

イメージング特集

屈折イメージング

松井 純爾¹, 籠島 靖¹, 津坂 佳幸¹, 横山 和司¹
高井 健吾², 竹田 晋吾¹, 山崎 克人²

¹姫路工業大学理学部*, ²高輝度光科学研究センター

Refraction Imaging

Junji MATSUI¹, Yasushi KAGOSHIMA¹, Yoshiyuki TSUSAKA¹, Kazushi YOKOYAMA¹,
Kengo TAKAI², Shingo TAKEDA¹ and Katsuhito YAMASAKI²

¹Faculty of Science, Himeji Institute of Technology*

²Japan Synchrotron Research Institute

Since the synchrotron X-rays are intense enough even after the sequential expansion of the X-ray beam by successive asymmetric Bragg reflections, live refraction images of internal structure for biological materials can be seen on an X-ray image sensor. Video images of some living insects or a frog or a mouse show clearly their internal structures of the body, for instance, cellular structures in a lung.

1. はじめに

硬 X 線に対する吸収が小さい場合には、比較的厚い試料の内部構造を画像化することができる。レントゲンが100年以上も前に X 線を発見して²⁾以来、人体診断には優れた光源として寄与してきた。このとき得られる画像は吸収コントラストに基づいて理解されている。

X 線の吸収コントラストは、X 線に対する屈折率 $n = 1 - \delta - i\beta$ の虚数部 β に関係しているが、物質中の吸収差が小さい場合には画像上のコントラストは不明瞭になってしまう。特に炭素が主成分である軽元素からなる低吸収物質では、フィルム上に明瞭なコントラストを形成することは難しい。加えて、光源が有限の大きさを持つときにはそれによるボケも生じるので、その場合には、試料と X 線検出器すなわち X 線フィルムとの距離が近ければ近いほど空間的分解能は向上することになる。

最近、硬 X 線が物質を透過するときに、物質による全吸収量が仮に小さくとも、その位相が密度差や厚みの変動に極めて敏感であることを利用した位相コントラストイメージング技術が世界的に興味を引くようになった。これは、X 線が物質中を進行する際に、屈折率 n の実数部に含まれる δ に関連して、位相が変化するためである。このようにして得られた位相コントラストのことを、屈折コ

ントラストの正確な定義は別にして、単に「屈折イメージ」と呼ぶことが多い。この屈折コントラストによる物質内部の画像化実験は、当初は小さな光源サイズの実験室系光源を使ってなされた³⁻⁶⁾。

物質中で密度差を生じる境界におけるコントラストをより明瞭にするためには、対象物のボケを最小化する上で入射 X 線はできるだけ平行であることが望ましい。放射光を使えば、記録に要する時間を短縮化できるだけでなく、ビームが平行であることから、これをより高平行化することが容易であり、フィルム等を試料からより遠くに置けるために、鮮明な位相コントラスト像を確保できることになる^{7,8)}。

半導体シリコン結晶が高品質化してきたことで、Bonse-Hart 型干渉計^{9,10)}を使って、先の δ の三次元的分布を画像として描くことができるようになってきた¹¹⁾。また、最近では、低酸素濃度の FZ (浮遊溶融帯法) シリコンの完全結晶が、単色器やコリメータなどの X 線光学素子に採用され、高平行、高コヒーレント性の X 線を形成できるようになってきた。

ここでは、SPring-8 に設置した新設計のアンジュレータを光源とし、さらに、シリコン結晶からの二結晶非対称反射配置からなるビーム拡大光学系を、X 線の水平、垂

* 姫路工業大学理学部 〒678-1297 兵庫県赤穂郡上郡町光都三丁目 2-1

TEL: 0791-58-0233 FAX: 0791-58-0236 E-mail: matsui@sci.himeji-tech.ac.jp

† 本稿は、X99国際会議での招待講演¹⁾の内容をもとに記述した。

直両偏方向に適用することで、広面積の高空間分解能屈折イメージを得る方法と、X線テレビによる生体の「その場」屈折イメージ観察結果¹²⁾について述べることにする。

2. 実験

2.1 X線光源

実験は、SPRING-8における最初の専用ビームラインとして1996年に建設された「兵庫県ビームライン」(BL24XU)¹³⁾において行われた。光源としていわゆる「8の字」アンジュレータ(真空封止型)¹⁴⁾を採用することによって、整数次、半数次の高調波としてそれぞれ水平、垂直の両偏光を供給することができる。本実験では、フォトンエネルギーを15 keVにチューニングして垂直偏向のアンジュレータ光を取り出している。水平、垂直方向の実効的なビームサイズ(Σ_x および Σ_y)と空間発散角(Σ'_x および Σ'_y)は、ガウス分布の標準偏差としてそれぞれ以下のようにになっている。

$$\begin{aligned}\Sigma_x &= 76.7 \mu\text{m}, \quad \Sigma_y = 24.3 \mu\text{m} \\ \Sigma'_x &= 76.7 \mu\text{rad}, \quad \Sigma'_y = 6.5 \mu\text{rad}\end{aligned}$$

したがって、これらの半値幅(FWHM=2.335 Σ)はそれぞれ179 μm , 57 μm , 179 μrad , 15.2 μrad となる。このビームに対して、光源から31 mの位置に置かれた四象限スリットで1 mm \times mmの寸法に絞り込んだ場合、上記の光源サイズと発散角を考慮すると、結果として水平方向の発散だけがスリットによって38 μrad にまで絞られていることになる。

2.2 X線光学系

光源から61 mの位置に置かれたシリコン111反射の二結晶単色器によって選択された15 keVのX線に対して、Fig. 1に示すように、BL24XUのCハッチ内の66 m地点に、同じく二結晶配置のビーム拡大系を連続的に配置した。このビーム拡大系は、単にビームを大きくするだけでなく、X線の水平、垂直両方向ともにビームを高平行化する役目を持っている¹⁵⁾。

X線の二波近似動力学的回折理論¹⁶⁾によれば、入射X線および回折X線に対する結晶構造因子を $F_{0,h}$ とすると、それらに対する電気感受率のフーリエ展開係数 $\chi_{0,h}$ は、 $F_{0,h}$ の実数部 $F'_{0,h}$ と虚数部 $F''_{0,h}$ を使って以下のように表現される。

$$\chi_{0,h} = \chi'_{0,h} + i\chi''_{0,h} \quad (1)$$

$$= -\frac{r_e \lambda^2}{\pi V_c} F_{0,h} = -\frac{r_e \lambda^2}{\pi V_c} (F'_{0,h} + iF''_{0,h}), \quad (2)$$

ここで $r_e = e^2/mc^2$ は古典電子半径、 λ は単色化されたX

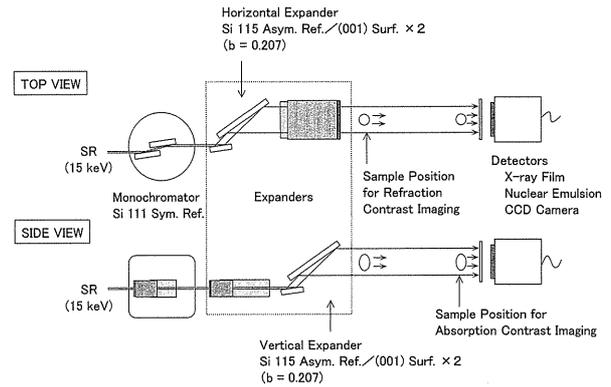


Figure 1. Schematic view of X-ray optics used for refraction imaging. Double-crystal expanders with successive (+, -) arrangement of asymmetric reflections are placed behind a double-crystal monochromator. Asymmetric factor b is 0.207 for each reflection. Absorption contrast images are also taken by putting the object just in front of the image detector.

線の波長、 V_c は単位胞の体積($V_c = a^3$, a は格子定数)である。

対称反射の場合の、反射強度曲線のイントリニシクな半値幅 ω_s は、上記の実数部 χ'_h に比例して、

$$\omega_s = \frac{2|\chi'_h|P}{\sin 2\theta_B} \quad (3)$$

のように表される。ここで、 θ_B はブラッグ角、 P は偏向因子で、 σ 偏向に対しては $P=1$ 、 π 偏向に対しては $P=\cos 2\theta_B$ である。

非対称反射の場合には、入射側と反射側の強度曲線の半値幅 ω_0 と ω_h はそれぞれ

$$\omega_0 = \frac{\omega_s}{\sqrt{b}}, \quad \omega_h = \sqrt{b} \omega_s \quad (4)$$

のようになる。ここで b はいわゆる「非対称因子」と呼ばれ、入射X線から見た回折面の表面からの傾き角を α とすれば、

$$b = \frac{\sin(\theta_B - \alpha)}{\sin(\theta_B + \alpha)} \quad (5)$$

のように表され、その値は、 α の値と結晶の配置に応じて-1(対称ラウエケース)と+1(対称ブラッグケース)の間の値を取る。

(001)表面を持つ立方晶結晶の115非対称反射((115)面は(001)表面から15.8°傾斜する。すなわち $\alpha=15.8^\circ$)の場合には(以後、このような反射を簡単に115/(001)反射と表記する)、15 keVのX線に対して $\theta_B=23.3^\circ$ なので、 b は0.207と計算される。115反射に対しては、 $\chi'_h =$

-1.42×10^{-6} なので、 σ 偏向では $\omega_{s,115}=3.8 \mu\text{rad}$ となる。115/(001)非対称反射の入射側半値幅 $\omega_{0,115}$ および回折側半値幅 $\omega_{h,115}$ はそれぞれ $\omega_{0,115}=8.4 \mu\text{rad}$ および $\omega_{h,115}=1.7 \mu\text{rad}$ となる。因みに、111/(111)反射単色器からの回折X線の半値幅 $\omega_{h,111}(=\omega_{0,111}=\omega_{s,111})$ は $18.0 \mu\text{rad}$ と算出される。

2.3 X線ビームサイズと発散角

Figure 2(a)は、111/(111)単色器からの回折ビーム(発散角 $\omega_{h,111}$)と、115/(001)非対称反射の水平サイズ拡大用結晶(拡大器)が受け入れ可能な入射側ビーム(発散角 $\omega_{0,115}$)との交差状況を示す duMond 図形¹⁷⁾である。

この図で、四辺形 ABCD の灰色領域は、単色器からの出射 X 線の発散角と拡大器第一結晶の入射側受け入れ発散角との重畳(convolution)を示しており、この領域の X 線のみが拡大器の第一結晶における回折に寄与する。水平偏向(σ 偏向)の入射 X 線に対して、この拡大器結晶が関与する全体の角度幅 $\Omega_{0,\parallel}$ は、線分 AB の中点から線分 CD の中点まで($\approx 25 \mu\text{rad}$)である。115非対称反射が起きると、入射側の回折領域である四辺形 ABCD は

出射側では四辺形 A'B'C'D'へ移行する。この出射側の全角度幅 $\Omega_{h,\parallel}$ は線分 A'B' の中点から線分 C'D' の中点までであるが、一つの波長 λ に対する出射側発散角 $\omega_{h,115}$ が入射側発散角 $\omega_{0,115}$ に比してはるかに小さくなるにも拘わらず、全角度幅 $\Omega_{h,\parallel}$ はほぼ $\Omega_{0,\parallel}$ に等しいことに注意しなければならない。

先に述べたように、四象限スリット通過後の拡大器第一結晶への入射側 X 線ビームの水平方向発散角は約 $38 \mu\text{rad}$ であり、 $\Omega_{0,\parallel}$ が $38 \mu\text{rad}$ より小さいので、拡大器結晶における入射側 X 線のすべての角度成分($\Omega_{0,\parallel}$)が回折に寄与する。各波長において、拡大器第一結晶からの出射 X 線(発散角 $\omega_{h,115}$)は第二結晶においてはすべて回折に寄与するので、拡大器の第一結晶と第二結晶の両方で回折した X 線の、ある波長における発散角は $b \cdot \omega_{h,115} = b\sqrt{b} \omega_{s,115} = 0.36 \mu\text{rad}$ となる。垂直偏向(π 偏向)の入射 X 線に対しては、Fig. 1 で示したように、一つの波長の発散角が少し狭くなるだけで、波長が分布することによる全体の角度幅は上記の水平偏向(σ 偏向)の場合とほぼ同じ $\Omega_{0,\parallel}$ である。

次に、水平サイズ拡大器の後ろに置いた垂直サイズ拡大器の場合を考える。Figure 2(b)は、同じく115/(001)非対称反射の垂直拡大器第一結晶で受け入れ可能な領域を示す。基本的には、水平拡大器に対する σ 偏向 X 線に対する条件が、垂直拡大器に対する π 偏向 X 線でも成立する。しかし、光源からのビームそのものの垂直方向発散角が $\Omega_{0,\perp} = 2.335 \Sigma_{\gamma} = 15.2 \mu\text{rad}$ と、 $\Omega_{0,\parallel} \approx 25 \mu\text{rad}$ より小さいので、回折に関与する全領域は、Fig. 2(b)の四辺形 EFGH の灰色領域に限定されることになる。

水平拡大器で回折に関与する波長範囲 $\Delta\lambda_{\parallel}$ と、垂直サイズ拡大器での波長範囲 $\Delta\lambda_{\perp}$ を、それぞれ Fig. 2(a)および(b)に示したが、水平拡大器第二結晶から回折する波長成分のうち、その波長が $\Delta\lambda_{\parallel}$ 内にはあるが $\Delta\lambda_{\perp}$ の外にある場合には、その波長成分の X 線は、垂直拡大器第一結晶からは反射(回折)しない。115/(001)非対称反射の繰り返し回折で、動力的回折角度幅は非常に狭くなることと併せ考えると、水平、垂直両方向ともに、全発散角はほぼ $\Omega_{h,\perp}(\approx \Omega_{0,\perp})$ となる。そしてこの状況は、 σ 偏向、 π 偏向ともほぼ同じである。結果として、両拡大器(光源から66 m)で回折に寄与する X 線ビームの寸法は約 $1.0 \times 1.0 \text{ mm}^2$ となり、これが各結晶での非対称因子 b に依存して拡大されることになる。

それぞれの波長成分の X 線ビーム寸法は、一回の115/(001)非対称反射によって $1/b$ 倍だけ拡大されるので、二回繰り返し反射では、ビーム寸法は $1/b^2=23.3$ 倍だけ拡大される。各波長の X 線発散角は $0.36 \mu\text{rad}$ と十分狭いので、二つの拡大器を通った後のビーム寸法は $23.3 \times 23.3 \text{ mm}^2$ となる。注意しなければならないのは、対象試料の局所位置に入射する X 線の発散角は波長に関係なく $0.36 \mu\text{rad}$ と十分に狭いので、屈折イメージングを行う上に必

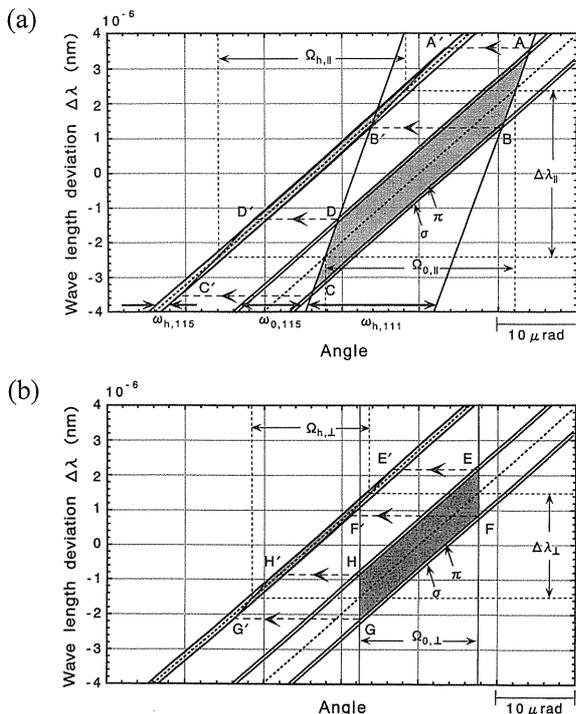


Figure 2. (a) duMond diagram for outgoing X-rays from the 111/(111) monochromator and acceptable incident X-rays by the first crystal of 115/(001) horizontal expander. Both angular widths of intersecting bands are given by $\omega_{h,111}(=\omega_{s,111})$ and $\omega_{0,115}$ for σ polarization. $\Delta\lambda_{\parallel}$ denotes a wavelength allowance corresponding to the total angular width $\Omega_{0,\parallel}(\approx \Omega_{0,\perp})$ of 115 reflection. (b) duMond diagram for acceptable incident X-rays by the first crystal of 115/(001) vertical expander. $\Delta\lambda_{\perp}$ denotes a wavelength allowance corresponding to the total angular width $\Omega_{h,\perp}(\approx \Omega_{0,\parallel})$ which is limited by Σ_{γ} .

要な実質的高平行 X 線ビームを供給することができる。

2.4 屈折イメージの手順

イメージング実験は、各拡大器に使用する高精度二軸ゴニオメータの中心に立てた針の先端を、トランジットで観察しながら、合計 4 軸の回転中心を出すことから始める。拡大器用結晶はそれぞれのゴニオメータの回転中心が結晶の表面に乗るように調整される。各ゴニオメータの回転精度は 0.01 秒 ($=4.85 \times 10^{-2} \mu\text{rad}$) で、プログラム制御されたステップモーターで駆動する。屈折イメージング対象の蟻、蛾などの昆虫や蛙などの生体は、垂直拡大器第二結晶のすぐ後方に設置する。ヌードマウスを撮像する際は、麻酔ののちに糸で四足を金属枠に固定した。

水平、垂直両拡大器上の結晶における非対称ブラッグ反射を調整するために、ビームパス上に置かれたイオンチャンバからの出力を測定するか、あるいはテレビ画像を監視しながら各ゴニオメータの回転軸を上流側から順次調整した。生体の屈折イメージの記録は、X 線テレビカメラあるいは X 線フィルム（必要なら原子核乾板）を試料の後方 4~4.5 m 離れた位置に置いた。マウスのような大きな生体では、試料とフィルムとを Z 方向（重力方向）に同時スキャンすることで、試料の全体像を撮影した¹⁸⁾。試料の吸収イメージは、試料のすぐ後ろにフィルムを置いて撮影した。

3. 結果および考察

3.1 原子核乾板による撮像

上記の X 線光学系を使って、昆虫などの高空間分解能屈折イメージを撮るために、場合によっては Ilford L4 型の原子核乾板を使用した。Figure 3 は、このようにして得た蟻の屈折イメージ（撮影時間は 30 秒）である。同時に表示した一部拡大像では、蟻の足の先端が 3 本に分岐している様子が見てとれる。屈折イメージは Fig. 3 のように、生体の中で、空気やガスと接する境界や組織の密度が急峻に変化する位置において、より明瞭な白黒コントラストとして形成される。なお、Fig. 3 の背景に不均一な縞状コントラストを生じているが、これは単色器シリコン結晶の研磨による残留歪みや表面凹凸、あるいはシリコン結晶の結晶性に起因するものではなく、ビームラインフロントエンドにおける部品（例えば Be 窓など）の表面処理によるものであると推測される。

ここでの照射範囲は $6 \times 5 \text{ mm}^2$ と期待される範囲より狭いが、これは単色器や拡大器に使われるシリコン結晶の僅かな反りや、結晶位置調整が不完全であることによるものと思われる。

3.2 X 線テレビによる生体イメージ

元来、硬 X 線を使う効用は、X 線検出装置によって生体内部構造を容易に画像化できることにある。生体試料の

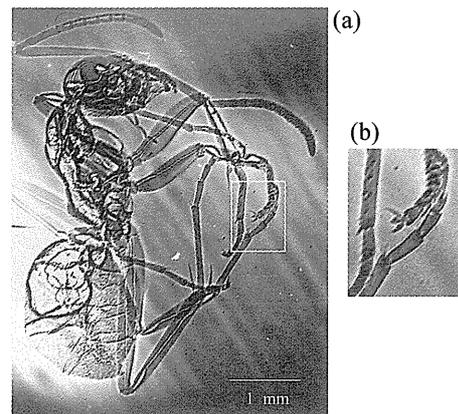


Figure 3. Refraction image of an ant and enlarged picture of its legs taken on a nuclear emulsion plate, Ilford L4 type.

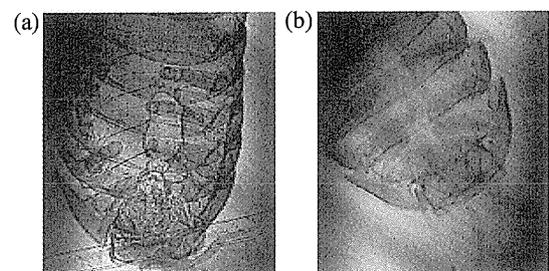


Figure 4. Live X-ray images of a pillbug (*armadillidium vulgare*) captured from a videotape. (a) is a refraction contrast image and (b) is an absorption contrast image of its body.

高空間分解能イメージングには、X 線の強度が大きいほど、また平行度が高いほど有利であろう。放射光を光源とし、X 線テレビカメラを使うことで、生体の内部構造を「その場観察」したりビデオテープに記録したりできるようになった。

Figure 4(a) は、団子虫の屈折イメージを記録したビデオテープからキャプチャしたもの、Fig. 4(b) は、比較のために撮影した吸収イメージである。明らかに、吸収イメージでは見えない口腔付近の内部構造が、屈折イメージ上で白黒コントラストとして現れている。このことから、吸収コントラストを生じないような軽元素から成る試料でも、空気やガスとの境界で十分な白黒コントラストを形成できることが分かる。

Figure 5 は、ビデオテープから得た蛾の一種の屈折イメージの連続像で、蛾が極めて短時間のうちに空気を消化管の中に取り入れる挙動を示している。また、このテレビ画像では、蛾の薄羽にある細かな網目模様のコントラストも撮影された。昆虫にとって空気は、脱皮や産卵時に重要な働きをするといわれているが、今まで昆虫が空気を体内に取り入れる様子を直接観察する有効な手段はなかったよ

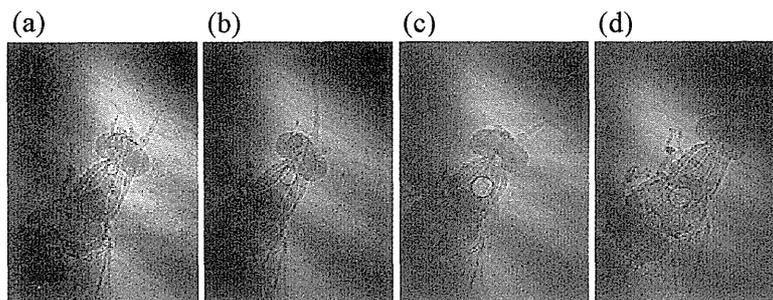


Figure 5. Live X-ray refraction contrast images of a kind of moth captured from a videotape. The pictures show how the moth gulps an air bubble down into its body in Figs. (a) to (d).

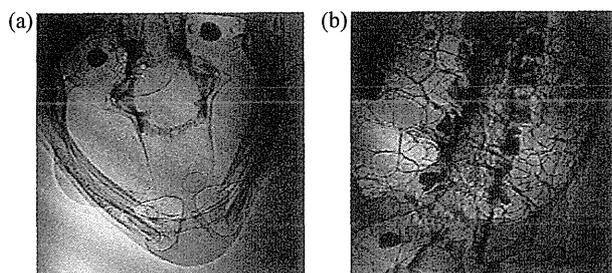


Figure 6. Live X-ray refraction contrast images of a frog, captured from a videotape. (a) A part of head showing clear images of nostrils in particular, and (b) a part of chest showing images of cellular structures inside the lung. Note that cell walls even behind the spine are still observable.

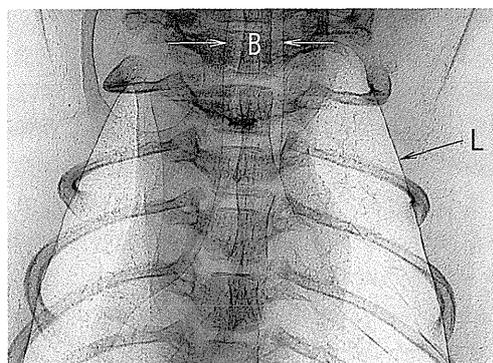


Figure 7. Live X-ray refraction contrast image, captured from a videotape, of chest in a nude mouse, showing a contrast of bronchus (B) as well as lungs (L).

うである。

次に、肺を持つ動物の内部構造をこの方法で詳細に観察した。**Figure 6**は、体長2 cmの蛙のその場屈折イメージ(同じくビデオテープから再生)である。**Figure 6(a)**は頭部の一部、**6(b)**は胸部の一部で、**6(a)**では鼻腔や眼球が、また**6(b)**では、肺内部の多分、肺胞と思われる像(実際には呼吸している状態で観察される)が良好なコントラストで得られている。驚くべきことに、脊柱の背後にある肺胞までもコントラスト良く見えていることで、これは屈折が、吸収媒体や器官の存在に影響されないことを意味している。良く知られているように、X線が密度変動のある境界に照射され、そこで進路を曲げたり、あるいは位相を変化させたりすることで屈折コントラストが形成される。したがって、一般に生体中に空気やガスがあれば、その器官組織との境界で急峻に密度変動が生じ、密度変動の小さな他の場所よりも大きな屈折が起きる訳である。

屈折コントラストイメージングの医学的利用の観点からすれば、最終的には人体の診断に適用することを考えて、本法を哺乳動物に応用することは重要な意味を持つ。**Thomlinson** たち¹⁸⁾は、腫瘍を埋め込んだマウスの屈折像を、アナライザ結晶を使って、回折強度曲線のいろいろな角度位置に調節して屈折イメージを撮っている。

われわれも、この方法(ただし、25 keVのエネルギー

で117/(001)拡大器を使用)を使って、ある種の腫瘍細胞を静脈注射して腫瘍部位を発生させたヌードマウスに適用した¹⁹⁾。**Figure 7**に、このヌードマウスの拡大屈折イメージを示す。肺胞を囲む全体の隔壁(矢印L)に加えて、気管支(矢印B)およびそれが分岐する部分が明瞭に見える。

屈折イメージの空間分解能に関する限り、生体に照射されるX線の発散角は非常に小さいので、それによる像のボケは無視できる程度とと考えてよい。しかし、試料物体エッジでのフレネル回折が支配的になり、これによりフィルム上でボケを生じる。仮に、物体がちょうどビーム軸上に配置したとき、物体エッジからの最初の強度ピークは、ビーム軸から $p \approx \sqrt{\lambda(l_2 - l_1)} \cdot l_2 / l_1 \approx 18 \mu\text{m}$ 離れた位置に出現する²⁰⁾ (l_1 は検出器の実質光源からの距離、 l_2 は物体の実質光源からの距離)。この実験でも、回折フリンジがほぼこの距離で現れていることから、物体エッジにおけるこの現象が最終的空間分解能を決めていると思われる。

ここに述べた屈折イメージング法が、将来的に人体の癌や他の腫瘍の初期検診に使われるようになるには、まだ克服しなければならない多くの問題、例えば放射線被爆などの問題点が残されており、実際に人体の診断に利用されるにはいまだ少しの時間が必要であろう。加えて、本法は生体

試料にとどまらず、金属、プラスチックなどの小さな空隙や破断箇所など、微細な密度変動を含む固体物質内の材料的、力学的研究の強力なツールとなり得る側面を有している。

4. まとめ

SPring-8の「8の字」アンジュレータからの高輝度放射光に、高平行ビーム拡大器を連続的に配置したX線光学系を使って、屈折イメージング実験を行った結果について紹介した。この拡大器を含む光学系は、水平、垂直両方向にビーム寸法を広げるだけでなく、X線を双方向ともに高平行化することができる。この実験システムを用いて、昆虫、蛙、マウスなどいくつかの生体の屈折イメージを、生きたまま「その場」撮像し、ビデオテープに記録することができた。しかも、他の器官の存在に影響されない状態で肺胞や気管支などを鮮明に記録できた。

謝辞

本実験を行うにあたり、SPring-8における最初の専用ビームラインである「兵庫県ビームライン」の計画と実現にあたって、プロジェクトの推進に初期から努力された、現兵庫県立先端科学技術支援センター所長千川純一先生、予算の確保等で奔走され、また運用に県政サイドから協力された兵庫県庁企画部門の落合正晴氏に感謝いたします。また、本実験の初期に施設側の環境が整わない中で、いろいろアレンジして下さったSPring-8実験部門の八木直人主席研究員、安全室長多田順一郎氏、その他ここに書ききれない多くのSPring-8関係者に感謝します。加えて、この兵庫県ビームラインの運用には、ひょうご科学技術協会審議役岩崎英雄氏はじめ関係者みなさんの側面からの協力があって、はじめて実現したことを明記します。ありがとうございました。

参考文献

1) J. Matsui, Y. Kagoshima, Y. Tsusaka, K. Yokoyama, K.

- Takai, S. Takeda and K. Yamasaki: X-Ray and Inner-Shell Processes, eds. R. W. Dunford et al. (Am. Inst. Phys.) 2000, p. 565.
- 2) W. C. Röntgen: *Nature* **53**, 274 (1896).
 - 3) T. J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev, A. W. Stevenson and S. W. Wilkins: *Nature* **373**, 595 (1995).
 - 4) T. J. Davis, T. E. Gureyev, D. Gao, A. W. Stevenson and S. W. Wilkins: *Phys. Rev. Lett.* **74**, 3133 (1995).
 - 5) V. N. Ingal and E. A. Beliaevskaya: *J. Phys. D* **28**, 2314 (1995).
 - 6) S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany and A. W. Stevenson: *Nature* **384**, 335 (1996).
 - 7) A. Snigirev, I. Snigireva, V. Kohn, S. Kuznetsov and I. Schelokov: *Rev. Sci. Instr.* **66**, 5486 (1995).
 - 8) M. Di Michiel, A. Olivo, G. Tromba, F. Arfelli, V. Bonvicini, A. Bravin, G. Cantatore, E. Castelli, L. Dalta Palma, R. Longo, S. Pani, D. Pontoni, P. Poropat, M. Prest, A. Rashevsky, A. Vacchi and E. Vallazza: *Medical Applications of Synchrotron Radiation*, eds. M. Ando and C. Uyama (Springer-Verlag, Tokyo) 1998, p. 78.
 - 9) U. Bonse and M. Hart: *Appl. Phys. Lett.* **6**, 155 (1965).
 - 10) M. Ando and S. Hosoya: *Proc. 6th Int. Conf. On X-ray Optics and Microanalysis*, eds. G. Shinoda, K. Kohra and T. Ichinokawa: (University of Tokyo, Tokyo) 1972, p. 63.
 - 11) A. Momose, T. Takeda, Y. Itai and K. Hirano: *Nature Medicine* **2**, 473 (1996).
 - 12) Y. Kagoshima, Y. Tsusaka, K. Yokoyama, K. Takai, S. Takeda and J. Matsui: *Jpn. J. Appl. Phys.* **38**, L470 (1999).
 - 13) J. Matsui, Y. Kagoshima, Y. Tsusaka, Y. Katsuya, M. Motoyama, Y. Watanabe, K. Yokoyama, K. Takai, S. Takeda and J. Chikawa: *SPring-8 Annual Report 1997 (JASRI, Hyogo)* 1997, p. 125.
 - 14) T. Tanaka and H. Kitamura: *Nucl. Instr. & Methods A* **364**, 368 (1995).
 - 15) K. Kohra and M. Ando: *Nucl. Instr. & Methods* **177**, 117 (1980).
 - 16) W. H. Zachariasen: *Theory of X-ray Diffraction*, (John Wiley & Sons, New York) 1945.
 - 17) J. M. duMond: *Phys. Rev.* **52**, 872 (1937).
 - 18) W. Thomlinson, D. Chapman, Z. Zhong, R. E. Jhonston: *Medical Applications of Synchrotron Radiation*, eds. M. Ando and C. Uyama, (Springer-Verlag, Tokyo) 1998, p. 72.
 - 19) K. Yamasaki et al.: (in preparation).
 - 20) V. E. Cosslett and W. C. Nixon: *J. Appl. Phys.* **24**, 616 (1953).