基于原始投影正弦图的 X-CT 硬化校正

傅 健 路宏年 任华友 金 虎

(北京航空航天大学 机械工程及自动化学院, 北京 100083) (航天材料及工艺研究所, 北京 100076)

摘 要: 在X射线层析成像(X-CT, X-ray Computed Tomography)技术中, X射线束能谱的多色性将导致层析重建图像出现杯状或条状等射束硬化伪迹, 降低成像质量. 在分析射束硬化现象具有的3个物理属性基础上, 提出了一种对原始多色投影正弦图进行操作的硬化校正方法, 并从数学上证明了其校正原理. 针对该方法带来的噪声放大问题, 研究了一种基于高、低频信息分类处理的噪声抑制方法. 计算机仿真和2种典型试件的实际CT扫描数据的硬化校正结果表明了该方法的有效性. 与传统基于多项式拟合技术的校正法相比, 该方法不需要事先进行建模扫描和计算, 校正程序简单、实时, 校正结果具有更高信噪比, 且不受扫描条件限制.

关 键 词: 计算机层析成像; 硬化; 投影; 校正

中图分类号: TP 391

文献标识码: A 文 章 编 号: 1001-5965(2006)06-0725-04

Harden correction based on original projection sinogram for X-CT

Fu Jian Lu Hongnian

(School of Mechanical Engineering and Automation, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100083, China)

Ren Huayou Jin Hu

(Aerospace Research Institute of Materials & Processing Technology, Beijing 100076, China)

Abstract: The polychromatic spectrum leads to cup or streak beam hardening artifacts and reduces the image quality in X-CT (X-ray computed tomography). A correction method for beam hardening, involving simple operations of the original polychromatic projection sinogram, was presented based on the analysis of three physics properties implied by beam hardening. Its correction principle was deduced mathematically. A noise reduction method was proposed to suppress the noise enlarged by the harden correction by processing the high-frequency and the low-frequency components in the projection sinogram respectively. The validity of this method was proved by correction results from computer simulations and CT scan experiments of two typical objects. A prior CT scan and complex operations, which were need for the conventional beam hardening correction method with the polynomial fit technique to create the correction models, were not necessary for this correction method. So it is much simpler and quicker, with better signal-noise-ratio, and not affected by scan conditions.

Key words: computerized tomography; hardening; projection; correction

在X射线层析成像(X-CT, X-ray Computed Tomography)系统中, 重建算法假设X射线源发出的是单能谱X射线束, 而实际X射线源具有多色谱X射线束, 这个假设得不到满足. 当多色X射线束与物质相互作用时, 较低能量的X射线光子优先被物质吸收, 较高能量的光子衰减较小, 随着透照厚度的增加, 射束有效能量向高能量方向移动, 射束变得更难衰减、更"硬", 这就是射束硬化[1]. 它导致重建的物质射线线衰减系数比实际值小, 重建图像产生杯状或条状伪影. 针对上述问题, 本文在分析当前硬化校正研究现状基础上, 归纳了硬化现象具有的3个物理属性; 据此, 提出了一种基

收稿日期: 2005-05-11

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60502020); 博士后科学基金资助项目(2004036038)

作者简介: 傅 健(1976-), 男, 四川泸州人, 博士后, fujian706@buaa.edu.cn.

于原始多色投影正弦图的硬化校正方法,并从数学上证明了其校正原理;最后,以计算机仿真和实验结果验证了该方法的有效性. 本文讨论方法属于扇束X射线第三代CT领域.

1 射束硬化校正研究现状

射束硬化现象可用公式(1)和公式(2)说明[2]. 面临的情况是,可以从方程(1)解出μ,但不能测得m_L;可以测得P_L,但不能从方程(2)解出μ. 不进行硬化校正的重建,即将测得的P_L当作m_L来求μ. 这将给CT重建带来严重影响,在医学上导致肿瘤等病变组织漏诊;在工业上,则将细微裂纹、疏松等缺陷掩盖起来.

$$m_L = \int_L \mu(x, y, E)\,\mathrm{d}L \tag{1}$$

$$P_L = -\ln\int \tau(E)\exp\left(-\int_L \mu(x, y, E)\,\mathrm{d}L\right)\mathrm{d}E \tag{2}$$

其中,$\mu(x, y, E)$为点(x, y)在能量E时的衰减系数值;m_L为单色情况$\mu(x, y, E)$沿直线L的积分值;$\tau(E)$为能量E的光子在射线谱中概率;P_L为多色情况$\mu(x, y, E)$沿直线L的积分值.

射束硬化校正自1975年以来一直是国际CT成像领域的研究热点. 目前,校正方法主要分为单能和双能2大类[3]. 由于操作上的复杂性,双能法[4-5]在工程实践中很少被采用. 单能法只需一次物体扫描,易于实现,实际应用效果也比较好,因此被广泛研究[3]. 单能法分为前处理和后处理2类:前处理方法直接对原始投影正弦图做校正,再利用单色重建算法进行重建;后处理方法则首先利用单色重建算法对原始投影正弦图进行重建,再对重建得到的图像进行硬化校正. 后处理方法存在计算耗时、图像信息损失等缺点,所以真正能为实际应用的还应考虑前处理方法. 多项式拟合法[6]是典型的前处理射束硬化方法,其校正思路是:建立多色射束透照数据与透照物质厚度的关系曲线,再对该曲线进行拟合,然后从坐标原点对该曲线做切线,以该切线建立多色数据与单色数据的函数关系,从而达到硬化校正的目的. 前处理方法在一定条件下能产生较好的校正效果,但它们存在如下缺点:①校正程序烦琐,针对不同扫描对象,需要单独进行建模扫描和计算;②校正模型有效性依赖于扫描条件,条件改变,需要重新进行建模扫描和计算;③校正效果受噪声影响.

2 基于投影正弦图的硬化校正方法

为克服传统多项式拟合校正法存在的上述缺点,本文研究了一种基于原始投影正弦图的硬化校正方法,其校正原理来自射束硬化具有的3个物理属性和2个数学定理.

2.1 物理属性

1) 当发生射束硬化时,在第i个投影角度,探测器通道j采集的经过物体衰减后射线的强度$I_2(i,j)$大于理想强度$I_1(i,j)$,用于重建的$(I_0(i)/I_2(i,j))$将小于理想的$(I_0(i)/I_1(i,j))$. 其中$I_0(i)$为第i个投影角度的无衰减射线强度.

2) 当发生射束硬化时,射束穿过物体路径越长,则硬化越严重,用于重建的Radon线积分值偏离理想值越多. 可用数学式表示为

$$I_0(i)/I_{22}(i,j) < I_0(i)/I_{21}(i,j)$$

$$I_0(i)/I_{12}(i,j) < I_0(i)/I_{11}(i,j)$$

$$I_{21}(i,j)/I_{22}(i,j) < I_{11}(i,j)/I_{12}(i,j)$$

其中,$I_{11}(i,j)$为穿过物体路径较短时,探测器接收的理想射线强度;$I_{21}(i,j)$为穿过物体路径较长时,探测器接收的理想射线强度;$I_{12}(i,j)$为穿过物体路径较短时,探测器接收的实际射线强度;$I_{22}(i,j)$为穿过物体路径较长时,探测器接收的实际射线强度.

3) 同一物体断面,在不同扫描角度下,对射线的衰减总量相同. 可用数学式表示为

$$\sum_{j=1}^{N} I(1,j) = \sum_{j=1}^{N} I(2,j) = \sum_{j=1}^{N} I(3,j) = \cdots = \sum_{j=1}^{N} I(M,j)$$

其中,$I(i,j)$为第i个投影角度探测器j接收的射线强度;N为探测器个数;M为扫描角度分度数.

2.2 数学定理

定理1 设$A, B, C \in \mathbf{R}^+$,且$A > B > C > 1$,则存在如下关系:$(A-C)/(B-C) > A/B$.

证明 $AC > BC \Rightarrow A(B-C) < B(A-C) \Rightarrow A/B < (A-C)/(B-C)$ 证毕

定理2 设$A, B, C, D \in \mathbf{R}^+$,且$A > B > C > 1$,$B < D$,则存在如下关系:$((A-C)/(B-C))/(A/B) > ((A-C)/(D-C))/(A/D)$.

证明 $DC > BC \Rightarrow BD - BC > BD - CD \Rightarrow AB(D-C) > AD(B-C) \Rightarrow B/A(B-C) > D/A(D-C) \Rightarrow ((A-C)/(B-C))/(A/B) > ((A-C)/(D-C))/(A/D)$ 证毕

2.3　硬化校正方法

分析上述物理属性和数学定理可知: 将定理 1 中的 A, B 视为物理属性 1) 中的 $I_0(i)$, $I_2(i,j)$, C 视为一个与原始投影相关的校正值, 则定理 1 正好校正硬化现象的物理属性 1); 将定理 2 中的 A, B, D 视为物理属性 2) 中的 $I_0(i)$, $I_{22}(i,j)$, $I_{12}(i,j)$, C 视为一个与原始投影相关的校正值, 则定理 2 正好校正硬化现象的物理属性 2). 定理 1 和定理 2 蕴含了一个硬化校正算子, 即将实际硬化投影减去一个与原始投影相关的值, 就可较好地逼近理想投影值. 据此提出硬化校正方法:

$$I_c(i,j) = I_0(i,j) - K(i) \times \min(I_0(i,j)) \quad (3)$$

其中, $I_0(i,j)$ 表示校正前第 i 个投影角度、探测器 j 采集的射线强度信号; $I_c(i,j)$ 表示校正后第 i 个投影角度、探测器 j 采集的射线强度信号; $K(i)$ 表示第 i 个投影角度下的硬化校正系数; min( ) 表示对一维投影序列取最小值.

根据物理属性 3) 确定 $K(i)$, 方法如下:

$$\left.\begin{aligned} K(i) &= C \times S(i)/\max(S) \\ S(i) &= \sum_{j=1}^{N} I_0(i,j) \end{aligned}\right\} \quad (4)$$

其中, max( ) 表示对一维数组取最大值; C 为0.5~0.8 间常数, 由经验选定.

分析本文方法可知, 其在校正硬化现象的同时, 会放大投影数据中的噪声, 影响最后的层析重建质量. 为此, 可针对噪声主要集中在高频段的特点, 采用如下方案抑制: ①对原始投影每一行做一维多点均值滤波, 将原始投影分为低频部分和高频部分; ②对低频部分应用本文方法进行硬化校正; ③将高频部分叠加到上述硬化校正投影中.

综上所述, 本文方法实现步骤如下: ①通过探测器获得每个投影角度下的 $I_0(i,j)$; ②搜索每个投影角度下投影的最大、最小值; ③按式(4), 根据最大与最小值比例, 判断射束硬化严重程度, 确定一个权重因子 $K(i)$; ④原始投影的每一行做一维七点均值滤波, 将原始投影分为低频部分和高频部分; ⑤按式(3) 校正低频投影; ⑥将高频部分与校正后低频投影相加.

3　计算机仿真

本节从仿真角度验证本文方法的有效性. 首先获取实验 CT 系统的射束硬化模型; 然后根据硬化模型, 仿真探测器采集的原始投影 $I_0(i)$, $I_2(i,j)$; 最后根据仿真投影验证本文方法.

3.1　硬化模型

如图 1 所示, 将一均值圆柱物体放置于实验 CT 系统检台, 圆柱中心对应旋转中心; 测量系统几何参数, 计算出每条射束穿过物体路径的长度 l; 然后, 采集一幅投影, 根据探测器采集的 $I_0(i)$ 和 $I_2(i,j)$, 计算出 Radon 变换线积分值; 最后, 划出长度 l 与 Radon 变换线积分值的关系曲线, 拟合出硬化模型.

图 2 显示了某一检测条件下, 长度 l 与 Radon 变换线积分值的关系曲线, 对应的拟合公式为

$$\begin{aligned} \ln(I_0(i)/I_2(i,j)) = {} & 7 \times 10^{-15} l^8 - 2.58 \times 10^{-9} l^7 + \\ & 3.951\,13 \times 10^{-9} l^6 - 3.256093\,8 \times 10^{-6} l^5 + \\ & 1.547\,415\,057 \times 10^{-5} l^4 - 4.136\,920\,151\,8 \times \\ & 10^{-4} l^3 + 4.912\,493\,110\,98 \times 10^{-3} l^2 + \\ & 3.641\,767\,592\,526 \times 10^{-2} l - 0.0001 \end{aligned} \quad (5)$$

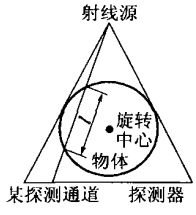


图 1　硬化建模扫描几何结构

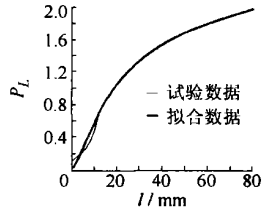


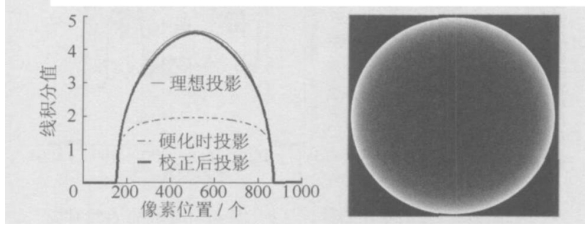
图 2　硬化模型

3.2　仿真探测器采集的原始硬化投影

首先求出每条射束穿过物体的长度 l; 然后, 设定参考探测器采集的无衰减射线投影值 $I_0(i)$ 为 4 096(12 bit); 再应用硬化模型式(5), 获得 $I_2(i,j)$; 最后, 以标准等距扇束三代 CT 扫描方式对应的滤波反投影重建算法, 进行图像重建.

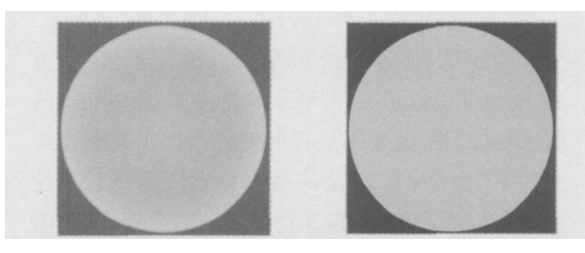
3.3　仿真校正效果

图3a以硬化校正前后的Radon变换值, 反映了



a　Radon 变换值

b　硬化校正前重建图像



c　硬化校正后重建图像

d　理想图像

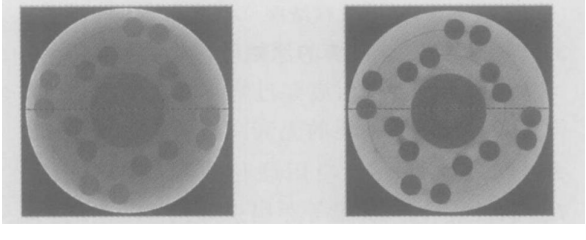
图 3　射束硬化校正仿真校正效果

公式(3)的硬化校正效果. 比较3条曲线可知, 经本文方法硬化校正后, 投影已有效逼近理想情况. 图3b~ 图3d分别是利用硬化校正前后的投影和理想投影重建得到的CT图像. 由图3可知, 公式(3)表达的硬化校正方法有效.

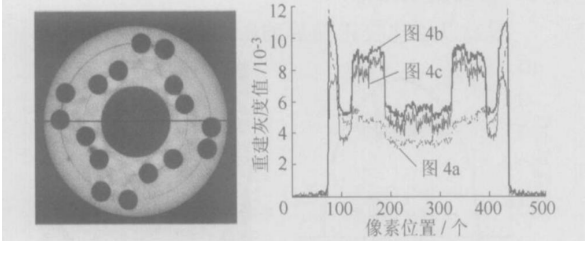
4 实 验

在实验室由320kV X射线机和平板探测器构成的工业CT系统上, 对本文方法进行实验验证, 并与传统多项式拟合校正方法进行比较.

图4是被检测工件仅由一种物质(铝)构成时的校正实例. 图4a是未进行射束硬化校正前重建得到的CT图像; 图4b是使用本文方法进行射束硬化校正后重建得到的CT图像; 图4c是为使用传统多项式拟合法校正后重建得到的CT图像; 图4d是图4a~ 图4c中直线对应的重建线衰减系数曲线比较. 比较3条曲线可知, 本文校正效果最好. 选取图4a~ 图4c中同一平坦区域(大小为25像素×25像素)计算其校正信噪比(SNR, Signal Noise Ratio), 分别为24.9, 58.6和12.4, 表明本文方法校正后信噪比最高.



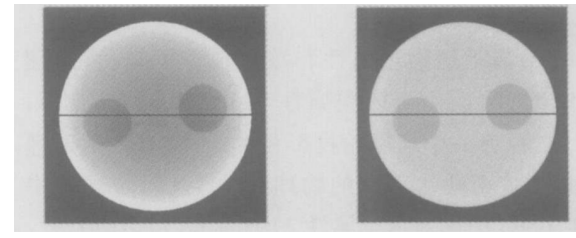
a 硬化校正前重建图像(SNR值: 24.9)　　b 本文方法校正后重建图像(SNR值: 58.6)



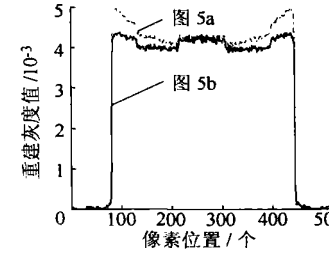
c 传统方法校正后重建图像(SNR值: 12.4)　　d 图4a~ 图4c中直线对应的线衰减系数曲线比较

图4 由单一物质构成的工件射束硬化校正效果

图5是CT密度分辨率试件校正实例. 它由铝、密度1.000 g/cm³的纯水和密度1.005 g/cm³的盐水构成. 图5a是未进行射束硬化校正前重建得到的CT图像; 图5b是使用本文方法进行射束硬化校正后重建得到的CT图像. 图5c是图5a和图5b直线对应的重建线衰减系数曲线比较, 可见, 本方法校正效果明显.



a 硬化校正前重建图像　　b 本文方法校正后重建图像



c 图5a和图5b中直线对应的线衰减系数曲线比较

图5 由多种物质构成的工件射束硬化校正效果

5 结 论

本方法与现有校正方法相比, 有如下优点: ①由于从每个扫描角度的原始投影提取硬化信息, 确定各扫描角度的校正系数, 故校正模型具有更高的有效性, 校正质量高; ②校正过程只涉及原始投影的加、减等运算, 故校正速度更高, 校正程序实时; ③不需事先进行建模扫描和计算, 不受扫描条件限制, 不需特定的校正硬件, 故校正更简单; ④受投影噪声影响小, 信噪比更高.

参考文献 (References)

[1] Hsieh J. Computed tomography-principles, artifacts, and recent advances[M]. Bellingham: SPIE Press, 2003

[2] Herman G T, Trivedi S S. Comparative study of two post-reconstruction beam hardening correction methods[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1983, MI-2(3): 128- 135

[3] Yan C H, Robert T W, Gary S B, et al. Reconstruction algorithm for polychromatic CT imaging: application to beam hardening correction [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000, 19(1): 1- 11

[4] Alvarez R E, Macovski A. Energy-selective reconstructions in x-ray computed tomography[J]. Phys Med Biol, 1976, 21(5): 733- 744

[5] Marshall W H, Alvarez R E, Macovski A. Initial results with pre-reconstruction dual-energy computed tomography [J]. Radiology, 1981, 140: 421- 430

[6] Herman G T. Correction for beam hardening in computed tomography [J]. Phys Med Biol, 1979, 24(1): 81- 106

[7] 傅健, 路宏年, 王宏钧. 锥束准三代三维工业CT成像方法研究[J]. 兵工学报, 2005, 26(6): 776- 779
Fu Jian, Lu Hongnian, Wang Hongjun. A study on cone-beam quasi-generation III 3D-ICT imaging method[J]. Acta Armamentarii, 2005, 26(6): 776- 779(in Chinese)

(责任编辑: 文丽芳)