

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.09.013

医学影像物理

## 基于蒙卡模拟能谱划分的X射线图像硬化校正方法

杨柳<sup>1</sup>, 宋勇<sup>2,3</sup>, 李廷<sup>3,4,5</sup>, 俞盛朋<sup>3,4,5</sup>

1. 安徽大学物质科学与信息技术研究院, 安徽 合肥 230601; 2. 中国科学院合肥物质科学研究院, 安徽 合肥 230031; 3. 中子科学国际研究院, 山东 青岛 266199; 4. 中科超精(南京)科技有限公司, 江苏 南京 210044; 5. 中科超精(安徽)先进技术研究院有限公司, 安徽 合肥 230088

**【摘要】目的:**验证基于蒙卡模拟能谱划分的X射线图像硬化校正方法的可行性和有效性。**方法:**基于蒙卡模拟能谱划分的X射线图像硬化校正方法,通过蒙卡模拟创建多能射线能谱和单能射线能量沉积硬化校正数据库,根据能谱划分步长和特定能谱分布的射线适配硬化校正数据库快速计算多能投影数据,然后将多能投影数据与被检测物体的射线贯穿长度进行多项式拟合,实现X射线图像的硬化校正参数的拟合。**结果:**该方法硬化校正后的X射线图像的HU值曲线更加平坦,在管电压120 kV时10 keV划分步长条件下,X射线图像均匀性提升29.40%。与传统蒙卡硬化校正方法相比,有效提升硬化校正参数的拟合效率。**结论:**基于蒙卡模拟能谱划分的X射线图像硬化校正方法是可行有效的。

**【关键词】**硬化伪影; 多项式拟合; 蒙卡模拟; 能谱划分; 硬化校正数据库

**【中图分类号】**R812; TP391.41

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2024)09-1145-07

## Beam hardening correction method based on Monte Carlo energy spectrum partitioning for X-ray image

YANG Liu<sup>1</sup>, SONG Yong<sup>2,3</sup>, LI Ting<sup>3,4,5</sup>, YU Shengpeng<sup>3,4,5</sup>

1. Institute of Physical Science and Information Technology, Anhui University, Hefei 230601, China; 2. Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China; 3. International Academy of Neutron Science, Qingdao 266199, China; 4. SuperAccuracy Science & Technology Co., Ltd., Nanjing 210044, China; 5. Institute of SuperAccuracy Advanced Technology Co. Ltd., Hefei 230088, China

**Abstract: Objective** To verify the feasibility and effectiveness of the beam hardening correction method based on Monte Carlo simulation and energy spectrum partitioning for X-ray image. **Methods** A beam hardening correction method based on Monte Carlo simulation and energy spectrum partitioning for X-ray image was presented. The Monte Carlo simulation results of multi-energy X-ray spectra and single-energy X-ray energy deposition were saved as a hardening correction database. The rapid calculation of the multi-energy projection data was achieved by adapting the hardening correction database based on the step size of energy spectrum partitioning and specific energy spectrum distribution of the rays. Subsequently, a polynomial fitting was performed on the multi-energy projection data and the penetration lengths of the rays through the detected object, thus realizing the fitting of hardening correction parameters for X-ray image. **Results** The HU value curve of the X-ray image after beam hardening correction by the proposed method was flatter. Under the condition of a tube voltage of 120 kV and a step size of 10 keV, the uniformity of the X-ray image was improved by 29.40%. Compared with the traditional Monte Carlo beam hardening correction method, the proposed method effectively improved the efficiency of the beam hardening correction parameter fitting. **Conclusion** The proposed beam hardening correction method based on Monte Carlo simulation and energy spectrum partitioning for X-ray image is feasible and effective.

**Keywords:** hardening artifact; polynomial fitting; Monte Carlo simulation; spectrum partitioning; hardening correction database

**【收稿日期】**2024-03-19

**【基金项目】**南京市生命健康科技专项项目(202200303)

**【作者简介】**杨柳, 硕士, 研究方向: 医学影像硬化校正, E-mail: 329219177@qq.com

### 前言

放射治疗在恶性肿瘤治疗中占据重要地位, 据研究显示, 70%的患者在不同疾病阶段需要接受该治疗方式。为提高放疗的安全性和有效性, 减少对周围正常

组织的损伤,图像引导放射治疗(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)技术应运而生。IGRT利用先进影像学技术准确定位肿瘤,实现精准放疗。目前,IGRT技术主要采用kV或MV锥形束CT(Cone Beam CT, CBCT),其中主流的直线加速器生产厂家如瓦里安(Varian)、医科达(Elekta)的X射线图像采集系统均采用CBCT。CBCT使用锥形束的X射线来获取人体或其他对象的高分辨率三维图像,射线利用率高、成像时间短<sup>[1]</sup>。CBCT不仅为放疗提供准确的定位和治疗基础,还广泛应用于治疗过程中的运动管理、剂量重建和自适应放疗等先进技术领域,是IGRT技术中的重要组成部分。然而, CBCT系统中X射线具有一定的能谱分布,由不同能量的光子组成,即多能X射线<sup>[2-3]</sup>。高能量射线具有更强的穿透力,而低能量射线的穿透力相对较弱。因此,在X射线透射成像时,更多的低能光子被物体吸收,导致穿透物体后的出射射线中高能光子占比增加,形成所谓的“射束硬化”现象<sup>[4-6]</sup>。直接采用基于单能X射线假设的传统算法(如滤波反投影、代数重建算法等)对多能X射线投影值进行重建,会使原本密度均匀的物体切片在重建图像上呈现不均匀的灰度值,形成“杯状”伪影。这种硬化伪影会导致图像的亮度和对比度分布不均匀,严重影响CBCT重建图像的质量。

多项式拟合硬化校正是一种经典方法,利用多项式拟合得到射线穿过被检测物体的长度与多能投影值的曲线,并将其校正为线性关系,从而达到硬化校正的目的<sup>[7]</sup>。然而,该方法需要制备模体,这不仅增加了成本,而且限制了其使用范围。蒙卡模拟方法不需要制备模体,只需对被检测物体进行准确的建模分析,通过数学计算方法对多能X射线与物质发生相互作用的过程进行模拟。蒙卡模拟优势在于精度高,且具有很大灵活性,能适应X射线球管电压、过滤片、被检测物体材料等条件的变化,但是蒙卡模拟运算时间较长,无法适用于对实时性要求较高的情形<sup>[8]</sup>。为解决上述问题,本文提出一种基于蒙卡模拟能谱划分的X射线图像硬化校正方法,通过蒙卡模拟创建多能射线能谱和单能射线能量沉积硬化校正数据库,根据能谱划分步长和特定能谱分布的射线适配硬化校正数据库快速计算多能投影数据,然后将多能投影数据与被检测物体的贯穿长度进行多项式拟合,获得硬化校正参数并进行X射线图像的硬化校正。为验证方法的有效性,使用凤麟核中科超精公司研发的医用直线加速器KylinRay-MELAC系统对Catphan 604模体采集、重建图像,对使用本文方法进行硬化校正后的X射线图像进行均匀性分析以及时间效率分析。

## 1 硬化校正方法

### 1.1 射束硬化原理

当单能X射线穿透材质均匀的物体时,射线衰减遵循朗伯比尔定律:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

由式(1)得:

$$P_s = \mu x = -\ln \frac{I}{I_0} \quad (2)$$

其中, $P_s$ 通常被称为单能投影值,由式(2)可得出在单能情况下单能投影值与被检测物体的贯穿长度成线性关系,如图1所示。

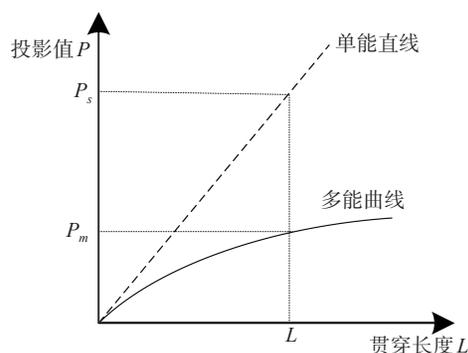


图1 多能、单能的投影值与贯穿长度的关系

Figure 1 Relationship between the projection values and penetration lengths for multi-energy and single-energy configurations

然而现实中X射线是多能的,使用多能射线扫描物体的情况下,穿透物体后的出射射线强度 $I$ 不仅与物体的材料有关,还与X射线的能谱有关<sup>[9]</sup>,设 $S(E)$ 是归一化的能谱分布函数<sup>[10]</sup>,则多能投影值为:

$$P_m = -\ln \frac{I}{I_0} = -\ln \left( \int S(E) \exp \left( -\int_L \mu(x, E_0) dl \right) dE \right) \quad (3)$$

由式(3)可看出,当X射线是连续能谱分布时,多能投影值 $P_m$ 与射线贯穿被检测物体的长度成非线性关系<sup>[11-12]</sup>,如图1所示。随着射线穿透物体的距离增加,实际多能投影值与理想单能投影值之间的差距越来越大,将实际多能投影值向理想单能投影值逼近是射束硬化校正的本质所在<sup>[13]</sup>。

### 1.2 校正方法步骤

本文采用蒙卡模拟创建多能X射线能谱数据和能谱划分后每个单能射线穿过不同厚度被检测物体后能量沉积的硬化校正数据库,根据能谱划分步长和特定能谱分布的射线适配硬化校正数据库把能量沉积转换成平板探测器亮度进行加权融合代入投影值计算公式,能够快速计算多能投影数据,将射线贯

穿长度与多能投影数据作多项式拟合,实现X射线图像的硬化校正,方法步骤为:(1)首先确定X射线能谱划分步长,蒙卡模拟X射线球管电子打靶场景,获取划分后的X射线能谱分布;(2)其次利用蒙卡模拟各单能射束穿过被测物体时在不同贯穿长度 $L$ 情况下的能量沉积;(3)再次把各单能射束模拟的能量沉积转换成平板探测器亮度,各单能的平板探测器亮度进行加权、归一化处理得到多能情况的平板探测器亮度 $B$ ;(4)然后把多能平板探测器亮度 $B$ 代入投影值计算公式得到多能投影数据 $P$ ,至此贯穿长度 $L$ 和多能投影数据 $P$ 都已获得;(5)最后根据以上步骤将得到的 $L$ 和 $P$ 拟合出多项式 $L = f(P)$ , $f$ 表示拟合得到的多项式函数。

### 1.3 蒙卡模拟场景

目前对X射线球管射线能谱的研究,主要是通过蒙卡方法进行模拟<sup>[14]</sup>。首先确定X射线能谱划分步长,使用蒙卡模拟划分后的X射线能谱分布。模拟场景如下:电子源发射的电子沿垂直方向打到靶角为 $\theta$ 的靶,当发射的电子撞击靶区域时就会产生X射线,X射线源的出口处加入滤过,射线沿着中心轴穿过厚度为 $t$ 的滤过,打在与X射线源距离为 $D1$ 的碘化铯探测器上进行通量计数。

在对该场景进行建模时,为与实际使用X射线球管出束条件保持一致,根据X射线球管参数对模拟时的物理、几何参数进行设置,模拟参数如下所示:(1)靶角 $\theta$ 设为 $12^\circ$ ;(2)靶材质设为钨;(3)滤过材质设为铝;(4)滤过厚度 $t$ 设为 $4.5\text{ mm}$ ;(5)源-探距离 $D1$ 设为 $750\text{ mm}$ ,最终的建模场景如图2所示。

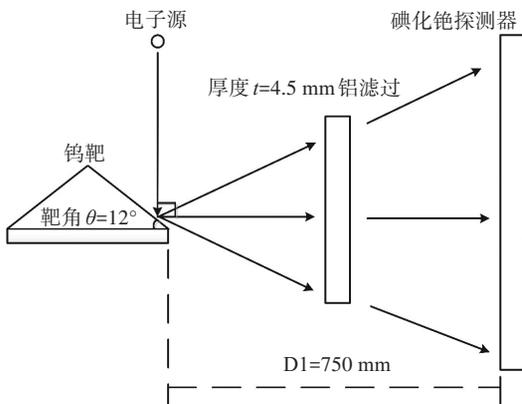


图2 X射线能谱分布模拟建模示意图

Figure 2 Schematic diagram of modeling for X-ray energy spectrum distribution

然后需根据上述计算的X射线能谱,模拟单能X射线穿过不同厚度被检测物体后的能量沉积。模拟

场景如下:各单能段作为X射线源的能量输入,X射线源发出的射线穿过不同厚度检测物体后到达碳板,X射线穿过碳板后打在与X射线源距离为 $D2$ 的碘化铯探测器上进行能量沉积计数。

在对该场景进行建模时,已知水和湿润的人体组织有着相似的光子吸收能力,因此在普遍情况下,水在很多的研究当中被用于人体器官模体的材质,为模拟单能射线照射人体组织器官,设置被检测物体材质为实心水层,水层厚度 $L$ 是 $0\sim 20\text{ cm}$ 。射线穿透水层的过程中会发生散射效应,但是本文研究内容不考虑散射的影响。为了消除散射影响,在射线穿透水层后的远处进行能量沉积统计,故在 $D2=1\ 000\text{ cm}$ 处设置探测器。该场景的物理、几何参数如下所示:(1)物体材质设为水;(2)水层厚度 $L$ 设为 $0\sim 20\text{ cm}$ ;(3)源-探距离 $D2$ 设为 $1\ 000\text{ cm}$ ,最终的建模场景如图3所示。

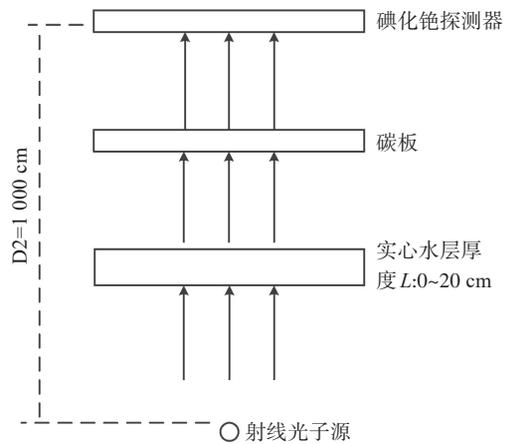


图3 单能射束能量沉积分布模拟建模示意图

Figure 3 Schematic diagram of modeling for the energy deposition distribution of single-energy beam

### 1.4 计算多能投影值

将上述多能射线能谱和单能射线能量沉积模拟结果保存为硬化校正数据库,在计算多能投影值时在数据库中根据能谱分布和能谱划分快速查找相应的模拟结果。各单能X射线穿过不同厚度水层的能量沉积,理论上遵循如下衰减规律:

$$\Phi_{i,l} = \Phi_{i,0} \cdot e^{-\mu_i \cdot l} \quad (4)$$

其中, $i$ 表示第 $i$ 个单能射线, $l$ 表示厚度, $\mu_i$ 表示第 $i$ 个单能射线对应水的质量衰减系数, $\Phi_{i,0}$ 、 $\Phi_{i,l}$ 分别表示第 $i$ 个单能射线穿过厚度为 $0$ 和 $l$ 水层后的能量沉积,但是蒙卡模拟具有高精度的优势,直接采用硬化校正数据库中的能量沉积结果。硬化校正数据库中的能量沉积需要通过一定的方法将其转换成对应的平

板探测器亮度,平板探测器亮度可用能量沉积及碘化铯(探测器材质)质量能量吸收系数的乘积来表示,故计算公式如下所示:

$$B_{i,l} = \Phi_{i,l} \cdot \mu_{en,i} \quad (5)$$

其中,  $\mu_{en,i}$  表示第  $i$  个单能射线对应碘化铯的质量能量吸收系数,  $B_{i,l}$  表示第  $i$  个单能射线透过厚度为  $l$  的水层后到达探测器所引起的平板探测器亮度。  $\mu_i$  和  $\mu_{en,i}$  是美国国家标准与技术研究所下属的物理测量实验室发布的参考标准 126 数据库中水的 X 射线质量衰减系数  $\mu/\rho$  和碘化铯的 X 射线质量能量吸收系数  $\mu_{en}/\rho$ , 如表 1 所示<sup>[15]</sup>。

表 1 水的 X 射线质量衰减系数和碘化铯的 X 射线质量能量吸收系数 (cm<sup>2</sup>/g)

Table 1 X-ray mass attenuation coefficients for water and X-ray mass energy absorption coefficients for cesium iodide (cm<sup>2</sup>/g)

能量/MeV	$\mu/\rho$	$\mu_{en}/\rho$
1.00E-03	4.08E+03	9.21E+03
1.50E-03	1.38E+03	4.12E+03
2.00E-03	6.17E+02	2.10E+03
3.00E-03	1.93E+02	7.81E+02
4.00E-03	8.28E+01	3.78E+02
5.00E-03	4.26E+01	5.01E+02
6.00E-03	2.46E+01	6.04E+02
8.00E-03	1.04E+01	2.91E+02
1.00E-02	5.33E+00	1.62E+02
1.50E-02	1.67E+00	5.49E+01
2.00E-02	8.10E-01	2.50E+01
3.00E-02	3.76E-01	8.07E+00
4.00E-02	2.68E-01	9.40E+00
5.00E-02	2.27E-01	6.60E+00
6.00E-02	2.06E-01	4.59E+00
8.00E-02	1.84E-01	2.40E+00
1.00E-01	1.71E-01	1.39E+00

为获取能谱划分后各个单能射线对应的碘化铯的 X 射线质量能量吸收系数,根据表 1 中数据作 3 次样条插值。计算插值结果后,把对应插值和能量沉积数据代入式(5)可得  $B_{i,l}$ ,然后将各个单能射线对应的平板探测器亮度进行融合处理,即把各个单能情况下的  $B_{i,l}$  进行加权、归一化处理得到  $B_l$ ,表示多能 X 射线透过厚度为  $l$  的水层后到达探测器所引起的平板探测器亮度,计算公式如下所示:

$$B_l = \frac{\sum_i (\lambda_i \cdot B_{i,l})}{\sum_i (\Phi_{i,0})} = \frac{\sum_i (\lambda_i \cdot \Phi_{i,l} \cdot \mu_{en,i})}{\sum_i (\Phi_{i,0})} \quad (6)$$

其中,  $\lambda_i$  表示第  $i$  能群在整个能群中的占比,将各单能射线对应的  $B_{i,l}$  进行加权后除以  $\sum_i (\Phi_{i,0})$  进行归一化得到多能 X 射线穿过厚度为  $l$  水层对应的平板探测器亮度  $B_l$ 。得到  $B_l$  后还需把平板探测器亮度转换成多能投影值,投影计算公式为:

$$P_l = \ln \frac{B_0}{B_l} \quad (7)$$

其中,  $B_0$  表示穿透水层厚度  $l = 0$  的平板探测器亮度,  $B_l$  表示穿透水层厚度为  $l$  的平板探测器亮度,  $P_l$  表示穿过被测物体厚度为  $l$  时的多能投影值。

### 1.5 多项式拟合

将贯穿长度  $L$  与各单能射线情况融合后的多能投影值  $P$  进行多项式拟合,采用多能投影值  $P$  为自变量,被测物体的贯穿长度  $L$  为因变量,进行  $N$  次的最小二乘法拟合,其中  $N$  不小于 4。本文分别研究 100、120 kV 管电压下传统蒙卡模拟和能谱划分步长为 2、5、10 keV 的四阶多项式,得到的拟合多项式如表 2、表 3 所示,多项式系数即为对应的硬化校正参数。

## 2 结果与分析

本文使用的蒙卡软件是凤麟核集团自主研发的 TopMC1.0,该软件是世界首款以中子/光子/电子及相关辐射输运计算为核心的大型一体化核设计软件<sup>[16]</sup>。作为国产核技术软件已实现几何与物理全过

表 2 100 kV 管电压下四阶多项式

Table 2 Fourth-order polynomial equations at 100 kV tube voltage

划分步长	四阶多项式
传统蒙卡模拟	$L=0.00136603P^4-0.01988898P^3+0.15956798P^2+4.14945142P$
2 keV	$L=0.00146600P^4-0.02154518P^3+0.17388437P^2+4.06315120P$
5 keV	$L=0.00143528P^4-0.02125445P^3+0.17433266P^2+4.05052458P$
10 keV	$L=0.00167575P^4-0.02430788P^3+0.19040384P^2+4.00602844P$

表3 120 kV管电压下四阶多项式

Table 3 Fourth-order polynomial equations at 120 kV tube voltage

划分步长	四阶多项式
传统蒙卡模拟	$L=0.00143152P^4-0.02159564P^3+0.17177057P^2+3.96769455P$
2 keV	$L=0.00139376P^4-0.02134673P^3+0.17529475P^2+3.90654870P$
5 keV	$L=0.00140466P^4-0.021458585P^3+0.17704005P^2+3.8953614P$
10 keV	$L=0.00169029P^4-0.02505398P^3+0.19501914P^2+3.84789613P$

程自动建模、可视分析的集成仿真,丰富的功能设计与高效的算法相结合显著提高分析效率。

本文结果验证分析基于 Catphan 604 模体,使用 KylinRay-MELAC 系统进行图像采集与重建,分别使用管电压 100 kV、管电流 50 mA、每帧曝光时间 20 ms 和管电压 120 kV、管电流 32 mA、每帧曝光时间 20 ms 两套参数进行扫描与重建。

将本文得到的多项式硬化校正参数应用到 Catphan 604 模体的投影图像重建 CBCT,对重建后的 CBCT 进行影像均匀性的评价,均匀性评价基于 CBCT 图像在成像区域内重现 HU(Hounsfield Unit)值的能力, HU 值是一种用于衡量 CBCT 图像中组织密度的数值。HU 值是由 CT 扫描产生的图像上的每个像素根据其相对于水的 X 射线吸收能力来确定的。若成

像区域内各个像素对应的 HU 值之间的差距越小,则均匀性越好。本文结果分析使用两种基于 HU 值的方法测量重建图像均匀性,分别是:(1)均匀效果定性分析:在 Catphan 604 模体均匀性检测对应模块,取横断面图像区域中间行 HU 值绘制曲线图进行硬化校正效果的定性分析;(2)均匀效果定量分析:如图 4 所示为 Catphan 604 模体及均匀性测试感兴趣区域 (Region of Interest, ROI)分布图,在均匀性测试图像区域选取 5 个不同的位置直径为 1 cm 的圆,其中 5 号为中心 ROI,1~4 号为外部 4 个 ROI。统计均匀性最大偏差,即分别求出 5 号中心 ROI 的平均 HU 值与外部 4 个 ROI 平均 HU 值之差,取其绝对值的最大值为最大偏差。该最大偏差值越小,说明图像越均匀。

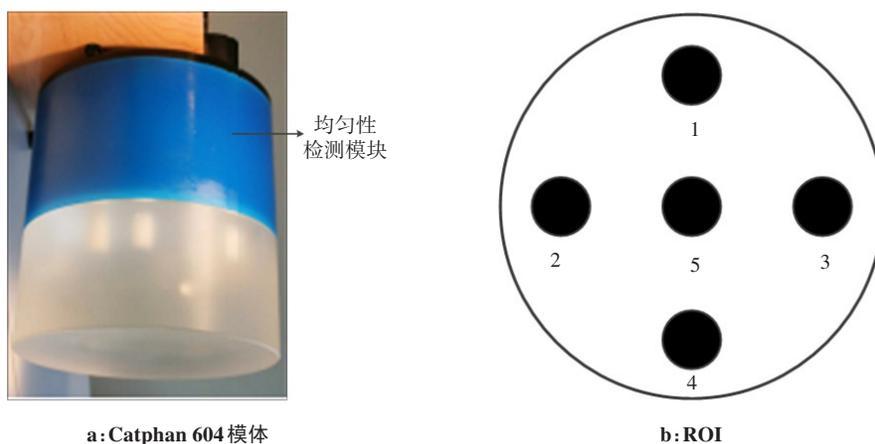


图4 Catphan 604模体及均匀性 ROI分布  
Figure 4 Catphan 604 phantom and distribution of the region of interest for uniformity detection

## 2.1 均匀性分析

**2.1.1 均匀效果定性分析** 在均匀性检测对应模块,取某一个横断面图像区域中间行 HU 值进行均匀性比较,绘制 HU 值相对于像素位置的关系曲线,得到 100、120 kV 条件下硬化校正前后的 HU 值曲线,如图 5、图 6 所示。由未硬化校正的黑色曲线可知,由于多能谱 X 射线硬化效应,使得图像出现杯状伪影,即贯

穿长度大的区域暗,且随着贯穿长度增大亮度越来越暗,中心区域的亮度明显低于边缘的亮度。经过硬化校正后,伪影得到明显的改善, HU 值更加均匀,反映在曲线上为硬化校正后的 HU 值曲线更加平坦,说明了方法的有效性。但各步长条件下绘制的 HU 值曲线区分不明显,可结合下文的定量分析进一步比较各步长条件下的硬化校正效果。

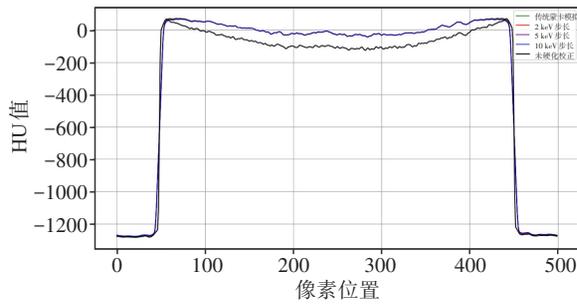


图 5 100 kV 条件下硬化校正前后均匀性检测图域中间行 HU 值曲线  
Figure 5 HU value curves in the middle row of the image field for uniformity detection before and after hardening correction at 100 kV

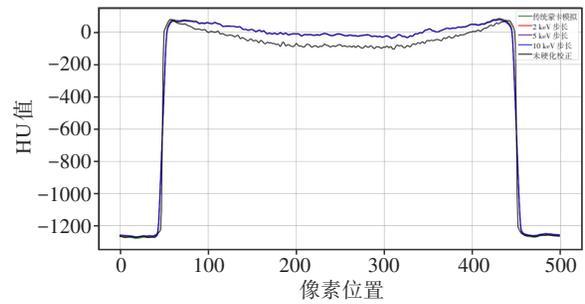


图 6 120 kV 条件下硬化校正前后均匀性检测图域中间行 HU 值曲线  
Figure 6 HU value curves in the middle row of the image field for uniformity detection before and after hardening correction at 120 kV

2.1.2 均匀效果定量分析 为了确定划分步长对硬化校正效果的影响,通过获取 5 个 ROI 的 HU 值进一步量化均匀性指标,分别统计 100、120 kV 条件下硬化

校正前后重建 CBCT 的均匀性最大偏差,如表 4、表 5 所示。

表 4 100 kV 条件下硬化校正前后重建 CBCT 的均匀性偏差(HU)

Table 4 Uniformity deviations in CBCT reconstruction before and after hardening correction at 100 kV (HU)

划分步长	ROI 区域					最大偏差
	1	2	3	4	5	
传统蒙特卡模拟	24.1645	25.5204	12.2428	13.6130	-28.3203	53.8406
2 keV	23.9970	25.3387	12.0463	13.3820	-27.3711	52.7098
5 keV	23.9322	25.2691	11.9711	13.2954	-27.0503	52.3194
10 keV	23.8648	25.1894	11.8745	13.1799	-26.4668	51.6562
未校正	25.7146	28.8791	18.8572	17.5231	-42.9786	71.8577

表 5 120 kV 条件下硬化校正前后重建 CBCT 的均匀性偏差(HU)

Table 5 Uniformity deviations in CBCT reconstruction before and after hardening correction at 120 kV (HU)

划分步长	ROI 区域					最大偏差
	1	2	3	4	5	
传统蒙特卡模拟	30.7159	26.4919	22.0888	21.0362	-18.0011	48.7171
2 keV	30.4984	26.2544	21.7917	20.7010	-16.6955	47.1939
5 keV	30.4465	26.1974	21.7236	20.6232	-16.3942	46.8407
10 keV	30.3552	26.0930	21.5973	20.4763	-15.7698	46.1249
未校正	32.1304	30.0911	23.2310	23.1197	-33.2112	65.3416

由表 4 可知,100 kV 条件下未硬化校正的最大偏差是 71.8577 HU,硬化校正后的最大偏差均小于未校正情况,且划分步长为 10 keV 时最大偏差最小。经硬化校正后重建的 CBCT 影像均匀性均优于未校正情况,随着划分步长变大,均匀性偏差也随之变小。划分步长为 10 keV 时得到的最大偏差是最小的,划分步长为 2 keV 时得到的最大偏差最接近传统

蒙特卡模拟情况。根据传统蒙特卡模拟和 2、5、10 keV 步长得到的均匀性最大偏差对比未校正情况,均匀性分别提升 25.07%、26.64%、27.17%、28.11%。

由表 5 可知,120 kV 条件下未硬化校正的最大偏差是 65.3416 HU,硬化校正后的最大偏差均小于未校正情况,且划分步长为 10 keV 时最大偏差最小。经硬化校正后重建的 CBCT 影像均匀性均优于未校

正情况,随着划分步长变大,均匀性偏差也随之变小。划分步长为10 keV时得到的最大偏差是最小的,划分步长为2 keV时得到的最大偏差最接近传统蒙卡模拟情况。根据传统蒙卡模拟和2、5、10 keV步长得到的均匀性最大偏差对比未校正情况,均匀性分别提升25.44%、27.77%、28.31%、29.40%。

## 2.2 时间效率分析

蒙卡模拟方法相较于其他方法一个重要的缺点在于运算时间较长,而受到计算机并行处理能力的限制,蒙卡模拟的速度也有其局限性<sup>[17]</sup>。为了从时间维度上衡量使用本方法进行硬化校正的效率问题,将使用本文硬化校正数据库进行硬化校正的时间与使用传统蒙卡模拟硬化校正的时间进行对比。以本文研究的100、120 kV的传统蒙卡模拟为例,计算机配置为6核心CPU,主频2.9 GHz,内存16.0 GB。统计蒙卡模拟阶段运算时间,统计结果如下:在100、120 kV传统蒙卡模拟方法运算阶段时间分别是11 533.08、13 839.70 min。但是使用硬化校正数据库配合能谱划分方法的程序代码只需2 min就可以完成多项式硬化校正参数拟合,极大地缩短运算时间并提高硬化校正参数的拟合效率。

## 3 结论

本文旨在探索并评估灵活性强、精度高的蒙卡模拟能谱划分方法,将多能谱X射线划分为若干个单能的子能谱,将贯穿长度与各单能射束加权归一化后的多能投影值进行多项式拟合硬化校正。在重建CBCT图像上进行实验和评估,由HU值定性分析可知,经过硬化校正后的HU值更加均匀,反映在曲线上为硬化校正后的曲线更加平坦。由HU值定量分析可知硬化校正后重建的CBCT图像均匀性优于未校正的CBCT图像均匀性,且随着划分步长变大,均匀性最大偏差也随之变小。从时间效率分析可知将大大缩短运算时间,提高硬化校正参数的拟合效率。实验结果表明,基于蒙卡模拟能谱划分的X射线图像硬化校正方法是可行有效的。

## 【参考文献】

[1] 潘小东,张催,商宏杰,等.锥束CT成像质量影响因素研究[J].原子核物理评论,2019,36(2):211-217.  
Pan XD, Zhang C, Shang HJ, et al. Study on the factors influencing the quality of cone-beam computed tomography[J]. Nuclear Physics Review, 2019, 36(2): 211-217.

[2] 陈慧娟,潘晋孝.一种基于多能统计的射束硬化校正方法[J].CT理论与应用研究,2010,19(1):21-27.  
Chen HJ, Pan JX. A beam-hardening correction method based on poly-energetic statistics in X-ray CT [J]. Computerized Tomography Theory and Applications, 2010, 19(1): 21-27.

[3] 陈慧娟. CT系统中射束硬化校正算法研究[D].太原:中北大学,2010.

Chen HJ. The algorithms study of beam-hardening correction in CT [D]. Taiyuan: North University of China, 2010.

[4] 张小可,杨昆,陈锦涛,等.基于投影空间的CT射束硬化校正方法[J].河北大学学报(自然科学版),2018,38(6):648-655.  
Zhang XK, Yang K, Chen JT, et al. CT beam hardening correction method based on projection space[J]. Journal of Hebei University (Natural Science Edition), 2018, 38(6): 648-655.

[5] 张泽宏,王珏,周日峰.高能X射线的硬化校正[J].物理测试,2005,23(6):12-15.  
Zhang ZH, Wang J, Zhou RF. Beam hardening correction of high energy X-rays[J]. Physics Examination and Testing, 2005, 23(6): 12-15.

[6] 吕振涛.工业CT图像旋转中心和射束硬化校正方法研究[D].太原:中北大学,2022.  
Lü ZT. Research on rotation center and beam hardening correction method of industrial CT image [D]. Taiyuan: North University of China, 2022.

[7] 张俊,李磊,张峰,等.X射线CT射束硬化校正方法综述[J].CT理论与应用研究,2013,22(1):195-204.  
Zhang J, Li L, Zhang F, et al. Review of the methods for beam hardening correction in X-ray computed tomography [J]. Computerized Tomography Theory and Applications, 2013, 22(1): 195-204.

[8] 曾钢,郝忠强,阎永廉.基于蒙特卡罗模拟的射束硬化校正方法[J].高能物理与核物理,2006(2):178-182.  
Zeng G, Yu ZQ, Yan YL. Beam hardening correction based on Monte Carlo simulation[J]. High Energy Physics and Nuclear Physics, 2006 (2): 178-182.

[9] 张益海,张催,潘小东,等.锥束工业CT射束硬化校正方法[J].无损检测,2017,39(6):8-12.  
Zhang YH, Zhang C, Pan XD, et al. The methods for beam hardening correction of cone-beam industrial computed tomography [J]. Nondestructive Testing, 2017, 39(6): 8-12.

[10] Yan CH, Whalen RT, Beaupré GS, et al. Reconstruction algorithm for polychromatic CT imaging: application to beam hardening correction [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2000, 19(1): 1-11.

[11] 张秀琰,陈明,郑永果.一种X射线射束硬化校正方法[J].软件,2020,41(2):256-259.  
Zhang XY, Chen M, Zheng YG. A correction method of X-ray beam hardening [J]. Computer Engineering & Software, 2020, 41(2): 256-259.

[12] 张秀琰. CT图像中X射线射束硬化校正方法研究[D].青岛:山东科技大学,2020.  
Zhang XY. Research on X-ray beam hardening correction method in CT images [D]. Qingdao: Shandong University of Science and Technology, 2020.

[13] 张学松. CT图像射束硬化伪影校正方法研究[D].沈阳:沈阳工业大学,2017.  
Zhang XS. Research on beam hardening artifact calibration method in CT images [D]. Shenyang: Shenyang University of Technology, 2017.

[14] 张催,张益海,商宏杰,等.X射线管原始谱和透射谱的测量及应用[J].原子能科学技术,2016,50(10):1859-1865.  
Zhang C, Zhang YH, Shang HJ, et al. Measurement and application of original spectrum and transmission spectrum of X-ray tube [J]. Atomic Energy Science and Technology, 2016, 50(10): 1859-1865.

[15] Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest [EB/OL]. (1995-01-01). <https://www.nist.gov/publications/tables-x-ray-mass-attenuation-coefficients-and-mass-energy-absorption-coefficients-1-0>.

[16] 吴宜灿,宋婧,胡丽琴,等.超级蒙特卡罗核计算仿真软件系统SuperMC [J].核科学与工程,2016,36(1):62-71.  
Wu YC, Song J, Hu LQ, et al. Super Monte Carlo simulation program for nuclear and radiation process: SuperMC [J]. Nuclear Science and Engineering, 2016, 36(1): 62-71.

[17] 韩振辉.面向金属增材制造器件的X射线伪影校正研究[D].天津:天津大学,2019.  
Han ZY. Research on X-ray artifact correction for metal additive manufacturing [D]. Tianjin: Tianjin University, 2019.

(编辑:陈丽霞)