

数据插值对正电子发射断层成像设备的 图像重建影响的研究*

杨昆 刘新新 李晓菁[†]

(河北大学物理学院, 保定 071000)

(2013年1月30日收到; 2013年4月9日收到修改稿)

正电子发射断层扫描 (positron emission computed tomography, PET) 是核医学领域最先进的临床检查影像技术. PET 技术是目前临床上用于诊断和指导治疗肿瘤的最佳手段之一. 正电子发射断层成像设备探测器采集到的数据需要进行数据处理, 把原始数据转换成正弦图形式的数据才能用于图像重建. 平行束断层重建和扇形束图像重建是图像重建的两种方法, 分别对应平行束和扇形束形式的数据处理方法. 对原始数据的操作不可避免地破坏了原始数据的完整性. 现今, 正电子发射断层设备在重建过程中普遍采用平行束重建的方法. 平行束的数据分离会对 PET 数据进行插值操作, 扇形束的数据分离不会对 PET 数据进行插值操作. 本文通过对比平行束图像重建和扇形束图像重建结果, 研究了数据插值对 PET 图像重建结果的影响.

关键词: 正电子发射计算机断层扫描, 数据插值, 图像重建, 原始数据

PACS: 78.70.Bj, 87.57.uk

DOI: 10.7498/aps.62.147802

1 引言

正电子发射计算机断层扫描 (PET) 是在分子水平上利用影像技术研究人体心脑代谢和受体功能的一种最先进的设备, 已成为肿瘤、心、脑疾病诊断的一种最有效的方法. 在肿瘤学、心血管病理学、神经系统疾病学和新医药学开发等研究领域中已经显示出它的卓越性能. PET 是核医学领域中最先进的医疗诊断设备, 是目前惟一可以在活体分子水平上完成生物学显示的影像技术, 被誉为 20 世纪最伟大的十项发明之一 [1]. 使用富含质子的放射性核素标记在感兴趣的分子上, 可以使用 PET 设备测量这种分子在整个身体内的分布、代谢、消除与特定目标的相互作用, 等等. 这就是为什么 PET 被称为“分子成像”技术 [2].

在我们的研究中期望能够证明 PET 数据分离过程中的插值过程对 PET 重建图像质量的影响. 滤波反投影法 (filter backprojection algorithm, FBP) 是

解析重建的主要算法, 它基于解析反求公式的闭合形式. 扇形束 FBP 重建算法是由平行束 FBP 算法推导得到的, 图像重建效果与平行束重建效果可以达到相同水平. 由于平行光束成像数学上处理容易, 现今 PET 普遍采用平行束的 FBP 或重建方法. 但是由于 PET 探测器结构的特性, PET 扇形束重建过程相比 PET 平行束重建减少了数据插值操作. 我们根据实验室现有的一台小动物 PET 原型机的性能参数仿真了一台 PET 设备, 并在这个虚拟的仿真设备上对不同大小及不同形状的物体进行数据采集和图像重建. 在 PET 前期数据处理阶段, 需要分别把采集得到原始数据处理成平行束的正弦图和扇形束的正弦图数据. 然后, 分别使用平行束滤波反投影 (parallel beam-FBP) 算法和扇形束滤波反投影 (fan beam-FBP) 算法对正弦图数据进行 FBP 重建. 通过对比两种方法得到的重建图像效果, 证明了数据插值对重建图像的质量的负面影响, 采用扇形束重建 PET 设备重建图像相对于平行束重建 PET 设

* 国家重点基础研究发展计划 (批准号: 2011CB707500) 和国家重大科学仪器设备开发专项 (批准号: 2011YQ030114) 资助的课题.

[†] 通讯作者. E-mail: lxxzbtn86@163.com

备重建图像具有减少数据插值的优势.

2 PET 的基本工作原理

根据正电子湮灭产生两个能量为 511 keV 的 γ 光子并在一条直线上朝相反的方向射出的原理, PET 采集数据的方式是采用符合探测原理, 如图 1 所示 [3].

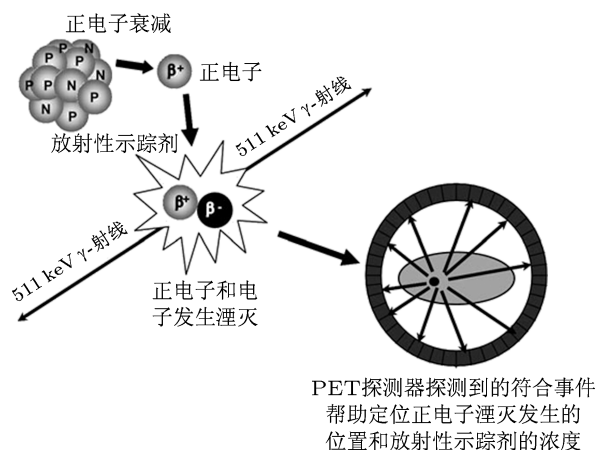


图 1 正电子发射断层成像的物理原理 [3]

正电子在人体内湮灭的同时产生互为 180° 的 511 keV 的 γ 光子, 这两个 γ 光子同时击中探测环上对称位置上的两个探测器, 每个探测器接收到 γ 光子后产生一个定时脉冲, 这些定时脉冲分别输入符合线路进行甄别. 符合线路设置了一个时间窗, 同时落入时间窗的定时脉冲被认为是同一个正电子湮灭事件中产生的 γ 光子对, 从而被符合电路记录, 这就是符合甄别的过程, 时间窗可以排除很多散射光子的进入, 从而提高灵敏度和信噪比. 正负电子产生湮灭辐射生成的两个 γ 光子, 只有在两个探头所形成的主体角内才能被探测, 这种利用湮灭辐射和两个相对探头来确定闪烁点位置的方法称电子准直. 电子准直是 PET 的一大特点, 它排除了绝大部分随机符合事件和散射符合事件, PET 利用电子准直极大地提高了探测灵敏度.

PET 总体结构包括: 探测器 (晶体、硅半导体探头、电源)、准直器、电子学线路、数据处理计算机、扫描机架等. PET 探测器外面有一层封闭层, 避免了外部辐射对探测器的影响. 多层探测器环的 PET 设备既可以进行 2D 采集, 也可以进行 3D 采集. 所有市售的 PET 设备都能够获得 3D 图像, 无论是对整体直接成像或者是对毗邻断层成像的堆

叠 [4]. PET 设备最重要的部件就是探测器环, 探测器环的性能直接影响 PET 的成像能力. 探头与探头之间得到的符合直线叫做投影线. 所有的投影线在一起组成一个投影线网络覆盖整个探测视野, 如图 2 所示 [5].

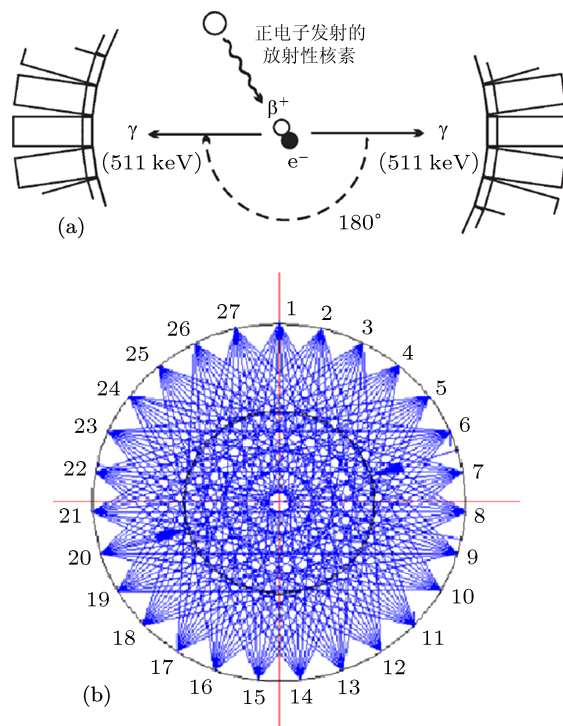


图 2 (a) PET 投影线示意图 [5]; (b) 投影线网络示意图

PET 的投影线需要进行编码, 给每条投影线唯一的编号. 这样, PET 系统探测到的每个符合事件输出的数据都是一个编码, 每个编码表示在这条投影线上发生了一次正电子湮灭事件. 从 PET 设备采集到的原始数据是由不同投影线的编码组成的二进制文件. 这样的原始数据不能直接重建成图像, 需要根据每条投影线的角度和位置处理成为可以直接用于图像重建的正弦图形式的的数据. 这一步两个选择: 第一, 进行平行束数据分离, 然后进行平行束重建; 第二, 进行扇形束数据分离, 然后进行扇形束重建.

3 PET 数据分离过程中的插值

3.1 PET 数据分离过程中的需要插值的原因

如果一台 PET 系统的横断面由 N 个探测晶体组成, 就会有 N 个不同角度的投影线集合. 对原始

数据根据角度进行平行束分离可以得到 N 个角度投影. 由于采集得到的数据是投影线编码, 需要数据处理变成投影的正弦图数据, 才可进行重建处理. 平行束的数据分离就是把所有的投影线放在一起进行分组, 把互相平行的投影线分在一组, 这样就把投影线转变为平行光束的投影数据. 因为组成探测器环的晶体尺寸相同, 投影线越靠近探测视野的边缘, 晶体的倾斜角度就越大. 这样导致的后果是紧邻投影线之间的距离随着投影线离视野中心的距离变大而变小. 相同角度的投影线是一组不等间距的投影线组成的, 如图 3. 为了适用于反投影图像重建, 这样一组投影线需要进行插值变成一组等间距的投影线. 但是对 PET 原始数据进行这样的插值操作会极大影响重建图像精度, 降低 PET 设备的空间分辨率.

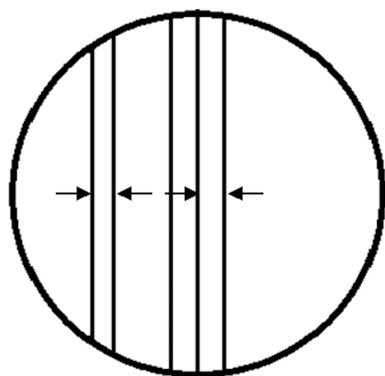


图 3 PET 中心投影线间距大于边缘投影线间距示意图

由于 PET 的数据插值一般只取决于插值点两侧的两条投影线的计数, 所以现今基本上所有的 PET 设备都采用权重插值法. 如图 4 所示, x 点是一条投影线, x_0 是投影线左侧的插值点, x_1 是投影线右侧的插值点, 纵坐标表示它们的计数. 对插值点 x_1 和 x_0 的插值, 是利用公式

$$y_0 = y_0 + \frac{x - x_0}{x_1 - x_0} \times y, \quad (1a)$$

$$y_1 = y_1 + \frac{x_1 - x}{x_1 - x_0} \times y, \quad (1b)$$

把投影线 x 的计数按照投影线 x 到最近的插值点的距离和最近两个插值点之间的距离的百分比相加到最近的两个插值点上. 这种插值算法的缺点是位于模型边缘的投影线会由一条拓展为两条, 这样就会使边缘信息的变得模糊.

通过实际应用中模拟数据使用加权插值结果的分析, 微小点源通过投影和数据分离后的正弦

图呈现异常状态, 如图 5. 图 5 是一个边长是 10 mm 的正变形的 PET 平行束的正弦图, 位于视野中心的正方形在正弦图中显示为不连续的带状投影. 通过对 PET 设备结构的分析, 这种不连续的正弦图是由投影线分布造成的.

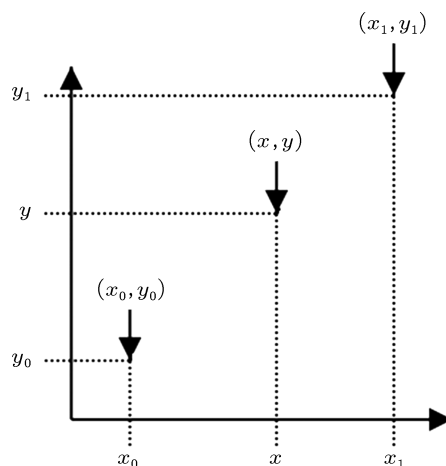


图 4 PET 数据插值算法示意图



图 5 边长 10 mm 正方形 PET 平行束正弦图

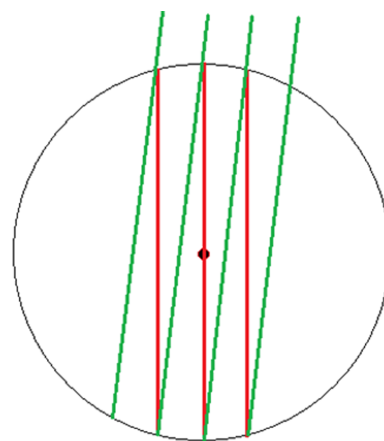


图 6 平行束的数据分离示意图

如果第一个角度投影 (红色投影线) 可以探测到位于中心的点源, 第二个角度投影 (绿色的投影线) 就不能探测到中心的点源, 如图 6 所示. 在仿真的 PET 设备中, 有 $N/2$ 个角度的投影是探测不

到中心点源的, 在正弦图上中心点源就变成了一条 $N/2$ 个点组成的不连续直线. 但是在实际情况中, 一条投影线代表两个进行电子符合晶体之间的一块长方形区域. 实际应用中图 6 中的绿色投影线不是都探测不到中心点源, 有可能都能够探测到中心点源. 在绿色投影线的角度, 放射源的投影扩展为实际尺寸的两倍, 在图像重建的过程中会明显增大点源在重建后图像中的面积. 上述的两种情况都会降低 PET 图像重建的准确性.

平行束重建对原始数据的处理会影响超高分辨率的 PET 空间分辨率性能. 由图 6 得知, 晶体尺寸越大, 数据插值的影响就越大, PET 平行束重建损失的原始数据就越多.

3.2 不需要数据插值的扇形束重建

在 X 光 CT 领域里平行束重建远不如扇形束重建常见, X 光的光源就是扇形束的焦点, 在图 7 中把扇形束的几何结构与平行光束的几何结构做了一下比较 [6].

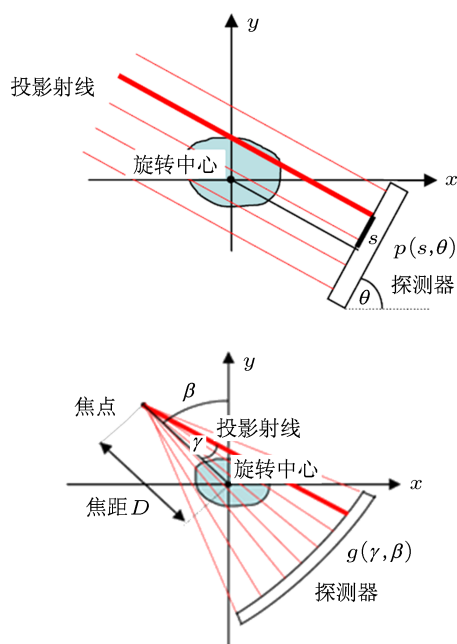


图 7 平行光束与扇形束成像的几何结构比较 [6]

PET 系统是由闪烁晶体和光电倍增管组成的探测器圆环, 投影线是探测器环上不同晶体之间的连线. 我们可以把 PET 系统想象成一个扇形束 CT 系统, PET 的探测器中心是 CT 的旋转中心, 如图 8. 一个探测器是 X 射线源, 这个探测器对面的探测器是 CT 的弧形探测器. 一个探测器对应一组, 顺序更

换这个探测器, 模拟 X-CT 围绕中心旋转采集投影数据, 这样就可以把 PET 设备理解成为一个扇形束 CT 设备.

PET 扇形束重建相比于传统的平行束重建的优势是在数据分离的操作仅需要对原始投影数据进行分组操作, 不会改写任何原始数据. 减少对原始数据的操作可以最大限度保留投影的细节数据, 极大提高图像重建后的准确度.

图 9 中的 PET 扇形束正弦图比图 4 中平行束正弦图平滑清晰, 没有数据不完整的现象.

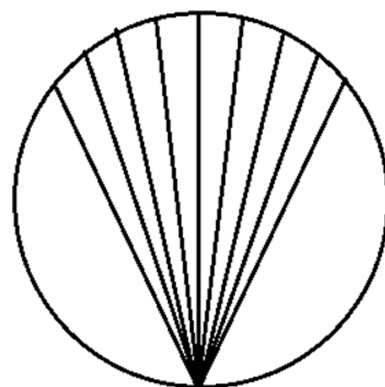


图 8 PET 扇形束示意图



图 9 边长 10 mm 正方形 PET 平行束正弦图

3.3 仿真的 PET 系统

现在最好的仿真方法是蒙特卡罗方法, 也称为随机模拟方法或随机抽样技术方法, 包含了采样理论和数值分析的思想 [7]. 由于本文研究重点在于数据插值对图像重建的影响, 使用不受噪声影响的 PET 断层数据, 所以没有采用蒙特卡罗方法仿真, 而是通过独立编写 matlab 程序对现有小动物 PET 原型机进行模拟仿真. 这样仿真 PET 可以消除散射符合、随机符合和探测器性能对图像重建结果的影响. 仿真一台 PET 设备, 首先需要确定 PET 的具体硬件参数, 然后模拟 PET 对射线源模型的 2D 采集过程, 得到原始数据. 由于小动物 PET 比人体 PET 需要更高的空间分辨率, 扇形束重建的优势在

小动物 PET 上可以更好地体现. 我们仿真一台小动物 PET 规格的一个探测器环, 如图 10 所示. 具体硬件参数参考北京大学的四模态小动物分子成像设备的 PET 原型机得出. 采用 2 mm 的闪烁晶体与光电倍增管 (PMT) 耦合组成单个探测器, 一共 162 个闪烁晶体组成直径为 114 mm 的探测器环. 在这台 PET 设备上, 探测器环周长 358.1416 mm, 一个闪烁晶体和闪烁晶体之间的间隔一共 2.21 mm. 一个晶体与它对面的 60 个晶体进行正电子湮灭事件的符合编码. 一个扇形束投影由 60 个等角度差为 1.1111° 的投影线组成, 一共 162 个角度差为 2.22° 的投影, 探测视野直径 60 mm, 空间分辨率 2 mm. 实验中, 我们模拟对不同直径的圆形、环形和正方形虚拟模型进行 PET 数据采集, 得到具体的原始数据 [8].

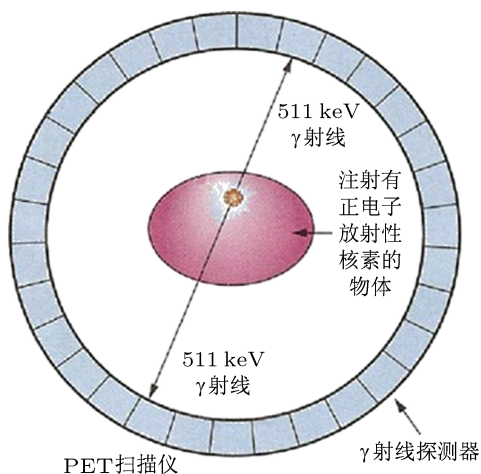


图 10 PET 探测器环示意图 [9]

4 实验结果

本文中模拟实验所使用的虚拟模型都是模拟

的装有 F-18 FDG 水溶液的容器, F-18 在容器内均匀分布. 按照专用于小动物 PET 设备性能测试的美国电气制造商协会 (NEMA) NU4-2008 标准, PET 的空间分辨率是测量微小放射源的峰的半高宽 (FWHM) [8]. 本文模拟了 1, 3 和 5 mm 大小的点源模型, 测量它们的 FWHM 可以验证数据插值对 PET 分辨率的影响. 本文还模拟了正方形模型和三角形模型用来研究数据插值对角型模型图像重建的影响.

4.1 点源模型

图 11 为半径 1 mm 点源平行束重建和扇形束重建的效果对比图. 在平行束重建图中点源显示为一个近似于方形的轮廓, 这就是位于中心点源会丢失一半左右数据造成的. 通过半径 1, 3 和 5 mm 的中心点源重建效果对比, 插值造成平行束重建图像边界模糊、轮廓不清晰并且都带有光晕状伪影. 没有经过插值的扇形束重建图像清晰、轮廓清晰并且对伪影的抑制效果更好 (图 12, 13).

在图 14 和图 15 分别是 3 mm 平行束重建图像和扇形束重建图像的剖面图, 在这两幅图中集中画出了 256 个剖面图. 由于模型是位于中心的放射核素均匀分布圆形模型, 所以图像中间的隆起是由模型形成的. 图像中除了隆起外的灰度值较低的地方都是由重建图像的噪声形成的. 对比平行束重建图像剖面图和扇形重建图像剖面图, 可以很明显地发现扇形束重建图像的像素值峰是平的, 很准确地重建了模型的物理特性. 同时, 扇形束重建图像在噪声抑制方面明显好于平行束. 测量两幅图像的 128 个剖面图, 扇形束图像的峰半高宽是 26 个像素, 平行束图像的峰半高宽是 34 个像素.

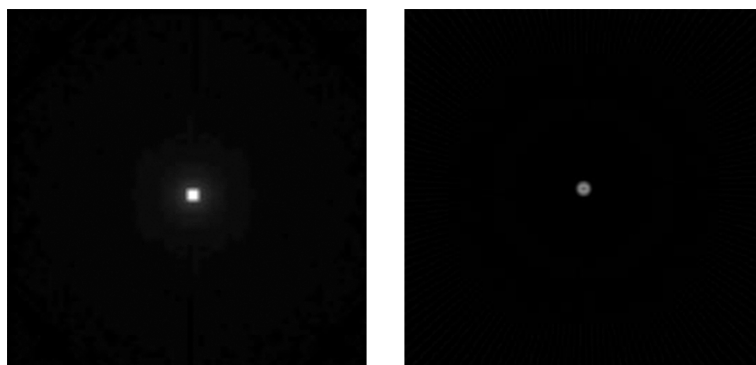


图 11 半径为 1 mm 的点源 PET 平行束重建和扇形束重建

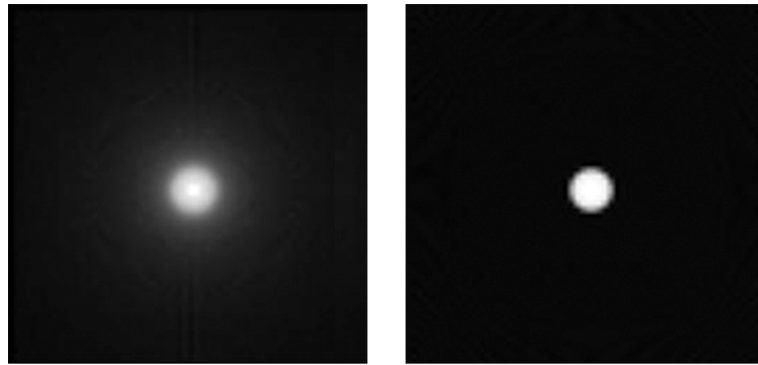


图 12 半径为 3 mm 的点源 PET 平行束重建和扇形束重建

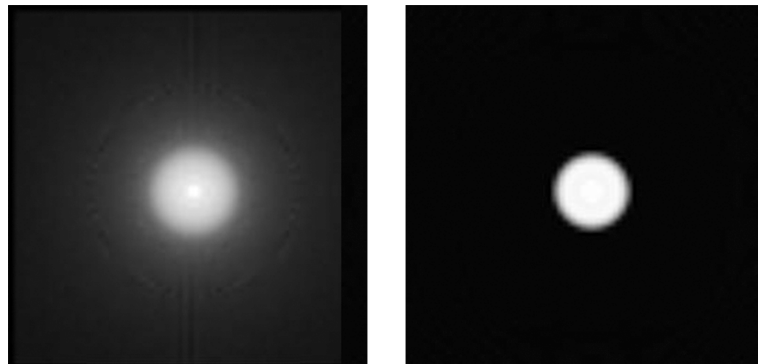


图 13 半径为 7 mm 的点源 PET 平行束重建和扇形束重建

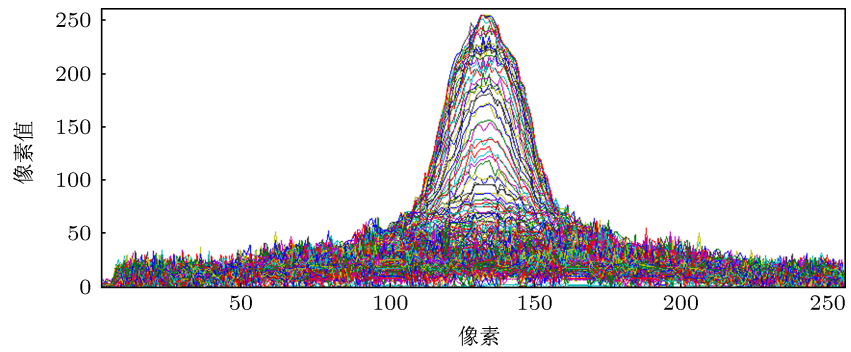


图 14 半径为 3 mm 的点源 PET 平行束重建图像剖面图

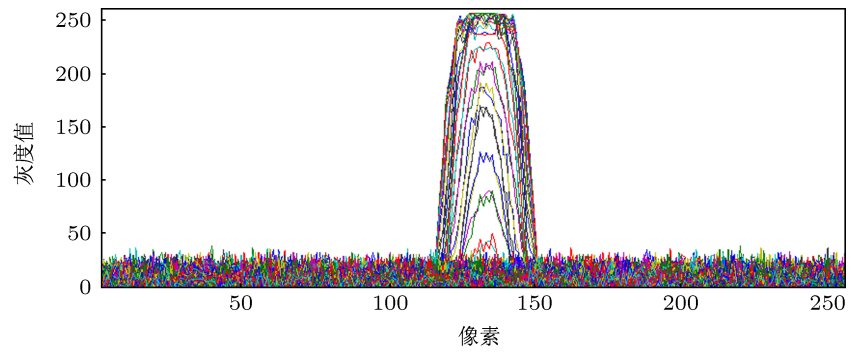


图 15 半径为 3 mm 的点源 PET 扇形束重建图像剖面图

4.2 环形模型和方形模型

如图 16—18 所示, 正方形、环形和三角形比不同大小的圆形形状更复杂, 有更多角度等细节需要重建. 通过图 16 和图 18 的重建图像效果的对比, 扇形束重建图像角度信息和边缘信息都要明显好于平行束重建. 实验对比表明, 没有经过插值的扇形束重建比经过插值过程的平行束都能更好地重现模型轮廓、细节信息和抑制重建带来的伪影.

5 结论

随着断层重建技术和计算机技术的迅速发展, 断层重建的平行束和扇形束重建技术都已经发展得非常成熟. 本文采用的 FBP 算法属于解析算法, 是非常成熟的核医学图像重建方法, 所需要的计算量及存储空间都很小, 重建速度快, 易于用硬件实现. 需要说明的是, 由于 CT 分辨率高, 在 CT 中扇形束重建在重建效果方面和平行束重建没有区别.

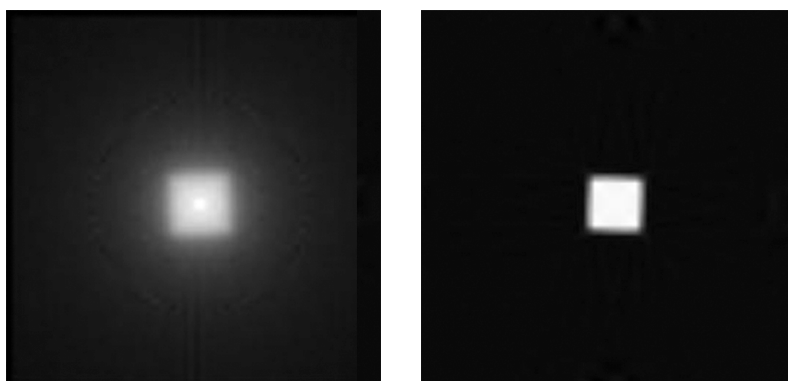


图 16 正方形平行束重建和扇形束重建

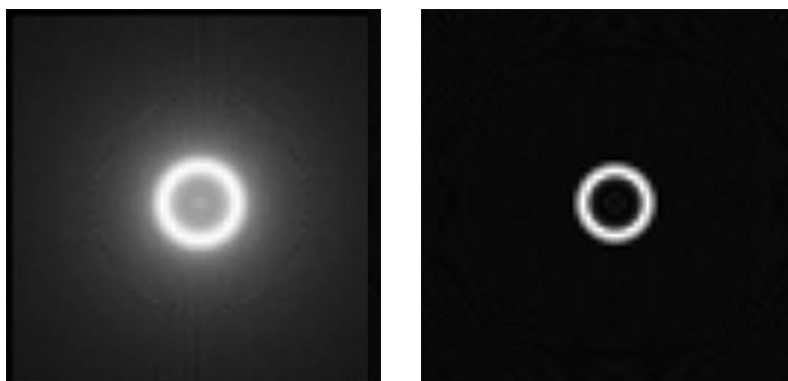


图 17 环形的平行束重建和扇形束重建

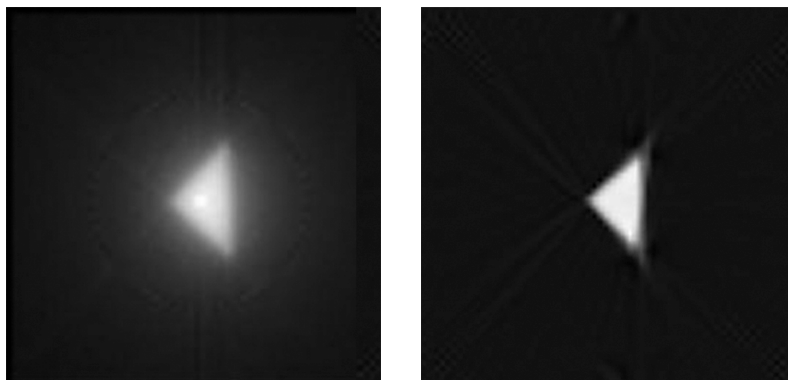


图 18 三角形的平行束重建和扇形束重建

本文仿真了 PET 设备完整的运作流程, 用来得到 PET 设备采集到的原始数据. 利用这台虚拟设备对不同形状虚拟模型进行探测, 然后使用相同的巴特沃斯滤波器使用扇形束和平行束的两种方法研究了数据插值对 PET 重建的影响. 目前由于平行束重建的简单易行, PET 图像重建普遍使用平行束重建方法. 本文在 PET 设备中采用不适用插值的扇形束编码和扇形束重建来代替传统的 PET 平行束重建, 期望可以证明 PET 数据插值会降低图像重建效果. 通过对比不同大小圆形、正方形和环形的重建效果, 可以很明显地看出 PET 平行束重建虽然也可以

很好地重建图像, 但是重建物体的边缘和直角等细节信息模糊. 与之相比, PET 扇形束重建物体边缘和直角清晰, 几乎看不到伪影, 重建图像得到明显改善, 整体图像质量明显优于后者. PET 扇形束重建不对原始数据进行插值操作, 完整地保留了原始数据. 通过在仿真 PET 设备上的实验对比, 不同形状模型, PET 扇形束重建效果都明显优于平行束重建. 综上所述, PET 重建过程中的插值会造成重建图像质量退化明显, 慎重选择插值方式对于 PET 的重建效果非常重要.

-
- [1] Liu L, Wang Y F 2006 *Stereology and Image Analysis* Ningbo, October 1, 2006 p147 (in Chinese) [刘力, 王燕芳 2006 中国体视学与图像分析 宁波, 2006 年 10 月 1 日, p147]
- [2] Tolmachev V, Stone-Elander S 2010 *Biochim. Biophys. Acta* **1800** 487
- [3] Reddy S, Robinson M K 2010 *Semin. Nucl. Med.* **40** 182
- [4] Ollinger J M, Fessler J A 1997 *IEEE Signal Process. Mag.* **14** 43
- [5] Verel I, Visser G W, van Dongen G A 2005 *J. Nucl. Med.* **46** (Suppl. 1) 164S
- [6] Zeng G S 2009 *Introduction to Getting Started with Medical Image Reconstruction* (Beijing: Higher Education Press) p53 (in Chinese) [曾更生 2009 医学图像重建入门 (北京: 高等教育出版社) 第 53 页]
- [7] Gao F, Ryoko Y, Mitsuo W, Liu H F 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 3584 (in Chinese) [高飞, 山田亮子, 渡边光男, 刘华锋 2009 物理学报 **58** 3584]
- [8] Goertzen A L, Bao Q, Bergeron M, Blankemeyer E, Blinder S, Cañadas M, Chatziioannou A F, Dinelle K, Elhami E, Jans H S, Lage E, Lecomte R, Sossi V, Surti S, Tai Y C, Vaquero J J, Vicente E, Williams D A, Laforest R 2012 *J. Nucl. Med.* **53** 1300
- [9] Cherry S R, Gambhir S S 2001 *ILAR Journal* **42** 219

Influence of data interpolation on positron emission tomography image tomography reconstruction*

Yang Kun Liu Xin-Xin Li Xiao-Wei[†]

(School of Physics, Hebei University, Baoding 071000, China)

(Received 30 January 2013; revised manuscript received 9 April 2013)

Abstract

Positron emission tomography (PET) is the most state-of-the-art clinical examination method in the field of nuclear medicine imaging technology. The PET is one of the best tools for tumor diagnosis and guidance in the clinical treatment. The source data that are obtained by PET, need to be processed into a sinogram form data which can be used for image reconstruction. Parallel beam tomographic reconstruction and fan-beam tomographic reconstruction are two methods of imager tomographic reconstruction, respectively, corresponding to parallel beam data processing and fan beam data processing. The processing of the original data is inevitable to destruct the integrity of original data. Nowadays, the PET is a commonly used method of parallel beam image reconstruction. Parallel beam data processing will change original data by data interpolation operation, and the fan beam data processing avoids data interpolation operation. In this paper, we study the influence of data interpolation on PET image reconstruction by comparing the results obtained by the parallel-beam image reconstruction with those obtained by fan-beam image reconstruction.

Keywords: positron emission tomography, interpolation, image reconstruction, original data

PACS: 78.70.Bj, 87.57.uk

DOI: 10.7498/aps.62.147802

* Project supported by the National Basic Research Program of China (Grant No. 2011CB707500) and the National Key Scientific Instrument and Equipment Development Projects, China (Grant No. 2011YQ030114).

[†] Corresponding author. E-mail: lxxbtn86@163.com