间分辨率对断层图像空间分辨率的影响,并检验近似公式的适用性,我们采用蒙特卡罗方法进行建模研究.首先建立一个数字 Jaszczak 模具,然后通过蒙特卡罗方法模拟计算该模具被注入 ^{99m}Tc 后通过针孔准直器在探测器平面的投影,给出不同角度的投影数据和投影矩阵,最后用 OSEM 算法进行图像重建.

为了能够给后面的实验数据提供参考,我们结合本实验室研制的 Micro-SPECT 系统选择了如下参数:针孔准直器的材料为钨, $\alpha = 60^\circ$, $h = 0.5 \text{ mm}$,孔径 d 依次选择了 $0.5, 1.0, 1.5$ 和 2.0 mm , f 为 100 mm ;探测器的内在分辨率分别为 1.0 和 1.4 mm . 数字 Jaszczak 模具(见图 4)横断面的直径为 32 mm ,厚为 2 mm ,由 6 个扇区组成,各区域柱形孔洞的直径依次为 $0.5, 0.75, 1.0, 1.25, 1.5$ 和 1.75 mm ,孔与孔的间隔与孔的直径相同.孔洞中心的放射性相对强度值为 10. 旋转半径选择了 35 和 50 mm 两个值,在 360° 范围内均匀采集 90 个角度的投影数据.

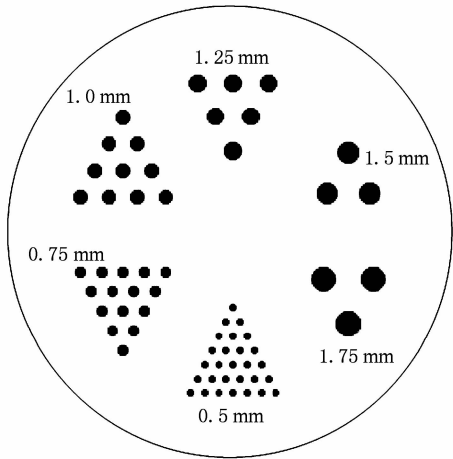


图4 数字 Jaszczak 模具横断面

为了便于将重建图像与数字模具进行比较,在进行蒙特卡罗模拟计算过程中,先将数字模具离散化为 $256 \times 256 \times 16$ 的三维体素矩阵,然后依次对每个体素进行模拟计算.在投影模拟时,首先在边长为 0.125 mm 的小立方体中依照分布均匀和各向同

性原则随机产生伽玛光子的初始位置和初始方向, 然后进行跟踪记录. 由于不同空间位置的体素效率不同, 为了保证各体素 PSF 矩阵统计不确定度的一致性, 在抽样过程中采用累计方式, 即每个体素沉积在探测器平面上的伽玛光子数基本相同, 约为 1×10^5 . 然后再根据效率进行归一化处理. 根据我们先前的工作^[13], 经过优化设计的针孔准直器, 康普顿散射效应的份额很少, 可以忽略. 为了减少计算量, 缩短计算时间, 我们在模拟过程中没有考虑散射效应, 本底噪声的影响也没有考虑. 统计迭代算

法中所用的投影矩阵由投影数据生成, 故断层图像的空间分辨率主要由成像参数和 OSEM 算法决定.

3.2. 迭代重建

在采用 OSEM 算法进行图像重建时, 90 个角度的投影数据被对称划分成 15 个子集, 每个子集 6 组投影数据, 代入我们编写的图像重建程序进行迭代计算. 依据数字模具的矩阵大小, 断层图像矩阵选为 256×256 , 在迭代过程中采用了高斯滤波, 迭代次数为 10 次. 图像重建的结果见图 5.

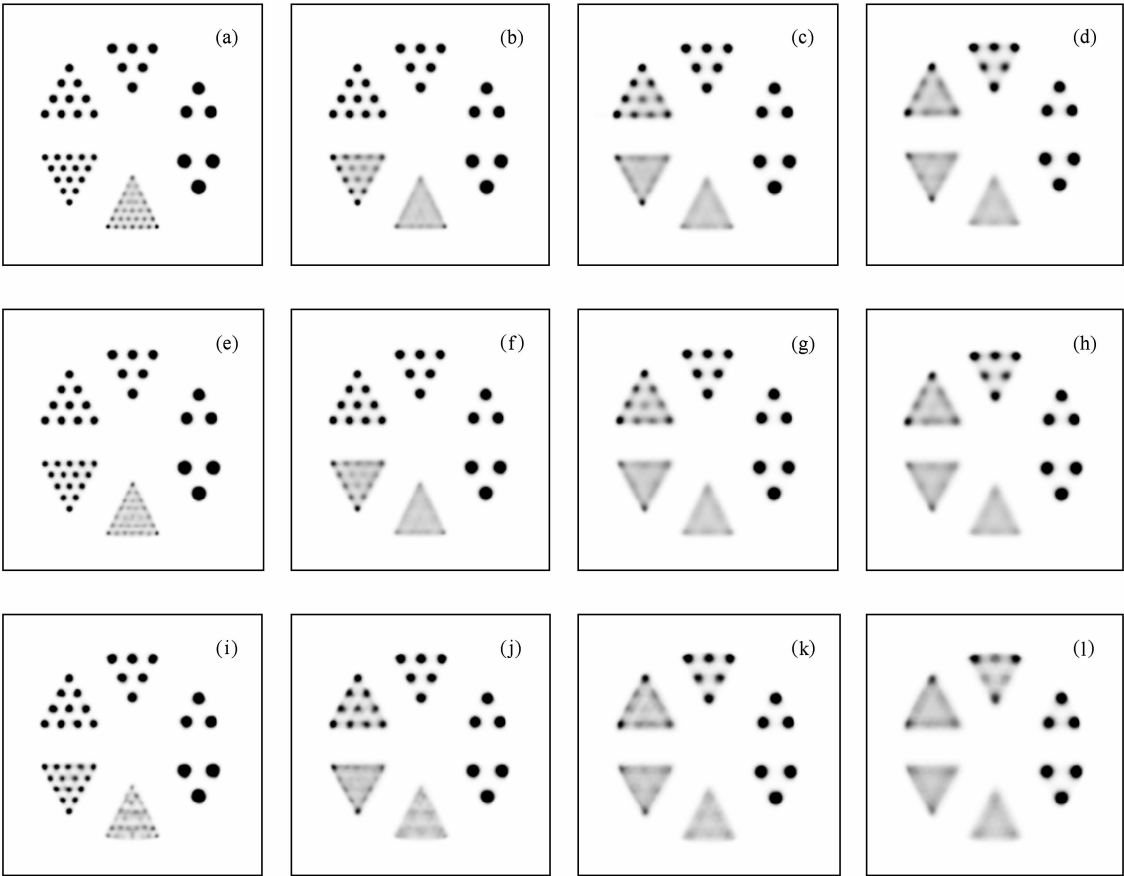


图 5 各个成像参数条件下的断层图像 (a) $d=0.5\text{ mm}, R_i=1.0\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; (b) $d=1.0\text{ mm}, R_i=1.0\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; (c) $d=1.5\text{ mm}, R_i=1.0\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; (d) $d=2.0\text{ mm}, R_i=1.0\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; (e) $d=0.5\text{ mm}, R_i=1.4\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; (f) $d=1.0\text{ mm}, R_i=1.4\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; (g) $d=1.5\text{ mm}, R_i=1.4\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; (h) $d=2.0\text{ mm}, R_i=1.4\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; (i) $d=0.5\text{ mm}, R_i=1.4\text{ mm}, r=50\text{ mm}$; (j) $d=1.0\text{ mm}, R_i=1.4\text{ mm}, r=50\text{ mm}$; (k) $d=1.5\text{ mm}, R_i=1.4\text{ mm}, r=50\text{ mm}$; (l) $d=2.0\text{ mm}, R_i=1.4\text{ mm}, r=50\text{ mm}$

为了进行量化分析, 我们用断层图像各圆点的峰谷比来表示其能被分辨的程度. 下面选择了图 5 如下区域的圆点: 图 5(a), (e), (i) 中 0.5 mm 扇区最下端一行和 0.75 mm 扇区最上端一行, 图 5(b), (f), (j) 中 0.75 mm 扇区最上端一行和 1.0 mm 扇区的最下端一行, 对它们做了横贯圆点中心的相对

强度分布剖面图 (见图 6). 图中的横坐标为各体素在断层图像矩阵中所对应的位置编号, 纵坐标为放射性相对强度.

从图 6 可以清楚地看出, 不但不同扇区圆点的峰谷比不一样, 而且同一扇区圆点的峰谷比也和具体位置密切相关. 由于两端圆点的外部区域无放射

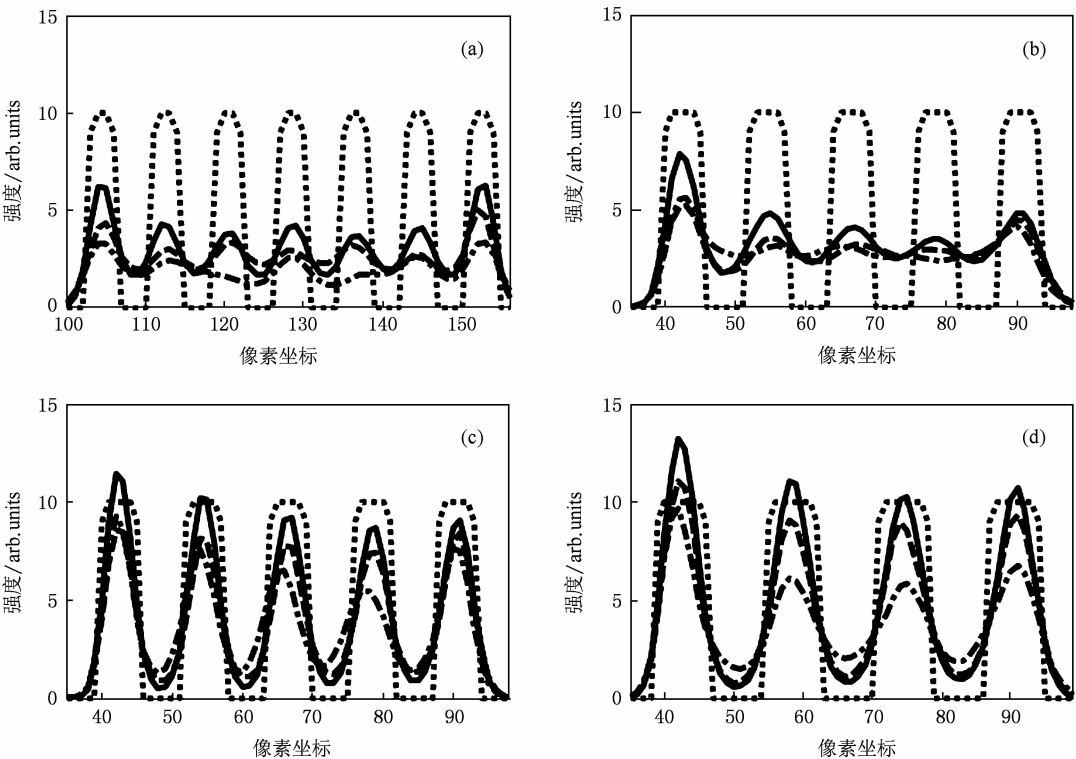


图6 断层图像各扇区相对强度分布剖面图 ·····,原始模具;——, $R_i=1.0\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; — —, $R_i=1.4\text{ mm}, r=35\text{ mm}$; — · —, $R_i=1.4\text{ mm}, r=50\text{ mm}$. (a) $d=0.5\text{ mm}$ (0.5 mm 扇区), (b) $d=1.0\text{ mm}$ (0.75 mm 扇区), (c) $d=0.5\text{ mm}$ (0.75 mm 扇区), (d) $d=1.0\text{ mm}$ (1.0 mm 扇区)

性物质干扰,使得其峰谷比明显大于中间区域的峰谷比,所以不能用作空间分辨率的分析依据.从选取的中间部分看,其峰谷比随着探测器内在分辨率的增大而变小,随着旋转半径的增大而变小,甚至无法分辨.

从0.5 mm扇区的剖面图(图6(a))可以看出,对于离旋转中心距离基本相等的点,其峰谷比很接近,两端的峰谷比也一样;而从0.75 mm扇区和1.0 mm扇区的剖面图(图6(b),(c),(d))可以看出,圆点距离旋转中心越近,其峰谷比越小.这说明,虽然我们用焦距与旋转半径的比值作为系统的放大倍数,但是各点具体位置的放大倍数对断层图像空间分辨率还是有直接影响.可以这样认为,在其各个投影角度中,离针孔中心最近即放大倍数最大的位置,对该圆点断层图像的空间分辨率影响最大.因此,远离旋转中心的圆点的峰谷比比靠近旋转中心的圆点的峰谷比大.

3.3. 解析结果

图7是(4)式给出的上述成像参数下断层图像

空间分辨率与孔径的关系曲线.其中,各点为蒙特卡罗模拟得到的数值结果,曲线为近似公式得到的解析值.从图中可以看出,解析值与蒙特卡罗方法模拟的结果符合得很好.这说明该近似公式具有一定的适用性.

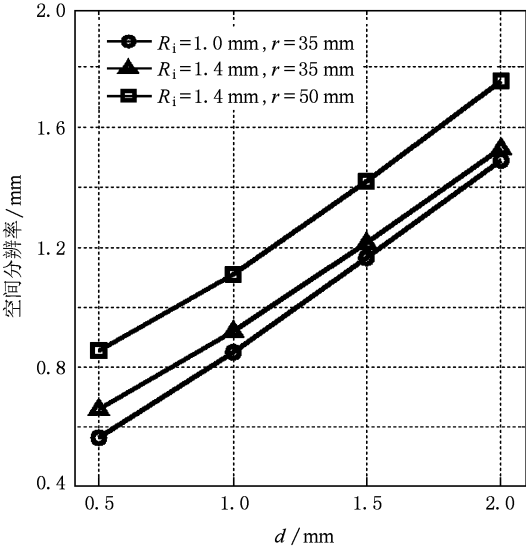


图7 空间分辨率的理论值曲线

3.4. 体素尺寸

由于断层图像的矩阵越大,统计迭代算法的计算量越大. 为了减少计算量,缩短计算时间,人们期望选择合适大小的矩阵来获取预期空间分辨率的断层图像.

为了研究在图像重建过程中,体素尺寸对断层图像空间分辨率的影响,我们对上面在内在分辨率为 1.0 mm,旋转半径为 35 mm 条件下所得到的投影数据进行图像重建,此次所选断层图像的矩阵大小为 128×128 ,每个体素的边长为 0.25 mm. 重建结果见图 8. 从断层图像可以看出,孔径 0.5 mm 对应的断层图像,采用 256×256 矩阵基本可以分辨的 0.5 mm 的扇区,此时已无法清晰分辨,而 0.75 mm

及其以上的扇区的空间分辨则没有什么变化. 这说明在进行图像重建时,体素的尺寸不宜大于期望得到的空间分辨率的 $1/3$.

3.5. 几何映射

由于通过几何映射获取投影矩阵具有简单快捷的特点,故在空间分辨率要求不高时常被人们使用,但是它不可避免地会在投影矩阵中引入了大量的误差. 图 9 是对探测器内在空间分辨为 1.4 mm,旋转半径为 35 mm 所对应的投影数据进行几何映射重建,矩阵大小为 256×256 . 由断层图像可以看出,随着孔径的增大,由于几何映射与物理映射的差距越来越大,因此与物理映射重建图像空间分辨率的差距也不断增大.

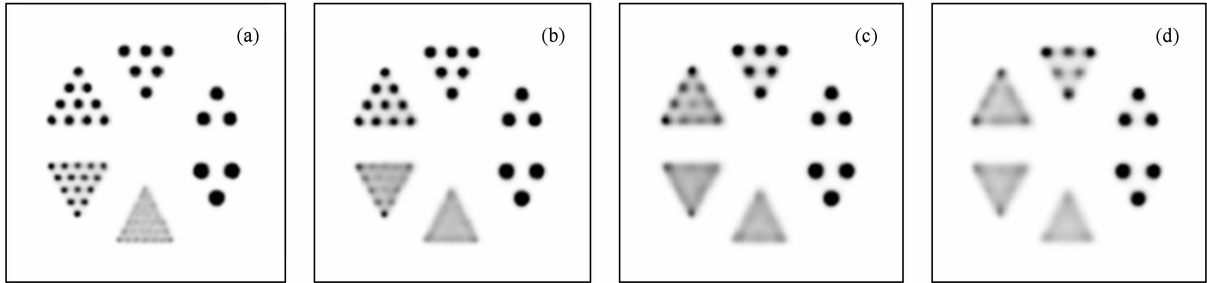


图 8 矩阵大小为 128×128 时各针孔的断层图像 $R_i = 1.0\text{ mm}, r = 35\text{ mm}$. (a) $d = 0.5\text{ mm}$, (b) $d = 1.0\text{ mm}$, (c) $d = 1.5\text{ mm}$, (d) $d = 2.0\text{ mm}$

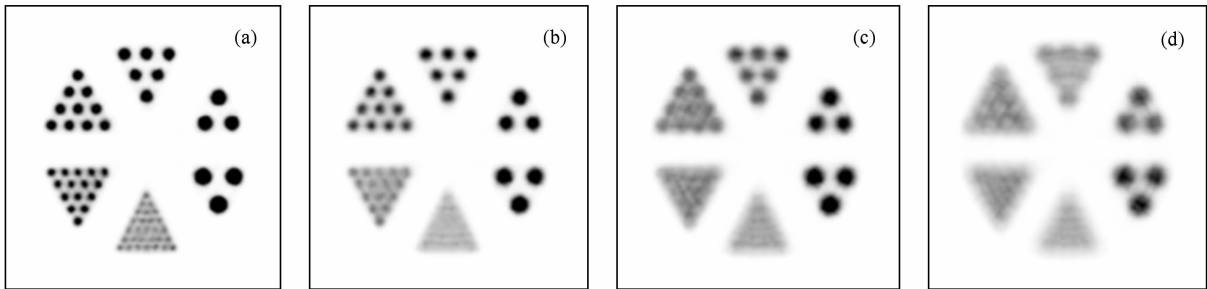


图 9 投影矩阵为几何映射时各针孔的断层图像 $R_i = 1.4\text{ mm}, r = 35\text{ mm}$. (a) $d = 0.5\text{ mm}$, (b) $d = 1.0\text{ mm}$, (c) $d = 1.5\text{ mm}$, (d) $d = 2.0\text{ mm}$

如果为了减少计算量缩短计算时间,期望只使用几何映射来获取较好的空间分辨,则需要使用较小孔径的针孔准直器,这样几何映射与物理映射之间的差距会较小. 根据前面的物理分析可知,对于阵列探测器,最小有效孔径不宜低于 $r/(M + 1)$. 这是因为继续缩小孔径,断层图像的空间分辨率并不能得到大的改善,而效率却会降低很多,得不偿失.

4. 实验结果

为了考察真实系统中断层图像的空间分辨率,我们通过一个标准的 Jaszczak 模具的成像实验来进行研究. 该模具 (见图 10) 的直径为 30 mm,由 6 个扇区组成,各区域柱形孔洞的直径依次为 0.75,

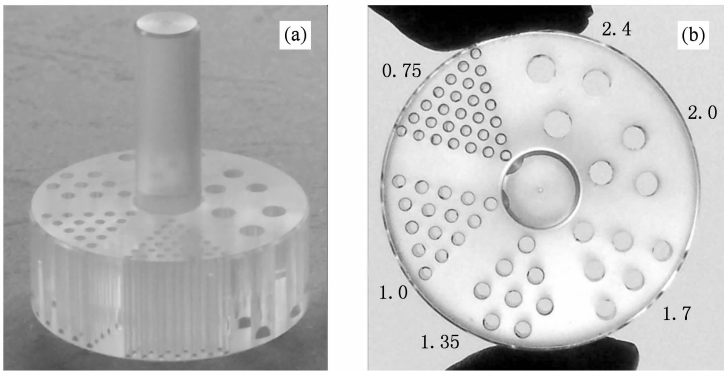


图 10 Jaszczak 模具的实物图片 (a) 整体图, (b) 俯视图

1.0, 1.35, 1.7, 2.0 和 2.4 mm, 孔与孔间的间隔与孔的直径相同. 在实验中, 该模具置于一个圆柱体内, 注入的^{99m}Tc 溶液活度约 4 mCi ($1\text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10}\text{ Bq}$). 成像实验是使用自行设计的一套针孔插件, 在我们研制的 micro-SPECT 系统上进行的. 该套针孔插件的孔径依次为 0.5, 1.0, 1.5 和 2.0 mm (见图 11), 孔深均为 0.5 mm, 准直器的焦距是 10 cm, 张角为 60°, 成像物体旋转中心距针孔中心约 35 mm. 探测器内在分辨率为 1.4 mm. 该套针孔准直器与探测器的详细参数见文献[13]. 实验数据的采集是按每隔 4° 采集一组投影数据, 每个角度采集时间

为 30 s, 在 360° 范围内一共采集了 90 个角度的投影数据. 图像重建方法同上.

图 11 为实验数据重建出的断层图像. 由于受本底、噪声以及各种误差因素的影响, 各针孔插件所对应的断层图像的空间分辨率与理论值有一定的差距, 但是趋势完全一致 (见图 12). (4) 式所估算的空间分辨率比实验值平均偏小约 10%, 而 Anger 经验公式所估算的空间分辨率比实验值平均偏大约 60%. 这说明 (4) 式比 Anger 公式能够更准确地估算针孔 SPECT 成像的空间分辨率.

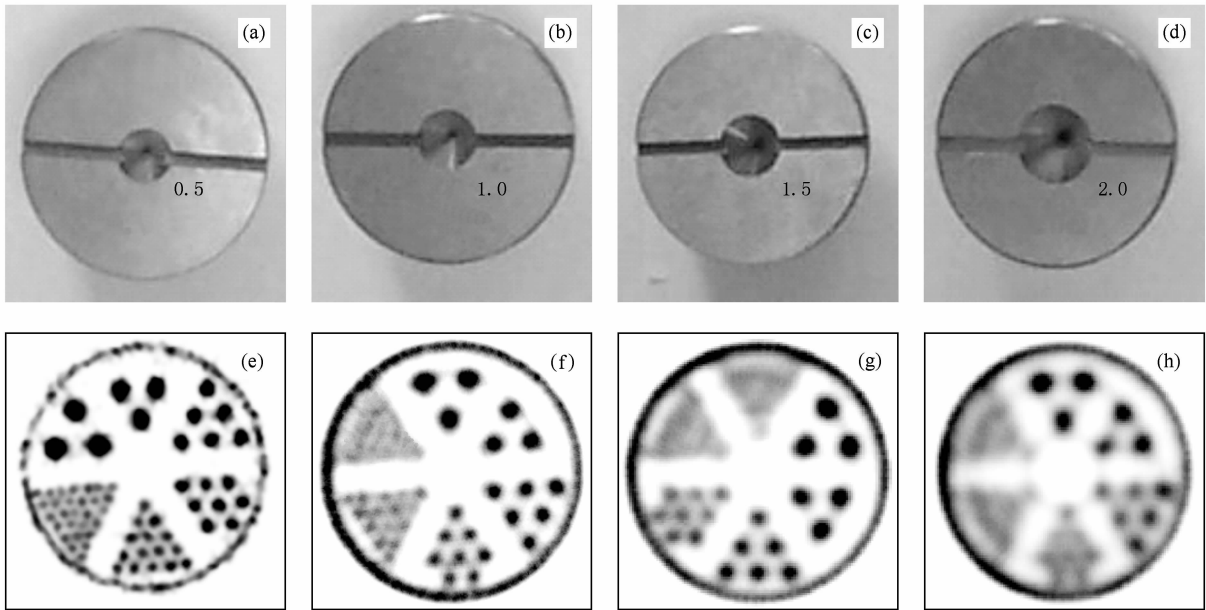


图 11 各孔径针孔插件及所对应的断层图像 (a), (b), (c), (d) 为各孔径针孔插件的实物图; (e), (f), (g), (h) 为对应的各孔径针孔插件的断层图像

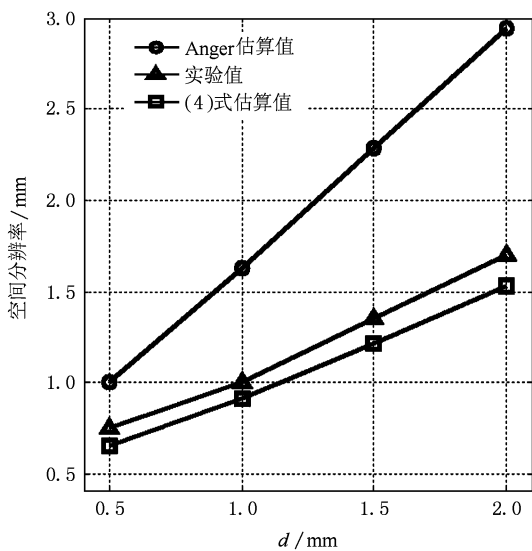


图 12 断层图像空间分辨率的理论估算值与实验值的对比

5. 讨 论

虽然(4)式与 Anger 的空间分辨率公式很相似,只是有效孔径 d_{eff} 前的系数不同,但是正是这个系数体现了图像重建算法对断层图像空间分辨率的贡献.如果某种算法能够将重叠更多的两个光斑分辨开来,那么有效孔径前的系数将会更小.因此,如果说 Anger 公式反映了准直器和探测器对投影图像空间分辨率的贡献,那么(4)式则反映了准直器、探测器和图像重建算法三者共同对断层图像空间分辨率的贡献.

当然,在实际成像过程中,针孔 SPECT 断层图像的空间分辨率还和很多因素相关.除了上述因素

外,采样角度数、采集时间等因素在整个成像过程中也起着非常重要的作用.不同的采样角度数和不同的采集时间都会直接影响断层图像的空间分辨率.通常情况下,随着采样角度数的减少和采集时间的缩短,所得到的断层图像的空间分辨率将会相应变差.

但是,从信息论的角度看,如果将针孔 SPECT 成像系统看作一个有噪、有损信道,那么准直器和探测器直接给出了 SPECT 成像系统能够获取成像物体信息的上限.再多的采样角度数和采集时间也不过是使成像系统尽可能地接近这个极限,而无法超越.这和图像重建中取再小的体素尺寸也无法提高断层图像的空间分辨率的道理是一样的.因此,(4)式给出的是成像系统在理想状态下能够提供的最优值,采样角度数、采集时间、系统误差、体素尺寸等因素都无法更改它,而只能制约系统对理论值的实现.

6. 结 论

通过上面的分析可知,基于 OSEM 算法的针孔 SPECT 断层图像空间分辨率与放射性物质的具体分布位置有关.在视野范围内,远离旋转中心的空间分辨率比旋转中心附近的空间分辨率高;由于探测器尺寸与成像物体尺寸的比值决定了系统的最大放大倍数,因此间接影响了系统的空间分辨率;针孔准直器、探测器和图像重建算法对断层图像的空间分辨率的影响可以用一个近似计算公式来描述,该公式可以用于针孔 SPECT 系统的设计和使用,为其提供参考.

[1] Meikle S R, Kench P, Kassiou M, Banati R B 2005 *Phys. Med. Biol.* **50** R45

[2] Beekman F, Have F 2007 *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **34** 151

[3] Qi Y J 2006 *Nucl. Sci. Tech.* **17** 164

[4] Palmer J, Wollmer P 1990 *Phys. Med. Biol.* **35** 339

[5] Jaszczak R J, Li J Y, Wang H L, Zalutsky M R, Coleman R E 1994 *Phys. Med. Biol.* **39** 425

[6] Weber D A, Ivanovic M, Franceschi D, Strand S E, Eriandsson K, Franceschi M, Atkins H L, Coderre J A, Susskind H, Button T, Ljunggren K 1994 *J. Nucl. Med.* **35** 342

[7] McElroy D P, MacDonald L R, Beekman F J, Wang Y, Patt B E, Iwanczyk J S, Tsui B M W, Hoffman E J 2002 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **49** 2139

[8] Beekman F J, Vastenhouw B 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 4579

[9] Beekman F J, Have F, Vastenhouw B, Linden A, Rijk P, Burbach J P H, Smidt M P 2005 *J. Nucl. Med.* **46** 1194

[10] Goertzen A L, Jones D W, Seidel J, Li K, Green M V 2005 *IEEE Trans. Med. Imaging* **24** 863

[11] Anger H 1967 *Instrumentation in Nuclear Medicine* (New York: Academic Press) p516

[12] Ogawa K, Kawade T, Nakamura K, Kubo A, Ichihara T 1998

IEEE Trans. Nucl. Sci. **45** 3122

[13] Dai Q S, Qi Y J 2008 *At. En. Sci. Technol.* **42** 535 (in Chinese) [代秋声、漆玉金 2008 原子能科学技术 **42** 535]

[14] Smith M F, Jaszczak R J, Wang H 1997 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **44** 1154

[15] Hudson M H, Larkin R S 1994 *IEEE Trans. Med. Imaging* **13** 601

[16] Wang H, Jaszczak R J, Coleman R E 1996 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **43** 3272

[17] Metzler S D, Bowsher J E, Greer K L, Jaszczak R J 2002 *IEEE Trans. Med. Imaging* **21** 878

[18] Funk T, Kirch D L, Sun M, Izaguirre E W, Koss J E, Prevrhal S, Hasegawa B H 2006 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **53** 2729

[19] Zhang X Z, Dai Q S, Qi Y J 2008 *IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference* Dresden, Germany, October 19—25, 2008, M10-416, p5255

[20] Have F, Vastenhouw B, Rentmeester M, Beekman F J 2008 *IEEE Trans. Med. Imaging* **27** 960

Spatial resolution of pinhole single photon emission computed tomography imaging^{*}

Dai Qiu-Sheng Qi Yu-Jin[†]

(Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China)

(Received 28 April 2009; revised manuscript received 4 June 2009)

Abstract

The spatial resolution of pinhole single photon emission computed tomography (SPECT) imaging is usually estimated according to Anger’s empirical formula, which could result in a large inaccuracy in experimental measurement. We present a more accurate formula based on the analysis of physical processes of pinhole imaging. The effectiveness of the proposed formula was evaluated by accurate Monte Carlo simulations and experiments of the phantom imaging. The images were reconstructed using three-dimensional iterative OSEM algorithm. Then the effects of the voxel size, the geometrical mapping of the projection matrix and the ratio of detector size to imaging object size, on the spatial resolution were discussed. The experiment results show that the spatial resolution estimated by the proposed formula is about 10% smaller than the experimental value while the estimation by the Anger’s formula is about 60% larger than the experimental value. Therefore, our proposed formula is more accurate than Anger’s formula for predicting the spatial resolution of pinhole SPECT imaging, and it can be utilized for design and use of pinhole SPECT system.

Keywords: pinhole single photon emission computed tomography, spatial resolution, Monte Carlo method

PACC: 8760K, 0785

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 30570520).

[†] Corresponding author. E-mail: qiyujin@sinap.ac.cn