

锥束 X 射线 CT 投影的蒙特卡罗仿真

闫浩, 牟轩沁, 罗涛, 汤少杰

(西安交通大学图像处理与模式识别研究所, 710049, 西安)

摘要: 提出了一种锥束 X 射线 CT(计算机断层扫描)投影的蒙特卡罗计算方法,对 X 光子逐次抽样并以随机步长跟踪,将探测器区域内的沉积能量转化为投影信号,使用蒙特卡罗计算工具 EGSnrc 执行后台批处理计算,得到符合成像物理学的仿真投影.经过合理加速和参数优化,计算量较通用默认设置降低了 2 个数量级.对生成的锥束投影进行重建,结果显示出预期的射束硬化和散射伪影.该方法易于进行二次开发,贴近真实设备,是锥束 X 射线 CT 原型机散射校正的基础.将仿真投影与真实的物理设备测量数据进行比较,平均误差为 1.18%.

关键词: 蒙特卡罗仿真;锥束投影;计算机断层扫描

中图分类号: TP391.4;R811.1 **文献标识码:** A **文章编号:** 0253-987X(2008)04-0414-04

Monte Carlo Simulation of Cone-Beam X-Ray Computer Tomography Projection

YAN Hao, MOU Xuanqin, LUO Tao, TANG Shaojie

(Institute of Image Processing and Pattern Recognition, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: A Monte Carlo simulation method of cone-beam X-ray computer tomography(X-CT) projection is presented. X-ray photons are sampled in series and traced with random discrete steps. Projection signals are obtained from deposited energy in the detector zone. Simulations in accordance with imaging physics are generated by adopting the Monte Carlo toolkit EGSnrc, which is batch-programmed for background calculation. In contrast with the commonly used default settings, acceleration investigation and parameters optimization lead to a decreasing in simulation time around 100 times. As expected, beam-hardening and scattering artifacts are revealed in the images reconstructed from the simulated projection. The method is convenient for further developing and can be the basis of researches in the scatter correction upon cone-beam X-CT prototype. Compared with the data measured from real machines, this method is validated with 1.18% error.

Keywords: Monte Carlo simulation; cone-beam projection; computer tomography

在锥束 X 射线 CT 研究中,开发符合物理实际的投影仿真系统非常必要.在投影计算方法中,解析投影计算^[1-2]将 X 射线等同于数学意义上的直线,无法反映 X 光子物理层面上的粒子波动性,而蒙特卡罗(MC)投影计算以大数定律为基础,可以有效弥补解析投影计算的不足^[3].本文构建了锥束 X 射线 CT 的系统框架,使用 Matlab 生成各视角输入文

件,DOS 后台调用蒙特卡罗计算工具 EGSnrc 完成投影计算.与同行的工作相比,本文的研究扩大了系统的通用性^[4],同时也解决了软件版权限制^[5]的问题,是开发锥束原型机和散射校正算法的基础.

1 蒙特卡罗方法和 EGSnrc 工具包

蒙特卡罗方法又称随机抽样技巧或统计实验方

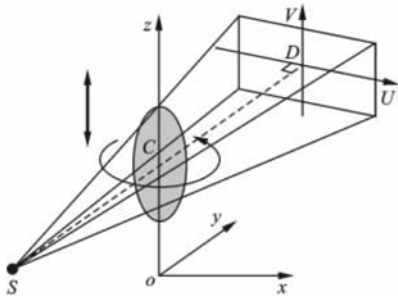
法,以概率统计理论为基础,能够逼真地描述事物的特点及物理实验过程,可以部分代替物理实验^[6].在医学物理方面,主要应用于剂量计算和辐射防护模拟.

EGSnrc 是用于模拟光子和电子在物质中的传输行为的蒙特卡罗计算工具包^[7],EGSnrc 模拟的能量范围从 1 keV 到几百 GeV,其模拟能力已为众多不同研究领域的人员接受和证实^[8].EGSnrc 具有多平台移植、源代码开放以及免费的优点,本文使用了 EGSnrc 的 C++ 界面 Egs++.

2 锥束 X 射线 CT 投影系统的构建

2.1 锥束 X 射线 CT 投影系统的结构和参数

锥束 X 射线投影系统采用源点和平板探测器固定,模体运动的模式,通过坐标系变换,等同于商用 CT 机球管旋转的扫描效果,如图 1 所示.物体在 XOY 平面内的转动和 Z 轴方向的平动等效为 X 射线源点轨迹,可以是圆、螺旋线、标准马鞍线或其他解析曲线描述的运动模式.



UDV 为平板探测器所在平面的二维局部坐标平面;D 为探测器所在平面原点;S 为 X 光源发点;C 为物体中心

图 1 锥束 X 射线 CT 投影系统结构

投影系统的组成和参数如下:探测器屏幕的物质成分为 CsI、Gd₂O₂S 等闪烁物或气体探测器;光谱为单能谱(X 射线源能量为 10~150 keV)或者多能谱(X 射线源管电压为 70,80,⋯,140 kV^[9]);系统光子数为 10⁸~10¹⁰,由探测单元数调整;其他参数默认设置见表 1,均具有一定的可选范围.

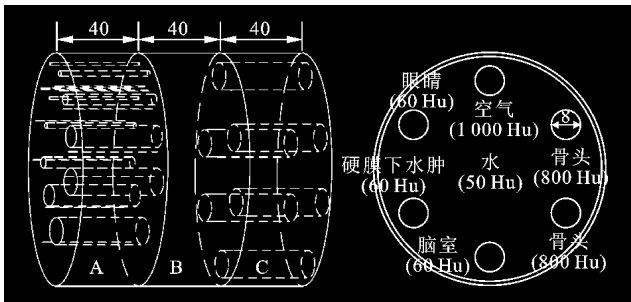
2.2 模体的构造

Egs++ 界面版本将基本几何构造从层扩展到圆柱、立方体、球体、椎等,新版本 V4-r2.2.5 增加了椭圆柱.针对实际原型机上使用的 Phan500 模体,设计的数字 Phan500 模体如图 2 所示.模体分 A、B、C 3 个部分,分别用于考查空间分辨率、信噪

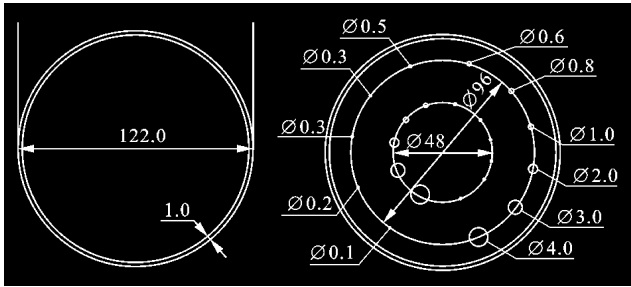
表 1 锥束 X 射线 CT 成像系统结构参数

X 焦点近焦/远焦尺寸/mm	0.6/1.2
X 源点轨迹抽样率	360
源到中心距离/mm	500
中心到探测器距离/mm	500
探测器行/列数	850/80
探测器行/列单元尺寸/mm	0.6/1

比和一致性、密度分辨率.组织成分确定参照文献[10]的方法,结合 EGSnrc 中物质断面成分软件 PEGS Data 生成所需的 pegas 输入文件.在密度分辨率的模体中,本底物质的 CT 值为 50 Hu,CT 值为 45 Hu、55 Hu 和 60 Hu 的软组织圆柱体对应生物体中的脑质、硬膜外血肿和眼球组织,用来评价算法的抗噪性.设计骨物质圆柱是为观察因射束硬化和散射造成的杯形和条纹伪影,以便进一步评价散射校正算法.



(a) 立体空间示意图 (b) 密度分辨率模体截面



(c) 一致性模体截面 (d) 空间分辨率模体截面

图 2 数字 Phan500 模体(长度单位:mm)

2.3 EGSnrc 模拟计算中的加速策略

蒙特卡罗计算时间与光子总数、模体复杂度、不确定性(精度要求)等多种因素相关.在锥束 X 射线 CT 投影的蒙特卡罗计算中,信噪比要求较高,而且需要多个视角的投影,如果使用常规设置进行计算,需要大量时间,本节将研究计算中的加速策略.

(1)通过光子截止能 p_{cut} 和电子截止能 e_{cut} 等光电运输参数的设置,关闭当前光谱能量下对计算结

果没有影响的物理过程。

根据成像物理学理论,医用 X 射线在生物组织中主要发生光电吸收和康普顿散射,两个物理过程都产生能量较低的荧光 X 射线和具有动能的电子。其中具有动能的电子转化为生物热能,仅对生物分子具有破坏作用,却不影响光子在探测器上的响应。在投影计算中,理论上可以使 e_{cut} 等于 e_{rest} 加光谱的最高能量,关闭电子二次运输的所有模拟,将携能电子沉积在当前位置,节省计算时间。

使用 Machlett 固定阳极球管,管电压为 120 kV。考察模拟时间和均方误差两项指标,先打开所有相关物理过程的开关, p_{cut} 设为最小值,单独改变 e_{cut} ,实验结果如图 3a 所示。确定 e_{cut} 后,进一步改变 p_{cut} 值,实验结果如图 3b 所示。实验结果说明 e_{cut} 设置弹性较大,对模拟速度起关键作用。

以模拟结果具有相同确定性为前提,记 s_{max} 为光谱最高能量, p_{gate} 和 e_{gate} 分别是 p_{cut} 和 e_{cut} 合理值的上限。加速需满足如下关系

$$e_{\text{cut}} + p_{\text{gate}} - s_{\text{max}} < e_{\text{rest}} \quad (1)$$

$$p_{\text{cut}} + e_{\text{gate}} - s_{\text{max}} < e_{\text{rest}} \quad (2)$$

$$e_{\text{cut}} \leq e_{\text{gate}} \quad (3)$$

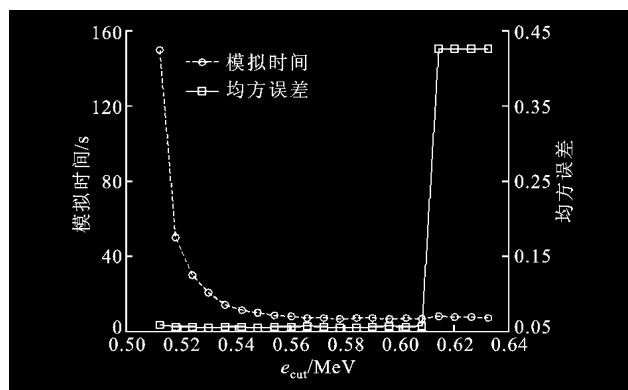
$$p_{\text{cut}} \leq p_{\text{gate}} \quad (4)$$

下面以图 3 为例,说明在实际模拟计算中,如何选取满足上述条件的 e_{cut} 和 p_{cut} 。由实验得到 $e_{\text{gate}} = 0.609 \text{ MeV}$, $p_{\text{gate}} = 0.025 \text{ MeV}$ 。在模拟时,由于 p_{cut} 对模拟速度影响不大,可选择 $p_{\text{cut}} = 0.001 \text{ MeV}$, e_{cut} 设置的自由度较大(例如在图 3a 的情况下,其取值范围从 0.570 MeV 到 0.609 MeV,都可以获得理想的加速效果),因此可取比实际值大的 p_{gate} ,如 0.030 MeV,代入关系式(1),求出合适的 e_{cut} 值。

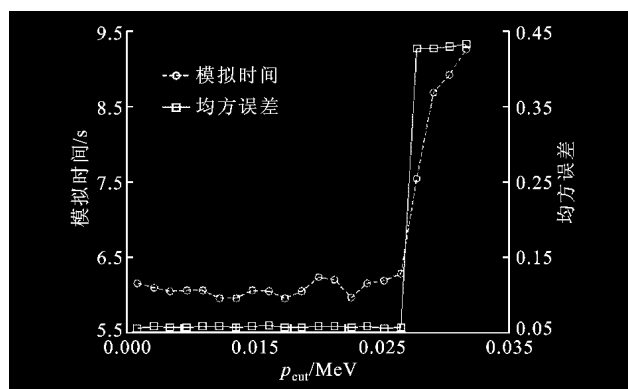
(2)采用不同技巧搭建扫描框架。EGSnrc 在物理结构的搭建方面有较强的灵活性,即可以采用不同结构关系实现同样的物理结构。例如,采用 Envelope(包含关系)或者 Stack(级联关系)实现同样的探测器、模体和周围的空气,两者最终计算的速率差别高达 35%。

(3)降低感兴趣部分以外模体的复杂度。在散射估计中,合并感兴趣探测器单元之外的探测器单元,等同于降低模体复杂度,可以降低模拟时间。

为了验证本文加速策略的有效性,在 CPU 主频 2.8 GHz、内存 1 GB 的微机上进行了模拟时间测试。锥束 CT 每个角度光子数为 10^{10} ,对 3 个模体投影平均耗时 0.6 h,相比默认设置,耗时降低了 2 个数量级,相比国际上的同类工作^[5],耗时与其相近



(a) $p_{\text{cut}} = 0.001 \text{ MeV}$ 时 e_{cut} 的取值变化



(b) $e_{\text{cut}} = 0.609 \text{ MeV}$ 时 p_{cut} 的取值变化

图 3 加速寻优实验中参数选取与模拟速度和精度的关系

甚至更少。

2.4 虚拟投影系统的实效性验证

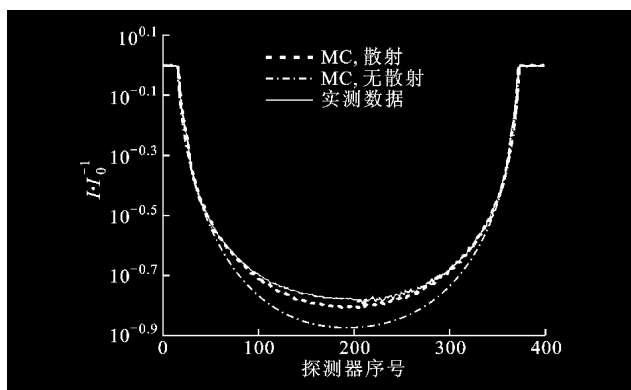
使用文献[4-5]中锥束微 CT(SkyScan 1076)的实际数据验证本系统与真实设备的一致性,采用 Hamamatsu 微焦点球管,管电压为 100 kV,固有滤过为 0.1 mm 的 Be 窗,附加滤过为 0.5 mm 铝,光谱来自文献[4]。平板探测器为 400 行 100 列,探测器单元为 $0.25 \text{ mm} \times 0.25 \text{ mm}$,使用 P43 闪烁物 ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$)。源到中心距离 121 mm,中心到探测器距离 51 mm。

实验采用外壳厚度为 1 mm 聚苯乙烯、内核直径为 60 mm 的水模,结果见图 4。图 4 中,横坐标为平板探测器第 200 行探测单元序号,纵坐标为对应探测信号 I 相对最大信号 I_0 的归一化值,并取对数坐标。

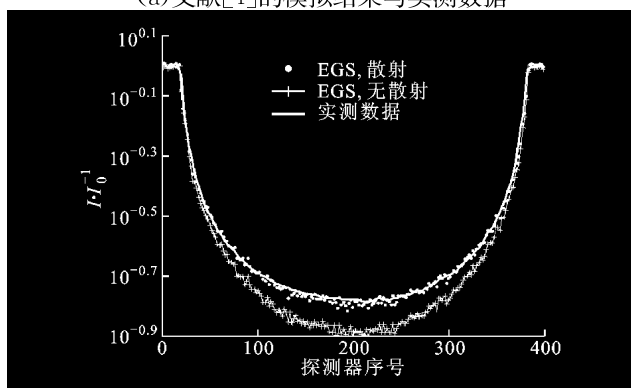
由图 4 可以看出,本文的投影计算与实测数据更接近,本文方法误差曲线的平均值为 1.18%。

2.5 投影模拟及重建

使用 Machlett 固定阳极球管,管电压为 120 kV,固有滤过为等效 2.5 mm 铝, CsI 探测屏,其他参数如表 1 所示。对扇形扫描结构,使用平板探测器的中心两行作为线探测器。模体重建结果见图 5。



(a) 文献[4]的模拟结果与实测数据



(b) 用本文虚拟 CT 模拟结果与实测数据

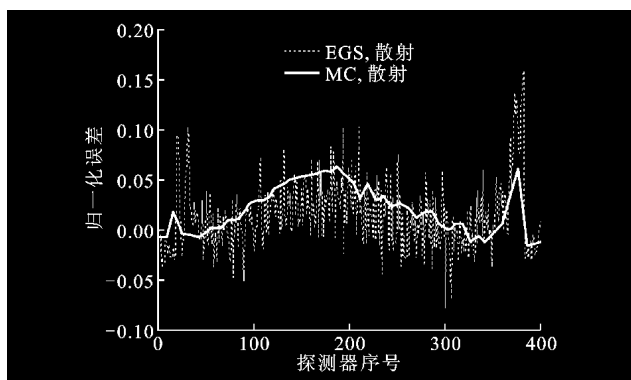
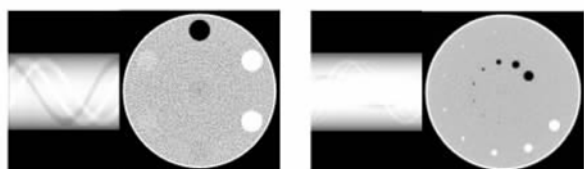
(c) 文献[4]与本文方法的归一化误差比较
图4 与实际数据和文献[3]模拟结果的对比(a) 低密度模体 [0, 120]Hu
(b) 空间分辨率模体 [-1 000, 800]Hu

图5 扇束扫描投影及重建

2.6 射束硬化伪影

对模体纵轴中心切片分别在多能谱(X 射线源管电压为 120 kV)和其等效单能谱(X 射线源能量为 66 keV)下重建,使用配置为与 2.5 节相同的扇

束扫描,单能谱重建一致性良好,见图 6a,多能谱重建结果见图 6b,一致性模体显示出中心暗边缘亮的杯形伪影,经计算,杯形伪影的幅度为 48 Hu,密度分辨率模体中两个高密度骨质圆柱间出现明显的条纹伪影.在扇束小锥角扫描中,散射成分较小,因此图 6b 中的现象主要是多能谱射束硬化伪影.

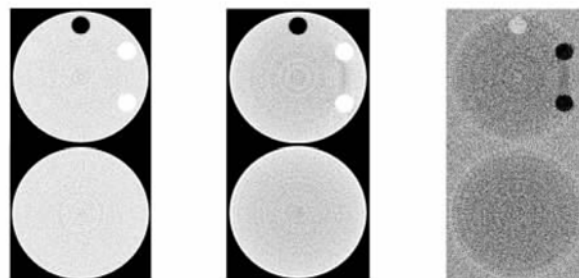
(a) 单能谱 [-195, 345]Hu
(b) 多能谱 [-195, 345]Hu
(c) 差图像 [-25, 25]Hu

图6 单能谱和多能谱扇束重建及两者之差图像

2.7 散射伪影

使用 X 射线源能量为 66 keV 的单能谱和表 1 参数,分别对模体纵轴中心切片进行扇束和锥束重建,重建结果如图 7 所示.扇束重建模体显示出良好的一致性(图 7a),锥束重建的一致性模体显示出类似射束硬化现象的杯形伪影(图 7b),其幅度计算值为 91 Hu 左右,同时散射使得整体重建值降低,低分辨率模体两个高密度区域的条纹伪影相比于射束硬化现象不明显.由于使用单能谱,射束硬化现象被隔离,因此图 7 中显示的伪影是散射造成的.

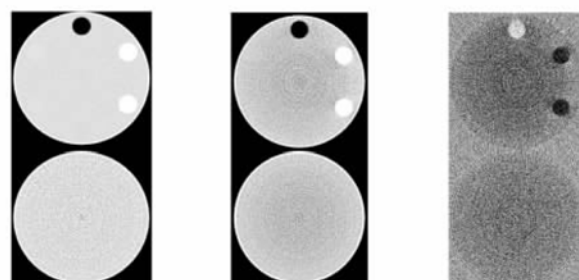
(a) 扇束重建 [-195, 345]Hu
(b) 锥束重建 [-195, 345]Hu
(c) 差图像 [-50, 50]Hu

图7 单能谱扇束和锥束重建及两者之差图像

3 结束语

本文投影系统的光谱和模体设计主要针对医用领域,也可扩展应用于工业 X 射线 CT 投影的模拟.本文下一步的工作包括系统的界面优化、进一步加速模拟过程以及加入更具复杂度的模体等.

参考文献:

- [1] 汤少杰,牟轩沁,闫浩. 基于医学 X 射线成像物理模型的模体投影仿真计算[J]. 西安交通大学学报, 2006, 40(8): 901-905.
TANG Shaojie, MOU Xuanqin, YAN Hao, Simulation calculation of phantom projections based on physics model of medical X-ray imaging [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2006, 40(8): 901-905.
- [2] TANG Shaojie, YU Hengyong, YAN Hao, et al. X-ray projection simulation based on physical imaging model [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2006, 14(3): 177-189.
- [3] BOONE J M, COOPER V N. Scatter/primary in mammography: Monte Carlo validation [J]. Med Phys, 2000, 27(8):1818-1831.
- [4] COLIJN A P, ZBIJEWSKI W, SASOV A, et al. Experimental validation of a rapid Monte Carlo based micro-CT simulator [J]. Phys Med Biol, 2004, 49(18): 4321-4333.
- [5] MOHAMMAD R A, ZAIDI H. Development and validation of MCNP4C-based Monte Carlo simulator for fan-and cone-beam X-ray CT [J]. Phys Med Biol, 2005, 50(20): 4863-4885.
- [6] 许淑燕,蒙特卡罗方法在实验核物理中的应用 [M]. 北京:原子能出版社,1996.
- [7] KAWRAKOW I, ROGERS D W O, The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport, NRCC report PIRS-701 [EB/OL]. [2007-02-13]. <http://www.irs.inms.nrc.ca/EGSnrc/pirs701/index.html>.
- [8] KAWRAKOW I. Bibliography of EGS related papers [EB/OL]. [2005-01-12]. <http://www.irs.inms.nrc.ca/papers/egs/biblio/nodel.html>.
- [9] FEWELL T R, SHUPING R E, HAWKINS K R, et al. Handbook of computed tomography X-ray spectra [M]. Washington D. C.: HHS Publication, 1981.
- [10] SCHNEIDER W, BORTFELD T, SCHLEGEL W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions [J]. Phys Med Biol, 2000, 45(2): 459-478.

(编辑 刘杨)