

X射线同轴相衬成像原理数值模拟及实验初探^{*}

龚绍润¹, 高峰¹⁺, 刘泓²

¹(天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

²(School of Electrical and Computer Engineering, University of Oklahoma, Oklahoma OK 73019, USA)

Numerical Simulations and Preliminary Experiments of the Principle of X-Ray In-Line Phase-Contrast Imaging

GONG Shao-Run¹, GAO Feng¹⁺, LIU Hong²

¹(College of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

²(School of Electrical and Computer Engineering, University of Oklahoma, Oklahoma OK 73019, USA)

+ Corresponding author: E-mail: gaofeng@tju.edu.cn

Gong SR, Gao F, Liu H. Numerical simulations and preliminary experiments of the principle of x-ray in-line phase-contrast imaging. *Journal of Software*, 2009,20(5):1156–1165. <http://www.jos.org.cn/1000-9825/3604.htm>

Abstract: This paper introduces the design, analysis and experimental verification of focal spot X-ray in-line imaging system. First of all, the object transmission function is fixed by the refractive index decrement and the absorption index of tissue according to the previously selected energy. After the factors being analyzed, such as the distance between the object and detector, and the object edge width, which can affect imaging quality, methods presented to improve image resolution are validated. In the experiment, plastic set square is irradiated with X-ray phase-contrast technique. The result is then compared with that using traditional X-ray imaging technique. The experimental results exhibit considerable consistency with former numerical simulation, which proves that the particular method can be used to determine the parameters of imaging system.

Key words: numerical simulation; object transport function; focal spot; in-line phase-contrast imaging

摘要: 主要对微焦点源 X 射线同轴相衬成像系统的系统参数进行了设计与讨论,并对结果进行了实验验证。根据实际选取 X 射线能量以及物体的折射率改变量和吸收因子来确定物体传输函数,从物体到探测面的距离、物体边缘渐变宽度等因素对图像可见度的影响进行分析,提出了改进分辨率方法并通过数值模拟得到验证。最后,在实验中对普通三角板进行相衬成像,并与其吸收衬度成像进行对比。实验结果表明,利用数值模拟的方法可以指导微焦点源相衬成像参数设计,同时验证了该实验仪器的相衬能力。

关键词: 数值模拟;物体传输函数;微焦点源;同轴相衬成像

中图法分类号: TP391 文献标识码: A

* Supported by the National Natural Science Foundation of China under Grant Nos.60578008, 60678049 (国家自然科学基金); the National Basic Research Program of China under Grant No.2006CB705700 (国家重点基础研究发展计划(973)); the Tianjin Municipal Natural Science Foundation of China under Grant No.07JCYBJC06600 (天津市自然科学基金); the Program of Introducing Talents of Discipline to Universities of China under Grant No.B07014 (高等学校学科创新引智计划)

Received 2008-05-29; Accepted 2009-03-17

自 1895 年发现 X 射线以来的 100 多年间,基于吸收衬度机制的 X 射线成像技术在医学及工业领域均获得了广泛应用.临床上,基于 X 射线的穿透性、荧光和摄影效应以及人体组织本身密度和厚度差别,传统 X 射线成像技术能使人体内部结构在荧屏上或胶片上形成影像.这种差别导致 X 射线透过人体各不同组织结构时其被吸收程度不同,使最终到达探测器(荧屏或胶片)的 X 射线量发生差异.一般而言,基于吸收衬度机制的 X 射线成像技术分辨率较低,而对于主要由轻元素构成的软组织而言,由于组织对 X 射线吸收弱,导致成像衬度低甚至无法区分.由于 X 射线较之 CT,MRI 等其他成像技术具有低成本、高空间分辨、高普及等众多优点,因此,如何在临床上利用 X 射线对软组织进行成像,提高其图像可见度,一直是医学影像研究的热门课题.

X 射线相衬成像从一个完全不同的对比度机制上来处理对软组织成像问题.图 1 所示为平面波通过薄层弱吸收物体后,经过一定空间距离的自由传输后最终在探测面位置处获得的强度剖面分布.X 射线相衬成像物理原理如下:X 射线穿过物体时,振幅因为其被吸收而减弱,相位也因物体不同部分间相速度差异而发生改变.其波前因为相位改变会产生畸变,这将导致光波传播方向改变.进一步传播时,由于横截波前的干涉效应会产生强度变化,因此使相位变化可见,即形成相位衬度(phase contrast).

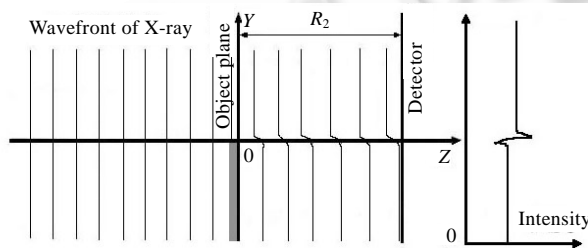


Fig.1 Profile of intensity distribution irradiated by planar wave

图 1 平面波入射下强度剖面图

相衬成像研究中利用的光源是同步辐射源或微焦点光源,前者相对于后者的相位同步性更好,但因建造成本高,主要用于科学研究,其临床应用受到很大限制.自 1995 年以来,X 射线相衬成像主要有以下 3 种不同方式:干涉仪法(interferometry)、衍射增强法(diffraction enhanced imaging,简称 DEI)和同轴全息法(in-line phase-contrast imaging,简称 PCI),它们均得到了广泛重视和有效发展.干涉仪法是使用从同步辐射源或单色晶体出射的 X 射线图像直接测量 X 射线通过物体后的相位改变 ϕ ,DEI 法是使用从同步辐射源出射的 X 射线来测量 $\nabla\phi$,而同轴相衬成像由同步辐射源或微焦点源辐射测量 $\nabla^2\phi$ ^[1,2].

同轴相衬成像不需要利用光学仪器来直接获得物体内部精细结构信息,研究者已利用此方法在同步辐射源与微焦点源上展开了许多实验^[3-6].最初,研究者在同步辐射光源下获得的图像极好地展示了软组织相衬效果并验证了理论的正确性,但由于条件限制,该技术一直停留在实验室环境而无法推广应用于临床.1995 年和 1996 年,澳大利亚 Wilkins 研究小组发表了关于微焦点源同轴相衬 X 射线成像方法的重要结果,认为微焦点源 X 射线相衬成像的光源只需要高横向空间相干性即可,而不必使用严格的单色完全相干光源.现在微焦点源完全可以满足这一要求.此结论将同轴相衬成像向临床应用推进了一大步^[4,7,8].同轴相衬成像中,如何由强度测量来恢复物体相位信息(也就是常说的相位恢复问题),作为亟待解决的关键技术问题已成为该领域的研究热点. Gureyev 和 Wilkins 等人提出了基于强度传输方程(transport of intensity equation,简称 TIE)适用于菲涅耳衍射近场区的相位恢复算法^[5],其结果展示了无衰减弱相位物体的轮廓,以及物体有一定衰减时,不同噪声水平下的相位恢复情况.其后,程静等人进一步将此方法定量推广到具有实际意义的部分相干光情形^[9].2003 年,美国 Alabama 大学和 Oklahoma 大学的研究者共同提出了著名的 Wu-Liu 模型^[1,10],成功地利用其相位恢复算法得到了夹在两块 10mm 厚的类似乳腺组织的平板中,厚度为 0.012mm 的塑料薄膜图像.

本文从菲涅耳-基尔霍夫积分理论出发,利用数值模拟研究平面波及理想点源产生球面波入射下同轴相衬成像方法的原理,展示了物体到探测面距离不同时弱吸收物体相衬成像效果,并分析成像可见度与该距离的变化规律,随后研究了边缘渐变宽度对相衬成像的影响,最后通过 PiXarray-100 小动物放射成像系统获得普通三

角板相衬图像,展示边缘过冲效应,证明数值模拟对实验参数设计的重要指导意义。

1 同轴相衬成像的理论基础

同轴相衬成像理论基于菲涅耳-基尔霍夫积分(以下简称菲-基积分),其衍射公式表示如下:

$$\tilde{E}(P) = \frac{A}{i\lambda} \iint_{\Sigma} \frac{\exp(ikl)}{l} \frac{\exp(ikr)}{r} \left[\frac{\cos(\vec{n}, \vec{r}) - \cos(\vec{n}, \vec{l})}{2} \right] d\sigma \quad (1)$$

其中, P 表示成像面上一点, A 为理想点源单位距离处球面波振幅, λ 为波长, k 为波数, l 为理想点源到物面上某点的距离, r 为物面点到 P 点的距离, (\vec{n}, \vec{r}) 及 (\vec{n}, \vec{l}) 分别表示 \vec{n} 与 \vec{r} 和 \vec{l} 之间的夹角。因菲-基积分中被积函数形式复杂,实际衍射问题中应对此公式作近似处理。同时,不少研究者工作是基于维格纳分布理论,同样取得了很大成果^[1,10-14]。首先,在同轴或旁轴近似下,菲-基积分式中倾斜因子可视为常数 1,不考虑其对积分的影响;其次,相干范围内可认为某点到观察屏上参考点的距离变化不大,于是可以忽略由该距离变化导致的相干范围内各子波发出的球面子波对参考点振幅的影响。经上述初步近似后,经过菲涅耳近似可以得到菲涅耳衍射计算式:

$$\tilde{E}(x, y) = \frac{\exp(ikR_2)}{i\lambda R_2} \iint_{\Sigma} \tilde{E}(x_1, y_1) \exp\left\{ \frac{ik}{2R_2} [(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2] \right\} dx_1 dy_1 \quad (2)$$

式中, R_2 表示物体到探测器的距离。假设到达物体前表面入射波为平面波,如果不考虑其振幅大小,可以将 $\tilde{E}(x_1, y_1)$ 化简成物体传输函数 $q(x, y)$, 然后对空间域表达式(2)两边做傅立叶变换,可得到其频域表达式:

$$F(u, v) = \exp(-ikR_2) Q(u, v) \exp[i\pi\lambda R_2 (u^2 + v^2)] \quad (3)$$

u, v 表示物面或像面空间频率。假设物体为弱吸收弱相移时,公式(3)经变化后可得到以下空间域和频域表达式^[4]:

$$I(x, y) \approx 1 + \lambda R_2 \nabla^2 \phi(x, y) / 2\pi \quad (4)$$

$$F(u, v) = \delta(u, v) - \pi\lambda R_2 u^2 \Phi(u, v) \quad (5)$$

从空间域强度表达式可以看出,图像可见度与 X 射线通过物体后的相位改变函数取拉普拉斯算子结果成正比。物体厚度或其内部密度急剧变化都能产生相位突变,相位改变取二阶偏微分后对图像的对比度影响很大,经一定距离的自由传输以后,探测面接收强度分布会反映明显的边缘增强效应。从公式(4)和公式(5)可得出两个重要结论:

- (1) 随着物体到探测器距离 R_2 的增加,图像对比度增强。
- (2) λ 是独立变量,对比度几何特征与 λ 无关。由此可知,为了有足够的光子参与物体成像过程,实验和临床中相衬成像可以使用非严格单色光。

由空间域强度表达式(2)可知,利用探测面的强度分布图经过相位恢复算法处理后,可以得到物体出射面的相位分布。该相位分布体现出 X 射线通过物体后相位的改变,相位改变是物体内部结构特征的外在表现,通过处理,能够还原物体内部结构特征,这对医生临床诊断和治疗意义重大。

2 模型的确定

进行数值模拟之前,需要根据实际情况来确定模拟系统参数。下面从 X 射线特性、人体组织特异性及仪器实际情况这 3 个方面来确定数值模型参数。

临床使用能量范围内 X 射线穿过软组织体时,折射因子实部变化是其虚部变化 1 000 倍以上,此相位敏感性是 X 射线对软组织体相衬成像的物理基础。 X 射线穿过物体所受影响可通过复折射率 n 描述,具体表示如下:

$$n = 1 - \delta + i\beta \quad (6)$$

δ 和 β 分别表示折射因子改变量和吸收因子。图 2 所示为正常乳腺组织 δ 和 β 随 X 射线能量增加的变化^[2]。

从图 2 可知,该 X 射线能量范围内, δ 和 β 随射线能量增加成近似指数衰减。对应物理知识可分析出, X 射线的管电压越高对应产生的光子动能越大,光子穿透性越强,即 X 射线对外表征的粒子性越强,所以物质对 X 射线波

前相位的改变及振幅衰减影响相对低能量射线较弱.图中 δ 在数值上是 β 的 1 000 倍以上,同时,不难看出,随着射线能量的增加, δ 在数值上衰减速度比 β 要缓慢得多.为了确保诊断和治疗上的放射安全,利用该特征我们可以减少对病人射线的辐射量,同时还能能为医生的诊断和治疗提供高分辨率的图像.

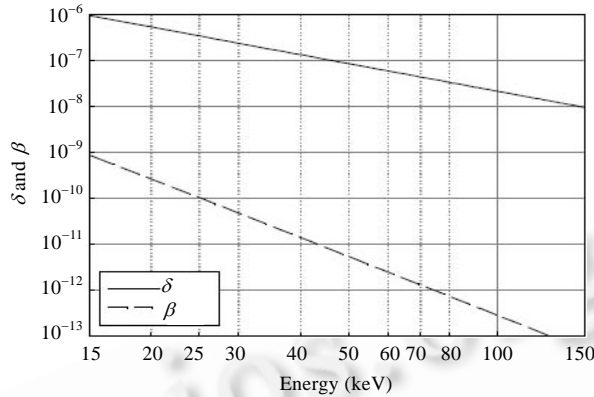


Fig.2 Real and imaginary parts, δ and β , of the complex refractive index of breast tissue

图 2 乳腺组织复折射因子中 δ 和 β 与射线光子能量的变化关系

图 3 为理想点源入射下 X 射线成像示意图. R_1 和 R_2 分别为理想点源到物体的距离(后面简称源物距)及物体到探测面的距离(后面简称物探距).理想点源入射下物体放置位置与图 1 平面波入射情况相似,半边为物体,另半边为空气.将物体与空气分界线定为 OX 轴,理想点源 S 与物体和空气接触线中心点 O 的连线垂直物体所在平面 XOY ; SO 延长线与探测面交于 O' 点, SO' 垂直于探测面 $X'O'Y'$.

数值模拟研究旨在建立一个基于菲-基积分理论的 X 射线相衬成像模型,该模型考虑了倾斜因子及物面上任意点到像面上相应点距离存在的细微差别,利用该方法模拟 X 射线通过物体后经一定距离的自由传输,最终得到探测面上的成像结果.

根据实际情况确定模拟系统各参数如下:首先,假定光源为理想单色平面波和理想点源发出的单色球面波,其射线能量为 20keV(乳腺 X 射线成像中常用值),图 2 中正常乳腺组织的 δ 和 β 值分别为 7×10^{-7} 和 4×10^{-10} .把物体模型假设为边缘切割准直的薄层乳腺组织,物体边缘渐变宽度为 $10 \mu\text{m}$ (该尺寸为物体从固定厚度线性递减变为 0 的横向长度).相衬成像需要一定相位改变才能显示其相衬效果,但是为了避免考虑 X 射线在物体内部传输过程中散射等其他因素对其干扰,将物体模型厚度设定为 $26.7 \mu\text{m}$,根据相移函数公式^[12],其对应最大相移量为 -2.17 .实际探测器像素大小及阵列数均为固定值,该模拟中像素点大小设置成 $5 \mu\text{m}$,为了加快模拟速度,将探测器设置成 128×128 阵列,此时,探测面长、宽均为 $6.4 \times 10^{-4} \text{m}$.假定平行于 OX 轴为长,平行于 OY 轴为宽.平面波入射下,物体长为 $6.4 \times 10^{-4} \text{m}$,宽为 $3.2 \times 10^{-4} \text{m}$;理想点源产生球面波入射下,系统放大率 $M = (R_1 + R_2) / R_1$,物体长为 $6.4 \times 10^{-4} \text{m} / M$,宽为 $3.2 \times 10^{-4} \text{m} / M$.该模拟首先讨论平面波入射及理想点源产生球面波入射下,源物距固定时物探距改变对图像相衬度的影响;然后模拟源物距和物探距固定时,物体边缘渐变宽度改变对相衬效果的影响,随后模拟得出当物体边缘渐变宽度增加时, R_2 变大能够改善图像相衬效果.由于相位改变周期为 2π ,显示相位改变图像的范围限定在 $[-\pi, \pi]$.为了更直观地比较强度相衬效果改变,显示强度之前都已进行归一化处理.

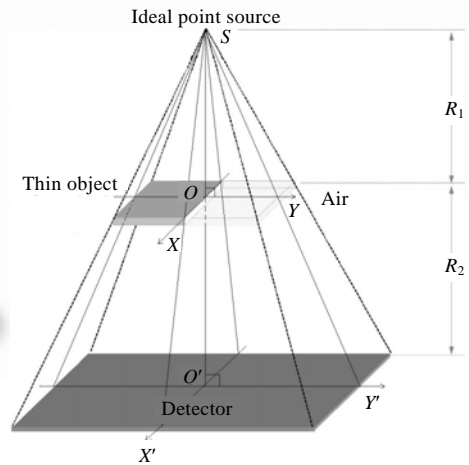


Fig.3 Imaging sketch of an ideal point source

图 3 理想点源成像示意图

3 确定相干长度

研究光的干涉和衍射问题都需要考虑其横向相干长度,横向相干长度的定义是能够产生可见干涉效应的两物点之间的最大距离.实际 X 射线相衬成像中并不要求整个物体或视场都被完全相干照射,可以从参考文献中更多地了解横向相干长度^[15-17]的相关知识.平面波或理想点源产生球面波的横向相干长度^[4] L_{con} 为 $2\lambda/\alpha$,其中, α 表示一束光入射到物体上所产生的角度偏转, $\alpha = \sqrt{2\lambda/R'}$, R' 表示焦距.当平面波入射时, R' 等于 R_2 ,即物探距;当理想点源产生的球面波入射时, R' 等于 $R_1 \cdot R_2 / (R_1 + R_2)$.当微焦点源直径大小为 s 时^[11],横向相干长度 $L_{con} = \lambda R_1 / s$.

4 模拟结果及讨论

当模拟物体相位改变及强度衰减剖面图时,在平面波入射下,将 SOY 平面内 $3.2 \times 10^{-4} \text{m}$ 宽物体和等宽度空气离散成 512 等份;在理想点源产生球面波入射下,将 SOY 平面内 $3.2 \times 10^{-4} \text{m/M}$ 宽物体和等宽度空气离散成 512 等份.在平面波和理想点源产生球面波入射下,只模拟探测面上 128×128 阵列点对应图像相位改变及强度分布值.同样,显示相位改变值限定在 $[-\pi, \pi]$,强度均经过归一化处理.探测面上强度剖面图所显示为 $SO'Y'$ 平面和探测面相交线每点对应的强度值,同样经过归一化处理.

1) 模拟物体相位改变与强度衰减

在图 4(a) $[-\pi, \pi]$ 的相位改变范围内,物体中心位置剖面图(后文提及的所有剖面图均指垂直于物体-空气接触面且包含光轴在内的平面)左边的相位改变比右边小 2.17,这说明 X 射线穿过乳腺组织后,其波前相对于传播等厚度空气超前 2.17.由于薄层乳腺组织对 X 射线吸收较弱,图 4(b)显示乳腺组织和空气对 X 射线的吸收没有差别.

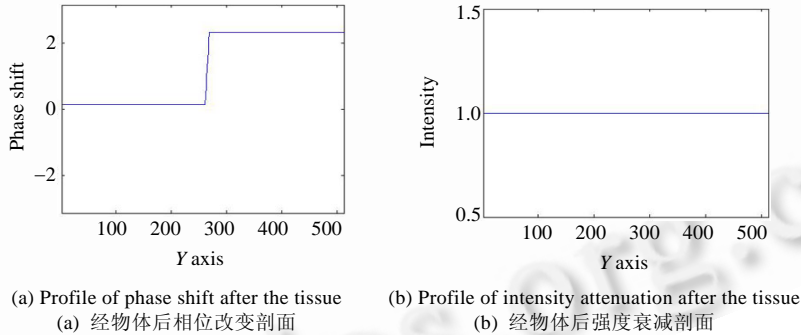


Fig.4 Profile of phase shift and intensity attenuation

图 4 相位改变及强度衰减剖面

2) 模拟传统的基于强度衰减成像

首先模拟当 R_2 为 0.01m 时,用传统 X 射线成像技术对乳腺组织成像.图 5 所示为当 R_1 为 1m 、 R_2 为 0.01m 、平面波和理想点源产生球面波入射下,模拟探测面上相位分布图和强度分布(图 5 中,上一排图对应平面波情况,下一排图对应球面波情况).平面波和球面波入射下,两组图像相位分布图存在明显的差别.X 射线传输过程中,左边乳腺组织和右边空气对其相位改变影响不同,导致相位面上左、右两边对应点改变量不一致.由于薄层乳腺组织对 X 射线吸收较弱,从强度分布图及其强度剖面图无法判断视场中存在乳腺组织.这组图像反映了临床上利用传统 X 射线成像技术对乳腺组织成像对比度较差的现象,即 R_2 接近 0 时无法从空气中区分与其吸收差异不大的乳腺组织.

3) 模拟增大物探距相衬成像结果

当 R_1 为 1m 、 R_2 为 0.5m 时,对比平面波和球面波入射下的两组图像,图 6 的相位分布图 6(a)与图 5(a)相似,但图 6 强度分布相对于图 5,中间出现了一条明暗、线对,线对出现位置对应于乳腺组织和空气接触面(图 6 中,

上一排图对应平面波情况,下一排图对应球面波情况).通过图像中乳腺组织边缘的增强效应,可以判断左、右两边物质不同.相衬成像边缘增强效应在临床上意义重大,正常组织和初期癌变组织对 X 射线的吸收并不存在明显的差别,但两者对 X 射线相位改变差别较大,这样,我们可以为早期癌症的诊断提供更为安全、可靠的图像.图 6(c)中的过冲效果反映在相位恢复算法中就是相位改变的 Laplacian 算子效应.由于此源物距远大于被照射物体,导致理想点源下模拟得到的强度分布与平面波相同,因此微焦点源适用于实际同轴相衬成像.

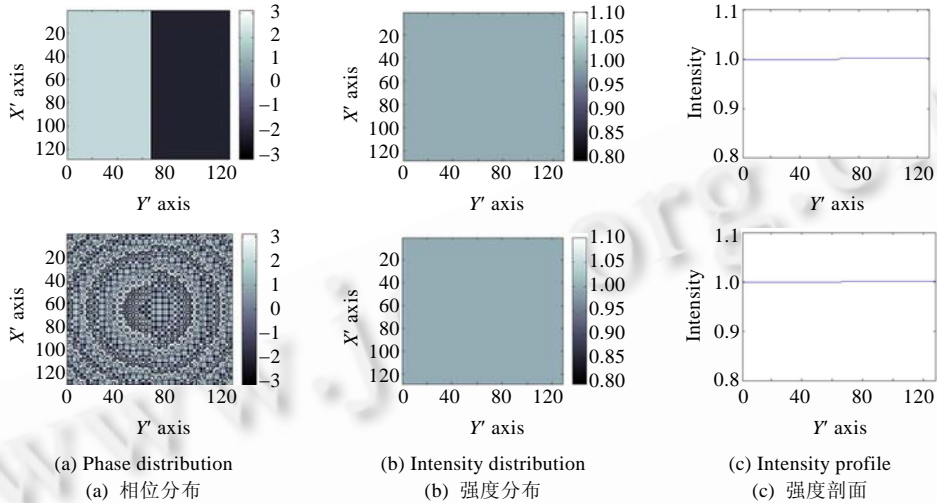


Fig.5 Simulation results based on conventional intensity attenuation imaging, in condition of planar wave and spherical wave

图 5 平面波和球面波入射下,模拟传统的基于强度衰减成像

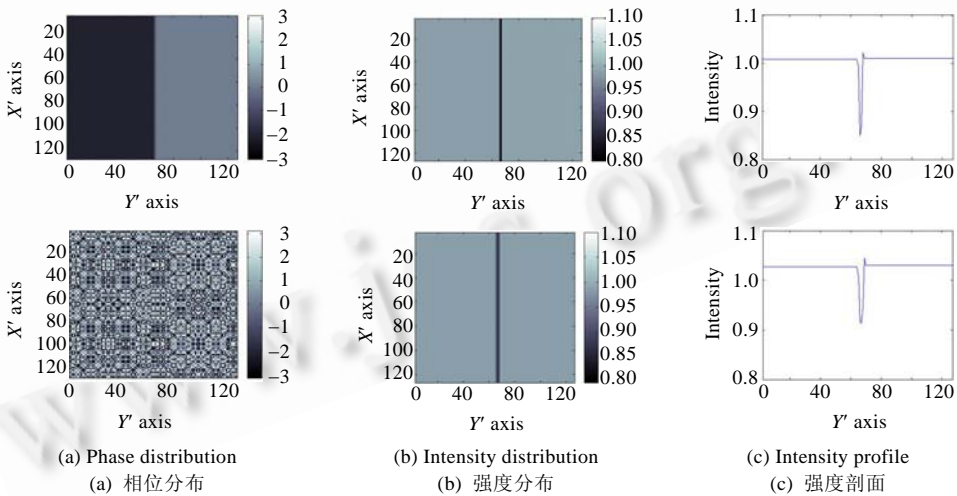


Fig.6 Simulation results based on the effects of different object-to-detector distances to phase contrast of imaging, in condition of planar wave and spherical wave

图 6 平面波和球面波入射下,模拟物探距改变对图像相衬度的影响

4) 模拟改变 R_2 对相衬效果的影响

如图 7 所示,在平面波及球面波入射下,随着 R_2 的增大,从强度剖面图可知乳腺组织边缘可见度增强(R_1 为 1m, R_2 分别为 0.2m,0.5m 及 1.0m.上一排图对应平面波情况,下一排图对应球面波情况).该相衬现象再次验证了

相衬效果的表达需要一定的物探距;且随着 R_2 的增大,相衬效果增强.由于该模拟暂时没有考虑成像光子密度流的影响,当 R_2 增大时,物体相同面积上接收到的成像光子数与源物距的平方成反比.所以,实际成像中,当 R_2 值超过某一临界值时,相衬效果开始恶化.

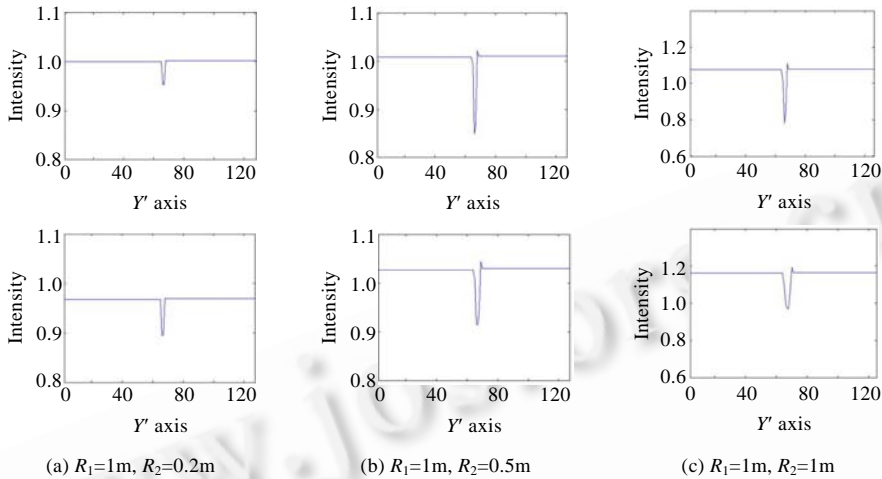


Fig.7 Effects of different R_2 to phase contrast of imaging, in condition of planar wave and spherical wave

图 7 平面波和球面波入射下,模拟 R_2 改变对相衬效果的影响

5) 模拟物体边缘渐变宽度改变对相衬成像的影响

图 8 所示为平面波和球面波入射下,模拟物体边缘渐变宽度改变对相衬效果的影响(R_1 为 1m, R_2 为 0.5m,模拟物体边缘渐变宽度分别为 $10\mu\text{m}$, $20\mu\text{m}$ 和 $40\mu\text{m}$).上一排图对应平面波情况,下一排图对应球面波情况).当 R_1 和 R_2 固定时,从图 8 上、下两排图的变化趋势可以看出,物体边缘渐变宽度增大时会减弱相衬效果.根据 Wilkins 得出的结论^[4],增大 R_2 可以获得低空间频率物体(物体边缘渐变宽度大)的高相衬度;反之,要增加高空间频率物体(物体边缘渐变宽度小)相衬度只需减少 R_2 即可.

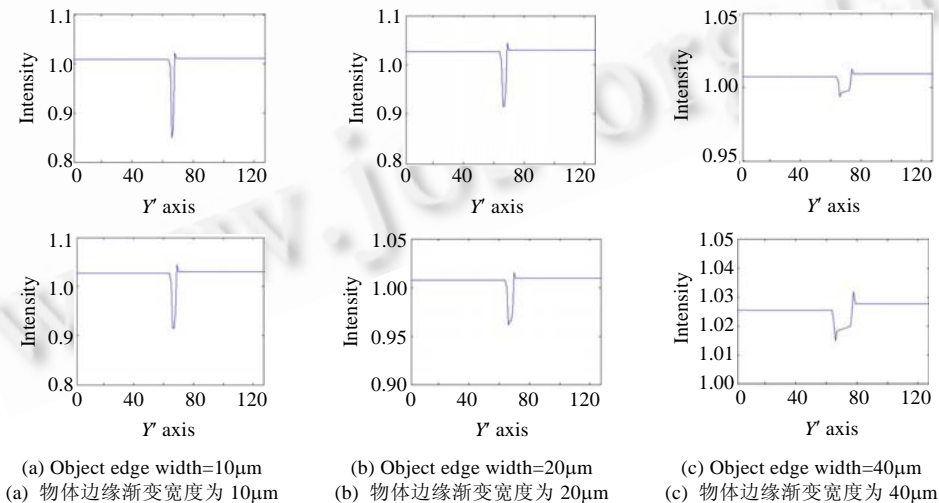


Fig.8 Effects of different edge width to phase contrast of imaging, in condition of planar wave and spherical wave

图 8 平面波和球面波入射下,模拟物体边缘渐变宽度改变对相衬效果的影响

图 9 所示为 R_2 改变前后对比相衬效果,证明 Wilkins 结论正确^[4].通过增大 R_2 ,可以改善大物体边缘渐变宽度时的相衬效果(R_1 为 1m,上一排图对应平面波情况,下一排图对应球面波情况).

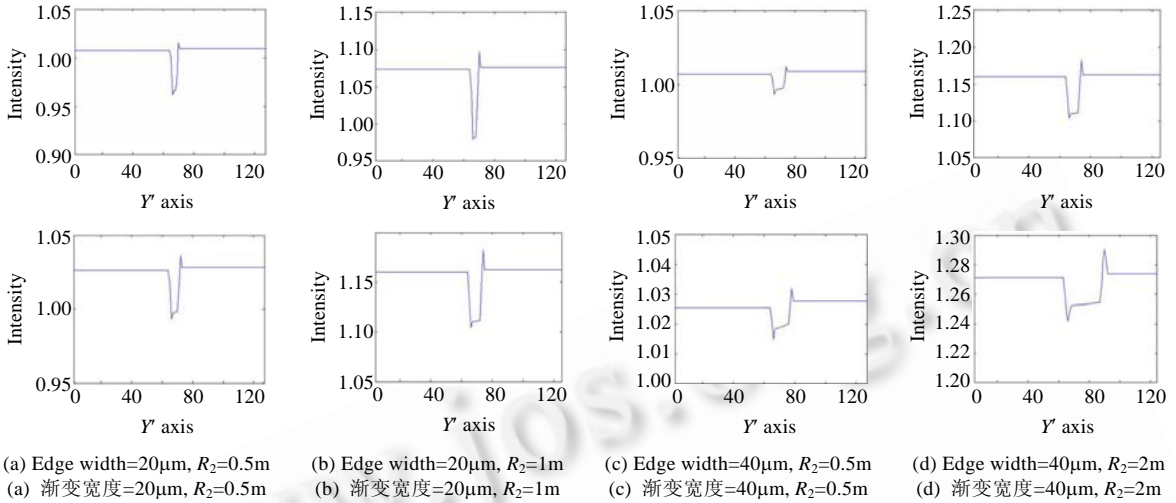


Fig.9 Comparison of the phase contrast effects at different R_2 when edge width increased

图 9 模拟物体边缘渐变宽度增加时, R_2 改变前后的相衬效果对比

5 实验结果

实验中,利用 PiXarray-100 小动物成像系统对 2mm 厚三角板成像,其放置与图 3 所示一致.成像系统参数如下:微焦点源直径为 $50\mu\text{m}$,CMOS 探测器像素大小为 $50\mu\text{m}$,其点阵为 1024×1024 .实验 X 射线曝光条件完全一致,管电压为 45kV,管电流为 0.5mA,曝光时间均为 19.89s,光源到探测面距离固定为 1.43m.在紧贴情况下, R_1 为 1.42m;在放大情况下, R_1 为 0.71m.在紧贴和放大情况下,固定光源到探测器的距离能够保证接收强度处于同一水平,便于结果比较分析.

如图 10 中上一排图所示为 X 射线传统成像技术对塑料三角板的成像结果(仪器微焦点大小为 $50\mu\text{m}$, R_1 为 1.42m, R_2 等于 0.01m,即为物体紧贴探测器放置的情况).由于三角板有一定的厚度,X 射线被吸收,表现在振幅上有一定的差别.当物体和探测器紧贴时,虽然从强度剖面图能够将塑料三角板从周围的空气中区分出来,但三角板和空间接触面较为模糊.如图 10 中下一排图所示为塑料三角板 X 射线同轴相衬成像结果,我们可以从强度分布图(图 10(a)的下图)中区分普通三角板和空气,同时在两者接触位置可以看到一条明暗、线对,反映在强度剖面图(图 10(b)的下图)中就是出现在正中间位置的过冲效应,即相位改变取 Laplacian 算子的结果.此实验结果验证了数值模拟方法的正确性,能够利用此模型指导实际中 X 射线同轴相衬成像参数设计.

6 结论

该 X 射线相衬成像数值模拟从影响相衬成像效果的几个不同因素分析了其对相衬度的影响.数值模拟过程符合真实物理现象,同时,模拟结果与实验仪器获得的图像基本一致.由此可知,该数值模拟能够在仪器的设计中进行定量参数的设计.由于真实情况中要考虑到问题更为复杂,例如,微焦点源有一定的大小、光源的非严格单色性、光束的光子密度流、厚软组织物体内部对 X 射线散射的复杂过程、探测器像素点的大小、各像素点特性差异、探测器拼接过程中的软件校正效果以及探测器与光轴不完全准直等因素,都会最终影响物体相衬成像效果,今后要完善该数值模拟系统,还需要逐步考虑现实中更具体的情况.

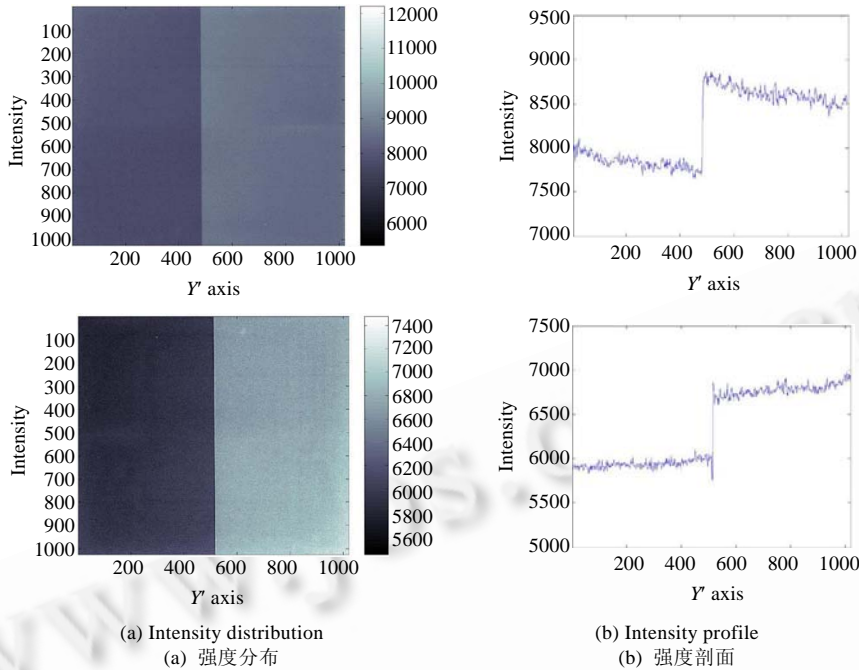


Fig.10 Intensity distribution and corresponding intensity profile obtained from lab system

图 10 实验系统接收到的强度分布及强度剖面

References:

- [1] Wu XZ, Liu H. A general theoretical formalism for X-ray phase contrast imaging. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 2003,11(1):33-42.
- [2] Lewis RA. Medical phase contrast X-ray imaging: Current status and future prospects. *Physics in Medicine and Biology*, 2004, 49(16):3573-3583.
- [3] Jiang QJ, Xiao XS, Liu SY, Xiao TQ, Chen M. Initial study of synchrotron X-ray phase-contrast imaging: Experimental imaging of rats liver and lung in vitro. *Chinese Journal of Medical Imaging Technology*, 2003,19(9):1116-1117 (in Chinese with English abstract).
- [4] Pogany A, Gao D, Wilkins SW. Contrast and resolution in imaging with a microfocus X-ray source. *Review of Scientific Instruments*, 1997,68(7):2774-2782.
- [5] Gureyev TE, Wilkins SW. On X-ray phase imaging with a point source. *Journal of the Optical Society of America A*, 1998,15(3): 579-585.
- [6] Kotre CJ, Birch IP. Phase contrast enhancement of X-ray mammography: A design study. *Physics in Medicine and Biology*, 1999, 44(11):2853-2866.
- [7] Davis TJ, Gao D, Gureyev TE, Stevenson AW, Wilkins SW. Phase-Contrast imaging of weakly absorbing materials using hard X-rays. *Nature*, 1995,373(6515):595-598.
- [8] Wilkins SW, Gureyev TE, Gao D, Pogany A, Stevenson AW. Phase-Contrast imaging using polychromatic hard X-rays. *Nature*, 1996,384(6607):335-338.
- [9] Cheng J, Han SS, Shao WW, Xu ZZ. Theory of X-ray in-line Gabor holography with partial coherent source. *Acta Optica Sinica*, 1999,19(5):596-603 (in Chinese with English abstract).
- [10] Wu XZ, Liu H. Clinical implementation of X-ray phase-contrast imaging: Theoretical foundations and design considerations. *Medical Physics*, 2003,30(8):2169-2179.
- [11] Wu XZ, Liu H. Clarification of aspects in in-line phase-sensitive X-ray imaging. *Medical Physics*, 2007,34(2):737-743.

- [12] W XZ, Liu H. Phase-Space formulation for phase-contrast X-ray imaging. *Applied Optics*, 2005,44(28):5847–5854.
- [13] Wu XZ, Liu H. A new theory of phase-contrast X-ray imaging based on Wigner distributions. *Medical Physics*, 2004,31(9): 2378–2384.
- [14] Donnelly EF, Price RR, Pickens DR. Experimental validation of the Wigner distributions theory of phase-contrast imaging. *Medical Physics*, 2005,32(4):928–931.
- [15] Born M, Wolf E. *Principles of Optics*. 6th ed., Cambridge: Cambridge University Press, 1980.
- [16] Spence JCH. *Experimental High-Resolution Electron Microscopy*. 2nd ed. Oxford: Clarendon Press, 1988.
- [17] Cowley JM. *Diffraction Physics*. 3rd ed. New York: North-Holland Pub. Co., 1995.

附中文参考文献:

- [3] 姜庆军,肖湘生,刘士远,肖体乔,陈敏.相干 X 线相衬成像的初步研究:离体大白鼠肝脏、肺脏成像实验. *中国医学影像技术*, 2003,19(9):1116–1117.
- [9] 程静,韩申生,邵雯雯,徐至展.部分相干 X 射线相位成像研究. *光学学报*, 1999,19(5):596–603.



龚绍润(1981—),男,湖南衡阳人,博士生,主要研究领域为 X 射线相衬成像技术.



刘泓(1951—),男,博士,教授,博士生导师,放射影像技术,光学仪器.



高峰(1963—),男,博士,教授,博士生导师,主要研究领域为医学成像与图像处理,生物医学光子学.