

DOI:10.7522/j.issn.1000-0240.2018.1144

CHEN Shijie, MA Wei, LI Guoyu. Ring artifact and beam hardening artifact in CT image of frozen soil: causes and correction methods[J]. Journal of Glaciology and Geocryology, 2020, 42(4):1407-1416. [陈世杰, 马巍, 李国玉. 冻土CT图像中环形伪影和射线束硬化伪影的成因及校正方法[J]. 冰川冻土, 2020, 42(4):1407-1416.]

冻土CT图像中环形伪影和射线束硬化伪影的成因及校正方法

陈世杰^{1,2}, 马 巍^{1,2}, 李国玉^{1,2}

(1. 中国科学院 西北生态环境资源研究院 冻土工程国家重点实验室, 甘肃 兰州 730000; 2. 中国科学院大学, 北京 100049)

摘 要: 冻土CT图像中不可避免地会出现环形伪影和射线束硬化伪影。为解决这些问题, 分析了两类伪影的特征和形成机理, 提出了降低伪影的硬件优化方案。首先, 通过改变X射线管电压, 以此改变X射线光通量来降低冻土CT图像的环形伪影。其次, 利用不同厚度的滤过材料, 将X射线中的低能射线预先过滤, 使得穿过冻土试样的X射线能谱范围变窄, 以此来降低射线束硬化伪影对试样的影响。对比分析结果表明: 将扫描电压提高到120 kV既能有效降低同类型冻土试样CT图像中的环形伪影, 又能保证图像的质量; 选用材质为2A12、厚度为18 mm的航空铝材, 在扫描电压为120 kV、扫描电流为230 mA的条件下可以有效抑制射线束硬化所造成的伪影。

关键词: 冻土; 环形伪影; 射线束硬化伪影; CT图像

中图分类号: P642.14; TP391.41 **文献标志码:** A **文章编号:** 1000-0240(2020)04-1407-10

0 引言

20世纪80年代, 医用CT扫描技术首次被Vinegar等^[1]学者引入到岩土领域, 之后迅速发展, 成为岩土体细观结构变化观测的有效手段之一。在国内, 冻土工程国家重点实验室首次利用CT扫描技术对冻土试样冻融前后和受力条件下内部细观结构演化规律进行研究^[2-3], 发现扫描得到的冻土CT图像中存在环形或圆弧形的带状区域, 这种带状区域被称为环形伪影^[4-5], 整个环形或圆弧形的伪影通常与冻土的剪切带非常相似, 会对CT图像的分析造成错误的解读。为了消除环形伪影, Jin等^[6]通过比较预测的初始图像值与实际投影数据收集的CT值, 提出用OSEM算法对环形伪影区域图像进行校准, 使伪影图像的均匀性提高5%。Titarenko等^[7]基于CT图像经过傅里叶变换后其正弦图像沿水平方向是光滑的假设, 找到一种解析公式对

环形伪影进行抑制。此外, 一些学者试图通过处理水平方向伪影图像的正弦图, 利用低通滤波的方法滤出高频分量, 来对环形伪影进行消除^[8-11], 例如Yenumula等^[12]将CT图像投影正弦图用hann滤波器进行滤波后重建, 以此来减少环形伪影状况。Sijbers等^[13]、张国强等^[14]利用坐标转化将CT图像投影数据转化成极坐标之后, 通过低通滤波算法对伪影图像进行伪影消除。Sadi等^[15]基于投影数据平均曲线中环伪影的特征, 提出一种迭代加权中值滤波算法, 计算了中值滤波的中心权重, 从均值曲线偏差计算的局部偏差分布确定了迭代算法的收敛判据, 进而修正环形伪影。另有一些学者基于特征识别的方式对环形伪影正弦图中的不一致因子进行识别, 之后通过分段多项式拟合的方式对图像进行校正, 以达到消除环形伪影的目的^[16-18]。以上校正方法虽然对环形伪影有一定的抑制作用, 但是这些

收稿日期: 2018-09-07; 修订日期: 2018-11-28

基金项目: 国家自然科学基金项目(41801038; 41630636); 国家重点研发计划项目(2017YFC0405101); 甘肃省科技计划项目(18JR3RA376)资助

作者简介: 陈世杰(1984-), 男, 甘肃高台人, 工程师, 2010年在兰州交通大学获硕士学位, 从事冻土CT扫描试验和研究工作。

E-mail: chsj53719@lzb.ac.cn

通信作者: 李国玉, 研究员, 从事冻土工程与寒区环境研究. E-mail: guoyuli@lzb.ac.cn.

方法均是基于图像后处理方法对伪影区域进行模糊和均匀处理,会对其内部结构做出匀质化处理,掩盖复杂组分材料内部的真实细观结构。特别是对于冻土试样来说,其内部各组分物质之间密度的差异较小,使得其投影信号没有突出的非连续性,这些误差产生的图像信息也就没有清晰的边界,利用上述方法进行校准时很难识别伪影的位置,使用滤波的方式处理图像伪影时其阈值、子集等相关参数较难确定。

同时,也发现冻土 CT 图像边缘位置比中心位置的图像要亮,在图像的中心位置处形成一个低密度带,通常这种现象是由射线束硬化伪影造成的^[19-20]。这种射线束硬化伪影也必然会给后期 CT 图像的解读带来严重的误导,如在冻土的水分迁移过程中,这种硬化伪影若不消除,会得出水分由中心位置向试样边缘迁移的结论,这与水分实际迁移机理是相悖的。消除射线束硬化伪影的主要方法可归纳为多项式拟合法和后处理重建算法^[21],其中多项式拟合法是通过楔形模型利用多项式拟合的方法,将射线穿透距离和多能量投影值进行线性拟合,来达到校正目的^[22-25]。但是这种方法要获得扫描材料的矿物组分以及穿透距离,对于冻土材料有很大的局限性。后处理重建算法是通过对 CT 图像的两次数据重建,将原始的投影数据从多色非线性转换为 X 射线在不同距离内通过物体的衰减和距离之间的单色线性关系,利用正弦图像的投影数据估计 X 射线上高密物质的分布,用该分布来对投影数据进行校正^[26-31]。但这种方法需要预先知道扫描材料的能谱分布和空间分布,这对于冻土复杂的内部结构来说是不可能实现的。

为了能够抑制冻土 CT 图像中的环形伪影和射线束硬化伪影,本文分析了冻土 CT 图像中环形伪

影和射线束硬化伪影的特征及产生机理,在此基础上,提出了降低以上两类伪影的硬件优化方案,通过对比试验结果,获得了最优的试验方案,从而达到提高冻土 CT 图像质量的目的。

1 测试仪器及试样制备

本次试验所用的 CT 设备为中国科学院冻土工程国家重点实验室引进的荷兰飞利浦 Brilliance 16 排多能量螺旋医用 CT 机,如图 1 所示。其空间分辨率为 $24\text{ lp}\cdot\text{cm}^{-1}$,密度分辨率为 0.3%,扫描电压为 90~140 kV,最大扫描电流为 500 mA。

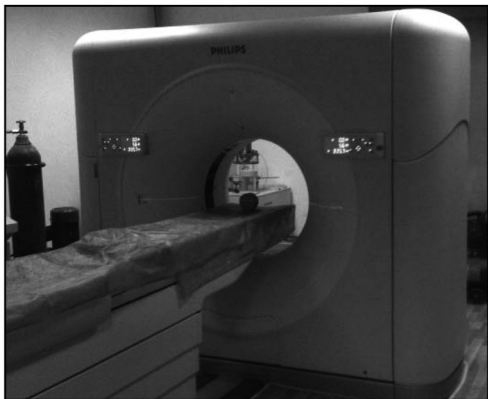


图 1 CT 试验设备
Fig. 1 The CT equipment used in the test

本次试验用土采自连霍高速甘肃省永登县某取土场附近,按照《土工试验方法标准》测得土样的颗粒组成及物性指标,如表 1 所示。将土制备成初始含水量为 13%(最优含水率)、干密度为 $1.82\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ 、压实度为 95% 的 $\phi 61.8\text{ mm}\times 125\text{ mm}$ 圆柱状试样,放置在 $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ 冷库中快速降温 6 h,之后将冻土样放置在温度为 $-6\text{ }^{\circ}\text{C}$ 的恒温箱中恒温 24 h 后,开始 CT 扫描试验,取中间层进行分析。

表 1 土样的基本物理指标

Table 1 Basic physical parameters of the soil specimen

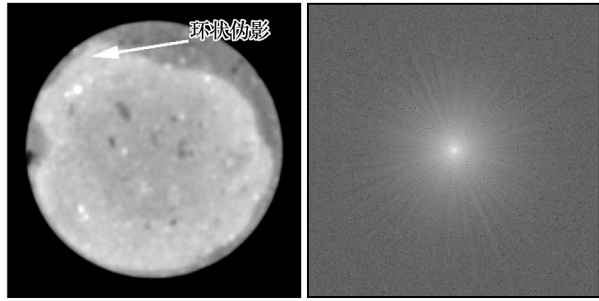
颗粒组成(质量占比)/%			液限/%	塑限/%	比重	最优含水率/%	最大干密度/($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)
>0.05 mm	0.05~0.005 mm	<0.005 mm					
15	66	19	26	18	2.7	13	1.9

2 环形伪影

2.1 环形伪影的特征及产生机理

制备好的冻土试样在 90 kV 扫描电压下的 CT 图像如图 2 所示。由图 2(a)中标示区域可以看到

CT 图像中沿中心位置分布的半圆状环形伪影,为了便于进一步比较,将伪影 CT 图像进行傅里叶变换得到傅里叶投影图[图 2(b)],可以看到环形伪影在变换后的图像中呈现出放射状,并且亮度不均匀。



(a) 90 kV 扫描电压下的 CT 图像 (b) 经过傅里叶变换后(a)的投影图像

图2 冻土 CT 图像中的环形伪影

Fig. 2 Ring artifacts corrupted in a CT image of frozen soil: CT image at 90 kV scanning voltage (a) and its projection image after Fourier transform (b)

按照 CT 图像的成像原理, CT 图像的重建一般采用反投影重建算法, 在连续情况下的图像中某一点的反投影重建公式为^[32]

$$f(r, \theta) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi p_\varphi[r \cos(\theta - \varphi)] d\varphi \quad (1)$$

式中: (r, θ) 为空间任意位置的极坐标; φ 为不同投射方向与直角坐标的夹角; $f(r, \theta)$ 为经过给定点 (r, θ) 的所有射线投影在 $\varphi=0 \sim \pi$ 区间内累加所得到的 (r, θ) 点的像素值; p_φ 为 φ 方向上的投影值。

由式(1)可知, 扫描过程中射线束的硬化、探测器的响应不一致等引起的误差均会对投影值 p_φ 带来影响, 同时由于反投影重建算法中存在积分项, 这会使极小误差值在反投影重建过程中被放大, 从而影响最后重建得到的 CT 图像中的各个像素值, 使像素值的误差增大, 从而影响最终的成像结果。

有研究表明, 环形伪影的形成通常是由探测器通道错误或是探测器通道误差过大造成的^[33-34]。为了表征它们之间的关系, 将不同探测器通道投影误差值设为 ε_i , 由 CT 成像原理可知, 反投影图像形成环形, 与发生错误的探测器通道的投影线相切, 其结果是环形伪影的强度沿着整个环形的圆周积分 Q_i , 它等于探测器通道投影误差值 ε_i 与投影数 n 的积, 由此可以得到 CT 图像中总的环形伪影强度 C 。

$$C = \sum_i \frac{Q_i}{2\pi r_i} = n \sum_i \frac{\varepsilon_i}{2\pi r_i} \quad (2)$$

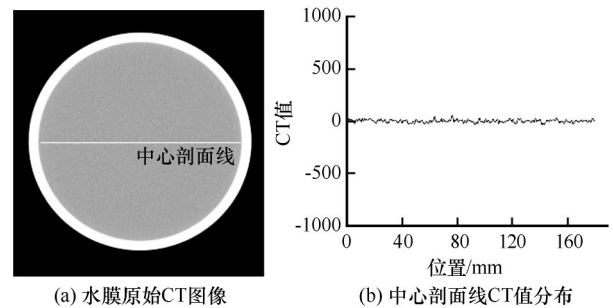
式中: C 为总的环形伪影强度; i 为探测器所对应的环形伪影个数; r_i 为环形伪影半径; Q_i 为半径为 r_i 的环形伪影强度的圆周积分; n 为投影数; ε_i 为探测器通道投影误差值。

由式(2)可以进一步验证引起冻土 CT 环形伪

影的原因有两个: ①探测器通道误差偏大, ②探测器通道的响应不一致。

2.2 环形伪影的校正

为了解决冻土 CT 图像中的环形伪影问题, 首先要判定环形伪影是由探测器通道误差偏大所造成的, 或是由探测器通道的响应不一致造成的, 为此利用 CT 机初始校准用的标准物质(水膜)来进行判断, 通过水膜扫描得到 CT 图像和中心剖面线位置曲线如图3所示。



(a) 水膜原始 CT 图像

(b) 中心剖面线 CT 值分布

图3 水膜原始 CT 图像及中心剖面线 CT 值分布

Fig. 3 Original CT image of water phantom (a) and its CT number profile along the central section line (b)

由图3可以看到, 水膜的 CT 图像并未出现肉眼可观测到的环形伪影, 同时中心剖面线 CT 值分布也基本趋于一条直线, 并未出现较大误差波动。基于以上原因, 可以排除冻土 CT 图像中的环形伪影是由探测器通道误差偏大所造成的。

但是在随后对同等扫描条件下的冻土试样扫描时发现, 其环形伪影依然存在。 ε_i 引起的标准差为

$$SD_{\varepsilon_i} = \sqrt{\sum_{i=1}^N (\varepsilon_i - \bar{\varepsilon}_i)^2} \quad (3)$$

为了减少上述统计标准差 SD_{ε_i} , 大多数医用 CT 生产厂商使用与人体密度(约 $1.06 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$)较为接近的标准物质水膜(密度约 $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$)校正来补偿 SD_{ε_i} , 通过水膜平均得到增益校正正值来降低 SD_{ε_i} , 同时对探测器响应不一致的通道通过暗场和增益进行校正。

但是不同于水膜这种单一物质, 冻土是由冰颗粒、未冻水、土颗粒、空气组成的多相特殊土, 其密度范围在 $1.4 \sim 2.6 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 之间, 同时冻土试样的密度、相对分子质量、样品截面尺寸、形态与纯水等几何校准模型不一致, 使得照射到探测器单元的 X 射线光通量不一致。另外, 不同于人体 CT 扫描, 在利用医用 CT 进行冻土扫描时为了获得更高的图

像质量,会适当修改扫描参数以提高放射剂量,这均会导致在原有标准物质(水膜)下得到的校准值超出了医用CT常规剂量探测器单元的校准范围,使得校准值并不能很好地补偿探测器增益,进而导致一定统计水平下的光通量通过探测器通道而出现的响应不一致的状况,这也是经过水膜校准后的冻土试样环形伪影依然存在的原因。要解决这一问题,要改变穿过冻土试样的X射线探测器单元的光通量,提高探测器的光子统计水平,使其范围控制在医用CT的校准范围之内。

依据X射线物理学原理,连续X射线有一个波长极限,它是由光子一次碰撞就耗尽能量所产生的X射线,只与扫描电压有关,并且有如下关系式。

$$\varepsilon = eU = \frac{hc}{\lambda_0}$$
(4)

$$\varepsilon_p = \frac{h}{\lambda_0}$$
(5)

式中: ε 为光子的能量; e 为电子电荷; U 为扫描电压; h 为普朗克常数; c 为X射线传播速率; λ_0 为X射线波长; ε_p 为动量。

由式(4)和式(5)可知,动能越大,其穿透能力越强,同时X射线波长越短动能越大,要改变穿过冻土试样的X射线探测器单元的光通量只需要提高扫描电压就可以了。

2.3 校正结果

依据上述机理,本文通过适当提高扫描电压从而改变X射线波长极限,对冻土CT图像中的环形伪影进行硬件校准,使得穿过冻土试样的X射线探测器单元的光通量能够满足原有增益校正值的校正范围,从而补偿SD_ε,进而解决探测器响应不一致所造成的环形伪影。为此,针对同一个冻土样品开展了三组不同扫描电压参数的CT试验,为了保证每次扫描时的球管曝光功率近似一致且不超过机器的额定功率,在改变不同电压参数的同时也适

当地调整扫描电流参数,得到了90 kV、120 kV、140 kV下的冻土CT图像和傅里叶变换投影图(图4),其扫描参数及感兴趣区域的CT均值、标准差、图像信噪比(signal noise ratio, SNR)评价等如表2所示。

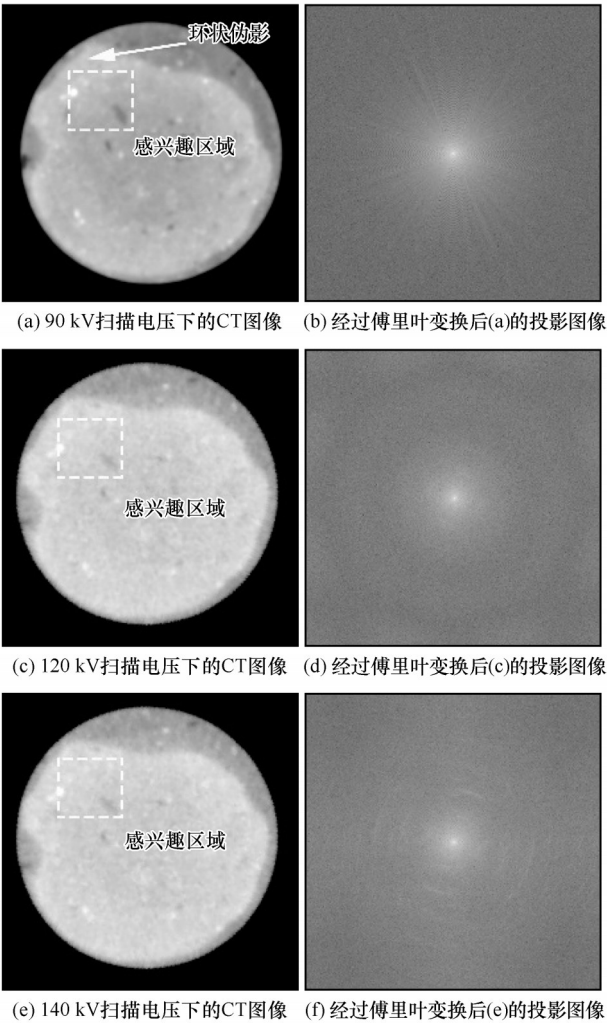


图4 不同扫描电压条件下的CT图像
Fig. 4 CT images under scanning voltage of 90, 120 and 140 V (a, c, d) and their projection images after Fourier transform (b, d, f)

表2 不同扫描条件下的CT图像参数

Table 2 The CT image parameters under different scanning condition

扫描条件				感兴趣区域CT均值	标准差	信噪比	环形伪影情况	图像质量评价
扫描电压/kV	扫描电流/mA	层厚/mm	曝光时间/ms					
90	310	3	0.75	1 443.5	198.5	7.14	严重	较差
120	230	3	0.75	1 230.1	111.8	11.11	降低	良好
140	200	3	0.75	1 147.6	138.1	8.33	降低	适中

为了对不同扫描电压下的图像质量进行量化对比,可以通过信噪比(SNR)来对图像质量进行评

价。信噪比越大其图像质量越高,信噪比越小其图像噪声越大,图像质量越低。SNR定义为^[12]

$$SNR = \frac{\sigma_{ROI}}{\mu_{ROI}} \quad (6)$$

式中: SNR 为 CT 图像中感兴趣区域的信噪比; μ_{ROI} 为感兴趣区域的标准差; σ_{ROI} 为感兴趣区域的 CT 均值。

通过对不同电压下的 CT 图像对比发现, 在扫描电压为 90 kV 时冻土试样的 CT 图像中存在环形伪影, 该组电压值也是利用标准物质校准时用到的扫描电压。当校准扫描电压提高到 120 kV 和 140 kV 时, 其环形伪影得到了很好的抑制, 傅里叶变换投影图中的线状伪影也全部消除。但是对比上述两组傅里叶变换投影图发现, 120 kV 傅里叶变换投影图中的明、暗区域较 140 kV 的投影图更加均匀, 并且噪点较少。另外, 对比图 4 中所选择感兴趣区域的图像信噪比, 发现扫描电压为 120 kV 时其信噪比最大, 图像质量最高。因此, 在扫描电压为 120 kV 的这组参数下, 既能减低探测器响应不一致所造成的环形伪影, 又能保证 CT 图像的质量, 该组扫描参数是冻土 CT 图像抑制环形伪影保证图像质量的最优扫描条件。

3 射线束硬化伪影

3.1 射线束硬化伪影的特征及产生机理

冻土 CT 图像的射线束硬化伪影具体表现为 CT 图像中心部分的图像亮度比外部边缘处暗, 在边缘区域形成一个圆形亮带, 同时从中心剖面线分布可以看到中心部位的 CT 值要小于试样边缘处的 CT 值, 在边缘位置出现两个峰值, 整个剖面线分布呈凹型, 如图 5 所示。

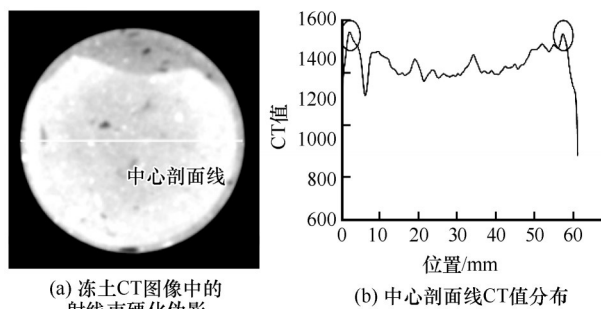


图 5 冻土 CT 图像中的射线束硬化伪影及中心剖面线 CT 值分布

Fig. 5 Beam hardening artifacts in a CT image of frozen soil (a) and its CT number profile along the central section line (b)

按照 Lambert-Beer 定理, 单能 X 射线穿透均匀介质后其入射线和出射线的强度呈指数衰减规律。

$$I = I_0 e^{-\mu \Delta x} \quad (7)$$

式中: I 与 I_0 分别为 X 射线出射和入射强度; μ 为物质的质量吸收系数; Δx 为穿过物体的厚度。

由式(7)可得

$$\mu \Delta x = -\ln \frac{I}{I_0} = p \quad (8)$$

式中: p 为 X 射线方向的投影值。

由式(8)可知, 单能 X 射线穿透均匀介质后沿着射线方向的投影值 p 与穿过物体的厚度 Δx 呈线性关系, 其关系如图 6 所示。

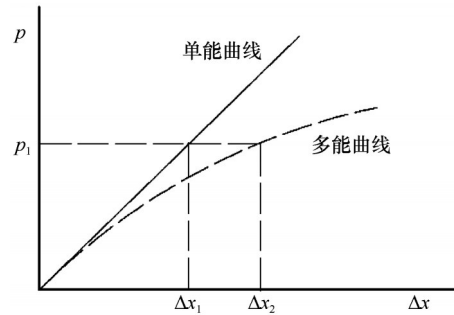


图 6 投影值与材料厚度关系

Fig. 6 Relationship between projection value p and material thickness Δx

但所有 CT 设备产生的 X 射线均有很宽的能谱值及波长范围, 其中 X 射线的波长范围在 $10^{-8} \sim 10^{-12}$ m, 也就是说实际中 X 射线是多能的, 这是 CT 设备所固有的属性, 无法改变。对于非均匀物质来说, 有

$$\mu = \sum_{i=1}^n \left(\frac{\mu_{mi}}{\rho_i} \right) W_i \quad (9)$$

其中

$$\mu_{mi} \approx K \lambda_i^3 Z^3 \quad (10)$$

式中: μ_{mi} 为单位长度的 X 射线质量吸收系数; ρ_i 为物质密度; W_i 为元素质量百分比; K 为常数; λ_i 为不同能量的 X 射线波长; Z 为靶材的原子序数。

由式(9)~(10)可知, 对于同一种物质, 当穿过的 X 射线波长 λ_i 不同, 其衰减系数 μ 也不同, 若仍然用单能衰减进行补偿, 则会出现同一投影值 p_1 对应不同厚度 Δx_1 和 Δx_2 的现象。同时, 波长较长的低能“软射线”先被吸收, 波长较短的高能“硬射线”得以穿透, 使得中心位置表现出“低密度性”, X 射线穿透均匀介质后沿着射线方向的投影值 p 与穿过物体的厚度 Δx 呈非线性关系, 如图 6 所示。

正是基于以上原因, 要根本避免产生射线束硬化伪影, 其理想状况是采用单能的 X 射线源, 这可以使非线性问题得以解决, 但是这种单能 X 射线放

射源造价昂贵,在实际应用中并未得到广泛普及,尤其在医用CT机领域尚未出现单能X射线球管。这就使得未校准的冻土CT图像均存在射线束硬化伪影现象。

3.2 射线束硬化伪影的校正

如果对穿过物质的多能射线束进行滤波,其波长覆盖范围必然变窄,在窄波长范围内可以近似认为X射线是单能的^[33]。基于以上思路,可以在样品周围加装滤过装置,如图7所示,滤过装置会优先吸收和过滤波长较长的低能X射线,使得射线束穿过样品之前的射线均是短波高能射线,而低能射线在未穿过试样之前已被滤过装置所吸收,这就使得最终穿过试样和探测器的X射线波长范围变窄。

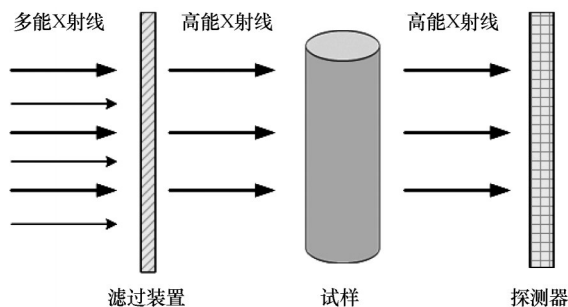


图7 滤波示意图

Fig. 7 Schematic diagram of the filter process

考虑到医用CT机的结构及试样安装拆卸的便利性及经济性,最终设计的X射线束滤过装置如图8所示。滤过装置设计为圆柱状,冻土样品放置在滤过装置中心位置,试样和滤过装置之间周围用吸收系数极低的保温塑料泡沫材料填充。考虑到试验所用的CT机为医用CT,其激励电压及X线管功率相对较低,X射线穿透能力相对较弱,若选用原子序数较大的滤过材料如铅、铜等,会使得X射线衰减过快影响成像。综合考虑上述因素,本次试验滤过装置的材料选用吸收系数相对较小的铝材,其

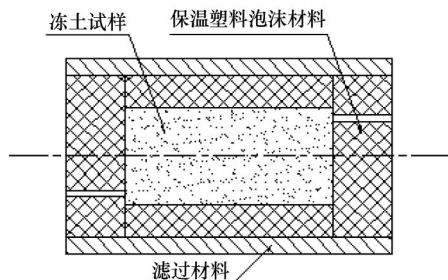


图8 滤过装置示意图

Fig. 8 Schematic diagram of the filter device

标号为2A12,化学成分为:Si 0.5%,Fe 0.5%,Cu 3.8%~4.9%,Mg 1.2%~1.8%,Mn 0.3%~0.9%,Zn 0.3%,Ni 0.1%,其余均为Al。为了降低射线束硬化伪影,同时还要保证CT图像质量,滤过装置的壁厚选择要综合考虑图像的噪声、CT值的误差范围等因素,为了确定滤过装置的最优厚度和验证校准效果,开展了5组同等扫描条件下不同厚度的CT试验。扫描条件为扫描电压120 kV,扫描电流230 mA,层厚3 mm,曝光时间0.75 ms,材料厚度分别为8 mm、13 mm、18 mm、21 mm、25 mm。试验选取试样的中间位置作为分析层,其层位数为16,为了保证每组CT断层图像的一致性,试样所选用的样品均为同一冻土试样,并且每次扫描时对同分析层也做了定位,这样就保证了对比分析的图像为同一试样的同一层位,避免由于样品差异和定位不同而造成的误差,其定位图像如图9所示。

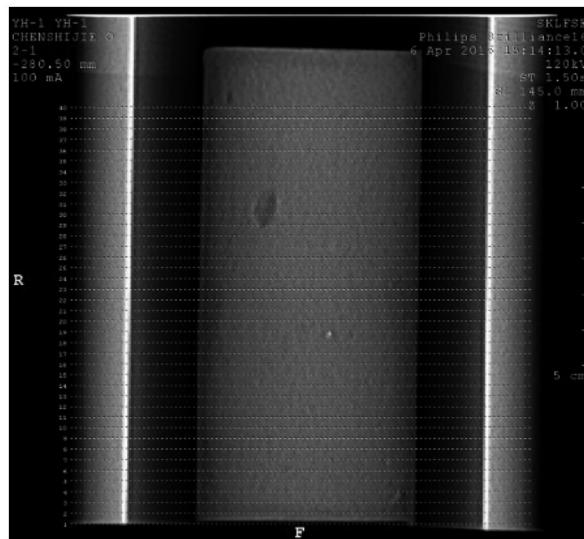


图9 样品定位示意图

Fig. 9 Schematic diagram of the specimen positioning

3.3 校正结果

图10为经过不同厚度滤过材料校正后的冻土试样的CT图像及中心剖面线CT值分布图。由图可知,在未加滤过材料和滤过材料的厚度分别为8 mm、13 mm时,冻土试样的射线束硬化伪影虽然有所降低但并未消除,中心剖面线所示边缘区域的CT值仍然大于中心区域(图中标示位置所示),其滤波校正效果不明显。随着滤过材料厚度的增加,CT图像边缘区域和中心区域亮度逐渐均匀并趋于一致,边缘位置高亮环形区域消失,同时中心剖面线边缘到中心位置的CT值波动较小,也未出现边

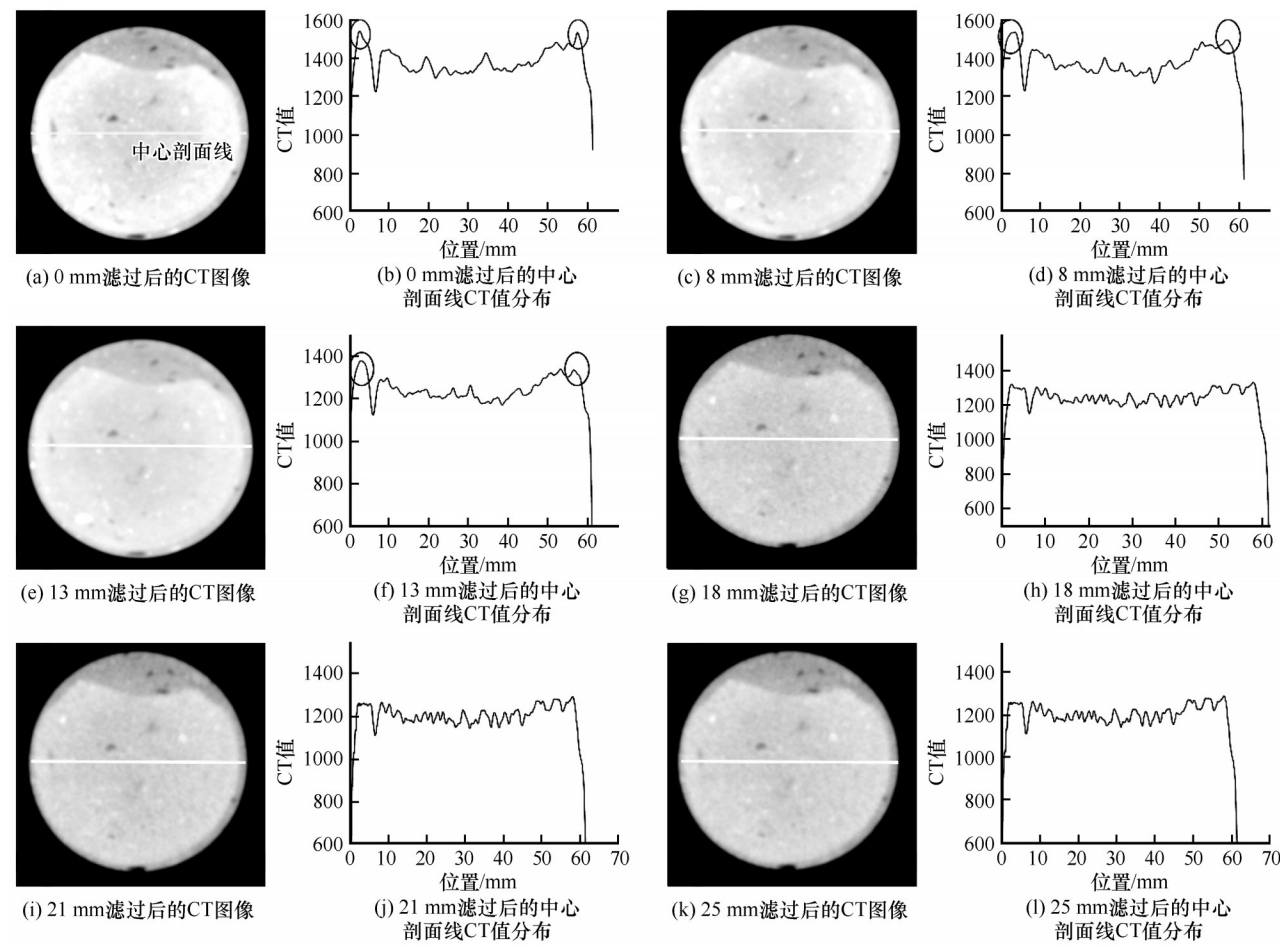


图 10 射线束硬化伪影校正结果

Fig. 10 Results after beam hardening correction: (a), (c), (e), (g), (i) and (k) are, respectively, the CT images under 0, 8, 13, 18, 21 and 25 mm filtering; (b), (d), (f), (h), (j) and (l) are, respectively, their CT number profiles along the central section line

缘 CT 值大于中心 CT 值的情况。但是对比 18 mm、21 mm、25 mm 厚度的 CT 图像发现,随着滤过材料厚度的增加,其对应的 CT 图像损失的细节越大,图像噪声也越来越大。

为了进一步对射线束硬化校准结果的图像质量进行量化表征,选用式(6)中的信噪比参数对 CT 图像质量进行评价,材料厚度与图像质量评价参数

SNR 关系曲线如图 11 所示,材料厚度、感兴趣区域 CT 值及标准差等参数如表 3 所示。

对比表 3 和图 11 中的 SNR 发现,厚度为 18 mm 时图像质量的信噪比最大,同时也极大地降低了射线束硬化带来的影响,由此滤过材料的最优校准厚度确定为 18 mm。此时既能有效抑制冻土试样的射线束硬化所造成的伪影,又能很好保证 CT 图像质量。

表 3 不同厚度滤过材料下的图像质量比较

Table 3 Comparison of image quality under different filter material thickness

滤过材料材质	滤过材料厚度/mm	感兴趣区域面积/cm ²	感兴趣区域 CT 均值	标准差	信噪比	环形伪影情况	图像质量评价
无	0	29.28	1 576.2	124.6	12.65	严重	较差
2A12	8	29.28	1 434.5	96.2	14.91	严重	较差
2A12	13	29.28	1 369.1	84.4	16.22	严重	适中
2A12	18	29.28	1 291.1	74.5	17.33	降低	良好
2A12	21	29.28	1 230.7	86.2	14.28	降低	较差
2A12	25	29.28	1 216.5	109.8	11.01	降低	较差

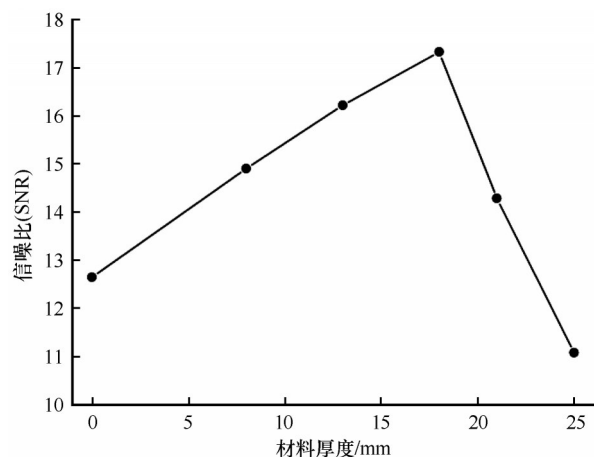


图 11 材料厚度与图像质量评价参数 SNR 的关系

Fig. 11 Relation between material thickness and image quality evaluation parameters (signal noise ratio, SNR)

4 结论

本文针对冻土 CT 图像环形伪影和射线束硬化伪影问题, 分析了两类伪影的特征及产生机理, 在此基础上提出了抑制伪影的硬件优化方案, 通过优化前后试验结果的对比分析, 得出以下结论:

(1) 冻土 CT 图像产生环形伪影的原因是冻土试样的密度、分子量、样品截面尺寸、形态与标准校准物质(水膜)的几何校准模型不一致, 使得照射到探测器单元的 X 射线光通量不一致, 导致在原有标准物质下得到的校准值并不能很好地补偿探测器增益, 引起探测器通道的响应不一致, 进而产生环形伪影。通过对比试验测试, 适当提高扫描电压, 通过改变 X 射线波长可以降低探测器响应不一致所造成的环形伪影。对于冻土试样, 将扫描电压提高到 120 kV 既能有效降低 CT 图像中的环形伪影, 又能保证图像质量, 同时该组扫描参数也是抑制冻土试样 CT 图像环形伪影的最优扫描条件。

(2) 冻土 CT 图像产生射线束硬化伪影的原因是多能 X 射线在穿过试样时, 波长较长的射线(低能软射线)过早被吸收, 使得波长较短的射线(高能硬射线)比例增加, 从而产生射线束的硬化伪影。通过在样品周围加入一定厚度的滤过装置, 可以有效降低同等类型条件下冻土 CT 图像的射线束硬化伪影。通过对比测试, 在同等扫描条件下(扫描电压 120 kV, 扫描电流 230 mA, 层厚 3 mm, 曝光时间 0.75 ms), 选用材质为 2A12, 厚度为 18 mm 的航空铝材可以有效抑制射线束硬化所造成的伪影。

参考文献(References):

- [1] Vinegar H J, Wellington S L. Tomographic imaging of three-phase flow experiments[J]. Review of Scientific Instruments, 1987, 58(1): 96 - 107.
- [2] Chen Shijie, Zhao Shuping, Ma Wei, et al. Status and prospects of the frozen soil studies using CT technology[J]. Journal of Glaciology and Geocryology, 2013, 35(1): 193 - 200. [陈世杰, 赵淑萍, 马巍, 等. 利用 CT 扫描技术进行冻土研究的现状和展望[J]. 冰川冻土, 2013, 35(1): 193 - 200.]
- [3] Zhao Yue, Han Qiaoling, Zhao Yandong, et al. The research status and analysis of frozen soil interior materials based on CT nondestructive scanning technology[J]. Journal of Glaciology and Geocryology, 2017, 39(6): 1307 - 1315. [赵玥, 韩巧玲, 赵燕东, 等. 基于 CT 无损扫描技术的冻土内部物质研究现状与分析[J]. 冰川冻土, 2017, 39(6): 1307 - 1315.]
- [4] Kyriakou Y, Prell D, Kalender W A. Ring artifact correction for high-resolution micro CT[J]. Physics in Medicine and Biology, 2009, 54(17): 385 - 391.
- [5] Anas E M, Lee S Y, Hasan K. Classification of ring artifacts for their effective removal using type adaptive correction schemes[J]. Computers in Biology and Medicine, 2011, 41(6): 390 - 401.
- [6] Jin D S-C, Chou W-H, Chen J-C. Application of sinogram-based moving window subtraction technique in OSEM algorithm to reduce ring artifacts for cone-beam micro-CT image quality assessment[C]// Proceedings of the 2nd International Conference for Innovation in Biomedical Engineering and Life Sciences. Singapore: Springer Singapore, 2018: 253 - 257.
- [7] Titarenko S, Withers P J, Yagola A. An analytical formula for ring artefact suppression in X-ray tomography[J]. Applied Mathematics Letters, 2010, 23(12): 1489 - 1495.
- [8] Anas E M A, Lee S Y, Hasan M K. Removal of ring artifacts in CT imaging through detection and correction of stripes in the sinogram[J]. Physics in Medicine and Biology, 2010, 55(22): 6911 - 6930.
- [9] Kowalski G. Suppression of ring artefacts in CT fan-beam scanners[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1978, 25(5): 1111 - 1116.
- [10] Raven C. Numerical removal of ring artifacts in microtomography[J]. Review of Scientific Instruments, 1998, 69(8): 2978 - 2980.
- [11] Münch B, Trtik P, Marone F, et al. Stripe and ring artifact removal with combined wavelet; Fourier filtering[J]. Optics Express, 2009, 17(10): 8567 - 8591.
- [12] Yenumula L, Acharya R V, Kumar U, et al. Ring artifact correction in gamma-ray process tomography imaging[J]. Applied Radiation and Isotopes, 2017, 124: 75 - 82.
- [13] Sijbers J, Postnov A. Reduction of ring artefacts in high resolution micro-CT reconstructions[J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(14): 247 - 253.
- [14] Zhang Guoqiang, Zhou Hu, He You, et al. Ring artifacts correction of computerized tomography image based on polar-coordinate transform[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(5): 325 - 330. [张国强, 周虎, 和友, 等. 基于极坐标变换去除计算机断层图像环形伪影[J]. 光学学报, 2012, 32(5): 325 - 330.]
- [15] Sadi F, Lee S Y, Hasan M K. Removal of ring artifacts in computed tomographic imaging using iterative center weighted median filter[J]. Computers in Biology and Medicine, 2010, 40(1): 109 - 118.
- [16] Li Baolei, Feng Ya, Li Junjiang. Research on beam hardening

- correction method for computed tomography imaging[J]. *Life Science Instruments*, 2007, 5(9): 34–38. [李保磊, 封亚, 李俊江. CT 成像射束硬化校正方法研究[J]. *生命科学仪器*, 2007, 5(9): 34–38.]
- [17] Boin M, Haibel A. Compensation of ring artefacts in synchrotron tomographic images[J]. *Optics Express*, 2006, 14(25): 12071–12075.
- [18] Wei Ying, Wu Wenjin, Yang Min. A correction method for ring artifacts in CT image based on polynomial fitting[J]. *Journal of Beijing Institute of Machinery (Natural Science)*, 2010, 25(4): 45–48. [魏英, 吴文晋, 杨民. 基于多项式拟合的 CT 图像环状伪影校正[J]. *北京信息科技大学学报(自然科学版)*, 2010, 25(4): 45–48.]
- [19] Ketcham R A, Carlson W D. Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomographic imagery: applications to the geosciences[J]. *Computers and Geosciences*, 2001, 27(4): 381–400.
- [20] Zöllner C, Rit S, Kurz C, et al. Decomposing a prior-CT-based cone-beam CT projection correction algorithm into scatter and beam hardening components[J]. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 2017, 3: 49–52.
- [21] Jovanović Z, Khan F, Enzmann F, et al. Simultaneous segmentation and beam-hardening correction in computed microtomography of rock cores[J]. *Computers and Geosciences*, 2013, 56: 142–150.
- [22] Ketcham R A, Hanna R D. Beam hardening correction for X-ray computed tomography of heterogeneous natural materials[J]. *Computers and Geosciences*, 2014, 67: 49–61.
- [23] Zhang Quanhong, Lu Hongnian, Yang Min. Beam hardening correction using polynomial fitting based on reprojection[J]. *Optical Technique*, 2005, 31(4): 633–635. [张全红, 路宏年, 杨民. 基于重投影的多项式拟合校正射束硬化[J]. *光学技术*, 2005, 31(4): 633–635.]
- [24] Zeng Gang, Yu Zhongqiang, Yan Yonglian. Beam hardening correction based on Monte Carlo simulation[J]. *High Energy Physics and Nuclear Physics*, 2006, 30(2): 178–182. [曾钢, 郁忠强, 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, 30(2): 178–182.]
- [25] Zhang Yihai, Zhang Cui, Pan Xiaodong, et al. The methods for beam hardening correction of cone-beam industrial computed tomography[J]. *Nondestructive Testing*, 2017, 39(6): 8–12. [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.]
- [26] Joseph P M, Spital R D. A method for correcting bone induced artifacts in computed tomography scanners[J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1978, 2(1): 100–108.
- [27] Meagher J, Mote C, Skinner H. CT image correction for beam hardening using simulated projection data[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1990, 37(4): 1520–1524.
- [28] Remeysen K, Swennen R. Beam hardening artifact reduction in microfocus computed tomography for improved quantitative coal characterization[J]. *International Journal of Coal Geology*, 2006, 67(1/2): 101–111.
- [29] Krumm M, Kasperl S, Franz M. Reducing non-linear artifacts of multi-material objects in industrial 3D computed tomography[J]. *Independent Nondestructive Testing and Evaluation*, 2008, 41(4): 242–251.
- [30] Chen Huijuan, Pan Jinxiao. 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. [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.]
- [31] Rasoulpour N, Kamali-Asl A, Hemmati H. A new approach for beam hardening correction based on the local spectrum distributions[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research: Section A Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2015, 794: 177–184.
- [32] Zhuang Tiange. The principle and algorithm of CT[M]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University Press, 1992. [庄天戈. CT 原理与算法[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1992.]
- [33] Yousuf M A, Asaduzzaman M. An efficient ring artifact reduction method based on projection data for micro-CT images[J]. *Journal of Scientific Research*, 2009, 2(1): 37–45.
- [34] Li Junjiang, Hu Shaoxing, Li Baolei, et al. Ring artifact correction for industrial CT images[J]. *Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics*, 2007, 33(11): 1378–1382. [李俊江, 胡少兴, 李保磊, 等. CT 图像环状伪影校正方法[J]. *北京航空航天大学学报*, 2007, 33(11): 1378–1382.]

Ring artifact and beam hardening artifact in CT image of frozen soil : causes and correction methods

CHEN Shijie^{1,2}, MA Wei^{1,2}, LI Guoyu^{1,2}

(1. State Key Laboratory of Frozen Soil Engineering, Northwest Institute of Eco-Environment and Resources, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China; 2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: Ring artifacts and beam hardening artifacts are unavoidable in CT image of frozen soil. In order to remove the two kinds of artifacts, in this paper the characteristics and formation mechanisms of the two kinds of artifacts are analyzed and a hardware optimization solution for reducing artifacts is proposed. Firstly, the ring artifacts are reduced by increasing the X-ray luminous flux to change the X-ray energy spectrum. Secondly, the low energy rays in X-rays are pre-filtered by the filter materials of different thickness, so that the X-ray energy spectrum range across the frozen soil specimen is narrowed to correct the beam hardening artifacts. The test results show that increasing the scanning voltage to 120 kV can not only effectively reduce the ring artifacts in CT images of frozen soil, but also ensure the quality of the images. At the same time, the aluminum material of 2A12 with 18 mm thickness can effectively correct the artifacts caused by the beam hardening under the scanning voltage of 120 kV and scanning current of 230 mA.

Key words: frozen soil; ring artifact; beam hardening artifact; CT image

(责任编辑: 周国庆; 编辑: 武俊杰)