X線の屈折を利用した画像計測

鈴木芳生, 八木直人 高輝度光科学研究センター 香村芳樹 理研播磨研究所

1,はじめに

レントゲンによるX線の発見はおよそ100年前の1895年である. 当時X線の本質は何もわかっていな かったので,未知の放射線としてX線と呼ばれるようになったと言われている. 現在ではX線は単に波長 の短い電磁波以外の何者でもないことがわかっているが,当時はまだ光エーテル仮説が有力であった 時代であり,X線が光や電波と同じように屈折,反射,回折等を起こすことが確かめられるのは遥か後 になってからである. よくあることであるが,物事の本質(物理的な基礎)が解明されることと,実用的な 応用とはまったく独立に成り立つのである. X線の発見から数年も経たずに,医学診断と非破壊検査へ の応用は世界中に広まった. ところがX線が医療診断に応用されるようになってから100年経っているに もかかわらず,X線画像計測におけるコントラスト生成はレントゲンの最初の実験からまったく進歩して いないのである.

従来のX線画像計測では基本的にX線の吸収でコントラストがつけられている.良く知られているよう に、骨組織のように生体の主な構成要素である水や蛋白質に比べて密度が高く比較的原子番号の大 きい元素から成るところでは吸収が強く鮮明な吸収コントラストが得られるのである.これに対して、生 体の軟組織だけでは有為な吸収コントラストが得られない.そこで普通は何らかの造影剤が必要にな る.このような従来のX線画像計測での問題点は放射線被曝と造影剤の副作用である.X線の吸収に よってコントラストがつけられているので、撮影時には多少なりともX線が人体に吸収されている.また 造影剤の副作用もしばしば問題になる.このような観点から考えると、X線の吸収によらずに軟組織の 密度差を感度良く計測出来るような方法あれば、放射線の被曝を低減できる可能性がある.ここでは、 最近になって研究が進められてきたX線の屈折コントラストを利用したイメージング法について紹介す る.

#### 2, X線の屈折を利用したコントラスト生成の原理

X線の複素屈折率nは、自由電子近似の範囲では以下のように表される.

 $n=1-\delta-i\beta$ 

 $\delta = \text{Na Z/A } \rho e^2 \lambda^2 / (2 \pi \text{ mc}^2)$  $\beta = \mu \lambda / 4 \pi$ 

ここで、Na: アボガドロ数( $6x10^{23}$ ), Z: 媒質を構成する元素の電荷(一原子の全電子数), A: 質量数, 3  $2^{-13}$   $\rho(g/cm)$ : 媒質の密度, e /(mc): 古典電子半径(=2.82x10 cm),  $\lambda(cm)$ : X線の波長,  $\mu$ :X線の線吸 収係数, である. 1- $\delta$ が屈折率の実数部であり, ビームの屈折(偏向)や位相差に寄与する部分であ る.  $\beta$  は屈折率の虚数部に対応しており, X線の吸収や散乱による減衰に寄与する部分である. 上式 は絶対屈折率に対するものであるが, 大気は密度が10 程度と小さいので屈折率は1とみなせる. 大 気中の実験では相対屈折率と考えて良い. したがって,  $\delta$ は真空や大気との屈折率の実数部の差に 対応しており, これによって屈折や位相差が決定される. ただし, 実際には,  $\delta$  は極めて小さな量であ る. 多くの物質でZ/A~0.5であるので, 近似的には

$$\delta = 1.35 \times 10^{-6} * \rho (g/cm^{3}) * \lambda (Å)^{2}$$

であらわされる. 可視光における水や光学ガラスの屈折率は1より大きく, n=1.5~2程度であるのに対して, X線領域ではあらゆる媒質でnは真空の屈折率(n=1)よりわずかに小さい. 例えば波長1Å, 密度1の

媒質ではδ~1.35x10<sup>-6</sup>である. このようにX線領域ではすべての物質の屈折率がほとんど1であるために, 普通のX線計測や画像計測では巨視的なX線の屈折による光路の偏向があらわに観測されることは無く, X線のレンズやプリズムは実現困難とされていた. しかしながら, 僅かではあるが屈折率の差が被写体の密度に比例することから, 透過X線の位相や屈折が被写体の内部構造を反映することになり, 高感度な計測を行えば屈折によるコントラストを見ることが出来る. 一般に10keV程度のX線の場合は屈折率の真空との差を考えると実数部δのほうが虚数部βよりはるかに大きく, 102倍程度の違いがある. このために一般的に屈折や位相差コントラストのほうが, 吸収コントラストより高感度の計測が可能になることが期待される. ただし, コンプトン散乱が支配的になるような100keV以上の高エネルギーのX線に対しては必ずしもこの関係が成り立たないと思われる.

屈折率の実数部を使って画像計測を行う為の具体的な手法としては、例えば (1)試料を透過した波面を再構成するX線ホログラフィー:普通のホログラフィーでは強度情報が主であ るが、本来は位相情報も同時に引き出せる.

(2)位相差イメージ:可視光でのZernike型の位相差顕微鏡に相当するものであり、X線の干渉計を使っ
 1.2.3)

(3) 適当なコリメータ等を用いて屈折によるX線ビームの偏向を計測する屈折コントラスト(極小角散乱 <sup>4,5)</sup> によるコントラストとみなすことも出来る). この方法は微分位相コントラストとも呼ばれている.

によるコントラストとみなすことも出来る). この方法は微分位相コントラストとも呼ばれている. (4)ブラッグ反射を利用したコリメータと透過ビームに対する結晶アナライザーを組み合わせて,ある偏。

向角に屈折散乱されたX線で二次元の画像を観測する方法.<sup>20</sup> 等が試みられている. それぞれ位相差コントラスト, 屈折コントラストなどいろいろな呼び方がされている が, 物理的には位相差の画像と散乱や屈折による透過ビームの偏向は互いにフーリエ変換の関係に あり, 見方が違うだけで本質的には同じものと言っても良い.

このような屈折を利用した撮像法の一つに我々が屈折コントラスト法あるいはX線シュリーレン法と呼

6,7) んでいる方法がある(位相コントラストと呼ばれることもある). これは同じ屈折や位相コントラストを 見る為の他の方法に比べて装置の構成が非常に簡単でありながら,感度良く屈折コントラストが得られ るものである.これによってコントラストが得られる原理をわかりやすく示すと図1のようになる.X線に対 する物質の屈折率は真空の屈折率1よりわずかではあるが小さいので,被写体に密度差や凹凸があ ると、これがレンズのように作用してX線を拡散させたり、集光させたりする.可視光のレンズと比べると 凹レンズと凸レンズが逆になるが、これはX線の屈折率が1より小さいためであり、基本的には同じ現象 である.図1に示すように、多くの場合、コントラストは輪郭に沿った明線あるいは暗線として観測され る.X線では屈折率の真空との差が非常に小さいので偏向角も小さい、実際の偏向角は被写体の条件 (屈折率や構造)によって大きくかわる.単純化して、図2のように円柱状の被写体にX線が入射する場 合を考えると、界面における屈折はスネルの法則に従って、

 $\sin(\theta_0)/\sin(\theta_1)=n_1/n_0.$ 

ここで、 $\theta_0$ 、 $\theta_1$ はそれぞれの媒質側での入射角と屈折角であり、 $n_0$ , $n_1$ は入射側の媒質の屈折率と出射側の媒質の屈折率である。物体の周囲が大気( $n_0$ =1)の場合に、吸収の影響を無視して被写体の屈折率を $n_1$ =1- $\delta$ で表すと、偏向角 $\Delta \theta$  ( $\equiv \theta_1 - \theta_0$ )が小さい場合の界面での屈折は近似的に

 $\Delta \theta = \delta * \tan \theta_0$ 

9) で表される。 
円柱状の物体の場合は2回界面を通過するので,実際の偏向角は上式の2倍になる.X

 $_{-6}^{-6}$ 線の屈折率の実数部からのずれ $\delta$ は10のオーダーであるために、普通の場合はX線は屈折せずに 直進すると言って良い.しかしながら、例えば界面への入射角が比較的浅い場合は偏向角が大きくな

る. 例えばtan  $\theta$  =5(約80度の入射角)とすると, 偏向角は10 rad程度になる. このために構造の輪郭 に沿ってコントラストが現れるのが普通である. X線シュリーレン法では特にコリメータで分離したりせず に、画像検出器を通常のX線撮影にくらべて被写体から遥か遠くに離して置くことによって、試料を透過

\_5 したビームの偏向を強度分布として検出する. ビーム偏角が10 radとすると, これは被写体から5m離 れたところに検出器をおいた場合に50μmの位置ずれに相当する程度のわずかな量であるが、解像度 の高い画像検出器を用いれば十分検出可能である。逆にこのように偏向角が小さいために近似的に 投影像と被写体の1対1対応が付けられるのである.X線CTの様に投影像を観測する場合にX線の屈

9) 折によって擬似的な吸収が生じることは以前から指摘されていたが,9) 利用する発想は比較的最近になってからのようである.

可視光の分野で同じ様な透明物体のわずかの密度差によって生じる屈折を可視化する方法の一つに としてシュリーレン法がある. コントラスト生成の原理が基本的には同じものであることから, ここで示し た手法を我々はX線シュリーレン法と呼んでいる. X線シュリーレン法で本質的なものは被写体からカメ ラまでの距離であり、屈折を見るにはカメラと物体間の距離を長くとれば良い、この距離が近いと従来 の密着X線顕微鏡と同様に吸収コントラストだけが見えるが、距離を離すに従ってしだいに屈折の効果 が顕著になってくる.注意しなければいけないことは、このように屈折の効果が現れる場合には、通常 のX線吸収コントラストの場合と異なり、吸収係数の概念が成立しないことである.見かけ上は負の吸 収係数になっているように見える(すなわち入射光より透過光強度のほうが強い)場合がしばしばある. また原理的に透過ビームの位置ずれがおこっているために、屈折の影響が無い場合(例えば密着法) に比べると空間分解能が劣化することは避けられない.

#### 3.実験装置と原理検証実験

このX線シュリーレン法のSPring-8における実験例を示す.装置の構成を図3に示すが、アンジュレータ からの放射光を結晶分光器を用いて単色化し, 試料を透過したX線を画像検出器で計測する. 本実験 では、Si111反射の結晶分光器を用いているので照射しているX線のバンド幅は非常に狭く、

いる必要はない. コントラストを劣化させないためには△E/E~10 <sup>1</sup>程度の準単色光で十分である. 実 験はSPring-8の実験ステーションBL47XUで行ったが、タンデムの実験ハッチを連結して使い、被写体 から検出器までの距離を長く取れるようにしている。検出器としては直視型のX線撮像管(日立電子HX -503)及び蛍光スクリーンにリレーレンズとCCDを組み合わせた画像検出器(浜松ホトニクスAA20)を用 いている. 両者とも空間分解能は約20 µ mである. 実験は大気中で行っているが, 試料を透過したX 線が空気で散乱されるのを防ぐために試料と検出器の間(~5m)のビームパスはヘリウム(1気圧)で 置換出来るようにしてある.

図4に既知の構造の試料であるガラスキャピラリー(外径660µm,内径220µm)を模擬試料として 行った原理実験の結果を示す.X線エネルギーは28.8keV. 試料から検出器までの距離を6.5mで撮影 した. キャピラリーの内外面の境界に沿って明暗のペアが現れていることがわかる. このコントラストが 屈折によるものであることを確認するために、フレネル回折を無視した純粋な幾何光学近似の光線追 跡による強度プロファイルと比較した結果を図5に示す. 両者は極めて良く一致している. また, スリット でコリメートしたビームを用いて画像検出でビームの偏向角と角度分布を測定した結果も、光線追跡の 計算結果と極めて良い一致を示していた.したがってこのコントラストはX線ビームの幾何光学的な屈 折によるものと考えられる。この実験条件では透過X線ビームの偏向角の実測値は最大でも3x10-6rad 程度であった.これによる透過ビームの位置ずれは6.5m離れた検出器の位置で20µm程度であり、検 出器の分解能限界に近い量である.また光源の大きさと距離で決められる幾何光学的な半影ぼけの 大きさも同程度である. このX線シュリーレン法の光学系は形式的にはガボア型インラインホログラ フィーと同一である. したがって, X線の可干渉性が十分に高くかつ画像検出器の解像度が十分に高け

れば干渉縞も観測できるはずである. 実際, ESRFでは干渉フリンジの観測も行われている. しかしな がら図に示した実験条件ではX線の空間コヒーレンスと検出器の解像度が足りないために, ホログラ フィーとしての干渉縞は観測されていない. 従って, 得られた画像は幾何光学的な屈折によるものとし て説明が出来るのである. なお, 屈折が起こる場合には必ず界面での反射光を伴うが, この実験の条 件では反射光は極めて微弱であり実質的にはコントラストに影響していない. ただし試料の密度や形状 によっては屈折ビームだけではなく反射光も含めて考えなければならない場合もある.

## 4, 生体試料のイメージングへの応用例

とんぼの羽と蟻を試料として実験を行った例を図6及び図7に示す. 左がシュリーレン法, 右が普通の 密着型のX線投影像である. X線のエネルギーは8keV, 被写体とX線カメラまでの距離はシュリーレン 法の場合約5m, 従来の密着法に相当する右図では5cmである. トンボの羽は死んで乾燥した状態の 物であるが, 蟻は生きた状態で撮影している(撮影後も勿論生きていた). 通常のX線撮像法に対応す る右の写真では羽の構造が全く見えていない. すなわちこの試料が薄い為に, X線がほとんど吸収され ずに通り抜けている. これに対して左の像では羽の網目構造が鮮明に見えている. このような従来の投 影顕微法では全くコントラストが付かない試料であっても, シュリーレン法で撮影した左図の写真で分か るように, 被写体とカメラの距離を長くとることによって明瞭なコントラストが得られるようになる. 蟻の屈 折コントラストでも密着法ではほとんど見えていない体内の構造が観察出来ている.

従来のレントゲン写真でも本当はこの屈折コントラストを見ることは不可能では無かったはずなのであ る.実際,撮影方法は従来のX線写真と原理的には同じであり,違っているのはX線源と被写体との距 離及び被写体と検出器の距離に過ぎない.最も重要なことは被写体と検出器の距離を長く(普通は1m 以上)にすることである.これによってわずかなX線の偏向を検出出来るようになる.この微小な透過 ビームの偏向が幾何学的な投影像の半影ぼけで見えなくならないようにするためには,X線源と被写体 との距離を離すことで平行性の高いX線にすることも同時に必要である.ここに示した実験ではSPring-8の光源の大きさが約0.1mm程度と小さく、距離を約44mとすることで十分に平行なX線ビームを得て いる.さらに被写体から5~7m離れた位置に解像度約20µmの高解像度X線カメラを置くことでようやく 条件を満たしている.原理的には普通のX線管でも不可能ではなく、微小焦点X線管に高分解能の画 像検出器を組み合わせて長時間露出することによって、屈折コントラストの画像を得ることが出来る.し かしながら、生体試料の動的観察を考えると、現実的なビーム強度(撮影時間)と両立させることは困 難であり、SPring-8のような高輝度X線源があって実現できたものと言って良い.ここで示した画像は通 常のテレビカメラのスキャン速度で撮影可能であり、実時間観察に十分耐えるレベルのものであった. 実際、図7に示した画像は通常のTVカメラのビデオレート(画像/30ms)の1フレームである.

## 5,おわりに

このように屈折コントラストによって高感度なX線画像計測が可能であることは確認されている. 屈折 コントラストの応用として最も期待されているのが医学診断であるが, 医用画像計測に応用するために は多くの未解決の問題があることも事実である. 屈折コントラストは, 吸収コントラストのように内部構造 を直接反映したものではなく, ある種のアーティファクトと言える. 多くの場合は内部構造の界面に沿っ てー対の明暗として観測されるが, 撮影条件や被写体の構造によっては必ずしも単純ではない. また, 実際には被写体の表面の凹凸のよるコントラストが強くあらわれる場合も多く, 得られた画像から正し い情報を読みとるのはまだ容易ではない. これからの多くの実験データとシュミレーションの蓄積が重 要であろう. 本報告では昆虫の例のみを示したが, 現在動物実験で有効性を確認している段階である. マウスを対象にした実験では通常困難な肺や気管支を造影剤を用いずに撮影出来ることが確認されて いる. 10) 今後はより大型の動物での実験を進めると共に, 被爆線量低減の検証も行っていく予定であ る. またここでは透過X線ビームの位置ずれを強度分布として観測するシュリーレン法に関して述べた が, 感度やS/Nの点からみると透過ビームの偏向角自体を直接観測するほうが優れている可能性が ある. この方法に関しても既に原理実験によって確認しており, 今後実試料に関する応用を試みる予定 である. なお, 本報告で述べた実験結果の一部は山崎克人(神戸大), 松井純爾, 篭島靖, 津坂佳幸 (姫路工大)との共同研究によるものである.

# 参考文献

1) G. Schmahl, D. Rudolph, G. Schneider, P. Guttmann, and B. Niemann: Phase contrast x-ray microscopy studies, Optik 97(4), pp.181–182, (1994).

2) U. Bonse and M. Hart: An X-ray Interferometer, Appl. Phys. Lett. 6(8), pp.155-156, (1965).

3) A. Momose, T. Takeda, and Y. Itai: Phase-contrast x-ray tomography for observing biological specimens and organic materials, Rev. Sci. Instrum. 66 (2), pp.1434-1436, (1995).

4) G. Morrison and M. Browne: Dark-field imaging with the scanning transmission x-ray microscope, Rev. Sci. Instrum. 63(1) pp.611-614 (1992).

5) Y. Suzuki and F. Uchida: Dark-field imaging in hard x-ray microscopy, Rev. Sci. Instrum. 66(2) pp.1468-1470 (1995).

6) A. Snigirev, I. Snigireva, V. Kohn, S. Kuznetsov, and I. Schelokov: On the possibilities of x-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation, Rev. Sci. Instrum. 66(12), pp5486-5492 (1995).

7) S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany, and A. W. Stevenson: Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays, Nature 384 pp.335-338 (1996).

8) T. J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev, A. W. Stevenson, and S. W. Wilkins: Phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard X-rays, Nature 373 pp.595-598 (1995).

9) Y. Suzuki, T. Hirano and K. Usami: X-ray micro-tomography using synchrotron radiation, X ray Microscopy in Biology and Medicine, ed., by K. Shinohara et al., Japan Sci. Soc. Press,

Tokyo/Springer-Verlag, Berlin, p.179-190 (1990).

10) N. Yagi, Y. Suzuki, K. Umetani, Y. Kohmura, and K. Yamasaki: Refraction-enhanced X-ray imaging of mouse lung using syncrotron radiation, submitted to Medical Physics.



図1. 屈折によるコントラストの生成.



図2. 円柱状物体の場合の屈折.



図3. SPring-8 BL47XUにおける実験装置の構成.



図4. ガラスキャピラリーの屈折コントラストイメージ.

キャピラリーの外径660μm,内径220μm.X線エネルギー28.8keV.被写体検出器間距離6.5m.検出器:浜松ホトニクスAA20.



図5. ガラスキャピラリーの屈折コントラストイメージの強度プロファイル. 赤丸:実験値,実線:光線追跡による計算値.



図6.トンボの羽の透過X線像.右図:密着法(試料-検出器距離5cm),左図:屈折コントラスト像(試料-検出器距離5m).X線エネルギー8keV.検出器:X線撮像管(日立電子HX-503),信号積算時間約5秒.



図7. 蟻の透過X線像. 右図:密着法(試料-検出器距離5cm), 左図:屈折コントラスト像(試料-検出器 距離5m). X線エネルギー8keV. 検出器:X線撮像管(日立電子HX-503), 信号積算時間30ミリ秒.

以上の内容は(社)非破壊検査協会発行 非破壊検査 48巻6号p.346-351 に掲載された解説記事 を発行元の承認を得て転載したものである.

BL20B2における屈折コントラストに関する実験内容は、

- 1. 角柱プリズムによるX線の偏向に関する基礎実験と理論計算,
- 2. 円筒状試料を用いた屈折によるエッジコントラストの観測,
- 3. 色々な試料を屈折コントラストで観察してみる,

を予定しています.