

硬 X 射线位相衬度成象

高大超[†] A. POGANY A. W. STEVENSON T. GUREYEV S. W. WILKINS

(Commonwealth Science and Industry Research Organization Manufacturing Science & Technology PB 33, Clayton South MDC, Victoria 3169, Australia)

麦振洪

(中国科学院物理研究所和凝聚态物理中心, 北京 100080)

(2000 年 3 月 3 日收到, 2000 年 6 月 11 日收到修改稿)

常规 X 射线成象技术是建立在吸收衬度和几何光学基础上. 介绍了“in-line”位相衬度成象技术和成象理论. 以生物样品为例, 说明常规 X 射线吸收衬底成象与位相衬度成象的差别, 并对 X 射线源尺寸对成象衬度的影响进行了研究. 此外, 对吸收衬底象和位相衬度象的关键参量进行了计算模拟和讨论.

关键词: 位相衬度, 成象, 硬 X 射线

PACC: 4230, 0785

1 引 言

自从 Röntgen^[1]1895 年发现 X 射线以来, 几乎所有的 X 射线成象都是在吸收衬度的基础上解释的. 众所周知, 这种硬 X 射线吸收象能提供其他无损检测方法所不能提供的材料内部结构信息, 有着广泛的应用. 然而对于以轻元素为基的材料而言, 由于材料几乎没有吸收或者只有很少的吸收, 所以只能记录到很差的象衬度. 对轻元素而言, 典型的硬 X 射线位相漂移横截面比吸收横截面大一千倍左右^[2]. 正是由于这个原因, 近几年来, X 射线位相衬度成象技术越来越受到人们的重视. 目前世界上几个研究组探讨新的 X 射线成象方法, 是基于这样一个事实: 当 X 射线穿透物质时, 它的位相变化给出了产生位相衬度的可能性. 人们已经提出了几种 X 射线位相衬度成象方法, 并且在实验中得到了验证. 不管是使用实验室常规 X 射线光源^[3-5], 还是应用同步辐射光源^[6-9], 这些方法都需要使用近完美的 X 射线光学器件来实现光波的高度单色相干 (spectral purity). 近年来, Wilkins 等^[10, 11]发展了一种使用多色 X 射线“in-line”硬 X 射线位相衬度成象方法, 这种方法的特点是: 只要求 X 射线具有高度的横向空间相干 (lateral spatial coherence), 而

不必非使用单色相干光源. 与常规 X 射线成象技术比较, 这项技术的关键特点是使用了微聚焦 X 射线光源. 有关这种方法已在文献 [12, 13] 中描述过.

本文介绍近年来 Wilkins 研究组的研究成果. 首先论述 in-line 位相成象的理论基础, 然后举例说明常规 X 射线吸收衬度成象与位相衬度成象的差别. 同时, 以鸡膝盖关节样品为例, 对 X 射线源尺寸成象衬度的影响进行了系统的研究. 此外, 对吸收衬度象和位相衬度象的关键参量进行了计算模拟和讨论.

2 位相衬度成象技术

X 射线折射率可以写成 $n = 1 - \delta - i\beta$, 其中 $i\beta$ 为吸收项. 当 X 射线穿透物质时, 它的位相与可见光情况一样会发生变化, 导致产生位相衬度的可能性. 我们知道能量对折射率两个分量的依赖性差别很大,

$$\beta(E) = \frac{hc}{4\pi E} \mu(E) \approx O(E^{-4}),$$

$$\delta(E) = \frac{r_0 h^2 c^2}{4\pi E^2} N_0 f_r \approx O(E^{-2}),$$

其中 E 是光子能量, μ 是线吸收系数, r_0 是经典电子半径, N_0 是单位体积原子数, f_r 是原子散射因子的实数部分. 特别指出的是, 随着能量的增加, δ 的减少要比 β 慢得多, 见表 1. 这意味着, 对轻元素材

[†]E-mail address: dachao.gao@mst.csiro.au

料而言, 尽管 $1 - \delta$ 和 1 的差值只有 10^{-6} , 但当使用非常小的 λ 值时, 即使是不太大的厚度或密度的变化, 也可能产生相当大的位相漂移. 可是, 典型的折射角一般只有几个弧秒量级, 要显示这些折射效应需要非常精密的仪器和有效的方法^[2-5]. 前面提到的那些以近完整晶体为基的方法虽然工作得很好, 但是它们受到了单色器尺寸要大、机械稳定度要高和低 X 射线输出光通量等因素的限制, 因而几乎所有的实际应用都只能用同步辐射才能实现. 为了克服这些限制, 使位相衬度成象有更广泛的应用前景, 如图 1 所示, Wilkins 研究组提出了一种更简单、更实用的硬 X 射线位相衬度成象方法^[10-12].

表 1 以碳为例, 吸收厚度和位相厚度的比较 ($t_a = \mu^{-1}$, $t_p = 2\pi/\phi$, ϕ 是单位长度位相差)

E/keV	λ/nm	$t_a/\mu\text{m}$	$t_p/\mu\text{m}$
~0.25	5.0	1.3	1.2
~1.2	1.0	3.9	3.1
~12	0.1	4500	33
~50	0.025	420000	132

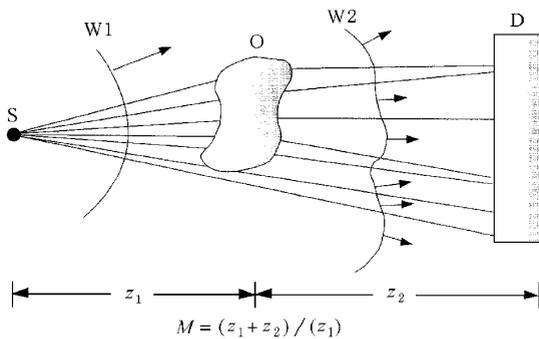


图 1 X 射线位相衬度象实验安排示意图. 使用微聚焦 X 射线光源(S), X 射线多波长球面波(波前 W1)入射到样品上, 用两维接收器(D)接收通过物体(O)的畸变的 X 射线波前(W2). $M = (z_2 + z_1)/z_1$

图 2 为位相衬度形成的原理图. 图 2(a)表示采用非相干光源. 当波前通过物体后, 产生吸收衬度, 在离样品适当的距离将获得清晰的样品吸收衬度象. 若大于这个距离, 图象将模糊. 如果采用相干光源(图 2(b)), 当波前通过物体时, 不可避免地产生位相差, 即波前发生畸变, 进一步传播时, 这种畸变波能以可观察的强度变化显示出来, 再进一步传播, 这种强度变化差将减弱. 因此, 获得位相衬度成象的关键, 一是相干光源, 其次是适当的 z_1 和 z_2 的距离. 值得指出的是, 我们发展的方法可以使用多色辐射的 X 射线, 而其他方法只能用单色辐射.

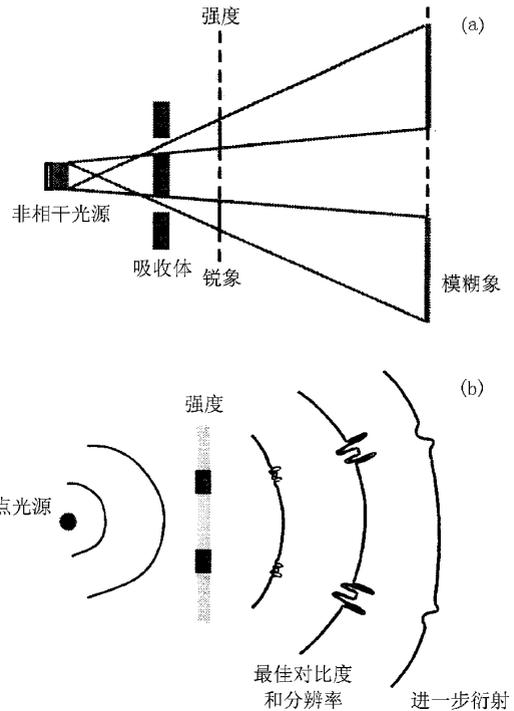


图 2 (a)为用非相干光源成象的几何光学示意图, 示意图表明, 物体与成象板之间的距离决定形成象的清晰度. (b)为使用相干光源的光学成象示意图, 表明波前的位相畸变, 由于波前的干涉产生的能观察得到的强度变化.

细焦点 X 射线源 ($\leq 40 \mu\text{m}$) 能提供高度的空间相干 (spatial coherence) 的 X 射线, 而这种光源固有的较低的时间相干 (temporal coherence) 影响位相的衬度并不严重. 相干后所形成的象, 实际上是一种 in-line 全息衍射^[14]. 从原理上全息图需要进行影象再现, 来恢复由物体产生的位相分布. 这一步骤可借助空间频率和强度衬度传递函数 (contrast transfer function 缩写为 CTF) (见图 3) 进行处理. 这一理论^[12]自然也包括了吸收衬度. 图 3 为计算得到的点光源位相强度衬度 (实线) 和振幅强度 (虚线) 的 CTF, 其中 z 为有效的物体-成象平面距离, $z = z_1 z_2 / (z_1 + z_2)$, u 是空间频率, $u = d^{-1}$; d 是空间周期. 从图 3 可见, 对振幅强度的 CTF, 当 $z = 0$ 时, 对所有的 u , 其值都为极大, 也就是说吸收衬度最大. 随着 u 的增加, 振幅强度 CTF 减少, 当 $\sqrt{\lambda z} u = 0.7$ 时, $\text{CTF} = 0$. 表示没有吸收衬度. 随着 u 的进一步增加, CTF 取负值, 表明衬度反转. 而对位相衬度, 当 $z = 0$ 时, 其 CTF 等于零. 其值从零开始, 表示均匀厚度的均匀物体不产生位相衬度. 对小的 u , 其 CTF 很小, 随着 u 值增大, CTF 值以二次方增加, 表明位相物体边缘衬度增加效应. 当 $2\lambda = u^2 = 1$ 时,

位相强度的 CTF 达极大值. 由此,对给定的波长 λ 和空间频率 u ,可决定最佳的有效物象距离 z .

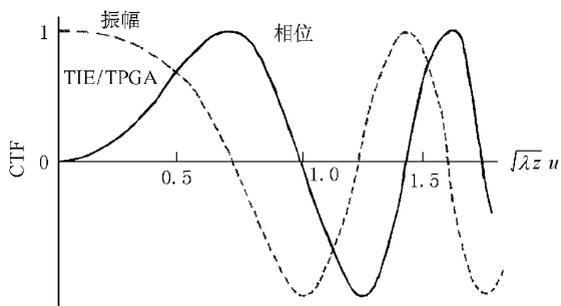


图3 点光源的位相(实线)和振幅(虚线)强度衬度转换函数 (CTF) z 是有效的物体-成象平面距离; $u = d^{-1}$ 是空间频率; d 是空间周期

从以上分析可知,物体的形貌(如生物样品的组织结构),特别对明显边界的区域,可以直接被位相衬度显示,而不需要进行影象重现.对于定量数字化图象重现目的,位相和振幅的变化可以由投影或薄位相栅近似(thin phase grating approximation 缩写为 TPGA)给出(见文献[10]公式(5)).影象重现可通过文献[10]中强度转换方程(22)(transport of intensity equation 缩写为 TIE)来实现,其实效性覆盖图3中 TIE/TPGA 的区域.对显微术中出现的高空空间频率,一般而言,需要用不同的方法处理.

3 细聚焦光源位相衬度成象理论

为了避免烦琐的数学推导,本节我们只给出一些主要结果,读者若有兴趣,请参阅有关文献.

当光波通过横截面非均匀的物体时,相干(平面或球面)波前受到了畸变.当存在吸收时,如果物体足够薄,光波的强度分布在物体外部并不改变,但是进一步传播时,由于横截波前的干涉效应(Fresnel diffraction)就会产生强度变化.因此,使位相变化成为可见,也就是说,形成了位相衬度.在光学和电子显微术中,人们很久以来就知道,发散图象能使位相物体产生衬度,但只是最近几年,类似的方法才被应用到 X 射线成象技术中^[10-12, 15, 16].类似电子显微成象中对衬度的处理方法^[17, 18],在 Fourier 光学概念基础上^[19],我们又提出了一种近似理论的处理方法^[12],简述如下:

假定一薄层物体,在 $z = 0$ 的平面上,被沿 z 方向传播的,具有 λ 波长的平面波所辐照.经过物体

后,波函数变成 $q(xy)$, q 是物体的传递函数,可以写成 $\exp(i\phi(xy) - \mu(xy))$. $\phi(xy)$ 是由物体造成的位相漂移, $\mu(xy)$ 是对应的吸收衰减,对纯位相物体, $\mu = 0$.对于 X 射线, ϕ 正比于沿 z 方向投影的电子密度^[10].

在连续的平面里,用近轴近似方法,波函数用卷积形式的 Fresnel-Kirchhoff 积分形式写出,在 Fourier 空间可能更方便些.设定 $I_z(xy)$ 是 z 平面(成象平面)的强度, $I_z(u, v)$ 是相对于 x, y 的 Fourier 变换.再假定,有一个弱相物体可以写成 $\exp i\phi \approx 1 + i\phi$.因而,上式能表述成

$$I_z(u, v) \approx \delta(u, v) - 2\Phi(u, v) \text{sin}(\pi\lambda z(u^2 + v^2)),$$

其中 $\Phi(u, v)$ 是 $\phi(u, v)$ 的 Fourier 变换^[12].和 x, y 共轭的变量 u 和 v 是在物体中或成象平面上的空间频率.对强度计算所用的几种近似方法,都采用了衍射公式的直线线性化.第一项 $\delta(u, v)$ 表示直接传递的波,第二项是成象衬度.对于 Fresnel 衍射位

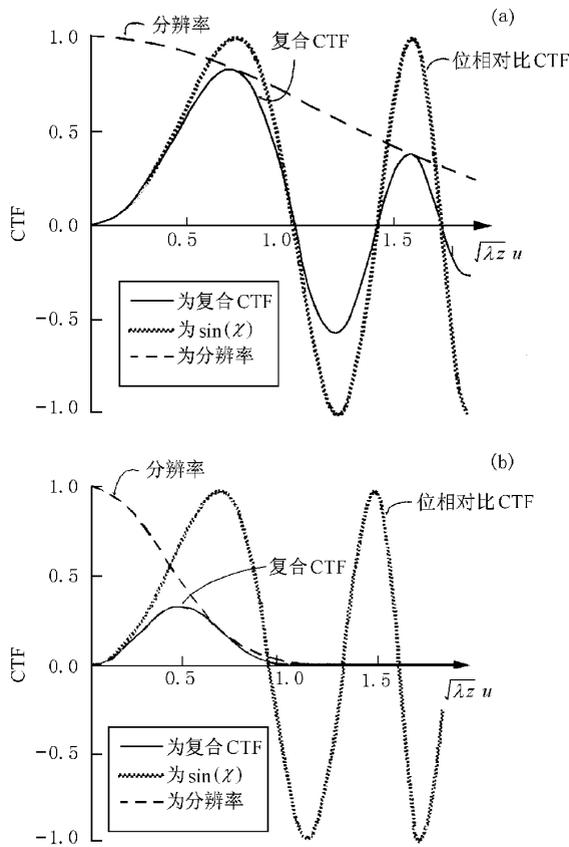


图4 (a)小“点光源”的位相衬度传递函数,相干包迹和它们的乘积 (b)为大“点光源”的位相衬度传递函数,相干包迹和它们的乘积

相衬度,函数 $\sin(\pi\lambda z(u^2 + v^2))$ 是衬度传递函数,图 4 中浅虚线是此函数相对于约化变量 $(\lambda z)^{1/2}u$ 的曲线.从图 4 可以看到,当 $z = 0$ 时,没有位相衬度;随着 z 增大(亦取决于 u),位相衬度增加而达到极大.为了达到某一给定衬度, u 越小(广义而言,就是特征的尺寸越大),物体到成象平面的距离越大.

同理,对纯吸收物体,进行类似的分析:

$$I_z(u, v) \approx \delta(u, v) - 2M(u, v) \cos(\pi\lambda z(u^2 + v^2)),$$

其中 $M(u, v)$ 是 $\mu(x, y)$ 的 Fourier 变换.在这种情况下,其 CTF,也就是 $\cos(\pi\lambda z(u^2 + v^2))$ 对所有的频率而言,当 $z = 0$ 时具有极大值.这是众所周知的 Fourier 光学表达式,即吸收物体的聚焦象或者接触象具有最好的衬度和分辨率.然而对于大多数情况是位相和吸收混合型物体,图 4 用粗实线近似表达的衬度是位相和吸收衬度项的乘积.

上述结果不难应用于点光源(球面波)而不是平面波的情形.如果 z_1 是光源到物体的距离, z_2 是物体到成象平面的距离,那么在上述公式中,“有效的” $z = z_1 z_2 / (z_1 + z_2)$ 取代了 z ; 同时,所形成的象通常也被 M 几何因子 $(z_1 + z_2) / z_1$ 放大.

应该指出,光源尺寸是分辨率的基本限制.分辨率和衬度共同决定象的可见度和信息内容.图 4(a) 和 4(b) 中的节线分别是不同的光源尺寸,分辨率随 $(\lambda z)^{1/2}u$ 的变化.从图 4 中可以看到,相对大尺寸的光源,其分辨率随 $(\lambda z)^{1/2}u$ 的增加迅速变差.目前所用的理论是假设,使用的光源是理想的平面光源,或者是点光源(具有完美的相干性和单色性).实际上,这是不可能的.即使对“点光源”,它发出的 X 射线来自一个有限的体积.这个有限的体积是和成象卷积一起的点扩散函数.在 Fourier 空间,相干的包迹(光源强度分布的 Fourier 变换)乘以 CTF,其值对高空频率,光径尺寸越大,衬变衰减越快.

类似的描述也可应用到多色相干情况,即波长的扩展也导致相干包迹乘 CTF.然而,正如在文献[12]中所解释的那样,分辨率主要取决于光源的空间相干性,相对而言较大的波长发散是能被容忍的.在实验上,微聚焦 X 射线光源能用于这类位相衬度成象,与同步辐射光源和其他方法(使用高度单色光束方法)相比较,本文的方法有明显的优点^[20].

前面我们讨论了广义上的成象,这些象有能观

察到的衬度,但是正象全息照象一样,一般而言需要进行象再现来恢复物体函数 ϕ .事实上,这些象可被认为是 in-line 全息照象^[21,22].象光学全息照象术一样,原则上讲,图象再现是一种模拟物,对 X 射线而言,图象再现可以用数字化来完成.

如果 z 足够小,那么 $\sin\pi\lambda z(u^2 + v^2) \approx \pi\lambda z(u^2 + v^2)$,我们很容易转换到真实空间,并且表明成象的衬度正比于 $\nabla^2 \phi(x, y)$,位相的二阶 Laplacian^[10,18].在这种情况下,能够看到直接象,位相的特征能显现在增强的边缘衬度中.在下一节我们将举例说明这一类成象.这种成象的机理被称做微分位相衬度(differential phase contrast).因此,在实际应用中,往往不需要进行象的重现,位相衬度象也能被直接看到.

4 常规吸收衬度象与位相衬度象的比较

为了进行比较,我们用 in-line 成象方法分别拍照了生物体的常规吸收象和位相衬度象.图 5 展示了一组小金鱼的 X 射线照片.图 5(a) ($z_1 = 300$ mm, $z_2 = 1$ mm)本质上只是吸收衬度象,而图 5(d) ($z_1 = 300$ mm, $z_2 = 1100$ mm)除吸收衬度外,还包含了重要的位相衬度信息.很显然,与图 5(a)比较,图 5(d)显示了金鱼组织的更细微得多的细节.特别是图 5(e)和 5(f)中所显示的精细结构十分引人注目.

图 6 是一组蝗虫的 X 射线照片.图 6(a)为吸收衬度象($z_1 = 300$ mm, $z_2 = 10$ mm),而图 6(b)除吸收衬度外,还包含了位相衬度信息($z_1 = 300$ mm, $z_2 = 1000$ mm).很显然,图 6(b)显示了蝗虫组织中更多精细的结构.例如,蝗虫后腿股中细导管(见图 6(b)中箭头 α),侧腹部肌肉(见箭头 β),腹部环节边界(见箭头 γ)和翼纹(见箭头 δ),在位相衬度象中都清晰可见.

图 7 显示了人的手指骨头(proximal phalanx).图 7(b)是用常规光源($\sim 90 \mu\text{m}$)和常规 X 射线照片的照相距离($z_1 = 300$ mm, $z_2 = 60$ mm)拍摄的,图 7(a)是用微聚焦光源($\sim 4 \mu\text{m}$)和较大的照相距离($z_1 = 300$ mm, $z_2 = 900$ mm)拍摄的.比较图 7(a)与 7(b)可知,小的光源尺寸和适当的照相距离有利于获得高分辨的位相衬度象.为此,我们研究了光源焦点尺寸对衬度的影响.

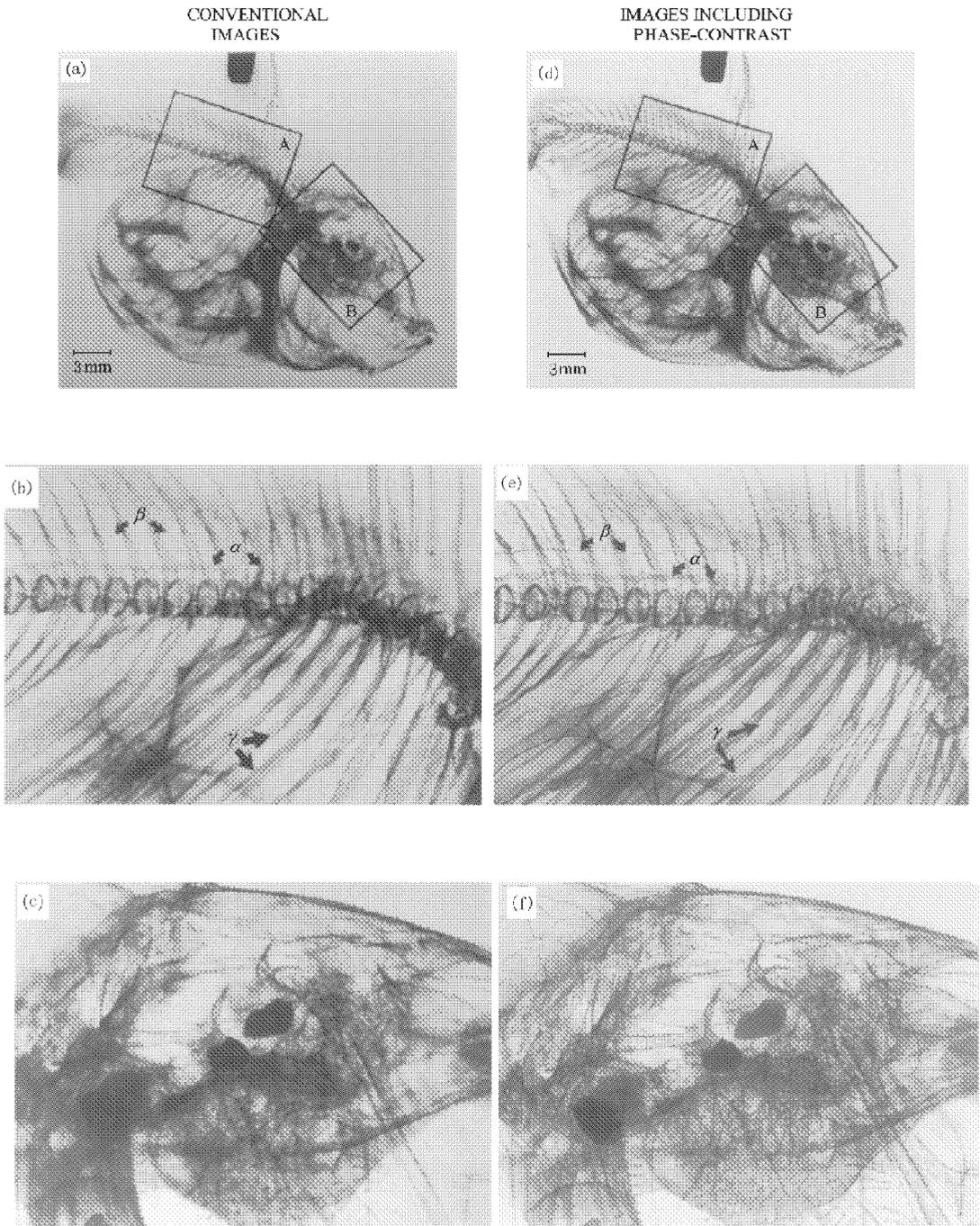


图 5 (a)为小金鱼的常规 X 射线吸收衬度照片, $z_1=300\text{ mm}$, $z_2=1\text{ mm}$ (b)为(a)中 A 区域的放大图(α 为脊髓, β 为韧带) (c)为(a)中 B 区域的放大图; (d)为小金鱼的位相衬度 X 射线照片, $z_1=300\text{ mm}$, $z_2=1100\text{ mm}$; (e)为(d)中 A 区域的放大图(α 为脊髓, β 为韧带) (f)为(d)中 B 区域的放大图 照片是用微聚焦 X 射线光源, Kodak X 射线底片摄取的; 15 mm 厚度的新鲜样品未作任何化学处理

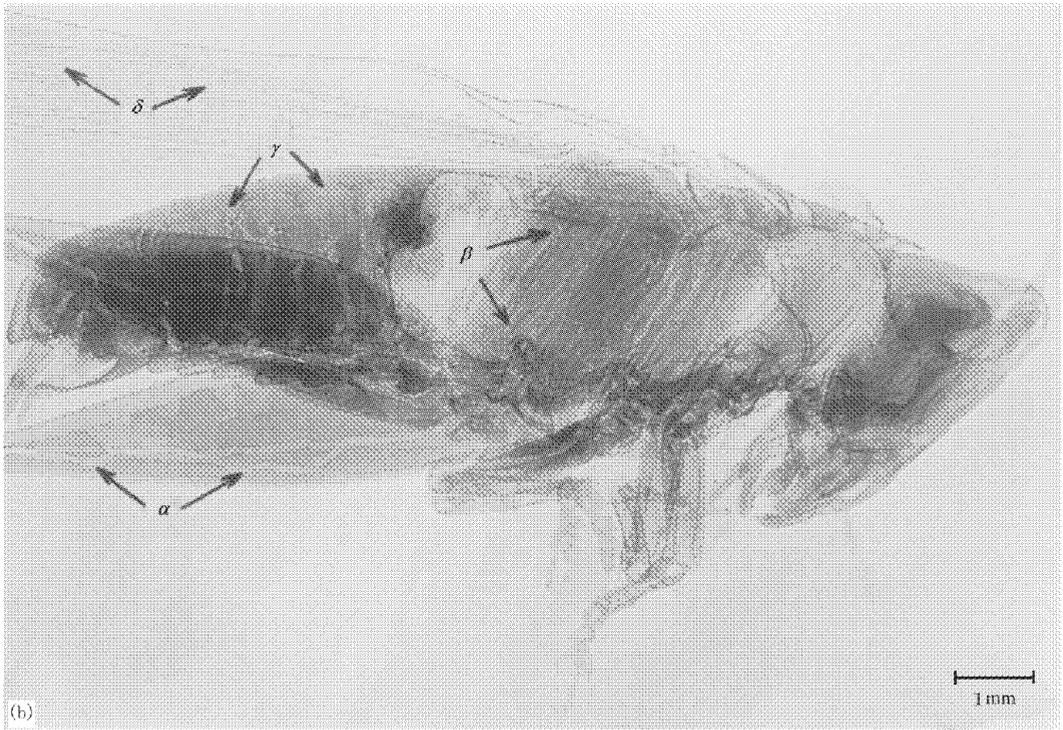
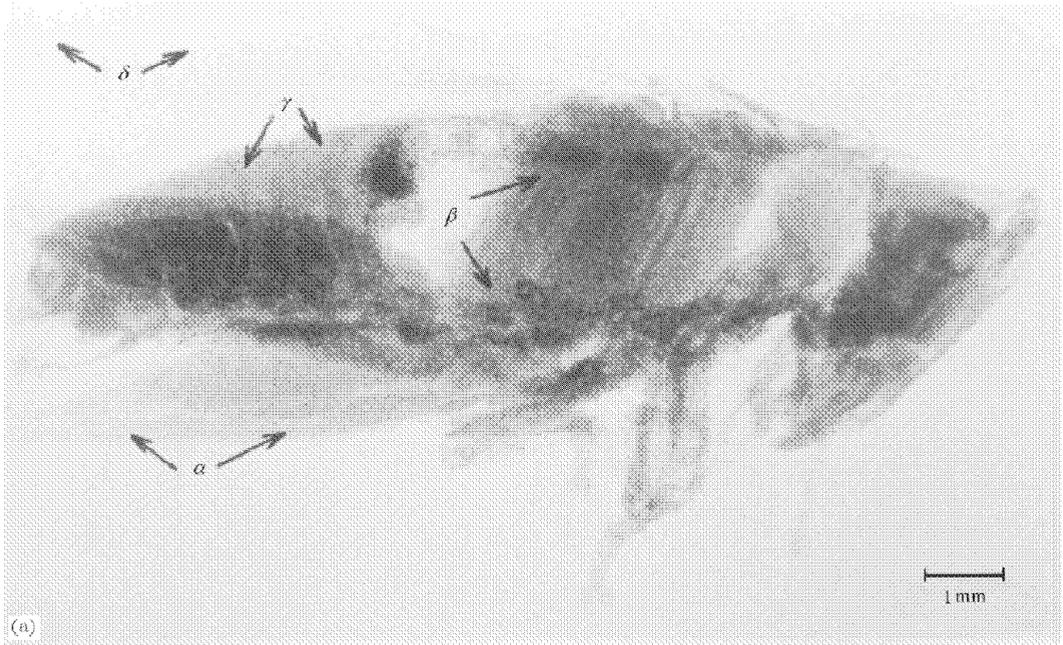


图 6 (a)为蝗虫的常规 X 射线吸收衬度象照片 (b)为蝗虫的位相衬度 X 射线照片 照片是用微聚焦 X 射线光源, Kodak X 射线底片拍摄的 δ mm 厚度 16 mm 长度的新鲜样品未作任何化学处理

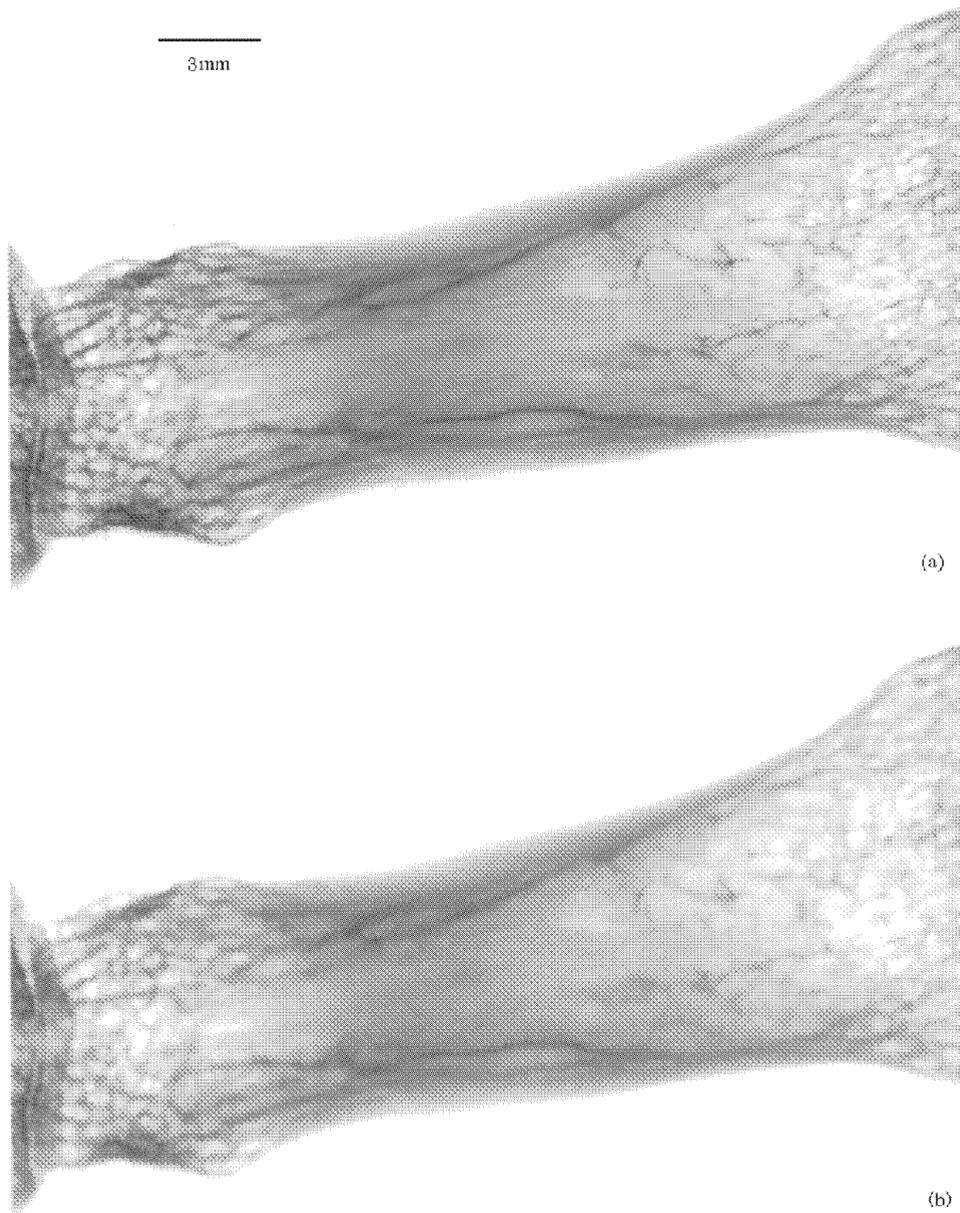


图 7 人手指骨 X 射线照片 采用钨靶和成像板(imaging plate)在 30 kV 摄取的。(a)为含位相衬度的 X 射线照片 (b)为常规的 X 射线吸收照片

5 焦点尺寸对位相成像衬度和分辨率的影响

为了研究 X 射线源焦点尺寸对位相衬度和分辨率的影响. 实验所用的样品是新鲜的鸡膝关节. 样品未做任何化学处理. 大约厚度为 15 mm. 使用微聚焦 X 射线光源, 钨靶 65 kV. 距离 z_1 为 150 mm, z_2 为 750 mm. X 射线源的焦点尺寸分别为 3, 8, 20, 30, 40, 50, 100 和 150 μm . 每张照片的曝光时间都是

50 mA·s. 结果示于图 8(a)–8(h). 图 9(a)–9(h) 分别是图 8(a)–8(h) 中相应方框区域的放大.

从图 9 中可以看到, 鸡膝关节象的衬度和分辨率的变化是光源尺寸的函数. 光源尺寸越小, 发出的 X 射线相干性越好, 所得的位相照片的衬度和分辨率也越好. 当光源尺寸超过 20 μm 时, 象的位相衬度开始减弱, 随着光源尺寸变大而迅速消失(参见图 9(a)–9(h) 中箭头 α 和 β 所指处). 我们还注意到, 当光源尺寸变化时, 象的吸收衬度信息几乎不改变, 但是随着光源尺寸的增大分辨率变得越来越差, 直

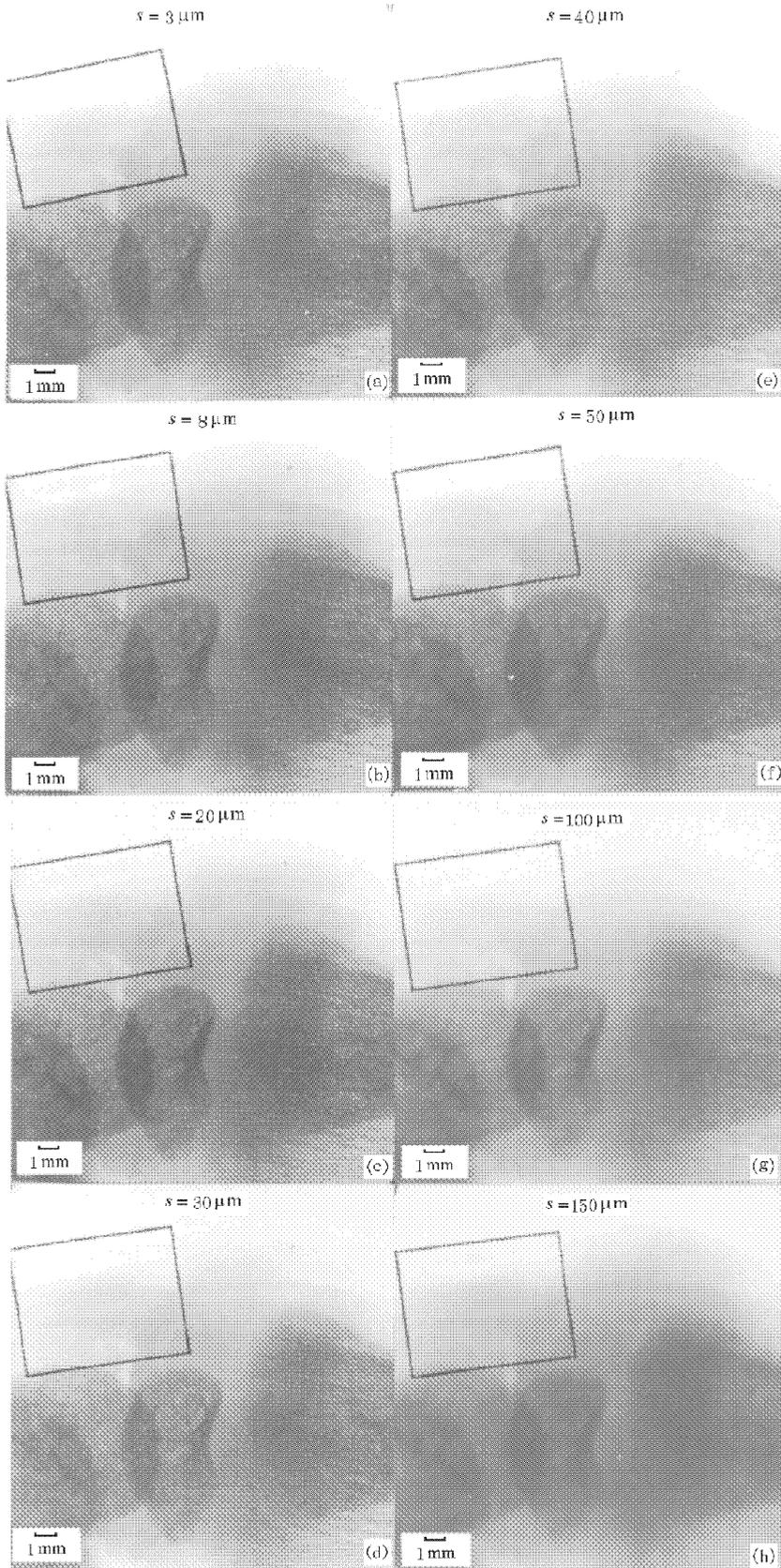


图 8 鸡膝关节的 X 射线位相衬度照片 光源的尺寸 s 分别为(a)为 $3 \mu\text{m}$; (b)为 $8 \mu\text{m}$; (c)为 $20 \mu\text{m}$; (d)为 $30 \mu\text{m}$; (e)为 $40 \mu\text{m}$; (f)为 $50 \mu\text{m}$; (g)为 $100 \mu\text{m}$; (h)为 $150 \mu\text{m}$

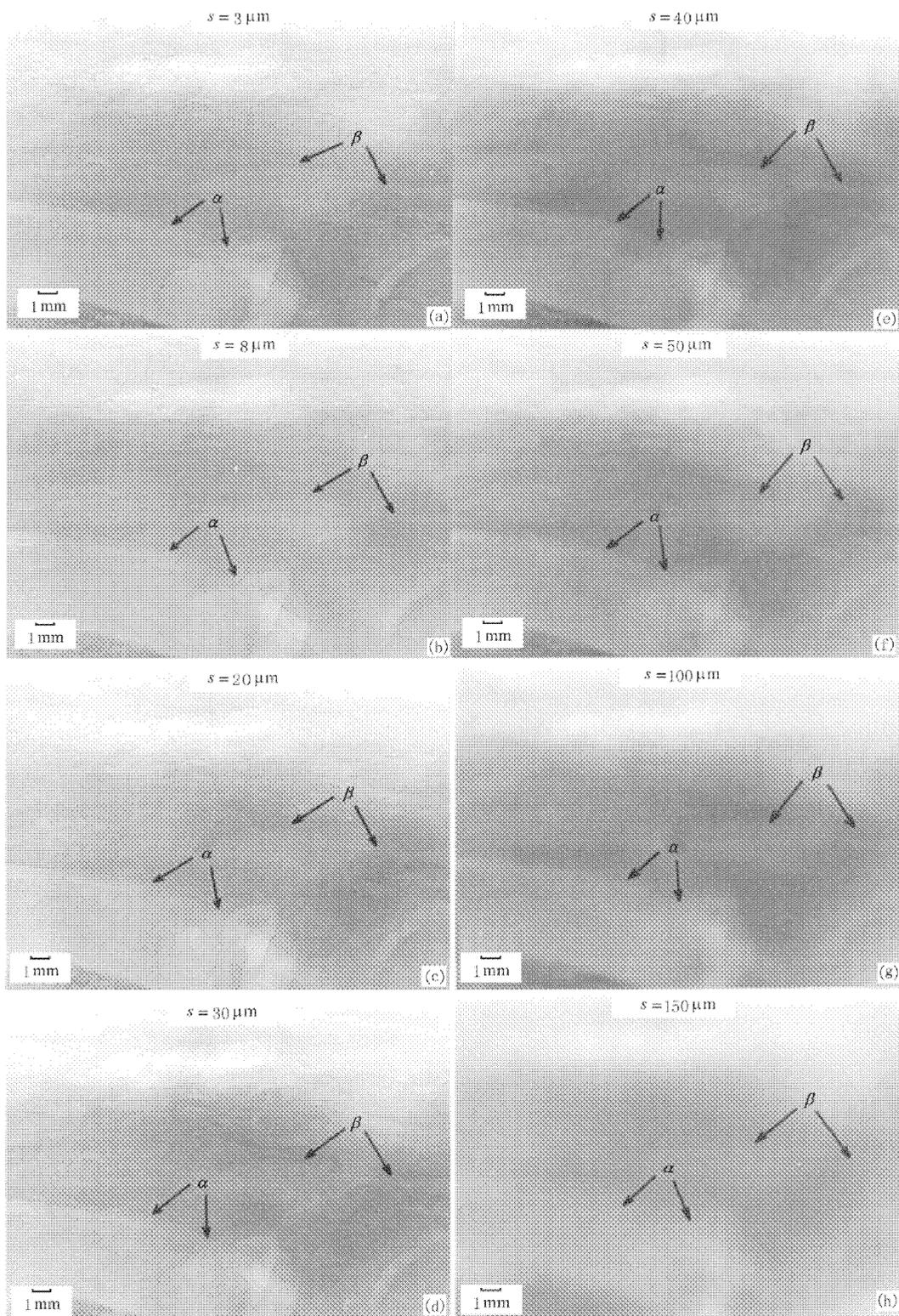


图 9 (a)–(h) 分别是图 8 (a)–(h) 中相应方框区域的放大。图注同图 8。

到关键的信息全部消失为止(参见图 9 (a)–(h) 中箭头 α 所指处)。这一结果与前面的分析完全一致(也可见文献 [17–19])。

6 讨 论

从上述分析可知, X 射线位相衬度象比吸收象有更好的衬度和分辨率,特别是对轻元素的生物样

品. 而要获得高质量的位相衬度象, 小光源尺寸(高空间相干性)和合适的光源——样品和样品——照相底片距离是至关重要的. 为了进一步论证, 我们进行了计算模拟. 模拟象的计算是应用 Kirchhoff 公式, 假设考察为含有吸收衬度分布(μt)的 CSIRO 徽

标和位相衬度分布(ϕt)的反向的 CSIRO 徽标, 厚度为 1 mm 的碳膜. 采用点光源球面波 X 射线, X 射线加速电压为 130 keV, 光源-样品距离 z_1 固定为 200 mm, 改变不同的样品至底片距离 z_2 . 计算模拟结果示于图 10. 图 10(a) 是纯吸收衬度象. 随着 z_2 的增

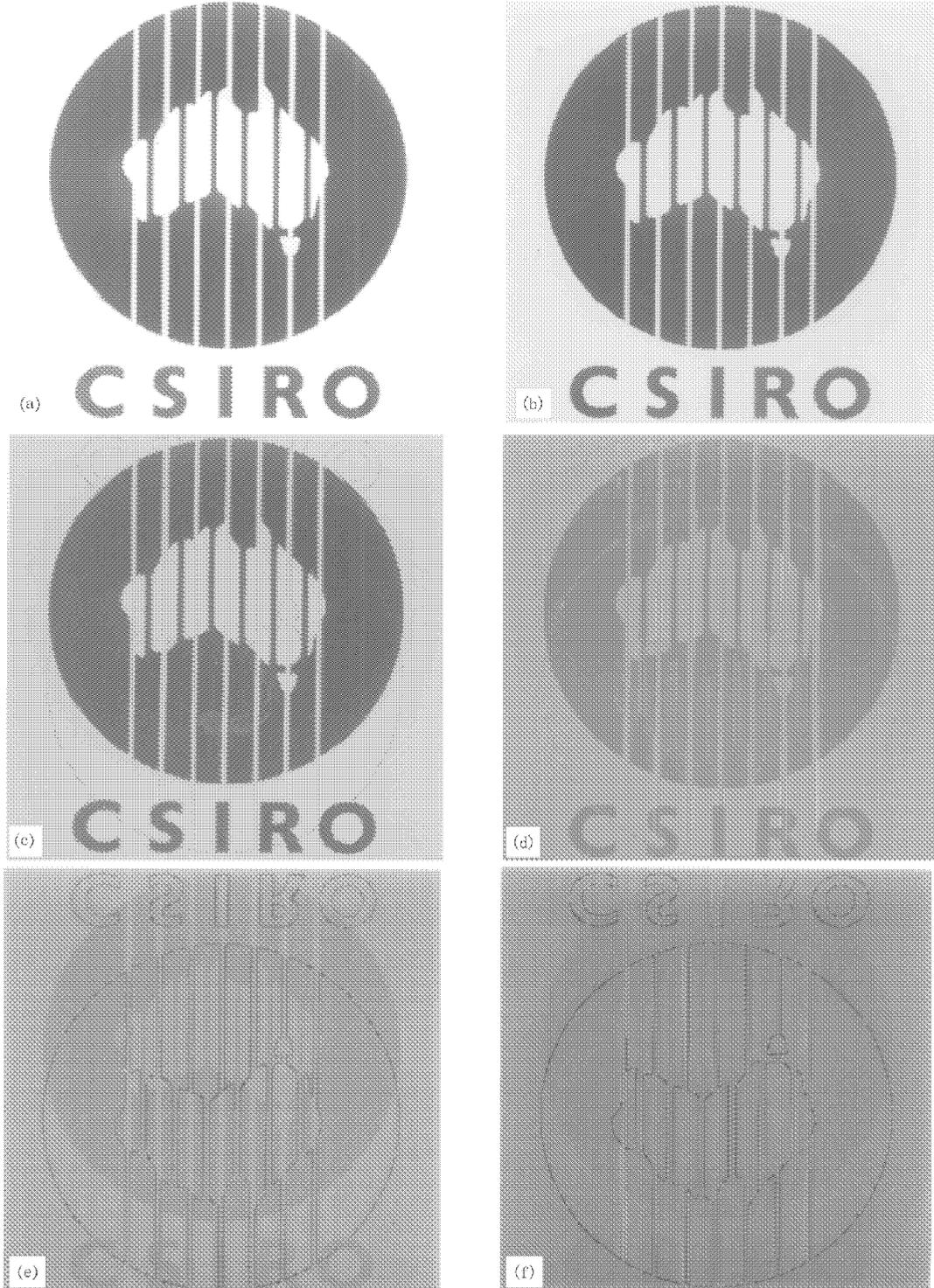


图 10 计算的 X 射线衬度象(采用球面波, 点光源, 30 kV 的 X 射线) ($z_1 = 300$ mm) (a) 为 $z_2 = 0.01$ mm; (b) 为 $z_2 = 0.1$ mm; (c) 为 $z_2 = 1$ mm; (d) 为 $z_2 = 10$ mm; (e) 为 $z_2 = 100$ mm; (f) 为 $z_2 = 1000$ mm

加,吸收衬度象越来越弱,位相衬度象越来越明显.图 10(f)是纯位相衬度象.值得注意的是,图 10(f)得到的是图案的轮廓.这正是第三节中所讨论的位相衬度微分性质的证据.经过位相再现技术,就能获得物体的高质量位相衬度象.

7 结 论

从实验和理论上证实,硬 X 射线通过物体后,能产生吸收衬度和位相衬度,吸收衬度在低空间频率具有较好的图象,而较高的空间频率容易获得位相衬度.物体的位相衬度象比吸收衬度象有更好的

分辨率和衬度反差,可对成像物体,特别是含轻元素的生物样品,提供更多的信息.X 射线位相衬度或象技术的关键是高度空间相干光源和合适的物体——成像平面距离.使用细聚集 X 射线光源可在实验室实现 X 射线位相衬度成像,与同步辐射源相比,它具有灵活,使用方便,成本低,可使用多色辐射的 X 射线等优点.X 射线位相衬度成像技术已成为研究生物体结构的一种工具.

本研究工作是在与 X-ray Technologies Pty. Ltd. 签定的合同下完成的,感谢 X-ray Technologies Pty. Ltd 给与支持.

-
- [1] W. C. Röntgen, Sitzungsber. Würzburger Phys.-medic. Gesellschaft (1895) p. 137.
- [2] A. Momose, J. Fukuda, *Med. Phys.*, **22**(1995) 375.
- [3] V. A. Somenkov, A. K. Tkalic, S. S. Shilstein, *J. Tech. Phys.*, **61**(1991) 197.
- [4] V. N. Ingal, E. A. Beliaevskaya, *Tech. Phys.*, **42**(1997) 59.
- [5] T. J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev, A. W. Stevenson, S. W. Wilkins, *Nature*, **373**(1995) 595.
- [6] A. Momose, T. Takeda, Y. Itai, K. Hirano, *Nat. Med.*, **2**(1996) 473.
- [7] G. Schmahl, D. Rudolph, P. Guttmann, G. Schneider, J. Thieme, B. Niemann, *Rev. Sci. Instrum.*, **66**(1995) 1282.
- [8] K. A. Nugent, T. E. Gureyev, D. J. Cookson, D. Paganin, Z. Barnea, *Phys. Rev. Lett.*, **77**(1996) 2961.
- [9] F. Beckmann, U. Bonse, F. Busch, O. Gunnewig, *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **21**(1997) 539.
- [10] S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany, A. W. Stevenson, *Nature*, **384**(1996) 335.
- [11] S. W. Wilkins, Aust. Pat. PN. 2112/95 (March, 1995).
- [12] A. Pogany, D. Gao, S. W. Wilkins, *Rev. Sci. Instrum.*, **68**(1997) 2774.
- [13] D. Gao, A. Pogany, A. W. Stevenson, T. Gureyev, S. W. Wilkins, *Proc. SPIE*, **3659**(1999) 346.
- [14] D. Gabor, *Nature*, **161**(1948) 777.
- [15] A. Snigirev, I. Snigireva, V. Kohn, S. Kuznetsov, I. Schelokov, *Rev. Sci. Instrum.*, **66**(1995) 5486.
- [16] P. Cloetens, R. Barrett, J. Baruchel, J. P. Guigay, M. Schlenker, *J. Phys.*, **D29**(1996) 133.
- [17] J. W. Goodman, *Fourier Optics*(Mc Graw-Hill, New York, 1968).
- [18] J. M. Cowley, *Diffraction Physics*(3rd ed.)(North Holland, Amsterdam, 1995).
- [19] J. C. H. Spence, *Experimental High-Resolution Electron Microscopy*(2nd ed.)(Oxford University Press, New York, 1988).
- [20] F. Arfelli *et al.*, *Phys. Med. Biol.*, **43**(1998) 2845.
- [21] C. Jacobsen, M. Howells, J. Kirz, S. Rothman, *J. Opt. Soc. Am.*, **A7**(1990) 1847.
- [22] K. Shinohara *et al.*, *J. Synchrotron Rad.*, **3**(1996) 35.

HARD X-RAY PHASE-CONTRAST IMAGING

D. C. GAO A. POGANY A. W. STEVENSON T. GUREYEV S. W. WILKINS

(CSIRO Manufacturing Science & Technology PB 33 , Clayton South MDC , Victoria 3169 , Australia)

MAI ZHEN-HONG

(Institute of Physics & Center for Condensed Matter Physics , Chinese Academy of Sciences , Beijing 100080 , China)

(Received 3 March 2000 ; revised manuscript received 11 June 2000)

ABSTRACT

Conventional X-ray radiography is based on absorption contrast and assumes geometrical optics. An " in-line " method and theory of hard X-ray phase-contrast imaging were introduced. The differences between the conventional X-ray absorption contrast image and the phase contrast image were distinguished by using radiographs of biological samples. The effect of X-ray source size on the image contrast was investigated. Moreover , the key parameters of absorption contrast image and phase contrast image were simulated theoretically and discussed.

Keywords : phase-contrast , imaging , hard X-ray

PACC : 4230 , 0785