

衍射增强成像信息分离方法研究 *

胡春红^{1,2)} 李 辉¹⁾ 张 璐¹⁾ 王雪艳¹⁾ 罗述谦^{1)†}

1) 首都医科大学生物医学工程学院, 北京 100069)

2) 中国科学院自动化研究所模式识别国家重点实验室, 北京 100190)

(2008 年 5 月 29 日收到 2008 年 9 月 28 日收到修改稿)

衍射增强成像(DEI)是一种功能强大的相位衬度成像技术, 对于软组织, 它能获得比基于吸收的传统 X 射线成像技术更高的衬度。研究了一种基于 DEI 的信息分离方法, 它能同时获得三种参数图像, 即吸收像、折射像和小角散射像。信息分离利用解析方程求解, 获得的参数图像质量取决于在三个不同的分析晶体角度处获得的 DEI 图像。利用矩阵条件数对方程求解的稳定性进行了讨论, 推导出理论上的折射角和小角散射宽度的最大值。最后, 利用豚鼠耳蜗 DEI 图像对研究结果进行了验证。

关键词 : 信息分离, 衍射增强成像, 矩阵条件数, 豚鼠耳蜗

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

1. 引 言

X 射线成像技术是医学临幊上常用的诊断方法之一, 传统的 X 射线成像技术的成像基础是吸收衬度机制和几何光学。对于生物软组织, 由于其具有弱吸收特点, 因此, 传统 X 射线成像的衬度分辨率很低, 难以对其进行微观形态学观察。X 射线相位衬度成像(phase-contrast imaging)是近年来 X 射线成像领域的前沿技术和研究热点, 它能对弱吸收物质进行成像, 获得传统 X 射线成像无法看到的生物软组织的内部结构细节, 且空间分辨率可达微米甚至亚微米量级^[1-4]。X 射线相位衬度主要依赖于 X 射线的折射作用, 与 X 射线的吸收无关, 成像过程中可以利用更高能量的 X 射线, 从而减小生物组织的吸收剂量和辐射损伤, 这使得相衬成像技术具有重要的临幊应用价值。

衍射增强成像(diffraction enhanced imaging , DEI)是 X 射线相位衬度成像方法之一, 这种成像方法的原理可以追溯到 Forster 等^[5]在 1980 年的工作。自 Chapman 等^[6]对 DEI 方法的成像机制进行解释并提出相应的信息分离方法后, DEI 获得了广泛的研究和应用。DEI 的衬度主要来自样品对 X 射线的吸

收、折射和小角散射, 利用信息分离方法, 可以得到独立的吸收、折射和小角散射信息, 从而更好地显示样品内部细节。因此, 近年来, 基于 DEI 的信息分离和应用研究成为了国内外的一个研究重点, 并已在生物医学、材料科学等领域取得了极大的成功。特别是在生物医学领域, 国内外的研究人员在乳腺癌诊断、软骨成像等方面的应用研究上都取得了重要的成果^[6-17]。目前的信息分离方法中, 比较有代表意义的主要有: Chapman 等^[6]最早提出的利用摇摆曲线左右腰位的 DEI 图像进行简单的计算, 从而获得样品折射信息和吸收信息, 这种方法获得的吸收信息和折射信息是在忽略小角散射的前提下得到的, 其计算结果易受散射的影响, 从而降低了图像的角度分辨率; 多图统计法(multiple image radiography)利用统计的方法来获得样品的独立吸收信息、折射信息和小角散射信息, 该方法计算精度高, 但是一般需要对三幅以上的图像进行计算, 需要的成像和后期计算时间较多, 且增加了样品的 X 射线照射剂量^[7-11]。2007 年, Rigon 等^[18]提出的信息分离方法仅需要三幅 DEI 图像, 就能获得独立的三种信息。本文对该方法作进一步的深入研究, 并利用豚鼠耳蜗 DEI 图像对研究结果进行验证。

* 国家自然科学基金重点项目(批准号 50532090)、国家自然科学基金(批准号 30770593)和中国科学院自动化研究所模式识别国家重点实验室开放基金(批准号 07-21-9)资助的课题。

† 通讯联系人, E-mail: lsquo@iee.org

2. DEI 原理

DEI 方法通过一种或多种衬度机制的结合,能够使样品内部的细节更加清楚。DEI 原理如图 1(a) 所示,单色晶体主要是对入射的同步辐射光束进行能量选择和产生单色光束,单色光束穿透样品后入射到分析晶体上,经过分析晶体的衍射和反射,最后在探测器上形成 DEI 图像^[19-20]。

分析晶体可以相对单色晶体在子午面内进行旋转,当不放置样品时,固定单色晶体,转动分析晶体,则晶面对入射光束的反射率将随转角不同而变化,该反射率随转角变化的函数曲线称为分析晶体的摇摆曲线。图 2 为实验中利用高斯曲线拟合得到的分析晶体摇摆曲线,图中的方形、星形和菱形标记分别表示不同的实验方案在摇摆曲线上选取的点。

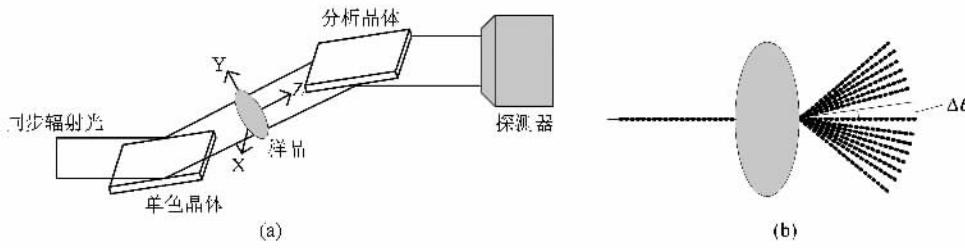


图 1 DEI 原理及光束示意图 (a) DEI 原理 (b) 从样品中出来的散射(虚线)和折射(实线)光束。为了形象表示,图中所示的偏转角度远大于实际光线的偏转角

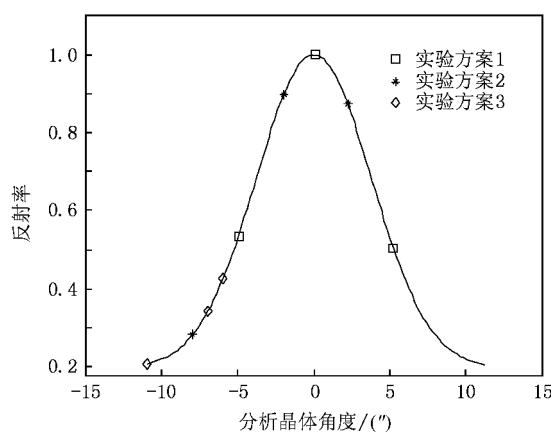


图 2 分析晶体摇摆曲线

3. 信息分离和分析

在 DEI 中,当在两块晶体间放置样品时,X 射线与样品将发生透射、吸收、非相干散射、小角散射和折射等相互作用,其中吸收只改变光的强度,而不改变光线的方向,而非相干散射则会被分析晶体滤除。因此,从样品出射的 X 射线就携带了样品的信息,它主要包括以下三种信息: 经过样品吸收,由出射 X 射线携带的样品吸收信息; 由样品的细微结构引起 X 射线小角散射而得到的样品小角散射信息,小角散射在显示生物组织的纤维结构以及微观结构中具

有重要的作用; 由样品内部密度梯度引起 X 射线折射而得到的样品折射信息。这三种信息从不同方面显示了样品的细节。

在 DEI 中,当 X 射线与样品发生吸收、折射、小角散射等相互作用时,其成像方程可表示为^[18]

$$I(\theta | x, y) = I_R(x, y) \int_{\Sigma} R(\theta + \Delta\theta_R(x, y)) \\ + \theta_s) J(\theta_s | x, y) d\theta_s, \quad (1)$$

其中, $R(\theta)$ 是分析晶体摇摆曲线, $J(\theta | x, y)$ 是分析角度 θ 下的 DEI 图像, $I_R(x, y)$ 是样品吸收信息, $\Delta\theta_R(x, y)$ 是样品折射信息, θ_s 是随机散射角, $J(\theta_s | x, y)$ 是 θ_s 的概率密度函数, Σ 是小角散射存在范围。对于 $J(\theta_s | x, y)$, 有以下公式成立^[18]:

$$\int_{\Sigma} J(\theta_s | x, y) d\theta_s = 1, \quad (2)$$

$$\int_{\Sigma} \theta_s J(\theta_s | x, y) d\theta_s = 0, \quad (3)$$

$$\int_{\Sigma} \theta_s^2 J(\theta_s | x, y) d\theta_s = \sigma_{\theta_s}^2(x, y), \quad (4)$$

其中, σ_{θ_s} 是小角散射宽度信息,也即小角散射信息。把 $R(\theta + \Delta\theta_R(x, y) + \theta_s)$ 作泰勒展开并作二阶近似为

$$R(\theta + \Delta\theta_R(x, y) + \theta_s) = R(\theta) + \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta} (\Delta\theta_R(x, y) \\ + \theta_s) + \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta}$$

$$\times (\Delta\theta_R(x, y) + \theta_s)^2. \quad (5)$$

由(1)~(5)式可以得到

$$\begin{aligned} I(\theta | x, y) = I_R(x, y) & \left\{ R(\theta) + \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta} \Delta\theta_R(x, y) \right. \\ & + \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta} [\sigma_{\theta_s}^2(x, y) \\ & \left. + (\Delta\theta_R(x, y))^2] \right\}. \end{aligned} \quad (6)$$

为了表达上的方便,把(6)式简写为

$$\begin{aligned} I(\theta) = I_R & \left\{ R(\theta) + \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta} \Delta\theta_R \right. \\ & \left. + \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta} [\sigma_{\theta_s}^2 + (\Delta\theta_R)^2] \right\}. \end{aligned} \quad (7)$$

摇摆曲线 $R(\theta)$ 可以用高斯曲线拟合

$$R(\theta) = H \exp\left(-\frac{\theta^2}{2\sigma^2}\right), \quad (8)$$

其中,摇摆曲线半高宽(达尔文宽度) $w_D = 2\sigma(2 \ln 2)^{1/2}$. $R(\theta)$ 的一阶导数和二阶导数为

$$R'(\theta) = -\frac{H\theta}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{\theta^2}{2\sigma^2}\right), \quad (9)$$

$$R''(\theta) = \frac{H}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{\theta^2}{2\sigma^2}\right) \left(\frac{\theta^2}{\sigma^2} - 1\right). \quad (10)$$

由(7)式知,为了计算出 $I_R, \Delta\theta_R, \sigma_{\theta_s}^2$, 需要三个方程,即需要三幅不同的分析晶体角度下获得的 DEI 图像. 设 $\theta_j (j=1, 2, 3)$ 为选取的三个分析晶体角度, $I_j = I(\theta_j) (j=1, 2, 3)$ 为对应角度下的 DEI 图像. 则有下列方程组成立:

$$\begin{aligned} I(\theta_1) &= I_R \left\{ R(\theta_1) + \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta_1} \Delta\theta_R + \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta_1} [\sigma_{\theta_s}^2 + (\Delta\theta_R)^2] \right\}, \\ I(\theta_2) &= I_R \left\{ R(\theta_2) + \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta_2} \Delta\theta_R + \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta_2} [\sigma_{\theta_s}^2 + (\Delta\theta_R)^2] \right\}, \\ I(\theta_3) &= I_R \left\{ R(\theta_3) + \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta_3} \Delta\theta_R + \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta_3} [\sigma_{\theta_s}^2 + (\Delta\theta_R)^2] \right\}. \end{aligned} \quad (11)$$

该方程组可以表示为线性方程 $Ax = b$, 其中

$$A = \begin{pmatrix} R(\theta_1) & \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta_1} & \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta_1} \\ R(\theta_2) & \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta_2} & \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta_2} \\ R(\theta_3) & \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta_3} & \frac{1}{2} \frac{d^2 R}{d\theta^2} \Big|_{\theta_3} \end{pmatrix}, \quad (12)$$

$$x = \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_R \\ I_R \Delta\theta_R \\ I_R [\sigma_{\theta_s}^2 + (\Delta\theta_R)^2] \end{pmatrix},$$

$$b = \begin{pmatrix} I(\theta_1) \\ I(\theta_2) \\ I(\theta_3) \end{pmatrix}. \quad (13)$$

解此线性方程即可得 $I_R, \Delta\theta_R$ 和 $\sigma_{\theta_s}^2$. 显然,为了求解出 x , 需要 $\det A \neq 0$, 也即需要获得三个不同的分析晶体位置处的 DEI 图像. 系数矩阵 A 的条件数是线性方程求解鲁棒性的一个重要指标, 它反映了线性方程组在求解方面的性态. 如果条件数太大, 线性方程是病态的, 参数的扰动引起的相对误差会很大, 从而不能得到精确的解. 判断一个非奇异矩阵是病态还是良态, 需要计算矩阵的条件数 $\text{cond}A =$

$\|A\| \|A^{-1}\|$. 这里 $\|A\|$ 表示 A 的方阵范数. 而在实际计算中, 计算 A^{-1} 常常是很复杂的, 因此, 常用一些现象作为判断病态矩阵的参考. 例如, 当矩阵的某些行或列近似线性相关, 则矩阵可能是病态的. 从(12)式可知, 当 θ_1, θ_2 和 θ_3 大小很接近时, 矩阵 A 的行或列都近似相关, 从而矩阵 A 很可能是病态的. 因此, 在实际的应用中选择角度时 θ_1, θ_2 和 θ_3 不能太靠近, 这从理论上证明了 Rigon 通过实验得到的结论.

由(12)式可知, 系数矩阵 A 仅与选择的三个分析晶体角度有关, 因此 $\text{cond}A$ 的大小取决于分析角度的选择, 即 $\text{cond}A$ 可用下式表示:

$$F(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = \|A\| \|A^{-1}\|. \quad (14)$$

为了确保线性方程获得精确的解, 需要选择合适的分析晶体角度, 使 A 的条件数尽量小. 通过对(14)式进行优化, 可以获得 F 取最小值时的分析晶体角度值, 亦即条件数最小时的 θ_1, θ_2 和 θ_3 , F 的优化可由下式表示:

$$\min F(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = \|A\| \|A^{-1}\|. \quad (15)$$

(15)式的求解属于多元函数求极小值问题, 本文采用 Nelder-Mead 单纯形法进行求解, 这种算法是近年来应用较广且有效的直接搜索寻优方法, 其良好的

启发性算法可以保证搜索过程快速、有效地逼近最优解,而且算法具有高度的可靠性,极少遇到不收敛的问题。Nelder-Mead 单纯形法的基本思想是对 n 维空间的 $n+1$ 个点(它们构成一个单纯形的顶点)上的函数值进行比较,丢掉其中最坏的点,代之以新的点,从而构成一个新的单纯形,这样逐步逼近极小值点^[21]。经过优化,当分析晶体角度分别选择摇摆曲线的左右腰和峰位时,能够获得 condA 的最优解。

当分析晶体角度分别取摇摆曲线左右腰和峰位时,可以推导出本文的方法能够获得的折射角和散射宽度范围。不失一般性,设 θ_1 和 θ_3 分别为摇摆曲线左右腰, θ_2 为摇摆曲线峰位,即 $\theta_1 = -\frac{w_D}{2}$, $\theta_3 = \frac{w_D}{2}$, $\theta_2 = 0$, 则由(8)式和摇摆曲线的性质可得

$$\begin{aligned} R(\theta_1) &= R(\theta_3) = H/2, \\ R(\theta_2) &= H. \end{aligned} \quad (16)$$

利用线性方程组 $Ax = b$ 求解获得 $\Delta\theta_R$ 的表达式后,结合(16)式可得到如下的表达式:

$$\Delta\theta_R = \frac{w_D}{2} \frac{I_1 - I_3}{I_1 + I_3 + (2\ln 2 - 1)I_2}. \quad (17)$$

易知, $|\Delta\theta_R| \leq \frac{w_D}{2}$, 即利用该方法能够获得的最大折射角为 $\frac{w_D}{2}$ 。Chapman 等^[6]提出的信息分离方法中,首先对摇摆曲线进行泰勒展开并作一阶近似,然后利用左右腰位的图像来计算折射角,这种方法能够得到的最大折射角^[22]为 $\frac{w_D}{4\ln 2}$ 。显然,利用本文方法能够提取的折射角范围更大。

同理,经过推导,小角散射信息可由下式计算:

$$\sigma_{\theta_s}^2 + (\Delta\theta_R)^2 = \frac{w_D^2}{4\ln 2} \frac{I_1 + I_3 - I_2}{I_1 + I_3 + (2\ln 2 - 1)I_2}. \quad (18)$$

由(17)和(18)式可知, $\sigma_{\theta_s}^2 \leq \frac{w_D^2}{4\ln 2}$, 这就是能够获得的最大的小角散射宽度信息。

4. 实验结果与分析

实验在北京同步辐射装置 4W1A 束线的形貌学实验站完成,X 射线能量是 8 keV,探测器采用的是 X 射线数字化快速成像(fast digital imager, FDI)系统,FDI 分辨率为 10.9 μm, 样品为豚鼠耳蜗。

耳蜗是产生听觉的主要器官,耳蜗的形态学研究是听力学研究的重要基础。然而,由于耳蜗器官较小,结构复杂,其微观形态学研究一直是一个难点。实验利用 DEI 方法对耳蜗进行成像,并利用不同的实验方案对获得的 DEI 图像进行信息分离。图 3 是耳蜗的传统吸收像,从图中可以看出耳蜗结构模糊、边缘不清,这是由于 X 射线穿过样品后发生偏移的折射光和散射光混杂在透射光中参与成像引起像斑模糊,导致图像分辨率降低。图 4 是耳蜗的信息分离结果,在进行信息分离时,选择的分析晶体角度如图 2 中的三个小方块所示(即实验方案 1),这三个小方块的位置近似在摇摆曲线左右腰和峰位,系数矩阵 A 的条件数为 $1.1F^{opt}$, F^{opt} 为(15)式取最优值时的条件数,此时可认为是 condA 取最优解的情形。图 4(a)是耳蜗的吸收像,和图 3 的传统吸收像相比,由于利用信息分离方法得到的吸收像不受散射等因素的影响,因此,能够呈现更多的耳蜗结构细节。在图 4(b)的折射像中,耳蜗的螺旋结构和内部细节可以



图 3 耳蜗的传统吸收像

清晰地呈现出来,根据内耳解剖知识并对照扫描电子显微镜图谱,能够辨认出更多的耳蜗结构,如蜗轴、螺旋板等,折射像具有明显的边缘增强效果,在视觉上呈现出三维立体感。在图 4(c)的小角散射像中,耳蜗结构也能看得很清楚,如内外毛细胞的静纤毛也很清楚,小角散射主要是由样品的亚像素结构引起的,它常用来显示样品的微观结构和区分微米量级的样品均匀组织和不规则组织。图 2 中的摇摆曲线半高宽约为 10°,利用(17)和(18)式可知,算法能够得到的理论上最大折射角 $|\Delta\theta_R|$ 约为 5°,理论上最大的小角散射宽度 σ_{θ_s} 约为 6°。在图 4(b)中,得到的最大折射角 $|\Delta\theta_R|$ 为 5°,在图 4(c)中,得到的最大的小角散射宽度 σ_{θ_s} 为 5°,即实际获得的最大折射

角和最大的小角散射宽度都在它们的理论值范围内,从而验证了理论推导的正确性。图5是系数矩阵条件数为 $3F^{\text{opt}}$ 时的信息分离结果,选择的分析晶体角度如图2中的星形标记所示(即实验方案2),图6是系数矩阵条件数为 $28F^{\text{opt}}$ 时的信息分离结果,选择的分析晶体角度如图2中的菱形所示(即实验方案3)。

从图5、图6和图4的比较可知,随着系数矩阵A的条件数的增大,图像噪声也在不断增大,就越难得到清晰的样品结构细节。一般而言,分析晶体角度分别选择在摇摆曲线的左右腰和峰位附近时,能够获得清晰的样品信息图像(即样品的吸收像、折射像和小角散射像)。

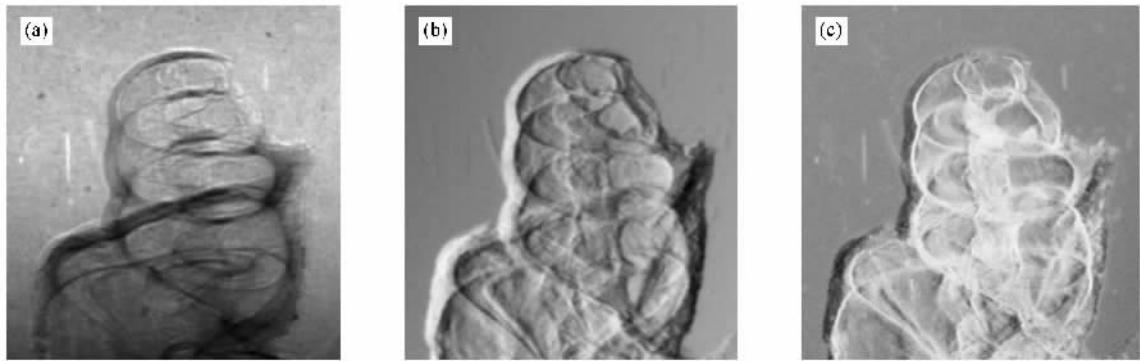


图4 系数矩阵条件数为 $1.1F^{\text{opt}}$ 时的耳蜗信息分离结果 (a)吸收像 (b)折射像 (c)小角散射像

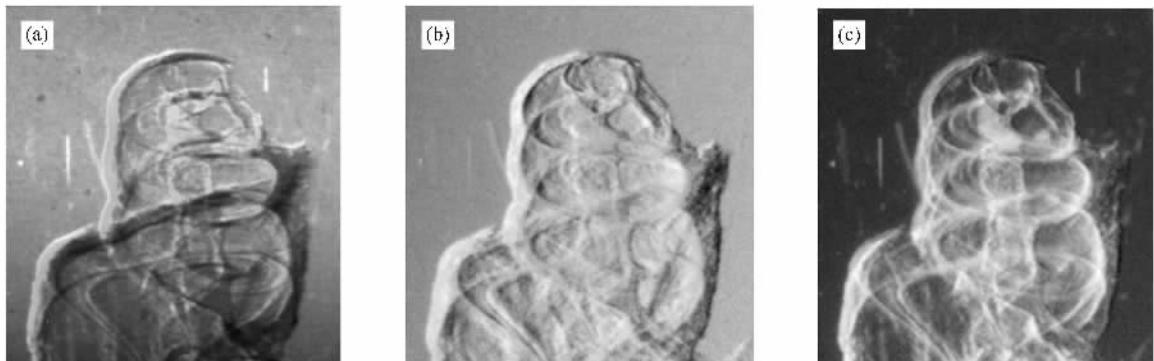


图5 系数矩阵条件数为 $3F^{\text{opt}}$ 时的耳蜗信息分离结果 (a)吸收像 (b)折射像 (c)小角散射像

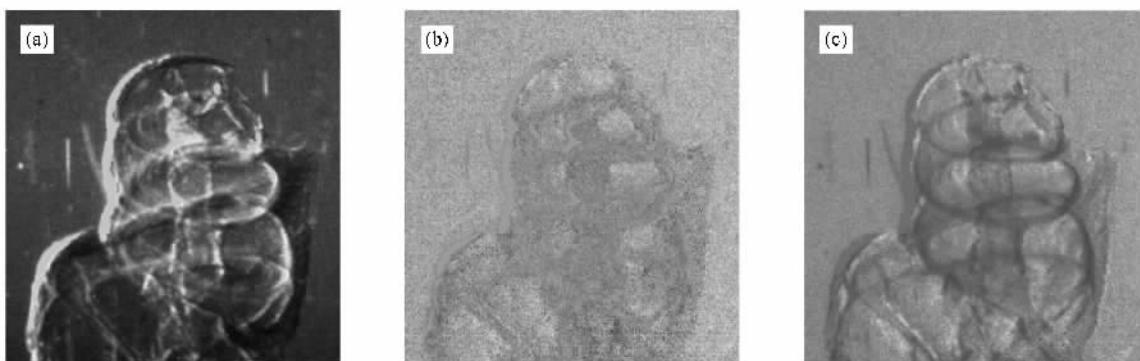


图6 系数矩阵条件数为 $28F^{\text{opt}}$ 时的耳蜗信息分离结果 (a)吸收像 (b)折射像 (c)小角散射像

5. 结 论

本文对 Rigon 提出的 DEI 信息分离方法进行了深入研究，利用高斯曲线对分析晶体摇摆曲线进行了拟合，把信息分离转化为线性方程组的求解，并利用系数矩阵的条件数来判断线性方程求解的性态，从而指导成像过程中分析晶体角度的选择，而且通过对条件数进行优化，获得了条件数最小时的分析晶体角度，即摇摆曲线的左右腰位和峰位，并对此条件

下能够获得的折射角和小角散射范围进行了理论上的推导，得到了它们的最大理论值。利用耳蜗 DEI 图像验证了分析晶体角度选择对信息分离结果的影响。

本文中的信息分离方法仅需要三幅 DEI 图像，就能获得独立的吸收、折射和小角散射信息，与多图统计法相比，降低了样品的采集时间和对 X 射线的吸收剂量，这对于生物软组织成像很重要。由于本文所使用的方法对摇摆曲线作了泰勒展开二阶近似，因此无法获得样品中较大的小角散射和折射信息，如何解决此问题是下一步的研究重点。

-
- [1] Momose A , Takeda T , Itai Y , Hirano K 1996 *Nature Med.* **2** 473
 - [2] Davis T J , Gao D , Gureyev T E , Stevenson A W , Wilkins S W 1995 *Nature* **373** 595
 - [3] Momose A , Fukuda J 1995 *Med. Phys.* **22** 375
 - [4] Momose A 2004 *Opt. Express* **11** 2303
 - [5] Forster E , Goetz K , Zaumseil P 1980 *Krist. Tech.* **15** 937
 - [6] Chapman D , Thominson W , Johnston R E , Pisano E , Gmur N , Zhong Z , Menk R , Arfelli F , Sayers D 1997 *Phys. Med. Biol.* **42** 2015
 - [7] Wernick M N , Wirjadi O , Chapman D , Zhong Z , Galatsanos N P , Yang Y Y , Brankov J G , Oltulu O , Anastasio M A , Muehleman C 2003 *Phys. Med. Biol.* **48** 3875
 - [8] Pagot E , Cloetens P , Fiedler S , Bravin A , Coan P , Baruchel J , Hartwig J , Thominson W 2003 *Appl. Phys. Lett.* **82** 3421
 - [9] Oltulu O , Zhong Z , Hasnah M , Wernick M N , Chapman D 2003 *J. Phys. D* **36** 2152
 - [10] Brankov J G , Wernick M N , Yang Y Y , Li J , Muehleman C , Zhong Z , Anastasio M A 2006 *Med. Phys.* **33** 278
 - [11] Chou C Y , Anastasio M A , Brankov J G , Wernick M N , Brey E M , Connor D M , Zhong Z 2007 *Phys. Med. Biol.* **52** 1923
 - [12] Rigon L , Besch H , Arfelli F , Heitner G , Plotnow B H 2003 *J. Phys. D* **36** A107
 - [13] Rigon L , Arfelli F , Menk R H 2007 *Appl. Phys. Lett.* **90** 114102
 - [14] Maksimenko A 2007 *Appl. Phys. Lett.* **90** 154106
 - [15] Kitchen M J , Pavlov K M , Siu K K W , Menk R H , Tromba G , Lewis R A 2007 *Phys. Med. Biol.* **52** 4171
 - [16] Muehleman C , Li J , Zhong Z , Brankov J G , Wernick M N 2006 *J. Anat.* **208** 115
 - [17] Liu C L , Yan X H , Zhang X Y , Yang W T , Peng W J , Shi D R , Zhu P P , Huang W X , Yuan Q X 2007 *Phys. Med. Biol.* **52** 419
 - [18] Rigon L , Arfelli F , Menk R H 2007 *J. Phys. D* **40** 3077
 - [19] Zhu P P , Yuan Q X , Huang W X , Wang J Y , Shu H , Wu Z Y , Xian D C 2006 *Acta Phys. Sin.* **55** 1089 (in Chinese) [朱佩平、袁清习、黄万霞、王越、舒航、吴自玉、冼鼎昌 2006 物理学报 **55** 1089]
 - [20] 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、吴自玉 2005 物理学报 **54** 58]
 - [21] Yuan Y X 1993 *Numerical Methods for Nonlinear Programming* (Shanghai: Shanghai Scientific and Technical Publishers) (in Chinese) [袁亚湘 1993 非线性规划数值方法 (上海: 上海科学技术出版社)]
 - [22] Huang Z F , Kang K J , Li Z 2006 *Phys. Med. Biol.* **51** 3031

The study of information extraction based on diffraction enhanced imaging^{*}

Hu Chun-Hong^{1) 2)} Li Hui¹⁾ Zhang Lu¹⁾ Wang Xue-Yan¹⁾ Luo Shu-Qian^{1)†}

1) College of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China

2) National Laboratory of Pattern Recognition, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China

(Received 29 May 2008; revised manuscript received 8 September 2008)

Abstract

Diffraction enhanced imaging (DEI) is a powerful phase-sensitive technique that generates improved contrast of soft tissues compared to the conventional X-ray imaging. In this paper, an information extraction method is investigated based on diffraction enhanced imaging, which simultaneously produces three parametric images, depicting separately an object's projected X-ray absorption, refraction and ultra-small-angle X-ray scattering (USAXS) properties. The information extraction is resolved using analytic reconstruction formulae, and the quality of the obtained parametric images depends on the input images acquired at three distinct analyser crystal orientations. The stability of the reconstruction procedure is discussed using the condition number of matrix, and the theoretical maxima of the refraction angle and USAXS distribution width are given. Finally, validation studies are conducted by use of guinea pig cochleae DEI image.

Keywords: information extraction, diffraction enhanced imaging, condition number of matrix, guinea pig cochleae

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

* Project supported by the Key Program of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 60532090), the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 30770593) and the Foundation of National Laboratory of Pattern Recognition, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences (Grant No. 07-21-9).

† Corresponding author. E-mail: sqliuo@ieee.org