

衍射增强成像方法在计算机断层成像中的应用^{*}

舒 航^{1,2)} 朱佩平¹⁾† 王 越^{1,2)} 高 欣³⁾ 伊红霞³⁾ 刘 波³⁾
袁清习¹⁾ 黄万霞¹⁾ 罗述谦³⁾ 高秀来³⁾ 吴自玉¹⁾ 方守贤¹⁾

1) 中国科学院高能物理研究所, 北京 100049)

2) 中国科学院研究生院, 北京 100049)

3) 首都医科大学, 北京 100054)

(2005 年 5 月 24 日收到, 2005 年 6 月 13 日收到修改稿)

衍射增强成像是 X 射线相位衬度成像方法之一, 这种方法具有较高的衬度和空间分辨率. 利用它对由轻元素组成的生物、医学样品成像可以观察到常规吸收成像无法观察到的内部微细结构. 这种方法在生物、医学、材料科学等无损检测领域中的应用研究, 已成为当前国际上 X 射线成像领域中的研究热点. 讨论衍射增强成像方法和该方法在计算机断层成像中的应用. 实验结果表明, 使用衍射增强成像方法获得的数据源能够重建出微米级的生物组织结构, 这些组织结构信息在常规 X 射线断层成像中是难以得到的.

关键词: 衍射增强成像, CT 重建, 同步辐射, 微细结构

PACC: 2920L, 6114F, 8170J, 4230

1. 引 言

不论是传统的 X 射线吸收衬度成像还是近年发展起来的 X 射线相位衬度成像, 其成像衬度都来源于 X 射线与样品的相互作用. X 射线与样品的相互作用可以用折射率表示出来, 折射率表达式为 $n = 1 - \tilde{n} - i\beta$, 传统 X 射线成像的衬度来自于吸收项 β , 而 X 射线相位衬度成像的衬度来自于相位项 \tilde{n} . 在硬 X 射线波段, 重元素的相位项 \tilde{n} 比吸收项 β 大两个数量级, 而轻元素的相位项比吸收项大三到五个数量级. 因此, X 射线相位衬度成像方法特别适合用于由轻元素构成的生物医学样品. 同步辐射 X 射线光束具有高亮度、宽能谱范围、偏振性好等优点, 这些显著特点使得同步辐射 X 射线相位衬度成像能够获得高清晰度的投影图像. 根据成像机理的不同, X 射线相位衬度成像方法可以分为干涉法^[1], 衍射增强法(diffraction enhanced imaging, DEI)^[2,3]和同轴相衬法^[4,5]. 本文主要讨论 DEI 方法. 该方法主要是利用 X 射线穿过物体时产生的吸收、折射和小

角散射获得成像衬度^[2,6], 这种成像机理能够得到比传统 X 射线成像方法更多的物体微细结构信息. 由于使用晶体滤波, 该方法对空间相干性要求相对较低, 所以可以在第一、二代同步辐射光源和实验室光源上进行^[7].

轻元素样品对硬 X 射线的相位扰动相互作用强、吸收相互作用弱, DEI 能利用传统 X 射线成像不能利用的折射和小角散射信息. 因此, DEI 对轻元素组成的样品能够得到高衬度和高空间分辨率的像, 从而日趋成为生物、医学等无损检测研究的重要方法. 然而, DEI 仍然是样品中不同结构相互重叠的二维投影平面像. 为了解决二维投影像重叠问题, 并进而获取高衬度和高空间分辨率的三维影像, 将 DEI 方法和计算机断层成像(computer tomography, CT)相结合就成为一种必然的趋势. 本文将在第二部分阐述衍射增强成像方法原理和该方法在 CT 重建中的应用. 在第三部分描述实验装置及实验方法, 并对实验结果进行分析. 最后将对我们所做的 DEI-CT 工作进行总结和展望.

^{*} 国家自然科学基金重大项目(批准号: 30490194), 中国科学院高能物理所知识创新经费资助的课题.

† E-mail: zhupp@ihep.ac.cn

2. 衍射增强成像原理

2.1. 衍射增强成像方法

基本的 DEI 光路图如图 1 所示. 它由同步辐射光源、单色器晶体、样品转台、分析晶体以及像平面 (探测器) 五个主要部分组成. 不放置样品时, DEI 光路与通常使用的双晶单色器光路完全相同. 通过调节单色器晶体和入射光 X 射线的夹角可以获得

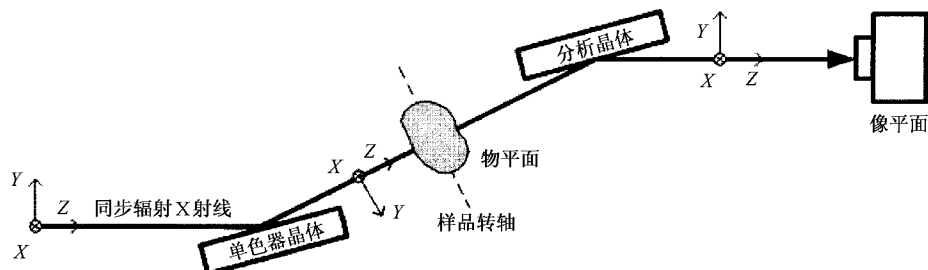


图 1 衍射增强成像基本光路

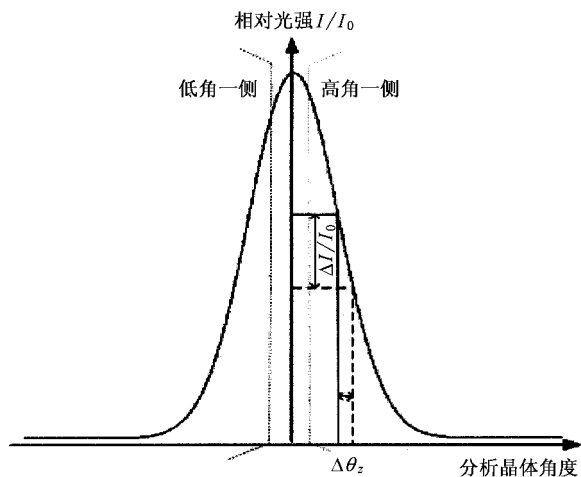


图 2 摇摆曲线

当样品放入两块晶体之间时, 样品与 X 射线发生吸收、小角散射和折射等相互作用. 经过分析晶体滤波后, 到达探测器的光强与多种因素有关. 样品吸收主要是指光电效应, X 射线光子被电子吸收造成光强衰减. 小角散射也是造成光强衰减的因素, 其作用机理是样品的小角散射将单一方向的入射光转变为在毫弧度量级角度范围的散射分布, 分析晶体将其中大部分不满足布拉格反射条件的小角散射滤除, 因而造成光强衰减. 样品折射是 DEI 成像过

不同能量的单色光; 固定单色器晶体, 转动分析晶体, 从而得到在像平面的光强和分析晶体角度变化的函数关系, 称为单色器/分析晶体系统的摇摆曲线, 如图 2 所示. 通过理论计算, 也可以得到摇摆曲线, 它是由单色器晶体反射率与分析晶体反射率的互相关所决定. 当两块晶体完全相同时, 互相关化为自相关. 完整晶体的反射率近似于宽度为达尔文宽度 θ_D 的矩形函数, 而矩形函数的自相关是三角形函数, 因此完整晶体的摇摆曲线近似于半高宽约等于达尔文宽度 θ_D 的三角形函数.

程中比较重要的相互作用. 设样品厚度为 t , 样品的相位函数为

$$\phi(x, y) = k \int_0^t \tilde{n}(x, y, z) dz, \quad k = \frac{2\pi}{\lambda}, \quad (1)$$

折射角由相位一阶导数决定^[7], 则 X 射线在弧矢面 (X-Z 平面) 内的折射角为

$$\theta_x(x, y) = \frac{1}{k} \frac{\partial \phi(x, y)}{\partial x} = - \int_0^t \frac{\partial \tilde{n}(x, y, z)}{\partial x} dz, \quad (2)$$

X 射线在子午面 (Y-Z 平面) 内的折射角为

$$\theta_y(x, y) = \frac{1}{k} \frac{\partial \phi(x, y)}{\partial y} = - \int_0^t \frac{\partial \tilde{n}(x, y, z)}{\partial y} dz. \quad (3)$$

根据晶体衍射性质^[17], 晶体只对子午面内的折射有作用, 而对弧矢面内折射的作用非常微弱, 可以忽略. 由于样品的折射, 从样品出射的 X 射线方向发生了变化, 可以调整分析晶体的角度, 通过 Bragg 反射选择某些光线通过或将它们滤除. 由此可知, DEI 方法只能在子午面内对样品折射信息进行加强或减弱. 综上所述, 可以将入射光强、样品吸收、分析晶体滤除小角散射、样品厚度、样品折射角、分析晶体相对单色器晶体的转角、像平面光强等物理量通过摇摆曲线联系起来, 获得 DEI 的数学表达式^[2, 6, 18],

$$I = I_0 \exp(-\mu t - \chi t) R(\theta_y + \theta_A + \theta_B), \quad (4)$$

其中 I_0 为入射光强, μ 和 χ 分别为线性吸收和散射系数, t 为样品厚度, θ_y 为折射角, θ_A 为分析晶体与单色器晶体的夹角, θ_B 为 Bragg 角, $R(\theta)$ 是单色器晶体/分析晶体的摇摆曲线, I 为像平面上的光强.

当把分析晶体调谐到与单色器晶体平行的角度时, $\theta_A = 0$, 为峰位成像方式, 有

$$I = I_0 \exp(-\mu t - \chi t) R(\theta_y + \theta_B), \quad (5)$$

此时分析晶体对折射角为零的光线有近似于百分之百的反射率(一般在 90% 以上). 峰位成像衬度来源于三种光强衰减机理: 1) 吸收引起光强衰减, 得到吸收衬度; 2) 分析晶体滤除小角散射引起光强衰减, 得到消光衬度; 3) 折射偏离 Bragg 角导致反射率降低引起光强衰减, 得到折射衰减衬度.

当分析晶体失谐至摇摆曲线半高宽时, 即 $\theta = \mp \theta_D/2$, 为腰位成像方式^[21], 有

$$I = I_0 \exp(-\mu t - \chi t) R\left(\theta_y \mp \frac{\theta_D}{2} + \theta_B\right), \quad (6)$$

此时分析晶体对折射角为零的光线的反射率为 50%. 腰位成像中, 虽然吸收衬度和消光衬度的形成机理与峰位成像时相同, 但是折射产生的衬度机理与峰位成像时不同. 从图 2 可知, 在摇摆曲线腰位(即半高宽处), 为线性区域, 分析晶体反射率与折射角成正比. 设低角 θ_L 和高角 θ_H 分别为

$$\begin{aligned} \theta_L &= \theta_B - \theta_D/2, \\ \theta_H &= \theta_B + \theta_D/2. \end{aligned} \quad (7)$$

再设

$$I_M = I_0 \exp(-\mu t - \chi t), \quad (8)$$

代入(6)式, 并进行 Taylor 一级展开, 则得左腰和右腰成像公式为

$$\begin{aligned} I_L &= I_M \left[R(\theta_L) + \frac{dR(\theta_L)}{d\theta} \theta_y \right], \\ I_H &= I_M \left[R(\theta_H) + \frac{dR(\theta_H)}{d\theta} \theta_y \right]. \end{aligned} \quad (9)$$

因为

$$\begin{aligned} R(\theta_L) &= R(\theta_H) \approx \frac{1}{2}, \\ \frac{dR(\theta_L)}{d\theta} &= -\frac{dR(\theta_H)}{d\theta} \approx \frac{1}{\omega_D}, \end{aligned} \quad (10)$$

所以左腰和右腰成像公式简化为

$$\begin{aligned} I_L &= I_M \left[\frac{1}{2} + \frac{\theta_y}{\omega_D} \right], \\ I_H &= I_M \left[\frac{1}{2} - \frac{\theta_y}{\omega_D} \right]. \end{aligned} \quad (11)$$

将左腰像和右腰像相加得到 DEI 表观吸收像 I_M ,

$$I_L + I_H = I_M. \quad (12)$$

将左腰像和右腰像相减并移项后, 得到表观折射像 θ_y ,

$$\frac{\omega_D}{2} \frac{I_L - I_H}{I_M} = \theta_y. \quad (13)$$

表观吸收像和表观折射像是左腰像和右腰像基于像素对像素的运算结果. 根据(8)式可知, 表观吸收像是光电吸收和小角散射滤除引起的光强衰减像. 至此, 我们简述了 DEI 的成像原理. 从以上简述中可以体会到 DEI 的物理图像清楚, 数学表达简单明了. 因此自从 Chapman 用简单数学描述了 DEI 方法, 并将其命名为“Diffraction Enhanced Imaging”后^[21], DEI 便被广泛接受, 并迅速成为 X 射线成像领域中的研究热点. 然而 DEI 的数学描述中隐含着两个假设: 1) 假设半腰折射角小于达尔文宽度的一半, $\theta_y < \frac{\omega_D}{2}$; 2) 假设摇摆曲线的底宽小于探测器一个像素对样品的张角. 只有满足第一个假设(9)(11)(12)和(13)式才成立. 第一个假设是显而易见的, 而第二个假设常被人忽视. 只有满足第二个假设, 才可以忽略在摇摆曲线范围内的小角散射引起的像的模糊. 如果这个假设不能得到满足, DEI 的数学描述需要做修正. 本文在上述两个假设成立的前提下, 重点讨论 DEI 方法在计算机断层成像中的应用.

2.2. 衍射增强成像方法在计算机断层成像中的应用

尽管 DEI 成像方法的理论还不尽完备, 更优化的实验条件也在不断探索之中, 但是与传统 X 射线成像方法相比, 用 DEI 能够获得较高衬度和空间分辨率的图像是不容置疑的. 如果能用 DEI 方法获取的数据作为计算机断层成像(computer tomography, CT)的数据源进行图像重建, 那么就能够获得更多细节的二维重建断面. 目前, 我们在北京同步辐射装置 4W1A 光束线形貌学实验站上将 DEI 峰位成像方法与计算机断层成像方法相结合, 已经重构出空间分辨率为几十微米量级的二维断层图像. 下面我们首先来讨论一下 CT 的基本原理.

当物体均匀时, 物体对于 X 射线的衰减由 Beer 定律决定, 有

$$I = I_0 \exp(-\mu z), \quad (14)$$

其中 μ 为线性衰减系数, I_0 为入射光强度, I 为出

射光强 I_z 为 X 射线沿某一方向行进的路程. 更一般地, 物体不均匀, 即衰减系数 $\mu = \mu(x, y, z)$, 则穿过物体厚度 t 的总衰减为

$$\ln \frac{I_0}{K(x, y)} = \int_0^t \mu(x, y, z) dz, \quad (15)$$

显然, 在平行光束条件下, 当样品绕定轴(比如 Y 轴)转动一个 θ 角, 可以测得该投影角下的投影强度 $K(x, y)_\theta$, 即可知道该投影角下的 $\left[\int_0^t \mu(x, y, z) dz \right]_\theta$, 如此重复 N 次直至 $N \times \Delta\theta = 180^\circ$ 就可以获得 N 个投影 $\left[\int_0^t \mu(x, y, z) dz \right]_\theta$. CT 的任务是从这 N 个投影分布中, 推求被积函数 $\mu(x, y, z)$.

根据 CT 原理, 当硬 X 射线穿过样品时, 只要一个物理量具有旋转不变性, 并且这个物理量的投影可以用路径积分来表示, 那么就能获得一系列不同投影角 θ 下的投影资料, 并重构出该物理量的分布.

将描述 DEI 峰位成像的(5)式写成路径积分的形式, 有

$$K(x, y) = I_0 \exp\left(-\int_0^t \mu(x, y, z) dz - \int_0^t \chi(x, y, z) dz\right) \times R\left(-\int_0^t \frac{\partial \tilde{n}(x, y, z)}{\partial y} dz + \theta_B\right). \quad (16)$$

由于在摇摆曲线峰位, 一阶导数为零, 二阶导数为负, 所以摇摆曲线在峰位附近进行 Taylor 二级展开, 得

$$\begin{aligned} K(x, y) &= I_0 \exp\left(-\int_0^t \mu(x, y, z) dz - \int_0^t \chi(x, y, z) dz\right) \left[R(\theta_B) + \frac{1}{2} \frac{d^2 R(\theta_B)}{d\theta^2} \left(\int_0^t \frac{\partial \tilde{n}(x, y, z)}{\partial y} dz\right)^2 \right] \\ &= I_0 \exp\left(-\int_0^t \mu(x, y, z) dz - \int_0^t \chi(x, y, z) dz\right) \left(1 - \frac{1}{2} \left| \frac{d^2 R(\theta_B)}{d\theta^2} \right| \left(\int_0^t \frac{\partial \tilde{n}(x, y, z)}{\partial y} dz\right)^2\right) \\ &\approx I_0 \exp\left(-\int_0^t \mu(x, y, z) dz - \int_0^t \chi(x, y, z) dz\right) \exp\left[-\frac{1}{2} \left| \frac{d^2 R(\theta_B)}{d\theta^2} \right| \left(\int_0^t \frac{\partial \tilde{n}(x, y, z)}{\partial y} dz\right)^2\right] \\ &= I_0 \exp\left[-\int_0^t \mu(x, y, z) dz - \int_0^t \chi(x, y, z) dz - \frac{1}{2} \left| \frac{d^2 R(\theta_B)}{d\theta^2} \right| \left(\int_0^t \frac{\partial \tilde{n}(x, y, z)}{\partial y} dz\right)^2\right]. \quad (17) \end{aligned}$$

一般而言, 由于折射角是一个小量, 它的平方是一个高阶小量, 所以在摇摆曲线峰位由折射角引起的强度衰减不明显(见图 2). 因此(17)式近似为

$$\begin{aligned} K(x, y) &= I_0 \exp\left[-\int_0^t \mu(x, y, z) dz - \int_0^t \chi(x, y, z) dz - \frac{1}{2} \left| \frac{d^2 R(\theta_B)}{d\theta^2} \right| \left(\int_0^t \frac{\partial \tilde{n}(x, y, z)}{\partial y} dz\right)^2\right] \\ &\approx I_0 \exp\left(-\int_0^t \mu(x, y, z) dz - \int_0^t \chi(x, y, z) dz\right), \quad (18) \end{aligned}$$

其中 $\mu(x, y, z)$ 和 $\chi(x, y, z)$ 分别表示吸收系数和滤除小角散射的消光系数. 虽然(18)式在物理内容上和 Beer 定律有所差别, 但是在数学形式上完全相同. 因此, DEI 峰位 CT 可以和利用传统 CT 的方法重建样品像.

根据 CT 原理, 将重构出 $\mu(x, y, z) + \chi(x, y, z)$

z) 在样品中的分布. 从上述讨论结果, 可知 DEI 峰位 CT 像主要由吸收衬度和滤除小角散射得到的消光衬度构成. 峰位成像只是 DEI 几种成像方法之一, 另一种比较重要的 DEI 成像方法是折射信息成像. 通过记录物体结构的折射率的变化(相当于相位的一阶导数)成像. 作者所在的小组将在未来的工作中探讨 纯折射信息的提取以及利用该折射信息进行 CT 重建. 下一节将讲述 DEI-CT 的实验方法以及对实验数据进行分析.

3. 衍射增强峰位 CT 实验方法和实验结果

3.1. 实验装置和方法

DEI 峰位 CT 成像实验在北京同步辐射装置 4W1A 光束线形貌学实验站进行, 采用的实验装置

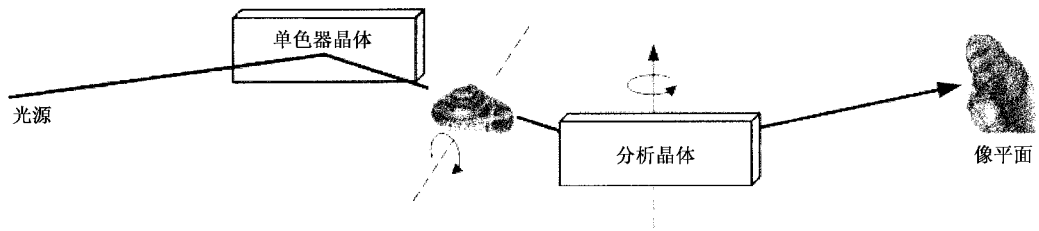


图3 DEI峰位CT光路图

如图3所示,其中单色器晶体和分析晶体的(111)衍射晶面与同步辐射X射线的偏振面垂直,单色器晶体和分析晶体分别放置在BEDE300型双轴衍射仪(Bede Scientific Instruments Ltd.)的两轴上,单色器晶体和分析晶体均采用Si(111)单晶,通过调整单色器晶体与入射X射线之间的夹角选择单色光的能量,固定单色器晶体、转动分析晶体得到无样品时的本征摇摆曲线,实测摇摆曲线半高宽为10s,分析晶体转动的角度分辨率为0.05s,成像的有效光斑尺寸为20mm×10mm。峰位成像时分析晶体与单色器晶体平行,单色光能量在实验中选取8keV,探测器为Photonic Science公司的X射线CCD(X-ray FDI-18mm camera),其分辨率为10.9 μ m,CCD距样品约为20mm。DEI峰位CT实验时,样品转轴位于晶体入射和反射面内并与光束垂直,CT投影像共旋转180°,步长为1°,每幅投影曝光时间为60ms,共拍摄投影图片180张。

3.2. 实验结果及分析讨论

在实验中我们选取豚鼠耳蜗作为观察对象。豚鼠听觉灵敏,耳蜗结构典型,是耳科学研究的主要对象。图4和图5分别为豚鼠耳蜗的DEI峰位像和传统X射线吸收像。在图4 DEI峰位像中清楚看到了耳蜗骨迷路、膜迷路、蜗轴与螺旋板、螺旋韧带的螺旋突与基底脊、前庭膜、基底膜、毛细胞静纤毛以及Hensen细胞边缘等微细结构信息。而传统X射线吸收像很难看清耳蜗的内部结构。因此,我们可以说DEI方法获得的峰位像清晰度远高于X射线吸收像,是研究生物微细结构的有效手段。

我们使用卷积反投影算法对投影像进行二维重建。下图分别是耳蜗的二维断层像(图6)、矢状图(图7)和三维重构图(图8)。

在另一个实验中,我们使用苍蝇作样品,将苍蝇固定在海绵上进行旋转投影。在投影像中我们观察到了苍蝇身上的须毛和固定苍蝇的海绵,这些信息

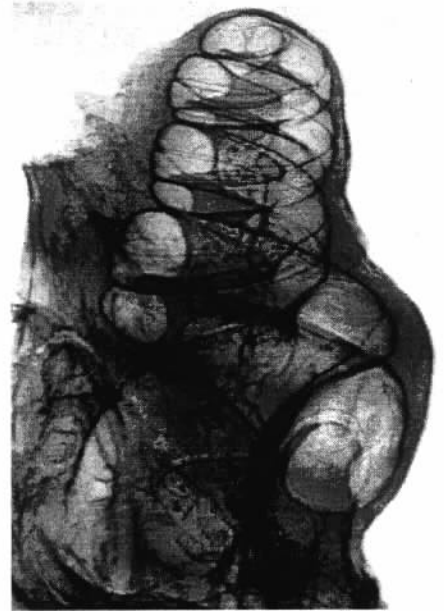


图4 DEI峰位像



图5 传统X射线吸收像

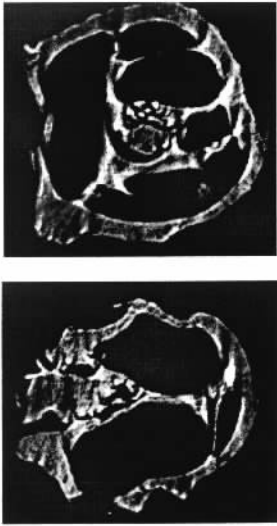


图 6 DEI 峰位 CT 断面



图 7 耳蜗矢状图



图 8 耳蜗三维重建图

在传统 X 射线吸收像中是难以观察到的，看到的须毛也可以说明苍蝇是强散射样品。



图 10 矢状图

将苍蝇投影资料进行 CT 重建，在图 9 也可以清

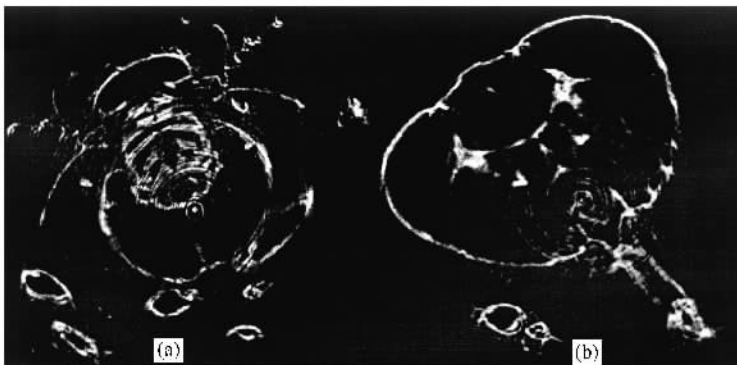


图 9 DEI-峰位 CT 断层图片(a)(b)

楚地看见苍蝇腿上的须毛. 用显微镜观察苍蝇腿上的须毛的尺寸约为几微米到十几微米. 由此可以判定实验的空间分辨率已经达到十几微米量级. 也就是说, 使用 DEI 方法能够提高图像的质量和图像细节信息.

4. 结 论

本文介绍了 DEI 方法原理以及该方法在 CT 重

建中目前的应用. 从实验结果可以得知 DEI 峰位像可以获得较高衬度和空间分辨率的二维投影像, 为生物微细结构研究提供了一种很好的非介入式研究手段. 同时, 使用 DEI 投影数据重构出来的二维断层图也达到了十几微米量级的空间分辨率, 得到了传统 CT 无法观察到的微细结构. 我们将在下一步的研究工作中进行光电吸收、小角散射、折射的定量分析, 提取出纯的折射信息进行 DEI 折射信息 CT 重建.

- [1] Momose A , Takeda T , Itai Y , Hirano K 1996 *Nature Medicine* **2** 473
- [2] Chapman L D , Thomlinson W C , Johnston R E , Washburn D , Pisano E , Gmur N , Zhong Z , Menk R , Arfelli F , Sayers D 1997 *Phys. Med. Biol.* **42** 2015
- [3] Bravin A 2003 *J. Phys. D : Appl. Phys.* **36** A24
- [4] Snigirev A , Snigireva I 1995 *Rev. Sci. Instrum* **66** 5486
- [5] Wilkins S W , Gureyev T E , Gao D , Pogany A , Stevenson A W 1996 *Nature* **384** 335
- [6] Oltulu O. 2003 *A unified approach to X-ray absorption-refraction-extinction contrast with diffraction enhanced imaging* , Ph. D. Thesis (UMI Number : 3087854)(Illinois Institute of Technology)
- [7] Davis T J , Gao D , Gureyev T E , Stevenson A W , Wilkins S W 1995 *Nature* **373** 595
- [8] Oltulu O , Zhong Z , Hasnah M , Wernick M N , Chapman D 2003 *J. Phys. D : Appl. Phys.* **36** 2152
- [9] Zhu P P *et al* Principle of Diffraction Enhancement Imaging (to be published)
- [10] Zhu P P , Wang J Y , Yuan Q X , Tian Y L , Huang W X , Li G , Hu T D , Jiang X M , Wu Z Y 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 58 (in Chinese) [朱佩平、王 越、袁清习、田玉莲、黄万霞、黎 刚、胡天斗、姜晓明、吴白玉 2005 物理学报 **54** 58]
- [11] Huang W X , Yuan Q X , Tian Y L , Zhu P P , Jiang X M , Wang J Y 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 677 (in Chinese) [黄万霞、袁清习、田玉莲、朱佩平、姜晓明、王 越 2005 物理学报 **54** 677]
- [12] Zhong Z 2000 *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* **450** 556
- [13] Zhuang T G 1992 *The CT principle and arithmetic* (Shanghai : Shanghai Jiaotong University Press) [庄天戈 1992 CT原理与算法 上海交通大学出版社]
- [14] Zhu H , Xie H , Gao H , Chen J , Li R , Xu Z 2005 *Chin. Phys.* **14** 796
- [15] Huang W X , Tian Y L , Zhu P P , Mai Z H , Hu X F 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 1040 (in Chinese) [黄万霞、田玉莲、朱佩平、姜振洪、胡小方 2002 物理学报 **51** 1040]
- [16] Gao D C , Pogany A , Stevenson A W , Gureyev T E , Wilkins S W , Mai Z H 2000 *Acta Phys. Sin.* **49** 2357 (in Chinese) [高大超、Pogany A、Stevenson A W、Gureyev T E、Wilkins S W、姜振洪 2000 物理学报 **49** 2357]
- [17] James R W 1982 *The Optical Principles of the Diffraction of X-rays* (Ox Bow Press)
- [18] Yuan Q , Wang J , Zhu P , Huang W , Shu H 2005 *High Energy Physics And Nuclear Physics* **29** 1023

Diffraction enhanced imaging computer tomography^{*}

Shu Hagn^{1,2)} Zhu Pei-Ping^{1)†} Wang Jun-Yue^{1,2)} Gao Xin³⁾ Yin Hong-Xia³⁾ Liu Bo³⁾
Yuan Qing-Xi¹⁾ Huang Wan-Xia¹⁾ Luo Shu-Qian³⁾ Gao Xiu-Lai³⁾ Wu Zi-Yu¹⁾ Fang Shou-Xian¹⁾

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

2 *Graduate School of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China*

3 *Capital University of Medical Sciences, Beijing 100054, China*

(Received 24 May 2005 ; revised manuscript received 13 June 2005)

Abstract

Diffraction enhanced imaging is a new X-ray radiographic imaging method using monochromatic X-rays from a synchrotron source which produces high contrast and spatial resolution images of thick absorbing objects. Use of this method in medicine, material science and industrial applications in non-destructive testing is highlighted at present. The purpose of this study is to discuss diffraction enhanced imaging computer tomography which combines computer tomography (CT) and diffraction enhanced imaging (DEI) method. Comparison between DEI-CT images with conventional X-ray CT images shows that the DEI-CT imaging technique gives not only surface information but also the internal structure of organs or soft tissues with high contrast. The obtained images show the micro-structures details of DEI-CT.

Keywords : DEI, CT, synchrotron radiation, microstructures

PACC : 2920L, 6114F, 8170J, 4230

^{*} Project supported by the Key Important Project of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 10490194) and Knowledge Innovation Fund of IHEP.

[†] E-mail : zhupp@ihep.ac.cn