

基于分段硬化曲线的 X 射线 CT 射束硬化校正方法

黄魁东, 张定华

西北工业大学现代设计与集成制造技术教育部重点实验室, 陕西 西安 710072

摘要 研究了 X 射线 CT 射束硬化的形成机理, 分析了射束硬化校正的常用方法, 建立了以投影灰度为自变量的射束硬化校正模型, 从而降低了射束硬化校正的计算难度。分析了采用多项式拟合射束硬化曲线的优缺点, 提出一种基于多项式的分段硬化曲线表达新方法。该方法首先采用过原点的多项式曲线拟合硬化数据, 然后通过所得多项式曲线的曲率变化, 判断该曲线在拟合区间两端是否出现振荡, 并对振荡部分的多项式曲线采用幂函数曲线进行替换, 同时保证各段曲线在连接点处 C¹ 连续(曲线的 C¹ 连续定义为, 两条曲线交于一点且在交点处的一阶导数相等)。计算机 CT 仿真实验结果表明, 该方法对理想 CT 图像和含噪 CT 图像的射束硬化校正, 均表现出良好的稳定性, 并可基本消除射束硬化造成的伪影。

关键词 射束硬化; X 射线; CT; 硬化曲线; 分段

中图分类号: TP391 文献标识码: A DOI: 10.3964/j.issn.1000-0593(2009)09-2581-04

引言

X 射线透射式(computed tomography, CT)技术利用探测器采集一组 X 射线对被检测物体的透射投影, 配合相应的重建算法得到物体的切片图像, 在医学和工业领域均得到广泛应用。

在一般工业 CT 无损检测中, 射线源发出的 X 射线束具有一定范围的能量分布, 这种射线称为多色射线。当多色射线束与物质相互作用时, 其中的低能量光子的衰减量大于高能量光子, 因此射线束的平均能量随着透射厚度的增大而升高, 射线束也就变得更难衰减、更“硬”, 这种现象称为射束硬化(Beam hardening)^[1]。CT 重建算法是基于 X 射线束是单能假设的, 若直接采用多色射线束产生的投影进行重建, 将导致切片图像上出现杯状或条状伪影, 严重时图像会产生变形, 使得切片内的结构、尺寸、密度、成分等物理化学性质无法准确地判读和计量^[2]。因此, 射束硬化是 CT 技术实际应用中必须考虑的关键问题。

1 射束硬化分析与校正

对于能量为 E_0 、强度为 I_0 的单色射线, 穿过厚度为 l 的物体后强度为 I , 则 I 与 I_0 服从比尔定律

$$I = I_0 \exp[-\int_L \mu(x, y) dl] \quad (1)$$

式中 $\mu(x, y)$ 为被测物体某断面在 E_0 下的线性衰减系数的分布函数, dl 为直线 L 上的积分微元。此时单色投影数据表示为

$$M_L = \ln \frac{I_0}{I} = \int_L \mu(x, y) dl \quad (2)$$

当射线束具有一定的能量分布时, (1) 式重写为

$$I = \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} I(E) \exp[-\int_L \mu(x, y, E) dl] dE \quad (3)$$

此时多色投影数据表示为

$$P_L = \ln \frac{I_0}{I} = \ln \frac{\int_{E_{\min}}^{E_{\max}} I(E) dE}{\int_{E_{\min}}^{E_{\max}} I(E) \exp[-\int_L \mu(x, y, E) dl] dE} \quad (4)$$

如图 1 所示, 多色投影值与穿越长度不再呈线性关系, 而 CT 重建时直接用 P_L 代替 M_L , 由此造成切片上形成杯状或条状伪影。

目前, CT 的射束硬化校正方法主要分为单能法和双能法 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。单能法易于实现, 实际应用效果也比较好, 因此被广泛研究^[6-8], 其中将多色投影通过函数映射为单色投影的方法最为常用, 其关键在于获得图 1 所示的多色投影硬化曲线^[9]。

在实际 CT 无损检测时, 通常无法准确知道被检测试件的材质或者牌号, 况且不同批次的试件之间还存在材料成分

收稿日期: 2008 11-16, 修订日期: 2009 02 18

基金项目: 国家科技支撑计划重点项目(2006BAF04B02)和教育部博士点基金项目(20070699049)资助

作者简介: 黄魁东, 1978 年生, 西北工业大学现代设计与集成制造技术教育部重点实验室讲师 e-mail: kdhuang@nwpu.edu.cn

上的差异,因此一般难以制造与被检试件具有相同材质的模体来获取射束硬化曲线,也难以通过理论模型计算出当前扫描条件下的衰减参数,而这也正是当前很多射束硬化校正方法在实用中共同存在的问题。

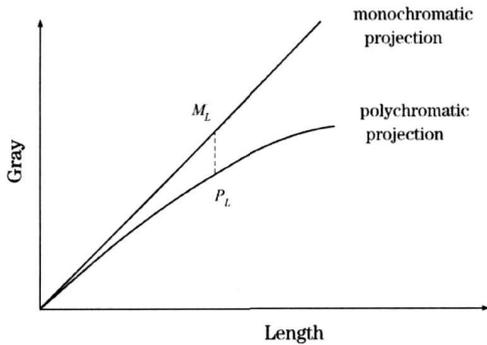


Fig 1 Curve of beam hardening

文献[10]提出一种基于切片轮廓重投影的射束硬化数据获取方法,即首先对用原始多色投影重建的部分CT图像进行轮廓提取,获得若干封闭的轮廓线,然后根据实际锥束CT系统投影坐标关系及参数将切片轮廓重投影到平板探测器上,通过重投影过程中的射线与轮廓求交获取与多色投影值对应的射线穿越物体长度值,即射束硬化数据。该方法不需要制造同质楔形模体,在应用上更具有灵活性。

2 基于分段硬化曲线的射束硬化校正

2.1 射束硬化校正模型

根据图1,射束硬化校正模型一般包括硬化曲线(多色投影)和校正直线(单色投影),其校正思路是:建立硬化曲线和校正直线的数学表达式,根据硬化曲线计算多色投影灰度所对应的穿越长度,再根据校正直线由所得的穿越长度计算对应的单色投影灰度。该校正过程涉及反函数的计算,若硬化曲线表达式不是简单函数,则可能难以得出其反函数的解析表达式,即使可解出反函数,往往也有多个根需要判断,这给后续校正计算的实现增加了很大难度。

本文从便于射束硬化校正计算的方面考虑,选择投影灰度(x_G)作为自变量,穿越长度作为因变量,得到射束硬化校正模型及其校正过程,如图2所示。

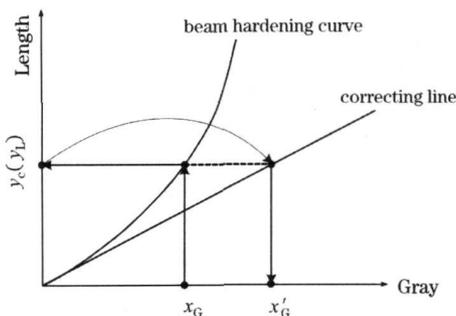


Fig 2 Correction model of beam hardening and the correcting process

设硬化曲线 $y_C = f(x_G)$, 校正直线 $y_L = sx_G$, 其中 s 为直线斜率,则本文对射束硬化校正可以简化为以下两步。

(1) 对一组投影图像中每幅投影的每个像素,将其灰度 x_G 值代入硬化曲线方程 $y_C = f(x_G)$, 计算得到对应的穿越长度值 y_C ;

(2) 将该穿越长度值代入直线方程 $y_L = y_C = sx_G$ 计算,得到该像素校正后的灰度值 $x_G = y_C/s$ 。

2.2 硬化曲线的拟合与分段

对于给定平面上的点 (x_i, y_i) , $i = 1, 2, \dots, m$, 在不知其准确的模型时,一般采用多项式函数进行拟合

$$y = f(x) = a_0 + a_1x + \dots + a_nx^n \quad (5)$$

虽然多项式的拟合适用普遍,可通过调整多项式的次数改善曲线逼近硬化数据点的程度,但同时也带来不利的一面。曲线在某些区间往往会产生非期望的振荡^[11, 12],特别是在拟合区间的两端,这种振荡更容易出现,导致拟合结果的可靠性大打折扣。

由图2可知,本文需要由硬化数据拟合出一条位于第一象限、单调递增且过原点的非线性曲线。为充分利用多项式拟合的逼近可调性,同时又要避免最终结果在拟合区间两端出现振荡,本文提出一种基于多项式拟合的硬化曲线分段表示方法,具体步骤如下。

(1) 在整个自变量数据拟合区间,根据实际情况选择4次左右的不含常数项的多项式进行最小二乘法拟合,以保证所得的多项式曲线过原点。

$$y = f(x) = a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n \quad (6)$$

(2) 判断所得多项式曲线在拟合区间左右两端是否出现明显的振荡,判断方法可通过考察斜率的变化情况(包括符号、大小)实现。若多项式曲线没有出现明显的振荡,则拟合结束,退出;否则,继续执行以下步骤。

(3) 若多项式曲线左端出现振荡,则将其振荡部分替换成幂函数 $y = a \cdot x^b$, 为保证两个函数在连接点处 C^1 连续,可由以下方程组解得幂函数系数 a 和 b , 其中 x_L 为连接点处的横坐标

$$\begin{cases} ax_L^b = f(x_L) \\ abx_L^{b-1} = f'(x_L) \end{cases} \quad (7)$$

(4) 若多项式曲线右端出现振荡,可采用与步骤(3)完全相似的方法,将其振荡部分替换成相应的幂函数。

(5) 将原多项式曲线的保留段与幂函数替代段联合,组成完整的分段硬化曲线,拟合结束,退出。

上述方法对较高次多项式拟合曲线在拟合区间的两端是否出现振荡进行了判断,对出现振荡的小部分曲线用形状较稳定的幂函数代替,弥补了较高次多项式拟合曲线易出现振荡的不足。这样,整条硬化曲线就由光滑连接的最多三段曲线表示,曲线分段的方法简单,便于实现。

为了使多项式拟合本身的曲线尽可能地好,还应该从以下三方面给予保障,即:①尽量避免高阶多项式的拟合,如大于6阶的多项式;②保持适当的数据密度;③尽量保持自变量数据的等间距。

2.3 校正直线的获取

校正直线一般取为硬化曲线在原点的切线。对于本文分

段表示的硬化曲线, 在获取校正直线时存在两种情况, 需要分别处理, 即:

- (1) 若多项式曲线左端没有被幂函数代替, 则校正直线 $y_L = sx_C$ 的斜率 s 直接取为多项式的一次项系数。
- (2) 若多项式曲线左端被幂函数代替, 由于幂函数在原点的切线斜率为 0, 因此本文将硬化数据拟合区间靠近原点的一部分(如前 1/8)用直线 $y_L = sx_C$ 进行拟合, 拟合结果作为校正直线。

3 计算机仿真验证

上述方法对二维和三维 CT 均可适用。为了验证该方法

的有效性, 本文借助锥束 CT 计算机仿真技术^[13]进行实验。仿真对象为某回转体零件, 材质为铜, 采用 140 kV 多能光谱^[14]扫描, 获取 360 幅 512×512 分辨率的投影图像, 并通过 FDK 算法重建出切片图像。

获取硬化数据(多色投影值-穿越长度值)的方法较多, 本文采用文献[10]所述方法获取仿真扫描的硬化数据, 并对其进行 4 次多项式拟合, 得到硬化曲线

$$y = 0.1153x + 0.4036x^2 - 0.02641x^3 + 0.0007182x^4$$

校正直线斜率取其 1 次项系数, 据此进行射束硬化校正, 结果如图 3 所示。由于仿真投影几乎不存在噪声, 所以 4 次多项式拟合的硬化曲线效果很好, 在两端没有出现振荡, 校正后基本消除了杯状伪影。

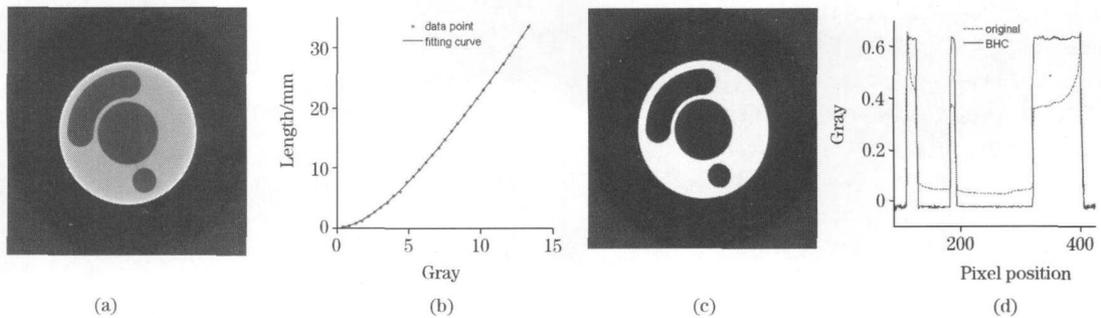


Fig 3 Beam hardening correction with simulated projections

(a); Original slice image; (b): Beam hardening data points and fitting curve; (c): Corrected slice image; (d): Profiles of the images at center

实际 CT 图像的噪声往往比较严重, 获取的硬化数据也必然受到噪声的干扰。本文对仿真投影图像加入 $\sigma = 0.3$ 的高斯白噪声, 重新获取硬化数据并进行 5 次多项式拟合, 得到硬化曲线

$$y = -0.1366x + 0.605x^2 - 0.0783x^3 + 0.00599x^4 - 0.000183x^5$$

如图 4(b) 所示, 多项式拟合曲线在区间两端出现明显的振荡, 其中左端一部分落入第 4 象限, 右端由递增变为递减。

经幂函数替换后, 整条硬化曲线由以下三段联合组成, 即

$$y = \begin{cases} 0.406x^{2.024^2}, & 0 < x \leq 1.4 \\ -1.366x + 0.605x^2 - 0.783x^3 + 0.00599x^4 - 0.000183x^5, & 1.4 < x \leq 12 \\ 1.3143x^{1.2436}, & x \geq 12 \end{cases}$$

拟合的校正直线斜率为 0.51, 由该射束硬化模型校正的结果如图 4 所示, 可见尽管有大量噪声存在, 校正后同样基本消除了杯状伪影。

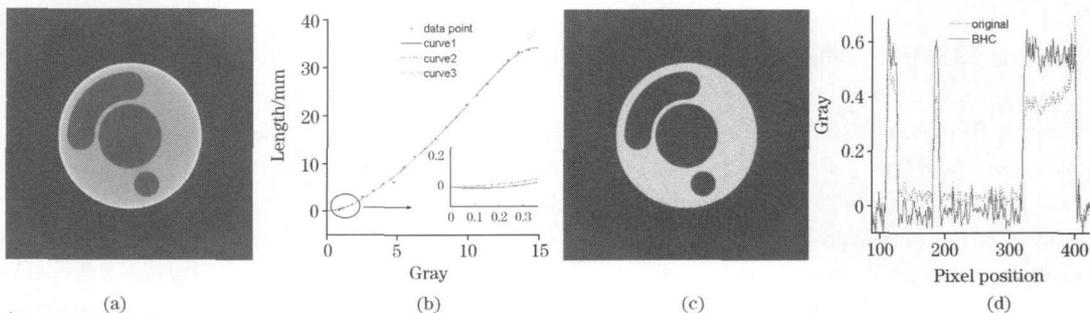


Fig 4 Beam hardening correction with simulated projections with added Gauss noises

(a): Original slice image; (b): Beam hardening data points and the curves structured with three parts; (c): Corrected slice image; (d): Profiles of the images at center

4 结 论

本文在研究 X 射线 CT 射束硬化的形成机理与常用校正

方法的基础上, 建立了以投影灰度为自变量的射束硬化校正模型, 降低了射束硬化校正的计算难度。提出了一种基于多项式的分段硬化曲线表达新方法, 对多项式拟合曲线在拟合区间两端出现振荡的情况, 采用幂函数曲线替换多项式曲线

的振荡部分, 增强了硬化曲线的稳定性。计算机 CT 仿真实验结果表明, 该方法对理想 CT 图像和含噪 CT 图像, 均可简单地有效地消除射束硬化造成的伪影。

需要指出的是, 本文只将该方法应用到了单材质零件的射束硬化校正, 下一步将研究把该方法推广至多种材质零件的射束硬化校正。

参 考 文 献

- [1] Herman G T. Image Reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computerized Tomography. New York: Academic Press, 1980.
- [2] Hsieh J. Computed Tomography-Principles, Artifacts, and Recent Advances. Bellingham: SPIE Press, 2003.
- [3] Yan C H, Robert T W, Gary S B, et al. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000, 19(1): 1.
- [4] Alvarez R E, Macovski A. Phys. Med. Biol., 1976, 21: 733.
- [5] Marshall W H, Alvarez R E, Macovski A. Radiology, 1981, 140: 421.
- [6] Brooks R A, Chiro G D. Phys. Med. Biol., 1976, 21: 689.
- [7] Crawford C R. Med. Phys., 1986, 13: 480.
- [8] FU Jian, LU Hong-nian, REN Hua-you, et al(傅 健, 路宏年, 任华友, 等). Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics(北京航空航天大学学报), 2006, 32(6): 725.
- [9] Herman G T. Phys. Med. Biol., 1979, 24(1): 81.
- [10] HUANG Kui-dong, ZHANG Ding-hua, KONG Yong-mao, et al(黄魁东, 张定华, 孔永茂, 等). Chinese Journal of Scientific Instrument(仪器仪表学报), 2008, 29(9): 1873.
- [11] LI Qing-yang(李庆扬). Numerical Analysis Foundation(数值分析基础教程). Beijing: Higher Education Press(北京: 高等教育出版社), 2001.
- [12] SHI Miao-gen, GU Li-zhen(施妙根, 顾丽珍). Computing Foundation in Science and Engineering(科学和工程计算基础). Beijing: Tsinghua University Press(北京: 清华大学出版社), 1999.
- [13] HUANG Kui-dong, ZHANG Ding-hua, LIU Jing, et al(黄魁东, 张定华, 刘 晶, 等). Journal of System Simulation(系统仿真学报), 2007, 19(11): 2578.
- [14] Fewell T R, Shuping R E, Hawkins K R. Handbook of Computed Tomography X-Ray Spectra. Washington D.C.: U. S. Government Printing Office, 1981.

Beam Hardening Correction Method for X-Ray Computed Tomography Based on Subsection Beam Hardening Curves

HUANG Kui-dong, ZHANG Ding-hua

Key Lab of Contemporary Design and Integrated Manufacturing Technology, Ministry of Education, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China

Abstract After researching the forming principle of X-ray beam hardening and analyzing the usual methods of beam hardening correction, a beam hardening correction model was established, in which the independent variable was the projection gray, and so the computing difficulties in beam hardening correction can be reduced. By considering the advantage and disadvantage of fitting beam hardening curve to polynomial, a new expression method of the subsection beam hardening curves based on polynomial was proposed. In the method, the beam hardening data were fitted firstly to a polynomial curve which traverses the coordinate origin, then whether the got polynomial curve surged in the fore part or back part of the fitting range was judged based on the polynomial curvature change. If the polynomial fitting curve surged, the power function curve was applied to replace the surging parts of the polynomial curve, and the C^1 continuity was ensured at the joints of the segment curves. The experimental results of computed tomography (CT) simulation show that the method is well stable in the beam hardening correction for the ideal CT images and CT images with added noises, and can mostly remove the beam hardening artifact at the same time.

Keywords Beam hardening; X-ray; CT; Hardening curve; Subsection

(Received Nov. 16, 2008; accepted Feb. 18, 2009)