

OSEM 重建算法中几个关键问题的研究

凌松云, 曹文田, 包尚联 (北京大学 医学物理和工程北京市重点实验室, 北京 100871)

摘要: 目的: 改进平行孔准直器 SPECT 系统的成像方法, 快速、精确地实现有序子集期望值最大化(OSEM)重建算法。方法: 采用理想平行孔和张角效应平行孔准直器两种模型, 将准直器的空间响应融入系统传输矩阵, 利用改进的射线跟踪算法进行衰减校正。结果: 随着准直器张角的增加, Jaszczak 模型的重建图像在边界出现明显的亮环; 利用考虑准直器空间响应的系统矩阵进行图像重建, 能较好的抑制边界伪影。结论: 融入准直器空间响应函数的系统矩阵更为精确、贴近真实情况, 能较好的抑制边界伪影, 提高了重建图像的对比度和信噪比。

关键词: OSEM; 平行孔准直器; 张角效应; 准直器空间响应函数; 边界伪影

中图分类号: Q-334

文献标识码: A

文章编号: 1005-202X(2008)04-0729-08

Research on Some Key Problems in the OSEM Algorithm

LING Song-yun, CAO Wen-tian, BAO Shang-lian

(Beijing Key Laboratory of Medical Physics & Engineering, Peking University, Beijing 100871, China)

Abstract: Objective: To improve a reconstruction method of the parallel-hole SPECT system, fast and accurately realize the OSEM algorithm. Methods: By using a perfect parallel-hole collimator model and a collimator model considering the splayed angle effect, this paper proposed a novel method which considers the space response function (SRF) calculating the system matrix and uses an improved Ray Tracing algorithm to perform attenuation correction. Results: The Jaszczak phantom's edge overshoot artifact will appear and will more evidence with the increasing of angle the collimator splayed, but using the system matrix calculated from the novel method the edge artifact can be eliminated. Conclusion: After considering the SRF, the system matrix is more accurate, and the reconstruction image's contrast and SNR are improved.

Key words: OSEM; parallel-hole collimator; splayed angle effect; space response function; edge artifact

前言

在核医学界, 单光子发射计算机断层成像系统 (SPECT) 是获取体内脏器和肿瘤的功能信息较为常用的成像系统, 因其在功能成像方面的优势, 在世界范围内仍然是广泛使用的医学成像系统之一。SPECT 成像系统中, 一个 γ 探头围绕着被成像物体在多个不同角度采集投影数据, SPECT 系统利用这些投影数

据用滤波背投影 (FBP) 或迭代法重建图像。由于重建后的图像存在着很多类型的伪影, SPECT 图像定量计算的精确性受到了很大的限制。产生伪影的原因有很多种, 比如: 在投影过程中康普顿散射和光电吸收等物理因素造成投影计算误差; γ 探测器晶体灵敏度的非均匀性和准直器的几何光学模型也对投影数据形成影响; 另外重建算法, 如: 最大似然一期望值最大化 (ML-EM) 算法和有序子集一期望值最大化 (OS-EM) 算法^[1]会引起较大的噪声和图像的边缘伪影^[2]。

本文针对平行孔准直器 SPECT 系统, 探讨平行孔准直器张角效应, 研究其对 OSEM 算法的重建速度、重建图像质量的影响。整个重建算法的实现分为以下过程: 系统矩阵计算, 衰减因子计算, OSEM 重建。其中, 系统矩阵的计算受到平行孔准直器模型的影响, 需建立不同的准直器光学模型。本文将按照这几个步骤, 详细讨论各个过程中的关键性问题, 最终找到最佳的方法以实现快速、精确的 OSEM 算法。

收稿日期: 2008-03-10

基金项目: 科技部 973 项目 (2006CB70570005)、北京滨松光子技术股份有限公司合作项目 (147018)

作者简介: 凌松云 (1982-), 男, 湖北黄冈, 硕士, 北京大学物理学院, 研究方向: 核医学仪器和方法。Tel: 010-62756073, E-mail: lingsongyun@pku.edu.cn。

通讯作者: 曹文田 (1966-), 北京大学物理学院, 高级工程师。E-mail: cao@pku.edu.cn。

1 系统传输矩阵

在 SPECT 二维成像过程中, 图像重建算法最重要的两个步骤为投影和(反投影)图像重建。二维投影模型下, 投影过程可以表述为:

$$p_j = \sum_{i=1}^n p_{ij} = \sum_{i=1}^n c_{ij} \cdot f_i \quad (1)$$

其中: c_{ij} 为像素 i 发射的光子被第 j 探测单元探测的几率, p_{ij} 为像素 i 对探测单元 j 的投影贡献值, f_i 为断层图像第 i 像素的图像值, p_j 为第 j 探测单元的投影值, 以 c_{ij} 作元素组成的矩阵称为系统传输矩阵。

系统传输矩阵计算完成后, 即可采用 OSEM 迭代算法进行图像重建, OSEM 的迭代公式为:

$$f_i^k = \frac{f_i^{k-1}}{\sum_{j \in S} c_{ij}} \cdot \sum_{j \in S} \frac{c_{ij} \cdot p_j}{\sum_{i=1}^n c_{ij} \cdot f_i^{k-1}} \quad (2)$$

其中: f_i^k 表示第 i 像素经 k 次迭代后的像素值, S 为投影元素所处的子集。

根据传输矩阵的定义可知: 系统传输矩阵 C 只和 SPECT 成像系统参数相关, 与被查物体无关, 比如: 准直器模型参数、探测平面到旋转中心距离等。精确计算系统传输矩阵的方法是 Monte Carlo 模拟^[3], 但是蒙特卡罗模拟非常耗时; 另一种方法就是利用 C++ 编程计算, 但是计算精确度和数学模型联系密切, George K. Loudos^[4], N. Matela 等人^[5] 分别建立不同的模型计算了系统矩阵。出于对速度和精度的考虑, 本文采用了微分法和解析算法两种方法作比较分析, 下面分别讲述这两种算法的思想。

1.1 微分法

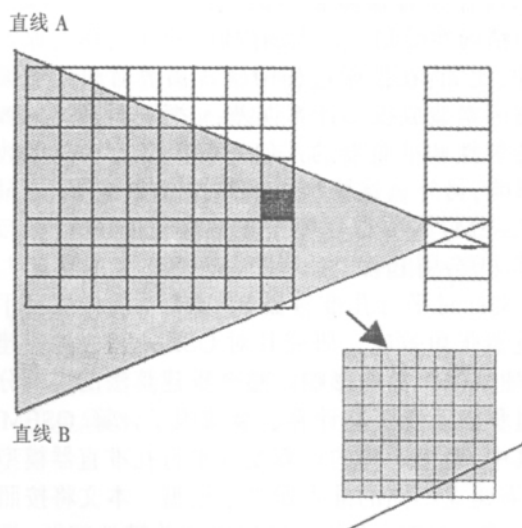


图 1 张角效应平行孔准直器模型

Fig.1 Parallel-hole collimator considering splayed angle effect

首先, 建立一个准直器模型(如图 1 所示), 阴影的投影带内像素发射的光子才能通过准直器被晶体探测到, 可以用两条直线 A 和 B 来描述投影带的范围。微分法的思想可分为以下步骤: 判断像素是否与两直线相交, 如果像素完全落入两直线间, 则 $c_{ij}=1$; 如果像素在两直线外, 则 $c_{ij}=0$, 像素与两直线相交, 则将单位正方形再细分为 $k \times k$ 小像素, 判断这些小像素中心是否落在直线 A 和 B 夹住的范围内, 假如经过判断落入的小像素个数为 t , 那么 $s=t/k^2$, 即可求出 $c_{ij}=s$ 。

1.2 解析算法

解析算法的思想和微分法类似, 只是在计算像素 i (正方形) 被两直线所夹的面积时, 采用精确求解面积的方法直接得到像素 i 被探测单元 j 探测到的几率。像素单元和两直线之间的关系如图 2 所示。

假设直线方程 $A: a_1 \cdot x + b_1 \cdot y + c_1 = 0$, $B: a_2 \cdot x + b_2 \cdot y + c_2 = 0$, 像素单元四个顶点坐标分别为: (x_0, y_0) 、 (x_0+1, y_0) 、 (x_0+1, y_0+1) 、 (x_0, y_0+1) , 判断这四个顶点是否在两条直线之间的关系式为:

$$\text{sign} = (a_1 \cdot x + b_1 \cdot y + c_1) \cdot (a_2 \cdot x + b_2 \cdot y + c_2) \quad (3)$$

通过判断 $\text{sign} < 0$ 是否成立, 可以知道落入两直线间顶点的个数: 四个顶点都在两直线之间, 则 $s=1$; 四个顶点都不在两直线之间, 则 $s=0$; 其它情况时, 需要求出直线 A 、 B 和像素四条边的交点, 然后求出被两条直线夹住面积 s , 程序实现过程较微分法复杂, 但原则上精度要高。

分别利用上述两种方法计算的系统矩阵, 采用均匀圆形泛源的数字模型进行投影, 并且用 matlab 平台中的 iradon 变换(FBP 重建算法)进行了图像重建, 得到如下结果。

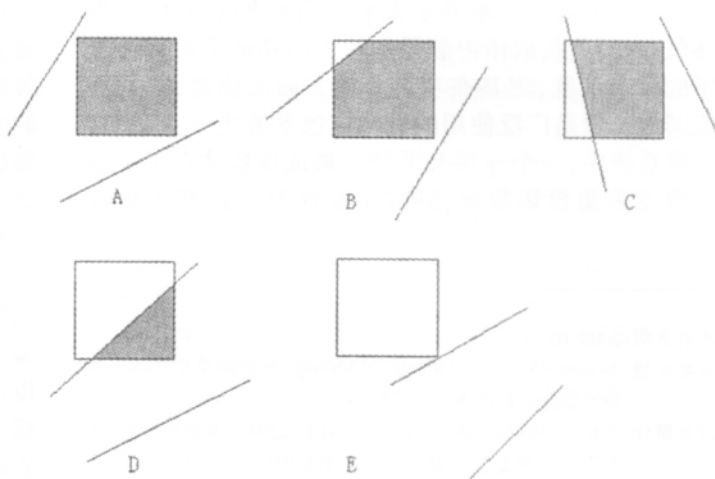


图 2 像素单元和直线 A 、 B 间关系示意图

Fig.2 Relationship between the line A , B and the pixel

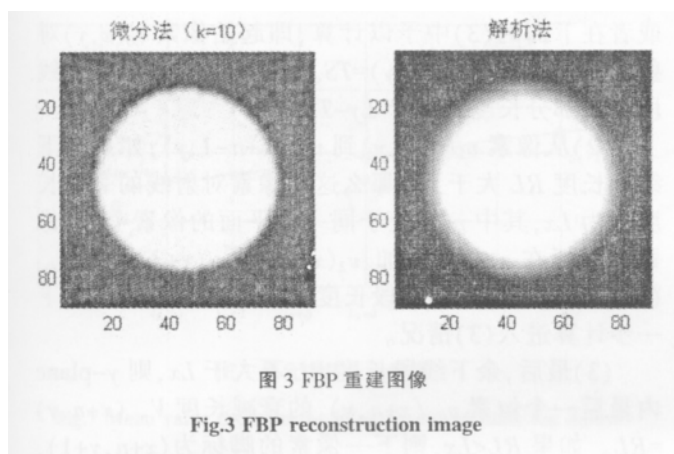


图3为采用微分法和解析法计算的系统矩阵重建的泛源图像,图4为重建图像的剖面图。可以知道:当微分法中 k 取值较小时,计算精度没有解析法高,噪声很大,从图4可以清晰地看出。另外,在图像像素为 128×128 ,探测单元为128,准直器张角 2° 的条件下,解析法耗时12s;微分法耗时9s($k=10$ 时)。因此,在选择用哪种方法计算系统传输矩阵时应综合考虑运算时间、计算精度、程序的复杂性等因素。

2 衰减校正

ECT成像模式下,放射性核素标记的药物分布在被成像物体体内,想获得体内特定位置的放射性分布就必须考虑 γ 射线在穿过物体时的衰减情况。引起 γ 射线在物体体内衰减的物理机制主要有光电吸收和康普顿散射,线性衰减系数 μ (1/cm)与 γ 射线能量、与射线相互作用的材料有关,并且 γ 射线的衰减遵从比尔定律,也就是说穿过厚度为 x (cm)的水的概率变成 $\exp(-\mu x)$ 。

进行非均匀衰减校正时,由于射线经过路径上物体的线性衰减系数存在着差异,在物体划分为像素的情况下,就得考虑每个像素内的 μ 值和该像素对射线的衰减长度 l 。因此,想准确的知道像素 i 对探测单元 j 的投影贡献值,就必须知道射线在穿过物体途中经过衰减最终到达探测单元的投影贡献值 p_{ij} 与不考虑衰减时的投影贡献值 p_{ij}^0 之间的关系,可以用下面的表达式描述:

$$p_{ij} = p_{ij}^0 \cdot \exp(-A_{ij}) \quad (4)$$

其中系数 A_{ij} 为衰减因子。

被成像物体离散成像素后(如图5),计算衰减因子的表达式为:

$$A_{ij} = \sum_{t=1}^k \mu_t \cdot l_t + \frac{1}{2} \mu_0 \cdot l_0 \quad (5)$$

其中: t 表示像素 i 发射的 γ 射线经过的第 t 个像素, μ 表示第 t 个像素的线性衰减系数, l_t 表示第 t 个像素的衰减长度。

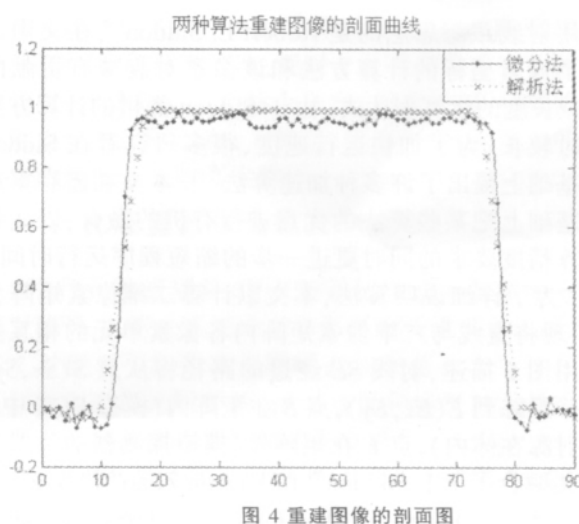


Fig.4 Profiles of the reconstruction images

图5为衰减因子计算原理图,图中圆形阴影区域表示线性衰减系数分布,右上方为探测单元阵列。从图5可知,计算衰减因子的关键在于确定射线经过了哪些像素以及这些像素对射线衰减有贡献的衰减长度 l 。为此,本文提供了两种计算思想:射线跟踪和积分中值法。下面将详细讨论这两种方法,并比较它们的优缺点。

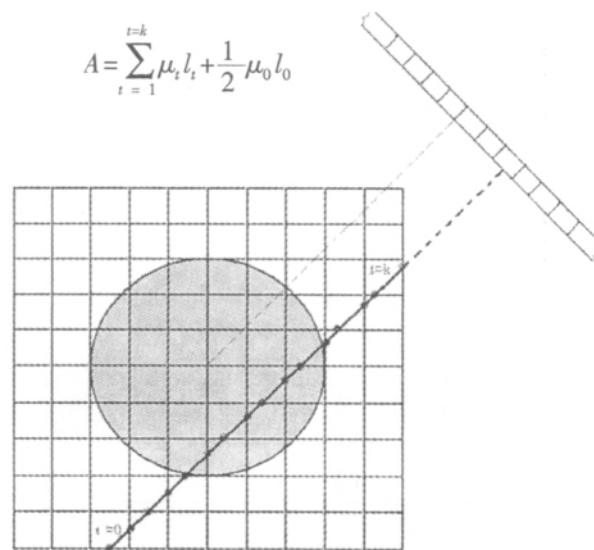


图5 衰减因子计算模型

Fig.5 Model of the attenuation factor calculating

2.1 射线跟踪法

射线跟踪法即:从像素 i 开始,通过计算确定紧挨像素 i 且被射线穿过的像素 t 的坐标,依此类推,直到图像矩阵的边界,完成整个射线跟踪过程。发展射线跟踪法计算衰减因子的根本目的在于:确保计算精度的前提下缩短运行时间。最早提出精确求解衰减因子

使用射线跟踪思想的是 Robert L. Siddon^[6], 在文中讨论了像素坐标的计算方法和该像素对衰减有贡献的衰减长度的计算表达式。由于 Siddon 提供的计算方法耗时较长, 为了加快运行速度, 很多研究者在 Siddon 的基础上提出了许多种加速算法^[7-9]。本文在已有算法的基础上把某些算法的优点进行有机的融合, 以达到计算精度要求的同时更进一步的缩短程序运行时间。

为了详细说明算法, 本文以计算二维像素矩阵为例, 现将直线与二维像素矩阵内各像素单元的相互关系用图 6 描述, 射线 SE 经过的路径将从点 S(S_x, S_y) 逐一跟踪到 E(E_x, E_y), 点 S 在矩阵内(模拟 ECT 中 γ 发射源在体内), 点 E 在矩阵外(模拟探测器的位置)。本文融合了 R.L. Siddon^[6] 和 Huaxia Zhao^[9] 的算法, 主要思路参照了 Huaxia Zhao 的算法, 只是对该算法的初始化问题进行了改进。改进后的算法可分为以下步骤:

计算 $L_y, L_x, RL_0, TS_0, j_{\min}, j_{\max}$ 各参数的意义可以参照图 6: L_y 和 L_x 分别为 y, x 方向相邻直线截取线段 SE 的长度; j_{\min} 表示射线穿过的最近的 y 平面; j_{\max} 表示射线穿过的最远的 y 平面; TS_0 为起点到最近 x 平面的距离; RL_0 为起点到 j_{\min} 平面的距离。

假如射线的径迹为图 6 中的 S1E1, 则应该进行如下讨论:

$$\begin{aligned} \text{if}(RL_0 > TS_0) \\ RL^0 &= RL_0 - TS \\ TS_0 &= RL_0, TS^1 = -RL^0 \end{aligned} \quad (6)$$

经过以上两步, 初始化过程结束。开始进入循环计算, 确定射线经过像素的脚标(i, j) 和衰减长度 l , 循环方法如下:

(1) 从 S 点开始, TS 线段长度由初始化计算得到

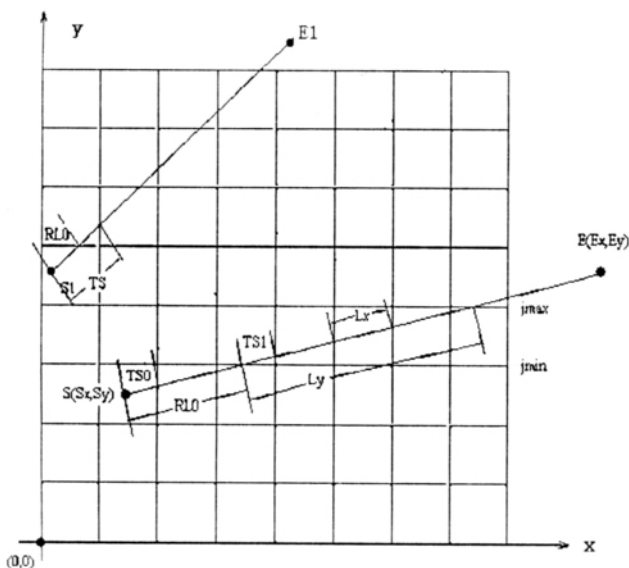


图 6 射线跟踪算法示意图

Fig.6 Ray tracing algorithm to calculate attenuation factor

或者在下面的(3)中予以计算, 即起始像素 $v_0(x, y)$ 对射线的衰减长度 $V_0(x, y) = TS$ 。相邻 y -plane 截取的线段余下部分长度为 $RL^0 = Ly - TS$ 。

(2) 从像素 $v_1(x+1, y)$ 到 $v_{n-1}(x+n-1, y)$, 如果余下线段长度 RL 大于 L_x , 那么这些像素对射线的衰减长度都为 L_x , 其中 n 为处于同一 y 平面的像素个数, 像素的脚标在 x 方向增加: $v_2(x+2, y), v_3(x+3, y) \dots, v_{n-1}(x+n-1, y)$ 。余下的线段长度 $RL = Ly - L_x \cdot (n-1)$, 下一步计算进入(3)情况。

(3) 最后, 余下线段长度 RL 不大于 L_x , 则 y -plane 内最后一个像素 $v_n(x+n, y)$ 的衰减长度 $V_n(x+n, y) = RL$ 。如果 $RL < L_x$, 则下一像素的脚标为 $(x+n, y+1)$, 已经返回到情况(1), 其衰减长度 $TS = L_x - RL$ 。如果 $RL = L_x$, 则下一像素的脚标为 $(x+n+1, y+1)$, 其衰减长度 $TS = L_x$ 。

由此, 计算过程又从(1)开始, 经历(2)和(3), 如此循环下去直到像素矩阵边界。

以上就是射线跟踪法的计算思路, 可以知道: 此方法同时获取了像素的脚标信息和衰减长度信息, 可以加快计算速度。

2.2 积分中值法

从计算衰减因子的表达式联想到数学中的积分中值定理, 本文结合两者提出积分中值法计算衰减因子。积分中值定理的表达式为:

$$\int_0^L \mu(l_i) \cdot dl_i = \bar{\mu} \cdot \int_0^L dl_i \quad (7)$$

其中: $\bar{\mu}$ 是 $\mu(l_i)$ 在区间 $[0, L]$ 内的平均值。联系衰减因子的表达式, 可以将衰减因子 A_{ij} 的表达式改写为:

$$A_{ij} = \sum_{t=1}^k \mu_t \cdot l_t + \frac{1}{2} \mu_0 \cdot l_0 = \bar{\mu}_t \cdot \sum_{t=1}^k l_t + \frac{1}{2} \mu_0 \cdot l \quad (8)$$

在上述表达式中: $L = \sum_{t=1}^k l_t$ 的计算很容易, 而 $\bar{\mu}_t$ 的求解必须建立在已知射线穿过哪些像素的基础上, 即:

$$\bar{\mu}_t = \left(\sum_{i=1}^k \mu_i \right) / k$$

本文提出另一种确定像素脚标的方法—坐标取整法, 其思想较为简单, 算法原理图如图 7 所示。

计算的具体步骤如下:

确定代表射线的直线方程: $ax+by+c(b \neq 0)$;

假设射线的起始像素脚标为 (i_0, j_0) , 射线方程与像素矩阵直线方程的交点坐标为 $(i, (ai+c)/b)$ 。当 $i=i_0+1$ 时, $j=[a(i_0+1)+c]/b$, 若 $j_0 < j_n < j_0+1$, 射线穿过的下一像素 v_1 的脚标为 (i_0+1, j_0) 。当 $i_n=i_0+n$ 时, $j_n=(ai_n+c)/b$, 继续判断 $j_0 < j_n < j_0+1$ 是否成立。若成立, 则射线穿过的像素 v_n 脚标为 (i_0+n, j_0) ; 若条件不成立, 像素 v_n 脚

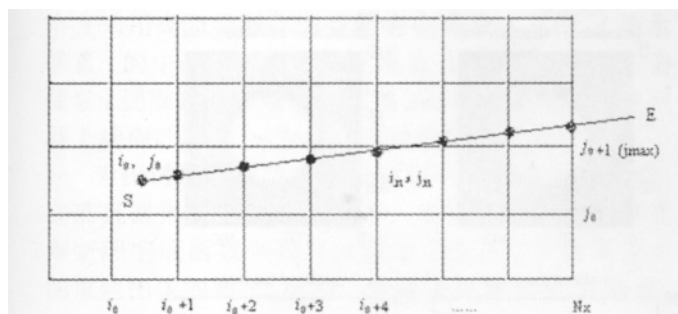


图7 积分中值法示意图

Fig.7 Mean value theorem for integrals to calculate the indexes

标为 (i_0+n, j_0+1) , 结束区间 (j_0, j_0+1) 的循环。进入 (j_0+1, j_0+2) 区间, 重复前面的步骤, 一直循环计算到 $(j_{\max}, j_{\max}+1)$ 区间, 并结合 i 和 j 的边界条件: $0 \leq i, j \leq 127$, 完成射线穿过像素的脚标计算。

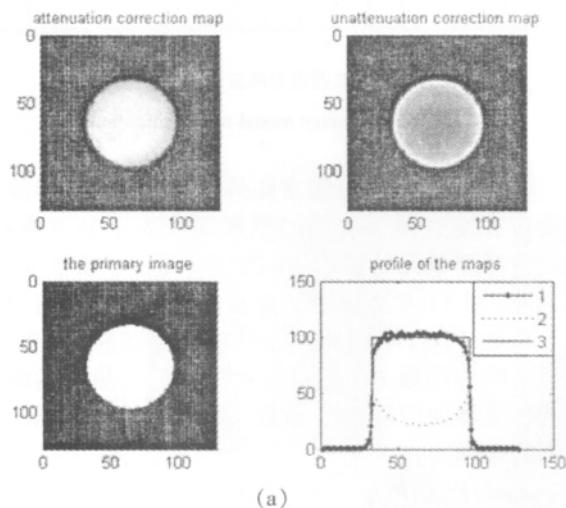
在衰减因子计算完成后, 即可进行衰减校正过程。本文仍然使用泛源的数字模型进行图像投影、重建, 并分别利用上述两种方法在理想准直器模型条件下进行衰减校正, 比较两种算法的衰减校正效果。图像重建条件: OSEM 重建, 迭代 2 次, 6 个子集, 重建图像如图 8 所示。右下方剖面图里线型 1 代表衰减校正图像、线型 2 为未校正图像、线型 3 为原始图像, 可以看出: 两种方法都能较好的重建原始图像。

通过表 1 知道: 两种方法对比度、信噪比、噪声水

表 1 图像质量参数

Tab.1 Image quality parameters

	对比度	噪声水平	信噪比
射线跟踪法	29.7230	0.0123	12.4896
射线跟踪法	29.7230	0.0123	12.4896



(a)

平相差不大。但是, 考虑运算速度时, 射线跟踪法较快, 耗时 1s; 积分中值法, 耗时 2s。若考虑准直器的张角效应, 计算耗时差别就会变大。综合考虑, 射线跟踪法最为合适, 不仅理论上精确, 速度上最快, 重建的图像也能较好地反映真实物体。

3 平行孔准直器张角效应研究

平行孔准直器是 SPECT 系统中较为常用的一种准直器^[10], 在整个系统中的作用是至关重要的。因此, 本文对理想平行孔准直器模型和张角效应平行孔准直器模型进行比较分析, 探讨这两种模型对图像重建质量的影响。准直器模型如图 9 所示。

图 9 中: D 为准直孔直径, L 为准直孔长度, 2θ 为准直孔张开的角度, $\theta = \arctan(D/L)$ 。理想准直器模型 A 认为在平行线内的像素能被晶体探测, 张角效应准直器模型 B 认为在张角内的像素能被探测, 结合系统矩阵的计算方法, 可以得到张角内各像素被探测到的几率。

本文通过改变 θ , 观察重建图像的变化, 探讨准直器张角参数 θ 和重建图像间的关系, 重建结果如图

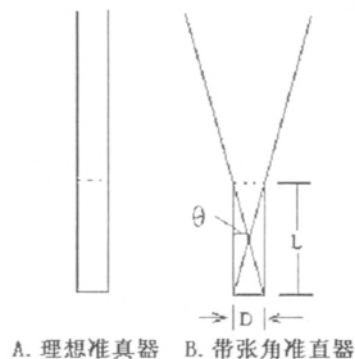
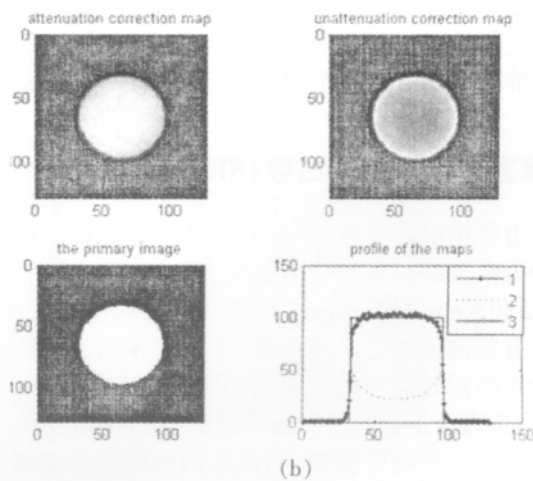


图9 平行孔准直器模型

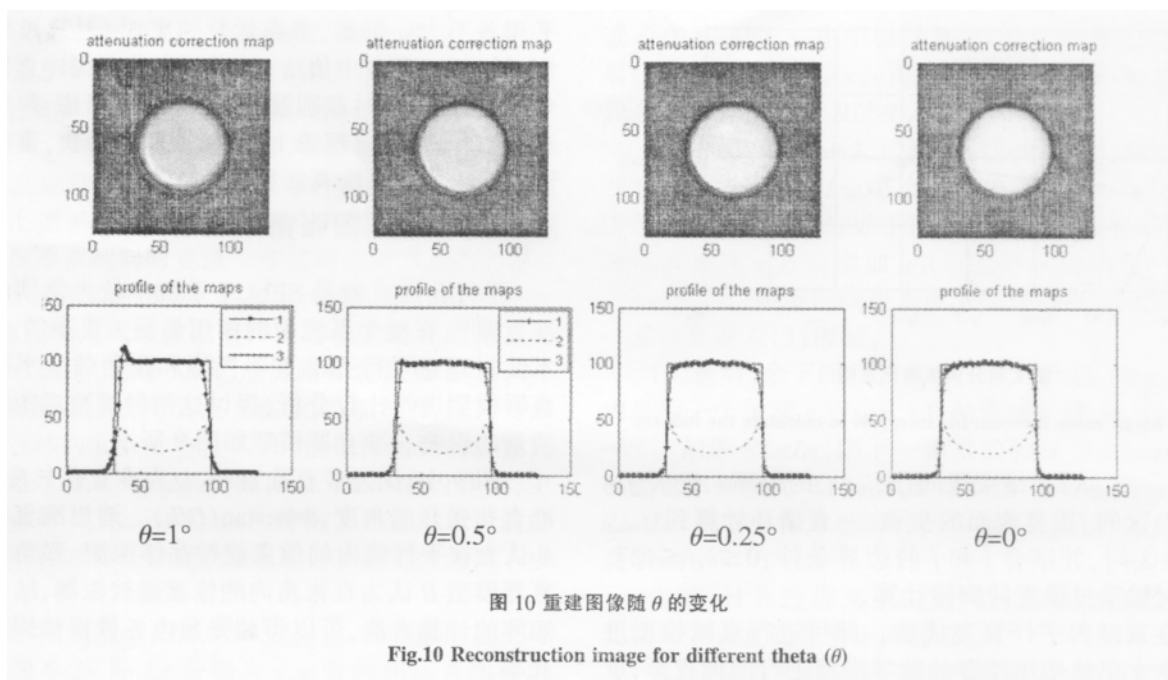
Fig.9 Parallel-hole collimator model



(b)

图8 (a)射线跟踪法; (b)积分中值法

Fig.8 (a)Ray tracing method; (b)Mean value theorem for integrals



10 所示。

图 10 上排图像为衰减校正后图像, 下排为图像的剖面图, 其中线型 1 代表衰减校正图像、线型 2 为未校正图像、线型 3 为原始图像。可以看出: 随着 θ 的增大, 衰减校正后的图像边缘伪影逐渐严重, 出现边缘过补偿现象, 图像表现为边缘出现亮环。当 $\theta=0$ (理想平行孔准直器) 时, 边缘的过补偿 (overshoot) 现象消失。

DONALD L. SNYDER^[2] 等曾研究过这种边界伪影问题, 他在文中提出: 在 ML-EM 算法系列中, 出现边缘伪影 (overshoot 或 undershoot) 是算法本身引起的, 是 ML-EM 算法的本质缺点, 主要原因在于算法并不严格收敛。本文重建过程中, 其它条件都相同, 可见图像边缘的 overshoot 现象是由准直器张角效应模型引起。在现实情况下准直器不可能是理想情况, 考虑准直器模型的张角效应是非常有必要的, 因此, 在实际情况下如若出现类似的问题, 应该寻找办法予以解决。

4 准直器空间响应函数 (SRF) 研究

边界伪影问题是 SPECT 系统重建图像伪影问题中较为常见的问题, 很多研究者都探讨过这个问题, Jia Li 和 Kenneth F. Koral^[11] 提出从算法上进行改进, 能够有效的消除边界环状伪影。为了不增加重建算法复杂性的同时能够解决边缘伪影 (edge overshoot) 问题, 本文在 Yu-Lung Hsieh^[12] 的准直器模型基础上提出准直器空间响应模型, 利用新的投影模型模拟了图像的投影和重建, 重建后的图像显示边缘伪影问题得到了很大程度上的解决。

本文之所以考虑准直器的空间响应函数, 是出于

对准直器和像素矩阵之间的几何关系的研究, 他们之间的几何关系模型如图 11 所示。

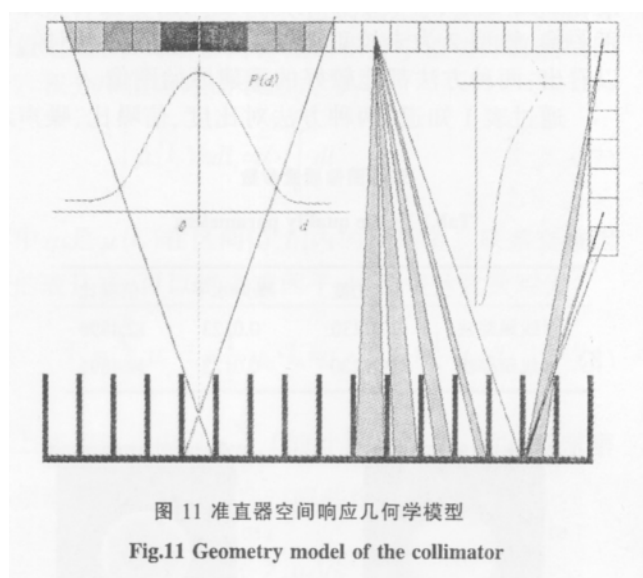


图 11 中: 上排为像素矩阵, 下排为准直器阵列。阴影带在准直器下表面的投影面积表示某一像素对该位置探测单元的投影贡献权重, 即该像素被探测到的几率。图 11 左边描绘的分布曲线, 为准直器的横向响应函数 $P(d)$; 图 11 右边描绘的分布曲线, 为准直器深度响应函数 $P(h)$ 。综合考虑横向、纵向的响应, 即为准直器的空间响应函数, 像素 i 被探测单元 j 探测到的几率为:

$$c_{ij} = s \cdot P(d_i) P(h_j) = s \cdot P(d, h_j) \quad (9)$$

$$P(d, h_j) = \exp\left(-\frac{d_i^2}{2 \cdot \alpha^2 \cdot h_j / \text{ror}}\right) \quad (10)$$

本文采用高斯函数作为空间响应函数, 其中: d_i 表示像素 i 的中心到 j 探测单元准直孔轴线的距离, h_i 为像素 i 到准直器上端面的距离, r_{or} 为旋转中心到探测器上端面的距离, 为控制高斯函数半高宽的参数。

为探讨准直器空间响应函数对重建图像的影响, 在准直器张角为 2° 的情况下, 通过控制 得到准直器空间响应函数半高宽分别为 7、5、3、2 个像素大小的重建图像如图 12 所示, 重建条件为: OSEM 重建、迭代 2 次、6 个子集。

从图 12 可以看出: 随着准直器空间响应函数半高宽逐渐变小, 图像质量有所提高, 特别是图像的边缘伪影 (edge overshoot) 得到了很好的抑制。表 2 给出了各半高宽下图像的对比度、噪声水平、信噪比。综合考虑图像的边缘伪影情况和图像的对比度等参数, 控制准直器空间响应函数的半高宽在 2 到 3 个像素大小, 可以更好地重现原始物体图像。

另外, 用充满 ^{99m}Tc 溶液且内含 5 个橡胶小圆柱的 Jaszczak 衰减模型来验证几种准直器模型, 得到重建图像如图 13 所示。重建条件: 180 采集数据, 步进角度 6° ; OSEM 重建, 迭代 5 次, 15 个子集, 每个子集内投影元素相隔 90° 。

图 13 中: 左边 (L) 张角效应平行孔准直器模型的重建图像; 中间 (M) 张角效应+准直器空间响应模型

表 2 不同半高宽时图像质量参数表

Tab.2 Image quality parameters for different FWHM

FWHM	对比度	噪声水平	信噪比
9	15.4174	0.0022	12.2631
7	16.1030	0.0027	12.2941
5	17.3722	0.0038	12.3162
3	20.7619	0.0059	12.5113
2	23.6644	0.0072	12.5408

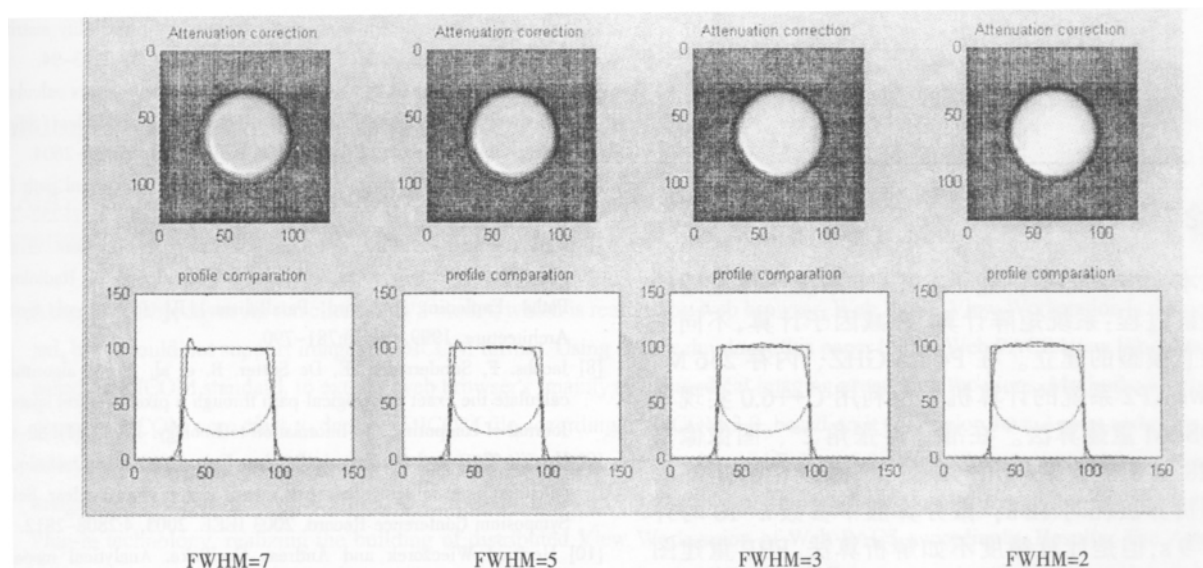


图 12 重建图像随准直器空间响应函数半高宽大小的变化

Fig.12 Reconstruction image for different FWHM

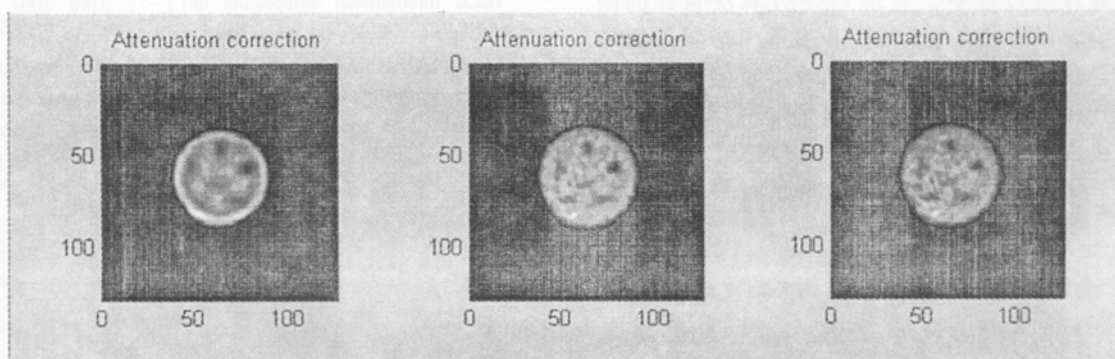


图 13 Jaszczak 模型重建图像

Fig.13 Reconstruction image for Jaszczak model

的重建图像; 右边(R)理想平行孔准直器模型的重建图像。可以看出: 边缘过补偿现象在 Jaszczak 衰减模型的重建图像中也会出现, 在控制了准直器空间响应函数的半高宽后, 边缘伪影消失, 图像质量可以和理想准直器模型相比较。

为了进一步比较理想平行孔准直器模型和张角效应平行孔准直器模型的优缺点, 计算了(M)和(R)情况下图像的对比度、噪声水平和信噪比, 数据见表 3。表 3 中的数据显示: 使用张角效应且考虑准直器响应函数的模型, 重建图像的对比度和噪声水平要好于理想平行孔准直器模型; 信噪比略有下降。

总体上来说, 考虑张角效应的平行孔准直器模型更接近于实际情况, 本文提出的将准直器空间响应纳入系统矩阵的计算思想有一定的意义。

表 3 图像质量参数

Tab.3 Image quality parameters

	(M)	(R)
对比度	620.45	466.65
噪声水平	0.1453	0.1623
信噪比	23.2382	29.9165

5 结论

在本文中, 详细讲述了 SPECT 系统图像重建的几个关键过程: 系统矩阵计算、衰减因子计算, 不同平行孔准直模型的建立。在 P4 1.8 GHZ、内存 256 M、Windows XP2 系统的计算机上, 利用 C++6.0 实现了整个 OSEM 重建算法。在准直器张角 2° 、图像像素 128×128 、128 个投影单元的条件下, 系统传输矩阵的计算解析算法耗时 12 s; 微分算法中参数 $k=10$ 时计算耗时 9 s, 但是计算精度不如解析算法, FBP 重建图像噪声比解析算法大(见图 3、4)。在相同条件下, 射线跟踪算法计算衰减因子耗时 5 s, 积分中值法计算耗时 6 s。综合考虑运算速度和图像噪声水平、信噪比, 射线跟踪法效果较好(见图 8、表 1)。

在研究算法过程中, 发现 OSEM 算法重建的图像有边界伪影和环状伪影问题, 并展示了边界伪影和平行孔准直器张角效应的关系: 随着准直器张角的增大, 边界伪影趋于明显。通过与理想准直器模型重建图像的对比, 得出结论: ML-EM 或 OSEM 迭代重建算法的重建图像中引起边界伪影的原因除了算法的

本征缺陷外^[2], 准直器的张角效应是引起边缘过补偿现象的另一原因。

为抑制边界伪影, 本文提出了将准直器空间响应融入系统矩阵的计算思想, 在不增加重建算法复杂性的基础上能较好的抑制边界伪影, 且依赖的平行孔准直器模型更贴近现实。不仅可以减少数据存储量, 加快重建速度, 而且提高了重建图像的质量, 能更好地重现真实物体图像。

参考文献:

- [1] H. M. Hudson and R. S. Larkin. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data [J]. IEEE Trans. Med. Imaging. Dec. 1994, 13:601-609.
- [2] D. Snyder, M. Miller, L. Thomas, and D. Polite. Noise and edge artifacts in maximum-likelihood reconstructions for emission tomography[J]. IEEE Trans. on Medical Imaging. 1987, 6(3):228-238.
- [3] El Bitar, Z. Petegnief, Y. Hill, D. et al. Targeted Fully 3D Monte Carlo Reconstruction in SPECT [R]. Nuclear Science Symposium Conference Record. 2006, IEEE. 2006, 6:3410-3413.
- [4] Loudos GK. An efficient analytical calculation of probability matrix in 2D SPECT[J]. Comput Med Imaging Graph. 2007, 32(2):83-94.
- [5] Matela, N, Martins M.V, Rodrigues, P. et al. System matrix calculation for Clear-PEM using ART and linograms [R]. Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE. 2004, 4:2601-2604.
- [6] Robert L. Siddon. Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array[J]. Medical Physic. 1985, 12(2):252-255.
- [7] Mark Christianes, Bjore De Sutter, and Koen De Bosschere. et al. A Fast, Cache-Aware Algorithm for the Calculation of Radiological Paths Exploiting Subword Parallelism [J]. Journal of Systems Architecture. 1999, 45(10):781-790.
- [8] Jacobs, F, Sundermann, E, De Sutter, B. et al. A fast algorithm to calculate the exact radiological path through a pixel or voxel space [J]. Journal of computing and information technology. 1998, 6(1): 89-94.
- [9] Huaxia Zhao and Andrew J. Reader. Fast ray-tracing technique to calculate line integral paths in voxel arrays [R]. Nuclear Science Symposium Conference Record, 2003 IEEE. 2003, 4:2808-2812.
- [10] Herfried Wiecek and Andreas Goedicke. Analytical model for SPECT detector concepts[J]. IEEE Trans. on Nuclear Science. 2006, 53(3): 1102-1112.
- [11] Jia Li and Kenneth F. Koral. Nature of ringing artifacts in spect recon—struction and their reduction by the use of side information [R]. Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007. ISBI 2007, 4th IEEE International Symposium on 12-15 April 2007. Location: Arlington, VA. Page(s):181-184.
- [12] Yu-Lung Hsieh, Gengsheng L, Grant T. Gullberg. Projection space image reconstruction using strip functions to calculate pixels more "natural" for modeling the geometric response of the SPECT collimator[J]. IEEE Trans. on Medical Imaging. 1998, 17(1):24-44.