

多能光子计数X-CT能量加权图像重建方法

余子丽,周正东,张雯雯,陈元华

南京航空航天大学核科学与工程系,江苏 南京 210016

【摘要】目的:研究多能光子计数X-CT能量加权图像重建方法及其重建性能。**方法:**运用Geant4软件模拟140 keV下X射线真空管,以及基于光子计数探测器的多能X线探测系统,对各能量段的滤波反投影图像进行能量加权重建。**结果:**获得了出射X射线连续能谱以及多能CT各能量段的光子计数,能量加权重建图像的噪声水平和对比噪声比分别为0.108和3.8415,与不分能量收集光子重建的图像相比,噪声水平减少了9.1%,对比噪声比增加了13.64%。**结论:**与不分能量收集光子重建的图像相比,能量加权重建获得的图像噪声更低、对比度更大。

【关键词】多能X-CT;光子计数探测器;能量加权;图像重建;Geant4

【中图分类号】R312

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)02-0141-05

Energy-weighted image reconstruction method of multi-energy photon counting X-CT

YU Zi-li, ZHOU Zheng-dong, ZHANG Wen-wen, CHEN Yuan-hua

Department of Nuclear Science and Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China

Abstract: Objective To study on the energy-weighted image reconstruction method and reconstruction performances of multi-energy photon counting X-CT. **Methods** Both the X-ray vacuum tube at 140 keV and multi-energy X-ray detection system with photon counting detector were simulated by using Geant4 software; the energy-weighted reconstruction was applied for filtered back-projection images of different energy bins. **Results** Both X-ray spectrum and photon counting of multi-energy CT of different energy bins were obtained. The noise and contrast-to-noise ratio of energy-weighted reconstructed image were 0.1080 and 3.8415 respectively. Compared with image reconstructed from energy-integral photon collection, the noise was reduced by 9.1% and the contrast-to-noise ratio was increased by 13.64%. **Conclusion** Compared with the image reconstructed from energy-integral photon collection, the energy-weighted reconstructed image has lower image noise and higher contrast.

Key words: multi-energy X-CT; photon counting detector; energy-weighted; image reconstruction; Geant4

前言

自2005年Shikhaliyev等^[1]报道光子计数CT的概念以来,多能光子计数CT的研究逐步得到关注,目前多能光子计数CT尚处在研究阶段,离临床应用还有一定的距离。多能光子计数CT系统具有能谱分辨能力,它利用光子计数探测器的能量选通阈值采集得到不同能量范围的X线光子,获得的各能量段光

子携带丰富的物质衰减信息^[2-4],比如,射线能量越低,更容易与物质发生光电效应被吸收,或发生康普顿散射产生偏转,而这些相互作用对不同成分的物质产生的效果不一样,所以能量低的区域携带着更丰富的物质对比信息。如果利用透射射线中带有的这些信息,对不同的能量段图像施加不同的权重获得重建图像,将有利于提高重建图像的对比度。Rousseau等^[5]采用这种方法使得重建图像的对比度有所提高。但是,低能量区域的图像重建也面临着另外一个问题,即在同等入射光子条件下,低能量区域比高能量区域透射的光子数少,重建图像存在的噪声较大。图像的好坏不仅与重建图像中组织间的对比差异成正比,还与噪声方差成反比。本文采用蒙特卡洛程序Geant4仿真工具包^[6-7]获得各能量段的

【收稿日期】2015-08-11

【基金项目】中央高校基本科研业务费专项资金(NP2015101);江苏高校优势学科建设工程资助项目

【作者简介】余子丽(1989-),女,硕士研究生,主要研究方向:医学物理。E-mail: 851860544@qq.com。

【通信作者】周正东(1969-),男,博士,副教授,硕士研究生导师。E-mail: zzd_msc@nuaa.edu.cn。

投影数据并分别进行滤波反投影(FBP)重建,通过提取各重建图像的噪声和对比信息,以归一化的对比噪声方差比(CNVR)^[8]为权重赋予各能量段图像获得最终的能量加权重建图像,实验结果表明采用能量加权重建的方法可有效改善图像的质量。

1 材料与方法

1.1 Geant4 程序

在 Win7 系统下运行 Geant4.10.0,模拟真空管出射 X 线能谱,并仿真该能谱透射模体后多能 X 线的探测。相关的 Geant4 模块包括物体几何、物质材料、相互作用粒子、相应物理过程及数据的输出等,采用的物理过程为 Livermore 模型^[9],该模型包含电子和光子的一些重要物理过程:电子相关的电离、散射、韧致辐射等,光子相关的光电效应、康普顿散射、瑞利散射等。考虑仿真效率和精度,设置电子及 X 线光子的射程截断为 500 nm 和 3000 nm^[10]。射程截断的值将在程序内根据不同的材料自动转换成相应的能量截断值。

1.2 X 射线真空管

X 线连续谱能量分布由韧致辐射及标识辐射产生的光子共同决定^[11]。本文采用蒙特卡洛 Geant4 软件包模拟真空管出射的能谱:真空管内设置厚为 1 cm 的钨靶阳极,靶面倾角 22°;电子由阴极向阳极靶发射,到达靶表面时能量为 140 keV;真空管侧面加 2 mm 厚的铝窗,出射光子穿越的区域为真空环境,光子透射过铝窗后被记录能量。模拟的 X 线能谱发射的几何示意图见图 1。

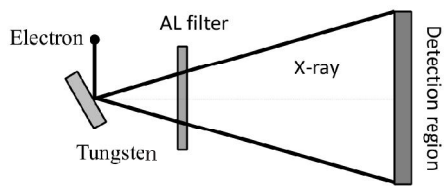


图1 模拟的X射线能谱几何示意图

Fig.1 Schematic of simulated X-ray spectrum

Note: AL: Aluminium

1.3 模体描述

模体由位置和半径不同的圆柱体构成,其截面如图2,最大的圆柱体半径 10 cm,其余 4 个小圆柱体半径 1.5 cm,每个圆柱体内含一种材料,其中 A 为软组织等效材料(元素组成为 $C_5H_8O_2$),B、C 材料中各元素质量分数分别为 14.8% C+11% H+74.2% O 和 22.5% Ca+

20.4% C+9.4% H+47.7% O,D 材料按质量浓度组成为 1.2% I+98.8% H_2O ,E 为空气,密度 1.205 mg/cm^3 。

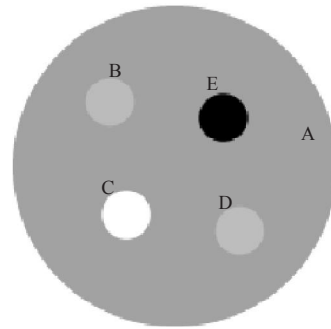


图2 5种不同材料组成的圆柱体模体截面图

Fig.2 Cross section of cylinder model composed of five kinds of materials

1.4 多能 X 线探测系统

运用 Geant4 软件模拟了一个基于光子计数探测器的多能 X 线探测系统,系统几何结构示意图见图 3。光子计数探测器设置成线型等距的几何,探测器材料由密度为 6.0 g/cm^3 的碲锌镉(CZT)组成,总长 380 mm,含 190 个探测小单元,每个小单元长 2 mm。采用扇形束扫描模体,发射的扇束来自上述连续 X 射线能谱,扇角为 20.2° 。扇束源、模体中心及探测器等中心在一条直线上,源到探测器的距离 1066 mm,源距模体中心 506 mm。

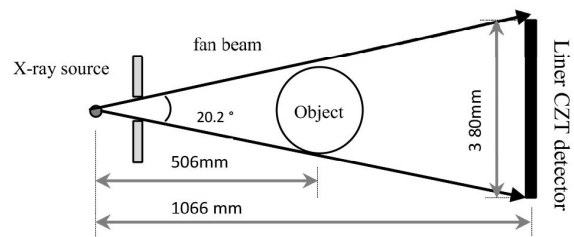


图3 模拟的多能X线探测几何示意图

Fig.3 Schematic diagram of simulated multi-energy X-ray detection

1.5 仿真投影的图像重建

当获得的投影数据较完备时,滤波反投影重建算法(FBP)能较好地重建图像。本文对各能量段投影进行 FBP 重建,并将各 FBP 重建图像加权求和获得最终的重建图像,该过程表达为:

$$x = \sum_k w_k x_k \quad (1)$$

上式中 x_k 为第 k 能量段 FBP 重建结果;由于图像的噪声越小、组织间对比差异越大表示图像的质量越好,

因此通过提取各能量段图像的噪声和对比信息,由归一化的图像对比噪声方差比(CNVR)来表示权重因子 w_k :

$$w_k = \frac{C_k / \sigma_k^2}{\sum_{k=1}^K C_k / \sigma_k^2} \quad (2)$$

其中 k 为总的能量段数, σ_k^2 是第 k 能量段噪声方差, $C_k = |x_{c,k} - x_{b,k}|$ 为第 k 能量段重建图像中两种材料平均衰减系数的绝对差异。

2 结果及讨论

2.1 X线连续能谱

设置入射电子数为 10^7 , 运行 Geant4 程序, 探测记录每个出射光子的全部沉积能量。图4为获得的光子计数随能量的分布谱。X射线能谱光子的平均能量 56.8 keV, 能量约 58.5 keV 和 61.5 keV 的位置出现两个明显的峰即为钨材料的标识X射线峰。

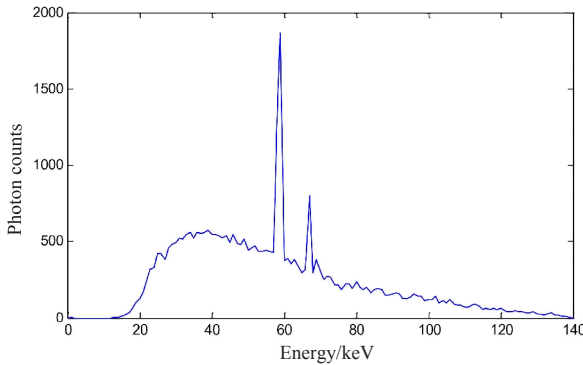


图4 140 keV 电子轰击钨靶出射的光子能谱

Fig.4 Photon spectra after 140 keV electron bombard tungsten

2.2 多能CT各能量段投影

为了获得多能量段投影,将射线源与探测器同时围绕模体中心旋转1周,每隔1°扫描1次,每次扫描发射的光子数 10^6 。假设探测器探测光子的效率为100%,分3个能量通道收集透射光子,各能量分段为: ≤ 58.5 keV、58.6~86.5 keV、86.6~140 keV。根据仿真能谱得到上述3个能量段内初始入射光子数占比为58.3%、26%和15.7%。图5a、b、c为360°扫描探测的3能量段光子计数,根据比尔定律,由收集的光子计数计算的各能量段投影如图5d、e、f。从图5可明显地看到投影数据中存在一些噪声,这些噪声来源于散射后的光子被探测器单元所接收,以及探测器单元之间光子的相互干扰等过程,实际扫描过程中上述噪声是不可避免的,噪声的存在从侧面反映

Geant4 根据射线与物质间的相互作用机制进行模拟,能较真实地反映实际射线透射物体的投影过程。

2.3 图像重建结果

以 Geant4 仿真的模体为研究对象,对获得的投影数据进行 FBP 重建,各重建图像大小 190×190 ,图6(d)、(e)、(f)为3能量段的 FBP 重建图像,对各能量段图像加权求和获得的图像见图6(e);作为对比,对不分能量段接收的透射光子投影进行 FBP 重建的图像结果如图6(d)。由图像结果可知,仿真的多能量段投影数据可靠,采用的能量加权图像重建能够更真实地重建原图像。

为了进一步定量评价两种情况获得的图像,计算了噪声水平(σ)和对比噪声比(contrast-to-noise ratio, CNR),计算公式如下:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{j=1}^M (x_j^{rec} - \bar{x}^{rec})^2} \quad (3)$$

$$CNR = \frac{|x_c - x_b|}{\sigma} \quad (4)$$

其中, $j=1, 2 \dots M$, M 为像素个数, x_j^{rec} 和 \bar{x}^{rec} 为重建图像的像素值及其均值; x_c 和 x_b 为两种不同衰减系数材料的像素值, $|x_c - x_b|$ 表示两种材料的对比差异。由于碘常作为一种对比剂用于成像时提高组织的对比度,因此实验中两种不同衰减系数的材料分别选用含碘的材料(D区域)和等效于软组织材料(A区域)。

按对比噪声方差比计算的各能量段图像权重因子依次为0.624、0.2608和0.1152。从该数据可以看出,能量较低的能量段,能量加权重建时对图像的贡献较大,较低能量的射线更易与物质发生相互作用,穿透物质的能力较弱,得到的图像对比度大,所以这样的权重分配有利于提高图像的对比度。按该权重加权获得的重建图像噪声水平和对比噪声比分别为0.108和3.8415,不分能量重建的图像噪声水平和对比噪声比分别为0.1188和3.3804。与不分能量重建的图像相比,能量段加权重建获得的图像噪声降低了9.1%,图像对比噪声比增加了13.64%。该结果表明,通过提取各能量段的噪声和对比信息进行能量段加权重建,能够改善重建图像噪声,获得对比度较高的图像。

3 结语

本文运用 Geant4 软件模拟多能光子计数 X-CT 成像的全过程,根据归一化的图像对比噪声方差比对多能 CT 各能量段投影进行能量段加权重建。实

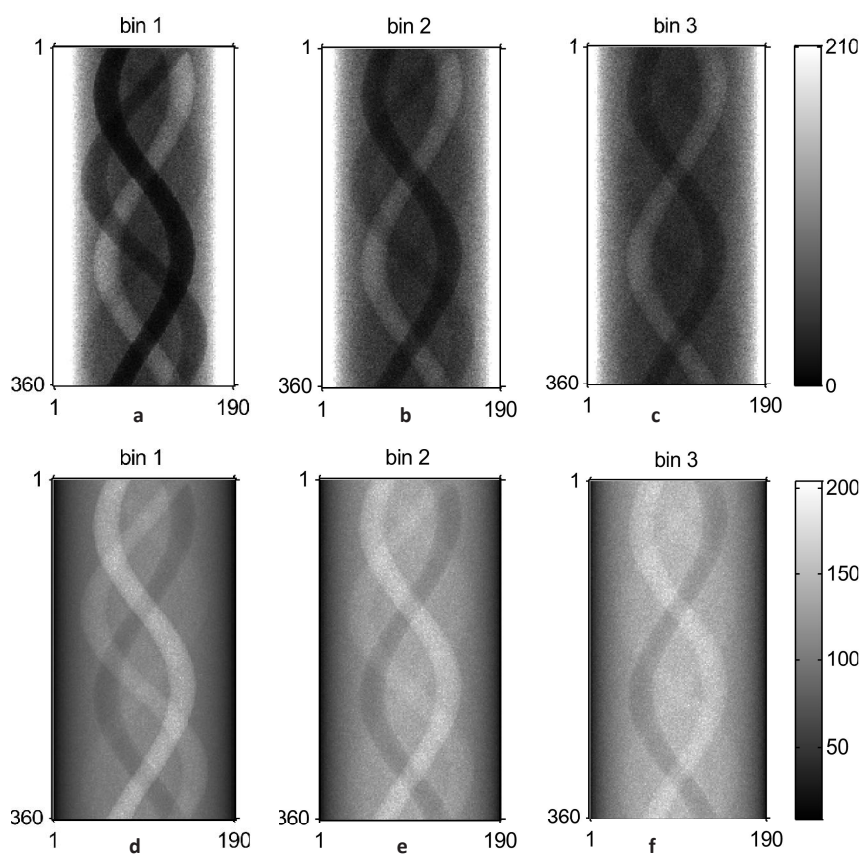


图5 三个能量段的光子计数及投影

Fig.5 Photon counting and projection of three energy bins

Note: a, b, c are the photon counting of different energy bins; d, e, f are the projection of different energy bins

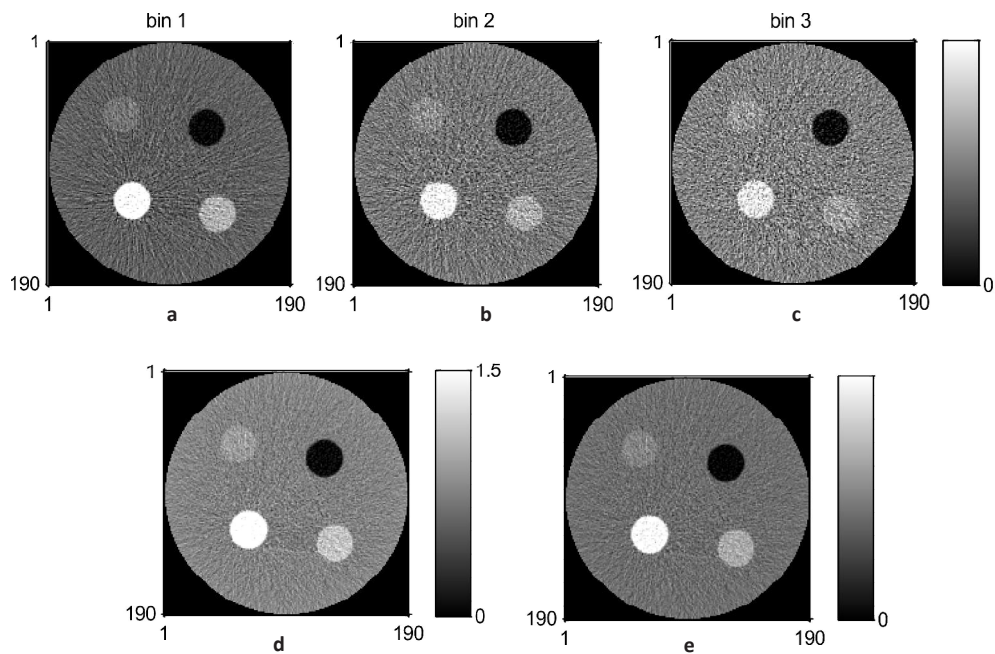


图6 滤波反投影重建的图像结果

Fig.6 Result of filtered back-projection (FBP) reconstructed images

Note: a, b, c are FBP reconstructed images of different energy bins; d is FBP reconstructed image from energy-integral photon collection; e is energy-weighted reconstructed image

验结果表明 Geant4 软件可有效模拟多能 X-CT 成像过程;与不能能量采集光子重建的图像相比,采用能量加权图像重建方法能够降低重建图像噪声,改善图像对比度。实验结果为多能光子计数 X-CT 的进一步研究提供基础,之后的研究工作可从以下方面开展:(1)探究更优的权重因子进行能量加权重建,进一步改善图像质量;(2)能量加权重建的方法用于多能光子计数 CT 成像,获得对比度高的重建图像进行物质组分的区分和鉴定。

【参考文献】

- [1] SHIKHALIEV P M, XU T, MOLLOI S. Photon counting computed tomography: concept and initial results [J]. Med Phys, 2005, 32 (2): 427-436.
- [2] 何鹏. 基于 MARS 系统的 X 射线能谱 CT 研究 [D]. 重庆: 重庆大学, 2013.
HE P. Study on X-ray spectral CT based MARS system [D]. Chongqing: Chongqing University, 2013.
- [3] 郝佳, 张丽. 多能谱 X 射线成像技术及其在 CT 中的应用 [J]. CT 理论与应用研究, 2011, 20(1): 141-150.
HAO J, ZHANG L. Multi-energy X-ray imaging technique and its application in computed tomography [J]. CT Theory and Applications Research, 2011, 20(1): 141-150.
- [4] 何鹏, 魏彪, 冯鹏, 等. Color-CT 技术研究简述 [C]. 全国射线数字成像与 CT 新技术研讨会, 2012: 225-231.
HE P, WEI B, FENG P, et al. The research of color-CT technology [C]. X-ray digital imaging and CT technology seminar, 2012: 225-231.
- [5] ROUSSEAU J, RADISSON P, BOUDOU C. Energy weighting with a CdTe spectrometric detector [C]. IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference, 2011: 4632-4635.
- [6] Geant4 user's documents: introduction to geant4 [EB/OL]. <http://geant4.web.cern.ch/geant4/support/introductionToGeant4.shtml>. 2007.
- [7] AGOSTINELLI S, ALLISON J, AMAKO K, et al. Geant4: a simulation toolkit [J]. Nuclear Instrum Methods Phys Res (Section A), 2003, 506(3): 250-303.
- [8] SCHMIDT T G. Optimal "image-based" weighting for energy-resolved CT [J]. Med Phys, 2009, 36(7): 3018-3027.
- [9] ALLISON J, AMAKO K, APOSTOLAKIS J, et al. Geant4 Toolkit Physics Reference Manual [C]. 2013.
- [10] 李明生, 欧向明. 应用 Geant4 模拟放疗、诊断和防护线质下的 X 射线能谱 [J]. 中国辐射卫生, 2012, 21(1): 3-5.
LI M S, OU X M. Simulating the X-ray spectrum under radiotherapy, diagnosis and protection fields with geant4 [J]. China Radiology Health, 2012, 21(1): 3-5.
- [11] 黄力宇. 医学成像的基本原理 [M]. 北京: 电子工业出版社, 2009: 28-30.
HUANG L Y. The basic principle of medical imaging [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2009: 28-30.