

## 基于旋转准直器的锥形束CT散射矫正方法

逢晓宁, 虞刚, 李登旺

山东师范大学物理与电子科学学院山东省医学物理图像处理技术重点实验室, 山东 济南 250000

**【摘要】**针对锥形束CT(CBCT)图像质量受散射影响比较严重的情况,提出一种基于旋转准直器的CBCT散射矫正方法。该方法在射线源和模体之间放置一个圆形的旋转准直器,并通过准直器的旋转使透过准直器的射线不断沿轴向来回扫描,以获取整个容积图像的投影图像信息,然后利用投影图像的遮挡区域估计整幅图像的散射信息并将其从投影图像中去除,最后利用改进FDK算法重建图像。结果表明,与CBCT图像相比,散射矫正后的重建图像CBCT值的均方根误差从16.00%下降为1.18%,杯状伪影从14.005%下降为0.660%,峰值信噪比从16.959 4提高到31.450 0。CBCT图像质量得到明显提高。

**【关键词】**锥形束CT;散射矫正;旋转准直器;蒙特卡罗方法

**【中图分类号】**R312;TN911.73

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)01-0012-05

### Cone beam computed tomography scatter correction based on rotating collimator

PANG Xiaoning, YU Gang, LI Dengwang

Shandong Province Key Laboratory of Medical Physics and Image Processing Technology, School of Physics and Electronics, Shandong Normal University, Ji'nan 250000, China

**Abstract:** In view of the great effect of scattering on cone beam computed tomography (CBCT) image quality, a CBCT scatter correction method based on rotating collimator is proposed. A rounded rotating collimator is placed between the radiation source and the phantom. Through the rotation of collimator, the continuous scanning along the axis is achieved and the projected image information of the entire volume image is obtained. And then the scattering region which is estimated using the information of the blocked region in projected image is removed from the projected image. Finally the improved FDK algorithm is used to reconstruct images. The results show that after scatter correction, the mean square error of the CBCT values of reconstructed image decreases from 16.00% to 1.18%, that the cupping artifacts reduces from 14.005% to 0.66%, and that the peak signal-to-noise ratio increases from 16.959 4 to 31.450 0. The image obtained by the projection reconstruction of the water phantom using rotating collimator can effectively suppress the scatter and improve the quality of CBCT image.

**Keywords:** cone beam computed tomography; scatter correction; rotating collimator; Monte Carlo method

### 前言

基于锥形束CT(CBCT)的在线自适应放射治疗是目前精准放疗的代表性技术,它通过集成在医用直线加速器上的CBCT装置于每次放疗实施前获取

患者的在线影像,并针对肿瘤的位置和形状变化,利用满足特定要求的计划系统快速制定放疗计划,以提高治疗精度<sup>[1-3]</sup>。然而,散射光子严重影响了在线影像(CBCT图像)的质量,致使在线自适应放疗的临床应用受到限制<sup>[4]</sup>。因此,对CBCT进行散射矫正,提高成像质量,从而充分发挥在线自适应放疗应有的功效,提高放疗收益,是亟待解决的问题。

CBCT散射伪影的校正方法有很多,大致可以分为3类:一是基于软件的散射矫正方法,该方法通过分析图像本身的特征,估计散射的分布,主要有卷积法、散射核反卷积法、蒙特卡罗模拟法等<sup>[5-7]</sup>;二是基于硬件的散射去除方法,该方法通常在CBCT系统中添加一些特殊硬件,从而减少散射光子到达探测板

**【收稿日期】**2018-07-22

**【基金项目】**国家自然科学基金(61471226);山东省自然科学基金青年基金(JQ201516);山东省自然科学基金(ZR2017BF005)

**【作者简介】**逢晓宁,硕士研究生,研究方向:医学图像处理, E-mail: sdcypxn@163.com

**【通信作者】**李登旺,教授,博士生导师,研究方向:医学图像处理技术及临床应用、光医学信号处理技术, E-mail: lidengwang@sdsu.edu.cn

上的数量,例如准直器法、空气隙方法、反散射网格方法<sup>[8]</sup>;三是软硬件结合散射校正方法,比较典型的有频率调制(Primary Modulation)算法、基于测量的算法<sup>[9]</sup>。

近些年,基于测量的方法受到越来越多的重视,该类方法由Ning等<sup>[10]</sup>提出,但是由于需要额外的扫描来获得具有完整信息的投影图像,增加了病人所受到的辐射剂量。为了解决两次扫描的问题,Siewerdsen等<sup>[11]</sup>通过准直器边缘遮挡来估计散射分布。Jin等<sup>[12]</sup>利用未遮挡区域并且修正FDK重建算法来重建整个CBCT图像。Nishikawa、Ouyang和Lee等<sup>[13-15]</sup>则分别提出基于移动遮挡板的方法来估计散射分布和遮挡区域的图像。

## 1 方法

本文提出一种基于旋转准直器(Rotating Collimator)的CBCT散射校正方法,我们将之称为RCCT(Rotating Collimator Computed Tomography)。该方法在射线源和模体之间放置一个旋转准直器,此成像装置通过旋转准直器将锥形束射线限制为多个扇形束,并通过准直器的旋转使扇形束射线在加速器机架旋转的过程中,不断沿轴向来回扫描,以获取整个容积图像的投影信息。这样投影图像不是由锥形束投影得到的,而是透过准直器的多个扇形束在准直器旋转过程中来回扫描得到的,可以去除一部分的散射线,同时利用遮挡区域的散射分布,估计整幅图像的散射分布,最后利用修正FDK法进行图像重建<sup>[12]</sup>。

### 1.1 蒙特卡罗实验平台搭建

本研究利用蒙特卡罗工具箱(Geant4)构建RCCT实验平台<sup>[16]</sup>。RCCT系统包括一个X射线源、一个旋转准直器、一系列的模体和一个敏感探测器。RCCT系统都被安放在一个(2×2×2) m<sup>3</sup>的虚拟实验室中,所有的反应都在这个实验室内进行,当粒子超出实验室的范围,则不再跟踪。

RCCT系统结构如图1所示,其中RCCT射线源的坐标为(0, 0, 100),能量为120 kV的单色射线,发射粒子的个数为4×10<sup>9</sup>。模体是圆柱形的水模体,圆柱中心坐标为(0, 0, 0),半径20 cm,高30 cm。圆柱的中心(即原点坐标)为RCCT系统的旋转中心。敏感探测器的闪烁材料为碘化铯晶体。探测器尺寸为(32×32) cm<sup>2</sup>,其中覆盖碘化铯闪烁材料的范围为(30.6×30.6) cm<sup>2</sup>,厚度0.06 cm。实验中,探测器被划分为306×306的像素矩阵,每一个像素的大小为(0.1×0.1) cm<sup>2</sup>。

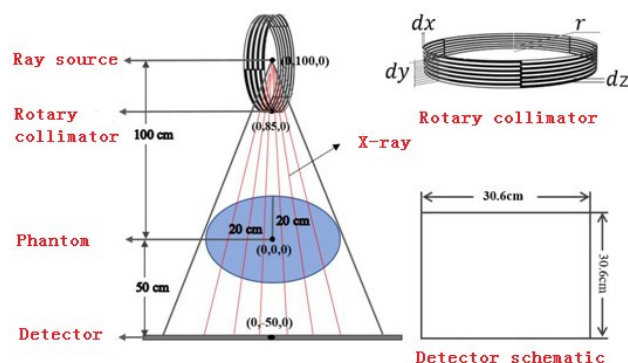


图1 RCCT系统仿真结构示意图

Fig.1 Schematic diagram of RCCT system simulation structure

RCCT: Rotating collimator computed tomography

在RCCT系统中,旋转准直器的设计是整个系统的关键。它由嵌在丙烯酸板子上的等间距的铅条组成,涉及到4个参数:半径(r)、厚度(dx)、缝隙宽度(dy)和旋转准直器遮挡区域的宽度(dz)。在本实验中,我们将r设置为15 cm,厚度为5 mm,缝隙宽度和遮挡区域的宽度都为0.6 mm。

由于本文模拟的RCCT系统使用的X射线的能量属于低能X光子(120 kV)。因此在模拟的过程中,我们采用Geant4提供的低能电磁过程作为X光子的物理过程。考虑到当能量小于120 kV的时候,康普顿散射占据了绝大部分的反应情况,所以在此系统中只考虑康普顿散射的影响。

### 1.2 投影图像处理

在旋转准直器旋转过程中获得的投影图像按以下步骤处理<sup>[17]</sup>:(1)获得具有遮挡信息的CBCT投影图像并且通过这部分投影图像插值重建出整幅图像的散射数据;(2)将投影区域的图像减去遮挡区域的图像得到去除散射的投影图像;(3)最后采用修正FDK算法重建CBCT图像。

### 1.3 图像评价

为了对图像的质量进行定量评价,本研究用以下3个指标对散射校正结果进行评价:

(1)重建误差(均方根误差):

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N (CT_{cone}^k - CT_{real}^k)^2}{(m*n*N)}} \quad (1)$$

其中,  $CT_{cone}^k$  和  $CT_{real}^k$  分别代表了第k幅重建图像的CT值,  $N$  为图像重建的总数量。

(2)杯状伪影:

$$\tau_{cup} = \frac{100(U_{M, edge} - U_{M, center})}{U_{M, edge}} \quad (2)$$

其中,  $U_{M, edge}$  和  $U_{M, center}$  分别代表感兴趣区域中心和边缘的平均值。

(3)峰值信噪比:

$$\text{PSNR} = 10 \log_{10} \left( \frac{I_{\max}}{\frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [I(i, j) - K(i, j)]^2} \right) \quad (3)$$

其中,  $m$ 、 $n$  分别为图像的高度和宽度,  $I$  为包含散射重建后的图像,  $K$  为包含散射重建的图像。

## 2 仿真实验及结果

### 2.1 投影图像结果分析

图2显示了3种不同的投影图像,图2a是主射线投

影图,图2b是RCCT投影图,图2c是CBCT投影图。图3a为图2中红色线段所对应的像素值。从图3a可以看出,CBCT图像的像素值明显大于主射线的像素值(主射线不包含散射)和RCCT图像的像素值,而RCCT的像素值比较接近主射线的像素值,这表明相比于CBCT,RCCT可以更好地抑制散射的影响。图3b为图2b和图2c中红色线段对应的散射主射线之比(Scatter Primary Ratio, SPR)。从图中可以明显看出,CBCT图像的SPR值明显大于RCCT图像的SPR值,同时对所有投影图像的计算结果也表明,相对于CBCT,RCCT投影图像的SPR降低了75%~78%。

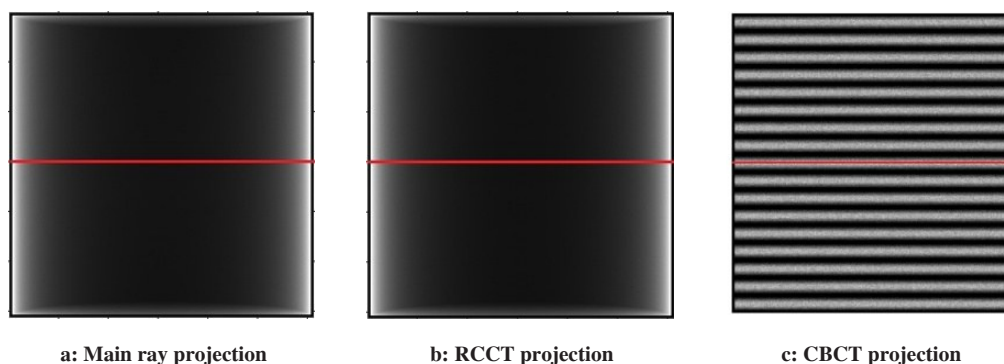


图2 投影图像  
Fig.2 Projection images

CBCT: Cone beam computed tomography

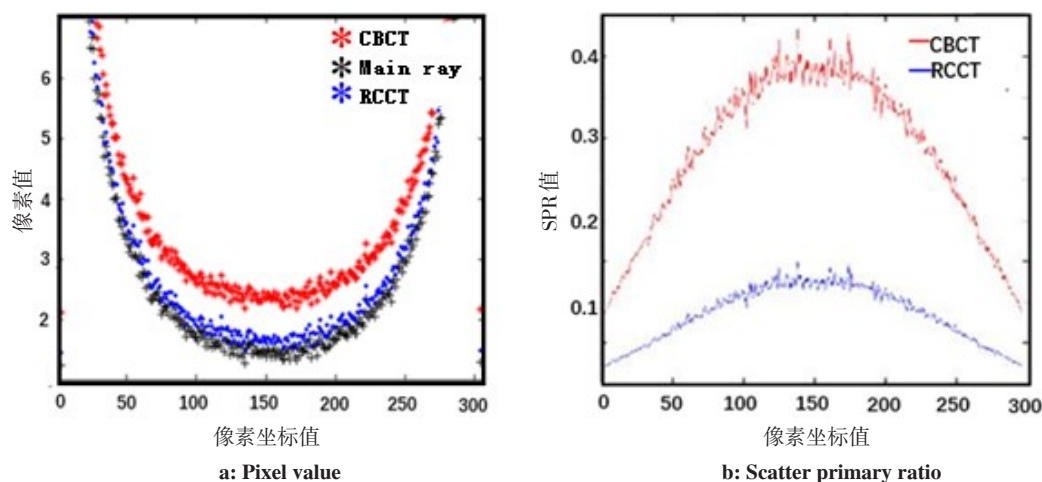


图3 投影图像结果分析  
Fig.3 Analysis of projection image results

### 2.2 重建图像结果分析

图4为由水模体重建出来的CBCT图像,图4a为没有散射信息的CBCT图像,图4b显示了含有散射信息的CBCT重建图像,可以看出散射对图像质量影响很大,图4c为经过旋转光栅散射矫正过后的CBCT重建图像,图像质量明显提升。从图4可以看出,相

对于没有散射信息的CBCT图像,带有散射信息的图像受伪影影响严重,而经过散射矫正后的CBCT图像,对比度明显提高,散射伪影得到有效去除。图5为计算CBCT图像指标(重建误差、杯状伪影、峰值信噪比)示意图。图5红色标识内的散射矫正前后CBCT图像评价的3个指标有变化,CT值的均方根误



差从16.00%下降为1.18%,杯状伪影从14.005%下降为0.660%,峰值信噪比从16.959 4提高到31.450 0,

从图像质量指标可以看出经过散射矫正过后的CBCT图像质量明显提高。

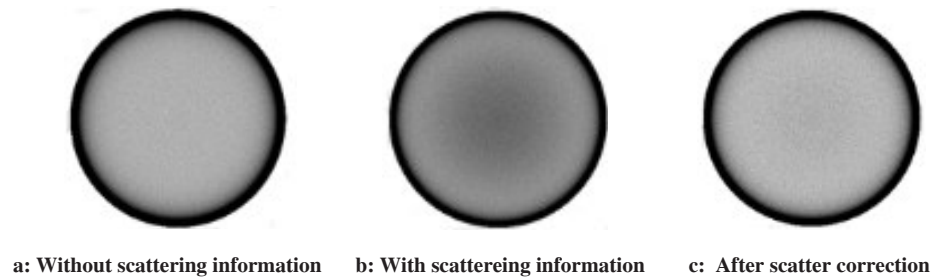


图4 CBCT重建图像

Fig.4 CBCT reconstructed image

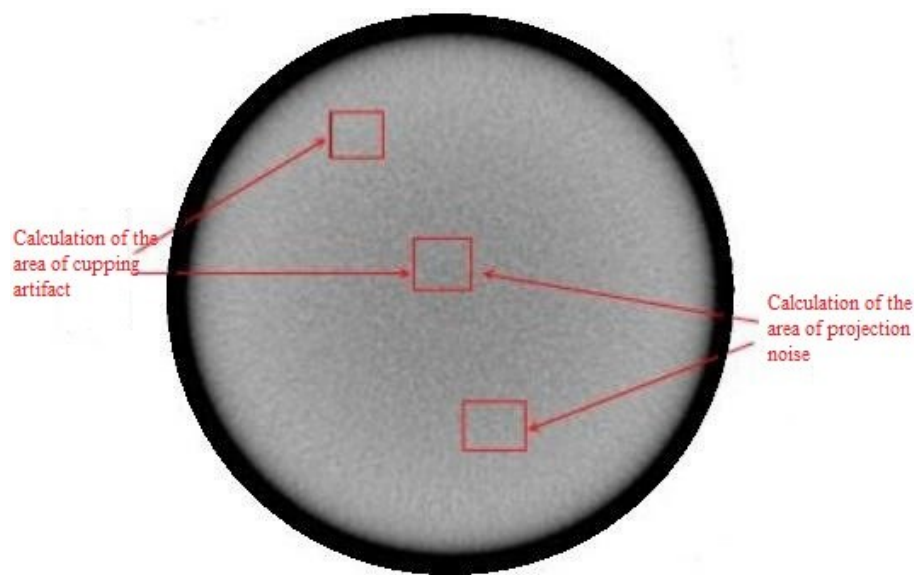


图5 计算图像指标示意图

Fig.5 Schematic diagram of the calculation indexes

### 3 讨论

本研究将旋转准直器置于射线源与模体之间,通过遮挡区域的散射信号估计整幅图像的散射信号,进而从投影图像中将散射信号减除。实验结果表明,CBCT图像质量受到散射光子的影响较大,没有进行散射矫正的CBCT图像CT值的均方根误差较大,杯状伪影明显,而RCCT可以明显减小散射影响,提高CBCT图像质量。

在旋转准直器设计过程中主要考虑了旋转准直器缝隙以及旋转准直器间距这两点参数:(1)从散射形成的原因我们可以得知,缝隙越大,散射越大<sup>[18]</sup>,所以我们将缝隙的宽度逐渐变小,但是在实际设计过程中我们必须考虑缝隙大小对投影利用率的影响以及对整幅图像半影的影响;(2)旋转准直器的间距越大,散射抑制越明显,但是准直器间距的变大就必

须要增加扫描速度来保证获得充足的投影数据。综合上述因素,我们将缝隙的大小设置为0.6 mm。但是设计的准直器参数还只是一个初步的参数,所以旋转准直器的参数设计优化还需后续工作进行解决。

### 4 总结

本研究设计旋转准直器用于CBCT的散射矫正,经仿真实验证实,校正后的图像准确性提高,能够满足实际应用需求。但是旋转准直器的缝隙参数仍处于初级阶段,我们会通过后期的参数优化实验来进一步获得更好的图像。

### 【参考文献】

- [1] YANG Y, SCHREIBMANN E, LI T, et al. Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation[J]. Phys Med Biol,

- 2007, 52(3): 685-705.
- [2] 陈一兴, 曾昭冲, 孙菁, 等. 肝细胞肝癌经动脉化疗栓塞后行立体定向放疗的初步疗效观察[J]. 中国临床医学, 2017, 24(2): 224-228.
- CHEN Y X, ZENG Z C, SUN J, et al. Primary outcome of consolidation stereotactic body radiotherapy following transarterial chemoembolization in patients with hepatocellular carcinoma [J]. Chinese Journal of Clinical Medicine, 2017, 24(2): 224-228.
- [3] 刘咏梅, 李平. 图像引导的自适应放疗研究进展[J]. 中国肿瘤临床, 2008, 35(22): 1314-1316.
- LIU Y M, LI P. Progress in image-guided adaptive radiation therapy [J]. Chinese Journal of Clinical Oncology, 2008, 35(22): 1314-1316.
- [4] WIEGERT J. Scatter radiation in cone beam computed tomography analysis quantification and compensation [D]. Germany: Aachen University of Technology, 2006.
- [5] STARLACK J, SUN M, KAESTNER A, et al. Efficient scatter correction using asymmetric kernels [C]//Spie Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics, 2009.
- [6] 胡战利, 夏丹, 桂建保, 等. CT成像系统散射校正方法综述[J]. 先进技术研究通报, 2011, 5(2): 14-19.
- HU Z L, XIA D, GUI J B, et al. The method and system of scattering correction for CT system [J]. Bulletin of Advanced Technology Research, 2011, 5(2): 14-19.
- [7] MICELI A, THIERRY R. Monte Carlo simulations of a high-resolution X-ray CT system for industrial applications [J]. Nucl Instrum Methods Phys Res A, 2007, 583(2-3): 313-323.
- [8] RINKEL J, GERFAULT L, ESTEVE F, et al. Coupling the use of anti-scatter grid with analytical scatter estimate in cone beam CT [C]//Spie Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics, 2007.
- [9] 王强, 全红, 李勤, 等. 基于条状挡板的kV级锥形束CT散射校正[J]. 中国医学影像技术, 2013, 29(7): 1184-1187.
- WANG Q, QUAN H, LI Q, et al. Scatter correction of kV cone-beam CT based on the strips block [J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2013, 29(7): 1184-1187.
- [10] NING R, TANG X, CONOVER D. X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging [J]. Med Phys, 2004, 31(5): 1195-1202.
- [11] SIEWERDSEN J H, DALY M J, BAKHTIAR B, et al. A simple, direct method for X-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT [J]. Med Phys, 2006, 33(1): 187.
- [12] JIN J, REN L, LIU Q, et al. Combining scatter reduction and correction to improve image quality in cone-beam computed tomography (CBCT) [J]. Med Phys, 2010, 37(11): 5634-5644.
- [13] NISHIKAWA Y, AKIYAMA S, ISHIMORI K, et al. Conformational landscape of cytochrome c folding studied by microsecond-resolved small-angle X-ray scattering [J]. P Natl Acad Sci USA, 2002, 99(3): 1329-1334.
- [14] OUYANG L, SONG K, WANG J. A moving blocker system for cone-beam computed tomography scatter correction [J]. Med Phys, 2013, 40(7): 071903.
- [15] LEE H, XING L, LEE R. Scatter correction in cone-beam CT via a half beam blocker technique allowing simultaneous acquisition of scatter and image information [J]. Med Phys, 2012, 39(5): 2386.
- [16] 尹增谦, 管景峰, 张晓宏, 等. 蒙特卡罗方法及应用 [J]. 物理与工程, 2002, 12(3): 45-49.
- YIN Z Q, GUAN J F, ZHANG X H, et al. The Monte Carlo method and its application [J]. Physics and Engineering, 2002, 12(3): 45-49.
- [17] YAN H, MOU X, TANG S, et al. Projection correlation based view interpolation for cone beam CT: primary fluence restoration in scatter measurement with a moving beam stop array [J]. Phys Med Biol, 2010, 55(21): 6353-6375.
- [18] SIEWERDSEN J H, JAFFRAY D A. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of X-ray scatter [J]. Med Phys, 2001, 28(2): 220-231.

(编辑:陈丽霞)