

屈折コントラスト像を得るために、光源サイズの小さいX線源を使う方法¹¹⁾と、平行性の極めて高い高輝度放射光源を用いる方法^{12, 13)}がある。

従来のレントゲン写真では、高いコントラストを得るためにはある程度のX線の吸収が必要なため被写体の吸収線量が問題になることが多いが、屈折コントラストイメージング法では、そのコントラスト生成原理がX線の吸収を必ずしも必要としないので、低い吸収線量でも鮮明な像が得られる。従って、吸収線量の影響が無視できない生体試料の動的形態観察や線量管理が必要な医学診断への応用が期待されている。

3-1. 屈折コントラストの原理

2-2. でも述べたが物質のX線に対する屈折率の実数部は限りなく1に近いのでX線はほとんど屈折しない。吸収の大きさは試料の厚さに依存するので一概には言えないが、電子線の感覚からするとほとんど吸収されないと言ってよい。また、屈折コントラストとは直接関係はしないが、X線はたとえ金属であってもほとんど反射しない。このように、X線は同じ電磁波である可視光とは光学的性質が全く異なっている。

図7に屈折コントラストイメージングの原理を示す。平行なX線ビームが試料に入射したときの様子である。前でも触れたがX線も電磁波であるので、密度分布の境界で屈折を起こす。問題は屈折角 $\Delta\alpha$ の大きさである。 $\Delta\alpha$ の大きさは、試料内の空洞の直径と境界の密度差に依存するが、概ね数秒角程度である。1秒角というのはどれくらいの角度かというと、試料から1m後方でX線ビームのズレが約5 μm と極めて小さな角度である。入射光の平行性が $\Delta\alpha$ より低ければ（入射光の発散角が $\Delta\alpha$ より大きければ）屈折は検出できないことになるので、X線の屈折を検出するには極めて平行性が高いX線源が必要であることが理解していただけたと思う。また、フィルムの空間分解能がdの場合には、試料から $d/\Delta\alpha$ 以上後方にフィルムを置かなければ屈折は検出できないことにも注意する必要がある。

屈折コントラストイメージングの特徴は、試料中の密度分布の境界が鮮明に見えることである。図7に示したように、密度分布の境界の幾何光学的陰の位置では、屈折したX線がフィルムに届かないために強度が落ち、わずかに内側では屈折光の寄与で強度が増す。その結果右側に示したように、密度分布の境界に対応する位置に急峻な強度変化（明線と暗線のペア）が現れる。これが輪郭が強調された高コントラスト像が得られる原理である。 δ は極めて小さいが正の値を持っているので、X線の屈折率は厳密には1より小さいことになる。図7でX線の屈折方向が可視光のそれとは逆になっていることにも注意していただきたい。また、屈折には β が関与していないので、吸収が伴わなくても高コントラスト像が得られることになる。

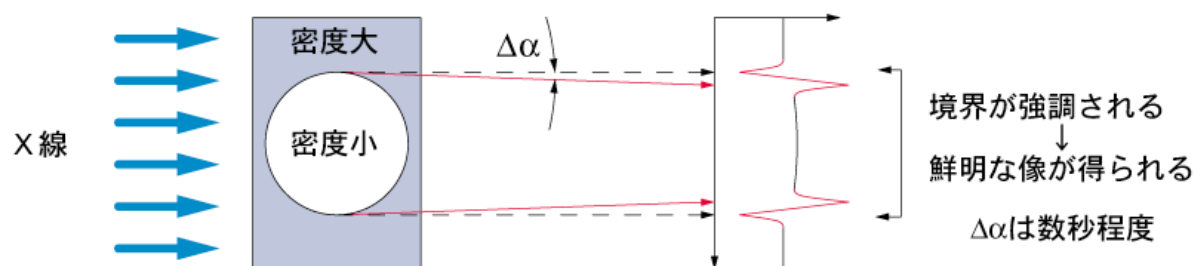


図7. X線屈折コントラストイメージングの原理.

3-2. SPring-8 のアンジュレータ放射光を用いた屈折コントラストイメージング

前節で、屈折コントラストイメージングでは入射光に高い平行性が要求されることを述べた。実際SPring-8のアンジュレータ放射光の角度拡がり、水平方向が約16 μrad で垂直方向が約5.4 μrad と極めて平行性が高い。またビームサイズも光源から約70m離れたサンプル位置でも、約2.6mm（水平方

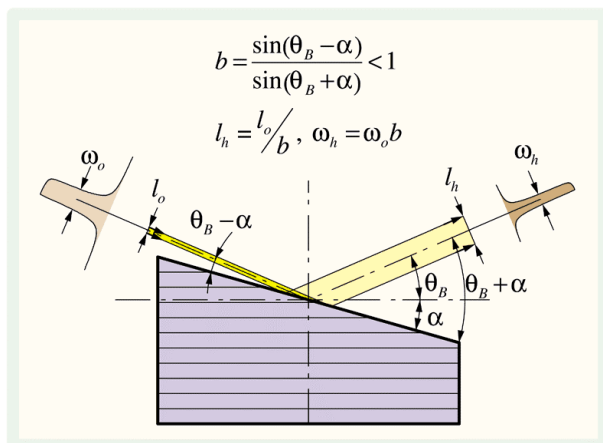


図8．非対称反射の原理

に対して角度 α だけ傾ける配置を取る。 θ_B はブラッグ角である。この時図中に示した b という変数が定義でき、これを非対称因子と呼ぶ。図8の配置の場合 b は1以下で、入射ビーム幅は $1/b$ 倍拡大される。また、出射光の角度発散(ω_h)は入射光の角度発散(ω_o)に対して b 倍縮小され、一層平行度が増すという利点もある。

非対称反射を利用した屈折コントラストイメージングの実験系を図9に示す。実験は SPring-8 の兵庫県光束ライン (BL24XU) の実験ハッチCで行った。光源から 61m 離れた位置に置かれたシリコン 111 反射の二結晶分光器によって、入射X線を 15 keV に単色化する。次に非対称反射を水平・垂直両方向に各二回ずつ施し、二次元の拡大ビームを形成した。一回の非対称反射で入射ビームは $1/b$ 倍拡大されるわけであるが、今回用いた結晶光学系の非対称因子 b は 0.207 であるので、最終的には水平・垂直両方向に $1/b^2$ 倍、すなわち約 23 倍拡大されたビームが形成される。前節でも述べたが、屈折コントラストを検出するには画像検出器をサンプルからある距離以上離さなければならない。逆に従来のレントゲン写真すなわち吸収コントラスト像を取るには、屈折が検出できないようにサンプルを画像検出器の直前に置けばよいことになる。このように全く同じ光学系でサンプルの位置を変えるだけで、屈折コントラスト像と吸収コントラスト像が得られることになる。画像検出器にはX線テレビカメラを用いて、「その場観察」しながら動画をビデオテープに録画した。

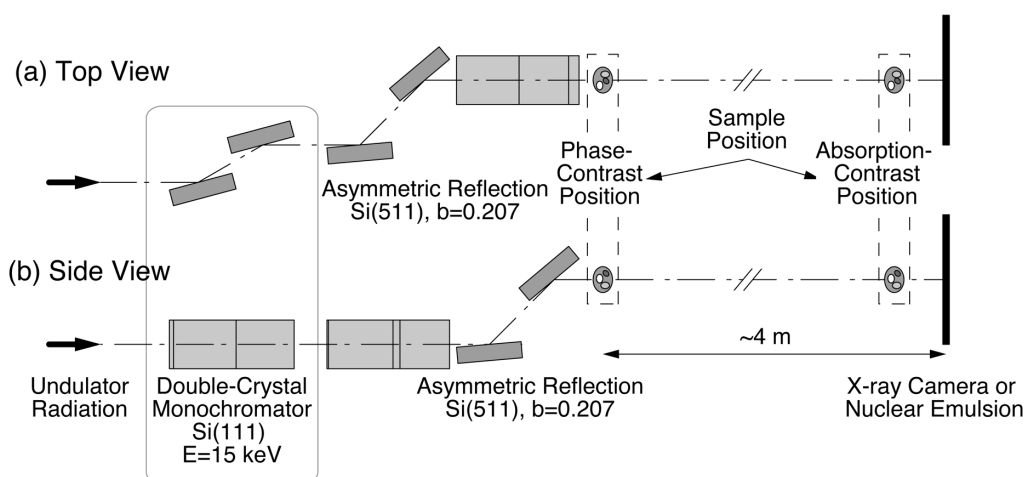


図9．BL24XU における非対称反射を利用した屈折コントラストイメージングの実験系¹³⁾

*偏向電磁石からの放射光を用いれば、そのままのX線ビームで広い照射領域が得られる。しかし、単位面積当たりのビーム強度は、アンジュレータ光の方が遥かに高い。

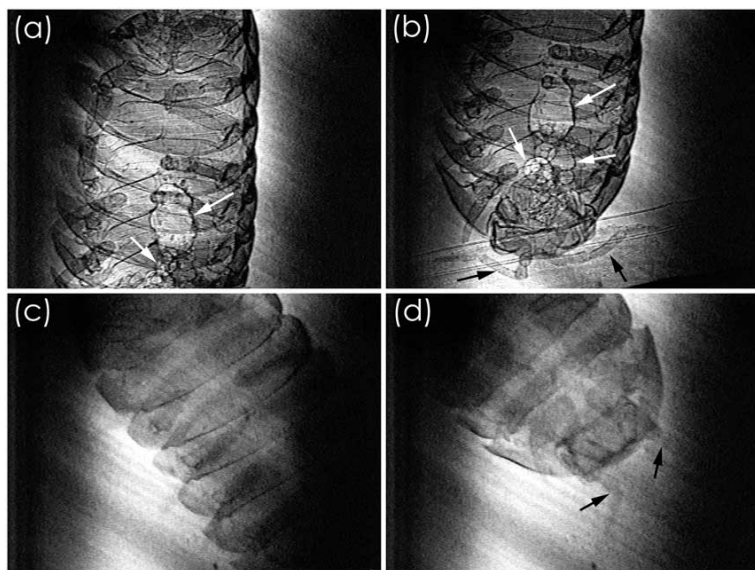


図 10. ダンゴ虫のX線像. (a)と(b)が屈折コントラスト像, (c)と(d)が吸収コントラスト像.

大きいことは自明であるが、図 10(a)と(b)に白矢印で示した空気の使用はそれを如実に示している¹⁴⁾。

このように、高輝度放射光はその平行性により屈折コントラストイメージングを可能にし、その大強度によって「その場観察」を可能にした。現在のレントゲン撮影がそうであるように、屈折コントラストイメージングも医療現場において臨床応用されてこそその存在価値が飛躍的に高まるはずである。最終的には人体の診断に適用するという前提で、哺乳動物に本法を応用して技術的な問題を検討しておくことは重要である。そういった観点から、我々はX線のエネルギーを 25 keV に上げて、すなわちX線の透過能を高めてマウスに適用してみた。図 11 にその結果の一例を示す。アンジュレータ光

はビームサイズが非常に小さく、非対称反射光学系でビームを拡大しても、マウスの胴体全体をカバーするには不十分であった。そこでマウスとフィルムを入射X線ビームに対して同時に上下方向に走査しながら撮像する作業を、マウスの横方向の位置を変えながら4回行った。図 11 はその4枚の写真を合成したものである。写真で濃淡が繰り返されているのは、入射ビームの強度分布を反映しているためである。図中Lで

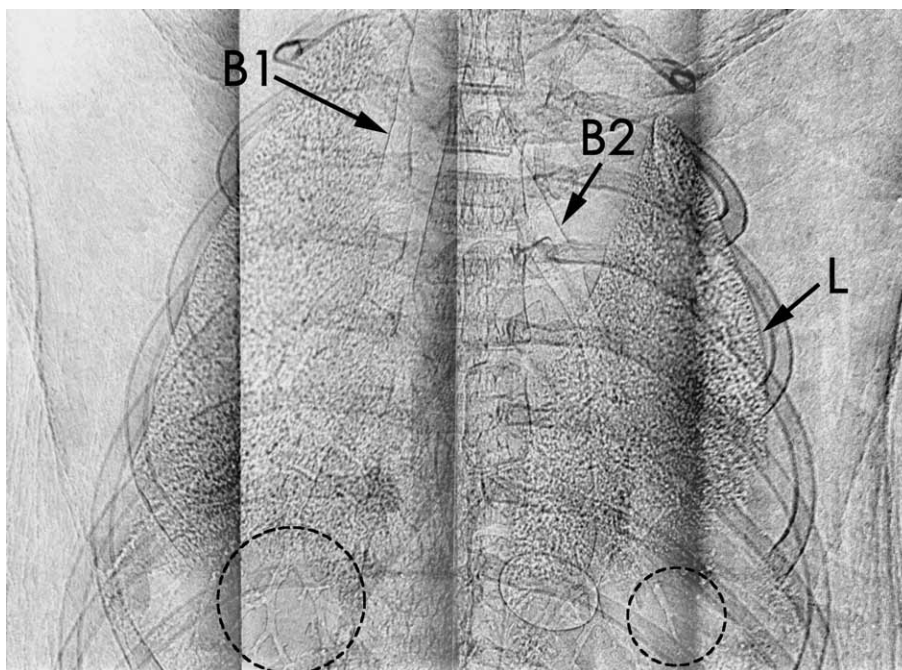


図 11. マウスの胴体の屈折コントラスト像.

示したように、肺の輪郭がはっきりと見え、さらに肺内部に肺胞と思われる複雑で微小な構造も捕らえられている。また、B1 と B2 は気管支で、下部の 2 カ所の点線の円で囲った部分では気管支の末端付近の枝分かれの様子まで十分高いコントラストで観察できている。ここでは、アンジュレータ光という極めて指向性の高い放射光と非対称反射光学系を組み合わせた例を示したが、偏向電磁石から放射される放射光の水平方向の角度発散は約 100 μrad と比較的大きい。従って、光源に対して 200 m 後方では約 200 mm のビーム幅になり、非対称反射を用いなくても医学診断への応用に供することが可能なビームサイズが得られる。実際このような大がかりなビームライン (BL20B2) は SPring-8 において稼働中で¹⁵⁾、SPring-8 の医学利用グループによって臨床応用に向けた準備が精力的に行われていることを付記しておく。

3-3. 屈折コントラストイメージングの注意点

屈折コントラストイメージングは、構造の輪郭部分を急峻な強度変化として強調することによって鮮明な像を映し出している。屈折光は本来あるべき「陰の位置」からわずかにずれているので、屈折コントラストイメージングは厳密に言うと正しい像ではない。また、本来は一本の線であるはずの境界線に急峻な強度変化(明線と暗線のペア)を生じさせているわけであるから、空間分解能も同じ条件の吸収コントラスト像に対しては劣っている。しかしながら、図 10 のダンゴ虫の例でもわかるように、屈折コントラストの方がはるかに「きれいな」像である。要するに画像の質は、「分解能」と「コントラスト」の二つのファクターによって決まり、いずれが欠けても画質は低くなってしまうのである。図9の配置で屈折コントラスト像を撮った場合、光の回折現象を考慮した計算によると、空間分解能はたかだか 18 μm 程度である¹³⁾。医学診断への応用を想定した場合はこの量は十分無視してよく、従って屈折コントラストイメージングは医学診断への応用において計り知れない可能性を秘めていると言えよう。一方、顕微鏡的な観察に用いる場合、屈折効果はもはや無視できない量であることに注意する必要がある。

参考文献

- 1) D. Attwood: *Soft X-Rays and Extreme Ultraviolet Radiation: Principles and Applications* (Cambridge University Press, Cambridge, 1999).
- 2) SPring-8 のホームページ: <http://www.spring8.or.jp>
- 3) W. Yun, B. Lai, Z. Cai, J. Maser, D. Legnini, E. Gluskin, Z. Chen, A. A. Krasnoperova, Y. Vladimirovsky, F. Cerrina, E. Di Fabrizio and M. Gentili: *Rev. Sci. Instrum.* **70** (1999) 2238.
- 4) 1999 年に行われた「X-Ray Microscopy」のプロシーディングス: W. Meyer-Ilse, T. Warwick, D. Attwood, Eds., *X-Ray Microscopy* (AIP Conference Proceedings **507**, New York, 2000).
- 5) W. Meyer-Ilse, G. Denbeaux, L. E. Johnson, W. Bates, A. Lucero and E. H. Anderson: in *X-Ray Microscopy*, W. Meyer-Ilse, T. Warwick, D. Attwood Eds. (AIP Conference Proceedings **507**, New York, 2000) p.129.
- 6) Y. Kagoshima, Y. Yokoyama, T. Niimi, T. Koyama, Y. Tsusaka, J. Matsui and K. Takai: *J. Phys IV France* **104** (2003) 49-52.
- 7) W. Meyer-Ilse, D. Hamamoto, A. Nair, S. A. Lelievre, G. Denbeaux, L. Johnson, A. L. Pearson, D. Yager, M. A. Legros and C. A. Larabell: *J. Microsc.* **201** (2001) 395.
- 8) http://www-cxro.lbl.gov/microscopy/ALS_Abstracts_97/ALS_Abstract_Cathie97_1.html
- 9) Y. Kagoshima, K. Takai, T. Ibuki, Y. Yokoyama, T. Hashida, K. Yokoyama, S. Takeda, M. Urakawa, N. Miyamoto, Y. Tsusaka, J. Matsui and M. Aino: *Nucl. Instrum. & Methods A* **467-468** (2001) 872-876.
- 10) 竹内晃久, 上杉健太郎, 高野秀和, 鈴木芳生: *放射光* **16** (2003) 108-112.
- 11) S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany and A. W. Stevenson: *Nature* **384** (1996) 335.
- 12) N.Yagi, Y.Suzuki, K.Umetani, Y.Kohmura, K.Yamasaki: *Medical Physics* **26** (1999) 2190.

- 13) Y. Kagoshima, Y. Tsusaka, K. Yokoyama, K. Takai, S. Takeda and J. Matsui: Jpn. J. Appl. Phys. **38** (1999) L470.
- 14) 屈折コントラスト法で得られた動画は、短時間の抽出部分ではあるが姫路工業大学大学院理学研究科 X 線光学分野のホームページで公開している。
http://www.sci.himeji-tech.ac.jp/material/x-ray_optics/index-j.html
- 15) K. Umetani, N. Yagi, Y. Suzuki, Y. Kohmura and K. Yamasaki: Proc. SPIE Vol. **3659** (1999) 560.