

## 影响同步辐射 X 射线螺旋显微 CT 的若干因素研究\*

王玉丹<sup>1)2)</sup> 彭冠云<sup>1)</sup> 佟亚军<sup>1)</sup> 周光照<sup>1)2)</sup> 任玉琦<sup>1)2)</sup> 杨群<sup>1)2)</sup> 肖体乔<sup>1)†</sup>

1) (中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201204)

2) (中国科学院研究生院, 北京 100049)

(2011 年 2 月 23 日收到; 2011 年 6 月 9 日收到修改稿)

同步辐射 X 射线是扁平光, 传统显微 CT 难以对长样品实现快速、高分辨、低剂量三维成像, 螺旋扫描的引入可以很好地解决这一难题. 本文采用数字模拟和实验的方法较为系统地研究了螺距、光斑竖直高度和  $180^\circ$  投影数对成像质量、速度的影响. 模拟结果表明, 在螺距不大于 2 的前提下,  $180^\circ$  投影数增大, 误差减小, CT 成像速度变慢; 光斑竖直高度增大, 速度加快; 螺距增大, 速度加快, 且误差在允许范围内; 选取合适的参数值使旋转平移比为整数, 误差最小. 同时, 优化参数并在上海光源实现螺旋显微 CT, 从实验上验证了模拟结果. 研究表明, 通过优化各参数, 同步辐射螺旋显微 CT 可以实现快速高质量三维成像, 为以后的实际应用提供了依据.

**关键词:** 同步辐射 X 射线, 螺旋 CT, 相对误差, 投影数

**PACS:** 42.30.-d, 07.85.Tt, 29.20.-c, 87.59-e

## 1 引言

基于同步辐射 X 射线的高强度、高亮度、高准直性、部分相干等优点, 同步辐射 X 射线显微 CT 采用相位衬度机制, 克服了传统 X 射线吸收成像的不足, 利用部分相干 X 射线通过样品产生的相位变化, 将分辨率提高到微米或亚微米量级, 可以对生物组织、高分子聚合物、古生物化石等做高分辨 CT 研究, 成为各科学领域研究的先进手段<sup>[1-6]</sup>. 但是同步辐射 X 射线是扁平光, 上海同步辐射光源 (SSRF) 成像线站 X 射线光斑宽度最大为  $50\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ , 竖直方向尺寸远小于水平尺寸. 对于长度超出光斑竖直尺度的样品, X 射线光束不能一次覆盖整个样品, 通常的做法是对长样品逐层 CT 扫描后拼接实现三维成像, 速度慢, 成像精度差. 将螺旋扫描<sup>[7,8]</sup> 引入到同步辐射 X 射线显微 CT 中, 可有效地解决这一问题, 实现长样品的快速、三维、高分辨成像, 大幅提高同步辐射显微 CT 对小动物等狭长样品整体内部结构三维无损成像研究的能力. 同步辐射 X 射线螺旋显

微 CT (SRS- $\mu$ CT) 具有分辨率高、连续快速容积扫描样品等特点, 可显著缩短数据采集时间、减少辐射剂量和运动伪影, 且可避免因探测器或样品台移动等造成的拼接不连续.

目前仅有欧洲同步辐射装置 (ESRF) 做过相关研究, 用 K 边减影螺旋 CT 实现了动物组织的结构和功能研究, 结合荧光 CT 和康普顿  $\mu$ CT 实现了灰尘颗粒微量元素的三维分布等定量研究<sup>[9-11]</sup>. 本文从 SRS- $\mu$ CT 研究的实际出发, 数字模拟三维 Shepp-Logan 头部模型的螺旋 CT 过程及重建, 研究不同螺距、光斑竖直高度、 $180^\circ$  投影数等因素对成像精度和成像速度的影响. 在此基础上, 建立 SRS- $\mu$ CT 系统, 并进行实验验证.

## 2 原理与方法

SRS- $\mu$ CT 基于相衬成像机制, 采用螺旋扫描方式, 实现对生物软组织、聚合物等低 Z 长样品的高分辨三维成像.

\* 国家重点基础研究发展计划 (批准号: 2010CB834301)、中国科学院对外合作重点项目 (批准号: GJHZ09058)、国家自然科学基金 (批准号: 10805071, 10705020) 和上海市基础研究重点项目 (批准号: 08JC1411900) 资助的课题.

† E-mail: tqxiao@sinap.ac.cn

如图 1 所示, 同步辐射 X 射线螺旋 CT 采用螺旋扫描样品的方式, X 射线保持不动, 样品同时做匀速旋转和上升的复合运动, 从而实现 X 射线对样品的螺旋扫描. 与此同时, 电荷耦合元件 (CCD) 探测器在样品后面连续采集投影数据, 用采集得到的投影数据重建切片并得到三维结构. 放置样品的样品台包括两个部分, 旋转台和升降台. 旋转台匀速圆周运动, 同时升降台匀速上升或下降运动, 实现样品的螺旋运动.

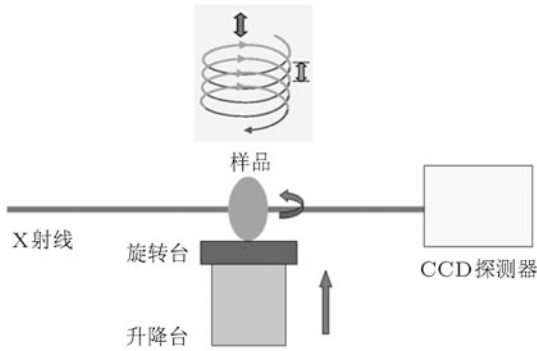


图 1 同步辐射 X 射线螺旋显微 CT 示意图

如图 1 所示, 透过样品的 X 射线经过一段距离的传输直接到达探测器, 成像光路与传统的吸收衬度 CT 类似. 第三代同步辐射 X 射线具有较好的空间相干性, 经过样品内部存在折射率变化梯度的部位时会产生折射, 经过一段距离传播后折射光和直通光会产生干涉, 从而在相应部位形成局域干涉增强, 产生一种衬度放大效应. 这就是所谓的基于传播的相位衬度成像, 又称为同轴轮廓成像, 它具有光路简单、无需额外光学元件等特点, 有着广泛的推广应用价值. 将这一成像机制与传统的螺旋 CT 结合, 形成的相位衬度螺旋 CT 成像对生物软组织、聚合物等低 Z 样品成像有着重要的应用前景.

对于同轴 X 射线相位衬度成像, 样品的出射光振幅  $u_0$  是样品吸收和相位信息综合作用的结果, 即

$$u_0 = u_i \times T = u_i \times \exp[-\mu(x, y)/2 + j\phi(x, y)], \quad (1)$$

其中  $u_i$  是入射光的振幅, 平行光入射时可假设为 1.  $\mu(x, y)$  和  $\phi(x, y)$  分别是 X 射线透过样品后产生的吸收和相位变化. 同步辐射 X 射线可以认为是准平行光, 可近似应用平行光 Fresnel 衍射描述. 当探测

器与样品的距离为  $d$  时, 像面的光强分布可以写成

$$I(x, y, d) = |u_0 * h|^2, \quad (2)$$

其中  $*$  表示卷积,  $h$  为 Fresnel 衍射因子, 且  $h = \frac{\exp(jkd)}{j\lambda d} \exp[\frac{jk}{2d}(x^2 + y^2)]$ ,  $\lambda$  为入射光波长,  $k$  为波数. 弱吸收条件下, 像的强度可以近似为

$$I(x, y, d) = I_0[1 - \frac{\lambda d}{2\pi} \nabla^2 \phi(x, y)]. \quad (3)$$

根据 (3) 式, 像的强度与  $\nabla^2 \phi(x, y)$  呈线性关系. 这就是所谓的边缘增强效应, 在有相位突变的部位产生光强增强, 形成轮廓像. 同时, 这一强度分布与 X 光波长及样品到探测器的距离有关. 实验中可依据样品的材料成分和感兴趣细节结构的尺度, 选择合适的光子能量和相应的成像距离 [4,5].

实验中投影采集时, 设定光斑竖直高度就是采集投影图像的高度. 实验中样品上升速度 ( $V_1$ )、转动速度 ( $V_2$ ) 由螺距和光斑竖直高度决定, 可以表示为

$$\frac{V_1}{V_2} = \frac{p \times ow}{360^\circ}, \quad (4)$$

其中  $p$  为螺距,  $ow$  为光斑竖直高度. 螺距  $p$  指的是样品旋转一周上升或下降距离同光斑竖直高度的比值 [12],

$$p = \frac{s}{ow}, \quad (5)$$

其中  $s$  表示旋转一周样品上升或下降的距离.

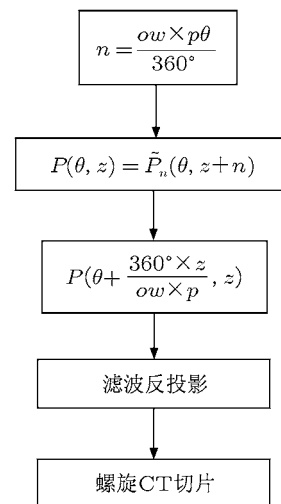


图 2 同步辐射 X 射线螺旋 CT 重建流程

利用采集的螺旋 CT 投影数据, 可重建 CT 切片及三维结构. SRS- $\mu$ CT 重建的主要思想是将螺旋 CT 投影数据转化为普通 CT 正弦图, 再用滤波反投影进行重建 [12,13]. 具体实现方法有两种: 1)

将投影数据纵向重排, 得到每个切片正弦图, 之后再滤波反投影<sup>[14]</sup>, 然后将反投影得到的各切片图像进行相应角度的旋转; 2) 得到正弦图后, 先对不同的切片正弦图进行相应的初始视角转换, 再实施滤波反投影. 两种方法从本质上是一致的, 区

别是在实现初始视角转换的先后次序不同, 方法一是对滤波反投影后的切片进行旋转, 而方法二是利用正弦图的周期性, 在滤波反投影之前将正弦图扩充平移. 以下的模拟研究中, 我们采用第二种方法.

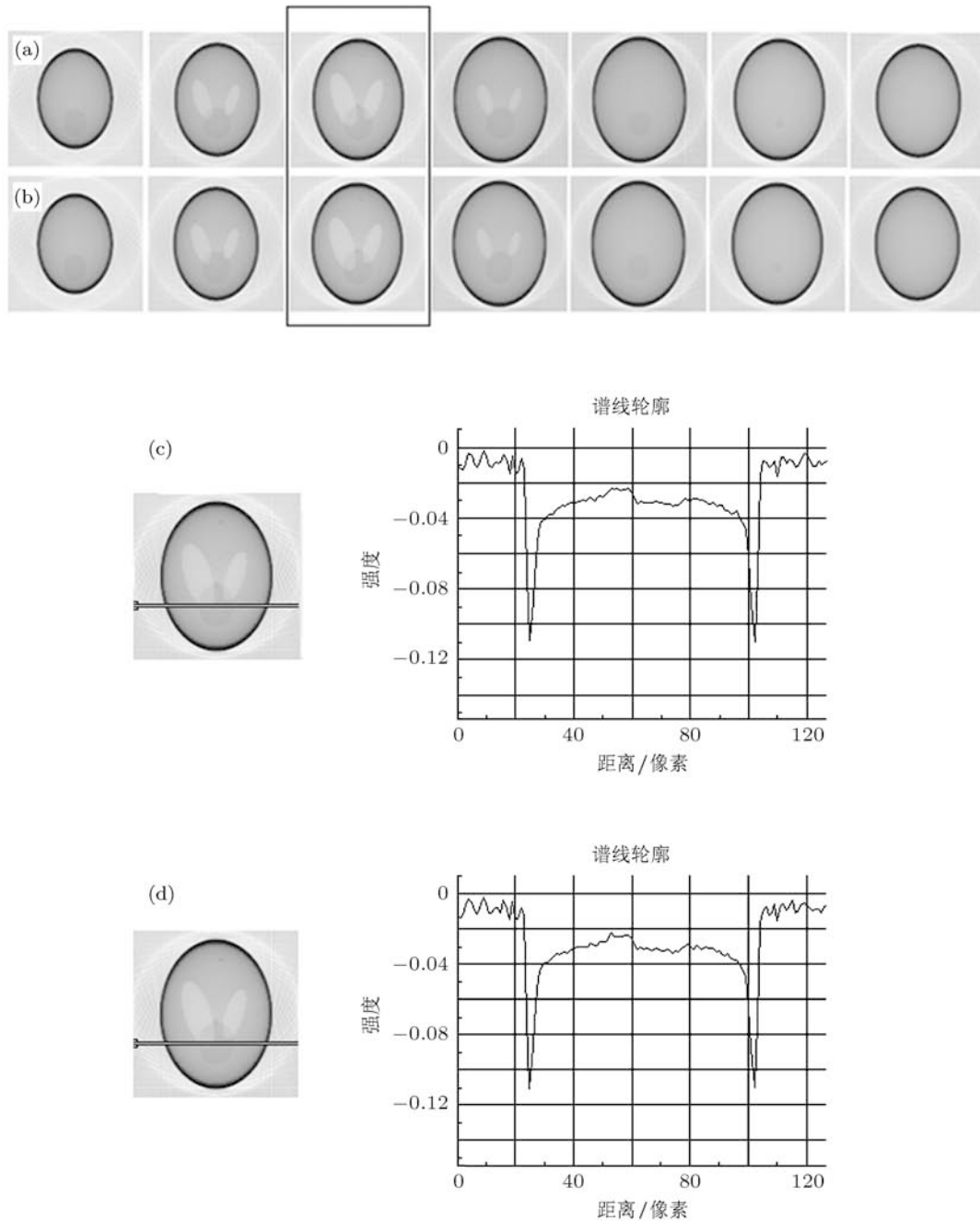


图3 模拟的同步辐射 X 射线螺旋 CT 切片和普通 CT 切片的对比 (a) 螺旋 CT 不同层的重建切片; (b) 对应的普通 CT 重建切片; (c) 和 (d) 分别为 (a) 和 (b) 中方框内的强度分布轮廓图

图 2 为 SRS- $\mu$ CT 重建过程框图. 第一步, 将螺旋投影数据重排成切片正弦图, 其中  $\theta$  是投影采集的视角,  $\tilde{P}(\theta, z+n)$  代表视角为  $\theta$ , 纵向位置为  $z+n$

时采集的投影数据,  $\tilde{P}_n(\theta, z+n)$  为  $\tilde{P}(\theta, z+n)$  的第  $n$  行投影数据,  $P(\theta, z)$  为视角  $\theta$  时第  $z$  切片的重排正弦图. 第二步, 正弦图视角转换. 由于不同

切片投影数据的初始视角不同, 为了保证重建后的图像不存在旋转, 对不同的切片正弦图进行相应的视角转换, 将第  $z$  切片的正弦图  $P(\theta, z)$  转换为  $P\left(\theta + \frac{360^\circ \times z}{ow \times p}, z\right)$ . 最后, 将得到的正弦图滤波反投影重建, 得到螺旋 CT 切片.

### 3 数字模拟

模拟研究中采用  $128 \times 128 \times 128$  像素的三

维 Shepp-Logan 头部模型 [15], 编程语言采用 IDL, 计算中所用的计算机主频 2.66 GHz. 图 3 为 SRS- $\mu$ CT 重建切片和普通 CT 重建切片的对比, 其中图 3(a) 给出了螺旋 CT 不同层的重建切片, 图 3(b) 给出了对应的普通 CT 重建切片, 螺旋 CT 旋转一周采集 360 个投影, 螺距 2.0; 普通 CT 旋转  $180^\circ$  采集 250 个投影. 图 3(c) 和 (d) 分别为图 3(a) 和 (b) 中方框内切片对应的强度变化轮廓图. 综合重建切片图像质量和强度变化轮廓图的定性比较, 可以认为螺旋 CT 切片重建效果可以达到普通 CT 重建水平.

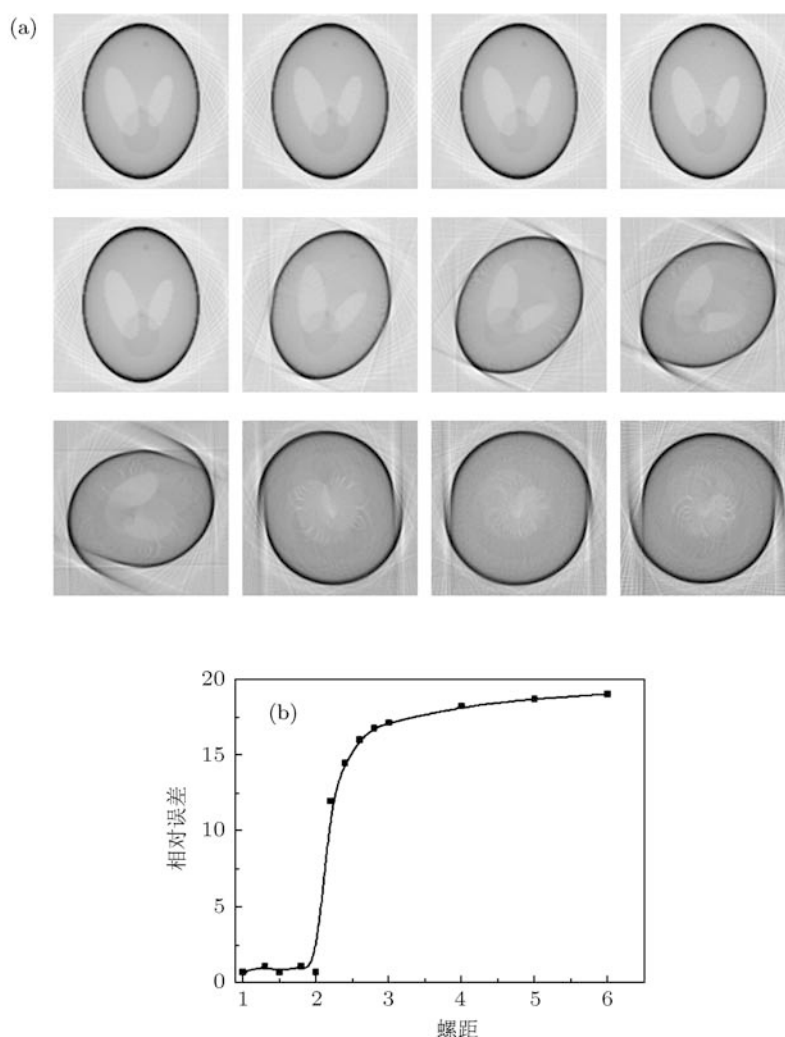


图 4 不同螺距的螺旋 CT 重建切片, 光斑竖直高度为 30 像素, 每周采集 360 投影 (a) 对应的螺距分别为 1.0, 1.3, 1.5, 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.6, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0; (b) 为 (a) 中重建相对误差与螺距的关系

#### 3.1 影响成像质量的因素

螺旋 CT 实验的目标是对特定的样品在保持可接受的图像质量时采集的投影数尽量少. 这样一方面可以加快成像速度, 同时还可减小剂量, 对生物软组织等辐射敏感样品来说具有重要意义. 以下将

较为系统地研究不同螺距  $p$ , 光斑竖直高度  $ow$  (单位为像素),  $180^\circ$  投影数  $R$  等因素对重建图像质量的影响. 成像质量用归一化均方差 (NMSM) 描述, 误差越小, 成像质量越好, NMSM 定义为

$$NMSM = 100 \times \left( \frac{\sum |f(\mathbf{x}) - g(\mathbf{x})|^2}{\sum |f(\mathbf{x})|^2} \right)^{-1/2}, \quad (6)$$

其中  $f(x)$  表示螺旋 CT 重建后的切片强度分布,  $g(x)$  为普通 CT 重建后的切片强度分布<sup>[16]</sup>.  $g(x)$  为  $180^\circ$  采集 250 个投影的普通 CT 重建, 理论上 250 个投影已能精确重建  $128 \times 128$  的切片, 以它作为螺旋 CT 重建精度比较的基准应该是合适的.

图 4 为螺旋 CT 重建切片及其重构误差随螺距变化的曲线, 光斑竖直高度为 30 个像素, 每周采集 360 个投影. 图 4(a) 中的重构切片自左而右、自上而下对应的螺距依次为 1.0, 1.3, 1.5, 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.6, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 图 4(b) 为对应重构切片相对误差随螺距变化的曲线. 从图 4(a) 可以定性地看出, 当螺距大于 2.0 后, 重构图像质量随螺距的增大逐渐变差; 螺距大于 2.0 时重构图像已开始失真; 螺距为 4.0 时, 已完全看不出原有结构. 从图 4(b) 给出的重构误差的定量结果可以看出, 螺距小于或等于 2.0 时, 重构误差没有明显变化, 维持在一个较小的水平. 当螺距大于 2.0 时, 误差急剧增大, 螺距大于 3.0 后误差增速变缓, 但维持在一个较高的水平. 因此, 投影采集过程中, 螺距必须保持小于等于 2.0, 以保证每个切片有  $180^\circ$  的投影数据, 满足滤波反投影重建算法的要求. 当然, 如果采用其他的迭代算法, 可以实现投影数据不足时的较高精度重建, 螺距也可以适当大于 2.0, 但重建运算量较大.

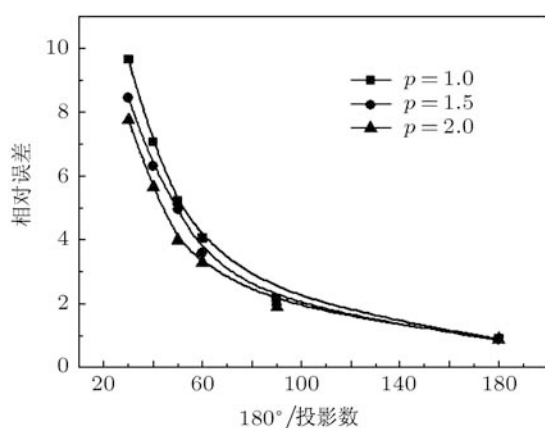


图 5 重建相对误差随  $180^\circ$  投影数的变化关系 (分别给出了螺距  $p = 1, 1.5$  及  $2.0$  的情形)

图 5 给出了不同螺距 ( $p \leq 2$ ) 下相对误差随  $180^\circ$  投影数的变化关系, 模拟中光斑竖直高度为 30 个像素. 从图 5 可以看出, 重构误差随  $180^\circ$  投影数单调减小. 投影数小于 90 时, 相对误差随投影数的增大下降速度较快. 投影数大于 90 后, 重构误差随投影数的变化趋于平缓. 螺距  $p$  小于 2 时, 螺距变化对重构误差的影响相对较小. 因此, 可以认为, 在重构精度要求不太高的场合, 可以将高精度重构

的理论投影数减半, 在保证较好图像质量的同时大幅加快成像速度. 此时, 螺距也可以取最大值 2, 以实现最快的成像速度而重构精度牺牲不大.

图 6 给出了螺旋 CT 重建相对误差与旋转平移比浮点值 ( $\text{float}(R_{\text{NS}})$ ) ( $p \leq 2$ ) 的关系, 其中  $\text{float}(F)$  表示小数  $F$  的浮点数部分;  $R_{\text{NS}} = 2R/(ow * p)$ , 为样品旋转一周采集的投影数和纵向平移距离 (单位为像素) 的比值, 定义为旋转平移比. 从图 6 可以看出, 当  $\text{float}(R_{\text{NS}})$  为 0, 即当  $R_{\text{NS}}$  为整数时, 重建的相对误差最小. 因为  $R_{\text{NS}}$  为整数时, 最近邻近似就是该整数本身, 螺旋 CT 投影数据纵向重排的切片正弦图是相应情况下普通 CT 的正弦图, 相对误差最小.  $\text{float}(R_{\text{NS}})$  小于 0.2 时, 重构误差随  $\text{float}(R_{\text{NS}})$  值单调增加, 之后发生振荡. 投影数减少, 误差明显增大, 单周投影数达到 180 时, 重构误差在整个 0—1 的范围内都能控制在 0.5 以内. 实验中尽可能地将旋转平移比  $R_{\text{NS}}$  接近整数, 即  $\text{float}(R_{\text{NS}})$  控制在 0—0.1 范围内, 可以保证较高的重构精度.

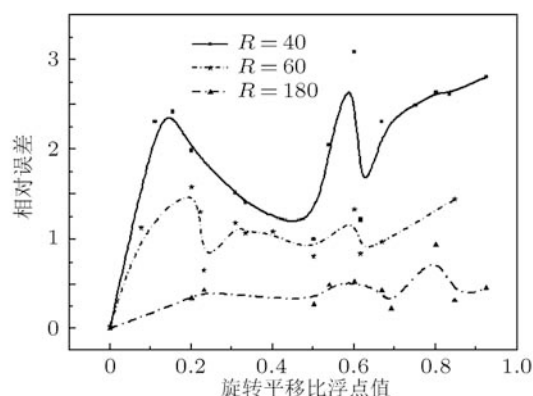


图 6 重建相对误差随旋转平移比浮点数值 ( $p \leq 2$ ) 的变化关系 (分别给出了每周采集的投影数为 40, 60 和 180 的情形)

### 3.2 影响成像速度的因素

成像速度跟采集的总投影数、曝光时间等有关, 曝光时间对特定的样品和探测器是一定的, 这里螺旋 CT 成像速度直接用采集的总投影数描述. 总投影数指的是扫描一个样品总共需要采集的投影图像数, 总投影数越少, 扫描样品所需的时间越短, 成像速度越快, 对应的辐射剂量也就越小. 螺距和光斑竖直高度是影响成像速度的两个最主要的因素.

图 7 为螺旋 CT 需要采集的总投影数随螺距及光斑竖直高度的变化曲线, 两图  $180^\circ$  投影数均取 180. 图 7(a) 中光斑竖直高度为 30 个像素,

图 7(b) 中的螺距设定为 2.0. 由图 7 可以看出, 总投影数随螺距和  $ow$  值的增大而单调减少. 由于螺距的增大受到限制, 增大  $ow$  值减小投影数是最有效的途径. 对于同步辐射 X 射线, 垂直方向张角随光子能量的增大而减小. 因此, 选择尽可能小的光子能量可以获得较大的光斑竖直高度, 从而减少螺旋 CT 的总投影数, 加快成像速度.

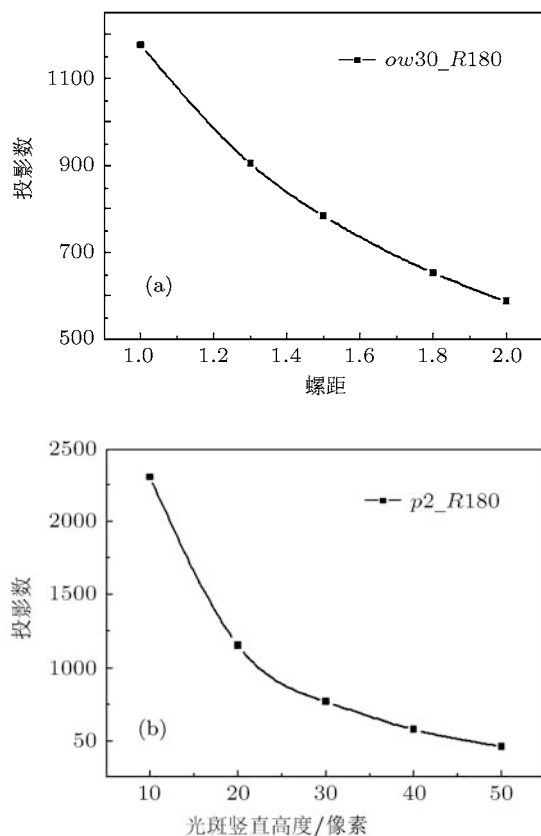


图 7 样品螺旋 CT 采集的总投影数与螺距 (a) 和光斑竖直高度 (b) 的关系

## 4 实验结果

实验在上海同步辐射光源的 X 射线成像及生物医学应用光束线 (BL13W) 开展. 该光束线采用扭摆器 (Wiggler) 光源, 通过双晶单色器将白光转化为单色光, 光子能量可调范围为 8—72 keV, 适合对生物医学样品、材料样品、古生物化石和合金样品等进行高分辨成像研究<sup>[17,18]</sup>. 实验中选取竹子作为样品, 竹材多为有机物, 需要相位衬度才能更清晰成像. 竹子内部有丰富的细胞、导管结构, 适合于判断成像分辨率和成像质量. 此外, 竹子为细长

样品, 需要研究竹节及竹杠等内部整体显微结构时, SRS- $\mu$ CT 是最合适的工具. 图 8 为实验装置照片, 六维平移台和旋转台组成整个样品台, 样品置于旋转台之上, X 射线 CCD 探测器在样品后一定距离处采集投影像. 实验中采用高分辨 X 射线 CCD, 像素尺寸为  $3.7 \mu\text{m}$ , 升降台精度为  $0.1 \mu\text{m}$ , 转台精度为  $0.0001^\circ$ .

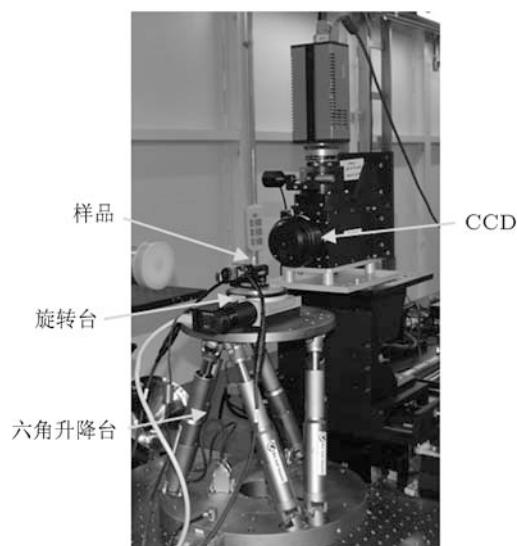


图 8 实验装置照片, 其中六维平移台和旋转台组成整个样品台

为保证 X 射线对样品具有较好的穿透性, 根据实验经验, 选取光子能量  $21 \text{ keV}$ <sup>[19,20]</sup>. 根据理论估计, 光子能量  $21 \text{ keV}$  及 CCD 像素尺寸  $3.7 \mu\text{m}$  时, 相衬成像最佳的物像距离应为  $11.59 \text{ cm}$ <sup>[21]</sup>. 实验中我们选取样品到探测器的距离为  $12 \text{ cm}$ . 根据竹子的实际尺寸, 选取  $180^\circ$  投影数为 600, 光斑竖直高度为  $3.86 \text{ mm}$ , 曝光时间为  $1 \text{ s}$ . 根据模拟结果选取实验参数, 其中样品上升速度为  $6 \mu\text{m}/\text{step}$ , 转动角度步长为  $0.3^\circ/\text{step}$ , 对应的螺距为  $1.8657$ , 扫描整个样品一共采集 2400 个投影. 根据数字模拟的结果, 实验中选定的螺距接近 2.0, 应该可以得到较高的成像效率, 即在保证较好图像质量的同时, 可以实现较快的成像速度. 整个样品螺旋扫描时间为  $4 \text{ h}$ , 而对于同一样品, 普通 CT 则至少分 3 次扫描, 每次扫描之前需平移样品及矫轴等复杂工作, 耗时大于  $4 \text{ h}$ . 且样品越长, 相对普通 CT 扫描节省的时间就越多, 速度提高越大.

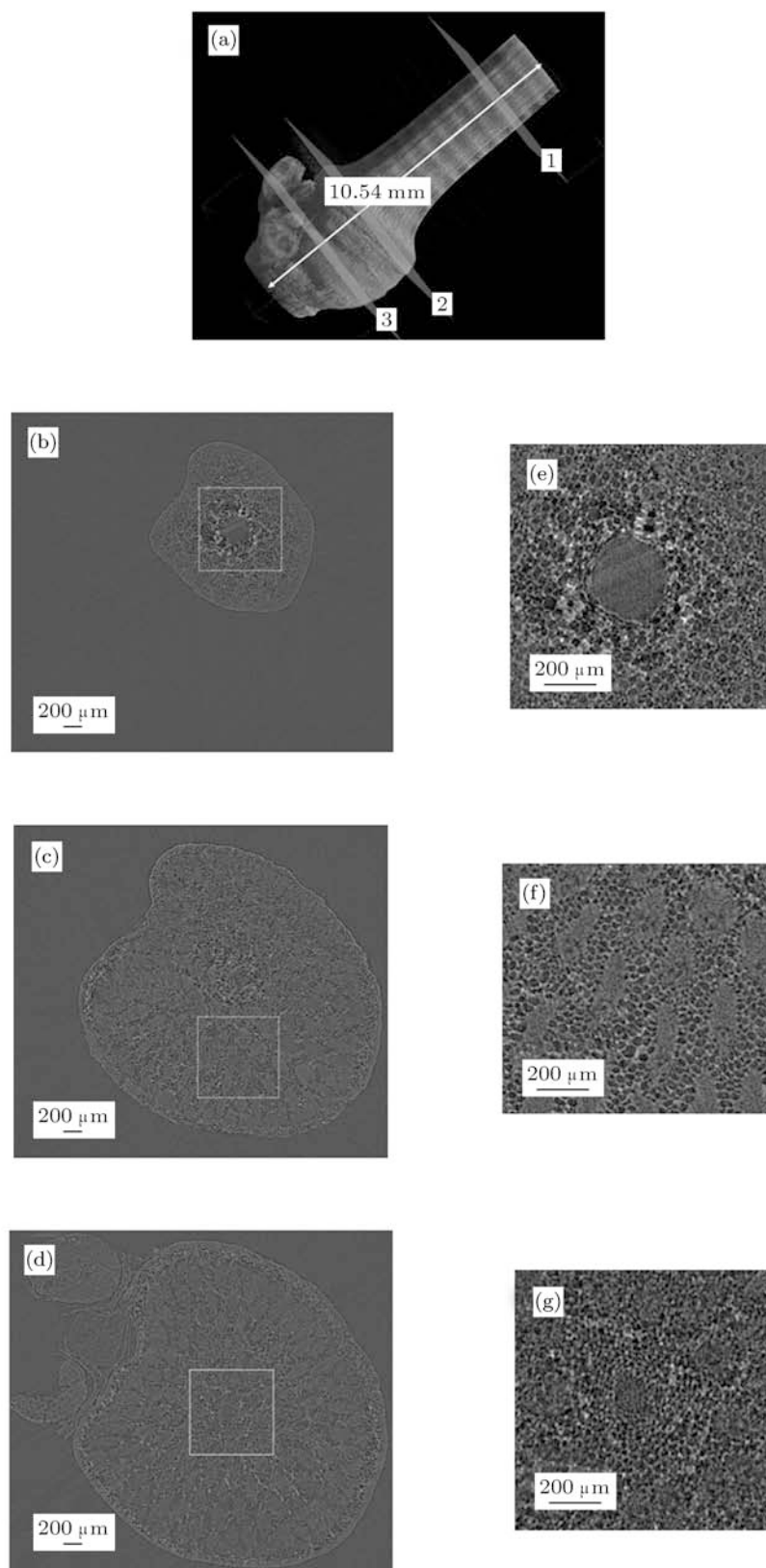


图9 竹子相衬螺旋 CT 重建三维结构及若干截面像 (a) 重建的三维结构, 长度为 10.54 mm; (b), (c), (d) 分别对应 (a) 中 1, 2, 3 处三个切片, X 射线 CCD 像素尺寸 3.7 μm; (e), (f), (g) 分别对应图 (b), (c), (d) 方框内区域的放大图

图 9 为竹子样品的 SRS- $\mu$ CT 重构三维像及若干截面图. 图 9(a) 为重建的三维结构, 整个结构的长度为 10.54 mm, 为光斑竖直高度的 2.73 倍. 图 9(b), (c), (d) 分别对应图 9(a) 中 1, 2, 3 处三个截面. 图 9(e), (f), (g) 分别对应图 9(b), (c), (d) 方框内区域放大图. 每个切片需要 600 个投影数据, 从切片中可以看出竹子内部细节. 实验结果表明, 参数优化后的同步辐射 X 射线螺旋显微 CT 能对长样品实现快速、高分辨、三维成像.

## 5 结论

本文将螺旋扫描引入到同步辐射 CT 中, 通过

理论模拟, 较为系统地研究了螺距、光斑竖直高度、 $180^\circ$  投影数对成像质量和速度的影响. 根据实际样品的大小, 选取  $180^\circ$  投影数为理论投影数的一半, 既可保证成像质量也可提高速度; 尽量选取最大的光斑竖直高度和螺距 (不大于 2), 可以提高速度, 且误差也在允许范围内; 选取合适的参数值, 使旋转平移比为整数, 误差最小. 这对于 SRS- $\mu$ CT 实验过程中选取合适的实验参数有重要的指导意义. 同时, 优化实验参数并通过实验验证 SRS- $\mu$ CT 能对长样品快速、高分辨、三维成像. 由于 SRS- $\mu$ CT 对于低吸收长样品有广泛应用, 本文的结论具有普遍的指导意义. 在进一步的研究中, 可将此方法与其他实验方法结合, 将能获得更多的实际应用.

- [1] Lareida A, Beckmann F, Schrott-Fischer A, Glueckert R, Freysinger W, Uller B M 2009 *J. Microscopy-Oxford* **234** 95
- [2] Donoghue P C J, Bengtson S, Dong X P, Gostling N J, Huldgren T, Cunningham J A, Yin C Y, Yue Z, Peng F, Stampanoni M 2006 *Nature* **442** 680
- [3] Elmoutaouakkil A, Fuchs G, Bergounhon P, Peres R, Peyrin F 2003 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **36** A37
- [4] Liu L X, Du G H, Hu W, Xie H L, Xiao T Q 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 4556 (in Chinese) [刘丽想, 杜国浩, 胡雯, 谢红兰, 肖体乔 2007 物理学报 **56** 4556]
- [5] Shi S M, Chen R C, Xue Y L, Ren Y Q, Du G H, Deng B, Xie H L, Xiao T Q 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 6319 (in Chinese) [师绍猛, 陈荣昌, 薛艳玲, 任玉琦, 杜国浩, 邓彪, 谢红兰, 肖体乔 2008 物理学报 **57** 6319]
- [6] Liu L X, Du G H, Hu W, Luo Y Y, Xie H L, Chen M, Xiao T Q 2006 *Acta Phys. Sin.* **55** 6387 (in Chinese) *Acta Phys. Sin.* **55** 6387 (in Chinese) [刘丽想, 杜国浩, 胡雯, 洛玉宇, 谢红兰, 陈敏, 肖体乔 2006 物理学报 **55** 6387]
- [7] Kalender W A, Seissler W, Klotz E 1990 *Radiology* **176** 181
- [8] Crawford C R, King K F 1990 *Med. Phys.* **17** 967
- [9] Golosio B, Somogyi A, Simionovici A, Bleuet P, Susini J 2004 *Appl. Phys. Lett.* **84** 2199
- [10] Bayat S, Porra L, Suhonen H, Janosi T, Strengell S, Habre W, Petak F, Hantos Z, Suortti P, Sovijärvi A 2008 *Eur. J. Radiol.* **68** 78
- [11] Monfraix S, Bayat S, Porra L, Berruyer G, Nemoz C, Thomlinson W, Suortti P, Sovijärvi A R A 2005 *Phys. Med. Biol.* **50** 1
- [12] Hu H 1999 *Med. Phys.* **26** 5
- [13] Kachelrie B M 2009 *Proceedings of 10th Fully 3D Meeting and 2nd HPIR Workshop* p9
- [14] Zhuang T G 1992 *CT Principles and Algorithms* (Shanghai: Shanghai Jiaotong University Press) p30 (in Chinese) [庄天戈 1992 CT 原理与算法 (上海: 上海交通大学出版社) 第 30 页]
- [15] Liu Z, Sun F R, Li Y L, Qu H J, Wang X J 2006 *J. Biomed. Eng.* **23** 938 (in Chinese) [刘泽, 孙丰荣, 李艳玲, 曲怀敬, 王晓婧 2006 生物医学工程杂志 **23** 938]
- [16] Langer M, Cloetens P, Guigay J P, Peyrin F 2008 *Med. Phys.* **35** 4556
- [17] Xue Y L, Xiao T Q, Wu L H, Chen C, Guo R Y, Du G H, Xie H L, Deng B, Ren Y Q, Xu H J 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 5496 (in Chinese) [薛艳玲, 肖体乔, 吴立宏, 陈灿, 郭荣怡, 杜国浩, 谢红兰, 邓彪, 任玉琦, 徐洪杰 2010 物理学报 **59** 5496]
- [18] Yin Z J, Zhu M Y, Xiao T Q 2010 *Physics* **37** 504 (in Chinese) [殷宗军, 朱茂炎, 肖体乔 2009 物理 **37** 504]
- [19] Mannes D, Marone F, Lehmann E, Stampanoni M, Niemz P 2010 *Wood Sci. Technol.* **44** 67
- [20] Forsberg F, Mooser R, Arnold M, Hack E, Wyss P 2008 *J. Struct. Biol.* **164** 255
- [21] Gao D C, Pogany A, Stevencon A W, Gureyev T, Wilkins S W, Mai Z H 2000 *Acta Phys. Sin.* **49** 2357 (in Chinese) [高大超, Pogany A, Stevencon A W, Gureyev T, Wilkins S W, 麦振洪 2000 物理学报 **49** 2357]



# Effects of some factors on X-ray spiral micro-computed tomography at synchrotron radiation\*

Wang Yu-Dan<sup>1)2)</sup> Peng Guan-Yun<sup>1)</sup> Tong Ya-Jun<sup>1)</sup> Zhou Guang-Zhao<sup>1)2)</sup>  
Ren Yu-Qi<sup>1)2)</sup> Yang Qun<sup>1)2)</sup> Xiao Ti-Qiao<sup>1)†</sup>

1) (*Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201204, China*)

2) (*Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China*)

(Received 23 February 2011; revised manuscript received 9 June 2011)

## Abstract

It is difficult to obtain low-dose three-dimensional images of a long sample with high spatial resolution in a single scan using conventional X-ray micro-CT technique because the synchrotron X-ray beam is prolate. Spiral scanning is induced into synchrotron X-ray micro-CT (SR  $\mu$ -CT) to resolve this problem. We investigate the effects of some factors on imaging quality and scanning speed by simulation and experiment, such as pitch, vertical beam width and projections per  $180^\circ$ . When the pitch is not greater than 2, it is found that the relative error and the CT scanning speed decrease while the projections per  $180^\circ$  increases. The scanning speed increases with vertical beam width. Furthermore, as pitch becomes greater, the scanning speed becomes faster. The relative error is minimized by choosing the appropriate parameters to make the ratio between rotation and vertical transfer be an integer. The simulated results are confirmed by the synchrotron-based spiral micro-CT (SRS  $\mu$ -CT) experiments performed at the Shanghai Synchrotron Radiation Facility and parameters are optimized. The results presented herein provide a theoretical and experimental basis for future applications of SRS  $\mu$ -CT.

**Keywords:** synchrotron radiation X-ray, spiral CT, relative error, the projections

**PACS:** 42.30.-d, 07.85.Tt, 29.20.-c, 87.59.-e

\* Project supported by the National Basic Research Program of China (Grant No. 2010CB834301), the External Cooperation Program of Chinese Academy of Sciences (Grant No. GJHZ09058), the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 10805071, 10705020) and the Key Basic Research Program of Shanghai, China (Grant No. 08JC1411900).

† E-mail: tqxiao@sinap.ac.cn