

# 衍射增强成像中的折射角与边界可见度\*

陈雨<sup>1</sup> 贾全杰<sup>1</sup> 黎刚<sup>1</sup> 王玉柱<sup>1</sup> 薛宪营<sup>1</sup> 姜晓明<sup>1;1)</sup> 陈志华<sup>2</sup> 潘琳<sup>2</sup> 李红艳<sup>2</sup>

1 (中国科学院高能物理研究所 北京 100049)

2 (中日友好医院 中日友好临床医学研究所分子化学研究室 北京 100029)

**摘要** X射线衍射增强成像技术可以精确得到样品内部结构的折射角信息,对提高轻元素物质的成像衬度有着重要的意义.本文对楔型和圆形两种模型样品进行了DEI实验的研究,对3种不同能量的X射线均精确得到了样品的折射角信息,与理论计算值吻合的很好.利用边界可见度(Edge Visibility)对楔形样品进行了定量的分析.结果表明,对于特定折射角的界面,能精确计算其最佳可见度的位置,并与实验结果吻合的较好.最后对一块实际医学肿瘤样品边界处的可见度进行了定量的研究,讨论了获得最佳成像衬度的条件.

**关键词** 衍射增强成像 折射角 边界可见度 最佳边界可见度

## 1 引言

当X射线穿过物体时会发生吸收、散射(包括相干散射和非相干散射)、折射等物理过程.传统的医学X射线成像主要利用物体不同部分对X射线吸收的不同所造成的光强变化,使得在观察主要由轻元素构成的人体内病变组织时,很难获得足够的吸收衬度,因而大大限制了X射线影像技术对早期肿瘤观察的能力<sup>[1]</sup>.相位衬度成像方法则是利用硬X射线折射率的相位系数( $\delta$ )比吸收系数( $\beta$ )要大几个数量级的特性,将物体对光束的相位变化转换为强度的变化记录下来.因此相位衬度成像方法在理论上能观测到差别更小的电子密度变化<sup>[1-3]</sup>,在未来医学早期肿瘤影像学的诊断方面具有十分明显的潜力.

已发展的相位衬度成像方法有干涉成像法<sup>[4, 5]</sup>、类同轴成像法<sup>[6]</sup>,以及基于分析晶体成像<sup>[7-9]</sup>等几种成像方法.X射线衍射增强成像(DEI)是Chapman于1997年首次命名的一种相位衬度成像方法<sup>[7]</sup>.这种方法利用一块完美晶体(称作分析晶体)作为角度窗口,从透过样品的X射线中仅选取特定角度方向上的光线成像,对样品中折射率的变化梯度在反射面内垂直于入射光方向上的投影变化敏感<sup>[3]</sup>,因而可以大大提

高人体内病理组织的成像衬度.此外,如果能从DEI图像中精确得到成像物体内部结构折射率梯度的变化信息,将有可能区分不同类型肿瘤的边界上所具有的不同折射率分布,对区别不同类型的肿瘤将具有关键的意义.现有的DEI折射角信息提取方法大都使用的还是Chapman提出的根据两幅图确定折射角的方法<sup>[10, 11]</sup>,这种方法仅对折射角度小于半高宽一半,且摇摆曲线近似为三角形的情况下比较适用<sup>[7]</sup>.而在摇摆曲线近似为高斯函数形状的情况下,能分辨的折射角度范围则仅为半高宽的三分之一左右<sup>[12]</sup>.而事实上,大多数摇摆曲线的形状与高斯函数更为接近<sup>[13]</sup>.M N Wernick等人提出了更为精确的MIR方法<sup>[14]</sup>,黄志峰等人对这几种提取折射角信息的方法进行了比较,认为利用高斯拟合峰位求折射角的方法最为精确<sup>[15]</sup>.

对于DEI这种反应物体相位变化信息的方法来说,边界可见度(Edge Visibility)是定量判断成像质量的一个重要参数<sup>[16, 17]</sup>.E. Pagot等人对一种ACR模型样品讨论了其边界可见度在摇摆曲线的不同位置上的变化情况<sup>[17]</sup>.但由于样品边界处连续变化的折射角,增加了最后结果的不确定性,加上在模拟计算中使用了一级泰勒近似,使得该文中的实际实验结果图

2006-12-31 收稿

\* 国家自然科学基金(10475090)资助

1) E-mail: jiangxm@mail.ihep.ac.cn

形与计算模拟图形有着很大的差别<sup>[17]</sup>.

本文利用高斯拟合峰位的方法,对两种具有不同斜面倾角的模型样品,实验测量得到了与理论计算一致的折射角分布,结果表明这种高斯拟合峰位的方法是非常精确的.根据边界可见度的定义,实验测量了其随着折射角度大小不同而变化的情况.同时我们也模拟计算了最佳边界可见度(Best Edge Visibility)随折射角度变化的结果,与实验值符合较好.最后,对一块带有肿瘤的实际医学样品进行了实验,对肿瘤的边界可见度进行了定量的分析.结果表明,即使对于一个复杂的实际医学样品,只要精确测定了其折射角度的大小,就可以定量地得到其最佳的成像角度,从而大大简化类似样品的成像过程.

## 2 理论介绍与计算

### 2.1 DEI方法原理介绍

下面简要介绍DEI方法的原理,详细内容请参见文献[3,7—9].首先利用一块单色器晶体得到一束单色光,光束穿过样品之后,在样品与探测器之间再放置

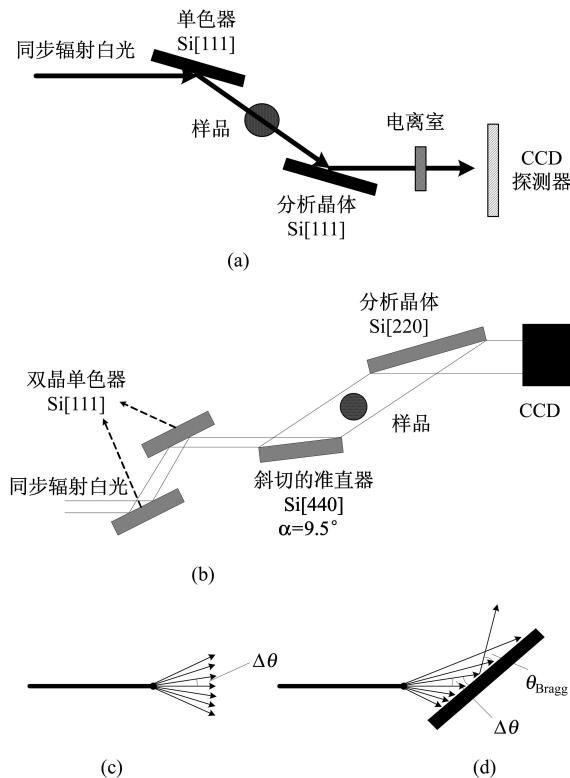


图 1 (a) BSRF, 4W1B 形貌站的 DEI 光路图; (b) KEK, PF-14B 的 DEI 光路图; (c) 表示从样品中出来的部分散射和折射光束(图中所示的偏转角远远大于实际光线的偏转角度); (d) 表示当分析晶体的角度与 Bragg 角偏离  $\Delta\theta$  角度时所选择的散射和折射光束

一块与单色器相同的晶体,这块晶体一般被放置在 Bragg 衍射峰位的附近,称作分析晶体.图 1(a)为北京同步辐射装置(BSRF)4W1A 光束线形貌站在 DEI 模式下的光路图.其中的电离室用来监测经过分析晶体之后光束的强度变化.图 1(b)为日本光子工厂(PF)的 BL-14B 束线的 DEI 光路图.晶体单色器提供的单色 X 光束照射到样品上,会发生吸收、散射、折射等过程,如图 1(c) 所示.图 1(d) 表示当分析晶体偏离 Bragg 角某个角度  $\Delta\theta$  时,只有偏转角为  $\Delta\theta$  的折射和散射 X 射线才能被分析晶体所选取而反射到探测器上成像.

### 2.2 折射角度的计算

如图 2(a) 所示,对于由两种不同电子密度  $\rho_1, \rho_2$  物质组成的界面,其倾角为  $\theta$ , X 射线的折射偏转角可以利用下式进行计算<sup>[3]</sup>:

$$\Delta\theta = \frac{r_e \lambda^2}{2\pi} (\rho_2 - \rho_1) \tan\theta, \quad (1)$$

其中  $r_e = 2.818 \times 10^{-15} \text{m}$  是经典电子半径,  $\lambda$  是 X 射线的波长.

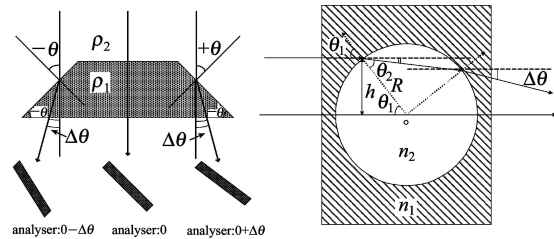


图 2 X 射线在不同折射率界面处产生的折射示意图

(a) X 射线经过不同倾角斜面后偏转,被不同偏转角度的分析晶体选择成像; (b) X 射线通过折射率连续变化的圆形界面后的折射光路.

对于一个圆形的样品来说, X 射线的折射偏转角可以由下式计算<sup>[18]</sup>:

$$\Delta\theta(h) \cong \frac{2(n_2 - n_1)h}{\sqrt{R^2 - h^2}}. \quad (2)$$

如图 2(b) 所示,其中  $R$  是圆形的半径,  $h$  是入射光线相对于中心线的距离.

## 3 样品及实验方法

在以下的结果中, X 射线能量为 10keV 的实验结果是在 BSRF 4W1A 光束线形貌学实验站得到的,其光路图可见图 1(a).单色器晶体和分析晶体均采用 Si[111] 单晶, 10keV 能量下实测的摇摆曲线半高宽为 6.8s, 分析晶体的角度转动精度为 0.05s, 探测器

为 Photonic Science 公司的 X 射线 CCD (X-ray FDI-18mm camera), 其像素尺寸为  $10.9\mu\text{m}\times 10.9\mu\text{m}$ <sup>[19]</sup>. 15keV 和 33.88keV 能量下的实验结果则是在日本 PF 的 BL-14B 束线上完成, 光路图可见图 1(b), CCD 探测器的像素尺寸为  $6.7\mu\text{m}\times 6.7\mu\text{m}$ .

### 3.1 样品介绍

具有不同倾角斜面的楔形样品, 其成份为聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA, 密度:  $1.19\text{g}/\text{cm}^3$ ), 样品在水平方向上的宽度为 7mm, 平面部分厚度为 3mm, 光束在样品中的光路截面示意图如图 2(a) 所示. 在楔形样品对称的左右两侧从上至下 4 个斜面与光束入射的垂直方向所成的角度分别为:  $\pm 55^\circ$ ,  $\pm 65^\circ$ ,  $\pm 75^\circ$ ,  $\pm 85^\circ$ , 中间部分为均匀的平面. 图 3(a) 为实验观测到的样品峰位图像, 由于 CCD 的窗口大小有限, 仅示出  $\pm 65^\circ$ ,  $\pm 75^\circ$ ,  $\pm 85^\circ$  这 3 种斜面.

具有柱状中空结构的圆孔样品其成份为聚乙烯 ( $[\text{CH}_2]_n$ , 密度:  $0.90\text{g}/\text{cm}^3$ ), 表面为平面, 内孔的直径为 2.7mm. 其截面示意图可见图 2(a), 实验拍摄到的峰位图像可见图 5(a).

### 3.2 提取折射角的方法

根据不同分析晶体转角下得到的实验图像可以得到楔形样品中具有不同倾角的斜面对 X 光束的折射角. 基本方法是: 转动分析晶体, 每间隔一定的角度拍摄一幅图像, 得到一组样品图像, 测量出图像上每一点处的样品光强分布曲线; 然后去掉样品, 在同样的条件下拍摄一组本底图像, 同样测量出图像上每一点处的本底光强分布曲线. 对这两种曲线分别作高斯拟合, 得到峰位的角度位置, 将样品曲线的峰位减去本底曲线的峰位即可得到样品的折射角度 ( $\Delta\theta$ ).

图 3(a) 为在 15keV 能量的 X 光下, 分析晶体在摇摆曲线的峰位时所拍摄的图像. 图像的像素点大小为  $6.7\mu\text{m}\times 6.7\mu\text{m}$ , 整幅图像在水平方向上有 1383 个像素点, 在竖直方向上有 1031 个像素点, 图 3(a) 中仅给出整幅图像的样品部分. 如图中倾角为  $\pm 75^\circ$  的斜面, 分析晶体每转动  $0.2''$  (弧秒, arcsec) 拍摄一幅图像, 即可得到样品组图像. 在我们的实验中, 分析晶体的最大角度转动范围为  $12.4''$ , 远大于摇摆曲线的半高宽  $1.7''$  (实际测量值), 这是为了能够准确提取出较大角度的折射角信息. 在样品组图像的每一幅图像中, 分别选取图 3(a) 中白色方框所标出的区域, 可得到图 3(b), 即选定区域在分析晶体处于不同角度时的光强变化情况. 从图 3(b) 中可直观看出, 区域内图像强度随分析晶体的摇摆角度变化有不同规律的改变. 在斜面处的区域内选择一定数目的像素点, 将其亮度做数值化处理, 根据对应的分析晶体角度画图, 即可得到图 3(c) 中所示的曲线 ( $+75^\circ$ ,  $-75^\circ$ ). 其本底 (Background) 处的光强分布曲线也可根据同样的方法得到. 图 3(d) 中则给出了  $\pm 85^\circ$  斜面及其相应本底处的样品光强分布曲线.

33.88keV 的实验数据同 15keV 一样也是在 PF BL-14B 上得到的, 实际测量到的摇摆曲线半高宽为  $0.33''$ , 每间隔  $0.04''$  拍摄一幅图像, 分析晶体的最大角度转动范围为  $2.32''$ , 即 59 幅图像.

10keV 的实验数据是在 BSRF 4W1A 得到的, 实际测量到的摇摆曲线半高宽为  $6.8''$ , 每间隔  $1''$  拍摄一幅图像, 分析晶体的最大角度转动范围为  $30''$ , 即 31 幅图像. 图像的像素点大小为  $10.9\mu\text{m}\times 10.9\mu\text{m}$ , 整幅图像在水平方向上有 1299 个像素点, 在竖直方向上有 1029 个像素点.

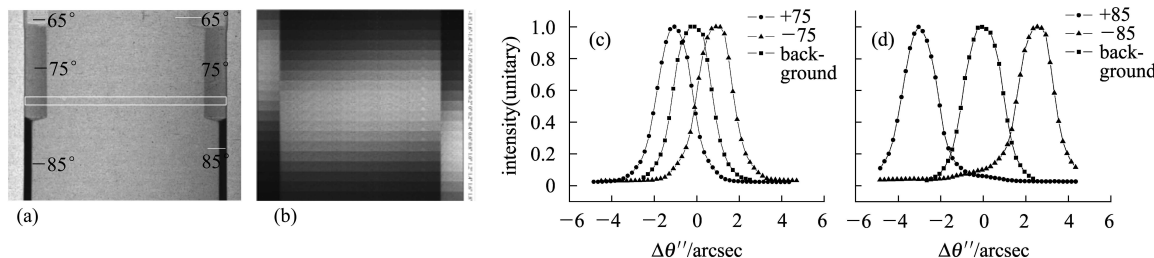


图 3 (a) 样品在峰位处所成的像 (15keV), 样品的水平宽度为 7mm (由于 CCD 探测器的窗口大小有限, 图中仅示出了 3 种倾角的斜面. 可明显看出, 斜面的倾角越大, 光线向其他方向折射的越强, 被分析晶体反射的越少, 图像也就越暗); (b) 为图 (a) 中白色框内所示区域在分析晶体不同摇摆角度 ( $-1.8''$  到  $1.8''$ ) 下的图像 (共有 19 幅图像); (c) 图中分别为样品左右  $\pm 75^\circ$  斜面及本底 (Background) 处的光强分布曲线 (零点为本底图像光强分布曲线的峰值); (d) 为  $\pm 85^\circ$  斜面及其本底处的光强分布曲线 (可看出由于斜面的折射, 光线的偏转角度已超过摇摆曲线的一个半高宽, 但使用高斯拟合峰位的方法仍可较精确得到实际的偏转折射角).

## 4 实验结果及分析

### 4.1 楔形样品

图4(a)为利用上述高斯拟合峰位提取折射角信息的方法,在3种能量的X射线条件下,分别得到的不同倾角斜面处X射线的折射角度,其中横坐标用斜面倾角的正切值表示.可看出,折射角 $\Delta\theta$ 与入射角度的正切值( $\tan\theta$ )是成正比的,而从图4(b)可看出折射角 $\Delta\theta$ 与X射线波长的平方成正比,这与(1)式完全符合.当其他条件不变时,X射线的能量提高,相同的电子密度差造成的折射角越小,由于双晶衍射摇摆曲线的半高宽减小的较慢,仍会造成衬度分辨率的部分降低<sup>[3]</sup>.但辐射剂量会随着X射线能量的升高而降低<sup>[20]</sup>,这一点对于医学成像的应用是很重要的.因此要在这几组因素之间找到一个折中的最佳解决方案.

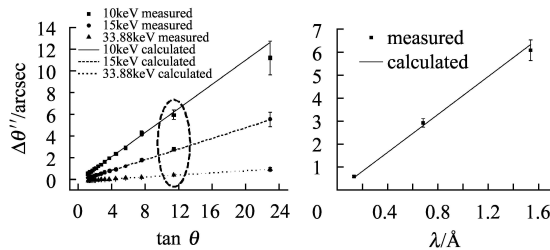


图 4 (a) 3种能量下不同入射角度下对应的折射角 $\Delta\theta$ ,可直观看出 $\Delta\theta$ 与入射角的正切值( $\tan\theta$ )成正比; (b) 同一入射角度下(如左图虚圆所示), $\Delta\theta$ 的大小与X光波长的平方成正比  
图中的点表示实验测量值,直线为对应的理论计算结果.

从图4中还可以看出,具有不同倾角的斜面,其折射角的大小不同,造成分析晶体反射光强最大时的偏转角度不同.如果仅在摇摆曲线的某一个位置(例如左右半高处)成像,并不能对所有的折射角斜面达到最佳的成像效果,而应根据样品内部结构对不同能量光线的偏转情况,在摇摆曲线上选择相应的位置成像,以使感兴趣的细节具有最佳的成像效果(这一点将在下面详细说明).

### 4.2 圆孔样品

样品内部具有的圆孔可看做是入射角度连续变化的界面.如图2(b)所示,当入射高度 $h$ 在 $[-R, +R]$ 区间范围内变化时,入射角度的变化范围为 $(-90^\circ, +90^\circ)$ .根据(2)式可计算出偏转角度 $\Delta\theta$ 与入射高度 $h$ 的关系.图5(b)即为图2(b)中所示的样品在10keV能量的X光下,不同的入射高度(已转化为像素点的位置)对应的偏转角度.其中实线为计算值,点为实验

测量值.结果表明,我们提取折射角的方法得到的值非常接近于理论计算值.图中在临界边界处的实验测量值与理论计算值偏差较大,这与实际样品的不均匀性、分析晶体的角度转动范围、CCD探测器的像素单元大小有限等条件均有关系.

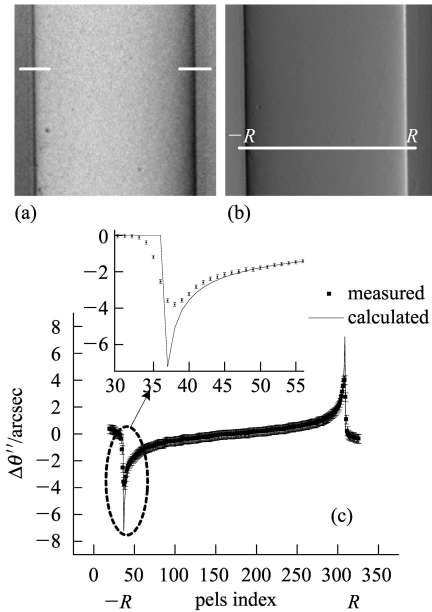


图 5 (a) 为圆孔样品的DEI峰位图像; (b) 为将测量到的圆孔样品折射角大小(按比例线性映射到0—255灰度值得到的折射角图像); (c) 表示折射角图像中从 $-R$ 到 $+R$ 所示白线范围内从左到右各像素单元处的折射角度大小(横坐标表示对应的像素单元).

### 4.3 实际医学肿瘤样品

对一块含有肺肿瘤的大鼠肺样品进行了DEI成像实验和分析,样品由中日友好医院提供,使用福尔马林溶液固定.样品中含有大量粗细不同的气管和支气管,在样品右下部有一块圆形的肿瘤.使用15keV能量的X射线,在6"的范围内,每间隔0.2"拍摄一幅图像,得到一组共31幅的样品图像.利用如前所述的高斯拟合峰位的方法,可以得到样品中每一个像素点处的折射角分布.将所得折射角的数值大小按比例线性映射到0—255灰度值,即可得到如图6所示折射角分布图像.

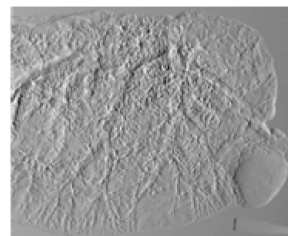


图 6 大鼠肺肿瘤样品的折射角图像  
右下部分为肿瘤组织,所用X光能量为15keV.

## 5 利用边界可见度对 DEI 图像进行分析

### 5.1 边界可见度的定义

为了对 DEI 方法得到的相位图像进行定量的分析, 使用一个在定义图像质量时常用的概念: 边界可见度. 其定义如下<sup>[16]</sup>:

$$V = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}, \quad (3)$$

其中  $I_{\max}$  和  $I_{\min}$  分别为穿过所选择边界的一条平均光强曲线上像素点的最大强度值和最小强度值. 由式 (3) 可以看出, 边界可见度  $V$  的值最大为 1, 最小为 0.

### 5.2 两种特定折射角度下的边界可见度

在楔型样品中, 图 3(a) 中所示的白色直线分别穿过我们所感兴趣的斜面边界, 这种边界由平面和斜面两部分组成. 以右侧上方  $65^\circ$  的边界为例, 白色直线的平面部分对 X 射线的折射角为零, 其光强分布曲线如图 7(a) 中的实线所示 (Background); 斜面部分对 X 射线有一定大小的折射角, 其光强分布曲线如图 7(a) 中的点划线所示 ( $+65^\circ$ ), 二者峰位之间的角度差别即为斜面处的折射角. 于是在不同的分析晶体角度 ( $\Delta\theta$ ) 下这个边界两边的光强是不一样的, 应用 (3) 式即可计算得到相应的边界可见度, 如图中长划线所示 (Calculated Visibility). 同时我们可以根据实验拍摄的图像测量出这个边界在分析晶体不同角度下的可见度, 如图中方点所示 (Measured Visibility). 图 7(b) 则是图 (a) 中右侧下方  $+85^\circ$  边界处的情况.

为了叙述的简便起见, 首先在这里约定几个概念的简称. 如图 7 中 (a), (b) 所示, 对一个两侧的折射角有变化的边界, 其边界可见度均存在两个峰值, 称之为最佳边界可见度 (Best Edge Visibility, 简称为

BEV). 这两个峰值的大小基本相同 (假设吸收的影响很小, 可以忽略不计), 峰位一般落在本底摇摆曲线 (即平面部分的光强分布曲线) 峰位零点的左右, 其与零点的角度之差分别记为  $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$ .

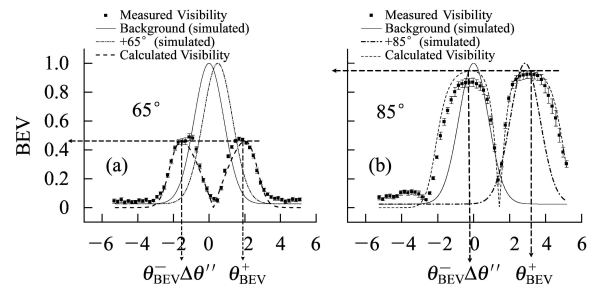


图 7 (a), (b) 分别为两种倾角斜面的边界可见度曲线, 所使用 X 射线能量为 15keV, 数据在 PF-14B 采集

其中平面本底 (Background) 和斜面 ( $+65^\circ$ ,  $+85^\circ$ ) 处的光强分布曲线均为利用高斯函数模拟得到, Calculated Visibility 为根据模拟曲线计算出来的理论边界可见度, 方点则为实验测量到的边界可见度值. 测量值与模拟计算值在整体形状上吻合的较好, 在有些区域的偏差较大, 可能是由于样品表面的不均匀性、及高斯拟合的曲线与实际的光强分布曲线并不完全一致所引起的.

对图 3(a) 中的楔型样品, 不同倾角的斜面对同一能量下的 X 射线的偏转折射角不同, 并且可以精确的测定这个偏转折射角度的大小. 其次, 在平面和斜面这两部分, 每一部分上的光强分布曲线都可以认为是均一的, 于是边界的可见度只与斜面处的折射角大小有关, 因此可以根据斜面处的光强分布曲线与平面处的本底光强分布曲线 (Background) 简单的应用公式 (3) 计算得到. 从图 7(a), (b) 中可以直观的看出, 不同倾角斜面的 BEV 大小不同. 斜面角度越大 (即折射角越大), 则 BEV 越大, 峰位  $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$  均向正方向移动. 具体的参数值可见表 1.

表 1 图 7(a), (b) 中边界可见度曲线各参数的数值大小

斜面(有机玻璃材料)倾角	对 15keV X 射线的折射角度	BEV(测量值)	$\theta_{\text{BEV}}^-$ (测量值)	$\theta_{\text{BEV}}^+$ (测量值)	摇摆曲线的半高宽(FWHM)
$+65^\circ$	$0.54''$	$\approx 0.5$	$-1.3''$	$1.9''$	$1.96''$
$+85^\circ$	$2.92''$	$\approx 0.9$	$-0.2''$	$3.2''$	$1.96''$

### 5.3 更多折射角度下的边界可见度

如上所述, 对于楔型样品, 可以模拟出一系列不同斜面产生的折射光强分布曲线, 其中折射光强的峰值相对于零点的偏移对应着折射角度的大小. 由于斜面的边界可见度只与斜面的折射角大小有关, 这样就可以计算出一系列大小的折射角下的边界可见度的变化情况. 在这里, 我们关心的参数是: BEV,  $\theta_{\text{BEV}}^+$

和  $\theta_{\text{BEV}}^-$ .

图 8 给出了在不同大小的折射角  $\Delta\theta$  下, 最佳边界可见度 (BEV) 及  $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$  的变化情况. 横坐标表示折射角  $\Delta\theta$  的大小, 已除以摇摆曲线的半高宽 (FWHM), 其数值大小表示的是 FWHM 的倍数. 纵坐标的数值对  $\theta_{\text{BEV}}^+$  和  $\theta_{\text{BEV}}^-$  来说为偏离本底光强分布曲线峰位零点的角度, 数值大小也表示的是 FWHM 的倍数. 对 BEV 来说则表示 [0,1] 范围内的数值大小,

无单位意义. 图中相应的点为实际斜面样品测量得到的实验值, 可以看出, 与理论计算值吻合得较好.

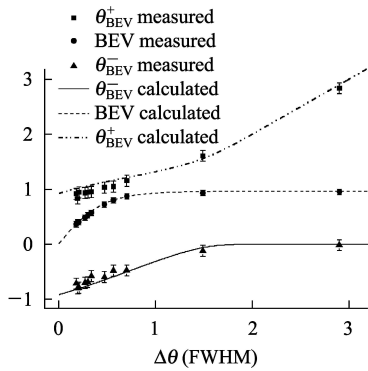


图 8 对于大小不同的折射偏转角  $\Delta\theta$ , BEV 及  $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$  的变化情况

由图 8 可以看出, 当折射角  $\Delta\theta$  接近零时,  $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$  均距离峰位零点约 0.9 个 FWHM 大小. 此后当偏转折射角  $\Delta\theta$  增大时,  $\theta_{\text{BEV}}^-$  向着靠近峰位的方向逼近,  $\theta_{\text{BEV}}^+$  向着远离峰位的方向移动. 当偏转折射角  $\Delta\theta$  大到一定程度时 (如 1.5FWHM),  $\theta_{\text{B}}^+$  在数值上等于折射角  $\Delta\theta$  的大小. 这说明, 使用 DEI 方法拍摄图像时, 对于折射角较小的结构 (折射角小于 0.1 个半高宽), 在离开峰位零点  $\pm 0.9$  个 FWHM 的角度位置处 ( $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$ ) 边界可见度最大, 但这个边界可见度的最大值 (BEV) 此时远小于 1. 对于折射角度稍大的结构 (折射角大于 0.1 个半高宽) 来说, 这个成像最佳的

位置 ( $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$ ) 会变化得很快, 取决于折射角 ( $\Delta\theta$ ) 的具体大小. 而对于折射角大于 1.5 倍半高宽的结构,  $\theta_{\text{BEV}}^+ \approx$  折射角,  $\theta_{\text{BEV}}^- \approx 0$ . E Pagot 等人则认为对不同大小的折射角, 均在距离峰位零点  $\pm 0.8$  个 FWHM 的位置处边界可见度最佳, 其数值大小为 1<sup>[17]</sup>. 这是由于他们在进行理论计算时只考虑了折射角度较小的情况, 因此其计算结果与实验测量结果有较大的偏差.

综上所述, 针对这种斜面模型样品的边界, 模拟计算出了在各种大小的折射角度下边界可见度的变化情况. 由于这种模型样品斜面处折射率的均一性, 使得我们可以精确的理论计算、实验测量其折射角度的大小, 从而进一步精确的得到边界可见度随折射角度的变化情况. 在 E Pagot 的文章中, 由于对折射角度的近似程度太过粗略, 使得边界可见度的计算结果偏差较大, 不能推广到较大折射角的情况. 我们则在更大的折射角范围内得到了一个更为普适、更为精确的结果. 这对 DEI 方法以后在肿瘤诊断等临床医学方面的应用将有指导性的作用.

### 5.4 实际肿瘤样品的边界可见度

我们对一块实际医学肿瘤 (大鼠肺癌) 样品边界的可见度进行了研究, 样品整体的折射角图像可见图 6. 在这里要分析的是肿瘤的左侧边界, 如图 9 中白线穿过的肿瘤边界. 由图 6 的折射角图像, 就可以根据公式 (3) 从理论上计算出其边界可见度的变化曲线的最佳边界可见度 (BEV) 及  $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$ .

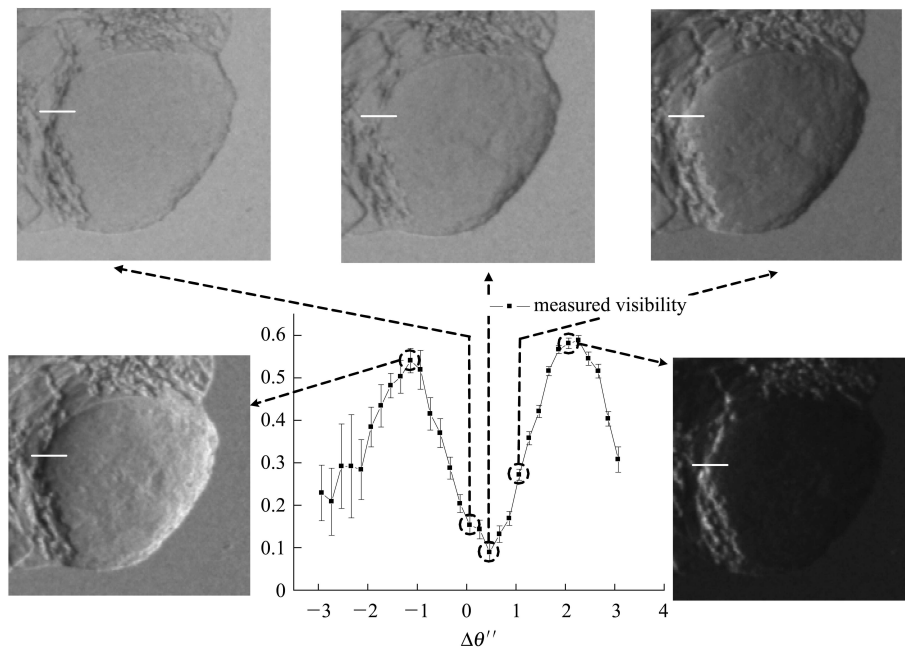


图 9 一块大鼠肺癌肿瘤边界处的可见度曲线, 及在曲线不同位置上拍摄到的肿瘤图像. 图像已根据本底进行了归一化处理. PF-14B, 15keV.

因此, 只要精确测量了样品的折射角度, 即可从理论上定量的给出其边界可见度最佳的位置, 即成像最佳的位置 ( $\theta_{\text{BEV}}^+$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^-$ ). 对于这个特定肿瘤样品的边界来说,  $\Delta\theta_{\text{max}} \approx 0.57''$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^+ \approx 2.1''$ ,  $\theta_{\text{BEV}}^- \approx -1.2''$ , 其最佳边界可见度 (BEV) 的数值大小约为 0.6, 如表 2 所示. 将这些角度的大小除以摇摆曲线半高宽的大小, 可发现与图 8 吻合得较好.

表 2 特定肿瘤边界可见度的各个参数

对 15keV X 射线的最大折射角度	BEV (测量值)	$\theta_{\text{BEV}}^+$ (测量值)	$\theta_{\text{BEV}}^-$ (测量值)	摇摆曲线的半高宽(FWHM)
$\approx -0.57''$	$\approx 0.6$	$\approx 2.1''$	$\approx -1.2''$	$\approx 2.1''$

从图 9 中可看出, 肿瘤边界可见度最佳时对应着分析晶体两个不同的偏转角度, 在这两个偏转角度下的图像明暗相反. 在可见度曲线左侧峰位处的图像中, 肿瘤边界是黑暗的, 在可见度曲线右侧峰位处的图像中肿瘤边界是明亮的, 但肿瘤的边缘与周围本底图像的强度差别均最大 (即衬度最大). 在边界可见度最小处, 肿瘤的边缘与周围本底图像几乎没有什么衬度差别. 而在本底光强分布曲线峰位 ( $\Delta\theta \approx 0$ ) 和右侧半高宽处 ( $\Delta\theta \approx 1''$ ) 的图像其衬度并不是最佳.

## 6 总结

DEI 成像方法与传统的成像方法相比优势在于, 通过分析晶体可以选择特定折射角的光线成像, 利用的是相位变化造成的衬度, 并且滤除掉了其他方向的散射、折射光, 因此单幅图像即可得到很好的衬度和空间分辨率. 但在不同的分析晶体角度下得到的图像所凸显的细节是不一样的, 具有特定折射率变化的结构在不同的分析角度下成像有着不同的明暗变化, 但存在有最佳的成像角度.

利用高斯拟合峰位的方法精确测得了远大于摇摆曲线二分之一半高宽大小的折射角信息. 在这个基础上, 利用边界可见度的概念对具有单一折射角的楔型模型样品进行了分析, 首次从理论上定量得到了边界可见度最佳时的条件, 并与实验测量结果吻合较好. 最后对一个实际肿瘤样品的边界可见度进行了分析, 实验表明, 即使对于复杂的实际医学样品, 只要精确测定了其中特定肿瘤的折射角度的大小, 就可以定量的计算出这种特定肿瘤的最佳成像角度.

感谢北京同步辐射形貌站全体老师及同学的帮助, 同时对日本 PF 的 K.Hirano 博士提供的帮助表示感谢.

## 参考文献 (References)

- Fitzgerald R. Physics Today Online, 2000 July
- Bravin A. J. Phys. D: Appl. Phys., 2003, **36**: A24—A29
- JIANG Xiao-Ming et al. HEP & NP, 2004, **28**: 1282 (in Chinese)  
(姜晓明等. 高能物理与核物理, 2004, **28**: 1282)
- David C et al. Appl. Phys. Lett., 2002, **81**: 3287
- Momose A et al. J. Synchrotron. Rad., 2002, **9**: 136
- Snigirev A et al. Rev. Sci. Instrum., 1995, **66**: 5486
- Chapman D et al. Phys. Med. Biol., 1997, **42**: 2015
- ZHONG Z et al. Nucl. Instrum. Methods, 2000, **A450**: 556
- Wernick M N et al. Phys. Med. Biol., 2003, **48**: 3875
- Wagner A et al. Phys. Med. Biol., 2006, **51**: 1313
- Connor D M et al. Phys. Med. Biol., 2006, **51**: 3283—3300
- HUANG Zhi-Feng et al. Phys. Med. Biol., 2006, **51**: 3031
- Keyriläinen J et al. Nucl. Instrum. Methods, 2002, **A488**: 419
- Wernick M N et al. Phys. Med. Biol., 2003, **48**: 3875—3895
- HUANG Zhi-Feng. Research on Extraction Methods of Phase Information and CT Reconstruction Algorithms in Diffraction Enhanced Imaging. Tsinghua University, 2006 (in Chinese)  
(黄志峰. 衍射增强成像的相位信息提取方法和 CT 重建算法研究. 清华大学博士论文, 2006)
- Born M, Wolf E. Principles of Optics. 6th edn. Cambridge: Cambridge University Press, 1980
- Pagot E et al. Phys. Med. Biol., 2005, **50**: 709—724
- Kiss M Z et al. Phys. Med. Biol., 2003, **48**: 325
- YUAN Qing-Xi et al. HEP & NP, 2005, **29**: 1023 (in Chinese)  
(袁清习等. 高能物理与核物理, 2005, **29**: 1023)
- Bravin A et al. Proc. SPIE, 2002, **4682**: 167—173

# Refraction Angle and Edge Visibility in X-Ray Diffraction Enhanced Imaging\*

CHEN Yu<sup>1</sup> JIA Quan-Jie<sup>1</sup> LI Gang<sup>1</sup> WANG Yu-Zhu<sup>1</sup> XUE Xian-Ying<sup>1</sup> JIANG Xiao-Ming<sup>1;1)</sup>  
CHEN Zhi-Hua<sup>2</sup> PAN Lin<sup>2</sup> LI Hong-Yan<sup>2</sup>

<sup>1</sup> (Institute of High Energy Physics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

<sup>2</sup> (China-Japan Friendship Hospital, China-Japan Friendship Institute of Clinical Medical Science,  
Department of Biochemistry and Molecular Biology, Beijing 100029, China)

**Abstract** Diffraction-enhanced X-ray imaging could extract accurately the refraction angles of the sample, which is very important to increase the image contrast of low  $Z$  samples. In this paper, the DEI experiments with X-rays of different energies were performed both on wedge-shaped and rounded model samples. Refraction angles of the two samples were all obtained accurately, and the results agreed well with the calculations. Quantitative analyses based on Edge Visibility were performed for the wedge-shaped model sample. The results revealed that the calculated positions for the Best Edge Visibility of the slope with fixed refraction angle were calculable in good agreement with the experimental results. A quantitative research on the Edge Visibility of real tissues sample was carried out and the optimal condition for best contrast of DEI images were discussed.

**Key words** diffraction enhanced imaging, refraction angle, edge visibility, best edge visibility

---

Received 31 December 2006

\* Supported by NSFC (10475090)

1) E-mail: jiangxm@mail.ihep.ac.cn