

同步辐射计算机断层技术光源误差机理分析^{*}

汪 敏^{1)†} 岑豫皖¹⁾ 胡小方²⁾ 余晓流¹⁾ 朱佩平³⁾

1) 安徽工业大学机械工程学院, 马鞍山 243002)

2) 中国科学技术大学中国科学院材料力学行为和 Design 重点实验室, 合肥 230026)

3) 中国科学院高能物理研究所同步辐射室, 北京 100049)

(2008 年 1 月 14 日收到, 2008 年 5 月 1 日收到修改稿)

基于同步辐射 X 射线的优越特性及计算机断层重建技术对材料无损检测等优点, 同步辐射计算机断层重建技术被广泛应用于很多领域. 本文对光源非均匀、过饱和以及过穿透的三种情形所引起同步辐射计算机断层技术重建误差的形成机理进行了分析研究, 给出了三种情形所引起误差的基本形式. 在此基础上, 对这三种误差进行了数值模拟, 模拟结果证实了分析的正确性.

关键词: 同步辐射, 计算机断层, 光源, 误差

PACC: 0760, 5270K, 8170G

1. 引 言

自从 20 世纪 80 年代以来, 不断有研究人员将同步辐射光源结合到计算机断层技术中, 从而建立起同步辐射计算机断层技术(简称 SR-CT 技术), 并对该技术不断的进行探索研究^[1-4]. 对比于 CT 技术, SR-CT 技术具有高空间分辨率以及光子能量可选性等突出优点. 目前该技术已被广泛地应用在许多领域, 如 Pyzalla 等人^[5]应用 SR-CT 技术研究合金 CuZn₄₀Pb₂ 蠕变行为的实验结果, 实验结果表明合金内部气孔随时间的变化呈指数增长. Dominique 等人^[6]应用 SR-CT 技术对烧结过程中的陶瓷材料进行了实验研究, 获取了不同烧结时刻下陶瓷材料的内部结构图像, 进而通过内部结构的演化图像来获取陶瓷材料在烧结过程中的孔隙率变化以及颈缩变化情况. Wang 等人^[7]应用 SR-CT 技术研究了泡沫铝的压缩变形机理. 朱佩平等人^[8,9]基于 SR-CT 技术研究了一些生物体的内部结构图像. Hamilton 等人^[10]应用 SR-CT 技术研究 TiB₂ 颗粒在金属铝材料中的分布等. 在应用 SR-CT 技术开展各种研究时, 其主要技术路线是通过 SR-CT 技术重建出研究对象的内部结构图像, 因此重建图像质量直接关系着研究的成功

与失败. SR-CT 技术重建图像的质量受到多种因素的影响, 如同步辐射光源质量、图像接收装置分辨率、工作台旋转精度以及重建算法精度等. 随着图像接收装置分辨率、工作台旋转精度以及重建算法精度的不断提高, 这三种因素对 SR-CT 技术重建图像质量的影响越来越小. 相反, 同步辐射光源对 SR-CT 技术重建图像质量的影响越来越大. 在 SR-CT 技术中, 同步辐射光源的不均匀性、过饱和以及过穿透等原因都会给该技术重建结果带来误差, 从而降低该技术重建结果的质量. 因此, 如何合理选择成像光源来提高 SR-CT 技术重建结果的质量, 就必须要对光源误差的形成机理及形式进行深入的分析. 为此, 本文对 SR-CT 技术光源误差的形成机理及形式作了详细分析.

2. 同步辐射计算机断层技术原理

图 1 为计算机断层技术原理分析所用坐标系. 待建图像为 $a(x, y)$, 一般情况下, $a(x, y)$ 为物体的线性吸收系数, 它的二维傅里叶变换为

$$A(\omega_1, \omega_2) = \hat{A}(\rho, \phi).$$

这里 $\omega_1 = 2\pi\rho\cos\phi$, $\omega_2 = 2\pi\rho\sin\phi$.

由 Beer 定理可知^[11],

^{*} 国家自然科学基金(批准号: 10702001)和北京同步辐射实验室基金资助的课题.

[†] E-mail: ustcwm@126.com

$$I_{\phi}(x_r) = T_{\phi}(x_r) \exp\left(-\int_{-\infty}^{\infty} a(x, y) dy_r\right), \quad (1)$$

式中, $T_{\phi}(x_r)$, $I_{\phi}(x_r)$ 分别表示 X 射线经过物体前后的光强, $T_{\phi}(x_r)$ 称为原始光强, $I_{\phi}(x_r)$ 称为终止光强. 由原始光强及终止光强可得 X 射线穿过物体的投影值^[3]

$$p_{\phi}(x_r) = \int_{-\infty}^{\infty} a(x, y) dy_r = \ln\left(\frac{T_{\phi}(x_r)}{I_{\phi}(x_r)}\right). \quad (2)$$

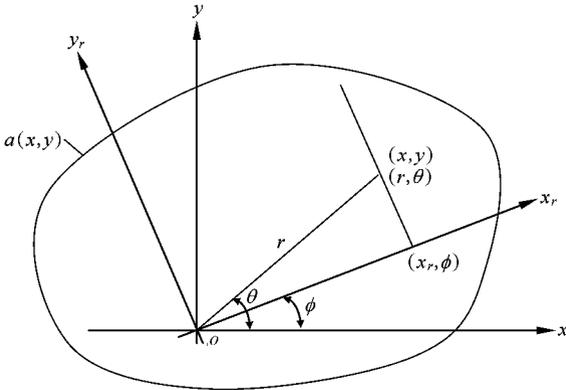


图 1 同步辐射计算机断层技术原理分析所用坐标系

根据中心切片定理, $\hat{A}(\rho, \phi)$ 可通过 $a(x, y)$ 在不同视角 ϕ 下的投影值 $p_{\phi}(x_r)$ 的一维傅里叶变换求得^[9], 即

$$\begin{aligned} A(\omega_1, \omega_2) &= \hat{A}(\rho, \phi) = \tilde{F}[p_{\phi}(x_r)] \\ &= P_{\phi}(\rho) = P(\rho, \phi), \end{aligned} \quad (3)$$

待建图像 $a(x, y)$ 可由(3)式求得

$$a(x, y) = \tilde{F}^{-1}[A(\omega_1, \omega_2)], \quad (4)$$

式中 \tilde{F}^{-1} 表示傅里叶逆变换. 由(3)(4)式可推得^[9]

$$\begin{aligned} \hat{a}(r, \theta) &= a(x, y) = \int_0^{\pi} d\phi \int_{-\infty}^{\infty} |\rho| \\ &\quad \times P(\rho, \phi) \exp(i2\pi r \rho \cos(\theta - \phi)) d\rho \\ &= \int_0^{\pi} P(x_r, \phi) * h(x_r) \Big|_{x_r = r \cos(\theta - \phi)} d\phi, \end{aligned} \quad (5)$$

式中 $|\rho|$ 为滤波器,

$$h(x_r) = \hat{F}^{-1}[|\rho|],$$

$$P(x_r, \phi) = \hat{F}^{-1}[P(\rho, \phi)],$$

(5)式物理意义如下: 经过给定点 (r, θ) 的所有滤波后的(射线)投影值在 $\phi = 0 \sim \pi$ 范围内的累加——反投影重建, 即得 (r, θ) 点的像素值.

3. 光源误差

应用 SR-CT 技术开展研究时, 首先需要在 180°

范围内对被研究对象进行等角度间隔投影成像. 投影成像的光源即为同步辐射光源, 一般情况下, 光源在空间与时间上都是非均匀的. 空间上的非均匀性是指光源在不同的区域上的光强是不同的; 时间上的非均匀性是指光源的同一区域上的光强在不同的时刻时是不一样的. 在对研究对象进行投影成像时, 光源的光强有时候会出现过饱和的情形. 过饱和是指光源的光强超出了图像接收装置的上限, 这样使得接收装置不能正确记录光源在穿透物体前的光强值. 同样, 在对研究对象进行投影成像时, 由于被研究对象对 X 射线的吸收能力强, 造成过穿透的现象, 即 X 射线穿过物体时其光强已经很弱, 低于周围背景光的强度, 这样也会使得接收装置不能正确记录光源穿透物体后的光强值. 以上三种情形都会给 SR-CT 技术重建结果的带来误差, 下面分别讨论这三种情形.

情形 1 非均匀性重建误差

光源在空间与时间上的非均匀性会使得原始光强发生偏差, 即用于计算的原始光强 $T'_{\phi}(x_r)$ 不等于实际的原始光强 $T_{\phi}(x_r)$, 则由(2)式可得投影值

$$p'_{\phi}(x_r) = \ln\left(\frac{T'_{\phi}(x_r)}{I_{\phi}(x_r)}\right). \quad (6)$$

由(2)(6)式可得投影值偏差

$$\begin{aligned} \Delta p_{\phi}(x_r) &= p'_{\phi}(x_r) - p_{\phi}(x_r) \\ &= \ln\left(\frac{T'_{\phi}(x_r)}{I_{\phi}(x_r)}\right) - \ln\left(\frac{T_{\phi}(x_r)}{I_{\phi}(x_r)}\right) \\ &= \ln\left(\frac{T'_{\phi}(x_r)}{T_{\phi}(x_r)}\right), \end{aligned} \quad (7)$$

由(7)式可知, 当 $T'_{\phi}(x_r) < T_{\phi}(x_r)$ 时, $\Delta p_{\phi}(x_r) < 0$, 当 $T'_{\phi}(x_r) > T_{\phi}(x_r)$ 时, $\Delta p_{\phi}(x_r) > 0$, 当 $T'_{\phi}(x_r) = T_{\phi}(x_r)$ 时, $\Delta p_{\phi}(x_r) = 0$, 此种情形没有投影值偏差. 由此可见, 当 $T'_{\phi}(x_r) \neq T_{\phi}(x_r)$ 时, 会使得投影值出现偏差.

情形 2 过饱和和重建误差

光源过饱和会使得用于计算的原始光强 $T'_{\phi}(x_r)$ 小于实际的原始光强 $T_{\phi}(x_r)$, 即 $T'_{\phi}(x_r) < T_{\phi}(x_r)$, 且用于计算的原始光强值为接收装置的上限值(以 256 色 X 射线 CCD 为例, $T'_{\phi}(x_r) = 255$). 同样由(2)和(6)式可得

$$\begin{aligned} \Delta p_{\phi}(x_r) &= \ln\left(\frac{255}{I_{\phi}(x_r)}\right) - \ln\left(\frac{T_{\phi}(x_r)}{I_{\phi}(x_r)}\right) \\ &= \ln\left(\frac{255}{T_{\phi}(x_r)}\right). \end{aligned} \quad (8)$$

由于 $T_\phi(x_r) > 255$, 所以 $\Delta p_\phi(x_r) < 0$, 即光源过饱和会使得投影值变小.

情形 3 过穿透重建误差

光源过穿透会使得用于计算的终止光强 $I'_\phi(x_r)$ 大于实际的原始光强 $I_\phi(x_r)$, 即 $I'_\phi(x_r) > I_\phi(x_r)$. 一般情况下, 以 256 色 X 射线 CCD 为例, $I'_\phi(x_r) = 20$. 同样由 (2) 和 (6) 式可得

$$\begin{aligned} \Delta p_\phi(x_r) &= \ln\left(\frac{T_\phi(x_r)}{20}\right) - \ln\left(\frac{T_\phi(x_r)}{I_\phi(x_r)}\right) \\ &= \ln\frac{I_\phi(x_r)}{20}, \end{aligned} \quad (9)$$

由于 $I_\phi(x_r) < 20$, 所以 $\Delta p_\phi(x_r) < 0$, 即光源过穿透会使得投影值变小.

由上述分析可知, 光源的不均匀性、过饱和以及过穿透等原因都会给投影值带来偏差. 由 (5) 式可知, 含有偏差的投影值的重建结果为

$$\begin{aligned} \hat{a}(r, \theta) &= \int_0^\pi p'(x_r, \phi) * h(x_r) |_{x_r = r \cos(\theta - \phi)} d\phi \\ &= \int_0^\pi (p(x_r, \phi) + \Delta p(x_r, \phi)) \\ &\quad * h(x_r) |_{x_r = r \cos(\theta - \phi)} d\phi. \end{aligned} \quad (10)$$

由 (5) 和 (10) 式可得重建误差

$$\Delta \hat{a}(r, \theta) = \hat{a}'(r, \theta) - \hat{a}(r, \theta)$$

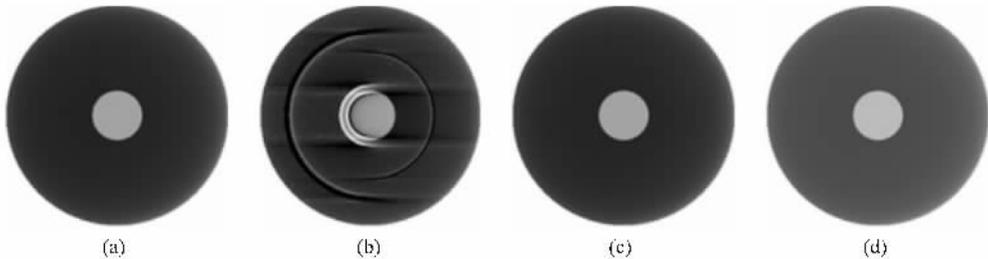


图 2 (a) 为没有投影值偏差的重建图像 (b)–(d) 分别为模拟情形 1、2、3 中投影值偏差的重建图像

图 2(b) 为模拟光源情形 1 的重建图像, 可以发现, 该种情形下的重建误差比较大, 且误差形状比较复杂. 图 2(c) 为模拟光源情形 2 的重建图像, 该种情形下的重建误差比较小, 通过重建图像很难分辨. 图 2(d) 为模拟光源情形 3 的重建图像, 该种情形下的重建误差形状比较简单, 相比于图 2(a), 该情形的重建图像整体上暗些. 为了更清楚地说明这三种不同情形的误差区别, 现取出图 2(a)–(d) 图像中的第 180 行 (即中间行) 的重建数据进行分析, 其结果如图 3 所示. 图 3(a) 为情形 1 重建图像与与无投影值偏差重建图像间的比较结果; 图 3(b) 为情形 2

$$= \int_0^\pi \Delta p_\phi(x_r) * h(x_r) |_{x_r = r \cos(\theta - \phi)} d\phi, \quad (11)$$

(11) 式物理意义如下: 图像点 (r, θ) 的重建误差大小为经过点 (r, θ) 的所有滤波后的 (射线) 投影值偏差在 $\phi = 0 \sim \pi$ 范围内的累加. 由 (11) 式可知, 情形 2 和 3 的图像点重建误差为负值, 即图像点的重建值变小, 而情形 1 的图像点重建误差可能为正, 也可能为负.

4. 数值模拟

基于光源不均匀性、过饱和以及过穿透等原因引起重建误差的理论分析, 对上述几种误差形式分别进行数值模拟运算. 对于情形 1, 在部分投影值数值中加入偏差; 对于情形 2, $T_\phi(x_r) = 270$, $T'_\phi(x_r) = 255$; 对于情形 3, $I_\phi(x_r) = 5$, $I'_\phi(x_r) = 20$. 模拟运算时采用的重建算法为卷积反投影算法, 滤波函数为 R-L 滤波函数^[11]. 这里需要指出, 在重建运算时, 算法本身也会引入误差, 但这种误差很小, 这里忽略不计. 当投影值没有偏差时, 其重建结果如图 2(a) 中所示, 图中大圆半径为 180 像素, 小圆半径为 40 像素. 按照上述三种情形加入投影值偏差后, 其重建结果分别如图 2 中 (b)–(d) 所示.

重建图像与与无投影值偏差重建图像间的比较结果, 图 3(c) 为情形 3 重建图像与与无投影值偏差重建图像间的比较结果.

由图 3 可知, 三种情形中, 情形 1 引起的误差最复杂, 造成个别点的重建值发生很大变化, 情形 2 引起的误差最小, 情形 3 引起的误差比较大, 但误差形式比较简单, 即使得所有点的重建值都减小了, 且减小的幅度相等. 因此, 在使用同步辐射光源进行计算机断层技术实验时, 我们应尽可能避免情形 1 与情形 3 这两种情况的发生, 因为这两种情形下重建结果的误差较大.

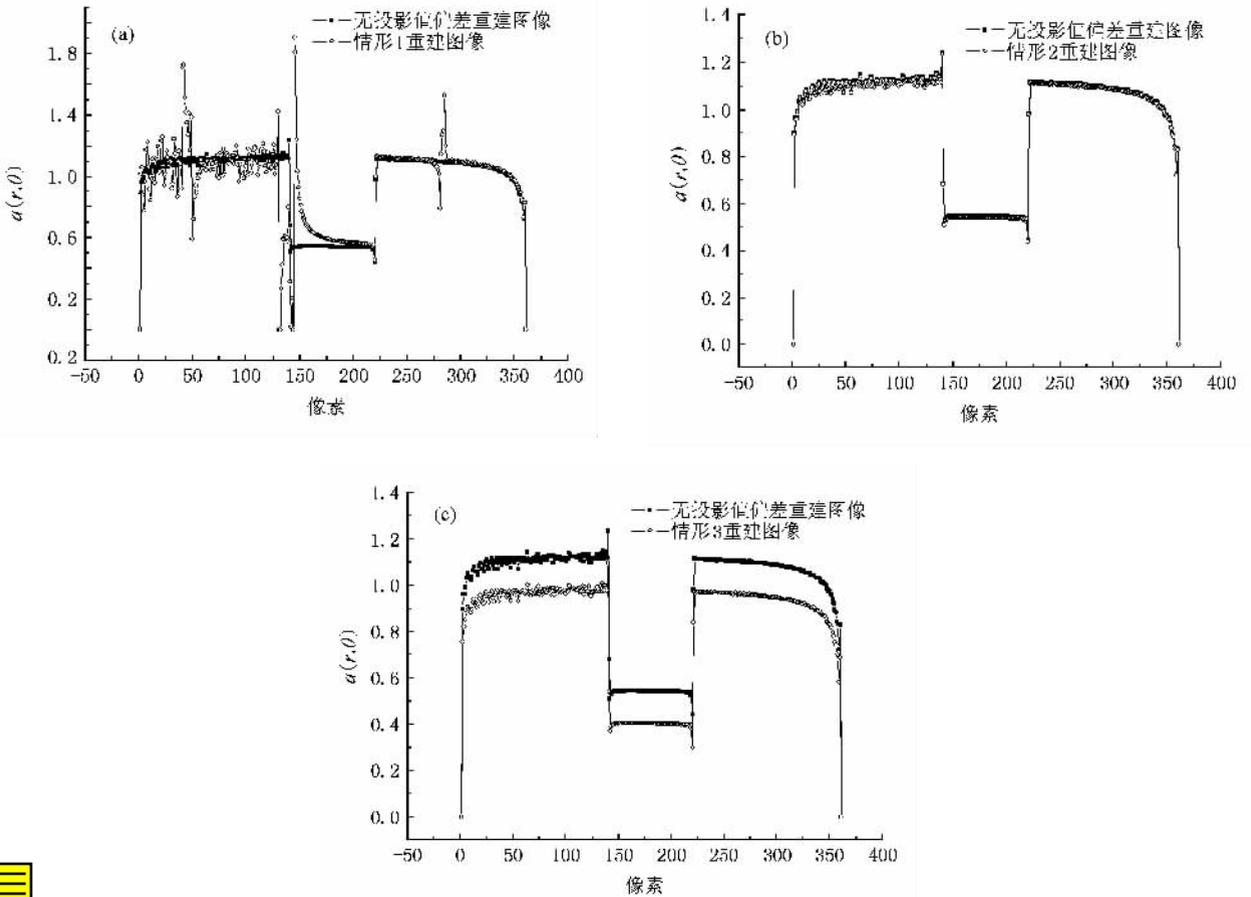


图3 (a)(b)(c)分别为情形1 2 3 重建图像与无投影值偏差重建图像间的比较结果

5. 结 论

本文详细分析了同步辐射光源非均匀、过饱和以及过穿透三种情形所引起计算机断层技术重建结果误差的机理,并通过数值模拟给出了三种不同情形下的误差结果,数值模拟结果证实了误差机理分析的正确性.理论与模拟结果表明在应用同步辐射

计算机断层技术进行实验研究时,应尽可能的避免光源出现不均匀与过穿透的情况.在实际应用中,针对不同的研究对象,通过选择合适的光源来避免过穿透情况的发生,同时,也可以避免光源过饱和现象的发生,但是很难控制光源的不均匀性,因此,作者下一步将对此问题进行深入的研究,以期找到合适的解决方法.

[1] Bonse U ,Johnson Q ,Nichols M ,Nusshardt R ,Krasnicki S ,Kinney J 1986 *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A* **246** 644

[2] Yoshito N ,Tsukasa N ,Koichi N ,Kentaro U ,Akira T ,Susumu I 2004 *J. Contam. Hydrol.* **74** 253

[3] Wang M ,Hu X F ,Wu X P 2006 *Acta Phys. Sin.* **55** 4065 (in Chinese)[汪 敏、胡小方、伍小平 2006 物理学报 **55** 4065]

[4] Wang M ,Hu X F 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 4989 (in Chinese) [汪 敏、胡小方 2007 物理学报 **56** 4989]

[5] Pyzalla A ,Camin B ,Buslaps T ,Michiel M D ,Kaminski H ,Kottar A , Pernack A ,Reimers W 2005 *Science* **308** 92

[6] Dominique B ,Damien G ,Jean M H ,Sylvie B ,Jean E 2005 *Acta Mater.* **53** 121

[7] Wang M ,Hu X F ,Wu X P 2006 *Mater. Res. Bull.* **41** 1949

[8] Zhu P P ,Wang J Y ,Yuan Q X ,Huang W X ,Shu H ,Gao B ,Hu T D , Wu Z Y 2005 *App. Phys. Lett.* **87** 264101

[9] Shu H ,Zhu P P ,Wang J Y ,Gao X ,Yi H X ,Liu B ,Yuan Q X , Huang W X ,Luo S Q ,Gao X L ,Wu Z Y ,Fang S X 2006 *Acta Phys. Sin.* **55** 1099 (in Chinese) [舒 航、朱佩平、王 越、高 欣、伊红霞、刘 波、袁清习、黄万霞、罗述谦、高秀来、吴白玉、方守贤 2006 物理学报 **55** 1099]

- [10] Hamilton R W ,Forster M F ,Dashwood R J ,Lee P D 2002 *Scripta Mater.* **46** 25
- [11] Zhuang T G 1992 *The Theory and Arithmetic of Computed-*

Tomography (Shanghai : Shanghai Jiaotong University Press) (in Chinese) [庄天戈 1992 CT 原理与算法(上海 :上海交通大学出版社)]

Error mechanism of light source for synchrotron radiation computed tomography technique^{*}

Wang Min^{1)†} Cen Yu-Wan¹⁾ Hu Xiao-Fang²⁾ Yu Xiao-Liu¹⁾ Zhu Pei-Ping³⁾

1) *School of Mechanical Engineering ,Anhui University of Technology ,Ma'anshan 243002 ,China)*

2) *Laboratory for Mechanical Behavior and Design of Materials ,*

University of Science and Technology of China ,Chinese Academy of Sciences , Hefei 230026 ,China)

3) *(Beijing Synchrotron Radiation Facility ,Institute of High Energy Physics ,Chinese Academy of Sciences ,Beijing 100049 ,China)*

(Received 14 January 2008 ; revised manuscript received 1 May 2008)

Abstract

Based on the unique advantages of synchrotron radiation X-ray with high resolution and collimation ,and the advantage of nondestructive observation of computed-tomography technique ,synchrotron radiation computed tomography technique is widely used in many fields. In this paper ,the errors caused by light source such as unevenness ,supersaturation and super penetration are studied for synchrotron radiation computed tomography technique ,and its three basic error forms are given. Numerical simulation results confirm this analysis.

Keywords : synchrotron radiation , computed tomography , light source , error

PACC : 0760 , 5270K , 8170G

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 10702001) and the Foundation of Beijing Synchrotron Radiation Facility ,China.

[†] E-mail : ustcwm@126.com